

НАЦІОНАЛЬНА АКАДЕМІЯ НАУК УКРАЇНИ
ІНСТИТУТ ПРИКЛАДНИХ ПРОБЛЕМ ФІЗИКИ І БІОФІЗИКИ

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ ІМЕНІ ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»

Кваліфікаційна наукова
праця на правах рукопису

ВЕЛИГОЦЬКИЙ ДМИТРО ВОЛОДИМИРОВИЧ

УДК 616-71: 615.099.07

ДИСЕРТАЦІЯ

**НЕІНВАЗИВНИЙ МОНІТОРИНГ СТАНУ ЛЮДИНИ ПРИ
ІНТОКСИКАЦІЇ МОНООКСИДОМ ВУГЛЕЦЮ**

05.11.17 – біологічні та медичні прилади і системи

Подається на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук

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



Д.В. Велигоцький

Науковий керівник: Мисюра Анатолій Григорович, д.б.н., завідувач відділу

Київ – 2023

АНОТАЦІЯ

Велигоцький Д.В. «Неінвазивний моніторинг стану людини при інтоксикації монооксидом вуглецю». – Кваліфікаційна наукова праця на правах рукопису.

Дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук за спеціальністю 05.11.17 «Біологічні та медичні прилади і системи». – Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського» МОН України, Київ, 2023.

Дисертаційна робота присвячена розширенню функціональних можливостей засобів моніторингу стану людини під час інтоксикації монооксидом вуглецю (СО) шляхом неінвазивної реєстрації фізіологічних параметрів організму. У роботі розроблено метод неінвазивного моніторингу стану людини під час інтоксикації СО шляхом комплексного аналізу фізіологічних показників кровоносної та дихальної систем, що дозволило розширити функціональні можливості біомедичних інформаційно-вимірювальних засобів неінвазивного моніторингу. Удосконалено фотометричний метод неінвазивного визначення вмісту карбоксигемоглобіну (HbCO) та оксигемоглобіну (SaO₂) в артеріальній крові шляхом додаткової генерації випромінювання та реєстрації спектрів поглинання світла на довжині хвилі $\lambda=568$ нм, що забезпечило селективність та дозволило підвищити точність оксигемоглобіну та достовірність моніторингу карбоксигемоглобіну. Обґрунтовано принципи аналізу фотоплетизмографічних сигналів шляхом визначення тривалості кардіоінтервалів, що дозволило визначати наявність екстрасистолії, тахікардії та брадикардії у роботі серця.

У вступі наводиться обґрунтування актуальності обраної теми дисертаційної роботи, сформульовано мету та основні завдання дослідження, об'єкт, предмет дослідження, зазначена наукова новизна та визначена практична цінність отриманих результатів, наведено особистий внесок автора та відомості

про апробацію результатів дослідження, зазначена кількість публікацій, в яких відображено результати роботи.

У першому розділі проведено інформаційні дослідження наявних новітніх методів та засобів моніторингу для стеження за показниками життєвих функцій людини під час інтоксикації шкідливими випарами. Під час аналізу наявних публікацій, виявлено підтвердження актуальної потреби в неінвазивних засобах стеження за змінами концентрації показників транспорту гемоглобінових фракцій потоками крові, в тому числі оксигемоглобіну, дезоксигемоглобіну та карбоксигемоглобіну, як важливих індикаторів і передвісників ускладнень газотранспортної функції організму поєднано з моніторингом інших життєвих функцій для виявлення інтоксикації у пацієнта.

Другий розділ присвячено опису методів та засобів, які використовувалися під час виконання дисертаційної роботи. Розроблення та дослідження оптоелектронних блоків виконувались спершу на макетних платах, їх виготовлення та складання проведено власними силами і сторонніми спеціалізованими організаціями, а їх випробовування здійснювалися на власній експериментальній базі на відповідність функціонування. Для роботи використовувались різні специфічні електронні вимірювальні прилади.

У третьому розділі роботи узагальнено наведено напрями наслідків можливого негативного впливу вдихуваного повітря з домішками шкідливих випарів та монооксиду вуглецю на життєві функції людини через утворення підвищеної концентрації карбоксигемоглобіну в крові. Визначено показники, які мають використовуватись для діагностування ступеню інтоксикації потерпілих від перебування в середовищах з підвищеним вмістом шкідливих випарів та CO в оточуючому середовищі під час обстеження і визначенні заходів екстреної терапії.

На підставі визначених параметрів кровоносної та дихальної систем, розроблено метод та структурно-функціональну схему системи неінвазивного моніторингу стану людини під час інтоксикації CO та обґрунтовано елементну базу для створення експериментального зразка. Для реалізації розробленого

методу моніторингу стану людини під час інтоксикації було створено інформаційно-вимірювальну систему (зразок приладу типу «MP-01»), яка містить модулі визначення сукупності показників системи дихання, роботи серця та гемодинаміки, параметрів транспорту газів (відносної концентрації HbCO та SaO_2 в крові), артеріального тиску та терморегуляції, а також мікроконтролерний модуль їх комплексної оцінки фізіологічних показників організму під час інтоксикації, дозволила в режимі реального часу здійснювати процеси збору даних, їх передачі та прийняття рішення про наявність інтоксикації.

В цьому розділі запропоновано перелік показників системи дихання, які будуть визначатись: тривалість циклу дихання, тривалість одного видиху, тривалість одного вдиху, частота дихання, об'єм видиху, об'єм вдиху та значення легеневої вентиляції за допомогою крильчато-тахометричного витратоміра. Описується розроблений апаратно-програмний модуль визначення та моніторингу сукупності показників роботи системи дихання та результати проведених досліджень на стендах визначення точності об'ємів повітря одного видиху в діапазоні від 1 до 9 л з високою лінійністю (коефіцієнт регресії $R^2=0,989$).

Обґрунтовані принципи аналізу фотоплетизмографічних сигналів, що включають попередню обробку, визначення тривалості кардіоінтервалів за методом першої похідної, їх накопичення та порівняння з еталонними, а також графічне відображення на гістограмі розподілу, які дозволили визначати патологічні стани серця, такі як екстрасистоля, тахікардія та брадикардія.

Розроблено апаратно-програмний модуль визначення та моніторингу сукупності показників транспорту газів кров'ю. Насамперед визначення значень відносної концентрації оксигемоглобіну та карбоксигемоглобіну в артеріальній крові, і концентрації CO у видихуваному та оточуючому повітрі. На підставі удосконаленого фотометричного методу розроблено алгоритми та створене програмне забезпечення «CO-Monitor», яке дозволило шляхом порівняння з результатами роботи комерційного пульсоксиметру оцінити точність визначення

SaO₂, а на основі дослідження двох груп добровольців з відомими значеннями рівня HbCO визначити достовірність його моніторингу. Експериментальні дослідження роботи модулю неінвазивного визначення та моніторингу вмісту HbCO та SaO₂ у рухомій крові шляхом використання джерел генерації та реєстрації спектрів поглинання світла на трьох довжинах хвиль – 568 нм, 660 нм та 940 нм продемонстрували відносну похибку визначення SaO₂ – 0.98% та достовірність визначення HbCO у двох груп добровольців з відомими значеннями HbCO: від 2 до 4,4% для осіб, які не палять тютюнові вироби та від 5,7 до 7,7% для тих хто палить. Для визначення значення CO було проведено калібрування розробленого модуля і отримана калібрувальна залежність з коефіцієнтом регресії $R^2=0,867$.

Створено функціональні структури, електронні схеми та алгоритми апаратно-програмного мікроконтролерного модуля керування процесами визначення та моніторингу сукупності показників роботи функціональних систем на основі мікроконтролерної плати STM32F746G Discovery.

Четвертий розділ дисертаційної роботи містить узагальнені технічні характеристики створеного зразка багатопараметричного монітору «MP-01», зорієнтованого на використання службами екстреної медичної допомоги та підвищення якості заходів зі збереження здоров'я потерпілих осіб. Наводиться його комплектність і операційні можливості для неінвазивного контролю CO у крові людини у поєднанні з синхронною реєстрацією сукупності показників зовнішнього дихання, роботи серця, параметрів транспорту газів кров'ю, температури та деяких інших показників, які важливі для діагностування стану людини з ознаками інтоксикації від дихання CO чи іншими шкідливими випарами.

Ключові слова: дихання, діагностування, робота серця, карбоксигемоглобін, медичні прилади, моніторинг, монооксид вуглецю, оксигемоглобін, отруєння, охорона здоров'я, шкідливі випари.

ANNOTATION

Velyhotskyi D.V. "Non-invasive monitoring of human condition during carbon monoxide intoxication." – Qualified scientific work on the rights of the manuscript.

Dissertation for the degree of Candidate of Technical Sciences in the specialty 05.11.17 "Biological and medical devices and systems". – National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute", Kyiv, 2021.

The dissertation is devoted to expanding the functionality of means of monitoring a person's condition during carbon monoxide (CO) intoxication by means of non-invasive registration of the body's physiological parameters. The work developed a method of non-invasive monitoring of a person's condition during CO intoxication through a complex analysis of physiological indicators of the circulatory and respiratory systems, which made it possible to expand the functional capabilities of biomedical information and measurement tools for non-invasive monitoring. The photometric method of non-invasive determination of the content of carboxyhemoglobin (HbCO) and oxyhemoglobin (SaO₂) in arterial blood was improved by additional generation of radiation and registration of light absorption spectra at a wavelength of $\lambda=568$ nm, which ensured selectivity and made it possible to increase the accuracy of oxyhemoglobin and the reliability of carboxyhemoglobin monitoring. The principles of the analysis of photoplethysmographic signals by determining the duration of cardiointervals were substantiated, which made it possible to determine the presence of extrasystole, tachycardia and bradycardia in the work of the heart.

The introduction provides justification for the relevance of the chosen topic of the dissertation, formulates the purpose and main tasks of the research, the object, the subject of the research, indicates the scientific novelty and determined the practical value of the obtained results, gives the personal contribution of the author and information about the approval of the research results, the number of publications is indicated, in which the results of the work are displayed.

In the first chapter, information studies of the available latest methods and means of monitoring for monitoring indicators of human vital functions during intoxication with harmful vapors were carried out. During the analysis of available publications, confirmation of the urgent need for non-invasive means of monitoring changes in the concentration of hemoglobin fraction transport indicators by blood streams, including oxyhemoglobin, deoxyhemoglobin and carboxyhemoglobin, was found as important indicators and precursors of complications of the gas transport function of the body, combined with monitoring of other vital functions to identify intoxication in the patient. Publications on developments, direct analogues of the topic of this dissertation aimed at the development of technologies and means of monitoring vital functions in intoxicated CO, have not been found, although many studies and developments of individual aspects relate to this direction without detailing them, and therefore require their own research into the conditions of their reproduction and clarification of agreed modes of their functioning.

The second chapter is devoted to the description of the methods and tools used during the dissertation work. The development and research of optoelectronic units was first carried out on mock-up boards, their production and assembly were carried out in-house and by third-party specialized organizations, and their tests were carried out on our own experimental base for compliance with functioning. Various specific electronic measuring devices were used for work.

The third chapter of the work summarizes the directions of the possible negative impact of inhaled air with impurities of harmful vapors and carbon monoxide on human vital functions due to the formation of an increased concentration of carboxyhemoglobin in the blood. The indicators that should be used to diagnose the degree of intoxication of victims of being in environments with an increased content of harmful vapors and CO in the surrounding environment during the examination and determination of emergency therapy measures have been determined.

On the basis of the determined parameters of the circulatory and respiratory systems, a method and structural-functional scheme of the system of non-invasive monitoring of the human condition during CO intoxication was developed, and the

elemental base for creating an experimental sample was substantiated. To implement the developed method of monitoring a person's condition during intoxication, an information and measurement system was created (the "MR-01" device), which contains modules for determining a set of indicators of the respiratory system, heart work and hemodynamics, parameters of gas transport (relative concentration of HbCO and SaO₂ in the blood), blood pressure and thermoregulation, as well as a microcontroller module for their comprehensive assessment of the physiological indicators of the body during intoxication, allowed to carry out the processes of data collection, their transfer and decision-making about the presence of intoxication in real time.

This chapter offers a list of indicators of the respiratory system that will be determined: the duration of the breathing cycle, the duration of one exhalation, the duration of one inhalation, the frequency of breathing, the volume of exhalation, the volume of inspiration and the value of pulmonary ventilation using a vane-tachometric flow meter. The developed hardware and software module for determining and monitoring a set of indicators of the respiratory system and the results of research conducted on the stands for determining the accuracy of air volumes of one exhalation in the range from 1 to 9 L with high linearity (regression coefficient $R^2=0.989$) are described.

Reasoned principles of analysis of photoplethysmographic signals, including preliminary processing, determination of the duration of cardio intervals by the method of the first derivative, their accumulation and comparison with reference ones, as well as graphic display on a distribution histogram, which allowed to determine pathological conditions of the heart, such as extrasystole, tachycardia and bradycardia.

A hardware and software module for determining and monitoring a set of blood gas transport indicators has been developed. First of all, determining the values of the relative concentration of oxyhemoglobin and carboxyhemoglobin in arterial blood, and the concentration of CO in exhaled and ambient air. On the basis of the improved photometric method, algorithms were developed and the "CO-Monitor" software was created, which made it possible to assess the accuracy of SaO₂ determination by

comparing it with the results of a commercial pulse oximeter, and on the basis of a study of two groups of volunteers with known values of the HbCO level, to determine the reliability of its monitoring. Experimental studies of the operation of the module for non-invasive determination and monitoring of HbCO and SaO₂ content in moving blood by using sources of generation and registration of light absorption spectra at three wavelengths – 568 nm, 660 nm and 940 nm demonstrated the relative error of SaO₂ determination – 0.98% and the reliability of HbCO determination in two groups of volunteers with known HbCO values: from 2 to 4.4% for nonsmokers and from 5.7 to 7.7% for smokers. To determine the CO value, the developed module was calibrated and the calibration dependence with the regression coefficient $R^2=0.867$ was obtained.

The functional structures, electronic circuits and algorithms of the hardware-software microcontroller module for controlling the processes of determining and monitoring a set of performance indicators of functional systems based on the STM32F746G Discovery microcontroller board have been created.

The fourth chapter of the dissertation contains generalized technical characteristics of the created sample of the multi-parameter monitor "MR-01", aimed at the use of emergency medical services and improving the quality of measures to preserve the health of injured persons. It shows its completeness and operational opportunities for non-invasive CO control in human blood in combination with synchronous registration of a set of indicators: external respiration, heart function, blood transport parameters, temperature and some other indicators that are important for diagnosing a person with signs of intoxication from breathing CO or other harmful evaporation.

Keywords: carbon monoxide, carboxyhemoglobin, diagnosis, health care, heart, medical devices, monitoring, oxyhemoglobin, poisoning, respiration, toxic gases.

СПИСОК ОПУБЛІКОВАНИХ ПРАЦЬ ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ

Наукові праці, в яких опубліковані основні наукові результати дисертації

1. Велигоцький, Д.В., Стельмах, Н.В., Єсьман, С.С., та Мамілов С.О. (2011). Моделювання неінвазивного діагностування карбоксигемоглобіну в потоках крові в програмному середовищі «СО-monitor». *Нові технології*, 32(2), 55-61. (ISSN: 1810-3049). (Здобувачем розроблено алгоритми та програмне забезпечення для неінвазивного визначення та моніторингу сатурації карбоксигемоглобіну та оксигемоглобіну в крові).
2. Велигоцький, Д.В., Стельмах, Н.В., Єсьман, С.С., та Мамілов, С.О. (2012). Апаратно-програмний комплекс для неінвазивного діагностування карбоксигемоглобіну в потоках крові. *Вісник КрНУ ім. М. Остроградського «Інформаційні системи і технології»*, 72(1), 71-74. (ISSN: 2072-8263). (Здобувачем запропоновано схемотехнічну та програмну реалізацію модуля неінвазивного визначення та моніторингу сатурації карбоксигемоглобіну та оксигемоглобіну в крові).
3. Mamilov, S.A., Esman, S.S., Veligoskiy, D.V., Asimov, M.M., & Gisbrecht, A. (2014). Wavelength Dependence of the Efficiency of in vivo Photolysis of Carboxyhemoglobin. *Journal of Applied Spectroscopy*, 81(3), 432-436. (ISSN: 1573-8647. Включене до баз даних **WoS** та **Scopus**). (Здобувачем досліджено вплив взаємодії оптичного випромінювання видимого діапазону з карбоксигемоглобіном артеріальної крові *in vivo*).
4. Yesman, S.S., Mamilov, S.O., Veligotsky, D.V., & Gisbrecht, A.I. (2016). Local changes in arterial oxygen saturation induced by visible and near-infrared light radiation. *Lasers in medical science*, 31(1), 145-149. (ISSN: 1435-604X. Включене до баз даних **WoS** та **Scopus, Q1**). (Здобувачем досліджено вплив лазерного випромінювання на рівень оксигемоглобіну у кровоносних судинах та його залежність від довжини хвилі).
5. Yesman, S.S., Veligotsky, D.V., Mamilov, S.O., Gisbrecht, A.I., Mircheva, V.S., & Zaharieva, L.B. (2019). Optical diagnostics of the condition of the

cardio vascular system on the basis of optoelectronic methods. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 618(1), 2-7. (ISSN: 1757-899X. Включене до бази даних **Scopus**). (Здобувачем розроблено принципи оцінки серцевої системи за аналізом фотоплетизмографічних сигналів).

6. Stelmakh, O.P., Stetsenko, I.V., & Velyhotskyi, D.V. (2020). Information technology of video data processing for traffic intensity monitoring. *Control Systems and Computers*, 3, 50-59. (ISSN: 2706-8153). (Здобувачем проаналізовано цифрові дані з допомогою нейронних мереж).

7. Mamilov, S., Esman, S., Velyhotsky, D., & Gisbrecht, A. (2022). Non-invasive study of changes in venous oxygen saturation. *General Medicine*, 24(2), 26-28. (ISSN: 1311-1817. Включене до бази даних **Scopus**). (Здобувачем досліджено вплив взаємодії оптичного випромінювання видимого діапазону з оксигемоглобіном венозної крові *in vivo*).

Наукові праці, які засвідчують апробацію матеріалів дисертації

8. Велигоцький, Д.В., Єсьман, С.С., Мамілов, С.О., Асімов, М.М., та Гізберхт А. (2010, листопад). Метод уточнення неінвазивного діагностування карбоксигемоглобіну в потоках крові // На *XI конференції з біоніки, біокібернетики та прикладної біофізики* (с. 17). (Здобувачем запропоновано метод неінвазивного визначення сатурації карбоксигемоглобіну в крові).

9. Велигоцький, Д.В., Єсьман, С.С., та Мамілов, С.О. (2010, листопад). Прилад для неінвазивного діагностування карбоксигемоглобіну в потоках крові. На *IX Міжнародній науково-технічній конференції «Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об'єктів»* (с. 44-46). (Здобувачем запропонована ідея схематехнічної та програмної реалізації модуля неінвазивного визначення та моніторингу сатурації карбоксигемоглобіну та оксигемоглобіну в крові).

10. Велигоцький, Д.В., Стельмах, Н.В., Єсьман, С.С., та Мамілов С.О. (2011, березень). Апаратно-програмний комплекс для неінвазивного визначення вмісту карбоксигемоглобіну в крові. На *II Міжнародній конференції «Біомедична інженерія і технологія»* (с. 25-26). (Здобувачем створена

математична модель неінвазивного визначення сатурації карбоксигемоглобіну та оксигемоглобіну в крові).

11. Велигоцький, Д.В., Стельмах, Н.В., Єсьман, С.С., та Мамілов, С.О. (2011, квітень). Розробка датчика для неінвазивного діагностування карбоксигемоглобіну в потоках крові. На *IV Науково-практичній конференції студентів та аспірантів «Погляд у майбутнє приладобудування»* (с. 267). (Здобувачем розроблено конструкцію трьоххвильового датчика для модуля неінвазивного визначення та моніторингу сатурації карбоксигемоглобіну та оксигемоглобіну в крові).

12. Велигоцький, Д.В., Стельмах, Н.В., Єсьман, С.С., та Мамілов, С.О. (2011, квітень). Програмний комплекс «СО-monitor». На *15-й Ювілейній міжнародній молодіжній конференції «Радіоелектроніка і молодь в XXI столітті»* (с. 236-237). (Здобувачем експериментально досліджувалось неінвазивне визначення сатурації карбоксигемоглобіну та оксигемоглобіну в крові).

13. Велигоцький, Д.В., Стельмах, Н.В., Єсьман, С.С., та Мамілов, С.О. (2011, листопад). СО-оксиметр. На *X Міжнародній науково-технічній конференції «Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об'єктів»* (с. 54-55).

14. Velygotsky, D.V., Mamilov, S.O., Yesman, S.S., & Stelmach, N.V. (2011, December). Non-invasive measurement of carboxyhemoglobin in blood flow. In *11th Kharkiv Young Scientists Conference on Radiophysics, Electronics, Photonics and Biophysics*, (p. 147). (Здобувачем проаналізовані основні методи та засоби моніторингу стану людини під час інтоксикації монооксидом вуглецю).

15. Велигоцький, Д.В., Стельмах, Н.В., та Бусленко, Д.В., (2012, квітень). Сканер для неінвазивного вимірювання відносної концентрації карбоксигемоглобіну в потоках крові. На *V Науково-практичній конференції студентів та аспірантів «Погляд у майбутнє приладобудування»* (с. 207). (Здобувачем експериментально досліджувалось неінвазивне визначення

сатурації карбоксигемоглобіну та оксигемоглобіну в крові у осіб, що палять та не палять).

16. Мамілов, С.О., Єсьман, С.С., Велигоцький, Д.В., Асімов, М.М., та Гізберхт, А. (2013, березень). Метод уточнення неінвазивного діагностування карбоксигемоглобіну в потоках крові. На *XII міжнародній конференції з біоніки і прикладної біофізики* (с. 55). (Здобувачем проаналізовані основні причини та наслідки інтоксикації монооксидом вуглецю).

17. Mamilov, S.A., Yesman, S.S., Velygotsky, D.V., & Misyura, A.G. (2013, June). Effect of laser blood irradiation on the concentration of carboxyhemoglobin. In *IXth International young scientists' conference on applied physics* (pp. 144-145). (Здобувачем розроблено алгоритм неінвазивного визначення карбоксигемоглобіну під час оптичного опромінення досліджуваної ділянки).

18. Mamilov, S.O., Yesman, S.S., Gizbreht, A., & Velygotsky, D.V. (2013, October). Photolysis efficiency dependence of carboxyhemoglobin in vivo from the wavelength. In *XIII International conference "Electronics and applied physics"* (pp. 91-92).

19. Велигоцький, Д.В., Мамілов, С.О., та Єсьман, С.С. (2014, березень). Експериментальні дослідження квантового виходу фотодисоціації різних форм гемоглобіну. На *XII міжнародній науково-практичній конференції студентів, аспірантів та молодих вчених «Шевченківська весна – 2014»* (с. 81-83). (Здобувачем досліджено квантовий вихід фотодисоціації різних форм гемоглобіну).

20. Велигоцький, Д.В. (2014, квітень). Система контролю за станом отруєних чадним газом і курінням. На *18-му міжнародному молодіжному форумі «Радиоелектроника и молодежь в XXI веке»* (с. 180-181). (Здобувачем розроблено конструкцію модуля визначення CO у видихуваному повітрі).

21. Veligodski, D.V., Misyura, A.G., Mamilov, S.A., & Esman, S.S. (2014, June). Monitor system for controlling the carbon monoxide poisoning and smoking. In *XIV-th International young scientists' conference on applied physics* (pp. 150-151). (Здобувачем запропоновано методологію одночасного неінвазивного визначення

та моніторингу сукупності показників реакції декількох систем життєзабезпечення для раннього діагностування глибини і упередження важкого стану інтоксикованих осіб).

22. Mamilov, S.A., Esman, S.S., Veligodski, D.V., Asimov, M.M., Borisova, E.G., & Gisbrecht, A.I. (2014, January). The impact of laser radiation on the photodissociation of carboxyhemoglobin in blood. In *Saratov Fall Meeting 2013: Optical Technologies in Biophysics and Medicine XV; and Laser Physics and Photonics XV* (Vol. 9031, pp. 1-6). International Society for Optics and Photonics. (Здобувачем досліджено процес фотодисоціації карбоксигемоглобіну в крові під дією лазерного випромінювання у видимому спектральному діапазоні від 405 до 700 нм через шкіру).

23. Велигоцький, Д.В., Мисюра, А.Г., Мамілов, С.О., та Єсьман, С.С. (2015, квітень). Фотодисоціація молекул окси- та карбоксигемоглобіну в артеріальній крові. На науково-практичній конференції актуальні питання біомедичної та реабілітаційної інженерії (с. 18). (Здобувачем досліджено вплив взаємодії видимого та ближнього інфрачервоного діапазону з окси- та карбоксигемоглобіном артеріальної крові *in vivo*).

24. Велигоцький, Д.В., Мисюра, А.Г., Мамілов, С.О., та Єсьман, С.С. (2015, квітень). Електронно оптичний прилад діагностування стану отруєних чадним газом і шкідливими випарами. На науково-практичній конференції актуальні питання біомедичної та реабілітаційної інженерії (с. 19). (Здобувачем розроблено конструкцію модуля визначення CO та CO₂ у видихуваному повітрі).

25. Велигоцький, Д.В., Мисюра, А.Г., Мамілов, С.О., та Єсьман, С.С. (2015, березень). Електронне медичне діагностування стану отруєних чадним газом і шкідливими випарами при рятувальних діях. На міжнародній науково-технічній конференції радіотехнічні поля, сигнали, апарати та системи (с. 203-205). (Здобувачем розроблено схемотехнічні засоби одночасного неінвазивного визначення та моніторингу сукупності показників реакції декількох систем життєзабезпечення).

26. Велигоцький, Д.В., Мисюра, А.Г., Мамілов, С.О., та Єсьман, С.С. (2015, April). Визначення концентрації монооксиду вуглецю в потоках крові трьохвильовим оптоелектронним датчиком. In *VII International Conference on Optoelectronic Information Technologies Photonics-ODS 2015* (p. 74). (Здобувачем проаналізовано спектральні характеристики фракцій гемоглобіну: окси-, дезокси- та карбоксигемоглобіну).

27. Velyhotskyi, D., Misyura, A., Mamilov, S., & Esman, S. (2015, October). Monitor diagnosing cardiovascular system of human poisoning by carbon monoxide and harmful fumes. In *International young scientists forum on applied physics (YSF-2015)* (pp. 150-153). (Здобувачем запропоновано методику визначення екстрасистолії, брадикардії, тахікардії у роботі серця з використанням гістограмного розподілу кардіоінтервалу).

28. Mamilov, S.O., Yesman, S.S., & Velyhotskyi, D.V. (2019, April). Investigation of the photodissociation quantum efficiency of hemoglobin derivatives. In *2019 IEEE 39th International Conference on Electronics and Nanotechnology (ELNANO)* (pp. 466-470). IEEE. (Здобувачем досліджено граничну квантову ефективність взаємодії світла з оксигемоглобіном та карбоксигемоглобіном на довжинах хвиль 525, 605 та 850 нм).

29. Velyhotskyi, D.V., Yesman, S.S., & Mamilov, S.O. (2019, October). Assessment of blood glucose changes with non-invasive sensor. In *NANOBIOPHYSICS: Fundamental and Applied Aspects (NBP-2019)* (p. 93). (Здобувачем досліджено зміни оптичних сигналів на довжині хвилі 940 нм під час зміни рівня глюкози в артеріальній крові).

30. Mamilov, S., Velyhotskyi, D., Yesman, S., Mysiura, A., Bekh, I., & Gisbrecht, A. (2020, April). Non-Invasive Assessment of Blood Glucose Changes with Near Infrared Sensor. In *2020 IEEE 40th International Conference on Electronics and Nanotechnology (ELNANO)* (pp. 536-540). IEEE. (Здобувачем досліджено зміни оптичних сигналів видимого та ближнього інфрачервоного діапазону під час зміни рівня глюкози в артеріальній крові).

31. Velyhotskyi, D., & Mysiura, A. (2021, June). Detection of carbon monoxide in exhaled air. In *II International Advanced Study Conference "Condensed Matter & Low Temperature Physics"* (p. 148). (Здобувачем проведено експериментальне калібрування датчика CO).

32. Piiukha, M., Mamilov, S., Velyhotskyi, D., Bekh, I., & Strykun, O. (2021, November). Software and Hardware Implementation of Current Monitoring Methods on Changes in the Health Status of Carbon Monoxide Poisoned. In *2021 International Conference on e-Health and Bioengineering (EHB)* (pp. 1-4). IEEE. (Здобувачем розроблено алгоритми для неінвазивного визначення та моніторингу сатурації карбоксигемоглобіну та оксигемоглобіну в крові).

Наукові праці, які додатково відображають наукові результати дисертації

33. Велигоцький, Д.В., та Стельмах, Н.В. (2011). Комп'ютерна програма «CO-Monitor». А.с. 38641. Україна. (Здобувачем розроблено код програмного забезпечення «CO-Monitor»).

34. Велигоцький, Д.В., Стельмах, Н.В., Єсьман, С.С., та Мамілов, С.О. (2012). Мобільний пульсоксиметр. Пат. на корис. модел. № 68080 Україна. (Здобувачем розроблено схемотехнічну структуру модуля неінвазивного визначення та моніторингу сатурації карбоксигемоглобіну та оксигемоглобіну в крові).

35. Мамілов, С.О., Єсьман, С.С., Велигоцький, Д.В., та Голуб, В.А. (2013). Спосіб дезактивації карбоксигемоглобіну в крові. Пат. на корис. модел. № 86015 Україна. (Здобувачем проаналізовано існуючі методи та засоби зниження рівня карбоксигемоглобіну в тілі людини під час інтоксикації).

ЗМІСТ

ВСТУП.....	21
РОЗДІЛ 1. НОВІТНІ МЕТОДИ ТА ЗАСОБИ МЕДИЧНОГО МОНІТОРИНГУ СТАНУ ОСІБ З ІНТОКСИКАЦІЄЮ ШКІДЛИВИМИ ВИПАРАМИ В АВАРІЙНИХ СИТУАЦІЯХ (огляд літератури)	28
1.1. Інтоксикація організму людини монооксидом вуглецю та наслідки її впливу на стан потерпілих під час дихання забрудненим повітрям з монооксидом вуглецю.....	28
1.2. Методи медичного обстеження та визначення ступеню небезпечного порушення життєвих функцій у осіб з інтоксикацією шкідливими випарами і надання їм медичної допомоги та порятунку.....	32
1.3. Новітні технічні засоби для служб екстреної медичної допомоги особам з інтоксикацією шкідливими випарами в зонах задимлення	36
1.3.1. Засоби контролю та моніторингу показників дихання і легеневої вентиляції у осіб з проявами інтоксикації шкідливими випарами	37
1.3.2. Засоби контролю та моніторингу показників роботи серцево-судинної системи у осіб з проявами інтоксикації шкідливими випарами	41
1.3.3. Засоби контролю показників газотранспортної системи крові і моніторингу у осіб з проявами інтоксикації шкідливими випарами	47
1.3.4. Засоби моніторингу показників терморегуляції.....	49
1.4. Висновки до розділу 1	49
РОЗДІЛ 2. МЕТОДИ ТА ЗАСОБИ ДОСЛІДЖЕННЯ	51
РОЗДІЛ 3. СТВОРЕННЯ ПРОГРАМНО-АПАРАТНИХ ЗАСОБІВ ДЛЯ СЛУЖБ МЕДИЧНОЇ ДОПОМОГИ ТА ЕКСТРЕНОГО ВИЯВЛЕННЯ ОЗНАК ІНТОКСИКАЦІЇ ОСОБИ ШКІДЛИВИМИ ВИПАРАМИ ЗА СУКУПНІСТЮ ПОКАЗНИКІВ ПОРУШЕННЯ СТАНУ ЇЇ ЖИТТЄВИХ ФУНКЦІЙ	54
3.1. Обґрунтування функціональної структури програмно-апаратних засобів та сукупності показників для екстреного виявлення ознак інтоксикації особи шкідливими випарами.....	54

3.2. Розроблення апаратно-програмних засобів неінвазивної реєстрації та моніторингу сукупності показників роботи функціональних систем організму	58
3.2.1. Розроблення апаратно-програмного модуля визначення та моніторингу показників роботи системи дихання.....	60
3.2.2. Розроблення модуля неінвазивної фотометрії і моніторингу показників роботи серця та гемодинаміки.....	68
3.2.3. Пульсова хвиля та її неінвазивна оптична цифрова реєстрація.....	73
3.2.4. Виявлення аритмічної роботи серця у моніторинговому режимі	81
3.2.5. Розроблення модуля неінвазивного визначення та моніторингу відносної концентрації оксигемоглобіну та карбоксигемоглобіну в артеріальній крові методом багатоспектральної модуляційної спектроскопії.....	84
3.2.6. Розроблення модуля визначення та моніторингу показників CO у повітрі.....	95
3.3. Розроблення програмно-апаратного модуля визначення та моніторингу сукупності показників роботи функціональних систем на основі мікроконтролерної плати STM32F746G Discovery.....	100
3.3.1. Алгоритм програми функціонування апаратної частини для управління сигналами модулів та датчиків.....	102
3.4. Висновки до розділу 3	107
РОЗДІЛ 4. ТЕХНІЧНІ ТА ЕКСПЛУАТАЦІЙНІ ХАРАКТЕРИСТИКИ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНОГО ЗРАЗКА ПРИЛАДУ ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ ТА МОНІТОРИНГУ ПОКАЗНИКІВ СТАНУ ЖИТТЄВИХ ФУНКЦІЙ У ОСІБ З ОЗНАКАМИ ІНТОКСИКАЦІЇ МОНООКСИДОМ ВУГЛЕЦЮ	109
4.1. Підготовчі дії для обстеження особи, встановлення датчиків	111
4.2. Підготовка приладу до вимірювання	112
4.3. Процес та умови вимірювання.....	113
4.4. Аналіз результатів та їх документування	119
4.5. Висновки до розділу 4	119
ВИСНОВКИ.....	121
ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	123

ДОДАТОК А. Список опублікованих праць за темою дисертації.....	143
ДОДАТОК Б. Акти практичного впровадження	150
ДОДАТОК В. Частина програмного коду розробленого портативного монітору «МР-01».....	152
ДОДАТОК Г. Розрахунок похибок визначення об'ємів повітря крильчато-тахометричним витратоміром.....	157
ДОДАТОК Д. Оцінювання точності визначення SaO_2 за допомогою розробленого апаратно-програмного комплексу «МР-01».....	160
ДОДАТОК Е. Отримана експериментальна калібрувальна залежність розробленого модуля визначення CO в повітрі	165
ДОДАТОК Є. Перевірка достовірності визначення $HbCO$ за допомогою розробленого апаратно-програмного комплексу «МР-01».....	166

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, ТЕРМІНІВ ТА СКОРОЧЕНЬ

АЦП – аналогово-цифровий перетворювач

ЛВ – легенева вентиляція

ОВ – одновібратор

ПО – підсилювач-обмежувач

СС – схема суміщення

$T_{\text{Вд}}$ – тривалість одного вдиху

$T_{\text{Вид}}$ – тривалість одного видиху

ТГ – тригер

ТДЦ – тривалість дихального циклу (один вдих та видих)

ТК – тривалість кардіоциклу

ТШ – тригер Шмідта

ФД – фотодіод

ЦАП – цифро-аналоговий перетворювач

ЧД – частота дихання

ЧСС – частота серцевих скорочень

СО – монооксид вуглецю (або чадний газ)

СО₂ – двооксид вуглецю

Нб – гемоглобін

НбСО – карбоксигемоглобін

НбО₂ – оксигемоглобін

О₂ – кисень

r_t – відношення тривалості одного видиху до тривалості одного вдиху

SaO₂ – сатурація киснем

$V_{\text{Вид}}$ та $V_{\text{Вд}}$ – об'єми видихуваного та вдихуваного повітря за один цикл дихання відповідно

ВСТУП

Актуальність теми. Створення медичних приладів та систем із класу діагностичних, що ґрунтуються на одночасному виявленні та кількісній оцінці негативних змін в роботі не однієї, а декількох функціональних систем та процесів в організмі людини, є однією з актуальних проблем медичного приладобудування, вирішення яких сприяє підвищенню якості і ефективності екстреної медичної допомоги і охорони здоров'я населення.

Гостре отруєння шкідливими випарами, в тому числі монооксидом вуглецю (СО), відомим блокатором функції гемоглобіну (Нb) – поширене явище, що потребує швидкого діагностування в обмежено короткий термін, та заходів з попередження ризику летальних наслідків кожної людини, що перебуває та дихає в середовищах з інтенсивним виділенням шкідливих випарів, диму з чадним газом та інших чинників. Насамперед це стосується найбільш розповсюджених і важких форм інтоксикації організму людей, які змушено потрапляють до зони пожеж, їх гасіння, чи у працівників, зайнятих у промислових процесах певних галузей, а також у побуті осіб, які палять тютюнові вироби різного складу (Коржов В.І., Відмаченко А.В., Трахтенберг І.М., Weaver L.K., Von Rappard J., Eissenberg T., Nakim F. та інші).

Отруєння шкідливими випарами спричиняє серйозні ураження багатьох систем та органів, що нерідко призводять до загибелі постраждалих на місці події або через деякий час. Окрім безпосередньої дії, інтоксикація супроводжується відтермінованими ускладненнями та хронічними захворюваннями. Наслідки перенесених отруєнь часто призводять до втрати працездатності та інвалідності постраждалих (Яременко О.Л., Szeremeta M., Betterman K., Patel S. та інші). Своєчасна медична допомога починається з контролю ознак життя: дихання, роботи серця, температури тіла, насичення крові киснем, СО та інших функцій, контроль за змінами яких в часі, починаючи з місць ураження, продовжується під час транспортування до стаціонару. Вчасна діагностика отруєння визначає тактику медикаментозної терапії, примусової оксигенації крові киснем,

зниження ризику розвитку ускладнень та можливого летального результату (Ng P.C.Y., Long B., Kinoshita H., Türkan H. та інші).

Механізми інтоксикаційної дії блокатора функції Hb – CO вивчено досконало багатьма дослідженнями (Мамілов С.О., Mattiuzzi С., Eichhorn L., Chiew A.L., Cardwell K., Albuquerque Neto С. та інші).

Спричинене вдиханням CO, блокування здатності Hb приєднувати кисень у капілярному руслі легень, надалі веде до зниження його вмісту в артеріальній крові, в крові капілярного русла органів та тканин, до накопичення в них вуглекислоти, впливу на роботу мозку, серця, печінки, нирок, помітних змін функції дихання, серцево-судинної системи, проявів гіпоксії, ацидозних явищ, інших розладів. Під час блокування оксигемоглобінової фракції вище 80%, життєві процеси неможливі.

Для визначення окремих показників роботи системи дихання, транспорту газів кров'ю, серцево-судинної системи, сатурації крові киснем, вуглекислим газом, CO та іншими газами, вже запропоновано, виробляється і застосовується в медичній практиці множина приладів різних виробників (Тимчик Г.С., Терещенко М.Ф., Тимофєєв В.І., Іванушкіна Н.Г., Павлов С.В., Злепко С.М., Al-Ali A., Miyamoto S., Tarassenko L., Gurbeta L., Biselli P.J.C. та інші).

Переважає більшість відомих засобів вимірювання газів крові базується на інвазивних технологіях з використанням громіздких лабораторних методів, що обмежує мобільність, швидкість обстеження та моніторинг стану потерпілих, насамперед в критичних ситуаціях під час ліквідації пожеж чи забруднень атмосферного повітря шкідливими випарами. Приладів, орієнтованих на одночасний моніторинг змін в роботі не однієї, а декількох функціональних систем та процесів в організмі людини, що опинилась в зонах пожеж і дії на її організм чадного газу та потребує комплексного діагностування стану медичним працівником її стану не було виявлено.

Відсутність спеціалізованих інструментальних засобів, в яких би на одній схемотехнічній і алгоритмічно-програмній основі, орієнтованій на неінвазивний моніторинг змін концентрації CO в крові з одночасною синхронною реєстрацією

зміни в показниках роботи функціональних систем дихання, серцево-судинної системи, гемодинаміки, терморегуляції та деяких інших показників, важливих для об'єктивної оцінки стану людини, що знаходиться в середовищі із шкідливими випарами і потребує медичної допомоги, визначило спрямованість дисертаційної роботи.

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

Дисертаційна робота виконувалась в межах і згідно з планами науково-дослідних і дослідно-конструкторських робіт Інституту прикладних проблем фізики і біофізики НАН України, а саме науково-дослідних робіт «Динаміка і структура процесів лазеростимульованої редукції комплексів гемоглобіну при дистанційному опромінюванні» (№ ДР 0110U007213), «Дослідження міжфракційних змін в молекулах гемоглобіну під впливом лазерного опромінювання в рухомій крові і їх вплив на гіпоксичні та ацидозні процеси» (№ДР 0114U004927) та науково-технічного проекту «Створення технології і засобів діагностування стану отруєних чадним газом і шкідливими випарами при аварійно-рятувальних діях, невідкладній медичній допомозі і інтенсивній терапії» (№ДР 0115U004144), в яких здобувач працював виконавцем. Крім того, автор був керівником НДР молодих вчених НАН України «Дослідження міжфракційних змін в молекулах гемоглобіну рухомої крові при використанні електронної системи паління і їх корекції» (№ ДР 0119U102373).

Мета і задачі дослідження

Мета дослідження – розширення функціональних можливостей засобів моніторингу стану людини під час інтоксикації монооксидом вуглецю шляхом неінвазивної реєстрації фізіологічних параметрів організму.

Для досягнення зазначеної мети поставлено наступні **задачі**:

1. Здійснити порівняльний аналіз сучасних методів та засобів неінвазивного контролю фізіологічних ознак під час інтоксикації шкідливими випарами.
2. Обґрунтувати та розробити структурну схему програмно-апаратного засобу неінвазивного моніторингу стану людини під час інтоксикації на підставі

систематизації значущих фізіологічних параметрів кровоносної та дихальної систем.

3. Розробити метод комплексного аналізу фізіологічних показників кровоносної та дихальної систем під час інтоксикації.

4. Розробити інформаційно-вимірювальну систему для реалізації методу комплексної оцінки фізіологічних показників організму під час інтоксикації.

5. Визначити функціональні можливості експериментального зразка розробленої інформаційно-вимірювальної системи.

Об'єкт дослідження – процеси реєстрації та аналізу фізіологічних показників кровоносної та дихальної систем організму людини.

Предмет дослідження – система неінвазивного моніторингу стану людини під час інтоксикації монооксидом вуглецю.

Методи дослідження. У процесі розв'язання поставлених задач використовувались: положення теорії взаємодії оптичного випромінювання з біологічними середовищами – для удосконалення фотометричного методу неінвазивного визначення вмісту карбокси- та оксигемоглобіну в артеріальній крові; методи конструювання оптико-механічних та оптико-електронних приладів – для розробки схемотехнічних рішень окремих модулів аналізу фізіологічних показників кровоносної та дихальних систем, а також створення їх макетів і прототипів; методи планування теорії експерименту – для проведення експериментальних досліджень методів та систем для біомедичного аналізу.

Наукова новизна отриманих результатів:

- розроблено метод неінвазивного моніторингу стану людини під час інтоксикації монооксидом вуглецю шляхом комплексного аналізу фізіологічних показників кровоносної та дихальної систем, що дозволило розширити функціональні можливості біомедичних інформаційно-вимірювальних засобів неінвазивного моніторингу;

- удосконалено фотометричний метод неінвазивного визначення вмісту карбокси- та оксигемоглобіну в артеріальній крові шляхом додаткової генерації

випромінювання та реєстрації спектрів поглинання світла на довжині хвилі $\lambda=568$ нм, що забезпечило селективність та дозволило підвищити точність вимірювання оксигемоглобіну та достовірність моніторингу карбоксигемоглобіну;

- обґрунтовано принципи аналізу фотоплетизмографічних сигналів шляхом визначення тривалості кардіоінтервалів, що дозволило визначати наявність екстрасистолії, тахікардії та брадикардії у діяльності серця.

Практичне значення отриманих результатів полягає в наступному:

- розроблено схемотехнічні рішення та створено зразок приладу неінвазивного моніторингу стану людини під час інтоксикації монооксидом вуглецю типу «MP-01» та її модулів, що забезпечило реалізацію запропонованого методу визначення фізіологічних показників кровоносної та дихальної систем;

- розроблено вимірювальний модуль (захищений патентом України №68080 на корисну модель) для неінвазивного визначення вмісту карбокси- та оксигемоглобіну в крові шляхом генерації випромінювання та реєстрації спектрів поглинання на довжинах хвиль 568 нм, 660 нм та 940 нм;

- створені алгоритми та програмне забезпечення «CO-Monitor» (захищене авторським свідоцтвом України №38641), які дозволили шляхом аналізу фотоплетизмографічного сигналу визначати відносний вміст карбокси- та оксигемоглобіну в артеріальній крові.

Особистий внесок здобувача. Всі результати наукових та практичних досліджень, що увійшли до дисертаційної роботи, отримані і розроблені автором особисто. Особистий внесок здобувача в працях, написаних у співавторстві, полягає в наступному.

В [1, 8, 11, 16, 17, 19, 35] (дод. А) розроблено алгоритми та програмне забезпечення для неінвазивного визначення та моніторингу сатурації карбоксигемоглобіну та оксигемоглобіну в крові; у [2, 9, 12, 13, 14, 29] (дод. А) розроблено конструкцію модуля неінвазивного визначення та моніторингу сатурації карбоксигемоглобіну та оксигемоглобіну в крові; в [3, 4, 7, 10, 20, 21,

22, 25, 26, 31] (дод. А) досліджено вплив взаємодії видимого та ближнього інфрачервоного діапазону з окси- та карбоксигемоглобіном артеріальної крові *in vivo*; у [5, 24, 28, 30] (дод. А) розроблено схемотехнічні та програмні модулі для одночасного неінвазивного контролю сукупності показників реакції декількох систем життєзабезпечення; у [6] (дод. А) досліджено експериментальні дані за допомогою нейронних мереж; в [15, 18] (дод. А) досліджено експериментальні значення рівнів карбоксигемоглобіну *in vivo*; в [23, 27, 34] (дод. А) розроблено конструкцію модуля визначення CO та CO₂ у видихуваному повітрі; у [32, 33] (дод. А) досліджено зміни оптичних сигналів під час зміни рівня глюкози в артеріальній крові.

Апробація результатів дисертації. Основні положення та окремі результати роботи доповідались і обговорювались на Міжнародних науково-технічних та науково-практичних конференціях: XI Конференції з біоніки, біокібернетики та прикладної біофізики (Київ, 2010); IX та X Міжнародній науково-технічній конференції «Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об'єктів» (Кременчук, 2010, 2011); IV та V Науково-практичній конференції студентів та аспірантів «Погляд у майбутнє приладобудування» (Київ, 2011, 2012); 11th Kharkiv Young Scientists Conference on Radiophysics, Electronics, Photonics and Biophysics (Харків, 2011); 15-му та 18-му Міжнародному молодіжному форумі «Радіоелектроніка і молодь в XXI столітті» (Харків, 2011, 2014); II Міжнародній конференції «Біомедична інженерія і технологія» (Київ, 2011); XIII International conference “Electronics and applied physics” (Київ, 2013); IXth and XIV-th International young scientists’ conference on applied physics, (Київ, 2013, 2014); XII Міжнародній конференції з біоніки і прикладної біофізики (Київ, 2013); XII Міжнародній науково-практичній конференції студентів, аспірантів та молодих вчених «Шевченківська весна – 2014» (Київ, 2014); VII International Conference on Optoelectronic Information Technologies Photonics-ODS (Вінниця, 2015); International young scientists forum on applied physics (Дніпро, 2015); Міжнародній науково-технічній конференції радіотехнічні поля, сигнали, апарати та системи (Київ, 2015); Науково-практичній конференції актуальні

питання біомедичної та реабілітаційної інженерії (Київ, 2015); NANOBIOPHYSICS: Fundamental and Applied Aspects (NBP-2019) (Київ, 2019); 39th and 40th IEEE International Conference on Electronics and Nanotechnology (ELNANO) (Київ, 2019, 2020); II International Advanced Study Conference “Condensed Matter & Low Temperature Physics” (Харків, 2021); International Conference on e-Health and Bioengineering (ЕНВ) (Ясси, Румунія, 2021).

