

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

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

Кваліфікаційна наукова
праця на правах рукопису

ПОЛЯГУШКО ЛЮБОВ ГРИГОРІВНА

УДК 004:615.478](043.3)

ДИСЕРТАЦІЯ
ПРОГРАМНО-АПАРATНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ МОДЕЛЮВАННЯ
ВПЛИВУ ГІПОКСІЇ НА ОРГАНІЗМ ЛЮДИНИ ТА ПРОВЕДЕННЯ
ГІПОКСИЧНИХ ТРЕНУВАНЬ

спеціальність 05.13.12 – системи автоматизації проектувальних робіт

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

(Л.Г. Полягушко)

Науковий керівник:
Сліпченко Володимир Георгійович,
доктор технічних наук, професор

Київ - 2019

АНОТАЦІЯ

Полягушко Л.Г. Програмно-апаратне забезпечення моделювання впливу гіпоксії на організм людини та проведення гіпоксичних тренувань. – Кваліфікаційна наукова праця на правах рукопису.

Дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук за спеціальністю 05.13.12 – системи автоматизації проектувальних робіт. – Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського» МОН України, Київ, 2019.

У клінічній та спортивній медицині постійно спостерігається поява нових методів немедикаментозного лікування та підвищення резистентності організму людини, оскільки медикаментозну терапію часто пов'язують з розвитком поліпрагмазії, алергічних та небажаних побічних реакцій організму. Роботи провідних вітчизняних та зарубіжних вчених (П. Бер, Дж. Вест, Дж. Холдейн, І.М. Сеченов, В.В. Пашутін, П.М. Альбіцький, Т.М. Циганова, М.М. Сиротинін, І.Р. Петров, А.З. Колчинська, О.В. Коркушко, В.Я. Березовський, В.Б. Шатило, І.М. Маньковська, Т.В. Серебровська, П.О. Радзієвський, М.П. Радзієвська та ін.) свідчать, що одним з найбільш ефективних та безпечних немедикаментозних методів є гіпоксичні тренування, зокрема, інтервальні нормобаричні гіпоксичні тренування. Для проведення інтервальних нормобаричних гіпоксичних тренування створюються спеціальні медичні пристрої та апаратні комплекси – гіпоксикатори (Р.Б. Стрелков, О.С. Басович, В.О. Лопата, В.Я. Березовський, І.К. Котляр тощо). Аналіз літературних джерел та практичний досвід показує, що функціональні можливості більшості існуючих гіпоксикаторів обмежені лише створенням газової гіпоксичної суміші (ГГС) та системою подачі цієї ГГС пацієнтові, та не забезпечують проведення дослідження реакції організму на гіпоксичний вплив. Тому актуальною задачею є підвищення ефективності гіпоксикаторів за рахунок розширення програмно-апаратного забезпечення моделюванням впливу гіпоксії та гіпоксичних тренувань на організм людини.

Тому, в роботі вперше обґрунтовано склад автоматизованого програмно-

апаратного комплексу (АПАК) для визначення реакції організму людини на гіпоксію та проведення гіпоксичних тренувань на базі моделювання процесів газообміну в дихальній системі та транспорту респіраторних газів кров'ю в серцево-судинній системі, що дозволило скоротити витрати на виробництво та експлуатацію АПАК за рахунок врахування індивідуальних особливостей цільової аудиторії пацієнтів комплексу.

Запропоновано та розроблено математична модель для визначення кількості хімічного поглинача CO_2 , що дозволило скоротити собівартість процедури в 10 разів.

Набуло подальшого розвитку моделювання параметрів кардіореспіраторної системи організму людини за рахунок розробки адаптивного програмного забезпечення, що дозволяє провести розширений аналіз стану дихальної та серцево-судинної систем та дослідити гіпоксичний вплив.

Набуло подальшого розвитку програмне забезпечення АПАК та запропоновано архітектуру та технологію розробки, що забезпечує використання окремих підсистем як незалежних програм з іншими медичними пристроями та легку модифікацію системи.

Набуло подальшого розвитку поширення функціональних можливостей експертних систем медичного призначення та створено спеціалізовану експертну систему для вироблення експертних рішень під час медичних процедур, зокрема, гіпокситерапії, що дозволило зменшити кількість лікарських помилок при проведенні терапії та призначенні лікування.

У першому розділі розглянуто базові поняття в області гіпоксії та гіпоксичних тренувань, способи проведення та ефективність гіпоксичних тренувань при різних захворюваннях та під час підготовки спортсменів до змагань.

Інтервальні нормобаричні гіпоксичні тренування та гіпоксикатори набули широкого практичного використання в санаторіях, лікарнях, поліклініках, медичних та спортивних центрах Росії, Австралії, Німеччини, США тощо. Також

набуває популярності проведення гіпокситерапії під час сну в герметичних палатках, наповнених згенерованою ГГС та перетворення звичайних кімнат в будинках, офісах чи спортивних залах на гіпоксичні кімнати. В Україні, на жаль, гіпоксичні тренування ще не отримали такого широкого практичного використання і в основному проводяться сеанси лише в спеціалізованих центрах при наукових медичних установах.

Проведено аналіз конструктивних та функціональних особливостей існуючих гіпоксикаторів. Розглянуто класифікацію Лопати В.О. та Серебровської Т.В. та тощо. У зарубіжній літературі наводиться класифікація за типом сформованої ГГС: гіпоксикатори-гіперкапнікатори, гіпоксикатори-гіперксикатори та власне гіпоксикатори, що в свою чергу поділяються на гіпоксикатори ререспіраторного типу, що виробляють газову суміш за допомогою зворотного дихання пацієнта в замкненому дихальному контурі, і гіпоксикатори генераторного типу, які незалежно від пацієнта виробляють чисту ГГС, в основному за допомогою використання мембранних технологій розділення газів. Розглянуто спрощені конструкції гіпоксикаторів різного типу та виділено основні недоліки. Гіпоксикатори генераторного типу є досить дорогими, громіздкими, незручними у використанні та з обмеженим функціоналом моніторингу стану людини, термін окупності є досить великим. У той же час, гіпоксикатори ререспіраторного типу є зручними та більш доступними по вартості для більшості населення України. Термін окупності гіпоксикаторів ререспіраторного типу в 10 разів менший за попередній тип. Але основним недоліком цього типу є необхідність використання великої кількості поглинача CO_2 на один сеанс, що призводить до удорожчання собівартості однієї процедури. Таким чином, враховуючи ситуацію в країні більш рентабельним є створення гіпоксикаторів ререспіраторного типу при умові виправлення недоліку та підвищення ефективності гіпоксикатора за рахунок розширення функціоналу в області моніторингу стану пацієнта та моделювання впливу гіпоксії на організм.

У другому розділі досліджено та відібрано основні показники

кардіореспіраторної системи, що характеризують стан фізіологічних системи організму та дозволяють оцінити компенсаторну реакцію організму людини на гіпоксичний вплив, зокрема, системи зовнішнього дихання, серця, системи кровообігу тощо, та ефективність проведення курсу лікування за показниками, що характеризують бронхіальну прохідність, резервні можливості легень, скорочувальну здатність міокарду, судинний кровообіг, кисневого забезпечення організму тощо.

Сформовано основні вимоги до системи автоматизованої оцінки стану пацієнта та проведених сеансів гіпокситерапії.

Описано формальну модель бази правил та алгоритм логічного виводу експертних рішень системи, що забезпечують швидку роботу в реальному часі експертної системи.

У третьому розділі описано будову та принцип роботи гіпоксикатора, працюючого за методом зворотного дихання. Описано як загальний принцип роботи АПАК, так і принцип дії окремих його вузлів. Керування всіма вузлами системи, а також обробку даних з сенсорів і взаємодію із ПК лікаря здійснює мікроконтролер, його характеристики є вирішальними при написанні програмного забезпечення.

Запропоновано декілька варіантів конструкції АПАК. Розроблено програмне забезпечення та базу елементів для проектування подібних дихальних пристроїв. Проведено проектування корпусів дихальної камери та блоку управління. Встановлені ключові елементи конструкції АПАК (загальний об'єм та об'єм мертвого простору), які визначають функціональність та безпечність роботи АПАК. Розраховано основні параметри корпусів (загальний об'єм та об'єм мертвого простору). У результаті аналізу корпусів визначено, що кращим корпусом дихальної камери є корпус з двома трубками, так як він забезпечує більш стабільний склад ГГС при диханні та менший об'єм мертвого простору. Саме це є основними конструкційними факторами ефективності та безпечності використання АПАК.

Нові конструкції підтверджені патентами. На підтримку проектувальнику

створені рекомендації щодо використання апаратно-програмних підсистем гіпоксикаторів, виходячи з вимог до проектованої системи

Проведено дослідження властивостей поглинача CO_2 та визначено формули для розрахунку індивідуальної кількості поглинача CO_2 , наприкладі, хімічного поглинача, а саме, натронного вапна медичного призначення VertiSorb.

У четвертому розділі запропонована архітектура програмного забезпечення АПАК, яка повністю задовольняє раніше зазначеним функціональним вимогам. Особливістю архітектури програмного забезпечення АПАК є наявність частини, що обслуговує апаратне забезпечення АПАК (підсистема блоку управління, підсистема налаштувань АПАК, підсистема проведення сеансів, підсистема роботи з даними) та частини, що проводить дослідження стану пацієнта до, під час та після сеансів гіпокситерапії (підсистема дослідження стану пацієнта, підсистема автоматизованої оцінки сеансів, підсистема роботи з даними, підсистема візуалізації результатів). Запропонована архітектура ПЗ на основі модульного підходу, що забезпечує гнучку зміну та налаштування підсистем під бажання користувача.

У п'ятому розділі проведені дослідження АПАК в ДУ «Інститут геронтології імені Д.Ф. Чеботарьова НАМН України» показали ефективність, безпечність та зручність використання комплексу при визначенні реакції на гіпоксію та проведенні гіпоксичних тренувань. За результатами досліджень видано методичні рекомендації МОЗ України (42.17/86.17), що пропонуються для впровадження в лікувально-терапевтичних установах Міністерства охорони здоров'я України (обласних, міських, районних) пульмологічного і терапевтичного профілю.

У порівнянні АПАК з прототипом «Гіпотрон» показав свою надійність, безпечність та легкість в роботі. Відзначено, що проектування конструкції дають можливість значно зменшити вартість виробництва та експлуатації АПАК. А розширення функціоналу лікаря за рахунок моделювання та аналізу реакції організму на гіпоксичний збудник збільшують ефективність та безпечність

процедур гіпокситерапії.

Нові конструкції створеного комплексу підтверджені патентами, а на програмне забезпечення отримано авторські права.

Ключові слова: автоматизований програмно-апаратний комплекс, проектування, мікроконтролер, експертна система, моделювання, гіпоксикатори, гіпоксичні тренування, фізіологічні параметри.

ANNOTATION

Poliagushko L.G. Software and hardware simulation of the influence of hypoxia on the human body and conduct hypoxic training – Manuscript.

Thesis for candidate of technical sciences degree in specialty 05.13.12 – computer aided design systems. – National Technical University of Ukraine «Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute» MES of Ukraine, Kyiv, 2019.

In clinical and sports medicine there is a constant emergence of new methods of non-drug treatment and increase of resistance of the human body, since drug therapy is often associated with the development of polypragmasia, allergic and undesirable side reactions of the body. Works of leading domestic and foreign scientists (P. Ber, J. West, J. Haldane, IM Sechenov, VV Pashutin, PM Albitsky, TM Tsyganova, MM Sirotinin, IR Petrov, AZ Kolchinskaya, AV Korkushko, VYa Berezovsky, VB Shatylo, IM Mankovskaya, TV Serebrovskaya, PO Radziyevsky, MP Radziyevska et al.) Suggest that one of the most effective and safe non-drug methods is hypoxic training, in particular, interval normobaric hypoxic training. For carrying out interval normobaric hypoxic training special medical devices and hardware complexes - hypoxicators (RB Strelkov, AS Basovich, VO Lopata, VY Berezovsky, IK Kotlyar, etc.). Analysis of the literature and practical experience shows that the functionality of most existing hypoxicators is limited only by the creation of a gas hypoxic mixture (GHM) and the system of supply of this GHM to the patient, and do not provide for the study of the body's response to hypoxic effect. Therefore, the urgent task is to increase the efficiency of hypoxicators by expanding software and hardware by

modeling the effect of hypoxia and hypoxic training on the human body.

Therefore, in the work, for the first time, the composition of the automated software-hardware complex (ASHC) for determining the response of the human body to hypoxia and conducting hypoxic trainings on the basis of modeling of gas exchange processes in the respiratory system and the transport of respiratory gases by blood in the cardiovascular system, which reduced production and operating costs of ASHC due to the individual characteristics of the target patients of the complex.

A mathematical record was proposed and developed to determine the amount of a chemical CO₂ absorber that reduced the cost of the procedure by 10 times.

The modeling of the parameters of the cardiorespiratory system of the human body through the development of adaptive software has been further developed, which allows for an extended analysis of the state of the respiratory and cardiovascular systems and to investigate hypoxic effects.

The ASHC software has been further developed and architecture and development technology has been proposed to allow the use of individual subsystems as independent programs with other medical devices and easy system modification.

The expansion of functional capabilities of expert medical systems has been further developed, and a specialized expert system has been created to develop expert decisions during medical procedures hypoxic therapy, which allowed to reduce the number of medical errors during therapy and prescribing.

The first section discusses basic concepts in hypoxia and hypoxic training, the ways in which hypoxic training is performed and the effectiveness of various diseases and during the preparation of athletes for competitions.

Interval normobaric hypoxic training and hypoxicators have been widely used in hospitals, clinics, medical and sports centers in Russia, Australia, Germany and USA. Hypoxic therapy during sleep is also becoming popular in sealed tents filled with the generated GHM and the transformation of ordinary rooms in homes, offices or gyms into hypoxic rooms. In Ukraine, unfortunately, hypoxic training has not yet received such widespread practical use, and mainly sessions are held only in specialized centers at scientific medical institutions.

The structural and functional features of the existing hypoxicators have been analyzed. The classification of Lopata VA and Serebrovskaya TV is considered. The foreign literature provides a classification by type of formed GHM: hypoxic-hypercapnators, hypoxic-hyperoxicators, and hypoxicators. Hypoxicators are divided into hypoxicators of respiratory type and hypoxicators of generator type. Respiratory type hypoxicators produce a gas mixture by the patient's backward breathing in a closed respiratory circuit. Generator-type hypoxicators, regardless of the patient, produce pure GHM, mainly using membrane gas separation technologies. Simplified designs of hypoxicators of various types are considered and the main disadvantages are highlighted. Generator type hypoxicators are quite expensive, bulky, inconvenient to use, and with limited human monitoring functionality, payback is quite long. At the same time, respirators of the respiratory type are convenient and more affordable in most of the population of Ukraine. The payback period of hypoxicators of the respiratory type is 10 times less than the previous type. But the main disadvantage of this type is the need to use a large amount of CO₂ absorber per session, which leads to a rise in cost of one procedure. Thus, given the situation in the country, it is more cost-effective to create hypoxicators of the respiratory type, provided that the deficiency is corrected and the hypoxicator is improved by expanding the functionality in monitoring the patient's condition and modeling the effect of hypoxia on the body.

The second section investigates and selects the main indicators of the cardiorespiratory system that characterize the state of physiological systems of the body and allow to evaluate the compensatory response of the human body to hypoxic effects, in particular, the external respiration, heart, circulatory system, etc., and the effectiveness of the course of treatment by indicators, bronchial patency, reserve lung capacity, myocardial contractility, vascular circulation, oxygen supply to the body and the like.

The basic requirements to the system of the automated assessment of the patient's condition and the hypoxic therapy sessions were formed.

The formal model of the rules base and the algorithm of logical inference of expert decisions of the system that provide fast real-time operation of the expert system

are described.

The third section describes the structure and working principle of a back-breathing hypoxicator. It describes both the general principle of operation of ASHC and the principle of operation of its individual nodes. Control of all nodes of the system, as well as processing of data from sensors and interaction with the PC of the doctor is carried out by the microcontroller, its characteristics are decisive when writing the software.

Several variants of the design of ASHC are offered. Software and element base for designing such respiratory devices have been developed. Design of the respiratory chamber and control unit was carried out. Key elements of the ASHC design that determine the functionality and safety of the ASHC are identified. The basic parameters of the hulls (total volume and volume of dead space) are calculated. As a result of the body analysis, it is determined that the best case of the breathing chamber is the case with two tubes, as it provides a more stable composition of the gas in the breath and a smaller volume of dead space. These are the main design factors for the efficiency and safety of ASHC use.

The new designs have been confirmed by patents. In support of the designer, recommendations for the use of hypoxicator hardware and software subsystems were created based on the requirements of the designed system.

The properties of the CO₂ absorber were investigated, and formulas were calculated to calculate the individual amount of CO₂ absorber, for example, a chemical absorber, namely, soda lime for medical use VertiSorb.

The fourth section proposes an ASHC software architecture that fully meets the previously mentioned functional requirements. A feature of the ASHC software architecture is the presence of the part that serves the ASHC hardware (control unit subsystem, ASHC tuning subsystem, session subsystem, data subsystem) and the part that studies the patient's condition before, during and after hypoxic therapy sessions (patient status research, automated session evaluation subsystem, data subsystem, results visualization subsystem). A software architecture based on a modular approach is proposed to provide flexible modification and customization of subsystems at the

request of the user.

In the fifth section, the ASHC studies at the State Institution of Gerontology named after D.F. Chebotaryov NAMS of Ukraine showed the efficiency, safety and convenience of using the complex in determining the response to hypoxia and conducting hypoxic training. According to the results of the research, methodological recommendations were issued by the Ministry of Health of Ukraine (42.17 / 86.17), which are proposed for introduction in the medical-therapeutic institutions of the Ministry of Health of Ukraine (regional, city, district) pulmonary and therapeutic profile.

In comparison, the ASHC with the prototype "Hypotron" showed its reliability, safety and ease of operation. It is noted that the design of the structure makes it possible to significantly reduce the cost of production and operation of ASHC. And the expansion of the physician's functionality by modeling and analyzing the body's response to the hypoxic pathogen increases the efficiency and safety of hypoxic therapy procedures.

The new designs of the complex were patented, and the software was copyrighted.

Key words: automated software and hardware complex, designing, microcontroller, expert system, modeling, hypoxicatory, hypoxic training, physiological parameters.

СПИСОК ОПУБЛІКОВАНИХ ПРАЦЬ ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ

1. Гіпоксія як метод підвищення адаптаційної здатності організму людини : монографія / Сліпченко В.Г., Коркушко О.В., Шатило В.Б., Полягушко Л.Г. та ін.; за заг. ред. Сліпченка В.Г., Коркушка О.В. К.: НТУУ «КПІ», 2011. 228 с.

2. Гіпоксія як метод підвищення адаптаційної здатності організму : монографія / Сліпченко В.Г., Коркушко О.В., Шатило В.Б., Полягушко Л.Г. та ін.; за заг. ред. О.В. Коркушка, В.Г. Сліпченка. К.: НТУУ «КПІ», 2015. 484 с.

3. Сліпченко В.Г., Полягушко Л.Г., Трачук Ю.І. Математичний опис

процесів кардіореспіраторної системи людини у контексті гіпоксії. *Міжн. наук. журнал «Інтернаука»*. 2017. № 7(29). С. 97-101 (OAJI, BASE, CrossRef та ін.).

4. Slipchenko V., Poliagushko L., Kotunov V. Development of hardware and software of the complex for hypoxotherapy. *Technology audit and production reserves*. 2018. № 2/2(40). Р. 22-28.; DOI - <https://dx.doi.org/10.15587/2312-8372.2018.128802> (Index Copernicus, BASE, РИНЦ, ResearchBib та ін.).

5. Сліпченко В.Г., Полягушко Л.Г., Котунов В.О. Реєстрація параметрів автоматизованого програмно-апаратного комплексу медичного призначення. *Реєстрація, зберігання і обробка даних*. 2018. Том 20, №2. С. 42-51 (Google Scholar).

6. Сліпченко В.Г., Полягушко Л.Г. Система автоматизованого проектування приборів спеціального медичного призначення. *Сучасні проблеми моделювання: зб. наук. праць; гол. ред. кол. А.В. Найдиш*. Мелітополь: Видавництво МДПУ ім. Б Хмельницького, 2018. Вип. 12. С. 138-143 (Google Scholar).

7. Полягушко Л.Г. Автоматизований аналіз стану пацієнта та оцінка сеансів сидічих процедур (гіпокситерапії). *Реєстрація, зберігання і обробка даних*. 2019. Том 21, №2. С. 12-20 (Google Scholar).

8. Автоматизований програмно-апаратний комплекс «Гіпотрон-М» : пат. 113908 України : МПК А61М 16/00. №u201606545 ; заявл. 15.06.2016 ; опубл. 27.02.2017, бюл. № 4.

9. Пристрій для визначення стійкості організму людини до гіпоксії. : пат. 115261 України : МПК А61М 16/00, А61В 5/08. №u201610608 ; заявл. 21.10.2016 ; опубл. 10.04.2017, бюл. № 7.

10. Автоматизований програмно-апаратний комплекс для проведення гіпоксичних тренувань : пат. 123682 України : МПК А61М 16/00. №u201707302 ; заявл. 11.07.2017 ; опубл. 12.03.2018, бюл. № 5/2018.

11. А.п. 75870 Україна. Комп'ютерна програма «Автоматизоване робоче місце спеціаліста по гіпоксичним тренуванням» / Полягушко Л.Г., Сліпченко В.Г. (Україна). – №75870; заявл. 12.01.18; опубл. 27.04.18, бюл. 48.

12. А.п. 75869 Україна. Комп'ютерна програма «Моніторинг кардіореспіраторної системи під час гіпоксії («Cardiorespiratory»))» / Полягушко Л.Г., Сліпченко В.Г., Ткачук Ю.І. (Україна). – №75869; заявл. 12.01.18; опубл. 27.04.18, бюл. 48.

13. А.п. 75868 Україна. Комп'ютерна програма «Система супроводу інтервальних нормобаричних гіпоксичних тренувань» / Полягушко Л.Г., Сліпченко В.Г., Котунов В.О. (Україна). – №75868; заявл. 12.01.18; опубл. 27.04.18, бюл. 48.

14. Застосування інтервальних нормобаричних гіпоксичних тренувань у хворих похилого віку з хронічним обструктивним захворюванням легень: метод. рек. (42.17/86.17) / Уклад.: Е.О. Асанов, В.Г. Сліпченко, Л.Г. Полягушко та ін. – Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, Вид-во «Політехніка», 2017. 28 с.

15. Полягушко Л.Г. Програмна реалізація автоматизованого програмно-апаратного комплексу для інтервальних нормобаричних гіпоксичних тренувань. *Міжнар. наук. інтернет-конференція «Інформаційне суспільство: технологічні, економічні та технічні аспекти становлення (випуск 30)»* : зб. тез доповідей: випуск 30 (м. Тернопіль, 11 липня 2018 р.). Тернопіль, 2018. С. 68-70.

16. Poliagushko L. Knowledge base of the expert system in the field of hypoxic therapy. *Proceedings of the 7th European Conference on Innovations in Technical and Natural Sciences. Premier Publishing s.r.o., Accent Graphics Communications LLC, Vienna. 2019. P. 14-19.*

17. Poliagushko L.H. Service for research of a condition of the patient in hypoxic therapy. *International sciences Internet Conference "Information Society: Technological, Economic and Technical Aspects of Formation (Issue 40)" (Ternopil, July 9, 2019).* Ternopil, 2019. P. 50-52.

ЗМІСТ

| | |
|--|----|
| ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ..... | 17 |
| ВСТУП..... | 19 |
| РОЗДІЛ 1. АНАЛІЗ СТАНУ РОЗРОБКИ ПРОГРАМНОГО ТА АПАРАТНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ В ОБЛАСТІ ГІПОКСІЇ ТА ГІПОКСИЧНИХ ТРЕНУВАНЬ. | 25 |
| 1.1. Загальні відомості про гіпоксію та гіпоксичні тренування | 25 |
| 1.2. Застосування гіпоксичних тренувань у медицині та спорті | 27 |
| 1.3. Огляд найбільш поширених апаратів для проведення гіпоксичних тренувань | 29 |
| 1.4. Програмне забезпечення гіпоксикаторів | 33 |
| Висновки до розділу 1 | 37 |
| РОЗДІЛ 2. МАТЕМАТИЧНИЙ АПАРАТ ДОСЛІДЖЕННЯ ВПЛИВУ ГІПОКСІЇ ТА ГІПОКСИЧНИХ ТРЕНУВАНЬ НА ОРГАНІЗМ | 39 |
| 2.1. Постановка задачі оцінки проведених сеансів гіпокситерапії | 39 |
| 2.2. Автоматизована оцінка сеансів гіпокситерапії | 40 |
| 2.2.1. Формальна модель бази правил | 40 |
| 2.2.2. Механізм виведення через процедуру «співставлення-спрацювання» | 43 |
| 2.3. Постановка задачі дослідження фізіологічних параметрів людини | 45 |
| 2.4. Параметри кардіореспіраторної системи | 46 |
| 2.4.1. Дихальна система | 47 |
| 2.4.2. Система кровообігу | 60 |
| Висновки до розділу 2 | 65 |
| РОЗДІЛ 3. АПАРАТНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ АВТОМАТИЗОВАНОГО ПРОГРАМНО-АПАРАТНОГО КОМПЛЕКСУ ДЛЯ ПРОВЕДЕННЯ ГІПОКСИЧНИХ ТРЕНУВАНЬ | 66 |
| 3.1. Постановка задачі розробки апаратного забезпечення комплексу | 66 |
| 3.2. Будова та принцип роботи АПАК | 67 |
| 3.3. Структурна схема блоку управління | 71 |
| 3.4. Проектування конструкції дихального контуру | 77 |

| | |
|---|-----|
| 3.4.1. Побудова та розрахунок картриджа для поглинача вуглекислого газу. ... | 78 |
| 3.4.2. Розрахунок мертвого простору та об'ємів корпусу дихальної камери. | 83 |
| 3.4.3. Результати побудови різних конструкцій дихального контуру. | 85 |
| 3.5.Проектування конструкції блоку управління..... | 87 |
| 3.5.1. Типи комплектації..... | 88 |
| 3.5.2. Правила оптимального розміщення елементів. | 89 |
| 3.5.3. Результати побудови різних типів комплектації блоку управління. | 91 |
| Висновки до розділу 3..... | 95 |
| РОЗДІЛ 4. АРХІТЕКТУРА ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ | |
| АВТОМАТИЗОВАНОГО ПРОГРАМНО-АПАРАТНОГО КОМПЛЕКСУ ДЛЯ | |
| ПРОВЕДЕННЯ ГІПОКСИЧНИХ ТРЕНУВАНЬ..... | |
| 4.1. Постановка задачі розробки програмного забезпечення комплексу | 97 |
| 4.2. Функціональна схема програмного забезпечення АПАК..... | 98 |
| 4.3. Підсистеми АПАК і їх взаємозв'язок..... | 100 |
| 4.3.1. Підсистема управління ПЗ | 101 |
| 4.3.2. Підсистема проведення сеансів | 103 |
| 4.3.3. Підсистема блоку управління | 103 |
| 4.3.4. Підсистема налаштувань АПАК..... | 104 |
| 4.3.5. Підсистема дослідження стану пацієнта..... | 105 |
| 4.3.6. Підсистема автоматизованої оцінки сеансів | 107 |
| 4.3.7. Підсистема роботи з даними | 108 |
| 4.3.8. Підсистема візуалізації результатів..... | 108 |
| 4.4. База даних та представлення знань | 109 |
| 4.4.1. Концептуальна схема баз даних АПАК..... | 110 |
| 4.4.2. Подання бази знань підсистеми автоматизованої оцінки сеансів..... | 111 |
| 4.5. Програмна реалізація проведення сеансів | 113 |
| Висновки до розділу 4..... | 123 |
| РОЗДІЛ 5. ПРАКТИЧНЕ ВИКОРИСТАННЯ АВТОМАТИЗОВАНОГО | |
| ПРОГРАМНО-АПАРАТНОГО КОМПЛЕКСУ | |
| 5.1. Проведення випробувань АПАК | 125 |

| | |
|---|-----|
| 5.1.1. Проведення сеансів гіпокситерапії та оцінка результатів | 125 |
| 5.1.2. Робота експерта з базою правил | 131 |
| 5.1.3. Робота дослідника по моделюванню стану пацієнта | 132 |
| 5.2.Порівняння ГІПОТРОН та АПАК | 135 |
| Висновки до розділу 5..... | 137 |
| ВИСНОВКИ..... | 138 |
| СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ | 140 |
| ДОДАТОК А. Список публікацій за темою дисертації та апробація результатів..... | 150 |
| ДОДАТОК Б. Акти впровадження | 155 |
| ДОДАТОК В. Патенти на корисну модель та свідоцтва про реєстрацію авторських прав на твір (комп'ютерну програму)..... | 169 |

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ

АПАК – автоматизований програмно-апаратний комплекс
АПК – апаратно-програмний комплекс
АЦП – аналого-цифровий перетворювач
БД – база даних
БП – база правил
ГГС – газова гіпоксична суміш
ДО – дихальний об'єм
ЕРП – елементи робочої пам'яті
ЕРС - електрорушійна сила
ІНГТ – інтервальні нормобаричні гіпоксичні тренування
НЖЄЛ – належна життєва ємність легень
ОВП – об'ємна витрата повітря
ПД-регулятор – пропорційний-інтегрально-диференціальний регулятор
ПК – персональний комп'ютер
РП – робоча пам'ять
САПР – систем автоматизованого проектування робіт
СКБД – системи керування базами даних
ФПГ – фотоплетізмограма
ХОД – хвилинний об'єм дихання
ХОЗЛ – хронічно обструктивне захворювання легень
ЦАП – цифро-аналоговий перетворювач
ЦОС – цифрова обробка сигналів
ЧД – частота дихання
ЧСС – частота серцевих скорочень
CO₂ – вуглекислий газ
EEPROM – Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory
MVC – Model-View-Controller
O₂ – кисень

PO_2 – парціальний тиск кисню

SpO_2 – насичення крові киснем (сатурація крові), визначена пульсоксиметричним методом

UART-USB – Universal Asynchronous Receiver-Transmitter – Universal Serial Bus

ВСТУП

Актуальність теми. У клінічній та спортивній медицині постійно спостерігається поява нових методів немедикаментозного лікування та підвищення резистентності організму людини, оскільки медикаментозну терапію часто пов'язують з розвитком поліпрагмазії, алергічних та небажаних побічних реакцій організму. Роботи провідних вітчизняних та зарубіжних вчених (П. Бер, Дж. Вест, Дж. Холдейн, І.М. Сеченов, В.В. Пашутін, П.М. Альбіцький, Т.М. Циганова, М.М. Сиротинін, І.Р. Петров, А.З. Колчинська, О.В. Коркушко, В.Я. Березовський, В.Б. Шатило, І.М. Маньковська, Т.В. Серебровська, П.О. Радзієвський, М.П. Радзієвська та інші) свідчать, що одним з найбільш ефективних та безпечних немедикаментозних методів є гіпоксичні тренування (ГТ), зокрема, інтервальні нормобаричні гіпоксичні тренування (ІНГТ). Для проведення ІНГТ створюються спеціальні медичні пристрої та апаратні комплекси – гіпоксикатори. Аналіз літературних джерел та практичний досвід показує, що функціональні можливості більшості існуючих гіпоксикаторів обмежені лише створенням газової гіпоксичної суміші (ГГС) та системою подачі цієї ГГС пацієнтові, та не забезпечують проведення дослідження реакції організму на гіпоксичний вплив. Тому актуальною задачею є підвищення ефективності гіпоксикаторів за рахунок розширення програмно-апаратного забезпечення моделюванням впливу гіпоксії та ГТ на організм людини.

Вагомий внесок у розвиток технічного забезпечення гіпокситерапії зробили провідні вчені та інженери Р.Б. Стрелков, О.С. Басович, В.О. Лопата, В.Я. Березовський, І.К. Котляр тощо.

Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами. Робота виконувалась на кафедрі автоматизації проектування енергетичних процесів і систем теплоенергетичного факультету Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського» у рамках продовження роботи над науково-технічною програмою «Розробка науково-методичних основ системи прогнозування генетичного ризику впровадження

нових технологій та забруднення навколишнього середовища «ГРАНІТ», яка розроблена на виконання Указу Президента України від 17 січня 1995 року № 53/95 «Про систему прогнозування генетичного ризику впровадження нових технологій та забруднення навколишнього середовища» та «Розробка автоматизованого робочого місця спеціаліста по інтервальним нормобаричним гіпоксичним тренуванням» (номер державної реєстрації 0117U006796, термін виконання 2017-2020).

Мета і задачі дослідження. Метою дисертаційної роботи є дослідження шляхів підвищення ефективності гіпоксикаторів для того, щоб зробити ефективним, безпечним, зручним та доступним використання гіпокситерапії в клінічній практиці. *Ця робота є однією з перших вітчизняних робіт з розробки автоматизованих програмно-апаратних комплексів в медико-профілактичній сфері, зокрема, для проведення ГТ та вивчення гіпоксичного впливу на організм людини.* Для реалізації цього завдання необхідно вирішити наступні задачі, що були сформовані з урахуванням дослідження специфіки області використання розробленого комплексу:

1. Провести порівняльний аналіз сучасного програмного та апаратного забезпечення для моделювання впливу гіпоксії на організм людини та проведення ГТ.

2. Дослідити фізіологічні процеси в організмі під впливом гіпоксії для виділення параметрів, що необхідно визначати для аналізу ефективності проведених сеансів гіпокситерапії.

3. Провести проектування конструкцій комплексу медичного призначення, використовуючи сучасні можливості систем автоматизованого проектування робіт.

4. Створити технічне забезпечення автоматизованого програмно-апаратного комплексу (АПАК) для вивчення впливу гіпоксії на організм людини та проведення ГТ.

5. Запропонувати та розробити проблемно-орієнтоване програмне забезпечення (ПЗ) для проведення дослідження впливу гіпоксії на організм та

проведення ГТ.

6. Провести налаштування та дослідження роботи АПАК під час проведення ІНГТ.

Об'єктом дослідження є процес проектування автоматизованих програмно-апаратних комплексів медичного призначення.

Предметом дослідження є моделі, алгоритми та програмні комплекси, що призначені для розробки програмно-апаратного забезпечення моделювання впливу гіпоксії на організм людини та проведення ГТ.

Методи досліджень. Для вирішення задачі побудови програмно-апаратного забезпечення використовувалися методи математичного моделювання функціональних систем організму, штучного інтелекту та інженерії програмного забезпечення, а також методи організації баз знань та здійснення логічного висновку.

Наукова новизна одержаних результатів.

1. Вперше обґрунтовано склад автоматизованого програмно-апаратного комплексу для визначення реакції організму людини на гіпоксію та проведення ГТ на базі моделювання процесів газообміну в дихальній системі та транспорту респіраторних газів кров'ю в серцево-судинній системі, що дозволило скоротити витрати на виробництво та експлуатацію АПАК за рахунок врахування індивідуальних особливостей цільової аудиторії пацієнтів комплексу.

2. Вперше запропоновано та розроблено математичну модель для визначення кількості хімічного поглинача CO_2 , що дозволило скоротити собівартість процедури в 10 разів.

3. Набуло подальшого розвитку моделювання параметрів кардіореспіраторної системи організму людини за рахунок розробки адаптивного програмного забезпечення, що дозволяє провести розширений аналіз стану дихальної та серцево-судинної систем та дослідити гіпоксичний вплив.

4. Набуло подальшого розвитку ПЗ АПАК та запропоновано архітектуру та технологію розробки, що забезпечує використання окремих підсистем як

незалежних програм з іншими медичними пристроями та легку модифікацію системи.

5. Набуло подальшого розвитку поширення функціональних можливостей експертних систем медичного призначення та створено спеціалізовану експертну систему для вироблення експертних рішень під час медичних процедур, зокрема, гіпокситерапії, що дозволило зменшити кількість лікарських помилок при проведенні терапії та призначенні лікування.

Обґрунтованість і достовірність наукових положень, основних висновків і результатів дисертаційної роботи забезпечується аналізом стану досліджень в проблемній області, узгодженістю теоретичних висновків з результатами експериментальної перевірки даних, а також апробацією основних теоретичних положень дисертації в друкованих працях та доповідях на міжнародних наукових конференціях.

Практичне значення одержаних результатів.

Практична цінність результатів роботи полягає в наступному:

1. Розроблено АПАК для проведення ГТ, що забезпечує подачу пацієнтові ГГС потрібного складу, збір та обробку даних про стан пацієнта, а також дозволяє провести всебічний аналіз стану кардіореспіраторної системи.

2. Змодельовані конструкції блоків комплексу для різних комплектацій. Креслення та тривимірні моделі можуть використовуватися на виробництві під час виготовлення пристроїв.

3. Розроблено підсистему автоматизованої оцінки сеансів та дослідження параметрів кардіореспіраторної системи, що забезпечує найбільш ефективне та безпечне проведення ГТ та визначення чутливості до гіпоксії організму людини.

4. Розроблений АПАК запатентовано та впроваджено у відділі клінічної фізіології та патології внутрішніх органів ДУ «Інститут геронтології ім. Д.Ф. Чеботарьова НАМН України».

5. Отримано методичні рекомендації МОЗ (42.17/86.17), що пропонуються для впровадження в лікувально-терапевтичних установах Міністерства охорони здоров'я України пульмонологічного та терапевтичного

профілю

Особистий внесок здобувача. Результати дисертаційних досліджень отримані автором особисто. Роботи [47, 48, 82, 84] написані автором дисертації особисто. У роботах, опублікованих із співавторами, дисертанту належить: [5, 8] – опис та розроблення ПЗ до гіпоксикатору «ГПОТРОН», дослідження становлення та сучасний стан науки про гіпоксію та ГТ; [94] – аналіз моделей моделювання процесів кардіореспіраторної системи під впливом гіпоксії; [27] – запропоновано та реалізовано структуру нового АПАК для проведення гіпокситерапії; [83] – опис особливостей реалізації збору та обробки інформації з вимірювальних пристроїв медичного призначення в реальному часі; [68] – розробка системи автоматизованого проектування конструкцій корпусів гіпоксикаторів; [53-55] – запропоновано нові конструкції АПАК; [78-80] – запропоновано структуру ПЗ АПАК для гіпокситерапії, розробка ПЗ моделювання впливу гіпоксії та терапії на організм людини, створення експертної системи; [99] – результати аналізу ефективності роботи АПАК у хворих на ХОЗЛ похилого віку. Автором не використовувались ідеї та розробки співавторів публікації.

Апробація результатів дисертації. Результати дисертаційної роботи доповідались та обговорювались на науково-технічних конференціях: міжнар. наук.-практ. конф. аспірантів, магістрантів і студентів «Сучасні проблеми наукового забезпечення енергетики», м. Київ (Україна), 2012-2018 рр.; наук. конф. «Фундаментальні та прикладні дослідження у сучасній науці», м. Харків (Україна), 2016 р.; нац. конгресі геронтологів і геріатрів України, м. Київ (Україна), 2016 р.; міжн. мед. конгресі «Впровадження сучасних досягнень медичної науки у практику охорони здоров'я України», м. Київ (Україна), 2017 р.; International Talents Innovation and Entrepreneurship Conference, м. Вейхай (Китай), 2017 р.; XX міжн. наук.-практ. конф. «Сучасні проблеми геометричного моделювання», м. Мелітополь (Україна), 2018 р.; міжн. наук. інтернет-конф. «Інформаційне суспільство: технологічні, економічні та технічні аспекти становлення», м. Тернопіль (Україна), 2018, 2019 р.; IV міжн. наук.-техн. конф.

«Комп'ютерне моделювання та оптимізація складних систем», м. Дніпро (Україна), 2018 р.; The 7th European Conference on Innovations in Technical and Natural Sciences, м. Вена (Австрія), 2019 р. АПАК демонструвався на виставках: міжн. мед. форум «Інновації в медицині – здоров'я нації», м. Київ (Україна), 2014-2016, 2018 рр.; промислова виставка «Зроблено в Києві», м. Київ (Україна), 2017 р.

Публікації. За результатами досліджень, що викладені в дисертації, опубліковано 17 наукових праць, у тому числі 2 монографії, 5 статей у наукових фахових виданнях України, які включені до міжнародних наукометричних баз, 3 патенти на корисну модель, 3 авторських права на твір, 1 методичні рекомендації, 3 тези доповідей в збірниках матеріалів конференцій.

РОЗДІЛ 1. АНАЛІЗ СТАНУ РОЗРОБКИ ПРОГРАМНОГО ТА АПАРАТНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ В ОБЛАСТІ ГІПОКСІЇ ТА ГІПОКСИЧНИХ ТРЕНУВАНЬ

1.1. Загальні відомості про гіпоксію та гіпоксичні тренування

Термін «гіпоксія» походить від двох коренів: грецького «hуро», що перекладається як «під, нижче» і латинського «оху» (від *oxxygenium*) – «кисень». Кисневе голодування, або киснева недостатність є синонімами цього терміна [1].

Гіпоксія визначається як патологічний процес, що виникає в результаті недостатнього постачання тканин O_2 або порушення використання його тканинами [2].

Ще з давніх часів люди помітили, що коли вони підіймаються в гори, то відчують недомагання, а потім ейфорію, а також, що ті хто постійно живуть на в горах мають міцне здоров'я та високу витривалість, отож після відкриття кисню активно розвивається вчення про кисневу недостатність та високогірну фізіологію.

Фундаментальними роботами в області гіпоксії вважаються праці І.М. Сеченов (1879-1905 рр.) з фізіології дихання і газообмінної функції крові в умовах нормального, зниженого і підвищеного атмосферного тиску [3]. В.В. Пашутін вперше створив загальне вчення про кисневе голодування як одного з основних проблем загальної патології і значною мірою визначив подальший розвиток цієї проблеми. П.М. Альбіцький (1853-1922) встановив значення фактору часу в розвитку гіпоксії, вивчив компенсаторні реакції організму при нестачі кисню і описав гіпоксію, що виникає при первинних порушеннях тканинного обміну. Бер (Р. Bert) вивчав вплив коливань барометричного тиску на живі організми. Цунтц і Леві (N. Zuntz, A. Loewy, 1906), Ван-Лір (E. Van Lier, 1942) досліджували висотну та деякі інші форм гіпоксії. Дж. Холдейн і Прістлі (J. Priestley) описали механізми порушень системи зовнішнього дихання та їх роль у розвитку гіпоксії. Значення крові для транспорту кисню в організмі було вивчено Дж. Баркрофтом (1925). Роль тканинних дихальних ферментів у

розвитку гіпоксії детально досліджував О. Варбург (1948) [4].

З розвитком авіації постало питання вивчення процесу адаптації льотчиків до кисневого голодування в повітрі та підвищення їхнього висотного порогу. У зв'язку з цим стали проводити гіпоксичні тренування в горах та барокамерах. Перші фундаментальні дослідження в цьому напрямку проводили М.М. Сиротинін (1934 р.), П.І. Єгоров (1937 р.), В.В. Стрельцов (1938 р.), І.Р. Петров (1949 р.) [5].

М.М. Сиротинін вперше запропонував використовувати адаптацію до гіпоксії для лікування деяких хвороб. Використовуючи розроблений ним у 1939 р. метод ступеневої високогірної адаптації, він разом зі своїми учнями та колегами виявив благополучний вплив гіпоксичних тренувань (як в умовах високогір'я, так і в умовах барокамери) при лікуванні шизофренії (1950-1955 рр.), бронхіальної астми (1957-1958 рр.) та лейкозу (70-ті роки) [6]. Ці дослідження продовжилися на Ельбруській медико-біологічній станції АН УРСР (нині АН України) і призвели до широкого використання гіпоксичних тренувань як лікувального та профілактичного методу.

На сьогодні значний вклад у вивчення впливу гіпоксії на організм людини та розвиток гіпоксичних тренувань в Україні зробили такі провідні українські вчені та їх учні як: В.Я. Березовський та О.В. Коркушко.

В.Я. Березовський разом з колегами в інституті фізіології ім. О.О. Богомольця НАН України провів низку досліджень реакції на гіпоксію різних біологічних об'єктів, від мушок-дрозофіл до людини. Досліджуючи реакцію організму на початкових етапах розвитку гіпоксії, підкреслив її стимулюючий вплив на секрецію еритропостинів, ендорфінів, антиноцептивних факторів, катехола-мінів та загальну стимуляцію енергетичного метаболізму [7]. Зміни мітохондрій при різних видах гіпоксії та корекції мітохондріальної дисфункції за допомогою гіпоксичних тренувань вивчають Т.В. Серебровська та І.М. Маньковська. О.К. Кульчицький і Р.І. Потапенко займаються вивченням гіпоксичного впливу на системи оксиду азоту та вільно радикальних процесів в тканинах [5].

Український вчений О.В. Коркушко разом зі своїми учнями і колегами (А.В. Писарук, В.Б. Шатило, Е.О. Асанов, В.О. Іщук тощо) в ДУ «Інститут геронтології ім. Д. Ф. Чеботарьова НАМН України» обґрунтував концепцію розвитку гіпоксії в процесі старіння людини, вивчив її механізми, визначив шляхи корекції гіпоксичних станів у людей похилого віку [5, 8].

1.2. Застосування гіпоксичних тренувань у медицині та спорті

На сьогоднішній день виділяють три способи проведення гіпоксичних тренувань: перебування в горах, знаходження в барокамері та проведення інтервальні нормобаричних гіпоксичних тренувань (ІНГТ).

Лікування за допомогою перебування в горах – є м'яким, фізіологічним і при багатьох захворюваннях найбільш ефективним, оскільки використовується ціла гама природних лікувальних засобів, що діють на весь організм в цілому. Однак таке лікування має ряд недоліків, що можуть бути протипоказаннями: знижений атмосферний тиск (гіпобарія), значні добові та сезонні коливання температури, вологості, висока інтенсивність сонячної радіації, іонізація повітря, довгий термін лікування (30-60 днів), неможливість встановлення індивідуальної дози гіпоксичного впливу, що може спричинити загострення хвороби.

Лікування в барокамерах стало гарною альтернативою для гірськокліматичного лікування. Але барокамерні тренування мають такі недоліків: гіпобарична гіпоксія переноситься в середньому в 4 рази гірше, ніж нормобарична, отримання баротравм, обмежена можливість індивідуального підходу до пацієнта і його ізолюваність від персоналу, що не дозволяє надати, у разі необхідності, швидку допомогу пацієнтові під час процедур. Тому на сьогодні активно використовується та вивчаються ІНГТ.

ІНГТ - це спосіб підвищення неспецифічної резистентності організму за рахунок адаптації до гіпоксії, що розвивається при диханні ГГС, зі зниженим до 10 % вмістом O_2 при нормальному атмосферному тиску в циклічно-фракціонованому режимі під наглядом медпрацівника [8].

