

НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
«ДНІПРОВСЬКА ПОЛІТЕХНІКА»
МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ

КРИВОРІЗЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ

Кваліфікаційна наукова
праця на правах рукопису

СЛАВІНСЬКИЙ ДМИТРО В'ЯЧЕСЛАВОВИЧ

УДК 681.51:614.8.086.3

ДИСЕРТАЦІЯ
АВТОМАТИЗАЦІЯ ПРОЦЕСУ КЕРУВАННЯ МОТОРИЗОВАНИМ
РЕСПІРАТОРОМ НА ОСНОВІ РЕГУЛЮВАННЯ ЦИКЛІЧНИХ
ПОТОКІВ

05.13.07 – автоматизація процесів керування
05 Технічні науки

Подається на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук

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



Д.В. Славінський

Науковий керівник:
Ткачов Віктор Васильович,
доктор технічних наук, професор.

Кривий Ріг – 2024

АНОТАЦІЯ

Славінський Д.В. Автоматизація процесу керування моторизованим респіратором на основі регулювання циклічних потоків. – Кваліфікаційна наукова праця на правах рукопису.

Дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук за спеціальністю 05.13.07 «Автоматизація процесів керування» (05 – технічні науки). – Виконана в Національному технічному університеті «Дніпровська політехніка» МОН України, Дніпро, захист у Криворізькому національному університеті МОН України, Кривий Ріг, 2024.

Дисертація спрямована на вирішення актуального науково-технічного завдання дослідження математичних та імітаційних моделей моторизованого респіратора і розробки автоматизованої системи керування тиском повітря в підмасковому просторі респіратора, що враховує можливість зміни режиму дихання при зміні фізичного навантаження працівника.

В роботі проаналізовано захисні та експлуатаційні характеристики сучасних моторизованих респіраторів, досвід їх використання, а також умов праці та місць перебування користувачів, що дозволило сформулювати загальні вимоги до подібних пристроїв.

Зважаючи на особливості моторизованих респіраторів, як об'єктів в яких відбувається рух повітря були розглянуті методи математичного опису процесів транспортування газоподібних речовин, в тому числі і для подібних за будовою і функціонуванням об'єктів інших галузей промисловості.

Аналіз інформації щодо математичного опису процесів, які мають місце в моторизованому респіраторі та подібних за будовою і функціонуванням об'єктів інших галузей промисловості та соціальної сфери показав, що при створенні математичних моделей для систем транспортування газу найчастіше використовується система координат Ейлера, що є фіксованою у просторі. Рівняння динаміки складаються відповідно до основних законів збереження: рівняння нерозривності (згідно закону збереження маси); рівняння кількості

руху (закон збереження імпульсу); рівняння енергії (відповідно до закону збереження та перетворення енергії). Ці рівняння в загальному випадку показують, що зміна в часі маси, кількості руху або енергії у виокремленому фіксованому просторі визначаються через різницю між вхідним та вихідним потоком відповідного параметра.

З огляду на конструкцію та принцип дії моторизованого респіратора можна зауважити, що зміни енергетичного балансу повітряного потоку на вході та виході не відбувається, тому рівняння збереження енергії можна не розглядати.

Приділено увагу математичному опису дихання користувача, що являє собою циклічні потоки повітря, які впливають на загальний тиск у масці та зауважено можливість представлення дихання у вигляді гармонічного сигналу.

Аналіз систем керування параметрами повітряного потоку в моторизованих респіраторах, серед представлених на світовому ринку зразків показав наявність низки недоліків, серед яких варто виділити низький рівень комфорту більшості пристроїв з огляду на недостатню компенсацію опору диханню від фільтрувальних елементів; ручне регулювання витрати повітря до маски (від 2 до 5 режимів подачі повітря або плавна зміна за допомогою обертового чи повзункового регулятора), що може викликати потрапляння забрудненого повітря всередину маски.

