

Вінницький національний технічний університет
(повне найменування вищого навчального закладу)

Факультет інформаційних електронних систем
(повне найменування інституту, назва факультету (відділення))

Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем
(повна назва кафедри (предметної, циклової комісії))


МАГІСТЕРСЬКА КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

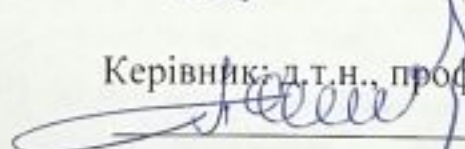
на тему:

**«Волоконо-оптичний сенсор для дослідження тканинної
мікроциркуляції крові»**


Виконав: студент 2-го курсу, групи
ЛТО-22м спеціальності 152 –
Метрологія та інформаційно-
вимірювальна техніка

(шифр і група напрямку підготовки, спеціальності)


_____ Давиденко Я.А.
(прізвище та ініціали)

Керівник: д.т.н., професор каф. БМІОЕС

_____ Павлов С.В.
(прізвище та ініціали)


«05» грудня 2023 р.

Опонент: к.т.н., професор каф. ІРТС, к.т.н.

_____ І.А. Дудатьєв
(прізвище та ініціали)

«06» грудня 2023 р.

Допущено до захисту

Завідувач кафедри БМІОЕС


_____ к.т.н., доц. Коваль Л.Г.
(прізвище та ініціали)

«06» грудня 2023 р.

Вінницький національний технічний університет
Факультет інформаційних електронних систем
Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем
Рівень вищої освіти II-й (магістерський)
Галузь знань – 15 «Автоматизація та приладобудування»
Спеціальність 152 – «Метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка»
Освітньо-професійна програма – «Лазерна техніка та оптоінформатика»

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри БМІОЕС
Коваль Л.Г.

7.09.2023 р.

З А В Д А Н Н Я
НА МАГІСТЕРСЬКУ КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ СТУДЕНТУ
Давиденко Ярослав Андрійович

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Волоконно-оптичний сенсор для дослідження тканинної мікроциркуляції крові

керівник роботи Павлов Сергій Володимирович

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

затверджені наказом закладу вищої освіти від «18» 09 2023 року №247

2. Строк подання студентом роботи 10 грудня 2023 року

3. Вихідні дані до роботи:

1. Об'єкт дослідження – сенсор в системі для дослідження тканинної мікроциркуляції периферійного кровообігу.

2. Джерела випромінювання – лінійка лазерних випромінювачів 532, 660, 780 (нм).

3. Тип сформованого зображення – двовимірні фотоплетизмографічні сигнали.

4. Детектор: фотоприймач 300-1200 нм.

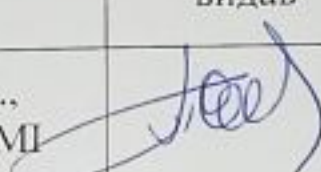

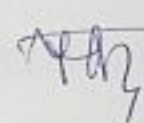
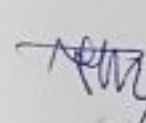
5. Програмні засоби – програма для введення, перетворення та аналізу оптичних сигналів (ver. 1.0)

4. Зміст текстової частини: Вступ 1. Аналіз сучасних методів дослідження тканинної мікроциркуляції. 2. Дослідження фотоплетизмографії. 3. Експериментальні дослідження функціональності волоконно-оптичного сенсора визначені кровонаповнення тканин. 4. Економічна частина. Висновки. Список

використаних джерел. Додатки.

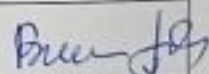
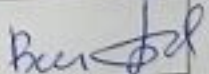
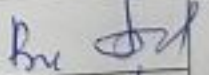
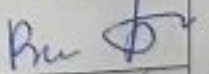
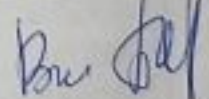
5. Перелік ілюстративного матеріалу: Структурна схема оптико-електронного комплексу. Структурна схема оптико-електронного вимірювального перетворювача діагностування стану мікроциркуляції крові. Схема посилення і фільтрації сигналів операційних підсилювачах. Схема принципова електрична мультиспектральної системи для дослідження мікроциркуляції крові. Схема принципова електрична мультиспектральної системи для дослідження мікроциркуляції крові. Блок-схема алгоритму для оброблення фотоплетизмографічної інформації.

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Спеціальна частина Розділи 1-3	Павлов С.В. - д.т.н., професор кафедри БМІ	 5.09.2023	 10.12.2023
Економічна частина	Буреннікова Н.В., д.е.н., проф. каф. ЕПВМ	 6.09.2023	 10.12.2023

7. Дата видачі завдання 05 вересня 2023 р.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів магістерської кваліфікаційної роботи	Строк виконання етапів роботи	Примітка
1	Розробка, погодження і затвердження ТЗ	10.09.23	
2	Аналітичний огляд літературних джерел за темою МКР, техніко-економічне обґрунтування розробки.	14.10.23	
3	Виконання технічної частини,	15.10.23	
4	Аналіз і розрахунки економічних показників, розробка заходів безпеки	15.11.23	
5	Оформлення необхідної технічної документації, підготовка бакалаврської дипломної роботи до публічного захисту	10.12.23	

Студент

(підпис)

(прізвище та ініціали)

Керівник роботи

(підпис)

(прізвище та ініціали)

Давиденко Я.А.

Павлов С.В.

АНОТАЦІЯ

УДК 621.374.415

Давиденко Я.А. Волоконно-оптичний сенсор для дослідження тканинної мікроциркуляції крові. Магістерська кваліфікаційна робота зі спеціальності 152 – Метрологія та інформаційно вимірвальна техніка, Вінниця: ВНТУ, 2022. 120 с.

На укр. мові. Бібліогр.: 22 назв; рис.: 21; табл. 12.

У магістерській кваліфікаційній роботі представлено волоконо-оптичний сенсор, спроектований для вдосконалення дослідження тканинної мікроциркуляції крові. Метод фотоплетизмографії використовується для отримання точних та динамічних вимірювань фізіологічних параметрів на основі аналізу оптичних характеристик тканин. У загальному розділі наведено аналіз методів з використанням волоконно-оптичного сенсора для дослідження тканинної мікроциркуляції крові. У експериментальному розділі розроблено волоконо-оптичний сенсор із застосуванням методу фотоплетизмографії який відзначається покращеною точністю та широким спектром можливостей для вивчення тканинної мікроциркуляції крові, що відкриває нові перспективи в області медичних досліджень та діагностики.

Ілюстративна частина містить 6 плакатів із структурними схемами системи та основних блоків, блок-схеми алгоритмів вимірювань та аналізу.

Ключові слова: фотоплетизмографія, лазерна доплерова флуометрія, лазерно доплерівська візуалізація, оптично когерентна томографія.

ABSTRACT

Davydenko Y.A. Fiber-optic sensor for the study of tissue microcirculation of blood. Master's thesis on specialty 152 - Metrology and information measuring technology, Vinnytsia: VNTU, 2022. 103 p.

In Ukrainian speech Bibliography: 24 titles; Fig.: 21; table 10.

The master's thesis presents a fiber-optic sensor designed to improve the study of tissue microcirculation of blood. The photoplethysmography method is used to obtain accurate and dynamic measurements of physiological parameters based on the analysis of the optical characteristics of tissues. The general section provides an analysis of methods using a fiber-optic sensor for the study of tissue microcirculation of blood. In the experimental section, a fiber-optic sensor using the photoplethysmography method was developed, which is characterized by improved accuracy and a wide range of possibilities for studying tissue microcirculation of blood, which opens new perspectives in the field of medical research and diagnostics.

The illustrative part contains 6 posters with structural diagrams of the system and main blocks, block diagrams of measurement and analysis algorithms.

Keywords: photoplethysmography, laser Doppler flowmetry, laser Doppler imaging, optical coherence tomography.

ЗМІСТ

ВСТУП.....	6
РОЗДІЛ 1. АНАЛІЗ СУЧАСНИХ МЕТОДІВ ДОСЛІДЖЕННЯ ТКАНИННОЇ МІКРОЦИРКУЛЯЦІЇ.....	9
1.1 Класифікація волоконно-оптичних датчиків для біомедицини	11
1.1.1 Основи волокна	12
1.1.2 Класифікація волокон	15
1.2 Лазерна доплерова флоуметрія для оцінки мікроциркуляції крові людини ..	19
1.3 LDI Лазерна доплерівська візуалізація	22
1.4 Оптична когерентна томографія (ОКТ).....	24
1.5 Фотоплетизмографія (ФПГ)	24
1.6 Висновки до розділу 1	25
РОЗДІЛ 2. ДОСЛІДЖЕННЯ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФІЇ.....	26
2.1 Від контактної фотоплетизмографії до ФПГ- візуалізації.....	27
2.2 Фізичні основи методу фотоплетизмографії і альтернативні уявлення про причини формування фотоплетизмографії.....	30
2.3 Технічні аспекти ФПГ-візуалізації.....	32
2.3.1 Принцип формування візуальних даних при ФПГ-візуалізації	32
2.3.2 Вибір області спектру випромінювача	34
2.3.3 Використання камер різного типу.....	35
2.3.4 Вибір області вимірювань пульсових вагань на поверхні тіла людини	36
2.3.5 Визначення області інтересу.....	36
2.3.6 Оцінка основних фізіологічних показників організму людини методом ФПГ-візуалізації	37

2.4 Двовимірне картування амплітуди пульсацій	40
2.5 Висновок до розділ 2.....	42
РОЗДІЛ 3. ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ ДОСЛІДЖЕННЯ ФУНКЦІОНАЛЬНОСТІ ВОЛОКОННО-ОПТИЧНОГО СЕНСОРА У ВИЗНАЧЕНІ КРОВОНАПОВНЕННЯ ТКАНИН	43
3.1 Розробка структурної схеми волоконно-оптичного комплексу	43
3.2 Розробка вимірювального перетворювача мультиспектральної системи для дослідження мікроциркуляції крові	44
3.3 Програмно-алгоритмічна реалізація побудови мультиспектральної системи для дослідження мікроциркуляції крові	47
3.4 Вимоги до розробки оптичних методів створення систем для оцінки кровонаповнення	56
3.5 Розробка оптоелектронного комплексу	58
3.2.1 Розробка структурної схеми комплексу	58
3.2.2 Метрологічні характеристики.....	61
3.3 Опис програмної частини комплексу.....	62
3.3.1 Призначення і основні характеристики пакету.....	62
3.3.2 Склад пакету і вимоги до апаратних засобів.....	63
3.3.3 Основні процедури основні процедури	63
3.3.4 Розрахунок параметрів моделі кровонаповнення судин в ХРС.....	64
3.4 Висновок до розділу 3.....	66
РОЗДІЛ 4. ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА.....	67
4.1 Проведення комерційного та технологічного аудиту науково-технічної розробки	68

4.2 Розрахунок узагальненого коефіцієнта якості розробки	71
4.3 Розрахунок витрат на проведення науково-дослідної роботи.....	75
4.3.1 Витрати на оплату праці.....	75
4.3.2 Відрахування на соціальні заходи.....	78
4.3.3 Сировина та матеріали.....	79
4.3.4 Розрахунок витрат на комплектуючі.....	80
4.3.5 Спецустаткування для наукових (експериментальних) робіт	81
4.3.6 Програмне забезпечення для наукових (експериментальних) робіт ..	82
4.3.7 Амортизація обладнання, програмних засобів та приміщень.....	83
4.3.8 Паливо та енергія для науково-виробничих цілей	84
4.3.9 Службові відрядження.....	85
4.3.10 Витрати на роботи, які виконують сторонні підприємства, установи і організації.....	86
4.4 Розрахунок економічної ефективності науково-технічної розробки при її можливій комерціалізації потенційним інвестором.....	87
4.5 Висновок до розділу 4.....	92
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	93

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

АЦП	–	аналого-цифровий перетворювач
БД	–	база даних
БІ	–	біомедична інформація
БО	–	біологічний об'єкт
ЕОМ	–	електронна обчислювальна машина
ІК	–	інструментальна кнопка
ІЧ	–	Інфрачервоний
МП	–	Мікропроцесор
ОЗП	–	оперативний запам'ятовувальний пристрій
ПЗП	–	постійний запам'ятовувальний пристрій
ПК	–	персональний комп'ютер
ПХ	–	пульсова хвиля
ССС	–	серцево-судинна система
ФПГ	–	Фотоплетизмограма
ФВП	–	фотоплетизмографічний вимірювальний перетворювач
ФПМ	–	фотоплетизмографічний метод

ВСТУП

Сучасні оптоелектронні технології в галузі медичних досліджень зробили значний внесок у розуміння функцій організму та методів виявлення його патологій.

Сучасний рівень розвитку електроніки та фотоніки дозволяє виробляти малогабаритні, низько споживаючі та мобільні системи діагностики. А сучасні мікропроцесори мають достатню потужність, щоб відмовитись від персональних комп'ютерів для обробки даних і візуалізації, а виконувати їх в безпосередньо у пристрої, тим самим досягаючи мобільності, зменшуючи собівартість та підвищуючи надійність.

Нові можливості для визначення показників крові дає застосування оптико-електронних датчиків. Так, сьогодні є можливим безманжетне вимірювання артеріального та венозного тисків, швидке визначення рівня сатурації крові, швидкості розповсюдження крові та частоти пульсу, при цьому сенсори досить прості у використанні та безпечні, оскільки не містять струмоведучих контактів [1], [2].

Одним із перспективних напрямків медичної інформаційно-вимірювальної техніки є дослідження мікроциркуляції крові у біотканині з використанням волоконно-оптичних сенсорів. Розвиток методів фотоплетизмографії та волоконної оптики відкриває широкі можливості для неінвазивного вимірювання параметрів кровообігу в реальному часі.

У сучасному світі технології фотоплетизмографії виявляють широке застосування в сфері медичних та фітнес-технологій. Ряд провідних світових компаній, серед яких Apple, Samsung, Xiaomi та інші, впроваджують у свої пристрої інноваційні рішення, засновані на принципах фотоплетизмографії, для моніторингу здоров'я та фізичної активності користувачів [2], [3].

Разом з тим, існуючі оптичні засоби визначення параметрів мікроциркуляції крові у біотканинах є недостатньо точними, залежать від значної кількості артефактів та індивідуальних особливостей пацієнта, що зумовлює актуальність

теми магістерської кваліфікаційної роботи..

У контексті сучасних досягнень у галузі медичних технологій, важливо акцентувати увагу на розвитку та вдосконаленні методів дослідження тканинної мікроциркуляції крові, що відіграє ключову роль у забезпеченні нормального функціонування організму.

Метою магістерської кваліфікаційної роботи є підвищення точності результатів вимірювання параметрів мікроциркуляції крові, розширення функціональних можливостей засобу оцінювання тканинної мікроциркуляції крові.

Для досягнення поставленої мети при проведенні теоретичних досліджень необхідно розв'язати такі задачі:

1. Провести порівняльний аналіз сучасних методів і засобів дослідження тканинної мікроциркуляції крові.
2. Розробити загальну структурну схему, електричні та оптичні схеми основних вузлів волоконно-оптичного сенсора для дослідження мікроциркуляції крові.
3. Удосконалити алгоритми та програмні засоби обробки фотоплетизмограм, отриманих для визначення параметрів мікроциркуляції крові.
4. Визначити економічну ефективність, доцільність та інші економічні показники розробки.

Об'єктом дослідження є процеси вимірювань та обробки оптичних параметрів тканин для визначення мікроциркуляції крові.

Предметом дослідження є методи і засоби визначення параметрів тканинної мікроциркуляції крові, фізико-технічні характеристики волоконно-оптичного сенсора для їх вимірювань.

Методи дослідження базуються на використанні методів оптичних вимірювань, статистичної обробки даних, математичного моделювання та волоконної оптики.

Наукова новизна: Подальшого розвитку отримав метод аналізу фотоплетизмографічних сигналів для визначення показників мікроциркуляції крові, в якому на відміну від існуючих обробляють та аналізують гемодинамічні

параметри кровотоку периферійних судин за характеристиками пульсової хвилі, що дозволило розширити функціональні можливості методу та підвищити точність визначення таких показників.

Практичне значення одержаних результатів полягає в тому, що на основі отриманих теоретичних результатів:

- Розроблено функціональну схему волоконно-оптичного сенсору для дослідження мікроциркуляції крові із розширеними функціональними можливостями, електричні та оптичні схеми основних функціональних вузлів, що враховують особливості вимірювань;
- Розроблено комп'ютерну програму для визначення параметрів мікроциркуляції крові на основі фотоплетизмографічного методу.

Особистий внесок здобувача. Всі основні результати магістерської кваліфікаційної роботи отримано особисто.

РОЗДІЛ 1. АНАЛІЗ СУЧАСНИХ МЕТОДІВ ДОСЛІДЖЕННЯ ТКАНИННОЇ МІКРОЦИРКУЛЯЦІЇ

Сучасні досягнення в біомедичних дослідженнях призвели до значних змін у способах використання волоконно-оптичних сенсорів. Ці технології мають потенціал для відкриття нових шляхів для вивчення та моніторингу мікроциркуляції крові в тканинах, ця технологія забезпечує високоспецифічний і неінвазивний підхід.

Оптоволоконна технологія пропонує зручний, доступний, безпечний та ефективний підхід до доставці і збору світла в цікавиль область тканини і назад і застосовується в клінічній практиці з 1960-х років.

1. Типова система волоконно-оптичних датчиків, показана на рис.1, складається з 4 компонентів. Основні компоненти: джерело світла, оптичні волокна, оптичні канали та детектори.

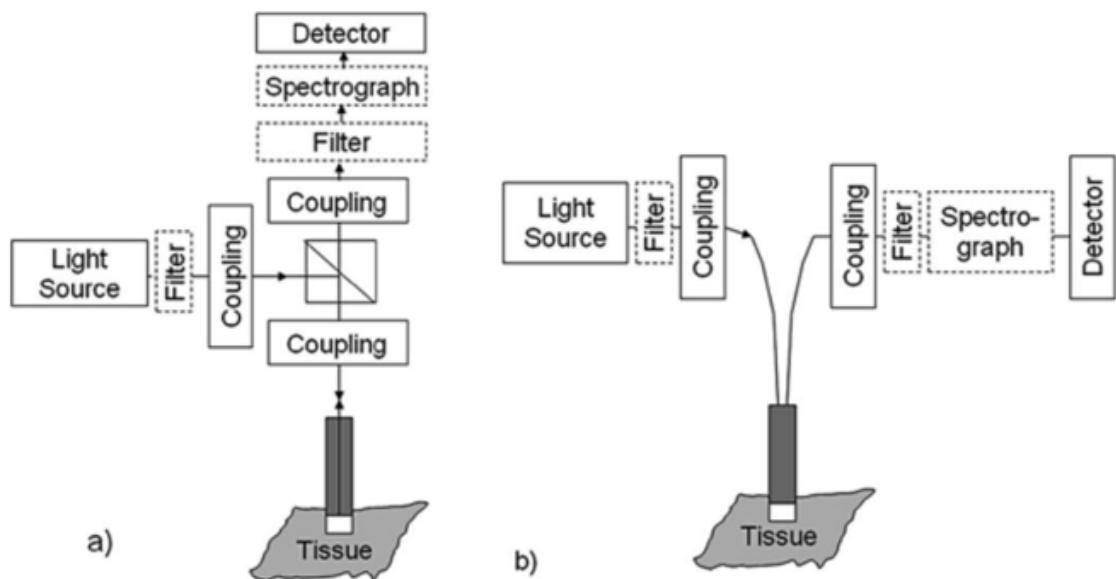


Рис. 1.1 Типові оптоволоконні датчики, що використовують (а) одне волокно як для доставки, так і для виявлення або (б) окремі волокна джерело-детектор. Тверді коробки представляють собою важливі компоненти, завжди присутні в волоконно-оптичних сенсорних системах; пунктирні прямокутники є оптичними компонентами, які можуть бути оптимізовано для конкретного застосування

Джерелом світла зазвичай є лазер (імпульсний, модульований або постійний) або білий світло (ксенонова або ртутна лампа з фільтрами або без них), використовуваний для зондування або збудження тканин. Характеристики джерела світла забезпечують широкий спектр властивостей для оптичного дослідження тканин, включаючи інтенсивність, фазу, стан поляризації та вміст довжин хвиль.

2. Оптичні волокна пропускають світло від джерела світла до чутливого механізму, розташованого на кінці волокна, який з'єднаний з досліджуваним середовищем (наприклад, тканиною). Тут світло модулюється досліджуваною тканиною та повертається через ті самі або різні волокна до приладу для вимірювання світла, де його можна виявити та проаналізувати. Часто частину опитувального світла можна використовувати як зразок (метод співвідношення) для корекції оптичних коливань і забезпечення покращеного придушення шуму. Волокна можуть бути об'єднані в пучки, щоб збільшити гучність опитування та покращити співвідношення сигнал/шум шляхом захоплення сильнішого сигналу. Зазвичай це вимагає видалення зовнішнього буфера (оболонки) з волокна, щоб зменшити загальний діаметр. Конфігурація шестикутної упаковки забезпечує оптимальне розміщення для мінімізації мертвого простору (неактивної зони між волокнами) через оболонку. Загальна кількість упакованих волокон T в круглому перерізі для такої конструкції дорівнює

$$T = 1 + \sum_{i=0}^k 6i \quad (1.1)$$

де k – загальна кількість кілець. Знявши куртку, пучок волокон може досягти загальної активної площі майже 65%.

3. Оптичні компоненти, такі як з'єднувачі, лінзи, дзеркала, волоконно-волоконні муфти, циркулятори, можна налаштувати поляризатори, фазові модулятори та ділянки променя оптимізувати сигнал у волокні детектора. Результати геометрії одного джерела-детектора у малому діаметрі датчика з малим об'ємом запиту та високою освітленістю ефективність збору. Однак у порівнянні з

мультидистанційними датчиками та/або волокном геометрії пучка, одноволоконні датчики страждають від високого небажаного фону сигнали, що генеруються в волокні. Це може бути результатом автофлуоресценції волокна генерується збуджуючим світлом або світлом зворотного розсіяного освітлення. Як такі фільтри (смугові, монохроматичні) можна використовувати для видалення фонового світла або зменшити інтенсивність джерела до відповідного рівня безпеки як для тканини, так і для система виявлення світла. Фільтри також можна застосувати до вихідного променя для покращення спектральної чистоти та/або для включення спектроскопії.

4. Для виявлення однієї довжини хвилі та/або спектрально нерозрізненої загальної інтенсивності, використовується фотопомножувач або фотодіод, тоді як для спектрального детектування, використовується пристрій із зарядженим зв'язком (ПЗС) або спектрограф/монохрометри. Перетворення виявленого світла в електричний сигнал зазвичай вимагає стандарту аналого-цифрові схеми.

1.1 Класифікація волоконно-оптичних датчиків для біомедицини

Оптоволоконні датчики можна розділити на дві основні категорії на основі зондування механізм: прямий і непрямий. Прямі датчики (наприклад, фотометричні датчики) використовують саму тканину для модуляції освітлювального світла, за допомогою чого зібране світло є результатом зворотного розсіювання безпосередньо від досліджуваної тканини або тканини флуоресценція, індукована оптичним джерелом.

Непрямі датчики використовують посередника у відповідь на цікаву властивість тканини (наприклад, температура, фермент присутність). Ці датчики можна розділити на внутрішні, які використовують волокно сам (серцевина та/або оболонка) як чутливий елемент, а також зовнішні, які включають додатковий чутливий елемент на кінці волокна (наприклад, перетворювач або підкладка). Приклади включають фізичні датчики, які використовують мініатюрні перетворювачі, які модулюють світло у відповідь на такі фізичні параметри, як

температура, тиск і доза радіації. Хімічні або біосенсори оцінюють зміну молекулярного реагенту прикріпленій до кінця волокна за допомогою спектроскопічного або флуорометричного вимірювання. Такі датчики використовувалися для вимірювання рН, глюкози та інших властивих метаболіти.

1.1.1 Основи волокна

Типове оптичне волокно складається з центральної серцевини з показником заломлення n_1 ; оболонка, яка охоплює серцевину з показником заломлення n_2 ($n_2 < n_1$); і буферне покриття – також відоме як «куртка». Роль буфера полягає в покращенні механічної міцності волокна та мінімізації структурного компромісу від згинання. На рис. 1.2 показано волокно зі ступінчастим індексом, яке характеризується дискретністю крок за показником заломлення на межі серцевини (n_1) і оболонки. інший загальна конструкція, градуваний індекс волокна, де показник заломлення зменшується поступово від центру сердечника до оболонки, і буде обговорено пізніше.

Коли світловий промінь спрямований на вхід волокна з серцевиною показника заломлення n_1 , частина вхідного променя відбивається назад у навколишнє середовище (показник заломлення n_0), при цьому частина променя пропускається в волокно за законом Снелла:

$$\frac{\sin(\alpha_1)}{\sin(\alpha_0)} = \frac{n_0}{n_1} \quad (1.2)$$

де α_0 – кут падіння, а α_1 – кут пропускання в волокно.

Перенесення світла в оптичних волокнах базується на концепції повного внутрішнього відбиття, що вимагає, щоб $n_2 < n_1$ і щоб кут падіння на сердечник/оболонку межа перевищує критичне значення, θ_c відповідно до:

$$\sin(\theta_c) = \frac{n_2}{n_1} \quad (1.3)$$

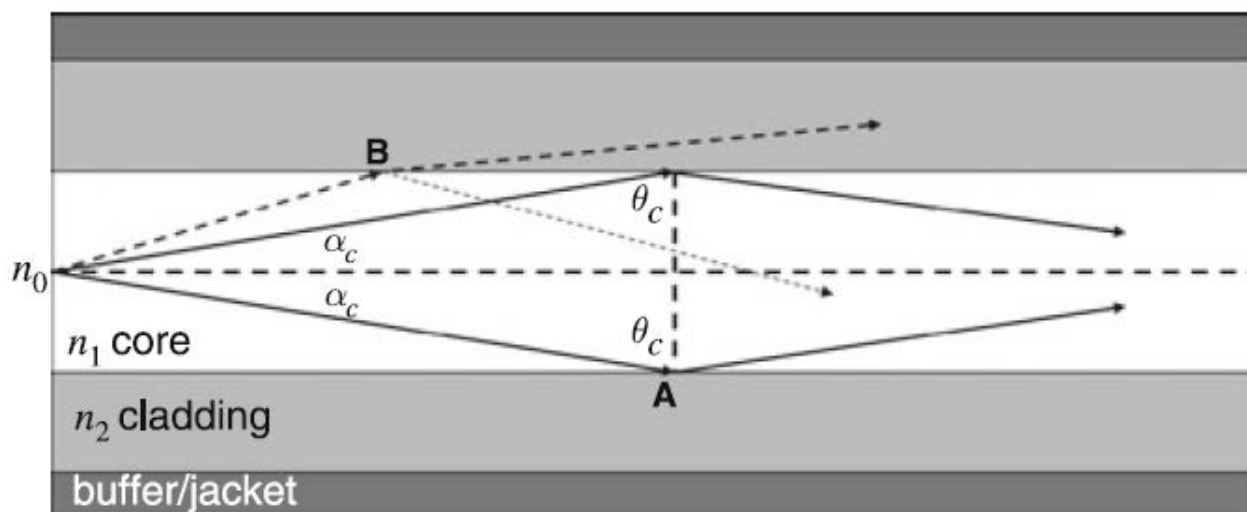


Рис. 1.2 Конструкція оптичного волокна

n_0 , n_1 і n_2 – показники заломлення навколишнього середовища, сердцевина волокна та оболонка волокна відповідно. Світлові промені падають у точку А під кутами, більшими за θ_c (Рівняння (17.3)) зазнають повного внутрішнього відбиття і становлять моди світла, що поширюються; ті світлі промені, що падають під кутами, меншими за θ_c (точка В), заломлюються від сердечника в оболонку і не поширюються вниз по волокну.

