

ВІННИЦЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ

Кваліфікаційна наукова
праця на правах рукопису

ЯН ЛУНІНЬ

УДК 615.47: 616–072.7

ДИСЕРТАЦІЯ

**ОПТИЧНІ МЕТОДИ ТА ІНТЕЛЕКТУАЛІЗОВАНА БІОТЕХНІЧНА
СИСТЕМА ДІАГНОСТУВАННЯ ФУНКЦІОНАЛЬНОГО СТАНУ НА
ОСНОВІ ПУЛЬСОДІАГНОСТИКИ ТА ТЕРМОМЕТРІЇ**

163 – Біомедична інженерія

Технічні науки

Подається на здобуття наукового ступеня доктора філософії

Дисертація містить результати власних досліджень. Використання ідей, результатів і текстів інших авторів мають посилання на відповідне джерело

_____ Ян Лунінь

Науковий керівник:
доктор технічних наук,
професор Павлов Сергій Володимирович

Вінниця - 2025

АНОТАЦІЯ

Ян Лунінь. Оптичні методи та інтелектуалізована біотехнічна система діагностування функціонального стану на основі пульсодіагностики та термометрії. – Кваліфікаційна наукова праця на правах рукопису.

Дисертація на здобуття наукового ступеня доктора філософії в галузі знань 16 «Хімічна інженерія та біоінженерія» за спеціальністю 163 «Біомедична інженерія. – Вінницький національний технічний університет, МОН України, Вінниця, 2025.

Дисертаційну роботу присвячено розв’язанню науково-прикладної задачі, яка полягає у необхідності вдосконалення оптичних методів та підвищення інформативності, точності оцінювання пульсограм та тепловізійних зображень шляхом розроблення інтелектуалізованої біотехнічної системи діагностування функціонального стану на основі пульсодіагностики та термометрії.

У даній роботі було вирішено такі задачі:

- проведено детальний аналіз методів та неінвазивних оптико-електронних систем та приладів для оцінювання серцево-судинної системи;
- доведено необхідність застосування неінвазивних оптико-електронних приладів для оцінювання пульсограм та тепловізійних зображень;
- сформовано еталон-маски шляхом застосування методу швидкого Фур’є-перетворення для аналізу пульсограм, який базується на використанні принципу перетворення дискретних даних з часового у частотний діапазон;
- розвинуто метод згорткових нейронних мереж на основі залишкових блоків в ResNet для відображення ідентичностей та визначення ефективності лікування;

- розроблено архітектуру інтелектуалізованої біотехнічної системи діагностування функціонального стану на основі пульсодіагностики та термометрії для оцінювання фізіологічного стану мікроциркуляції в області опромінення низькоінтенсивним випромінювання, зокрема, при політравмах різного ступеню важкості.
- Проведено фізіологічні вимірювання в лабораторних умовах та провести метрологічне оцінювання отриманих результатів.

Об'єкт дослідження – процес дослідження оптичних методів та дослідження показників пульсової хвилі для аналізу різних захворювань за допомогою інтелектуалізованої біотехнічної системи діагностування функціонального стану на основі пульсодіагностики та термометрії

Предмет дослідження – оптичні методи, теплові поля ділянки, характеристики пульсової хвилі, інтелектуалізована біотехнічна система діагностування функціонального стану

Методи дослідження базуються на основних положеннях системного аналізу і теорії біомедичних засобів, математичного моделювання для аналізу і оброблення біомедичної інформації, математичної статистики і комп'ютерної обробки біомедичної інформації, теорії алгоритмів і оптико-електронних ланцюгів для аналізу схем.

Отримано такі наукові результати:

- Вперше сформовано еталон-маски шляхом застосування методу швидкого Фур'є-перетворення, який базується на використанні принципу перетворення дискретних даних з часового у частотний діапазон, що дозволило підвищити достовірність аналізу пульсограм.
- Отримало подальший розвиток метод згорткових нейронних мереж шляхом, введення залишкових блоків в ResNet, що дозволяє мережі ефективно вивчати відображення ідентичностей та точно визначити

ефективність лікування та оцінити тривалість реабілітаційного періоду; виявити всілякі судинні порушення у хворих на цукровий діабет.

- Удосконалено модель біометричної автентифікації, для якої було використано гібридну модель, що поєднує EfficientNetV2 B0 з мережею логико-часового типу для автентифікації користувача, що дозволило проводити ідентифікації в реальному часі для безперервної біометричної автентифікації пульсограм в різних напрямках біомедичних досліджень.
- Вперше запропоновано архітектуру інтелектуалізованої біотехнічної системи діагностування функціонального стану на основі пульсодіагностики та термометрії для оцінювання пульсограм та тепловізійних зображень аналізу визначення ступеню патологічних процесів.

Практична цінність роботи полягає в тому, що результати досліджень суттєво дозволило розширити функціональні можливості оптико-електронних систем і технологій, а саме: дослідити статистичні методи аналізу й обробки інформативних ознак при оцінюванні пульсограм та термограм.

На основі теоретичних досліджень реалізовано розвинуто метод оцінювання пульсограм та тепловізійних зображень шляхом розроблення інтелектуалізованої біотехнічної системи діагностування функціонального стану на основі пульсодіагностики та термометрії, що забезпечує аналіз інформації про стан тканинної мікроциркуляції, вазодилатації, запалення та інші процесів, які можуть сприяти підвищенню температури ділянки тіла.

Використовуючи інтелектуальні методи аналізу, як процеси машинного навчання для класифікації та прийняття рішень підвищено точність діагностування до 84 % та ефективність подальшої медичного лікування та реабілітації.

Це має особливу цінність і мотивацію для подальшого розвитку медичних інформаційних систем і технологій, оскільки запропоновані методи, моделі і

технології, зменшуючи суб'єктивність дослідника, сприяють створенню нового класу медичних інформаційних технологій для дослідження варіабельності пульсу та оцінювання запалювальних процесів.

Результати дисертаційної роботи впроваджено в таких закладах та установах, а саме: інтелектуалізовану біотехнічну систему діагностування функціонального стану на основі пульсодіагностики та термометрії у сукупності з новими оптико-електронними методами оцінювання периферичного кровообігу, які забезпечують підвищену достовірність результатів діагностики шляхом аналізу біомедичної інформації впроваджено в КНП «Вінницька міська лікарня швидкої медичної допомоги»; оптико-електронні системи для оцінювання тканинної мікроциркуляції людини для підвищення ефективності діагностування на базі ПП «Фотоніка Плюс», м. Черкаси.

Результати використано в межах спеціальності 163 «Біомедична інженерія» під час викладання таких дисциплін, як: «Нанотехнології в біології та медицині», «Біомедичні прилади, апарати і комплекси. Діагностична техніка», «Сучасні інформаційні технології в галузі хімічної інженерії та біоінженерії» (акт про впровадження результатів в рамках виконання дисертаційного дослідження від 15.05.2025 року).

Ключові слова: пульсодіагностика, термограми, варіабельність пульсу, мікроциркуляція біотканин, система, оптичне випромінювання, розсіювання світла, статистичний, Фур'є-перетворення, кореляційний і фрактальний аналіз поляризаційних зображень, інтелектуалізація, підтримка прийняття рішень.

ABSTRACT

Yang Longyin. Optical Methods and Intelligent Biotechnical Systems for Diagnosing of Functional State on the Base Pulse Diagnostics and Thermometry. – Qualification scientific work in the form of a manuscript.

Dissertation for the degree of Doctor of Philosophy in the field of knowledge 16 “Chemical Engineering and Bioengineering” in the specialty 163 “Biomedical Engineering. – Vinnytsia National Technical University, MES of Ukraine, Vinnytsia, 2025.

The dissertation is devoted to solving a scientific and applied problem, which consists in the need to improve optical methods and increase the informativeness, accuracy of evaluating pulsograms and thermal images by developing an intellectualized biotechnical system for diagnosing a functional state based on pulse diagnostics and thermometry.

In this work, the following tasks were solved:

- a detailed analysis of methods and non-invasive opto-electronic systems and devices for assessing the cardiovascular system was carried out;
- the need for the use of non-invasive opto-electronic devices for assessing the evaluation of pulsograms and thermal images was proven;
- a reference mask was formed by applying the fast Fourier transform method for analyzing pulsograms, which is based on the principle of converting discrete data from the time to the frequency range;
- a convolutional neural network method was developed based on residual blocks in ResNet for displaying identities and determining the effectiveness of treatment;
- the architecture of an intellectualized biotechnical system for diagnosing a functional state based on pulse diagnostics and thermometry for assessing the physiological state of microcirculation in the area of low-intensity radiation exposure, in particular, in polytraumas of varying severity.

- Physiological measurements were carried out in laboratory conditions and metrological evaluation of the results obtained was carried out.

The object of the study is the process of studying optical methods and studying pulse wave indicators for the analysis of various diseases using an intelligent biotechnical system for diagnosing a functional state based on pulse diagnostics and thermometry

The subject of the study is optical methods, thermal fields of the area, pulse wave characteristics, an intelligent biotechnical system for diagnosing a functional state

The research methods are based on the basic principles of system analysis and the theory of biomedical devices, mathematical modeling for the analysis and processing of biomedical information, mathematical statistics and computer processing of biomedical information, the theory of algorithms and optoelectronic circuits for the analysis of circuits.

The following scientific results were obtained:

- For the first time, a standard mask was formed by applying the fast Fourier transform method, which is based on the principle of converting discrete data from the time range to the frequency range, which allowed to increase the reliability of pulsegram analysis.

- The method of convolutional neural networks was further developed by introducing residual blocks into ResNet, which allows the network to effectively study the mapping of identities and accurately determine the effectiveness of treatment and assess the duration of the rehabilitation period; detect all kinds of vascular disorders in patients with diabetes.

- The biometric authentication model was improved, for which a hybrid model was used that combines EfficientNetV2 B0 with a logical-temporal network for user authentication, which allowed for real-time identification for continuous biometric authentication of pulsegrams in various areas of biomedical research.

- For the first time, the architecture of an intellectualized biotechnical system for diagnosing a functional state based on pulse diagnostics and thermometry for evaluating pulsegrams and thermal imaging images for analyzing the degree of pathological processes was proposed.

The practical value of the work is that the results of the research significantly allowed to expand the functional capabilities of optoelectronic systems and technologies, namely: to investigate statistical methods of analysis and processing of informative features when evaluating pulsegrams and thermograms.

Based on theoretical research, a method for evaluating pulsegrams and thermal images was developed by developing an intelligent biotechnical system for diagnosing a functional state based on pulse diagnostics and thermometry, which provides analysis of information about the state of tissue microcirculation, vasodilation, inflammation and other processes that can contribute to an increase in the temperature of a body area.

Using intelligent analysis methods, such as machine learning processes for classification and decision-making, the accuracy of diagnosis was increased to 84% and the effectiveness of further medical treatment and rehabilitation.

This is of particular value and motivation for the further development of medical information systems and technologies, since the proposed methods, models and technologies, reducing the subjectivity of the researcher, contribute to the creation of a new class of medical information technologies for the study of pulse variability and the assessment of inflammatory processes.

The results of the dissertation work have been implemented in the following institutions and organizations, namely: an intellectualized biotechnical system for diagnosing a functional state based on pulse diagnostics and thermometry in conjunction with new opto-electronic methods for assessing peripheral circulation, which ensure increased reliability of diagnostic results through the analysis of biomedical information, have been implemented in the KNP "Vinnytsia City

Emergency Hospital"; opto-electronic systems for assessing human tissue microcirculation to increase the efficiency of diagnostics based on the PE "Fotonika Plus", Cherkasy.

The results were used within the scope of specialty 163 "Biomedical Engineering" during the teaching of such disciplines as: "Nanotechnologies in Biology and Medicine", "Biomedical Devices, Apparatus and Complexes. Diagnostic Techniques", "Modern Information Technologies in the Field of Chemical Engineering and Bioengineering" (act on the implementation of results within the framework of the dissertation research dated 05/15/2025).

Keywords: pulse diagnostics, thermograms, pulse variability, microcirculation of biotissues, system, optical radiation, light scattering, statistical, Fourier transform, correlation and fractal analysis of polarization images, intellectualization, decision support.

Список опублікованих праць за темою дисертації

Публікації в збірниках наукових праць, що входять до наукометричної бази даних Scopus та WoS

1. Tetiana Kanishyna, Liudmyla Shkilniak, Oleg Vlasenko, Volodymyr Pavlov, Zhanna Khomenko, Longyin Yang, Olga Komarova, Andrzej Smolarz, Ryszard Romaniuk, and Daniyar Jarykbassov "Study of tissue microcirculation disorders after tooth extraction by photoplethysmography in diabetic patients", *Proc. SPIE 12476, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High Energy Physics Experiments 2022*, USA, 1247603, (12 December 2022); <https://doi.org/10.1117/12.2657895>.
2. Liudmyla Shkilniak, Nataliia Zabolotna, Volodymyr Pavlov, Zhanna Khomenko, Yang Longyin, Konrad Gromaszek, Aliya Kalizhanova, and Ainur Kozbakova "Photonic methods for normalizing the level of tissue microcirculation in the maxillo-facial region", *Proc. SPIE 12985, Optical Fibers and Their Applications 2023*, USA, 129850M, (20 December 2023); <https://doi.org/10.1117/12.3022729>

Статті у журналах, що включені до переліку наукових фахових видань України

3. V.S. Pavlov, N.I. Zabolotna, V.S. Polishchuk, A.I. Dalischuk, Ya.G. Skoryukova, and Ya.Lunin, "Biometric identification of photoplethysmographic signals in the clinic of maxillofacial surgery using deep learning technologies", *Scientific Works of Vinnytsia National Technical University*, Vol. 1, Mar 2025. 12 p. DOI: [10.31649/2307-5376-2025-1-109-120](https://doi.org/10.31649/2307-5376-2025-1-109-120).
4. В. Вуйцік, Т. Мартинюк, Т. Нікітчук, Б. Єралієва, Д. Штофель, Я. Лунінь, Підходи до створення оптичних температурних сенсорів на основі

- структури Брега для біомедичних досліджень. *Технічна інженерія*, 2(94), 2024, 298–304. [https://doi.org/10.26642/ten-2024-2\(94\)-298-304](https://doi.org/10.26642/ten-2024-2(94)-298-304).
5. В. Павлов, Н. Заболотна, Д. Штофель, Я. Лунінь, О. Комарова, і О. Кадук, «Реалізація лазерного волоконно-оптичного приладу для оцінювання тканинної мікроциркуляції», *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, вип. 48, вип. 2, с. 205–211, Лис 2024. <https://doi.org/10.31649/1681-7893-2024-48-2-205-211>.
 6. S.V. Pavlov, Waldemar Wójcik, R.L. Holyaka, Yang Longyin, O.D. Azarov, etc. «Realization of signal converters of the thermal sensors and high-linear analog devices of biomedical designation», *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, вип. 47, вип. 1, с. 187–197, Лип 2024. <https://doi.org/10.31649/1681-7893-2024-47-1-187-197>
 7. О. С. Комарова, В. В. Холін, М. Ф. Посохов, С. В. Тертишний, Ян Лунінь, інш. «Особливості реалізації комбінованого оптоволоконного інструментарію, суміщеного з пірометром», *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, вип. 46, вип. 2, с. 100–104, Груд 2023. <https://doi.org/10.31649/1681-7893-2023-46-2-100-104>.
 8. С.В. Павлов, В. Войчик, Р.Л. Голяка, О.Д. Азаров, Л.Н. Никифорова, Я.Лунінь. «Розробка математичної моделі теплового поля інтегральної структури при реалізації сенсорів для біомедичних досліджень», *Інформаційні технології та комп'ютерна інженерія*, вип. 58, вип. 3, с. 76–83, Груд 2023. <https://doi.org/10.31649/1999-9941-2023-58-3-76-83>
 9. В.С. Павлов, Н.І. Заболотна, О.С. Безкривний, і Я. Лунінь. «Особливості використання волоконно-оптичних сенсорів для дослідження тканинної мікроциркуляції», *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, вип. 45, вип. 1, с. 106–113, Вер 2023. <https://doi.org/10.31649/1681-7893-2023-46-2-100-104>.

- 10.С. Павлов, В. Вуйцік, Р. Голяка, О. Азаров, С. Богомолів, і Я. Лунінь, «Аналіз стану розвитку теплових сенсорів потоку загального, біомедичного та екологічного призначення», *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, вип. 43, вип. 1, с. 82–93, Груд 2022.
<https://doi.org/10.31649/1681-7893-2022-43-1-82-93>
- 11.П. Бабюк, С. В. Павлов, П. Ф. Колісник, і Я. Лунінь, «Особливості комп'ютерного аналізу біомедичних зображень мікроциркуляції кон'юнктиви ока», *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, вип. 42, вип. 2, с. 53–65, Жов. 2022.
<https://doi.org/10.31649/1681-7893-2021-42-2-53-65>

Публікації у матеріалах конференцій, тезах доповідей та виданнях, що не включені до переліку наукових фахових видань України

12. Ян Лунінь, Сергій Павлов, Катерина Локес, Янина Скорюкова. «Оптичні методи та інтелектуалізовані оптико-електронні технології для оцінювання ступеню ішемії верхніх кінцівок в медицині катастроф», матеріали Міжнародної науково-технічної конференції з оптико-електронних інформаційних технологій "*Фотоніка – ODS*", 2025, 4 с.
https://conferences.vntu.edu.ua/index.php/ods/ods_2025/paper/view/24675
13. Ян Лунінь, С.В. Павлов, Л.І. Шкільняк, Я.Г. Скорюкова, Т.М. Канішина. «Застосування згорткових нейронних мереж для підвищення діагностичної точності та ефективності лікування хворих на діабет в пульсодіагностиці», матеріали Міжнародної науково-технічної конференції з оптико-електронних інформаційних технологій "*Фотоніка – ODS*", 2025, 4 с.
14. Ян Лунінь, Сергій Павлов, Ярослав Ярославський, Олександр Волосович, Шолпан Жумагулова. «Застосування швидкого перетворення фур'є для аналізу пульсограм», матеріали Міжнародної науково-технічної

конференції з оптико-електронних інформаційних технологій "*Фотоніка – ODS*", 2025, 4 с. https://conferences.vntu.edu.ua/index.php/ods/ods_2025/paper/view/24747/20456

15. Liudmyla Shkilniak, Tetiana Kanishyna, Oleg Vlasenko, Volodymyr Pavlov, Yang Longyin. «Photoplethysmography method for investigation of tissue microcirculation disorders after tooth extraction», Proceedings of the II International Scientific and Technical Conference "*Modern technologies of biomedical engineering*, Odessa Polytechnic National University, 2023, с.121-126. <http://dspace.opu.ua/xmlui/handle/123456789/13778>.
16. Володимир Павлов, Ян Лунінь, Ольга Комарова, Олександр Безкрєвний. «Метод та оптико-електронна система для оцінювання тканинної мікроциркуляції», Матеріали міжнародної науково-технічної конференції «*Сучасні технології біомедичної інженерії*», Одеса, ОП, 2022, 108-111. <http://dspace.opu.ua/jspui/handle/123456789/12658>.

ЗМІСТ

СКОРОЧЕННЯ ТА УМОВНІ ПОЗНАКИ	17
ВСТУП	18
РОЗДІЛ 1 АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД МЕТОДІВ ТА ОПТИКО- ЕЛЕКТРОННИХ ПРИЛАДІВ ТА СИСТЕМ ДЛЯ ПУЛЬСОДІАГНОСТИКИ.....	25
1.1 Розвиток методів пульсової діагностики	25
1.2 Аналіз сучасних технологій для аналізу пульсу на основі електрокардіографії, фотоплетизмографії, ехокардіографії	31
1.3 Термінологія інтелектуалізованих інформаційно- вимірювальних систем на основі штучного інтелекту для аналізу ЕКГ, ФПГ та ехокардіосигналів	33
1.4 Огляд аналогів оптико-електронних приладів для пульсодіагностики.....	45
1.5 Висновки до першого розділу.....	52
РОЗДІЛ 2 ОПТИЧНІ МЕТОДИ ТА ІНТЕЛЕКТУАЛІЗОВАНІ ТЕХНОЛОГІЇ РЕЄСТРАЦІЇ ОБРОБЛЕННЯ БІОМЕДИЧНОЇ ІНФОРМАЦІЇ ПРИ ОЦІНЮВАННІ ПУЛЬСУ ТА ТЕРМОГРАМ.....	53
2.1 Біометрична ідентифікація фотоплетизмографічних сигналів в клініці щелепно-лицевої хірургії з використанням технологій глибокого навчання	53
2.2 Модель перетворення одновимірного ФПГ сигналу в двовимірну матрицю Грама. Попередня обробка (фільтрація, нормалізація біомедичного сигналу)	62
2.3 Розробка математичної моделі теплового поля інтегральної	70

структури	
2.4 Оптичні методи оцінювання теплограм для оцінювання ступеню ішемії верхніх кінцівок в медицині катастроф	80
2.5 Застосування швидкого перетворення Фур'є для аналізу пульсограм	83
2.6 Висновки до другого розділу	88
РОЗДІЛ 3 РЕАЛІЗАЦІЯ ОПТИЧНИХ ТЕМПЕРАТУРНИХ СЕНСОРІВ ТА БІОТЕХНІЧНОЇ СИСТЕМИ ДІАГНОСТУВАННЯ ФУНКЦІОНАЛЬНОГО СТАНУ НА ОСНОВІ ПУЛЬСОДІАГНОСТИКИ ТА ТЕРМОМЕТРІЇ	89
3.1 Підходи до створення оптичних температурних сенсорів на основі брегівських структур для біомедичних досліджень.....	89
3.2 Метод і технологія реалізації оптичних сенсорів на основі брегівських ґраток.....	91
3.3 Принципи реалізації комбінованого оптоволоконного інструменту.....	100
3.4 Застосування згорткових нейронних мереж для підвищення діагностичної точності та ефективності лікування хворих на діабет в пульсодіагностиці	105
3.5 Висновки до другого розділу.....	112
РОЗДІЛ 4 РОЗРОБКА ПРОГРАМНО-АЛГОРИТМЧНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ РОБОТИ ІНТЕЛЕКТУАЛІЗОВАНОЇ БІОТЕХНІЧНОЇ СИСТЕМИ ДІАГНОСТУВАННЯ ФУНКЦІОНАЛЬНОГО СТАНУ НА ОСНОВІ ПУЛЬСОДІАГНОСТИКИ ТА ТЕРМОМЕТРІЇ	114
4.1 Розробка структурної схеми оптико-електронної системи з оптичними сенсорами та медико-технічних вимог до реалізації	

інтелектуалізованої біотехнічної системи діагностування функціонального стану.....	114
4.2 Рекомендації щодо вибору елементної бази сенсорної частини	120
4.3 Рекомендації щодо розроблення інтелектуалізованої біотехнічної системи діагностування функціонального стану на основі пульсодіагностики	126
4.4 Особливості інформаціо-вимірювальної системи для візуалізації пульсограм на основі SAVVY.....	140
4.5 Аналіз пульсової хвилі на базі інтелектуалізованої біотехнічної системи діагностування функціонального стану на основі пульсодіагностики.....	147
4.6 Висновки до четвертого розділу.....	151
 ВИСНОВКИ.....	152
СПИСОК ВИКОРИСТАННИХ ДЖЕРЕЛ.....	155
 ДОДАТКИ.....	173
Додаток А Акти впровадження результатів та наміри про впровадження.....	173
Додаток Б Список опублікованих праць за темою дисертації.....	178
Додаток С Загальний вигляд інтелектуалізованої біотехнічної системи діагностування функціонального стану на основі пульсодіагностики та термометрії.....	182
Додаток Д Реалізація програмного забезпечення.....	183
Додаток Е Короткий опис використаних підпрограм.....	191

СКОРОЧЕННЯ ТА УМОВНІ ПОЗНАКИ

ЗНМ	згорткові нейроні мережі
ШІ (AI)	штучний інтелект
ІЧ	інфрачервоне випромінювання
ЛД	лазерні діоди
ФД	фотодіод
ССЗ	серцево-судинні захворювання
ПЗЗ	прилади із зарядовим зв'язком
ФП	Фур'є перетворення
ВБГ	волоконна брегівська ґратка
ОТО	оптична тканинна оксиметрія
НД	неінвазивна діагностика
БТ	біотканина
ПМ	показник мікроциркуляції
ВСР	варіабельність серцевого ритму
ФПГ	фотоплетізограма
ЕКГ	електрокардіограма
ЕКГ	ехокардіографія

ВСТУП

Актуальність теми. В останні роки з багатьох причин питанням експрес-діагностики функціонального стану здоров'я людини в різних ситуаціях приділяється підвищена увага. Найбільша перевага при здійсненні діагностики функціонального стану здоров'я людини віддається безконтактним неінвазивним методам, особливо у випадках їх індивідуального використання поза медичним закладом. При цьому більшість класичних неінвазивних методів експрес-діагностики (наприклад, по артеріальному тиску, температурі, частоті серцевих скорочень), які людина може реалізувати самостійно в потрібний момент, практично повністю вичерпали себе в отриманні нової інформації.

Традиційна китайська медицина довгий час покладалася на діагностику пульсу як на ключовий метод оцінювання стану пацієнта. Ця методика передбачає аналіз характеристик пульсу для визначення стану здоров'я різних органів і систем в організмі. Однак суб'єктивний характер діагностики пульсу може призвести до варіацій у сприйнятті серед практикуючих лікарів, особливо при діагностиці складних станів, таких як діабет. Щоб вирішити цю проблему, інтеграція сучасних технологій, таких як алгоритми глибокого навчання, може допомогти пом'якшити людські помилки та підвищити діагностичну послідовність.

На відміну від існуючих методів експрес-діагностики, пульсодіагностика дозволяє отримати додаткову інформацію про стан здоров'я людини в різних ситуаціях. Тому багато вчених і фахівців виявляють до нього підвищену увагу. Дуже важливо мати інформацію про ефективність доставки кисню до біологічних тканин для контролю динаміки відновлювальних процесів організму. Контроль за ефективністю доставки, споживання та постачання тканин киснем давно є одним з основоположних методів оцінки стану людського організму в клінічній практиці. Тому в особистому користуванні для

цих цілей використовується трансмісійна пульсоксиметрія, яка дозволяє реєструвати пульсову хвилю і вимірювати пульс і насиченість киснем гемоглобіну в крові. Моделювання та аналіз форми імпульсного сигналу, оцінка швидкості його поширення та вимірювання серцевого викиду на його основі допомагають лікарям оцінити функціональний стан серцево-судинної та інших систем людини.

Саме оптична пульсдіагностування тканин набула більшого поширення для експрес-діагностики. У той же час дослідження показують, що інформація про стан системи мікроциркуляції, температури в біологічних тканинах часто необхідна як в різних частинах тіла, так і на різній глибині.

Більше широкий підхід трактує мікроциркуляцію як весь комплекс процесів обміну та транспорту рідини в тканинах, відводячи для внутрішньосудинних процесів поняття «мікрогемоциркуляція». Мікроциркуляторна ланка у серцево-судинній системі можна визначити як центральне, тому що всі інші ланки цієї системи, по суті, покликані забезпечити основну функцію, що виконується цим ланкою, - транскапілярний обмін. Принципове значення має оцінка ступеня порушень мікроциркуляції при вивченні патогенезу цукрового діабету, атеросклерозу, синдрому Рейно, гострого панкреатиту та інших захворювань, оскільки дана система відіграє ключову роль у розвитку трофічних порушень.

Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами.

Дисертаційні дослідження виконувались у відповідності до наукового напрямку кафедри інформаційних радіоелектронних технологій і систем Вінницького національного технічного університету, в межах виконання держбюджетних науково-дослідної робіт та грантів, які пов'язані з розробкою лазерних та фотонних технологій для діагностування, а саме «Розробка лазерно-фотонного лікувально-діагностичного комплексу медичної реабілітації

пацієнтів з політравмами різного ступеня важкості» (Грант Національного фонду наукових досліджень України, № 209/0135 від 01.08.2023 року, ДР № 0123U101295, 61/0135 від 01.03.2024 року, ДР № 0124U002532), Розробка оптико-електронної системи тривимірної реконструкції в медицині катастроф для покращення медичної діагностики, лікування та реабілітації військовослужбовців № 61/0135 від 01.03.2024 року (ДР № 0124U001134).

Мета роботи - підвищення інформативності, точності оцінювання пульсограм та тепловізійних зображень шляхом розроблення інтелектуалізованої біотехнічної системи діагностування функціонального стану на основі пульсодіагностики та термометрії.

У даній роботі було поставлено такі задачі:

- зробити короткий аналіз методів та неінвазивних оптико-електронних систем та приладів для оцінювання серцево-судинної системи;
- Довести необхідність застосування неінвазивних оптико-електронних приладів для оцінювання пульсограм та тепловізійних зображень;
- сформувати еталон-маски шляхом застосування методу швидкого Фур'є-перетворення для аналізу пульсограм, який базується на використанні принципу перетворення дискретних даних з часового у частотний діапазон;
- розвинути метод згорткових нейронних мереж на основі залишкових блоків в ResNet для відображення ідентичностей та визначення ефективності лікування;
- розробити архітектуру інтелектуалізованої біотехнічної системи діагностування функціонального стану на основі пульсодіагностики та термометрії для оцінювання фізіологічного стану мікроциркуляції в

області опромінення низькоінтенсивним випромінювання, зокрема, при політравмах різного ступеню важкості.

- Провести фізіологічні вимірювання в лабораторних умовах та провести метрологічне оцінювання отриманих результатів.

Об'єкт дослідження – процес дослідження оптичних методів та дослідження показників пульсової хвилі для аналізу різних захворювань за допомогою інтелектуалізованої біотехнічної системи діагностування функціонального стану на основі пульсодіагностики та термометрії

Предмет дослідження – оптичні методи, теплові поля ділянки, характеристики пульсової хвилі, інтелектуалізована біотехнічна система діагностування функціонального стану

Методи дослідження базуються на основних положеннях системного аналізу і теорії біомедичних засобів, математичного моделювання для аналізу і оброблення біомедичної інформації, математичної статистики і комп'ютерної обробки біомедичної інформації, теорії алгоритмів і оптико-електронних ланцюгів для аналізу схем.

Отримано такі наукові результати:

- Вперше сформовано еталон-маски шляхом застосування методу швидкого Фур'є-перетворення, який базується на використанні принципу перетворення дискретних даних з часового у частотний діапазон, що дозволило підвищити достовірність аналізу пульсограм.
- Отримало подальший розвиток метод згорткових нейронних мереж шляхом, введення залишкових блоків в ResNet, що дозволяє мережі ефективно вивчати відображення ідентичностей та точно визначити ефективність лікування та оцінити тривалість реабілітаційного періоду; виявити всілякі судинні порушення у хворих на цукровий діабет.

- Удосконалено модель біометричної автентифікації, для якої було використано гібридну модель, що поєднує EfficientNetV2 B0 з мережею логико-часового типу для автентифікації користувача, що дозволило проводити ідентифікації в реальному часі для безперервної біометричної автентифікації пульсограм в різних напрямках біомедичних досліджень.
- Вперше запропоновано архітектуру інтелектуалізованої біотехнічної системи діагностування функціонального стану на основі пульсодіагностики та термометрії для оцінювання пульсограм та тепловізійних зображень аналізу визначення ступеню патологічних процесів.

Практична цінність роботи полягає в тому, що результати досліджень суттєво дозволило розширити функціональні можливості оптико-електронних систем і технологій, а саме: дослідити статистичні методи аналізу й обробки інформативних ознак при оцінюванні пульсограм та термограм.

На основі теоретичних досліджень реалізовано розвинуто метод оцінювання пульсограм та тепловізійних зображень шляхом розроблення інтелектуалізованої біотехнічної системи діагностування функціонального стану на основі пульсодіагностики та термометрії, що забезпечує аналіз інформації про стан тканинної мікроциркуляції, вазодилатації, запалення та інші процесів, які можуть сприяти підвищенню температури ділянки тіла.

Використовуючи інтелектуальні методи аналізу, як процеси машинного навчання для класифікації та прийняття рішень підвищено точність діагностування до 84 % та ефективність подальшої медичного лікування та реабілітації.

Це має особливу цінність і мотивацію для подальшого розвитку медичних інформаційних систем і технологій, оскільки запропоновані методи, моделі і технології, зменшуючи суб'єктивність дослідника, сприяють створенню нового

класу медичних інформаційних технологій для дослідження варіабельності пульсу та оцінювання запалювальних процесів.

Реалізація та впровадження результатів роботи. Результати дисертаційної роботи впроваджено в таких закладах та установах, а саме: інтелектуалізовану біотехнічну систему діагностування функціонального стану на основі пульсодіагностики та термометрії у сукупності з новими оптико-електронними методами оцінювання периферичного кровообігу, які забезпечують підвищену достовірність результатів діагностики шляхом аналізу біомедичної інформації впроваджено в КНП «Вінницька міська лікарня швидкої медичної допомоги»; оптико-електронні системи для оцінювання тканинної мікроциркуляції людини для підвищення ефективності діагностування на базі ПП «Фотоніка Плюс», м. Черкаси.

Результати використано в межах спеціальності 163 «Біомедична інженерія» під час викладання таких дисциплін, як: «Нанотехнології в біології та медицині», «Біомедичні прилади, апарати і комплекси. Діагностична техніка», «Сучасні інформаційні технології в галузі хімічної інженерії та біоінженерії» (акт про впровадження результатів в рамках виконання дисертаційного дослідження від 15.05.2025 року).

Особистий внесок здобувача. Основні наукові результати дисертаційної роботи отримано автором самостійно. У працях опублікованих у співавторстві, 16 авторів належать такі результати: [1,2,3,9] запропоновано оцінювання пульсограм та тепловізійних зображень шляхом розроблення інтелектуалізованої біотехнічної системи діагностування функціонального стану на основі пульсодіагностики та термометрії; [4,5,6,8,10] – запропоновано використання оптичних температурних сенсорів на основі структури Брега для біомедичних досліджень; [7,15] – запропоновано варіант реалізації комбінованого оптоволоконного інструментарію; [14] – запропоновано

застосування методу швидкого Фур'є-перетворення, який базується на використанні принципу перетворення дискретних даних з часового у частотний діапазон; [12,13] – Запропоновано метод згорткових нейронних для виявлення судинних порушень у хворих на цукровий діабет; [12] – удосконалено модель біометричної автентифікації: було використано гібридну модель, що поєднує EfficientNetV2 B0 з мережею довготривалої та короткочасної пам'яті для автентифікації користувача; [11,16] – запропоновано архітектуру інтелектуалізованої біотехнічної системи діагностування функціонального стану на основі пульсодіагностики та термометрії для оцінювання пульсограм та тепловізієвих зображень аналізу визначення ступеню патологічних процесів.

Апробація результатів дисертації. Основні наукові та практичні результати, отримані в кваліфікаційній дисертаційній роботі, представлялись на Міжнародній науково-практичних конференціях «ФОТОНІКА-ОДС – 2025», м.Вінниця, II, III International Scientific and Technical Conference “Modern Technologies of Biomedical Engineering, 2022, 2023, (м. Одеса, 2022, 2023,), на щорічних науково-технічних конференціях підрозділів ВНТУ, тощо.

Публікації. За результатами роботи опубліковано 16 наукових праць, з них 9 статей, що входять до наукових періодичних фахових видань України, 2 статті у закордонних наукових виданнях, які входять до наукометричної бази Scopus, 5 тез доповідей у матеріалах конференцій, отримано 1 позитивне рішення на видачу патенту України на корисну модель.

Структура та обсяг роботи. Дисертаційна робота складається із вступу, чотирьох розділів, висновків по роботі, списку використаної літератури та додатків. Загальний обсяг дисертації складає 195 сторінок, із них основного тексту – 142 сторінок, 58 рисунків та 3 таблиці, посилання на літературні джерела включає 148 найменувань та займає 19 сторінок, а також 5 додатків на 23 сторінках.

РОЗДІЛ 1

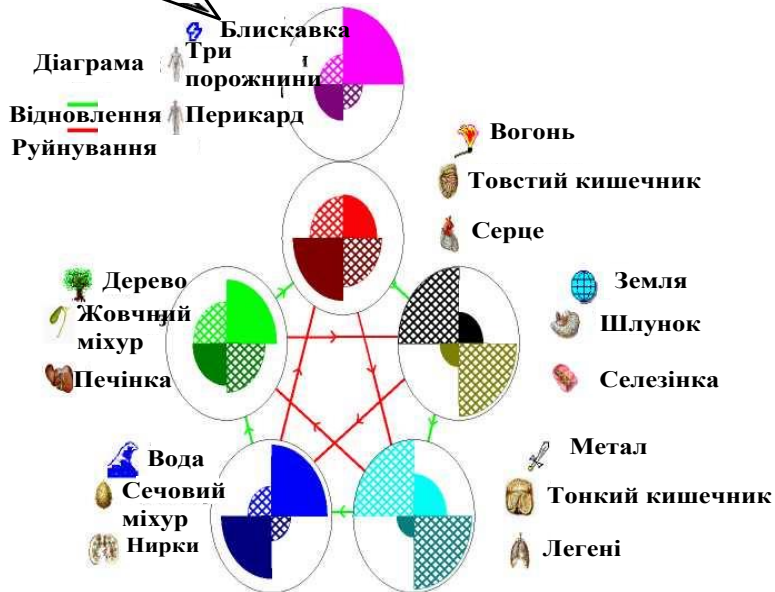
АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД МЕТОДІВ ТА ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННИХ ПРИЛАДІВ ТА СИСТЕМ ДЛЯ ПУЛЬСОДІАГНОСТИКИ

1.2 Розвиток методів пульсової діагностики

Ідея створення пульсодіагностичного комплексу належить фахівцю в області китайської медицини Пак Сон Черу, що вільно володіє методом діагностики за пульсом. Цими методами володіли багато лікарів-лам. Доктор Пак поставив перед групою дослідників завдання створити прилад, здатний за пульсом проводити діагностику внутрішніх органів людини і його стану в цілому з наступними рекомендаціями по лікуванню. Для виконання цієї роботи були залучені тибетологи, буддологи, лікарі з тибетською і європейською освітою, когнітологи (фахівці зі знань), фізики, математики, програмісти і т.д. Відношення до традиційної китайської медицини в останні роки радикально змінюється – зараз це не тільки своєрідний пам'ятник культури минулого, але і система медичних знань, що зберегла життєздатність у наш час. Через аналого-цифрові електронні блоки датчик пульсу підключений до комп'ютера. Його основне призначення – реєструвати, обробляти і передавати в комп'ютер без спотворення пульсові хвилі людини. Методика обстеження дуже проста. У комп'ютер вводяться деякі дані пацієнта. Потім лікар за допомогою датчика вимірює послідовно пульс на традиційних точках пальпації променевих артерій обох рук людини. Автоматична обробка пульсових кривих проводиться за допомогою програми, що базується на методиці “зчитування” пульсу тибетськими народними цілителями. При цьому визначаються більше десяти його характеристик: частота, ритм, ступінь наповнення судин, їхня напруга, енергетичні коефіцієнти, разові об'єми, і т.д. У підсумку комп'ютер видає

картину, у якій на діаграмах відображено стан людини в цілому і його внутрішніх органів (серце, легені, селезінка, печінка, нирки, тонка і товста кишка, шлунок, жовчний і сечовий міхури, статеві сфери) і відповідних їм

Діаграма У-Сінь дозволяє оцінити співвідношення органів.



систем одночасно (рис 1.1).

Рисунок 1.1 Діаграма У-Сінь

Традиційна китайська медицина (ТКМ) довгий час покладалася на діагностику пульсу як на ключовий метод оцінки стану пацієнта. Ця стародавня методика передбачає аналіз характеристик пульсу для визначення стану здоров'я різних органів і систем в організмі. Однак суб'єктивний характер діагностики пульсу може призвести до варіацій у сприйнятті серед практикуючих лікарів, особливо при діагностиці складних станів, таких як діабет. Щоб вирішити цю проблему, інтеграція сучасних технологій, таких як алгоритми глибокого навчання, може допомогти пом'якшити людські помилки та підвищити діагностичну послідовність.

Прагнучи підвищити точність діагностики пульсу ТКМ, ми вирішили зосередитися на діагностиці цукрового діабету. Діабет, хронічне метаболічне захворювання, характеризується підвищеним рівнем глюкози в крові, що з часом призводить до потенційного пошкодження різних органів. У всьому світі докладаються узгоджені зусилля для стримування зростаючих темпів захворюваності на діабет та ожиріння до 2025 року. З приблизно 422 мільйонами людей у всьому світі, які страждають від діабету, переважно в країнах з низьким і середнім рівнем доходу, і близько 1,5 мільйона смертей щороку безпосередньо пов'язані з цим захворюванням, як поширеність, так і частота діабету неухильно зростають протягом останніх десятиліть. Отже, наша мета полягає в тому, щоб використовувати неінвазивну діагностику пульсу ТКМ для швидкої та зручної діагностики діабету, полегшуючи ранній доступ до відповідного лікування для пацієнтів.

Fu і Lai (1989) представили систему, призначену для підвищення об'єктивності діагностики пульсу в китайській медицині [1]. Система, що складається з датчика тиску, підсилювача і мікрокомп'ютера, полегшує збір і обробку даних про імпульсні осцилограми. Надаючи кількісні та об'єктивні характеристики імпульсу, такі як амплітуда, частота та форми сигналу, система має на меті допомогти практикуючим лікарям ставити більш точні діагнози на основі надійних кількісних показників.

Yu et al. (1996) досліджували застосування штучних нейронних мереж (ШНМ) для категоризації імпульсних сигналів для аналізу вегетативної нервової системи [2]. Вони використовували дані імпульсів з пристрою Finapres, який безперервно вимірює форми хвиль артеріального тиску в пальцях, і навчили ШНМ з виділеними характеристиками, такими як частота і амплітуда пульсу. Дослідження продемонструвало доцільність та потенціал ШНМ у класифікації імпульсних сигналів, що вказує на перспективний підхід до оцінки вегетативної функції за допомогою імпульсного аналізу.

Wang і Lin (1998) розробили систему детектування для отримання імпульсних сигналів від радіальної артерії і застосували енергетично-спектральний аналіз для аналізу цих сигналів [3]. Вони зосередилися на виявленні особливостей частотної області та порівнянні ступеню спектральної щільності між нормальними та аномальними імпульсними сигналами. Отримані результати виявили значні відмінності в спектральних характеристиках різних типів імпульсів, що свідчить про те, що енергетично-спектральний аналіз може служити цінним кількісним інструментом для діагностики імпульсів при ТКМ.

Yoon et al. (2000) досліджували метод класифікації типів імпульсів шляхом зміни контактного тиску в процесі зняття імпульсу [4]. Вони використовували пристрій для запису імпульсних хвиль під легким, середнім і сильним тиском і аналізували ці хвилі, щоб виділити такі характеристики, як амплітуда, ширина та площа. Використовуючи дискримінантний аналіз, заснований на цих особливостях, дослідження досягло 80% точності в класифікації типів імпульсів, що підкреслює ефективність регулювання контактного тиску для підвищення діагностичної точності в аналізі імпульсів.

У 2006 році Ван запропонував кількісну систему, засновану на баєсових мережах (BNs) [5], для відображення 407 пульсових хвиль від 298 пацієнтів і 109 здорових добровольців до типів пульсу (помірний або швидкий, плаваючий або тонучий) в ТКМ (Wang & Cheng, 2006). Запропонована система демонструє потенціал інтеграції сучасних технологій у традиційну китайську пульсову діагностику для підвищення її об'єктивності та точності.

Vote-Curiel et al. (2019) [6] представили методологію, орієнтовану на використання великих даних і технологій глибокого навчання для діагностики захворювань. У дослідженні наголошується на перетворенні медичних даних у структуровані формати та використанні моделей згорткових нейронних мереж (CNN) для підвищення точності діагностики. Демонструючи значний прогрес у

порівнянні з традиційними методами, було відзначено обмеження, особливо щодо можливостей збору даних та інтерпретації моделей.

Mirrouya Mirmozaffari et al. (2021) [7] досліджували методи оптимізації в поєднанні з машинним навчанням для різних галузей, використовуючи моделі DEA для оцінки ефективності в цементних компаніях. Результати показали, що найвищі показники ефективності були отримані за допомогою моделі FDH, а найвища точність кластеризації була отримана за алгоритмом K-середніх. Однак були визнані проблеми зі збором даних та інтерпретацією моделей.

Roy et al. (2022) [8] досліджували застосування контрольованого машинного навчання (SML) та штучного інтелекту (AI) у цифровій охороні здоров'я. У дослідженні наголошується на ролі SML у виявленні та класифікації захворювань з використанням передових методів, таких як глибокі нейронні мережі та обробка природної мови. Під час висвітлення потенціалу SML у сфері охорони здоров'я було обговорено такі проблеми, як обмеження клінічних випробувань у реальному світі та необхідність широкого навчання та оновлень.

Shiva Maleki Varnosfaderani et al. (2024) [9] підкреслюють досягнення в галузі штучного інтелекту, зокрема глибокого навчання, для аналізу медичних зображень, з особливим акцентом на ідентифікацію та оцінку переломів кісток у радіології опорно-рухового апарату. Їхня робота наголошує на покращеній діагностичній точності та ефективності, пропонованих цими методами штучного інтелекту, які часто перевершують людські клініцисти та вже доступні в комерційних продуктах для клінічної інтеграції. Незважаючи на ці досягнення, такі проблеми, як пропущені переломи, зростаюче навантаження на радіологів і варіації в інтерпретації зображень, зберігаються, що підкреслює постійну потребу в рішеннях штучного інтелекту. Огляд Maleki Varnosfaderani та інших мав на меті заглибитися в поточну продуктивність штучного інтелекту в ідентифікації та оцінці переломів, пролити світло на існуючі комерційні

пропозиції, а також розглянути обмеження та майбутні перспективи в цій галузі, що розвивається.

Tieu et al. (2024) [10] описують досягнення в галузі штучного інтелекту, зокрема глибокого навчання, для аналізу медичних зображень, зосереджуючись на виявленні та оцінці переломів кісток у радіології опорно-рухового апарату. Ці методи штучного інтелекту пропонують покращену діагностичну точність та ефективність, порівнянну з людськими клініцистами або кращу, ніж у людей, з комерційними продуктами, які вже доступні для інтеграції в клінічні робочі процеси. Однак такі проблеми, як пропущені переломи, збільшення навантаження на радіологів і варіації в інтерпретації зображень, зберігаються, що викликає потребу в рішеннях штучного інтелекту. Огляд мав на меті дослідити поточну продуктивність штучного інтелекту у виявленні та оцінці переломів, виділити комерційні продукти, а також обговорити обмеження та майбутні напрямки в цій галузі.

Нещодавні досягнення в галузі медичної візуалізації та штучного інтелекту відкрили нові шляхи для інтеграції технологій у традиційні медичні практики. Зокрема, залишкові нейронні мережі (ResNets) продемонстрували виняткову пояснювальну силу при застосуванні до медичної обробки зображень, демонструючи перспективність у діагностиці таких станів, як пухлини легенів, шкірні захворювання, хвороби молочної залози та розлади мозку (Xu et al., 2023) [10]. Крім того, Deng et al. (2022) [11] запропонували метод класифікації на основі згорткових нейронних мереж з використанням покращеної мережі Inception–ResNet для діагностики вірусної пневмонії у пацієнтів похилого віку за допомогою зображень КТ легень.

Грунтуючись на аналізі цих джерел можна зробити висновок, що поєднання оптико-електронних приладів та систем, спрямованих на виявлення характеристик пульсу, пов'язаних з різними захворюваннями з методами обробки даних, використовуючи можливості моделей ResNet, розширюють

діагностичні можливості сучасних інструментів для діагностики пульсу та підвищують точність діагностики при різних захворюваннях, зокрема, діабету.

Важливість цього дослідження полягає в інтеграції традиційних медичних практик у передові технології для забезпечення більш комплексного та ефективного догляду за пацієнтами.

1.2 Аналіз сучасних технологій для аналізу пульсу на основі електрокардіографії, фотоплетизмографії, ехокардіографії

Серцево-судинні захворювання (ССЗ) є провідною причиною ранньої смертності та інвалідності в усьому світі, зі значним зростанням кількості випадків — з 271 мільйона у 1990 році до 523 мільйонів у 2019 році, тоді як смертність від ССЗ зросла з 12,1 мільйона до 18,6 мільйона за той самий період. Як наслідок, ССЗ значно збільшують витрати на охорону здоров'я та економічне навантаження [21,22]. Вирішення цієї зростаючої проблеми вимагає економічно ефективних, масштабованих втручань, при цьому інтелектуалізовані методи відіграють важливу роль [23].

Незважаючи на потенціал штучного інтелекту, його поточне застосування в кардіології та судинних захворюваннях, як і раніше, значною мірою зосереджене на автоматизації людських завдань, таких як виявлення аритмій на електрокардіограмах (ЕКГ), фотоплетизмограмах (ФПГ) або сегментація серцевих і судинних структур при візуалізації. Хоча ці розробки можуть підвищити ефективність робочого процесу, вони в першу чергу наголошують на автоматизації, а не на справжніх інноваціях у використанні штучного інтелекту для нових відкриттів і клінічних напрацювань [22,23]. Людське пізнання вирізняється розпізнаванням образів і застосуванням емпіричних знань, але за своєю суттю залишається обмеженим у завданнях, що вимагають великомасштабної інтеграції даних, складного часового аналізу та паралельної

обробки [24]. З іншого боку, штучний інтелект добре підходить для таких викликів, оскільки його можна тренувати на високорозмірних наборах даних з багатьох джерел, включаючи ЕКГ, ФПГ, ехокардіографію, серцеву магнітно-резонансну томографію (CMR), геноміку, а також дані клінічних і носимих датчиків, щоб отримати клінічно значущу інформацію, яка може бути не відразу очевидною за допомогою звичайного аналізу (рис. 1.2). Переходячи від реплікації завдань до доповнення та відкриття, штучний інтелект має потенціал для розвитку точної медицини в кардіології, забезпечуючи більш точну діагностику, уточнену стратифікацію ризику та персоналізовані стратегії лікування [25].