Публікації. За результатами досліджень, що викладені в дисертації, опубліковано 35 друкованих праць, в тому числі 7 статей у фахових наукових виданнях (з них 4 статті у закордонних виданнях, що входять до WoS або Scopus), 2 патенти України на корисну модель, 1 свідоцтво на реєстрацію авторського права та 25 тез доповідей в збірниках матеріалів конференцій.

Структура й обсяг дисертації. Дисертаційна робота складається зі вступу, чотирьох розділів, висновків, списку використаних джерел із 187 найменувань та 7 додатків. Загальний обсяг дисертації становить 167 сторінки, у тому числі 142 сторінки основного тексту, 42 рисунки та 4 таблиці.

РОЗДІЛ 1

НОВІТНІ МЕТОДИ ТА ЗАСОБИ МЕДИЧНОГО МОНІТОРИНГУ СТАНУ ОСІБ З ІНТОКСИКАЦІЄЮ ШКІДЛИВИМИ ВИПАРАМИ В АВАРІЙНИХ СИТУАЦІЯХ (огляд літератури)

Шкідливі випари в атмосферному повітрі – поширені явища, що виникають внаслідок техногенних аварій та витоків летких органічних сполук, робіт з промисловими та сільськогосподарськими отрутами, дезінфекціями, задимленнями атмосферного повітря тощо [1, 2 та ін.].

1.1. Інтоксикація організму людини монооксидом вуглецю та наслідки її впливу на стан потерпілих під час дихання забрудненим повітрям з монооксидом вуглецю

Вплив монооксиду вуглецю (СО) на життєві функції людини та довкілля вивчено досконало, про що відомо з чисельних публікацій та монографій [1-16].

Встановлено, що СО, в побуті чадний газ – одна з найпоширеніших отруйних речовин, яка немає кольору, запаху та смаку, не подразнює та легко змішується з повітрям, а також безперешкодно розповсюджується. Він легший за повітря, у воді та плазмі крові розчиняється мало, краще в спирту. Здатен непомітно для людини накопичуватись у замкнутих просторах та викликати гострі токсикації, особливо часто у побуті. Вихлопні гази автотранспорту містять до 12% СО. Крім нього в складі вихлопних газів входять монооксиди азоту (пневмотоксичний ефект), вуглекислий газ (наркотичний ефект), бензипрен (канцерогенний ефект), що обумовлює потенціювання токсичних ефектів. Під час пожеж, у диму зареєстровано біля 140 компонентів і серед них СО [17, 18]. Наступне джерело монооксиду вуглецю – цигарковий дим, що містить 3-6% СО, що у 8 разів перевищує його допустиму концентрацію у повітрі промислових об'єктів [19-23]. Рух та обмін СО між повітрям та кров'ю підтримується як фізичними (маса, транспорт, дифузія), так і фізіологічними механізмами

(альвеолярна вентиляція та гемодинаміка) та біохімічними процесами насамперед під час реакцій з молекулами гемоглобіну (Hb).

Гемоглобін – це глобулярний білок [24], що є основним компонентом еритроцитів, представник гемопротеїнів, тобто групи складних білків, здатний зворотно зв'язувати молекулярний кисень а також транспортувати його у всі клітини організму. Молекула його складається з чотирьох субодиниць – двох α і двох β субодиниць, поліпептидний ланцюг кожної з яких специфічним чином укладений навколо великого плоского залізовмісткого гема. Всі чотири ланцюга Hb схожі між собою за формою, але їх амінокислотний склад може відрізнятися. Гем здатний лабільно зв'язувати кисень тільки спільно у зв'язку з нативним глобіном. Під час поглинання кисню в гемах, β -ланцюги Hb зближаються, а під час віддачі його – розходяться. Положення α -ланцюгів при цьому не змінюється. Відповідно, приєднання та віддача кисню молекулою Hb супроводжується зміною його структури, що призводить до зміни спектра оптичного поглинання різних форм Hb. Приєднавши молекулу кисню, Hb переходить в окислену форму.

До похідних Hb відносяться також метгемоглобін та карбоксигемоглобін (HbCO).

Після вдихання CO він дифундує із альвеол до крові легеневих капілярів, де через плазму крові, проходить через мембрани еритроцитів і, нарешті, потрапляє в строму еритроцитів, де має доступ та можливості хімічного зв'язування з близько 280 мільйонами молекул Hb, що містяться в одному еритроциті. Кожна з молекул Hb складається приблизно з 10 тисяч атомів водню, вуглецю, азоту, кисню, сірки та заліза [25] за участю яких здійснюються хімічне реагування та перебудова структури молекули Hb та активне утворення фракції HbCO, зменшення вмісту та потенціалу фракції оксигемоглобіну HbO₂, та перерозподіл інших двох фракцій Hb: дезоксигемоглобіну (RHb) і метгемоглобіну (MetHb). В метгемоглобіні – залізо знаходиться в трьохвалентному стані, в той час як у деоксигенованому та в оксигенованому Hb – двовалентному.

СО із своїми властивостями відноситься до групи гемінової (кров'яних) отрути, який швидко проникає через альвеолярно-капілярну мембрану до крові, і зв'язується в ній з Нb, утворюючи фракцію НbСО. В результаті інтоксикації СО зменшується доставка кисню до тканин, наростає гіпоксія.

Роз'єднання та розпад НbСО на Нb та СО проходить в декілька тисяч разів повільніше, ніж роз'єднання оксигемоглобіну на Нb та О₂. Тому за наявності у вдихуваному повітрі СО, кисень поступово витісняється із Нb. Вже за наявності у повітрі концентрації СО в межах 0,1%, більше половини Нb крові змінює форму до НbСО; в результаті чого порушується перенесення кисню від легень до тканин та розвивається так зване чадне отруєння.

Розчини НbСО яскраво-червоного кольору, їх спектр поглинання характеризується максимумами на довжині хвилі 570 і 539 нм.

Цей ефект покладено в основу створення спектрофотометричних приладів та лабораторного устаткування для клінічних аналізів СО в крові та гуморальних середовищах, засобів контролю насичення крові киснем та НbСО, наявності в ній певних речовин та сполук [26-29].

В тканинах СО сприяє наростанню концентрації НbСО та втраті його кисеньтранспортної функції за рахунок блокування в молекулі міоглобіну її звичної функції депонування кисню в м'язових тканинах, і як наслідок блокування транспорту кисню до працюючих м'язів, активуючи тканинну гіпоксію. Тому спостерігається м'язова слабкість у кінцівках та втрата рухомості. Змінюється кисневий статус капілярного русла та тканини. Токсичність СО залежить від його концентрації у вдихуваному повітрі, його експозиції та фізичного навантаження. Додають перебігу інтоксикації Perezбудження, крововтрати, перенесені захворювання, авітамінози та висока температура повітря.

Для вимірювання концентрації СО у повітрі відомо багато датчиків та аналізаторів [30], в основі яких різні фізичні та хімічні методи і їх поєднання. Наприклад, датчик TGS-5042 з хімічним чутливим елементом, який служить для

вимірювання вмісту CO у повітрі, в діапазоні від 0 до 10000 ppm. Сигнал вимірювання перетворюється у стандартний сигнал 0...10 В та ін. [31].

В публікації [32-34] повідомляється про газоаналізатор нового покоління – «Micro+smokerlyzer» (Bedfont Scientific LTD, Великобританія) (рис. 1.1), що дозволяє легко і швидко виміряти вміст чадного газу (CO) в легенях, HbCO в крові (%HbCO) і навіть HbCO в крові плоду вагітної жінки (% FeHbCO) та не потребує калібрування. Перевагами даного пристрою є наступне: результати доступні в ppm і %HbCO, а також легко конвертуються в %FeHbCO; можливість зміни часу затримки дихання для тих, хто не може самостійно контролювати дихання; профілі для дорослих і дітей, а також можливість налаштувати персональний профіль для кожного користувача; програма COdata+, яка дозволяє вести базу даних пацієнтів, інтерпретувати результати у вигляді таблиць та графіків і створювати індивідуальні налаштування для пацієнтів. Пристрій також має кольоровий сенсорний дисплей з діапазоном вимірювань концентрацій 0-500ppm та точністю 1ppm.



Рис. 1.1. Аналізатор CO видихуваного повітря «Micro+smokerlyzer» (Bedfont Scientific LTD, Великобританія)

Властивості молекули Hb змінювати молекулярну структуру частини гему в різних похідних гемоглобіну породжують унікальні спектри поглинання світла

різних хвильових діапазонів та кольору залежно від реакцій з киснем, вуглекислою та СО, що використано для неінвазивного визначення його присутності в крові спектрофотометричними методами пульсоксиметрії.

1.2. Методи медичного обстеження та визначення ступеню небезпечного порушення життєвих функцій у осіб з інтоксикацією шкідливими випарами і надання їм медичної допомоги та порятунку

Проведений аналіз літератури [35, 36] та патентної інформації [37, 38] продемонстрував, що сьогодні засоби моніторингу, якими забезпечується найбільш повне стеження завдяки поєднанню в них функцій багатьох медичних апаратів, набули широкого поширення. Вже накопичено великі масиви інформації про методи та засоби стеження за показниками роботи органів та систем організму і їх захисту в різних умовах [39, 40]. Найбільша частина медичного обладнання стосується різних аспектів клінічного застосування, профілактичного контролю, індивідуальних засобів тощо [41, 42].

Розробки методів та засобів стеження за показниками роботи органів та систем організму, який перебуває в умовах забрудненого довкілля атмосферного повітря шкідливими випарами, аварійно-рятувальних дій, невідкладної медичної допомоги та інтенсивної терапії небагато, хоч такі дослідження та розробки ведуться, насамперед, із застосуванням новітніх електронних та інформаційних технологій [43, 44].

Монітори пацієнта у лікарнях дозволяють істотно полегшити спостереження за хворими в палатах інтенсивної терапії та реанімації, забезпечуючи можливість постійного контролю параметрів життєдіяльності тяжкохворих або оперованих пацієнтів, де складна лікарська дія неможлива без участі такого монітору пацієнта – будь-то повноцінна анестезія або хірургічне втручання, інтенсивна терапія або післяопераційний період [45, 46].

Монітор пацієнта може комплектуватися та мати вбудовані акумулятори, термопринтери, датчики неінвазивного артеріального тиску та частоти пульсу,

температури тіла, частоти дихання, пульсоксиметри, капнографи, кардіографи з кількома відведеннями ЕКГ та навіть програмою розрахунку фармакологічних доз та аналізу ST сегмента та аритмій.

Зазвичай прилад оснащений рідиннокристалічним екраном, на який одночасно виводяться необхідні життєво важливі показники стану пацієнта, що дозволяє не тільки прийняти своєчасні заходи у разі тривожних сигналів, але і здійснити належну профілактичну роботу, відстежуючи значення показників приладу та аналізуючи їх.

В наш час стаціонарні монітори пацієнта виробляють понад півсотні виробників, в основному зарубіжні, кожен з яких гідний уваги співробітників анестезіологічно-реанімаційних відділень лікарень. Різні моделі медичної техніки (рис. 1.2), об'єднані назвою «монітор пацієнта», можуть мати до десятка різних варіантів конфігурацій. Стандартно контрольовані параметри, які повинен вимірювати монітор пацієнта – це показники частоти серцевих скорочень (ЧСС), відносної сатурації крові киснем (SaO_2), артеріального тиску (АТ) та електрокардіограми (ЕКГ) [47-50].



Рис. 1.2. а) монітор пацієнта «Datascoper Passport V +Капнограф», 2 канали ІАТ *KS00001213* – **172,000.00 грн**; б) система моніторингу стану пацієнта «InnoCareT IC T/R3» з термопринтером. Виробництво «INNOMED» (Угорщина) – **81,280.00 грн.**

В таблиці 1.1 наведено перелік показників, що прийнято контролювати у пацієнта моніторами різних зарубіжних виробників.

Таблиця 1.1. Системи моніторингу стану пацієнта (порівняльна таблиця)

Функція / Модель	InnoCareT IC T1	InnoCareT IC T3	InnoCareT IC T4	InnoCareT IC T5	InnoCareT IC T6
ЕКГ	+	+	+	+	+
ЧСС	+	+	+	+	+
Неінвазивно АТ	+	+	+	+	+
Сатурація SaO ₂	+	+	+	+	+
ЧД	+	+	+	+	+
Температура	+	+	+	+	+
Аналіз ЕКГ	+	+	+	+	+
Пам'ять (72 години . трендів)	+	+	+	+	+
Інвазивно АТ:					
- 1 канал	-	-	-	+	-
- 2 канали	-	+	-	-	+
Капнографія (CO ₂)	-	-	+	+	+
Ціна (грн.)	59470,00	71300,00	85830,00	92850,00	97660,00

Вибіркова перевірка життєвих показників пацієнтів на лікарняних ліжках є частиною щоденної роботи медсестр. ЧСС, частота дихання, кров'яний тиск та температура тіла є найбільш важливими параметрами, які слід перевірити у кожного пацієнта.

Обов'язковим для монітора є також певний набір аксесуарів, розроблення яких є необхідним розділом розробки.

Зараз існує багато різновидів приладів, за допомогою яких можна провести окремі вимірювання набору показників у обстежуваного, що важливі для отримання характеристики стану його функціональних систем та газотранспортної функції [51-54]. Але переважна більшість відомих моніторів контролю стану систем організму пацієнтів орієнтовані на застосування в

стаціонарних клінічних умовах, в палатах реанімації та інтенсивної терапії [55, 56]. Лише невелика частина моніторів пристосована для розміщення в каретах швидкої допомоги. Переважна більшість приладів залишаються лабораторними, інвазивними щодо визначення концентрації компонентів в крові, не передбачають їх застосування в місцях первинної медичної допомоги, чим втрачається час на постановку діагнозу, ступеню критичності стану та вибору тактики терапії [57, 58].

Існують пристрої [59-61], які були розроблені для моніторингу різного стану людей, зокрема немовлят, для попередження вчителів чи нянь про зміну фізичного стану дитини, наприклад порушення руху та вологості, температури, та ін. Одна із цілей, для яких призначені такі пристрої моніторингу, виявляти і звертати увагу на зупинку дихальних рухів (апноє), що може призвести до синдрому несподіваної смерті новонароджених.

Відомий ряд новітніх розробок систем моніторингового контролю за станом операторів різного профілю, попередження у них станів та дрімання [62, 63].

Розроблені системи, що містить ряд датчиків фізіологічних та фізичних параметрів (температури, ЕКГ, артеріального тиску, пульсу, рівня цукру в крові, вмісту жиру в тканинах організму, ваги водія, руху), а також блоки мікрокомп'ютера, приймача глобальної системи позиціонування (GPS), звукової сигналізації та радіопередачі. За даними отриманих з датчиків фізіологічних параметрів мікрокомп'ютером приймається рішення про стан здоров'я людини, а також про засипання водія, що сидить за кермом.

В роботі [64] розкрита система моніторингу здоров'я людини, яка використовує датчик життєвих показників, прикріплений до тіла людини для вимірювання такої інформації як пульс, рух, звуки і температура тіла в реальному часі. Система діє спільно з системою для попередження особи, яка слідкує за пацієнтом, на основі інформації, зареєстрованої датчиками життєвих показників – пульс, рух, звуки та температура тіла.

Система датчика симптомів порушення та попередження про порушення, описана в роботі [65] та містить датчик реєстрації розтягування-стиснення шкіри, пов'язаних з ударами пульсу та диханням, і схемою сигналізації для попередження про порушення під час реєстрації порушення. Датчиком для реєстрації розтягування-стискання шкіри застосовується трос-датчик. Під час реєстрації будь-якого порушення використовують систему телефонного зв'язку.

Система термінової допомоги розкрита в роботі [66], який містить датчик для реєстрації пульсу, артеріального тиску та температури тіла. Система містить передавач в наручному годиннику, здатний випромінювати слабкі радіовипромінювання, приймач для прийому радіосигналу про важкий стан з передавача.

В роботі [67] розкрито пристрій для контролю стану тіла, на якому розміщено датчик переміщення, датчик пульсу, термометр та вимірювач артеріального тиску. Однак відомі вимірювальні пристрої, як правило, перевіряють, чи є результати вимірювань, отриманих з біологічної інформації, зняті таким чином для визначення порушень, у заданих нормальних межах, наприклад температура тіла в межах $36,0^{\circ}\text{C} - 36,9^{\circ}\text{C}$, ЧСС в межах 60-80 ударів за хвилину, систолічний тиск крові в межах 100-120 мм рт. ст. та діастолічний тиск крові нижче 80 мм рт. ст. і можуть бути приблизно визначені як базові для середньої дорослої людини в спокої.

Як перспектива, пропонується створювати системи контролю біологічної інформації та засобу зв'язку для здійснення радіопередачі біологічної інформації.

1.3. Новітні технічні засоби для служб екстреної медичної допомоги особам з інтоксикацією шкідливими випарами в зонах задимлення

Відомо про розробки технічних пристроїв для аварійно-рятувальних служб екстреної медичної допомоги особам з ознаками інтоксикації шкідливими випарами в зонах задимлення з ураженням чадним газом.

Тенденціями розвитку таких пристроїв та приладів передбачається виявлення специфічних порушень газообміну, пов'язаних з виникненням дихальних дисфункцій під впливом інтоксикації організму CO та іншими блокаторами Нв. Тому найбільшої діагностичної цінності набувають методики контролю газового складу крові та аналізу концентрації газів у газових сумішах, що вдихаються та що видихаються.

1.3.1. Засоби контролю та моніторингу показників дихання і легеневої вентиляції у осіб з проявами інтоксикації шкідливими випарами

Моніторинг дихання, цього важливого фізіологічного процесу, має безліч застосувань, в тому числі для раннього виявлення погіршення стану пацієнта; забезпечення сигналу із синхронізацією з дихальними рухами для медичної візуалізації чи інших медичних процедур, тестів та ін., чутливих до роботи дихальної системи; визначення, чи знаходиться об'єкт в стані сну або неспання; негайне виявлення зупинки дихання [68-72].

Прилади для стеження за показниками функції зовнішнього дихання займають важливе місце у діагностуванні критичних станів осіб, які перебували та дихали в середовищах з шкідливими випарами [73, 74].

Основними ланками цього процесу є легенева вентиляція, біомеханіка, обмін газів між альвеолярним повітрям та кров'ю, транспорт газів кров'ю, обмін газів в тканинах, клітинне дихання. Оцінка параметрів фізіологічних систем, що реалізують ці функції, в залежності від виду клінічного моніторингу може нести різну діагностичну цінність. Моніторинг респіраторної функції надає можливості виявлення специфічних порушень газообміну, пов'язаних з виникненням дихальних дисфункцій під впливом інтоксикації організму CO чи іншими чинниками. Тому найбільшої діагностичної цінності набувають методики контролю газового складу крові та аналізу концентрації газів у газових сумішах, що вдихаються та що видихаються. Разом з цим суттєве значення набуває вчасне виявлення проявів змін не тільки концентрації газів, а й

структури циклу дихання, його частоти та ритміки, параметрів легеневої вентиляції.

Параметри частоти, структури циклу і ритміки дихання, вентиляції легень оцінюються за допомогою часових, спірометричних, газоаналізаторних давачів, вбудованих в дихальний тракт апаратури, що вимірює об'ємні та динамічні параметри дихання (рис. 1.3.) [75-78].

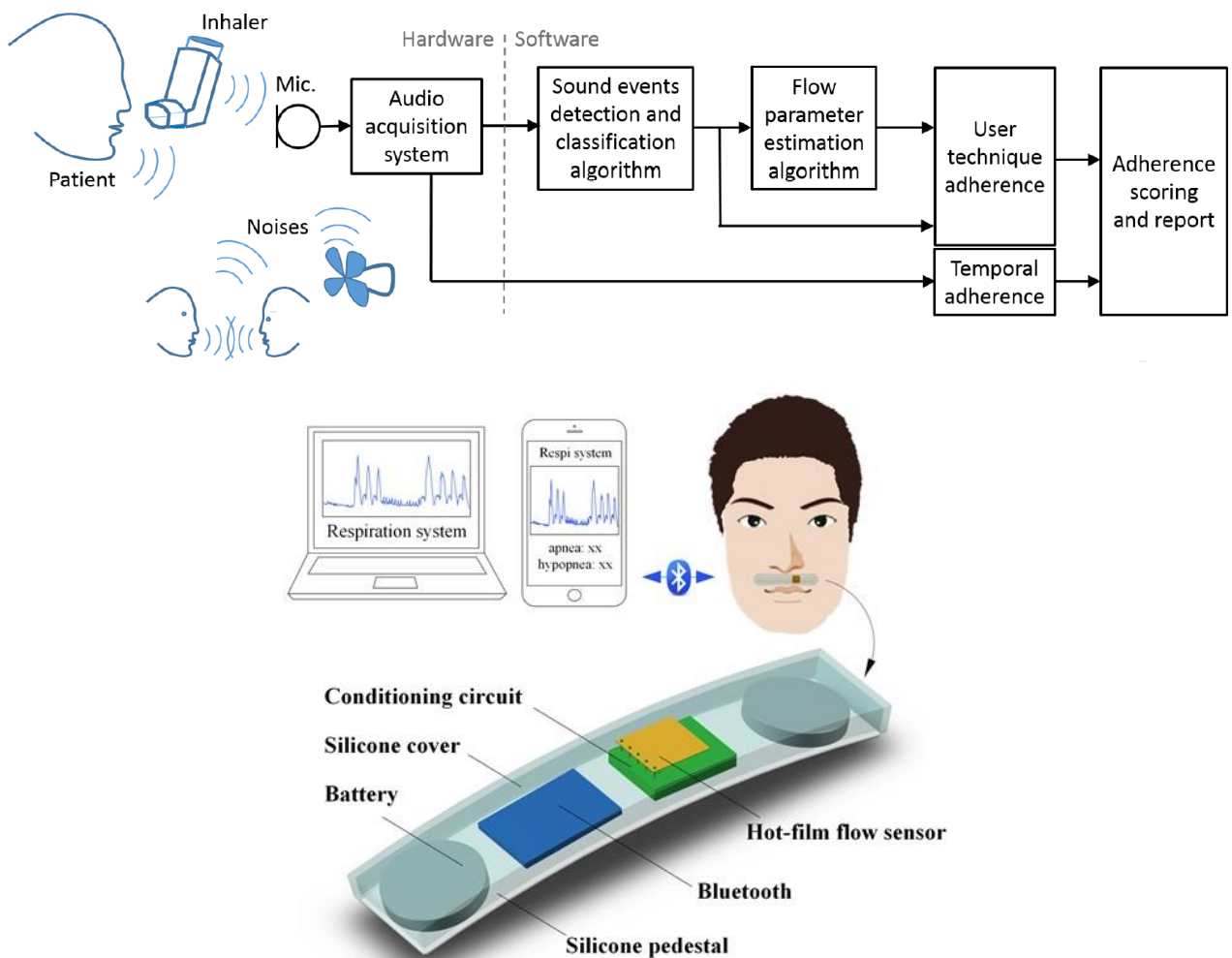


Рис. 1.3. Блок-схеми прикладів реалізації моніторів параметрів дихання [76, 77]

Параметри концентрації газів в дихальній системі оцінюються за значеннями концентрації O_2 та CO_2 на видиху, які відображаються на моніторах у цифровій формі чи у графічній формі як окси- та капнограми (лінія зміни в часі

концентрації O_2 та CO_2) [79, 80]. Вважається, що капнограма надає таку ж інформацію про роботу легень, як ЕКГ про роботу серця. Моніторинг концентрації CO_2 , з метою контролю вентиляції легень пацієнта, включений в стандарти інтраопераційного моніторингу більшості розвинених країн. В останні роки респіраторні монітори, що використовують пульсоксиметр та капнометр, конструктивно об'єднують з наркозно-дихальною апаратурою, що дозволяє вести спільний контроль на одному дисплеї параметрів дихання, газообміну та даних штучної вентиляції легень.

Основними ланками цього процесу є легенева вентиляція. Найбільш інформативними показниками є: параметри, що характеризують зміни в стані функції зовнішнього дихання, показники структури дихального циклу, біомеханіки дихання, а також дані легеневої вентиляції та газообміну в їх сукупності [81-85]. Оцінка параметрів фізіологічних систем, що реалізують ці функції, в залежності від виду клінічного моніторингу може нести різну діагностичну цінність. Моніторинг респіраторної функції надає можливості виявлення специфічних порушень газообміну, пов'язаних з виникненням дихальних дисфункцій метаболізму газів в тканинах, клітинному диханні під впливом різних чинників.

Відомо про широку гаму методів та сучасних портативних приладів для отримання показників дихання обстежуваного [86-92]. Група швидкісних (тахометричних) витратомірів об'єднує цілий ряд типів первинних перетворювачів витрат повітря, в якому той чи інший чутливий елемент здійснює обертальний рух, причому його кутова швидкість в більшості випадків пропорційна об'ємним витратам. Тахометричні витратоміри складаються з трьох основних елементів: а) первинного перетворювача витрат в кутову швидкість; б) тахометричного перетворювача кутової швидкості в електричний сигнал; в) вимірювача сигналу. Тахометричні витратоміри в основному бувають трьох видів: крильчато-тахометричні, кулькові та об'ємно-тахометричні.

Різні технічні рішення пов'язані з реєстрацією сигналів дихального циклу пульсової хвилі, що здійснюються на основі імпедансометрії, тобто вимірювання імпедансу ділянки тіла людини [93, 94].

Відомо про пристрій [95] для визначення частоти дихання пацієнта за сигналом дихального циклу, реєстрованого методом імпедансної плетизмографії та безконтактного спостереження дихання, дихального акту, кров'яного тиску та ЧСС у пацієнта. Пристрій включає систему електродів, розташовуваних на тілі людини, підключених до джерела змінного струму з частотою в діапазоні від 50 кГц до 100 кГц та двох пар вимірювальних електродів, розташованих між електродами живлення, які призначені для реєстрації різниці потенціалів, викликаної струмом, що протікає в ділянці тіла в залежності від імпедансу ділянки тіла. У свою чергу, імпеданс ділянки тіла прямо пов'язаний з кровонаповненням судин, тому сигнал, що реєструється вимірювальними електродами, відповідає сигналу пульсової хвилі та включає складову дихального циклу. Надалі шляхом частотної фільтрації здійснюється поділ сигналів пульсової хвилі та дихального циклу. Частота дихання визначається за сигналом дихального циклу. Для отримання стійкого сигналу система електродів розміщується в області ключиці уздовж артерії. Друга пара вимірювальних електродів використовується в поєднанні з першою для вимірювання швидкості поширення пульсової хвилі. Такий пристрій дозволяє реєструвати як сигнал пульсової хвилі, так і сигнал дихального циклу, проте припускає використання досить складної системи електродів різного типу, до яких пред'являються високі вимоги до їхнього взаємного розташування та розміщення на тілі людини.

Інший підхід запропоновано у пристрої [96] для реєстрації сигналів пульсової хвилі та дихального циклу людини, в якому містяться два струмопровідних електроди для розміщення на тілі людини, перший та другий операційні підсилювачі (ОП), амплітудний детектор, перемикач, частотно-залежний дільник напруги та мікроконтролер (МК). Електроди включені в ланцюг негативного зворотного зв'язку першого ОП. МК виконаний з можливістю генерування на вихід першого порту введення-виведення

високочастотного сигналу. Це обладнання включає пристрій реєстрації сигналів пульсової хвилі та дихального ритму, а також реалізує метод імпедансної плетизмографії.

Також, відомо про детекторний пристрій [97] для виявлення порушень дихання уві сні. Із застосуванням закріпленого на тілі людини мікрофону для реєстрації дихальних шумів та модулем для аналізу дихальних шумів.

У деяких моніторах дихання [98, 99] та способах моніторингу дихання використовується акселерометр для детектування руху грудної клітки. Акселерометр детектує рухи грудної клітки опосередковано, шляхом вимірювання відхилення орієнтації датчика відносно гравітаційного поля Землі, викликаного рухом грудної клітки.

В інших моніторах дихання [100, 101] та способах моніторингу дихання використовується п'єзоелектричний датчик для детектування дихального шуму. Проблема, пов'язана з такими датчиками, полягає в їхній низькій чутливості до поверхневого дихання, за якого генерація шумів низька.

1.3.2. Засоби контролю та моніторингу показників роботи серцево-судинної системи у осіб з проявами інтоксикації шкідливими випарами

Існує можливість виявлення динаміки пульсової хвилі за допомогою оптичного вимірювання на пальці пацієнта: інфрачервоний світлодіод випромінює світло біологічної ділянки, яке в деякій кількості доходить до фотодіода – спричинює виникнення фотоструму. У присутності пульсової хвилі велика частина світла поглинається кров'ю, тобто таким чином відбувається модулювання поточного струму в фотодіоді. Цей спосіб [102-106] відомий як фотоплетизмографія (ФПГ). ФПГ називається «ФПГ в прохідному світлі», якщо світлодіод та фотодіод встановлені з протилежних сторін пальця з тим, щоб світлодіод випромінював світло фактично через палець. Такий пристрій зазвичай реалізується у вигляді кліпси для пальця чи мочки вуха. Інший варіант передбачає встановлення світлодіодного модуля з фотодіодами з одного боку

пальця. Така ФПГ називається «ФПГ у відбитому світлі». У режимі ФПГ у відбитому світлі світлодіод та фотодіод розташовані поруч один з одним з тим, щоб пацієнт просто повинен був покласти палець на ці два компоненти для того, щоб відбувалося виявлення його пульсової хвилі, наприклад, для реєстрації ЧСС або реєстрації часу надходження пульсової хвилі [107-111].

Установку для ФПГ [112-114] у відбитому світлі пропонується використовувати в багатьох випадках [115-117]. Наприклад, для вимірювання ЧСС. Іншим застосуванням ФПГ є вимірювання *часу проходження пульсової хвилі* – реєструють момент часу, коли пульсова хвиля надходить в одну точку організму, і вимірюють час надходження до іншої точки організму або *часу надходження пульсової хвилі* – обчислюють як різницю двох моментів часу, що є обернено пропорційним швидкості пульсової хвилі. Принцип реєстрації *часу проходження та надходження пульсової хвилі* полягає в тому, що визначають як часовий інтервал між зубцем R на ЕКГ та надходженням пульсової хвилі на ФПГ в деяку периферичну ділянку. Зазвичай вимір ФПГ здійснюють на вушній мочці або на пальці пацієнта.

Параметри *часу проходження та надходження пульсової хвилі* є досліджуваними вимірюваннями, оскільки серед інших параметрів, таких як відстань між двома точками вимірювань на тілі та еластичністю кровоносних судин, вони надають інформацію про кров'яний тиск пацієнта [118]. Тому, якщо інші параметри відомі або можуть бути встановлені, кров'яний тиск можна отримати з вимірювань *часу проходження або надходження пульсової хвилі*. Фактично, пік R в ЕКГ-сигналі не збігається з початком поширення пульсового тиску вздовж аорти. Це пов'язано з тим, що пік R на ЕКГ відповідає електричному збудженню серцевого м'яза. Потрібен якийсь час для того, щоб м'яз зреагував на це збудження, після чого потрібно ще більше часу, перш ніж м'яз розвине достатній тиск в серці з тим, щоб відкрився аортальний клапан, а пульсова хвиля фактично почала поширюватися вздовж артерій. Однак часовий інтервал між піком R та відкриттям аортального клапана також несе важливу інформацію про артеріальний кров'яний тиск. Таким чином, у багатьох

застосуваннях пік R приймається за початкову точку, щодо якої визначають час надходження пульсової хвилі на периферію.

Останнім часом було зроблено ряд спроб [119-129] використовувати цей принцип для того, щоб забезпечити реєстрацію кров'яного тиску, для якої не потрібна манжета. Типові установки для реєстрації *часу проходження пульсової хвилі* включають реєстрацію ЕКГ та реєстрацію ФПГ. Обчислюють різницю між часом виникнення піку R на ЕКГ і характеристичною точкою на ФПГ, яку переводять у величину кров'яного тиску.

Зокрема, у зв'язку з установками для ФПГ у відбитому світлі виникає проблема, яка полягає в тому, що тиск, з яким до шкіри притискають модуль з фотодіодами, може бути настільки високим, що кровоносні судини фактично пережимаються так, що пульсова хвиля не досягає місця вимірів і, отже, не може бути виявлена.

Рівень насичення крові киснем [130-135], що інколи називають – кисневий статус системи крові, виражається в процентах та розраховується як відношення концентрацій окисленого Hb та загального Hb (суми окисленого та відновленого). Зниження кисневого статусу (гіпоксія) тканин супроводжується рядом захворювань, у тому числі онкологічних. Кисневий статус пухлинної тканини розглядається в наш час як ключовий фактор, що визначає прогноз захворювання та ефективність лікувальних впливів.

«Золотим стандартом» для вирішення цієї задачі протягом багатьох років було та залишається пряме полярографічне дослідження [136] з використанням мікроелектродів. Реєстрація електричних сигналів від датчика використовується для визначення парціального тиску кисню в тканинах. Така методика дає повне уявлення про вміст молекулярного кисню в тканині, однак він є інвазивним, дозволяє вимірювати концентрацію кисню лише в певних точках і не дає картини загального розподілу гіпоксичних та окислених ділянок всередині досліджуваної області.

Оптичні методи (ІЧ-спектроскопія, оптична дифузійна томографія) дають можливість неінвазивного визначення кисневого статусу тканин на основі

інформації про локальні зміни оптичних параметрів (поглинання та розсіювання) і візуалізації локальних метаболічних процесів в досліджуваній області. Такі методи дозволяють визначити концентрацію окисленого та відновленого Нb і, відповідно, виділення ділянок з різним насиченням крові киснем [137-139]. Відомий спосіб [140] неінвазивного визначення кисневого статусу тканин мозку, згідно з яким від джерела ближнього інфрачервоного діапазону випромінювання першої довжини хвиль направляється на тканину. Вимірюється інтенсивність першої довжини. Три фотодіодні приймачі випромінювання розташовані в одному датчику з джерелом випромінювання, але на відстані від нього. Потім від джерела направляється випромінювання другої довжини хвиль ближнього інфрачервоного діапазону на тканину та вимірюється другий набір із трьох інтенсивностей випромінювання другої довжини хвилі, що проходить через тканину та сприймаються трьома фотодіодними приймачами випромінювання. Після цього з джерела направляється випромінювання третьої довжини хвилі ближнього інфрачервоного діапазону на тканину та вимірюється третій набір інтенсивності випромінювання третьої хвилі, що пройшла через тканину та сприймається трьома фотодіодними приймачами випромінювання. Визначення кисневого статусу тканини здійснюється за алгоритмом вимірювання на одній або більше відношень виміряних інтенсивностей двох або більше довжин хвиль ближнього інфрачервоного випромінювання та однієї або більше відношень вимірюваних інтенсивностей на двох або більше фотодіодних приймачах. Довжини хвиль випромінювання вибираються таким чином, що перша довжина хвиль випромінювання є ізобестичною точкою для окисленого та відновленого Нb, друга довжина хвилі має меншу довжину, ніж перша, а третя довжина хвилі має більшу довжину, ніж перша. Використання методу обмежено для тканин, які є однорідними за своїм складом та структурою, де інформативність отриманих даних недостатня, так як виміри кисневого статусу проводяться в одній точці в результаті отримують значення в одній точці.

Інша розробка стосується способу неінвазивного визначення та розподілу кисневого статусу тканин різних за структурою та складом, в результаті якого

отримується двовимірні зображення [141]. Розроблена модифікація викладеного способу включає поперемінну спрямованість випромінювання на тканину випромінювання набору не менш ніж трьох лазерних джерел, прийому випромінювання від кожного лазерного джерела, що проходять через досліджувану тканину до приймача випромінювання, вимірювання на приймачі інтенсивності випромінювання, її обробку та візуалізацію отриманих даних.

Використання оптичного випромінювання в широкому спектрі довжин хвиль 660-940 нм та вимірювання різниці абсорбції на різних довжинах хвиль дозволяє провести аналіз фракційного складу Нв у біотканинах. Визначення кисневого стану біологічних об'єктів оптичними методами ґрунтується на відмінностях спектрів поглинання видимого та ближнього інфрачервоного випромінювання Нв в залежності від утримання ним кисню.

Використання фотоплетизмографічних вимірювань дозволяє більш коректно розділення коефіцієнтів розсіювання та поглинання (для кожної довжини хвилі), рівноправно визначаючи ослаблення випромінювання, пройденого через досліджуваний об'єкт. Вибір довжин хвиль випромінювання лазерів визначається вікном прозорості біотканин та спектральної області, де поглинання окси- (HbO₂) та дезоксигемоглобіну (RHb) переважають щодо інших хромофорів (головним чином це вода та жирова тканина) та сильно розрізняються між собою (на 684 нм поглинання визначається дезоксигемоглобіном; на 850 нм – оксигемоглобіном). Третя довжина хвилі 794 нм вибирається таким чином, щоб коефіцієнти поглинання окисленого та відновленого Нв співпадали. Це покращує точність визначення вмісту Нв та дозволяє визначити сумарний вміст інших хромофорів (вода та жирова тканина).

У конкретній реалізації неінвазивного способу [142] визначення кисневого статусу тканин використані лазерні діоди з довжиною хвиль 684 нм, 794 нм, 850 нм, модульовані за амплітудою на частоті 140 МГц. Для точного визначення фази модульованого сигналу застосовується перетворення частоти 140 МГц в проміжну низьку частоту 1 кГц. Перетворення частот здійснювалося за допомогою опорного кварцового осцилятора в приймальному каналі з частотою,

що відрізняється від частот амплітудної модуляції на 1 кГц. Таким чином, розроблений спосіб дозволяє неінвазивно визначити кисневий статус тканин, різних за структурою та складом, у тому числі для тканин пухлини, та отримати розподіл кисневого статусу тканини у вигляді двомірного зображення.

Запропонований метод та пристрій для вимірювання концентрації глюкози в крові [143], шляхом опромінення через шкіру кровоносних судин напівпровідниковим діодним лазером з довжиною хвилі 1,3-1,9 мкм. Випромінене світло лазера взаємодіє з гетерогенними компонентами крові, відбувається дифузне відбиття світла кров'ю. Відбите світло реєструється інтерферуючою сферою після його інтегрування, перетворюється в цифровий сигнал за допомогою аналого-цифрового перетворювача (АЦП) та подається на мікрокомп'ютер, у якому з використанням закладеної в програму калібрувальної кривої проводиться порівняння та відбувається вимірювання концентрації глюкози. Для того, щоб отримати калібрувальну криву, попередньо потрібно провести багато вимірів та уточнень у процесі підготовки приладу до роботи. Враховуючи той факт, що епітелій викривляє форму, інтенсивність та параметри сигналу, що призводить до низької точності визначення вмісту речовини у крові. Крім того, не розраховується залежність коефіцієнта поглинання від довжини хвилі (частоти) випромінювання, що також впливає на точність вимірювань.

Інший підхід [144] для неінвазивного вимірювання концентрації оптично-активних речовин, що знаходяться в крові, ґрунтується на процесі опромінення лазерним променем зони максимального накопичення кровоносних судин на м'язовій оболонці, прийому та обчислювальної перебудови шляхом виділення орієнтації вектора поляризації та інтенсивності відбитого випромінювання та розрахунку за ними концентрацій з «нульовою поляризацією» та довжиною хвилі в діапазоні 0,5 мкм – 2,1 мкм. Попередньо налаштовують аналізатор-поляроїд на точки локального поглинання лазерного випромінювання визначених речовин в слизовій тканині, фіксують зміни орієнтації вектору поляризації відбитого випромінювання в точках локального поглинання лазерного випромінювання за кутом його повороту та характеризують

концентрацію речовини за величиною кута повороту вектору поляризації. При цьому значення кута на аналізаторі-поляроїді має співпадати із значенням кута на лімбі поляроїда. Далі всі компоненти системи закріплюють таким чином, щоб почати вимірювання за участю пацієнта. Під час опромінення лазером з «нульовою» поляризацією кровоносних судин, що знаходяться у м'язовій тканині, наприклад, на внутрішній стороні віки. Точність цього способу обмежується постійними змінами повноти кровоносної системи досліджуваної ділянки. Реєстрація зміни вектору поляризації відбувається за одноканальною схемою, що не дозволяє досягти високої точності вимірювань.

1.3.3. Засоби контролю показників газотранспортної системи крові і моніторингу у осіб з проявами інтоксикації шкідливими випарами

Для вимірювання концентрації різних токсичних і нетоксичних газів, зазвичай використовуються електрохімічні елементи, що діють на принципах хімічного окислення та відновлення та виробляють струм, пропорційний процентному вмісту вимірюваного газу [145, 146]. Більшість таких елементів складається з трьох електродів: робочого, інтегруючого та опорного. Робочий електрод окислює або відновлює газ та виробляє струм, пропорційний концентрації цього газу. Інтегруючий електрод врівноважує генерований струм, а опорний електрод підтримує потенціал робочого електрода в межах встановленої робочої області [147-150].

Характеристики електрохімічних датчиків, як і багатьох інших, залежать від температури. Насамперед, важливо, щоб електрохімічні елементи мали температурну корекцію та потенціостатичний ланцюг, що забезпечує протікання як вхідного, так і вихідного струмів, напруги зсуву, перетворення струму в напругу та зрушення рівня [151-157].

Не всі гази точно вимірюються за допомогою електрохімічних елементів. Альтернативою для них може бути інфрачервона технологія (NDIR), що є різновидом ІЧ-спектроскопії та ґрунтується на здатності більшості молекул газу

поглинати ІЧ-світло з певною довжиною хвилі [158-163]. Кількість поглиненого світла пропорційне концентрації газу. Під час NDIR вимірів, світло ІЧ-діапазону пропускають через пробу газу, а для виділення хвилі необхідної довжини використовують оптичні фільтри. Як правило, фільтри для конкретних газів забезпечені термоелектричними охолоджувачами. Наприклад, вуглекислий газ має пік поглинання на хвилі 4,26 мкм, тому смуговий фільтр повинен обрізати всі складові спектра за межами цієї довжини хвилі. Крім визначення концентрації CO₂ та алкоголю NDIR-датчики застосовуються для виявлення парникових газів та холодоагентів, таких як фреон.

Використовуються також детектори з опорним каналом, в якому вимірюється джерело світла в діапазоні, де не відбувається поглинання світла, а концентрація газу визначається відношенням двох чисел, що виражають кількість переданого світла. Будь-які помилки, що виникають через зміни параметрів джерела світла, усуваються, тому їх одночасна вибірка за опорним та активним каналах не потрібна.

Пульсоксиметр Nihon Kohden з пальцевим датчиком на трьох довжинах хвиль, дозволяє визначати HbCO високою точністю у суміші з повітрям, про що свідчить публікація [164].

В одному із перших пульсових СО-оксиметрів «Rad-57», виробництва компанію «Masimo Corporation» (США), використовується багатохвильовий датчик на світлодіодах (вісім довжин хвиль в діапазоні 400–1000 нм) та реалізується фірмовий алгоритм обробки сигналів Masimo Rainbow SET (Signal Extraction Technology) [165-167]. Розроблений спектрофотометричний метод поєднаної СО-оксиметрії та пульсоксиметрії покладено в основу фотометрії (СО-оксиметри), що вимірюють поглинання на чотирьох, шести і більше довжинах хвиль і що визначають вміст стHb і SO₂, а також складні форми Hb. Збільшення числа каналів вимірів на додаткових довжинах хвиль дозволяє мінімізувати взаємовплив спектрів речовин, що створюють завади для ідентифікації речовин.

Проведений аналіз публікацій продемонстрував, що переважна більшість відомих приладів цього класу орієнтована на вимірювання певних показників сатурації крові киснем, вуглекислим газом, CO та іншими газами відокремлено і не в моніторинговому режимі. Їх призначення найчастіше передбачає застосування в клінічних стаціонарних умовах та не враховує певні обмеження та необхідні можливості їх функціонування безпосередньо в зонах інтоксикаційного ураження людей диханням CO чи шкідливими випарами за його участю. Тільки незначна кількість приладів орієнтована на застосування під час надання першої медичної допомоги та аварійно-рятувальних діях у зонах задимленого довкілля з забрудненим повітрям шкідливими випарами.

1.3.4. Засоби моніторингу показників терморегуляції

Одна з найбільш популярних вимірюваних величин – температура. Температура може бути виміряна різними датчиками, включаючи термопари, резистивні детектори температури (RTD) та термістори [168]. Для вимірювань в широких температурних діапазонах розробники систем часто використовують термопари.

Компанія «ТІ» пропонує закінчене рішення, яке задовольняє всім цим вимогам. Мікросхема LMP90100 є 24-розрядною схемою сполучення аналогових сигналів з чотирма диференціальними або сім'ю несиметричними входами, двома узгодженими програмованими джерелами струму, що ідеально підходить для різних додатків, в яких використовуються датчики температури [169]. Мікросхема LMP90100 призначена для сполучення з різними датчиками температури.

1.4. Висновки до розділу 1

1. Проведені інформаційні дослідження наявних новітніх методів та засобів моніторингу для стеження за показниками життєвих функцій людини під

час інтоксикації шкідливими випарами свідчать, що сьогодні кращі зразки таких засобів існують в основному зарубіжного виробництва, і набувають широкого поширення в реанімаційній та хірургічній практиці, а в їх основі поєднано функції багатьох медичних апаратів для розширення повноти стеження за станом пацієнта та допомоги лікарю.

2. Найбільше визнання отримали монітори пацієнта розробки зарубіжних компаній США та Великобританії для застосування в реанімаційних палатах, а також зразки моніторів приладів певного призначення.

3. Технологічні, схемотехнічні, програмні, конструктивні та інші рішення виробники майже не розкривають та оберігають, підтримуючи конкурентоспроможність своїх новинок, що потребує власних наукових розробок із врахуванням доступних новітніх матеріалів, електронних компонентів, апаратно-програмних засобів та макетування.

4. Публікацій щодо розробок, прямих аналогів теми цієї дисертаційної роботи, спрямованих на розроблення технологій та засобів моніторингу життєвих функцій у інтоксикованих СО, не виявлено, хоч багато досліджень і розробок окремих аспектів стосуються цього напряму без їх деталізації, а тому потребують власних досліджень умов їх відтворення та з'ясування узгоджених режимів їх функціонування.

5. Під час аналізу наявних публікацій, виявлено підтвердження актуальної потреби в неінвазивних засобах стеження за змінами концентрації показників транспорту гемоглобінових фракцій потоками крові, в тому числі оксигемоглобіну, дезоксигемоглобіну та карбоксигемоглобіну, як важливих індикаторів і передвісників ускладнень газотранспортної функції організму поєднано з моніторингом інших життєвих функцій.

РОЗДІЛ 2

МЕТОДИ ТА ЗАСОБИ ДОСЛІДЖЕННЯ

Дослідження та розробки за планом дисертації виконувались паралельно за декількома напрямками.

Виконаними інформаційними та патентними дослідженнями обґрунтовано структуру та показники, які мають бути прийняті для розробки. Була звернута увага на новизну та конкурентоспроможність застосованих рішень як схемотехнічних, так і програмно-алгоритмічних та новизну елементної бази.

Дослідження алгоритмів, програм, характеристики сенсорних пристроїв та схемотехнічних рішень виконувались з наступною розробкою модулів для експериментального зразка нового переносного приладу біомедичного призначення для неінвазивного діагностування рівня інтоксикації CO, контролю за станом отруєних чадним газом з врахуванням можливих обмежених умов роботи медичної допомоги, пожежних та рятувальних служб.

