

ВІННИЦЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ

Кваліфікаційна наукова
праця на правах рукопису

ПАВЛОВ ВОЛОДИМИР СЕРГІЙОВИЧ

УДК 615.47: 616–072.7

ДИСЕРТАЦІЯ

**ФОТОМЕТРИЧНІ МЕТОДИ ТА НЕІНВАЗИВНІ ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННІ
ПРИЛАДИ АНАЛІЗУ ТКАНИННОЇ МІКРОЦИРКУЛЯЦІЇ ПРИ
ПОЛІТРАВМАХ РІЗНОГО СТУПЕНЮ ВАЖКОСТІ**

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

В.С. Павлов

Науковий керівник:
доктор технічних наук,
доцент Заболотна Наталія Іванівна

Вінниця - 2025

АНОТАЦІЯ

Павлов В.С. Фотометричні методи та неінвазивні оптико-електронні прилади аналізу тканинної мікроциркуляції при політравмах різного ступеню важкості. – 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 проблеми, яка полягає у необхідності вдосконалення фотометричних методів взаємодії оптичного випромінювання з неоднорідними середовищами та розроблення неінвазивних оптико-електронних приладів експрес-діагностування показників тканинної мікроциркуляції, зокрема, при політравмах різного ступеню важкості.

На основі теоретичних досліджень реалізовано оптико-електронний прилад оцінювання тканинної мікроциркуляції з політравмами різного ступеня, що є визначальним у біомедичній діагностиці. Запропоновано мультиспектральні лазерні та фотонні оптико-електронні прилади та системи, які дають можливість визначати порушення мікроциркуляції у різних ділянках, зокрема, щелепно-лицьовій ділянці, кінцівках, передній черевній стінці, зокрема, при політравмах у військовослужбовців.

У даній роботі було вирішено такі задачі:

- Проведено короткий аналіз фотометричних методів та неінвазивних оптико-електронних систем та приладів для визначення тканинної мікроциркуляції;
- Доведено необхідність застосування неінвазивних оптико-електронних приладів для визначення тканинної мікроциркуляції людини для оперативного контролю порушень кровообігу;

- Удосконалено фотометричні методи та фізичні моделі аналізу взаємодії оптичного випромінювання з біотканиною при оцінювання тканинної мікроциркуляції;
- Розроблено інформаційну експертну модель для оцінювання важкості діабетичного кето ацидозу;
- Розроблено вимоги до технічного забезпечення, методика фізіологічних досліджень для вивчення закономірностей розповсюдження низькоінтенсивного немонохроматичного електромагнітного випромінювання різних ділянок оптичного діапазону спектра на мікроциркуляцію крові в зоні опромінення та у віддалених ділянках організму людини;
- розроблено архітектуру оптико-електронного приладу для діагностування стану тканинної мікроциркуляції на основі неінвазивного методу вимірювання для оцінювання фізіологічного стану мікроциркуляції в області опромінення низькоінтенсивним випромінювання, зокрема, при політравмах різного ступеню важкості.
- Проведено фізіологічні вимірювання в лабораторних умовах вивчення механізмів взаємодії низькоінтенсивного лазерного та фотонного електромагнітного випромінювання і розробити методику оптичного принципу оцінювання перфузії крові та провести метрологічне оцінювання отриманих результатів.

Об'єкт дослідження – процес дослідження фотометричних методів та дослідження оптичних характеристик біоб'єктів шляхом аналізу тканинної мікроциркуляції за допомогою неінвазивних оптико-електронних приладів

Предмет дослідження – фотометричні методи, оптичні характеристики біоб'єкту, неінвазивний оптико-електронний прилад для дослідження стану судин тканинної мікроциркуляції, зокрема, при політравмах різного ступеню важкості.

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 та практичні результати:

У науковому плані:

- Розроблено імітаційну модель поширення оптичного випромінювання в багат шарових біологічних тканинах, програмне забезпечення імітаційної моделі, що дозволило визначити, що найбільше значення коефіцієнта пропускання T на межі розділу повітря та рогового шару відповідає куту падіння 45^0 . Доведено, що при збільшенні значення кута падіння кількість відбитих фотонів з рогового шару зменшується, не досягаючи внутрішньої структури шкіри;
- Запропоновано 3D модель поверхні для інформативного представлення фотоплетизмографічного сигналу, в якій запропоновано оцінювання динамічних кривих, як визначення основних показників фотоплетизмограм для задач оцінювання тканинної мікроциркуляції периферійного кровообігу, що дозволило покращити візуальне виявлення ступеню порушень мікроциркуляції судин.
- Отримала подальшого розвитку двовимірна зв'язнісна модель для формування шаблонів фотоплетизмографічного сигналу шляхом аналізу внутрішньозрізових та міжзрізових функцій, які застосовуються для оцінювання стану тканинної мікроциркуляції при політравмах різного ступеню важкості.

- Розроблено фізико-математичну модель випадкового переносу фотонів у плоскопаралельному зразку шкіри на основі методу Монте-Карло з урахуванням стану поляризації лазерного зонduючого світла, для можливості прогнозування інтенсивності зворотно розсіяного випромінювання та ступеня поляризації світлових хвиль лазерного випромінювання на виході зразка в залежності від його товщини
- Розроблена інформаційна експертна модель для оцінювання важкості діабетичного кетоацидозу.

У практичному плані:

В практичному плані запропоновані нові технічні рішення реалізації мультиспектральної оптико-електронної системи обробки біомедичної інформації для аналізу тканинної мікроциркуляції, структури автоматизованої системи з підвищеним рівнем діагностики і алгоритм її функціонування.

Результати досліджень дозволили суттєво розширити функціональні можливості систем і технологій, що дозволить додатково: дослідити статистичні методи аналізу й обробки інформативних ознак при оцінці гемодинамічних показників периферичного кровообігу, 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 серцево-судинної системи, зокрема визначення порушення тканинної мікроциркуляції при політравмах у військовослужбовців.

Запропоновано мультиспектральну лазерну систему, що дозволить, завдяки застосуванню 4-х оптичних методів (каскад: оптичного тканинного оксиметра, доплерівського флуорометру, оптоволоконного пірометричного термометру, аналізатора контрасту спекл зображення біологічної поверхні), отримати достовірні результати діагностики стану мікроциркуляторного русла.

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 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 інформаційно-вимірювального каналу при застосуванні оптичних сенсорів.

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.

Результати дисертаційної роботи впроваджено мультиспектральні лазерні та фотонні технології нормалізації мікроциркуляції крові у сукупності з новими оптико-електронними методами оцінювання периферичного кровообігу, які забезпечують: підвищену достовірність результатів діагностики і терапії за рахунок інтелектуального аналізу гемодинамічних мікроциркуляторних показників впроваджено в КНП «Вінницька міська лікарня швидкої медичної допомоги», лізерні та оптико-електронні неінвазивні засоби діагностування, оптико-електронні системи для оцінювання та нормалізації тканинної мікроциркуляції людини для підвищення ефективності діагностування, профілактики і лікування найбільш поширених захворювань, зокрема, військових політравмах різного ступеню важкості

впроваджено на базі ПП «Фотоніка Плюс», м. Черкаси, укладено меморандум про співпрацю в напрямку впровадження мультиспектральних та фотонних приладів для діагностування та реабілітації пацієнтів з політравмами різного ступеню важкості з Військово-медичним клінічним центром Центрального регіону та отримано довідку благодійної організації «Благодійний фонд «Енергія відродження» (м. Вінниця) щодо застосування оптико-електронних приладів та методик лазерної термотерапії для використання в клінічній медицині, зокрема, для діагностування та реабілітації військових з політравмами різного ступеню важкості.

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 дисертаційних робіт від 15.01.2025 року).

Ключові слова: біологічні тканини, лазерна поляриметрія, мікроциркуляція біотканин, система, когерентне випромінювання, розсіювання світла, спекл-поле, деполяризація, статистичний, кореляційний і фрактальний аналіз поляризаційних зображень, інтелектуалізація, підтримка прийняття рішень.

ABSTRACT

Pavlov V.S. Photometric methods and a non-invasive opto-electronic devices for the analysis of tissue microcirculation in polytraumas of various degrees of severity. – 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, Ministry of Education and Science of Ukraine, Vinnytsia, 2025.

The dissertation is devoted to solving a scientific and applied problem, which consists in the need to improve photometric methods of interaction of optical radiation with heterogeneous media and the development of non-invasive opto-electronic devices for express diagnosis of tissue microcirculation indicators, in particular, in polytraumas of varying severity.

Based on theoretical research, an optoelectronic device for assessing tissue microcirculation with multiple traumas of various degrees has been implemented, which is crucial in biomedical diagnostics. Multispectral laser and photonic optoelectronic devices and systems have been proposed that make it possible to determine microcirculation disorders in various areas, in particular, the maxillofacial region, limbs, anterior abdominal wall, in particular, with multiple traumas in military personnel.

In this work, the following tasks were solved:

- A brief analysis of photometric methods and non-invasive optoelectronic systems and devices for determining tissue microcirculation has been conducted;
- The need for the use of non-invasive optoelectronic devices for determining human tissue microcirculation for the operational control of circulatory disorders has been proven;
- Photometric methods and physical models for analyzing the interaction of

optical radiation with biotissue when assessing tissue microcirculation have been improved;

- An information expert model has been developed to assess the severity of diabetic ketoacidosis;

- Requirements for technical support and a method of physiological research have been developed to study the patterns of propagation of low-intensity non-monochromatic electromagnetic radiation of various sections of the optical spectrum range on blood microcirculation in the irradiation zone and in remote areas of the human body;

- The architecture of an opto-electronic device for diagnosing the state of tissue microcirculation has been developed based on a non-invasive measurement method for assessing the physiological state of microcirculation in the area of irradiation with low-intensity radiation, in particular, in polytraumas of varying severity.

- Physiological measurements have been carried out in laboratory conditions to study the mechanisms of interaction of low-intensity laser and photon electromagnetic radiation and to develop a method of the optical principle of assessing blood perfusion and to conduct a metrological evaluation of the results obtained.

The object of the research is the process of studying photometric methods and studying the optical characteristics of bioobjects by analyzing tissue microcirculation using non-invasive opto-electronic devices

The object of the research is photometric methods, optical characteristics of a bioobject, a non-invasive opto-electronic device for studying the state of tissue microcirculation vessels, in particular, in polytraumas of varying severity.

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 opto-electronic

circuits for analyzing circuits.

The following scientific and practical results were obtained:

In scientific terms:

- A simulation model of the propagation of optical radiation in multilayer biological tissues was developed, the simulation model software was developed, which made it possible to determine that the largest value of the transmittance T at the interface between air and the stratum corneum corresponds to an angle of incidence of 45° . It was proven that with an increase in the angle of incidence, the number of reflected photons from the stratum corneum decreases, not reaching the internal structure of the skin;

- A 3D surface model was proposed for informative representation of the photoplethysmographic signal, in which the evaluation of dynamic curves was proposed as a determination of the main indicators of photoplethysmograms for tasks of assessing tissue microcirculation of peripheral blood circulation, which allowed to improve the visual detection of the degree of vascular microcirculation disorders.

A two-dimensional connectivity model for forming photoplethysmographic signal templates by analyzing intra-slice and inter-slice functions, which are used to assess the state of tissue microcirculation in polytraumas of varying severity, has been further developed.

- A physical and mathematical model of random photon transfer in a plane-parallel skin sample has been developed based on the Monte Carlo method, taking into account the polarization state of the laser probing light, to enable prediction of the intensity of backscattered radiation and the degree of polarization of light waves of laser radiation at the sample output depending on its thickness

- An information expert model has been developed for assessing the severity of diabetic ketoacidosis.

In practical terms:

In practical terms, new technical solutions for implementing a multispectral optoelectronic biomedical information processing system for analyzing tissue microcirculation, the structure of an automated system with an increased level of diagnostics, and the algorithm for its functioning have been proposed.

The results of the research have significantly expanded the functional capabilities of systems and technologies, which will allow additionally: to investigate statistical methods of analysis and processing of informative features when assessing hemodynamic indicators of peripheral blood flow, which will allow increasing the informativeness when processing photoplethysmographic signals; to improve the architecture of a multispectral system for microcirculation analysis with increased accuracy, reliability and functional capabilities of the system in express diagnostics of the cardiovascular system, in particular, determining tissue microcirculation disorders in polytraumas in military personnel.

A multispectral laser system is proposed, which will allow, thanks to the use of 4 optical methods (cascade: optical tissue oximeter, Doppler fluorometer, fiber-optic pyrometric thermometer, speckle contrast analyzer of biological surface images), to obtain reliable results for diagnosing the state of the microcirculatory vessel.

The proposed multispectral photonic technologies for normalizing blood microcirculation in combination with new optoelectronic methods for assessing peripheral blood circulation, in contrast to the known ones, provide: increased reliability of the results of diagnostics and therapy due to the intellectual analysis of hemodynamic microcirculatory indicators; a higher level of informativeness of indicators, indices and criteria when processing a photoplethysmogram; establishment of new patterns of interaction of low-intensity laser and photon radiation of different sections of the optical range of the spectrum with the human body; an increased level of operational and technical characteristics of the developed optoelectronic system by reducing the errors of the information and measuring channel when using optical sensors.

High level of intellectual information support of technologies: practically

eliminates the subjective influence of the human factor when conducting research; processing of results, which allows for the broad integration of the developed multispectral technologies into a single medical information space.

The results of the dissertation work introduced multispectral laser and photonic technologies for normalizing blood microcirculation in combination with new optoelectronic methods for assessing peripheral blood circulation, which provide: increased reliability of diagnostic and therapy results due to intellectual analysis of hemodynamic microcirculatory indicators implemented in the KNP "Vinnytsia City Emergency Hospital", laser and optoelectronic non-invasive diagnostic tools, optoelectronic systems for assessing and normalizing human tissue microcirculation to increase the effectiveness of diagnosing, preventing and treating the most common diseases, in particular, military polytraumas of varying severity implemented on the basis of PE "Fotonika Plus", city. Cherkasy, a memorandum of cooperation was concluded in the direction of introducing multispectral and photonic devices for diagnosing and rehabilitating patients with polytraumas of varying degrees of severity with the Military Medical Clinical Center of the Central Region and a certificate was received from the charitable organization "Charity Fund "Energy of Rebirth" (Vinnytsia) on the use of optoelectronic devices and laser thermotherapy methods for use in clinical medicine, in particular, for diagnosing and rehabilitating military personnel with polytraumas of varying degrees of severity.

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 Chemical Engineering and Bioengineering" (act on the implementation of results within the framework of the dissertation work dated 01/15/2025).

Keywords: biological tissues, laser polarimetry, microcirculation of biotissues, system, coherent radiation, light scattering, speckle field, depolarization, statistical, correlation and fractal analysis of polarization images, intellectualization, decision support.

Список опублікованих праць за темою дисертації

Розділи монографій в закордонних виданнях

1. O.V. Katelian, S.D. Himych, P.F. Kolesnic, V.S. Pavlov, T.I. Kozlovska, etc. "Study of the peripheral blood circulation of an abdominal wall using optoelectronic plethysmograph", *Information Technology in Medical Diagnostics II*, Edited By Waldemar Wójcik, Sergii Pavlov, Maksat Kalimoldayev, Taylor & Francis Group, CRC Press United Kingdom, 2018. eBook ISBN 9780429057618, с. 119-125. **(Scopus)**.
2. Y.O. Bezsmertnyi, V.S. Pavlov, T.I. Kozlovska, etc. "Optoelectronic plethysmography method for evaluation of peripheral blood circulation", *Information Technology in Medical Diagnostics II*, Edited By Waldemar Wójcik, Sergii Pavlov, Maksat Kalimoldayev, Taylor & Francis Group, CRC Press United Kingdom, 2018. eBook ISBN 9780429057618, с. 173-178. **(Scopus)**.

Публікації в журналах, що входять до наукометричної бази Scopus

3. Vasnetsov, M., Voytsekhovich, V., Ponevchinsky, V., Kachalova, N., Pavlov V. Khodko, A., Mamuta, O., Manicheva, N. (2024). Optical speckle-field visibility diminishing by reduction of a temporal coherence. *Informatyka, Automatyka, Pomiarы W Gospodarce I Ochronie Środowiska*, 14(1), 17–20. <https://doi.org/10.35784/iapgos.5495>. **(Scopus)**.
4. Kryvonosov, V., Avrunin, O., Sander, S., Pavlov, V., etc. (2023). A usage of the impedance method for detecting circulatory disorders to determine the degree of limb ischemia. *Informatyka, Automatyka, Pomiarы W Gospodarce I Ochronie Środowiska*, 13(4), 5–10. <https://doi.org/10.35784/iapgos.5393>. **(Scopus)**.
5. Sergii M. Zlepko, Sergii V. Sander, Tatiana I. Kozlovska, Volodymyr S. pavlov, Waldemar Wojcik, etc. "Analysis of the vascular tone and character of the local

blood flow to assess the viability of the body using the photoplethysmographic device", *Przegląd Elektrotechniczny*, ISSN 0033-2097, R. 93 NR 5/2017, doi:10.15199/48.2017.05.18. (**Scopus**).

Публікації в збірниках наукових праць,

що входять до наукометричної бази даних Scopus та WoS

6. Jurado Ronald Humberto Rovira, Nataliia I. Zabolotna, Volodymyr Pavlov, etc. "Simulation modeling of conversion processes of polarized optical radiation in biological tissue", Proc. SPIE 13400, *Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High Energy Physics Experiments*, 2024, 134000C (16 December 2024); <https://doi.org/10.1117/12.3054899>. (**Scopus**).
7. Liudmyla Shkilniak, Nataliia Zabolotna, Volodymyr Pavlov, etc. "Photonic methods for normalizing the level of tissue microcirculation in the maxillo-facial region", Proc. SPIE 12985, *Optical Fibers and Their Applications*, 2023, 129850M (20 December 2023); <https://doi.org/10.1117/12.3022729>. (**Scopus, WoS**).
8. Tetiana Kanishyna, Liudmyla Shkilniak, Oleg Vlasenko, Volodymyr Pavlov, 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); <https://doi.org/10.1117/12.2657895>. (**Scopus**).
9. Zorina Nizhynska-Astapenko, Waldemar Wojcik, Maryna Vlasenko, Olga Chaikovska, Volodymyr Pavlov, etc. "Information medical fuzzy-expert system for the assessment of the diabetic ketoacidosis severity on the base of the blood gases indices", Proc. SPIE 12126, *Fifteenth International Conference on Correlation Optics*, 1212626 (20 December 2021); <https://doi.org/10.1117/12.2616675>. (**Scopus, WoS**).

10. Volodymyr S. Pavlov, Yurii O. Bezsmernyi, Sergey M. Zlepko, and Halyna V. Bezsmertna "The photonic device for integrated evaluation of collateral circulation of lower extremities in patients with local hypertensive-ischemic pain syndrome", Proc. SPIE 10404, *Infrared Sensors, Devices, and Applications VII*, 1040409 (30 August 2017); <https://doi.org/10.1117/12.2272324>. **(Scopus)**.
11. Tetyana I. Kozlovska, Peter F. Kolisnik, Volodymyr S. Pavlov, Waldemar Wójcik, etc. "Physical-mathematical model of optical radiation interaction with biological tissues", Proc. SPIE 10445, *Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High Energy Physics Experiments*, 2017, 104453G (7 August 2017); <https://doi.org/10.1117/12.2280928>. **(Scopus)**.
12. Sergii V. Sander, Tatiana I. Kozlovska, Volodymyr S. Pavlov, Piotr Kisała, etc. "Laser photoplethysmography in integrated evaluation of collateral circulation of lower extremities", Proc. SPIE 9816, *Optical Fibers and Their Applications*, 2015, 98161K (17 December 2015); <https://doi.org/10.1117/12.2229042>. **(Scopus)**.

Статті у журналах, що включені до переліку наукових фахових видань

України

13. В. Павлов, Н. Заболотна, Д. Штофель, інш. «Реалізація лазерного волоконно-оптичного приладу для оцінювання тканинної мікроциркуляції», *Опт-ел. інф-енерг. техн.*, вип. 48, вип. 2, с. 205–211, Лист. 2024. <https://doi.org/10.31649/1681-7893-2024-48-2-205-211>
14. В. Павлов, Х. Р. У. Ровіра, Н. Заболотна, В. Холін, Л. Никифорова, і О. Комарова, «Експериментальні дослідження гістологічних зрізень епідермісу людської шкіри», *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, вип. 47, вип. 1, с. 177–186, Лип. 2024. <https://doi.org/10.31649/1681-7893-2024-47-1-177-186>

15. В. С. Войцехович, О. М. Кравченко, М. В. Васнецов, Н. М. Качалова, В. С. Павлов, інш. «Використання лазеротерапії при герпесвірусних ураженнях периферичної нервової системи», *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, вип. 46, вип. 2, с. 84–92, Груд. 2023. <https://doi.org/10.31649/1681-7893-2023-46-2-84-92>
16. Павлов В. С., Н. І. Заболотна, О. С. Безкривний, і Я. Лунінь, «Особливості використання волоконно-оптичних сенсорів для дослідження тканинної мікроциркуляції», *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні техно-логії*, вип. 45, вип. 1, с. 106–113, Вер 2023. <https://doi.org/10.31649/1681-7893-2023-45-1-106-113>
17. Я. Г. Скорюкова, В. С. Павлов, Ю. О. Безсмертний, і О. С. Безкривний, інш. «Оптико-електронна система для оцінювання периферичного кровообігу нижніх кінцівок людини», *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, вип. 37, вип. 1, с. 77–83, Лист. 2019. <https://doi.org/10.31649/1681-7893-2019-37-1-77-83>
18. С. М. Злепко, Т. І. Козловська, В. А. Стасенко, В. С. Павлов, і В. П. Думенко, «Оцінювання метрологічних характеристик фотоплетизмографічного приладу діагностування стану периферичного кровообігу», *Інформаційні технології та комп'ютерна інженерія*, вип. 35, вип. 1, с. 4–12, Трав 2016. <https://itce.vntu.edu.ua/index.php/itce/article/view/275>.

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

України

19. Г.І. Криничних, С.М., Шувалов, В.С. Павлов, О.В Кулицька., інш. Денситометричний метод оцінювання щільності кісткової тканини фронтального відділу верхньої щелепи з прогностичною метою, *Стоматологічний альманах*. 2023. № 3, С. 44-48. <https://dental-almanac.org/index.php/journal/article/view/615>

Розділи монографій у виданнях України

20. Вуйцік Вальдемар, Микитюк З. М., Павлов В. С., інш. Взаємодія лазерного випромінювання з біологічною тканиною –Лазер і здоров'я. : монографія / А. В. Кіпенський, Л. Я. Васильєва-Лінецька, Вуйцік Вальдемар [та ін.] ; заг. ред. А. В. Кіпенського ; Нац. техн. ун-т "Харків. політехн. ін-т". – Харків : Міська друкарня, 2024. – С. 65-111: іл. - (Фізична та біомедична електроніка).
<https://repository.kpi.kharkov.ua/items/d6581393-a4e7-456c-af18-f15060c14c25>.

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

21. Mamuta M., Vasnetsov M., Voytsekhovich V., Kachalova N., Pavlov V., інш. Automated correction of optical speckle-field visibility with neural networks, *Міжнародна науково-практична конференція «Використання штучного інтелекту в наукових дослідженнях та прикладних розробках»*, Збірник матеріалів конференції 11 квітня 2024 р., С. 84-85.
<http://repository.vsau.org/getfile.php/35556.pdf>
22. В.С.Павлов. Перспективність застосування оптико-електронних технологій для оцінювання стану тканинної мікроциркуляції, Матеріали ЛІІІ науково-технічної конференції ВНТУ, Вінниця, 20-22 березня 2024 р., 2 с.
<file:///C:/Users/VNTU/Downloads/20797-73518-1-PB.pdf>
23. Ольга Комарова, Володимир Павлов, Олександр Петраківський, Юлія Петрушко Методика оцінювання однорідності розподілу щільності потужності лазерного випромінювання на виході коротких відрізків багатомодових оптичних волокон, *Міжнародна науково-практична конференція Сучасні проблеми інфокомунікацій, радіоелектроніки та наносистем*, листопад, 2023, 2 с. <https://conferences.vntu.edu.ua/index.php/spirn/spirn2023/paper/view/19282>

24. Liudmyla Shkilniak, Tetiana Kanishyna, Oleg Vlasenko, Volodymyr Pavlov, інш. 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, 2023, С.121-126
<http://dspace.opu.ua/xmlui/bitstream/handle/123456789/13778/стр%20121-126.pdf?sequence=1&isAllowed=y>
25. Я. Скорюкова, В.Павлов. Дослідження тривимірної моделі поверхні для визначення порушень мікроциркуляції крові на кінцівках, XLVI Науково-технічна конференція факультету комп'ютерних систем і автоматики (2017) – 3 с. <https://conferences.vntu.edu.ua/index.php/all-fksa/all-fksa-2017/paper/view/2015>
26. V.S. Pavlov, P.F. Kolesnic, T.I. Kozlovska. Evaluation of the peripheral blood circulation of an abdominal wall using optoelectronic plethysmograph, Матеріали XLVIII науково-технічної конференції підрозділів ВНТУ, Вінниця, 13-15 березня 2019, 3 с. <https://ir.lib.vntu.edu.ua/bitstream/handle/123456789/27250/7029.pdf?sequence=3>

Патенти

27. С.М. Злепко, С.В. Тимчик, В.С. Павлов "Система для досліджування життєдіяльності пацієнта", Пат. на корисну модель № 131588, МПК (2018.01) G06F 19/00 G06Q 50/22. - № у 2018 07222; заявл. 26.06.2018, 25.01.2019, Бюл № 2. – 5 с. <https://ir.lib.vntu.edu.ua/bitstream/handle/123456789/26057/131588.pdf?sequence=1&isAllowed=y>
28. Т.І. Козловська, П.Ф. Колісник, В.С. Павлов. "Оптичний неінвазивний пристрій для визначення рівня периферійного кровонаповнення", Пат. на корисну модель № 134334, МПК (2006.01) А61В 5/02. - № у 2018 12507; заявл. 17.12.2018, опубл. про державну реєстрацію: 10.05.2019, Бюл. № 9. - 5 с. <https://sis.nipo.gov.ua/uk/search/detail/1355163/>

ЗМІСТ

| | |
|--|----|
| СКОРОЧЕННЯ ТА УМОВНІ ПОЗНАКИ | 23 |
| ВСТУП | 24 |
| РОЗДІЛ 1 АНАЛІЗ МЕТОДІВ ТА ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННИХ ПРИЛАДІВ ДЛЯ ОЦІНЮВАННЯ ТКАНИННОЇ МІКРОЦИРКУЛЯЦІЇ ТА СИСТЕМНОЇ ГЕМОДИНАМІКИ | 36 |
| 1.1 Методи дослідження периферійного кровообігу в тканинах (біомікроскопічний, метод мікроплетизмографії, плетизмографічний, реографічний) | 36 |
| 1.2 Аналіз фотометричних методів та особливості їх використання для досліджень тканинної мікроциркуляції | 40 |
| 1.3 Аналіз та особливості використання оптичних сенсорів для оцінювання тканинної мікроциркуляції | 46 |
| 1.4 Аналіз та особливості роботи оптичних контрольно- вимірювальних приладів для реєстрації фотоплетизмографічних сигналів | 49 |
| 1.5 Напрямки застосування фотометричних методів та оптико- електронних приладів для оцінювання тканинної мікроциркуляції | 52 |
| 1.6 Висновки до першого розділу..... | 60 |
| РОЗДІЛ 2 ФОТОМЕТРИЧНІ МЕТОДИ ТА ІМІТАЦІЙНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ДОСЛІДЖЕННЯ ПРОЦЕСІВ ТРАНСФОРМАЦІЇ ОПТИЧНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ В БІОТКАНИНІ ТА МЕТОДИ ОБРОБЛЕННЯ БІОМЕДИЧНОЇ ІНФОРМАЦІЇ | 61 |
| 2.1 Фотометричні методи дослідження оптичних властивостей біотканин | 61 |
| 2.2 Моделювання вплив зменшення когерентності джерела лазерного випромінювання на демпфування спекл-структури | 69 |
| 2.3 Імітаційне моделювання процесів перетворення поляризованого оптичного випромінювання у біологічній тканині..... | 77 |

| | |
|--|-----|
| 2.4 Представлення фотоплетизмографічного сигналу тривимірною моделлю поверхні | 88 |
| 2.5 Розробка експертної нечіткої моделі підтримки прийняття рішення для система оцінювання важкості діабетичного кетоацидозу | 94 |
| 2.6 Висновки до другого розділу | 105 |

| | |
|---|-----|
| РОЗДІЛ 3 РЕКОМЕНДАЦІЇ ЩОДО РОЗРОБЛЕННЯ ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННИХ ПРИЛАДІВ ОЦІНЮВАННЯ ТКАНИННОЇ МІКРОЦИРКУЛЯЦІЇ ПАЦІЄНТІВ З ПОЛІТРАВМАМИ РІЗНОГО СТУПЕНЯ ВАЖКОСТІ | 107 |
|---|-----|

| | |
|--|-----|
| 3.1 Розробка лазерного волоконно-оптичного приладу для оцінювання тканинної мікроциркуляції | 109 |
| 3.2 Розробка фотонного волоконно-оптичного приладу для оцінювання тканинної мікроциркуляції та фізіотерапевтичного впливу | 115 |
| 3.3 Рекомендації щодо проектування апаратної та програмної реалізації мобільного оптико-електронного приладу для вимірювання гемодинамічних показників | 121 |
| 3.4 Оцінювання метрологічних характеристик оптико-електронного приладу для оцінювання тканинної мікроциркуляції | 131 |
| 3.5 Експериментальні дослідження та статистичний аналіз результатів вимірювань | 140 |
| 3.6 Висновки до третього розділу | 146 |

| | |
|--|-----|
| РОЗДІЛ 4 ФІЗИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ВИХІДНИХ КАСКАДІВ ТА КІНЦЕВИХ ПРИСТРОЇВ ЛАЗЕРНОЇ МЕДИЧНОЇ АПАРАТУРИ | 147 |
|--|-----|

| | |
|---|-----|
| 4.1 Практична реалізація гнучких світловодів. результати експериментальних досліджень | 149 |
|---|-----|

| | |
|---|-----|
| 4.2 Практична реалізація гнучких світловодів з колімуючою лінзою | 155 |
| 4.3 Практична реалізація гнучких світловодів з колімуючою лінзою і прямокутною діафрагмою, включаючи результати експериментальних досліджень | 157 |
| 4.4 Практична реалізація кількох гнучких світловодів з колімуючою лінзою і прямокутної діафрагми, включаючи результати експериментальних досліджень | 160 |
| 4.5 Практична реалізація кількох гнучких світловодів з прямокутною діафрагмою, включаючи результати експериментальних досліджень | 163 |
| 4.6 Практична реалізація кількох гнучких світловодів з каналним хвильником, включаючи результати експериментальних досліджень | 165 |
| 4.7 Висновки до четвертого розділу | 169 |

| | |
|---|------------|
| РОЗДІЛ 5 ЗАСТОСУВАННЯ ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННИХ ПРИЛАДІВ ДЛЯ ОЦІНЮВАННЯ ПОРУШЕНЬ ТКАНИННОЇ МІКРОЦИРКУЛЯЦІЇ В МЕДИЧНІЙ ПРАКТИЦІ | 170 |
| 5.1 Оцінювання змін тканинної мікроциркуляції при фотонному впливі для комплексного лікування хронічних ускладнень цукрового діабету | 170 |
| 5.2 Методика оцінювання виявлення порушення кровообігу біологічної тканини | 176 |
| 5.3 Застосування лазерної фотоплетізмографії в комплексному оцінюванні колатерального кровообігу нижніх кінцівок при політравмах різного ступеню важкості | 187 |
| 5.4 Висновки до п'ятого розділу | 195 |

| | |
|---|-----|
| ВИСНОВКИ | 196 |
| СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ..... | 200 |
| ДОДАТКИ..... | 230 |
| Додаток А Акти впровадження та меморандуми про впровадження результатів дисертаційної роботи | 230 |
| Додаток Б Список публікацій здобувача за темою дисертації та відомості про апробацію результатів дисертації | 238 |
| Додаток В Варіанти реалізації оптико-електронних приладів для оцінювання тканинної мікроциркуляції для застосуванні при політравмах різного ступеню важкості | 245 |
| Додаток Д Мультиспектральний лазерний та фотонний блок з оптоволоконним виходом | 246 |
| Додаток Е Застосування оптико-електронного приладу для оцінювання тканинної мікроциркуляції при медичної реабілітації пацієнтів з політравмами різного ступеня важкості в медичних закладах..... | 247 |
| Додаток Ж Приклад введення масиву інформації при експериментальних досліджень при аналізі трансформації лазерного випромінювання через біотканину..... | 249 |
| Додаток З Результати експериментальних досліджень при аналізі трансформації лазерного випромінювання через біотканину..... | 251 |
| Додаток D Лістинг програмного забезпечення для експертної нечіткої системи оцінювання важкості діабетичного кетоацидозу..... | 257 |

СКОРОЧЕННЯ ТА УМОВНІ ПОЗНАКИ

| | |
|------------------------------------|---|
| Nd ³⁺ :YVO ₄ | неперервний неодимовий лазер з діодною накачкою |
| He-Ne | гелій-неоновий лазер |
| BiBO ₆ (BIBO) | кристал борату барію |
| ІЧ | інфрачервоне випромінювання |
| ФД | фотодіод |
| ОП | операційний підсилювач |
| CCD | камера для реєстрації |
| n _o | показник заломлення |
| РК | рідинний кристал |
| 5CB | рідинний кристал 4-ціано-4'пентобіфеніл |
| LC cell | комірка з рідинним кристалом |
| ДФ | доплерівська флоуметрія |
| ЛФД | лазерна флуоресцентна діагностика |
| ОТО | оптична тканинна оксиметрія |
| НМС | неінвазивна медична спектрофотометрія |
| БТ | біотканина |
| ПМ | показник мікроциркуляції |
| BCR | варіабельність серцевого ритму |
| ФПГ | фотоплетізмограма |
| ЕКГ | електрокардіограма |

ВСТУП

Актуальність роботи. В даний час існує значний інтерес до розробки специфічних, чутливих, недорогих і портативних оптико-електронних приладів, спеціально адаптованих для оптичного зондування. Останні розробки нових чутливих та селективних матеріалів відіграють важливу роль у вимірюванні оптичних показників, зокрема тканинної мікроциркуляції. Крім того, волоконно-оптична технологія широко застосовується в багатьох процесах оптичних вимірювань через її важливі переваги, такі як завадостійкість і можливість її використання для дистанційних і багатопозиційних вимірювань.

Оцінка стану тканинної мікроциркуляції є однією з ключових проблем при реалізації біомедичних технологій для сучасної медичної діагностики. Багато захворювань, таких як, артеріальна гіпертензія, атеросклероз ендотоксемія, діабетична нефропатія, сепсис, цукровий діабет, венозна недостатність, Covid-19 та інші, пов'язані з порушеннями тканинної мікроциркуляції. В даний час численні провідні компанії займаються розробкою та виробництвом діагностичного медичного обладнання, серед яких найбільш відомі: Philips, Cas Medical System (США), MEDIC (Medizinische Messtechnik GmbH), Micromed (Україна), Radiometer (Данія), Фотоніка Плюс (Україна), Criticare (США), Ютас (Україна) та інші. У дослідженнях рівня тканинної мікроциркуляції активно використовуються різні методи, зокрема фотоплетізографія, пульсоксиметрія, неінвазивна медична спектрофотометрія (НМС), лазерна доплерівська флоуметрія, оптична тканинна оксиметрія, (ЛДФ) та лазерна флуоресцентна діагностика. Найбільш популярними стали ЛДФ та оптичні методи діагностики.

Найбільше поширення отримали ЛДФ та оптична тканинна оксиметрія (ОТО). З точки зору фізики, оптичні методи лікування та діагностики характеризуються завадостійкістю до електромагнітних завад оптичного сигналу і потенційною можливістю забезпечення паралельної передачі інформації. Водночас ці методи

дозволяють досить точно визначати якісні та кількісні показники та стан біологічних об'єктів. Метод ЛДФ дає змогу оцінювати перфузію тканин при кровопостачанні (показник рівня мікроциркуляції (ПРМ)) на основі оцінювання мікроциркуляторного русла біотканини, а також частотні ритми процесів мікрогемодинаміки. Метод ОТО базується на спектрофотометричному аналізі показників гемоглобіну *in vivo* і дозволяє оцінювати метаболічні процеси та показник сатурації крові у мікросудинах. Проте, кожен з цих методів НМС не є самодостатнім для моніторингу повного спектру показників тканинної мікроциркуляції. Деякі з них мають суттєві обмеження, зокрема недостатню точність.

Деякі з наведених методів мають суттєві обмеження, такі як недостатня просторово-часова роздільна здатність, обмежена інформація при глибинному скануванні біотканин, а також певна інвазивність вимірювань тощо. Методи та відповідні прилади НМС (за винятком пульсоксиметрів) відносять до індикаторних, оскільки вони дозволяють оцінювати відносні рівні реєстрованих біомедичних показників і загальні тенденції в динаміці вимірювань без жорсткої прив'язки до їх абсолютних значень. Достовірність та загальна інформативність діагностичних обстежень, що проводяться з використанням НМС, значною мірою залежать від правильного вибору методик вимірювань та підходів до інтерпретації та аналізу і результатів обстежень пацієнтів.

Таким чином, при проведенні диференціальної діагностики (визначення «норма-патологія»), важливу роль у інтерпретації отриманих результатів відіграють вибрані діапазони обстеження та ретельний підбір статистичних даних норми для конкретних анатомічних та топографічних точок. Оскільки методи НМС є відносно новим діагностичним підходом, що реалізується за допомогою нових технологій, сьогодні не існує статистичних даних, що повно оцінюють значення різних показників для різних локалізацій оптичних сенсорів на тілі пацієнта в нормі, а також при різних патологіях. Оптимальним рішенням є створення та подальше

використання в клінічній практиці мультиспектральної лазерної волоконно-оптичної системи (оптичний тканинний оксиметр, аналізатор контрасту спекл-зображення біологічної поверхні), оптоволоконний пірометричний термометр, доплерівський флуорометр, що дозволить здійснювати моніторинг максимально широкого спектра показників функціонування мікроциркуляції тканин за найкоротший час.

У зв'язку з необхідністю точної оцінювання основних показником тканинної мікоциркуляції кровотоку в нормі і при патології, різними дослідниками було запропоновано велику кількість непрямих методів, серед них такі, наприклад, як полярографічний, термографічний, радіоізотопний і ряд інших методів. До основних оптичних методів відносяться наступні методи: біомікроскопічний, мікрокінематографічний, метод фотоелектричної мікроплетизмографії і фотоплетизмографічний [1,2,3,8].

У зв'язку із сказаним удосконалення фотометричних методів та розробка оптико-електронних приладів комплексного дослідження спектральних характеристик біологічних тканин і якісно нових методів виміру основних показників гемодинаміки цих біотканин, а також створення на їх основі вимірювальних приладів, що поєднують в собі достатню точність і достовірність вимірів, що проводяться, є актуальним завданням і має практичну цінність.

Саме виходячи з актуальності тематики мета нашого дослідження полягає в дослідженні і розробки принципів побудови оптико-електронних систем і приладів для оцінювання тканинної мікроциркуляції у біологічних тканин, дослідженні засобів спряження фотоплетизмографічного устаткування з комп'ютером для подальшої математичного оброблення сигналу з метою підвищення ефективності діагностування і подальшого лікування захворювань серцево-судинної системи.

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, лікування та реабілітації військових з політравмами різного ступеня важкості, 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), 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), а також брав участь у виконанні госп. тематик з військовими медичними закладами та закладами швидкої допомоги «Моделювання конструктивних рішень та розроблення 3D конструкцій для портативних медичних аспіраторів», № 3011 від 01.02.2023 р. (ДР № 0123U101295), «Технічне обслуговування портативних медичних аспіраторів, а саме вакуумних апаратів MEDELA», № 3012 від 24.02.2023 р., 3020 «Моделювання конструктивних рішень та розроблення 3D конструкцій для портативних медичних приладів для лікування та реабілітації» (ДР № 0124U004636).

Мета і задачі роботи. Метою роботи є підвищення точності, інформативності оцінювання тканинної мікроциркуляції шляхом вдосконалення фотометричних методів взаємодії оптичного випромінювання з неоднорідними середовищами та розроблення неінвазивних оптико-електронних приладів експрес-діагностування показників периферійного кровообігу, зокрема, при політравмах різного ступеню важкості.

У даній роботі було поставлено такі задачі:

- зробити короткий аналіз фотометричних методів та неінвазивних оптико-електронних систем та приладів для визначення тканинної мікроциркуляції;
- Довести необхідність застосування неінвазивних оптико-електронних приладів для визначення тканинної мікроциркуляції людини для оперативного контролю порушень кровообігу;
- Удосконалити фотометричні методи та фізичні моделі аналізу взаємодії оптичного випромінювання з біотканиною при оцінювання тканинної мікроциркуляції;
- Розробити інформаційну експертну модель для оцінювання важкості діабетичного кетоацидозу;
- Розробити вимоги до технічного забезпечення, методика фізіологічних досліджень для вивчення закономірностей розповсюдження низькоінтенсивного немонохроматичного електромагнітного випромінювання різних ділянок оптичного діапазону спектра на мікроциркуляцію крові в зоні опромінення та у віддалених ділянках організму людини;
- розробити архітектуру оптико-електронного приладу для діагностування стану тканинної мікроциркуляції на основі неінвазивного методу вимірювання для оцінювання фізіологічного стану мікроциркуляції в області опромінення низькоінтенсивним випромінювання, зокрема, при політравмах різного ступеню важкості.
- Провести фізіологічні вимірювання в лабораторних умовах вивчення механізмів взаємодії низькоінтенсивного лазерного та фотонного електромагнітного випромінювання і розробити методику оптичного принципу оцінювання перфузії крові та провести метрологічне оцінювання отриманих результатів.

Об'єкт дослідження – процес дослідження фотометричних методів та дослідження оптичних характеристик біооб'єктів шляхом аналізу тканинної мікроциркуляції за допомогою неінвазивних оптико-електронних приладів

Предмет дослідження – фотометричні методи, оптичні характеристики біооб'єкту, неінвазивні оптико-електронні прилади для дослідження стану судин тканинної мікроциркуляції, зокрема, при політравмах різного ступеню важкості.

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.

Наукова новизна отриманих результатів

- *Вперше* розроблено імітаційну модель поширення оптичного випромінювання в багат шарових біологічних тканинах, що дозволило встановити максимальне значення коефіцієнта пропускання на межі розділу повітря та рогового шару, яке відповідає куту падіння 45° . У міру збільшення кута падіння кількість відбитих фотонів з рогового шару зменшується, не досягаючи внутрішньої структури шкіри.
- *Вперше* запропоновано тривимірну модель поверхні для інформативного представлення фотоплетизмографічного сигналу, в якій здійснюється оцінювання динамічних кривих як визначення основних показників фотоплетизмограм для задач аналізу стану тканинної мікроциркуляції, що дозволило покращити інформативність візуального виявлення ступеню порушень мікроциркуляції судин.
- *Вперше* розроблена інформаційна експертна модель для вирішення задач медичної діагностики на базі нечіткої логіки при класифікації ступеня важкості діабетичного кетоацидозу, що підвищило точність оцінювання та

інформативність з подальшою можливістю використовувати її як інструментальний засіб для проектування об'єктно-орієнтованих систем, необхідних для інтелектуальної підтримки ухвалення діагностичних рішень в різних областях медицини, включаючи клінічну практику і підготовку лікарів-діагностів.

- *Отримало подальший розвиток* фізико-математична модель випадкового переносу фотонів у плоскопаралельному зразку шкіри на основі методу Монте-Карло, яка відрізняється тим, що враховується стан поляризації лазерного зондуючого світла, що дозволило здійснити прогнозування зміни інтенсивності зворотно розсіяного випромінювання та ступеня поляризації світлових хвиль лазерного випромінювання на виході зразка в залежності від його товщини.
- *Отримало подальший розвиток* двовимірна зв'язнісна модель для формування шаблонів фотоплетизмографічного сигналу, яка відрізняється тим, що враховуються зв'язки внутрішньозрізових та міжзрізових функцій, що дало можливість її використання для точного оцінювання стану тканинної мікроциркуляції при політравмах різного ступеню важкості.

Практична цінність роботи полягає в тому, що результати досліджень суттєво розширяють функціональні можливості систем і технологій, що дозволить додатково: дослідити статистичні методи аналізу й обробки інформативних ознак при оцінюванні тканинної мікроциркуляції периферичного кровотоку, що підвищує інформативність при обробці фотоплетизмографічних сигналів; удосконалити архітектуру оптико-електронної системи для аналізу системної гемодинаміки з підвищеною точністю, вірогідністю і функціональними можливостями системи при експрес-діагностуванні серцево-судинної системи, зокрема визначення порушення тканинної мікроциркуляції при політравмах у військовослужбовців.

Запропоновано мультиспектральну лазерну систему, яка завдяки застосуванню 4-х оптичних методів (каскад: оптичного тканинного оксиметра, доплерівського флуорометру, оптоволоконного пірометричного термометру, аналізатора контрасту спекл зображення біологічної поверхні), дозволило отримати достовірні результати діагностики стану мікроциркуляторного русла.

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 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 інформаційно-вимірального каналу при застосуванні оптичних сенсорів.

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 периферичного кровообігу та мікроциркуляторного русла.

Результати досліджень дозволили суттєво розширити 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 серцево-судинної системи, зокрема визначення порушення тканинної мікроциркуляції при політравмах у військовослужбовців.

Реалізація та впровадження результатів роботи. Результати дисертаційної роботи впроваджено в таких закладах та установах, а саме: мультиспектральні лазерні та фотонні технології нормалізації мікроциркуляції крові у сукупності з новими оптико-електронними методами оцінювання периферичного кровообігу, які забезпечують підвищену достовірність результатів діагностики і терапії за рахунок інтелектуального аналізу гемодинамічних мікроциркуляторних показників впроваджено в КНП «Вінницька міська лікарня швидкої медичної допомоги»; лазерні та оптико-електронні неінвазивні засоби діагностування, оптико-електронні системи для оцінювання та нормалізації тканинної мікроциркуляції людини для підвищення ефективності діагностування, профілактики і лікування найбільш поширених захворювань, зокрема, військових політравмах різного ступеню важкості впроваджено на базі ПП «Фотоніка Плюс», м. Черкаси, укладено меморандум про співпрацю в напрямку впровадження мультиспектральних та фотонних приладів для діагностування та реабілітації пацієнтів з політравмами різного ступеню важкості з Військово-медичним клінічним центром Центрального регіону та отримано довідку благодійної організації «Благодійний фонд «Енергія відродження» (м. Вінниця) щодо застосування оптико-електронних приладів та методик лазерної термотерапії для використання в клінічній медицині, зокрема, для діагностування та реабілітації військових з політравмами різного ступеню важкості.

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 15.01.2025 року).

Особистий внесок здобувача. Основні наукові результати дисертаційної роботи отримано автором самостійно. У 27 працях, опублікованих у співавторстві, авторіві належать такі результати: [1, 2, 5, 10] – запропоновано використання фотоплетизмографічного методу для оцінювання тканинної мікроциркуляції та визначення порушень кровообігу для вивчення процесів, які відбуваються при фотонному фізіотерапевтичному впливі для комплексного лікування хронічних ускладнень цукрового діабету; [3, 21] – запропоновано методику оцінювання впливу трансформації спектра на спостережувану спекл-картину в дальньому оптичному полі; [4] – запропоновано методику оцінювання властивостей БТ при розвитку некрозу, яка корелюється із зміною електропровідності; [6, 11] – розроблено фізико-математичну модель випадкового переносу фотонів у плоскопаралельному зразку шкіри на основі методу Монте-Карло з урахуванням стану поляризації лазерного зонduючого світла; [7, 24, 27] – запропоновано використання фотометричного метода дослідження тканинної мікроциркуляції для оцінювання патологій в щелепно-лицьовій області; [8, 12, 26, 28] – запропоновані нові технічні рішення реалізації мультиспектральної оптико-електронної системи обробки біомедичної інформації для аналізу тканинної мікроциркуляції, структури автоматизованої системи з підвищеним рівнем діагностики і алгоритм її функціонування; [9] – розроблені математичні моделі в контексті реалізації інформаційної експертної моделі для оцінювання важкості діабетичного кетоацидозу; [13] – розроблено імітаційну модель поширення оптичного випромінювання в багатосарових біологічних тканинах, програмне забезпечення імітаційної моделі; [14, 15, 23] – запропоновано конструкцію оптико-електронного

сенсору в контексті мультиспектральної лазерної системи для оцінювання тканинної мікроциркуляції; [16, 20] – запропоновано реалізацію волоконно-оптичних сенсорів для дослідження тканинної мікроциркуляції; [17] – запропоновано 3D модель поверхні для інформативного представлення фотоплетизмографічного сигналу; [18] – проведено оцінювання метрологічних характеристик фотоплетизмографічного приладу діагностування стану периферичного кровообігу; [19] - запропоновано використання фотометричного метода дослідження тканинної мікроциркуляції в денситометричному методі оцінювання щільності кісткової тканини фронтального відділу верхньої щелепи з прогностичною метою; [25] – розроблена двовимірна зв'язнісна модель для формування шаблонів фотоплетизмографічного сигналу.

Апробація результатів дисертації. Основні наукові та практичні результати, отримані в кваліфікаційній дисертаційній роботі, представлялись на Міжнародній науково-практичній конференції «Infrared Sensors, Devices, and Applications» (Сан-Дієго, США, 2017), VIII Міжнародній конференції для фахівців та молодих науковців Фізико-технічного інституту низьких температур імені Б. І. Веркіна НАН України (м. Харків, 2017, 2018), Міжнародній науково-практичній конференції «Використання штучного інтелекту в наукових дослідженнях та прикладних розробках», Міжнародних науково-практичних конференціях «Застосування лазерів в медицині та біології-2019», (м.Київ, 2024), Міжнародній науково-практичній конференції «Сучасні проблеми інфокомунікацій, радіоелектроніки та наносистем», (м.Вінниця, 2023), II International Scientific and Technical Conference “Modern Technologies of Biomedical Engineering, 2023, (м. Одеса, 2023), на щорічних науково-технічних конференціях підрозділів ВНТУ, тощо.

Публікації. Основні результати дисертаційної роботи висвітлено у 28 наукових працях. Серед опублікованих праць: 2 розділи монографії у закордонних

виданнях; 1 розділ монографії у виданні України, 6 статей у наукових фахових виданнях України; 1 стаття у журналах, що не включені до переліку наукових фахових видань України, 6 публікацій у матеріалах, у наукових конференціях, що не входять до переліку фахових видань України з напрямку, за яким підготовлено дисертацію; 3 статті у журналах, що включені до міжнародних наукометричних баз даних Scopus; 2 патенти на корисну модель; 7 публікацій у збірниках наукових праць, що включені до міжнародних наукометричних баз даних Scopus та WoS.

Публікації, що відображають основні результати дисертаційної роботи мають таку кількість індексацій у наукометричній базі: Scopus – 111, H-індекс – 5.

Структура та обсяг роботи. Дисертаційна робота складається із вступу, п'яти розділів, висновків по роботі, списку використаної літератури та додатків. Загальний обсяг дисертації складає 262 сторінки, із них основного тексту – 172 сторінок, 118 рисунків та 13 таблиць, посилання на літературні джерела включає 239 найменувань та займає 30 сторінках, а також 8 додатків на 43 сторінках.

РОЗДІЛ 1

АНАЛІЗ МЕТОДІВ ТА ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННИХ ПРИЛАДІВ ДЛЯ ОЦІНЮВАННЯ ТКАНИННОЇ МІКРОЦИРКУЛЯЦІЇ ТА СИСТЕМНОЇ ГЕМОДИНАМІКИ

1.1 Методи дослідження периферійного кровообігу в тканинах (біомікроскопічний, метод мікроплетизмографії, плетизмографічний, реографічний)

У зв'язку з необхідністю точної оцінювання основних параметром кровотоку в нормі і при патології, різними дослідниками було запропоновано велику кількість непрямих методів, серед них такі, наприклад, як полярографічний, термографічний, радіоізотопний і ряд інших методів

До основних оптичних методів відносяться такі методи: біомікроскопічний, мікрокінематографічний, фотоелектричної мікроплетизмографії і фотоплетизмографічний [1].

Біомікроскопічний метод. Основа методу біомікроскопії базується в тому, що за допомогою світлового мікроскопа визначається об'ємне наповнення капілярів і проникність судинної стінки. Рідше, для вирішення спеціальних завдань, застосовуються ультрафіолетова, люмінесцентна, фазово-контрастна, інтерференційна і поляризаційна мікроскопія.

Існуючі нині методи біомікроскопії для вказаних вище цілей підрозділяються на чотири групи. У першу групу методів входять усі дослідження, виконані за принципом підсвічування досліджуваного об'єкту, тобто у світлі, що проходить. До них відносяться численні роботи по дослідженню мікросудин, виконані на тваринах.

Друга група методів включає дослідження мікроциркуляції, виконані у відбитому світлі. Сюди відносяться роботи на таких об'єктах, як мікросудини шкіри,

слизових оболонок порожнини рота і носа, внутрішніх порожнин тіла і органів. Третя група методів базується на застосуванні спеціальних прозорих камер, які імплантують тваринам і людині для вивчення мікроциркуляції в хронічних дослідах [1,2].

Четверта група методів передбачає використання різного типу світловодів, які використовуються як для підведення оптичного випромінювання до важкодоступних ділянок досліджуваних тканин і органів БО, так і для спостереження за ними. За допомогою цієї методики були вивчені особливості мікроциркуляції живої селезінки, мозку, печінки, бруньки, шкіри, брижі, сечового міхура, нервів, пульпи зуба, слизових оболонок у найрізноманітніших тварин (амфібій, мишей, щурів, морських свинок, хом'яків, кішок, собак і мавп):

Для дослідження мікроциркуляції в мікросудинах у світлі, що проходить, на прозорих тонких утвореннях використовують мікроскопи. До недоліків цього методу слід віднести те, що метод біомікроскопії не забезпечує вимір таких параметрів гемодинаміки як ступінь кровонаповнення судин, швидкість кровотоку. Це не дозволяє судити про ефективність лікування, виявити необхідні ознаки захворювання.

Метод не дозволяє досліджувати стан кровотоку без хірургічного втручання безпосередньо у ряді органів людини і тварини, таких як печінка, бруньки, пульпа зуба та ін., в силу специфічності їх анатомічного розташування. До того ж метод трудомісткий, займає багато часу. Тому біомікроскопічний метод може служити одним з додаткових способів дослідження кровообігу у біологічних тканинах.

Метод мікрокінематографії. Метод мікрокінематографії передбачає проведення уповільненої зйомки, зйомку із звичайною швидкістю і надшвидкісну мікрокінозйомку. Мікрокіноустановка для біомікроскопії складається з мікроскопа, кінознімального апарату, штатива, освітлювача, видошукача і спеціального

програмного пристрою, призначеного для здійснення кінозйомки через певний проміжок часу.

Використання цього методу дозволило визначити швидкість кровотоку в капілярах, явище пульсового потоку крові в найдрібніших судинах м'якої мозкової оболонки у щурів, зміни мікроциркуляції при дослідженні впливу постійних магнітних полів, в умовах: дії стресів і так далі.

Проте цьому методу властиві ті ж недоліки, що і біомікроскопічному методу. Крім того, для проведення високошвидкісної кінозйомки потрібно потужні високоінтенсивні джерела світла, що виділяють велику кількість тепла, що може викликати небажаний нагрів досліджуваних тканин, що призводить до порушення кровотоку [1,2].

Метод фотоелектричної мікроплетизмографії. Метод фотоелектричної мікроплетизмографії полягає в реєстрації зміни оптичної щільності досліджуваної ділянки тканин біомедичного об'єкту шляхом проектування на фотодатчик збільшеної в 120-240 разів за допомогою мікроскопа досліджуваної ділянки мікросудинного ложа або окремої судини з подальшим посиленням, виділенням і реєстрацією сигналу, що знімається з фотодатчика, за допомогою електронних пристроїв. Про один із основних показників фізіологічного стану органу або тканини, яким є міра рівень кровонаповнення, судять за величиною оптичної щільності, яка зростає з · збільшенням кровонаповнення [3].

Цей метод дозволив встановити на тваринах ритмічні зміни кровообігу в мікроциркуляторному руслі, які проходять послідовно чотири етапи: початкову констрикцію, повну дилатацію, початкову і повну констрикцію дилатацію. Дослідження, проведені на людині, показали, що в його мікросудинах: виявляється ритмічне коливання кровообігу, реєстроване на папері у вигляді кривої, що має різну частоту хвиль. Окрім частот, реєструються дихальні (10 + 20 в хвилину) і

пульсаторні (50 + 70 в хвилину хвилі. Крім того, цей метод дозволив визначити середню швидкість кровотоку в різних за розміром судинах [3,4].

Оскільки оптична щільність структур, що оточують і утворюють мікросудину, є величиною постійною, та зміна оптичної щільності може бути обумовлена компонентом, що змінюється, тобто кровонаповненням. Тому зміна оптичної щільності при фотометрії просвіту мікросудини залежить тільки від кількості еритроцитів, які поглинають світло, і так само характеризує кровонаповнення. В той же час величина оптичної щільності зростає зі збільшенням діаметру мікросудини. Роздільна здатність і чутливість апаратури при застосуванні цієї методики дуже велика і дозволяє реєструвати об'ємну швидкість еритроцитів в окремому капілярі.

В той же час цьому методу властиві наступні недоліки. Метод не дозволяє проводити дослідження на великих судинах, трудомісткий, а також не забезпечує об'єктивну оцінку результатів виміру основних параметрів гемодинаміки у зв'язку з відсутністю метрологічного забезпечення [3,4,5].

Плетизмографічний метод. Найбільш прогресивним методом можна вважати плетизмографічний метод - один з важливих методів непрямого дослідження показників кровообігу. Плетизмографія в перекладі з грецької мови означає запис зміни об'єму. Об'єм органу складається з об'єму усіх його тканин і крові, що заповнює посудини. Перша величина залишається постійною на невеликому відрізку часу, а друга - безперервно міняється у зв'язку з процесом кровообігу. Ці зміни об'єму крові можуть бути зареєстровані плетизмографом. В плетизмографічному методі можна виділити два основні способи його реалізації. Це реографічний метод і фотоплетизмографічний метод [5].

Реографічний метод. Він ґрунтується на реєстрації змінної величини комплексного опору тканин біологічного об'єкту при пропусканні через них змінного електричного струму з частотою від 30 до 175 кГц. Оскільки електропровідність крові значно перевершує електропровідність тканин біологічного

об'єкту, динаміка зміни імпедансу $Z(t)$ досліджуваного органу однозначно характеризує динаміку його кровонаповнення, що виражається у вигляді відповідної амплітуди реографічної хвилі. Сигнал корисної інформації є приростом імпедансу $\Delta Z(t)$, який обумовлюється перерозподілом крові в досліджуваному органі з частотою серцевих скорочень відносно деякого постійного рівня Z_0 . Рівень кровонаповнення та швидкість кровотоку визначають, характер їх змін після скорочення серця багато в чому залежать від стану судинної стінки в даному ділянці - її еластичності, тонуусу і так далі. Тому змінений стан стінки артерії при патології неминує відбитися на формі реографічних хвиль. Таким чином, метод реографії дає непряму інформацію про рівень кровонаповнення судин, про відносну швидкість кровообігу та еластичність судин [5,6].

Основні недоліки методу. Слід відзначити, що навіть дія незначного змінного струму на рецептори шкіри може викликати рефлекторні зміни кровообігу. Також, електропровідність тканин міняється залежно від температури, хімічного складу, в'язкості і швидкості кровотоку, які непостійні в процесі дослідження. Реограф призначений в основному для реєстрації кровообігу великих частин тіла, тому негативну дію чинять рухи м'язів і особливості м'язового кровообігу [6].

1.2 Аналіз фотометричних методів та особливості їх використання для досліджень тканинної мікроциркуляції

Варіабельність серцевого ритму (ВСР) є важливим інструментом для аналізу фізіологічних станів пацієнта, а також методом, що допомагає діагностувати кардіопатії. Фотоплетизмографія (ФПГ) є оптичним методом, який застосовується в моніторингу та оцінювання тканинної мікроциркуляції, зокрема при політравмах різного ступеню важкості.

В останній час використання ФПГ значно зростає, порівняно з найбільш часто використовуваним методом у медицині, електрокардіографією (ЕКГ). Крім того є прогрес в клінічному і практичному застосуванні методики ФПГ в діагностиці серцево-судинних захворювань.

Хвороби серця вважаються серйозною проблемою охорони здоров'я, оскільки вони є основною причиною смерті в усьому світі, особливо серед населення у великих містах. За оцінками Всесвітньої організації охорони здоров'я до 2030 року число смертей становитиме 23,6 мільйона [9, 10]. Статистичні дані смертності за ВНТЗ, розділеними за регіонами ВООЗ, можна перевірити на рисунку 1

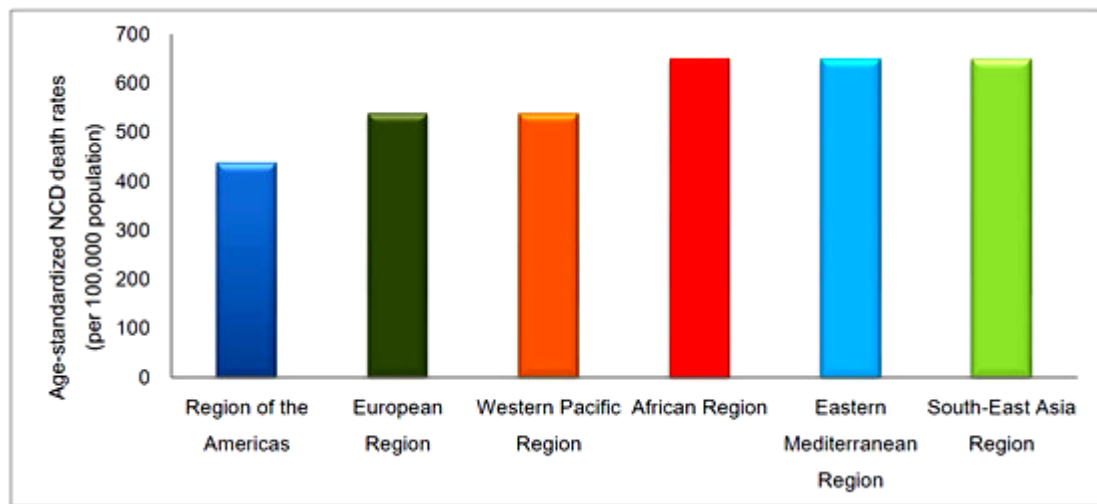


Рисунок 1.1 – Показники смертності за ВНТЗ на 100 000 жителів різного віку для регіонів ВООЗ [8]

Аналіз сигналів ВСР має важливе значення при вивченні вегетативної нервової системи, так як він дозволяє оцінити баланс між симпатичними і парасимпатичними впливами в серцевому ритмі [2]. Варіабельність серцевого ритму є цінним життєвим сигналом, який відображає фізичний стан пацієнта [13]. Спотворене значення між серцевими скороченнями є одним з перших показників наявності аномалії в стані здоров'я пацієнта. Він може виявляти різноманітні стани,

такі як зупинка дихання та серця, синдром системної запальної відповіді, ниркова недостатність, серцева недостатність, систолічний артеріальний тиск та ін [14].

Серед методів, що використовуються для визначення частоти серцевих скорочень, фотометричні методи дозволяють оцінювати зміни в кровотоці за допомогою оптичних сенсорів [15].

Фотометричні методи, до яких відноситься фотоплетизмографічний метод (ФПГ) є однією з найпопулярніших технологій за останнє десятиліття для моніторингу фізіологічних станів пацієнта, і, оскільки це неінвазивний метод, ФПГ широко застосовується до персональних портативних пристроїв та пульсоксиметрії завдяки своїй зручності та здатності виконувати безперервні показання. Крім того, сигнал може надавати інформацію як про серцево-судинну, так і про дихальну систему. Широка життєздатність використання і легкість отримання фізіологічних даних пацієнтом характеризують цей метод [13,16. У порівнянні з сигналом електрокардіограми (ЕКГ) [17,18, сигнал ФПГ не має складної апаратної реалізації. Він також не має вимоги щодо опорного сигналу, тому датчики PPG можуть бути вбудовані в браслети. Використання цих систем стає більш доступним, ніж сучасні системи моніторингу ЕКГ, які вимагають кріплення електродів на грудній клітці пацієнта [19,20,21].

При аналізі деякої літератури, присвяченої темі вивчення, фотоплетизмографії, були знайдені різні статті, в яких підкреслюється важливість більш детального і конкретного вивчення ФПГ. У роботі [22] представлений огляд методу оцінки частоти серцевих скорочень за допомогою шкірних і цифрових камер, висвітлено розрахунок ВСР по ФПГ. Крім того, в роботі [23] представлений огляд літератури по оцінці частоти дихання за допомогою ЕКГ і ФПГ. Крім того, в роботі в [24] метою дослідників було продемонструвати використання методики ФПГ для клінічних застосувань, порівнюючи її з ЕКГ і представляючи важливість визначення ВСР.

В роботі розглянуто огляд методики ФПГ, порівняно з методом ЕКГ, а також опису найважливіших змінних (ВСР, ЧТЧ, варіабельність частоти імпульсу (PRV), швидкість пульсової хвилі (PWV) і т.д.), які можуть бути виділені з сигналу ФПГ і використані в глибокому аналізі фізіологічних станів людини.

В медичній практиці сьогодні більшість методів і приладів виконують вимірювання частоти серцевих скорочень і моніторинг серцевого ритму [24]. Електрокардіограма (ЕКГ), аналогові перетворювачі та кардіочастотиметри є основним обладнанням, що використовується для вимірювання варіабельності серцевого ритму [8]. Аналогічно, фотоплетизмографія (ФПГ) також використовується для вимірювання ВСР. Вона вважається портативною, недорогою технологією простого використання, а також неінвазивною та яка може застосовуватися в різноманітних середовищах. Крім всіх раніше згаданих атрибутів, розробка алгоритмів обробки сигналів додає надійності, сприяючи еволюції цієї технології [28].

Фотоплетизмографія (ФПГ) – це неінвазивний метод вимірювання перфузії крові через тканини шляхом випромінювання оптичного випромінювання [29,30].

ФПГ – це простий і недорогий інструмент, який можна визначити як метод оптичного біомоніторингу, що використовується для вимірювання змін об'єму крові в мікросудинній тканині під шкірою, що виникають внаслідок пульсуючої природи крові [25]. Реєстрація сигналу ФПГ вважається досить нескладною з технічної зорі реалізації, однак компоненти цього сигналу можуть надати цінну інформацію про стан серцево-судинної системи [25,33]. За останні 20 років спостерігається значне збільшення кількості опублікованих робіт, що стосуються методики ФПГ. Популярність цієї методики обумовлена важливим застосуванням в оцінюванні серцево-судинної системи, моніторингу сигналів і виявленні кисню в крові [25].

Фотоплетизмографія може вимірювати частоту серцевих скорочень, тобто зміни кровотоку, виявляючи зміни в об'ємі крові [15]. Фотовипромінювач

інфрачервоного світла з'єднаний з фотоприймачем, використовуючи в якості середовища поширення світла відрізок тіла, в якому потрібно зареєструвати плетизмографічне сигнал. Пульсуючий сигнал об'єму крові (імпульсна хвиля) реєструється фототранзистором у вигляді модуляції вихідного сигналу несучої хвилі [34]. Зазначена довжина хвилі інфрачервоного фотовипромінювача близька до 940 нм [35]. Однак, на думку того ж автора, ця методика дозволяє витягти значення деяких фізіологічних параметрів пацієнта, таких як варіабельність часу між серцевими скороченнями і, після обробки таких параметрів, частоти серцевих скорочень.

Фотоплетизмографічна хвиля описує зміни світлової енергії на своєму шляху при передачі або відображенні в тканинах і кровотоці. Ця форма сигналу повністю пов'язана з систолою і діастолою серцевого циклу [36], як можна спостерігати на рисунку 1.2. Сигнал ФПГ, представлений на рисунку 1.2, був зареєстрований у здорової людини.

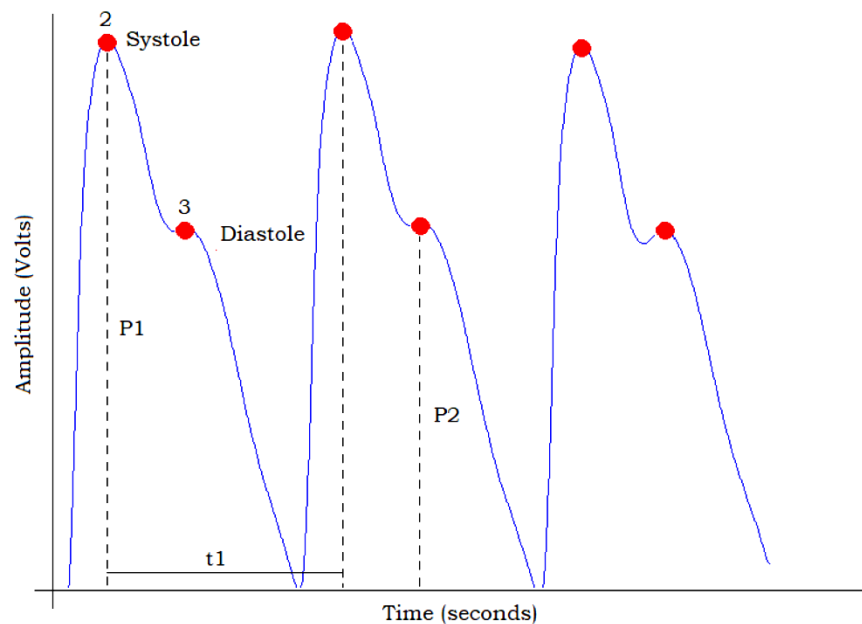


Рисунок 1.2 – Аналіз сигналів ФПГ [8]

Форма хвилі сигналу ФПГ описує варіації зміни, яких зазнає світлова енергія на своєму шляху при передачі або відбиття оптичного випромінювання в біологічних тканинах [36].

Оптико-електронна система діагностики периферійного кровонаповнення повинна визначати амплітудні, часові та амплітудно-часові характеристики пульсової хвилі рис. 1.3.