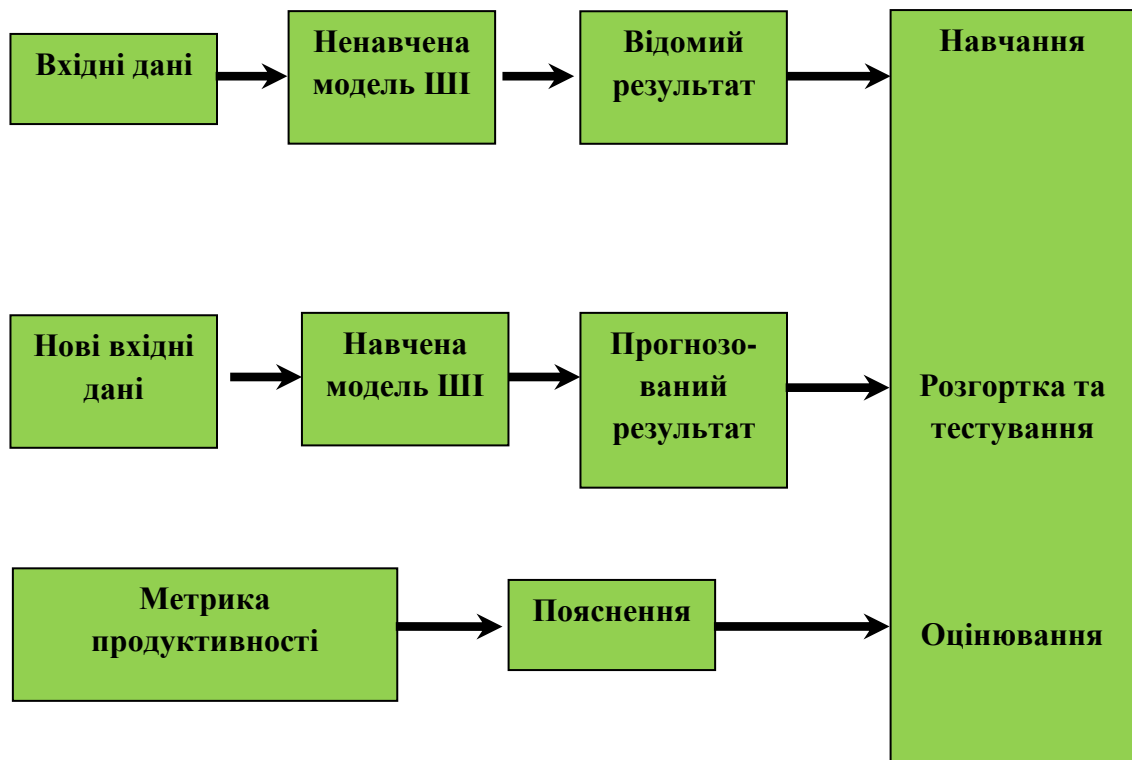


Рисунок 1.2 – Модель інтелектуалізовано системи у серцево-судинній медицині [29]

Zhang J. et al. підкреслили зростаючий інтерес до досліджень штучного інтелекту в кардіології. Вони вивчили базу даних Web of Science, знайшовши

4611 статей, опублікованих у період з 2000 по 2024 рік на цю тему. Як показано на рисунку 1.3, кількість статей значно зростає за останні 13 років, з 2010 по 2024 рік. Вони прогнозують, що в найближчі роки інтерес до цієї сфери видавництва продовжить зростати [29].

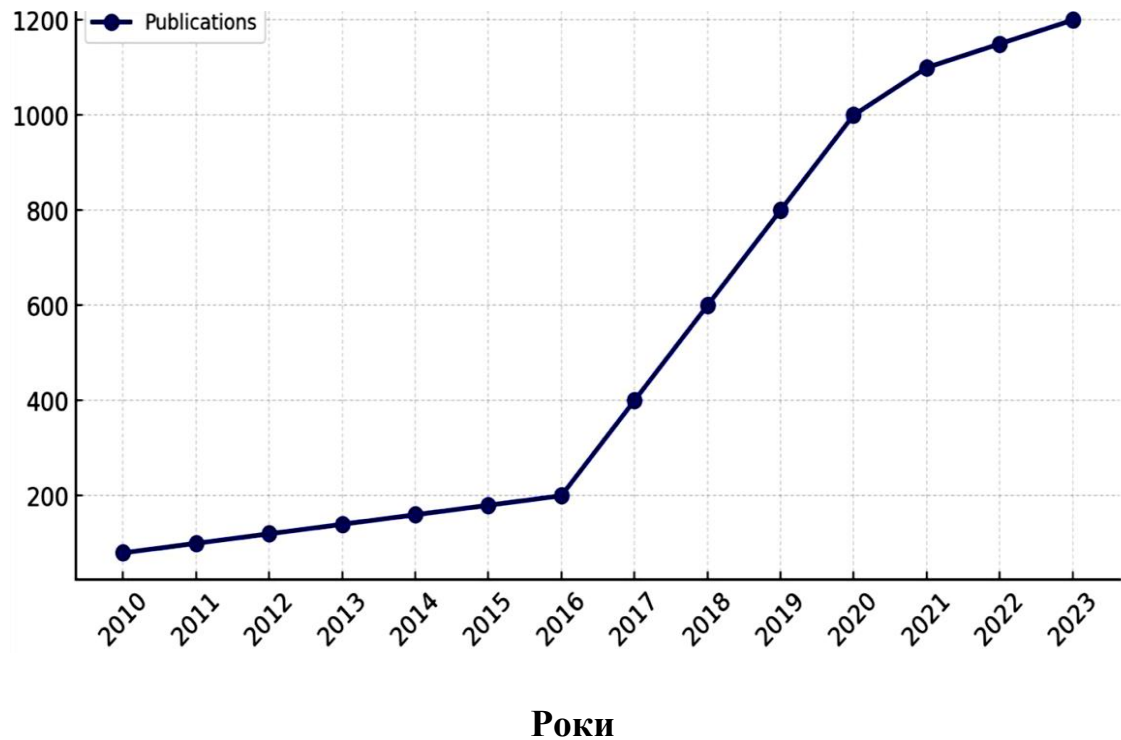


Рисунок 1.3 – Кількість публікацій, пов'язаних зі штучним інтелектом у кардіології з 2010 по 2024 рік — адаптовано з [29].

1.3 Термінологія інтелектуалізованих інформаційно-вимірювальних систем на основі штучного інтелекту для аналізу ЕКГ, ФПГ та ехокардіосигналів

Після визначення основних термінів інтелектуалізованих інформаційно-вимірювальних систем на основі штучного інтелекту для аналізу ЕКГ, ФПГ та ехокардіосигналів відібрано більш як 40 статей, які мали особливе значення для нашого дослідження. Ця вибірка включає дослідження, зосереджених на

електрокардіографії (ЕКГ), фотоплетизмографії (ФПГ), ехокардіографії та сведена в таблиці 1.1.

Ці дослідження надали значне розуміння застосування та впливу інтелектуалізованих методів в різних клінічних тестах, які зазвичай використовуються в кардіології.

Таблиця 1.1

Останні дослідження інтелектуалізованих методів в кардіології

Клінічне дослідження	Автор	Рік навчання	Застосування
ЕКГ, ФПГ	Герман Р. [22]	2024	Виявлення оклюзії інфаркту міокарда.
	Ногіморі Ю. [23]	2024	ЕКГ-похідний ХНМ є новим маркером СН у дітей з різним прогностичним потенціалом від БНП.
	Гіллс Дж. [24]	2024	Виявлення гіпертрофічної кардіоміопатії на ЕКГ у 12 відведеннях.
	Хаймович Ю. [25]	2023	Класифікація гіпертрофічної кардіоміопатії, амілоїдозу серця та ехокардіографічної ГЛШ.
	Хармон Д. [26]	2023	Виявлення амілоїдозу серця.
	Батлер Л. [27]	2023	Прогнозування ранньої серцевої недостатності за допомогою моделей ECG-

Клінічне дослідження	Автор	Рік навчання	Застосування
			PPG
	Авасті С. [28]	2023	Оцінка стратифікації
	Лі Ю. [29]	2023	ризиків ІХС.
	Carnethon, M.R [45]	2012	Респіраторні порушення сну у пацієнтів з тяжкими серцево-судинними захворюваннями
	Cay A. [31]	2023	Відрізнити АВРТ від АВНРТ.
	Сімодзьо М. [32]	2024	Виявлення походження вивідного тракту шлуночкової аритмії.
Ехокардіографія	Шіокава Н [33]	2024	Автоматичні вимірювання трансторакальної ехокардіографії.
	Сверик К. [34]	2024	Розрахунок фракції викиду лівого шлуночка.
	Сливнік Я. [35]	2024	виявлення регіональних аномалій руху стіни.
	Кампакціс П. [36]	2024	Кількісне визначення правого шлуночка.
	Мураяма М [37]	2024	Вимірювання фракції

Клінічне дослідження	Автор	Рік навчання	Застосування
			викиду правого шлуночка.
	Ся Б. [38]	2023	Оцінка дисфункції шлуночка. параметрів правого шлуночка.
	Ананд В. [39]	2024	Діагностика легеневої гіпертензії.
	Ойконому Є. [40]	2024	Відео-біомаркер для виявлення важкого аортального стенозу.
	Крінша Х. [41]	2023	Оцінка аортального стенозу.
	Го Ю. [42]	2023	Виявлення ішемічної хвороби серця.
	Моленаар М. [43]	2024	Виявлення хворих на хронічний коронарний синдром високого ризику.
	Лу Н. [44]	2024	Виявлення фібриляції передсердь на ехокардіографії без ЕКГ.
	Браун К. [45]	2024	Виявлення ревматичної хвороби серця.
	Штеффнер К. [46]	2024	Ідентифікація зображень стандартизованої черезстравохідної

Клінічне дослідження	Автор	Рік навчання	Застосування
			ехокардіографії.

Електрокардіографія (ЕКГ)

Електрокардіограма (ЕКГ) фіксує електричну активність серця. Він служить неінвазивним інструментом для кількох біомедичних застосувань, включаючи моніторинг частоти серцевих скорочень, оцінку ритму серцебиття та виявлення серцевих аномалій. Однак розшифровка ЕКГ вимагає глибоких знань [53]. Штучний інтелект може допомогти створювати діагностичні моделі, оптимізуючи процес і зменшуючи залежність від експертизи спостерігача.

Herman R. et al. створили модель ЕКГ AI, яка використовується для виявлення гострого інфаркту міокарда з коронарною оклюзією (ОМІ), яка має вищу точність, ніж класичні критерії STEMI. Це вказує на його здатність прискорювати сортування ГКС, забезпечуючи своєчасне та належне направлення для негайної васкуляризації [22].

Електрокардіографічна гіпертрофія лівого шлуночка з картиною деформації служить маркером гіпертрофії лівого шлуночка [54]. Ряд клінічних станів можуть викликати розвиток ГЛШ, включаючи есенціальну гіпертензію, спортивне серце з фізіологічним ГЛШ, гіпертрофічну кардіоміопатію без або з обструкцією вихідного тракту (ГКМП, ГКМП) та інфільтративні серцеві процеси (наприклад, амілоїдоз, хвороба Фабрі, хвороба Данона) [55]. Nilis J. et al. вивчили точність пристрою штучного інтелекту, а саме НСМ, для ЕКГ-скринінгу гіпертрофічної кардіоміопатії. Прилад ідентифікував ГКМП на основі ЕКГ у 12 відведеннях. Він має потенціал для використання як інструмент

скринінгу для розширення поточних маршрутів лікування. Він отримав схвалення від Управління з санітарного нагляду за якістю харчових продуктів і медикаментів США [24]. Naimovich J. et al. розробили модель штучного інтелекту на основі згорткової нейронної мережі, яка може виявляти та класифікувати причини патернів ГЛШ на ЕКГ, такі як амілоїдоз серця, гіпертрофічна кардіоміопатія, аортальний стеноз, гіпертонічний ГЛШ, і має кращі результати, ніж клінічні правила на основі ЕКГ [25]. Нова модель AI-ECG, призначена для виявлення амілоїдозу серця, показала високі загальні показники. Однак зниження ефективності спостерігалось у пацієнтів з блокадою лівої ніжки пучка Гіса, гіпертрофією лівого шлуночка та в етнічно різноманітних групах, що підкреслює необхідність цілеспрямованої валідації в цих підгрупах [26].

Атеросклеротичне серцево-судинне захворювання (ASCVD), основним чинником якого є ішемічна хвороба серця (ІХС), є основною причиною смерті в усьому світі. Хоча оцінювачі ризику ASCVD, такі як об'єднані когортні рівняння (PCE), використовуються для стратифікації ризику та первинної профілактики, їхня точність залишається нижчою за ідеальну. Моделі ЕКГ-ШШ були розроблені для виявлення специфічних станів: (1) підвищений рівень кальцію в коронарних артеріях (САС), (2) обструктивний ІХС та (3) регіональний акінез лівого шлуночка (ЛШ) як показник потенційного попереднього інфаркту міокарда (ІМ). Ці моделі надають додаткову інформацію та визначають чіткі профілі ризиків. Вони можуть запропонувати вирішення прогалин в існуючих методах стратифікації ризику, особливо для пацієнтів, у яких ПХЕ не дозволяє точно оцінити ризик АССЗ, або коли необхідна оцінка протягом періодів, коротших за 10 років [28]. Lee Y. et al. провели дослідження моделі на основі штучного інтелекту, яка об'єднує глибоке та машинне навчання для виявлення пацієнтів з обструктивною ішемічною хворобою серця (ІХС). Ця модель досягає діагностичних показників, порівнянних з

традиційними методами на основі факторів ризику серцево-судинних захворювань (CVRFs). Він може виявитися цінним клінічним інструментом в амбулаторних умовах для визначення того, яким пацієнтам може знадобитися подальше діагностичне тестування на стабільну ІХС [29].

Фотоплетизмографія

Має життєво важливе значення в клінічних умовах і стає все частішим у повсякденному житті, насамперед завдяки зростаючій доступності носимих пристроїв. Безперервний прогрес в області електроніки призвів до появи мініатюрних біосенсорів, які можна легко вбудовувати в пристрої моніторингу. Багато з цих датчиків для моніторингу здоров'я серцево-судинної системи використовують фотоплетизмографію (ФПГ) для отримання інформації про кровоносну систему, оскільки ФПГ має відносно низьку вартість і простий у застосуванні. Було показано, що фотоплетизмографія є перш за все вимірюванням пульсуючих змін об'єму крові в перфузованій тканини, і її назва походить саме від цієї властивості. Розуміння походження сигналу PPG та його зв'язку з артеріальним тиском і хвилями потоку має вирішальне значення для розробки більш точних пристроїв для моніторингу здоров'я судин. Крім того, ці знання можуть дозволити оцінити артеріальний тиск неінвазивно без кваліфікованого практика; Це завдання залишається складним у клінічній практиці та при дистанційному моніторингу [1].

Багато параметрів, що впливають на трансмісивний ФПГ в тонких частинах тіла, таких як пальці і мочка вуха, були пояснені в літературі і, тому в клінічній практиці широко використовуються численні пристрої на основі PPG [2,3]. Абсорбція світла в крові збільшується зі збільшенням об'єму крові в освітлюваній тканині і, отже, генерується пульсуюча компонента ФПГ [4]. Ця властивість також є причиною різних особливостей, які можуть бути отримані з ФПГ та його похідних у часі і добре корелюють з гемодинамічними індексами та є точними предикторами серцево-судинних захворювань [1,4].

Багато дослідників досліджували параметри, що впливають на ФПГ, які можна класифікувати за індивідуальними характеристиками, параметрами, що залежать від фізіології, і зовнішніми факторами [5]. Було показано, що індивідуальні характеристики, які варіюють у межах популяції, такі як вік, стать, відтінок шкіри та маса тіла, впливають на сигнал ФПГ, і їх зазвичай можна виправити за допомогою відповідної конструкції та калібрування датчика ФПГ [5,6,7]. Фактори, що залежать від фізіології, включають частоту дихання, венозну пульсацію, місцеву температуру, балістокардіографічні артефакти та місце вимірювання. Такі методи, як фільтрація та машинне навчання, були використані для виявлення та видалення варіацій, спричинених диханням [8] та венозної пульсації [5,9], тоді як місце вимірювання має бути вибрано на основі передбачуваного застосування [10] та інтенсивності балістокардіографічних артефактів [11]. Незважаючи на те, що дослідження з виявлення та розробки методів корекції цих параметрів мають важливе значення для клінічного застосування пристроїв на основі ФПГ, важко інтерпретувати ці результати для з'ясування походження сигналу ФПГ.

Поглинання світла є одним з основних детермінант сигналу ФПГ. Об'єм крові в освітлюваній тканині періодично змінюється за рахунок пульсуючої функції серця. Під час систолічної частини циклу артеріальний тиск підвищується, разом з артеріальним діаметром. У міру того, як більше крові надходить в освітлювану область, збільшується поглинання світла і, отже, зменшується пропускається і відбите світло. Експерименти *in vivo* продемонстрували виявлення пульсації крові в зубах і в кістці надколінка зі світлопропусканням і відбиттям світла відповідно [18,19]. У жодному з цих двох випадків зміна об'єму крові була можливою, оскільки кров текла по жорстких судинах. Крім того, існують менш ґрунтовно вивчені явища зі складною взаємозалежністю, які впливають на рФПГ. Вони виникають внаслідок взаємодії світла з біологічними тканинами та біомеханіки поширення

хвиль у кровоносній системі [20]. Відбиття падаючого світла на стінках артерій і артеріол може впливати на вимірне відбите світло, особливо при використанні синього або зеленого видимого світла [16,21]. Крім того, оптичні властивості крові, особливо крові в русі, сприяють головним чином відбиттю світла в артеріях. Багато дослідників досліджували оптичні властивості крові за допомогою безлічі методик, деякі з яких в даний час використовуються для оцінки гематологічних параметрів [14,17,22,23,24]. Ці методи ґрунтуються на розведених зразках крові або розріджених суспензії еритроцитів. Тим не менш, внесок оптичних властивостей текучої крові не був оцінений і порівняний з іншими сприяючими явищами у випадку PPG з використанням цільної крові.

Використання PPG може бути більш вигідним, ніж PPG у певних ситуаціях. Потенційні місця вимірювання PPG, такі як зап'ястя, забезпечують більший комфорт для щоденного використання, тоді як tPPG обмежений тонкими деталями тіла, особливо у випадку носимих пристроїв. У тонких частинах, таких як пальці, хвилі тиску та потоку значно згасають, і вони втрачають потенційно цінну інформацію. Таким чином, PPG більше підходить для застосувань, які вимагають точного отримання форми імпульсного сигналу, і він може дозволити більш точно прогнозувати центральні гемодинамічні індекси. Деякі дослідники зосередилися на зв'язку ФПГ з формами хвиль тиску та потоку, але їхня робота в основному обмежувалася пальцевим ФПГ. Аллен і Мюррей [25] досліджували пряму залежність між тиском і PPG і запропонували модель для виведення останнього з першого, коли обидва набуваються в пальцях. Крім того, попередні дослідження показали, що форма хвилі tPPG на основі пальців схожа на форму артеріального тиску в променевої артерії і що її можна використовувати як можливу заміну артеріального тиску для виявлення гіпертонії [26]. Незважаючи на їх схожість, можна побачити, що сигнали тиску в пальцевих ФПГ і променевих артеріях не ідентичні, і не була запропонована методика того, як один може бути виведений з іншого. Оптичне моделювання

Монте-Карло, що включає співвідношення тиск і діаметр радіальних артерій людини, було використано для створення синтетичної форми хвилі ФПГ на основі форми хвилі тиску [27]. Однак між експериментальними та модельованими формами хвиль ФПГ були значні відмінності, особливо в діастолічній частині, що вказує на наявність додаткових оптичних явищ, які не були включені в моделювання, таких як рух крові. Нарешті, Janjua et al. [28] розрахували кореляцію між ФПГ пальців і тонометрією променевих артерій *in vivo* для прогнозування клінічних гемодинамічних показників. Вони виявили значну кореляцію лише з індексом аугментації та індексом жорсткості, але доказів було недостатньо для досягнення адекватної точності для відповідності клінічним стандартам.

Таким чином, електрокардіограма (ЕКГ) та фотоплетизмографія (ФПГ) є важливим неінвазивним інструментом, який використовується в кардіології для діагностики аритмій [57].

Ехокардіографія

Ехокардіографія продемонструвала величезне та експоненціальне зростання протягом десятиліть, ставши важливим інструментом для кардіологічної оцінки. Спочатку почавшись з В-режиму, ця область розвивалася з прогресом у таких технологіях, як доплерівство та тривимірна візуалізація. Це зробило ехокардіографічні дослідження більш детальними та всеосяжними. Ехокардіографія має кілька застосувань, таких як:

- Оцінка та моніторинг систолічної та діастолічної функції лівого шлуночка;
- Оцінка функції правого шлуночка;
- Оцінка та кількісна оцінка розміру серцевої камери;
- Оцінка функціонального значення ураження клапана та оцінка структури та функції протезного клапана;

- Виявлення серцевого вогнища емболії та оцінка серцевих мас;
- Оцінка захворювань перикарда [58].

Штучний інтелект (ШІ) може допомогти медичним працівникам, служачи цінним діагностичним інструментом у галузі ехокардіографії, особливо в автоматичних вимірюваннях та інтерпретації результатів. Крім того, штучний інтелект може розширити дослідницькі можливості та виявити нові підходи в медичному управлінні [59].

Дослідження підтвердило ефективність моделі штучного інтелекту, створеної для виконання автоматичних вимірювань на трансторакальній ехокардіографії. Він був навчений з використанням понад 3000 сканувань ТТЕ як здорових людей, так і пацієнтів із серцевими захворюваннями. Ключові результати включали високу точність штучного інтелекту порівняно з ручними вимірюваннями та коротший час обстеження. Крім того, він показав нижчу варіативність між спостерігачами, що підкреслює його потенціал як навчального інструменту [33]. Sveric K. et al. порівняли автоматизований робочий процес на основі штучного інтелекту, який поєднує вибір кліпу та розрахунки LVEF, з модифікованою біплановою технікою Сімпсона (MBS), використовуючи кардіомагнітно-резонансну томографію (CMR) як стандартний еталон. Штучний інтелект продемонстрував більшу точність і надійність у порівнянні з методом MBS, зменшуючи варіабельність, пов'язану з користувачем, і, отже, потенціал для покращення клінічної корисності ехокардіографії. Цей алгоритм отримав схвалення від Управління з санітарного нагляду за якістю харчових продуктів і медикаментів (FDA) і Conformité Européenne (CE) [34]. Ще одне дослідження було опубліковано про модель глибокого навчання, яка була розроблена для виявлення аномалій руху стінки області. Його результати схожі з експертами і перевершили багатьох новачків. Ця модель може підвищити ефективність оцінювання RWMA та слугувати навчальним інструментом для новачків [35].

У розвинених країнах аортальний стеноз є найбільш поширеною формою клапанних вад серця. Цей стан зазвичай проявляється як частина процесу старіння і стає все більш поширеним у міру зростання середнього віку населення. Без лікування тяжкий симптоматичний аортальний стеноз є універсально летальним [60]. Ехокардіографія відіграє вирішальну роль у діагностиці, оцінці та лікуванні захворювання аортального клапана у пацієнтів [61]. Цифровий індекс тяжкості аортального стенозу (DASSi) — це інструмент штучного інтелекту на основі відео, який здатний виявляти важкий аортальний стеноз (АС) за допомогою однокутної ехокардіографії з довгою віссю, не вимагаючи доплерівської характеристики. Недавнє дослідження продемонструвало, що DASSi може самостійно прогнозувати розвиток і прогресування АС. Це дозволяє кон'юнктурно стратифікувати ризик за різними методами серцево-судинної візуалізації та припускає потенціал для використання на портативних пристроях [40]. Krishna N. et al. провели дослідження, в якому порівнювали точність вимірювання штучної нейронної мережі (Us2.ai) з точністю навчених ехокардіографів при оцінці аортального стенозу. Проаналізовані ехокардіографічні зображення включали пацієнтів з нормальними аортальними клапанами та пацієнтів з різним ступенем аортального стенозу. Їхні результати свідчать про те, що Us2.ai здатний точно відповідати вимірюванням на людях усіх критичних параметрів, які використовуються для оцінки тяжкості АС. Це потенційно може зменшити варіабельність міжсканування, покращити інтерпретацію та діагностику АС, а також забезпечити точне та відтворюване лікування пацієнтів з АС [41].

Було розроблено алгоритм машинного навчання з використанням ехокардіографічних особливостей пацієнтів, які проходять коронарографію. Модель продемонструвала високу чутливість (0,952), але нижчу специфічність (0,691), що вказує на її сильну здатність виявляти ішемічну хворобу серця (ІХС), але також свідчить про потенціал високого рівня хибнопозитивних

результатів. Подальший аналіз показав, що хибнопозитивні випадки були більш схильні до серцевих подій порівняно з істинно-негативними випадками. Модель може бути цінною для оцінки ймовірності ІХС до тестів і для скринінгу пацієнтів в клінічних умовах [42]. Інше дослідження було спрямоване на оцінку точності моделі машинного навчання (ML), зокрема моделі eXtreme Gradient Boosting (XGBoost), у прогнозуванні п'ятирічної смертності від усіх причин серед пацієнтів із хронічними коронарними синдромами (CCS) за допомогою даних клінічної та трансторакальної ехокардіографії (ТТЕ), з ключовим предиктором ризику, включаючи дисфункцію ЛШ та значну трикуспідальну регургітацію. Ефективність моделі XGBoost оцінювалася за традиційними оцінками стратифікації ризиків. Модель машинного навчання перевершила традиційні шкали ризику. Це підкреслює потенціал використання передових моделей ML для покращення прогнозування ризику у пацієнтів із ССС поза традиційними методами [43].

1.4 Огляд аналогів оптико-електронних приладів для пульсодіагностики

Поряд з широко відомими методами досліджень та діагностики, такими як електро- та фонокардіографія в клінічній практиці з'являються і нові, такі як реогістерографія, реовазографія, фотоплетизмографія, використання яких значно полегшує діагностику різних уражень серцево-судинної системи та оцінку її функціонального стану.

На сьогоднішній день з'являється все більше пристроїв, що здійснюють вимірювання та обробку фотоплетизмографічних сигналів. Серед них відомі наступні.

А. Оптико-електронний пристрій для оцінювання пульсу [12,13,14].

Структурна схема даного пристрою зображена на рисунку 1.4.

Оптико-електронний пристрій для оцінювання пульсу містить генератор 1 імпульсів, з'єднаний із джерелом 2 випромінювання, фотоприймачі 3 і 4, підключені до схеми порівняння 5, вихід якої з'єднаний із реєстратором 6. Виходи фотоприймачів 3 і 4 підключені також до блоку контролю каналів, в який входять два нормуючі підсилювача 7 і 8, виходи яких через пікових детектори 9 і 10 зв'язані зі входами логічного елемента І-НІ 11. Вихід логічного елемента І-НІ 11 з'єднаний із блоком 12 індикації.

Джерело 2 випромінювання і фотоприймачі 3 і 4 представляють собою фотоелектричні прилади, наприклад інфрачервоний світлодіод і фотодіоди, а схема 5 порівняння являється вимірювачем співвідношення, наприклад відношення сигналів фотоперетворювачів 3 і 4.

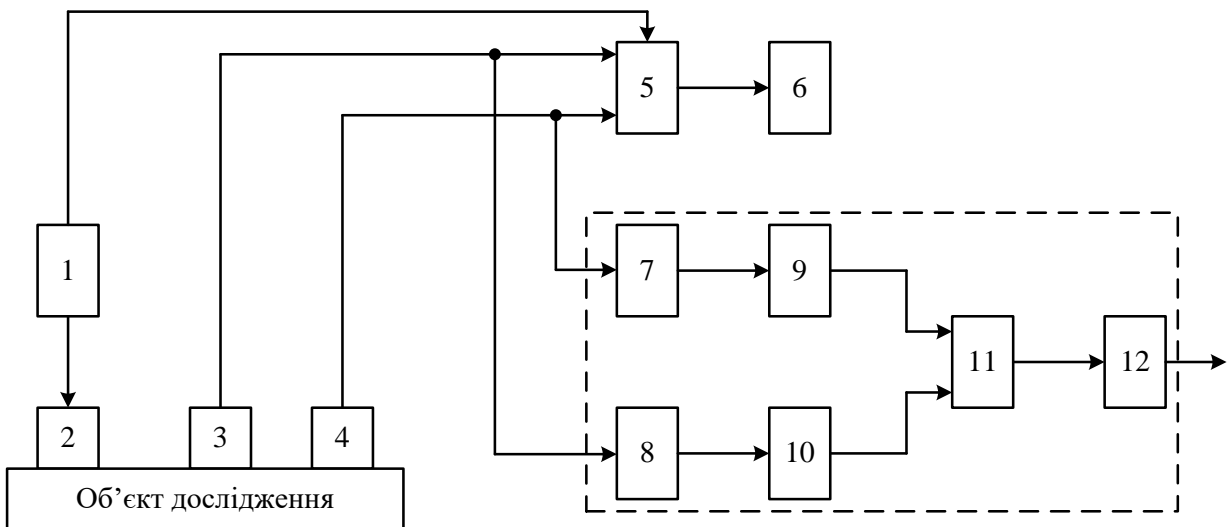


Рисунок 1.4 – Структурна схема оптико-електронного пристрою для оцінювання пульсу

Нормуючі підсилювачі 7 і 8 забезпечують стабільну амплітуду вихідних сигналів в заданому діапазоні зміни вхідних напруг. Рівень нормування цих підсилювачів вибирається рівним амплітуді вихідної напруги з фотоприймача 4, розміщеного далі від джерела 2 випромінювання, що має меншу амплітуду

сигналу. Частотний діапазон нормуючих підсилювачів 7 і 8 лежить в межах (0,25...100) Гц, щоб виключити вплив дихальних хвиль і інших повільних фізіологічних процесів.

Пікові детектори 9, 10 виробляють напруги, пропорційні максимальній амплітуді вхідного сигналу, при цьому стала розряду пікового детектора вибирається рівною 3...4 періодам пульсу мінімально можливої частоти. Таким чином, попереджуються хибні спрацьовування логічного елемента І-НІ 11 в моменти часу, що передують систолічні викиди пульсової хвилі.

Пристрій працює наступним чином.

Генератор 1 виробляє імпульси, потужність яких достатня для живлення джерела 2 випромінювання. Джерело 2 випромінює світловий потік, який, частково поглинаючись і частково розсіюючись біологічними тканинами досліджуваної області тіла, поступає на обидва фотоприймача 3 і 4, причому, світловий потік досягає фотоприймача 4 більш ослабленим. Електричні сигнали з фотоприймачів 3 і 4, пропорційні величині падаючого на них світлового потоку, поступають на схему 5 порівняння, на управляючий вхід якої поступають сигнали синхронізації від генератора 1. В схемі порівняння визначається співвідношення сигналів із фотоприймачів 3 і 4, яке і характеризує кількісні оптичні властивості досліджуваних тканин. Наприклад, якщо в схемі 5 порівняння визначається відношення сигналів фотоприймача 4 до сигналу фотоприймача 3, то на її виході формується сигнал, що відповідає коефіцієнту пропускання тканини на ділянці між фотоприймачами 3 і 4. Якщо у схемі 5 порівняння визначається величина логарифму відношення сигналів фотоприймача 4 до сигналу фотоприймача 3, то на виході схеми 5 порівняння формується сигнал, що відповідає оптичній густині тієї ж ділянки тканини. Послаблення світла на ділянці від фотоприймача 3 до фотоприймача 4 визначається тільки оптичними властивостями досліджуваної тканини, а саме, рівнем кровонаповнення капілярів тканини. Результат, отриманий в схемі 5

порівняння, фіксується регістром 6. Із виходів фотоприймачів 3 і 4 сигнали поступають на нормуючі підсилювачі 7, 8, що підсилюють напругу до величини, яка забезпечує стабільну роботу пікових детекторів 9 і 10. При нормальній роботі фотоплетизмографа високий рівень напруг з виходів пікових детекторів 9 і 10 поступають на логічний елемент І-НІ 11, в результаті чого на його виході присутній низький рівень напруги, який не викликає включення блоку 12 індикації.

У випадку виходу із ладу одного або обох фотоприймачів 3, 4 на виході логічного елемента 11 І-НІ формується високий рівень напруги і включається блок індикації 12, що сигналізує про порушення роботи фото плетизмографа. Внаслідок симетричності форми датчик аналогічною буде робота фото плетизмографа у випадку перекоосу установки датчика відносно поверхні ділянки тіла, а також при зміщенні частини датчика на забруднену поверхню, що має місце при дослідженні тварин в умовах ферм і тваринних комплексів.

Даний прилад відрізняється тим що, з метою підвищення достовірності і точності вимірювань, в нього введено блок контролю каналів, підключений до виходів фотоприймачів, а в датчику фоточутливі площадки фотоприймачів виконані у вигляді концентрично розміщених в одній площині кілець, в центрі яких встановлено джерело випромінювання.

Крім того, фотоплетизмограф відрізняється тим, що блок контролю каналів виконано в вигляді двох нормуючих підсилювачів, вхід кожного з яких підключено до виходу відповідного фотоприймача, а виходи нормуючих підсилювачів через пікові детектори зв'язані із входами логічного елемента І-НІ, вихід якого з'єднаний з блоком індикації.

Б. Пристрій для аналізу біомедичного сигналу [11,13,14].

На рисунку 1.5 зображена функціональна схема пристрою.

Пристрій для аналізу фотоплетизмографічного сигналу містить з'єднані послідовно фотоприймач 1 і підсилювач 2 постійного струму, а також джерело 3

світла оптично, оптично зв'язане з фотоприймачем 1, біооб'єкт 4. З'єднані послідовно блок 5 виділення змінної складової, перетворювач 6 період –напруга і перетворювач 7 напруга – світловий потік, а також N оптично управляємих фільтрів 8, управляючий вхід яких оптично зв'язаний з виходом перетворювачем 7 напруга – світловий потік, їх перші входи з'єднані з виходом блоку 5 виділення змінної складової, а вихід кожної з них – з додатковими входами інших N-1 оптично управляємих фільтрів 8.

Пристрій працює наступним чином.

При дослідженні кровообігу в різних органах і тканинах людини джерело 3 світла і фотоприймач 1 закріплюють на досліджуваній ділянці тіла. Світловий потік від джерела 1, пронизуючи досліджуваний об'єкт, потрапляє на фотоприймач 1, вихідний сигнал якого через підсилювач 2 постійного струму поступає на першу вихідну клему пристрою.

Змінна складова цього сигналу попадає на перші входи оптично управляємих фільтрів 8, що дозволяє отримати малий рівень спотворень корисного сигналу на низьких і середніх частотах.

Ланцюг, що складається із перетворювача 6 період – напруга і перетворювача 7 напруга – світловий потік, дозволяє здійснювати автоматичну перебудову частот вибраних підсилювачів. На виході перетворювача 6 формується напруга U_6 , пропорційна періоду вхідного сигналу $T_{вх}$:

$$U_6 = K_1 \cdot T_{вх}, \quad (1.1)$$

де K_1 - коефіцієнт пропорційності.

Ця напруга в перетворювачі 7 перетворюється в світловий потік, а потім у величину фото резисторів всіх чотирьох підсилювачів, і змінюється вона у відповідності до зміни періоду вхідного сигналу.

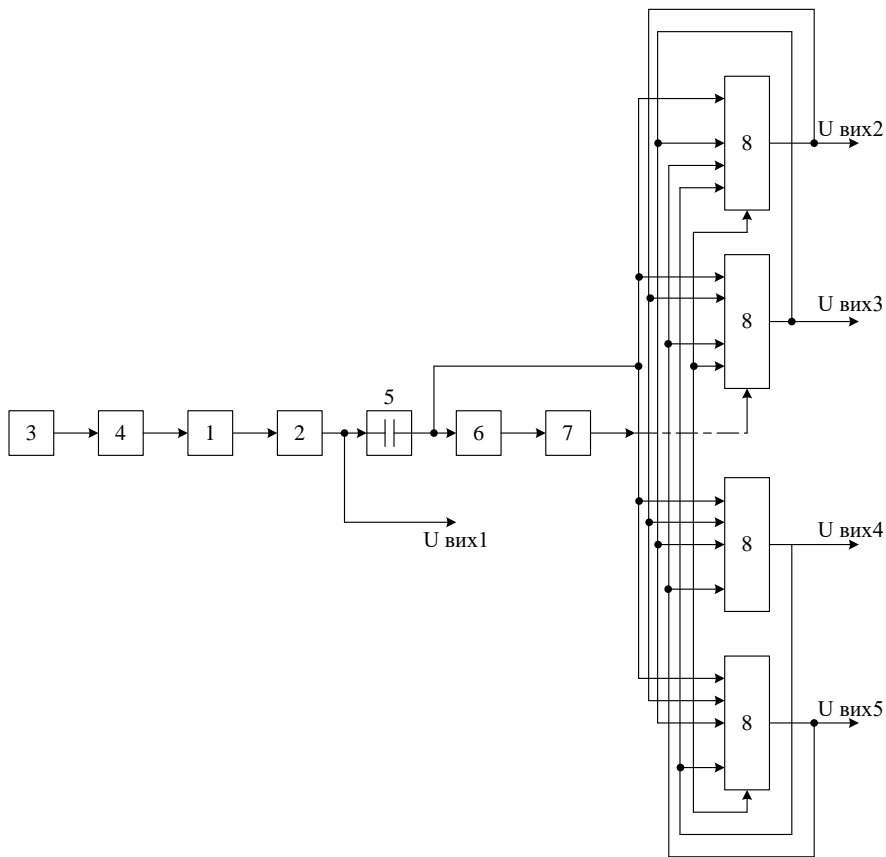


Рисунок 1.5 – Функціональна схема пристрою для аналізу біомедичного сигналу

Даний прилад відрізняється тим, що, з метою підвищення точності діагностики ранніх функціональних і морфологічних змін в мікроциркуляторному руслі шляхом забезпечення адаптивного підстроювання фільтрів до спектра аналізуемого сигналу, в нього введені з'єднані послідовно блок перетворювач період – напруга і перетворювач напруга – світловий потік, а також N оптично управляємих фільтрів, управляючі входи яких оптично зв'язані з виходом перетворювача напруга – світловий потік, перші входи з'єднані з виходом блоку виділення змінної складової, а вихід кожного із них – з додатковими входами інших $N-1$ оптично управляємих фільтрів. Крім того, блок перетворення напруга – світловий потік містить підсилювач, інвертуючий вхід якого через перший резистор підключений до джерела опорної напруги,

через перший фоторезистор – до входної клєми, а вихід через другий резистор і джерело світла, оптично зв'язане з фоторезистором, - до загальної шини.

В. Оптико-електронний пристрій для оцінювання пульсу [13,14,15].

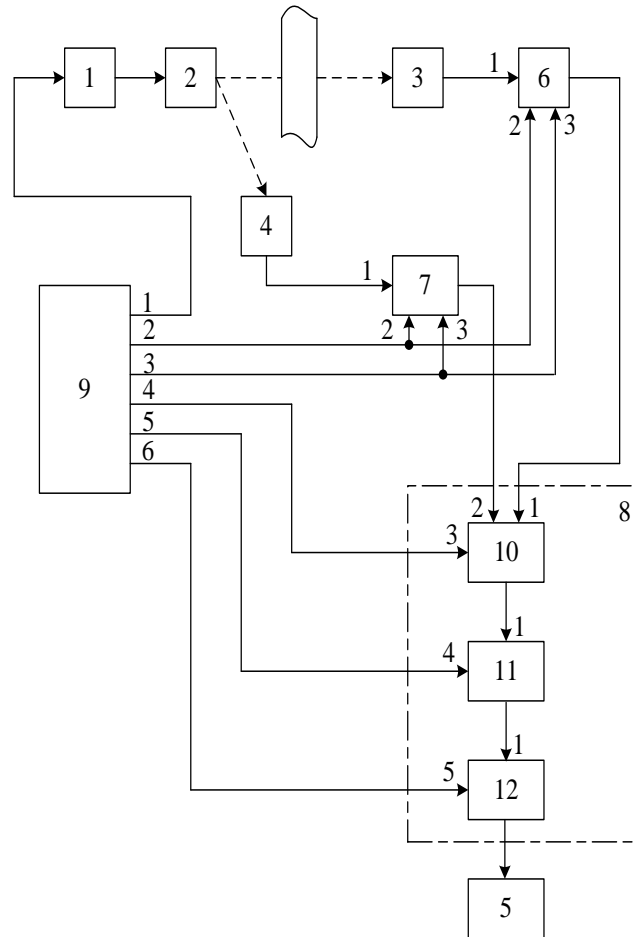


Рисунок 1.6 – Структурна схема оптико-електронного пристрою для оцінювання пульсу

Оптико-електронний пристрій (рис. 1.6) для оцінювання пульсу містить з'єднані послідовно генератор 1 імпульсів, джерело 2 світла, а також перший 3 і другий 4 перетворювачі, реєстратор 5, перший 6 і другий 7 інтегруючі підсилювачі, входи яких з'єднані відповідно з виходом першого 3 і другого 4 перетворювачів, обчислювач 8, перший і другий входи якого з'єднані відповідно з виходом першого 6 і другого 7 інтегруючих підсилювачів, а вихід – з входами реєстратора 5, блок 9 управління, вихід „Запуск” якого з'єднаний із виходом генератора 1 імпульсів, входи „Дозвіл” і „Скид” – з другим і третім

входами відповідно першого 6 і другого 7 інтегруючих підсилювачів, вихід управління мультиплексуванням, вихід управління дискретизацією і вихід управління підрахунком з'єднані відповідно із третім, четвертим і п'ятим входами обчислювача 8.

1.5 Висновки до першого розділу

- В розділі проведено аналітичний огляд методів та оптико-електронних приладів для дослідження пульсу на основі фото плетизмографії, електрокардіографії та ехокардіографії.
- Незважаючи на потенціал штучного інтелекту, його поточне застосування в кардіології та судинних захворюваннях, як і раніше, значною мірою зосереджене на автоматизації людських завдань, таких як виявлення аритмій на електрокардіограмах (ЕКГ), фотоплетизмограмах (ФПГ) або сегментація серцевих і судинних структур при візуалізації. Хоча ці розробки можуть підвищити ефективність робочого процесу, вони в першу чергу наголошують на автоматизації, а не на справжніх інноваціях у використанні штучного інтелекту для нових відкриттів і клінічних напрацювань.
- Доведено актуальність створення нових медичних приладів, що визначається необхідністю вдосконалення і спрощення використання в напрямку біоінженерії. Для вирішення задач, пов'язаних з пульсдіагностикою та оцінювання запальних процесів необхідні прості технічні засоби з широкими функціональними можливостями, достатньою точністю.

РОЗДІЛ 2

ОПТИЧНІ МЕТОДИ ТА ІНТЕЛЕКТУАЛІЗОВАНІ ТЕХНОЛОГІЇ РЕЄСТРАЦІЇ ОБРОБЛЕННЯ БІОМЕДИЧНОЇ ІНФОРМАЦІЇ ПРИ ОЦІНЮВАННІ ПУЛЬСУ ТА ТЕРМОГРАМ

2.1 Біометрична ідентифікація фотоплетизмографічних сигналів в клініці щелепно-лицевої хірургії з використанням технологій глибокого навчання

В наявній літературі є велика кількість робіт присвячена дослідженню варіабельності пульсу та термограм в контексті оцінювання стану тканинної мікроциркуляції. Порушення мікроциркуляції має ключове значення в патогенезі запальних захворювань пародонту і корелюють зі ступенем їх тяжкості. Внаслідок прогресування і поширення патологічного процесу порушення мікроциркуляції зростають, а зміни в судинах набувають домінуючий характер. У клінічній стоматології обстеження мікроциркуляторної системи тканин і органів порожнини рота становить суттєву зацікавленість як один з базових методів дослідження кровопостачання тканин [101, 102, 103].

Використання традиційних методів обстеження та діагностики є недостатніми: перкусія, огляд, реографія, електроодонтодіагностика, рентгенографія, ехокардіографія та ін. Для поглибленого вивчення стану тканин і органів щелепно-лицевої ділянки розробляються нові, більш ефективні методи диференціальної діагностики з використанням оптико-електронних і лазерних комп'ютеризованих систем та комплексів. На сьогодні фотонні і лазерні технології лікування та діагностування використовуються в стоматологічних закладах багатьох країн світу.

Оптичний метод діагностики на основі фотоплетизмографії (ФПМ) відноситься до методів, заснованих на застосуванні лазерних і оптико-електронних приладів та дозволяє вимірювати кровонаповнення і кровообіг в венах, периферичних судинах, артеріях, і капілярах і базується на реєстрації кров'яного потоку з використанням оптичного джерела в інфрачервоному або червоному діапазонах. Чим більше кров'яний потік, тим менше світла поглинається в тканинах організму, отже, більше світла приходиться на оптичний сенсор. Фотоплетизмограма дозволяє вимірювати об'ємний пульс крові, викликаний періодичною зміною об'єму крові при кожному ударі серця, варіабельність серцевого ритму та частоту серцебиття. ФПГ сигнал має специфічну форму, яка варіюється у різних людей, що робить його корисним для біометричної ідентифікації після вилучення його ознак. Як показано на рис. 1, сигнал ФПГ включає систолічний пік/амплітуду (1), що представляє максимальний кровообіг під час серцевого циклу; діастолічний пік/амплітуда (2), що представляє мінімальний кровообіг; амплітуда дикротичної виїмки (3), що представляє собою невеликий провал ФПГ сигналу, що виникає в кінці систоли внаслідок закриття аортального клапана [103, 104, 105].

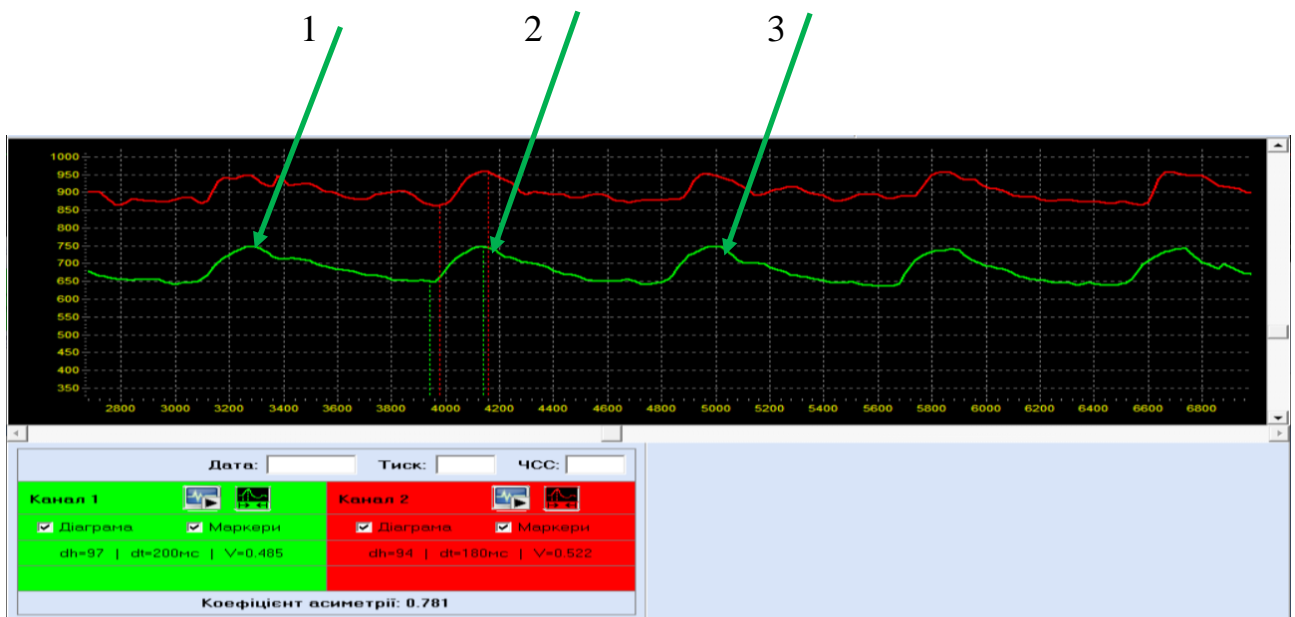


Рисунок 2.1 – Особливості сигналу фотоплетизмографії (ФПГ)

Адаптивність ФПГ сигналу займає одне з ключових місць, особливо з розвитком технологій штучного інтелекту для біометричної ідентифікації. При цьому ФПГ сигнал представляється, як динамічне джерело інформації. Глибоке навчання ФПГ має значний інтерес завдяки своїй здатності виявляти складні закономірності та представлення з великих наборів даних [105, 106].

