

НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»
Приладобудівний факультет
Кафедра виробництва приладів

«На правах рукопису»
УДК 616-71

«До захисту допущено»

Завідувач кафедри

Тимчик Г. С.

« 12 » 12 2019 р.

Магістерська дисертація
на здобуття ступеня магістра

зі спеціальності 151 Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані технології
на тему: «Біометрична ідентифікація для автоматизованої системи аналізу
крові»

Виконав:

студент II курсу, групи ПБ-382мп
Турчина Марія Олегівна

Керівник:

К. т. н., доцент
Безугла Н. В.

Консультант з розробки стартап проекту:

Д. е. н., доцент
Бояринова К. О.

Рецензент:

проф. каф. ПБ 2тм. Кирюха Ю. В.

Засвідчую, що у цій магістерській
дисертації немає запозичень з праць
інших авторів без відповідних посилань.

Студент

Київ – 2019 року

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
Приладобудівний факультет
Виробництва приладів

Рівень вищої освіти – другий (магістерський) за освітньо-професійною програмою

Спеціальність – 151 Автоматизація та комп'ютерно - інтегровані технології

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

 Тимчик Г. С.
« 10 » 09 2019 р.

ЗАВДАННЯ
на магістерську дисертацію студенту
Турчиній Марії Олегівні

1. Тема дисертації «Біометрична ідентифікація для автоматизованої системи аналізу крові», науковий керівник дисертації Безугла Наталія Василівна, к. т. н., доцент, затверджені наказом по університету від « 08 » 11 2019 р. № 3867-с
2. Термін подання студентом дисертації 9 грудня 2019 року
3. Об'єкт дослідження - процеси автоматизованої динамічної біометричної ідентифікації людини.
4. Предмет дослідження – модуль біометричної ідентифікації та присутності людини для автоматизованої системи забору крові.
5. Перелік завдань, які потрібно розробити - 1. Здійснити порівняльний аналіз основних методів та засобів для проведення біометричної ідентифікації; 2. Обґрунтувати необхідність та переваги розробки модулю біометричної ідентифікації та контролю присутності людини для автоматизованої системи забору крові; 3. Розробити структурно-функціональну схему роботи автоматизованої системи з біометричною ідентифікацією; 4. Розробити алгоритм обробки сигналу та виділення з нього вагомих характеристик для проведення біометричної ідентифікації; 5. Обґрунтувати вибір елементної бази модулю для біометричної ідентифікації та присутності пацієнта та засоби для проведення експериментальних досліджень; 6. Розробка стартап - проекту та оцінка його конкурентоспроможності.
6. Орієнтовний перелік графічного (ілюстративного) матеріалу – класифікація біометричних методів для ідентифікації, структурно-функціональна схема роботи автоматизованої системи для забору капілярної крові з біометричною ідентифікацією, блок-схема алгоритму обробки отриманого біологічного сигналу, графічний матеріал цифрової фільтрації біологічного сигналу в програмі Matlab.

7. Орієнтовний перелік публікацій - матеріали науково-практичної конференції студентів та аспірантів «ЕФЕКТИВНІСТЬ ІНЖЕНЕРНИХ РІШЕНЬ У ПРИЛАДОБУДУВАННІ». Назва роботи: БІОМЕТРИЧНА ІДЕНТИФІКАЦІЯ ДЛЯ АВТОМАТИЗОВАНИХ СИСТЕМ ЗАБОРУ ТА АНАЛІЗУ КРОВІ
Збірник праць «ПЕРСПЕКТИВНІ ТЕХНОЛОГІЇ ТА ПРИЛАДИ»
Назва роботи: IMPROVEMENT OF THE CREDIBILITY OF ANALYSIS OF ELECTROCARDIOGRAMS FOR BIOMETRIC PERSONAL IDENTIFICATION
Назва роботи: BIOMETRICAL IDENTIFICATION ON THE BASIS OF PHOTOPLETHYSMOGRAM FOR AUTOMATED MEDICAL SYSTEMS

8. Консультанти розділів дисертації

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Розробка стартап-проекту	Бояринова К. О., д. е. н., доцент		

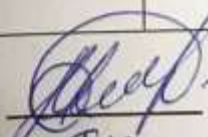
9. Дата видачі завдання 4 вересня 2019 року

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання магістерської дисертації	Термін виконання етапів магістерської дисертації	Примітка
1.	Обґрунтування актуальності теми дослідження.	9.09.2019	виконано
2.	Формулювання мети та задач дослідження. Визначення об'єкту та предмету дослідження.	18.09.2019	виконано
3.	Огляд методів та засобів біометричної ідентифікації особистості. Сучасний стан та проблеми.	01.10.2019	виконано
4.	Огляд методів і засобів для фіксування біологічного сигналу для подальшої ідентифікації.	08.10.2019	виконано
5.	Проведення аналізу та порівняльної характеристики методів ідентифікації	21.10.2019	виконано
6.	Проведення аналізу існуючих аналогів	28.10.2019	виконано
7.	Розробка структурно функціональної схеми роботи автоматизованої системи забору крові з біометричною ідентифікацією	04.11.2019	виконано
8.	Вибір елементів для реалізації модуля	11.11.2019	виконано
9.	Розробка алгоритму роботи модулю ідентифікації	18.11.2019	виконано
10.	Проведення фільтрації сигналу в програмі Matlab	22.11.2019	виконано
11.	Обробка, аналіз та висновки за результатами експерименту.	25.11.2019	виконано
12.	Розробка стартап-проекту	9.12.2019	виконано
13.	Написання висновків до роботи	10.12.2019	виконано
14.	Оформлення пояснювальної записки та графічного матеріалу	11.12.2019	виконано

Студентка

Науковий керівник дисертації

 Турчина М.О.

 Безугла Н. В.

РЕФЕРАТ

Обсяг роботи: 111 сторінки.

Кількість ілюстрацій: 47 ілюстрації.

Кількість таблиць: 33 таблиці.

Кількість джерел за переліком посилань: 38 джерел.

Актуальність теми дослідження .

На сьогоднішній день з розвитком цифрових та комп'ютерних технологій біометричні інформаційні системи здатні розпізнавати людей за їх статичними анатомічними особливостями (відбитку пальців, райдужної оболонки, форми обличчя, долонь та інших частин тіла) та за динамічними показниками поведінки та реакцій організму (за голосом, швидкістю клавіатурного почерку, мікровібрацією пальців та інше). Дані біометричні методи є досить простими у реалізації але не забезпечують належного захисту.

Актуальність роботи обумовлена активною інформатизацією суспільства та необхідністю захисту баз даних від сторонніх осіб полягає у розробці модулю біометричної ідентифікації для автоматизованої системи аналізу крові, що дозволить забезпечити високий захист від навмисної підміни результатів дослідження та виключення появи помилок від людського фактору.

Метою роботи підвищення якості біометричної ідентифікації людини для використання в автоматизованій системі забору крові шляхом створення алгоритму обробки сигналу роботи серця знятого датчиками електрокардіограми та фотоплетизмограми.

Для досягнення поставленої мети необхідно вирішити такі **задачі**:

1. Здійснити порівняльний аналіз основних методів та засобів проведення проколу шкіри пальця для забору капілярною крові.
2. Провести аналіз основних методів та засобів для реєстрації сигналу електрокардіограми та фотоплетизмограми.

3. Виконати аналіз основних алгоритмів для обробки сигналу та виділення вагомих характеристик для подальшої біометричної ідентифікації.
4. Обґрунтувати необхідність та переваги розробки модулю біометричної ідентифікації для автоматизованої системи аналізу крові.
5. Розробити структурно-функціональну схему роботи автоматизованої системи для забору крові з біометричною ідентифікацією пацієнта.
6. Обґрунтувати вибір елементної бази для реєстрації сигналу роботи серця.
7. Провести обробку сигналу та розробити алгоритм відділення ознак для створення шаблону.
8. Розробити блок-схему алгоритму роботи модулю біометричної ідентифікації для автоматизованої системи аналізу крові

Об'єкт дослідження – процеси автоматизованої біометричної ідентифікації людини.

Предмет дослідження – модуль біометричної ідентифікації людини для автоматизованої системи аналізу крові.

Методи дослідження – методи ідентифікації, методи фільтрації та обробки біологічного сигналу, методи програмування та схемотехніки.

Наукова новизна – розроблено алгоритм роботи біометричної ідентифікації людини за сигналом роботи серця та запропонована структурно-функціональна схема роботи модуля біометричної ідентифікації для автоматизованої системи аналізу крові із застосуванням нових алгоритмів виділення характерних ознак та нових технологічних рішень, а саме з використанням динамічного сигналу роботи серця, що є унікальним та повністю виключає момент його підміни.

Практична цінність – розробка алгоритму роботи модулю біометричної ідентифікації для автоматизованої системи аналізу крові, що дозволяє використовувати її в якості альтернативи існуючих засобів для автентифікації особистості.

Результати роботи були впроваджені в навчальний процес кафедри виробництва приладів «КПІ ім. Ігоря Сікорського» у вигляді лабораторних робіт з дисципліни «Прилади контролю фізіологічних параметрів людини» та «Мікропроцесорна техніка».

Апробація результатів дисертації

Результати магістерської дисертації були оприлюднені на XIV науково-практичної конференції студентів та аспірантів «Ефективність інженерних рішень у приладобудуванні».

Публікації:

Турчина М.О. БІОМЕТРИЧНА ІДЕНТИФІКАЦІЯ ДЛЯ АВТОМАТИЗОВАНИХ СИСТЕМ ЗАБОРУ ТА АНАЛІЗУ КРОВІ / М.О. Турчина // XV Міжнародна наукова-технічна конференція студентів, аспірантів та молодих вчених «Ефективність Інженерних рішень у приладобудуванні», 10-11 грудня 2019 р. -К.: ПБФ, КПІ ім. Ігоря Сікорського. – 2019.-С.398-402.

Yakovenko I. BIOMETRICAL IDENTIFICATION ON THE BASIS OF PHOTOPLETHYSMOGRAM FOR AUTOMATED MEDICAL SYSTEMS / I.Yakovenko, V.Martynenko, M.Turchyna // м.Луцьк, ПЕРСПЕКТИВНІ ТЕХНОЛОГІЇ ТА ПРИЛАДИ" ВИПУСК №15. – Луцьк: Луцький НТУ, 2019.- 120-124с

Yakovenko I. IMPROVEMENT OF THE CREDIBILITY OF ANALYSIS OF ELECTROCARDIOGRAMS FOR BIOMETRIC PERSONAL IDENTIFICATION / I.Yakovenko, A.Rudoy, M.Turchyna // м.Луцьк, ПЕРСПЕКТИВНІ ТЕХНОЛОГІЇ ТА ПРИЛАДИ" ВИПУСК №15. – Луцьк: Луцький НТУ, 2019.-125-130с

Ключові слова: біометрична ідентифікація, робота серця, електрокардіограма, фотоплетизмограма, аналіз крові, алгоритм ідентифікації, цифрова фільтрація, автоматизована система аналізу крові, дослідження зразка.

Annotation

Work volume: 114 pages.

Number of illustrations: 46

Number of tables: 33

Number of sources: 39

The relevance of master's thesis. For today in modern society conducting of laboratory diagnostics of biochemical blood analysis is a necessary component for determining the state of the organism and establishing a reliable diagnosis. Existing methods and tools for studying blood parameters can be divided into invasive and non-invasive, but the most accurate are the methods that require sampling. As a result of the study of arterial and venous blood, vascular trauma occurs, accompanied by a painful sensation and there is a high risk of infection. In the works (Mingacheva AA, Mishanich T.V.) it is shown that capillary blood can be used for monitoring the health of a person and has great potential for diagnostics of an organism's condition.

The disadvantages of the invasive method of capillary blood capture are the occurrence of errors in the procedures for obtaining biological samples obtained during the stages described in the works (Skvortsova RG, Ludupova E.Yu, etc.): identification of the patient, skin perforation, blood collection, transportation to the laboratory, analysis, processing and data transmission. The main percentage of errors arises mainly as a result of the impact on the process of sampling a human factor (random or targeted).

The urgency of the work is to develop a perforation module for the automated system of capillary blood collection, which will provide protection from errors at the preanalytical stage, as well as exclude the impact on the human factor. Proceeding from this, the accuracy and reliability of the obtained results increases, and therefore the development of this device is an urgent task.

The main goal of the work is to improve the capillary blood collection capability and reduce errors at the preanalytical stage of laboratory research by creating an automated capillary blood collection system.

To achieve this goal, the following **tasks** need to be addressed:

1. To carry out a comparative analysis of the basic methods and means of carrying out a puncture of a finger of a skin for capillary blood capture.
2. Conduct an analysis of the basic methods and methods for blood selection.
3. To substantiate the necessity and advantages of developing a perforation module for an automated system of biochemical analysis of blood.
4. To develop the structural-functional scheme of the work of the computerized system of skin perforation for capillary blood collection.
5. To develop a block diagram of the algorithm of the computerized system of skin perforation and capillary blood collection
6. To substantiate the choice of an element base and to simulate the work of an automated system for skin perforation with automatic capillary capture.

Object of research is the processes of automated perforation of the skin and capillary blood collection.

Subject of study - perforation module for automated capillary blood collection system

Methods of research - methods of skin perforation, methods of sampling, methods of circuit engineering and programming.

Scientific novelty - the algorithm of work and the structural and functional scheme of the work of the computerized system of skin perforation for capillary blood capture with the use of new technological solutions is developed, namely using an automatic selection process that reduces the impact of a human factor, for example.

Practical value is the development of the algorithm of the perforation module for the automated system of biochemical analysis of blood, which allows it

to be used as an alternative to existing means for conducting laboratory diagnostics.

The results of the work were introduced into the educational process of the department of the production of devices "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute" in the form of laboratory work on discipline "Devices of control of physiological parameters of a person" and "Microprocessor technology".

Approbation of the results of the dissertation

The results of the research of thesis master's were made public at the XIV Scientific and Practical Conference of Students and Postgraduates "Efficiency of Engineering Solutions in Instrumentation".

Publications:

Makarova T.D. Automated system of skin perforation and blood transfusion / T.D.Makarova, I.O. Yakovenko // XV International Scientific and Technical Conference of Students, Postgraduates and Young Scientists" Efficiency of Engineering Solutions in Instrumentation ".- K .: PBF, KPI them. Igor Sikorsky - 2019.-p.398-402.

Yakovenko I. BIOMETRICAL IDENTIFICATION ON THE BASIS OF PHOTOPLETHYSMOGRAM FOR AUTOMATED MEDICAL SYSTEMS / I.Yakovenko, V.Martynenko, M.Turchyna // Lutsk, PROSPECTIVE TECHNOLOGIES AND APPLIANCES "ISSUE № 15. - Lutsk: Lutsk NTU, 2019.-120-124s

Yakovenko I. IMPROVEMENT OF THE CREDIBILITY OF ANALYSIS OF ELECTROCARDIOGRAMS FOR BIOMETRIC PERSONAL IDENTIFICATION / I.Yakovenko, A.Rudoy, M.Turchyna // Lutsk, PROSPECTIVE TECHNOLOGIES AND APPLIANCES "ISSUE № 15. - Lutsk: Lutsk NTU, 2019.-125-130s

Key words: biochemical analysis of blood, capillary blood, skin perforation, automated skin perforation system, sample research.

ЗМІСТ

Перелік умовних позначень, скорочень і термінів	12
Вступ.....	13
Розділ 1. ОГЛЯД ТА АНАЛІЗ СУЧАСНИХ МЕТОДІВ ТА ЗАСОБІВ БІОМЕТРИЧНОЇ ІДЕНТИФІКАЦІЇ ОСОБИСТОСТІ.....	14
1.1. Процес автентифікації та ідентифікації особистості.....	14
1.2 Біометрика та біометричні дані.....	15
1.3 Розробка класифікація методів для біометричної ідентифікації	17
1.3.1 Статичні методи ідентифікації особистості	18
1.3.2 Динамічні методи ідентифікації особистості.....	25
1.4 Ідентифікація людини за допомогою електрокардіограми та фотоплетизмограми	29
1.4.1 Фізіологічна будова серця.....	29
1.4.2. Системи електропровідності серця та її відношення до електрокардіограми.....	30
1.4.3. Фотоплетизмограми роботи серцево-судинної системи.....	31
1.4.4 Біометрія на основі електрокардіографії та оксиметрії...	32
1.5. Засоби для реєстрації ЕКГ та ФПГ сигналу.....	33
Висновок до розділу 1.....	38
Розділ 2. РОЗРОБКА МОДУЛЯ БІОМЕТРИЧНОЇ ІДЕНТИФІКАЦІЇ ДЛЯ АВТОМАТИЗОВАНОЇ СИСТЕМИ ЗАБОРУ КРОВІ.....	39
2.1. Розробка структурно функціональної схеми роботи автоматизованої системи забору крові з біометричною ідентифікацією	39
2.2. Вибір елементної бази для реалізації модуля ідентифікації та присутності.....	41
2.2.1.Пульсометричний датчик реєстрації фотоплетизмограм	41
2.2.2 Датчик для одночасної реєстрації фотоплетизмограми та електрокардіограми.....	45
2.3. Засоби для проведення експерименту.....	46
2.3.1 Модуль для зняття електрокардіограми.....	46
2.3.2 Модуль для виміру фотоплетизмограми.....	49
Висновки до розділу 2.....	51
Розділ 3. ОБРОБКА РЕЗУЛЬТАТІВ ЕКСПЕРЕМЕНТУ ТА АНАЛІЗ	

БІОМЕТРИЧНОЇ ІДЕНТИФІКАЦІЇ ЗА ДОПОМОГОЮ ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАМИ ТА ФОТОПЛЕТИЗМОГРАМИ	52
3.1. Загальні принципи та стадії біометричної ідентифікації.....	52
3.2. Біометрична ідентифікація електрокардіограми.....	53
3.2.1. Опис методики експерименту.....	53
3.2.2. Фільтрація сигналу та обробка даних.....	54
3.2.3 Розробка структурної схеми біометричної ідентифікації за допомогою електрокардіограми.....	58
3.3. Біометрична ідентифікація за фотоплетизмограмою.....	59
3.3.1. Опис методики експерименту.....	59
3.3.2. Обробка отриманих даних фотоплетизмограми.....	61
Висновок до розділу 3.....	64
РОЗДІЛ 4. РОЗРОБКА СТАРТАП ПРОЕКТУ «БІОМЕТРИЧНА ІДЕНТИФІКАЦІЯ ДЛЯ АВТОМАТИЗОВАНОЇ СИСТЕМИ АНАЛІЗУ КРОВІ	65
4.1 Актуальність розробки стартап-проекту.....	65
4.2 Оцінка технологічного аудиту ідеї проекту.....	69
4.3 Огляд та аналіз ринкових можливостей запуску сатрап- проекту.....	70
4.4 Розроблення ринкової стратегії проекту.....	79
4.5 Розроблення маркетингової програми стартап-проекту.....	81
Висновок до розділу 4.....	85
Висновки до роботи.....	86
Список використаних літературних джерел.....	87
Додаток А (Список публікацій)	91
Додаток Б (Акт впровадження).....	110
Додаток В (Графічний матеріал).....	110

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СИМВОЛІВ, СКОРОЧЕНЬ

БІ - біометрична ідентифікація
FAR - коефіцієнт помилкового пропуску
FRR - коефіцієнт помилкового відмови
ЕКГ – електрокардіограма
ФПГ – фотоплетизмограма
АС – автоматизована система
ЛФ - людський фактор
РК – рідкокристалічний дисплей
ФВЧ – високочастотний фільтр
НВЧ – низькочастотний фільтр
АПХ – амплітуда пульсової хвилі
АДХ амплітуда дикротичної хвилі
ВІ – висота інцизури
ІДХ – індекс дикротичної хвилі
ТАФ – тривалість анакротичної фази
ТДФ – тривалість дикротичної фази
ТПХ -тривалість пульсової хвилі
ІВВ – індекс висхідної хвилі

ВСТУП

За останні роки розвитку цифрових технологій та автоматизації необхідність в біометричній ідентифікації та автентифікація особистості стала важливою складовою у всіх сферах та галузях (щоденне використання для розблокування смартфонів, персональних комп'ютерів, доступ до банківських операцій, пропускні системи державного значення та деякі комерційні установи, оформлення та проведення медичних обстежень та інше). Крім того, із збільшенням кількості персональних даних, що передаються в глобалізованих мережах, проблеми безпеки стають все більш практичними, так як, через особисту природу кожної людини, конфіденційність стає головним питанням особливо для медичного використання, ненавмисне чи спланованого оприлюднення особистої інформації є серйозним втручанням у приватне життя особистості.

Взагалі медична біометрика включає фізіологічні характеристики людини, які традиційно використовуються лікарями для діагностики стану організму (електрокардіограма, електроенцефалограму, фонокардіограму, артеріальний тиск, пульсоксиметрію та інше).

Можливість постійної автентифікації за допомогою біометричного сигналу електрокардіограми та фотоплетизмограми є перспективним напрямком забезпечення надійності інформації що спостерігається в динаміці. Дані алгоритму гарантують точність встановлення особи, її особисті параметри, що дозволять використовувати в автоматизованих медичних системах та підвищити якість обслуговування, знизити помилки викликані людського фактором та виключити використання особистих даних пацієнта третьою особою.

Розділ 1. ОГЛЯД ТА АНАЛІЗ СУЧАСНИХ МЕТОДІВ ТА ЗАСОБІВ БІОМЕТРИЧНОЇ ІДЕНТИФІКАЦІЇ ОСОБИСТОСТІ

1.1. Процес автентифікації та ідентифікації особистості

На сьогоднішній день стрімко розвивається напрямок автоматичної ідентифікації особистості, де збір інформації відбувається з мінімальною участю людини для усунення помилок при введенні даних (наприклад запис вручну, з клавіатури комп'ютера). Достовірність є головною вимогою до інформації, яку використовують в системі автоматизованої ідентифікації особистості, що відповідають вимогам комп'ютерних і медичних систем та систем управління, де потрібно чітко розпізнавати об'єкти в реальному часі з високою точністю [1].

Існують наступні технології (методи) автоматичної ідентифікації [1,2]:

- Зчитування акустико-магнітної інформації, що засноване на застосуванні магнітної картки, на якій записані дані ідентифікованого об'єкта.
- Радіочастотна ідентифікація заснована на розміщенні на ідентифікованому об'єкті малопотужного радіопередавача, який передає записану в пам'яті інформацію по сигналу виклику.
- Оптичне розпізнавання знаків у вигляді штрих-коду, QR-коду.
- Біометрична ідентифікація заснована на вимірі унікальних фізичних характеристик об'єкту.

Класифікація систем та засобів ідентифікації і автентифікації з застосовуваних технологій наведена на рис.1.1.

Процес ідентифікації є процедурою встановлення особистості, що полягає в розпізнаванні користувача в системі як правило за допомогою ідентифікатора і співставленні його з зразками всіх користувачів системи. Процес автентифікації це процедура встановлення належності особи в системі за допомогою пред'явленого ним ідентифікатора, що підтверджує особистість суб'єкту [2,3].



Рис.1.1. Класифікація систем ідентифікації і автентифікації особистості

Біометрична система має суттєву перевагу над іншими, так як може бути використана для досягнення двох важливих цілей контролю доступу, автентифікації користувача та ідентифікації [4,5].

Біометрична автентифікація або ідентифікація часто виконується шляхом узгодження шаблонів (записаний екземпляр біометричних даних, зібраних під час зарахування суб'єкта в систему). Даний шаблон зберігається в базі шаблонів. Запит підтвердження складається із запису зразка біометричного параметру під час роботи системи та порівнюється з шаблонами які відповідають лише для заявленої особи (при автентифікації) або проти всіх шаблонів у базі (в ідентифікації) [5,6].

1.2 Біометрика та біометричні дані

Тіло людини представляє собою найбільшу базу даних (рис.1.2), що на сьогоднішній день свідомо та несвідомо передається людиною величезну кількість персональних біометричних даних уряду чи приватним фірмам [3]. Біометричні дані використовується для опису вимірюваних та відмінних

характеристик які можуть бути використані для розпізнавання осіб. Ці характеристики поділяється на дві категорії: фізіологічні та поведінкові.

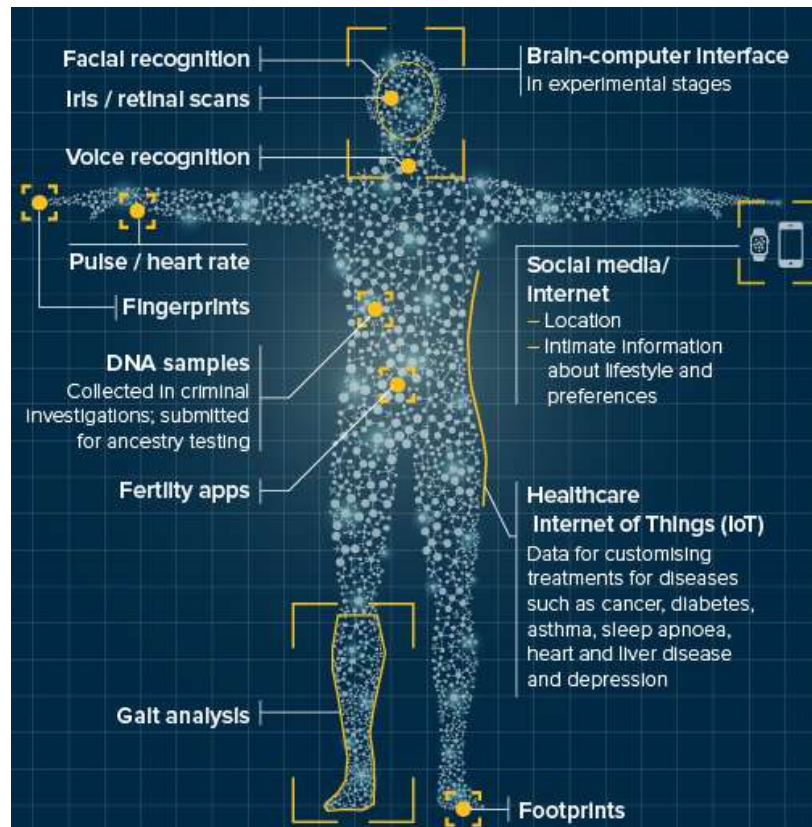


Рис.1.2. Тіло людини, як найбільша платформа даних [3]

Фізіологічна біометрика стосується фізіології людини [3,6]. До неї відносяться відбитки пальців, риси обличчя, візерунки райдужної оболонки, ДНК, форма голені, форма обличчя, форма кисті руки, форма стопи. Поведінкова біометрика базується на поведінці людини, наприклад, натисканні клавіш, динаміка голосу, постава людського тіла чи хода.

Основною задачею біометрики є використання параметрів тіла для контролю доступу та автентифікації користувачів (пацієнтів), що значно знизить рівень підробки (заміни) даних, так як більшість існуючих програм безпеки вимагає використання чогось відомого (наприклад, паролів) або того, що у вас є (наприклад, карток доступу, захищених жетонів), що легко відібрати, підмінити. З біометричними даними відпадає необхідність пам'ятати чи носити з собою додаткові колючі доступу, а дозволяє

використовувати те, що в нас собою є завжди, що покращує зручність використання системи [2,5].

Існуючі програми контролю доступу також можуть комбінувати кілька біометричних параметрів (характеристик), що дозволяє ще більше покращити безпеку даних.

Біометричні параметри, для використання в ідентифікації контролю доступу, повинні відповідати наступним вимогам [5]:

- Універсальність (біометричні параметри повинні бути присутні і легко вимірювані у кожної людини).
- Унікальність (біометричний параметр досить різний для кожної людини).
- Стабільність (біометричні властивості залишаються незмінними протягом життя людини).
- Вимірюваність (можна легко виміряти у людини).
- Продуктивність (біометричні параметри є надійними, достовірно і легко аналізуються при використанні для особистої ідентифікації).
- Стандартність (біометричний збір даних та їх використання є загальновизнаними).
- Індивідуальність (не можливість легко імітувати та підробляти).

Біометричні показники значно різняться між розмірами і вирішують, який саме використовувати залежить від конкретної проблеми.

1.3 Розробка класифікація методів для біометричної ідентифікації

В даній роботі було розглянуто існуючі методи ідентифікації особистості за біометричними параметрами [2,4-6] та розроблено класифікацію, що показані на рис.1.3. Всі існуючі методи та технології біометричної ідентифікації на сьогоднішній день можна розділити на дві групи: статичні і динамічні.

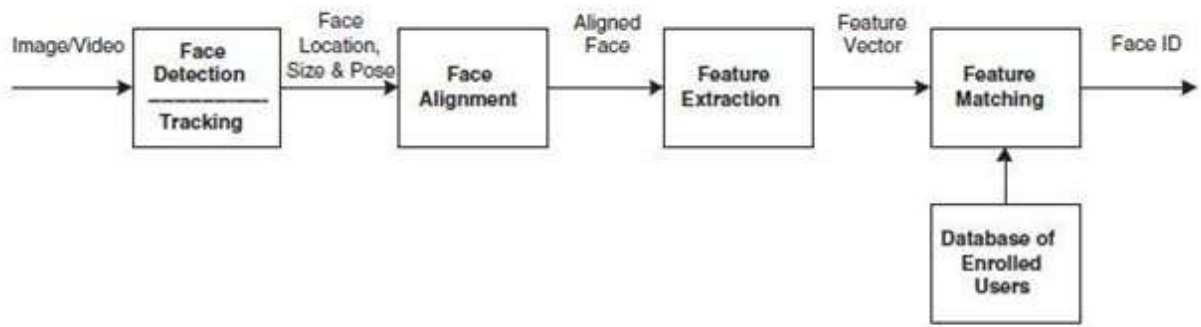


Рис.1.3 Класифікація методів біометричної ідентифікації людини

Статичні методи біометричної ідентифікації особистості використовують фізіологічні (статичні) параметри людини, що є невід’ємними від нього унікальними характеристиками, які дані від народження (ДНК, форма частин тіла, візерунки вен та інші). Динамічні методи засновані на характеристиках людини, що пов’язані з поведінкою (динамікою), яка враховує особливості у процесі будь-якої дії.

1.3.1 Статичні методи ідентифікації особистості

Методи розпізнавання форми обличчя особи для машинного зору мають одну спільну структуру, що показана на рис.1.4.



Face recognition processing flow.

Рис.1.4 Загальний процес обробки зображення обличчя при ідентифікації [7]

Перший етап складається з детектування і локалізація особи на зображенні. Далі розпізнавання проводиться вирівнювання зображення особи (геометричне, контрастне), обчислення ознак і безпосередньо розпізнавання - порівняння обчислених ознак з закладеними в базу даних еталонами. Основною відмінністю всіх методів це алгоритми обчислення ознак і порівняння їх сукупностей між собою (рис.1.5)

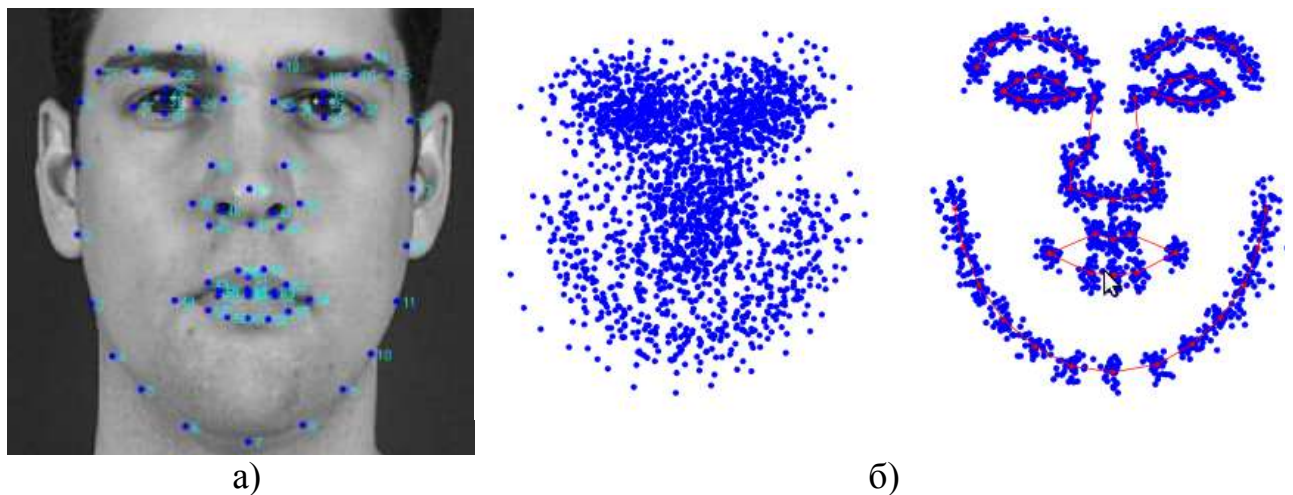


Рис.1.5 Метод активних модель зовнішнього вигляду обличчя [7]: а) приклад розмітки форми обличчя; б) координати точок форми обличчя до і після нормування

Далі по точкам будується модель форми з триангуляційної решітки S_0 і лінійної комбінації зміщення S_i , тоді модель зовнішнього виду A_0 зміщується до виду A_i (рис 1.6) [7].

