

## МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ

Хмельницький національний університет

Факультет інформаційних технологій

Кафедра телекомунікацій, медійних та інтелектуальних технологій

**ДИПЛОМНА РОБОТА**Другого (магістерського рівня)

Освітній рівень

ГАЛУЗЬ ЗНАНЬ

17 Електроніка, автоматизація та електронні комунікації

Шифр і назва галузі

СПЕЦІАЛЬНІСТЬ

172 Електронні комунікації та радіотехніка

Шифр і назва спеціальності

ОСВІТНЯ ПРОГРАМА


172 – Електронні інформаційно-комунікаційні системи та мережі

Назва освітньої програми

На тему «Метод реєстрації та обробки фотоплетизмограм»


ДРЕКР.023160.01.04 ПЗ

Виконав:

Здобувач 2 курсу, група ЕКРм-23-1  
ПідписЯрослав КОЛОМІЄЦЬ

Ініціали, прізвище

Керівник: д-р техн. наук, професор

  
ПідписСергій ПІДЧЕНКО

Ініціали, прізвище

До захисту допускаю:

Зав. кафедри: д-р техн. наук, професор

  
ПідписСергій ПІДЧЕНКО

Ініціали, прізвище

12.12.2024  
Дата

Хмельницький – 2024

## Хмельницький національний університет

Факультет інформаційних технологійКафедра телекомунікацій, медійних та інтелектуальних технологійОсвітній рівень другий (магістерський)Галузь знань 17 – Електроніка, автоматизація та електронні комунікаціїСпеціальність 172 – Електронні комунікації та радіотехнікаОсвітня-професійна програма Електронні інформаційно-комунікаційні системи та мережі

ЗАТВЕРДЖУЮ

Зав. кафедрою \_\_\_\_\_

«2» серпня 2022 р.ЗАВДАННЯ  
НА ДИПЛОМНУ РОБОТУКОЛОМІЙЦЮ Ярославу Олександровичу1 Тема роботи: Метод реєстрації та обробки фотометизмограм.керівник роботи ПІДЧЕНКО Сергій Констянтинівич, д-р техн. наук, професор  
Затверджено наказом по університету від «26» серпня 2021 р. № 60.2 Строк подання студентом роботи на кафедру: 05.12.202 р.

3 Вихідні дані (характеристика об'єкта, умов дослідження та ін.)

Мета роботи: розробка, удосконалення та оцінка ефективності методу реєстрації та обробки фотометизмограм для підвищення точності діагностики функціонального стану серцево-судинної системи.Об'єкт дослідження: процес реєстрації та контролю параметрів фотометизмограм.Предмет дослідження: метод реєстрації та обробки результатів фотометизмування.

4. Зміст пояснювальної записки (перелік питань, що їх належить розробити):

Аналіз основних принципів фотометизмографії та застосування у медицині  
Методологія реєстрації фотометизмограм: від підготовки до аналізу даних  
Практичне застосування фотометизмографії аналіз клінічних випадків  
Проблеми та вирішення у використанні фотометизмографії

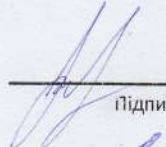
Завдання отримав \_\_\_\_\_

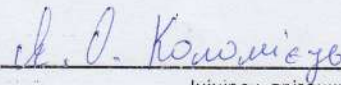
Науковий керівник \_\_\_\_\_

## КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

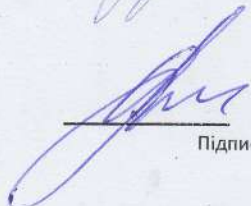
№ п/п	Назва етапів (розділів) дипломної роботи	Строк виконання етапів дипломної роботи	Примітка
1	Вибір тематики	до 5.09.24	обрано
2	Аналіз початкових даних	5.09.24 - 13.09.24	проаналізовано
3	Написання вступу	14.09.24 - 17.09.24	виконано
4	Написання 1 розділу (аналіз)	17.09.24-30.09.24	виконано
5	Написання 2 розділу (методологія)	01.10.24 - 15.10.24	виконано
6	Оформлення та подання публікації	10.10.24 - 19.10.24	подано
7	Написання 3 розділу (практичне застосування)	16.10.24 - 31.10.24	виконано
8	Імітаційне моделювання та аналіз результатів	01.11.24 - 11.11.24	виконано
9	Написання 4 розділу (проблеми та вирішення)	12.11.24 - 21.11.24	виконано
10	Оформлення текстової частини, синтез доповіді	21.11.24 - 28.11.24	виконано
11	Виправлення зауважень, помилок, підготовка до захисту	23.11.24 - 30.11.24	враховано
12	Антиплагіат та опонування	01.12.24 - 05.12.24	Виконано
13	Подання готового проекту	09.12.24	Виконано

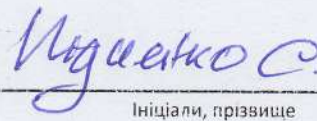
Студент


  
Підпис


  
Ініціали, прізвище

Керівник роботи


  
Підпис


  
Ініціали, прізвище

## АНОТАЦІЯ

Тема магістерської роботи: «Метод реєстрації та обробки фотоплетизмограм»

Автор роботи: КОЛОМІЄЦЬ Ярослав Олександрович

Керівник роботи: д-р техн. наук, професор ПІДЧЕНКО Сергій Константинович.

Пояснювальна записка: 93 сторінок, 36 рисунків, 2 таблиць, 26 джерела

Графічна частина: 18

**КЛЮЧОВІ СЛОВА:** ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФІЯ, ФІЛЬТР НИЖНІХ ЧАСТОТ, ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛ, ЧАСТОТА СЕРЦЕВИХ СКОРОЧЕНЬ, СЕРЦЕВО-СУДИННА СИСТЕМА, ФІЛЬТР ВЕРХНІХ ЧАСТОТ, ФІЛЬТР НИЖНІХ ЧАСТОТ.

*Метою магістерської роботи є розробка, удосконалення та оцінка ефективності методу реєстрації та обробки фотоплетизмограм для підвищення точності діагностики функціонального стану серцево-судинної системи.*

*Об'єктом дослідження є процеси реєстрації та контролю параметрів фотоплетизмограми.*

*Предметом дослідження метод реєстрації та цифрової обробки сигналів фотоплетизмограми.*

У магістерській роботі проведено детальний аналіз і розробку нових підходів для підвищення точності діагностики серцево-судинних захворювань. Актуальність цього дослідження обумовлена потребою у точному моніторингу фізіологічних параметрів, особливо в умовах, коли автоматизовані та безконтактні методи забезпечують значні переваги в порівнянні з традиційними підходами.

## ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ.....	7
ВСТУП.....	8
1. АНАЛІЗ ОСНОВНИХ ПРИНЦИПІВ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФІЇ ТА ЇЇ ЗАСТОСУВАННЯ У МЕДИЦИНІ.....	10
1.1. Принципи роботи фотоплетизмографа .....	11
1.2. Структурна схема пристрою для отримання фотоплетизмограм.....	16
1.3. Удосконалений варіант електричної структурної схеми .....	17
1.4. Основні типи фотоплетизмографії.....	21
Висновки до першого розділу .....	24
2. МЕТОДОЛОГІЯ РЕЄСТРАЦІЇ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАМ: ВІД ПІДГОТОВКИ ДО АНАЛІЗУ ДАНИХ .....	25
2.1 Підготовка до дослідження.....	25
2.2 Налаштування обладнання .....	26
2.3 Проведення дослідження .....	27
2.4 Результат досліджень .....	30
Висновки другого розділу .....	37
3. ПРАКТИЧНЕ ЗАСТОСУВАННЯ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФІЇ: АНАЛІЗ КЛІНІЧНИХ ВИПАДКІВ.....	38
3.1 Аналіз отриманих фотоплетизмограм.....	38
3.2 Клінічні приклади. Методи виявлення захворювань.....	39
3.3 Порівняння різних методів обробки .....	45
3.4 Імітація модельовання кардіологічних сигналів з паталогічними змінами. 51	51
3.5 Реконструкція фазового простору пульсових хвиль біомедичних сигналів 60	60
Висновки третього розділу .....	67
4. ПРОБЛЕМИ ТА ВИРІШЕННЯ У ВИКОРИСТАННІ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФІЇ .....	68
4.1 Методи боротьби із завадами та артефактами у ФПГ .....	68
4.2 Прилад для фотоплетизмографії.....	71

4.3	Проблеми та вирішення .....	73
4.4	Характеристики конструкції сфігмографа за використанням АМТ .....	79
	Висновки четвертого розділу .....	82
	ВИСНОВКИ.....	83
	ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ.....	85
	ДОДАТКИ.....	88

## ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

ФПГ - Фотоплетизмографія

ФПМ – Фотоплетизмографічний метод

ЕКС – Електрокардіо сигнал

ЧСС – Частота серцевих скорочень

PPG - Photoplethysmography

ССС – Серцево-судина система

ЕОМ – Електронні обчислювальні машини

ФВЧ – Фільтр верхніх частот

ФНЧ – Фільтр нижніх частот

АЦП – Аналогово-цифровий передавач

АРП – Автомобільне регулювання підсилення

## ВСТУП

### **Актуальність теми**

Дослідження фізіологічних сигналів мають тривалу історію і стали ключовим елементом розвитку людства. Ці сигнали надають можливість отримати значну кількість інформації без інвазивних і болісних процедур для пацієнтів. Вони широко використовуються в медицині, біометрії та інших сферах.

Аналіз серцево-судинної системи має особливе значення в наш час, оскільки багато захворювань тісно пов'язані з цими показниками. Пульсові показники знаходять застосування як у медичних, так і в біометричних практиках.

Проблема стала особливо актуальною під час пандемії COVID-19, коли зменшення фізичного контакту між лікарем і пацієнтом стало критично важливим. Саме тоді було розпочато дослідження в галузі біометрії, яке мало на меті спростити процес автентифікації лікарів у системах і підвищити рівень безпеки.

У зв'язку з російською агресією фокус досліджень перемістився на жилети для моніторингу фізіологічного стану. Професіонали, які працюють в небезпечних умовах, стали основною цільовою групою для такого обладнання. Це нове явище, і досліджень у цій галузі поки що недостатньо. Жилети оснащені безліччю взаємопов'язаних датчиків, серед яких важливу роль відіграють датчики фотоплетизмограми. Саме в таких складних пристроях сигнал фотоплетизмограми є одним із найбільш складних для вимірювання, але водночас і найінформативнішим представленням пульсової хвилі.

### **Мета дослідження:**

Розробка, удосконалення та оцінка ефективності методу реєстрації та обробки фотоплетизмограм для підвищення точності діагностики функціонального стану серцево-судинної системи. Дослідження включає:

1. Аналіз існуючих методів реєстрації фотоплетизмограм для виявлення їхніх переваг і недоліків, зокрема впливів зовнішніх і внутрішніх факторів (освітлення, температури, стану пацієнта) на точність реєстрації сигналів.

2. Дослідження та удосконалення алгоритмів цифрової обробки фотоплетизмографічних сигналів для зменшення артефактів і шуму.
3. Дослідження кореляції між параметрами фотоплетизмограм і показниками серцево-судинної системи, зокрема психофізіологічного стану людини.

**Об'єктом дослідження** є процеси реєстрації та контролю параметрів фотоплетизмограми.

**Предметом дослідження** метод реєстрації та цифрової обробки сигналів фотоплетизмограми.

**Методи дослідження** - застосовано статистичні методи обробки даних та методи об'єктно-орієнтованого програмування.

**Наукова-практична новизна:**

1. Розроблено метод реєстрації сигналів фотоплетизмограм, який передбачає застосування додаткового сенсора сили притиснення, конструктивно об'єднаного із оптоелектричним сенсором, що підвищити достовірність реєструємих сигналів пульсографічних кривих.
2. Розроблено алгоритмічно-програмне забезпечення аналізу пульсограм для оцінки психофізіологічного стану людини.

**Апробація результатів дослідження.** За результатами роботи опубліковано тези доповіді у Збірнику наукових праць за матеріалами XVI Всеукраїнської науково-практичної конференції «Актуальні проблеми комп'ютерних наук АПКН-2024»: Хмельницький, 2024.

## 1. АНАЛІЗ ОСНОВНИХ ПРИНЦИПІВ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФІЇ ТА ЇЇ ЗАСТОСУВАННЯ У МЕДИЦИНІ

Фотоплетизмографія (ФПГ) – це неінвазивний метод, що вимірює зміни об'єму крові в периферичних судинах. Основні принципи включають:

- Оптичні технології: Метод заснований на використанні світлових датчиків, які випромінюють та приймають світло. Коли кров заповнює капіляри, поглинання світла змінюється, що відображає зміни в об'ємі крові.
- Червоне та інфрачервоне світло: Зазвичай використовуються два спектри світла, оскільки вони добре проникають у тканини і мають різну поглинальну здатність в залежності від кількості крові.

Оцінка сигналу

- Графіки плетизмографії: На виході отримують криві, що відображають зміни об'єму крові. Основні компоненти:
  - Систолічний пік: Відображає максимальний об'єм крові під час серцевого скорочення.
  - Діастолічний рівень: Вказує на залишковий об'єм крові між ударами серця.

### Застосування фотоплетизмографії у медицині

Діагностика

- Оцінка кровообігу: ФПГ використовується для виявлення порушень кровообігу, таких як периферична артеріальна хвороба.
- Моніторинг серцево-судинних захворювань: Дозволяє оцінити стан пацієнтів із серцевими захворюваннями, контролюючи зміни в кровообігу.

Оцінка функції

- Вимірювання насиченості киснем: Дозволяє оцінити рівень насиченості крові киснем, що важливо для пацієнтів з респіраторними захворюваннями.
- Вивчення вазомоторних рефлексів: Використовується для оцінки функціональних порушень у судинах.

Реабілітація та моніторинг

- Контроль за лікуванням: ФПГ може бути використана для моніторингу ефективності лікування у пацієнтів з хронічними захворюваннями.
- Реабілітаційні програми: Застосування в програмах реабілітації для пацієнтів із серцево-судинними захворюваннями, оцінюючи покращення кровообігу під час фізичних навантажень.

## **Переваги та недоліки**

### Переваги

- Неінвазивність: Безболісний метод, що не потребує хірургічного втручання.
- Зручність: Легка установка та швидка отримання результатів.
- Доступність: Може використовуватись у різних клінічних умовах, включаючи амбулаторну практику.

### Недоліки

- Чутливість до руху: Рухи пацієнта можуть вплинути на точність результатів.
- Обмеження у складних випадках: У деяких випадках метод може бути недостатньо чутливим для виявлення незначних змін у кровообігу.

## **1.1. Принципи роботи фотоплетизмографа**

**Фотоплетизмографія** є динамічним методом вимірювання, що дозволяє визначати зміни параметрів периферійного кровообігу, що виходять із умовного нульового рівня для конкретної людини. Фотоплетизмографи використовують для аналізу різних характеристик кровообігу в шкірі та слизових клітинах, а також для реєстрації судинних рефлексів, які є індикаторами стану судиннорухових центрів.

Серед переваг фотоплетизмографів можна виділити високу чутливість, лінійність вимірювання, портативність, швидкість запису, наявність впливу датчика інерційності, можливість реєстрації сигналів із будь-яких ділянок шкіри чи слизових оболонок. Вони не порушують кровообіг за рахунок слабкої компресії судин, що забезпечує точну реєстрацію об'єму крові. Ці прилади також не дозволяють ізольовано досліджувати кровонаповнення вмісту різних калібрів, таких як вени та артерії.

Розвиток фотоплетизмографів розпочався ще в 1930-х роках, і з часом їх конструкція вдосконалювалася, розширюючи сферу застосування. Сьогодні два основних типи фотоплетизмографів: для реєстрації кровонаповнення у прохідному та відбитому світлі. Однак розвиток цієї методики обмежений відсутністю стандартів для сучасних конструкцій приладів та уніфікованих методів аналізу кривих.

Сучасна багатоканальна фізіологічна апаратура відкриває нові можливості для комплексного дослідження різних органів і систем людини. Наприклад, одночасна реєстрація об'ємного пульсу та кров'яного тиску напруженості на основі гіпертонії, а аналіз сигналів з двох симетричних ділянок тіла дозволяє виявити судинні асиметрії та дослідити зміни кровообігу при локальних патологіях.

Для точного аналізу динаміки кровопостачання органу недостатньо одноканального запису, подальший кровообіг залежить як від артеріального притоку, так і від венозного відтоку. Зміни об'єму можуть бути зумовлені коливанням діаметра різних судин, включно з артеріями, капілярами та венами. Для вирішення цих питань потрібні багатоканальні дослідження.

Фотоплетизмографія демонструє високу чутливість до змін у центральній нервовій системі. Варіабельність плетизмографічних кривих, змінність судинних реакцій у відповідь на однакові подразники в різних функціональних станах підтверджують її цінність як діагностичного методу для аналізу тонких нервових змінених процесів. [1]

### **Фізичні основи вимірювань**

Фотоплетизмографічне дослідження виконували за допомогою оптоелектронного діагностичного комплексу, призначеного для аналізу мікроциркуляторних порушень у тканинах пародонту при запальних процесах, пов'язаних із переломами нижньої щелепи. Оптичне випромінювання спрямовували на ділянку ясен на відстані 5 мм від ясенного краю, а реєстрацію фотоплетизмограм (ФПГ) здійснювали в зоні фронтальної групи зубів нижньої щелепи.

Дослідження проводили у три етапи: у день госпіталізації перед операцією, на 7-й день і на 28-й день. Загалом було отримано 423 ФПГ, які обробляли за допомогою спеціально створеної програми WOSTEO.

На основі застосованого методу розроблено лазерний діагностичний комплекс, призначений для оцінки кровонаповнення тканин пародонту. Створено діючий макетний зразок пристрою (рис. 1.1).

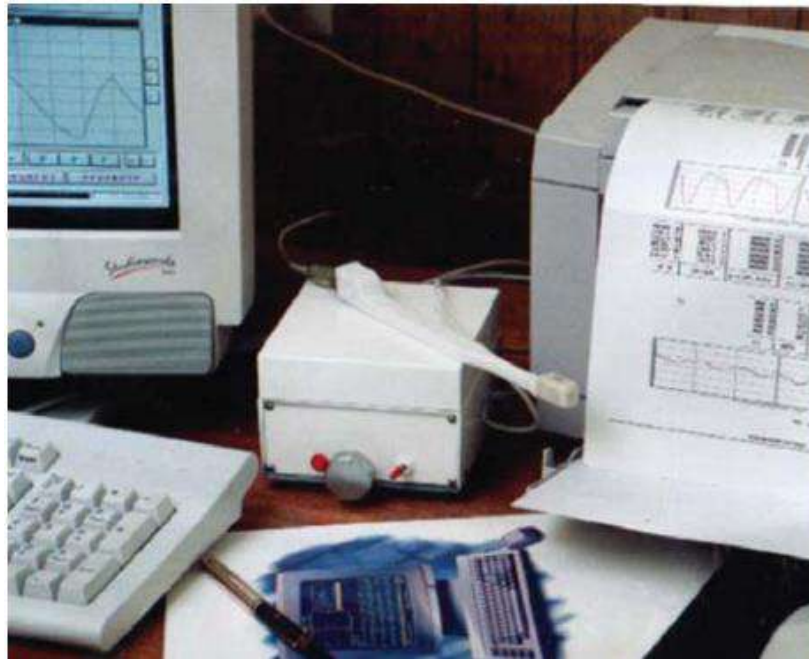


Рисунок 1.1 – Зовнішній вигляд діагностичного комплексу аналізу мікроциркуляторних порушень за допомогою ФПМ [1]

Цей пристрій є перетворювачем для візуалізації та порівняльного аналізу біомедичних сигналів (ФПГ). Він може підключатися до персонального комп'ютера через блок сполучення з використанням спеціального інтерфейсу та програмного забезпечення. Така інтеграція суттєво розширює функціональність пристрою, дозволяючи:

- записувати та зберігати сигнали у базі даних,
- виконувати попередню обробку (нормалізацію, масштабування, фільтрацію),
- здійснювати порівняльний і кореляційний аналіз,

- проводити статистичну обробку,
- будувати діаграми, схеми та графіки.

Отримані дані про мікроциркуляцію можна систематизувати в інформаційну картку пацієнта для подальшого друку (рис. 1.2).

The image shows a software window titled "Карточка пацієнта" (Patient Card). It contains the following fields and controls:

- Прізвище, ім'я** (Surname, name): Text input field containing "Гальченко".
- Стать** (Sex): Dropdown menu showing "Чоловіча" (Male).
- Дата народження** (Date of birth): Text input field containing "13.08.77".
- Шаблон** (Template): Dropdown menu showing "osteo.shb".
- Затвердити** (Confirm): Button with a green checkmark icon.
- Скасувати** (Cancel): Button with a red 'X' icon.

Рисунок 1.2 – Інформаційна картка пацієнта [1]

Серед ключових показників, які відображають стан кровонаповнення судин, виділяють:

- тривалість анакротичної фази,
- фотоплетизмографічний індекс,
- час швидкого та повільного кровонаповнення,
- показник тонуусу судин,
- індекс периферичного опору,
- дикротичний та діастолічний індекси.

Для забезпечення високої достовірності даних під час реєстрації фотоплетизмограм застосовуються апріорні відомості, що включають фізичні параметри об'єкта дослідження, математичні співвідношення між вимірюваними величинами, інформацію про спектральний склад сигналів та перешкоди, а також основні біофізичні характеристики контрольованого об'єкта.

У співпраці з Вінницьким національним технічним університетом, на кафедрі лазерної та оптоелектронної техніки виконувалась розробка методів і систем оптико-електронного обстеження мікроциркуляторного русла у щелепно-лицьовій

ділянці. Метою роботи було підвищення ефективності діагностики та лікування запальних процесів, а також детальне обстеження тканин обличчя і шиї.

Ці дослідження проводилися в рамках науково-дослідної роботи 50-Д-226 під назвою «Створення оптико-електронних перетворювачів для формування статичних та динамічних еталонів-образів патології мікроциркуляції в щелепно-лицьовій ділянці», яка реалізовувалася в межах пріоритетного напрямку Міністерства освіти і науки України «Охорона здоров'я людини».

### **Результати розробки**

Створено оптоелектронний діагностичний комплекс, який дозволяє проводити швидку діагностику стану судин різних ділянок щелепно-лицьової області на будь-якому етапі патологічного процесу. Пристрій забезпечує реєстрацію ступеня мікроциркуляторних і гемодинамічних порушень шляхом аналізу фотоплетизмографічних сигналів.

Фотоплетизмографічна крива, яка фіксується під час обстеження, відображає фазні зміни кровонаповнення периферичних судин у відповідності з серцевим циклом. Кількісний аналіз кривої виконувався з урахуванням амплітудних і часових характеристик. Найбільш інформативними показниками, що характеризують стан судин і кровонаповнення, є:

- тривалість анакротичної фази,
- фотоплетизмографічний індекс,
- час швидкого і повільного кровонаповнення,
- показник тону судин,
- індекс периферичного кровонаповнення,
- дикротичний та діастолічний індекси.

### **Переваги методів**

Завдяки неінвазивному підходу, компактності сенсорів, швидкості отримання результатів і простоті реалізації, даний метод є ефективним для моніторингу стану мікроциркуляції в умовах запальних процесів щелепно-лицьової ділянки.

Для підвищення точності та надійності результатів використовувалися апріорні відомості, які включали:

- фізичні характеристики об'єкта дослідження,
- математичні залежності між вимірюваними параметрами,
- спектральний аналіз інформативних компонентів сигналу та перешкод,
- основні біофізичні властивості контрольованих тканин.

Ця розробка відкриває нові можливості для комплексного вивчення та моніторингу мікроциркуляції, що сприяє більш точній діагностиці та оптимізації лікування патологій у щелепно-лицьовій області.[ 3]

## 1.2 Структурна схема пристрою для отримання фотоплетизмограм

У процесі розробки узагальненої структурної моделі було створено структурну схему пристрою (рис. 2.1). Блок живлення відповідає за подачу електричної напруги на блок стабілізації, який забезпечує стабільну та коректну роботу системи [13].

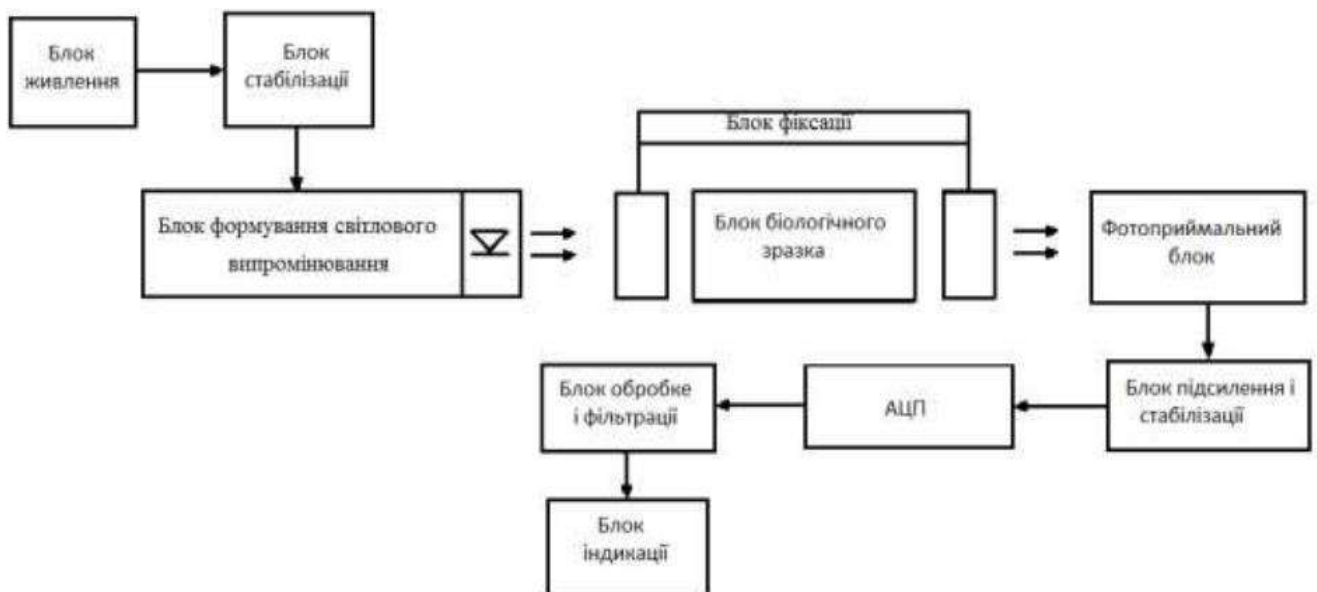


Рисунок 1.3 – Вдосконалена структурна схема пристрою для вимірювання показників крові [13]

Блок формування світлового випромінювання відповідає за створення необхідного рівня освітленості на поверхні об'єкта, використовуючи відповідне випромінювання. Цей блок також здатний випромінювати інфрачервоне світло з довжиною хвилі 950 нм, що особливо важливо для дослідження біологічних об'єктів.

Система для роботи з біологічними зразками складається з кліпси з фіксатором, яка надійно утримує зразок під час експерименту. Коли інфрачервоне випромінювання проходить через зразок, воно досягає фотоприймального блоку, що перетворює оптичний сигнал на електричний. Оскільки отриманий сигнал може бути дуже слабким, він надсилається до підсилювальних і стабілізуючих пристроїв.

На цьому етапі здійснюється контроль за коефіцієнтом підсилення, а також моніторинг важливих параметрів, таких як рівень шуму та потужність сигналу. Цей процес є критично важливим для забезпечення точності вимірювань і надійності отриманих даних.

Завдяки сучасним технологіям, такі системи можуть бути значно вдосконалені. Наприклад, використання цифрових фільтрів може значно поліпшити якість сигналу, зменшуючи вплив шуму і підвищуючи чутливість приладів. Це відкриває нові можливості для дослідження біологічних об'єктів і їх поведінки під впливом різних факторів.

### **1.3 Удосконалений варіант електричної структурної схеми**

Вибір апаратури для діагностики серцево-судинної системи базується на інформативності методу та зручності збору даних з біологічного об'єкта. Одним із найефективніших методів для об'єктивної оцінки стану судинної системи є фотоплетизмографія, яка полягає у реєстрації пульсових кривих, параметри яких прямо пов'язані з гемодинамічними показниками організму.

Існує ряд пристроїв і систем, що використовують фотоплетизмографію для реєстрації та аналізу пульсових кривих. Тому правильний вибір конструкції оптоелектронного датчика фотоплетизмографа є важливим завданням, вимагаючи

наявності дослідного фотоплетизмографа, що дозволяє інтегрувати різні типи датчиків.

Фотоплетизмографи, оснащені оптоелектронними датчиками, значно підвищують якість діагностики стану серцево-судинної системи людини, а також зменшують вплив зовнішніх завад. Вони поділяються на два типи:

1. Датчики з рівномірно розміщеними джерелами випромінювання по всій поверхні, де встановлено фотоприймач зі збиральною лінзою.
2. Датчики з випромінювальною поверхнею, створені за допомогою оптичної системи на основі світлодіода, розміщеного в центрі робочої поверхні.

На основі існуючої структурної схеми автоматизованого фотоплетизмографа (рис.3.1) можна проаналізувати принцип роботи та функціональні можливості системи.

Система складається з кількох ключових елементів:

- мікроконтролер (АТ Mega48) для управління процесами;
- буферний формувач-посилувач струму для джерела випромінювання;
- біологічний об'єкт, що досліджується;
- посилювач-перетворювач з вимірювальним коефіцієнтом;
- смугові фільтри (фільтри нижчих та вищих частот);
- посилювач змінної напруги;
- синхронний детектор;
- інтерференційний адаптер для зв'язку з ПК.