Подібність структури моторизованого респіратора до систем провітрювання приміщень та подачі газоподібних речовин до технологічних об'єктів дозволила виконати математичний опис процесів, що мають місце в моторизованому респіраторі за допомогою рівняння рівноваги та еквівалентних схем заміщення з елементами «опір-ємність» і отримана за результатами аналітичного розрахунку система рівнянь, що описують динаміку зміни тиску повітря в моторизованому респіраторі дозволила отримати передавальну функцію в загальному вигляді.

Для визначення числових значень коефіцієнтів та підтвердження адекватності аналітичної моделі було розроблено фізичну модель моторизованого респіратора.

За результатами ідентифікації фізичної моделі встановлено, що моторизований респіратор, як об'єкт керування є несиметричним і його математична модель може бути представлена у вигляді передаточної функції, що складається з двох аперіодичних ланок 1-го порядку, які мають різні постійні часу та з'єднані паралельно, одна з ланок відповідає роботі об'єкта при збільшенні значення керуючого впливу, друга – при його зменшенні. Статична характеристика у визначеному діапазоні керуючого сигналу є наближеною до лінійної та зміни коефіцієнта підсилення передаточної функції від зміни швидкості обертання вентилятора є лінійною залежністю.

Відповідність отриманої передаточної функції моторизованого респіратора, як об'єкта керування до експериментальних даних склала 92 %.

Також встановлено, що відповідність перехідних характеристик аналітичної моделі респіратора та фізичної моделі, за нормованим середньоквадратичним відхиленням, становить 81,6 %.

Було визначено параметри гармонічного сигналу у вигляді синусоїди з частотою та амплітудою, що відповідають різним режимам фізичного навантаження працівника для формування сигналу дихання при дослідженні роботи імітаційної моделі моторизованого респіратора.

За результатами моделювання системи керування з двопозиційним регулятором встановлено, що в цілому вимоги виконуються, але вентилятор знаходиться у режимі постійних коливань швидкості обертання, що може призвести до передчасного вичерпування робочого ресурсу вентилятора та виходу його з ладу, викликати додатковий шум та вібрацію.

За допомогою комп'ютерного моделювання, з попереднім визначенням наближених параметрів регулятора на основі перехідної характеристики (метод Chien-Hrones-Reswick (CHR)), було встановлено, що використання П-регулятора, що при імітації різних режимів дихання людини у масці

моторизованого респіратора, наявна усталена похибка середнього значення тиску в масці. При використанні ПІ-регулятора з налаштованими коефіцієнтами система керування показує найкращі показники: статична помилка для 2,15 %, (обумовлена нерівною компенсацією вдиху та видиху).

Перевірка стійкості системи керування виконана за критерієм Гурвіца показала, що система стійка. За годографом Найквіста визначено, що система керування має запас по фазі 38,1 град.

На основі результатів досліджень при моделюванні роботи системи керування тиском повітря в масці моторизованого респіратора було зауважено, що ступінь компенсації тиску повітря при диханні залежить від рівня уставки на вході регулятора. При цьому, збільшення амплітуди та частоти дихання працівника під час виконання надмірної фізичної роботи викликає необхідність підвищення уставки тиску повітря для збільшення значення компенсації відхилення тиску у масці протягом вдиху та видиху, а також зменшення значення уставки впродовж періоду зменшення важкості фізичних робіт для запобігання марного функціонування вентилятора з підвищеними обертами. Це має забезпечити економічну витрату заряду акумулятора.

Дослідження зміни відхилення тиску повітря в масці, яке залежить від амплітуди та частоти дихання користувача, від значення уставки в системі керування, дозволило визначити коефіцієнт прямої пропорційності ($\approx 0,23$) та сформулювати перше наукове положення.