Аналіз результатів досліджень свідчать про високу ефективність використання ІНГТ для поліпшення стану хворих з різними хворобами, а саме при лікуванні пацієнтів з хронічним обструктивним захворюванням легень (В.П. Сильвестров, А.Я. Чижов, П.В. Стручкова, Р.С. Вінницька, Е.Г. Давидова, Ю.І. Доненко, Т.М. Циганова, А.З. Колчинська, І.Х. Борукаєва, Е.О. Асанов), бронхіальною астмою (І.В. Ерінбург та І.І. Кодрикінська, О.К. Роджебова, Н.А. Геппе, Р.А. Даїрова, І.Х. Борукаєва), ішемічною хворобою серця, постінфарктним кардіосклерозом та стабільною стенокардією (І.В. Ерінбург, А.А. Горбаченко, О.В. Коркушко, В.Б. Шатило, В.О. Іщук), гіпертонічною хворобою II стадії (О.В. Коркушко, В.Б. Шатило, В.О. Іщук), при близорукості у дітей та підлітків (Б.Х. Хацуков), при гіпотеріозі (А.З. Колчинська, М.П. Закусило, З.Х. Абазова), гестозі у вагітних та попередження негативних його наслідків (В.Ю. Вербоноль, Т.М. Циганова), з ожирінням (В.О. Іщук) тощо.

Використання гіпоксичних тренувань в спортивній медицині показало високу ефективність під час підготовки спортсменів до змагань в горах і на рівнині (А.З. Колчинська, М.І. Волков, Н.Ж. Булгаков, М.П. Закусило, П.О. Радзієвський, В.П. Платонов, А.В. Баканичев, Н.В. Поліщук, Л.Г. Шахлина, І.І. Макаревич, Л.В. Єлізарова, Т.Г. Діба і ін.) [5, 9].

Висока ефективність гіпоксичних тренувань обумовлена тим, що в процесі адаптації до гіпоксії в курсі ІНГТ відбувається посилення всіх фізіологічних систем, функції яких спрямовані на компенсацію гіпоксії. Відомі зміни в організмі, що розвиваються під впливом гіпоксії здійснюється переважно фізіологічними механізмами. Першою на зниження PO_2 реагує функціональна система дихання, яка об'єднує зовнішнє дихання, кровообіг, дихальну функцію крові, тканинне дихання. Збільшуються дихальний і хвилинний обсяги дихання, а за рахунок почастішання серцевих скорочень - хвилинний об'єм кровообігу. Збільшується вміст гемоглобіну в крові в результаті рефлекторного викиду в кров еритроцитів з їх депо, зростає киснева ємність крові, активізуються механізми утилізації кисню в тканинах. Все це сприяє підтримці швидкості доставки кисню артеріальною кров'ю до тканин на рівні, близькому до

нормоксичного, утилізації кисню і попередження розвитку тканинної гіпоксії. Якщо в адаптації до короткострокової дії гіпоксії роль пускового механізму відіграють фізіологічні механізми, то адаптація до тривалої дії низької PO_2 на організм починається з прискорення транскрипції і трансляції генів синтезу еритропоєтину, міо- і гемоглобіну, білків дихальних ферментів мітохондрій. Адаптація до гіпоксії, що відбувається в органах і фізіологічних системах, створює умови для адаптації цілісного організму до низького PO_2 , підвищуються споживання кисню, аеробна продуктивність, економічність кисневих режимів, розумова і фізична працездатність [9].

Отже, на даний час гіпоксичні тренування є одним з основних сучасних немедикаментозних методів профілактики, лікування та медичної реабілітації, в тому числі і при захворюваннях дихальної та серцево-судинної системи.

1.3. Огляд найбільш поширених апаратів для проведення гіпоксичних тренувань

ІНГТ є доступним та безпечним методом проведення гіпоксичних тренувань на відміну від перебування в горах, або знаходження в барокамері. У зв'язку з цим широкого розповсюдження набула розробка пристроїв для проведення гіпоксичних тренувань, які називаються гіпоксикаторами [10-12]. Значний внесок у розробку яких зробили такі вчені та інженери Р.Б. Стрелков, О.С. Басович, В.О. Лопата, В.Я. Березовський, М.І. Левашов, А.П. Бровко, С.В. Суров, В.С. Малакова, О.І. Костин, О.С. Глазачев, О.В. Платоненко, І.К. Котляр, Є. Єгоров, С. Майєр, Т.В. Серебровська, В.Б. Шатило, В.Г. Сліпченко, О.Ф. Шульженко, Г.Т. Денисенко.

Найпоширенішими апаратами для проведення ІНГТ є «Вершина», «Вершинка» [13, 14], «AltiPower» [15], «Гіпотрон» [16], «Борей» [17], «Едельвейс», «Еверест» [18, 19], «Біо-Нова» [20], «ReOxy» [21, 22], «Нурохісо» [23], «CellOne Air» [24], «GO2Altitude Hypoxicator system» [25].

За класифікацією Лопати В.О. та Серебровської Т.В. [11, 12] гіпоксикатори

можна розділити за такими критеріями:

- за способом подачі ГГС: камерний та масковий;
- за способом формування ГГС: дезоксигенація (газорозділення на мембранах та волокнах, зв'язування кисню цеолітами та електролітами, дихання в напівзамкненому контурі) та змішування стислих газів;
- за способом регулювання і підтримки складу ГГС: газоаналітичний та аеродинамічний.

Зарубіжні науковці гіпоксикатори класифікують за такими критеріями:

- за типом створення газової суміші (гіпоксія-гіперкапнія, гіпоксія-нормоксія, гіпоксія-гіпероксія);
- за способом створення газової суміші (балонний, генераторний, ререспіраторний).

Балонний метод створення газової суміші, а саме змішування балонного азоту з балонним киснем (БАРС [26]) на сьогодні майже не використовується через свою непрактичність, незручність та дорожнечу. Сьогодні за способом створення газової суміші можна зустріти, в основному, гіпоксикатори (див. табл. 1.1) двох типів: гіпоксикатори ререспіраторного типу («Вершина», «Вершинка», АПК «Гіпотрон»), що виробляють газову суміш з використанням зворотного дихання пацієнта, і гіпоксикатори генераторного типу («Борей», «Едельвейс», «Біо-Нова» тощо), які незалежно від пацієнта виробляють чисту ГГС [10, 12].

Таблиця 1.1.

Порівняння технічних характеристик гіпоксикаторів [27]

| Назва | Країна виробник | Діапазон O_2 , % | Кількість пацієнтів, шт. | Продуктивність, л/хв. | Тривалість сеансу, хв | Спосіб створення ГГС | Тип ГГС | Потужність, Вт | Габарити, см | Вага, кг |
|-------|---------------------------|--------------------|--------------------------|-----------------------|-----------------------|----------------------|--------------------------|----------------|--------------|----------|
| 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | 11 |
| ReOxy | Люксембург; Москва, Росія | 10-14, 21, 35 | 1 | 25 | 30-60 | Генераторний | Гіпоксична, гіпероксична | 460 | 90x60x50 | 38 |

| 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | 11 |
|--------------------------------|----------------------------------|--------------|---------------|-----------|-----------|------------------------|---------------------------|-----------|--------------------------|--------------|
| CellAir One | Берлін, Німеччина; Москва, Росія | 9-22, 36 | 1 | - | - | Генераторний | Гіпоксична, гіпероксична | 600 | 50x53x103 | 18 |
| GO2Altitude® Нуроксатор system | Мельбурґ, Австралія | 9-15 | 1, 2, 3, 4, 5 | - | 45-60 | Генераторний | Гіпоксична | 1500 | 27x35x10; 25x100x50 | від 7 до 37+ |
| Еверест 1 | Москва, Росія | 10-16 | 1, 2, 4 | 10 | 30-60 | Генераторний | Гіпоксична | 350 | 44x64x81 | 10-50 |
| БИО-НОВА | Москва, Росія | 10, 12; 9-16 | 1, 2, 4, 8 | - | 60 | Генераторний | Гіпоксична | 800-1600 | - | 60-140 |
| Эдельвейс | Москва, Росія | 12±2 | 1, 2, 4, 6, 8 | 15 ± 3 | - | Генераторний | Гіпоксична | 800-3000 | 70x25x55, 60x60x120 | 25-100 |
| Нуроксо | Нью-Йорк, США | 8-21 | - | 120 | - | Генераторний | Гіпоксична | - | 58,4x39,4x47 | 26 |
| Борей | Київ, Україна | 10-16 | 1-4 | 40-170 | - | Генераторний | Гіпоксична | | 130x60x60 | |
| Вершина, Вершинка | Москва, Росія | 10-21 | 1 | - | 30 | Ререспіраторний | Гіпоксична, гіперкисневий | | | |
| AltiPower | Мельбурґ, Австралія | 9-21 | 1 | - | 30 | Ререспіраторний | Гіпоксична | | | |
| Гіпокситрон | Київ, Україна | - | 1 | - | - | Ререспіраторний | Гіпоксична | | | |
| Гіпотрон | Київ, Україна | 8-17,5 | 1 | 10 | 50 | Ререспіраторний | Гіпоксична | 25 | 500x180x126; 225x200x130 | 4,2 2,0 |
| АПАК | Київ, Україна | 8-21 | 1 | 10 | 60 | Ререспіраторний | Гіпоксична | 25 | 225x200x150 | 2,0 |

Конструкції гіпоксикаторів ререспіраторного типу включають картридж з абсорбером вуглекислого газу, дихальний мішок, дихальну маску, регулятори

ступеня гіпоксії. Недоліками конструкції гіпоксикаторів-респіраторів є постійна зміна абсорберу вуглекислого газу та незручність дезінфекції. Переваги: невеликі габарити, зручність у використанні та дешевизна у порівнянні з гіпоксикаторами генераторного типу.

Гіпоксикатори генераторного типу засновані на поділі повітря за допомогою газороздільних мембран. Спрощена конструкція гіпоксикатору такого типу складається з повітряного компресора та мембранного блоку, який поділяє стиснене повітря на два потоки: повітря, збагачене киснем (може використовуватися гіпо-гіпероксикатори) і повітря, збіднене киснем (надходить пацієнтам для дихання), а також дихальної маски, блоку управління, який забезпечує регуляцію концентрації кисню в ГГС.

Основними недоліками конструкції гіпоксикаторів та гіпо-гіпероксикаторів генераторного типу є громіздкі габарити, дорожнеча та складність при виробництві та експлуатації, обмежений термін дії ключового елемента генерації кисню – напівпроникної мембрани. До їх переваг відноситься те, що вони потребують проведення дезінфекції не повністю всього апарату, а лише трубки і дихальної маски.

Гіпо-гіпероксикатори (ReOxy, CellOne Air, Тибет-4) дозволяють дихати пацієнтові повітрям з пониженою та з підвищеною концентрацією кисню по черзі, відповідно до методик проведення тренувань та встановлених параметрів.

Розглянуті пристрої отримали широке практичне використання в санаторіях, лікарнях, поліклініках, медичних та спортивних центрах Росії, Австралії, Німеччини, США тощо. Також останнім часом набуває популярності проведення гіпоксичних тренувань під час сну в герметичних палатках, наповнених згенерованою ГГС та перетворення кімнати в будинках, офісах чи спортивних залах на гіпоксичні кімнати. Це найбільш популярно серед спортсменів, альпіністів та працівників авіації [28]. Слід відзначити, що гіпоксичні тренування використовуються не лише для тренування людей, а і тварин, наприклад, коней, собак та інших маленьких тварин [29, 30]. В Україні, на жаль, гіпоксичні тренування ще не отримали такого широкого практичного

використання і в основному проводяться тренування лише в спеціалізованих центрах при наукових медичних установах.

1.4. Програмне забезпечення гіпоксикаторів

До більшості гіпоксикаторів створюється програмне забезпечення, основними функціями якого є інформаційна підтримка, автоматизація лікувально-діагностичного процесу та моніторинг показників стану пацієнта (див. табл. 1.2).

Таблиця 1.2.

Порівняння програмного забезпечення

| Назва | Вимірювальні параметри | Режими роботи | Недоліки |
|---------------------------------------|---|---|--|
| 1 | 2 | 3 | 4 |
| ReOxy | ЧСС, SpO ₂ , O ₂ | Діагностика, Лікування Моніторинг | Моніторинг лише параметрів гемодинаміки |
| CellAir One | ЧСС, SpO ₂ , O ₂ , ХОД | Лікування Моніторинг | Відсутність визначення стійкості до гіпоксії |
| GO2Altitude® Hypoxicator system | O ₂ | Лікування | Відсутність моніторингу параметрів пацієнта. |
| Эверест 1 | O ₂ | Лікування | Відсутність моніторингу параметрів пацієнта. |
| БИО-НОВА | O ₂ | Лікування | Відсутність визначення стійкості до гіпоксії, відсутність моніторингу параметрів пацієнта. |
| Эдельвейс | O ₂ | Лікування | Відсутність визначення стійкості до гіпоксії, відсутність моніторингу параметрів пацієнта. |
| Нурохісо | O ₂ | Лікування | Відсутність моніторингу параметрів пацієнта. |
| Борей | O ₂ | Лікування | Відсутність визначення стійкості до гіпоксії, відсутність моніторингу параметрів пацієнта. |
| Вершина, Вершинка | - | Лікування | Відсутність моніторингу параметрів пацієнта. |
| AltiPower | O ₂ | Лікування | Відсутність моніторингу параметрів пацієнта. |

| 1 | 2 | 3 | 4 |
|-------------|--|---|---|
| Гіпотрон | ЧД, ДО, ХОД, O ₂ | Діагностика, Лікування Моніторинг | Дезінфекція камери дихання, постійна заміна абсорбенту. Моніторинг лише параметрів системи дихання |
| АПАК | O₂, CO₂, ЧД, ДО, ЧСС, SpO₂ | Діагностика, Лікування, Моніторинг | |

Примітка, де ЧСС – частота серцевих скорочень; ХОД – хвилинний об’єм дихання; ЧД – частота дихання; ДО – дихальний об’єм; SpO₂ – сатурація крові; O₂ – кисень; CO₂ – вуглекислий газ.

Головною відмінністю між існуючими комп’ютерними системами для проведення гіпокситерапії є їх функціональні можливості, а саме режими роботи, які підтримуються у апаратах.

Режими роботи поділяються на:

«Лікування» - дозволяє проводити регулювання параметрів апарата під час процесу лікування пацієнтів.

«Діагностика» - дозволяє проводити регулювання параметрів апарата під час діагностики стану пацієнтів.

«Моніторинг» - дозволяє зберігати в базі даних найважливішу інформацію щодо проведених лікувально-діагностичних сеансів, а також надає лікарю певні додаткові можливості (перегляд історії хвороби пацієнта, здійснення пошуку необхідної інформації, внесення приміток, друк звітів та результатів тощо).

Як зазначалося вище, кожна комп’ютерна система для проведення гіпокситерапії має свої особливості в залежності від поставлених перед нею задачами, наявності обладнання тощо. Але всі системи мають схожі алгоритми роботи через їх спільне призначення та функціональні можливості. Проводиться моніторинг пацієнтів, сеанси діагностики або ж лікування, деякі з систем можуть проводити прогнозування (прогноз можливого прояву симптомів у пацієнта, приблизний термін лікування). До основних етапів алгоритму відноситься [31, 32]:

1. Зчитування даних.
2. Інтерпретація даних.
3. Обробка даних.
4. Збереження даних.
5. Візуалізація результатів.

Саме реалізація даних головних етапів і відрізняє комп'ютерні системи між собою.

Зчитування даних – комп'ютерна система має постійно й одночасно зчитувати величезну кількість потоків даних. Для прикладу, в залежності від задач можуть входити додаткові датчики для визначення параметрів, наприклад, такі як: пульсоксиметр, датчик об'єму дихання, датчик кисню, датчик вуглекислого газу тощо. Кожен датчик потребує посилювача сигналу або ж перетворювача інтерфейсів для можливості правильної передачі даних. Мікроконтролер отримує всі дані, які до нього надходять і ділить їх на відповідні груп (дані з кожного приладу потребують різного аналізу, тому вони ніяким чином не мають перемішуватися).

Наступні етапи вже відбуваються безпосередньо на комп'ютері. Після формування груп дані переходять до етапу інтерпретації. Система має відтворити реальні дані в нормальних одиницях виміру для уникнення подальших помилок при розрахунках. Дані приймаються, видозмінюються у вихідні та готуються до обробки (визначається об'єм повітря, аналізується значення рівня O_2 чи CO_2 та інше). Це і є етап обробки даних.

Процес обробки проходить в реальному часі, дані змінюються в залежності від частоти попадання на комп'ютер. В залежності від тривалості лікувально-діагностичного сеансу, система аналізує сотні тисяч значень. Звичайно, більшість з цих даних та обрахунків є проміжними. «Цінність» даних визначається на етапі збереження даних, де система повинна з усієї інформації зберегти лише основні дані (наприклад, інформацію щодо зміну стану пацієнта, зміни об'єму вдиху та видиху, зміну концентрації O_2). Подібна інформація зберігається в базі даних (БД) відразу після обрахунку, тому при необхідності,

лікар має можливість переглянути результати чи дані які йому необхідні. Зазвичай, подібні дані захищені від редагування, для уникнення випадкових і непотрібних змін.

Останній етап – візуалізація даних. Можна сказати, що даний етап використовує лише «цінні» дані, які вже записані в БД. На основі цих даних, зазвичай, лікарям надається можливість будувати декілька графіків:

1. Графік залежності зміни швидкостей повітряного потоку протягом часу (даний графік ілюструє об'єми вдиху та видиху, точки початку та кінця дихального циклу, а також часові проміжки пауз між диханням).

2. Графік зміни рівня концентрації кисню протягом часу (ілюструє зміну концентрації O_2 під час дихального процесу).

3. Додаткові графіки, які будуються лише на кінцевих значеннях (тенденція зміни значення об'ємів вдиху під час сеансу, графік критичних точок тощо).

Таким чином, було розглянуто основні спільні риси етапів алгоритмів роботи з даними усіх пристроїв, апаратів та комп'ютерних систем для проведення гіпоксичних тренувань.

Також, слід відзначити, що на сьогодні розроблюються самостійні програмні засоби для підтримки сеансів гіпокситерапії. Однією з таких систем є автоматизована система управління «Гіпоксичний фітнес» (А.М. Цветкова, В.А. Парамонов) [33], що складається з пульсоксиметричного модуля OEM-OXY-SAB і програми «Гіпоксичний фітнес». Параметри, що визначаються в комплексі є насичення гемоглобіну киснем, частота серцевих скорочень, індекс напруги пульсу, індекс централізації кровообігу. Програма «Гіпоксичний фітнес» визначає динаміку показників в реальному часі, виконує управління, яке засноване на індивідуальній чутливості організму до зниження концентрації кисню та приймає рішення про тривалість циклів гіпоксії та нормоксії і кількості циклів протягом одного сеансу.

Отже, більшість існуючих гіпоксикаторів виконують роль генератора ГГС, при цьому у них обмежений, або відсутній функціонал щодо аналізу стану

людини. Тому пристрої використовуються в основному в науково-дослідницьких лабораторіях, або у медичних центрах під наглядом лікаря. У зв'язку з цим, актуальним питанням є створення автоматизованого програмно-апаратного комплексу, який би міг забезпечити можливість всебічного аналізу стану пацієнтів перед проведенням гіпоксичних тренувань та після них, а також моделювання впливу гіпоксії на організм для прогнозування стану пацієнта та ефективності лікування. Також такий пристрій повинен мати конструкцію, що спростить проведення самих сеансів та дозволить в подальшому їх проводити під наглядом молодшого медичного персоналу (наприклад, медсестра), або навіть самостійно пацієнтом під дистанційним наглядом лікаря.

Висновки до розділу 1

1. На сьогодні широкого застосування набули немедикаментозні методи лікування та підвищення резистентності організму людини. Одним з таких ефективних методів є інтервальні нормобаричні гіпоксичні тренування. Тому актуальним є питання розробки гіпоксикаторів – пристроїв для проведення гіпоксичних тренувань.

2. Аналіз існуючих гіпоксикаторів показав, що гіпоксикатори генераторного типу є досить дорогими, громіздкими, незручними у використанні, з обмеженим функціоналом моніторингу стану людини. Також термін окупності таких апаратів є досить великим. У той же час, гіпоксикатори ререспіраторного типу є зручними, більш доступними по вартості для більшості населення України. При цьому термін окупності гіпоксикаторів ререспіраторного типу в 10 разів менший за попередній тип. Але основним недоліком цього типу гіпоксикаторів є необхідність дезінфекції дихального контуру та використання великої кількості поглинача вуглекислого газу на один сеанс, що призводить до удорожчання собівартості однієї процедури. Таким чином, ураховуючи ситуацію в країні більш рентабельним є створення гіпоксикаторів ререспіраторного типу при умові виправлення їх недоліків.

3. У зв'язку з тим, що неконтрольований гіпоксичний вплив може нашкодити пацієнтові, необхідно забезпечити всебічний аналіз стану пацієнта під час сеансів гіпокситерапії та провести моделювання впливу гіпоксії на стан різних систем організму людини для прогнозування ефективності майбутнього лікування. Саме тому актуальним є створення автоматизованого програмно-апаратного комплексу, що забезпечить моделювання та аналіз реакції організму людини на гіпоксичний вплив.

РОЗДІЛ 2. МАТЕМАТИЧНИЙ АПАРАТ ДОСЛІДЖЕННЯ ВПЛИВУ ГІПОКСІЇ ТА ГІПОКСИЧНИХ ТРЕНУВАНЬ НА ОРГАНІЗМ

2.1. Постановка задачі оцінки проведених сеансів гіпокситерапії

Важливою складовою успішного проведення сеансів гіпокситерапії, ефективного та безпечного лікування пацієнта є правильна оцінка стану пацієнта до, під час проведення сеансів та оцінка ефективності курсу лікування.

На якість оцінки проведення сеансів гіпокситерапії впливають різні фактори, але найбільш важливим з них є кваліфікація і досвід лікаря. Лікар може не володіти всіма необхідними навичками і знаннями, які потрібні для того, щоб робити висновки про результати аналізів і подальше лікування пацієнта. Тому для якісної оцінки стану пацієнта необхідно постійно залучати висококваліфікованих фахівців різних напрямків. Це незручно, складно, дорого, займає багато часу та не завжди можливо. З іншого боку, якісна оцінка стану здоров'я пацієнта потребує обробки великих об'ємів інформації. Тому актуальною задачею є автоматизація процесу прийняття рішень щодо діагностики стану здоров'я пацієнта та оцінки ефективності курсу лікування.

Система оцінки стану здоров'я пацієнта забезпечує:

1. Надання лікуючому лікарю даних оцінки результатів зібраних аналізів: порівняння з нормами з урахуванням віку та фізіологічних особливостей організму людини.

2. Формування рекомендацій щодо проведення гіпоксичних тренувань (кількість сеансів, час сеансу і кількість циклів), а також додаткових процедур.

3. Формування рекомендацій щодо консультування з лікарями інших напрямів.

4. Формування рекомендацій щодо проведення додаткового дослідження, проведення додаткових діагностичних процедур.

5. Надання оцінки ефективності проведеного лікування.

На вхід системи подаються відомості про анамнез пацієнта, склад ГГС,

параметри системи дихання та гемодинаміки пацієнта під час сеансів.

Для вирішення задачі автоматизації прийняття рішень лікарем під час сеансів гіпокситерапії система повинна виконувати наступні функції:

1. Організація інтерактивного діалогу експерта та користувача з системою.
2. Логічне виведення заключень.
3. Отримання даних з зовнішніх пристроїв.

На виході користувач отримує дані у вигляді звітів, зведених таблиць та графіків.

Завдання автоматизованої оцінки сеансів гіпокситерапії характеризується необхідністю забезпечення можливості обробки даних в реальному часі та проведення оцінки курсу лікування на основі статистичної інформації в БД.

Головними питаннями, на які повинна відповідати система є:

- Можливо допускати пацієнта до процедур (оцінка показань та протипоказань)?
- Які мають бути рекомендації при несвоєчасній зупинці сеансу?
- Оцінка проведення діагностики.
- Оцінка курсу лікування ІНГТ.
- Рекомендації щодо подальшого лікування.

Для реалізації можливості надання відповідей на ці запитання база правил (БП) складалась з таких критеріїв:

- Показання та протипоказання для проведення діагностики.
- Дані про зупинку проведення процедури діагностики або лікування.
- Оцінка проведення діагностики.
- Оцінка курсу ІНГТ.
- Оцінка за параметрами гемодинаміки та дихання.

2.2. Автоматизована оцінка сеансів гіпокситерапії

2.2.1. Формальна модель бази правил

Прийняття рішень в автоматизованій системі відбувається на основі

правил, що вводить експерт в систему [34, 35].

Формальна модель БП має вигляд [36-38]:

$$(i); Q; A \rightarrow B,$$

де i – ім'я правила, Q – елемент, що характеризує сферу застосування правила, $A \rightarrow B$ – ядро продукції (правило), у якому A – передумови (умови) правила, B – висновок (наслідок, дія) правила.

Ім'ям правила виступає порядковий номер.

Сфера застосувань визначає для яких випадків може бути використане правило, що дозволяє заощадити час на пошук потрібних правил в БП. Наприклад, сфери застосувань – правила для діагностики, правила для лікування, правила загальні, правила для хворих на хронічне обструктивне захворювання легень (ХОЗЛ) тощо.

Оскільки модель повинна забезпечувати подання правил різного виду вкладеними умовами, був використаний рекурсивний механізм опису вузлів і кінцевих вершин дерева умови правила. Параметр A визначається наступним чином:

$$A = \{Al, R, Ar\},$$

де Al – лівий вузол умови правила, R – відношення між вузлами правил, Ar – правий вузол умови правила.

Для забезпечення можливості використання умови з різним ступенем вкладеності, параметри описуються наступним чином:

$$Al = FAl \parallel Null \parallel A,$$

$$Ar = FAr \parallel Null \parallel A,$$

де FAl – ліва кінцева трійка умови правила, FAr – права кінцева трійка умови правила.

$$FAl = FAr = \{P, Z_A, W\},$$

де P – змінна, Z_A – знак умови, $Z_A = \{<, >, \leq, \geq, =\}$, W – значення умови, що може бути або константою, або діапазоном.

R – множина відношень між вузлами. $R \subset (Al \times Ar)$, чи $R: Al \rightarrow Ar$.

може приймати наступні значення $R = \{\wedge, Null\}$.

Аналогічно параметру A визначається параметр B – наслідок правила.

$$B = \{Bl, R, Br\}$$

де Bl – лівий вузол наслідку правила, R – відношення між вузлами правил, Br – правий вузол наслідку правила.

Для забезпечення можливості описати наслідки з різним ступенем вкладеності, параметри описуються наступним чином:

$$Bl = FBl \parallel Null \parallel B,$$

$$Br = FBr \parallel Null \parallel B,$$

де FBl – ліва кінцева трійка наслідку правила, FBr – права кінцева трійка наслідку правила.

$$FBl = FBr = (P, Z_B, W),$$

де P - змінна, Z_B - знак умови, $Z_B = \{:=\}$, W - значення умови.

На модель представлення бази правил накладаються такі обмеження. Для обраного i -го піддерева умови або слідства елемента правила повинні виконуватися наступні умови:

1. Якщо $(R_i = Null)$, то $(Al_i! = Null)$ і $(Ar_i = Null)$.
2. Якщо $(R_i = \wedge)$, то $(Al_i! = Null)$ і $(Ar_i! = Null)$.

Формування індексу вузла формальної моделі полягає в наступному. Верхній індекс відповідає номеру правила в базі правил. Нижній індекс ведеться по порядку для кожної нової вершини одного рівня. Нижній індекс є складовим і відображає глибину вкладеності умов в правилі. При створенні нової вершини типу A, B, FAl, FAr, FBl, FBr , додається новий нижній індекс, що починається з одиниці.

Розглянемо приклад представлення правил з номерами i з бази правил у вигляді формальної моделі дерева рішень.

1. ЯКЩО ("стійкість до гіпоксії" = "висока ")

ТО ("проводити ІНГТ" = "так")

де: "стійкість до гіпоксії", "проводити ІНГТ", - змінні, а "висока" і

"так" – значення.

Представлення правила буде виглядати наступним чином (рис. 2.1):

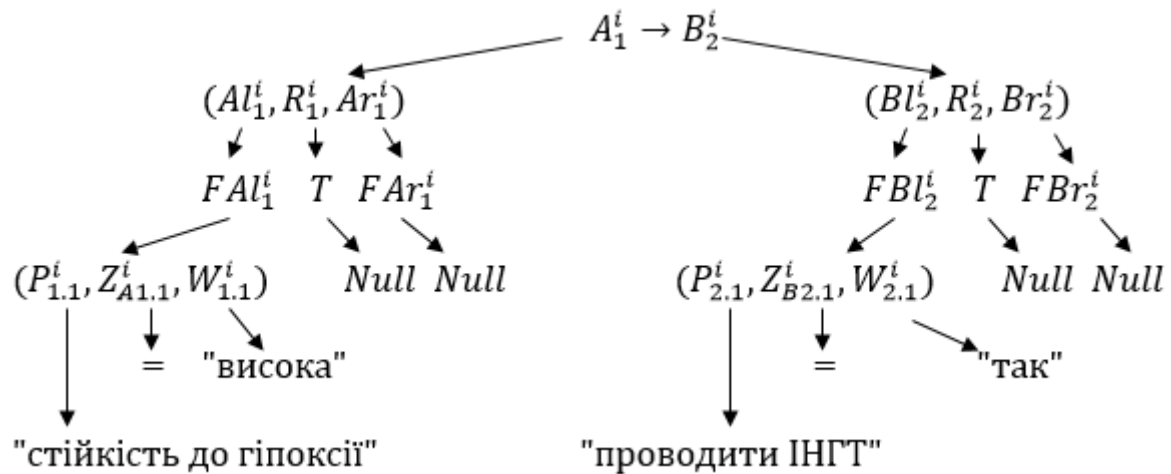


Рисунок 2.1 – Представлення правила.

2.2.2. Механізм виведення через процедуру «співставлення-спрацювання»

Основним механізмом виводу в системах, оснований на правилах, є механізм виведення через процедуру «співставлення-спрацювання» [39]. Механізм виводу зіставляє кожне правило, що зберігається в базі правил, з фактами (тут та надалі, фактом називаємо пару «Параметр=Значення»), що надходять з зовнішніх пристроїв або містяться в БД. Якщо умова підходить факту, правило спрацьовує і його частина наслідків виконується. На рисунку 2.2 показано цикл механізму виводу через процедуру «співставлення-спрацювання».

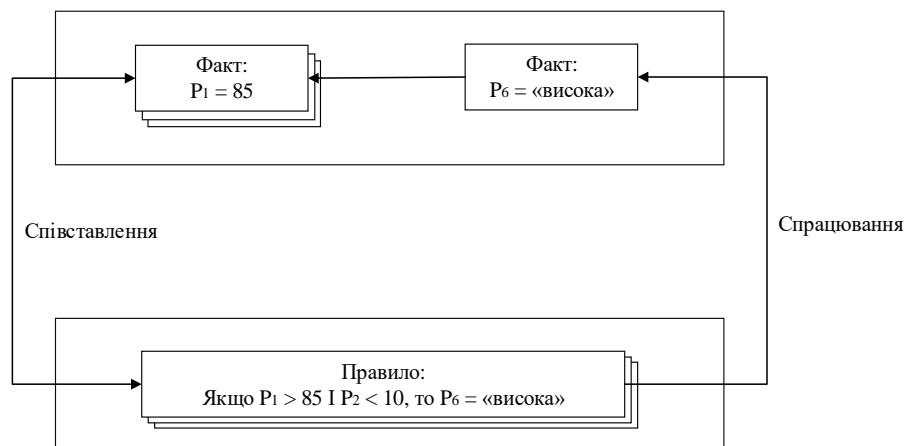


Рисунок 2.2 - Цикл механізму виводу через процедуру «співставлення-спрацювання» [37].

Співставлення частин правил з фактами створює ланцюг виводу. Ланцюг виводу показує як система використовує правила для отримання заключення. Наприклад, для отримання оцінки сеансу діагностики формується такий ланцюг виводу (рис. 2.3).

Ланцюг виводу використовується для пояснення як було отримано результат.

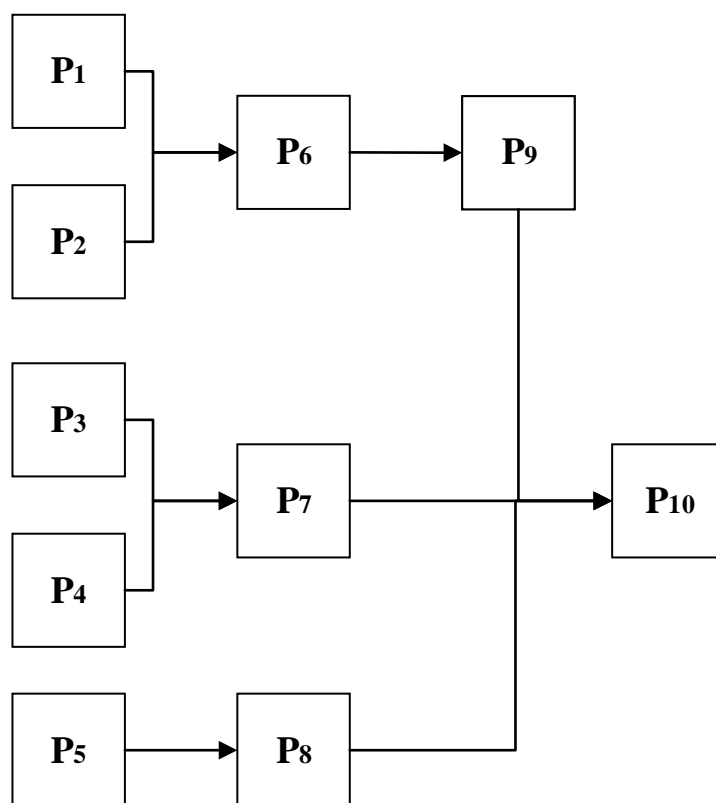


Рисунок 2.3 – Приклад ланцюга виводу оцінки сеансу діагностики.

Примітки: P_1 – сатурація крові при закінченні діагностики, P_2 – концентрація кисню в ГГС при закінченні діагностики, P_3 – частота серцевих скорочень, P_4 – артеріальний тиск, P_5 – хвилинний об'єм дихання, P_6 – стійкість до гіпоксії, P_7 – реакція гемодинаміки, P_8 – реакція дихання, P_9 – проводити ІНГТ, P_{10} – тренуючий рівень.

При простій схемі перегляду правил в експертній системі відбувається перегляд всіх правил із БД правил, до тих пір поки не буде знайдено правило, що містить умови, які підходять під значення вхідних параметрів. У цьому випадку правило спрацює і пошук завершується. Однак при такому підході необхідно

виконувати достатньо великий об'єм розрахунків, що приводить до збільшення часу, необхідного на обробку вхідної інформації. Особливо даних факт актуальний для систем реального часу [40, 41].

Для прискорення пошуку результатів оцінки в правило додано параметри, що характеризує сферу застосування правила. Сфера застосувань правил в нашій системі залежить від двох показників – це «Діагноз» та «Тип».

«Тип» може приймати наступні значення:

«Допуск» – правила цього типу використовуються для нових пацієнтів, перед проходженням сеансу діагностики, щоб переконатися, що в пацієнта нема протипоказань до проходження сеансів;

«Лікування» – правила використовуються для оцінки сеансу лікування;

«Діагностика» – правила використовуються для оцінку проведення сеансу діагностики;

«Курс» – правила застосовуються для оцінки пройденого курсу лікування;

«Критерії зупинки» – правила цього типу застосовуються під час сеансів лікування та діагностики, коли сеанс закінчується достроково чи параметри безпеки виходять за норми.

Параметри «Діагноз» може приймати значення «Загальні», «ХОЗЛ» тощо. «Загальні» правила застосовуються якщо для діагнозу пацієнта відсутні правила в базі правил, або у пацієнта відсутній діагноз.

Реалізований алгоритм прийняття рішень забезпечує швидкий пошук рішень в розробленій продукційній експертній системі.

2.3. Постановка задачі дослідження фізіологічних параметрів людини

Загальновідомо, що для нормального функціонування організму необхідний кисень, оскільки від нього залежать всі процеси клітинного метаболізму. У пацієнтів з недостатньою оксигенацією можуть спостерігатися ціаноз, задишка, серцебиття, втрата свідомості, парестезії, гіпотермія або біль, а також може розвинути гіпоксія тканин, що в подальшому призведе до

погіршення стану здоров'я всього організму чи розвитку захворювань окремих органів. При проведенні гіпоксичних тренувань та визначенні реакції організму на гіпоксичний вплив можливо зниження кисневого постачання організму нижче безпечного рівня. Це може призвести до розвитку небажаних побічних явищ. Тому використання гіпоксикаторів потребує постійного контролю та аналізу фізіологічних параметрів людини до, після та під час проходження сеансів та курсу гіпоксітерапії.

У зв'язку з цим, однією з задач при створенні АПАК для проведення гіпоксичних тренувань є розширення переліку важливих фізіологічних параметрів організму пацієнта, що контролюються, шляхом додання нових пристроїв для визначення додаткових параметрів чи визначення їх за допомогою математичних розрахунків. Це дозволить лікарю проводити моделювання та аналіз стану організму, функціонування органів та систем пацієнта та підвищить ефективність та безпечність використання АПАК при проведенні гіпоксичних тренувань.

Вибір переліку параметрів для розрахунків залежить від їх клініко-фізіологічного значення, етапів транспорту кисню, а також наявності захворювань та сфери застосувань гіпоксичних тренувань.

Враховуючи особливості реакції організму на зовнішні збудники, ступінь чутливості до гіпоксії органів та фізіологічних систем [42, 43], для проведення аналізу гіпоксичного впливу необхідно провести розрахунки додаткових параметрів та моделювання кардіореспіраторної системи.

2.4. Параметри кардіореспіраторної системи

Кардіореспіраторна система – це фізіологічна функціональна система, що складається з серцево-судинної системи та системи дихання. Кардіореспіраторна система займає ключове місце в транспортуванні кисню в організмі. Дана система є найбільш чутливим індикатором фізіологічного стану організму, оскільки багато процесів в організмі залежать від функціонування системи

транспорту кисню. Серцево-судинна та дихальна системи одними з перших реагують на гіпоксичний збудник. Параметри серцево-судинної та дихальної системи найбільш швидко та найбільш значимо відображають стан організму при змінах його кисневого гомеостазу. Тому саме параметри серцево-судинної та дихальної системи повинні використовуватися для моніторингу стану організму при проведенні гіпоксичних тренувань та моделюванні реакції організму на гіпоксію.

Розглянемо більш детально кардіореспіраторну систему з точки зору процесу дихання та транспорту респіраторних газів.

2.4.1. Дихальна система

Дихальна система – сукупність виконавчих структур і апарату регуляції, які здійснюють обмін газів між організмом і зовнішнім середовищем, що забезпечує потреби організму в кисні відповідно до інтенсивності обміну речовин та підтримання газового гомеостазу [44].

Виконавчі структури включають в себе:

1. Структури, що забезпечують обмін газами між альвеолами легень і зовнішнім середовищем - грудною кліткою і черевною порожниною, разом з дихальними м'язами, які при скороченні і розслабленні змінюють об'єм легень.
2. Система кровообігу, через яку здійснюється транспорт кисню та вуглекислого газу і обмін газів на рівні «капілярів - тканин».
3. Система еритрона, яка забезпечує оптимальну кількість еритроцитів в якості переносників кисню в крові.
4. Апарат регуляції – складається з нервових і гуморальних механізмів регуляції, які підтримують параметри газового гомеостазу: парціальний тиск кисню та вуглекислого газу, рН артеріальної крові.

Дихання – це процес обміну газами між клітинами організму і навколишнім середовищем. Його можна розділити на наступні етапи (рис. 2.4):

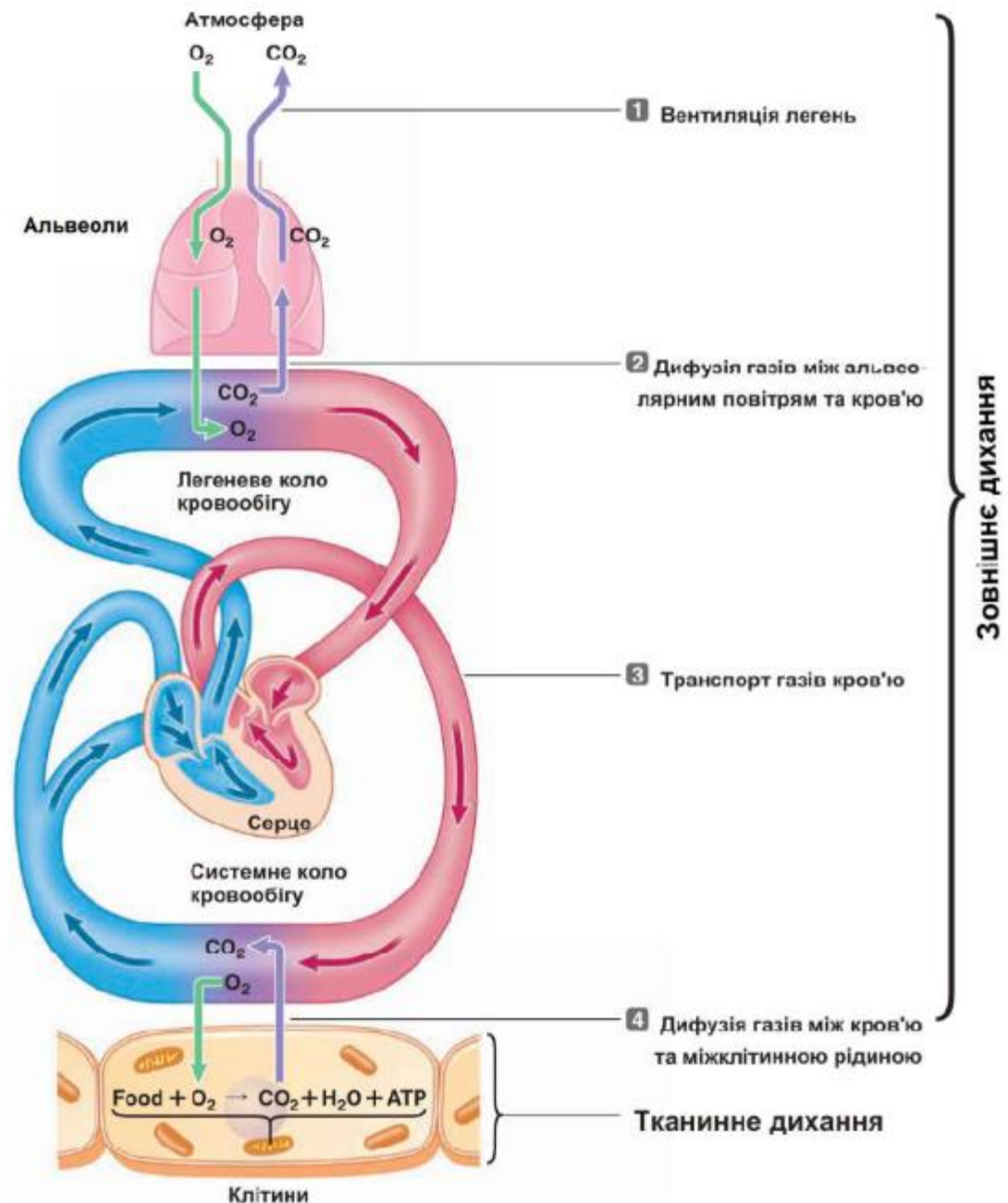


Рисунок 2.4 – Етапи процесу дихання [45].

1. Вентиляція легень – процес обміну газами між зовнішнім середовищем і альвеолами легень.

2. Дифузія газів через легеневу мембрану - це обмін газами між альвеолярним повітрям і кров'ю легеневих капілярів завдяки градієнту парціального тиску.

3. Транспорт дихальних газів кров'ю.

4. Дифузія газів через стінку капілярів до клітин та з них.

5. Внутрішнє (тканинне) дихання - залучення кисню в обмінні процеси в мітохондріях клітин організму, що призводить до синтезу макроергічних сполук, необхідних для функціонування клітин.

Вентиляція легень. У процесі вентиляції легень під час сеансів на АПАК відбувається газообмін між створеною ГГС і альвеолярним повітрям. Вентиляція визначається глибиною і частотою дихальних рухів, які постійно змінюються відповідно до потреб організму. Для характеристики процесу вентиляції досліджуються статичні та динамічні параметри зовнішнього дихання (рис. 2.5).



Рисунок 2.5 - Показники зовнішнього дихання.

Ці параметри залежать від статі, віку, ваги, зросту, положення тіла тощо. Тому для правильної оцінки функціонального стану розраховуються належні значення параметрів та відхили абсолютних значень у відсотках від належних за формулою:

$$X = \frac{X_{abs}}{X_{pr}} \times 100 \%,$$

де X_{abs} – абсолютне значення виміряного параметру, X_{pr} – належне значення виміряного параметру, розраховане відповідно до формул поданих нижче.

Детально розглянемо статистичні параметри зовнішнього дихання.

Легеневі об'єми та ємності у дорослої людини під час дихального циклу зображено на рисунку 2.6.

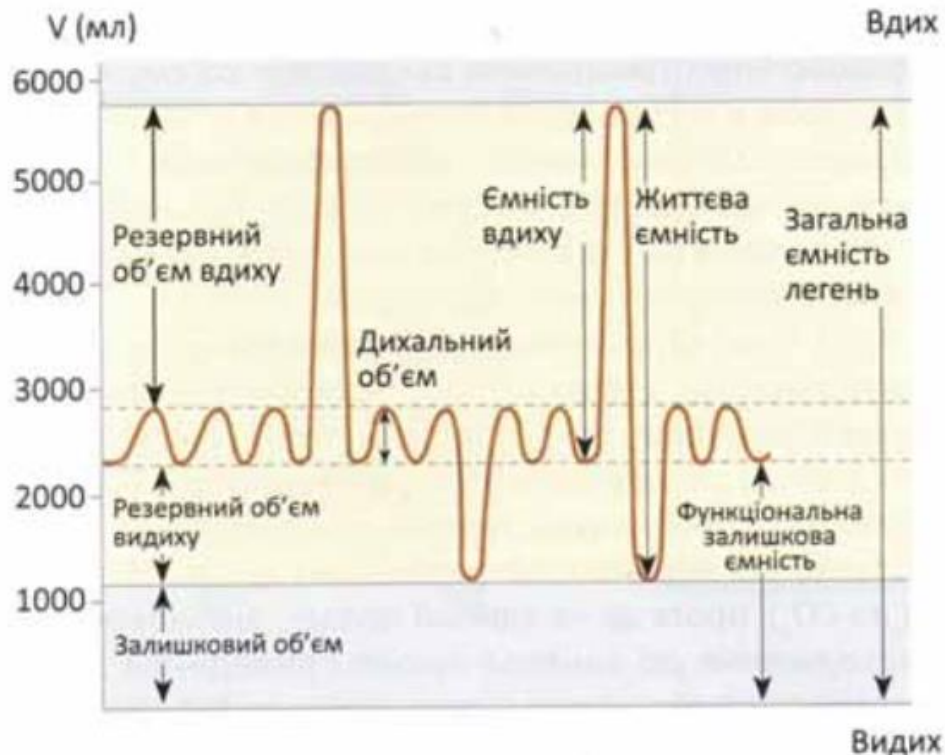


Рисунок 2.6 - Легеневі об'єми та ємності [44].