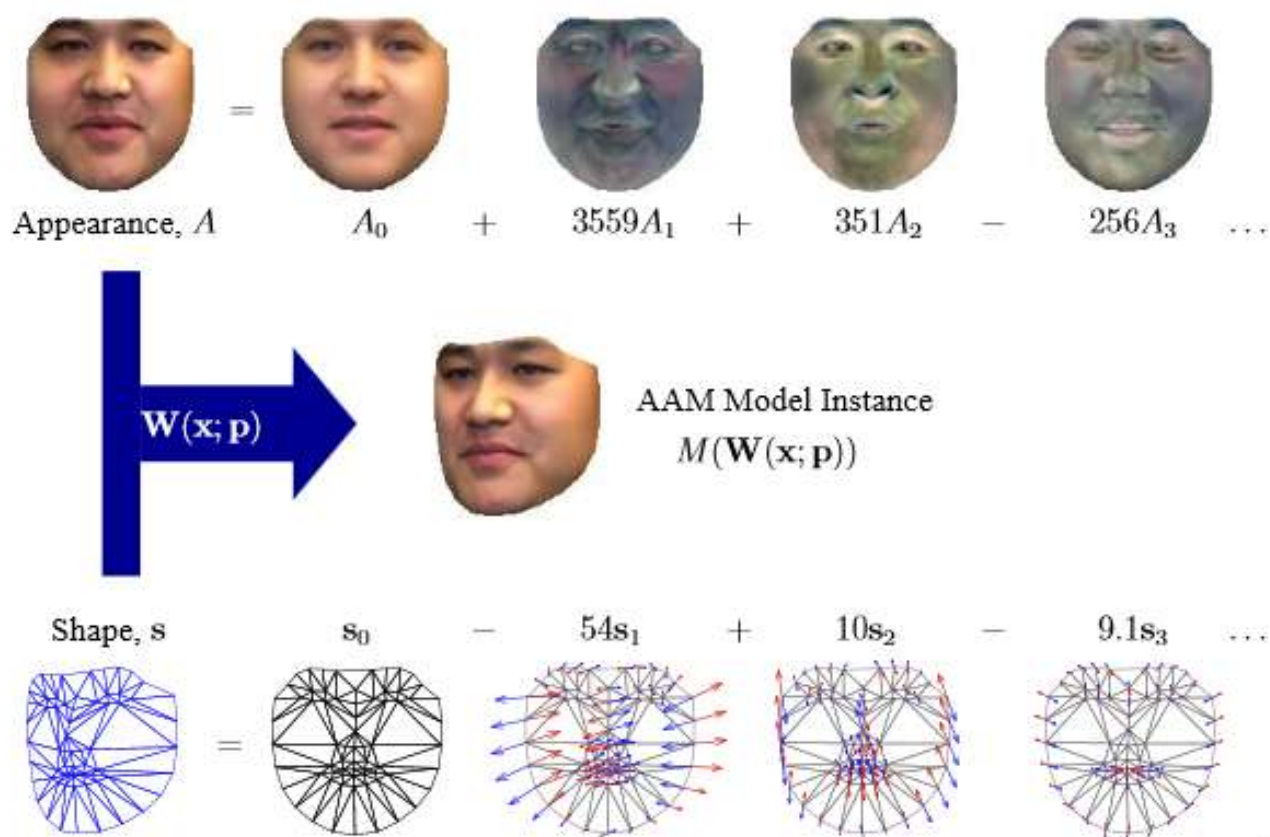


Рис.1.6 Алгоритм розпізнавання форми обличчя методом активних моделей зовнішнього вигляду [7]

Традиційні підходи до розпізнавання форми кисті руки можна розділити на три основні модулі (рис.1.7) [8]: попередня обробка (перетворення кольорове зображення на відтінки сірого, чорно-білого), вилучення функцій (силует руки або геометричні особливості: ширина, довжина, кути, співвідношення сторін, площі) та відповідність.

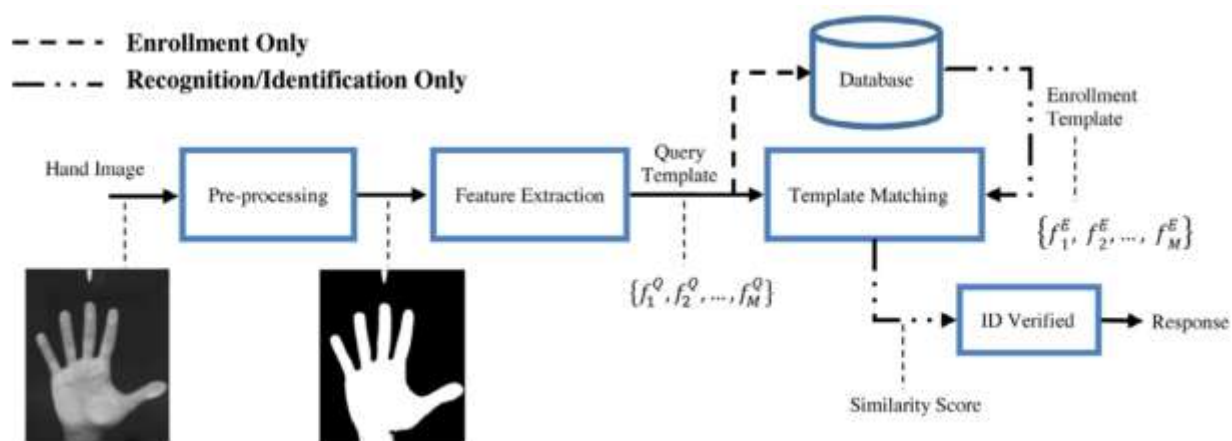


Рис.1.7 Структурна схема біометричного розпізнавання геометрії руки [8]

Ідентифікація за ДНК практично ідентифікує особу, але цей метод вимагає затрат часу і має досить великі затрати.

Система ідентифікації особи за візерунком вен має сканер за допомогою якого фіксуються малюнок вен руки в інфрачервоному світлі. Даний метод вважає одне з самих надійних біометричних засобів [9], але досить дорогий так як сам датчик має велику вартість.

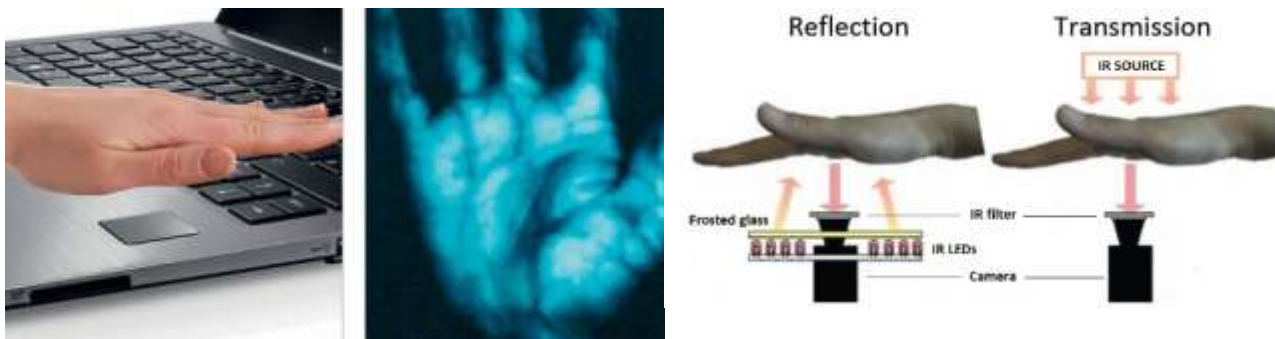


Рис.1.8 Ідентифікація особистості за візерунком вен руки [9,10]

Ідентифікація особистості за формою носа використовує програму PhotoFace і групує всі форми в шість основних типів: романський, грецький, нубійський, орлиний, курносий, вивернутий. Перевага даного методу є в тому, що ніс складно замаскувати, але точність результату має високий процент похибок [11].

На сьогоднішній день розроблено інтелектуальний алгоритм, здатний визначити належність ока живому або мертвому людському організму рис.1.9. Точність розташування та визначення особистості становить майже 99%. Технологія працює на базі нейромережі VGG-16, що використовується для аналізу зображень [11].

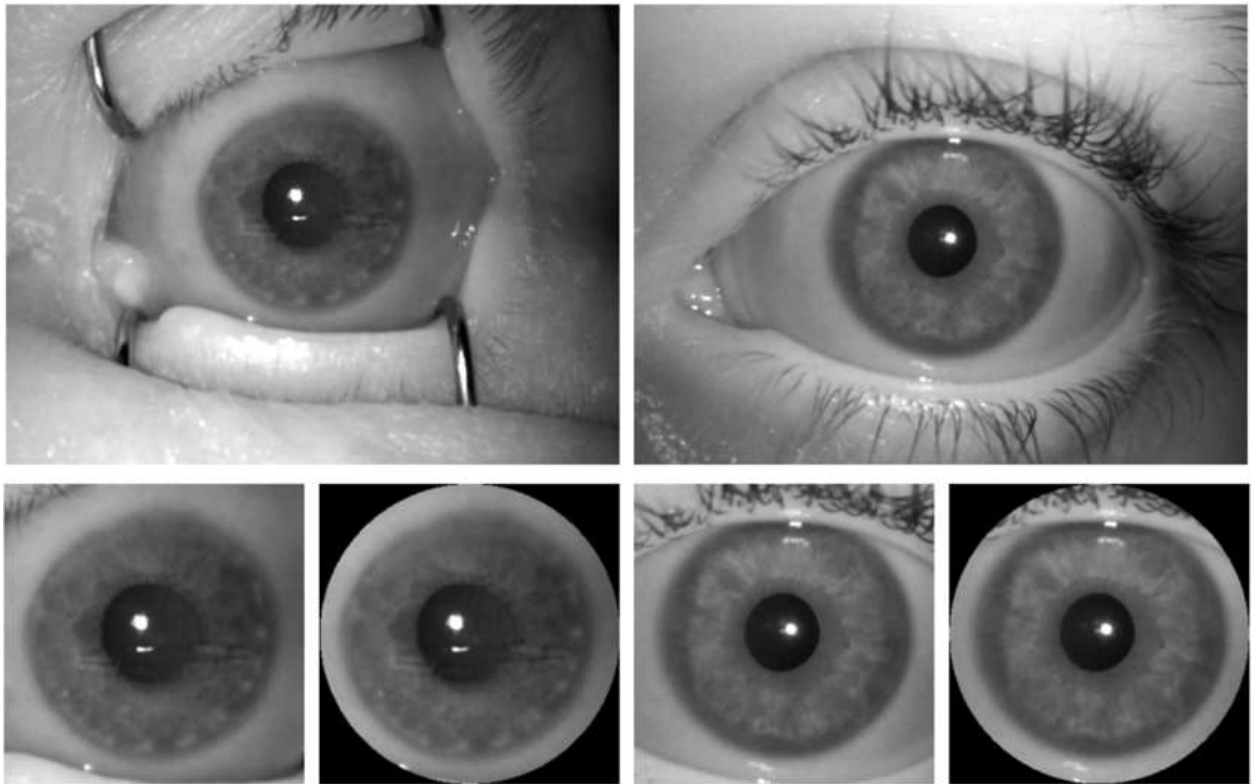


Рис.1.9 Інфрачервоне сканування рогівки ока [11]

Високу безпеку забезпечує метод, який також підтримує стандарт U2F, - знаходження райдужної оболонки ока. Якщо ви маєте радужну оболонку (сліду), то її можна легко скопіювати за допомогою фотографії з високою роздільною здатністю, тому потрібно додатково виконати процедуру неінвазивного нейтрального сканування каналів [9].

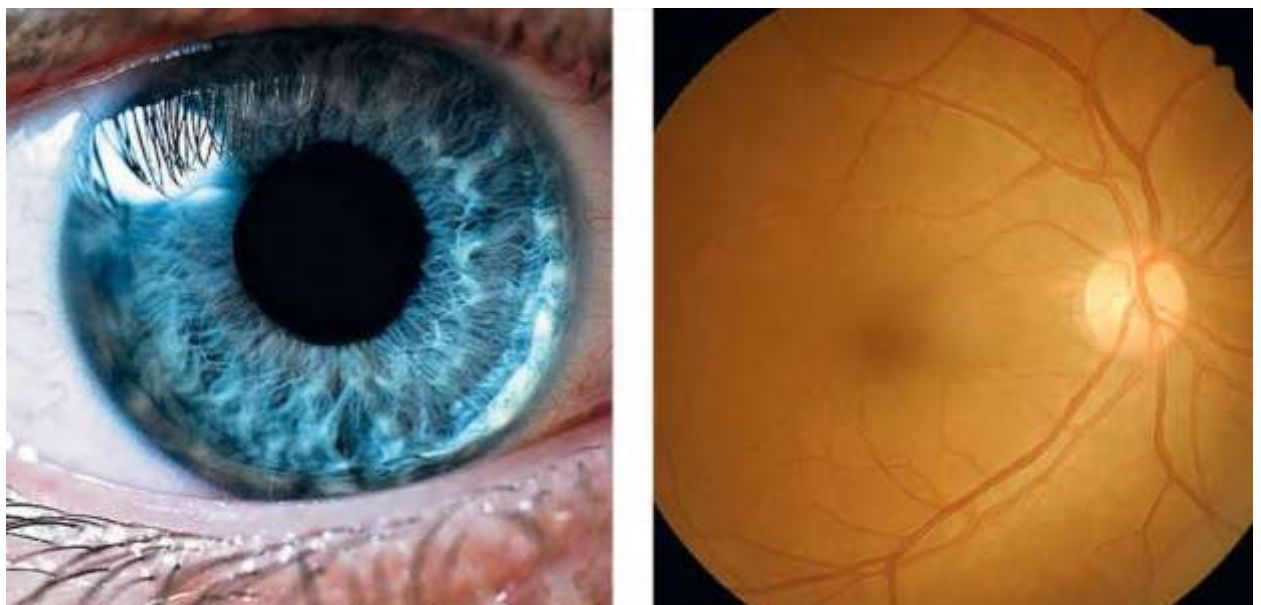


Рис.1.10 Метод ідентифікації за райдужною оболонкою ока [9]

Біометрична ідентифікація по голосу має безліч алгоритмів та широко використовується на сьогоднішній день у різних сферах. У медицині застосовується для запису інформації про клієнтів та створені електронних карток пацієнтів, що дозволяє оптимізувати роботу лікарів.

Ідентифікація за резонуванням звуку в порожнині вуха використовує внутрішню геометрію стінок та відбивання звуку від них (луни) (рис.1.11). Серія досліджуваних мікрофоном коротких звукових імпульсів (довжина декількох сотень мілісекунд) після відстеження фіксується динаміками та за допомогою спеціального програмного забезпечення будується картина звукової луни внаслідок відбиття від стінок ушної раковини.

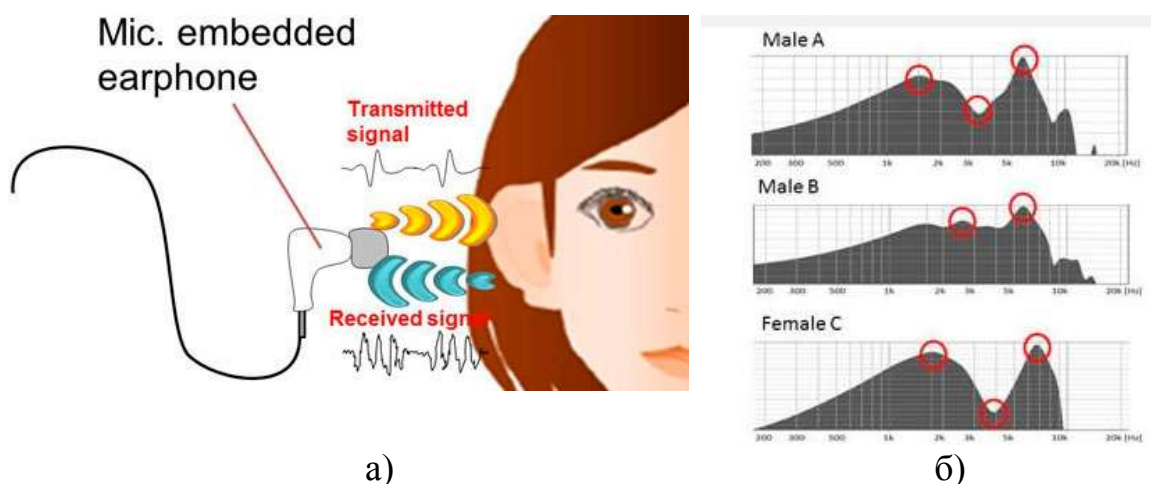


Рис.1.11 Метод ідентифікації особи за резонуванням звуку в порожнині вуха [12]: а) принцип проведення методу; б) зображення звукової луни у різних людей

На сьогоднішній день найбільше поширення набули пристрої та методи, що ідентифікують особистість за папілярним лініями пальця (унікальний рисунок папілярних узорів) [13, 14]. Існує декілька алгоритмів, що визначають особистість за відпечатків пальців, але всі вони мають один принцип, що заснований на порівнянні унікальних елементів (точка розгалуження, лінії, злиття папілярних ліній, ширини вершин і впадин і т.д.), що зображено на рис.1.12.

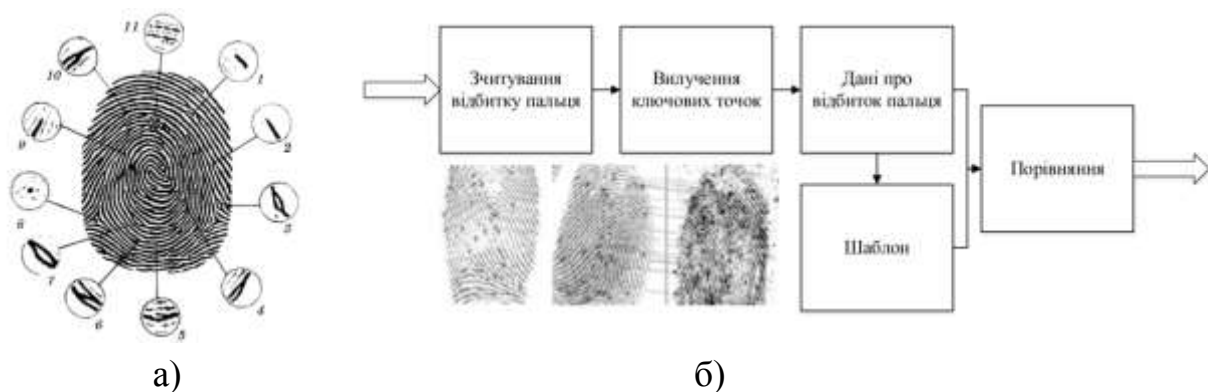


Рис.1.12 Метод ідентифікації за відбитком пальця:

а) основні типи контрольних параметрів відбитку пальця [13]; б) структурна схема дактилоскопічного розпізнавання [14].

Біометричні методи ідентифікації особи за папілярними лініями пальця в цілому мають дуже низькі коефіцієнти відмови, але нажаль існують безліч способів виготовлення підробленого доступу до об'єкту.

В таблиці 1.1 приведено порівняльну характеристику розглянутих статичних методів відповідно їх надійності, відсоток виникнення ситуацій, коли система дозволяє доступ користувачу, незареєстрованим в системі (FAR), відмова в доступі справжньому користувачеві системи (FRR) [15]. Статичні методи засновані на унікальних фізіологічних параметрах людини, але дані методи мають високий процент фальсифікацій за допомогою спеціального обладнання.

Таблиця 1.1 Порівняння статичних методів біометричної ідентифікації особистості [15]

Біометрична метод	FAR %	FRR %	Фальсифікація	Незмінність характеристик	Чутливість до зовн. факторів	Швидкість автентифікації	Вартість
Відбиток пальця	0,001	0,6	Можлива	Низька	Висока	Висока	Низька
Розпізнавання форми лица 2D	0,1	2,5	Можлива	Низька	Висока	Середня	Середня
Розпізнавання форми лица 3D	0,0005	0,1	Проблематична	Висока	Низька	Низька	Висока
Райдужна оболонка ока	0,00001	0,016	Безуспішна	Висока	Середня	Висока	Висока
Сітківка ока	0,0001	0,4	Неможлива	Середня	Висока	Низька	Висока
Візерунок вен	0,0008	0,01	Неможлива	Середня	Середня	Висока	Середня
Розпізнавання за формою губ	0,2	3,8	Можлива	Низька	Середня	Середня	Середня
Розпізнавання за формою носа	0,8	4,9	Можлива	Середня	Низька	Середня	Середня
Розпізнавання за формою уха (резонування)	0,002	0,1	Проблематична	Висока	Висока	Висока	Низька
Розпізнавання за кодом ДНК	0,00001	0,0012	Проблематична	Висока	Середня	Низька	Висока
Розпізнавання за формою кисті	0,1	2,5	Можлива	Низька	Середня	Середня	Середня

Статичні критерії ідентифікації особистості є досить зручними в користуванні але існує проблема обходу систем шляхом підробки фізичних характеристик.

1.3.2 Динамічні методи ідентифікації особистості

Динамічні методи використовують характеристики поведінки чи реакції організму в динаміці, що враховують особливості, характерні для автоматичних (підсвідомих) реакцій під час дії.

Ідентифікація за голосом заснована на поєднанні статистичних і частотних характеристик голосу, що не потребує контакту. Існують два основних методи ідентифікації (рис.1.13): розподіл потужності за спектром на базі вузькосмугових фільтрів та використання мовної інформації, що вводить з ларингофону.

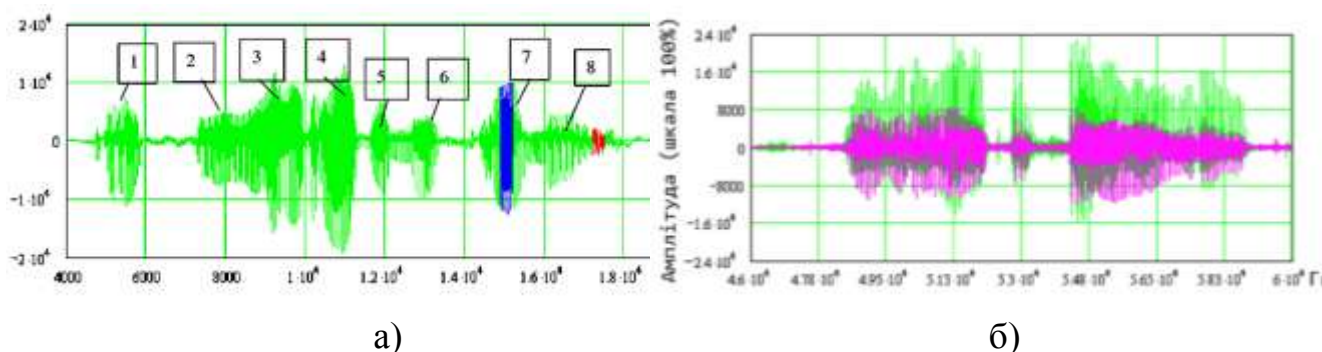


Рис. 1.13 Запис фрагментів мови: а) голосова фраза з виділенням фрагментів коливання різних частот [15]; б) мовна фраза проходження звуку через ключицю (рожевий колір) та шийну зони (зелений колір) [14].

Даний метод має низьку вартість та не потребує контакту, але має високий рівень помилок, можливість за допомогою диктофону перехоплювати мову, вплив зовнішніх чинників та необхідність проведення методу лише в шумоізованих приміщеннях [14].

Ідентифікація за рукописним текстом (клавіатура) при введенні пароля аналізує швидкість і ритм натиску клавіш при введенні пароля, тривалість пауз між натиском клавіш. Особливий набір характеристик у кожної людини, який

також допоможе підвищити захист для конкретного користувачеві який має свій ідентифікатор.

Ідентифікація людини за мікровібрацією пальців засновано на системі VibWrite [11], що працює досить просто (рис.1.14): до твердої поверхні - будь то дерево, метал, пластик або скло - кріпиться недорогий вібродвигун і датчик. Коли людина торкається пальцем поверхні, в вібрації двигуна вносяться перешкоди, які зчитують як унікальні сигнатури [11].

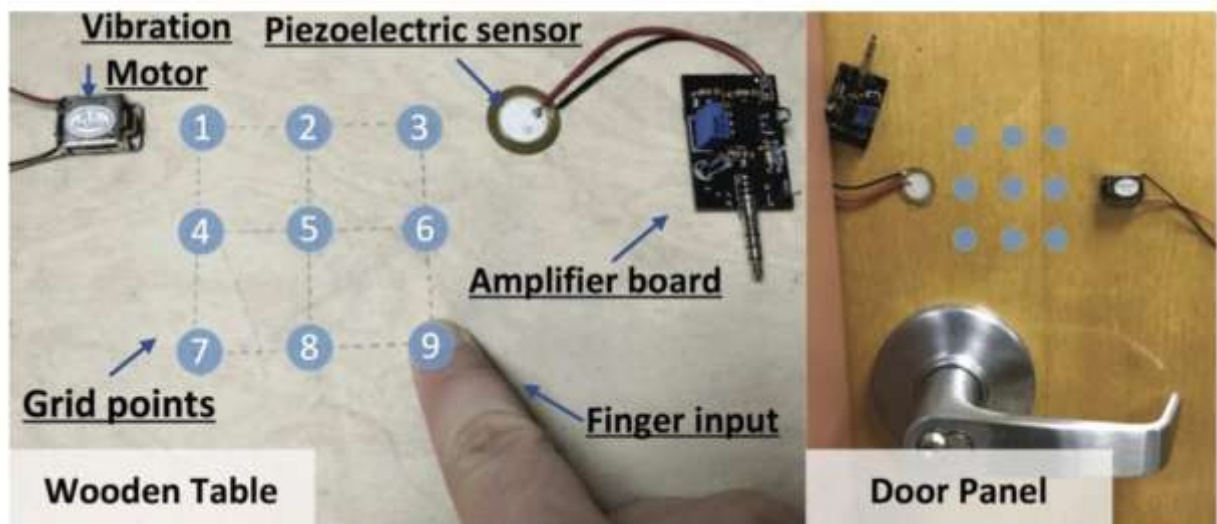


Рис.1.14 Принцип ідентифікації за вібрацією пальців [11]

Дані вібрації будуть унікальні для кожного пальця, а їх короткочасність забезпечує підвищену надійність ідентифікації особи (приблизно 95%), особливо в порівнянні з введенням коду та графічними ключами [11].

Ідентифікація за геометрією серця відбувається за допомогою доплерівського радару (випромінення 5 мВт), який кожні 6-8 секунд визначає розмір, форму, ритм серця людини (рис 1.15). Даний метод можна використовувати лише тоді коли необхідно фіксувати присутність людини яка відкрила даний ключ. Форма серця у дорослої здорової людини не змінюється.

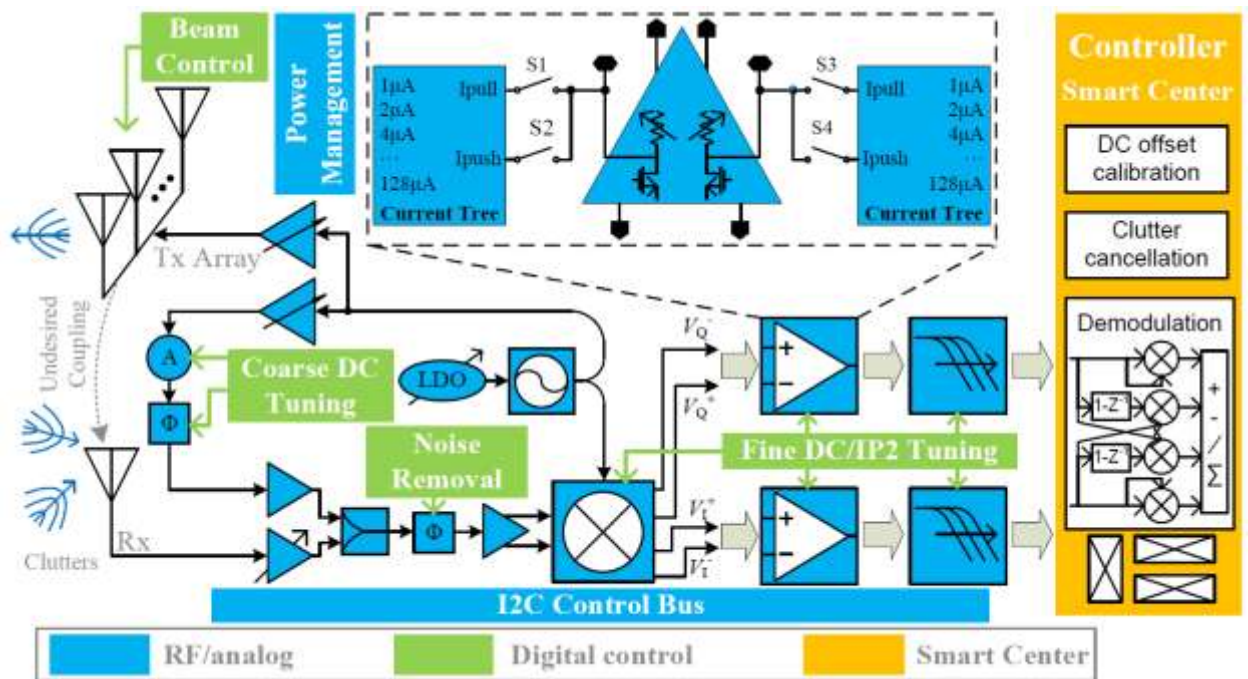


Рис.1.15 Схема сенсора доплерівського радару с адаптивним налаштуванням живлення та регулюванням променю [17]

Доплерівський сканер по серцю працює з відстані в 30 метрів та має перспективи масового використання для державних цілей (запис формі серця до паспорту людини, що дасть змогу відслідковувати і контролювати дії населення).

На сьогоднішній день ідентифікація людини за роботою серця (електрокардіограма (ЕКГ) реєструє електричну активність серця за певний проміжок часу; фотоплетизмограма (ФПГ) використовується для дослідження об'єму крові пульсації за допомогою аналізу відбитого та розсіяного оптичного випромінювання) є одним з перспективних напрямків, так як сигнал є унікальним (рис.1.16), динамічним, що максимально знижує можливості фальсифікації.

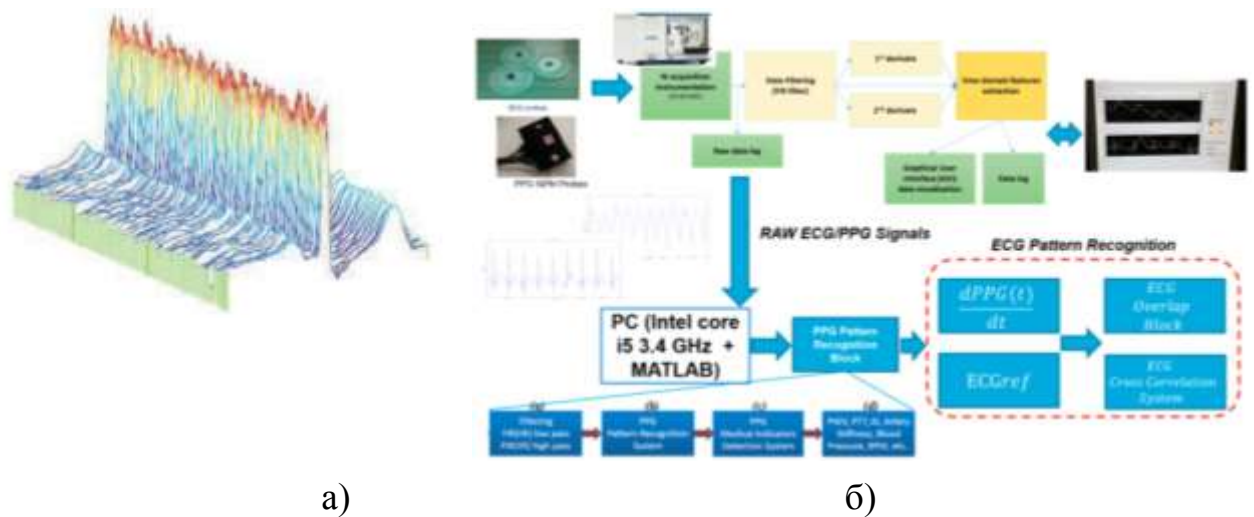


Рис.1.16 Ідентифікація особистості за сигналами роботи серця:
а) змінність комплексу QRS серед серцебиття тієї самої людини [18];
б) структурна схема комбінованої ЕКГ та ФПГ ідентифікації [19].

В таблиці 1.2 приведено порівняльну характеристику розглянутих динамічних методів відповідно їх надійності

Таблиця 1.2 Порівняння динамічних методів біометричної ідентифікації особистості [15]

Біометрична метод	FAR %	FRR %	Фальсифікація	Незмінність характеристик	Чутливість до зовн. факторів	Швидкість автентифікації	Вартість
Розпізнавання за ходою людини	0,001	0,6	Можлива	Низька	Висока	Висока	Низька
Розпізнавання за запахом тіла	0,1	1,5	Проблематична	Низька	Висока	Середня	Середня
Розпізнавання за складом поту	0,0005	0,1	Проблематична	Висока	Низька	Низька	Середня
Розпізнавання за мікровібрацією пальців	0,00001	0,016	Проблематична	Висока	Середня	Висока	Висока
Розпізнавання за почерком (клавіатура)	0,012	0,4	Можлива	Середня	Низька	Низька	Низька
Розпізнавання за електроміограмою	0,0008	0,023	Неможлива	Середня	Середня	Висока	Середня
Розпізнавання за фотоплетизмограмою	0,0007	0,01	Проблематична	Середня	Середня	Висока	Низька
Розпізнавання за геометрією серця	0,003	0,012	Неможлива	Середня	Середня	Висока	Середня
Розпізнавання за електрокардіограмою	0,0005	0,01	Неможлива	Середня	Середня	Висока	Середня

У розвитку машинного навчання є найголовніша задача визначення класифікації параметрів ЕКГ та ФПГ для ідентифікації особистості з високою точністю.