На основі емпіричних залежностей в імітаційній моделі моторизованого респіратора було додано модуль розрахунку додаткового опору фільтра через накопичення шару пилового осаду в умовах зміни режимів фізичного навантаження користувача. Імітаційне моделювання показало, що при коливаннях концентрації пилу в повітрі робочої зони в межах 50-500 г/м³ та об'ємній витраті повітря крізь фільтр 115-260 л/хв впродовж 5 годин додатковий опір становитиме ≈ 210 Па. Також визначено, що для забезпечення автономної роботи моторизованого респіратора впродовж 5 годин, в умовах

змінної концентрації пилу та витрати повітря, необхідна ємність акумуляторної батареї становить 10 А·год. (з урахуванням запасу 20 %).

Розглянуто етапи розробки конструкційних елементів діючого зразка моторизованого респіратора та їх виготовлення на основі адитивних технологій 3D-друку.

На основі апаратної обчислювальної платформи Arduino та супутніх технічних засобів автоматизації визначено загальну структуру системи керування роботою моторизованого респіратора та алгоритмічне і програмне забезпечення для реалізації функцій контролю та керування параметрами потоку повітря, що надходить до користувача.

За результатами експериментальних досліджень та випробувань встановлено, що функціонування системи керування моторизованим респіратором, відповідає визначеним вимогам, забезпечуючи питомий тиск у масці в межах 50-370 Па та витрату повітря не менше 115 л/хв.

Розрахунок оцінки економічної доцільності розробки та впровадження моторизованого респіратора, показав, що згідно статистиці професійних захворювань органів дихання в Україні, соціальні збитки на один випадок професійної захворюваності складають ≈ 390 тис.грн.

Ключові слова: моторизований респіратор, автоматизація, ідентифікація, моделювання, фільтр, пил, тиск, система керування, циклічні потоки, повітря, витрата, регулятор, діючий зразок.

ABSTRACT

Slavinsky D.V. Automation of the process of controlling the powered air-purifying respirator based on the regulation of cyclic flows. – On the rights of the manuscript.

Thesis for a Candidate's Degree of Technical Sciences by specialty 05.13.07 – «Automation of control processes» (05 – technical sciences). – Completed a thesis

at Dnipro University of Technology of MES of Ukraine, present a thesis at Kryvyi Rih National University of MES of Ukraine, Kryvyi Rih, 2024.

The dissertation is devoted to solving the current scientific and technical task of increasing the effectiveness of individual protection of human respiratory organs by determining the parameters of the regulator for the automated air pressure control system in the under-mask space of the powered air-purifying respirator, which takes into account the possibility of changing the breathing mode when the physical load of the worker changes, subject to appropriate restrictions.

The work analyzed the protective and operational characteristics of modern powered air-purifying respirator, the experience of their use, as well as the working conditions and places of stay of users, which made possible of formulate general requirements for this devices.

Take in to account the peculiarities of powered air-purifying respirator, as objects in which air moves, the methods of mathematical description of the processes of transportation for gaseous substances were considered, including for objects similar in structure and functioning in other branches of industry.

The analysis of information regarding the mathematical description of the processes that take place in a powered air-purifying respirator and objects similar in structure and functioning in other branches of industry and the social sphere showed that when creating mathematical models for gas transportation systems, the Euler coordinate system, which is fixed in space, is most often used. The dynamics equations are composed in accordance with three main conservation laws: the law of conservation of mass (equation of non-separability); the law of conservation of momentum (Newton's second law of motion - equation of the amount of motion); the law of energy conservation and transformation – (energy equation). These equations generally show that the change in time of mass, momentum, or energy in an isolated fixed is determined by the difference between the input and output flux of the corresponding parameter.

Given the design and principle of operation of the powered air-purifying respirator, it can be noted that there is no change in the energy balance of the air flow at the inlet and outlet, so the energy conservation equation can be disregarded.

Attention is paid to the mathematical description of the user's breathing, which is cyclic air flows that affect the overall pressure in the mask, and the possibility of representing breathing in the form of a harmonic signal is noted.

An analysis of the control systems for air flow parameters in motorized respirators, among the samples presented on the world market, showed the presence of a number of shortcomings, among which it is worth highlighting the low-level of comfort of most devices due to the insufficient compensation of breathing resistance from filter elements; manual adjustment of air flow to the mask (2-5 modes or smooth change using a rotary or slider control), which can cause contaminated air to enter the mask.