Налаштування пристрою управління (УУ) виконує мікроконтролер, який складається з двох блоків, що функціонують як багатоетапні потенціометри з цифровим управлінням. Напруга з одного з блоків надходить на буферний підсилювач, задаючи вихідний струм джерела випромінювання. Імпульси подаються з частотою 10 кГц.

Після проходження через біотканини об'єкта, світловий потік, модуляція якого відбувається внаслідок кровотоку, надходить на фотоприймач, де перетворюється на модульований електричний сигнал. Цей сигнал потім проходить

через перетворювач струм-напруга, де коефіцієнти перетворення регулюються цифровим контролером.

Оцифрований сигнал використовується для управління коефіцієнтом перетворення блоку. Регулювання триває, поки корисний сигнал з виходу фотоприймача не досягне номінального значення, що не перевищує  $2/3$  від максимального значення без спотворень. Після цього сигнал через пасивний фільтр надходить на підсилювач змінної напруги, де постійна складова відсікається, а змінна підсилюється.

З виходу підсилювача змінний сигнал прямує до синхронного детектора, а потім на фільтр нижніх частот, де імпульси згладжуються, формуючи корисний вихідний сигнал. Далі сигнал проходить через верхній частотний фільтр і підсилюється, знову регулюючи коефіцієнт передачі.

Після цього сигнал надходить до АЦП для цифрової обробки, а потім передається на комп'ютер через інтерфейсний адаптер. Частоту зрізу фільтра можна змінювати в діапазоні від 0,2 до 20 000 Гц, що дозволяє зменшувати перешкоди, такі як 50 Гц, і виділяти, наприклад, «криву дихання».

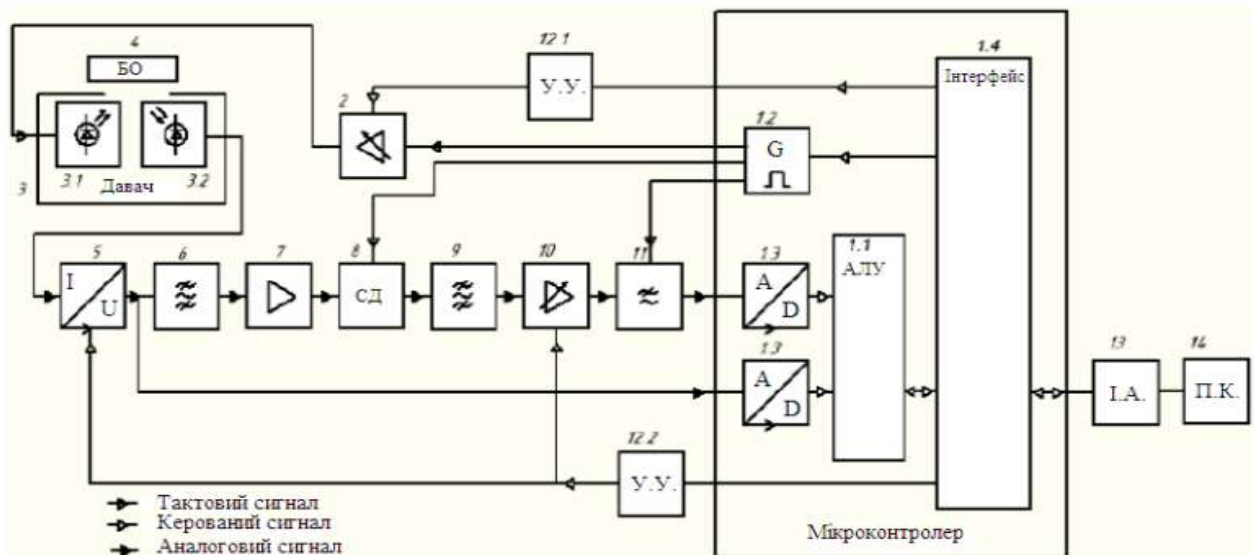


Рисунок 1.4 – Структурна схема автоматизованого фотоплетизмографа [24]

Технічні характеристики пристрою:

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

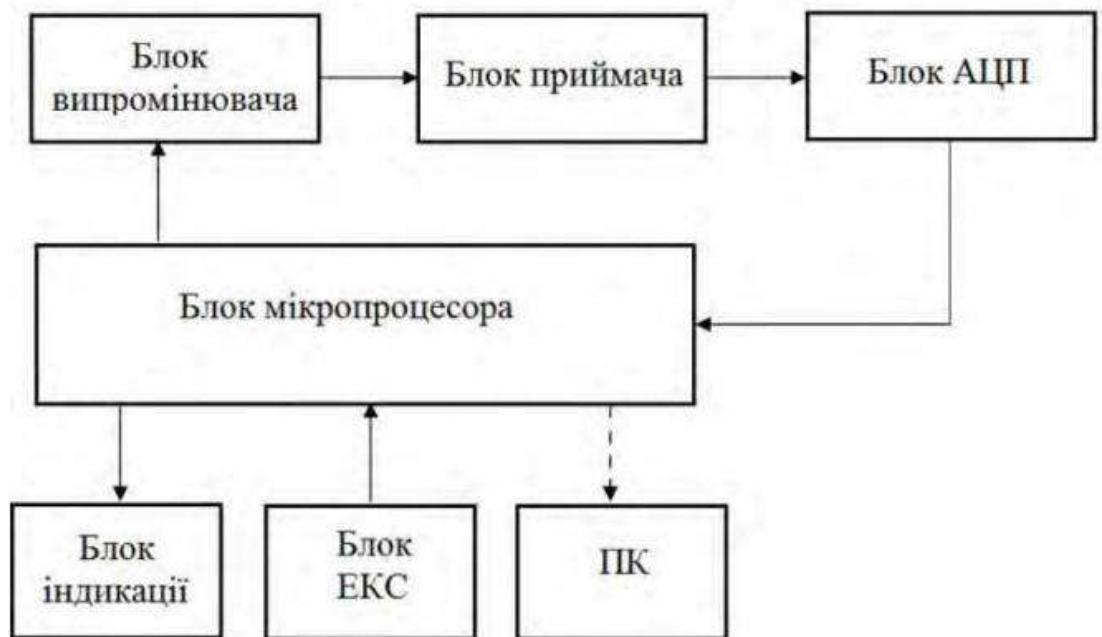


Рисунок 1.4 – Структурна схема автоматизованого фотоплетизмографа [23]

Блок електрокардіосигналу (ЕКС) є додатковою складовою системи, яка призначена для отримання електрокардіосигналу, на основі якого формується калібрувальний сигнал у блоці випромінювача.

Блок мікропроцесора відповідає за обробку сигналу, отриманого з фотоприймального блоку, а також за управління блоком випромінювача. Він забезпечує виведення результатів обробки на індикаторний блок і здійснює обмін інформацією з іншими мікропроцесорами або комп'ютерами. Крім того, мікропроцесор формує команди для генерації калібрувальних імпульсів у блоці випромінювача.

Блок індикації виводить результати вимірювань або повідомлення про помилки, отримані з блоку мікропроцесора.

Персональний комп'ютер (ПК) оснащений спеціалізованим програмним забезпеченням, яке дозволяє виводити пульсові криві на екран монітора та зберігати їх у вигляді графічних зображень у пам'яті комп'ютера.

Ці блоки складають основу автоматизованих фотоплетизмографів. Однак для ефективної роботи з великою кількістю біологічних об'єктів до системи доцільно додати додаткові компоненти.

Всі програмно-апаратні комплекси мають схожу структуру, хоча можливі незначні відмінності, які не впливають на принцип роботи систем. Тому немає сенсу в апаратному вдосконаленні приладів. Натомість пропонується вдосконалити програмне забезпечення, розширивши його функціональні можливості. Це дозволить підвищити діагностичний потенціал вже існуючих пристроїв без значних витрат на їх апаратне оновлення.

## **1.4 Основні типи фотоплетизмографії**

### **Контактні фотоплетизмографи**

Контактні пристрої працюють шляхом прямого контакту датчика зі шкірою. Вони є найпоширенішими завдяки високій точності вимірювань і широкому використанню в медичній практиці.

Типи контактних пристроїв:

1. Прості пристрої (одноточкові датчики):
  - Вимірюють потік крові в одній точці (наприклад, на пальці, зап'ясті чи вусі).
  - Використовують світлодіоди (LED) для освітлення тканин і фотодетектори для реєстрації світлових змін.
  - Приклад: пульсоксиметри.
2. Багатоточкові системи:
  - Встановлюються на більшу площу (наприклад, браслети або пояси).

- Можуть забезпечувати більш точну інформацію про кровообіг у великій ділянці.

### 3. Вбудовані або портативні пристрої:

- Вбудовуються у розумні годинники, фітнес-браслети чи телефони.

- Використовують зелений, червоний або інфрачервоний спектр світла для вимірювань.

### **Переваги контактних пристроїв:**

- Висока точність.
- Широка доступність.
- Простота у використанні.
- Недорогі у виробництві.

### **Недоліки:**

- Залежність від якості контакту зі шкірою (наприклад, піт чи рухи можуть впливати на точність).

- Можливість викликати дискомфорт у користувача при тривалому використанні.

### **Безконтактні фотоплетизмографи**

Ці пристрої працюють без фізичного контакту зі шкірою, використовуючи камери або інші сенсори для зчитування змін у відбитому світлі від шкіри.

### **Типи безконтактних систем:**

#### 1. Системи на основі камер:

- Використовують RGB-камери, інфрачервоні або спеціалізовані багатоспектральні камери.

- Реєструють зміни кольору шкіри, які відображають кровотік.

- Можуть працювати на відстані (наприклад, для моніторингу пацієнтів у лікарнях чи вдома).

#### 2. Лазерні системи:

- Використовують лазери для освітлення поверхні шкіри.

- Більш точні у вимірюванні, але дорожчі через складність технології.
3. Автоматизовані системи з використанням штучного інтелекту:
- Комбінують обробку відео з алгоритмами штучного інтелекту для оцінки кровотоку в реальному часі.
  - Приклад: системи для моніторингу життєвих показників через вебкамеру або смартфон.

#### **Переваги безконтактних пристроїв:**

- Зручність використання (не вимагають фізичного контакту).
- Менш залежні від зовнішніх факторів, як-от піт чи рух.
- Ідеальні для моніторингу на відстані (наприклад, у педіатрії чи для важкохворих пацієнтів).

#### **Недоліки:**

- Зазвичай менш точні порівняно з контактними пристроями.
- Вразливі до змін освітлення чи перешкод між камерою і шкірою.
- Дорожчі у виробництві.

**Таблиця 1.1 – Порівняння контактних і безконтактних фотоплетизмографів**

Характеристика	Контактні пристрої	Безконтактні пристрої
Точність	Висока	Середня
Комфорт	Не завжди зручні	Максимально комфортні
Вартість	Дешевші	Дорожчі
Чутливість до рухів	Висока	Середня
Застосування	Фітнес, медицина	Віддалений моніторинг, дослідження

#### **Висновки**

- Контактні фотоплетизмографи найкраще підходять для персонального використання та медичних діагностик.
- Безконтактні пристрої є перспективними для віддаленого моніторингу, але потребують удосконалення для підвищення точності.[4]

## Висновки до першого розділу

У першому розділі було проведено всебічний аналіз основ фотоплетизмографії та її медичних застосувань. Розглянуто історію розвитку цих пристроїв, їх сучасні конструкції та функціональні можливості. Особливо акцентовано на перевагах і недоліках контактних і безконтактних фотоплетизмографів, що дозволило оцінити їхній потенціал.

Фотоплетизмографія виявилася важливим інструментом для оцінки периферійного кровообігу, що робить її актуальною для діагностики серцево-судинних захворювань. Обговорено структурні та функціональні характеристики пристроїв, їх здатність реєструвати зміни об'єму крові та точність сигналів.

Аналіз показав, що удосконалення програмного забезпечення може суттєво розширити функціональність фотоплетизмографів, оптимізуючи обробку сигналів і підвищуючи точність вимірювань. Перспективним напрямком є розробка багатоканальних систем для комплексного дослідження мікроциркуляції в різних ділянках тіла.

Отже, результати даного розділу закладають основу для подальших розробок у вдосконаленні методів реєстрації та обробки фотоплетизмографічних сигналів, що сприятиме підвищенню ефективності діагностики серцево-судинних захворювань.

## **2. МЕТОДОЛОГІЯ РЕЄСТРАЦІЇ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАМ: ВІД ПІДГОТОВКИ ДО АНАЛІЗУ ДАНИХ**

### **2.1 Підготовка до дослідження**

#### **Вибір пацієнтів**

Для проведення дослідження необхідно ретельно визначити цільову групу пацієнтів відповідно до мети експерименту. Відбір пацієнтів базується на визначених критеріях, таких як:

- Вік: визначити вікову групу (18-65 років);
- Стан здоров'я: пацієнти повинні бути в стабільному стані без серйозних захворювань, які можуть вплинути на результати, наприклад серцево-судинні захворювання, діабет та інші індивідуальні особливості.

Також є критерії виключення, при яких умовах пацієнт не може приймати участь в дослідженнях, таких як:

- Патології, що впливатимуть на периферичний кровообіг;
- Використання медикаментів, які можуть змінити результати(заспокійливе, антикоагулянти);
- Алергія на матеріали, які застосовують в дослідженні.

Перед початком дослідження слід забезпечити дотримання етичних норм.

- Усі учасники повинні бути детально проінформовані про мету, процедуру та потенційні ризики, пов'язані з дослідженням;
- Необхідно отримати письмову добровільну інформовану згоду на участь, що підтверджує їхнє розуміння і готовність до співпраці.

Також потрібно забезпечити конфіденційність даних пацієнтів, та використання анонімізації. Всі дані повинні зберігатись відповідно до чинного законодавстві та не розголошуватися без дозволу учасників.

Перед початком дослідження необхідно отримати схвалення від етичної комісії.

## **2.2 Налаштування обладнання**

Перед початком дослідження важливо забезпечити належну підготовку обладнання:

- Перевірка стану блоку живлення, стабілізації та фотоприймального модуля;
- Тестування усіх з'єднань, кабелів та інтерфейсів для підключення до персонального комп'ютера чи інших пристроїв;
- Переконайтесь, що оптичні компоненти, зокрема світлодіоди та фотодетектори, працюють коректно.

### **Калібрування датчиків**

- Проводиться калібрування фотоплетизмографічного обладнання для забезпечення точності вимірювань;
- Використовуються еталонні зразки або моделі, що дозволяють налаштувати оптичні та електронні параметри системи.

### **Налаштування випромінювача**

- Перевіряється рівень інтенсивності світлового випромінювання, який має відповідати заданим параметрам (наприклад, довжина хвилі — 950 нм).
- Налаштовується напрямок випромінювання, щоб забезпечити максимальну ефективність взаємодії з біологічним об'єктом.

### **Фіксація датчика**

- Підготовлюється кліпса або інший тримач для надійної фіксації датчика на об'єкті дослідження (наприклад, на шкірі або слизових оболонках).
- Забезпечується комфорт для пацієнта та мінімізація артефактів, викликаних рухами.

### **Тестовий запис**

- Проводиться тестовий запис фотоплетизмограми для перевірки коректності роботи обладнання.
- Аналізуються основні параметри сигналу (шум, амплітуда, стабільність) для підтвердження готовності до роботи.

## Програмне забезпечення

- Завантажується і налаштовується програмне забезпечення для збору, обробки та аналізу даних.
- Перевіряється з'єднання між пристроєм і комп'ютером, а також правильність обробки сигналу.[5]

## 2.3 Проведення дослідження

Для реєстрації сигналу фотоплетизмографії (PPG) використовувався експериментальний датчик на основі інфрачервоного світла, що працює за принципом відбиття (див. рис. 2.1) [17].

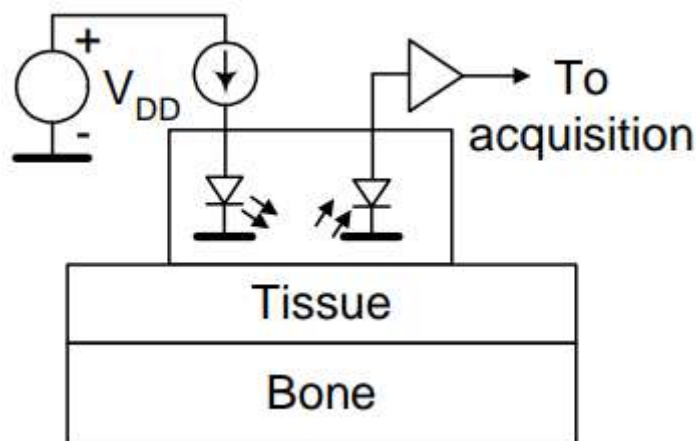


Рисунок 2.1 – Датчик PPG [17]

Генерація світлового потоку здійснювалася за допомогою двох інфрачервоних світлодіодів TSMS3700, які працювали при струмі збудження 30 мА. Прийом сигналу здійснювався за допомогою фотодіода BPW34. Формування сигналу проводилося через операційний підсилювач AD8047. Інтенсивність руху оцінювалася за допомогою двоосьового акселерометра ADXL202 з частотою зрізу фільтра 1 кГц, який був встановлений поряд із датчиком PPG (див. рис. 2.2) [17].

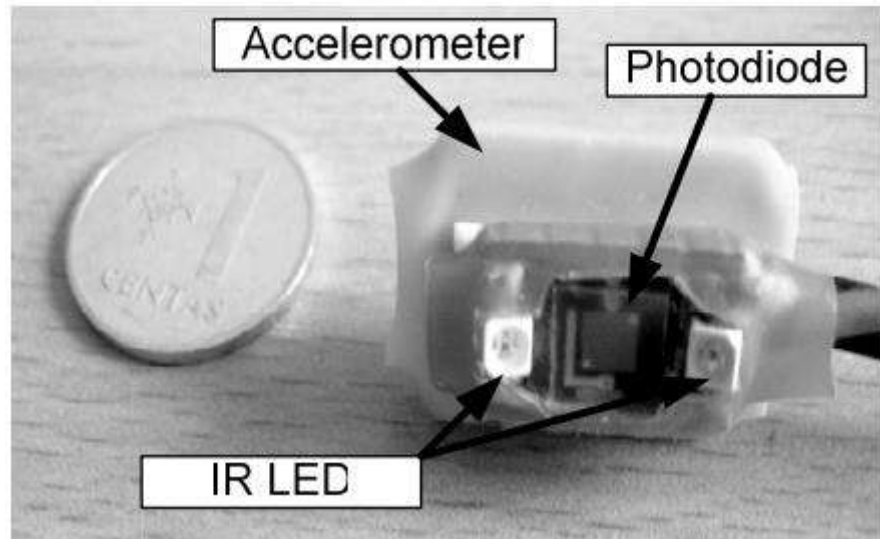


Рисунок 2.2 – Злиття датчиків PPG та прискорення [17]

Сигнал PPG (рис. 2.3) [17] реєстрували, розміщуючи датчик на різних ділянках тіла: а) лобі, б) грудині, в) зап'ясті. Запис здійснювався в стані спокою, а також під час активних рухів, таких як ходьба, біг, стрибки та заняття на еліптичному крос-тренажері. Для еталонного визначення частоти серцевих скорочень використовувався нагрудний ремінь ЕКГ від компанії Polar Oy.

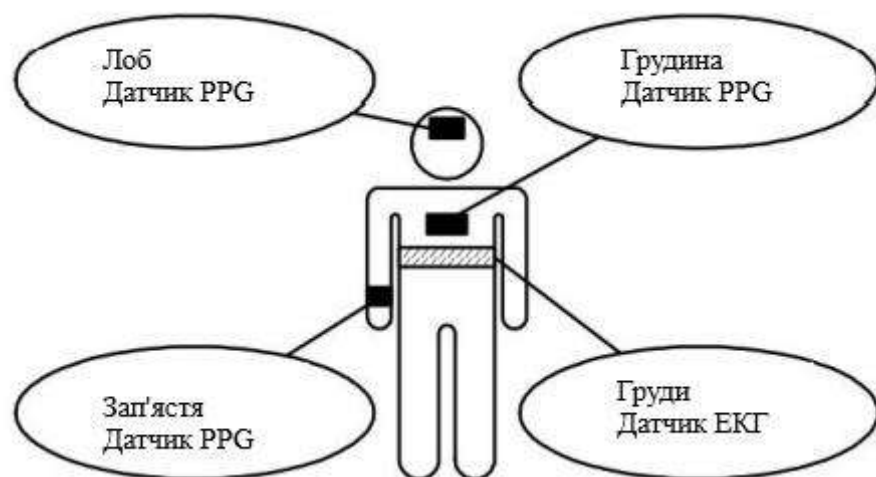


Рисунок 2.3 – Розташування датчика [17]

Сигнали PPG, прискорення та ЕКГ оцифровувалися (див. рис. 2.4) [17] за допомогою системи збору біосигналів MP35 від Віораск Інс. Ця система обладнана чотирма ізольованими, безпечними для людини універсальними підсилювачами

вхідного сигналу біопотенціалу або датчиками, що мають 24-розрядні АЦП. Частота дискретизації була встановлена на рівні 1 кГц, що дозволяє уникнути пропусків коротких імпульсів, які надходять від ремінця для вимірювання серцевого ритму.

Необроблені сигнали передавалися через USB-інтерфейс на комп'ютер, де зберігалися для подальшої обробки. Алгоритми обробки сигналів були розроблені в середовищі MATLAB. Для обчислення частоти серцевих скорочень на основі сигналу PPG використовували фільтрацію низьких частот, а також виявлення сигналу і пошук піків. Обчислену частоту серцевих скорочень потім фільтрували за допомогою ковзного середнього з частотою зрізу 0,11 Гц.

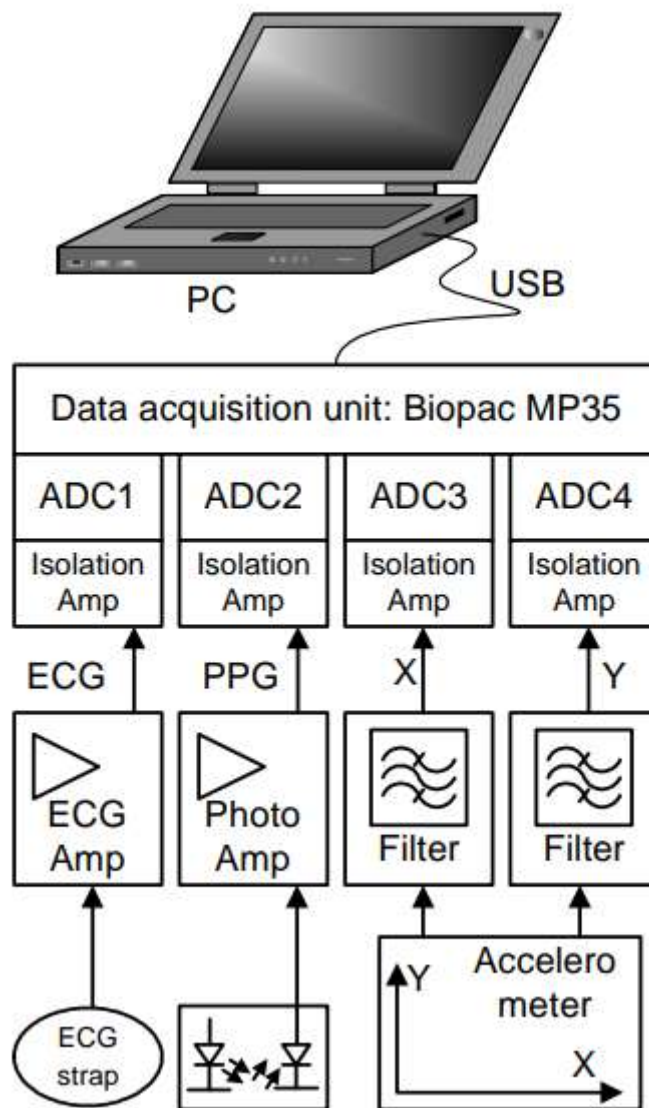


Рисунок 2.4 – Система збору даних [17]

Для оцінки частоти серцевих скорочень, отриманої з сигналів PPG в різних умовах реєстрації, було застосовано три індекси ефективності:

а) коефіцієнт кореляції:

$$\rho = \frac{\sum_{n=1}^N [r_{PPG}[n] \cdot r_{ECG}[n]]}{\sqrt{\sum_{n=1}^N (r_{PPG}[n])^2 \cdot \sum_{n=1}^N (r_{ECG}[n])^2}}$$

where  $r_{PPG}[n] = r_{PPG}[n] - \bar{r}_{PPG}$  and  $r_{ECG}[n] = r_{ECG}[n] - \bar{r}_{ECG}$  ;

(2.1)

б) середнє значення різниці  $\Delta r[n] = r_{PPG}[n] - r_{ECG}[n]$ :

$$\bar{\Delta r} = \frac{1}{N} \cdot \sum_{n=1}^N \Delta r$$
(2.2)

в) стандартне відхилення  $\Delta r$ :

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{N} \cdot \sum_{n=1}^N [\Delta r[n] - \bar{\Delta r}]^2}$$
(2.3)

## 2.4 Результат досліджень

На рисунку 2.5 представлено приклад набору необроблених сигналів, зареєстрованих під час циклічного вимірювання руху.

Спостерігається, що навіть при помірній інтенсивності руху сигнал PPG суттєво відрізняється від звичайного сигналу, як показано на рисунку 2.5, а частота серцевих скорочень лише незначно помітна.

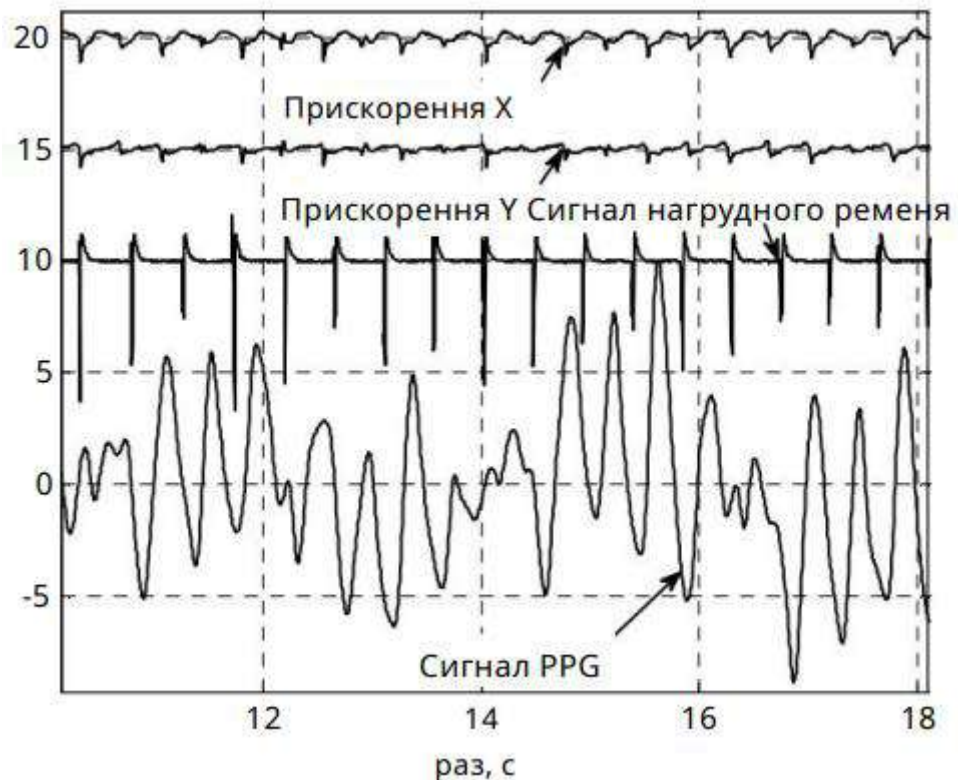


Рисунок 2.5 – Зареєстровані сигнали [17]

На рис. 2.6 представлено коефіцієнт кореляції між частотою серцевих скорочень (ЧСС), отриманою з ЕКГ, та даними з датчиків PPG у різних умовах фізичної активності. Розташування датчика (як показано на рисунку 2.3) змінювалося і відображається трьома різними кривими.

Згідно з отриманими результатами, розташування датчика на лобі демонструє найкращі результати, навіть у складних умовах. Це можна пояснити анатомічними особливостями людини, адже система, розташована в голові, зазнає найменшого руху. Хоча датчик на зап'ясті є найбільш технологічним, його ефективність можна охарактеризувати як найнижчу.

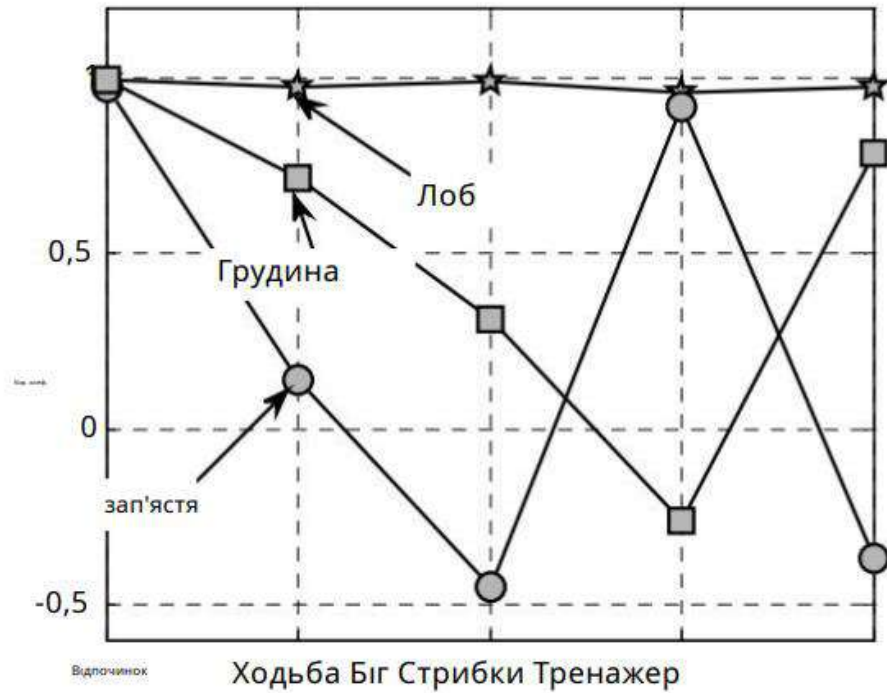


Рисунок 2.6 – Коефіцієнти кореляції між ЕКГ і PPG на основі оцінки частоти серцевих скорочень для оцінки частоти для оцінки для різних різних положень датчиків та інтенсивності руху [17]

На основі точності оцінки частоти серцевих скорочень (ЧСС) за даними ЕКГ, представленими як еталон, на малюнках 2.7 – 2.9 показані графіки коробки та вусів. Коробка містить 50% даних (міжквартильний розділ, IQR), а лінія в середині коробки вказує на медіану. Вуса графіка охоплюють 1,5 IQR. Крапки позначають значення, що виходять за межі цієї функції.