1.4 Ідентифікація людини за допомогою електрокардіограми та фотоплетизмограми

1.4.1 Фізіологічна будова серця

Серце - це м'яз, який перекачує кров, наповнену киснем і поживними речовинами по кровоносним судинам до тканин та органів тіла. Серце містить чотири камери (рис.1.18): верхні дві камери (ліве і праве передсердя) є вхідними точками до серця, тоді як дві нижні камери (лівий і правий шлуночки) - скорочувальні камери, що передають кров.

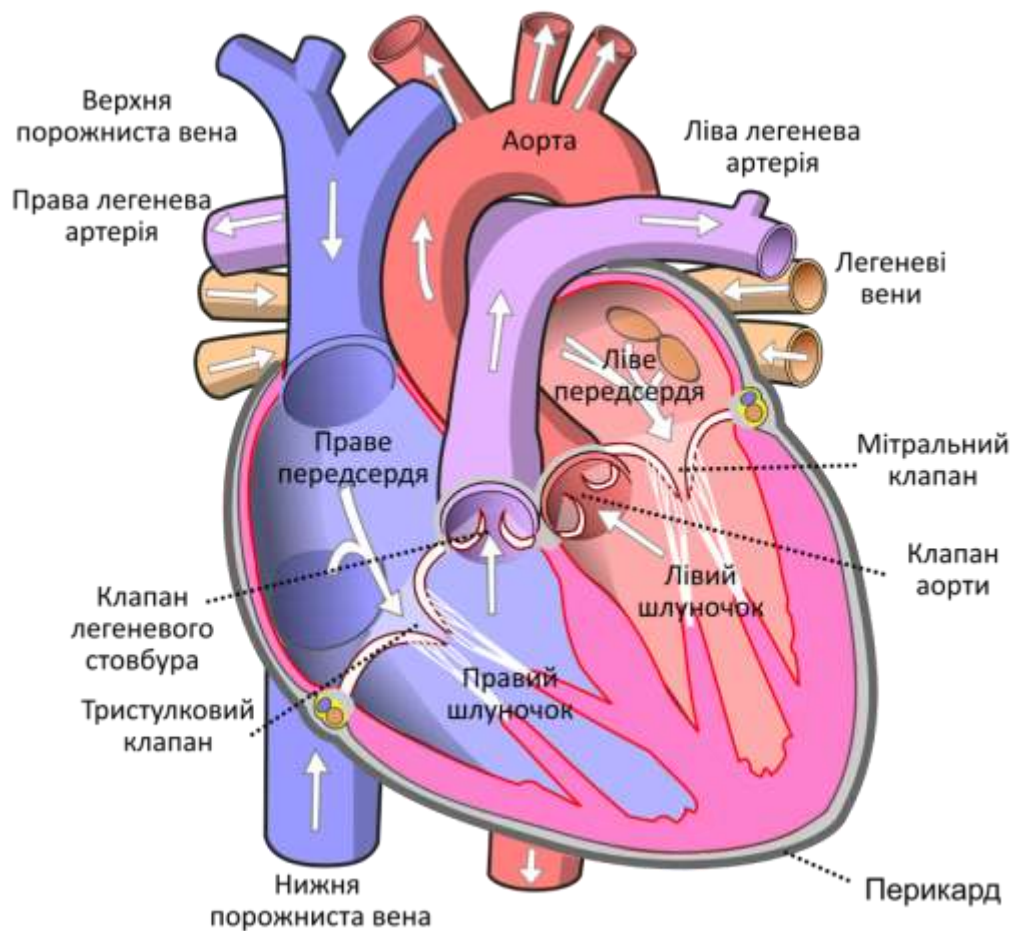


Рис.1.19. Анатомічна будова серця [20]

Клапани запобігають крові рухатись у зворотному напрямку. За серцевий цикл кожне з передсердь скорочується, тим самим нагнітає кров через отвір у відповідний шлуночок. Далі скорочуються шлуночки, які виштовхують кров у велике та мале коло кровообігу [20].

1.4.2. Системи електропровідності серця та її відношення до електрокардіограми

Серцевий цикл людини відноситься до повного серцебиття від його завершення до початку наступного ритму, що включає кілька етапів. Частота серцевого циклу відома як частота серцевих скорочень (вимірюється в ударів за хвилину). Для того, щоб перекачувати кров, серцевий м'яз повинен скорочуватися, для цього потрібна електрична провідність. Цей імпульс надходить із синусового вузла (розташованого у правому передсерді), який передається певними шляхами по всьому серцю, що дозволяє регулярно скорочуватися і розслаблятися [5]. Електричний імпульс, що генерується серцем, можна виміряти на поверхні тіла за допомогою електродів, розміщених на шкірі під час тесту на ЕКГ, що фіксує процес деполяризації та реполяризації камер серця (рис.1.20), що змушує їх скорочуватися і розслабитися.

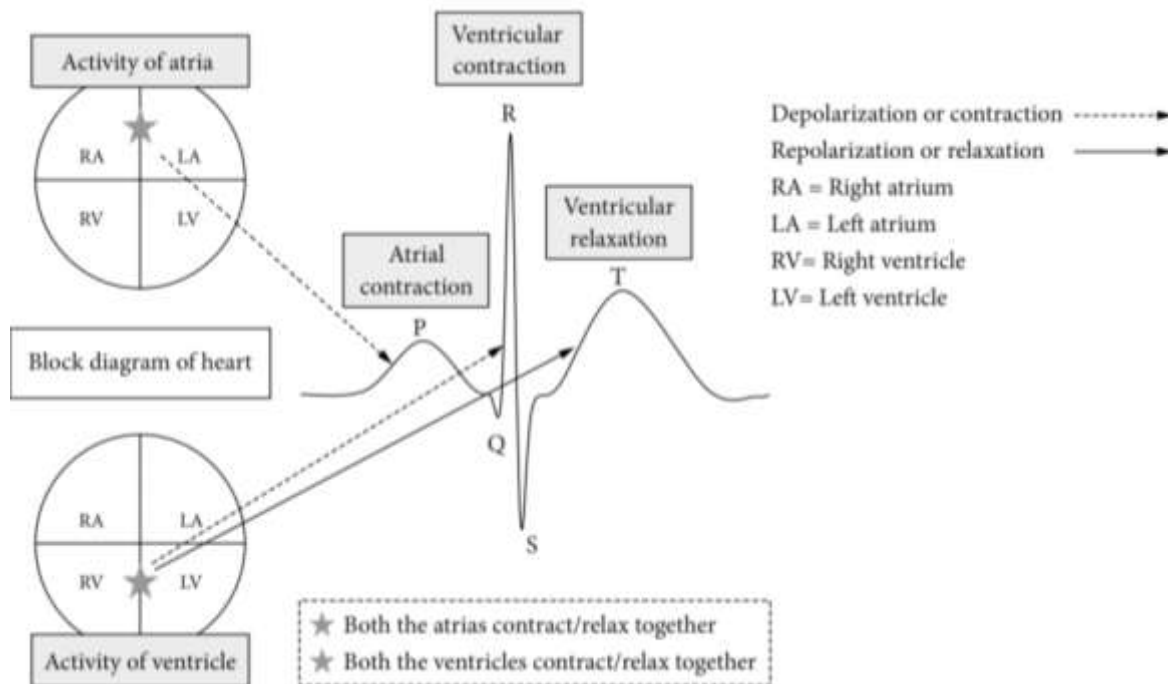


Рис.1.20 Електрокардіограма електричної активності серця [5]

ЕКГ крива за один серцевий цикл, що зображена на рис.1.21, складається з інтервалів, зубців та сегментів [5, 21]. Крім того, ми можемо

також виміряти інтервал RR, який починається з піку одного R хвилі і закінчується на піку наступної R хвилі. Для обчислення можна використовувати інтервали RR та ЧСС від записаного ЕКГ-сигналу [22].

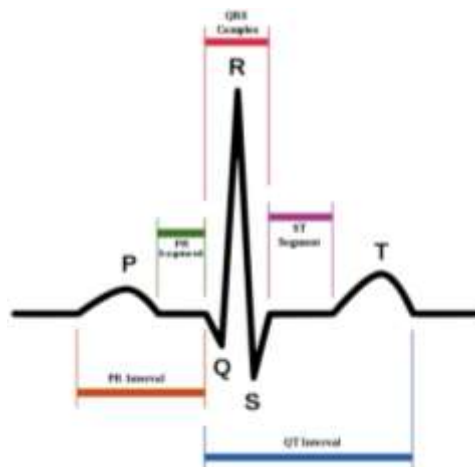


Рис.1.21 Крива ЕКГ [5]

Інтервал PR. Час між початком хвилі P і початком хвилі Q.

P хвиля. Відповідає деполяризації передсердь.

PR-сегмент. Час між кінцем хвилі P і початком Q хвилі.

Комплекс QRS. Відповідає деполяризації шлуночків.

Сегмент ST. Час між кінцем S хвилі та початком хвилі T.

T хвиля. Відповідає реполяризації шлуночків.

Інтервал QT. Час між початком комплексу QRS і кінцем хвилі T.

1.4.3. Фотоплетизмограми роботи серцево-судинної системи

Фотоплетизмограма (ФПГ) - це сигнал отриманий неінвазивним оптичним методом про роботу серцево-судинної системи людини. Даний метод забезпечує встановлення таких фізіологічних параметрів, як пульс серця, частота дихання, перфузія тканин та деяких судин, серцеві розлади. Це робить сигнали ФПГ корисним для оцінки судинних захворювань, особливо наслідки старіння судин, гіпертонії та атеросклерозу та забезпечує також інформація про жорсткість і еластичність артерій [5, 23]. ФПГ може також використовуватися для виявлення змін обсягу крові в мікросудинному руслі людини [24]. Форма хвилі сигналу ФПГ містить імпульсну фізіологічну форму хвилі, яка описує серцево-синхронні зміни об'єму крові при кожному серцебитті. Серце перекачує кров до всіх ділянок людського тіла артеріями. Артеріальний тиск тисне на стінки артерій. Систолічний тиск відбувається, коли максимальний кров'яний тиск виникає при закачуванні серця, а діастолічний тиск - найнижчий артеріальний тиск, коли серце відпочиває. На рис.1.22 а показано розташування систолічного та діастолічного піків у сигналах ФПГ. Сигнали імітують коливання об'єму крові, що викликається розширенням та скороченням судин [23]. Друга

похідна сигналу ФПГ, як показано на рис.1.22 б, і саме прискорення крові відбувається всередині пальця.

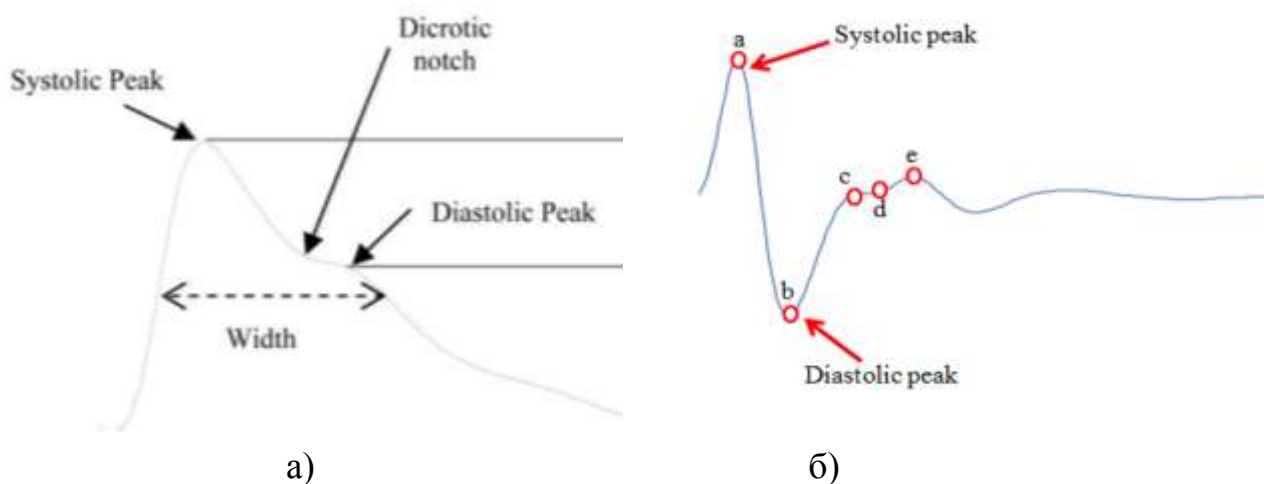


Рис.1.22 Крива ФПГ одного серцевого циклу [23]: а) розташування піків систоли та діастоли на кривій ФПГ; друга похідна сигналу ФПГ: а - рання систолічна хвиля, b-рання діастолічна негативна хвиля, c- пізня систолічна повторно наростаюча хвиля, d- пізня систолічна редукційна хвиля та e - рання діастолічна позитивна хвиля.

Кожне положення хвилі вказує на закриття аортального клапана і кровотоку, які можна використовувати для визначення та спостереження за функцією серця [23].

1.4.4 Біометрія на основі ЕКГ та ФПГ

Сигнал ЕКГ описує електричну активність серця з плином часу, а ФПГ роботу серцево-судинної системи. З точки зору біометрії, ці сигнали мають великий потенціал для ідентифікації особистості, так як переваги використання для біометричного розпізнавання можна узагальнити як універсальність, сталість, унікальність, стійкість до атак, встановлення життєздатності, постійна автентифікація і мінімізація даних [5].

Універсальність відноситься до здатності збору біометричного зразка із загального населення. Оскільки ЕКГ та ФПГ є життєво важливими сигналами та задовільняють властивість природним шляхом.

Сталість відноситься до здатності виконувати біометричні зіставлення з шаблонами, які були розроблені раніше в часі, що вимагає, стабільності сигналу протягом часу.

Унікальність сигналу ЕКГ (ФПГ) гарантується завдяки його фізіологічного походженням.

Стійкість до атак. Конкретна поява кривої ЕКГ (ФПГ) є результатом декількох чинників людського організму, що робить неможливим контролювати форму хвилі або спроба імітувати будь-чий сигнал.

Встановлення життєздатності. ЕКГ (ФПГ) пропонує природне виявлення жвавості, так як даний сигнал присутній коли людина жива.

Безперервна автентифікація. На відміну від статичної райдужки або зображень відбитків пальців, ЕКГ (ФПГ) є динамічна біометрична характеристика, яка реєструється у часовому інтервалі, де може бути отримано відповідь кожні пару секунд, щоб повторно підтвердити справжність особистості. Ця властивість є унікальним для медичної біометрії і може бути життєво важливою щоб уникнути фатальних помилок при медичному втручанні.

Мінімізація даних. Відмінна можливість з біометрією ЕКГ (ФПГ), тому що існують середовища, де збір сигналу виконується незалежно від задачі ідентифікації (наприклад телемедицина) [18].

1.5. Засоби для реєстрації ЕКГ та ФПГ сигналу

Існуючі засоби для реєстрації ЕКГ сигналу умовно можна розділити на портативні та стаціонарні. Стаціонарні електрокардіографи мають більш точні показники виміру, менш чутливі до перешкод та використовуються в лікарнях. Портативні пристрої є досить мобільними, що дає змогу використовувати їх в різних умовах. В роботі буде розглянуто саме портативні прилади для можливості комбінування та використання з автоматизованою медичною системою.

На рис.1.23 представлено існуючі портативні електрокардіографи різних фірм з відповідним масштабом для точного порівняння приладів.

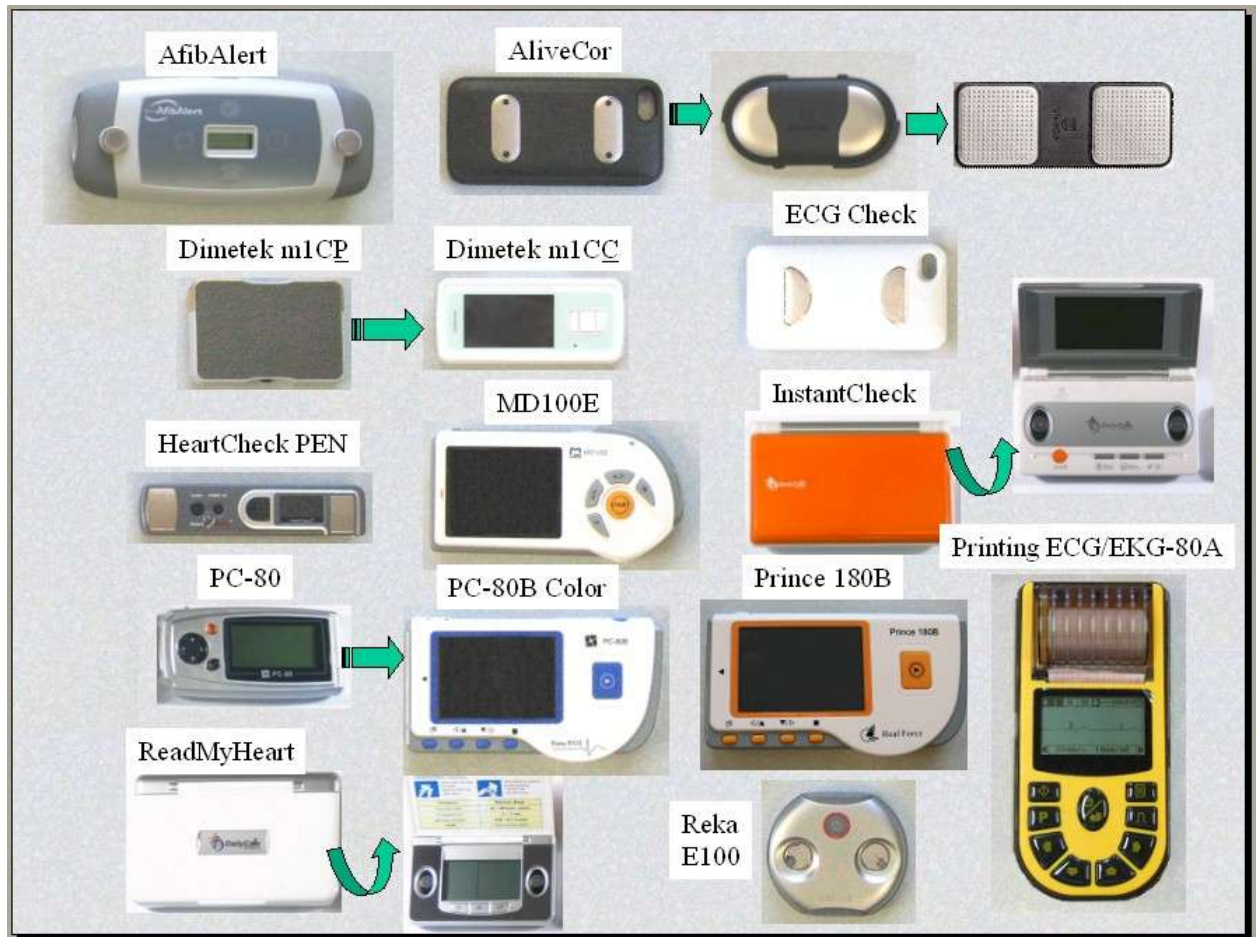


Рис.1.23 Кишенькові електрокардіографи [25] (зеленою стрілкою показано модифікацію приладів)

Розглянемо більш детально електрокардіограф AliveCor KardiaMobile 6L (рис.1.24) нового покоління, що дозволяє реєструвати ЕКГ з шести відведень та використовується в парі зі смартфоном iPhone, Adroid и IOS.

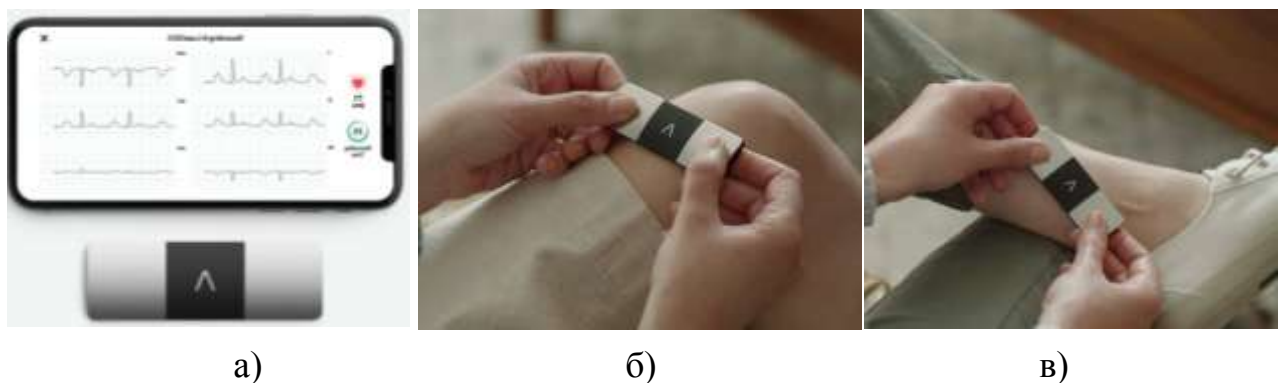


Рис.1.24 Електрокардіограф AliveCor KardiaMobile 6L [26]: а) загальний вигляд; в) запис ЕКГ в 6 відведень з лівого коліна; в) запис ЕКГ в 6 відведень з лівої голені

Будова електрокардіографу та розміщення електродів зображено на 1.25

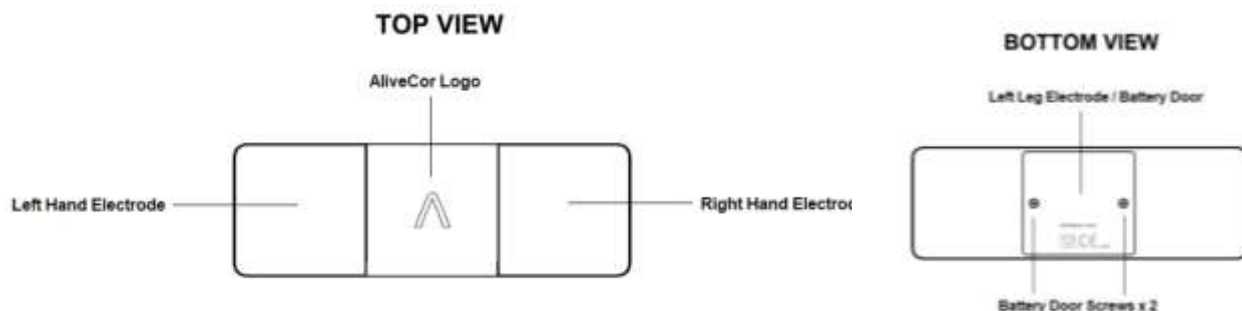


Рис.1.25 Розміщення електродів AliveCor KardiaMobile 6L [26]

Технічні характеристики представлені в таблиці 1.3 шестипровідникової ЕКГ, що використовує три електроди для надання інформації про серцевий ритм із шести різних точок. Спираючись нижній електрод на оголену шкіру лівої ноги (коліно або всередину щиколотки) та розміщення пальців з лівої та правої руки на двох верхніх електродах фіксуємо ЕКГ I, II, III, aVF, aVL та aVR.

Таблиця 1.3 Технічні характеристики AliveCor KardiaMobile 6L [26]

Характеристики	Параметри
Розмірні габарити, см	9,0 x 3,0 x 0,72
Розмір електродів (3 шт), см	3,0 x 3,0
Вага, г	24
Режим роботи	3В CR2016 – 200 годин
Зв'язок	Bluetooth low Energy
Динамічний діапазон вхідного сигналу від піка до піка, мВ	10
Тривалість запису	Від 30 секунд до 5 хвилин
Кількість вибірок в секунду	300
Роздільність, біт	14

Даний портативний кардіограф дозволить забезпечити лікарям вчасно та правильно встановлювати діагноз та визначати порушення серцевого

циклу, а також збільшити точність використання біометричної ідентифікації особистості за досить короткий час.

Пульсометри теж мають досить великі перспективи для біометричної ідентифікації особи, так як прилади для фіксування ФПГ портативні, та досить дешеві, що дає змогу приділити більше уваги даним алгоритмам.

Розглянемо імпульсний пульсоксиметр Masimo SET [26], що зображено на рис.1.26 та призначений для виміру SpO_2 , частоти серцевих скорочень, визначенню відношення пульсуючого потоку до непульсуючого в периферичній тканині.



Рис.1.26 Пульсоксиметр Masimo SET [26]

Генератор опорного сигналу створює контрольне значення шумів з поступаючого інфрачервоного сигналу на кожну одиницю SpO_2 в діапазоні від 1 до 100 відсотків. Сигнал генератора проходить через Адаптивний фільтр, який погашає корелюючи частоти між референсним і інфрачервоним сигналами (рис.1.27). Якщо частоти, отримані з двох джерел [27]:

- збігаються, система пригнічує весь сигнал і відбувається подача низької енергії.

- не збігаються, система пригнічує сигнал з мінімальним значенням, і відбувається подача високої енергії.

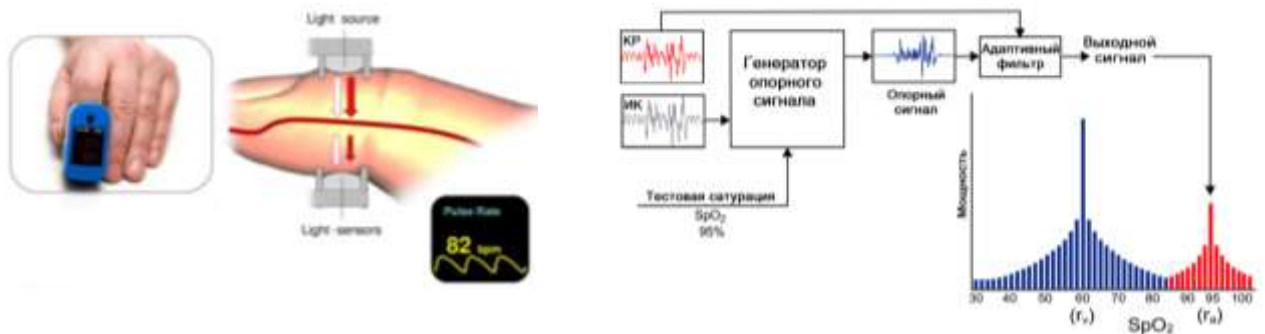


Рис.1.27 Схема алгоритму дискретного перетворення сигналу [27]

Подача енергії з адаптивного фільтра вимірюється і заноситься в графік для всіх можливих вимірів сатурації від 1 до 100 відсотків зі збільшенням на 0,5 відсотка кожні 0,4 секунди. У той час, коли пацієнт не рухається, алгоритм дискретного перетворення створює один пік подачі енергії, а під час руху створює кілька піків [27]. Оскільки артеріальна кров має найбільший показник насичення кисню, алгоритм відображає пік з найвищою сатурацією у вигляді відсотка SpO_2 .

Розглянуті портативні прилади є перспективним інструментом для біометричної ідентифікації в автоматизованих медичних системах.

Висновки до розділу 1

В першому розділі магістерської дисертації на тему : «Біометрична ідентифікація для автоматизованої системи аналізу крові» було розглянуто необхідність розвитку динамічних біометричних методів ідентифікації особистості для забезпечення захисту від фальсифікації та шахрайства під час лабораторних дослідженнях крові.

Було розглянуто існуючі методи біометричної ідентифікації, їх особливості та принцип роботи, розроблено класифікацію та проведено їх порівняльний аналіз та обрано метод для подальших досліджень. Розглянуто будову серця та особливості електричної активності роботи серця та серцево судинної системи. Для проведення подальших досліджень обрано метод реєстрації ЕКГ та ФПГ. Проведено огляд та аналіз портативних засобів реєстрації сигналу ЕКГ та ФПГ для використання даних модулів в автоматизованій системі забору крові, що дозволить оптимізувати преаналітичний етап підготовки дослідження та мінімізувати людський фактор впливу на результат.

Розділ 2. РОЗРОБКА МОДУЛЯ БІОМЕТРИЧНОЇ ІДЕНТИФІКАЦІЇ ДЛЯ АВТОМАТИЗОВАНОЇ СИСТЕМИ ЗАБОРУ КРОВІ

2.1. Розробка структурно функціональної схеми роботи автоматизованої системи забору крові з біометричною ідентифікацією

В роботі [28] було запропоновано розробку автоматизованої системи (АС) для забору крові з біометричною ідентифікацією (рис.2.1), яка забезпечує захист від свідомих помилок таких як фальсифікація даних та не свідомих помилок (автоматичних), що пов'язані з людським фактором (ЛФ) та організацією процесу на кожному етапі процедури. Дані які найчастіше підпадають під помилки це:

- тип дослідження зразка;
- взяття біологічного зразка в декілька пробірок;
- прізвище особи пацієнта з метою використання результатів дослідження іншою особою;
- маркування штативів а не пробірок;
- використання пробірок з порушенням дати зберігання;
- взяття крові іншої особи після запису та маркування пробірки;
- порушення техніки забору біологічного зразка (невідповідність вакуумних пробірок, недостатній обсяг крові)
- заміна досліджуваної речовини в маркірованих пробірках.

Запропонована АС для забору крові з біометричною ідентифікацією дозволить мінімізувати людський фактор та знизити вище перераховані помилки до мінімуму. АС складається з блоків (живлення, обробки та керування), модулів (фіксації кисті, ідентифікації та присутності людини, проколу шкіри, забору матеріалу та індикації відібраної рідини) та систем автоматичного пломбування зразка та машинного зчитування.

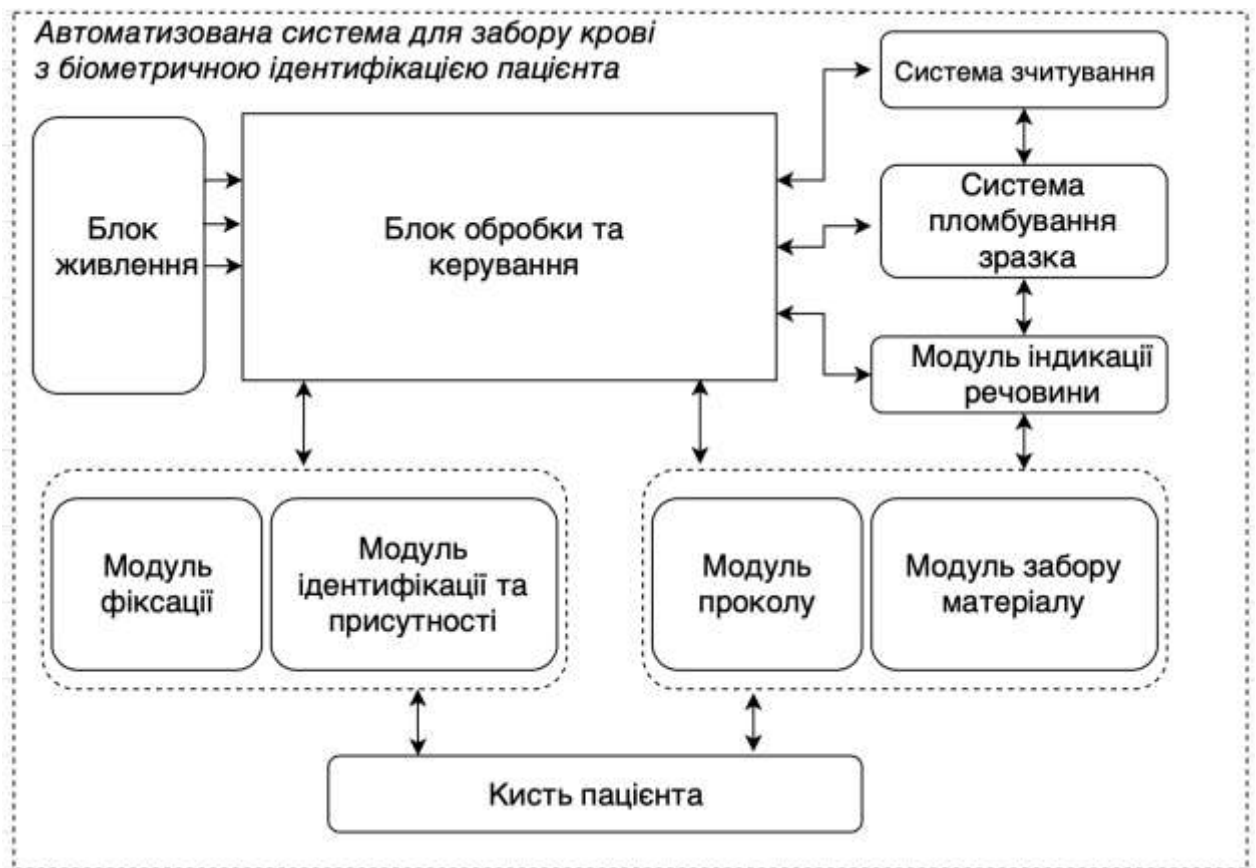


Рис.2.1 Структурна схема автоматизованої системи для забору крові

Розроблена АС для забору крові працює наступним чином: кисть людини встановлюється у систему сканування після чого відбувається фіксація магнітними замками кришки так, щоб під час проведення процедури не було можливості замінити на іншу руку. Далі модуль ідентифікації та присутності встановлює особистість пацієнта і записує персональні дані до файлу дослідження. Важливою умовою є постійний моніторинг присутності людини, при ідентифікації системи, щоб запобігти фальсифікації методом підміни пальця чи його відбитку. Далі завдяки системі позиціонування відбувається перфорація шкіри та забір біологічного зразка. Модуль індикації речовини фіксує необхідний об'єм після та сигналізує системі про завершення процедури та відбувається початок пломбування зразка, який забезпечу герметичний захист пробірки. За допомогою системи зчитування відбувається фіксація штрих-коду на пробірці та запис даних до файлу

проведення процедури пацієнта. Пробірка готова до транспортування в лабораторію.