The similarity of the structure of the powered air-purifying respirator to a ventilation systems of the rooms and the supply of gaseous substances to the technological objects made it possible to perform a mathematical description of the processes taking place in the powered air-purifying respirator using the equilibrium equation and equivalent substitution schemes with "resistance-capacitance" elements and obtained by the results of an analytical calculation the system of equations describing the dynamics of changes in air pressure in a powered air-purifying respirator made it possible to obtain the transfer function in a general form.

A physical model of a powered air-purifying respirator was developed to determine the numerical values of the coefficients and to confirm the adequacy of the analytical model.

According to the results of the identification of the physical model, it was established that the motorized respirator, as a control object, is asymmetric and its mathematical model can be represented in the form of a transfer function consisting of two aperiodic links of the 1st order, which have different time constants and are connected in parallel, one of the links corresponds to the operation of the object

when the value of the controlling influence increases, the second - when it decreases. The static characteristic in the defined range of the control signal is close to linear, and the change in the gain of the transfer function depends on the change in the speed of rotation of the fan.

The correspondence of the obtained transfer function of the powered air-purifying respirator as a control object to the experimental data was 92 %.

It was also established that the correspondence between the transient characteristics of the analytical model of the respirator and the physical model, according to the normalized root mean square deviation, is 81,6 %.

The parameters of the harmonic signal in the form of the sine wave with a frequency and amplitude corresponding to different modes of the worker's physical load were determined for the formation of a breathing signal when studying the operation of a simulated model of a powered air-purifying respirator.

According to the simulation results of the control system with a two-position regulator, it was established that the requirements are generally met, but the fan is in the mode of constant fluctuations in the rotation speed, which can lead to the premature exhaustion of the working resource of the fan and its failure, cause additional noise and vibration.

With the help of computer simulation, with preliminary determination of the approximate parameters of the regulator based on the transient characteristic (Chien-Hrones-Reswick (CHR) method), it was established that the use of the P-regulator, which when simulating different modes of human breathing in a powered air-purifying respirator mask, there is a fixed error of an value average for the pressure in the mask. When using a PI controller with adjusted coefficients, a control system, shows the best indicators: a static error of 2,15 %, (due to unequal compensation of inhalation and exhalation).

The stability check for a system of control performed according to the Routh-Hurwitz criterion showed that the system is stable. When used to Nyquist hodograph, it was determined that the system of control has a phase margin of 38.1 degrees.

Based at the researching results, when modeling the operation of the air pressure control system inside mask of a powered air-purifying respirator, it was noted as the degree of compensation of air pressure during breathing depends on level for the setting at the input of the regulator. At the same time, an increase at the amplitude and frequency of the user's respiratory movements during excessive physical work causes the need to increase the air pressure setting increased a compensation of a pressure deviation in the mask during inhalation and exhalation, and to decrease the setting during the period of absence of significant physical load to prevent useless operation of the fan at high speeds, which provides saving of battery charge.

The study of the change in the deviation of the air pressure in the mask, that depends at the amplitude and frequency of the user's breathing. On a value for the setting in the system of control, made this possible to determining a coefficient of direct proportionality (≈ 0.23) and form the first scientific statement.

On the basis of empirical dependencies, a module was added to the simulation of the powered air-purifying respirator models to calculate the additional resistance of the filter due to an accumulation of a layer of dust sediment under the conditions of change at the user's physical load regimes. Simulation modeling showed that with fluctuations in the concentration of dust in the air of the working area in the range of 50-500 g/m³ and the volumetric air flow through the filter of 115-260 l/min for 5 hours, the additional resistance will be ≈ 210 Pa. It is also determined that to ensure autonomous operation of a powered air-purifying respirator for 5 hours, under conditions of variable dust concentration and air flow, the required battery capacity is 10 A·h (taking into account a 20 % reserve).

The stages of development of structural elements of the working sample of a powered air-purifying respirator and their manufacture based on additive 3D printing technologies are considered.