Для ілюстрації показано волокно зі ступінчастим індексом (різка межа n_1/n_2)

Світлові промені, що падають під кутами, меншими за θ_c , наприклад у точці В на рис. 1.2 (тобто більше «нормально» до межі розділу) заломлюються від сердечника в оболонку і, отже, не поширюються вздовж волокна. Тепер з рис. 1.2 видно, що $\alpha_c = 90^\circ - \theta_c$. Отже, щоб поширювати світло вздовж оптичного волокна, необхідно спрямувати світло у волокно таким чином, що воно заломлюється під або нижче критичного кута поширення, α_c . Максимальний кут падіння, під яким світловий промінь може увійти у волокно та транспортуватися вздовж волокна (розповсюдження на або нижче α_c) відомий як кут прийняття, θ_a .

Для визначення характеристик волокна кут приймання зазвичай виражається в а числова апертура, NA:

$$NA = n_0 \sin(\theta_a) = \sqrt{n_1^2 - n_2^2} \quad (1.4)$$

Отже, для заданого кута приймання світло входить (або виходить) із волокна в межах приймальний конус $2\theta_a$.

З рівняння (1.4) випливає, що числову апертуру можна виразити через заломлення індексів матеріалу волокна (серцевини n_1 і оболонки n_2), але також залежить від показник заломлення навколишнього середовища n_0 . Як таке, порівняно з повітрям середовищі ($n_0=1$), кут прийняття буде відповідно меншим у воді ($n_0=1,33$). ЧА оптичного волокна характеризує не тільки його здатність до збору світло від джерела, але також зберігає світло всередині волокна.

Вибір діапазону довжин хвиль відіграє важливу роль у виборі відповідного матеріали серцевини та оболонки, які забезпечують відповідну пропускання світла. Звичайні волокна зі скляною та пластиковою серцевиною, високопрозорі для довжин хвиль видимого спектра, мають втрати на поглинання порядку 0,1% на метр або менше. Однак оптична передача в ультрафіолетовому (УФ) або інфрачервоному (ІЧ) довжинах хвиль діапазонів вимагає використання сердечників з високоякісного плавленого кремнезему. У цих діапазонах довжин хвиль, присутність гідроксильних (ОН) радикалів у ядрі кремнезему сильно впливає на поглинання і характеристики передачі волокна. Для довжин хвиль в УФ-діапазоні ($200 \text{ нм} < \lambda < 360 \text{ нм}$), кращими є волокна з високим вмістом ОН, тоді як у ближньому інфрачервоному діапазоні (NIR) і до $\sim 2400 \text{ нм}$, волокна з низькою концентрацією ОН забезпечують найбільш сприятливий спосіб передавання. В інфрачервоному діапазоні за $\sim 2400 \text{ нм}$ починається поглинання кремнеземом домінувати. У цьому режимі сапфірові волокна забезпечують чудову передачу, але можуть зазнають додаткового зниження сигналу через високі втрати відбиття на інтерфейсі волокна (через високий показник заломлення сапфіра).

1.1.2 Класифікація волокон

Волокна поділяються на дві великі категорії: одномодові та багатомодові. Визначено режим як набір подібних шляхів, якими світлові промені проходять по волокну. Термін однорежимний використовується для опису волокна, яке підтримує один режим передачі, тоді як багатомодове описує волокно, яке може підтримувати більше одного режиму передачі. Багаторежимні Волокна зазвичай використовуються в біомедичних додатках і бувають двох основних конфігурації: кроковий індекс і градієнтний індекс.

Багатомодове волокно зі ступінчастим індексом є найпростішим дизайном і працює в основі способом, описаним у розділі 1.1.1. Його назва походить від різкої зміни показника заломлення в матеріалі волокна на межі сердечника та оболонки. У контрасті, у волокон з градієнтним показником показник заломлення поступово зменшується від центру сердечника до оболонки.

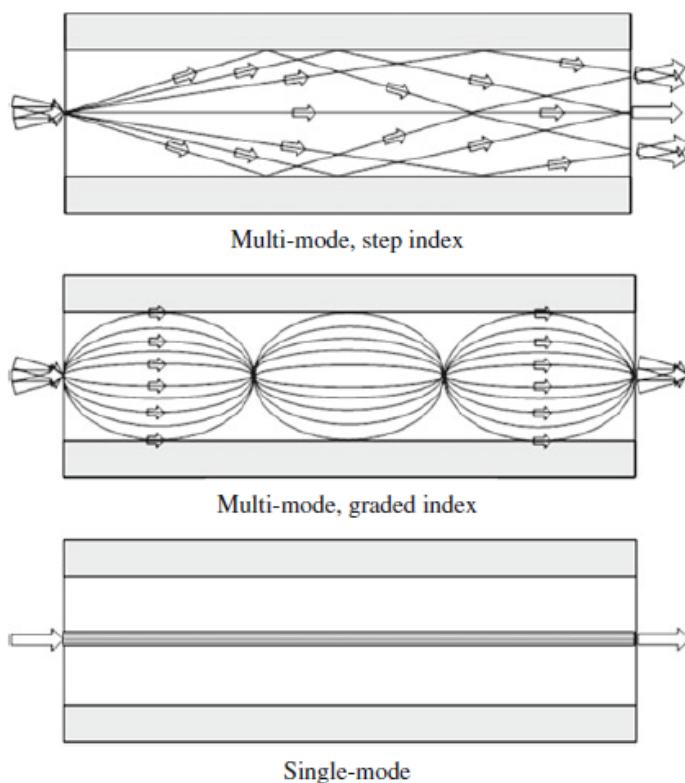


Рис. 1.3 Багаторежимний (високий NA, великий діаметр сердечника) і одномодовий (нижня NA, менший діаметр сердечника) волокон

Концепція режимів проілюстрована на рис. 1.3. Волокна з високим NA пропускають світло при великому діапазоні кутів падіння для входу в волокно. Результатом є те, що вхідні промені з меншими кутами падіння будуть проходити коротші шляхи ближче до центру (оптична) вісь волокна (моди низького порядку), тоді як промені входять при більшому падінні кути будуть проходити більшу довжину шляху (моди вищого порядку). Крім того, домішки в волоконний матеріал як багатомодового, так і одномодового волокна може спричинити витік на інтерфейс ядро/оболочка. Однак через більшу відстань пройдений вищий порядок режимів, ефект посилюється за допомогою багатомодових волокон, що забезпечує кращу передачу втрати в порівнянні з одномодовими волокнами.

Кількість мод, які передаються по волокну, визначається нормований частотний параметр, V

$$V = \frac{\pi d}{\lambda} NA \quad (1.5)$$

де d - діаметр сердечника, а λ - вхідна довжина хвилі. Для крокового індексу і кількість мод, N_m , можна розрахувати за допомогою:

$$N_m = \frac{V^2}{2} \quad (\text{індекс кроку}) \quad (1.6)$$

$$N_m = \frac{V^2}{4} \quad (\text{градієнтний індекс}) \quad (1.7)$$

Не дивно, що одномодові волокна зазвичай мають невеликий діаметр сердечини (<10 мкм) і малу числову апертуру, тоді як багатомодові волокна мають більшу сердечину діаметрів (>50 мкм) і відповідну більшу числову апертуру (0,2–0,4 для волокна з кремнеземною сердечиною). Якщо потрібна висока ефективність з'єднання, оптичне волокно повинно мати великий NA та діаметр плями променя, d , повинні бути сфокусовані так, щоб фокусна відстань, F , лінзи зв'язку задовольняє умову:

$$F > \frac{d}{2NA} \quad (1.8)$$

Однак велика NA призводить до більшої спектральної дисперсії довжин оптичного шляху (оскільки n зазвичай є функцією довжини хвилі), що призводить до погіршення оптики інформація на дистальному кінці через спектральну дисперсію.

Моди поширення (i , отже, NA) оптичного волокна важливі для обох ефективність оптичного зв'язку та характеристики передачі. Наприклад, наступне початкова коротка (пікосекундний діапазон) інжекція світла в багатомодовий індекс кроку волокна, відмінності в довжині шляху між різними модами спричиняють світло поширюється в часі, коли він поширюється вздовж волокна. Це часове розширення в світловий імпульс відомий як модальна дисперсія і є небажаним ефектом у імпульсному світло/часові оптичні дослідження.

Щоб мінімізувати часову дисперсію в багатомодових волокнах, конструкція градієнтного індексу можна працевлаштувати. Багатомодові волокна градуйованого індексу мають менший діаметр серцевини (50–90 мкм) порівняно з багатомодовими волокнами зі ступінчастим індексом (> 100 мкм). З градуйованим індексом волокон показник заломлення серцевини безперервно зменшується між центральними вісь і межа сердечника та оболонки. Індексний градієнт викликає світлові промені згинаються плавно, а не різко, коли вони наближаються до межі сердечника та оболонки, і дозволяє модам вищого порядку рухатися більше у зовнішній частині нижчого індексу ядро. Це ефективно зменшує різницю в часі розповсюдження, тим самим зменшуючи тимчасова модальна дисперсія.

У той час як волокна з градієнтним індексом зменшують модальну дисперсію, два інших види дисперсії ще існують: матеріальна дисперсія та хвилеводна дисперсія. По суті, залежить від довжини хвилі властивості матеріалу волокна та оптичні/геометричні характеристики датчики можуть викликати просторове та/або часове розділення різних оптичних хвиль якщо використовується широкосмугове джерело. Матеріальна дисперсія виникає внаслідок множинності довжини хвилі, присутні в лазерному імпульсі, що призводить до різних показників заломлення кожна довжина хвилі. Це ефективно змушує кожен довжину хвилі поширюватися з різною довжиною швидкості та

розгону. Подібним чином хвилеводна дисперсія (присутня в одиночному ступінчастому індексі волокна) також виникає через різні довжини хвиль, присутні в світловий імпульс. Тут різні швидкості руху зумовлені серцевиною та оболонкою. Крім того, інші основні компоненти системи волоконного датчика (рис. 17.1) також мають характеристики, що залежать від довжини хвилі. Ці міркування необхідно враховувати враховувати конкретні реалізації сенсорної системи, особливо ті, що використовують широкосмугові джерела для спектроскопії тканин з імпульсними джерелами для часу польоту вимірювання датчика.

Відмінності між багатомодовими та одномодовими волокнами та кроковим індексом і волокна з градуйованим індексом ведуть до цікавих конструктивних міркувань під час оптимізації волоконно-оптичних мереж датчики. Конкретні типи волокна можуть бути обрані на основі характеристик дисперсії, пропускання можливості, ефективність зчеплення, механічна гнучкість і біологічна сумісність, серед інших критеріїв. Оскільки одномодові волокна зберігають властивості когерентності вхідного лазерного світла, вони зазвичай використовуються для волоконних інтерферометрів (наприклад, датчиків ОСТ). З іншого боку, типовими є багатомодові волокна з більшою NA та діаметром серцевини простіше з'єднувати і може транспортувати та збирати більш високі світлові сигнали, які можуть необхідні для досягнення адекватного співвідношення сигнал/шум. Вибір відповідної клітковини також слід враховувати матеріали, щоб мінімізувати втрати при передачі для зондування тканин на певних довжинах хвиль; хоча, як правило, це не важливе значення у видимій області діапазону, це стає більш важливим для УФ та ІЧ волоконних датчиків.

1.2 Лазерна доплерова флоуметрія для оцінки мікроциркуляції крові людини

Профілактика та лікування різноманітних порушень мікроциркуляції є однією з найважливіших проблем медичної практики. Труднощі у вивченні мікроциркуляції пов'язані з малими розмірами кровоносних судин і їх розгалуженістю в тканинах органів. В даний час існують різні методи оцінки мікроциркуляції. У клінічній практиці в моїй країні в основному використовується метод оцінки лазерної доплерівської флоуметрії. У цьому огляді розглянуто основні методи діагностики різних порушень мікроциркуляції за допомогою лазерної доплерівської флоуметрії. Метод заснований на визначенні тканинного кровопостачання шляхом вимірювання доплерівського зсуву під час опромінення тканин лазерним променем і подальшої реєстрації відбитого випромінювання від рухомих і нерухомих компонентів тканини. Ритм мікроциркуляторного русла відіграє важливу роль, особливо в ранній діагностиці багатьох захворювань. Втрата певного типу коливань при лазерному доплерівському вимірюванні потоку розуміється як «звуження спектра» і є діагностичним критерієм порушення регуляції мікроциркуляції, що безпосередньо пов'язано зі зниженням кровопостачання та атрофією тканин. Застосування амплітудно-частотного аналізу коливань кровотоку дозволяє неінвазивно оцінювати вплив різних компонентів мікросудинного тону, розрахувати показники м'язового і нервового тону, а також індекс шунтування. При амплітудно-частотному аналізі спектра лазерної доплерівської флоуметрії використовуються стандартизовані параметри для визначення максимальної амплітуди коливань кровотоку в різних діапазонах, а також їх співвідношення – індекс мікроциркуляторної ефективності. Гіперемічні, спастичні, спастико-атонічні, структурно-дегенеративні, застійні та статичні форми різних мікроциркуляцій. виділяють розлади. Кожне з цих порушень мікроциркуляції характеризується певним співвідношенням структурних і функціональних змін та зміною швидкості кровотоку, а також порушенням бар'єрної функції.

Метод лазерної доплерівської флоуметрії (ЛДФ) ґрунтується на визначенні перфузії тканини кров'ю шляхом вимірювання доплерівського зсуву частоти, що виникає при зондуванні тканини лазерним вилученням (гелій-неоновим, $\lambda=632,8$ нм), з останньою реєстрацією випромінювання, відбитого нерухомих компонентів тканини. Одержуваний при ЛДФ сигнал характеризує кровотік у мікросудах в об'ємі до 1,5 мм³ тканини. Шар зондування може містити в залежності від типу тканини наступної ланки мікроциркуляторного русла: артеріоли, термінальні артеріоли, капіляри, посткапілярні венули, венули та артеріоловенулярні анастомози. Застосування ЛДФ дозволяє отримувати основні показники мікроциркуляції (ПМ) — M , σ та K_v . M — середнє арифметичне значення ПМ, яке вимірюється в перфузійних одиницях. зміна M (збільшення або зменшення) характеризує відповідно підвищення або зниження перфузії. Збільшення показника M може бути пов'язане як з ослабленням артеріолярного судинного тону (що веде до збільшення об'єму крові в артеріолах), так і з явищами застою крові у венулярній ланці (що супроводжується підвищенням концентрації еритроцитів у досліджуваному обсязі тканини, яка пропорційна числу еритроцитів).

σ («флакс», flax) - середнє квадратичне відхилення амплітуди коливань кровотоку від середнього арифметичного значення M . Характеризує тимчасову мінливість перфузії, відображаючи середню модуляцію кровотоку у всіх частотних діапазонах. Чим більша величина σ , тим паче глибока модуляція мікрокровотоку відбувається. Підвищення цього показника може бути пов'язано як з більш інтенсивним функціонуванням механізмів активного контролю мікроциркуляції, а також з підвищенням серцевих та дихальних ритмів, а зниження величини σ зазвичай свідчить про пригнічення активних вазомоторних механізмів модуляції тканинного кровотоку або переважання в регуляції тонічних симпатичних впливів. Підвищення перфузії при ослабленні судинного тону призводить до збільшення M в результаті збільшення об'єму кровотоку в артеріолах і водночас може призвести до збільшення σ через підвищення амплітуди серцевого ритму, який привноситься з артерій великою кількістю еритроцитів, що надходять у артеріоли. Також при явищах застою крові в венулах збільшується кількість еритроцитів у

венулярній ланці, що у разі зниження перфузійного тиску призводить до збільшення амплітуди дихального ритму і, як наслідок, до зростання показників M та σ . У світлі цього при аналізі розрахункових параметрів співвідношення між перфузією тканини та величиною її мінливості («флаксом») оцінюється коефіцієнтом варіації: $K_v = \sigma/M \times 100\%$.

Збільшення показника K_v відбиває поліпшення стану мікроциркуляції, оскільки це збільшення пов'язане з підвищенням у результаті активації ендотеліальної секреції, нейрогенного та міогенного механізмів контролю при практично не змінюється величиною M . Розрахункові параметри M , σ , K_v дають загальну оцінку стану мікроциркуляції крові.

Більш детальний аналіз функціонування мікроциркуляторного русла проводиться на другому етапі обробки доплерограм базального кровотоку при дослідженні структури ритмів коливань перфузії крові. На даному етапі здійснюється аналіз амплітудно-частотного спектра коливань перфузії, та за величинами амплітуд коливань мікрокровотоку у конкретних частотних діапазонах оцінюють стан функціонування певних механізмів контролю перфузії.

Ритмічна характеристика коливальних процесів у системі мікроциркуляції має велику значимість, особливо в ранній діагностики, за багатьох нозологічних формах. Так, втрата чи навпаки поява у доплерограмі тих чи інших коливань безпосередньо пов'язане з певними симптомами розлади кровотоку та порушенням трофіки тканин.

Метод ЛДФ із застосуванням амплітудно-частотного аналізу коливань кровотоку дозволяє неінвазивно оцінити вплив міогенних, нейрогенних та ендотеліальних компонентів тонуусу мікросудин. При цьому розраховується показник нейрогенного прекапілярного тонуусу. резистивних судин, міогенний тонуус метартеріол та прекапілярних сфінктерів та показник шунтування.

Серед ланок регуляції мікрокровотоку виділяють «активні» та «пасивні» механізми. До «пасивним» механізмам відносять зовнішні фактори, що знаходяться поза мікроциркуляторним. русла: пульсова хвиля, що приходить з боку термінальних артерій (кардіальний ритм на "вході" в мікроциркуляторне русло), і

присмоктує дію "дихального насоса" (венулярний ритм на "виході" з мікроциркуляторного русла) з боку вен. «Активні» фактори безпосередньо впливають на судини мікроциркуляторного русла шляхом періодичної зміни опору судин потоку крові за допомогою вазомоцій і створюють поперечні коливання кровотоку. Ці фактори регуляції модулюють потік крові з боку судинної стінки та реалізуються через її м'язову складову, тому їх і називають тонусформуючими. Вазомоції здійснюються не тільки за рахунок синхронізованих спонтанних осциляцій гладком'язових елементів судинної стінки (міогенний ритм), але і за рахунок їх модуляції з боку як симпатичної нервової регуляції (нейрогенний ритм), так і ендотелій-залежної регуляції (Ендотеліальний ритм). Збільшення амплітуди «активних» ланок (ендотеліальної, нейрогенної та міогенної) свідчить про посилення модуляції кровотоку з боку даного механізму регуляції та розцінюється як зниження тонусу. Внаслідок чергування скорочення та розслаблення гладком'язового апарату судинної стінки («активні» фактори) відбувається модулювання періодично змінного об'єму крові («пасивні» фактори), що в кінцевому підсумку і формує оптимальні гемодинамічні параметри для транскапілярного обміну.

1.3 LDI Лазерна доплерівська візуалізація

LDF пропонує безперервне вимірювання перфузії. Однак шкірний кровообіг, як відомо, неоднорідний, і дослідження невеликої ділянки перфузії не обов'язково дає репрезентативні дані для навколишньої перфузії. Цю проблему можна вирішити шляхом збору даних кровотоку на більшій території.

Відносно нещодавнім застосуванням лазерної доплерівської технології є розробка лазерної доплерівської візуалізації (LDI). Ця методика має дві основні переваги перед технікою з одним зондом. (i) Перший полягає в тому, що кровотік вимірюється по площі, а не в одному місці, що дозволяє уникнути деяких труднощів із мінливістю від місця до місця, властивих техніці сигнального зонду. Таким чином можна покращити відтворюваність. (ii) По-друге, лазерний промінь є

безконтактним, на відміну від одного зонда, який включає прямий контакт зі шкірою і який, отже, через цей контакт може впливати на кровотік через артефакти тиску та руху.

Рисунок 1b ілюструє принципи, що лежать в основі техніки LDI. Лазерний промінь діаметром приблизно 1 мм сканується по тканині у двох вимірах за допомогою рухомого дзеркала. Сигнал розсіяного світла аналізується для отримання двовимірного зображення кровотоку. Смуга пропускання зібраного сигналу змінюється залежно від швидкості сканування (мс/піксель). Висока частота зрізу ($\sim 3\text{--}22$ кГц) покращує співвідношення сигнал/шум, а низька частота ($\sim 20\text{--}250$ Гц) усуває артефакти руху. Ця низькочастотна межа має певний вплив на здатність вимірювати низькошвидкісні кровотоки; для низької перфузії можна використовувати повільнішу швидкість сканування.

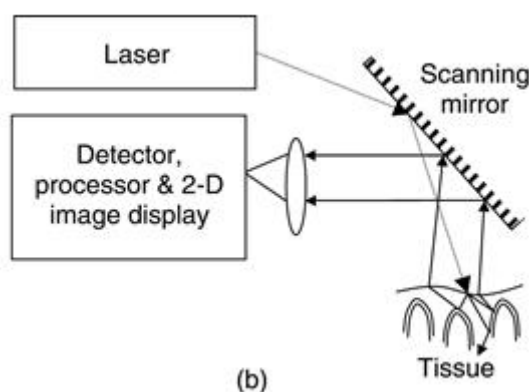


Рисунок 1.4

Можна сканувати як великі (наприклад, тулуб), так і малі (наприклад, палець, кисть) області, більші ділянки можна збільшити за допомогою збільшення висоти зображення. На рисунку 1 показано використання лазерного доплерівського сканера.

1.4 Оптична когерентна томографія (ОКТ)

Оптична когерентна томографія (ОКТ) — безконтактний метод візуалізації, який генерує зображення поперечного перерізу тканини з високою роздільною здатністю. Тому він особливо цінний в органах, де традиційна мікроскопічна

діагностика тканин за допомогою біопсії недоступна, наприклад, людське око.

Оскільки ОКТ є абсолютно неінвазивною, вона забезпечує зображення *in vivo*, не впливаючи на тканину, яку знімають. Висока швидкість сканування та швидка обробка сигналу дозволяють візуалізувати зображення в реальному часі та зі швидкістю відео. Роздільна здатність ОКТ набагато вища, ніж у інших методів медичного зображення, таких як ультразвукове або магнітно-резонансне зображення (МРТ). Він поєднує аксіальну роздільну здатність, яка може досягати конфокальної мікроскопії, з боковою роздільною здатністю, порівнянною з конфокальною скануючою лазерною офтальмоскопією. Зазвичай ОКТ-системи мають роздільну здатність 20–5 мкм. Завдяки інтерферометричному методу вимірювання осьова роздільна здатність визначається джерелом світла, а не фокусувальною оптикою. Таким чином, це долає обмеження оптичного фокусування через обмежений розмір зіниці ока.

Розширений фокус і робота зі світлом у ближньому інфрачервоному діапазоні забезпечують глибину проникнення в кілька сотень мікрон, охоплюючи всю сітківку.

1.5 Фотоплетизмографія (FPG)

Фотоплетизмографія (ФПГ) — неінвазивний метод вимірювання пульсації артеріального кровообігу, заснований на оптичному принципі взаємодії світла з тканиною. В останні роки ФПГ швидко розвивається і став важливим інструментом для вимірювання фізіологічних і медичних параметрів.

Метод фотоплетизмографії заснований на принципі вимірювання відбиття або поглиблення світла в тканинах, яке змінюється під впливом пульсацій в артеріальному кровообігу. Коливання об'єму крові в кровоносних судинах викликає зміни відбитого світла, які реєструються фоторецепторами.

ФПГ використовує світлодіоди (LED) для освітлення шкіри, а фотоелектричні датчики виявляють зміни у відбитому світлі. Тип світла та його довжина хвилі можуть бути різними, що дає змогу отримувати різноманітну

інформацію.

Також даний метод широко використовуються для вимірювання частоти серцевих скорочень, артеріального тиску, рівня кисню в крові та інших параметрів кровообігу. Він знайшов застосування в моніторингу пацієнтів, спортивній медицині та фізіологічних дослідженнях. ФПГ є простою, дешевою та зручною технологією, але на неї можуть впливати зовнішні фактори, такі як освітлення та трафік. Обмеження включають меншу точність порівняно з більш складними методами, такими як вимірювання артеріального тону.

1.6 Висновки до розділу 1

При виборі методу для дослідження кровообігу важливо враховувати його точність, доступність, технічну складність та широкий спектр застосувань. Вибір пав на Фотоплетизмографію (ФПГ) так як цей метод надає можливість проводити вимірювання безпосередньо через шкіру, що робить процедуру нетравматичною та зручною.

Метод Фотоплетизмографії відрізняється високою доступністю і невисокими витратами. Простота та недорога техніка виготовлення ФПГ-сенсорів дозволяє широко впроваджувати їх в клінічні установи та наукові дослідження. Також вона успішно застосовується для вимірювання серцевого ритму, артеріального тиску, рівня кисню у крові та інших параметрів кровообігу. Її універсальність і здатність вимірювати різні параметри робить її ідеальним інструментом для широкого спектру досліджень.

РОЗДІЛ 2. ДОСЛІДЖЕННЯ МЕТОДУ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФІЇ

Ця робота присвячена аналізу сучасних робіт у порівняно новій, стрімко області двомірної фотоплетизмографічної візуалізації гемодинамічних явищ, що розвивається. У тексті даного огляду ми будемо використовувати єдину назву методу - ФПГ-візуалізація, співзвучна з назвою технік, аналогічних по розв'язуваній задачі, такими як, наприклад, лазерна доплерівська візуалізація, спеклконтрастна та термографічна візуалізація, активно використовуються для вивчення процесів регулювання периферичної гемодинаміки.

Широкому поширенню методу фотоплетизмографії (ФПГ) сприяє його висока актуальність при розробці та проектуванні носимих пристроїв, контролюючих частоту і варіабельність ритму серця. На сьогоднішній день більшість спортивних годинників і браслетів визначають параметри серцевих скорочень саме на основі аналізу фотоплетизмографічного сигналу за допомогою програмної обробки відбитого сигналу з оптопари світлодіод-фотодіод.

Структура огляду побудована таким чином, що спочатку коротко розглядається метод класичної контактної фотоплетизмографії, потім метод дистанційної двовимірної ФПГ-візуалізації як новий напрям його розвитку.