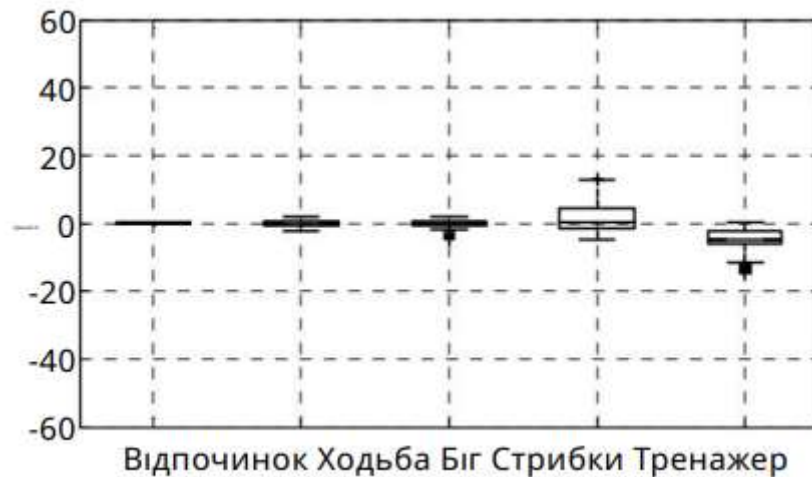


Рисунок 2.7 – Оцінка ЧСС на лобі [17]

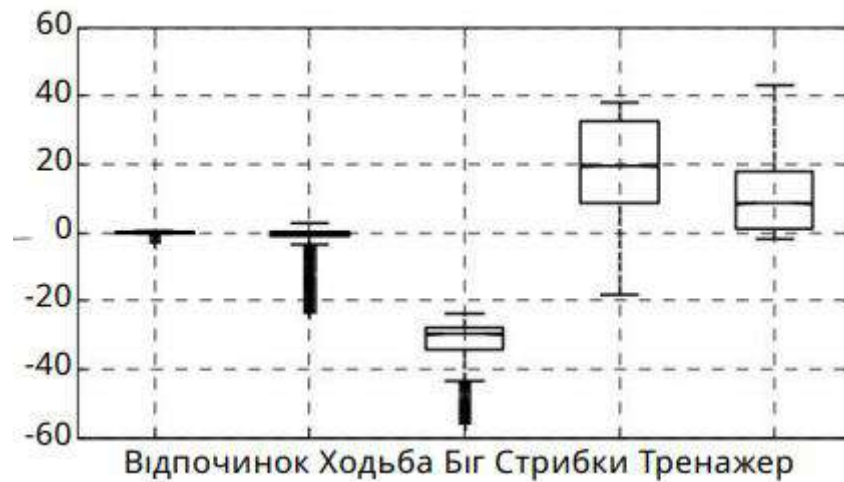


Рисунок 2.8 – Оцінка ЧСС на грудині [17]

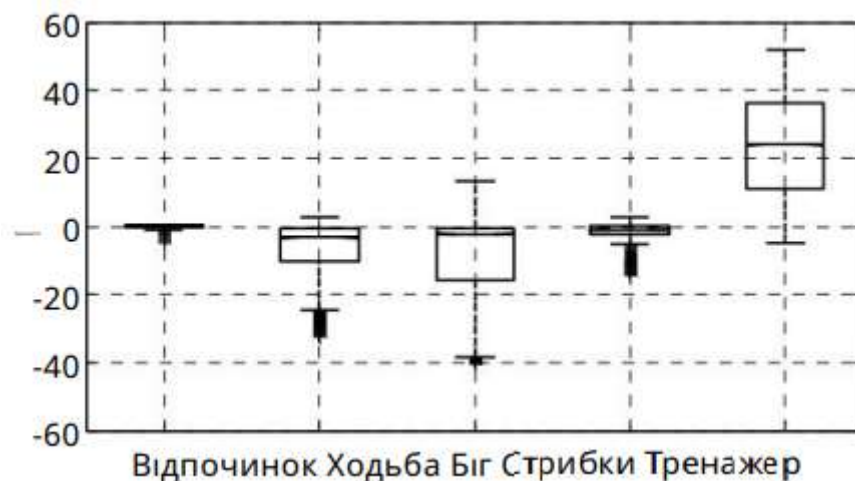


Рисунок 2.9 – Оцінка ЧСС на зап'ясті [17]

Діапазон осі у на малюнках 2.7 – 2.9 вибрано таким чином, щоб забезпечити можливість порівняння результатів. Збиті діаграми ще раз підтверджують, що розташування датчика PPG на лобі є найефективнішим серед усіх досліджених позицій.

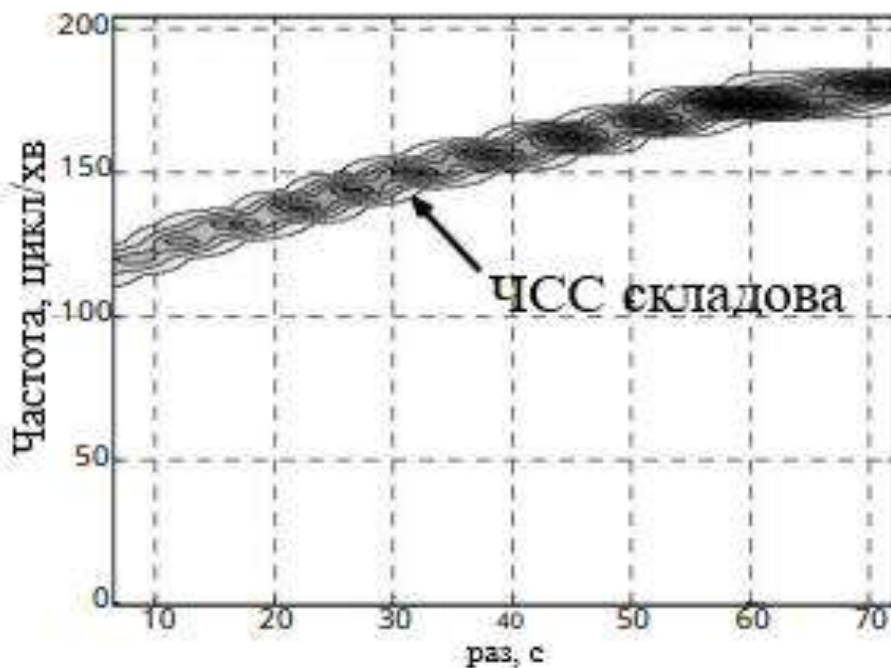
У таблиці 2 представлені результати роботи датчика в положенні на лобі. Навіть при інтенсивному русі, наприклад, під час стрибків, похибка оцінки пульсу залишається в межах допустимого, на відміну від інших ділянок тіла.

**Таблиця 2 ефективності оцінки частоти серцевих скорочень за допомогою сигналу PPG при розміщенні датчика на лобі.**

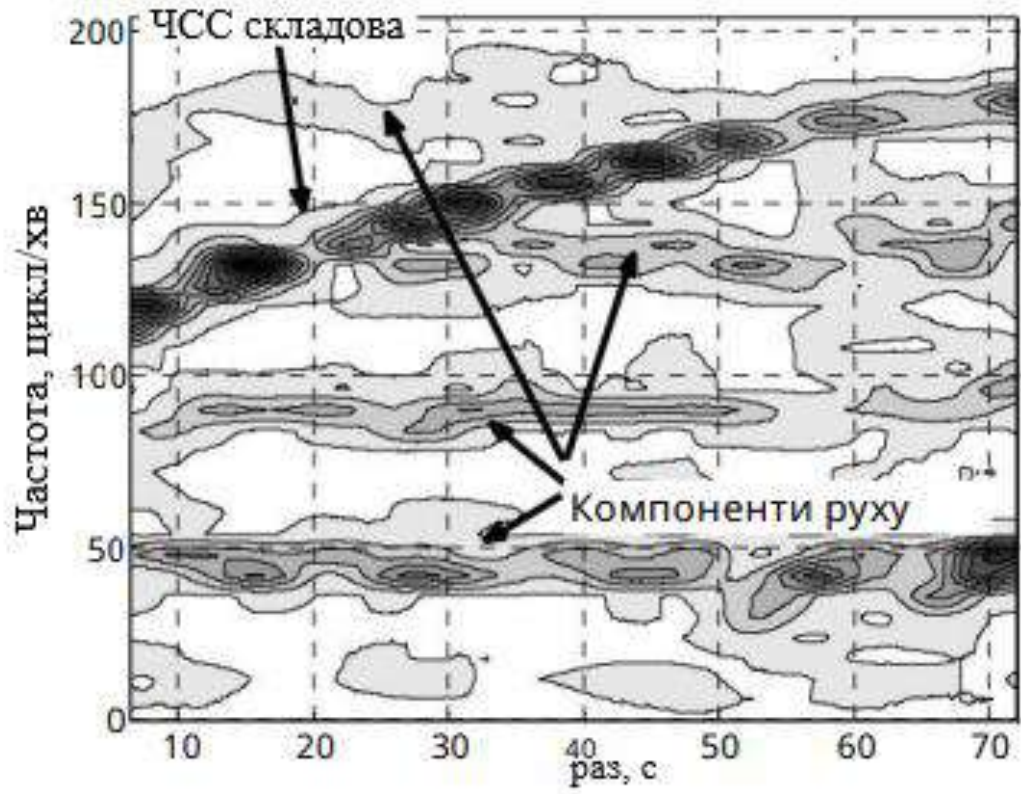
Умова руху	Коефіцієнти кореляції	Середній	Стандартний
Відпочинок	0,9964	-0,0069	0,1621
Ходьба	0,9723	-0,0904	0,8928
Біг	0,9899	-0,2686	1,3289
Стрибки	0,9562	1,5969	4,5568
Еліптичний крос-тренажер	0,9735	-4,7784	3,4786

Дослідження було проведено з метою оцінки можливостей відокремлення джерел помилок. Сигнали, отримані з датчика, розташованого на зап'ясті, були використані під час ходьби. Передбачалося, що осьовий рух не матиме значного впливу на перешкоди. Акселерометри по осям  $x$  і  $y$  були об'єднані шляхом обчислення їх середньогометричного вектора для розрахунків.[7]

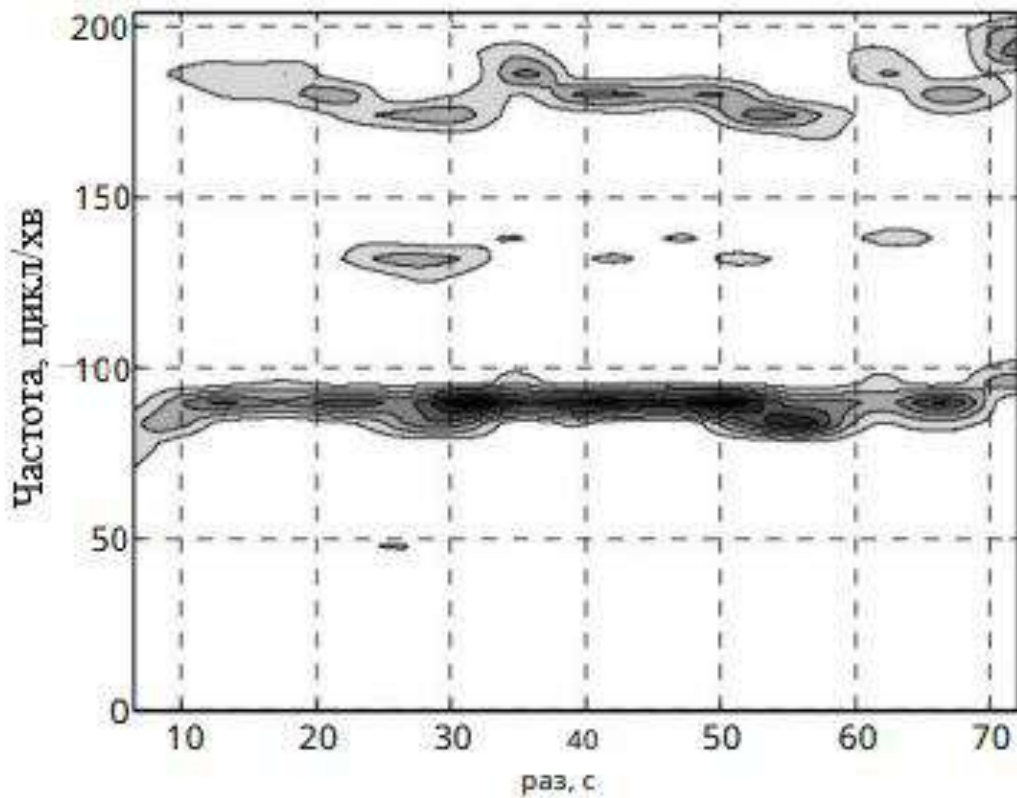
Для аналізу отриманих сигналів було використано коротке перетворення Фур'є, що дозволило оцінити спектральний вміст змін у часі. Частотна шкала була переведена в цикли на хвилину, щоб пов'язати її з одиницями вимірювання частоти серцевих скорочень (уд/хв).



а)



б)



в)

Рисунок 2.10 – Поведінка спектр сигналів суб'єкта що біжить: ЕКГ (а); РРГ (б); асс (в) [9]

Спостерігається значна кореляція в спектральному вмісті між прискоренням і сигналом датчика PPG. Хоча можна зробити висновок, що частота серцевих скорочень змінюється плавно, між частотами ЧСС та частотами, викликаними рухом, існує перетин. Це особливо виразно видно на 30-й та 60-й секундах експерименту.

## Висновки до другого розділу

У другому розділі роботи детально описано методологію реєстрації фотоплетизмограм, що включає вибір пацієнтів, підготовку обладнання, калібрування датчиків та проведення тестових записів. Особливу увагу приділено забезпеченню точності вимірювань шляхом дотримання етичних норм, налаштування обладнання та оптимізації програмного забезпечення.

Експериментальна частина дослідження підтвердила, що розташування датчика істотно впливає на якість сигналу, а найефективнішим місцем для його установки виявився лоб, де вплив руху мінімальний. Використання акселерометрів разом із фотоплетизмографами дозволило врахувати артефакти, викликані рухами пацієнтів, що підвищило точність отриманих даних.

Результати цього розділу закладають основу для вдосконалення технологій реєстрації сигналів у складних умовах, що є важливим для розробки новітніх пристроїв моніторингу серцево-судинної системи.

### **3. ПРАКТИЧНЕ ЗАСТОСУВАННЯ ФОТОПЛЕТИЗМГРАФІЇ: АНАЛІЗ КЛІНІЧНИХ ВИПАДКІВ**

#### **3.1 Аналіз отриманих фотоплетизмограм**

У цьому дослідженні фотоплетизмографічні сигнали (PPG) були зібрані з інфрачервоних датчиків, які були розміщені на різних частинах тіла: лобі, грудині та зап'ясті. Метою цього підходу було оцінити, як різні точки вимірювання впливають на якість отриманих даних. Лоб був обраний як найкраща зона, оскільки там рухи мали найменший вплив, що забезпечувало стабільність сигналу. Грудина продемонструвала середні результати, тоді як зап'ястя виявилось найбільш чутливим до рухових артефактів, що погіршувало точність вимірювань.

Для аналізу сигналів використовувалися інфрачервоні датчики, що працюють на принципі відбитого світла. Сигнали оцифровувалися за допомогою системи збору біосигналів, яка забезпечувала високу частоту дискретизації, що дозволяло уникати втрат важливих моментів. Дані були зібрані як у стані спокою, так і під час фізичної активності, наприклад, під час ходьби, бігу, стрибків та тренувань на еліптичному тренажері.

Для обробки отриманих сигналів використовувався MATLAB, що дозволяло проводити фільтрацію низьких частот, виявляти піки і визначати частоту серцевих скорочень. Крім того, дані PPG корелювалися з еталонними результатами ЕКГ, що дало можливість оцінити точність отриманих вимірювань.

Важливим аспектом цього дослідження стала інтеграція акселерометрів, які дозволили врахувати рухові артефакти. Це особливо необхідно в умовах активного руху, коли сигнали PPG можуть бути спотворені. Використання акселерометрів дало змогу ізолювати артефакти і покращити якість даних для подальшого аналізу.

Аналіз також вимагав врахування різних факторів, які могли вплинути на точність сигналів. Наприклад, навіть невеликі зміщення датчика або зміни освітлення могли призвести до спотворень. Для цього проводили калібрування датчиків і налаштування випромінювачів, щоб забезпечити стабільність і точність реєстрації.

Одним з ключових завдань було вивчити, як рухи пацієнта впливають на точність вимірювань під час фізичних вправ. Акселерометри допомогли виявити ці рухи та відокремити їх від корисних сигналів, що сприяло отриманню більш точних даних навіть під час інтенсивних активностей.

Для обробки сигналів застосовувалися різні методи, зокрема фільтрація низьких частот для усунення шумів та виявлення ключових піків, які відповідали серцевим скороченням. Система фільтрації налаштовувалася так, щоб максимально ефективно відокремлювати корисний сигнал від перешкод.

Крім того, для оцінки ефективності кожного методу проводились кореляційні дослідження між сигналами PPG і еталонними даними з ЕКГ. Це дало можливість визначити точність частоти серцевих скорочень на основі PPG у порівнянні з традиційними методами.

В результаті проведеного аналізу було виявлено, що розташування датчика на лобі забезпечує найбільш точні результати, навіть під час активних рухів. Це підтверджується високими коефіцієнтами кореляції між PPG та ЕКГ, що свідчить про незначний вплив артефактів на якість сигналу. Натомість сигнали з зап'ястя, через часті рухи, мали нижчу точність, що відображалось у знижених значеннях кореляції та значних похибках у вимірюваннях частоти серцевих скорочень.

Отже, загальний підхід до аналізу PPG сигналів включав ретельну підготовку та налаштування обладнання, вибір оптимальних зон для реєстрації, інтеграцію акселерометрів для корекції рухових артефактів, а також використання сучасних методів обробки даних для досягнення максимальної точності вимірювань. [6]

### **3.2 Клінічні приклади. Методи виявлення захворювань**

Так як ФПГ використовується в медицині для спостереження та оцінки різних станів, що пов'язані з кровообігом. Кількість захворювань, які можна виявити або спостерігати за допомогою ФПГ, не є фіксованою, адже нові захворювання та стани постійно досліджуються. Ось декілька основних категорій захворювань, які пов'язані із кровообігом та серцево-судинних систем:

- Периферичні судинні захворювання: декілька десятків форм, включаючи атеросклероз, облітеруючий артеріїт і т.д;
- Варикозне розширення вен: різні форми та стадії;
- Серцево-судинні захворювання: серцева недостатність, ішемічна хвороба серця, артеріальна гіпертензія;
- Діабетичні ускладнення: діабетична ангіопатія, нейропатія, ретинопатія;
- Захворювання легень: ХОХЛ, астма;
- Стани після операцій: різні ускладнення та наслідки;
- Захворювання пов'язані із обміном речовин: синдром діабетичної стопи наприклад.

В основному, можна сказати, що існує декілька десятків основних захворювань, які можна оцінити за допомогою фотоплетизмографії, але це змінюватись в залежності від нових досліджень і клінічних спостережень. Адже для точного діагносу важливо використовувати комплексний підхід, включаючи інші методи дослідження.

У клінічній стоматології важливе місце займає обстеження мікроциркуляторної системи тканин і органів порожнини рота, а також щелепно-лицьової області. Це дослідження є одним із ключових методів для оцінки кровопостачання тканин. Останнім часом традиційні підходи до діагностики стоматологічних захворювань, такі як огляд, перкусія, електроодонтодіагностика, реографія та рентгенографія, виявилися недостатніми для глибокого аналізу стану тканин і загального здоров'я пацієнтів.

Процес реєстрації кривих ускладнюється необхідністю ручного або напівавтоматичного калібрування медичного обладнання перед вимірюваннями, оскільки різні пацієнти та апарати можуть мати різні масштаби і динамічні діапазони аналогових сигналів. Розшифровка отриманих даних також виконується вручну, з використанням масштабного коефіцієнта, розрахованого під час калібрування, та координатної сітки на паперовій стрічці. Ручна обробка

біомедичних сигналів має обмежені можливості, що ускладнює накопичення результатів, побудову графіків і діаграм, а також аналіз великих обсягів даних.

Оптичний метод діагностики мікроциркуляції в щелепно-лицьовій області володіє значним потенціалом для реєстрації різноманітних фізіологічних функцій тканин і органів. Цей метод відзначається високою вибірковістю і точністю, а також можливістю використання лазерних і оптоелектронних датчиків, а також гнучких скловолоконних світловодів для дослідження мікроциркуляції.

Завдяки цьому підходу можна комплексно оцінити мікроциркуляторне русло за морфологічними ознаками і функціональними характеристиками. Таке комплексне дослідження надає вичерпну інформацію про стан мікроциркуляції як у нормі, так і в патології.

За допомогою оптичного методу визначаються основні функціональні показники, які стосуються внутрішньосудинного середовища: рівень кровонаповнення, швидкість і характер кровотоку, а також тромбоутворення. Зібрані дані дозволяють диференціювати функціональні зміни судин мікроциркуляторного русла і оцінити гемодинамічні показники.

Реєстрація пульсової хвилі за допомогою оптичних технологій дає змогу отримувати фотоплетизмограми, які характеризуються як амплітудними (максимальна амплітуда пульсової хвилі, співвідношення амплітуд на рівні інцизури та систолічної хвилі, а також амплітуда венозної хвилі), так і часовими характеристиками (тривалість пульсового коливання, періоди швидкого та повільного кровонаповнення, тривалість анакротичної та катакротичної фаз). Ці параметри допомагають детально аналізувати механізми, що лежать в основі мікроциркуляторних процесів.[21]

Таким чином, інтеграція оптичних методів у стоматологічну практику може суттєво підвищити точність діагностики та допомогти в розробці нових підходів до лікування, що, безумовно, є важливим кроком у розвитку клінічної стоматології.

**Клінічний приклад.** У пацієнтів з пародонтозом спостерігаються суттєві зміни в мікроциркуляторному руслі слизової оболонки ясен, які виявляються через кілька ознак: порушення передкапілярного відтоку, деформація судин, розширення

артеріальної та венозної частин капілярів, а також уповільнення кровотоку (Приємський, 1968). Лазерні та оптоелектронні методи значно поглиблюють наше розуміння ролі змін у мікроциркуляції та їх впливу на клінічні симптоми пародонтозу.

На основі цього методу була розроблена діагностична оптикоелектронна система, яка дозволяє визначати ступінь кровонаповнення в щелепно-лицьовій області (рис.2.1)

На рисунках 3.1 та 3.2 представлені фотоплетизмографічні сигнали, отримані в зоні запального процесу та в області з нормальною кровонаповненістю відповідно.



Рисунок 3.1 – Фотоплетизмографічний сигнал, отриманий в зоні запального процесу [9]



Рисунок 3.2 – Фотоплетизмографічний сигнал, в області нормальною кровонаповненістю [9]

Дослідження, проведені в міській лікарні №2 у Вінниці в відділенні щелепно-лицьової хірургії, виявили, що у пацієнтів з ураженнями в органах порожнини рота та щелепно-лицьовій області мікроциркуляція суттєво відрізняється від нормальних показників. У більшості випадків спостерігалася висока якість сигналів, які надавали інформацію про стан судин. Збільшення амплітуди пульсової хвилі та зміни в характеристиках фотоплетизмограми, таких як тривалість анакротичної фази і швидкість кровонаповнення, свідчили про наявність запального процесу.

Таким чином, використання методу фотоплетизмографії для дослідження мікроциркуляції в щелепно-лицьовій області дозволяє не лише точно визначити місце запалення на ранніх етапах, але й ідентифікувати форму захворювання. Це знання є важливим для своєчасного призначення ефективної терапії, що в свою чергу сприяє покращенню результатів лікування пацієнтів.

Крім того, такі дослідження можуть допомогти в розробці нових підходів до лікування, адаптуючи терапію під конкретні потреби кожного пацієнта, що є надзвичайно актуальним у сучасній медицині.

### **Методи виявлення захворювань.**

ФПГ є достатньо важливим вприладом для визначення та моніторингу ряду захворювань, пов'язані із кровообігом. Приклад кількох методів виявлення захворювань, які можуть бути виявленими за допомогою ФПГ:

- Клінічне обстеження;
- Фотоплетизмографія;
- Доплерографія;
- Ультразвукове обстеження;
- Лабораторні аналізи;
- Клінічні дослідження.

#### **1. Клінічне обстеження**

Опис: Лікар проводить фізичний огляд пацієнта, збирає історію хвороби, вивчає симптоми, такі як біль у ногах, набряки, зміни кольору шкіри.

Мета: Визначити наявність симптомів, які можуть свідчити про порушення кровообігу або інші серцево-судинні захворювання.

## 2. Фотоплетизмографія (ФПГ)

Опис: Нехірургічний метод, який вимірює зміни об'єму крові в тканинах, використовуючи світло. Сенсори накладаються на шкіру, зазвичай на пальці або зап'ястя.

Мета: Виявити порушення кровообігу, оцінити венозну функцію і визначити рівень оксигенації.

## 3. Доплерографія

Опис: Ультразвуковий метод, який вимірює швидкість і напрямок кровотоку в судинах, використовуючи ефект Доплера.

Мета: Оцінити стан судин, виявляти тромби, стенози або інші аномалії кровообігу.

## 4. Ультразвукове обстеження

Опис: Використання звукових хвиль для створення зображень внутрішніх органів і судин. Дозволяє отримати візуальну інформацію про стан судин і навколишніх тканин.

Мета: Виявити тромби, стенози, аневризми або інші патології.

## 5. Лабораторні аналізи

Опис: Аналізи крові та інших біологічних рідин для оцінки загального стану здоров'я. Включають загальні аналізи крові, біохімічні аналізи, аналізи на запалення тощо.

Мета: Виявити ознаки запалення, інфекції, а також зміни в рівнях ліпідів, глюкози та інших показників, які можуть впливати на кровообіг.

## 6. Клінічні дослідження

Опис: Наукові дослідження, які оцінюють нові методи діагностики, лікування або профілактики захворювань. Можуть включати спостереження за пацієнтами та аналіз ефективності різних методів.

Мета: Отримання нових знань про захворювання та їх лікування, а також підтвердження ефективності нових методів діагностики.

### **3.3 Порівняння різних методів обробки**

#### **Сучасні вимоги до реєстрації пульсової хвилі**

Реєстрація пульсового сигналу для оцінки розповсюдження пульсової хвилі є важливим аспектом вивчення стану серцево-судинної системи (ССС). Для цього необхідно отримати пульсограму, яка міститиме мінімум сторонніх компонентів, викликаних завадами та артефактами. Методи і засоби, що використовуються для реєстрації, значно варіюються за точністю вимірювань, наочністю результатів, зручністю використання технічних засобів, а також комфортом для пацієнта та лікаря.

Хоча на ринку представлений широкий вибір пристроїв та методик для вимірювання параметрів пульсової хвилі, не всі вони відповідають сучасним вимогам до реєстрації медичних сигналів. Найважливішою вимогою є вибір фізіологічного методу, який не несе ризику для пацієнта і не передбачає хірургічного втручання або оклюзії судин. Такі методи використовуються в клінічній практиці лише в обмежених випадках, коли необхідність отримання діагностичної інформації виправдовує ризик.

Точність вимірювань також є критично важливим фактором при виборі методу реєстрації. Похибка, що супроводжує реєстрацію, зазвичай є комплексною, оскільки медичні сигнали завжди піддаються впливу завад, які можуть призводити до появи сторонніх компонентів на пульсограмі.

Інформативність методу є ще одним важливим критерієм. Багато поширених методів, які використовуються в медицині, фокусуються на вимірюванні одного або кількох параметрів пульсового сигналу лише при наявності патології ССС. Це недостатньо, адже аналіз пульсової хвилі може надати цінну інформацію ще до розвитку захворювання або появи явних ознак патології.

Крім зазначених вище вимог, важливою є зручність та наочність представлення отриманих результатів, можливість зберігання даних, а також вибір стандарту кодування для зберігання і перегляду результатів незалежно від місця проведення реєстрації.

Враховуючи всі ці вимоги, можна провести аналіз сучасних неінвазивних методів реєстрації пульсового сигналу для вибору найбільш прийняттого варіанту відповідно до поставлених завдань.

### **Аналіз неінвазивних методів реєстрації пульсограми**

Неінвазивні методи реєстрації параметрів пульсової хвилі є найбільш прийнятними для широкого використання в повсякденній клінічній практиці. Вони не вимагають пункції артерій і не порушують психологічний та емоційний стан пацієнтів, що є важливим аспектом при інвазивних процедурах.