Дихальний об'єм (ДО, англ. Tidal Volume (V_T)) – кількість повітря, що надходить у легені за один спокійний вдих. Визначається в АПАК.

$$V_T = (10 - 20 \%) \times VC.$$

Належний дихальний об'єм (pV_T) визначається за формулою:

$$pV_T = 0,2 \times pVC$$

ДО ділиться на альвеолярний об'єм (АО, англ. Alveolar Volume (V_a)), який потрапляє до альвеол та приймає участь у газообміні, та об'єм функціонального мертвого простору (ФМП, англ. Dead Space Volume (V_D)). ФМП – це об'єм повітря у ділянках дихальної системи, в яких не відбувається газообмін (об'єм повітря дихальних шляхів, починаючи від носа і рота, закінчуючи респіраторними бронхіолами; альвеоли, які вентилуються, але не перфузуються кров'ю, тобто не беруть участі в газообміні) [46].

Альвеолярний об'єм визначається за формулою:

$$V_a = \frac{2}{3} \times V_T$$

Об'єм функціонального мертвого простору визначається за формулою:

$$V_D = \frac{1}{3} \times V_T$$

Резервний об'єм вдиху (РОВд, англ. Inspiratory Reserve Volume (IRV)) – максимальний об'єм повітря, який людина може додатково вдихнути після нормального вдиху. У певній мірі РОВд визначає здатність до збільшення вентиляції легень, необхідність в якій є при зростанні потреб організму в газообміні.

Резервний об'єм вдиху визначається за формулою:

$$IRV = (45 - 50 \%) \times VC$$

Належний резервний об'єм вдиху ($pIRV$) визначається за формулою:

$$pIRV = pVC - pERV - pV_T$$

Резервний об'єм видиху (РОВид, англ. Expiratory Reserve Volume (ERV)) – максимальний об'єм повітря, який людина може додатково видихнути після спокійного видиху.

Резервний об'єм видиху визначається за формулою:

$$ERV = (25 - 35 \%) \times VC$$

Належний резервний об'єм видиху ($pERV$) визначається за формулою:

$$pERV = 0,3 \times pVC$$

Залишковий об'єм (ЗО, англ. Residual Volume (RV)) – об'єм повітря, що залишається в легенях після максимально глибокого видиху. Відносна величина ЗО у людей до 35 років є нормою при 19-21 %, а з кожним подальшим десятиріччям зростає на 3-5% [47].

Залишковий об'єм визначається за формулою:

$$RV = (25 - 35 \%) \times VC$$

Належний залишковий об'єм (pRV) визначається за формулою:

Для жінок:

$$pRV = 2,68 \times H(m) + 0,007 \times A - 3,42$$

Для чоловіків:

$$pRV = 1,98 \times H(m) + 0,022 \times A - 0,015 \times W(kg) - 1,54$$

Життєва ємність легень (ЖЄЛ, англ. Vital Capacity (VC)) – найбільший

об'єм повітря, який людина може видихнути після максимально глибокого вдиху. Найбільш інформативним показником функціонального стану зовнішнього дихання є не абсолютне зниження ЖЄЛ, а зменшення відсоткового співвідношення ЖЄЛ/НЖЄЛ більш ніж на 15 %. Це може свідчити про недостатній розвиток апарату зовнішнього дихання, порушення прохідності дихальних шляхів, зміни властивостей легеневої тканини (наприклад, еластичності) [47].

Життєва ємкість легень визначається за формулою:

$$VC = V_T + IRV + ERV$$

Для жінок:

$$\text{При вік} < 20: VC = 0,049 \times H(sm) - 4,34$$

$$\text{При вік} > 20: VC = 0,049 \times H(sm) - 0,019 \times A - 3,76$$

Для чоловіків:

$$\text{При вік} < 25: VC = 0,052 \times H(sm) - 4,1$$

$$\text{При вік} > 25: VC = 0,052 \times H(sm) - 0,028 \times A - 3,2$$

Належна життєва ємкість легень (pVC) за формула Є. Болдіна:

Для жінок:

$$pVC = (21,78 - 0,101 \times A) \times H(sm)$$

Для чоловіків:

$$pVC = (27,63 - 0,112 \times A) \times H(sm)$$

Життєвий показник (ЖП) – співвідношення ЖЄЛ та маси тіла. У нетренованих чоловіків цей показник дорівнює 65-70 мл/кг, у жінок – 55-60 мл/кг, у спортсменів – 90-100 мл/кг. Значення менші за наведені свідчать про недостатню життєву ємність легень [47].

Життєвий показник (VI) визначається за формулою:

$$VI = VC(ml)/W(kg)$$

Загальна ємність легень (ЗЄЛ, англ. Total Lung Capacity (TLC)) – кількість повітря, яке міститься в легенях на висоті максимуму вдиху.

Загальна ємність легень (TLC) визначається за формулою:

$$TLC = V_T + IRV + ERV + RV$$

Належна загальна ємність легень ($pTLC$) визначається за формулою:

Для жінок:

$$pTLC = 6,71 \times H(m) + 0,015 \times A - 5,77$$

Для чоловіків:

$$pTLC = 6,92 \times H(m) + 0,017 \times A - 4,30$$

Ємність вдиху (Євд, англ. Inspiratory Capacity (IC)) - максимальний об'єм повітря, який людина може вдихнути при глибокому вдиху.

Ємність вдиху визначається за формулою:

$$IC = V_T + IRV$$

Функціональна залишкова ємність (ФЗЄ, англ. Functional Residual Capacity (FRC)) – це об'єм повітря, який залишається в легенях після звичайного (спокійного) видиху. Вона вказує на об'єм альвеолярного повітря, який знаходиться в легенях і частково поновлюється під час вдиху. Збільшення величини ФЗЄ призводить до збільшення дихальної поверхні легень, розширення просвіту бронхів при цьому, зменшує опір потоку повітря.

Функціональна залишкова ємність легень (FRC) визначається за формулою:

$$FRC = ERV + RV$$

Належна функціональна залишкова ємність легень ($pFRC$) визначається за формулами:

Для жінок:

$$pFRC = 5,13 \times H(m) + 0,028 \times W(kg) - 4,5$$

Для чоловіків:

$$pFRC = 5,3 \times H(m) + 0,015 \times A(kg) - 3,42$$

Детально розглянемо динамічні параметри зовнішнього дихання, що дозволяють оцінити вентиляційну здатність легень.

Частота дихання (ЧД, англ. Respiratory Rate (BF)) — це кількість циклів (вдих-видих), що відбуваються за одну хвилину. Визначається АПАК.

Хвилинний об'єм дихання (ХОД, англ. Minute Volume of Respiration (VE)) - об'єм повітря, який надходить у легені за 1 хв. Це основний кількісний показник вентиляції легень. При спокійному диханні цей показник знаходиться в межах 6-8 л/хв. При максимальних навантаженнях він може зростати до 30-40 л/хв.

Хвилинний об'єм дихання визначається за формулою:

$$VE = V_T \times BF$$

Хвилинний об'єм дихання залежить від статі, росту, маси, поверхні тіла, рівня основного обміну і енергетичних потреб організму людини [47]. ХОД безпосередньо пов'язаний з інтенсивністю поглинання O_2 , тому при розрахунку належного хвилинного об'єму дихання (НХОД, pVE) використовується величина належного поглинання кисню (НПО₂, pC_{O_2}), яка залежить від належного основного обміну (НОО) та добутку середньої величини коефіцієнту 1 л кисню за добу. Виходячи з того, що у здорових людей з кожного літра провентильованого повітря поглинається приблизно 40 мл кисню, то для обчислення НХОД слід НПО₂ розділити на сталу величину 40.

Належний хвилинний об'єм дихання (pVE) (за А.Г. Дембо) визначається за формулою:

$$pVE = 40 \times pBM / 7,07$$

Належне поглинання кисню (pC_{O_2}) визначається за формулою:

$$pC_{O_2} = pBM / 7,07$$

Належний основний обмін (НОО, англ. pBM) - витрата енергії, необхідної для підтримки життєдіяльності всіх органів і температури тіла.

Належний основний обмін визначається за формулою Харіса та Бенедикта):

Для жінок:

$$pBM = 655 + 9,5 \times W(kg) + 1,8 \times H(sm) - 4,7 \times A$$

Для чоловіків:

$$pBM = 66 + 13,7 \times W(kg) + 5 \times H(sm) - 6,8 \times A$$

Альвеолярна вентиляція (АВЛ, англ. Alveolar Ventilation (V_A)) - об'єм

повітря, який надходить в альвеоли за 1 хв. Цей показник відображає тільки ту частину ХОД, яка приймає участь у газообміні. Аналіз цього показника показує, що при однакових значеннях ХОД більш вигідним є дихання з відносно великим ДО і низькою ЧД.

Альвеолярна вентиляція (V_A) визначається за формулою:

$$V_A = (V_T - V_D) \times BF$$

Коефіцієнт альвеолярної вентиляції (КАВ, англ. cV_A) – відношення альвеолярної вентиляції до легеневого кровотоку (ЛК).

Коефіцієнт альвеолярної вентиляції (cV_A) визначається за формулою:

$$cV_A = (V_T - V_D) \times BF / BCl$$

Ефективність вентиляції (ЕВ, англ. Vef) – інтегральний показник, який характеризує співвідношення об'єму повітря, що бере активну участь у газообміні, до об'єму повітря, який вентилюється за 1 хв. Цей показник тісно зв'язаний зі значеннями ФМП: чим воно більше, тим нижча ефективність вентиляції. У здорових дорослих людей ефективність вентиляції становить 60-75 %. Її зменшення свідчить про гіповентиляцію, яка може призвести до гіперкапнії і гіпоксії.

Ефективність вентиляції (Vef) визначається за формулою:

$$Vef = (V_T - V_D) / V_T \times 100$$

Коефіцієнт вентиляції легень (КВЛ, англ. cVl) - це співвідношення об'єму повітря, яке надходить у легені при вдиху з об'ємом повітря, яке вже є в легенях. КВЛ показує, яка частина альвеолярного повітря вентилюється за один дихальний цикл (вдих, видих). Виражається показник звичайним дробом і в нормі складає приблизно $1/7 - 1/8$ (тобто, в нормі альвеолярне повітря при спокійному вдиху поновлюється на $1/7 - 1/8$ частину).

Коефіцієнт вентиляції легень (cVl) визначається за формулою:

$$cVl = (V_T - V_D) / (RV + ERV)$$

Максимальна вентиляція легень (МВЛ, англ. V_{max}) - об'єм повітря, який вентилюється через легені протягом 1 хв інтенсивного довільного дихання

(максимально глибокого із частотою не менше 35 хв^{-1}). Показник МВЛ залежить від статі, росту, маси тіла, віку, професії, величини ЖЄЛ і дає уявлення про функціональні можливості апарату зовнішнього дихання. Великі коливання МВЛ знижують діагностичну цінність визначення абсолютного значення цих величин. Тому отриману величину МВЛ призводять до належної максимальної вентиляції легень (НМВЛ). Норма, в середньому, 87 % з коливаннями 61-110 % від належної вентиляції легень, зниження на 20 % вважається незадовільним.

Максимальна вентиляція легень визначається за формулою:

$$V_{max} = V_T \times BF_{max}$$

Належна максимальна вентиляція легень (pV_{max}) для не тренованих людей визначається за формулою:

$$pV_{max} = \frac{1}{2} \times VC \times 35$$

Належна максимальна вентиляція легень (pV_{max}) визначається за формулою:

$$pV_{max} = pVC \times 0,0175$$

Для жінок:

$$pV_{max} = pVC \times 26$$

Для чоловіків:

$$pV_{max} = pVC \times 25$$

Резерв дихання (РД, англ. *RB*) – об'єм повітря, на який може збільшитися легенева вентиляція за 1 хв інтенсивного дихання. Цей показник дає змогу оцінити ймовірність збільшення вентиляції легень і має важливе діагностичне значення, оскільки його зменшення відбувається раніше, ніж клінічно виявляється дихальна недостатність. Норма не менше 85 % від належного.

Резерв дихання (*RB*) визначається за формулою:

$$RB = V_{max} - VE$$

Коефіцієнт резерву дихання (КРД, англ. *cRB*) – зниження коефіцієнта (менше 70 %) вказує на недостатність дихання. Більше 70 % значна степінь зниження функціональних можливостей системи дихання.

Коефіцієнт резерву дихання (cRB) визначається за формулою:

$$cRB = RB/V_{max} \times 100$$

Належний коефіцієнт резерву дихання (p_cRB) визначається за формулою:

$$p_cRB = pV_{max}/pVE \times 1000$$

Показник швидкості руху повітря (ПШРП, англ. PV_{air}) – зниження даного показника свідчить про підвищений опір у дихальних шляхах або про недостатню потужність видиху. Показник дозволяє диференціювати обмежені порушення вентиляції від порушення бронхіальної прохідності. При порушенні бронхіальної прохідності він може бути 10 і нижче, при об'ємному процесі, навпаки, збільшений до 40 і більше.

Показник швидкості руху повітря (PV_{air}) визначається за формулою:

$$PV_{air} = V_{max}/VC$$

Належний показник швидкості руху повітря (pPV_{air}) визначається за формулою:

$$pPV_{air} = 17,5$$

При оцінці функціонального стану легень, зокрема еластичності та бронхіальної прохідності апарату зовнішнього дихання застосовуються *швидкісні показники*, що визначаються на основі аналізу кривої спірометрії «петля-об'єм» форсованого видиху.

Форсована життєва ємність легень (ФЖЄЛ, англ. Forced Vital Capacity (FVC)) – об'єм повітря, що можна видихнути при максимально швидкому і повторному видиху після максимального вдиху. Норма – на 100-200 мл менший за ЖЄЛ [47].

Належна форсована життєва ємність легень ($pFVC$) визначається за формулою:

Для жінок:

$$pFVC = 0,0460 \times H(sm) - 0,024 \times A - 2,852$$

Для чоловіків:

$$pFVC = 0,0592 \times H(sm) - 0,025 \times A - 4,241$$

Об'єм форсованого видиху за першу секунду (ОФвид₁, англ. Forced Expiratory Volume in 1 second (FEV₁)) – об'єм повітря, що видихається за першу секунду при максимально швидкому видиху і виражається у відсотках до ФЖЄЛ. Норма – більше 80 % ФЖЄЛ. Цей показник дозволяє провести диференціальну діагностику рестриктивних та обструктивних порушень вентиляції.

Фракція життєвої ємності за першу секунду форсованого видиху (*FEV1*) визначається за формулою:

$$FEV1 = (70 - 80\%) \times VC$$

Належний об'єм форсованого видиху за першу секунду (*pFEV1*) визначається за формулою:

Для жінок:

$$\text{При вік} < 20: pFEV1 = 0,027 \times H(sm) + 0,085 \times A - 2,703$$

$$\text{При вік} > 20: pFEV1 = 0,027 \times H(sm) - 0,021 \times A - 0,797$$

Для чоловіків:

$$\text{При вік} < 25: pFEV1 = 0,046 \times H(sm) + 0,045 \times A - 4,808$$

$$\text{При вік} > 25: pFEV1 = 0,046 \times H(sm) - 0,027 \times A - 4,203$$

Індекс Тиффно (ІТ, англ. FEV₁/FVC ratio) - чутливий індекс наявності або відсутності порушень бронхіальної прохідності.

Індекс Тиффно (FEV1_FVC_ratio) визначається за формулою:

$$FEV1_FVC_ratio = FEV1/FVC$$

Максимальна об'ємна швидкість видиху (МОШ₂₅₋₇₅, англ. Maximum Mid-Expiratory Flow (MEF₂₅₋₇₅)) – максимальна швидкість руху повітря при форсованому видиху, відображає стан прохідності у бронхах середнього і малого розміру (її зменшення характеризує обструктивний тип вентиляційної недостатності) [47].

Належна максимальна об'ємна швидкість видиху (*pMEF₂₅₋₇₅*) визначається за формулою:

Для жінок:

$$pMEF_{25-75} = 0,024 \times H(sm) - 0,03 \times A + 0,551$$

Для чоловіків:

$$pMEF_{25-75} = 0,0188 \times H(sm) - 0,045 \times A + 2,513$$

Максимальна об'ємна швидкість потоку на рівні видиху 25 % ФЖЄЛ (МОШ₂₅, англ. Forced Expiratory Flow at 75% (FEF₇₅ = MEF₂₅)) – характеризує прохідність трахеї та великих бронхів [46].

Належна максимальна об'ємна швидкість потоку на рівні 25% ФЖЄЛ ($pMEF_{25}$) визначається за формулою:

Для жінок:

$$\text{При вік} < 20: pMEF_{25} = 0,049 \times H(sm) + 0,157 \times A - 3,916$$

$$\text{При вік} > 20: pMEF_{25} = 0,049 \times H(sm) - 0,025 \times A - 0,735$$

Для чоловіків:

$$\text{При вік} < 25: pMEF_{25} = 0,075 \times H(sm) + 0,166 \times A - 8,06$$

$$\text{При вік} > 25: pMEF_{25} = 0,094 \times H(sm) - 0,035 \times A - 5,99$$

Максимальна об'ємна швидкість потоку на рівні видиху 50 % ФЖЄЛ (МОШ₅₀, англ. Forced Expiratory Flow at 50% (FEF₅₀ = MEF₅₀)) – характеризує прохідність умовно середніх бронхів [45].

Належна максимальна об'ємна швидкість потоку на рівні 50% ФЖЄЛ ($pMEF_{50}$) визначається за формулою:

Для жінок:

$$\text{При вік} < 20: pMEF_{50} = 0,034 \times H(sm) + 0,12 \times A - 2,531$$

$$\text{При вік} > 20: pMEF_{50} = 0,035 \times H(sm) - 0,013 \times A - 0,444$$

Для чоловіків:

$$\text{При вік} < 25: pMEF_{50} = 0,051 \times H(sm) + 0,081 \times A - 4,975$$

$$\text{При вік} > 25: pMEF_{50} = 0,044 \times H(sm) - 0,012 \times A - 5,4$$

Максимальна об'ємна швидкість потоку на рівні видиху 75 % ФЖЄЛ (МОШ₇₅, англ. Forced Expiratory Flow at 25% (FEF₂₅ = MEF₇₅)) – характеризує прохідність дрібних бронхів [46].

Належна максимальна об'ємна швидкість потоку на рівні 75% ФЖЄЛ ($pMEF_{75}$) визначається за формулою:

Для жінок:

$$\text{При вік} < 20: pMEF_{75} = 0,139 \times H(sm) + 0,692$$

$$\text{При вік} > 20: pMEF_{75} = 3,042 - 0,025 \times A$$

Для чоловіків:

$$\text{При вік} < 25: pMEF_{75} = 0,032 \times H(sm) - 2,455$$

$$\text{При вік} > 25: pMEF_{75} = 0,044 \times H(sm) - 0,012 \times A - 4,143$$

Вище розглянуті показники дають нам можливість провести оцінку впливу гіпоксичних тренувань на стан дихальної системи. Дані показники обрані оскільки вони є інформативними для спеціаліста та потребують мінімум залучення додаткового обладнання для розрахунків.

2.4.2. Система кровообігу

Транспорт респіраторних газів відбувається за допомогою системи кровообігу. Система кровообігу є найважливішою системою організму, її показники є провідними для оцінки його функціонального стану.

Частота серцевих скорочень (ЧСС, англ. HR) – найважливіша характеристика, багатоскладовий компонент. Її динаміка дозволяє судити про адаптацію системи кровообігу до потреб організму. ЧСС залежить від віку, індивідуальних особливостей, типу регуляції. Вимірюється АПАК.

Іншим важливим параметром серцево-судинної системи є кров'яний тиск.

Систолічний об'єм кровотоку (СОК, англ. V_{BC_S}), або ударним об'ємом крові (УО) – це кількість крові, що викидається шлуночком серця при кожному скороченні. В середньому становить 60-70 мл крові. Кількість крові, яка викидається правим і лівим шлуночками, однакова.

Систолічний об'єм кровотоку (V_{BC_S}) визначається за формулою:

$$V_{BC_S} = 90,97 + 0,54 \times BPpr - 0,57 \times BPd - 0,61 \times A$$

Ця формула дає достовірні результати під час обстеження здорових людей у стані спокою (В. Л. Карпман, Л.А. Йофе, 1968, І. В. Аулік, 1991).

Показником продуктивності системи кровообігу є хвилинний об'єм крові

(ХОК, англ. V_{BC_m}). ХОК – це кількість крові, що виштовхується кожним шлуночком серця за одну хвилину. Визначається він як добуток ЧСС на УО. У стані спокою у дорослих людей ХОК дорівнює 3-5 л. Чим більше ХОК, тим ефективніше працює серце. На хвилинний об'єм крові впливають функціональний стан організму, температура тіла, величина фізичного навантаження.

Хвилинний об'єм кровотоку (V_{BC_m}) визначається за формулою:

$$V_{BC_m} = HR \times (90,97 + 0,54 \times BPs - 1,11 \times BPd - 0,61 \times A)$$

Киснева ємність крові (КЄК, англ. BV_{O_2}) показує кількість O_2 , яка переноситься 1 л крові. 1 г Нб може зв'язати 1,34 мл O_2 , при нормальних умовах (парціальний тиск $O_2=100$ мм рт. ст. і $t=37^\circ$), тому КЄК визначається як гемоглобін перемножені на число Хюфнера [45].

Киснева ємність крові (BV_{O_2}) визначається за формулою:

$$BV_{O_2} = CH \times Hb,$$

де $CH=1,34$ мл O_2 (парціальний тиск $O_2=100$ мм рт.ст. і $t=37^\circ$).

Пульсовий тиск (ПТ, англ. Pulse pressure (PP)) - це різниця між систолічним (BPs) і діастолічним (BPd) тиском. Цей показник відображає стан судин (їх прохідність і еластичність) та функціонування міокарда. Нормальне значення — 30-50 мм рт. ст. Хронічне відхилення від норми негативно позначається на всіх органах, особливо в нирках.

Пульсовий тиск (PP) визначається за формулою:

$$PP = BPs - BPd$$

Загальний периферичний судинний опір (ЗПСО, англ. $TPSP$) - опір, який судинна система надає кровотоку. Підставивши реальні значення САТ=93 мм рт. ст., $R_v=0$ мм рт.ст. та ХОК=4,5 л/хв, одержимо значення ЗПО =1700 дин \times с \times см-5. Середнє значення цього показника в нормі становить 1500-2000 дин \times с \times см-5. У малому колі ЗПО становить приблизно 250-350 дин \times с \times см-5. Різні відділи судинної системи вносять неоднаковий вклад у створення ЗПО. Так, на долю аорти та крупних артеріальних стовбурів припадає близько 19 % ЗПО, на долю

термінальних артерій та артеріол – 50 %, на долю капілярів–близько 25 %, на долю венул – 4%, а на долю крупних вен – 3 % ЗПО.

Загальний периферичний судинний опір ($TPSP$) визначається за формулою:

$$TPSP = (0,33 \times BPs - 0,67 \times BPd) \times 1333 / (V_{fm} \times 1000)$$

Середній артеріальний тиск в аорті (BP_{m_a}) визначається за формулою:

$$BP_{m_a} = \frac{1}{3} \times BPs - \frac{2}{3} \times BPd$$

Загальний периферичний опір всього судинного русла в великому колі (ЗПО, англ. TPP) визначається за формулою:

$$TPP = (BP_{m_a} - P_v) \times 80 / V_{BC_m}$$

P_v – тиск в порожнистих венах

Щоб нівелювати вплив індивідуальних антропометричних відмінностей на величину хвилинного об'єму кровообігу, останній виражають у вигляді серцевого індексу (CI) – відношення ХОК до площі поверхні тіла.

Завдяки ударному індексу (UI) можна визначити тип гемодинаміки, від якого залежать адаптаційні можливості організму людини [44].

Ударний індекс (UI, англ. II) визначається за формулою:

$$II = V_{BC_s} / (BPs - BPd)$$

$$II = V_{BC_m} \times \sqrt{W(kg) \times H(sm) / 3600 / HR}$$

Гіперкінетичний тип реакції ($UI > 54,5$): серце працює в найменш економічному режимі; діапазон компенсаторних можливостей цього типу кровообігу обмежений; вимагає великих витрат і менш ефективний у гемодинамічному відношенні; осіб з даним типом кровообігу можна розглядати як недостатньо адаптованих до виконання робіт, особливо при тренуваннях на витривалість; у здорових людей розмір серцевого індексу залежить від статі і віку.

Гіпокінетичний тип реакції ($UI < 39,5$): вказує на ослаблення можливостей серця з перекачування крові; діяльність серця найбільш економічна; більш

високий рівень споживання кисню при навантаженні; економно витрачаються резерви міокарду.

Еукінетичний тип кровообігу ($VI = 39,5-54,9$) по показникам серцево-судинної системи займає проміжне положення між розглянутими вище типами. Найбільш оптимальним для практично здорових осіб є саме цей тип гемодинаміки.

Коефіцієнт економізації кровообігу (КЕК, англ. *cEBC*) - показує економичність, роботи серця. КЕК у здорової людини дорівнює 2600. Збільшення КЕК вказує на утруднення роботи серцево-судинної системи.

Коефіцієнт економізації кровообігу (*cEBC*) визначається за формулою:

$$cEBC = (BPs - BPd) \times HR$$

Відображає загальну тенденцію до оптимізації енергетичної складової регуляції ССС, можливість її функціонування в оптимально енерговитратному режимі у стані спокою, здатність системного кровообігу забезпечити виконання фізичних навантажень різного об'єму і інтенсивності.

Коефіцієнт витривалості (КВ, англ. *cSt*) серцево-судинної системи. Нормальним рахується коефіцієнт, що дорівнює 16. Збільшення його – ознака ослаблення діяльності серцево-судинної системи.

Коефіцієнт витривалості (*cSt*) визначається за формулою:

$$cSt = (HR \times 10) / (BPs - BPd)$$

Індекс Кердо (ІК, англ. *IK*). Відомо, що в нормі значення пульсу і мінімального артеріального тиску співпадають. У здорових людей індекс спрямовується до одиниці. При порушеннях нервової регуляції серцево-судинної системи він стає більшим, чи меншим за одиницю. Він дозволяє оцінити ступінь функціональної напруги вегетативних механізмів регуляції, особливо парасимпатичних його відділів.

Індекс Кердо (*IK*) визначається за формулою:

$$IK = BPd / HR$$

Адаптаційний потенціал (АП, англ. *AdP*) серцево-судинної системи

оцінюють за Р.М. Баєвським (спорт). Формула для розрахунку:

$$AdP = 0,011 \times HR + 0,014 \times BPs + 0,008 \times BPd + 0,014 \times A \\ + 0,009 \times W(kg) - 0,009 \times H(sm) - 0,273.$$

Загальна оцінка адаптаційних можливостей і рівня здоров'я визначається за таблицею 2.1.

Таблиця 2.1.

**Загальна оцінка адаптаційних можливостей і рівня здоров'я (за В.П.
Казначесвим та Р.М. Баєвським)**

| Бали | Стан адаптації | Група здоров'я | Рекомендації |
|-------------|---------------------------------|----------------|-----------------------------------|
| $\leq 2,1$ | Задовільна адаптація | I | Загальні оздоровчі заходи |
| 2,11 – 3,2 | Напруження механізмів адаптації | II | Оздоровчі та профілактичні заходи |
| 3,21 – 4,3 | Незадовільна адаптація | III | Профілактичні та лікарські заходи |
| $\geq 4,31$ | Зрив механізмів адаптації | IV | Лікарські заходи |

Вище зазначені показники дозволяють оцінити серцево-судинну систему на витривалість, економічність, тип системи тощо, що дозволить розширити множину параметрів для оцінки впливу гіпокситерапії на цю систему

Показники кардіореспіраторної системи, що визначаються до та після курсу лікування, або належні значення параметрів, що розраховуються за допомогою математичних формул дозволяють оцінити компенсаторну реакцію організму людини на гіпоксичний вплив, зокрема, системи зовнішнього дихання, серця, системи кровообігу тощо, та ефективність проведення курсу лікування за показниками, що характеризують бронхіальну прохідність, резервні можливості легень, скорочувальну здатності міокарду, судинний кровообіг, кисневого забезпечення організму тощо.

Висновки до розділу 2

1. Сформовано основні вимоги до системи автоматизованої оцінки стану пацієнта і проведених сеансів гіпокситерапії та системи дослідження параметрів кардіореспіраторної системи організму людини.

2. Описано формальну модель бази правил та алгоритм логічного виводу експертних рішень системи, що забезпечують швидку роботу в реальному часі експертної системи.

3. Досліджено та відібрано основні показники кардіореспіраторної системи, що характеризують стан фізіологічних системи організму та дозволяють оцінити компенсаторну реакцію організму людини на гіпоксичний вплив, зокрема, системи зовнішнього дихання, серця, системи кровообігу тощо, та ефективність проведення курсу лікування за показниками, що характеризують бронхіальну прохідність, резервні можливості легень, скорочувальну здатності міокарду, судинний кровообіг, кисневого забезпечення організму тощо.

РОЗДІЛ 3. АПАРАТНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ АВТОМАТИЗОВАНОГО ПРОГРАМНО-АПАРАТНОГО КОМПЛЕКСУ ДЛЯ ПРОВЕДЕННЯ ГІПОКСИЧНИХ ТРЕНУВАНЬ

3.1. Постановка задачі розробки апаратного забезпечення комплексу

Створення АПАК для проведення гіпоксичних тренувань є комплексною задачею, що вимагає розглянути питання пов'язані з особливостями проектування конструкції пристроїв та програмного забезпечення апаратної частини медичних комплексів. Необхідно вирішити наступні задачі:

- розробка архітектуру АПАК, що забезпечить створення ГГС необхідного складу та підтримувати його протягом заданого часу та отримання даних про стан пацієнтів до, під час та після сеансів гіпоксичних тренувань;
- реалізація програмного забезпечення, що підтримує роботу апаратної частини;
- проектування конструкції корпусів блоків АПАК відповідно до індивідуальних особливостей цільової аудиторії пацієнтів;
- проведення автоматизованої оцінки сеансів гіпокситерапії та стану пацієнта під час процедур та реагування системи у випадку перевищення значень показників заданих норм.

Для реалізації поставлених задач АПАК повинні бути реалізовані наступні вимоги до технічного забезпечення:

- визначення складу ГГС в реальному часі;
- забезпечення підтримки заданої концентрації O_2 та поглинання CO_2 в ГГС;
- проведення сеансів в режимах діагностики та лікування;
- надання засоби для збору, обробки та збереження даних з вимірювальних пристроїв в реальному часі для визначення стану пацієнта під час сеансів;

- повідомлення про відхилення параметрів пацієнта від норми.

3.2. Будова та принцип роботи АПАК

Створений АПАК для проведення гіпоксичних тренувань оснований на принципі зворотного дихання [5].

Загальна схема взаємозв'язку основних елементів АПАК відображена на рисунку нижче.

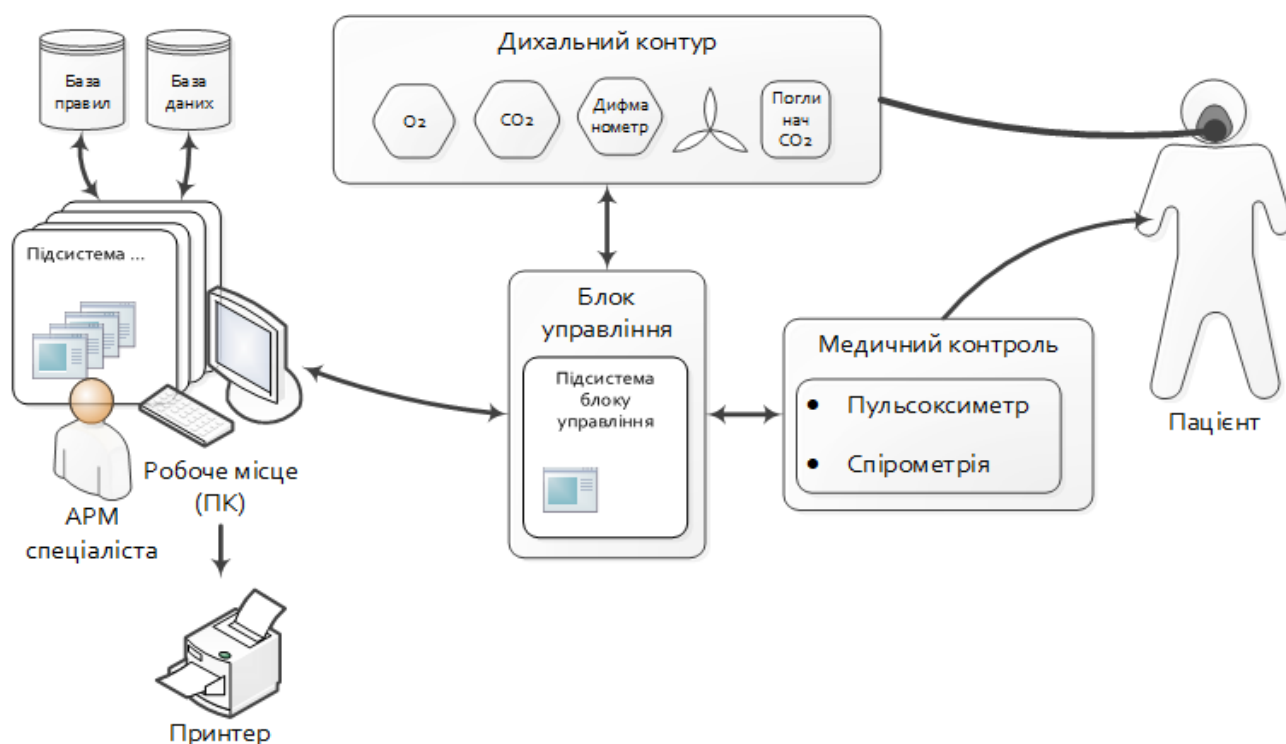


Рисунок 3.1. – Схема взаємозв'язку АПАК [52].

Принцип роботи апаратної частини АПАК зображено на рисунку 3.2.

АПАК складається з двох блоків: дихальний контур та блок управління.

Дихальний контур забезпечує процес дихання людини в замкнутому просторі, утворення і підтримку заданої газової суміші.

Основними складовими частинами дихального контуру є: дихальна маска; прямі з'єднувачі; приймач повітряного потоку; дихальна трубка; камера дихання; клапан видиху; клапан вдиху; ємність з абсорбером CO_2 ; хомут кріпильний; дихальний резервуар; датчик CO_2 ; датчик O_2 ; клапан надмірного

тиску; блок електромагнітного клапана; пневматичні магістралі; блок компресору.

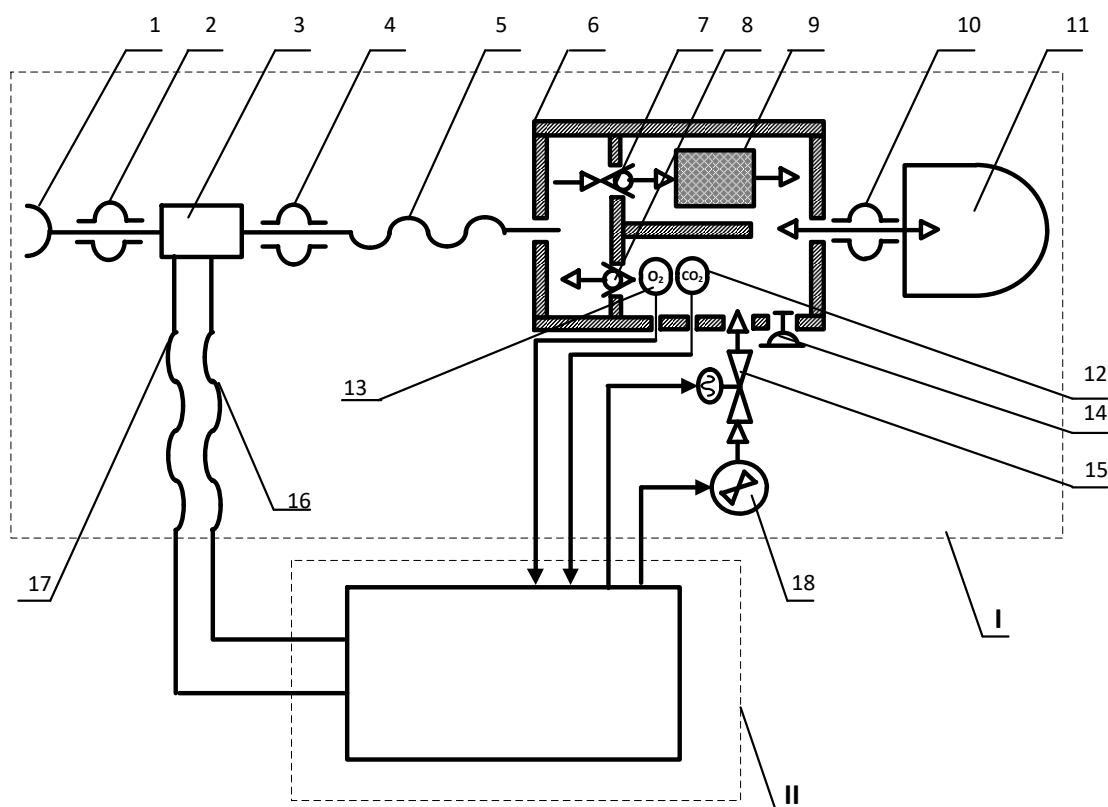


Рисунок 3.2 – Принципова схема роботи АПАК [53].

Примітки: I – дихальний контур; II – блок управління; 1 – дихальна маска; 2, 4 – прямі з'єднувачі; 3 – приймач повітряного потоку; 5 – дихальна трубка; 6 – камера дихання; 7 – клапан видиху; 8 – клапан вдиху; 9 – ємність з абсорбером вуглекислого газу; 10 – хомут кріпильний; 11 – дихальний резервуар; 12 – датчик вуглекислого газу; 13 – датчик кисню; 14 – клапан надмірного тиску; 15 – блок електромагнітного клапана; 16, 17 – пневматичні магістралі; 18 – блок компресору.

Блок управління призначений для обробки даних, що надходять з датчиків газоаналізаторів і пристроїв, що стежать за фізіологічним станом пацієнта та формуванням керуючих сигналів, що перемикають клапани для утворення та подачі газової суміші відповідно до заданих параметрів.

Блок управління складається з центральної плати управління, блока живлення, пульсоксиметра, перетворювача інтерфейсу, датчика об'ємних витрат

повітря, підсилювача сигналу датчика перепаду тиску, датчика O_2 , підсилювача сигналу датчика O_2 , датчика CO_2 , підсилювача сигналу датчика CO_2 , перетворювача рівнів, мікроконтролера з аналого-цифровим перетворювачем (АЦП), блоку управління навантаженням вентилятора (компресора), пристрою сигналізації, перетворювача інтерфейсів для передачі даних через USB - порт на персональний комп'ютер (ПК).

При проведенні терапевтичного сеансу пацієнт дихає повітрям, яке знаходиться у камері дихання та дихальному резервуарі. Повітря, яке видихнув пацієнт, проходить крізь дихальну маску, приймач повітряного потоку, по дихальній трубці потрапляє у камеру дихання та, за допомогою клапана видиху, потрапляє в ємність з абсорбентом вуглекислого газу та у дихальний резервуар, створюючи надлишковий тиск, що приводить до роздування резервуару. При вдиху пацієнта повітря проходить зворотній шлях. Під дією вакууму клапан вдиху відчиняється і повітря крізь дихальну трубку, приймач повітряного потоку та дихальну маску потрапляє у легені пацієнта. Розріджене повітря приводить до здування кулька.

Повітря, що проходить через приймач повітряного потоку, утворює перепад тиску на його штуцерах та реєструється датчиком об'ємних витрат повітря, розташованого на платі блоку управління. Сигнал з електронного дифманометра підсилюється та фільтрується апаратними засобами, після чого подається на АЦП мікроконтролера, який виконує програмну фільтрацію, обчислення об'єму вдиху/видиху та вимірювання частоти дихання. Спосіб перетворення значення диференціального тиску у швидкість потоку залежить від конструкції та параметрів вимірювального елемента: трубки або діафрагми.

У процесі дихання концентрація O_2 у дихальній системі, що замкнена, постійно знижується за рахунок O_2 , споживаного організмом пацієнта. Концентрація O_2 у камері дихання визначається за допомогою датчика O_2 , значення якого після підсилення надходить на вхід АЦП мікроконтролера та далі обробляється. Зниження концентрації кисню відбувається доти, доки вона не стане меншою ніж заданий рівень концентрації. При цьому за допомогою блока

управління відкривається електромагнітний клапан і зовнішнє повітря під тиском, який утворює вентилятор (компресор), потрапляє у камеру дихання, що призводить до підвищення концентрації O_2 . Коли концентрація O_2 перевищить задану, електромагнітний клапан закривається. Таким чином, забезпечується безперервна підтримка заданої концентрації O_2 .

Надмірний тиск, який утворюється у дихальному резервуарі в результаті нагнітання повітря вентилятором (компресором), скидається через клапан надмірного тиску. Концентрація CO_2 визначається за допомогою датчика CO_2 , що допомагає аналізувати зміну CO_2 в газовій суміші, якою дихає пацієнт та стежити за впливом на зміну стану пацієнта.

Пульсоксиметр призначений для контролю SpO_2 та ЧСС пацієнта. Виміряні дані передаються через протокол i^2c до мікроконтролера для їх подальшої обробки та виведення на моніторі ПК.

Також запропоновано інший варіант конструкції АПАК [53], що забезпечує одержання пацієнтом більш стабільної і точної концентрації кисню за рахунок зменшення апаратного «мертвого простору» в дихальній трубці. Це досягається за рахунок розділенням потоків вдиху та видиху, як це показано на принциповій схемі, що зображена на рисунку 3.3.

Новий варіант при експлуатації показав хороші результати роботи та менші коливання концентрації O_2 в ГГС, яку отримує пацієнт під час сеансів терапії. А саме, коливання концентрації O_2 в системі подачі ГГС з однією трубкою могла коливатися в районі 1-2% концентрації O_2 , що могло мати негативні наслідки для пацієнта. У комплектації з системою подачі ГГС з двома трубками коливання концентрації O_2 зведено до мінімуму і становлять не більше 0,5%.

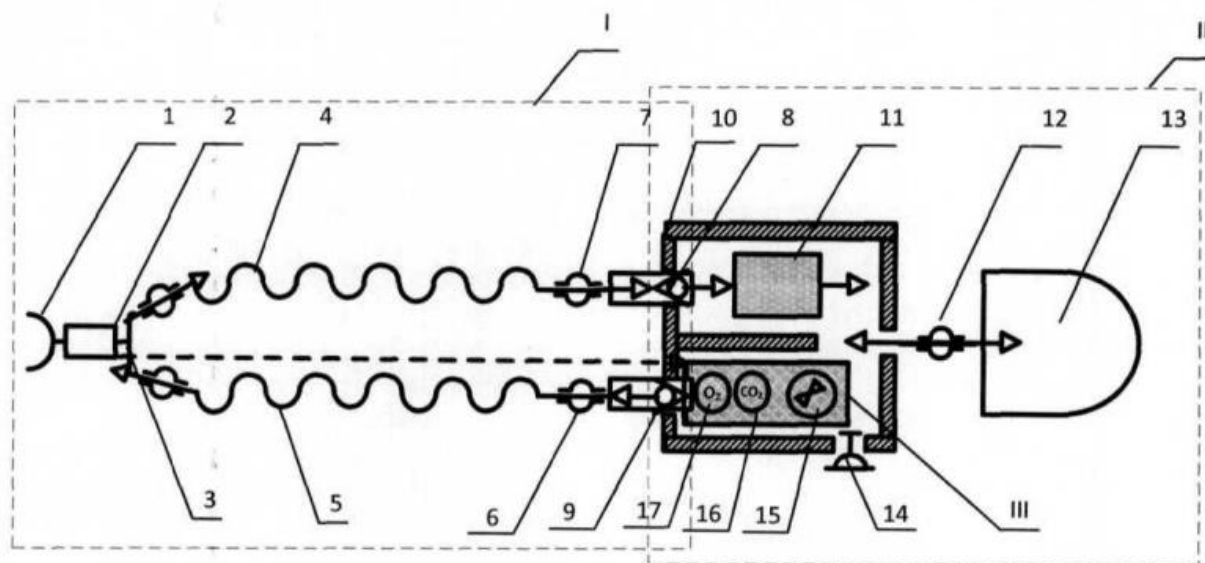


Рисунок 3.3 – Принципова схема АПАК, варіант 2 [54].

Примітки: I – система подачі ГГС пацієнтові; II – дихальний контур; III – блок управління; 1 – дихальна маска; 2 – приймач повітряного потоку; 3 – Y-подібний з'єднувач; 4 – дихальна трубка для видиху; 5 – дихальна трубка для вдиху; 6, 7 – прямі з'єднувачі; 8 – клапан видиху; 9 – клапан вдиху; 10 – камера дихання; 11 – ємність з абсорбером CO_2 ; 12 – хомут кріпильний; 13 – дихальний резервуар; 14 – клапан надмірного тиску; 15 – блок компресору; 16 – датчик CO_2 ; 17 – датчик O_2 .

Отже, новий варіант роботи АПАК підвищує ефективність лікувальних сеансів, мінімізує ймовірність подачі концентрації O_2 нижчу за порогову індивідуальну дозу пацієнта та забезпечить високу надійність роботи АПАК для проведення гіпоксичних тренувань та безпеку пацієнта під час дихання ГГС.

3.3. Структурна схема блоку управління

Загальна структурна схема блоку управління подана нижче (рис. 3.4) [56]. Основною частиною даного комплексу є мікроконтролер, що забезпечує отримання даних з датчиків, їх математичну обробку, а також керування виконуючими пристроями, що підтримують задану концентрацію газів у повітрі,

що вдихається. Окрім цього, мікроконтролер забезпечує зв'язок апарату з ПК через протокол USB [57].