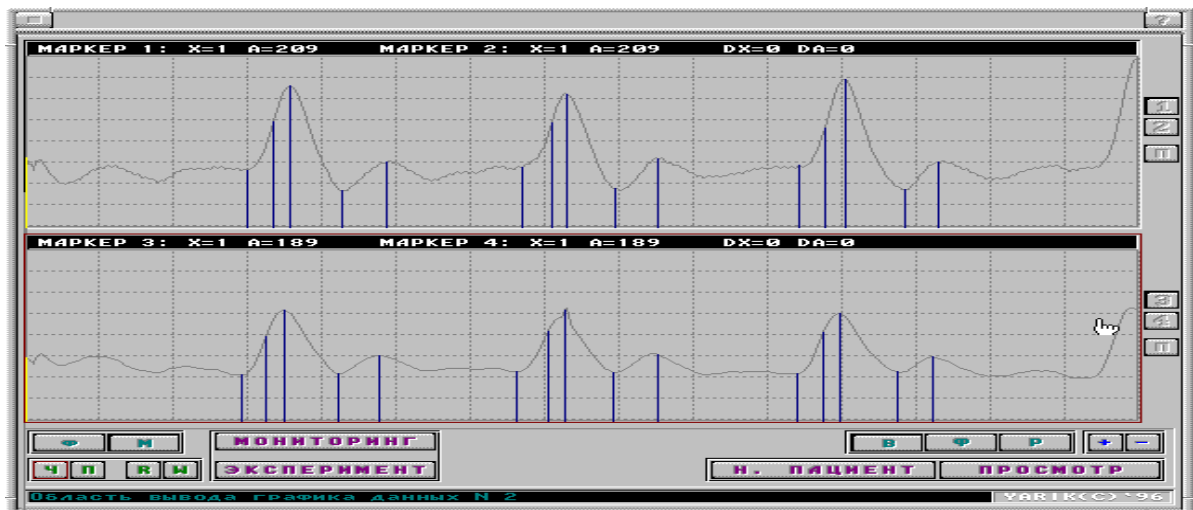


Рисунок 1.3 – Гемодинамічні показники периферійного кровонаповнення

Збільшення частоти серцевих скорочень і амплітуди пульсової хвилі (P1), показане на (рис. 1.4) з цифрою 2, відображає зростання кровотоку в сигналі за рахунок скорочення лівого шлуночка серця. Амплітуда дикротичного мінімуму, представлена з цифрою 3, змінюється в залежності від еластичності артеріальних судин і принципово залежить від взаємодії початкової хвилі тиску, коли серце скорочується, і хвилі тиску, яка відбивається за рахунок периферичних артерій [15]. Однак точки, визначені, можуть бути присутніми не у всіх сигналах ФПГ, оскільки форма хвилі сигналу фотоплетизмографії значно змінюється в залежності від деяких

умов, таких як вік тіла, вік судин, фізичний стан (щодо годин сну, фізичної активності тощо) та інших [15,28].

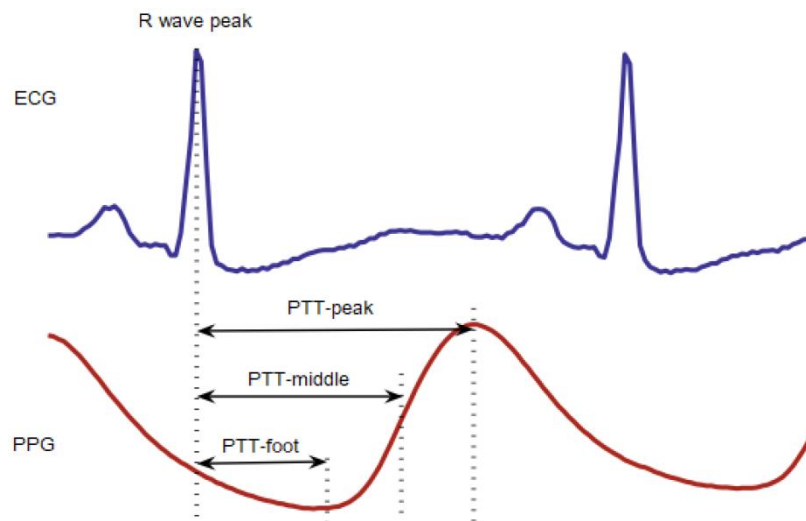


Рисунок 1.4 – Різні точки вимірювання ЧТЧ [8,45]

Найбільш часто використовуваним методом аналізу сигналу ФПГ є виявлення його пікових значень, що приблизно відповідають систолічним фазам серцевого циклу, і реєстрація часу, пройденого між максимальними послідовними значеннями ФПГ. Рівень сигналу ФПГ залежить від багатьох факторів, включаючи жорсткість артерій, артеріальний тиск, швидкість пульсової хвилі та відстань до місця вимірювання аорти та ін.

1.3 Аналіз та особливості використання оптичних сенсорів для оцінювання тканинної мікроциркуляції

Сенсори фотоплетизмографії вимірюють кількість інфрачервоного світла, поглиненого або відбитого кров'ю. Зміни обсягу обумовлені змінами тиску в кровоносних судинах, які відбуваються протягом усього серцевого циклу [15]. Існує два типи принципів функціонування датчиків фотоплетизмографії: пропускання або відбиття світла через або певною частиною тіла [57].

На противагу цьому, датчик ФПГ у режимі відбиття відображає оптичне випромінювання на шкірі, яке приймається детектором і кількісно оцінюється аналогічним чином за допомогою фільтрів і перетворювачів. Тим не менш, цей режим застосовується в основному на частинах тіла, занадто товстих, щоб забезпечити пропускання світла (наприклад, зап'ястя і лоб). Тому датчики ФПГ можуть набувати різноманітної форми, наприклад, ремінця, наручного годинника або нашивки. Крім того, деякі датчики ФПГ вже використовують мобільні технології, відстежуючи частоту серцевих скорочень у режимі реального часу [59,60].

Принцип роботи датчика ФПГ заснований на випромінюванні інфрачервоного світла за допомогою світлодіода, який проникає в шкіру і кровеносні судини. Це світло вловлюється детектором для вимірювання кровотоку, як можна спостерігати на рисунку 1.5. Результати сигналу ФПГ залежать в першу чергу від припливу крові і кисню до капілярних судин при кожному серцевому скороченні [19].

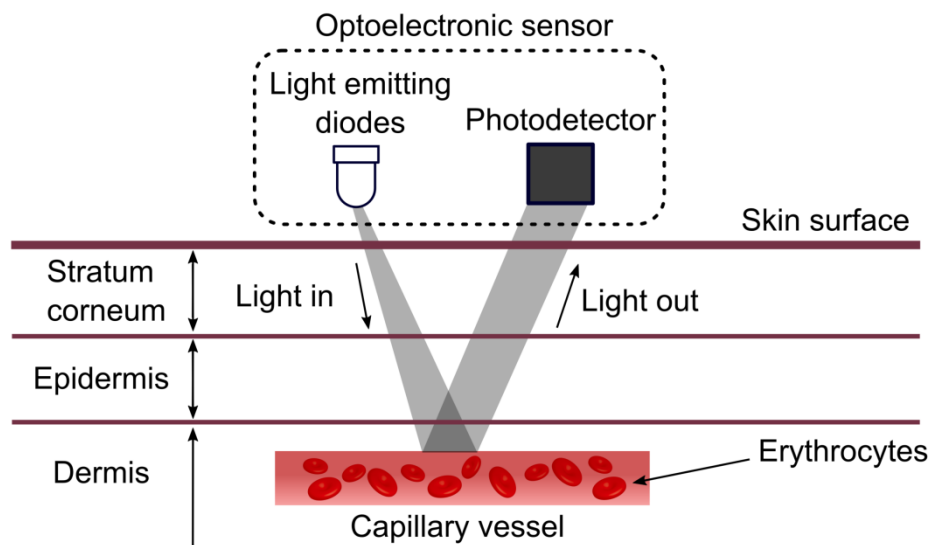


Рисунок 1.5 – Принцип роботи датчиків ФПГ [8, 19]

Теоретично сигнал ФПГ формується двома компонентами: (1) зсув постійного струму, який являє собою постійне поглинання світла, що проходить через тканини; і (2) компонент змінного струму, що генерується серцебиттям, що впливає на об'єм крові, коли світло проходить через артерію [19].

Незалежно від принципу роботи датчика ФПГ, він повинен бути портативним, легким, міцним, недорогим і зручним у використанні, до того ж зберігаючи якість сигналу в різних умовах. Існує кілька ділянок для вимірювання сигналу ФПГ, таких як пальці рук і ніг [63,64,65], лоб [66], зап'ястя [67] і вухо [62,68].

ФПГ заснований на властивостях розсіювання світла, викликаного глюкозою в крові. Збільшення глюкози зменшує зміщення світлового променя, що проникає в тканину, тому що показник заломлення знижується при його наявності. В результаті поглинається менша кількість світла, а інтенсивність світла, що проходить через тканину, більша [69]. Метод ФПГ заснований на законі Бера-Ламберта, який показує, що інтенсивність світла експоненціально зменшується при трансформації в абсорбуючому середовищі, а поглинання залежить від довжини хвилі [70].

У зв'язку з фізіологічними особливостями для кожної людини такі характеристики, як відтінок шкіри, товщина жирового прошарку і жорсткість променевої артерії мають величезний вплив на морфологію і амплітуду плетизмографічної хвилі. Закон Бера — Ламберта пов'язує інтенсивність випромінюваного світла з падаючим світлом у залежності від поглинання світла середовищем, концентрації розчину та шляху, який проходить світло. Чим вище освітленість, що випромінюється фотовипромінювачем (LED), тим вище кількість світла, що проходить через середовище, а також кількість відбитого світла [69].

Перевага методу ФПГ для вимірювання частоти серцевих скорочень і дихання, а не інших методів, таких як електрокардіограма (ЕКГ), пояснюється більш безпечним вилученням даних дихання, оскільки форма хвилі ФПГ забезпечує оцінки

краще, ніж ті, що отримані з ЕКГ-сигналу за допомогою аналізу дихальної синусової аритмії (RSA), а також з низькою вартістю датчика ФПГ [71]. Методика фотоплетизмографії може використовуватися як для профілактики, так і для виявлення різних захворювань. Таким чином, усвідомлюється важливість підходу ФПГ для вимірювання та моніторингу ВСР.

1.4 Аналіз та особливості роботи оптичних контрольно-вимірювальних приладів для реєстрації фотоплетизмографічних сигналів

Для реєстрації сигналу ФПГ і інформації, що міститься в ньому, необхідно збирати сигнал з тіла пацієнта протягом тривалого часу. Ось чому важливо обумовлювати фотоплетизмографічне сигнал до контрольно-вимірювальних кіл, щоб максимально уникнути артефактів руху. Сигнал ФПГ має низькі амплітуди, а тому шум сильно впливає на якість і зчитування параметрів сигналу, т. Е. На цей сигнал впливають різні шуми, такі як навколишнє середовище, стан пацієнта, дихання або рух. Кожен вид шуму охоплює діапазон частот [95,96]. Наприклад, діапазон частоти дихання становить $0,04 \div 1,6$ Гц, а діапазон частот артефактів руху, спричинених рухом пацієнта, — $0,1$ Гц. Значення частоти імпульсної хвилі сигналу ФПГ знаходиться в межах $0,5 \div 4,0$ Гц. Таким чином, частоти артефактів руху і сигналу ФПГ перетинаються, що робить недоцільним їх розділення за допомогою класичних методів фільтрації [96].

В таблиця 1.1 наведено короткий опис методів, що використовуються для аналізу сигналу ФПГ.

Таблиця 1.1

Короткий опис методів, що використовуються для аналізу сигналу ФПГ

| Метод | Домен | Оцінювані індекси |
|------------|-----------------|---|
| Лінійних | Домен Time | Статистичні індекси: SDNN, SDANN, СДНН, rMSSD, pNN50. |
| Лінійних | Домен Time | Геометричні індекси: RRtri, TINN і метод Пуанкаре. |
| Лінійних | Частотний домен | ВЧ, НЧ і НЧ. |
| Нелінійних | | Кореляційна функція, показник Херста, фрактальна розмірність і об'єкт |

Сенсор ФПГ складається з інфрачервоного світлодіода, що випромінює світло, і фотоприймача інфрачервоного чи іншого спектру оптичного випромінювання. Для аналізу цього сигналу також необхідно використовувати схеми фільтрації і посилення. У [97] отриманий в емітері фототранзистора сигнал фільтрується фільтром низьких частот четвертого порядку з частотою зрізу 10 Гц для усунення високочастотного шуму. Крім того, метод відстеження постійного струму був застосований для усунення постійної складової сигналу. Цей метод дозволяє уникнути реалізації фільтра високих частот з дуже низькою частотою зрізу. Потім інший фільтр низьких частот четвертого порядку з частотою зрізу 0,7 Гц усуває як постійну складову, так і артефакти. Потім цей сигнал віднімається від вихідного сигналу і посилюється в інструментальному підсилювачі INA128 з коефіцієнтом посилення 10. Нарешті, сигнал подається на операційний підсилювач коефіцієнта посилення сигналу 100. Згодом все це було застосовано повторно для подальшого

фільтрації сигналу. Після такої аналогової обробки сигнал можна використовувати в мікрокерованій схемі.

На противагу цьому, в [98] схема складається просто з комбінації набору світлодіодів, що приводяться в рух MOSFET, плюс фотоприймач для зчитування сигналу. Це реалізовано за допомогою однієї інтегральної схеми – датчика OSRAM SFH 7050. Цей компонент є повністю інтегрованим оптико-електронним датчиком, розробленим та оптимізованим спеціально для сигналів ФПГ. Він має три різні світлові випромінювачі плюс детектор, а також є світловим бар'єром для мінімізації оптичних перешкод між випромінювачами та детектором, покращуючи співвідношення сигнал/шум [99]. Сигнал фотодетектора подається в підсилювачі пропускну тиску (TIA), який є перетворювачем струму в напругу, реалізованим операційним підсилювачем. Незважаючи на те, що підсилювач трансїмпедансу є хорошим методом перетворення струму в напругу, під час проектування такого роду схеми необхідно бути дуже обережним, оскільки він схильний до коливань. В якості підсилювача трансїмпедансу використовувалася інтегральна схема Microchip MCP6024, операційний підсилювач входу і виходу між рейками. Для цього проекту не була реалізована фільтрація сигналу фотоплетизмографії на кінцевій пластині, так як сигнал додатково обробляється програмним забезпеченням. Однак фільтри низьких і високих частот можуть бути впроваджені для зниження обчислювальних витрат.

У літературі можна зустріти багато робіт, пов'язаних з розробкою схем контрольно-вимірювальних приладів датчиків ФПГ. При аналізі цих робіт перевіряється, що контрольно-вимірювальні прилади спираються на блок-схему рисунку 1.6. Представлена послідовність встановлених кроків для контрольно-вимірювальних приладів датчика ФПГ, заснована на роботі [98,100,101,102,103].

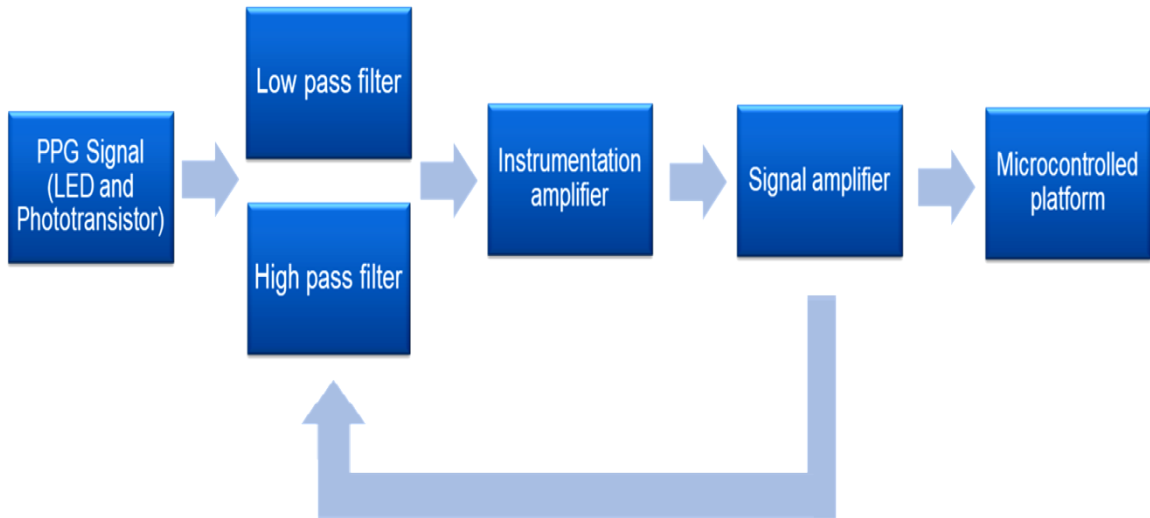


Рисунок 1.6 – Контрольно-вимірювальні прилади ФПГ [8]

1.5 Напрямки застосування фотометричних методів та оптико-електронних приладів для оцінювання тканинної мікроциркуляції

Оптико-електронні прилади для аналізу ФПГ використовується при дослідженні вегетативної функції серця в таких областях, як хвороба Шагаса, цукровий діабет, серцева недостатність, інфаркт міокарда, хронічне обструктивне захворювання легень та ін. Крім того, така методика застосовується при оцінці спортсменів і не спортсменів під час виконання програм з фізичної підготовки [8].

За даними [8], індекси ВСР можуть описувати функціональні та структурні зміни в серцево-судинній системі внаслідок збільшення віку людини, що впливає на вегетативну функцію серця. Самоконтроль глікемії, переривчасте вимірювання капілярної глікемії, використовує глюкометр як основний метод. Ця методика обмежена щодо кількості заходів, які можна виконати за день, якщо вона є інвазивною та болючою. Деякі дослідження пов'язують ФПГ як ефективний метод вимірювання рівня глюкози в крові шляхом моніторингу варіабельності серцевого ритму [104].

Згідно з [105], використання систем дистанційного моніторингу здоров'я є дуже ефективним методом у наданні допомоги пацієнтам із хронічними захворюваннями, такими як у випадку з пацієнтами із захворюваннями серця, що можна перевірити в наступних прикладах.

Для допомоги медичним працівникам у діагностиці серцево-судинних захворювань був розроблений інструмент на основі віртуальних інструментів, в якому, крім запису артеріального тиску, фахівець міг перевірити інші корисні параметри, такі як анамнез систолічного, діастолічного та середнього тиску, на додаток до частоти серцевих скорочень, приймаючи за основу вимірювання ВСР, фотоплетизмографія [11].

Авторами в [70] був розроблений прилад пульсоксиметр з методикою ФПГ для полегшення діагностики дитячої пневмонії у віддалених районах. У [106] дослідники використовували метод часової області для вимірювання ВСР з метою вивчення характеристик патерну вегетативної поведінки серця пацієнтів з хронічним обструктивним захворюванням легень. У [107] ними було проведено дослідження з методики фотоплетизмографії для моніторингу ВСР при виконанні пластичних і реконструктивних операцій.

Авторами в [29] розроблена система телеметричного збору фізіологічних сигналів пацієнтів в програмах серцево-судинної реабілітації з використанням ФПГ як основи для вимірювання ВСР. Ця система допомагає медичним працівникам, відповідальним за сеанс серцево-легеневої реабілітації, у моніторингу та оцінці фізіологічних параметрів пацієнтів під час фізичних вправ.

Аналіз ВСР широко використовується для розуміння явищ, пов'язаних з вегетативною нервовою системою в нормальних і патологічних умовах. Однак досліджень, пов'язаних з його застосуванням в клінічній практиці, поки що недостатньо. У [72] автори продемонстрували великий потенціал аналізу ВСР-інфекції для клінічної практики.

У таблиці 1.2 приведено дослідження, що стосуються вимірювання ВСР за допомогою методики ФПГ або ЕКГ як важливого прогностичного фактора для ряду серцево-судинних захворювань, а також оцінювані індекси та відповідні результати цих досліджень.

Таблиці 1.2

Клінічна застосовність варіабельності серцевого ритму

| Посилання | Рік | Хвороба | Оцінювані індекси | Результати |
|-----------|------|---|-----------------------|---|
| [70] | 2013 | Пневмонія | Сигнал HRV і ФПГ | Середня квадратична похибка 3,0 дихання/хв. |
| [108] | 2005 | Оклюдійна хвороба периферичних артерій нижніх кінцівок (ПАОД) | Сигнал ФПГ | 90% точності та 100% чутливості. |
| [109] | 2011 | Ожиріння | ВЧ, НЧ і НЧ | Низький рівень надлишку жиру у молодих людей підвищує ризик серцево-судинних захворювань. |
| [110] | 2012 | Респіраторні порушення сну у пацієнтів з тяжкими серцево-судинними захворюваннями | ФПГ, ЕЕГ, ЕКГ та ЕМГ | Чутливість 98%, а специфічність 96%. |
| [111] | 2011 | Хронічна серцева недостатність (ХСН) | Домен частоти та часу | Чутливість 89,74% і 100% специфічність. |
| [112] | 2002 | Ішемічна хвороба серця | СДНН, ВЧ | ВСР можна використовувати для виявлення |

| Посилання | Рік | Хвороба | Оцінювані індекси | Результати |
|-----------|------|--|---|---|
| | | | | відмінностей у серцевому вегетативному балансі здорових дорослих. |
| [113] | 2015 | Дитяча пневмонія | Частота дихання, VCP і SPO ₂ | 96,6% чутливості, 96,4% специфічності. |
| [106] | 2007 | Хронічне обструктивне захворювання легень (ХОЗЛ) | СДНН, РМССД, ВЧ, НЧ | Зниження VCP зі зниженням симпатичної та вагусної активності. |
| [114] | 2011 | Дихальна синусова аритмія | ВЧ | Середня похибка виявлення РР від 0,05 до 4,23 дихання/хв для ФПГ і від 1,59 до 3,70 дихання/хв для ЕКГ. |
| [115] | 2008 | Ниркова недостатність | СДНН, НЧ | У пацієнтів з хронічною нирковою недостатністю, які не перебувають на діалізі, знижується VCP. |
| [116] | 2015 | Серцево-судинний ризик (КР) | Пульс, SpO ₂ і сигнал ФПГ | Технічна похибка 0,8% і 1,0%. |
| [2] | 2011 | Оклюдійна хвороба периферичних артерій (ПАОД) | Домен Time | Амплітуда і спотворення сигналу ФПГ зростають зі ступенем тяжкості захворювання. |

Кілька досліджень стосуються різних технологій аналізу сигналу ФПГ. Такі дослідження істотно різняться як для використовуваного датчика, так і для методів моніторингу ВСР за допомогою ФПГ

У [117] автори створили прототип, як на програмному, так і на апаратному рівнях, з метою допомоги в діагностиці стресу, використовуючи фотоплетизмографію як метод вимірювання ВСР.

У [64] автори розробили систему моніторингу та тренування для велосипедистів за допомогою смартфонів, використовуючи фотоплетизмографію для вимірювання фізіологічних сигналів велосипедиста, таких як частота серцевих скорочень та відсоток кисню. Завдяки інтеграції GPS-приймача смартфона і розробленого програмного забезпечення, вдалося проводити вимірювання відстані і швидкості, пройденої гонщиком.

У таблиці 1.3 представлено короткий виклад роботи щодо варіабельності серцевого ритму за допомогою методик ЕКГ та ФПГ з різними технологічними пропозиціями. Вимірювання ВСР методом ФПГ було вивчено щодо властивостей виділеного сигналу. Цей сигнал можна виявити в багатьох видах активності та реакціях, таких як частота серцевих скорочень, частота дихання, насичення киснем, в'язкість крові, артеріальний тиск або зміни положення користувача. Таким чином, вибір відповідного обладнання і техніки вилучення деталей сигналу має принципове значення для вивчення сигналу ФПГ [117].

Розвитком та удосконаленням ФПГ збільшується необхідність мініатюризації вимірювального приладу або вдосконалення технології роботи обладнання. Ці досягнення в неінвазивній фізіологічній детекції, мініатюризації апаратного забезпечення та бездротовому зв'язку призводять до розробки нових мобільних технологій, що мають широке та важливе значення для сфери охорони здоров'я [67]. Мобільні технології мають потенціал революціонізувати охорону здоров'я, впроваджуючи недорогий фізіологічний моніторинг, на додаток до забезпечення

комфортного безперервного моніторингу серцево-судинної системи далеко від клінічного середовища та протягом тривалих періодів часу [21,120].

Таблиця 1.3

Технологічні пропозиції для вимірювання та моніторингу ВСР

| Посилання | Рік | Техніка | Пропозиція |
|-----------|------|--------------|--|
| [105] | 2012 | ЕКГ | Додаток для допомоги у віддаленій роботі спостереження за кардіологічними хворими. |
| [117] | 2010 | ЕКГ е ФПГ | Прилад для вимірювання рівня стресу індивіда. |
| [11] | 2006 | ФПГ | Недорогий прототип для крові вимірювання тиску. |
| [119] | 2012 | ФПГ | Новий прототип волоконно-оптичного зонд був розроблений для дослідження сигналів ФПГ з |
| [25] | 2016 | ФПГ | Вимірювання ВСР через зображення руки. |
| [64] | 2012 | ФПГ | Бездротова система моніторингу та навчання велосипедистів. |
| [70] | 2013 | ФПГ | Портативний оксиметр для допомоги в діагностика дитячої пневмонії. |
| [27] | 2016 | ФПГ | Вимірювання ВСР за допомогою виявлення обличчя. |
| [118] | 2008 | ФПГ | Насичення киснем і частота серцевих скорочень система моніторингу гризунів. |

Стрімке зростання технології Інтернету речей (IoT) та біосенсорів призвело до появи нових можливостей для персоналізованих послуг електронної охорони здоров'я та охорони здоров'я, однією з таких послуг є взаємозв'язок між технікою ФПГ та технологією Інтернету речей [21,120,121,122]. Популярність портативних датчиків та Інтернету речей (IoT) надають значні привілеї мережам датчиків тіла, які

могли б передавати дані платформам хмарних обчислень, забезпечуючи сумісність у моніторингу здоров'я [123,124].

З об'єднанням цих двох технологій виникла концепція Інтернету медичних речей (IoHT), яка по суті є одним рішенням на основі IoT, що охоплює мережеву архітектуру, що дозволяє зв'язок між пацієнтом і установами охорони здоров'я, наприклад, системами електронної охорони здоров'я на основі IoT для електрокардіографії, частоти серцевих скорочень, електроенцефалограми, діабету та інших різних типів моніторингу тілесних (життєво важливих) показників на основі біомедичних датчиків [125]. Вони здатні контролювати сигнал пульсу, кисню в крові (СПО22), повітряного потоку, температури тіла, артеріального тиску, орієнтації пацієнта та електроміографії. Ці дані обробляються програмами, розробленими для терміналу користувача, такими як комп'ютери, смартфони, розумні годинники або навіть спеціалізовані пристрої [126,127,128].

Як приклад можна привести роботу Constant et al. [129], які розробили пристрій під назвою Pulse-Glasses, підключений до хмари і здатний контролювати частоту серцевих скорочень за допомогою техніки ФПГ. Функції IoT були реалізовані таким чином, що дані про HR реєструються з Pulse-Glasses, візуалізуються на Android-смартфоні Android і зберігаються в хмарі. Отже, результати моніторингу можуть бути легко відправлені в базу даних лікаря або лікарні.

У [130] сигнали фотоплетизмографії були зібрані та використані для розрахунку частоти серцевих скорочень та насичення киснем. Розроблена система здатна надавати зворотний зв'язок користувачеві через додаток для смартфона, який приймає сигнали ФПГ від пристрою через зв'язок Bluetooth, при цьому маючи можливість відправити повідомлення з результатами обстеження лікарю користувача.

Одна з проблем, з якою стикаються при використанні техніки фотоплетизмографії, полягає в тому, що звичайні контактні датчики ФПГ не

підходять для ситуацій, коли шкіра була пошкоджена або коли необхідно дозволити рухи без обмежень. Крім того, можна відзначити, що тиск звичайних датчиків пальцевої кліпси може змінити форму хвилі сигналу ФПГ через силу контакту між пальцем і датчиком. Крім того, сигнали ФПГ дуже чутливі до руху, що ускладнює їх використання в кардіолегеновому навантаженні або серцево-легеневої реанімації [131,132].

Ефекти, спричинені шумом та артефактами на сигнал ФПГ, можуть бути зменшені різними способами за допомогою адекватної обробки сигналу ФПГ. Більш прості фільтри можуть допомогти у зменшенні артефактів, наприклад, фільтр ковзного середнього, який часто використовується в цій програмі, добре працює для обмеженого діапазону артефактів [134].

Незважаючи на те, що підхід зменшення артефактів у сигналі ФПГ за допомогою вейвлет-перетворення був вивчений в останні десятиліття, він все ще вважається чудовим методом для зменшення артефактів руху в сигналі ФПГ. Оскільки ФПГ містить інформацію, пов'язану з частотою серцевих скорочень, варіабельністю серцевого ритму, артеріальним тиском і диханням, Вейвлет може бути ефективно ідентифікований для збереження варіацій інтенсивності дихання, одночасно видаляючи рухи артефакту сигналу ФПГ [137,138,139]. Оскільки артефакти руху призводять до появи внутрішньосмугового шуму, адаптивні фільтри є найкращим рішенням у порівнянні зі звичайними, такими як фільтр ковзних середніх [135,136,140].

Вейвлет-перетворення і його можливі похідні все більше використовується як метод зменшення артефактів в сигналі ФПГ, як в роботі в [142], в якій пропонується підхід до зменшення артефактів руху фотоплетизмографічного сигналу (ФПГ), заснований на концепції техніки комплексного вейвлет-перетворення подвійного дерева. Обробка пошкоджених артефактів руху PPG за допомогою цієї техніки

перевершила вейвлет-обробку і може бути названа найкращою методикою для зменшення артефактів руху, придатною для додатків пульсоксиметрії.

Методика ФПГ має свої переваги та недоліки, однак переваги цієї методики, застосованої за допомогою різноманітних технологій, можуть завершитися прогресом у галузі як медицини, так і біомедичної інженерії, допомагаючи ранньому виявленню кардіопатії або покращуючи медичний нагляд за кардіологічним пацієнтом.

1.6 Висновки до першого розділу

1. В даному розділі проведено аналіз методів та оптико-електронних приладів для оцінювання тканинної мікроциркуляції та системної гемодинаміки
2. Зроблено висновок, що найбільш часто використовуваним методом аналізу сигналу ФПГ є виявлення його пікових значень, що приблизно відповідають систолічним фазам серцевого циклу, і реєстрація часу, пройденого між максимальними послідовними значеннями ФПГ. Рівень сигналу ФПГ залежить від багатьох факторів, включаючи жорсткість артерій, артеріальний тиск, швидкість пульсової хвилі та відстань до місця вимірювання аорти та ін.
3. Представлено короткий виклад роботи щодо варіабельності серцевого ритму за допомогою методик ЕКГ та ФПГ з різними технологічними пропозиціями. Вимірювання ВСР методом ФПГ було вивчено щодо властивостей виділеного сигналу.
4. Визначено, що фотоплетизмографічний сигнал можна виявити в багатьох видах активності та реакціях, таких як частота серцевих скорочень, частота дихання, насичення киснем, в'язкість крові, артеріальний тиск або зміни положення користувача. Таким чином, вибір відповідного обладнання і техніки вилучення деталей сигналу має принципове значення для вивчення сигналу ФПГ.

РОЗДІЛ 2

ФОТОМЕТРИЧНІ МЕТОДИ ТА ІМІТАЦІЙНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ДОСЛІДЖЕННЯ ПРОЦЕСІВ ТРАНСФОРМАЦІЇ ОПТИЧНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ В БІОТКАНИНІ ТА МЕТОДИ ОБРОБЛЕННЯ БІОМЕДИЧНОЇ ІНФОРМАЦІЇ

2.1 Фотометричні методи дослідження оптичних властивостей біотканин

Одним з перспективних напрямків ранньої діагностики порушень тканинної мікроциркуляції є оптичні методи, які дають можливість проводити *in vivo* порушення рівня тканинної мікроциркуляції. Серед яких важливе місце займає фотоплетизмографічний метод (ФПГ), який базується на опромінюванні біологічних тканин інфрачервоним та червоним світлом та реєстрації оптичного випромінювання, що відбивається від досліджуваної ділянки шляхом застосування оптичних сенсорів. Але на результати досліджень впливає багато факторів, тому у випадках побудови таких приладів, заснованих на методі фотоплетизмографії, це слід враховувати. Перш за все необхідно вибрати оптимальну довжину хвилі джерела опромінення [115,116,117].

З літературних джерел шкіра людини складається з трьох шарів: дерми, епідермісу та підшкірно-жирової клітковини (гіподерми). Кожен з цих шарів також складається з декількох прошарків.

Товщина епідермісу має товщину від 0,01 до 0,2 мм. Епідерміс це зовнішній шар, який називається рогівкою і є багат шаровим епітелієм. Завдяки своїм особливим оптичним властивостям роговий шар вважають окремою частиною шкіри. При цьому роговий шар відрізняється від інших шарів щільністю, незначним коефіцієнтом теплопровідності, еластичністю. Нижній прошарок епідермісу називається базальним, який розділяє епідерміс і дерму. Клітини цього прошарку

шару виробляють пігмент меланіну, розмір гранул якого мають значення діаметру від 30 до 400 нм [117,118,119].

Значення середньої товщини дерми визначається діапазоном 1500-2000 мкм. Дерма утворена із клітинних елементів, сполучної тканини, а також аморфної речовини. При взаємодії оптичного випромінювання зі шкірою через різницю значень показників заломлення повітря і рогового шару відбуваються процеси часткового відбивання падаючого оптичного випромінювання. У цьому випадку оптичне випромінювання, що відбивається перевипромінюється і стає дифузним. Значна частина пучка світла (93÷95%) проникає в дерму [25,26].

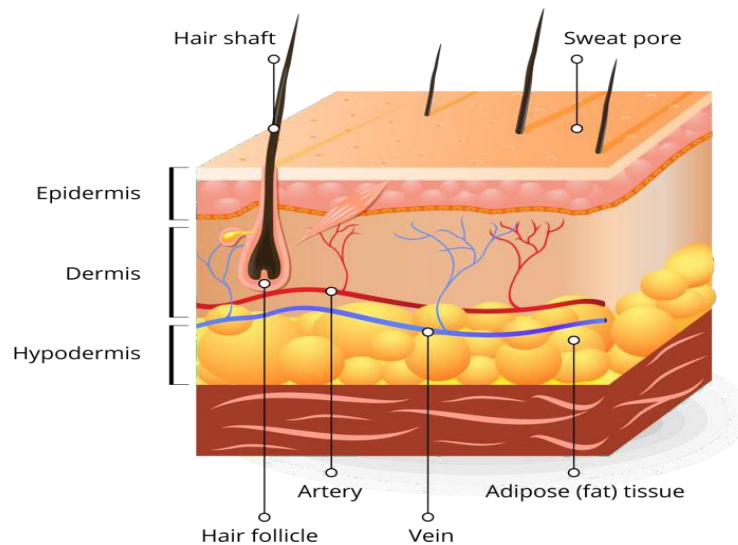


Рисунок 2.1 – Будова шкіри людини [144]

Під час трансформації оптичного випромінювання через шкіру відбувається два типи перетворень: нерівномірного ослаблення та поглинання оптичного випромінювання внаслідок повторного відбиття всередині шкіри, що характеризується оптично-пропускаючою функцією (ОПФ). Ослаблення оптичного випромінювання визначається розсіюванням і поглинанням. Одним із показників, що впливає на ефекти поглинання та розсіювання, є значення товщини дерми. Товщина

дерми людини залежить від кольору шкіри, віку, стану здоров'я, статі, та локалізації оптичного випромінювання. На різних ділянках тіла дерма має різне значення товщини. Поглинання світла - одна з важливих характеристик взаємодії світла із дермою. Поглинання в епідермісі в основному оцінюється наявністю пігменту меланіну. Дерма при наявності гемоглобіну сильно інфільтрована судинами. При цьому спектр поглинання гемоглобіну має діапазон поглинання близько 532 нм і характеризується подвійним піком значення поглинання в діапазоні 545÷575 нм, гемоглобін також значно поглинає оптичне випромінювання в області близькою 430 нм і слабше близько 550 нм. В ІЧ області оптичного спектру всі біомолекули мають досить інтенсивні коливальні смуги поглинання оптичного діапазону. Починаючи з $\lambda = 1500$ нм і вище, спектр поглинання дерми значною мірою оцінюється спектром поглинання води (рис. 2.2.)

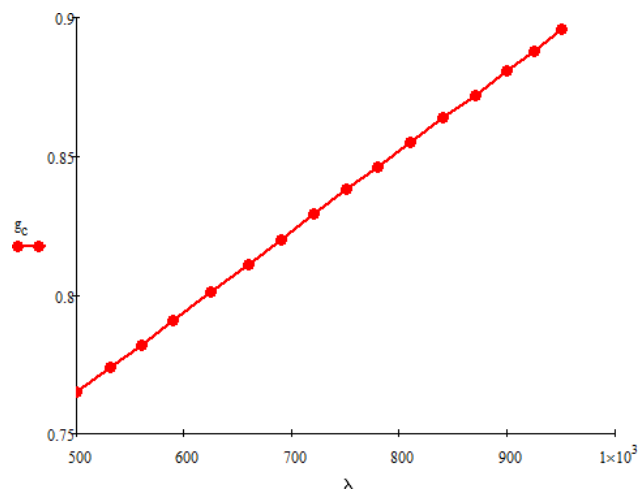


Рисунок 2.2 – Залежність фактора анізотропії від розсіювання епідермісу та дерми від довжини хвилі

Абсорбція підшкірної жирової тканини оцінюється смугами оптичного поглинання ліпідів, β -каротину та води, які знаходяться в УФ та ІЧ областях оптичного спектра. Крім поглинання шкіри характерне значне розсіювання світла.

Спектральна залежність коефіцієнта анізотропії розсіювання визначається головним чином відношенням довжини хвилі розсіяного випромінювання та характерного розміру частинок, тобто відносного розміру частинки. Спектральна залежність значення анізотропії від коефіцієнту розсіювання епідермісу та дерми можна представити формулою

$$g_c \approx g_d = 0,62 + 0,29 \cdot 10^{-3} \cdot \lambda \quad (2.1)$$

На рисунку 2.2 представлена залежність фактора анізотропії від розсіювання дерми та епідермісу від значення довжини хвилі. Властивості розсіювання у більшості визначаються компонентами - вмістом води та крові. \

Запропоновано використовувати три джерела оптичного випромінювання з довжинами хвилі: зелене (G) (532нм), червоне (R) (660 нм), інфрачервоне (ІЧ) (780 нм). Це дозволяє одночасно досліджувати різні шари тканинної мікроциркуляції. Особливістю зеленого оптичного спектру є те, що воно може проникати лише в епідерміс та роговий шар до глибини до 0,3 мм і є інформативним для діагностики поверхневих шарів оцінювання тканинної мікроциркуляції, джерело світла в діапазоні червоного спектру дозволяє визначити рівень насиченості крові киснем [127], особливістю інфрачервоного випромінювання є те, що воно проникає в тканини на глибину до 3 см, що дозволяє ефективно досліджувати глибокі шари тканинної мікроциркуляції.

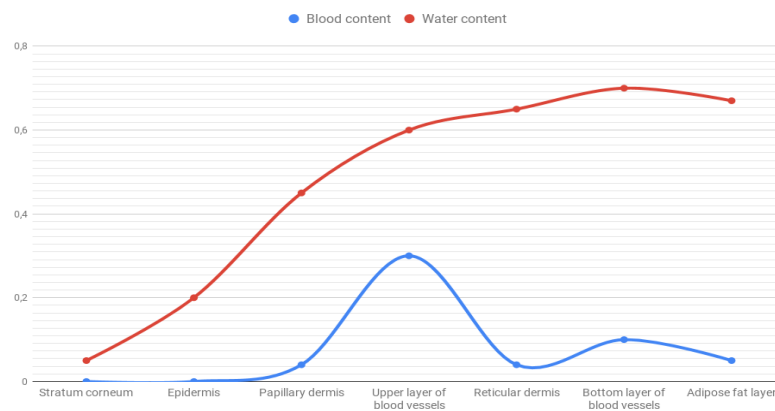


Рисунок 2.3 – Вміст води та крові в різних шарах шкіри [44]

Значення інтенсивності оптичного випромінювання, що реєструється залежить від таких параметрів, як товщина біологічної тканини, кут установки датчика, та довжина хвилі і визначається таким чином

$$I = I_0 - (I_{\text{втр.кт.}} + I_{\text{втр.розс.}} + I_{\text{втр.погл.}}) \quad (2.2)$$

де I_0 – значення інтенсивності падаючого випромінювання на біологічну тканину; $I_{\text{втр.кт.}}$ - втрата інтенсивності випромінювання залежно від кута установки датчика; $I_{\text{втр.розс.}}$ - втрата інтенсивності випромінювання при розсіюванні; $I_{\text{втр.погл.}}$ - втрата інтенсивності випромінювання при поглинанні.

На рис. 2.4. показано особливості глибини проникнення оптичного діапазону на різних довжинах хвиль.

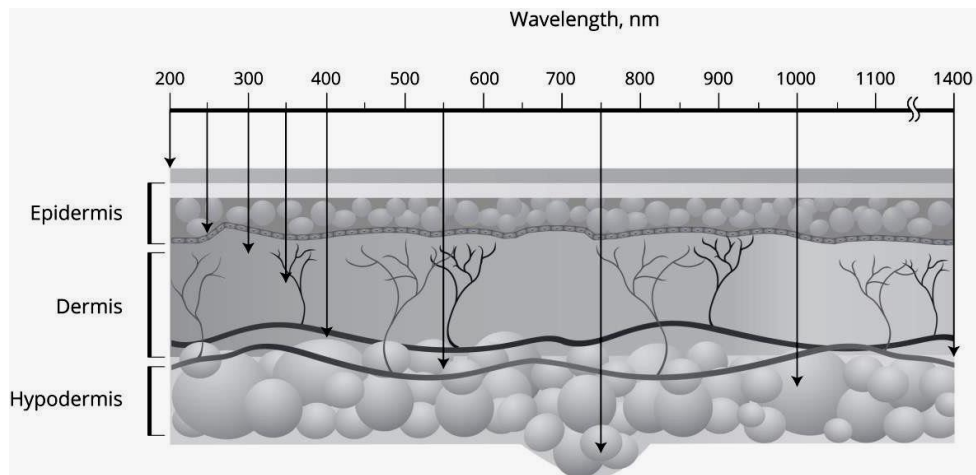


Рисунок 2.4 – Глибина проникнення світла на різних довжинах хвиль оптичного діапазону

При цьому втрати інтенсивності оптичного випромінювання оцінюються значенням кута установки датчика на досліджуваній біологічній тканині таким чином:

$$I_{\text{втр.кт.}} = I_0 + I_{\text{втр.кт.дч}} \quad (2.3)$$

де

$$I_{\text{втр.кт.дч}} = I_0 \cdot \frac{\tau_{\text{opt}} \cdot \pi \cdot r^2}{L^2} \cdot \cos \alpha \cdot \cos \beta \quad (2.4)$$

де I_0 - інтенсивність падаючого випромінювання на біологічну тканину; ($I_0 = J / l^2$, де J - потужність свічки, l - відстань між джерелом світла та поверхнею біологічної тканини); τ_{opt} - коефіцієнт, що визначає трансформацію оптичного випромінювання через неоднорідне середовище (0,9 ÷ 0,95); L - відстань між біологічною тканиною та фотодетектором; α - кут падаючого світла на область фотодетектора; β - кут між нормаллю до поверхні та світлом, що надходить.

Втрата інтенсивності випромінювання при розсіюванні:

$$I_{\text{втр.розс.}} = I_0 - I_{\text{відб.}} \quad (2.5)$$

Відповідно до закону Ламберта:

$$I_{\text{відб.}} = I_0 \cdot \exp(-\mu_s \cdot z) \quad (2.6)$$

де μ_s - коефіцієнт розсіювання біологічної тканини, см^{-1} ; z - товщина біологічної тканини(м).

Визначається коефіцієнт розсіювання залежно до довжини хвилі оптичного діапазону:

$$\mu_s = \mu_{s_1}(\lambda) + \mu_{s_2}(\lambda) + \dots + \mu_{s_n}(\lambda) \quad (2.7)$$

де λ - довжина хвилі, $\mu_{s_1}(\lambda) \dots \mu_{s_n}(\lambda)$ - коефіцієнти розсіювання оптичного випромінювання для шарів дерми (n - кількість шарів);

Рівняння (2.5) з (2.6) та (2.7) мають такий вигляд:

$$I_{\text{відб.}} = I_0 \cdot [1 - \exp[-(\mu_{s_1}(\lambda) + \mu_{s_2}(\lambda) + \dots + \mu_{s_n}(\lambda)) \cdot z]] \quad (2.8)$$

Визначається втрата інтенсивності випромінювання при поглинанні:

$$I_{\text{втр.погл.}} = I_0 - I_{\text{погл.}} \quad (2.9)$$

$I_{\text{погл.}}$ визначається

$$I_{\text{погл.}} = I_0 \cdot \exp(-\mu_a \cdot z) \quad (2.10)$$

де μ_a - коефіцієнт поглинання біологічної тканини, см^{-1} .

Залежно від значення довжини хвилі оптичного діапазону коефіцієнт поглинання визначається, як сума коефіцієнтів поглинання кожного шару біологічної тканини

$$\mu_a = (\lambda) + \mu_{a_2}(\lambda) + \dots + \mu_{a_n}(\lambda), \quad (2.11)$$

де $\mu_{a_1}(\lambda) \dots \dots \mu_{a_n}(\lambda)$ - коефіцієнти поглинання різних шарів шкіри.

Рівняння (2.10) з (2.11) мають такий вигляд:

$$I_{\text{погл.}} = I_0 \cdot [1 - \exp[-(\mu_{a_1}(\lambda) + \mu_{a_2}(\lambda) + \dots + \mu_{a_n}(\lambda)) \cdot z]] \quad (2.12)$$

Рівняння (2.2) з (2.4), (2.8), (2.12) та з деякими перетвореннями мають такий вигляд:

$$I = I_0 \cdot \left(1 - \left(\left(1 - \frac{T_{\text{opt}} \cdot \pi \cdot r^2}{L^2} \cdot \cos\alpha \cdot \cos\beta \right) + (1 - \exp(-(\mu_{t_1}(\lambda) + (\mu_{t_2}(\lambda) + \dots + \mu_{t_n}(\lambda))z))) \right) \right),$$

де $\mu_{t_1}(\lambda) \dots \mu_{t_n}(\lambda)$ – коефіцієнти екстинкції для різних шарів шкіри, де $\mu_t(\lambda) = \mu_s(\lambda) - \mu_a(\lambda)$.

Поєднання зазначених довжин хвиль дозволяє ефективно досліджувати тканинну мікроциркуляцію, визначити ступінь насиченості крові киснем, а також гемодинамічні показники порушення периферійного кровообігу, зокрема при полі травмах різного ступеню важкості.

На рис. 2.5 наведено лазерний стенд для визначення ступеню поглинання біотканини в ІЧ (830 нм) та червоному (658 нм).

На рисунках 2.6 та 2.7 представлені результати досліджень зміни показника поглинання $\mu_{\text{погл.}}$ лазерного випромінювання в червоному (658 нм) та ІЧ (830 нм) оптичного діапазону від 200 нм да 1100 нм.



Рисунок 2.5 – Лазерний стенд для визначення коефіцієнту поглинання біотканини в ІЧ (830 нм) та червоному (658 нм)

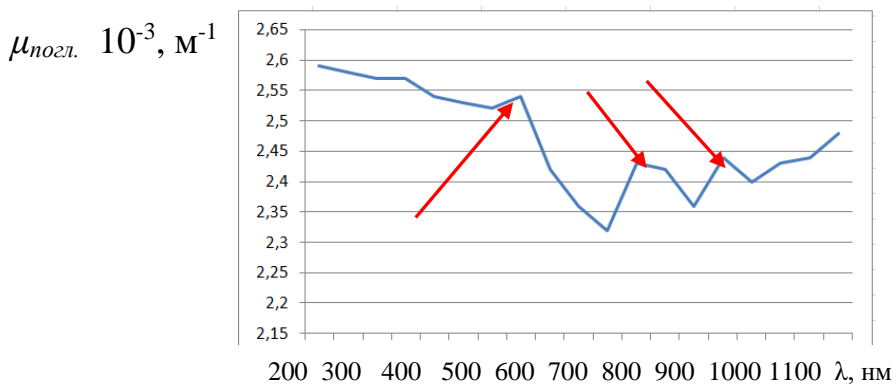


Рис. 2.6 – Результати досліджень поглинання лазерного випромінювання в червоному (658 нм) та зміни показника поглинання

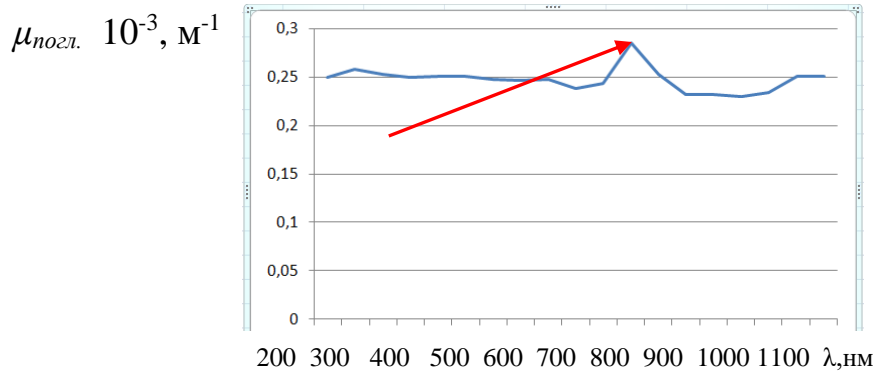


Рис. 2.7 – Результати досліджень поглинання лазерного випромінювання в червоному ІЧ (830 нм) та зміни показника поглинання

2.2 Моделювання вплив зменшення когерентності джерела лазерного випромінювання на демпфування спекл-структури

Результати роботи отримані в рамках виконання проєкту Національного Фонду досліджень України 61/0135 «Розробка лазерно-фотонного лікувально-діагностичного комплексу медичної реабілітації пацієнтів з політравмами різного ступеня важкості». Дані результати отримані на базі Інституту фізики НАНУ.

Запропоновано підхід до розв'язання проблеми демпфування спекл-структури, що полягає у зменшенні часової когерентності оптичного поля. Завданням першого етапу був пошук можливості керування шириною спектра випромінювання, який відповідає за когерентність. Для цього використовували комерційний неперервний $\text{Nd}^{3+}:\text{YVO}_4$ лазер з діодною накачкою та внутрішньо-резонансною генерацією другої гармоніки на кристалі ViBO_6 (ViBO). Генерація цього лазера, зазвичай, складається з інфрачервоного (ІЧ) випромінювання на довжині хвилі 1064 нм та випромінювання другої оптичної гармоніки на довжині хвилі 532 нм, що робить його зручним інструментом для досягнення нашої мети. Особливістю лазера є спорадична (нерегулярна) поява у спектрі генерації додаткових довжин хвиль. Ці спектральні компоненти були нами виявлені в дифракційному порядку решітки 1400 мм^{-1} , як схематично показано на рис. 1. Вихідний промінь лазера спрямований на ґратку 1400 мм^{-1} . У першому порядку дифракції, крім найсильнішого дифрагованого пучка з довжиною хвилі 532 нм, спостерігаються два сателіти з довжинами хвиль 537 і 542 нм.

Походження додаткових компонент полягає в можливості появи лінії емісії при довжині хвилі 1083 нм окремо від основної емісії при довжині хвилі 1064 нм [1, 4, 7, 10, 17]. В результаті у випромінюванні на подвоєній оптичній частоті

спостерігалися три довжини хвиль 532 нм, 537 нм та 542 нм. Поява цих ліній, що генеруються одночасно, походить від другої гармоніки 1064 нм і 1084 нм, а також від сумарної частоти генерації. Як видно, випромінювання на довжині хвилі 532 нм помітно сильніше, що пов'язано з відносною різницею потужностей коливань на довжинах хвиль 1064 нм і 1083 нм. Спектр випромінювання лазера Nd:YVO₄ /BIBO на основній частоті показано на вставці до рис. 2.8.

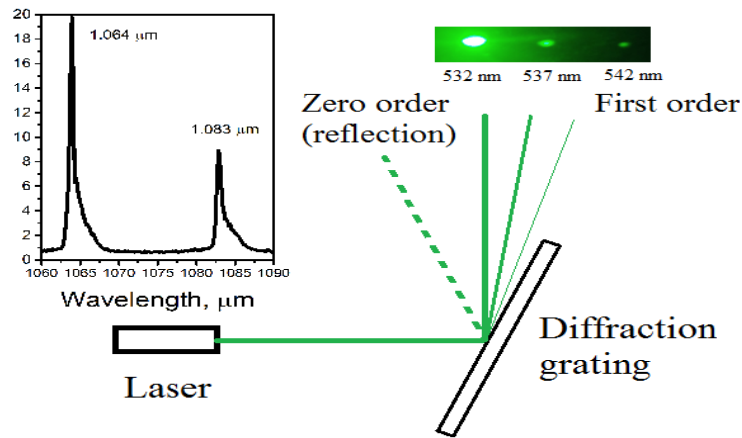


Рисунок 2.8 – Схема спостереження спектральних компонент у випромінюванні лазера Nd:YVO₄ /BIBO; на вставці - вимірний спектр

основної частоти з додатковою емісійною лінією 1,083 нм

Таким чином, з'явилась можливість використання лазера такого типу для керованої зміни спектру випромінювання. Наступною проблемою, яку потрібно було вирішити, була стабілізація і перемикання режимів випромінювання лазера на довжині хвилі 532 нм або довжинах хвиль 532 нм, 537 нм і 542 нм. Однак, цей режим виявився менш зручним для експерименту, тому що для стабілізації було потрібно охолоджувати лазерний пристрій до температури приблизно 15 градусів за Цельсієм. Замість цього ми виявили тонке розщеплення основної лінії генерації при підвищенні температури середовища. Спектроскопічні вимірювання температурно-

залежної вимушеної емісії в $\text{Nd}^{3+}:\text{YVO}_4$ детально описано в [11]. Тому цей варіант виявився кращим для досягнення нашої мети.

Нижче наведено результати, отримані за використання лазерного випромінювання, керованого температурою. Схема експерименту представлена на рис. 2.9. Температура лазерної головки змінювалась у діапазоні від $15\text{ }^\circ\text{C}$ до $50\text{ }^\circ\text{C}$. Вихідний пучок, що містить ІЧ-компоненту основної частоти і подвоєну частоту випромінювання, розщеплювався світлоподільником для одночасного вимірювання спектрального складу випромінювання основної частоти спектрометром Ocean Optics USB 4000 і реєстрації картини спекл-поля CCD-камерою.

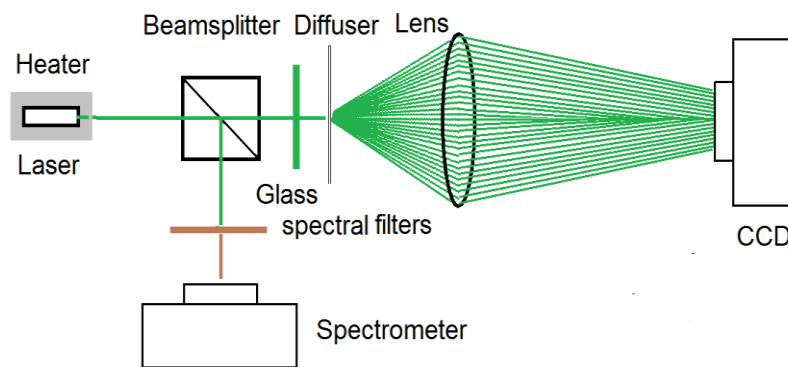


Рисунок 2.9 – Схема для спостереження спектру випромінювання лазера $\text{Nd}:\text{YVO}_4/\text{BIBO}$ та зміни спекл-поля за зміни температури лазерної головки

Вихідне випромінювання лазера містить як основну частоту в ІЧ-області, так і другу гармоніку зеленого кольору. Для керування температурою лазера використовується система нагрівачів. Спектральні фільтри з кольорового скла використовуються для відсікання ІЧ-випромінювання в полі, розсіяного шліфованим скляним дифузором, і відокремлення ІЧ- або другої гармоніки, що реєструються спектрометром. CCD-камера розміщена у фокальній площині об'єктива з фокусною відстанню 80 см.

Ми спостерігали поступову зміну спектра в діапазоні температур від 15°C до кімнатної, а потім від кімнатної до 45°C. Спочатку була виявлена додаткова лінія емісії на довжині хвилі 1083 нм при 15°C, яка зникала приблизно при температурі 25°C. Цей режим був недостатньо стабільним для точного керування температурою. Інша додаткова лінія емісії при довжині хвилі 1066 нм була виявлена в температурному інтервалі 40 °C - 45°C. Завдяки кращій стабільності та відтворюваності ми провели експерименти в цьому інтервалі. Відповідні спектри емісії при 27,5 °C та емісії при 45 °C показані на рис. 2.10.

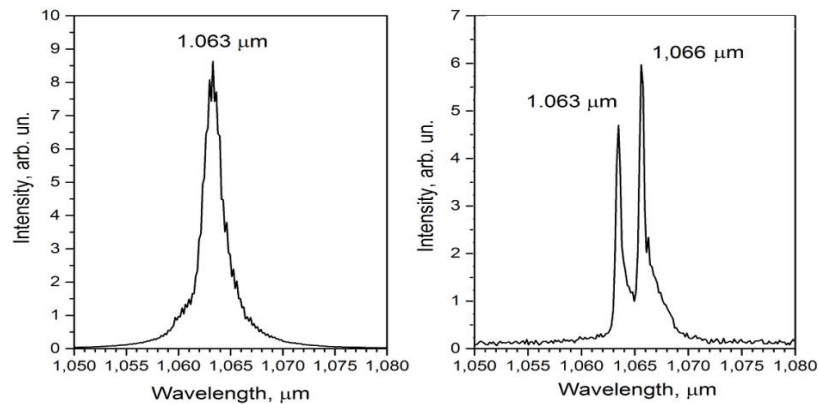


Рисунок 2.10 – Трансформація спектра випромінювання лазера Nd:YVO₄/VBO за температур: (а) 27,5°C (кімнатній температурі); (б) 45°C

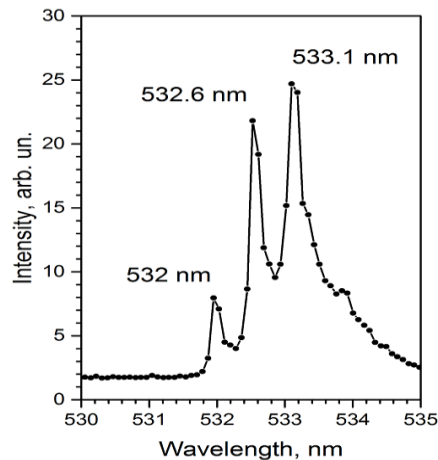


Рисунок 2.11 – Спектр другої гармоніки вихідного випромінювання лазера Nd:YVO₄/BIBO з трьома максимумами за температури 45 °С

Відзначимо, що випромінювання в цьому біхроматичному режимі (ІЧ) призводить до трихроматичного виходу в другій гармоніці випромінювання, як показано на рис. 2.11. Вимірний спектр містить компоненти при довжинах хвиль 531,7 нм, 532,3 нм та 532,8 нм. Тонке налаштування відносної інтенсивності ліній випромінювання досягалося регулюванням струму діода накачки.

Для проведення вимірювань було розроблено лабораторну установку з тест-об'єктом (розсіювачем світла) у вигляді шліфованої скляної пластини (рис. 2.12). За керуваної зміни температури ми спостерігали за розсіяним полем за допомогою CCD-камери, а обробка цифрового зображення (контраст у перерізі інтенсивності) приймалась за кількісну міру видимості.

Відмітимо, по-перше, що трансформація спектра від однієї частоти генерації до трихроматичного режиму, як описано вище, не призвела до помітних змін контрасту спекл-поля, розсіяного під малими кутами, тобто вздовж напрямку падаючого променя. Такий вибір забезпечував практично ізотропне розсіювання до кутів понад 45° без зміни поляризації. Модифікована схема експерименту показана на рис.2.12 на прикладі спекл-поля, що спостерігається в дальній зоні, фокальній площині лінзи.

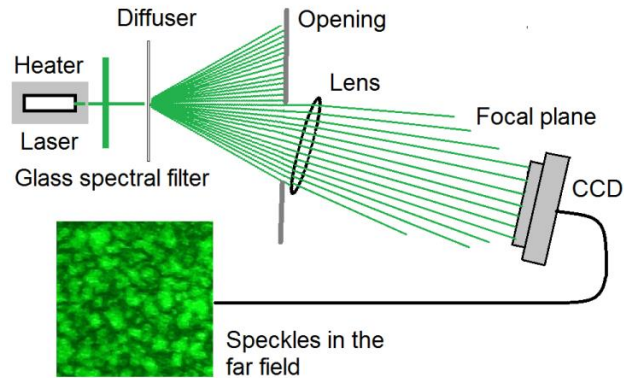
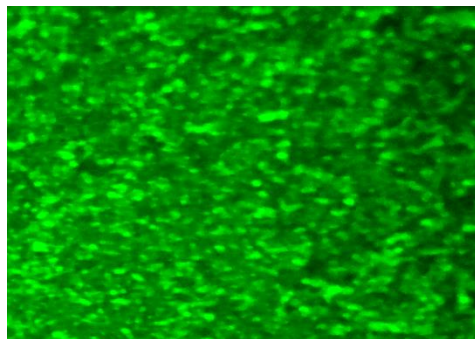


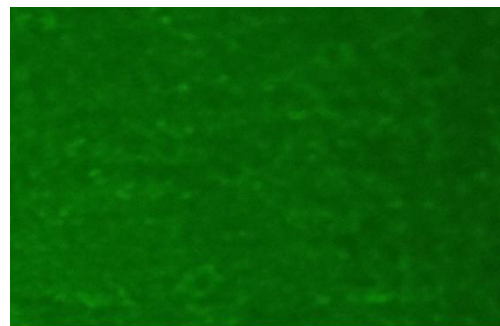
Рисунок 2.12 – Схема генерації та спостереження спекл-поля

Тонка шліфувана скляна пластинка слугує розсіювачем. Скляний фільтр відсікає ІЧ-випромінювання. У фокальній площині збіжної лінзи з фокусною відстанню 80 см розміщено CCD-камеру.

При обраному куті розсіювання 35° на діафрагмі діаметром 10 мм, розміщеній на відстані 10 см від освітленої плями на розсіювачі, при переході до трихроматичної генерації, ми візуально реєстрували радикальну трансформацію спекл-картини: замість високо контрастного спекл-поля з'являється майже рівномірний розподіл інтенсивності в площині спостереження. На рис. 2.13 (а) та рис. 2.13 (б) наведено два фото, які ілюструють еволюцію спекл-картини, що відбувається при переході до трихроматичного випромінювання.



(a)



(b)

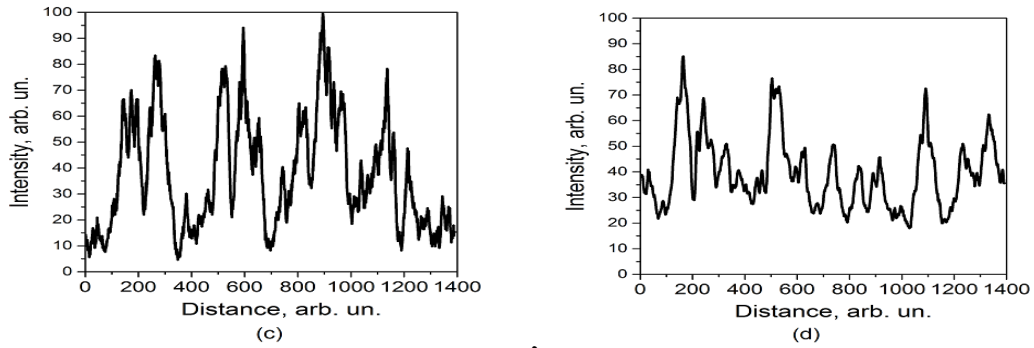


Рисунок 2.13 – Порівняння отриманих спекл-картин у розсіяному полі з однією лінією генерації (а) та трьома лініями (б), а також відповідні перерізи інтенсивності (в), (г)

Для простого пояснення згладжування спекл-поля при використанні трихроматичного лазерного випромінювання та його залежності від кута розсіювання можна змоделювати розсіювач у вигляді тонкої пластинки з неперервною суперпозицією періодичних фазових ґраток просторових частот $\Omega=2\pi/\Lambda$, Λ - просторовий період відповідної ґратки. Вважатимемо, що оптичний пучок, який освітлює розсіювач, падає нормально до пластини і має розмір d у поперечному перерізі, як схематично зображено на рис. 2.14.

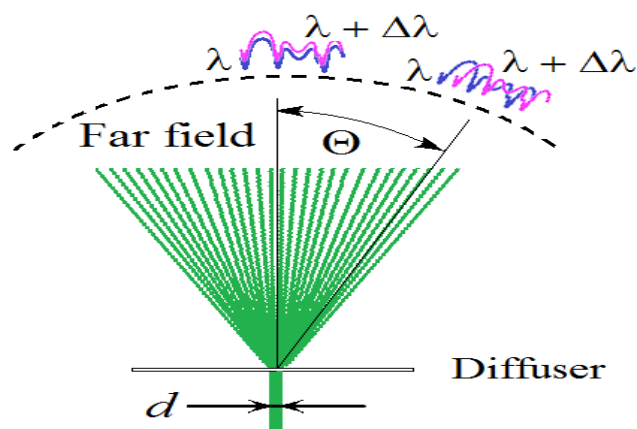


Рисунок 2.14 – Схематичне пояснення накладання розподілу інтенсивностей спекл-полів, згенерованих окремо спектральними компонентами та $\lambda + \Delta\lambda$

У малокутовому розсіянні спекл-картини перекриваються без кутового зсуву. Під кутом дифракції Θ фрагменти спекл-картини мають кутовий зсув.

У дальньому полі розсіювання на кут Θ зумовлено компонентами з просторовими періодами Λ , які дифрагують падаюче світло в цьому напрямку, відповідно до закону дифракції, записаного для першого дифрагованого порядку і нормального падіння у вигляді

$$\Lambda \sin \Theta = \lambda, \quad (2.13)$$

де λ - довжина хвилі.

Тоді зміна довжини хвилі світла, що падає, на малу величину $\Delta\lambda$ не змінить спекл-картину, а лише трохи змістить її вздовж просторової координати Θ :

$$\Delta\Theta = \Delta\lambda / \Lambda \cos \Theta, \quad (2.14)$$

або

$$\Delta\Theta = (\Delta\lambda / \lambda) \tan \Theta. \quad (2.15)$$

Очевидно, що картина, яка спостерігається при малих кутах розсіювання ($\Theta \ll 1$), залишатиметься майже незмінною при зміні довжини хвилі. Тобто, у випадку переходу до біхроматичного поля, коли в лазерному випромінюванні присутні довжини хвиль λ та $\lambda + \Delta\lambda$ (для простоти розглядаємо лише дві спектральні компоненти), генеровані ними спекли накладатимуться без просторового зсуву і некогерентно складатимуться за рахунок різниці частот.

Щоб вирівняти спекл-картину, тобто видалити нулі інтенсивності та, таким чином, зменшити видимість, ми повинні досягти зсуву складових спекл-картини, принаймні, до середнього просторового кута окремого спекла. У дальньому полі кутовий розмір спеклів оцінюється як l/d , отже, маємо:

$$(\Delta\lambda / \lambda) \tan \Theta > \lambda / \delta, \quad (2.15)$$

і тому

$$\tan\Theta > \lambda^2 / \delta \Delta\lambda. \quad (2.16)$$

У нашому експерименті і оцінка $\Delta\lambda = 1$ нм, $\lambda = 500$ нм і $d = 1$ мм дає $\tan\Theta = 0,25$, або відповідний кут $\Theta = 14^\circ$, що добре узгоджується з експериментом.

Підсумовуючи проведені у цій частині роботи експериментальні дослідження, слід зазначити, що, по-перше, було розроблено лабораторну установку з температурно-керованим біхроматичним випромінюванням в ІЧ діапазоні $\text{Nd}^{3+}:\text{YVO}_4$ лазера на довжинах хвиль 1,063 нм та 1,066 нм. Такий режим дозволяє зменшити часову когерентність вихідного двочастотного випромінювання при збереженні якості просторової розбіжності лазерного пучка. По-друге, було перевірено вплив трансформації спектра на спостережувану спекл-картину в дальньому полі. При малокутовому розсіянні ми не виявили помітної зміни картини. При кутах, більших 35° , було помітно згладжування картини спекл-поля. По-третє, було наведено просту модель, що пояснює спостережувані особливості.

2.3 Імітаційне моделювання процесів перетворення поляризованого оптичного випромінювання у біологічній тканині

Оптична візуалізація при поширенні світла в біологічних тканинах, що сильно розсіюють, обмежується внаслідок розсіювання на неоднорідних складових середовища. Ефекти багаторазового розсіювання призводять до невизначеності у визначенні шляху поширення падаючого випромінювання, що суттєво ускладнює отримання інформації про внутрішню структуру БТ [129-130]. При проходженні середовища, що розсіює, початковий стан поляризації ОВ змінюється [131].

Візуалізація БТ за допомогою поляризованого опромінення та детектування дозволяє визначити одноразове розсіювання ОІ, пов'язане з епітелієм [132]. Так, можуть бути розділені дзеркально відбите від поверхні БТ та дифузно відбите випромінювання від поверхневої дерми шкіри. При візуальному дослідженні через лінійний поляризатор (орієнтований паралельно до поляризації падаючого випромінювання) зразка шкіри, опроміненого лінійно поляризованим світлом, текстури поверхні та деталі структури посилюються. При спостереженні через лінійний поляризатор, орієнтований перпендикулярно поляризації падаючого випромінювання, посилюються кровоносні судини та пігментні ураження під поверхнею шкіри. Таким чином, поляризоване ОІ проникає глибоко в тканину, багаторазово розсіюється і втрачає свою початкову поляризацію. Частина випромінювання, що повертається на поверхню, деполіризується через багаторазове розсіювання, а інша частина поглинається гемоглобіном. Випромінювання, яке зазнає незначної кількості актів розсіювання у верхньому епітеліальному шарі шкіри, зберігає свою поляризацію.

Для вивчення характеру перетворення поляризації світла в БТ проаналізуємо розсіяне випромінювання в режимах реєстрації інтенсивностей співполяризованого (co-polarization) і крос-поляризованого (cross-polarization) станів поляризації світла, розсіяного зразком БТ.

При використанні такої схеми для кожного стану поляризації випромінювання може бути зареєстрована інтенсивність його крос-поляризованої та співполяризованої компонент.

Таблиця 2.4

Процеси генерації та реєстрації станів поляризації у каналах

| Стан поляризації | Канал | | | |
|------------------|------------|------------|------------|------------|
| | 1 спів- | 2 крос- | 3 спів- | 4 крос- |

| | поляризований | поляризований | поляризований | поляризований |
|---------------------------|-------------------------|---------------|-------------------------|---------------|
| Горизонтальна поляризація | Генерація Реєстрація | Генерація | - | - |
| Вертикальна поляризація | - | Реєстрація | - | - |
| Права кругова поляризація | - | - | Генерація Реєстрація | Генерація |
| Ліва кругова поляризація | - | - | - | Реєстрація |

Незалежні реєстраційні канали виявляють різні компоненти поляризації випромінювання, які несуть інформацію про різні глибини проникнення у зразку біоткани. Зворотно розсіяне лінійно поляризоване випромінювання розділимо на дві компоненти:

- компонент, який зберігає поляризацію та проникає лише у поверхневі шари зразка (див. рис. 2.15, б);
- компонент, що не зберігає поляризацію та проникає у глибші шари зразка (див. рис. 2.15, в).
- У разі кругового поляризованого випромінювання присутні три компоненти:
- компонент, який поширюється на глибші шари зразка та не зберігає поляризації (див. рис. 2.15, е);
- компонент, який поширюється лише на поверхневі шари зразка зі станом поляризації, перевернутим через дзеркальне відбиття при одноразовому розсіюванні (див. рис. 2.15, г);
- компонент, що піддається невеликій кількості актів розсіювання та зберігає стан поляризації (див. рис. 2.15, д).