Форму пульсової хвилі можна досліджувати за допомогою простих методик. Біосигнали, що відображають об'ємні пульсові коливання кровонаповнення судин, реєструються за допомогою реографів, плетизмографів і фотоплетизмографів. Ці прилади фіксують сумарний ефект пульсацій артеріального та венозного відділів судинного русла в досліджуваній області.

При аналізі біосигналів радіального зміщення прийнято вважати, що реєструються пульсові коливання або тільки артеріальної (п'єзограма, сфігмограма), або тільки венозної (флебограма) стінки, в залежності від того, як встановлений датчик для зйому інформації. Це дозволяє отримати детальну інформацію про стан мікроциркуляції в конкретній області, що може бути корисним для діагностики та моніторингу різних захворювань.

### **Реографія**

Реографія, або імпедансна плетизмографія, є непрямим неінвазивним динамічним методом, який базується на біофізичному принципі реєстрації змін електричного опору тканин при пропусканні електричного струму високої частоти (20–40 кГц) і невеликої сили (10 мА) через досліджувану ділянку. Цей метод забезпечує графічну реєстрацію пульсових коливань комплексного електричного опору. Жива тканина розглядається як електричний провідник з іонною провідністю, і коливання електричного опору відображають зміни швидкості та об'єму крові, що проходить через судини. Пульсові коливання кровоплину реєструються у вигляді синхронних кривих електричного опору.

Об'єктом дослідження є порушення електропровідності органа на фоні змін у його кровонаповненні. Метод дозволяє здійснити вимірювання регіонарної гемодинаміки та периферичного кровоплину, аналізуючи реограми для оцінки пульсового кровонаповнення різних судинних басейнів, а також тонус артерій і вен. Обробка отриманих даних здійснюється кількісно-якісним (графічним) методом.

Переваги методу:

1. Можливість тривалої та безперервної реєстрації навіть незначних змін кровоплину без порушення фізіологічних умов досліджуваної ділянки.
2. Повна атравматичність, що дозволяє проводити тривалі спостереження за гемодинамікою.
3. Використання функціональних проб (з гіпервентиляцією, гіперкапнією, нітрогліцерином, нікотиною кислотою) дає змогу виявити приховані порушення кровообігу та відрізнити функціональні зміни судин від органічних уражень.
4. Широкі можливості для вивчення гемодинаміки життєво важливих органів, своєчасної діагностики порушень кровоплину та призначення адекватної терапії.

Недоліки методу:

1. Загальний характер висновків про стан артеріальної та венозної системи, які відображаються в одній кривій.
2. Обмежена роздільна здатність методу у визначенні зниження кровонаповнення судинного басейну, а не конкретної судини.
3. Складність методики полягає в необхідності якісного виділення корисного сигналу активної провідності, враховуючи вплив реактивної (ємнісної) складової, що виникає через поляризацію шкіри та тканин. При підвищенні робочої частоти струму ємнісна складова зменшується, але виникає ефект нагрівання тканин, що змінює електропровідність і спотворює корисний сигнал. Рівень активної складової сигналу в оптимальних результатах становить лише 0,5–1 % від загального рівня реєстрованого сигналу, що вимагає значного підсилення на фоні шумів.

4. Методика знімання реограми має значний вплив на результати, включаючи розміри, форму електродів та відстань між ними, що впливають на розподіл ліній високочастотного струму. Використання спеціальних розчинів для зменшення ємнісної складової є обов'язковим, що призводить до відмови від діагностики ССС за реографічними кривими.

### **Сфігмографічний метод**

Для розв'язання задач, пов'язаних з визначенням параметрів судин і оцінкою їх стану, застосовується сфігмографічний метод. Цей метод заснований на аналізі графічного зображення коливань стінок судин або органів. Проте існуючі пристрої мають суттєві обмеження і не завжди відповідають потребам практичної медицини. Це зумовлено низькою оперативністю досліджень, високою вартістю обладнання, необхідністю високої кваліфікації персоналу та проведенням обстежень у стаціонарних умовах. Також обмеженням є фіксоване число параметрів, що вимірюються, внаслідок чого значна частина інформації про стан пацієнта може бути упущена під час діагностики захворювань.

Сучасні системи реєстрації сфігмографічних сигналів використовують чутливі твердотільні сенсори тиску з еластичною мембраною, п'єзоелектричні та пневматичні датчики. Об'єктом дослідження є графічне відтворення характеристик артеріального пульсу в динаміці та визначення швидкості поширення пульсової хвилі в еластичних і м'язевих судинах. Різняться сфігмограми центрального пульсу (дослідження магістральних артерій) і периферичного пульсу (реєстрація з дрібніших артеріальних судин).

Метод обробки отриманих даних є кількісно-якісним (графічним).

Переваги методу:

1. Простота дослідження.
2. Можливість тривалої та безперервної реєстрації незначних змін у швидкості поширення пульсової хвилі по артеріях.
3. Повна атравматичність, що дозволяє проводити спостереження в динаміці.

Недоліки методу:

1. Обмежене застосування в практичній медицині, оскільки метод є більш аналітичним, ніж конкретно діагностичним.
2. Значний вплив механічних артефактів. Кожна ділянка судини формує коливальну систему з оточуючими тканинами з частотою приблизно 30 Гц. Тканини між судиною та датчиком, а також товщина шкіри можуть викликати амплітудні та фазові спотворення, що призводить до реєстрації сфігмограми з певними спотвореннями. Лише при установці сфігмографічних датчиків на аорті ці явища мають значно менший вплив.

### **Фотоплетизмографічний метод**

Серед неінвазивних методів визначення параметрів серцевого викиду, таких як механокардіографія, особливим місцем займається фотоплетизмографічний метод. Цей метод простий у виконанні та базується на протилежному пропусканні монохроматичного світла через досліджувану ділянку від її кровонаповнення. Фотоплетизмографія дозволяє зареєструвати зміни об'єму органу або його частини, зумовлені динамічною кровонаповненням течового серцевого циклу. Зміни в освітленості фіксуються фотоприймачем, а електричний сигнал потім відображається на дисплеї у вигляді пульсової кривої. Отримана фотоплетизмограма, після підсилення та обробки, характеризує стан кровотоку в області розташування сенсора.

Дослідження традиційно здійснюється в умовах проходження світла, що дає можливість самостійно оцінити кровонаповнення в певній ділянці. Протест у деяких випадках, наприклад, при оптично малопрозорих тканинах або важкодоступних зонах, може бути проблематично виконати таке вимірювання. У таких ситуаціях використовується фотоплетизмографія у відбитому світлі, яка не тільки оцінює загальний кровоток, але й дає інтегральну оцінку властивостей поверхні тканини. Ці вимірювання використовуються з високою точністю та мінімальним впливом на пацієнта.

При використанні фотоплетизмографії у відбитому світлі існує можливість отримувати інформативні сигнали двома безкоштовними способами. безмежних об'ємних змін кровонаповнення, світловий потік, що відбивається від тканини,

також може модулювати коливання пульсу в артеріях. Ця крива фактично є сфігмограмою, слідом за світлом, відбити від поверхні шкіри поблизу пульсуючої артерії, відображати механічні коливання.

Об'єктом дослідження є візуалізація та аналіз форми, калібру, довжини та кровонаповнення капілярів, а також характеру потоку еритроцитів в них. Рівень дослідження застосування мікроциркуляції крові. Метод обробки отриманих даних включає пряму візуалізацію та кількісно-якісний аналіз.

Переваги фотоплетизмографії:

1. Неінвазивність і виявлення побічних ефектів за рахунок застосування оптичного випромінювання.
2. Швидкість проведення вимірювань та висока точність.
3. Простота конструкції та монтажу датчика, а також вплив електромагнітних завад.
4. Можливість дослідження судин у будь-якій частині шкіри та слизових оболонок без стиснення тканини.

Попри численні переваги, обмеження певних обмежень, що заважають більш широкому впровадженню фотоплетизмографічного методу в клінічну практику. До них належать широкі елементи варіацій властивостей досліджуваних об'єктів (пігментація, товщина шкіри), рівень артеріального тиску, а також значний вплив артефактів оптичного, електричного, механічного та температурного походження.

Ультразвуковий доплерівський метод

Ультразвуковий доплерівський (УЗД) метод, заснований на ефекті Доплера, зазнав значних вдосконалень за час свого використання. Сучасні доплерографи лише обчислюють основний параметр — швидкість кровотоку, а й дозволяють розрахувати середньоквадратичну швидкість, а також визначити характер кровотоку (ламінальний або турбулентний) та інші показники.

Об'єктом дослідження є сегменти магістральних артерій або вен, а рівень дослідження застосовується магістральних судин. Метод обробки отриманих даних є кількісно-якісним (цифровим та/або графічним).

Проте метод має й свої недоліки. Сучасні апарати постійно візуалізують сигнал у вигляді дво- та тривимірних карт, що ускладнює спостереження за поширенням пульсової хвилі в часі та розрахунку інших параметрів, які не закладені в алгоритмі процедури. Один з різновидів апарату — потоковий спектральний доплерограф — демонструє динаміку швидкості пульсової хвилі, але не дає інформації про напрямок її поширення та амплітуду.

Крім того, ультразвуковий метод не підходить для дослідження органів з порожнинами через специфіку ультразвукових технологій. Сучасні доплерографи не призначені для добового моніторингу, оскільки їхня діагностична значущість є дещо вузькоспеціалізованою, переважно орієнтуючись на експрес-дослідження судин головного мозку [11].

**Висновок.** Незалежно від методики отримання пульсової кривої, вона має значний інтерес для лікарів різних спеціальностей. Цей інтерес зумовлений високою інформативністю та малою інерційністю даних про процеси, які лежать на основі плетизмографічних змін. Методи та інструменти для їх реалізації постійно розвиваються. Враховуючи переваги фотоплетизмографічного методу, а наявні обмеження, базовий біосигнал і оптимальний для подальшої роботи над системою реєстрації, відображення та аналізу пульсової хвилі для оцінки також функціонального стану серцево-судинної системи обрано пульсограму, отриману цим методом.

### **3.4 Імітація моделювання кардіологічних сигналів з паталогічними змінами**

Імітаційне моделювання електрокардіографічних (ЕКГ) та фотоплетизмографічних (ФПГ) сигналів, що є ознакою серцевої аритмії, є важливою задачею під час розробки та тестування методів виявлення аритмії у людей. Розроблене програмне забезпечення (ПЗ) здатне моделювати різні типи ритму, включаючи синусовий, епізоди миготливої аритмії, а також передчасні скорочення передсердя на ЕКГ і ФПГ. Крім того, воно дозволяє відтворювати екстремальну брадикардію та шлуночкову тахікардію на ФПГ.

Важливою особливістю цього ПЗ є можливість розміщення різноманітних шумів і артефактів на змодельовані сигнали. Це досягає реалістичності даних і робить їх схожими на сигнали, отримані під час реальних вимірювань. Серцева аритмія є серйозною проблемою для здоров'я, яка може призвести до серйозних наслідків, включаючи раптову смерть. Тому виявлення надійності початкових епізодів аритмії є критично важким для своєчасного лікування.

Звичайний моніторинг аритмії зараз базується на довготривалих записах ЕКГ у повних умовах. Однак, в останні роки все більшу популярність набирають носимі пристрої з інтегрованими оптичними сенсорами, які здатні знімати ФПГ-сигнали. Це дозволяє проводити ненав'язливий моніторинг аритмій, що є особливою потребою для користувачів, які потребують постійного спостереження.

Незалежно від типу біомедичного сигналу, етапи розробки та тестування детекторів аритмії повинні обґрунтовуватися на анотованих базах даних. Розробка надійних детекторів аритмій розміщення для використання в умовах вільного є складним завданням, довготривале вимірювання часто містить шум і артефакти, що ускладнює їх обробку. Брак рекомендацій для інтерпретації аритмії на основі ФПГ також включає цю задачу, після чого часто потрібно одночасно вимірювати ЕКГ та ФПГ.

На платформі PhysioNet доступні дві версії ПЗ: додаток для Windows 10 та вихідний код на MATLAB. Це ПЗ створено для полегшення розробки та тестування детекторів аритмії, що дає можливість моделювати анотовану базу даних сигналів ЕКГ і ФПГ. Симулятор працює в трьох режимах:

1. Моделювання ЕКГ з епізодами фібриляції передсердя.
2. Моделювання ФПГ з епізодами фібриляції передсердя.
3. Моделювання ФПГ з епізодами екстремальної брадикардії або шлуночкової тахікардії.

Моделювання ЕКГ з фібриляцією передсердя є особливим цінним для розробки алгоритмів, які виявляють короткі (менше 30 секунд) епізоди аритмії, останні такі дані зустрічаються в існуючих анотованих базах. Моделювання ФПГ із зазначеними аритміями забезпечують заповнення прогалини в базі даних ФПГ.

Додатково, симулятор надає можливість покращувати властивості сформованих сигналів, такі як кількість аритмічних ударів, рівень шуму й амплітуди артефактів, що дозволяє детальніше досліджувати ефективність детекторів аритмії в різних умовах.

Симулятор запускається через відтворення файлу SIM\_ARR.exe і супроводжується зручним графічним інтерфейсом, що дозволяє користувачам досягти параметрів симуляції (рис. 3.3). Цей інструмент може стати в пригоді науковцям та клініцистам у розробці нових методів виявлення аритмії, що, у свій час, може підвищити якість медичного обслуговування служби.

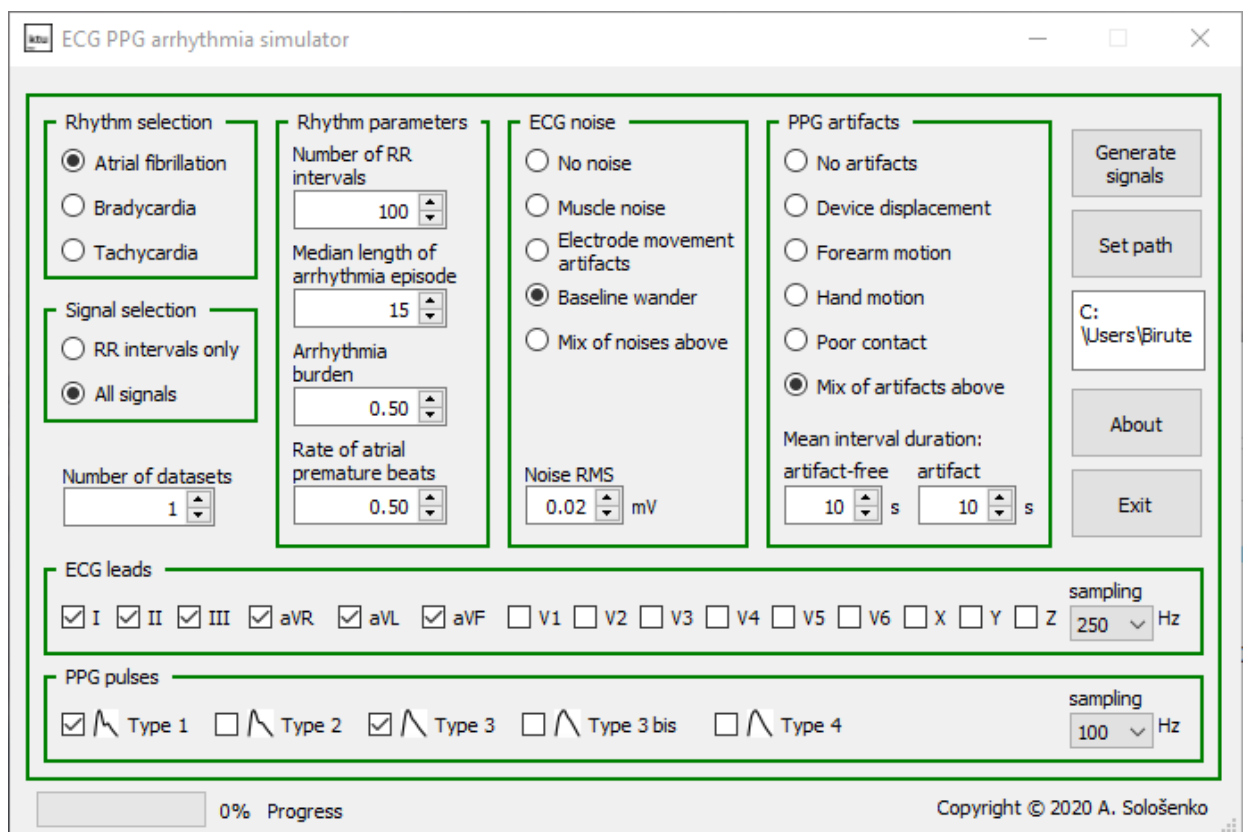


Рисунок 3.3 – Вікно програми симулятора [23]

У полі «Вибір ритму / Rhythm selection» програма пропонує можливість обрати один з трьох типів аритмій: миготливу аритмію, сильну брадикардію чи шлуночкову тахікардію. Ця функція дозволяє користувачеві адаптувати симуляцію відповідно до вимог конкретного дослідження.

У розділі «Вибір сигналу / Signal selection» є опція «Лише інтервали RR / RR intervals only», що дозволяє генерувати лише серії R-R. В іншому випадку, обираючи режим «Усі сигнали / All signals», програма створює як інтервали R-R, так і відповідні сигнали ЕКГ та ФПГ, що забезпечує більш комплексний підхід до аналізу.

Поле «Кількість наборів даних / Number of datasets» визначає, скільки унікальних наборів сигналів буде згенеровано. Наприклад, якщо встановити це число на два, програма створить два різних набори інтервалів R-R, сигналів ЕКГ і ФПГ.

- У секції «Параметри ритму / Rhythm parameters» користувач може налаштувати кілька важливих параметрів:
- Довжина генерованих сигналів визначається через вибір «Кількість інтервалів RR / Number of RR intervals».
- «Середня тривалість епізоду аритмії / Median length of arrhythmia episode» задає середню тривалість аритмії епізодів.
- Загальний час присутності аритмії контролюється параметром «Навантаження аритмії / Arrhythmia burden», який коливається від 0 (без аритмії) до 1 (лише аритмія).
- Кількість передчасних скорочень передсердь вибирається через «Частота передсердних передчасних ударів / Rate of atrial premature beats», що варіюється від 0 до 0,5.

У розділі «Шум ЕКГ / ECG noise» користувач може обрати один із трьох типів шуму, які часто виникають у домашніх записах ЕКГ: м'язовий шум, артефакти руху електродів та зсув базової лінії. Також доступна можливість комбінувати ці шуми, а в полі «Шум RMS / Noise RMS» задається їхня амплітуда.

У секції «Артефакти ФПГ / PPG artifacts» пропонуються різні типи артефактів, що можуть виникати під час зйомки ФПГ: зміщення пристрою, рух передпліччя, рух руки та поганий контакт. Користувач має можливість обрати комбінації артефактів або взагалі відмовитися від них. У полі «Середня тривалість

інтервалу / Mean interval duration» можна визначити тривалість артефактів та інтервалів без них.

У розділі «ЕКГ відведення / ECG leads» дозволяється вибір будь-якої комбінації відведень ЕКГ, включаючи біполярні (I, II, III), додаткові уніполярні (aVR, aVL, aVF) та уніполярні грудні (V1, V2, V3, V4, V5). Частота дискретизації для створення ЕКГ може бути 250, 500 або 1000 Гц.

Розділ «Імпульси ФПГ / PPG pulses» надає можливість вибрати різноманітні типи імпульсів ФПГ, визначених у дослідженнях Dawber та ін. Частота дискретизації може становити 75, 100, 250, 500 або 1000 Гц.

Генерацію сигналу ініціює натискання кнопки «Генерувати сигнали / Generate signals». Процес генерації відображається на панелі «Прогрес / Progress» в нижній частині вікна. Користувач також має можливість змінити шлях для збереження генерованих сигналів, натиснувши кнопку «Встановити шлях / Set path», де під кнопкою відображається поточне місцезнаходження.

Додаткова інформація, включаючи оригінальні публікації, подяки та авторські права, доступна через кнопку «Про програму / About».

Реалізація симулятора здійснюється через файл MAIN\_PROGRAM.m. Програмний код дозволяє модифікувати параметри, пов'язані з ритмом, шумом ЕКГ, артефактами ФПГ та вибором типу сигналу ФПГ. Під час створення ЕКГ користувач може обрати реальну або синтетичну серію інтервалів R-R, а також відстежувати активність шлуночків і передсердь. При генерації ФПГ будь-який доступний ряд інтервалів R-R (згенерований симулятором ЕКГ або на основі реальних даних) може використовуватися як вхідні дані.

Симулятор ФПГ протестовано на здатність генерувати синусовий ритм, фібриляцію передсердь, передчасні скорочення, епізоди брадикардії та тахікардії. Важливо враховувати такі нюанси:

- Шум і артефакти для ЕКГ і ФПГ генеруються окремо, тому вони не взаємодіють між собою.
- Епізоди екстремальної брадикардії та шлуночкової тахікардії доступні лише для моделювання сигналів ФПГ.

- Серії R-R з синусовим ритмом походять з бази даних нормальних синусових ритмів MIT-BIH, а з фібриляцією передсердь – з Long-Term AF Database. Дослідження екстремальної брадикардії та шлуночкової тахікардії базуються на даних PhysioNet. Наразі програмне забезпечення не підтримує використання спеціальних серій R-R.
- Для моделювання ЕКГ комплекси QRST та зубці Р взяті з бази даних діагностичної ЕКГ, а шум – із MIT-BIH Noise Stress Test Database.

Це програмне забезпечення є цінним інструментом для наукових досліджень у галузі кардіології, оскільки дозволяє отримувати дані, що максимально наближені до реальних умов. Воно полегшує розробку нових алгоритмів для виявлення аритмій і покращення моніторингу серцевої діяльності. В результаті генерації формується файл \*.mat, що містить три структури: labels (мітки), parameters (параметри), signals (сигнали).

У структурі labels наведені одиниці виміру інтервалів R-R, медіанна тривалість аритмії, середньоквадратичне значення шуму ЕКГ, частота дискретизації сигналів ЕКГ та ФПГ, а також середня тривалість артефактів ФПГ та інтервалів без них. Структура також містить назви генерованих ЕКГ-відведень і типів імпульсів ФПГ, а також вибрані типи шумів ЕКГ та артефактів ФПГ (рис. 3.4).

У структурі parameters наводяться всі числові параметри, встановлені перед генерацією сигналу: тривалість серії інтервалів R-R, частота передчасних скорочень передсердь, середня тривалість епізоду аритмії, навантаження на аритмію (AF – фібриляція передсердь, BR – екстремальна брадикардія, TA – шлуночкова тахікардія), RMS – шум ЕКГ, частоти дискретизації сигналів ЕКГ і ФПГ, середня тривалість артефактів ФПГ та інтервали без артефактів (рис. 3.5).

Загалом, цей симулятор відкриває нові можливості для дослідження та аналізу серцево-судинної системи, що може значно покращити наше розуміння аритмій і підвищити ефективність їх виявлення на клінічному рівні.

Field	Value
rr	's'
medEpis	'beats'
ecgLeads	6x3 char
ecgNoiseType	'Baseline wander'
ecgNoiseRMS	'mV'
ecgSampFreq	'Hz'
ppgArtifactType	'Mixture of noises above'
ppgMeanArtifactDuration	's'
ppgMeanArtifactFreeDuration	's'
ppgSampFreq	'Hz'
ppgPulseTypes	2x6 char

Рисунок 3.4 – Labels(мітки) [23]

Field	Value
rrLength	100
APBrate	0.5000
medEpis	15
AFburden	0.5000
ppgMeanArtifactDuration	10
ppgMeanArtifactFreeDuration	10
ecgNoiseRMS	0.0200
ecgSampFreq	250
ppgSampFreq	100

Рисунок 3.5 – Parameters(праметри)

Структура signals (сигнали) включає в себе згенерований ряд інтервалів RR, електрокардіограми (ЕКГ) з кількох відведень, а також дані про шлуночкову активність (VA) і активність передсердь (AA). Важливою частиною цієї структури є шумові компоненти і індекси піку R.

Крім того, структура містить цільовий вихід, який вказує на зміну ритму: 0 для синусового ритму і 1 для аритмії. Тут AF позначає фібриляцію передсердь, BR – крайній випадок брадикардії, а TA – шлуночкову тахікардію. Також є цільовий вихід для передчасних скорочень передсердь, межі та тривалість аритмічних епізодів, згенерованих ФПГ.

Структура включає пульсуючі та артефактні компоненти, індекси пульсу ФПГ, а також цільове значення для артефактів ФПГ, де 0 означає відсутність артефактів, а 1–4 вказують на різні види артефактів: 1 – зміщення пристрою, 2 – рух передпліччя, 3 – рух руки, 4 – поганий контакт (див. рис. 3.6).

Приклади генерації кардіографічних сигналів представлені на рис. 3.7 та 3.8. Ці візуалізації ілюструють, як програма здатна створювати різноманітні кардіографічні сигнали, що має велике значення для досліджень у галузі кардіології. Зокрема, можливість моделювання таких сигналів дозволяє дослідникам перевіряти ефективність різних алгоритмів для виявлення аритмій і покращення методів моніторингу серцевої діяльності.

Variables - signals

PLOTS VARIABLE VIEW

labels parameters signals

1x1 struct with 15 fields

Field	Value
rr	1x100 double
multileadECG	6x15136 double
multileadVA	6x15136 double
multileadAA	6x15136 double
multileadNoise	6x15136 double
Rindices	1x100 int32
targets_SR_AF	1x100 double
targets_APB	1x100 double
AFboundaries	1x3 cell
AFepisLength	[50,21]
PPG	2x5390 double
PPGpulsatile	2x5390 double
pulseIndices	2x102 int64
PPGartifacts	1x5390 double
targetsPPGartifacts	1x5390 double

Рисунок 3.6 – Signals(сигнали)

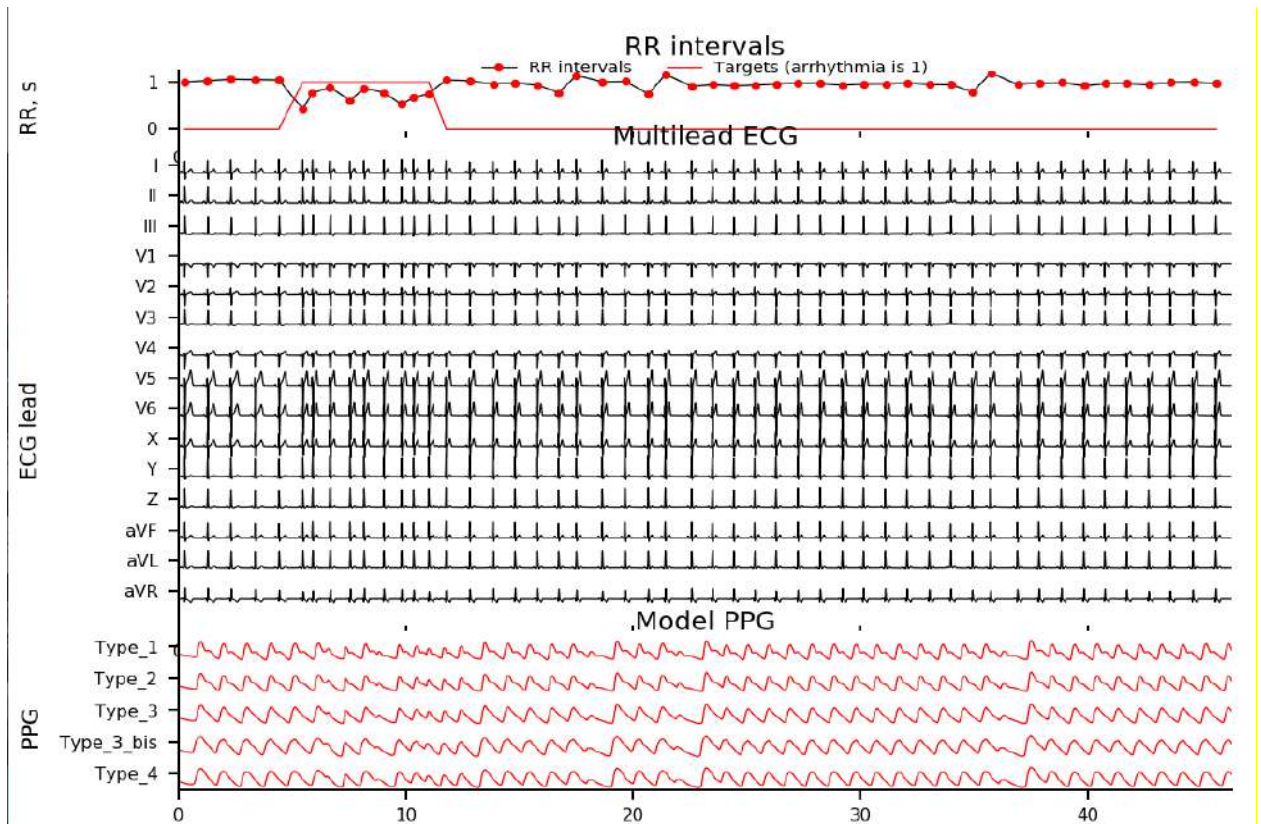


Рисунок 3.7 – Структура кардіосигналів PhysioNet

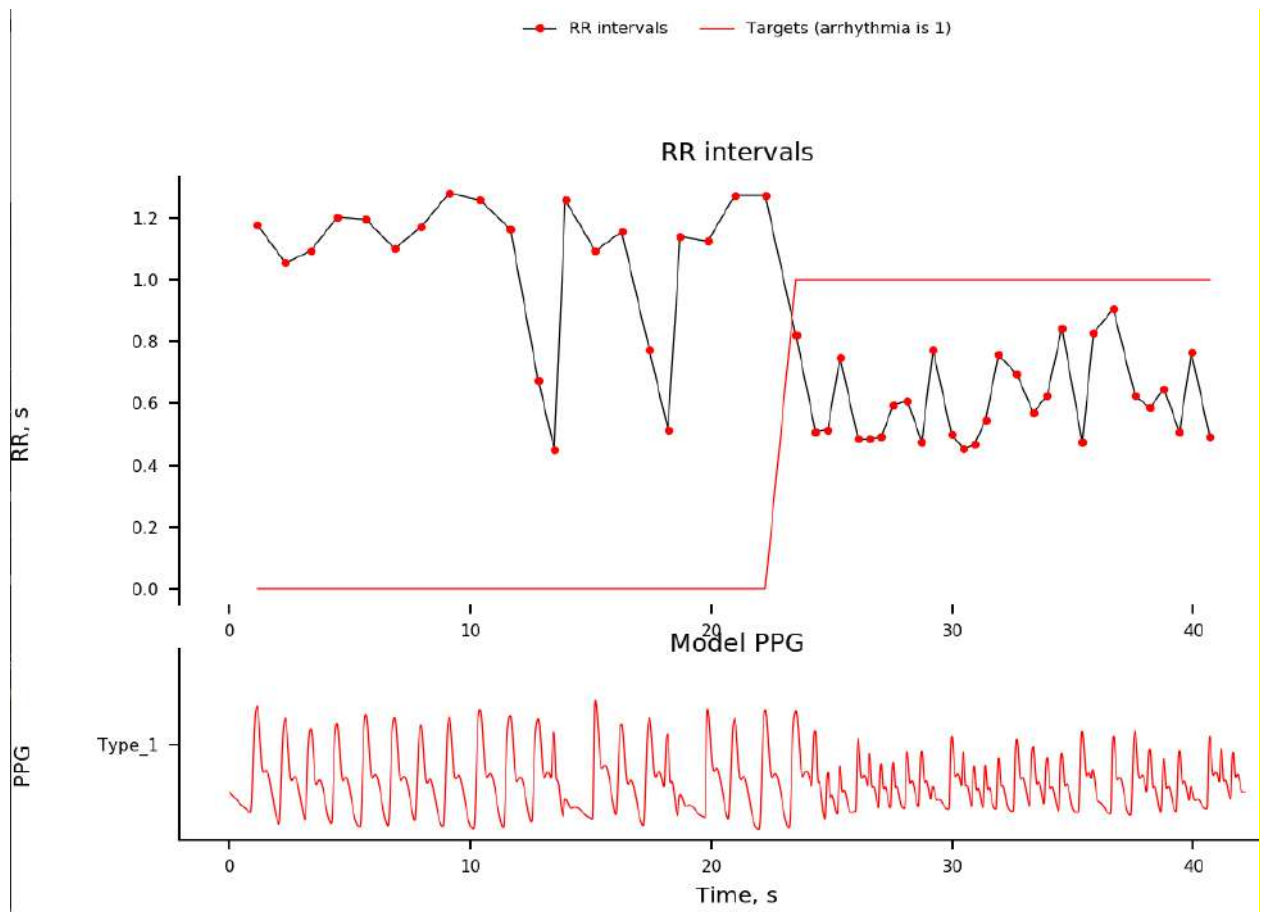


Рисунок 3.8 – Сигнал ФПГ PhysioNet

### 3.5 Реконструкція фазового простору пульсових хвиль біомедичних сигналів

#### Вимірювання біомедичних сигналів

Сьогодні перший метод, призначений для характеристики швидкості поширення пульсової хвилі, базується на ультразвуковому методі доплера. Цей метод оцінює кровотік за допомогою звукових хвиль високої частоти. Проте, він має певні недоліки, зокрема високу залежність вимірювань від розташування та переміщення доплерівського датчика, а також можливість виникнення шумів.