В магістерській дисертації було запропоновано реалізувати роботу модуля біометричної ідентифікації та модуля моніторингу присутності шляхом використання біологічного сигналу роботи серця людини. Це дозволить для даної задачі використовувати один модуль.

2.2. Вибір елементної бази для реалізації модуля ідентифікації та присутності

2.2.1. Пульсометричний датчик для реєстрації ФПГ

Для реалізації модуля ідентифікації та присутності пацієнта можливо використати пульсоксиметричний датчик MAX32664 (рис.2.2), що має невеликий розмір для розташування в АС забору крові. Даний датчик є частиною сімейства датчиків із вбудованою прошивкою та алгоритмами для розрахунку, що забезпечує легку функціональність сенсора, яка включає в себе взаємодію з оптичними сенсорними рішеннями Maxim та передачу зовнішніх або обчислених даних назовні світ [29].

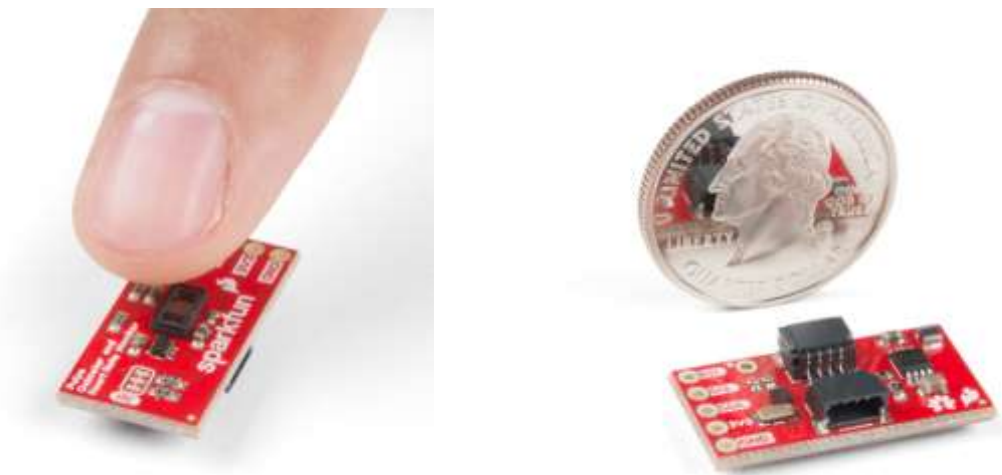


Рис.2.2 Загальний вигляд пульсоксиметричного датчику MAX32664 [29]

Це досягається при дотриманні загальної системи енергоспоживання в модулі. Інтерфейси сімейства пристроїв на вхід мікроконтролера через підлеглий тактовий режим реального часу 32,768 кГц.

Існують декілька алгоритм серцебиття пальців (версія А) MAX32664 зв'язуються з MAX30101 / MAX30102 через I2C для визначення частоти серцевих скорочень та насичення крові киснем (SpO₂), що зображено на рис.2.3. Вбудований алгоритм використовує цифрову фільтрацію, компенсація тиску / положення, вдосконалене виявлення R-хвиль та автоматичний контроль посилення для визначення серця швидкість ударів в хвилину при мінімізації потужності.

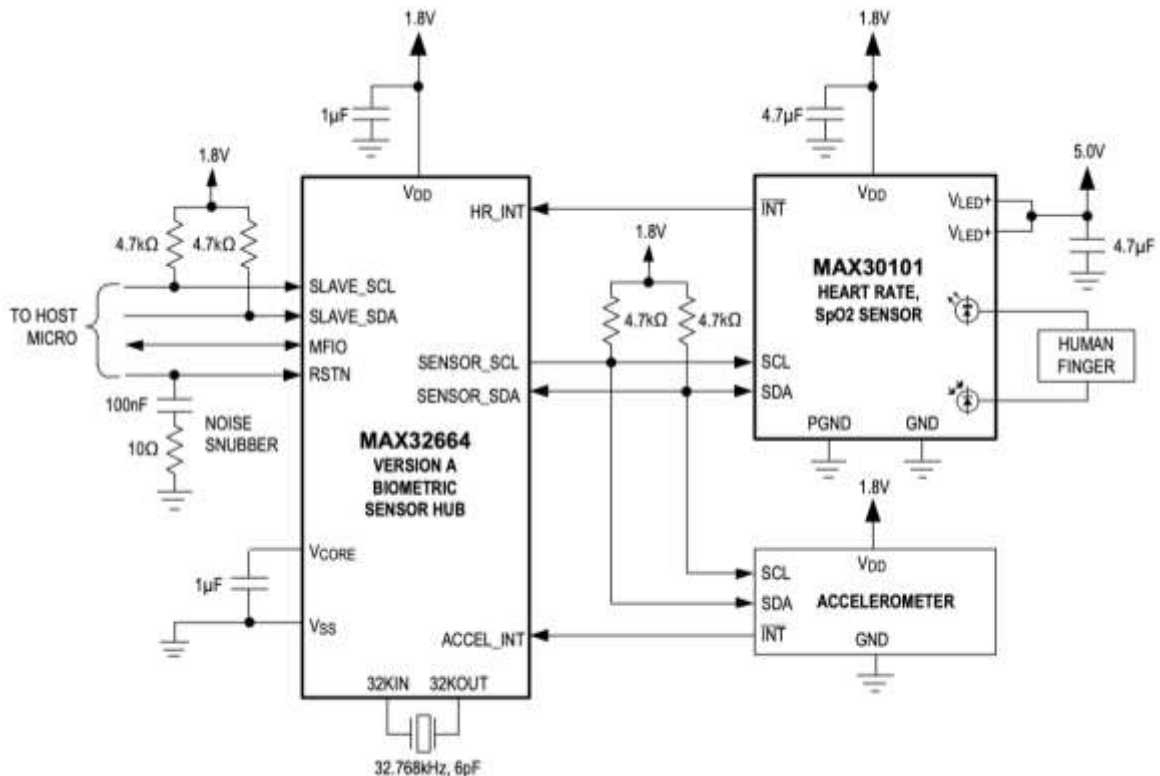


Рис.2.3 Електрична схема серії MAX32664 для монітору серцевого ритму та SpO₂ MAX32 [30]

Також максимальна комплектація сенсорів Maxim має вбудовану датчики відхилення світла для мінімізації фонового шуму. Результати SpO₂ повідомляється як відсоток насиченого гемоглобін з киснем. Значення калібрування для конфігурації SpO₂ слід визначати під час використання кінцевого продукту.

Алгоритм серцевого ритму для визначені на зап'ясті (версія В) MAX32664 (рис.2.4) Версія В споріднена з MAX86140 / MAX86141 через SPI для виконання вимірювань пульсу на зап'ясті. Вбудований алгоритм використовує цифрову фільтрацію, компенсацію відстані / руху та розширене виявлення R-хвиль для визначення частоти пульсу в пульсації в хвилину.

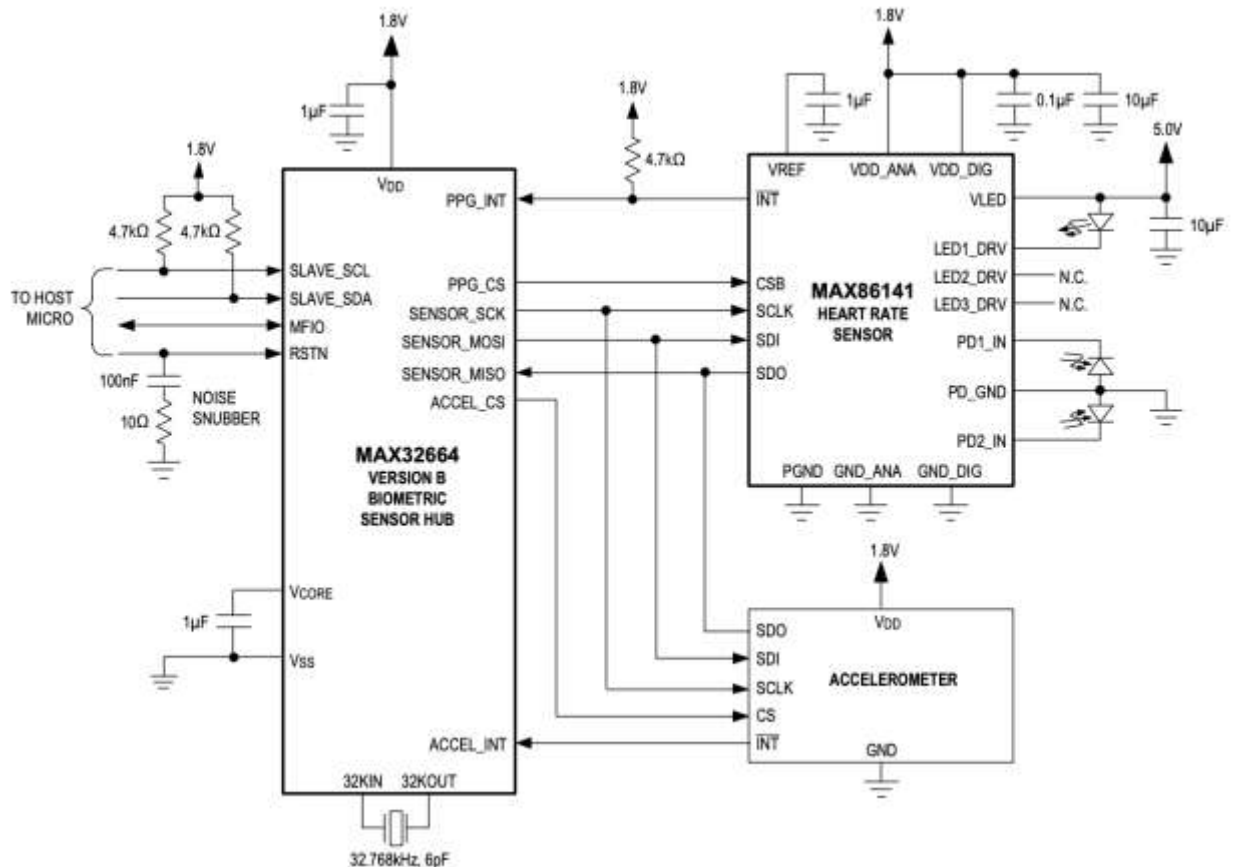


Рис.2.4. Рис.2.3 Електрична схема серії MAX32664 (версія В) для монітору серцевого ритму та SpO2 [30]

Використання електроенергії зведено до мінімуму за допомогою автоматичного регулювання посилення потужності. Крім того, до датчику вбудована апаратура сенсорів забезпечує додаткові функції наприклад, відхилення світла від навколишнього середовища, вищий сигнал-шум (SNR) співвідношення та зовнішні світлодіоди для оптимального розміщення.

Частота серцевих скорочень, алгоритм SpO2 (версія C) MAX32664 зображено на рис. 2.5 та поєднано з MAX86141 через SPI для виконання частоти серцевих скорочень на зап'ясті вимірювання рівня насичення киснем крові (SpO2). Даний вбудований алгоритм використовує цифрову фільтрацію, відстань / рух компенсації та розширене виявлення R-хвиль для визначення частоти пульсу в ударах в хвилину. Енергоспоживання є мінімізовано з автоматичним контролем посилення потужності. Результати SpO2 повідомляються як відсоток гемоглоглобіну.

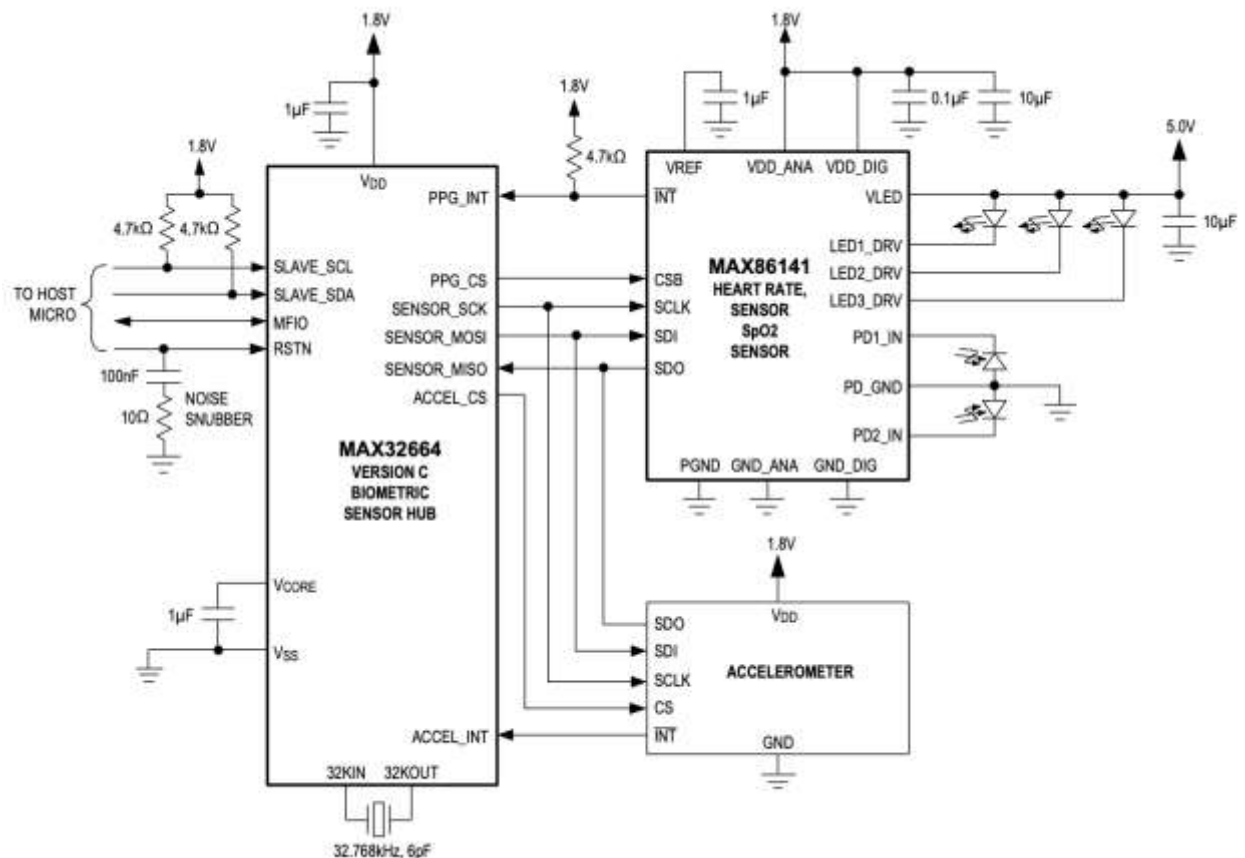


Рис.2.5. Електрична схема серії MAX32664 (версія C) для монітору серцевого ритму та SpO2 [30]

Значення калібрування для конфігурації SpO2 слід визначати під час використання датчику. Крім того, сенсор Maxim Integrated апаратне забезпечення забезпечує додаткові функції, такі як навколишнє середовище відхилення світла, більш високе співвідношення сигнал / шум (SNR) та зовнішні світлодіоди для оптимального розміщення, серцебиття, SpO2.

Алгоритм артеріального тиску (версія D) MAX32664 поєднаний з MAX30101 / MAX30102 через I2C для виконання частоти серцевих скорочень та насичення крові киснем (SpO_2) моніторингу (рис.2.6). Вбудований алгоритм використовує цифрову фільтрацію, компенсацію тиску / положення, розширену R-хвилю виявлення та автоматичний контроль посилення для визначення частоти серцебиття в ударах в хвилину, мінімізуючи потужність.

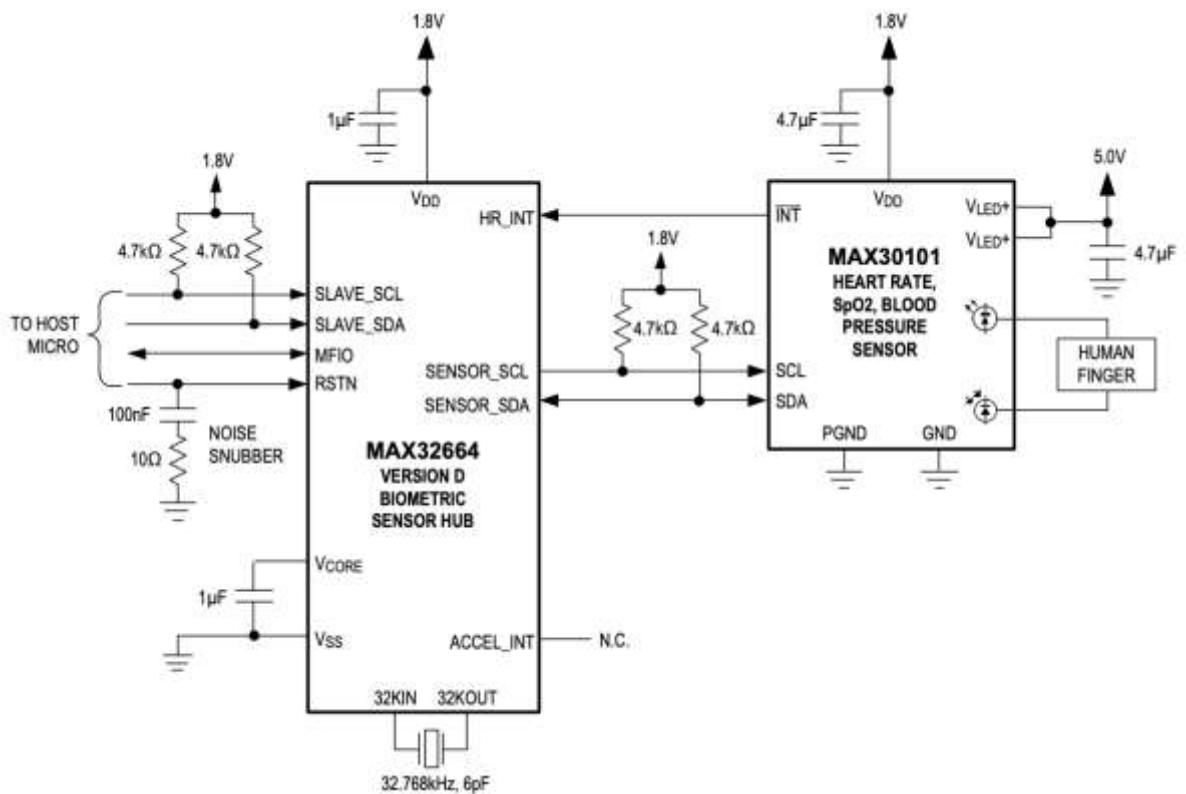


Рис.2.6. Електрична схема серії MAX32664 (версія В) для монітору серцевого ритму та SpO_2 [30]

Також вбудований апаратний апарат датчиків Maxim відхилення навколишнього світла для мінімізації фонового шуму. Результати SpO_2 повідомляються як відсоток гемоглобіну тобто насичений киснем. Значення калібрування під час використання слід визначити конфігурацію SpO_2 як кінцевого продукту.

2.2.2 Датчик для одночасної реєстрації фотоплетизмограми та електрокардіограми

Для фіксування електричного сигналу серця та фотоплетизмограми використовуємо MAX86150, що показано на рис. 2.8. використовують біопотенційний датчик, який дає одночасно вибірку фотоплетизмограми (ФПГ) та електрокардіограми (ЕКГ). За даними клінічних досліджень, ми можемо виміряти ФПГ (час передачі імпульсу), який є показником нашого артеріального тиску за допомогою ЕКГ та ФПГ хвиль.

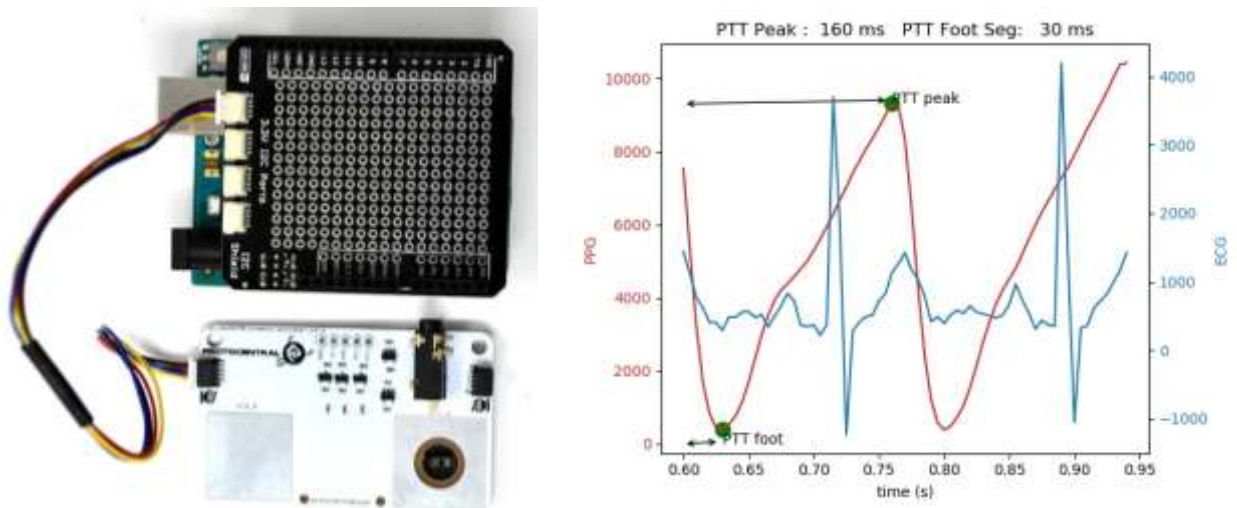


Рис.2.8. Загальний вигляд датчику MAX86150 та результат дослідження [31]

2.3. Засоби для проведення експерименту

Для досягнення поставленої задачі в магістерській роботі використовувався стенд для медичних досліджень KL-720, який дозволяє на основі принципів проектування спеціальних електричних схем для вимірювання фізичних біологічних параметрів отримати необхідні сигнали для подальшої обробки.

Стенд складається з основного модуля KL-72001, який живить експериментальні і відображає поточні помазанки датчиків при проведенні експериментів.

Головний модуль складається з основних компонентів: генератору сигналів (синусоїдальної, прямокутної та трикутної форми), інтерфейсу RS-

232С для підключення персонального комп'ютера, РК дисплеєм, індикатору вибору датчика.

Дослідження проводилось на модулях 75001 (Зняття електрокардіограми) та 75006 (вимірювання фотоплетизмограми).

2.3.1 Модуль для зняття ЕКГ

Модуль для зняття ЕКГ, що представлений на рис. 2.9 служить для вивчення явища виникнення електричних потенціалів при скороченнях серця, та використовує 6 відведень від кінцівок для зняття електрокардіограми.

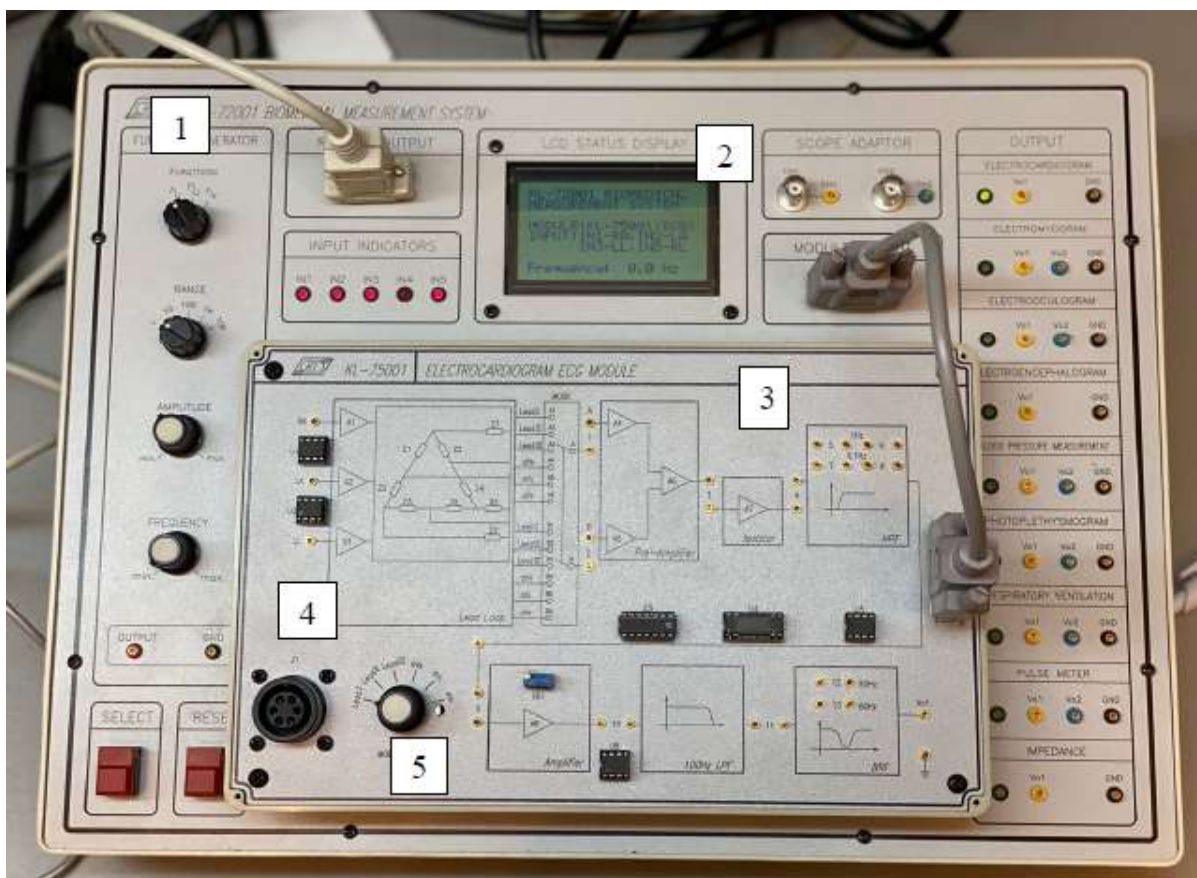


Рис.2.9. Загальний вигляд системи для зняття ЕКГ: 1 – головний модуль KL-72001; 2 – дисплей; 3 – модуль 75001 для вимірювання ЕКГ; 4 – роз'єм для підключення електродів; 5 – перемикач між відведенням.

Дана схема реалізована у вигляді одноканального електрокардіографу з можливістю знімання 6-ти сигналів ЕКГ (Lead I, Lead II, Lead III, aVR, aVL, aVF). Сигнал ЕКГ знаходиться в діапазоні частот 0,1 до 100 Гц а максимальна амплітуда 1 мВ.

Вимірювальний контур ЕКГ представлений на рис.2.10 де натільні електроди, розміщуються в чотирьох точках (права рука, ліва рука, права нога, ліва нога) та реєструють слабкі та змінні в часі потенціали. Схема вибору відведення складається з ланцюгу повторювача напруги, який слугує для узгодження імпедансу між електродами і шкірою та підсилює чутливість вимірювань [32].

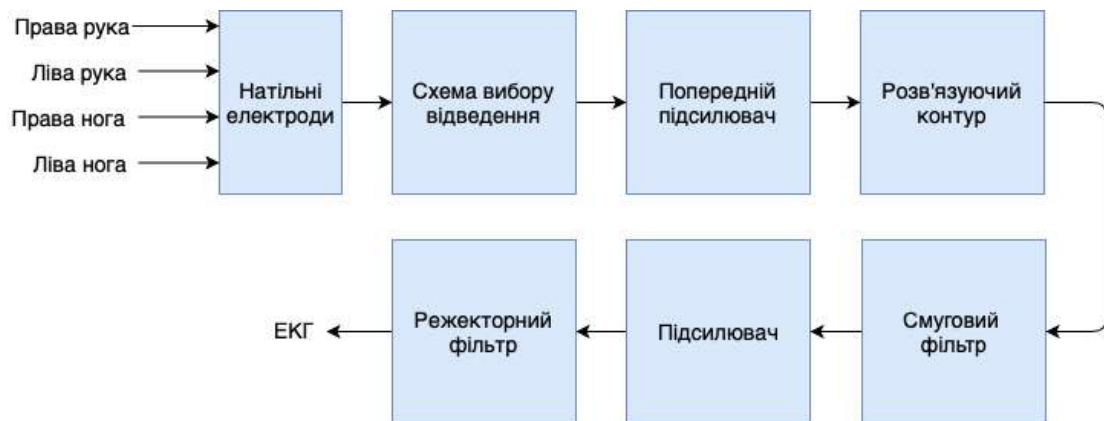


Рис.2.10 Блок-схема вимірювального контуру ЕКГ з чотирьох точок

Схема вибору відведення може бути виконана у вигляді трикутника, що показано на рис 2.11

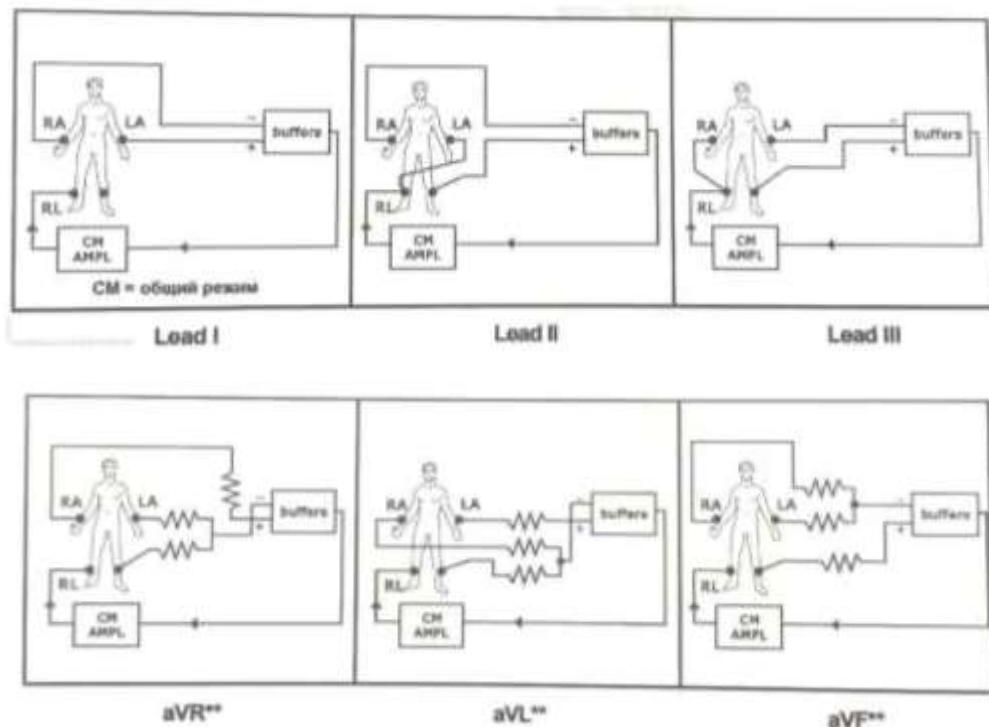


Рис.2.11 Схема відведення сигналів ЕКГ (Lead I, Lead II, Lead III, aVR, aVL, aVF) [32]

Підсилювач має коефіцієнт підсилення 100, що застосований до попереднього підсилювача для отримання уніполярного сигналу від вектору ЕКГ. Ізоляція сигналу і лінії джерела живлення забезпечується розв'язуючим контуром. Пропускання смугового фільтру дорівнює 0,1 – 100 Гц, коефіцієнт підсилення підсилювача – 10, частота режекторного фільтру 50 (60) Гц [32].

2.3.2 Модуль для виміру ФПГ

Модуль для виміру ФПГ, що представлений на рис. 2.12 служить для вивчення методів зняття і проектування електричних схем на основі оптопарі інфрачервоного діапазону для визначення обсягу наповнення кров'ю капілярних судин.