Розроблення та дослідження оптоелектронних блоків виконувались спершу на макетних платах, їх виготовлення та складання проведено власними силами і сторонніми спеціалізованими організаціями, а їх випробовування здійснювалися на власній експериментальній базі на відповідність функціонування. Для роботи використовувались різні специфічні електронні вимірювальні прилади: цифрові осцилографи «PCSU1000» виробництва «Velleman» та «UTDM12052CL» виробництва «UNI-T», плати розробника «STM32F407G Discovery» та «Arduino Mega 2560», мультиметр, паяльна станція та ін.

Експериментальні дослідження окремих характеристик системи дихання проводились в лабораторії з використанням макетного стенду, газохроматографа «4000 Кристалл Люкс», автоматизованих спектрометрів Спекорд 75 та Спекорд 75, флуорометра «LX-800», використовували й інші прилади та попередні власні розробки, які захищені патентами.

Виконані роботи з розроблення та дослідження алгоритмів, програм, характеристики сенсорних пристроїв та схемотехнічних рішень виконувались в лабораторії із застосуванням комп'ютерної техніки, мікроконтролерів та засобів програмування, а саме пакети інженерних програм: «MathCad», «Maplesoft.Maple.v12», «Аскон Компас 3D V10», «Altium Designer», «Proteus 7 Professional», «Arduino 1.0.4», «Pc-Lab2000E», «Origin 7.5».

Розроблені схеми попередньо досліджувались на комп'ютерній техніці із застосуванням програм «Proteus 7 Professional». Виготовлення електричних схем модулів проводилось із застосуванням «Altium Designer». Розроблення та виготовлення друкованих плат проводили, користуючись програмами «Altium Designer».

Виготовлення експериментального зразка монітору з рідиннокристалічним екраном, як нового переносного приладу біомедичного призначення проводилось в основному на базі інституту. Завершуване виготовлення друкованих плат виконувалось сторонніми спеціалізованими виробниками за власною заявкою та власним кресленням.

Для підвищення точності контролю схеми вимірювання концентрації CO, розроблялась із застосуванням плати розробника «STM32F746G Discovery» та випробовувалась на діючому стенді (рис. 2.1).

Використано результати попередніх власних досліджень, щодо технологій та засобів неінвазивної CO-пульсоксиметрії – для визначення HbCO, варіабельності серцевого ритму (BCP) та реоплетизмографії, визначення функціонального стану серцево-судинної та легеневої систем та CO у навколишньому газовому середовищі. Використано стандартні методи пульсоксиметрії з власним доопрацюванням.

Для моніторингу значень CO та двооксиду вуглецю у повітрі використовували сенсори різної конструкції – MQ-7, MQ-135, MG-811.

Достовірність результатів вимірювання оцінювалась із застосуванням програми статистичного аналізу – програма «Статистика».

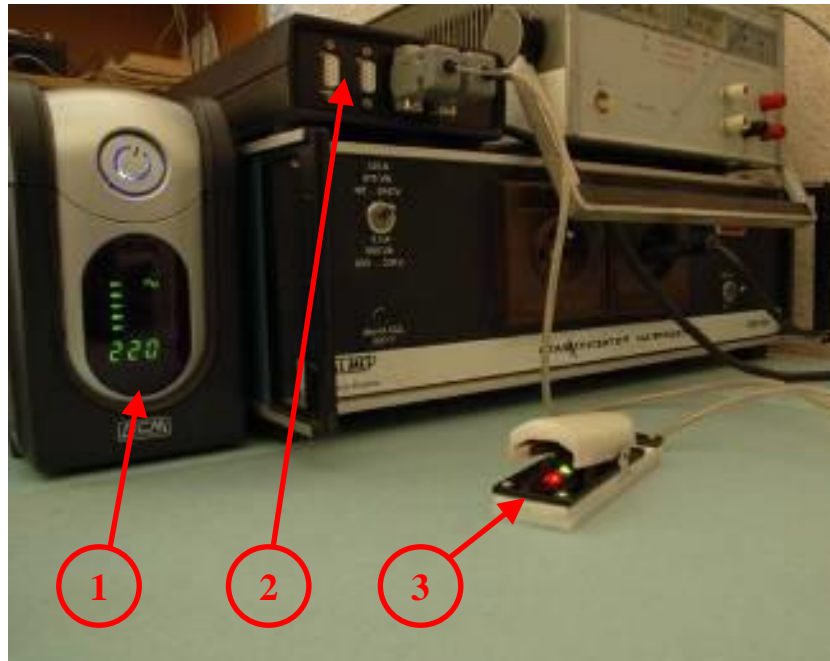


Рис. 2.1. Зовнішній вигляд стану для моніторингу SaO_2 та HbCO в потоках крові. Позначення: 1 – блок живлення, 2 – вимірювальний блок, 3 – датчик.

РОЗДІЛ 3

СТВОРЕННЯ ПРОГРАМНО-АПАРАТНИХ ЗАСОБІВ ДЛЯ СЛУЖБ МЕДИЧНОЇ ДОПОМОГИ ТА ЕКСТРЕНОГО ВИЯВЛЕННЯ ОЗНАК ІНТОКСИКАЦІЇ ОСОБИ ШКІДЛИВИМИ ВИПАРАМИ ЗА СУКУПНІСТЮ ПОКАЗНИКІВ ПОРУШЕННЯ СТАНУ ЇЇ ЖИТТЄВИХ ФУНКЦІЙ

Проведені інформаційні дослідження виявили, що основні ланки клінічної діагностичної оцінки стану життєвих функцій у осіб, що потерпали від перебування в середовищах з наявністю шкідливих випарів з СО в їх складі, передбачають отримання певного переліку показників, стеження за якими надає можливість отримувати інформацію для формування діагнозу, а також визначення заходів первинної медичної допомоги та терапії.

3.1. Обґрунтування функціональної структури програмно-апаратних засобів та сукупності показників для екстреного виявлення ознак інтоксикації особи шкідливими випарами

У цьому підрозділі наведено обґрунтування функціональної структури програмно-апаратних засобів та сукупності показників для екстреного виявлення ознак інтоксикації особи шкідливими випарами.

Достовірність визначення ознак інтоксикації організму залежить від сукупності моніторингу показників стану легеневої вентиляції (ЛВ), роботи серця, газообміну між альвеолярним повітрям та кров'ю, транспорту газів кров'ю, її сатурації киснем, а також концентрації вуглекислого газу, кисню та СО у видиху, як показників глибини інтоксикації організму.

Змінами значення названих показників визначаються можливі несприятливі наслідки для здоров'я людини, які зумовлені вдихуванням СО із зовнішнього середовища з його властивостями хімічного зв'язування з Нв та утворенням фракції НвСО в потоках крові судинним руслом.

Узагальнено вплив вдихуваного повітря з домішками шкідливих випарів та CO на життєві функції людини через утворення підвищеної концентрації HbCO в крові наведено на рис. 3.1.



Рис. 3.1. Швидкі реакції сукупності життєвих функцій людини на інтоксикацію CO з підвищеною концентрацією HbCO в крові [3]

Видно, що дія CO не обмежується одночасними змінами одного показника чи однієї функції, тобто його дія є генералізованою та впливає одночасно на різні життєві функції, а наслідки в сукупності можуть бути значними.

Зважаючи, що в польових умовах надання первинної медичної допомоги особам з ознаками інтоксикації чадним газом чи шкідливими випарами є ускладненим та обмеженим в часі, тому для спостереження та моніторингу вибрано обмежений перелік найважливіших показників, але таких що мають нести достатню первинну інформацію про стан життєвих функцій обстежуваного з підозрою на інтоксикацію шкідливими випарами з вмістом CO чи летких речовин з подібною дією.

Медична практика діагностики осіб з інтоксикацією СО свідчить, що насамперед це комплекс показників: роботи апарату дихання, роботи серця, гемодинаміки, барорегуляції, ступеню блокування транспортної функції Нв в потоках крові, видалення вуглекислого газу та ступеню ацидозних явищ, тобто показників ускладнень не однієї, а декількох функціональних систем як наведено на рис. 3.2, які необхідно визначати для надання медичної допомоги.

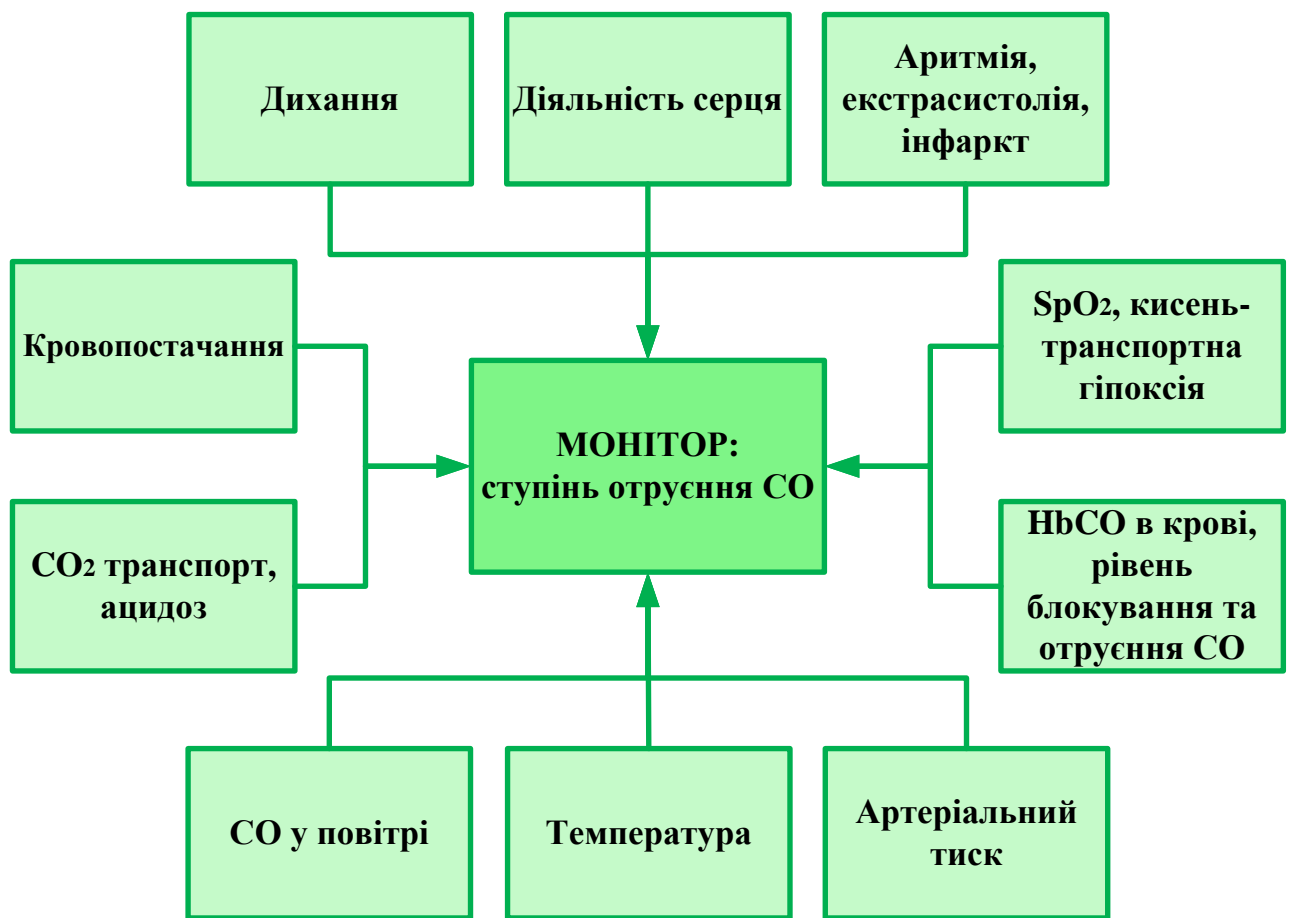


Рис. 3.2. Показники, які мають використовуватись для діагностування ступеню інтоксикації потерпілих від перебування в середовищах з підвищеним вмістом шкідливих випарів та СО в оточуючому середовищі під час обстеження і визначення заходів екстреної терапії

Орієнтуючись на такий перелік показників, було обрано структуру приладу і набір показників роботи окремих систем та процесів, за якими передбачається реалізувати неінвазивний моніторинг, розробляючи і

досліджуючи відповідні інформаційні технології, методи та засоби їх реалізації в моніторному пристрої.

На рис. 3.3 зображено схему інформаційних потоків та окремих показників для контролю за якими передбачається провести дослідження та розробки, і реалізувати та дослідити відповідні інформаційні методи та засоби їх реалізації в моніторному пристрої.

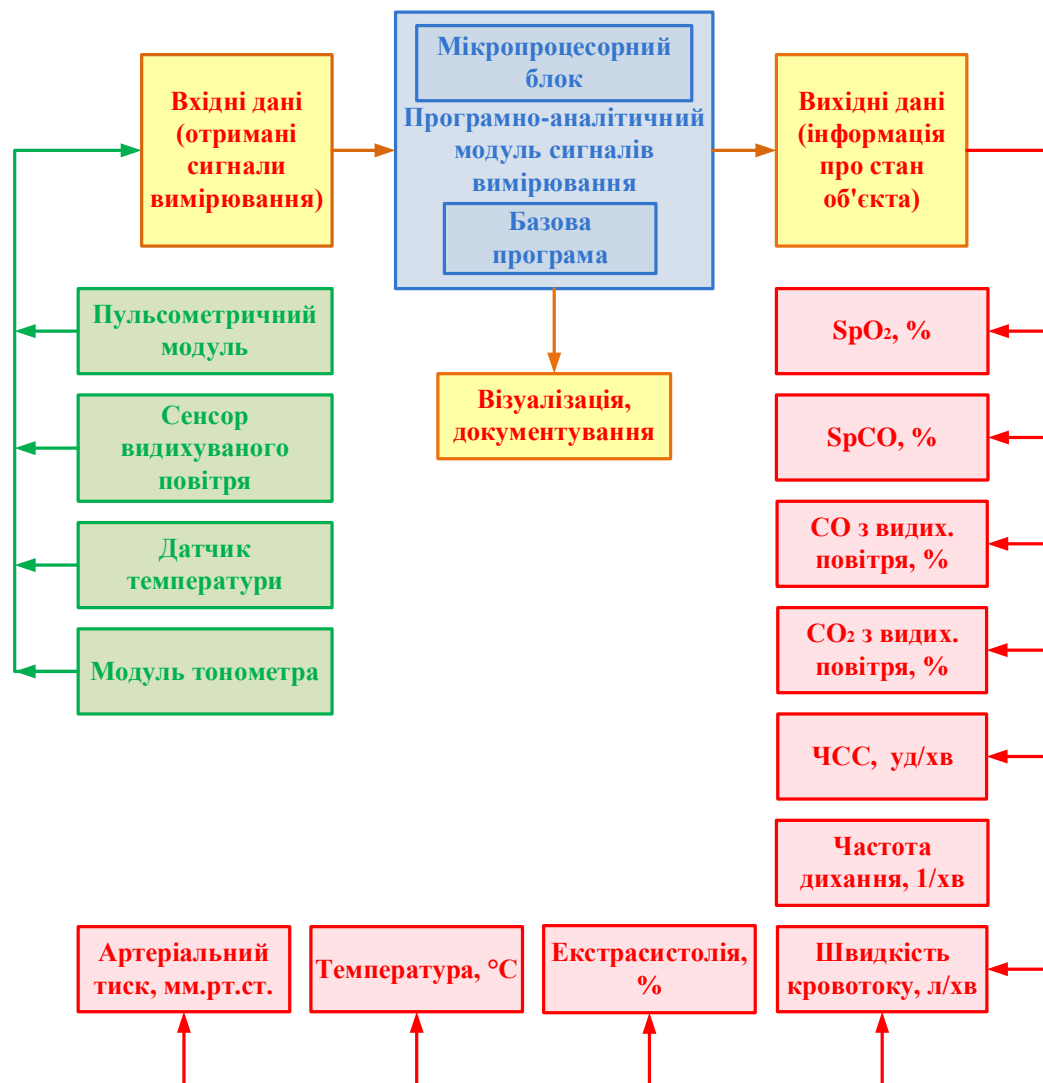


Рис. 3.3. Схема інформаційних потоків та окремих показників, яка підлягає розробленню та інструментальній реалізації в програмно-апаратному пристрої для моніторингу за станом життєвих функцій осіб з інтоксикацією шкідливими випарами

За такою схемою передбачається визначати неінвазивно ступінь інтоксикації потерпілої обстежуваної особи за значеннями та динамікою показників:

- системи крові (неінвазивно) щодо динаміки сатурації фракцій гемоглобіну O₂ та CO в артеріальній крові;
- роботи серця та судинної системи;
- гемодинаміки та регіонального кровопостачання;
- дихання, вентиляції легень, газообмінної функції;
- терморегуляції, температури тіла;
- барорегуляції, артеріального тиску;
- процесів метаболізму та енергообміну.

3.2. Розроблення апаратно-програмних засобів неінвазивної реєстрації та моніторингу сукупності показників роботи функціональних систем організму

Відповідно до прийнятої структури визначення та моніторингу переліку сукупності показників було застосовано модульний принцип побудови та розробки базових модулів із сенсорними пристроями для реєстрації, програмного аналізу, оброблення та візуалізації сукупності показників визначення під мікроконтролерним керуванням. А саме до складу апаратно-програмних засобів входять:

- апаратно-програмний модуль визначення та моніторингу сукупності показників роботи системи дихання у складі:
 - *модуль визначення часових та фазових характеристик циклів дихання і їх варіацій;*
 - *модуль визначення об'ємних та фазових характеристик ритмів дихання, легеневої вентиляції і її варіацій.*
- апаратно-програмний модуль визначення та моніторингу сукупності показників роботи серця та гемодинаміки у складі:

- *модуль визначення та моніторингу показників пульсової хвилі в артеріальному судинному руслі;*
- *модуль визначення та моніторингу показників роботи серця;*
- *модуль виявлення екстрасистолії, тахікардії та брадикардії.*
- апаратно-програмний модуль визначення та моніторингу сукупності показників транспорту газів кров'ю у складі:
 - *модуль визначення та моніторингу відносної концентрації оксигемоглобіну в артеріальній крові;*
 - *модуль визначення та моніторингу відносної концентрації карбоксигемоглобіну в артеріальній крові;*
 - *модуль визначення та моніторингу концентрації CO в оточуючому повітрі.*
 - *модуль визначення та моніторингу концентрації CO у видихуваному повітрі.*
- модуль визначення та моніторингу артеріального тиску;
- модуль терморегуляції;
- апаратно-програмний модуль визначення та моніторингу сукупності показників роботи функціональних систем на основі мікроконтролерної плати STM32F746G Discovery.

Такою розробкою передбачалось забезпечити медичному працівнику в умовах ліміту часу комплексний неінвазивний моніторинг рівня інтоксикації та стану здоров'я людей, які змушені певний час дихати повітрям забрудненого середовища із вмістом різної концентрації CO чи іншими шкідливими випарами. Це стане можливим за наявності розробленого пристрою, названого «MP-01».

Прийнята до розроблення структурна схема модулів керування роботою приладу, яка наведена на рис. 3.3, де зображено перелік необхідних модулів та сенсорних пристроїв приладу, які мають забезпечувати отримання первинних сенсорних сигналів та зв'язки з МК, дисплеєм, кнопками управління та іншими складовими приладу.

Нижче викладаються результати дослідження та розроблення алгоритмічних, технологічних, програмних, схемотехнічних рішень для створення модулів, що дозволяють визначати названі вище показники та їх керованої взаємодії у складі створюваного нового приладу, медичного призначення, названого «Монітор показників стану інтоксикованих шкідливими випарами – МР-01» для застосування під час первинної медичної допомоги в зонах рятування потерпілих та в інших аварійних ситуаціях.

3.2.1. Розроблення апаратно-програмного модуля визначення та моніторингу показників роботи системи дихання

Легеневе дихання є ланкою, що першою сприймає шкідливі випари оточуючого повітря і транспортує їх трахео-бронхіальним трактом та альвеолами через альвеолярно-капілярні структури до потоків крові з її компонентами у судинному руслі. Інтенсивність та ефективність легеневого дихання характеризується показниками актів механічного руху м'язово-діафрагмального апарату дихання та циклічних змін об'єму альвеол, а з ними потоків повітряних мас в дихотомічно розгалуженому трахео-бронхіальному тракті. Щоб отримати показники фазної і часової структури дихального циклу: частоти дихання (ЧД), величини змін об'єму і тривалості фази кожного видиху (ТФВИД) та тривалості фази вдиху (ТФВД), їх суми за певні проміжки часу, об'ємних швидкостей газового потоку і його змін, а також такого показника як вентиляція легень (ЛВ) за певний час та ряд інших похідних показників, які характеризують процеси і стан дихання та його порушення, створено два основних модулі, а саме:

- модуль визначення часових і фазових характеристик циклів дихання та їх варіації;
- модуль визначення об'ємних і фазових характеристик ритмів дихання, ЛВ та їх варіації.

Первинним вимірювальним пристроєм для реєстрації показників дихання у апаратно-програмному модулі застосовано тахометричний спірометр, раніше розроблений та калібрований у попередніх розробках відділу біофізики. Чутливим елементом спірометра є крильчатка, яка здійснює обертальний рух, причому її кутова швидкість пропорційна об'ємним потокам видиху та вдиху, які реєструють блоком електроніки. Програмно визначають показники одного циклу дихання та сумарну кількість видихуваного повітря за визначений інтервал часу, а також середню кількість повітря, яке видихається за один видих чи сумарний об'єм видихуваного повітря за одиницю часу – ЛВ. Моніторинг кожного з показників, надає можливості виявляти тенденції впливу інтоксикаційного фактору на систему легеневого дихання.

Головним фактором вибору тахометричного виду спірометра із масиву інших витратомірів стали його функціональні переваги щодо можливості вимірювання одним датчиком об'ємних потоків в діапазоні $V_{\min}:V_{\max} = 1:10$ з високою чутливістю та лінійністю до визначення об'ємів рухомого повітря.

На стендах визначали об'єми повітря крильчато-тахометричним витратоміром в діапазоні від 1 до 9 л, після чого розраховували похибки визначення об'ємів. Отримані дані занесені до табл. Г.1 (додаток Г), відносна похибка дорівнює 0,39%. На рис. Г.1. (додаток Г) зображено передавальну характеристику крильчато-тахометричного витратоміра, яка демонструє високу лінійність з коефіцієнтом регресії $R^2=0,989$.

Конструкція тахометричного спірометра дозволяє виявляти напрям руху повітря, яке проходить через нього і часові інтервали роздільно кожного видиху та вдиху, а відтак і їх співвідношення, а також рівномірність чи нерівномірність розподілу тривалості дихального циклу (ТДЦ), ЛВ та інших показників, важливих для встановлення стану обстежуваної особи з ознаками інтоксикації та медичної допомоги.

Чутливим елементом спірометра вибрана легка конструкція крильчатки із щонайменше парою світлопрвідних отворів в її площині та вісі на агатових підшипниках, поєднано з оптико-електричним формувачем та його програмними

алгоритмами керування процесом вимірювання. Основні компоненти виготовленої конструкції крильчатки зображено на рис. 3.4.

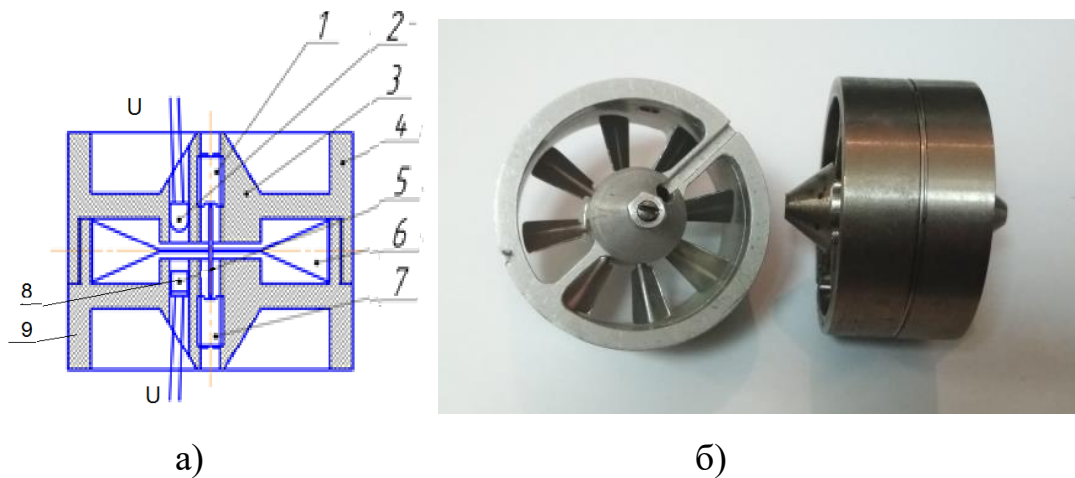


Рис. 3.4. Основні компоненти виготовленої конструкції крильчатки та корпусу для її кріплення

Позначення: 1 – підшипник агатовий; 2 – світлодіод; 3 – корпус датчика (верхня частина); 4 – корпус датчика (нижня частина); 5 – вісь; 6 – лопаткова крильчатка із закріпленою віссю; 7 – підшипник агатовий; 8 – фотодіод; 9 – корпус датчика (нижня частина); б) вид тахометричного витратоміра

Крильчатка закріплена жорстко на вісі, а вісь утримується аксіально відносно потоку повітря з протилежних сторін агатовими підшипниками, які розміщені в двох частинах корпусу. Площина крильчатки розмежовує проходження світлового потоку від діоду-випромінювача світла до двох фотодіодів – фотоприймачів світлового потоку, тільки по чергово через один із двох отворів у площині крильчатки, формуючи електричні імпульси. Кількість імпульсів пропорційна обертам крильчатки та об'ємним витратам потоку повітря, що створює рух крильчатки.

Конструкція крильчатки має парно та діаметрально протилежно два отвори, через які по чергово проходить світло випромінюючого світлодіоду до приймаючого фотодіоду під час кожного повного її оберту.

Наявність двох отворів на лінії однакового діаметра дозволила розділити вимірювання у фазу видиху та у фазу вдиху. Коли крильчатка починає свій рух зліва направо та першим засвічується умовний правий приймаючий фотодіод,

обліковуються кількість обертів фази видиху. Коли ж крильчатка починає свій рух справа на ліво, то першим засвічується умовний лівий приймаючий фотодіод, і обліковуються кількість обертів фази вдиху.

Вихідні сигнали з фотодіодів входять через формувач облікових сигналів (рис. 3.5). Формувач складається з двох підсилювачів-обмежувачів **ПО1** та **ПО2**, двох тригерів Шмідта **ТШ1** та **ТШ2**, двох одновібраторів **ОВ1** та **ОВ2**, двох схем суміщення **СС1** та **СС2** і тригера з розділеними входами **Тг1**.

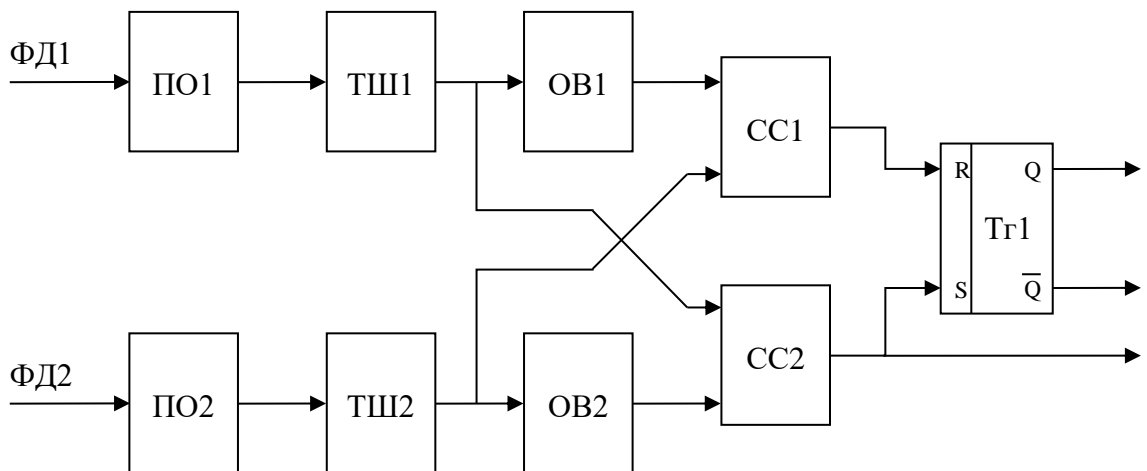


Рис. 3.5. Функціональна схема формувача облікових сигналів

Позначення: ПО1, ПО2 – перший та другий підсилювач-обмежувач; ТШ1, ТШ2 – перший та другий тригер Шмідта; ОВ1, ОВ2 – перший та другий одновібратор; СС1, СС2 – перша та друга схема суміщення; Тг1 – тригер з розділеними входами; ФД1, ФД2 – перший та другий фотодіод

Підсилювачі-обмежувачі підсилюють та обмежують імпульси, які виробляються фотодіодами під час обертання крильчатки, а тригери Шмідта формують прямокутні імпульси постійної амплітуди. Одновібратори, які запускаються переднім фронтом імпульсів з виходу тригерів, формують короткі імпульси постійної амплітуди та тривалості і співпадають за фазою з переднім фронтом імпульсів «запуску».

Сигналом початку відліку та реєстрації показників дихання є вихідний імпульс одного із двох приймаючих фотодіодів, який формує імпульс запуску таймера для підрахунку ТДЦ, фази вдиху чи видиху. Під час обертання

крильчатки зліва на право, коли сигнал надходить на перший фотодіод, фіксується фаза вдиху. А якщо першим надходить сигнал з другого фотодіоду, то кількість імпульсів буде обраховуватись як під час видиху. Водночас реєструється тривалість часу між запуском першого та другого світлодіодів, – значення використовується під час визначення об'ємів, тривалості та швидкостей видиху та вдиху.

Для формування сигналів 1) ЧД; 2) ТФВИД та ТФВД; 3) ТДЦ, слугує тригер з роздільними входами T_{z1} . Входи «встановлення» тригера T_{z1} підключені до входів схем суміщення $CC1$ та $CC2$. Під час видиху, перший імпульс з виходу схеми суміщення $CC2$ перекидає тригер T_{z1} в режим одиниці. В подальшому протягом всього часу видиху стан тригера не змінюється. Під час зміни фаз дихання, перший імпульс вдиху, який виділений на виході схеми $CC1$, повертає тригер T_{z1} в режим нуля. Таким чином на одиничному виході тригера T_{z1} під час кожного видиху формується прямокутний імпульс, тривалість якого дорівнює ТФВИД. На нульовому виході тригера T_{z1} формується прямокутний імпульс, тривалість якого дорівнює ТФВД та фази паузи з затримкою дихання.

Реєструючи сигнали крильчато-тахометричного модуля з оптико-електричним формувачем та з розробленими схемами електроніки та продуктами програмної обробки і обліку кількості обертів крильчатки у фази видиху і вдиху, визначаються об'ємні показники видихуваного та вдихуваного потоків повітря, яке проходить через розріз трубки спірометра.

Визначення показників об'ємів має певні характерні особливості. Коли першим на фотодіод $\Phi Д1$ надходить імпульс від світлодіоду, то цьому сигналу присвоюється ознака – «фаза видиху почалась», і розпочинається підрахунок перших 100 імпульсів про оберти крильчатки та проміжок часу ΔT між поточним і попереднім імпульсами в цьому ж каналі. Якщо за 100 перших імпульсів визначається, що є прискорення обертів, тобто різниця ΔT_i зменшується (тобто швидкість наростає), то облік числа імпульсів продовжується до того часу, коли різниця ΔT_i перестане зменшуватись, ΔT_i стане дорівнювати 0 та змінить знак напряму обертання на зворотний (зі знаку «+» на знак «-»). Тоді до суми

отриманих імпульсів додається 100 імпульсів – тих обертів крильчатки, що не були враховані на початку вимірів. Тут перших 100 імпульсів до початку обрахунків вводиться для того, щоб уникнути похибки випадкових обертів чутливої крильчатки, коли на початку визначення факту видиху не було, а оберти чутливої крильчатки сталися, наприклад, під впливом вітру. Коли ж показник ΔT_I за перші 100 обертів не виявить одностороннього зменшення, тобто видиху, то облік імпульсів про оберти крильчатки не вмикається.

Інший запобіжний захід передбачає захист від впливу надмірної інерційності крильчатки та обмеження обліку хибного числа обертів крильчатки у другу, спадаючу фазу видиху чи вдиху, коли видих закінчився, але оберти крильчатки можуть продовжуватися за інерцією дещо спотворюючи результат.

Як засіб уникнення похибки від інерційності крильчатки під час визначення об'єму, запропоновано програмно обмежувати облік кількості обертів крильчатки у другу спадаючу частину видиху, коли швидкість обертів починає зменшуватись і їх не реєструвати, а прийняти в облік суму обертів крильчатки, кратну першій наростаючій фазі видиху. Наступним вдихом, коли напрям руху змінюється потоком вдихуваного повітря, облік обертів ведеться з обмеженням обліку так, як у фазу видиху. Тільки наступний видих запускає новий обрахунок об'єму множенням кількості обертів за час набору множенням на калібрувальний коефіцієнт. Алгоритм програми для визначення та моніторингу показників роботи системи зображено на рис. 3.6.

Тривалість дихального циклу ($T_{ДЦ}$) – час між двома сигналами про акти дихання обчислює внутрішній таймер з дискретністю 0,005 с та його позначено $T_{ДЦ}$, [с]. Паралельно реєструють $T_{ФВИД}$ (фаза 2) і $T_{ФВД}$ (фаза 1), та показник їх відношення r_t .

$T_{ДЦ}$ – тривалість дихального циклу, [с];

$T_{ФВИД}$ – тривалість одного видиху, [с];

$T_{ФВД}$ – тривалість одного вдиху, [с];

$r_t = T_{ФВИД}/T_{ФВД}$, [безрозмірна величина].

3.1

Реєструється також важливий показник функції дихання, який називається частота дихання $\mathit{ЧД}$ – кількість циклів дихання за одну хвилину, а саме

$$\mathit{ЧД} = 60/\sum \mathit{ТДЦ}, [1/\text{хвилину}].$$

3.2

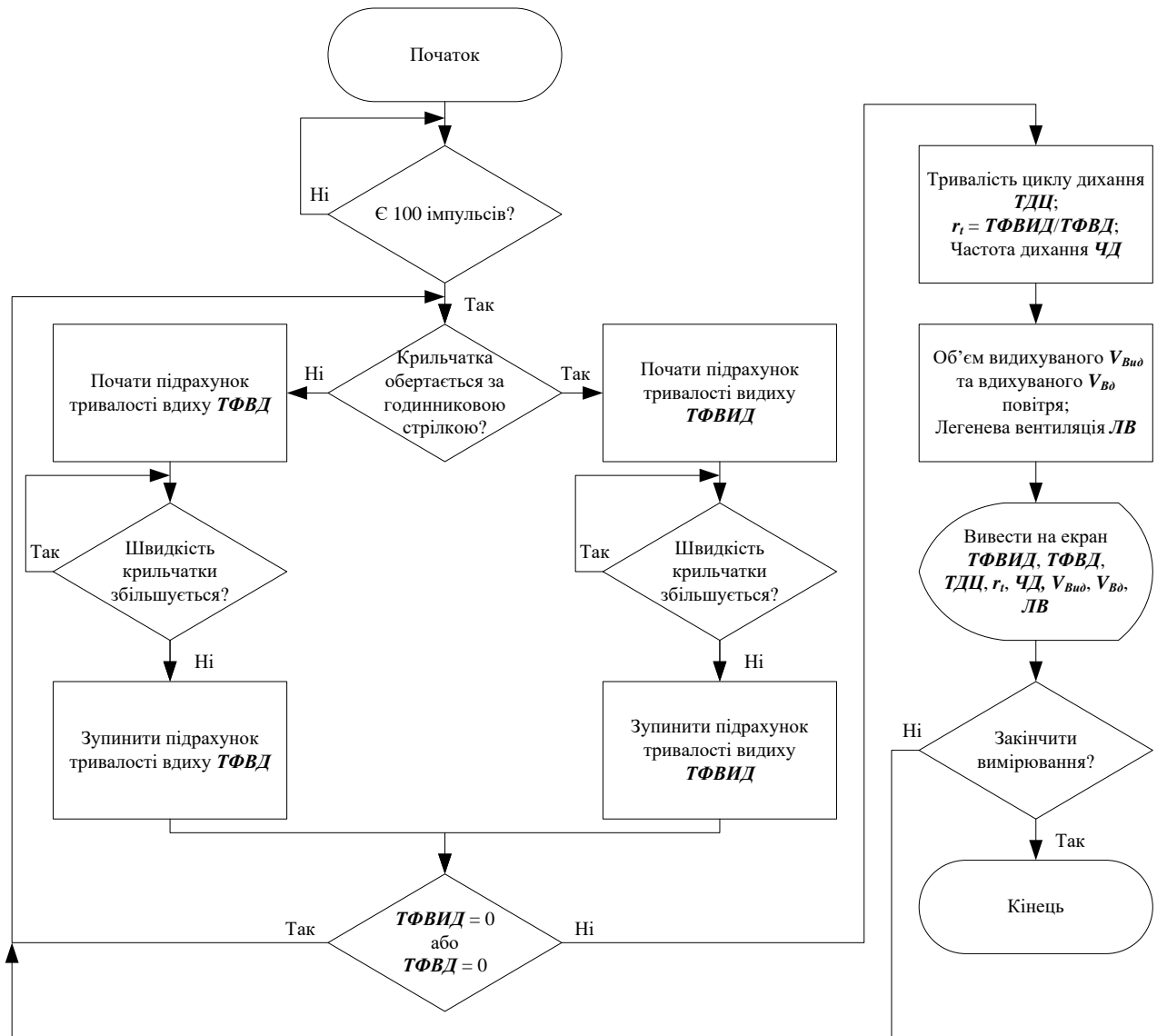


Рис. 3.6. Алгоритм програми для визначення та моніторингу показників роботи системи дихання

Число обертів крильчатки пропорційне об'ємним витратам рухомого повітря: об'єм видиху за один цикл $V_{Вид} = q_r \times N_{Вид}$, та об'єм вдиху $V_{Вд} = q_r \times N_{Вд}$, де $V_{Вид}$ та $V_{Вд}$ – об'єми видихуваного та вдихуваного повітря за один цикл дихання відповідно, [мл/видих] та [мл/вдих]; $N_{Вид}$ та $N_{Вд}$ – число обертів

крильчатки за **ТФВИД** і **ТФВД** відповідно, [оберт]; q_r – коефіцієнт пропорційності, [об'єм/оберт].

Легенева вентиляція **ЛВ** [л/хвилину], або сума об'ємів повних видихів за одну хвилину дихання визначається за формулою:

$$\mathbf{ЛВ} = V_{\text{Вид}} \times \mathbf{ЧД} = V_{\text{Вид}} \times 60 / \sum \mathbf{ТДЦ}. \quad 3.3$$

Програмно забезпечено обчислення суми об'ємів видиху та вдиху за певний заданий проміжок часу і визначення важливих похідних показників: а) ЛВ, як середнє значення видихуваного об'єму за одну хвилину, б) коефіцієнти відношення об'ємів видихуваного та вдихуваного повітря, відношення ТФВИД і ТФВД та інших.

Поточний відлік часу генерується внутрішнім таймером з дискретністю 0,005 с. Це надає можливим розділяти значення кожного показника від нуля до максимального на сталі частки значення показника та реєструвати суми числа значень в інтервалі кожної частки показника, що зустрічалась за час вимірювання показника, тобто створювалась гістограма розподілу його часток за час вимірювання. Форму гістограми зображено на рисунку 3.7.

Побудовані та виведені на екран монітора гістограми розподілу значень окремих показників дихання свідчать про рівномірний чи нерівномірний розподіл значень показника в часі, як за час обстеження людини, так і за окремий відрізок часу, наприклад за одну хвилину.

На екран монітору можна виводити часові характеристики дихального циклу і його фаз, об'єми одного вдиху (дихального об'єму), об'єми одного видиху (часто форсованого чи резервного видиху та інших їх похідних), а також об'єм ЛВ (сумарний об'єм суми об'ємів кількох видихів протягом однієї хвилини).

Зображений на екрані монітору приклад гістограми розподілу значення об'ємів видихів та значення ЛВ надає візуальну інформацію про зміни ритму об'ємного дихання обстежуваної особи. За таким принципом формуються ще 4 гістограми розподілу для інших чотирьох показників.

Програму реалізовано на мікроконтролерній платі STM32F746 Discovery, суміщеній з вбудованим екраном монітора.



Рис. 3.7. Гістограма розподілу значень ЧД, з якої видно не стійкий ритм дихання за час обстеження

3.2.2. Розроблення модуля неінвазивної фотометрії і моніторингу показників роботи серця та гемодинаміки

Серцево-судинна система, яка складається з серця та мережі кровоносних і лімфатичних судин та капілярів, забезпечує сталість життєвого середовища організму, оскільки з кровотоком переносяться поживні речовини, гази, продукти розпаду, гормони та інші речовини. Серце своєю циклічною нагнітальною роботою забезпечує неперервний рух крові по замкнутій системі судин та капілярів, формуючи певні циклічні нагнітання об'ємів крові і реакції судин артеріального русла, відомі як кардіоцикли з фазами систоли та діастоли.

Для розроблення модуля неінвазивної фотометрії і моніторингу показників роботи серця та гемодинаміки застосовано фотометричний метод з використанням джерел інфрачервоного, червоного та зеленого світлового

випромінювання і фотоприймача для неінвазивної реєстрації оптичних сигналів, що модулюються периферійною серцево-судинною активністю в м'яких тканинах мочки вуха чи пальця.

Первинними сигналами для неінвазивної фотометрії та моніторингу показників роботи серця і визначення амплітудних та часових значень пульсацій крові у артеріальному руслі використано показники фотоплетизмографії.

Фотоплетизмограма дозволяє вимірювати об'ємний пульс потоку крові з періодичними змінами об'єму артеріальної крові під час кожного удару серця, ЧСС, варіабельність серцевого ритму та інші похідні показники.

Явище модуляції світла пульсовою хвилею визначається в припущенні, що для тканин значення основної частини потоку залишається незмінною, а змінюється тільки висота пульсуючого шару об'єму крові у фазах систоли та діастолі (рис. 3.8).

Структура процесу реєстрації сигналу фотоплетизмограми передбачає ряд послідовних кроків, які зображені на рис. 3.9.

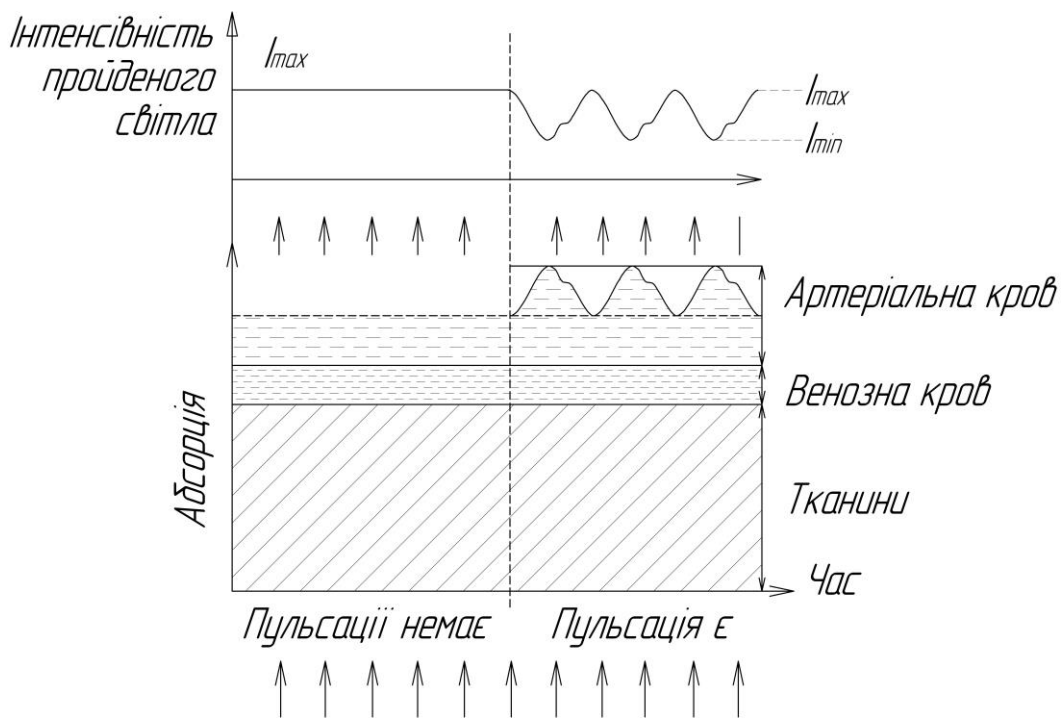


Рис. 3.8. Схема формування фотоплетизмограми

Фотометрична реєстрація пульсацій судинних реакцій крові передбачає встановлення трьох джерел випромінювання світла різних довжин хвиль і його поглинання, в періоди систоли-діастоли, певним фотоприймачем в місцях його розміщення.

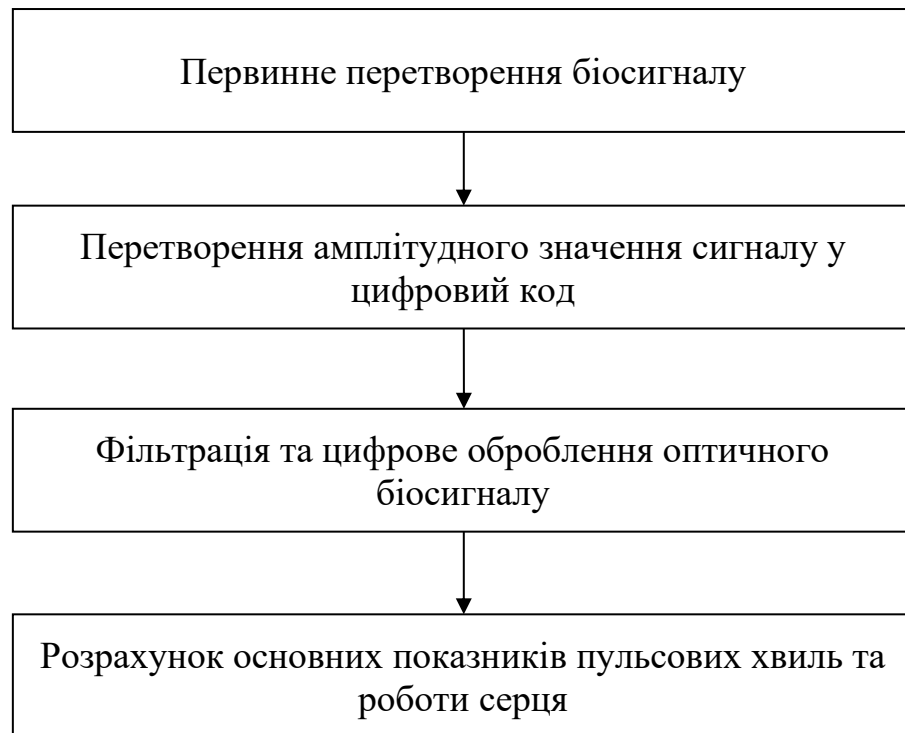


Рис. 3.9. Структура процесу реєстрації сигналу фотоплетизмограми

Для кожного місця кріплення виносного датчика з випромінювачами та приймачем розроблялись конструкції корпусу виносного датчика реєстрації пульсуючих оптоелектронних сигналів (рис. 3.10 а, б, в).

Енергія світла від джерела світла передається через м'які тканини мочки вуха або пальця. Променистий потік певної довжини хвилі світла, що падає на поверхню досліджуваного об'єкту, і відповідно потік, що поглинається об'єктом, а також пропущений наскрізь нормуються, що призводить до визначення основних фотометричних параметрів середовища таких як спектральні коефіцієнти поглинання, відбиття і пропускання для матеріалу середовища. Ці коефіцієнти є функцією довжини хвилі, характеризують оптико-фізичні

властивості і фотометрію досліджуваного об'єкту стосовно судинних реакцій та пульсацій об'єму крові синхронно з фазами систоли-діастоли.