2.1 Від контактної фотоплетизмографії до ФПГ-візуалізації

До винаходів фотоплетизмографії як методу вимірювання об'ємного кровонаповнення в різних частинах тіла використовувалися різні конструкції механічних плетизмографів (від грец. *plethysmos* - збільшення + *grapho* - писати, зображати). Вперше фотоелектричний спосіб вимірювання кровонаповнення був описаний Герцманом в 1938 року. Висвітлюючи ділянку біологічної тканини червоним та інфрачервоним світлом, яке після відображення або проходження через тканину реєструвався фотоперетворювачем, Герцман виявив пульсації світла, інтерпретовані їм як прояв пульсуючого характеру кровотоку у мікрососудах. Оскільки кров має оптичні властивості, відмінні від властивостей оточуючої

тканини, це в кінцевому результаті викликає зміна (модуляцію) інтенсивності проходящого або відбитого світла. Спочатку описаний метод отримав назва «фотоелектрична плетизмографія», з перебігом часу встановилася назва «фотоплетизмографія». Подальші дослідження підтвердили, що ФПГ-сигнал лінійно пов'язаний із зміною об'єму крові в мікросудинах. В залежності від розташування джерела і приймача випромінювання розрізняють фотоплетизмографічні сенсори (ФПГ-сенсори) двох основних типів:

- 1) "на пропускання" (трансмісійний сенсор), коли джерело та приймач розташовані з протилежних сторін від об'єкта дослідження, наприклад, пальця;
- 2) «на відображення» (рефлективний сенсор), коли джерело і приймач розташовані з одного боку від об'єкта дослідження.

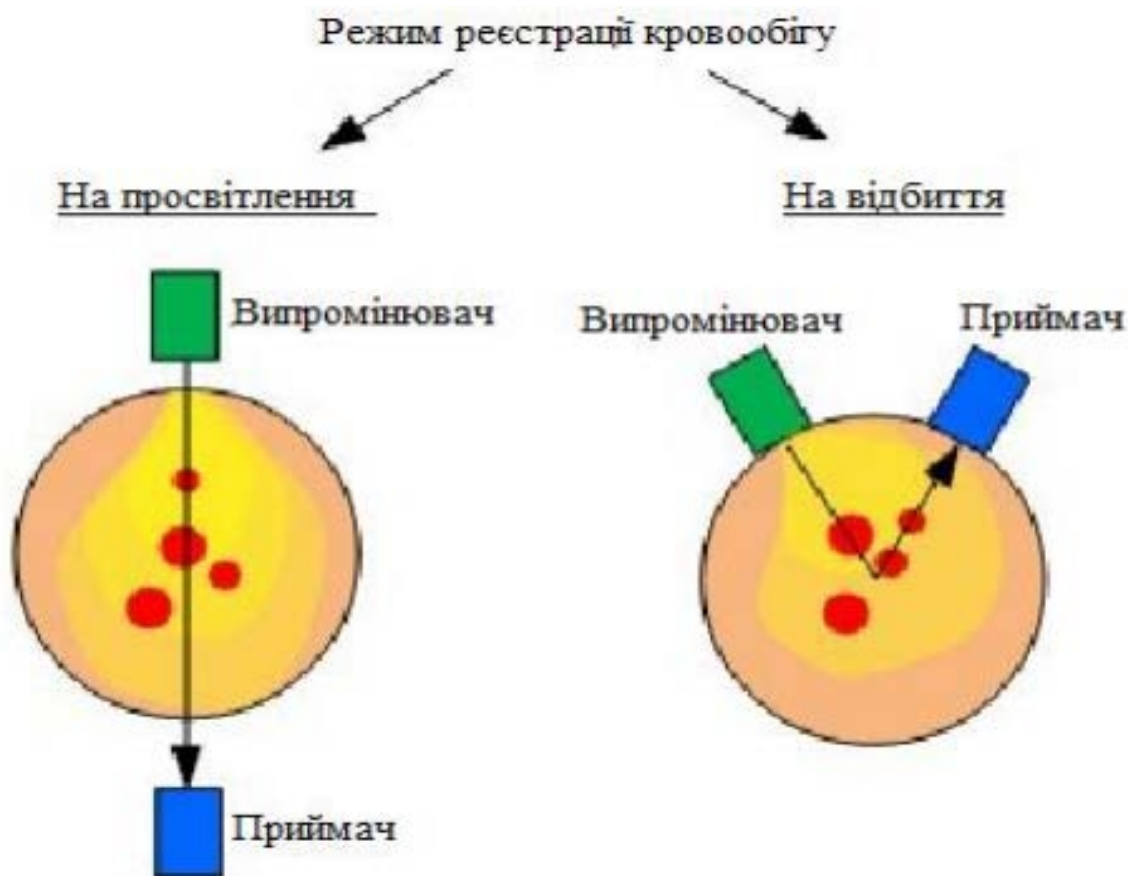


Рисунок 2.1 - Типи фотоплетизмографічних сенсорів

На початку 1975 м. Аояги з співавт. запропонували новий неінвазивний спосіб визначення насиченості артеріальної крові киснем на основі фотоплетизмографії, який отримав назву "пульсоксиметрія". Метод пульсоксиметрії дозволив одночасно оцінювати частоту пульсу та рівень насиченості крові киснем (SpO_2 – saturation pulse O_2 , пульсивна сатурація O_2), в результаті чого завоював популярність, завдяки своїй низькій вартості, простоті і практичності. У початку 1990-х р. за міжнародними стандартами пульсоксиметрія стала обов'язковою процедурою під час моніторингу анестезії.

Перші дослідження, в яких вказується на можливість безконтактної фотоплетизграфічної візуалізації шкірного кровотоку з використанням відеокамери, були розпочаті 1996 р.. Пізніше, 2000 р., автори представили одну з перших систем ФПГ-візуалізації на основі приладу із зарядовим зв'язком (ПЗЗ) і продемонстрували її застосування для оцінки локальних змін кровонаповнення тканини. З того часу кількість публікацій, що відносяться до методів ФПГ-візуалізації, з кожним роком стрімко зростало. Так, за даними позовної системи Google Scholar на кінець 2021 м. кількість публікацій з ключовим словом «plethysmography» за останні 6 років перевищує кількість аналогічних публікацій за попередні 100 років (Мал. 2, а), а кількість публікацій з ключовими словами «imaging photoplethysmography» та «remote plethysmography» за останні 3 роки перевищує кількість аналогічних публікацій за попередні 10 років. При цьому за останні 10 років з кожним роком незмінно зростає відносна вага кількості публікацій на тему фотоплетизмографічної візуалізації загалом кількості публікацій, присвячених фотоплетизмографії (Рис. 2, б), що свідчить про зростання актуальності теми фотоплетизмографічної візуалізації.

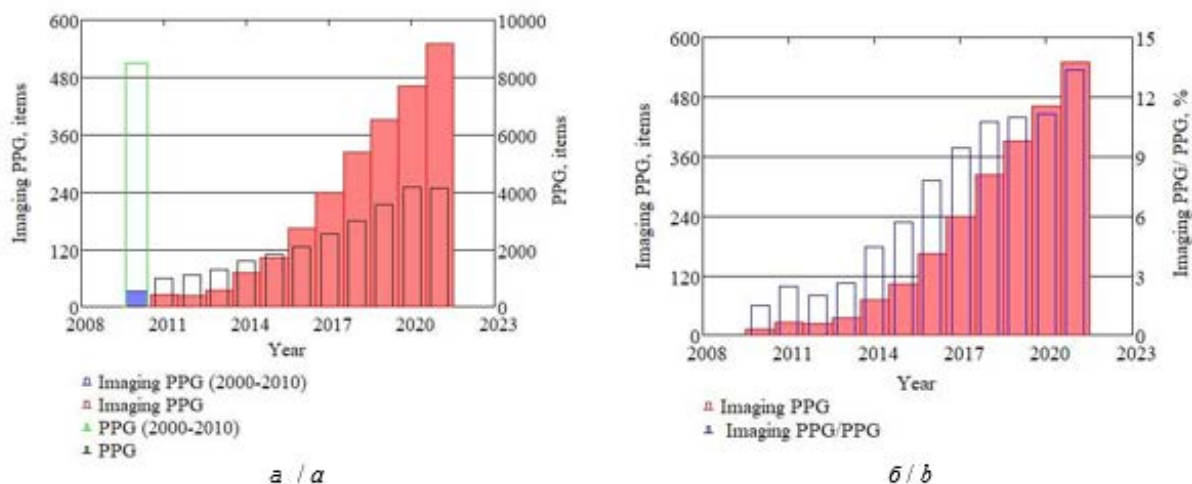


Рис. 2.2 - Зріст кількості публікацій з ключовими словами «imaging photoplethysmography» і «photoplethysmography»: *a*- абсолютне кількість публікацій; *b* - відсоткове ставлення публікацій з ключовими словами «imaging photo- plethysmography» до спільному кількості публікацій з ключовим словом «photoplethysmography»

Перші вимірювання двовимірному ФПГ-сигнали виконані у 2007 та 2008 р. Такано із співавт. (Takano) і Веркрус із співавт. (Verkruysse) з допомогою стандартної камери в області обличчя. Автори запропонували метод, який виявляє коливання кольору обличчя з набору заздалегідь визначених галузей інтересу. Цей метод використовувався для монохроматичних і кольорових зображень. При цьому ФПГ-сигнал формувався шляхом простого усереднення інтенсивності пікселів, що становлять область інтересу. У 2011 м. Камшилїним з співавт. були представлені результати ФПГ-візуалізації у кожному пікселі відеокадру, що забезпечувало високий просторовий дозвіл методу. Одночасно в 2005 р. розвивалися методи безконтактного визначення SpO_2 - насиченості крові киснем з використанням відеокамери. В даний час діагностичні можливості методів контактної ФПГ- та безконтактної ФПГ-візуалізації розширюються і включають не тільки оцінку частоти серцевих скорочень, визначення властивостей судинної стінки, рівня

сатурації крові киснем, але і визначення часу поширення пульсової хвилі, а також його просторового розподілу на поверхності шкіри.

2.2 Фізичні основи методу фотоплетизмографії і альтернативні уявлення про причини формування фотоплетизмографії

Відповідно до сучасних найбільш поширеними уявленнями ФПГ-сигналів формується наступним чином: частина падаючого випромінювання світлодіода або лазера проникає в біологічну тканину, терплячий безліч актів поглинання та розсіювання, досягає судинного шару тканини, в якому частково поглинається кров'ю (переважно еритроцитами), а частково повертається з глибини тканини на поверхню і детектується фотодіодом або відеокамерою як змінний ФПГ-сигнал. У результаті зміна інтенсивності ФПГ-сигналу пов'язано як зі зміною об'ємного кровонаповнення, так і з поглинанням та розсіюванням світла структурами тканини. Умовно розділено і в більшості робіт за ФПГ вважається, що пульсуюча, змінна частина ФПГ-сигналу (або «АС» складова) визначається варіацією обсягу, пов'язаної з пульсом, тоді як непульсуюча повільно змінююча частина ФПГ-сигналу (або "DC" складова) визначається повільним змінням кровонаповнення венозних і артеріальних судин, а також зміною обсягу міжклітинної рідини та іншими фізіологічними процесами, що впливають на оптичні властивості біологічної тканини.

Зростання інтересу до додатків ФПГ і в особливості до ФПГ-візуалізації сприяв дослідженню певних питань, пов'язаних з фізичними механізмами формування ФПГ-сигналу. Розглядалися фактори, що потенційно впливають на форму ФПГ-сигналу, серед яких: зміна об'єму крові, рух стінки кровоносних судин та орієнтація еритроцитів. Традиційно вважається, що ФПГ-сигнал в основному залежить від зміни обсягу крові в судин. Однак відносно нещодавно виникли розбіжності по даному питанню. Наприклад, в роботі [14, 15] автори зробили припущення, що пульсові коливання трансмурального артеріального тиску у великих артеріях механічно деформують структуру тканини дерми, що приводить

до періодичних змін щільності капілярів у сосочковому шарі дерми та коефіцієнту розсіювання світла шарами шкіри. Таким чином, формування ФПГ-сигналу може бути пов'язано саме з механічною компресією тканини кровоносними судинами. Дане припущення пояснює, чому можливе отримання ФПГ-сигналу і в тому випадку, коли оптичне випромінювання не проникає на глибину розташування кровоносних судин. Глибина проникнення світла в шкіру для ФПГ в режимі відображення дій має невелике значення, при цьому відзначаються неоднозначності в її визначення.

При проведенні ФПГ-візуалізації необхідно враховувати, що глибина проникнення випромінювання світлодіодів у шкіру буде меншою, ніж при використанні контактного датчика на відображення з тим самим типом випромінювачів, так як зменшується густина потужності випромінювання, падіння на поверхню шкіри. ФПГ-візуалізація з одночасною реєстрацією пульсових коливань на довжинах хвиль 530 і 810 нм показала можливість визначення перфузії крові з двох функціонально і морфологічно різних шарів шкірного мікроциркулярного русла - поверхневого субпапілярного сплетіння і глибшого сплетіння на стику дерми і гіподерми.

З аналізу спектральних властивостей шкіри можна зробити висновок, що використання у ФПГ-дослідженнях випромінювання червоного і ближнього інфрачервоного діапазонів забезпечує можливість отримання інформації про гемодинаміку в кровоносних судинах, при цьому ефект пульсації в певних областях на поверхні шкіри проявляється у вигляді невеликих механічних коливань, тобто є балістографічним ефектом. Дані ефекти можуть мати глобальне і локальне походження. Глобальні балістографічні ефекти можуть бути пов'язані, наприклад, з рухом голови внаслідок викиду крові в аорту, локальні ефекти – наприклад, з нахилом поверхні шкіри внаслідок проходження великої артерії під областю виміру. Систематичні дослідження походження сигналів ФПГ-візуалізації показали, що балістографічні ефекти виникають в основному при використуванні неоднорідного і неортогонального освітлення (падаюче світло не перпендикулярне поверхні шкіри). Ступінь впливу глобальних і локальних ефектів на результуючий ФПГ-сигнал важко піддається кількісній оцінці.

Балістографічні ефекти суттєво відрізняються від ефектів коливань об'єму крові. Вони також виробляють пульсуючий сигнал, але фаза результуючого сигналу та його морфологія можуть відрізнитися від сигналів, які виникають через ефекти коливань об'єму крові. Усереднення областей, схильних впливу ефектів різного типу, може призвести до спотворення результуючого ФПГ-сигналу. Останнє має особливе значення щодо рівня насиченості крові киснем, коли має враховуватися лише зміна обсягу крові, але не балістичний вплив. Тому рекомендується здійснювати ретельний відбір ділянок поверхності шкіри для проведення оксиметрії таким чином, щоб виключати з розгляду області, що здійснюють механічні коливання під впливом серцевих скорочень та поширюється по судинах пульсової хвилі.

2.3 Технічні аспекти ФПГ-візуалізації

2.3.1 Принцип формування візуальних даних при ФПГ-візуалізації

Вихідними даними методу ФПГ-візуалізації служать двомірні матриці значень, пропорційних інтенсивності світла, фону і самого об'єкта вимірювань, що відображається від різних предметів, і в результаті падаючого на матрицю камери (Рис. 3). Глибина проникнення випромінювання, що використовується для освітлення об'єкта, буде залежати від його довжини хвилі, тому вигляд ФПГ-зображень може значно відрізнитися при використанні джерел різного спектрального складу, наприклад зеленого і червоного (Рис. 3, *а*, *б*). Зміни у часі відбивних властивостей живого об'єкта, наприклад, при варіації об'ємного кровонаповнення шкіри, призводить до відповідної зміни матричних даних з камери. У результаті за обраний проміжок часу формується набір двовимірних матриць що розвиваються у часі, тобто масив тривимірних даних. Сигнал із кожного елемента двомірної матриці, реєстрований на протязі тривалого часу, розглядається як одномірний тимчасовий ряд, який у більшості випадків математично обробляється методами спектрального чи статистичного аналізу. У

результаті кожному пікселю зображення відповідає статистичний, спектральний або інший числовий параметр, кожному значенню ставиться у відповідність колір (відтінки) палітри (псевдопалітри). Використання псевдопалітри дає можливість трансформувати зображення з відтінків сірого в кольорове зображення з певним кольорним градієнтом переходу значень від мінімального до максимального, що підвищує наочність результатів ФПГ-візуалізації.

Найбільш поширена спектральна обробка фотоплетизмографічних даних за допомогою швидкого перетворення Фур'є або з кожного окремого пікселя, або з групи пікселів (зони інтересу). Для визначення частоти серцевих скорочень в амплітудному спектрі можуть виділятися спектральні складові, що відповідають кардіальному діапазону 0.5-2 Гц. Частота, на якій виявляється максимальна амплітуда спектральних складових, буде відповідати частоті серцевих скорочень (ЧСС), усередненої за час вимірів. Такий метод може реалізовуватися або з просторовим усередненням визначених значень ЧСС по всій поверхності об'єкта, або з усередненням у вибраних зонах поверхні об'єкта, відмінним високим ставленням сигнал/шум.

Іншим поширеним методом візуалізації ФПГ-даних служить побудова карти амплітуд пульсацій, реалізоване за допомогою обчислення потужності спектральних складових коливань інтенсивності зображення, відповідних пульсацій крові в судинах у кожному пікселі зображення (або їхній групі). В результаті параметр візуалізації на таких зображеннях є просторовий розподіл амплітуди пульсації або в кожному пікселі (Рис. 2.4, *в*), або усереднене по групі пікселів (Рис. 2.4, *г*).

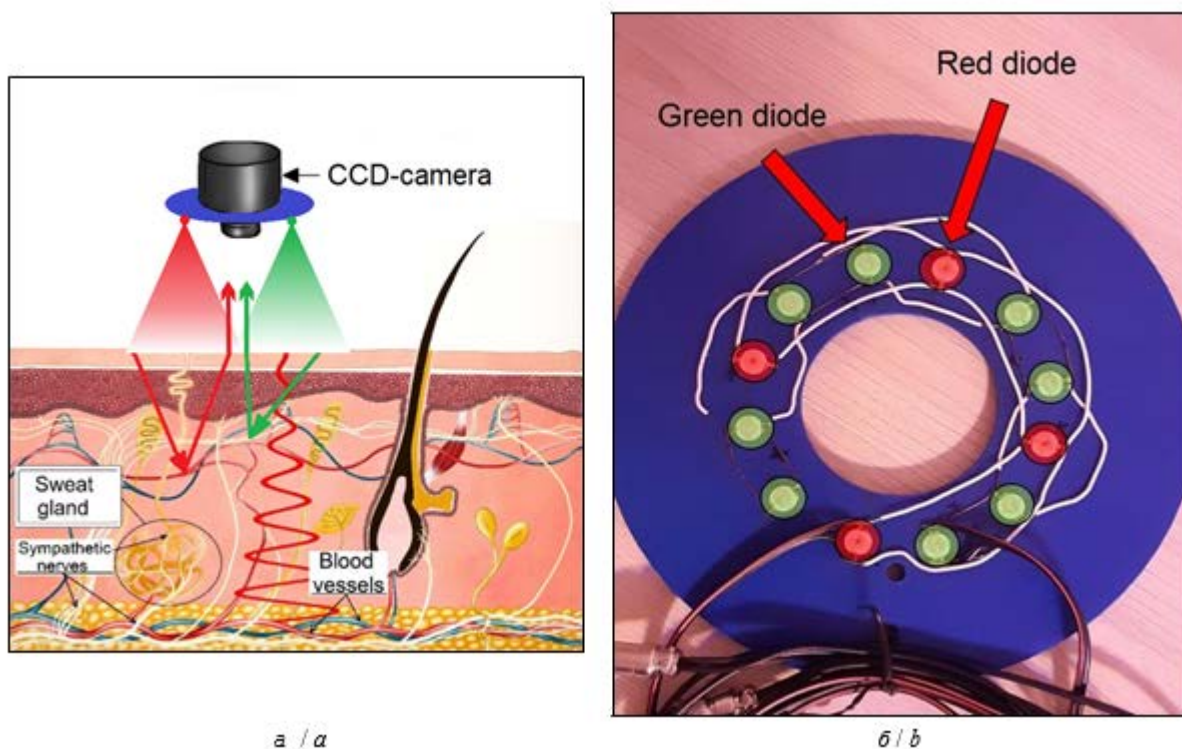


Рис. 2.3 Апаратна реалізація методу ФПГ-візуалізації

a – схема реєстрації сигналу з поверхні шкіри (умовно показані компоненти випромінювання зеленою і червоною областю спектру назад розсіяного і відбитого від крові і біологічної тканини);

б - приклад кільцевого освітлювача для ФПГ-візуалізації і визначення рівня оксигенації (Центральна довжина хвилі світлодіодів 660 нм (червоний) і 530 нм (зелений)) (відбувається чергування включення/вимикання сукупності червоних і зелених світлодіодів при постійному режимі роботи камери) (колір online)

У цілому карта амплітуд пульсації може вказувати на області поверхні об'єкта, є найбільш інформативними з точки зору можливості визначення частоти серцевих скорочень. Важливим аспектом якісної ФПГ-візуалізації є зниження механічних рухів об'єкта в процесі зйомки як з допомогою спеціальної техніки експерименту, так і з допомогою алгоритмів обробки зображення, компенсуючі рухи і відстежують переміщення контурів об'єкта від кадру до кадру.

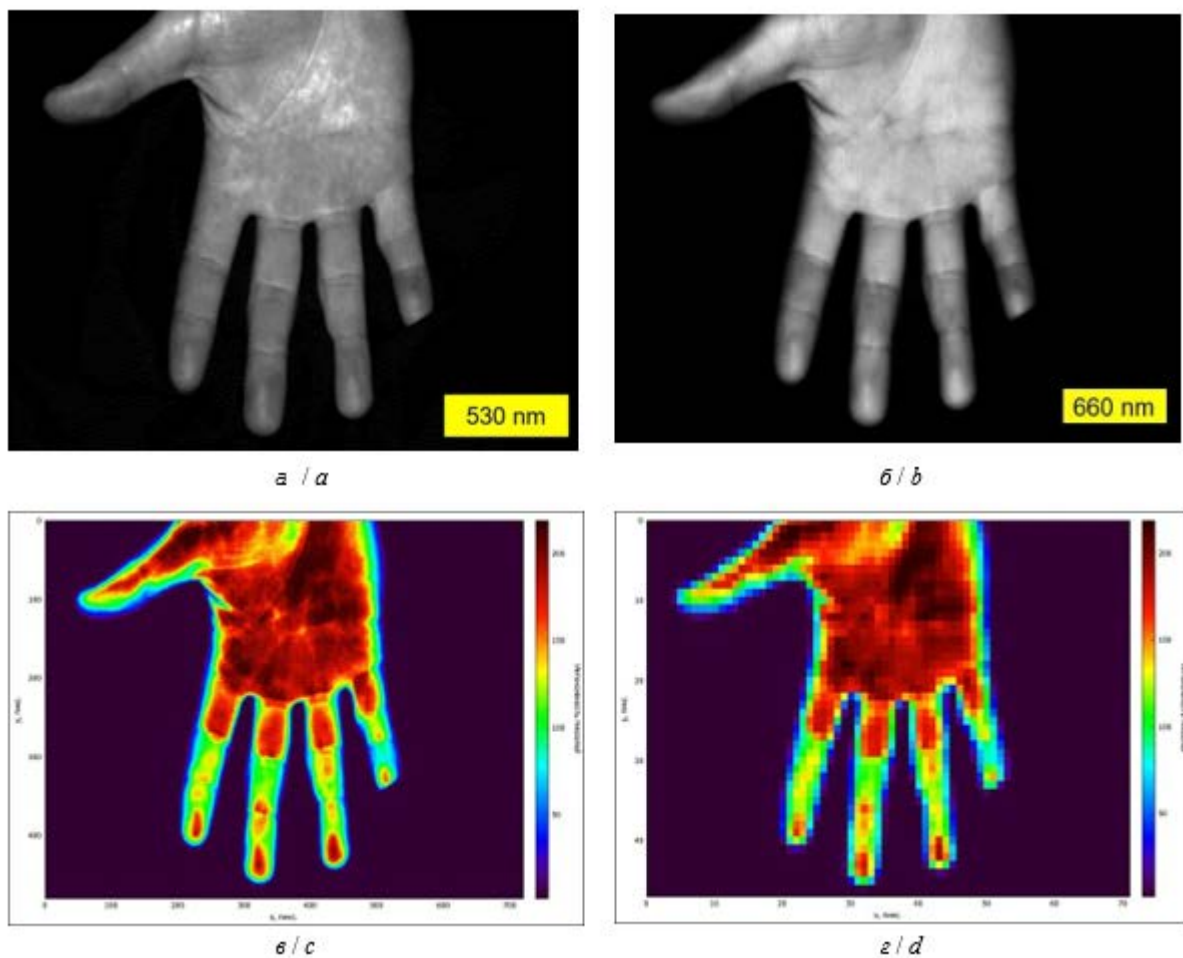


Рис. 2.4 ФПГ-візуалізація долонною частини руки

a - зображення об'єкта при використанні світлодіодів з центральною довжиною хвилі 530 нм (зелений);

б – зображення об'єкта під час використання світлодіодів із центральною довжиною хвилі 660 нм (червоний);

в - візуалізація амплітуди пульсацій в кожному пікселі зображення; *г* - візуалізація амплітуди пульсацій, усереднених в межах квадратних областей 10×10 пікселів

2.3.2 Вибір області спектру випромінювача

У ранніх роботах було відзначено, що амплітуда пульсацій сигналу зеленого каналу кольорової камери (RGB-камери) найбільша в порівнянні з червоним і синім. Це пов'язано з тим, що оксигемоглобін і дезоксигемоглобін крові поглинають випромінювання зеленої області більш інтенсивно, ніж у червоній та синій областях (Рис. 4, *a*, *б* демонструють відмінність зображень, отриманих при освітленні шкіри випромінюванням зеленої та червоної областей спектру). З цієї

причини збільшення обсягу крові в судинах наводить до більш значному зменшенню відбитої компоненти в зеленому каналі у порівнянні з червоним і синім. Таким чином, в зеленому каналі кольорового зображення спостерігається найбільший варіаційний розмах сигналу пульсацій, тому в більшості робіт з ФПГ-візуалізації за допомогою природного освітлення та RGB-камери для визначення пульсу застосовується зелений цифровий канал кадру, а за допомогою монохромної камери - зелене освітлення. Якщо в контактної ФПГ найчастіше для зондування тканини застосовуються джерела в області червоного та ближнього інфрачервоного спектру, то для ФПГ-візуалізації найбільше відношення сигнал/шум дає використання випромінювання зеленої області спектру, попри на те що випромінювання червоного і ближнього інфрачервоного діапазонів у тканину глибше. Використання для освітлення синій області спектру дає високий рівень шуму.

2.3.3 Використання камер різного типу

Як правило, для ФПГ-візуалізації найбільше застосування знайшли системи на основі або монохромної камери із зовнішнім підсвічуванням (частіше зеленою), або системи на основі RGB камери. Щоб уникнути тіней на об'єкті забезпечують високу інтенсивність і рівномірність освітлення. Для цього часто використовується кільцевий світлодіодний освітлювач, що закріплюється на об'єктиві камери так, щоб їх оптичні осі збігалися (див. рис. 3, б). Використання поляризаційного фільтра на камері дозволяє знизити вплив оптичних перешкод на ФПГ-сигнал.