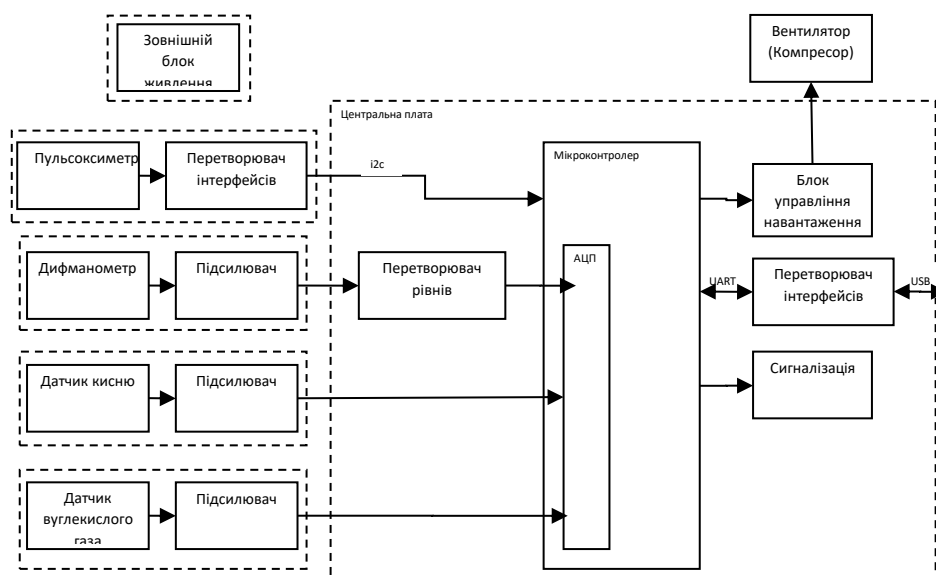


Рисунок 3.4 – Структурна схема блоку управління.

Для вирішення поставленої задачі було обрано сімейство мікроконтролерів AVR, фірми Atmel, оскільки програмний код для них можливо створювати на мовах високого рівня [58], при цьому програма займає мало місця в пам'яті, легко читається та модифікується. На пристрою встановлено мікроконтролер сімейства AVRxmega – ATxmega32A4-AU. Сімейство AVRxmega характеризується високою продуктивністю, широким вибором периферії та дуже низьким енергоспоживанням [59]. ATxmega32A4 був обраний з поміж інших контролерів даного сімейства, як контролер, що має високошвидкісний 16-бітний АЦП та цифро-аналоговий перетворювач (ЦАП), високу тактову частоту, всі необхідні інтерфейси та доступний у корпусі TQFP44 (рис. 3.5).

Дана апаратна система використовує наступні можливості мікроконтролера ATxmega32A4 [60]:

- 10-канальний 12-бітний АЦП;
- 2-канальний 12-бітний ЦАП;
- 5 16-бітних таймерів з можливостями генерації сигналів;

- інтерфейси PDI, i^2c , UART;
- тактова частота – 32 МГц.
- 32 кБ ПЗП програми;
- 4 кБ ПЗП даних;
- 1 кБ EEPROM;
- 4 кБ ОЗП.

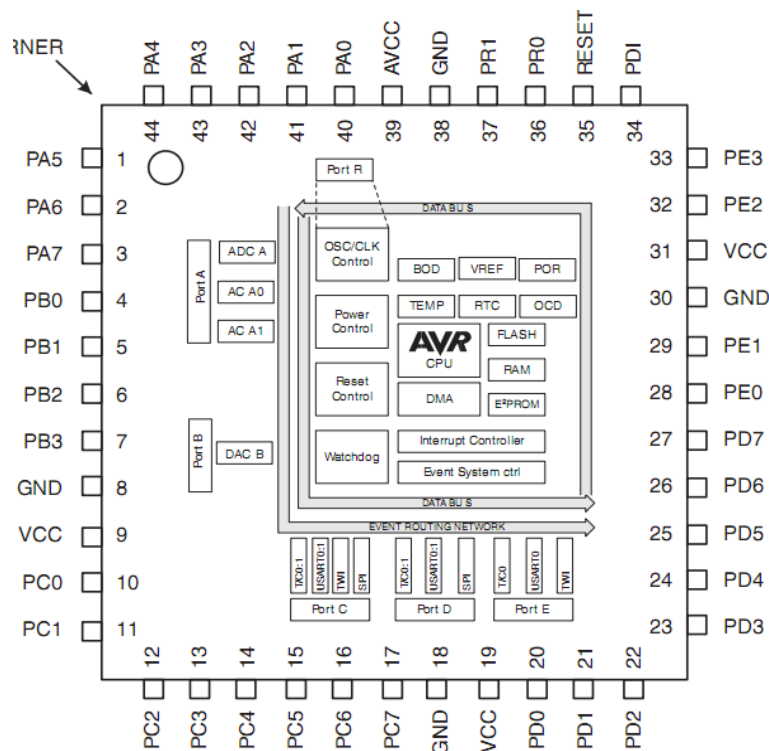


Рисунок 3.5 – Мікроконтролер ATmega32A4 у корпусі TQFP44.

Стан пацієнта контролюється за допомогою пульсоксиметра, фотоплетізмограми (ФПГ) і вимірювача швидкості та об'єму дихання. Склад повітря, що вдихає пацієнт, вимірюється датчиками концентрації O_2 та CO_2 .

Пульсоксиметр є самостійним вимірювальним пристроєм, що виконаний у вигляді пальцевого датчика і призначений для контролю SpO_2 та ЧСС пацієнта. Діапазон вимірювань сатурації 0-100 %, ЧСС – 30-250 уд/хв. Виміряні дані передаються по кабелю до основного модуля через протокол i^2c .

У загальному випадку пульсоксиметр має структурну схему показану нижче (рис. 3.6).

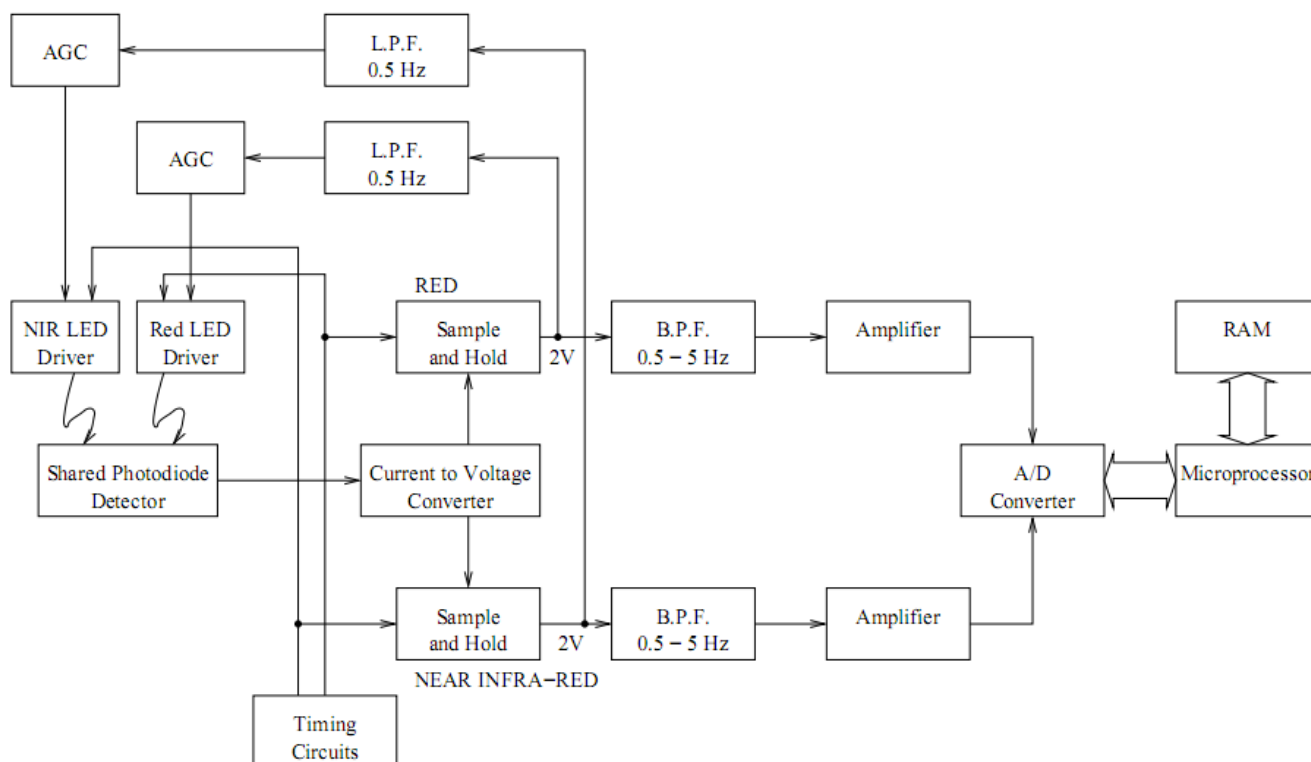


Рисунок 3.6 – Загальна структурна схема пульсоксиметра.

Світло з двох джерел світла, що випромінюють у червоному та інфрачервоному діапазоні, потрапляє на фотодетектор. Через перетворювач струм-напруга сигнал з фотодетектора надходить до пристроїв вибірки та збереження де розподіляється на червоний та інфрачервоний. Після цього сигнал проходить смуговий фільтр (0,5-5 Гц) та підсилювач [61] і надходить на вхід АЦП. Драйвери налаштовують яскравість джерел світла за рахунок автоматичного контролю підсилення та зворотного зв'язку. Подальша обробка сигналів забезпечується програмним забезпеченням [62].

У системі що досліджується, пульсоксиметр має деякі відмінності від схеми, описаної вище.

Структурна схема пульсоксиметра АПАК відображено на рисунку 3.7. Керування драйверами і, як наслідок, інтенсивністю джерел світла здійснюється програмним забезпеченням мікроконтролера через ЦАП. Розподіл вимірних сигналів між червоним та інфрачервоним здійснюється аналоговим демультиплексором без застосування пристроїв вибірки та збереження. Апаратні

фільтри виділяють постійну та змінну складову сигналу та підсилюють їх. Система фільтрів та підсилювачів також забезпечує керування зсувом змінної складової для максимально ефективного використання всього робочого діапазону АЦП [63]. Для вимірювання сигналів мікроконтролером використовується чотири канали АЦП.

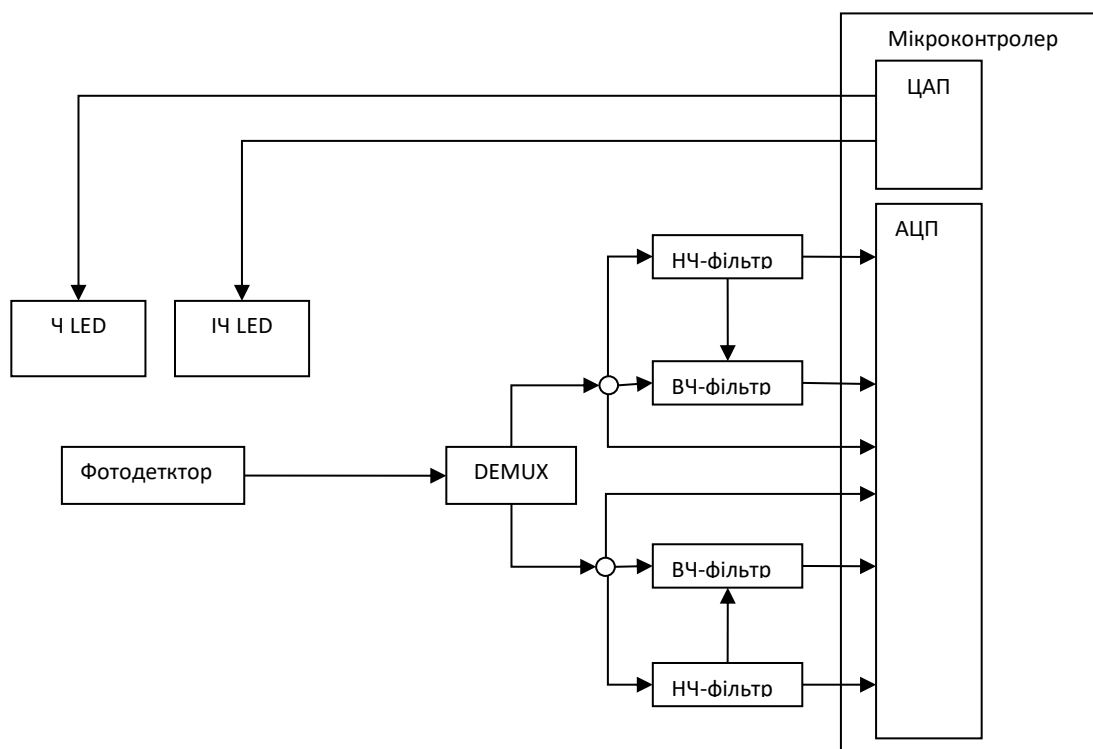


Рисунок 3.7 – Структурна схема пульсоксиметра в АПАК.

Система спірометрії побудована на основі реометра – приладу для вимірювання об'ємної витрати газів, різновиду витратоміра. Принцип роботи реометра ґрунтується на вимірюванні перепаду тиску в дроселюючому пристрої (діафрагмі, капілярі), встановленому в трубопроводі по якому надходить газ [64]. Перепад тиску, пов'язаний однозначною залежністю з витратою газу, вимірюється дифманометром.

Існує два способи визначення характеристик реометра. Перший спосіб – експериментальний, полягає у пропусканні через реометр газу із заданою швидкістю, вимірюванні перепаду тиску та побудови залежності (рис. 3.8).

Інший спосіб – аналітичний, заснований на використанні відомих математичних моделей. Так ДСТУ ГОСТ 8.586.1:2009 надає моделі та методики

розрахунку для стандартних звужуючих пристроїв [65].

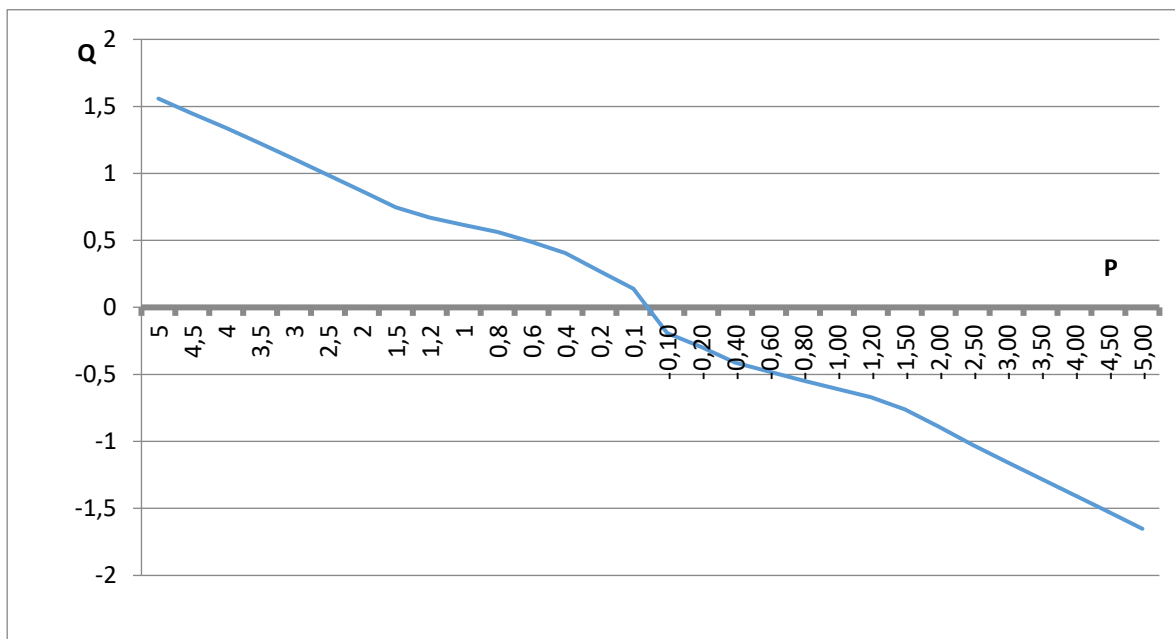


Рисунок 3.8 – Приклад характеристики реометра.

У АПАК використано аналітичний спосіб визначення характеристик реометра, але так як використовується не стандартизований дроселюючий пристрій коефіцієнти математичної моделі підбиралися експериментально за допомогою калібрувального шприца. Методика калібрування полягає у підборі таких коефіцієнтів, щоб вимірний об'єм газу дорівнював фактичному об'єму шприца.

Дана система забезпечує вимірювання об'ємів вдиху/видиху від 250 мл до 6 л та частоти дихання від 5 до 30 хв⁻¹. Ці межі призначені для відкидання хибних та зашумлених вимірів та, за необхідності, можуть налаштовуватись програмно користувачем.

Електрохімічний датчик O₂ створює електрорушійну силу (ЕРС), що прямо пропорційна концентрації O₂ у повітрі дихального контуру. Після підсилення, цей сигнал надходить на вхід АЦП мікроконтролера. У зв'язку з тим, що характеристика даного сенсора може змінитися з часом, у пристрої передбачено можливість калібрування атмосферним повітрям (20,9 % O₂) та перерахунку коефіцієнта пропорційності. Якщо після калібрування розраховане значення

коефіцієнта пропорційності виходить за задані межі – користувач отримає повідомлення про те, що датчик O_2 є непридатним для подальшого використання і потребує заміни [66].

Датчик концентрації CO_2 [67] аналогічний датчику O_2 , але містить вбудований електронагрівач. Для стабільної електрохімічної реакції та коректних вимірів, перед початком роботи датчик має прогрітися (5-7 хв. при кімнатній температурі). Під час прогріву датчик має знаходитись у середовищі з концентрацією CO_2 не більше 0,04 % (атмосферне повітря). Завершення прогріву і готовність до роботи комплексу визначається автоматично, аналізуючи зміну ЕРС на виході датчика.

Для підтримки у дихальному контурі заданої концентрації O_2 передбачена підкачка атмосферного повітря за допомогою вбудованого компресора. Швидкість обертання та час роботи розраховуються мікроконтролером з урахуванням різниці між заданою та виміряною концентраціями O_2 , а також швидкості зміни концентрації.

Для забезпечення безпеки пацієнта, мікроконтролером постійно контролюються SpO_2 та ЧСС і в разі досягнення критичних значень спрацьовує звукова сигналізація, а компресор перемикається на постійну подачу атмосферного повітря.

3.4. Проектування конструкції дихального контуру

При проектуванні конструкції [68] дихального контуру розглядалися різні варіанти в залежності від властивостей елементів (форми, об'єму, розміру тощо) та групи пацієнтів (діти, дорослі, спортсмени).

При розробці конструкції враховувались різні категорії пацієнтів, що класифікувалися за віком та за ДО їхніх легень. Умовно всіх пацієнтів можна розділити на такі категорії:

- Діти – до 12 років, ДО у стані спокою – від 15 до 250 мл.
- Підлітки та дорослі – від 12 років, ДО у стані спокою – від 250 до 500-

700 мл.

- Спортсмени –ДО у стані спокою – від 700 до 1100 мл.

При проектуванні зовнішнього вигляду також враховується необхідний об'єм поглинача CO_2 для пацієнта на один сеанс, на що впливає ДО.

Під час проектування було створено базу елементів, за допомогою якої можна швидко спроектувати різні варіанти гіпоксикаторів, зібравши їх як конструктор.

Основні елементи дихального контуру та їх властивості зображено на рисунку 3.9.

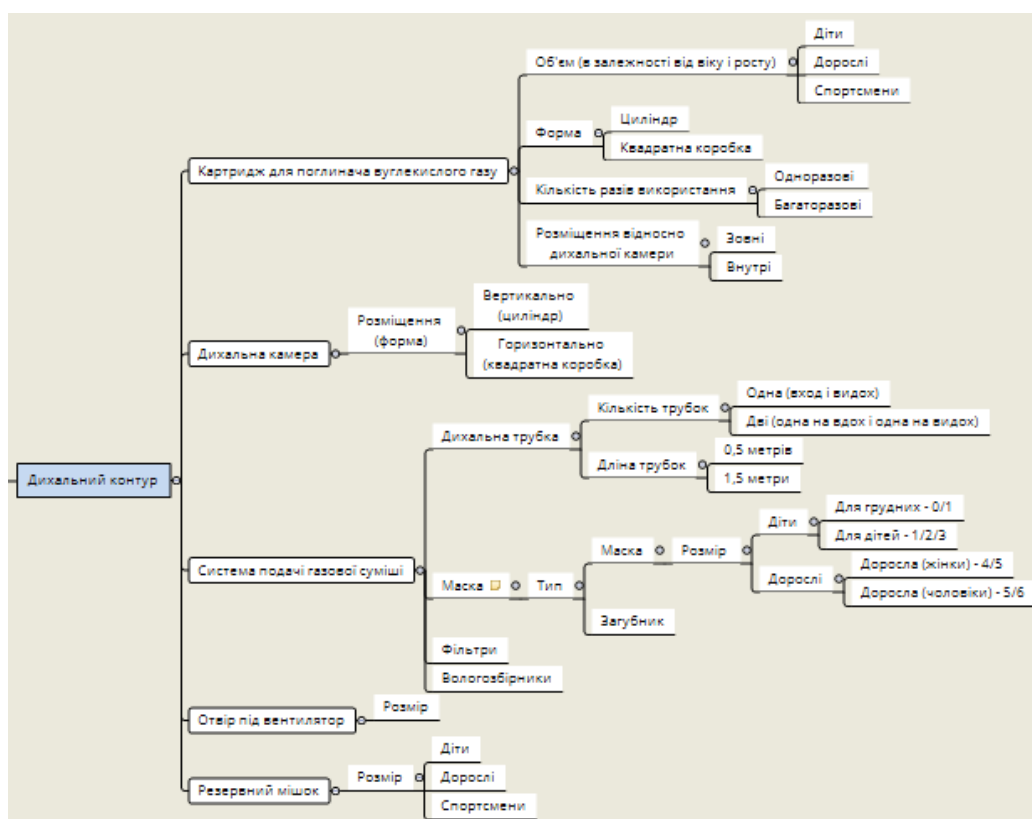


Рисунок 3.9. – Елементи та їх властивості дихального контуру.

3.4.1. Побудова та розрахунок картриджа для поглинача вуглекислого газу.

Підвищення рівня CO_2 у повітрі, що вдихається, може призвести до небажаних явищ, аж до запаморочення та смерті людини. Саме тому дуже важливим є забезпечення постійної концентрації CO_2 на безпечному рівні при використанні гіпоксикаторів та проведенні гіпоксичних тренувань. Безпечний

рівень концентрації CO_2 при цьому здійснюється безперервним поглинанням CO_2 , що виділяє пацієнт. Для цього для зменшення кількості CO_2 в ГГС використовується поглинач CO_2 , а саме натронне вапно медичного призначення.

Поглиначі CO_2 використовуються в багатьох областях життя, наприклад, таких як:

1. засоби захисту органів дихання в різних областях життєдіяльності людини, наприклад, в респіраторх гірнорятівників та пожежників;
2. для спорядження ребрізерів для дайвінгу та водолазної техніки при обслуговуванні підводних об'єктів, в системах регулювання газового середовища в водолазних барокомплексах при проведенні глибоководних занурень;
3. у медицині індивідуальними по застосуванню є наркозно-дихальні апарати (інгаляційна анестезія) і барокамери (гіпербарична медицина). У 1914 р. Jackson D. E. вперше застосував принцип поглинання CO_2 в замкнутому контурі для апаратів інгаляційної анестезії, після чого почалися пошуки ефективних поглиначів CO_2 ;
4. для очищення газових сумішей в хімії і нафтохімії, у вуглевидобувній галузі – для спорядження шахтних інтерферометрів [69].

Однак до сих пір не можна однозначно дати відповідь на питання, скільки годин може працювати вапняний поглинач. Термін роботи залежить від багатьох факторів, включаючи швидкість газового потоку, рівень метаболізму, конструкції дихального контуру і т.п. У середньому, наприклад, 1 кг поглинача Sofnolime працює приблизно 24 год із середнім пацієнтом ($200 \text{ см}^3 \text{ CO}_2/\text{хв}$, ще одне дихання приблизно 50 %) [70].

Отже, актуальним є питання дослідження властивостей поглинача CO_2 та визначення необхідної кількості його для проведення однієї процедури індивідуально для кожного пацієнта в залежності від його фізичних властивостей.

Загальна формула розрахунку маси поглинача CO_2 має такий вигляд [71]:

$$Mab = \frac{V_{CO_2} * 1}{AC_{CO_2}},$$

де Mab – маса поглинача CO_2 ;

V_{CO_2} – об'єм CO_2 , що необхідно поглинути;

AC_{CO_2} – поглинальна здатність поглинача CO_2 на 1 кг речовини.

Об'єм CO_2 , який видихає людина, залежить від багатьох факторів, але ми будемо розглядати основні фізичні дані людини, а саме стать, вік, ріст, вага.

$$V_{CO_2} = 0,05 * t * F * V_T,$$

де t – тривалість сеансу гіпоксичних тренувань, хвилин;

F – частота дихання;

V_T – дихальний об'єм.

ДО складає 15-20 % від належної життєвої ємності легень (НЖЄЛ, англ. Vital Capacity, VC).

Існує багато підходів до визначення НЖЄЛ. Розглянемо окремі формули, які отримали найбільше поширення. У формулах наведених нижче наступні означення: $VCp (ml)$, $VCp (l)$ – належна життєва ємність легень, в мл чи в л відповідно; $A (yrs)$ – вік, в роках; $H(sm)$ – зріст, в см; $Mt (kcal)$ – загальний обмін речовин, в ккал; $W(kg)$ – вага тіла фактична, в кг; $We(kg)$ – вага тіла надмірна, в кг; $Wp(kg)$ – вага тіла належна, в кг. Запропоновані формули використовуються для визначення НЖЄЛ дорослої людини старше 18 років.

Формули Baldwin ED, Cournand A, Richards DW [72]:

Для чоловіків:

$$VCp (ml) = (27,63 - 0,112 \times A (yrs)) \times H(sm)$$

Для жінок:

$$VCp (ml) = (21,78 - 0,101 \times A (yrs)) \times H(sm)$$

Формули НЖЄЛ за Н.Н. Канаєвим:

Для чоловіків:

$$VCp (l) = 0,052 \times H(sm) - 0,028 \times A (yrs) - 3,2$$

Для жінок:

$$VCp(l) = 0,049 \times H(sm) - 0,019 \times A(yrs) - 3,76$$

Визначення НЖЄЛ через загальний обмін речовин в організмі [70]:

Для чоловіків:

$$VCp(ml) = Mt(kcal) * 2,6$$

$$Mt(kcal) = 66,4730 + 13,7516 \times W(kg) + 5,0033 \times H(sm) - 6,7550 \times A(yrs)$$

Для жінок:

$$VCp(ml) = Mt(kcal) * 2,3$$

$$Mt(kcal) = 655,0955 + 9,5634 \times W(kg) + 1,8496 \times H(sm) - 4,6756 \times A(yrs)$$

ДО також можна визначити в залежності від статі, росту та ваги тіла [73]:

$$\begin{aligned} V_T(ml) &= Wp(kg) * 7 + We(kg) * 3 \\ &= (H(sm) - 100) * 7 + (W(kg) - (H(sm) - 100)) * 3 \\ &= 4 * H(sm) + 3 * W(kg) - 400 \end{aligned}$$

Об'єм CO₂, який видихає людина, можна визначити за дихальним коефіцієнтом 0,8, що означає 80 % від спожитого кисню та вагою тіла людини.

$$V_{CO_2} = 8 * W^{3/4} * t,$$

де t – тривалість сеансу гіпоксичних тренувань, хвилин;

W - вага тіла фактична, кг.

Під час проведення досліджень на абсорбенту CO₂ використовувалося натронне вапно медичного призначення фірми VentiSorb (Велика Британія), що має поглинаючу здатність 140 л вуглекислого газу на 1 кг, час проведення процедури гіпокситерпії був 20 хв., ЧД залежала від індивідуальних особливостей пацієнта, при відсутності даних про це брали середнє значення 14. Під час літературного аналізу було визначено, що поглинач CO₂ необхідно змінювати, якщо його поглинаюча здатність використана більше ніж 50-70 % [74].

Результати досліджень показали, що при останньому варіанті розрахунку об'єму CO₂, що видихає людина, використовується максимальна кількість

поглинача CO_2 та відсоток використаного абсорбенту знаходиться в нормі.

Результати досліджень показано на рисунку 3.10.

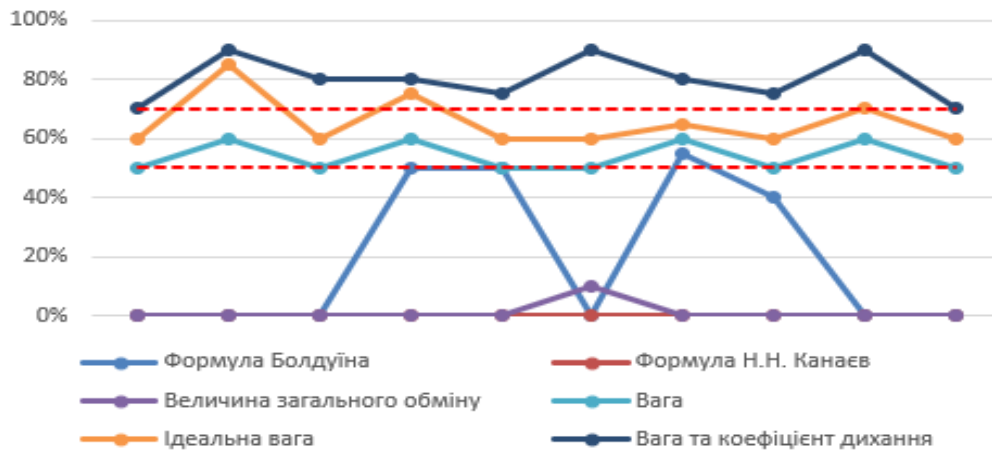


Рисунок 3.10 – Дослідження властивостей поглинача CO_2

Отже, для мінімізації кількості використання поглинача CO_2 під час сеансів рекомендується брати формулу розрахунку об'єму дихання по вазі чи по вазі та дихальному коефіцієнтові.

Зовнішній вигляд картриджу, використаний при побудові дослідницького екземпляру, зображено на рисунку 3.11.

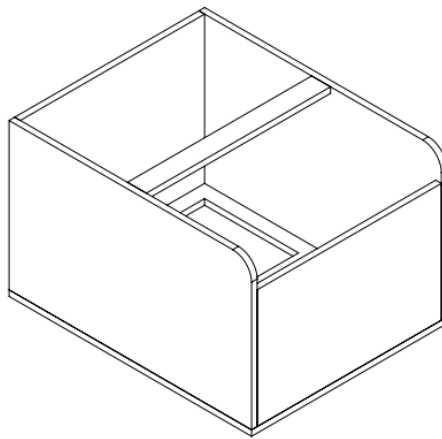


Рисунок 3.11. – Картридж для поглинача CO_2 у АПАК

Розроблений картридж забезпечує використання всього об'єму поглинача CO_2 , оскільки завдяки добре продумані конструкції дихальної камери ГГС проходить знизу вгору через шар поглинача CO_2 . Попередній прорахунок кількості абсорбенту CO_2 необхідного для цільової категорії людей дозволяє визначити необхідний розмір картриджу та значно зменшити собівартість

проведення процедур, оскільки мінімізується використання зайвої кількості абсорбенту CO_2 , яку необхідно зберігати в спеціальних герметичних ємностях, що не завжди зручно робити користувачам АПАК.

3.4.2. Розрахунок мертвого простору та об'ємів корпусу дихальної камери.

При розрахункові оптимальних параметрів корпусу, потрібно врахувати параметри дихання пацієнта. Зокрема, необхідно підібрати оптимальний об'єм простору всередині камери, де відбуватиметься змішування газів.

ДО для середньостатистичної людини, віком від 18 років, ДО становить 500-800 мл. Проте, під час дихання гіпоксичною сумішшю ДО може збільшитися на 30 %. При розрахунку об'єму камери дихання, в якій буде відбуватися змішування гіпоксичної суміші, слід врахувати ці моменти. Виходячи з цих даних слідує, що об'єм корпусу разом з дихальним мішком має становити не менше 1100 мл. Тобто,

$$V = V_M + V_K,$$

де V_M – об'єм дихального мішку;

V_K – об'єм корпусу, що знаходиться за формулою:

$$V_K = h \times l \times w,$$

де h – внутрішня висота стінки корпусу;

l – довжина корпусу від передньої до задньої стінки;

w – ширина корпусу між стінками.

Об'єм дихального мішку має бути більшим ніж об'єм корпусу:

$$V_M = V - V_K.$$

Для визначення об'єму мертвого простору в дихальній трубці, що має вигляд гофрованої трубки, слід розраховувати за формулою:

$$V_{\text{г.т.}} = (V_1 + V_2) \times N,$$

де N – кількість сегментів трубки, $N \sim 50$;

V_1, V_2 – об'єми сегментів гофри з меншими та більшими радіусами

відповідно, що розраховується за формулами:

$$V_1 = \pi \times R_1^2 \times h_1,$$

$$V_2 = \pi \times R_2^2 \times h_2,$$

де R_1 – менший радіус гофри;

h_1 – висота сегменту з меншим радіусом;

R_2 – більший радіус гофри;

h_2 – висота сегменту з більшим радіусом.

У корпусі блоку управління та простором під ним також формується мертвий простір. Його об'єм становить:

$$V_{\text{б.упр.}} = h \times l \times w,$$

де h – висота, h ;

l – довжина, l ;

w – ширина, w .

Проте слід враховувати і об'єм датчиків, котрі будуть поміщуватися в цей простір. У даному комплексі використовується датчик O_2 - Figaro KE-25 (Японія), основні характеристики його відображено на рисунку 3.12 [66].

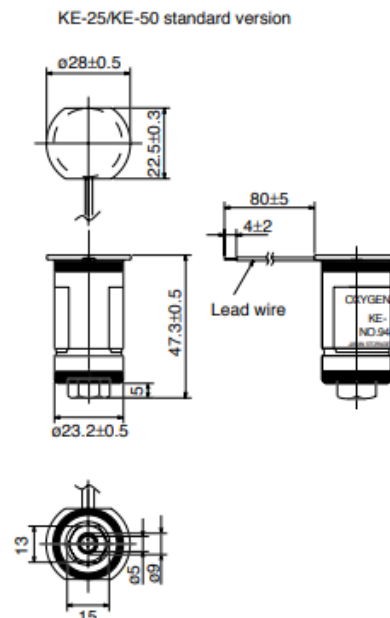


Рисунок 3.12. – Датчик Figaro KE-25.

Об'єм датчика O_2 розраховуємо за допомогою формули об'єму циліндра:

$$V = \pi \times R^2 \times h,$$

де R – радіус датчика;

h – висота корпусу датчика.

За тією ж формулою розраховується об'єм корпусу датчика CO₂ – MG811 (Китай) (рис. 3.13) [75].

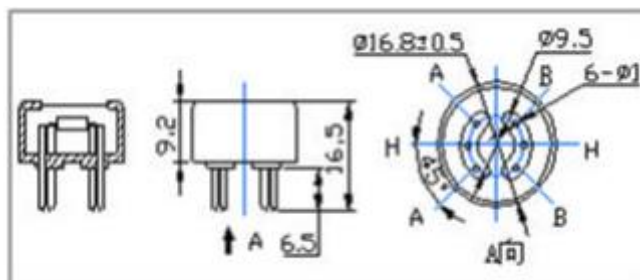


Рисунок 3.13. – Датчик MG811.

Провівши розрахунки за формулами встановили, що об'єм мертвого простору в трубці становить 234 см³, а об'єм під блоком управління – 445 см³. У другому варіанті конструкції об'єм мертвого простору в трубці буде становити 50 см³, а об'єм під блоком управління при умові повного занурення його в дихальну камеру – вдвічі менше 250 см³. Тому варіант з системою подачі ГГС, що складається з двох трубок дає більш точну концентрацію O₂, що підвищує безпечність та ефективність сеансів.

3.4.3. Результати побудови різних конструкцій дихального контуру.

Спроековано декілька варіантів конструкції дихального контуру комплексу, що зображено нижче (рис. 3.14 – 3.17).

На рисунках 3.14-3.15 зображено конструкцію, що використовує стандартні з'єднувачі та клапани і має вихід на одну дихальну трубку, блок управління знаходиться поверх дихального контуру.

У ході дослідження конструкції було визначено, що залишається забагато мертвого простору. Це може впливати на відповідність вмісту ГГС заданим значенням, що потрапляє пацієнтові. Розрахунки проводилися за формулами наведеними в попередньому параграфі.

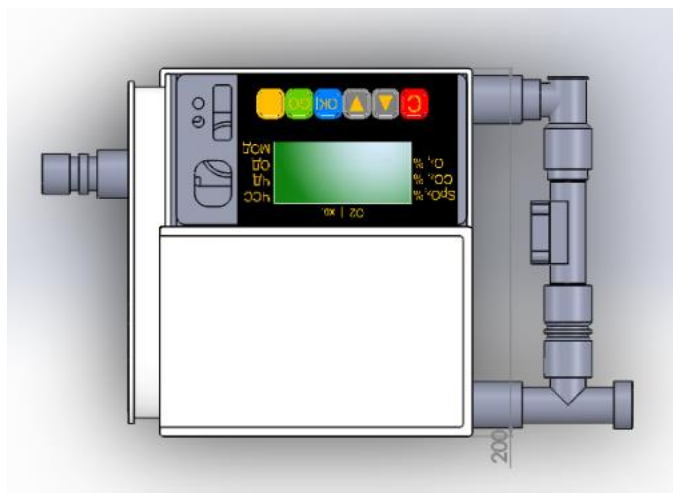


Рисунок 3.14. – Конструкція комплексу з однією трубкою для дихання з дисплеєм та клавіатурою.

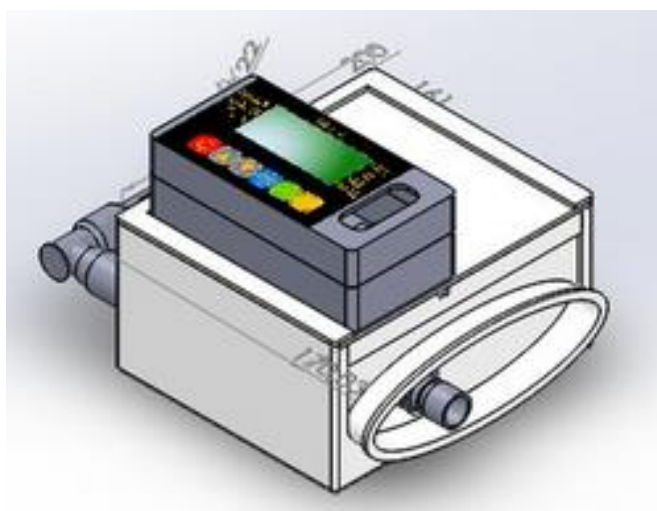


Рисунок 3.15. – Зовнішній вигляд конструкції комплексу з однією трубкою для дихання та розташуванням блоку управління поверх дихального контуру.

Наступна конструкція (рис. 3.16-3.17) мінімізує мертвий простір при диханні. На відміну від інших варіантів у цій конструкції є розгалуження трубок для вдиху та видиху, що об'єднуються за допомогою трикутного з'єднувача та під'єднуються до маски пацієнта через датчик перепаду тиску.

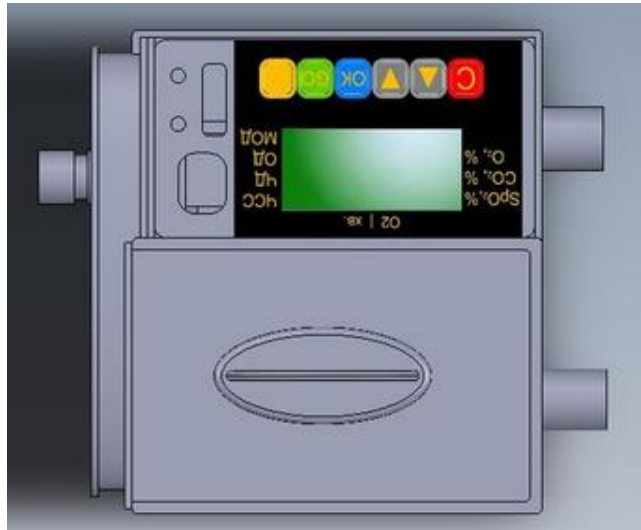


Рисунок 3.16. – Зовнішній вигляд конструкції комплексу з мінімізацією мертвого простору.

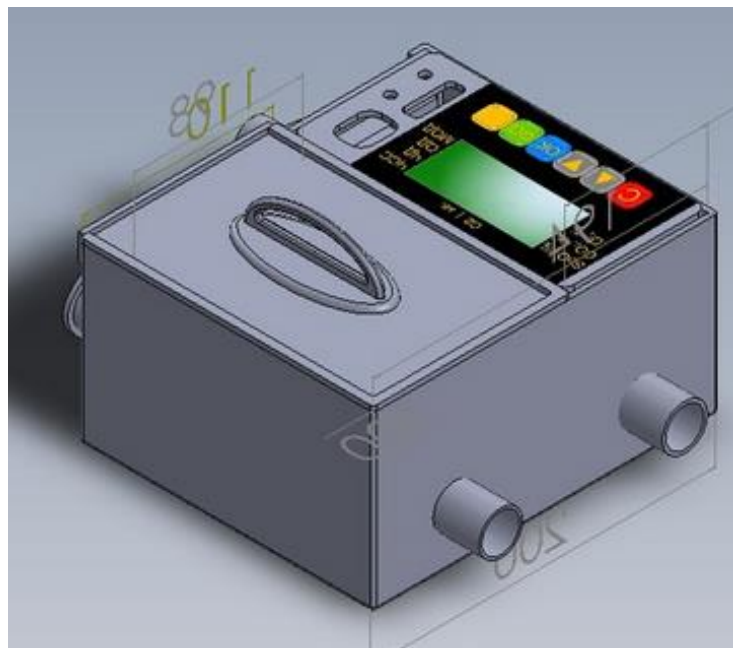


Рисунок 3.17. – Конструкція комплексу з мінімізацією мертвого простору.

3.5. Проектування конструкції блоку управління

Основні елементи, що містяться в базі елементів блоку управління, та їх властивості зображено на рисунку 3.18.

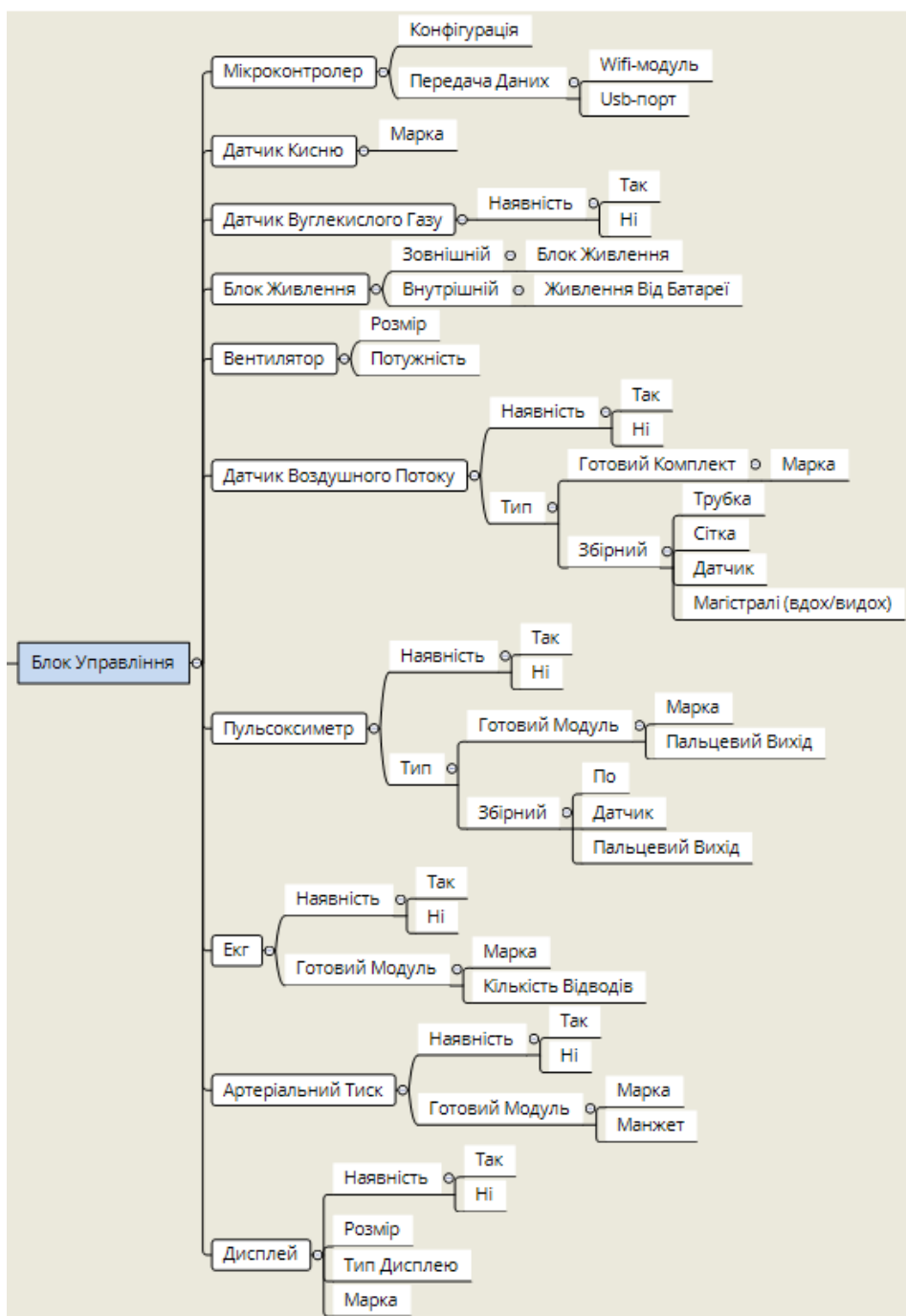


Рисунок 3.18. – Основні елементи блоку управління.

3.5.1. Типи комплектації.