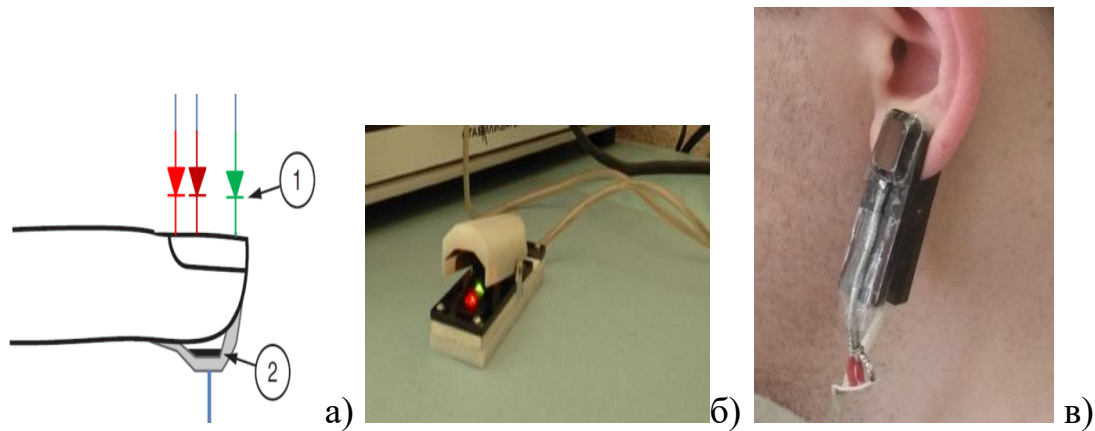


Рис. 3.10. Конструкційні форми виносного сенсорного датчика фотометрії судинних реакцій і пульсацій крові у фази систоли-діастоли та послідовності кардіоциклів; а) і б) сенсор на пальці; в) сенсор на мочці вуха

В основі методів фотометрії показників крові лежить різниця в оптичних властивостях щодо поглинання світла різних довжин хвиль різними фракціями Hb, а точніше, різниця коефіцієнтів поглинання світла різного частотного діапазону.

Щоб синхронно сприймати, почергово детектувати та обробляти потоки червоних, інфрачервоних та зелених сигналів у цифровій формі, усунути неточності, що виникають через можливі помилки узгодження рівня сигналів в каналах та артефакти руху, створено апаратно-програмний модуль фотометрії показників роботи серця та гемодинаміки, функціональну схему якого наведено на рис. 3.11.

Фотометрична реєстрація пульсацій судинних реакцій крові передбачає, що світлова енергія трьох джерел світла різних довжин хвиль, розміщених у корпусі виносного датчика, спрямовується для проходження через товщину тканини, просвічуючи мережу її капілярів, що містить кров. Після виходу із тканини світлова енергія детектується і у відповідь послідовно генерує три

електричні сигнали, величини яких залежать від кількості світлової енергії роздільно від першого, другого і третього із джерел, що пройшла через тканину.

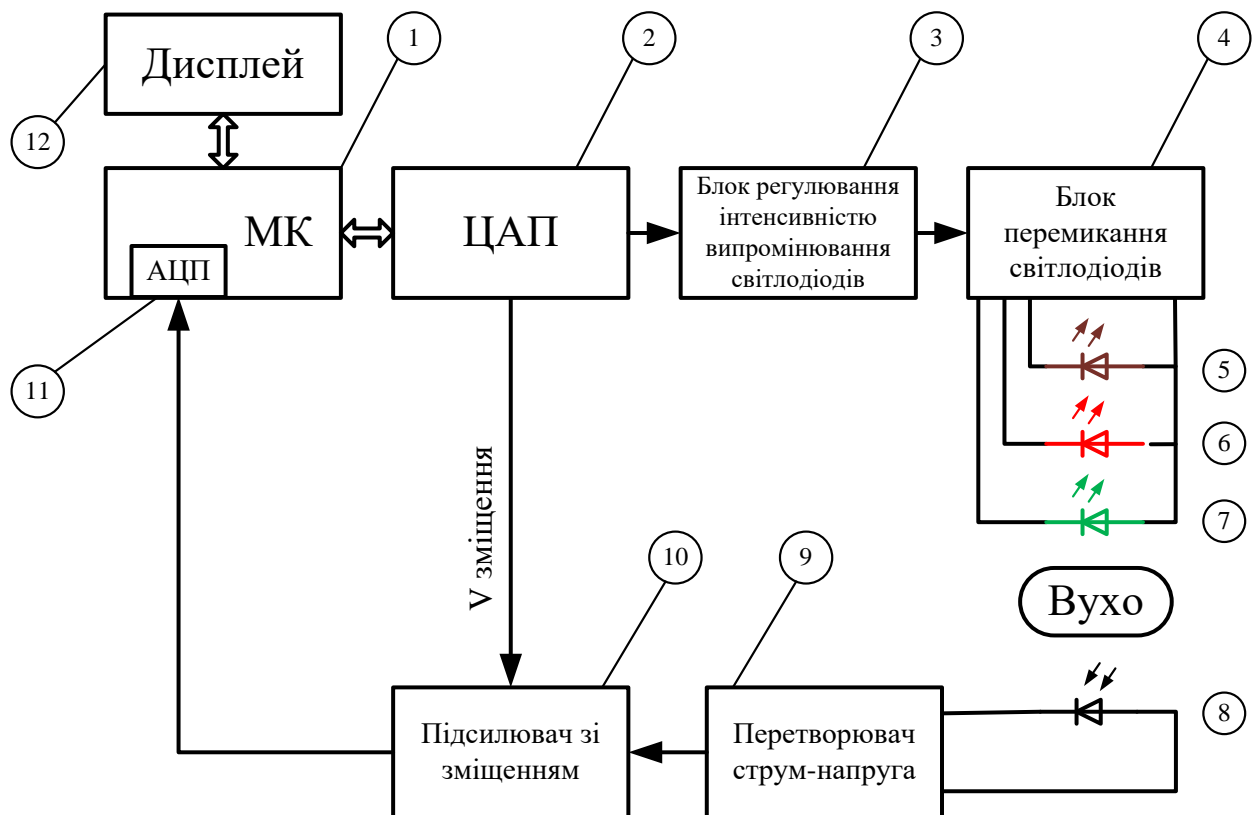


Рис. 3.11. Функціональна схема апаратно-програмного модуля неінвазивної фотометрії показників роботи серця та гемодинаміки

Позначення: 1 – МК; 2 – цифро-аналоговий перетворювач (ЦАП); 3 – блок регулювання інтенсивністю випромінювання світлодіодів; 4 – блок перемикання світлодіодів; 5, 6, 7 – світлодіоди; 8 – фотодіод; 9 – перетворювач струм-напруга; 10 – підсилювач зі зміщенням; 11 – АЦП; 12 – дисплей

Найбільш адекватними місцями для встановлення випромінювачів та приймачів відповідають тканини пальця, мочка вуха, міжпальцеві м'язові перегородки та інші можливі місця, де тканина, що піддається освітленню має багату капілярну мережу однорідної структури, що містить кров, і не містить кісткової тканини, що сприяє чутливому контролю пульсацій крові. Конструктивно виносний датчик фотометрії показників роботи серця має три основні елементи: три світлодіоди, фотодіод та каркас на якому закріплюються

світлодіоди та фотодіод і пристрій кріплення датчика на тілі пацієнта. Закріплення датчика може здійснюватися засобом типу «прищепка».

3.2.3. Пульсова хвиля та її неінвазивна оптична цифрова реєстрація

Кров викидається в циркуляцію у вигляді пульсацій кровотоку. Другим явищем є розтягнення артерій, яке поширюється через цілі системні циркуляції. Таким чином, імпульсна хвиля тиску поширюється до периферії, а артерії представляють для цього середовище розповсюдження.

Сприйняті фотодіодом 8 (рис. 3.11) та підсилені пульсуючі аналогові сигнали від одного джерела випромінювання, наприклад, інфрачервоного частотного діапазону, чи ці ж сигнали, переведені фотометричним модулем у цифрову форму, характеризують пульсації крові та судинну напруженість, що розповсюджуються в мережі артеріальних судин під імпульсним впливом функціонуючого серця, відомих під назвою пульсова хвиля періодичного викиду в артеріальні судини певних додаткових об'ємів крові у фазу систоли та їх спаду у фазу діастоли.

Форма пульсової хвилі індивідуальна, і повної клінічної її інтерпретації поки немає. Відомо, що на низхідному краї кожної хвилі виявляється характерна пікова випуклість швидкості спаду, що має назву – дикротична інцизура, та відповідає часу закриття аортального клапану серця. За інцизурою йде додатковий пік (або дикротичний зубець) (рис 3.12).

Перший пік пульсової хвилі утворюється в період систоли. Амплитудні значення фази носять також назву амплітуди пульсової хвилі та відповідають ударному об'єму крові під час серцевого викиду.

Другий, менший пік, відповідає періоду пульсової хвилі, утворюється за рахунок відбиття об'єму крові від аорти та крупних магістральних судин та частково відповідає періоду діастоли серцевого циклу, надаючи інформацію про тонус судин.

Сприятий сенсорним фотодіодом 8 змінний та постійний струми перетворюються в АЦП 11 у цифровий сигнал як максимальної, так і мінімальної амплітуди сигналу.

Джерелами випромінювання використано світлодіоди 5, 6 та 7: для червоного ($\lambda = 660$ нм) та інфрачервоного ($\lambda = 940$ нм) випромінювання – світлодіод V97B, і світлодіод L-53MGC для зеленого частотного діапазону ($\lambda = 568$ нм); а сенсором фотоприймачем слугує фотодіод BPW-34.

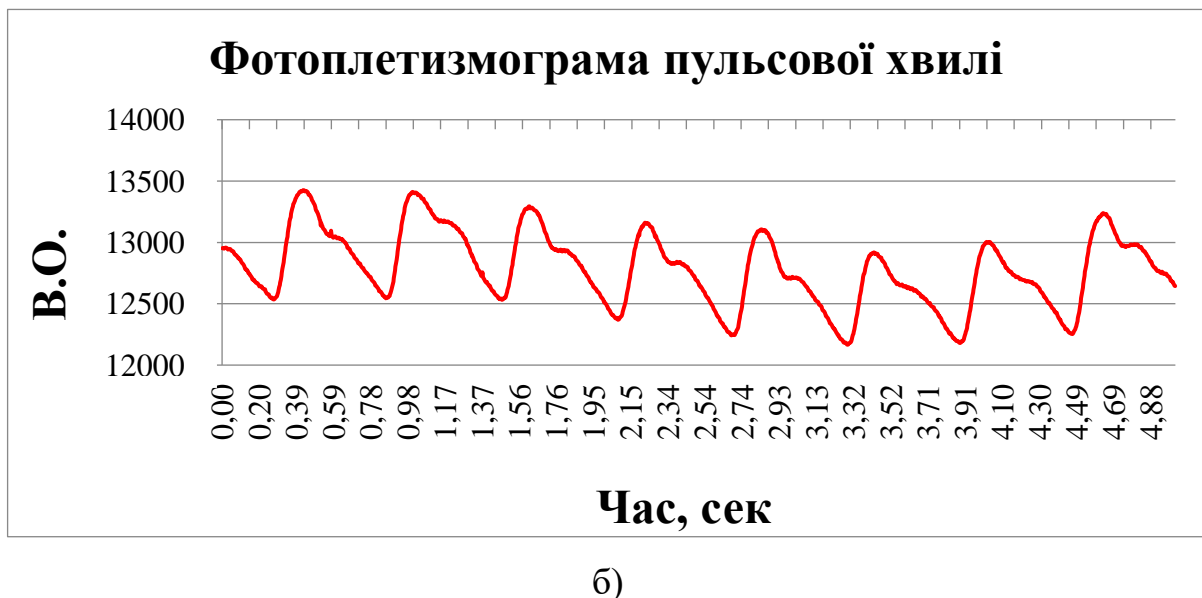
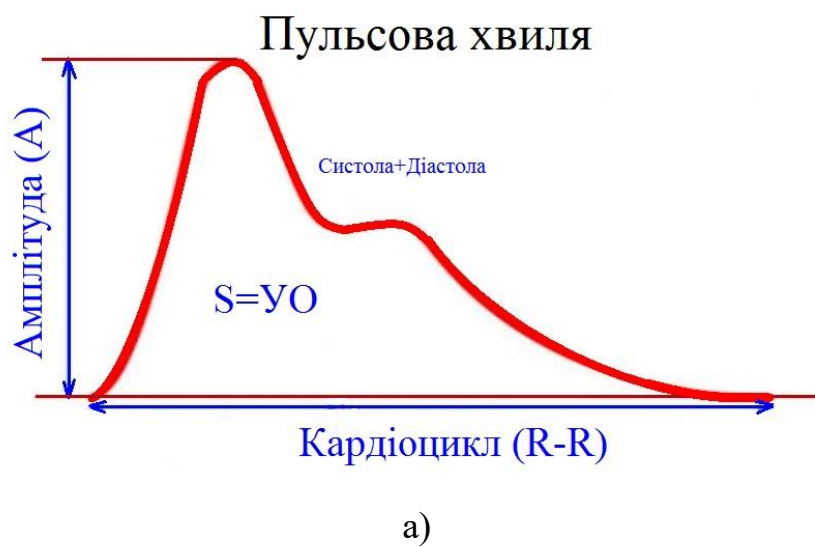


Рис. 3.12. Реєстрація сигналу пульсової хвилі: а) один період пульсової хвилі; б) форма пульсової хвилі

Світлодіоди 5, 6 та 7, що позначені на схемі, випромінюють світло на трьох різних довжинах хвиль, яке далі проходить через мочку вуха, частково поглинається та потрапляє на сенсорний фотодіод 8 (рис. 3.11).

Фотодіод 8 закріплено на стороні, протилежній від джерел світла, у корпусі виносного вушного датчика, де вихідне світло від відповідних світлодіодів сприймається, генеруючи фотострум.

На світлодіоди 5, 6 та 7 (рис. 3.11) подається за чергою імпульсна напруга фіксованої амплітуди та частоти так, що вихідний рівень випромінювання світлодіодів залишається на фіксованому рівні, а інтенсивність освітлення регулюється програмно величиною відповідного струму для кожного із світлодіодів 5, 6 та 7 зворотним зв'язком через ЦАП 2.

Перемикання живлення світлодіодів здійснюється ключами на польових транзисторах з індукованим затвором Q2, Q4, Q6, шляхом їх вимкнення під керуванням виходів МК. Резистори R4, R6, R9, R12, R16, R18 забезпечують надійну роботу ключів (рис. 3.13).

На схемі, конденсатори C3-C5 та резистор R14 призначені для зменшення пульсації в колах живлення блоку під час перемикання світлодіодів. Елементи L1 та C2 – фільтрують напругу живлення ЦАП 2, яка також є його опорною напругою. За допомогою резистора R10 забезпечується розділення аналогової та силової «землі» у схемі для зменшення завад, які виникають під час протікання великого струму через світлодіоди.

Регулювання інтенсивністю випромінювання світлодіодів забезпечує блок 3 із 4-х каналним 12-розрядним ЦАП U1, з'єднаним з МК через інтерфейс I²S. Три канали ЦАП задіяні для регулювання трьох світлодіодами, а четвертий – напруга зміщення для підсилювача сигналу з фотодіоду. Оскільки інтенсивність випромінювання світлодіоду залежить від струму, що протікає через нього, до виходів ЦАП підключено схеми перетворювачів напруга-струм. Вони побудовані на біполярних транзисторах Q1, Q3, Q5 та резисторах R7, R13, R19. У такій схемі вихідний струм і-го каналу визначається за формулою:

$$I = (V_i - 0,6) / R_i, \quad 3.4$$

де i – номер каналу; V_i – напруга на відповідному виході ЦАП U1; R_i – емітерний резистор i -го каналу (R7, R13 чи R19); 0,6 В – типове значення падіння напруги база-емітер відкритого транзистора за кімнатної температури.

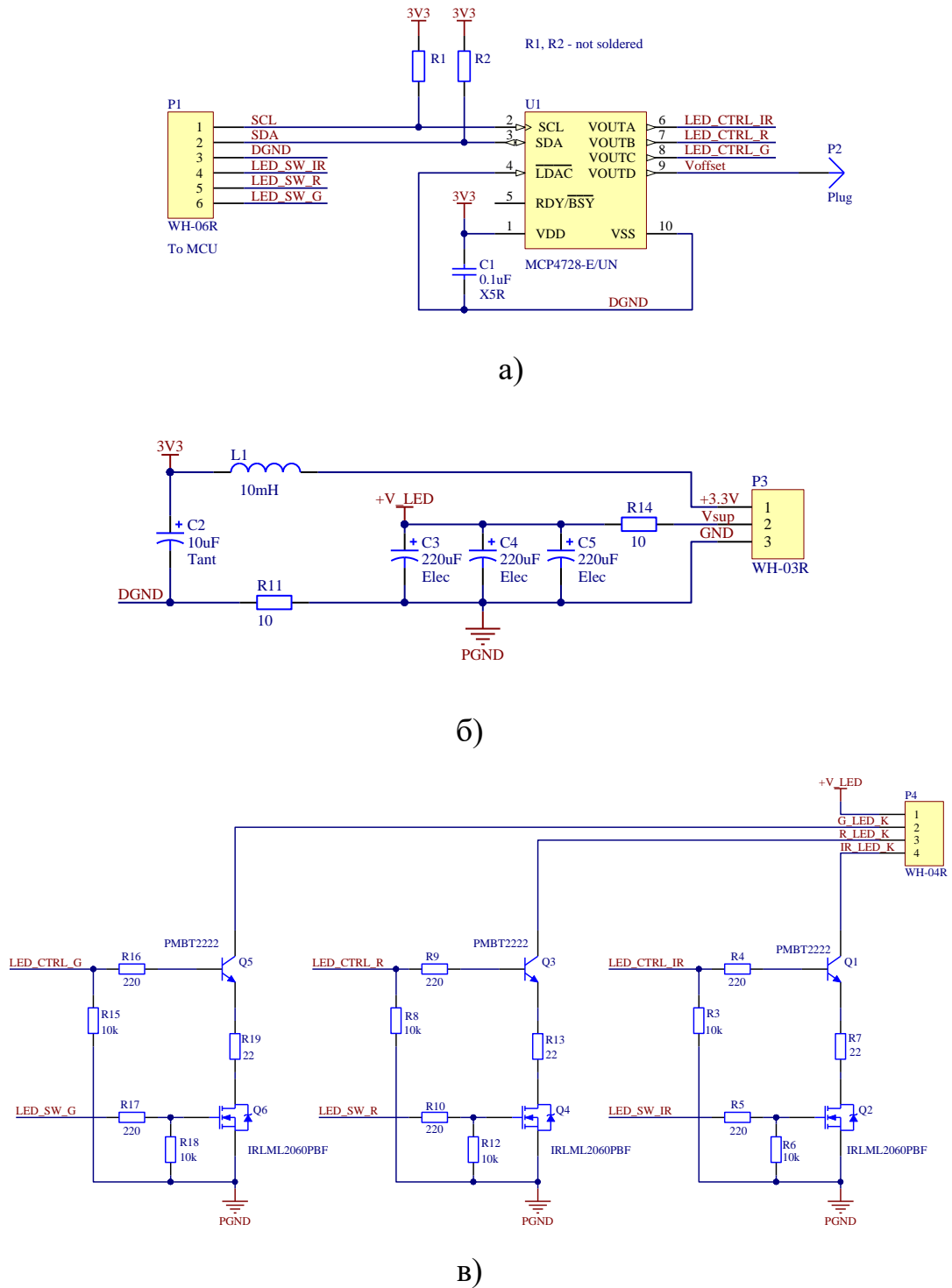


Рис. 3.13. Електрична схема регулювання черговістю перемикання трьох сигналів від світлодіодів на вхід сенсора 8; а) ЦАП, б) фільтр, в) схема включення світлодіодів

Резистори R3, R8, R15 призначені для обмеження базового струму транзисторів; R5, R11, R17 – встановлені з метою захисту Q1, Q3, Q5 від пробую у разі обриву у лінії подачі напруги на їх бази.

Номінали елементів розраховано так, щоб максимальний струм, генерований світлодіодами, складав 100 мА, а коефіцієнт передачі струму транзисторів мали максимум у робочому діапазоні регулювання.

Інтенсивність випромінювання світлодіодами підтримується регулюванням величини струму кожного світлодіоду окремо під контролем програм МК за певним алгоритмом. Так, для кожного випромінювача з пуском програми, виробляється імпульс тривалістю 50 мкс на засвітлення світлодіоду. Одночасно на 40 мкс підключається регістр пам'яті для збереження значення генерованого фотодіодом та підсиленого у 10 разів сигналу від світлодіоду.

Після завершення 50 мкс, здійснюється включення АЦП і підсилений сигнал проходить фільтрацію від завад та перетворення у цифрову форму з подачею його до пам'яті МК та дисплею.

Перетворювач струм-напруга 9 виконано, як перший каскад схеми (рис. 3.13), і реалізовано на трансімпедансному підсилювачі U2 для перетворення струму фотодіоду 8 в напругу з високою лінійністю та без обмеження його швидкодії власною електричною ємністю ввідного кабелю.

Для підвищення завадостійкості приладу та враховуючи, що світлодіоди та сенсорний фотодіод 8 розміщено віддалено у корпусі виносного датчика, з'єданого з приладом довгим кабелем, застосовано схему із симетричним входом. Резистори R4, R5 призначені для перетворення вхідного струму в напругу на виході цього каскаду, а конденсатори C2, C3 – забезпечують його стійкість та зменшують рівень вихідних шумів (рис. 3.14). Елементи R3, R6 призначені для захисту входів ОП від викидів напруги на вході. На вхід подається також фіксована напруга зміщення V_{offset} , якою встановлюється робоча точка ОП на лінійній ділянці його перехідної характеристики. Ця напруга формується резистивним подільником R9, R10; конденсатор C4 зменшує

вихідний опір подільника на високих частотах, що необхідно для підтримання симетричності входів схеми.

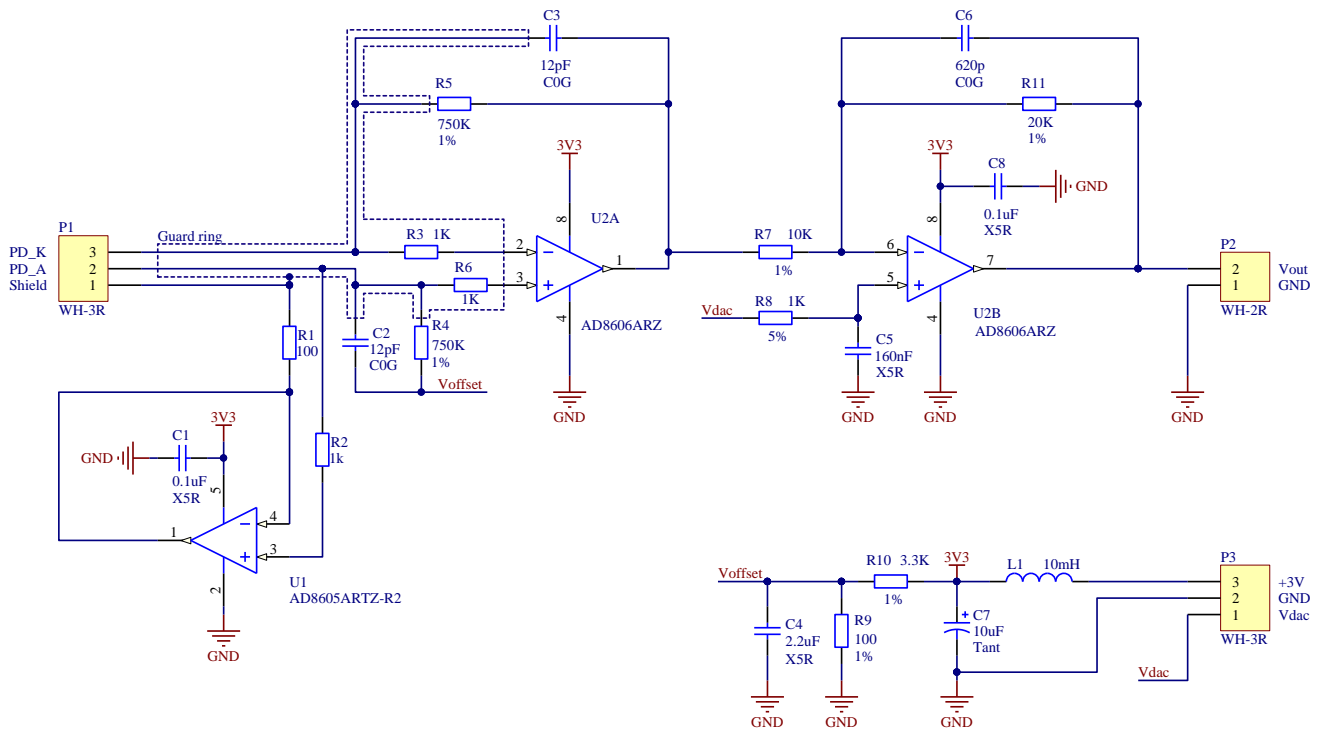


Рис. 3.14. Електрична схема підсилення сигналу та зміщення його рівня для подальшої обробки АЦП

З виходу перетворювача струм-напруга 9 сигнал надходить на підсилювач зі зміщенням 10, який виконаний, як другий каскад схеми (рис. 3.14) і призначений для підсилення сигналу та зміщення його рівня для подальшої обробки АЦП 11. Зібрано його, як інвертуючий підсилювач на ОП U2B, де коефіцієнт підсилення задається співвідношенням опорів R11 та R7. Конденсатор C6 призначений для обмеження смуги пропускання каскаду та зменшення вихідного рівня шумів. Зсув рівня сигналу відбувається під час подачі на неінвертуючий вхід ОП необхідної напруги V_{DAC} , яка формується за допомогою ЦАП 2. Низькочастотний фільтр R8C5 призначений для зменшення впливу завад через канал керування зміщенням (рис. 3.13). За рахунок напруги зсуву виконується компенсація складової фонових освітлення у сигналі з датчика.

Для схеми обрано ОП серії AD860х, які мають низькі вхідні струми (порядку сотень пА), низьку напругу та швидкодію, низький рівень власних шумів, широку смугу пропускання, необхідну для стійкої роботи першого каскаду, а також розмах вихідної напруги рівний напрузі живлення, що дозволяє мати низьку напругу живлення.

Підсилений сигнал спрямовується до МК, де оцифровується в 12-бітному АЦП 11 (це внутрішній АЦП, який вбудований в мікроконтролерний модуль) (рис. 3.11). У відповідь на випромінювання світла від кожного світлодіоду, сигнал генерований фотодіодом 8 після підсилення обмежується двома рівнями цифрового сигналу, амплітуда якого має знаходитись між заданими максимальним та мінімальним рівнями, що використовується АЦП 11 та залежить від морфоструктури тканини мочки вуха, рівнів навколишнього світла та яскравості кожного зі світлодіодів.

Створений за наведеною схемою апаратно-програмний модуль для фотометрії та моніторингу показників роботи серця та гемодинаміки значно розширив їх перелік [170-172].

Отримуючи підсилені пульсації сигналу одного кардіоциклу чи їх послідовності стало можливим реєструвати амплітудні та часові величини пульсової хвилі ударного об'єму крові за час одного серцевого циклу, що є періодом з фазами систоли і діастоли та інші показники регіональної гемодинаміки, важливі для досягнення мети цієї роботи.

І найперше, увага стосувалась визначення показників пульсової хвилі, які пов'язані з роботою серця.

В їх числі тривалість кардіоциклу (ТК), яке обчислюється як інтервал часу за період між двома сусідніми максимумами амплітуди (піками) підсиленого сигналу інфрачервоного джерела (чи іншого), реєструється сенсором 8 і позначене на рис. 3.12 а, як R-R інтервал, ідентичний TK_i між двома сусідніми викидами крові (ударами серця) у артеріальне русло, що визначається часткою секунди між ними.

Початок кардіоциклу та ТК визначаються за допомогою диференціювання пульсуючого сигналу за формулою:

$$\frac{\partial f}{\partial x} = f(x + 1) - f(x). \quad 3.5$$

Площа під пульсуючою лінією вихідного підсиленого сигналу сенсора 8 за час одного періоду систоли-діастоли може бути вирахована інтегруванням і результат стає характеристикою такого показника як величина ударного об'єму крові (її викиду) за один серцевий цикл.

Якщо сигнал пульсової хвилі диференціювати, то можливо визначати не тільки швидкість наростання пульсацій крові, а і більш точно фіксувати початок та завершення кожного кардіоциклу та його тривалості TK_i .

Послідовність визначення кількості ударів серця (максимальних значень, кількості періодів систоли-діастоли, тривалості і їх розподілу обробляється програмно в реальному часі. Миттєве значення тривалості одного кардіоциклу в частках секунди TK_i визначаються як, $TK_i = t_n - t_{n-1}$, а середнє за час вимірювання за формулою:

$$TK_{\text{сер}} = \frac{\sum_{i=1}^N TK_i}{N}, \quad 3.6$$

де t_n – час початку відліку періоду кардіоциклу від точки першого максимуму амплітуди сигналу у фазу систоли; t_{n+1} – час закінчення відліку періоду кардіоциклу в точці першого максимуму амплітуди сигналу у наступну фазу систоли; N – число періодів, цикли яких прийнято до обрахунку.

Алгоритмом програми передбачено здійснювати накопичення загальної ТК в окрему комірку пам'яті, щоб після визначення суми ТК, наприклад за хвилину, виводити періодично на екран монітору значення важливого показника – середньої ЧСС, як кількості скорочень серця за одну хвилину, виконуючи обчислення за формулою:

$$\text{ЧСС} = \frac{60}{TK_{\text{сер}}}, [\text{уд./хв.}]. \quad 3.7$$

3.2.4. Виявлення аритмічної роботи серця у моніторинговому режимі

Для отримання важливої інформації про наявність чи відсутність проявів аритмічної роботи серця: брадикардії, тахікардії чи екстрасистолії (пропусків кардіоциклів), передбачено функціональну можливість їх виявлення та візуалізацію у моніторинговому режимі. Для цього у приладі був задіяний програмний продукт та дисплейний модуль, якими реалізовано метод контролю та моніторингу тривалості кожного кардіоциклу з розподілом її за бінами гістограми. Тоді навіть один пропуск кардіоциклу, що збільшить тривалість наступного кардіоциклу, позначається на гістограмі, а їх кількість на ній буде позначена відсотками та свідчити візуальним зображенням на екрані монітору, як на рис. 3.15. Для реалізації запропонованого методу визначення проявів аритмічності у роботі серця, виявлення наявності тахікардії, брадикардії, екстрасистолії та інших ускладнень в роботі серця і документування та візуалізації їх на екрані монітору розроблено та реалізовано у приладі наступний алгоритм дій, який передбачає використання сигналів фотометричного модуля та їх програмну обробку у мікроконтролерному модулі.

Алгоритм дій передбачає використання значення відомої з медичної практики гранично можливої мінімальної та максимальної ТК для людини, діапазону ЧСС для осіб різної вікової категорії. Наприклад, відомо, що за ЧСС умовно від 30 до 250 ударів за хвилину ТК теоретично буде в межах 0,3-3 с. Тоді таке значення в долях секунди розподіляється рівномірно на рівні частки (біни), окрім рівних часток першого та останнього бінів. Кількість бінів приймаються звично від 8 до 252 чи більше, в залежності від бажаної точності деталізації кардіоциклів. Кожному біну послідовно присвоюється значення певної частки ТК в долях секунди, наприклад у перший бін мають заноситись кардіосигнали, тривалість яких менше 0,3 с, а в останній – тривалість яких більше 3 с. Тоді біни від 2-го і до передостаннього будуть заповнюватись відповідними значеннями ТК. Кожен вхідний кардіоцикл певної виміряної тривалості, має бути обрахованим та розміщеним тільки у межах виділеного біну, і в цей же час

реєструються дві суми кардіоциклів. Одна сума враховує та показує кількість кардіоциклів, які попали до конкретного біну, збільшуючи його відсоткову частку, а інша сума обліковує всі кардіоцикли за час вимірювання та визначає відсоток кардіоциклів у кожному біні. Сума відсотків у всіх бінах завжди буде 100%, а в кожному біні буде частка цієї суми.

В розробленій реалізації методу весь діапазон значення ТК поділяється на N інтервалів з кроком, наприклад, 0,02 с. Весь потік значень тривалості інтервалів буде входити до біну (комірку) з різницею інтервалу тривалості циклу від 0 до + 0,02с.

На рис. 3.15 можна бачити різні варіанти застосування методу для аналізу показників та візуалізації аритмічної роботи серця та регіональної гемодинаміки з використанням гістограм розподілу кардіоінтервалу.

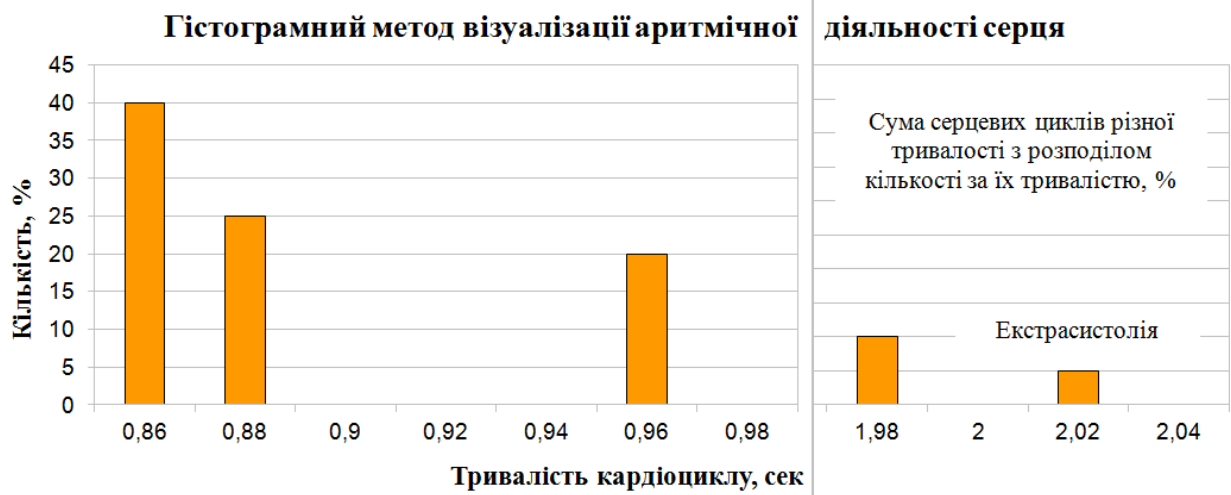
При однаковій ТК заповненим буде один бін (стовпчик) на гістограмі. А сусідні біни будуть не заповненими.

Реєструючи сумарну поточну кількість кардіоциклів та розподіл всього діапазону за бінами, визначається кількість значень всього масиву кардіоциклів, які потрапили до кожного інтервалу та формують відсоткову частку у кожному біні від загальної суми визначених кардіоциклів.

За наявності екстрасистолії на гістограмі буде наглядно видно наявність стовпчика віддаленого від бінів початкової та середньої частини поділу значень тривалості циклу, що буде свідченням екстрасистолії. Верхній та середній рисунки (рис. 3.15 а та 3.15 б) свідчать про наявність аритмічної роботи серця, а також проявів екстрасистолії. Мала частка циклів справа – показник наявності екстрасистолії. Рис. 3.15 в свідчить про майже добру роботу серця з проявами брадикардії.



а)



б)



в)

Рис. 3.15. Гістограма розподілу кардіоциклів різної тривалості за час обстеження, яка висвітлюється на екрані дисплея

3.2.5. Розроблення модуля неінвазивного визначення та моніторингу відносної концентрації оксигемоглобіну та карбоксигемоглобіну в артеріальній крові методом багатоспектральної модуляційної спектроскопії

Під час отруєнь шкідливими випарами блокаторами гемоглобіну втрачається здатність останнього переносити кисень від легень до тканин та CO_2 – від тканин до легень. Також основним блокатором гемоглобіну є CO який під час з'єднання з ним утворює HbCO , який не здатний переносити кисень. Тому модуль визначення та моніторингу рівнів насичення артеріальної крові киснем (SaO_2) та відносної концентрації HbCO є важливим для оцінки рівня отруєння потерпілих під час пожеж та аварій.

Для неінвазивного визначення SaO_2 протягом останніх 50 років було проведено велику кількість наукових досліджень та створено багато приладів. А для визначення HbCO досі використовуються тільки інвазивні методи, а ті поодинокі дослідження, які проводились для неінвазивного визначення HbCO так і не залишили межі лабораторій.

Під час розроблення модуля неінвазивного визначення та моніторингу відносної концентрації оксигемоглобіну та карбоксигемоглобіну в артеріальній крові було використано метод багатоспектральної модуляційної спектроскопії. Відомо, що за законом Бера-Ламберта описується загасання світла, яке рухається через рівномірне середовище, що містить поглинаючу речовину. Якщо монохроматичне падаюче світло інтенсивності I_0 потрапляє в середовище, частина цього світла передається через середовище, а інша частина поглинається. Інтенсивність світла I , що проходить через середовище, експоненційно зменшується з відстанню:

$$I = I_0 \cdot e^{-\varepsilon(\lambda)cd}, \quad 3.8$$

де $\varepsilon(\lambda)$ – *коефіцієнт екстинкції* або поглинаюча здатність поглинаючої речовини на певній довжині хвилі, c – концентрація поглинаючої речовини, яка є постійною в середовищі, і d довжина оптичного шляху через середовище, як зображено на рис. 3.16.

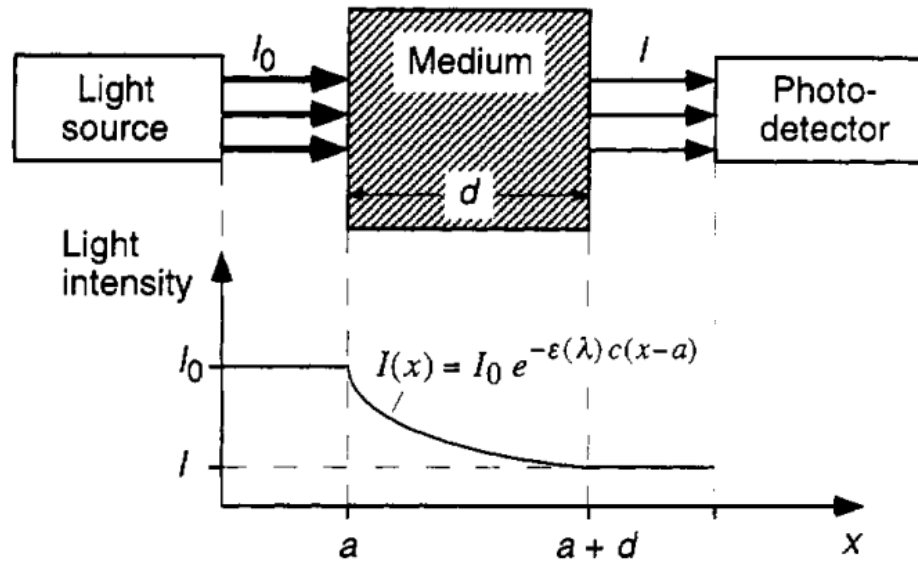


Рис. 3.16. Схематичне зображення закону Бера-Ламберта [173]

Закон Бера-Ламберта заснований на властивості, що сума пропущеного та поглиненого світла дорівнює падаючому світлу, і за своїм визначенням дозволяє визначити невідомі концентрації n різних поглинаючих речовин в однорідному середовищі, якщо поглинання світла вимірюється на n різних довжинах хвиль і відомі коефіцієнти екстинкції речовин.

Насичення киснем визначається, як відношення концентрацій оксигенованого гемоглобіну до загального гемоглобіну, яке вимірюють у відсотках:

$$SaO_2 = \frac{c_{HbO_2}}{c_{\text{total hemoglobin}}} \times 100\%, \quad 3.9$$

де $c_{\text{total hemoglobin}}$ – загальний гемоглобін, який представляє всі різні види гемоглобіну, присутні в крові: Hb, HbO₂, HbCO та MetHb.

Для визначення SaO₂ традиційно прийнято вважати, що в крові знаходиться тільки Hb та HbO₂, як основні поглиначі світла в артеріальній та венозній крові, тому формулу (3.9) можна переписати наступним чином:

$$SaO_2 = \frac{c_{HbO_2}}{c_{HbO_2} + c_{Hb}} \times 100\%, \quad 3.10$$

де c_{Hb} – рівень концентрації відновленого гемоглобіну, c_{HbO_2} – рівень концентрації оксигенованого гемоглобіну.

У зв'язку з використанням формули (3.10) та закону Бера-Ламберта для неінвазивного визначення SaO_2 найбільш часто використовуються довжини хвилі в червоному діапазоні 660 нм та в ближньому інфрачервоному діапазоні 940 нм, які найкраще себе зарекомендували через велику різницю в коефіцієнтах екстинкції.

З формул (3.8) та (3.10) можна отримати наступне рівняння [173], де SaO_2 є функцією виміряного та обчисленого відношення R

$$SaO_2 = \frac{\varepsilon_{Hb}(\lambda_R) - \varepsilon_{Hb}(\lambda_{IR}) \cdot R}{\varepsilon_{Hb}(\lambda_R) - \varepsilon_{HbO_2}(\lambda_R) + [\varepsilon_{HbO_2}(\lambda_{IR}) - \varepsilon_{Hb}(\lambda_{IR})] \cdot R} \times 100\%, \quad 3.11$$

де R – відношення коефіцієнтів модуляції, яке визначається за наступною формулою згідно рис. 3.17:

$$R = \frac{\frac{AC_R}{DC_R}}{\frac{AC_{IR}}{DC_{IR}}} = \frac{\frac{I_{\lambda_1}(t_2) - I_{\lambda_1}(t_1)}{I_{\lambda_1}(t_3)}}{\frac{I_{\lambda_2}(t_2) - I_{\lambda_2}(t_1)}{I_{\lambda_2}(t_3)}} \text{ або } R = \frac{\frac{I_{\lambda_1 \max} - I_{\lambda_1 \min}}{I_{\lambda_1}(t_3)}}{\frac{I_{\lambda_2 \max} - I_{\lambda_2 \min}}{I_{\lambda_2}(t_3)}}, \quad 3.12$$

де AC_i – змінна складова фотоплетизмографічного сигналу для i -ої довжини хвилі, а DC_i – постійна складова фотоплетизмографічного сигналу для i -ої довжини хвилі, $I_{\lambda_i \max}$ – значення інтенсивності світла на піку кардіоінтервалу для i -ої довжини хвилі, $I_{\lambda_i \min}$ – значення інтенсивності світла на впадині кардіоінтервалу для i -ої довжини хвилі, $I_{\lambda_i}(t_3) = (I_{\lambda_i \max} - I_{\lambda_i \min}) / 2$.

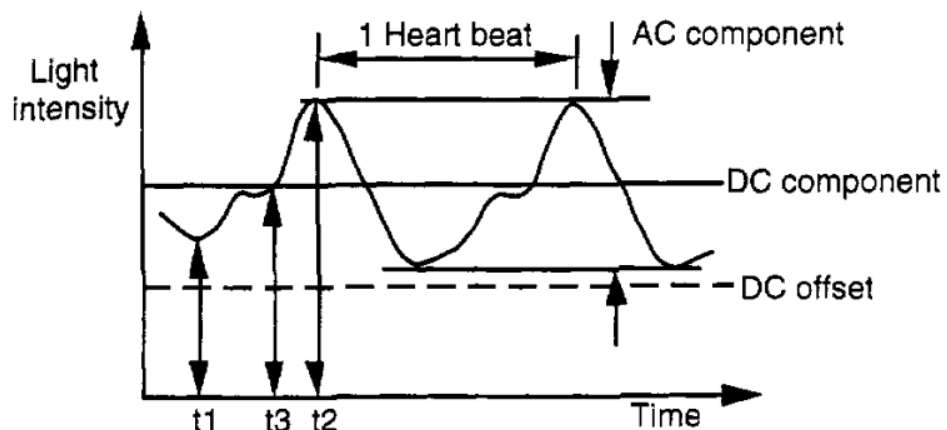


Рис. 3.17. Форма сигналу інтенсивності світла, яке проходить через палець, що показує компонент змінного струму AC та компонент постійного струму DC [173]

Формула (3.12) традиційно використовується в стандартних пульсоксиметричних методах для визначення *відношення коефіцієнтів модуляції R*. Для зменшення впливу артефактів, які можуть виникати у фотоплетизмографічних сигналах, на точність визначення SaO_2 , було використано метод парної лінійної регресії для знаходження R .

Так як, $I_{\max} \approx I_{\min}$, то без великої похибки вираз (3.12) можна переписати наступним чином

$$R = \frac{I_{\lambda 1 \max} - I_{\lambda 1 \min}}{I_{\lambda 2 \max} - I_{\lambda 2 \min}} \times \frac{I_{\lambda 2 \max}}{I_{\lambda 1 \max}}. \quad 3.13$$

Якщо, пронормовані значення фотоплетизмографічного сигналу за максимальним значенням для двох довжин хвиль, для проміжку часу порівняного з одним кардіоінтервалом за умови частоти опитування фотоприймача більше 200 Гц, відкласти на графіку, то отримаємо набір точок, як зображено на рис. 3.18. Отримуємо парну лінійну регресію, яка описує пряму лінію:

$$y = a + b \cdot x, \quad 3.14$$

де b – кутовий коефіцієнт прямої (3.14), який є тангенсом кута нахилу прямої до вісі абсцис (рис. 3.18).

Тангенс кута φ , який утворений прямою лінійної регресії, визначається, як відношення катета протилежного кута до катета прилеглого кута, згідно рис. 3.18, і тоді можна отримати:

$$\operatorname{tg} \varphi = \frac{I'_{\lambda 1 \max} - I'_{\lambda 1 \min}}{I'_{\lambda 2 \max} - I'_{\lambda 2 \min}}, \quad 3.15$$

де $I'_{\lambda i \max}$ – нормоване значення інтенсивності світла на піку кардіоінтервалу для i -ої довжини хвилі, $I'_{\lambda i \min}$ – нормоване значення інтенсивності світла на впадині кардіоінтервалу для i -ої довжини хвилі.