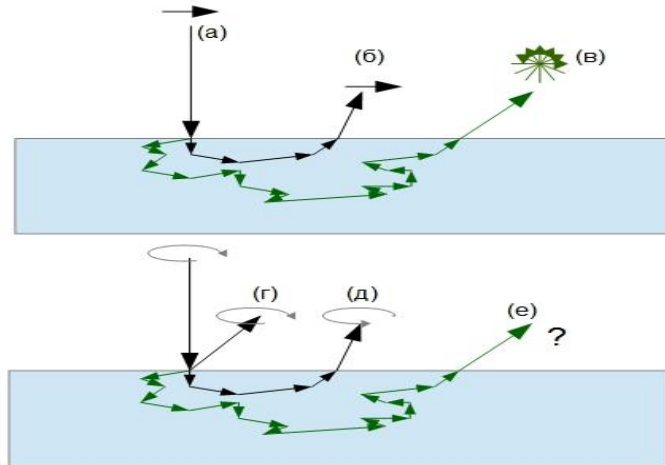


Рисунок 2.15 – Ілюстрація поширення лінійно та циркулярно поляризованого оптичного випромінювання

Таким чином, при дослідженні поверхневих шарів біооб'єкта слід відокремити компонент, який зберігає свій початковий стан поляризації через велику кількість розсіяних актів.

Лінійний співполяризований канал надходить компонент, який зберігає свій початковий стан поляризації разом з більш значним компонентом багаторазового розсіяного оптичного випромінювання з випадковим станом поляризації.

У лінійний крос-поляризований канал надходить компонент, який глибоко проникає у тканину. У зв'язку з випадковим характером багаторазово розсіяного ОІ цей компонент робить однаковий внесок у канали 1 і 2. Таким чином, якщо віднімати інтенсивність двох каналів, у першому каналі залишається компонент, який зберігає свій початковий стан поляризації:

$$\begin{cases} I_{k1} = I_{\text{лпол}} + I_{\text{лнепол}}, \\ I_{k2} = I_{\text{лнепол}}, \\ I_{diff} = I_{k1} - I_{k2}, \\ I_{diff} = I_{\text{лпол}}, \end{cases} \quad (2.17)$$

де I_{k1} – інтенсивність, що реєструється каналом $K1$, $I_{лпол}$ – інтенсивність компонента, який зберігає свій початковий стан поляризації, $I_{лнепол}$ – інтенсивність компонента, який не зберігає свій початковий стан поляризації, I_{k2} – інтенсивність, що реєструється каналом $K2$.

У круговий співполяризований канал надходить компонент, який зберігає початковий стан поляризації та половина компоненти багаторазового розсіяного випромінювання. У круговий крос-поляризований канал надходить інша половина багаторазового розсіявання випромінювання, а також ОВ, який має переверот у циркулярності.

Відділення кругового поляризованого ОВ від неполяризованого фону здійснюємо з урахуванням припущення, що лінійне та кругове багаторазово розсіяні випромінювання рівні. Це дозволяє відокремити компонент, який зберігає кругову поляризацію відповідно до виразів:

$$\begin{cases} I_{k3} = I_{кпол} + I_{кнепол}, \\ I_{k4} = I_{кнепол} + I_{сс}, \\ I_{лнепол} = I_{кнепол}, \\ I_{k3} - I_{k2} = I_{кпол}. \end{cases} \quad (2.18)$$

де I_{k3} – інтенсивність, що реєструється каналом $K3$, $I_{кпол}$ – кпол-інтенсивність компонента, який зберігає круговий початковий стан поляризації, $I_{кнепол}$ – інтенсивність компонента, який не зберігає круговий початковий стан поляризації, I_{k4} – інтенсивність, що реєструється каналом $K4$, $I_{сс}$ – інтенсивність компонента, з перевернутою .

Для дослідження можливостей використання методів поляриметрії в оцінюванні стану БТ розглянемо можливість аналізу різних шарів тканини та кореляцію між глибиною зондування БТ та роздільною здатністю.

Розглянемо оптичну модель зразка БТ (рис. 2.16), у якій кожен шар БТ

представляється набором своїх оптичних характеристик μ_a , μ_s и g . Така модель здатна імітувати структури поверхневих ділянок шкіри. Для керування оптичними характеристиками різних шарів змінюється параметр розміру частинок та показник заломлення середовища n_i .

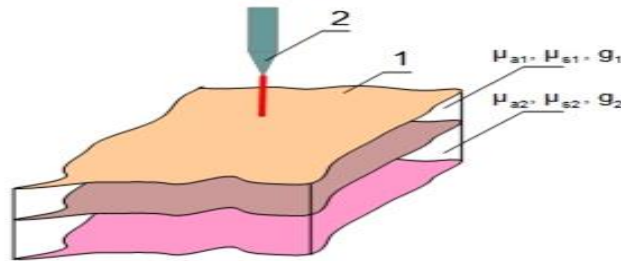


Рисунок 2.16 – Імітаційна модель зразка БТ (1), падаюче випромінювання (2)

Для аналізу характеристик поширення поляризованого випромінювання також використовуємо метод Монте-Карло з урахуванням характеристик шкіри. Імітаційне моделювання виконувалося за допомогою пакету прикладних програм «MATLAB».

Результати моделювання різних приймальних каналів Стокс-поляриметра показано на рис. 2.14. Глибина зондування z нормалізується до значення довжини вільного пробігу. L .

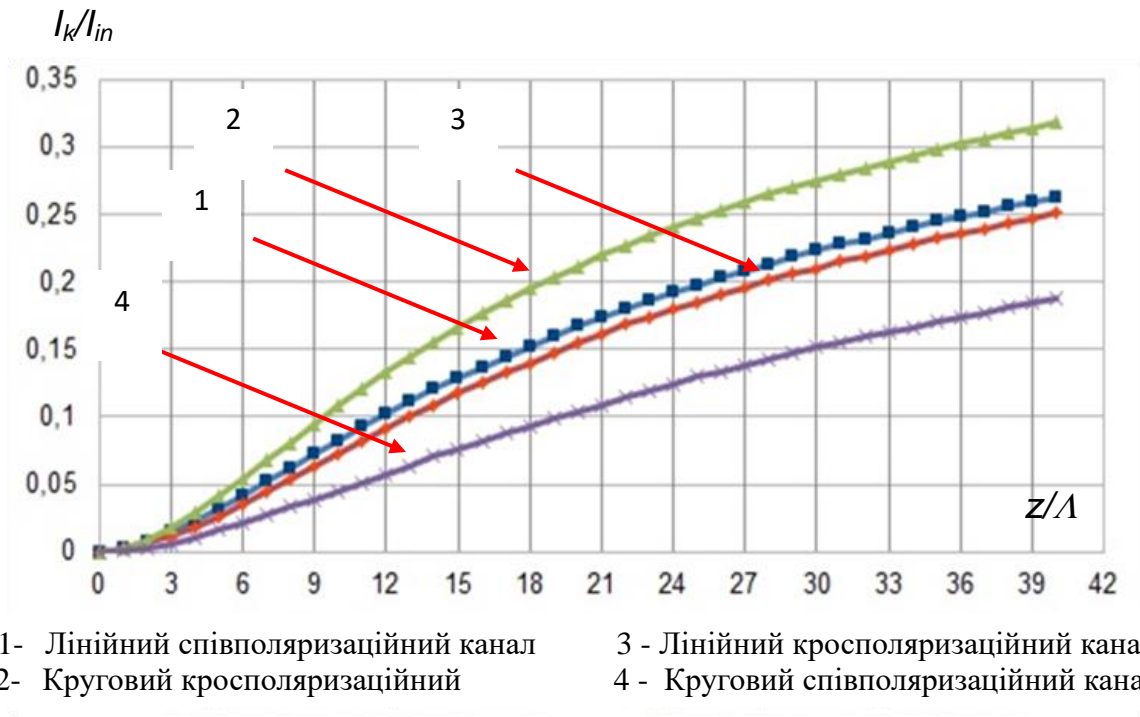


Рисунок 2.17 – Залежність інтенсивності зворотного розсіювання стану поляризації падаючого випромінювання

Моделювання дозволило встановити, що:

- всім каналів інтенсивність випромінювання зворотного розсіювання збільшується з товщиною зразка (у разі збільшення товщини збільшується ймовірності розсіювання і цим інтенсивність зворотного випромінювання);
- для всіх товщин значення інтенсивності співполяризованого каналу більше інтенсивності, що реєструється в крос-поляризованому каналі.
- різниця інтенсивності каналу 1 і 2 каналу досягає постійного значення при товщині близько $12L$. Інтенсивності в лінійних каналах 1 і 2 стають паралельними швидше, ніж для кругових каналів 3 і 4. Це говорить про те, що круговий поляризований ОІ зберігає свою початкову поляризацію

на великих глибинах.

Для забезпечення повнішого уявлення про властивості збереження поляризації ОВ розглянемо ступінь поляризації ОІ на виході БТ, що визначається відповідно до рівняння (2.18). Зміни цього значення, залежно від товщини зразка модельної шкіри, представлені на рис. 2.18.

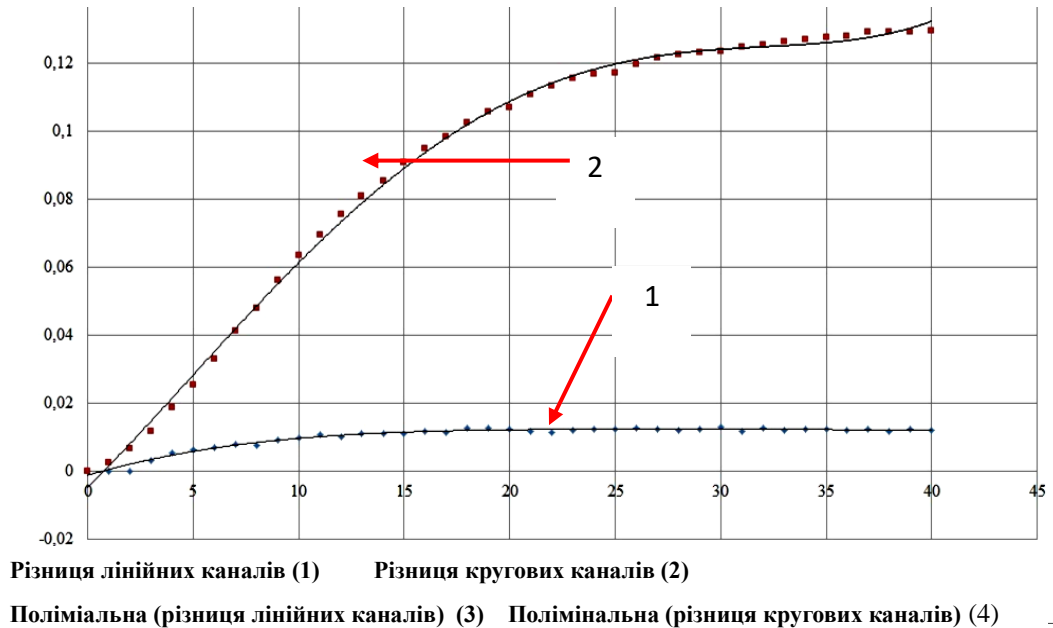


Рисунок 2.18 – Різниця інтенсивностей співполяризованого та крос-поляризованого каналів

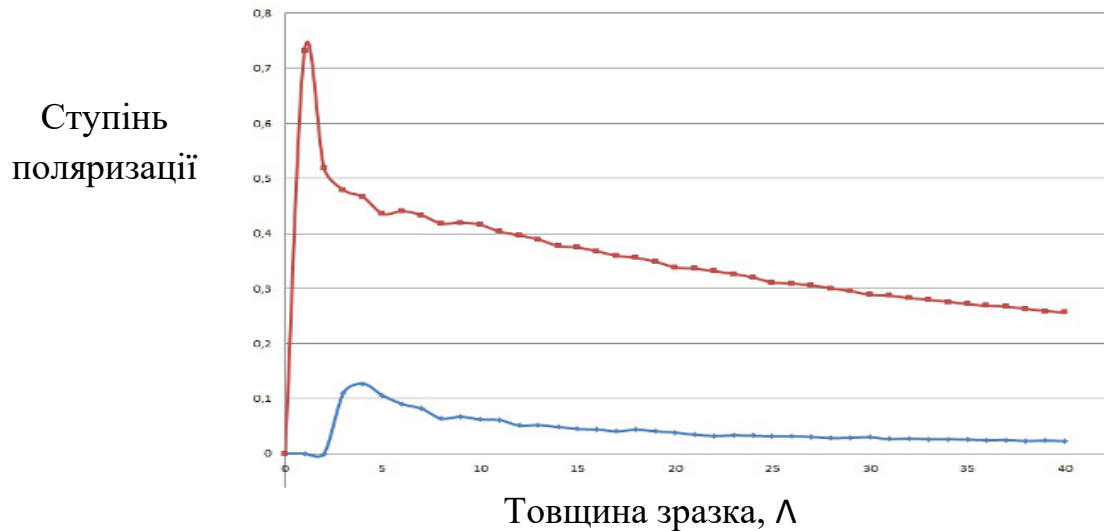


Рисунок 2.19 – Залежність ступеню поляризації від товщини шкіри, мкм: червона (верхня) крива – ОВ з круговою поляризацією; синя (нижня) крива – ОВ з лінійною поляризацією

Рисунок 2.19 показує, що з тонких зразків модельної шкіри більшість розсіяного ОВ з кругової поляризацією зберігає ступінь поляризації. При цьому темп зменшення DOP зі збільшенням товщини зразка менше, ніж у разі зондування ОВ з лінійною поляризацією.

Для вивчення здатності кореляції за глибиною методу поляриметрії використовуємо одношаровий зразок, який занурений поглинаючий об'єкт (див. рис. 2.20). Ефект розширеного освітлення досягається за рахунок суперпозиції результатів, отриманих у різних точках зразка.

Для досягнення ефекту протяжних областей БТ збір даних здійснюється шляхом оцінки всіх координатних точок x та y .

Для оцінювання глибини зондування визначимо оптичний контраст C :

$$C = \frac{I_0 - I_a}{I_0 + I_a}, \quad (2.19)$$

де I_0 – інтенсивність зворотного випромінювання області поза поглинаючого

об'єкта (негативна область осі), I_a – інтенсивність зворотного випромінювання області над поглинаючим об'єктом (позитивна область осі).

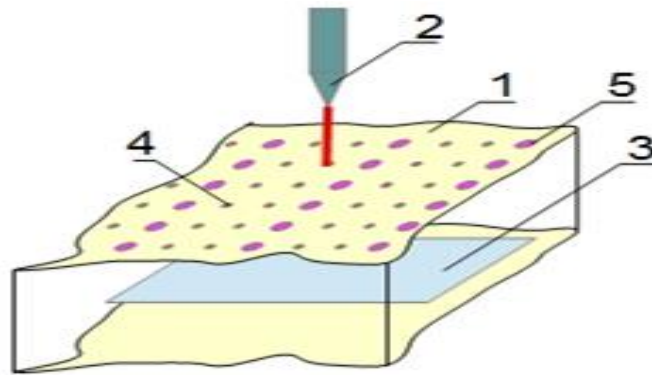


Рисунок 2.20 – Зразок (1), джерело оптичного випромінювання (2), об'єкт (3), точки сканування (4), фотонний контейнер (5)

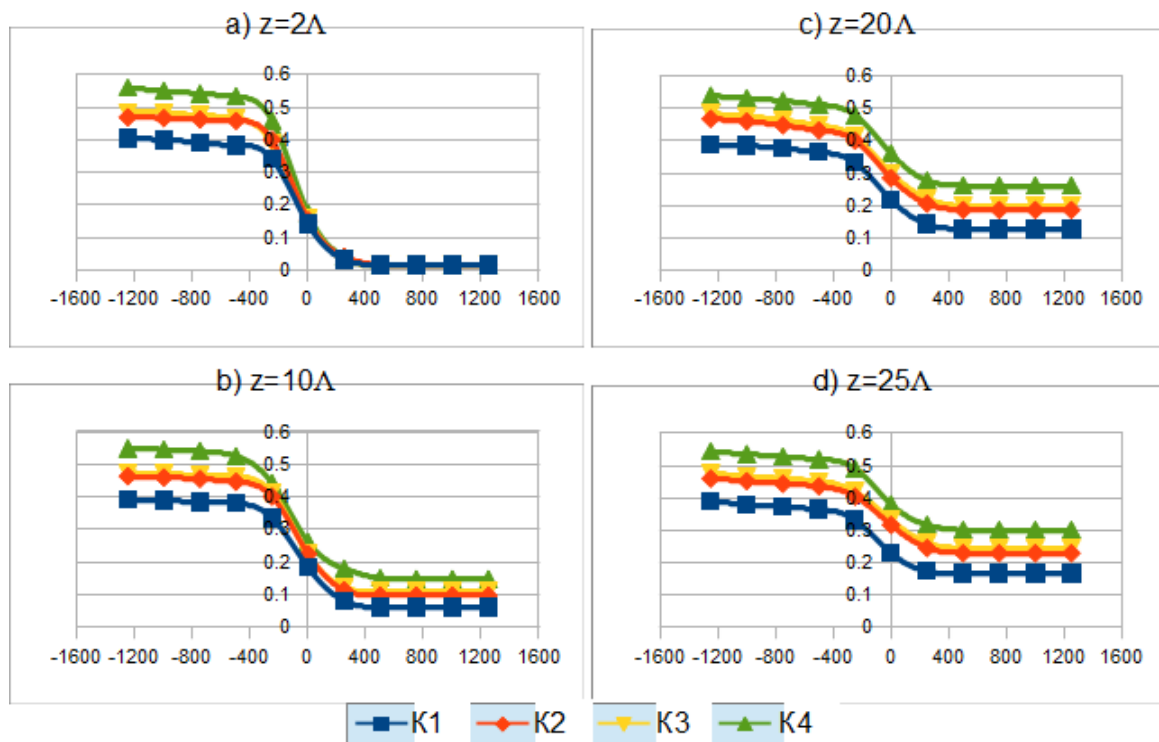


Рисунок 2.21 – Зміна інтенсивності в каналах поляриметра як функція координати (мкм) та глибини проникнення

На рисунку 2.21 представлена інтенсивність розсіяного випромінювання в приймальних каналах поляриметра для різних глибин розташування об'єкта, що поглинає (значення інтенсивності нормовані на одиницю).

Моделювання дозволило встановити, що:

- у міру занурення об'єкта в розсіюючому середовищі бічне дозвіл зменшується,
- для всіх глибин відносні інтенсивності, зареєстровані у співполяризованих каналах вище, ніж інтенсивності у крос-поляризованих каналах,
- інтенсивність у каналі 3 більша за інтенсивність у каналі 1, при цьому кругове поляризоване випромінювання зберігає початкову поляризацію більшою мірою.

Модельні функції контрасту щодо різних каналів поляриметра представлені на рис. 2.22.

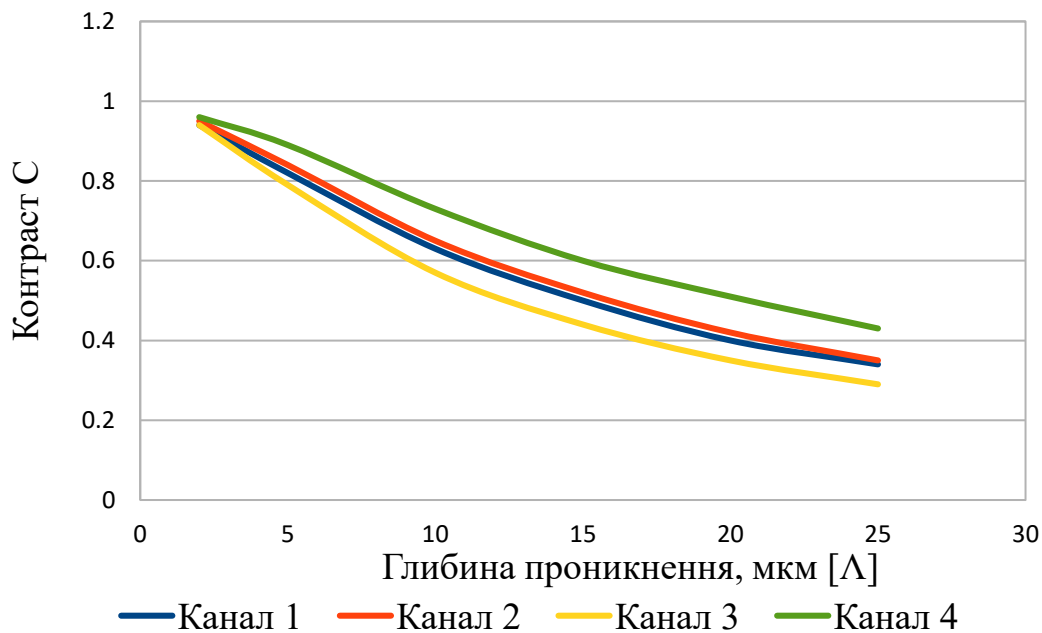


Рисунок 2.22 – Залежності кривих для різних значень глибини проникнення

Значення контрасту зменшуються зі збільшенням глибини занурення об'єкта в середовищі, що розсіює. Рівень розмаїття для крос-поляризованих каналів вищий, ніж для співполяризованих, що обумовлено низькою глибиною проникнення випромінювання, яке зберігає свою поляризацію.

Результати моделювання показують, що випромінювання, що зберігає вихідну поляризацію, дозволяє зондувати поверхневі шари середовищ, що розсіюють. Випромінювання з круговою поляризацією проникає у тканини на глибину порядку 6λ (краще, ніж лінійно поляризоване).

Експериментальні дослідження проводилося на обладнанні компанії “Newport Corp”, США (рис. 2.23).

На рисунках 2.24 та 2.25 наведені експериментальні дані визначення значення потужності оптичного випромінювання на довжинах хвиль лазерного випромінювання в червоному (658 нм) та ІЧ (830 нм) оптичного діапазону від 200 нм до 1100 нм.

Приклади експериментальних досліджень визначення властивостей проникнення оптичного лазерного випромінювання в біотканині наведено на рис. 2.25 та додатках А, Б.



Рисунок 2.23 – Експериментальні дослідження проводилося на обладнанні компанії “Newport Corp”, США

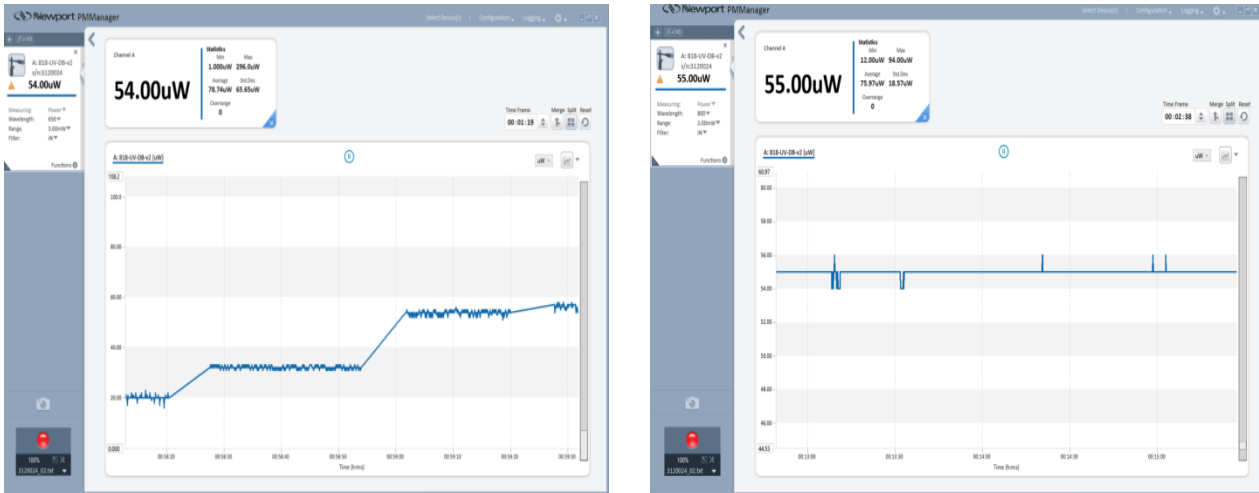


Рисунок 2.25 – Приклади експериментальних досліджень визначення властивостей проникнення оптичного лазерного випромінювання в біотканині

2.4 Представлення фотоплетизмографічного сигналу тривимірною моделлю поверхні

Відомі методи аналізу оцінювання кривих ФПГ та інших біомедичних сигналів зводяться до їх візуального оцінювання експертом-фахівцем, або обчислення певним показників в автоматизованому режимі, наприклад, як значення анакротичної фази, рівень пульсової хвилі, амплітуда рівня дикротичної хвилі, тривалість дикротичного та анакротичного періоду та інш. або застосування Вейвлет або Фур'є перетворення для аналізу фотоплетизмографічного сигналу. Серед більш застосовуваних моделей аналізу фотоплетизмографічного сигналу та його оброблення можна поділити на такі групи: 1) аналітичний; 2) графічний; 3) якісний [9].

Візуальне оцінювання біомедичних сигналів потребує певного досвіду при прийнятті рішень. Процес автоматизації аналізу біомедичних сигналів виключається при цьому. Визначення інформативних точок фотоплетизмографічних сигналів за їх графічним представленням пов'язано з багатьма умовами та особливостями, які

визначаються при реєстрації сигналів. Програмні реалізації Фур'є та вейвлет перетворень з подальшою статистичною інтерпретацією є досить складними та потребуються значного апаратурних ресурсів.

Запропоновано фотоплетизмографічний сигнал представляти 3-D моделлю. При цьому зареєстровану графік ФПГ ділять на N кривих, де кількість має певну кількість пульсових хвиль. Отримана інформація ФПГ сигналів розташовуються так, щоб початок кожного графіку ФПГ відповідав одній пульсовій хвилі ФПГ та розташовувався в одній площині (наприклад, ZOY) (рис. 2.26).

Далі приймають, щоб відстань між кривими ФПГ бути однакою по значенню осі OY. Кожна з цих графіків ФПГ може визначатися як твірна та яка змінюється в процесі руху у певному напрямку (наприклад вектору, який перпендикулярний площині проєкцій ZOY). Таким чином, загальна сукупність вказаних кривих ФПГ створює відповідну поверхню, яка моделює 3-D сигнал ФПГ і який розглядається за певним проміжком часу [30,31,32].

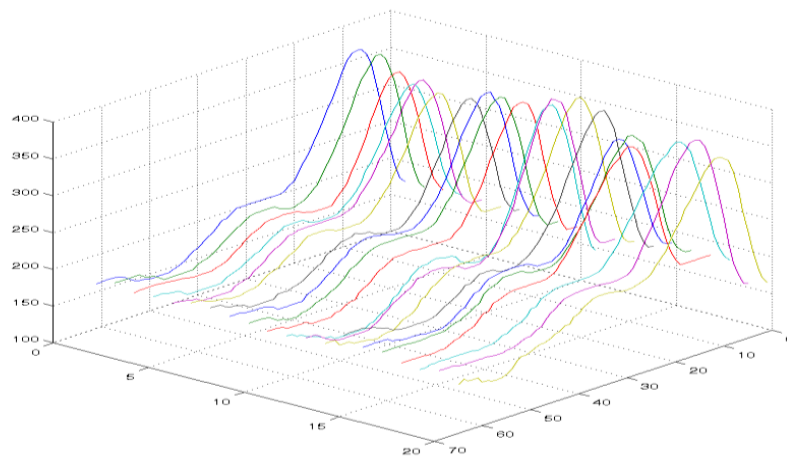


Рисунок 2.26 - Розташування графіків ФПГ, які відповідають пульсовим ХВИЛЯМ

На кожному графіку твірній ФПГ визначаються інформативні точки, а саме, точки початку кривої пульсової хвилі ($C_1...C_N$), точки максимальної швидкості кровонаповнення ($B_1...B_N$), точки максимальної амплітуди пульсової хвилі ($A_1...A_N$), точки спаду дикротичної хвилі ($D_1...D_N$), точка максимальної амплітуди анакротичної складової пульсової хвилі ($E_1...E_N$), точки спаду анакротичної хвилі ($F_1...F_N$) (рис.2.5). При цьому однойменні точки кривих ФПГ сполучаються між собою. Таким чином, визначаються інформативні криві ФПГ, позиційні та метричні характеристики, в яких взаємне розташування характеризує змінність того чи іншого параметру пульсової хвилі на певному проміжку часу (рис.2.27). Отже, отримані динамічні криві основних параметрів пульсових хвиль можуть бути використані для візуалізації стану судинного русла за певний період. Якщо через рівні проміжки часу (наприклад, які відповідають певній дихальній фазі) і оновлювати вказані динамічні криві, то отримаємо можливість моніторингу гемодинаміки на необхідному для обстеження проміжку часу [32].

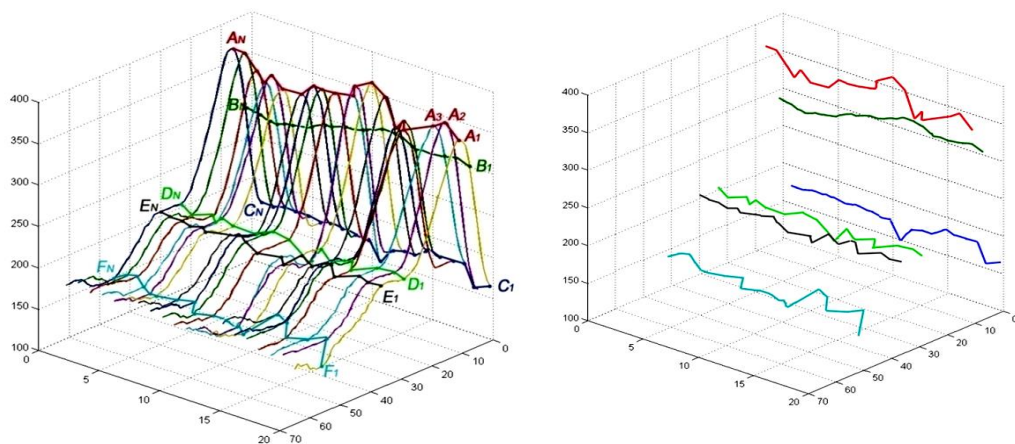


Рисунок 2.27 – Оцінювання кривих ФПГ, які характеризують інформативні показники пульсових хвиль, динамічні криві основних параметрів пульсових хвиль

При отриманні достатньо кількості кривих, що відповідають пульсовим хвилям ФПГ (рис. 2.7), їх можна апроксимувати, наприклад, за допомогою сплайнів і таким чином отримати поверхню, яка є 3-D моделлю вхідного ФПГ сигналу. Приклад такої 3-D моделі ФПГ наведений на (рис. 2.28).

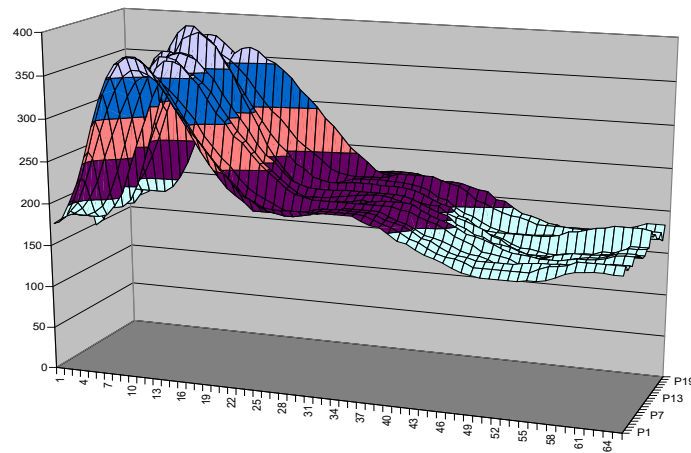


Рисунок 2.28 - Змодельована 3-D поверхня ФПГ сигналу

Кольорове забарвлення ФПГ сигналів (задається діапазоном кольорів) підвищує інформативність візуалізації і дає можливість визначати порушення тканинної мікроциркуляції (рис. 2.29, 2.30).

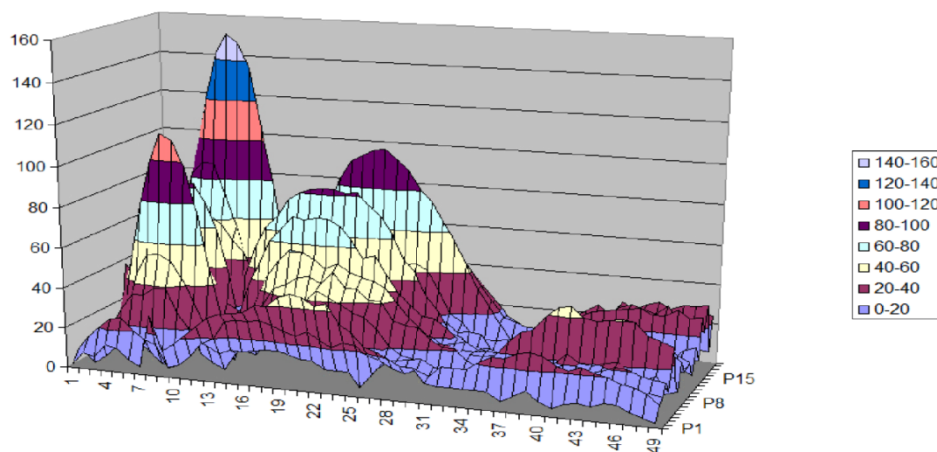


Рисунок 2.29 – Приклад різницевої поверхні при суттєвому порушенні тканинної мікроциркуляції

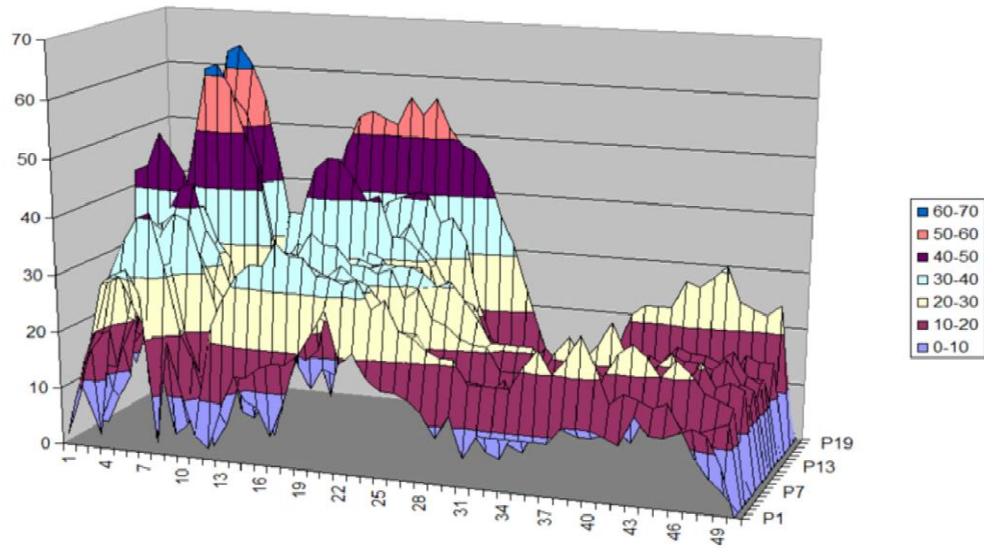


Рисунок 2.30 – Приклад різницевої поверхні при незначному порушенні тканинної мікроциркуляції

Для досліджень було залучено 20 пацієнтів з проблемами порушення тканинної мікроциркуляції. Пацієнт був підключений до 2 оптико-електронних сенсорів, які реєстрували ФПГ сигнали (рис. 2.31). При цьому один сенсор був встановлений симетричного до патологічної ділянки.

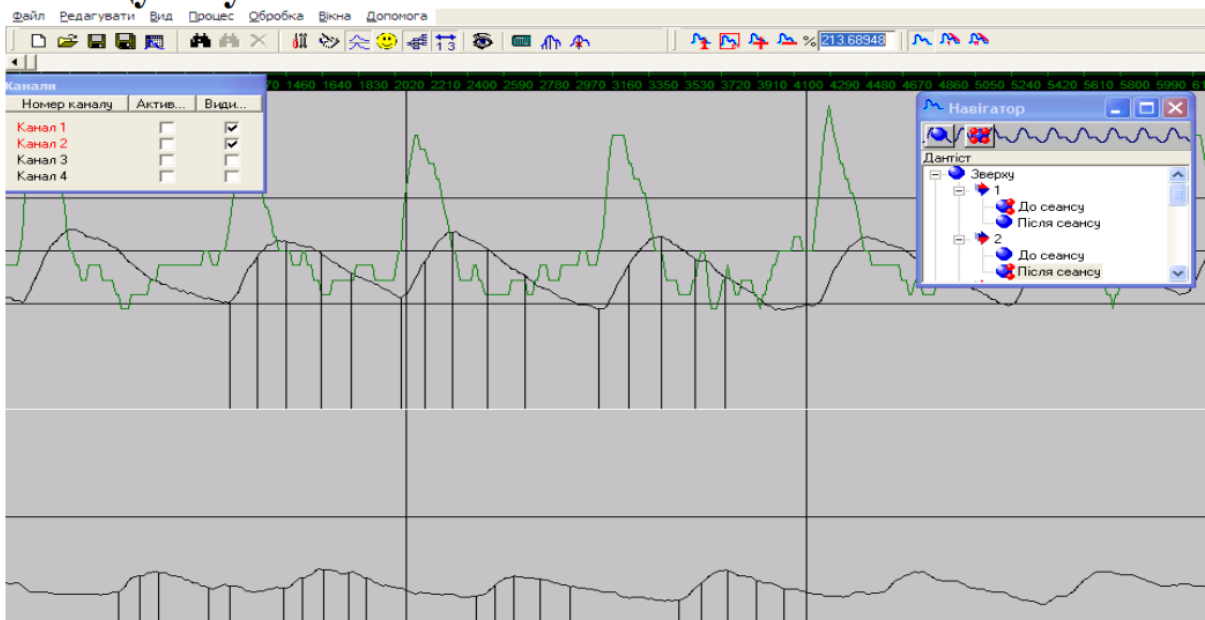


Рисунок 2.31 – Реєстрація ФПГ сигналів з двох оптико-електронних сенсорів

Таблиця є результатом візуального оцінювання різницевих поверхонь та результатів оцінювання порушень тканинної мікроциркуляції експертом-фахівцем за класичним методом.

Таблиця 2.5

Порівняння результатів дослідження

| № пацієнта | Візуальне оцінювання різницевої поверхні (оцінювання рівні порушення тканинної мікроциркуляції) | Експертне оцінювання за 3-D моделлю (оцінювання рівні порушення тканинної мікроциркуляції) |
|------------|---|--|
| 1 | Висока | Вище середнього |
| 2 | Низька | Низька |
| 3 | Середня | Нижче середнього |
| 4 | Середня | Середня |
| 5 | Вище середнього | Вище середнього |

За результатами досліджень виявлено 85 % збігу результатів за вказаними методами. Для оброблення та аналізу ФПГ сигналів оцінювання порушень тканинної мікроциркуляції використовувався розроблений оптико-електронний пристрій аналізу рівні тканинної мікроциркуляції.

Таким чином, розроблена 3-D модель поверхні для представлення ФПГ сигналів для оцінювання тканинної мікроциркуляції, зокрема, при політравмах різного ступеню важкості є досить ефективна для виявлення ступеню порушень гемодинаміки кінцівок людини.

2.5 Розробка експертної нечіткої моделі підтримки прийняття рішення для система оцінювання важкості діабетичного кетоацидозу

Для вирішення задач медичної діагностування сьогодні використовуються математичні методи, які засновані на теорії планування експерименту, байесовському підході, логічному програмуванні розпізнаванні образів. Серед проблем застосування цих методів при розробці і практичному напрямку реалізація автоматизованих експертних систем медичної діагностування пов'язано з необхідністю отримання значних масивів експериментальної інформації, важкістю її статистичної оброблення та інтерпретації в контексті підтримки прийняття рішення про визначення діагнозу [130-145].

Застосування математичного апарату нечітких множин дозволили визначити ймовірність взаємозв'язку патологічних станів, які містять різні клінічні характеристики. В роботі апарат нечіткої логіки застосовується для діагностики рівня важкості при Diabetic Ketoacidosis.

При оцінюванні стадії важкості діабетичного кетоацидозу експерт-фахівець аналізує такі показники як рН, парціальний тиск вуглекислого газу $p\text{CO}_2$, загальний вміст вуглекислого газу крові- $t\text{CO}_2$ та парціальний тиск кисню - $p\text{O}_2$ на основі визначення їх нечітких термів.

З клінічної точки зору виділяють три послідовні стадії ДКА: I – помірною кетоацидозу, II – передкоми або некомпенсованого кетоацидозу, III – стадію коми. (Кравчун Н. А. та ін., 2010; Дедов И. И. и др., 2014)

Проте в більшості сучасних протоколів рекомендується використання об'єктивних лабораторних критеріїв, що базуються на визначенні ряду лабораторних показників.

В даному дослідженні оцінювалися лабораторні показники артеріальної крові, такі як рН крові, парціальний тиск вуглекислого газу - $p\text{CO}_2$, парціальний тиск кисню

- pO_2 та загальний вміст вуглекислого газу крові- tCO_2 . Всім досліджуваним проводили аналіз крові стосовно газового складу та показників кислотно-лужної рівноваги. Забір артеріальної крові проводили переважно з радіальної артерії недомінантної руки в місці пальпаторного визначення найкращої пульсації судини у гепаринізований шприц об'ємом 2 мл при госпіталізації. Попередньо проводили тест Аллена. Проби взятої крові протягом 1-2 хвилин доставляли в лабораторію для негайного лабораторного дослідження. При необхідності вводили в апарат "Easy Blood Gas" (США, 2008 р.) корективні показники Нв, температури тіла, концентрації кисню у суміші, яку вдихував пацієнт. Газовий аналіз крові визначався методом потенціометричного вимірювання за допомогою іон-селективних електродів з використанням автоматичного аналізатору "Easy Blood Gas" (США, 2008 р.).

В таблиці 2.6 наведено базу даних лабораторних показників для оцінювання рівня важкості при Diabetic Ketoacidosis (Expert Data Base ARTERIA).

Таблиця 2.6

Оцінювання імовірності рівня важкості при діабетичному кетоацидозі
(ExpertDataBaseARTERIA)

| Діагноз | pH | pCO ₂ , mmHg | tCO ₂ , mmHg | pO ₂ , mmHg |
|---------------------------|-------------|-------------------------|-------------------------|------------------------|
| Ketosis | 4.35 ÷ 4.45 | 44.75 ÷ 52.2 | 24.20 ÷ 30.75 | 75.5 ÷ 109.5 |
| Diabetic Ketoacidosis I | 4.21 ÷ 4.34 | 19.80 ÷ 24.80 | 10.70 ÷ 15.10 | 94.0 ÷ 113.00 |
| Diabetic Ketoacidosis II | 4.10 ÷ 4.20 | 14.45 ÷ 19.85 | 6.25 ÷ 10.25 | 94.00 ÷ 119.00 |
| Diabetic Ketoacidosis III | 6.90 ÷ 4.09 | 12.55 ÷ 21.65 | 4.05 ÷ 5.85 | 115.00 ÷ 42.50 |

На основі таблиці 2.4 для оцінювання рівня важкості при Diabetic формується база даних на основі нечітких термів (таблиця 2.7).

Таблиця 2.7

База біомедичних даних для оцінювання рівня важкості при діабетичному кетоацидозі на основі нечітких термів (ExpertDataBaseARTERIA)

| Diagnosis | pH (X ₁) | pCO ₂ , mmHg (X ₂) | tCO ₂ , mmHg (X ₃) | pO ₂ , mmHg (X ₄) |
|--|----------------------|---|---|--|
| Ketosis (d _{1a}) | BC | BC | BC | H |
| | BC | BC | BC | HC |
| | BC | BC | BC | C |
| | B | BC | BC | HC |
| Diabetic Ketoacidosis I (d _{2a}) | C | HC | HC | HC |
| | C | HC | HC | C |
| | BC | HC | HC | HC |
| | BC | HC | HC | C |
| Diabetic Ketoacidosis II (d _{3a}) | C | H | HC | HC |
| | C | H | HC | C |
| | C | HC | HC | HC |
| | C | HC | HC | C |
| Diabetic Ketoacidosis III (d _{4a}) | H | H | H | C |
| | HC | H | H | C |
| | HC | HC | H | BC |

Визначаються відповідні функції належності для кожного показника з баз даних з метою формалізації показників (2.32).

Розроблені математичні моделі для оцінювання рівня важкості при Diabetic Ketoacidosis (Expert Data Base ARTERIA) (1-4):

$$\begin{aligned}
 \mu^{d1A}(X_1, X_2, X_3, X_4) &= \mu^{BC}(X_1) \cdot \mu^{BC}(X_2) \cdot \mu^{BC}(X_3) \cdot \mu^H(X_4) \cdot \cup \\
 &\mu^{BC}(X_1) \cdot \mu^{BC}(X_2) \cdot \mu^{BC}(X_3) \cdot \mu^{HC}(X_4) \cup \mu^{BC}(X_1) \cdot \mu^{BC}(X_2) \cdot \mu^{BC}(X_3) \cdot \mu^C(X_4) \cup \\
 &\mu^B(X_1) \cdot \mu^{BC}(X_2) \cdot \mu^{BC}(X_3) \cdot \mu^{HC}(X_4);
 \end{aligned} \quad (1)$$

$$\begin{aligned} \mu^{d2A}(X_1, X_2, X_3, X_4) &= \mu^C(X_1) \cdot \mu^{HC}(X_2) \cdot \mu^{HC}(X_3) \cdot \mu^{HC}(X_4) \cdot \cup \\ &\mu^C(X_1) \cdot \mu^{HC}(X_2) \cdot \mu^{HC}(X_3) \cdot \mu^C(X_4) \cup \mu^{BC}(X_1) \cdot \mu^{HC}(X_2) \cdot \mu^{HC}(X_3) \cdot \mu^{HC}(X_4) \cup \\ &\mu^{BC}(X_1) \cdot \mu^{HC}(X_2) \cdot \mu^{HC}(X_3) \cdot \mu^C(X_4); \end{aligned} \quad (2)$$

$$\begin{aligned} \mu^{d3A}(X_1, X_2, X_3, X_4) &= \mu^C(X_1) \cdot \mu^H(X_2) \cdot \mu^{HC}(X_3) \cdot \mu^{HC}(X_4) \cdot \cup \\ &\mu^C(X_1) \cdot \mu^H(X_2) \cdot \mu^{HC}(X_3) \cdot \mu^C(X_4) \cup \mu^C(X_1) \cdot \mu^{HC}(X_2) \cdot \mu^{HC}(X_3) \cdot \mu^{HC}(X_4) \cup \\ &\mu^C(X_1) \cdot \mu^{HC}(X_2) \cdot \mu^{HC}(X_3) \cdot \mu^C(X_4); \end{aligned} \quad (3)$$

$$\begin{aligned} \mu^{d4A}(X_1, X_2, X_3, X_4) &= \mu^H(X_1) \cdot \mu^H(X_2) \cdot \mu^H(X_3) \cdot \mu^C(X_4) \cdot \cup \\ &\mu^{HC}(X_1) \cdot \mu^H(X_2) \cdot \mu^H(X_3) \cdot \mu^C(X_4) \cup \mu^{HC}(X_1) \cdot \mu^{HC}(X_2) \cdot \mu^H(X_3) \cdot \mu^{BC}(X_4); \end{aligned} \quad (4)$$

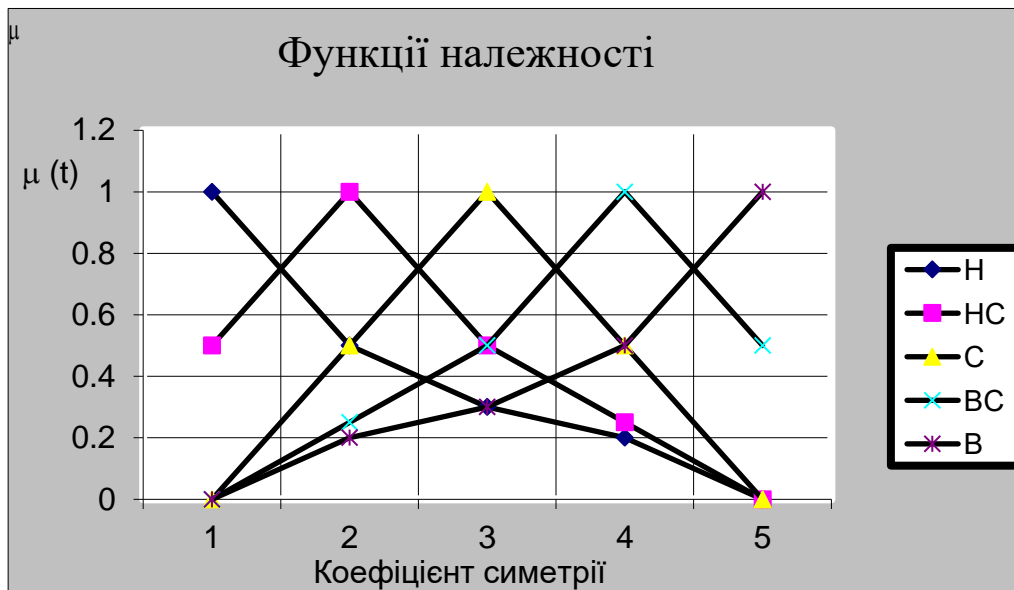


Рисунок 2.32 – Функції належності нечітких термів [137]

Функції $\mu^j(x_i)$ визначаються шляхом переходу від функції таким чином:

$$u_i = 4 \frac{x_n - x_n}{x_n - x_n}, \tilde{\mu}^j(u_n) = \mu^j(x_n) \quad (5)$$

Аналітичні вирази функцій $\mu^j(x_1)$ від значення X_1 (pHARTERIA), при $\text{pH} = \overline{6,9; 7,45}$

$$\tilde{\mu}^H(X_1) = \begin{cases} \frac{3,575 - 0,5x_1}{0,12}, x_1 \in [6,9;7,03] \\ \frac{3,725 - 0,5x_1}{0,42}, x_1 \in [7,03;7,45] \end{cases}; \quad \tilde{\mu}^{HC}(X_1) = \begin{cases} \frac{0,5x_1 - 3,385}{0,13}, x_1 \in [6,9;7,03] \\ \frac{3,655 - 0,5x_1}{0,14}, x_1 \in [7,03;7,17] \\ \frac{3,725 - 0,5x_1}{0,28}, x_1 \in [7,17;7,45] \end{cases};$$

$$\tilde{\mu}^C(X_1) = \begin{cases} \frac{x_1 - 6,9}{0,27}, x_1 \in [6,9;7,17] \\ \frac{7,45 - x_1}{0,28}, x_1 \in [7,17;7,45] \end{cases}; \quad \tilde{\mu}^{BC}(X_1) = \begin{cases} \frac{0,5x_1 - 3,45}{0,27}, x_1 \in [6,9;7,17] \\ \frac{0,5x_1 - 3,515}{0,14}, x_1 \in [7,17;7,31] \\ \frac{3,795 - 0,5x_1}{0,14}, x_1 \in [7,31;7,45] \end{cases}; \quad \tilde{\mu}^B(X_1) = \begin{cases} \frac{0,5x_1 - 3,45}{0,4}, x_1 \in [6,9;7,31] \\ \frac{0,5x_1 - 3,58}{0,14}, x_1 \in [7,31;7,45] \end{cases}.$$

Аналітичні вирази функцій $\mu^j(x_2)$ від значення X_2 (pCO_2 , mmHgARTERIA), при $pCO_2 = \overline{10;60}$

$$\tilde{\mu}^H(X_2) = \begin{cases} \frac{17,5 - 0,5x_2}{12,5}, x_2 \in [10;22,5] \\ \frac{30 - 0,5x_2}{37,5}, x_2 \in [22,5;60] \end{cases}; \quad \tilde{\mu}^{HC}(X_2) = \begin{cases} \frac{1,25 + 0,5x_2}{12,5}, x_2 \in [10;22,5] \\ \frac{23,75 - 0,5x_2}{12,5}, x_2 \in [22,5;35] \\ \frac{30 - 0,5x_2}{25}, x_2 \in [35;60] \end{cases}; \quad \tilde{\mu}^C(X_2) = \begin{cases} \frac{x_2 - 10}{25}, x_2 \in [10;35] \\ \frac{60 - x_2}{25}, x_2 \in [35;60] \end{cases}$$

$$\tilde{\mu}^{BC}(X_2) = \begin{cases} \frac{0,5x_2 - 5}{25}, x_2 \in [10;35] \\ \frac{0,5x_2 - 11,25}{12,5}, x_2 \in [35;47,5] \\ \frac{60 - x_2}{12,5}, x_2 \in [47,5;60] \end{cases}; \quad \tilde{\mu}^B(X_2) = \begin{cases} \frac{0,5x_2 - 5}{37,5}, x_2 \in [10;47,5] \\ \frac{30 - 0,5x_2}{12,5}, x_2 \in [47,5;60] \end{cases}.$$

Аналітичні вирази функцій $\mu^j(x_3)$ від значення X_3 (TCO_2 , mmHgARTERIA), при $TCO_2 = \overline{2;40}$

$$\tilde{\mu}^H(X_3) = \begin{cases} \frac{10,5 - 0,5x_3}{9,5}, x_3 \in [2;11,5] \\ \frac{20 - 0,5x_3}{28,5}, x_3 \in [11,5;40] \end{cases}; \quad \tilde{\mu}^{HC}(X_3) = \begin{cases} \frac{3,75 + 0,5x_3}{9,5}, x_3 \in [2;11,5] \\ \frac{15,25 - 0,5x_3}{9,5}, x_3 \in [11,5;21] \\ \frac{20 - 0,5x_3}{19}, x_3 \in [21;40] \end{cases}; \quad \tilde{\mu}^C(X_3) = \begin{cases} \frac{x_3 - 2}{19}, x_3 \in [2;21] \\ \frac{40 - x_3}{19}, x_3 \in [21;40] \end{cases}$$

$$\tilde{\mu}^{BC}(X_3) = \begin{cases} \frac{0,5x_3 - 1}{19}, x_3 \in [2;21] \\ \frac{0,5x_3 - 5,75}{9,5}, x_3 \in [21;30,5] \\ \frac{24,75 - 0,5x_3}{9,5}, x_3 \in [30,5;40] \end{cases}; \quad \tilde{\mu}^B(X_3) = \begin{cases} \frac{0,5x_3 - 1}{28,5}, x_3 \in [2;30,5] \\ \frac{0,5x_3 - 10,5}{9,5}, x_3 \in [30,5;40] \end{cases}.$$

Аналітичні вирази функцій $\mu^j(x_4)$ від значення X_4 (TCO_2 , mmHgARTERIA), при $p\text{O}_2 = \overline{70; 150}$

$$\tilde{\mu}^H(X_4) = \begin{cases} \frac{55 - 0,5x_4}{20}, x_4 \in [70;90] \\ \frac{75 - 0,5x_4}{60}, x_4 \in [90;150] \end{cases} \quad \tilde{\mu}^{HC}(X_4) = \begin{cases} \frac{0,5x_4 - 25}{20}, x_4 \in [70;90] \\ \frac{65 - 0,5x_4}{20}, x_4 \in [90;110] \\ \frac{75 - 0,5x_4}{40}, x_4 \in [110;150] \end{cases} \quad \tilde{\mu}^C(X_4) = \begin{cases} \frac{x_4 - 70}{40}, x_4 \in [70;110] \\ \frac{150 - x_4}{40}, x_4 \in [110;150] \end{cases}$$

$$\tilde{\mu}^{BC}(X_4) = \begin{cases} \frac{0,5x_4 - 35}{40}, x_4 \in [70;110] \\ \frac{0,5x_4 - 45}{20}, x_4 \in [110;130] \\ \frac{85 - 0,5x_4}{20}, x_4 \in [130;150] \end{cases} \quad \tilde{\mu}^B(X_3) = \begin{cases} \frac{0,5x_4 - 35}{60}, x_4 \in [70;130] \\ \frac{0,5x_4 - 55}{20}, x_4 \in [130;150] \end{cases}$$

Визначається рішення d_0 , для якого

$$\mu^{d_0}(x_1, x_2, \dots, x_n) = \max[\mu^{d_n}(x_1, x_2, \dots, x_n)] \quad (8)$$

Таким чином визначається ступінь рівня важкості при Diabetic Ketoacidosis.

Основна ідеологія роботи інформаційної медичної експертної системи оцінювання важкості діабетичного кетоацидозу на основі введення блоків нечіткої логіки при оцінюванні стадії важкості при Diabetic відображена на рис. 2 (для підвищення достовірності оцінювання планується також проведення оцінювання по веноній складовій).

Рекурентні співвідношення представляють відповідно таким чином [137,138]:

$$\begin{aligned} w_{jp}(t+1) &= w_{jp}(t) - \eta \frac{\partial E_t}{\partial w_{jp}(t)}; \\ c_i^{jp}(t+1) &= c_i^{jp}(t) - \eta \frac{\partial E_t}{\partial c_i^{jp}(t)}; \\ b_i^{jp}(t+1) &= b_i^{jp}(t) - \eta \frac{\partial E_t}{\partial b_i^{jp}(t)}, \end{aligned} \quad (3.38)$$

де $w_{jp}(t), c_i^{jp}(t), b_i^{jp}(t)$ – вага правил і параметри функцій належності на t -кроці навчання; η – параметр навчання [137,138].

Ці співвідношення мінімізують критерій $E_t = 0,5(\bar{y}_t - y_t)^2$, який використовується для налаштування даної мережі. Приклад налаштування функцій належності представлений на рис. 2.33

Розроблена програмна оболонка та інтерфейс користувача, Пропонується ввести значення верхньої та нижньої шкали значень після запуску програми, що визначені в базі даних за даною патології

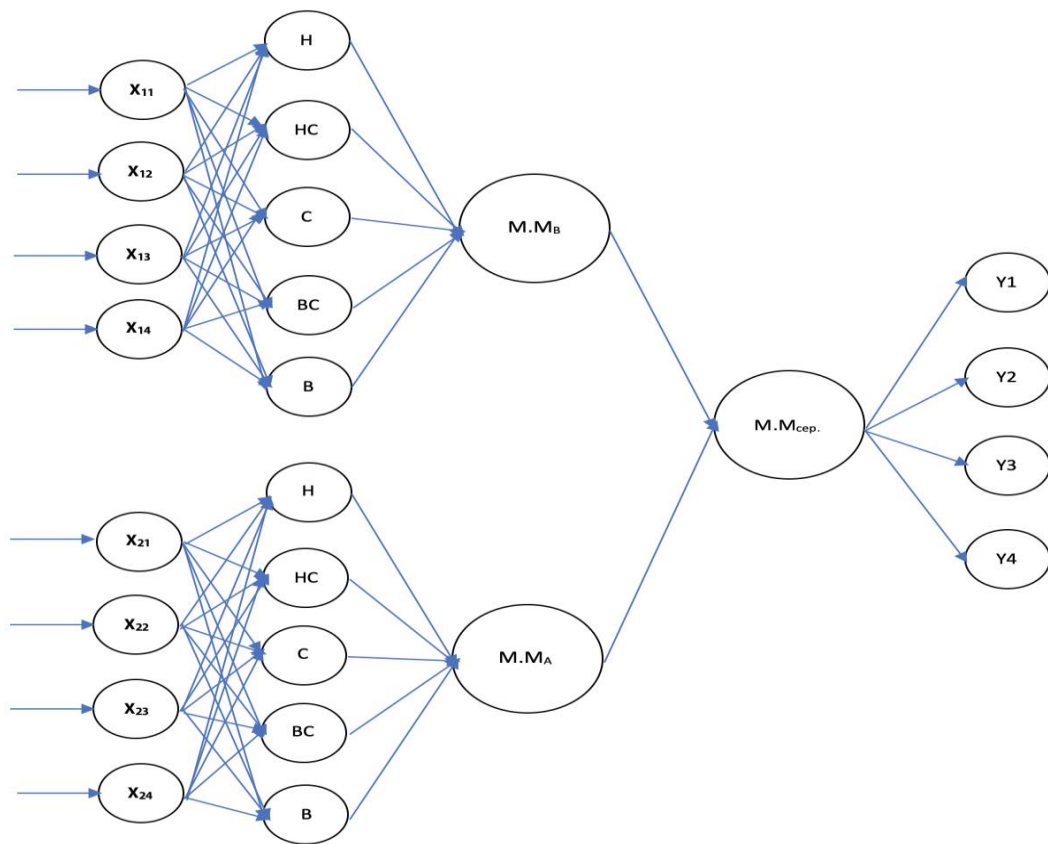


Рисунок 2.33 – Інформаційна медична експертна система оцінювання важкості діабетичного кетоацидозу на основі введення блоків нечіткої логіки

Алгоритм роботи програмного забезпечення зображений на рис. 2.34.

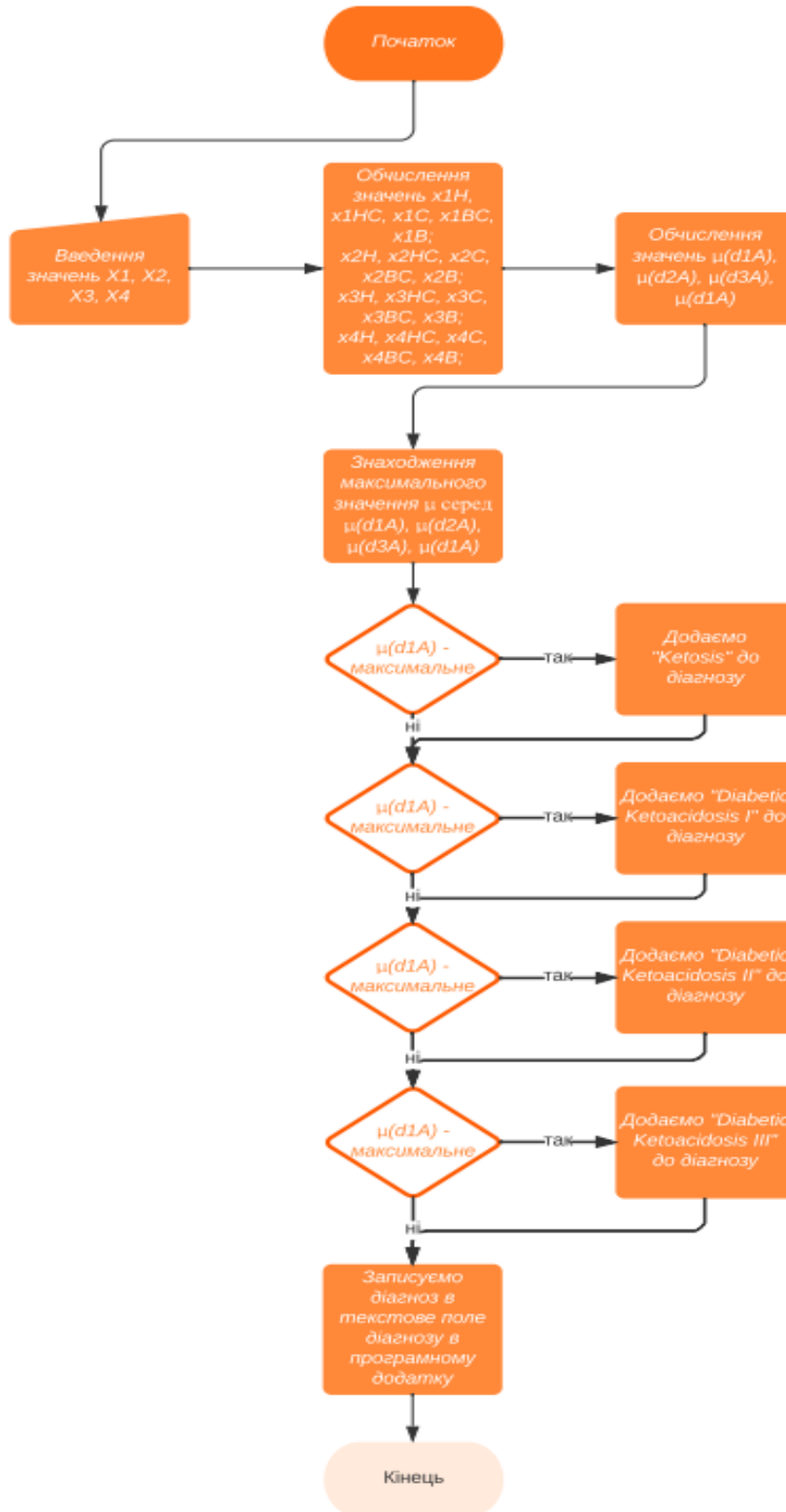


Рисунок 2.34 – Алгоритм роботи програмного забезпечення

В таблиці 2.8 – наведено результати клінічних досліджень

Таблиця 2.8

Результати клінічних досліджень

| pH arterious X1 | pCO₂ art X2 | tCO₂ art X3 | pO₂ art X4 | | |
|--------------------------------|---------------------------------------|-----------------------------------|----------------------------------|---|-----|
| 7,224 | 15,1 | 6,7 | 70 | 2 | 2,3 |
| 7,273 | 22,4 | 11 | 120 | 1 | 2 |
| 7,188 | 15,6 | 6,4 | 119 | 2 | 2 |
| 7,345 | 31,4 | 18,1 | 96 | 1 | 2 |
| 7,163 | 27,2 | 10,6 | 141 | 3 | 4 |
| 7,098 | 8,8 | 3 | 144 | 3 | 3 |
| 7,293 | 27,8 | 14,3 | 82 | 1 | 2 |
| 7,379 | 22,5 | 14 | 94 | 1 | 2 |
| 7,08 | 11 | 3,7 | 127 | 3 | 4 |
| 7,27 | 24,8 | 12,2 | 75 | 2 | 2 |
| 7,05 | 15,8 | 5,4 | 180 | 3 | 4 |
| 6,93 | 23,2 | 5,6 | 86 | 3 | 4 |
| 7,232 | 18,3 | 8,3 | 113 | 2 | 2 |
| 7,374 | 21,9 | 13,4 | 110 | 1 | 2 |
| 7,154 | 21,4 | 8,2 | 117 | 2 | 2 |
| 6,98 | 18,4 | 4,9 | 132 | 3 | 4 |
| 7,227 | 17,6 | 7,9 | 114 | 2 | 2 |
| 7,17 | 13,7 | 5,4 | 126 | 2 | 2 |
| 7,031 | 13,5 | 4 | 156 | 3 | 3 |
| 7,25 | 14,1 | 6,6 | 119 | 1 | 2,3 |
| 7,067 | 12,8 | 4,1 | 119 | 3 | 3 |
| 7,12 | 13,3 | 4,7 | 123 | 3 | 4 |
| 7,315 | 19,8 | 10,7 | 110 | 1 | 2 |
| 7,221 | 13,8 | 6,1 | 119 | 2 | 2 |
| 7,346 | 29,3 | 16,9 | 91 | 1 | 2,3 |
| 7,129 | 12,3 | 4,5 | 127 | 3 | 4 |
| 7,342 | 26,4 | 15,1 | 110 | 1 | 2 |
| 7,04 | 20,1 | 6,1 | 111 | 3 | 4 |
| 7,347 | 13 | 7,5 | 113 | 1 | 2 |
| 7,123 | 27,3 | 9,8 | 109 | 3 | 4 |

Було розроблено програмне забезпечення для діагностування діабетичного кетоацидозу на основі нечіткої теорії (рис. 2.35).

Рисунок 2.35 – Приклад діалогового вікна програми

Рисунок 2.36 – Приклад роботи програми

Після вводу даних пацієнта та результатів клінічних досліджень в програмі, відбувається збереження даних в папку Results, яка зображена на рис. 2.34.

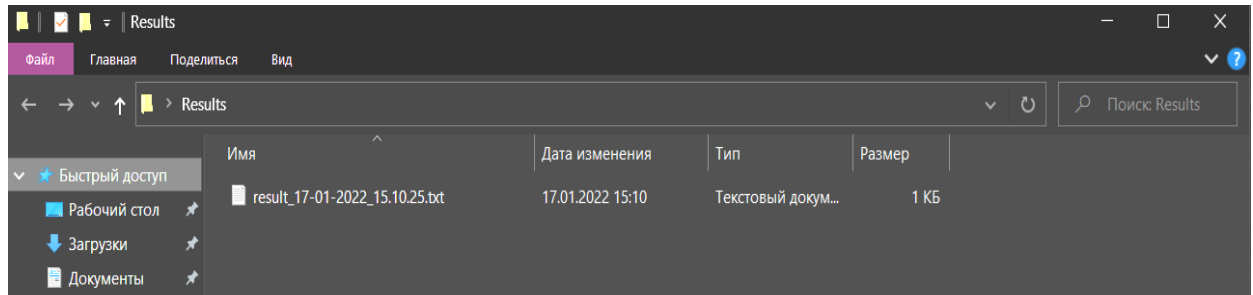


Рисунок 2.37 – Збережений файл результатів пацієнта

Таким чином, розроблено математичні моделі і алгоритми, що формалізують процес прийняття діагностичних рішень на базі нечіткої логіки при кількісних і якісних параметрах стану хворого; розроблено математичні моделі функцій приналежності, формалізуючих представлення кількісних і якісних параметрів стану хворого у вигляді нечітких множин, використовуваних в моделях і алгоритмах діагностики та знаходження діагнозу при діабетичного кетоацидозу хворого.

Розроблені моделі і алгоритми медичної діагностування, які базуються на принципах штучного інтелекту та інженерії знань, теорії планування експерименту, теорії нечітких множин і лінгвістичних змінних.

Практична цінність даних досліджень полягає в тому, що застосування автоматизованої експертної системи для вирішення задач медичної діагностики на базі нечіткої логіки при класифікації ступеня важкості діабетичному кетоацидозі. Створена програмна оболонка та інтерфейс користувача на базі нечіткої експертної системи.

2.6 Висновки до другого розділу

1. Запропоновано використовувати три джерела оптичного випромінювання з довжинами хвилі: зелене (G) (532нм), червоне (R) (660 нм), інфрачервоне (ІЧ) (780 нм). Це дозволяє одночасно досліджувати різні шари тканинної мікроциркуляції. Особливістю зеленого оптичного спектру є те, що воно може проникати лише в епідерміс та роговий шар до глибини до 0,3 мм і є інформативним для діагностики поверхневих шарів оцінювання тканинної мікроциркуляції, джерело світла в діапазоні червоного спектру дозволяє визначити рівень насиченості крові киснем.
2. Розроблено лабораторну установку з температурно-керованим біхроматичним випромінюванням в ІЧ діапазоні на довжинах хвиль 1,063 нм та 1,066 нм. Такий режим дозволяє зменшити часову когерентність вихідного двочастотного випромінювання при збереженні якості просторової розбіжності лазерного пучка. По-друге, було перевірено вплив трансформації спектра на спостережувану спекл-картину в дальньому полі. При малокутовому розсіянні ми не виявили помітної зміни картини. При кутах, більших 35° , було помітно згладжування картини спекл-поля.
3. Проведено аналіз діагностики малих частинок у рідині, що розсіює світло залежно від форми, концентрації та швидкості частинки. Розроблено математичну модель обробки результатів, в тому числі у експрес-режимі. Розроблено фізико-математичну модель випадкового переносу фотонів у плоскопаралельному зразку шкіри на основі методу Монте-Карло з урахуванням стану поляризації лазерного зонduючого світла, для можливості прогнозування інтенсивності зворотно розсіяного випромінювання та ступеня поляризації світлових хвиль лазерного випромінювання на виході зразка в залежності від його товщини.