Моделі глибокого навчання, включаючи рекурентні нейронні мережі (RNNs) і згорткові нейронні мережі (CNNs) і є високоефективними для пошуку значущих інформаційних ознак і надання точних прогнозів [107] при діагностуванні. Моделі глибокого навчання ідентифікують складні закономірності та адаптуються до індивідуальних варіацій, що підвищує їх точність і надійність у біометричній ідентифікації. Системи аутентифікації на основі ФПГ також виграють від можливості забезпечувати безперервну та пасивну верифікацію. Однак аналіз ФПГ із глибоким навчанням має певні артефакти, як варіації сигналів PPG через відтінок шкіри, артефакти руху та фактори навколишнього середовища, що може вплинути на продуктивність системи. Крім того, ефективний збір і попередня обробка високоякісних даних ФПГ мають вирішальне значення для розробки надійних моделей глибокого навчання. Вирішення цих проблем передбачає ретельну обробку даних, складні методи попередньої обробки та ретельну оптимізацію моделі.

Для досягнення мети було проведено комплексний аналіз збору сигналів ФПГ від 95-ти пацієнтів, застосовано методи фільтрації та аугментацію під час попередньої обробки ФПГ сигналів, а також перетворення біомедичних даних у двовимірний формат за допомогою матриць Грама. Дослідження націлені на класифікацію сигналів ФПГ для систем прогнозування в реальному часі, спрямованої на підвищення ефективності та результативності додатків біометричного розпізнавання.

Дослідження дозволили розвинути напрямок біометричної аутентифікації, досліджуючи ефективність сигналів фотоплетизмографії (ФПГ) у поєднанні з методами глибокого навчання.

Основні результати дослідження полягають у тому:

1. Збір та оброблення сигналів: розроблена програма збору та аналізу ФПГ сигналів. Ця система розроблена таким чином, щоб бути ефективною, надійною та зручною для користувача, з простими програмними інтерфейсами, які роблять її доступною навіть для розробників, які не є експертами. Зібрані сигнали були оброблені в двовимірні представлення за допомогою техніки перетворення матриці Грама, що розширює аналіз біомедичних даних.

2. Удосконалена модель біометричної автентифікації: було використано гібридну модель, що поєднує EfficientNetV2 B0 з мережею довготривалої короткочасної пам'яті (ДКП) для автентифікації користувача.

3. Аналіз в реальному часі. Оцінювання в сценаріях ідентифікації в реальному часі підкреслили високу точність та запам'ятовування. Цей аналіз підкреслює практичну цінність роботи, демонструючи інформативність ФПГ для безперервної біометричної автентифікації в різних напрямках біомедичних досліджень.

Біометрична аутентифікація з використанням сигналів PPG в останні роки привернула значний інтерес. Ці сигнали, які відображають об'ємні зміни в кровоносних судинах, пропонують чіткі фізіологічні дані, корисні для ідентифікації та аутентифікації користувача. Методи глибокого навчання, такі як згорткові нейронні мережі (CNNs), рекурентні нейронні мережі (RNNs) та моделі на основі трансформаторів, були використані для вилучення ознак та виявлення закономірностей у ФПГ сигналах [8]. Існують деякі попередні роботи з 2-D представлення кількох біологічних сигналів, таких як ЕКГ, ЕМГ, ЕЕГ та ФПГ для біометричної ідентифікації, що дозволить нам проаналізувати та довести дискримінованість сигналів ФПГ як біометричних ознак [110, 111, 112].

Ці дослідження вивчають застосування біологічних сигналів, таких як ЕКГ, ЕМГ, ЕЕГ і ФПГ, для біометричного розпізнавання шляхом перетворення їх у двовимірні зображення. Такий підхід обґрунтовується даними, які вказують на те, що ці сигнали забезпечують підвищену безпеку та вищу точність порівняно з альтернативними методами. Крім того, інтеграція РРГ з методами глибокого навчання (DL) виявила значний потенціал для біометричної аутентифікації [113, 114, 115].

Таблиця 2.1

Сильні та слабкі сторони останніх пов'язаних досліджень [7]

Дослідження	Тип сигналу	Переваги	Обмеження	Показники ефективності
Li Zhang та інш.(2018) [119]	ФПГ	Висока точність, ефективні моделі глибокого навчання	Обмежена кількістю даних на кінчиках пальців, малий розмір набору даних	Висока точність 93,6%
Hanilci та інш. (2019) [110]	ЕКГ	Ефективна 2-D архітектура CNN, швидка обробка	Висока обчислювальна складність, тривалий час навчання	Точність 88,57%
M. Kim та інш. (2019) [111]	ЕКГ	Підвищена надійність, висока точність	Підвищена обчислювальна складність	Ідентичність – 97,2%
J. Kim та інш. (2021) [112]	ЕМГ	Висока ефективність розпізнавання	Складність злиття даних, ризики перенавчання	64,7% біометричних показників

Дослідження	Тип сигналу	Переваги	Обмеження	Показники ефективності
		жестів		
D. Labati та інш. (2021) [13]	ФПГ	Висока точність, не потрібні фідуціальні точки	Обмежений обсяг набору даних, адаптивність моделі	Точність 99%
Bengie L. Ortiz та інш. (2022) [115]	ФПГ	Наскрізне навчання, надійний вибір функцій	Методи вилучення обмежених ознак	Точність 97,36%
M. Ibrahim. та інш. (2023) [116]	ФПГ	Ефективне перетворення скалограми, висока точність	Комплексне злиття функцій, висока обчислювальна вартість	Точність 95%
Caiyu Wu та ін. (2022) [117]	ФПГ	Оптимальне 2-D представлення, знижені обчислювальні вимоги	Ризики перенавчання, залежність від великих наборів даних	Точність тестування 92,4%
Ali Cherry, та інш. (2025) [117]	ФПГ	Оптимальне 2-D представлення, знижені обчислювальні вимоги	Ризики перенавчання, залежність від великих наборів даних	Точність тестування 98,0%

Моделі глибокого навчання, застосовані до сигналів ФПГ від різних частин тіла або за допомогою дистанційного зондування, продемонстрували ефективні можливості ідентифікації особистості. Ґрунтуючись на цих фундаментальних досягненнях, наше дослідження ще більше вдосконалює сферу біометричної ідентифікації, вдосконалюючи наявні методології [116, 117].

Архітектура оптико-електронної системи для реєстрації ФПГ сигналів представлена на рис. 2.2. Оптичні сенсори дозволяють реєструвати ФПГ сигнали, які далі поступають на блок попередньої обробки етапи попередньої обробки, який виконує функції нормалізації та фільтрації. Після попередньої обробки набір даних перетворюється в 2D-формат і ділиться на підмножини навчання, перевірки та тестування. Потім навчальні дані доповнюються та обробляються за допомогою методів глибокого навчання. Нарешті, продуктивність моделі оцінюється за допомогою тестового набору даних. Оброблені дані перетворюються в 2D-формат і вводяться в заздалегідь навчену модель, яка аналізує їх для точної ідентифікації користувача.

Методика опрацювання даних

Процес збору даних передбачає реєстрацію сигналів ФПГ за допомогою чітко визначеного протоколу та експериментальної установки. Цей розділ містить детальний опис методики, що використовуються для збору сигналів, використовуваного обладнання та умов, за яких були отримані дані. Також буде надано огляд отриманого набору даних з висвітленням специфіки та характеристик зібраних сигналів ФПГ. Набір бази даних у кількості 95-ти пацієнтів був проведений на базі кафедри щелепно-лицьової хірургії Вінницького національного медичного університету ім. М. Пирогова

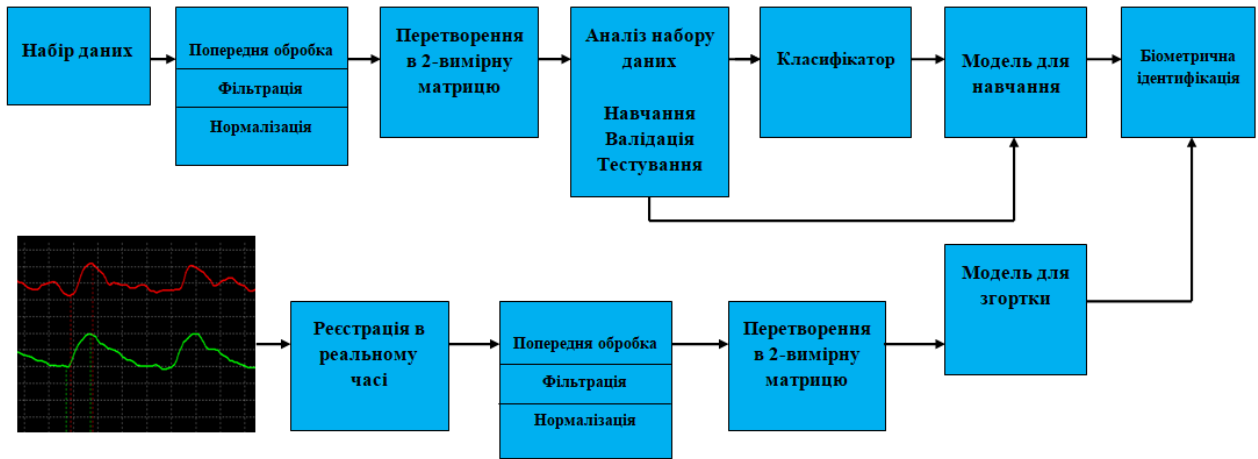


Рисунок 2.2 – Структурна схема розробленої системи

В ході набору біомедичних даних досліджувалася проблема етіології та патогенезу, характеру перебігу і способів лікування специфічних та неспецифічних одонтогенних гнійно-запальних процесів м'яких тканин обличчя та шиї [5], особливо на фоні захворювань печінки і жовчовивідних шляхів. Застосування оптичних методів дослідження дозволяли оперативно приймати рішення про методику лікування для прискорення регенерації післяопераційної рани, що дозволило зменшити число ускладнень при запальних процесах щелепно-лицевої ділянки без врахування умови для прояву власних сил організму, спрямованих на загоєння рани [105, 107, 108].

Запропонована оптико-електронна система для оцінювання тканинної мікроциркуляції є формою біометричної ідентифікації, яка використовує сигнали фотоплетизмографії (PPG) для точної ідентифікації. Він складається з кількох ключових компонентів, призначених для ефективною реєстрації та обробки цих сигналів. Основні компоненти включають сенсор MAX30102, отриманий від Analog Devices, Inc., Норвуд, Массачусетс, США; мікроконтролер Arduino UNO, отриманий від Arduino S.r.l., Італія. На рис.

З показана реалізація прототипу оптико-електронної системи для оцінювання тканинної мікроциркуляції [109].

Датчик MAX30102 використовує певні довжини хвиль світла (червоний, 660 нм та інфрачервоний (ІЧ) 940 нм) для точного вимірювання біометричних сигналів. У датчик вбудований високоефективний аналого-цифровий перетворювач (АЦП), здатний перетворювати аналогові сигнали від фотодетекторів в цифрові дані з 18-бітною роздільною здатністю. Цей АЦП працює з частотою дискретизації до 1 кГц, підвищуючи точність отриманої біометричної інформації.

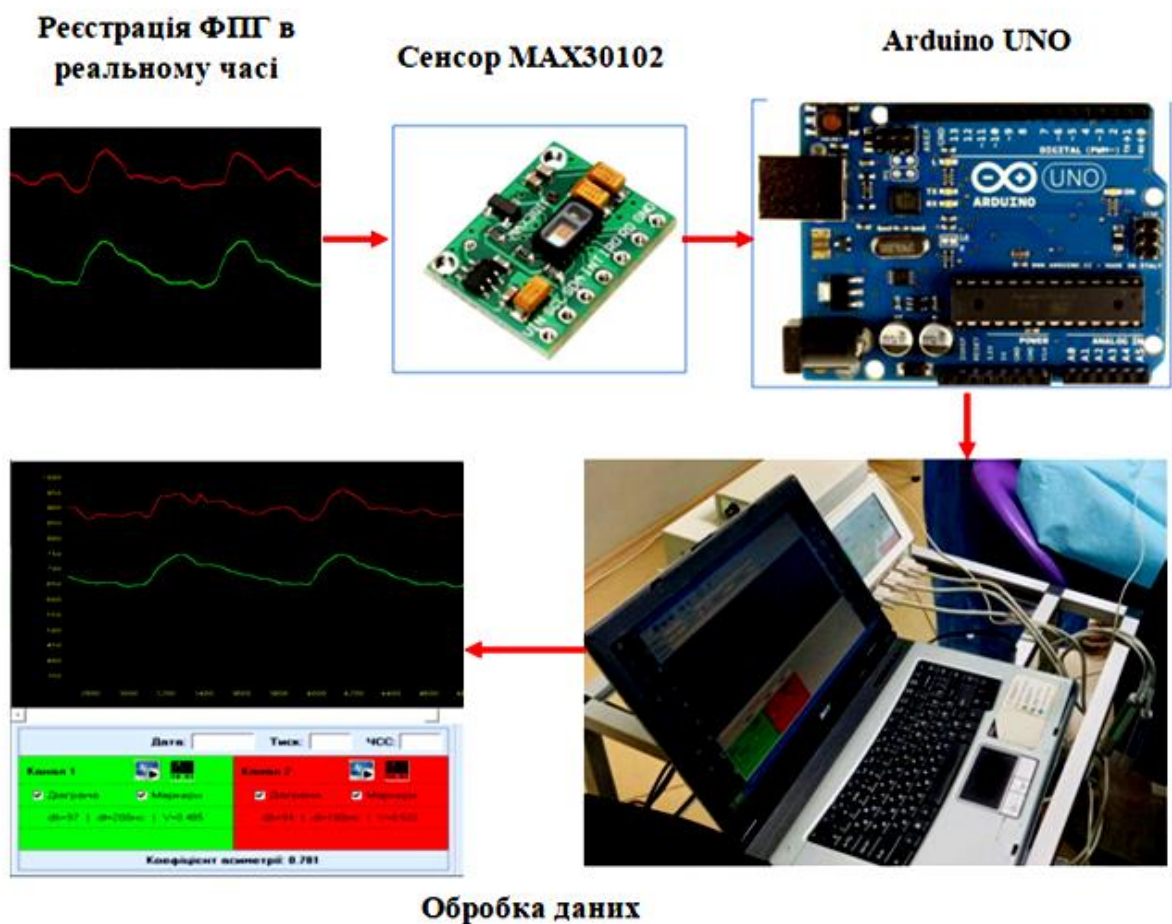


Рисунок 2.3 – Реалізація оптико-електронної системи для оцінювання тканинної мікроциркуляції

Аналіз даних

Набір бази даних у кількості 95-ти пацієнтів був проведений на базі кафедри щелепно-лицьової хірургії Вінницького національного медичного університету ім. М. Пирогова. В ході набору наданих досліджувалася проблема етіології та патогенезу, характеру перебігу і способів лікування специфічних та неспецифічних одонтогенних гнійно-запальних процесів м'яких тканин обличчя та шиї [101, 102, 115], особливо на фоні захворювань печінки і жовчовивідних шляхів. Для кожного учасника було записано 5 типів ФПГ, які характеризувалися оцінювання перебігу тканинної мікроциркуляції до лікування, в процесі лікування та після лікування. Дані, зібрані датчиком Max30102, який працює в інтерфейсі з Arduino, ефективно зберігаються в електронній таблиці Excel на комп'ютері за допомогою інструменту ArduSpreadsheet. Такий організований підхід забезпечує легкий доступ та ефективне управління даними. Щоб використовувати аналітичні можливості зібраних даних, ми використовували MATLAB для перетворення структурованої інформації з аркуша Excel у чіткий формат сигналу. Ця трансформація не тільки забезпечує кращу візуалізацію основних закономірностей даних, але й готує дані для подальшої попередньої обробки та аналізу в нашому дослідженні сигналів ФПГ для біометричної ідентифікації.

2.2 Модель перетворення одновимірного ФПГ сигналу в двовимірну матрицю Грама. Попередня обробка (фільтрація, нормалізація біомедичного сигналу)

Попередня обробка є одним з основних етапів аналізу сигналів. Він підвищує точність і завадостійкість за рахунок забезпечення узгодженості даних і поліпшення чіткості даних для алгоритмів [116].

Фільтрація та нормалізація є життєво важливими для покращення та уточнення якості даних перед їх подальшим аналізом. Методи фільтрації використовуються для зменшення або видалення небажаного шуму, зберігаючи основну інформацію та цілісність сигналу. Цей крок має важливе значення для покращення співвідношення сигнал/шум і забезпечення точності наступного аналізу. І навпаки, методи нормалізації стандартизують амплітуду і діапазон сигналу, забезпечуючи узгодженість і порівнянність між різними наборами даних. Зменшуючи варіації та вирівнюючи характеристики сигналу, нормалізація допомагає створити більш надійну та надійну основу для подальшої обробки та інтерпретації. Разом ці методи попередньої обробки створюють міцну основу для отримання значущих висновків із необроблених даних.

Сигнали, які ми отримуємо, як показано на рис.4, часто зазнають впливу адитивного шуму, який може порушити інформативність сигналу та негативно вплинути на загальну продуктивність системи. Щоб вирішити ці проблеми та забезпечити надійний подальший аналіз, ми впроваджуємо важливий етап попередньої обробки за допомогою медіанного фільтра. Цей фільтр застосовується для цифрових даних, підвищує точність, зберігаючи загальну тенденцію сигналу. Це досягається шляхом застосування згортки, апроксимації многочленів низького степеня до послідовних підмножин сусідніх точок даних через лінійні найменші квадрати.

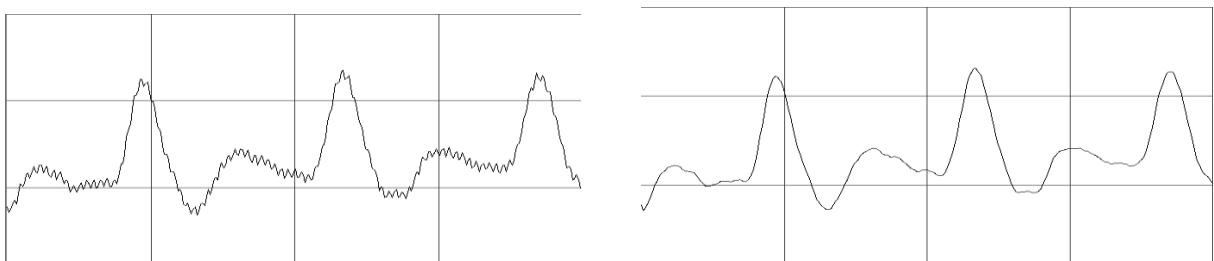


Рисунок 2.4 – Попередня обробка ФПГ сигналу за допомогою медіанного фільтра

Нормалізація досягається за допомогою різних методів, кожен з яких пристосований до конкретних цілей, але відмінності в діапазоні і масштабі можуть ускладнити прямі порівняння. Застосовується нормалізація для вирівнювання обох сигналів у загальному, заздалегідь визначеному діапазоні, забезпечуючи узгодженість і полегшуючи точне порівняння (рис. 2.5). Нормалізація min–max, також відома як масштабування ознак, описується рівнянням (1). Цей процес передбачає віднімання мінімального значення з кожної точки даних з подальшим діленням на діапазон (різницю між максимальним і мінімальним значеннями). Після нормалізації обидва сигнали мають однакові статистичні характеристики, що дозволяє проводити більш значущі та точні порівняння [117].

$$X' = \frac{X - \min(X)}{\max(X) - \min(X)} \quad (2.1)$$

Цей процес полегшує візуалізації, аналіз і порівняння, видаляючи ефекти різних масштабів і діапазонів. Це також скорочує час обчислень під час класифікації. Завдяки стандартизації сигналів до загального масштабу, будь то для побудови графіків або статистичного аналізу, підвищується надійність та інформативність при обробці даних.

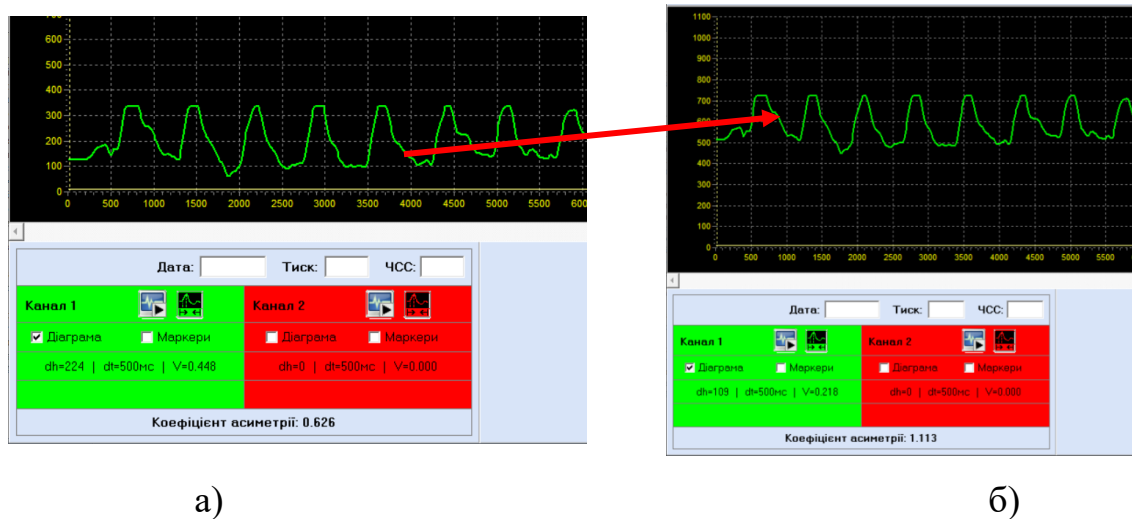


Рисунок 2.5 – Візуальне представлення попередньо обробленого сигналу ФПГ: (а) ненормалізований сигнал ФПГ; б) нормалізований сигнал ФПГ

Перетворення сигналу в матрицю Грама

Перетворення одновимірного ФПГ сигналу в двовимірну матрицю Грама має вирішальне значення для ефективної обробки та аналізу сигналу. Це перетворення дає представлення час-частота, яке покращує виділення інформативних ознак, що призводить до більш точного та достовірного розпізнавання образів біомедичного сигналу. Двовимірна матриця Грама не тільки визначає інформативність сигналу, але й забезпечує вхідний сигнал для додатків машинного навчання, що дозволяє провести часові кореляції [19, 20]

Процес обчислення матриці Грама включає в себе такі етапи:

1. Ініціалізація: Масив даних ініціалізується для зберігання даних сигналу. Ці сигнали імпортуються в MATLAB і перетворюються в масиви, і кожен сигнал зберігається у вигляді рядка в масиві комірок.
2. Розрахунок матриці Грама: Для кожної пари сигналів, S_i , S_j , запис матриці Грама G_{ij} обчислюється на основі рівняння (2.2):

$$G_{ij} = S_i, S_j = \sum_{k=1}^N S_{i,k} - S_{j,k}$$

3. Де S_i , S_j , представляють i -ий і j -ий сигнали відповідно, а N позначає довжину кожного сигналу. Це обчислення фіксує попарні точкові добутки між сигналами, які є важливими для оцінки їх подібності. Отримана матриця Грама G $M \times N$ матриці, де M – кількість сигналів.
4. Візуалізація: Після обчислення матриці Грама, результат обробки візуалізується за допомогою функції “Imagesc” у MATLAB. Ця візуалізація представляє матрицю у вигляді зображення, з більш яскравими ділянками, що вказують на більшу схожість між сигналами. Кольорова шкала включена для інформативності.
5. Застосування: Матриця Грама та її візуалізація відіграють вирішальну роль у різних програмах, включаючи розпізнавання образів, оцінку подібності та вилучення ознак. Візуальне представлення, що

забезпечується матрицею Грама, покращує інтерпретацію та аналіз складних наборів даних, наочно ілюструючи взаємозв'язки сигналів. Цей підхід дозволяє інформативно аналізувати ФПГ сигнали, застосовуючи машинне навчання. Крім того, універсальність обчислень матриці Грама робить її застосовною до систем біометричного розпізнавання, де її можна використовувати для порівняння таких ФПГ сигналів. Це підвищує точність та безпеку технологій біометричної аутентифікації за рахунок удосконалення процесів ідентифікації та верифікації [117, 121, 122].

Застосовуючи це перетворення, отримуємо матрицю Грама для кожного сигналу ФПГ (рис. 2.6).

У машинному навчанні вихідний набір даних зазвичай ділиться на дві або три підмножини, що сприяє ефективному навчанню та оцінюванню моделей. Часто використовувані підмножини такі:

- Тренувальний набір: Ця підмножина використовується для тренування моделі, що дозволяє їй вивчати та оптимізувати свої параметри на основі цих даних.
- Набір валідації: також відомий як набір перехресної перевірки або перевірки моделі, ця підмножина використовується для налаштування параметрів навчання та оцінки продуктивності моделі. Це допомагає в оцінці точності моделі та відіграє важливу роль у виборі моделі [23, 24, 25].
- Тестовий набір: Ця підмножина використовується для оцінки продуктивності кінцевої моделі. Він забезпечує оцінку того, наскільки добре модель узагальнює невидимі дані, порівнюючи її результати з результатами з наборів навчання та валідації [26, 27, 28].

На основі нашого отриманого набору даних про 95 здорових осіб, ми маємо загалом приблизно 450 сигналів ФПГ. Враховуючи відносно невеликий розмір

цього набору даних, ми розділили його на дві підмножини: одна для навчання класифікатора і одна для тестування, що складається з приблизно 60 сигналів PPG (близько 15 %).

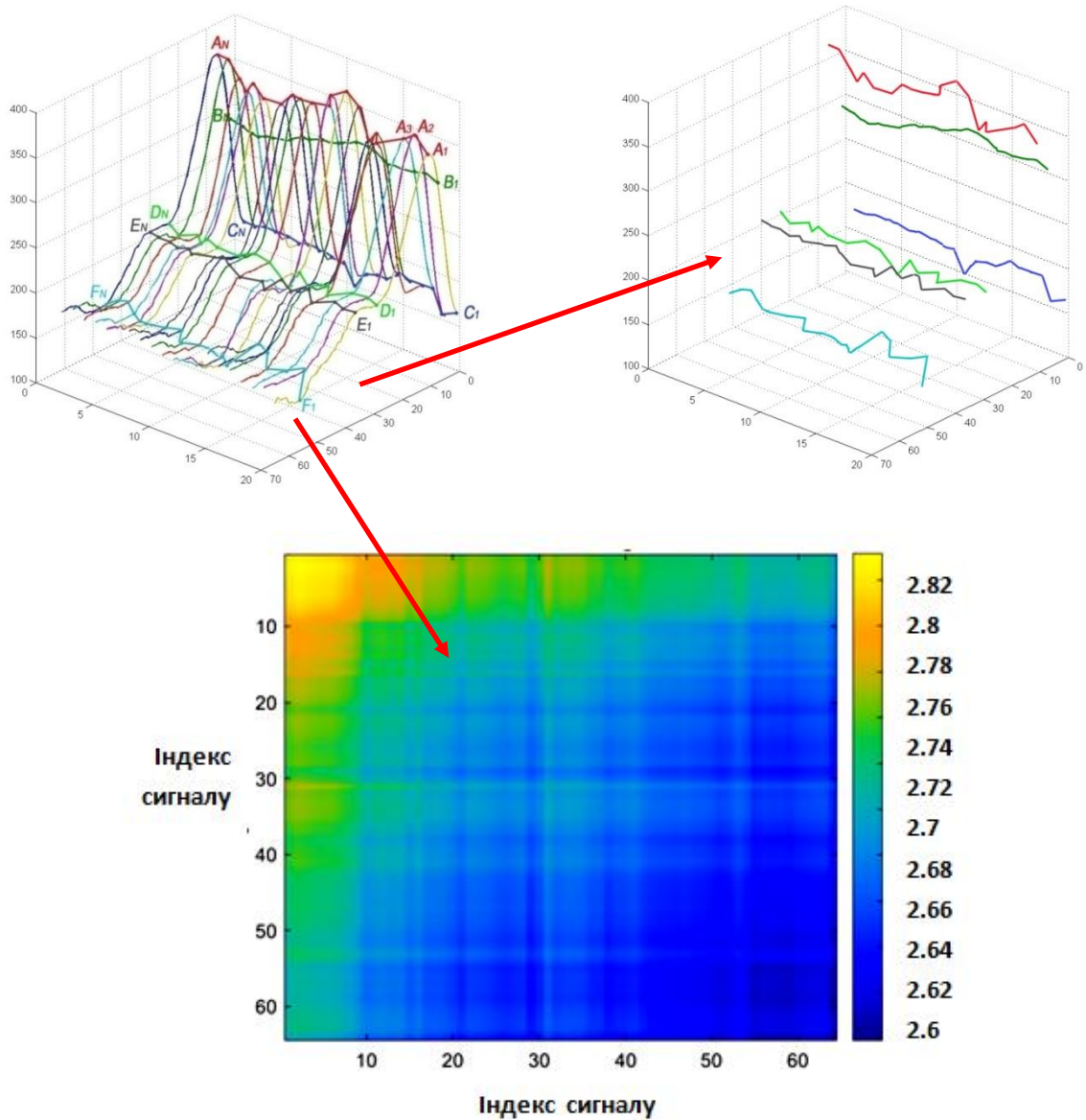


Рисунок 2.6 – Визначення кривих, що характеризують основні параметри пульсових хвиль, динамічні криві основних параметрів та формування матриці Грама отриманого ФПГ сигналу

Обговорення та порівняльний аналіз

Результати, отримані в результаті досліджень, підкреслюють ефективність поєднання моделі EfficientNetV2 B0 з LSTM в обробці ФПГ сигналів для біометричного розпізнавання. Досягнута точність класифікації, особливо при використанні змішаного набору даних відфільтрованих і нефільтрованих сигналів ФПГ, перевершує багато наявних методів (рис. 2.7). Запропонована модель досягла точності тестування 99 % з мінімальними помилками в класифікації, про що свідчить матриця невідповідності. Ця продуктивність порівнянна або перевищує ту, що була проведена в попередніх дослідженнях з використанням сигналів ФПГ, таких як роботи Labati et al., Ali Cherry які також досягли 99 % точності, але використовували різні методології та методи попередньої обробки.

Порівняно з іншими біометричними методами, такими як сигнали ЕКГ або ЕМГ, наш метод показує високу ефективність. Наприклад, дослідження Hanilci et al. досягло точності 88,57 % за допомогою сигналів ЕКГ, тоді як Kim et al. повідомили про ефективність розпізнавання 97,2% з даними ЕКГ, обробленими глибокими CNN. Наш підхід не тільки перевершує ці результати, але й робить це з додатковою перевагою використання більш економічно ефективної та простішої для засвоєння біометричної ознаки — сигналів ФПГ.

Значною перевагою підходу є його застосовність при обробці сигналів в реальному часі. Розроблена оптико-електронна система, яка включає в себе збір, попередню обробку та класифікацію сигналів ФПГ в режимі реального часу, демонструє практичну доцільність біометричних систем на основі ФПГ. Дизайн системи є достатньо зрозумілим графічним інтерфейсом користувача і підвищує зручність використання та гарантує її легку інтеграцію при обробці даних. Оптико-електронна система для оцінювання тканинної мікроциркуляції дозволяє реєструвати та обробляти ФПГ сигнали частини тіла, що додає системі універсальності.

2.3 Розробка математичної моделі теплового поля інтегральної структури

Методики та моделі розрахунки температурних полів електронної апаратури, і зокрема, твердотільних та гібридних інтегральних схем вичерпно представлені в численних публікаціях. Доступними є також ряд спеціалізованих програмних продуктів, зокрема WinTherm (розробник ANALYSIS TECH; www.analysisstech.com), T3Step та Thermodel (розробник MICRED; www.micred.com), BETAsoft Board (розробник DYNAMIC SOFT ANALYSIS; www.betasoft-thermal.com) тощо [134-145]. Враховуючи, що наукові аспекти більшості теплових розрахунків є вичерпаними, принаймні з точки зору поставлених в даній дисертаційній роботі задач, далі приведемо лише опис теплової моделі в загальній формі та часткові приклади результатів розрахунку теплових полів інтегральних структур теплових термоанемометрів. Матеріал даного підрозділу необхідно розглядати лише як вихідні дані для представлених в подальших частинах дисертаційної роботи розроблених нами нових підходах електротеплового моделювання, в якому поєднуються динамічні теплові та схемні розрахунки елементів, температура яких є інформативною величиною сигнального перетворювача сенсорного пристрою потоку.

При тепловому розрахунку інтегральних структур їх розбивають на ділянки, зокрема на шари та паралелограми, кожний з яких описують незалежною системою параметрів – коефіцієнтом теплопровідності, теплоємністю, потужністю тепловиділення тощо. Система рівнянь теплопровідності в декартовій системі координат x , y , z для i -того шару багат шарової структури (приймавши, що нижня границя i -го шару відповідає координаті $z_i = 0$, а верхня – $z_i = \delta_i$, де δ_i – товщина i -го шару) має вид [150, 151]

$$\frac{\partial^2 T_i}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T_i}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T_i}{\partial z^2} = 0.$$

Граничними умовами є:

- на бокових гранях при $x = 0$, $x = L_x$, $y = 0$, $y = L_y$

$$\frac{\partial T_i}{\partial x} = 0; \quad \frac{\partial T_i}{\partial y} = 0$$

- на границі i -го та $(i+1)$ -го шарів при $z_i = \delta_i$, $z_{i+1} = 0$

$$T_i = T_{i+1}; \quad \lambda_i \left(\frac{\partial T_i}{\partial z_i} \right) = \lambda_{i+1} \left(\frac{\partial T_{i+1}}{\partial z_{i+1}} \right)$$

- на поверхні S при $z_1 = 0$

$$\frac{\partial T_1}{\partial z_1} = -\frac{1}{\lambda_1} \sum_{j=1}^k \frac{P_j}{a_j b_j} h_j(x) h_j(y) h_j(z) + \frac{\alpha_0}{\lambda_1} T_1$$

- на поверхні S_N при $z_N = \delta_N$

$$\frac{\partial T_N}{\partial z_N} = \frac{1}{\lambda_N} \sum_{j=1}^k \frac{P_j}{a_j b_j} h_j(x) h_j(y) h_j(z) - \frac{\alpha_N}{\lambda_N} T_N,$$

де T_i – надлишкова температура (температура перегріву) i -го шару над температурою оточуючого середовища ($i = 1, 2, 3 \dots N$); N – число шарів; λ_i – коефіцієнт теплопровідності i -го шару; P_j – потужність j -го джерела тепла ($j = 1, 2, 3 \dots k$); k – число джерел тепла; a_j, b_j – розміри джерела тепла з номером j по осях x та y , відповідно; $h_j(x), h_j(y)$ – координатнозалежні функції, що приймають значення 1 в області джерела та 0 поза областю j -го джерела тепла; $h_j(z)$ – координатнозалежні функції, що приймають значення 1 на поверхні S_N та та 0

на поверхні S_0 , відповідно; α_0, α_N – коефіцієнти теплопередачі з поверхонь S_0 S_N .

Розрахунок температурного поля, що обумовлене розміщеним на поверхні S_N джерелом тепла, можна провести числовим методом використовуючи ряди

$$\begin{aligned} T_{ij} = & \frac{(1-k_i)Z_c\alpha_0+1}{Z_c\alpha_0\alpha_N+\alpha_0+\alpha_N} \frac{1}{L_x L_y} + \frac{8L_x}{\pi^2 a_i a_j L_y} \times \\ & \times \sum_{n=1}^{\infty} \frac{W(n,0,k_i)}{n^2} \cos n\pi \frac{\varphi_i}{L_x} \cos n\pi \frac{\varphi_j}{L_x} \sin n\pi \frac{a_j}{2L_x} \sin n\pi \frac{a_i}{2L_x} + \\ & + \frac{8L_y}{\pi^2 b_i b_j L_x} \sum_{m=1}^{\infty} \frac{W(0,m,k_i)}{m^2} \cos m\pi \frac{\psi_i}{L_y} \sin m\pi \frac{b_i}{2L_y} \cos m\pi \frac{\psi_j}{L_y} \times \\ & \times \sin m\pi \frac{b_i}{2L_y} + \frac{64L_x L_y}{\pi^4 a_i a_j b_i b_j} \sum_{n=1}^{\infty} \sum_{m=1}^{\infty} \frac{W(n,m,k_i)}{n^2 m^2} \cos n\pi \frac{\varphi_i}{L_x} \cos n\pi \frac{a_i}{2L_x} \times \\ & \times \cos n\pi \frac{\varphi_i}{L_x} \sin n\pi \frac{a_j}{2L_x} \sin m\pi \frac{\psi_i}{L_y} \sin m\pi \frac{b_i}{2L_y} \cos m\pi \frac{\psi_j}{L_y} \sin m\pi \frac{b_i}{2L_y}, \end{aligned}$$

де T_{ij} – середня температура i -тої ділянки, що нагріта j -тим джерелом тепла; a_i, a_j, b_i, b_j – розміри ділянок; φ_i, φ_j – координати центрів ділянок по осі x ; ψ_i, ψ_j – координати центрів ділянок по осі y ; L_x, L_y – розміри структури по осях x та y ;

$Z_c = \sum_{l=1}^N \frac{\delta_l}{\lambda_l}$ – тепловий опір; δ_l, λ_l – товщина та тепловий опір l -го шару

($l = 1, 2, 3, \dots, N$); N – число шарів структури;

$$W(n, m, k_i) = (G_N(1-k_i) + k_i) \frac{Z_N}{Z_N\alpha_N + 1}.$$

Змінна k_i приймає значення 1 в точці, що знаходиться на поверхні S_N , та 0 – на поверхні S_0 . Функції G та Z_N розраховуються послідовно проходячи шари структури, починаючи з першого і закінчуючи $N = m$, використовуючи рекурентні вирази

$$Z_i = \frac{v\lambda_i Z_{i-1} + 1 + (v\lambda_i Z_{i-1} - 1)e^{-2v\delta_i}}{v\lambda_i Z_{i-1} + 1 - (v\lambda_i Z_{i-1} - 1)e^{-2v\delta_i}}; G_i = \frac{G_{i-1} 2v\lambda_i Z_{i-1} e^{-v\delta_i}}{v\lambda_i Z_{i-1} + 1 + (v\lambda_i Z_{i-1} - 1)e^{-2v\delta_i}},$$

$$\text{де } i - \text{ номер шару; } v = \sqrt{\frac{n^2 \pi^2}{L_x^2} + \frac{m^2 \pi^2}{L_y^2}}.$$

В доповнення до вищенаведених систем рівнянь математичного опису температурних полів, в теплових сенсорах потоку необхідно розрахувати взаємодію нагрітої структури первинного перетворювача сенсора з потоком. В загальному випадку залежність між температурними параметрами термоанемометричного первинного перетворювача та параметрами потоку може бути записана у вигляді рівняння [151-152]

$$P_H = K_1 \alpha F \Delta t,$$

де K_1 – коефіцієнт пропорційності; α – коефіцієнт тепловіддачі; F – поверхня теплообміну; Δt – різниця температур.

Основним параметром теплової моделі є критерій Нуссельта Nu , який характеризує теплообмін між поверхнею нагрівача та середовищем потоку

$$Nu = A Re^n Pr^b Gr^c \left(\frac{Pr_p}{Pr_c} \right)^d,$$

де Re – критерій Рейнольдса, який характеризує співвідношення сил інерції і в'язкості та визначає характер течії рідини (газу); Pr – критерій Прандтля, який характеризує фізичні властивості рідини (газу); Gr – критерій Грасгофа, який характеризує підйомну силу, що виникає в рідині (газі) внаслідок різниці густин.

Критерій подібності Прандтля Pr є суто фізичним параметром, який характеризує властивості потоку. Критерій Грасгофа Gr також не містить

швидкості потоку і лише характеризує взаємодію молекулярного тертя та підйомної сили, що обумовлена різницею густин в окремих точках потоку через його неізотермічність. Лише критерій Рейнольда Re містить в собі швидкість потоку, яка і вимірюється тепловим сенсором. Тому в загальному випадку зв'язок між критерієм Нуссельда Nu , який містить коефіцієнт тепловіддачі, та критерієм Рейнольда, який містить швидкість потоку v , може бути записаний у вигляді: $Nu = CRe^n$, де C – питома теплоємність вимірювального середовища;

або
$$\frac{\alpha d}{\lambda} = C \left(\frac{v d \rho}{\mu} \right)^n,$$

звідки
$$\alpha = C \frac{\lambda d^{n-1} \rho^n}{\mu^n} v^n = C \frac{\lambda d^{n-1}}{\mu^n} G_M^n,$$

де d – діаметр трубки, в якій вимірюють швидкість потоку; v – швидкість потоку; ρ , μ , λ – відповідно густина, в'язкість, теплопровідність вимірювального середовища; G_M – масова витрата.

Необхідно вказати, що для практичного застосування, як правило, використовуються критеріальні рівняння, які отримують в результаті експериментальних досліджень.

Нижче наведені ряд результатів поведених нами теплових розрахунків двох типових конструктивних рішень інтегральних структур теплових сенсорів потоку. Перша з них (рис. 2.8, а) – це кристал (В) кремнієвої інтегральної схеми, в центрі якої на мембрані (М) сформовано один нагрівач (Н) а на периферії – два або чотири сенсори (S1, S2) різницевої температури $\Delta T = T_{S2} - T_{S1}$. Для мінімізації передачі тепла від нагрівача до сенсорів тепловий опір мембрани повинен бути повинен бути якомога вищим – в ідеальному випадку передача тепла має відбуватися лише через середовище (газ або рідину) вимірювального потоку. Тому товщина мембрани є мінімальною, типово – не більше 0,05 мм.

Сенсори різницевої температури повинні, також, мати максимальний тепловий опір відносно структури інтегральної схеми, а тому формуються з діелектричним підшаром з низькою теплопровідністю. Натомість тепловий опір структури інтегральної схеми в цілому повинен мати мінімальний тепловий опір з тепловідводом на якому ця схема змонтована. Це забезпечує фіксовану температуру структури та відсутність температурних градієнтів, обумовлених прямою передачею тепла через мембрану до сенсорів.

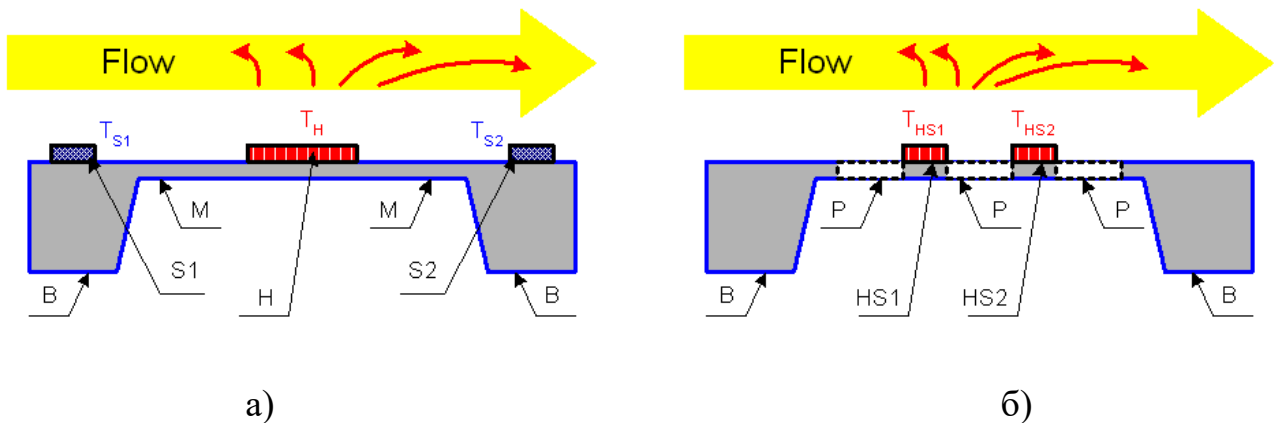


Рисунок 2.8 – Типові конструктивні рішення теплових сенсорів потоку

Реалізація вищевказаної вимоги не є проблематичною, адже коефіцієнт теплопровідності λ_{Si} кремнію (базового напівпровідника твердотільних інтегральних схем) та евтектичного сплаву золото-кремній λ_{Si-Au} (шар який з'єднує кристал інтегральної схеми з радіатором) є достатньо високими – $\lambda_{Si} = 120 \text{ Вт}/(\text{м}\cdot\text{К})$, $\lambda_{Si-Au} = 150 \text{ Вт}/(\text{м}\cdot\text{К})$, відповідно. Натомість, коефіцієнт теплопровідності більшості діелектричних шарів, на яких формуються сенсори температури (окисел чи нітрид кремнію), є в декілька десятків раз меншим, що і забезпечує хорошу теплоізоляцію сенсорів температури від кристалу інтегральної схеми первинного перетворювача сенсора потоку.

Приклади результатів розрахунку температурного поля структури сенсора потоку без наявності потоку наведено на рис. 2.9, а при теплопередачі

через потік (при різних величинах нормованої швидкості Flow1...4) – на рис. 2.10. Температурне поле має три характерні ділянки: В – кристалу інтегральної схеми, температура якого є практично сталою, М – периферійної частини мембрани та Н – центральна частина мембрани на якій розміщено нагрівач.

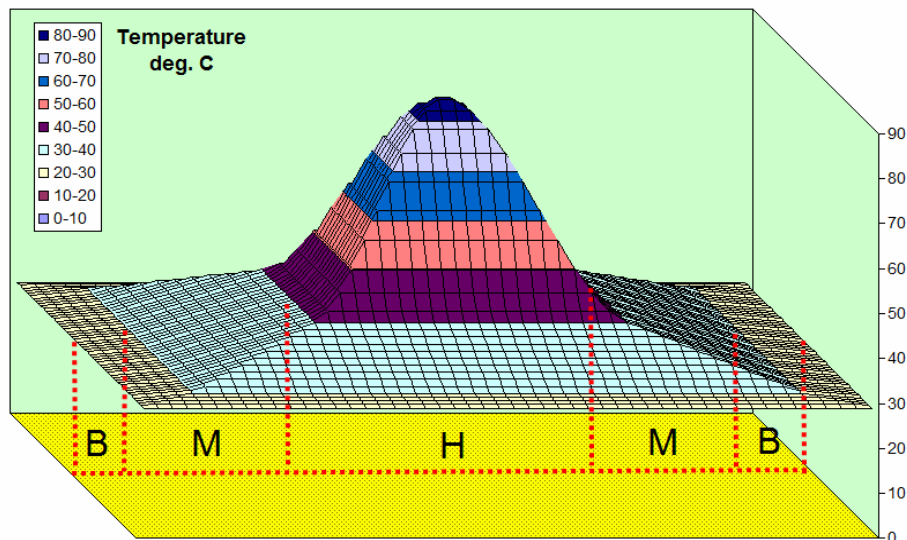


Рисунок 2.9 – Температурне поле інтегральної структури (рис. 2.8, а) без впливу теплопереносу через потік

При гранично малих швидкостях потоку (Flow 1) температурне поле залишається практично незмінним, а різниця температур між ділянками розміщення сенсорів температури Sensor 1 та Sensor 2 – незначною. Збільшення швидкості потоку (Flow 2) та (Flow 3) призводить до переносу тепла в напрямку його руху та відповідного збільшення різниці температур $\Delta T = T_{S2} - T_{S1}$. При цьому температура нагрівача зменшується, що обумовлює нелінійність функції перетворення сенсора потоку.

Подальше зростання швидкості потоку (Flow 4) призводить до значного охолодження нагрівача при недостатньому нагріві середовища потоку, що

обумовлює зменшення нагріву структури в ділянці розміщення сенсора температури Sensor 2, а отже і зменшення різниці температур ΔT

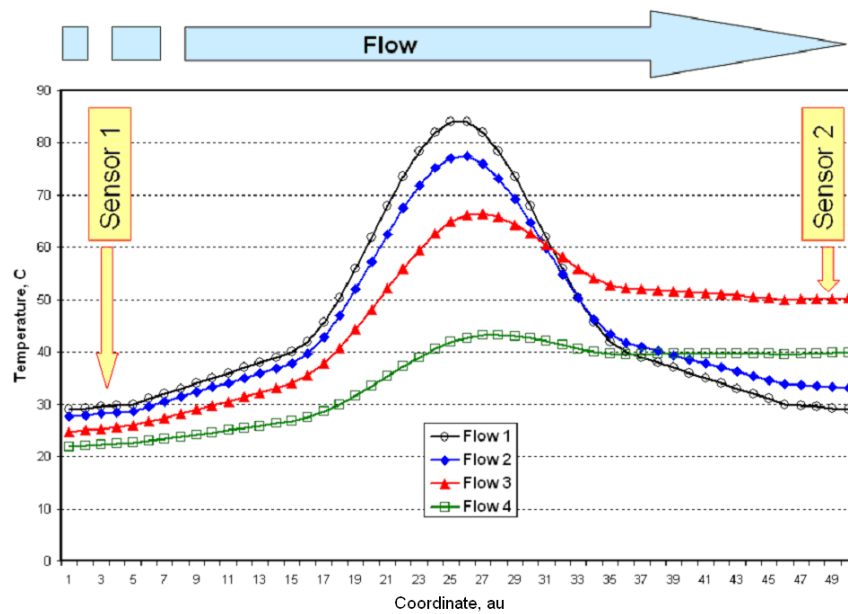


Рисунок 2.10 – Температурне поле інтегральної схеми (рис. 2.8, а) при різних швидкостях потоку (в нормованих одиницях – Flow1...4)

. На рис.2.11 наведено типову залежність різниці температур ΔT від швидкості потоку. Ця залежність є визначальною при розробці структури первинного перетворювача сенсора потоку і визначає лінійність функції перетворення та допустимий діапазон вимірювання.