У останні 5 років інтенсивно досліджуються можливості використання бюджетних RGB- камер і веб-камер (як різновиди RGB-камер з як правило, більше низьким дозволом і швидкістю зйомки) для безконтактного моніторингу ЧСС. Порівняно з системою ФПГ- візуалізації на основі монохромної камери, ці системи мають низьку вартість та простоту реалізації, так як для зовнішнього підсвічування часто використовується зовнішнє освітлення. Використання алгоритму нормалізації ФПГ-сигналу дозволяє усунути вплив нестабільності інтенсивності зовнішнього освітлення на результати вимірів. При використанні даних з RGB-камер сигнал

поділяється на R (червоний), G (зелений) і B (блакитний) канали, котрі аналізуються незалежно, що дозволяє дослідити ділянку тіла в трьох різних діапазонах довжин хвиль. Використання трьох каналів розширює різноманіття алгоритмів вилучення пульсових вагань і способів зменшення артефактів руху на основі комбінації або незалежного аналізу R, G і B компонент. Деякі більш рідкісні види артефактів, наприклад, нерегулярність швидкості зйомки відеокадрів та вплив ширини тимчасового вікна усереднення частоти серцевих скорочень, розглянуті в роботі.

2.3.4 Вибір області вимірювань пульсових вагань на поверхні тіла людини

У ранніх дослідженнях використовувалася область зап'ястя або пальців рук, які фіксувалися для зменшення артефактів руху, оскільки саме вони вносили суттєві перешкоди, пізніше було показано, що використання монохромної і RGB-камери дає можливість визначити ЧСС з області обличчя. Для вимірювання пульсу на обличчі рекомендується використання області щік, лоба і підборіддя, або на всій її площі. При цьому реєстрація даних з області лоба призводить до отримання пульсових коливань з найбільшою амплітудою. Область навколо губ також може використовуватись для реєстрації пульсу.

Перевагою використання зони особи для визначення пульсу полягає в тому, що дана область завжди відкрита. Крім цього, в даний час розроблено алгоритми виділення інформативних областей на обличчі, що знижують артефакти руху, наприклад, метод Віоли - Джонса (Viola-Jones object detection), або алгоритми, що використовують ознаки Хаара, тоді як виділяти інформативні області на інших ділянках тіла доводиться вручну.

2.3.5 Визначення області інтересу

При ручному виборі області інтересу (region of interest) та її розміру результируючий ФПГ-сигнал, як правило, визначається за допомогою усереднення значень групи пікселів, складових дану область.

До недоліків такого способу можна віднести:

по-перше, вплив суб'єктивного фактору, оскільки при цьому складно забезпечити відтворюваність розташування області внаслідок мікрорухів об'єкта;

по-друге, проблему вибору оптимального розміру області інтересу, за усереднення по малих просторових областях сигнал буде більш ступінчастим, а за усереднення по великій площі результуючий сигнал може включати як інформативні, так і неінформативні пікселі або пікселі, що дають сигнал артефактів руху чи дзеркального відбиття.

Тестування існуючих автоматичних алгоритмів виділення області інтересу, наприклад, таких як детектор осіб Віоли - Джонса або Лукаса - Канаді, показує, що дані алгоритми можуть точно відстежувати обрану область при повороті обличчя. Єдиного кращого вирішення перерахованих проблем поки не існує, тому пропонуються різні компромісні варіанти.

Запропоновано метод визначення інформативних пікселів за допомогою одночасного аналізу всієї області обличчя та автоматичного визначення областей інтересу з найбільшою амплітудою пульсу та використанням адаптивних матриць або варіації яскравості областей. Раніше самі автори запропонували застосовувати безперервне вейвлет-перетворення для ідентифікації пікселів з явно вираженим пульсовим сигналом.

Запропоновано концепцію «суперпікселів» для автоматичного вибору та відстеження найбільш інформативних ділянок. Для сегментації зображення може використовуватися непараметричний байєсовський алгоритм, а для видалення артефактів, пов'язаних з мерехтінням світла, авторегресійні моделі. Для оцінки форми фотоплетизмографічної хвилі за допомогою байєсовського підходу запропоновано стохастичний метод вибору точок з області щоки. Одним із сучасних підходів для автоматичного виділення областей інтересу є застосування згорткових нейронних мереж.

2.3.6 Оцінка основних фізіологічних показників організму людини методом ФПГ-візуалізації

Екстракція пульсового сигналу з даних ФПГ:

Серцевий ритм є одним з найбільш важливих маркерів здоров'я серцево-судинної системи, контроль якого для деяких пацієнтів життєво необхідний, тому питання безперервного та безконтактного моніторингу ЧСС залишається актуальним. Підвищений інтерес до безконтактного визначення параметрів серцевих скорочень сприяє порівняно високе відношення сигнал/шум у спектральній ділянці кардіальних коливань (0.5–2 Гц), що дозволяє виділити корисний сигнал на фоні оптичних перешкод та шуму матриці відеокамери.

Безконтактний контроль ЧСС за допомогою ФПГ-візуалізації вже має успіхи клінічного застосування, наприклад, моніторингу немовлят і недоношених дітей, а також для моніторингу порушень сну.

Після реєстрації сигналу, як правило, виконується попередня обробка кадрів з метою виділення пульсової хвилі, для цього стандартно застосовується смугова фільтрація сигналу, Фур'є-фільтрація, безперервна вейвлет-фільтрація або методики адаптивної фільтрації. Іншим підходом є цілеспрямоване виділення слабкого пульсового сигналу із застосуванням алгоритму ейлерового посилення.

Автори в [17] запропонували мінімізувати вплив артефактів руху та світлові відблиски у вихідному сигналі шляхом видалення тренду та поділу RGB даних за допомогою незалежного аналізу R, G та B компонент. Цей метод заснований для поділу багатовимірного сигналу на його незалежні вихідні компоненти, при цьому передбачається, що вихідні сигнали є статистично незалежними один від одного і не є гаусовими. На основі виділення Основні компоненти розроблено метод CHROM, в якому RGB вектори даних об'єднуються у два ортогональні сигнали, нормалізуючи колірний канал і знижуючи рівень перешкод, пов'язаних з відблисками на поверхні шкіри.

В інших роботах [18, 19] використовується нормалізоване RGB простір із

ортогональною до нього площиною тону сигналу. На основі аналізу RGB даних у такому просторі можна виключити компоненти, які не пов'язані з пульсаціями RGB даних внаслідок серцевих скорочень та проходження пульсової хвилі по судинах.

Крім застосування різних методів фільтрації сигналів та алгоритмів, для визначення ЧСС все більшої популярності набуває також застосування нейронних мереж. Для цього використовується глибоке або поверхнєве навчання.

Вхідними даними для такого методу є або вихідний відеозапис сигналу (просторово-часові дані), або попередньо оброблені одновимірні дані з вибраної області. Вперше підхід глибокого навчання був використаний у роботі [20], в якій дані попередньо обробляли шляхом виділення основних компонентів, після чого вони передавалися в нейромережу. Пізніше з'явилися більш досконалі нейромережі глибокого навчання, у яких вхідними даними були попередньо виділені сигнали у часовій області, а також нейромережі, де як вхідний сигнал використовується вихідний відеозапис. У ряді робіт моделювався вплив різних зовнішніх умов та перешкод з метою оцінки ступеня спотворення ФПГ даних та способів їх мінімізації.

Як відповідь на зміну сучасної епідеміологічної обстановки, пов'язаної з поширенням нової коронавірусної інфекції SARS-CoV-2, з'являються роботи, у яких пульс визначається людей у масці. При цьому актуальними стають роботи, які вивчають питання про мінімально необхідну площу на обличчі, за якою можна з високим ступенем достовірності визначати пульс.

2.4 Двовимірне картування амплітуди пульсацій

Крім завдання отримання сигналу ЧСС з відеозапису, актуальним завданням також є просторове картування амплітуд сигналу пульсової хвилі на вибраній ділянці тіла. Для вимірювання карт перфузії крові комерційно доступні пристрої лазерної спеклконтрастної візуалізації та лазерної доплерівської візуалізації. До обмежень таких пристроїв можна віднести необхідність складних протоколів вимірювань, висока вартість апаратного та програмного забезпечення. Метод ФПГ-

візуалізація позбавлений зазначених недоліків, тому в перспективі може зайняти міцне місце як спосіб двовимірного. картування параметрів периферичної гемодинаміки.

Окрім завдання отримання сигналу ЧСС з відеозапису, актуальним завданням також є просторове картування амплітуд сигналу пульсової хвилі на вибраній ділянці тіла. Для вимірювання карт перфузії крові комерційно доступні пристрої лазерної спеклконтрастної візуалізації та лазерної доплерівської візуалізації. До обмежень таких пристроїв можна віднести необхідність складних протоколів вимірювань, висока вартість апаратного та програмного забезпечення. Метод ФПГ-візуалізація позбавлений зазначених недоліків, тому в перспективі може зайняти міцне місце як спосіб двовимірного. картування параметрів периферичної гемодинаміки

Перші алгоритми для побудови просторової картки розподілу амплітуди коливань кровотоку включали розбиття вихідне зображення на окремі області. Далі формувалася тривимірна матриця розміром $x \times y \times z$ з подальшим виконанням перетворення Фур'є. При виконанні візуалізації зменшується просторовий дозвіл даного методу обернено пропорційно розміру квадрата, в рамках якого відбувається усереднення даних. Був представлений новий метод отримання ФПГ-зображень з високою просторовою роздільною здатністю, рівним роздільній здатності використовуваної камери. Цей метод заснований на синхронному посиленні записаних відеокадрів (метод когерентної демодуляції). Показано, що метод може застосовуватися на дослідження регуляції периферичного кровообігу.

Для формування опорного сигналу рекомендується використовувати область площею 1 см^2 і більше. Продемонстровано можливість ФПГ-візуалізації та визначення частоти серцевих скорочень у новонароджених при кімнатному освітленні.

Іншим підходом для побудови карт перфузії є мультисенсорний метод PulseCam, в якому сигнал кожного пікселя порівнюється з опорним ФПГ-сигналом з пальцевого датчика. Таким чином, метод також дозволяє отримувати карти перфузії з просторовим дозволом, рівним повному дозволу матриці камери. Метод

когерентної демодуляції та мультисенсорний метод використовують опорний сигнал пульсу, який у першому способі одержують шляхом усереднення сигналів з пікселів у вибраній області, а в другому спосіб - за допомогою незалежного ФПГ-датчика. У кожному окремому пікселі реєструється високий рівень шумів, тому опорний сигнал використовується для збільшення відношення сигнал/шум.

У дослідженні [21] використовували установку для ФПГ-візуалізації із зеленим підсвічуванням для зйомки обличчя та виявлення системної склеродермії. Результати дослідження здорових та хворих піддослідних виявили, що при системній склеродермії проявляється асиметрія амплітуди пульсу на обличчі, що наочно демонструють представлені двовимірні зображення карток амплітуд. Також двовимірна ФПГ-візуалізація демонструє збільшення кровотоку при локальному нагріві.

Продемонстровано можливості ФПГ – візуалізації у вивченні церебральної мікроциркуляції мозку щурів. Автори використовували в експериментах анестезовану щура, у якого попередньо проводилося відкриття черепної коробки без пошкодження мозковий оболонки. У відповідь на хворобливу стимуляцію реєструвалося збільшення амплітуди пульсу в різних областях відкритого мозку щури. У подальших дослідженнях продемонстровано можливості ФПГ-візуалізації амплітуди пульсацій та часу запізнення пульсової хвилі для аналізу мозкового кровотоку під час відкритої операції на головному мозку. Встановлено, що дана процедура добре візуалізує зміни церебрального кровопостачання, викликані оперативним втручанням. Продемонстровано зменшення однорідності карток амплітуди пульсацій при мігрені.

Дані ФПГ-візуалізації можуть використовуватися спільно з електрокардіографією для вимірювання часу поширення пульсової хвилі та її просторового розподілу, наприклад, в області обличчя. Для тривимірного картування амплітуд пульсу застосовують поперединне освітлення на декількох довжинах хвиль, наприклад, 660 і 880 нм, що уможлиблює візуалізацію розподілу сигналу пульсової хвилі по глибині.

2.5 Висновок до розділу 2

Фотоплетизмографія визначається як потужний та ефективний метод для невідомого вимірювання фізіологічних параметрів організму. Здійснюючи аналіз оптичних властивостей тканин, фотоплетизмографія дозволяє отримувати важливі дані щодо серцево-судинної активності, рівня кисню та інших параметрів кровообігу без необхідності інвазивних процедур.

У цьому розділі були представлені ключові аспекти принципу роботи фотоплетизмографії, включаючи взаємодію світла з тканинами, реєстрацію відбитого сигналу та аналіз його динаміки. Важливим аспектом є висока чутливість до змін кровообігу та інших фізіологічних процесів, що робить її ідеальним інструментом для моніторингу мікроциркуляції в реальному часі.

Однак, для максимальної ефективності та точності вимірювань, важливо враховувати фактори, такі як освітлення, шуми та інші артефакти, які можуть впливати на якість отриманих сигналів. Вдосконалення алгоритмів обробки сигналів, фільтрація та математичне моделювання грають ключову роль у забезпеченні надійності та достовірності отриманих даних.

РОЗДІЛ 3 ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ ДОСЛІДЖЕННЯ ФУНКЦІОНАЛЬНОСТІ ВОЛОКОННО-ОПТИЧНОГО СЕНСОРА У ВИЗНАЧЕНІ КРОВОНАПОВНЕННЯ ТКАНИН

Довгий час кровотік у пальцях був предметом інтересу для фізіологів і клініцистам через його виражену варіабельність як у спокої, так і під час стрес-тесту. Експериментальні вимірювання дають можливість досліджувати механізми регуляції кровотоку за допомогою аналізу сигналів у різних частотні інтервали, пов'язані з серцем. Ці вимірювання також дозволяють оцінити тепловий вплив на шкірі у разі опіків і реакції кінцівок тести на вдих, тепло, холод.

3.1 Розробка структурної схеми волоконно-оптичного комплексу

Дослідження фотоплетизмографічних сигналів можна провести за допомогою схеми, представленої на рисунку 4.1, де ОВ1, ОВ2, ОВ3 – оптичні випромінювачі (світлодіоди), ФП1, ФП2, ФП3 – фотоприймачі (фотодіоди) ІЧ випромінювання, які утворюють фотоелектричні датчики. П1, П2, П3 – підсилювачі фотоплетизмографічних сигналів, МК – мікроконтролер, БГР – блок гальванічної розв'язки, ПІ – послідовний інтерфейс, ПК – персональний комп'ютер. Аналогова частина цієї структури складається з оптичних випромінювачів ОВ1, ОВ2, ОВ3, фотоприймачів ФП1, ФП2, ФП3 та підсилювачів фотоплетизмографічних сигналів П1, П2, П3, а всі інші блоки відносяться до цифрової частини. Підсилені сигнали, які надходять з датчиків, перетворюються в аналого-цифровому перетворювачі, який вбудований в мікроконтролер, в цифровий код, що передається в ПК через послідовний порт. Після того, як результати вимірювання потрапляють в комп'ютер, на екрані висвітлюється оброблений фотоплетизмографічний сигнал. Для передачі на значні відстані даних, виміряних мікроконтролером МК до персонального комп'ютера ПК, найдоцільніше використати послідовний інтерфейс RS-232. При його використанні вирішуються такі проблеми:

- подолання обмежень у виробництві;
- спрощення підключення
- мінімізація кількості і асортименту з'єднувальних кабелів;
- економія дефіцитних ресурсів ПК
- адрес портів, каналів і ліній запитів на переривання;
- повна підтримка технології самоналагодження (Plug and Play).

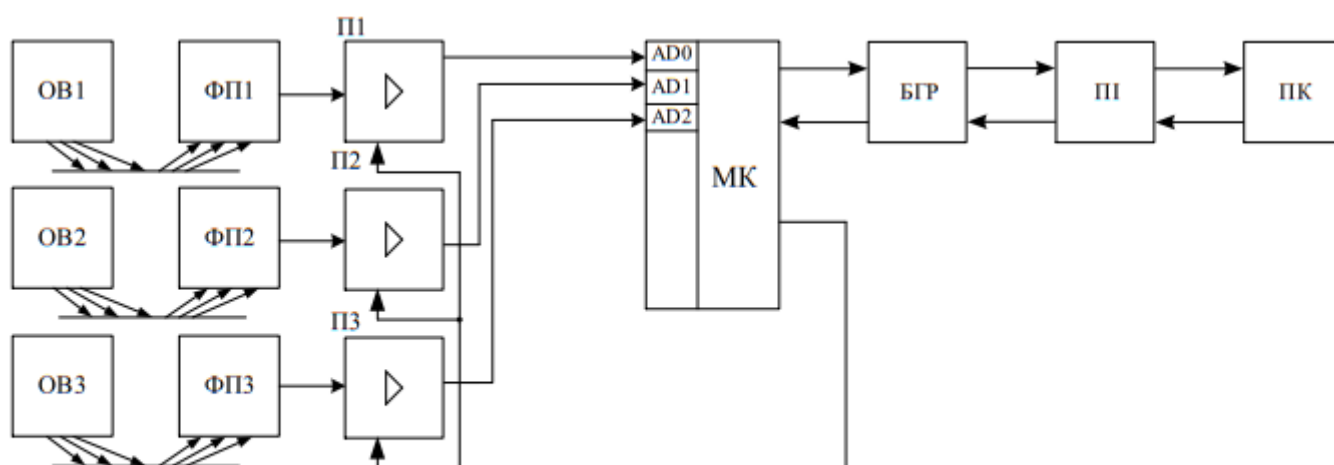


Рисунок 3. 1 – Структурна схема оптико-електронного комплексу

3.2 Розробка вимірювального перетворювача мультиспектральної системи для дослідження мікроциркуляції крові

Оптико-електронний вимірювальний перетворювач діагностування стану периферичного кровообігу (рис. 3.2) містить джерело випромінювання 1 фотоприймач 2, що підключений до входу підсилювача 3. Вихід підсилювача 3 під'єднаний до входу мікроконтролера 4 обчислювача 5, вихід 6 мікроконтролера 4 з'єднаний зі входом блока спектрального аналізу 7, вихід 8 якого під'єднаний до входу мікроконтролера 4, вихід 9 мікроконтролера 4 з'єднаний зі входом блока еталонів 10, вихід 11 якого з'єднаний зі входом блока зберігання еталонів 12, перший вихід 13 якого з'єднаний зі входом блока еталонів 10, а другий його вихід

14 під'єднано до входу мікроконтролера 4.

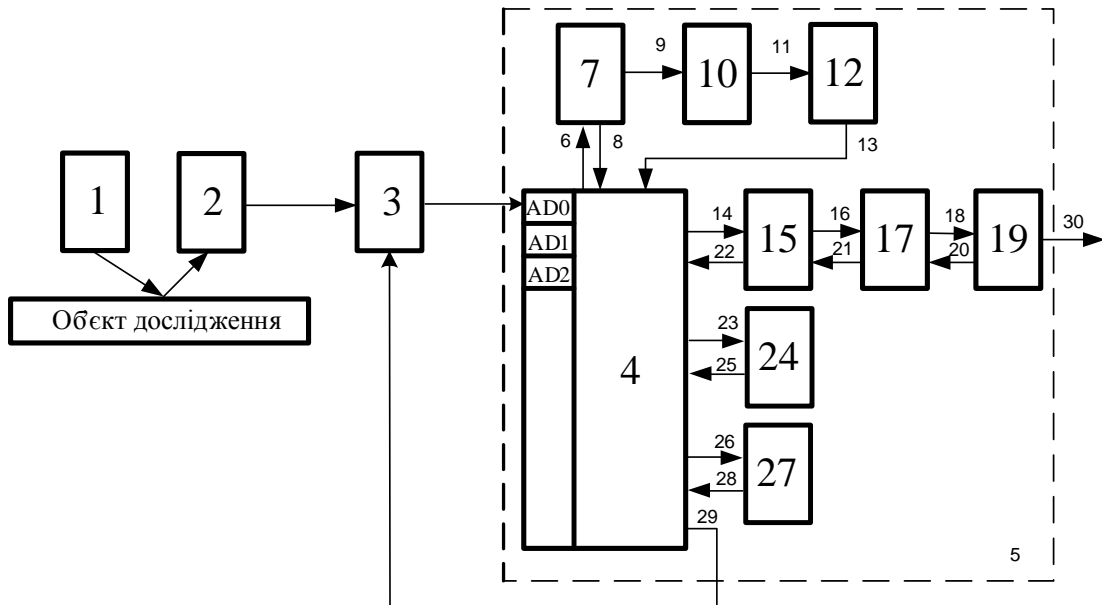


Рисунок 3.2 - Структурна схема оптико-електронного вимірювального перетворювача діагностування стану мікроциркуляції крові

Оптико-електронний вимірювального перетворювача діагностування стану мікроциркуляції крові працює наступним чином. Після ввімкнення пристрою відбувається скидання блоків обчислювача 5, а саме мікроконтролер 4 скидається на нуль і пристрій вмикається. Після цього джерело випромінювання 1 випромінює світловий потік, який, частково поглинаючись і частково розсіюючись біологічними тканинами досліджуваного організму (об'єкта дослідження), подається на фотоприймач 2. Пульсації периферичних судин, що виникають внаслідок проходження пульсової хвилі викликає коливання оптичної щільності живої тканини, отже, потік інфрачервоного випромінювання, яке пройшло через тканини або відбилося від них, модулюється по амплітуді та індукує електричні сигнали, пропорційні цьому потоку у фотоприймачі 2.

Сигнал з фотоприймача 2 після фільтрації та посилення на підсилювачі 3 надходить на вхід мікроконтролера 4. Далі сигнал надходить на вхід опорного блоку 10, де отриманий сигнал порівнюється з його еталонним значенням, попередньо записаним у еталонний запам'ятовуючий блок 12, в результаті якого

визначається ступінь порушення периферичного кровообігу.

Оскільки мікроконтролер 4 має вбудований АЦП, він виконує серію аналого-цифрових перетворень, після чого мікроконтролер 4 перетворює сигнал у цифровий код. З його виходу сигнал надходить на перший вхід 15 блоку гальванічної розв'язки 16. З його виходу 17 сигнал передається на контролер USB 18. Контролер USB 18 використовується для передачі даних в пам'ять персонального комп'ютера 20. Після отримання результатів вимірювань на ПК 20 оброблений фотоплетизмографічний сигнал виводиться на екран (рис. 3.9).

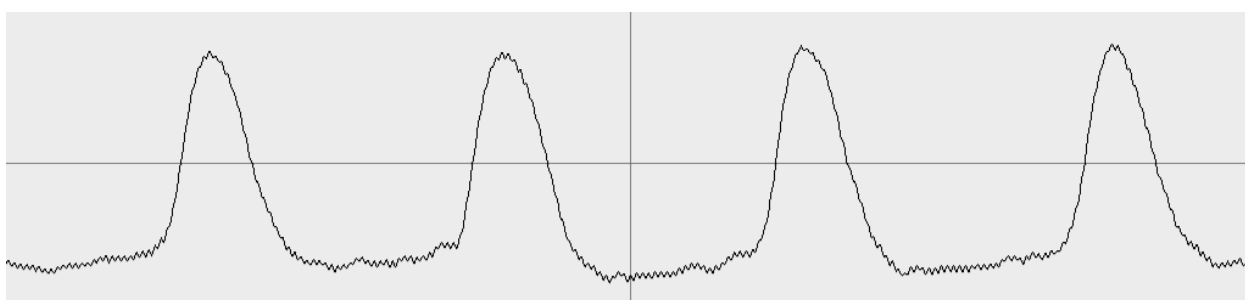


Рис. 3.3 – Фотоплетизмографічний сигнал, що реєструється за допомогою оптико-електронного вимірювального перетворювача

Коли сигнали надходять в персональний комп'ютер 20, він інформує мікроконтролер про те, що сигнал встановлено. Це здійснюється через виходи: 21 Персонального комп'ютера 20, 22 USB-контролер 18 і 23 блок гальванічної розв'язки 16.

Синхронізація роботи пристрою, а саме підсилювача 3, здійснюється завдяки керуючому сигналу з виходу 30, який виробляється мікроконтролером 4.

Для забезпечення мобільності даного приладу та розширення його функціональних можливостей в ньому використовується графічний рідкокристалічний індикатор 25, на який виводиться графічна інформація (фотоплетизмограма), через вихід 24 мікроконтролера 4, в якому встановлено модуль для роботи з графічним рідкокристалічним індикатором. індикатор запрограмований. Це дає можливість проводити діагностику без використання

персонального комп'ютера, що важливо при обстеженні післяопераційних хворих. Крім того, пристрій оснащений слотом 28 для карти пам'яті SD, що дозволяє зберігати дані і згодом передавати їх на персональний комп'ютер.

3.3 Програмно-алгоритмічна реалізація побудови мультиспектральної системи для дослідження мікроциркуляції крові

Для вимірювання рівня перфузії крові використовується датчик, що складається з інфрачервоного світлодіода, який передає інфрачервоний (ІЧ) сигнал на палець людини, і фотодіода, який приймає сигнал, відбитий від периферичних судин. Світлодіод і фотодіод повинні бути розташовані близько один до одного. Інтенсивність відбитого сигналу залежить від об'єму крові в кінчику пальця. Тому з кожним ударом серця змінюється інтенсивність відбитого ІЧ-сигналу, що фіксується фотодіодом. Зміна об'єму крові викликає появу імпульсів на виході фотодіода, але їх амплітуда занадто мала, щоб безпосередньо подавати їх на мікроконтролер для обробки. Для вирішення цієї проблеми застосована схема підсилення та фільтрації сигналу на операційних підсилювачах (рис. 3.1)

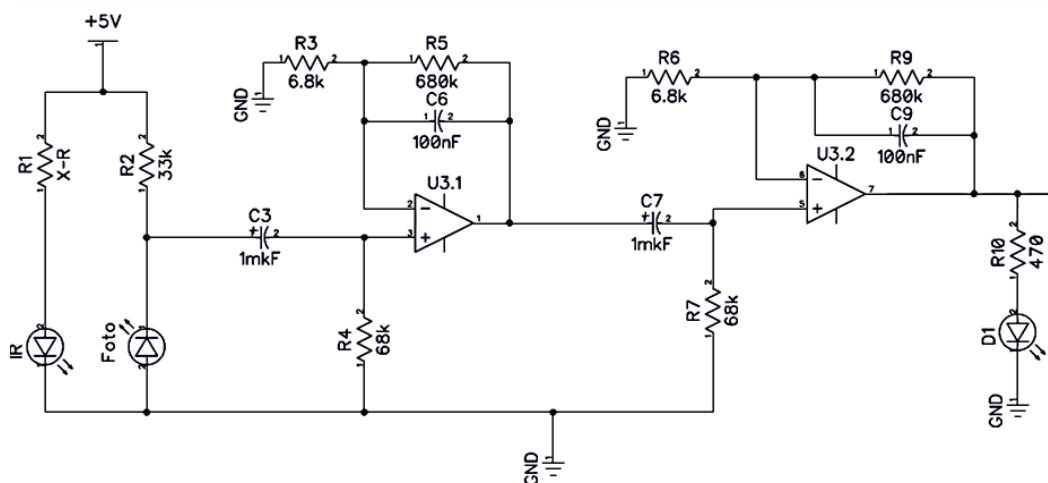


Рисунок 3.4 - Схема посилення і фільтрації сигналу на операційних підсилювачах

Виведення значення пульсу здійснюється на 3-х розрядний семісегментний

індикатор. Для обробки сигналів використовується мікроконтролер ATmega8A-PU. Мікроконтролер ATmega8 виготовлений за технологією CMOS, 8-розрядний, на основі архітектури AVR RISC. Виконуючи одну повну інструкцію за такт, ATmega8 досягає продуктивності 1 MIPS на МГц, що забезпечує оптимальне співвідношення продуктивності до потужності.