4. Розроблена 3-D модель поверхні для представлення ФПГ сигналів для оцінювання тканинної мікроциркуляції, зокрема, при політравмах різного ступеню важкості є досить ефективна для виявлення ступеню порушень гемодинаміки кінцівок людини.
5. Розроблено математичні моделі і алгоритми, що формалізують процес прийняття діагностичних рішень на базі нечіткої логіки при кількісних і якісних параметрах стану хворого; розроблено математичні моделі функцій приналежності, формалізуючих представлення кількісних і якісних параметрів стану хворого у вигляді нечітких множин, використовуваних в моделях і алгоритмах діагностики та знаходження діагнозу при діабетичного кетоацидозу хворого.

РОЗДІЛ 3

РЕКОМЕНДАЦІЇ ЩОДО РОЗРОБЛЕННЯ ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННИХ ПРИБОРІВ ОЦІНЮВАННЯ ТКАНИННОЇ МІКРОЦИРКУЛЯЦІЇ ПАЦІЄНТІВ З ПОЛІТРАВМАМИ РІЗНОГО СТУПЕНЯ ВАЖКОСТІ

Запропоновані мультиспектральні фотонні технології оцінювання 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 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 інформаційно-вимірювального каналу при застосуванні оптичних сенсорів.

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.

Використання лазерної апаратури відкриває нові можливості у вирішенні численних медичних проблем в хірургії та терапії.

Сучасна лазерна апаратура дозволяє здійснювати легке керування вихідною потужністю лазерного випромінювання, а також його розташуванням у часі та

просторі, що призводить до вибіркового впливу з високою точністю на будь-які за розміром ділянки біологічних тканин, на групи клітин та окремі клітини, тим самим зменшуючи малоінвазивність та малотравматичність.

Використання лазерної апаратури відкриває нові можливості у вирішенні численних медичних проблем в хірургії та терапії (рис. 3.1).

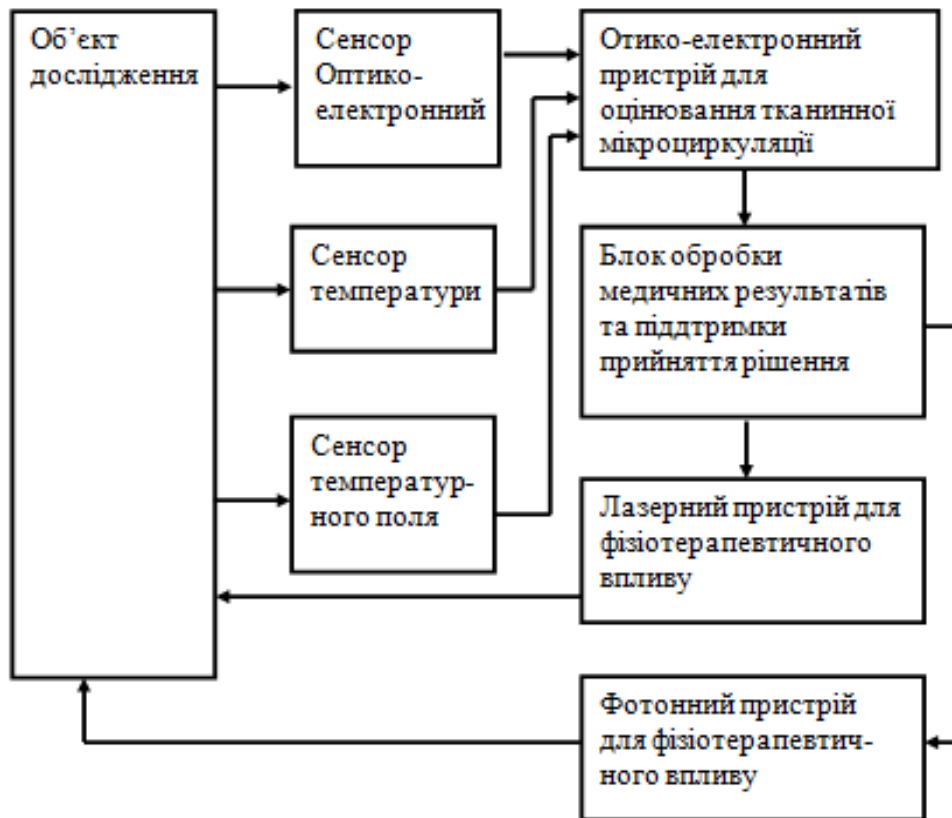


Рисунок 3.1 – Лазерно -фотонного лікувально-діагностичний комплекс медичної реабілітації пацієнтів з політравмами різного ступеня важкості

Сучасна лазерна апаратура дозволяє здійснювати легке керування вихідною потужністю лазерного випромінювання, а також його розташуванням у часі та просторі, що призводить до вибіркового впливу з високою точністю на будь-які за

розміром ділянки біологічних тканин, на групи клітин та окремі клітини, тим самим зменшуючи малоінвазивність та малотравматичність.

3.1 Розробка лазерного волоконно-оптичного приладу для оцінювання тканинної мікроциркуляції

Контроль стану тканинної мікроциркуляції крові є важливим для визначення стану тканин у медицині та наукових дослідженнях. Цей спосіб може бути використаний для діагностики та моніторингу стану здоров'я: Зміни в тканинній мікроциркуляції можуть свідчити про різні патологічні зміни. Наприклад, погіршення мікроциркуляції може бути пов'язане з різними хворобами, такими як діабет, серцево-судинні захворювання, інфекції та інші стани. Моніторинг мікроциркуляції забезпечує завчасне виявлення симптомів цих порушень. Пристрій може бути використаний для оцінки ефективності лікування, адже в процесі лікування важливо відслідковувати, як змінюється тканинна мікроциркуляція під впливом медичних препаратів і процедур. Це допомагає визначити, наскільки ефективним є підхід до лікування та, за потреби, корегувати лікування для покращення результатів. Здійснення контролю мікроциркуляції в процесі лікування дозволяє виявити ризик ускладнень та можливої побічної дії терапії. Нарешті, вивчення тканинної мікроциркуляції має важливе значення для медико-біологічних наукових досліджень в галузі фізіології, патології, фармації, при розробці нових методів діагностики і лікування.

В основу пристрою для оцінювання тканинної мікроциркуляції покладено задачу створення лазерного волоконно-оптичного пристрою для оцінювання тканинної мікроциркуляції, в якому за рахунок введення нових зв'язків та комбінацій блоків досягається можливість забезпечення адаптивних умов діагностування стану мікроциркуляції, зменшення розмірів чутливого елемента та

зменшення конструктивних елементів з метою оптимізації конструкції. Це призводить до розширення функціональних можливостей пристрою, підвищення чутливості сенсора та технологічності його конструкції.

Поставлена задача досягається тим, що в лазерний волоконно-оптичний пристрій для оцінювання тканинної мікроциркуляції, який складається з фотоприймача, чутливого в широкій спектральній області, підсилювача, аналого-цифрового перетворювача, обчислювача, який складається з блока живлення, мікроконтролера, графічного рідкокристалічного дисплея та слота для карти SD-пам'яті, причому вихід фотоприймача з'єднаний з підсилювачем, вихід якого з'єднаний зі входом аналого-цифрового перетворювача, вихід якого з'єднаний з обчислювачем, а саме з інформаційним входом мікроконтролера, перший інформаційний вихід мікроконтролера з'єднаний з графічним рідкокристалічним дисплеєм, а другий вихід мікроконтролера з'єднаний з контактом слота для карти SD-пам'яті, вихід якого з'єднаний з входом мікроконтролера, введено лазерний волоконно-оптичний сенсор, який складається з трьох лазерних джерел випромінювання інфрачервоного, червоного та зеленого спектру випромінювання, Y-подібного волоконно-оптичного розгалужувача з вхідним та вихідними волоконно-оптичними каналами, які сполучені в один спільний оптичний канал, призначений для спрямування світлового потоку на біологічний об'єкт, при чому керувальний вихід мікроконтролера під'єднаний до входів керування лазерними джерелами випромінювання.

На рис. 3.2 зображено структурну блок-схему пристрою. Пристрій складається з лазерного волоконно-оптичного сенсора 1, який складається з трьох лазерних джерел випромінювання інфрачервоного 2, червоного 3 та зеленого 4 спектру випромінювання, Y-подібного волоконно-оптичного розгалужувача 5 з вхідним та вихідними волоконно-оптичними каналами, які сполучені в один спільний гнучкий оптичний канал, призначений для спрямування світлового

поток на біологічний об'єкт 6, фотоприймача 7, чутливого в широкій спектральній області, підсилювача 8, аналого-цифрового перетворювача 9, обчислювача 10, який складається з блока живлення 14, мікроконтролера 11, графічного рідкокристалічного дисплея 12 та слота для карти SD-пам'яті 13, причому вихід фотоприймача 7 з'єднаний з підсилювачем 8, вихід якого з'єднаний зі входом аналого-цифрового перетворювача 9, вихід якого з'єднаний з обчислювачем 10, а саме з інформаційним входом мікроконтролера 11, перший інформаційний вихід мікроконтролера з'єднаний з графічним рідкокристалічним дисплеєм 12, а другий вихід мікроконтролера 11 з'єднаний з контактом слота для карти SD-пам'яті 13, вихід якого з'єднаний з входом мікроконтролера, керувальний вихід мікроконтролера 11 під'єднаний до входів керування лазерними джерелами випромінювання.

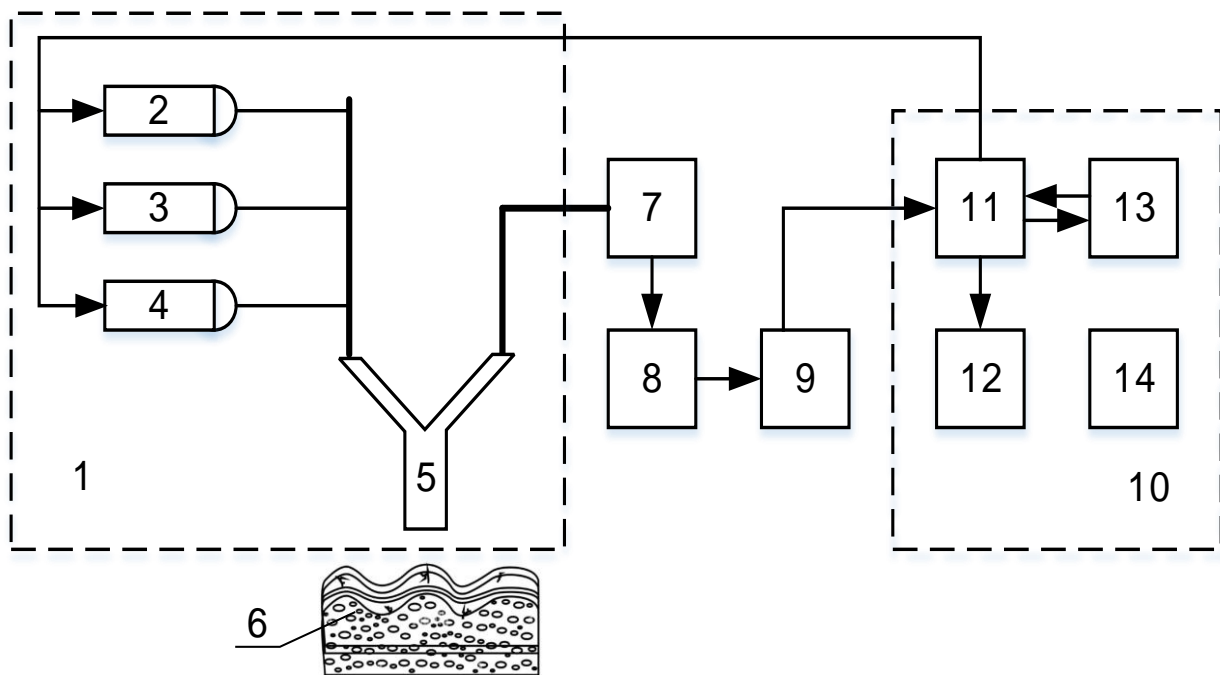


Рисунок 3.2 –Лазерний волоконно-оптичний пристрій для оцінювання тканинної мікроциркуляції

Пристрій працює таким чином.

Після ввімкнення блоку живлення 14, який забезпечує електроенергією всі блоки пристрою, відбувається занулення блоків обчислювача 10, зокрема мікроконтролер 11 скидається в нульовий стан, графічний рідкокристалічний дисплей 12 завантажується і відображає готовність пристрою до роботи. Відповідно до програми роботи пристрою, яка задається за допомогою мікроконтролера 11, по чергово активуються лазерні джерела випромінювання 2, 3, 4, тривалість та інтенсивність світіння кожного з яких може бути налаштована. Лазерне джерело випромінювання інфрачервоного діапазону 2 випромінює світловий потік з довжиною хвилі 905 нм. Лазерне джерело випромінювання червоного діапазону 3 випромінює світловий потік з довжиною хвилі 660 нм. Лазерне джерело випромінювання зеленого діапазону 4 випромінює світловий потік з довжиною хвилі 532 нм. Чим менша довжина хвилі, тим на меншу глибину проникає світловий потік в біологічну тканину 6. Шляхом застосування Y-подібного волоконно-оптичного розгалужувача 5 з вхідним та вихідними волоконно-оптичними каналами, які сполучені в один спільний гнучкий оптичний канал, реалізоване рішення задачі зменшення розмірів чутливого елемента лазерного волоконно-оптичного сенсора 1, а також завдяки його гнучкості й хіміко-біологічній резистентності забезпечується контакт лазерного волоконно-оптичного сенсора 1 з важкодоступними біологічними тканинами (наприклад, в рані або за умов лапароскопічного дослідження). Світловий потік частково поглинається біологічною тканиною 6, частково відбивається та розсіюється. Відбите світло, яке потрапляє в оптичний канал Y-подібного волоконно-оптичного розгалужувача 5, передається на фотоприймач 7, чутливий в широкій спектральній області. Пульсова хвиля, яка проходить через периферичні судини і капіляри, спричинює періодичні зміни оптичної густини біологічної тканини 6, яка

визначається шляхом реєстрації змін в інтенсивності й спектральних характеристиках відбитого світлового потоку, який надходить на фотоприймач 4. Фотоприймач 7 перетворює оптичний сигнал на електричний, модульований по амплітуді. Цей сигнал посилюється підсилювачем 8 та перетворюється у цифрову форму за допомогою аналого-цифрового перетворювача 9, після якого цифровий сигнал надходить на інформаційний вхід мікроконтролера 11, де він обробляється, а результат виводиться на графічний рідкокристалічний дисплей 12 та записується на SD-карту пам'яті через слот для карти SD-пам'яті 13. Синхронізація роботи пристрою здійснюється шляхом керувальних сигналів мікроконтролера 11, які активують необхідне в поточний момент лазерне джерело випромінювання. Застосування лазерного джерела випромінювання червоного спектру 3 дозволяє визначати рівень насичення крові киснем (сатурацію) та визнати періодичність пульсацій, що дозволяє оцінити частоту серцевих скорочень. На графічний рідкокристалічний дисплей 12 виводяться такі дані: графічне представлення кривих кровонаповнення, значення оціненої частоти серцевих скорочень, показник сатурації крові (SpO_2), а також поточний час і рівень заряду елемента живлення.

Принцип дії лазерного волоконно-оптичного сенсора 1 базується на реєстрації зміни оптичного сигналу та вимірювання параметрів відбитого світла. Особливістю запропонованого лазерного волоконно-оптичного сенсора 1 є висока чутливість до зміни таких оптичних параметрів досліджуваної ділянки біологічної тканини як коефіцієнт відбивання і показник заломлення за рахунок багатократних внутрішніх відбивань світла в середині досліджуваної біологічної тканини 6. Для вирішення проблем з дослідженням тканинної мікроциркуляції запропоновано використати волоконно-оптичний Y-подібний волоконно-оптичний розгалужувач 5 з вхідним та вихідним волоконно-оптичними каналами, які сполучаються в один спільний канал. Світловий потік від лазерних джерел випромінювання 2–4 через вхідний канал

поширюється у спільний моноволоконний канал сенсора на ділянку біологічної тканини 6 і після відбивань всередині тканини потрапляє у той самий спільний канал, по якому поширюється у вихідний канал і потрапляє на приймальну схему з фотоприймача 7, підсилювача 8 та аналого-цифрового перетворювача 9, яка здійснює перетворення оптичного сигналу в цифровий електричний сигнал. Програма мікроконтролера 11 забезпечує амплітудно-імпульсний режим роботи лазерних джерел випромінювання 2–4, а також дозволяє змінювати інтенсивність їх випромінювання, що розширює функціональні можливості пристрою.

В пристрої використовуються 50-мікрометрові кварцові оптичні волокна, як лазерні джерела випромінювання 2–4 використовуються напівпровідникові лазери (світлодіоди) з максимумами випромінювання на довжинах хвиль 905, 660 та 532 нм відповідно. Фотоприймачем 7 виступає кремнієвий фототранзистор, чутливий в широкій спектральній області, який добре узгоджується із спектральними характеристиками ламп розжарювання, інфрачервоних світлодіодів, напівпровідникових лазерів і волоконних світловодів, що дозволяє проводити спектральні дослідження.

Така конструкція волоконно-оптичного пристрою забезпечує мініатюризацію та надійність, що є особливо актуальним для медичних задач скринінгу і дослідження тканинної мікроциркуляції, особливо у важкодоступних ділянках біологічних тканин і органів людини.

Для представлення моделі розповсюдження випромінювання від лазерних джерела випромінювання використовується модель гаусового пучка

$$G(x, y) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} \exp\left(-\frac{(x - \mu_x)^2 + (y - \mu_y)^2}{2\sigma^2}\right),$$

де $G(x, y)$ – розподіл гаусового пучка в тривимірному просторі за координатами x та y ; σ – коефіцієнт масштабування; μ_x та μ_y – коефіцієнти зсуву по осям абсцис та ординат відповідно.

Запропонована структура пристрою дозволяє забезпечити мініатюризацію конструкції, проводити контроль, діагностику та скринінг стану тканинної мікроциркуляції в різних оптичних режимах з високою надійністю, забезпечуючи портативність, мобільність, доступ до важкодоступних ділянок біологічної тканини. Адаптивні умови діагностування стану мікроциркуляції забезпечуються завдяки амплітудно-імпульсному режиму роботи джерел випромінювання та можливості зміни інтенсивності випромінюваного світлового потоку, що дозволяє проводити дослідження різних типів біологічних тканин із застосуванням набору режимів опромінення.

3.2 Розробка фотонного волоконно-оптичного приладу для оцінювання тканинної мікроциркуляції та фізіотерапевтичного впливу

Визначення характеру тканинної мікроциркуляції крові є важливим для діагностики стану тканин у медичній практиці та медико-біологічних дослідженнях. Цей спосіб активно використовується для діагностики та моніторингу загального стану здоров'я людини: Варіації параметрів тканинній мікроциркуляції можуть вказувати на вікові або патологічні зміни. До прикладу, погіршення тканинної мікроциркуляції може бути маркером таких поширених хвороб як цукровий діабет, серцево-судинні захворювання, інфекційні та запальні процеси тощо. Моніторинг тканинної мікроциркуляції забезпечує своєчасне виявлення симптомів цих функціональних порушень. Запропонований пристрій також може використовуватися при оцінюванні ефективності проведених терапевтичних процедур, тому що в процесі лікування тканинна мікроциркуляція є інформативним показником того, як організм реагує на різні медичні препарати і процедури. Такий моніторинг забезпечує можливість визначення ефективності того чи іншого підходу до лікування, а отже – можливість своєчасної корекції терапевтичних процедур для загального покращення результатів лікування.

Проведення контролю тканинної мікроциркуляції упродовж лікувального процесу дозволяє виявити ризики ускладнень та можливі побічні дії терапевтичних процедур. Вивчення процесів тканинної мікроциркуляції має важливе значення для наукових досліджень в галузі медико-біологічних наук як при вивченні нормальних і патологічних фізіологічних процесів, так і при розробленні нових методів лікування та діагностики.

В основу фотонного волоконно-оптичний пристрою покладено завдання створення фотонного волоконно-оптичного пристрою для оцінювання тканинної мікроциркуляції та фізіотерапевтичного впливу, в якому з метою оптимізації його конструкції за рахунок введення нових елементів, зв'язків та комбінацій блоків досягається можливість забезпечення адаптивних умов діагностування стану мікроциркуляції, зменшення розмірів чутливого елемента та зменшення габаритних розмірів цілого пристрою. Це призводить до розширення функціональних можливостей пристрою, підвищення чутливості сенсора та технологічності його конструкції.

Поставлена задача виконується за рахунок того, що в фотонний волоконно-оптичний пристрій для оцінювання тканинної мікроциркуляції та фізіотерапевтичного впливу, який складається з фотоприймача, чутливого в широкій спектральній області, підсилювача, обчислювача, який складається з блока живлення, мікроконтролера, аналого-цифрового перетворювача, графічного рідкокристалічного дисплея та слота для карти SD-пам'яті.

На рис. 3.3 подано структурну блок-схему пристрою; на рис. 3.4 показано спектри випромінювання семишарової гетероструктури.

Пристрій складається з фотонного волоконно-оптичного сенсора 1, який складається з джерела оптичного випромінювання на основі семишарової гетероструктури 2, Y-подібного волоконно-оптичного розгалужувача 3 з вхідним та вихідними волоконно-оптичними каналами, які сполучені в один спільний

гнучкий оптичний канал, призначений для спрямування світлового потоку на біологічний об'єкт 4, фотоприймача 5, чутливого в широкій спектральній області, підсилювача 6, аналого-цифрового перетворювача 7, обчислювача 8, який складається з блока живлення 12, мікроконтролера 9, графічного рідкокристалічного дисплея 10 та слота для карти SD-пам'яті 11, причому вихід фотоприймача 5 з'єднаний з підсилювачем 6, вихід якого з'єднаний зі входом аналого-цифрового перетворювача 7, вихід якого з'єднаний з обчислювачем 8, а саме з інформаційним входом мікроконтролера 9, перший інформаційний вихід мікроконтролера з'єднаний з графічним рідкокристалічним дисплеєм 10, а другий вихід мікроконтролера 9 з'єднаний з контактом слота для карти SD-пам'яті 11, вихід якого з'єднаний з входом мікроконтролера 9, керувальний вихід мікроконтролера 9 під'єднаний до входу джерела оптичного випромінювання на основі семишарової гетероструктури 2.

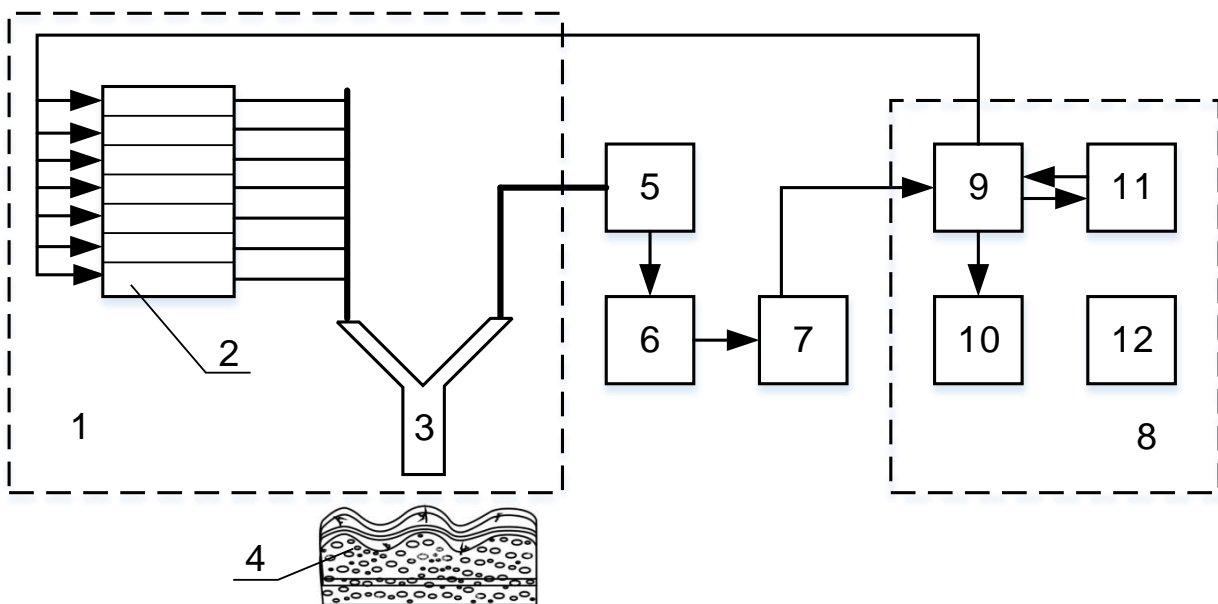


Рисунок 3.3 – Структурна блок-схема пристрою

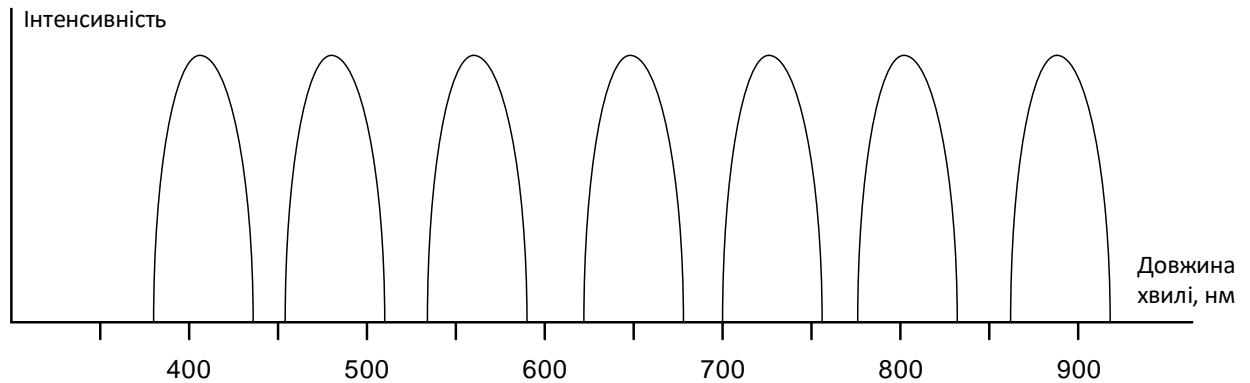


Рисунок 3.4 – Спектри випромінювання семишарової гетероструктури

Пристрій працює таким чином.

Після ввімкнення блоку живлення 12, який забезпечує електроенергією всі блоки пристрою, відбувається занулення блоків обчислювача 8, зокрема мікроконтролер 9 скидається в нульовий стан, графічний рідкокристалічний дисплей 10 завантажується і відображає готовність пристрою до роботи. Відповідно до програми роботи пристрою, яка задається за допомогою мікроконтролера 9, на його керувальний вихід подається широтно-імпульсно модульований сигнал, який активує джерело оптичного випромінювання на основі семишарової гетероструктури 2, причому тривалість та інтенсивність активації кожного шару, що відповідає різним довжинам хвиль оптичного випромінювання, можуть бути незалежно налаштовані. Джерело оптичного випромінювання на основі семишарової гетероструктури 2 генерує світлові потоки з піками інтенсивності випромінювання на довжинах хвиль 405 нм, 480 нм, 560 нм, 650 нм, 730 нм, 805 нм, 890 нм (рис . 9.12). Чим більша довжина хвилі, тим глибше проникає світловий потік в біологічну тканину 4. Шляхом застосування джерела оптичного випромінювання на основі семишарової гетероструктури 2 і Y-подібного волоконно-оптичного розгалужувача 3 з вхідним та вихідними волоконно-оптичними каналами, які сполучені в один спільний гнучкий оптичний

канал, вирішене завдання зменшення розмірів чутливого елемента фотонного волоконно-оптичного сенсора 1, а також завдяки його гнучкості й хіміко-біологічній резистентності забезпечується контакт фотонного волоконно-оптичного сенсора 1 з важкодоступними біологічними тканинами (наприклад, в стоматології або за умов лапароскопічного дослідження). Світловий потік частково поглинається біологічною тканиною 4, частково відбивається та розсіюється. Відбите світло, яке потрапляє назад в оптичний канал Y-подібного волоконно-оптичного розгалужувача 3, передається на фотоприймач 5, чутливий в широкій спектральній області. Пульсова хвиля, що проходить через периферичні судини і капіляри, спричинює періодичні зміни оптичної густини біологічної тканини 4, яка визначається шляхом реєстрації змін в інтенсивності й спектральних характеристиках відбитого світлового потоку, який надходить на фотоприймач 5. Фотоприймач 5 перетворює оптичний сигнал на електричний, модульований за амплітудою. Цей сигнал посилюється підсилювачем 6 та перетворюється у цифрову форму за допомогою аналого-цифрового перетворювача 7, після якого цифровий сигнал надходить на інформаційний вхід мікроконтролера 9, де він обробляється, а результат виводиться на графічний рідкокристалічний дисплей 10 та записується на SD-карту пам'яті через слот для карти SD-пам'яті 11. Синхронізація роботи пристрою здійснюється шляхом керувальних широтно-імпульсно модульованих сигналів мікроконтролера 9, які активують певний шар або кілька шарів гетероструктури. Застосування джерела випромінювання на різних довжинах хвиль дозволяє використовувати пристрій для різних задач діагностики та фототерапії. Зокрема випромінювання червоного та інфрачервоного спектру (650 нм і вище) дозволяє визначати рівень насичення крові киснем (сатурацію) та підрахувати періодичність пульсацій, що дозволяє оцінити частоту серцевих скорочень. На графічний рідкокристалічний дисплей 10 виводяться такі дані: графічне представлення кривих кровонаповнення, значення оціненої частоти

серцевих скорочень, показник сатурації крові (SpO_2), а також поточний час і рівень заряду елемента живлення.

Принцип дії фотонного волоконно-оптичного сенсора 1 базується на реєстрації зміни оптичного сигналу та вимірювання параметрів відбитого світла. Особливістю запропонованого фотонного волоконно-оптичного сенсора 1 є підвищена чутливість до зміни таких оптичних параметрів досліджуваної ділянки біологічної тканини як коефіцієнт відбивання і показник заломлення (рефракції) за рахунок багатократних внутрішніх відбивань променів всередині досліджуваної біологічної тканини 4. Для вирішення проблем з дослідженням тканинної мікроциркуляції у важкодоступних ділянках запропоновано використати Y-подібний волоконно-оптичний розгалужувач 5 з вхідним та вихідним волоконно-оптичними каналами, які сполучаються в один спільний канал. Світловий потік від джерела оптичного випромінювання на основі семишарової гетероструктури 2 через вхідний канал поширюється у спільний моноволоконний канал сенсора і потрапляє на ділянку біологічної тканини 4, а після відбивань всередині тканини деяка частина світлового потоку надходить у той самий спільний канал, через який потрапляє у вихідний канал та на приймальну схему з фотоприймача 5, підсилювача 6 та аналого-цифрового перетворювача 7, яка здійснює перетворення оптичного сигналу в цифровий електричний сигнал. Програма мікроконтролера 9 завдяки сигналам широтно-імпульсної модуляції забезпечує амплітудно-імпульсний режим роботи джерела оптичного випромінювання на основі семишарової гетероструктури 2, а також дозволяє змінювати інтенсивність випромінювання, що розширює функціональні можливості пристрою.

В пристрої використовуються 50-мікрометрові кварцові оптичні волокна. Фотоприймачем 5 виступає кремнієвий фототранзистор, чутливий в широкій спектральній області, який добре узгоджується із спектральними характеристиками

ламп розжарювання, інфрачервоних світлодіодів, напівпровідникових лазерів і волоконних світловодів, що дозволяє проводити спектральні дослідження.

Така конструкція волоконно-оптичного пристрою забезпечує мініатюризацію та надійність, що є особливо актуальним для медичних задач скринінгу і дослідження тканинної мікроциркуляції, особливо у важкодоступних ділянках тіла людини, слизових оболонок або відкритих тканин в умовах операційного втручання, військово-польової та медицини катастроф.

Запропонована структурна організація пристрою дозволяє забезпечити мініатюризацію конструкції, забезпечує проведення контролю, діагностики та скринінгу стану тканинної мікроциркуляції в різноманітних оптичних режимах з високою надійністю, забезпечуючи портативність, мобільність, доступ до важкодоступних ділянок біологічної тканини. Адаптивні умови діагностування стану мікроциркуляції забезпечуються завдяки амплітудно-імпульсному режиму роботи джерела оптичного випромінювання на основі семишарової гетероструктури 2, що дає змогу комбінувати випромінювання різних довжин хвиль та змінювати інтенсивності світлових потоків, а це, в свою чергу, дозволяє проводити дослідження різних типів біологічних тканин із застосуванням набору режимів опромінення.

3.3 Рекомендації щодо проектування апаратної та програмної реалізації мобільного оптико-електронного приладу для вимірювання гемодинамічних показників

Даний оптико-електронний прилад демонструє техніку вимірювання частоти сердечних скорочень (пульсу) по зміні об'єму крові в артерії пальця. Пульс – це кількість ударів серця в одиницю часу, і зазвичай вимірюється в ударах в хвилину. Для дорослих нормальний пульс складає 60-100 ударів в хвилину за відсутності

навантажень. Пульс, виміряний у відсутності фізичних навантажень, є важливим показником здоров'я людини.

Для виміру пульсу використовується датчик, який складається з інфрачервоного світлодіода, який передає інфрачервоний (ІЧ) сигнал на палець людини, і фотодіода, який приймає відбитий від периферійних судин сигнал. Світлодіод і фотодіод мають бути розташовані близько один до одного.

Інтенсивність відбитого сигналу залежить від об'єму крові в кінчику пальця. Отже, з кожним ударом серця змінюється інтенсивність відбитого ІЧ сигналу, яка реєструється фотодіодом. Об'єм крові, що змінюється викликає появу імпульсів на виході фотодіода, проте їх амплітуда дуже мала для безпосередньої подачі на мікроконтролер з метою оброблення. Для вирішення цього завдання застосована схема посилення і фільтрації сигналу на операційних підсилювачах (рис. 3.5).

Виведення значення пульсу здійснюється на 3-х розрядний семісегментний індикатор. Для оброблення сигналу застосований мікроконтролер Мікроконтролер ATmega8A-PU. Мікроконтролер ATmega8 виконаний за технологією CMOS, 8-розрядний, оснований на AVR-архітектурі RISC. Виконуючи одну повноцінну інструкцію за один такт, ATmega8 досягає продуктивності 1 MIPS на МГц, що дозволяє досягнути оптимального співвідношення продуктивності до потужності, що споживається.

Особливості: висока продуктивність, низьке енергоспоживання AVR; одно-тактовий цикл виконання 32 x 8 загального призначення. Флеш-пам'ять 512 байт.

Схема нормалізації біомедичного сигналу складається з двох ідентичних активних фільтрів нижніх частот з частотою зрізу близько 2.5 Гц.

Коефіцієнт підсилення кожного рівня дорівнює 100, а підсумкове посилення 10000. Вхідний конденсатор кожного рівня необхідний для блокування постійної

складової сигналу. Для розрахунку коефіцієнта посилення і частоти зрізу фільтру використовуються вирази.

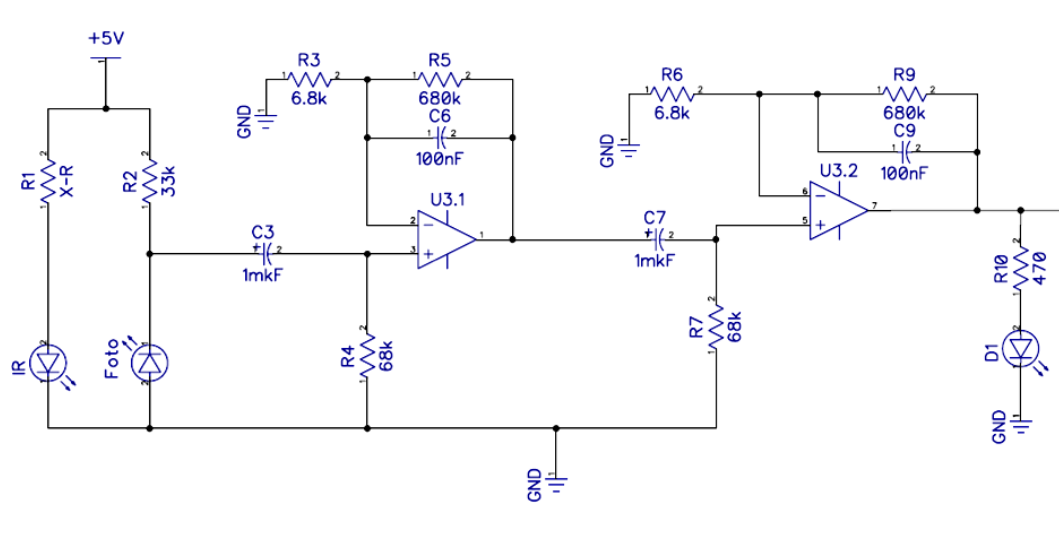


Рисунок 3.5 – Схема посилення і фільтрації сигналу на операційних підсилювачах

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

$$\text{Частота зрізу фільтру} = \frac{1}{2\pi R7C4} = 2,34 \text{ Гц}$$

Схема має достатні можливості для підвищення рівня сигналу з фотодіода, його фільтрації і перетворення в імпульси для подальшого підрахунку мікроконтролером. Світлодіод VD3 на виході фільтру блимає кожного разу, як визначається удар серця. Управління, підрахунок імпульсів і обчислення, виведення значення пульсу на індикатор виконує мікроконтролер. Застосований індикатор – три розрядний семисегментний світлодіодний із загальним анодом.

Схема принципова електрична підключення світлодіодного індикатора до порту мікроконтролера представлено на рис. 3.6.

Виводи сегментів індикатора підключені до порту В мікроконтролера (RB0 – RB6, відповідно).

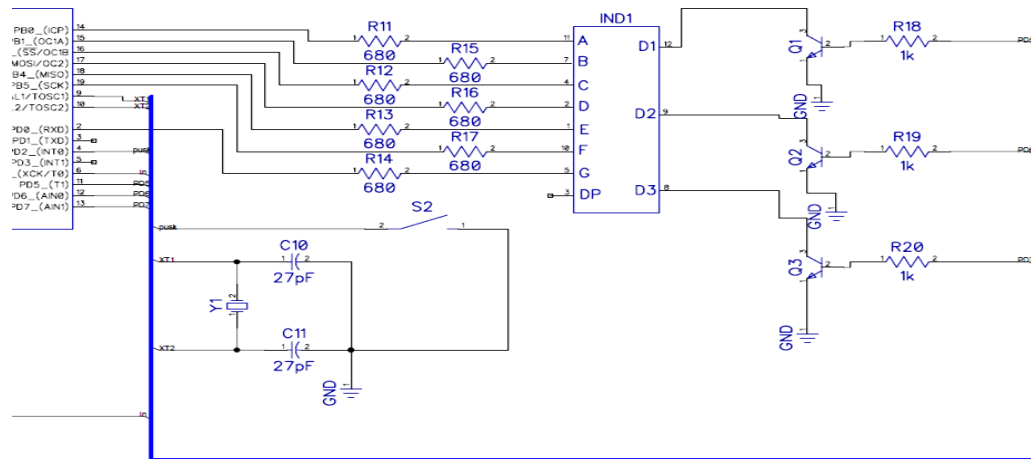


Рисунок 3.6 – Схема принципова електрична оптико-електронного неінвазивного приладу для вимірювання пульсу

Управління розрядами здійснюється за допомогою транзисторів BC557, підключених до ліній введення/виводу RD5-RD7 (сотні, десятки, одиниці). Мікроконтролер працює на тактовій частоті 4 МГц, як джерело тактової частоти застосований кварцевий резонатор. Кнопка «Start» підключена до порту RD2.

По натисненню цієї кнопки починається вимір пульсу, мікроконтролер активізує передачу ІЧ сигналів протягом 15 секунд. ІЧ-світлодіод підключений до джерела живлення через групу резисторів R1. Протягом цього часу здійснюється підрахунок імпульсів що приходять на вхід ХСХ/ТО таймера, вбудованого в мікроконтролер (Timer0). Отримана кількість імпульсів помножується на 4, щоб отримати кількість ударів серця в хвилину. Значення пульсу по закінченню вимірювань відображується на індикаторі. Для скидання результатів необхідно натискувати на кнопку «Reset».

Розглянемо програму мікроконтроллера і порядок роботи з пристроєм. При включенні живлення на дисплеї з'явиться значення «000». Необхідно зачекати декілька секунд, поки ця інформація не зникне. Далі необхідно помістити палець на

ІЧ- сенсор і натискувати кнопку «Start». Під час виміру потрібно тримати палець непорушно до тих пір, поки на дисплеї не з'явиться виміряне значення пульсу. При цьому світлодіод буде бликати при кожному ударі серця і за 15 секунд на дисплеї відображатиметься значення пульсу.

Найбільш складною в пристрої є аналогова схема формування і узгодження сигналу з ІЧ датчиком. Світлодіод і фотодіод розміщені в непрозорому корпусі, що виключає вплив розсіяного світла і зовнішнього освітлення на датчик. Як ІЧ-датчик використовується сенсор на базі світлодіода і фотодіода. Доцільно за реєстрації фотоплетизмографічного сигналу застосовувати сенсор Vishay Tcrt5000l.

Резистор номіналом 200 Ом в ланцюзі світлодіода VD1 використовується для обмеження струму через світлодіод і, таким чином для керування інтенсивністю ІЧ- випромінювання (рис. 3.7). Значення інтенсивності не повинна бути дуже високою, оскільки схема може перейти в режим насичення і таким чином, важко потім визначити періодичність відбитого сигналу. Значення цього резистора підбирається для різних ІЧ світлодіодів відповідно до специфікації. Для тестування і підбору резистора використано таку методику.

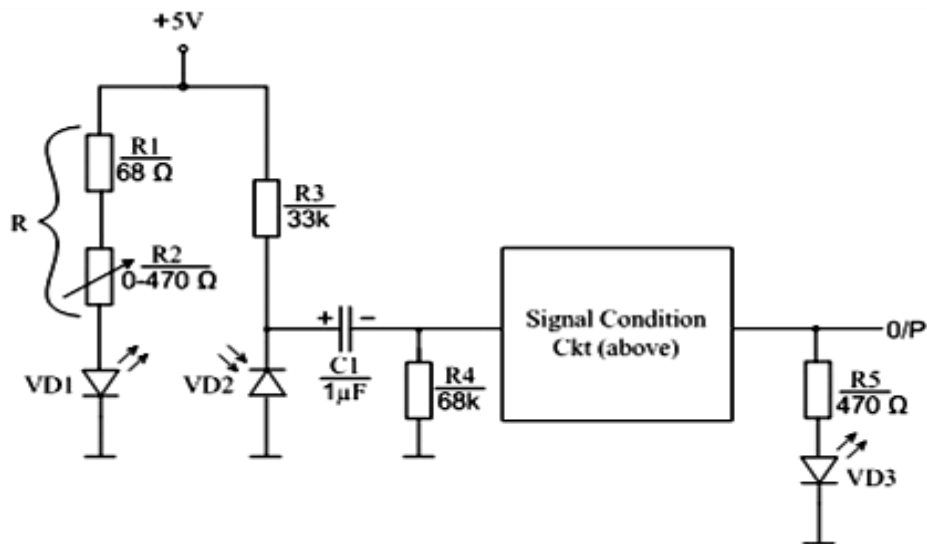


Рисунок 3.7 – Схема тестування і підбору резистора

Було використано постійний резистор 200 Ом з потенціометром 470 Ом, включені послідовно зі світлодіодом. Помістивши вказівний палець на датчик і повільно змінюючи опір потенціометра, необхідно добитися чіткого мигання світлодіода на виході схеми нормалізації сигналу при ударах серця. Потім необхідно виміряти опір еквівалентного резистора R (потенціометр + резистор 200 Ом) і замінити його одним постійним резистором з отриманим значенням опору.

Оптичний сенсор може бути реалізований у вигляді волоконно-оптичних сенсорів. Варіанти виконання волоконно-оптичного сенсору для мобільного оптико-електронного пристрою для дослідження гемодинамічних показників приєднано на рис. 3.8.

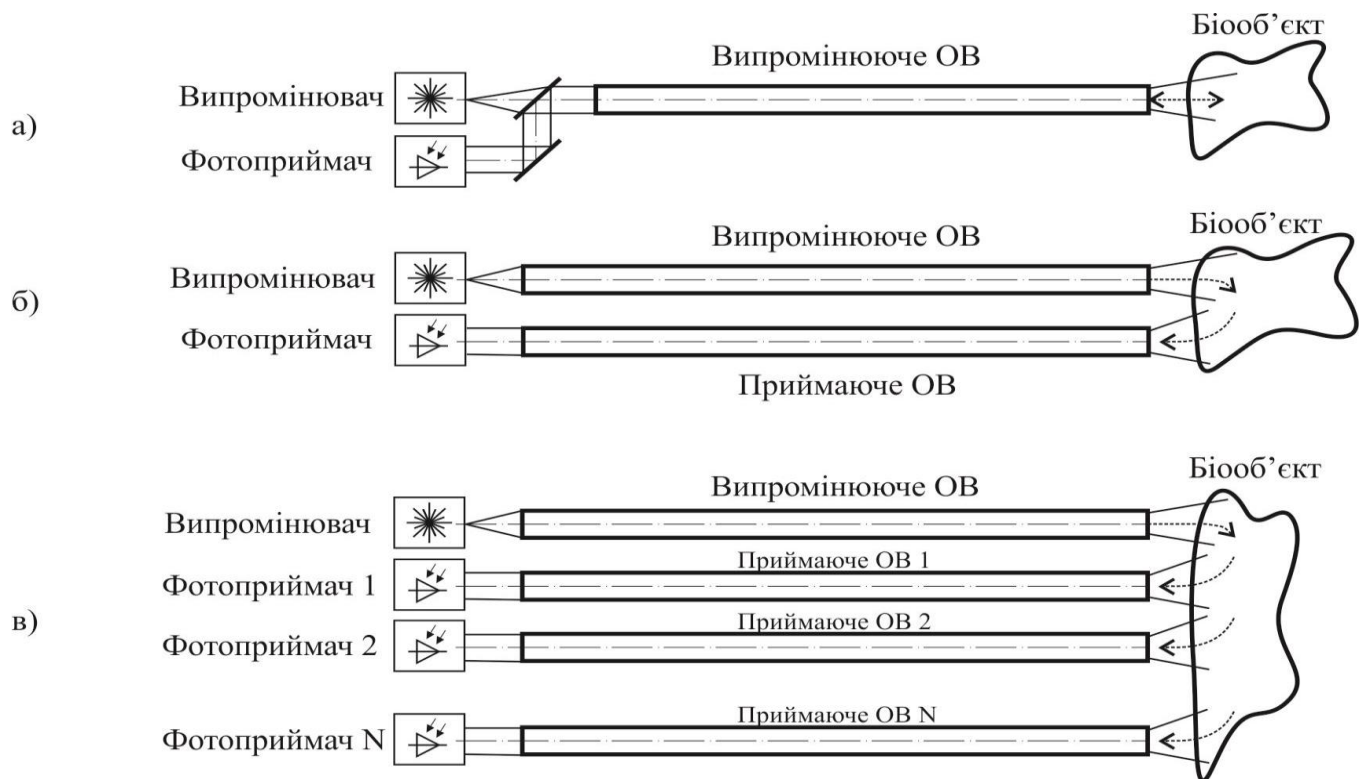


Рисунок 3.8 – Варіанти виконання волоконно-оптичного сенсору для мобільного оптико-електронного приладу для дослідження гемодинамічних показників.

Це дозволить оперативно реєструвати порушення кровообігу у будь-якій ділянці тіла людини. Практична цінність цієї реалізації полягає у тому, що запропоновано дві моделі використання оптичного волокна у складі оптичної системи сенсору для пристрою для діагностики периферійного кровообігу у біооб'єкті: на базі єдиного випромінюючого та приймаючого оптичного волокна, та на базі одного випромінюючого та групи приймаючих оптичних волокон.

У першому випадку реалізації сенсору досягаються мінімальні розміри сенсору для діагностики периферійного кровообігу, що дає ряд переваг: робить можливим використання сенсору на зразках біооб'єктів малих розмірів, таких як кінцівки лабораторних щурів та мишей; використання сенсорів у важкодоступних місцях ротової порожнини людини і ін.; забезпечення високої концентрації оптичного сигналу, і, таким чином, проведення досліджень на локально малих ділянках біотканини. У другому випадку, при використанні групи приймаючих оптичних волокон, досягається підвищення інформативності отриманих результатів за рахунок забезпечення збору розподілених біомедичних даних з поверхні біооб'єкту. Такі дані представляють найбільшу цінність, оскільки роблять можливим просторове дослідження розповсюдження кровотоку у тканині.

Досліджено залежності ефективності застосування волоконно-оптичних сенсорів відносно складової оптичного випромінювання, що відбивається від біооб'єктів (рис. 3.9).

Неінвазивний оптико-електронний прилад зібраний на 8-розрядному мікроконтролері ATmega8. Користувач програмує пристрій на включення і виключення навантаження в певний час. Користувач може вказати час включення пристрою і тривалість його роботи. Максимальний часовий інтервал для кожної операції (включення/виключення) складає 99 годин 59 хвилин. У пристрої для

управління використовується 2-х кнопкова клавіатура, для відображення поточних налаштувань і параметрів встановлений 1-рядковий 3-х розрядний світлодіодний дисплей (рис. 3.10).

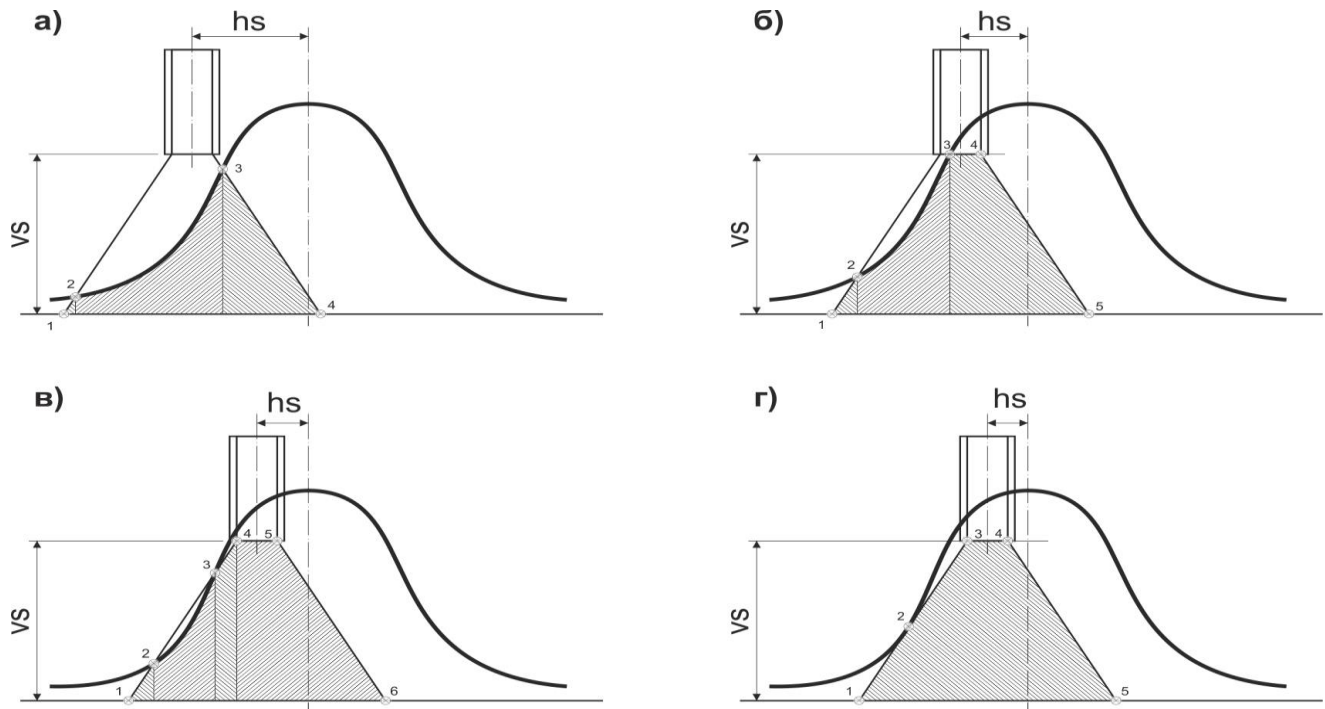


Рисунок 3.9 – Варіанти розташування застосування волоконно-оптичного сенсору відносно оптичного сигналу, що відбивається

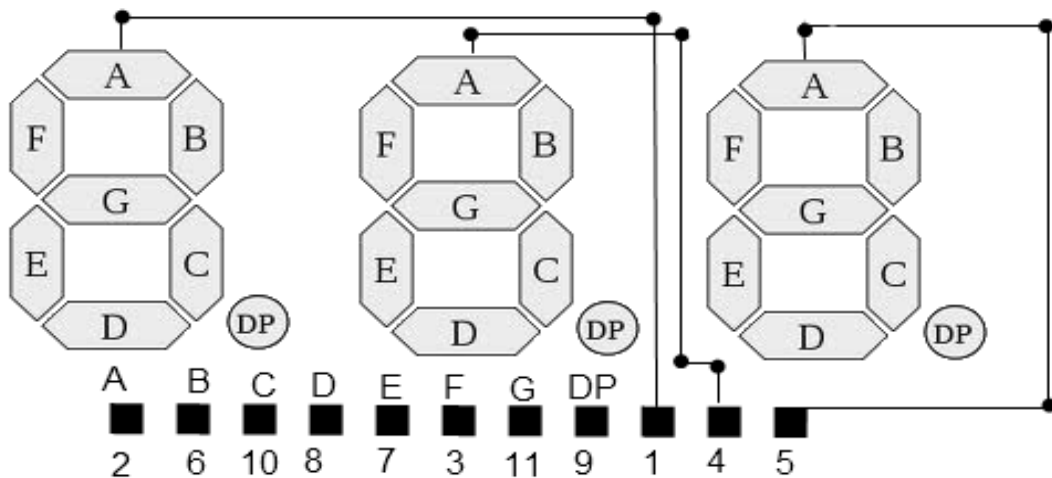


Рисунок 3.10 – 3-х розрядний світлодіодний дисплей

Клавіатура підключена до виводів порту RC6 та RD2,. Світлодіодний дисплей використовується для відображення показників пульсу. Загальна схема електрична принципова неінвазивного оптико-електронного приладу для визначення гемодинамічних показників наведено на рис. 3.11.

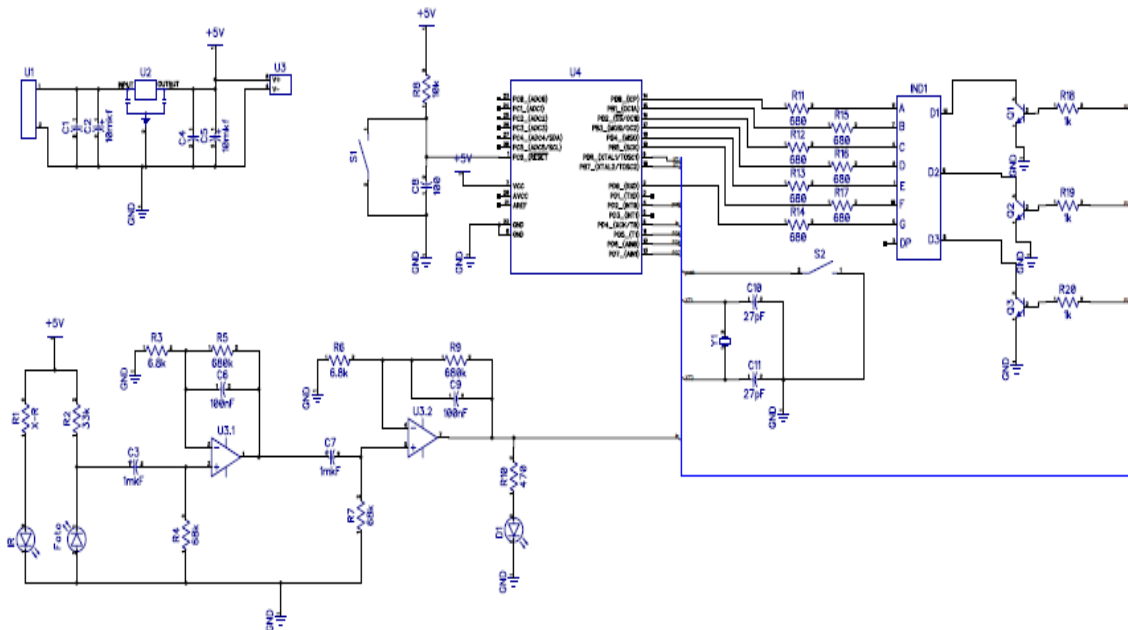


Рисунок 3.11 – Схема електрична принципова неінвазивного оптико-електронного приладу для визначення гемодинамічних показників

По натисненню кнопки «Start» таймер починає відлік часу вимкненого стану. Після закінчення цього інтервалу спрацьовує реле і починається відлік часу включеного стану.

Програмне забезпечення для мікроконтролера розроблене з вживанням компілятора MicroC Pro для мікроконтролерів (додаток 1).

На рис. 3.12 представлений алгоритм для оброблення фотоплетизмографічної інформації. Робота мікроконтролера налаштована таким чином, що вимірювання пульсу продовжується протягом 6 сек. Після цього часу визначається середнє

значення періоду пульсових хвиль. Пульс визначається як відношення 60 до $T_{сер}$.
Значення пульсу виводиться на дисплей.

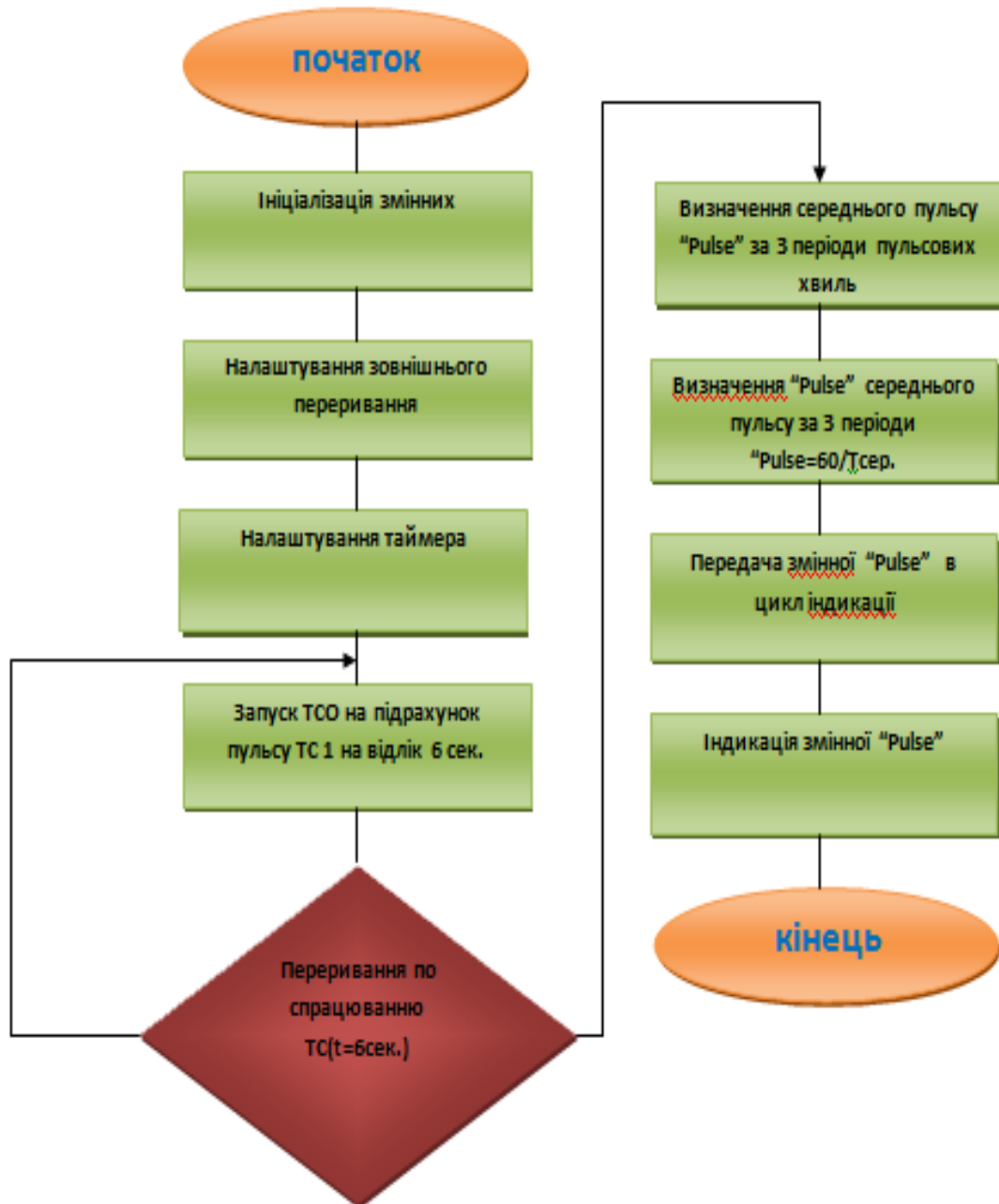


Рисунок 3.12 – Алгоритм для оброблення фотоплетизмографічної інформації

3.4 Оцінювання метрологічних характеристик оптико-електронного приладу для оцінювання тканинної мікроциркуляції

При розробленні оптико-електронного приладу для оцінювання тканинної мікроциркуляції оцінюється технічний рівень на основі визначення метрологічних характеристик. Аналізуючи режими роботи оптичного сенсору та вимірювального каналу (ВК) перетворення оптичних сигналів, розрізняють динамічні і статичні метрологічні характеристики [3, 4].

Основні статичні метрологічні характеристики є: чутливість; номінальна функція перетворення; похибка нелінійності; мультиплікативна та адитивна складові похибки [3]. Структурна схема розробленого оптико-електронного приладу для оцінювання тканинної мікроциркуляції зображено на рисунку 3.13.

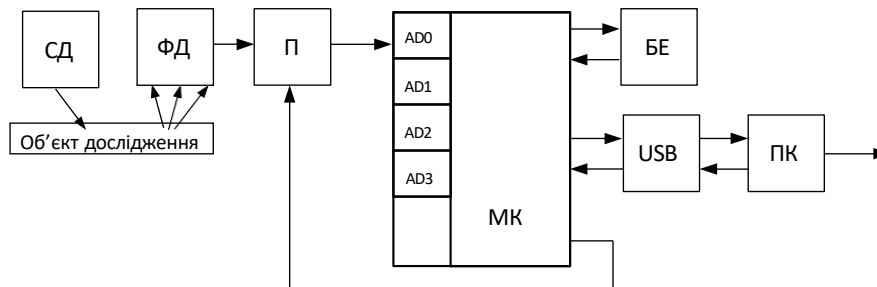


Рисунок 3.13 – Структурна схема оптико-електронного приладу для оцінювання тканинної мікроциркуляції

На вхід оптичного сенсору (ВК) оптико-електронного приладу для оцінювання тканинної мікроциркуляції поступає оптичний сигнал. Основним інформативним параметром ВК, який містить фотоприймач, підсилювач та АЦП є значення сили світла I . В даній схемі, як оптичний сенсор використовується фотодіод (ФД) та операційний підсилювач (ОП).

Струм через ФД визначається таким чином [4, 7]

$$I_{VD} = \frac{\Phi S_{IO}}{\sqrt{1 + (\Omega \tau_{VD})^2}} - I_S \left(\exp\left(\frac{e_e U_{VD}}{kT}\right) - 1 \right), \quad (3.1)$$

де I_{VD} – струм фотодіода; S_{IO} – інтегральна струмова чутливість фотодіода при немодульованому опроміненні; Φ – падаючий на фотодіод потік опромінення; I_S – темновий струм фотодіода; U_{VD} – падіння напруги на фотодіоді; T – абсолютна температура; k – постійна Больцмана; e_e – заряд електрона; Ω – циклічна частота потоку опромінення; τ_{VD} – постійна часу фотодіода, яка залежить від значень внутрішнього опору фотодіода; R_{VD} – паразитна ємність фотодіода C_{VD} – час розсмоктування неосновних носіїв заряду.

При використанні джерела світла з конденсорною лінзою, можна отримати При цьому значення потоку опромінення площа фоточутливого шару фотодіода, що опромінюється визначаються співвідношенням [5, 6]

$$\Phi_0 = J_p S = IS/r^2, \quad (3.2)$$

де J_p – інтенсивність променевого потоку, r – відстань від оптичного сенсора до поверхні; S – площа, що опромінюється; I – сила світла.

Використовуючи рівняння Ламберта визначаються втрати інтенсивності оптичного випромінювання, що трансформуються через БТ, внаслідок поглинання та розсіювання визначаються таким виразом

$$I = I_0 \cdot \exp(-\mu_t \cdot z), \quad (3.3)$$

де z – товщина біотканини; I_0 – інтенсивність оптичного випромінювання; μ_t – коефіцієнт послаблення випромінювання

$$\mu_t = \mu_s + \mu_a, \quad (3.4)$$

де μ_s – коефіцієнт розсіювання; μ_a – коефіцієнт поглинання біотканини.

Значення вихідної напруги ФП з урахуванням зміщення різниці вхідних струмів, нуля, напруги шуму визначається співвідношенням (3.5)

$$U_{\Phi} = \frac{I_{VD}R_{33}}{1 + R_{33}/KR_{BX} + 1/K} + \Delta I \cdot R_{33} + U_{3M} + U_{Ш}, \quad (3.5)$$

де K – коефіцієнт передачі ОП; R_{BX} – вхідний опір ОП; U_{3M} – напруга зміщення нуля ОП; ΔI – різниця вхідних струмів ОП; $U_{Ш}$ – напруга шуму на виході ФП.

Вихідна напруга визначається співвідношенням

$$U_{Ш} = \sqrt{E_{ШП}^2 + (I_{ШП}^2 + I_{ШД}^2 + I_{33}^2)R_{33}}, \quad (3.6)$$

де $E_{ШП}$ – спектральна щільність напруги шуму ОП; $I_{ШП}$ – спектральна щільність шумового струму ОП; $I_{ШД}$ – спектральна щільність шумового струму опору зворотного зв'язку.

При цьому значення щільності шумового струму ФД оцінюється

$$I_{ШД} = \sqrt{4KT\Delta f/R_{VD}}, \quad (3.7)$$

де Δf – ефективна смуга пропускання.

Значення щільності шумового струму опору зворотного зв'язку описується таким чином

$$I_{33} = \sqrt{4KT\Delta f/R_{33}}. \quad (3.8)$$

У комплексній формі співвідношення (5) записується як

$$\begin{aligned}\dot{U}_\Phi &= \frac{\dot{I}_{VD}\dot{Z}_{33}}{1 + \dot{Z}_{33}/K\dot{Z}_{BX} + 1/K} + \Delta I \cdot R_{33} + U_{3M} + \dot{U}_{Ш} = \\ &= \frac{\dot{I}_{VD}\dot{Z}_{33}\dot{Z}_{BX}K}{\dot{Z}_{BX}K + \dot{Z}_{BX} + \dot{Z}_{33}} + \Delta I \cdot R_{33} + U_{3M} + \dot{U}_{Ш},\end{aligned}\quad (3.9)$$

де U_Φ – комплексна амплітуда вихідної напруги ФП; $U_{Ш}$ – комплексна шумова напруга; K – комплексний коефіцієнт передачі ОП; Z_{33} , Z_{BX} – відповідно комплексний опір в колі зворотного зв'язку та комплексний вхідний опір ОП.

Опори Z_{33} , Z_{BX} описуються виразами

$$\dot{Z}_{33} = R_{33} / (1 + j\Omega R_{33} C_{33}), \quad (3.10)$$

де C_{33} – паразитна ємність.

$$\dot{Z}_{BX} = R_{BX} / (1 + j\Omega R_{BX} C_{BX}), \quad (3.11)$$

Значення коефіцієнту передачі ОП

$$\begin{aligned}\dot{Z}_{BH} &= \dot{Z}_{33} / (1 + K + \dot{Z}_{33} / \dot{Z}_{BX}) = \\ &= R_{33} / (1 + j\Omega R_{33} C_{33}) \left(1 + K_0 / (1 + j\Omega / \Omega_{GP}) + \frac{R_{33}}{R_{BX}} \cdot \frac{R_{BX} / (1 + j\Omega R_{BX} C_{BX})}{(1 + j\Omega R_{33} C_{33})} \right).\end{aligned}\quad (3.12)$$

Отже, падіння напруги на фотодіоді

$$\dot{U}_{VD} = \dot{I}_{VD}\dot{Z}_{EH} = \frac{I}{r^2} \cdot \frac{S_{IO}}{1 + j\Omega\tau_{VD}} \dot{Z}_{EH}\dot{S} - \dot{Z}_{EH}I_S (\exp(e_e\dot{U}_{VD}/kT) - 1), \quad (3.13)$$

де S – значення амплітуда площі фоточутливого шару, що опромінюється. Цим значення можна нехтувати, воно дорівнює одиницям мВ.

Таким чином, вираз, що визначає значення амплітуди вихідної напруги ФП з комплексною амплітудою площі фоточутливого шару ФД, що освітлюється

$$\dot{U}_\Phi = \frac{\left(K_0 R_{BX} R_{33} \frac{I_0 \cdot \exp(-\mu_t \cdot z)}{r^2} S_{10} - I_S e^{\frac{e}{kT} \dot{Z}_{EH} - 1} \right) \dot{S}}{(1 + j\Omega\tau_{VD}) \left(R_{33} + R_{BX}(K_0 + 1) - \frac{\Omega^2}{\Omega_{GP}} R_{BX} R_{33} (C_{BX} - C_{33}) + j\Omega \left(\frac{R_{33} + R_{BX}}{\Omega_{GP}} + R_{BX} R_{33} (C_{BX} + C_{33}(K_0 + 1)) \right) \right)} + \Delta I \cdot R_{33} + U_{3M} + \dot{U}_{Ш}. \quad (3.14)$$

Значення темного струму ФД дорівнює

$$\dot{K}_S(\Omega) = \frac{\dot{U}_\Phi}{\dot{S}} = \frac{I_0 \cdot \exp(-\mu_t \cdot z) \cdot K_0 R_{BX} R_{33} S_{10} / r^2 (1 + j\Omega\tau_{VD})}{K_0 R_{BX} + R_{33} + R_{BX} - \frac{\Omega^2}{\Omega_{GP}} R_{BX} R_{33} (C_{BX} - C_{33}) + j\Omega \left(\frac{R_{33} + R_{BX}}{\Omega_{GP}} + R_{BX} R_{33} (C_{BX} + C_{33}(K_0 + 1)) \right)}. \quad (3.15)$$

У більшості випадків значення граничної частоти ФД менша за значення граничної частоти ОП. Можна прийняти $R_{BX} = \infty$. таким чином, із урахуванням зазначеного отримаємо

$$K_S = I_0 \cdot \exp(-\mu_t \cdot z) \cdot S_{10} R_{33} / r^2 \sqrt{1 + (\Omega\tau_{VD})^2}. \quad (3.16)$$

При умові, що значення частоти опромінення менша за значення граничної частоти ФД (17) буде мати такий вигляд

$$K_S = I_0 \cdot \exp(-\mu_t \cdot z) \cdot S_{10} R_{33} / r^2. \quad (3.17)$$

Співвідношення для вихідної напруги ФД залежно від площі фоточутливого шару ФД, що опромінюється

$$U_{\Phi} = I_0 \cdot \exp(-\mu_t \cdot z) \cdot S_{10} R_{33} S / r^2 . \quad (3.18)$$

З урахуванням формули (19) співвідношення перетворення вимірювального каналу матиме вигляд

$$N_x = \frac{I_0 \cdot \exp(-\mu_t \cdot z) \cdot S_{10} R_{33} S / r^2 \cdot K}{U_{\text{опорн.}}} \cdot 2^n , \quad (3.19)$$

де K – коефіцієнт підсилення ОП; $U_{\text{опорн.}}$ – опорна напруга АЦП; n – розрядність АЦП.