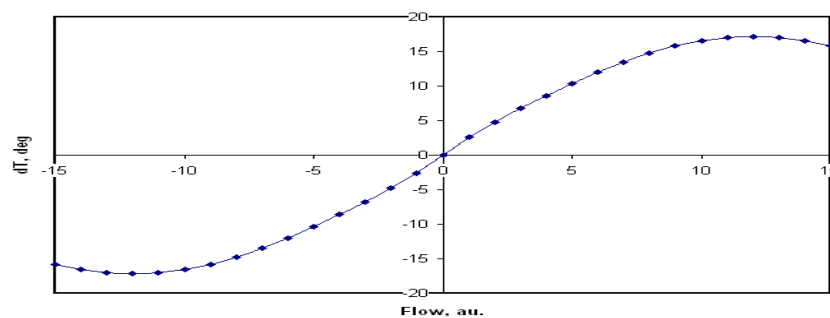


Рисунок 2.11 – Залежність різниці температур $\Delta T = T_{S2} - T_{S1}$ від швидкості потоку

Аналогічні розрахунки були проведені і для другої типової конструкції структури первинного перетворювача теплового сенсора потоку (рис. 2.1, б), яка містить два інтегровані елементи (HS1, HS2), кожний з яких служить і нагрівачем, і сенсором температури. З метою мінімізації теплопередачі ці елементи виконані у виді містків, які контактують з структурою кристалу лише в двох місцях. Бокові сторони елементів є підвішеними, тобто теплообмін здійснюється лише через середовище (P) потоку.

Типова картина температурного поля такої структури без впливу теплопереносу через потік наведена на рис. 2.12. Температура середовища між інтегрованими елементами (HS1, HS2) прийнята сталою величиною (на рисунку зображена заниженими областями P). Інформативною величиною первинного перетворювача сенсора потоку служить різниця температур інтегрованих елементів $\Delta T = T_{HS2} - T_{HS1}$.

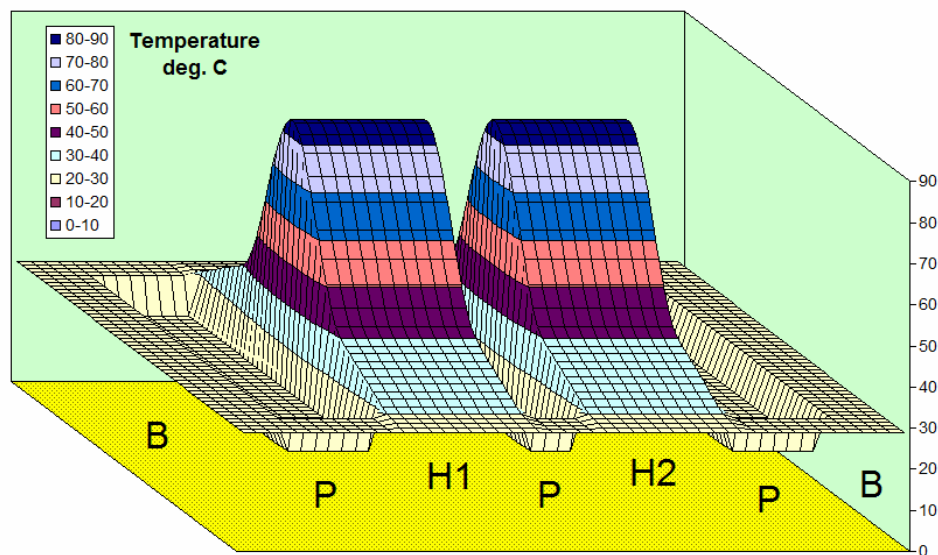


Рисунок 2.12 – Температурне поле інтегральної структури (рис. 2.2, б) без впливу теплопереносу через потік

Приклад розрахунку температурного поля структури з двома інтегрованими елементами при певній швидкості потоку наведено на рис. 2.13.

Аналогічно до вищенаведених розрахунків, при збільшенні швидкості потоку спостерігається збільшення різниці температур $\Delta T = T_{HS2} - T_{HS1}$, яка обумовлена зменшенням тепловіддачі між нагрівниками та потоком в напрямку його поширення. В даному випадку це обумовлено підвищенням температури середовища потоку при проходженні його над нагрівачами (враховуючи значні градієнти температур в потоці, температура останнього на рисунку не представлена – прийнята фіксованою величиною $T_A = 20^\circ\text{C}$). Як і в попередньому випадку з одним нагрівачем, при певній критичній швидкості потоку функція різниці температур приймає екстремальне значення, після чого різниця температур зменшується. Це обмежує діапазон вимірювання швидкості потоку.

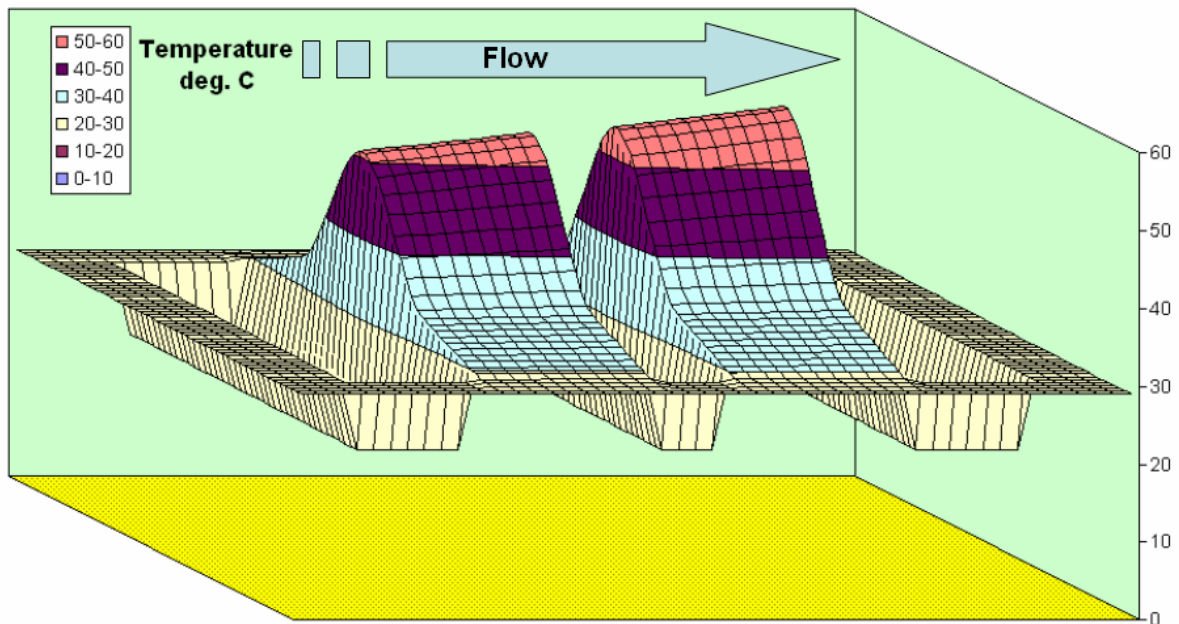


Рисунок 2.13 – Температурне поле інтегральної схеми (рис. 2.8, б) при певній швидкості потоку

Проведений аналіз підтверджує опубліковані в літературі дані [111-115], що функція перетворення теплових сенсорів потоку є нелінійною, а при певному значенні швидкості потоку настає режим в якому при збільшенні

швидкості потоку градієнт температур перестає збільшуватися і починає зменшуватися.

Показана можливість мінімізації цього негативного ефекту шляхом термостабілізації температури нагрівача. Запропоновано рішення, де спосіб термостабілізації поєднує високу чутливість та мінімальні втрати теплової енергії в колах керування процесу нагріву.

2.4 Оптичні методи оцінювання теплограм для оцінювання ступеню ішемії верхніх кінцівок в медицині катастроф

Травматичні ушкодження кисті та верхньої кінцівки є дуже поширеними випадками в екстреній медицині та медицині катастроф, що вимагають застосування передових мікрохірургічних методів реконструкції нервів та судинної системи з метою мінімізації функціональних втрат [111]. Травми рук можуть мати різні причини, включаючи нещасні випадки, пов'язані з професією, побутовими та транспортними засобами, а також наслідками поранень [112]. Залежно від причини травми, ці ушкодження також можуть сильно варіювати за ступенем тяжкості від легких рваних ран до складних відкритих травм, які вимагають обширного хірургічного втручання на нервах і судинній системі [113].

Лікування травми руки вимагає хірургічних втручань для відновлення іннервації та кровопостачання для сприяння правильному загоєнню ран. Відновлення нервів руки часто має пріоритет над відновленням артерій, якщо кінцівка вже добре перфузована [115]. Якщо кровопостачання кінцівки значною мірою порушено, це може спричинити подальші ускладнення для загоєння та функціонування нерва та поставити під загрозу здатність кінцівки пацієнта до загоєння.

Методика. Прийнято вважати, що збільшення кровотоку в місці травми поліпшить загоєння ран [113]. Судинні супутні захворювання, такі як діабет, атеросклероз та порушення згортання крові, також пов'язані зі значно вищим ризиком ускладнень після операції [114], що свідчить про те, що зниження кровопостачання може негативно впливати на загоєння ран.

Важливість васкуляризації в процесі загоєння була продемонстрована в багатьох дослідженнях [115,116]. Відомо, що забезпечення достатнього кровопостачання під час реконструктивної хірургії особливо важливо для загоєння м'яких тканин, кісток, нервів і сухожиль [111,112,114]. Протягом усього процесу загоєння ран васкуляризація відіграє життєво важливу роль, забезпечуючи киснем і поживними речовинами пошкоджену ділянку та підтримуючи процес відновлення [111,113,115]. Парціальний тиск кисню в тканинах, що забезпечується перфузією крові, також має важливе значення, оскільки впливає на бактерицидну здатність. Таким чином, порушення кровопостачання може сприяти підвищенню ризику інфікування рани та негативно впливати на міцність рани на розрив [112,113]. Тому необхідно забезпечити ефективну циркуляторну перфузію після травматичних ушкоджень кінцівок рук, щоб мінімізувати ризик подальших ускладнень, таких як ішемія та некроз.

Тепловізійний метод базується на реєстрації інфрачервоного теплового (ІЧТЗ) зображення, що дозволяє здійснювати неінвазивний моніторинг розподілу температури поверхні шкіри, що забезпечує аналіз інформації про стан тканинної мікроциркуляцію, вегетативну нервову систему, вазоконстрикцію/вазодилатацію, запалення та інші процеси, які можуть сприяти підвищенню температури шкіри. Використовуючи інтелектуальні методи аналізу, як процеси машинного навчання для класифікації та прийняття рішень, можна підвищити точність діагностування та ефективність подальшої медичної допомоги [8].

На рис. 2.14 зображена оптико-електронна система оцінювання ступеню ішемії верхніх кінцівок.



Рисунок 2.14 – Оптико-електронна система оцінювання ступеню ішемії верхніх кінцівок

Після травматичного пошкодження кінцівки необхідно перевірити кровопостачання та достатню значення перфузії. Пропонується оцінювання кровообігу за допомогою візуалізації тепловізором НІКМІКРО та оптико-електронного приладу для дослідження тканинної мікроциркуляції, продемонструвавши, що кровопостачання кінцівки достатньо перфузію (рис. 2.15).

Даний метод дослідження дозволяє оцінити достатність колатерального кровообігу на певному рівні, що важливо при визначенні рівня відновлення кінцівки. Корисним Отримані результати задовільно корелюють із тяжкістю ішемії і станом колатерального кровообігу. Інформативність тесту з реактивною гіперемією становить понад 80%.

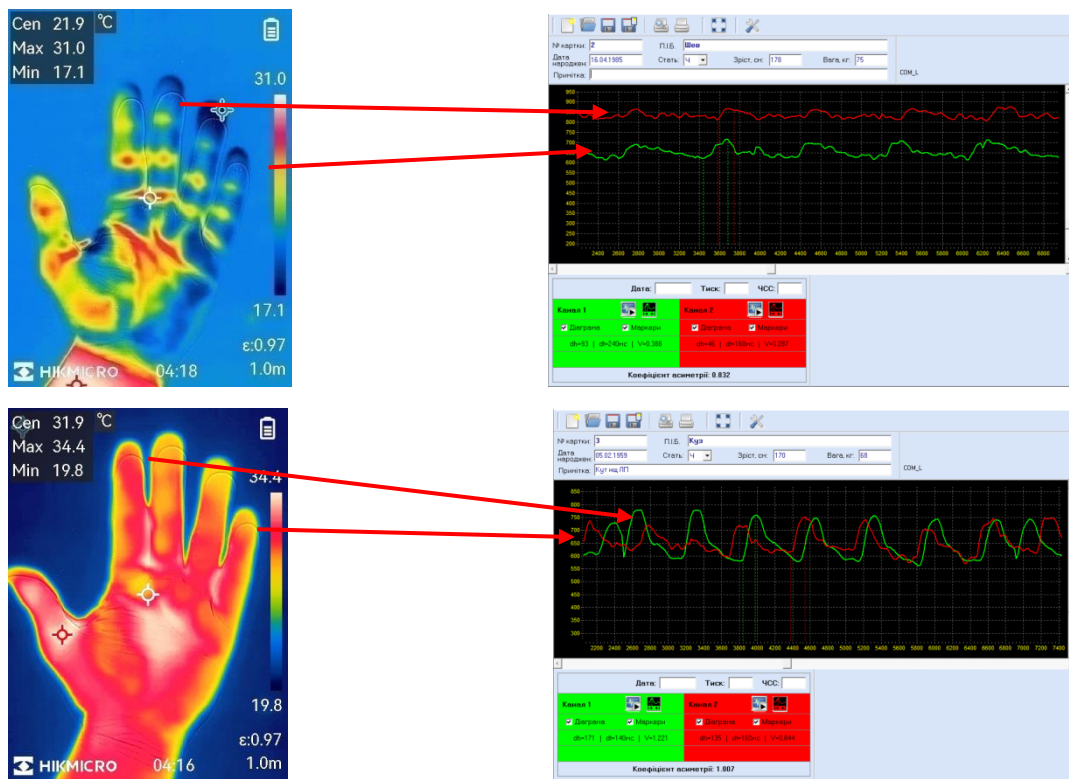


Рисунок 2.15 – Репрезентативні зображення перфузії кровообігу.

Візуалізація та кількісна оцінка співвідношення кровообігу ураженої руки (а) відносно іншої здорової руки пацієнта (б)

Виходячи з отриманих результатів, показано, що після травматичного ушкодження виникає запальна реакція, яка призводить до легкого васкуліту, що, у свою чергу, призводить до колатерального рекрутування. Потім ці колатеральні судини компенсують пошкоджену судину і адаптуються для покращення тканинної мікроциркуляції, що призводить до розвитку колатерального кровообігу.

2.5 Застосування швидкого перетворення Фур'є для аналізу пульсограм

Запропонована модифікована версія алгоритму ШПФ для моніторингу спектру біомедичного сигналу. Моніторинг спектру можна використовуватися в

багатьох сферах застосування, зокрема біомедичних розробках. Отримано зразки-маски на основі застосування методу швидкого перетворення Фур'є для виявлення рівня патологій периферичної мікроциркуляції, що підвищує достовірність при дослідженні.

Розвиток інтелектуальних адаптивних технологій моніторингу спектру для обробки біомедичних сигналів, особливо для застосування в кардіології є край важливим. Частотний розподіл потужності і фаза являють собою реакцію системи на зміну смуги пропускання, коефіцієнта посилення, фазового зсуву, гармонік і т.д. Останнім часом перевага цих характеристик полягає в виявленні та зменшенні завад, викликаних як артефактами, так і зовнішніми впливами освітлення.

Існує проблема щодо визначення чіткого спектру потужності для застосування в біомедичних приладах та системах. Більшість біомедичних приладів використовують складні алгоритми і схеми для представлення найбільш чіткого огляду спектра для заданого застосування [115]. В основному це призводить до підвищення собівартості та потребує складних алгоритмів, які можуть бути непотрібними для мобільних недорогих пристроїв. У той час як надійне представлення спектра необхідне для досліджень і розробок в напрямку біомедичних досліджень, де деякі програми не потребують найточнішого значення, якщо відношення амплітуд і форма спектра правильно відображаються більш простим методом [115].

Метод. Для отримання оцінювання спектральної щільності потужності (СЩП) існують параметричні та непараметричні методи [111]. Непараметричні методи, засновані на дискретному перетворенні Фур'є (ДПФ) [112]. Одними з непараметричних методів є метод періодограм [3], який є квадратом абсолютного значення ДФТ і метод Велча [111,114], який використовує середнє значення декількох сканувань ДФТ. Для параметричних методів передбачається, що дані відповідають певній моделі [115] і вони вимагають

певної кількості попередньої інформації для правильного розрахунку біомедичного сигналу. Прикладами параметричних методів є авторегресійна модель, модель рухомого середнього, авторегресійна модель з ковзним середнім значенням та ін.

Щоб отримати ці конкретні дані, найчастіше використовується метод швидкого перетворення Фур'є (ШПФ). ШПФ перетворює вікно дискретних вибірок в його частотну область представлення [2]. Метод Велча заснований на методі Бартлетта, де до 50% сегментів можуть перекриватися [3]. Кінцеві дані спричиняють шум і погане представлення в частотній області. Метод Велча покращує стандартну оцінку спектру періодіограми, усереднюючи за кількома пакетами ШПФ. Це передбачає більше часових вибірок домену та перевершує обмежене обмеження доступних даних [115-120].

Методика. Сигнали дискретного часу є результатом дискретизації аналогових сигналів безперервного часу, які перетворюються в цифрові значення для аналізу. Інтервал між послідовними вимірюваннями визначається періодом відбору проб. Таким чином, сигнали дискретного часу не визначаються між інтервалами дискретизації, а це означає, що максимально можлива спостережувана частота не може перевищувати межу критерію Найквіста, яка дорівнює половині частоти дискретизації. ШПФ є потужним інструментом для аналізу цих типів сигналів, оскільки він може виявити періодичність вхідного сигналу, а також відносну потужність для кожної частотної складової. ДПФ визначається математично як [1, 2]:

$$X[k] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] \times \exp\left(\frac{-j2\pi nk}{N}\right) \quad 0 \leq k \leq N-1$$

де N - кількість вхідних вибірок, k - цілочисельний індекс,

$2\pi/N$ $2\pi/N$ є основною частотною роздільною здатністю,

$x = \{x[0], x[1], \dots, x[n]\}$ $x = \{x[0], x[1], \dots, x[n]\}$ — вікно вхідних зразків,

$X = \{X[0], X[1], \dots, X[n]\}$ $X = \{X[0], X[1], \dots, X[n]\}$ – вектор зразків ДПФ.

Результати досліджень. Вхідними даними програми будуть координати, значення яких визначаємо за графіками пульсограм норма-патологія. Визначення рівня патології проводитиметься шляхом порівняння координат кожної з ФПГ із нормою. У відповідність описаного методу формуються еталони-маски, які визначають відхилення від норми (результати представлені на рис. 2.16-2.18)

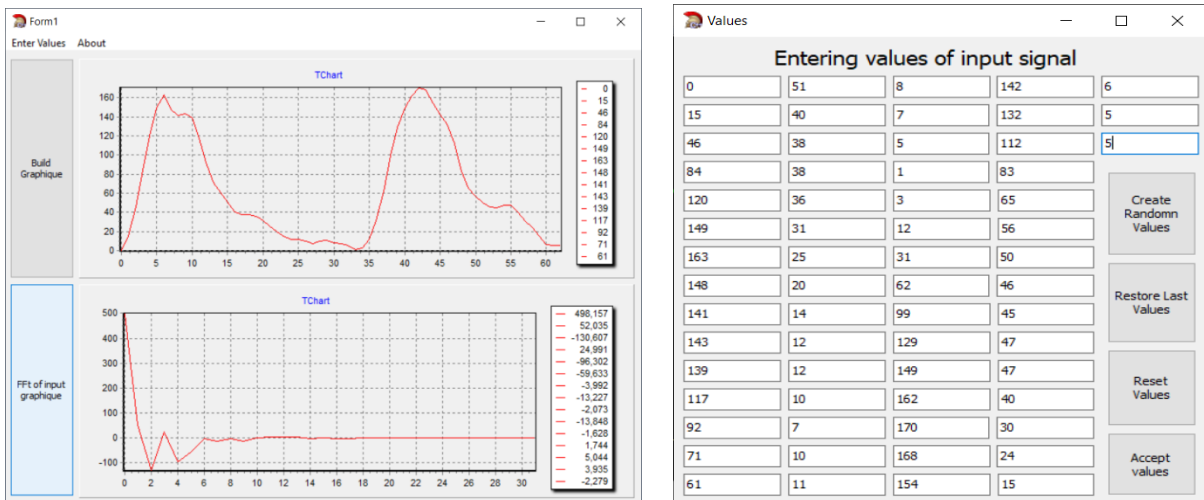


Рисунок 2.16 – Пульсограма (норма)

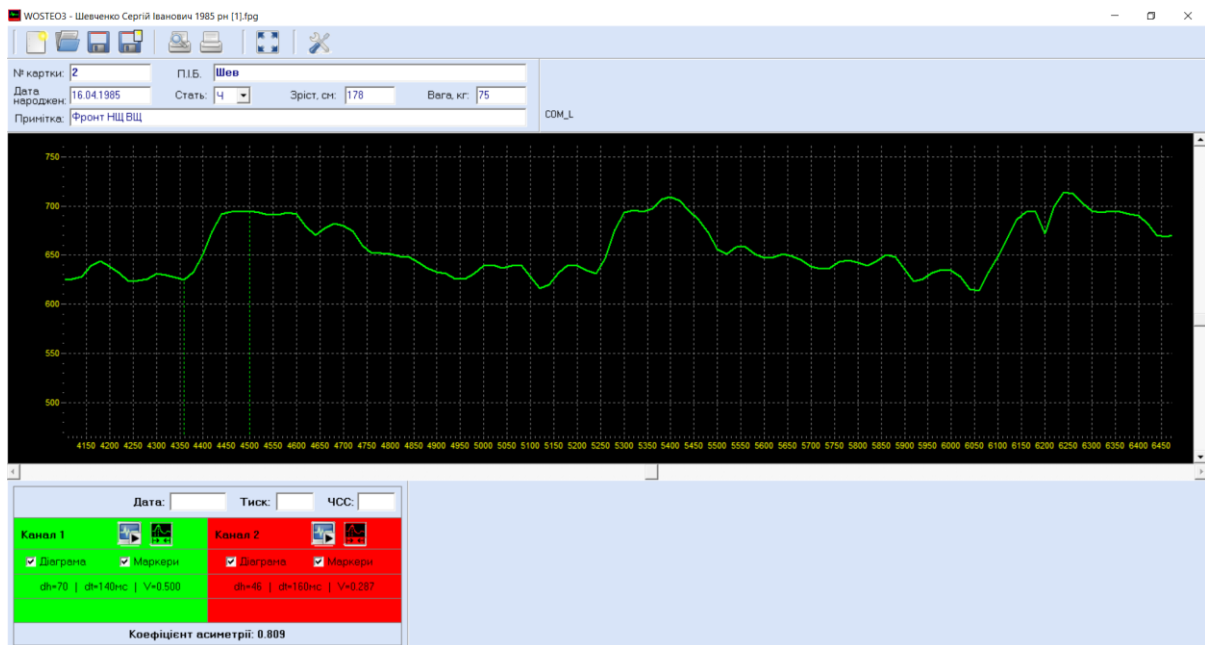


Рисунок 2.17 – Пульсограма (патологія)

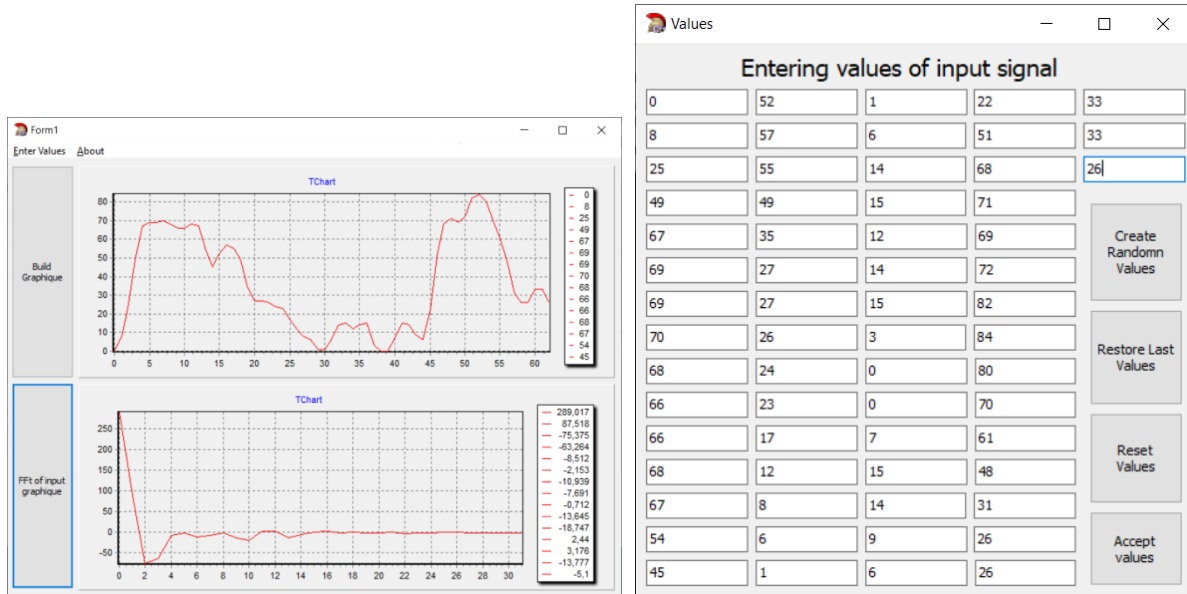


Рисунок 2.18 – Аналіз пульсограми (патологія)

Запропонована модифікована версія алгоритму ШПФ для моніторингу спектру біомедичного сигналу. Моніторинг спектру можна використовуватися в багатьох сферах застосування, зокрема біомедичних розробках. Отримано зразки-маски на основі застосування методу швидкого перетворення Фур'є для виявлення рівня патологій периферичної мікроциркуляції, що підвищує достовірність при дослідженні.

2.6 Висновки до другого розділу

- Отримало подальший розвиток метод згорткових нейронних мереж шляхом, введення залишкових блоків в ResNet, що дозволяє мережі плавно вивчати відображення ідентичностей та точно визначити ефективність лікування; уточнити тривалість реабілітаційного періоду; виявити всілякі судинні порушення у хворих на цукровий діабет; оцінити ефективність місцевого знеболювання.
- Удосконалено модель біометричної автентифікації: було використано гібридну модель, що поєднує EfficientNetV2 B0 з мережею логіко-часового типу для автентифікації користувача, що дозволило проводити ідентифікації в реальному часі для безперервної біометричної автентифікації пульсограм в різних напрямках біомедичних досліджень
- Запропонована модифікована версія алгоритму ШПФ для моніторингу спектру біомедичного сигналу. Моніторинг спектру можна використовувється в багатьох сферах застосування, зокрема біомедичних розробках. Отримано зразки-маски на основі застосування методу швидкого перетворення Фур'є для виявлення рівня патологій периферичної мікроциркуляції, що підвищує достовірність при дослідженні.

РОЗДІЛ 3

РЕАЛІЗАЦІЯ ОПТИЧНИХ ТЕМПЕРАТУРНИХ СЕНСОРІВ ТА БІОТЕХНІЧНОЇ СИСТЕМИ ДІАГНОСТУВАННЯ ФУНКЦІОНАЛЬНОГО СТАНУ НА ОСНОВІ ПУЛЬСОДІАГНОСТИКИ ТА ТЕРМОМЕТРІЇ

3.1 Підходи до створення оптичних температурних сенсорів на основі брегівських структур для біомедичних досліджень

Запропонована структурна реалізація оптико-електронного пристрою для визначення тканинної мікроциркуляції та температури тіла дозволяє мініатюризувати волоконний сенсор, забезпечує моніторинг, діагностику та скринінг стану тканинної мікроциркуляції в різних оптичних режимах з високою точністю та надійністю, забезпечуючи портативність, мобільність, доступ до важкодоступних ділянок біологічна тканина. Адаптивні умови для діагностики стану мікроциркуляції забезпечуються за рахунок амплітудно-імпульсного режиму роботи лазерного джерела оптичного випромінювання на основі семишарової гетероструктури, що дозволяє комбінувати випромінювання різних довжин хвиль і змінювати інтенсивність світла. потоків, що, у свою чергу, дозволяє досліджувати різні типи біологічних тканин із застосуванням набору режимів опромінення, а також забезпечувати фізіотерапевтичний вплив. Локальний контроль температури за допомогою оптоволоконного каналу зі сформованою брегівською решіткою в досліджуваній зоні дозволяє отримати більш повну та комплексну інформацію про рівень тканинної мікроциркуляції та стан біологічної тканини без збільшення розміру чутливої частини оптичного датчика. Продемонстровано можливість застосування оптичних перетворювачів на основі брегівських волоконних ґраток як оптичних датчиків для вимірювання температури в різних областях тіла людини. Продемонстровано можливість застосування оптичних

перетворювачів на основі бреггівських волоконних ґраток як датчиків, вбудованих у композитні матеріали, для вимірювання та моніторингу температурних полів.

Використання температурних датчиків на основі волоконно-оптичних бреггівських ґраток є одним з основних методів вимірювання тиску, температури та інших фізичних характеристик, у тому числі для датчиків для біомедичних досліджень. Основними перевагами таких оптичних датчиків є малий розмір, висока чутливість, здатність працювати без електроенергії, нечутливість до електромагнітних перешкод та можливість об'єднання датчиків у розподілені системи для визначення температурних полів [111]. Волоконно-оптичні датчики можна розміщувати всередині матеріалу або приклеювати до його поверхні датчика. [112, 113]. Тоді з'являється можливість розміщувати волоконно-оптичні датчики в композитному матеріалі, що створює інтелектуальну структуру.

Існує кілька типів волоконно-оптичних датчиків, які можна вбудовувати в конструкцію. В результаті взаємодії фізичної величини з оптичним волокном змінюється світло, що поширюється в ньому. У цьому випадку в оптичному волокні з'являється інформація про вимірювану величину. До цієї категорії належать поляриметричні датчики [114], інтерферометричні датчики та датчики з бреггівськими ґратками.

За допомогою відомих волоконно-оптичних датчиків з бреггівськими ґратками можна проводити різні вимірювання фізичних характеристик та параметрів. Наприклад, цей тип датчика може бути використаний для вимірювання деформації [115, 116], тиску [118], температури [117], магнітних та електричних полів тощо, показника заломлення та його розподілу [112, 114].

Датчики з бреггівською ґраткою мають ряд переваг перед датчиками інших типів. До найважливіших переваг належать [115,116, 117,118]: вага та малі розміри; частотний характер вихідного сигналу; чутливість, точність;

чутливість до змін температури; поява дуальності в оптичному волокні в результаті дії зовнішніх сил; відносно дорогі вимірювальні системи.

3.2 Метод і технологія реалізації оптичних сенсорів на основі брегівських ґраток

За допомогою ВБР можна вимірювати фізичну величину, де часто виникають завдання вимірювання просторового розподілу цієї величини. Для цього розроблені різні структури, що дозволяють мультиплексувати чутливі елементи, в тому числі розташовані в одному світловоді. До таких схем належать: спектральне мультиплексування каналів; використання оптичних перемикачів, що підключають той чи інший чутливий елемент до вимірювальної системи; комбіновані схеми, що включають кілька принципів мультиплексування каналів; просторово-часове мультиплексування, в якому відгук від кожної з ґраток реєструється в різні моменти часу. Кожна комірка брегівської ґратки відображає невелику частину випромінювання, що пройшло через оптичне волокно. Для довжини хвилі, в 2 рази більшої за період ґратки, відбиті промені додаються у фазі [116]. Результатом є відбитий світловий сигнал з вузькою спектральною смугою. Довжина хвилі, відбита ґраткою, називається брегівською довжиною хвилі, і вона залежить від температури та натягу волокна [116]. При впливі на оптичне волокно (температура, тиск тощо) змінюються показник заломлення та відстань між хвилями та комірками решітки, і від нього відбиваються хвилі різної довжини. Необхідні характеристики (тиск, температура тощо) визначаються зміною значення відбитої довжини хвилі [116].

Метод та технологія реалізації оптичних сенсорів на основі брегівських решіток.

За допомогою ВБР можна вимірювати фізичну величину там, де часто виникають завдання вимірювання просторового розподілу цієї величини. Для цього розроблені різні структури, що дозволяють мультиплексувати чутливі елементи, в тому числі розташовані в одному світловоді. До таких схем належать: спектральне мультиплексування каналів та комбіновані схеми, що включають кілька принципів мультиплексування каналів.

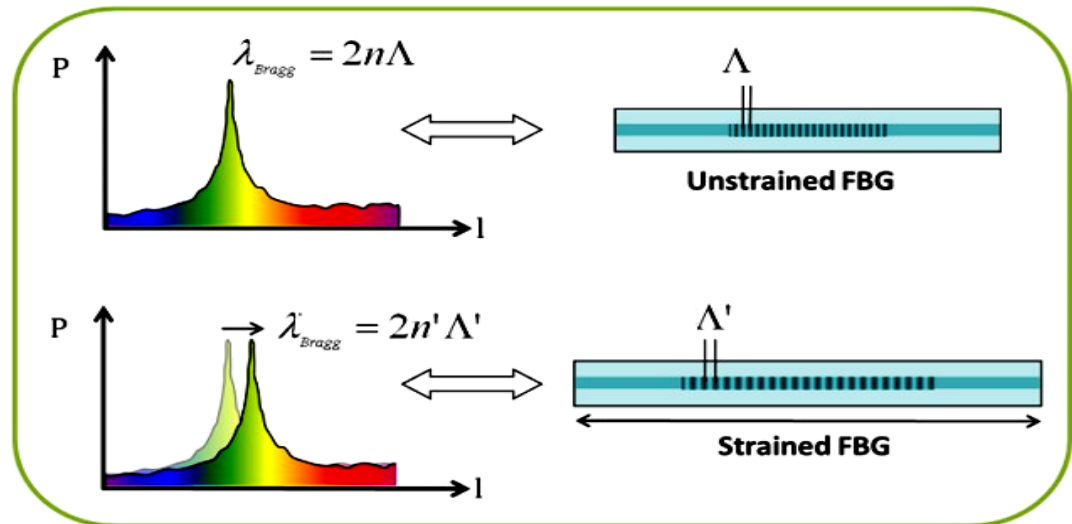


Рисунок 3.1 – Особливості роботи прямих волоконних брегівських ґраток [116]

Кожна комірка брегівської ґратки відображає невелику частину випромінювання, що проходить через оптичне волокно (рис. 3.1). Для довжини хвилі, вдвічі більшої за період ґратки, відбиті промені додаються у фазі [16]. Результатом є відбитий світловий сигнал з вузькою спектральною смугою. Довжина хвилі, відбита ґраткою, називається брегівською довжиною хвилі, і вона залежить від температури та натягу волокна [116].

Чутливість температури брегівської довжини хвилі виникає через зміну кроку ґратки через теплове розширення оптичного волоконного датчика та зміну значення заломлення через термооптичний ефект. Рівняння (3.1) також можна записати як [113, 116]:

$$\Delta\lambda_T = (\alpha_0 + \beta_0) \cdot \lambda_B \cdot \Delta T, \quad (3.1)$$

де α_0 – коефіцієнт теплового розширення (КТР) волокна, а β_0 – зміна значення заломлення оптичного волокна з температурою, відповідно. Типова температурна чутливість ВБР при 1550 нм становить $\sim 11,6$ пм/°С. Таким чином, на основі цих унікальних характеристик ВБР можна досягти одночасного розрізнення механічних збурень та температури [114, 116]. Інші автори повідомляли про різні методи компенсації ефектів перехресної чутливості між деформацією та температурою [117, 118, 110, 111].

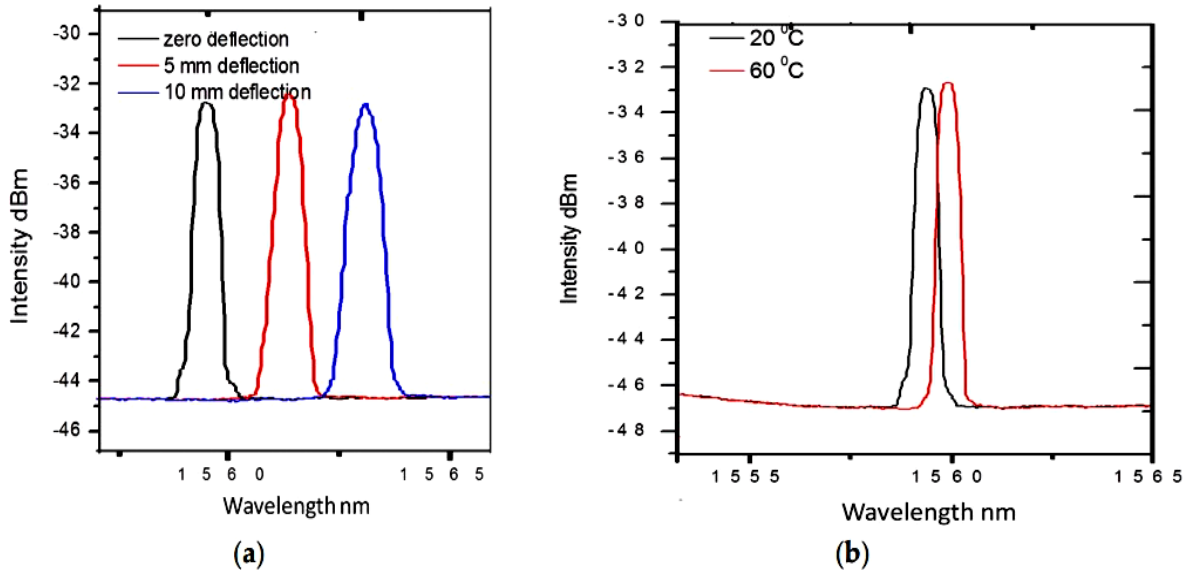


Рисунок 3.2 – Оцінювання температури ділянки

Значення температури, що діють у різних напрямках у межах композитної структури, можна виміряти за допомогою мультиплексного волоконного датчика [117]. Крім того, розподіл температури в області тіла можна виміряти за допомогою ВБР, записаної у високо двопронепроменевій мікроструктурованому волокні (рис. 3.2).

На рисунку 3.3 показано схематичне порівняння передачі світла в прямій та похилій решітці. Очевидно, що в похилих решітках частина світла випромінюється у вигляді плащових мод. Інтенсивність випромінювання

залежить від кута нахилу решітці та глибини модуляції, на яку впливають параметри лазерного променя [123]. Враховуючи особливості досліджуваних структур, очевидно, що при записі брегівських решіток з різними кутами нахилу відносно поперечного перерізу оптичного волокна, модуляцію показника заломлення в оптичному волокні можна представити для вибраного нахилу, як на рисунку 3.3.

Значення температури, що діють у різних напрямках у межах композитної структури, можна виміряти за допомогою мультиплексного волоконного датчика [17]. Крім того, розподіл температури в області тіла можна виміряти за допомогою ВБР, записаної у високо двопротенепроменевій мікроструктурованому волокні (рис. 3.2).

На рисунку 3 показано схематичне порівняння передачі світла в прямій та похилій решітці. Очевидно, що в похилих решітках частина світла випромінюється у вигляді плащових мод. Інтенсивність випромінювання залежить від кута нахилу решітці та глибини модуляції, на яку впливають параметри лазерного променя [123]. Враховуючи особливості досліджуваних структур, очевидно, що при записі брегівських решіток з різними кутами нахилу відносно поперечного перерізу оптичного волокна, модуляцію показника заломлення в оптичному волокні можна представити для вибраного нахилу, як на рисунку 3.3.

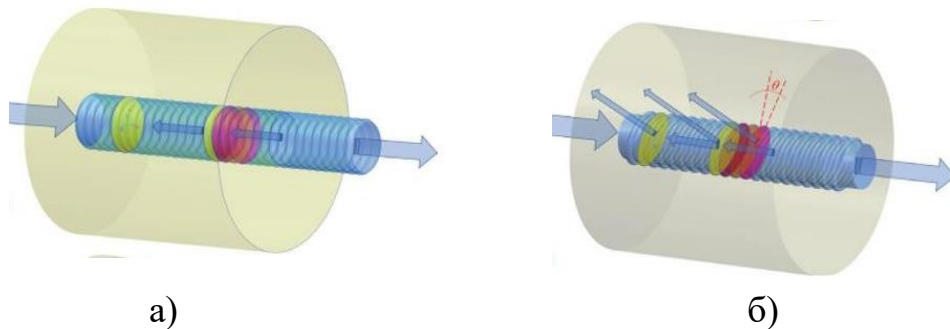


Рисунок 3.3 – Схематичне зображення ВБР [123], а) пряма БГ; б) коса БГ

Моделювання спектрів брегівської решітки зі змінними технічними параметрами

На рисунку 3.4 показано спектральні характеристики, отримані за допомогою числового моделювання. Для цього використовувалася система рівнянь спряжених мод, яка була розв'язана чисельно за допомогою методу матриці переносу (ТММ). Характеристики були змодельовані за допомогою методу матриці переносу. Довжина структури ВБГ = 10 мм

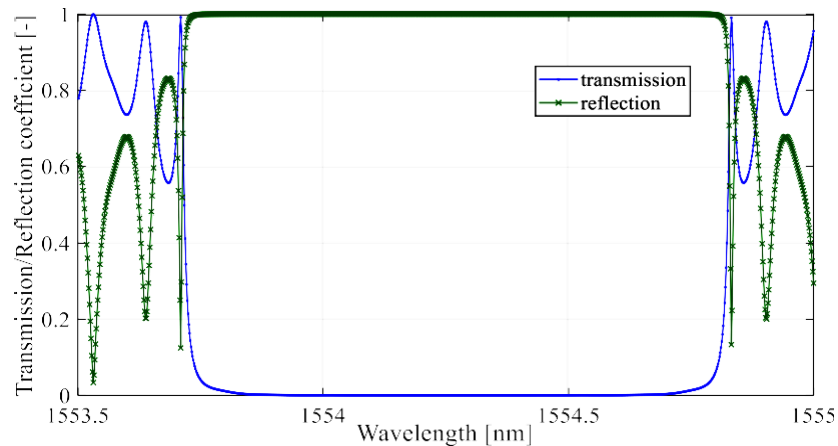


Рисунок 3.4 – Спектральні характеристики, отримані за допомогою числового моделювання.

ВБГ, як правило, мають зміну модуляції значення заломлення в діапазоні від 0,0005 до 0,00001. Проаналізовано спектри пропускання структур довжиною 10 мм. Рисунок 3.5. демонструє особливості відбиття та пропускання структури довжиною 10 мм зі значенням модуляції показника заломлення $\delta n = 0,001$. Типовими є характеристичний зсув та сильне розширення півширини основного піку пропускання та відбиття решітки. Структури, виготовлені в лабораторіях, як правило, мають зміну модуляції значення заломлення в діапазоні від 0,0005 до 0,00001. Тому на рисунку 5.9 зібрано спектри пропускання структур довжиною 10 мм зі значеннями δn .

На рис. 3.6 показано структурну блок-схему біомедичного пристрою для визначення мікроциркуляції тканин та температури ділянки тіла людини за допомогою оптичного волоконного датчика на основі брегівських ґраток.

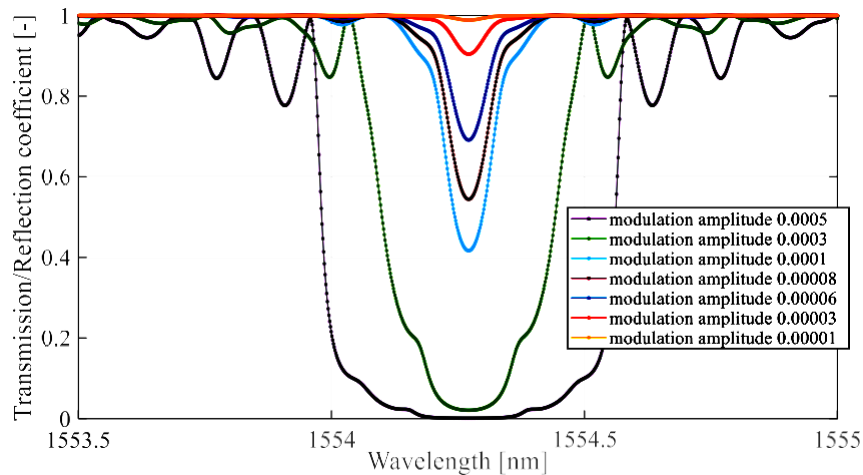


Рисунок 3.5 – Структурна реалізація волоконного датчика на основі брегівських ґраток

Пристрій складається з лазерного волоконно-оптичного датчика 1, який складається з джерела лазерного оптичного випромінювання на основі семишарової гетероструктури 2, Y-подібного волоконно-оптичного розгалужувача 3 з вхідним та вихідним волоконно-оптичними каналами, що з'єднані в один загальний оптичний канал зі сформованою брегівською ґраткою 4, призначеної для перетворення оптичного випромінювання, вимірювання локальної температури, спрямування оптичного випромінювання на біологічну тканину 5 та отримання інтенсивності відбитого від неї світлового потоку, фотодетектора 6, чутливого в широкому спектральному діапазоні, підсилювача 7, аналого-цифрового перетворювача 8, оптичного аналізатора спектру 9, комп'ютера 10, який складається з мікроконтролера 11, графічного рідкокристалічного дисплея 12, слота для карти пам'яті SD 13, блока живлення 14.

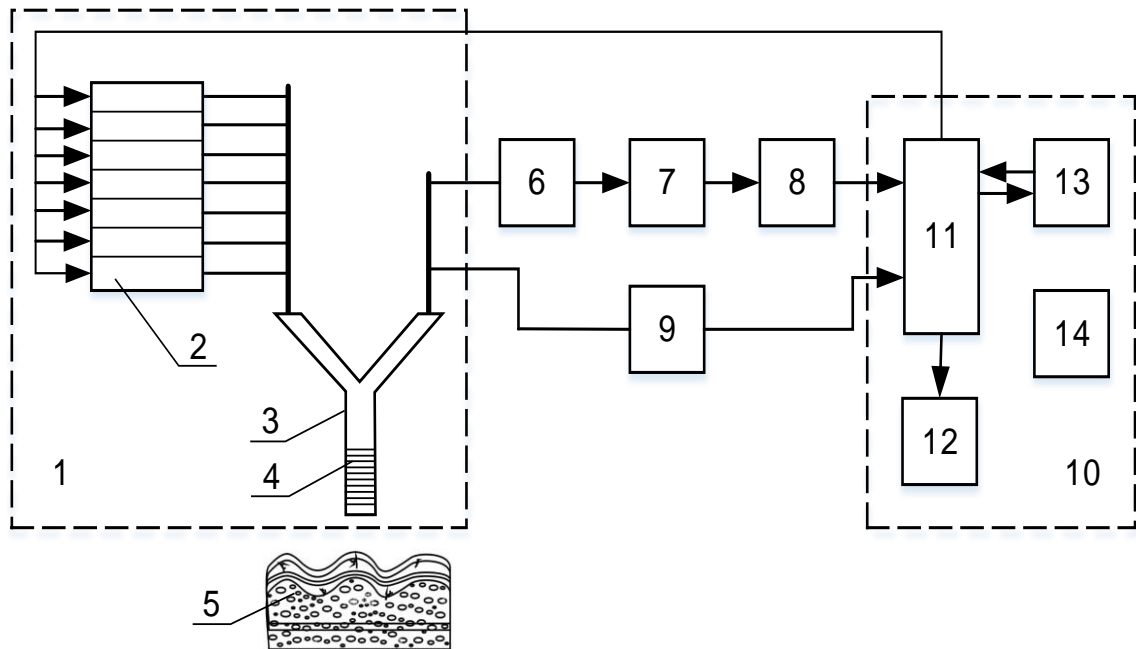


Рисунок 3.6 – Біомедичний пристрій для визначення мікроциркуляції та температури тканин (Ян Лунінь, Патент України на користу модель)

Пристрій працює наступним чином. Після ввімкнення джерела живлення 14, яке подає електроенергію на всі блоки пристрою, відбувається скидання блоків комп'ютера 10, зокрема мікроконтролер 11 скидається в нульовий стан, завантажується графічний рідкокристалічний дисплей 12 та відображає готовність пристрою до роботи. Згідно з програмою роботи пристрою, яка встановлюється за допомогою мікроконтролера 11, на його керуючий вихід подається широтно-імпульсний модульований сигнал, який активує лазерне джерело оптичного випромінювання на основі семишарової гетероструктури 2, причому тривалість та інтенсивність активації кожного шару, що відповідають різним довжинам хвиль оптичного випромінювання, можуть регулюватися незалежно.