А з урахуванням раніше зробленого нормування, вираз (3.15) перепишемо наступним чином:

$$\operatorname{tg} \varphi = \frac{I_{\lambda 1 \max} - I_{\lambda 1 \min}}{I_{\lambda 2 \max} - I_{\lambda 2 \min}} \times \frac{I_{\lambda 2 \max}}{I_{\lambda 1 \max}}. \quad 3.16$$

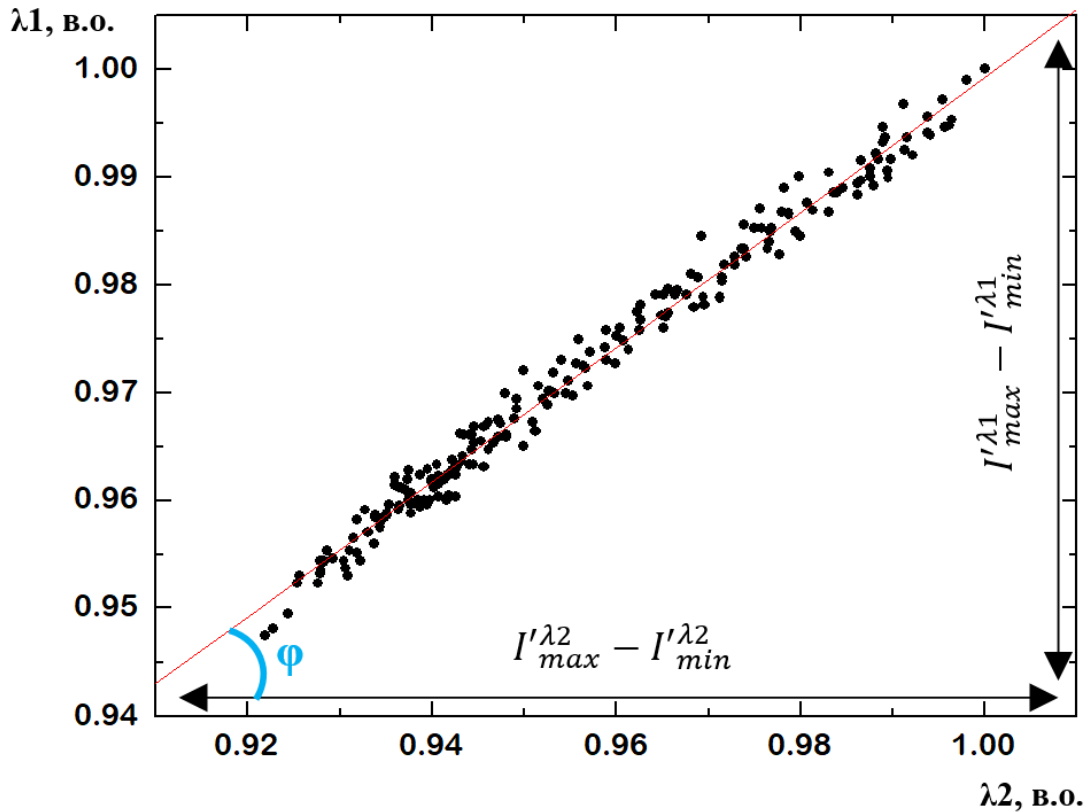


Рис. 3.18. Графічне відображення лінійної парної регресії нормованих фотоплетизмографічних сигналів для двох довжин хвиль

Вираз (3.16) відповідає визначенню відношенню коефіцієнтів модуляції (3.13). Згідно теорії парної лінійної регресії, коефіцієнт b можна отримати за емпіричними точковими значеннями елементів статистичної сукупності та формули методу найменших квадратів. Отже, відношення коефіцієнтів модуляції R знаходиться наступним чином:

$$R = \frac{\sum_{i=1}^N x_i \sum_{i=1}^N y_i - N \sum_{i=1}^N x_i y_i}{(\sum_{i=1}^N x_i)^2 - N \sum_{i=1}^N x_i^2} = \frac{\sum_{i=1}^N I_{\lambda_1, i} \sum_{i=1}^N I_{\lambda_2, i} - N \sum_{i=1}^N I_{\lambda_1, i} I_{\lambda_2, i}}{(\sum_{i=1}^N I_{\lambda_1, i})^2 - N \sum_{i=1}^N I_{\lambda_1, i}^2}, \quad 3.17$$

де $I_{\lambda_1, i}$ – i -те значення інтенсивності світла, отриманого з фотоплетизмографічного сигналу для довжини хвилі λ_1 , $I_{\lambda_2, i}$ – i -те значення інтенсивності світла, отриманого з фотоплетизмографічного сигналу для довжини хвилі λ_2 , N – кількість вимірів.

Метод визначення величини сатурації артеріальної крові киснем SaO_2 з використанням методу парної лінійної регресії був використаний в роботах [174-176].

Формула (3.11) називається теоретичною калібрувальною залежністю для визначення SaO_2 і хоча в деяких випадках використовується, але вона відрізняється від реальної калібрувальної залежності, яка отримується імперично. Тому для збільшення точності визначення SaO_2 було виконано калібрування розробленого модуля неінвазивного визначення та моніторингу відносної концентрації оксигемоглобіну та карбоксигемоглобіну в артеріальній крові. Результати калібрування представлені на рис. 3.19.

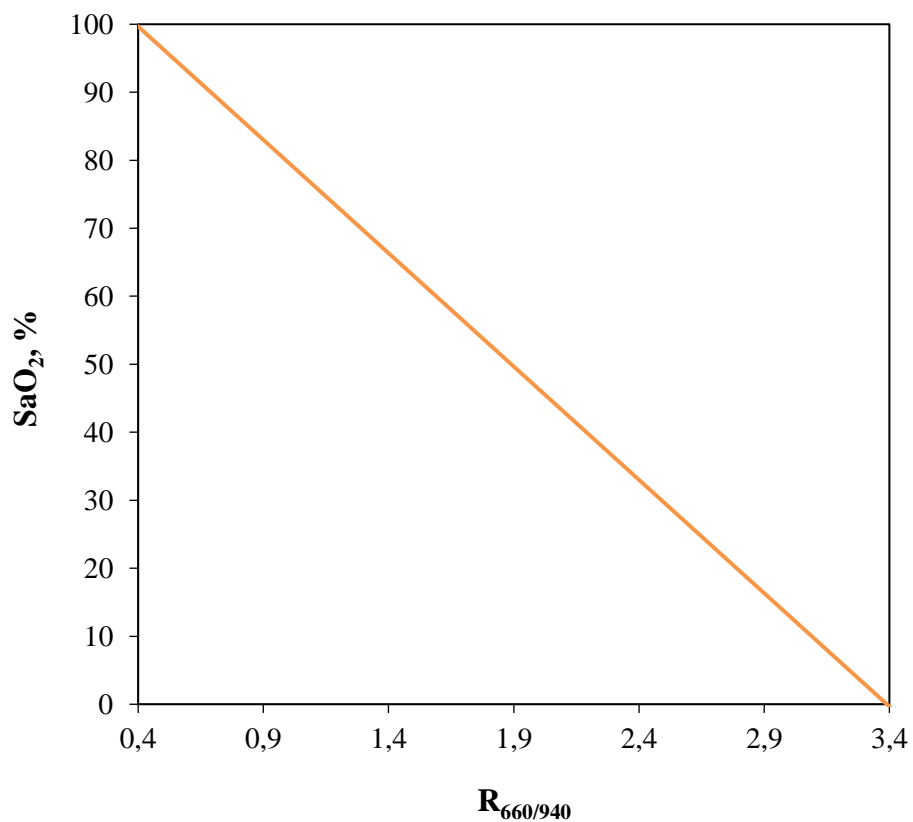


Рис. 3.19. Експериментально отримана калібрувальна крива для визначення SaO_2

В результаті калібрування була отримана залежність для визначення SaO_2 :

$$SaO_2 = 1,13 - 0,33 \cdot R_{660/940}. \quad 3.18$$

Для оцінювання точності визначення SaO_2 за допомогою розробленого модуля, були проведені експериментальні дослідження в яких прийняли участь 6 працівників Інституту прикладних проблем фізики і біофізики НАН України.

Значення SaO_2 порівнювались зі значеннями, які були отримані комерційним оксиметром CMS50D (виробництва Contec). Була визначена відносна похибка – 0,98% (додаток Д).

Згідно закону Бера-Ламберта, який описується формулою (3.8), для знаходження концентрацій n речовин, необхідно використовувати n довжин хвиль для використання фотометричних методів. Тому враховуючи цей закон, для знаходження HbCO , формулу (3.9) можна переписати наступним чином:

$$S_{CO} = \frac{c_{\text{HbCO}}}{c_{\text{HbO}_2} + c_{\text{Hb}} + c_{\text{HbCO}}} \times 100\%. \quad 3.19$$

Для проведення власних розрахунків, було прийнято те, що в системі крові знаходиться тільки три поглиначи оптичного потоку – c_{HbO_2} , c_{Hb} , та c_{HbCO} . Для вибору третьої довжини хвилі були проаналізовані спектри поглинання HbCO , найбільше поглинання якого відбувається в межах 520-590 нм в оптичному діапазоні (див рис. 3.20) і має характерні піки на довжинах хвиль: 538 нм та 569 нм. В свою чергу HbO_2 має дещо зміщені праворуч спектральні піки поглинання з довжинами хвиль 542 нм та 577 нм. Під час вибору довжин хвиль для визначення c_{HbO_2} та c_{HbCO} було обрано довжину хвилі з найбільшою різницею між спектрами поглинання двох речовин, тому якщо відняти спектри поглинання HbO_2 від спектрів поглинання HbCO , то отримаємо різницевий спектр з двома піками на довжинах хвиль 565 нм – більший та 524 нм – менший, тобто для цих двох довжин хвиль буде найбільше поглинання під час збільшення HbCO в крові відносно HbO_2 .

Тому для подальшої розробки конструкції модуля визначення та моніторингу HbCO будуть використані випромінювачі світла в зеленому діапазоні з довжиною хвилі 565 нм.

З формули (3.19) можемо виразити концентрації оксигенованого гемоглобіну c_{HbO_2} , відновленого гемоглобіну c_{Hb} та карбоксигемоглобіну c_{HbCO} наступним чином:

$$c_{\text{HbCO}} = -\frac{S_{CO} \cdot (c_{\text{HbO}_2} + c_{\text{Hb}})}{S_{CO} - 1}, \quad 3.20$$

$$c_{HbO_2} = \frac{c_{HbCO}}{S_{CO}} - c_{Hb} - c_{HbCO}, \quad 3.21$$

$$c_{Hb} = \frac{c_{HbCO}}{S_{CO}} + c_{HbO_2} - c_{HbCO}. \quad 3.22$$

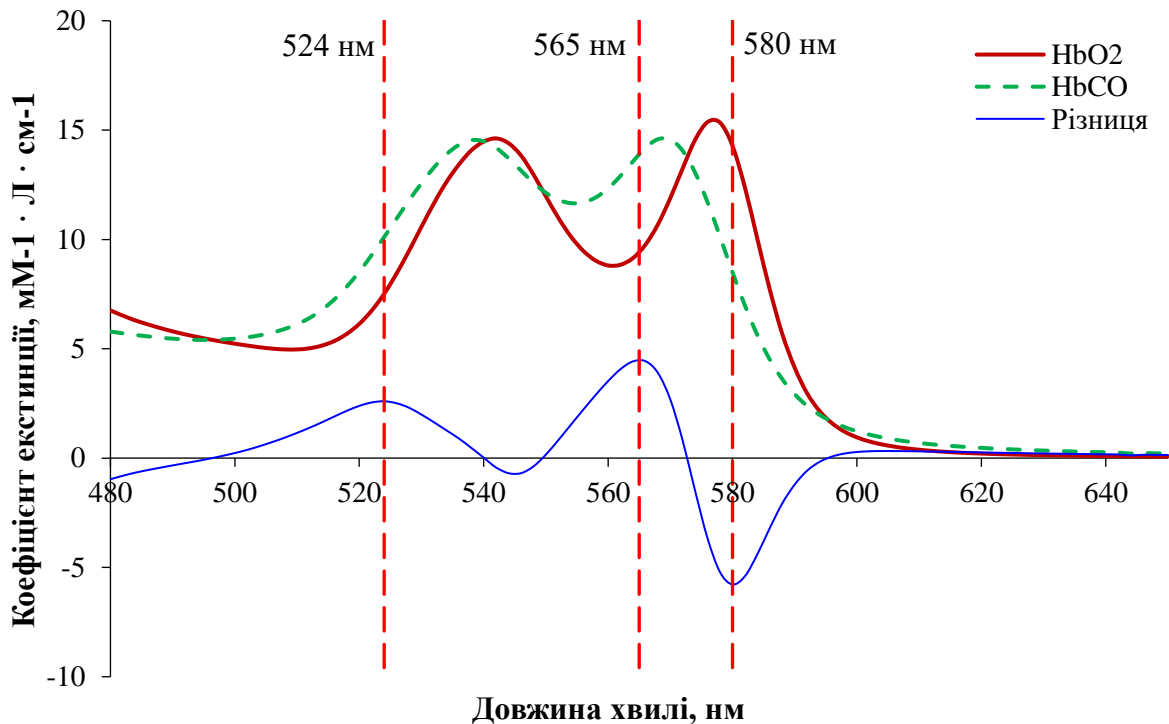


Рис. 3.20. Спектри поглинання HbO_2 та $HbCO$ та їхній різницевий спектр

Згідно закону Бера-Ламберта (3.8) було отримано два значення *відношень коефіцієнтів модуляції R* для довжин хвиль 565 нм та 660 нм і 565 нм та 940 нм:

$$R_{\lambda_1\lambda_2} = \frac{[\varepsilon_{Hb}(\lambda_G)c_{Hb} + \varepsilon_{HbO_2}(\lambda_G)c_{HbO_2} + \varepsilon_{HbCO}(\lambda_G)c_{HbCO}] \cdot \Delta d_G}{[\varepsilon_{Hb}(\lambda_R)c_{Hb} + \varepsilon_{HbO_2}(\lambda_R)c_{HbO_2} + \varepsilon_{HbCO}(\lambda_R)c_{HbCO}] \cdot \Delta d_R}, \quad 3.23$$

$$R_{\lambda_1\lambda_3} = \frac{[\varepsilon_{Hb}(\lambda_G)c_{Hb} + \varepsilon_{HbO_2}(\lambda_G)c_{HbO_2} + \varepsilon_{HbCO}(\lambda_G)c_{HbCO}] \cdot \Delta d_G}{[\varepsilon_{Hb}(\lambda_{IR})c_{Hb} + \varepsilon_{HbO_2}(\lambda_{IR})c_{HbO_2} + \varepsilon_{HbCO}(\lambda_{IR})c_{HbCO}] \cdot \Delta d_{IR}}, \quad 3.24$$

де Δd_i – довжина оптичного шляху через середовище, яке пульсує в біологічній тканині для i -ої довжини хвилі.

Оскільки, для всіх трьох довжин хвиль оптичний потік випромінювання проходить однаковий шлях в біологічній тканині, то значення довжин оптичного шляху для червоного світла Δd_R , для інфрачервоного світла Δd_{IR} та для зеленого світла Δd_G є однаковим, тому ці величини можна скоротити, і використовуючи рівняння (3.20-3.22) отримаємо наступне:

$$R_{\lambda_1\lambda_2} = \frac{S_{CO} [c_{HbO_2}(\varepsilon_{HbO_2}(\lambda_G) - \varepsilon_{HbCO}(\lambda_G)) + c_{Hb}(\varepsilon_{Hb}(\lambda_G) - \varepsilon_{HbCO}(\lambda_G))] - \varepsilon_{HbO_2}(\lambda_G)c_{HbO_2} - \varepsilon_{Hb}(\lambda_G)c_{Hb}}{S_{CO} [c_{HbO_2}(\varepsilon_{HbO_2}(\lambda_R) - \varepsilon_{HbCO}(\lambda_R)) + c_{Hb}(\varepsilon_{Hb}(\lambda_R) - \varepsilon_{HbCO}(\lambda_R))] - \varepsilon_{HbO_2}(\lambda_R)c_{HbO_2} - \varepsilon_{Hb}(\lambda_R)c_{Hb}}, \quad 3.25$$

$$R_{\lambda_1\lambda_3} = \frac{S_{CO} [c_{HbO_2}(\varepsilon_{HbO_2}(\lambda_G) - \varepsilon_{HbCO}(\lambda_G)) + c_{Hb}(\varepsilon_{Hb}(\lambda_G) - \varepsilon_{HbCO}(\lambda_G))] - \varepsilon_{HbO_2}(\lambda_G)c_{HbO_2} - \varepsilon_{Hb}(\lambda_G)c_{Hb}}{S_{CO} [c_{HbO_2}(\varepsilon_{HbO_2}(\lambda_{IR}) - \varepsilon_{HbCO}(\lambda_{IR})) + c_{Hb}(\varepsilon_{Hb}(\lambda_{IR}) - \varepsilon_{HbCO}(\lambda_{IR}))] - \varepsilon_{HbO_2}(\lambda_{IR})c_{HbO_2} - \varepsilon_{Hb}(\lambda_{IR})c_{Hb}}, \quad 3.26$$

Рівняння (3.25) та (3.26) можна переписати у вигляді, де S_{CO} є функцією від обчисленого $R_{\lambda_1\lambda_2}$ та $R_{\lambda_1\lambda_3}$:

$$S_{CO} = \frac{Q_1 R_{\lambda_1\lambda_2} R_{\lambda_1\lambda_3} - Q_2 R_{\lambda_1\lambda_3} + Q_3 R_{\lambda_1\lambda_2}}{P_1 R_{\lambda_1\lambda_2} R_{\lambda_1\lambda_3} + P_2 R_{\lambda_1\lambda_3} + P_3 R_{\lambda_1\lambda_2}} \times 100\%, \quad 3.27$$

$$\text{де } Q_1 = \varepsilon_{Hb}(\lambda_R)\varepsilon_{HbO_2}(\lambda_{IR}) - \varepsilon_{Hb}(\lambda_{IR})\varepsilon_{HbO_2}(\lambda_R),$$

$$Q_2 = \varepsilon_{Hb}(\lambda_G)\varepsilon_{HbO_2}(\lambda_{IR}) - \varepsilon_{Hb}(\lambda_{IR})\varepsilon_{HbO_2}(\lambda_G),$$

$$Q_3 = \varepsilon_{Hb}(\lambda_G)\varepsilon_{HbO_2}(\lambda_R) - \varepsilon_{Hb}(\lambda_R)\varepsilon_{HbO_2}(\lambda_G),$$

$$P_1 = \varepsilon_{HbO_2}(\lambda_R)[\varepsilon_{HbCO}(\lambda_{IR}) - \varepsilon_{Hb}(\lambda_{IR})] + \varepsilon_{HbCO}(\lambda_R)[\varepsilon_{Hb}(\lambda_{IR}) - \varepsilon_{HbO_2}(\lambda_{IR})] + \\ + \varepsilon_{Hb}(\lambda_R)[\varepsilon_{HbO_2}(\lambda_{IR}) - \varepsilon_{HbCO}(\lambda_{IR})],$$

$$P_2 = \varepsilon_{HbO_2}(\lambda_{IR})[\varepsilon_{HbCO}(\lambda_G) - \varepsilon_{Hb}(\lambda_G)] + \varepsilon_{HbCO}(\lambda_{IR})[\varepsilon_{Hb}(\lambda_G) - \varepsilon_{HbO_2}(\lambda_G)] + \\ + \varepsilon_{Hb}(\lambda_{IR})[\varepsilon_{HbO_2}(\lambda_G) - \varepsilon_{HbCO}(\lambda_G)],$$

$$P_3 = \varepsilon_{HbO_2}(\lambda_G)[\varepsilon_{HbCO}(\lambda_R) - \varepsilon_{Hb}(\lambda_{IR})] + \varepsilon_{HbCO}(\lambda_G)[\varepsilon_{Hb}(\lambda_R) - \varepsilon_{HbO_2}(\lambda_R)] + \\ + \varepsilon_{Hb}(\lambda_G)[\varepsilon_{HbO_2}(\lambda_R) - \varepsilon_{HbCO}(\lambda_R)].$$

Якщо у формулу (3.27) підставити відповідні коефіцієнти екстинкції [177], то отримаємо наступний вираз:

$$S_{CO} = \frac{0,2205R_{\lambda_1\lambda_2}R_{\lambda_1\lambda_3} - 1,5465R_{\lambda_1\lambda_3} - 7,557R_{\lambda_1\lambda_2}}{0,2139R_{\lambda_1\lambda_2}R_{\lambda_1\lambda_3} + 0,0408R_{\lambda_1\lambda_3} + 2,8959R_{\lambda_1\lambda_2}} \times 100\%. \quad 3.28$$

Рівняння (3.27) та (3.28) є теоретичною калібрувальною залежністю для визначення відносної концентрації НЬСО. Розв'язання рівняння (3.28) матиме нестійкий результат, що співпадає з висновками [178], тому використання теоретичної калібрувальної кривої для вибраних довжин хвиль є складним для практичного використання. Це зумовило в подальшому використання експериментальної калібрувальної кривої, яка була отримана з урахуванням методів та результатів [179]. На цій основі було проведено калібрування розробленого модуля визначення та моніторингу НЬСО. Було оцінено рівні НЬСО у тих хто палять та не палять тютюнові вироби згідно роботи [180]. За

допомогою розробленого датчика визначались значення *відношень коефіцієнтів модуляції R* для довжин хвиль 568 нм та 660 нм до паління та після паління. З отриманих даних була побудована калібрувальна крива для визначення НbСО з *R* (рис. 3.21), яка відповідає наступному рівнянню:

$$\text{НbСО} = 0,85 \cdot R_{568/660} - 0,72. \quad 3.29$$

Таким чином, була отримана калібрувальна крива, графічне відображення якої зображено на рис. 3.21, для визначення НbСО в проміжку 0-15% з використанням двох довжин хвиль 568 нм та 660 нм. Значення *відношень коефіцієнтів модуляції R* визначали за формулою (3.17).

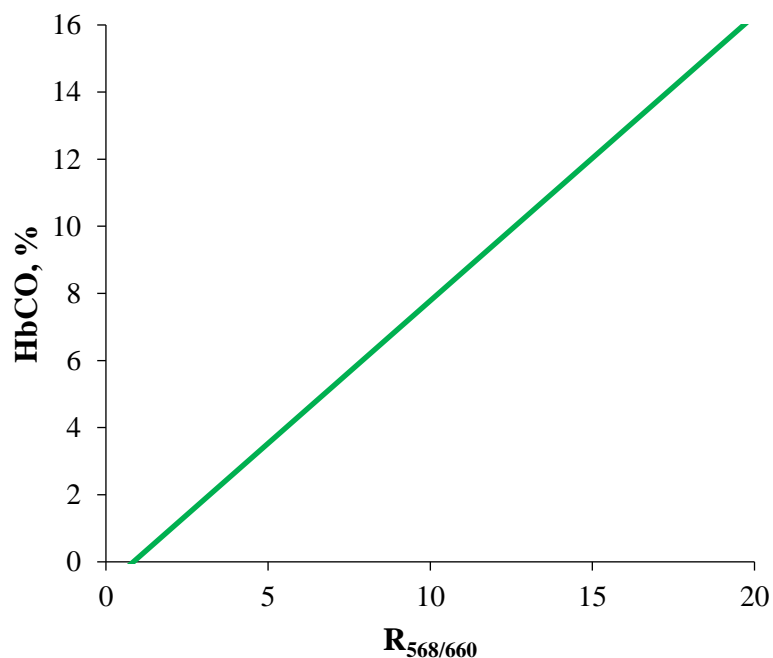


Рис. 3.21. Експериментально отримана калібрувальна крива для визначення НbСО

Вимірювання показників сатурації кисню та карбоксигемоглобіну в потоках крові здійснюється за алгоритмом, наведеним на рис. 3.22. Згідно розробленого алгоритму [181, 182] програма запускає всі необхідні сигнали для роботи датчика та перевіряє правильність його роботи і таким чином здійснює калібрування блоку. В разі коректної роботи електричної схеми розпочинається реєстрація сигналів з датчика, які поділяються на рівномірні проміжки часу та

записуються в окремі масиви даних. Для кожного з трьох каналів реєстрації (для кожної довжини хвилі) масиви даних обробляються для знаходження *відношень коефіцієнтів модуляції* $R_{660/940}$ та $R_{568/660}$. Далі визначається SaO_2 та $HbCO$, які усереднюються за 8 с та за необхідності процедура повторюється [183-187].

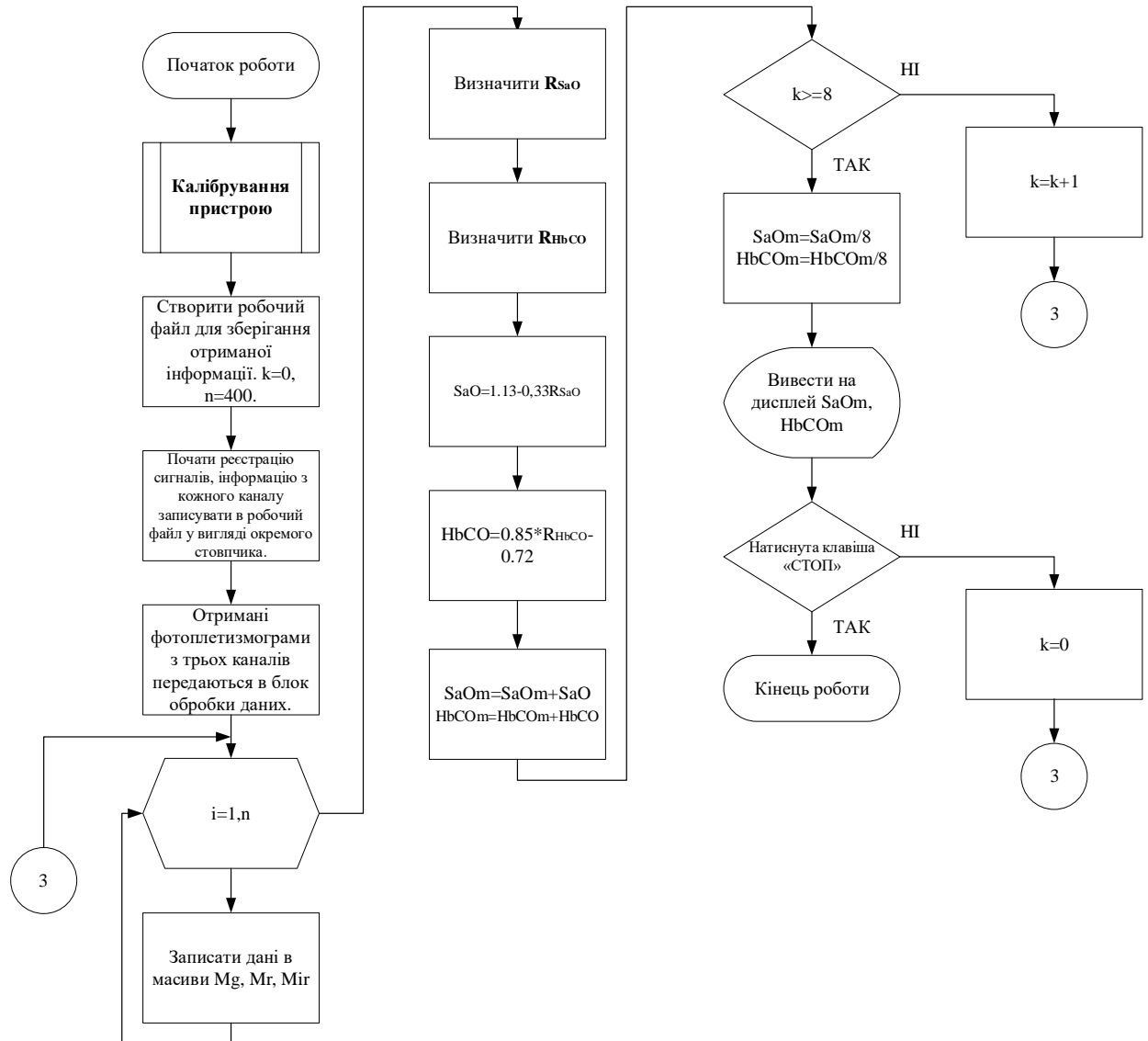


Рис. 3.22. Схема алгоритму визначення показників сатурації кисню та карбоксигемоглобіну в потоках крові

Достовірність визначення відносного значення карбоксигемоглобіну перевірялась за рахунок вимірювання рівнів $HbCO$ у двох груп добровольців з відомими значеннями карбоксигемоглобіну: які не палять тютюнові вироби та

тих хто палить. І були отримані значення $\text{HbCO} = 2 \div 4,4\%$ для першої групи та $\text{HbCO} = 5,7 \div 7,7\%$ для другої групи відповідно. Результати представлені в додатку Є.

3.2.6. Розроблення модуля визначення та моніторингу показників CO у повітрі

Щоб забезпечити медичному працівнику на місці обстеження особи з можливою інтоксикацією монооксидом вуглецю, було передбачено модуль контролю та індикації концентрації CO у оточуючому та видихуваному повітрі.

Розроблення модуля визначення та моніторингу CO у повітрі ґрунтувалось на застосуванні електрохімічного газового датчика чадного газу TGS5042 з власними модифікаціями електричної схеми. За характеристиками такий датчик підтримує електрохімічну окислювальну реакцію CO з повітрям, під час якої окислення призводить до втрати електронів на одному електроді та приріст електронів (відновлення) на іншому електроді в певних температурних умовах. Датчик має два електроди, які підключаються до зовнішнього контуру вимірювання струму, який генерується відповідно до величини концентрації газу. На рис. 3.23 представлена схема електрохімічного датчика, у якому під час надходження CO відбувається формування струму, яке пропорційне концентрації CO. Під час цього процесу на аноді генеруються протони, які проводяться до катода через протонпровідний електроліт. Отвір та дифузійний бар'єр контролюють швидкість газообміну та випаровування води.

Перевагами датчика є невеликі розміри, простота роботи з низьким енергоспоживанням, висока чутливість, надійність, хороша селективність щодо CO та незначна чутливість до інших речовин, і відносно низька вартість. Цей датчик має широке застосування. Основним недоліком є те, що калібрування та належну роботу не можна перевірити без застосування випробовуваного газу.

Електрична схема модуля визначення та моніторингу CO у повітрі призначена для отримання сигналу з датчика для подальшого його надсилання до АЦП. Схема зображена на рис. 3.24 та складається з таких основних частин:

- блок підсилення;
- блок формування напруги зсуву;
- термочутливий ланцюг;
- формувач опорної напруги.

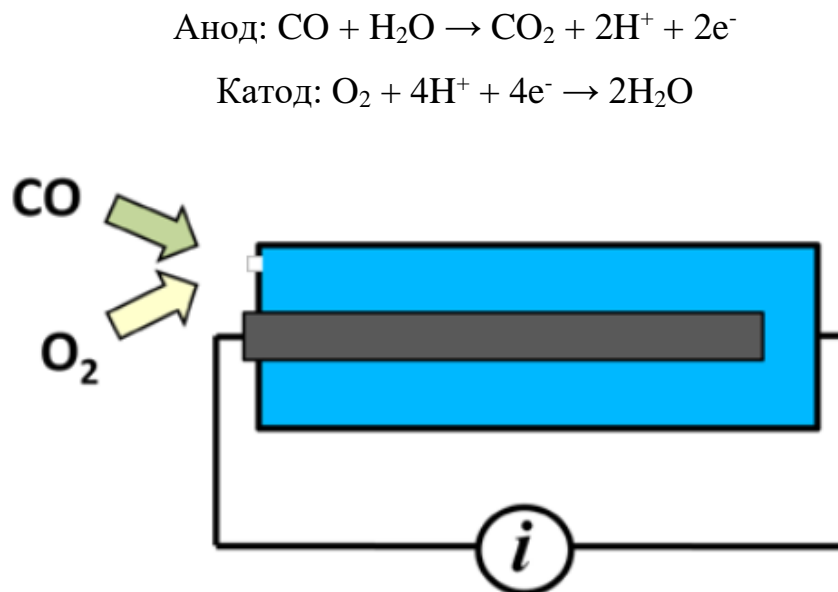


Рис. 3.23. Схема електрохімічного датчика CO

Блок підсилення побудований на ОП DA1.1 та DA1.2. Оскільки датчик чадного газу *TGS5042* електрохімічного типу, і його вихідним сигналом є струм, який пропорційний концентрації досліджуваного газу, тому перший каскад на DA1.1 виконано за *схемою перетворювача струм-напруга* з регульованим коефіцієнтом перетворення, який задається опорам постійного R2 та підстроювального R7 резисторів. Це зроблено для того, щоб було можливо налаштувати необхідний коефіцієнт підсилення всієї схеми в залежності від відхилень чутливості датчика (варіюється в діапазоні 1,2 – 2,4 нА/ppm). RC-ланка R1C1 призначена для зменшення рівня шуму на виході схеми. Резистори R3 та R4 встановлені з метою підвищення стійкості схеми до зовнішніх завад.

Оскільки, за умови вимкнення живлення, датчик TGS5042 схильний до поляризації, на n-канальному польовому транзисторі VT1 з керуючим рп-переходом побудовано схему деполіаризації. Для його коректної роботи в перший каскад подається напруга зсуву, яка дорівнює 2В з виходу повторювача на ОП DA1.3.

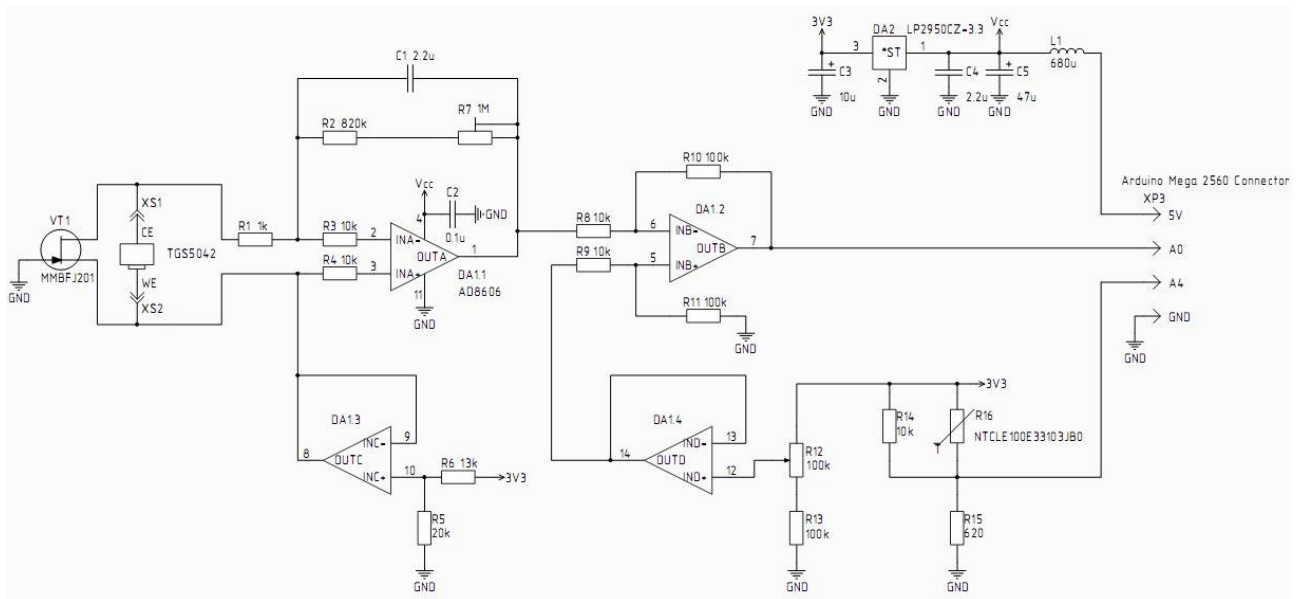


Рис. 3.24. Електрична схема модуля визначення та моніторингу СО у повітрі

Другий каскад *блоку підсилення* зібрано за схемою *диференціального підсилювача* на ОП DA1.2. Його коефіцієнт підсилення рівний 10, чого достатньо, щоб вихідний сигнал за максимальної вимірюваної концентрації 100 ppm був на рівні 2 В. На неінвертуючий вхід підсилювача подається напруга зсуву з повторювача DA1.4 для того, щоб сигнал на виході схеми був зсунутий на 320 мВ у випадку, якщо датчик знаходиться в чистому повітрі. Сигнал з другого каскаду блоку підсилення подається прямо на вхід АЦП для оцифрування та подальшої обробки.

Формувач опорної напруги 3,3 В побудовано на мікросхемі лінійного регулятора напруги DA2. Котушка L1 та конденсатори C4C5 утворюють фільтр в колі живлення схеми, а конденсатор C3 забезпечує стабільну роботу DA2.

Резистивний подільник R5R6 формує напругу, яка необхідна для правильної роботи першого каскаду блоку підсилення. Схема на резисторах R12R13 регулює зсув напруги у другому каскаді.

Сигнал з *датчика TGS5042* залежить від температури газу. Тому в схемі передбачена можливість коригувати сигнал за допомогою *термістора* R16 з негативним температурним коефіцієнтом. Резистори R14 та R15 призначені для лінеаризації температурної характеристики термістора та формують напругу, яка майже пропорційна вимірюваній температурі. Алгоритм вимірювання передбачає обробку сигналу з похибкою не більше 1°C в діапазоні 8..27 °C. Цього значення цілком достатньо для того, щоб компенсувати зміни сигналу, які викликані коливаннями температури.

Виходи схеми підключаються до аналогових входів МК. За допомогою розробленого програмного забезпечення (ПЗ) відбувається оцифровування та подальша обробка сигналів, які надійшли зі схеми вимірювача. Розрахунок кінцевого значення концентрації CO відображається на екрані. Технічні характеристики модуля визначення та моніторингу CO у повітрі представлені у таблиці 3.1.

Таблиця 3.1. Технічні характеристики модуля визначення та моніторингу CO у повітрі

Параметр	Значення
Діапазон вимірювання концентрації CO	0 – 100 ppm
Чутливість	0,5 ppm
Діапазон робочих температур	0 – 40 °C
Напруга живлення	5 В
Відображення результатів	На екрані

На рис. 3.25. зображено алгоритм визначення концентрації CO у видихуваному повітрі. Прилад з інтервалом 100 мс вимірює сигнал з датчика. Якщо отримано максимальне за час видиху значення, то тоді зчитуються сигнали з термодатчика та визначається температура повітря. Використовуючи ці та

записані в EEPROM МК значення калібрувальної кривої, програма розраховує величину концентрації CO у видиху та надсилає це значення на екран дисплею. Після завершення, ітерація повторюється знову.

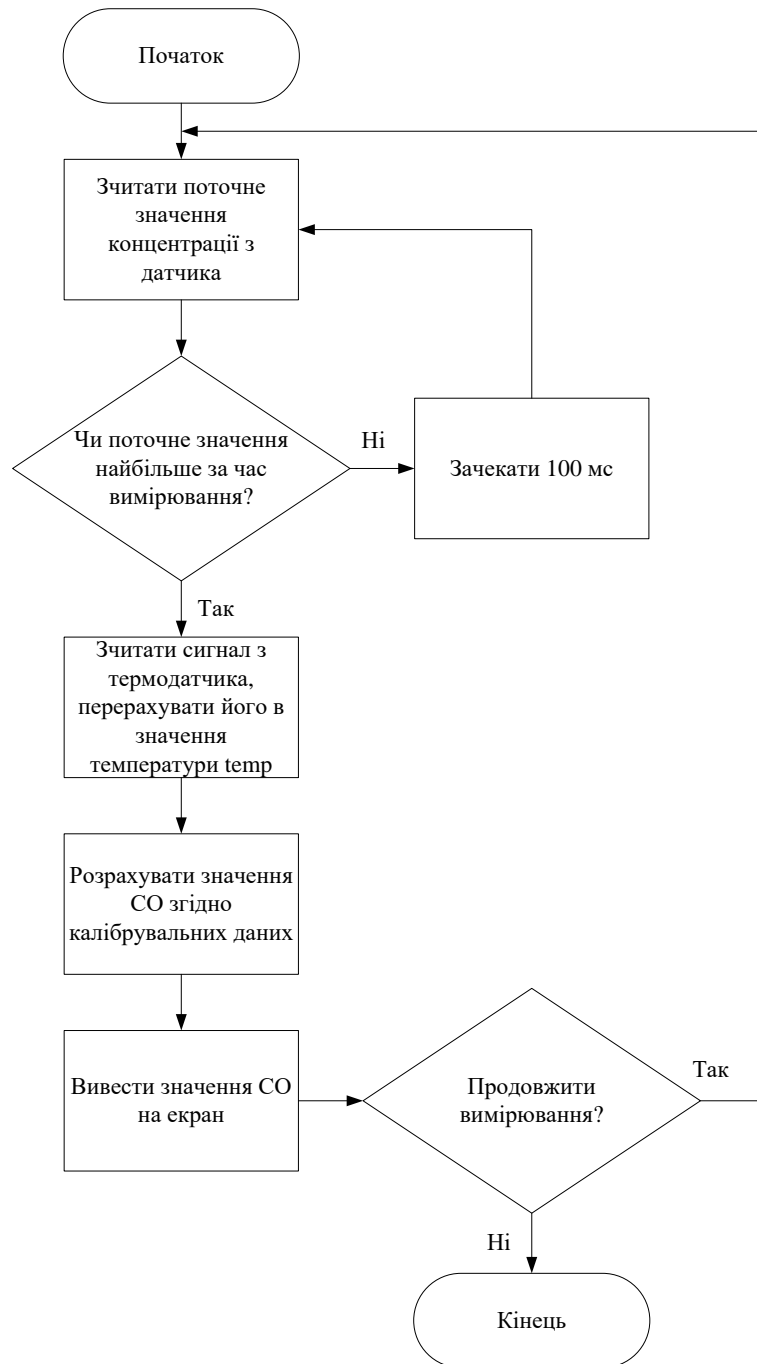


Рис. 3.25. Алгоритм визначення та моніторингу CO у повітрі

В ході експериментальних досліджень була отримана калібрувальна залежність для розробленого модуля визначення CO в повітрі, яка зображена на

рис. Е.1 (додаток Е). Калібрувальна залежність має високу лінійність з коефіцієнтом регресії $R^2=0,867$.

Під час отруєння чадним газом, організм людини починає поступове виведення СО диханням з організму людини, і тим самим у видихуваному повітрі починає зростати рівень СО. Тому рівень СО у видихуваному повітрі постраждалого може бути одним з індикаторів інтоксикації.

3.3. Розроблення програмно-апаратного модуля визначення та моніторингу сукупності показників роботи функціональних систем на основі мікроконтролерної плати STM32F746G Discovery

Потреба у керуванні визначення значної кількості показників та швидкозміності їх значень, визначила застосування у приладі мікроконтролерного модуля, а саме мікроконтролерної плати «STM32F746G Discovery», як базову з її перевагами програмного керування потоками сигналів, їх оперативного оброблення, документування та візуалізації на малоформатному дисплейному пристрої (рис. 3.26).

Реалізація керування на мікроконтролерних системах надало змогу інтенсифікувати процедуру діагностики, прогнозувати та ідентифікувати стан людини, створити нові можливості для якісної медичної допомоги та взаємодії кожної з трьох основних ланок – пацієнта, лікаря та технічних засобів.

Різні компоненти мікроконтролерної плати «STM32F746G Discovery» утворюють інтегровану структуру пристроїв, яка поділяється на деякі частини для отримання потоків сигналів, які формуються самим МК, модулями зв'язку та частиною аналогового інтерфейсу, чим досягається їх взаємодія, яка керована вбудованими власними внутрішніми програмами та програмами, які мають бути розроблені та додані до внутрішніх з певними узгодженнями.

Враховувалось, щоб створювані апаратні та програмні засоби цифрових систем обробки сигналів відповідали вимогам уніфікації та стандартизації, метрологічної, конструктивної, інформаційної та експлуатаційної сумісності, і

принципам модульної побудови, а також надавали можливість використання складних алгоритмів цифрової обробки сигналів.

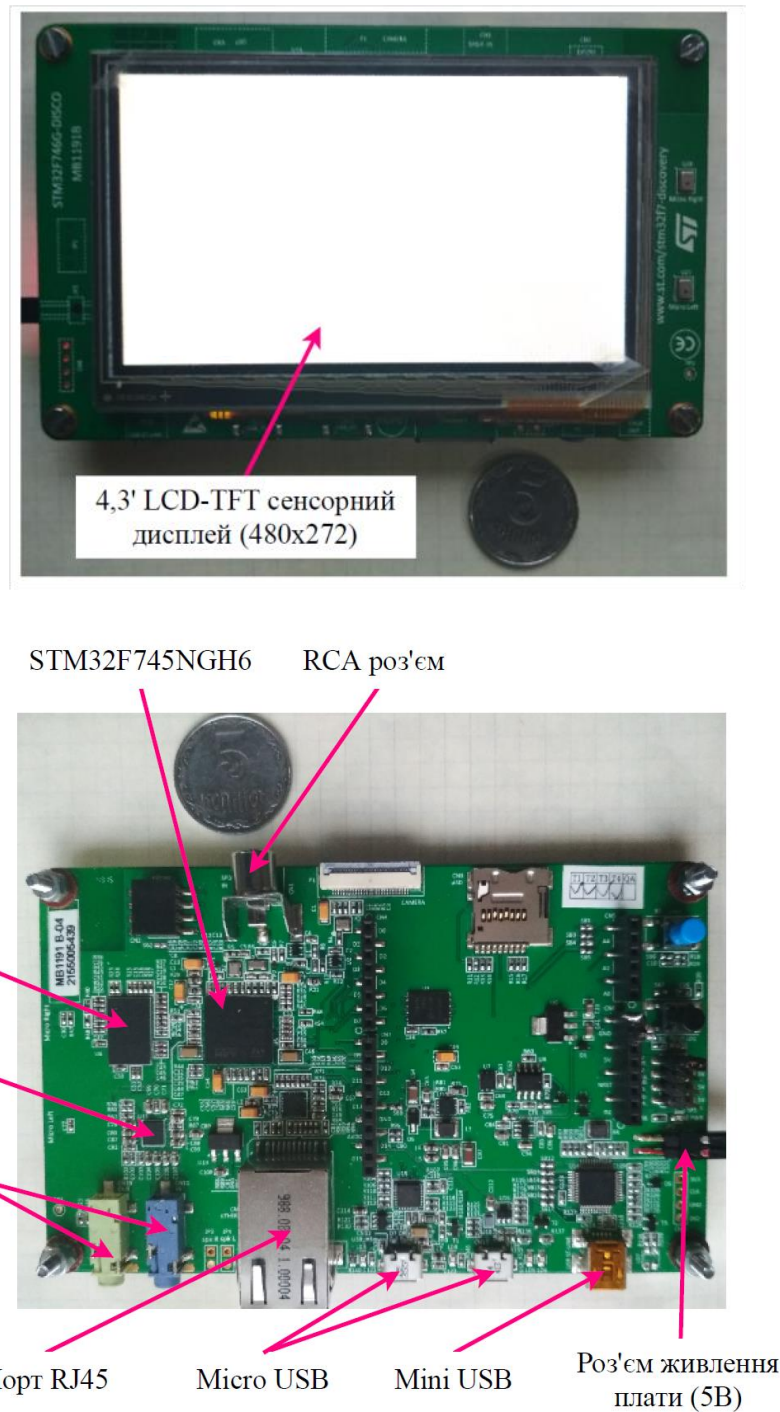


Рис. 3.26. Фотографія плати мікроконтролерного модуля, де зображено розміщення основних складових

Унікальність цього пристрою в тому, що в ньому об'єднані потужний МК STM32F746NGH6 з 1Мбайт пам'яті та 340 Кбайт оперативної пам'яті, додаткова flash-пам'ять N25Q128A зі 128 Мбайт, зовнішня оперативна пам'ять MT48LC4M32B2 зі 128 Мбайт, сенсорний дисплей 4,3-дюйма з роздільною здатністю 480x272 з емнісним тач-скріном та Arduino-сумісний роз'єм. Широка периферія з величезною кількістю готових прикладів використання та бібліотек відкривають широкі можливості для творчості. Застосування модуля «STM32F746G Discovery» надає можливість реалізувати прилад у портативному виконанні, створювати умови для визначення сигналів декількох датчиків, графіків, відео та високошвидкісного з'єднання, вибору середовища розробки та вибору програм-налаштування.

3.3.1. Алгоритм програми функціонування апаратної частини для управління сигналами модулів та датчиків

Для здійснення керування апаратною частиною і сигналами модулів та датчиків розробленого приладу було створено ПЗ монітору стану інтоксикованих СО в зонах ураження (Монітор «MP-01») з використанням мікроконтролерної плати «STM32F746 Discovery» та дисплею 4.3inch 480x272 Touch LCD, які програмуються згідно з описами (datasheet) дисплею та мікроконтролерної плати «STM32F746 Discovery» як динамічних систем отримання, оброблення, документування та візуалізації інформаційних потоків.

Алгоритм програми передбачає підтримку функціонування апаратної частини виробу «MP-01» з введення сигналів від датчиків, збору та накопиченню вхідної інформації для діалогу з користувачем, і керування процесом проведення вимірювання обстежуваного об'єкта, а також забезпечення зберігання обробленої інформації. Структура загального алгоритму роботи ПЗ «MP-01» та зв'язки з функціональними блоками і їх функціями зображена на рис. 3.27.

1. Блок 1 ініціює включення модулів приладу, обнуляє службову зону операційного запам'ятовуючого пристрою (ОЗП) з певними адресами та

заповнює її векторами переривання системних функцій «МР-01», забезпечуючи тим самим зупинки роботи виробу при порушенні режиму роботи.