При проектуванні конструкції блоку управління розглядалося три комплектації, що є готовими шаблонами, але проектувальник може сконструювати пристрій будь-якої конфігурації використовуючи базу елементів. На рисунку 3.19 зображені три типи комплектацій та елементи, які до них входять.







| Комплектація  O | | |
|--|---|---|
| Мінімальна | Оптимальна | Максимальна |
| Датчик O2 Вентилятор (компресор) Картридж Поглинача Co2 Мікроконтролер Блок Живлення Резервний Мішок Система Подачі Газової Суміші  <div> Маска/загубник Дихальна Трубка З'єднувачі Клапани </div> | Датчик O2 Вентилятор (компресор) Картридж Поглинача Co2 Мікроконтролер Блок Живлення Резервний Мішок Система Подачі Газової Суміші  <div> Маска/загубник Дихальна Трубка З'єднувачі Клапани </div> Датчик Повітряного Потoku Пульсоксиметр Артеріальний Тиск Передача Даних  <div> Wifi-модуль Usb-порт </div> | Датчик O2 Вентилятор (компресор) Картридж Поглинача Co2 Мікроконтролер Блок Живлення Резервний Мішок Система Подачі Газової Суміші  <div> Маска/загубник Дихальна Трубка З'єднувачі Клапани </div> Датчик Co2 Датчик Повітряного Потoku Дисплей Пульсоксиметр Артеріальний Тиск Екг Передача Даних  <div> Wifi-модуль Usb-порт </div> |

Рисунок 3.19 – Типи комплектацій АПАК.

Мінімальна комплектація. При цій комплектації основними задачами, які виконує комплекс є: створення газової гіпоксичної суміші та підтримання необхідної концентрації кисню.

Оптимальна комплектація. Основні задачі, котрі виконує комплекс при ній є: створення газової гіпоксичної суміші, підтримання необхідної концентрації повітря, моніторинг параметрів зовнішнього дихання та гемодинаміки. При проектуванні необхідно передбачити автономну роботу за допомогою дисплея та передачу даними на комп'ютер.

Максимальна комплектація. Основні задачі, які виконує комплекс при ній є: створення газової гіпоксичної суміші, підтримання необхідної концентрації кисню в газовій гіпоксичній суміші та розширений моніторинг параметрів зовнішнього дихання і гемодинаміки. Передбачити автономну роботу за допомогою дисплея і передачу даних за допомогою комп'ютера.

3.5.2. Правила оптимального розміщення елементів.

Вхідними параметрами є матеріал, комплектація, тип елементів, з яких буде складатися блок управління.

Якщо користувач обирає матеріал пластик, то плати можна розміщувати біля стінок корпусу, що дозволяє зменшити розміри корпусу і сам корпус буде складатися тільки з одного елемента. Якщо користувач обрав листовий метал, то відстань між платами і стінками корпусу повинна становити мінімум 2 мм, оскільки метали негативно впливають на роботу плат та датчиків, відповідно радіуси отворів для датчиків O_2 та CO_2 будуть на 4 мм більшими.

Відстань між платами повинна становити мінімум 2 мм для того, щоб елементи блоку управління можна було з'єднати між собою дротами, мікроконтролер слід розміщувати знизу конструкції, оскільки до нього напряму під'єднаний датчик CO_2 . Для коректної роботи датчиків кисню та вуглекислого газу, їх слід розміщувати у вертикальному стані. Вони повинні виступати за межі корпусу блока управління на 2 см, інакше дані, які вони показують будуть не вірні. Гнізда живлення та передачі даних з ПК мають знаходитись на одній стороні, для зручного доступу до них, датчик тиску має гніздо, яке підключається до ПК, це гніздо має бути з того самого боку, що і живлення та передача даних з ПК, для зручного доступу до нього. Дисплей необхідно розміщувати у верхній частині конструкції для зручності перегляду даних, які показують датчики. Вентилятор (компресор) повинен знаходитися у нижній передній частині корпусу, аби краще перемішувалася газова суміш в корпусі з повітрям, яке видихається. Над вентилятором (компресором) не має бути датчиків та плат, щоб забезпечити доступ повітря до нього.

Розміщувати елементи у блоці управління потрібно таким чином, щоб їх можна було легко розібрати і дістати із корпусу. Необхідно створити систему вентиляційних отворів для того, щоб забезпечити доступ повітря до вентилятора (компресора). Відповідно до вхідних параметрів розробилися макроси, які створюють усі необхідні отвори та кріплення на корпусі блоку управління.

Довжина блоку управління залежить від суми двох параметрів, довжини вентилятора (компресора) та довжини найбільшої по довжині плати. Ширина залежить від плати з найбільшою шириною. Висота залежить від сум максимальної висоти всіх плат та простору між цими платами.

Вихідними даними є модель блоку управління, що відповідає заданим параметрам, збережений проект та креслення, які будуть необхідні інженеру-проектувальнику для подальшої роботи.

3.5.3. Результати побудови різних типів комплектації блоку управління.

За допомогою розробленого програмного додатку для проектувальника можна швидко створити блоки управління.

Робота програми починається з введення вхідних параметрів, а саме вибору типу комплектації, а далі в залежності від обраного варіанту надається перелік допустимих елементів (рис. 3.20). Далі при натисканні кнопки «Побудувати» програма запускає процес SolidWorks, завантажує елементи блоку електроніки. Потім створює корпус необхідного розміру, в якому будують усі отвори та кріплення. Далі програма створює збірку, в яку завантажуються усі деталі які розміщуються в ній, поки ми не отримуємо готову модель. При натисканні кнопки «Отримати креслення» створюється креслення з усіма необхідними розмірами для побудови.

Рисунок 3.20. – Приклад вікна програми проектування корпусу блоку управління, при обрані максимальної комплектації.

На рисунку 3.21 показаний фрагмент результату виконання програми при мінімальній комплектації.

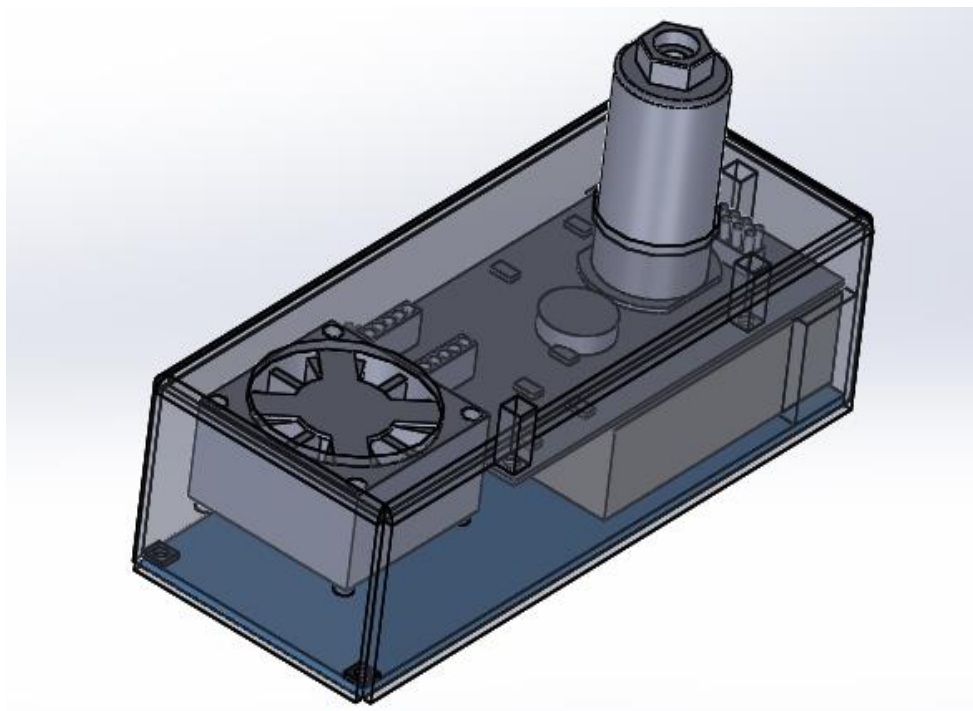


Рисунок 3.21 – Результат побудови блоку управління мінімальної комплектації.

На рисунку 3.22 показаний фрагмент результату виконання програми при оптимальній комплектації.

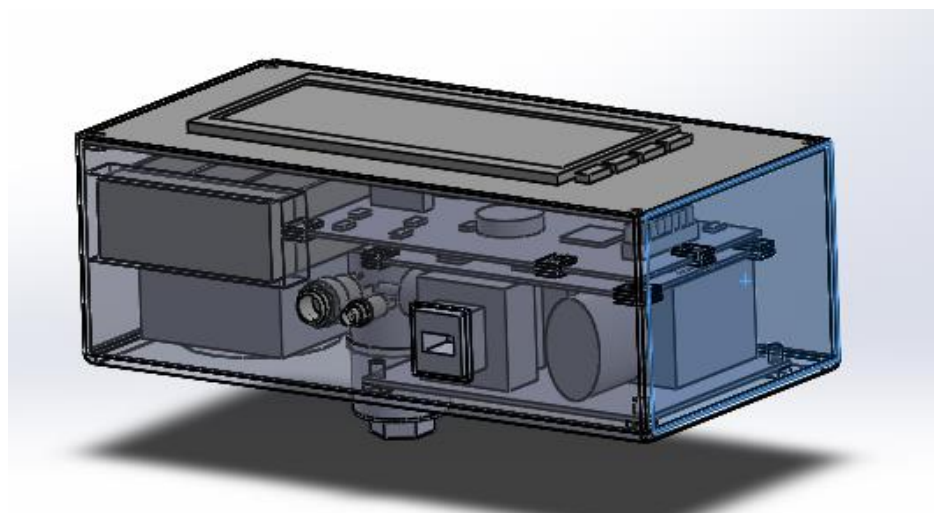


Рисунок 3.22 – Результат побудови блоку управління оптимальної комплектації.

На рисунку 3.23 показаний фрагмент результату виконання програми при

комплектації з металу.

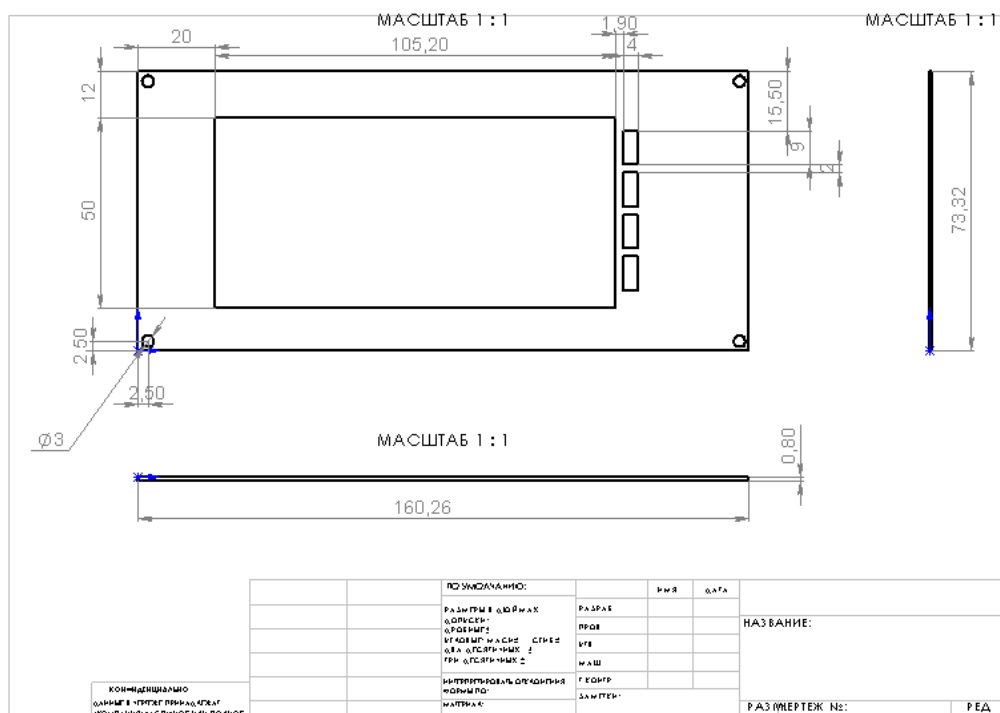


Рисунок 3.25 - Оптимальна комплектація з металу верхня частина.

На рисунку 3.26 показано креслення нижньої частини корпусу оптимальної комплектації з металу.

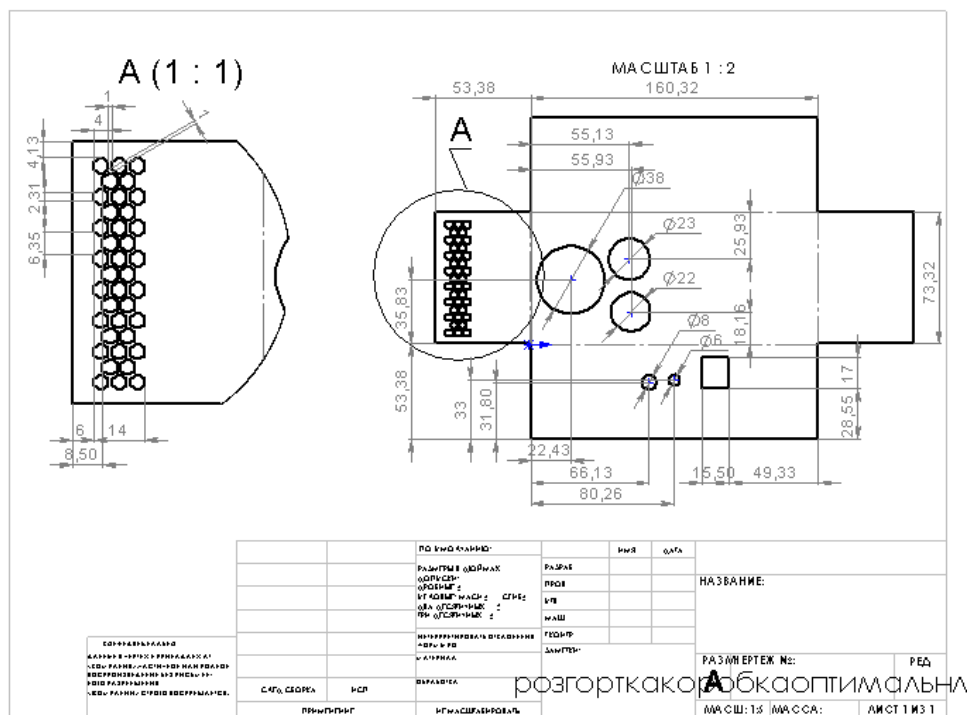


Рисунок 3.26. – Оптимальна комплектація з металу нижня частина корпусу блоку керування.

При побудові дослідницького екземпляру використано оптимальна комплектація блоку управління. Один з розроблених екземплярів відображено на рисунку 3.27.

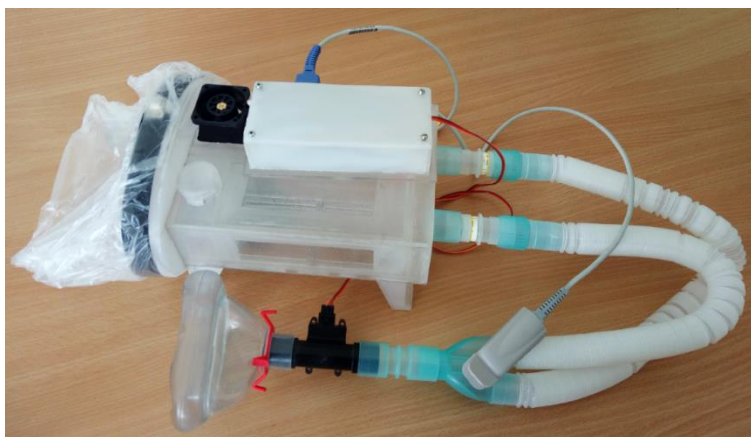


Рисунок 3.27 – Екземпляр АПАК [68].

Отже, проведено проектування різних видів конструкцій блоків АПАК для проведення гіпокситерапії та розроблено дослідницький екземпляр, що пройшов клінічні випробування та показав ефективність та надійність роботи.

Висновки до розділу 3

1. Описано будову та принцип роботи гіпоксикатора, працюючого за методом зворотного дихання. Описано як загальний принцип роботи АПАК, так і принцип дії окремих його вузлів. Керування всіма вузлами системи, а також обробку даних з сенсорів і взаємодію із ПК лікаря здійснює мікроконтролер, його характеристики є вирішальними при написанні програмного забезпечення.

2. Запропоновано декілька варіантів конструкції АПАК. Проведено проектування в SolidWorks корпусів дихальної камери та блоку управління. Встановлені ключові елементи конструкції АПАК, які визначають функціональність та безпечність роботи АПАК. Розраховано основні параметри корпусів (загальний об'єм та об'єм мертвого простору). У результаті аналізу корпусів визначено, що кращим корпусом дихальної камери є корпус з двома трубками, так як він забезпечує більш стабільний склад ГГС при диханні та

менший об'єм мертвого простору. Саме це є основними конструкційними факторами ефективності та безпечності використання АПАК.

3. Проведено дослідження властивостей поглинача CO_2 та визначено формули для розрахунку індивідуальної кількості поглинача CO_2 , на прикладі, хімічного поглинача, а саме, натронного вапна медичного призначення VertiSorb.

РОЗДІЛ 4. АРХІТЕКТУРА ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ АВТОМАТИЗОВАНОГО ПРОГРАМНО-АПАРАТНОГО КОМПЛЕКСУ ДЛЯ ПРОВЕДЕННЯ ГІПОКСИЧНИХ ТРЕНУВАНЬ

4.1. Постановка задачі розробки програмного забезпечення комплексу

Під час створення АПАК для проведення гіпоксичних тренувань необхідно реалізувати програмне забезпечення, що підтримує роботу апаратної частини та забезпечує проведення моделювання та аналізу стан пацієнта. Необхідно реалізувати наступний функціонал:

- надання експертних висновків щодо стійкості організму на основі реакції гемодинаміки та системи дихання на вплив збудника (гіпоксії) під час проведення сеансів діагностики та оцінки ефективності проведених курсів лікування;
- розрахунок параметрів дихальної та серцево-судинної систем, що залежать від фізіологічних даних пацієнтів, які зручно визначати в клінічній практиці;
- здійснення виводу даних проведених сеансів та отриманих результатів у вигляді таблиць та графіків;
- управління базою даних для зберігання, експорту та імпорту даних про пацієнта та результати проведених процедур;
- генерація звітної документації;
- забезпечення доступу до даних і функціоналу системи відповідно до прав користувача. Типи користувачів системи: медпрацівник (експерт, дослідник, оператор) та адміністратор;
- ПЗ повинно бути побудована по принципу модульності для подальшої модифікації і адаптації до рішення нових класів задач.

4.2. Функціональна схема програмного забезпечення АПАК

Сценарії взаємодії користувачів ПЗ АПАК відображено нижче. Користувачі системи діляться на таких акторів [76], як: адміністратор, система «блок управління» та медпрацівники, що діляться на оператора, експерта та дослідника.

Користувач «Адміністратор» додає нових користувачів системи, надаючи їм логін та пароль для входу, а також визначаючи рівень доступу користувачів до різного робочого простору та функціоналу системи. Він може редагувати дані про користувача, змінювати пароль чи рівень доступу. Також «Адміністратор» оновлює інформацію в БД. Для початку роботи як «Адміністратор» необхідно пройти авторизацію ввівши логін та пароль та рівень (рис. 4.1).



Рисунок 4.1 – Діаграма варіантів використання «Адміністратор».

Під час підготовки до проведення процедури «Блок управління» перевіряє на справність елементів пристрою, встановлює норми показників стану пацієнта для безпечного проведення сеансів та проводить калібрування сенсорів. Під час проведення сеансів «Блок управління» підтримує задану концентрацію газів в ГГС, для цього визначається склад ГГС, отримуючи відфільтровані значення концентрацій O_2 і CO_2 з вимірювальних сенсорів. Також під час сеансів відбувається моніторинг стану пацієнта, перевірка отриманих показників на вихід за норми безпеки. Якщо це відбувається, то подається звуковий сигнал та виводиться повідомлення на екрані про небезпечність подальшого проведення

сеансів. «Блок управління» забезпечує обмін даними між ПК та блоком управління, зберігає інформацію про сеанси та отримані показники в локальну базу даних і повідомляє звуковими сигналами про початок та кінець процедури, а також циклів дихання ГГС та атмосферним повітрям. Функціональна схема актора «Блок управління» відображена на рисунку 4.2.

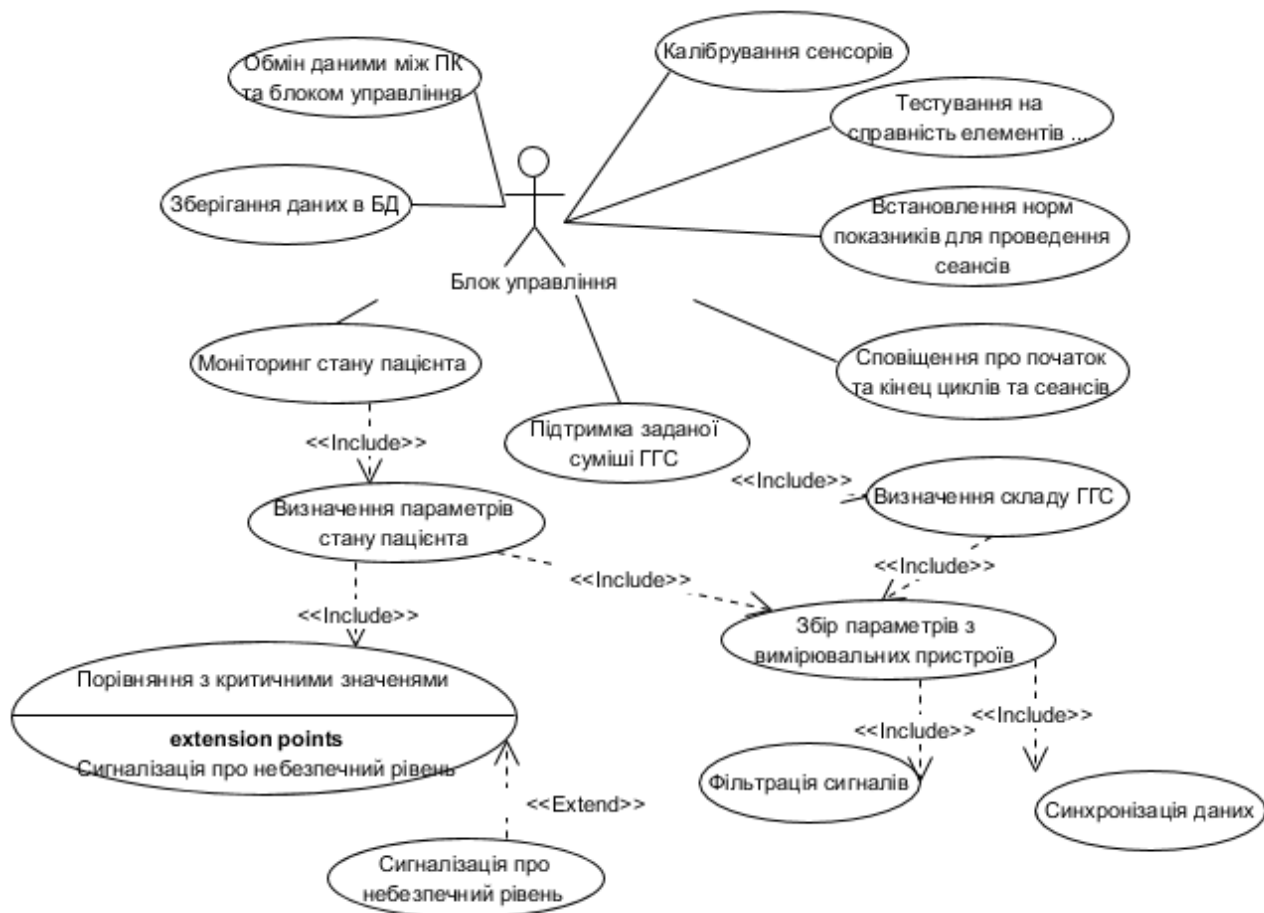


Рисунок 4.2 – Діаграма варіантів використання «Блок управління».

На рисунку 4.3 зображено функціональна схема медпрацівників, що в свою чергу поділяються на оператора, експерта та дослідника. Основні функції «Оператора» такі ж як і всіх медпрацівників: авторизація, використовуючи логін та пароль, отримані від «Адміністратора», проведення сеансів, що включає вибір шаблону процедур та, за необхідності, можливо змінити налаштування параметрів безпеки; робота з даними пацієнтів, зокрема, перегляд даних, додавання нових пацієнтів та редагування даних існуючих, перегляд статистичної інформації про проведені сеанси пацієнтів у вигляді таблиць чи графіків;

перегляд експертної оцінки проведених процедур та курсів лікування; розрахунок базових параметрів стану пацієнта; додання та перегляд нових шаблонів (методик) процедур; імпорт та експорт бази даних.

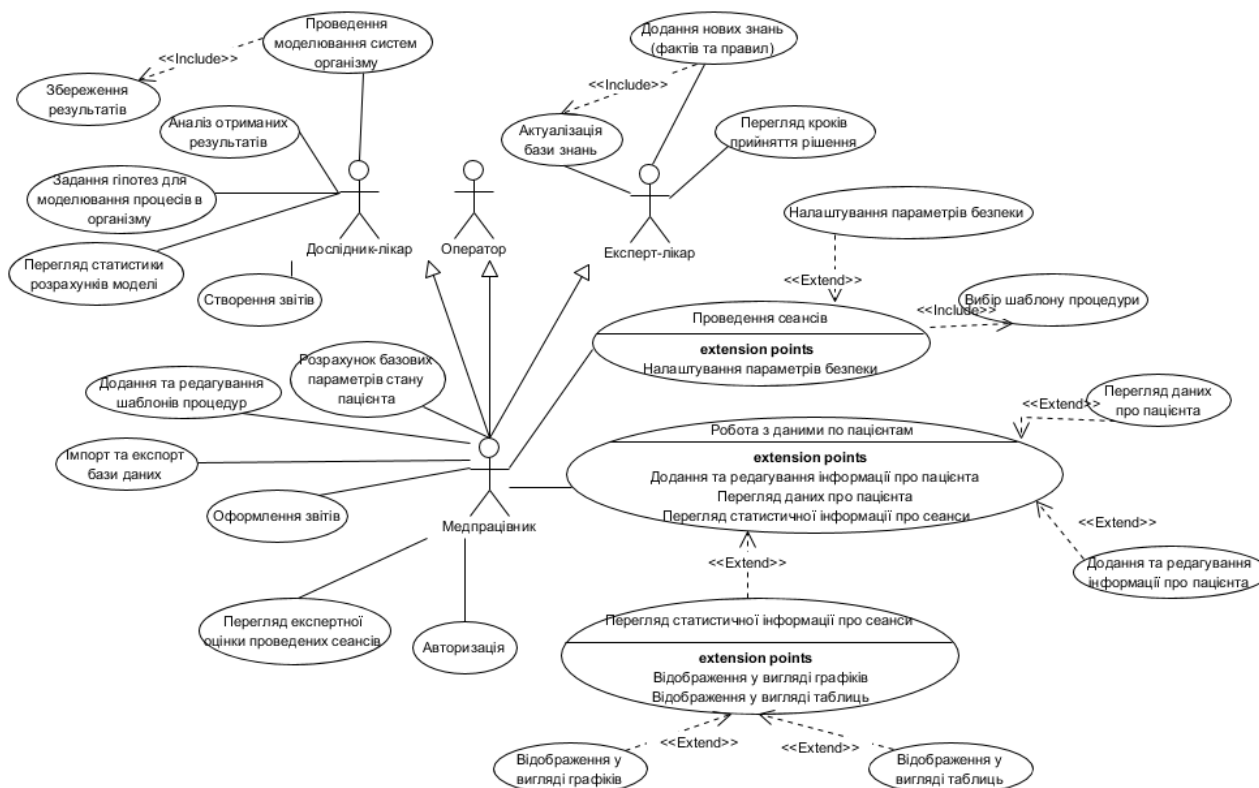


Рисунок 4.3 – Діаграма варіантів використання медпрацівників.

«Дослідник-лікар» може виконувати не лише такі ж функції як і всі медпрацівники, але і специфічні: задання гіпотез для моделювання, проведення моделювання процесів в системах організму зі збереження результатів в БД; аналіз отриманих результатів, перегляд статистики розрахунків при моделюванні та створення звітів.

Для «Експерта-лікаря» специфічними функціями є додання нових правил та факторів до бази знань, зміна існуючих даних в базі знань та перегляд кроків прийняття рішень системою.

4.3. Підсистеми АПАК і їх взаємозв'язок

Запропонована архітектура ПЗ АПАК, повністю відповідає сформованим

вимогам (рис. 4.4). Система побудована на основі бібліотек, що дозволяє зменшити об'єм роботи за рахунок використання функцій, доступних в підключених бібліотеках, та надає гнучкість у модернізації системи.

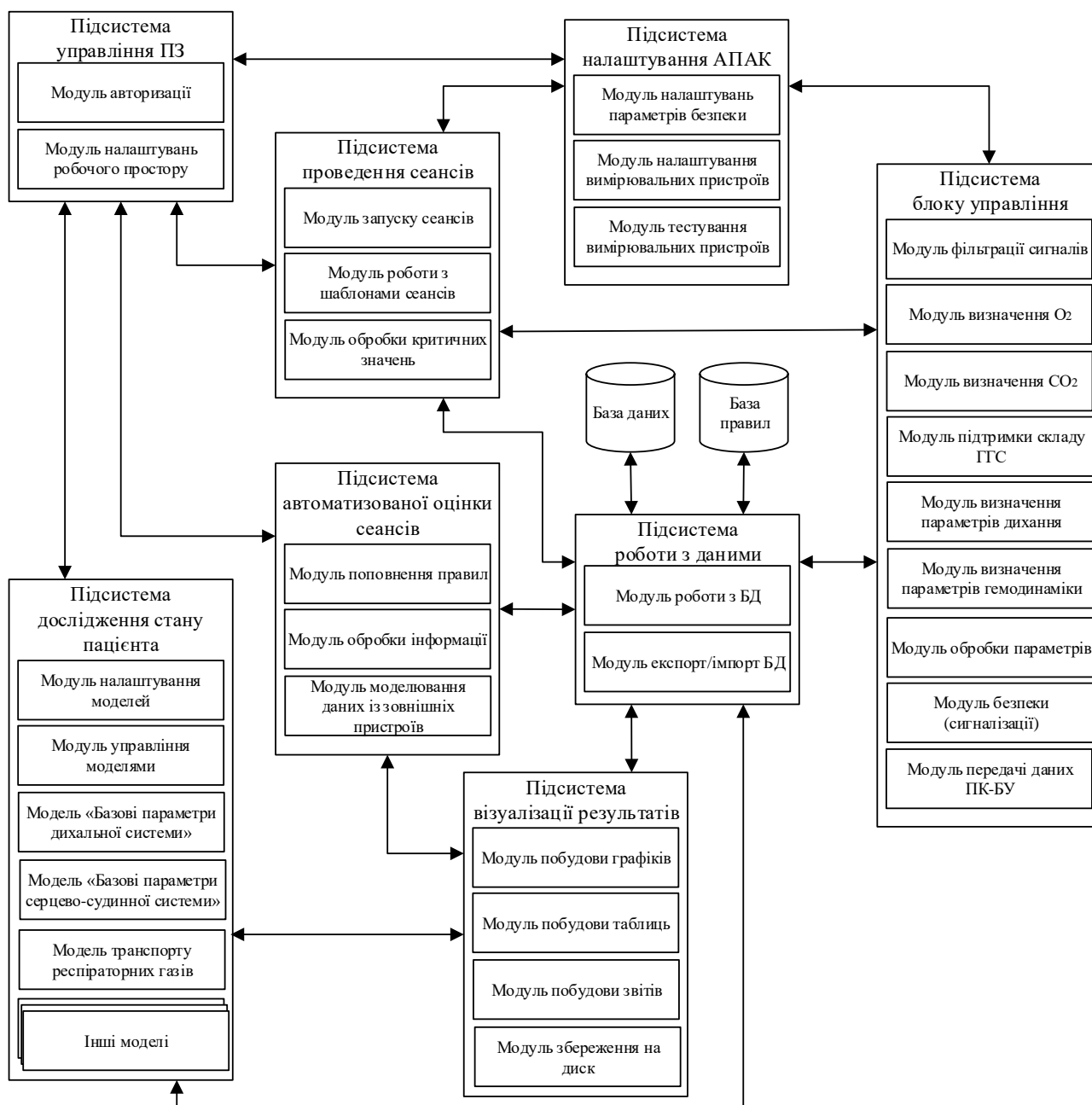


Рисунок 4.4 – Архітектура програмного забезпечення АПАК.

4.3.1. Підсистема управління ПЗ

У центрі системи знаходиться підсистема управління ПЗ (рис. 4.5), що виконує функцію з'єднуючого каркасу. У ній задаються параметри взаємодії окремих підсистем, а також відбувається вхід в систему користувача. На початку

роботи система завантажує модуль авторизації користувача. Користувач вводить дані для входу в систему. Дані перевіряються в базі даних на відповідність через модуль роботи з БД, що відноситься до підсистеми роботи с базою даними. У випадку, коли дані користувача не підтвердилися, виводиться повідомлення про невідповідність введеної інформації. Якщо дані користувача підтвердилися, то відбувається налаштування робочого простору за допомогою відповідного модуля.

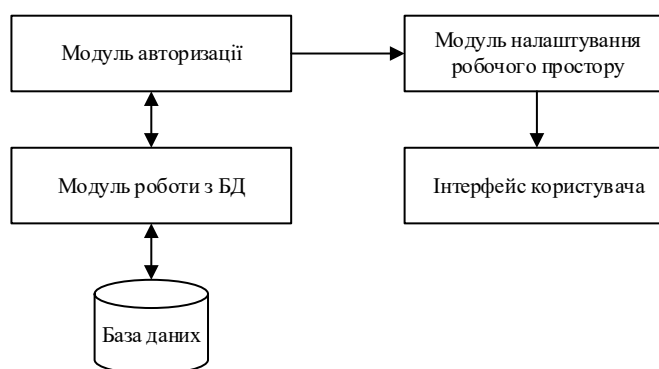


Рисунок 4.5 – Взаємодія модулів підсистеми управління ПЗ.

Кожному типу користувача (адміністратор, оператор, експерт і дослідник) відповідає свій набір доступних підсистем та модулів. Робочий простір є набором компонентів інтерфейсу користувача, з'єднаних разом для реалізації конкретного прецеденту. Кожен робочий простір реалізує шаблон проектування MVC (Model-View-Controller) [77], що дозволяє розділити модель даних програми, інтерфейс користувача і взаємозв'язок з користувачем на три окремих компоненти так, що модифікація одного з компонентів має мінімальний вплив на інші. При активації конкретного робочого простору користувачем, представлення визначені для нього розміщуються в робочу область програми, а елементи управління додаються в підходящий контейнер. Таким чином, користувач отримує доступ до підсистеми. Оператор відразу отримує доступ до підсистеми проведення сеансів. Оскільки, саме проведення процедур гіпокситерапії є основною і першочерговою функція оператора. Експерт і дослідник отримують доступ до підсистеми автоматизованої оцінки сеансів та підсистеми дослідження стану пацієнта відповідно.

4.3.2. Підсистема проведення сеансів

Підсистема проведення сеансів (рис. 4.6) [78] в реальному часі працює з апаратним забезпеченням системи через підсистему блоку управління. Перед початком проведення сеансів необхідно провести налаштування майбутньої процедури, що дозволяє зробити модуль запуску сеансів. Користувач обирає пацієнта, тип, шаблон процедури та встановлює нові критичні значення параметрів. Модуль роботи з шаблонами надає можливість користувачу обрати шаблон з існуючих в БД, або додати свій власний шаблон та потім зберегти його в БД. Модуль обробки критичних значень дозволяє користувачу змінити критичні значення параметрів безпеки за замовчуванням на свої власні та передати ці зміни в підсистему налаштувань.

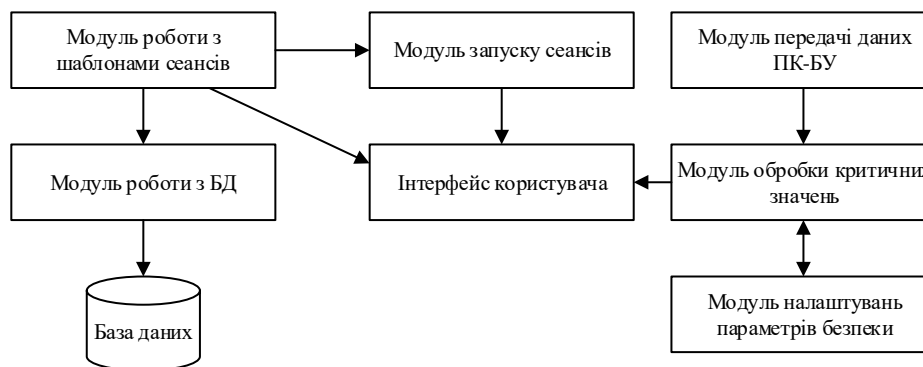


Рисунок 4.6 – Взаємодія модулів підсистеми проведення сеансів.

4.3.3. Підсистема блоку управління

Ключовою підсистемою для керування апаратним забезпеченням АПАК є підсистема блоку управління, що тісно взаємодіє з підсистемою налаштувань та підсистемою роботи з даними.

Підсистема блоку управління (рис. 4.7) [79] містить у собі модулі, що призначені для опитування та зчитування даних з вимірювальних пристроїв (модуль обробки параметрів); фільтрацію сигналів від шумів (модуль фільтрації сигналів); розрахунок складу ГГС, що вдихає пацієнт (модуль визначення концентрації O_2 та модуль визначення концентрації CO_2); підтримка встановленої концентрації O_2 в ГГС (модуль підтримки складу ГГС); розрахунок дихального об'єму та частоти дихання (модуль визначення параметрів дихання);

розрахунок частоти серцевих скорочень та сатурації крові (модуль визначення параметрів гемодинаміки). Відбувається перевірка на відповідність отриманих значень показників встановленим нормам, при виході за які відбувається звукове повідомлення про небезпечність подальшого проведення сеансу (модуль безпеки (сигналізації)). Всі дані, які отримані з вимірювальних пристроїв, передаються через Modbus і USB на ПК (модуль передачі даних ПК-БУ) та зберігаються в БД. Багатозадачність та синхронізацію за часом забезпечує система таймерів та переривань.

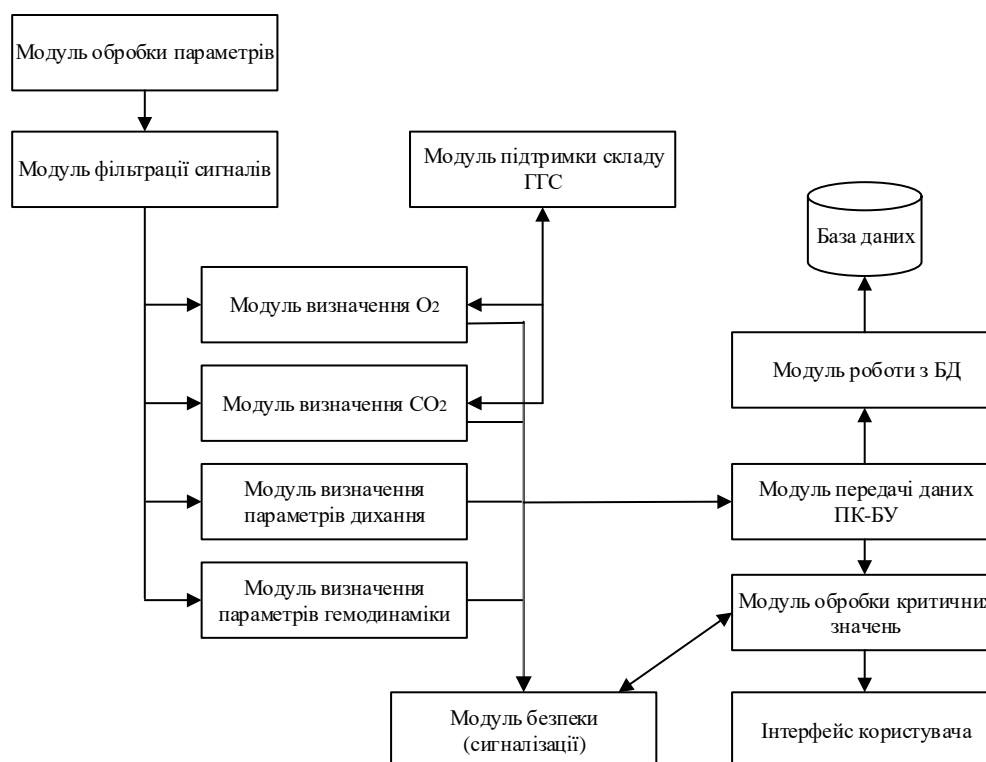


Рисунок 4.7 – Взаємодія модулів підсистеми блоку управління.

4.3.4. Підсистема налаштувань АПАК

Підсистема налаштувань АПАК (рис. 4.8) є своєрідною програмою налаштувань та тестування роботи апаратної частини АПАК. Модуль налаштувань параметрів безпеки дозволяє встановити значення параметрів безпеки (концентрації O_2 та CO_2 , ЧСС, SpO_2 , ДО та ЧД), при котрих необхідно включати сигналізацію про небезпеку чи взагалі зупиняти сеанс. Модуль налаштування вимірювальних пристроїв дозволяє провести калібрування датчика O_2 , коригуючий коефіцієнт якого з часом може змінюватися. Модуль

тестування вимірювальних пристроїв дозволяє провести випробування окремих вимірювальних пристроїв для пошуку несправності та перевірки роботи при заміні на нові.

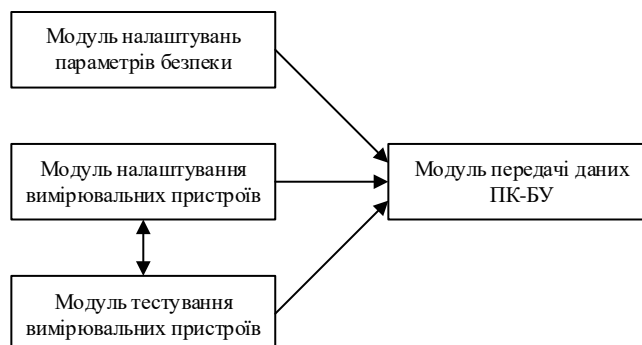


Рисунок 4.8 – Взаємодія модулів підсистеми налаштувань АПАК.

4.3.5. Підсистема дослідження стану пацієнта

Підсистема дослідження стану пацієнта (рис. 4.9) [78] забезпечує проведення всебічного аналізу стану організму людини. Завдяки використанню модульного підходу до створення програмного забезпечення комплексу в дану підсистему можна додавати різні моделі для проведення розрахунків фізіологічних показників та проводити моделювання процесів в організмі при різних умовах.

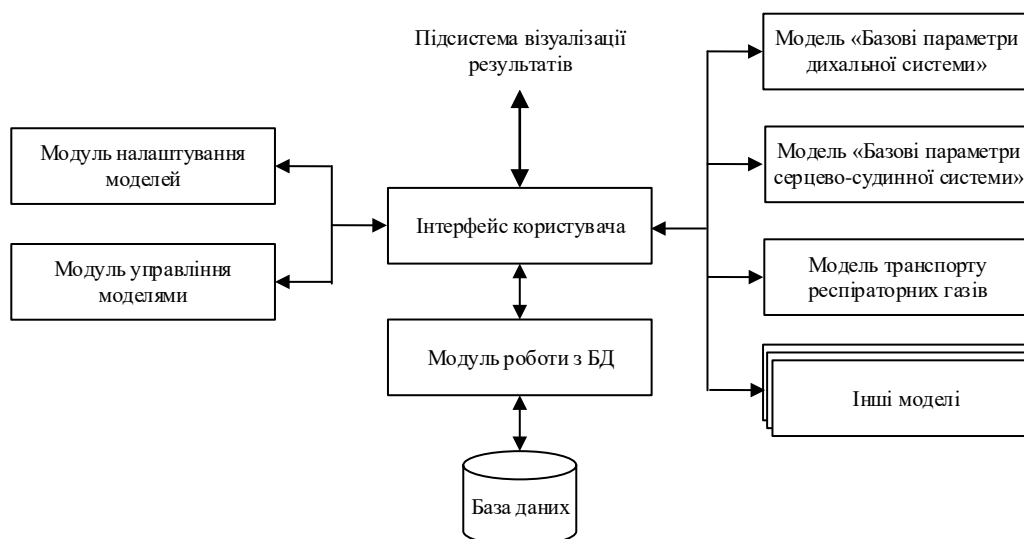


Рисунок 4.9 – Взаємодія модулів підсистеми дослідження стану пацієнта.

Модулі підсистеми дослідження стану пацієнта можна умовно розділити

на керуючу частину та набір модулів математичних моделей. Керуюча частина дозволяє проводити налаштування, керування моделями та відобразити результати. Набір модулів моделей повністю не залежить від керуючої частини. Роль модулів з керуючої частини полягає в збиранні та запуску систем модулів, а обчислення проводяться окремо у модулях моделей. Така незалежність системи керування дозволяє легко переробити чи повністю змінити інтерфейс користувача без жодних змін у математичній частині.

До керуючої частини можна приєднати довільну кількість модулів моделей. За допомогою модуля керування моделями визначаються необхідні моделі та параметри для проведення розрахунків. При налаштуванні моделей система керування встановлює входи та значення параметрів до початку розрахунків. Встановленням входів є визначення констант для входів чи пов'язування входів з виходами інших модулів. Результати обчислень під час та після розрахунків від модуля можуть надходити як до системи керування, так і до інших модулів. При цьому вводиться таке обмеження: рівняння кожного модуля можуть використовувати значення входів лише для моменту часу, значення виходів на який вже розраховано в даному модулі. Це введено для того, щоб уникнути ситуації, коли два модулі очікують один від одного значення, які ще не були розраховані. Враховуючи існуючі підходи до опису та моделювання фізіологічних процесів, використання для розрахунку даних «з майбутнього» не потрібне, тому дане обмеження не зменшує можливостей моделювального комплексу.

Користувач працює з підсистемою через інтерфейс користувача, який має доступ до всіх модулів керуючої частини та модулів набору моделей.

Завдяки такому підходу можна процес моделювання розділити на три етапи: створення нових модулів на основі наданих математичних моделей, налаштування моделі та проведення дослідження. Це надає можливість приєднувати моделі, розроблені іншими колективами. Данна підсистема може працювати як самостійна програма моделювання та дослідження стану кардіореспіраторної системи чи разом з іншими медичними пристроями.

4.3.6. Підсистема автоматизованої оцінки сеансів

Підсистема автоматизованої оцінки сеансів (рис. 4.10) [80] є основною підсистемою експерта.