Таким чином функція перетворення статичної характеристики ВК представлено на рис. 3.14.

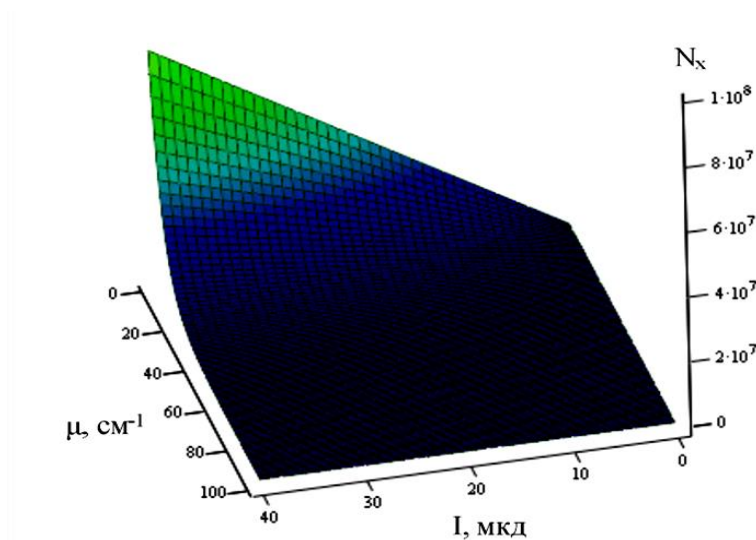


Рисунок 3.14 – Оцінювання просторової функції перетворення ВК

Функція перетворення вимірювального каналу має нелінійний характер і є вихідною аналітичною залежністю для оцінювання таких метрологічних статичних характеристик, як чутливість, функція перетворення, номінальна функція, похибка

нелінійності, мультиплікативна та адитивна складові похибки. Чутливість вимірювального параметру в діапазоні зміни оцінюється

$$S_I = \frac{\partial N_x}{\partial I} = \frac{e^{-\mu \cdot z} \cdot S_{IO} \cdot R_{33} \cdot S \cdot 2^n \cdot K}{r^2 \cdot U_{ref}}. \quad (3.20)$$

Значення перетворення інформативного параметру I при зміні чутливості в діапазоні визначається

$$S_I' = \frac{\partial^2 N_x}{2 \cdot \partial I^2} = 0; \quad S_I'' = \frac{\partial^3 N_x}{6 \cdot \partial I^3} = 0. \quad (3.21)$$

Вихідний параметр N_x на основі коефіцієнту впливу μ оцінюється

$$\beta = \frac{\partial N_x}{\partial \mu} = - \frac{I \cdot z \cdot e^{-\mu \cdot z} \cdot S_{IO} \cdot R_{33} \cdot S \cdot 2^n \cdot K}{r^2 \cdot U_{ref}}. \quad (3.22)$$

Швидкість зміни коефіцієнта впливу на вихідний сигнал

$$P(\beta) = \frac{\partial^2 N_x}{2 \cdot \partial \mu^2} = \frac{I \cdot z^2 \cdot e^{-\mu \cdot z} \cdot S_{IO} \cdot R_{33} \cdot S \cdot 2^n \cdot K}{r^2 \cdot U_{ref}}. \quad (3.23)$$

Номінальна чутливість S_I визначається шляхом врахування впливної величини μ та коефіцієнту сумісного впливу інформативного параметру I

$$\alpha = \frac{\partial^2 N_x}{\partial I \partial \mu} = - \frac{z \cdot e^{-\mu \cdot z} \cdot S_{IO} \cdot R_{33} \cdot S \cdot 2^n \cdot K}{r^2 \cdot U_{ref}}. \quad (3.24)$$

Номінальна функція перетворення

$$N_H = S_I \cdot I + S_I' \cdot I^2 + S_I'' \cdot I^3 = \frac{I \cdot e^{-\mu \cdot z} \cdot S_{IO} \cdot R_{33} \cdot S \cdot 2^n \cdot K}{r^2 \cdot U_{ref}}. \quad (3.25)$$

Абсолютна похибка ΔN_H нелінійності номінальної функції вимірювального перетворення визначається

$$\Delta N_H = S_I' \cdot (I - I_H)^2 + S_I'' \cdot (I - I_H)^3 = 0. \quad (3.26)$$

Номінальна функція вимірювального перетворення відносно похибки δ_H оцінюється

$$\delta_H = \frac{\Delta N_H}{S_I \cdot (I - I_H)}, \quad (3.27)$$

звідки $\delta_H = 0$.

Абсолютна мультиплікативна похибка перетворення

$$\Delta N_M = \alpha \cdot I \cdot \Delta \mu = - \frac{I \cdot \Delta \mu \cdot z \cdot e^{-\mu \cdot z} \cdot S_{IO} \cdot R_{33} \cdot S \cdot 2^n \cdot K}{r^2 \cdot U_{ref}}. \quad (3.28)$$

Абсолютна адитивна похибка перетворення

$$\begin{aligned} \Delta N_a = \beta \cdot (\mu - \mu_H) + \beta' \cdot (\mu - \mu_H)^2 = & - \frac{I \cdot (\mu - \mu_H) \cdot z \cdot e^{-\mu \cdot z} \cdot S_{IO} \cdot R_{33} \cdot S \cdot 2^n \cdot K}{r^2 \cdot U_{ref}} + \\ & + \frac{I \cdot (\mu - \mu_H)^2 \cdot z^2 \cdot e^{-\mu \cdot z} \cdot S_{IO} \cdot R_{33} \cdot S \cdot 2^n \cdot K}{r^2 \cdot U_{ref}}. \end{aligned}$$

Визначені результати аналітичних залежностей з наведених рівнянь метрологічних статичних характеристик ВК, які наведено на рис. 3.15 – 3.14.

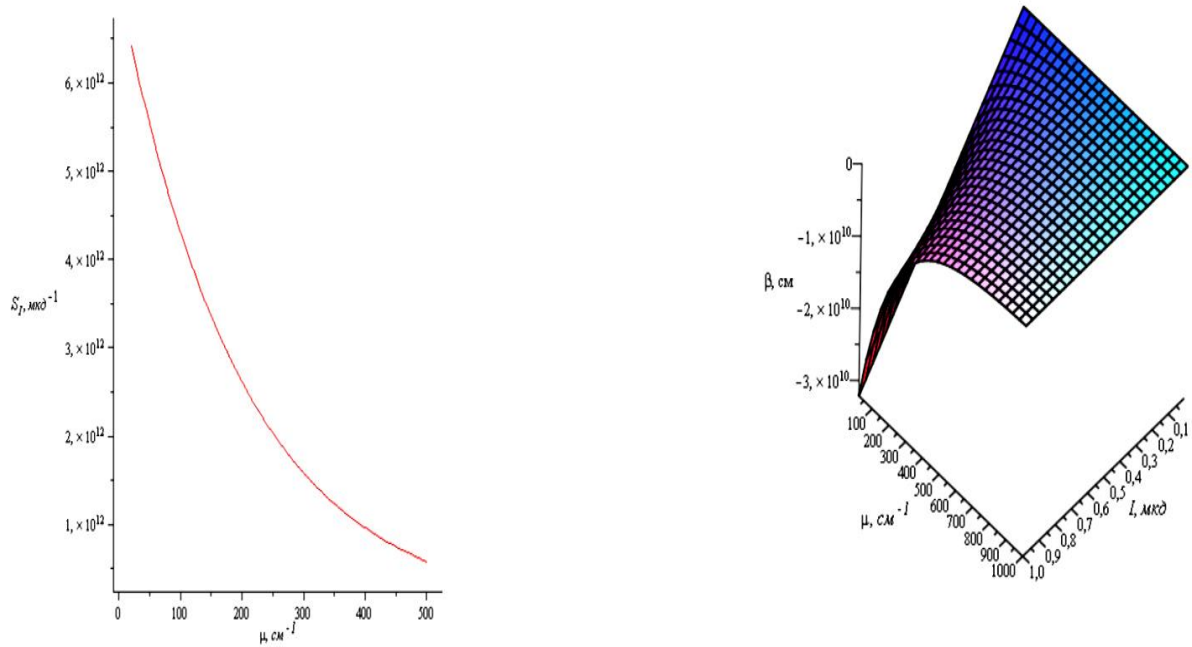


Рисунок 3.15 – Залежність чутливості у діапазоні зміни інформативного параметру (а) та залежність коефіцієнту впливу (б)

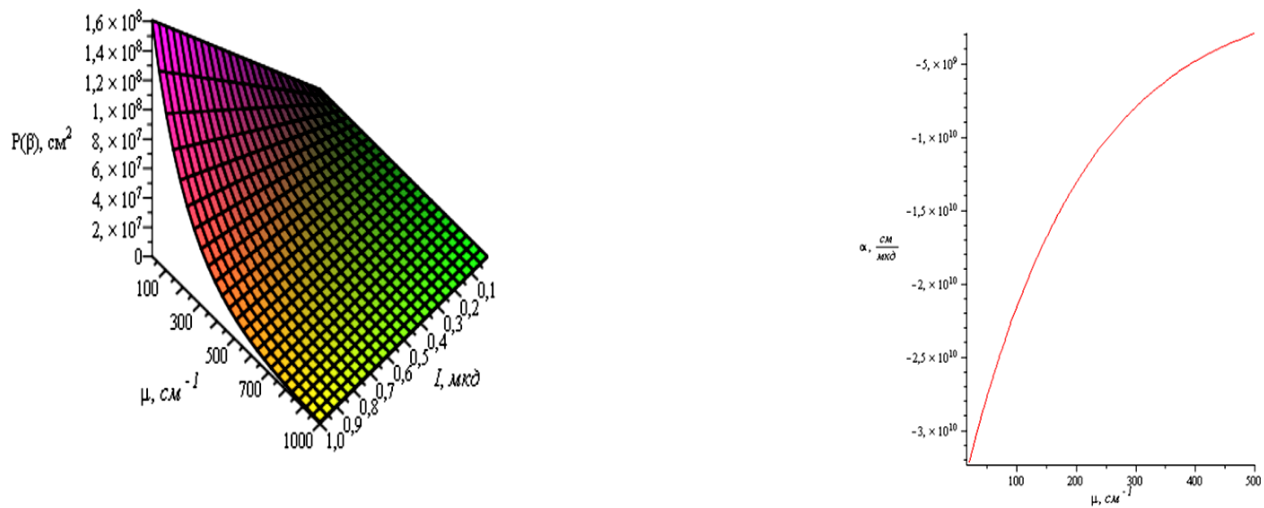


Рисунок 3.16 – Залежність швидкості зміни коефіцієнта впливної величини (а) та коефіцієнту впливу на номінальну чутливість (б)

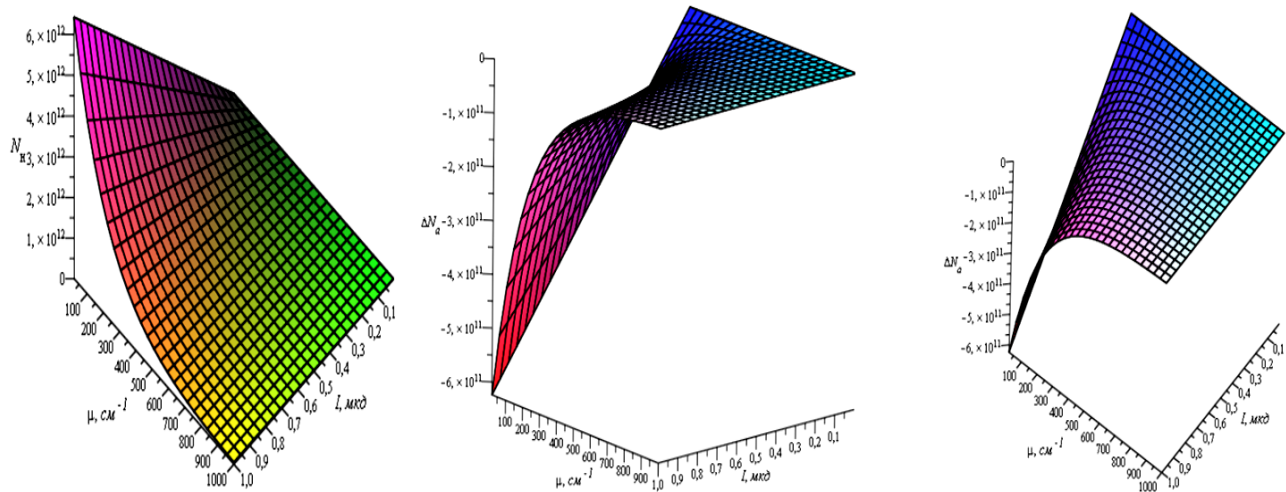


Рисунок 3.17 – Результати визначення номінальної функція перетворення (а), абсолютної мультиплікативної (б) похибки та абсолютної адитивна похибка

Таким чином, проведено оцінювання основних метрологічних характеристик оптико-електронного приладу для оцінювання тканинної мікроциркуляції. Отримано функцію перетворення ВК, реалізовано структурну схему розробленні оптико-електронного приладу для оцінювання тканинної мікроциркуляції на основі оптичного сенсору. Отримано рівняння перетворення і отримано залежність просторової функції перетворення ВК. Оцінено номінальну функцію перетворення, абсолютну адитивну та мультиплікативну похибки і отримано їх графічні залежності.

3.5 Експериментальні дослідження та статистичний аналіз результатів вимірювань

Записи мультиспектральної фотоплетизмографії були отримані від 11 добровольців. Волонтери були здоровими чоловіками. Вік добровольців становив від 22 до 40 років. Вимірювання проводили в лабораторії (добре провітрюване

приміщення при розумній постійній температурі, яка зазвичай становить 20°C). Кожному добровольцю було запропоновано розслабитися і сісти в крісло. Перед вимірюванням кожного добровольця просили заспокоїтись протягом 10 хвилин, після чого проводили вимірювання. Час запису MS-PPG становив від 90 до 120 с. Записи були зроблені 5 разів з паузою в 2 хвилини [15].

На першому етапі експериментальні дані аналізували за допомогою програми для аналізу PPG (фотоплетизмограми), яка спеціально створена для аналізу (рис. 3.18)

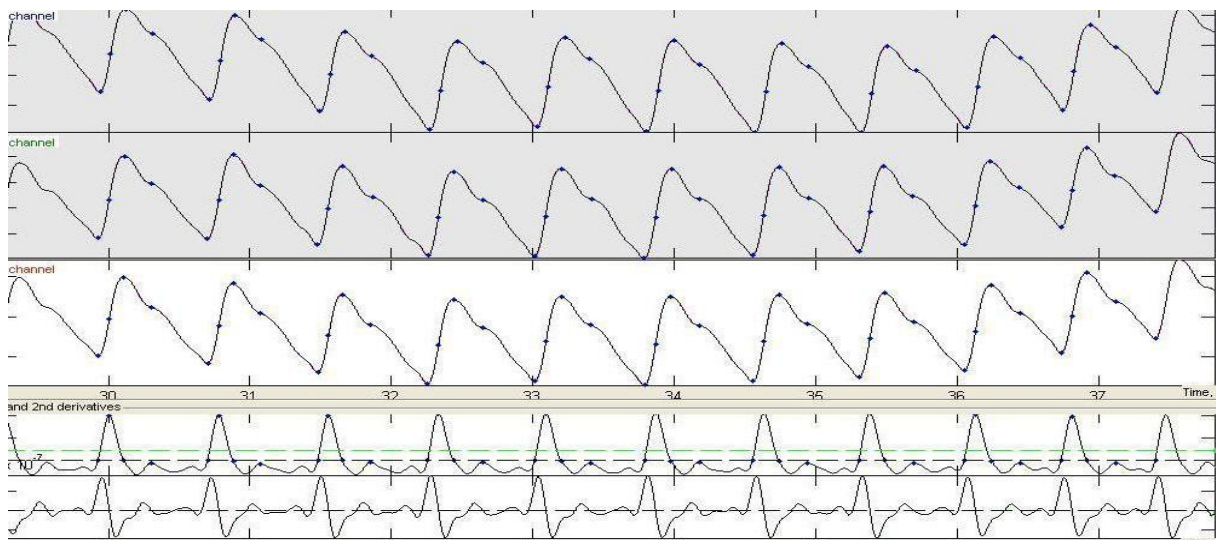


Рисунок 3.18 – Знімок екрана вікна PPG-аналізу під час обробки експериментальних даних

За допомогою цієї програми можна отримати деякі важливі гемодинамічні параметри, наприклад, максимальну швидкість викиду, індекс жорсткості (SI) та індекс відбиття (RI). Для перевірки повторюваності вимірювань розраховували середнє середнє значення для кожної довжини хвилі. Приклади повторюваності демонструють (рис. 3.19 - 3.21).

Для ілюстрації результатів після аналізу нормалізована середня форма сигналу PPG на довжині хвилі 532 нм була на відміну від сигналів на довжинах хвиль червоного та NIR, а також амплітуда систолічного імпульсу мала зміщення, якщо порівнювати довжини хвиль нм, 660 нм і 780 нм.

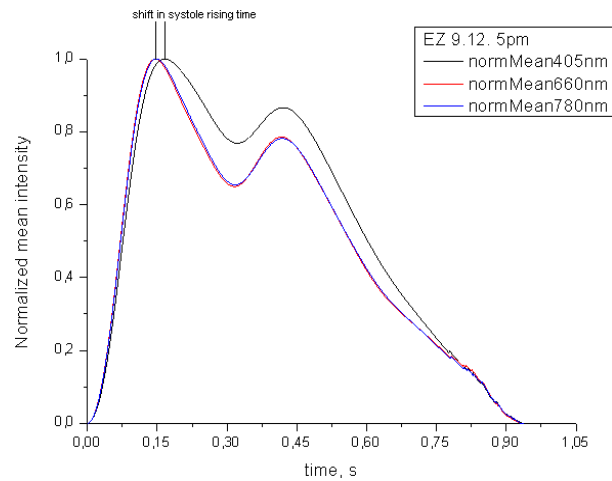


Рисунок 3.19 – Приклади зсуву часу сигналу PPG на 532 нм із затримкою щодо імпульсів 660 нм та 780 нм вперед [15].

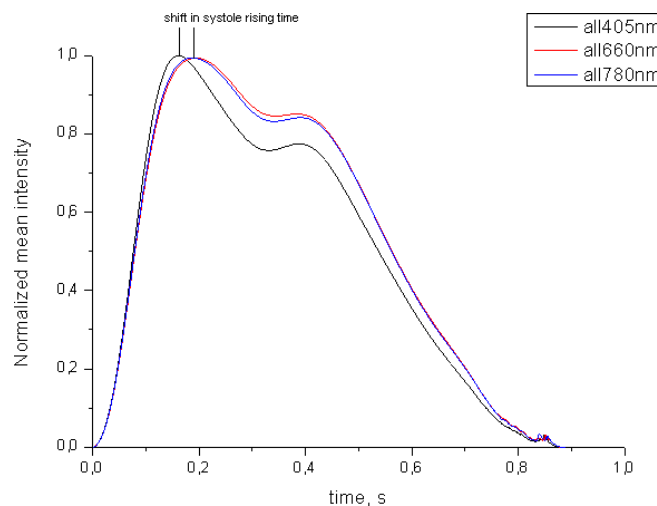


Рисунок 3.20 – Приклади зсуву часу сигналу PPG на 660 нм та 780 нм затримуються відносно 532 нм [15]

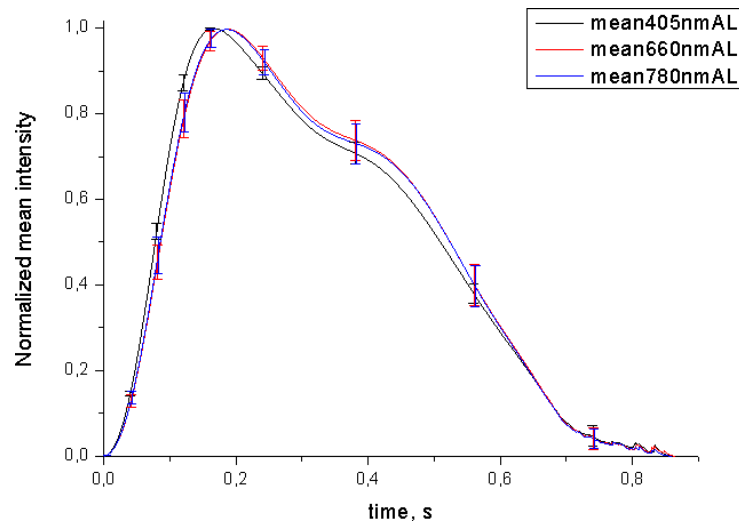


Рисунок 3.21 - Середні форми сигналу PPG для кожної довжини хвилі зі стандартним відхиленням (SD) [15]

У більшості випадків випадкові помилки підкоряються нормальному закону розподілу, встановленого Гаусом. Нормальний закон розподілу помилок виражається формулою

$$y = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} \cdot e^{-\frac{(\Delta x)^2}{2\sigma^2}}, \quad (3.29)$$

де Δx - відхилення від величини істинного значення;

σ - справжня середньоквадратична помилка;

σ^2 - дисперсія, величина якої характеризує розкид випадкових величин.

Середньою квадратичною помилкою окремого результату вимірювання називається величина

$$s = \sqrt{\frac{\sum(\bar{x} - x_i)^2}{n-1}}. \quad (3.30)$$

У результаті досліджень було проведено 82 вимірювання значення частоти пульсу.

При обробці результатів прямих вимірювань пропонується такий порядок операцій.

1. Результат кожного вимірювання записується у таблицю .
2. Обчислюється середнє значення з n вимірювань

$$N_{\text{сер.}} = \frac{\sum_{i=1}^{82} x_i}{N} = 70,2. \quad (3.31)$$

3. Знаходиться похибка окремого вимірювання

$$\Delta x_i = |x - x_i|, \quad (3.32)$$

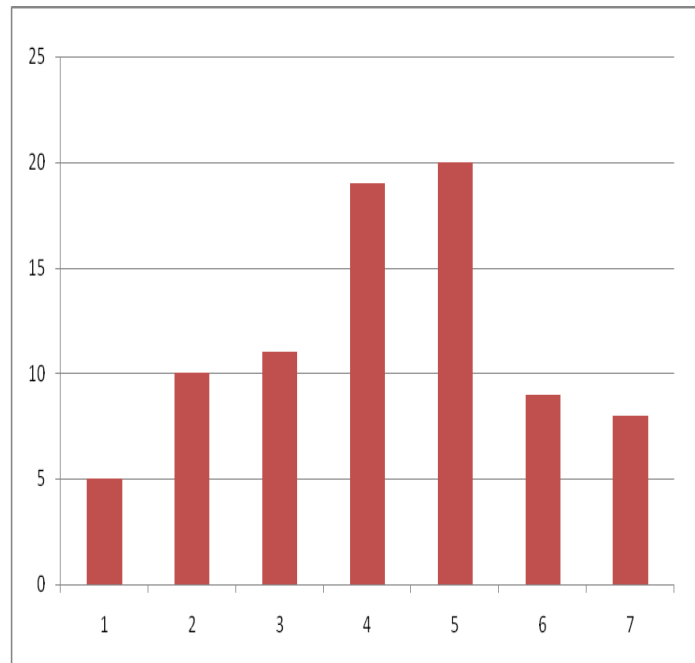


Рисунок 3.22 - Розподіл окремих вимірювань за частотами появи

4. Обчислюється квадрати похибок окремих вимірювань

$$(\Delta x_1)^2, (\Delta x_2)^2, \dots, (\Delta x_n)^2. \quad (3.33)$$

5. Визначемо середньоквадратичну помилку середнього арифметичного

$$S = \sqrt{\frac{\sum (\Delta x)^2}{n(n-1)}} \approx 0,2. \quad (3.34)$$

6. Задаємо значення надійності (зазвичай беруть $P = 0,95$).

4. Визначаємо коефіцієнт Стюдента t для заданої надійності P і числа проведених вимірювань n . $T = 2,000$

8. Знайдемо довірчий інтервал (похибка вимірювання)

$$\Delta x = s_x \cdot t, \quad (3.35)$$

$$\Delta x = 0,2 \cdot 2 = 0,4$$

9. Порівняємо випадкову та систематичну помилки:

$$\frac{\Delta}{\sigma} = \frac{0,4}{2,69} = 0,15. \quad (3.36)$$

Таким чином, $\delta = 1,34$ можна відкинути.

10. Остаточний результат запишіть у вигляді

$$x = (70,2 \pm 0.4), \text{ при } P = 0,95$$

11. Оцінімо відносну похибка результату вимірювань

$$\varepsilon = \frac{\Delta x}{x} \cdot 100 \approx 0,5\%. \quad (3.37)$$

Це обумовлено інструментальною та методичною похибками приладу та фізіологічними особливостями людини.

3.6 Висновки до третього розділу

1. Запропоновані мультиспектральні фотонні технології оцінювання 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 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 інформаційно-вимірювального каналу при застосуванні оптичних сенсорів.
2. Розроблені рекомендації щодо проектування апаратної та програмної реалізації мобільного оптико-електронного приладу для вимірювання гемодинамічних показників
3. Проведено оцінювання основних метрологічних характеристик оптико-електронного приладу для оцінювання тканинної мікроциркуляції. Отримано функцію перетворення ВК, реалізовано структурну схему розробленні оптико-електронного приладу для оцінювання тканинної мікроциркуляції на основі оптичного сенсору. Отримано рівняння перетворення і отримано залежність просторової функції перетворення ВК. Оцінено номінальну функцію перетворення, абсолютну адитивну та мультиплікативну похибки і отримано їх графічні залежності.
4. За допомогою розробленого програмного забезпечення отримано важливі гемодинамічні параметри, наприклад, максимальну швидкість викиду, індекс жорсткості (SI) та індекс відбиття (RI). Для перевірки повторюваності вимірювань розраховувалось середнє середнє значення для кожної довжини хвилі.

РОЗДІЛ 4

ФІЗИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ВИХІДНИХ КАСКАДІВ ТА КІНЦЕВИХ ПРИБОРІВ ЛАЗЕРНОЇ МЕДИЧНОЇ АПАРАТУРИ

У ряді лазерних медичних технологій використовується вплив лазерними пучками прямокутного поперечного перерізу з формування на поверхні біологічної тканини прямокутних світлових плям. Використання пучків прямокутного перерізу виправдане з простотою розрахунку площі поперечного перерізу і, як наслідок, густини потужності та густини дози оптичного випромінювання. Очевидно, існує достатня кількість клінічних випадків, коли патологічні ділянки біотканини або їх проекції на поверхні тіла накриваються світловими плямами прямокутної форми з мінімальним захопленням інтактної тканини. Крім того, така форма поперечного перерізу забезпечує ефективне поєднання при необхідності переміщення (ручному або автоматизованому) світлових плям на поверхні біологічної тканини.

При цьому, з метою прогнозування перед лазерним впливом і досягнення після впливу необхідних медико-біологічних ефектів як на поверхні, так і в глибині біологічної тканини світлова пляма і, відповідно, лазерний пучок, що його формує, повинні мати достатню просторову гомогенність [101,116].

Забезпечення рівномірного розподілу інтенсивності світла по всьому поперечному перерізу (саме в цьому суть просторової гомогенності) є складною задачею. По-перше, світлові плями (поперечні перерізи пучків) прямокутної форми під час проведення лазерних процедур мають значні (десятки міліметрів) лінійні розміри. По друге, при проектуванні апаратури та проведенні лазерних медичних процедур, необхідно прагнути до створення паралельного гомогенного пучка, що падає перпендикулярно на тканину [117]. І найголовніше, доставка лазерного випромінювання із зони генерації до зони

впливу в домінуючій частині апаратури здійснюється за допомогою коротких (до кількох метрів) світловодів із багатомодових оптичних волокон [110-117].

Багатомодові оптичні волокна завдяки своїй гнучкості, відносно малим діаметрам поперечного перерізу, незначним втратам потужності оптичного випромінювання, енергетичної стійкості, біосумісності використовуваних матеріалів і т.п. ідеально підходять для транспортування лазерного випромінювання від медичної лазерної апаратури до місця впливу.

Разом з тим, пучок випромінювання на виході оптичного волокна не паралельний, а зосереджується в тілесному куті, що отримується шляхом обертання плоского кута, що дорівнює арксинусу числової апертури волокна (NA). Профіль розподілу інтенсивності лазерного випромінювання на таких малих довжинах волокон критично залежить від умов збудження, відрізняється від гаусового і тим більше далекий від Flat-top [101, 116].

Багатомодові волокна, у разі застосування когерентних джерел випромінювання, як згадувалося в роботі [117], можуть пропускати світло з певним набором власних мод, які поширюються у волокні з різними фазовими швидкостями. Виникають при інтерференції цих мод спекл-поля у вигляді зернистої структури на виході з волокна суттєво погіршують рівномірність інтенсивності оптичного сигналу.

Крім зернистої структури, на виході з волокна можуть спостерігатися "зображення" у вигляді кілець або спіральних форм, що свідчить про присутність у випромінюванні оптичних вихорів [116,117]. Часто оптичні вихори виникають при опроміненні торця оптоволоконна сфокусованим лазерним пучком, центр якого зміщений щодо осі світловода на певну величину (спекл-картина у вигляді кілець), а оптична вісь пучка нахилена щодо осі оптоволоконна на кут в одній із площин (спекл-картина у вигляді спіралі). Важливо підкреслити, що сама спекл-картина дуже чутлива до будь-яких збурень, що

змінюють фази мод, наприклад, вигини, стиснення, подовження та інші впливи, включаючи зміни температури.

Зі сказаного вище, що поперечний профіль світлового пучка на виході короткого багатомодового волокна далекий від ідеального. У зв'язку з цим, ключовою складовою у вирішенні задачі отримання просторово гомогенного пучка прямокутного поперечного перерізу крім оптимального (комплексно) перетворення форми поперечного перерізу з круглої прямокутної, є поліпшення просторової гомогенності на виході оптичного волокна [118-110].

В роботі експериментально оцінювалася однорідність пучків оптичного випромінювання прямокутної форми при різних варіантах реалізації кінцевих пристроїв та вихідних каскадів лазерної медичної апаратури. При цьому основу всіх варіантів складав гнучкий світловод на основі багатомодового оптичного волокна.

4.1 Практична реалізація гнучких світловодів. результати експериментальних досліджень

На перший погляд, найпростішим варіантом отримання паралельного оптичного пучка прямокутного поперечного перерізу є отримання максимально однорідного круглого пучка на виході гнучкого світловода, його колімація зі збереженням, як мінімум, досягнутої однорідності і подальше обмеження діафрагмою прямокутної форми.

Для фізичного моделювання використовувалися гнучкі світловоди на основі багатомодових оптичних волокон виконання кварц-ступінчасте кварц. Кожен світловод складався із двох відрізків волокон різного діаметра (рис. 4.1), з'єднаних фоконом. Фокони між відрізками волокон виконували методом дугового зварювання. Світловоди закінчені з двох сторін конекторами SMA-905 з керамічними ферулами. Волокна більшого діаметра в гнучких світловодах на відстані 100 мм від торця конектора мали згин діаметром 35 мм на половину довжини кола.



Рисунок 4.1 – Схематичне зображення гнучких світловодів із фоконом

У світловодах досліджувалась рівномірність розподілу густини потужності лазерного випромінювання [11] на виході волокна меншого діаметра 200/240 мкм. Дослідження проводилися при покроковому зміні кутового положення вихідного конектора оптичного волокна в межах апертурного кута цього волокна при незмінному положенні фотоприймального пристрою (рис. 4.2) і покрокового переміщення фотоприймального пристрою. На рис. 4.2 і надалі однакові складові експериментальної установки позначені однаковими цифрами вздовж діаметра кола на основі тілесного (апертурного) кута виходу оптичного випромінювання (рис.4.3).

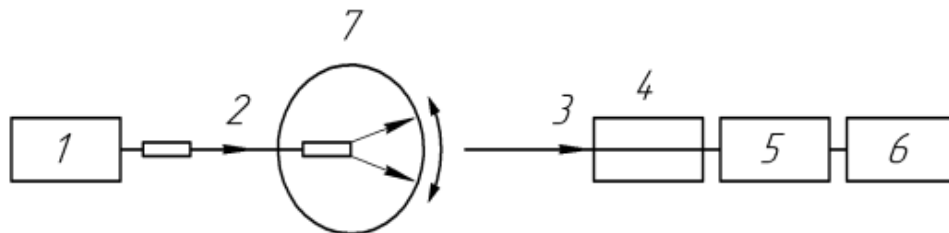


Рисунок 4. 2 – Схема експериментальної установки вимірювання розподілу густини потужності оптичного випромінювання: 1-лазерний випромінювач; 2-досліджуваний світловод; 3 – приймальне волокно; 4 – юстирувальний стіл; 5 - приймальна головка вимірювача потужності; 6 – блок індикації вимірювача потужності;

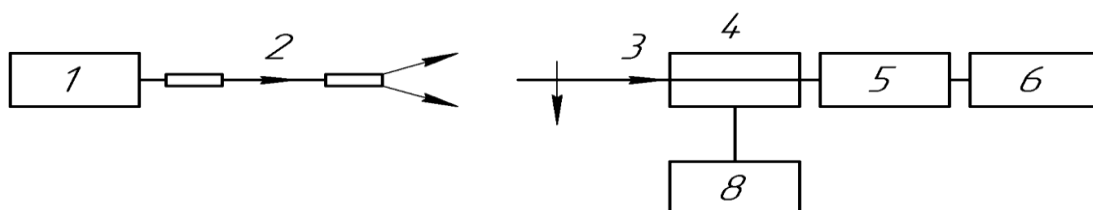


Рисунок 4.3 – Схема експериментальної установки вимірювання розподілу густини потужності оптичного випромінювання: 8-годинниковий індикатор

На рис. 4.4 наведено зовнішній вигляд експериментальної установки. Конектор з волокном більшого діаметра підключався до вихідного гнізда джерела лазерного випромінювання. При вимірюваннях як стабілізованих джерел лазерного випромінювання використовувалися виносні випромінювачі апарату LIKA-LD (Figure 5) з одноемітерним лазерним діодом ML 101J25 (розмір емітера 15x1 мкм, розбіжність випромінювання по швидкій і повільній осі до 20 і 1). Вихідний оптичний потік сформований 2-х лінзовим конденсором. Конденсор поєднаний із блочною частиною оптичного роз'єму SMA-905.

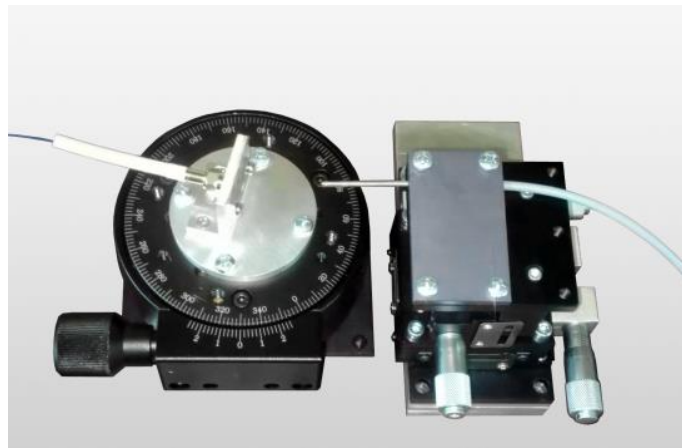


Рисунок 4.4 – Зовнішній вигляд експериментальної установки



Рисунок 4.5 – Апарат з виносними лазерними випромінювачами

Як фотоприймальний пристрій використовувалася приймальна головка (5) 2A-BB-9 (OPHIR) з блоком індикації NOVA II (6). Як діафрагма

приймальної головки використовувалося приєднане до її входу приймальне оптичне волокно (3) (тип кварц-полімер, діаметр серцевини 400 мкм, числова апертура 0.35, довжина 1500 мм). Кінець оптичного волокна був зафіксований на майданчику трикоординатного юстирувального столу (4) [115].

На рис. 4.6 і рис. 4.7 показана трансформація розподілу щільності потужності оптичного випромінювання в межах апертурного кута вихідного волокна при різних варіантах гнучкого світловоду: побудова світловода з малого діаметра волокна (крива 1); вигин волокна малого діаметра з вищеписаним радіусом (крива 2); розрізання волокна малого діаметра на 2 частини, заміна вхідної ділянки на волокно більшого діаметра з наступним приєднанням через фоконний перехід з вихідною ділянкою на волокні малого діаметра (крива 3); вигин комбінованого гнучкого світловоду з фоконним переходом (крива 4).

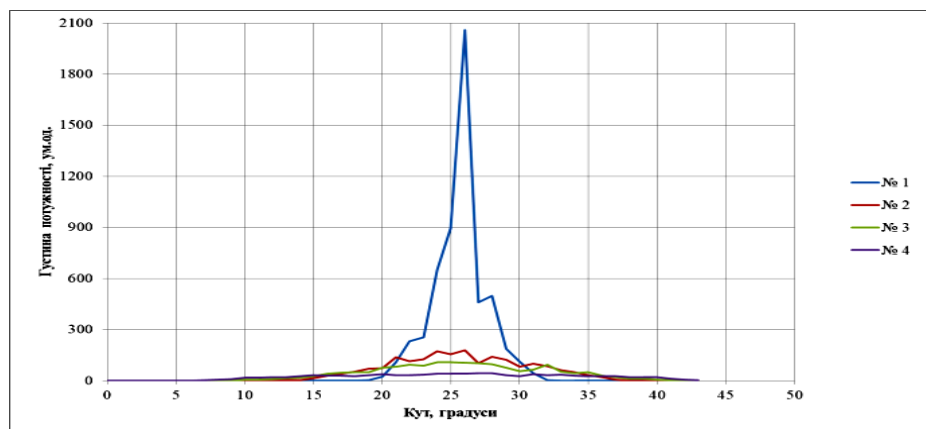


Рисунок 4.6 – Розподіл густини потужності оптичного випромінювання

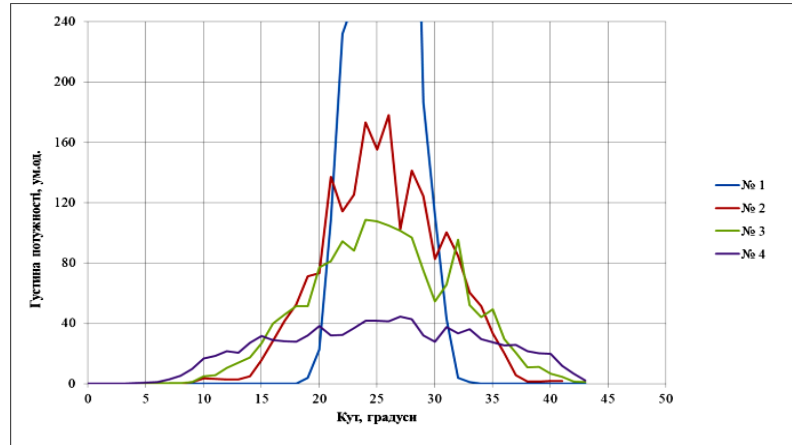


Рисунок 4.7 – Розподіл густини потужності оптичного випромінювання, збільшено по осі Y

Потужність оптичного випромінювання на виході всіх варіантів виконання гнучкого світловода встановлювалася однаковою (50 мВт) та контролювалася за схемою вимірювань згідно з рис. 4.8.

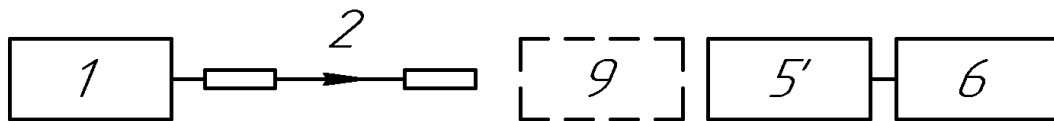


Рисунок 4.8 – Схема експериментальної установки вимірювання розподілу густини потужності оптичного випромінювання: 9 – додатковий оптичний елемент

Контроль потужності оптичного випромінювання згідно з рис. 4.8 здійснювався і надалі на всіх етапах моделювання.

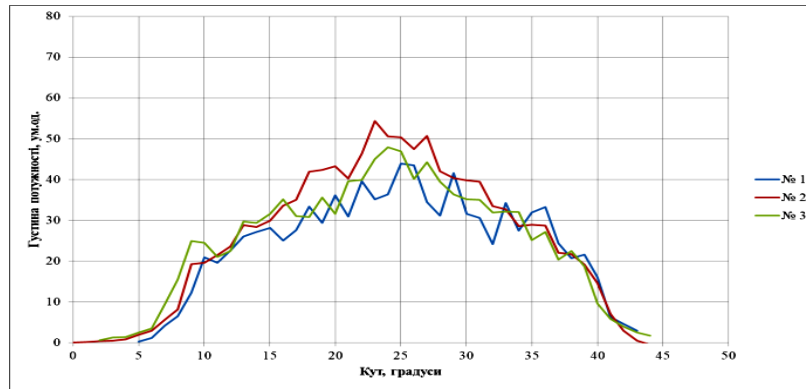


Рисунок 4.9 – Розподіл густини потужності оптичного випромінювання в межах апертурного кута трьох гнучких світловодів

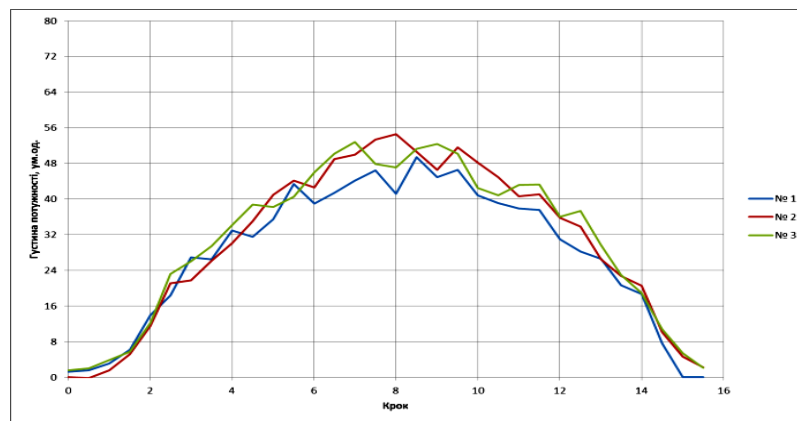


Рисунок 4.10 – Розподіл густини потужності оптичного випромінювання в межах діаметру поперечного перерізу оптичного пучка на відстані 25 мм від вихідного торця гнучкого світловода

На рис. 4.9 і рис. 4.10 представлені графіки розподілу щільності потужності лазерного випромінювання в межах апертурного кута оптичного волокна і поперечного перерізу (на відстані 25 мм від торця) оптичного пучка, що виходить з волокна, для трьох гнучких світловодів, реалізованих згідно з

рис. 4.1. Потужність оптичного випромінювання на виході кожного гнучкого світловода встановлювалася 50 мВт.

4.2 Практична реалізація гнучких світловодів з колімуючою лінзою

Для колімації пучків на виходах гнучких світловодів використовувалися лінзи різних діаметрів та фокусних відстаней. Схема та зовнішній вигляд експериментальної установки для вимірювання розподілу щільності потужності оптичного випромінювання у паралельному пучку наведені на рис. 4.11 та рис. 4.12 відповідно.

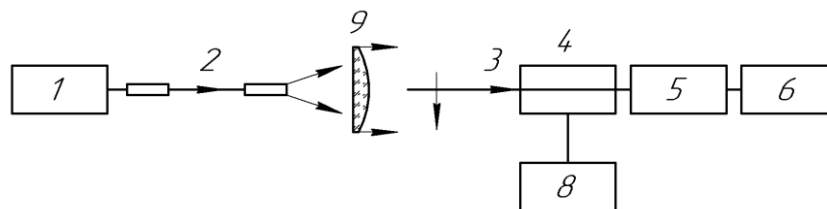


Рисунок 4.11 – Схема експериментальної установки вимірювання розподілу густини потужності оптичного випромінювання в паралельному пучку: 9 – додатковий оптичний елемент (лінза)



Рисунок 4.12 – Зовнішній вигляд частини установки для вимірювання щільності потужності оптичного випромінювання в паралельному пучку

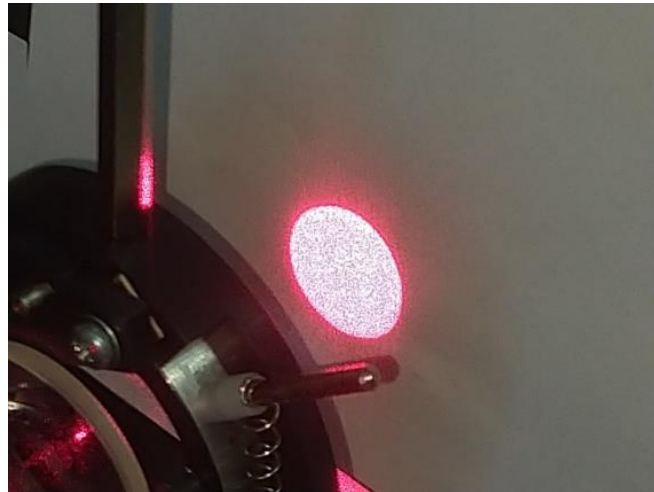


Рисунок 4.13 – Зовнішній вигляд частини установки для вимірювання густини потужності оптичного випромінювання в паралельному пучку (збільшено)

Результати вимірювань розподілу щільності потужності для різних лінз, що колімують, представлені у вигляді графіків на рис. 4.14 і рис. 4.15.

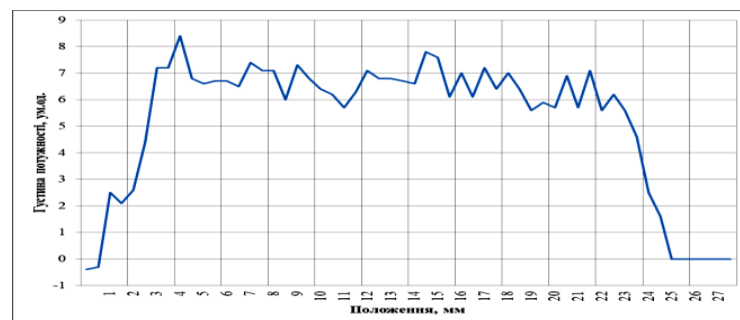


Рисунок 4.14 – Розподіл густини потужності оптичного випромінювання в паралельному пучку після лінзи діаметром 34 мм, $f=54.4$ мм

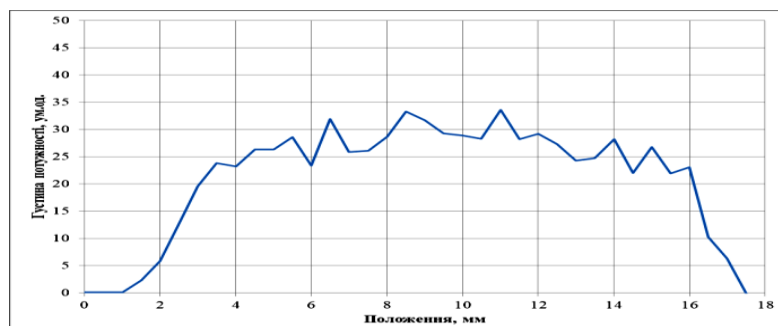


Рисунок 4.15 – Розподіл густини потужності оптичного випромінювання в паралельному пучку після лінзи діаметром 19.8 мм, $f=25.4$ мм

4.3 Практична реалізація гнучких світловодів з колімуючою лінзою і прямокутною діафрагмою, включаючи результати експериментальних досліджень

Як зазначалося вище, діафрагмування паралельного пучка круглого поперечного перерізу прямокутною діафрагмою є найпростішим технічним варіантом отримання паралельного пучка променів прямокутної форми.

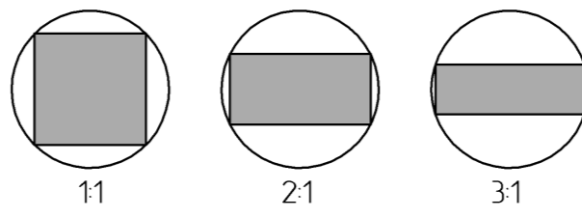


Рисунок 4.16 – Схематичне зображення обмеження оптичного пучка круглого поперечного перетину прямокутними діафрагмами з різним співвідношенням сторін

Разом з тим, навіть при оптимальному вписуванні прямокутника з необхідним співвідношенням сторін у коло (рис.4.16), зіштовхуються з втратами потужності оптичного випромінювання (рис. 4.17).

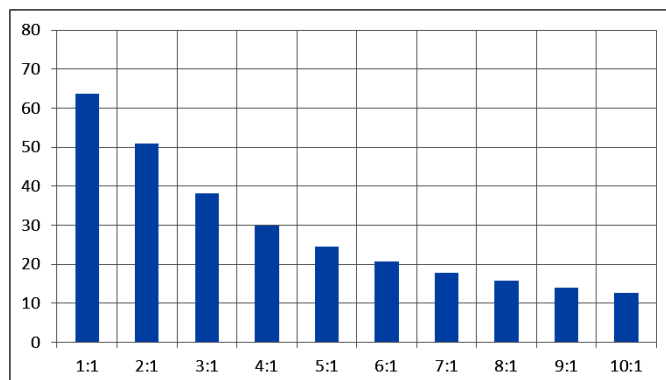


Рисунок 4.17 – Залежність світлопропускання діафрагми прямокутної форми від співвідношення розмірів сторін

На цьому етапі моделювання вимірювалося розподіл густини потужності оптичного випромінювання в паралельному пучку після прямокутних діафрагм різних розмірів. Схему експериментальної установки наведено на рис. 4.18.

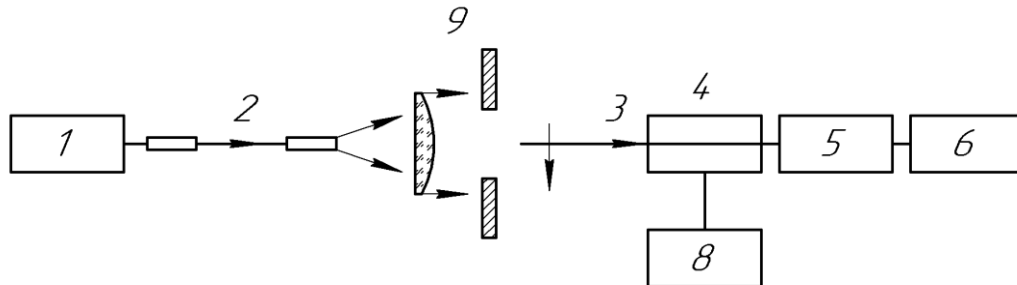


Рисунок 4.18 – Схема експериментальної установки вимірювання розподілу густини потужності оптичного випромінювання в паралельному пучку після діафрагми прямокутної форми (10)

Зовнішній вигляд частини установки для вимірювання густини потужності оптичного випромінювання в паралельному пучку після діафрагми прямокутної форми наведено на рис. 4.19.

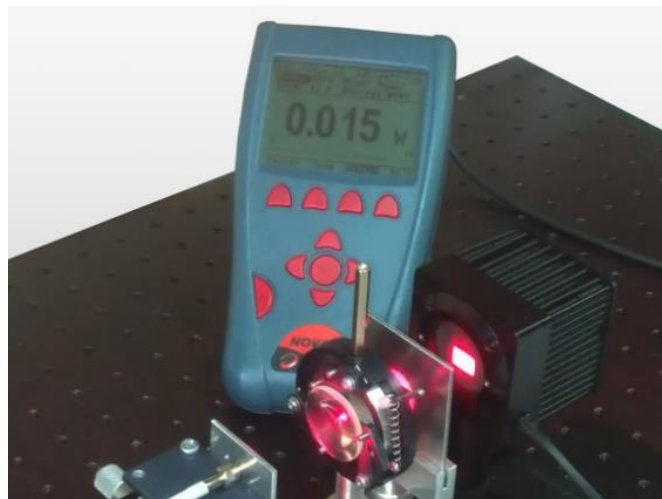


Рисунок 4.19 – Зовнішній вигляд частини установки для вимірювання щільності потужності оптичного випромінювання в паралельному пучку після діафрагми прямокутної форми

На рис. 4.20 і рис. 4.21 показані розподілу щільності потужності оптичного випромінювання до та після діафрагм різних (10x15 мм і 10x20 мм) розмірів вздовж діаметра поперечного перерізу пучка та більшої осі симетрії діафрагми відповідно.

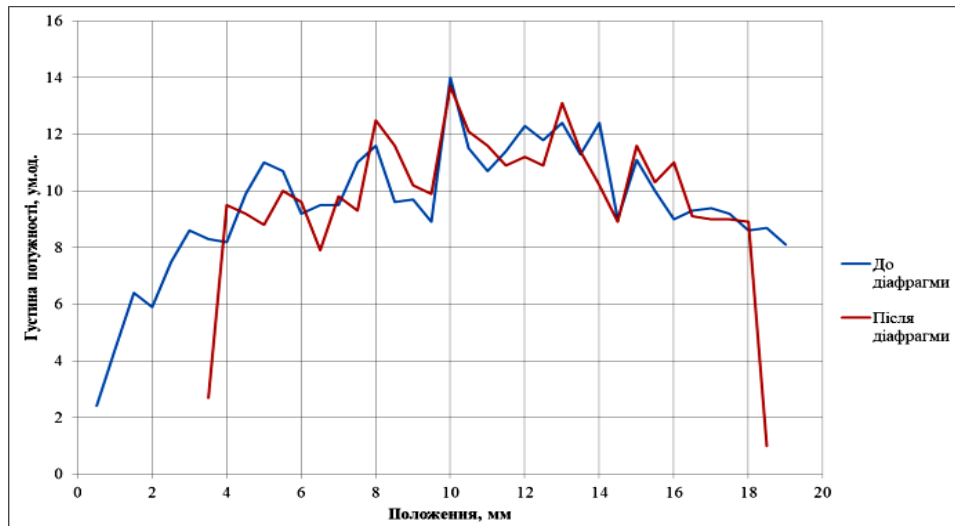


Рисунок 4.20 – Розподіл густини потужності оптичного випромінювання в паралельному пучку до і після діафрагми 10x15 мм

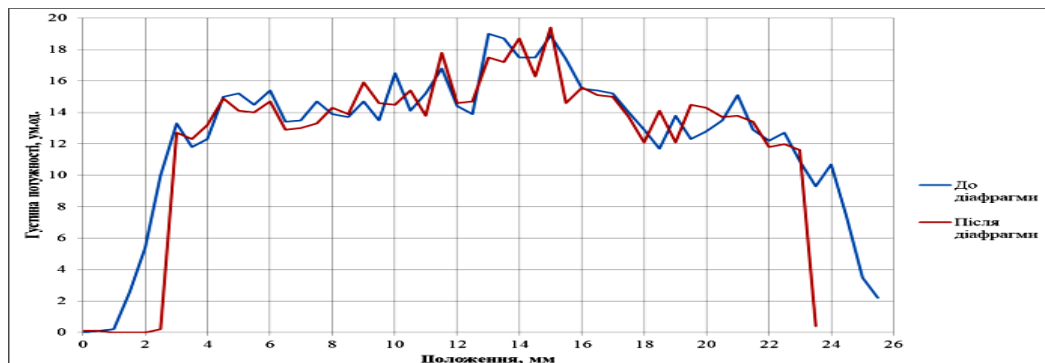


Рисунок 4.21 – Розподіл густини потужності потоку в паралельному пучку до і після діафрагми 10x20 мм

В обох випадках для колімації пучка використовувалася лінза діаметром 34 мм та фокусом 54.4 мм. Після діафрагми 10x15 мм – 47% потужності оптичного випромінювання порівняно з паралельним пучком, після діафрагми

10x20 мм –56% потужності оптичного випромінювання порівняно з виходом гнучкого світловоду.

4.4 Практична реалізація кількох гнучких світловодів з колімуючою лінзою і прямокутної діафрагми, включаючи результати експериментальних досліджень

При суттєвій різниці розмірів сторін прямокутника може бути прийнятним поєднання кількох паралельних пучків круглого перерізу з відповідним розцентруванням. При цьому з метою ліквідації провалів щільності потужності в зоні суміщення суміжних пучків, використовувані лінзи, що колімують, необхідно допрацьовувати і перетворювати в лінзові збірки (рис. 4.22).

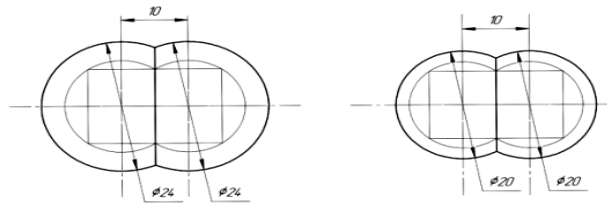


Рисунок 4.22 – Зовнішній вигляд лінзової склейки

Було підготовлено 2 лінзові зборки та проведено вимірювання розподілу щільності потужності оптичного випромінювання після кожної лінзової збірки та прямокутної діафрагми 10x20 мм (рис. 4.23).

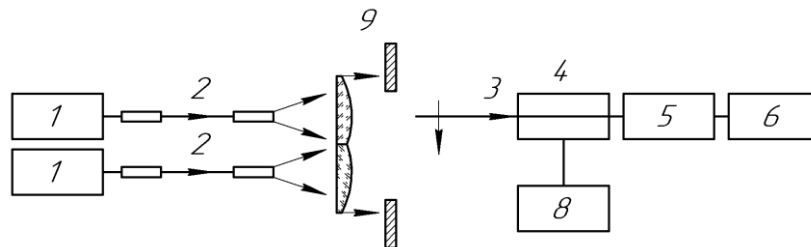


Рисунок 4.23 – Схема експериментальної установки для вимірювання розподілу густини потужності оптичного випромінювання в паралельному пучку після лінзової склейки і діафрагми

В експерименті використовувалися гнучкий світловод 1 + гнучкий світловод 3. Відстань між осями вихідних конекторів світловодів 10 мм. Складання з двох лінз діаметром 24 мм, $f=25$ мм. Зішліфування сегмента висотою 7 мм на кожній з наступним склейкою, діафрагма 10x20 мм. Після діафрагми 68% потужності оптичного випромінювання, перед діафрагмою після лінзового складання – 90% потужності порівняно з виходом двох гнучких світловодів.

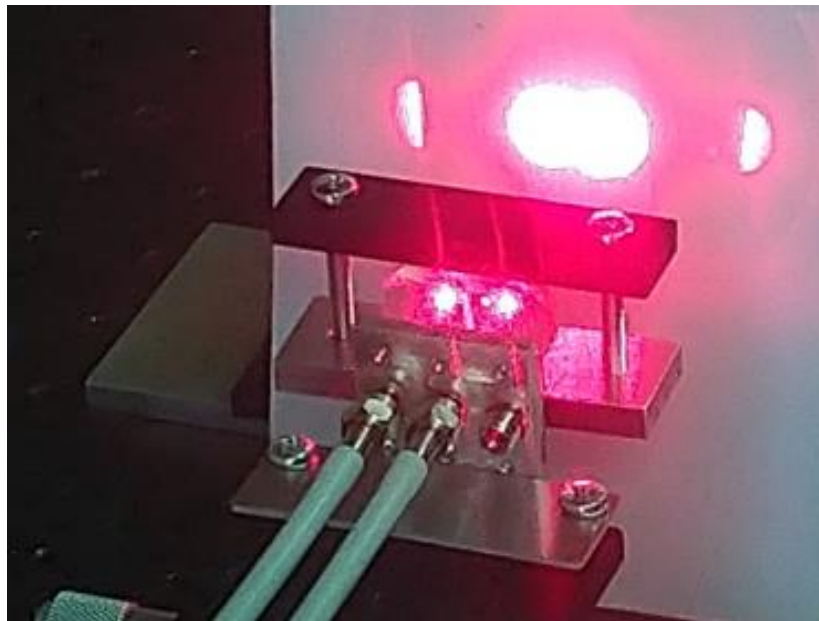


Рисунок 4.24 – Зовнішній вигляд частини установки для вимірювання розподілу густини потужності оптичного випромінювання в паралельному пучку після лінзової склейки і діафрагми

Крім цього - гнучкий світловод 1 + гнучкий світловод 3. Відстань між осями вихідних конекторів світловодів 10 мм. Складання з двох лінз діаметром 20 мм, $f=25.4$ мм. Зашліфування сегмента висотою 5 мм на кожній з наступною склейкою. Діафрагма 10x20 мм. Після діафрагми 68% потужності оптичного випромінювання перед діафрагмою 88% потужності в порівнянні з виходом двох гнучких світловодів.

Графіки розподілу щільності потужності оптичного випромінювання після лінзових збірок та діафрагми 10x20 мм вздовж більшої осі симетрії наведені на рис. 4.25а та рис.4.25б.

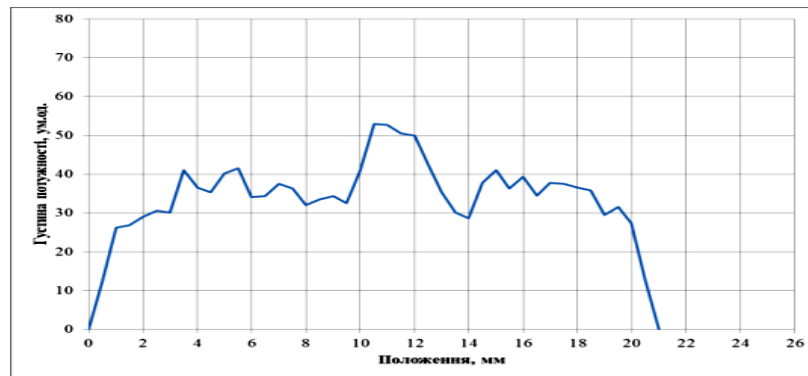


Рисунок 4.25а – Розподіл густини потужності оптичного випромінювання в паралельному пучку після лінзової склейки і діафрагми 10x20 мм (лінзи діаметр. 24 мм, $f=25$ мм)

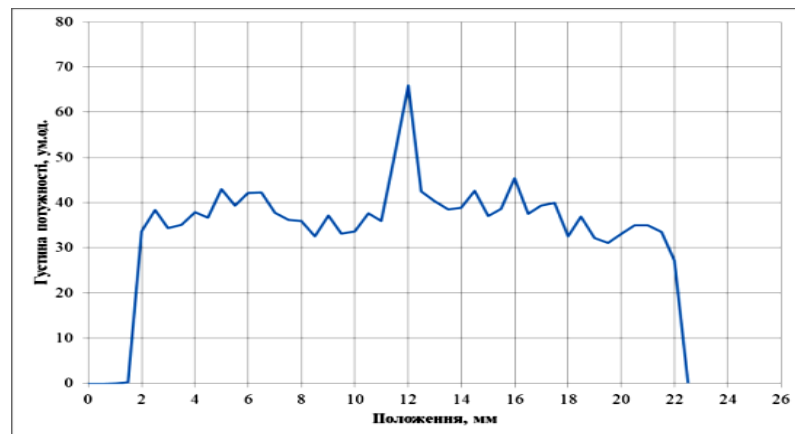
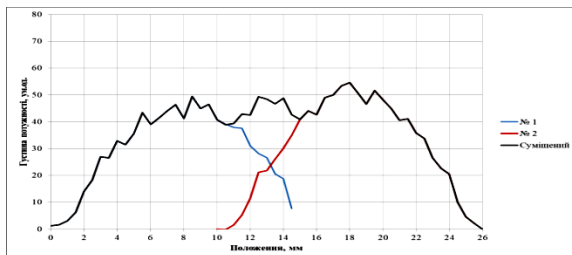


Рисунок 4.25б – Розподіл густини потужності оптичного випромінювання в паралельному пучку після лінзової склейки і діафрагми 10x20 мм (лінзи діаметр. 20 мм, $f=25.4$ мм)

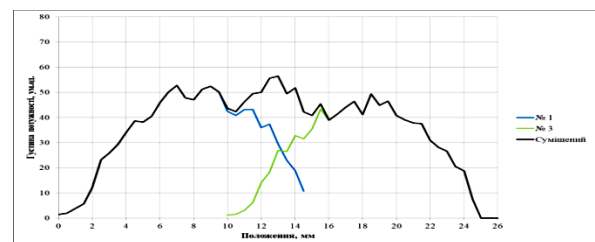
4.5 Практична реалізація кількох гнучких світловодів з прямокульною діафрагмою, включаючи результати експериментальних досліджень

Зняття обмеження паралельності відкриває різноманітні варіанти виконання вихідних каскадів лазерної апаратури з прямокутним поперечним перерізом вихідного оптичного пучка.

Шляхом комп'ютерного моделювання на підставі експериментально отриманих кривих (рис.4.10) розподілу щільності потужності оптичного випромінювання в поперечному перерізі пучків на виході гнучких світловодів (відстань 25 мм від торців) були визначені відстані між осями окремих пучків (двох рис. 4.26 і трьох рис.4.29) пучках забезпечується мінімальний розкид значень щільності потужності. Оптимальна відстань між осями окремих пучків склала 10 мм. після діафрагм 10x20 мм та 10x30 мм відповідно.



а)



б)

Рисунок 4.26 - Комп'ютерне моделювання суміщення оптичних пучків на виході двох гнучких світловодів. а) - гнучкий світловод 1 + гнучкий світловод 2, б) - гнучкий світловод 3 + гнучкий світловод 1

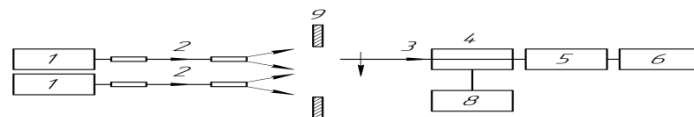


Рисунок 4.27 – Схема експериментальної установки для вимірювання густини потужності оптичного випромінювання на виході двох гнучких світловодів після діафрагми

Графіки розподілу щільності потужності оптичного випромінювання в комбінованих розбіжних пучках від двох і трьох гнучких світловодів наведені на рис. 4.28 та рис. 4.31 відповідно.

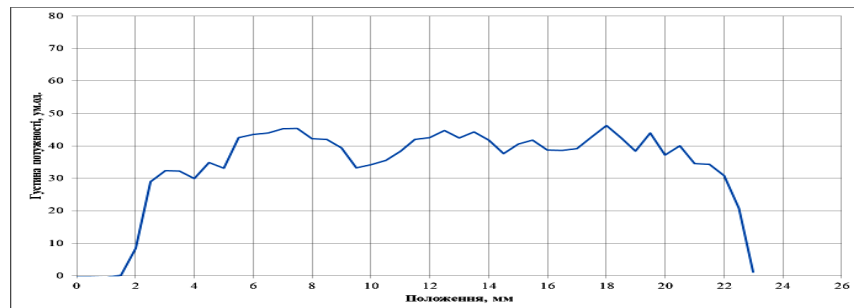


Рисунок 4.28 – Розподіл густини потужності оптичного випромінювання на виході двох гнучких світловодів після діафрагми 10x20 мм вздовж більшої осі

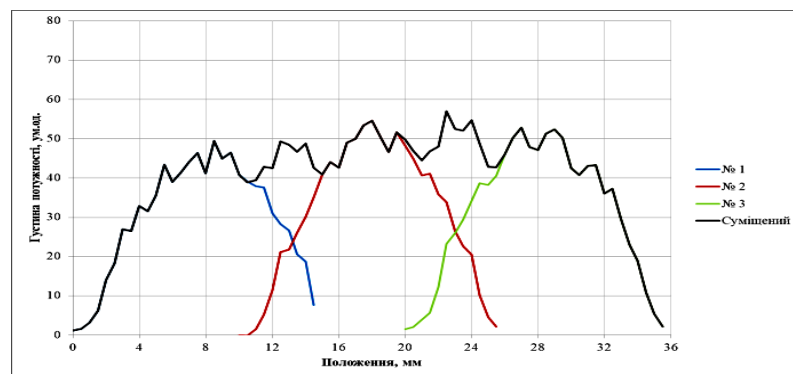


Рисунок 4.29 – Комп'ютерне моделювання суміщення оптичних пучків на виході трьох гнучких світловодів

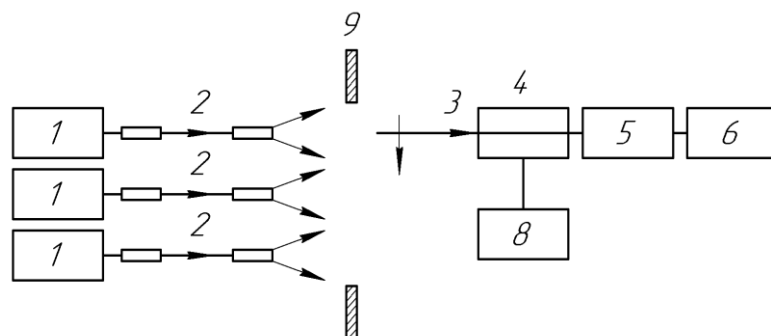


Рисунок 4.30 – Схема установки для вимірювання густини потужності оптичного випромінювання на виході трьох гнучких світловодів після діафрагми

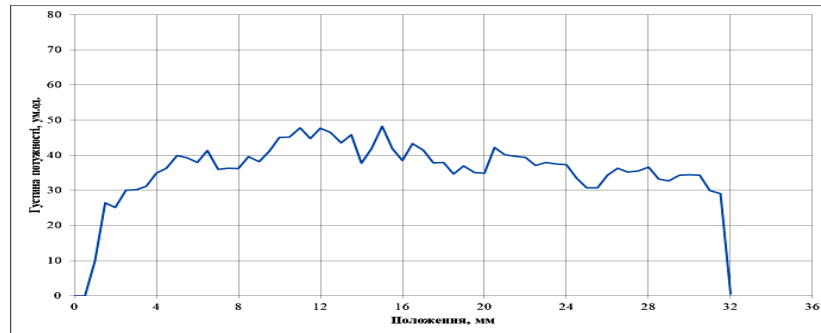


Рисунок 4.31 – Розподіл густини потужності оптичного випромінювання на виході трьох гнучких світловодів після діафрагми 10x30 мм вздовж більшої осі

Після діафрагми 10x20 мм залишалось 72% потужності оптичного випромінювання, після діафрагми 10x30 мм – 75% потужності.