AVR - це сімейство мікроконтролерів, розроблених фірмою Atmel (закуплена корпорацією Microchip Technology). AVR має широке використання у вбудованих системах та електроніці. Архітектура RISC використовує принцип зменшення числа операцій та інструкцій на мікропроцесорі.

Схема нормалізації сигналу складається з двох однакових активних фільтрів низьких частот з частотою зрізу близько 2,5 Гц. Це означає, що максимальне вимірюване значення пульсу становить 150 ударів на хвилину. Операційний підсилювач, який використовується в схемі MCP602, є подвійним операційним підсилювачем, що працює від однополярного джерела напруги. Вихідний сигнал має амплітуду, рівну напрузі живлення. Фільтрація сигналу необхідна для придушення високочастотного шуму.

Кожен рівень має приріст 100, а загальний приріст становить 10 000. А кожен вхідний конденсатор повинен блокувати постійну складову сигналу.

$$\text{Коефіцієнт підсилення кожного рівня} = \frac{R5}{R4} = \frac{R8}{R6} = \frac{680K}{68K} = 100$$

$$\text{Частота зрізу фільтру} = \frac{1}{2\pi R7 C4} = 2,34 \text{ Гц}$$

Ця схема має достатню потужність для підвищення рівня сигналу фотодіода, його фільтрації та перетворення в імпульси для подальшого підрахунку мікроконтролером. Світлодіод VD3 на виході фільтра блимає кожного разу, коли виявляється серцебиття. Управління, підрахунок імпульсів і обчислення, відображення значення імпульсу на індикаторі здійснюється мікроконтролером. Використовуваний індикатор являє собою трирозрядний семисегментний світлодіод із загальним анодом.

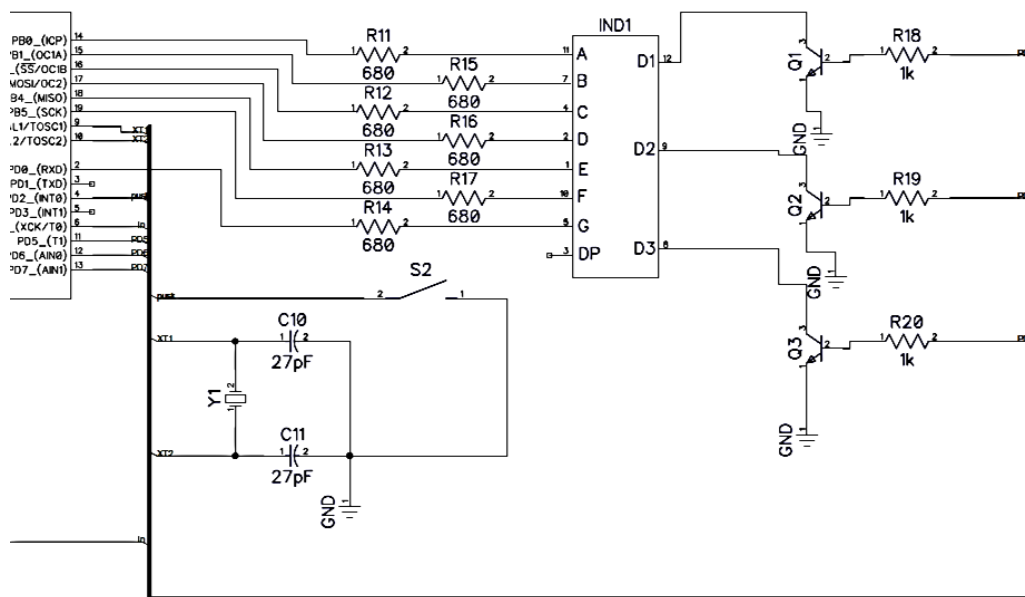


Рисунок 3.5 - Схема принципова електрична мультиспектральної системи для дослідження мікроциркуляції крові

Управління розрядами здійснюється за допомогою транзисторів BC557, підключених до ліній введення/виведення PD5-PD7 (сотні, десятки, одиниці). Мікроконтролер працює на тактовій частоті 4 МГц, як джерело тактової частоти застосований кварцевий резонатор.

Кнопка «Start» підключена до порту PD2. Натискання цієї кнопки ініціює вимірювання пульсу, а мікроконтролер активує передачу ІЧ-сигналу на 15 секунд. ІЧ світлодіод підключається до джерела живлення через групу резисторів R1. Протягом цього часу підраховуються імпульси, що надходять на вхід ХСХ/ТО таймера (Timer0), вбудованого в мікроконтролер. Помножте отриману кількість пульсів на 4, щоб отримати кількість ударів серця в хвилину. На індикаторі відобразиться значення пульсу в кінці вимірювання. Щоб скинути результати необхідно натиснути кнопку «Reset».

Давайте розглянемо етапи програмування мікроконтролера та керування пристроєм. При вмиканні на дисплеї буде показано значення «000». Необхідна почекає кілька секунд, поки ця інформація зникне. Далі потрібно розташувати палець на ІЧ-датчику і натиснути кнопку «Start». Під час вимірювання не рухайте

пальцями, поки на дисплеї не з'явиться показання пульсу. Водночас світлодіод блимає для кожного удару серця, а значення пульсу відображається на дисплеї протягом 15 секунд.

Найскладнішою частиною пристрою є аналогова схема для формування сигналу та адаптації до ІЧ-датчика.

Світлодіод і фотодіод розміщені в непрозорому корпусі, що усуває вплив розсіяного світла та зовнішнього освітлення на датчик. В якості ІЧ датчиків використовуються датчики на основі світлодіодів і фотодіодів. Доцільно використовувати датчик Vishay Tcrt50001 для реєстрації фотоплетизмографічних сигналів.

Резистор значенням 200 Ом у ланцюзі світлодіода VD1 використовується для обмеження струму через світлодіод і контролю інтенсивності ІЧ-випромінювання (рисунок 3. 12). Значення інтенсивності не повинно бути занадто високим, тому що схема може перейти в режим насичення в якому важко визначити періодичність відбитого сигналу. Номінал цього резистора вибирається для різних ІЧ-світлодіодів залежно від їх технічних характеристик. Я перевіряв і вибрав опір, використовуючи наведений нижче метод.

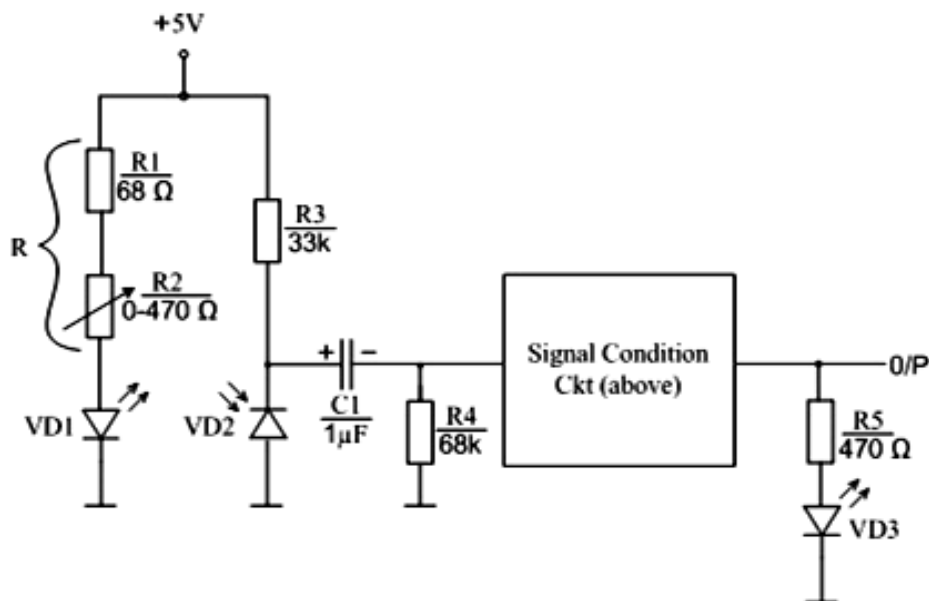


Рисунок 3.6 - Схема тестування і підбору резистора

Використовувався постійний резистор на 200 Ом з потенціометром на 470 Ом, з'єднаних послідовно зі світлодіодом. Приклавши вказівний палець до датчика і повільно змінюючи опір потенціометра, необхідно домогтися чіткого миготіння світлодіода на виході схеми нормалізації сигналу під час серцевих скорочень. Далі потрібно виміряти опір еквівалентного резистора R (потенціометр + резистор 200 Ом) і замінити його постійним резистором з отриманим опором.

Оптичні датчики можуть бути реалізовані у вигляді волоконно-оптичних датчиків. Варіант оптоволоконного датчика для мобільних оптико-електронних пристроїв для дослідження параметрів гемодинаміки наведено на (рисунок 3. 13). Це дає можливість швидко виявити порушення кровообігу в будь-якій частині тіла людини. Практична цінність даної реалізації полягає в тому, що запропоновано дві моделі, які використовують оптичні волокна у складі сенсорної оптичної системи приладів для діагностики периферичного кровообігу живих організмів. на основі одного передавально-приймального оптичного волокна, тобто на основі групи передавальних і приймальних оптичних волокон.

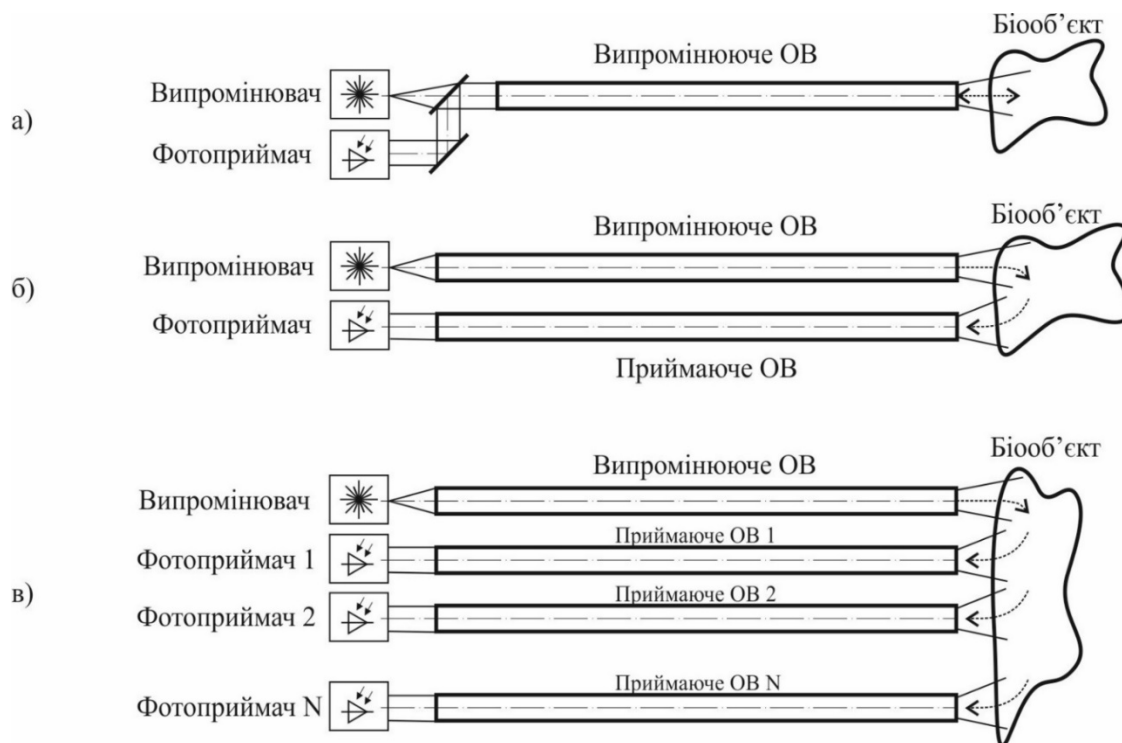


Рисунок 3.7 - Варіанти виконання волоконно-оптичного сенсору для мобільної мультиспектральної системи для дослідження мікроциркуляції крові

У першому випадку використання датчика досягаються мінімальні розміри

датчика для діагностики мікроциркуляції крові, що дає багато переваг: дозволяє використовувати датчик для взяття зразків невеликих біологічних об'єктів, таких як кінцівки лабораторних щурів і мишей; наприклад, використання датчиків у важкодоступних місцях ротової порожнини людини. Забезпечують висококонцентрований оптичний сигнал для локального дослідження невеликих ділянок біологічної тканини.

У другому випадку, при використанні групи приймальних оптичних волокон, важливість отриманих результатів підвищується за рахунок забезпечення отримання розподілених біомедичних даних з поверхні живого тіла. Такі дані мають найбільшу цінність, оскільки дозволяють просторово досліджувати розподіл кровотоку в тканинах.

Досліджено залежність ефективності використання волоконно-оптичних датчиків та частки оптичного випромінювання, відбитого біологічними об'єктами (рисунок 3. 8).

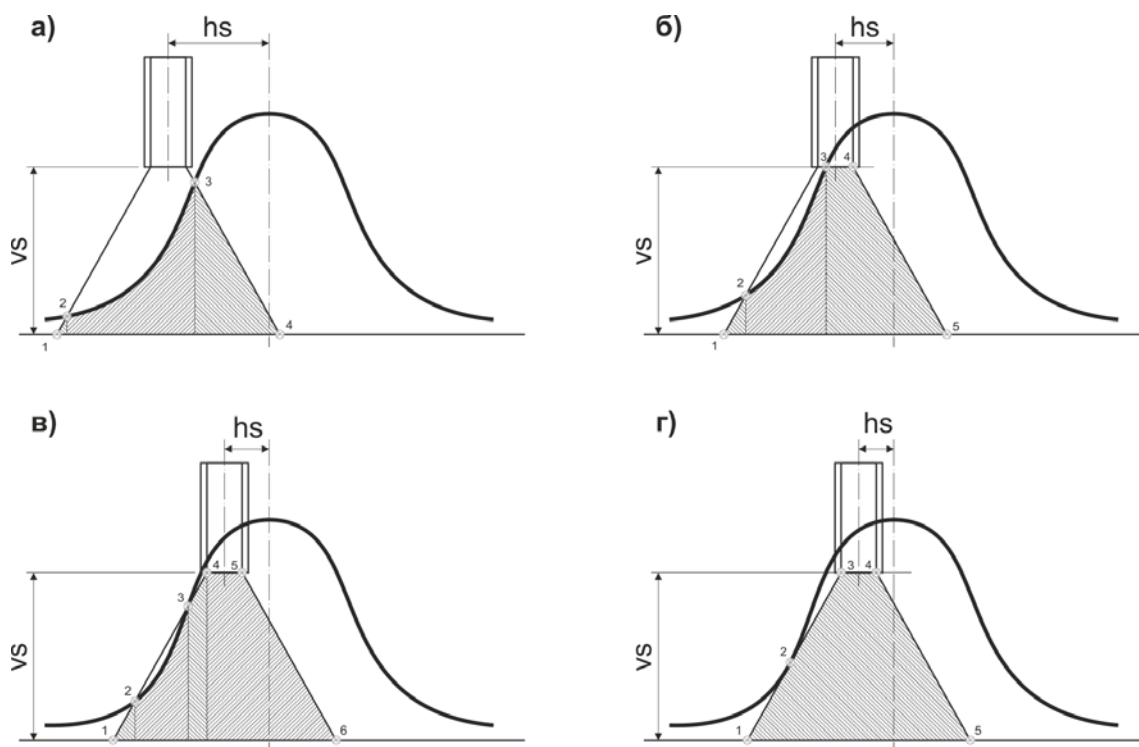


Рисунок 3.8 - Варіанти розташування застосування волоконно-оптичного сенсору відносно оптичного сигналу, що відбивається

Реалізація мікроконтролера. Мультиспектральна система для дослідження мікроциркуляції крові зібрана на 8-розрядному мікроконтролері АТmega8. Користувач програмує пристрій на вмикання та вимкнення навантаження в певний час. Користувачі можуть встановити час увімкнення та час роботи пристрою. Максимальний проміжок часу між кожною операцією (увімкнення/вимкнення) становить 99 годин 59 хвилин. Для керування пристроєм використовується двокнопкова клавіатура, а для відображення поточних налаштувань і параметрів встановлено однорядковий трирозрядний світлодіодний дисплей (рисунок 3. 9).

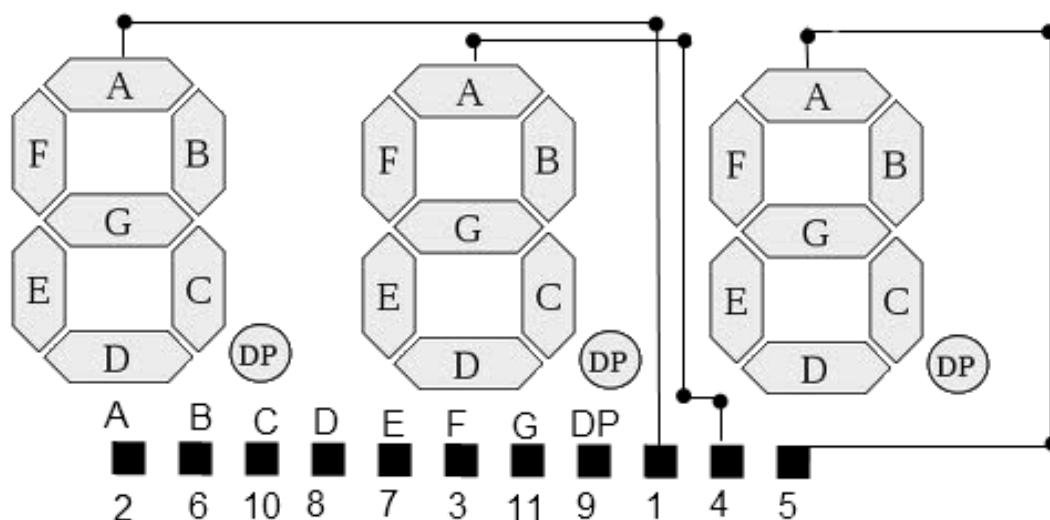


Рисунок 3.9 - 3-х розрядний світлодіодний дисплей

Клавіатура підключена до портів виводу PC6 і PD2. Відображення значення пульсу за допомогою світлодіодного дисплея. Загальна схема мультиспектральної системи на електричних принципах для дослідження показників мікроциркуляції крові наведена на (рис. 3. 10).

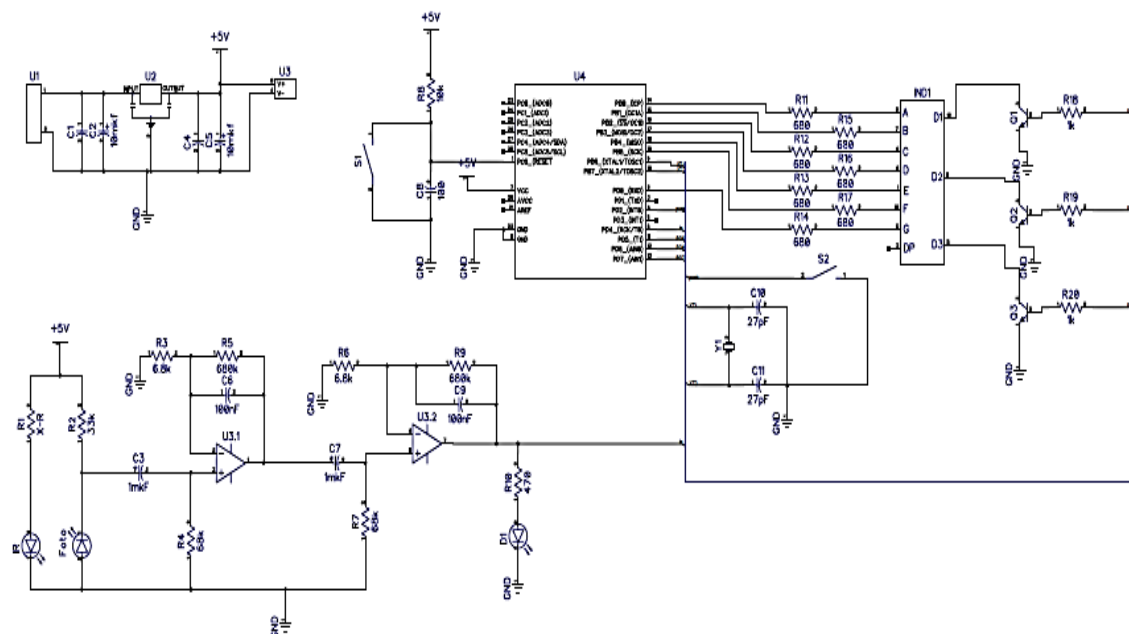


Рисунок 3.10 - Схема електрична принципова мультиспектральної системи для дослідження периферійного кровообігу

При натисканні кнопки «START» таймер почне відлік часу у вимкненому стані. Після закінчення цього інтервалу реле активується, і починається час увімкненого стану. Програмне забезпечення для мікроконтролерів розроблено з використанням компілятора мікроконтролерів MicroC Pro. Наведено (рисунок 3.11) алгоритм обробки фотоплетизмографічної інформації. Робота мікроконтролера налаштована таким чином, що вимірювання пульсу триває 6 секунд. Після цього визначається середнє значення періоду пульсової хвилі. Пульс визначається як відношення 60 до Цер. На дисплеї з'явиться значення пульсу.

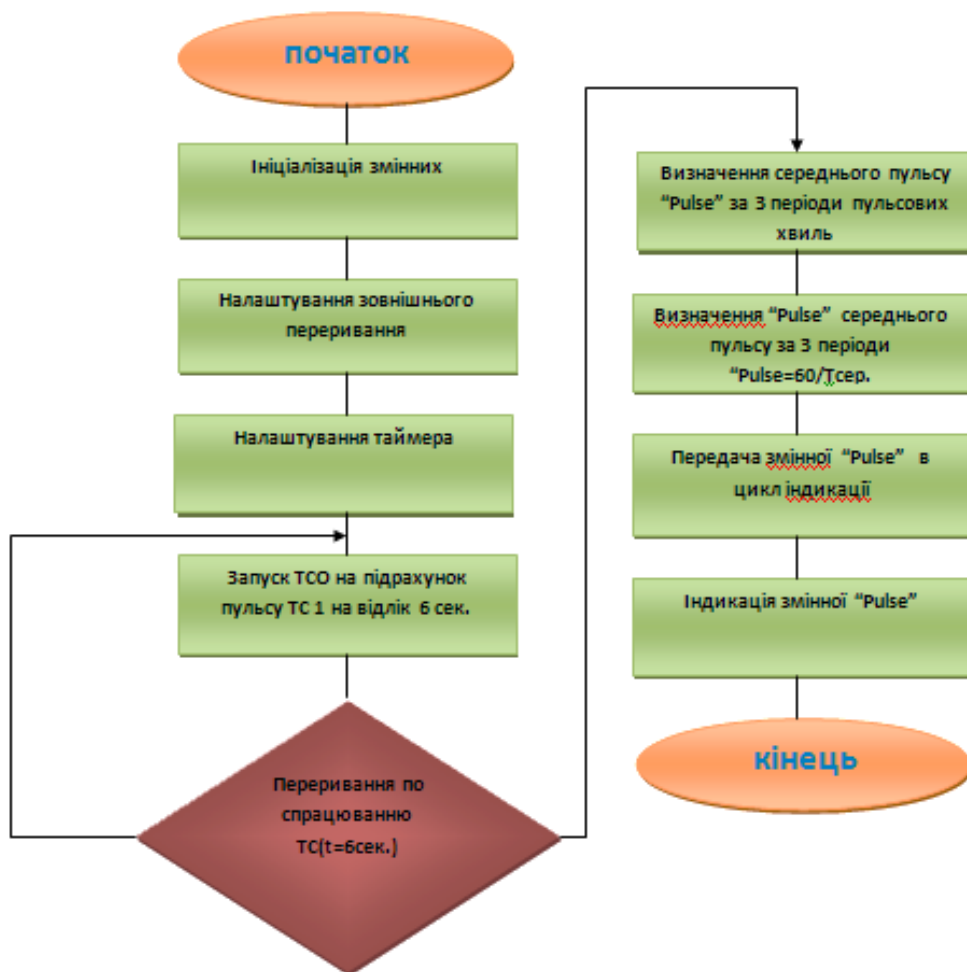


Рисунок 3.11 – Блок-схема алгоритму для оброблення фотоплетизмографічної інформації

3.4 Вимоги до розробки оптичних методів створення систем для оцінки кровонаповнення

В оптичному засобі при перетворенні біомедичних сигналів з'являються чинники, що впливають на результат.

А). Чинники, зумовлені фізіологічними особливостями організму людини:

- присутність в крові людини, окрім оксигемоглобіну, інших сполучень гемоглобіну, інтенсивно поглинаючих випромінювання в тому же спектральному діапазоні;

- поглинання радіації деякими "сторонніми" барвниками, що можуть вводитися в кров в певних клінічних ситуаціях;
- присутність в детектуемому обсязі тканини артеріальної, венозної і капілярної крові, ступінь оксигенації гемоглобіну в яких різна;
- неоднакові оптичні властивості різних ділянок тіла пацієнта, зумовлені багатообразністю їхньої структури і різницею кровонаповнення;
- вплив пігментації і стану шкіри на її оптичні властивості.

Б). Чинники, зв'язані з технічною реалізацією приладів:

- вибір геометрії оптичного датчика;
- вибір кількості джерел, що використовуються і довжин хвиль випромінювання;
- існування відмінностей в спектральній чутливості фотоприймачів одного типу;
- кінцеве значення ширини випромінювання і зміщення спектрального максимуму відносного номіналу для випромінювачів напівпровідникових типу;
- вплив стороннього світла і рухових артефактів на вірогідність вимірів.

Реєстрація, відбитого від тканини сигналу, не викликає особливих ускладнень. Проблеми виникають при калібрувці і початковій настройці приладу, бо інтенсивність відбитого сигналу залежить не тільки від поглинання світла гемоглобіном, але і від оптичних параметрів тих біотканин, в яких розповсюджується випромінювання. Трудність полягає в тому, що існує певний розкид цих параметрів для різноманітних ділянок тіла у різних людей.

Для рішення цієї проблеми застосовані наступні підходи:

А). Використання додаткових джерел випромінювання з різноманітними довжинами хвиль, а також оптимізація конструкції оптичного датчика, що дозволяє на основі більш ретельної теоретичної проробки і аналізу експериментальних даних набрати інформацію, достатню для того, щоб врахувати вплив вищенаведених чинників;

Б). Аналіз як постійної, так і низькочастотної змінної, що входить до відбитого від біотканини сигналу. При цьому наявність складової змінної зумовлена в основному пульсацією артеріальної крові в судинах під час систоли. Приплив додаткового обсягу крові в судинах артеріального русла в момент систоли (з певною затримкою) викликає збільшення поглинання світла в тканині і її розсіюючих властивостей.