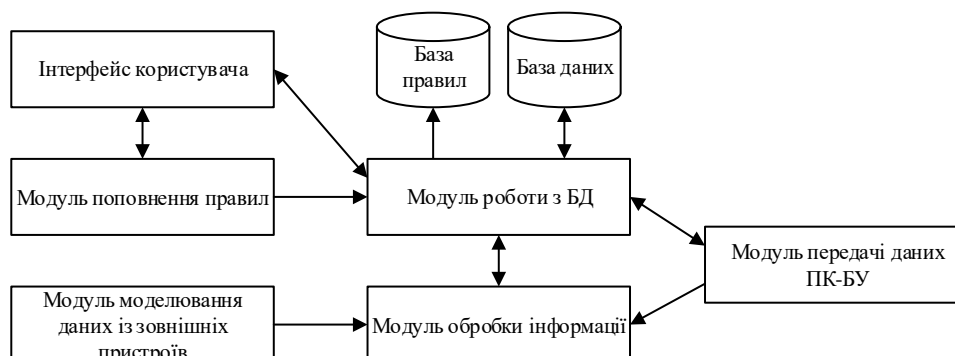


Рисунок 4.10 – Взаємодія модулів підсистеми автоматизованої оцінки сеансів.

Модуль поповнення правил дозволяє експертові додавати нові правила та факти до бази правил. Модуль обробки інформації реалізує алгоритм прямого логічного виводу, тобто, робить перевірку отриманих даних про стан пацієнта на відповідність правилам та формує рекомендації щодо лікування пацієнта. Оскільки, для зберігання знань використано реляційну БД (база правил), то доступ до них отримується через модуль роботи з БД, так як і до бази даних, в якій мітиться інформація про значення показників пацієнта. Модуль передачі даних ПК-БУ необхідний для з'єднання з апаратною частиною пристрою та отримання даних про параметри стану пацієнта в реальному часі. На даний час отримуються дані про стан гемодинаміки (ЧСС, SpO₂, АД) та вентиляцію легень (ДО, ЧД, ХОД) та стан зовнішнього середовища, а саме газової суміші (концентрації O₂ та CO₂), але можливо додання інших пристроїв до АПАК. Також для навчальних цілей медичних працівників при відсутності доступу до АПАК в реальному часі та тестування роботи підсистеми передбачено отримувати інформацію з модуля для моделювання даних із зовнішніх пристроїв.

Розроблена підсистема автоматизованої оцінки сеансів діагностики та ефективності курсу лікування за допомогою проведених процедур покращила ефективність та безпечність проведених процедур, що в майбутньому забезпечить використання комплексу не тільки в медичних установах, але і в

домашніх умовах. Також дана підсистема з невеликими доопрацюванням може працювати з іншими медичними пристроями чи взагалі як самостійна програма оцінки та надання рекомендацій в медичній сфері. В основному, доопрацювання будуть відноситися до заповнення бази правил відповідними правилами та фактами.

4.3.7. Підсистема роботи з даними

Всі підсистеми, яким необхідно отримати чи зберегти дані в базі даних чи базі правил, це роблять за допомогою модуля роботи з БД, що відноситься до підсистеми роботи з даними (рис. 4.11). Модуль роботи з БД виступає в ролі менеджера БД та виконує такі функції: підключення до бази даних та бази правил, отримання, зберігання чи видалення інформацію з відповідної бази, пошук та сортування інформації в таблицях. Модуль експорту/імпорту БД дозволяють відповідно зберігати дані, структуру бази даних та бази правил на диск та завантажувати з диску дані іншої БД в програму.

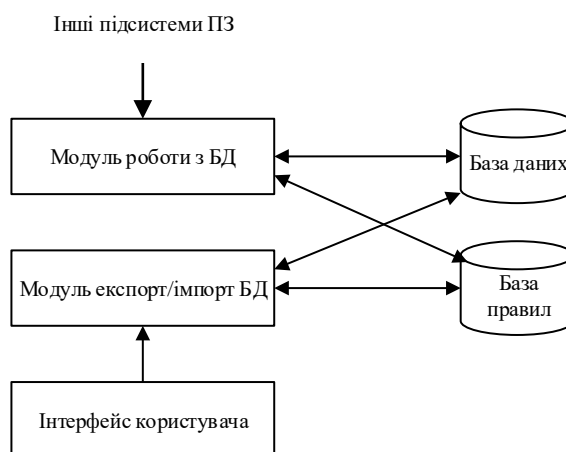


Рисунок 4.11 – Взаємодія модулів підсистеми роботи з даними.

4.3.8. Підсистема візуалізації результатів

Підсистема візуалізації результатів (рис. 4.12) призначена для побудови графіків під час проведення сеансів та проведення досліджень стану пацієнта (модуль побудови графіків); побудови таблиць з даними про пацієнта для більшої наочності (модуль побудови таблиць); отримання звітів проведених

сеансів та протоколів досліджень впливу гіпокситерапії на стан організму (модуль побудови звітів) та збереження таблиць з даними на диск в файлах різного формату і вивід на друк інформації (модуль збереження на диск).

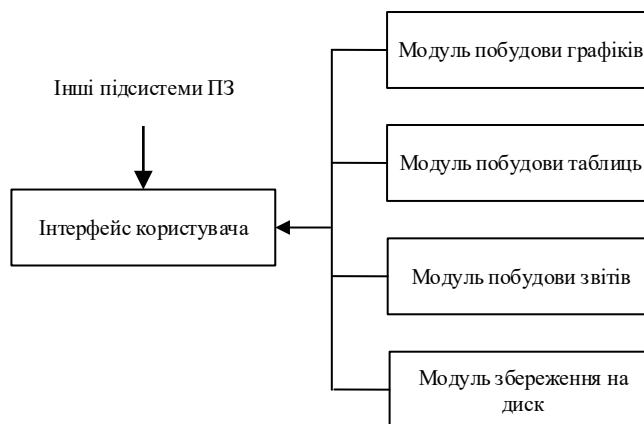


Рисунок 4.12 – Взаємодія модулів підсистеми візуалізації результатів.

Отже, запропонована архітектура програмного забезпечення є гнучкою, що в майбутньому дозволить розширити функціонал комплексу та забезпечити роботу окремих підсистем як в комплексі, так і як самостійні незалежні системи чи у складі інших гіпоксикаторів.

4.4. База даних та представлення знань

Для зберігання інформації можуть використовуватися різні способи, починаючи від файлових систем простих текстових файлів, що містять записи даних, представлені в певному форматі, і закінчуючи розподіленими сховищами даних, призначеними для зберігання великих масивів інформації. Найбільш зручним способом зберігання правил є використання бази даних, яка буде зберігатися в системі керування базами даних (СКБД). У даний час найбільшого поширення набули реляційні бази даних, оскільки вони володіють хорошими характеристиками швидкості пошуку інформації та забезпечують зручність розміщення інформації. Тому для зберігання даних про стан пацієнтів та правил бази знань була використана СКБД MySQL [81]. Бази даних, яких детально розглянемо нижче.

пацієнтів;

- tdiagnosis (діагноз) – містить перелік існуючих діагнозів;
- tpatient_diagnosis (пацієнт-діагноз – встановлює відповідність всіх можливих діагнозів у пацієнта;
- tsession (сеанси пацієнтів) – містить загальну інформацію про пройдені сеанси діагностики та лікування пацієнтів;
- tdatasession (дані сеансів) – містить значення параметрів фізіологічного стану пацієнтів та місту ГГС під час сеансів;
- tparam (параметри) – довідкова таблиця по фізіологічним параметрам, що є в системі;
- tdataparam (дані параметрів) – містить інформацію про значення додаткових параметрів, тобто тих параметрів, що система не отримує з вимірювальних пристроїв;
- tcalcparam (розрахунок параметрів) – містить результати розрахунку додаткових параметрів;
- tsession_pattern (шаблон процедури) – містить загальну інформацію про шаблони режимів проведення процедур;
- tsession_pattern_details (деталі шаблонів процедур) – містить детальні дані про шаблон проведення сеансів.

Використання бази даних дозволяє накопичувати дані та результати проведених сеансів і досліджень стану організму пацієнтів в одному місці, проводити аналіз та порівняння їх між собою в подальшому.

4.4.2. Подання бази знань підсистеми автоматизованої оцінки сеансів.

Підсистема автоматизованої оцінки оперує великим об'ємом інформації, представленим у вигляді продукційних правил. Для зберігання знань розроблена реляційна база даних, що представлена на рисунку 4.14 та називається база правил [47, 82].

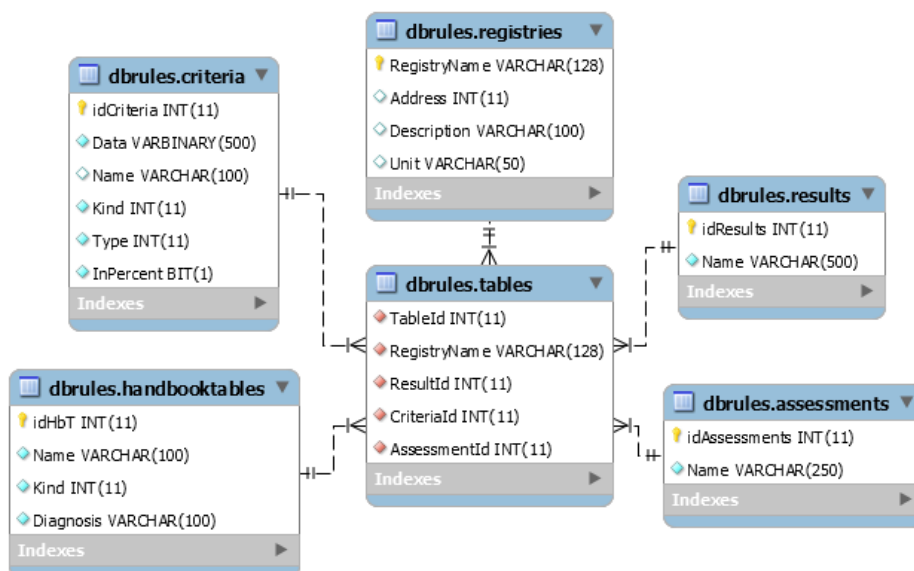


Рисунок 4.14 – База правил.

Основні таблиці бази правил:

- criteria (критерій) – описує критерій, що використовуються під час пошуку результату експертною системою. зберігає в собі десеріалізовані об’єкти операцій.
- registries (регістри) – містить інформацію про вхідний параметр експертної системи.
- results (результати) – є ототожненням правила експертної системи.
- handbooktables (довідник) – зберігає інформацію про всі таблиці баз знань.
- assessments (оцінки) – зберігає оцінку для конкретного правила експертної системи.
- tables (таблиця) – складена таблиця, що агрегує таблиці «assessments», «results», «criteria», «handbooktables» в одну сутність, тим самим створює правило для конкретної таблиці баз знань.

Таке представлення бази знань дає змогу легко додавати нові правила та робити швидко пошук серед існуючих правил.

4.5. Програмна реалізація проведення сеансів

Програмне забезпечення, що використовується для проведення сеансів, виконується на мікроконтролері апарату складається з декількох функціональних підсистем (рис. 4.15) [83, 84].

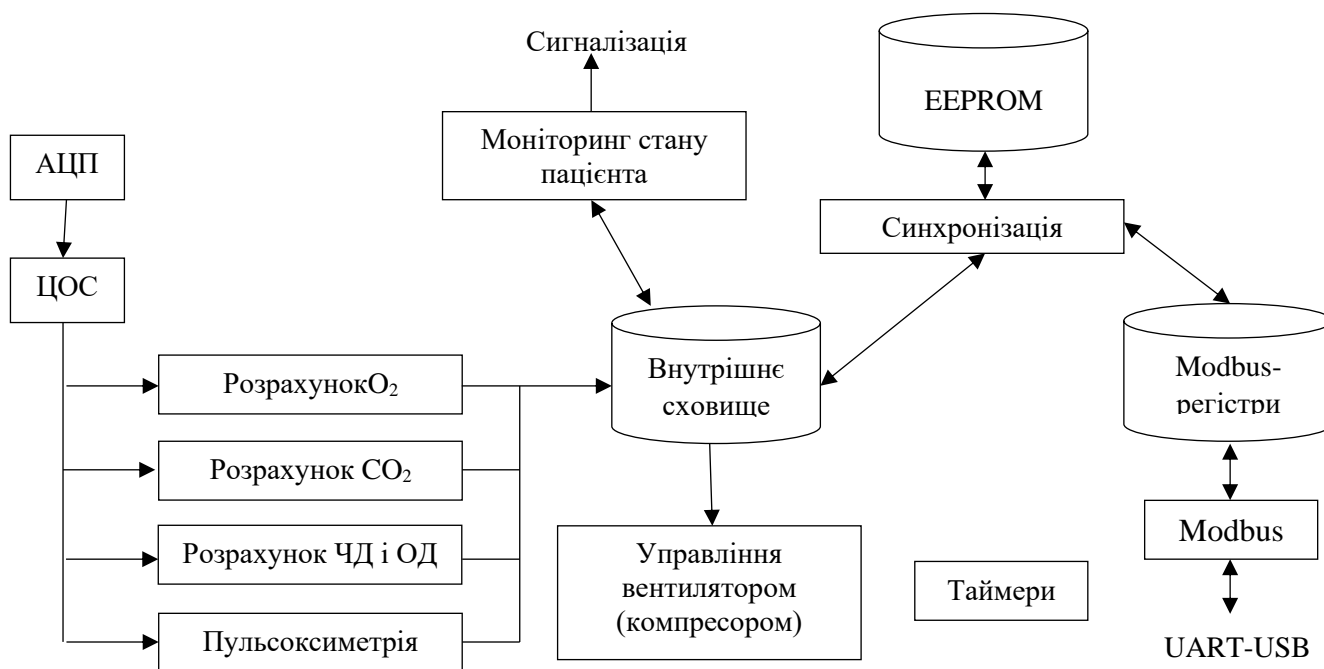


Рисунок 4.15. – Програмне забезпечення мікроконтролеру блоку управління.

Примітки: АЦП – аналого-цифровий перетворювач; ЦОС – цифрова обробка сигналів; ЧД – частота дихання; ОД – об’єм дихання; EEPROM – Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory; UART-USB – Universal Asynchronous Receiver-Transmitter – Universal Serial Bus.

Дані, що отримані з АЦП проходять первину обробку засобами цифрової обробки сигналів (ЦОС), зокрема, фільтрацію. За даними АЦП обчислюються концентрації газів у дихальній суміші, диференціальний тиск у вимірювальному трубопроводі об’ємних витрат повітря (ОВП), інтенсивність сигналів фотоплетізмограм (ФПГ) та інша службова інформація. За даними ОВП розраховуються об’єм видиху та частота дихання. ФПГ використовується для аналізу серцевого ритму та сатурації крові киснем. Ця інформація обробляється для визначення стану пацієнта та, за необхідності, увімкнення сигналізації або

припинення процедури. Взаємодія з ПК лікаря та налаштування здійснюються через протокол Modbus. Багатозадачність та синхронізацію за часом забезпечує система таймерів та переривань. Далі описано роботу цих систем більш детально.

Фільтрація сигналів. При обробці даних з АЦП вимірювальних приладів часто виникає необхідність у фільтрації сигналу, зокрема, відокремити корисний сигнал від шумів. Враховуючи апаратні особливості платформи, на якій реалізована дана робота, в результаті дослідження різних типів цифрових фільтрів (рис. 4.16) було відібрано фільтр нижніх частот Баттерворта 2-го порядку для підсистеми пульсоксиметрії (при обчисленні фотоплетізмограми) [85]. Такий фільтр можна реалізувати як апаратно, так і програмно. Недоліком апаратної реалізації є складність зміни налаштувань, а також неможливість встановлення у вже створений пристрій. Програмна реалізація такого фільтра не вимагає значних обчислювальних ресурсів і потребує значення сигналу лише на двох останніх ітераціях.

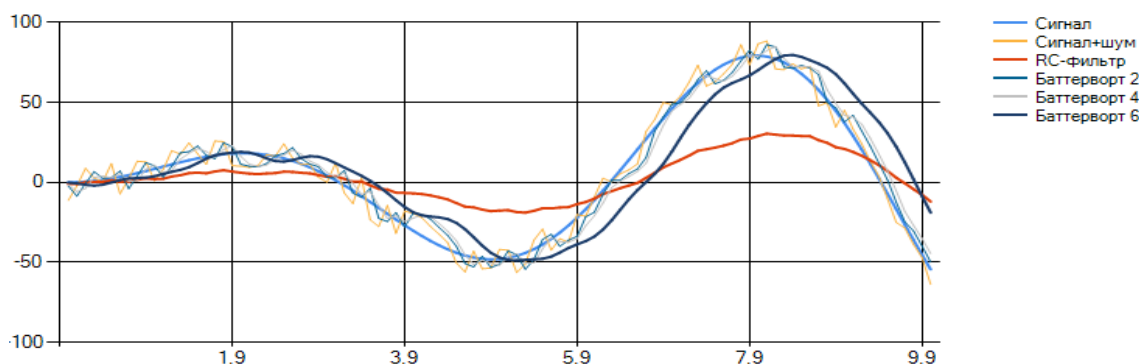


Рисунок 4.16 – Результати дослідження цифрових фільтрів.

Обчислення концентрації кисню. Для визначення концентрації кисню в дихальній суміші використано електрохімічний датчик кисню KE-25. Він створює ЕРС, що прямо пропорційна концентрації кисню у повітрі дихального контуру. Після підсилення, цей сигнал надходить на вхід АЦП мікроконтролера. Залежність напруги, виміряної АЦП від виміряної концентрації O₂ виражається формулою:

$$U = k_{\text{сен}} \times k_{\text{підс}} \times k_{\text{ацп}} \times P,$$

де $k_{\text{сен}}$, $k_{\text{підс}}$, $k_{\text{ацп}}$ – коефіцієнти перетворення сенсора, підсилення та перетворення АЦП відповідно. Перемноживши їх та виразивши одним числом k отримаємо формулу для розрахунку концентрації O_2 :

$$U = k \times P$$

Звідки виміряна концентрація дорівнює:

$$P = \frac{U}{k}$$

У зв'язку з тим, що характеристика даного сенсора може змінитися з часом, в пристрої передбачено можливість калібрування атмосферним повітрям (20,9 % кисню) та перерахунку коефіцієнта пропорційності k .

$$k = \frac{U}{20,9} \left[\frac{\text{В}}{\%} \right]$$

Якщо після калібрування розраховане значення коефіцієнта пропорційності виходить за задані межі – користувач отримає повідомлення про те, що датчик кисню є непридатним для подальшого використання і потребує заміни. Приклад характеристики подано нижче (рис. 4.17).

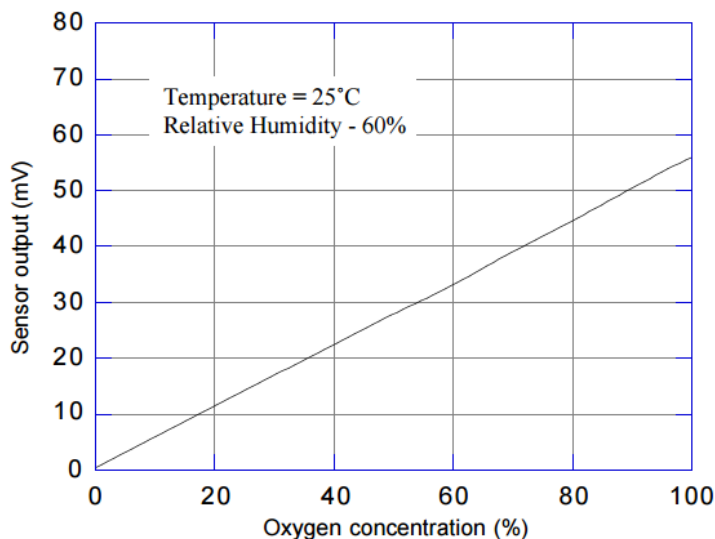


Рисунок 4.17 – Приклад характеристики датчика кисню.

Обчислення концентрації вуглекислого газу. Датчик концентрації CO_2 аналогічний датчику O_2 , але містить вбудований електронагрівач. Для стабільної електрохімічної реакції та коректних вимірів, перед початком роботи датчик має прогрітися (30 хв. при кімнатній температурі). Під час прогріву датчик має

знаходиться у середовищі з концентрацією CO₂ не більше 0,04 % (атмосферне повітря). Завершення прогріву і готовність до роботи комплексу визначає автоматично, аналізуючи зміну ЕРС на виході датчика. Залежність ЕРС від концентрації CO₂ визначається за формулою [41]:

$$\varepsilon = \varepsilon_0 - \frac{RT}{2F} \ln(P),$$

де ε_0 – ЕРС при відсутності вуглекислого газу – визначається індивідуально для кожного сенсора і становить 200-600 мВ,

P – парціальний тиск вуглекислого газу,

T – абсолютна температура,

R – універсальна газова стала,

F – стала Фарадея.

Оскільки, за нормальних умов експлуатації, температура чутливого елемента є сталою і визначається вбудованим нагрівачем, для розрахунків рекомендується використовувати наступну формулу:

$$\varepsilon = \varepsilon_0 - \frac{\Delta\varepsilon}{(\lg 400 - \lg 1000)} (\lg C - \lg 400),$$

де $\Delta\varepsilon$ – експериментально визначена різниця між ЕРС на виході датчика при концентраціях CO₂ 0,04 % та 0,1 % (складає 30-90 мВ),

C – виміряна концентрація вуглекислого газу у ppm (1 ppm = 0,0001 %).

Підтримки заданих параметрів суміші. Пропорційний-інтегрально-диференціальний (ПІД) регулятор — керуюча система у контурі зі зворотнім зв'язком, широко застосовується в системах автоматичного керування [86]. В якості вхідного параметра, ПІД-регулятор отримує відхилення (нев'язку) — різницю між заданим та поточним значенням контрольованої величини. На виході формується керуючий сигнал, що визначає інтенсивність роботи виконуючого пристрою, який має підтримувати мінімальне відхилення контрольованого параметра.

АПАК для гіпокситерапії має певні технічні особливості, що виключають можливість використання традиційного ПІД-регулятора [87]. Датчик

концентрації кисню має значну інертність, тому диференціювання його показів дасть швидкодію самого датчика, а не швидкість зміни концентрації кисню і не може бути використано для розрахунку диференціальної складової. Виконуючий пристрій – компресор підкачки атмосферного повітря, може лише підвищувати концентрацію кисню в дихальній камері. Зменшення концентрації здійснюється за рахунок метаболізму пацієнта. У зв'язку з цим, величина концентрації кисню буде постійно коливатись в околі заданого значення, а тому немає необхідності у компенсації статичної помилки, і як наслідок, немає потреби в інтегральній складовій. У той же час, через різну швидкість метаболізму у різних пацієнтів, необхідно враховувати швидкість зміни концентрації кисню в дихальній суміші, тобто, використанні диференціальної складової.

Швидкість зменшення концентрації кисню в дихальному контурі можна опосередковано визначити через хвилинний об'єм дихання. Тому диференціальна складова обчислюється як функція від хвилинного об'єму дихання (рис. 4.19).

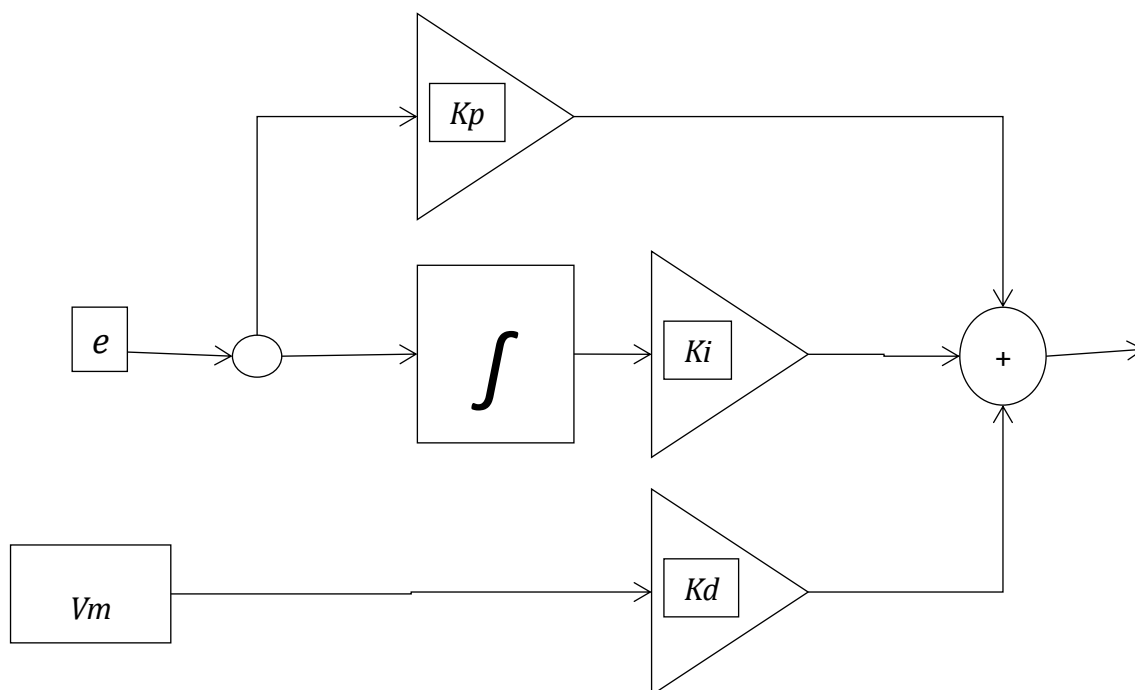


Рисунок 4.19 – Функціональна схема реалізованого ПІД-регулятора.

Обчислення параметрів дихання. Швидкість потоку вдихуваного та видихуваного повітря вимірюється датчиком об'ємних витрат повітря, який

заснований на вимірюванні перепаду тиску при проходженні повітря через діафрагму. Сигнал з електронного дифманометра підсилюється та фільтрується апаратними засобами, після чого подається на АЦП мікроконтролера, який виконує обчислення об'єму вдиху/видиху та вимірювання частоти дихання. Спосіб перетворення значення диференціального тиску у швидкість потоку залежить від конструкції та параметрів вимірювального елементу: трубки або діафрагми. Швидкість потоку визначається за формулою:

$$Q = C_e \sqrt{2\rho \Delta P C_e},$$

де ΔP – виміряний диференціальний тиск;

ρ - густина газу;

C_e – коефіцієнт, що визначається експериментально. Для розрахунку об'єму виконується чисельне інтегрування швидкості потоку за час одного вдиху або видиху:

$$V = \int_{t_1}^{t_2} Q dt$$

де t_1 та t_2 час початку та завершення видиху. Вони визначаються як моменти переходу кривої респірації через смугу, що визначає відсутність дихання.

Дана система забезпечує вимірювання об'ємів вдиху/видиху від 250 мл до 6 л та частоти дихання від 5 до 30 хв⁻¹, ці межі призначені для відкидання хибних та зашумлених вимірів та, за необхідності, можуть налаштовуватись програмно користувачем.

Моніторинг стану пацієнта. Для забезпечення безпеки здоров'я та життя пацієнта під час проведення сеансу ІНГТ відбувається постійний контроль наступних параметрів:

- концентрація O₂;
- концентрація CO₂;
- ЧД;
- ДО;

- ЧСС;
- SpO_2 ;
- аналіз серцевого ритму.

При виході описаних параметрів за задані межі буде увімкнена сигналізація або завершено сеанс з увімкненням примусової вентиляції дихальної камери. Нижче подано критичні значення параметрів (табл. 4.1).

Таблиця 4.1

Критичні значення параметрів безпеки

| Параметр | Попередження | Завершення сеансу |
|-------------------------|---|---|
| Концентрація O_2 , % | Менше 8 % | |
| Концентрація CO_2 , % | 0,8% | 1 % |
| ЧСС, уд/хв. | менше 50 уд/хв. або більше 110 уд/хв | менше 40 уд/хв. або більше 140 уд/хв |
| SpO_2 , % | менше 80 % | менше 75 % |

За необхідності користувач може змінювати вказані межі у налаштуваннях.

Синхронізація даних. Вся взаємодія з програмним забезпеченням мікроконтролера здійснюється через протокол Modbus [88]. Телеметрія передається через Input-регістри, зміна налаштувань реалізована через Holding-регістри. Також через Holding-регістри передаються команди керування та параметри, що зберігаються лише у оперативній пам'яті. Всі налаштування зберігаються у енергонезалежній EEPROM-пам'яті. Слід зазначити, що у програмі дані представлені числами з плаваючою комою, Modbus-регістри – 16-бітові без знакові числа, EEPROM – 8-бітні регістри. Модуль синхронізації даних забезпечує конвертацію типів даних, їх актуалізацію, передачу між різними типами сховищ та збереження в енергонезалежній пам'яті. Так, при запуску системи дані з EEPROM завантажуються у внутрішнє сховище та Modbus-регістри. Телеметрія з внутрішнього сховища постійно копіюється в Input-регістри. Дані Holding-регістрів навпаки – постійно копіюються у внутрішнє

сховище. Якщо Master-пристрій змінив вміст будь якого Holding-регістру дані з нього копіюються у відповідний елемент масиву внутрішнього сховища. В залежності від того, які саме дані було змінено, може бути виконана відповідна команда керування апаратом або дані будуть записані у EEPROM. Окрім цього, модуль синхронізації даних забезпечує верифікацію інформації у EEPROM за допомогою перевірки контрольної суми CRC32.

Таймери, переривання та події. Мікроконтролер, на якому реалізована описувана система має один одноядерний центральний процесор. Також в ньому відсутні апаратні і програмні засоби забезпечення декількох потоків (ниток) виконання програми. Але система вимагає виконання деяких елементів програми у реальному часі, а також розв’язання задач різної складності (з точки зору використання обчислювальних ресурсів) та з різними пріоритетами. Вирішення поставлених завдань забезпечує система апаратних таймерів та переривань функціонального призначення та режими роботи, яких можуть бути задані програмно.

Розглянемо приклад роботи системи на часовій діаграмі (рис. 4.24). Таймер1 має найвищий пріоритет та блокуючий обробник переривання, він призначений для вимірювання рівних інтервалів часу, сам обробник займає малу кількість машинного часу та виконує найпростіші операції.

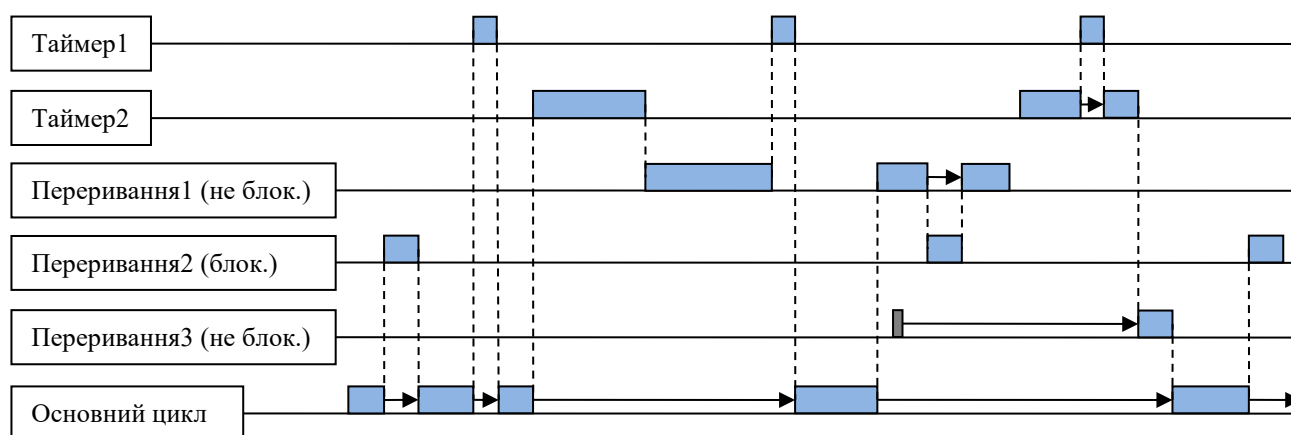


Рисунок 4.24 – Часова діаграма.

Блокуючий обробник переривання означає, що у разі його спрацювання під

час обробки іншого обробника переривання останній буде призупинено, доки перший блокуючий обробник не завершить свою роботу. У разі спрацювання неблокуючого переривання, обробники виконуються по черзі, відповідно до пріоритетів. Кожному перериванню користувачем може бути призначено один з чотирьох пріоритетів: вимкнено, низький, середній та високий. Для вирішення колізій однакових користувацьких пріоритетів існує загальна таблиця всіх векторів переривань, в якій вказано пріоритет кожного окремого переривання відносно всіх інших [89].

Таким чином, обробник Таймера1 завжди виконується повністю і в заданий момент часу. Таймер2 запускає переривання також через задані інтервали часу, але оскільки він є неблокуючим його роботу може перервати обробник Таймера1. По завершенню обробника Таймера1 роботу обробника Таймера2 буде продовжено.

Окрім таймерів переривання може викликати й інша вбудована периферія (АЦП, інтерфейси, зовнішні сигнали), вони спрацьовують в довільні моменти часу, але мають ту ж саму систему пріоритетів, що й таймери. На графіку зображено роботу низькопріоритетного Переривання3, воно спрацьовує під час роботи більш пріоритетного Переривання1, але не виконується, очікує завершення Переривання1, Переривання2 та Таймера2 і лише після цього виконується.

Основний цикл працює в ті моменти, коли процесор не зайнятий обробниками переривань. У ньому виконуються значні ресурсоємні операції, що не потребують обробки в реальному часі. Якщо деяка операція має запускатися по перериванню, але не потребує виконання в реальному часі, то в обробнику переривання встановлюється лише «прапорець», по якому в основному циклі буде виконана сама операція, без прив'язки до часу [90].

Якщо після виконання обробника з найменшим пріоритетом залишаються необроблені переривання, то їх буде виконано на «наступному колі». (англ. Round robin) (рис. 4.25).

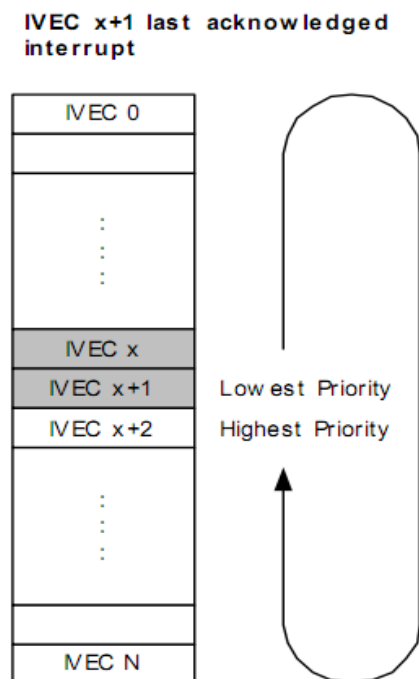


Рисунок 4.25 – Порядок обробки переривань.

Окрім цього, для забезпечення автоматичного виконання часто уживаних команд керування периферією, мікроконтролер має апаратну систему так званих «подій» (англ. events) та систему прямого доступу до пам'яті (англ. Direct Memory Access Controller-DMAC) [91]. Після програмного налаштування ці системи забезпечують виконання простих операцій периферійними пристроями (такі як зміна режиму роботи, передача або збереження даних) без використання центрального процесора.

Враховуючи описані особливості роботи, в розробленому програмному забезпеченні широко застосовуються кінцеві автомати станів. Це забезпечує збереження стану виконуваних процедур при перемиканні між ними в ході роботи програми [92]. Як приклад, розглянемо автомат що визначає швидкість та об'єм дихання (рис. 4.26).

На станах «Продовжується видих» та «Продовжується вдих» збільшується лічильник періоду дихання та інтегральна сума:

$$V = \int_{t_1}^{t_2} Q dt$$

підсистема візуалізації результатів). Запропонована архітектура ПЗ на основі модульного підходу, що забезпечує гнучку зміну та налаштування підсистем під бажання користувача.

2. Для підвищення точності та надійності блоку управління АПАК для проведення ІНГТ було створено програмне забезпечення, для реалізації якого було:

- з'ясовано особливості існуючих алгоритмів частотної фільтрації, проведено порівняння різних типів програмних фільтрів, проаналізовано можливість їх використання у системі ІНГТ та обрано для підсистеми пульсоксиметрії програмний фільтр Баттерворта 2-го порядку, оскільки він не потребує значних обчислювальних ресурсів та використовує значення сигналів лише до двох останніх ітерацій;
- реалізовано спосіб підтримки заданої концентрації дихальної суміші та керування компресором за допомогою модифікованого ПД-регулятора, у якому диференціальна складова визначається як функція від хвилинного об'єму дихання.

РОЗДІЛ 5. ПРАКТИЧНЕ ВИКОРИСТАННЯ АВТОМАТИЗОВАНОГО ПРОГРАМНО-АПАРАТНОГО КОМПЛЕКСУ

5.1. Проведення випробувань АПАК

У якості демонстрації роботи АПАК описано проведення сеансів гіпокситерапії у людей літнього віку хворих на ХОЗЛ.

АПАК пройшов випробування в ДУ «Інститут геронтології імені Д.Ф. Чеботарьова НАМН України», де було обстежено 33 хворих похилого віку з ХОЗЛ, I-II ступеню, поза загостренням в рамках НДР «Розробка методів підвищення ефективності функціонування кардіореспіраторної системи у хворих похилого віку з хронічним обструктивним захворюванням легень за допомогою дихальних та гіпоксичних тренувань» (№ держреєстрації 0116U006025, 2016-2018 рр.) [93]. Кожен з учасників досліджень дав письмову інформовану згоду на участь в дослідженнях.

5.1.1. Проведення сеансів гіпокситерапії та оцінка результатів

Перед проведенням курсу ІНГТ хворого ретельно обстежують лікарі з метою оцінки показань та виявлення прихованої патології та протипоказань.

Перед початком курсу ІНГТ пацієнт додається в БД системи, або обирається, якщо його запис вже існує (рис. 5.1). Курс лікування ІНГТ починається з визначення індивідуального гіпоксичного порогу та тренуючого рівня гіпоксії, тобто з курсу діагностики. Для цього необхідно при налаштуванні сеансу обрати режим діагностики (рис. 5.2). Для визначення індивідуального гіпоксичного порогу цього проводиться гіпоксична проба з поступовим зниженням вмісту O_2 у ГГС, дозволяє визначити стійкість організму до гіпоксії - рівень концентрації O_2 у вдихаємій ГГС, який здатний переносити людина і при якому не виникають негативні явища в організмі. Гіпоксична проба

припиняється при досягненні порогових значень показників вентиляції, гемодинаміки, SpO_2 , змісту O_2 у ГГС, що вдихається.

▲ Гіпотрон

Файл Редагування Пошук Статистика База даних Довідка

Всі 1 2 3 4 5 6

| Група | Номер... | ПІБ | Вік | Діагноз | Вага | Зріст | Адрес | Телефон | E-mail | П... |
|-------|----------|---------------------------|-----|---------|------|-------|-------|---------|--------|------|
| 3 | 3 | Фрішко Людмила Андріїв... | 69 | ГБ | 87 | 162 | - | - | | ж. |
| 3 | 4 | Городищева Марина Вла... | 48 | Здоров | 49 | 165 | - | - | | ж. |
| 3 | 10 | Лисенко Ольга Борисовна | 82 | ГБ | 55 | 145 | - | - | | ж. |
| 3 | 19 | Павловская Валентина Г... | 76 | ГБ | 98 | 154 | - | - | | ж. |
| 4 | 20 | Масляницина Зинаида И... | 69 | ГБ | 92 | 165 | - | - | | ж. |
| 5 | 1 | Осьмак Дмитро Дмитро... | 40 | здоров | 85 | 180 | - | - | | м. |
| 5 | 18 | Кузьменко Тамара Іван... | 72 | ГБ | 72 | 160 | - | - | | ж. |
| 5 | 1234 | Петров Петро Петрович | 4 | Здоров | 56 | 154 | - | - | | м. |

| Процедура | Дата | Тривалість | Ср. ЧСС | Ср. SpO_2 | Ср. ЧД | Ср. ОД | Ср. O_2 | Вст. O_2 | Ср. CO_2 |
|-----------|------------|-----------------|---------|-------------|--------|--------|-----------|------------|------------|
| Лікування | 2015-05-20 | 1 мин. 20 сек. | 74 | 94,5 | 12,79 | 701,89 | 15,07 | 12 | 0,293 |
| Лікування | 2015-05-20 | 11 мин. 50 сек. | 79,39 | 94,86 | 16,36 | 760,2 | 12,15 | 12 | 0,46 |
| Лікування | 2015-05-27 | 2 мин. 0 сек. | 71 | 96,58 | 13,92 | 276,45 | 20,25 | 12 | 0,145 |
| Лікування | 2015-05-27 | 25 мин. 40 сек. | 77,24 | 92,26 | 14,63 | 879,57 | 15,65 | 12 | 0,36 |
| Лікування | 2015-06-17 | 1 мин. 10 сек. | 82 | 94 | 14,08 | 413,88 | 19,85 | 12 | 0,073 |
| Лікування | 2015-06-17 | 24 мин. 0 сек. | 67 | 92,83 | 15,67 | 673,58 | 19,03 | 12 | 0,107 |

Рисунок 5.1. – Вікно для вибору пацієнта

🖨 Налаштування сеансу

Полягушко Л.Г.

| | Концентрація | Тривалість |
|---|--------------|------------|
| ▶ | 10 | 5 |
| | 21 | 5 |
| | 10 | 5 |
| | 21 | 5 |
| | 10 | 5 |

☒ Діагностика (поступове зниження O_2)

Концентрація кисню Тривалість, хв

10 5

Додати Очистити

Завантажити шаблон

Почати сеанс

Тривалість сеансу: 25хв.

Рисунок 5.2 – Вибір шаблону процедури

Після закінчення проведення діагностики проводиться автоматизований моніторинг стану пацієнта по параметрам гемодинаміки та диханню і в кінці сеансу лікар отримує оцінки проведеного сеансу, а саме, реакцію дихальної та серцево-судинної системи на гіпоксію і стійкість організму до гіпоксії. На основі

чого система видає рекомендований тренуючий рівень гіпоксії, з яким лікар може погодитися, або може ввести свої корективи (рис. 5.3).

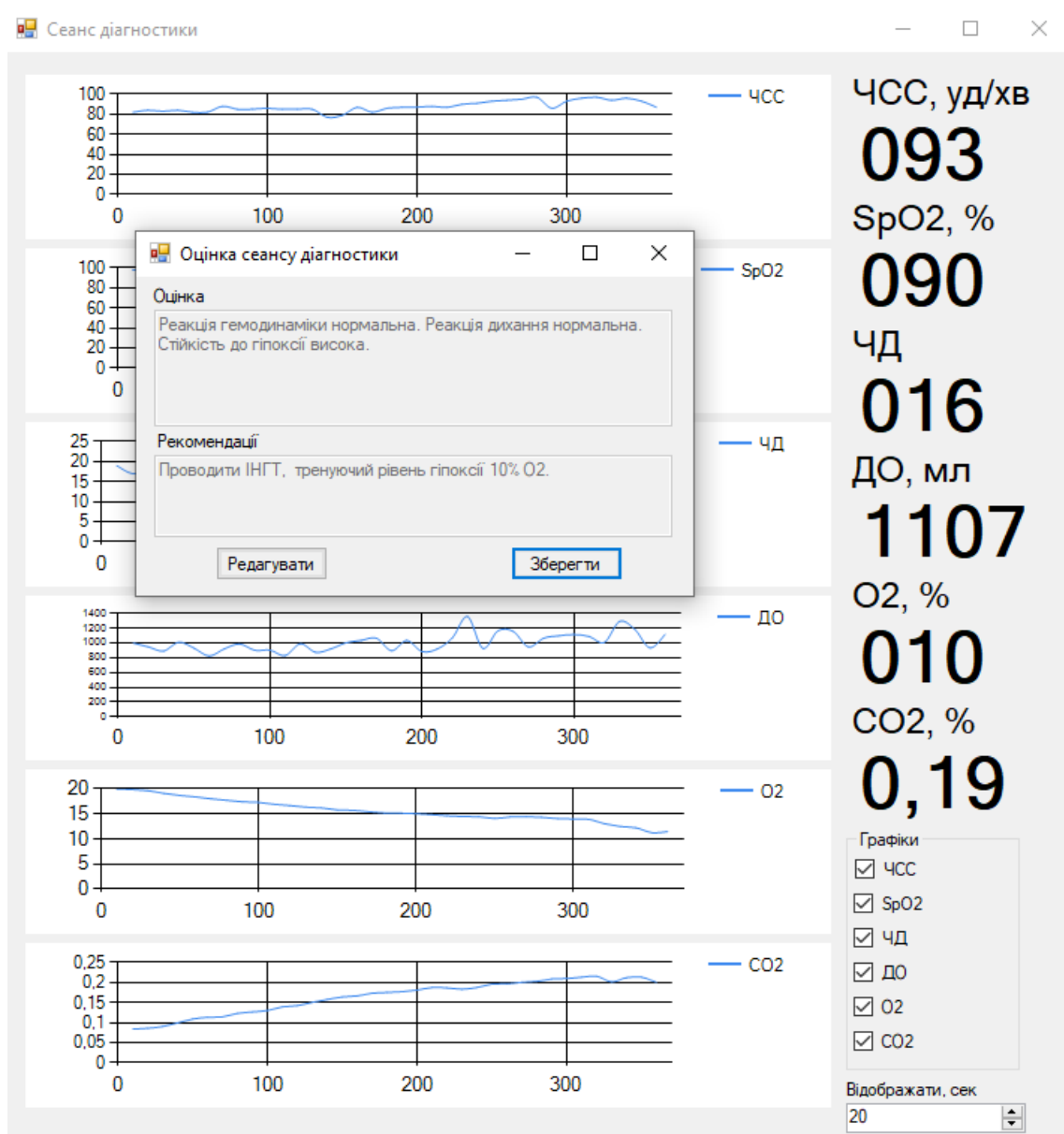


Рисунок 5.3 – Закінчення сеансу діагностики.

У випадку передчасної зупинки сеансу, система аналізує причину та видає рекомендації лікарю. Основі критерії нештатної зупинки сеансів діагностики та лікування та рекомендовані дії відображено в таблиці 5.1.

Таблиця 5.1.