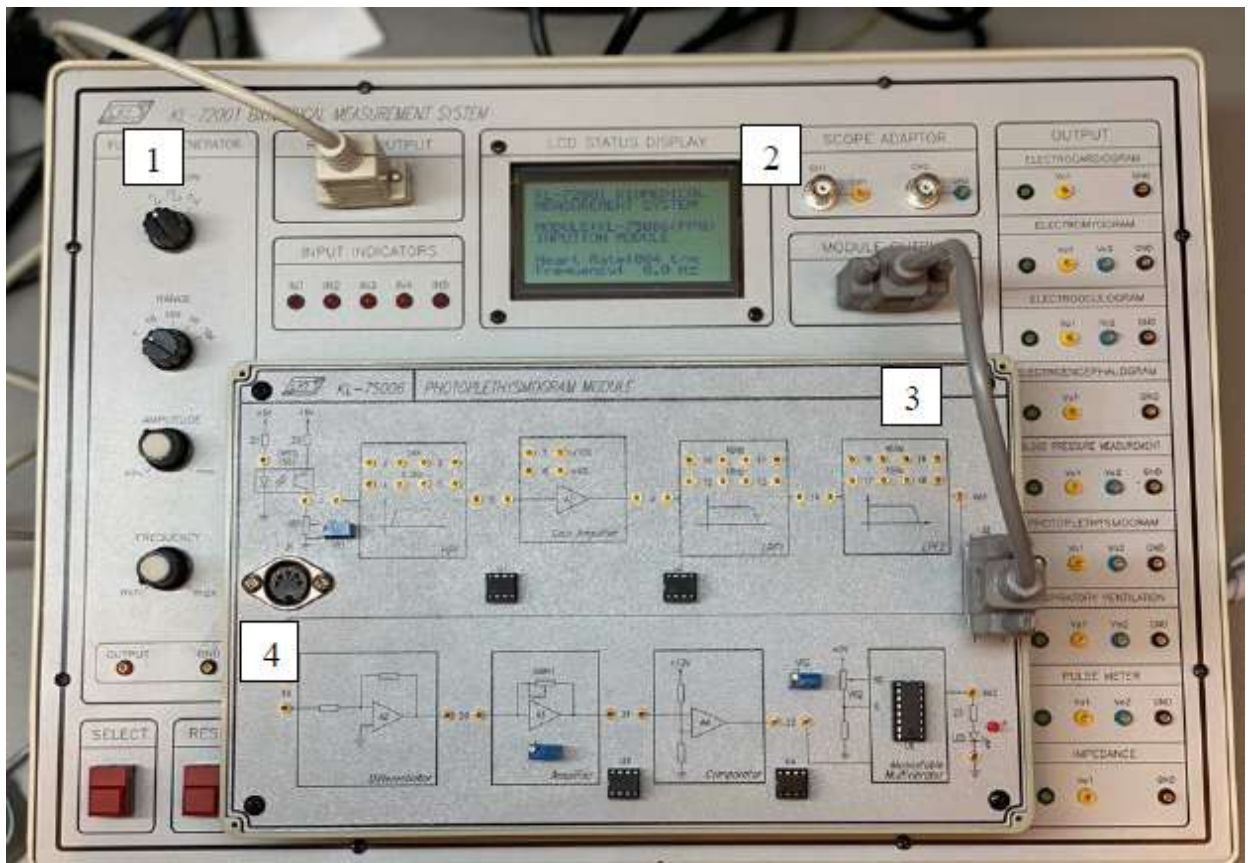


Рис.2.12. Загальний вигляд системи для виміру ФПГ: 1 – головний модуль KL-72001; 2 – дисплей; 3 – модуль 75006 для вимірювання ФПГ; 4 – роз'єм для підключення оптичного датчика

Вимірювальний контур ФПГ представлений на рис.2.13. Коли об'єкт дослідження (палець людини) дотикається до датчика, змінюється

інтенсивність відбитого інфрачервоного світла відповідно до ступені насиченості досліджуваної ділянки кровеносної судини. Отриманий сигнал містить в собі дуже зашумлену інформацію, через що подальша біомедична діагностика неможлива, саме тому доцільним є використання високочастотного фільтру Баттерворта. Такий фільтр видаляє шуми створенні тремтінням пальця пацієнта та загального зміщення напруги постійного струму установки [24].

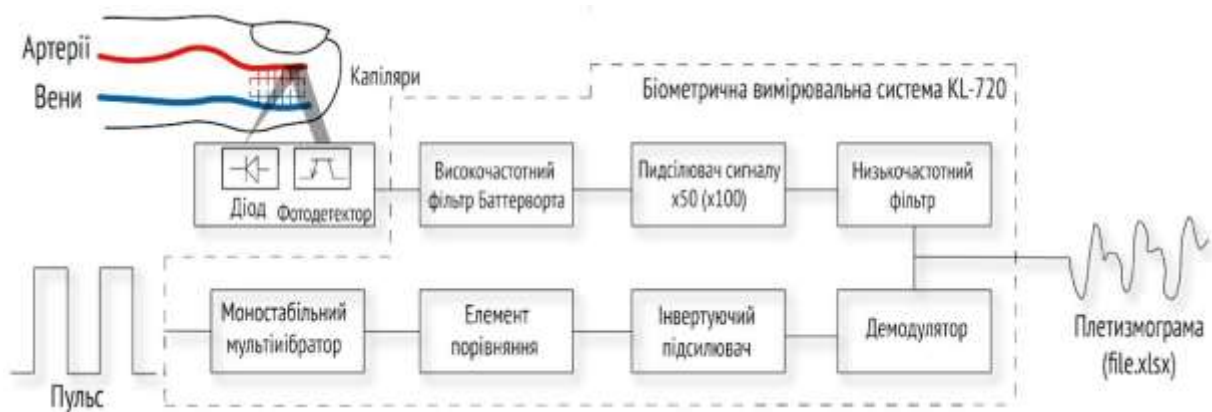


Рис.2.13 Блок-схема вимірювального контуру ФПГ

Наступний етап обробки інформації полягає в підсиленні сигналу на основі ОПЗА з коефіцієнтом підсилення 50, 100, метою використання якого є підсилення сигналу для подальшої фільтрації 4-х діапазонним низькочастотним фільтром. Низькочастотний фільтр утворений послідовним з'єднання двох 2-діапазонних фільтрів Баттерворта, метою використання яких є зменшення високочастотних шумів джерела живлення KL-720 та залишкового освітлення флуоресцентних ламп, що можуть розміщуватись в лабораторії. На даному етапі отримується допустима форма, яка відповідає сигналу фотоплетизмограми, та записується через СОМ-порт персонального комп'ютеру в файл розширення «.xlsx». Подальші модулі використовуються для перетворення сигналу щоб виділити з нього сигнал пульсу серця людини у вигляді прямокутних імпульсів моностабільного мультивібратору [24].

Висновки до розділу 2

В даному розділі магістерської дисертації для біометричної ідентифікації людини в автоматизованій системі аналізу крові була розроблена структурно-функціональна схема роботи, що містить модуль ідентифікації та моніторингу присутності людини, модулем перфорації, модулю індикації крові, блоку керування, системи пломбування та фіксування штрих-коду до карти пацієнта. Для поєднання модулю присутності та ідентифікації людини було обрано дослідження біологічного сигналу ЕКГ та ФПГ. Проведено вибір елементної бази, блоків та параметрів для реалізації модулю. Для проведення дослідження біологічного сигналу застосовувалась біомедична вимірювальна система KL-720 з модулем реєстрації ЕКГ (KL-75001) та запису ФПГ (KL-75006). Наступним етапом є проведення обробки, фільтрації та аналізу отриманого сигналу.

Розділ 3. ОБРОБКА РЕЗУЛЬТАТІВ ЕКСПЕРЕМЕНТУ ТА АНАЛІЗ БІОМЕТРИЧНОЇ ІДЕНТИФІКАЦІЇ ЗА ДОПОМОГОЮ ЕКГ ТА ФПГ

3.1. Загальні принципи та стадії біометричної ідентифікації

Фальсифікація біометричних даних для отримання інформації та контролю це складний процес, який можливий при спеціальній підготовці і особливого технічного супроводу. Для вилучення можливості підміни характеристик запропоновано використовувати динамічні методи біометричної ідентифікації такі як сигнал електричної активності серця (ЕКГ) та роботи серцево-судинної системи (ФПГ). Так як робота серця кожної людини унікальна, то існує можливість використання дані сигнали як біометричні параметри в різних системах ідентифікації з високим ступенем захисту. Також великою перевагою розробки даних методів є дешевизна засобів реєстрації сигналу та можливість відслідковування в часовому проміжку.

Процес біометричної ідентифікації можна умовно розділити на наступні стадії:

- збір вихідних даних;
- попередня обробка сигналу (фільтрація і т. д.);
- витяг характерних ознак, їх обробка і створення шаблону;
- порівняння співпадіння шаблону з базою даних сформованих шаблонів;
- розробка алгоритму процесу ідентифікації.

Найважча проблема при біометричній ідентифікації сигналу є виділення ознак, які характеризують об'єкт (амплітуда, кути нахилу, вертикальні і горизонтальні складові сегментів сигналу).

3.2. Біометрична ідентифікація електрокардіограми

3.2.1. Опис методики експерименту

Для отримання ЕКГ використовувався навчальний стенд для вивчення біомедичних вимірювань KL-72001. До даного стенду можливе підключення 9 модулів, один з яких KL-75001 - модуль зняття електрокардіограми. Даний модуль використовує 6 відведень від кінцівок для зняття електрокардіограми та служить для вивчення явища виникнення електричних потенціалів при скороченнях серця. У дослідженні використовували перше відведення, за яким чітко можна виявити необхідні зубці й періоди електричної активності серця. Для проведення аналізу ЕКГ сигнал фіксувався в один і той же час доби з однаковими умовами у особи чоловічої статі, вікова група 20-25 роки.

В таблиці 3.1. представлено базу даних в яку внесено значення отриманого вольтажу кожного відліку.

Таблиця 3.1. Значення отриманих імпульсних хвиль

	Номер експерименту									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Амплітуда, мВ	-0,96	-0,64	-2,64	-2,08	-2,16	-2,88	-1,04	-0,8	-1,6	-2,08
	-0,72	-0,48	-2,48	-1,6	-2,16	-2,48	-0,96	-0,56	-1,36	-1,6
	-0,72	-0,24	-2,32	-1,36	-1,68	-1,92	-1,44	-0,24	-1,2	-1,36
	-0,4	-0,24	-1,92	-1,04	-1,44	-1,44	-2,08	-0,16	-0,8	-1,04
	-0,4	-0,16	-1,68	-0,88	-1,2	-1,12	-2,24	-0,16	-0,64	-0,88
	-0,32	-0,16	-1,36	-0,64	-1,04	-0,88	-2,16	-0,24	-0,48	-0,64
	-0,24	-0,24	-1,12	-0,48	-0,8	-0,48	-1,92	-0,4	-0,4	-0,48
	-0,4	-0,08	-1,04	-0,32	-0,88	-0,32	-1,76	-0,16	-0,32	-0,32
	-0,16	-0,24	-0,88	-0,16	-0,96	-0,16	-1,52	-0,4	-0,08	-0,16
	-0,08	-0,16	-0,8	0	-1,04	0,08	-1,2	-0,4	0	0
	0,48	-0,16	-0,72	0,16	-0,96	0,4	-0,8	-0,72	0,08	0,16
	0,16	-0,16	-0,56	0,16	-0,96	0,56	-0,24	-0,64	0,08	0,16
	0,56	-0,08	-0,4	0,32	-0,72	0,72	0,08	-0,88	0,16	0,32
	0,56	-0,16	-0,24	0,24	-0,8	0,8	-0,16	-0,56	-0,08	0,24
	0,56	-0,24	-0,08	0,4	-0,56	0,88	-0,08	-0,16	-0,08	0,4
	0,56	-0,16	0	0,4	-0,48	0,88	0	-0,72	-0,08	0,4
	0,72	-0,16	0,16	0,48	-0,32	0,8	-0,4	-1,04	0	0,48
	1,04	0	0,32	0,8	-0,16	0,8	3,52	-1,6	0,32	0,8
	0,4	0	0,32	0,88	0	0,56	5,76	-1,68	0	0,88
	0,08	0,08	0,96	0,48	0,08	0,48	-1,2	-1,92	-0,64	0,48

В результаті вимірювання біоелектричних процесів в міокарді за допомогою електрокардіографа і записи сигналу в цифровий вигляд, при побудові ми зіткнулися з низкою проблем, таких як низькочастотний дрейф, шум і т.д, то для аналізу вибирається ділянку з найменшим впливом перешкод, виділяємо досліджені ділянки і проводимо фільтрацію сигналу [15].

При побудові вибраних ділянок спостережені протягом десяти днів отримуємо рис.3.1.

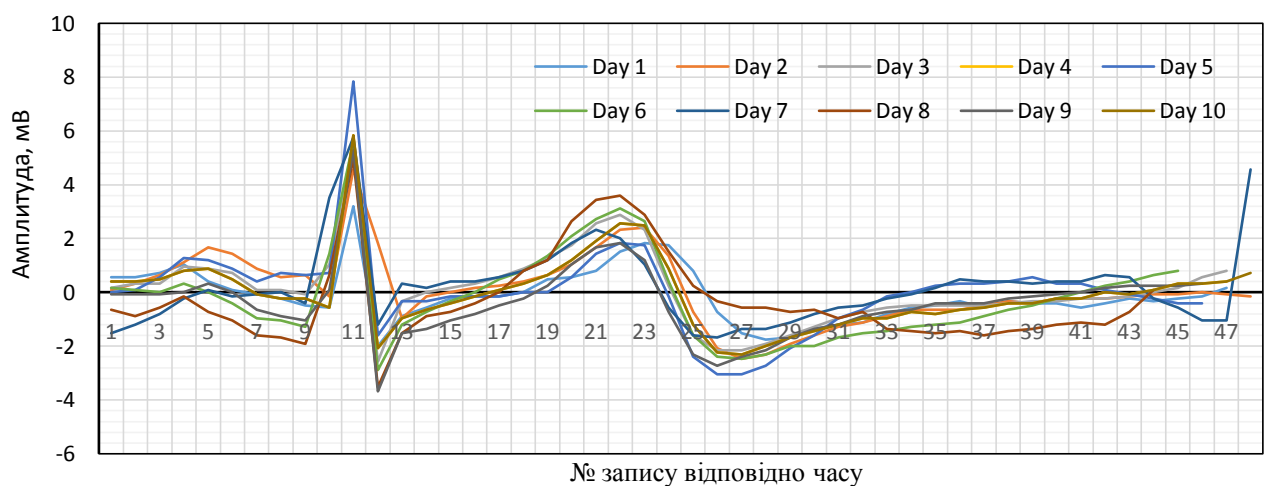


Рис.3.1 Графік еталонних ЕКГ кривих однієї людини для кожного експерименту

3.2.2. Фільтрація сигналу та обробка даних

Виділивши досліджувані ділянки ЕКГ необхідно провести цифрове фільтрування сигналу для подальшої обробки. Так як характерні ознаки ЕКГ можуть бути не ідентифіковані через шуми необхідно використовувати кілька методів фільтрації.

Для первинної фільтрації використовуємо Z-масштабування даних (таблиця 3.2) на основі середнього значення і стандартного відхилення: розподіл різниці між змінною і середнім значенням на стандартне відхилення.

Стандартизація (або нормалізація Z-масштабування) - поширена методика попередньої обробки у багатьох програмах машинного навчання,

так як в результаті даного методу відбувається масштабування значення кожної функції, так що вони мають властивості стандартного нормального розподілу (нульове значення та дисперсія дорівнюють одиниці). Нормалізація Z-масштабування може бути здійснена шляхом знаходження стандартних параметрів (z-бали) кожної функції за формулою:

$$z_i = \frac{x_i - \mu_i}{\sigma_i}$$

де x_i - функція кожного значення, μ_i - середнє значення, σ_i - середньоквадратичне відхилення.

Таблиця 3.2 Результати Z-масштабування

No	Напруга без Z-масштабування, мВ	Напруга з Z-масштабування, мВ	No	Напруга без Z-масштабування, мВ	Напруга з Z-масштабування, мВ
1	-2,08	-1,490960982	11	0,16	0,089178975
2	-1,6	-1,152359563	12	0,16	0,089178975
3	-1,36	-0,983058853	13	0,32	0,202046114
4	-1,04	-0,757324574	14	0,24	0,145612545
5	-0,88	-0,644457434	15	0,4	0,258479684
6	-0,64	-0,475156724	16	0,4	0,258479684
7	-0,48	-0,362289584	17	0,48	0,314913254
8	-0,32	-0,249422445	18	0,8	0,540647534
9	-0,16	-0,136555305	19	0,88	0,597081104
10	0	-0,023688165	20	0,48	0,314913254

Графічний результат фільтрації представлено на рис.3.2.

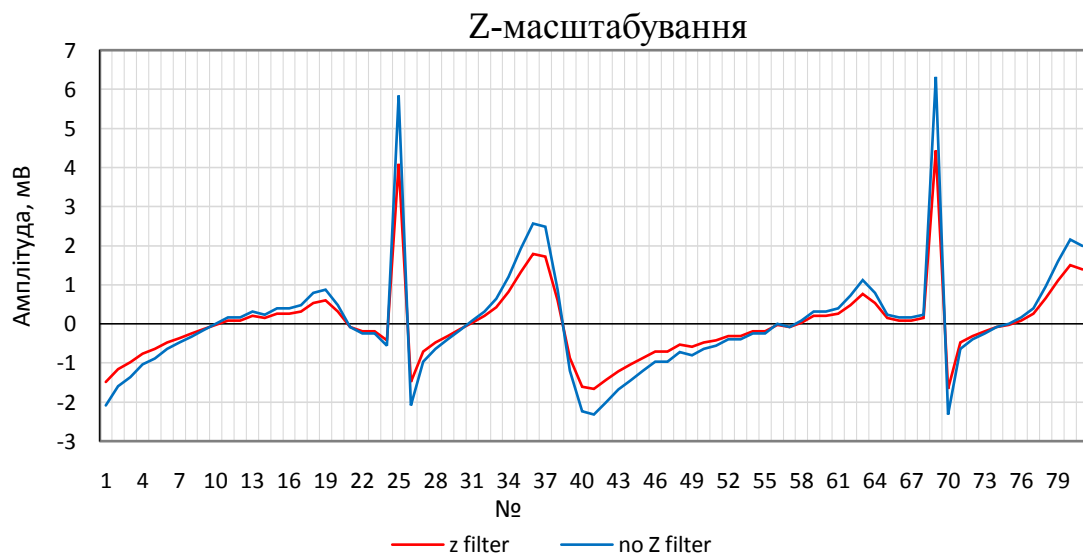


Рис.3.2. Z-масштабування ЕКГ

Після нормування можна приступати до фільтрації сигналу від шумів. Всі шуми властиві електрокардіограмі можна розділити на три групи [22, 33]:

- Низькочастотний шум (менше 1 Гц) - «блукання» базової лінії, викликане диханням, потовиділенням, рухом досліджуваного.
- Вплив частоти живлення (50 Гц) - погане заземлення ЕКГ.
- Високочастотний шум - шум окремого серцебиття.

Для видалення таких шумів використовуємо ФВЧ Баттерворда. Перевагою такого фільтра є максимально гладка АЧХ на частотах смуги пропускання і її зниження практично до нуля на частотах смуги придушення. Фільтр Баттерворта - єдиний з фільтрів, що зберігає форму АЧХ для більш високих порядків [22]. За допомогою програми Matlab створюємо код для фільтрації вихідного сигналу ЕКГ (рис.3.3). Результати застосування фільтра показано на рис. 3.3.

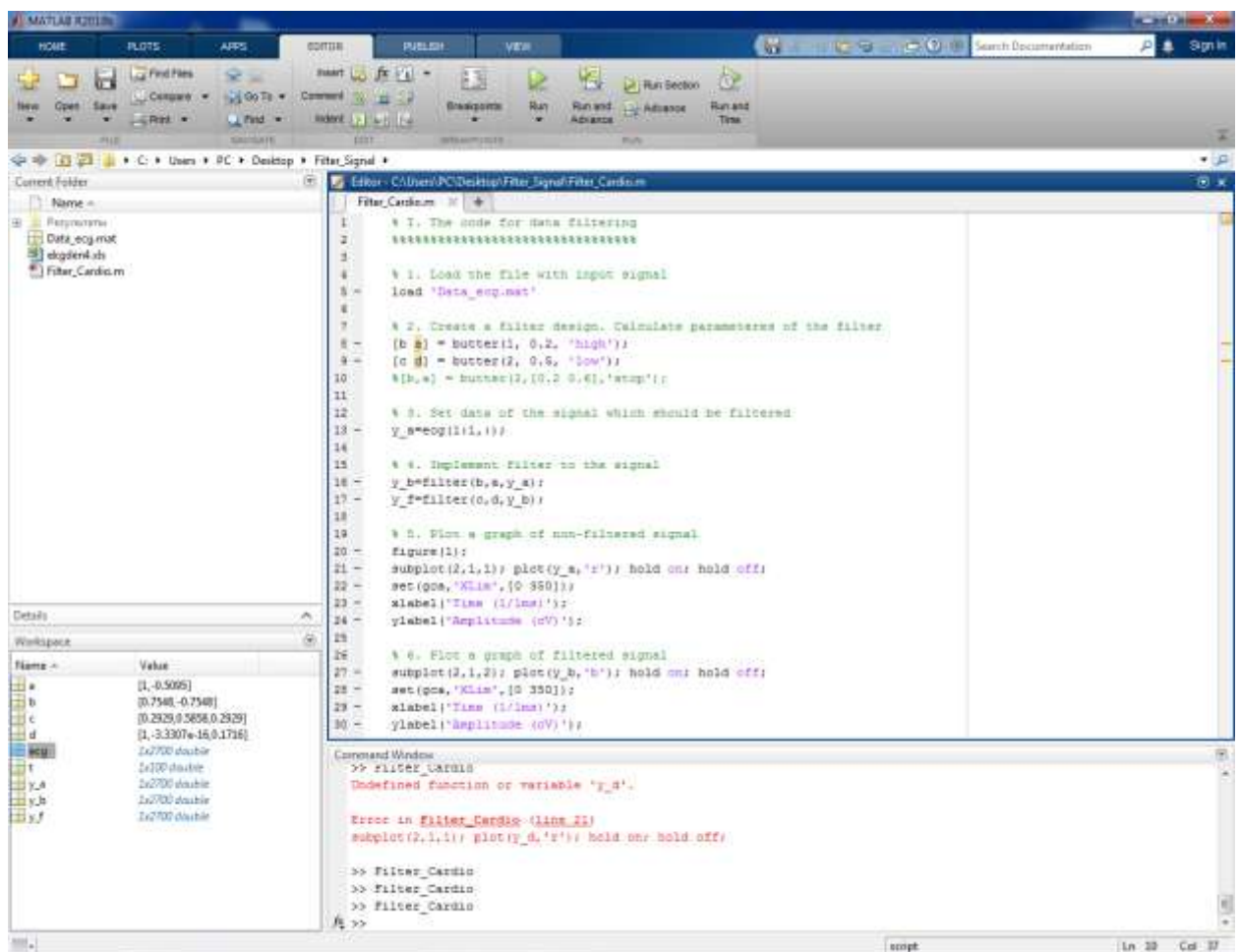


Рис.3.3 Вікно програми Matlab з робочим кодом фільтрації сигналу ЕКГ

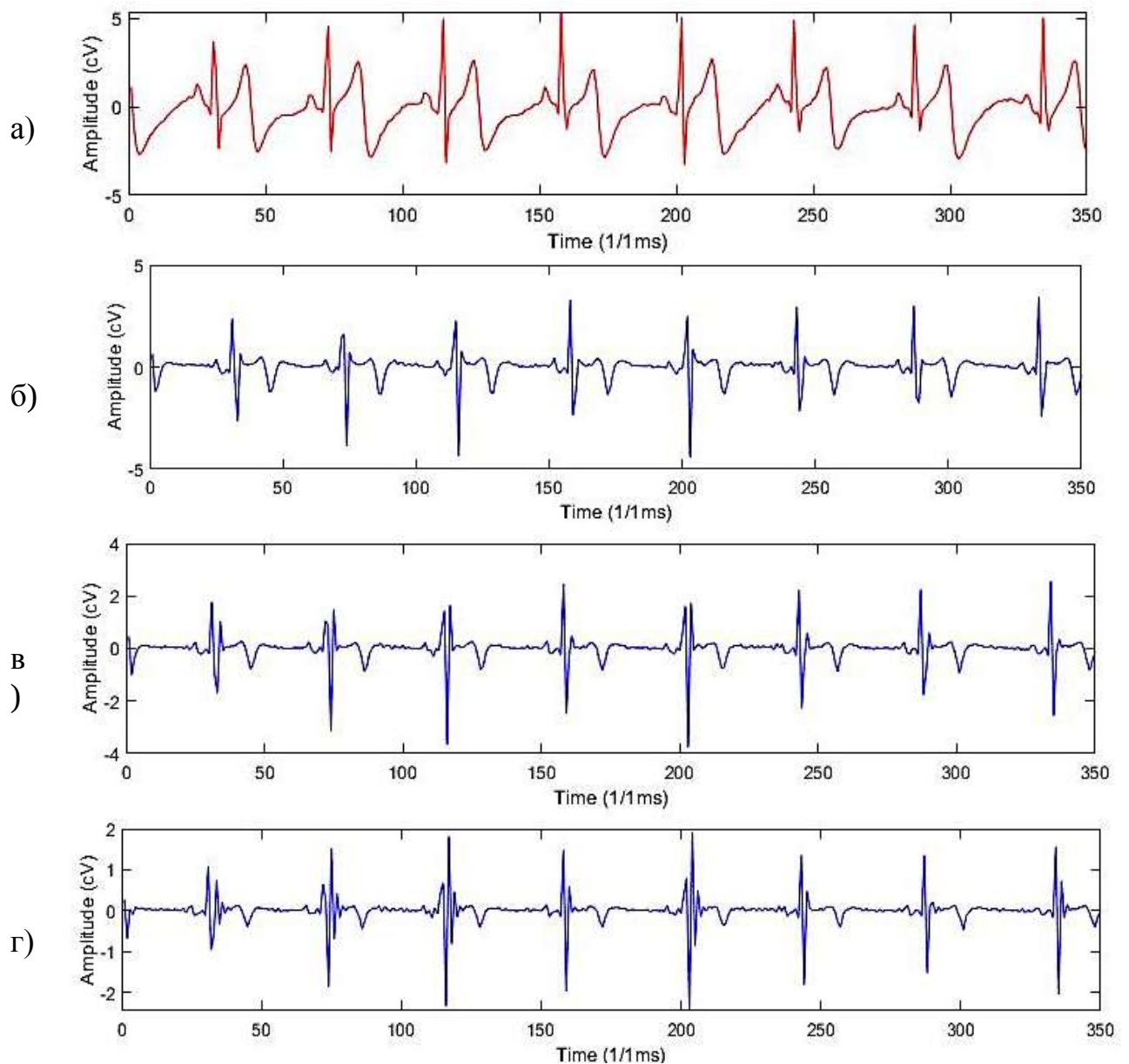


Рис.3.4. Використання ФВЧ Баттерворда для ЕКГ: а) початковий сигнал; б) фільтр першого порядку з частотою 0,4; в) фільтр першого порядку з частотою 0,6; б) фільтр першого порядку з частотою 0,8

Також було запропоновано фільтрацію сигналу одночасно двома фільтрами Баттерворда (високочастотним фільтром першого порядку та низькочастотним фільтром другого порядку). Як видно з частотної характеристики всі перешкоди нижче частоти 100Гц частково не були пропущені для подальшого аналізу.

3.2.3 Розробка структурної схеми біометричної ідентифікації за допомогою електрокардіограми

В якості основи для аналізу взяли 30 параметрів, що характеризують форму сигналу ЕКГ. Використавши кореляційний аналіз скоротили параметри і виділили самі індивідуальні ознаки, які складаються з 8-ми комбінованих змінних, що описують один імпульс ЕКГ. Для біометричної ідентифікації особистості використовували метод формального незалежного моделювання аналогій по класів, який дозволив працювати з великою кількістю параметрів класифікуючи дані. Запропоновано структурну схему алгоритму проведення біометричної ідентифікацій (рис.3.5) з аналізом обробки електричного сигналу роботи серця.

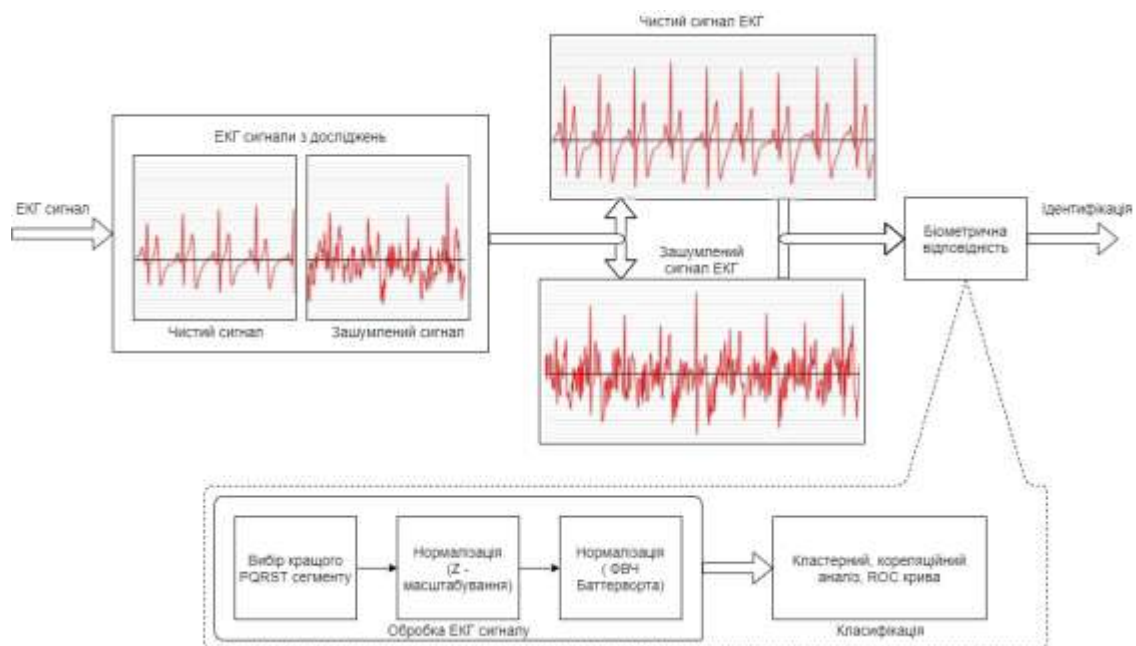


Рис.3.5 Структурний алгоритм біометричної ідентифікації за сигналом ЕКГ

Метод головних компонент є методом зниження розмірності або стиснення даних, що дає змогу переходу від великої кількості змінних до значно меншої розмірності без втрати важливих даних, що описують вибірку. Після побудови показників ЕКГ головних компонент в просторі обчислюємо відстань між класами, а також відстань від кожного класу до нового циклу.

На даному етапі задають класифікаційне правило, що далі порівнює наступні сигнали зі збереженим шаблоном.

3.3. Біометрична ідентифікація за фотоплетизмограмою

3.3.1. Опис методики експерименту

Біометричний сигнал ФПГ знятий з організму людини містить індивідуальну інформацію про певну особу (сатурацію, частоту серцевих циклів судинний тонус, стан периферичної гемодинаміки організму). Кількісний та якісний аналіз фотоплетизмограми проводиться за допомогою ряду нормативних значень параметрів пульсової хвилі, за якими безпосередньо може здійснюватися ідентифікація. Точки B1, B2, B3, B4, B5 відфільтрованого сигналу, що показані на рис. 3.6, є основними точками об'ємного пульсу та за допомогою яких визначаються параметри пульсової хвилі [24].

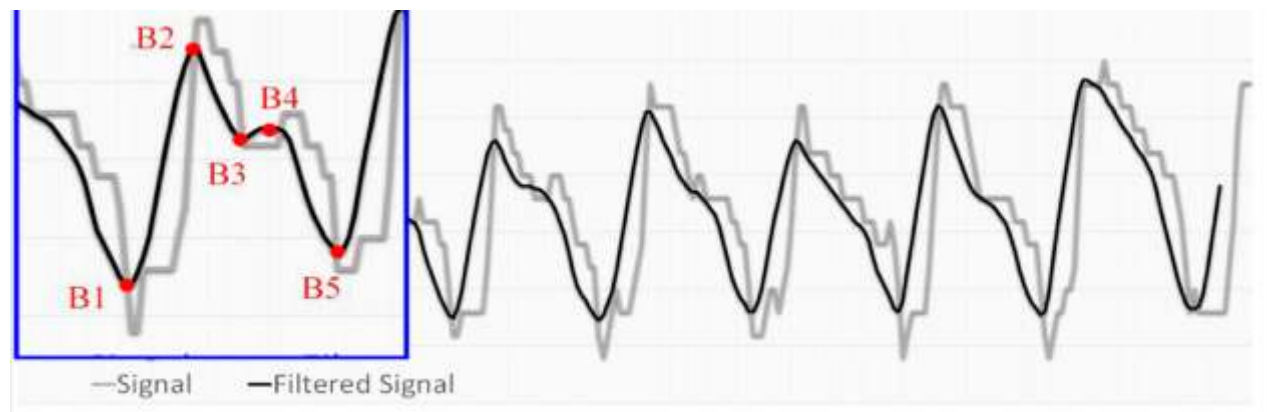


Рис. 3.6. Початковий та відфільтрований сигнали: B1 – початок систолічного періоду, B2 – максимальне розширення судини, B3 – протодіастолічний процес, B4 – діастола, B5 – кінець серцевого циклу.

Для вимірювання ФПГ використовували біомедичну вимірювальну систему KL-720 з чутливим фотосенсором, який представляє собою інфрачервоний світлодіод і приймаючий фототранзистор. Датчик працює в конфігурації спільного колектору. Експеримент проводився з метою виявлення спільних ознак у людини при тривалому спостереженні. Результати представлені в таблиці 3.3.