Крім того, оптичне випромінювання, що надходить з вхідного каналу Y-подібного волоконно-оптичного розгалужувача 3, перетворюється та відбивається на сформованій брегівській решітці 4 і через вихідний канал Y-подібного волоконно-оптичного розгалужувача 3 потрапляє до оптичного спектроаналізатора 9, призначеного для вимірювання локальної температури в досліджуваній зоні. Вимірювання температури за допомогою сформованої брегівської ґратки 4 у загальному оптичному каналі базується на явищі зміни брегівської довжини хвилі залежно від зміни температури. Ця зміна пов'язана з термооптичним ефектом та зміною періоду брегівської ґратки в оптичному волокні внаслідок теплового розширення. Брегівська ґратка відображає оптичне випромінювання певної довжини хвилі λ_B , яка прямо пропорційна показнику заломлення серцевини оптичного волокна та періоду ґратки, обидва з яких змінюються з температурою. Вихід волоконно-оптичного каналу зі сформованою брегівською ґраткою 4 підключений до входу оптичного спектроаналізатора 9, який визначає брегівську довжину хвилі λ_B для випромінювання, відбитого від біологічної тканини, та передає цю інформацію на другий інформаційний вхід мікроконтролера 11. Температура тканини T розраховується з високою точністю за формулою

$$T = T_0 + \frac{\lambda_B - \lambda_0}{S_T},$$

де T_0 – початкова температура під час калібрування, λ_B та λ_0 – поточна та початкова (при T_0) брегівська довжини хвиль відповідно; S_T – температурна чутливість брегівської ґратки.

При використанні волоконно-оптичного каналу зі сформованою брегівською решіткою 4 для вимірювання температури необхідно виконати початкове калібрування датчика. Початкова температура T_0 під час калібрування була прийнята рівною 35 °С. Була визначена калібрувальна крива, що показує залежність зсуву брегівської довжини хвилі $\lambda_B - \lambda_0$ від температури

зразка біологічної тканини 5 на основі брегівського зсуву спектра інтенсивності випромінювання.

Запропонована структурна реалізація пристрою дозволяє мініатюризувати датчик, забезпечує моніторинг, діагностику та скринінг стану тканинної мікроциркуляції в різних оптичних режимах з високою точністю та надійністю, забезпечуючи портативність, мобільність, доступ до важкодоступних ділянок біологічної тканини. Адаптивні умови для діагностики стану мікроциркуляції забезпечуються завдяки амплітудно-імпульсному режиму роботи лазерного джерела оптичного випромінювання на основі семишарової гетероструктури 2, що дозволяє комбінувати випромінювання різних довжин хвиль та змінювати інтенсивність світлових потоків, а це, в свою чергу, дозволяє проводити дослідження різних типів біологічних тканин за допомогою набору режимів опромінення, а також забезпечувати фізіотерапевтичні ефекти. Локальний контроль температури за допомогою волоконно-оптичного каналу зі сформованою брегівською ґраткою в досліджуваній області дозволяє отримати більш повну та комплексну інформацію про рівень мікроциркуляції тканин та стан біологічної тканини без збільшення розмірів чутливої частини оптичного датчика.

Продемонстровано застосовність оптичних перетворювачів на основі брегівських волоконних ґраток як оптичних сенсорів для вимірювання температури в різних ділянках тіла людини. Продемонстровано застосовність оптичних перетворювачів на основі брегівських волоконних ґраток як сенсорів, вбудованих у композитні матеріали, для вимірювання та моніторингу температурних полів.

3.3 Принципи реалізації комбінованого оптоволоконного інструменту

В останні роки отримали інтенсивний розвиток медичні технології (НІЛ терапія, лазерна термотерапія тощо), що використовують випромінювання ближнього інфрачервоного (ІЧ) діапазону з високою вихідною потужністю з терапевтичною метою. У процесі проведення відповідних лазерних процедур зовнішні поверхні патологічних ділянок біологічної тканини піддаються впливу паралельних пучків ІЧ лазерного випромінювання із значними лінійними розмірами лазерних пучків у поперечному перерізі [111,112].

Енергія фотонів електромагнітного випромінювання ближнього інфрачервоного діапазону (довжини хвиль 810, 870, 1060 нм) відповідає обертонам основних коливань або складових частот коливань молекул та атомарних груп макромолекул біологічних тканин. Внаслідок ц випромінювання ІЧ діапазону поглинається тканинами слабо. Збільшення довжини хвилі з випромінюванням видимого діапазону спектру призводить до значного зменшення розсіювання при проходженні випромінювання через шар біотканини і, відповідно, мінімальної зміни геометрії світлової плями в глибині тканини в порівнянні з світловою плямою на її поверхні. Перелічені фактори забезпечують проникнення випромінювання ближнього ІЧ діапазону в глибину тканини з відносно невеликим зменшенням щільності потужності по глибині [113, 114, 115].

Вихідна потужність лазерного випромінювання, що регулюється в широких межах (середня потужність від десятків мВт до десятків Вт) і великі лінійні розміри світлових плям (діаметри від 10 до 50 мм) на біологічних тканинах дозволяють обробляти без переміщення, або з мінімальним переміщенням світлової плями вздовж поверхні значні об'єми біологічних тканин (ранові поверхні, ушкоджені анатомічні структури, проблемні зони) із

широким діапазоном значень щільності потужності (відносно гомогенних в межах всього об'єму) без термічного пошкодження тканин [116, 117, 119].

Разом з тим, сформовані емпіричним шляхом клінічні протоколи передбачають застосування тривалих експозицій (десятки секунд – одиниці хвилин) та досить високих значень щільності потужності та щільності дози лазерного випромінювання. При цьому з урахуванням гетерогенності відгуку біотканини в кожній конкретній лазерній процедурі можна прогнозувати зміну оптичних властивостей біотканини в опромінену об'ємі і, як наслідок, підвищення температури як у всьому опромінену об'ємі, так і в окремих його ділянках [111, 112, 118].

Таким чином, динамічний моніторинг температури біологічної тканини в процесі проведення подібних лазерних процедур і насамперед дистанційний контроль температури поверхні оброблюваних ділянок біологічної тканини бачиться актуальним.

Нами було розроблено комбінований оптоволоконний інструмент суміщений з пірометром (надалі оптоволоконний інструмент). Оптоволоконний інструмент (рис. 3.7) призначений для доставки лазерного випромінювання на поверхню шкіри пацієнта під час проведення високоінтенсивної лазерної термотерапії, НІЛ терапії, лазерної терапії, фотодинамічної терапії тощо та для одночасного динамічного моніторингу температури *in-vivo* безконтактним методом в ході всього лікувального процесу.

На рис. 3.7 представлено комбінований оптоволоконний інструмент суміщений з пірометром. На рис. 3.8 представлено функціональну схему світловодного інструменту.

Оптоволоконний інструмент складається з гнучкої ділянки та вихідного каскаду.

Гнучка ділянка має паралельно розташовані оптичний та електричний кабелі, які закінчуються відповідними вихідними роз'ємами, які забезпечують

підключення до джерела лазерного випромінювання і до роз'єму керування лазерним апаратом. Оптичний та електричний кабелі об'єднані загальною кабельною оболонкою, яка заходить у вихідний каскад.

Вихідний каскад оптоволоконного інструменту (рис. 3.7, рис. 3.8) виконаний у вигляді ергономічної рукоятки. В корпусі рукоятки вбудовано оптичну та пірометричну системи.

Оптична система являє собою коліматорний об'єктив, який формує промінь діаметром 19 мм на проблемній анатомічній ділянці людського тіла пацієнта.

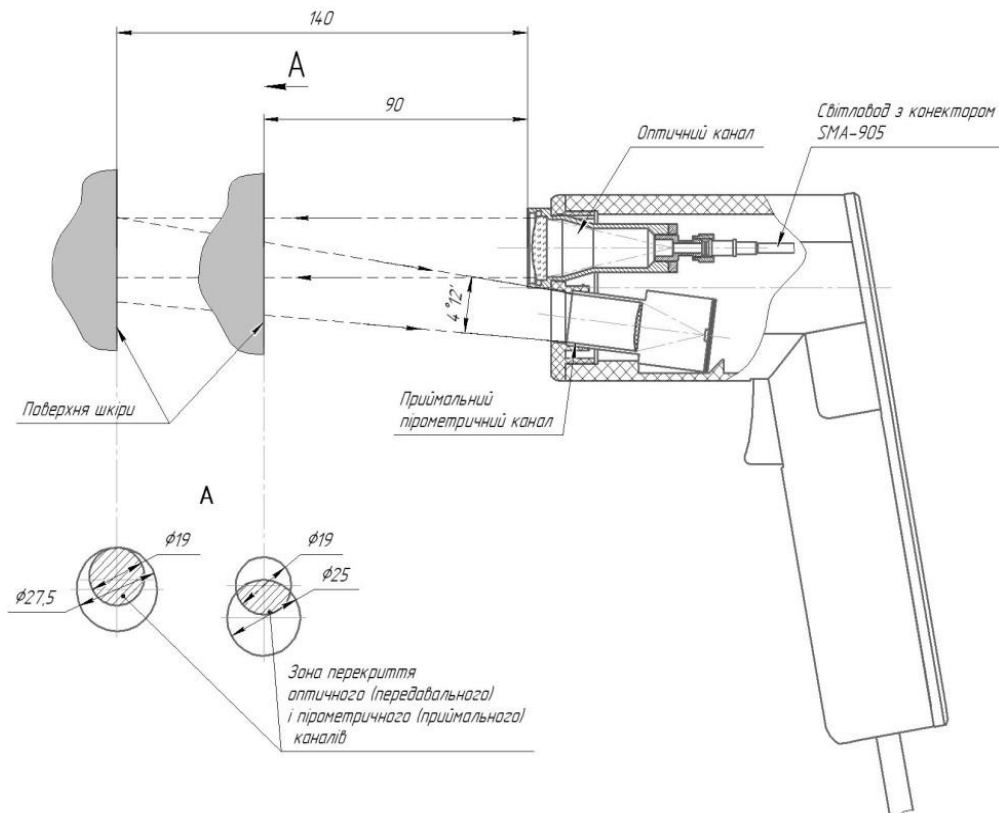


Рисунок 3.7 – Комбінований оптоволоконний інструмент суміщений з пірометром

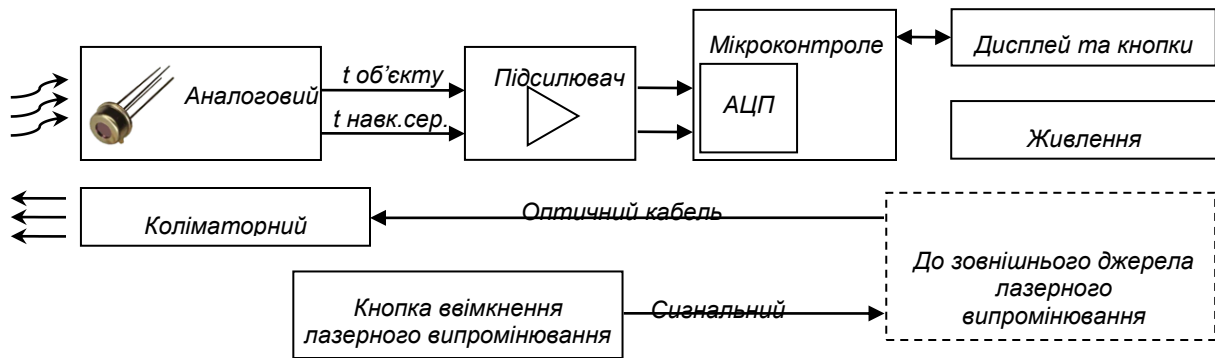


Рисунок 3.8 – Функціональна схема комбінованого оптоволоконного інструменту суміщеного з пірометром

Пірометрична система (приймальний пірометричний канал, рис. 3.7, рис. 3.8) являє собою приймальний трак вимірювача температури, який складається з об'єктива (поле зору $4^{\circ}12'$), побудованого на лінзі Френеля, та ІЧ датчика TE Connectivity TS318-11C55. ІЧ датчик містить в собі однопиксельний ІЧ сенсор та термістор для вимірювання температури датчика. Аналогові сигнали з датчика надходять в блок підсилення де вони підсилюються та фільтруються від паразитної шумової складової. Далі сигнали надходять на аналого-цифровий перетворювач і надалі обробляються в цифровому вигляді. Враховуючи покази ІЧ сенсора, зовнішню температуру та заданий коефіцієнт емісії вимірюваного об'єкта розраховується температура в точці вимірювання. Точність вимірювання температури складає $\pm 1^{\circ}\text{C}$ з періодом вимірювань 0,5 с. Замість аналогового ІЧ датчика можливо використати цифровий датчик з вбудованим об'єктивом Melexis MLX90614-DCI (поле зору 5°), що дозволяє спростити електричну схему та отримати точність вимірювань $\pm 0,75^{\circ}\text{C}$ з роздільною здатністю $< 0,1^{\circ}\text{C}$.

Ввімкнення та вимкнення лазерного випромінювання здійснюється натисканням кнопки на рукоятці (рис. 3.7).

Рукоятка має невеликі розміри і малу вагу 320 гр. та є зручною у використанні. Загальна вага комбінованого оптоволоконного інструменту при довжині гнучкої ділянки 1750 мм складає 510 гр.

Комбінований оптоволоконний інструмент суміщений з пірометром є складовою частиною лазера хірургічного діодного «LIKA-SURGEON» і пройшов технічний регламент (№ UA.TR.001.0753.30.00232-23 від 20.03.2023 року) і відповідає вимогам Технічного регламенту щодо медичних виробів затвердженого постановою КМУ від 02.10. 2013 № 753.

Розроблено комбінований оптоволоконний інструмент суміщений з пірометром, який може бути використаний для здійснення високоінтенсивної лазерної термотерапії, НІЛ терапії, лазерної терапії, фотодинамічної терапії тощо з функцією динамічного моніторингу температури в режимі real-time, що забезпечить оптимізацію процесу in-vivo дозиметрії енергетичного впливу оптичного випромінювання на патологічну зону.



Рисунок 3.9 – Конструкційне виконання світловодного інструменту

Конструкційне виконання світловодного інструменту дозволяє його використовувати в комбінації з діодними хірургічними лазерними апаратами (рис. 3.9)

Комбінований оптоволоконний інструмент суміщений з пірометром є складовою частиною лазера хірургічного діодного «LIKA-SURGEON» і пройшов технічний регламент (Сертифікат № UA.TR.001.0753.30.00232-23 від 20.03.2023 року) і відповідає вимогам Технічного регламенту щодо медичних виробів затвердженого постановою КМУ від 02.10. 2013 № 753.

3.4 Застосування згорткових нейронних мереж для підвищення діагностичної точності та ефективності лікування хворих на діабет в пульсодіагностиці

Показано, що застосування фотоплетизмографічного даного методу у щелепно-лицевій хірургії шляхом інтеграції її в передові моделі глибоких нейронних мереж, такі як архітектури ResNet, дозволяє: точно визначити ефективність лікування; уточнити тривалість реабілітаційного періоду; виявити всілякі судинні порушення у хворих на цукровий діабет; оцінити ефективність місцевого знеболювання (оскільки анестезія викликає спазм судин, за зниженням амплітуди можна судити про ефективність анестезії).

В даному розділі представлено дослідження представляє підхід до підвищення точності діагностики пульсу в китайській медицині при діабетичних захворюваннях шляхом використання алгоритмів глибокого навчання, зокрема моделей LeNet і ResNet, для аналізу пульсових хвиль. Моделі LeNet і ResNet були застосовані для аналізу форм імпульсних хвиль з використанням різноманітного набору даних, що включає як здорових осіб, так і пацієнтів з діабетом. Інтеграція цих передових алгоритмів із сучасними приладами вимірювання пульсу демонструє великі перспективи у зменшенні

варіабельності, що залежить від практикуючого лікаря, та підвищенні надійності діагнозів. Це дослідження дозволили шляхом використання передових інформаційних технологій в охороні здоров'я LeNet-F покращити точність навчання та тестів (75% та 70% відповідно, порівняно з 70% та 65% у LeNet). Крім того, моделі ResNet стабільно перевершували LeNet: ResNet18-F досягла найвищої точності (84%) на тренуваннях і 76% у тестуванні.

Метод. Останніми роками сфера глибокого навчання зазнала значного прогресу, особливо в таких сферах, як розпізнавання зображень та обробка природної мови. Серед різних архітектур нейронних мереж, які були розроблені, ResNets привернули значну кількість уваги завдяки своїй винятковій продуктивності. У цьому розділі досліджується вибір ResNet для прогнозування діабету, висвітлюються його архітектурні переваги та конкретні застосування в цьому контексті. Розроблений Каймінгом Хе та його командою у 2015 році [111], ResNet дозволив отримати гарні результати в глибокому навчанні, покращивши градієнтний потік через залишкові блоки. Для прогнозування діабету ця архітектурна особливість дозволяє моделі фіксувати складні закономірності та тонкі особливості, пов'язані з факторами ризику діабету. Структура ResNet особливо корисна для виявлення складних деталей у даних, пов'язаних з оцінюванням діабетичних захворювань.

Роль ResNet у прогнозуванні діабету є ключовою завдяки його здатності долати поширені проблеми глибокого навчання. Введення залишкових блоків в ResNet дозволяє мережі плавно вивчати відображення ідентичностей, ефективно вирішуючи проблему зникаючого градієнта. Ці блоки підвищують здатність мережі виконувати глибоке вилучення функцій, що має вирішальне значення для точного прогнозування діабету [111].

Функцію залишкового блоку в ResNet математично можна описати як [112]

$$Y(t) = F(X_i(t), \{W_i\}) + X_i(t)$$

де $X_i(t)$ є вхідними даними, $Y(t)$ є виходом, $F(X_i(t), \{W_i\})$ представляє функцію відображення залишкової гілки, $\{W_i\}$ — це ваги, пов'язані із залишковою гілкою. Ця формула сприяє ефективному навчанню та оптимізації градієнта, тим самим підвищуючи загальну продуктивність моделі.

Технологія оцінювання. Фізіологічні основи фотоплетизмографічного методу полягають у тому, що цей метод дозволяє визначати рівень перфузії тканинної мікроциркуляції тканин. Складовою частиною ФПМ є аналіз коливань кровотоку, зареєстрованих фотоплетизмограмо. Ритми коливань (флуктуацій) та їх співвідношення грають важливу діагностичну роль. Спонтанні коливання кровотоку багато в чому обумовлені вазомоціями - ритмічними змінами діаметра прекапілярних резистивних судин, які викликають ритмічні коливання швидкості руху еритроцитів у мікроциркуляторному руслі.

В основі патогенезу багатьох захворювань лежить порушення мікроциркуляції. Тому оцінка стану судинного русла, включаючи капіляри, дозволяє виявити на ранніх стадіях різні хвороби, а також контролювати процес лікування пацієнта. Оптимальною методикою скринінгової судинної діагностики є фотоплетизмографічний метод. Це простий, неінвазивний, безболісний і надійний експрес-метод, заснований на визначенні обсягу крові в мікросудинному руслі.

Клінічні дослідження.

Клінічне обстеження пацієнтів проводилося на базі кафедри хірургічної стоматології і щелепно-лицевої хірургії Вінницького національного медичного університету ім. М. І Пирогова у відділенні щелепно-лицевої хірургії Вінницької обласної клінічної лікарні ім. М. І. Пирогова. Дослідження виконані з дотриманням основних положень «Правил етичних принципів проведення наукових медичних досліджень за участю людини», затверджених Гельсінською декларацією (1964-2013 рр.), ICH GCP (1996 р.), Директиви ЄЕС № 609 (від

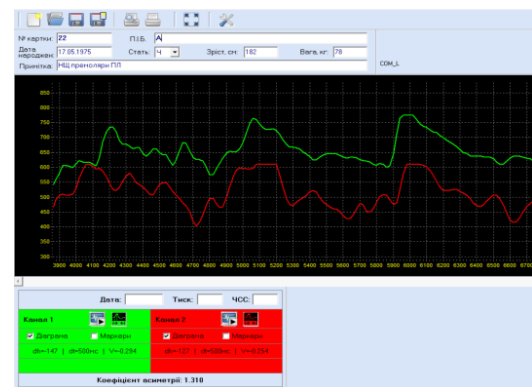
24.11.1986 р.), наказів МОЗ України № 690 від 23.09.2009 р., № 944 від 14.12.2009 р., № 616 від 03.08.2012 р. Усі пацієнти заздалегідь дали добровільну письмову інформовану згоду на проведення обстеження.

Пацієнти були спрямовані у відділення з різних державних установ і комерційних клінік, а також зверталися для консультації і лікування самостійно. Дослідження проводилися в період з 2016 по 2021 роки. Для дослідження були відібрані 3 групи пацієнтів: група порівняння (30 пацієнтів) – пацієнти що не хворіють на цукровий діабет, яким проводилось видалення зубів та для лікування застосований стандартизований метод лікування (див. опис методу лікування), основна група 1 (30 пацієнтів) – пацієнти, що хворіють на цукровий діабет, яким проводилось видалення зубів без застосування додаткового місцевого лікування, основна група 2 (30 пацієнтів) – пацієнти, що хворіють на цукровий діабет, яким проводилось видалення зубів, застосовувалась фотонна терапія та внесення в лунку видаленого зуба PRF.

Фотоплетизмографічні графіки представлені на рис. 3.10, а, б за допомогою оптико-електронного пристрою для оцінювання тканинної мікроциркуляції



а)



б)

Рисунок 3.10 – Фотоплетизмографічні графіки у контрольній групі (а) та хворих на цукровий діабет (б)

Фотоплетизмографічне обстеження проводили пацієнтам всіх трьох груп на 1, 3, 7, 14 день дослідження. Обстеження проводили на оптоелектронному діагностичному оптико-електронному комплексі аналізу тканинної мікроциркуляції. Оптичне випромінювання проектували на ділянку ясен, на відстані 5 мм від ясенного краю з вестибулярного і також з піднебінного боку в ділянці видаленого зуба.

Результати експериментальних досліджень

Нижче наведені результати дослідження.

Група 1. Фототерапія проводилася чотири дні (на 1, 3, 7, 14 день дослідження). випромінюванням червоного діапазону спектра (670 нм), тривалість кожної процедури - 5 хвилин.

Середнє вихідне значення показника рівня мікроциркуляції (Н) % + 13,1 % ($p < 0,05$) (1 день) по відношенню до значення мікроциркуляції (Н) до фотонної процедури (посилення мікроциркуляції крові на 13,1 % ($p < 0,05$)). Середнє вихідне значення показника рівня мікроциркуляції (Н) % + 47,3 % ($p < 0,05$) (3 день) по відношенню до значення мікроциркуляції (Н) до фотонної процедури (посилення мікроциркуляції крові на 47,3 % ($p < 0,05$)), середнє вихідне значення показника рівня мікроциркуляції (Н) % + 16,6 % ($p < 0,05$) (7 день) по відношенню до значення мікроциркуляції (Н) до фотонної процедури (посилення мікроциркуляції крові на 16,6 % ($p < 0,05$)), середнє вихідне значення показника рівня мікроциркуляції (Н) % + 31,9 % ($p < 0,05$) (14 день) по відношенню до значення мікроциркуляції (Н) до фотонної процедури (посилення мікроциркуляції крові на 31,9 % ($p < 0,05$)).

Середнє значення посилення мікроциркуляції по першій групі за повний період лікування склало 29,2 % ($p < 0,05$) .

Приклад 1. Ефект впливу фотонного випромінювання за досліджуваними показниками у хворого 1 групи (рис.3.11).

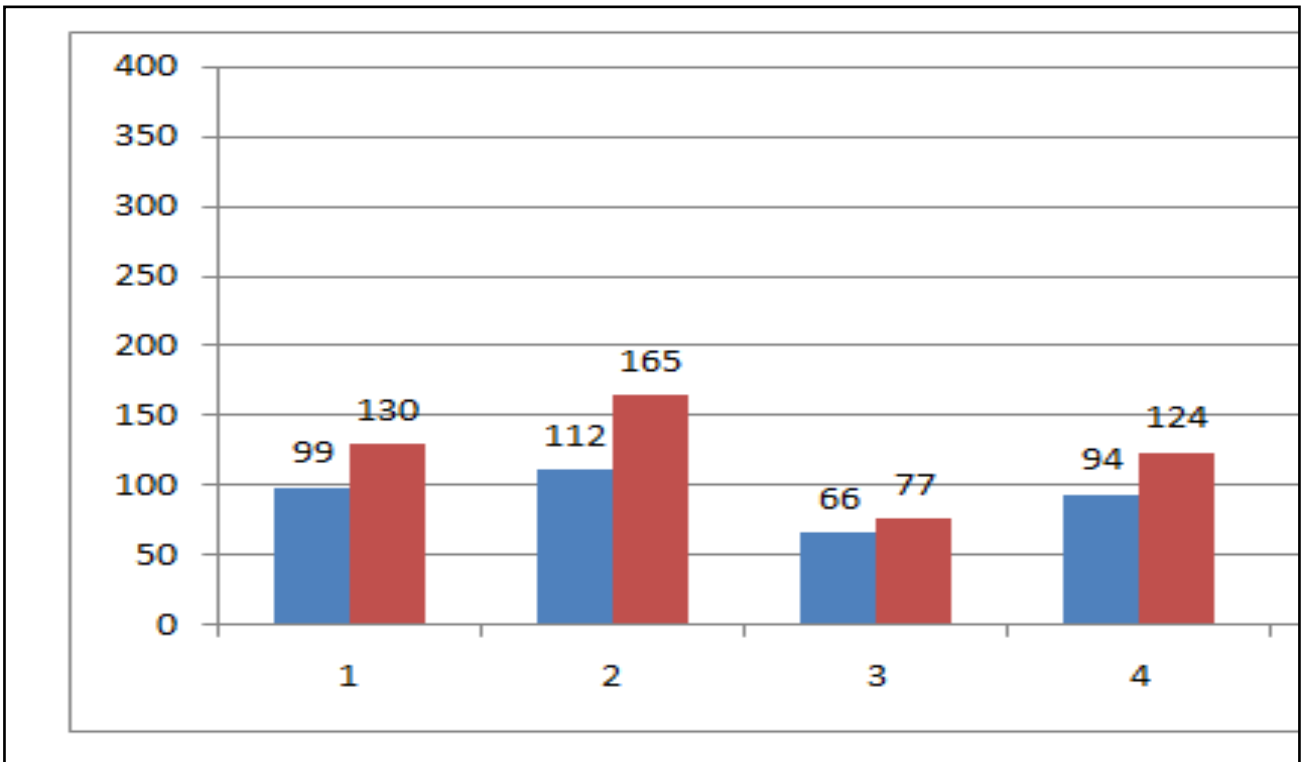


Рисунок 3.11 – Оцінювання рівня тканинної мікроциркуляції при впливі фотонного випромінювання (приклад 1)

Таблиця 3.1

Порівняння продуктивності різних моделей.

Модель	Точність навчання (%)	Точність тестування (%)
LeNet	70	65
LeNet-F	75	70
ResNet18	73	69
RseNet18-F	84	76

Обговорення. Порівнюючи LeNet і LeNet-F, ми спостерігаємо, що LeNet-F досягає дещо вищих точностей навчання та тестів (73% та 67% відповідно) порівняно з LeNet (70% та 65% відповідно). Це поліпшення можна пояснити впровадженням передових методів попередньої обробки даних і додаткових функцій в LeNet-F. Ці вдосконалення дозволяють LeNet-F краще фіксувати та використовувати характеристики, пов'язані з діабетом, що призводить до покращення прогнозних показників.

Результати також демонструють, що моделі ResNet стабільно перевершують свої аналоги LeNet. Глибока залишкова структура ResNet допомагає пом'якшити проблему зникаючого градієнта, дозволяючи будувати більш глибокі мережеві архітектури. Це дозволяє моделям ResNet більш ефективно навчатися та представляти складні функції, підвищуючи їхню здатність фіксувати абстрактні характеристики, що мають відношення до прогнозування діабету.

На цьому етапі ми спочатку визначили деякі базові статистичні вимірювання трьох імпульсних хвиль для кожного пацієнта, включаючи коефіцієнт дисперсії, стандартне відхилення (SD), середнє, мінімальне та максимальне. Згодом ми використовували широко використовувану модель машинного навчання XGBoost і використовували вищезгадані статистичні вимірювання як особливості для навчання моделей. Використовуючи бінарний класифікаційний підхід (0 — без діабету; 1 — діабет), ми провели попередню класифікацію. У цій спробі модель досягла точності 70 %

1. Застосування даного методу у щелепно-лицевій хірургії дозволяє: точно визначити ефективність лікування; уточнити тривалість реабілітаційного періоду; виявити всілякі судинні порушення у хворих на цукровий діабет; оцінити ефективність місцевого знеболювання (оскільки анестезія викликає спазм судин, за зниженням амплітуди можна судити про ефективність

анестезії); застосовувати даний метод у пластичній хірургії та трансплантології.

2. Це дослідження дозволило шляхом використання сучасних технологій оцінювання пульсу підвищити точність досліджень шляхом застосування ResNet моделей.. Наші результати підкреслюють важливість використання технологічних досягнень для вдосконалення практик охорони здоров'я, особливо в діагностиці таких захворювань, як цукровий діабет та застосування цього методу для прогнозування тривалості реабілітаційного періоду.

3.5 Висновки до другого розділу

- Продемонстровано застосовність оптичних перетворювачів на основі брегівських волоконних ґраток як оптичних сенсорів для вимірювання температури в різних ділянках тіла людини. Продемонстровано застосовність оптичних перетворювачів на основі брегівських волоконних ґраток як сенсорів, вбудованих у композитні матеріали, для вимірювання та моніторингу температурних полів.
- Застосування Застосування згорткових нейронних мереж методу у щелепно-лицевій хірургії дозволило: точно визначити ефективність лікування; уточнити тривалість реабілітаційного періоду; виявити всілякі судинні порушення у хворих на цукровий діабет; оцінити ефективність місцевого знеболювання (оскільки анестезія викликає спазм судин, за зниженням амплітуди можна судити про ефективність анестезії); застосовувати даний метод у пластичній хірургії та трансплантології.

- Це дослідження дозволило шляхом використання передових інформаційних технологій в охороні здоров'я LeNet-F покращити точність навчання та тестів (75% та 70% відповідно, порівняно з 70% та 65% у LeNet). Крім того, моделі ResNet стабільно перевершували LeNet: ResNet18-F досягла найвищої точності (84%) на тренуваннях і 76% у тестуванні.
- Розроблено комбінований оптоволоконний інструмент суміщений з пірометром, який може бути використаний для здійснення високоінтенсивної лазерної термотерапії, НІЛ терапії, лазерної терапії, фотодинамічної терапії тощо з функцією динамічного моніторингу температури в режимі real-time, що забезпечить оптимізацію процесу in-vivo дозиметрії енергетичного впливу оптичного випромінювання на патологічну зону.
- Це дослідження дозволило шляхом використання сучасних технологій оцінювання пульсу підвищити точність досліджень шляхом застосування ResNet моделей.. Наші результати підкреслюють важливість використання технологічних досягнень для вдосконалення практик охорони здоров'я, особливо в діагностиці таких захворювань, як цукровий діабет та застосування цього методу для прогнозування тривалості реабілітаційного періоду.

РОЗДІЛ 4

РОЗРОБКА ПРОГРАМНО-АЛГОРИТМЧНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ РОБОТИ ІНТЕЛЕКТУАЛІЗОВАНОЇ БІОТЕХНІЧНОЇ СИСТЕМИ ДІАГНОСТУВАННЯ ФУНКЦІОНАЛЬНОГО СТАНУ НА ОСНОВІ ПУЛЬСОДІАГНОСТИКИ ТА ТЕРМОМЕТРІЇ

4.1 Розробка структурної схеми оптико-електронної системи з оптичними сенсорами та медико-технічних вимог до реалізації інтелектуалізованої біотехнічної системи діагностування функціонального стану

Структурна схема пристрою містить датчик у вигляді розташованих на одній основі джерела випромінювання і двох фотоприймачів, поляризаційний фільтр, підсилювач і обчислювач, який складається з мікроконтролера, аналогово-цифрового перетворювача, блока запам'ятовування програм, блока еталонів, блока індикації, автоматичного регулятора коефіцієнтами підсилення і персонального комп'ютера.

На рис. 4.1 подано структурну схему ОЕ системи для пульсодіагностики. Система містить автоматичний регулятор коефіцієнтами підсилення 11, світловипромінювач 1, фотодетектор 2, що підключений до входу підсилювача 4. Вихід підсилювача під'єднаний до входу аналогово-цифрового перетворювача (АЦП) 5, який з'єднаний зі входом мікроконтролері 6. Схема також містить блок індикації 7, блок зберігання програм 8 і блок еталонів 9. Все це з'єднано з комп'ютером 10.

Аналіз пульсу може використовуватися для таких застосувань (рис.4.2):

- діагноз і раннє виявлення артеріосклерозу, хронічних і/чи гострих артеріальних судинних хвороб, і функціонального порушення циркуляції;

- моніторинг ризикових хворих, як наприклад діабетиків, курців, і хворих старших 50-ти років;
- післяопераційні огляди після судинних хірургічних операцій;
- визначення фармацевтичного впливу на судинну систему.

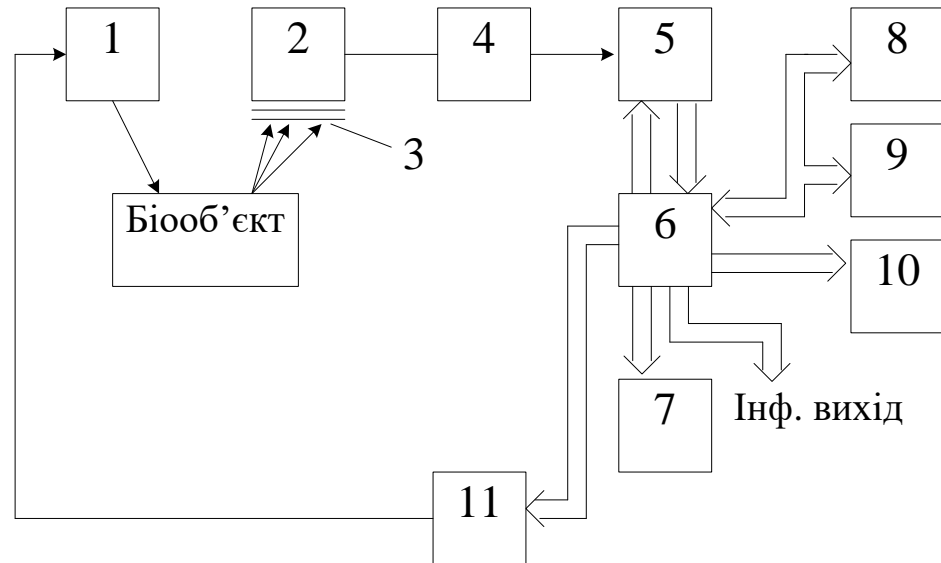


Рисунок 4.1 – Структурна схема системи

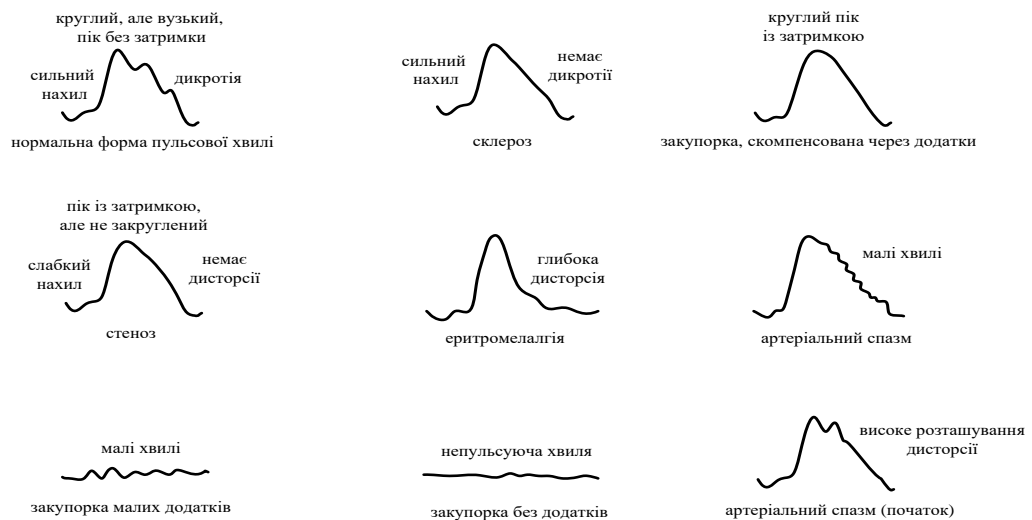


Рисунок 4.2 – Пульсові хвилі при розвитку різних форм хвороб

Пульс може також бути виміряний на пальцях руки і пальцях ноги з фотоплетизмограми використовуючи medis. світло або світло системи S. Щодо поляризаційних фільтрів, то вони покращують якість сигналу і дозволяють отримати достовірні і більш точні виміри.

ОЕ система працює таким чином. Одразу після включення приладу відбувається обнулення блоків обчислювача, а саме скид мікроконтролера в нульовий стан та задання дозволу роботи пристрою. Після цього інфрачервоне джерело випромінювання випромінює світловий потік, який частково поглинаючись і частково розсіюючись біологічними тканинами досліджуваної ділянки тіла (об'єкта дослідження), подається на фотоприймач, причому світловий потік досягає фотоприймача більш ослабленим, тому в схему вводиться поляризаційний фільтр. Пульсації периферійних судин, що виникають за рахунок проходження пульсової хвилі, викликають коливання оптичної густини живої тканини, тому потік інфрачервоного випромінювання, що пройшов або відбився від тканин, модулюється по амплітуді і наводить у фотоприймачах електричні сигнали, пропорційні цьому потоку.

Сигнали з фотоприймачів після фільтрації та підсилення на підсилювачі поступають на вхід мікроконтролера обчислювача. Далі сигнали досягають АЦП, в якому проводиться серія аналого-цифрових перетворень, після чого мікроконтролер перетворює сигнал в цифровий код. На його виході сигнал, що має усереднене значення сигналів з підсилювача, потрапляє до блоку еталонів, де відбувається порівняння даних. Потім сигнал передається до послідовного інтерфейсу. Послідовний інтерфейс використовується для передачі даних з його виходу в пам'ять комп'ютера. Після того, як результати вимірювання потрапляють в комп'ютер, на екрані, тобто на його виході висвітлюється оброблений фотоплетизмографічний сигнал.

Коли сигнали потрапляють в персональний комп'ютер, він повідомляє мікроконтролер про те, що сигнал встановився. Це здійснюється через

виходи: персонального комп'ютера, послідовного інтерфейсу та блока індикації.

При використанні послідовного інтерфейсу в даному пристрої вирішуються такі задачі, як:

- подолання обмежень у виробництві;
- спрощення підключення завдяки мінімізації кількості і асортименту з'єднувальних кабелів;
- економія дефіцитних ресурсів персонального комп'ютера через зменшення кількості адрес портів, каналів і ліній запитів на переривання;
- повна підтримка технології самоналаштування (Plug and Play).

Медико-технічні вимоги щодо реалізації інтелектуалізованої біотехнічної системи діагностування функціонального стану на основі пульсодіагностики та термометрії

1. Система для пульсодіагностики та термометрії призначена для визначення різних параметрів периферійного кровообігу і їх динаміки: судинного тону, кровонаповнення судин різного калібру, тиску крові, швидкості кровотоку, а також умовних і безумовних судинних рефлексів, як показників регулюючого впливу на судини центральної і вегетативної нервової системи.

2. Прилад повинен живитись від мережі змінного струму частотою 50 гц, напругою 127, 220 В $\pm 10\%$.

4. Прилад повинен бути переносним (загальна вага всіх блоків не повинен перевищувати 20 кг).

5. Реєстрація всіх параметрів здійснюється електричним шляхом. Прилад повинен бути електробезпечним при користуванні як для лікаря, так і для хворого.

6. Прилад повинен мати вісім каналів для реєстрації: а) повільних коливань кровонаповнення на двох ділянках тіла; б) швидких пульсових коливань на цих же ділянках; у) тиск; г) відрізків часу 1-2 секунди; д) початку і кінця нанесення збудження; е) зміна амплітуди і частоти дихання.

8. Чутливість каналів, які реєструють повільні зміни кровонаповнення, повинна бути не менше її 0,05 мВ/мм, а для каналів швидких коливань – не менше 0,01 мВ/мм.

12. Прилад повинен мати висновки від підсилювачів основних каналів для підключення до осцилографа або магнітофону.

14. Прилад повинен мати три калібрувальних елемента: для калібрування фотодатчиків - світлофільтр, для калібрування підсилювачів і рекордерів - постійний і змінний електричні сигнали, спеціальний калібрувальний пристрій для об'ємного калібрування у відсотках.

16. Прилад повинен мати вісім датчиків: два датчики для запису в проходячому світлі судинних реакцій пальців рук або ніг, два датчики, що працюють на відбитому світлі, зокрема один - для реєстрації з внутрішніх органів, один датчик для реєстрації дихання, один датчик для дослідження реакцій судин слизових оболонок і шкіри голови, для реєстрації осцилограми - два датчики з фотоелектоперетворювачами. Все датчики повинні кріпитися на досліджуваній частині тіла.

17. Освітлювач фотодатчика повинен забезпечувати рівномірну освітленість і стабільну яскравість досліджуваного ділянки тіла площею 1 см². Проміння, що виходить, повинно бути паралельним. Регулювання інтенсивності освітлення повинна бути до максимально допустимого для лампочки рівня.

18. Спектральна характеристика датчика повинна виключати вплив коливань вмісту кисню в крові на плетизмограмі.

19. Освітлювач повинен змінювати температуру досліджуваної ділянки тіла не більше ніж на 0,2°C при 30-хвилинному дослідженні.

20. Фотодатчик повинен мати регулювання тиску на досліджувану ділянку тіла від 0,005 до 0,04 кг/см².

21. Датчик для внутрішніх органів повинен витримувати стерилізацію в спирті.

24. Прилад повинен мати автобалансувальний елемент, який при включенні встановлює реєстратори коливань кровонаповнення на нульову лінію.

Реалізація протоколу прийому і зберігання біомедичної інформації

Весь USB протокол прийому і декодування виконується на мікропрограмному рівні. Спочатку мікропрограма отримує потік USB бітів в одному пакеті USB у внутрішній буфер. Початок прийому базується на зовнішньому перериванні INT0, який відповідає за синхронізуючий зразок. Протягом прийому, перевіряється лише кінець сигналу пакету (тільки виявлення EOP). Це виконується завдяки екстремальній швидкості передачі даних USB. Після успішного прийому, мікропрограма розшифрує пакети даних і аналізує їх. Спочатку вона перевіряє, чи призначений пакет для цього пристрою згідно з його адресою.

Після прийому цього потоку бітів, ми отримуємо NRZI закодований масив бітів з наповненням бітів у вхідному буфері. В процесі декодування ми спочатку видаляємо наповнення бітів, а потім NRZI кодування. Всі ці зміни виконуються в другому буфері (копія буфера прийому), таким чином, новий пакет може бути отриманий, поки перший розшифровується. У цей момент, декодуюча швидкість не суттєво важлива, тому що пристрій може затримати відповідь, але коли хости запитують на відповідь протягом розшифровки, пристрій повинен відповісти негайно з NAK таким чином, що хост розумітиме, що операція ще невиконана. Через це, мікропрограма має бути здатна отримати пакети від хоста протягом розшифровки, розшифровують, чи призначається операція для пристрою, а потім посилають пакет NAK, якщо якась розшифровка в процесі

виконання. Потім хост подає запит знову. Мікропрограма також розшифровує операцію головної USB транзакції і виконує запитану дію (наприклад, відправка символу до лінії RS232 і очікування завершення передачі), і готує відповідну відповідь. Протягом цього процесу пристрій перерваний деякими пакетами від хоста, зазвичай IN пакетами для отримання відповіді від пристрою. До цих IN пакетів пристрій повинен відповісти з пакетами NAK. Коли відповідь готова і пристрій виконав необхідну дію, відповідь повинна пройти через поле CRC, а потім NRZI кодування і заповнення бітів перед тим, як передати масив бітів. Таким чином, коли хост запрошує відповідь, ми можемо передавати цей потік бітів до ліній даних згідно із специфікацією USB (від синхронізуючого зразка до EOP).

4.2 Рекомендації щодо вибору елементної бази сенсорної частини

Так як дана система складається з трьох вимірювальних каналів, тому в ній використовується три датчика і три каскади підсилювачів.

В якості датчика використовується світлодіод, який просвічує біологічний об'єкт (БО) пучком інфрачервоного (ІЧ) випромінювання, та фотодіод, що реєструє сигнал від БО.

Доцільно було б використати світлодіод в металоскляному корпусі з направленим випромінюванням. Тому я обираю інфрачервоний світлодіод типу АЛ106. Він має такі основні параметри:

- сила світла, світіння – 40 мкд;
- постійна пряма напруга, $U = 2,8$ (при струмі 5 мА);
- максимальний постійний прямий струм, $I = 10$ мА;
- температура навколишнього середовища, $T = -60...+70$ °С.
-

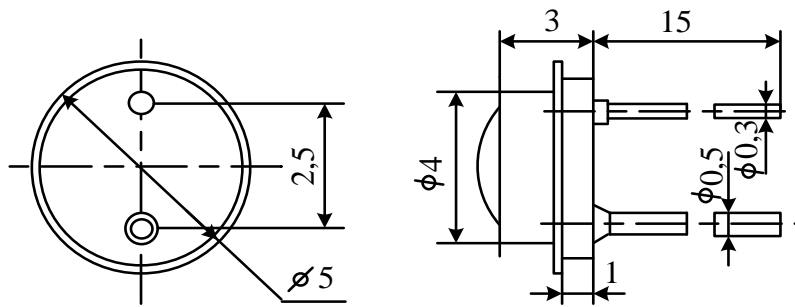


Рисунок 4.3 – Схема світлодіода АЛ106 [13]

В якості фотоприймача використаємо фотодіод типу ФД-11К. Це кремнієвий фото діод, який має такі основні параметри:

- розмір фоточутливого елементу, $D = D 2,5$ мм;
- діапазон спектральної характеристики, $L = 0,5...1,15$ мкм;
- максимальна спектральна характеристика, $L_m = 0,88...0,94$ мкм;
- робоча напруга, $U = 10$ В;
- темновий струм, $I \leq 0,2$ мкА;
- інтегральна струмова чутливість, $S \geq 5$ мА/лм.

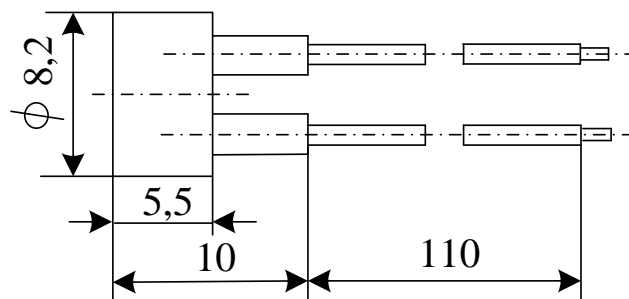


Рисунок 4.4 – Схема фотодіода ФД-11К [13]

Як показали попередні дослідження оксигенації, рівень оптичного сигналу на вході фотоприймача близько 100 нВт. При цьому сигнал, який відповідає зміні вмісту кисню під час фотодинамічної терапії, становить

кілька нВт. Отже, мінімальна чутливість фотоприймача повинна бути не менше 1 нВт і діапазон вимірювань повинен бути в межах кілька сотень нВт.

Виходячи з даних вимог, зробимо вибір фотодіоду за його шумовими характеристиками.

Основними видами шуму фотодіоду є:

1. Тепловий шум – викликається хаотичним тепловим рухом вільних електронів в самому приймачу випромінювання і має рівномірний спектр.

2. Дробовий шум - виникає через флуктуації струму (спрямованого руху зарядів) в різні проміжки часу.

2. Шум фотодіоду на динамічному опорі незміщеного р-п переходу.

Вибір фотодіоду

У зв'язку з тим, що істотний внесок в шумові характеристики фотодіоду вносить теплової шум, зробимо вибір фотодіоду за оцінкою цього шуму, а потім зробимо розрахунок чутливості обраного фотодіоду з урахуванням усіх шумових характеристик.

Тепловий шум

Згідно з методикою, зазначеною в [15], тепловий шум визначається за формулою (4.1):

$$\bar{I}_T^2 = \frac{4 \cdot k \cdot T \cdot \Delta f}{R_T} \quad (4.1)$$

де k – стала Больцмана, $k = 1,38 \cdot 10^{-23} \frac{\text{Дж}}{\text{К}}$;

T – абсолютна температура фотодіоду, $T = 293 \text{ К}$;

R_T – темновий опір приймача випромінювання, МОм;

Δf – смуга пропускання інформативного сигналу, Гц.

Визначимо шумову смугу пропускання Δf :

$$\Delta f = \int_0^{\infty} k^2(f) df \quad (4.2)$$

де $k(f)$ – частотна характеристика приймача випромінювання.

У найбільш простому випадку еквівалентом приймача випромінювання з точки зору його частотної характеристики є аперіодична ланка:

$$k(j\omega) = \frac{1}{1+j\omega\tau} \quad (4.3)$$

де τ – постійна часу фотодіоду;

Якщо нормувати характеристику (2.6), то у відносних одиницях отримаємо вираз (2.4) для амплітудної частотної характеристики приймача:

$$k(j\omega) = \frac{1}{\sqrt{1+(2\pi\tau)^2}} \quad (4.4)$$

Отже:

$$\Delta f = \int_0^\infty \frac{df}{1+(2\pi\tau)^2} = \frac{1}{2\pi\tau} \arctg(2\pi\tau f) \Big|_0^\infty = \frac{1}{4\tau} \quad (4.5)$$

Таким чином, тепловий шум становить:

$$\bar{I}_T^2 = \frac{4 \cdot k \cdot T}{4 \cdot \tau \cdot R_T} = \frac{k \cdot T}{\tau \cdot R_T} \quad (4.6)$$

Темновий опір фотодіоду дорівнює:

$$R_T = \frac{U}{I_{mm}} \quad (4.7)$$

де $U=10$ мВ, типова напруга для темнового струму.