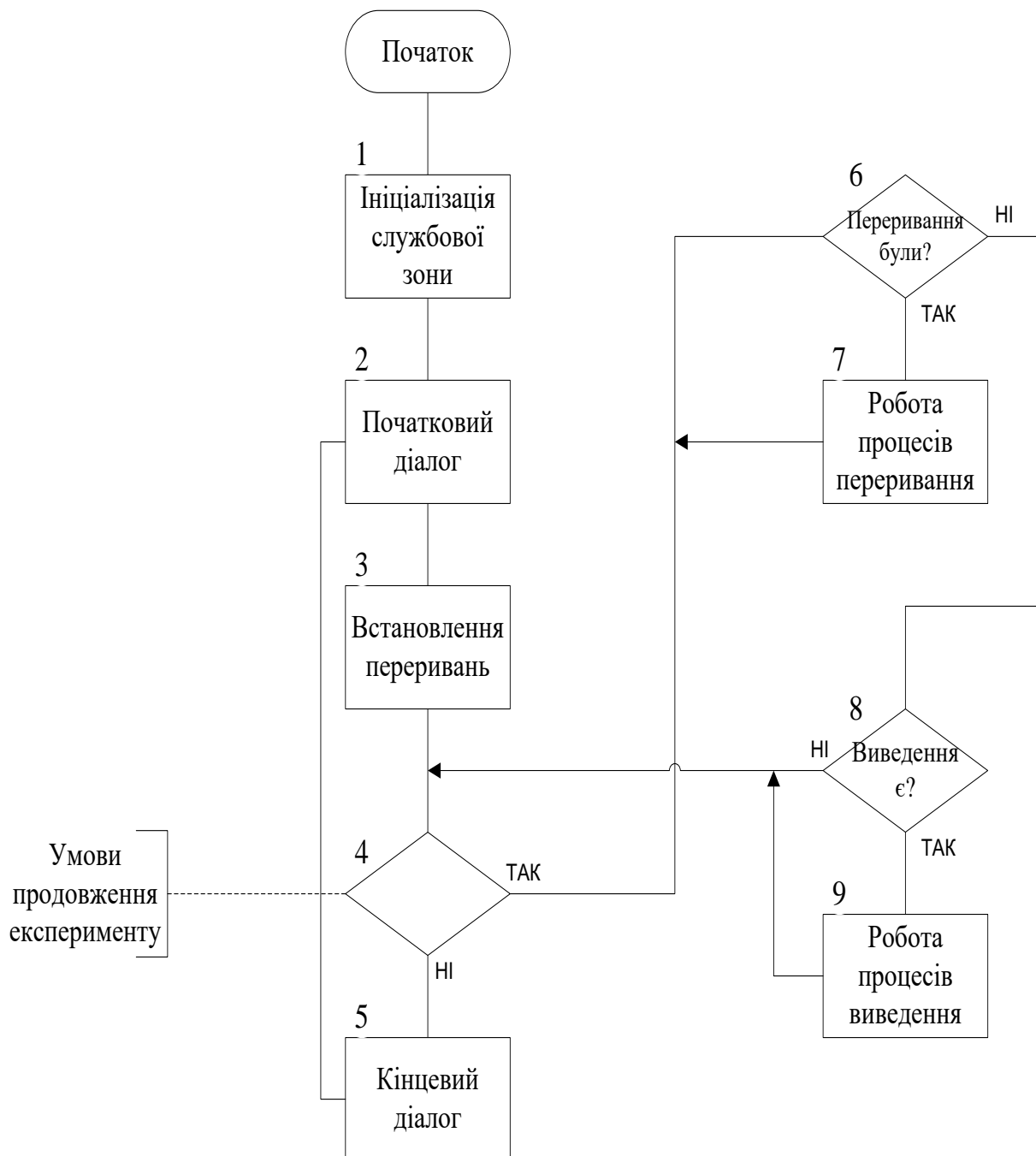


Рис. 3.27. Структура алгоритму ПЗ виробу «МР-01»

2. Блок 2 керує діалогами з оператором, який користуючись підказками ПЗ встановлює необхідні параметри майбутнього вимірювання.

3. Блок 3 ініціює роботу всіх модулів блоку електроніки в реальному масштабі часу.

4. Блок 4 перевіряє чотири умови перебігу вимірювання: закінчення необхідного числа повних хвилин вимірювання, набір достатньої статистики з системи дихання та кардіосистеми, а також наявність сигналу про примусове закінчення вимірювання оператором. Перші три умови об'єднані за логічною «І», а четверта умова – за логічною «АБО» з першими трьома. При позитивному рішенні умов відбувається перехід до блоку 6, а при негативному – до блоку 5.

5. Блок 5 здійснює діалог з оператором про завершення вимірювання та збереження його результатів. Після закінчення роботи блоку, управління передається до блоку 2.

6. Блок 6, де переглядається черга сигналів «MP-01»: при порожній черзі відбувається перехід до блоку 8, а при наявності елементів у черзі – перехід до блоку 7.

7. Блок 7 за параметрами, які отримані з черги запитів, ініціює один з чотирьох процесів обробки переривання з наступним пріоритетом:

- обробка дихального процесу;
- обробка переривання інтервалу пульсової хвилі RR;
- обробка секундних переривань та переривання від регістра запитів;
- обробка хвилинних переривань від АЦП.

Під час наявності порожніх черг відбувається перехід до блоку 4, а під час наявності запитів відбувається перехід до блоку 9.

8. Блок 8 під час черги системних запитів послідовно перевіряє наявність запитів в двох наступних чергах: черги виводу діагностичних параметрів, черги виводу інформації.

9. У блоці 9 виконується обробка одного з елементів черги запитів відповідно до пріоритетності, зазначеного в пункті 8; під час обробки черги діагностичних параметрів формується висновок на екрані дисплея поточної діагностики та перехід до блоку 4.

Під час порожньої черги діагностичних параметрів послідовно обробляється черга формування вихідної інформації або висновок сформованої

інформації за запитом оператора. Після задоволення чергового запиту відбувається перехід до блоку 4.

Програма може функціонувати у виробі «MP-01», як з повним набором функціональних модулів, які входять до складу, так і з певною його частиною.

Програмний продукт складено за модульним принципом. Окремі групи модулів об'єднані в бібліотеки, з яких власне і формується операційна система.

Для узгодження часу роботи кожної із складових частин виробу «MP-01» в реальному масштабі часу застосовано метод формування черги запитів обробки інформації, і надходить за принципом «перший зайшов – перший оброблено» із відповідним пріоритетом оброблення черги.

Пріоритет обробки черги запитів наступний:

- черга запитів від модулів, що формують вхідну інформацію;
- черга запитів виводу інформації на екран дисплею;
- черга запитів на формування вихідної інформації вимірювання та моніторингу.

Перехід до обробки наступної черги запитів здійснюється тільки після завершення обробки всіх елементів черги з більш високим пріоритетом.

Повний текст програми наведено в додатку В.

В таблиці 3.2 наведений перелік всіх вхідних та вихідних сигналів для кожного модуля.

МК контролює вхідні та вихідні сигнали які надходять з датчиків, обробляються всередині ПЗ та виводяться на екран дисплею. Схема підключення всіх електронних блоків до мікроконтролерної плати «STM32F746 Discovery» зображено на рис. 3.28. Інформацію про температуру та артеріальний тиск обстежуваного суб'єкта вводиться до «MP-01» через режим діалогу ПЗ.

Таблиця 3.2. Перелік всіх вхідних та вихідних сигналів для кожного модуля

Назва модуля	Вхідні сигнали	Вихідні сигнали
Апаратно-програмний модуль визначення та моніторингу сукупності показників роботи системи дихання	Сигнали з тахометричного датчика дихання	Тривалість циклу дихання, тривалість одного видиху, тривалість одного вдиху, частота дихання, об'єм видиху, об'єм вдиху та легенева вентиляція
Апаратно-програмний модуль визначення та моніторингу сукупності показників роботи серця та гемодинаміки	Сигнали з вушного фотометричного датчика з трьома випромінювачами на трьох довжинах хвиль	Тривалість кардіоциклу, частота серцевих скорочень, тривалість систоли, тривалість діастолі, об'єм виштовхнутої крові, рівень екстрасистолії, брадикардії та тахікардії серця
Апаратно-програмний модуль визначення та моніторингу сукупності показників транспорту газів кров'ю	Сигнали з вушного фотометричного датчика з трьома випромінювачами на трьох довжинах хвиль	Відносна концентрація оксигемоглобіну та карбоксигемоглобіну в артеріальній крові
	Сигнали з датчика CO	Концентрація CO у видихуваному та оточуючому повітрі

3.4. Висновки до розділу 3

1. Розроблено та створено апаратно-програмний модуль визначення та моніторингу сукупності показників роботи системи дихання, який дозволяє отримувати значення тривалості циклу дихання, тривалості одного видиху, тривалості одного вдиху, частоти дихання, об'єму видиху, об'єму вдиху та легеневої вентиляції.

2. Розроблено та створено апаратно-програмний модуль визначення та моніторингу сукупності показників роботи серця та гемодинаміки, який дозволяє отримувати значення тривалості кардіоциклу, частоти серцевих скорочень, тривалості систоли, тривалості діастолі, об'єму виштовхнутої крові і виявляти екстрасистолію, брадикардію та тахікардію серця.

3. Розроблено та створено апаратно-програмний модуль визначення та моніторингу сукупності показників транспорту газів кров'ю, який дозволяє отримувати значення відносної концентрації оксигемоглобіну та карбоксигемоглобіну в артеріальній крові, і концентрації CO у видихуваному та оточуючому повітрі.

4. Розроблено та створено модуль визначення та моніторингу артеріального тиску та терморегуляції.

5. Розроблено та створено апаратно-програмний модуль визначення та моніторингу сукупності показників роботи функціональних систем на основі мікроконтролерної плати STM32F746G Discovery.

6. В результаті проведеної роботи було створено експериментальний зразок програмно-апаратного приладу для служб медичної допомоги та екстреного виявлення ознак інтоксикації особи шкідливими випарами за сукупністю показників порушення стану її життєвих функцій.

РОЗДІЛ 4

ТЕХНІЧНІ ТА ЕКСПЛУАТАЦІЙНІ ХАРАКТЕРИСТИКИ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНОГО ЗРАЗКА ПРИЛАДУ ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ ТА МОНІТОРИНГУ ПОКАЗНИКІВ СТАНУ ЖИТТЄВИХ ФУНКЦІЙ У ОСІБ З ОЗНАКАМИ ІНТОКСИКАЦІЇ МОНООКСИДОМ ВУГЛЕЦЮ

Результатом проведених авторських досліджень та науково-технічних розробок було досягнуто обґрунтування та створення нового експериментального програмно-апаратного засобу для неінвазивного контролю СО у крові людини у поєднанні з синхронною реєстрацією сукупності показників зовнішнього дихання, роботи серця, транспорту газів кров'ю, температури та деяких інших показників, які важливі для діагностування стану людини з ознаками інтоксикації від дихання СО чи іншими шкідливими випарами. Зразок багатопараметричного монітору орієнтовано на використання службами екстреної медичної допомоги та підвищення якості заходів зі збереження здоров'я потерпілих осіб.

На рис. 4.1 представлений загальний вигляд розробленого монітору «МР-01», комплектованого з набором датчиків.

Комплект монітору «МР-01» складено з таких компонент:

- монітор «МР-01» (1 шт.);
- фотометричний вушний датчик (1 шт.);
- тахометричний датчик дихання (1 шт.);
- зарядний пристрій (1 шт.);
- вимірювач тиску «Omron» (1 шт.);
- термометр інфрачервоний (1 шт.);
- комплект укладки (1 шт.).

Технічні характеристики приладу «МР-01» наведено в таблиці 4.1.

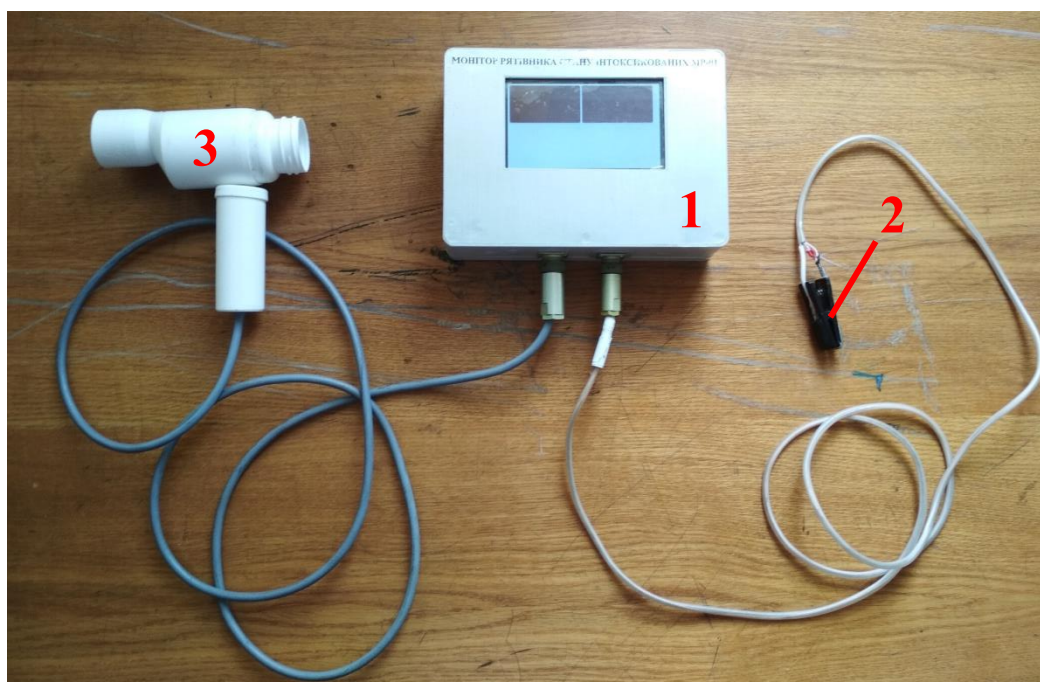


Рис. 4.1. Розроблений монітор сукупності фізіологічних показників під час інтоксикації СО – «MP-01» (1 – монітор з сенсорним керуванням, 2 – вушний трьоххвильовий фотоплетизмографічний датчик, 3 – датчик спірометрії з крильчато-тахометричним витратоміром)

Таблиця 4.1. Технічні характеристики приладу «MP-01»

Технічні показники			
№	Найменування	Одиниці виміру	Діапазон вимірювань
<i>система дихання</i>			
1	тривалість дихального циклу (ТДЦ),	с	0-30
2	тривалість одного видиху (ТФВИД),		
3	тривалість одного вдиху (ТФВД)		
4	частота дихання (ЧД)	л/хв	0-150
5	об'єм видиху ($V_{\text{Вид}}$),	мл/видих	0-10000
6	об'єм вдиху ($V_{\text{Вд}}$)	мл/вдих	
7	легенева вентиляція (ЛВ)	л/хв	0-5
8	відношення тривалостей видиху до вдиху (Γ_t)	-	0-10
<i>робота серця та гемодинаміки</i>			
9	частота серцевих скорочень (ЧСС)	уд/хв	25-250
10	тривалість кардіоциклу (ТК),	с	0-10
11	тривалість систоли,		
12	тривалість діастоли		

13	об'єм виштовхнутої крові	мл/хв	0-1000
14	наявність екстрасистоїї серця	-	гістограма розподілу
15	наявність брадикардії серця		
16	наявність тахікардії серця		
<i>транспорт газів кров'ю</i>			
17	відносна концентрація оксигемоглобіну (SaO ₂)	%	70-100
18	відносна концентрація карбоксигемоглобіну (HbCO)	%	0-30
19	СО у видихуваному повітрі (СО)	ppm	0-100
20	СО в навколишньому повітрі (СО)		

Користування приладом передбачає наступні етапи:

- I. Підготовчі дії для обстеження особи, встановлення датчиків.
- II. Підготовка приладу до вимірювання.
- III. Процес та умови вимірювання.
- IV. Аналіз результатів та їх документування.

4.1. Підготовчі дії для обстеження особи, встановлення датчиків

1. Підключити необхідні для вимірювання датчики до відповідних роз'ємів на корпусі «MP-01».

2. Увімкнути прилад за допомогою тумблера, який розташований на правій боковій стінці приладу (має засвітитися екран приладу – рис. 4.2). Необхідно дати прогрітись приладу протягом 1 хв.

3. Встановити фотометричний вушний датчик на вухо досліджуваного суб'єкта.

4. Встановити тахометричний датчик дихання, який має бути розміщеним напроти рота та щільно обхоплений губами пацієнта.

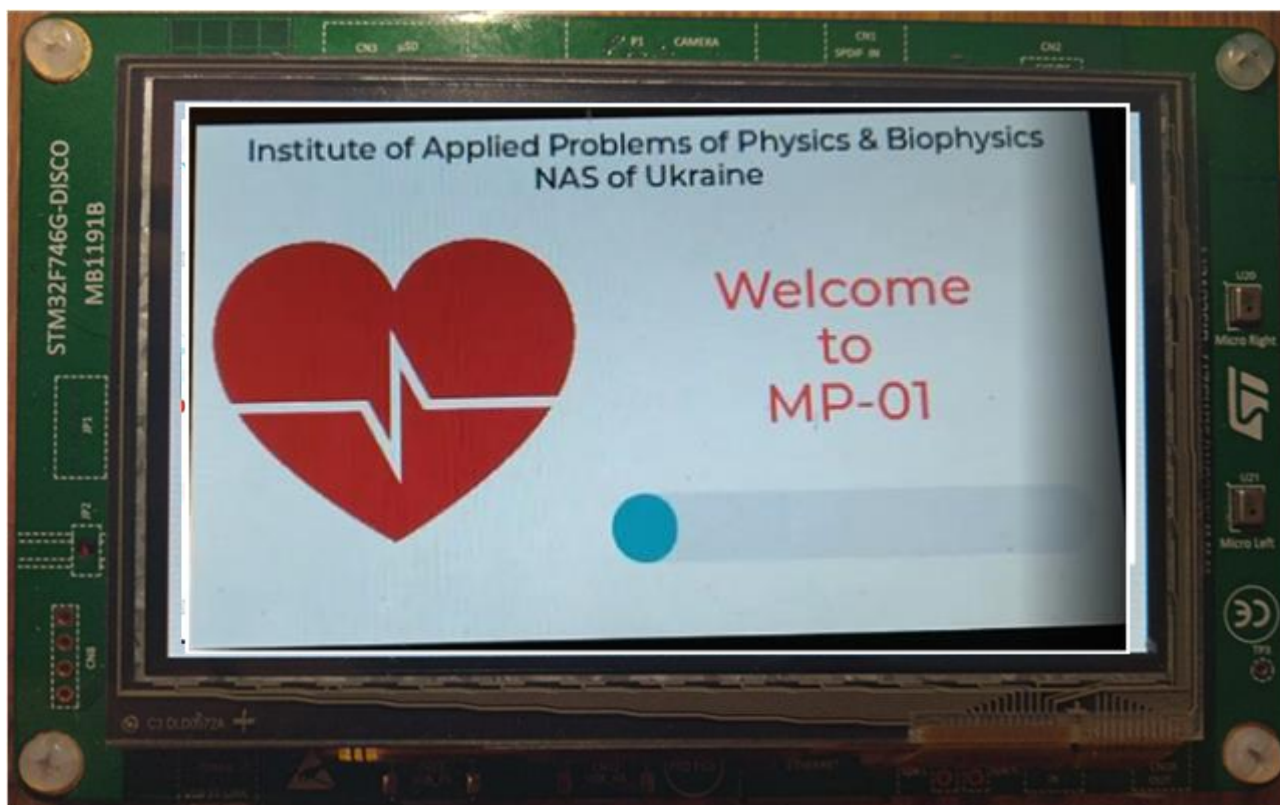


Рис. 4.2. Стартове вікно монітору «MP-01»

4.2. Підготовка приладу до вимірювання

1. Перед початком роботи необхідно відкрити меню з налаштуваннями натиснувши клавішу «Налаштування» (рис. 4.3).

2. В меню з налаштуваннями необхідно:

- встановити час та дату (якщо це перше користування);
- вибрати ім'я та прізвище пацієнта зі списку збережених, або додати нові дані за їх відсутності;
- вибрати на екрані датчики, які будуть використовуватись під час вимірювання, натиснувши відповідні сенсорні кнопки на екрані монітору «MP-01»;
- встановити тривалість вимірювання показників дихання, як необхідного для накопичення статистично необхідної кількості вимірювань.

3. В меню «Налаштування» необхідно ввести, за наявності, інформацію про температуру та артеріальний тиск досліджуваного суб'єкта.

4.3. Процес та умови вимірювання

1. Для початку вимірювання показників пацієнта натисніть клавішу «Початок вимірювання» (рис. 4.3).

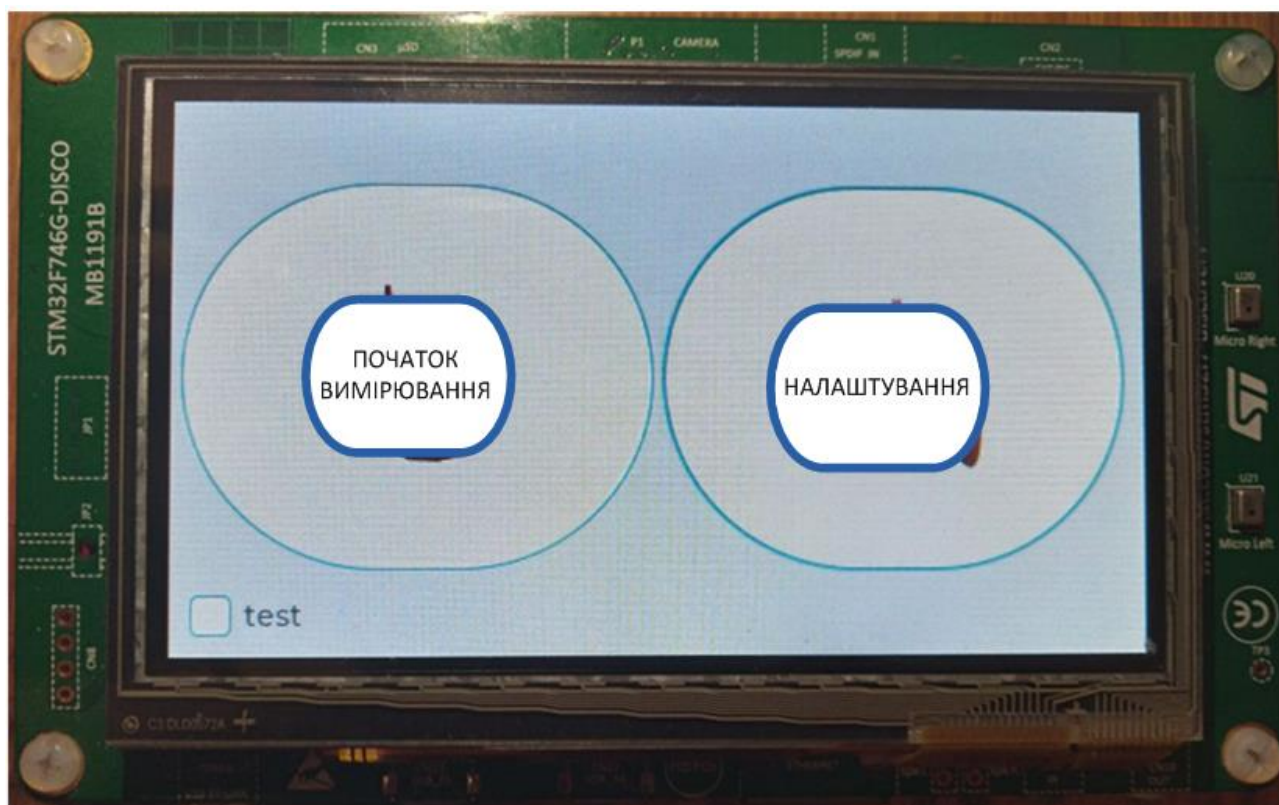


Рис. 4.3. Стартове меню монітору «MP-01»

2. Під час натиснення клавіші «Початок вимірювання» відкриється діалогове вікно з переліком фізіологічних параметрів (рис. 4.4). Для повернення до попереднього меню – необхідно натиснути клавішу зі стрілочкою.

3. Для отримання інформації про показники системи дихання необхідно натиснути клавішу «Дихання» після чого буде відкрите діалогове вікно (рис. 4.5). На екран дисплею будуть виведені наступні значення:

- тривалість циклу дихання;
- тривалість одного видиху;
- тривалість одного вдиху;
- відношення тривалості видиху до тривалості вдиху;

- частота дихання;
- об'єм видиху;
- легенева вентиляція.

Для повернення до попереднього меню – необхідно натиснути клавішу зі стрілочкою.

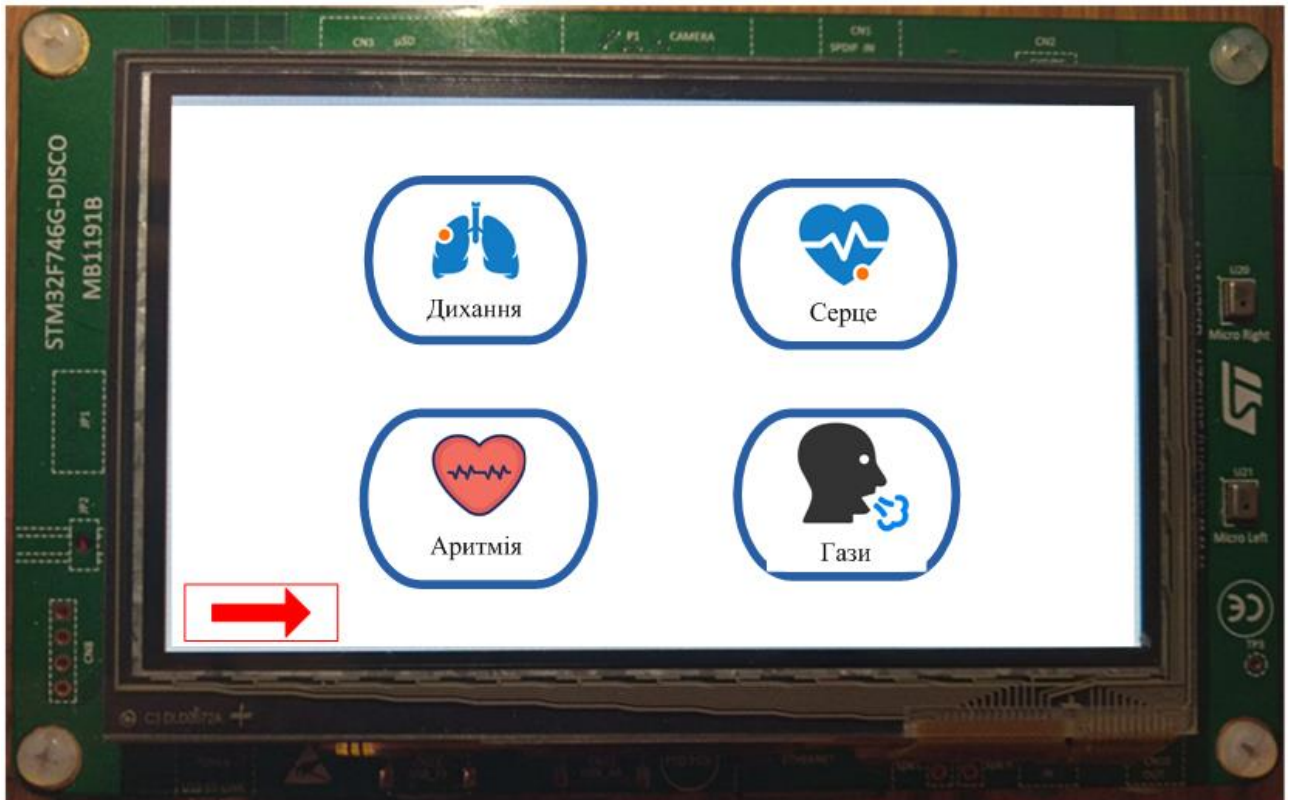


Рис. 4.4. Вікно вибору параметрів монітору «MP-01»

4. Для того, щоб отримати інформацію про будь який з показників, які стосуються системи дихання у формі діаграми – натисніть на відповідну назву і відбудеться перехід до режиму відображення діаграми (рис. 4.6). Для повернення до попереднього меню – необхідно натиснути клавішу зі стрілочкою.

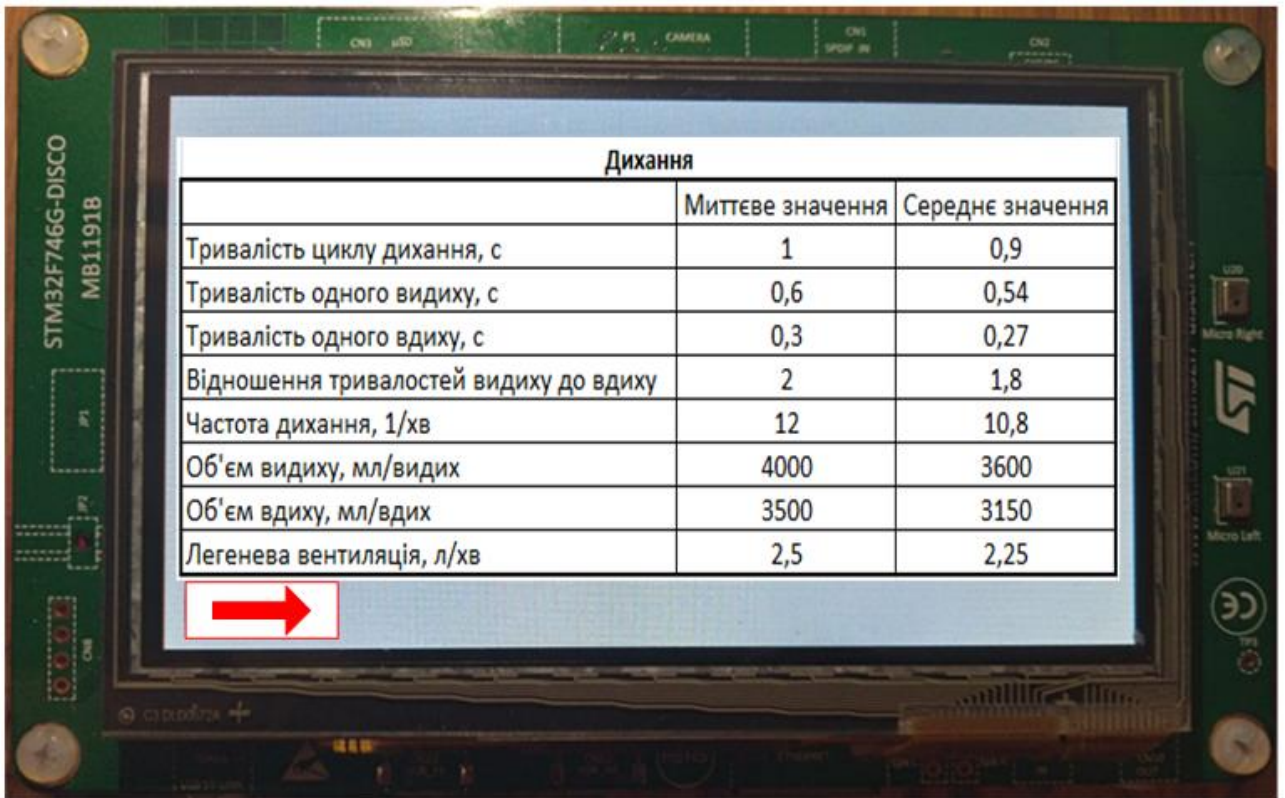


Рис. 4.5. Вікно відображення показників дихання розробленого монітору «МР-01»

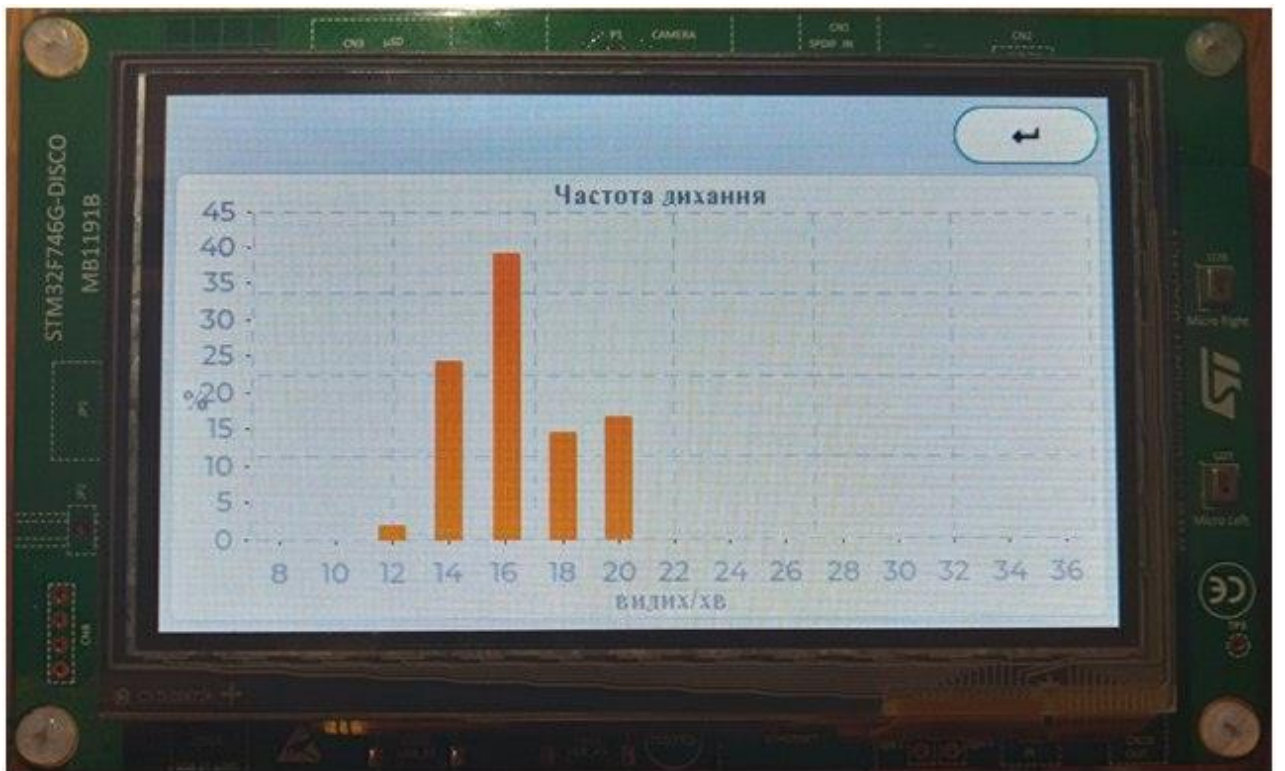


Рис. 4.6. Частина інтерфейсу ПЗ з діаграмним відображенням інформації (частота дихання)

5. Для отримання інформації про показники роботи серця натисніть клавішу «Серце» після чого буде відкрите відповідне діалогове вікно (рис. 4.7). На екран дисплею будуть виведені наступні значення:

- ЧСС;
- тривалість кардіоциклу;
- тривалість систоли;
- тривалість діастоли;
- об'єм виштовхнутої крові.

Для повернення до попереднього меню – необхідно натиснути клавішу зі стрілочкою.

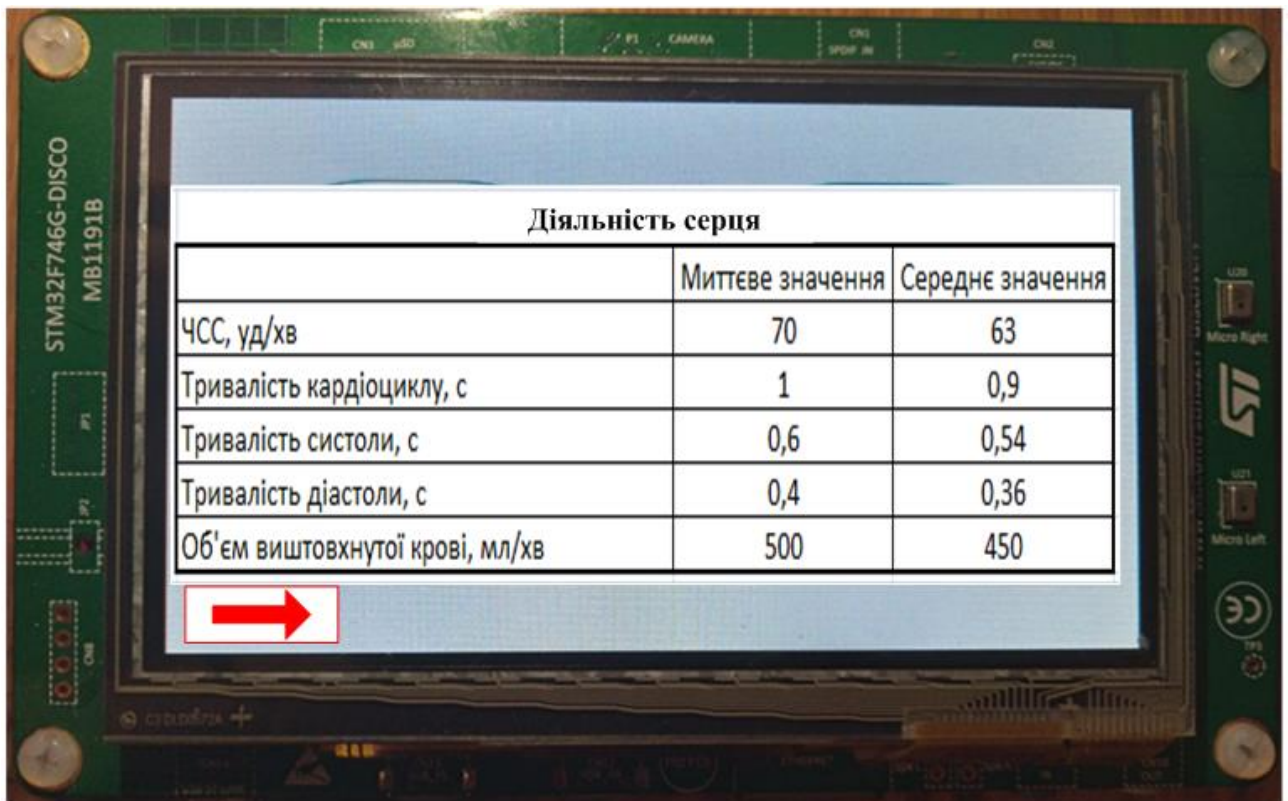


Рис. 4.7. Вікно відображення показників роботи серця розробленого монітору «MP-01»

6. Для того, щоб отримати інформацію про будь який з параметрів, які стосуються роботи серця у формі діаграми – натисніть на відповідну назву і

відбудеться перехід до режиму відображення діаграми (рис. 4.8-4.9). Для повернення до попереднього меню – необхідно натиснути клавішу зі стрілочкою.

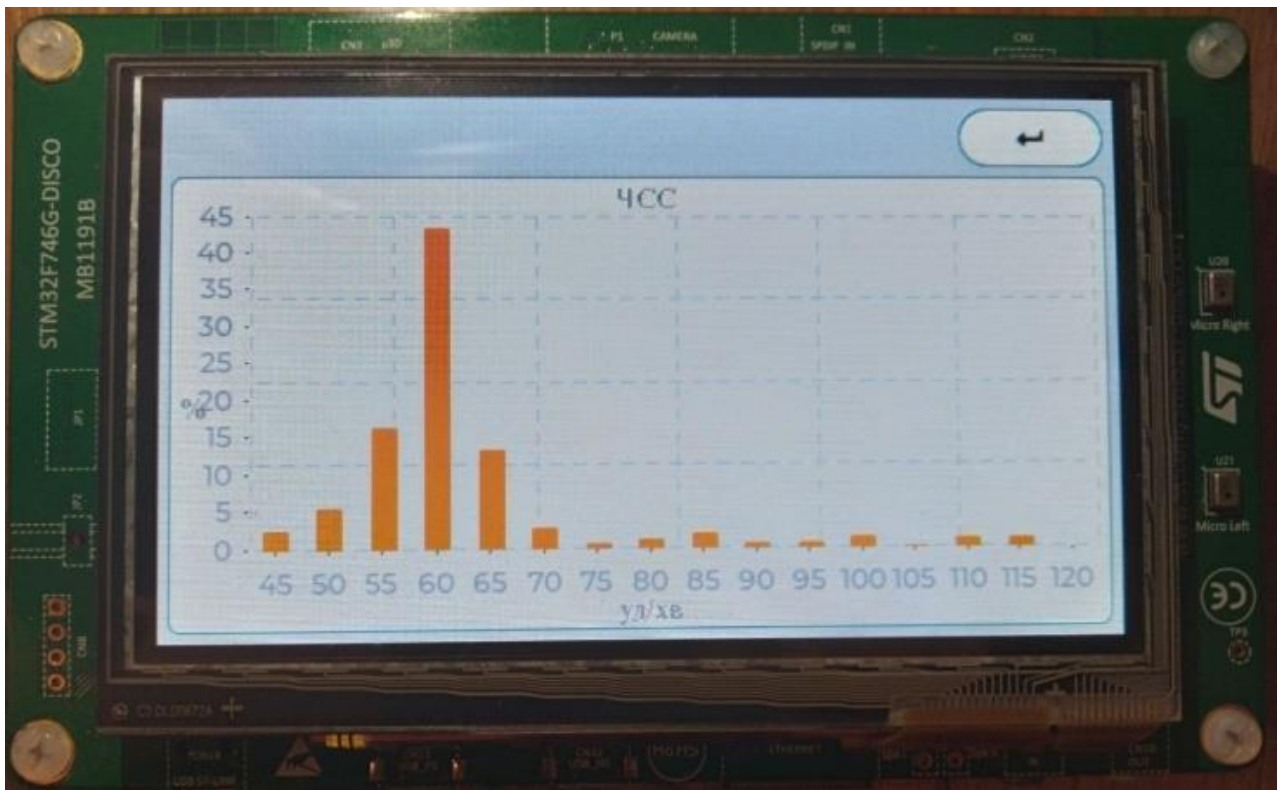


Рис. 4.8. Частина інтерфейсу ПЗ з діаграмним відображенням інформації (ЧСС)

7. Для отримання інформації про показники аритмії натисніть клавішу «Аритмія» після чого буде відкрите відповідне діалогове вікно. На екран дисплею буде виведено наступну інформацію:

- наявність чи відсутність екстрасистолії серця;
- наявність чи відсутність брадикардії серця;
- наявність чи відсутність тахікардії серця.

8. Для того, щоб отримати інформацію про будь який з показників, які стосуються аритмії у формі діаграми – натисніть на відповідну назву і відбудеться перехід до режиму відображення діаграми. Для повернення до попереднього меню – необхідно натиснути клавішу зі стрілочкою.

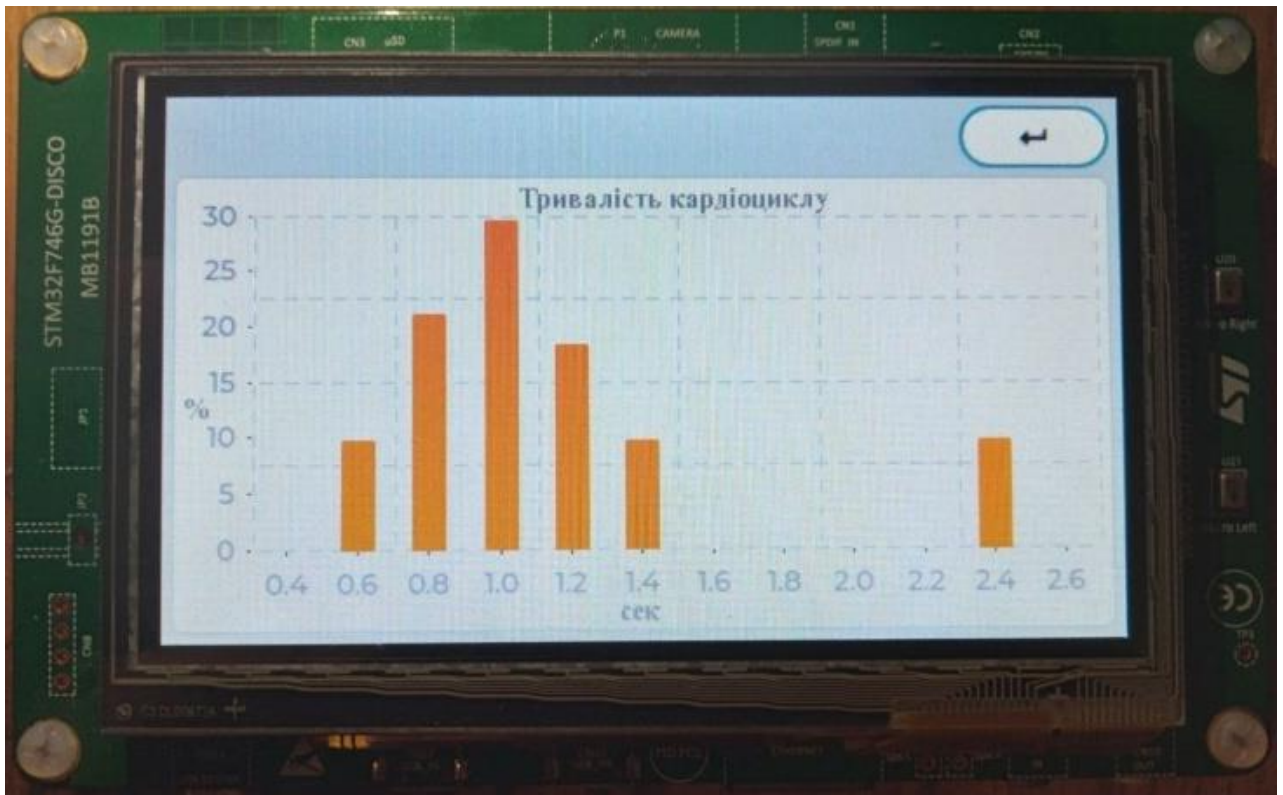


Рис. 4.9. Частина інтерфейсу ПЗ з діаграмним відображенням інформації (тривалість кардіоциклу)

9. Для отримання інформації про показники транспорту газів кров'ю натисніть клавішу «Гази» після чого буде відкрите відповідне діалогове вікно. На екран дисплею будуть виведені наступні значення:

- відносна концентрація оксигемоглобіну;
- відносна концентрація карбоксигемоглобіну;
- концентрація CO.

Для повернення до попереднього меню – необхідно натиснути клавішу зі стрілочкою.

10. Для того, щоб отримати інформацію про будь який з показників, які стосуються транспорту газів кров'ю у формі діаграми – натисніть на відповідну назву і відбудеться перехід до режиму відображення діаграми (рис. 4.10). Для повернення до попереднього меню – необхідно натиснути клавішу зі стрілочкою.

11. Акумуляторну батарею заряджайте згідно керівництву з експлуатації та догляду.



Рис. 4.10. Частина інтерфейсу ПЗ з діаграмним відображенням інформації (SaO₂)

4.4. Аналіз результатів та їх документування

Після завершення вимірювання, а також в процесі вимірювання, вся отримана та оброблена інформація про сукупні показники відображається в графічному (на діаграмі розподілу) та числовому виді для аналізу лікарем.

Вся отримана інформація в процесі вимірювання зберігається до внутрішньої пам'яті монітора «MP-01», яку можна переслати до ПК через USB-порт для подальшого зберігання та використання.

4.5. Висновки до розділу 4

1. За результатами проведених досліджень створено експериментальний програмно-апаратного засіб – монітор «MP-01», для неінвазивного контролю СО у крові людини у поєднанні з синхронною реєстрацією сукупності показників

зовнішнього дихання, роботи серця, транспорту газів кров'ю, температури та деяких інших показників, які важливі для діагностування стану людини з ознаками інтоксикації від дихання СО чи іншими шкідливими випарами.

2. Експериментальний програмно-апаратний засіб – монітор «МР-01» для багатопараметричного монітору, орієнтовано на використання службами екстреної медичної допомоги та підвищення якості заходів зі збереження здоров'я потерпілих осіб.

3. Підготовлена інструкція користування розробленим монітором «МР-01», яка складається з наступних етапів: підготовчі дії для обстеження особи, встановлення датчиків; підготовка приладу до вимірювання; процес та умови вимірювання; аналіз результатів та їх документування.