4.6 Практична реалізація кількох гнучких світловодів з каналним хвильником, включаючи результати експериментальних досліджень

З використанням вищеописаних вузлів для фіксації вихідних конекторів гнучких світловодів (відстань між осями 10мм) була проведена серія вимірювань розподілу густини потужності оптичного випромінювання на виході кількох гнучких світловодів після діафрагмування каналними оптичними хвилеводами. Хвилеводи мали форму прямокутних паралелепіпедів з різними лінійними розмірами та були виготовлені з поліметилметакрилату (ПММА). Вхідна та вихідна площини каналних хвилеводів не мали просвітлювальних покриттів.

Схема експериментальної установки для вимірювання розподілу щільності потужності оптичного випромінювання від двох гнучких світловодів вздовж більшої осі вихідної грані каналних хвилеводів наведено на рис. 4.32.

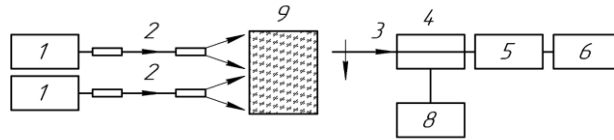


Рисунок 4.32 – Схема установки для вимірювання густини потужності оптичного випромінювання на виході двох гнучких світловодів після діафрагми у вигляді каналного світловоду

При цьому використовувалися гнучкий світловод 3 + гнучкий світловод 1, відстань між осями світловодів - 10 мм. В експериментах використовувалися два каналні хвилеводи з розмірами 19.9x10.3x24 мм та 19.9x10.3x18.6 мм. Відстань між площиною вихідних торців світловодів та вхідною гранню для першого каналного хвилеводу склала 10 мм, для другого хвилеводу - 7, 9 та 10 мм. Графіки розподілу щільності потужності оптичного випромінювання від двох гнучких світловодів вздовж більшої осі вихідної грані каналних хвилеводів наведені на рис. 4.33 та рис. 4.34.

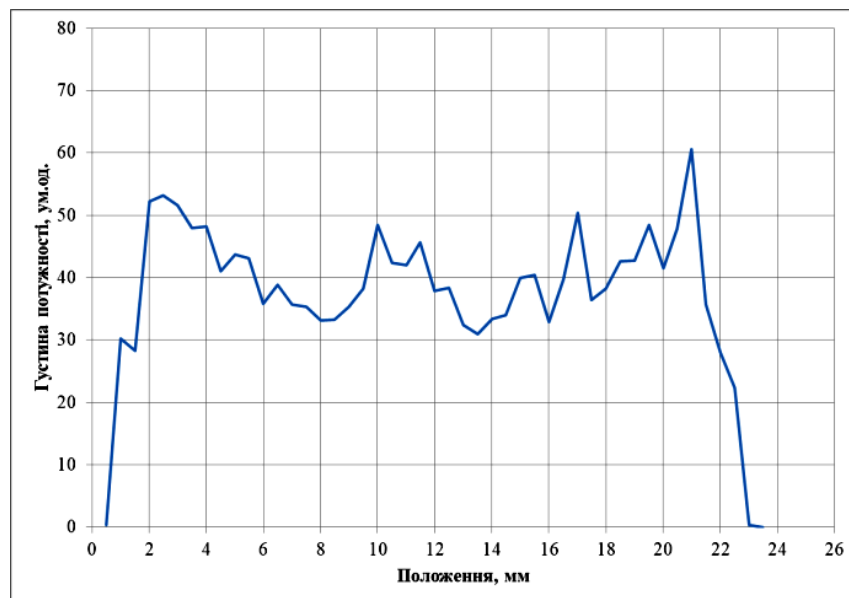


Рисунок 4.33 – Розподіл густини потужності оптичного випромінювання на виході двох гнучких світловодів і каналного світловоду 19,9x10,3x24,0 мм

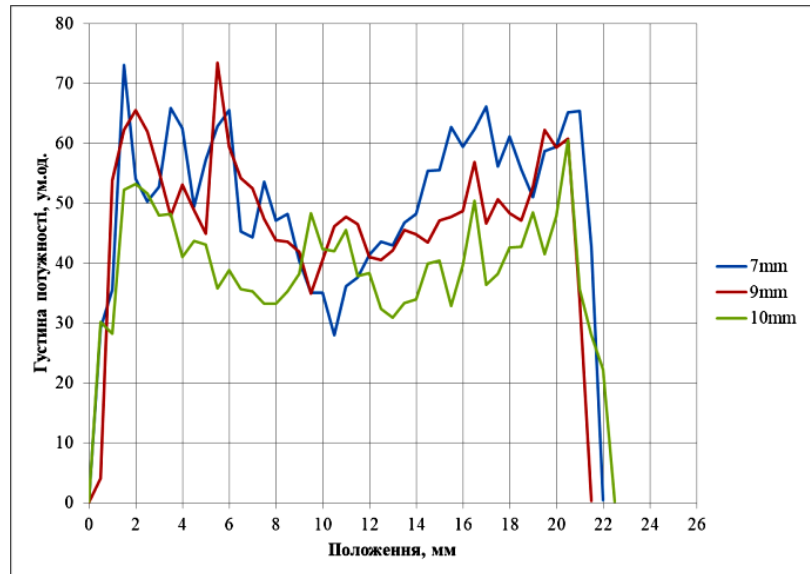


Рисунок 4.34 – Розподіл густини потужності оптичного випромінювання на виході двох гнучких світловодів і каналного світловоду 19,9x10,3x18,6 мм при різних відстанях між площиною вихідних торців світловодів і вхідною площиною каналного світловоду. Після каналного хвилеводу фіксувалося 89% потужності оптичного випромінювання щодо виходу із двох гнучких світловодів.

На рис. 4.35 наведена схема експериментальної установки для вимірювання розподілу густини потужності оптичного випромінювання від трьох гнучких світловодів уздовж більшої осі вихідної грані каналного хвилеводу з розмірами 29.9x10.2x24.7 мм.

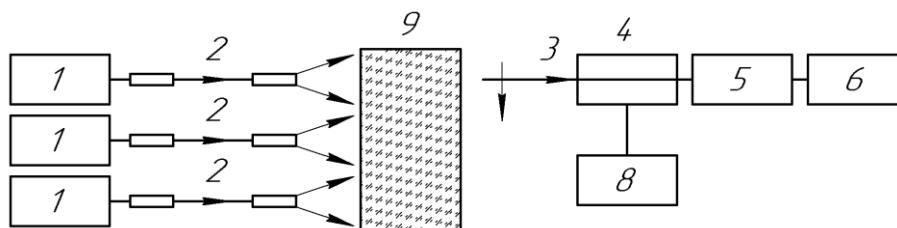


Рисунок 4.35 – Схема установки для вимірювання густини потужності оптичного випромінювання на виході трьох гнучких світловодів після діафрагми у вигляді каналного світловоду

Використовувалися гнучкий світловод 1 + гнучкий світловод 2 + гнучкий світловод 3. Відстань між осями конекторів гнучких світловодів 10 мм. Розмір каналного хвилеводу 29.9x10.2x24.7 мм. Матеріал каналного хвилеводу – ПММА. Відстань між площиною вихідних торців світловодів та вхідною площиною каналного хвилеводу 9.8 мм.

На рис. 4.36 наведено графік розподілу густини потужності оптичного випромінювання від трьох гнучких світловодів уздовж більшої осі вихідної грані каналного хвилеводу.

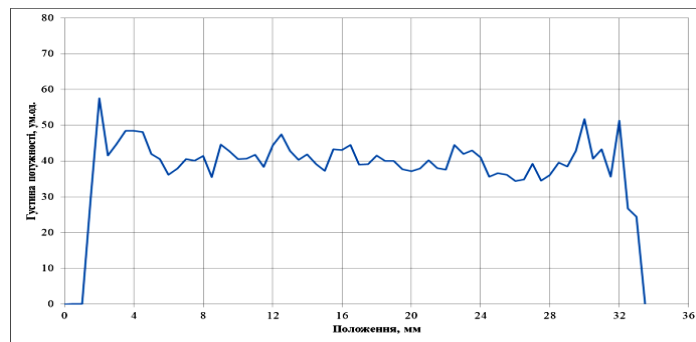


Рисунок 4.36 – Розподіл густини потужності оптичного випромінювання на виході трьох гнучких світловодів і каналного світловоду 29,9x10,2x24,7 мм

4.7 Висновки до четвертого розділу

1. 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. Конструкційне виконання світловодного інструменту дозволяє його використовувати в комбінації з діодними хірургічними лазерними апаратами.
2. Продемонстровано, що на етапі фізичного моделювання експериментальні результати показують, що при використанні коротких відрізків багатомодових циліндричних світловодів у вихідних каскадах лазерної медичної апаратури на біологічних поверхнях формуються оптичні плями з нестабільним і нерівномірним розподілом потужності оптичного випромінювання. Як мінімум, цей факт необхідно враховувати при розрахунку і виборі величини потужності лазерного випромінювання з метою забезпечення очікуваного відгуку організму в межах всієї освіченої площі. Збільшення довжини коротких відрізків багатомодових світловодів призведуть до покращення однорідності оптичного потоку на виході.
3. Застосування розробленого оптоволоконного інструменту вдосконалює рівень наявного технічного забезпечення для проведення безпечної та ефективної лазерної процедури. У разі використання при лікуванні покривних тканин людського тіла збільшує метаболічну активність пошкодженої анатомічної структури, пришвидшує репаративну складову лікувального процесу, а це в свою чергу призводить до збільшення відсотку функціональності.

РОЗДІЛ 5

ЗАСТОСУВАННЯ ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННИХ ПРИЛАДІВ ДЛЯ ОЦІНЮВАННЯ ПОРУШЕНЬ ТКАНИННОЇ МІКРОЦИРКУЛЯЦІЇ В МЕДИЧНІЙ ПРАКТИЦІ

5.1 Оцінювання змін тканинної мікроциркуляції при фотонному впливі для комплексного лікування хронічних ускладнень цукрового діабету

Ускладнення цукрового діабету, такі як ангіопатії і полінейропатії, викликають серйозну занепокоєність ендокринологів у всьому світі у зв'язку з ростом кількості хворих з діабетичними нейропатіями в останні десятиліття. В основу терапевтичної дії фотонних апаратів «Барва» покладено властивість світла видимого діапазону спектра посилювати мікроциркуляцію крові і лімфи, підвищувати еластичність стінок кровоносних судин, нормалізувати реологічні показники крові, а також нормалізувати роботу імунної, ендокринної, центральної і периферичної нервових систем [140-155].

Оцінювання порушень периферійного кровообігу ефективно шляхом застосування фотометричних методів досліджень, зокрема фотоплетизмографічного метода. Фотоплетизмографія заснована на просвічуванні досліджуваної ділянки тіла людини (монохроматичним) пучком світла, який після проходження або відбиття від нього реєструється оптико-електронними засобами, посилюється і записується. Встановлено, що інтенсивність променевої енергії, що пройшла через досліджуваний об'єкт або відбитий від нього, є функцією від вмісту в ній крові [29]. Оскільки коефіцієнт поглинання променевої енергії кров'ю значно вище, ніж тканинами, застосування фотоплетизмографічного методу дозволяє реєструвати лише зміни вмісту крові. При цьому розсіювання світла кров'ю відбувається в

основному за рахунок відбиття від еритроцитів. Також, як і в реографії динаміка зміни оптичної щільності досліджуваних тканин $D(t)$ однозначно характеризує динаміку його кровонаповнення. Сигнал корисної інформації являє собою приріст оптичної щільності $\Delta D(t)$ та обумовлене перерозподілом крові з частотою серцевих скорочень щодо деякого постійного рівня D_0 .

В результаті експериментальних досліджень з'ясовано, що відповідний відгук організму на фізіотерапевтичний вплив виникає на адаптаційному рівні і має періодичний характер, при цьому послідовно змінюються фази збудження і гальмування. Адаптаційна відповідь організму на терапевтичний вплив фотонним випромінюванням впливає на всі системи організму, як на клітинному, так і на орґано-системному рівні.

Поглинання фотонного випромінювання стимулює в біотканині біоелектричні біохімічні, та біоенергетичні ефекти. На рис. 1 наведено біофізичні ефекти, які виникають після поглинання лазерного випромінювання малої і середньої потужності.

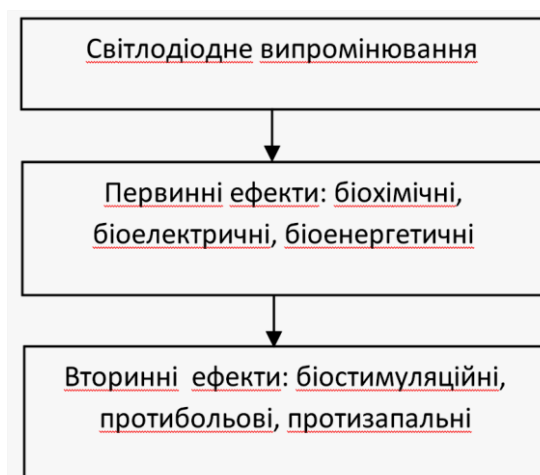


Рисунок 5.1 – Схема реакції біотканини на фотонне випромінювання малої або середньої потужності

Практично всі моделі будуються за однаковою схемою (рис. 5.2). Спочатку вибирають об'єкт дослідження, його геометрію. Потім визначаються

оптичні і фізичні параметри всіх його компонентів. Далі відбувається розрахунок розподілу випромінювання в середовищі і для деяких моделей обчислення температурних полів.

Різниця між моделями стає помітною вже на етапі побудови геометрії. В більшості випадків шкіра являє собою послідовність плоских шарів з різними оптичними і теплофізичними характеристиками. Кількість шарів може змінюватися від одного до семи в залежності від поставлених завдань.



Рисунок 5.2 – Схема побудови моделей

Побудуємо модель, яка дасть змогу оцінити інтенсивність випромінювання при відбиванні від судин.

Фізіотерапевтичний вплив проводився за допомогою двосекційних фототерапевтичних апаратів Коробова А. - Коробова В. «Барва - СДС». В обстеженні брали участь 20 хворих з діабетичними ангіопатіями, що

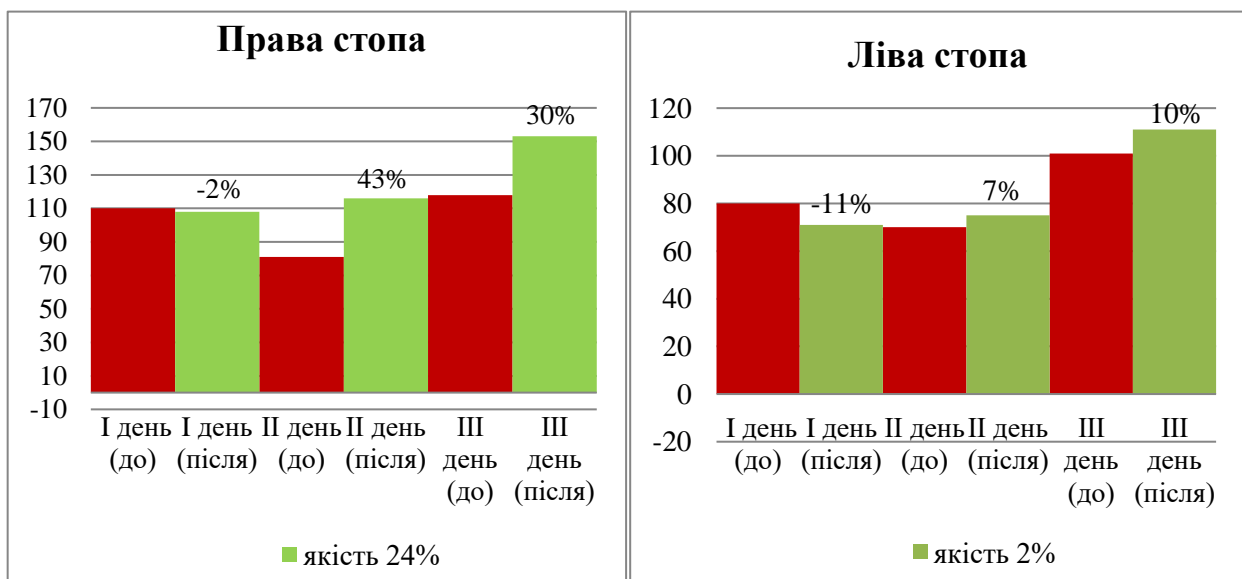
знаходилися на лікуванні в санаторії ендокринного профілю «Березовий гай» у м Миргороді. Вік обстежуваних осіб 40-72 року, з них 10 чоловіків і 10 жінок. Для оцінки колатерального кровообігу в нижніх кінцівках хворих використовували методи лазерної фотоплетизмографія (ФПГ) і інфрачервоної термографії.

Нижче наведені результати дослідження.

Приклад 1. Ефект впливу фотонного випромінювання за досліджуваними показниками у хворого Євгена Б., 1973 р.н.. (Зріст 184 см, вага 102 кг); діагноз: цукровий діабет 2 типу середньої тяжкості, стадія субкомпенсації, мікроангіопатія. Фототерапія проводилася три дні випромінюванням зеленого діапазону спектра (525 нм), тривалість кожної процедури - 10 хвилин.

Вихідні значення показника ЕНЯ% - 57,7% по відношенню до вікової норми. Показник ЕНЯ% після першого сеансу світлолікування - 64,4% по відношенню до вікової норми. Показник ЕНЯ% після другого сеансу світлолікування - 71,1% по відношенню до вікової норми.

Показники ФПГ (рис. 5.3): ліва гомілка - посилення мікроциркуляції крові після трьох сеансів на 75%; права гомілка - посилення мікроциркуляції крові на 11%; ліва стопа - посилення мікроциркуляції крові на 2%; права стопа - посилення мікроциркуляції крові на 24%.



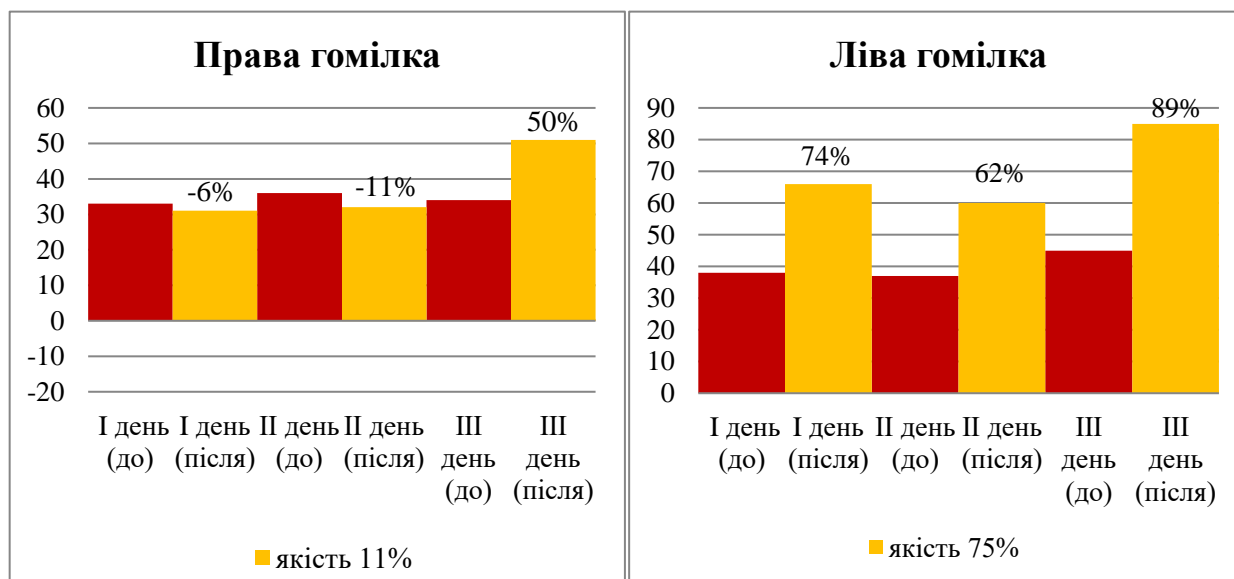


Рисунок 5.3 – Оцінювання рівня периферійного кровонаповнення при впливі фотонного випромінювання (приклад 1)

Приклад 2. Ефект впливу світлолікування за досліджуваними показниками у хворої Олени П., 1978 р.н.. (Зріст 168 см, вага 100 кг); діагноз: цукровий діабет 2 типу, комбінована ангіопатія. Фототерапія проводилася три дні випромінюванням синього діапазону спектра (470 нм), тривалість кожної процедури - 10 хвилин.

Вихідні значення показника ЕНЯ% - 32,4% по відношенню до вікової норми. Показник ЕНЯ% після першого сеансу світлолікування - 40,5% по відношенню до вікової норми. Показник ЕНЯ% після другого сеансу світлолікування - 45,9% по відношенню до вікової норми.

Показники ФПГ (рис. 5.4): ліва гомілка - посилення мікроциркуляції крові після трьох сеансів на 95%; права гомілка - посилення мікроциркуляції крові на 13%; ліва стопа - посилення мікроциркуляції крові на 41%; права стопа - посилення мікроциркуляції крові на 198%.

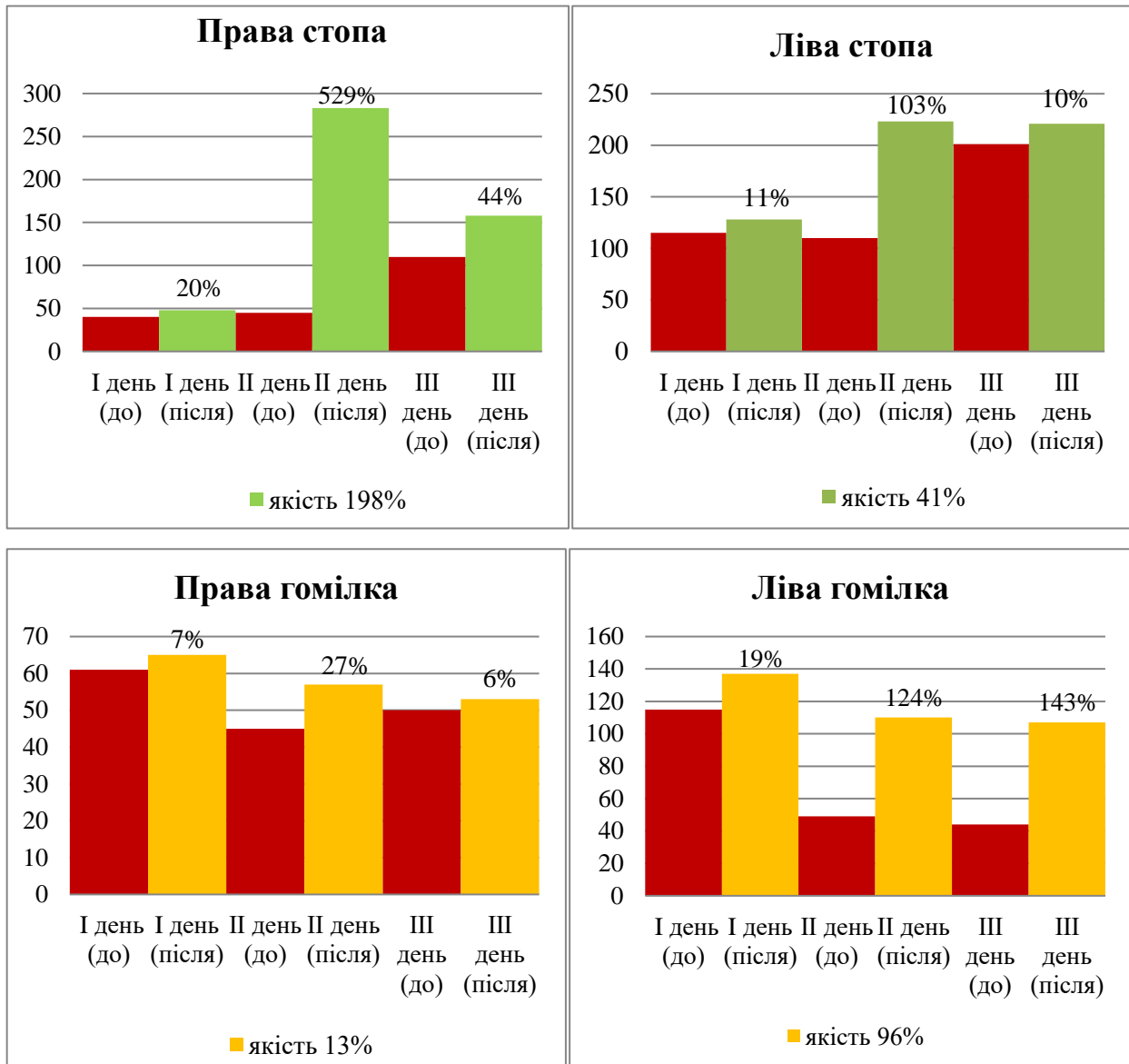


Рисунок 5.4 – Оцінювання рівня периферійного кровонаповнення при впливі фотонного випромінювання (приклад 2)

Показано перспективність використання фотоплетизмографічного методу для оцінювання тканинної мікроциркуляції для вивчення процесів, які відбуваються при фотонному фізіотерапевтичному впливі для комплексного лікування хронічних ускладнень цукрового діабету.

5.2 Методика оцінювання виявлення порушення кровообігу біологічної тканини

Первинною причиною смерті при політравмах різного ступеню важкості залишається крововтрата. Порушення кровообігу також пов'язано з рядом захворювань, таких як артеріальне і венозне повнокров'я (гіперемія), ішемія, стаз крові, тромбоз, дисеміноване внутрішньо судинне згортання (ДВЗ)-синдром, емболія, інфаркт, кровотеча і крововилив, цукровим діабетом та інші [10]. В теперішній час частота виникнення порушення кровообігу становить 1,5% випадки на 10 000 осіб на рік. Травми кінцівок внаслідок виробничої, побутової діяльності, зокрема, при отриманні в зоні бойових дій залишаються основною причиною летальних наслідків та травматизму серед осіб працездатного віку, особливо це відбувається в сьогодення при військових діях.

Порушення кровообігу приводе до розвитку некрозу, паранекроз, що передує некробіозу. У тканинах виникає ацидоз, розвивається гіперкаліємія [11]. На рис 5.5 представлені наслідки гострої ішемії кінцівок (діабетична стопа).

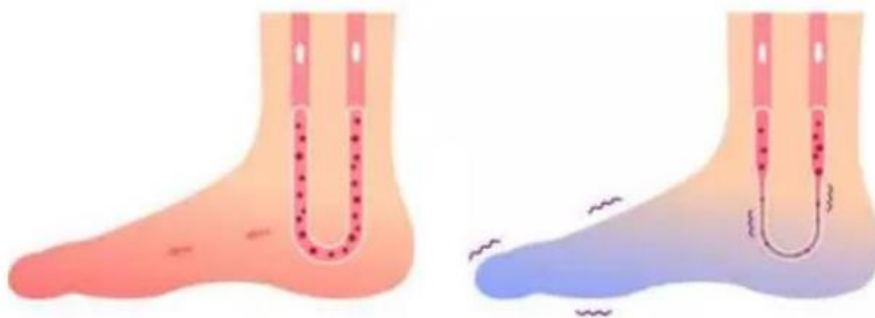


Рисунок 5.5 – Наслідок гострої ішемії кінцівок (діабетична стопа)

Своєчасне діагностування оптико-електронними пристроями порушення тканинної мікроциркуляції дозволяє виявити на початкового процесу утворення некрозу тканини дозволяє не тільки прогнозувати розвиток хвороби, а і

коригувати курс терапевтичного лікування на ранніх стадіях розвитку, тим самим відстрочити хірургічне лікування та інвалідність хворого. У випадку зупинки кровотечі кровоспинним джгутом - встановити термін залишкового часу до зняття накладеного кровоспинного джгута [1,2,5].

Основні методи діагностики розвитку ішемії біологічної тканини (БТ) при стаціонарному дослідженні є: диференційний діагноз, фотоплетизмографія, ультразвукове дуплексне сканування судин нижніх кінцівок, комп'ютерна томографічна ангіографія та магнітно-резонансна ангіографія, цифрова субтракційна ангіографія [12]. Методи потребують складного та дорогого обладнання, призначено при уточненні діагнозу та обсягу захворювання, є не дешевим та потребує певного часу при діагностуванні.

Слід зазначити, що у відомих наукових джерелах недостатньо вивчено використання зміни електропровідності БТ у перехідному періоді іонізації як інформаційного діагностичного критеріального параметру.

У роботі [21], доведено, що на теперішній час стає важливим розробка портативних та дешевих пристроїв вивчення зміни імпедансу БТ. Зміна стану властивості БТ, при розвитку некрозу, корелюється з зміною електропровідності. Таким чином фіксуючи сталу часу іонізації перехідного процесу зміни імпедансу БТ можливо використовувати як інформаційний критерій розвитку ішемії. Термін перехідного процесу іонізації у БТ, під дією постійного струму, здійснюється не більш двох хвилин, що дозволяє скоротити час дослідження діагностування та створити дешеві діагностичні пристрої.

Застосовано електричний метод - інвазійне вимірювання імпедансу БТ напругою постійного струму 5 В. Для дослідження використані статевозрілі морські свинки – самці масою 500 - 600 г. Дослідження проведені під наркозом, склад: тіопентал-натрію 10 мг/мл - 3-4 мл. Наркоз запроваджено за 30 хв до початку дослідження. Протягом 2 годин, проводили премедикацію складом: димедрол 1% - 0,3 мл та анальгін 50% - 0,3 мл.

Для оцінювання зміни імпедансу БТ, при порушенні кровообігу, на праву задню лапу на рівні кульшового суглоба накладали підшкірно кисетний шов. При затягуванні лігатури відтворювали ситуацію накладання кровоспинного джгуту. Вимірювання провели одночасно на ділянках з кровоспинним джгутом та без нього.

Голчасті датчики для вимірювання імпедансу БТ розташовані в ідентичних місцях на кожній кінцівці з однаковою спрямованістю голок вздовж м'язової тканини.

Дослідження проведені в навчально-науковій лабораторії біомедичної оптики та фотоніки Вінницького національного технічного університету. На рис. 5.6, представлена лабораторна установка для вимірювання електропровідності біологічної тканини.

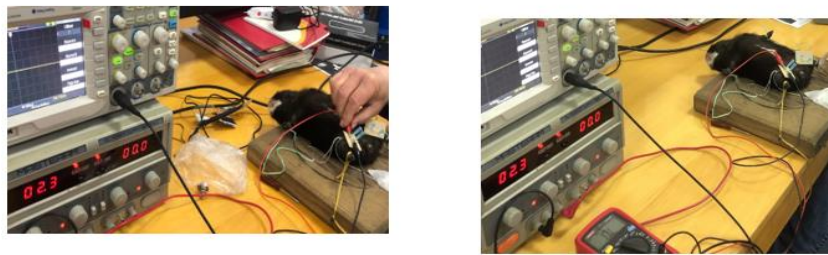


Рисунок 5.6 – Лабораторна установка для вимірювання імпедансу БТ

Як сенсор вимірювання імпедансу інвазійним способом використані медичні голки з покроковим регулюванням відстаней між ними. Крок регулювання 1 см. На рис.5.7 представлено блок схема підключення обладнання вимірювань імпедансу БТ.

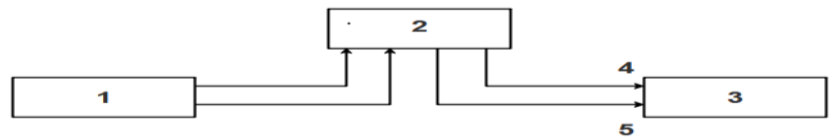


Рисунок 5.7 – Блок схема підключення обладнання вимірювань імпедансу БТ: 1-блок регульованої напруги постійного струму; 2-двох канальний осцилограф; 3-біологічний об'єкт; 4 та 5 датчики для інвазійного вимірювання імпедансу БТ

Для аналізу перехідного процесу застосована математична модель біологічної тканини на основі скорегованої електричної схеми заміщення [26,27,28], яка представлена на рис. 5.8 а, б. Схема заміщення, рис. 5.8 а), відповідає фізико-хімічним процесам при накладеному кровоспинному джгуті, схема рис. 4. б), відповідає на дослідження здорової тканини.

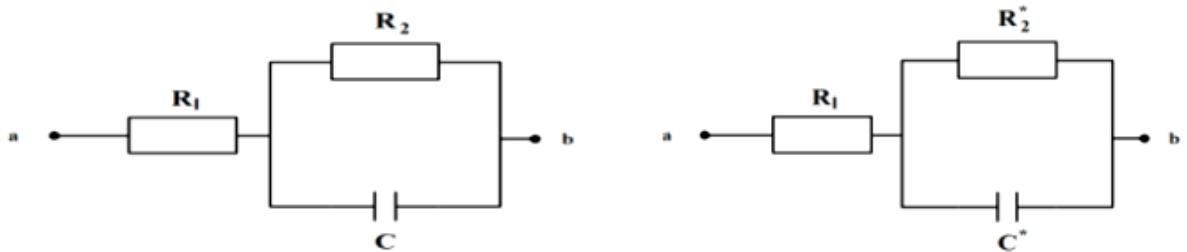


Рисунок 5.8 – Електричні схеми заміщення біологічної тканини:

а) без джгута, в) з накладеним кровоспинним джгутом, де позначено, R_1 – активний опір у міжклітинному просторі, R_2 і R_2^* – активний опір клітин тканин з накладеним джгутом і без нього, C і C^* ємнісна складова клітин, що характеризує процес іонізації в біологічній тканині відповідно.

Математична модель зміни опору для схеми рис. 4 в) має вигляд;

$$Z = R_1 + R_2(1 - e^{-\frac{t}{\tau_1}}) \quad (1)$$

Де $\tau_1 = C \cdot R_2$ постійна часу процесу іонізації для біологічного тканини без накладеного джгута.

Ураховуй що, $R = \rho_0 \frac{L}{S}$, де ρ_0 – питомий опір тканини, L – відстань між електродами, S - площа перерізу, в даному випадку є константою.

Для дослідження впливу на чутливість зміни імпедансу БТ від відстані між електродами для інвазійного вимірювання отримані дані, які представлено у табл. 5.1.

Таблиця 5.1

Результати дослідження зміни імпедансу в часі в залежності від відстані між голчастими електродами

| s \ kOm | 0 | 10 | 20 | 30 | 40 | 50 | 60 | 70 | 80 | 90 | 100 | 110 | 120 |
|---------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|
| L=10mm | 1.30 | 2.78 | 3.76 | 4.32 | 4.85 | 5.17 | 5.37 | 5.46 | 5.6 | 5.7 | 5.71 | 5.72 | 5.73 |
| L=30mm | 1.65 | 3.16 | 4.10 | 4.65 | 5.16 | 5.42 | 5.67 | 5.86 | 5.99 | 6.13 | 6.34 | 6.34 | 6.42 |
| L=50mm | 1.90 | 3.49 | 4.33 | 4.92 | 5.25 | 5.60 | 5.93 | 6.13 | 6.25 | 6.45 | 6.58 | 6.65 | 6.65 |

На рис. 5.9, представлені графіки зміни імпедансу БТ у перехідному періоді в залежності від відстані L між голчастими електродами, які отримані експериментально. Досліджуваний біологічний об'єкт після завершення досліджень не постраждав.

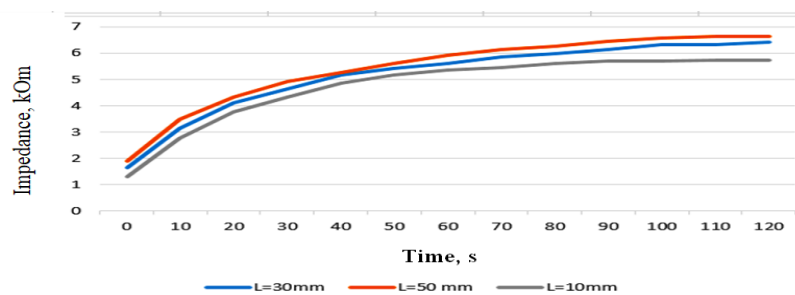


Рисунок 5.9 – Залежність зміни імпедансу $R=f(t)$, в залежності від відстань між електродами $L=1$ см, $L=3$ см та $L=5$ см.

- $L=1\text{см}$ - графік зміни опору при відстані меж електродами 1 сантиметра,
- $L=3\text{см}$ - графік зміни опору при відстані меж електродами 3 сантиметра,
- $L=5\text{см}$ - графік зміни опору при відстані меж електродами 5 сантиметра.

Аналіз кривих, рис. 5.10 вказує що відстань між голками давача не змінює характер перехідного процесу, а впливає тільки на чутливість.

Вхідний імпеданс біологічної тканини для схеми рис.4 в) з обмеженої кількості іонів, провівши аналогічні розрахунки як до схеми рис. 4а), визначається виразом:

$$Z_{inp4}^* = R_1 + R_2^* (1 - e^{-\frac{t}{\tau^*}}) \quad (6)$$

де τ^* – постійна часу процесу іонізації для біологічного об'єкта з зменшеною кількістю іонів і дорівнює $\tau^* = C^* R_2^*$

Аналіз виразів (3), (4), (5) показує, що постійна часу протікання процесу іонізації $\tau^* = C^* R_2^*$ прямопропорційно залежить від кількості заряджених іонів, їх концентрації у біологічній тканині, рівня напруженості E_{ion} , складу солей у біологічній тканині і є незмінною постійною величиною, що характеризує протікання даного процесу.

Питома електропровідність δ^* для електроліту запишеться у формі:

$$\delta^* = \frac{1}{Z^*} = b_+ \cdot (n_+ - \Delta n) \cdot v_+ + b_- \cdot (n_- - \Delta n) \cdot v_- + b \cdot (n - \Delta n) \cdot v. \quad (7)$$

Де $\Delta n = (n_+ - n_+^*)$ – кількість заряджених частинок, що не надійшли в БТ за рахунок перфузії

У зв'язку з припущенням Δn , вочевидь виконується нерівності:

$$Z^* < Z ; \quad \tau_2 < \tau_1 \quad (8)$$

Підтвердженням виразу (8) є, приведені результати дослідження вимір зміни імпедансу БТ на двох кінцівках у ідентичних місцях. На рис. 5.10 представлено графік зміни імпедансу БТ в залежності від часу зупинки кровообігу.

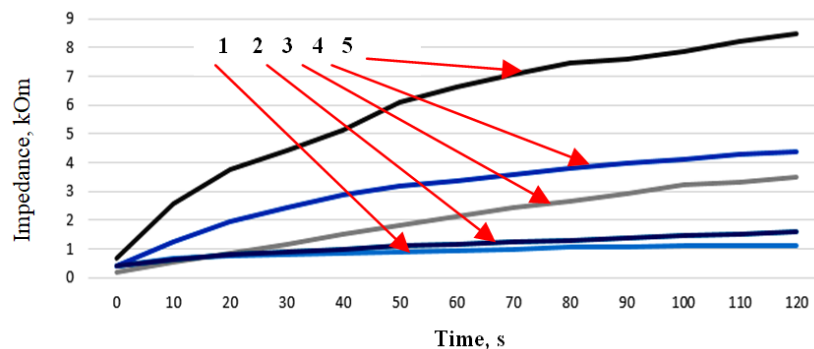


Рисунок 5.10 – Графік зміни опору тканини в залежності від часу накладеного джгута

- $R/kOhm$ (мікропоз. розподілу) - графік зміни імпедансу БТ без накладення джгута,
- $R/kOhm$ (0,5 taim) - графік зміни імпедансу БТ з накладеним джгутом 0,5 часу
- $R/kOhm$ (1.1 taim) - графік зміни імпедансу БТ з накладеним джгутом 1,2 часу
- $R/kOhm$ (2,5 taim) - графік зміни імпедансу БТ з накладеним джгутом 2,5 часу
- $R/kOhm$ (3,0 taim) - графік зміни імпедансу БТ з накладеним джгутом 3,0 часу

На рис. 5.11, наведено графік зміни сталої часу іонізації в залежності від часу накладеного джгута. Отримана залежність підтверджує, що зміни сталої часу іонізації могут бути одним з діагностичних критеріїв зміни властивості БТ.

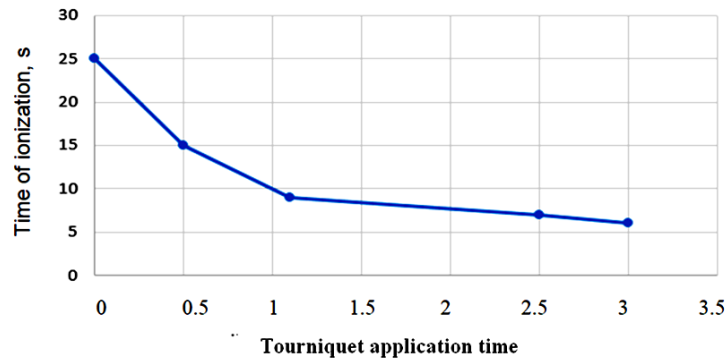


Рисунок 5.11 - Графік зміни сталої часу іонізації в залежності від часу накладеного джгута

Досліджування індивідуальності властивостей зміни імпедансу провели на чотирьох об'єктах. На рис. 5.12, наведено графік зміни імпедансу кожного екземпляру.

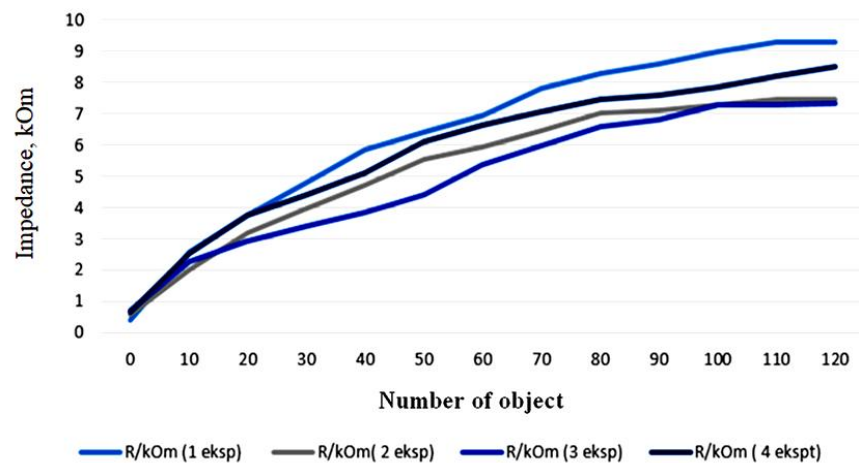


Рисунок 5.12 – Графік зміни імпедансу біологічної тканини чотирьох об'єктів

Аналіз залежностей $R=f(\text{time})$, наведених на графіку, рис. 5.12, встановив, що розбіг величин імпедансу залежить від індивідуальних властивостей досліджених екземплярів та різниться від 10% до 20%. Для виключення індивідуальних властивостей людини та визначення критеріїв діагностики розвитку ішемії незалежних від багатьох невизначених факторів розроблено спосіб діагностування, який полягає в наступному[29].

1 Встановлюють електроді по парно на аналогічні ділянки кожної кінцівки.

2 Одночасно виміряють зміну імпедансу кожної ділянки кінцівок.

3. Знаходять коефіцієнт відносної зміни імпедансу - $k = \frac{Z^*}{Z}$, де Z^* , Z опори біологічної ткани на ділянках кінцівки з накладеним джгутом та без нього. При цукровому діабет чи травмі однієї кінцівки, за базове значення приймається здорова кінцівка. На рис. 5.13, представлено графіки коефіцієнтів відносної зміни імпедансу в залежності від терміну накладеного джгута.

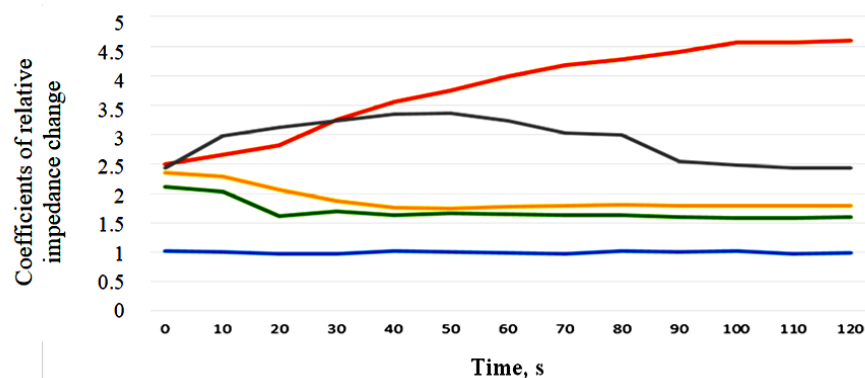


Рисунок 5.13 – Графіки зміни коефіцієнтів відносної зміни імпедансу в залежності від терміну накладеного джгута

- $k(0) T=0$ - графік зміни коефіцієнту без накладення джгута
- $k(1) T=0,5h$ - графік зміни коефіцієнту, джгут накладено- 0,5 години
- $k(2) T=1,1 h$ - графік зміни коефіцієнту, джгут накладено-1.1 години
- $k(3) T=2,5 h$ - графік зміни коефіцієнту, джгут накладено- 2,5 години
- $k(4) T=3,0 h$ - графік зміни коефіцієнту, джгут накладено-3 години

Аналіз графіків графіки, рис. 5.13, зміни відносного коефіцієнта імпедансу $k=f(t)$ від часу, представлених на рис. 5.13, дозволяє розбити критерії оцінки стану, та розвитку ішемії біологічної тканини.

- графік зміни $k(0)$, дослідження двох здорових кінцівок, зміна коефіцієнт відносності імпедансу дорівнює $k(0)=1\pm 0,05$, коливається в межах 0,5% (похибка викликана класом точності приладу). Значення $k(0)=1\pm 0,05$ – свідчить о однаковому (здоровому) стані БТ.
- графік зміни коефіцієнт $k(1)$, зупинка перфузії протягом 0,5 години, змінюється за експоненційною. Що свідчить – відсутності біологічних змін у БТ та здатна відновлюватись;
- коефіцієнт $k(1,1)$, зупинка перфузії на протязі 1,1 години, змінюється за квадратично - спадним законом, що характеризує перехід біологічної тканини від життєздатної до початкового процесу омертвіння тканини;
- коефіцієнт $k(2,5)$ та $k(3.0)$, зупинка перфузії протягом 2,5 та 3,0 години і вище, практично не змінюються, що характеризує незворотні процеси омертвіння біологічної тканину та прояви реперфузійного ефекту .

На рис. 5.14, представлено графіки зміни імпедансу БТ після зняття джгуту. Джгут був накладено 2,5 години, виміри провели після зняття джгуту через 10 і 30 хвилин.

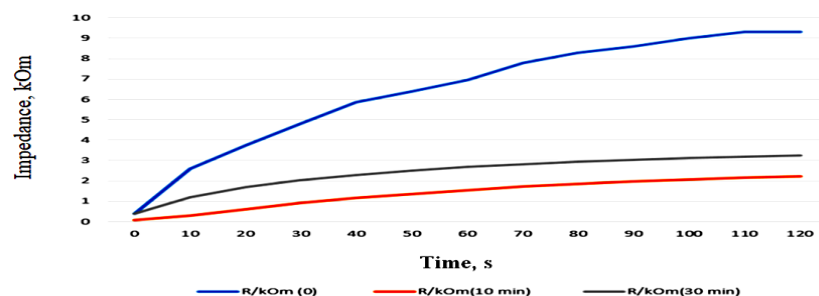


Рисунок. 5.14 – Графіки зміни імпедансу БТ після зняття джгуту

- R/kOm(0) - графік зміни імпедансу здорової тканини
- R/kOm(10 min) - графік зміни імпедансу тканини після зняття джгуту через 10 хвилин;
- R/kOm(30 min) - графік зміни імпедансу тканини після зняття джгуту через 30 хвилин

Аналіз графіків, рис. 5.14, дає підставу рахувати, що для досліджуваного біологічного об'єкта, початковий етап омертвіння клітин та настання реперфузійного синдрому, спостерігається при порушенні перфузії більше чим на 1 годину. Зупинка перфузії крові 2,5 години і більше призвела до незворотних процесів омертвіння тканини. БТ практично не відновлюється и потребує додаткового медикаментозного втручання

Таким чином, визначення залишкового часу до критичних змін властивості біологічної тканини при накладеному кровоспинному джгуті не завжди можливо в польових умовах, враховуючи складність застосовування існуючих стаціонарних пристроїв. Проведення експрес діагностування розвитку ішемії кінцівок потурбує швидкодіючих та дешевих засобів діагностики, особливо, у кабінеті лікаря хірурга.

Дослідження перехідного процесу іонізації, який триває до 2 хвилин, установив, що для уникнення розбіжностей пов'язаних с індивідуальністю хворого доцільно застосовувати k - коефіцієнтів відносної зміни імпедансу БТ.

За результатами дослідження перехідного процесу розроблено спосіб виявлення змін властивостей біологічної тканини при порушенні кровообігу. Час протікання перехідного процесу складає 100с-120с, що дозволяє проводити експрес діагностику ішемії м'язової тканини кінцівок хворого. Спосіб базується на порівнянні двох, одночасно отриманих інтегрованих функціях здорової тканини та хворої і аналізу коефіцієнту відносності $-k$, якій визначається за формулою $k = \left(1 - \frac{S_{ex}}{S_{ex}^*}\right) \cdot 100\%$, де S_{ex} – результат інтегрування функції $Z=f(t)$ без накладеного кровоспинного джгута, S_{ex}^* - результат інтегрування функції $Z=f(t)$ з накладеним кровоспинним джгутом. Згідно з рис.8, якщо коефіцієнт відносності - $k = 0 \pm 0,05\%$, то це свідчить про незмінні властивості біологічних тканин у двох кінцівках. Якщо коефіцієнт відносності змінюється $k =$ від 0,05% до 1, це свідчить про зміни властивостей біологічних тканин у

двох кінцівках. При значенні $k=0.5$ та нижче вказує на наявність незворотніх процесів розвитку ішемії у м'язовій тканині.

Слід зазначити, зміни коефіцієнту k за експоненціальним законом у перехідному процесі підтверджує життєздатність біологічної тканини, що дозволяє уникнути перфузійного синдрому після зняття кровоспинного джуту. Зміни коефіцієнту відносного електричного опору k за лінійним законом, у перехідному процесі, обумовлено незворотними процесами відмирання клітин. Відхилення величини коефіцієнту відносного електричного опору k на (5-8)%, від одиничного значення, діагностує початковий процес порушення перфузії крові та розвитку ішемічної хвороби тканини. Розвиток реперфузійного синдрому, для досліджуваних біологічних об'єктів, спостерігається при порушенні перфузії більше 1 години, а порушення перфузії більше 2,5 години призводить до незворотних змін властивості БТ.

Також встановлено, що при одночасному вимірюванні зміни імпедансу на двох ідентичних ділянках кінцівок постійна часу іонізації є критеріальним параметром при дослідженні розвитку ішемії.

Розвиток методів експрес діагностики, зокрема фотометричних методів для оцінювання порушень тканинної мікроциркуляції, за даними отриманих у перехідних процесах іонізації біологічної тканини, потребують подальших досліджень спільно з результатами зміни властивостей тканини, отриманих за допомогою біопсії, що дозволить розробити способи прогнозування розвитку ішемії, та визначити час хірургічного втручання та корегувати курс медикаментозного лікування.

Примітка. При роботі з тваринами дотримувалися вимог Європейської конвенції «Про захист хребетних тварин, які використовуються для дослідних та інших наукових цілях», положень статті 26 Закону України № 3447-VI від 16.10.2012 р. «Про захист тварин від жорстокого поводження», «Загальних етичних принципів експериментів на тваринах», схвалених на Першому національному конгресі з біоетики, декларації «Про гуманне ставлення до тварин».

5.3 Застосування лазерної фотоплетізмографії в комплексному оцінюванні колатерального кровообігу нижніх кінцівок при політравмах різного ступеню важкості

За останні кілька років активно розвиваються неінвазивні методи діагностики з оптичною реєстрацією та перетворенням біомедичної інформації. Лазерна фотоплетізмографія (ЛФПГ) відноситься до одного з методів неінвазивної оптичної діагностики периферичного кровообігу.

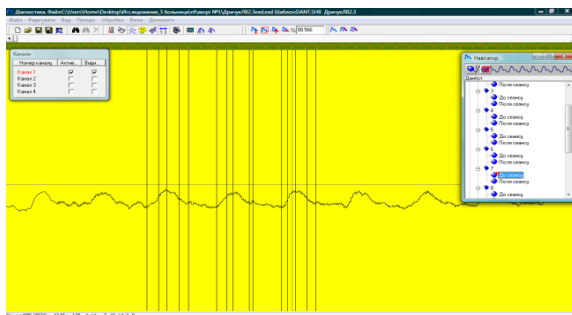
Метод дозволяє підвищити достовірність діагностики контролю та периферичного кровообігу та виявити вплив на вегетативну нервову систему, може служити для оцінки симпатичної іннервації шкіри, може бути використаний у діагностиці хвороби Рейно, ранніх форм атеросклерозу, тромбозів та ін.. Цей метод дозволяє контролювати глибину спінальної анестезії (одночасна реєстрація судинної реакції з пальця та пальці ніг). Крім того, ППГ має додаткове діагностичне та прогностичне значення при вивченні багатьох серцево-судинних і неврологічних захворювань, які є найпоширенішими причинами смерті та інвалідності [1, 2, 3]. Тому ефективна обробка фотоплетізмографічної інформації є дуже важливою, зокрема, сьогодні для експрес-діагностування при пораненнях.

Для дослідження показників мікрогемодинаміки використовують лазерну доплерівську флоуметрію, капіляроскопію, сцинтиграфію, оцінку інфрачервоного випромінювання [4, 6, 7]. Ці методи відображають стан компенсаторних механізмів кровообігу кінцівок, що опосередковано дає інформацію про розвиток колатерального кровообігу. Проте їх результати не дозволяють розрізнити зміни за мікро- та макроангіопатією.

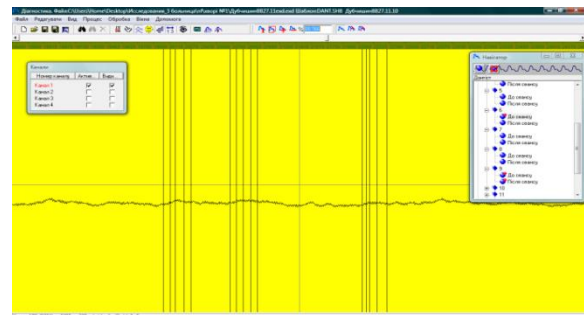
Матеріали та методика.

Всього обстежено 82 особи. У 8 пацієнтів діагностовано ішемію II ступеня, 8 – IIIА, 12 – IIIБ, 15 – IV. Ключову групу склали 29 осіб без

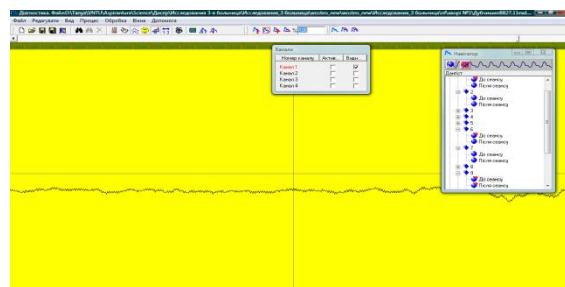
симптомів облітеруючого захворювання артерій нижніх кінцівок. Їхній вік коливався від 18 до 82 років. Було проведено фізикальне обстеження та ЛПХЗ. Останнє дозволило оцінити мікроциркуляцію (місцевий кровообіг) в зоні дослідження. Фізичне обстеження проводили за допомогою препарату «Wosteo». На підставі отриманої фотоплетизмограми (високоамплітудна пульсуюча (рис. 5.15,а), низькоамплітудна пульсуюча (рис. 5.15,б), непульсаційна (рис. 5.15,в) визначали характер тканинної мікроциркуляції.



а)



б)



в)

Рисунок 5.15 – Визначення рівні тканинної мікроциркуляції:

а) високоамплітудний пульсуючий –б; низькоамплітудний пульсуючий;

в) не пульсує

На основі цих даних розраховано чутливість, специфічність та прогностичну цінність ЛПГГ у діагностиці захворювань оклюзії артерій нижніх кінцівок. Чутливість визначали як ознаку позитивної ознаки дослідження, проведеного серед хворих людей, специфічність – негативну ознаку серед

здорових, прогностичну цінність – як імовірність наявності (відсутності) захворювання, знаючи результати аналізу [6].

Хворі з ішемією IIIA стадії завжди відчували холод і парестезію в стопі, біль у спокої – це змушувало опускати ногу 1-3 рази на ніч. Шкіра стопи холодна, бліда, з білим дермографізмом. Проба Мантейфеля і Лейнеля-Лавастіна 6-10 с. Дистанція ходьби становила 25-50. Реактивна гіперемія зап'ястка виникала на 4-12 с при тиску 110-170 мм рт.ст., на стопі - на 62-98 с при СП нижче 60 мм рт.ст. Після ЛПХГ зареєстровано 5 пацієнтів з низькоамплітудним пульсуючим кровотоком і 3 – з непульсуючим.

У хворих на ішемію III б ступеня спостерігався набряк стопи. Вони скаржилися на постійне відчуття холоду в стопі та біль у спокої, що змушувало опускати ногу 4-8 разів на ніч. Шкіра стопи була прохолодною та фіолетовою з тривалим (понад 50 секунд) білим дермографізмом. Проба Мантейфеля і Лейнеля-Лавастіна 7-11 с. Прохідна відстань не перевищувала 30 м. Реактивна гіперемія зап'ястка виникла протягом 4,12 с. при СП 100-180 мм рт.ст., пішки - протягом 79-109 с при СП нижче 50 мм рт.ст. Після ЛПХГ зареєстровано 2 хворих з низькоамплітудним пульсуючим кровотоком і 10 – з непульсуючим. Хворі на ішемію IV ступеня скаржилися на похолодання стоп, парестезії, постійний, переважно нічний біль у стопі, що змушував опускати ногу 4-12 разів за ніч. Шкіра стоп холодна, блідо-синюшна або багряна, мармурова з білим дермографізмом. У всіх хворих спостерігалися набряки на стопі та гомілці, некротичні зміни пальців ніг і рук. Проба Мантейфеля і Лейнеля-Лавастіна на пальцях ніг становила 9-19 с. Виникала реактивна гіперемія зап'ястка протягом 4-12 с, СП нижче 100-170 мм рт. Реактивна гіперемія виникала на 2-5 хв, в ділянці гомілки – на 77-129 с, в ділянці колін – на 38-69 с. при СП нижче 50 мм рт. Після ЛПХП кровотік стопи визначався як непульсуючий, а гомілки як пульсуючий з малою амплітудою. У всіх хворих зареєстровано непульсуючий кровотік після ЛПХГ. На основі цих даних

розраховано чутливість і специфічність ЛПГГ у діагностиці оклюзійних захворювань, що поширюються на артерії нижніх кінцівок. З 29 осіб, у яких не було жодних симптомів облітеруючого захворювання артерій нижніх кінцівок, у 28 був високопульсуючий кровотік і лише в одному випадку слабо пульсуючий кровотік.

За наявності ішемії високоамплітудний пульсуючий кровотік зареєстрований у 12 хворих (з критичною ішемією немає), з низькою амплітудою – у 13 (з критичною ішемією – 7), з неппульсуючим – у 27 (з критичною ішемією – 27).

Отже, при діагностиці ішемії ми побачили, що специфічність пульсуючого кровотоку становила 100%, високоамплітудного – 96,6%. Також було 100% і 67% відносно при критичній ішемії. Чутливість індексу пульсації кровотоку в умовах ішемії становила 52,8%, високоамплітудного індексу пульсації – 77,4%. 80% і 100% відносно при критичній ішемії. Прогностична цінність пульсуючого індексу кровотоку в діагностиці ішемії склала 100% за наявності – 46,3%, високоамплітудного відносно 97,6% і 30%. При критичній ішемії прогностична цінність становила 100 % без пульсації кровотоку, за наявності – 28 %, при високій амплітуді відносно 85,4 % і 0 %.

Загальнофізичні дані адекватно відображають стан регіонарної гемодинаміки. Однак гіпо- або гіперестезія часто спостерігалася при діабетичній нейропатії. Помічені ділянки некрозу при збереженні пульсу стопи. Дистанція ходьби може бути скорочена, якщо виявлена патологія опорно-рухового апарату. Тест на дермографізм занадто суб'єктивний, зокрема, залежить від міцності тиснення. Оцінювати результати проб Мантейфеля і Лайнеля-Лавастіна незручно, якщо у людини багряна, бліда або блідо-синювата шкіра. В останньому випадку слід звернути увагу на тургор тканин і швидкість відмирання лунки. Проте в останніх словах забагато суб'єктивності. Фізичне обстеження не дозволяє провести належну оцінку колатерального кровообігу.

Реактивна гіперемія є чутливим тестом. Ендотелій синтезує вазодилататори, ангіопротектори, (оксид азоту та ін.), вазоконстриктори, протромботичні фактори (тромбоксан А та ін.) і відіграє важливу роль у регуляції судинної реакції та гідравлічного опору артерій, вільнорадикального окислення, внутрішньосудинного тромбозу, запальних та аутоімунних реакцій [6, 9]. Ендотеліальні чутливі до швидкості кровотоку. При реактивній гіперемії швидкість кровотоку значно більша, ніж на початковому рівні. Отже, виробництво оксиду азоту зростає [8, 9]. У хворих зі збереженим колатеральним кровообігом зареєстровано позитивні зміни показників. Величина перфузійної гіперемії збільшується на 150-250%.

Пацієнти, які мають артеріальну оклюзію на основі ендотеліальної дисфункції, страждають від інтервального підвищення до гіперемії. Тривалість інтервалу дорівнює кількості блоків і залежить від тяжкості ішемії. Чим менше максимальна значущість перфузії і ступінь підвищення відносно вихідного рівня, тим важче протікає декомпенсація регіонарного кровообігу.

Відзначається спазм артеріол і прекапілярних сфінктерів і підвищення периферичного опору при ішемії II ступеня. При ішемії III-IV ступеня виникає атонія судин (аж до парезу), включаючи артеріо-венулярні шунти, глибокі порушення мікроциркуляції та незворотні зміни тканин [2, 3, 7]. При критичній ішемії початковий рівень кровотоку був високим, але не пульсуючим, що свідчить про порушення міогенного тону та парез сфінктерів капілярів у хворих на діабетичну ангіопатію в поєднанні з атеросклерозом [5].

Значно гірші показники тесту на стопі з критичною ішемією, ніж у колінній ділянці, через гарний колатеральний розвиток у ділянці стегна, стегна та коліна. Розвиток застави нижче цього рівня набагато гірший. Цей метод дозволяє оцінити адекватність колатерального кровообігу на певному рівні, що важливо при визначенні рівня збереження кінцівок. LPPH корисний для результатів об'єктивізації. Інформативним є рівень ST, на якому проявляється реактивна гіперемія. Це відображає об'ємну швидкість кровотоку через колатералі. Результати задовільно корелюють з тяжкістю ішемії і як

колатерального кровообігу. Інформативність тесту з реактивною гіперемією становить понад 80%.

Для більш зручного та достовірного порівняння результатів експерименту всіх хворих розподілили на 3 групи: 1 – без оклюзії артерій, 2 – декомпенсована або критична ішемія (III та IV стадії ішемії), 3 – субкомпенсована ішемія (II стадія ішемії). Результати досліджень наведені в таблицях 5.1,а, 5.1,б, 5.2.

Таблиця 5.1а

Залежність стопно-кисткового коефіцієнта від ступеня ішемії

| Ступінь ішемії | Кількість обстежених нижніх кінцівок | Кількість обстежених пацієнтів | Стопно-кистковий коефіцієнт, % | Інтервал | Необхідність індивідуального обстеження |
|-----------------------|--------------------------------------|--------------------------------|--------------------------------|-------------|---|
| Здоровий | 24 | 17 | 78,4±3,7 | 44,4 ÷125,8 | 40,1÷23,0 |
| Субкомпенсований (СК) | 25 | 21 | 29,4±2,3 | 13,8÷69,1 | 22,0 ÷36,0 |
| Декомпенсований (DC) | 37 | 30 | 15,3±2,2 | 0,3÷49,4 | 9,0 ÷21,0 |

Таблиця 5.1б

Визначення ступеня ішемії на певному інтервалі стопно-кисткового коефіцієнта

| Коефіцієнт стопа-кисть, % | Здоровий | Ступінь ішемії | |
|--------------------------------------|----------|-----------------------|----------------------|
| | | Субкомпенсований (СК) | Декомпенсований (DC) |
| | | Кількість пацієнтів | |
| 0-20,0 | 0 | 6 (25%) | 27 (73%) |
| 20,1-40,0 | 0 | 15 (63%) | 9 (24,3%) |
| 40,1-70,0 | 12 (50%) | 3 (12,5%) | 1 (2,7%) |
| 70,1-130,0 | 12 (50%) | 0 | 0 |
| Кількість обстежених нижніх кінцівок | 24 | 24 | 37 |
| Середній коефіцієнт нога-рука, % | 78,4±3,7 | 29,4±2,3 | 15,3±2,2 |

Таблиця 5.2

Результати досліджень

| Коефіцієнт стопи, % | Декомпенсований (ДК) | Результати дослідження |
|---------------------|---|--------------------------|
| | Середній коефіцієнт нога-рука $15,3 \pm 2,2$ % | |
| 0 - 20,0 | 27 пацієнтів | 6 ампутацій |
| 20,1-40,0 | 9 пацієнтів | 1 ампутацій |
| 40,1-70,0 | 1 пацієнтів | нижню кінцівку врятовано |

Графічну залежність стопно-кистьового коефіцієнта від ступеня ішемії наведено на рис. 5.16.

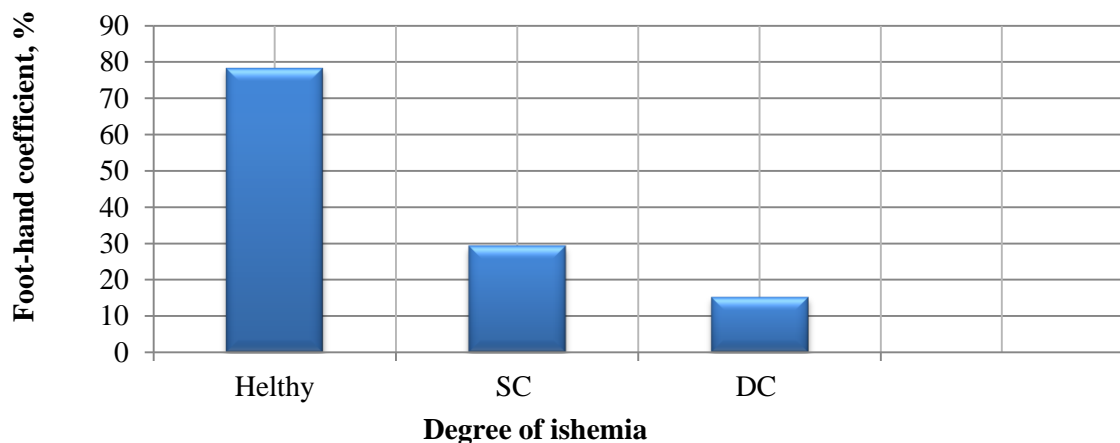


Рисунок 5.16 – Залежність стопно-кистьового коефіцієнта від ступеня ішемії

Динаміка амплітуди підвищення кровотоку після проби на реактивну гіперемію наведена на рис. 5.17, (а – г). Зміна амплітуди для 7 пацієнтів з декомпенсованою ішемією наведено на рис. 3, а, 8 хворих із субкомпенсованою ішемією представлені на рис. 3, б, амплітуди 4 пацієнтів згруповані в окрему групу із субкомпенсованою ішемією + (у яких спостерігається збільшення амплітуди кровотоку) наведені на рис. 5.17, в.

В результаті експериментально-клінічних досліджень з використанням оптико-електронного приладу для оцінювання тканинної мікроциркуляції

виконано 7 ампутацій, врятовано 1 нижню кінцівку. Іншим хворим призначено індивідуальне лікування та медичний нагляд.

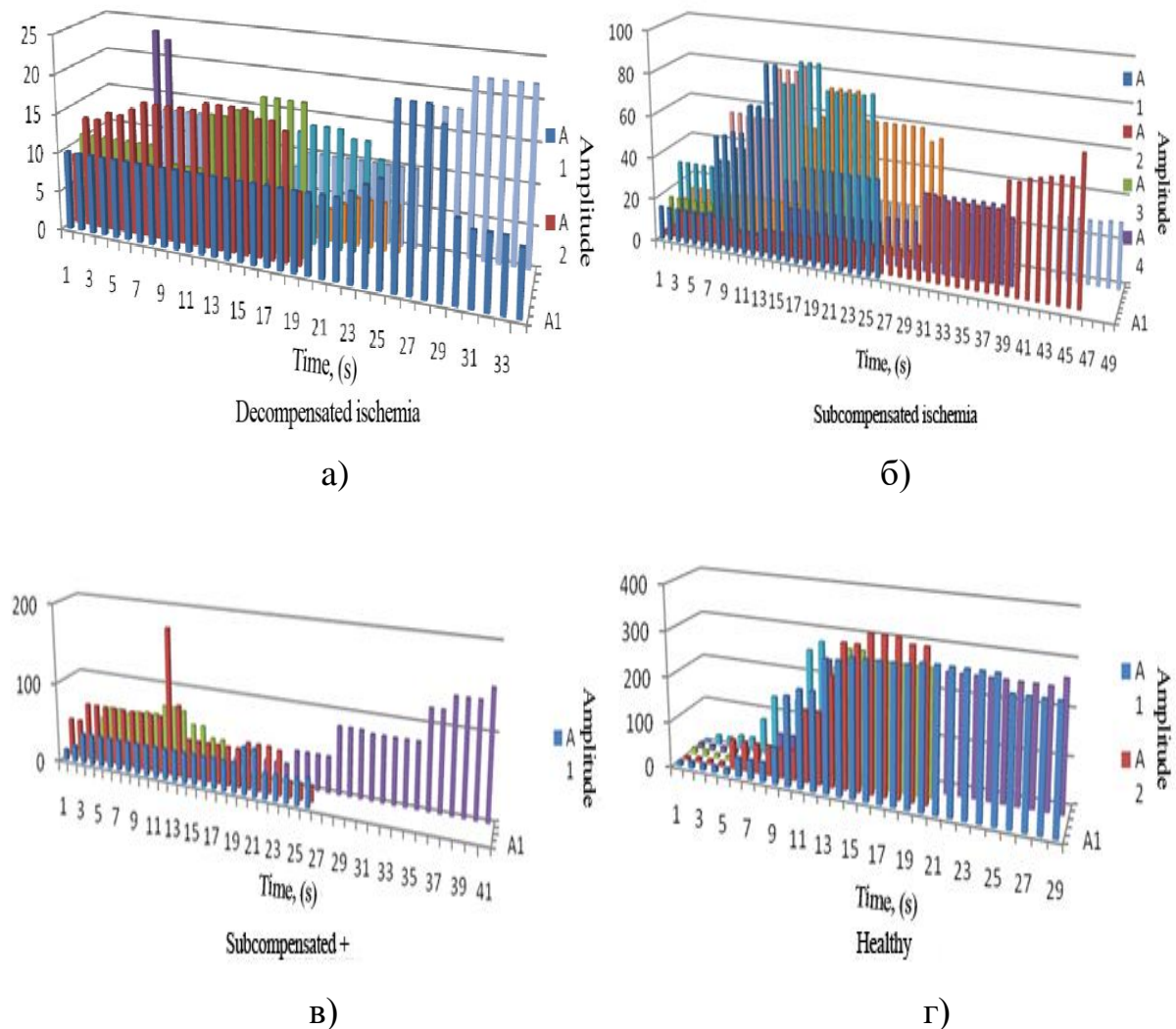


Рисунок 5.17 – Зміна амплітуди кровотоку в залежності від ступеня ішемії: а) декомпенсована ішемія; б) субкомпенсована ішемія; в) субкомпенсований +; г) здоровий

Так, метод ЛППГ дозволяє визначити пульсованість кровотоку в різних ділянках стопи та гомілки, ступінь компенсації та перспективності збереження кінцівки та рівень ампутації. Інформативність методу більше 90%. LPPH є високоінформативним методом оцінки пульсації кровотоку в певній ділянці. Найбільш інформативним показником є високий пульсуючий кровотік.