Таблиця 3.3. Значення точок B1, B2, B3, B4, B5 для кожного експерименту

1	Коефіцієнти розрахунку ФПГ за амплітудою									
	B1	0,17	B2	0,87	B3	0,62	B4	0,56	B5	0,2
	B1	0,24	B2	0,91	B3	0,6	B4	0,55	B5	0,2
2	Коефіцієнти розрахунку ФПГ за амплітудою									
	B1	0,2	B2	0,95	B3	0,65	B4	0,55	B5	0,2
	B1	0,22	B2	0,82	B3	0,5	B4	0,43	B5	0,19
	B1	0,2	B2	0,9	B3	0,49	B4	0,5	B5	0,17
	B1	0,2	B2	0,84	B3	0,49	B4	0,46	B5	0,17
4	Коефіцієнти розрахунку ФПГ за амплітудою									
	B1	0,19	B2	0,87	B3	0,5	B4	0,48	B5	0,15
	B1	0,17	B2	0,89	B3	0,65	B4	0,59	B5	0,15
6	Коефіцієнти розрахунку ФПГ за амплітудою									
	B1	0,24	B2	0,81	B3	0,59	B4	0,51	B5	0,23
	B1	0,23	B2	0,89	B3	0,63	B4	0,63	B5	0,3
	B1	0,31	B2	0,92	B3	0,61	B4	0,57	B5	0,26
	B1	0,26	B2	0,84	B3	0,58	B4	0,55	B5	0,19
	B1	0,24	B2	0,76	B3	0,52	B4	0,49	B5	0,18
7	B1	0,24	B2	0,87	B3	0,67	B4	0,58	B5	0,2
	B1	0,2	B2	0,9	B3	0,55	B4	0,52	B5	0,21
	B1	0,21	B2	0,89	B3	0,55	B4	0,57	B5	0,19
	B1	0,17	B2	0,92	B3	0,58	B4	0,63	B5	0,19
8	B1	0,18	B2	0,88	B3	0,61	B4	0,58	B5	0,2
	B1	0,23	B2	0,79	B3	0,65	B4	0,61	B5	0,27
	B1	0,25	B2	0,9	B3	0,69	B4	0,57	B5	0,26
	B1	0,28	B2	0,94	B3	0,68	B4	0,6	B5	0,25
9	B1	0,28	B2	0,93	B3	0,67	B4	0,6	B5	0,29
	B1	0,27	B2	0,8	B3	0,6	B4	0,56	B5	0,28
	B1	0,25	B2	0,86	B3	0,62	B4	0,6	B5	0,28
	B1	0,3	B2	0,86	B3	0,66	B4	0,57	B5	0,29
	B1	0,3	B2	0,9	B3	0,66	B4	0,59	B5	0,28
	B1	0,25	B2	0,88	B3	0,65	B4	0,58	B5	0,29
10	B1	0,29	B2	0,85	B3	0,69	B4	0,56	B5	0,22
	B1	0,21	B2	0,89	B3	0,61	B4	0,5	B5	0,2
	B1	0,22	B2	0,9	B3	0,59	B4	0,51	B5	0,21
	B1	0,25	B2	0,86	B3	0,57	B4	0,49	B5	0,2
	B1	0,22	B2	0,91	B3	0,58	B4	0,55	B5	0,24
	B1	0,28	B2	0,97	B3	0,57	B4	0,52	B5	0,23
	B1	0,24	B2	0,88	B3	0,6	B4	0,55	B5	0,21
	B1	0,21	B2	0,93	B3	0,55	B4	0,49	B5	0,2
	B1	0,22	B2	0,9	B3	0,6	B4	0,57	B5	0,19
	B1	0,23	B2	0,89	B3	0,61	B4	0,55	B5	0,26
	B1	0,25	B2	0,88	B3	0,62	B4	0,51	B5	0,25
	B1	0,19	B2	0,87	B3	0,65	B4	0,5	B5	0,2
	B1	0,22	B2	0,88	B3	0,68	B4	0,51	B5	0,22
	B1	0,23	B2	0,9	B3	0,67	B4	0,52	B5	0,23

3.3.2. Обробка отриманих даних ФПГ

Для дослідження біометричної ідентифікації людини за допомогою біосигналу ФПГ виконувалось порівняння однорідності показників проходження пульсової хвилі за допомогою інтервальних параметрів амплітуди (таблиця 3.4) та часу (таблиця 3.5) [24].

Таблиця 3.4 Результати амплітудних параметрів пульсової хвилі

	Амплітуда пульсової хвилі (АПХ)	Амплітуда дикротичної хвилі (АДХ)	Висота інцизури (ВІ)	Індекс дикронічної хвилі (ІДХ)
Формула	$АПХ = B2 - B1$	$АДХ = B4 - B5$	$ВІ = B3 - B5$	$ІДХ = (B3 - B5) / (B2 - B1) \cdot 100\%$
Нормативні значення	—	$АПХ / 2$	$(2 \cdot АПХ) / 3$	63-73%

Таблиця 3.5 Результати часових параметрів пульсової хвилі

	Тривалість анакротичної фази (ТАФ)	Тривалість дикротичної фази (ТДФ)	Тривалість пульсової хвилі	Індекс висхідної хвилі
Формула	$ТАФ = B3 - B1$	$ТДФ = B5 - B4$	$ТПХ = B5 - B1$	$ІВВ = (B2 - B1) / (B5 - B1) \cdot 100\%$
Нормативні значення	—	—	—	15-24%

Для проведення дослідження було отримано 56 вимірювань ФПГ, які були відцентровані та оброблені за допомогою медіанної фільтрації (рис. 3.7).

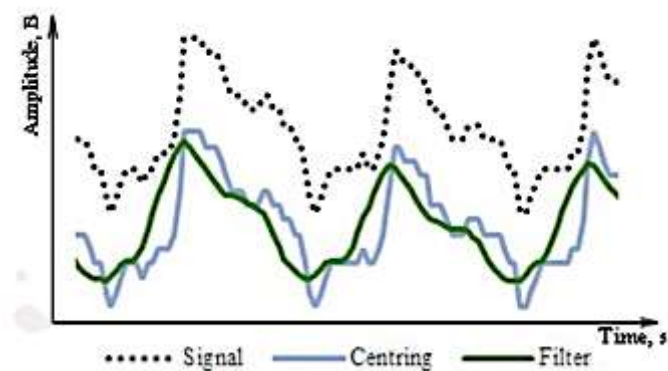


Рис.3.7 Форма сигналу в процесі обробки

В базі даних для подальшого дискримінантного аналізу було проведено машинне навчання, в якому 39 спостережень було присвоєно «ідентифікованій» персоні, а решта – неавторизованим особам. За допомогою

дискримінантного аналізу можливо визначити відмінності між двома групами та спроектувати класифікатор груп [24].

Дискримінантний аналіз характеризується двома методами вводу незалежних змінних [24]:

- примусове включення, в якому вводяться всі незалежні змінні, що задовільняють критерій допуску (толерантності);
- кроковий відбір, в якому відбувається покрокове введення та вилучення даних.

Аналізуючи середні значення та середнє квадратичне відхилення з таблиці 3.6 параметрів АПХ, АДХ та ВІ було встановлено, що середні значення для ідентифікованої особи сильно відрізняються від середніх значень невідомих алгоритму людей [24].

Таблиця 3.6 Порівняльна таблиця середніх значень [24]

Статус ідентифікації	Параметр	Середнє значення	Стандартне відхилення
Ні	АПХ	2,5247	1,17360
	АДХ	1,2424	0,70385
	ВІ	1,5194	0,84254
Так	АПХ	0,6459	0,05716
	АДХ	0,3210	0,04352
	ВІ	0,3823	0,04853
Загалом	АПХ	1,2163	1,07832
	АДХ	0,6007	0,57284
	ВІ	0,7275	0,69747

В таблиці 3.7 представлено результат класифікації за рахунок дискримінантного аналізу методом примусового включення всіх даних вибірки інтервальних характеристик. В ході експерименту було отримано значення, що показує в результаті аналізу 17 вимірювань, що належать неідентифікованим особам, алгоритм помилково розпізнав 3 і прийняв їх в ідентифікований кластер. Загальний відсоток даного методу достовірності і класифікації по інтервальним параметрам склав 94,6%, що дає можливість підвищити біометричну ідентифікацію шляхом забезпечення унікальності сигналу та неможливості його дублювання сторонньою особою [24].

Таблиця 3.7 Результати класифікації методом примусового включення у вибірку [24]

		Статус ідентифікації	Передбачена належність до груп		Загалом
			Ні	Так	
Фактична належність до груп	Кількість	Ні	14	3	17
		Так	0	39	39
	Відсоток, %	Ні	82,4	17,6	100,0
		Так	0,0	100,0	100,0

Другий спосіб проведення дискримінантного аналізу, який включає до розрахунку кожне спостереження покроковим методом, помилково ідентифікував та авторизував лише 1 вимір. А загальний відсоток достовірності даного методу класифікації – 98,2% (таблиця 3.8) [24].

Таблиця 3.8 Результати класифікації покрокового включення

		Статус ідентифікації	Передбачена належність до груп		Загалом
			Ні	Так	
Фактична належність до груп	Кількість	Ні	16	1	17
		Так	0	39	39
	Відсоток, %	Ні	94,1	5,9	100,0
		Так	0,0	100,0	100,0

За отриманими результатами дискримінантного аналізу точність класифікації по інтервальним параметрам для обох методів знаходиться на високому рівні. Метод примусового включення дозволив здійснити розрахунок з достовірністю 94,6%, а ідентифікація з використанням покрокового включення збільшила цей показник до 98,2%.

На даний час зростає потреба знаходження найбільш стійкого та унікального біометричного сигналу людини, який можливо розпізнати за допомогою мінімального технічного обладнання та який легко можна інтегрувати в автоматизовані системи діагностики та аналізу. Сигнали ЕКГ та ФПГ з технічної точки зору повністю відповідають даним вимогам так як є унікальним біометричним сигналом людини, для якого в подальшому необхідно розробити чіткий алгоритм обробки сигналу та методу класифікації отриманих показників для підвищення точності розпізнавання особистості.

Висновок до розділу 3

В даному розділі магістерської дисертації проведено експеримент та розроблено алгоритм роботи біометричної ідентифікації людини за допомогою електричної активності серця (ЕКГ) та роботи серцево-судинної системи (ФПГ). Було проведено аналіз сигналу, його попередню обробку за допомогою цифрових фільтрів в програмі Matlab (Z-масштабування ЕКГ, високочастотні та низькочастотні фільтри Баттерворда першого і другого порядку) та встановлення вагомих характеристик для машинного навчання з метою автоматизувати процес ідентифікації особистості.

Розділ 4. РОЗРОБКА СТАРТАП ПРОЕКТУ «БІОМЕТРИЧНА ІДЕНТИФІКАЦІЯ ДЛЯ АВТОМАТИЗОВАНОЇ СИСТЕМИ АНАЛІЗУ КРОВІ»

4.1 Актуальність розробки стартап-проекту

В останні роки були розроблені більш безпечні та надійні біометричні методи, що забезпечують підвищення безпеки та адаптуються до користувачів, щоб зробити ці системи більш зручними для користувачів. Однак існує складність деяких найсучасніших біометричних систем таких як розпізнавання райдужної оболонки та їх високий показник помилкового відхилення (наприклад в методах розпізнавання відбитків пальців) не сумісні ні з простою апаратною архітектурою, яка необхідна для пристроїв невеликих розмірів автоматизованих медичних систем. Одними з перспективних методів динамічної біометричної ідентифікації є розпізнавання людини за допомогою ознак з їх електрокардіограми (ЕКГ) та фотоплетизмограми (ФПГ). Однак більшість сучасних біометричних алгоритмів на основі ЕКГ та ФПГ вимагають великих алгоритмів виділення ознак та великих затрат часу на їх обробку, що робить несумісними їх з сферами застосування де необхідна миттєва відповідь. На сьогоднішній день є основна задача включаючи прості математичні операції, для виявлення людини, що використовує лише невелику кількість характеристики на ЕКГ (ФПГ), що базуються на одному циклі серцебиття. Дані алгоритми за допомогою ЕКГ (ФПГ) - сигналів різної тривалості дозволять ідентифікувати людину, використовуючи в середньому 1,020 -1,30 серцебиття. Тому даний метод дозволить створити модуль для біометричної ідентифікацію для автоматизованої системи аналізу крові, що значно підвищить якість проведення лабораторних аналізів та виключить можливість фальсифікації результатів та виникнення помилок людського фактору.

В четвертому розділі буде проведено аналіз стартап-проекту, який дозволить оцінити конкурентоспроможність запропонованої системи біометричної ідентифікації особи, для автоматизованої системи аналізу крові.

Суть ідеї проекту полягає у визначенні потенційних ринків в межах яких буде здійснюватися пошук групи потенційних клієнтів, що уточнено і наведено в таблиці 4.1 [37]. Важливим етапом є визначення напрямків застосування та які є переваги для самого користувача.

Таблиця 4.1. Опис ідеї стартап-проекту

Зміст ідеї	Напрямки застосування	Вигоди для користувача
Запропоновано на основі огляду існуючих методів та приладів розробку засобу біометричної ідентифікації для автоматизованої системи аналізу крові	<i>Використання в медичних установах (госпіталях, лікарнях, лабораторіях)</i>	Можливість автоматизування процесу оформлення документації, проведення забору та аналізу крові без впливу людського фактору на сам процес, що дозволить підвищити якість обслуговування та забезпечити точність результату. Збільшення кількості досліджень на день. Зменшення обслуговуючого персоналу.
	<i>Використання в експрес діагностиці (страхова, спортивна та військова медицина)</i>	Мобільність та мінімізований ЛФ (зниження шахрайства в результатах дослідження), простота застосування, не потребує великої кількості спеціальних працівників, що робить даний процес досить мобільним, можливість проводити аналіз конкретної особи в момент найбільшого навантаження, для коректної оцінки придатності людини в вузько направлених галузях
	<i>Використання в різних сферах доступу до персоналізованої інформації</i>	Дешевизна датчиків для реєстрації сигналу роботи серця, швидкість обробки алгоритму ідентифікації
	<i>Використання в якості продукту для збуту</i>	Чітка конкурентна перевага, великий попит на системи ідентифікації

Отже, пропонується новий засіб біометричної ідентифікації особистості для автоматизованої системи аналізу крові, що має переваги: висока точність встановлення особистості, неможливість підміни необхідних характеристик для проведення ідентифікації, що виключає фактор шахрайства, може проводити дослідження без залучення медичного персоналу (автоматизація процесу від моменту заповнення даних про пацієнта до завершення забору крові), низька ціна та простота ідеї реалізації забезпечить конкретні переваги.

Виходячи з таблиці 4.1. даний засіб біометричної ідентифікації знайде попит в усіх сферах діяльності де існує необхідність захисту персональної інформації з метою виключення шахрайства.

Далі проводимо аналіз потенційних техніко-економічних переваг ідеї порівняно із пропозиціями аналогів конкурентів [37]:

- визначаємо перелік техніко-економічних властивостей та характеристик ідеї;
- визначаємо попереднє коло конкурентів (проектів-конкурентів) або товарів-замінників чи товарів-аналогів, що вже існують на ринку
- проводимо збір інформації щодо значень техніко-економічних показників для ідеї власного проекту та проектів-конкурентів відповідно до визначеного вище переліку; проводимо порівняльний аналіз показників: для власної ідеї визначено показники, що мають а) гірші значення (W, слабкі); б) аналогічні (N, нейтральні) значення; в) кращі значення (S, сильні) (табл. 4.2) [37].

Таблиця 4.2. Визначення основних характеристик ідеї проекту

№	Техніко-економічні характеристики ідеї	(потенційні) товари/концепції конкурентів				W	N	S
		Мій проект	Конкурент1 ідентифікація за райдужною оболонкою	Конкурент2 ідентифікація за відбитками пальців	Конкурент3 ідентифікація за сигналом ЕЕГ			
1.	Вартість	Середня	Висока	Середня	Середня	-	-	+
2.	Простота реалізації	Проста реалізація, але залежить від методу отримання результату	Складна реалізації, потребує спеціальних пристосування та складних алгоритмів аналізу	Проста реалізація	Складна реалізація, потребує спеціальних датчиків та засобів реєстрації	+	-	-
3.	Інвазивність	неінвазивний	неінвазивний	неінвазивний	неінвазивний	-	-	+
5.	Ризик шахрайства	Відсутній	Низький	Високий	Відсутній	-	-	+
6.	Швидкість обробки	Висока, 1,0-2.0 секунди	Середня, до 10 секунд	Висока, до 3 секунд	Середня, до 8 секунд	-	-	+
7.	Достовірність результатів	Висока	Середня	Середня	Висока	-	-	+
8.	Торгова марка	немає	є	є	немає	+	-	-

На основі проведення оцінки характеристик проекту (слабких, сильних та нейтральних) можна зробити висновок, що запропонований засіб біометричної ідентифікації має ряд переваг, які забезпечують його швидкість та надійність в проведенні автентифікації особистості та має оригінальний сигнал, який відслідковується в часі та відрізняє його від конкурентів.

4.2 Проведення оцінки технологічного аудиту ідеї проекту

Далі проводимо аудит технологічної здійсненності ідеї проекту біометричної ідентифікації за сигналом роботи серця, що передбачає аналіз: технологій, за якими буде проводитись вибір засобу та проведення алгоритму; існуючих методів та технологій реалізації; доступності існуючих методів та технологій для їх доопрацювання та інші [37].

Проведемо аналіз складових для визначення технологічної здійсненності ідеї проекту, що представлені в таблиці 4.3.

Таблиця 4.3. Технологічна здійсненність ідеї проекту

№	Ідея проекту	Технології її реалізації	Наявність технологій	Доступність технологій
1.	Розробка модулю фіксування сигналу ЕКГ	Використання датчиків для одноканального, шестиканального та 12 канального відведень	Розроблена методика знімання електричного сигналу серця	Доступна
2	Розробка модулю фіксування сигналу ФПГ	Використання оптичних датчиків	Розроблена методика фіксування фотоплетизмограми	Доступна
3	Розробка блоку обробки сигналу за допомогою цифрових фільтрів	Використання систем машинного навчання за допомогою програми Matlab	Розроблена методика машинного навчання цифрової фільтрації	Доступна
4	Загальна доступність методики виділення основних параметрів біологічного сигналу	Методи машинного навчання для виділення амплітуд і піків сигналу	Розроблена методика фіксування параметрів циклічного сигналу	Методики описана в літературі
5	Розробка алгоритму біометричної ідентифікації на основі сигналу роботи серця	Моделювання в програмі для машинного навчання, алгоритм проведення біометричної ідентифікації	Технологія розроблена	Доступна
Дана технологія реалізації ідеї проекту є високою, оскільки технології і методики реалізації засобу біометричної ідентифікації є доступними.				

Виходячи з таблиці можна зробити висновок що проект створення біометричної ідентифікації для автоматизованої системи аналізу крові має перспективи високої реалізації, так як технології, які використовуються в даному проекті є доступними але вимагають алгоритму поєднання математичного апарату з машинним навчанням та програмним забезпеченням.

4.3 Аналіз та огляд ринкових можливостей запуску проекту

Далі встановимо ринкові можливості використовуючи які під час ринкового впровадження проекту, та ринкові загрози можуть викликати перешкодити для реалізації. Необхідно врахувати сучасний стан ринку, його потреби, потреби потенційних користувачів, клієнтів та оцінити всіх можливих конкурентів, що дозволить коректно розробити етапи розвитку проекту [37]. Аналіз попиту представлений (таблиця 4.4): наявність попиту, обсяг, динаміка розвитку ринку.

Таблиця 4.4. Попередня характеристика потенційного ринку стартап-проекту

№	Показники стану ринку (найменування)	Характеристика
1	Кількість головних гравців, од	5
2	Загальний обсяг продаж, грн/ум.од	10 000
3	Динаміка ринку (якісна оцінка)	Стагнує
4	Наявність обмежень для входу (вказати характер обмежень)	Якісна апробація результатів
5	Специфічні вимоги до стандартизації та сертифікації	Дозвіл на збір біометричної інформації, сертифікація дозволу на проведення медичних досліджень. Вимогу щодо безпечності процесу біометричної ідентифікації особистості
6	Середня норма рентабельності в галузі (або по ринку), %	80 %

Виходячи з таблиці 4.4 очевидно, що існує високий попит споживачів на засоби біометричної ідентифікації так як вони мають відносно привабливу ціну проведення автентифікації, оскільки зменшує час встановлення особистості та повністю виключає ризик шахрайства.

Наступним визначаємо потенційні групи клієнтів, їх характеристики, та формуємо орієнтовний перелік вимог до товару для кожної групи [37], що представлені в табл. 4.5.

Таблиця 4.5. Характеристика потенційних клієнтів стартап-проекту

№ п/п	Потреба, що формує ринок	Цільова аудиторія (цільові сегменти ринку)	Відмінності у поведінці різних потенційних цільових груп клієнтів	Вимоги споживачів до товару
1.	Забезпечує високу точність встановлення особистості	Особи, які зацікавлені у захисті персональних даних, цінних та обмежених даних	Основні критерії Критерії впливу на поведінку потенційних клієнтів: - швидкість; - легкість у використанні та встановленні;	- методика яка є об'єктом інтелектуальної власності - зручність у проведенні ідентифікації
2.	Товар дає змогу використовувати його в різних автоматизованих системах для різного призначення	Всі вікові версти населення	- точність - якість продукту; - захист від шахрайства та ЛФ;	- безпечність при встановленні особи - постійне оновлення алгоритму для покращення роботи,
3.	Доступність для кожного	Банківська сфера, ІТ технології медичні заклади, лікарні, використання в польових умовах, військові установи страхова медицина	- сумісність алгоритму з відомими засобами - рентабельність	- швидкості опрацювання, точності автентифікації - гарантійні зобов'язання - показник ціни/якість

Оцінивши вимоги цільової аудиторії можна зробити висновок, що засіб біометричної ідентифікації для автоматизованої системи аналізу крові повністю задовольняє їх потреби.

В таблиці 4.6. показано певні загрози для впровадження проекту при застосуванні даної технології для подолання якої необхідною умовою є забезпечити своєчасну технічну підтримку даного модулю та використовувати лише якісне датчики перевірені та сертифіковані.

Таблиця 4.6. Фактори загроз

№ п/п	Фактор	Зміст загрози	Можлива реакція компанії
1.	Нові конкуренти	Збільшення конкурентних методів біометричної ідентифікації використовуючи сигнали роботи серця	Постійна модернізація та доведення на практиці доцільність використання даного алгоритму біометричної ідентифікації
2.	Нові технології засобів реєстрації	Застарілість датчиків реєстрації	Постійна модернізація датчиків для реєстрації роботи серця (ЕКГ та ФПГ)
3.	Сумісність	Не сумісність отриманого з новими математичними системами	Розробка алгоритмів адаптування для аналізу та машинного навчання
4.	Достовірність	Наявність нових методів обходу автентифікації	Постійна розробка унікальності параметрів не здатних до дублювання за допомогою спеціальних засобів
5.	Ціна	Можлива висока вартість модулю, необхідні постійні витратні матеріали	Зниження вартості виробництва Оптимізація системи
6.	Наявність локального конфлікту	Проблема конкурентно спроможних зав'язків з фірмами	Пошук інших шляхів розповсюдження товару
7.	Чіткий процес автентифікації	Не послідовне виконання процесів	Оптимізація програмного забезпечення для машинного навчання

Знизити ринкову вартість засобу біометричної ідентифікації для автоматизованого забору крові може поява принципово нової методики динамічної біометричної ідентифікації, або конкурента, що знизить ціну на виготовлення модулю.

Поряд із рядом загроз існують певні можливості, як наслідок реакції компанії що показані в таблиці 4.7.

Таблиця 4.7. Фактори можливостей

№ п/п	Фактор	Зміст можливості	Можлива реакція компанії
1.	Нові технології	Якісне покращення алгоритму ідентифікації	Підвищення попиту
2.	Автоматизація	Використання автоматизованих алгоритмів машинного навчання	Підвищення швидкості та якості автентифікації та ідентифікації особистості
3.	Розвиток інформаційних технологій та автоматизацій процесу	Збільшити обсяг виробництва для забезпечення використання у всіх сферах захисту інформації	Розробка нових алгоритмів для впровадження в автоматизаційні процеси
4.	Відсутність аналогічних модулів автентифікації на ринку	Встановлення монополії на ринку виробників та споживачів	Підвищення ціни на товар Рекламна діяльність Відкриття регіональних представництв Залучення іноземних партнерів
5.	Застосування нових наукових досягнень в біометрії	Впровадження наукових розробок у розробку алгоритму машинного навчання для біометричної ідентифікації	Впровадження нових технологій, розробка нових модифікацій, що змінить ринкову вартість модулю
6.	Надання робочих місць	Збільшення виробництва модулів автентифікації	Збільшення нових робочих місць в результаті попиту

Запуск на виробництво з подальшим продажом даної розробки дає можливості розвитку біометричної ідентифікації в різних галузях споживання, встановлення монополії, керування цінами, так як важливим

фактором є відсутність аналогів та прототипів на ринку [37]. Далі проводимо ступеневий аналіз конкуренції на ринку, що представлені в табл.4.8

Таблиця 4.8. Ступеневий аналіз конкуренції на ринку

Особливості конкурентного середовища	В чому проявляється дана характеристика	Вплив на діяльність підприємства (можливі дії компанії, щоб бути конкурентоспроможною)
1. Чиста конкуренція	Використання біометричної ідентифікації за допомогою сигналів ЕКГ та ФПГ має чітко зафіксований рівень цін на категорію продукту та відсутність зовнішнього впливу на їх складову	Вдосконалення алгоритмів і методів обробки ЕКГ та ФПГ сигналу для біометричної ідентифікації людини
2. Світова конкуренція	Відносини в світі між конкуруючими компаніями інших країн	Співпраця з різними галузями в яких є необхідність захисту персональної інформації та обмеження доступу до її бази, варіація об'ємів виробництва для світового ринку
3.Внутрішньогалузева конкуренція	Відносини між різними галузями	Вдосконалення для міжгалузевих продуктів
4. Товарно-видова конкуренція	Конкуренція між товарами одного виду	Унікальність засобу для біометричної ідентифікації, його робота, що легко поєднується з автоматизованими системами, розробка нових модифікацій
5. Нецінова конкуренція	Вдосконалення якості продукту	підвищення рівня довіри від клієнтів, чесна реклама
6. Марочна конкуренція	Конкурентні компанії використовують збір та аналіз автентифікації іншими біометричними методами, що мають свої переваги та суттєві недоліки	Розробка та затвердження власної торгової марки

Порівнявши дані в таблиці 4.8 можна сказати, що даний засіб для динамічної біометричної ідентифікації людини має високий рівень конкурентоспроможності на ринку, оскільки є універсальним для різних галузей та дає можливість використання його в автоматизованих системах.

Після аналізу конкуренції виконаємо детальний аналіз умов конкуренції в галузі за моделлю п'яти сил М.Портера [37], складові показані в таблиці 4.9.

Таблиця 4.9. Аналіз конкуренції в галузі за М. Портером

	Прямі конкуренти в галузі	Потенційні конкуренти	Постачальники	Клієнти	Товари-замінники
Складові аналізу	Класичні засоби для біометричної ідентифікації людини (сканування пальця, сітківки ока)	Великий асортимент, доступні ціни	Попит споживачів, концентрація постачальників	Обсяги закупок, Прибутки, контроль якості, система інформації, доступність	Ціна, лояльність споживачів
Висновки	Низька інтенсивність, хоч і методів реалізації існує багато, але запропонований спосіб гарантує високий рівень захисту	Можливість виходу на ринок (до 6-ти місяців), Прямі конкуренти відсутні	Вартість модулів постачальника, ціни можна знизити за рахунок міжнародного ринку	Основним фактором є високий рівень захисту біометричних даних, що повністю виключає дублювання ключа доступу	Без обмежень

Виходячи з аналізу конкуренції можемо зробити висновок, що даний проект має всі можливості для виходу на ринок, враховуючи те, що всі конкуренти які існують на ринку використовують методи та принципи біометричної ідентифікації які легко підробити за допомогою спеціальних технічних засобів. Даний модуль дозволить забезпечити необхідний рівень захисту персональних біометричних даних.

На основі всіх проведених (таблиці 4.2 – 4.9) аналізів визначаємо та обґрунтовуємо фактори конкурентоспроможності, що представлені в таблиці 4.10 [37].

Таблиця 4.10. Обґрунтування факторів конкурентоспроможності

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Обґрунтування (наведення чинників, що роблять фактор для порівняння конкурентних проектів значущим)
1.	Уніфікація для використання в різних автоматизованих системах	Дає можливість використовувати даний метод динамічної біометричної ідентифікації в різних галузях де є необхідність захисту персональної інформації, та існує обмежений доступ до неї
2.	Функціональність	Дає можливість використовувати як в автоматичних системах так і індивідуально в домашніх умовах для доступу в фінансові операції
3.	Висока надійність отриманих даних	Даний модуль забезпечує процес відбору крові без впливу на нього людського фактору, та мінімізує заміну аналізів в результаті лабораторних досліджень
4.	Простота	Мобільність конструкції дозволяє використовувати її в воєнно-польових умовах.
5.	Вартість	Зниження вартості за рахунок закупки готових модулів

Таблиця 4.11. Порівняльний аналіз сильних та слабких сторін «Біометричної ідентифікації для автоматизованої системи аналізу крові»

№	Фактор конкурентоспроможності	Бали 1-20	Рейтинг товарів-конкурентів у порівнянні з термінал біометричної ідентифікації особи Atis FPR-4						
			-3	-2	-1	0	+1	+2	+3
1.	Наявність охоронних документів	18						+	
2.	Уніфікація для різних сфер застосування	14					+		
3	Простота для клієнтів	15						+	
4.	Велика кількість постачальників	16					+		
5.	Простота	17			+				
6.	Технічне обслуговування	19		+					
7.	Ціна	12		+					

Проаналізувавши таблиці 4.10 та 4.11 робимо висновок, що фактори конкурентоспроможності суттєві та мають великий позитивний внесок при впровадженні нових алгоритмів роботи та програмного забезпечення, що дозволить забезпечити швидкість обробки та захист інформації. Основною перевагою є високий захист біометричних даних, швидкість опрацювання алгоритму, технічна підтримка. На завершення необхідно провести аналіз можливостей впровадження проекту у вигляді складання SWOT- аналізу

стартап-проекту (табл.4.12), що представляє собою аналіз сильних та слабких сторін, загроз та можливостей [37].

Таблиця 4.12. SWOT- аналіз стартап-проекту

Сильні сторони: • Можливість використання існуючих засобів реєстрації сигналу ЕКГ і ФПГ • Можливість використання як індивідуально так і застосування в автоматизованих системах • Відсутність додаткового персоналу • Висока захищеність біометричних даних • Відсутність можливості шахрайства • Швидкість обробки сигналу та отримання відповіді	Слабкі сторони: • Складність реалізації алгоритму для виділення основних компонентів • Складність вибору підходу для машинного навчання, щоб підвищити швидкість обробки • Необхідні додаткові алгоритми • Відсутність охоронних документів
Можливості: • Стати монополістом на ринку біометричної ідентифікації • Збільшення продаж; • Модифікація існуючих модулів • економічна підтримка; • Залучення іноземних замовників; • Отримання тендерів на послуги. • Наукові розробки та впровадження • Конкурентоспроможність	Загрози: • Збільшення нових конкурентів на ринку захисту інформації. • Політична ситуація в країні; • Залежність від виробників модуля фіксування сигналу ЕКГ та ФПГ.

На основі SWOT-аналізу розробляємо альтернативи ринкової поведінки, тобто встановлюємо перелік заходів для виведення стартап проекту на ринок орієнтований оптимальний час їх ринкової реалізації з огляду на потенційні проекти конкурентів, що можуть бути виведені на ринок [37]. Дані альтернативи приведені в таблиці 4.13

Таблиця 4.13. Альтернативи ринкового впровадження стартап-проекту

№ п/п	Альтернатива (орієнтовний комплекс заходів) ринкової поведінки	Ймовірність отримання ресурсів	Строки реалізації
1	Впровадження біометричної ідентифікації в автоматизовану систему аналізу крові	Ймовірність отримання ресурсів є високою за рахунок правильної реклами та спланованій реалізації	10 -12 місяців
2	Встановлення коректної ціни для легкого переходу споживачів від більш відомих та застарілих методик	Ймовірність висока, що несе за собою небезпеку для конкурентів, так як даний проект має велику кількість переваг	1 рік
3	Залучення інвесторів, виконувати рекламну роботу	Ймовірність досить висока, даний метод має високий рівень захисту біометричної інформації людини та встановлюється доступ лише в динаміці, тобто при наявності живої людини	6 - 8 місяців

Провівши аналіз та на основі таблиці обираємо третю стратегію компенсації слабких сторін стартапу (залучення інвесторів, виконувати чесну рекламу) наявними ринковими можливостями, оскільки для даної альтернативи існує висока ймовірністю реалізації за найкоротшим строком (6 – 8 місяців) за рахунок великого ринку збуту.

4.4 Розроблення ринкової стратегії проекту

Розроблення ринкової стратегії першим кроком передбачає визначення стратегії охоплення ринку (таблиця.4.14): опис цільових груп потенційних споживачів [37].

Таблиця 4.14. Вибір цільових груп потенційних споживачів

№ п/п	Опис профілю цільової групи потенційних клієнтів	Готовність споживачів сприйняти продукт	Орієнтовний попит в межах цільової групи (сегменту)	Інтенсивність конкуренції в сегменті	Простота входу у сегмент
1	Медичні заклади, діагностичні установи, лабораторії	Готові, за умов наявності відповідних документів	Високий 85-95%	висока	Можуть бути складнощі
2	ІТ компанії	Готові, при наявності потреби	Високий 65-80%	висока	Можуть бути складнощі
3	Страхова галузь	Готові, за умов наявності відповідних документів	Високий 80-90%	висока	Наявні обмеження
4	Науково-дослідницькі установи	Готові, при наявності потреби	Середній 35-45%	висока	Наявні обмеження
5	Індивідуальні споживачі	Середній	Нижче середнього 35%	середня	Без обмежень
6	Військові установи	Готові	25-35%	середня	Без обмежень
7	Спортивні установи	Готові	20%	Низька інтенсивність	Наявні обмеження
8	Інші установи де є потреба в захисті інформації	Готові, при наявності потреби	Високий 70-80%	висока	Без обмежень
Які цільові групи обрано: установи де є потреба захисту біометричних даних та автоматизація процесу реєстрації.					