3.5 Розробка оптоелектронного комплексу

3.5.1 Розробка структурної схеми комплексу

При розробці комплексу було висунуто декілька вимог до створюваного пристрою:

- * наявність двох каналів отримання біомедицинської інформації;
- * взаємодія та обмін інформацією з ЕОМ через інтерфейс.

Тому було затверджено структурну схему [11].

Пристрій містить (рис.3.1) джерело 1 імпульсної напруги, перше 2 та друге джерело ІЧ випромінювання (світлодіоди), перший 4 та другий 5 приймачі ІЧ випромінювання (фотодіоди), перший 6 та другий 7 блоки обробки аналогових сигналів, блок управління 8, аналоговий мультиплексор 9, аналого-цифровий перетворювач (АЦП) 10, перший 11 та другий 12 блоки індикації, регістр 13, перший 14 та другий 15 оперативний запам'ятовуючий пристрій (ОЗП), мікропроцесор (МП) 16, дисплей 17, інформаційний вихід пристрою 18.

Вихід джерела 1 імпульсної напруги підключений до входів першого 2 і другого 3 джерел ІЧ–випромінювання, оптичні виходи яких з'єднані відповідно з оптичними входами першого 4 і другого 5 приймачів ІЧ–випромінювання, виходи яких підключені до входів першого 6 і другого 7 блоків обробки аналогових сигналів, виходи яких підключені до входу аналогового мультиплексору 9, адресні входи якого з'єднані з першим і другим входами пристрою управління 8, а вихід зі входом АЦП 10, вихідна шина якого підключена до входів першого 11 і другого 12

блоків індикації, входи дозволень яких з'єднані з відповідними адресними входами мультиплектору 9 і до входу регістру 13, вихідна шина якого підключена до входів першого 14, другого 15 ОЗП, входи дозволу яких підключені відповідно до виходів блоку управління, вихідні шини ОЗП з'єднані між собою і підключені до входу регістру 13 і МП 16, вихід якого з'єднаний з виходом приладу 18 і дисплеєм 17.

Пристрій працює наступним чином. Спарені фотометричні датчики, що складаються з джерел 2,3 ІЧ-випромінювання та фотоприймачів 4,5 розташовуються в міжпозвонкових впадинах симетрично відносно хребту. Джерело імпульсної напруги 1 формує періодичну послідовність прямокутних імпульсів, яка надходить на джерела 2, 3 ІЧ-випромінювання, які працюють в імпульсному режимі. Імпульси випромінювання, проходячи через судини, що досліджуються, модулюються по амплітуді пульсаціями кровоструму.

Промодульований потік випромінювання перетворюється фотоприймачем 4, 6 в електричний сигнал, який підсилюється попередньо підсилювачем 19. Далі відбувається підсилення сигналу підсилювачем 20 змінного струму на частоті роботи джерела імпульсної напруги 1. В демодуляторі 21 з амплітудно-модульованого сигналу виділяється сигнал огинаючої пульсової хвилі. З виходу демодулятора 21 сигнал 1 через фільтр 22 низьких частот, що має смугу пропускання, відповідну спектру сигналу пульсової хвилі, надходить на вхід аналогового мультиплектору 9, через який при відповідних сигналах з блоку управління 8, подаються на АЦП 9, де відбувається перетворення аналогових сигналів в цифровий код, необхідний для роботи МП 16. Блок управління 8 управляє роботою ОЗП, виробляючи на виходах дешифратора 25 сигнали, що надходять на входи дозволу запису ОЗП. При наявності на вході дозволу запису рівня логічної "1" в даний ОЗП записується оцифрована пульсова хвиля з відповідного датчика. МП

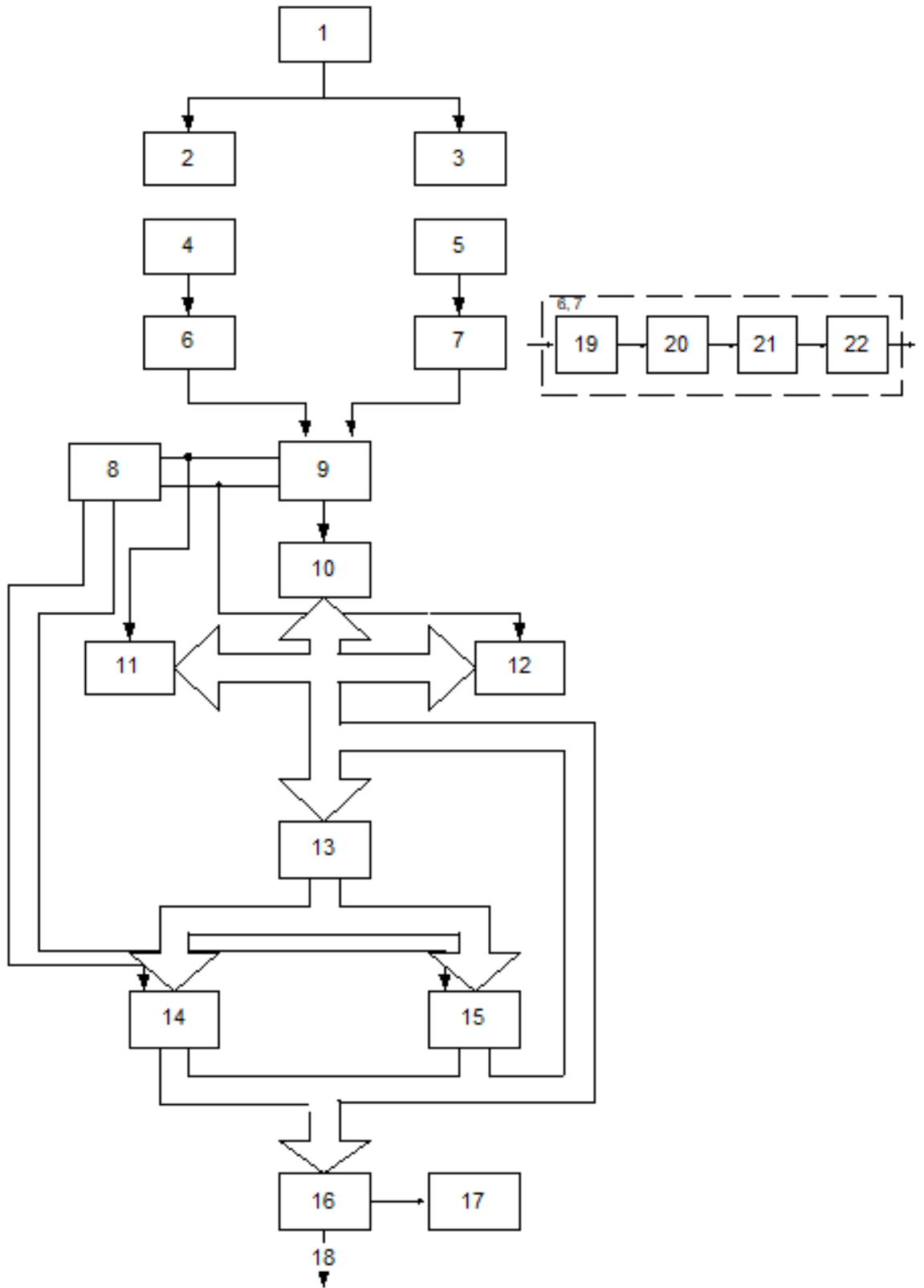


Рис. 3.12 – Структурна схема пристрою для діагностики судинних порушень в ХРС

На даний момент, з метою поширення функціональних можливостей, гнучкості в корегуванні програми та збільшення зручності інтерфейсу, завдяки широкому використанню ЕОМ в медичній практиці і в даному комплексі, комплекс можна умовно поділити на три великих складових:

- 1) **Датчик** – виконує зчитування біомедичної інформації. Містить відповідно функціональні вузли 1 – 7 (а також 19 – 22, що входять до складу модулів 6 та 7);
- 2) **Інтерфейсна плата АЦП** – отримує підсилений сигнал з датчика, перетворює його в 9-ти розрядний цифровий код 9 розрядів (значення від 0 до 511), та за допомогою стандартного інтерфейсу ISA передає дані інтерфейсному програмному забезпеченню, яке може обирати необхідний канал для отримання даних. Цей функціональний блок містить відповідно вузли 9,10;
- 3) **ЕОМ** – персональний комп'ютер, який виконує функції управління датчиком та платою АЦП, зберігання, обробки та виводу даних, а також являється джерелом живлення. До складу ЕОМ входять функціональні вузли 8, 11–18 структурної схеми пристрою.

3.5.2 Метрологічні характеристики

Технічні вимоги до складників комплексу:

Спосіб перетворення сигналу	активний фотоелектричний в ІЧ-ДІАПАЗОНІ
кількість каналів перетворення	2
діапазон вихідного сигналу, В	0 - 5
напруга живлення, В	±12
кількість вхідних аналогових сигналів	2
кількість розрядів аналого-цифрового перетворювача	10

частота вихідного сигналу	0÷10кГц
---------------------------	---------

Часові характеристики:

Необхідний час безперервної роботи, г. (не менше)	8
---	---

час підготовки до роботи, хв. (не більш)	15
--	----

Умови експлуатації:

Вологість (без випадення роси)	До 90%
--------------------------------	--------

діапазон робочої температури, град. С	5 - 40
---------------------------------------	--------

атмосферний тиск, кПа	84 - 196
-----------------------	----------

Вимоги безпеки.

Вимоги електробезпеки визначаються за ДГСТ 12.2. 025 - 76.

Вимоги до надійності.

Час безвідмовної роботи, г. (не менше)	2500
--	------

термін служби, років, (не менше)	6
----------------------------------	---

термін зберігання, років	10;
--------------------------	-----

Вимоги до конструкції:

Маса приладу в упаковці, кг, (не більш)	0,5;
---	------

3.6 Опис програмної частини комплексу

3.6.1 Призначення і основні характеристики пакету

Програмний пакет OSTEO призначений для реєстрації, обробки і зберігання фотоплетизмограм судин хребтового стовпа за допомогою вбудованих апаратних засобів.

Комплекс дозволяє:

- реєструвати фотоплетизмограму (ФПГ) водночас по двом каналам на будь-якому з позвонків шийного, грудного відділів або відділу попереку;
- виробляти програмне фільтрування завад;
- вимірювати амплітудно-часові характеристики фпг;

- виробляти розрахунок параметрів фпг в відносних одиницях;
- виконувати роботу із базою даних (БД) пацієнтів;
- виробляти ранжирування бази даних по прізвищу пацієнтів і по даті проведення реєстрації.

3.6.2 Склад пакету і вимоги до апаратних засобів

Програмне забезпечення комплексу поставляється в вигляді програмного пакету, що розгортається в процесі установки системи.

Мінімальний комплект програмного забезпечення (ПЗ) складається з виконуємого файлу Osteo.Exe, та, при наявності, файлу допомоги OproS.hlp. Якщо ви бажаєте використовувати маніпулятор типу "миша" в ході роботи програми, то попередньо перед запуском програми має бути запущений його драйвер. Завантаження русифікатора не є необхідним в зв'язку з використанням вбудованого програмного генератора графічних образів символів алфавіту кирилиці. Наявність русифікатора в ОЗП необхідна лише при реєстрації хворого – в якості драйвера клавіатури.

Для роботи програмного забезпечення (ПЗ) необхідний ПК з мінімальною конфігурацією: i286-12 МHz, 640 кілобайт ОЗП, 400 кілобайт на жорсткому чи гнучкому носії інформації, EGA графічний адаптер. Покращення конфігурації ЕОМ веде до підвищення зручності використання програмного забезпечення. В зв'язку зі створенням тимчасових БД (свопінгу) використання жорсткого носію (вінчестеру) є бажаним, а також наявність завантаженого в ОЗП драйверу кешування жорсткого носія (наприклад SmartDrv). В якості операційного середовища може бути використана одна з версій ДОС починаючи з версії MS-DOS 3.30.

3.6.3 Основні процедури

Після завантаження програмного файлу **Osteo.exe** відкривається основне меню для роботи з програмою, що має зручний графічний інтерфейс. Це дозволяє

оперативно працювати в основних режимах:

Експеримент

- установка датчиків для реєстрації ФПГ;
- візуальний контроль за рівнем амплітуди пульсової хвилі (ПХ);
- пошук оптимальних точок розташування датчиків.

Обробка даних

- фільтрування сигналу ФПГ від завад і фону мережі змінного струму;
- розрахунок основних параметрів ПХ і коефіцієнта асиметрії;
- перегляд результату обстеження. Відбувається вибір необхідного позвонка, час його обстеження (до сеансу терапії чи після). Відбувається масштабування даних та скролінг;
- роздрук результату.

Робота з файлами

Програма роботи з БД надає функції для створення картки пацієнта, пошуку, зберігання ФПГ і перегляду інформації в базі.

БД являє собою список файлів з вказівкою прізвищ пацієнтів, дати і часу проведення реєстрації.

- читання і запис нетипізованих файлів, що використовуються в експериментальних дослідженнях, при роботі в програмі **Osteo**.
- читання і запис числових файлів, що використовуються для обробки в математичному пакеті **MathCAD**.

3.3.4 Розрахунок параметрів моделі кровонаповнення судин в ХРС

Для розрахунку основних параметрів ПХ, необхідно розставити маркери в характерних крапках ФПГ як показано на Рис. 3.13. Для цього обирається пункт **"Обробка - розстановка маркерів"**.

На кожній ПХ встановлюється 5 маркерів:

- 1) Початок анакrotи (йому відповідають значення: час T_1 , значення h_1).
- 2) Рівень швидкого кровонаповнення (час T_2 , значення h_2).

- 3) Рівень максимального кровонаповнення (час T_3 , значення h_3).
- 4) Рівень інцизури (час T_4 , значення h_4).
- 5) Венозний викид (час T_5 , значення h_5).

Після розстановки маркерів режим "Распечатка" надає можливість отримати параметри ПХ. В результаті вибору цього режиму на екрані з'явиться результат обробки ФПГ.

В ході обробки обчислюються наступні показники (i - номер каналу, $i=1,2$):

- час анакрати ($\Delta T^{<i>}$) = $T_3^{<i>} - T_1^{<i>}$;
- рівень пульсової хвилі УПВ^{<i>} = $h_1^{<i>}$;
- рівень швидкого кровонаповнення УБК^{<i>} = $h_2^{<i>} - h_1^{<i>}$;
- рівень повільного кровонаповнення УМК^{<i>} = $h_3^{<i>} - h_1^{<i>}$;
- рівень інцизури УИ^{<i>} = $h_4^{<i>} - h_1^{<i>}$;
- рівень дістоличної хвилі УДВ^{<i>} = $h_5^{<i>} - h_1^{<i>}$;
- час швидкого кровонаповнення $T1^{<i>} = T_2^{<i>} - T_1^{<i>}$;
- час повільного кровонаповнення $T2^{<i>} = T_3^{<i>} - T_2^{<i>}$;
- частоту серцевих скорочень (ЧСС);
- коефіцієнт асиметрії КА = $УМК^{<i>} / УМК^{<3-i>}$
- та інші показники, основані на відношеннях перелічених вище [12].

Наявність суміщеного графіку першого і другого каналу надає можливість більш наочно оцінити ступінь асиметрій серед двох ПХ.

Данні можуть бути виведені на друк.

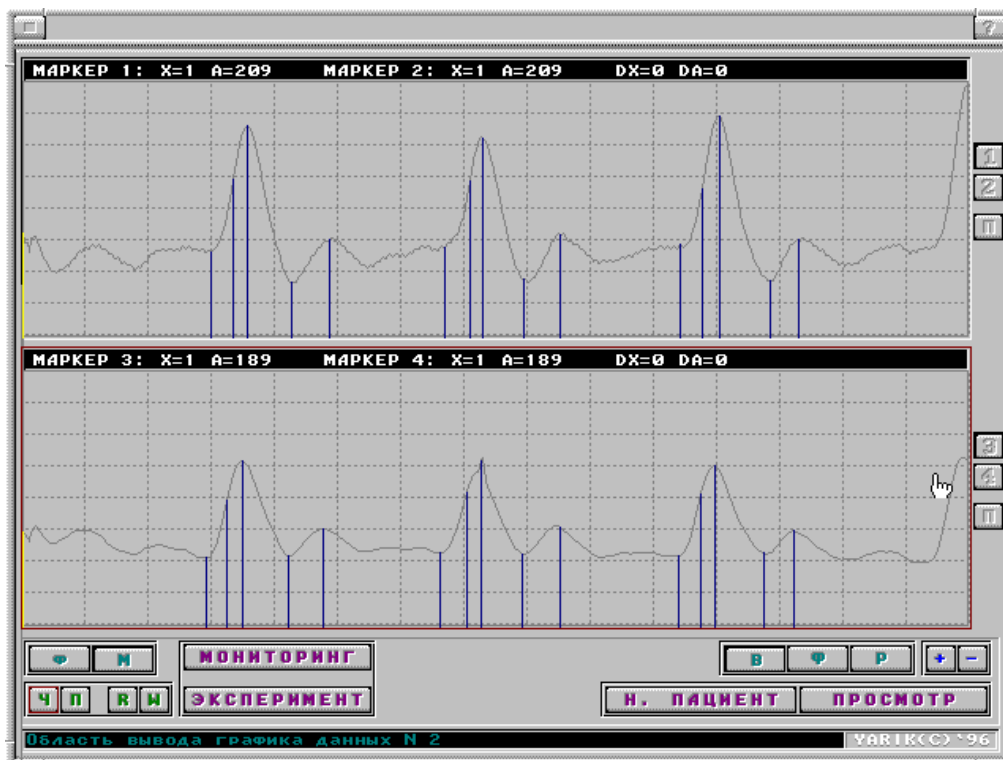


Рис 3.13- Розстановка маркерів на ПХ

3.4 Висновок до розділу 3

Експериментальні дослідження функціональності волоконно-оптичного сенсора у визначенні кровонаповнення тканин виявили його високий потенціал для точних та надійних вимірювань фізіологічних параметрів. Основні результати експериментів підтвердили ефективність сенсора у визначенні різних рівнів кровопостачання та його здатність до реєстрації динаміки цих параметрів в реальному часі.

Сенсор продемонстрував високу чутливість та специфічність до змін в кровопостачанні, що робить його корисним інструментом для визначення мікроциркуляції крові в тканинах. Важливо відзначити його здатність пристосовуватися до різних умов експерименту, включаючи зміни в освітленні та температурі, що підкреслює його потенційну застосовність в різних клінічних та наукових областях.

РОЗДІЛ 4. ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА

Науково-технічна розробка має право на існування та впровадження, якщо вона відповідає вимогам часу, як в напрямку науково-технічного прогресу та і в плані економіки. Тому для науково-дослідної роботи необхідно оцінювати економічну ефективність результатів виконаної роботи.

Згідно з посібником “Методичні вказівки до виконання економічної частини магістерських кваліфікаційних робіт / Уклад. : В. О. Козловський, О. Й. Лесько, В. В. Кавецький.– Вінниця: ВНТУ, 2021. – 42 с

http://pdf.lib.vntu.edu.ua/books/2022/Kozlovskii_2021_43.pdf”

Магістерська кваліфікаційна робота з розробки та дослідження «Волоконо-оптичний сенсор для дослідження тканинної мікроциркуляції крові» відноситься до науково-технічних робіт, які орієнтовані на виведення на ринок (або рішення про виведення науково-технічної розробки на ринок може бути прийнято у процесі проведення самої роботи), тобто коли відбувається так звана комерціалізація науково-технічної розробки. Цей напрямок є пріоритетним, оскільки результатами розробки можуть користуватися інші споживачі, отримуючи при цьому певний економічний ефект. Але для цього потрібно знайти потенційного інвестора, який би взявся за реалізацію цього проекту і переконати його в економічній доцільності такого кроку.

Для наведеного випадку нами мають бути виконані такі етапи робіт:

- 1) проведено комерційний аудит науково-технічної розробки, тобто встановлення її науково-технічного рівня та комерційного потенціалу;
- 2) розраховано витрати на здійснення науково-технічної розробки;
- 3) розрахована економічна ефективність науково-технічної розробки у випадку її впровадження і комерціалізації потенційним інвестором і проведено обґрунтування економічної доцільності комерціалізації потенційним інвестором.

4.1 Проведення комерційного та технологічного аудиту науково-технічної розробки

Метою проведення комерційного і технологічного аудиту дослідження за темою «Волоконо-оптичний сенсор для дослідження тканинної мікроциркуляції крові» є оцінювання науково-технічного рівня та рівня комерційного потенціалу розробки, створеної в результаті науково-технічної діяльності.

Оцінювання науково-технічного рівня розробки та її комерційного потенціалу рекомендується здійснювати із застосуванням 5-ти бальної системи оцінювання за 12-ма критеріями, наведеними в табл. 4.1 [Козловський, Лесько, Кавецький].

Таблиця 4.1 – Рекомендовані критерії оцінювання науково-технічного рівня і комерційного потенціалу розробки та бальна оцінка

Бали (за 5-ти бальною шкалою)					
	0	1	2	3	4
Технічна здійсненність концепції					
1	Достовірність концепції не підтверджує	Концепція підтверджується експертним	Концепція підтверджена розрахунками	Концепція перевірена на практиці	Перевірено працездатність продукту в
Ринкові переваги (недоліки)					
2	Багато аналогів на малому	Мало аналогів на малому	Кілька аналогів на великому	Один аналог на великому	Продукт не має аналогів на
3	Ціна продукту значно вища за	Ціна продукту дещо вища за ціни	Ціна продукту приблизно дорівнює	Ціна продукту дещо нижче за ціни	Ціна продукту значно нижче за
4	Технічні та споживчі властивості продукту значно	Технічні та споживчі властивості продукту трохи гірші,	Технічні та споживчі властивості продукту на рівні аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту трохи	Технічні та споживчі властивості продукту значно
5	Експлуатаційні витрати значно вищі, ніж в	Експлуатаційні витрати дещо вищі, ніж в	Експлуатаційні витрати на рівні експлуатацій	Експлуатаційні витрати трохи нижчі, ніж в	Експлуатаційні витрати значно нижчі, ніж в
Ринкові перспективи					

6	Ринок малий і не має	Ринок малий, але має	Середній ринок з позитивною	Великий стабільний ринок	Великий ринок з позитивною
7	Активна конкуренція великих компаній на	Активна конкуренція	Помірна конкуренція	Незначна конкуренція	Конкуренти в немає
Практична здійсненність					
8	Відсутні фахівці як з технічної, так і з комерційної реалізації ідеї	Необхідно наймати фахівців або витратити значні кошти та	Необхідне незначне навчання фахівців та збільшення їх штату	Необхідне незначне навчання фахівців	Є фахівці з питань як з технічної, так і з комерційної реалізації ідеї
9	Потрібні значні фінансові ресурси, які відсутні. Джерела фінансування	Потрібні незначні фінансові ресурси. Джерела фінансування відсутні	Потрібні значні фінансові ресурси. Джерела фінансування є	Потрібні незначні фінансові ресурси. Джерела фінансування є	Не потребує додаткового фінансування
10	Необхідна розробка нових матеріалів	Потрібні матеріали, що використовують ся у військово	Потрібні дорогі матеріали	Потрібні досяжні та дешеві матеріали	Всі матеріали для реалізації ідеї відомі та давно
11	Термін реалізації ідеї більший за 10 років	Термін реалізації ідеї більший за 5 років. Термін окупності	Термін реалізації ідеї від 3-х до 5-ти років. Термін окупності інвестицій	Термін реалізації ідеї менше 3-х років. Термін окупності інвестицій	Термін реалізації ідеї менше 3-х років. Термін окупності інвестицій
12	Необхідна розробка регламентних документів та отримання великої кількості дозвільних документів	Необхідно отримання великої кількості дозвільних документів на виробництво та реалізацію продукту,	Процедура отримання дозвільних документів для виробництва та реалізації продукту вимагає незначних коштів та	Необхідно тільки повідомлення відповідним органам про виробництво та реалізацію продукту	Відсутні будь-які регламентні обмеження на виробництво та реалізацію продукту

Результати оцінювання науково-технічного рівня та комерційного потенціалу науково-технічної розробки потрібно звести до таблиці.

Таблиця 4.2 – Результати оцінювання науково-технічного рівня і комерційного потенціалу розробки експертами

Критерії	Експерт (ПІБ, посада)		
	1	2	3
	Бали:		
1. Технічна здійсненність концепції	3	4	4
2. Ринкові переваги (наявність аналогів)	3	3	3
3. Ринкові переваги (ціна продукту)	3	2	2
4. Ринкові переваги (технічні властивості)	3	2	2
5. Ринкові переваги (експлуатаційні витрати)	2	2	2
6. Ринкові перспективи (розмір ринку)	2	2	2
7. Ринкові перспективи (конкуренція)	2	2	2
8. Практична здійсненність (наявність фахівців)	4	4	4
9. Практична здійсненність (наявність фінансів)	2	3	2
10. Практична здійсненність (необхідність нових матеріалів)	2	2	2
11. Практична здійсненність (термін реалізації)	3	4	4
12. Практична здійсненність (розробка документів)	4	4	4
Сума балів	33	34	33
Середньоарифметична сума балів $СБ_c$	33,3		

За результатами розрахунків, наведених в таблиці 4.2, зробимо висновок щодо науково-технічного рівня і рівня комерційного потенціалу розробки. При цьому використаємо рекомендації, наведені в табл. 4.3 [Козловський, Лесько, Кавецький].

Таблиця 4.3 – Науково-технічні рівні та комерційні потенціали розробки

Середньоарифметична сума балів $СБ_c$, розрахована на основі висновків експертів	Науково-технічний рівень та комерційний потенціал розробки
41...48	Високий
31...40	Вище середнього
21...30	Середній
11...20	Нижче середнього
0...10	Низький

Згідно проведених досліджень рівень комерційного потенціалу розробки за темою «Волоконо-оптичний сенсор для дослідження тканинної мікроциркуляції крові» становить 33,3 бала, що, відповідно до таблиці 4.3, свідчить про комерційну

важливість проведення даних досліджень (рівень комерційного потенціалу розробки вище середнього).

4.2 Розрахунок узагальненого коефіцієнта якості розробки

Окрім комерційного аудиту розробки доцільно також розглянути технічний рівень якості розробки, розглянувши її основні технічні показники. Ці показники по-різному впливають на загальну якість проектної розробки.

Узагальнений коефіцієнт якості (B_n) для нового технічного рішення розрахуємо за формулою [Кавецький практикум 2016]:

$$B_n = \sum_{i=1}^k \alpha_i \cdot \beta_i, \quad (4.1)$$

де k – кількість найбільш важливих технічних показників, які впливають на якість нового технічного рішення;

α_i – коефіцієнт, який враховує питому вагу i -го технічного показника в загальній якості розробки. Коефіцієнт α_i визначається експертним шляхом і

при цьому має виконуватись умова $\sum_{i=1}^k \alpha_i = 1$;

β_i – відносне значення i -го технічного показника якості нової розробки.