ВИСНОВКИ

У дисертаційній роботі розв'язано важливе науково-технічне завдання розширення функціональних можливостей засобів моніторингу стану людини під час інтоксикації монооксидом вуглецю шляхом неінвазивної реєстрації фізіологічних параметрів організму.

1. За результатами порівняльного аналізу сучасних методів та засобів неінвазивного контролю фізіологічних ознак під час інтоксикації шкідливими випарами було систематизовано значущі фізіологічні параметри кровоносної та дихальної систем, а саме: відносна концентрація карбокси- та оксигемоглобіну, частота серцевих скорочень, тривалість кардіоциклу, систоли та діастоли, об'єм виштовхнутої крові, тривалість дихального циклу, одного видиху та одного вдиху, частота дихання, об'єм видиху та вдиху, легенева вентиляція та CO у повітрі.

2. На підставі систематизації значущих фізіологічних параметрів кровоносної та дихальної систем, розроблено метод та структурно-функціональну схему системи неінвазивного моніторингу стану людини під час інтоксикації монооксидом вуглецю та обґрунтовано елементну базу для створення експериментального зразка, як передумову для аналізу її функціональних можливостей.

3. Для розробленого методу моніторингу стану людини визначено засади комплексного аналізу фізіологічних показників кровоносної та дихальної систем під час інтоксикації, що дозволило реалізувати схемо-технічні рішення та створити інформаційно-вимірювальну систему (зразок приладу типу «MP-01»), що забезпечило неінвазивне та в режимі реального часу синхронне визначення параметрів системи дихання, роботи серця, гемодинаміки та транспорту газів для виявлення інтоксикації у пацієнта.

4. Розроблена інформаційно-вимірювальна система, що містить модулі визначення сукупності показників системи дихання, роботи серця та гемодинаміки, параметрів транспорту газів (відносної концентрації карбокси- та

оксигемоглобіну в крові), артеріального тиску та терморегуляції, а також мікроконтролерний модуль їх комплексної оцінки фізіологічних показників організму під час інтоксикації, дозволила в режимі реального часу здійснювати процеси збору даних, їх передачі та прийняття рішення про наявність інтоксикації.

5. На підставі удосконаленого фотометричного методу розроблено алгоритми та створене програмне забезпечення «СО-Monitor», яке дозволило шляхом порівняння з результатами роботи комерційного пульсоксиметру (CMS50D, виробництва Contec) оцінити точність визначення оксигемоглобіну, а на основі дослідження двох груп добровольців з відомими значеннями рівня карбоксигемоглобіну визначити достовірність його моніторингу.

6. Експериментальні дослідження роботи модулю неінвазивного визначення та моніторингу вмісту карбокси- та оксигемоглобіну у рухомій крові шляхом використання джерел генерації та реєстрації спектрів поглинання світла на трьох довжинах хвиль – 568 нм, 660 нм та 940 нм показали відносну похибку визначення SaO_2 – 0.98% та достовірність визначення HbCO у двох груп добровольців з відомими значеннями карбоксигемоглобіну: від 2 до 4,4% для осіб, які не палять тютюнові вироби та від 5,7 до 7,7% для тих хто палить.

7. Обґрунтовані принципи аналізу фотоплетизмографічних сигналів, що включають попередню обробку, визначення тривалості кардіоінтервалів за методом першої похідної, їх накопичення та порівняння з еталонними, а також графічне відображення на гістограмі розподілу, які дозволили визначати патологічні стани серця, такі як екстрасистоля, тахікардія та брадикардія.

ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Weaver, L.K. (2009). Carbon monoxide poisoning. *New England Journal of Medicine*, 360(12), 1217-1225.
2. Smollin, C., & Olson, K. (2010). Carbon monoxide poisoning (acute). *BMJ Clin Evid*, 10, 1-12.
3. Mattiuzzi, C., & Lippi, G. (2020). Worldwide epidemiology of carbon monoxide poisoning. *Human & experimental toxicology*, 39(4), 387-392.
4. Penney, D.G. (2007). *Carbon monoxide poisoning*. CRC Press.
5. Коржов, В.И., & Видмаченко, А.В. (2010). Монооксид углерода (обзор литературы). *Журн. АМН України*, 16(1), 23-37.
6. Guzman, J.A. (2012). Carbon monoxide poisoning. *Critical care clinics*, 28(4), 537-548.
7. Трахтенберг І.М. (2008). *Книга про отрути та отруєння*. Тернопіль ТДМУ «Укрмедкнига».
8. Харченко, І.О., Климась, Р.В., & Скоробагатько, Т.М. (2006). Токсичність продуктів горіння-основна причина загибелі людей унаслідок пожеж. *Актуальні проблеми транспортної медицини*, 4(6), 41-45.
9. Eichhorn, L., Thudium, M., & Jüttner, B. (2018). The diagnosis and treatment of carbon monoxide poisoning. *Deutsches Ärzteblatt International*, 115(51-52), 863-873.
10. Chiew, A.L., & Buckley, N.A. (2014). Carbon monoxide poisoning in the 21st century. *Critical Care*, 18(2), 1-8.
11. Szeremeta, M., Petelska, A.D., Kotyńska, J., Niemcunowicz-Janica, A., & Figaszewski, Z.A. (2013). The effect of fatal carbon monoxide poisoning on the surface charge of blood cells. *The Journal of membrane biology*, 246(9), 717-722.
12. Ng, P.C.Y., Long, B., & Koyfman, A. (2018). Clinical chameleons: an emergency medicine focused review of carbon monoxide poisoning. *Internal and emergency medicine*, 13(2), 223-229.

13. Яременко, О.Л. (2009). *Особливості уражень нервової системи при гострих отруєннях монооксидом вуглецю у гірників та їх комплексне лікування* : (Дисертація, Київ).
14. Черний, В.И., & Волос, Л.И. (2008). Ранние и поздние морфологические изменения в головном мозге при отравлении монооксидом углерода (угарным газом). *Нейронауки: теоретичні та клінічні аспекти*, 4, 11-17.
15. Betterman, K., & Patel, S. (2014). Neurologic complications of carbon monoxide intoxication. *Handbook of clinical neurology*, 120, 971-979.
16. Kinoshita, H., Türkan, H., Vucinic, S., Naqvi, S., Bedair, R., Rezaee, R., & Tsatsakis, A. (2020). Carbon monoxide poisoning. *Toxicology reports*, 7, 169-173.
17. Albuquerque Neto, C., Yanagihara, J.I., & Turri, F. (2008). A carbon monoxide transport model of the human respiratory system applied to urban atmosphere exposure analysis. *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering*, 30(3), 253-260.
18. Valdes-Lopez, V.F., Mason, T., Shearing, P.R., & Brett, D.J. (2020). Carbon monoxide poisoning and mitigation strategies for polymer electrolyte membrane fuel cells—A review. *Progress in Energy and Combustion Science*, 79, 100842.
19. Jacob, P., Raddaha, A.H.A., Dempsey, D., Havel, C., Peng, M., Yu, L., & Benowitz, N.L. (2011). Nicotine, carbon monoxide, and carcinogen exposure after a single use of a water pipe. *Cancer Epidemiology and Prevention Biomarkers*, 20(11), 2345-2353.
20. Hakim, F., Hellou, E., Goldbart, A., Katz, R., Bentur, Y., & Bentur, L. (2011). The acute effects of water-pipe smoking on the cardiorespiratory system. *Chest*, 139(4), 775-781..
21. Eissenberg, T., & Shihadeh, A. (2009). Waterpipe tobacco and cigarette smoking: direct comparison of toxicant exposure. *American journal of preventive medicine*, 37(6), 518-523.
22. Von Rappard, J., Schönenberger, M., & Bärlocher, L. (2014). Carbon monoxide poisoning following use of a water pipe/hookah. *Deutsches Ärzteblatt International*, 111(40), 674.

23. Cardwell, K., Pan, Z., Boucher, R., Zuk, J., & Friesen, R.H. (2012). Screening by pulse CO-oximetry for environmental tobacco smoke exposure in preanesthetic children. *Pediatric Anesthesia*, 22(9), 859-864.
24. Schechter, A. N. (2008). Hemoglobin research and the origins of molecular medicine. *Blood, The Journal of the American Society of Hematology*, 112(10), 3927-3938.
25. Storz, J.F. (2018). *Hemoglobin: insights into protein structure, function, and evolution*. Oxford University Press.
26. Kuenstner, J.T. (1997). *U.S. Patent No. 5,692,503*. Method for noninvasive (in-vivo) total hemoglobin, oxyhemoglobin, deoxyhemoglobin, carboxyhemoglobin and methemoglobin concentration determination.
27. Aldrich, T.K. (2002). *U.S. Patent No. 6,397,093*. Non-invasive carboxyhemoglobin analyzer.
28. Мамілов, С.О., Плаксі́й, Ю.С., & Єсьман, С.С. (2010). *Патент України № 89355*. Спосіб визначення відносної концентрації метгемоглобіну в артеріальній крові.
29. Мамілов, С.О., Плаксі́й, Ю.С., & Єсьман, С.С. (2010). *Патент України № 89354*. Спосіб визначення відносної концентрації карбоксигемоглобіну в артеріальній крові.
30. Spinelle, L., Gerboles, M., Villani, M.G., Aleixandre, M., & Bonavitacola, F. (2017). Field calibration of a cluster of low-cost commercially available sensors for air quality monitoring. Part B: NO, CO and CO₂. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 238, 706-715.
31. Rai, A.C., Kumar, P., Pilla, F., Skouloudis, A.N., Di Sabatino, S., Ratti, C., & Rickerby, D. (2017). End-user perspective of low-cost sensors for outdoor air pollution monitoring. *Science of The Total Environment*, 607, 691-705.
32. Christenhusz, L., De Jongh, F., Van Der Valk, P., Pieterse, M., Seydel, E., & Van Der Palen, J. (2007). Comparison of three carbon monoxide monitors for determination of smoking status in smokers and nonsmokers with and without COPD. *Journal of aerosol medicine*, 20(4), 475-483.

33. Deveci, S.E., Deveci, F., Aık, Y., & Ozan, A.T. (2004). The measurement of exhaled carbon monoxide in healthy smokers and non-smokers. *Respiratory medicine*, 98(6), 551-556.
34. Vreman, H.J., Baxter, L.M., Stone, R.T., & Stevenson, D.K. (1996). Evaluation of a fully automated end-tidal carbon monoxide instrument for breath analysis. *Clinical chemistry*, 42(1), 50-56.
35. Павлов, С.В., Козловська, Т.І., & Василенко, В.Б. (2014). *Оптико-електронні засоби діагностування патологій людини, пов'язаних з периферичним кровообігом: монографія*. Вінниця: ВНТУ.
36. Kaniusas E. (2015). *Biomedical signals and sensors II: Linking Acoustic and Optic Biosignals and Biomedical Sensors*. Springer Science & Business Media.
37. Teller, E., Stivoric, J.M., Kasabach, C.D., Pacione, C.D., Moss, J.L., & Liden, C.B. (2015). *U.S. Patent No. 8,961,414*. Apparatus for monitoring health, wellness and fitness.
38. Pipke, R.M. (2020). *U.S. Patent No. 10,722,179*. Residual based monitoring of human health.
39. Павлов, С.В., Романюк, А.Н., & Коваль, Л.Г. (2015). Оптико-електронная технология для оперативного определения функционального состояния человека. *Наукові праці ДНТУ. Серія: Інформ., кіберн. та обчисл. тех-ка*, 2, 68-70.
40. Хоменко, Ж.М., Злепко, С.М., & Тимчик, С.В. (2012). Дистанційна діагностика стану людини з використанням засобів цифрової обробки сигналів. *Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах*, 2, 116-128.
41. Kim, J., Campbell, A.S., de Ávila, V.E.F., & Wang, J. (2019). Wearable biosensors for healthcare monitoring. *Nature biotechnology*, 37(4), 389-406.
42. Осадчий, О.В., Ткаченко, Є.О., & Філіппова, М.В. (2011). Комплекс для амбулаторної діагностики серцево-судинної системи. *Вісник НТУУ «КПІ»*. Серія: Приладобудування, 41, 146-152.

43. Ткачук, Р.А. (2009). Оптимізація параметрів керування системою для оцінювання інтоксикацій організму людини. *Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах*, 1, 139-143.

44. Al-Ali, A., & Kiani, J.E. (2019). *U.S. Patent No. 10,251,585*. Noninvasive multi-parameter patient monitor.

45. McCombie, D., Dhillon, M., Banet, M., Trommer, G., & Moon, J. (2015). *U.S. Patent No. 8,956,294*. Body-worn system for continuously monitoring a patients BP, HR, SpO₂, RR, temperature, and motion; also describes specific monitors for apnea, ASY, VTAC, VFIB, and 'bed sore' index.

46. Gross, B.D., Johnson, S.S., Reid, W.S., & Zengo, E. (2015). *U.S. Patent No. 9,104,789*. Patient monitoring with automatic resizing of display sectors.

47. Chu, C.T., Chiang, H.K., & Hung, J.J. (2015, November). Dynamic heart rate monitors algorithm for reflection green light wearable device. In *2015 International Conference on Intelligent Informatics and Biomedical Sciences (ICIIBMS)* (pp. 438-445). IEEE.

48. Kearley, K., Selwood, M., Van den Bruel, A., Thompson, M., Mant, D., Hobbs, F.R., & Heneghan, C. (2014). Triage tests for identifying atrial fibrillation in primary care: a diagnostic accuracy study comparing single-lead ECG and modified BP monitors. *BMJ open*, 4(5).

49. Freeman, D.K., Gatzke, R.D., Mallas, G., Chen, Y., & Brouse, C.J. (2015). Saturation of the right-leg drive amplifier in low-voltage ECG monitors. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 62(1), 323-330.

50. Jubran, A. (2015). Pulse oximetry. *Critical Care*, 19(1), 1-7.

51. Тымчик, Г.С., Сорока, С.А., & Самчук В.А. (2009). Разработка метода повышения точности измерения оксигенации крови и частоты пульса. *Вісник НТУУ «КПІ». Серія: Приладобудування*, 37, 129-134.

52. Рибін, О.І., Ніжебецька, Ю.Х., & Пляцко Н.С. (2008). Класифікація стану судинної системи за графоелементами пульсової хвилі. *Вісник НТУУ «КПІ». Серія: Радіотехніка. Радіоапаратобудування*, 36, 104-107.

53. Иванушкина, Н.Г., Иванько, Е.О., & Тимофеев В.И. (2014). Анализ низкоамплитудных сигналов электрической активности сердца. *Известия высших учебных заведений. Радиоэлектроника*, 57(10), 42-53.
54. Фесечко, В.А., Ткаченко, В.Л., & Синекон Ю.С. (2010). Мониторинг биомедицинских сигналов в автоматизированных комплексах ранней диагностики. *Електроніка та зв'язок*, 2, 154-160.
55. Várady, P., Benyó, Z., & Benyó, B. (2002). An open architecture patient monitoring system using standard technologies. *IEEE transactions on information technology in biomedicine*, 6(1), 95-98.
56. Levitas, D., Padda, S., Jordan, A.E., Russo, S., & Wilson, L. (1999). *U.S. Patent No. 5,895,371*. Medical treatment apparatus and method.
57. Miyamoto, S., Taylor, S.L., Barupal, D.K., Taguchi, A., Wohlgemuth, G., Wikoff, W.R., & Fiehn, O. (2015). Systemic metabolomic changes in blood samples of lung cancer patients identified by gas chromatography time-of-flight mass spectrometry. *Metabolites*, 5(2), 192-210.
58. Cai, T., Bellamri, M., Ming, X., Koh, W.P., Yu, M.C., & Turesky, R.J. (2017). Quantification of Hemoglobin and White Blood Cell DNA Adducts of the Tobacco Carcinogens 2-Amino-9 H-pyrido [2, 3-b] indole and 4-Aminobiphenyl Formed in Humans by Nanoflow Liquid Chromatography/Ion Trap Multistage Mass Spectrometry. *Chemical research in toxicology*, 30(6), 1333-1343.
59. Russo, K., Goparaju, B., & Bianchi, M.T. (2015). Consumer sleep monitors: is there a baby in the bathwater?. *Nature and science of sleep*, 7, 147-157.
60. Jorge, J., Villarroel, M., Chaichulee, S., Green, G., McCormick, K., & Tarassenko, L. (2019). Assessment of signal processing methods for measuring the respiratory rate in the neonatal intensive care unit. *IEEE journal of biomedical and health informatics*, 23(6), 2335-2346.
61. Sierra, G., Lanzo, V.F., & Telfort, V. (2014). *U.S. Patent No. 8,641,631*. Non-invasive monitoring of respiratory rate, heart rate and apnea.
62. Breed, D.S. (2014). *U.S. Patent No. 8,725,311*. Driver health and fatigue monitoring system and method.

63. Pu, Y., Geva, N., Yacov, G.E.V.A., & Tal, Y. (2015). *U.S. Patent No. 9,124,955*. Vehicle driver monitor and a method for monitoring a driver.
64. Chen, M., Ma, Y., Song, J., Lai, C.F., & Hu, B. (2016). Smart clothing: Connecting human with clouds and big data for sustainable health monitoring. *Mobile Networks and Applications*, 21(5), 825-845.
65. Trung, T.Q., & Lee, N.E. (2016). Flexible and Stretchable Physical Sensor Integrated Platforms for Wearable Human-Activity Monitoring and Personal Healthcare. *Advanced materials*, 28(22), 4338-4372.
66. Thomas, S.S., Nathan, V., Zong, C., Soundarapandian, K., Shi, X., & Jafari, R. (2016). BioWatch: A noninvasive wrist-based blood pressure monitor that incorporates training techniques for posture and subject variability. *IEEE journal of biomedical and health informatics*, 20(5), 1291-1300.
67. Nam, Y., Kim, Y., & Lee, J. (2016). Sleep monitoring based on a tri-axial accelerometer and a pressure sensor. *Sensors*, 16(5), 750-764.
68. Злепко, С.М., Тимчик, С.В., & Макогон, В.І. (2015). *Патент України № 100535*. Неінвазивний монітор для визначення порушень обміну речовин та функціонування дихальної системи.
69. Коваленко, Н.Н., & Куцяк, О.А. (2013). Информационная система прямого мониторинга самостоятельного дыхания пациента. *Кибернетика и вычислительная техника*, 172, 21-28.
70. Chekhovych, M.G., Poreva, A.S., Timofeyev, V.I., & Henaff, P. (2018). Using of the machine learning methods to identify bronchopulmonary system diseases with the use of lung sounds. *Visnyk NTUU KPI Serii A - Radiotekhnika Radioaparaturbuduvannia*, (73), 55-62.
71. Patwari, N., Wilson, J., Ananthanarayanan, S., Kasera, S.K., & Westenskow, D.R. (2014). Monitoring breathing via signal strength in wireless networks. *IEEE Transactions on Mobile Computing*, 13(8), 1774-1786.
72. Gurbeta, L., Badnjevic, A., Maksimovic, M., Omanovic-Miklicanin, E., & Sejdic, E. (2018). A telehealth system for automated diagnosis of asthma and chronic

obstructive pulmonary disease. *Journal of the American Medical Informatics Association*, 25(9), 1213-1217.

73. Pu, Y., Zhang, Y., & Carlson, G.M. (2017). *U.S. Patent No. 8,992,436*. Respiration monitoring using respiration rate variability.

74. Casanova-Cháfer, J., Gallart-Mateu, D., Armenta, S., & de la Guardia, M. (2016). Preliminary results about the breath of passive smokers and vapers based on the use of portable air monitoring devices. *Microchemical Journal*, 126, 454-459.

75. Лопата, В.А., Синекон, Ю.С., Эль Шебах, М.А.-А. (2011). Алгоритм и процедура калибровки в программном обеспечении спирометрической аппаратуры. *Електроніка та зв'язок*, 2, 126-130.

76. Taylor, T.E., Zigel, Y., De Looze, C., Sulaiman, I., Costello, R.W., & Reilly, R.B. (2018). Advances in Audio-Based Systems to Monitor Patient Adherence and Inhaler Drug Delivery. *Chest*, 153(3), 710-722.

77. Jiang, P., Zhao, S., & Zhu, R. (2015). Smart sensing strip using monolithically integrated flexible flow sensor for noninvasively monitoring respiratory flow. *Sensors*, 15(12), 31738-31750.

78. Biselli, P.J.C., Nobrega, R.S., & Soriano, F.G. (2018). Nonlinear flow sensor calibration with an accurate syringe. *Sensors*, 18(7), 9.

79. Langan, M.L., Shabanova, V., Li, F.Y., Bernstein, S.L., & Shapiro, E.D. (2015). A randomized controlled trial of capnography during sedation in a pediatric emergency setting. *The American journal of emergency medicine*, 33(1), 25-30.

80. Kodali, B.S., & Urman, R.D. (2014). Capnography during cardiopulmonary resuscitation: current evidence and future directions. *Journal of emergencies, trauma, and shock*, 7(4), 332.

81. Коваленко, М.М., Куцяк, О.А., & Лопата, В.О. (2010). Порівняльний аналіз конструкцій моніторів дихання. *Електроніка та зв'язок*, 4, 137-144.

82. Yang, J., Chen, B., Zhou, J., & Lv, Z. (2015). A low-power and portable biomedical device for respiratory monitoring with a stable power source. *Sensors*, 15(8), 19618-19632.

83. Ronen, M., Weissbrod, R., Overdyk, F.J., & Ajizian, S. (2017). Smart respiratory monitoring: clinical development and validation of the IPI™(Integrated Pulmonary Index) algorithm. *Journal of clinical monitoring and computing*, 31(2), 435-442.

84. Piotto, M., Del Cesta, S., & Bruschi, P. (2017). Precise measurement of gas volumes by means of low-offset mems flow sensors with μ l/min resolution. *Sensors*, 17(11), 13.

85. Schmidt, A.J., Borrás, E., Nguyen, A.P., Yeap, D., Kenyon, N.J., & Davis, C. E. (2020). Portable exhaled breath condensate metabolomics for daily monitoring of adolescent asthma. *Journal of Breath Research*, 14(2), 12.

86. Сокол, Е.И., Кипенский, А.В., Томашевский, Р.С., Король, Е.И., Гура, Ю.Н., Верещак, А.П., & Сокол, Т.В. (2008). Спирометрия. Ее техническое обеспечение. Проблемы и перспективы. *Технічна електродинаміка*, 3, 119-124.

87. Allum, T.W., Williams, M.R., & Cipollone, J. (2017). *U.S. Patent No. 9,713,438*. Flow sensor.

88. Dieffenderfer, J., Goodell, H., Mills, S., McKnight, M., Yao, S., Lin, F., & Zhu, Y. (2016). Low-power wearable systems for continuous monitoring of environment and health for chronic respiratory disease. *IEEE journal of biomedical and health informatics*, 20(5), 1251-1264.

89. Zhou, P., Yang, L., & Huang, Y.X. (2019). A smart phone based handheld wireless spirometer with functions and precision comparable to laboratory spirometers. *Sensors*, 19(11), 11.

90. Fung, A.G., Tan, L.D., Duong, T.N., Schivo, M., Littlefield, L., Delplanque, J.P., Kenyon, N.J. (2019). Design and benchmark testing for open architecture reconfigurable mobile spirometer and exhaled breath monitor with gps and data telemetry. *Diagnostics*, 9(3), 12.

91. Hernandez, C.R., Fernandez, M.N., Sanmartin, A.P., Roibas, C.M., Dominguez, L.C., Rial, M.I.B., Villar, A.F. (2018). Validation of the portable air-smart spirometer. *Plos One*, 13(2), 11.

92. Zhao, R.J., Zhou, W., Tang, M.F., Chen, X.X., Du, L.D., Zhao, Z., Fang, Z. (2019). Research of chronic obstructive pulmonary disease monitoring system based on four-line turbine-type. *Journal of Electronics & Information Technology*, 41(2), 469-476.
93. Farré, R., Ferrer, M., Rotger, M., & Navajas, D. (1995). Servocontrolled generator to measure respiratory impedance from 0.25 to 26 Hz in ventilated patients at different PEEP levels. *European Respiratory Journal*, 8(7), 1222-1227.
94. Combs, W.J., Condie, C.R., Martin, R., Warkentin, D.H., & Wahlstrandl, J.D. (1999). *U.S. Patent No. 5,957,861*. Impedance monitor for discerning edema through evaluation of respiratory rate.
95. Rosell, J., Cohen, K.P., & Webster, J.G. (1995). Reduction of motion artifacts using a two-frequency impedance plethysmograph and adaptive filtering. *IEEE transactions on biomedical engineering*, 42(10), 1044-1048.
96. Nandakumar, R., Gollakota, S., & Watson, N. (2015, May). Contactless sleep apnea detection on smartphones. In *Proceedings of the 13th annual international conference on mobile systems, applications, and services* (pp. 45-57).
97. Lapi, S., Lavorini, F., Borgioli, G., Calzolari, M., Masotti, L., Pistolesi, M., & Fontana, G.A. (2014). Respiratory rate assessments using a dual-accelerometer device. *Respiratory physiology & neurobiology*, 191, 60-66.
98. Mellal, I., Laghrouche, M., & Bui, H.T. (2017). Field Programmable Gate Array (FPGA) Respiratory Monitoring System Using a Flow Microsensor and an Accelerometer. *Measurement Science Review*, 17(2), 61-67.
99. Yaghouby, F., Donohue, K.D., O'Hara, B.F., & Sunderam, S. (2016). Noninvasive dissection of mouse sleep using a piezoelectric motion sensor. *Journal of neuroscience methods*, 259, 90-100.
100. Ahmad, L.M., & Tadigadapa, S. (2015). *U.S. Patent No. 8,932,525*. Thermal piezoelectric sensor for characterizing analytes in breath and related method.
101. Sun, Y., & Thakor, N. (2016). Photoplethysmography revisited: from contact to noncontact, from point to imaging. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 63(3), 463-477.

102. Grubb, M.R., Carpenter, J., Crowe, J.A., Teoh, J., Marlow, N., Ward, C., & Hayes-Gill, B.R. (2014). Forehead reflectance photoplethysmography to monitor heart rate: preliminary results from neonatal patients. *Physiological measurement*, 35(5), 881.

103. Ghamari, M., Aguilar, C., Soltanpur, C., & Nazeran, H. (2016, March). Rapid Prototyping of a Smart Device-Based Wireless Reflectance Photoplethysmograph. In *2016 32nd Southern Biomedical Engineering Conference (SBEC)* (pp. 175-176). IEEE.

104. Fischer, C., Domer, B., Wibmer, T., & Penzel, T. (2017). An algorithm for real-time pulse waveform segmentation and artifact detection in photoplethysmograms. *Ieee Journal of Biomedical and Health Informatics*, 21(2), 372-381.

105. Harvey, J., Salehizadeh, S.M.A., Mendelson, Y., & Chon, K.H. (2019). Oxima: A frequency-domain approach to address motion artifacts in photoplethysmograms for improved estimation of arterial oxygen saturation and pulse rate. *Ieee Transactions on Biomedical Engineering*, 66(2), 311-318.

106. Wijshoff, R., Mischi, M., & Aarts, R. M. (2017). Reduction of periodic motion artifacts in photoplethysmography. *Ieee Transactions on Biomedical Engineering*, 64(1), 196-207.

107. Dao, D., Salehizadeh, S.M.A., Noh, Y., Chong, J.W., Cho, C.H., McManus, D., Chon, K.H. (2017). A robust motion artifact detection algorithm for accurate detection of heart rates from photoplethysmographic signals using time-frequency spectral features. *Ieee Journal of Biomedical and Health Informatics*, 21(5), 1242-1253.

108. Pamula, V.R., Valero-Sarmiento, J.M., Yan, L., Bozkurt, A., Van Hoof, C., Van Helleputte, N., Verhelst, M. (2017). A 172 mu w compressively sampled photoplethysmographic (PPG) readout asic with heart rate estimation directly from compressively sampled data. *Ieee Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, 11(3), 487-496.

109. Puranik, S., & Morales, A. W. (2020). Heart rate estimation of ppg signals with simultaneous accelerometry using adaptive neural network filtering. *Ieee Transactions on Consumer Electronics*, 66(1), 69-76.
110. Chakraborty, A., Sadhukhan, D., Pal, S., & Mitra, M. (2020). Automated myocardial infarction identification based on interbeat variability analysis of the photoplethysmographic data. *Biomedical Signal Processing and Control*, 57, 13.
111. Roy, B., & Gupta, R. (2020). Modtrap: Improved heart rate tracking and preprocessing of motion-corrupted photoplethysmographic data for personalized healthcare. *Biomedical Signal Processing and Control*, 56, 14.
112. Kim, J., Kim, J., & Ko, H. (2015). Low-power photoplethysmogram acquisition integrated circuit with robust light interference compensation. *Sensors*, 16(1), 46.
113. Шарпан, О.Б., & Мосійчук, В.С. (2011). Оптиелектронний сенсор з цифровим інтерфейсом для задач фотоплетизмографії. *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, 21(1), 143-149.
114. Мужичька, Н.В., Нікітчук, Т.М., & Тимчик, Г.С. (2011). Експрес-діагностика за пульсограмами з використанням методу фазової площини. *Вісник ЖДТУ. Серія «Технічні науки»*, 4(59), 66-70.
115. Тимчик, Г.С., Осадчий, О.В., Філіпова, М.В., Пономаренко, А.С., & Стецька, А.В. (2014). Вибір показників фотоплетизмограми для контролю адаптаційного статусу людини при магнітолазерній терапії. *Восточно-Европейский журнал передовых технологий*, 2(9), 14-18.
116. Павлов, С.В., Василенко, В.Б., & Козловська, Т.І. (2014). Оброблення фотоплетизмографічних сигналів за допомогою вейвлет-перетворення. *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, 25(1), 47-53.
117. Sun, S., Bezemer, R., Long, X., Muehlsteff, J., & Aarts, R.M. (2016). Systolic blood pressure estimation using PPG and ECG during physical exercise. *Physiological measurement*, 37(12), 2154.

118. Zhang, Q., Zeng, X., Hu, W., & Zhou, D. (2017). A machine learning-empowered system for long-term motion-tolerant wearable monitoring of blood pressure and heart rate with ear-ECG/PPG. *IEEE Access*, 5, 10547-10561.

119. Ghosh, S., Banerjee, A., Ray, N., Wood, P.W., Boulanger, P., & Padwal, R. (2016, November). Continuous blood pressure prediction from pulse transit time using ECG and PPG signals. In *2016 IEEE Healthcare Innovation Point-Of-Care Technologies Conference (HI-POCT)* (pp. 188-191). IEEE.

120. Matsui, Y. (2017). *U.S. Patent No. 15/311,931*. Pulse Oximeter

121. Liu, J., Yan, B.P., Zhang, Y.T., Ding, X.R., Su, P., & Zhao, N. (2019). Multi-wavelength photoplethysmography enabling continuous blood pressure measurement with compact wearable electronics. *Ieee Transactions on Biomedical Engineering*, 66(6), 1514-1525.

122. Matsumura, K., Yamakoshi, T., Rolfe, P., & Yamakoshi, K. (2017). Advanced volume-compensation method for indirect finger arterial pressure determination: Comparison with brachial sphygmomanometry. *Ieee Transactions on Biomedical Engineering*, 64(5), 1131-1137.

123. Sannino, G., De Falco, I., & De Pietro, G. (2019). A continuous noninvasive arterial pressure (Cnap) approach for health 4.0 systems. *Ieee Transactions on Industrial Informatics*, 15(1), 498-506.

124. Yan, W.R., Peng, R.C., Zhang, Y.T., & Ho, D. (2019). Cuffless continuous blood pressure estimation from pulse morphology of photoplethysmograms. *Ieee Access*, 7, 141970-141977.

125. Guala, A., Camporeale, C., Ridolfi, L., & Mesin, L. (2017). Non-invasive aortic systolic pressure and pulse wave velocity estimation in a primary care setting: An in silico study. *Medical Engineering & Physics*, 42, 91-98.

126. Mousavi, S.S., Firouzmand, M., Charmi, M., Hemmati, M., Moghadam, M., & Ghorbani, Y. (2019). Blood pressure estimation from appropriate and inappropriate PPG signals using a whole-based method. *Biomedical Signal Processing and Control*, 47, 196-206.

127. Riaz, F., Azad, M.A., Arshad, J., Imran, M., Hassan, A., & Rehman, S. (2019). Pervasive blood pressure monitoring using photoplethysmogram (PPG) sensor. *Future Generation Computer Systems-the International Journal of Escience*, 98, 120-130.
128. Zadi, A.S., Alex, R., Zhang, R., Watenpaugh, D.E., & Behbehani, K. (2018). Arterial blood pressure feature estimation using photoplethysmography. *Computers in Biology and Medicine*, 102, 104-111.
129. Zadi, A.S., Alex, R., Zhang, R., Watenpaugh, D.E., & Behbehani, K. (2019). Arterial blood pressure feature estimation using photoplethysmography (vol 102, pg 104, 2018). *Computers in Biology and Medicine*, 108, 196-199.
130. Montgomery, H., & Horwitz, O. (1950). Oxygen tension of tissues by the polarographic method. I. Introduction: oxygen tension and blood flow of the skin of human extremities. *The Journal of clinical investigation*, 29(9), 1120-1130.
131. Deviaene, M., Testelmans, D., Buyse, B., Borzee, P., Van Huffel, S., & Varon, C. (2019). Automatic screening of sleep apnea patients based on the spo(2) signal. *Ieee Journal of Biomedical and Health Informatics*, 23(2), 607-617.
132. Fan, F.Y., Yan, Y.P., Zhao, K., Long, F., & Zhang, H. (2018). Estimating SpO(2) via time-efficient high-resolution harmonics analysis and maximum likelihood tracking. *Ieee Journal of Biomedical and Health Informatics*, 22(4), 1075-1086.
133. Von Chong, A., Terosiet, M., Histace, A., & Romain, O. (2019). Towards a novel single-led pulse oximeter based on a multispectral sensor for iot applications. *Microelectronics Journal*, 88, 128-136.
134. Chacon, P.J., Pu, L.M., da Costa, T.H., Shin, Y.H., Ghomian, T., Shamkhalichenar, H., Choi, J.W. (2019). A wearable pulse oximeter with wireless communication and motion artifact tailoring for continuous use. *Ieee Transactions on Biomedical Engineering*, 66(6), 1505-1513.
135. Das, D.M., Gupta, A., Srivastava, A., Vidwans, A., Ahmad, M., Shelke, A., Baghini, M.S. (2018). A pulse oximeter system, oxisense, with embedded signal processing using an ultra-low power asic designed for testability. *Microelectronics Journal*, 72, 1-10.

136. Talbot, A., Neuman, M. R., Saidel, G. M., & Jacobsen, E. (1996). Dynamic model of oxygen transport for transcutaneous PO₂ analysis. *Annals of biomedical engineering*, 24(2), 294-304.

137. Kussman, B.D., Wypij, D., Laussen, P.C., Soul, J.S., Bellinger, D.C., DiNardo, J.A., & Newburger, J.W. (2010). Relationship of intraoperative cerebral oxygen saturation to neurodevelopmental outcome and brain magnetic resonance imaging at 1 year of age in infants undergoing biventricular repair. *Circulation*, 122(3), 245-254.

138. Gupta, A.K., Hutchinson, P.J., Al-Rawi, P., Gupta, S., Swart, M., Kirkpatrick, P.J., & Datta, A.K. (1999). Measuring brain tissue oxygenation compared with jugular venous oxygen saturation for monitoring cerebral oxygenation after traumatic brain injury. *Anesthesia & Analgesia*, 88(3), 549-553.

139. Bozkurt, A., Rosen, A., Rosen, H., & Onaral, B. (2005). A portable near infrared spectroscopy system for bedside monitoring of newborn brain. *Biomedical engineering online*, 4(1), 29.

140. Yu, S., Hu, S., Azorin-Peris, V., Chambers, J.A., Zhu, Y., & Greenwald, S.E. (2011). Motion-compensated noncontact imaging photoplethysmography to monitor cardiorespiratory status during exercise. *Journal of biomedical optics*, 16(7), 077010.

141. Silva, S.M.L., Silveira, J.P., Sendra, J.R., Giannetti, R., Dotor, M.L., & Golmayo, D. (2001, May). NIR transmittance pulse oximetry system with laser diodes. In *Clinical Diagnostic Systems* (Vol. 4255, pp. 80-88). International Society for Optics and Photonics.

142. Orlova, A.G., Turchin, I.V., Plehanov, V.I., Shakhova, N.M., Fiks, I.I., Kleshnin, M.I., & Kamensky, V.A. (2008). Frequency domain diffuse optical tomography with single source detector pair for breast cancer detection. *Laser Physics Letters*, 5(4), 321-327.

143. Ren, Z., Liu, G., Xiong, Z., & Huang, Z. (2015, July). Experiments of glucose solution measurement based on the tunable pulsed laser induced photoacoustic

spectroscopy method. In *Pacific Rim Laser Damage 2015: Optical Materials for High-Power Lasers* (Vol. 9532, p. 95321Q). International Society for Optics and Photonics.

144. Cervantes-L, J., Cywiak, M., Olvera-R, O., & Cywiak, D. (2014). Measurement of glucose concentration in a thin turbid medium by a transmitted Gaussian beam. *Optics Communications*, 331, 239-243.

145. Ghorbani, R., & Schmidt, F.M. (2017). Real-time breath gas analysis of CO and CO₂ using an EC-QCL. *Applied Physics B*, 123(5), 144.

146. Yang, J., Zhou, J., Lv, Z., Wei, W., & Song, H. (2015). A real-time monitoring system of industry carbon monoxide based on wireless sensor networks. *Sensors*, 15(11), 29535-29546.

147. Tricoli, A., Nasiri, N., & De, S.Y. (2017). Wearable and miniaturized sensor technologies for personalized and preventive medicine. *Advanced Functional Materials*, 27(15), 19.

148. Szabra, D., Prokopiuk, A., Mikołajczyk, J., Ligor, T., Buszewski, B., & Bielecki, Z. (2017). Air sampling unit for breath analyzers. *Review of Scientific Instruments*, 88(11), 6.

149. Ходаковський, М., Будник, М., Кобзар, Т., & Крячок, Т. (2019). Використання мультисенсорного газоаналізатора для тестування складу повітря при диханні людини. *Системи керування та комп'ютери* (3), 60-69.

150. Hossain, M.R., Zhang, Q.F., Johnson, M., & Wang, D.L. (2018). Highly sensitive room-temperature sensor based on nanostructured k₂w₇o₂₂ for application in the non-invasive diagnosis of diabetes. *Sensors*, 18(11), 9.

151. Rydosz, A. (2018). Sensors for enhanced detection of acetone as a potential tool for noninvasive diabetes monitoring. *Sensors*, 18(7), 14.

152. Sorocki, J., & Rydosz, A. (2019). A prototype of a portable gas analyzer for exhaled acetone detection. *Applied Sciences-Basel*, 9(13), 13.

153. Huang, C.H., Zeng, C., Wang, Y.C., Peng, H.Y., Lin, C.S., Chang, C.J., & Yang, H.Y. (2018). A study of diagnostic accuracy using a chemical sensor array and a machine learning technique to detect lung cancer. *Sensors*, 18(9), 11.

156. Wakana, H., Yamada, M., Sakairi, M. (2018). Portable alcohol detection system with breath-recognition function. *Ieee Sensors*, 939-942.
157. Lau, H.C., Yu, J.B., Lee, H.W., Huh, J.S., & Lim, J.O. (2017). Investigation of exhaled breath samples from patients with alzheimer's disease using gas chromatography-mass spectrometry and an exhaled breath sensor system. *Sensors*, 17(8), 11.
158. Ghorbani, R., & Schmidt, F.M. (2017). Real-time breath gas analysis of CO and CO₂ using an EC-QCL. *Applied Physics B-Lasers and Optics*, 123(5), 11.
159. Henderson, B., Khodabakhsh, A., Metsala, M., Ventrillard, I., Schmidt, F.M., Romanini, D., Cristescu, S.M. (2018). Laser spectroscopy for breath analysis: Towards clinical implementation. *Applied Physics B-Lasers and Optics*, 124(8), 21.
160. Bielecki, Z., Stacewicz, T., Wojtas, J., Mikołajczyk, J., Szabra, D., & Prokopiuk, A. (2018). Selected optoelectronic sensors in medical applications. *Opto-Electronics Review*, 26(2), 122-133.
161. Azhar, M., Mandon, J., Neerincx, A. H., Liu, Z., Mink, J., Merkus, P., Harren, F.J.M. (2017). A widely tunable, near-infrared laser-based trace gas sensor for hydrogen cyanide (hcn) detection in exhaled breath. *Applied Physics B-Lasers and Optics*, 123(11), 7.
162. Bicer, A., Bounds, J., Zhu, F., Kolomenskii, A. A., Kaya, N., Aluauee, E., Schuessler, H. A. (2018). Sensitive spectroscopic analysis of biomarkers in exhaled breath. *International Journal of Thermophysics*, 39(6), 11.
163. Petrus, M., Bratu, A. M., & Popa, C. (2017). Spectroscopic analysis of breath ethylene and oxidative stress relation with glycaemic status in type 2 diabetes. *Optical and Quantum Electronics*, 49(1), 12.
164. Kobayashi, N., Usuda, T., Kanemoto, M., Takamura, Y., & Ukawa, T. (2003). *U.S. Patent No. 6,622,095*. Apparatus for determining concentrations of hemoglobins.

165. Suner, S., & McMurdy, J. (2009). Masimo Rad-57 Pulse CO-Oximeter™ for noninvasive carboxyhemoglobin measurement. *Expert review of medical devices*, 6(2), 125-130.
166. Barker, S.J., Curry, J., Redford, D., & Morgan, S. (2006). Measurement of carboxyhemoglobin and methemoglobin by pulse oximetry: a human volunteer study. *The Journal of the American Society of Anesthesiologists*, 105(5), 892-897.
167. Touger, M., Birnbaum, A., Wang, J., Chou, K., Pearson, D., & Bijur, P. (2010). Performance of the RAD-57 pulse CO-oximeter compared with standard laboratory carboxyhemoglobin measurement. *Annals of emergency medicine*, 56(4), 382-388.
168. Тимчик, Г.С., Терещенко, М.Ф., & Печена, М.Р. (2014). Моніторинг зміни температур при лазерній терапії. *Вісник НТУУ «КПІ». Серія: Приладобудування*, 47, 156-162.
169. Khan, A., Mansoor, A.B., & Butt, O.M. (2009). Design and Implementation of a Wearable Health Device. *Journal of Faculty of Engineering & Technology*, 22(2), 39-44.
170. Yesman, S.S., Veligotsky, D.V., Mamilov, S.O., Gisbrecht, A.I., Mircheva, V.S., & Zaharieva, L.B. (2019). Optical diagnostics of the condition of the cardio vascular system on the basis of optoelectronic methods. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 618(1), 2-7.
171. Велигоцький, Д.В., Стельмах, Н.В., Єсьман, С.С., та Мамілов, С.О. (2012). Апаратно-програмний комплекс для неінвазивного діагностування карбоксигемоглобіну в потоках крові. *Вісник КрНУ ім. М. Остроградського «Інформаційні системи і технології»*, 72(1), 71-74.
172. Велигоцький, Д.В., Стельмах, Н.В., Єсьман, С.С., та Мамілов, С.О. (2012). Мобільний пульсоксиметр. *Пат. № 68080 Україна*.
173. Webster, J.G. (1997). *Design of pulse oximeters*. CRC Press.
174. Potratz, R.S., & Kans, L. (1994). *U.S. Patent No. 5,351,685. Condensed Oximeter System With Noise Reduction Software*.

175. Мінов, О.М., Кравченко, В.Й., Плаксіє, Ю.С., та Мамілов, С.О. (2000). Спосіб визначення сатурації крові киснем. *Пат. № 31291 А Україна*.
176. Asimov, M.M., Asimov, R.M., Rubinov, A.N., Mamilov, S.A., & Plaksiy, Y.S. (2006, June). High sensitive pulse oximeter-spectrophotometer for laser-optical dosimetry in biology and medicine. In *Lasers for Measurements and Information Transfer 2005* (Vol. 6251, pp. 147-154). SPIE.
177. Zwart, A., Van Kampen, E. J., & Zijlstra, W. G. (1986). Results of routine determination of clinically significant hemoglobin derivatives by multicomponent analysis. *Clinical chemistry*, 32(6), 972-978.
178. Pieralli, C., Devillers, R., Tribillon, G.M., Barthelemy, J.C., & Geysant, A. (1995, February). Three wavelength optical oxymetry including the measurement of carboxyhemoglobin concentration. In *Medical Sensors II and Fiber Optic Sensors* (Vol. 2331, pp. 80-88). SPIE.
179. Hossain, S., Gupta, S.S., Kwon, T.H., & Kim, K.D. (2021). Derivation and validation of gray-box models to estimate noninvasive in-vivo percentage glycated hemoglobin using digital volume pulse waveform. *Scientific reports*, 11(1), 1-18.
180. Aviado, D.M. (1984). Carbon monoxide as an index of environmental tobacco smoke exposure. *European journal of respiratory diseases. Supplement*, 133, 47-60.
181. Велигоцький, Д.В., Стельмах, Н.В., Єсьман, С.С., та Мамілов С.О. (2011). Моделювання неінвазивного діагностування карбоксигемоглобіну в потоках крові в програмному середовищі «СО-monitor». *Нові технології*, 32(2), 55-61.
182. Велигоцький, Д.В., та Стельмах, Н.В. (2011). Комп'ютерна програма «СО-Monitor». *А.с. 38641. Україна*.
183. Yesman, S.S., Mamilov, S.O., Veligotsky, D.V., & Gisbrecht, A.I. (2016). Local changes in arterial oxygen saturation induced by visible and near-infrared light radiation. *Lasers in medical science*, 31(1), 145-149.

184. Mamilov, S.A., Esman, S.S., Veligoskiy, D.V., Asimov, M.M., & Gisbrecht, A. (2014). Wavelength Dependence of the Efficiency of in vivo Photolysis of Carboxyhemoglobin. *Journal of Applied Spectroscopy*, 81(3), 432-436.

185. Mamilov, S., Velyhotskyi, D., Yesman, S., Mysiura, A., Bekh, I., & Gisbrecht, A. (2020, April). Non-Invasive Assessment of Blood Glucose Changes with Near Infrared Sensor. In *2020 IEEE 40th International Conference on Electronics and Nanotechnology (ELNANO)* (pp. 536-540). IEEE.

186. Mamilov, S.O., Yesman, S.S., & Velyhotskyi, D.V. (2019, April). Investigation of the photodissociation quantum efficiency of hemoglobin derivatives. In *2019 IEEE 39th International Conference on Electronics and Nanotechnology (ELNANO)* (pp. 466-470). IEEE.

187. Мамілов, С.О., Єсьман, С.С., Велигоцький, Д.В., та Голуб, В.А. (2013). Спосіб дезактивації карбоксигемоглобіну в крові. *Пат. № 86015 Україна*.

ДОДАТОК А

Список опублікованих праць за темою дисертації

Статті у наукових фахових виданнях

1. Велигоцький, Д.В., Стельмах, Н.В., Єсьман, С.С., та Мамілов С.О. (2011). Моделювання неінвазивного діагностування карбоксигемоглобіну в потоках крові в програмному середовищі «СО-monitor». *Нові технології*, 32(2), 55-61. (ISSN: 1810-3049). (Здобувачем розроблено алгоритми та програмне забезпечення для неінвазивного визначення та моніторингу сатурації карбоксигемоглобіну та оксигемоглобіну в крові).
2. Велигоцький, Д.В., Стельмах, Н.В., Єсьман, С.С., та Мамілов, С.О. (2012). Апаратно-програмний комплекс для неінвазивного діагностування карбоксигемоглобіну в потоках крові. *Вісник КрНУ ім. М. Остроградського «Інформаційні системи і технології»*, 72(1), 71-74. (ISSN: 2072-8263). (Здобувачем запропоновано схемотехнічну та програмну реалізацію модуля неінвазивного визначення та моніторингу сатурації карбоксигемоглобіну та оксигемоглобіну в крові).
3. Mamilov, S.A., Esman, S.S., Veligoskiy, D.V., Asimov, M.M., & Gisbrecht, A. (2014). Wavelength Dependence of the Efficiency of in vivo Photolysis of Carboxyhemoglobin. *Journal of Applied Spectroscopy*, 81(3), 432-436. (ISSN: 1573-8647. Включене до баз даних **WoS** та **Scopus**). (Здобувачем досліджено вплив взаємодії оптичного випромінювання видимого діапазону з карбоксигемоглобіном артеріальної крові *in vivo*).
4. Yesman, S.S., Mamilov, S.O., Veligotsky, D.V., & Gisbrecht, A.I. (2016). Local changes in arterial oxygen saturation induced by visible and near-infrared light radiation. *Lasers in medical science*, 31(1), 145-149. (ISSN: 1435-604X. Включене до баз даних **WoS** та **Scopus, Q1**). (Здобувачем досліджено вплив лазерного випромінювання на рівень оксигемоглобіну у кровоносних судинах та його залежність від довжини хвилі).