Іншим відомим методом імпульсно-хвильового аналізу є плетизмографія, яка також має недолік, пов'язаний із використанням низькоякісних фотоелектричних або п'єзоелектричних датчиків. Це відбувається до того, що аналізовані сигнали є дуже шумними і не забезпечують достатнього рівня точності. Реографія, як зручний неінвазивний метод, базується на реєстрації змін електропровідності частин тіла людини, викликаних кровотоком. У поєднанні зі спектральним

аналізом цей метод також використовується для дослідження спектрів імпедансу реографічних сигналів. Електрокардіографічний метод, який використовує два електроди, не відповідає точності, після чого також не забезпечує адекватного рівня точності при оцінці стану серцево-судинної системи та показників гемодинаміки.

Серед перспективних методів телемедичного моніторингу серцево-судинної системи варто відзначити сфігмографію. Це графічний метод реєстрації пульсових хвиль і коливань. Підхід передбачає використання контурного або спектрального аналізу цього пульсового коливання, зареєстрованого на сонячних, стегнових та променевих артеріях. Оскільки амплітуда пульсових коливань зазвичай не перевищує (0,5...3) мм рт. ст., для їх надійного відтворення необхідно використовувати точні датчики тиску з високою роздільною здатністю.

### **Фазова реконструкція портрета**

Фазовий простір динамічної системи можна відтворити за допомогою методу затримки часу, який базується на теоремі вбудовування затримки Такенса. Згідно з цим методом, якщо  $w_k = w(t_k)$  є вектором часу, отриманим із вимірювальної системи (де  $k=1, \dots, L$  і  $L$  є довжиною вектора),  $n$ -вимірний псевдофазовий простір (PPS) може бути представленим у такому вигляді:

$$W(t_k, \tau) = \{w(t_k), w(t_k + \tau), \dots, w(t_k + [n-1]\tau)\} \quad (3.1)$$

де  $\tau$  – час затримки,  $n$  – розмір PPS і  $k=1, \dots, L-(n-1)d$ . Тут  $\tau = T \cdot d$ ,  $d$  — системна затримка, а  $T$  — період дискретизації.

Щоб відтворити псевдофазовий простір (PPS) за допомогою одного часового ряду  $w_k$ , необхідно вибрати відповідні значення часової затримки та розмірності фазового простору, які адекватно відображатимуть систему. Значення системної затримки  $d$  можна оцінити графічно, побудувавши фазовий портрет вихідного сигналу  $w_k$  та його затриманої копії  $w_{k+d}$ .

Крім того, оптимальне значення системної затримки  $d$  для реконструкції PPS можна обчислити чисельно, знайшовши перший локальний мінімум функції середньої взаємної інформації (AMI):

$$J(d) = \sum_{k=1}^L p(w_k, w_{k+d}) \log_2 \left[ \frac{p(w_k, w_{k+d})}{p(w_k)p(w_{k+d})} \right] \quad (3.2)$$

де  $p(w_k)$  і  $p(w_{k+d})$  — ймовірності появи  $w_k$  у наборі  $W_k := \{w_1, w_2, \dots, w_L\}$  і  $w_{k+d}$  у наборі  $W_{k+d} := \{w_{1+d}, w_{2+d}, \dots, w_{L+d}\}$  відповідно;  $p(w_k, w_{k+d})$  — об'єднана ймовірність появи  $w_k$  у наборі  $W_k$  та  $w_{k+d}$  у наборі  $W_{k+d}$ .

Іншим методом, який можна використовувати для оцінки системної затримки, є функція автокореляції (ACF):

$$A(d) = \frac{1}{(L-d)} \sum_{k=1}^{L-d} w_k w_{k+d} \quad (3.3)$$

Системну затримку можна визначити як мінімальне значення функції автокореляції (ACF) [19]. Наступним етапом у реконструкції псевдофазового простору (PPS) є оцінка розмірності вкладення, що відповідає числу незалежних змінних. Якщо це число дорівнює або перевищує 3, в фазовому просторі може існувати дивний атрактор.

Як відомо, розмірність вкладення PPS є найменшою цілочисельною розмірністю простору, що містить атрактор.

Важливою кількісною характеристикою атрактора, яка відображає складність системи, є кореляційна розмірність. Для її оцінки використовується вираз, відомий як кореляційний інтеграл:

$$C(r) = \frac{2}{L(L-1)} \sum_{m,n=1}^M h(r - \|\vec{w}_m - \vec{w}_n\|), \quad (3.4)$$

де  $h(x) = \begin{cases} 1, & x \geq 0 \\ 0, & x < 0 \end{cases}$  – індикаторна функція Хевісайда;  $L$  – кількість фазових станів;  $\|\vec{w}_m - \vec{w}_n\|$

це відстань між двома точками.

Точне значення кореляційної розмірності системи оцінюється як нахил функції, де відображається лінійна частина графіка (див. рис. 3.9).

Реконструйовані фазові портрети представлені на рис. 3.10 для різних значень системної затримки.

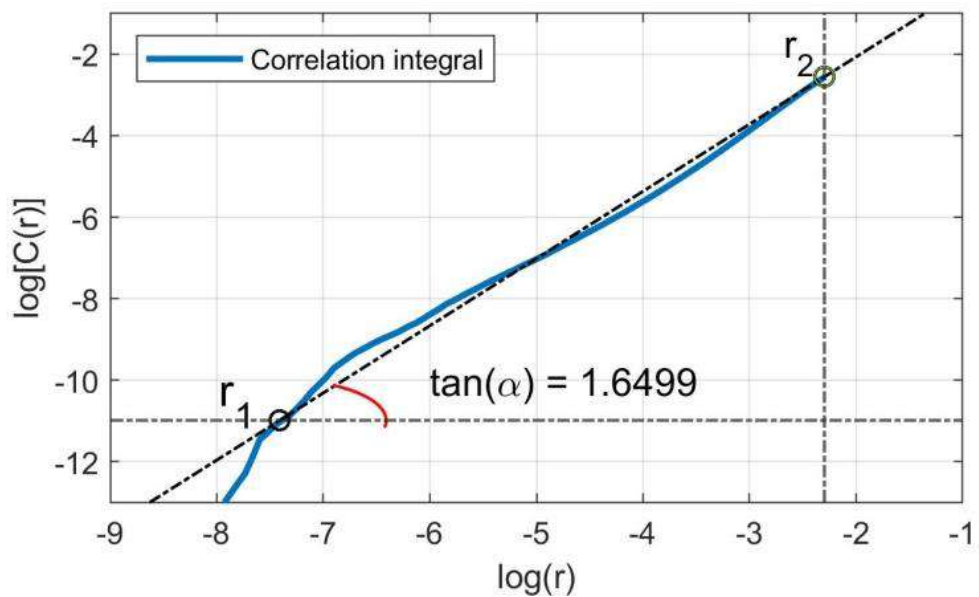


Рисунок 3.9 – Інтеграл відношення [19]

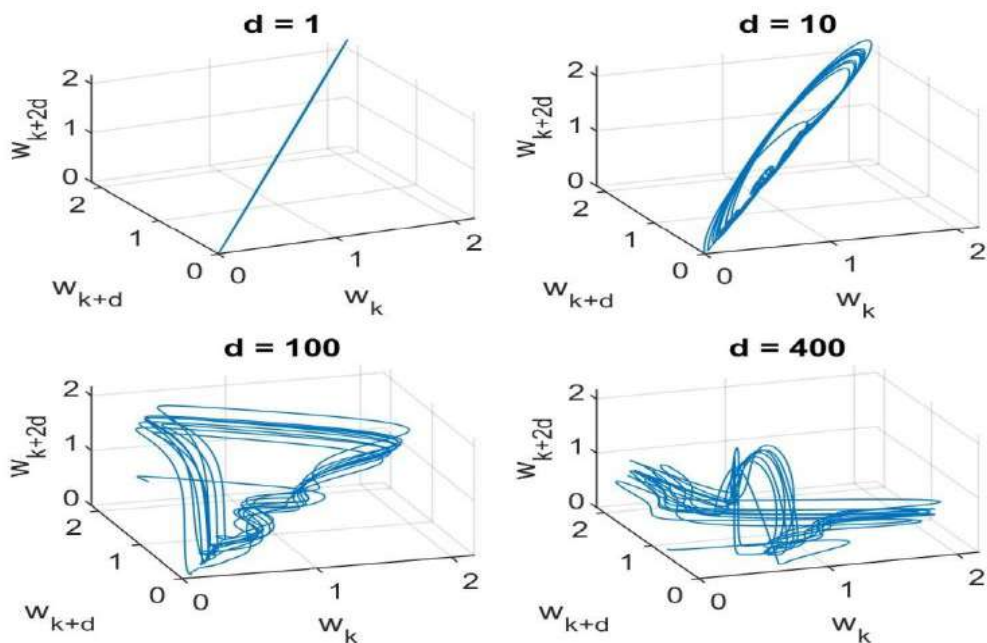


Рисунок 3.10 – Реконструйовані фазові портрети [19]

Для створення моделі реконструйована система має бути представлена у вигляді набору звичайних диференціальних рівнянь (ОДР).

Висловимо реконструйовану динамічну систему наступним чином:

$$\left\{ \begin{array}{l} \dot{w}_1 = w_2 \\ \dot{w}_2 = w_3 \\ \dots \\ \dot{w}_m = f(w_i, a_j) \end{array} \right. \quad (3.5)$$

де  $w_i$  ( $i = 1 \dots m$ ) – системні змінні;  $a_j$  ( $j = 1 \dots n$ ) – деякі константи, а  $f$  – апроксимуюча функція.

У загальному випадку функція  $f$  у виразі (5) може бути будь-якою нелінійною функцією. Проте в цій роботі для реконструкції структури системи була використана поліноміальна форма:

$$f(w_i, a_j) = \sum_i a_i \prod_{j,p} w_j^p, \quad (3.6)$$

де змінні  $w_j$  у виразі зведені до степеня  $p = 0 \dots 2$ .

Для даних вимірювання пульсової хвилі, представлених у вигляді одного часового ряду  $w_k$ , коефіцієнти  $a_j$  були розраховані чисельно за допомогою програми MATLAB. Таким чином, набір звичайних диференціальних рівнянь (ODE) для 3-D псевдофазового простору (PPS) був сформований відповідно до виразів (5) і (6). Значення  $p$  у виразі (6) було встановлено на рівні 3.

## Проектування та моделювання моделей

Розроблена модель реконструйованої системи зображена на рис. 3.11. Модель складається з трьох інтеграторів і константних блоків, які починаються в початкових умовах. Вираз (6) реалізовано у вигляді функції MATLAB.

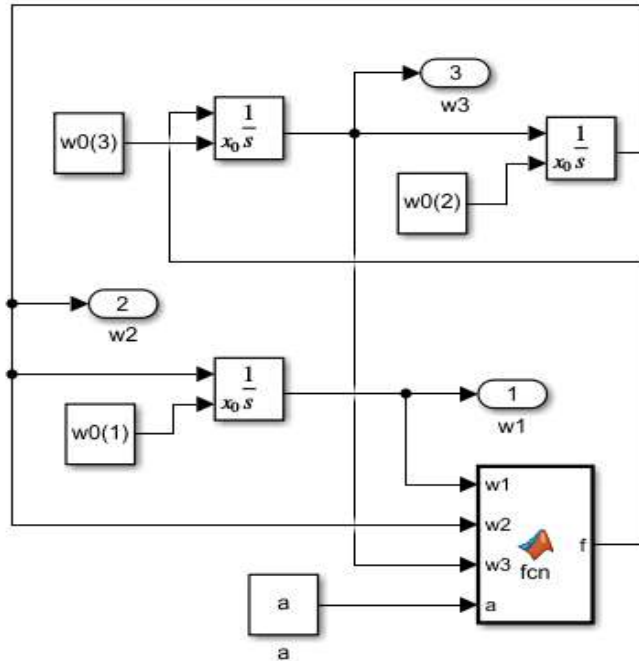


Рисунок 3.11 – Simulink-модел реконструйованої системи[22]

Результати моделювання представлені в наступному розділі на рис. 3.12. Вихідний сигнал та сигнал повторного підключення в часовій області мають подібну форму (рис. 3.12, а). Це дозволяє використовувати частини змодельованого сигналу для заповнення прогалін у відсутніх або пошкоджених даних. Повторний сигнал не є точною копією оригінального сигналу пульсової хвилі. Обидва сигнали демонструють такі спектри потужності лише до  $f=5$  (рис. 3.12, б), що вказує на втрату інформацію про процеси з вищими частотами. Фазовий портрет реконструйованої системи показаний на рис. 3.12, с.

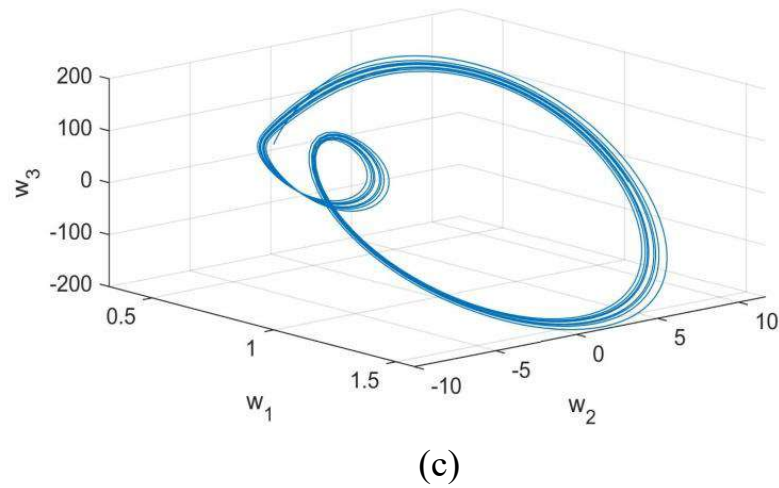
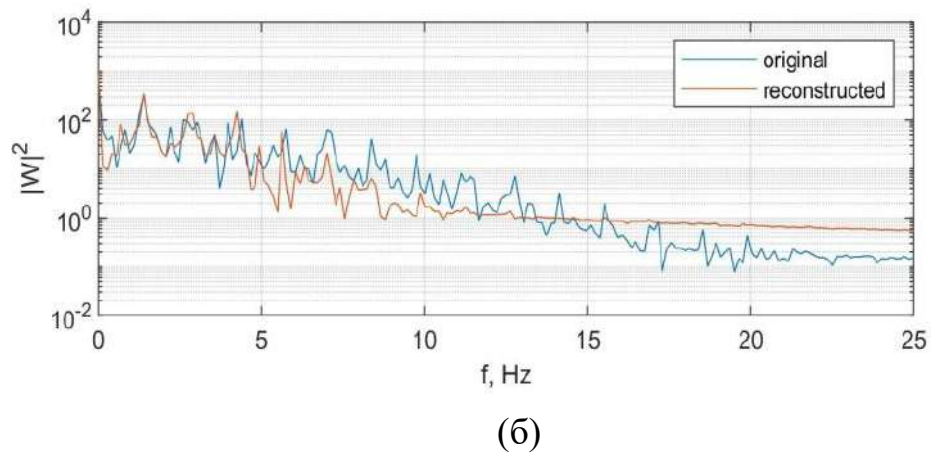
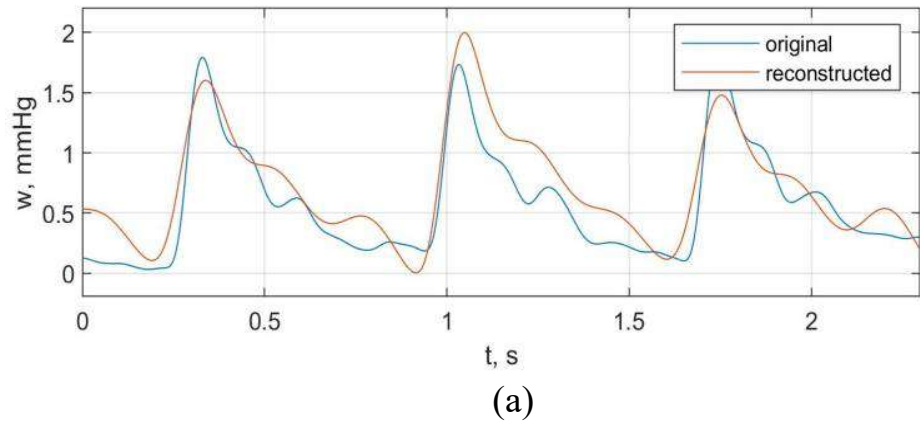


Рисунок 3.12 – Часовий ряд вихідного та реконструйованого сигналів (а), спектри потужності (б) та фазовий портрет реконструйованої системи (с). [21]

## Висновки до третього розділу

У третьому розділі детально аналізується застосування фотоплетизмографії (ФПГ) у клінічній практиці. Результати досліджень показали, що вибір місця розташування датчиків є критичним місцем для якості отриманих сигналів. Найкращими умовами для реєстрації виявився лоб, де мінімізується вплив рухових артефактів, у той час як зап'ястя продемонструвало найнижчу точність у складних умовах.

Впровадження акселерометрів для корекції рухових артефактів суттєво покращило точність даних, навіть під час активних фізичних рухів. Обробка сигналів у середовищі MATLAB виявилася ефективною для видалення корисних даних та зменшення впливу шумів. Порівняння результатів ФПГ з еталонними даними ЕКГ підтвердило високу точність і кореляцію між цими методами.

окремих технічних аспектів, розділ також розглядає можливості ФПГ у діагностиці різних клінічних станів, таких як периферичні захворювання судин, серцево-судинних патологій та станів після операцій. Інтеграція оптичних методів діагностики в стоматології та хірургії продемонструвала їхню ефективність у ранньому виявленні запальних процесів та покращенні моніторингу лікування.

Таким чином, в результаті третього розділу відзвітувати про те, що фотоплетизмографія є перспективним інструментом для діагностики, моніторингу та оптимізації лікування різних захворювань, особливо в умовах клінічної практики. Метод має потенціал для подальшого розвитку, після його цільності та надійності можна суттєво покращити результати лікування лікування. Ключовим аспектом є подальше дослідження та вдосконалення методології, що дозволяє розширити можливості ФПГ у різних галузях медицини.

## 4. ПРОБЛЕМИ ТА ВИРІШЕННЯ У ВИКОРИСТАННІ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФІЇ

### 4.1 Методи боротьби із завадами та артефактами у ФПГ

У сучасній медицині до діагностичної інформації, зокрема плетизмографічної, висуваються високі вимоги щодо вірогідності. Це зумовлює необхідність особливої уваги до усунення завад і артефактів при розробці електронних діагностичних систем, оскільки вони можуть призвести до помилок у роботі апаратури та отримання невірних даних.

Основними проблемами, що виникають під час обробки плетизмограми, є:

1. Вплив дихальних артефактів.
2. Дія мережевих електричних наводок.
3. Вплив рухових артефактів.
4. Труднощі, пов'язані з виділенням періоду плетизмограми для вимірювання частоти серцевих скорочень (ЧСС).

Одним з основних проявів впливу дихання є «повільні хвилі», які являють собою інфранизькочастотний сигнал (частота 0,1–0,5 Гц, що відповідає частоті дихання), накладений на основний сигнал пульсової хвилі. Повільні хвилі, обумовлені змінами коефіцієнта відбиття крові внаслідок окислення гемоглобіну (сатурації) та іншими фізіологічними процесами, можуть значно перевищувати амплітуду корисного сигналу. Це веде до збільшення динамічного діапазону сигналу, що, у свою чергу, може призводити до насичення підсилювачів і вимоги до збільшення розрядності АЦП, якщо плетизмограма обробляється за допомогою електронних обчислювальних машин (ЕОМ). Тому важливо фільтрувати ці дихальні хвилі.

Наші експерименти, у яких брали участь понад 30 осіб віком від 20 до 50 років, показали, що з підвищенням частоти дихання амплітуда повільних хвиль зменшується, і при наближенні частоти дихання до ЧСС вони стають практично непомітними. Це дає підстави вважати можливим їх усунення за допомогою

частотної селекції, зокрема застосування фільтрів верхніх частот (ФВЧ). Для задовільної редукції достатній фільтр 3-го порядку з частотою зрізу 0,7 Гц.

Крім того, знизити вплив дихання в фотоплетизмографії можна, використовуючи випромінювачі датчиків, що працюють на певних довжинах хвиль, де коефіцієнт відбиття мало залежить від сатурації крові, наприклад, ізобестичну хвилю ( $\lambda$  - 810 нм). Це дозволяє покращити точність отриманих даних і зменшити вплив шумів, що підвищує надійність діагностичних систем.

Ефективна боротьба із мережними наводками досягається шляхом використання мостового включення датчика, що забезпечує тридротовий зв'язок з диференційним підсилювачем. Ця схема, відома як інструментальний підсилювач, дозволяє знижувати синфазні завади. Обчислення спектра плетизмограми показало, що її форму в основному визначають перші сім гармонік, тобто частоти до  $f_{\text{верх}} \leq 28$  Гц (при ЧСС = 240 уд./хв). Для додаткової редукції мережних наводок на частоті 50 Гц можна використовувати фільтр нижніх частот (ФНЧ).

Значно зменшити вплив наводок можна, розташувавши підсилювач безпосередньо поруч із датчиком, у вигляді суцільного вимірювального мікроблока. Для практично повної відсутності завад ефективним є модуляційний метод, у якому датчик використовується безпосередньо для модуляції сигналу.

Вплив рухових артефактів часто зумовлений ненадійним закріпленням датчика. Однак надто щільне кріплення може призвести до спотворення плетизмограми через сильний тиск на судини. Тому плетизмографічний датчик має бути оснащений системою регулювання тиску, як, наприклад, запропоновано в деяких дослідженнях.

Використання чотирьох фотоприймачів (по два в протилежних плечах моста) дозволяє зменшити вплив рухових артефактів, розташувавши фотоприймачі кожної пари по різні боки від випромінювача.

Обчислення ЧСС за плетизмограмою ускладнене через те, що форма пульсової хвилі зазвичай має два максимуми — анакротичну і дикротичну хвилі. Застосування часової селекції (одновібратора) для визначення періодичності серцевих скорочень є недоцільним, оскільки часовий інтервал між максимумами

зазвичай становить 0,3 періоду пульсу, а зміна ЧСС людини коливається в межах 40-250 уд./хв. Це означає, що для часової селекції потрібна адаптація тривалості імпульсу «часового вікна» до різних частот пульсу.

Другий максимум пульсової хвилі зазвичай менший за перший, тому для визначення періоду серцевих скорочень можна використовувати пороговий прилад із гістерезисом, наприклад, тригер Шмітта. Але якщо другий максимум порівняний з першим, що може статися при зміні форми плетизмограми через затримку дихання, можливе застосування амплітудної селекції за допомогою тригера Шмітта після попереднього диференціювання сигналу. Це пов'язано з тим, що крутість фронту анакротичної фази пульсової хвилі, як правило, більша за крутість фронтів дикротичної фази.

У разі затримки дихання зазвичай спостерігається зменшення амплітуди пульсової хвилі, що може призвести до помилок у вимірюванні частоти серцевих скорочень (ЧСС). Для вирішення цієї проблеми доцільно впровадити автоматичне регулювання підсилення (АРП) в підсилювальні каскади плетизмографа. Це дозволить адаптувати рівень підсилення до зміни амплітуди сигналу, що забезпечить більш стабільні та точні результати.

На завершення слід зазначити, що перелічені методи обробки біосигналів — фільтрація, диференціювання, амплітудна селекція та АРП — можуть бути реалізовані як в аналоговій, так і в цифровій формі за допомогою електронних обчислювальних машин (ЕОМ). Хоча цифрова обробка має численні переваги, включаючи гнучкість і можливість складних алгоритмів, вона вимагає значних обчислювальних ресурсів та високої швидкодії системи для забезпечення обробки сигналів у реальному часі.

Тому доцільно проводити попередню аналогову фільтрацію сигналу, щоб зменшити динамічний діапазон, як уже було зазначено. Цей крок дозволить полегшити подальшу цифрову обробку та підвищити точність вимірювань.

Методи обробки були реалізовані та протестовані на макетних зразках фотоплетизмографів. Результати випробувань підтвердили ефективність запропонованих рішень у забезпеченні точної та завадостійкої реєстрації

плетизмограми. Це відкриває нові можливості для вдосконалення діагностичних систем у кардіології та інших медичних галузях.

## 4.2 Прилад для фотоплетизмографії

Пристрій для фотоплетизмографії, що включає оптоелектронний датчик і пристрій обробки сигналу, відрізняється тим, що має датчик сили притиску, конструктивно інтегрований з оптоелектронним датчиком і підключений до додаткового входу блоку обробки сигналу. Крім того, він містить комплекс з'єднаних компараторів та індикаторів, при цьому вхід компаратора підключений до додаткового виходу блоку обробки сигналу.