Таким чином, маємо:

$$\bar{I}_T^2 = \frac{k \cdot T \cdot I_{mm}}{\tau \cdot U} \quad (4.8)$$

Мінімальна чутливість становить $P_{min} \leq 1$ нВт.

Фоточутливість S дорівнює:

$$S \approx \frac{\bar{I}_T}{P_{min}} \quad (4.9)$$

Підставивши звідси величину \bar{I}_T у вираз (2.12) отримаємо:

$$\frac{S^2 \tau}{I_{mm}} = \frac{k \cdot T}{P_{min}^2 \cdot U} = \frac{1,38 \cdot 10^{-23} \cdot 293}{1 \cdot 10^{-18} \cdot 10 \cdot 10^{-3}} \geq 0,4 \frac{A \cdot сек}{Bm^2} \quad (4.10)$$

Отже, для вибору фотодіоду потрібно, щоб співвідношення $\frac{S^2 \tau}{I_{mm}}$ відповідало умові (3.10). Крім того, для проведення досліджень необхідно, щоб

діод працював в спектральному діапазоні від видимого до інфрачервоного. У зв'язку з цим ми зупинили свій вибір на діодах Hamamatsu серії S2386.

З таблиці «Electricalandopticalcharacteristics» величина S в найгіршому випадку становить: $S = 0,43 \text{ А/Вт}$, відношення $\frac{\tau}{I_{\text{ТМ}}}$ для всіх діодів однакове і дорівнює $\frac{\tau}{I_{\text{ТМ}}} = 2 \cdot 10^5 \frac{\text{с}}{\text{А}}$.

В результаті отримуємо $\frac{S^2 \tau}{I_{\text{ТМ}}} = 0,43 \cdot 2 \cdot 10^5 = 3,7 \cdot 10^4 \frac{\text{А} \cdot \text{сек}}{\text{Вт}^2}$, що значно перевищує граничне значення, отримане в (4.13).

Крім того, динамічний діапазон зазначених фотодіодів з лінійною характеристикою за фоточутливістю лежить в межах $10^{-12} \div 10^{-2} \text{ Вт}$.

Таким чином, будь-який із зазначених діодів повинен відповідати нашим вимогам.

Для прикладу розрахунку повного шумового струму оберемо фотодіод Hamamatsu S2386-5k.

Тепловий шум

З формули (4.8), тепловий шум дорівнює $\bar{I}_T^2 = \frac{k \cdot T \cdot I_{\text{ТМ}}}{\tau \cdot U}$.

Користуючись табличними даними [15], визначаємо, що постійна часу для фотодіоду Hamamatsu S2386-5k становить не більше 3,6 мкс, $I_{\text{ТМ}} = 5 \cdot 10^{-12} \text{ А}$, $U = 10 \text{ мВ}$.

Підставивши числові дані у вираз (2.11), отримуємо:

$$\bar{I}_T^2 = \frac{k \cdot T \cdot I_{\text{ТМ}}}{\tau \cdot U} = \frac{1,38 \cdot 10^{-23} \cdot 293 \cdot 5 \cdot 10^{-12}}{3,6 \cdot 10^{-6} \cdot 10 \cdot 10^{-3}} = 5,6 \cdot 10^{-25} \text{ А}^2 \quad (4.11)$$

Дробовий шум

Спектр дробового шуму, так само як спектр теплового шуму, не залежить від частоти і є рівномірним.

Струм дробового шуму обчислюється таким чином:

$$\bar{I}_{\text{др}}^2 = 2 \cdot e \cdot I \cdot \Delta f = \frac{e \cdot I}{2 \cdot \tau} \quad (4.12)$$

де $e = 1,6 \cdot 10^{-19} \text{ Кл}$ – заряд електрону;

I - середнє значення (постійна складова) фотоструму (включаючи фоновий струм і струм сигналу). За відсутності засвітки в якості I можна прийняти темновий ток $I = 5 \cdot 10^{-12} \text{ А}$

Повертаючись до формули (2.15) обчислимо дробовий шум фотодіоду:

$$\bar{I}_{\text{др}}^2 = \frac{e \cdot I}{2 \cdot \tau} = \frac{1,6 \cdot 10^{-19} \cdot 5 \cdot 10^{-12}}{2 \cdot 3,6 \cdot 10^{-6}} = 1,1 \cdot 10^{-25} \text{ А}^2 \quad (4.13)$$

Шум фотодіоду

$R_{\text{д}} = 10 \cdot 10^9 \text{ Ом}$ – динамічний опір незміщеного р-п переходу фотодіоду [150].

$$\bar{I}_{\text{шфд}}^2 = \frac{4 \cdot k \cdot T \cdot \Delta f}{R_{\text{д}}} = \frac{k \cdot T}{R_{\text{д}} \cdot \tau} \quad (4.14)$$

$$\bar{I}_{\text{шфд}}^2 = \frac{k \cdot T}{R_{\text{д}} \cdot \tau} = \frac{1,38 \cdot 10^{-23} \cdot 293}{10 \cdot 10^9 \cdot 3,6 \cdot 10^{-6}} = 1,1 \cdot 10^{-25} \text{ А}^2$$

Сумарний шум

$$I_{\Sigma}^2 = I_{\text{T}}^2 + I_{\text{др}}^2 + I_{\text{шфд}}^2 \quad (4.15)$$

$$I_{\Sigma}^2 = 5,6 \cdot 10^{-25} + 1,1 \cdot 10^{-25} + 1,1 \cdot 10^{-25} = 7,8 \cdot 10^{-25} \text{ А}^2$$

$$I_{\Sigma} = 0,88 \cdot 10^{-12} \text{ А}$$

Мінімальна чутливість фотодіоду складає:

$$P_{\text{min}} = \frac{I_{\Sigma}}{S} = \frac{0,88 \cdot 10^{-12}}{0,43} = 2 \cdot 10^{-12} \text{ Вт} = 2 \text{ пВт},$$

що менше 1 нВт. Це відповідає рівню мінімальної потужності, яка вимірюється фотодіодом.

Таким чином, обраний фотодіод Hamamatsu S2386-5k задовольняє усім вимогам для проведення фотодинамічної терапії.

Для динамічного моніторингу рівню концентрації ФС нами пропонується фоточутливий детектор, що складається із плати управління, блоків живлення ($\pm 5 \text{ Вт} / \pm 15 \text{ В}$) і фотоприймача на основі фотодіоду Hamamatsu (серія S2386).

Схема принципова електрична фотоприймача на основі фотодіода Hamamatsu S2386-K приведена на рис. 4.5

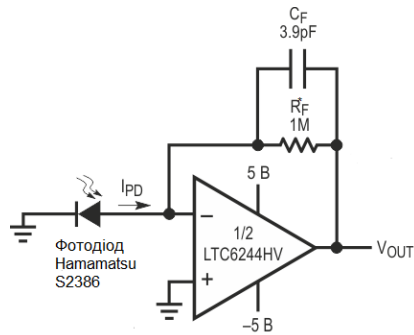


Рисунок 4.5 – Трансїмпедансний підсилювач для фотодіода з великою площею кристала

4.3 Рекомендації щодо розроблення інтелектуалізованої біотехнічної системи діагностування функціонального стану на основі пульсодіагностики

Цифровий потенціометр.

В схемі використовується цифровий потенціометр MCP41XXX. Пристрої MCP41XXX і MCP42XXX – це 256-позиційні цифрові потенціометри з опором 10 кОм, 50 кОм і 100 кОм. MCP41XXX є одноканальним пристроєм і пропонується в 8-контактному корпусі PDIP або SOIC. MCP42XXX містить два незалежних канали в 14-контактному корпусі PDIP, SOIC або TSSOP. Положення середнього контакту потенціометра MCP41XXX/42XXX змінюється лінійно і контролюється через стандартний промисловий інтерфейс SPI. Пристрої споживають < 1 мкА під час статичної роботи. Передбачена функція програмного вимкнення, яка відключає клему «А» від блоку резисторів і одночасно підключає середній контакт потенціометра до клемі «В». Крім того, здвоєний MCP42XXX має вивід SHDN, який виконує ту ж саму функцію апаратно. У режимі вимкнення вміст регістра положення середнього контакту потенціометра може бути змінений, і потенціометр повертається з вимкненого

стану до нового значення. Після увімкнення живлення середній контакт потенціометра в середнє положення шкали (80h). Вивід RS реалізує апаратне скидання і також повертає потенціометр в середнє положення. Інтерфейс SPI MCP41XXX має виводи SI і SO, що дозволяє використовувати декілька пристроїв на одній шині. Узгодження опору між каналами в MCP42XXX варіюється в межах 1%. Пристрій працює від одного джерела живлення 2,7-5,5 В і розраховані на розширений і промисловий діапазони температур.

На рисунку 4.6 приведена схема стандартного підключення цифрового потенціометра до керуючого мікроконтролера. Призначення виводів MCP41XXX зведені до таблиці 4.1.

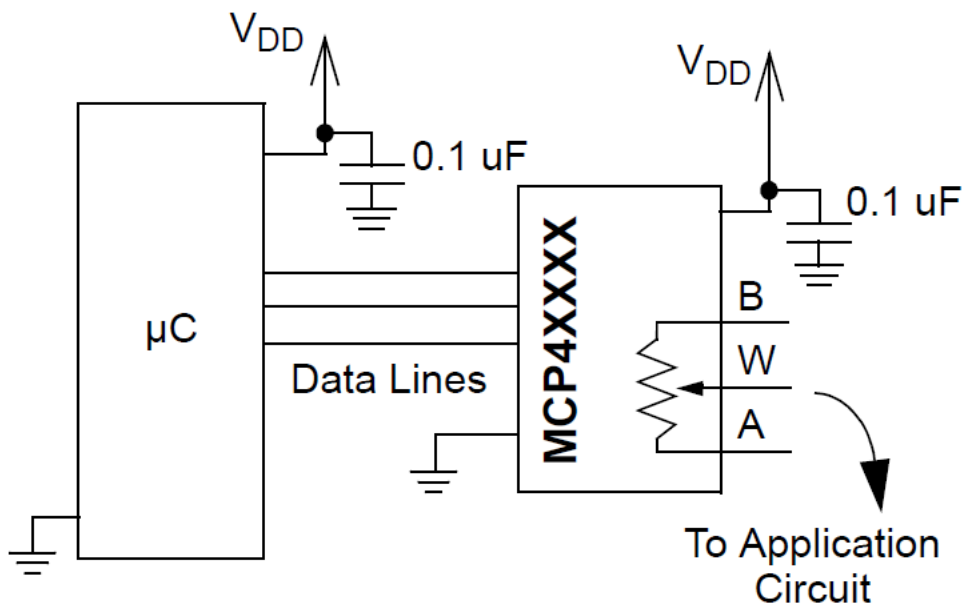


Рисунок 4.6 – Типова схема підключення цифрового потенціометра MCP41XXX До керуючого мікроконтролера

Пристрої MCP41XXX/42XXX – це 256-позиційні одинарні та подвійні цифрові потенціометри, які можна використовувати замість стандартних механічних потенціометрів. Доступні значення опору складають: 10 кОм, 50 кОм і 100 кОм. Як показано на рисунку 1.2 кожен потенціометр складається з змінного резистора і 8-бітового (256-позиційного) регістра даних, який визначає

положення повзунка. Номінальний опір середнього контакту потенціометра становить 52 Ом для версії 10 кОм, 125 Ом для версій 50 кОм і 100 кОм. Для здвоєних пристроїв варіація узгодження між каналами становить менше 1%. Опір між середнім контактом потенціометра і будь-якою з кінцевих точок резистора змінюється лінійно відповідно до значення, що зберігається в регістрі даних. Код 00h в регістрі даних потенціометра провокує підключення середнього контакту потенціометра до клеми «В».

При проектуванні топології друкованої плати цифрового потенціометра слід використовувати обхідні конденсатори. Ці конденсатори повинні бути розміщені якомога ближче до виводу пристрою. Рекомендується значення шунтуючого конденсатора 0,1 мкФ. Цифрові та аналогові траси повинні бути максимально відокремлені на платі, при цьому траси не повинні проходити під пристроєм або шунтуючим конденсатором.

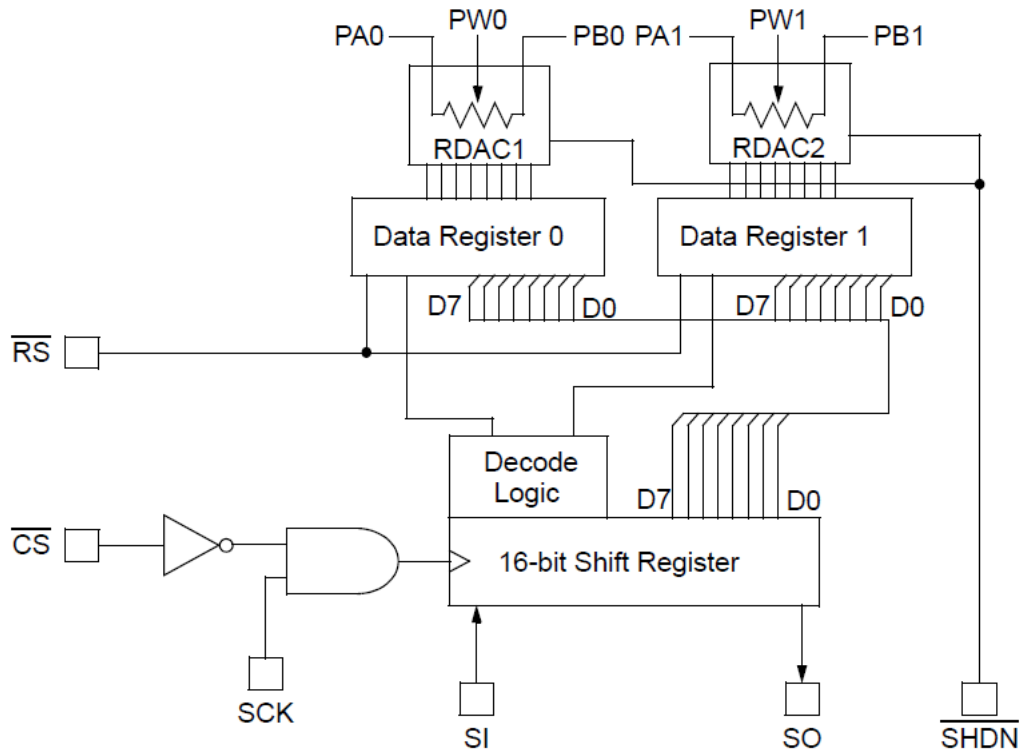


Рисунок 4.7 – Внутрішня будова цифрового потенціометру
MCP41XXX/MCP42XXX

Слід вжити додаткових заходів обережності, щоб тримати траси з високочастотними сигналами (наприклад, тактовими лініями) якнайдалі від аналогових трас. Рекомендується використовувати аналогову площину заземлення, щоб зберегти потенціал заземлення однаковим для всіх пристроїв на платі.

Використовувати цифровий потенціометр можна в двох режимах: в режимі реостата і потенціометра або в режимі подільника напруги. У режимі реостата потенціометр використовується як двоконтактний резистивний елемент. Невикористану клему слід під'єднати до середнього контакту потенціометра, як показано на рисунку 4.8 при чому зміна полярності клем А і В не вплине на роботу.

Таблиця 4.1

Призначення виводів цифрового потенціометра MCP41XXX

	Назва	Функціональне призначення
	CS	Chip Select
	SCK	Serial Clock
	SI	Serial Data Input
	V _{SS}	Ground
	PA0	Terminal A Connection For Pot 0
	PW0	Wiper Connection For Pot 0
	PB0	Terminal B Connection For Pot 0
	V _{DD}	Power

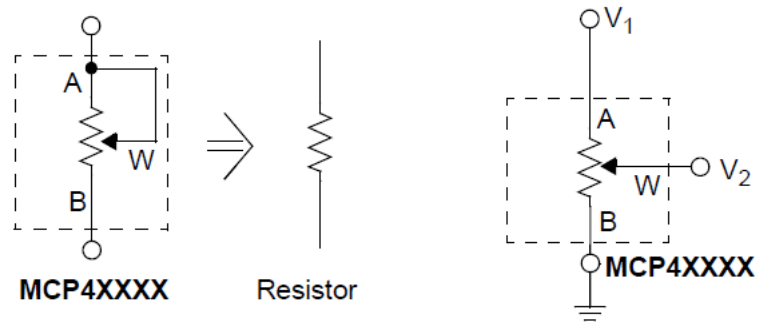


Рисунок 4.8 – Режими роботи цифрового потенціометра
MCP41XXX/MCP42XXX

При програмуванні налаштувань цифрового потенціометра можна використовувати наступні рівняння для розрахунку опорів.

$$R_{WA}(D_n) = \frac{(R_{AB})(256 - D_n)}{256} + R_W,$$

$$R_{WB}(D_n) = \frac{(R_{AB})(D_n)}{256} + R_W.$$

Запис коду в регістр даних 00h фактично з'єднує середній контакт потенціометра з клемою «В», залишаючи тільки невеликий опір середнього контакту. Запис кодів, які відрізняються від 00h наблизить середній контакт ближче до клемі «А» потенціометра. Рівняння можна використовувати для розрахунку опорів клем. Приклад розрахунку наведений з використанням потенціометра 10 кОм і значенням коду в регістрі даних потенціометра C0h = 192₁₀.

$$R_{WA}(D_n) = \frac{(R_{AB})(256 - D_n)}{256} + R_W = \frac{(10 \text{ кОм})(256 - 192)}{256} + 52 \text{ Ом} = 2552 \text{ Ом}$$

$$R_{WB}(D_n) = \frac{(R_{AB})(D_n)}{256} + R_W = \frac{(10 \text{ кОм})(192)}{256} + 52 \text{ Ом} = 7552 \text{ Ом}$$

Генератор синусоїдальних коливань на базі мосту Віна.

Генератор синусоїдальних коливань на основі моста Віна або просто генератор Віна (рис. 4.9) є одним із найпоширеніших RC-генераторів синусоїдальних коливань. Генератор Віна складається з ОУ DA1, який охоплений НЗЗ (негативний зворотний зв'язок) за допомогою резисторів R1 і R2, а також ДЗЗ (додатний зворотний зв'язок) за допомогою частотно-виборчого кола R3C1R4C2

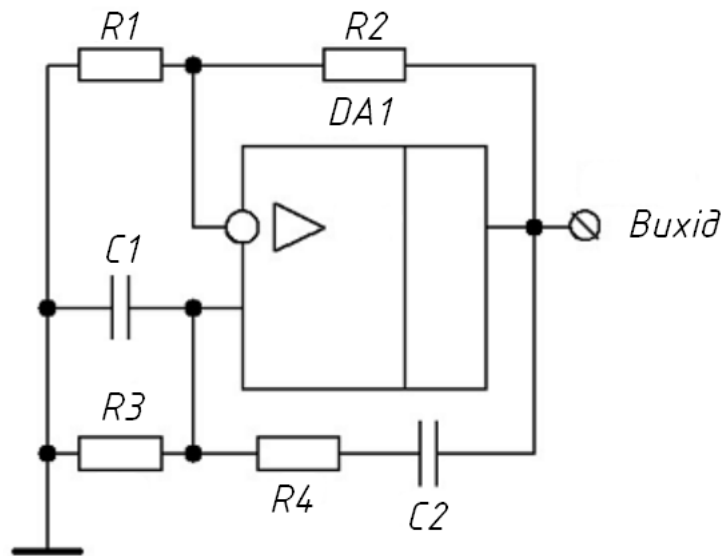


Рисунок 4.9 – Схема генератора Віна на базі ОП

Частотно-вибираючий ланцюг R3C1R4C2 називається мостом Віна, від назви якого і отримав назву генератор даного типу. Даний міст складається з послідовно включених диференціюючого ланцюга R4C2 та інтегруючого ланцюга R3C1. Як відомо, для генерування сигналу міст Віна повинен забезпечити нульовий фазовий зсув сигналу. Це забезпечується рівністю постійні часу інтегруючого ланцюга R3C1 та диференціюючого ланцюга R4C2.

$$R4C2 = R3C1$$

Тоді частота, при якій зсув фаз дорівнює нулю, визначається наступним виразом

$$f = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_3 C_1 R_4 C_2}}$$

За даної умови коефіцієнт передачі ланцюга ДЗЗ дорівнюватиме 1/3. Тому для того, щоб компенсувати дану умову коефіцієнт передачі ланцюга НЗЗ повинен дорівнювати 3, тобто

$$\beta_{\text{НЗЗ}} = \frac{R_1}{R_1 + R_2} = \frac{1}{3},$$

$$R_2 = 2R_1$$

Генератор із мостом Віна забезпечує вихідний синусоїдальний сигнал із невеликими спотвореннями – близько 0,05 %. Однак у цього типу генератора існує серйозна проблема в тому, що для отримання якісного синусоїдального сигналу необхідно забезпечити точні співвідношення резисторів у ланцюзі НЗЗ R_1 і R_2 , тобто забезпечити коефіцієнт передачі ланцюга, що дорівнює трьом ($\beta = 1/3$). Так, якщо $\beta < 1/3$, то коливання, що виникли, будуть із сильними спотвореннями, а в разі $\beta > 1/3$, навіть якщо і виникнуть коливання, їхня амплітуда поступово зменшуватиметься та з часом дорівнюватиме нулю. Тому для стабілізації роботи генератора Віна застосовують різні автоматичні системи стабілізації амплітуди.

В основі систем стабілізації амплітуди лежить властивість нелінійних елементів під дією напруги змінювати свій внутрішній опір. Одна з найпростіших схем стабілізації містить два напівпровідникові діоди, включені в ланцюг НЗЗ (рис. 4.10).

У цій схемі послідовно з резистором зворотного зв'язку R_3 ввімкнено два діоди VD_1 та VD_2 за зустрічно-паралельною схемою, чим забезпечується стабілізація амплітуди позитивної та негативної напівхвиль синусоїдального сигналу. При зростанні амплітуди вихідної напруги, струм, що протікає через діод, збільшується, як наслідок зменшується динамічний опір діода, і зростає

коефіцієнт передачі ланцюга НЗЗ, тим самим зменшуючи амплітуду вихідної напруги.

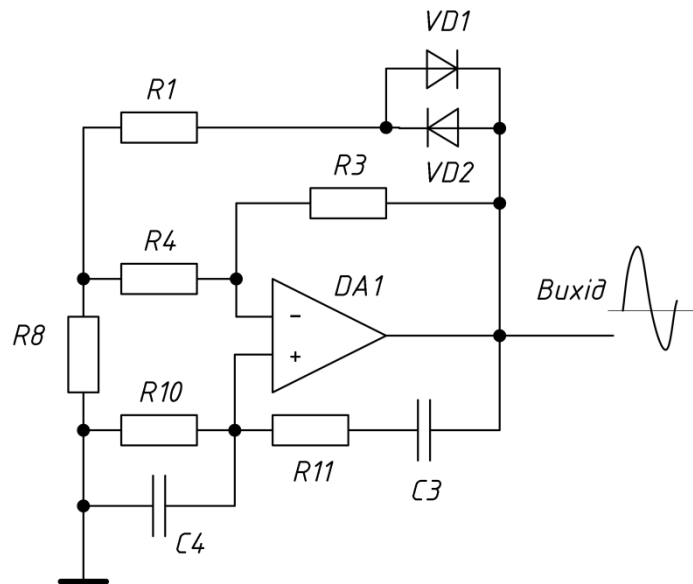


Рисунок 4.10 – Схема генератора на базі моста Віна з стабілізацією амплітуди

Під час реалізації цієї схеми величину резистора R3 слід брати дещо меншою, ніж у схемі без стабілізації амплітуди, щоб $\beta < 1/3$, тим самим створюються умови для гарантованого виникнення коливань.

Частота коливань в такому випадку буде визначатись за формулою

$$f = \frac{1}{2\pi RC},$$

і при номіналах резистора 33 кОм та конденсатора 1 нФ становитиме 5 кГц.

$$f = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2\pi \cdot 33000 \cdot 1 \cdot 10^{-9}} = 4822.877 \approx 5 \text{ кГц}$$

Демодуляція сигналу з фотодіода.

Фотодіод увімкнено в режимі фотогальванічного елемента (без зовнішньої зворотної напруги), R29 – навантажувальний резистор, що дає змогу збільшити швидкодію датчика за такого ввімкнення. Конденсатори C29 і C36 призначені

для видалення постійної складової сигналу, яка спричинена сторонніми засвічуваннями. Після першого високочастотного каскаду підсилення встановлено регульований мікроконтролером резистивний дільник (на цифровому потенціометрі MCP41010, керованому через інтерфейс SPI). Оскільки живлення MCP41010 однополярне (+4В), високочастотний сигнал необхідно змістити на половину живлення (R35-R37). Після ослаблення сигналу дільником (із заданим контролером АТmega рівнем ослаблення) постійний зсув прибираємо конденсатором С31, а високочастотний сигнал подаємо на вхід підсилювача з частотно-відбіркковими ланцюгами у зворотному зв'язку (з максимумом посилення на 5 кГц) і далі на амплітудний детектор VD7-R28-C28 для демодуляції і вилучення корисного сигналу ФПГ (рис. 4.11).

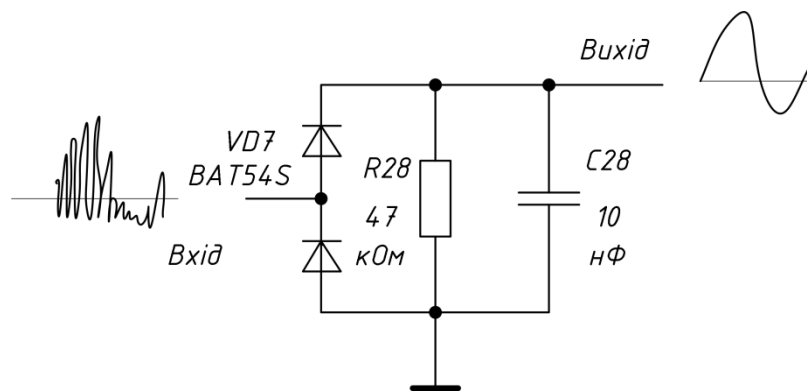


Рисунок 4.11 – Демодуляція

Мікроконтролер.

В системі використовується мікроконтролер АТmega48 в корпусі TQFP32 з частотою тактування 16 МГц з 4 кілобайтами внутрішньої FLASH-пам'яті для зберігання програми, 256 байтами EEPROM для зберігання даних на постійній основі та 512 кілобайтів вбудованої оперативної пам'яті для роботи мікроконтролера. Таких обсягів запам'ятовувальних пристроїв достатньо для виконання задачі перетворення періодичного сигналу пульсової хвилі частота якого лежить в околі 1 Гц в цифровий вигляд і подальшого передавання цифрової інформації на персональний комп'ютер для обробки та аналізу.

Далі ми описуємо головні частини мікропрограми. Мікропрограма ділиться на блоки: шаблони преривань, декодуючі шаблони (NRZI декодування, заповнення бітів), прийом USB, передачу USB, розшифровку дії на запит, і виконання звичайних дій на запит.

Користувач може додати його власні функції до мікропрограми.

“EXT_INT0” – програма обробки переривання. Зовнішнє переривання 0 активне весь цей час, поки працює мікропрограма. Цей шаблон ініціює прийом USB серійних даних (альтернативне ім'я – “USB прийом”).

Спершу, дані з вибірки повинні бути синхронізовані до середини ширини біта. Це виконується згідно до синхронізуючого зразка (який є квадратним хвильовим сигналом). Оскільки розрядна тривалість лише 8 циклів таймера XTAL і переривання можна уникнути преривання (+/- 4 цикли), крайова синхронізація в синхронізуючому зразку повинна ретельно виконуватися. Кінець синхронізуючого зразка і початок бітів даних виявляються згідно з останніми подвійними бітами низького рівня в синхронізуючому пакеті.

Після цього, дані з вибірки запускаються. Здійснення вибірки виконується всередині біта. Оскільки швидкість передач даних – 1,5Мбіт/сек (1,5 МГц) і швидкість мікроконтролера – 12 МГц, маємо лише 8 циклів для здійснення вибірки бітів даних, запам'ятовуючи це в буферному байті, переміщаємо буферний байт, перевіряючи, якщо був отриманий цілий байт, він запам'ятовується в SRAM, і перевіряється на EOP. Це найкритичніша частина мікропрограми; все повинно бути зроблено синхронно з точним розрахунком часу. Коли цілий пакет USB був отриманий, повинен виконатися пакет декодування. Спочатку, потрібно швидко визначити тип пакету (SETUP, IN, OUT, DATA) і отриманої USB адреси. Ця швидка розшифровка повинна виконуватися усередині програми обробки переривання, тому що відповідь необхідна невідкладно після здобуття

отримання USB (пристрій повинен відповісти з АСК пакетом, коли пакет з адресою пристрою був отриманий, і з NAK, коли пакет для пристрою, але коли відповідь зараз не готова).

В кінці шаблону (після того, як АСК/NAK пакет був посланий) буфер прийнятих даних повинен копіюватися в інший буфер, в якому виконуватиметься розшифровка. Це відбувається для того, щоб звільнити буфер прийому, аби отримати новий пакет.

Протягом прийому тип пакету розшифрований і встановлене відповідне значення прапорця. Цей прапорець перевіряється в циклі основної програми, і згідно з його значенням буде зроблена відповідна дія і буде готова відповідна відповідь без зважань на вимоги до швидкості мікроконтролера. Блок-схема процесу одержування шаблонів показана на рис. 4.12.

Цикл основної програми дуже простий. Потрібно лише перевірити прапорець процедури: що, робити, коли присутні деякі прийняті дані. Крім того перевіряється, чи встановлений інтерфейс USB (обидві лінії даних знаходяться в низькому рівні довгий час) і, якщо це виконується, повторно ініціалізується пристрій. Коли є дані для обробки (прапорець активний), викликається відповідна процедура: декодування NRZI в пакеті, вставка бітів видалення і підготовка відповіді в передаючий буфер (з вставкою бітів і NRZI кодуванням). Потім активується один прапорець, аби сигналізувати, що відповідь готова для посилки. Фізична вихідна буферна передача до ліній USB виконується в шаблоні прийому як відповідь пакету IN.

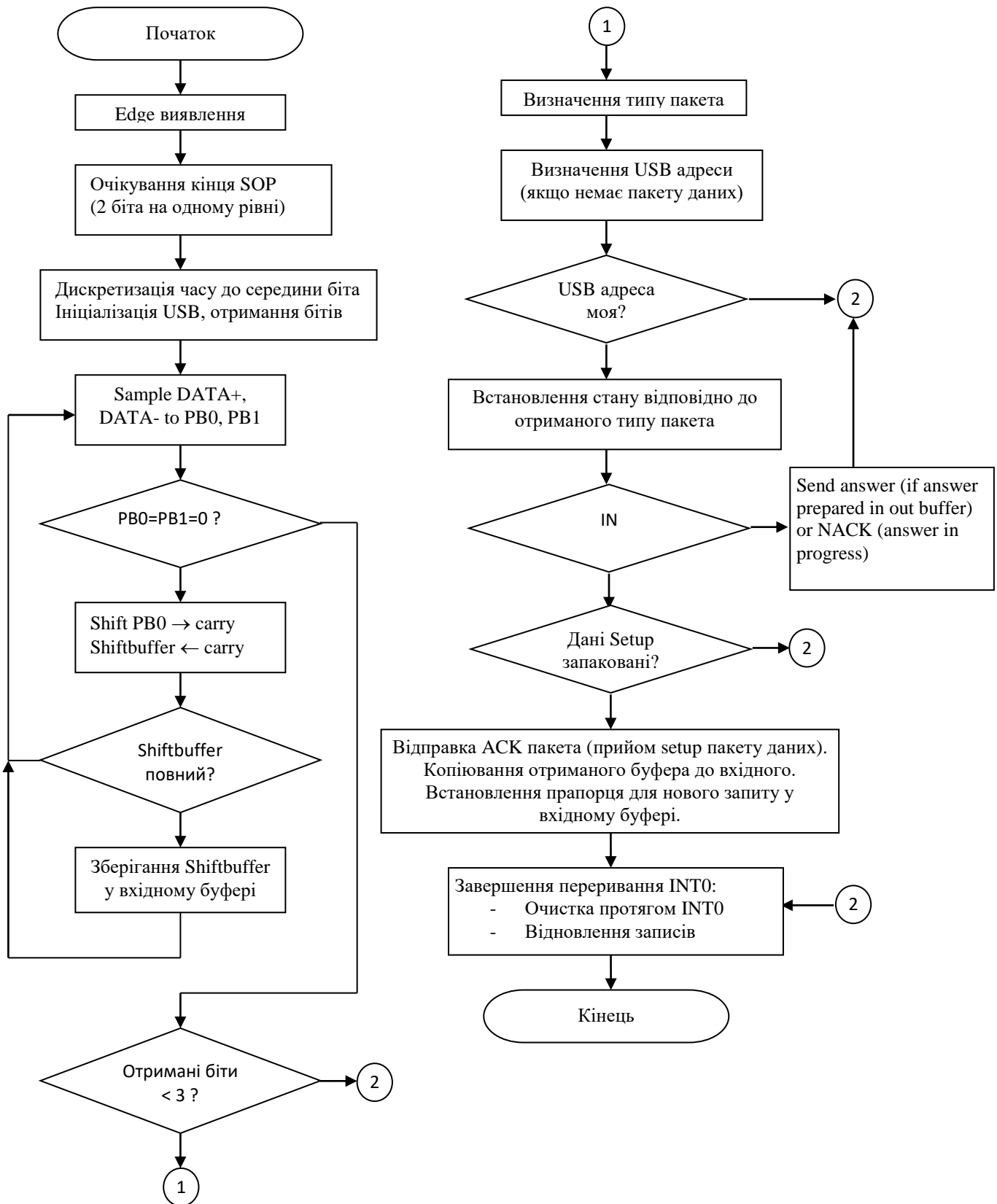


Рисунок 4.12 – Блок-схема процесу одержування шаблонів

Мікропрограмне налаштування

Користувачі (розробники пристрою) можуть додати в мікропрограму нові функції і розширити властивості пристрою.

У мікропрограмі готові 3 приклади щодо того, функції як додати користувача: DoUserFunctionX (X=0,1,2). Відповідно до цих прикладів можуть бути додані подібні розширені функції. Вміст функцій залежить лише від вимог пристрою.

У мікропрограмі також можуть бути налагоджені всі імена пристрою – як тільки пристрій з'являється в комп'ютері. Ці імена розташовані в мікропрограмі як рядки і можуть бути змінені до будь-якого рядка. Але рекомендується, аби ці імена змінилися разом з USB PID (ID продукту) і VID (ID продавця) для правильного розпізнавання в системі.

VID і PID мають бути унікальними для даного типу пристрою. Тому рекомендується, що при зміні функціональності пристрою треба змінювати PID або/і VID. ID продавця залежить від продавця пристрою USB і має бути призначений від організації USB (див. літературу 1). Кожен продавець має свій власний ID і тому це значення не може бути змінене на будь-яке значення. Але продукт ID залежить лише від вибору продавця і мета PID – розпізнати різні пристрої від того ж продавця [22].

Програмне забезпечення ПК

Для того, щоб зв'язатися з пристроєм, потрібна деяка програмна підтримка на стороні ПК. Це програмне забезпечення ділиться на 3 рівні:

- драйвер пристрою: використовується для низькорівневого зв'язку з пристроєм і для установки в операційній системі (Windows98/ME/NT/XP).
- бібліотека DLL: використовується для герметизації функцій пристрою і зв'язку з драйвером пристрою. DLL спрощує доступ функції пристрою з призначених для застосувань користувача. Бібліотека включає деякий пристрій і операційну систему зв'язані функціями (буфери, і т. п.).

- додатки користувача: роблять інтерфейс користувача для більш зручного зв'язку між користувачем і пристроєм. Використовує звернення до функції лише з бібліотеки DLL [23].

Бібліотека DLL зв'язується з драйвером пристрою і всі функції пристрою здійснюються в цій бібліотеці. Таким чином, програмування кінцевого додатку користувача спрощено. Бібліотека DLL гарантує винятковий доступ до пристрою (серіалізує доступ до пристрою), містить системний буфер для RS232 прийому даних, і створює єдину системну нитку для RS232 зчитування буфера даних пристрою.

Перетворення в послідовну форму в DLL гарантує, що лише один додаток зв'яжеться з пристроєм в будь-який зазначений час. Це необхідно через можливість змішування питань і відповідей з різних додатків в один і той самий час.

Системний буфер для RS232 прийому даних гарантує, що дані, отримані від RS232 лінії пристрою, запам'ятовуються в загальному для всіх пристроїв буфері. Таким чином, дані, отримані пристроєм, будуть відправлені всім додаткам. Немає жодної небезпеки, що додаток отримає неповні дані, тому що деякий інший додаток прочитав деякі з даних.

Всі функції пристрою визначаються в бібліотеці DLL, і вони експортуються в зрозумілій формі: не як номер функції і параметри, а як імена функції з параметрами. Таким чином, розробники кінцевих додатків користувача можуть швидко написати додаток, використовуючи лише інтерфейс DLL. Немає жодної необхідності вивчати низькорівневі функції пристрою, оскільки бібліотека DLL відділяє рівень прикладного програміста від апаратного рівня [21].

Додаток кінцевого користувача

Додаток кінцевого користувача використовуватиме функції лише з бібліотеки DLL, аби зв'язатися з пристроєм. Його головна мета - зробити зрозумілий GUI (графічний інтерфейс користувача).

Прикладні програмісти використовують бібліотеку DLL, аби написати їх власні додатки. Приклад може бути знайдений у виданому проекті, де всі вихідні коди доступні. Багато додатків можуть бути написані з використанням цього прикладу як початкової точки на декількох мовах програмування (Delphi, C++, Visual Basic).

Там включається приклад додатка кінцевого користувача під назвою “AVR309demo.exe”. Це програмне забезпечення має на увазі лише як приклад того, як використовувати функції з бібліотеки DLL. Вихідний код може бути використаний як шаблон для інших додатків [124].

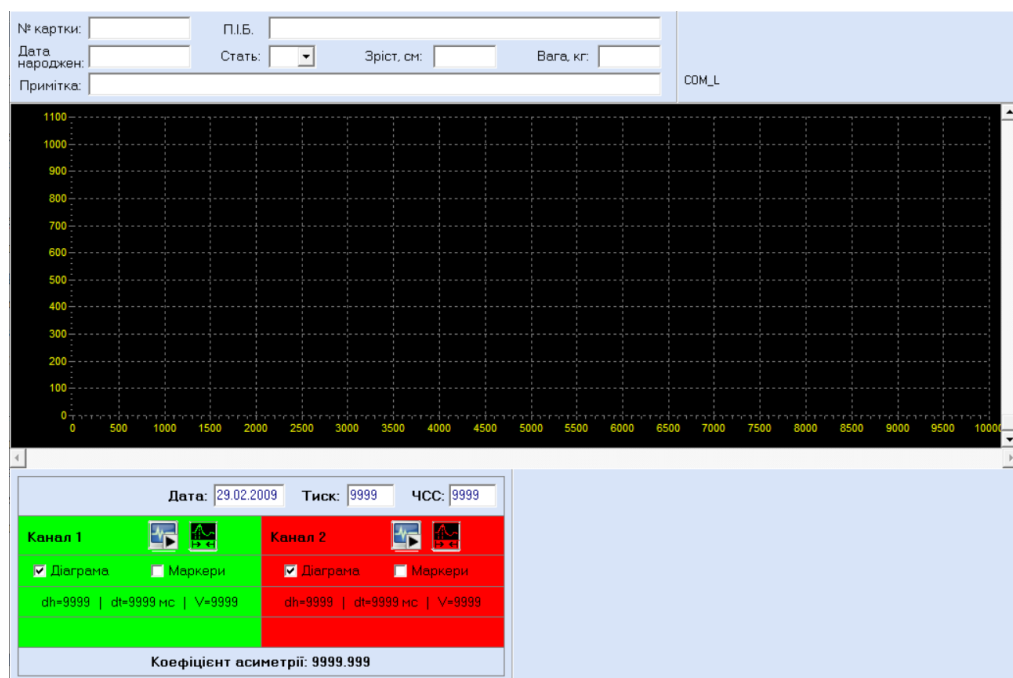


Рисунок 4.13 – Вигляд вікна користувача

4.4 Особливості інформаційно-вимірювальної системи для візуалізації пульсограм на основі SAVVY

Медичний пристрій є персональним пристроєм для серцево-судинної діяльності (PCARD), названий та посиланий як SAVVY в решті частини документа. Медичний пристрій SAVVY складається з датчика Savvy, зарядного

пристрою, зарядної док-станції та мобільного додатка (MobECG). Основою системи є невеликий і легкий (21 г) сенсор Savvy, закріплений на шкірі за допомогою стандартних самоклеючих електродів. Датчик Savvy вимірює диференціальну ЕКГ користувача між двома проксимальними електродами на відстані прибіл. 8,5 см. ЕКГ середньої роздільної здатності підходить для довготривалого персонального моніторингу серцевої діяльності під час щоденних або спортивних занять, а також для клінічного використання. Завдяки одному заряду вбудованого акумулятора датчик Savvy може працювати безперервно до семи днів і щонайменше 14 днів у режимі очікування. Датчик SAVVY можна заряджати за допомогою зарядної док-станції, яка постачається з ним. Вимірювання від датчика Savvy передаються через вбудований радіоприймач Bluetooth BT4.0 з низьким рівнем потужності в мобільний додаток на персональному цифровому помічнику (PDA), тобто смартфоні або планшеті, який забезпечує зберігання та графічне представлення вимірювань. Користувачем може бути здорова людина, особа, яка проходить скринінг, або пацієнт. Використання МД не обмежується віком, статтю, масою тіла чи зростанням та іншими особистими характеристиками. особа, яка проходить скринінг, або пацієнт. Використання МД не обмежується віком, статтю, масою тіла чи зростанням та іншими особистими характеристиками. особа, яка проходить скринінг, або пацієнт. Використання МД не обмежується віком, статтю, масою тіла чи зростанням та іншими особистими характеристиками.

Розміри накресленої ЕКГ, які також зазначені в звіті, становлять 10 мм на мВ за амплітудою та 25 мм за секунду по осі часу (Заповніть останню сторінку звіту, якщо часовий проміжок закінчується в середині сторінки). ЕКГ графік Додаток також надає можливість візуалізації поточного вимірювання ЕКГ та ВРМ. Вибравши «Графік ЕКГ» у меню програми або клацнувши на значку серця на головному екрані. Щоб повернутися на головний екран, натисніть «Назад» на КПК або виберіть «Огляд» у меню програми. На рисунку 4.14 показаний

приклад сигналу ЕКГ високої якості. Опція інтерактивного масштабування графіка дозволяє збільшувати або зменшувати вісь x (від 1 до 10 секунд) або вісь Y (мВ) за допомогою пальців.

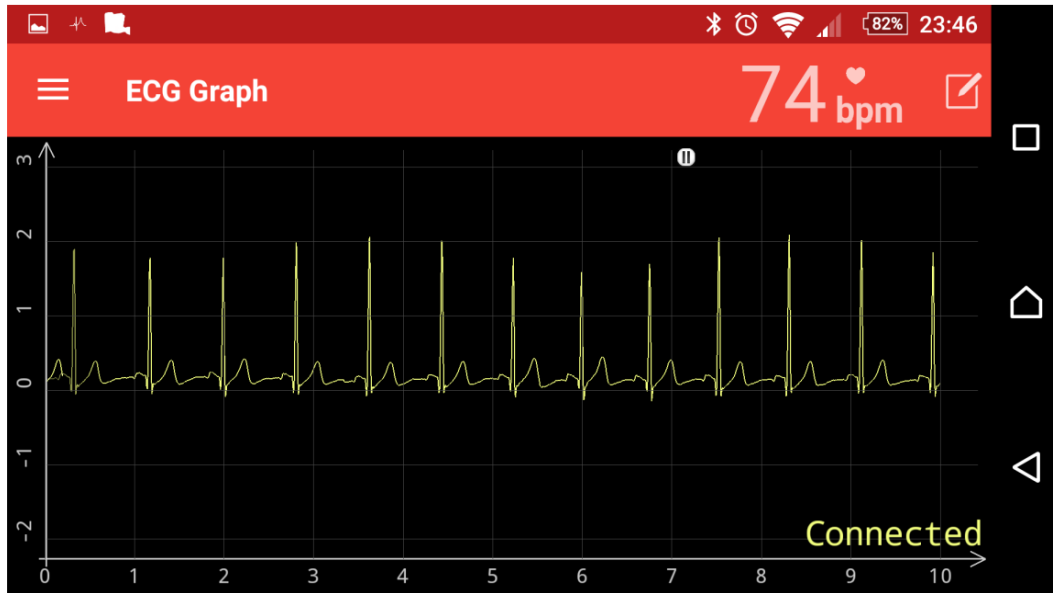


Рисунок 4.14 – Повноекранна візуалізація вимірювання ЕКГ

Приклади, але не обмежуючись ними, різних форм сигналів, які можна зустріти під час вимірювань, показані та описані на рисунку 4.15. Усі форми, крім останньої (рис. 4.15f), розглядаються як ЕКГ. Два приклади якісного ЕКГ-сигналу показані на рисунку 4.15а і рисунку 4.15b. Інвертовану ЕКГ можна виміряти, якщо розташувати електроди навпаки (рисунок 4.15c). Хоча це не повинно викликати занепокоєння, для звичайної форми ЕКГ змініть розташування електродів. Під час руху руками або під час ходьби базова лінія ЕКГ може блукати, що також не повинно турбувати (рисунок 4.15d).

Приклад шумового сигналу ЕКГ наведено на рисунку 4.15e; з такого сигналу все ще можна отримати час серцебиття. На рисунку 3.20f показано приклад шуму, який може бути викликаний відключеним електродом; в ньому не залишилося

сигналу ЕКГ. тому під час вимірювання час від часу перевіряйте якість сигналу ЕКГ. Якщо сигнал ЕКГ неадекватний, закріпіть електроди в іншому рекомендованому положенні з рисунку 4.15 і переконайтеся, що сигнал ЕКГ гарної якості. Зазвичай протягом кількох хвилин встановлюється хороший гальванічний контакт з підшкірною клітковиною і сигнал ЕКГ стає стабільним.

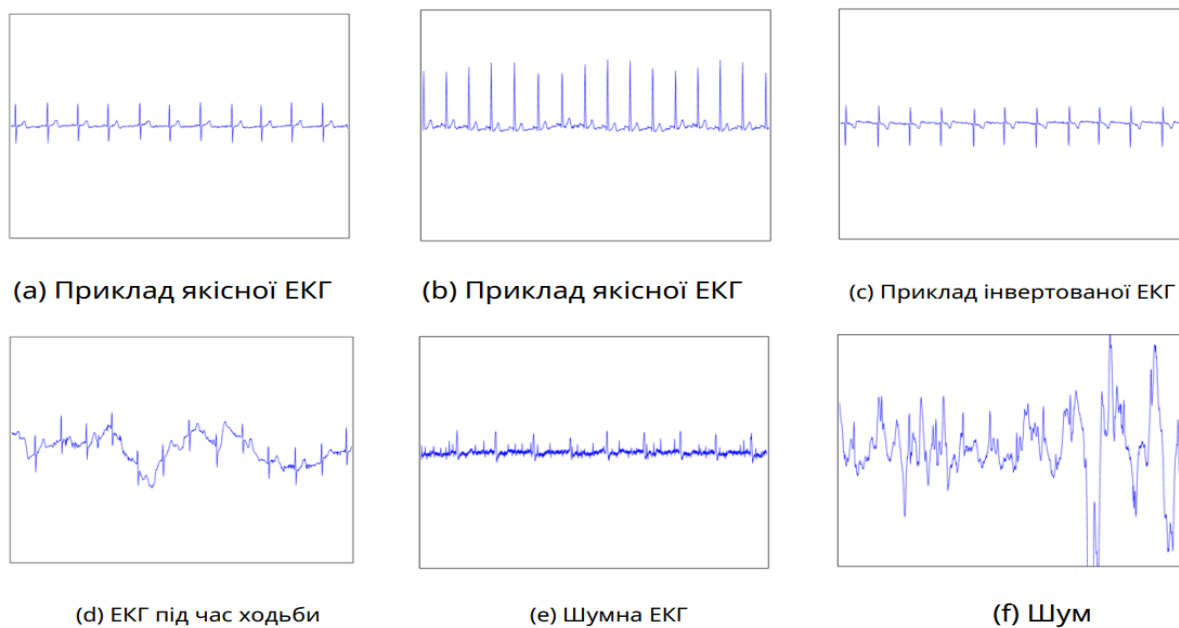


Рисунок 4.15 – Приклади різних сигналів під час вимірювання

Зупинка запису графіку ЕКГ під час вимірювання. Щоб тимчасово призупинити візуалізацію ЕКГ і побачити певний сегмент, який зараз виявляється, просто натисніть на графік. У верхній частині графіка відобразиться значок паузи. Щоб відновити паузу, натисніть на графік ще раз. Цей параметр призупиняє лише візуалізацію вимірювання. Однак вимірювання все ще записується на КПК. Після скидання паузи програма продовжить відображати поточне вимірювання.

Кінцеві вимірювання. Щоб завершити вимірювання, натисніть кнопку «Зупинити» на головному екрані. Стан датчика зміниться на «Відключено». Якщо

ви плануєте використовувати той самий датчик для подальших вимірювань, бажано зберегти його в списку парних датчиків Savvy на головному екрані. Якщо ви хочете видалити Savvy зі списку парних датчиків на головному екрані, спочатку натисніть «Виберіть Savvy» у меню програми. Потім зніміть виділення жовтим кольором Savvy одним клацанням миші. В кінці натисніть «Назад» на КПК або виберіть «Огляд» у меню програми, щоб повернутися на головний екран.