За результатами аналізу потенційних груп споживачів основний попит може виникнути в установах де є потреба захисту біометричних даних та автентифікації особистості.

Для роботи в обраному сегменті ринку необхідно сформувати базову стратегію розвитку [37], що показана в таблиці 4.15.

Таблиця 4.15. Визначення базової стратегії розвитку

№ п/п	Обрана альтернатива розвитку проекту	Стратегія охоплення ринку	Ключові конкурентоспроможні позиції відповідно до обраної альтернативи	Базова стратегія розвитку*
1.	Довіра покупців шляхом забезпечення якості та швидкості встановлення біометричної автентифікації	Стратегія диференційовано го маркетингу	Комплексний підхід Представлення на виставках Простота реалізації та мобільність конструкції Інформаційна робота Простота виконання Доступність споживачу Мобільність Зручність Достовірність	Стратегія диференціації

Основною стратегією розвитку обираємо стратегію диференціації оскільки більшість біометричних систем ідентифікації використовують статичні біометричні методи, що легко за допомогою спеціального обладнання підробити та використати з порушенням закону особисту інформацію. Наступним кроком є вибір стратегії конкурентної поведінки [37] (табл. 4.16).

Таблиця 4.16. Визначення базової стратегії конкурентної поведінки

№ п/п	Чи є проект «першопрохідцем» на ринку?	Чи буде компанія шукати нових споживачів, або забирати існуючих у конкурентів?	Чи буде компанія копіювати основні характеристики товару конкурента, і які?	Стратегія конкурентної поведінки*
1.	Ні	Забирати існуючих та виконувати пошук нових	Ні. Всі будуть свої, але існуючі методики будуть використовуватись при розробці	Стратегія лідера

На основі вимог споживачів з обраного сегменту до постачальника стартап-компанії та до продукту, а також в залежності від стратегії розвитку та стратегії конкурентної поведінки розробляємо стратегію позиціонування

(таблиця 4.17) яка визначається у формування ринкової позиції, за яким споживачі мають ідентифікувати проект [37].

Таблиця 4.17. Визначення стратегії позиціонування

№ п/п	Вимоги до товару цільової аудиторії	Базова стратегія розвитку	Ключові конкурентоспроможні позиції власного стартап-проекту	Вибір асоціацій, які мають сформувати комплексну позицію власного проекту (три ключових)
1	Можливість біометричної ідентифікації Швидкість автентифікації Зручність у використанні Доступність Наявність сертифікації якості Універсальність модулю	Стратегія диференціації	Комплексний підхід, висока якість автентифікації. Можливість використання в усіх галузях де існує потреба в захисті інформації	За сфера застосування За модернізацією алгоритму За універсальністю експлуатації

Результатом даного аналізу є система рішень щодо ринкової поведінки стартап-проекту, вона визначає напрям роботи компанії на ринку, основа конкурентоспроможності, позиції та стратегії імпорту [37].

4.5 Розроблення маркетингової програми стартап-проекту

Під час розроблення маркетингової програми першим кроком є розробка маркетингової концепції товару, який отримає споживач. Підсумовуємо результати аналізу конкурентоспроможності товару в таблиці 4.18 [37].

Таблиця 4.18. Визначення ключових переваг концепції потенційного товару

№ п/п	Потреба	Вигода, яку пропонує товар	Ключові переваги перед конкурентами (існуючі або такі, що потрібно створити)
1	Надійність	Результат автентифікації має високий рівень ідентифікації	Алгоритм обробки сигналу роботу серця та виділення основних характеристик
2	Автоматизованість	Забезпечує автоматизований процес автентифікації	Проведення встановлення особистості без впливу людського фактору
3	Доступність	Доступність кожній сфері застосування	Чесна ціна та налаштовані ринки збуту
4	Мобільність та універсальність	Зручна конструкція для використання в різних автоматизованих системах	Мобільність конструкції модуля
5	Захист від шахрайства	Запатентована методика	Забезпечення алгоритму, запатентована методика

В таблиці 4.18 розглянуто найважливіші переваги концепції потенційного товару мають п'ять основних вимог, що реалізуються у запропонованому алгоритмі автентифікації особистості. Ефективність проведення біометричної ідентифікації досягається автоматизованим процесом машинного навчання для виділення спільних характеристик.

Таблиця 4.19. Опис трьох рівнів моделі товару [38]

Рівні товару	Сутність та складові		
I. Товар за задумом	Проведення автоматизованої біометричної ідентифікації особистості для автоматизованої системи аналізу крові		
II. Товар у реальному виконанні	Властивості/характеристики	М/Нм	Вр/Тх /Тл/Е/Ор
	1. Зручність використання	Нм	Тл
	2. Універсальність	Нм	Тл
	3. Вартість обслуговування	Нм	Тх
	4. Мобільність модуля	Нм	Тл
	5. Надійність	Нм	Тх
	6. Ергономічні	Нм	Тх
	7. Економічні	М	Е
	Якість: охоронні документи алгоритму автентифікації, технічний регламент щодо виробів в різних сферах застосування		
	Пакування: коробка з гофро картону та власним брендингом компанії.		
	Марка: біометрична ідентифікація за ЕКГ та ФПГ		
III. Товар із підкріпленням	До продажу: реклама в інформаційних ресурсах та демонстрація на спеціалізованих виставках		
	Після продажу - оновлення алгоритму реалізації		

Аналізуючи дані таблиці 4.19 необхідно забезпечити захист ідеї від інших компаній, де доцільно є отримання охоронних документів на алгоритм реалізації. Наступним кроком є визначення цінових меж, якими необхідно керуватися при встановленні ціни на потенційний товар, це передбачає аналіз цін товарів конкурентів, та доходів споживачів продукту (табл. 4.20) [37].

Таблиця 4.20. Визначення меж встановлення ціни на алгоритм ідентифікації

№ п/п	Рівень цін на товари-замінники	Рівень цін на товари-аналоги	Рівень доходів цільової групи споживачів	Верхня та нижня межі встановлення ціни на товар/послугу
1	3000-10000 грн	4000-12000 грн	5000-35000 грн	3000-10000 грн

Встановимо орієнтовану ціну на товар 3000 до 10000 грн (в залежності від функціональних можливостей програмного продукту) для можливості перекривання цінової політики аналогів.

Формування оптимальної системи орієнтована на збут та орієнтацію регулярних поставок (таблиці 4.21).

Таблиця 4.21. Формування системи збуту

№ п/п	Специфіка закупівельної поведінки цільових клієнтів	Функції збуту, які має виконувати постачальник товару	Глибина каналу збуту	Оптимальна система збуту
1	Збут власними силами та силами компаній дистриб'юторів	Забезпечити гарантійне обслуговування після продажу, технічна інформація, проведення навчань з користування модулем	Канал нульового рівня (без посередників)	Власна система збуту
2	Забезпечення регулярних поставок	Підтримка контактів зі споживачем та постійної модернізації алгоритму	Канал нульового рівня (без посередників)	За розробленою системою

Для початку виходу на споживчий ринок планується проводити збут власними силами без посередників, який дозволить мінімізувати початкову ціну на ринку для завоювання більшої аудиторії користувачів.

Останньою складовою маркетингової програми є розроблення концепції маркетингових комунікацій, що спирається на попередньо обрану основу для позиціонування, визначену специфіку поведінки [37], що наведена в табл. 4.22

Таблиця 4.22. Концепція маркетингових комунікацій

№ п/п	Специфіка поведінки цільових клієнтів	Канали комунікацій, якими користуються цільові клієнти	Ключові позиції, обрані для позиціонування	Завдання рекламного повідомлення	Концепція рекламного звернення
	Орієнтація на регулярне оновлення програмного забезпечення	Формальні/неформальні комунікації	Доступність різним галузям; функціональність; комплексний підхід	Інформування споживачів; стимулювання збуту; пошук вигідних контрактів	Даний продукт є унікальним та інноваційним

Вибір маркетингової програми за результатом аналізу складається з наступних концепцій: товарний продукт, його збут, аналіз ціноутворення, що залежить від цінностей та потреб споживачів, конкурентні переваги, ідеї, стан та динаміку ринкового середовища, в межах якого буде впроваджено проект, та відповідну обрану альтернативу ринкової поведінки [37].

Висновки до розділу 4

В даному розділі магістерської дисертації було проведено розробку стартап-проекту для впровадження технічної реалізації модуль біометричної ідентифікації особи для автоматизованої системи забору крові.

Було розглянуто можливості ринкової комерціалізації даного алгоритму для біометричної ідентифікації за сигналом роботи серця ЕКГ та ФПГ, встановлено наявність високого попиту споживачів, оскільки потреби з захистом персональної інформації з розвитком технологічного прогресу стрімко зростають. Біометрична ідентифікація за допомогою ЕКГ та ФПГ забезпечить високу якість алгоритму обробки сигналу та за рахунок зняття характеристик в динаміці забезпечить відсутність можливості фальсифікації. За результатами аналізу потенційних груп споживачів попит може бути виникнути в усіх сферах діяльності де існує потреба захисту інформації та необхідний обмежений доступ до неї. Існує позитивна динаміка розвитку ІТ технологій, що забезпечує великий попит та відсутність обмежень для входу модулю та програмного продукту на світовий ринок де даний модуль є комерційно-вигідним стартап-проектом та займе гідну позицію на ринку.

В результаті аналізу отримали доцільність реалізації даного проекту створення біометричної ідентифікації для автоматизованої системи аналізу крові за допомогою сигналу роботи серця.

ВИСНОВКИ

У представленій магістерській дисертації було проведено:

1. Огляд та аналіз літературних джерел методів біометричної ідентифікації та автентифікації людини встановив необхідність розвитку динамічних біометричних методів ідентифікації особистості для забезпечення захисту від фальсифікації та шахрайства під час лабораторних дослідженнях крові. Розроблено класифікацію методів та проведено їх порівняльний аналіз. Проведено огляд та аналіз портативних засобів реєстрації сигналу ЕКГ та ФПГ для використання даних модулів в автоматизованій системі забору крові, що дозволить оптимізувати преаналітичний етап підготовки дослідження та мінімізувати людський фактор впливу на результат.

2. Розроблена структурно-функціональна схема роботи, що містить модуль ідентифікації та моніторингу присутності людини, модулем перфорації, модулю індикації крові, блоку керування, системи пломбування та фіксування штрих-коду до карти пацієнта. Для поєднання модулю присутності та ідентифікації людини було обрано дослідження біологічного сигналу ЕКГ та ФПГ. Проведено вибір елементної бази, блоків та параметрів для реалізації модулю.

3. Проведено експеримент та розроблено алгоритм роботи біометричної ідентифікації людини за допомогою електричної активності серця (ЕКГ) та роботи серцево-судинної системи (ФПГ). Було проведено аналіз сигналу, його попередню обробку за допомогою цифрових фільтрів в програмі Matlab (Z-масштабування ЕКГ, високочастотні та низькочастотні фільтри Баттерворда першого і другого порядку) та встановлення вагомих характеристик для машинного навчання з метою автоматизувати процес ідентифікації особистості.

4. Здійснено маркетинговий аналіз та розробку стартап-проекту для впровадження технічної реалізації модулю біометричної ідентифікації для автоматизованої системи аналізу крові який буде мати попит в багатьох галузях застосування.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Технологии идентификации и аутентификации. Режим доступа: https://studbooks.net/2202146/informatika/tehnologii_identifikatsii_autentifikatsii
2. Гадецька З.М. Ідентифікація і аутентифікація – методи захисту від несанкціонованого доступу/ З.М. Гадецька, Д.Г. Омельчук, Р.В. Литвин. Восточно - Европейский журнал передових технологий. - 2/2(62) – 2013г.- 8-10с.
3. Privacy and security policies lag biometric data use. Режим доступа: <https://dailybrief.oxan.com/Analysis/GA245847/Privacy-and-security-policies-lag-biometric-data-use>
4. Презентация на тему: «Аутентификация и Идентификация». Режим доступа <http://www.myshared.ru/slide/245855/>
5. Samarin, N., 2018. A Key to Your Heart: Biometric Authentication Based on ECG Signals. Project Report, Computer Science School of Informatics University of Edinburgh.
6. Лысак А.Б. Идентификация и аутентификация личности: обзор основных биометрических методов проверки подлинности пользователя компьютерных систем/ Математические структуры и модели. 2012г. Вып.26, с. 124-134.
7. Анализ существующих подходов к распознаванию лиц7 Режим доступа: <https://habr.com/ru/company/synesis/blog/238129/>
8. Morales, A., Ferrer, M. A., Cappelli, R., Maltoni, D., Fierrez, J., & Ortega-Garcia, J. (2015). Synthesis of large scale hand-shape databases for biometric applications. Pattern Recognition Letters, 68, 183–189. doi:10.1016/j.patrec.2015.09.011
9. 9. Альтернативы паролям: идентификация по биометрическим данным. – Режим доступа: <https://ichip.ru/tekhnologii/alternativy-parolyam-identifikaciya-po-biometricheskim-dannym-107084>
10. Биометрическая идентификация по рисунку вен ладони (mini How To). – Режим доступа: <https://habr.com/ru/post/149424/>
11. Технологии биометрической идентификации. – Режим доступа: <http://www.tadviser.ru/index.php>
12. Биометрическая технология NEC определит человека по эху в ушной раковине. – Режим доступа: <https://bin.ua/news/interesting/it/185638-biometricheskaya-tehnologiya-nec-opredelit.html>
13. Трифонов Денис Иванович Идентификация личности по фрактальной размерности отпечатков пальцев и системы контроля и управления доступом // Доклады ТУСУР. 2010. №1-1 (21). URL:

<https://cyberleninka.ru/article/n/identifikatsiya-lichnosti-po-fraktalnoy-razmernosti-otpechatkov-paltsev-i-sistemy-kontrolya-i-upravleniya-dostupom> (дата обращения: 03.12.2019).

14. Інформаційна технологія ідентифікації персоналу на основі комплексу біометричних параметрів / Юрій Олександрович Кумченко, Херсон. нац. техн. ун-т.– Херсон : [Б.в.], 2017.– 20 с. – На укр. яз.

15. Yakovenko I. IMPROVEMENT OF THE CREDIBILITY OF ANALYSIS OF ELECTROCARDIOGRAMS FOR BIOMETRIC PERSONAL IDENTIFICATION / I.Yakovenko, A.Rudoy, M.Turchyna // м.Луцьк, ПЕРСПЕКТИВНІ ТЕХНОЛОГІЇ ТА ПРИЛАДИ" ВИПУСК№15. – Луцьк: Луцький НТУ, 2019.-125-130с

16. Habr. Разработан порядок передачи биометрических данных россиян в ФСБ и МВД. – Режим доступа: <https://habr.com/ru/post/357476/>

17. Habr. Геометрия сердца: новый метод непрерывной биометрической аутентификации.– Режим доступа: <https://habr.com/ru/post/407005/>

18. Agraftoti, Foteini & Gao, Jiexin & Hatzinakos, Dimitrios. (2011). Heart Biometrics: Theory, Methods and Applications. 10.5772/18113.

19. Rundo, F., Conoci, S., Ortis, A., & Battiato, S. (2018). An Advanced Bio-Inspired PhotoPlethysmoGraphy (PPG) and ECG Pattern Recognition System for Medical Assessment. Sensors, 18(2), 405. doi:10.3390/s18020405

20. Серце. Вікіпедії. – Режим доступу: <https://uk.wikipedia.org/wiki/Серце>

21. Терещенко, М. Ф. Біофізика [Електронний ресурс] : підручник / М. Ф. Терещенко, Г. С. Тимчик, І. О. Яковенко. – Електронні текстові дані (1 файл: 7,06 Мбайт). – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського ; Політехніка, 2019. – 444 с. <http://ela.kpi.ua/handle/123456789/27589>

22. Яковенко И. А. и др. Повышение достоверности неинвазивного анализа макроэлементов в крови методом цифровой обработки ЭКГ //Вісник Національного технічного університету України Київський політехнічний інститут. Серія: Радіотехніка. Радіоапаратобудування. – 2010. – №. 42. – с. 144 -151

23. Azam, Siti Nurfarah Ain and Sidek, Khairul Azami and Ismail, Ahmad Fadzil (2018) *Photoplethysmogram based biometric identification incorporating different age and gender group*. Journal of Telecommunication, Electronic and Computer Engineering, 10 (1-5). pp. 101-108. ISSN 2180-1843 E-ISSN 2289-8131

24. Yakovenko I. BIOMETRICAL IDENTIFICATION ON THE BASIS OF PHOTOPLETHYSMOGRAM FOR AUTOMATED MEDICAL SYSTEMS / I.Yakovenko, V.Martynenko, M.Turchyna // м.Луцьк, ПЕРСПЕКТИВНІ

ТЕХНОЛОГІЇ ТА ПРИЛАДИ" ВИПУСК №15. – Луцьк: Луцький НТУ, 2019.- 120-124с

25. James W Grier. Comparison and review of portable, handheld, 1-lead/channel ECG / EKG recorders. – Режим доступу: <https://www.ndsu.edu/pubweb/~grier/Comparison-handheld-ECG-EKG.html>

26. AliveCor – Режим доступу: <https://store.alivecor.com/products/kardiamobile6l>

27. ТЕХНОЛОГИЯ SIGNAL EXTRACTION. – Режим доступу: <http://gkvector.com/tehnologiya-signal-extraction/>

28. Макарова Т.Д. Автоматизована система перфорації шкіри та забору крові / Т.Д. Макарова, І.О. Яковенко // XV Міжнародна наукова -технічна конференція «XIV Всеукраїнська науково -практична конференція студентів, аспірантів та молодих вчених «Ефективність Інженерних рішень у приладобудуванні».-К.: ПБФ, КПП ім. Ігоря Сікорського. – 2018.-С.291-293.

29. SparkFun Пульсоксиметр и датчик сердечного ритма - MAX30101 и MAX32664 (Qwiic). Режим доступу -<https://www.sparkfun.com/products/15219>

30. MAX32664 Ultra-Low Power Biometric Sensor Hub. Режим доступу - <https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX32664.pdf>

31. Pulse Transit Time for Cuff-less BP from ECG and PPG. Режим доступу: <https://www.hackster.io/protocentral/pulse-transit-time-for-cuff-less-bp-from-ecg-and-ppg-06c229>

32. Безугла, Н. В. Прилади контролю фізіологічних параметрів людини. Лабораторний практикум. Частина 1 [Електронний ресурс] : навчальний посібник для студентів спеціальності 151 «Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані системи» спеціалізації «Комп'ютерно-інтегровані медичні системи», спеціальності 152 «Метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка» спеціалізації «Медичні прилади і системи» / Н. В. Безугла, І. О. Яковенко, М. О. Безуглий ; КПП ім. Ігоря Сікорського. – Електронні текстові дані (1 файл: 3,98 Мбайт). – Київ : КПП ім. Ігоря Сікорського, 2018. – 81 с.

33. Bezuglyi, M., Bezuglaya, N., Kuprii, O., & Yakovenko, I. (2018). The non-invasive optical glucometer prototype with ellipsoidal reflectors. 2018 IEEE 59th International Scientific Conference on Power and Electrical Engineering of Riga Technical University (RTUCON).doi:10.1109/rtucon.2018.8659864

34. Yakovenko I. A., Klochko T. R., Leus E. A. Основний алгоритм обробки ЕКГ для підвищення достовірності визначення макроелементів в крові //Вісник НТУУ" КПП". Серія Радіотехніка, Радіоапаратобудування. – 2011. – №. 46. – С. 176-185.

35. Яковенко И. А., Клочко Т. Р., Пелых А. Н., Леус Е. А. Повышение достоверности неинвазивного анализа макроэлементов в крови методом цифровой обработки ЭКГ // Вісник НТУУ "КПІ". Серія Радіотехніка, Радіоапаратобудування. 2010. №42.
36. Біофізика і біомеханіка [Текст] : підруч. / В.С.Антонюк, М.О Бондаренко., В.А.Ващенко та ін. - К.: НТУУ "КПІ", 2012. - 344 с.
37. 37.Розроблення стартап-проекту [Електронний ресурс]: Методичні рекомендації до виконання розділу магістерської дисертації для студентів інженерних спеціальностей / За заг.ред. О.А. Гавриша. – Київ: НТУУ «КПІ», 2016.-28с. Режим доступу: http://kafvp.kpi.ua/wp-content/uploads/2018/11/Start-up_recommendation.pdf.
38. Методологія наукових досліджень [Текст]: навч.посіб./ В.С. Антонюк, Л.Г.Полонський, В.І.Аверченко, Ю.А. Малахов. – К.: НТУУ «КПІ», 2015.-276 с.-Бібліограф. С.254-262.-300 пр. ISBN 978-966-622-684-9. Режим доступу: <http://kafvp.kpi.ua/?p=7688&lang=uk>

Додаток А

СПИСОК

наукових праць Турчина Марія Олегівна

N п/п	Назва (мовою оригіналу)	Видавництво, журнал (назва, номер, рік) чи номер авторського свідчення	Кількість друкова- них сторінок	Прізвища співавторів
1	2	3	4	5
1	Біометрична ідентифікація для автоматизованих систем забору та аналізу крові	XV Міжнародна наукова-технічна конференція студентів, аспірантів та молодих вчених «Ефективність Інженерних рішень у приладобудуванні», 10-11 грудня 2019 р. - К.: ПБФ, КПІ ім. Ігоря Сікорського. – 2019.-С.398-402.	5	
2	BIOMETRICAL IDENTIFICATION ON THE BASIS OF PHOTOPLETHYSMOGR AM FOR AUTOMATED MEDICAL SYSTEMS	м.Луцьк, ПЕРСПЕКТИВНІ ТЕХНОЛОГІЇ ТА ПРИЛАДИ" ВИПУСК №15. – Луцьк: Луцький НТУ, 2019.-120-124с	5	І.О. Яковенко, В.І Мартинен ко
3	IMPROVEMENT OF THE CREDIBILITY OF ANALYSIS OF ELECTROCARDIOGRAM S FOR BIOMETRIC PERSONAL IDENTIFICATION	м.Луцьк, ПЕРСПЕКТИВНІ ТЕХНОЛОГІЇ ТА ПРИЛАДИ" ВИПУСК №15. – Луцьк: Луцький НТУ, 2019.-125-130с	6	І.О. Яковенко, О.Д. Рудий

Автор:

Турчина М.О

Декан ПБФ

Тимчик Г.С.

Додаток Б



Декан приладобудівного факультету

Гімчик Г.С.

2019 р.

А К Т
про впровадження результатів магістерського дисертаційного дослідження
магістранта Турчина Марія Олегівна
на тему:
«Біометрична ідентифікація для автоматизованої системи аналізу крові»

Комісія у складі:

голова комісії

— заст. декана з навч.-метод. роботи, к.т.н., доцент Філіпова М. В.;

члени комісії

— к.т.н., доцент Безуглий М. О.;

— асистент Вонсевич К. П.;

науковий керівник

— к.т.н., доцент Безугла Н. В.;

цим актом засвідчує те, що результати роботи магістерської дисертації Турчиної Марії Олегівни на тему: «Біометрична ідентифікація для автоматизованої системи аналізу крові» – аналіз методів та засобів проведення біометричної ідентифікації особистості за допомогою сигналу роботи серця, розроблену структурно-функціональну схему алгоритму роботи автоматизованої системи аналізу крові з біометричною ідентифікацією людини, проведену цифрову фільтрацію біологічного сигналу в програмному середовищі Matlab, що реалізує методики, використані викладачами кафедри виробництва приладів приладобудівного факультету КПІ ім. Ігоря Сікорського для лекційних і лабораторних робіт з навчальних дисциплін «Прилади контролю фізіологічних параметрів людини» та «Мікропроцесорна техніка».

Голова комісії:

Члени комісії:

М.В. Філіпова

К.П. Вонсевич

М.О. Безуглий

Н.В. Безугла

Додаток В



**ДИСЕРТАЦІЙНА РОБОТА
НА ТЕМУ:**

**Біометрична ідентифікація
для автоматизованої системи
аналізу крові**

Виконала: студентка групи ПБ-382мп
Турчина М.О
Науковий керівник:
доцент, к.т.н. Безугла Н.В.



Метою роботи підвищення якості біометричної ідентифікації людини для використання в автоматизованій системі забору крові шляхом створення алгоритму обробки сигналу роботи серця знятого датчиками електрокардіограми та фотоплетизмограми.

2

Для досягнення поставленої мети необхідно вирішити такі **задачі**:

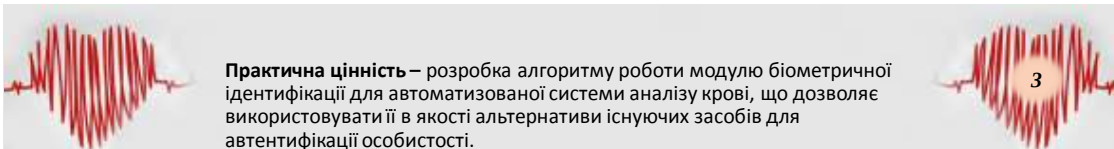
1. Здійснити порівняльний аналіз основних методів та засобів проведення проколу шкіри пальця для забору капілярною крові.
2. Провести аналіз основних методів та засобів для реєстрації сигналу електрокардіограми та фотоплетизмограми.
3. Виконати аналіз основних алгоритмів для обробки сигналу та виділення вагомих характеристик для подальшої біометричної ідентифікації.
4. Обґрунтувати необхідність та переваги розробки модулю біометричної ідентифікації для автоматизованої системи аналізу крові.
5. Розробити структурно-функціональну схему роботи автоматизованої системи для забору крові з біометричною ідентифікацією пацієнта.
6. Обґрунтувати вибір елементної бази для реєстрації сигналу роботи серця.
7. Провести обробку сигналу та розробити алгоритм відділення ознак для створення шаблону.
8. Розробити блок-схему алгоритму роботи модулю біометричної ідентифікації для автоматизованої системи аналізу крові

Об'єкт дослідження – процеси автоматизованої біометричної ідентифікації людини.

Предмет дослідження – модуль біометричної ідентифікації людини для автоматизованої системи аналізу крові.

Методи дослідження – методи ідентифікації, методи фільтрації та обробки біологічного сигналу, методи програмування та схемотехніки.

Наукова новизна – підвищено захист від підміни та фальсифікації особистих біометричних даних в автоматизованій системі аналізу крові за рахунок отриманого відфільтрованого сигналу для машинного алгоритму виділення основних характеристик роботи серця та їх розпізнавання.



Практична цінність – розробка алгоритму роботи модулю біометричної ідентифікації для автоматизованої системи аналізу крові, що дозволяє використовувати її в якості альтернативи існуючих засобів для автентифікації особистості.
Результати роботи були впроваджені в навчальний процес кафедри виробництва приладів «КПІ ім. Ігоря Сікорського» у вигляді лабораторних робіт з дисципліни «Прилади контролю фізіологічних параметрів людини» та «Мікропроцесорна техніка».

Апробація результатів дисертації

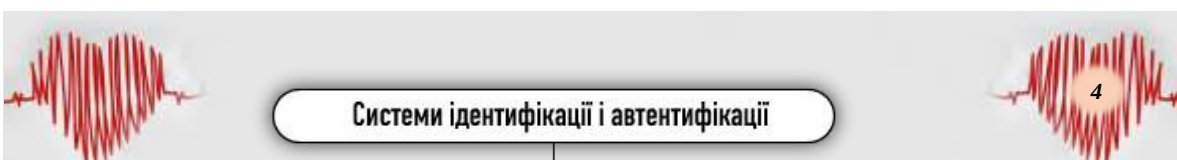
Результати магістерської дисертації були оприлюднені на XIV науково-практичній конференції студентів та аспірантів «Ефективність інженерних рішень у приладобудуванні» та надруковані в збірнику статей «Перспективні технології та прилади».

Публікації:

Турчина М.О. БІОМЕТРИЧНА ІДЕНТИФІКАЦІЯ ДЛЯ АВТОМАТИЗОВАНИХ СИСТЕМ ЗАБОРУ ТА АНАЛІЗУ КРОВІ / М.О. Турчина // XV Міжнародна наукова-технічна конференція «XIV Всеукраїнська науково-практична конференція студентів, аспірантів та молодих вчених «Ефективність Інженерних рішень у приладобудуванні».-К.: ПБФ, КПІ ім. Ігоря Сікорського. – 2019.-С.372-375.

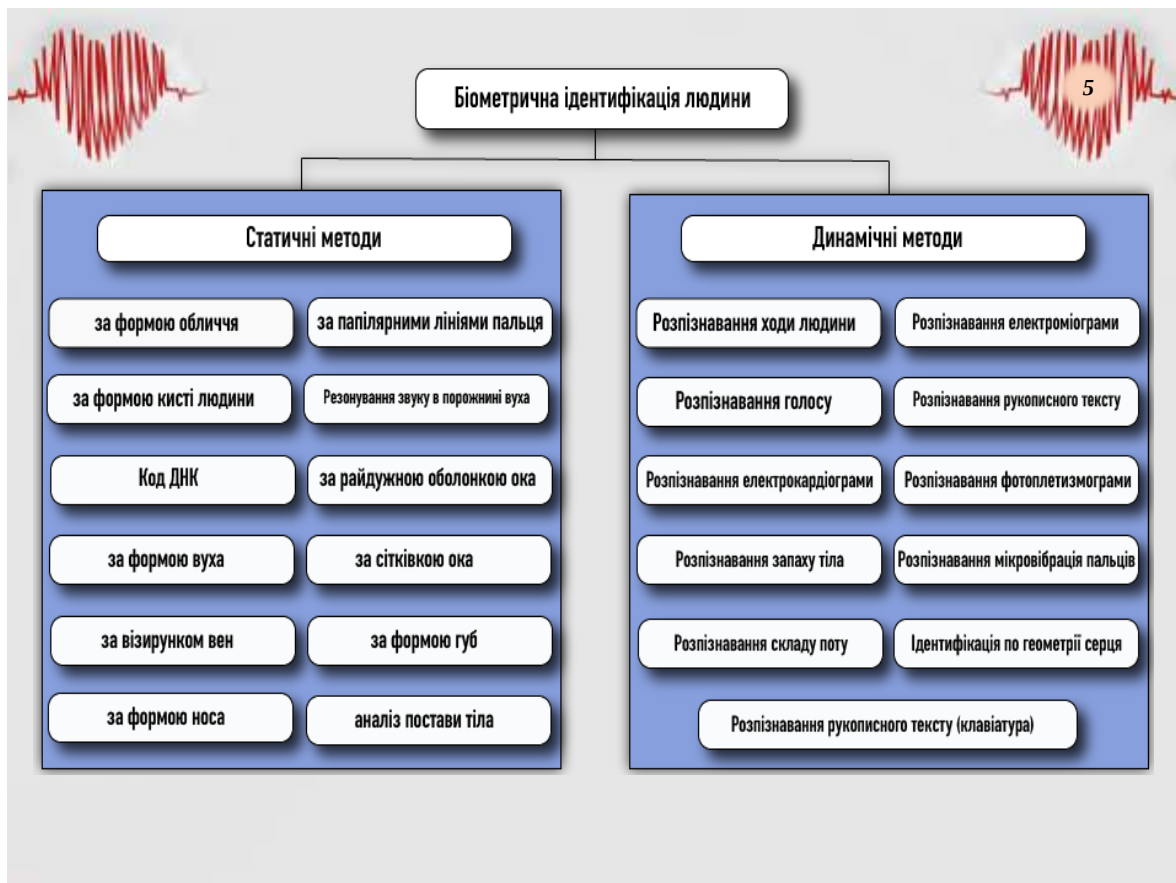
Yakovenko I.O BIOMETRICAL IDENTIFICATION ON THE BASIS OF PHOTOPLETHYSMOGRAM FOR AUTOMATED MEDICAL SYSTEMS / IO. Yakovenko, V.I Martynenko, MO Turchyna // Lutsk, ADVANCED TECHNOLOGIES AND DEVICES, № 15. - Lutsk: Lutsk NTU, 2019.-122-127p.

Yakovenko I.O IMPROVEMENT OF THE CREDIBILITY OF ANALYSIS OF ELECTROCARDIOGRAMS FOR BIOMETRIC PERSONAL IDENTIFICATION / IO. Yakovenko, O.D Rudyi, MO Turchyna // Lutsk, ADVANCED TECHNOLOGIES AND DEVICES, №15. - Lutsk: Lutsk NTU, 2019.-143-150p.