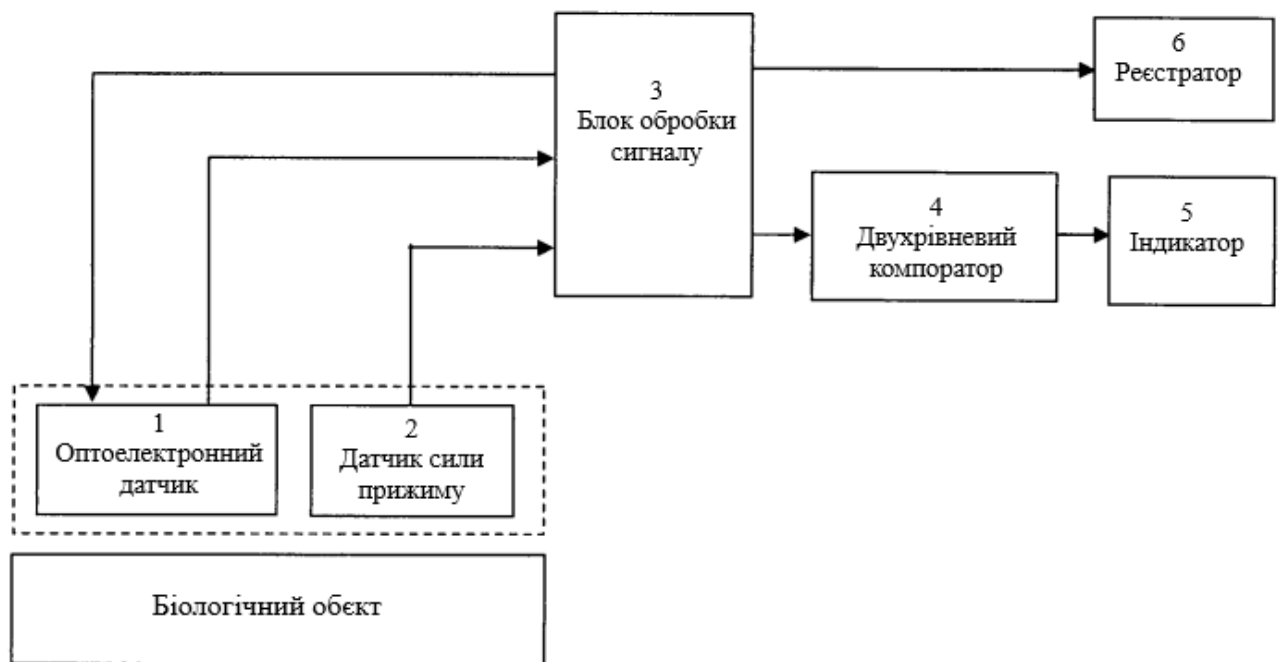


Рисунок 4.1 – Прилад для фотоплетизмографії [19]

Пристрій стосується медицини та ветеринарії і може бути використана для діагностики стану судинної системи у людей і тварин. Для фотоплетизмографії містить оптоелектронний датчик, електрично з'єднаний з блоком обробки сигналу.

Недоліком є значний вплив сили притиску датчика до біологічного об'єкта на параметри фотоплетизмограми.

Для визначення вмісту білірубину в підшкірних тканинах і крові, в якому світловодний блок може переміщатися і обертатися з двома осями, забезпечуючи рівномірний оптичний контакт між світловодним блоком і шкірою пацієнта. Недоліком цього пристрою є залежність його показників від зусилля притискання світловодного блоку до біологічної тканини, після повернення пружини забезпечує ненормування стійкості, що знижує надійність отриманих даних.

Найбільш близьким за технічною сутністю до запропонованого пристрою є датчик з низьким рівнем шуму та спосіб реєстрації енергії. У цьому пристрої оптоелектронний датчик, електричний зв'язок з блоком обробки сигналу, оснащений камерами, які забезпечують безпосередній контакт випромінювальної поверхні джерела випромінювання та поверхні фотоприймача з біологічною тканиною. Камери стабілізують оптичну довжину шляху від джерела випромінювання до фотоприймача, захищаючи від стиснення біотканини. Це рішення дозволяє зменшити вплив датчика тиску на біотканину.

Однак недоліком датчика залишилося вплив сили притиску на параметри фотоплетизмограми. При невеликій силі притиску на форму фотоплетизмограми суттєво впливають такі фактори, як зовнішнє освітлення та неоднорідність біологічних тканин. При великій силі тиску порушується нормальний кровообіг в зоні установки датчика, внаслідок чого форма пульсової кривої стає згладженою, амплітуда зменшується, і втрачається тонка структура пульсової кривої. Отримані за такою фотоплетизмограмою гемодинамічні показники мають низьку діагностичну цінність.

Завданням є підвищення достовірності реєстрації пульсової кривої шляхом зменшення впливу заважаючих факторів. Це досягається тим, що пристрій для фотоплетизмографії, що містить оптоелектронний датчик і пристрій обробки сигналу, оснащений датчиком сили притиску, конструктивно об'єднаним з оптоелектронним датчиком і підключеним до додаткового входу блоку обробки сигналу. Також включені компаратор і індикатор, при цьому вхід компаратора об'єднаний з додатковим виходом блоку обробки сигналу.

Пристрій працює наступним чином: оптоелектронний датчик формує електричний сигнал, параметри якого залежать від кровонаповнення тканини біологічного об'єкта. Ці параметри пульсової кривої, яка обробляється в блоці обробки сигналу і зберігається в реєстраторі. Блок обробки сигналу має додатковий вхід, на який надходить сигнал з датчика сили тиску. Цей сигнал змінює режим роботи блоку обробки сигналу, компенсуючи вплив зміни сили тиску.

Слід зазначити, що ефективна компенсація можлива лише в певній частині сили притискання. При дуже малих або великих значеннях сили тиску пульсова крива може спотворюватися. Для запобігання цього в блоці обробки сигналу передбачено додатковий вихід, до якого підключаються компаратор та індикатор. Індикатор може бути світловим або звуковим, сигналізуючи оператору про недопущене велике або мале значення сили тиску.

Використання датчика сили тиску дозволяє зменшити вплив сили тиску на форму пульсової кривої, що забезпечує достовірність діагностики судинної системи біологічного об'єкта. Сигналізація про неприйнятні значення сили притиску, зокрема про надто малі значення, дозволяє суттєво зменшити вплив артефактів руху, пов'язаних із переміщенням оптоелектронного датчика виключно біологічного об'єкта.

### **4.3 Проблеми та вирішення**

#### **Шум та артефакти**

Шум та артефакти у фотоплетизмографії (ФПГ) — це небажані сигнали або спотворення, які можуть вплинути на точність та надійність вимірювань.

#### **Шум**

Визначення: Шум — це випадкові коливання сигналу, який не є частиною інформації, що вимірюється. Він може виникати через різні фактори, такі як:

- Електромагнітні завади: Вплив інших електронних пристроїв може викликати фоновий шум.
- Рухи пацієнта: Невеликі рухи можуть привести до спотворення даних.

- **Зовнішні фактори:** Вібрації, звуки або зміни температури в навколишньому середовищі.

Вплив: Шум може зменшити точність вимірювань, ускладнити аналіз даних і привести до неправильних висновків.

### **Артефакти**

Визначення: Артефакти — це спеціальні спотворення сигналу, які відповідають певним умовам або помилкам під час вимірювання. Вони можуть бути викликані:

- **Неправильним розміщенням датчика:** Якщо датчик неправильно закріплений, це можна вплинути на результат.
- **Фізіологічними факторами:** наприклад, зміни в стані шкіри (набряки, почервоніння) можуть викликати артефакти.
- **Лікарськими препаратами:** Деякі медикаменти можуть змінити кровообіг, що також вплине на результат.

Вплив: Артефакти можуть привести до спотворення реальних даних, ускладнюючи їх інтерпретацію і, як внаслідок, вплив на діагностику.

### **Проблема**

Фотоплетизмографія (ФПГ) може бути чутливою до:

- **Рухів пацієнта:** Нерухомість під час вимірювань є критично важливою, оскільки навіть невеликі рухи можуть призвести до спотворення сигналу.
- **Електромагнітних завад:** Побутові електронні пристрої, такі як мобільні телефони, комп'ютери або медичне обладнання, можуть створювати електромагнітні поля, що впливають на точність вимірювань.
- **Зовнішніх шумів:** Фонові звуки або вібрації також можуть заважати отриманню чистого сигналу.

### **Вирішення**

**Фільтрація сигналів:**

- Використання цифрових фільтрів (наприклад, фільтри низьких частот) для видалення шумів з отриманих даних. Це може допомогти зменшити вплив артефактів на результати.

#### **Алгоритми для видалення артефактів:**

- Вдосконалення алгоритмів обробки даних, які автоматично виявляють і коригують артефакти, пов'язані з рухами або шумом. Це може включати методи машинного навчання для аналізу патернів у даних.

#### **Системи фіксації рухів пацієнта:**

- Впровадження технологій, які фіксують рухи пацієнта під час вимірювань, наприклад, шляхом використання акселерометрів. Це дозволить лікарям оцінювати надійність отриманих даних та враховувати їх при інтерпретації результатів.

Зменшення впливу шуму та артефактів є рукою кроком для підвищення точності та надійності фотоплетизмографії. Використання сучасних технологій та алгоритмів може значно підвищити результативність.

#### **Обмежена точність у певних умовах**

##### **Проблема**

Точність вимірювань фотоплетизмографії (ФПГ) можна зменшувати в певних умовах, включаючи:

##### **Шкірні захворювання:**

- Дерматологічні стани, такі як екзема, псоріаз або інші проблеми, можуть змінити структуру шкіри, що впливає на її світлопроникність. Це дозволяє отримати точні дані про об'єм крові.

##### **Ожиріння:**

- Надмірна вага може призвести до збільшення жирової тканини, яка поглинає світло, що впливає на точність вимірювань. У таких випадках сигнал може бути спотворений, що призводить до помилкових результатів.

##### **Використання лікарських засобів:**

- Деякі препарати можуть змінити стан судин або кровообіг, що також вплине на точність ФПГ. Наприклад, вазодилатори можуть розширювати судини, що змінює об'єм крові в судинах.

#### **Температурні зміни:**

- Зміни температури тіла або навколишнього середовища можуть вплинути на результати вимірювання, потім вони можуть змінити стан судин і шкіри.

#### **Вирішення**

#### **Розробка адаптивних алгоритмів:**

- Створення алгоритмів, які враховують індивідуальні особливості допомоги, такі як захворювання шкіри та інші фізіологічні фактори. Це може включати аналіз попередніх даних та адаптацію вимірювань у реальному часі.

#### **Комбінування з іншими методами діагностики:**

- У випадках, коли ФПГ не забезпечує достатньої точності, доцільно використовувати інші методи, такі як:
  - Ультразвукова доплерографія: для оцінки кровотоку.
  - Магнітно-резонансна томографія (МРТ): для детальної візуалізації судин.
  - Комп'ютерна томографія (КТ): для оцінки стану судин.

#### **Моніторинг умов вимірювання:**

- Забезпечення стабільних умов під час вимірювання, таких як контроль температури та освітлення, а також забезпечення нерухомості пацієнта.

Обмежена точність фотоплетизмографії в певних умовах є значною проблемою, яка потребує уваги. Використання адаптивних технологій та поєднання з іншими діагностичними методами може допомогти підвищити точність вимірювань і забезпечити кращу медичну допомогу.

Відсутність стандартів для проведення та інтерпретації фотоплетизмографії (ФПГ)

Стандарти у фотоплетизмографії можуть охоплювати різні аспекти, включаючи методику проведення досліджень, налаштування обладнання, обробку

даних та інтерпретацію результатів. Ось деякі ключові елементи, які можуть бути включені в стандарти:

1. Методика проведення вимірювань;
2. Налаштування обладнання;
3. Обробка даних;
4. Інтерпретація результатів;
5. Навчання та сертифікація;

Стандарти у фотоплетизмографії є найкращими для забезпечення однорідності, точності та надійності вимірювань. Впровадження чітких протоколів і рекомендацій допоможе підвищити якість медичних послуг і сприяти кращій діагностиці та лікуванню.

### **Проблема**

Відсутність єдиних стандартів у фотоплетизмографії (ФПГ) може призвести до кількох серйозних проблем:

### **Варіювання результатів:**

- Різні клініки та лабораторії можуть використовувати різні методи, обладнання та технології, що можуть збільшити значні відмінності у вимірюваннях. Це ускладнює порівняння результатів між дослідженнями.

### **Неправильна інтерпретація даних:**

- Без чітких вказівок та стандартів лікарі можуть інтерпретувати результати по-різному. Це може призвести до помилкових діагнозів або неефективного лікування.

### **Ускладнена наукова комунікація:**

- Відсутність уніфікованих методик ускладнює обмін даними між дослідниками, що сприяє розвитку науки в цій сфері та ускладнює впровадження нових технологій.

### **Низька якість медичних послуг:**

- Пацієнти можуть отримати рекомендації та лікування залежно від того, в якій клініці проходить обстеження, що ставить під загрозу якість медичної допомоги.

## **Вирішення**

### **Розробка єдиних протоколів:**

- Створення стандартних методик для проведення ФПГ, які включають:
- Оптимальні умови вимірювання (температура, положення пацієнта).
- Чіткі інструкції щодо розміщення датчиків і налаштування обладнання.

### **Створення рекомендацій для клінічної практики:**

- Розробка стандартних керівництв для лікарів, що описують, як правильно інтерпретувати результати ФПГ, включаючи:
  - Методологію аналізу даних.
  - Критерії для оцінки надійності результатів.
  - Рекомендації щодо подальших дій на основі отриманих даних.

### **Співпраця з професійними асоціаціями:**

- Залучення експертів та професійних організацій до створення стандартів, що забезпечують їхнє широке визнання та впровадження в медичну практику.

### **Навчання та підвищення кваліфікації:**

- Проведення тренінгів та семінарів для медичних працівників з ознайомленням з новими стандартами та протоколами.

Відсутність стандартів у фотоплетизмографії є серйозною перешкодою для досягнення високої точності та надійності вимірювань. Впровадження єдиних протоколів і рекомендацій допоможе покращити якість медичної допомоги та забезпечити точнішу інтерпретацію даних.

## **Обмеження у застосуванні фотоплетизмографії (ФПГ)**

### **Проблема**

Фотоплетизмографія (ФПГ) має певні обмеження у застосуванні, зокрема:

### **Значні набряки:**

- У пацієнтів із набряками (наприклад, після травм або хронічних захворювань) може бути ускладнено отримання точних вимірювань, оскільки набряклість змінює об'єм та структуру тканин.

### **Зміни кольору шкіри:**

- Дерматологічні проблеми (псоріаз, екзема) або зміни кольору шкіри (наприклад, при гіперемії) можуть вплинути на світлопроникність шкіри, що ускладнює вимірювання.

**Обмежена точність у специфічних групах пацієнтів:**

- У пацієнтів з ожирінням або специфічними фізіологічними особливостями результати можуть бути менш надійними.

**Вирішення**

**Розробка нових технологій:**

- Портативні пристрої: Створення нових, більш чутливих портативних фотоплетизмографічних пристроїв, які можуть бути адаптовані до специфічних умов пацієнтів, таких як набряки або зміни шкіри.

**Комбіновані методи діагностики:**

- Використання ФПГ у поєднанні з іншими методами, такими як:
- Ультразвукова діагностика: Допомагає отримати додаткову інформацію про кровообіг, що може компенсувати обмеження ФПГ.
- Інфрачервона термографія: Може використовуватись для оцінки змін температури шкіри та виявлення набряків.

**Індивідуальний підхід:**

- Розробка адаптивних алгоритмів, які можуть враховувати специфічні умови пацієнтів, забезпечуючи більш точні результати навіть у випадках з набряками чи змінами кольору шкіри.

Обмеження у застосуванні фотоплетизмографії можуть бути подолані через розвиток нових технологій та комбінування методів діагностики. Це дозволить підвищити точність та надійність вимірювань, а також забезпечити більш ефективну медичну допомогу для різних категорій пацієнтів.

#### **4.4 Характеристики конструкції сфігмографа за використанням АМТ**

У цій роботі використовуються пульсово-хвильові сигнали, отримані за допомогою пульсоміра «Біотонар». Пристрій базується на акустичних механотронних (АМТ) датчиках тиску. Існує два основних напрямки практичного

застосування пульсово-хвильового методу зондування, в яких можна використовувати «Біотонар»:

1. Кількісна оцінка деяких гемодинамічних показників, пов'язаних із системою кровообігу, таких як швидкість пульсової хвилі (ШПХ), тривалість різних фаз серцевого циклу, обсяг систоли тощо. Це може бути критично важливим для діагностики серцевих захворювань.

2. Комплексний підхід до аналізу серцево-судинної системи полягає в одночасному використанні різних методів, таких як електрокардіографія, сфігмографія, фонокардіографія та ехокардіографія. Це дозволяє отримати максимально повну інформацію про фізіологічні процеси, що відбуваються в системі кровообігу.

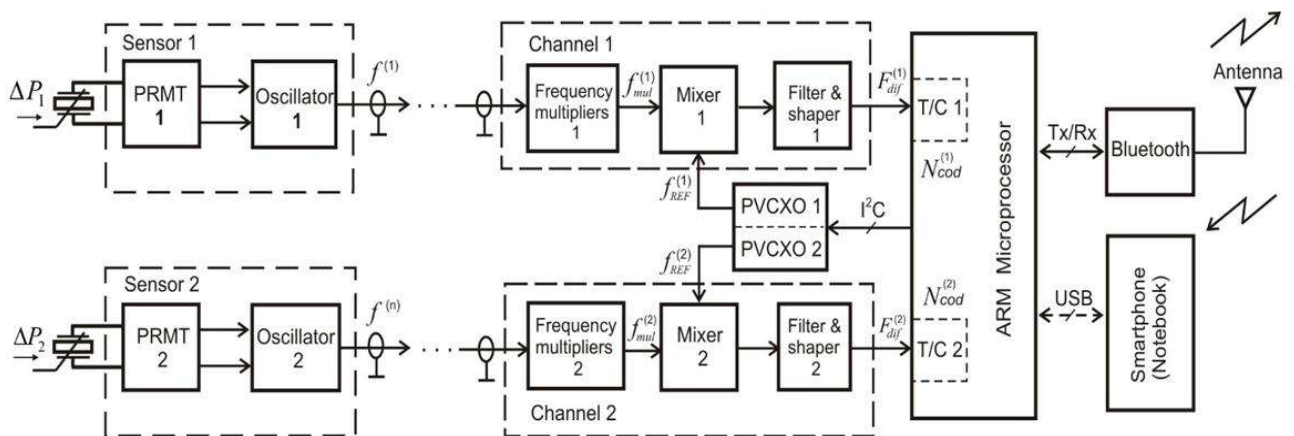


Рисунок 4.2 – Структурна схема сфігмографа для телемедичного моніторингу [25]

Використання датчиків на основі АМТ-based відкриває широкі перспективи для їх впровадження в сучасні медичні діагностичні системи, зокрема як сфігмографічні датчики для вдосконалення діагностичних процедур у багатоканальних медичних телеметричних системах параметрів експрес-діагностики гемодинамічних засобів людини. Однак це вимагає вирішення концептуальних і теоретичних проблем формування нової сигнальної основи для телемедичних кардіосигналів, а також використання АМТ як високоточних

датчиків тиску для багатоканальної сфігмографії. Додатково необхідно розробити та вдосконалити цифрові автоматизовані високошвидкісні методи аналізу багатоканальних сигналів пульсової хвилі.

Функціональна схема сфігмографа на базі АМТ показана на рис. 4.2. Пристрій складається з двох датчиків тиску (датчик 1 і 2) і двох каналів перетворення частоти (канал 1 і 2). Управління генераторами частоти виробляти ARM-мікропроцесор через інтерфейс I2C. Для передачі даних використовується Bluetooth-модуль. Датчики тиску, що складаються з перетворювачів на основі АМТ, інтегрованих у коливальний контур (генератор 1-2). Щоб збільшити відхилення частоти сигналу, застосовуються множники 1 і 2. Після цього частотно-модульовані сигнали проходять через змішувачі 1 і 2 (див. рис. 4.2). Для вимірювання періоду частотно-модульованого сигналу використовують внутрішні 16-розрядні таймери/лічильники 1 і 2. Демодульовані необроблені сигнали обробляються мікропроцесором Atmel SAM4S. Після перетворення, фільтрації та масштабування формується цифровий потік для передачі через Bluetooth.

Відповідно до алгоритму, програмне забезпечення мікропроцесора також виконує ініціалізацію та налаштування нуля. Вимірювання каротидних пульсово-хвильових сигналів за допомогою датчиків тиску на базі АМТ є високоточними, що дозволяє використовувати методи аналізу форми хвилі для оцінки стану кровоносних судин і раннього виявлення деяких патологій. Сфігмограф АМТ вимірює сигнали пульсової хвилі на сонній і променевої (стегновій) артеріях, синхронізується з гаджетом через Bluetooth і передає оброблену інформацію на сервер або в хмару.

## Висновки до четвертого розділу

У четвертому розділі роботи було досліджено основні проблеми, які використовуються при використанні фотоплетизмографії (ФПГ), та запропоновані методи їх вирішення. Отримати під час застосування цього методу, пов'язаного з впливом різних артефактів, таких як дихальні та рухові завади, мережеві електричні наводки, а також труднощі з визначенням точного періоду плетизмограми для вимірювання частоти серцевих скорочень.

Для вирішення цих проблем пропонуємо декілька ефективних підходів:

- Використання адаптивних алгоритмів обробки сигналів, які не дозволяють коригувати вплив шумів та артефактів.
- Впровадження акселерометрів для усунення впливу рухових артефактів.
- Розробка нових портативних пристроїв, чутливих до конкретних умов (наприклад, засобів чи дерматологічних проблем).
- Вдосконалення стандартизації методу, зокрема розробка єдиних протоколів для клінічної практики, що сприятиме більш точній інтерпретації результатів.

Завдяки розвитку цих технологій фотоплетизмографія має великий потенціал для подальшого вдосконалення та широкого використання в медичних дослідженнях і діагностиці

## ВИСНОВКИ

У магістерській роботі на тему "Метод реєстрації та обробки фотоплетизмограм" проведено детальний аналіз і розробку нових підходів для підвищення точності діагностики серцево-судинних захворювань. Актуальність цього дослідження обумовлена потребою у точному моніторингу фізіологічних параметрів, особливо в умовах, коли автоматизовані та безконтактні методи забезпечують значні переваги в порівнянні з традиційними підходами.

У рамках роботи була створена методика реєстрації фотоплетизмографічних сигналів із використанням додаткового сенсора сили притиску, що дозволяє зменшити вплив зовнішніх і внутрішніх факторів на точність вимірювань. Розроблені алгоритми цифрової обробки сигналів суттєво знижують рівень шуму та артефактів, що робить результати більш достовірними та корисними для медичного аналізу.

Експериментальні дослідження виявили, що розташування датчика має вирішальне значення для якості реєстрації сигналів. Найкращі результати були отримані при установці датчика на лобі, де вплив рухів є мінімальним. Висока кореляція між сигналами, отриманими за допомогою фотоплетизмографії, та еталонними даними ЕКГ підтверджує точність запропонованого підходу навіть під час фізичної активності.

Важливим аспектом роботи є інтеграція акселерометрів для компенсації рухових артефактів. Це дозволяє проводити якісний аналіз навіть у складних умовах, таких як активне фізичне навантаження. Використання програмно-апаратного комплексу для обробки даних забезпечує автоматизацію аналізу сигналів, їх фільтрацію та статистичну обробку, що суттєво спрощує роботу медичного персоналу.

Практичне застосування розроблених методик є досить широким. Отримані результати можуть бути використані для діагностики та моніторингу серцево-судинних захворювань у клінічній практиці, зокрема в умовах віддаленого моніторингу. Крім того, запропоновані підходи мають потенціал у стоматології для

оцінки мікроциркуляції в щелепно-лицьовій області, що відкриває нові можливості для вдосконалення діагностики запальних процесів і оптимізації лікування.

Результати дослідження підкреслюють необхідність подальшого удосконалення фотоплетизмографії, зокрема через впровадження багатоканальних систем і розробку більш точних алгоритмів обробки сигналів, що можуть бути адаптовані до різних клінічних умов. Підвищення точності та автоматизація процесу аналізу дозволять оптимізувати діагностику серцево-судинних захворювань, що є критично важливим для сучасної медицини.

Таким чином, ця магістерська робота демонструє значну ефективність розроблених методів та їх важливість для подальшого розвитку медичних технологій. Це створює надійну основу для впровадження нових підходів у клінічну практику, що, у свою чергу, сприяє підвищенню якості надання медичних послуг. Сподіваюся, що результати цього дослідження стануть корисними для майбутніх дослідників у цій галузі, відкриваючи нові горизонти для інновацій.

## ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ

1. M.J. Hayes, et al., “Quantitative Investigation of Artifact in Photoplethysmography and Pulse-Oximetry for Respiratory Exercise Testing”, Proc. of the CNVD 97 Frontiers in Computer-Aided Visualization of Vascular Functions, 1998, pp. 117-24.
2. Sola, L. Chow, M. Rogido, “Pulse Oximetry in Neonatal Care. A Comprehensive State of the Art Review”, Anales of Peditria, Vol.62(3), 2005, pp. 266-80.
3. H.M. Sami, B.S. Kleinman and V.A. Lonchyna, “Central venous pulsations associated with a falsely low oxygen saturation measured by pulse oximetry”, J Clin Monit, Vol.7, 1991, pp. 309–312.
4. Paunksnis, V. Barzdziukas, D. Jegelevicius, et al. “The use of information technologies for diagnosis in ophthalmology”, Journal of telemedicine and telecare, Vol. 12, Suppl. 1, 2006, pp: 37-40.
5. Y. Yamaya, H.J. Bogaard, P.D. Wagner, K. Niizeki, S.R. Hopkins, “Validity of pulse oximetry during maximal exercise in normoxia, hypoxia, and hyperoxia”, Journal of Applied Physiology, Vol. 92, 2002, pp.162– 168.
6. H. Asada, P. Shaltis, A. Reisner, S. Rhee, R. Hutchinson, “Mobile Monitoring with Wearable Photoplethysmographic Biosensors”, IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, Vol. 22 (3), 2003, pp.28-40.
7. Ph. Renevey, R. Vetter, P. Celka, J. Krauss, “Activity Classification Using HMM For Improvement Of Wrist Located Pulse Detection”, BioSignal 2002, Brno, Czech Republic, June 26 - 28, 2002, pp. 192-196.
8. R. Kazys, L. Svilainis, “Analysis of adaptive imaging algorithms for ultrasonic nondestructive testing”, Ultrasonics, Vol 33(1), 1995, pp. 19-30.
9. V. Marozas, A. Janusauskas, A. Lukosevicius, et al. “Multiscale detection of transient evoked otoacoustic emissions”, IEEE transactions on biomedical engineering, Vol: 53(8), 2006, pp. 1586-1593.

10. *DSpace :: ELAKPI :: Репозитарій КПІ ім. Ігоря Сікорського*. URL: <https://ela.kpi.ua/server/api/core/bitstreams/9f7dbb0f-1d47-49d2-b1a4-aeab226d65a8/content> (дата звернення: 01.12.2024).
11. Нікітчук Т.М. Порівняльний аналіз методів реєстрації пульсової хвилі. Вісник Хмельницького національного університету. Хмельницький, 2013. Серія: Технічні науки. № 1. – С. 183-186.
12. Мужичька Н. В. Експрес-діагностика на основі дискретного вейвлет-аналізу пульсограм: дис. канд. техн. наук : 05.11.17. Житомир, 2012. 176 с.
13. Млинко Б.Б. Математична модель ритмічного біосигналу в задачах фотоплетизмодіагностики. Автореф. дис... канд. техн. наук: 01.05.02. Тернопіль, 2003. 19 с.
14. *ELAr Головна*. URL: <https://openarchive.nure.ua/server/api/core/bitstreams/d30e3256-b8a7-4abf-886d-2a5e5f02cf3d/content> (дата звернення: 21.11.2024).
15. О.С. Барило, П.О. Кравчук, Р.Л. Фурман Фотоплетизмографічний метод аналізу мікроциркуляторних порушень у лікувально-діагностичному комплексі при переломах нижньої щелепи URL: [https://dspace.vnmu.edu.ua/bitstream/handle/123456789/5261/SS05\\_2016%2C%20%D1%81.62-66.pdf?sequence=1&isAllowed=y](https://dspace.vnmu.edu.ua/bitstream/handle/123456789/5261/SS05_2016%2C%20%D1%81.62-66.pdf?sequence=1&isAllowed=y)
16. Гордійчук М.А. Комплексне лікування переломів нижньої щелепи при корекції умов репаративних процесів: Дис. ... канд. мед. наук: 14.01.22 / Гордійчук М.А.; Національний медичний університет імені О.О. Богомольця. – К., 2010. – 155 с
17. Абакумов В.Г., Геранін В.О. та ін.. Біомедичні сигнали та їх обробка. – К.: Век+, 1998. – 402 с.
18. Іванушкіна Н.Г. Технології високого розрізнення в електрокардіографії: Навч. посібник / Н.Г. Іванушкіна, В.О. Фесечко. – К.: НТТУ «КПІ», 2007. – 116 с.
19. Фотоплетизмографічні технології контролю серцево-судинної системи: (Монографія) / С.В. Павлов, В.П. Кожем'яко, В.Г. Петрук, П.Ф. Колісник. – Вінниця: УНІВЕРСУМ–Вінниця, 2007. – 254 с.

20. Павлов С.В., Василенко В.Б., Барило О.С. Фотоплетизмографічні технології при аналізі периферійної мікроциркуляції у щелепно-лицьовій області // Застосування лазерів в медицині і біології. II Шахбазовське читання: XXVIII Міжнародна научно-практична конференція. – Ялта, 21–24 жовтень 2007 г. – Харків, 2007. – С. 132 – 134.

21. Дерябін Е.І., Двінянінова Е.Е., Ваганова В.Г., Осипов В.Ю., Терещенко А.П., Дерябіна А.Г. Застосування фотоплетизмографії для дослідження локального кровотоку щелепно-лицьової області // Лазерна медицина. – № 3(2) . – 1999. – С. 72–26.

22. Думенко В.П Інформаційні технології перетворення фотоплетизмографічних сигналів /Азаров О.Д., Павлов С.В., Мисловський В.П. // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. – 2007. – №1 (13). – С. 128–133.

23. Думенко В.П Інформаційні технології для оброблення фотоплетизмографічної інформації /Павлов С.В., Солоненко В.І // Оптикоелектронні інформаційно-енергетичні технології. – 2007. – №2 (14). – С. 193–197.

24. Таранчук А., Підченко С. «Методи діагностики серцево-судинних захворювань на основі акустико-механотронного принципу зондування пульсової хвилі», 2017 XXII Міжн. Семінар/практикум з прямих та обернених задач теорії електромагнітних та акустичних хвиль (DIPED)], стор. 75 – 79, публікація IEEE, 25-28 вересня 2017 р., Дніпро, Україна.