5. Yesman, S.S., Veligotsky, D.V., Mamilov, S.O., Gisbrecht, A.I., Mircheva, V.S., & Zaharieva, L.B. (2019). Optical diagnostics of the condition of the cardio vascular system on the basis of optoelectronic methods. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 618(1), 2-7. (ISSN: 1757-899X. Включене до бази даних **Scopus**). (Здобувачем розроблено принципи оцінки серцевої системи за аналізом фотоплетизмографічних сигналів).

6. Stelmakh, O.P., Stetsenko, I.V., & Velyhotskyi, D.V. (2020). Information technology of video data processing for traffic intensity monitoring. *Control Systems and Computers*, 3, 50-59. (ISSN: 2706-8153). (Здобувачем проаналізовано цифрові дані з допомогою нейронних мереж).

7. Mamilov, S., Esman, S., Velyhotsky, D., & Gisbrecht, A. (2022). Non-invasive study of changes in venous oxygen saturation. *General Medicine*, 24(2), 26-28. (ISSN: 1311-1817. Включене до бази даних **Scopus**). (Здобувачем досліджено вплив взаємодії оптичного випромінювання видимого діапазону з оксигемоглобіном венозної крові *in vivo*).

Авторські свідоцтва

8. Велигоцький, Д.В., та Стельмах, Н.В. (2011). Комп'ютерна програма «СО-Monitor». А.с. 38641. Україна. (Здобувачем розроблено код програмного забезпечення «СО-Monitor»).

Патенти на корисну модель

9. Велигоцький, Д.В., Стельмах, Н.В., Єсьман, С.С., та Мамілов, С.О. (2012). Мобільний пульсоксиметр. Пат. на корис. модел. № 68080 Україна. (Здобувачем розроблено схематехнічну структуру модуля неінвазивного визначення та моніторингу сатурації карбоксигемоглобіну та оксигемоглобіну в крові).

10. Мамілов, С.О., Єсьман, С.С., Велигоцький, Д.В., та Голуб, В.А. (2013). Спосіб дезактивації карбоксигемоглобіну в крові. Пат. на корис. модел. № 86015 Україна. (Здобувачем проаналізовано існуючі методи та засоби зниження рівня карбоксигемоглобіну в тілі людини під час інтоксикації).

Матеріали конференцій

11. Велигоцький, Д.В., Єсьман, С.С., Мамілов, С.О., Асімов, М.М., та Гізберхт А. (2010, листопад). Метод уточнення неінвазивного діагностування карбоксигемоглобіну в потоках крові // *На XI конференції з біоніки, біокібернетики та прикладної біофізики* (с. 17). (Здобувачем запропоновано метод неінвазивного визначення сатурації карбоксигемоглобіну в крові).

12. Велигоцький, Д.В., Єсьман, С.С., та Мамілов, С.О. (2010, листопад). Прилад для неінвазивного діагностування карбоксигемоглобіну в потоках крові. *На IX Міжнародній науково-технічній конференції «Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об'єктів»* (с. 44-46). (Здобувачем запропонована ідея схемотехнічної та програмної реалізації модуля неінвазивного визначення та моніторингу сатурації карбоксигемоглобіну та оксигемоглобіну в крові).

13. Велигоцький, Д.В., Стельмах, Н.В., Єсьман, С.С., та Мамілов С.О. (2011, березень). Апаратно-програмний комплекс для неінвазивного визначення вмісту карбоксигемоглобіну в крові. *На II Міжнародній конференції «Біомедична інженерія і технологія»* (с. 25-26). (Здобувачем створена математична модель неінвазивного визначення сатурації карбоксигемоглобіну та оксигемоглобіну в крові).

14. Велигоцький, Д.В., Стельмах, Н.В., Єсьман, С.С., та Мамілов, С.О. (2011, квітень). Розробка датчика для неінвазивного діагностування карбоксигемоглобіну в потоках крові. *На IV Науково-практичній конференції студентів та аспірантів «Погляд у майбутнє приладобудування»* (с. 267). (Здобувачем розроблено конструкцію трьоххвильового датчика для модуля неінвазивного визначення та моніторингу сатурації карбоксигемоглобіну та оксигемоглобіну в крові).

15. Велигоцький, Д.В., Стельмах, Н.В., Єсьман, С.С., та Мамілов, С.О. (2011, квітень). Програмний комплекс «CO-monitor». *На 15-й Ювілейній міжнародній молодіжній конференції «Радіоелектроніка і молодь в XXI столітті»* (с. 236-237). (Здобувачем експериментально досліджувалось

неінвазивне визначення сатурації карбоксигемоглобіну та оксигемоглобіну в крові).

16. Велигоцький, Д.В., Стельмах, Н.В., Єсьман, С.С., та Мамілов, С.О. (2011, листопад). СО-оксиметр. На *X Міжнародній науково-технічній конференції «Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об'єктів»* (с. 54-55).

17. Velygotsky, D.V., Mamilov, S.O., Yesman, S.S., & Stelmach, N.V. (2011, December). Non-invasive measurement of carboxyhemoglobin in blood flow. In *11th Kharkiv Young Scientists Conference on Radiophysics, Electronics, Photonics and Biophysics*, (p. 147). (Здобувачем проаналізовані основні методи та засоби моніторингу стану людини під час інтоксикації монооксидом вуглецю).

18. Велигоцький, Д.В., Стельмах, Н.В., та Бусленко, Д.В., (2012, квітень). Сканер для неінвазивного вимірювання відносної концентрації карбоксигемоглобіну в потоках крові. На *V Науково-практичній конференції студентів та аспірантів «Погляд у майбутнє приладобудування»* (с. 207). (Здобувачем експериментально досліджувалось неінвазивне визначення сатурації карбоксигемоглобіну та оксигемоглобіну в крові у осіб, що палять та не палять).

19. Мамілов, С.О., Єсьман, С.С., Велигоцький, Д.В., Асімов, М.М., та Гізберхт, А. (2013, березень). Метод уточнення неінвазивного діагностування карбоксигемоглобіну в потоках крові. На *XII міжнародній конференції з біоніки і прикладної біофізики* (с. 55). (Здобувачем проаналізовані основні причини та наслідки інтоксикації монооксидом вуглецю).

20. Mamilov, S.A., Yesman, S.S., Velygotsky, D.V., & Misyura, A.G. (2013, June). Effect of laser blood irradiation on the concentration of carboxyhemoglobin. In *IXth International young scientists' conference on applied physics* (pp. 144-145). (Здобувачем розроблено алгоритм неінвазивного визначення карбоксигемоглобіну під час оптичного опромінення досліджуваної ділянки).

21. Mamilov, S.O., Yesman, S.S., Gizbreht, A., & Velygotsky, D.V. (2013, October). Photolysis efficiency dependence of carboxyhemoglobin in vivo from the

wavelength. In *XIII International conference "Electronics and applied physics"* (pp. 91-92).

22. Велигоцький, Д.В., Мамілов, С.О., та Єсьман, С.С. (2014, березень). Експериментальні дослідження квантового виходу фотодисоціації різних форм гемоглобіну. На *XII міжнародній науково-практичній конференції студентів, аспірантів та молодих вчених «Шевченківська весна – 2014»* (с. 81-83). (Здобувачем досліджено квантовий вихід фотодисоціації різних форм гемоглобіну).

23. Велигоцький, Д.В. (2014, квітень). Система контролю за станом отруєних чадним газом і курінням. На *18-му міжнародному молодіжному форумі «Радиоэлектроника и молодежь в XXI веке»* (с. 180-181). (Здобувачем розроблено конструкцію модуля визначення СО у видихуваному повітрі).

24. Veligodski, D.V., Misyura, A.G., Mamilov, S.A., & Esman, S.S. (2014, June). Monitor system for controlling the carbon monoxide poisoning and smoking. In *XIV-th International young scientists' conference on applied physics* (pp. 150-151). (Здобувачем запропоновано методологію одночасного неінвазивного визначення та моніторингу сукупності показників реакції декількох систем життєзабезпечення для раннього діагностування глибини і упередження важкого стану інтоксикованих осіб).

25. Mamilov, S.A., Esman, S.S., Veligodski, D.V., Asimov, M.M., Borisova, E.G., & Gisbrecht, A.I. (2014, January). The impact of laser radiation on the photodissociation of carboxyhemoglobin in blood. In *Saratov Fall Meeting 2013: Optical Technologies in Biophysics and Medicine XV; and Laser Physics and Photonics XV* (Vol. 9031, pp. 1-6). International Society for Optics and Photonics. (Включене до баз даних **WoS** та **Scopus**). (Здобувачем досліджено процес фотодисоціації карбоксигемоглобіну в крові під дією лазерного випромінювання у видимому спектральному діапазоні від 405 до 700 нм через шкіру).

26. Велигоцький, Д.В., Мисюра, А.Г., Мамілов, С.О., та Єсьман, С.С. (2015, квітень). Фотодисоціація молекул окси- та карбоксигемоглобіну в артеріальній крові. На *науково-практичній конференції актуальні питання*

біомедичної та реабілітаційної інженерії (с. 18). (Здобувачем досліджено вплив взаємодії видимого та ближнього інфрачервоного діапазону з окси- та карбоксигемоглобіном артеріальної крові *in vivo*).

27. Велигоцький, Д.В., Мисюра, А.Г., Мамілов, С.О., та Єсьман, С.С. (2015, квітень). Електронно оптичний прилад діагностування стану отруєних чадним газом і шкідливими випарами. На науково-практичній конференції актуальні питання біомедичної та реабілітаційної інженерії (с. 19). (Здобувачем розроблено конструкцію модуля визначення CO та CO₂ у видихуваному повітрі).

28. Велигоцький, Д.В., Мисюра, А.Г., Мамілов, С.О., та Єсьман, С.С. (2015, березень). Електронне медичне діагностування стану отруєних чадним газом і шкідливими випарами при рятувальних діях. На міжнародній науково-технічній конференції радіотехнічні поля, сигнали, апарати та системи (с. 203-205). (Здобувачем розроблено схемотехнічні засоби одночасного неінвазивного визначення та моніторингу сукупності показників реакції декількох систем життєзабезпечення).

29. Велигоцький, Д.В., Мисюра, А.Г., Мамілов, С.О., та Єсьман, С.С. (2015, April). Визначення концентрації монооксиду вуглецю в потоках крові трьохвильовим оптоелектронним датчиком. In *VII International Conference on Optoelectronic Information Technologies Photonics-ODS 2015* (p. 74). (Здобувачем проаналізовано спектральні характеристики фракцій гемоглобіну: окси-, дезокси- та карбоксигемоглобіну).

30. Velyhotskyi, D., Misyura, A., Mamilov, S., & Esman, S. (2015, October). Monitor diagnosing cardiovascular system of human poisoning by carbon monoxide and harmful fumes. In *International young scientists forum on applied physics (YSF-2015)* (pp. 150-153). (Здобувачем запропоновано методику визначення екстрасистолії, брадикардії, тахікардії у роботі серця з використанням гістограмного розподілу кардіоінтервалу).

31. Mamilov, S.O., Yesman, S.S., & Velyhotskyi, D.V. (2019, April). Investigation of the photodissociation quantum efficiency of hemoglobin derivatives.

In *2019 IEEE 39th International Conference on Electronics and Nanotechnology (ELNANO)* (pp. 466-470). IEEE. (Включене до баз даних **WoS** та **Scopus**). (Здобувачем досліджено граничну квантову ефективність взаємодії світла з оксигемоглобіном та карбоксигемоглобіном на довжинах хвиль 525, 605 та 850 нм).

32. Velyhotskyi, D.V., Yesman, S.S., & Mamilov, S.O. (2019, October). Assessment of blood glucose changes with non-invasive sensor. In *NANOBIOPHYSICS: Fundamental and Applied Aspects (NBP-2019)* (p. 93). (Здобувачем досліджено зміни оптичних сигналів на довжині хвилі 940 нм під час зміни рівня глюкози в артеріальній крові).

33. Mamilov, S., Velyhotskyi, D., Yesman, S., Mysiura, A., Bekh, I., & Gisbrecht, A. (2020, April). Non-Invasive Assessment of Blood Glucose Changes with Near Infrared Sensor. In *2020 IEEE 40th International Conference on Electronics and Nanotechnology (ELNANO)* (pp. 536-540). IEEE. (Включене до баз даних **WoS** та **Scopus**). (Здобувачем досліджено зміни оптичних сигналів видимого та ближнього інфрачервоного діапазону під час зміни рівня глюкози в артеріальній крові).

34. Velyhotskyi, D., & Mysiura, A. (2021, June). Detection of carbon monoxide in exhaled air. In *II International Advanced Study Conference "Condensed Matter & Low Temperature Physics"* (p. 148). (Здобувачем проведено експериментальне калібрування датчика CO).

35. Piiukha, M., Mamilov, S., Velyhotskyi, D., Bekh, I., & Strykun, O. (2021, November). Software and Hardware Implementation of Current Monitoring Methods on Changes in the Health Status of Carbon Monoxide Poisoned. In *2021 International Conference on e-Health and Bioengineering (EHB)* (pp. 1-4). IEEE. (Включене до баз даних **WoS** та **Scopus**). (Здобувачем розроблено алгоритми для неінвазивного визначення та моніторингу сатурації карбоксигемоглобіну та оксигемоглобіну в крові).

ДОДАТОК Б

Акти практичного впровадження

“ЗАТВЕРДЖУЮ”

Декан факультету радіофізики, електроніки та комп'ютерних систем

Київського національного університету імені Тараса Шевченка



к.ф.-м.н., доцент Андрій НЕТРЕБА

«18» 06 2021 р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

результатів дисертаційної роботи в навчальний процес
факультету радіофізики, електроніки та комп'ютерних систем
Київського національного університету імені Тараса Шевченка

Ми, що нижче підписалися, заст. декана з навчальної роботи факультету радіофізики, електроніки та комп'ютерних систем Олексій НЕЧИПОРУК та завідувач кафедри радіотехніки та радіоелектронних систем Ігор АНІСІМОВ, склали даний акт про те, що результати дисертаційної роботи Велигоцького Дмитра Володимировича «Неінвазивний моніторинг стану людини при інтоксикації монооксидом вуглецю» використовуються у навчальному процесі на кафедрі радіотехніки та радіоелектронних систем факультету радіофізики, електроніки та комп'ютерних систем Київського національного університету імені Тараса Шевченка при виконанні студентами кафедри курсових та дипломних робіт.

Заст. декана з навчальної роботи
факультету радіофізики, електроніки
та комп'ютерних систем
к.ф.-м.н., доцент

Олексій НЕЧИПОРУК

Завідувач кафедри радіотехніки
та радіоелектронних систем
д.ф.-м.н., професор

Ігор АНІСІМОВ

Затверджую

Директор Інституту прикладних проблем
фізики і біофізики НАН України

к.ф.м.н.

С.О. Мамілов

20 21 р.

АКТ

Про впровадження результатів кандидатської дисертації

Велигоцького Дмитра Володимировича

«Неінвазивний моніторинг стану людини при інтоксикації монооксидом вуглецю»

- у НДР «Динаміка і структура процесів лазеростимульованої редукції комплексів гемоглобіну при дистанційному опромінюванні» (2011-2014 рр. державний реєстраційний номер 0110U007213), керівник к.ф.м.н. Мамілов С.О.;

- у НДР «Дослідження міжфракційних змін в молекулах гемоглобіну під впливом лазерного опромінювання в рухомій крові і їх вплив на гіпоксичні та ацидозні процеси» (2015-2018 рр. державний реєстраційний номер 0114U004927), керівник к.ф.м.н. Мамілов С.О.;

- у науково-технічному проєкті «Створення технології і засобів діагностування стану отруєних чадним газом і шкідливими випарами при аварійно-рятувальних діях, невідкладній медичній допомозі і інтенсивній терапії» (2015 р., державний реєстраційний номер 0115U004144), керівник д.б.н. Мисюра А.Г.;

- у НДР молодих вчених «Дослідження міжфракційних змін в молекулах гемоглобіну рухомої крові при використанні електронної системи паління і їх корекції» (2019-2020 рр. державний реєстраційний номер 0119U102373), керівник Велигоцький Д.В.

В процесі виконання згаданих НДР основний внесок дисертанта у вигляді науково-практичних результатів полягає в наступному:

1. Здійснений аналіз публікацій, присвячених існуючим засобам та методам моніторингу фізіологічних показників людини під час інтоксикації шкідливими випарами – блокаторами гемоглобіну, який дозволив оцінити сучасний рівень техніки моніторингу здоров'я людини та основні тенденції досліджень в області виявлення рівнів отруєння неінвазивними засобами.

2. Розроблені програмні алгоритми та засоби для обробки фізіологічних сигналів, таких як фотоплетизмографія, сигнали витратомірів повітряного потоку та датчиків газу для моніторингу сукупності показників фізіологічного стану людини.

3. Розроблено архітектуру інтелектуальної системи моніторингу сукупності показників порушення стану життєвих функцій людини при отруєнні шкідливим випарами – блокаторами гемоглобіну.

4. В результаті проведення експериментальних досліджень отримано набори даних, які призначені для використання у розробці та верифікації нових моделей прийняття управлінських рішень в медицині.

Вчений секретар, к.х.н.

Ковтун Г.І.

ДОДАТОК В**Частина програмного коду розробленого портативного монітору
«MP-01»****Код програми**

```
#include <mbed.h>
#include "gui.h"
#include "HelloWindow.h"
#include "System1RealWindow.h"
#include "HistoModel.h"
#include "HistoWindow.h"
#include "TableWindow.h"
#include "TableModel.h"
#include "StartWindow.h"

int main() {
    static Timer timer;
    timer.start();
    static Gui gui;
    gui.init();

    // HelloWorld window(nullptr);
    // window.load();
    // System1RealWindow window(nullptr);
    // window.load();

    // static HistoModel model(0.6, 2.6, 0.2);
    // static HistoModel model(10, 36, 2);
    // static HistoModel model(82, 100, 2);
```



```
// static HistoWindow window(nullptr);
// window.setModel(&model);

// Common::eventQueue.call_every(3000, [&model] {
//     model.addValue(0.6 + 0.1);
//     model.addValue(1.4 + 0.2);
//     model.addValue(2.4 + 0.2);
// });

// Common::eventQueue.call_every(1000, [&model] {
//     model.addValue(1 + 0.2);
// });

// Common::eventQueue.call_every(1400, [&model] {
//     model.addValue(0.8 + 0.2);
// });

// Common::eventQueue.call_every(1600, [&model] {
//     model.addValue(1.2 + 0.2);
// });

// Common::eventQueue.call_every(3000, [&model] {
//     model.addValue(14);
//     for(int i = 0; i < 6; i++)
//         model.addValue(20);
//     for(int i = 0; i < 7; i++)
//         model.addValue(22);
//     for(int i = 0; i < 10; i++)
//         model.addValue(16);
//     for(int i = 0; i < 16; i++)
```

```
//     model.addValue(18);
// });

// Common::eventQueue.call_every(3000, [&model] {
//     model.addValue(92);
//     for(int i = 0; i < 2; i++)
//         model.addValue(94);
//     for(int i = 0; i < 6; i++)
//         model.addValue(96);
//     for(int i = 0; i < 10; i++)
//         model.addValue(100);
//     for(int i = 0; i < 1; i++)
//         model.addValue(102);
//     for(int i = 0; i < 20; i++)
//         model.addValue(98);
// });

// static System1RealWindow window(nullptr);

static TableModel model;
static TableElement e1;
e1.min = 14;
e1.avarage = 16;
e1.max = 12;
e1.title = "ЧД, ВИД/ХВ";
static TableElement e2;
e2.min = 8;
e2.avarage = 9;
e2.max = 10;
e2.title = "ОД, Л.";
```

```
static TableElement e13;  
e13.min = 98;  
e13.avarage = 96;  
e13.max = 94;  
e13.title = "SaO2, %";  
static TableElement e14;  
e14.min = 4;  
e14.avarage = 3;  
e14.max = 5;  
e14.title = "SpCO, %";  
static TableElement e15;  
e15.min = 70;  
e15.avarage = 68;  
e15.max = 60;  
e15.title = "ЧСС, уд/хв";  
static TableElement e16;  
e16.min = 1;  
e16.avarage = 1;  
e16.max = 1.2;  
e16.title = "Кардіоцикл, сек";  
static TableElement e17;  
e17.min = 6;  
e17.avarage = 7.5;  
e17.max = 7;  
e17.title = "Об'єм, л.";  
static TableElement e18;  
e18.min = 60;  
e18.avarage = 50;  
e18.max = 65;  
e18.title = "Аримтія, %";
```

```
static TableElement e19;
e19.min = 10;
e19.avarage = 15;
e19.max = 20;
e19.title = "Екстрасист., %";

model.addElement(1, &e11);
model.addElement(2, &e12);
model.addElement(3, &e13);
model.addElement(4, &e14);
// model.addElement(5, &e15);
// model.addElement(6, &e16);
// model.addElement(7, &e17);
// model.addElement(8, &e18);
// model.addElement(9, &e19);

static TableWindow window(nullptr);
window.setModel(&model);

// static StartWindow window(nullptr);
window.load();

gui.run();
Common::eventQueue.dispatch_forever();
}
```

ДОДАТОК Г

**Розрахунок похибок визначення об'ємів повітря крильчато-
тахометричним витратоміром**

На стендах визначались об'єми повітря крильчато-тахометричним витратоміром в діапазоні від 1 до 9 л, після чого розраховувались похибки визначення об'ємів. Отримані дані занесені до табл. Г.1. На рис. Г.1. зображено передавальну характеристику крильчато-тахометричного витратоміра, яка демонструє високу лінійність з коефіцієнтом регресії $R^2=0,989$.

Абсолютна похибка визначалась за наступною формулою:

$$\Delta X = \frac{\Delta X_1 + \Delta X_2 + \Delta X_3 + \dots + \Delta X_n}{n} \quad \text{Г.1}$$

де $\Delta X_i = X_i - X_{\text{сер}}$, X_i – i -ий вимір частоти вихідного імпульсу тахометричного датчика, $X_{\text{сер}}$ – середнє арифметичне вимірів частоти вихідного імпульсу тахометричного датчика.

Відносна похибка визначалась за наступною формулою:

$$\delta = \frac{\Delta X}{X_i} \cdot 100\% \quad \text{Г.2}$$

Середня квадратична похибка визначалась за наступною формулою:

$$S = \sqrt{\sum_{i=1}^n \frac{(X_i - X_{\text{сер}})^2}{n-1}} \quad \text{Г.3}$$

Таблиця. Г.1. Дані градууювальник вимірювань крильчато-тахометричного витратоміра та розраховані похибки

№ вим.	Витрати, л/сек	Частота вихідного імпульсу X_i , Гц	Середнє арифметичне $X_{\text{сер}}$, Гц	Абсолютна похибка ΔX , Гц	Відносна похибка δ , %	Середня квадратична похибка S
1	1	64	64,4	0,72	1,125	0,894
2		65			1,108	
3		63			1,143	
4		65			1,108	
5		65			1,108	
1	2	97	97	0,4	0,412	0,707
2		96			0,417	

3		97			0,412	
4		97			0,412	
5		98			0,408	
1		145			0,441	
2		144			0,444	
3	3	145	144,8	0,64	0,441	0,837
4		146			0,438	
5		144			0,444	
1		192			0,458	
2		193			0,456	
3	4	194	193,4	0,88	0,454	1,140
4		193			0,456	
5		195			0,451	
1		241			0,266	
2		240			0,267	
3	5	242	240,8	0,64	0,264	0,837
4		241			0,266	
5		240			0,267	
1		283			0,311	
2		282			0,312	
3	6	281	282,6	0,88	0,313	1,140
4		284			0,310	
5		283			0,311	
1		318			0,201	
2		319			0,201	
3	7	317	317,8	0,64	0,202	0,837
4		317			0,202	
5		318			0,201	
1		357			0,179	
2		358			0,179	
3	8	357	357,2	0,64	0,179	0,837
4		358			0,179	
5		356			0,180	
1		392			0,102	
2		393			0,102	
3	9	393	393	0,4	0,102	0,707
4		394			0,102	
5		393			0,102	

Далі були отримані середні значення похибок:

- середня абсолютна похибка – 0,65;
- середня відносна похибка – 0,39%;

- середня квадратична похибка – 0,88.

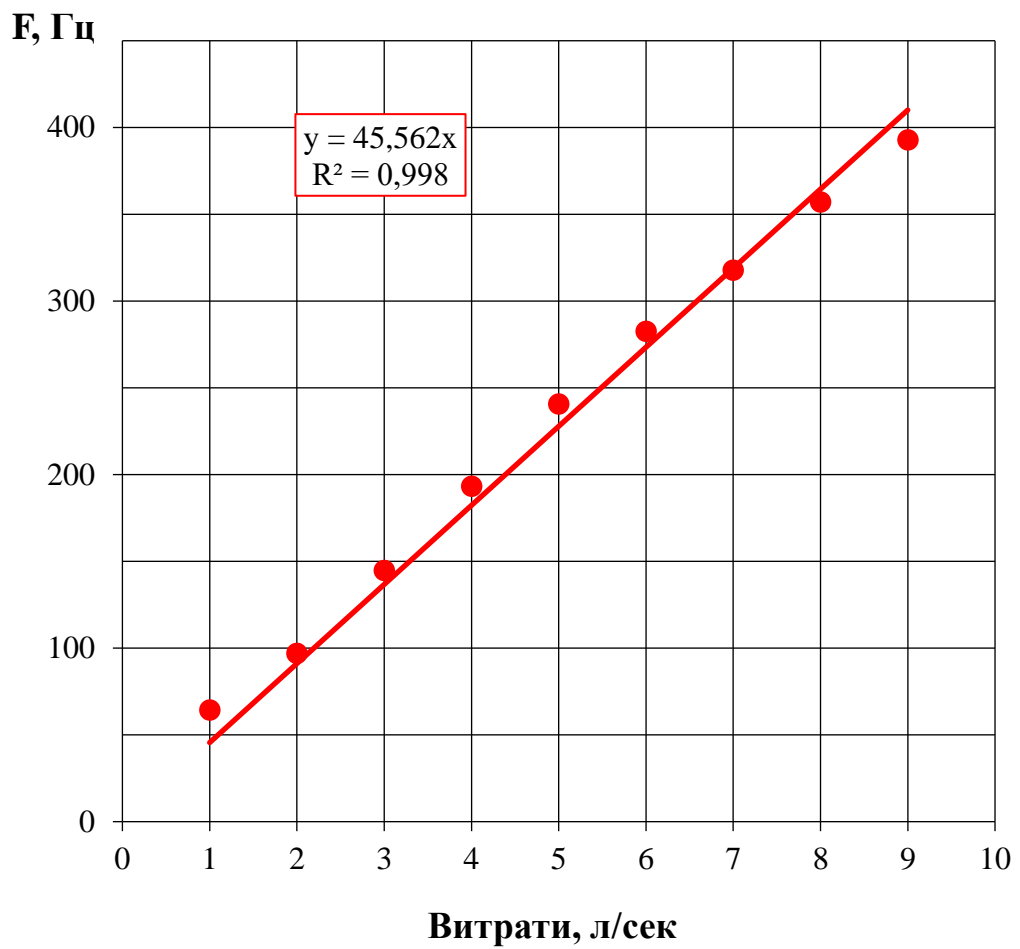


Рис. Г.1. Передавальна характеристика крильчато-тахометричного витратоміра

ДОДАТОК Д

Оцінювання точності визначення SaO_2 за допомогою розробленого апаратно-програмного комплексу «MP-01»

Для оцінювання точності визначення SaO_2 за допомогою розробленого апаратно-програмного комплексу «MP-01» були проведені експериментальні дослідження в яких прийняли участь працівники Інституту прикладних проблем фізики і біофізики НАН України (табл. Д.1).

Таблиця. Д.1. Інформація про учасників експериментальних досліджень

Загальна інформація	Кількість
Всього учасників	6
Проведено експериментальних вимірювань	103
Кількість днів	5
Стать	
Чоловіків	4
Жінок	2
Вік	
Від 30 до 40 років	5
Від 40 років	1

Під час експерименту на працівникові закріплювався фотоплетизмографічний датчик та реєструвалась фотоплетизмограма протягом однієї хвилини. За отриманими даними визначалось середнє SaO_2 програмно. Одночасно, кожні 15 сек, реєструвались значення SaO_2 комерційним оксиметром CMS50D (виробництва Contec) протягом однієї хвилини та розраховувалось середнє SaO_2 . Далі порівнювались отримані результати та розраховувалась точність.

Абсолютна похибка визначалась за формулою (Г.1), а відносна похибка визначалась за формулою (Г.2) (додаток Г). Результати представлені в табл. Д.2. Абсолютна похибка дорівнює 0,8%, а максимальна відносна похибка – 0,98%. Спостерігається достатня кореляція між отриманими значеннями для двох

приладів – коефіцієнт регресії $R^2=0,74$ (рис. Д.1), що також демонструється проведеним експериментом з диханням у замкнутий простір для штучного зниження сатурації кисню нижче 90% (рис. Д.2).

Таблиця. Д.2. Результати проведених досліджень

№ вимірювання	SaO ₂ (CMS50D), %	SaO ₂ (MP-01), %	Абсолютна похибка ΔX_i , %	Відносна похибка δ , %
Вимір №1	97,75	96,1	1,65	0,91
Вимір №2	97,25	96,19	1,06	0,91
Вимір №3	97	95,95	1,05	0,91
Вимір №4	90,75	92,65	1,9	0,94
Вимір №5	91,75	92,44	0,69	0,95
Вимір №6	91,67	93,15	1,49	0,94
Вимір №7	96	94,59	1,41	0,92
Вимір №8	95,5	94,5	1	0,92
Вимір №9	96	94,48	1,52	0,92
Вимір №10	97,5	97,82	0,32	0,89
Вимір №11	97	97,42	0,42	0,9
Вимір №12	96,67	97,3	0,64	0,9
Вимір №13	98	95,09	2,91	0,92
Вимір №14	97,75	94,76	2,99	0,92
Вимір №15	97,8	95,18	2,62	0,92
Вимір №16	96	96,15	0,15	0,91
Вимір №17	96	96,32	0,32	0,91
Вимір №18	96	95,9	0,1	0,91
Вимір №19	96,75	95,35	1,4	0,92
Вимір №20	97	95,06	1,94	0,92
Вимір №21	97	94,72	2,28	0,92
Вимір №22	96	95,96	0,04	0,91
Вимір №23	95,25	95,62	0,37	0,91
Вимір №24	95,6	95,68	0,08	0,91
Вимір №25	96,25	95,81	0,44	0,91
Вимір №26	96,25	95,64	0,61	0,91
Вимір №27	96,2	95,48	0,72	0,92
Вимір №28	96,5	96,18	0,32	0,91
Вимір №29	96,5	95,98	0,52	0,91
Вимір №30	96	95,85	0,15	0,91
Вимір №31	96	95,94	0,06	0,91
Вимір №32	94,75	94,67	0,08	0,92
Вимір №33	95	94,87	0,13	0,92
Вимір №34	96,75	97,54	0,79	0,9
Вимір №35	96,25	97,17	0,92	0,9
Вимір №36	96	97,01	1,01	0,9
Вимір №37	95,5	93,5	2	0,93

Вимір №38	95,25	93,78	1,47	0,93
Вимір №39	94,4	92,45	1,95	0,95
Вимір №40	96,75	98,17	1,42	0,89
Вимір №41	96,25	97,28	1,03	0,9
Вимір №42	96	97,31	1,31	0,9
Вимір №43	95,75	97,64	1,89	0,89
Вимір №44	95,25	98,18	2,93	0,89
Вимір №45	94,4	97,66	3,26	0,89
Вимір №46	93,75	96,77	3,02	0,9
Вимір №47	96,25	95,21	1,04	0,92
Вимір №48	97	97,05	0,05	0,9
Вимір №49	96,5	97,62	1,12	0,9
Вимір №50	98	98,02	0,02	0,89
Вимір №51	96,4	97,03	0,63	0,9
Вимір №52	95,5	96,57	1,07	0,9
Вимір №53	96	96,99	0,99	0,9
Вимір №54	96	97,21	1,21	0,9
Вимір №55	96,75	96,65	0,1	0,9
Вимір №56	96	96,29	0,29	0,91
Вимір №57	95,2	96,04	0,84	0,91
Вимір №58	95,5	95,55	0,05	0,91
Вимір №59	95	95,66	0,66	0,91
Вимір №60	96,2	95,77	0,43	0,91
Вимір №61	96,25	96,01	0,24	0,91
Вимір №62	95,75	95,19	0,56	0,92
Вимір №63	95,2	94,68	0,52	0,92
Вимір №64	96,75	96,62	0,13	0,9
Вимір №65	96,25	95,9	0,35	0,91
Вимір №66	95,8	95,58	0,22	0,91
Вимір №67	96	97	1	0,9
Вимір №68	97	97	0	0,9
Вимір №69	97	96	1	0,91
Вимір №70	97	97	0	0,9
Вимір №71	97	96	1	0,91
Вимір №72	97	97	0	0,9
Вимір №73	97	97	0	0,9
Вимір №74	97	96	1	0,91
Вимір №75	95	95	0	0,92
Вимір №76	95	95	0	0,92
Вимір №77	95	95	0	0,92
Вимір №78	94	94	0	0,93
Вимір №79	95	95	0	0,92
Вимір №80	94	94	0	0,93
Вимір №81	93	94	1	0,93
Вимір №82	93	93	0	0,94
Вимір №83	93	94	1	0,93
Вимір №84	93	93	0	0,94

Вимір №85	93	93	0	0,94
Вимір №86	92	92	0	0,95
Вимір №87	92	92	0	0,95
Вимір №88	92	92	0	0,95
Вимір №89	92	91	1	0,96
Вимір №90	91	91	0	0,96
Вимір №91	91	91	0	0,96
Вимір №92	91	91	0	0,96
Вимір №93	90	90	0	0,97
Вимір №94	89	90	1	0,97
Вимір №95	89	89	0	0,98
Вимір №96	88	89	1	0,98
Вимір №97	99	97	2	0,9
Вимір №98	98	97	1	0,9
Вимір №99	98	97	1	0,9
Вимір №100	98	96	2	0,91
Вимір №101	98	96	2	0,91
Вимір №102	98	98	0	0,89
Вимір №103	98	97	1	0,9

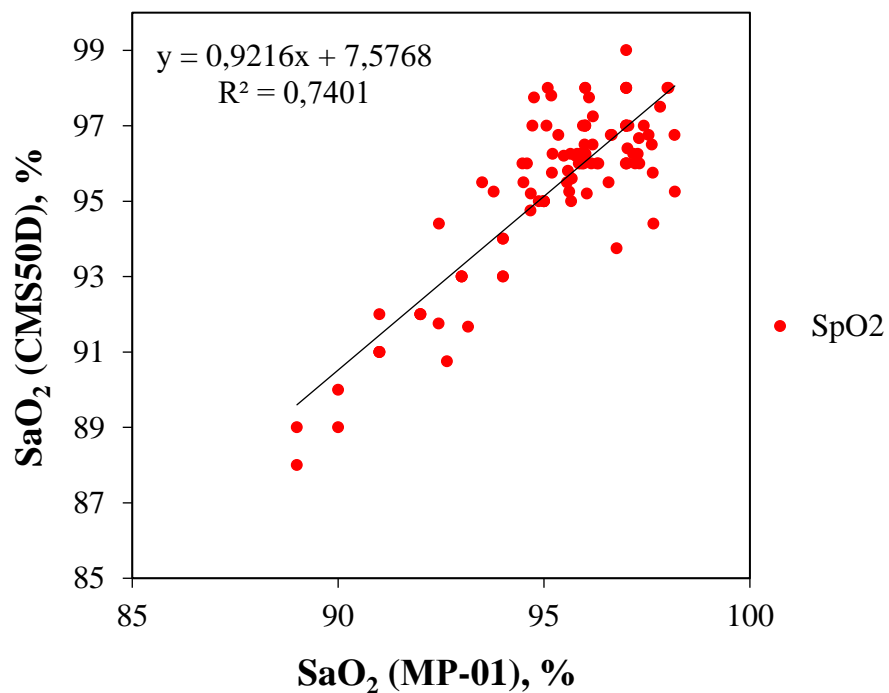


Рис. Д.1. Кореляція визначення SaO₂ між комерційним пульсоксиметром CMS50D та розробленим «MP-01»

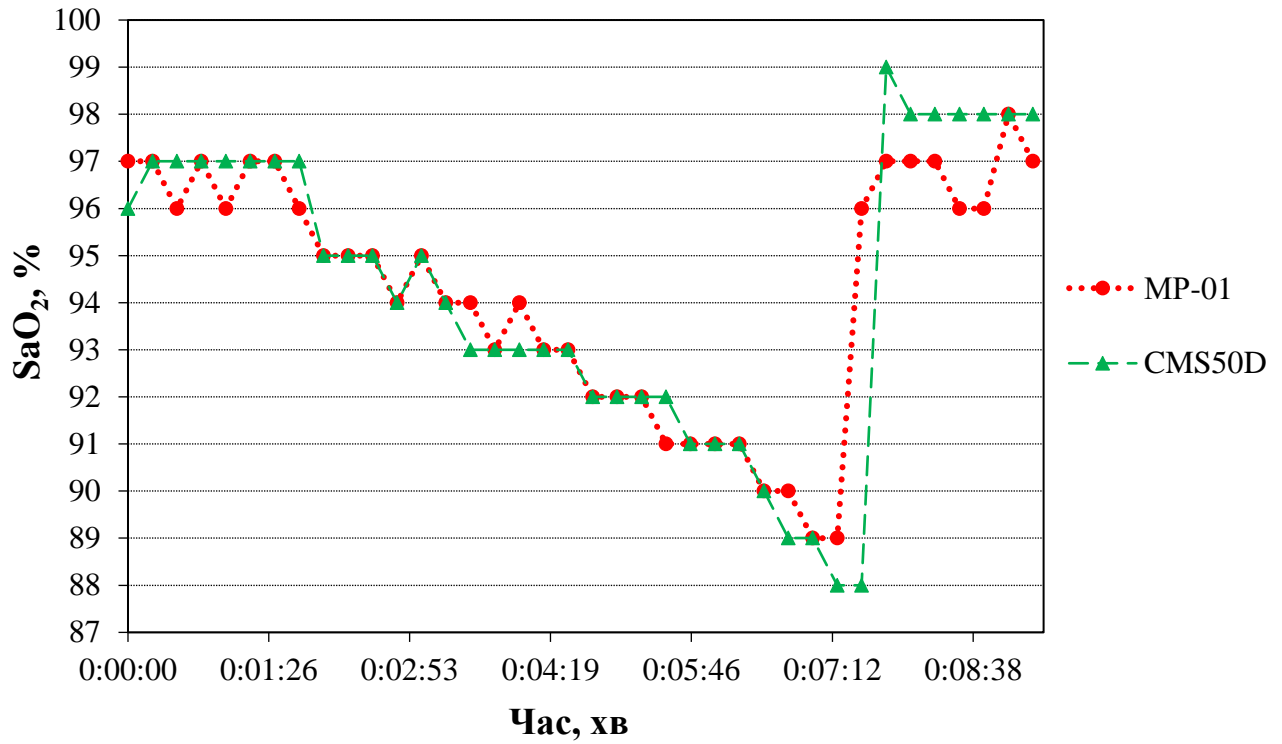


Рис. Д.2. Рівень SaO₂ під час експерименту дихання в замкнутий простір визначений комерційним пульсоксиметром CMS50D та розробленим «MP-01»

ДОДАТОК Е

Отримана експериментальна калібрувальна залежність розробленого модуля визначення CO в повітрі

В ході експериментальних досліджень була отримана калібрувальна залежність для розробленого модуля визначення CO в повітрі, яка зображена на рис. Е.1. Калібрувальна залежність має високу лінійність з коефіцієнтом регресії $R^2=0,867$.

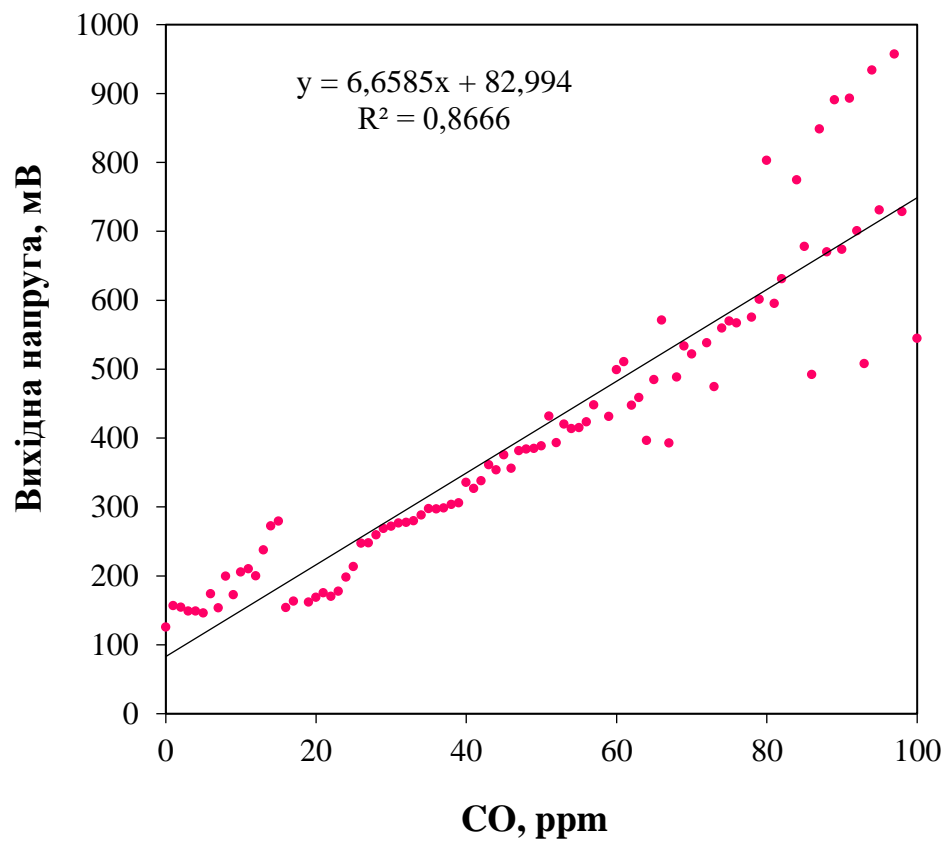


Рис. Е.1. Експериментальна калібрувальна залежність розробленого модуля визначення CO в повітрі

ДОДАТОК Є

Перевірка достовірності визначення НЬСО за допомогою розробленого апаратно-програмного комплексу «MP-01»

Результати перевірки достовірності визначення НЬСО за допомогою розробленого апаратно-програмного комплексу «MP-01» представлені на рис. Є.1.

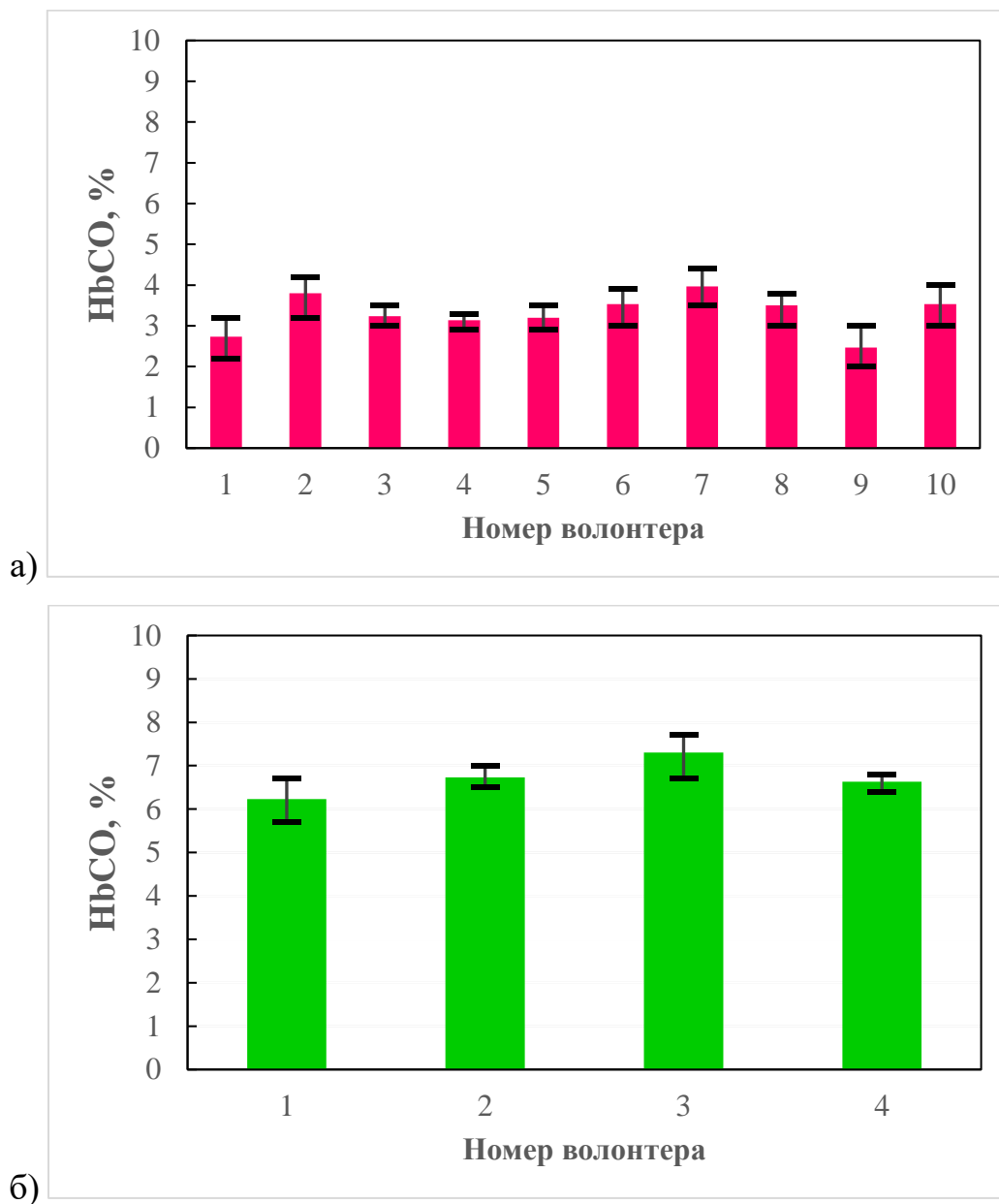


Рис. Є.1. Результати вимірювань рівнів НЬСО у осіб, які не палять тютюнові вироби (а) та у осіб, які палять тютюнові вироби (б)

Достовірність визначення відносного значення карбоксигемоглобіну перевірялась за рахунок вимірювання рівнів НbCO у двох груп добровольців з відомими значеннями карбоксигемоглобіну: які не палять тютюнові вироби та тих хто палить. І були отримані значення $\text{HbCO} = 2,4\%$ для першої групи (рис. Є.1 а) та $\text{HbCO} = 5,7\%$ для другої групи (рис. Є.1 б) відповідно.