Системи ідентифікації і автентифікації





Статичні методи ідентифікації особистості

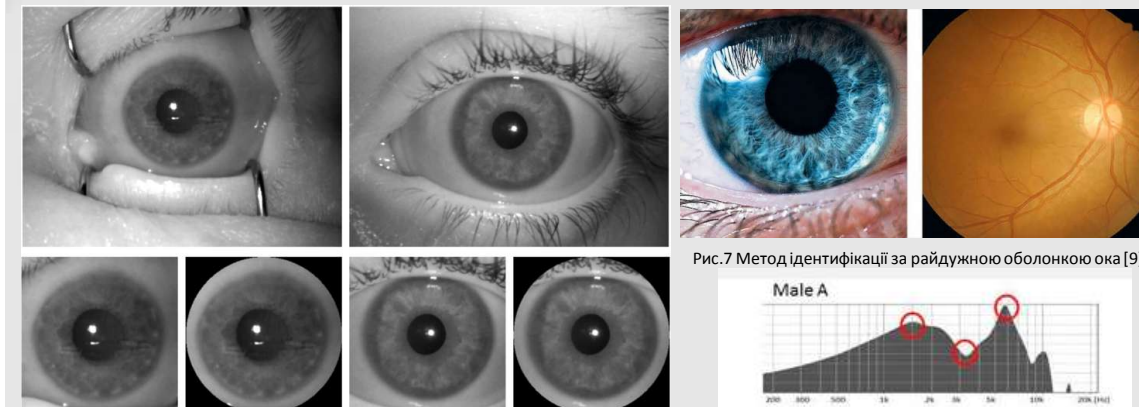


Рис.7 Метод ідентифікації за райдужною оболонкою ока [9]

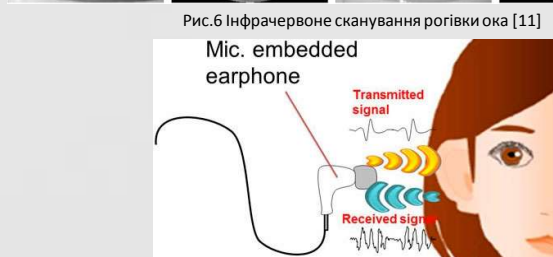


Рис.6 Інфрачервоне сканування рогівки ока [11]

Рис.8 Метод ідентифікації особи за резонуванням звуку в порожнині вуха [12]:

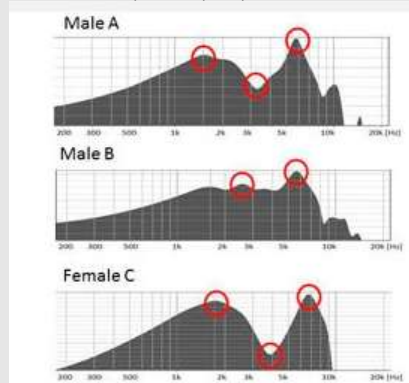


Рис.9 Зображення звукової луни у різних людей

ПОРІВНЯННЯ СТАТИЧНИХ МЕТОДІВ БІОМЕТРИЧНОЇ ІДЕНТИФІКАЦІЇ ОСОБИСТОСТІ

Біометрична метод	FAR %	FRR %	Фальсифікація	Незмінність характеристик	Чутливість до зовн. факторів	Швидкість автентифікації	Вартість
Відбиток пальця	0,001	0,6	Можлива	Низька	Висока	Висока	Низька
Розпізнавання форми лиця 2D	0,1	2,5	Можлива	Низька	Висока	Середня	Середня
Розпізнавання форми лиця 3D	0,0005	0,1	Проблематична	Висока	Низька	Низька	Висока
Райдужна оболонка ока	0,00001	0,016	Безуспішна	Висока	Середня	Висока	Висока
Сітківка ока	0,0001	0,4	Неможлива	Середня	Висока	Низька	Висока
Візерунок вен	0,0008	0,01	Неможлива	Середня	Середня	Висока	Середня
Розпізнавання за формою губ	0,2	3,8	Можлива	Низька	Середня	Середня	Середня
Розпізнавання за формою носа	0,8	4,9	Можлива	Середня	Низька	Середня	Середня
Розпізнавання за формою уха (резонування)	0,002	0,1	Проблематична	Висока	Висока	Висока	Низька
Розпізнавання за кодом ДНК	0,00001	0,0012	Проблематична	Висока	Середня	Низька	Висока
Розпізнавання за формою кисті	0,1	2,5	Можлива	Низька	Середня	Середня	Середня

Динамічні методи ідентифікації особистості

9

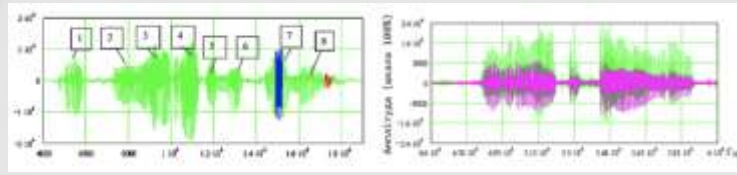


Рис. 11 Запис фрагментів мови: а) голосова фраза з виділенням фрагментів коливання різних частот [15]; б) мовна фраза проходження звуку через ключицю (рожевий колір) та шийну зони (зелений колір) [14].

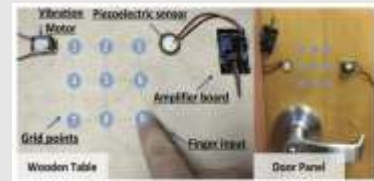


Рис.12 Принцип ідентифікації за вібрацією пальців [11]

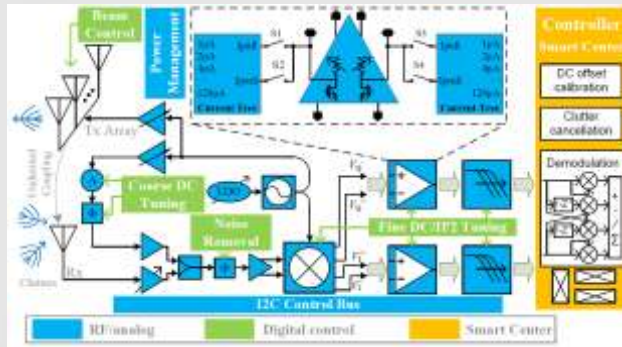


Рис.13 Схема сенсора доплерівського радару с адаптивним налаштуванням живлення та регулюванням променю [17]



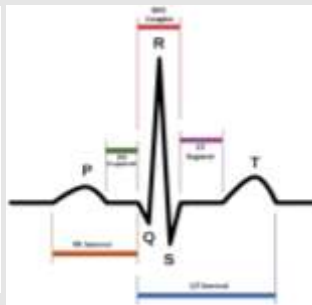
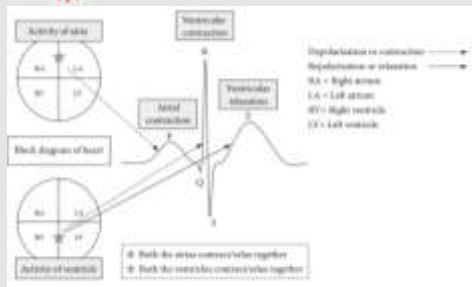
Рис.14 Ідентифікація особистості за сигналами роботи серця: а) змінність комплексу QRS серед серцебиття тієї самої людини [18]; б) структурна схема комбінованої ЕКГ та ФПГ ідентифікації [19].

Порівняння динамічних методів біометричної ідентифікації особистості

10

Біометрична метод	FAR %	FRR %	Фальсифікація	Незмінність характеристик	Чутливість до зовн. факторів	Швидкість автентифікації	Вартість
Розпізнавання за ходою людини	0,001	0,6	Можлива	Низька	Висока	Висока	Низька
Розпізнавання за запахом тіла	0,1	1,5	Проблематична	Низька	Висока	Середня	Середня
Розпізнавання за складом поту	0,0005	0,1	Проблематична	Висока	Низька	Низька	Середня
Розпізнавання за мікровібрацією пальців	0,00001	0,016	Проблематична	Висока	Середня	Висока	Висока
Розпізнавання за почерком (клавіатура)	0,012	0,4	Можлива	Середня	Низька	Низька	Низька
Розпізнавання за електроміограмою	0,0008	0,023	Неможлива	Середня	Середня	Висока	Середня
Розпізнавання за фотоплетизмограмою	0,0007	0,01	Проблематична	Середня	Середня	Висока	Низька
Розпізнавання за геометрією серця	0,003	0,012	Неможлива	Середня	Середня	Висока	Середня
Розпізнавання за електрокардіограмою	0,0005	0,01	Неможлива	Середня	Середня	Висока	Середня

Системи електропровідності серця та її відношення до електрокардіограми



Інтервал PR. Час між початком хвилі P і початком хвилі Q.
P хвиля. Відповідає деполаризації передсердь.
PR-сегмент. Час між кінцем хвилі P і початком Q хвилі.
Комплекс QRS. Відповідає деполаризації шлуночків.
Сегмент ST. Час між кінцем S хвилі та початком хвилі T.
T хвиля. Відповідає реполаризації шлуночків.
Інтервал QT. Час між початком комплексу QRS і кінцем хвилі T.

Рис.15 Електрокардіограма електричної активності серця [5]

Фотоплетизмограми роботи серцево-судинної системи

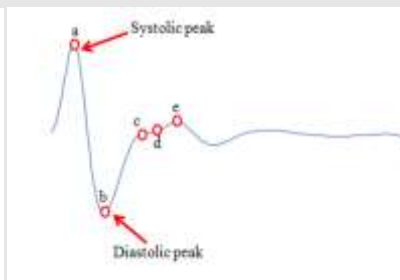
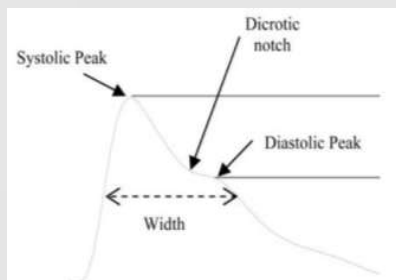


Рис.16 Крива ФПГ одного серцевого циклу [23]:
 а) розташування піків систоли та діастолі на кривій ФПГ; друга похідна сигналу ФПГ: а - рання систолічна хвиля, b-рання діастолічна негативна хвиля, c- пізня систолічна повторно наростаюча хвиля, d- пізня систолічна редукційна хвиля та e - рання діастолічна позитивна хвиля.

Засоби для реєстрації ЕКГ сигналу

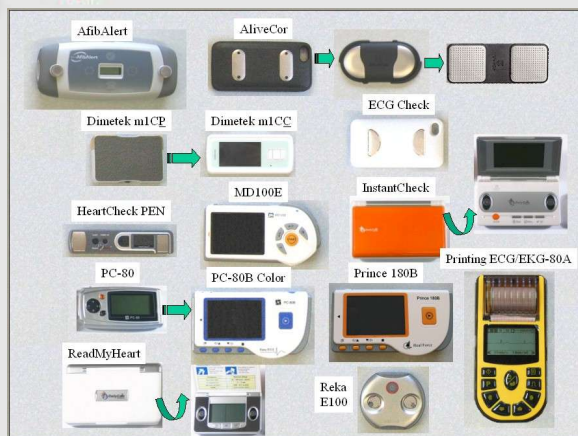


Рис.17 Кишенькові електрокардіографи [25] (зеленою стрілкою показано модифікацію приладів)

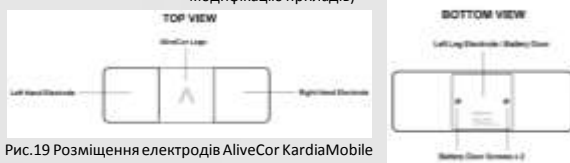


Рис.19 Розміщення електродів AliveCor KardiaMobile 6L [26]



Рис.18 Електрокардіограф AliveCor KardiaMobile 6L [26]: а) загальний вигляд; в) запис ЕКГ в 6 відведеннях з лівого коліна; в) запис ЕКГ в 6 відведеннях з лівої голени

Таблиця 1. Технічні характеристики AliveCor KardiaMobile 6L [26]

Характеристики	Параметри
Розмірні габарити, см	9,0 x 3,0 x 0,72
Розмір електродів (3 шт), см	3,0 x 3,0
Вага, г	24
Режим роботи	3В CR2016 – 200 годин
Зв'язок	Bluetooth low Energy
Динамічний діапазон вхідного сигналу від піка до піка, мВ	10
Тривалість запису	Від 30 секунд до 5 хвилин
Кількість вибірок в секунду	300
Роздільність, біт	14

Засоби для реєстрації ФПГ сигналу

13



Рис.20 Пульсоксиметр Masimo SET [26]

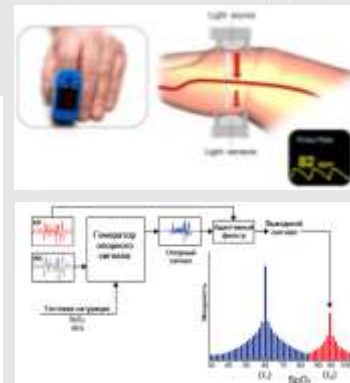


Рис.21 Схема алгоритму дискретного перетворення сигналу [27]

РОЗРОБКА СТРУКТУРНО ФУНКЦІОНАЛЬНОЇ СХЕМИ РОБОТИ АВТОМАТИЗОВАНОЇ СИСТЕМИ ЗАБОРУ КРОВІ З БІОМЕТРИЧНОЮ ІДЕНТИФІКАЦІЄЮ

14



Рис.21 Структурна схема автоматизованої системи для забору крові

Вибір елементної бази для реалізації модуля ідентифікації та присутності

15



Рис.22 Загальний вигляд пульсоксиметричного датчика MAX32664 [29]

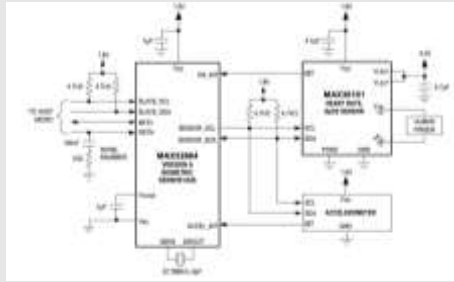


Рис.23 Електрична схема серії MAX32664 для монітору серцевого ритму та SpO_2 MAX32 [30]

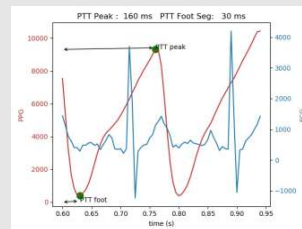
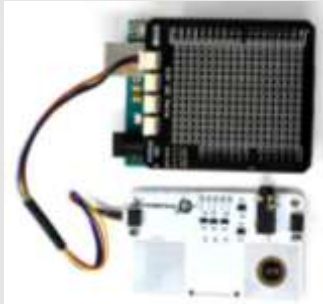


Рис.24. Загальний вигляд датчика MAX86150 та результат дослідження [31]

Засоби для проведення експерименту

16

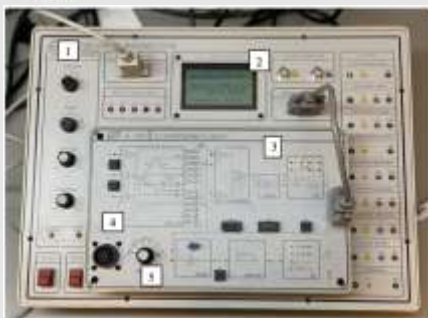


Рис.24. Загальний вигляд системи для зняття ЕКГ: 1 – головний модуль KL-72001; 2 – дисплей; 3 – модуль 75001 для вимірювання ЕКГ; 4 – роз'єм для підключення електродів; 5 – перемикач між відведенням

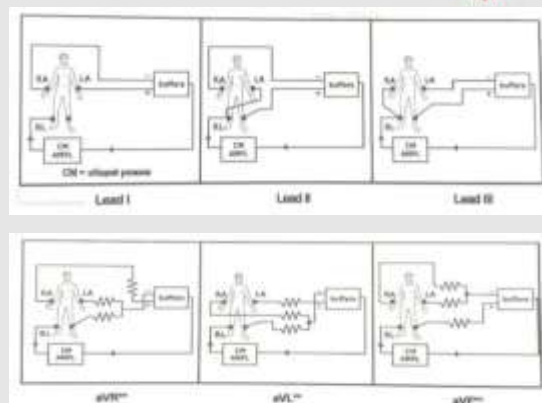


Рис.26 Схема відведення сигналів ЕКГ (Lead I, Lead II, Lead III, aVR, aVL, aVF) [32]



Рис.25 Блок-схема вимірального контуру ЕКГ з чотирьох точок

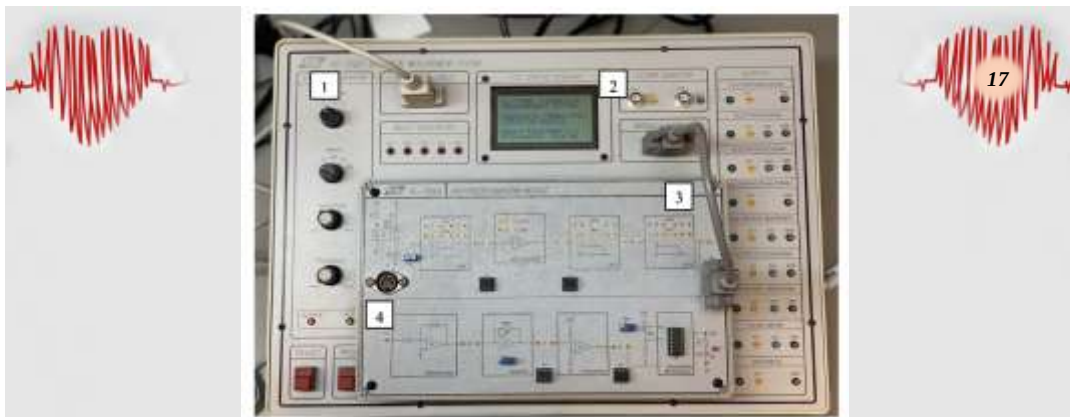


Рис.27. Загальний вигляд системи для виміру ФПГ: 1 – головний модуль KL-72001; 2 – дисплей; 3 – модуль 75006 для вимірювання ФПГ; 4 – роз’єм для підключення оптичного датчику

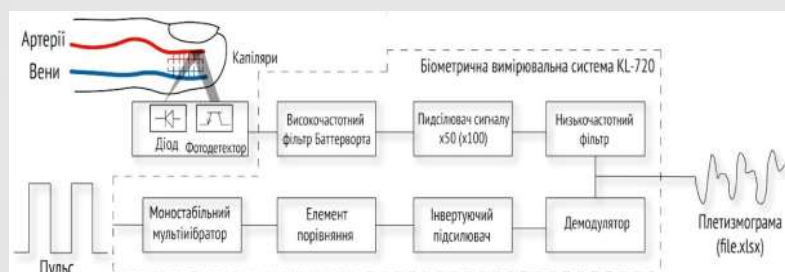


Рис.28 Блок-схема вимірювального контуру ФПГ

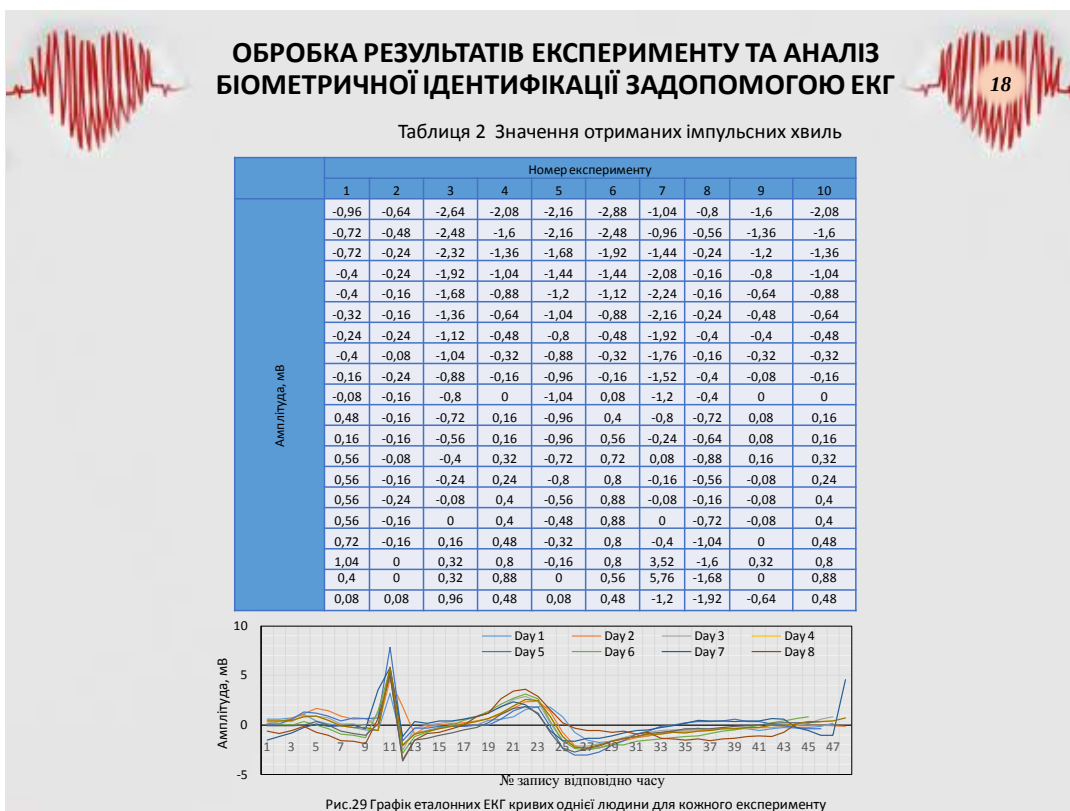


Рис.29 Графік еталонних ЕКГ кривих однієї людини для кожного експерименту

Таблиця 3. Результати Z-масштабування

No	Напруга без Z-масштабування, мВ	Напруга з Z-масштабування, мВ	No	Напруга без Z-масштабування, мВ	Напруга з Z-масштабування, мВ
1	-2,08	-1,490960982	11	0,16	0,089178975
2	-1,6	-1,152359563	12	0,16	0,089178975
3	-1,36	-0,983058853	13	0,32	0,202046114
4	-1,04	-0,757324574	14	0,24	0,145612545
5	-0,88	-0,644457434	15	0,4	0,258479684
6	-0,64	-0,475156724	16	0,4	0,258479684
7	-0,48	-0,362289584	17	0,48	0,314913254
8	-0,32	-0,249422445	18	0,8	0,540647534
9	-0,16	-0,136555305	19	0,88	0,597081104
10	0	-0,023688165	20	0,48	0,314913254

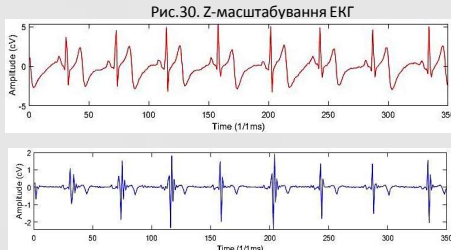
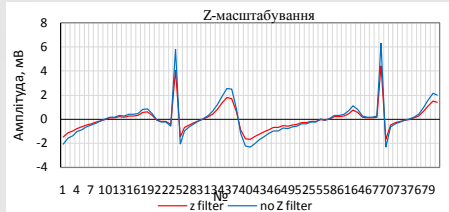
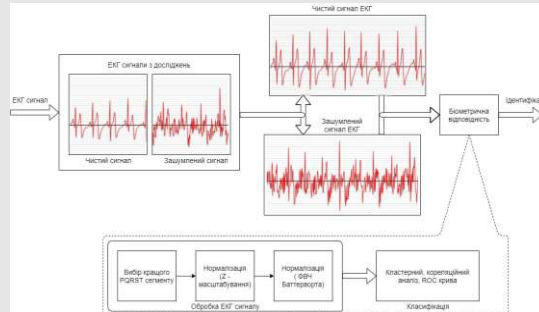
Рис.31. Використання ФВЧ Баттерворда для ЕКГ:
а) початковий сигнал; б) фільтр першого порядку з частотою зрізу 0,8

Рис.32 Структурний алгоритм біометричної ідентифікації за сигналом ЕКГ

Біометрична ідентифікація за ФПГ

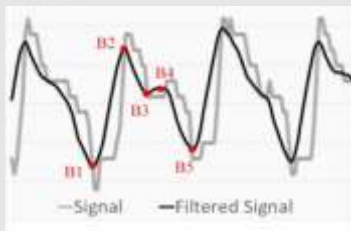


Рис. 33. Початковий та відфільтрований сигнали: B1 – початок систолічного періоду, B2 – максимальне розширення судини, B3 – протодіастолічний процес, B4 – діастола, B5 – кінець серцевого циклу.

Таблиця 4. Значення точок B1, B2, B3, B4, B5 для кожного експерименту

Коефіцієнти розрахунку ФПГ за амплітудою										
1	B1	0,17	B2	0,87	B3	0,62	B4	0,56	B5	0,2
	B1	0,24	B2	0,91	B3	0,6	B4	0,55	B5	0,2
Коефіцієнти розрахунку ФПГ за амплітудою										
2	B1	0,2	B2	0,95	B3	0,65	B4	0,55	B5	0,2
	B1	0,22	B2	0,82	B3	0,5	B4	0,43	B5	0,19
	B1	0,2	B2	0,9	B3	0,49	B4	0,5	B5	0,17
	B1	0,2	B2	0,84	B3	0,49	B4	0,46	B5	0,17
	Коефіцієнти розрахунку ФПГ за амплітудою									
4	B1	0,19	B2	0,87	B3	0,5	B4	0,48	B5	0,15
	B1	0,17	B2	0,89	B3	0,65	B4	0,59	B5	0,15
Коефіцієнти розрахунку ФПГ за амплітудою										
6	B1	0,24	B2	0,81	B3	0,59	B4	0,51	B5	0,23
	B1	0,23	B2	0,89	B3	0,63	B4	0,63	B5	0,3
	B1	0,31	B2	0,92	B3	0,61	B4	0,57	B5	0,26
	B1	0,26	B2	0,84	B3	0,58	B4	0,55	B5	0,19
	B1	0,24	B2	0,76	B3	0,52	B4	0,49	B5	0,18
7	B1	0,24	B2	0,87	B3	0,67	B4	0,58	B5	0,2
	B1	0,2	B2	0,9	B3	0,55	B4	0,52	B5	0,21
	B1	0,21	B2	0,89	B3	0,55	B4	0,57	B5	0,19
	B1	0,17	B2	0,92	B3	0,58	B4	0,63	B5	0,19
	B1	0,18	B2	0,88	B3	0,61	B4	0,58	B5	0,2
8	B1	0,23	B2	0,79	B3	0,65	B4	0,61	B5	0,27
	B1	0,25	B2	0,9	B3	0,69	B4	0,57	B5	0,26
	B1	0,28	B2	0,94	B3	0,68	B4	0,6	B5	0,25
	B1	0,28	B2	0,93	B3	0,67	B4	0,6	B5	0,29
	B1	0,27	B2	0,8	B3	0,6	B4	0,56	B5	0,28
9	B1	0,25	B2	0,86	B3	0,62	B4	0,6	B5	0,28
	B1	0,3	B2	0,86	B3	0,66	B4	0,57	B5	0,29
	B1	0,3	B2	0,9	B3	0,66	B4	0,59	B5	0,28
	B1	0,25	B2	0,88	B3	0,65	B4	0,58	B5	0,29
	B1	0,29	B2	0,85	B3	0,69	B4	0,56	B5	0,22
	B1	0,21	B2	0,89	B3	0,61	B4	0,5	B5	0,2
	B1	0,22	B2	0,9	B3	0,59	B4	0,51	B5	0,21
	B1	0,25	B2	0,86	B3	0,57	B4	0,49	B5	0,2
	B1	0,22	B2	0,91	B3	0,58	B4	0,55	B5	0,24
	B1	0,28	B2	0,97	B3	0,57	B4	0,52	B5	0,23
	B1	0,24	B2	0,88	B3	0,6	B4	0,55	B5	0,21
	B1	0,21	B2	0,93	B3	0,55	B4	0,49	B5	0,2
	B1	0,22	B2	0,9	B3	0,6	B4	0,57	B5	0,19
	B1	0,23	B2	0,89	B3	0,61	B4	0,55	B5	0,26
	B1	0,25	B2	0,88	B3	0,62	B4	0,51	B5	0,25
	B1	0,19	B2	0,87	B3	0,65	B4	0,5	B5	0,2
	B1	0,22	B2	0,88	B3	0,68	B4	0,51	B5	0,22

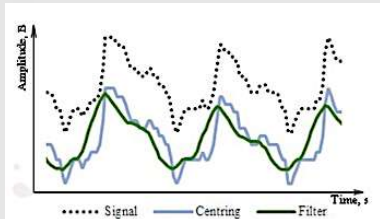
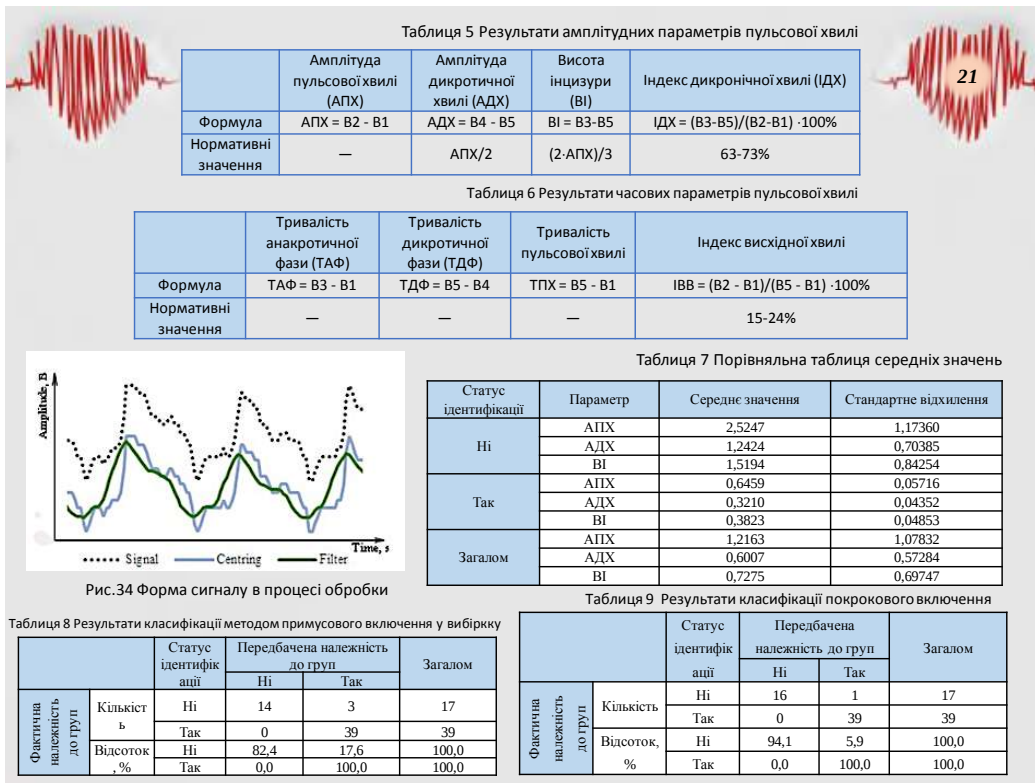


Рис.34 Форма сигналу в процесі обробки

РОЗРОБКА СТАРТАП ПРОЕКТУ «БІОМЕТРИЧНА ІДЕНТИФІКАЦІЯ ДЛЯ АВТОМАТИЗОВАНОЇ СИСТЕМИ АНАЛІЗУ КРОВІ»

Таблиця 10 Опис ідеї стартап-проекту

Зміст ідеї	Напрямки застосування	Вигоди для користувача
Запропоновано на основі огляду існуючих методів та приладів розробку засобу біометричної ідентифікації для автоматизованої системи аналізу крові	Використання в медичних установах (госпіталах, лікарнях, лабораторіях)	Можливість автоматизування процесу оформлення документації, проведення забору та аналізу крові без впливу людського фактору на сам процес, що дозволить підвищити якість обслуговування та забезпечити точність результату. Збільшення кількості досліджень на день. Зменшення обслуговуючого персоналу.
	Використання в експрес діагностиці (страхова, спортивна та військова медицина)	Мобільність та мінімізований ЛФ (зниження шахрайства в результатах дослідження), простота застосування, не потребує великої кількості спеціальних працівників, що робить даний процес досить мобільним, можливість проводити аналіз конкретної особи в момент найбільшого навантаження, для коректної оцінки придатності людини в вузько направлених галузях
	Використання в різних сферах доступу до персоналізованої інформації	Дешевизна датчиків для реєстрації сигналу роботи серця, швидкість обробки алгоритму ідентифікації
	Використання в якості продукту для збуту	Чітка конкурентна перевага, великий попит на системи ідентифікації

ВИСНОВКИ

У представлений магістерській дисертації було проведено:

1. Огляд та аналіз літературних джерел методів біометричної ідентифікації та автентифікації людини встановив необхідність розвитку динамічних біометричних методів ідентифікації особистості для забезпечення захисту від фальсифікації та шахрайства під час лабораторних дослідженнях крові. Розроблено класифікацію методів та проведено їх порівняльний аналіз. Проведено огляд та аналіз портативних засобів реєстрації сигналу ЕКГ та ФПГ для використання даних модулів в автоматизованій системі забору крові, що дозволить оптимізувати преаналітичний етап підготовки дослідження та мінімізувати людський фактор впливу на результат.
2. Розроблена структурно-функціональна схема роботи, що містить модуль ідентифікації та моніторингу присутності людини, модулем перфорації, модулю індикації крові, блоку керування, системи пломбування та фіксування штрих-коду до карти пацієнта. Для поєднання модулів присутності та ідентифікації людини було обрано дослідження біологічного сигналу ЕКГ та ФПГ. Проведено вибір елементної бази, блоків та параметрів для реалізації модулю.
3. Проведено експеримент та розроблено алгоритм роботи біометричної ідентифікації людини за допомогою електричної активності серця (ЕКГ) та роботи серцево-судинної системи (ФПГ). Було проведено аналіз сигналу, його попередню обробку за допомогою цифрових фільтрів в програмі Matlab (Z-масштабування ЕКГ, високочастотні та низькочастотні фільтри Баттерворда першого і другого порядку) та встановлення вагомих характеристик для машинного навчання з метою автоматизувати процес ідентифікації особистості.
4. Здійснено маркетинговий аналіз та розробку стартап-проекту для впровадження технічної реалізації модулю біометричної ідентифікації для автоматизованої системи аналізу крові який буде мати попит в багатьох галузях застосування.

ДЯКУЮ ЗА УВАГУ!