25. Таранчук А., Підченко С. Синтез кварцових вимірювальних перетворювачів із чутливим елементом із низьким коефіцієнтом добротності // ELNANO-2017 [ Proceedings of IEEE 37th Int. конф. з електроніки та нанотехнологій], 19-20 квітня, Київ, Україна, 2017, pp. 489 – 494.

26. А. Таранчук, С. Підченко, «Високоінформативна медична діагностична сфінгмосистема на основі п'езорезонансного механотронного датчика тиску», CriMiCo 2013 [IEEE 23th Int. Кримська конф. Мікрохвильова та телекомунікаційна техніка, 8-14 вересня, Севастополь, АР Крим, Україна, 2013, стор. 1107-1108].

## ДОДАТКИ

Хмельницький національний університет  
Кафедра телекомунікацій, медійних та інтелектуальних технологій

Дипломна робота  
Другого (магістерського) рівня  
«МЕТОД РЕЄСТРАЦІЇ ТА ОБРОБКИ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАМ»

ГРУПА ЕКРМ-23-1  
Ярослав КОЛОМІЄЦЬ

Керівник  
д.т.н., професор Підченко Сергій Константинович

## Мета та завдання дослідження

- *Метою магістерської роботи* є розробка, удосконалення та оцінка ефективності методу реєстрації та обробки фотоплетизмограм для підвищення точності діагностики функціонального стану серцево-судинної системи.
- Аналіз існуючих методів реєстрації фотоплетизмограм для виявлення їхніх переваг і недоліків, зокрема впливів зовнішніх і внутрішніх факторів (освітлення, температури, стану пацієнта) на точність реєстрації сигналів.
- Дослідження та удосконалення алгоритмів цифрової обробки фотоплетизмографічних сигналів для зменшення артефактів і шуму.
- Дослідження кореляції між параметрами фотоплетизмограм і показниками серцево-судинної системи, зокрема психофізіологічного стану людини.
- *Об'єктом дослідження* є процеси реєстрації та контролю параметрів фотоплетизмограми.
- *Предметом дослідження* метод реєстрації та цифрової обробки сигналів фотоплетизмограми.

# 1. АНАЛІЗ ОСНОВНИХ ПРИНЦИПІВ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФІЇ ТА ЇЇ ЗАСТОСУВАННЯ У МЕДИЦИНІ

## Принцип роботи фотоплетизмографа

Фотоплетизмографія (ФПГ) – це неінвазивний метод, що вимірює зміни об'єму крові в периферичних судинах. Основні принципи включають:

- ▶ Оптичні технології: Метод заснований на використанні світлових датчиків, які випромінюють та приймають світло. Коли кров заповнює капіляри, поглинання світла змінюється, що відображає зміни в об'ємі крові.
- ▶ Червоне та інфрачервоне світло: Зазвичай використовуються два спектри світла, оскільки вони добре проникають у тканини і мають різну поглинальну здатність в залежності від кількості крові.
- ▶ Фотоплетизмографія є динамічним методом вимірювання, що дозволяє визначати зміни параметрів периферійного кровообігу, що виходять із умовного нульового рівня для конкретної людини.
- ▶ Розвиток фотоплетизмографів розпочався ще в 1930-х роках, і з часом їх конструкція вдосконалювалася, розширюючи сферу застосування. Сьогодні два основних типи фотоплетизмографів: для реєстрації кровонаповнення у прохідному та відбитому світлі. Однак розвиток цієї методики обмежений відсутністю стандартів для сучасних конструкцій приладів та уніфікованих методів аналізу кривих.

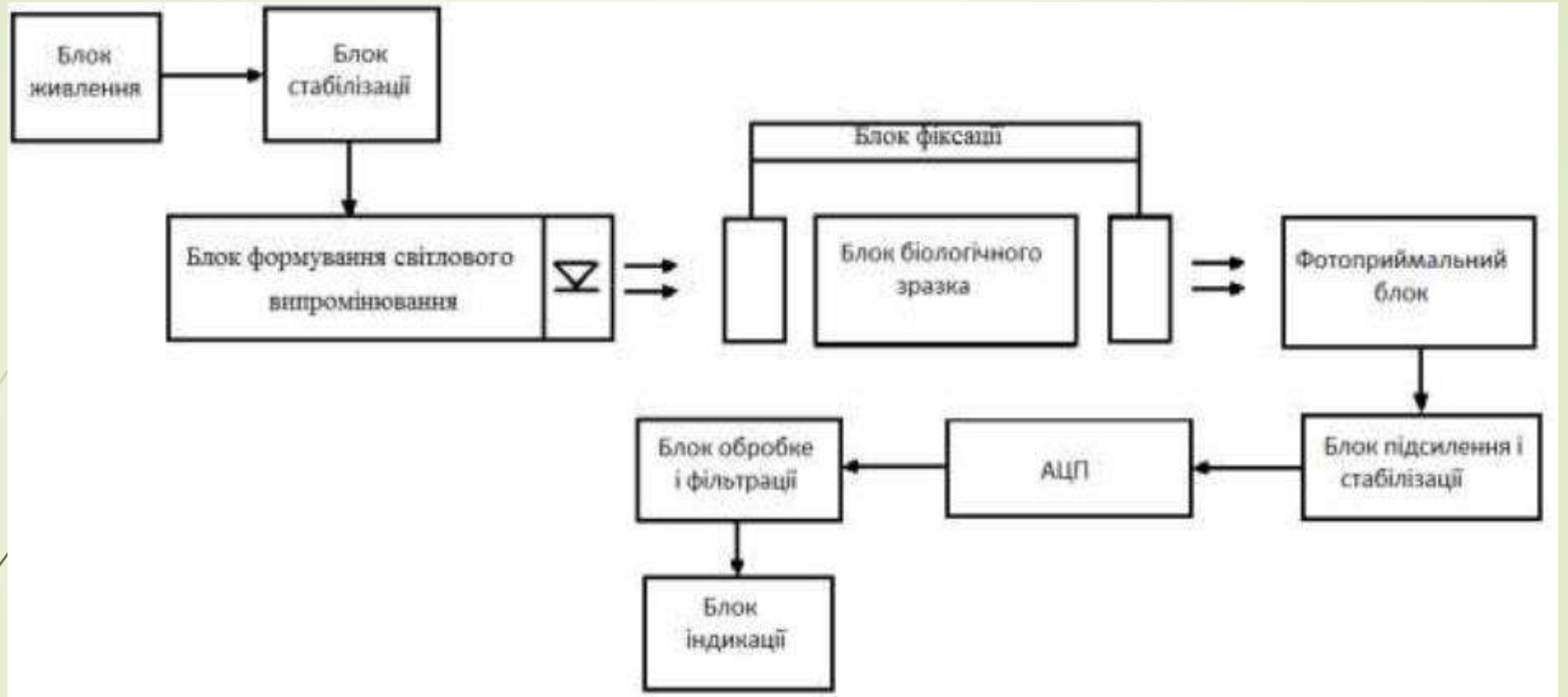


Карточка пацієнта

Прізвище, ім'я	<input type="text" value="Гальченко"/>	
Стать	<input type="text" value="Чоловіча"/>	<input type="button" value="Затвердити"/>
Дата народження	<input type="text" value="13.08.77"/>	<input type="button" value="Скасувати"/>
Шаблон	<input type="text" value="osteo.shb"/>	

*Інформаційна картка пацієнта*

*Зовнішній вигляд діагностичного комплексу  
аналізу мікроциркуляторних порушень за допомогою ФПМ*



*Структурна схема пристрою для отримання фотоплетизмограм*

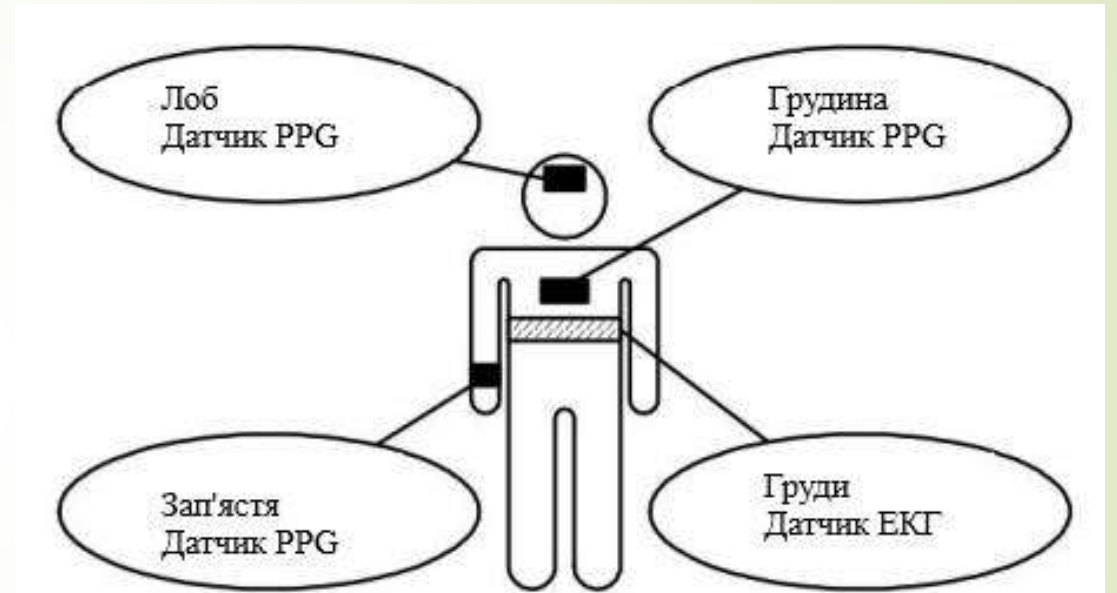
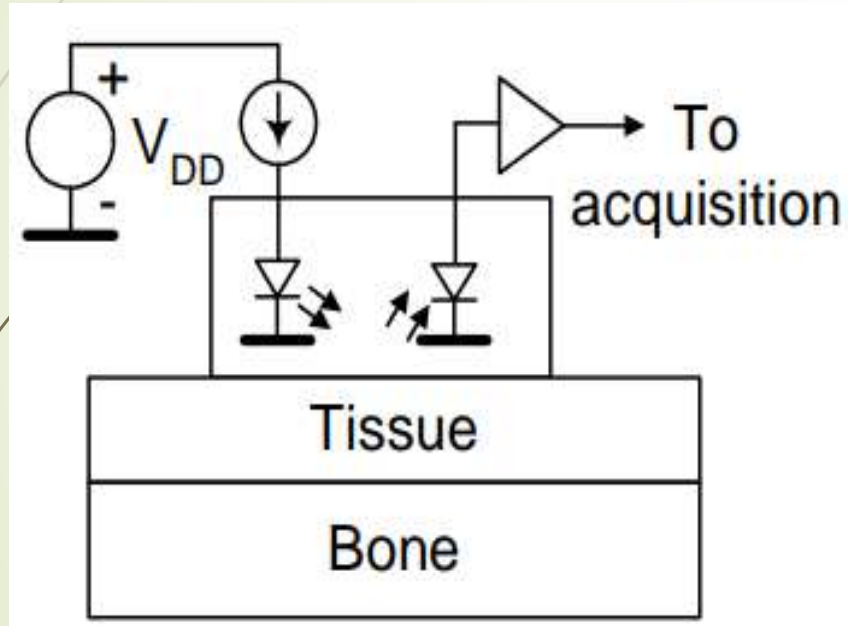


*Структурна схема автоматизованого фотоплетизмографа*

## Порівняння контактних та безконтактних фотоплетизмографів

Характеристика	Контактні пристрої	Безконтактні пристрої
Точність	Висока	Середня
Комфорт	Не завжди зручні	Максимально комфортні
Вартість	Дешевші	Дорожчі
Чутливість до рухів	Висока	Середня
Застосування	Фітнес, медицина	Віддалений моніторинг, дослідження

## 2. МЕТОДОЛОГІЯ РЕЄСТРАЦІЇ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАМ: ВІД ПІДГОТОВКИ ДО АНАЛІЗУ ДАНИХ



*Розташування датчика*

*Датчик на основі інфрачервоного світла*

# Індекси ефективності оцінки сигналів PPG

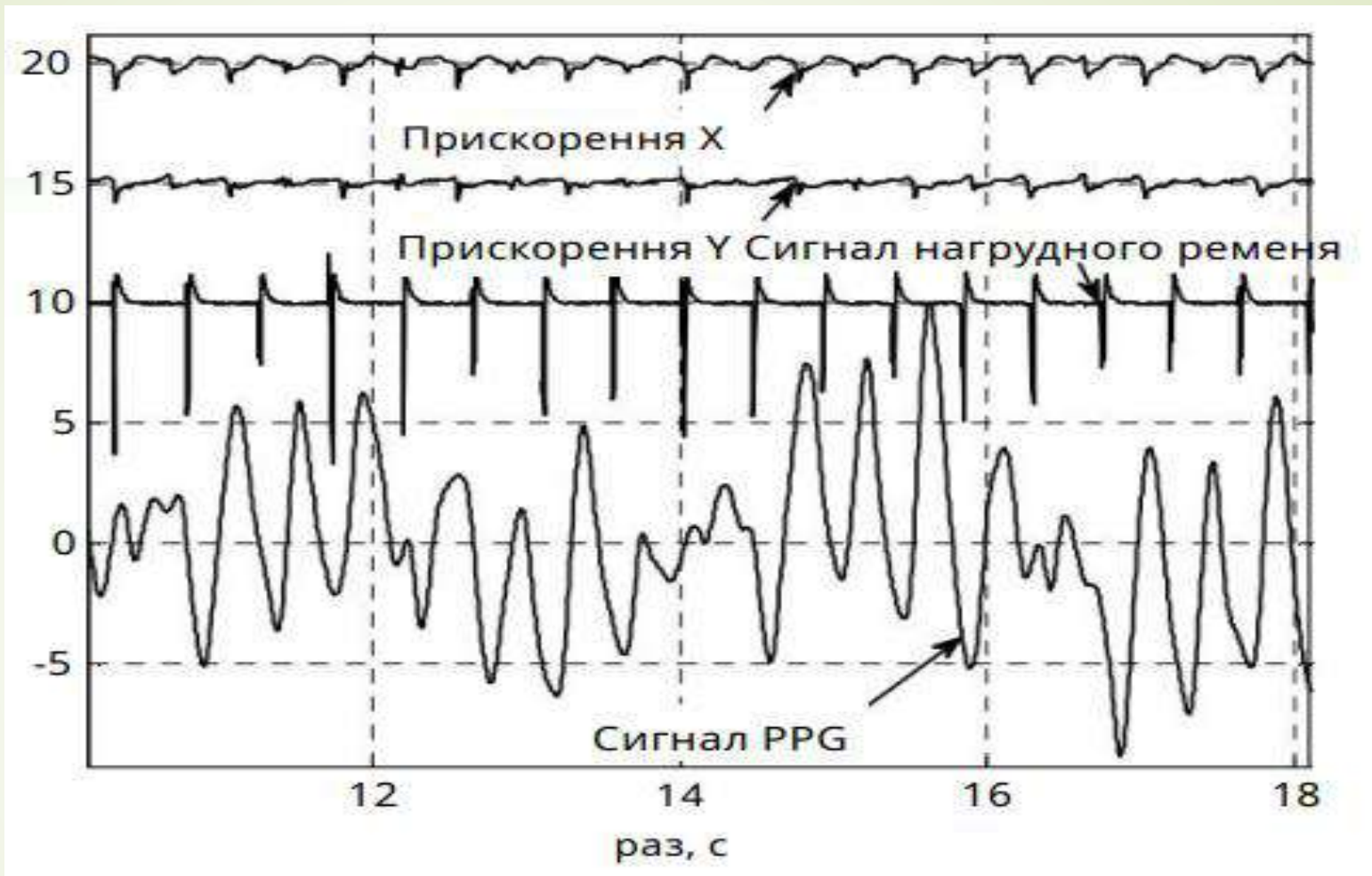
$$\rho = \frac{\sum_{n=1}^N [r_{PPG}[n] \cdot r_{ECG}[n]]}{\sqrt{\sum_{n=1}^N (r_{PPG}[n])^2 \cdot \sum_{n=1}^N (r_{ECG}[n])^2}}$$

where  $r_{PPG}[n] = r_{PPG}[n] - \bar{r}_{PPG}$  and

$$r_{ECG}[n] = r_{ECG}[n] - \bar{r}_{ECG};$$

$$\overline{\Delta r} = \frac{1}{N} \cdot \sum_{n=1}^N \Delta r$$

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{N} \cdot \sum_{n=1}^N [\Delta r[n] - \overline{\Delta r}]^2}$$

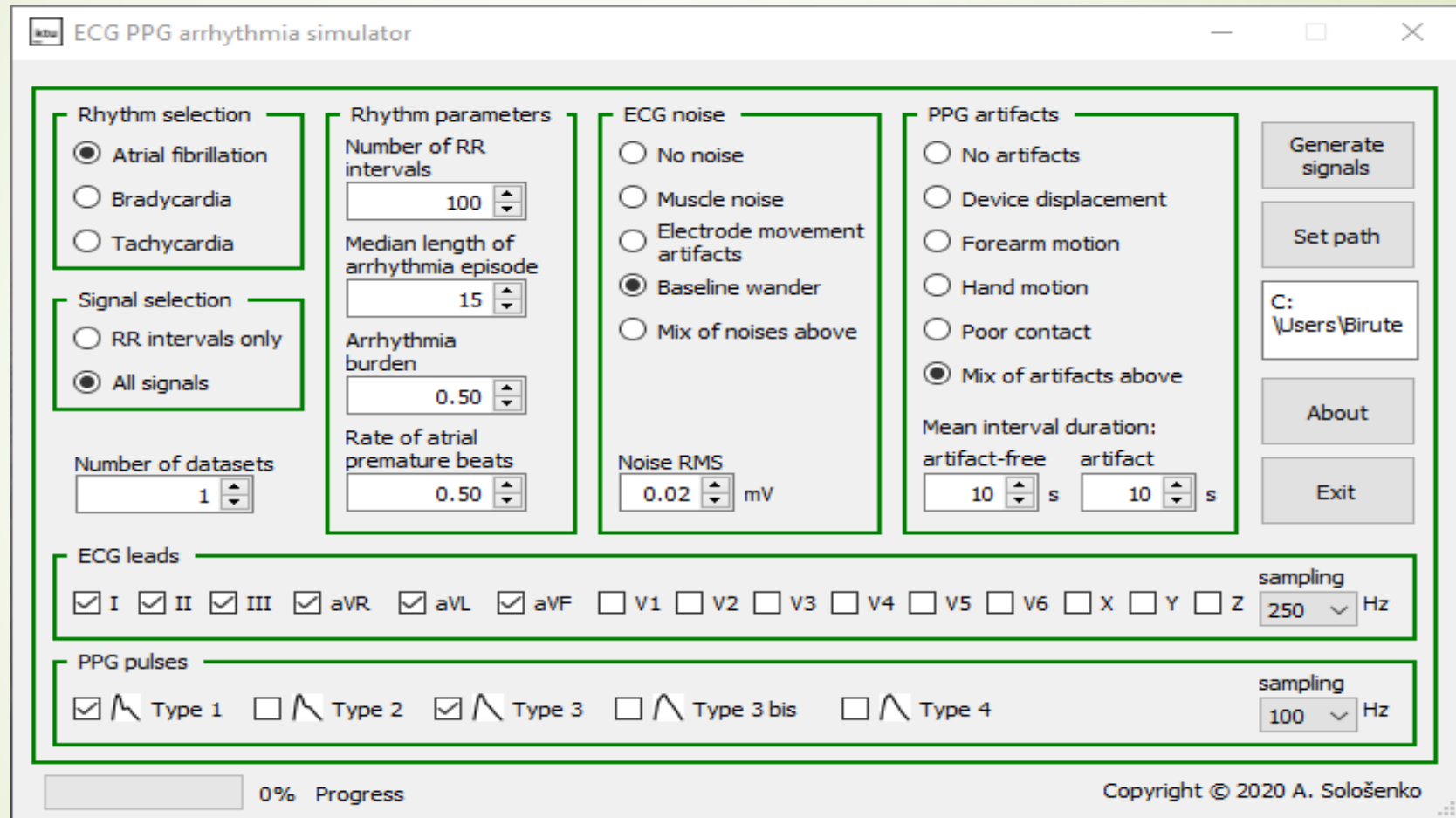


*Зареєстровані сигнали*

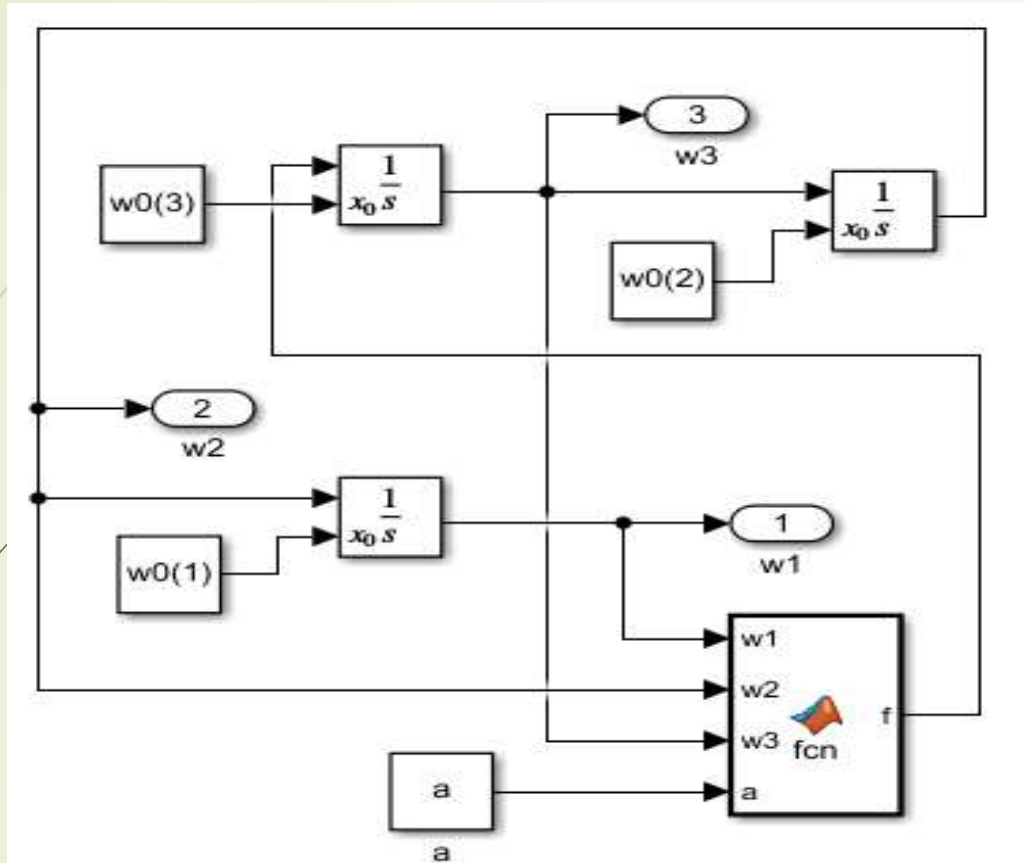
*Ефективність оцінки частоти серцевих скорочень за допомогою сигналу PPG при розміщенні датчика на лобі*

Умова руху	Коефіцієнти кореляції	Середній	Стандартний
Відпочинок	0,9964	-0,0069	0,1621
Ходьба	0,9723	-0,0904	0,8928
Біг	0,9899	-0,2686	1,3289
Стрибки	0,9562	1,5969	4,5568
Еліптичний крос-тренажер	0,9735	-4,7784	3,4786

### 3. ПРАКТИЧНЕ ЗАСТОСУВАННЯ ФОТОПЛЕТИЗМГРАФІЇ: АНАЛІЗ КЛІНІЧНИХ ВИПАДКІВ



*Вікно програми симулятора*



*Simulink-model реконструкції  
фазового простору пульсових коливань  
на основі часового ряду  $w_k(t_k)$*

$n$  -вимірний псевдофазовий простір:

$$W(t_k, \tau) = \{w(t_k), w(t_k + \tau), \dots, w(t_k + [n-1]\tau)\}$$

Реконструкція:

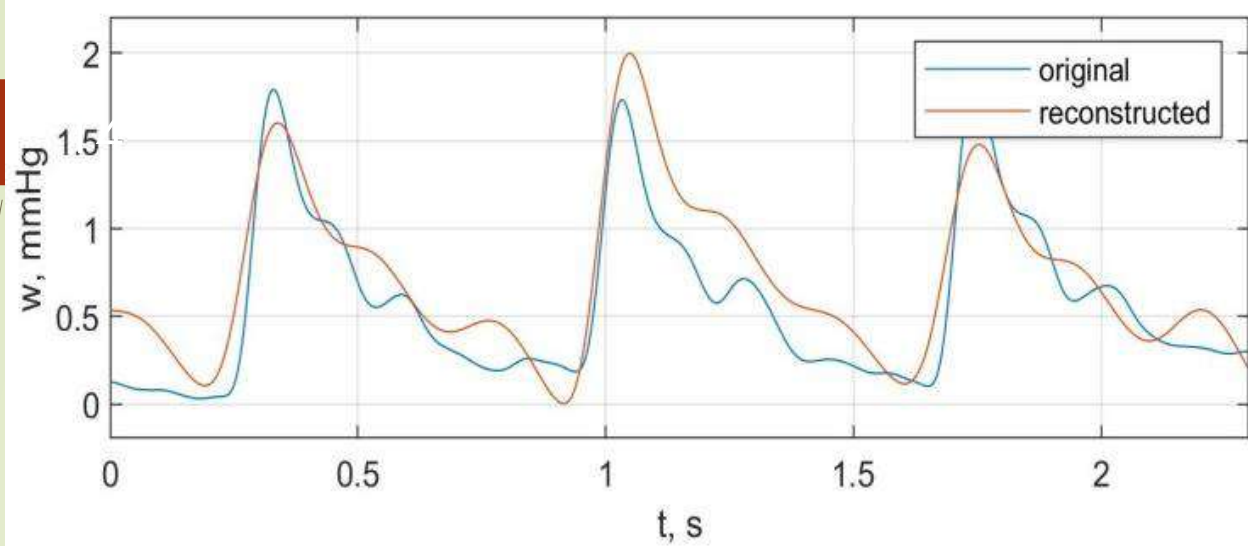
$$\begin{cases} \dot{w}_1 = w_2 \\ \dot{w}_2 = w_3 \\ \dots \\ \dot{w}_m = f(w_i, a_j) \end{cases}$$

де  $w_i$  ( $i = 1 \dots m$ ) – системні змінні  
 $a_j$  ( $j = 1 \dots n$ ) – константи

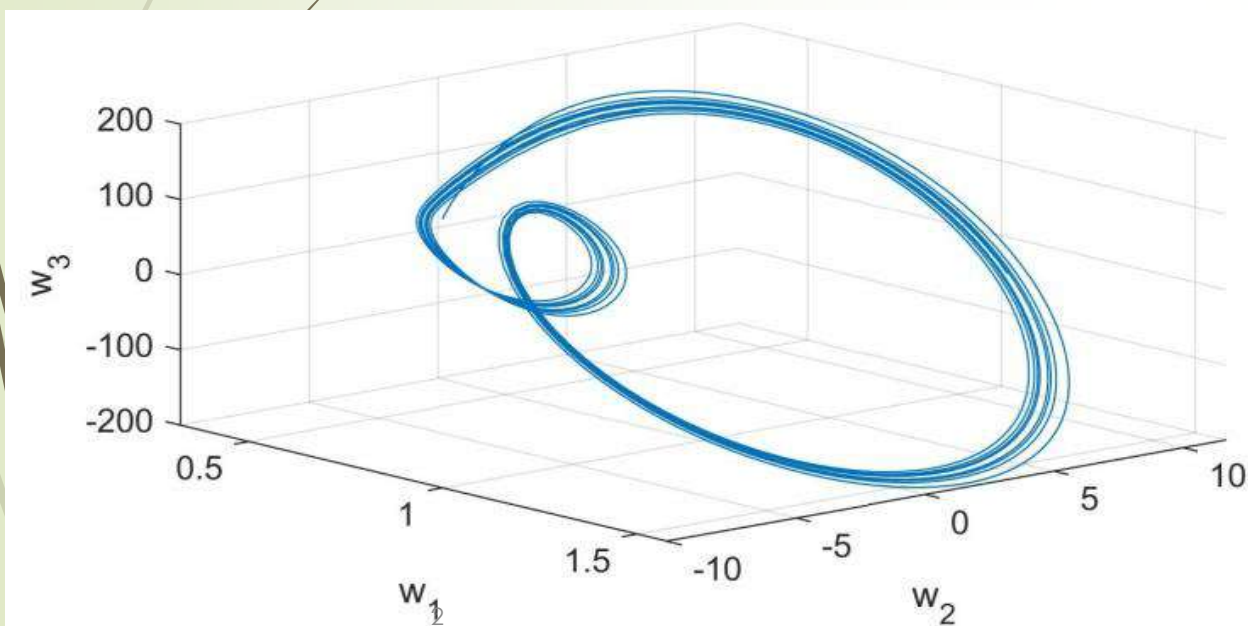
Використана поліноміальна форма:

$$f(w_i, a_j) = \sum_i a_i \prod_{j,p} w_j^p$$

де змінні  $w_j$  у виразі зведені  
до степеня  $p = 0 \dots 2$ .