5.4 Висновки до п'ятого розділу

1. Доведено, що на теперішній час стає важливим розробка портативних та дешевих пристроїв вивчення зміни імпедансу БТ. Зміна стану властивості БТ, при розвитку некрозу, корелюється з зміною електропровідності. Також встановлено, що при одночасному вимірюванні зміни імпедансу на двох ідентичних ділянках кінцівок постійна часу іонізації є критеріальним параметром при дослідженні розвитку ішемії.
2. Розвиток методів експрес діагностики, зокрема фотометричних методів для оцінювання порушень тканинної мікроциркуляції, за даними отриманих у перехідних процесах іонізації біологічної тканини, потребують подальших досліджень спільно з результатами зміни властивостей тканини, отриманих за допомогою біопсії, що дозволить розробити способи прогнозування розвитку ішемії, та визначити час хірургічного втручання та корегувати курс медикаментозного лікування.
3. В результаті експериментально-клінічних досліджень з використанням оптико-електронного приладу для оцінювання тканинної мікроциркуляції виконано 7 ампутацій, врятовано 1 нижню кінцівку. Іншим хворим призначено індивідуальне лікування та медичний нагляд.
4. Показано перспективність використання фотоплетизмографічного методу для оцінювання тканинної мікроциркуляції для вивчення процесів, які відбуваються при фотонному фізіотерапевтичному впливі для комплексного лікування хронічних ускладнень цукрового діабету.

ВИСНОВКИ

Розвинуто методологію розвитку фотометричних методів досліджень біологічних тканин та тканинної мікроциркуляції при діагностуванні порушень кровообігу при політравмах різного ступеню важкості, що дозволить підвищити точність діагностування порівняно з традиційними методами діагностування (ультразвуковими реоплетизмографічними, та інш.), а також розширяє функціональні можливості біомедичної інженерії в напрямку експрес-діагностування та оцінювання тканинної мікроциркуляції, зокрема при політравмах різного ступеню важкості.

На основі теоретичних досліджень реалізовано оптико-електронний прилад оцінювання тканинної мікроциркуляції з політравмами різного ступеня, що є визначальним у біомедичній діагностиці. Запропоновано мультиспектральні лазерні та фотонні оптико-електронні прилади та системи, які дають можливість визначати порушення мікроциркуляції у різних ділянках, зокрема, щелепно-лицьовій ділянці, кінцівках, передній черевній стінці, зокрема, при політравмах у військовослужбовців.

Отримано такі наукові та практичні результати:

У науковому плані:

- Розроблено імітаційну модель поширення оптичного випромінювання в багатошарових біологічних тканинах, програмне забезпечення імітаційної моделі, що дозволило визначити, що найбільше значення коефіцієнта пропускання T на межі розділу повітря та рогового шару відповідає куту падіння 45° . Доведено, що при збільшення значення кута падіння кількість відбитих фотонів з рогового шару зменшується, не досягаючи внутрішньої структури шкіри;

- Запропоновано 3D модель поверхні для інформативного представлення фотоплетизмографічного сигналу, в якій запропоновано оцінювання динамічних кривих, як визначення основних показників фотоплетизмограм для задач оцінювання тканинної мікроциркуляції периферійного кровообігу, що дозволило покращити візуальне виявлення ступеню порушень мікроциркуляції судин.
- Отримала подальшого розвитку двовимірна зв'язнісна модель для формування шаблонів фотоплетизмографічного сигналу шляхом аналізу внутрішньозрізових та міжзрізових функцій, які застосовуються для оцінювання стану тканинної мікроциркуляції при політравмах різного ступеню важкості.
- Розроблено фізико-математичну модель випадкового переносу фотонів у плоскопаралельному зразку шкіри на основі методу Монте-Карло з урахуванням стану поляризації лазерного зонduючого світла, для можливості прогнозування інтенсивності зворотно розсіяного випромінювання та ступеня поляризації світлових хвиль лазерного випромінювання на виході зразка в залежності від його товщини
- Розроблена інформаційна експертна модель для оцінювання важкості діабетичного кетоацидозу.

У практичному плані:

В практичному плані запропоновані нові технічні рішення реалізації мультиспектральної оптико-електронної системи обробки біомедичної інформації для аналізу тканинної мікроциркуляції, структури автоматизованої системи з підвищеним рівнем діагностики і алгоритм її функціонування.

Результати досліджень дозволили суттєво розширити 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 серцево-судинної системи, зокрема визначення порушення тканинної мікроциркуляції при політравмах у військовослужбовців.

Запропоновано мультиспектральну лазерну систему, що дозволить, завдяки застосуванню 4-х оптичних методів (каскад: оптичного тканинного оксиметра, доплерівського флуорометру, оптоволоконного пірометричного термометру, аналізатора контрасту спекл зображення біологічної поверхні), отримати достовірні результати діагностики стану мікроциркуляторного русла;

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 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 інформаційно-вимірального каналу при застосуванні оптичних сенсорів.

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.

Результати дисертаційної роботи впроваджено мультиспектральні лазерні та фотонні технології нормалізації мікроциркуляції крові у сукупності з новими оптико-електронними методами оцінювання периферичного кровообігу, які забезпечують: підвищену достовірність результатів діагностики і терапії за рахунок інтелектуального аналізу гемодинамічних мікроциркуляторних показників впроваджено в КНП «Вінницька міська лікарня швидкої медичної допомоги», лазерні та оптико-електронні неінвазивні засоби діагностування, оптико-електронні системи для оцінювання та нормалізації тканинної мікроциркуляції людини для підвищення ефективності діагностування, профілактики і лікування найбільш поширених захворювань, зокрема, військових політравмах різного ступеню важкості впроваджено на базі ПП «Фотоніка Плюс», м. Черкаси, укладено меморандум про співпрацю в напрямку впровадження мультиспектральних та фотонних приладів для діагностування та реабілітації пацієнтів з політравмами різного ступеню важкості з Військово-медичним клінічним центром Центрального регіону та отримано довідку благодійної організації «Благодійний фонд «Енергія відродження» (м. Вінниця) щодо застосування оптико-електронних приладів та методик лазерної термотерапії для використання в клінічній медицині, зокрема, для діагностування та реабілітації військових з політравмами різного ступеню важкості.

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 дисертаційних робіт від 15.01.2025 року).

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Born M. and Wolf E., Principles of Optics. Cambridge: Cambridge University Press (1999)
2. Nye J. F., Natural Focusing and Fine Structure of Light: Caustics and Wave Dislocations (1999)
3. Vasnetsov M., Soskin M., and Pasko V., Topological configurations of cross-coupled polarization singularities in a space-variant vector field, *Optics Communications* 63, 181-187 (2016)
4. Goodman, J., Some fundamental properties of speckle, *J. Opt. Soc. Am.* 66, 1145–1150 (1976)
5. Schmitt J. M., Xiang S. H. and Yung K. M., Speckle in Optical Coherence Tomography, *Journal of Biomedical Optics* 4, 95–105 (1999)
6. Goodman J. W., Speckle Phenomena in Optics: *Theory and Applications*, 1st ed. (Roberts & Company), 125–149 (2006).
7. Dayan Li, Damien P. Kelly, and John T. Sheridan, *Speckle suppression by doubly scattering systems*, *Applied Optics* 52, 8617-8626 (2013)
8. Jermana L. Moraes, Matheus X. Rocha, Glauber G. Vasconcelos, José E. Vasconcelos Filho, Victor Hugo C. de Albuquerque and Auzuir R. Alexandria. Advances in Photoplethysmography Signal Analysis for Biomedical Applications, *Sensors* 2018, 18, 1894; 26 p. doi:10.3390/s18061894
9. Mendis, S. Global Status Report on Noncommunicable Diseases 2014; World Health Organization: Geneva, Switzerland, 2014; p. 298. *Sensors* 2018, 18, 1894 20 of 26.
10. De Alexandria, A.R.; Cortez, P.C.; Bessa, J.A.; da Silva Félix, J.H.; de Abreu, J.S.; de Albuquerque, V.H.C. Psnares: A new radial active contour model and its application in the segmentation of the left ventricle from echocardiographic images. *Comput. Methods Progr. Biomed.* 2014, 116, 260–273.

11. Corrêa, L.A.F. Sistema não Invasivo de Monitorização da Pressão Arterial e da Onda de Pulso Utilizando a Fotopletismografia. Ph.D. Thesis, Programa de Pós Graduação em Engenharia Biomédica, Universidade Federal do Rio de Janeiro, UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil, 2006.
12. Kilsztajn, S.; Rossbach, A.; Câmara, M.; Carmo, M. Health services, expenses and aging of the Brazilian population. *Rev. Bras. Study Popul.* 2003, 20, 93–108.
13. Fan, F.; Yan, Y.; Tang, Y.; Zhang, H. A motion-tolerant approach for monitoring SpO₂ and heart rate using photoplethysmography signal with dual frame length processing and multi-classifier fusion. *Comput. Biol. Med.* 2017, 91, 291–305.
14. Birrenkott, D.; Pimentel, M.A.; Watkinson, P.J.; Clifton, D.A. A robust fusion model for estimating respiratory rate from photoplethysmography and electrocardiography. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2017.
15. Akay, M. *Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering*; Wiley-Interscience: Hoboken, NJ, USA, 2006; p. 4152.
16. Papini, G.; Fonseca, P.; Aubert, X.; Overeem, S.; Bergmans, J.; Vullings, R. Photoplethysmography beat detection and pulse morphology quality assessment for signal reliability estimation. In *Proceedings of the 2017 39th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, Seogwipo, Korea, 11–15 July 2017; pp. 117–120.
17. Da S.; Luz, E.J.; Nunes, T.M.; de Albuquerque, V.H.C.; Papa, J.P.; Menotti, D. ECG arrhythmia classification based on optimum-path forest. *Expert Syst. Appl.* 2013, 40, 3561–3573.
18. De Albuquerque, V.H.C.; Nunes, T.M.; Pereira, D.R.; Luz, E.J.D.S.; Menotti, D.; Papa, J.P.; Tavares, J.M.R.S. Robust automated cardiac arrhythmia detection in ECG beat signals. *Neural Comput. Appl.* 2018, 29, 679–693.

19. Zhao, D.; Sun, Y.; Wan, S.; Wang, F. SFST: A robust framework for heart rate monitoring from photoplethysmography signals during physical activities. *Biomed. Signal Process. Control* 2017, 33, 316–324.
20. Pradhan, N.; Rajan, S.; Adler, A.; Redpath, C. Classification of the quality of wristband-based photoplethysmography signals. In *Proceedings of the 2017 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA)*, Rochester, MN, USA, 7–10 May 2017; pp. 269–274.
21. Hussein, A.F.; Kumar, A.; Burbano-Fernandez, M.; Ramirez-Gonzalez, G.; Abdulhay, E.; de Albuquerque, V.H.C. An Automated Remote Cloud-Based Heart Rate Variability Monitoring System. *IEEE Access* 2018.
22. Hassan, M.; Malik, A.; Fofi, D.; Saad, N.; Karasfi, B.; Ali, Y.; Meriaudeau, F. Heart rate estimation using facial video: A review. *Biomed. Signal Process. Control* 2017, 38, 346–360.
23. Charlton, P.; Birrenkott, D.A.; Bonnici, T.; Pimentel, M.A.F.; Johnson, A.E.W.; Alastruey, J.; Tarassenko, L.; Watkinson, P.J.; Beale, R.; Clifton, D.A. Breathing Rate Estimation from the Electrocardiogram and Photoplethysmogram: A Review. *IEEE Rev. Biomed. Eng.* 2018.
24. Alian, A.A.; Shelley, K.H. Photoplethysmography. *Best Pract. Res. Clin. Anaesthesiol.* 2014, 28, 395–406.
25. Sun, Y.; Thakor, N. Photoplethysmography Revisited: From Contact to Noncontact, From Point to Imaging. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2016, 63, 463–477.
26. Pfeifer, G.; Garfinkel, S.N.; Praag, C.D.G.V.; Sahota, K.; Betka, S.; Critchley, H.D. Feedback from the heart: Emotional learning and memory is controlled by cardiac cycle, interoceptive accuracy and personality. *Biol. Psychol.* 2017, 126, 19–29.

27. Rodrigues, K.A.S.; Pereira, M.H.R.; Pádua, F.L.C. Detecção em tempo real da frequência cardíaca de pessoas por meio da análise de variações temporais em vídeos. *E-xacta* 2016, 9, 49–62.
28. Choi, S.; Min, K.; Kim, N.N.; Munarriz, R.; Goldstein, I.; Traish, A.M. Laser Oximetry: A Novel Noninvasive Method to Determine Changes in Penile Hemodynamics in an Anesthetized Rabbit Model. *J. Androl.* 2002, 23, 278–283.
29. Schwarz, L. Proposta de um Sistema Telemétrico Para Aquisição de Sinais Fisiológicos. Ph.D. Thesis, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Santa Catarina, UFSC, Santa Catarina, Brasil, 2007. *Sensors* 2018, 18, 1894–21 of 26.
30. Peter, L.; Vorek, I.; Massot, B.; Bryjova, I.; Urbanczyk, T. Determination of Blood Vessels Expandability; Multichannel Photoplethysmography. *IFAC–PapersOnLine* 2016, 49, 284–288.
31. Madhavan, G. Plethysmography. *Biomed. Instrum. Technol.* 2005, 39, 367–371.
32. Allen, J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. *Physiol. Meas.* 2007, 28, R1–R39.
33. Fan, Q.; Li, K. Non-contact remote estimation of cardiovascular parameters. *Biomed. Signal Process. Control* 2018, 40, 192–203.
34. Bhattacharya, J.; Kanjilal, P.; Muralidhar, V. Analysis and characterization of photo-plethysmographic signal. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2001, 48, 5–11.
35. Meredith, D.; Clifton, D.; Charlton, P.; Brooks, J.; Pugh, C.; Tarassenko, L. Photoplethysmographic derivation of respiratory rate: A review of relevant physiology. *J. Med. Eng. Technol.* 2012, 36, 1–7.
36. Moyle, J.T.B. *Pulse Oximetry*, 2nd ed.; BMJ: London, UK, 2002.
37. Hejmel, L.; Gál, I. Heart rate variability analysis. *Acta Physiologica Hungarica* 2001, 88, 219–230.

38. Hemon, M.C.; Phillips, J.P. Comparison of foot finding methods for deriving instantaneous pulse rates from photoplethysmographic signals. *J. Clin. Monit. Comput.* 2016, 30, 157–168.
39. Phillips, J.P.; Kyriacou, P.A. Comparison of methods for determining pulse arrival time from Doppler and photoplethysmography signals. In *Proceedings of the 2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), Chicago, IL, USA, 26–30 August 2014*; pp. 3809–3812.
40. Millasseau, S.C.; Stewart, A.D.; Patel, S.J.; Redwood, S.R.; Chowienczyk, P.J. Evaluation of Carotid-Femoral Pulse Wave Velocity. *Hypertension* 2005, 45, 222–226.
41. Vardoulis, O.; Papaioannou, T.G.; Stergiopoulos, N. Validation of a novel and existing algorithms for the estimation of pulse transit time: Advancing the accuracy in pulse wave velocity measurement. *Am. J. Physiol. Heart Circ. Physiol.* 2013, 304, H1558–H1567.
42. Gesche, H.; Grosskurth, D.; Küchler, G.; Patzak, A. Continuous blood pressure measurement by using the pulse transit time: Comparison to a cuff-based method. *Eur. J. Appl. Physiol.* 2012, 112, 309–315.
43. Hennig, A.; Patzak, A. Continuous blood pressure measurement using pulse transit time. *Somnol. Schlafforschung Schlafmed.* 2013, 17, 104–110.
44. Zheng, Y.L.; Yan, B.P.; Zhang, Y.T.; Poon, C.C.Y. An Armband Wearable Device for Overnight and Cuff-Less Blood Pressure Measurement. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2014, 61, 2179–2186.
45. Choi, Y.; Zhang, Q.; Ko, S. Noninvasive cuffless blood pressure estimation using pulse transit time and Hilbert–Huang transform. *Comput. Electr. Eng.* 2013, 39, 103–111.

46. Yang, C.; Tavassolian, N. Pulse transit time measurement using seismocardiogram, photoplethysmogram, and acoustic recordings: Evaluation and comparison. *IEEE J. Biomed. Health Inf.* 2017, 22, 733–740.
47. Mukkamala, R.; Hahn, J.O. Toward Ubiquitous Blood Pressure Monitoring via Pulse Transit Time: Predictions on Maximum Calibration Period and Acceptable Error Limits. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2018, 65, 1410–1420.
48. Davies, J.I.; Struthers, A.D. Pulse wave analysis and pulse wave velocity: A critical review of their strengths and weaknesses. *J. Hypertens.* 2003, 21, 463–472.
49. Nabeel, P.M.; Jayaraj, J.; Mohanasankar, S. Single-source PPG-based local pulse wave velocity measurement: a potential cuffless blood pressure estimation technique. *Physiol. Meas.* 2017, 12, 2122–2140.
50. Borik, S.; Cap, I. Measurement and Analysis Possibilities of Pulse Wave Signals. *Adv. Electr. Electron. Eng.* 2013, 11.
51. Chobanian, A.V.; Bakris, G.L.; Black, H.R.; Cushman, W.C.; Green, L.A.; Izzo, J.L., Jr.; Jones, D.W.; Materson, B.J.; Oparil, S.; Wright, J.T., Jr.; et al. The seventh report of the joint national committee on prevention, detection, evaluation, and treatment of high blood pressure: The JNC 7 report. *JAMA* 2003, 289, 2560–2571.
52. Alvim, R.D.O.; Santos, P.C.J.L.; Bortolotto, L.A.; Mill, J.A.G.; Pereira, A.D.C. Arterial Stiffness: Pathophysiological and Genetic Aspects. *Int. J. Cardiovasc. Sci.* 2017, 30, 433–441.
53. Pereira, T.; Maldonado, J.; Pereira, L.; Conde, J. Aortic stiffness is an independent predictor of stroke in hypertensive patients. *Arq. Bras. Cardiol.* 2013, 100, 437–443.
54. McCombie, D.B.; Reisner, A.T.; Asada, H.H. Adaptive blood pressure estimation from wearable PPG sensors using peripheral artery pulse wave velocity measurements and multi-channel blind identification of local arterial

- dynamics. In Proceedings of the 2006 International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, New York, NY, USA, 30 August–3 September 2006; pp. 3521–3524.
55. Gil, E.; Orini, M.; Bailón, R.; Vergara, J.M.; Mainardi, L.; Laguna, P. Photoplethysmography pulse rate variability as a surrogate measurement of heart rate variability during non-stationary conditions. *Physiol. Meas.* 2010, 31, 1271.
 56. Ma, H.T.; Zhang, Y. Spectral analysis of pulse transit time variability and its coherence with other cardiovascular variabilities. In Proceedings of the 28th 2006 EMBS'06 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, New York, NY, USA, 30 August–3 September 2006; pp. 6442–6445.
 57. Boulnois, J.L. Photophysical processes in recent medical laser developments: A review. *Lasers Med. Sci.* 1986, 1, 47–66.
 57. Martins, R.M.S. Fotopletismografia para Monitorização Cardíaca para aplicação no Pulso. Master's Thesis, Universidade de Coimbra, Coimbra, Portugal, 2010; 114p.
 59. Gubbi, S.; Amrutur, B. Adaptive Pulse Width Control and Sampling for Low Power Pulse Oximetry. *IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst.* 2015, 9, 272–283.
 58. Lee, H.; Chung, H.; Ko, H.; Lee, J. Wearable Multichannel Photoplethysmography Framework for Heart Rate Monitoring During Intensive Exercise. *IEEE Sens. J.* 2018, 18, 2983–2993.
 59. Haahr, R.; Duun, S.; Toft, M.; Belhage, B.; Larsen, J.; Birkelund, K.; Thomsen, E. An Electronic Patch for Wearable Health Monitoring by Reflectance Pulse Oximetry. *IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst.* 2012, 6, 45–53.
 60. Wang, C.Z.; Zheng, Y.P. Home-Telecare of the elderly living alone using an new designed ear-wearable sensor. In Proceedings of the 2008 5th

- International Summer School and Symposium on Medical Devices and Biosensors, Hong Kong, China, 1–3 June 2008; pp. 71–74.
61. Rhee, S.; Yang, B.H.; Asada, H. Artifact-resistant power-efficient design of finger-ring plethysmographic sensors. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2001, 48, 795–805.
 62. Rosero, G.; Fernando, O. Sistema móvel de Monitoramento E Treinamento Para Ciclista com Smartphone Android. Master's Thesis, Engenharia de Sistemas Eletrônicos e de Automação, Universidade de Brasília, Brasília, Brasil, 2012.
 63. Allen, J.; Murray, A. Similarity in bilateral photoplethysmographic peripheral pulse wave characteristics at the ears, thumbs and toes. *Physiol. Meas.* 2000, 21, 369.
 64. Shelley, K.H.; Tamai, D.; Jablonka, D.; Gesquiere, M.; Stout, R.G.; Silverman, D.G. The Effect of Venous Pulsation on the Forehead Pulse Oximeter Wave Form as a Possible Source of Error in SpO₂ Calculation. *Anesth. Analg.* 2005, 100, 743–747.
 65. Mendelson, Y.; Duckworth, R.; Comtois, G. A Wearable Reflectance Pulse Oximeter for Remote Physiological Monitoring. In *Proceedings of the 2006 International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, New York, NY, USA, 30 August–3 September 2006; pp. 912–915.
 66. Shin, K.; Kim, Y.; Bae, S.; Park, K.; Kim, S. A Novel Headset with a Transmissive PPG Sensor for Heart Rate Measurement. In *Proceedings of the 13th International Conference on Biomedical Engineering*, Singapore, 3–6 December 2008; Lim, C.T., Goh, J.C., Eds.; Springer: Berlin/Heidelberg, Germany, 2009; pp. 519–522.
 67. Paul, B.; Manuel, M.; Alex, Z. Design and development of non invasive glucose measurement system. In *Proceedings of the 2012 1st International*

- Symposium on Physics and Technology of Sensors (ISPTS-1), Pune, India, 7–10 March 2012; pp. 43–46.
68. Karlen, W.; Raman, S.; Ansermino, J.; Dumont, G. Multiparameter Respiratory Rate Estimation from the Photoplethysmogram. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2013, 60, 1946–1953.
 69. Araújo, F.O. *Infraestrutura De Hardware E Software Para Monitoramento De Batimentos Cardíacos Em Bovinos De Corte; Trabalho de Conclusão de Curso em Engenharia Elétrica; Universidade Federal do Mato Grosso do Sul, FAENG, Campo Grande: Vila Olinda, Brasil, 2014.*
 70. Vanderlei, L.C.M.; Pastre, C.M.; Hoshi, R.A.; Carvalho, T.D.D.; Godoy, M.F.D. Basic notions of heart rate variability and its clinical applicability. *Braz. J. Cardiovasc. Surg.* 2009, 24, 205–217.
 71. Javorka, M.; Zila, I.; Balhárek, T.; Javorka, K. Heart rate recovery after exercise: Relations to heart rate variability and complexity. *Braz. J. Med. Biol. Res.* 2002, 35, 991–1000.
 72. Nunan, D.; Sandercock, G.R.; Brodie, D.A. A Quantitative Systematic Review of Normal Values for Short-Term Heart Rate Variability in Healthy Adults. *Pacing Clin. Electrophysiol.* 2010, 33, 1407–1417.
 73. Task, F. Force of the European Society of Cardiology, Heart rate variability, standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. *Circulation* 1996, 93, 1043–1065.
 74. Pumpřla, J.; Howorka, K.; Groves, D.; Chester, M.; Nolan, J. Functional assessment of heart rate variability: Physiological basis and practical applications. *Int. J. Cardiol.* 2002, 84, 1–14. [CrossRef]
 75. Hirfanoglu, T.; Serdaroglu, A.; Cetin, I.; Kurt, G.; Capraz, I.Y.; Ekici, F.; Arhan, E.; Bilir, E. Effects of vagus nerve stimulation on heart rate variability in children with epilepsy. *Epilepsy Behav.* 2018, 81, 33–40.

76. Khaled, A.; Owis, M.; Mohamed, S.A.A. Employing Time-Domain Methods and Poincaré Plot of Heart Rate Variability Signals to Detect Congestive Heart Failure. *BIME J.* 2006, 6, 35–41.
77. De Carvalho, T.D.; Pastre, C.M.; Rossi, R.C.; de Abreu, L.; Valenti, V.; Vanderlei, L.M. Índices geométricos de variabilidade da frequência cardíaca na doença pulmonar obstrutiva crônica. *Rev. Port. Pneumol.* 2011, 17, 260–265.
78. Smith, A.L.; Reynolds, K.J.; Owen, H. Correlated Poincaré indices for measuring heart rate variability. *Australas. Phys. Eng. Sci. Med.* 2007, 30, 336.
79. Lam, J.C.; Yan, C.S.; Lai, A.Y.; Tam, S.; Fong, D.Y.; Lam, B.; Ip, M.S. Determinants of Daytime Blood Pressure in Relation to Obstructive Sleep Apnea in Men. *Lung* 2009, 187, 291–298.
80. Tulppo, M.P.; Mäkikallio, T.H.; Seppänen, T.; Laukkanen, R.T.; Huikuri, H.V. Vagal modulation of heart rate during exercise: Effects of age and physical fitness. *Am. J. Physiol. Heart Circ. Physiol.* 1998, 274, H424–H429.
81. Sarén-Koivuniemi, T.J.; Yli-Hankala, A.M.; van Gils, M.J. Increased variation of the response index of nociception during noxious stimulation in patients during general anaesthesia. *Comput. Methods Progr. Biomed.* 2011, 104, 154–160.
82. Gamelin, F.X.; Berthoin, S.; Bosquet, L. Validity of the polar S810 heart rate monitor to measure RR intervals at rest. *Med. Sci. Sports Exerc.* 2006, 38, 887–893.
83. Shields Robert, W. Heart rate variability with deep breathing as a clinical test of cardiovagal function. *Cleve. Clin. J. Med.* 2009, 76, S37–40.
84. Akselrod, S.; Gordon, D.; Ubel, F.; Shannon, D.; Berger, A.; Cohen, R. Power spectrum analysis of heart rate fluctuation: A quantitative probe of beat-to-beat cardiovascular control. *Science* 1981, 213, 220–222.

85. Elgendi, M.; Fletcher, R.R.; Norton, I.; Brearley, M.; Abbott, D.; Lovell, N.H.; Schuurmans, D. Frequency analysis of photoplethysmogram and its derivatives. *Comput. Methods Progr. Biomed.* 2015, 122, 503–512.
86. Elgendi, M. Standard Terminologies for Photoplethysmogram Signals. *Curr. Cardiol. Rev.* 2012, 8, 215–219.
87. Higgins, J.P. Nonlinear systems in medicine. *Yale J. Biol. Med.* 2002, 75, 247.
88. Niskanen, J.P.; Tarvainen, M.P.; Ranta-aho, P.O.; Karjalainen, P.A. Software for advanced HRV analysis. *Comput. Methods Progr. Biomed.* 2004, 76, 73–81.
89. Puri, C.; Ukil, A.; Bandyopadhyay, S.; Singh, R.; Pal, A.; Mandana, K. iCarMa: Inexpensive Cardiac Arrhythmia Management—An IoT Healthcare Analytics Solution. In *Proceedings of the First IoT of Health '16 Workshop on IoT-enabled Healthcare and Wellness Technologies and Systems*, Singapore, 25–30 June 2016; ACM: New York, NY, USA, 2016; pp. 3–8.
90. Karegar, F.P.; Fallah, A.; Rashidi, S. ECG based human authentication with using Generalized Hurst Exponent. In *Proceedings of the 2017 Iranian Conference on Electrical Engineering (ICEE)*, Tehran, Iran, 2–4 May 2017; pp. 34–38.
91. Pham, T.D.; Oyama-Higa, M. Photoplethysmography technology and its feature visualization for cognitive stimulation assessment. In *Proceedings of the 2015 IEEE International Conference on Industrial Technology (ICIT)*, Seville, Spain, 17–19 March 2015; pp. 1735–1740.
92. Horio, K.; Li, Y. Visualization and Analysis of Mental States Based on Photoplethysmogram. In *Proceedings of the 2009 Fourth International Conference on Innovative Computing, Information and Control (ICICIC)*, Kaohsiung, Taiwan, 7–9 December 2009; pp. 1401–1404.
93. Lee, J.; Jung, W.; Kang, I.; Kim, Y.; Lee, G. Design of filter to reject motion artifact of pulse oximetry. *Comput. Stand. Interfaces* 2004, 26, 241–249.

94. Lee, H.W.; Lee, J.W.; Jung, W.G.; Lee, G.K. The periodic moving average filter for removing motion artifacts from PPG signals. *Int. J. Control Autom. Syst.* 2007, 5, 701–706.
95. Ruiz, L.M.; Manzo, A.; Casimiro, E.; Cárdenas, E.; González, R. Heart rate variability using photoplethysmography with green wavelength. In *Proceedings of the 2014 IEEE International Autumn Meeting on Power, Electronics and Computing (ROPEC)*, Ixtapa, Mexico, 5–7 November 2014; pp. 1–5.
96. Manonelles Rincón, L. Development of an Acquisition Circuit of Multiple Biological Signals for Integration into a Wearable Bracelet. Bachelor's Thesis, Universitat Politècnica de Catalunya, Barcelona, Spain, 2017.
97. Kukkapalli, R. Non-Invasive Wearable Sensors for Respiration Monitoring. Bachelor's Thesis, University of Maryland, Baltimore County, Baltimore, MD, USA, 2016.
98. Asada, H.; Reisner, A.; Shaltis, P.; McCombie, D. Towards the Development of Wearable Blood Pressure Sensors: A Photo-Plethysmograph Approach Using Conducting Polymer Actuators. In *Proceedings of the 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference*, Shanghai, China, 17–18 January 2005; pp. 4156–4159.
99. Baheti, P.K.; Garudadri, H. An Ultra Low Power Pulse Oximeter Sensor Based on Compressed Sensing. In *Proceedings of the 2009 Sixth International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks*, Berkeley, CA, USA, 3–5 June 2009; pp. 144–148.
100. Wang, L.; Lo, B.P.; Yang, G.Z. Multichannel Reflective PPG Earpiece Sensor With Passive Motion Cancellation. *IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst.* 2007, 1, 235–241.
101. Rhee, S.; Liu, S. An ultra-low power, self-organizing wireless network and non-invasive biomedical instrumentation. In *Proceedings of the Second Joint 24th Annual Conference and the Annual Fall Meeting of the Biomedical*

- Engineering Society, Engineering in Medicine and Biology, Houston, TX, USA, 23–26 October 2002; Volume 3, pp. 1803–1804.
102. Guyton, A.; Hall, J. Renal regulation of potassium, calcium, phosphate, and magnesium; integration of renal mechanisms for control of blood volume and extracellular fluid volume. *Guyton Hall Textb. Med. Physiol.* 2006, 10, 371–373.
 103. Silva, M.D.C. Monitoramento Remoto Preventivo de Pacientes Com Doenças Cardiovasculares Utilizando Dispositivo Móvel Como Agente Inteligente. Ph.D. Thesis, Programa de Pós-Graduação em Informática, Universidade Federal da Paraíba, UFPB, João Pessoa, Brasil, 2012.
 104. Pantoni, C.; Reis, M.; Martins, L.; Catai, A.; Costa, D.; Borghi-Silva, A. Study of heart rate autonomic modulation at rest in elderly patients with chronic obstructive pulmonary disease. *Braz. J. Phys. Ther.* 2007, 11, 35–41.
 105. Pickett, J.; Amoroso, P.; Nield, D.; Jones, D. Pulse oximetry and PPG measurements in plastic surgery. *Engineering in Medicine and Biology Society*, 1997. In *Proceedings of the 19th Annual International Conference of the IEEE*, Chicago, IL, USA, 30 October–2 November 1997; Volume 5, pp. 2330–2332.
 106. Allen, J.; Oates, C.P.; Lees, T.A.; Murray, A. Photoplethysmography detection of lower limb peripheral arterial occlusive disease: A comparison of pulse timing, amplitude and shape characteristics. *Physiol. Meas.* 2005, 26, 811.
 107. Custódio Rubira, M.; Angelis Rubira, A.P.F.D.; Silva Soares, P.P.D.; Gusmão Medeiros, L.; Alves Neves, G.; Consolim-Colombo, F.M. Cardiovascular risk in eutrophic young subjects: Influence of corporal fat and sympathetic activity. *ConSci. Saúde* 2011, 10, 223–230.
 108. Amir, O.; Barak-Shinar, D.; Henry, A.; Smart, F.W. Photoplethysmography as a single source for analysis of sleep-disordered breathing in patients with severe cardiovascular disease. *J. Sleep Res.* 2012, 21, 94–100.

109. Melillo, P.; Fusco, R.; Sansone, M.; Bracale, M.; Pecchia, L. Discrimination power of long-term heart rate variability measures for chronic heart failure detection. *Med. Biol. Eng. Comput.* 2011, 49, 67–74.
110. Carnethon, M.R.; Liao, D.; Evans, G.W.; Cascio, W.E.; Chambless, L.E.; Heiss, G. Correlates of the shift in heart rate variability with an active postural change in a healthy population sample: The Atherosclerosis Risk In Communities study. *Am. Heart J.* 2002, 143, 808–813.
111. Naydenova, E.; Tsanas, A.; Casals-Pascual, C.; Vos, M.D. Smart diagnostic algorithms for automated detection of childhood pneumonia in resource-constrained settings. In *Proceedings of the 2015 IEEE Global Humanitarian Technology Conference (GHTC)*, Seattle, WA, USA, 8–11 October 2015; pp. 377–384.
114. Karlen, W.; Brouse, C.; Cooke, E.; Ansermino, J.; Dumont, G. Respiratory rate estimation using respiratory sinus arrhythmia from photoplethysmography. In *Proceedings of the 2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Boston, MA, USA, 30 August–3 September 2011; pp. 1201–1204.
112. Furuland, H.; Linde, T.; Englund, A.; Wikström, B. Heart rate variability is decreased in chronic kidney disease but may improve with hemoglobin normalization. *J. Nephrol.* 2008, 21, 45–52.
113. Sommermeyer, D.; Zou, D.; Ficker, J.H.; Randerath, W.; Fischer, C.; Penzel, T.; Sanner, B.; Hedner, J.; Grote, L. Detection of cardiovascular risk from a photoplethysmographic signal using a matching pursuit algorithm. *Med. Biol. Eng. Comput.* 2016, 54, 1111–1121.
114. Paschoal, M.; Gonçalves, N.; Petrelluzzi, K.; Machado, R. Controle autônomo cardíaco durante a execução de atividade física dinâmica de baixa intensidade. *Rev. Soc. Cardiol. Estado de São Paulo* 2003, 13, S1–S11.

115. Lin, C.H. Assessment of bilateral photoplethysmography for lower limb peripheral vascular occlusive disease using color relation analysis classifier. *Comput. Methods Progr. Biomed.* 2011, 103, 121–131.
116. Faurholt-Jepsen, M.; Kessing, L.V.; Munkholm, K. Heart rate variability in bipolar disorder: A systematic review and meta-analysis. *Neurosci. Biobehav. Rev.* 2017, 73, 68–80.
117. Palma, J.A.; Benarroch, E.E. Neural control of the heart. *Neurology* 2014, 83, 261–271.
118. Aubert, A.E.; Seps, B.; Beckers, F. Heart rate variability in athletes. *Sports Med.* 2003, 33, 889–919.
119. Florea, V.G.; Cohn, J.N. The Autonomic Nervous System and Heart Failure. *Circ. Res.* 2014, 114, 1815–1826.
120. Rajendra, A.U.; Paul, J.K.; Natarajan, K.; Min, L.C.; Suri, J.S. Heart rate variability: A review. *Med. Biol. Eng. Comput.* 2006, 44, 1031–1051.
121. Porto, L.G.G.; Junqueira, L.F., Jr. Comparison of Time-Domain Short-Term Heart Interval Variability Analysis Using a Wrist-Worn Heart Rate Monitor and the Conventional Electrocardiogram. *Pacing Clin. Electrophysiol.* 2009, 32, 43–51.
122. Sánchez, D.M. Diseño De Un Dispositivo Para La Detección Del Estrés A Partir De La Señal De Fotopletismografía. Trabajo Fin de G, Escuela Técnica Superior De Ingeniería Grado En Ingeniería De Las Tecnologías De Telecomunicación, Sevilla, 2014. Available online: <http://bibing.us.es/proyectos/abreproy/90024/> (accessed on 08 June 2018).
123. Vilhegas, L.Z. Development of a Prototype for Monitoring Oxygen Saturation and Heart Rate for Rodents. Master's Thesis, Título de Engenharia Elétrica, Escola Politécnica, São Paulo, Brasil, 2007.
124. Kompanets Igor, Zalyapin Nikolay, Methods and Devices of Speckle-Noise Suppression (Review), *Optics and Photonics Journal*, 10, 219-250 (2020)

125. Zhang Z., Tan H. M., Gao L. L., Wang B.S., Miao J. G., Peng J. Y., Intra-cavity second harmonic generation with Nd:YVO₄/BIBO laser at 542 nm, *Optics Communications* 267, 487-490 (2006)
126. Turri G., Jenssen H. P., Cornacchia F., Tonelli M., Bass M., Temperature-dependent stimulated emission crosssection in Nd³⁺:YVO₄ crystals, *J. Opt. Soc. Am. B* 26, 2084-2088 (2009)
127. Nye J. F, Hajnal J. V., The wave structure of monochromatic electromagnetic radiation, *Proc R Soc Lond A* 409:21–36 (1987).
128. Singha A.K., Manohara R., Shuklaa J.P. and Biradarb A.M., Refractive indices, order parameter and optical transmittance studies of a nematic niquid crystal mixture, *Acta Physica Polonica A* 110, 485-493 (2006)
129. Zabolotna N.I. Principals and methods of Mueller-matrix tomography of multilayer biological tissues / N.I. Zabolotna, I.V. Musiichuk // Proc. SPIE. – 2011. - Vol. 8338. – 833810.
130. Angelo Pierangelo A. Ex-vivo characterization of human colon cancer by Mueller polarimetric imaging / Angelo Pierangelo, Abdelali Benali, Maria-Rosaria Antonelli, [et al.] // Optics Express. – 2011. – Vol. 19. – № 2. – P. 1582-1593.
131. Multispectral Mueller polarimetric imaging detecting residual cancer and cancer regression after neoadjuvant treatment for colorectal carcinomas/ A. Pierangelo, S. Manhas S, A. Benali [et al.] // Journal of Biomedical Optics. – 2013. – Vol.18 (4). – 046014.
132. Zabolotna N.I. Orientational tomography of optical axes directions distributions of multilayer biological tissues birefringent polycrystalline networks / N.I. Zabolotna, R.Y. Dovhaliuk // Proc. SPIE. – 2013. – Vol. 8873. – 887313; doi: 10.1117/12.2048634.
133. Zabolotna N.I. System of polarization phasometry of polycrystalline blood plasma networks in mammary gland pathology diagnostics / N.I. Zabolotna,

- V.P. Oliinychenko, K.O. Radchenko, A.K. Krasnoshchoka, O.K. Shcherba // Proc. of SPIE. – 2015. – Vol. 9613. – 961311; doi: 10.1117/12.2187383.
134. Заболотна Н.І. Багатопараметричні поляризаційно-фазові методи і засоби відтворення та аналізу структури полікристалічних біологічних шарів при оцінюванні патологічних станів: дис. ... доктора техн. наук: 05.11.17 / Заболотна Наталія Іванівна – Харків, 2018. – 427 с.
135. Тужанський С.Є. Системи лазерної відеополяриметрії для автоматизованого контролю параметрів неоднорідних біотканин : монографія / С.Є. Тужанський, Г.Л. Лисенко. – Вінниця : ВНТУ, 2011. – 156 с.
136. Ушенко В.О. Вектор-параметрична діагностика та диференціація проявів оптичної анізотропії біологічних полікристалічних мереж : автореф. дис. на здобуття наук. ступеня канд. техн. наук : спец. 01.04.05 «Оптика, лазерна фізика» / В.О. Ушенко. – Київ, 2015. – 20 с.
137. Ротштейн А.П. Медицинская диагностика на нечеткой логике / Ротштейн А.П. - Винница: Контингент, 1996. - 132 с.
138. Ротштейн А.П. Интеллектуальные технологии идентификации: нечеткие множества, генетические алгоритмы, нейронные сети / Ротштейн А.П. – Винница: Универсум – Винница, 1999. – 320 с.
139. Alalia S. Polarized light imaging in biomedicine: emerging Mueller matrix methodologies for bulk tissue assessment / Sanaz Alalia, Alex Vitkin // Journal of Biomedical Optics. – 2015. – Vol. 20(6). – 061104.
140. Maria Rosaria Antonelli. Biomedical applications of polarimetric imaging contrast. Initial studies for scattering media and human tissues. Medical Physics [physics.med-ph]. Ecole Polytechnique X, 2011. English. – Режимдоступу: <https://pastel.archives-ouvertes.fr/pastel-00652201>.

141. Ghosh N. Turbid medium polarimetry in biomedical imaging and diagnosis / N. Ghosh, A. Banerjee, J. Soni // *Eur. Phys. J. Appl. Phys.* – 2011. – Vol.54. – P.30001.
142. Smith M. H. Mueller matrix imaging polarimetry in dermatology / M.H. Smith // *Proc. SPIE.* – 2000. - Vol. 3911. – P. 1605–7422.
143. Shukla P. Mueller decomposition images for cervical tissue: Potential for discriminating normal and dysplastic states / P. Shukla, Pradhan A. // *Optics Express.* – 2009. – Vol. 17. – №3. – P. 1600–1609.
144. Polarization birefringence measurements for characterizing the myocardium, including healthy, infarcted, and stem-cell-regenerated tissues / M. F. G. Wood [et al] // *J. Biomed. Opt.* – 2010.-Vol.15.- 047009.
145. Polarimetric imaging of uterine cervix: a case study / A. Pierangelo [et al] // *Opt. Express* .- 2013.- Vol.21(12).- P. 14120–14130.
146. Mueller matrix imaging of human colon tissue for cancer diagnostics: how Monte Carlo modeling can help in the interpretation of experimental data / M.R. Antonelli, A. Pierangelo, T. Novikova [et al.] // *Optics Express.* – 2010. – Vol. 18(10). – P. 10200–10208.
147. Mueller matrix microscope: a quantitative tool to facilitate detections and fibrosis scorings of liver cirrhosis and cancer tissues / Ye Wang, Honghui He, Jintao Chang [et al.] // *Journal of Biomedical Optics.* – 2016. – Vol. 21(7). – 071112.
148. Петрук В.Г. Спектрофотометрія світлорозсіювальних середовищ (теорія і практика оптичного вимірювального контролю) / Петрук В.Г. – Вінниця: УНІВЕРСУМ – Вінниця, 2000. – 207 с.
149. Cowin S.C. How is a tissue built? / S.C. Cowin // *Journal of Biomedical Engineering.* – 2000. – V.122, Issue 6. – P. 553–568.

150. Laser Polarimetry of Pathological Changes in Biotissues / O.V. Angel'skii, A.G. Ushenko, A.D. Arkhelyuk, [et al.] // Optics and Spectroscopy. – 2000. – № 89(6). – P. 973 - 978.
151. Ushenko A.G. Polarization-phase mapping and reconstruction of biological tissue architectonics during diagnosis of pathological Lesions / A.G. Ushenko, D.N. Burkovets, Yu. A. Ushenko // Optics and Spectroscopy. – 2002. – № 93 (3). – P. 449–456.
152. Ушенко В.О. Вектор-параметрична діагностика та диференціація проявів оптичної анізотропії біологічних полікристалічних мереж: автореф. дис. на здобуття наук. ступеня канд. фіз.мат. наук: спец. 01.04.05 «Оптика, лазерна фізика» / В.О. Ушенко. – Київ. – 2015. – 20 с.
153. Lu S.Y. Interpretation of Mueller matrices based on polar decomposition / S.Y. Lu, R.A. Chipman // Journal of Optical Society of America. – 1996. – Vol.13. – P. 1106–1113.
154. Polarimetric imaging of uterine cervix: a case study / A. Pierangelo, A. Nazac, P. Validive [et al.] // Optics Express. – 2013. – Vol. 21(12). – P. 14120-14130.
155. Cloude S.R. Concept of polarization entropy in optical scattering / S.R. Cloude, E. Pottier // Optical Engineering – 1995. – Vol.34. – P. 1599-1610.
156. Заболотна Н.І. Архітектура і алгоритми функціонування та аналізу даних двовимірних систем лазерної поляриметрії біологічних тканин / Н.І. Заболотна // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. – 2013. – №1(25). – С. 54–65.
157. Пат. на корисну модель № 102237 Україна, МПК G01N 33/48, G01N 21/00. Спосіб вимірювання орієнтаційних томограм полікристалічних мереж оптико-анізотропних шарів біологічних тканин / Заболотна Н.І.; заявник і патентовласник Вінницький національний технічний університет. – № u201503161; заявл. 06.04.2015; опубл. 26.10.2015, Бюл.№20.

158. Пат. на корисну модель №70125 Україна, МПК G01N33/00; A61B5/00. Спосіб вимірювання фазових мап оптико-анізотропних шарів біологічних об'єктів / Заболотна Н.І., Ушенко О.Г., Олійниченко Б.П. ; заявник і патентовласник Вінницький національний технічний університет. – № u201113973; заявл. 28.11.2011; опубл.25.05.2012, Бюл.№10.
159. Differential phase analysis of laser images of a polycrystalline component of blood plasma in diagnostics of pathological changes in mammary gland / O.P. Mintser, N.I. Zabolotna; B.P. Oliinychenko, P. Komada // Proc. SPIE. – 2012. – Vol. 8698. – 86980D; doi: 10.1117/12.2019714.
160. Mohrag, M.; Mojiri, M.E.; Hakami, M.S.; Alghamdi, M.S.; Moafa, A.Y.; Kreet, S.J.; Alghamdi, S.M.; Nasib, H.A.; Alghamdi, O.R.; Ayoub, S.M.; et al. The Impact of Wearable Technologies on Blood Pressure Control in Hypertensive Patients: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Cureus* 2024, 16, e71220.
161. Ismail, S.N.A.; Nayan, N.A.; Jaafar, R.; May, Z. Recent Advances in Non-Invasive Blood Pressure Monitoring and Prediction Using a Machine Learning Approach. *Sensors* 2022, 22, 6195.
162. Лазерна поляриметрична діагностика в біології та медицині / [О.Г. Ушенко, В.П. Пішак, О.В. Ангельський та ін.]; за ред. В.П. Пішака, О.Г. Ушенка. – Чернівці: Медакадемія, 2000. – 305 с.
163. Лазерна поляриметрія біологічних тканин. Діагностика пухлин жіночих репродуктивних органів / [Ушенко О.Г., Пересунько О.П., Сенютович Р.В. та ін.]; під ред. О.Г. Ушенка, О.П. Пересунька, Р.В. Сенютовича. – Чернівці: Чернівецький нац. ун – т, 2010. – 476 с.
164. Шопа Я.І. Вимірювання оптичної активності на відеополяриметрах / Я.І. Шопа, М.І. Бондар // *Журнал фізичних досліджень*. – 2004. – Т. 8. – №2. – С. 122–126.

165. Савенков С.М. Стокс-поляриметр на рідкокристалічних комірках: аналіз похибок / Савенков С.М., Клімов О.С., Оберемок Є.А. // Вісник Київського університету. Серія: фізико-математичні науки. – 2009. – №1. – С. 215–220.
166. Povoroznyuk, A.Y., Povoroznyuk, O., Filatova, A.(2024). Heterogeneous ensemble classifier in medical decision support systems, 2024 IEEE 5th KhPI Week on Advanced Technology, KhPIWeek 2024, Техніка. 2024; Том 1 № 1: 221 –226.
167. Продеус А.Н., Захрабова Е.Н., Экспертные системы в медицине / А.Н. Продеус, Е.Н. Захрабова. - К.: ВЕК+, 1998. – 320 с.
168. Вуйцік В., Готра О.З., Григор'єв В.В., Експертні системи: навчальний посібник. – Львів: Ліга-Прес, 2006. – 290 с.
169. Бабак В.П. Обробка сигналів / В.П. Бабак, В.С. Хандецький, Е. Шрюфер. – К.: Либідь, 1996 -322 с.
170. Bishop, Christopher M. Neural networks for pattern recognition. - Clarendon Press. – 1995, - ISBN 978-0198538493.
171. Povoroznyuk A., Filatova A., Povoroznyuk O. Shakhina I. (2023). Associative Information Retrieval in Medical Databases, Lecture Notes on Data Engineering and Communications Technologies Volume 149, Pages 320 – 332
172. Innocent P. Fuzzy Methods For Medical Diagnosis.. / P. Innocent, J. Robert, J. Garibaldi // Applied Artificial Intelligence - 2005. - №19. - 69-98 p. – Режим доступу: https://www.researchgate.net/publication/220355740_Fuzzy_Methods_For_Medical_Diagnosis.
173. Поворознюк А. І. Застосування нечіткої логіки в комп'ютерних системах медичної діагностики / А. І. Поворознюк, Є. С. Харченко // Вісник Нац. техн. ун-ту "ХПІ" : зб. наук. пр. Темат. вип. : Інформатика та моделювання. – Харків : НТУ "ХПІ". – 2015. – № 33 (1142). – С. 125-133. – Режим доступу: <http://repository.kpi.kharkov.ua/handle/KhPI-Press/19950>

174. Дмитриенко В.Д. Применение нейронных сетей при построении медицинских информационных систем / В.Д. Дмитриенко, О.А. Поворознюк // Системный анализ, управление и информационные технологии. Вестник ХГПУ. – Харьков: ХГПУ, 2000. – Вып. 99. – С. 134–137.
175. Заболотна Н.І. Інтелектуалізована система поляризаційного картографування плівок плазми крові у діагностиці онкологічного стану молочних залоз / Н. І. Заболотна, Д. Ю. Локотей, Б. П. Олійниченко // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. – 2016. - №1. – С. 36 – 46.
176. Radchenko K. O. Intellectualized Mueller-Jones matrix system of laser polarimetry for breast fibroadenoma diagnosis / Kostiantyn O. Radchenko // Proc. SPIE. – 2018. - Vol. 10750. - 107500M.
177. Zabolotna N.I. Processing and analysis of images in the multifunctional classification laser polarimetry system of biological objects / N.I. Zabolotna, S.V. Pavlov, V.V. Sholota [et all] // Proc. SPIE . – 2018. -Vol. 10750. - 107500N, P.1-8.
178. Zabolotna N.I. Method and system of Jones-matrix mapping of blood plasma films with “fuzzy” analysis in differentiation of breast pathology changes / N.I. Zabolotna, K.O. Radchenko, O.V. Karas // Proc. SPIE. – 2018. – Vol. 10612, 106121P.
179. Вуйцік, В., Мартинюк, Т., Нікітчук, Т., Єралієва, Б., Штофель, Д., & Лунінь, Я. (2024). Підходи до створення оптичних температурних сенсорів на основі структури Брега для біомедичних досліджень. Технічна інженерія, (2(94), 298–304.
180. Product Requirements & Platform Availability for MATLAB Parallel Server [Електронний ресурс]. – Режим доступу:
<https://www.mathworks.com/support/requirements/matlab-parallel-server.html>

181. Diagnostics of structure and physiological state of birefringent biological tissues: statistical, correlation and topological approaches / Y.A. Ushenko, T.M. Boychuk, V.T. Bachynsky, O.P. Mincer // Handbook of Coherent-Domain Optical Methods. – New York: Springer Science+Business Media, 2013. – P. 107-148.
182. Korenivska Oksana, Benedytskyi Vasyl, Nikitchuk Tetiana, Volosovych Oleksandr, Kozbakova Ainur, and Wójcik Waldemar, etc. (2024). Application of optical methods for measuring physiological parameters in the construction of telemedicine systems for the diagnosis of infants and children, Proc. SPIE 13400, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High Energy Physics Experiments 2024, 134000I
183. Zabolotna N.I. Methods and systems of polarization reproduction and analysis of the biological layers structure in the diagnosis of pathologies / Natalia I. Zabolotna, Vladyslava V. Sholota, Heorhii H. Okarskyi // Proc. SPIE 11369, Fourteenth International Conference on Correlation Optics, 113691S (6 February 2020); P. 501-513. - <https://doi.org/10.1117/12.2556542>.
184. Nikitchuk T. M., Vakaliuk T. A., Andreiev O. V., Korenivska O. L., Osadchyi V V and Medvediev M. G. (2022). Mathematical model of the base unit of the biotechnical system as a type of edge devices, Journal of Physics: Volume 2288, 2022 J. Phys.: Conf. Ser. 2288 012004, 1-16.
185. Ushenko A.G. Laser polarimetry of biological tissue. Principles and applications. Chapter in the book Biomedical Diagnostics, environmental and material Science / A.G. Ushenko, V.P. Pishak // Kluwer Academic Publishers. – 2004. – P. 93–136.
186. Statistical and fractal structure of biological tissue Mueller matrix images / O.V. Angelsky, V.P. Pishak, A.G. Ushenko [et al.] // Optical correlation techniques and applications; ed. by O. Angelsky. – Bellingham: SPIE Press. – 2007. – P. 213-266.

187. Ушенко У.Г. Дослідження мікроструктури кісткової тканини у поляризованому лазерному світлі / Ушенко О.Г., Пішак В.П., Пішак О.В. // Медичні перспективи. – 2000. – Т. V. – №4. – С. 3–7.
188. Осадчук, О., Вуйцік, В., Голяка, Р., Мозговий, О., & Муращенко, О. (2024). Перетворювачі інтегральних сигналів пристроїв вимірювально-діагностичних температурних сенсорів для біомедичних застосувань, *Технічна інженерія*, 2 (94), 305–314.
189. Вуйцік Вальдемар, Шедрєєва Індира, Осадчук О.С., Мартинюк Т.Б. (2025). Оптичні волоконні сенсори для контролю температурних режимів в апаратурі медичного використання, *Вісник Вінницького політехнічного інституту*, 2025, 1, 121-127.
190. 2-D Stokes correlometry of biotissues images in pre-clinic diagnostics of their pre-cancer states / O.V. Angelsky, Ye.G. Ushenko, Yu.A. Ushenko [et al.] // *Photon Correlation and Scattering Conference*, 2004: Proc. NASA: Amsterdam, The Netherlands. – 2004. – P. 75–77.
191. Osadchuk A.V., Osadchuk I.O., Semenov A.O. (2021) The Mathematical Model of Radio-measuring Frequency Transducer of Optical Radiation Based on MOS Transistor Structures with Negative Differential Resistance, *Journal of Nano- and Electronic Physics*, Vol. 13 No 4, 04001 – 6.
192. Bilynsky, Y., Nikolsky, A., Revenok, V., Pogorilyi, V., Smailova, S., Voloshina, O., & Kumargazhanova, S. (2023). Convolutional neural networks for early computer diagnosis of child dysplasia. *Informatyka, Automatyka, Pomiarы W Gospodarce I Ochronie Środowiska*, 13(2), 56–63.
193. Ушенко О.Г. Основи лазерної поляриметрії. Біологічні рідини / О.Г.Ушенко, Т.М. Бойчук – Чернівці: ЧНУ ім. Ю. Федьковича, 2011. – 656 с.

194. Ровіра Хурадо Рональд Умберто. Метод і система лазерної поляриметрії для оцінювання патологічних змін біологічних тканин: дис. канд. техн. наук: 05.11.17 / Ровіра Хурадо Рональд Умберто. – Вінниця, 2015. – 185 с.
195. Zabolotna Natalia I. System of Mueller-Jones matrix polarizing mapping of blood plasma films in breast pathology / Zabolotna N., Kostiantyn O. Radchenko, Mykola H. Tarnovskiy // Proc. SPIE 10407, Polarization Science and Remote Sensing VIII, 1040714 (2017).
196. Zabolotna Natalia I. Diagnostic efficiency of Mueller - matrix polarization reconstruction system of the phase structure of liver tissue / Natalia I. Zabolotna, Sergii V. Pavlov, Kostiantyn O. Radchenko, Vladyslav A. Stasenko, Waldemar Wójcik, Nazym Kussambayeva // Proc. SPIE 9816, Optical Fibers and Their Applications, 98161E (2015).
197. Zabolotna Natalia I. A multifunctional automated system of 2D laser polarimetry of biological tissues / Natalia I. Zabolotna, Kostiantyn O. Radchenko // Proc. SPIE 9205, Reflection, Scattering, and Diffraction from Surfaces, 92050V (2014).
198. Заболотна Н.І. Зображальна система поляризаційного відтворення та аналізу орієнтаційно-фазових параметрів двошарових біологічних тканин / Н.І. Заболотна, В.В. Шолота, Г.Г. Окарський // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. – 2019. - №1(37). – с.39-49.
199. 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.
200. 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.

201. Pavlov S. V., Koslovskaya T. I., Rovira R. H. Design and Automation of a Videopolarimetry System for the analyzing of the Polarization Properties of a Biological Sample, Measuring and computing equipment in technological processes. – 2014. – №. 4 (49). – P. 158-161. – ISSN 2219-9365.
202. Modern aspects of laser therapy. Cherkassy, ed. V.D. Popov, Ukraine: Vertical, publisher S.G. Kandysh, 2012, 608 p.
203. Laser medical technologies: a study guide, edited by Gotry Z. Yu., Pavlova S. V. and others. – Vinnytsia: VNTU, 2017. – 158 p.
204. Information Technology in Medical Diagnostics II. By editors: Wójcik W., Pavlov S., Kalimoldayev M., London: (2019). Taylor & Francis Group, CRC Press, Balkema book. – 336 Pages.
205. Bilynsky Yosyp Y., Nikolsky Aleksandr I., Huralnyk Artem B., etc. (2022). Filtering methods in speckle noise reduction in biomedical images", Proc. SPIE 12476, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High Energy Physics Experiments 2022, 124760C.
206. Voitsekhovych V.S., Karpusheva A.H., Kachalova N.M., Petrushko Yu.A., Tereshchenko N.F., and Kholin V.V.. On the uniformity of the laser radiation power density distribution at the output of optical fibers, Materials of the scientific and practical conference "Current issues of the use of lasers in medicine - 2020", Cherkasy, October 30-31, 2020.
207. Білінський Й., Животівський С. (2023). Огляд промислових безконтактних 3D-сканерів для біомедичного використання, Оптоелектронні інформаційно-енергетичні технології, 2023, вип. 44, вип. 2, с. 82–92.
208. Komarova O. S., Pavlov S. V., Petrushko Yu. A., Petrakovskii O.. Experimental evaluation of the homogeneity of the laser radiation power density distribution at the output of short segments of multimode optical fibers, Electric power, electromechanics and technologies in the agricultural industry:

- [Electronic resource] : materials of the International science and practice Conf., November 9, 2023 / Govt. biotechnological university - Kharkiv, 2023. - P. 155-156.
209. 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>.
210. Фізичні основи біомедичної оптики (Монографія) / [Павлов С. В., Кожем'яко В. П., Колісник П. Ф. Козловська Т. І., Думенко В. П.] – Вінниця : ВНТУ, 2010. – 155 с.
211. Pavlov S. V. Information Technology in Medical Diagnostics //Waldemar Wójcik, Andrzej Smolarz, July 11, 2017 by CRC Press - 210 Pages
212. Фотоплетизмографічні технології контролю серцево-судинної системи: (Монографія) / С.В.Павлов, В.П.Кожем'яко, В.Г.Петрук, П.Ф.Колісник – Вінниця: УНІВЕРСУМ-Вінниця, 2007. – 254 с.
213. Ronald H. Rovira; Stanislav Ye. Tuzhanskyy; Sergii V. Pavlov; Sergii N. Savenkov; Ivan S. Kolomiets, et al. Polarimetric characterisation of histological section of skin with pathological changes, *Proc. SPIE* 10031, 2016, 100313E (September 28, 2016); doi:10.1117/12.224937.
214. Pavlov S. V.; Vassilenko V. B, 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.
215. Ronald Rovira; Marcia M. Bayas; Sergey V. Pavlov 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.

216. Zabolotna Natalia I.; S Pavlovič V., et al. Diagnostic efficiency of Mueller-matrix polarization reconstruction system of the phase structure of liver tissue, *Proc. SPIE* 9816, 2015, 98161E (December 18, 2015).
217. Haijing Zheng, Huayan Sun, Huaili Zhang, Yingchun Li, Huichao Guo, Laixian Zhang, Rong Li, Qiang Yin, "Simulation and Experimental Research on a Beam Homogenization System of a Semiconductor Laser", *Sensors* 2022, 22, 3725, 1-18 (2022). <https://doi.org/10.3390/s22103725>
218. Bräuer-Krisch, E., Adam, J-F, Alagoz, E., Bartzsch, S., Crosbie, J., DeWagter, C., et al. "Medical physics aspects of the synchrotron radiation therapies: Microbeam radiation therapy (MRT) and synchrotron stereotactic radiotherapy (SSRT). *Physica medica*," 31(6), 568–83 (2015). doi:10.1016/j.ejmp.2015.04.016.
219. Filatova, Anna, Povoroznyuk, Anatolij, Fahs, Mohamad Study, (2022). Functional Model of an Electrocardiological Study, 2022 IEEE 9th International Conference on Problems of Infocommunications Science and Technology, PIC S and T 2022 – Proceedings Pages 567 – 572
220. Freund, I. Joseph W. Goodman: Speckle Phenomena in Optics: Theory and Applications. *J Stat Phys* **130**, 413–414 (2008). <https://doi.org/10.1007/s10955-007-9440-8>.
221. Bazhenov, V. Y., Vasnetsov, M. V., and Soskin, M. S., "Laser beams with screw dislocations in their wavefronts", *Jetp Lett*, 52 (8), 429-431 (1990).
222. Dickey, F.M. (Ed.). *Laser Beam Shaping: Theory and Techniques*, Second Edition (2nd ed.) (2014). CRC Press. <https://doi.org/10.1201/b17140>.
223. Komarova, O., Kholin, V., Tereshchenko, M., Pavlov, S., Rozumenko, V., Posokhov, M., Ivashenko, V. and Lapina, S., "Experimental evaluation of the homogeneity of the output streams of optical radiation of a rectangular shape for various versions of the output sections of the light guide nozzles for medical laser equipment," *Bulletin of Kyiv Polytechnic Institute. Series*

- Instrument Making, 65(1), 123–127 (2023). doi: 10.20535/1970.65(1).2023.283458
224. Layton, M.R., Bucaro, J.A., "Optical fiber acoustic sensor utilizing mode-mode interference," 18(5), 666-70 (1 Mar 1979). doi: 10.1364/AO.18.000666. PMID: 20208797.
225. European EN ISO 13694 Optics and photonics - Lasers and laser-related equipment - Test methods for laser beam power (energy) density distribution (ISO 13694:2018).
226. Metropolis, N., Ulam, S. The Monte Carlo Method, Journal of the American Statistical Association 44 № 247 335—341 (1949).
227. Jacques, S. L Optical properties of biological tissues: a review. Physics in Medicine and Biology, 58(11), R37, 2013.
228. Мартинюк Т., Кожем'яко А., Круківський Б., і М'якішев О. (2024) Моделювання процесу ранжування у нейромережному класифікаторі об'єктів, Оптиелектронні інформаційно-енергетичні технології, вип. 48, вип. 2, с. 128–134.
229. Born, M. & Wolf, E. Principles of Optics. Cambridge University Press., 2013.
230. Wang, L., Jacques, SL, & Zheng, L. (1995) / "MCML - Монте-Карло моделювання light transport в multi-layered tissues" // Computer Methods and Programs in Biomedicine, 47(2), 131-146
231. Поуданен Ю.Є. і Кожем'яко А.В., (2023). Оптико-електронні вузько смугові методи для реєстрації та покращення біомедичних зображень при ендоскопії, Оптиелектронні інформаційно-енергетичні технології, , вип. 46, вип. 2, с. 44–54
232. Ghosh, N., Wood, M.F.G, & Vitkin, I.A. (2008) / Mueller matrix decomposition for polarized light tissue characterization // Optics Express, 16 (18), 13799-13809

233. Martyniuk T., Kozhemiako A., Katashynskyi D., and Bulyga I. (2024). Structural peculiarities of neurolike object classifier, Works of VNTU, 2023. № 4, 1-5.
234. Vasnetsov, M. Voytsekhovich V., Ponevchinsky V., Kachalova N., A. Khodko, O.Mamuta, V. Khomenko / A mechanism of speckle field damping in a multi-chromatic field // SPIE Proceedings 12938, Sixteenth International Conference on Correlation Optics; 129381B (2024). <https://doi.org/10.1117/12.3012836>
235. Vasnetsov M., Voytsekhovich V., Ponevchinsky V, Kachalova N., Khodko A., Mamuta O., Pavlov V., Khomenko V., Manicheva N. / Optical speckle-field visibility diminishing by reduction of a temporal coherence // Informatyka, Automatyka, Pomiar w Gospodarce i Ochronie Środowiska, 12-17 (2024). DOI: 10.35784/iapgos.5495
236. Vasnetsov, M. V., Ponevchinsky, V. V., Voitsekhovych, V. S., Golub, P. V., Mamuta, O. D., & Kachalova, N. M. / Peculiarities of polarised light scattering in nematic liquid crystals with large-scale director perturbations // Liquid Crystals, 1–7 (2024). <https://doi.org/10.1080/02678292.2024.2388273>
237. Bradshaw M. J., Raynes E. P., Bunning J. D., Faber T. E. / The Frank constants of some nematic liquid crystals // Journal de Physique 46 (9), pp.1513-1520 (1985)
238. Xiang-Dong Mi and Deng-Ke Yang / Capillary filling of nematic liquid crystals // Phys. Rev. E 58; 1992-2000 (1998)
239. Dadivanyan K., Noah O. V., Pashinina Yu. M., Belyaev V. V., Chigrinov V. G., Chausov D. N. / Anchoring Energy of Liquid Crystals // Molecular Crystals and Liquid Crystals, 560:1, 108-114 (2012).

Додаток А
Акти впровадження та меморандуми про впровадження результатів
дисертаційної роботи

НАМІРИ ПРО ВПРОВАДЖЕННЯ
РЕЗУЛЬТАТІВ РОБІТ

в рамках дисертаційних досліджень аспіранта кафедри біомедичної інженерії та
оптико-електронних систем

Вінницького національного технічного університету

Павлова Володимира Сергійовича

Наукові дослідження Павлова Володимира спрямовані розроблення мультиспектральних лазерних та фотонних технологій нормалізації мікроциркуляції крові у сукупності з новими оптико-електронними методами оцінювання периферичного кровообігу, які забезпечують: 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 інформаційно-вимірювального 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.

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 периферичного кровообігу та мікроциркуляторного русла.

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.

Директор КНП «Вінницька міська
клінічна лікарня швидкої
медичної допомоги», д.м.н.



Олександр ФОМІН



вул. Дахнівська, 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 Dakhnivs'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

НАМІРИ ПРО ВПРОВАДЖЕННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ РОБІТ

в рамках дисертаційних досліджень аспіранта кафедри біомедичної інженерії та оптико-електронних систем

Вінницького національного технічного університету

Павлова Володимира Сергійовича

Наукові дослідження Павлова Володимира спрямовані 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 та фотонних технологій.

Створено наукові основи теорії побудови та організації інтелектуалізованих біотехнічних систем для діагностики, лікування та реабілітації, які полягають у формуванні основних модельних уявлень, створенні методів, інформаційно-логічної структури та алгоритмічних моделей роботи цих систем для різних галузей медицини, зокрема в медицині катастроф.

Результати досліджень дозволяють суттєво розширити 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 серцево-судинної системи, зокрема визначення порушення тканинної мікроциркуляції при політравмах у військовослужбовців.


Тому широкомасштабне впровадження результатів даної роботи забезпечить покращення якості діагностування тканинної мікроциркуляції зокрема при діагностуванні політравм різного ступеню важкості.

Директор ПП «Фотоніка плюс», к.т.н.



Володимир ХОЛІН

Проректор з науково-педагогічної роботи
Організації освітнього процесу ВНТУ



Олександр ПЕТРОВ

15 " 01 2025 р.

АКТ

про впровадження результатів в рамках виконання дисертаційних досліджень

ПАВЛОВА ВОЛОДИМИРА СЕРГІЙОВИЧА

за темою: «Фотометричні методи та неінвазивні оптико-електронні прилади аналізу тканинної мікроциркуляції при політравмах різного ступеню важкості», 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, доц., к.т.н. Ковалю Леоніда Григоровича, доцента кафедри біомедичної інженерії та оптико-електронних систем, доц., к.т.н. Штофеля Дмитра Хуановича склали цей акт про те, що протягом 2023-2024 роках на базі кафедри біомедичної інженерії та оптико-електронних систем Вінницького національного технічного університету впроваджено результати дисертаційної роботи **Павлова Володимира Сергійовича** у навчальному процесі, а саме запропоновані нові технічні рішення реалізації мультиспектральної оптико-електронної системи обробки біомедичної інформації 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 периферійного кровообігу та мікроциркуляторного русла.

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

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:



Леонід КОВАЛЬ



Дмитро ШТОФЕЛЬ



**БЛАГОДІЙНА ОРГАНІЗАЦІЯ «БЛАГОДІЙНИЙ
ФОНД»
«ЕНЕРГІЯ ВІДРОДЖЕННЯ»**

21050, Україна, м. Вінниця, вул. Енергетична, 6, код ЄДРПОУ 44704143

№ 1 від 12.02.2025

За вимогою

Довідка

Благодійний фонд «Енергія Відродження» (м. Вінниця) плідно співпрацює з Вінницьким національним технічним університетом в різних напрямках волонтерської допомоги Збройним Силам України, зокрема в питаннях лікування та реабілітації військових з політравмами різного ступеня важкості.

Науковці ВНТУ разом з Благодійним фондом «Енергія Відродження» координують комплексну програму з медичними закладами України щодо застосування приладів та методик лазерної термотерапії для використання у клінічній медицині, зокрема для лікування та реабілітації військових з політравмами різного ступеню важкості.

В рамках виконання такої координації з медичними установами та реалізації важливих задач, пов'язаних із доставкою медичних приладів, апаратів та їх подальшого технічного супроводження та експлуатації, залучений аспірант кафедри біомедичної техніки та оптико-електронних систем ВНТУ Павлов Володимир, який є активним учасником цієї взаємодії з медичними закладами та установами.