**Критерії для припинення проведення процедури під час діагностики
або лікування**

| Критерій припинення | Дії | Рекомендації (висновок) |
|---|---|---|
| 1 | 2 | 3 |
| Відмова хворого | Встановити причину відмови | |
| Стискають болі в серці | Виміряти артеріальний тиск, ЧСС, при можливості зняти ЕКГ, нітрогліцерин під язик | холтер ЕКГ, ВЕМ, консультація кардіолога |
| Помутніння свідомості | Виміряти артеріальний тиск, ЧСС, при можливості зняти ЕКГ, нашатир | Консультація кардіолога |
| Поява депресії інтервалу ST більше 1 мм на ЕКГ | Виміряти артеріальний тиск, ЧСС, при можливості зняти ЕКГ, нітрогліцерин під язик | холтер ЕКГ, ВЕМ, консультація кардіолога |
| Поява пароксизмальних порушень серцевого ритму на ЕКГ | Виміряти артеріальний тиск, ЧСС, при можливості зняти ЕКГ | холтер ЕКГ, Ехо-КГ, ЧСЕСС, консультація кардіолога |
| Підвищення артеріального тиску вище 200 мм рт. ст. або більше 30% від вихідного | Виміряти артеріальний тиск, ЧСС, при можливості зняти ЕКГ, анаприлін 20 мг всередину | холтер ЕКГ + АТ, консультація кардіолога |
| Падіння артеріального тиску нижче 100 мм рт. ст. або 20% від вихідного | Виміряти АТ, ЧСС, при можливості зняти ЕКГ, настоянка елеутерококу 30 крапель всередину | цукор крові, холтер ЕКГ + АТ, консультація кардіолога |
| Підвищення ЧСС більше 120 уд. в хвилину або більше 50% від вихідного | Виміряти АТ, ЧСС, при можливості зняти ЕКГ, анпрілін 20 мг всередину | холтер ЕКГ + АТ, консультація кардіолога |

| 1 | 2 | 3 |
|---|--|--|
| Зниження ЧСС нижче 50 уд. в хвилину або нижче 20% від вихідного | Виміряти АТ, ЧСС, при можливості зняти ЕКГ | холтер ЕКГ + АТ, консультація кардіолога |
| Зниження сатурації крові нижче 75% | Виміряти АТ, ЧСС, сатурацію | Спірометрія, консультація терапевта або пульмонолога |
| Підвищення ЧД більше 50% від вихідного | Виміряти АТ, ЧСС, сатурацію | Спірометрія, консультація терапевта або пульмонолога |
| Підвищення ДО понад 100% від вихідного | Виміряти АТ, ЧСС, сатурацію | Спірометрія, консультація терапевта або пульмонолога |
| Підвищення ХОД більше 200% від вихідного | Виміряти АТ, ЧСС, сатурацію | Спірометрія, консультація терапевта або пульмонолога |
| Пригнічення дихання (ЧД, ДО, ХОД нижче 20% від вихідного) | Виміряти АТ, ЧСС, сатурацію, по можливості зняти ЕКГ | Спірометрія, консультація терапевта, невролога |

Примітка, ЕКГ – електрокардіографія; ЕхоКГ – ехокардіографія; ЧСЕСС – через стравохідна електрична стимуляція серця; АТ – артеріальний тиск; ВЕМ – велоергометрія.

Після визначення тренуючого рівня гіпоксії, починають проведення ІНГТ. Курс ІНГТ зазвичай складається з 10-15 щоденних сеансів, кожен сеанс включає в себе цикли, що чергуються 5 хвилинного дихання ГГС та 5 хвилинного дихання атмосферним повітрям (всього 3 циклу дихання ГГС). Результати проведених сеансів можна переглянути в графічному (рис. 5.6) чи табличному вигляді (рис. 5.7) за одну чи за декілька процедур.

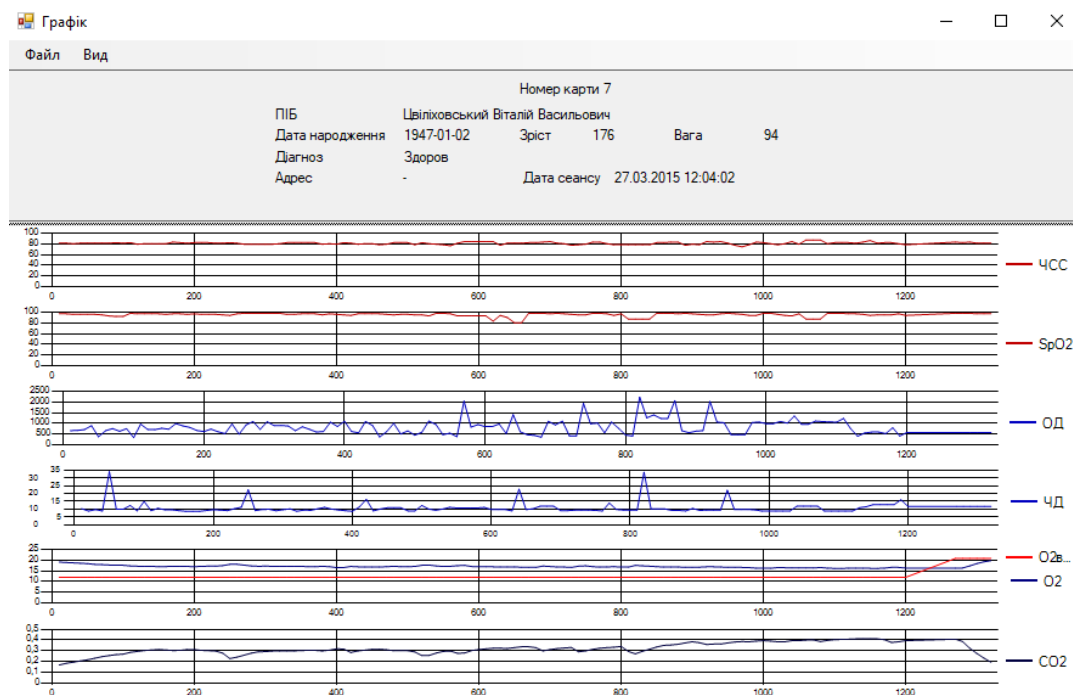


Рисунок 5.6 – Курс лікування в графічному вигляді

Сеанси похвилинно

Номер карти 7

ПІБ Цвіліковський Віталій Васильович

Дата народження 1947-01-02 Зріст 176 Вага 94

Діагноз Здоров

Адрес -

| Назва сеансу | Дата | Час -> Параметри | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 |
|--------------|------------|------------------|--------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|--------|---------|
| Лікування | 2015-03-27 | ЧСС | 81,8 | 82,4 | 81,6 | 82,6 | 81 | 82 | 81,4 | 80,2 | 81,8 |
| | | SpO2 | 97,4 | 95 | 97,8 | 97,2 | 98 | 98 | 97 | 97,8 | 96 |
| | | ЧД | 14,37 | 11,02 | 9,08 | 9,47 | 12,02 | 9,52 | 9,7 | 10,29 | 10,12 |
| | | ОД | 653,94 | 681,72 | 812,05 | 622,69 | 859,25 | 796,86 | 845,71 | 789,16 | 742,2 |
| | | O2 | 18,86 | 17,75 | 17,17 | 17,21 | 17,75 | 17,21 | 16,91 | 16,94 | 17,36 |
| | | CO2 | 0,2 | 0,27 | 0,31 | 0,31 | 0,26 | 0,3 | 0,31 | 0,31 | 0,28 |
| Лікування | 2015-04-21 | ЧСС | 80,4 | 77 | 81,2 | 79,6 | 78,4 | 78,8 | 79 | 84,4 | 82 |
| | | SpO2 | 97 | 98 | 96,4 | 98 | 97,8 | 97,8 | 94,6 | 98,8 | 96 |
| | | ЧД | 11,02 | 9,77 | 9,35 | 9,23 | 9,91 | 10,7 | 11,27 | 19 | 11,56 |
| | | ОД | 542,16 | 1208,05 | 1069,56 | 1323,06 | 1299,72 | 1086,82 | 1203,94 | 805,24 | 2168,24 |
| | | O2 | 19,34 | 17,92 | 16,77 | 15,95 | 15,45 | 15,44 | 14,8 | 14,7 | 14,8 |
| | | CO2 | 0,28 | 0,43 | 0,56 | 0,62 | 0,61 | 0,58 | 0,59 | 0,57 | 0,51 |

Рисунок 5.7 – Курс лікування в табличному вигляді

Після проведення курсу лікування проводиться дослідження стану кардіореспіраторної системи, визначаються, які показники були покращені та видаються рекомендації щодо подальшого проведення гіпоксичних тренувань.

5.1.2. Робота експерта з базою правил

Розроблена підсистема автоматизованого аналізу сеансів та стану пацієнта дозволяє експерту-лікарю додавати, видаляти та змінювати правила в базі правил і додавати нові параметри для проведення аналізу.

Редагувати правила у базі правил користувач може у вікні «Поповнення бази правил» (рис. 5.6), де відображено повний список правил, що міститься у базі правил. Список правил можна відфільтрувати за сферам застосувань, що покращує пошук в базі знань правил. При виборі користувачем одного з правил, програма виконує його розшифровку і відображає зміст правил в двох таблицях. У таблиці «умова правила» відображається розшифровка умов правил з усіма їх елементами, що містяться в базі правил. У іншій таблиці «наслідок правила» відображається наслідок обраного правила.

Сфера застосування: Діагностика Робота з параметрами

Правила

(SpO2>85) ^ (SpO2=85) ^ (O2<10) ^ (O2=10) → (RH=висока)
 (SpO2>80) ^ (SpO2=80) ^ (SpO2<85) ^ (O2<10) ^ (O2=10) → (RH=нормальна)
 (SpO2>75) ^ (SpO2<80) ^ (O2<10) ^ (O2=10) → (RH=помірно знижена)
 (SpO2>75) ^ (SpO2<80) ^ (O2<12) ^ (O2=12) ^ (O2>10) → (RH=знижена)
 (SpO2>75) ^ (SpO2<80) ^ (O2<15) ^ (O2>12) → (RH=різко знижена)

Додати нове правило Видалити обране правило

Умова правила

| | Параметр | Знак умови | Значення | % |
|---|----------|------------|----------|--------------------------|
| ▶ | O2 | < | 10 | <input type="checkbox"/> |
| | SpO2 | = | 85 | <input type="checkbox"/> |
| | O2 | = | 10 | <input type="checkbox"/> |
| | SpO2 | > | 85 | <input type="checkbox"/> |

Наслідок правила

| | Параметр | Знак умови | Значення | % |
|---|----------|------------|----------|--------------------------|
| ▶ | RH | = | висока | <input type="checkbox"/> |
| * | | | | <input type="checkbox"/> |

Додати елемент до правила Видалити елемент в правилі

Рисунок 5.6 – Поповнення бази правил

Користувач може додати нове правило чи видалити обране правило, також змінити правило, шляхом додання чи видалення елементів з обраного правила.

Вікно для редагування параметрів правил можна викликати натиснувши на кнопку «Робота з параметрами» (рис. 5.7).

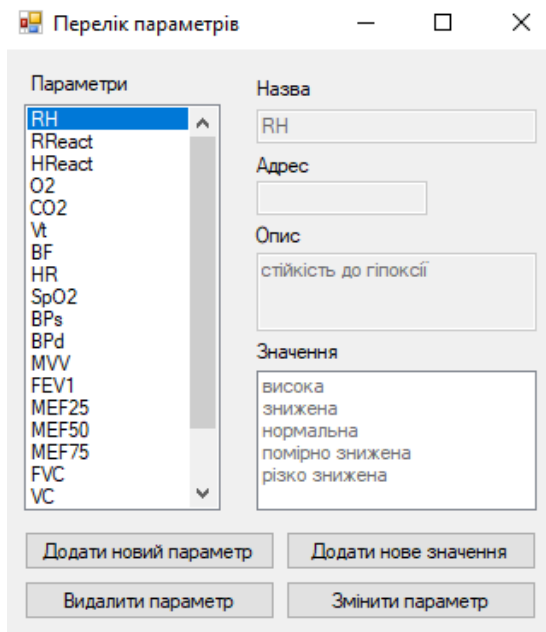


Рисунок 5.7 – Редагування параметрів

У даному вікні відображається перелік всіх параметрів. Користувач може додавати нові параметри чи змінювати і видаляти існуючі параметри, для цього користувачу необхідно обрати відповідну кнопку на формі. Користувач також може задавати та змінювати діапазон значень параметрів, які можливо задавати при побудові правила. Після внесення змін потрібно їх підтвердити, тоді всі зміни зберуться в базі правил.

5.1.3. Робота дослідника по моделюванню стану пацієнта

При моделюванні впливу ГТ на організм пацієнта використовуються показники кардіореспіраторної системи [94], що визначаються до та після курсу лікування, або належні значення параметрів, що розраховуються за допомогою математичних формул. Ці параметри (рис. 5.8) дозволяють оцінити компенсаторну реакцію організму людини на гіпоксичний вплив, зокрема, системи зовнішнього дихання, серця, системи кровообігу тощо, та ефективність проведення курсу лікування за показниками, що характеризують бронхіальну прохідність, резервні можливості легень, скоротувальну здатності міокарду,

судинний кровообіг, кисневого забезпечення організму тощо.

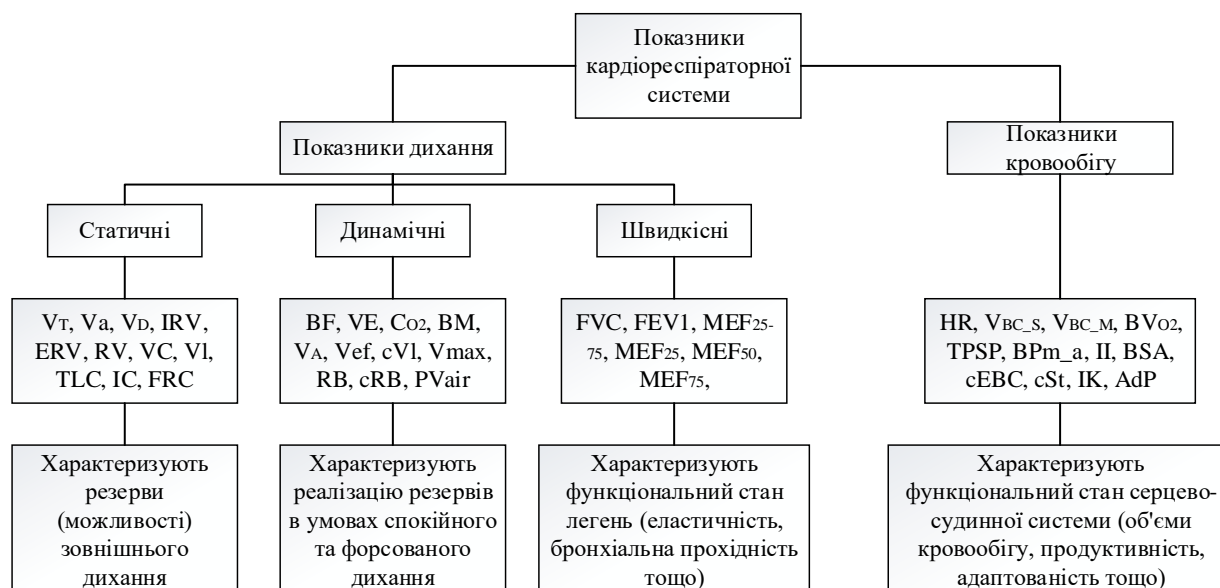


Рисунок 5.8 – Параметри кардіореспіраторної системи

Ці параметри залежать від статі, віку, ваги, зросту, тому їх зручно використовувати в клінічній практиці лікаря так як для їх розрахунку немає потреби в додатковому обладнанні чи в проведенні інвазійних методів обстеження від яких пацієнти часто відмовляються.

Підсистема дослідження стану пацієнта може відповісти на такі питання як: яка ефективність проведеного курсу лікування для одного пацієнта чи обраної групи пацієнтів та чи буде ефективний курс лікування для нового пацієнта з його вхідними даними.

Наприклад, при оцінці курсу лікування групи пацієнтів літнього віку з ХОЗЛ система показала покращення показників дихальної та серцево-судинної системи, що було підтверджено експериментальними дослідженням та оглядом літератури [1, 2, 5, 6, 7, 8, 9, 98, 99].

При аналізі даних дихальної системи (рис. 5.9) [95, 96] відмічається покращення бронхіальної прохідності, про що свідчить збільшення об'єму форсованого видиху за 1 сек. (FEV₁) та швидкості видиху на рівні середніх бронхів (MEF₅₀). Слід зазначити, що збільшення індексу FEV₁/FVC не відбулося, оскільки збільшилося FVC, що може свідчити про розвиток механізмів

компенсації і покращення вентиляції погано вентильованих ділянок легень. Також відбулось покращення вентиляційної функції легень, оскільки FVC збільшився, а VE практично не змінився, то це може свідчити про те, що відбулася оптимізація енергозатрат дихання та змінилися шаблони дихання. Відбулося покращення резервних можливостей легень, про що свідчить збільшення максимальної вентиляції легень (MVV).

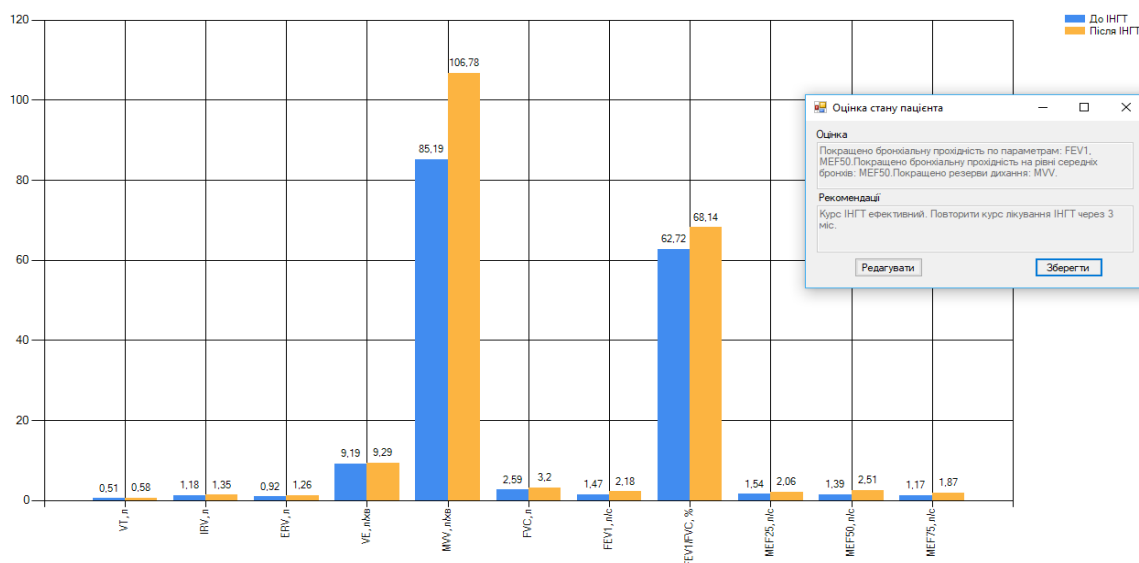


Рисунок 5.9 – Результати досліджень дихальної системи при ХОЗЛ.

При аналізі серцево-судинної системи (рис. 5.10) [97] було виявлено покращення периферичного судинного кровообігу, про що свідчить достовірне зниження загального периферичного опору судин (TPSP) та систолічного артеріального тиску (ВРа); покращення скорочувальної здатності міокарду, про це свідчить збільшення хвилинного об'єму кровообігу (V_{BCm}) та ударного об'єму (V_{BCs}); зменшення вазоконстрикції судин, що проявилось зменшенням систолічного артеріального тиску (ВРа). Також відмічається покращення кисневого забезпечення організму, про що свідчить збільшення сатурації крові (SpO_2).

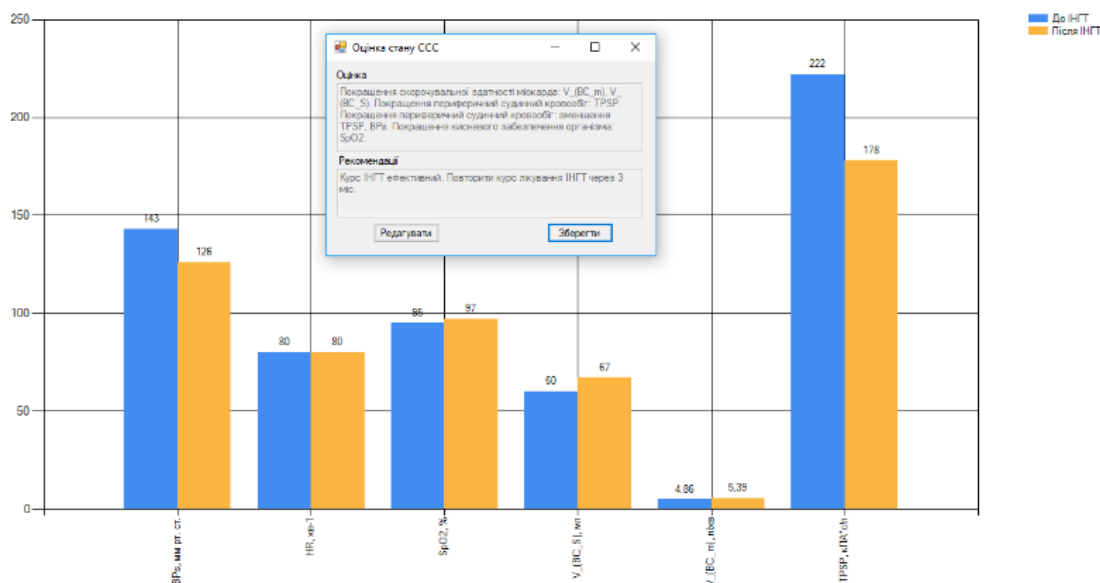


Рисунок 5.10 – Результати досліджень серцево-судинної системи при ХОЗЛ.

Покращення цих показників свідчить про ефективність ІНГТ, тому рекомендовано повторити курс через 3 місяці. З цими висновками погодився лікар та прийняв до роботи надалі.

При проведенні ІНГТ за допомогою розробленого АПАК спеціалісти відзначають що основними перевагами при роботі з комплексом є оцінювання реакції на гіпоксичний вплив організму пацієнта і контролювання параметри сатурації, вентиляції, серцево-судинної системи безпосередньо під час гіпоксичної терапії. Це дозволяє домогтися високої терапевтичної ефективності та безпеки при проведенні гіпоксичних тренувань. Необхідно відзначити, що програмне забезпечення АПАК для фахівця з проведення гіпоксичних тренувань є багатофункціональним та зручним для використання.

5.2. Порівняння ГПОТРОН та АПАК

Порівняння існуючих гіпоксикаторів приведено в таблицях 1.1. та 1.2 в параграфі 1.3, першого розділу.

Більш детально розглянемо порівняння апарат гіпоксичної стимуляції «ГПОТРОН» [16, 8, 98] та АПАК [27, 53-55, 99] можна виділити такі вдосконалення:

1. Визначення та аналіз додаткових параметрів дихальної та серцево-судинної системи розширило діагностичні можливості лікаря та підвищило точність постановки діагнозів.

2. Створення автоматизованої системи оцінки сеансів підвищило безпечність та ефективність проведення процедур.

3. Використано модульний підхід створення програмного забезпечення, що дає можливість легко та зручно модифікувати систему та використовувати окремі частини як самостійні сервіси для роботи з даними інших гіпоксикаторів.

4. Блок управління переведено на нову елементну базу, що зменшило розмір корпусу під блок управління та значно скоротило витраті на виробництво.

5. Підвищено точність та надійність отримуваних даних вимірювальних пристроїв за рахунок аналізу та обрання кращих програмних фільтрів обробки сигналів (наприклад, для підсистеми пульсоксиметрії програмний фільтр Баттерворта 2-го порядку, оскільки він не потребує значних обчислювальних ресурсів та використовує значення сигналів лише до двох останніх ітерацій) та модифікації ПД-регулятора, у якому диференціальна складова визначається як функція від хвилинного об'єму дихання.

6. Проектування корпусу блоку управління з урахуванням сформованих правил оптимального розміщення елементів дозволило скоротити витрати на виробництво за рахунок зменшення кількості необхідного матеріалу.

7. Проектування корпусу дихальної камери дозволило: підвищити точність складу ГГС за рахунок зменшення кількості мертвого простору в дихальному контурі; зменшити собівартість процедури за рахунок прорахунку індивідуально необхідної кількості поглинача CO_2 ; скоротити витрати на виробництво за рахунок зменшення кількості необхідного матеріалу.

8. Додання модуля пульсоксиметрії розширило функціональні можливості АПАК під час моніторингу стану пацієнтів, за рахунок цього

отримуються важливі параметри (ЧСС , SpO_2) для проведення діагностики компенсаторних можливостей організму пацієнта.

Висновки до розділу 5

1. Проведені дослідження АПАК в ДУ «Інститут геронтології імені Д.Ф. Чеботарьова НАМН України» показали ефективність, безпечність та зручність використання комплексу при визначенні реакції на гіпоксію та проведенні ГТ.

2. Порівняння АПАК з прототипом «Гіпотрон» показав свою надійність, безпечність та легкість в роботі. Відзначено, що проектування конструкції дають можливість значно зменшити вартість виробництва та експлуатації АПАК. А розширення функціоналу лікаря за рахунок моделювання та аналізу реакції організму на гіпоксичний збудник збільшують ефективність та безпечність процедур гіпокситерапії.

3. По результатам проведених досліджень отримано методичні рекомендації МОЗ (42.17/86.17), що пропонуються для впровадження в лікувально-терапевтичних установах Міністерства охорони здоров'я України (обласних, міських, районних) пульмонологічного і терапевтичного профілю.

ВИСНОВКИ

У дисертаційній роботі розв'язано актуальне наукове завдання розроблення моделей, методів та інструментальних засобів, спрямованих на підвищення ефективності досліджень у сфері гіпоксії та гіпокситерапії – немедикаментозного методу профілактики та лікування людини, включаючи підвищення резистентності організму людини.

У дисертації отримані наступні теоретичні та практичні результати, що є певним внеском цієї роботи у розвиток сфери розробки програмно-апаратного забезпечення медичного призначення та науки про гіпоксію і проведення ГТ:

1. Проведено комплексне дослідження задачі програмно-апаратного забезпечення використання гіпоксикаторів та стану існуючого інструментарію для проведення ГТ, що дозволило вперше запропонувати при їх проектуванні сервіс-орієнтований підхід, який враховує індивідуальні особливості цільової аудиторії пацієнтів гіпоксикаторів та оптимізує структуру і сервіси комплексів під завдання і методику ГТ. Запропонована архітектура та технологія розробки гіпоксикаторів забезпечують можливість використання окремих сервісів (наприклад, сервісу дослідження кардіореспіраторної системи та сервісу автоматизованої оцінки сеансів) як незалежних компонентів в інших медичних пристроях – гіпоксикаторах, в тому числі, генеративного типу («CellOne Air», «Hypoxico», «GO2Altitude Hypoxicicator system» тощо) – та легку модифікацію гіпоксикатора, наприклад, доданням нових сервісів у вигляді математичних моделей функціональних систем організму.

2. Вперше запропоновані і реалізовані базові апаратні і програмні сервіси, які при їх оркеструванні дозволяють проводити всебічний аналіз стану дихальної системи та системи кровообігу, а також моделювати та досліджувати вплив гіпоксії на ці системи.

3. Проведено подальший розвиток експертних систем медичного призначення та створено спеціалізований експертний сервіс для прийняття експертних рішень під час медичних процедур, зокрема, гіпокситерапії, що

дозволило зменшити кількість лікарських помилок при проведенні терапії та призначенні лікування.

4. Проведено клінічні дослідження гіпоксикатора в ДУ «Інститут геронтології імені Д.Ф. Чеботарьова НАМН України», що показали ефективність, безпечність та зручність використання гіпоксикатора при визначенні реакції на гіпоксію та проведенні ГТ. Результати досліджень обговорювались на медичних конференціях і медичних виставках та опубліковані в наукових статтях в фахових медичних журналах і отримано методичні рекомендації МОЗ (42.17/86.17), що пропонуються для впровадження в лікувально-терапевтичних установах Міністерства охорони здоров'я України (обласних, міських, районних) пульмонологічного і терапевтичного профілю.

5. Проведена підготовка гіпоксикатора до серійного випуску, для чого розроблено тривимірні моделі різних модифікації конструкції гіпоксикатора, виготовлено креслення корпусів і прораховано основні параметри конструкції. Нові конструкції підтверджені патентами. На підтримку проектувальнику створені рекомендації щодо використання апаратно-програмних сервісів гіпоксикаторів, виходячи з вимог до проектованої системи.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Барбашова З. И. Акклиматизация к гипоксии и ее физиологические механизмы. Москва ; Ленинград : Изд-во Акад. наук СССР. [Ленинградское отделение], 1960. 216 с.
2. Кислородная недостаточность : монография / Ин-т физиологии им. А. А. Богомольца НАН Украины ; Отв. ред. А. Ф. Макаrenchенко ; отв. секретар А. З. Колчинская. К. : Изд-во АН УССР, 1963. 610 с.
3. Сеченов И. М. Избранные произведения. Том 1. Физиология и психология. М. : АН СССР, 1952. 774 с.
4. ГИПОКСИЯ. *Большая Медицинская Энциклопедия* : веб-сайт. URL: <https://xn--90aw5c.xn--c1avg/index.php/%D0%93%D0%98%D0%9F%D0%9E%D0%9A%D0%A1%D0%98%D0%AF> (дата звернення: 12.10.2018).
5. Гіпоксія як метод підвищення адаптаційної здатності організму : монографія / Сліпченко В. Г., Коркушко О. В., Шатило В. Б., Полягушко Л. Г. та ін.; за заг. ред. О. В. Коркушка, В. Г. Сліпченка. К. : НТУУ «КПІ», 2015. 484 с.
6. Интервальная гипоксическая тренировка: эффективность, механизмы действия / под. ред. А. З. Колчинской. Киев, 1992. 200 с.
7. Стрелков Р. Б., Чижов А. Я. Нормобарическая гипокситерапия и гипоксирадитерапия : метод. рекомендации. М., 1998. 14 с.
8. Гіпоксія як метод підвищення адаптаційної здатності організму людини : монографія / Сліпченко В. Г., Коркушко О. В., Шатило В. Б., Полягушко Л. Г. та ін.; за заг. ред. Сліпченка В. Г., Коркушка О. В. К. : НТУУ «КПІ», 2011. 228 с.
9. Николаева А. Г. Использование адаптации к гипоксии в медицине и спорте : монография. Витебск : ВГМУ, 2015. 150 с.
10. Полягушко Л. Г. Гіпоксикатори та їх класифікація. *Гіпоксія як метод підвищення адаптаційної здатності організму* / за заг. ред. О. В. Коркушко, В. Г. Сліпченка. Київ : НТУУ «КПІ», 2015. С. 182-187.
11. Лопата В. А., Серебровская Т. В. Аппаратурное обеспечение

технологии гипокситерапии. *Таврический медико-биологический вестник*. 2012. Т. 15, №. 3 ч. 2. С. 158-161.

12. Лопата В. О., Березовський В. Я., Левашов М. І. Класифікація та огляд засобів гіпокситерапії. *Фізіол. ж.* 2003. Т. 49, № 2. С. 100-105.

13. Аппарат для дыхания проф. Р. Б. Стрелкова : пат. 2040279 РФ : МПК А61М16/00. № 5067629/14 ; заявл. 30.09.1992 ; опубл. 25.07.1995, Бюл. № 21.

14. Гипоксикатор "ВЕРШИНА". Гипоксикатор "ВЕРШИНКА"(детский). *Научно-производственная коммерческая фирма "МЕТОМ"* : веб-сайт. URL: <http://metom.narod.ru/hip.htm> (дата звернення: 12.10.2017).

15. Bassovitch O. Breathing apparatus for hypoxic pre-acclimatization and training. Patent Application Publication US 2006/0130639 A1, A62B 7/10, A62B 23/02. 22 June 2006.

16. Пристрій для дихання гіпоксичними сумішами "ГІПОТРОН" : пат. 45082 Україна : МПК А61М16/00. № 2001042950 ; заявл. 28.04.2001 ; опубл. 15.03.2002, Бюл. № 3.

17. А. с. 1526688 СССР, МКИ А61П 10/00. Устройство для клематотерапии / В. А. Березовський, В. Г. Дейнега, В. Я. Журавленко, В. Н. Рожанчук, Н. Н. Пух. № 4345956/28-14 ; заявл. 13.11.87 ; опубл. 07.12.89, Бюл. № 45.

18. Устройство для комплексной оксигено- и гипокситерапии (варианты) : пат. 2121854 РФ : МПК А61М16/00. № 94020882/14 ; заявл. 06.06.1994 ; опубл. 20.11.1998, Бюл. № 21.

19. Стрелков Р. Б. Нормобарическая гипокситерапия : метод. рекомендации Министерства здравоохранения Российской Федерации. М. : Изд-во ПАИМС, 2001. 16 с.

20. Способ регулирования и контроля концентрации кислорода и устройство для его осуществления : пат. 2158610 РФ : МПК А61М16/00. № 98122680/14 ; заявл. 15.12.1998 ; опубл. 10.11.2000.

21. Устройство для создания гипоксических и гипероксических смесей : пат. 2414250 РФ : МПК А61М16/00. № 2008152562/14 ; заявл. 31.12.2008 ; опубл. 20.03.2011, Бюл. №8.

22. Vorrichtung zur biologisch regelbaren Auswahl von individuellen Verläufen für eine Intervall-Hypoxie-Therapie (Hypoxietraining) : pat. DE202012012602 German. Filed 06.01.2012, publ. 08.06.2013.

23. Apparatus for hypoxic training and therapy : pat. 5850833 US : Int. Cl. a16g 10/00. Appl. No.: 445677, Filed: 22.05.1995, publ. 22.12.1998.

24. Method and device for administering hypoxic and hyperoxic gas : pat. WO2014087006A1 : Int. Cl. A61K 33/00, A61M 13/00, A61P 3/00. Appl. No.: PCT/EP2013/075866, Filed: 06.12.2013, publ. 12.06.2014.

25. Устройство для получения гипоксических газовых смесей пат. 2010580C1 РФ : МПК A61M16/12. заявл. 22.10.1990 ; опубли. 15.04.1994.

26. Новая аппаратура формирования дыхательных газовых смесей для функционально-нагрузочных проб / А. М. Сударев, И. А. Исаев, П. С. Кантор и др. *Биомедицинские технологии и радиоэлектроника : научно-прикладной журнал*. 2005. N11/12. С. 52-58.

27. Slipchenko V., Poliagushko L., Kotunov V. Development of hardware and software of the complex for hypoxotherapy. *Technology audit and production reserves*. 2018. № 2/2(40). P. 22-28.; DOI - <https://dx.doi.org/10.15587/2312-8372.2018.128802>

28. Altitude room conversion. *Hypoxico* : web-site. URL: <https://hypoxico.com/product/altitude-room-conversion/> (Last accessed: 12.01.2019).

29. Intermittent Hypoxic Training. *GO2Altitude* : web-site. URL: <http://www.go2altitude.com/horse.html> (Last accessed: 12.01.2019).

30. Research System: Small Animal. *GO2Altitude* : web-site. URL: http://www.go2altitude.com/research_small_animal.php (Last accessed: 12.01.2019).

31. Анишин А. В., Арустамян Ю. С., Сарычева Т. Г. Принципы построения программно-аппаратных средств автоматизированного рабочего места врача-лаборанта. *Клиническая лабораторная диагностика*. 1997. С. 20-23.

32. Автоматизированная система обработки медицинских данных / Амосов Н. М. и др. К. : Наукова думка, 1969. 269 с.

33. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ

№2013618901. АСУ «Гипоксический фитнес» от 20.09.2013 // Цветкова А. М., Парамонов В. А. (Россия).

34. Джарратано Джозеф, Райли Гари. Экспертные системы: принципы разработки и программирование, 4-е из-дание. : Пер. с англ. М. : ООО “И.Д. Вильямс”, 2007. 1152 с.

35. Субботін С. О. Подання й обробка знань у системах штучного інтелекту та підтримки прийняття рішень : навч. посібник. Запоріжжя: ЗНТУ, 2008. 341 с.

36. Михайлов И. С., Зо Мин Тайк. Разработка формальной модели процесса поиска решения по модифицированному алгоритму rete для нечетких экспертных систем. *Программные продукты и системы / Software & Systems*, № 2 (110), 2015 С. 44-47. DOI: 10.15827/0236-235X.110.044-047

37. Полягушко Л. Г. Автоматизований аналіз стану пацієнта та оцінка сеансів медичних процедур (гіпокситерапії). *Реєстрація, зберігання і обробка даних*. 2019. Том 21, №2. С. 12-20.

38. Poliagushko L. H. Service for research of a condition of the patient in hypoxic therapy. *International sciences Internet Conference "Information Society: Technological, Economic and Technical Aspects of Formation (Issue 40)" (Ternopil, July 9, 2019)*. Ternopil, 2019. P. 50-52.

39. Тема 4. Информационные модели знаний. *Библиотека Карагандинского Государственного Технического Университета* : веб-сайт. URL:

<http://lib.kstu.kz:8300/tb/books/2015/ITB/Ekspertnye%20i%20intellektual%60nye%20sistemy/teory/4.htm> (дата обращения: 15.01.2019).

40. Вагин В. Н., Еремеев А. П. Некоторые базовые принципы построения интеллектуальных систем поддержки принятия решений реального времени. *Изв. РАН. ТуСУ*. 2001. № 6. С. 114-123.

41. Бояркина О. О., Шкаликова А. А. Интеллектуальные системы поддержки принятия решений. *Современные научные исследования и инновации*. 2016. № 12. URL: <http://web.snauka.ru/issues/2016/12/75361> (дата обращения: 23.09.2018).

42. Патолофізіологія: підручник / Зайко М. Н., Биць Ю.В., Бутенко Г.М. та ін. 2015. 752 с.
43. Roach, Robert & D. Wagner, Peter & Hackett, Peter. (1999). Hypoxia: Into the Next Millennium. 10.1007/978-1-4615-4711-2.
44. Фізіологія [Текст] : підручник / Шевчук В. Г., Морозов В. М., Белан С. М. та ін. / за ред. В. Г. Шевчука. Вінниця : Нова Книга, 2012. 448 с.
45. Фекета В. (2017). Фізіологія дихання. ResearchGate : web-site. URL: https://www.researchgate.net/publication/317588498_Fiziologia_dihanna (Last accessed: 12.03.2018).
46. Інструментальні методи дослідження функції зовнішнього дихання при захворюваннях бронхо-легеневої системи : метод. рекомендації / Мостовий Ю. М., Константинович-Чічірельо Т. В., Колошко О. М., Распутіна Л. В. Вінниц. держ. мед. ун-т ім. М. І. Пирогова. Каф. пропедевтики внутр. хвороб. Вінниця, 2000. 36 с.
47. Мельник О. І., Чупашко О. І., Петришин Ю. С. Фізіологія системи дихання : методичні вказівки ; за ред. М. Р. Гжегоцького. Львів, 2017. 41 с.
48. Poliagushko L. H. Service for research of a condition of the patient in hypoxic therapy. *International sciences Internet Conference "Information Society: Technological, Economic and Technical Aspects of Formation (Issue 40)" (Ternopil, July 9, 2019)*. Ternopil, 2019. P. 50-52.
49. Тема 4. Информационные модели знаний. *Библиотека Карагандинского Государственного Технического Университета* : веб-сайт. URL: <http://lib.kstu.kz:8300/tb/books/2015/ITB/Ekspertnye%20i%20intellektual%60nye%20sistemy/teory/4.htm> (дата обращения: 15.01.2019).
50. Вагин В. Н., Еремеев А. П. Некоторые базовые принципы построения интеллектуальных систем поддержки принятия решений реального времени. *Изв. РАН. ТуСУ*. 2001. № 6. С. 114-123.
51. Бояркина О. О., Шкаликова А. А. Интеллектуальные системы поддержки принятия решений. *Современные научные исследования и инновации*.

2016. № 12. URL: <http://web.snauka.ru/issues/2016/12/75361> (дата обращения: 23.09.2018).

52. Полягушко Л. Г., Шатило В. Б., Іщук В. О. Апаратно-програмний комплекс для проведення гіпоксичних тренувань «ГІПОТРОН» та ефективність його використання в комплексному лікуванні хворих літнього віку з ішемічною хворобою серця. *Пробл. старіння і довголіття*. 2013. Т.22. №4. С. 390-400.

53. Автоматизований програмно-апаратний комплекс «Гіпотрон-М» : пат. 113908 України : МПК А61М 16/00. №u201606545 ; заявл. 15.06.2016 ; опубл. 27.02.2017, бюл. № 4.

54. Автоматизований програмно-апаратний комплекс для проведення гіпоксичних тренувань : пат. 123682 України : МПК А61М 16/00. №u201707302 ; заявл. 11.07.2017 ; опубл. 12.03.2018, бюл. № 5/2018.

55. Пристрій для визначення стійкості організму людини до гіпоксії. : пат. 115261 України : МПК А61М 16/00, А61В 5/08. №u201610608 ; заявл. 21.10.2016 ; опубл. 10.04.2017, бюл. № 7.

56. Полягушко Л. Г., Сліпченко В. Г., Котунов В. О. Удосконалення апаратно-програмного комплексу. *Гіпоксія як метод підвищення адаптаційної здатності організму*; за заг. ред. О. В. Коркушко, В. Г. Сліпченко. К. : «Політехніка». 2015. С. 230-233

57. Преобразователь USB-UART на FTDI FT232RL. *Easy Electronics. Электроника для всех* : веб-сайт. URL: <http://easyelectronics.ru/preobrazovatel-usb-uart-na-ftdi-ft232rl.html> (дата обращения: 15.10.2017).

58. Шпак Ю. А., Программирование на языке С для AVR и PIC микроконтроллеров. Киев: МК-Пресс, 2006. 403 с.

59. Евстифеев А. В. Микроконтроллеры AVR семейства Mega. Руководство пользователя. Москва: Изд-во «Додэка-XXI», 2007. 592 с.

60. Atmel Corporation, «ATxmega32A4 Datasheet» 2009. URL: http://www.atmel.com/Images/Atmel-8069-8-and-16-bit-AVR-AMEGA-A4-Microcontrollers_Datasheet.pdf.

61. Електротехніка та електроніка. Теоретичні відомості, розрахунки та

дослідження за підтримкою комп'ютерних технологій: навч. посібник. / Щерба А. А. и др. : за заг. ред. А.А. Щерби та В.М. Рябенського. К. : «Корнійчук», 2007. 488 с.

62. Townsend N. Pulse oximetry. Medical electronics. Michaelmas Term, 2001. P. 32-42.

63. Гутников В. С. Интегральная электроника в измерительных устройствах. Ленинград : Энергоатомиздат, 1988. 304 с.

64. ГОСТ 9932-75. Реометры стеклянные лабораторные. Технические условия. М. : Издательство стандартов, 1994. 22 с.

65. ДСТУ ГОСТ 8.586.1:2009 (ИСО 5167-1:2003) Метрологія. Вимірювання витрати та кількості рідини й газу із застосуванням стандартних звукувальних пристроїв. 96 с. (Держспоживстандарт України)

66. Figaro. Technical Information for GS Oxygen Sensor KE-Series. 9 p. URL: https://www.sos.sk/a_info/resource/c/figaro/KE_series_technical_info.pdf

67. Kim, Jun-Woong & Hong, Hyun-Seok & Park, Chong-Ook. (2008). On the Initial EMF Stabilization of the Electrochemical CO₂ Sensors. Sensor Letters. 6. 868-872. 10.1166/sl.2008.520.

68. Сліпченко В. Г., Полягушко Л. Г. Система автоматизованого проектування приборів спеціального медичного призначення. *Сучасні проблеми моделювання*: зб. наук. праць; гол. ред. кол. А.В. Найдіш. Мелітополь: Видавництво МДПУ ім. Б Хмельницького, 2018. Вип. 12. С. 138-143.

69. Гладышев Н. Ф., Гладышева Т. В., Путин Б. В., Путин С. Б. Известковые поглотители нового поколения. М. : Издательский дом «Спектр», 2012. 136 с

70. Harris J. A., Benedict F. G. A biometric study of human basal metabolism. *Proc Natl Acad Sci. USA*, 1918. 4(12). P. 370-3.

71. Полягушко Л. Г., Сліпченко В. Г., Канчуківський П. І. Дослідження поглинальних властивостей адсорбенту вуглекислого газу для визначення необхідного об'єму при проведенні інтервальних нормобаричних гіпоксичних тренувань. *IV Наукова конференція «Фундаментальні та прикладні дослідження*

у сучасній науці». Харків. 2016. С. 82.

72. Baldwin E. D., Cournand A., Richards D. W. Pulmonary insufficiency; physiological classification, clinical methods of analysis, standard values in normal subjects. *Medicine*, 1948. 27 3. P. 243-78.

73. Способ проведения длительной искусственной вентиляции легких : пат. 2255723 России : А61Н31/02, А61Н31. Опубл. от 10 июля 2005 г. Бюл. № 19.

74. Наркозно-дыхательная аппаратура : учебное пособие / Фролов С. В. и др. Тамбов : Изд-во ФГБОУ ВПО «ТГТУ», 2013. 96 с.

75. MG811 CO2 Sensor. URL: <https://sandboxelectronics.com/files/SEN-000007/MG811.pdf>

76. Larman C. Applying UML and Patterns: An Introduction to Object-Oriented Analysis and Design and Iterative Development, 3rd Ed. Addison Wesley Professional. 736 p.

77. Freeman A. Pro ASP.NET MVC 5 Platform. Apress, 2014. 411 p.

78. А.п. 75870 Україна. Комп'ютерна програма «Автоматизоване робоче місце спеціаліста по гіпоксичним тренуванням» / Полягушко Л.Г., Сліпченко В.Г. (Україна). – №75870; заявл. 12.01.18; опубл. 27.04.18, бюл. 48.

79. А.п. 75868 Україна. Комп'ютерна програма «Система супроводу інтервальних нормобаричних гіпоксичних тренувань» / Полягушко Л.Г., Сліпченко В.Г., Котунов В.О. (Україна). – №75868; заявл. 12.01.18; опубл. 27.04.18, бюл. 48.

80. А.п. 75869 Україна. Комп'ютерна програма «Моніторинг кардіореспіраторної системи під час гіпоксії («Cardiorespiratory»))» / Полягушко Л.Г., Сліпченко В.Г., Ткачук Ю.І. (Україна). – №75869; заявл. 12.01.18; опубл. 27.04.18, бюл. 48.

81. MySQL Documentation. URL: <https://dev.mysql.com/doc/>

82. Poliagushko L. Knowledge base of the expert system in the field of hypoxic therapy. *Proceedings of the 7th European Conference on Innovations in Technical and Natural Sciences. Premier Publishing s.r.o., Accent Graphics Communications LLC, Vienna. 2019. P. 14-19.*

83. Сліпченко В. Г., Полягушко Л. Г., Котунов В. О. Реєстрація параметрів автоматизованого програмно-апаратного комплексу медичного призначення. *Реєстрація, зберігання і обробка даних*. 2018. Том 20, №2. С. 42-51.

84. Полягушко Л. Г. Програмна реалізація автоматизованого програмно-апаратного комплексу для інтервальних нормобаричних гіпоксичних тренувань. *Міжнар. наук. інтернет-конференція «Інформаційне суспільство: технологічні, економічні та технічні аспекти становлення (випуск 30)»* : зб. тез доповідей: випуск 30. Тернопіль, 2018. С. 68-70.

85. Котунов В. О., Полягушко Л. Г. Програмна фільтрація сигналів на прикладі ЛДК «Гіпотрон». *Тези доповідей XII Міжнародної науково-практичної конференції аспірантів, магістрантів і студентів «Сучасні проблеми наукового забезпечення енергетики»*, 2014. С. 63.