Відносні значення β_i для різних випадків розраховуємо за такими формулами:

- для показників, зростання яких вказує на підвищення в лінійній залежності якості нової розробки:

$$\beta_i = \frac{I_{ni}}{I_{ai}}, \quad (4.2)$$

де I_{ni} та I_{na} – чисельні значення конкретного i -го технічного показника якості відповідно для нової розробки та аналога;

- для показників, зростання яких вказує на погіршення в лінійній залежності якості нової розробки:

$$\beta_i = \frac{I_{ai}}{I_{ni}}; \quad (4.3)$$

Використовуючи наведені залежності можемо проаналізувати та порівняти техніко-економічні характеристики аналогу та розробки на основі отриманих наявних та проектних показників, а результати порівняння зведемо до таблиці 4.4.

Таблиця 4.4 – Порівняння основних параметрів розробки та аналога.

Показник и (параметр и)	Один иця вимір ю- вання	Ана лог	Проектова ний пристрій	Відноше ння парамет рів нової розробк и до аналога	Питом а вага показн ика
Діапазон спектраль ної чутливост і	нм	400- 700	340-750	1,07	0,3
Вага	г	15	9	1,67	0,1
Спектрал ьна роздільна здатність	нм	26	14	1,86	0,15
Розрядніс ть аналізова ного зображен ня	біт	8	8	1	0,25
Відношен ня сигнал/ш ум для відеосигн алу;	-	6	12	2	0,2

Узагальнений коефіцієнт якості (B_n) для нового технічного рішення складе:

$$B_n = \sum_{i=1}^k \alpha_i \cdot \beta_i = 1,07 \cdot 0,3 + 1,67 \cdot 0,1 + 1,86 \cdot 0,15 + 1 \cdot 0,25 + 2 \cdot 0,2 = 1,42.$$

Отже за технічними параметрами, згідно узагальненого коефіцієнту якості розробки, науково-технічна розробка переважає існуючі аналоги приблизно в 1,42 рази.

4.3 Розрахунок витрат на проведення науково-дослідної роботи

Витрати, пов'язані з проведенням науково-дослідної роботи на тему «Волоконо-оптичний сенсор для дослідження тканинної мікроциркуляції крові», під час планування, обліку і калькулювання собівартості науково-дослідної роботи групуємо за відповідними статтями.

4.3.1 Витрати на оплату праці

До статті «Витрати на оплату праці» належать витрати на виплату основної та додаткової заробітної плати керівникам відділів, лабораторій, секторів і груп, науковим, інженерно-технічним працівникам, конструкторам, технологам, креслярам, копіювальникам, лаборантам, робітникам, студентам, аспірантам та іншим працівникам, безпосередньо зайнятим виконанням конкретної теми, обчисленої за посадовими окладами, відрядними розцінками, тарифними ставками згідно з чинними в організаціях системами оплати праці.

Основна заробітна плата дослідників

Витрати на основну заробітну плату дослідників (Z_o) розраховуємо у відповідності до посадових окладів працівників, за формулою [Козловський, Лесько, Кавецький]:

$$Z_o = \sum_{i=1}^k \frac{M_{ni} \cdot t_i}{T_p}, \quad (4.4)$$

де k – кількість посад дослідників залучених до процесу досліджень;

M_{ni} – місячний посадовий оклад конкретного дослідника, грн;

t_i – число днів роботи конкретного дослідника, дн.;

T_p – середнє число робочих днів в місяці, $T_p=21$ дні.

$$Z_o = 15990,00 \cdot 34 / 21 = 25888,57 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.5 – Витрати на заробітну плату дослідників

Найменування посади	Місячний посадовий оклад, грн	Оплата за робочий день, грн	Число днів роботи	Витрати на заробітну плату, грн
Керівник науково-дослідної роботи з розробки волоконно-оптичного сенсора для дослідження мікроциркуляції крові	15990,00	761,43	34	25888,57
Інженер-дослідник (розробник волоконно-оптичної техніки)	15500,00	738,10	30	22142,86
Консультант (лікар кардіолог-флеболог вищої категорії)	15000,00	714,29	7	5000,00
Провідний фахівець	8100,00	385,71	22	8485,71
Всього				61517,14

Основна заробітна плата робітників

Витрати на основну заробітну плату робітників (Z_p) за відповідними найменуваннями робіт НДР на тему «Волоконо-оптичний сенсор для дослідження тканинної мікроциркуляції крові» розраховуємо за формулою:

$$Z_p = \sum_{i=1}^n C_i \cdot t_i, \quad (4.5)$$

де C_i – погодинна тарифна ставка робітника відповідного розряду, за виконану відповідну роботу, грн/год;

t_i – час роботи робітника при виконанні визначеної роботи, год.

Погодинну тарифну ставку робітника відповідного розряду C_i можна визначити за формулою:

$$C_i = \frac{M_M \cdot K_i \cdot K_c}{T_p \cdot t_{zm}}, \quad (4.6)$$

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

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

K_c – мінімальний коефіцієнт співвідношень місячних тарифних ставок робітників першого розряду з нормальними умовами праці виробничих об'єднань і підприємств до законодавчо встановленого розміру мінімальної заробітної плати.

T_p – середнє число робочих днів в місяці, приблизно $T_p = 21$ дн;

t_{zm} – тривалість зміни, год.

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

$$Z_{pl} = 59,22 \cdot 7,50 = 444,17 \text{ грн.}$$

Таблиця 4.6 – Величина витрат на основну заробітну плату робітників

Найменування робіт	Тривалість роботи, год	Розряд роботи	Тарифний коефіцієнт	Погодинна тарифна ставка, грн	Величина оплати на робітника грн
Монтаж обладнання	7,50	2	1,10	59,22	444,17
Підготовка	12,00	3	1,35	72,68	872,20

робочого місяця розробника волоконно-оптичної системи					
Встановлення програмного забезпечення розробки електронно-оптичних схем	6,20	4	1,50	80,76	500,71
Підготовка робочого місяця розробника волоконно-оптичної системи	10,00	3	1,35	72,68	726,83
Монтаж компонентів досліджуваної техніки	16,00	5	1,70	91,53	1464,43
Випробування дослідних блоків	10,00	5	1,70	91,53	915,27
Налагодження сенсорів	4,00	6	2,00	107,68	430,71
Технічна підтримка експерименту	16,00	3	1,35	72,68	1162,93
Всього					6517,25

Додаткова заробітна плата дослідників та робітників

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

$$Z_{\text{дод}} = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{\text{дод}}}{100\%}, \quad (4.7)$$

де $H_{\text{дод}}$ – норма нарахування додаткової заробітної плати. Прийmemo 11%.

$$Z_{\text{дод}} = (6151,14 + 6517,25) \cdot 11 / 100\% = 7483,78 \text{ грн.}$$

4.3.2 Відрахування на соціальні заходи

Нарахування на заробітну плату дослідників та робітників розраховуємо як 22% від суми основної та додаткової заробітної плати дослідників і робітників за формулою:

$$Z_n = (Z_o + Z_p + Z_{ood}) \cdot \frac{H_{zn}}{100\%} \quad (4.8)$$

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

$$Z_n = (61517,14 + 6517,25 + 7483,78) \cdot 22 / 100\% = 16614,00 \text{ грн.}$$

4.3.3 Сировина та матеріали

До статті «Сировина та матеріали» належать витрати на сировину, основні та допоміжні матеріали, інструменти, пристрої та інші засоби і предмети праці, які придбані у сторонніх підприємств, установ і організацій та витрачені на проведення досліджень за темою «Волоконо-оптичний сенсор для дослідження тканинної мікроциркуляції крові».

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

$$M = \sum_{j=1}^n H_j \cdot C_j \cdot K_j - \sum_{j=1}^n B_j \cdot C_{ej}, \quad (4.9)$$

де H_j – норма витрат матеріалу j -го найменування, кг;

n – кількість видів матеріалів;

C_j – вартість матеріалу j -го найменування, грн/кг;

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

B_j – маса відходів j -го найменування, кг;

C_{ej} – вартість відходів j -го найменування, грн/кг.

$$M_1 = 2 \cdot 177,00 \cdot 1,03 - 0 \cdot 0 = 364,62 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.7 – Витрати на матеріали

Найменування матеріалу, марка, тип, сорт	Ціна за 1 кг, грн	Норма витрат, кг	Величина відходів, кг	Ціна відходів, грн/кг	Вартість витраченого матеріалу, грн
Папір канцелярський офісний COOL-500 (A4)	177,00	2	0	0	364,62
Папір для заміток COOL-B (A5)/70	93,00	2	0	0	191,58
Начиння канцелярське COOL	172,00	4	0	0	708,64
Органайзер офісний COOL light	124,00	4	0	0	510,88
Картридж для принтера HP-7021	1023,00	1	0	0	1053,69
Диск оптичний COOL-CD/RW	26,50	4	0	0	109,18
FLASH-пам'ять BAFF 32GB	229,00	1	0	0	235,87
Тека для паперів	101,00	4	0	0	416,12
Всього					3590,58

4.3.4 Розрахунок витрат на комплектуючі

Витрати на комплектуючі (K_e), які використовують при проведенні НДР на тему «Волоконо-оптичний сенсор для дослідження тканинної мікроциркуляції крові», розраховуємо, згідно з їхньою номенклатурою, за формулою:

$$K_e = \sum_{j=1}^n H_j \cdot C_j \cdot K_j \quad (4.10)$$

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

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

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

$$K_e = 2 \cdot 1850,00 \cdot 1,03 = 3811,00 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.8 – Витрати на комплектуючі

Найменування комплектуючих	Кількість, шт.	Ціна за штуку, грн	Сума, грн
Лазерний випромінювач малої потужності	2	1850,00	3811,00
Система скануючих дзеркал та оптика	1	2820,00	2904,60
Детектор	1	3600,00	3708,00
Міні CCD-камера	1	2460,00	2533,80
RGB-камера	1	950,00	978,50
Монохромна камера	1	480,00	494,40
Датчики зображення	3	1230,00	3800,70
Всього			18231,00

4.3.5 Спецустаткування для наукових (експериментальних) робіт

До статті «Спецустаткування для наукових (експериментальних) робіт» належать витрати на виготовлення та придбання спецустаткування необхідного для проведення досліджень, також витрати на їх проектування, виготовлення, транспортування, монтаж та встановлення.

Балансову вартість спецустаткування розраховуємо за формулою:

$$B_{спец} = \sum_{i=1}^k C_i \cdot C_{пр.і} \cdot K_i , \quad (4.11)$$

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

$C_{пр.і}$ – кількість одиниць устаткування відповідного найменування, які придбані

для проведення досліджень, шт.;

K_i – коефіцієнт, що враховує доставку, монтаж, налагодження устаткування тощо, ($K_i = 1, 10 \dots 1, 12$);

k – кількість найменувань устаткування.

$$B_{спец} = 5399,00 \cdot 1 \cdot 1,03 = 5560,97 \text{ грн.}$$

Отримані результати зведемо до таблиці:

Таблиця 4.9 – Витрати на придбання спецустаткування по кожному виду

Найменування устаткування	Кількість, шт	Ціна за одиницю, грн	Вартість, грн
Монітор 27" Samsung Curved LS27C366 (LS27C366EAIXCI)	1	5399,00	5560,97
Всього			5560,97

4.3.6 Програмне забезпечення для наукових (експериментальних) робіт

До статті «Програмне забезпечення для наукових (експериментальних) робіт» належать витрати на розробку та придбання спеціальних програмних засобів і програмного забезпечення, (програм, алгоритмів, баз даних) необхідних для проведення досліджень, також витрати на їх проектування, формування та встановлення.

Балансову вартість програмного забезпечення розраховуємо за формулою:

$$B_{прог} = \sum_{i=1}^k C_{инрг} \cdot C_{прог.і} \cdot K_i , \quad (4.12)$$

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

$C_{прог.і}$ – кількість одиниць програмного забезпечення відповідного

найменування, які придбані для проведення досліджень, шт.;

K_i – коефіцієнт, що враховує інсталяцію, налагодження програмного засобу тощо, ($K_i = 1, 10 \dots 1, 12$);

k – кількість найменувань програмних засобів.

$$V_{npz} = 8760,00 \cdot 1 \cdot 1,03 = 9022,80 \text{ грн.}$$

Отримані результати зведемо до таблиці:

Таблиця 4.10 – Витрати на придбання програмних засобів по кожному виду

Найменування програмного засобу	Кількість, шт	Ціна за одиницю, грн	Вартість, грн
Прикладний пакет розробника OrCad	1	8760,00	9022,80
Пакет Visual System Simulator	1	4692,00	4832,76
Всього			13855,56

4.3.7 Амортизація обладнання, програмних засобів та приміщень

В спрощеному вигляді амортизаційні відрахування по кожному виду обладнання, приміщень та програмному забезпеченню тощо, розраховуємо з використанням прямолінійного методу амортизації за формулою:

$$A_{обл} = \frac{Ц_{б}}{T_{г}} \cdot \frac{t_{вик}}{12}, \quad (4.13)$$

де $Ц_{б}$ – балансова вартість обладнання, програмних засобів, приміщень тощо, які використовувались для проведення досліджень, грн;

$t_{вик}$ – термін використання обладнання, програмних засобів, приміщень під час досліджень, місяців;

$T_{г}$ – строк корисного використання обладнання, програмних засобів, приміщень тощо, років.

$$A_{обл} = (26420,00 \cdot 2) / (2 \cdot 12) = 2201,67 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.11 – Амортизаційні відрахування по кожному виду обладнання

Найменування обладнання	Балансова вартість, грн	Строк корисного використання, років	Термін використання обладнання, місяців	Амортизаційні відрахування, грн
Персональний комп'ютер розробника волоконно-оптичної техніки	26420,00	2	2	2201,67
Електронно-графічна система проектування	43599,00	2	2	3633,25
Робоче місце інженера-розробника	9380,00	5	2	312,67
Оптичний мікроскоп	8560,00	4	2	356,67
Спектрометр НАМАТ SU серії MS	120000,00	5	2	4000,00
Оргтехніка	8790,00	5	2	293,00
Приміщення лабораторії розробки волоконно-оптичної техніки	423000,00	35	2	2014,29
ОС Windows	6520,00	2	2	543,33
Прикладний пакет Microsoft Office	6510,00	2	2	542,50
Принтер	8350,00	5	2	278,33
Всього				14175,70

4.3.8 Паливо та енергія для науково-виробничих цілей

Витрати на силову електроенергію (B_e) розраховуємо за формулою:

$$B_e = \sum_{i=1}^n \frac{W_{yi} \cdot t_i \cdot C_e \cdot K_{vni}}{\eta_i}, \quad (4.14)$$

де W_{yi} – встановлена потужність обладнання на визначеному етапі розробки, кВт;

t_i – тривалість роботи обладнання на етапі дослідження, год;

C_e – вартість 1 кВт-години електроенергії, грн; (вартість електроенергії визначається за даними енергопостачальної компанії), прийmemo $C_e = 7,50$ грн;

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

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

$$B_e = 0,26 \cdot 240,0 \cdot 7,50 \cdot 0,95 / 0,97 = 468,00 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.12 – Витрати на електроенергію

Найменування обладнання	Встановлена потужність, кВт	Тривалість роботи, год	Сума, грн
Персональний комп'ютер розробника волоконно-оптичної техніки	0,26	240,0	468,00
Електронно-графічна система проектування	0,42	240,0	756,00
Робоче місце інженера-розробника	0,10	240,0	180,00
Оптичний мікроскоп	0,01	25,0	1,88
Пристрої передачі даних	0,09	240,0	162,00
Оргтехніка	0,36	2,3	6,21
Принтер	0,25	4,7	8,81
Спектрометр НАМАМАТСУ серії MS	0,56	25,0	105,00
Монітор 27" Samsung Curved LS27C366 (LS27C366EAIXCI)	0,06	100,0	45,00
Всього			1732,90

4.3.9 Службові відрядження

До статті «Службові відрядження» дослідної роботи на тему «Волоконо-оптичний сенсор для дослідження тканинної мікроциркуляції крові» належать витрати на відрядження штатних працівників, працівників організацій, які працюють за договорами цивільно-правового характеру, аспірантів, зайнятих розробленням досліджень, відрядження, пов'язані з проведенням випробувань машин та приладів, а також витрати на відрядження на наукові з'їзди, конференції, наради, пов'язані з виконанням конкретних досліджень.

Витрати за статтею «Службові відрядження» розраховуємо як 20...25% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

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

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

$$B_{cv} = (61517,14 + 6517,25) \cdot 20 / 100\% = 13606,88 \text{ грн.}$$

3.3.10 Витрати на роботи, які виконують сторонні підприємства, установи і організації

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

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

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

$$B_{cn} = (61517,14 + 6517,25) \cdot 30 / 100\% = 20410,32 \text{ грн.}$$

4.3.11 Інші витрати

До статті «Інші витрати» належать витрати, які не знайшли відображення у зазначених статтях витрат і можуть бути віднесені безпосередньо на собівартість досліджень за прямими ознаками.

Витрати за статтею «Інші витрати» розраховуємо як 50...100% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$I_g = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{ig}}{100\%}, \quad (4.17)$$

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

$$I_g = (61517,14 + 6517,25) \cdot 50 / 100\% = 34017,19 \text{ грн.}$$

4.3.12 Накладні (загальновиробничі) витрати

До статті «Накладні (загальновиробничі) витрати» належать: витрати, пов'язані з управлінням організацією; витрати на винахідництво та раціоналізацію; витрати на підготовку (перепідготовку) та навчання кадрів; витрати, пов'язані з набором робочої сили; витрати на оплату послуг банків; витрати, пов'язані з освоєнням виробництва продукції; витрати на науково-технічну інформацію та рекламу та ін.

Витрати за статтею «Накладні (загальновиробничі) витрати» розраховуємо як 100...150% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$B_{nzb} = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{nzb}}{100\%}, \quad (4.18)$$

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

$$B_{nzb} = (61517,14 + 6517,25) \cdot 100 / 100\% = 68034,39 \text{ грн.}$$

Витрати на проведення науково-дослідної роботи на тему «Волоконо-оптичний сенсор для дослідження тканинної мікроциркуляції крові» розраховуємо як суму всіх попередніх статей витрат за формулою:

$$B_{заг} = Z_o + Z_p + Z_{дод} + Z_n + M + K'_e + B_{спец} + B_{прз} + A_{обл} + B_e + B_{св} + B_{сп} + I_e + B_{нзв}. \quad (4.19)$$

$$B_{заг} = 61517,14 + 6517,25 + 7483,78 + 16614,00 + 3590,58 + 18231,00 + 5560,97 + 13855,56 + 14175,70 + 1732,90 + 13606,88 + 20410,32 + 34017,19 + 68034,39 = 285347,66 \text{ грн.}$$

Загальні витрати ZB на завершення науково-дослідної (науково-технічної) роботи та оформлення її результатів розраховується за формулою:

$$ZB = \frac{B_{заг}}{\eta}, \quad (4.20)$$

де η - коефіцієнт, який характеризує етап (стадію) виконання науково-дослідної роботи, прийmemo $\eta=0,95$.

$$ZB = 285347,66 / 0,95 = 300365,95 \text{ грн.}$$

4.4 Розрахунок економічної ефективності науково-технічної розробки при її можливій комерціалізації потенційним інвестором

В ринкових умовах узагальнюючим позитивним результатом, що його може отримати потенційний інвестор від можливого впровадження результатів тієї чи іншої науково-технічної розробки, є збільшення у потенційного інвестора величини чистого прибутку.

Результати дослідження проведені за темою «Волоконо-оптичний сенсор для дослідження тканинної мікроциркуляції крові» передбачають комерціалізацію протягом 4-х років реалізації на ринку.

В цьому випадку майбутній економічний ефект буде формуватися на основі таких даних:

ΔN – збільшення кількості споживачів пристрою, у періоди часу, що аналізуються, від покращення його певних характеристик;

Показник	1-й рік	2-й рік	3-й рік	4-й рік
Збільшення кількості споживачів, осіб	25	50	100	75

N – кількість споживачів які використовували аналогічний пристрій у році до впровадження результатів нової науково-технічної розробки, прийmemo 1800 осіб;

C_o – вартість пристрою у році до впровадження результатів розробки, прийmemo 15800,00 грн;

$\pm\Delta C_o$ – зміна вартості пристрою від впровадження результатів науково-технічної розробки, прийmemo 588,60 грн.

Можливе збільшення чистого прибутку у потенційного інвестора $\Delta\Pi_i$ для кожного із 4-х років, протягом яких очікується отримання позитивних результатів від можливого впровадження та комерціалізації науково-технічної розробки, розраховуємо за формулою [Козловський, Лесько, Кавецький]:

$$\Delta\Pi_i = (\pm\Delta C_o \cdot N + C_o \cdot \Delta N)_i \cdot \lambda \cdot \rho \cdot \left(1 - \frac{\mathcal{G}}{100}\right), \quad (4.21)$$

де λ – коефіцієнт, який враховує сплату потенційним інвестором податку на додану вартість. У 2023 році ставка податку на додану вартість складає 20%, а коефіцієнт $\lambda = 0,8333$;

ρ – коефіцієнт, який враховує рентабельність інноваційного продукту).
Прийmemo $\rho = 42\%$;

\mathcal{G} – ставка податку на прибуток, який має сплачувати потенційний інвестор, у 2023 році $\mathcal{G} = 18\%$;

Збільшення чистого прибутку 1-го року:

$$\Delta\Pi_1 = (588,60 \cdot 1800,00 + 16388,60 \cdot 25) \cdot 0,83 \cdot 0,42 \cdot (1 - 0,18/100\%) = 419972,33 \text{ грн.}$$

Збільшення чистого прибутку 2-го року:

$$\Delta\Pi_2 = (588,60 \cdot 1800,00 + 16388,60 \cdot 75) \cdot 0,83 \cdot 0,42 \cdot (1 - 0,18/100\%) = 654208,03 \text{ грн.}$$

Збільшення чистого прибутку 3-го року:

$$\Delta\Pi_3 = (588,60 \cdot 1800,00 + 16388,60 \cdot 175) \cdot 0,83 \cdot 0,42 \cdot (1 - 0,18/100\%) = 1122679,44 \text{ грн.}$$

Збільшення чистого прибутку 4-го року:

$$\Delta\Pi_4 = (588,60 \cdot 1800,00 + 16388,60 \cdot 250) \cdot 0,83 \cdot 0,42 \cdot (1 - 0,18/100\%) = 1474033,00 \text{ грн.}$$

Приведена вартість збільшення всіх чистих прибутків $\Pi\Pi$, що їх може отримати потенційний інвестор від можливого впровадження та комерціалізації науково-технічної розробки:

$$\Pi\Pi = \sum_{i=1}^T \frac{\Delta\Pi_i}{(1 + \tau)^i}, \quad (4.22)$$

де $\Delta\Pi_i$ – збільшення чистого прибутку у кожному з років, протягом яких виявляються результати впровадження науково-технічної розробки, грн;

T – період часу, протягом якого очікується отримання позитивних результатів від впровадження та комерціалізації науково-технічної розробки, роки;

τ – ставка дисконтування, за яку можна взяти щорічний прогнозований рівень інфляції в країні, $\tau = 0,13$;

t – період часу (в роках) від моменту початку впровадження науково-технічної розробки до моменту отримання потенційним інвестором додаткових чистих прибутків у цьому році.

$$\begin{aligned} \Pi\Pi &= 419972,33/(1+0,13)^1 + 654208,03/(1+0,13)^2 + 1122679,44/(1+0,13)^3 + \\ &+ 1474033,00/(1+0,13)^4 = 371656,93 + 512340,85 + 778073,17 + 904052,04 = 2566122,99 \\ &\text{грн.} \end{aligned}$$

Величина початкових інвестицій PV , які потенційний інвестор має вкласти для впровадження і комерціалізації науково-технічної розробки:

$$PV = k_{инв} \cdot ЗВ, \quad (4.23)$$

де $k_{инв}$ – коефіцієнт, що враховує витрати інвестора на впровадження науково-технічної розробки та її комерціалізацію, приймаємо $k_{инв} = 2$;

$ЗВ$ – загальні витрати на проведення науково-технічної розробки та оформлення її результатів, приймаємо 300365,95 грн.

$$PV = k_{inv} \cdot 3B = 2 \cdot 300365,95 = 600731,91 \text{ грн.}$$

Абсолютний економічний ефект E_{abc} для потенційного інвестора від можливого впровадження та комерціалізації науково-технічної розробки становитиме:

$$E_{abc} = III - PV \quad (4.24)$$

де III – приведена вартість зростання всіх чистих прибутків від можливого впровадження та комерціалізації науково-технічної розробки, 2566122,99 грн;

PV – теперішня вартість початкових інвестицій, 600731,91 грн.

$$E_{abc} = III - PV = 2566122,99 - 600731,91 = 1965391,09 \text{ грн.}$$

Внутрішня економічна дохідність інвестицій E_e , які можуть бути вкладені потенційним інвестором у впровадження та комерціалізацію науково-технічної розробки:

$$E_e = T_{ж} \sqrt[4]{1 + \frac{E_{abc}}{PV}} - 1, \quad (4.25)$$

де E_{abc} – абсолютний економічний ефект вкладених інвестицій, 1965391,09 грн;

PV – теперішня вартість початкових інвестицій, 600731,91 грн;

$T_{ж}$ – життєвий цикл науково-технічної розробки, тобто час від початку її розробки до закінчення отримання позитивних результатів від її впровадження, 4 роки.

$$E_e = T_{ж} \sqrt[4]{1 + \frac{E_{abc}}{PV}} - 1 = (1 + 1965391,09/600731,91)^{1/4} - 1 = 0,44.$$

Мінімальна внутрішня економічна дохідність вкладених інвестицій τ_{min} :

$$\tau_{\min} = d + f, \quad (4.26)$$

де d – середньозважена ставка за депозитними операціями в комерційних банках; в 2023 році в Україні $d = 0,1$;

f – показник, що характеризує ризикованість вкладення інвестицій, приймемо 0,25.

$\tau_{\min} = 0,1 + 0,25 = 0,35 < 0,44$ свідчить про те, що внутрішня економічна дохідність інвестицій E_g , які можуть бути вкладені потенційним інвестором у впровадження та комерціалізацію науково-технічної розробки вища мінімальної внутрішньої дохідності. Тобто інвестувати в науково-дослідну роботу за темою «Волоконо-оптичний сенсор для дослідження тканинної мікроциркуляції крові» доцільно.

Період окупності інвестицій $T_{ок}$ які можуть бути вкладені потенційним інвестором у впровадження та комерціалізацію науково-технічної розробки:

$$T_{ок} = \frac{1}{E_g}, \quad (4.27)$$

де E_g – внутрішня економічна дохідність вкладених інвестицій.

$$T_{ок} = 1 / 0,44 = 2,28 \text{ р.}$$

$T_{ок} < 3$ -х років, що свідчить про комерційну привабливість науково-технічної розробки і може спонукати потенційного інвестора профінансувати впровадження даної розробки та виведення її на ринок.