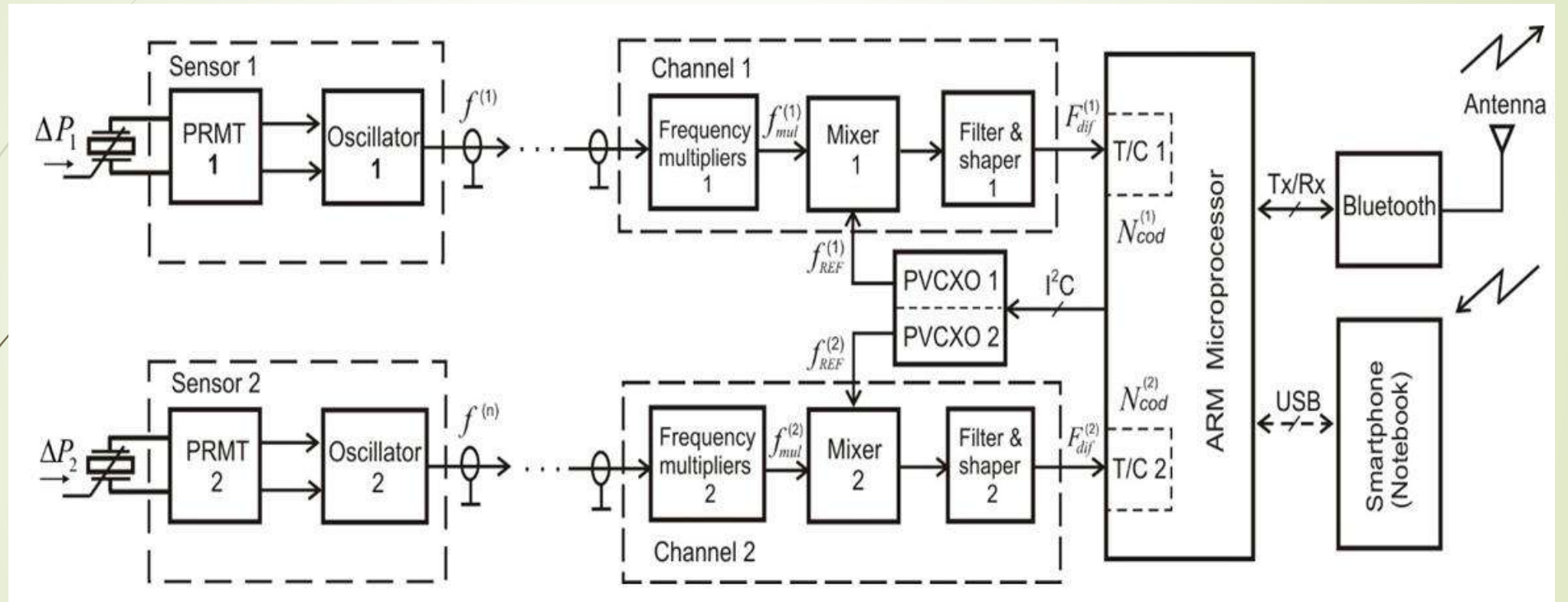


*Часовий ряд вихідного та  
реконструйованого сигналів*



*Фазовий портрет  
реконструйованої системи*

## 4. ПРОБЛЕМИ ТА ВИРІШЕННЯ У ВИКОРИСТАННІ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФІЇ



*Структура багатоканального вимірювача сигналів пульсової хвилі*

## *Висновки*

У магістерській роботі на тему "Метод реєстрації та обробки фотоплетизмограм" проведено детальний аналіз і розробку нових підходів для підвищення точності діагностики серцево-судинних захворювань. Актуальність цього дослідження обумовлена потребою у точному моніторингу фізіологічних параметрів, особливо в умовах, коли автоматизовані та безконтактні методи забезпечують значні переваги в порівнянні з традиційними підходами.

У рамках роботи була створена методика реєстрації фотоплетизмографічних сигналів із використанням додаткового сенсора сили притиску, що дозволяє зменшити вплив зовнішніх і внутрішніх факторів на точність вимірювань. Розроблені алгоритми цифрової обробки сигналів суттєво знижують рівень шуму та артефактів, що робить результати більш достовірними та корисними для медичного аналізу.

# *Наукова - практична новизна*

## *Апробація результатів*

- **Наукова-практична новизна:**
- Розроблено метод реєстрації сигналів фотоплетизмограм, який передбачає застосування додаткового сенсора сили притиснення, конструктивно об'єднаного із оптоелектричним сенсором, що підвищити достовірність реєструємих сигналів пульсографічних кривих.
- Розроблено алгоритмічно-програмне забезпечення аналізу пульсограм для оцінки психофізіологічного стану людини.
- **Апробація результатів дослідження.** За результатами роботи опубліковано тези доповіді у Збірнику наукових праць за матеріалами XVI Всеукраїнської науково-практичної конференції «Актуальні проблеми комп'ютерних наук АПКН-2024»: Хмельницький, 2024.

*Дякую за увагу !*

Міністерство освіти і науки України  
Хмельницький національний університет



ЗБІРНИК НАУКОВИХ ПРАЦЬ  
за матеріалами XVI Всеукраїнської науково-практичної конференції  
«Актуальні проблеми комп'ютерних наук АПКН-2024»

*15-16 листопада 2024*

Хмельницький 2024

УДК 004:37:001:62

Збірник наукових праць за матеріалами XVI Всеукраїнської науково-практичної конференції «Актуальні проблеми комп'ютерних наук АПКН-2024». Хмельницький. 2024. 582с.

У збірнику наукових праць подані перспективні практичні розробки аспірантів, студентів та здобувачів в області сучасних інформаційних технологій. Розглянуто актуальні проблеми комп'ютерних наук, комп'ютерної інженерії, прикладної математики й інженерії програмного забезпечення, приведено ряд робіт по впровадженню інформаційних технологій у виробництво та управління. Висвітлено перспективні розробки сучасних систем пошуку, обробки й захисту інформації, медійних та комунікаційних системи.

УДК 004:37:001:62

Матеріали конференції відтворені з авторських оригіналів, друкуються в авторській редакції та наведені в алфавітному порядку прізвищ авторів. При макетуванні можливі незначні зміни компоновки контенту авторських оригіналів. Відповідальність за якість та зміст публікацій несе автор.

Участь у конференції та складові всіх її етапів (розгляд праць, перевірка на плагіат, макетування, публікація збірника наукових праць та видача сертифікатів) є безкоштовними для всіх учасників. Оргкомітет конференції висловлює подяку учасникам конференції та сподівається на подальшу співпрацю.

З питань проведення конференції та подальшого обміну інформацією звертатись на e-mail конференції: [apkt.khnu@gmail.com](mailto:apkt.khnu@gmail.com)

**АКТУАЛЬНІ ПРОБЛЕМИ КОМП'ЮТЕРНИХ НАУК - 2024**

*XVI Всеукраїнська науково-практична конференція*

Метою конференції є висвітлення актуальних проблем комп'ютерних наук, інформатики та інформаційних технологій.

**Робочі мови конференції:**

українська, англійська

**СЕКЦІЇ КОНФЕРЕНЦІЇ:**

1. Комп'ютерні науки та прикладні інформаційні технології.
2. Комп'ютерна інженерія та системи захисту інформації.
3. Математичне моделювання та інженерія програмного забезпечення
4. Телерадіокомунікації, медійні та комунікаційні системи.
5. Проблеми впровадження інформаційних технологій у виробництво та управління.

**СПИСОК ОРГАНІЗАЦІЙ,**

**ПРЕДСТАВНИКИ ЯКИХ БРАЛИ УЧАСТЬ У РОБОТІ**

**КОНФЕРЕНЦІЇ:**

Донбаська державна машинобудівна академія

Західноукраїнський національний університет

Національний технічний університет «Харківський політехнічний інститут»

Національний університет «Львівська політехніка»

Приватний заклад вищої освіти «ІТ СТЕП Університет»

Сумський державний університет

Харківський національний університет радіоелектроніки

Хмельницький національний університет

Хмельницький фаховий економіко-технологічний коледж УЕП

**ОРГКОМІТЕТ КОНФЕРЕНЦІЇ:**

**Олег СИНЮК** – голова оргкомітету, проректор Хмельницького національного університету з наукової роботи, доктор технічних наук, професор.

**Тетяна ГОВОРУЩЕНКО** – заступник голови оргкомітету, декан факультету інформаційних технологій Хмельницького національного університету, доктор технічних наук, професор.

**Олександр БАРМАК** – заступник голови оргкомітету, завідувач кафедри комп'ютерних наук Хмельницького національного університету, доктор технічних наук, професор.

**Олег САВЕНКО** – професор кафедри комп'ютерної інженерії та інформаційних систем Хмельницького національного університету, доктор технічних наук, професор

**Олена ВИСОЦЬКА** – доктор технічних наук, завідувач кафедри радіоелектронних та біомедичних комп'ютеризованих засобів і технологій Національного аерокосмічного університету ім. М. Є. Жуковського «Харківський авіаційний інститут», професор

**Євгеній ЛАВРОВ** – доктор технічних наук, професор (Сумський державний університет)

**Людмила ТІМОФЄЄВА** – відповідальна за студентську науково-дослідну роботу ХНУ

**Олександр МАЗУРЕЦЬ** – секретар конференції, доцент кафедри комп'ютерних наук Хмельницького національного університету, к.т.н., доцент кафедри комп'ютерних наук ХНУ

**Марина МОЛЧАНОВА** – секретар конференції, викладач кафедри комп'ютерних наук Хмельницького національного університету

**КОНТАКТНА ІНФОРМАЦІЯ:**

e-mail для листування: [apkt.khnu@gmail.com](mailto:apkt.khnu@gmail.com)

<b>Колінець Р.Б.</b> Аналіз поширених вразливостей у веб-застосунках.....	282
<b>Коломієць Я.О., Підченко С.К.</b> Метод реєстрації та обробки пульсограм .....	289
<b>Константинов Б.І., Манзюк Е.А., Скрипник Т.К.</b> Архітектура мережі визначення типів суден на супутникових зображеннях .....	293
<b>Копецький М.М., Нічепорук А.О.</b> Інтелектуальна система розпізнавання дефектів 3D друку у реальному часі на основі машинного навчання.....	297
<b>Короленко С.О., Подорожняк А.О.</b> Розробка та дослідження сервісу для гуманітарного розмінування.....	300
<b>Коришук В.Р., Віжєвський П.В., Сорочинський О.Ю.</b> Метод забезпечення функціонування систем з IoT на основі захищених протоколів.....	303
<b>Кравченко Р.С., Морозова А.І.</b> Сучасні тенденції використання 3D моделювання в web дизайні.....	306
<b>Кравчук М.В.</b> Розширення можливостей систем виявлення вторгнень за допомогою великих мовних моделей.....	309
<b>Кравчук М.В., Павлова О.О.</b> Програмно технічний засіб для виявлення та аналізу радіомереж.....	312
<b>Красносельський М.А., Медзатий Д.М.</b> Система забезпечення безпеки використання IP-телефонії в корпоративній мережі .....	314
<b>Крива Д.О., Мазурець О.В., Кліменко В.І., Тищенко О.О.</b> Підхід до автоматизованого визначення рівня емпатії з використанням нелінійного тестування.....	316
<b>Кривіцький Б.С., Лисенко С.М.</b> Дослідження систем постачання туманних послуг для керування даними інтернету речей .....	325
<b>Кузьмін А.А.</b> Інформаційна веб-орієнтована система для раннього виявлення пожежі на сміттєзвалищах за допомогою комп'ютерного зору.....	329

УДК 004.9

Коломієць Я.О., Підченко С.К.

*Хмельницький національний університет*

## МЕТОД РЕЄСТРАЦІЇ ТА ОБРОБКИ ПУЛЬСОГРАМ

*Робота спрямована на розробку методу автоматизованої реєстрації багатоканальних пульсографічних сигналів для експрес-діагностики стану людини. Вона описує процес утворення пульсової хвилі та її поширення через серцево-судинну систему. З метою визначення швидкості пульсової хвилі, пропонується використовувати сфїгмографічні сенсори та фотоплетизмографію. Запропонована система побудована на мікроконтролерному модулі з підтримкою Bluetooth та інтерфейсом USB для передачі даних на мобільні пристрої та ПК, що дозволяє зручно проводити вимірювання й обробку пульсових сигналів.*

*The work is aimed at developing a method for automated registration of multichannel pulse signals for rapid diagnosis of human condition. It describes the process of pulse wave formation and its propagation through the cardiovascular system. In order to determine the pulse wave velocity, it is proposed to use sphygmographic sensors and photoplethysmography. The proposed system is based on a microcontroller module with Bluetooth support and a USB interface for data transfer to mobile devices and PCs, which allows convenient measurement and processing of pulse signals.*

Метою роботи є розробка методу для автоматизованої реєстрації пульсографічних сигналів багатоканальних сигналів в системах експрес - діагностування стану людини.

Рух крові в судинах людського організму обумовлений роботою серця. Під час скорочення міокарда шлуночків кров під тиском спрямовується із серця в аорту і легеневу артерію. Періодичні скорочення міокарда утворюють періодичні розширення судинної стінки або пульс (рис. 1). Ці ритми під впливом поширення хвиль тиску від початку аорти до артеріол і надалі капілярів викликають поширення пульсових хвиль вздовж кровоносної системи.

Артеріальне дерево судинної системи являє собою з точки зору ліній передачі найскладнішу гілку довгої лінії, на вході якої поширюється хвиля артеріального тиску, за якою рухається і весь кровоток, але із меншою швидкістю. Якщо швидкість пульсової хвилі становить від 5 до 20 м/с то середня швидкість кровотоку всього 0,2 м/с. Імпульсна дія серця на судинне навантаження та присутність точок розгалуження судин є головною специфікою гемодинаміки кровотоку людини. У точках розгалуження стрибкоподібно змінюється судинний опір та формуються відбиті від неоднорідності розгалуження пульсові хвилі, що надалі накладаються на пряму хвилю систоли (рисунок 1).

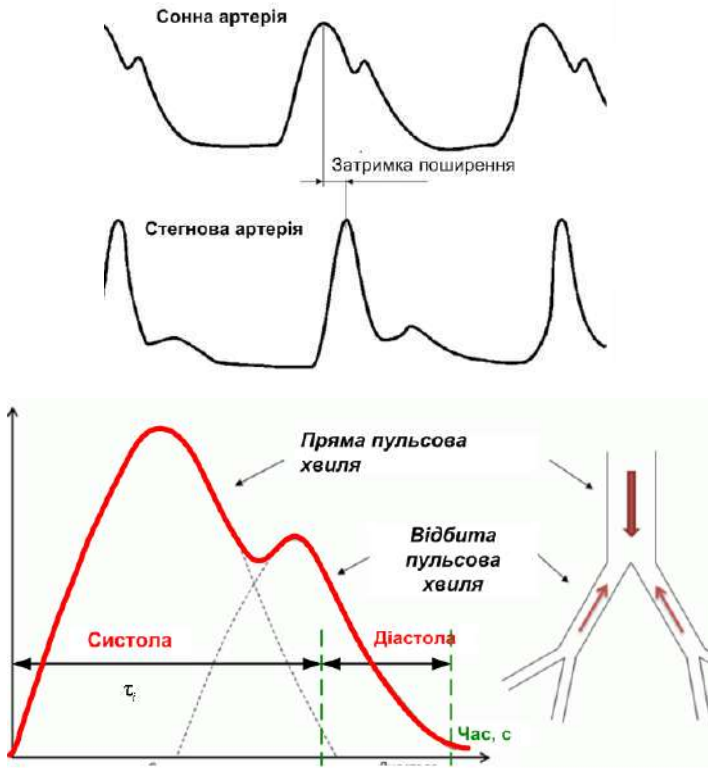


Рисунок 1 – Форма сигналу пульсової хвилі людини під час руху крові в серцево-судинній системі

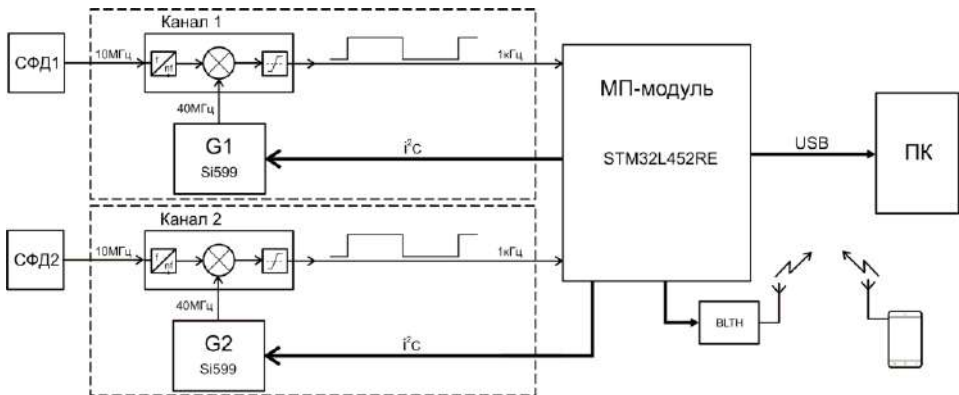
Швидкість поширення пульсових ритмів по судинах визначається: швидкістю течії крові; еластичністю судини, товщиною стінки системи кровоток, діаметром капілярів, а також щільністю крові. Швидкість пульсової хвилі в аорті складає 4-6 м/с, в м'язових артеріях 8-12 м/с, тощо.

Лінійна швидкість течії крові поза межами артерій не перевищує 0,5 м/с. З віком еластичність судин людини знижується, а жорсткість зростає. Із збільшенням жорсткості судин швидкість поширення пульсової хвилі зростає. Значення швидкості визначається також тиском крові, і навіть функціональним станом судинного епітелію [1].

Для оцінювання швидкості поширення пульсової хвилі вимірюють часову затримку поширення (рисунок 1) між ритмами пульсацій крові в сонній артерії та стегновій артерії. Для реєстрації пульсацій застосовують сфїгмографічні сенсори.

Крім того, доволі просто оцінка швидкості пульсової хвилі в судинах відбувається із використанням пальцевої фотоплетизмографії – оптичному вимірюванню пульсації крові.

Практична реалізація методу вимірювання пульсограми на базі мікроконтролерного модуля, модуля BlueTooth, мобільного пристрою та персонального комп'ютера (ПК). Кожен вимірювальний канал містить сфінгодатчик СФД, помножувач частоти, змішувач, вихідний формувач, та синтезатор частоти G (рисунок 2).



СФД – сфінгодатчик

BLTH – модуль bluetooth

Рисунок 2 – Структура мікропроцесорної IoT-платформи для передачі телемедичних даних

Сигнал сфінгодатчика подається на вхід помножувача частоти. З виходу помножувача сигнал надходить на перший вхід змішувача частоти. На другий вхід змішувача подається сигнал з синтезатора частоти G. Вихідна частота синтезатора задається з МП-модуля через інтерфейс I2C. З виходу змішувача сигнал різницевої частоти з несівною 1кГц надходить на вихідний формувач з петлею гістерезису. З виходу формувача сфінгосигнал подається на вхід МП-модуля, де проходить цифрова обробка сфінгосигналів, вимірювання їх періодів, та передача сфінгоданих по інтерфейсу USB на комп'ютер та через інтерфейс BlueTooth на мобільні пристрої (смартфон, планшет та ін.).

Таким чином, запропонована система забезпечує фіксацію пульсової хвилі, вимірювання її швидкості та визначення форми. Це створює можливість

оперативного контролю параметрів гемодинаміки людини та їх дистанційної передачі, що може бути корисним у медичних і діагностичних цілях [2,3].

### **Перелік посилань**

1. A. Taranchuk, S. Pidchenko, “Diagnosis methods of cardiovascular disease, based on the acoustic-mechanotron principle of pulse wave sensing”, 2017 XXII<sup>nd</sup> Int. Seminar/Workshop on Direct and Inverse Problems of Electromagnetic and Acoustic Wave Theory (DIPED)], pp. 75 – 79, IEEE publ., 25-28 Sept., Dnepr, Ukraine (2017).
2. A. Taranchuk, S. Pidchenko, “Design Methodology to Construct Information Measuring Systems Built on Piezoresonant Mechanotrons with a Modulated Interelectrode Gap”, Applied Measurement System, pp. 229-258, Published by InTech, Janeza Trdine 9, 51000 Rijeka, Croatia (2012).
3. STM32 32-bit Arm Cortex MCUs [Електронний ресурс]. – Режим доступу: [https://www.st.com/content/st\\_com/en/products/microcontrollers-microprocessors/stm32-32-bit-arm-cortex-mcus.html](https://www.st.com/content/st_com/en/products/microcontrollers-microprocessors/stm32-32-bit-arm-cortex-mcus.html)



# АКТУАЛЬНІ ПРОБЛЕМИ КОМП'ЮТЕРНИХ НАУК 2024

ЗБІРНИК НАУКОВИХ ПРАЦЬ

*Комп'ютерна верстка:* **Олександр МАЗУРЕЦЬ**

Підписано до друку 21.11.2024.

Версія друку «APKN2024\_CorpusPaper v3mod5 Finita».

Е-mail: [apkt.khnu@gmail.com](mailto:apkt.khnu@gmail.com)  
ХНУ. м. Хмельницький, вул. Інститутська, 11.

Завідувачу кафедри  
телекомунікацій, медійних та  
інтелектуальних технологій (ТМІТ)  
Сергію ПІДЧЕНКУ  
студента 2 курсу, гр. ЕКРМ-23-1  
Ярослава КОЛОМІЙЦЯ

### ЗАЯВА

З правилами чинного Положення «Про дотримання академічної доброчесності в Хмельницькому національному університеті» від 26.09.2020 (зі змінами від 26.11.2020), згідно з яким виявлення плагіату є підставою для відмови в допуску кваліфікаційної роботи до захисту та застосування заходів дисциплінарної та академічної відповідальності, ознайомлений. Про використання програмно-технічних засобів для перевірки кваліфікаційних робіт здобувачів вищої освіти на плагіат оповіщена та надаю свою згоду на обробку та збереження університетом моєї роботи в інституційному репозитарії університету.

Також надаю університету право на передачу моєї роботи для обробки та збереження в базах даних програмно-технічних засобів (StrikePlagiarism та Anti-Plagiarism) та використання роботи для виявлення плагіату в інших роботах, які перевіряються програмно-технічними засобами та користувачами, що мають доступ до цих програмно-технічних засобів, виключно в обмежених цілях для виявлення плагіату в текстах робіт.

Робота для перевірки університетом надається в друкованому та електронному варіанті. Електронна версія моєї роботи збігається (ідентична) з друкованою.

05.12.24  
дата

  
підпис

Коломієць Я.О.

## Anti-Plagiarism v-15.257

Максимальне співпадіння з одним документом 0.0%

Словники перевірки: en\_US, ru\_RU, ua\_UA. Помилки в документах: 10%

ID: 156999 Назва: Метод ресстрації та обробки фотошлетизмограм Додано в БД: 2024-12-09 Автора: Коломієць Ярослав Олександрович Керівники: Підченко Сергій Костянтинович Консультанти: Опоненти:	Документ		Сумарний збіг по Базі Даних	
	Символи	Лексеми	Символи	Лексеми
	102283	842	1668 (2%)	22 (3%)

### Джерело плагіату

ID	Опис	Наявність плагіату в документі	
		Символи	Лексеми

Заявляю, що я ознайомився (-лась) з Повним звітом подібності, який був згенерований Системою виявлення і запобігання плагіату щодо роботи:

Автор: Ярослав КОЛОМІЄЦЬ

Співавтор:

Назва: Метод реєстрації та обробки фотоплетизмограм

Експерт: Сергій ПІДЧЕНКО, д.т.н., проф.

Підрозділ: Кафедра телекомунікацій, медійних та інтелектуальних технологій

Коефіцієнт подібності 1:9.6%

Коефіцієнт подібності 2:2.1%

Мікропробіли: 0

Заміна букв: 8

Інтервали: 0

Білі знаки: 1

Дата створення звіту: 2024-12-10 03:33:00.0

Після аналізу Звіту подібності констатую наступне:


Запозичення, виявлені в роботі є законними і не є плагіатом. Рівень подібності не перевищує допустимої межі. Таким чином робота незалежна і приймається.

Запозичення не є плагіатом, але перевищено граничне значення рівня подібностей. Таким чином робота повертається на доопрацювання.

Виявлено запозичення і плагіат або навмисні текстові спотворення (маніпуляції), як передбачувані спроби укриття плагіату, які роблять роботу невідповідною вимогам законодавства (Ст. 32. ЗУ Про вищу освіту, пункт 3.1, Ст. 42. ЗУ Про освіту) та вимог НАЗЯВО (Критерій 5), а також кодексу етики і процедур. Таким чином робота не приймається.

Обґрунтування:

Дата 10.12.24

  
експерт Олександр ПИВОВАРОВ  
доц. каф. ТМІІ

РІШЕННЯ КАФЕДРИ

**ТЕЛЕКОМУНІКАЦІЙ, МЕДІЙНИХ ТА ІНТЕЛЕКТУАЛЬНИХ ТЕХНОЛОГІЙ**

**ПРО ДОПУСК КВАЛІФІКАЦІЙНОЇ РОБОТИ ДО ЗАХИСТУ**

Підтверджуємо ознайомлення з результатом звіту подібності щодо роботи, генерованого системою виявлення текстових збігів/ідентичності/схожості:

Назва: *Метод реєстрації та обробки фотоплетизмограм*

Автор: **Коломісць Ярослав Олександрович**

Спеціальність: **172 Електронні комунікації та радіотехніка**

Освітня програма: **Електронні інформаційно-комунікаційні системи та мережі**

Науковий керівник: **д.т.н., проф. Підченко Сергій Костянтинович**

Після аналізу звіту подібності зроблено такий висновок:

№	Висновок	Позначка про відповідність
1	Запозичення, виявлені в роботі, є законними і не є плагіатом (далі – зазначаються підстави віднесення запозичень до правомірних). Робота приймається до захисту.	<b><u>Відповідає</u></b>
2	Виявлені запозичення не є плагіатом, розміщені в розділах, які не описують безпосередньо авторське дослідження, але кількість цитат перевищує обсяг, виправданий поставленою метою роботи (далі – зазначаються детальні та аргументовані підстави віднесення запозичень до правомірних). Робота приймається до захисту, але має бути відкоригована. Відкоригований варіант має бути поданий на кафедру за 2 дні до захисту, разом із заявою щодо самостійності виконання письмової роботи та ідентичності друкованої та електронної версії роботи	
3	Виявлені запозичення не є плагіатом, але частково розміщені в розділах, які описують безпосередньо авторське дослідження, а кількість цитат перевищує обсяг, виправданий поставленою метою роботи. В зв'язку з цим мета роботи та поставлені завдання не були досягнені. Робота може бути допущена до захисту (наступного року) після того як буде відкоригована та допрацьована і успішно пройде повторну перевірку на академічний плагіат.	
4	Робота містить навмисні текстові спотворення, передбачувані спроби укриття запозичень або інші прояви академічного плагіату. Робота містить фабрикацію або фальсифікацію даних. Робота не допускається до захисту.	
5	Інше:	

Підтвердження: Запозичення у розмірі 9,6% відносяться до загальноновживаних фраз та не є плагіатом. Рівень подібності не перевищує встановленої межі (25%).

Відповідальний за контроль  
плагіату за системою StrikePlagiarism та Anti-Plagiarism (ХНУ):

10.12.24р.

Олег ПИВОВАР

Зав. каф. ТМІТ

Сергій ПІДЧЕНКО

10.12.24р.

## РЕЦЕНЗІЯ

на магістерську дипломну роботу  
студента групи ЕКРм-23-І Ярослава КОЛОМІЙЦЯ  
«Метод реєстрації та обробки фотоплетизмограм»

Дослідження фізіологічних сигналів мають є ключовим елементом розвитку людства. Ці сигнали надають можливість отримати значну кількість інформації без болісних процедур для пацієнтів. Вони широко використовуються в медицині, біометрії та інших сферах.

Аналіз серцево-судинної системи має особливе значення в наш час, оскільки багато захворювань тісно пов'язані з цими показниками. Пульсові показники знаходять застосування як у медичних, так і в біометричних практиках. Проблема набула особливої актуальності під час пандемії COVID-19, коли зменшення фізичного контакту між лікарем і пацієнтом стало критично важливим. Саме тоді було інтенсифіковано дослідження в галузі біометрії, яке мало на меті спростити процес автентифікації лікарів у системах і підвищити рівень безпеки.

Метою роботи є розробка, удосконалення та оцінка ефективності методу реєстрації та обробки фотоплетизмограм для підвищення точності діагностики функціонального стану серцево-судинної системи. Дослідження включає розгляд наступних питань:

1. Аналіз існуючих методів реєстрації фотоплетизмограм для виявлення їхніх переваг і недоліків, зокрема впливів зовнішніх і внутрішніх факторів (освітлення, температури, стану пацієнта) на точність реєстрації сигналів.
2. Дослідження та удосконалення алгоритмів цифрової обробки фотоплетизмографічних сигналів для зменшення артефактів і шуму, зокрема дослідження кореляції між параметрами фотоплетизмограм і показниками серцево-судинної системи.

Науково-практична новизна роботи полягає у розробці методу реєстрації сигналів фотоплетизмограм, який передбачає застосування додаткового сенсора сили притиснення, конструктивно об'єднаного із оптоелектричним сенсором, що підвищити достовірність реєструємих сигналів пульсографічних кривих.

За результатами роботи опубліковано тези доповіді у Збірнику наукових праць за матеріалами XVI Всеукраїнської науково-практичної конференції «Актуальні проблеми комп'ютерних наук АПКН-2024»: Хмельницький, 2024.

В цілому магістерська дипломна робота Ярослава КОЛОМІЙЦЯ є актуальною у сфері сучасних технологій електронних комунікацій та радіотехніки, виконана на достатньому науково-технічному рівні та заслуговує оцінки «добре».

Рецензент:

зав. кафедри кібербезпеки,

к.т.н., доцент



Юрій КЛЬОЦ