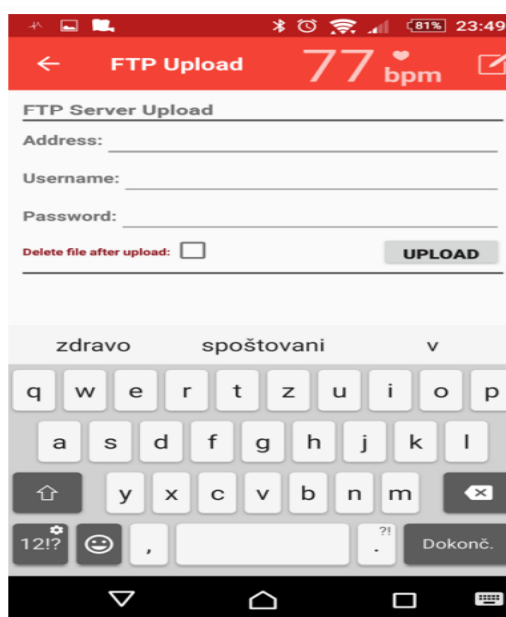


Рисунок 4.16 – Символічний дизайн екрана FTP Upload

Передача файлів. Вимірювання ЕКГ зберігаються у файлах у підпапці MobECG в Документи папку операційної системи Android. 6.4.1. Перенесення вимірювань на сервер зберігання Якщо доступне підключення до Інтернету, є можливість перенести файли вимірювань на захищений сервер зберігання. Для передачі по FTP виберіть «FTP Upload» у меню програми. З’явиться екран, як на рисунку 4.16, який вимагає ввести адресу FTP-сервера, ім’я користувача та пароль.

Додатковий аналіз. Медичний експерт може додатково проаналізувати записану ЕКГ більш детально (рисунок 4.17, 4.18), вибравши будь-який записаний

інтервал. Потім вибраний інтервал відображається для подальшої обробки та оцінки хвиль ЕКГ. На основі експертного аналізу може бути створено додаткове резюме з можливими зауваженнями та пропозиціями щодо подальших процедур лікування.

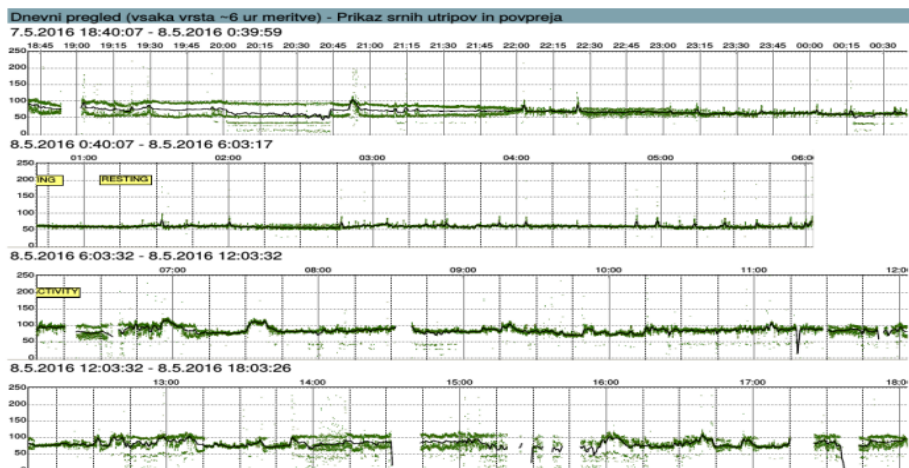
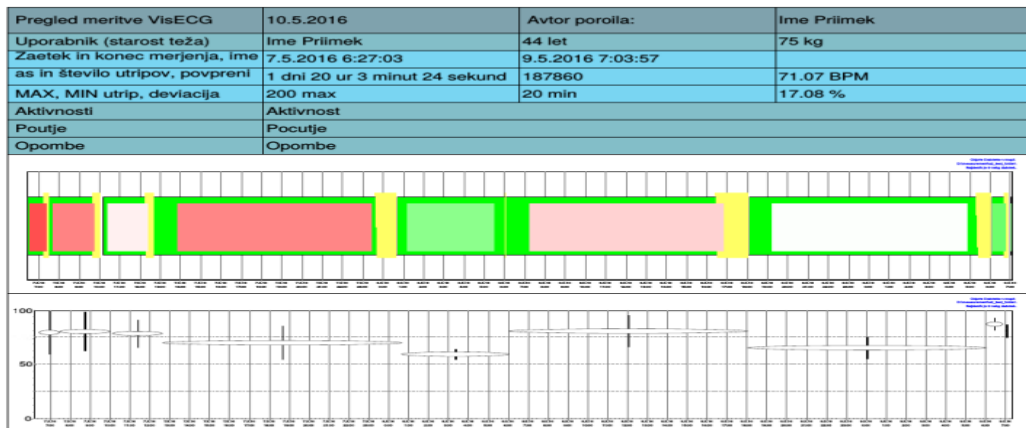


Рисунок 4.17 – Підсумковий результат візуалізації та обробки ЕКГ

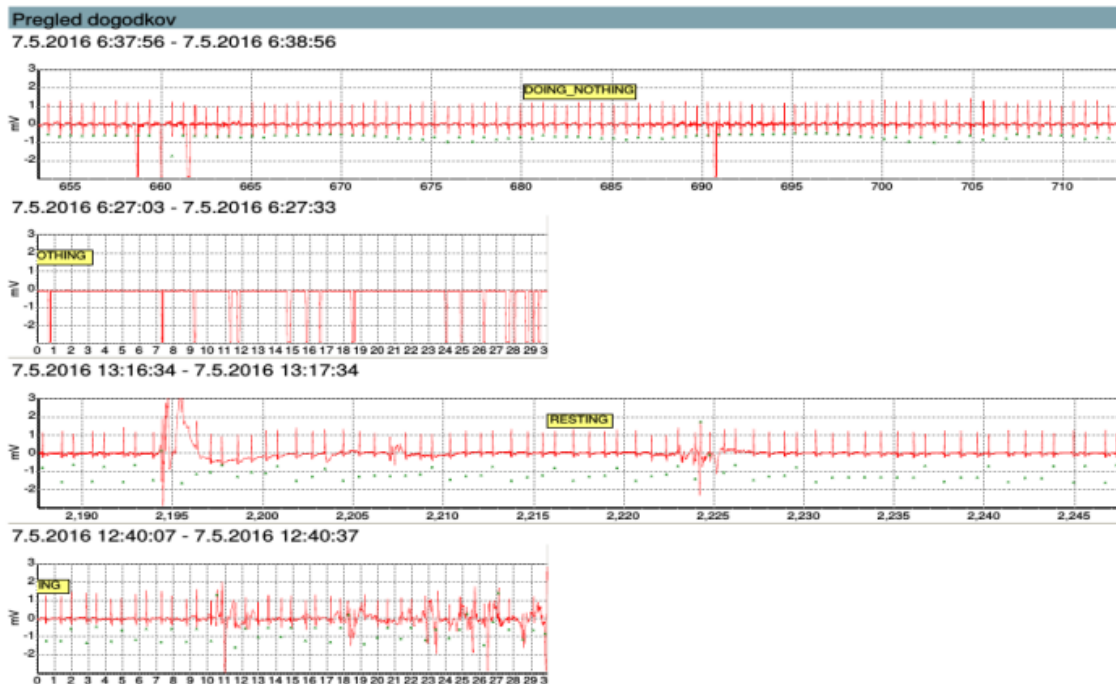


Рисунок 4.17 – Підсумковий результат візуалізації та обробки ЕКГ
(продовження)

Система SAVVY призначена для моніторингу серцевого ритму за допомогою bluetooth пристроїв. Він здатний виявляти аномально швидкий і повільний серцевий ритм і відображати його в графічному вигляді. Крім того, записаний ЕКГ-сигнал достатньо якісний, що при комп'ютерному огляді компетентним медичним персоналом дає можливість більш точно визначити потенційну аритмію. Система SAVVY миттєво відстежує та відображає ЕКГ на КПК пацієнта під час вимірювання (якщо відображення на смартфоні або планшеті увімкнено), а після вимірювання дані ЕКГ можуть бути переглянуті та проаналізовані медичними працівниками.

4.5 Аналіз пульсової хвилі на базі інтелектуалізованої біотехнічної системи діагностування функціонального стану на основі пульсодіагностики

Для проведення контурного аналізу пульсової хвилі встановіть маркери, які вказуються на характерні точки кривої: В1 (початок серцевого циклу), В2 (момент максимального розширення судини у фазу вигнання), В3 (точка, що відповідає протодіастолічний період), В4 (початок діастолі), В5 (завершення серцевого циклу).

Необхідне положення маркерів показано малюнку у програмі. Наприклад, щоб вказати точку В1, натисніть кнопку «В1» в області «Маркери» та клацніть мишею в місці розташування характерної точки В1, що відповідає початку періоду. Розташування маркера можна виправити, затиснувши ліву кнопку миші (при натиснутій кнопці маркера в області "Маркери"). Повторіть описану процедуру для всіх маркерів.

Аналіз пульсової хвилі здійснюється в будь-якому порядку. Після встановлення всіх маркерів программа «Pulse» автоматично розрахує амплітудно-часові параметри пульсової хвилі та індекси, які відображаються у таблиці «Індекси ПВ» (рис.4.18).

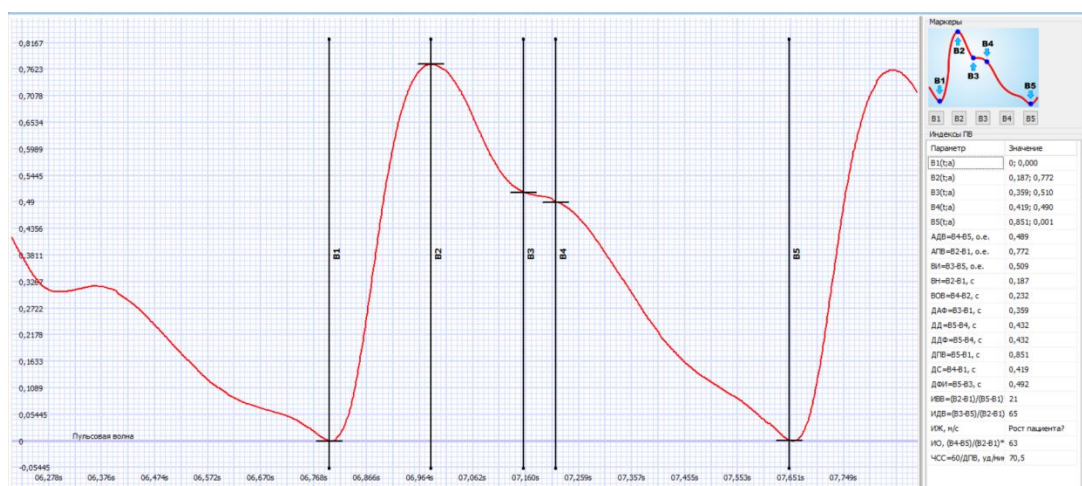


Рисунок 4.18 – Розташування маркера на ПХ

Для аналіз варіабельності серцевого ритму (рис.4.21) вибирається аналізований фрагмент кнопками «Початок» і «Кінець» групи «Вибір фрагмента». Для забезпечення максимальної інформативності аналізу ВСР як методу діагностики тривалість фрагмента повинна бути не менше 5 хвилин.

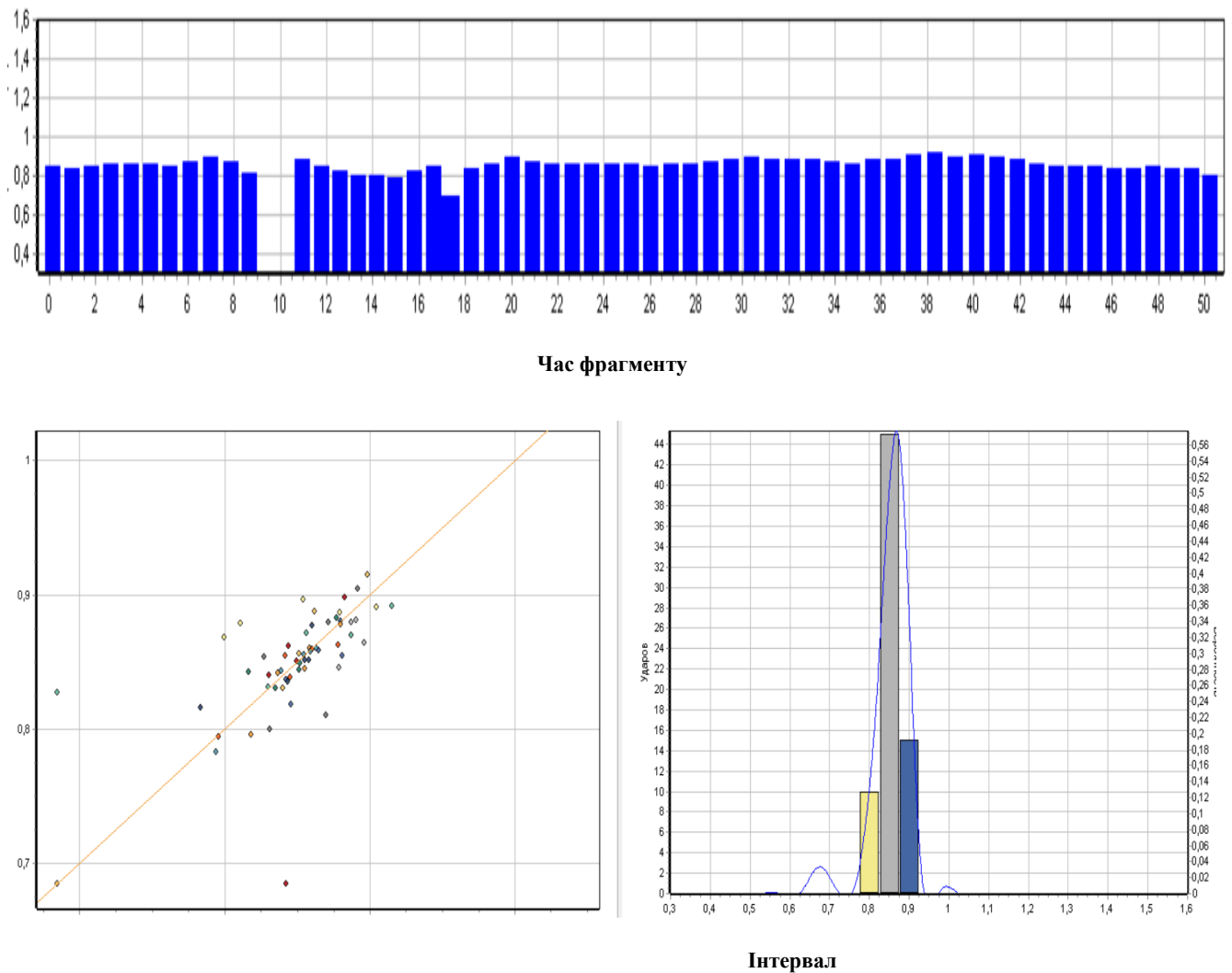


Рисунок 4.21 – Аналіз варіабельності серцевого ритму

У робочій області програми відображаються спектр ВСР, отриманий за допомогою швидкого перетворення Фур'є (рис. 4.22), та параметри ВСР у таблиці "Показники ВСР". Області відображення розділені вертикальним спліттером.

Спектр потужності ВСР

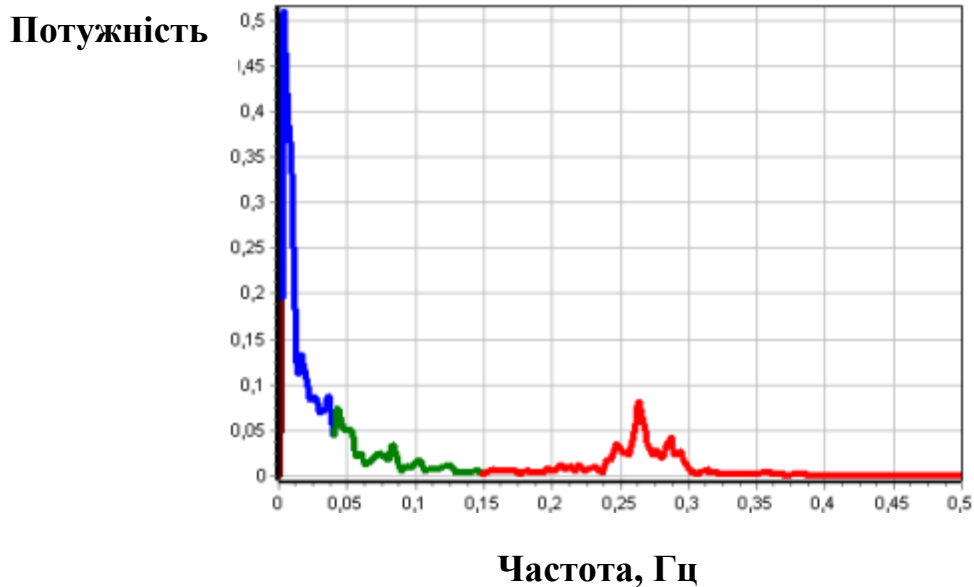


Рисунок 4.22 – Спектр ВСР

Автоматизована діагностика. Програмне забезпечення «Pulse» дозволяє проводити автоматизовану діагностику станів пацієнта за опцією «Діагностика». У лівій частині робочої області вікна наведено список наявних у базі даних діагнозів. При натисканні лівою кнопкою миші на один із діагнозів у списку, у правій частині вікна відображається пояснення даного стану, межі амплітудно-часових параметрів пульсової хвилі та показників ВСР для даного стану. Відображаються результати автоматизованої діагностики для пацієнта, що досліджується.

4.6 Висновки до четвертого розділу

- Розроблено медико-технічні вимоги щодо реалізації інтелектуалізованої біотехнічної системи діагностування функціонального стану на основі пульсодіагностики та термометрії. Система для пульсодіагностики та термометрії призначена для визначення різних параметрів периферійного кровообігу і їх динаміки: судинного тонуусу, кровонаповнення судин різного калібру, тиску крові, швидкості кровотоку, а також умовних і безумовних судинних рефлексів, як показників регулюючого впливу на судини центральної і вегетативної нервової системи.
- Розроблено рекомендації щодо розроблення інтелектуалізованої біотехнічної системи діагностування функціонального стану на основі пульсодіагностики
- Запропоновано модифікувати для пульсодіагностики та аналізу ЕКГ холтер-систему SAVVY, що забезпечує виявлення черцевих ритмів і відображення в графічному вигляді. Крім того, записаний ЕКГ-сигнал достатньо якісний, що при комп'ютерному огляді компетентним медичним персоналом дає можливість більш точно визначити потенційну аритмію. Система SAVVY миттєво відстежує та відображає ЕКГ на КПК пацієнта під час вимірювання (якщо відображення на смартфоні або планшеті увімкнено), а після вимірювання дані ЕКГ можуть бути переглянуті та проаналізовані медичними працівниками.

ВИСНОВКИ

Розвинуто методологію розвитку оптичних методів досліджень біологічних оцінювання пульсограм та термограм шляхом розроблення інтелектуалізованої біотехнічної системи діагностування функціонального стану на основі пульсодіагностики та термограм, що дозволило підвищити точність діагностування порівняно з традиційними методами діагностування (реоплетизмографічними ультразвуковими, та інш.), а також розширило функціональні можливості біомедичної інженерії в напрямку експрес-діагностування пульсу та запальних процесів.

На основі теоретичних досліджень реалізовано інтелектуалізовану біотехнічну систему діагностування функціонального стану на основі пульсодіагностики та термограм, що є визначальним у біомедичній діагностиці. Запропоновано оптико-електронні прилади та системи, які дають можливість визначати варіабельність пульсу та патологічні процеси при запалюваннях.

Отримано такі наукові та практичні результати:

- Вперше сформовано еталон-маски шляхом застосування методу швидкого Фур'є-перетворення, який базується на використанні принципу перетворення дискретних даних з часового у частотний діапазон, що дозволило підвищити достовірність аналізу пульсограм.
- Вперше розроблено експертну модель для прогнозування ступеня приживлення зубних імплантатів у пацієнтів у хворих на діабет на основі оцінювання пульсограм, що дозволило підвищити ефективність лікування.
- Отримало подальший розвиток метод згорткових нейронних мереж шляхом, введення залишкових блоків в ResNet, що дозволяє мережі плавно вивчати відображення ідентичностей та точно визначити ефективність лікування; уточнити тривалість реабілітаційного періоду; виявити всілякі судинні

порушення у хворих на цукровий діабет; оцінити ефективність місцевого знеболювання.

- Удосконалено модель біометричної автентифікації: було використано гібридну модель, що поєднує EfficientNetV2 B0 з мережею логіко-часового типу для автентифікації користувача, що дозволило проводити ідентифікації в реальному часі для безперервної біометричної автентифікації пульсограм в різних напрямках біомедичних досліджень.
- Вперше запропоновано архітектуру інтелектуалізованої біотехнічної системи діагностування функціонального стану на основі пульсодіагностики та термометрії для оцінювання пульсограм та тепловізійних зображень аналізу визначення ступеню патологічних процесів.

Практична цінність роботи полягає в тому, що результати досліджень суттєво дозволило розширити функціональні можливості оптико-електронних систем і технологій, а саме: дослідити статистичні методи аналізу й обробки інформативних ознак при оцінюванні пульсограм та термограм.

На основі теоретичних досліджень реалізовано розвинуто метод оцінювання пульсограм та тепловізійних зображень шляхом розроблення інтелектуалізованої біотехнічної системи діагностування функціонального стану на основі пульсодіагностики та термометрії, що забезпечує аналіз інформації про стан тканинної мікроциркуляції, вазодилатації, запалення та інші процесів, які можуть сприяти підвищенню температури ділянки тіла.

Використовуючи інтелектуальні методи аналізу, як процеси машинного навчання для класифікації та прийняття рішень підвищено точність діагностування до 84 % та ефективність подальшої медичного лікування та реабілітації.

Це має особливу цінність і мотивацію для подальшого розвитку медичних інформаційних систем і технологій, оскільки запропоновані методи, моделі і технології, зменшуючи суб'єктивність дослідника, сприяють створенню нового класу медичних інформаційних технологій для дослідження варіабельності пульсу та оцінювання запалювальних процесів.

Результати дисертаційної роботи впроваджено в таких закладах та установах, а саме: інтелектуалізовану біотехнічну систему діагностування функціонального стану на основі пульсодіагностики та термометрії у сукупності з новими оптико-електронними методами оцінювання периферичного кровообігу, які забезпечують підвищену достовірність результатів діагностики шляхом аналізу біомедичної інформації впроваджено в КНП «Вінницька міська лікарня швидкої медичної допомоги»; оптико-електронні системи для оцінювання тканинної мікроциркуляції людини для підвищення ефективності діагностування на базі ПП «Фотоніка Плюс», м. Черкаси.

Результати використано в межах спеціальності 163 «Біомедична інженерія» під час викладання таких дисциплін, як: «Нанотехнології в біології та медицині», «Біомедичні прилади, апарати і комплекси. Діагностична техніка», «Сучасні інформаційні технології в галузі хімічної інженерії та біоінженерії» (акт про впровадження результатів в рамках виконання дисертаційного дослідження від 15.05.2025 року).

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Fu, S.E.; Lai, S.P. A system for pulse measurement and analysis of Chinese medicine. In Proceedings of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society's 11th Annual International Conference, Seattle, WA, USA, 9–12 November 1989; pp. 1695–1696.
2. Yu, Y.C.; Yeh, S.J.; Chiu, C.C. Analysis of autonomic nervous system by applying artificial neural network to categorize pulse signals from Finapres. *Clin. Auton. Res.* 1996, 5, 295–1996.
3. Wang, B.H.; Lin, X.J. Detecting system and power-spectral analysis of pulse signals of human body. In Proceedings of the ICSP'98, 1998 Fourth International Conference on Signal Processing, Beijing, China, 12–16 October 1998; IEEE: Piscataway, NJ, USA, 1998; pp. 1646–1649.
4. Yoon, Y.Z.; Lee, M.H.; Soh, K.S. Pulse type classification by varying contact pressure. *IEEE Eng. Med. Biol.* 2000, 19, 106–110. *Bioengineering* 2024, 11, 561.
5. Wang, H.; Cheng, Y. A quantitative system for pulse diagnosis in traditional Chinese medicine. In Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Shanghai, China, 17–18 January 2006; Volume 7, pp. 5676–5679.
6. Bote-Curiel, L.; Muñoz-Romero, S.; Gerrero-Curieses, A.; Rojo-Álvarez, J.L. Deep learning and big data in healthcare: A double review for critical beginners. *Appl. Sci.* 2019, 9, 2331.
7. Mirmozaffari, M.; Yazdani, M.; Boskabadi, A.; Dolatsara, H.A.; Kabirifar, K.; Golilarz, N.A. A novel machine learning approach combined with optimization models for eco-efficiency evaluation. *Appl. Sci.* 2020, 10, 5210.

8. Roy, S.; Meena, T.; Lim, S.J. Demystifying supervised learning in healthcare 4.0: A new reality of transforming diagnostic medicine. *Diagnostics* 2022, 12, 2549.
9. Tieu, A.; Kroen, E.; Kadish, Y.; Liu, Z.; Patel, N.; Zhou, A.; Yilmaz, A.; Lee, S.; Deyer, T. The Role of Artificial Intelligence in the Identification and Evaluation of Bone Fractures. *Bioengineering* 2024, 11, 338.
10. Xu, W.; Fu, Y.-L.; Zhu, D. ResNet and its application to medical image processing: Research progress and challenges. *Comput. Methods Programs Biomed.* 2023, 240, 107660.
11. Deng, X.; Ge, X.; Xue, Q.; Liu, H. Application of Imaging Examination Based on Deep Learning in the Diagnosis of Viral Senile Pneumonia. *Contrast Media Mol. Imaging* 2022, 2022, 6964283
12. Фізичні основи біомедичної оптики : монографія / [Павлов С. В., Кожем'яко В. П., Колісник П. Ф. та ін.] –Вінниця : ВНТУ, 2010.–155 с.
13. Аналіз методів взаємодії оптичного випромінювання з біотканинами і шляхи їх удосконалення / [С.В.Павлов, В.П.Думенко, Т.І.Козловська та ін.] // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах.– 2008. – №2. – С. 129-135.
14. Лазерні медичні технології : навчальний посібник / [за редакцією Готри З. Ю. , Павлова С. В.] – Вінниця : ВНТУ, 2017. – 157 с.
15. Павлов С.В., Кожем'яко В.П., Петрук В.Г., Колісник П.Ф., Марков С.М. Біомедичні оптоелектронні інформаційні системи і апарати. Ч.1 – Неінвазивні методи діагностики серцево-судинної системи. Навчальний посібник – Вінниця: ВДТУ, 2003.- 126 с.
16. Дудненко Т.І. Оптоелектронний діагностичний комплекс аналізу мікроциркуляторних порушень в запальних процесах щелепно-лицьової ділянки // Тези студентських доповідей науково-технічної конференції. - Вінниця.-2003.– С.130.

17. Кожем'яко В.П., Готра З.Ю., Павлов С.В., Микитюк З.М., Готра З.О. „Біомедичні оптоелектронні інформаційні системи і апарати”, Ч.3 – Лазерні біомедичні системи: Навчальний посібник.- Вінниця, ВДТУ, 2000.- 143 с.
18. Soumagne D. Weber classification in cardiac rehabilitation. *Acta Cardiol.* 67(3) (2012), 285-290.
19. Anderson L, Thompson DR, Oldridge N [et al.]. Exercise-based cardiac rehabilitation for coronary heart disease. *Cochrane Database Syst Rev.* 5 (1)(2016).CD001800. doi: 10.1002/14651858.CD001800.pub3.
20. Widmer RJ, Allison TG, Lennon R [et al.]. Digital health intervention during cardiac rehabilitation: A randomized controlled trial. *Am Heart J.* 188 (2017), 65-72. doi: 10.1016/j.ahj.2017.02.016.
21. Flora, G.D.; Nayak, M.K. A Brief Review of Cardiovascular Diseases, Associated Risk Factors and Current Treatment Regimes. *Curr. Pharm. Des.* 2019, 25, 4063–4084.
22. Harmon, D.M.; Mangold, K.; Baez Suarez, A.; Scott, C.G.; Murphree, D.H.; Malik, A.; Attia, Z.I.; Lopez-Jimenez, F.; Friedman, P.A.; Dispenzieri, A.; et al. Postdevelopment Performance and Validation of the Artificial Intelligence-Enhanced Electrocardiogram for Detection of Cardiac Amyloidosis. *JACC Adv.* 2023, 2, 100612.
23. Butler, L.; Karabayir, I.; Kitzman, D.W.; Alonso, A.; Tison, G.H.; Chen, L.Y.; Chang, P.P.; Clifford, G.; Soliman, E.Z.; Akbilgic, O. A generalizable electrocardiogram-based artificial intelligence model for 10-year heart failure risk prediction. *Cardiovasc. Digit. Health J.* 2023, 4, 183–190.
24. Awasthi, S.; Sachdeva, N.; Gupta, Y.; Anto, A.G.; Asfahan, S.; Abbou, R.; Bade, S.; Sood, S.; Hegstrom, L.; Vellanki, N.; et al. Identification and risk stratification of coronary disease by artificial intelligence-enabled ECG. *eClinicalMedicine* 2023, 65, 102259.
25. Lee, Y.H.; Hsieh, M.T.; Chang, C.C.; Tsai, Y.L.; Chou, R.H.; Lu, H.H.S.;

- Huang, P.-H. Improving detection of obstructive coronary artery disease with an artificial intelligence-enabled electrocardiogram algorithm. *Atherosclerosis* 2023, 381, 117238.
26. Valente Silva, B.; Marques, J.; Nobre Menezes, M.; Oliveira, A.L.; Pinto, F.J. Artificial intelligence-based diagnosis of acute pulmonary embolism: Development of a machine learning model using 12-lead electrocardiogram. *Rev. Port. Cardiol.* 2023, 42, 643–651.
 27. Sau, A.; Ibrahim, S.; Kramer, D.B.; Waks, J.W.; Qureshi, N.; Koa-Wing, M.; Keene, D.; Malcolm-Lawes, L.; Lefroy, D.C.; Linton, N.W.; et al. Artificial intelligence-enabled electrocardiogram to distinguish atrioventricular re-entrant tachycardia from atrioventricular nodal re-entrant tachycardia. *Cardiovasc. Digit. Health J.* 2023, 4, 60–67.
 28. Shimojo, M.; Inden, Y.; Yanagisawa, S.; Suzuki, N.; Tsurumi, N.; Watanabe, R.; Nakagomi, T.; Okajima, T.; Suga, K.; Tsuji, Y.; et al. A novel practical algorithm using machine learning to differentiate outflow tract ventricular arrhythmia origins. *J. Cardiovasc. Electrophysiol.* 2023, 627–637.
 29. Shiokawa, N.; Izumo, M.; Shimamura, T.; Kurosaka, Y.; Sato, Y.; Okamura, T.; Akashi, Y.J. Accuracy and Efficacy of Artificial Intelligence-Derived Automatic Measurements of Transthoracic Echocardiography in Routine Clinical Practice. *J. Clin. Med.* 2024, 13, 1861.
 30. Sveric, K.M.; Ulbrich, S.; Dindane, Z.; Winkler, A.; Botan, R.; Mierke, J.; Trausch, A.; Heidrich, F.; Linke, A. Improved assessment of left ventricular ejection fraction using artificial intelligence in echocardiography: A comparative analysis with cardiac magnetic resonance imaging. *Int. J. Cardiol.* 2024, 394, 131383.
 31. Slivnick, J.A.; Gessert, N.T.; Cotella, J.I.; Oliveira, L.; Pezzotti, N.; Eslami, P.; Sadeghi, A.; Wehle, S.; Prabhu, D.; Waechter-Stehle, I.; et al. Echocardiographic Detection of Regional Wall Motion Abnormalities Using Artificial Intelligence

- Compared to Human Readers. *J. Am. Soc. Echocardiogr.* 2024.
32. Roth, G.A.; Mensah, G.A.; et al. Global Burden of Cardiovascular Diseases and Risk Factors, 1990–2019: Update from the GBD 2019 Study. *J. Am. Coll. Cardiol.* 2020, 76, 2982–3021.
 33. Haq, I.U.; Chhatwal, K.; Sanaka, K.; Xu, B. Artificial Intelligence in Cardiovascular Medicine: Current Insights and Future Prospects. *Vasc. Health Risk Manag.* 2022, 18, 517.
 34. Amisha; Malik, P.; Pathania, M.; Rathaur, V.K. Overview of artificial intelligence in medicine. *J. Fam. Med. Prim. Care* 2019, 8, 2328.
 35. Hamet, P.; Tremblay, J. Artificial intelligence in medicine. *Metabolism* 2017, 69S, S36–S40.
 36. Poalelungi, D.G.; Musat, C.L.; Fulga, A.; Neagu, M.; Neagu, A.I.; Piraianu, A.I.; Fulga, I. Advancing Patient Care: How Artificial Intelligence Is Transforming Healthcare. *J. Pers. Med.* 2023, 13, 1214.
 37. Xu, N.; Yang, D.; Arikawa, K.; Bai, C. Application of artificial intelligence in modern medicine. *Clin. eHealth* 2023, 6, 130–137.
 38. Fogel, A.L.; Kvedar, J.C. Artificial intelligence powers digital medicine. *NPJ Digit. Med.* 2018, 1, 5.
 39. Zhang, J.; Zhang, J.; Jin, J.; Jiang, X.; Yang, L.; Fan, S.; Zhang, Q.; Chi, M. Artificial intelligence applied in cardiovascular disease: Abibliometric and visual analysis. *Front. Cardiovasc. Med.* 2024, 11, 1323918.
 40. Noorbakhsh-Sabet, N.; Zand, R.; Zhang, Y.; Abedi, V. Artificial Intelligence Transforms the Future of Healthcare. *Am. J. Med.* 2019, 132, 795.
 41. Bostrom, N. HowLongBefore Superintelligence? *Int. J. Future Stud.* 1998, 2, 11–30.
 42. Sun, K.; Roy, A.; Tobin, J.M. Artificial intelligence and machine learning: Definition of terms and current concepts in critical care research. *J. Crit. Care* 2024, 82, 154792.

43. Chakraborty, C.; Bhattacharya, M.; Pal, S.; Lee, S.-S. From machine learning to deep learning: Advances of the recent data-driven paradigm shift in medicine and healthcare. *Curr. Res. Biotechnol.* 2024, 7, 100164.
44. Botvinick, M.; Ritter, S.; Wang, J.X.; Kurth-Nelson, Z.; Blundell, C.; Hassabis, D. Reinforcement Learning, Fast and Slow. *Trends Cogn. Sci.* 2019, 23, 408–422.
45. Jakhar, D.; Kaur, I. Artificial intelligence, machine learning and deep learning: Definitions and differences. *Clin. Exp. Dermatol.* 2020, 45, 131–132.
46. Piccialli, F.; Di Somma, V.; Giampaolo, F.; Cuomo, S.; Fortino, G. A survey on deep learning in medicine: Why, how and when? *Inf. Fusion.* 2021, 66, 111–137.
47. Dongare, A.D.; Kharde, R.R.; Kachare, A.D. Introduction to Artificial Neural Network. *Certif. Int. J. Eng. Innov. Technol. (IJEIT)* 2008, 9001, 2277–3754.
48. Micheli-Tzanakou, E. Artificial Neural Networks: Definitions, Methods, Applications. In *Supervised and Unsupervised Pattern Recognition*; CRC Press: Boca Raton, FL, USA, 2017; pp. 61–78.
49. Zhou, S.K.; Rueckert, D.; Fichtinger, G. (Eds.) *Handbook of Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention*; Academic Press: Cambridge, MA, USA, 2020.
50. Berezsky, O.; Liashchynskiy, P.; Pitsun, O.; Izonin, I. Synthesis of Convolutional Neural Network architectures for biomedical image classification. *Biomed. Signal Process Control* 2024, 95, 106325.
51. Piraianu, A.I.; Fulga, A.; Musat, C.L.; Ciobotaru, O.R.; Poalelungi, D.G.; Stamate, E.; Ciobotaru, O.; Fulga, I. Enhancing the Evidence with Algorithms: How Artificial Intelligence Is Transforming Forensic Medicine. *Diagnostics* 2023, 13, 2992.
52. Herman, R.; Meyers, H.P.; Smith, S.W.; Bertolone, D.T.; Leone, A.; Bermpeis, K.; Viscusi, M.M.; Belmonte, M.; Demolder, A.; Boza, V.; et al. International evaluation of an artificial intelligence-powered electrocardiogram model

- detecting acute coronary occlusion myocardial infarction. *Eur. Heart J. Digit. Health* 2023, 5, 123–133.
53. Nogimori, Y.; Sato, K.; Takamizawa, K.; Ogawa, Y.; Tanaka, Y.; Shiraga, K.; Masuda, H.; Matsui, H.; Kato, M.; Daimon, M.; et al. Prediction of adverse cardiovascular events in children using artificial intelligence-based electrocardiogram. *Int. J. Cardiol.* 2024, 406, 132019.
 54. Hillis, J.; Bizzo, B.C.; Mercaldo, S.; Ghatak, A.; Macdonald, A.; Halle, M.; Schultz, A.; L'Italien, E.; Tam, V.; Awad, A.; et al. Detection of Hypertrophic Cardiomyopathy on Electrocardiogram Using Artificial Intelligence. *J. Am. Coll. Cardiol.* 2024, 83, 2609.
 55. Bhasipol A, Sanjaroensuttikul N, Pornsuriyasak P [et al.]. Efficiency of the home cardiac rehabilitation program for adults with complex congenital heart disease. *Congenit Heart Dis.* (2018) Sep 14. doi: 10.1111/chd.12659.
 56. Olena V. Vysotska , Kostiantyn Nosov, Natalia B. Savina, and etc. "An approach to determination of the criteria of harmony of biological objects", *Proc. SPIE* 10808, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High-Energy Physics Experiments 2018, 108083B (1 October 2018); doi: 10.1117/12.2501539.
 57. Sergii V. Pavlov, Aleksandr T. Kozhukhar, et al. Electro-optical system for the automated selection of dental implants according to their colour matching // *PRZEGLĄD ELEKTROTECHNICZNY*, ISSN 0033-2097, R. 93 NR 3/2017. – P. 121-124. - doi:10.15199/48.2017.03.28
 58. Vladimir V. Kholin, Oksana M. Chepurna, Sergii Pavlov et al. Methods and fiber optics spectrometry system for control of photosensitizer in tissue during photodynamic therapy, *Proc. SPIE* 10031, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High-Energy Physics Experiments 2016, 1003138 (September 28, 2016); doi:10.1117/12.2249259

59. Ronald H. Rovira; Stanislav Ye. Tuzhansky; Sergii V. Pavlov; Sergii N. Savenkov; Ivan S. Kolomiets, et al. Polarimetric characterisation of histological section of skin with pathological changes, *Proc. SPIE* 10031, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High-Energy Physics Experiments 2016, 100313E (September 28, 2016); doi:10.1117/12.2249373
60. S. V. Pavlov; V. B. Vassilenko; I. R. Saldan; D. V. Vovkotrub; A. A. Poplavskaya, et al. Methods of processing biomedical image of retinal macular region of the eye, *Proc. SPIE* 9961, Reflection, Scattering, and Diffraction from Surfaces V, 99610X (September 26, 2016); doi:10.1117/12.2237154
61. Ronald Rovira; Marcia M. Bayas; Sergey V. Pavlov; Tatiana I. Kozlovskaya; Piotr Kisała, et al. Application of a modified evolutionary algorithm for the optimization of data acquisition to improve the accuracy of a video-polarimetric system, *Proc. SPIE* 9816, Optical Fibers and Their Applications 2015, 981619 (December 18, 2015); doi:10.1117/12.2229087
62. Natalia I. Zabolotna; Sergii V. Pavlov; Kostiantyn O. Radchenko; Vladyslav A. Stasenko; Waldemar Wójcik, et al. Diagnostic efficiency of Mueller-matrix polarization reconstruction system of the phase structure of liver tissue, *Proc. SPIE* 9816, Optical Fibers and Their Applications 2015, 98161E (December 18, 2015); doi:10.1117/12.2229018
63. Oleg G. Avrunin; Maksym Y. Tymkovich; Sergii V. Pavlov; Sergii V. Timchik; Piotr Kisała, et al. Classification of CT-brain slices based on local histograms, *Proc. SPIE* 9816, Optical Fibers and Their Applications 2015, 98161J (December 18, 2015); doi:10.1117/12.2229040;
64. Oksana Chepurna; Irina Shton; Vladimir Kholin; Valerii Voytsehovich; Viacheslav Popov, et al. Photodynamic therapy with laser scanning mode of tumor irradiation, *Proc. SPIE* 9816, Optical Fibers and Their Applications 2015, 98161F (December 18, 2015); doi:10.1117/12.2229030.

65. Waldemar Wójcik, Andrzej Smolarz// Information Technology in Medical Diagnostics . London, July 11, 2017 by Taylor &Francis Group CRC Press Reference - 210 Pages.
66. Vassilenko, S Valtchev, JP Teixeira, S Pavlov. Energy harvesting: an interesting topic for education programs in engineering specialities / «Internet, Education, Science” (IES-2016) – 2016. – P. 149-156.
67. Roman Kvyetnyy, Olga Sofina, Pavel Orlyk, Andres J. Utreras, Waldemar Wójcik, and etc. "Improving the quality perception of digital images using modified method of the eye aberration correction", Proc. SPIE 10031, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High-Energy Physics Experiments 2016, 1003113 (28 September 2016).
68. Medical Diagnostics . London, July 11, 2017 by Taylor &Francis Group CRC Press Reference - 210 Pages.
69. Vassilenko, S Valtchev, JP Teixeira, S Pavlov. Energy harvesting: an interesting topic for education programs in engineering specialities / «Internet, Education, Science” (IES-2016) – 2016. – P. 149-156.
70. Roman Kvyetnyy, Olga Sofina, Pavel Orlyk, Andres J. Utreras, Waldemar Wójcik, and etc. "Improving the quality perception of digital images using modified method of the eye aberration correction", Proc. SPIE 10031, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High-Energy Physics Experiments 2016, 1003113 (28 September 2016).
71. С. В. Павлов, С. В. Сандер, Т. І. Козловська, О. С Безкревний, Ян Лунінь. Лазерна фотоплетизмографія для оцінювання периферичного кровообігу нижніх кінцівок, *Сучасні та проблеми інфокомунікацій, радіоелектроніки наносистем (СПРН-2021)*, Вінницький національний технічний університет, 3-5 листопада 2021. – 3 с.
72. Yeh, W.-C.; Kuo, C.-Y.; Chen, J.-M.; Ku, T.-H.; Yao, D.-J.; Ho, Y.-C.; Lin, R.-Y. Pioneering Data Processing for Convolutional Neural Networks to Enhance

- the Diagnostic Accuracy of Traditional Chinese Medicine Pulse Diagnosis for Diabetes. *Bioengineering* 2024, 11, 561. <https://doi.org/10.3390/bioengineering11060561>.
73. Wójcik, W., Pavlov, S., Kalimoldayev, M. (2019). *Information Technology in Medical Diagnostics II*. London: Taylor & Francis Group, CRC Press, Balkema book. – 336 Pages, <https://doi.org/10.1201/9780429057618>. eBook ISBN 9780429057618.
 74. Pavlov, S.V., Kozhukhar, A. T., Electro-optical system for the automated selection of dental implants according to their colour matching, *Przegląd elektrotechniczny*, ISSN 0033-2097, R. 93 NR 3, 2017, pp. 121-124.
 75. Fu, S.E.; Lai, S.P. A system for pulse measurement and analysis of Chinese medicine. In *Proceedings of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society's 11th Annual International Conference*, Seattle, WA, USA, 9–12 November 1989; pp. 1695–1696. 2. Yu, Y.C.; Yeh, S.J.; Chiu, C.C. Analysis of autonomic nervous system by applying artificial neural network to categorize pulse signals from Finapres. *Clin. Auton. Res.* 1996, 5, 295–1996.
 76. Dastagir, N.; Obed, D.; Bucher, F.; Murad, S.; Dastagir, K.; Vogt, P.M. Blood Vessel Injuries of the Fingers: A Clinical Comparison of One- and Two-Arterial Blood Supply. *J. Clin. Med.* 2023, 12, 5889. <https://doi.org/10.3390/jcm12185889>.
 77. Bickel, K.D.; Dosanjh, A. Fingertip reconstruction. *J. Hand Surg.* 2008, 33, 1417–1419.
 78. Gordon, A.M.; Malik, A.T.; Goyal, K.S. Trends of hand injuries presenting to US emergency departments: A 10-year national analysis. *Am. J. Emerg. Med.* 2021, 50, 466–471.
 79. Sabongi, R.G.; Erazo, J.P.; Moraes, V.Y.d.; Fernandes, C.H.; Santos, J.B.G.D.; Faloppa, F.; Belloti, J.C. Circular saw misuse is related to upper limb injuries: A cross-sectional study. *Clinics* 2019, 74, e1076.

80. Dastagir, N.; Obed, D.; Dastagir, K.; Vogt, P.M. Personalized Treatment Decisions for Traumatic Proximal Finger Amputations: A Retrospective Cohort Study. *J. Pers. Med.* 2023, 13, 215.
81. 20. Wójcik W., Smolarz A. Information Technology in Medical Diagnostics. *London, Taylor & Francis Group CRC Press Reference.* 2017. P. 210.
82. Born M. Principles of Optics: Electromagnetic Theory of Propagation, Interference and Diffraction of Light / M. Born, E. Wolf // 6th edn. (corrected). – Pergamon Press, 1986. – P. 45-113.
83. Wang X. Polarized light propagation through scattering media: time-resolved Monte Carlo simulations and experiments / X. Wang // *Journal of biomedical optics.* – 2003. – T. 8. – №. 4. – C. 608-617.
84. Wang L. MCML – Monte Carlo modeling of light transport in multi-layered tissues / L. Wang, L. J. Steven, Z. Ligiong // *Computer methods and programs in biomedicine.* – № 47, 1995. – P 131–145.
85. Van de Hulst H. C. Multiple light scattering: tables, formulas, and applications / H. C. Van de Hulst // Elsevier, reprinted 2012. – T. 1. 332 p.
86. Prahl S. A. A Monte Carlo model of light propagation in tissue / S. A. Prahl, M. Keijzer, S. L. Jacques, Welch A. J. *Laser Radiat. Med. Biol.* – 1989. – vol. 5. – P. 102-11.
87. Ghosh N. Depolarization of light in a multiply scattering medium: effect of the refractive index of a scatterer / N. Ghosh // *Physical Review E.* – 2004. – T. 70. – №. 6. – C. 066607.
88. Zhang R. Determination of human skin optical properties from spectrophotometric measurements based on optimization by genetic algorithms / R. Zhang // *Journal of biomedical optics.* – 2005. – T. 10. – №. 2. – C. 024030-02403011.
89. Anderson R. Polarized light examination and photography of the skin / R. R. Anderson. // *Archives of dermatology.* – 1991. – №127. – C. 1000–1005.

90. Gil J. J. Characteristic properties of Mueller matrices / J. J. Gil // *JOSA A*. – 2000. – T. 17. – №. 2. – C. 328-334.
91. R. U. Rovira, S. V. Pavlov, Monte Carlo simulation for studying the propagation of polarized light in biological tissue / *Optical-electronic information and energy technologies*. – 2014. – No. 2 (28). – pp. 56-61. – ISSN 1681-7893.
92. Wójcik, W., Pavlov, S., Kalimoldayev, M. (2019). *Information Technology in Medical Diagnostics II*. London: Taylor & Francis Group, CRC Press, Balkema book. – 336 Pages, <https://doi.org/10.1201/9780429057618>. eBook ISBN 9780429057618.
93. Rovira R. H. Particular Aspects of the Use of Videopolarimetric Technology for Dermatological Study, Measuring and computing equipment in technological processes. – 2014. – №. 3 (48). – P. 115-119. – ISSN 2219-9365.
94. Pavlov S.V., Kozhemiako V.P., Petruk V.G., Kolesnik P.F., “Photoplethysmographic technologies of the cardiovascular control”, Vinnitsa: Universum-Vinnitsa, p. 254, (2007).
95. Wójcik, W., Pavlov, S., Kalimoldayev, M. “Information Technology in Medical Diagnostics II”. London: Taylor & Francis Group, CRC Press, Balkema book, p. 336, (2019).
96. Pavlov, S.V., Kozhukhar, A. T., “Electro-optical system for the automated selection of dental implants according to their colour matching”, *Przegląd elektrotechniczny*, ISSN 0033-2097, R. 93 NR 3, 121-124, (2017).
97. Zabolotna, N. I.; Pavlov S. V., Radchenko, K. O.; Stasenko, V. A. , Wójcik, W. etc. “Diagnostic efficiency of Mueller-matrix polarization reconstruction system of the phase structure of liver tissue”, *Proc. SPIE 9816, Optical Fibers and Their Applications*, 98161E, (2015).
98. Kukharchuk, Vasyl V., Pavlov Sergii V., etc. "Information Conversion in Measuring Channels with Optoelectronic Sensors" *Sensors* 22, no. 1: 271, (2022).