4.5 Висновки до розділу 4

Згідно проведених досліджень рівень комерційного потенціалу розробки за темою «Волоконо-оптичний сенсор для дослідження тканинної мікроциркуляції крові» становить 33,3 бала, що, свідчить про комерційну важливість проведення даних досліджень (рівень комерційного потенціалу розробки вище середнього).

При оцінюванні за технічними параметрами, згідно узагальненого коефіцієнту якості розробки, науково-технічна розробка переважає існуючі аналоги приблизно в 1,42 рази.

Також термін окупності становить 2,28 р., що менше 3-х років, що свідчить про комерційну привабливість науково-технічної розробки і може спонукати потенційного інвестора профінансувати впровадження даної розробки та виведення її на ринок.

Отже можна зробити висновок про доцільність проведення науково-дослідної роботи за темою «Волоконо-оптичний сенсор для дослідження тканинної мікроциркуляції крові».

ВИСНОВКИ

В магістерській кваліфікаційній роботі були досягнуті значущі результати, спрямовані на підвищення точності вимірювання параметрів мікроциркуляції крові та розширення функціональних можливостей волоконно-оптичного сенсора. Проведено порівняльний аналіз сучасних методів і засобів дослідження тканинної мікроциркуляції крові, що дозволило визначити переваги та недоліки існуючих підходів і визначити напрямки подальших досліджень.

За результатами аналізу відомих методів були розроблені електричні та оптичні схеми основних вузлів сенсора з урахуванням особливостей вимірювань, що відкриває шлях до подальшої розробки пристрою.

Було удосконалено алгоритми обробки фотоплетизмограм, які дозволяються отримувати більш точні та достовірні дані про параметри мікроциркуляції крові.

Отримані результати мають практичне значення, оскільки сприяють створенню функціонального волоконно-оптичного сенсора та програмного забезпечення для визначення параметрів мікроциркуляції крові. Це може вплинути на розвиток методів клінічної діагностики та стати основою для подальших досліджень у галузі медицини та науки.

При оцінюванні за технічними параметрами, згідно узагальненого коефіцієнту якості розробки, науково-технічна розробка переважає існуючі аналоги приблизно в 1,42 рази. Також термін окупності становить 2,28 р., що менше 3-х років, що свідчить про комерційну привабливість науково-технічної розробки і може спонукати потенційного інвестора профінансувати впровадження даної розробки та виведення її на ринок. Отже можна зробити висновок про доцільність проведення науково-дослідної роботи за темою «Волоконно-оптичний сенсор для дослідження тканинної мікроциркуляції крові».

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Методичні вказівки до виконання економічної частини магістерських кваліфікаційних робіт / Уклад. : В. О. Козловський, О. Й. Лесько, В. В. Кавецький. – Вінниця : ВНТУ, 2021. – 42 с.
2. Кавецький В. В. Економічне обґрунтування інноваційних рішень: практикум / В. В. Кавецький, В. О. Козловський, І. В. Причепка – Вінниця : ВНТУ, 2016. – 113 с.
3. Sidorov I. S., Romashko R. V., Koval V. T., Giniatullin R., Kamshilin A. A. Origin of infrared light modulation in reflectance mode photoplethysmography // PLoS ONE. 2016. Vol. 11, № 10. e0165413. <https://www.doi.org/10.1371/journal.pone.0165413>
4. Fine I. The optical origin of the PPG signal // Saratov Fall Meeting 2013 : Optical Technologies in Biophysics and Medicine XV. 2014. № 9031. e903103. <https://www.doi.org/10.1117/12.2051228>
5. Verkruysse W., Bartula M. Calibration of contactless pulse oximetry // Anesthesia and Analgesia. 2017. Vol. 124, № 1. P. 136–145. <https://www.doi.org/10.1213/ANE.0000000000001381>
6. Poh M.-Z., McDuff D. J., Picard R. W. Non-contact, automated cardiac pulse measurements using video imaging and blind source separation // Optics Express. 2010. Vol. 18, № 10. P. 10762–10774. <https://www.doi.org/10.1364/OE.18.010762>
7. Wang W., Stuijk S., De Haan G. A Novel Algorithm for Remote Photoplethysmography : Spatial Subspace Rotation // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2016. Vol. 63, № 9. P. 1974–1984. <https://www.doi.org/10.1109/TBME.2015.2508602>
8. Wang W., Brinker A. C. D., Stuijk S., Haan G. D. Algorithmic principles of remote PPG // IEEE Trans. Biomed. Eng. 2017. Vol. 64, № 7. P. 1479–1491. <https://www.doi.org/10.1109/TBME.2016.2609282>

9. Hsu Y., Lin Y.-L., Hsu W. Learning-based heart rate detection from remote photoplethysmography features // 2014 IEEE Int. Conf. Acoust. Speech Signal Process. 2014. P. 4433–4437. <https://www.doi.org/10.1109/ICASSP.~2014.6854440>
10. Mamontov O. V., Krasnikova T. V., Volynsky M. A., Anokhina N. A., Shlyakhto E. V., Kamshilin A. A. Novel instrumental markers of proximal scleroderma provided by imaging photoplethysmography // *Physiological Measurement*. 2020. Vol. 41, № 4. e044004. <https://www.doi.org/10.1088/1361-6579/ab807c>
11. Анютин Р.Г., Ивкина С.В., Апраксин М.А. Нормативні значення параметрів мікроциркуляції крові у слизовій оболонці порожнини носа та ротоглотки за даними лазерної доплерівської флоуметрії. // *Регіонарн. кровооб. и мікроцирк.* — 2008. — №3. — С. 23–27.м
12. Bergstrand S., Lindberg L.G., Ek A.C. et al. Blood flow measurement at different depths using photoplethysmography and laser Doppler techniques // *Skin. Res. Technol.* — 2009. — Vol. 15. — P. 139–147.
13. Choi C.M., Bennett R.G. Laser Dopplers to determine cutaneous blood flow // *Dermatol. Surg.* — 2003. — Vol. 29. — P. 272–280.
14. Sun Y. Photoplethysmography revisited : From contact to noncontact, from point to imaging // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2015. Vol. 63, № 3. P. 463– 477. <https://www.doi.org/10.1109/TBME.2015.2476337>
15. Wu T., Blazek V., Schmitt H. J. Photoplethysmography imaging : A new noninvasive and non-contact method for mapping of the dermal perfusion changes // *Proc. SPIE*. 2000. № 4163. P. 62–70. <https://www.doi.org/10.1117/12.407646>
16. Budidha K., Kyriacou P. A., Abay T. Y. Optical techniques for blood and tissue oxygenation // *Ref. Modul. Biomed. Sci.* 2019. Vol. 3. P. 461–472. <https://www.doi.org/10.1016/B978-0-12-801238-3.10886-4>
17. 2. Utzinger U. and Richards-Kortum RR. Fiber optic probes for biomedical optical spectroscopy. *J. Biomed. Opt.*
18. Farrell TJ, Patterson MS. and Wilson, B. A spatially resolved steady-state diffuse reflection theory model for noninvasive determination of tissue optical properties in vivo. *Honey. Phys.*

19. Pfeffer TJ, Matchett LS, Bennett CL, Gal JA, Wilke JN, Durkin AJ. and Ediger M.M. Determination of optical properties of fabrics with high light intensity based on reflection. *J. Biomed. Opt.*

20. 18. Pfeffer TJ, Matchett LS, Bennett CL, Gal JA, Wilke JN, Durkin AJ. and Ediger M.M. Determination of optical properties of fabrics with high light intensity based on reflection. *J. Biomed. Opt.*

21. Amelink A., O.P. Caspers, HJCM Sterenberg, JE Van der Waal, JLN Rudenburg, and MJH Witjes. Non-invasive measurement of the morphology and physiology of the oral mucosa using optical spectroscopy *Oral Oncology*.

22. Gardner CM, Jacques SL, Welch AJ. Fluorescence spectroscopy of tissue: recovery of intrinsic fluorescence from measured fluorescence. *Add. Opt.*

Додаток А
(обов'язковий)
ПРОТОКОЛ
ПЕРЕВІРКИ КВАЛІФІКАЦІЙНОЇ РОБОТИ
НА НАЯВНІСТЬ ТЕКСТОВИХ ЗАПОЗИЧЕНЬ

Назва роботи: Волоконно-оптичний сенсор для дослідження тканинної мікроциркуляції крові

Тип роботи: магістерська кваліфікаційна робота
(МКР, БДР)

Підрозділ: кафедра БМІОЕС, ФІЕС
(кафедра, факультет)

Показники звіту подібності Unicheck


Оригінальність 87,6% Схожість 12,4%

Аналіз звіту подібності (відмітити потрібне)

1. Запозичення, виявлені у роботі, оформлені коректно і не містять ознак плагіату

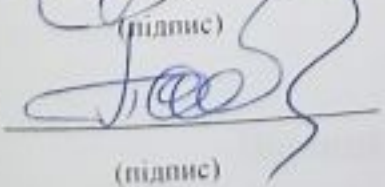
2. Виявлені у роботі запозичення не мають ознак плагіату, але їх надмірна кількість викликає сумніви щодо цінності роботи і відсутності самостійності її виконання автором. Роботу направити на розгляд експертної комісії кафедри

3. Виявлені у роботі запозичення є недобросовісними і мають ознаки плагіату та/або в ній містяться навмисні спотворення тексту, що вказують на спроби приховування недобросовісних запозичень

Особа, відповідальна за перевірку  Тужанський С.Є.
(підпис) (прізвище, ініціали)

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

Автор  Давиденко Я.А.
(підпис) (прізвище, ініціали)

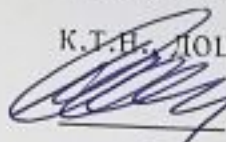
Керівник роботи  Павлов С.В.
(підпис) (прізвище, ініціали)

ДОДАТОК Б
(Обов'язковий)
ВНТУ

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри БМІОЕС

к.т.н., доц.

 Л.Г. Коваль

"05" грудня 2023 р.

ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ

на магістерську кваліфікаційну роботу

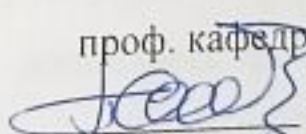
«Волоконно-оптичний сенсор для дослідження тканинної мікроциркуляції
крові»

08-35. МКР.004.00.000 ТЗ

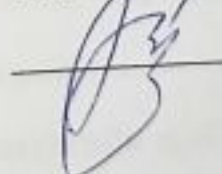
Керівник роботи:

д.т.н., доцент

проф. кафедри БМІОЕС

 Павлов С.В.

Виконавець: ст.гр. ЛТО-22м

 Давиденко Я.А.

1 ПІДСТАВА ДЛЯ ВИКОНАННЯ РОБОТИ

Робота проводиться на підставі наказу ректора по Вінницькому національному технічному університету від 18.09.2023 р., №247 та індивідуального завдання на магістерську кваліфікаційну роботу.

Дата початку роботи: 01.09.2023 р.

Дата закінчення: 10.12.2023 р.

2 МЕТА І ПРИЗНАЧЕННЯ МКР

Метою магістерської кваліфікаційної роботи є підвищення точності результатів вимірювання параметрів мікроциркуляції крові, розширення функціональних можливостей засобу оцінювання тканинної мікроциркуляції крові.

Для досягнення поставленої мети при проведенні теоретичних досліджень необхідно розв'язати такі задачі:

1. Провести порівняльний аналіз сучасних методів і засобів дослідження тканинної мікроциркуляції крові.
2. Розробити загальну структурну схему, електричні та оптичні схеми основних вузлів волоконно-оптичного сенсора для дослідження мікроциркуляції крові.
3. Удосконалити алгоритми та програмні засоби обробки фотоплетизмограм, отриманих для визначення параметрів мікроциркуляції крові.
4. Визначити економічну ефективність, доцільність та інші економічні показники розробки.

Об'єктом дослідження є процеси вимірювань та обробки оптичних параметрів тканин для визначення мікроциркуляції крові.

Предметом дослідження є методи і засоби визначення параметрів тканинної мікроциркуляції крові, фізико-технічні характеристики волоконно-оптичного сенсора для їх вимірювань.

3 ДЖЕРЕЛА РОЗРОБКИ МКР

1. Оптико-електронні засоби діагностування периферичного кровообігу з підвищеною достовірністю / Павлов С. В., Козловська Т. І., Василенко В. Б. – Вінниця : ВНТУ, 2014. – 140 с.
2. 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.
3. Wang W., Brinker A. C. D., Stuijk S., Haan G. D. Algorithmic principles of remote PPG // IEEE Trans. Biomed. Eng. 2017. Vol. 64, № 7. P. 1479–1491.

4 ВИМОГИ ДО ВИКОНАННЯ МКР

Основними вимогами є:

1. Об'єкт дослідження – сенсор в системі для дослідження тканинної мікроциркуляції периферійного кровообігу.
2. Джерела випромінювання – лінійка лазерних випромінювачів 532, 660, 780 (нм).
3. Тип сформованого зображення – двовимірні фотоплетизмографічні сигнали.
4. Детектор: фотоприймач 300-1200 нм.
5. Програмні засоби – програма для введення, перетворення та аналізу оптичних сигналів (ver. 1.0)

5 ЕТАПИ МКР І ТЕРМІНИ ЇХ ВИКОНАННЯ

№	Назва та зміст етапу	Термін виконання		Очікувані результати
		початок	закінчення	
1.	Розробка, погодження та затвердження технічного завдання (ТЗ)	01.09.2023	14.09.2023	Розроблене ТЗ

2.	Аналіз методів та систем дослідження тканинної мікроциркуляції.	14.09.2023	10.10.2023	Розділ 1 пояснювальної записки
3.	Розробка методів та архітектури системи	10.10.2023	23.10.2023	Розділ 2 пояснювальної записки
4.	Експериментальна реалізація системи	23.10.2023	09.11.2023	Розділ 3 пояснювальної записки
5.	Економічна частина	09.11.2023	01.12.2023	Розділ 4 пояснювальної записки
6.	Оформлення необхідної технічної документації. Підготовка МКР до публічного захисту	01.12.2023	10.12.2023	МКР

6 ПОРЯДОК КОНТРОЛЮ І ПРИЙМАННЯ

Контроль за виконанням МКР та її етапів покладається на керівника. Приймання МКР здійснюється шляхом публічного захисту перед Державною екзаменаційною комісією, призначеною за наказом ректора ВНТУ.

7 ВИМОГИ ЩОДО ТЕХНІЧНОГО ЗАХИСТУ ІНФОРМАЦІЇ З ОБМЕЖЕНИМ ДОСТУПОМ

У зв'язку з тим, що інформація не є конфіденційною, заходи з її технічного захисту не передбачаються.

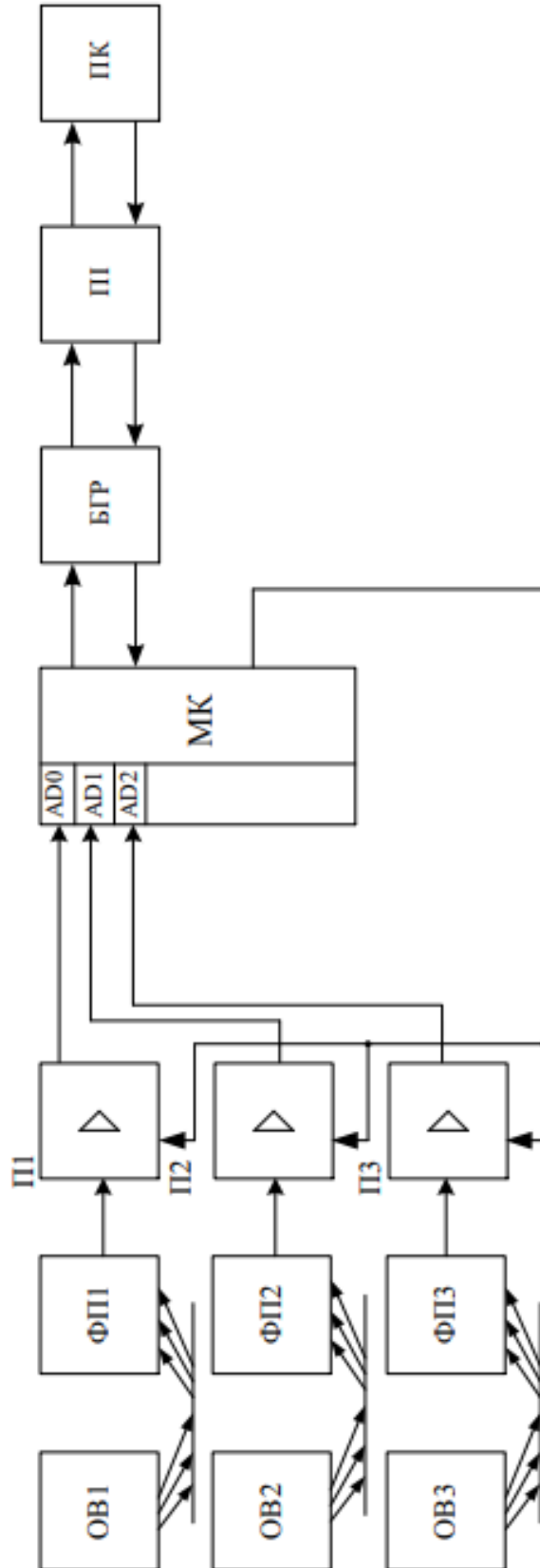
Додаток В
(обов'язковий)

ІЛЮСТРАТИВНА ЧАСТИНА

**ВОЛОКОННО-ОПТИЧНИЙ СЕНСОР ДЛЯ ДОСЛІДЖЕННЯ ТКАНИННОЇ
МІКРОЦИРКЛЯЦІЇ КРОВІ**

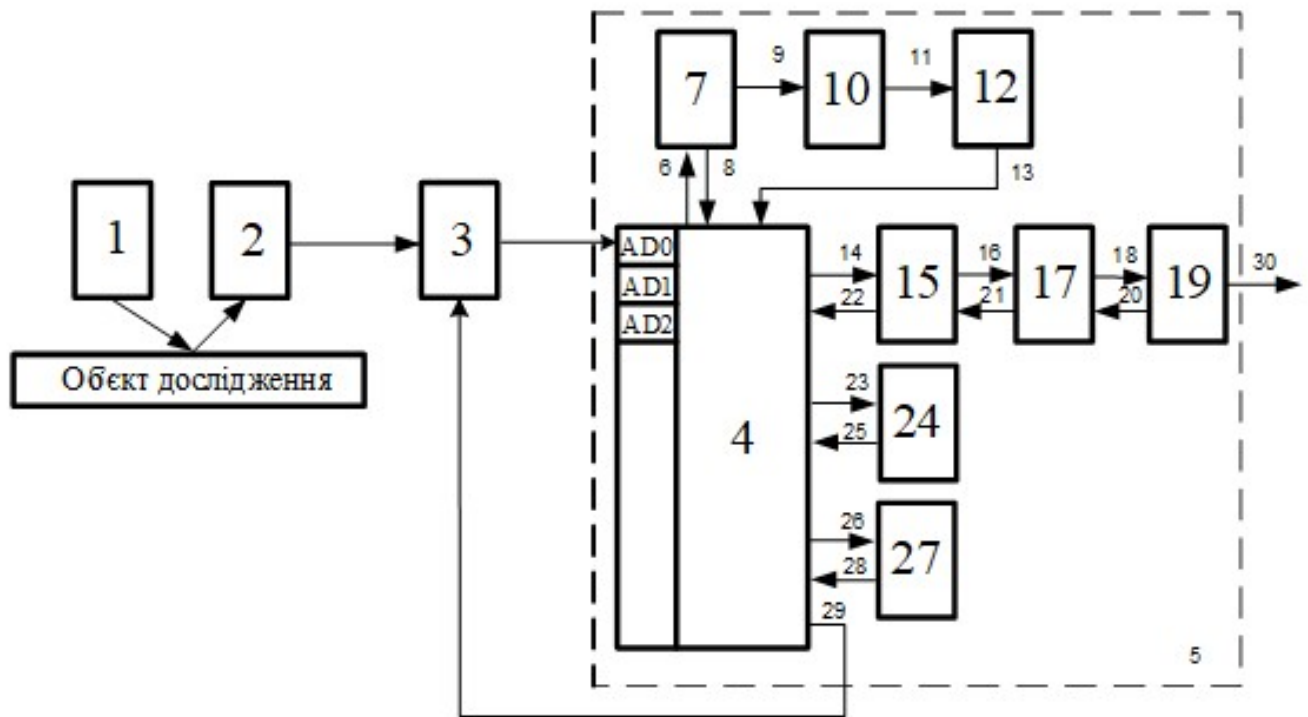
Додаток В.1
(обов'язковий)

Структурна схема оптико-електронного комплексу



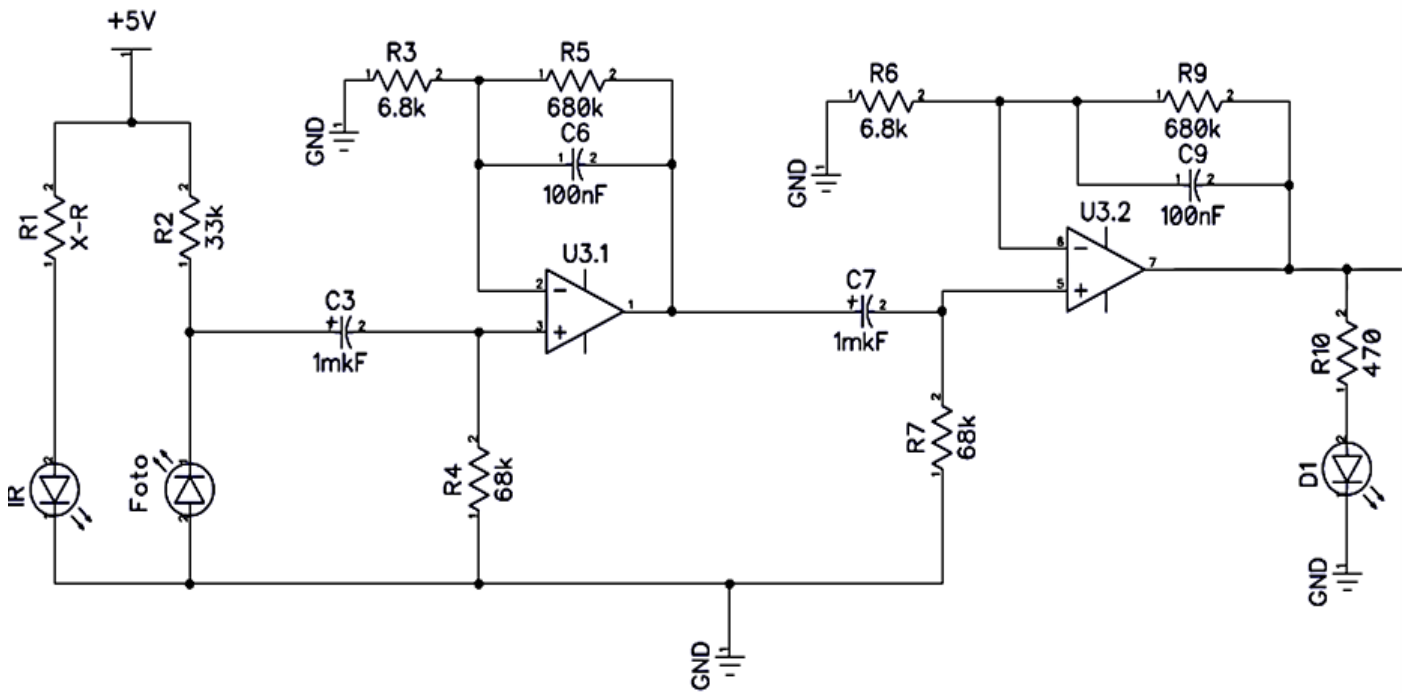
Додаток В.2
(обов'язковий)

Структурна схема оптико-електронного вимірювального перетворювача
діагностування стану мікроциркуляції крові



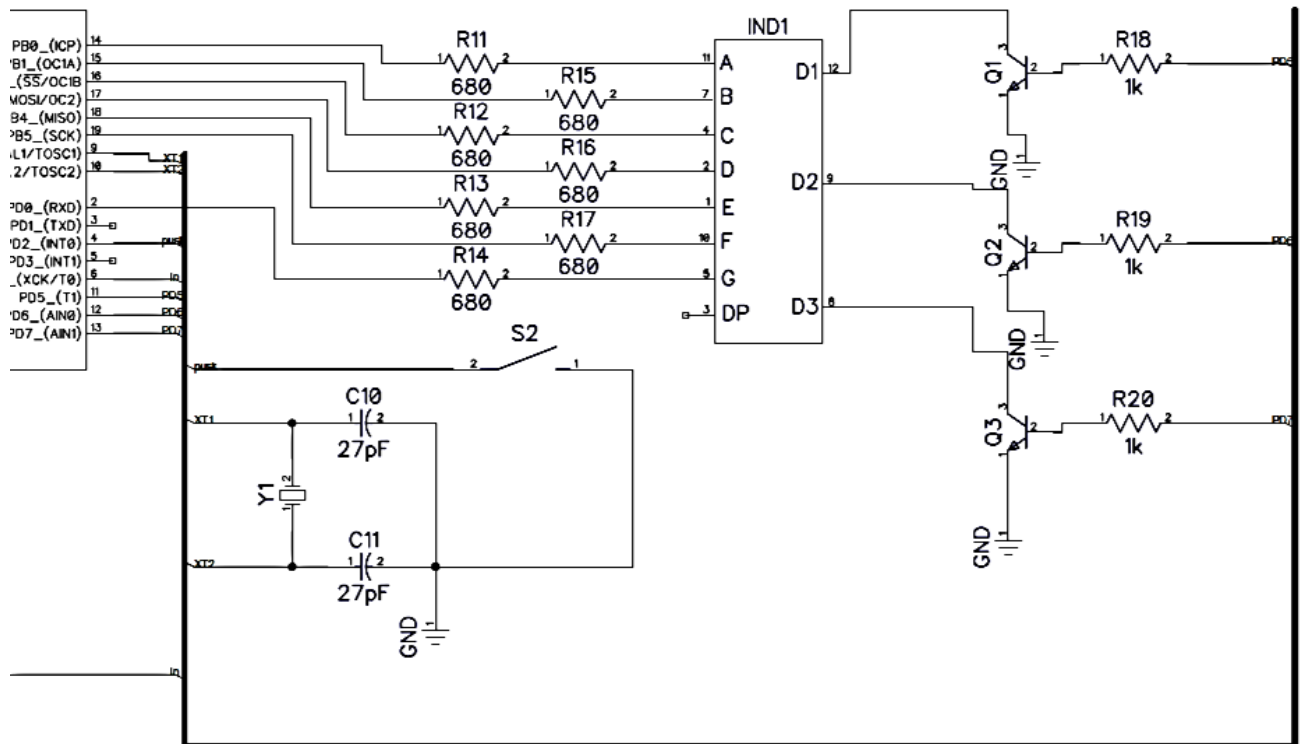
Додаток В.3
(обов'язковий)

Схема посилення і фільтрації сигналу на операційних підсилювачах



Додаток В.4
(обов'язковий)

Схема принципова електрична мультиспектральної системи для дослідження
мікроциркуляції крові



Додаток В.6
(обов'язковий)

Блок-схема алгоритму для оброблення фотоплетизмографічної інформації