Співпраця між Благодійним фондом «Енергія Відродження», Вінницьким технічним університетом та медичними установами значно підвищує ефективність вирішення питань лікування та реабілітації військових з політравмами різного ступеня важкості та дає можливість інтегрувати сучасні технології і практичні результати в медичну практику задля скорішої Перемоги та відбудови України.

З повагою,
Уповноважена особа



Станіслав ПЕРЕВАЛОВ

МЕМОРАНДУМ
ПРО СПІВПРАЦЮ (СПІВРОБІТНИЦТВО) № 190-24

м. Вінниця

23 10 2024 р.

ВІЙСЬКОВО-МЕДИЧНИЙ КЛІНІЧНИЙ ЦЕНТР ЦЕНТРАЛЬНОГО РЕГІОНУ, ідентифікаційний код юридичної особи в ЄДРПОУ 078116153, в особі начальника центру **ПАШКОВСЬКОГО Сергія Миколайовича**, який діє на підставі Положення про Військово-медичний клінічний центр Центрального регіону, з однієї сторони (далі – Сторона 1), та **ВІННИЦЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ**, ідентифікаційний код юридичної особи в ЄДРПОУ 02070693, в особі ректора **БІЛЧЕНКА Віктора Вікторовича**, який діє на підставі Статуту Університету (далі – “Сторона 2”), які надалі разом іменуються «Сторони»,

усвідомлюючи, що впровадження заходів, спрямованих на посилення обороноздатності України, відповідає інтересам обох Сторін;

керуючись Конституцією України, іншими законодавчими актами України, нормативно-правовими актами, спрямованими на захист держави в умовах широкомасштабної збройної агресії проти України;

прагнучи забезпечити максимальну ефективність здійснюваних заходів під час досягнення спільних цілей, домовились про таке:

1. МЕТА МЕМОРАНДУМУ

1.1. Цей Меморандум визначає основні засади створення організаційних умов та передбачає консолідацію зусиль і співпрацю Сторін спрямованих на впровадження спільних програм, проведення спільних наукових заходів з використанням матеріально-технічної бази Сторін, а також заходів спрямованих на розвиток галузі біомедичної інженерії.

1.2. Предметом Меморандуму є надання консультацій, послуг та допомоги між Сторонами у сферах визначених пунктом 1.1. Меморандуму.

1.3. Предмет Меморандуму реалізується Сторонами через задекларовані напрямки співпраці та здійснюються на безоплатній основі.

1.4. Перелік напрямків не є вичерпним та може доповнюватися за взаємною згодою Сторін.

2. НАПРЯМИ СПІВПРАЦІ

2.1. З метою реалізації умов цього Договору та задля досягнення мети Сторони домовились про співпрацю в межах наявних ресурсів за наступними напрямками:

2.1.1. сприяння розвитку, накопиченню та поширенню знань й досвіду з питань біомедичної інженерії, здійсненню з цією метою відповідних спільних заходів;

2.1.2. залучення фахівців для консультування та проведення модернізації медичного обладнання для наукових та практичних цілей;

3.1.3. залучення фахівців-практиків Сторін для проведення сумісних дистанційних занять;

3.1.4. участь у спільному проведенні конференцій, круглих столів, досліджень тощо;

3.1.5. впровадження спільних програм, проведення спільних заходів з використанням матеріально-технічної бази Сторін, а також заходів спрямованих на розвиток галузі біомедичної інженерії;

3.1.6. проведення спільних наукових, навчальних і просвітницьких заходів, обміну досвідом в межах умов та напрямків цього Договору.

3. ОРГАНІЗАЦІЯ СПІВПРАЦІ

3.1. Співробітництво здійснюється на основі таких принципів, як гуманність, неупередженість, законність, дотримання суспільних і державних інтересів, рівноправність, нейтральність, незалежність, добросовісність, гласність співробітництва.

3.2. Сторони можуть призначати уповноважених представників (відповідальних осіб) для здійснення комунікації між Сторонами та вирішення питань, які виникають в процесі реалізації Меморандуму.

3.3. Для досягнення мети Меморандуму Сторони можуть, за взаємною згодою, запрошувати до співробітництва в рамках узгоджених напрямів інших юридичних та фізичних осіб.

4. КОНФІДЕНЦІЙНІСТЬ ТА ВІДПОВІДАЛЬНІСТЬ СТОРІН

4.1. Уся інформація, яка прямо або опосередковано стосується Меморандуму, рівно як і інформація про діяльність кожної зі Сторін або про діяльність будь-якої третьої сторони, яка має відношення до Сторін, яка не є загальнодоступною і яка стала відомою Сторонам у результаті укладання та/або виконання Меморандуму, вважається конфіденційною.

4.2. Сторони гарантують дотримання конфіденційності щодо інформації та документації, отриманої за цим Меморандумом, та зобов'язуються не розголошувати конфіденційну інформацію будь-яким третім особам, крім випадків, передбачених законодавством.

4.3. Кожна Сторона зобов'язана обмежити максимально, наскільки це практично можливо і необхідно для реалізації цього Меморандуму, коло осіб, які матимуть доступ до конфіденційної інформації.

5. СТРОК ДІЇ МЕМОРАНДУМУ, ПРИПИНЕННЯ ДІЇ МЕМОРАНДУМУ

5.1. Цей Меморандум набуває чинності з моменту його підписання Сторонами і діє до 31 грудня 2026 року.

5.2. Сторони дійшли згоди, що за умови наявності такої потреби, для продовження строку дії Меморандуму укладається додаткова угода у письмовій формі.

5.3. Будь-яка Сторона може в будь-який час припинити дію цього Меморандуму шляхом направлення відповідного письмового повідомлення іншій Стороні.

6. ПРИКІНЦЕВІ ПОЛОЖЕННЯ

6.1. Зміни або доповнення, додатки до цього до Меморандуму мають юридичну силу та складають невід'ємну частину Меморандуму лише за умови, якщо вони викладені в письмовій формі, підписані уповноваженими представниками Сторін та скріплені печатками Сторін.

6.2. Цей Меморандум не покладає на Сторони жодних фінансових та/або майнових зобов'язань. Якщо інше прямо не встановлено цим Меморандумом, кожна Сторона самостійно покриває витрати та збитки, які виникають у неї у зв'язку з підписанням чи реалізацією цього Меморандуму.

6.3. Цей Меморандум не є попереднім договором у розумінні статті 635 Цивільного кодексу України та статті 182 Господарського кодексу України і не покладає на Сторони юридичних зобов'язань щодо укладання в майбутньому основного договору.

6.4. Жодне з положень цього Меморандуму не перешкоджає Сторонам співпрацювати з іншими особами та укладати інші правочини.

6.5. Цей меморандум укладений у 2 (двох) автентичних примірниках українською мовою по одному для кожної зі Сторін.

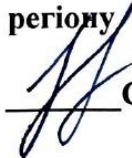
7. ЮРИДИЧНІ АДРЕСИ ТА ПІДПИСИ СТОРІН

СТОРОНА 1

ВІЙСЬКОВО-МЕДИЧНИЙ КЛІНІЧНИЙ ЦЕНТР ЦЕНТРАЛЬНОГО РЕГІОНУ

21018 м. Вінниця,
вул. Князів Коріатовичів, 185
код ЄДРПОУ 07816153,
тел. (0432) 53-22-11
E-mail: Vmkccreg@post.mil.gov.ua

Начальник Військово-медичного
клінічного центру Центрального
регіону



Сергій ПАШКОВСЬКИЙ



СТОРОНА 2

ВІННИЦЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ

21027 м. Вінниця,
Хмельницьке шосе, 95,
код ЄДРПОУ 02070693
тел. (0432) 65-19-03, (067) 437-00-79
e-mail: vnty@vntu.edu.ua

Ректор Вінницького
національного технічного
університету



Віктор БІЛЧЕНКО



Додаток Б

Список публікацій здобувача за темою дисертації та відомості про апробацію результатів дисертації

Розділи монографій в закордонних виданнях

1. O.V. Katelyan, S.D. Himych, P.F. Kolesnic, V.S. Pavlov, T.I. Kozlovska, etc. "Study of the peripheral blood circulation of an abdominal wall using optoelectronic plethysmograph", *Information Technology in Medical Diagnostics II*, Edited By Waldemar Wójcik, Sergii Pavlov, Maksat Kalimoldayev, Taylor & Francis Group, CRC Press United Kingdom, 2018. eBook ISBN 9780429057618, с. 119-125. **(Scopus)**.
2. Y.O. Bezsmertnyi, V.S. Pavlov, T.I. Kozlovska, etc. "Optoelectronic plethysmography method for evaluation of peripheral blood circulation", *Information Technology in Medical Diagnostics II*, Edited By Waldemar Wójcik, Sergii Pavlov, Maksat Kalimoldayev, Taylor & Francis Group, CRC Press United Kingdom, 2018. eBook ISBN 9780429057618, с. 173-178. **(Scopus)**.

Публікації в журналах, що входять до наукометричної бази Scopus

3. Vasnetsov, M., Voytsekhovich, V., Ponevchinsky, V., Kachalova, N., Pavlov V. Khodko, A., Mamuta, O., Manicheva, N. (2024). Optical speckle-field visibility diminishing by reduction of a temporal coherence. *Informatyka, Automatyka, Pomiarы W Gospodarce I Ochronie Środowiska*, 14(1), 17–20. <https://doi.org/10.35784/iapgos.5495>. **(Scopus)**.
4. Kryvonosov, V., Avrunin, O., Sander, S., Pavlov, V., etc. (2023). A usage of the impedance method for detecting circulatory disorders to determine the degree of limb ischemia. *Informatyka, Automatyka, Pomiarы W Gospodarce I*

Ochronie Środowiska, 13(4), 5–10. <https://doi.org/10.35784/iapgos.5393>.
(Scopus).

5. Sergii M. Zlepko, Sergii V. Sander, Tatiana I. Kozlovska, Volodymyr S. pavlov, Waldemar Wojcik, etc. "Analysis of the vascular tone and character of the local blood flow to assess the viability of the body using the photoplethysmographic device", *Przegląd Elektrotechniczny*, ISSN 0033-2097, R. 93 NR 5/2017, doi:10.15199/48.2017.05.18. (Scopus).

Публікації в збірниках наукових праць,

що входять до наукометричної бази даних Scopus та WoS

6. Jurado Ronald Humberto Rovira, Nataliia I. Zabolotna, Volodymyr Pavlov, etc. "Simulation modeling of conversion processes of polarized optical radiation in biological tissue", Proc. SPIE 13400, *Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High Energy Physics Experiments*, 2024, 134000C (16 December 2024); <https://doi.org/10.1117/12.3054899>. (Scopus).
7. Liudmyla Shkilniak, Nataliia Zabolotna, Volodymyr Pavlov, etc. "Photonic methods for normalizing the level of tissue microcirculation in the maxillo-facial region", Proc. SPIE 12985, *Optical Fibers and Their Applications*, 2023, 129850M (20 December 2023); <https://doi.org/10.1117/12.3022729>. (Scopus, WoS).
8. Tetiana Kanishyna, Liudmyla Shkilniak, Oleg Vlasenko, Volodymyr Pavlov, 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); <https://doi.org/10.1117/12.2657895>. (Scopus).

9. Zorina Nizhynska-Astapenko, Waldemar Wojcik, Maryna Vlasenko, Olga Chaikovska, Volodymyr Pavlov, etc. "Information medical fuzzy-expert system for the assessment of the diabetic ketoacidosis severity on the base of the blood gases indices", Proc. SPIE 12126, *Fifteenth International Conference on Correlation Optics*, 1212626 (20 December 2021); <https://doi.org/10.1117/12.2616675>. **(Scopus, WoS)**.
10. Volodymyr S. Pavlov, Yurii O. Bezsmernyi, Sergey M. Zlepko, and Halyna V. Bezsmertna "The photonic device for integrated evaluation of collateral circulation of lower extremities in patients with local hypertensive-ischemic pain syndrome", Proc. SPIE 10404, *Infrared Sensors, Devices, and Applications VII*, 1040409 (30 August 2017); <https://doi.org/10.1117/12.2272324>. **(Scopus)**.
11. Tetyana I. Kozlovska, Peter F. Kolisnik, Volodymyr S. Pavlov, Waldemar Wójcik, etc. "Physical-mathematical model of optical radiation interaction with biological tissues", Proc. SPIE 10445, *Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High Energy Physics Experiments*, 2017, 104453G (7 August 2017); <https://doi.org/10.1117/12.2280928>. **(Scopus)**.
12. Sergii V. Sander, Tatiana I. Kozlovska, Volodymyr S. Pavlov, Piotr Kisała, etc. "Laser photoplethysmography in integrated evaluation of collateral circulation of lower extremities", Proc. SPIE 9816, *Optical Fibers and Their Applications*, 2015, 98161K (17 December 2015); <https://doi.org/10.1117/12.2229042>. **(Scopus)**.

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

13. В. Павлов, Н. Заболотна, Д. Штофель, інш. «Реалізація лазерного волоконно-оптичного приладу для оцінювання тканинної

- мікроциркуляції», *Опт-ел. інф-енерг. техн.*, вип. 48, вип. 2, с. 205–211, Лист. 2024. <https://doi.org/10.31649/1681-7893-2024-48-2-205-211>
14. В. Павлов, Х. Р. У. Ровіра, Н. Заболотна, В. Холін, Л. Никифорова, і О. Комарова, «Експериментальні дослідження гістологічних зрізень епідермісу людської шкіри», *Оптико-електронні інформаціо-енергетичні технології*, вип. 47, вип. 1, с. 177–186, Лип. 2024. <https://doi.org/10.31649/1681-7893-2024-47-1-177-186>
15. В. С. Войцехович, О. М. Кравченко, М. В. Васнецов, Н. М. Качалова, В. С. Павлов, інш. «Використання лазеротерапії при герпесвірусних ураженнях периферичної нервової системи», *Оптико-електронні інформаціо-енергетичні технології*, вип. 46, вип. 2, с. 84–92, Груд. 2023. <https://doi.org/10.31649/1681-7893-2023-46-2-84-92>
16. Павлов В. С., Н. І. Заболотна, О. С. Безкрєвний, і Я. Лунінь, «Особливості використання волоконно-оптичних сенсорів для дослідження тканинної мікроциркуляції», *Оптико-електронні інформаціо-енергетичні технології*, вип. 45, вип. 1, с. 106–113, Вер 2023. <https://doi.org/10.31649/1681-7893-2023-45-1-106-113>
17. Я. Г. Скорюкова, В. С. Павлов, Ю. О. Безсмертний, і О. С. Безкрєвний, інш. «Оптико-електронна система для оцінювання периферичного кровообігу нижніх кінцівок людини», *Оптико-електронні інформаціо-енергетичні технології*, вип. 37, вип. 1, с. 77–83, Лист. 2019. <https://doi.org/10.31649/1681-7893-2019-37-1-77-83>
18. С. М. Злепко, Т. І. Козловська, В. А. Стасенко, В. С. Павлов, і В. П. Думенко, «Оцінювання метрологічних характеристик фотоплетизмографічного приладу діагностування стану периферичного кровообігу», *Інформаційні технології та комп'ютерна інженерія*, вип. 35, вип. 1, с. 4–12, Трав 2016. <https://itce.vntu.edu.ua/index.php/itce/article/view/275>.

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

19. Г.І. Криничних, С.М., Шувалов, В.С. Павлов, О.В Кулицька., інш. Денситометричний метод оцінювання щільності кісткової тканини фронтального відділу верхньої щелепи з прогностичною метою, Стоматологічний альманах. 2023. № 3, С. 44-48.
<https://dental-almanac.org/index.php/journal/article/view/615>

Розділи монографій у виданнях України

20. Вуйцік Вальдемар, Микитюк З. М., Павлов В. С., інш. Взаємодія лазерного випромінювання з біологічною тканиною –Лазер і здоров'я. : монографія / А. В. Кіпенський, Л. Я. Васильєва-Лінецька, Вуйцік Вальдемар [та ін.] ; заг. ред. А. В. Кіпенського ; Нац. техн. ун-т "Харків. політехн. ін-т". – Харків : Міська друкарня, 2024. – С. 65-111: іл. - (Фізична та біомедична електроніка).
<https://repository.kpi.kharkov.ua/items/d6581393-a4e7-456c-af18-f15060c14c25>.

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

21. Mamuta M., Vasnetsov M., Voytsekhovich V., Kachalova N., Pavlov V., інш. Automated correction of optical speckle-field visibility with neural networks, *Міжнародна науково-практична конференція «Використання штучного інтелекту в наукових дослідженнях та прикладних розробках»*, Збірник матеріалів конференції 11 квітня 2024 р., С. 84-85.
<http://repository.vsau.org/getfile.php/35556.pdf>
22. В.С.Павлов. Перспективність застосування оптико-електронних технологій для оцінювання стану тканинної мікроциркуляції, Матеріали

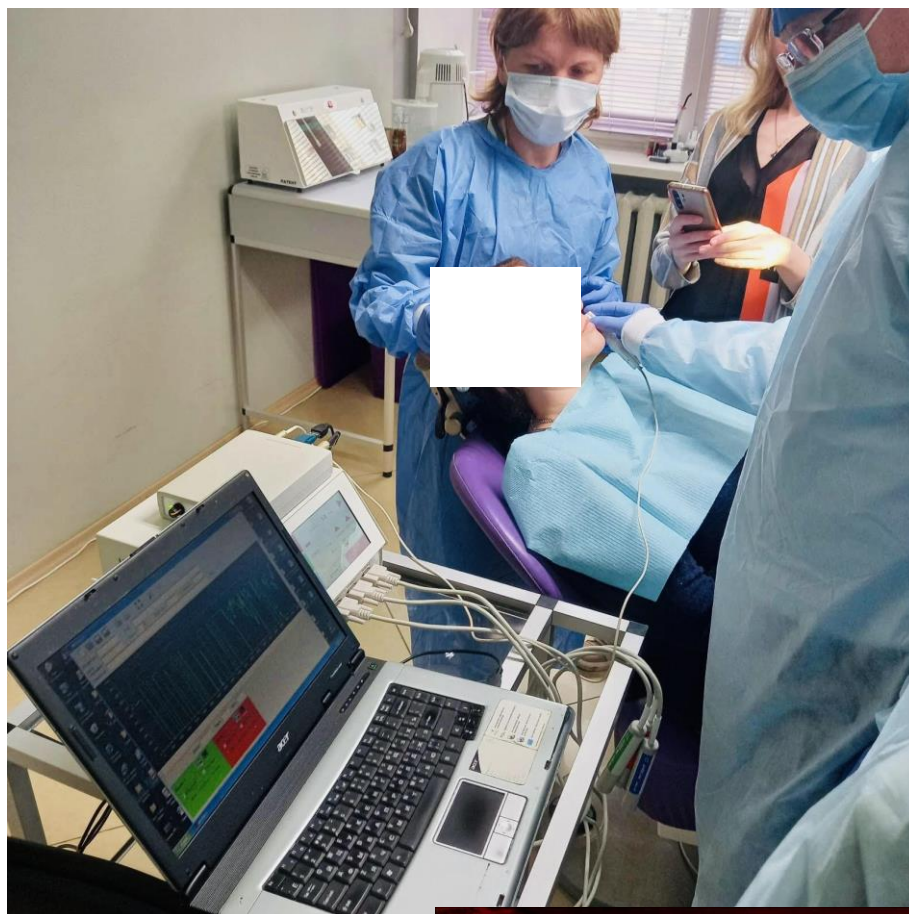
- ЛІІІ науково-технічної конференції ВНТУ, Вінниця, 20-22 березня 2024 р., 2 с. <file:///C:/Users/VNTU/Downloads/20797-73518-1-PB.pdf>
23. Ольга Комарова, Володимир Павлов, Олександр Петраківський, Юлія Петрушко Методика оцінювання однорідності розподілу щільності потужності лазерного випромінювання на виході коротких відрізків багатомодових оптичних волокон, Міжнародна науково-практична конференція Сучасні проблеми інфокомунікацій, радіоелектроніки та наносистем, листопад, 2023, 2 с.
<https://conferences.vntu.edu.ua/index.php/spirn/spirn2023/paper/view/19282>
24. Liudmyla Shkilniak, Tetiana Kanishyna, Oleg Vlasenko, Volodymyr Pavlov, інш. 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, 2023, С.121-126
<http://dspace.opu.ua/xmlui/bitstream/handle/123456789/13778/стр%20121-126.pdf?sequence=1&isAllowed=y>
25. Я. Скорюкова, В.Павлов. Дослідження тривимірної моделі поверхні для визначення порушень мікроциркуляції крові на кінцівках, XLVI Науково-технічна конференція факультету комп'ютерних систем і автоматики (2017) – 3 с. <https://conferences.vntu.edu.ua/index.php/all-fksa/all-fksa-2017/paper/view/2015>
26. V.S. Pavlov, P.F. Kolesnic, T.I. Kozlovska. Evaluation of the peripheral blood circulation of an amdominal wall using optoelectronic plethysmograph, Матеріали XLVIII науково-технічної конференції підрозділів ВНТУ, Вінниця, 13-15 березня 2019, 3 с.
<https://ir.lib.vntu.edu.ua/bitstream/handle/123456789/27250/7029.pdf?sequence=3>

Патенти

27. С.М. Злепко, С.В. Тимчик, В.С. Павлов "Система для досліджування життєдіяльності пацієнта", Пат. на корисну модель № 131588, МПК (2018.01) G06F 19/00 G06Q 50/22. - № у 2018 07222; заявл. 26.06.2018, 25.01.2019, Бюл № 2. – 5 с.
<https://ir.lib.vntu.edu.ua/bitstream/handle/123456789/26057/131588.pdf?sequence=1&isAllowed=y>
28. Т.І. Козловська, П.Ф. Колісник, В.С. Павлов. "Оптичний неінвазивний пристрій для визначення рівня периферійного кровонаповнення", Пат. на корисну модель № 134334, МПК (2006.01) A61B 5/02. - № у 2018 12507; заявл. 17.12.2018, опубл. про державну реєстрацію: 10.05.2019, Бюл. № 9. - 5 с. <https://sis.nipo.gov.ua/uk/search/detail/1355163/>

Додаток В

**Варіанти реалізації оптико-електронних приладів для оцінювання
тканинної мікроциркуляції для застосуванні при політравмах різного
ступеню важкості**



Додаток Д

Мультиспектральний лазерний та фотонний блок з оптоволоконним виходом

Мультиспектральні лазерні та фотонні блоки з оптоволоконним виходом: ергономічний та портативний дизайн; сенсорна панель «Touch screen»; ступінчасте регулювання і контроль випромінювання потужності; установка і контроль часу процедури; модуляція випромінювання в УФ, видимого та ІЧ спектральних діапазонах; робота кожною довжиною хвилі окремо або одночасна робота 3-ма довжинами хвиль.



| Технічні характеристики лазерних та фотонних блоків | |
|--|--|
| Число каналів (лазерне випромінювання) | 3 |
| Довжини хвиль* / максимальна потужність випромінювання* | |
| 1-й канал | 660 нм / 205 мВт |
| 2-й канал | 520 нм / 115 мВт |
| 3-й канал | 445 нм / 140 мВт |
| Довжини хвиль фотонних оптичних насадок | 380 нм; 445 нм; 450 нм; 465 нм; 475 нм; 480 нм; 500 нм; 520 нм; 550 нм; 590 нм; 600 нм; 625 нм; 630 нм; 660 нм; 670 нм; 735 нм; 700 нм; 740 нм; 850 нм; 940 нм |
| Час випромінювання | 0,1-59 хв |
| Реєстрована доза випромінювання | 0,01-99,99 Дж ± 20 % |
| Діагональ екрану | 7" |
| Живлення | 220 В / 50 Гц |
| Габаритні розміри електронного блоку | 265x165x250 мм |
| Маса апарата | не більше 6,4 кг |
| * Довжини хвиль та максимальна потужність випромінювання можуть змінюватися в залежності від потреб користувача. | |

Додаток Е

**Застосування оптико-електронного приладу для оцінювання
тканинної мікроциркуляції при медичній реабілітації пацієнтів з
політравмами різного ступеня важкості в медичних закладах**





Додаток Ж

Приклад введення масиву інформації при експериментальних дослідженнях при аналізі трансформації лазерного випромінювання через біотканину

```

;PC Software:PManager Version 3.90 Build 2
! ***** Warning: Do not modify this file. Changes may prevent *****
! ***** the PManager Log reader from opening the file correctly. *****
;Logged:03/09/2024 at 07:34:50
;File Version:5
;Time Resolution:1 microseconds
;Log Settings:Stop after:readings:100
;Graph Mode:Split
;Notes:

;Channel A:843-R-USB Photodiode 818-UV-DB-v2 (s/n:3120024) EF1.56 (s/n:3116330)

;Channel A:Details
;Name:818-UV-DB-v2
;Graph Type:Needle
;Graph Color:RGB(14,104,168)
;Units:W
;Settings:Measuring:Power
;Settings:Wavelength:555
;Settings:Range:3.00mW
;Settings:Filter:IN

;Channel A:Statistics
;Min:9.000uW
;Max:10.00uW
;Average:9.010uW
;Std.Dev.:100.0nW
;Overrange:0
;-----

```

;First Pulse Arrived : 03/09/2024 at 07:34:50

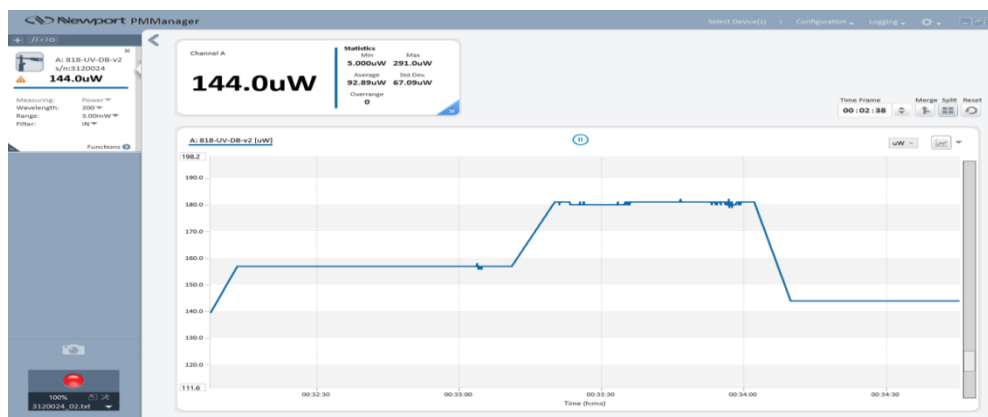
| | Timestamp | Channel A | | | |
|-------|-----------|-----------|-----------|-------|-----------|
| 0.000 | 9.000e-06 | 0.534 | 9.000e-06 | 1.071 | 9.000e-06 |
| 0.067 | 9.000e-06 | 0.601 | 9.000e-06 | 1.134 | 9.000e-06 |
| 0.134 | 9.000e-06 | 0.667 | 9.000e-06 | 1.200 | 9.000e-06 |
| 0.201 | 9.000e-06 | 0.734 | 9.000e-06 | 1.269 | 9.000e-06 |
| 0.269 | 9.000e-06 | 0.801 | 9.000e-06 | 1.334 | 9.000e-06 |
| 0.334 | 9.000e-06 | 0.867 | 9.000e-06 | 1.401 | 9.000e-06 |
| 0.401 | 9.000e-06 | 0.934 | 9.000e-06 | 1.466 | 9.000e-06 |
| 0.467 | 9.000e-06 | 1.001 | 9.000e-06 | 1.534 | 9.000e-06 |

| | | | | | |
|-------|-----------|-------|-----------|-------|-----------|
| 1.601 | 9.000e-06 | 3.268 | 9.000e-06 | 4.933 | 9.000e-06 |
| 1.674 | 9.000e-06 | 3.333 | 9.000e-06 | 5.000 | 9.000e-06 |
| 1.739 | 9.000e-06 | 3.400 | 9.000e-06 | 5.066 | 9.000e-06 |
| 1.806 | 9.000e-06 | 3.467 | 9.000e-06 | 5.133 | 9.000e-06 |
| 1.871 | 9.000e-06 | 3.533 | 9.000e-06 | 5.200 | 9.000e-06 |
| 1.938 | 9.000e-06 | 3.600 | 9.000e-06 | 5.268 | 9.000e-06 |
| 2.005 | 9.000e-06 | 3.667 | 9.000e-06 | 5.333 | 9.000e-06 |
| 2.070 | 9.000e-06 | 3.733 | 9.000e-06 | 5.400 | 9.000e-06 |
| 2.136 | 9.000e-06 | 3.800 | 9.000e-06 | 5.466 | 9.000e-06 |
| 2.202 | 9.000e-06 | 3.866 | 9.000e-06 | 5.533 | 9.000e-06 |
| 2.273 | 9.000e-06 | 3.933 | 9.000e-06 | 5.600 | 9.000e-06 |
| 2.334 | 9.000e-06 | 4.000 | 9.000e-06 | 5.666 | 9.000e-06 |
| 2.401 | 9.000e-06 | 4.066 | 9.000e-06 | 5.733 | 9.000e-06 |
| 2.467 | 9.000e-06 | 4.132 | 9.000e-06 | 5.799 | 9.000e-06 |
| 2.533 | 9.000e-06 | 4.199 | 9.000e-06 | 5.866 | 9.000e-06 |
| 2.600 | 9.000e-06 | 4.268 | 9.000e-06 | 5.933 | 9.000e-06 |
| 2.667 | 9.000e-06 | 4.333 | 9.000e-06 | 5.999 | 9.000e-06 |
| 2.733 | 1.000e-05 | 4.399 | 9.000e-06 | 6.066 | 9.000e-06 |
| 2.800 | 9.000e-06 | 4.466 | 9.000e-06 | 6.133 | 9.000e-06 |
| 2.867 | 9.000e-06 | 4.533 | 9.000e-06 | 6.199 | 9.000e-06 |
| 2.933 | 9.000e-06 | 4.600 | 9.000e-06 | 6.268 | 9.000e-06 |
| 3.000 | 9.000e-06 | 4.666 | 9.000e-06 | 6.333 | 9.000e-06 |
| 3.067 | 9.000e-06 | 4.733 | 9.000e-06 | 6.399 | 9.000e-06 |
| 3.133 | 9.000e-06 | 4.800 | 9.000e-06 | 6.466 | 9.000e-06 |
| 3.200 | 9.000e-06 | 4.866 | 9.000e-06 | 6.533 | 9.000e-0 |

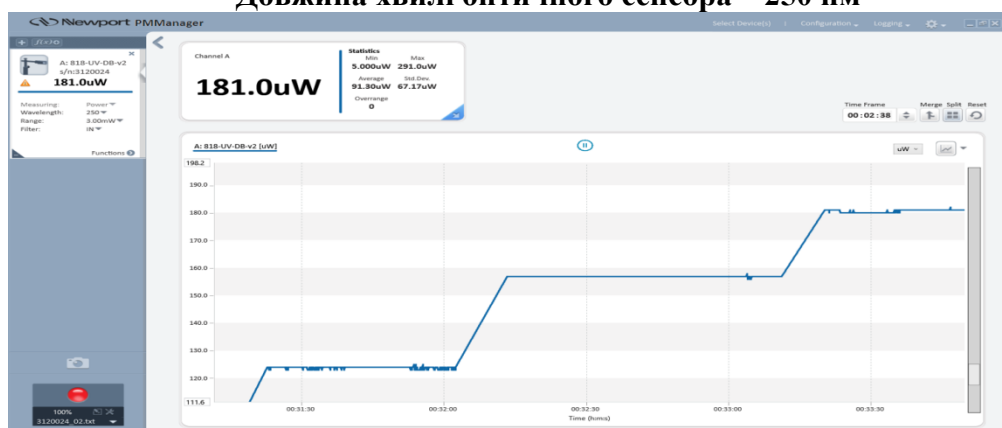
Додаток 3

Результати експериментальних досліджень при аналізі трансформації лазерного випромінювання через біотканину

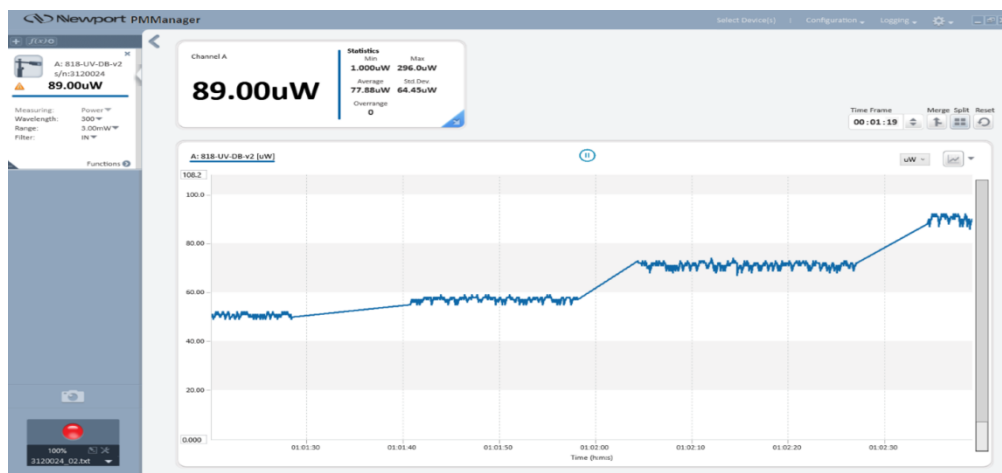
Інфрачервоний спектр лазерного випромінювання (830 нм) Довжина хвилі оптичного сенсора – 200 нм



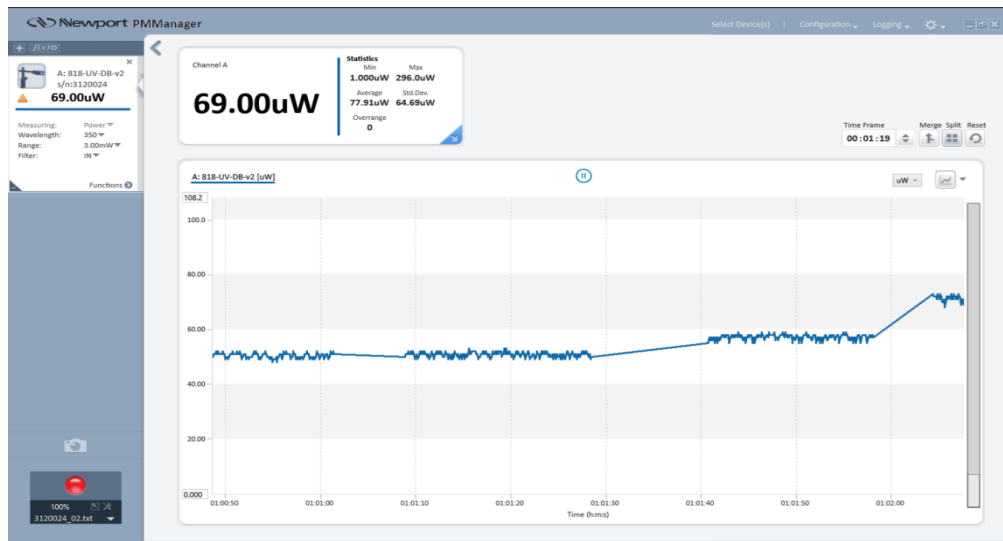
Довжина хвилі оптичного сенсора – 250 нм



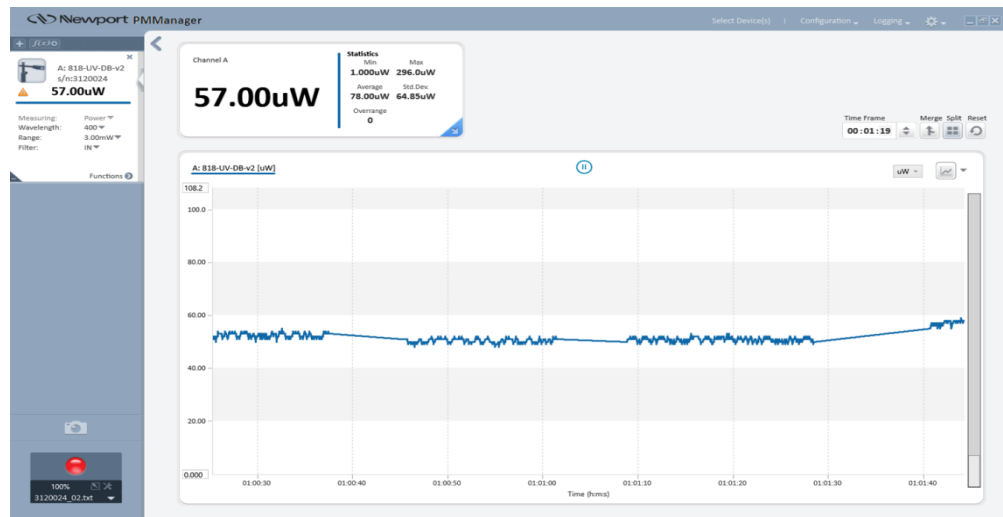
Довжина хвилі оптичного сенсора – 300 нм



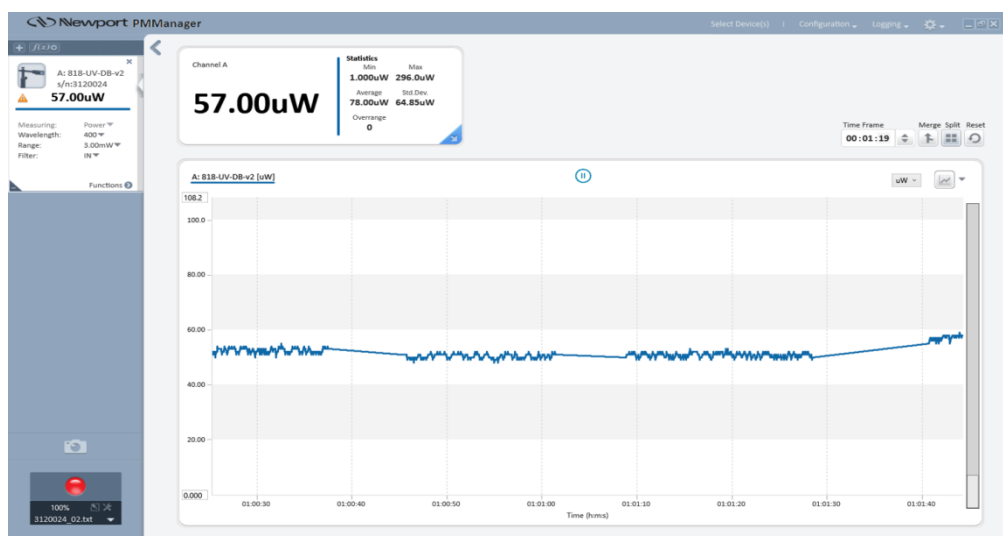
Довжина хвилі оптичного сенсора – 350 нм



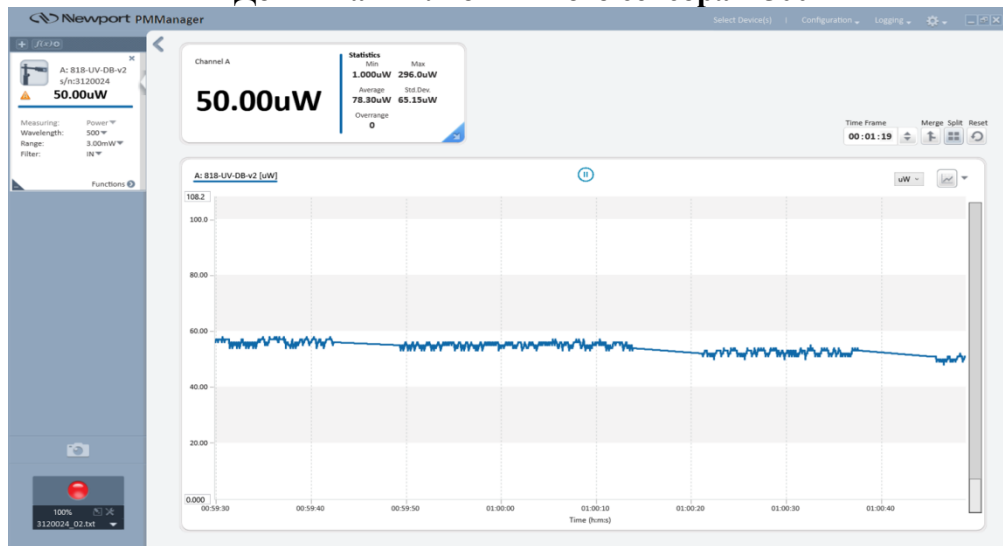
Довжина хвилі оптичного сенсора – 400 нм



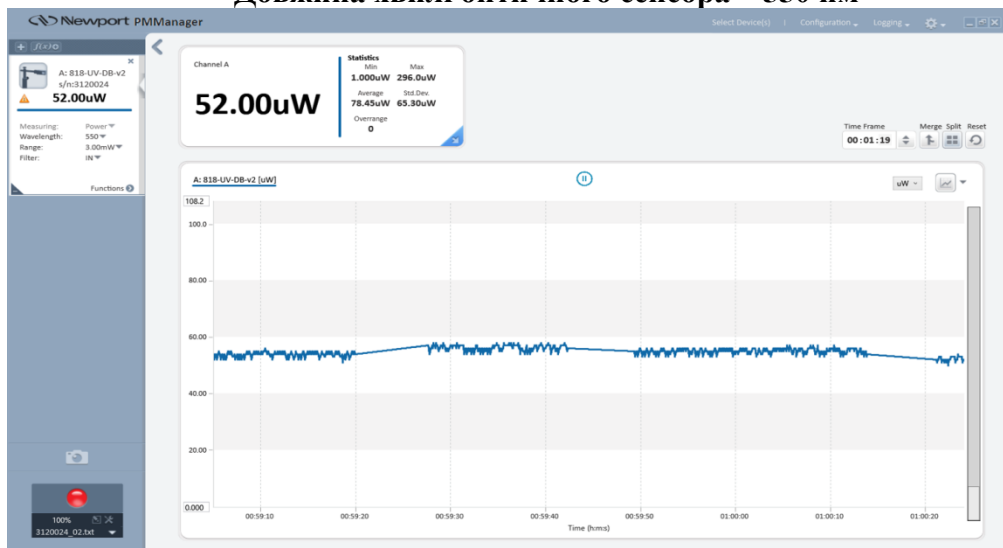
Довжина хвилі оптичного сенсора – 450 нм



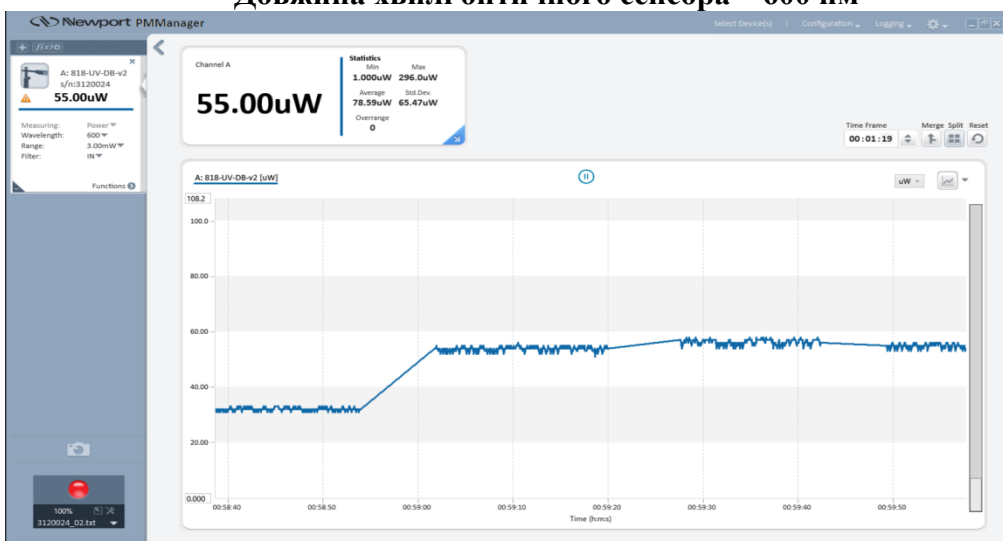
Довжина хвилі оптичного сенсора – 500 нм



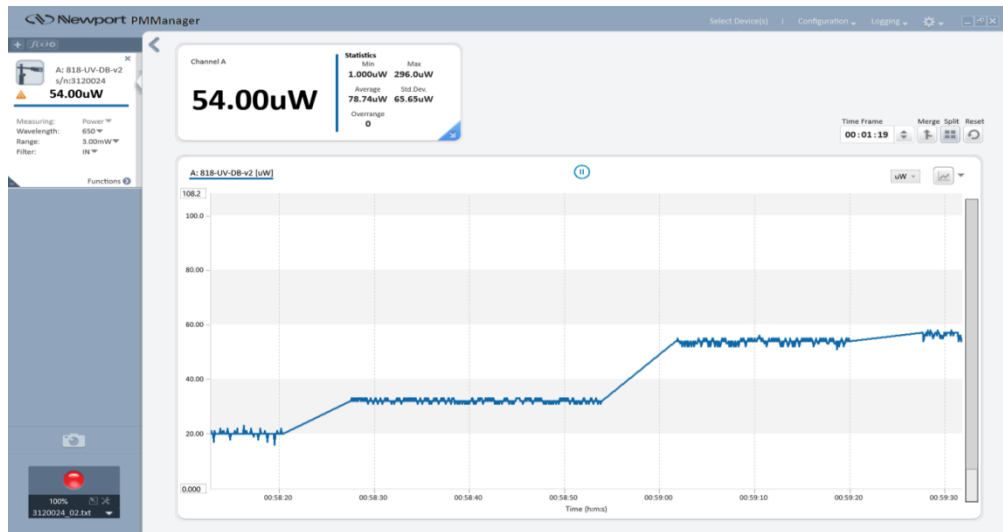
Довжина хвилі оптичного сенсора – 550 нм



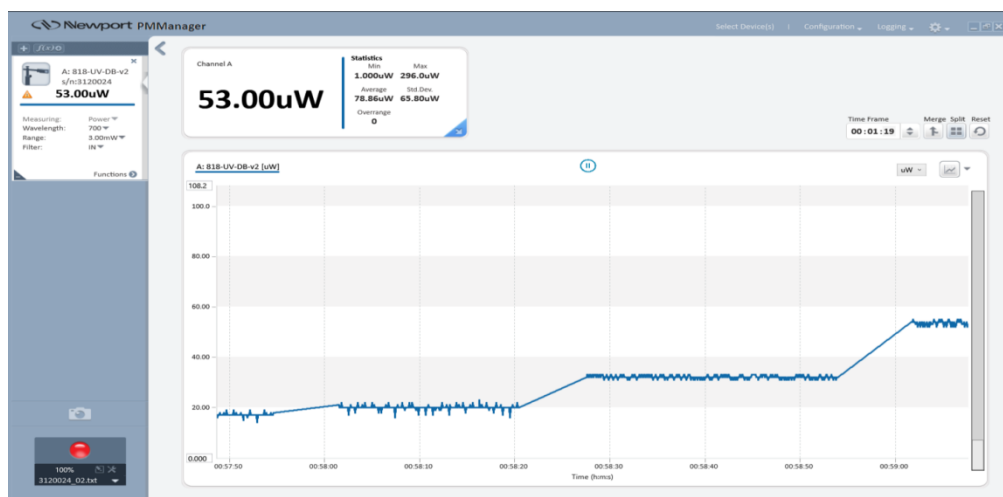
Довжина хвилі оптичного сенсора – 600 нм



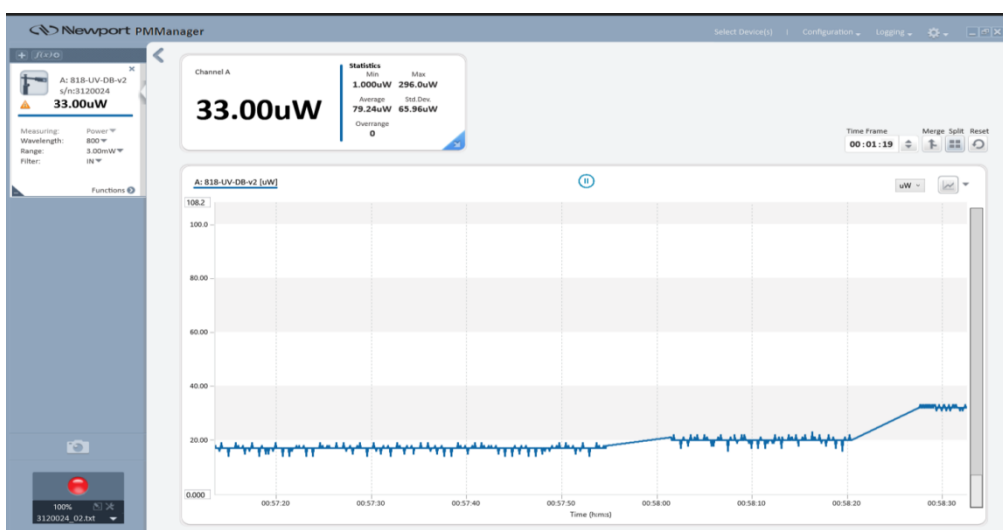
Довжина хвилі оптичного сенсора – 650 нм



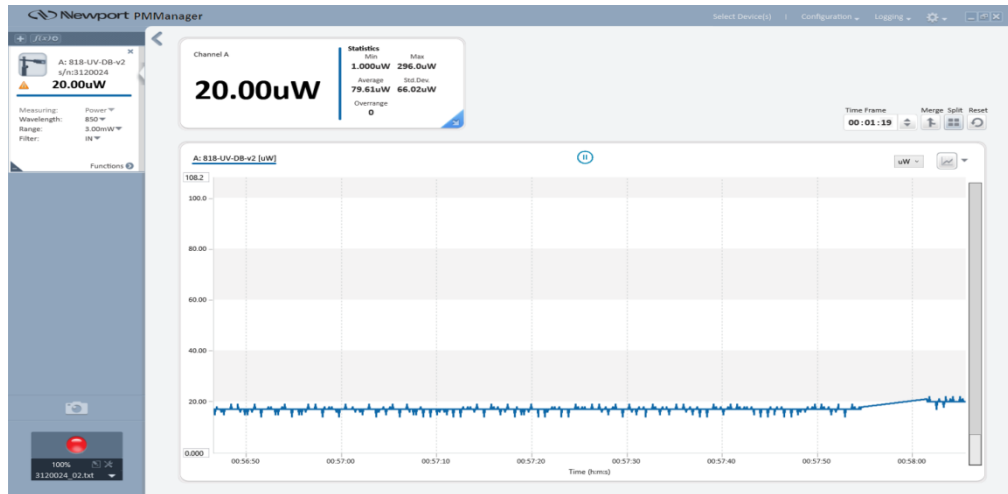
Довжина хвилі оптичного сенсора – 700 нм



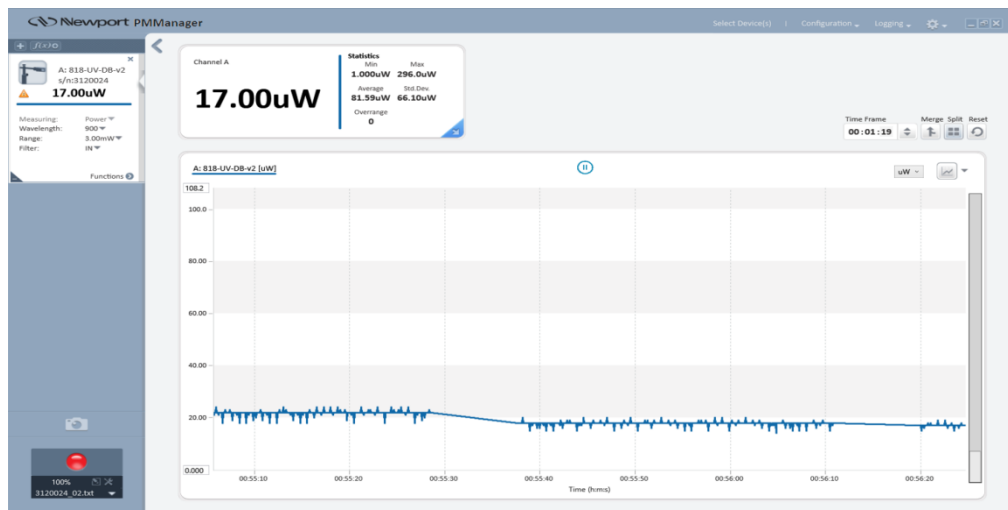
Довжина хвилі оптичного сенсора – 800 нм



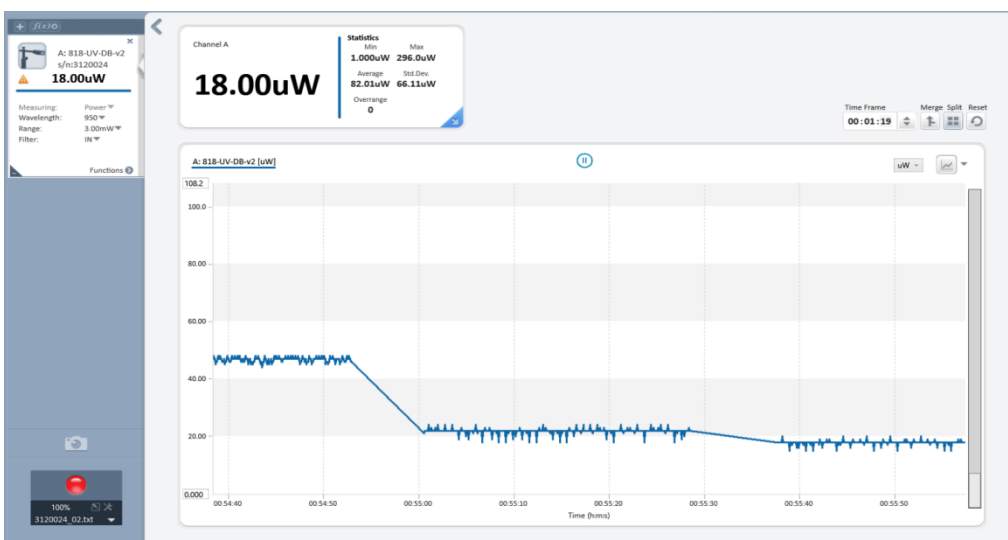
Довжина хвилі оптичного сенсора – 850 нм



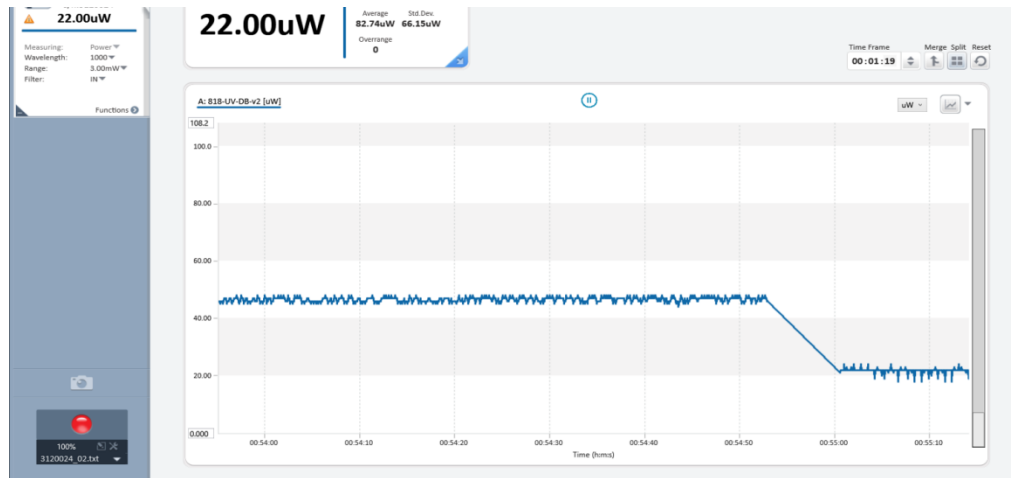
Довжина хвилі оптичного сенсора – 900 нм



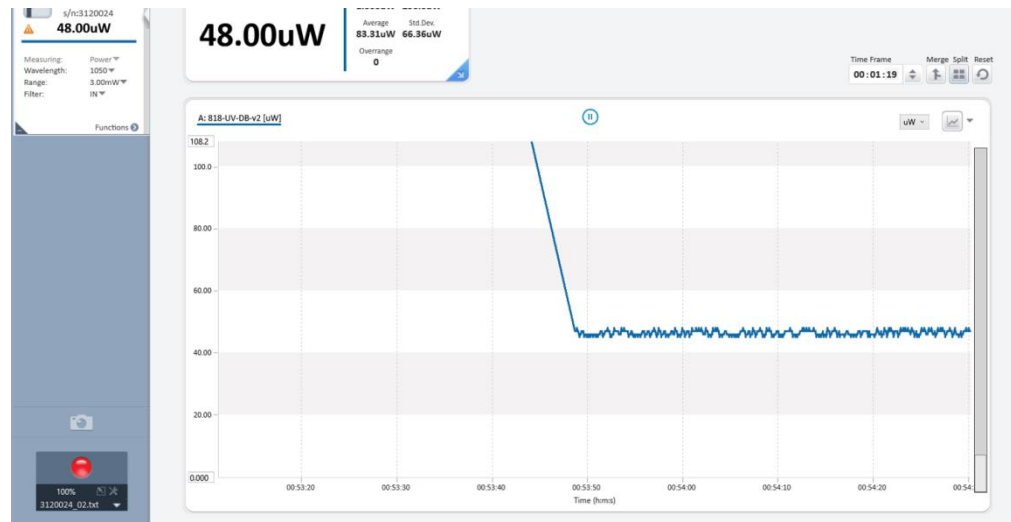
Довжина хвилі оптичного сенсора – 950 нм



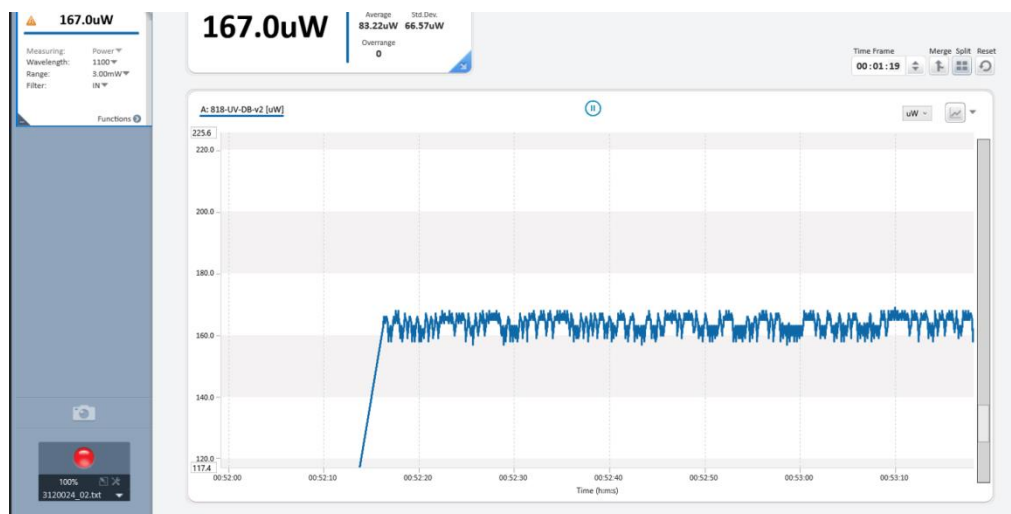
Довжина хвилі оптичного сенсора – 1000 нм



Довжина хвилі оптичного сенсора – 1050 нм



Довжина хвилі оптичного сенсора – 1100 нм



Додаток D

Лістинг програмного забезпечення для експертної нечіткої системи оцінювання важкості діабетичного кетоацидозу

Main.java

```
package sample;

import javafx.application.Application;
import javafx.fxml.FXMLLoader;
import javafx.scene.Parent;
import javafx.scene.Scene;
import javafx.scene.image.Image;
import javafx.stage.Stage;

public class Main extends Application {

    @Override
    public void start(Stage primaryStage) throws Exception {
        Parent root = FXMLLoader.load(getClass().getResource("sample.fxml"));
        primaryStage.getIcons().add(new Image("diabetic.png"));
        primaryStage.setTitle("Diagnosis of diabetic ketoacidosis");
        primaryStage.setScene(new Scene(root, 650, 425));
        primaryStage.setResizable(false);
        primaryStage.show();
    }

    public static void main(String[] args) {
        launch(args);
    }
}
```

Controller.java

```
package sample;

import javafx.fxml.FXML;
import javafx.scene.control.*;
import javafx.scene.text.Text;

import java.io.*;
import java.net.URL;
import java.nio.charset.StandardCharsets;
import java.nio.file.Files;
import java.nio.file.Paths;
import java.text.DecimalFormat;
import java.text.DecimalFormatSymbols;
import java.time.LocalDate;
import java.time.format.DateTimeFormatter;
import java.util.Arrays;
import java.util.Locale;
import java.util.ResourceBundle;

public class Controller {

    @FXML
    private ResourceBundle resources;

    @FXML
    private URL location;
```

```
@FXML
private RadioButton EnRadioBtn;
```

```
@FXML
private RadioButton UkrRadioBtn;
```

```
@FXML
private Button calculateBtn;
```

```
@FXML
private Text diagnosisText;
```

```
@FXML
private Text diagnosisTxt;
```

```
@FXML
private TextField doctorName;
```

```
@FXML
private Text errorText;
```

```
@FXML
private ToggleGroup lang;
```

```
@FXML
private TextField patientAge;
```

```
@FXML
private TextField patientName;
```

```
@FXML
private TextField patientSex;
```

```
@FXML
private Text doctorText;
```

```
@FXML
private Text patientText;
```

```
@FXML
private Text nameText;
```

```
@FXML
private Text ageText;
```

```
@FXML
private Text sexText;
```

```
@FXML
private Text upTxt;
```

```
@FXML
private TextField x1inputField;
```

```
@FXML
private TextField x2inputField;
```

```
@FXML
```

```

private TextField x3inputField;

@FXML
private TextField x4inputField;

@FXML
private CheckBox checkSaveResults;

@FXML
void initialize() {

    calculateBtn.setOnAction(event -> {

        errorText.setText("");
        diagnosisText.setText("");

        String lang = "unknown";
        if (EnRadioBtn.isSelected()) {
            lang = "EN";
        }
        if (UkrRadioBtn.isSelected()) {
            lang = "UKR";
        }
        if (lang.equals("UKR")) {
            calculateBtn.setText("Розрахувати");
            diagnosisTxt.setText("Діагноз:");
            upTxt.setText("Кафедра біомедичної інженерії");
            doctorText.setText("Лікар:");
            patientText.setText("Пацієнт:");
            nameText.setText("Ім'я:");
            ageText.setText("Вік:");
            sexText.setText("Стать:");
        }
        if (lang.equals("EN")) {
            calculateBtn.setText("Calculate");
            diagnosisTxt.setText("Diagnosis:");
            upTxt.setText("Department of Biomedical Engineering");
            doctorText.setText("Doctor:");
            patientText.setText("Patient:");
            nameText.setText("Name:");
            ageText.setText("Age:");
            sexText.setText("Sex:");
        }
        }

    double x1, x2, x3, x4;

    try {
        x1 = Double.parseDouble(x1inputField.getText().replaceAll(",", "."));
        x2 = Double.parseDouble(x2inputField.getText().replaceAll(",", "."));
        x3 = Double.parseDouble(x3inputField.getText().replaceAll(",", "."));
        x4 = Double.parseDouble(x4inputField.getText().replaceAll(",", "."));
    } catch (Exception e) {
        if (lang.equals("UKR")) {
            errorText.setText("Помилка:\nПараметри задано невірно");
        }
        if (lang.equals("EN")) {
            errorText.setText("Error:\nParameters are incorrect");
        }
    }
    return;
}

```

```

}

DecimalFormatSymbols symbolsEN_US = DecimalFormatSymbols.getInstance(Locale.US);
DecimalFormat decimalFormat = new DecimalFormat("#,###.#####", symbolsEN_US);

//Н - низьке, НС - нижче середнього, С - середнє, ВС - вище середнього, В - високе
double x1H, x1HC, x1C, x1BC, x1B;
double x2H, x2HC, x2C, x2BC, x2B;
double x3H, x3HC, x3C, x3BC, x3B;
double x4H, x4HC, x4C, x4BC, x4B;

x1H = Double.parseDouble(decimalFormat.format(x1H));
    x1HC = Double.parseDouble(decimalFormat.format(x1HC));
    x1C = Double.parseDouble(decimalFormat.format(x1C));
    x1BC = Double.parseDouble(decimalFormat.format(x1BC));
    x1B = Double.parseDouble(decimalFormat.format(x1B));
} else {
    if (lang.equals("UKR")) {
        errorText.setText("Помилка:\nНе виконана умова \"X1 ∈ [6.9; 7.45]\");
    }
    if (lang.equals("EN")) {
        errorText.setText("Error:\nCondition not met \"X1 ∈ [6.9; 7.45]\");
    }
    return;
}
}
x2H = Double.parseDouble(decimalFormat.format(x2H));
    x2HC = Double.parseDouble(decimalFormat.format(x2HC));
    x2C = Double.parseDouble(decimalFormat.format(x2C));
    x2BC = Double.parseDouble(decimalFormat.format(x2BC));
    x2B = Double.parseDouble(decimalFormat.format(x2B));
} else {
    if (lang.equals("UKR")) {
        errorText.setText("Помилка:\nНе виконана умова \"X2 ∈ [10; 60]\");
    }
    if (lang.equals("EN")) {
        errorText.setText("Error:\nCondition not met \"X2 ∈ [10; 60]\");
    }
    return;
}
}
x3H = Double.parseDouble(decimalFormat.format(x3H));
    x3HC = Double.parseDouble(decimalFormat.format(x3HC));
    x3C = Double.parseDouble(decimalFormat.format(x3C));
    x3BC = Double.parseDouble(decimalFormat.format(x3BC));
    x3B = Double.parseDouble(decimalFormat.format(x3B));
} else {
    if (lang.equals("UKR")) {
        errorText.setText("Помилка:\nНе виконана умова \"X3 ∈ [2; 40]\");
    }
    if (lang.equals("EN")) {
        errorText.setText("Error:\nCondition not met \"X3 ∈ [2; 40]\");
    }
    return;
}
}
x4H = Double.parseDouble(decimalFormat.format(x4H));
    x4HC = Double.parseDouble(decimalFormat.format(x4HC));
    x4C = Double.parseDouble(decimalFormat.format(x4C));
    x4BC = Double.parseDouble(decimalFormat.format(x4BC));
    x4B = Double.parseDouble(decimalFormat.format(x4B));

```

```

    } else {
        if (lang.equals("UKR")) {
            errorText.setText("Помилка:\nНе виконана умова \"X4 ∈ [70; 150]");
        }
        if (lang.equals("EN")) {
            errorText.setText("Error:\nCondition not met \"X4 ∈ [70; 150]");
        }
        return;
    }
}
double[] minArr = new double[4];

minArr[0] = Arrays.stream(new double[]{x1BC, x2BC, x3BC, x4H}).min().getAsDouble();
minArr[1] = Arrays.stream(new double[]{x1BC, x2BC, x3BC, x4HC}).min().getAsDouble();
minArr[2] = Arrays.stream(new double[]{x1BC, x2BC, x3BC, x4C}).min().getAsDouble();
minArr[3] = Arrays.stream(new double[]{x1B, x2BC, x3BC, x4HC}).min().getAsDouble();

double d1A = Arrays.stream(minArr).max().getAsDouble();
minArr[0] = Arrays.stream(new double[]{x1C, x2HC, x3HC, x4HC}).min().getAsDouble();
minArr[1] = Arrays.stream(new double[]{x1C, x2HC, x3HC, x4C}).min().getAsDouble();
minArr[2] = Arrays.stream(new double[]{x1BC, x2HC, x3HC, x4HC}).min().getAsDouble();
minArr[3] = Arrays.stream(new double[]{x1BC, x2HC, x3HC, x4C}).min().getAsDouble();

double d2A = Arrays.stream(minArr).max().getAsDouble();

minArr[0] = Arrays.stream(new double[]{x1C, x2H, x3HC, x4HC}).min().getAsDouble();
minArr[1] = Arrays.stream(new double[]{x1C, x2H, x3HC, x4C}).min().getAsDouble();
minArr[2] = Arrays.stream(new double[]{x1C, x2HC, x3HC, x4HC}).min().getAsDouble();
minArr[3] = Arrays.stream(new double[]{x1C, x2HC, x3HC, x4C}).min().getAsDouble();

double d3A = Arrays.stream(minArr).max().getAsDouble();

double[] minArr1 = new double[3];
minArr1[0] = Arrays.stream(new double[]{x1H, x2H, x3H, x4C}).min().getAsDouble();
minArr1[1] = Arrays.stream(new double[]{x1HC, x2H, x3H, x4C}).min().getAsDouble();
minArr1[2] = Arrays.stream(new double[]{x1HC, x2HC, x3H, x4BC}).min().getAsDouble();
double d4A = Arrays.stream(minArr1).max().getAsDouble();
errorText.setText("" +
    "d1A = " + d1A +
    ", d2A = " + d2A +
    "\nd3A = " + d3A +
    ", d4A = " + d4A);
double maxResult = Arrays.stream(new double[]{d1A, d2A, d3A, d4A}).max().getAsDouble();
String resultTxt = "";
if (d1A == maxResult) {
    resultTxt = resultTxt.concat("Ketosis\n");
}
if (d2A == maxResult) {
    resultTxt = resultTxt.concat("Diabetic Ketoacidosis I\n");
}
if (d3A == maxResult) {
    resultTxt = resultTxt.concat("Diabetic Ketoacidosis II\n");
}
if (d4A == maxResult) {
    resultTxt = resultTxt.concat("Diabetic Ketoacidosis III\n");
}
diagnosisText.setText(resultTxt);

if (checkSaveResults.isSelected()) {
    DateTimeFormatter folderPattern = DateTimeFormatter.ofPattern("dd-MM-yyyy_HH.mm.ss");

```

```

DateTimeFormatter filePattern = DateTimeFormatter.ofPattern("dd-MM-yyyy HH:mm:ss");
LocalDateTime now = LocalDateTime.now();
File directory = new File("Results");
if (! directory.exists()){
    directory.mkdir();
}
try (Writer writer = new BufferedWriter(new OutputStreamWriter(
    new FileOutputStream("Results/result_" + folderPattern.format(now) + ".txt"),
StandardCharsets.UTF_8))) {
    if (lang.equals("UKR")) {
        writer.write("Ім'я лікаря: " + doctorName.getText() +
            "\nІм'я пацієнта: " + patientName.getText() +
            "\nВік пацієнта: " + patientAge.getText() +
            "\nСтать пацієнта: " + patientSex.getText() +
            "\nДіагноз: " + diagnosisText.getText() +
            "\nДата отримання результату: " + filePattern.format(now));
    }
    if (lang.equals("EN")) {
        writer.write("Doctor's name: " + doctorName.getText() +
            "\nPatient's name: " + patientName.getText() +
            "\nPatient's age: " + patientAge.getText() +
            "\nPatient's sex: " + patientSex.getText() +
            "\nDiagnosis: " + diagnosisText.getText() +
            "\nDate of result: " + filePattern.format(now));
    }
} catch (Exception e) {
    e.printStackTrace();
}

```