99. Kozlovska Tatiana I., Zlepko Sergii M., Kolesnic Petro F., Pavlov Volodymyr S., etc. "Optoelectronic multispectral device for determining the state of peripheral blood circulation", Proc. SPIE 11581, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High Energy Physics Experiments 2020, 115810L, (2020).
100. Kanishyna Tetiana, Shkilniak Liudmyla, etc. "Study of tissue microcirculation disorders after tooth extraction by photoplethysmography in diabetic patients", Proc. SPIE 12476, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High Energy Physics Experiments 2022, 1247603 (12 December 2022).
101. Medical fuzzy-expert system for prediction of engraftment degree of dental implants in patients with chronic liver disease / V. Polishchuk et al. *IAPGOŚ*. 2024. Vol. 14, №1. P. 90–95. <http://doi.org/10.35784/iapgos.5585/>.
102. Histological changes of bone tissue in the perforation defect site of the rat mandibule when using hepatoprotector in odstructive hepatitis / S. S. Polishchuk et al. *World of medicine and biology*. 2020. №2 (72). P. 193–198.
103. Stathopoulos P, Rallis G. Poorly controlled diabetes mellitus is strongly associated with descending necrotizing mediastinitis of odontogenic origin. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. 2023 Sep 15: S2212–4403.
104. Biometrics, the Technology That Measures and Analyses Our Biological Data, Iberdrola. (accessed on 15 October 2023). Available online: <https://www.iberdrola.com/innovation/advantages-and-uses-of-biometrics>.
105. Yang J. et al. Photoplethysmography Biometric Recognition Model Based on Sparse Softmax Vector and k-Nearest Neighbor / *Journal of Electrical and Computer Engineering*, Volume 2020, Article ID 9653470, 9 pages, <https://doi.org/10.1155/2020/9653470>

106. Features from the photoplethysmogram and the electrocardiogram for estimating changes in blood pressure / E. Finnegan et al. *Sci. Rep.* 2023. № 13. P. 986.
107. Real-Time PPG-Based Biometric Identification: Advancing Security with 2D Gram Matrices and Deep Learning Models / A. Cherry et al. *Sensors.* 2025. №25. P. 40.
108. Wannenburg J., Malekian R. Body sensor network for mobile health monitoring, a diagnosis and anticipating system. *IEEE Sens. J.* 2015. №15. P. 6839–6852.
109. Medical image segmentation using deep semantic-based methods: A review of techniques, applications and emerging trends / I. Qureshi et al. *Inf. Fusion.* 2023. №90. P. 316–352.
110. Abbas Q., Baig A. R. Hussain A. Classification of Post-COVID-19 Emotions with Residual-Based Separable Convolution Networks and EEG Signals. *Sustainability.* 2023. №15. P. 1293.
111. Cheriyaedath S. News Medical & Life Sciences. URL: [https://www.news-medical.net/health/Photoplethysmography-\(PPG\).aspx](https://www.news-medical.net/health/Photoplethysmography-(PPG).aspx) (accessed on 18 November 2023).
112. Incel O. D., Bursa S. On-Device Deep Learning for Mobile and Wearable Sensing Applications: A Review. *IEEE Sens. J.* 2023. №23. P. 5501–5512.
113. Deep Learning for PPG-Based Biometric Identification / X. Li et al. *IEEE Trans. Inf. Forensics Secur.* 2018. №13. P. 2203–2213.
114. Hanilci A., Gürkan H. ECG biometric identification method based on parallel 2-d convolutional neural networks. *J. Innov. Sci. Eng. JISE.* 2019. №3. P. 11–22.
115. Kim M.-G., Ko H., Pan S. B. A study on user recognition using 2D ECG based on ensemble of deep convolutional Neural Networks. *J. Ambient. Intell. Humaniz. Comput.* 2019. №11. P. 1859–1867.

116. Kim J.-S., Kim M.-G., Pan S.-B. Two-step biometrics using electromyogram signal based on convolutional neural network-long short-term memory networks. *Appl. Sci.* 2021. №11. P. 6824.
117. Donida Labati R., Piuri V., Rundo F., Scotti F., Spampinato C. Biometric recognition of PPG Cardiac signals using transformed spectrogram images. In *Pattern Recognition. ICPR International Workshops and Challenges; Springer Nature: Berlin/Heidelberg, Germany, 2021, P. 244–257.*
118. Laser photoplethysmography in integrated evaluation of collateral circulation of lower extremities / S. V. Sander et al. *Proceedings of SPIE* 2015. №9816. P. 98161K.
119. Wójcik W., Smolarz A. *Information Technology in Medical Diagnostics. London, Taylor & Francis Group CRC Press Reference. 2017. P. 210.*
120. Pavlov S.V., Kozhemiako V.P., Petruk V.G., Kolesnik P.F., *Photoplethysmographic technologies of the cardiovascular control, Vinnitsa: Universum-Vinnitsa, 2007, P. 254,*
121. Wójcik, W., Pavlov, S., Kalimoldayev, M. *Information Technology in Medical Diagnostics II. London: Taylor & Francis Group, CRC Press, Balkema book, 2019, P. 336.*
122. Pavlov S. V., Kozhukhar A. T. Electro-optical system for the automated selection of dental implants according to their colour matching. *Przegląd elektrotechniczny.* 2017. R. 93. NR 3. P. 121-124. ISSN 0033-2097.
123. Information Conversion in Measuring Channels with Optoelectronic Sensors / V. V. Kukharchuk et al. *Sensors* 22. 2022. № 1: 271.
124. Information Conversion in Measuring Channels with Optoelectronic Sensors / V. V. Kukharchuk et al. *Sensors* 22. 2022. № 1: 271. <https://doi.org/10.3390/s22010271>.
125. В.С. Войцехович, А.Г. Карпушева, Н.М. Качалова, Ю.А. Петрушко, Н.Ф. Терещенко, та В.В. Холин. О равномерности распределения плотности

- мощности лазерного излучения на выходе оптических волокон, Матеріали науково-практичної конференції «Актуальні питання застосування лазерів в медицині – 2020», Черкаси, 30–31 жовтня 2020 р.
126. IS/IEC 60793-1-43: Optical Fibres, Part 1: Measurement Methods and Test Procedures, Section 43: Numerical Aperture, 2001.
 127. А.С. Семенов, В.Л. Смирнов, и А.В. Шмалько. Элементы волноводного тракта оптических интегральных схем на основе трехмерных оптических волноводов, Квантовая электроника, Том 15, № 7, 1988, С. 1327-1357.
 128. Комарова О. С., Павлов С. В., Петрушко Ю.А., Петраковський О. Експериментальне оцінювання однорідності розподілу щільності потужності лазерного випромінювання на виході коротких відрізків багатомодових оптичних волокон, Електроенергетика, електромеханіка та технології в АПК: [Електронний ресурс] : матеріали Міжнар. наук.-практ. конф., 9 листопада 2023 р. / Держ. біотехнологічний ун-т. – Харків, 2023. – С. 155-156.
 129. Dastagir, N.; Obed, D.; Bucher, F.; Murad, S.; Dastagir, K.; Vogt, P.M. Blood Vessel Injuries of the Fingers: A Clinical Comparison of One- and Two-Arterial Blood Supply. *J. Clin. Med.* 2023, 12, 5889. <https://doi.org/10.3390/jcm12185889>.
 130. Bickel, K.D.; Dosanjh, A. Fingertip reconstruction. *J. Hand Surg.* 2008, 33, 1417–1419.
 131. Gordon, A.M.; Malik, A.T.; Goyal, K.S. Trends of hand injuries presenting to US emergency departments: A 10-year national analysis. *Am. J. Emerg. Med.* 2021, 50, 466–471.
 132. Sabongi, R.G.; Erazo, J.P.; Moraes, V.Y.d.; Fernandes, C.H.; Santos, J.B.G.D.; Faloppa, F.; Belloti, J.C. Circular saw misuse is related to upper limb injuries: A cross-sectional study. *Clinics* 2019, 74, e1076.

133. Kukharchuk, V., Pavlov, S. et al. (2022), «Information Conversion in Measuring Channels with Optoelectronic Sensors», *Sensors*, Vol. 22, No. 1, doi: 10.3390/s22010271.
134. Menga, E., Li, P.-Y. and Tai, Y.-C. (2008), «A biocompatible Parylene thermal flow sensing array», *Sensors and Actuators A*, No. 144, pp. 18–28.
135. Avrunin, O.G., Nosova, Y.V., Pavlov, S.V. et al. (2021), «Research Active Posterior Rhinomanometry Tomography Method for Nasal Breathing Determining Violations», *Sensors*, Vol. 21, doi: 10.3390/s21248508.
136. Avrunin, O.G., Nosova, Y.V., Pavlov, S.V. et al. (2021), «Possibilities of Automated Diagnostics of Odontogenic Sinusitis According to the Computer Tomography Data», *Sensors*, Vol. 21, doi: 10.3390/s21041198.
137. Kukharchuk, V., Pavlov, S., Katsyv, S. et al. (2021), «Transient analysis in 1st order electrical circuits in violation of commutation laws», *Przegląd Elektrotechniczny*, pp. 26–29, doi: 10.15199/48.2021.09.05.
138. Osadchuk, O.V. (2000), *Microelectronic frequency converters on the base of the transistor structures with negative resistance*, UNIVERSUM, Vinnytsia, 303 p.
139. Desing, J. and Lindgren, P. (2005), «Sensor communication technology towards ambient intelligence», *Measurement Science and Technology*, Vol. 16, pp. 37–46.
139. Desing, J. (2005), «Sensor communication technology for the ambient intelligence creation», *Sensors and system*, No. 12, pp. 63–74. \
140. Wojcik, W. (2024), «Schematic implementation of signal converters of thermal sensors for biomedical purposes», *Opt-el. inf-energy tech.*, Vol. 47, Issue 1, pp. 187–197.
141. Kozlovska, T.I., Zlepko, S.M., Kolesnic, P.F., “Optoelectronic multispectral device for determining the state of peripheral blood circulation,” *Proc. SPIE 11581, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High Energy Physics Experiments*, 115810L (2020).

142. Sigala, F., Menenakos, Ch., Sigalas, P., Baunach, Ch., Langer, S., et al., “Transluminal angioplasty of isolated crural arterial lesions in diabetics with critical limb ischemia,” *Vasa*. Aug; 34(3), 186-91 (2005).
143. Abdelhamid, M.F., “Below-the-ankle Angioplasty is a Feasible and Effective Intervention for Critical leg ischaemia,” *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, No 39, 762-768 (2010).
144. Brochado, F.C., “Inframalleolar Bypass Grafts for Limb Salvage,” *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, No 40, 747-753 (2010).
145. Masaki, H., Bypass vs. “Endovascular Therapy of Infrapopliteal Lesions for Critical Limb Ischemia,” *Annals of vascular diseases*, No3. 227-231 (2014).
146. Timmis, A, Townsend, N, Gale, C. et al., “European Society of Cardiology: Cardiovascular Disease Statistics,” *European Heart Journal*. 39 (2018), 508–579 (2017).
147. The National Audit of Cardiac Rehabilitation (NACR). The National Audit of Cardiac Rehabilitation (NACR) annual statistical report. UK: University of York (2016).
148. Röhrig, B., Salzwedel, A., Linck-Eleftheriadis, S., “Outcome based center comparisons in inpatient cardiac rehabilitation – results from the EVA-Reha®,” *Cardiology project. Rehabilitation (Stuttg)*. No. 54(1), 45-52. (2015).

Додаток А

Акти впровадження результатів та наміри про впровадження

Проректор з науково-педагогічної роботи
та організації освітнього процесу ВНТУ



 Олександр ПЕТРОВ

" 15 " 05 2025 р.

АКТ

про впровадження результатів в рамках виконання дисертаційних досліджень ЯН ЛУНІНЬ

за темою: «Оптичні методи та інтелектуалізована біотехнічна система
діагностування функціонального стану на основі пульсодіагностики
та термометрії», яка подана на здобуття ступеня доктора філософії з
галузі знань 16 «Хімічна інженерія та біоінженерія»
за спеціальністю 163 «Біомедична інженерія»

Комісія у складі декана факультету інформаційних електронних систем, доц., к.т.н. Тимчика Сергія Васильовича, завідувача кафедри біомедичної інженерії та оптико-електронних систем, професора кафедри біомедичної інженерії та оптико-електронних. д.т.н. Заболотної Наталії Іванівни, доцента кафедри біомедичної інженерії та оптико-електронних, доц., к.т.н. Штофеля Дмитра Хуановича склали цей акт про те, що протягом 2023-2025 роках на базі кафедри біомедичної інженерії та оптико-електронних систем Вінницького національного технічного університету впроваджено результати дисертаційної роботи **Ян Лунінь** у навчальному процесі, а саме запропоновані нові технічні рішення реалізації **інтелектуалізованої біотехнічної системи діагностування функціонального стану на основі пульсодіагностики та термометрії** для аналізу гемодинамічних мікроциркуляторних показників, структури

автоматизованої системи з підвищеним рівнем діагностики і алгоритм її функціонування.

Це має особливу цінність і мотивацію для подальшого розвитку медичних інформаційних систем і технологій, оскільки запропоновані методи, моделі і технології, зменшуючи суб'єктивність дослідника, сприяють створенню нового класу медичних інформаційних технологій для дослідження стану людини .

Результати досліджень дозволили суттєво розширити функціональні можливості систем і технологій, що дозволить додатково: дослідити статистичні методи аналізу й обробки інформативних ознак при оцінюванні функціонального стану людини.

Результати використано в межах спеціальності 163 «Біомедична інженерія» під час викладання таких дисциплін, як: «Нанотехнології в біології та медицині», «Біомедичні прилади, апарати і комплекси. Діагностична техніка», «Сучасні інформаційні технології в галузі хімічної інженерії та біоінженерії».

Голови комісії:

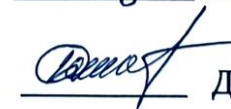


Сергій ТИМЧИК

Члени:



Наталія ЗАБОЛОТНА



Дмитро ШТОФЕЛЬ

МЕМОРАНДУМ ПРО НАМІРИ ВПРОВАДЖЕННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ РОБІТ,

**одержаних в рамках реалізації проєкту НФДУ
із виконання наукових досліджень і розробок**

**«Розробка лазерно-фотонного лікувально-діагностичного комплексу медичної
реабілітації пацієнтів з політравмами різного ступеня важкості», що
виконуються на базі кафедри біомедичної інженерії та оптико-електронних
систем Вінницького національного технічного університету
(науковий керівник т.т.н., професор Сергій ПАВЛОВ)**

Цикл проведених у рамках проєкту наукових досліджень методологічно спрямований на розробку та експериментальну апробацію новітніх методів і систем для оцінювання тканинної мікроциркуляції людини та підвищення ефективності, діагностування, профілактики і лікування найбільш поширених захворювань людини, зокрема, військових політравм різного ступеня важкості, шляхом розробки лазерних та оптико електронних неінвазивних засобів діагностування та нормалізації стану тканинної мікроциркуляції за допомогою лазерних волоконно-оптичних та фотонних технологій.

Перспективним напрямком реєстрації фізіологічних параметрів є використання неінвазивних методів діагностики, серед яких широкого розвитку набули оптичні методи реєстрації та перетворення біомедичної інформації. Потенційні можливості вирішення вказаної проблеми і комплексу пов'язаних з нею задач надає запропонована концепція інтелектуалізації оптико-електронних діагностичних систем із застосуванням в її складі проблемно-орієнтованих експертних систем із базами знань, даних та системою логічного виведення і розвитку сучасного інтерфейсу; автоматизації оптико-електронних біомедичних приладів та систем діагностування (контролю) тканинної мікроциркуляції, а також конструктивних вузлів самокорекції, адаптації, управління для здійснення активного та інтерактивного режимів вимірювань; уніфікації первинних перетворювачів фотоплетизмографічних сигналів із покращенням інформативних характеристик та застосуванням у складі оптико-електронної системи для діагностування стану периферійного кровонаповнення.

Запропоновані мультиспектральні лазерні та фотонні технології нормалізації мікроциркуляції крові у сукупності з новими оптико-електронними методами оцінювання периферичного кровообігу на відміну від відомих будуть забезпечувати: підвищену достовірність результатів діагностики і терапії за рахунок інтелектуального аналізу гемодинамічних мікроциркуляторних показників; більш високий рівень інформативності показників, індексів і критеріїв при обробленні фотоплетизмограми; встановлення нових закономірностей

взаємодії низькоінтенсивного лазерного та фотонного випромінювання різних ділянок оптичного діапазону спектру з організмом людини; підвищений рівень експлуатаційно-технічних характеристик розробленої оптико-електронної системи шляхом зменшення похибок інформаційновимірального каналу при застосуванні оптичних сенсорів.

Значний соціальний ефект від застосування вищезазначених технологій досягається збалансованою сукупністю медичних, медико-технічних і технічних можливостей, доповнених невисокою вартістю і високим рівнем комфортності, що разом робить мультиспектральні технології нормалізації мікроциркуляції крові конкурентоздатним продуктом на світовому рівні.

Особлива цінність і мотивація для подальшого розвитку медичних інформаційних систем і технологій міститься в тому, що запропоновані методи, моделі і технології, зменшуючи суб'єктивізи дослідника, сприяють створенню нового класу медичних інформаційних технологій для дослідження периферичного кровообігу та мікроциркуляторного русла

Результати досліджень суттєво розширяють функціональні можливості систем і технологій, що дозволить додатково: дослідити статистичні методи аналізу й обробки інформативних ознак при оцінці гемодинамічних показників периферичного кровотоку, що дозволить підвищити інформативність при обробці фотоплетизмографічних сигналів; удосконалити архітектуру мультиспектральної системи для аналізу мікроциркуляції з підвищеною точністю, вірогідністю і функціональними можливостями системи при експрес-діагностуванні серцевосудинної системи, зокрема визначення порушення тканинної мікроциркуляції при політравмах у військовослужбовців.

Сукупність результатів отриманих у проєкті стануть основою для розвитку мультиспектральних лазерних та фотонних біомедичних систем нового покоління для діагностування рівня периферійного кровонаповнення з керованою динамікою характеристик оптичного випромінювання та медичної реабілітації політравм різного ступеня важкості.

Тому широкомасштабне впровадження результатів даного проєкту забезпечить покращення якості лікування важких патологій та інфекцій, які мають широке розповсюдження серед населення України, зокрема, зокрема при діагностуванні політравм різного ступеню важкості, зокрема на базі КНП «Вінницька міська клінічна лікарня швидкої медичної допомоги»

Директор КНП «Вінницька міська
клінічна лікарня швидкої
медичної допомоги»



Олександр ФОМІН



вул. Дакхівська, 50/12, м. Черкаси, 18009, Україна
Тел./Факс: +38 (0)472 33 35 15 | Моб.: +38 (0)67 470 02 87
www.fotonikaplus.com.ua | e-mail: info@fotonikaplus.com.ua
Код ЄДРПОУ 24411216

50/12 Dakhiv's'ka str., 18009, Cherkasy, Ukraine
Tel./Fax: +38 (0)472 33 35 15 | Mob.: +38 (0)67 470 02 87
www.fotonikaplus.com.ua | e-mail: info@fotonikaplus.com.ua
Registered in Ukraine №24411216

**АКТ ЩОДО РЕКОМЕНДАЦІЇ ПРО ВПРОВАДЖЕННЯ
результатів, одержаних в рамках реалізації проєкту
із виконання наукових досліджень і розробок
«РОЗРОБКА ЛАЗЕРНО-ФОТОННОГО ЛІКУВАЛЬНО-
ДІАГНОСТИЧНОГО КОМПЛЕКСУ
МЕДИЧНОЇ РЕАБІЛІТАЦІЇ ПАЦІЄНТІВ З ПОЛІТРАВМАМИ РІЗНОГО
СТУПЕНЯ ВАЖКОСТІ»**

Цикл проведених у рамках проєкту наукових досліджень методологічно спрямований на розробку та експериментальну апробацію новітніх методів і систем для підвищення інформативності, достовірності оцінювання тканинної мікроциркуляції людини та ефективності, діагностування, профілактики і лікування найбільш поширених захворювань людини, зокрема, військових політраум різного ступеня важкості, шляхом розробки лазерних та оптико-електронних неінвазивних засобів діагностування та нормалізації стану тканинної мікроциркуляції за допомогою лазерних волоконно-оптичних та фотонних технологій.

Запропоновані мультиспектральні фотонні технології нормалізації мікроциркуляції крові у сукупності з новими оптико-електронними методами оцінювання периферичного кровообігу на відміну від відомих забезпечують підвищену достовірність результатів діагностики і терапії за рахунок інтелектуального аналізу тканинних мікроциркуляторних показників, встановлення нових закономірностей взаємодії низькоінтенсивного лазерного та фотонного випромінювання різних ділянок оптичного діапазону спектру з організмом людини.

Високий рівень інтелектуальної інформаційної підтримки технологій: практично виключає суб'єктивний вплив людського фактора при проведенні досліджень, обробленні результатів, що дає можливість широкої інтеграції розроблених мультиспектральних технологій до єдиного медичного інформаційного простору.

Тому широкомасштабне впровадження результатів даного проєкту забезпечить покращення якості лікування важких патологій та інфекцій, які мають широке розповсюдження серед населення України, зокрема, зокрема при діагностуванні політраум різного ступеню важкості.

Директор ПП «Фотоніка Плюс», к. т. н.



Володимир ХОЛІН

Додаток Б

Список опублікованих праць за темою дисертації

Публікації в збірниках наукових праць,

що входять до наукометричної бази даних Scopus та WoS

1. Tetiana Kanishyna, Liudmyla Shkilniak, Oleg Vlasenko, Volodymyr Pavlov, Zhanna Khomenko, Longyin Yang, Olga Komarova, Andrzej Smolarz, Ryszard Romaniuk, and Daniyar Jarykbassov "Study of tissue microcirculation disorders after tooth extraction by photoplethysmography in diabetic patients", *Proc. SPIE 12476, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High Energy Physics Experiments 2022*, USA, 1247603, (12 December 2022); <https://doi.org/10.1117/12.2657895>.
2. Liudmyla Shkilniak, Nataliia Zabolotna, Volodymyr Pavlov, Zhanna Khomenko, Yang Longyin, Konrad Gromaszek, Aliya Kalizhanova, and Ainur Kozbakova "Photonic methods for normalizing the level of tissue microcirculation in the maxillo-facial region", *Proc. SPIE 12985, Optical Fibers and Their Applications 2023*, USA, 129850M, (20 December 2023); <https://doi.org/10.1117/12.3022729>

Статті у журналах, що включені до переліку

наукових фахових видань України

3. V.S. Pavlov, N.I. Zabolotna, V.S. Polishchuk, A.I. Dalischuk, Ya.G. Skoryukova, and Ya.Lunin, "Biometric identification of photoplethysmographic signals in the clinic of maxillofacial surgery using deep learning technologies", *Scientific Works of Vinnytsia National Technical University*, Vol. 1, Mar 2025. 12 p. DOI: [10.31649/2307-5376-2025-1-109-120](https://doi.org/10.31649/2307-5376-2025-1-109-120).
4. В. Вуйцік, Т. Мартинюк, Т. Нікітчук, Б. Єралієва, Д. Штофель, Я. Лунінь, Підходи до створення оптичних температурних сенсорів на основі

- структури Брега для біомедичних досліджень. *Технічна інженерія*, 2(94), 2024, 298–304. [https://doi.org/10.26642/ten-2024-2\(94\)-298-304](https://doi.org/10.26642/ten-2024-2(94)-298-304).
5. В. Павлов, Н. Заболотна, Д. Штофель, Я. Лунінь, О. Комарова, і О. Кадук, «Реалізація лазерного волоконно-оптичного приладу для оцінювання тканинної мікроциркуляції», *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, вип. 48, вип. 2, с. 205–211, Лис 2024. <https://doi.org/10.31649/1681-7893-2024-48-2-205-211>.
6. S.V. Pavlov, Waldemar Wójcik, R.L. Holyaka, Yang Longyin, O.D. Azarov, etc. «Realization of signal converters of the thermal sensors and high-linear analog devices of biomedical designation», *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, вип. 47, вип. 1, с. 187–197, Лип 2024. <https://doi.org/10.31649/1681-7893-2024-47-1-187-197>
7. О. С. Комарова, В. В. Холін, М. Ф. Посохов, С. В. Тертишний, Ян Лунінь, інш. «Особливості реалізації комбінованого оптоволоконного інструментарію, суміщеного з пірометром», *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, вип. 46, вип. 2, с. 100–104, Груд 2023. <https://doi.org/10.31649/1681-7893-2023-46-2-100-104>.
8. С.В. Павлов, В. Войчик, Р.Л. Голяка, О.Д. Азаров, Л.Н. Никифорова, Я.Лунінь. «Розробка математичної моделі теплового поля інтегральної структури при реалізації сенсорів для біомедичних досліджень», *Інформаційні технології та комп'ютерна інженерія*, вип. 58, вип. 3, с. 76–83, Груд 2023. <https://doi.org/10.31649/1999-9941-2023-58-3-76-83>
9. В.С. Павлов, Н.І. Заболотна, О.С. Безкрєвний, і Я. Лунінь. «Особливості використання волоконно-оптичних сенсорів для дослідження тканинної мікроциркуляції», *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, вип. 45, вип. 1, с. 106–113, Вер 2023. <https://doi.org/10.31649/1681-7893-2023-46-2-100-104>.

- 10.С. Павлов, В. Вуйцік, Р. Голяка, О. Азаров, С. Богомоллов, і Я. Лунінь, «Аналіз стану розвитку теплових сенсорів потоку загального, біомедичного та екологічного призначення», *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, вип. 43, вип. 1, с. 82–93, Груд 2022.
<https://doi.org/10.31649/1681-7893-2022-43-1-82-93>
- 11.П. Бабюк, С. В. Павлов, П. Ф. Колісник, і Я. Лунінь, «Особливості комп'ютерного аналізу біомедичних зображень мікроциркуляції кон'юнктиви ока», *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, вип. 42, вип. 2, с. 53–65, Жов. 2022.
<https://doi.org/10.31649/1681-7893-2021-42-2-53-65>

Публікації у матеріалах конференцій, тезах доповідей та виданнях, що не включені до переліку наукових фахових видань України

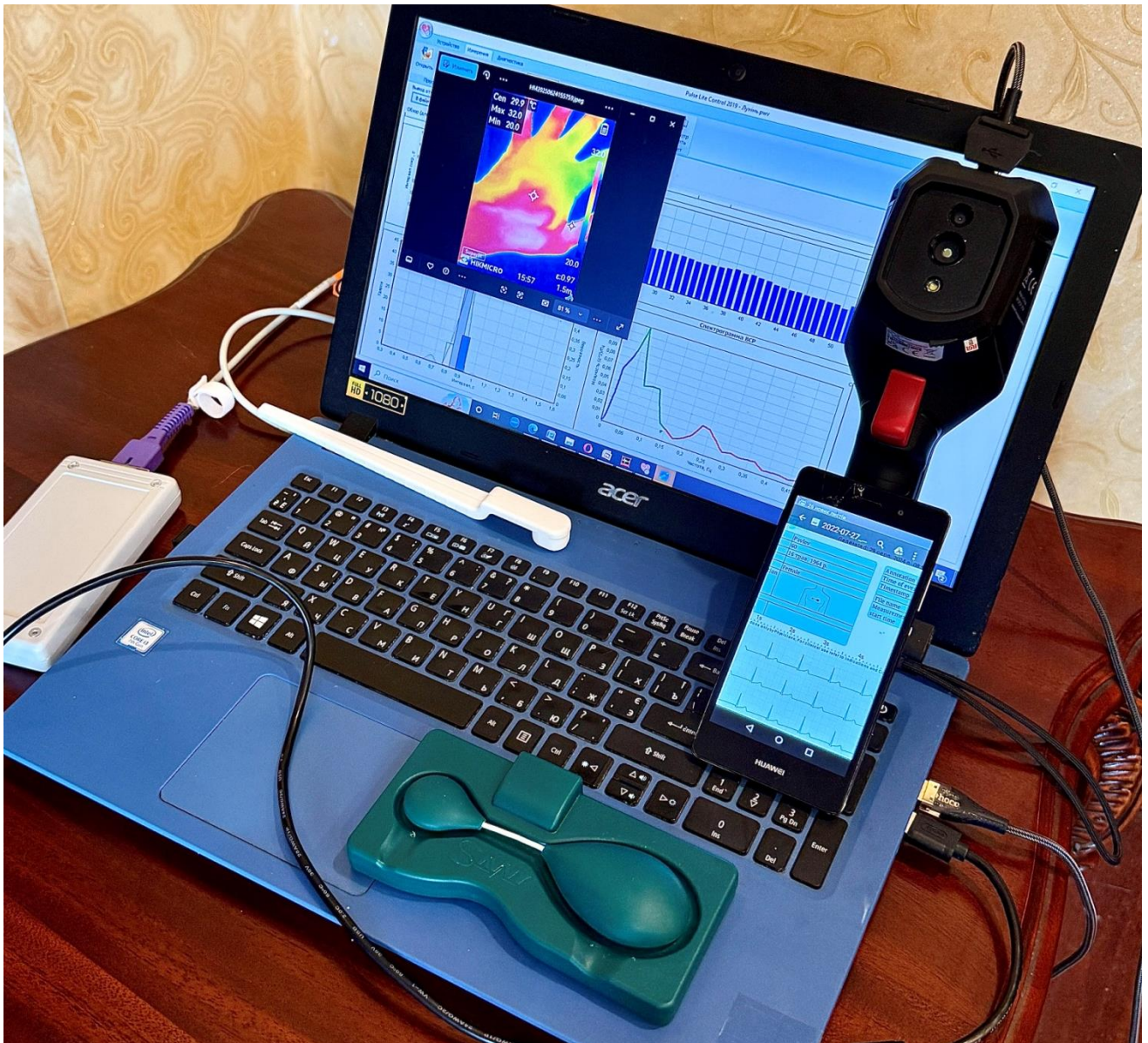
12. Ян Лунінь, Сергій Павлов, Катерина Локес, Янина Скорюкова. «Оптичні методи та інтелектуалізовані оптико-електронні технології для оцінювання ступеню ішемії верхніх кінцівок в медицині катастроф», матеріали Міжнародної науково-технічної конференції з оптико-електронних інформаційних технологій "*Фотоніка – ODS*", 2025, 4 с.
https://conferences.vntu.edu.ua/index.php/ods/ods_2025/paper/view/24675
13. Ян Лунінь, С.В. Павлов, Л.І. Шкільняк, Я.Г. Скорюкова, Т.М. Канішина. «Застосування згорткових нейронних мереж для підвищення діагностичної точності та ефективності лікування хворих на діабет в пульсодіагностиці», матеріали Міжнародної науково-технічної конференції з оптико-електронних інформаційних технологій "*Фотоніка – ODS*", 2025, 4 с.
14. Ян Лунінь, Сергій Павлов, Ярослав Ярославський, Олександр Волосович, Шолпан Жумагулова. «Застосування швидкого перетворення фур'є для аналізу пульсограм», матеріали Міжнародної науково-технічної конференції з оптико-електронних інформаційних технологій "*Фотоніка – ODS*", 2025,

https://conferences.vntu.edu.ua/index.php/ods/ods_2025/paper/view/24747/20456

15. Liudmyla Shkilniak, Tetiana Kanishyna, Oleg Vlasenko, Volodymyr Pavlov, Yang Longyin. «Photoplethysmography method for investigation of tissue microcirculation disorders after tooth extraction», Proceedings of the II International Scientific and Technical Conference “*Modern technologies of biomedical engineering*”, Odessa Polytechnic National University, 2023, с.121-126. <http://dspace.opu.ua/xmlui/handle/123456789/13778>.
16. Володимир Павлов, Ян Лунінь, Ольга Комарова, Олександр Безкревний. «Метод та оптико-електронна система для оцінювання тканинної мікроциркуляції», Матеріали міжнародної науково-технічної конференції «*Сучасні технології біомедичної інженерії*», Одеса, ОП, 2022, 108-111. <http://dspace.opu.ua/jspui/handle/123456789/12658>.

Додаток С

**Загальний вигляд інтелектуалізованої біотехнічної системи
діагностування функціонального стану на основі пульсодіагностики та
термометрії**



Додаток Д

Реалізація програмного забезпечення

Для передачі даних використовується універсальна послідовна шина (USB), яка здатна в режимі full-speed HID забезпечити швидкість передавання даних до 64000 байтів за секунду, в той час як low-speed пристрій забезпечує передачу 800 байтів за секунду. В порівнянні з стандартним UART інтерфейсом, який при стандартній швидкості передачі в 115200 бод забезпечує передачу 14400 байтів за секунду і це з урахуванням службової інформації для забезпечення надійних передач, яка в середньому становить 27% від загального обсягу. Отже передавання даних з використанням стандартного UART на швидкості 115200 бод забезпечить передачу корисної інформації з швидкістю, що приблизно дорівнює 9600 байтів за секунду. Це співрозмірно з low-speed HID USB пристроєм.

Проте зручність та надійність використання USB інтерфейсу для передавання даних є очевидною: по-перше цей інтерфейс забезпечує живлення, і у випадку, коли пристрій споживає менше за 500 мА напруги значенням в 5 В, додатково турбуватись за живлення пристрою немає необхідності. По-друге надійність передавання даних забезпечена на рівні інтерфейсу та програмного забезпечення.

Однак в мікроконтролері ATmega48 не передбачений апаратно модуль інтерфесу USB, і використання його в пристроях на базі такого мікроконтролера можлива лише за умови програмної емуляції, що накладає обмеження на функціонал та швидкість роботи інтерфейсу. Але для передавання цифрових даних зі швидкістю, що співрозмірна стандартній швидкості застарілого UART програмної емуляції більш ніж достатньо.

Програмування мікроконтролера відбувається внутрисхемно з використанням периферійного інтерфейсу SPI. До роз'єму програмування

підключається програматор, що здатний працювати з програмною частиною, яка представлена утилітою avreal.

```
D:\>avreal32-1.29r
avreal/WIN32 v1.29r1 (Feb 10 2018 22:43:14)
AVR controllers programmer by Oleksandr Redchuk http://real.kyiv.ua/avreal
bug-reports, suggestions and so on mail to avreal@real.kiev.ua
For short help type
  avreal -h
```

Процес програмування відбувається в командному рядку набором команд і переліком параметрів До них. Програмування відбувається в два етапи: на одному прописуються значення так званих ф'юзів (бітів в пам'яті мікроконтролера, які відповідають за основні налаштування роботи мікроконтролера) на іншому записується так звана прошивка. Прошивка є результатом компіляції програми написаної на мові високого рівня (наприклад C/C++) в машинні інструкції.

```
D:\>avreal32-1.29r1 +mega48pa -aft2232:enable=~adbus4 -f avreal/WIN32 v1.29r1 (Feb 10
2018 22:43:14)
```

```
Device connected, mega48P|mega48PA detected
```

```
Chip not locked
```

```
Fuses:
```

```
OSCCAL = AB
```

```
_LOW = 62
```

```
CKDIV = 0
```

```
CKOUT = 1
```

```
SUT = 2
```

```
CKSEL = 2
```

```
_HIGH = DF
```

```
RSTDISBL = 1
```

```

DWEN      = 1
WDTON     = 1
EESAVE    = 1
BODLEVEL  = 7
_EXT      = FF
SELFPRGEN = 1
Total time 201ms
All OK

```

Бінарний файл, який можна передати програматору для запису в постійну пам'ять мікроконтролера складається з адрес і відповідних даних, що необхідно записати по заданим адресам.

```

:0200000020000FC
:10000000D5C5BBC4189518951895189518951895C9
:100010001895189518951895189518951895189578
:100020001895189518951895189518951895189568
:10003000189518950600FF0901A101150026FF007B
:10004000750895200900B20201C0040309041203D7
:10005000660062006D0065002E0064006500760099
:100060001403500075006C0073006500320030000E
:10007000310032001201100100000008C016DF0537
:10008000000101020001090222000101008019099A
:1000900004000001030000000921010100012216F3
:1000A00000070581030800326E00840100002C0067
:1000B0005801540C00E00093800005E0009381009B
:1000C00000E000936F000895102F106C10937C00D7
.....

```

Atmel AVR архітектура використовує 8-розрядний шістнадцятковий формат файлу Intel – це формат ASCII для друку, який складається з одного або кількох

записів даних, за якими слідує запис кінця файлу. Кожен запис складається з одного рядка інформації. Записи даних можуть відображатися в будь-якому порядку. Значення адреси та даних представлено 2 або 4 шістнадцятковими цифрами.

Формат запису такий: LL AAAA RR DDD...DDD CC

Character	Description
LL	Довжина поля. Кількість байтів.
AAAA	Адресне поле. Адреса першого байту.
RR	Поле типу запису. 00 для даних і 01 для кінця запису.
DD	Поле даних.
CC	Контрольна сума. One's complement для LL, AAAA, RR, DD... полів по модулю 256.

Аналіз контурів пульсової хвилі. Перед початком аналізу пульсової хвилі необхідно ввести дані пацієнта, скориставшись функцією «Відомості» в розділі «Пацієнт». Для розрахунку індексу жорсткості судин слід вказати зріст пацієнта у сантиметрах у відповідному полі та підтвердити натисканням кнопки «Зберегти». Інші поля можуть залишатися незаповненими. Для повернення до режиму перегляду запису використовуйте кнопку «Дивитися».

Щоб вибрати початок і кінець фрагменту для аналізу, скористайтеся кнопками в групі «Вибір фрагмента». Натисніть кнопку «Початок», щоб встановити маркер початкової точки фрагмента. Перемістіть запис фотоплетизмограми таким чином, щоб маркер точно вказував на початок обраної

пульсової хвилі. Потім натисніть кнопку «Кінець» і повторіть процес для вибору завершення фрагмента.

Для забезпечення коректності аналізу пульсової кривої межі обраного періоду необхідно включати невелику частину попереднього та наступного циклів, відповідно до рекомендацій, наведених на рисунку.

Процедура встановлення маркерів для контурного аналізу пульсової хвилі. Для виконання контурного аналізу пульсової хвилі необхідно розмістити маркери на ключових точках кривої:

- **V1** – початок серцевого циклу,
- **V2** – момент максимального розширення судини у фазу вигнання,
- **V3** – точка, що відповідає протодіастолічному періоду,
- **V4** – початок діастолі,
- **V5** – завершення серцевого циклу.

Правильне розташування маркерів проілюстровано на рисунку у програмі.

Щоб встановити маркер, наприклад, **V1**, натисніть кнопку «V1» у секції «Маркери» та клацніть мишею у точці кривої, що відповідає початку серцевого циклу. Для коригування позиції маркера затисніть ліву кнопку миші, утримуючи активну кнопку відповідного маркера у секції «Маркери», і перемістіть його до потрібного місця.

Встановіть усі маркери, повторюючи зазначену процедуру. Маркери можна розставляти в довільному порядку.

Після завершення встановлення маркерів програма **Pulse Control** автоматично виконає розрахунок амплітудно-часових параметрів пульсової хвилі та визначить індекси, які будуть відображені у таблиці «Індекси ПВ».

Для коректного розрахунку індексу жорсткості в програмі необхідно вказати зріст пацієнта. Цей параметр слід внести у розділ «Відомості» про випробовуваного. Натисніть кнопку «Відомості», введіть значення зросту в сантиметрах і збережіть зміни. Після цього знову перейдіть до таблиці «Індекси

ПВ», щоб програма виконала розрахунок. Без зазначення зросту розрахунок індексу жорсткості виконати неможливо.

Показник	Опис	Норма
ІЖ, м/с	Індекс жорсткості - параметр, який явно корелює зі швидкістю поширення пульсової хвилі - маркером артеріальної жорсткості / ригідності.	5 – 9 м/с
ІВ, %	Індекс відбиття - відображає переважно тонус артеріол і дрібних судин, опосередковано вказує на	40 - 70 %
АПХ	Амплітуда пульсової хвилі (амплітуда анакротичної фази).	
АДХ	Амплітуда дикротичної хвилі.	0,5* АПВ
ВІ	Висота інцизури.	(2/3)* АПВ
ІДХ	Індекс дикротичної хвилі.	50 - 70%
ТАФ, с	Тривалість анакротичної фази пульсової хвилі.	
ТДФ, с	Тривалість дикротичної	

	фази пульсової хвилі.	
ТФІ, с	Тривалість фази вигнання - параметр, що відображає діастолічну активність.	
ТПХ, с	Тривалість пульсової хвилі.	0,7 - 1,1 с
ІВХ, %	Індекс висхідної хвилі - параметр, що відображає фазу наповнення в систолічний період серцевого циклу, відповідає відношенню тривалості висхідного сегмента анакротичної хвилі до загальної тривалості пульсової хвилі.	15 - 30%
ЧН, с	Час наповнення (відповідає проміжку від початку пульсової хвилі до вершини анакротичної хвилі).	0,06 - 0,2 с
ТС, с	Тривалість систолічної фази серцевого циклу.	0,35 - 0,55 с
ТД, с	Тривалість діастолічної фази серцевого циклу.	0,4 - 0,6 с

ЧВХ, с	Час відбиття пульсової хвилі (відповідає часу розслаблення міокарда в протодіастолічну фазу).	0,2 - 0,4 с
ЧСС	Частота серцевих скорочень.	55 - 85 уд/с
B1 (t; a)	Початок серцевого циклу.	
B2 (t; a)	Момент максимального розширення судини у фазу вигнання.	
B3 (t; a)	Точка, яка відповідає протодіастолічному періоду.	
B4 (t; a)	Початок діастолі.	
B5 (t; a)	Завершення серцевого циклу.	

Інтерфейс робочої області програми поділений вертикальним спліттером, який дозволяє налаштовувати розмір відображуваних секцій. Пересуваючи спліттер вліво або вправо, користувач може змінювати пропорції між областю досліджуваної пульсової хвилі та секцією з обчисленими амплітудно-часовими параметрами. Це забезпечує гнучкість у перегляді та аналізі даних.

Додаток Е

Короткий опис використаних підпрограм

Reset: ініціалізація ресурсів мікроконтролері AVR: стек, серійні лінії, буфери USB, переривання.

Main: цикл основної програми. Перевірка діючого значення прапорця і, якщо прапорець встановлений, виконує необхідну процедуру. Додатково, ця програма перевіряє USB скид в лініях даних і повторно ініціалізує інтерфейс мікроконтролера USB, якщо потрібно.

Int0Handler: програма обробки переривання для зовнішнього переривання INT0. Головний приймальний/передавальний двигун; емуляція від USB ліній даних. Запам'ятовування даних в буфері, встановлення USB власників пакету (адреса USB), розпізнавання пакета, відправлення відповіді USB хосту.

MyNewUSBAddress: звертання до INT0 шаблону прийому, чи містить він запит на зміну адреси USB. Адреса і її закодований еквівалент NRZI змінюються для найшвидшої розшифровки адреси протягом того часу, поки USB пакет прийому готовий.

FinishReceiving: копіює закодовані необроблені дані від USB пакету прийому до розшифровуючого пакету (для декодування NRZI і вставки бітів).

USB Reset: ініціалізує інтерфейс USB до значень за умовчанням (еквівалентно стану після ввімкнення).

SendPreparedUSBAnswer: посилає готовий вихідний буферний вміст до ліній USB. NRZI кодування і вставка бітів виконується протягом передачі. Пакет закінчується з EOP.

ToggleDATAPID: перемикає DATAPID ідентифікатор пакету (PID) між DATA0 і DATA1 PID. Це перемикання необхідне протягом передачі за специфікацію USB.

ComposeZeroDATA1PIDAnswer: компонує нульову відповідь на передачу. Нульова відповідь не містить жодних даних і використовується в деяких випадках як відповідь, коли на пристрої немає додаткових доступних даних.

InitACKBuffer: ініціалізує буфер в оперативній пам'яті з даними ACK. Цей буфер часто посилається як відповідь, отже він завжди утримується готовим в пам'яті.

SendACK: передає пакет ACK до ліній USB.

InitNAKBuffer: ініціалізує буфер в оперативній пам'яті з даними. Цей буфер часто посилається як відповідь, отже він завжди утримується готовим в пам'яті.

SendNAK: передає пакет NAK до ліній USB.

ComposeSTALL: ініціалізує буфер в оперативній пам'яті з даними STALL. Цей буфер часто посилається як відповідь, отже він завжди утримується готовим в пам'яті.

DecodeNRZI: виконує NRZI декодування. Дані з ліній USB в буфері NRZI закодовані. Цей шаблон видаляє NRZI кодування з даних.

BitStuff: видаляє/додає вставку бітів в отримані дані USB. Вставка бітів додається технічними засобами хоста згідно з специфікацією USB, аби гарантувати синхронізацію в здійсненні вибірки даних. Цей шаблон виробляє отримані дані без вставки бітів або даних для передачі без вставки бітів.

ShiftInsertBuffer: допоміжна програма, яка використовується, коли виконується додавання вставки бітів. Додає один біт до вхідного буфера даних і тому збільшує буферну довжину. Залишок буфера переміщений.

ShiftDeleteBuffer: допоміжна програма, яка використовується, коли виконується видалення вставок бітів. Переміщає один біт до вхідного буфера даних і тому зменшує буферну довжину. Залишок буфера переміщено.

MirrorInBufferBytes: розставляє байти по порядку, тому що дані, отримані від ліній USB до буфера, знаходяться в інвертованому порядку (LSB/MSB).

CheckCRCIn: виконує CRC (циклічну перевірку за допомогою надлишкових кодів) над пакетом отриманих даних. CRC додається пакету USB для визначення порушення цілісності даних.

AddCRCOut: додає поле CRC у вихідний пакет даних. CRC здійснюється відповідно до USB специфікації USB від даних полів USB.

CheckCRC: допоміжна програма, яка використовується в перевірці CRC і додаванні.

LoadDescriptorFromROM: завантажує дані з ПЗП до вихідного буфера USB (як відповідь USB).

LoadDescriptorFromROMZeroInsert: завантажує дані з ПЗП до вихідного буфера USB (як відповідь USB), але кожен байт додається як нуль. Така процедура використовується, коли дескриптор рядка запитаний у форматі UNICODE (Збереження ПЗП).

LoadDescriptorFromSRAM: завантажує дані з ОП до вихідного буфера USB (як відповідь USB).

LoadDescriptorFromEEPROM: завантажує дані з дані EEPROM до вихідного буфера USB (як відповідь USB).

LoadXXXDescriptor: виконує виділення для розташування джерела відповіді: ПЗП, ОП або EEPROM.

PrepareUSBOutAnswer: готує відповідь USB для вихідного буфера відповідно до запиту хоста USB і виконує запитану процедуру. Додає вставку бітів до відповіді.

PrepareUSBAnswer: головний шаблон для виконання необхідної процедури і підготовки відповідної відповіді. Шаблон спочатку визначить, яку процедуру потрібно виконувати, виявляє номер функції від отриманого пакет початкових даних, а потім виконує запитану функцію. Параметри функції розташовані в пакеті початкових даних.

Шаблон ділиться на дві великі частини:

- стандартні запити;
- спеціальні запити продавця.

Стандартні запити є обов'язковими і описуються в специфікації USB (SET_ADDRESS, GET_DESCRIPTOR).

Спеціальні запити виробника – це запити, які дозволяють виробнику отримати спеціальні дані (у контрольній передачі USB). Контрольна передача IN USB використовується у пристрої AVR для зв'язку з хостом. Розробники можуть додати в цю частину їх власні функції і таки чином підвищити універсальність пристрою. Різна документація побудована на функціях у вихідному коді може бути використана як шаблони для того, як додати звичайні функції [19].

Формат вхідного повідомлення від USB хоста

Як зазначено вище, розробляємий пристрій використовує USB передачу управління. Цей тип передачі використовує формат даних, визначений в специфікації USB описаний в [2] на сторінці 13 (Передача управління). В цьому документі містяться деталі і пояснення того, як працює передача управління і яким чином наш пристрій зв'язується з хостом USB. Пристрій AVR використовує контроль IN кінцевої точки. Хороший приклад передачі даних може бути знайдений на сторінці 15 в [19]. Зв'язок між хостом і пристроєм AVR виконується за цим прикладом.

На додаток до фактичної передачі управління, формат поля DATA0/1 в передачі потрібно обговорювати. Передача управління визначає його початковий стан стандартним запитом, довжина якого 8 байт

Стандартний пакет setup використовується для виявлення конфігурації пристрою після ввімкнення. Цей пакет використовує стандартний тип запиту в полі bmRequestType (біти D6-D5 = 0). Всі наступні значення полів (bRequest, wValue, wIndex, wLength) можуть бути знайдені в специфікації USB. Їх пояснення може бути знайдене на сторінках 27-30 в [119] (Стандартні Запити).

Передача управління використовується для зв'язку з користувачем комунікації, здійснюється як функція по замовчуванню в мікропрограмі. Vendor Type використовується в полі bmRequestType (біти D6-D5 = 2). В даному випадку всі подальші поля (bRequest, wValue, wIndex) можуть бути змінені згідно з вказівками програміста. У нашому виконанні, поле bRequest використовується для номера функції і наступні поля використовуються для параметрів функції. Перший параметр знаходиться в wValue слоті, другий – у wIndex розташуванні.

Хост USB також зв'язується з пристроєм за допомогою IN передачі управління. Хост посилає, 8-байтовий IN пакет даних до пристрою у форматі, визначеному вище (номер функції і параметри), і пристрій потім відповідає запитаними даними. Довжина даних обмежена мікропрограмою в деяких випадках до 255 байтів, але головне обмеження накладається на драйвер пристрою на головному комп'ютері.