86. Ахмежанов А. А., Кочемасов А. В. Следящие системы и регуляторы : учеб. Пособие. Москва : Энергоатомиздат, 1986. 288 с.

87. Шляйхер М. Техника автоматического регулирования для практиков. Москва, 2006. 124 с.

88. Modbus Poll user manual. URL: <https://www.modbustools.com/mbpoll-user-manual.html> (Last accessed: 10.03.2017).

89. Куценко Л. Н., Маркин Л. В. Программирование микропроцессорных систем. М. : МАИ, 1994. 176 с.

90. Kirk D., Hwu W. Programming Processors: A Hands – on Approach. Burlington : Elseveir, 2010. 191 p.

91. 8-bit Atmel XMEGA A Microcontroller. XMEGA A manual. URL: <http://www.atmel.com/images/doc8077.pdf>. (Last accessed: 12.04.2017)

92. Хилл Ф. Программирование микроконтроллеров. СПб. : Питер, 2002. 1088 с.

93. Асанов Е. О., Полягушко Л. Г., Осьмак Є. Д., Диба І. А. Спосіб підвищення бронхіальної прохідності у хворих на ХОЗЛ похилого віку. Інформаційний лист, Київ. 4 с.

94. Сліпченко В. Г., Полягушко Л. Г., Трачук Ю. І. Математичний опис

процесів кардіореспіраторної системи людини у контексті гіпоксії. *Міжн. наук. журнал «Інтернаука»*. 2017. № 7 (29). С. 97-101.

95. Влияние гипоксических тренировок на состояние автономной нервной системы у лиц пожилого возраста, больных ХОЗЛ / Полягушко Л. Г. и др. *Український пульмонологічний журнал*. 2017. №1. С. 31-36.

96. Вентиляция легких и легочный газообмен у больных пожилого возраста с ХОЗЛ: влияние гипоксических тренировок / Полягушко Л. Г., Асанов Э. О., Дыба И. А., Осьмак Е. Д. *Український пульмонологічний журнал*. 2016. №3. С. 35-38.

97. Состояние сердечно-сосудистой системы у людей пожилого возраста с хроническим обструктивным заболеванием легких: влияние гипоксических тренировок / Полягушко Л. Г., Асанов Э. О., Осьмак Е. Д., Дыба И. А. *Проблемы старения и долголетия*. 2017. Т. 26. № 1-2. С. 65-71.

98. Застосування гіпоксичних тренувань в геріатичній практиці : метод. рек. МОЗ / О.В. Коркушко та ін. Київ: ІВЦ АЛКОН НАН України, 2008. 28 с.

99. Застосування інтервальних нормобаричних гіпоксичних тренувань у хворих похилого віку з хронічним обструктивним захворюванням легень: метод. рек. МОЗ (42.17/86.17) / Е.О. Асанов, В.Г. Сліпченко, Л.Г. Полягушко та ін. Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, Вид-во «Політехніка», 2017. 28 с.

ДОДАТОК А

Список публікацій за темою дисертації та апробація результатів

СПИСОК ОПУБЛІКОВАНИХ ПРАЦЬ ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ

1. Гіпоксія як метод підвищення адаптаційної здатності організму людини : монографія / Сліпченко В.Г., Коркушко О.В., Шатило В.Б., Полягушко Л.Г. та ін.; за заг. ред. Сліпченка В.Г., Коркушка О.В. К.: НТУУ «КПІ», 2011. 228 с.

(Особистий внесок: опис та розроблення ПЗ до гіпоксикатору «ГППОТРОН»)

2. Гіпоксія як метод підвищення адаптаційної здатності організму : монографія / Сліпченко В.Г., Коркушко О.В., Шатило В.Б., Полягушко Л.Г. та ін.; за заг. ред. О.В. Коркушка, В.Г. Сліпченка. К.: НТУУ «КПІ», 2015. 484 с.

(Особистий внесок: дослідження становлення та сучасний стан науки про гіпоксію та ГТ, опис та розроблення ПЗ до гіпоксикатору «ГППОТРОН»)

3. Сліпченко В.Г., Полягушко Л.Г., Трачук Ю.І. Математичний опис процесів кардіореспіраторної системи людини у контексті гіпоксії. *Міжн. наук. журнал «Інтернаука»*. 2017. № 7(29). С. 97-101 (Google Scholar, OAJ, ResearchBib, TEI, PBN, BASE, CrossRef, РИНЦ, Index Copernicus, InfoBase Index).

(Особистий внесок: аналіз моделей моделювання процесів кардіореспіраторної системи під впливом гіпоксії)

4. Slipchenko V., Poliagushko L., Kotunov V. Development of hardware and software of the complex for hypoxotherapy. *Technology audit and production reserves*. 2018. № 2/2(40). P. 22-28.; DOI - <https://dx.doi.org/10.15587/2312-8372.2018.128802> (Google Scholar, Index Copernicus, Ulrich's Periodicals Directory, BASE, РИНЦ, ResearchBib, DOAJ, WorldCat, EBSCO, CrossRef, Directory Indexing of International Research Journals, DRJI, OAJI, Open Access Articles).

(Особистий внесок: запропоновано та реалізовано структуру нового АПАК для проведення гіпокситерапії)

5. Сліпченко В.Г., Полягушко Л.Г., Котунов В.О. Реєстрація параметрів автоматизованого програмно-апаратного комплексу медичного призначення. *Реєстрація, зберігання і обробка даних*. 2018. Том 20, №2. С. 42-51 (Google

Scholar).

(Особистий внесок: опис особливостей реалізації збору та обробки інформації з вимірювальних пристроїв медичного призначення в реальному часі)

6. Сліпченко В.Г., Полягушко Л.Г. Система автоматизованого проектування приборів спеціального медичного призначення. *Сучасні проблеми моделювання*: зб. наук. праць; гол. ред. кол. А.В. Найдиш. Мелітополь: Видавництво МДПУ ім. Б Хмельницького, 2018. Вип. 12. С. 138-143 (Google Scholar).

(Особистий внесок: розробка системи автоматизованого проектування конструкцій корпусів гіпоксикаторів)

7. Полягушко Л.Г. Автоматизований аналіз стану пацієнта та оцінка сеансів сидічих процедур (гіпокситерапії). *Реєстрація, зберігання і обробка даних*. 2019. Том 21, №2. С. 12-20 (Google Scholar).

8. Автоматизований програмно-апаратний комплекс «Гіпотрон-М» : пат. 113908 України : МПК А61М 16/00. №u201606545 ; заявл. 15.06.2016 ; опубл. 27.02.2017, бюл. № 4.

(Особистий внесок: запропоновано нову конструкцію АПАК)

9. Пристрій для визначення стійкості організму людини до гіпоксії. : пат. 115261 України : МПК А61М 16/00, А61В 5/08. №u201610608 ; заявл. 21.10.2016 ; опубл. 10.04.2017, бюл. № 7.

(Особистий внесок: запропоновано конструкцію пристрою для діагностики організму на стійкість до гіпоксії)

10. Автоматизований програмно-апаратний комплекс для проведення гіпоксичних тренувань : пат. 123682 України : МПК А61М 16/00. №u201707302 ; заявл. 11.07.2017 ; опубл. 12.03.2018, бюл. № 5/2018.

(Особистий внесок: запропоновано нову конструкцію АПАК)

11. А.п. 75870 Україна. Комп'ютерна програма «Автоматизоване робоче місце спеціаліста по гіпоксичним тренуванням» / Полягушко Л.Г., Сліпченко В.Г. (Україна). – №75870; заявл. 12.01.18; опубл. 27.04.18, бюл. 48.

(Особистий внесок: запропоновано структуру ПЗ АПАК для

гіпокситерапії, розробка підсистем ПЗ)

12. А.п. 75869 Україна. Комп'ютерна програма «Моніторинг кардіореспіраторної системи під час гіпоксії («Cardiorespiratory»))» / Полягушко Л.Г., Сліпченко В.Г., Ткачук Ю.І. (Україна). – №75869; заявл. 12.01.18; опубл. 27.04.18, бюл. 48.

(Особистий внесок: запропоновано структуру ПЗ АПАК для гіпокситерапії, розробка ПЗ моделювання впливу гіпоксії та терапії на організм людини)

13. А.п. 75868 Україна. Комп'ютерна програма «Система супроводу інтервальних нормобаричних гіпоксичних тренувань» / Полягушко Л.Г., Сліпченко В.Г., Котунов В.О. (Україна). – №75868; заявл. 12.01.18; опубл. 27.04.18, бюл. 48.

(Особистий внесок: запропоновано структуру ПЗ АПАК для гіпокситерапії та розробка підсистем ПЗ)

14. Застосування інтервальних нормобаричних гіпоксичних тренувань у хворих похилого віку з хронічним обструктивним захворюванням легень: метод. рек. (42.17/86.17) / Уклад.: Е.О. Асанов, В.Г. Сліпченко, Л.Г. Полягушко та ін. – Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, Вид-во «Політехніка», 2017. 28 с.

(Особистий внесок: результати аналізу ефективності роботи АПАК у хворих на ХОЗЛ похилого віку)

15. Полягушко Л.Г. Програмна реалізація автоматизованого програмно-апаратного комплексу для інтервальних нормобаричних гіпоксичних тренувань. *Міжнар. наук. інтернет-конференція «Інформаційне суспільство: технологічні, економічні та технічні аспекти становлення (випуск 30)»* : зб. тез доповідей: випуск 30 (м. Тернопіль, 11 липня 2018 р.). Тернопіль, 2018. С. 68-70.

16. Poliagushko L. Knowledge base of the expert system in the field of hypoxic therapy. *Proceedings of the 7th European Conference on Innovations in Technical and Natural Sciences. Premier Publishing s.r.o., Accent Graphics Communications LLC, Vienna. 2019. P. 14-19.*

17. Poliagushko L.H. Service for research of a condition of the patient in hypoxic

therapy. *International sciences Internet Conference "Information Society: Technological, Economic and Technical Aspects of Formation (Issue 40)"* (Ternopil, July 9, 2019). Ternopil, 2019. P. 50-52.

Апробація результатів дисертації:

- Фундаментальні та прикладні дослідження у сучасній науці (м. Харків, Україна, 2016);
- нац. конгресі геронтологів і геріатрів України (м. Київ, Україна, 2016);
- міжн. мед. конгресі «Впровадження сучасних досягнень медичної науки у практику охорони здоров'я України», (м. Київ, Україна, 2017);
- Сучасні проблеми наукового забезпечення енергетики (м. Київ, Україна, 2012-2018) pp.;
- International Talents Innovation and Entrepreneurship Conference (м. Вейхай, Китай, 2017);
- Сучасні проблеми геометричного моделювання (м. Мелітополь, Україна, 2018);
- Інформаційне суспільство: технологічні, економічні та технічні аспекти становлення (м. Тернопіль, Україна, 2018-2019);
- Комп'ютерне моделювання та оптимізація складних систем (м. Дніпро, Україна, 2018);
- The 7th European Conference on Innovations in Technical and Natural Sciences (м. Вена, Австрія, 2019).

Виставки:

- міжн. мед. форум «Інновації в медицині – здоров'я нації» (м. Київ, Україна, 2014-2016, 2018);
- промислова виставка «Зроблено в Києві» (м. Київ, Україна, 2017).

Акти впровадження



Національна академія медичних наук України

**Державна установа
“ІНСТИТУТ ГЕРОНТОЛОГІЇ
ім. Д.Ф.Чеботарьова”**

Адреса: 04114, Київ, Вишгородська 67
телефон: (044) 430-40-68, факс: (044) 432-99-56, 430-41-34

для телеграм: Київ-114, Геронтологія
транспортний код: 4378

електронна пошта: ig@geront.kiev.ua

“06” 06 2019 р.

ЗАТВЕРДЖУЮ

№ 01/157

Директор ДУ «Інститут геронтології ім.
Д.Ф. Чеботарьова НАМН України»,
акад. НАМН України, д.м.н., проф.
Безруков В.В.



АКТ

про впровадження результатів дисертаційної роботи

Полягушко Любові Григорівни

**«Програмно-апаратне забезпечення моделювання впливу гіпоксії на організм
людини та проведення гіпоксичних тренувань»,**
представленої до захисту на здобуття вченого ступеня кандидата технічних наук

Ми, що нижче підписалися, члени комісії у складі: Шатило В. Б., Коркушко О. В.
підтверджуємо, що:

Результати наукових розробок та досліджень Полягушко Л. Г. (апаратне та програмне забезпечення для моделювання впливу гіпоксії та проведення гіпоксичних тренувань) були використані при проведенні дослідження кардіореспіраторної системи та лікуванні пацієнтів літнього віку з хронічним обструктивним захворюванням легень у відділі клінічної фізіології та патології внутрішніх органів.

Розроблений автоматизований програмно-апаратний комплекс для проведення гіпоксичних тренувань був протестований в реальних умовах при виконанні науково-дослідної роботи «Розробка методів підвищення ефективності функціонування кардіореспіраторної системи у хворих похилого віку з хронічним обструктивним захворюванням легень за допомогою дихальних та гіпоксичних тренувань» (2016-2018, № держреєстрації 0116U006025) та показав високу ефективність, безпечність та простоту використання при проведенні гіпокситерапії. Програмне та апаратне забезпечення використовується в даний час при лікуванні літніх людей.

Опубліковано та впроваджено методичні рекомендації МОЗ України «Застосування інтервальних нормобаричних гіпоксичних тренувань у хворих похилого віку з хронічним обструктивним захворюванням легень» (42.17/86.17), де відмічено, що автоматизований програмно-апаратний комплекс може застосовуватися як в лікувально-профілактичних установах, санаторіях, оздоровчих центрах для оздоровлення та лікування, так і з науковими цілями.

Заступник директора з наукової роботи,
д.м.н., проф.

Шатило В. Б.

Керівник відділу клінічної фізіології та
патології внутрішніх органів,
акад. НАМН України, член-кор.
НАН України та РАМН, д.м.н., проф.

Коркушко О. В.

04.06.2019

Методичні рекомендації Міністерства охорони здоров'я України, як підтвердження рекомендацій для впровадження АПАК в лікувально-профілактичних установах МОЗ України пульмологічного та терапевтичного профілю.

Міністерство охорони здоров'я України
Національна академія медичних наук України
Український центр науково-медичної інформації
та патентно-ліцензійної роботи



“УЗГОДЖЕНО”
Начальник
лікувально-
організаційного управління НАМН
України, д. мед. н., професор
І. Д. Шкробанець
18. 04 2017 р.

“УЗГОДЖЕНО”



В. о. директора медичного
Департаменту МОЗ України
А. О. Гаврилюк
21. 04 2017 р.

**Застосування інтервальних нормобаричних
гіпоксичних тренувань у хворих похилого
віку з хронічним обструктивним
захворюванням легень**

Методичні рекомендації
(42.17/86.17)

Київ – 2017

ЗАТВЕРДЖУЮ

Декан теплоенергетичного
факультету, д.т.н., професор

Нисьменний Є.М.

2019 р.

АКТ

про впровадження результатів дисертаційної роботи
Полягушко Любові Григорівни

Комісія у складі ученого секретаря кафедри автоматизації проектування енергетичних процесів і систем к.т.н., доцента Сидоренко Ю.В., к.т.н., доцента Кузьмініх В.О., завідуючого навчально-наукової лабораторії комп'ютерного моделювання та моніторингу довкілля Шепелева В.М. засвідчує цим актом, що результати дисертаційної роботи Полягушко Л.Г. впроваджені в лекційний курс та лабораторний практикум з дисциплін «Конструкторський САПР», «Моделювання систем» та «Екологічний моніторинг» за спеціальністю 122 Комп'ютерні науки.

Вивчення запропонованих у дисертаційній роботі методів та алгоритмів дозволяє сформувати у студентів знання та практичні навички щодо проектування апаратно-програмних комплексів, а також застосування сучасних технологій моделювання та проектування на прикладі медичної сфери.

Розроблене програмне та апаратне забезпечення використовується як апаратно-програмна база для проведення наукових досліджень в рамках наукових тем лабораторії комп'ютерного моделювання та моніторингу довкілля, а також при курсовому та дипломному проектуванні студентів за спеціальністю 122 Комп'ютерні науки.

Учений секретар кафедри автоматизації
проектування енергетичних процесів і
систем, к.т.н., доцент



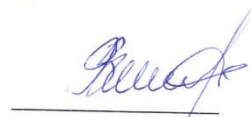
Сидоренко Ю.В.

Доцент кафедри автоматизації
проектування енергетичних процесів і
систем, к.т.н., доцент.



Кузьмініх В.О.

Завідувач навчально-наукової лабораторії
комп'ютерного моделювання та
моніторингу довкілля



Шепелев В.М.

ЗАТВЕРДЖУЮ

Декан теплоенергетичного

факультету

Письменний Є.М.



Загальний перелік робіт здобувача, який демонструє використання результатів дисертаційної роботи в навчальному процесі при дипломному проектуванні студентів по спеціальності 122 Комп'ютерні науки кафедри автоматизації проектування енергетичних процесів і систем теплоенергетичного факультету КПІ ім. Ігоря Сікорського.

Колективні монографії

1. Сліпченко В.Г., Шульженко О.Ф., Полягушко Л.Г. Проведення ІНГТ на апаратному комплексі «ГППОТРОН». *Гіпоксія як метод підвищення адаптаційної здатності організму людини* : монографія за заг. ред. Сліпченка В.Г., Коркушка О.В. К.: НТУУ «КПІ». 2011. С. 83-107.

2. Сліпченко В.Г., Полягушко Л.Г. Історія розвитку та вивчення гіпоксії. *Гіпоксія як метод підвищення адаптаційної здатності організму* : монографія за заг. ред. О.В. Коркушко, В.Г. Сліпченко. К: «Політехніка». 2015. С. 27-33

3. Сліпченко В.Г., Полягушко Л.Г. Робота апарату «ГППОТРОН» у складі персонального комп'ютера. *Гіпоксія як метод підвищення адаптаційної здатності організму* : монографія за заг. ред. О.В. Коркушко, В.Г. Сліпченко. К: «Політехніка». 2015. С. 212-229

4. Сліпченко В.Г., Полягушко Л.Г., Котунов В.О. Удосконалення апаратно-програмного комплексу. *Гіпоксія як метод підвищення адаптаційної здатності організму* : монографія за заг. ред. О.В. Коркушко, В.Г. Сліпченко. К: «Політехніка». 2015. С. 230-233

5. Полягушко Л.Г. Гіпоксикатори та їх класифікація. *Гіпоксія як метод підвищення адаптаційної здатності організму* : монографія за заг. ред. О.В. Коркушко, В.Г. Сліпченко. К: «Політехніка». 2015. С. 182-187.

Наукові статті у фахових виданнях

6. Полягушко Л.Г., Шатило В.Б., Ішук В.О. Апаратно-програмний комплекс для проведення гіпоксичних тренувань «ГІПОТРОН» та ефективність його використання в комплексному лікуванні хворих літнього віку з ішемічною хворобою серця. *Пробл. старіння і довголіття*. 2013. Т.22. №4. С. 390-400. (Реферативний журнал Всеросійського інституту наукової технічної РАН, журнал "Джерело")

7. Асанов Э.О., Осьмак Е.Д., Дыба И.А., Полягушко Л.Г. Эффективность применения интервальных нормобарических гипоксических тренировок с использованием автоматизированного программно-аппаратного комплекса "Гипотрон-М" в терапии пожилых больных с хроническим обструктивным заболеванием легких. Проблемы старения и долголетия. 2015. Т. 24. № 3-4. С. 340-348. (Реферативний журнал Всеросійського інституту наукової технічної РАН, журнал "Джерело")

8. Асанов Э.О., Осьмак Е.Д., Дыба И.А., Полягушко Л.Г. Вентиляция легких и легочный газообмен у больных пожилого возраста с ХОЗЛ: влияние гипоксических тренировок. *Український пульмонологічний журнал*. 2016. №3. С. 35-38 (Google Scholar, Index Copernicus, Національна бібліотека України імені В. І. Вернадського)

9. Асанов Э.О., Свинцицкий А.С., Дыба И.А., Осьмак Е.Д., Полягушко Л.Г. Влияние гипоксических тренировок на состояние автономной нервной системы у лиц пожилого возраста, больных ХОЗЛ. *Український пульмонологічний журнал*. 2017. №1. С. 31-36. (Google Scholar, Index Copernicus, Національна бібліотека України імені В. І. Вернадського)

10. Сліпченко В.Г., Полягушко Л.Г., Трачук Ю.І. Математичний опис процесів кардіореспіраторної системи людини у контексті гіпоксії. *Міжнародний науковий журнал «Інтернаука»*. 2017. № 7 (29). С. 97-101. (Index Copernicus, eLIBRARY.RU, ResearchBib, Open Academic Journals Index, Scientific Indexing Services и др.)

11. Асанов Э.О., Осьмак Е.Д., Дыба И.А., Полягушко Л.Г. Состояние

сердечно-сосудистой системы у людей пожилого возраста с хроническим обструктивным заболеванием легких: влияние гипоксических тренировок. *Проблемы старения и долголетия*. 2017. Т. 26. № 1-2. С. 65-71. (Реферативний журнал Всеросійського інституту наукової технічної РАН, журнал "Джерело")

12. Slipchenko V., Poliagushko L., Kotunov V. Development of hardware and software of the complex for hypoxotherapy. *Technology audit and production reserves*. 2018. № 2/2(40). P. 22-28.; DOI - <https://dx.doi.org/10.15587/2312-8372.2018.128802> (Google Scholar, Index Copernicus, Ulrichsweb Global Serials Directory, CrossRef, DOAJ, ПИНЦ, OAJI, Sherpa/Romeo, CiteFactor, WorldCat, Open Access Articles, DRJI, Національна бібліотека України імені В. І. Вернадського)

13. Сліпченко В.Г., Полягушко Л.Г., Котунов В.О. Реєстрація параметрів автоматизованого програмно-апаратного комплексу медичного призначення. *Реєстрація, зберігання і обробка даних*. 2018. Том 20, №2. С.42-51. (Google Scholar, Національна бібліотека України імені В. І. Вернадського)

14. Сліпченко В.Г., Полягушко Л.Г. Система автоматизованого проектування приборів спеціального медичного призначення. *Сучасні проблеми моделювання: зб. наук. праць / МДПУ ім. Б Хмельницького; гол. ред. кол. А.В. Найдіш*. Мелітополь: Видавництво МДПУ ім. Б Хмельницького, 2018. Вип. 12. С. 138-143. (Google Scholar, Національна бібліотека України імені В. І. Вернадського)

15. Полягушко Л.Г. Автоматизований аналіз стану пацієнта та оцінка сеансів сидічих процедур (гіпокситерапії). *Реєстрація, зберігання і обробка даних*. 2019. Том 21, №2. С. 12-20. (Google Scholar, Національна бібліотека України імені В. І. Вернадського)

Авторські права

16. Авторське свідоцтво №75870 Україна. Комп'ютерна програма «Автоматизоване робоче місце спеціаліста по гіпоксичним тренуванням» / Полягушко Л.Г., Сліпченко В.Г. (Україна). – №75870; заявл. 12.01.18; опубл. 27.04.18, бюл. 48.

17. Авторське свідоцтво №75869 Україна. Комп'ютерна програма «Моніторинг кардіореспіраторної системи під час гіпоксії («Cardiorespiratory»)) / Полягушко Л.Г., Сліпченко В.Г., Ткачук Ю.І. (Україна). – №75869; заявл. 12.01.18; опубл. 27.04.18, бюл. 48.

18. Авторське свідоцтво №75868 Україна. Комп'ютерна програма «Система супроводу інтервальних нормобаричних гіпоксичних тренувань» / Полягушко Л.Г., Сліпченко В.Г., Котунов В.О. (Україна). – №75868; заявл. 12.01.18; опубл. 27.04.18, бюл. 48.

19. Авторське свідоцтво №84332 Україна. Комп'ютерна програма «Експертна система для оцінки реакції організму на гіпоксичний вплив» / Пекарчук М.С., Полягушко Л.Г., Сліпченко В.Г. (Україна). – № 84332; заявл. 14.01.2019; опубл. 26.04.2019, бюл. 50.

20. Авторське свідоцтво №84333 Україна. Комп'ютерна програма «Моделювання легеневого газообміну хворих на ХОЗЛ в умовах гіпоксії» / Романюк К.Р., Полягушко Л.Г., Сліпченко В.Г. (Україна). – № 84333; заявл. 14.01.2019; опубл. 26.04.2019, бюл. 50.

Патенти

21. Автоматизований програмно-апаратний комплекс «Гіпотрон-М» : пат. 113908 України : МПК А61М 16/00. №u201606545 ; заявл. 15.06.2016 ; опубл. 27.02.2017, бюл. № 4.

22. Автоматизований програмно-апаратний комплекс для проведення гіпоксичних тренувань : пат. 123682 України : МПК А61М 16/00. №u201707302 ; заявл. 11.07.2017 ; опубл. 12.03.2018, бюл. № 5/2018.

23. Пристрій для визначення стійкості організму людини до гіпоксії. : пат. 115261 України : МПК А61М 16/00, А61В 5/08. №u201610608 ; заявл. 21.10.2016 ; опубл. 10.04.2017, бюл. № 7.

Тези доповідей

24. Сліпченко В.Г., Шульженко О.Ф., Полягушко Л.Г. Програмне забезпечення апарату гіпоксичної стимуляції організму «Гіпотрон». *Сучасні проблеми наукового забезпечення енергетики* : тези доповідей X міжнар. наук.-

практ. конф. К: НТУУ «КПІ», 2012. С. 101.

25. Сліпченко В.Г., Полягушко Л.Г. Методи та засоби визначення адаптаційної здатності організму до змін навколишнього середовища. *Сучасні проблеми наукового забезпечення енергетики* : тези доповідей XI міжнар. наук.-практ. конф. К: НТУУ «КПІ», 2013. С. 145.

26. Полягушко Л.Г., Барінов П.В. Комп'ютерно-інформаційна система супроводження лікувально-діагностичного процесу на базі використання комплексу «Гіпотрон». *Сучасні проблеми наукового забезпечення енергетики* : тези доповідей XII міжнар. наук.-практ. конф. К: НТУУ «КПІ», 2014. С. 62.

27. Полягушко Л.Г., Котунов В.О. Програмна фільтрація сигналів на прикладі ЛДК «Гіпотрон». *Сучасні проблеми наукового забезпечення енергетики* : тези доповідей XII міжнар. наук.-практ. конф. К: НТУУ «КПІ», 2014. С. 63.

28. Полягушко Л.Г., Котунов В.О. Визначення сатурації крові пульсоксиметричним способом та програмний аналіз фотоплетізмограми. *Сучасні проблеми наукового забезпечення енергетики* : тези доповідей XIII міжнар. наук.-практ. конф. К: НТУУ «КПІ», 2015. С. 89.

29. Полягушко Л.Г., Канчуківський П.І. Система проектування медичного обладнання. *Сучасні проблеми наукового забезпечення енергетики* : тези доповідей XIV міжнар. наук.-практ. конф. К: НТУУ «КПІ», 2016. С. 122.

30. Полягушко Л.Г., Трачук Ю.І. Проблема гіпоксії та програмне моделювання кардіореспіраторної системи людини для оцінки стійкості людини до гіпоксії. *Сучасні проблеми наукового забезпечення енергетики* : тези доповідей XIV міжнар. наук.-практ. конф. К: НТУУ «КПІ», 2016. Т. 2. С. 129.

31. Асанов Э.О., Осьмак Е.Д., Дыба И.А., Полягушко Л.Г. Опыт использования автоматизированного программно-аппаратного комплекса «Гипотрон-М» у пожилых больных с хроническим обструктивным заболеванием легких. *«Щорічні терапевтичні читання: профілактика неінфекційних захворювань на перехресті терапевтичних наук», присвяченої пам'яті академіка Л. Т. Малої*: матеріали наук.-практ. конф. з міжнародною участю, 21 квітня 2016 року. Харків, 2016. С. 13.

32. Асанов Э.О., Осьмак Е.Д., Дыба И.А., Полягушко Л.Г. Вентиляционная функция легких у больных пожилого возраста с хозл: опыт применения гипоксических тренировок с использованием автоматизированного комплекса «Гипотрон-М». *VI Національний конгрес геронтологів і геріатрів України*, Київ, 2016. С. 49.

33. Асанов Э.О., Осьмак Е.Д., Дыба И.А., Полягушко Л.Г. Применение гипоксических тренировок с использование автоматизированного комплекса «Гипотрон-М» у пожилых больных с ХОЗЛ: влияние на газообмен в легких. *VI Національний конгрес геронтологів і геріатрів України*, Київ, 2016. С. 49.

34. Сліпченко В.Г., Полягушко Л.Г., Канчуківський П.І. Дослідження поглинальних властивостей адсорбенту вуглекислого газу для визначення необхідного об'єму при проведенні інтервальних нормобаричних гіпоксичних тренувань. *IV Наукова конференція «Фундаментальні та прикладні дослідження у сучасній науці»*, Харків, 2016. С. 82.

35. Сліпченко В.Г., Полягушко Л.Г., Трачук Ю.І. Порівняння основних напрямів розвитку моделювання кардіореспіраторної системи людини під впливом гіпоксії. *IV Наукова конференція «Фундаментальні та прикладні дослідження у сучасній науці»*, Харків, 2016. С. 87.

36. Сліпченко В.Г., Полягушко Л.Г., Трачук Ю.І. Основні підходи до моделювання кардіореспіраторної системи людини під впливом гіпоксії. *Сучасні проблеми наукового забезпечення енергетики : тези доповідей XV міжнар. наук.-практ. конф. К: КПІ ім. Ігоря Сікорського*, 2017. Т.2. С. 181.

37. Сліпченко В.Г., Полягушко Л.Г. Проектування пристрою для проведення гіпокситерапії. *Сучасні проблеми геометричного моделювання : тези доповідей 20 міжнар. наук.-практ. конф. Мелітополь*, 2018. С 29-30.

38. Романюк К.Р., Полгушко Л.Г. Аналіз методів прогнозування розвитку гіпоксії. *Сучасні проблеми наукового забезпечення енергетики : матеріали XVI Міжнар. наук.-практ. конф., 24–27 квіт. 2018 р. У 2 т. К. : КПІ ім. Ігоря Сікорського*, 2018. Т. 2. С. 144.

39. Пекарчук М.С., Полягушко Л.Г. Застосування нейронної мережі

Кошонена для визначення виду гіпоксії. *Сучасні проблеми наукового забезпечення енергетики* : матеріали XVI Міжнар. наук.-практ. конф., 24–27 квіт. 2018 р. У 2 т. К. : КПІ ім. Ігоря Сікорського», 2018. Т. 2. С. 143.

40. Малюх О.А., Полягушко Л.Г. Система оцінювання впливу гіпоксії на організм людини при цукровому діабеті. *Сучасні проблеми наукового забезпечення енергетики* : матеріали XVI Міжнар. наук.-практ. конф., 24–27 квіт. 2018 р. У 2 т. К. : КПІ ім. Ігоря Сікорського», 2018. Т. 2. С. 161.

41. Малюх О.А., Полягушко Л.Г., Сліпченко В.Г. Система оцінки впливу кисневих режимів на стан дихальної та серцево-судинної системи при розладах дихання уві сні. *Сучасні проблеми наукового забезпечення енергетики* : матеріали XVII Міжнар. наук.-практ. конф., 23–26 квіт. 2019 р. У 2 т. К. : КПІ ім. Ігоря Сікорського», 2019. Т. 2. С. 155.

42. Полягушко Л.Г. Програмна реалізація автоматизованого програмно-апаратного комплексу для інтервальних нормобарична гіпоксичних тренувань. *Міжнародна наукова інтернет-конференція «Інформаційне суспільство: технологічні, економічні та технічні аспекти становлення (випуск 30)»* / Збірник тез доповідей: випуск 30 (м. Тернопіль, 11 липня 2018 р.). – Тернопіль. – 2018. С. 68-70.

43. Асанов Е.О., Полягушко Л.Г., Діба І.А. Стійкість до гіпоксії у хворих похилого віку з хронічним обструктивним захворюванням легень. *Матеріали науково-практичної конференції з міжнародною участю «Вікові та хронобіологічні аспекти медицини та фармації»*, 4-5 жовтня 2018 року, м. Чернівці. – С. 8-10.

44. Ткачук В.А., Сліпченко В.Г., Полягушко Л.Г. Моделювання процесів кардіореспіраторної системи людини під впливом гіпоксії. *Комп'ютерне моделювання та оптимізація складних систем (КМОСС-2018): матеріали IV Міжнародної науково-технічної конференції (м. Дніпро, 1-2 листопада 2018 року)*. – Дніпро: Баланс-клуб, 2018. – С. 122-124.

45. Штокал Є.П., Сліпченко В.Г., Полягушко Л.Г. Система підготовки спортсменів до змагань в горах з використанням гіпокситерапії. *Комп'ютерне*

модельовання та оптимізація складних систем (КМОСС-2018): матеріали IV Міжнародної науково-технічної конференції (м. Дніпро, 1-2 листопада 2018 року). – Дніпро: Баланс-клуб, 2018. – С. 318-319.

46. Романюк К.Р., Сліпченко В.Г., Полягушко Л.Г. Моделювання дихання при хронічному обструктивному захворюванні легень під впливом гіпокситерапії. *Комп'ютерне моделювання та оптимізація складних систем (КМОСС-2018): матеріали IV Міжнародної науково-технічної конференції (м. Дніпро, 1-2 листопада 2018 року)*. – Дніпро: Баланс-клуб, 2018. – С. 104-106.

47. Морозов Д.С., Сліпченко В.Г., Полягушко Л.Г. Моделювання впливу гіпокситерапії на розумову та фізичну працездатність. *Комп'ютерне моделювання та оптимізація складних систем (КМОСС-2018): матеріали IV Міжнародної науково-технічної конференції (м. Дніпро, 1-2 листопада 2018 року)*. Дніпро: Баланс-клуб, 2018. С. 89-90.

48. Пекарчук М.С., Сліпченко В.Г., Полягушко Л.Г. Експертна системи для оцінки стану організму під час проведення гіпокситерапії. *Комп'ютерне моделювання та оптимізація складних систем (КМОСС-2018): матеріали IV Міжнародної науково-технічної конференції (м. Дніпро, 1-2 листопада 2018 року)*. – Дніпро: Баланс-клуб, 2018. – С. 291-292.

49. Poliagushko L. Knowledge base of the expert system in the field of hypoxic therapy. *Proceedings of the 7th European Conference on Innovations in Technical and Natural Sciences. Premier Publishing s.r.o., Accent Graphics Communications LLC, Vienna. 2019. P. 14-19.*

50. Poliagushko L.H. Service for research of a condition of the patient in hypoxic therapy. *International sciences Internet Conference "Information Society: Technological, Economic and Technical Aspects of Formation (Issue 40)" (Ternopil, July 9, 2019). Ternopil, 2019. P. 50-52.*

Методичні рекомендації МОЗ

51. Застосування інтервальних нормобаричних гіпоксичних тренувань у хворих похилого віку з хронічним обструктивним захворюванням легень: метод. рек. (42.17/86.17) / Уклад.: Е.О. Асанов, В.Г. Сліпченко, Л.Г. Полягушко та ін. –

Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, Вид-во «Політехніка», 2017. – 28 с.

Інформаційні листи наукових робіт

52. Спосіб підвищення бронхіальної прохідності у хворих на ХОЗЛ похилого віку / Е.О. Асанов, Л.Г. Полягушко, Є.Д. Осьмак, І.А. Диба // Інформаційний лист, Київ. – 4 с.

Підручники та навчальні посібники:

53. Екологічний моніторинг: підручник / В.Г. Сліпченко, О.В. Коваль, Л.Г. Полягушко та ін. – Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, Вид-во «Політехніка», 2018. – 304 с.

54. Екологічний моніторинг: навч. посіб. лаб. роботи / В.Г. Сліпченко, О.В. Коваль, Л.Г. Полягушко та ін. – Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, Вид-во «Політехніка», 2018. – 68 с.

55. Екологічний моніторинг. Альтернативні джерела енергії: навч. посіб. / В. Г. Сліпченко, О.В. Коваль, Л. Г. Полягушко, Т. О. Мазанко, Г. С. Гумен - Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, Вид-во "Політехніка", 2019. – 368 с.

56. Основи програмування – 1: навч. посіб. лаб. роботи / Крячок О.С., Полягушко Л.Г. – К.: НТУУ «КПІ ім. Ігоря Сікорського», 2019. – 51 с.

Відомості про апробацію результатів дисертації:

– International Talents Innovation and Entrepreneurship Conference, м. Вейхай (Китай), 2017 р.;

– The 7th European Conference on Innovations in Technical and Natural Sciences, м. Вена (Австрія), 2019 р.

– міжнар. наук.-практ. конф. аспірантів, магістрантів і студентів «Сучасні проблеми наукового забезпечення енергетики», м. Київ (Україна), 2012-2018 рр.;

– XX міжн. наук.-практ. конф. «Сучасні проблеми геометричного моделювання», м. Мелітополь (Україна), 2018 р.;

– IV міжн. наук.-техн. конф. «Комп'ютерне моделювання та оптимізація складних систем», м. Дніпро (Україна), 2018 р.;

– міжн. наук. інтернет-конф. «Інформаційне суспільство: технологічні, економічні та технічні аспекти становлення», м. Тернопіль (Україна), 2018,

2019 р.;

– міжн. мед. конгресі «Впровадження сучасних досягнень медичної науки у практику охорони здоров'я України», м. Київ (Україна), 2017 р.;

– нац. конгресі геронтологів і геріатрів України, м. Київ (Україна), 2016 р.;

– наук. конф. «Фундаментальні та прикладні дослідження у сучасній науці», м. Харків (Україна), 2016 р.

Виставки

– III Міжнародний Медичний Форум «Інновації в медицині – здоров'я нації» (Україна, м. Київ, 25-27 вересня 2012);

– V Міжнародний Медичний Форум «Інновації в медицині – здоров'я нації» (Україна, м. Київ, 14-16 жовтень 2014)

– VI Міжнародний Медичний Форум «Інновації в медицині – здоров'я нації» (Україна, м. Київ, 15-17 квітень 2015)

– VII Міжнародний Медичний Форум «Інновації в медицині – здоров'я нації» (Україна, м. Київ, 19-21 квітень 2016)

– Промислова виставка «Зроблено в Києві» (Україна, м. Київ, 25 травня 2017)

– IX Міжнародний медичний форум «Інновації в медицині - здоров'я нації» (Україна, м. Київ, 25-27 квітня 2018).

Погоджено

з науковим керівником д.т.н., проф.



Сліпченко В.Г.

ДОДАТОК В

**Патенти на корисну модель та свідоцтва про реєстрацію авторських прав
на твір (комп'ютерну програму)**





ДЕРЖАВНА СЛУЖБА
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІ
УКРАЇНИ

УКРАЇНА

(19) **UA** (11) **113908** (13) **U**
(51) МПК (2016.01)
A61M 16/00

(12) ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

(21) Номер заявки: **u 2016 06545**
(22) Дата подання заявки: **15.06.2016**
(24) Дата, з якої є чинними права на корисну модель: **27.02.2017**
(46) Публікація відомостей про видачу патенту: **27.02.2017, Бюл.№ 4**

(72) Винахідник(и):
**Асанов Ервін Османович (UA),
Котунов В'ячеслав Олегович (UA),
Подольський Ігор Михайлович (UA),
Полягушко Любов Григорівна (UA),
Сліпченко Володимир Георгійович (UA),
Шатило Валерій Броніславович (UA)**
(73) Власник(и):
**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ
УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ "КИЇВСЬКИЙ
ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ",
просп. Перемоги, 37, м. Київ-56, 03056 (UA)**

(54) АВТОМАТИЗОВАНИЙ ПРОГРАМНО-АПАРАТНИЙ КОМПЛЕКС "ГІПОТРОН-М"

(57) Реферат:

Автоматизований програмно-апаратний комплекс "Гіпотрон-М" містить газоаналізатор кисню, адсорбер вуглекислого газу, клапани вдиху і видиху, герметичну еластичну ємність, приєднувальний елемент, автоматичний блок керування та камеру дихання, причому містить пульсоксиметр для визначення сатурації крові та частоти серцевих скорочень пацієнта під час процедур та газоаналізатор вуглекислого газу для визначення концентрації вуглекислого газу в гіпоксичній газовій суміші, дані яких передаються до блока управління, де вони аналізуються.

UA 113908 U





УКРАЇНА

(19) **UA** (11) **115261** (13) **U**
 (51) МПК (2017.01)
A61M 16/00
A61B 5/08 (2006.01)

ДЕРЖАВНА СЛУЖБА
 ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
 ВЛАСНОСТІ
 УКРАЇНИ

(12) ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

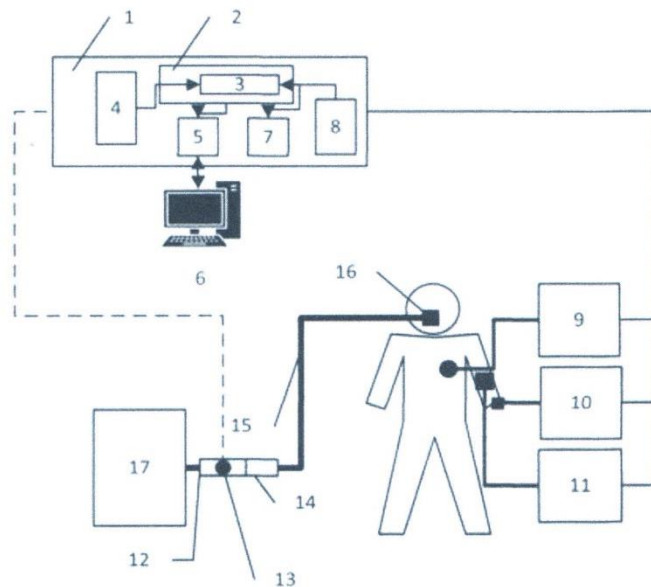
(21) Номер заявки: **u 2016 10608**
 (22) Дата подання заявки: **21.10.2016**
 (24) Дата, з якої є чинними права на корисну модель: **10.04.2017**
 (46) Публікація відомостей про видачу патенту: **10.04.2017, Бюл.№ 7**

(72) Винахідник(и):
Асанов Ервін Османович (UA),
Полягушко Любов Григорівна (UA),
Сліпченко Володимир Георгійович (UA)
 (73) Власник(и):
НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ
УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ "КИЇВСЬКИЙ
ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ",
 просп. Перемоги, 37, м. Київ-56, 03056 (UA)

(54) ПРИСТРІЙ ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ СТІЙКОСТІ ОРГАНІЗМУ ЛЮДИНИ ДО ГІПОКСІЇ

(57) Реферат:

Пристрій для визначення стійкості організму людини до гіпоксії складається з блока управління, електрокардіографа, пульсоксиметра, тонометра, датчик кисню, насадки кріплення. В насадку кріплення вмонтовано датчик кисню, який оснащений модулем передачі даних на блок управління.



Фіг.

UA 115261 U





МІНІСТЕРСТВО
ЕКОНОМІЧНОГО
РОЗВИТКУ І ТОРГІВЛІ
УКРАЇНИ

УКРАЇНА

(19) **UA** (11) **123682** (13) **U**
(51) МПК (2018.01)
A61M 16/00

(12) ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

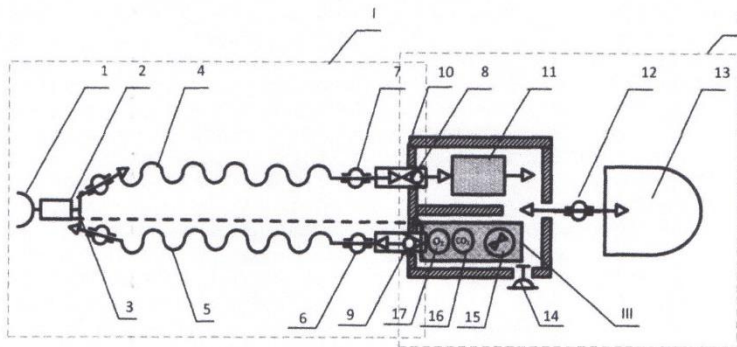
(21) Номер заявки: **u 2017 07302**
(22) Дата подання заявки: **11.07.2017**
(24) Дата, з якої є чинними права на корисну модель: **12.03.2018**
(46) Публікація відомостей про видачу патенту: **12.03.2018, Бюл.№ 5**

(72) Винахідник(и):
**Котунов В'ячеслав Олегович (UA),
Полягушко Любов Григорівна (UA),
Сліпченко Володимир Георгійович (UA),
Шепелев Віктор Михайлович (UA)**
(73) Власник(и):
**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ
УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ "КИЇВСЬКИЙ
ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ ІМЕНІ ІГОРЯ
СІКОРСЬКОГО",
просп. Перемоги, 37, м. Київ-56, 03056 (UA)**

(54) АВТОМАТИЗОВАНИЙ ПРОГРАМНО-АПАРАТНИЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ ПРОВЕДЕННЯ ГІПОКСИЧНИХ ТРЕНУВАНЬ

(57) Реферат:

Автоматизований програмно-апаратний комплекс для проведення гіпоксичних тренувань містить газоаналізатор кисню, адсорбер вуглекислого газу, герметичну еластичну ємність, приєднувальний елемент, блок управління, дихальну камеру, пульсоксиметр та газоаналізатор вуглекислого газу. При цьому система подачі газової суміші пацієнтові складається з двох клапанів на вдих та видих, двох шлангів дихання, Y-подібного з'єднувача для підключення шлангів до маски, завдяки якій пацієнт отримує газову суміш.



UA 123682 U



УКРАЇНА



СВІДОЦТВО
про реєстрацію авторського права на твір

№ 75868

Комп'ютерна програма "Система супроводу інтервальних нормобаричних гіпоксичних тренувань"

(вид, назва твору)

Автор(и) Полягушко Любов Григорівна, Сліпченко Володимир Георгійович,
Котунов В'ячеслав Олегович

(повне ім'я, псевдонім (за наявності))

Дата реєстрації 12.01.2018



Державний секретар Міністерства економічного розвитку і торгівлі України О. Ю. Перевезенцев

УКРАЇНА



СВІДОЦТВО
про реєстрацію авторського права на твір

№ 75869

Комп'ютерна програма "Моніторинг кардіореспіраторної системи під час гіпоксії" ("Cardiorespiratory")
(вид, назва твору)

Автор(и) Полягушко Любов Григорівна, Сліпченко Володимир Георгійович,
Ткачук Юрій Ігорович
(повне ім'я, псевдонім (за наявності))

Дата реєстрації 12.01.2018



Державний секретар Міністерства
економічного розвитку і торгівлі
України О. Ю. Перевезенцев

ПК «Україна». Зам. 17-2020. 2017 р. IV кв.