On the basis of the Arduino hardware computing platform and related technical means of automation, the general structure of the powered air-purifying respirator control system and the algorithmic and software for the implementation of

functions of monitoring and controlling the parameters for an air flow coming to the user have been determined.

The results of experimental studies and tests was established that the operation of the powered air-purifying respirator control system meets the specified requirements, providing a specific pressure in the mask within the range from 50 to 370 Pa and an air flow rate of at least 115 l/min.

The calculation of an assessment for the economic feasibility of a development and implementation of a powered air-purifying respirator showed that according at the statistics of occupational diseases of the respiratory organs in Ukraine, social damages for one case of occupational morbidity amount to UAH 390,000

Keywords: powered air-purifying respirator, automation, identification, modeling, filter, dust, pressure, control system, cyclic flows, air, flow, regulator, working sample.

СПИСОК ПУБЛІКАЦІЙ ЗДОБУВАЧА ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ

Публікації у періодичних фахових виданнях України

1. Чеберячко С. І., Чеберячко Ю. І., Дерюгін О. В., Славінський Д. В. Протипиловий респіратор з вимірювачем перепаду тиску. *Вісник НТУУ «КПІ». Серія Радіотехніка, Радіоапаратобудування*. 2019. № 78. С. 43–51. <https://doi.org/10.20535/RADAP.2019.78.43-51> (*Web of Science*)
2. Cheberiachko S., Slavinskyi D., Cheberiachko Yu., Deryugin O. Mathematical model of air flow movement in a motorized filter respirator. *Naukovyi Visnyk Natsionalnoho Hirnychoho Universytetu*. 2023. №3. Р. 97–103. <https://doi.org/10.33271/nvngu/2023-3/097> (*Scopus*)
3. Чеберячко С. І., Чеберячко Ю. І., Дерюгін О. В., Славінський Д. В., Клімов Д. Г. Фільтрувальний респіратор з примусовою подачею повітря. *Вісник Приазовського державного технічного університету : зб. наукових праць ДВНЗ «ПДТУ»*. Маріуполь, 2020. Вип. 41. С. 155–171. <https://doi.org/10.31498/2225-6733.41.2020.226205>
4. Славінський Д. В. Визначення моделі моторованого респіратора для дослідження режимів його роботи. *Збірник наукових праць НГУ*. 2023. №72. С. 172–185. <https://doi.org/10.33271/crpnmu/72.172>
5. Slavinskyi D., Bilko T., Cheberyachko Y., Cheberyachko S., Deryugin O. Improvement of motorized design filtering respirator. *Machinery & Energetics*. 2023. №14(1). Р. 24–35. <https://doi.org/10.31548/machinery/1.2023.24> (*Scopus*)
6. Славінський Д. В., Ткачов В. В., Бойко О. О., Чеберячко Ю. І. Вдосконалення моделі динаміки тиску в масці моторизованого фільтрувального респіратора як об'єкта керування. *Збірник наукових праць НГУ*. 2023. №73. С.144–153. <https://doi.org/10.33271/crpnmu/73.144>
7. Slavinskyi D., Bilko T., Cheberyachko Yu., Cheberyachko S., Deryugin O. Automated air pressure control system in a motorised breathing apparatus. *Machinery & Energetics*. 2024. №15(1). Р. 9–22. <https://doi.org/10.31548/machinery/1.2024.09> (*Scopus*)

Патенти

8. Фільтрувальний респіратор : пат. 122788 Україна. МПК А62В 23/02, А62В 7/10 / Голінько В. І.; Чеберячко Ю. І.; Фрундін В. Ю.; Чеберячко С. І.; Радчук Д. І; Славінський Д. В. ; опубл. 25.01.2018, Бюл. № 2. 6 с.

9. Фільтрувальний дихальний апарат з примусовою подачею повітря : пат. 147372 Україна. МПК А62В 23/00, А62В 18/00 / Голінько В. І.; Чеберячко С. І.; Чеберячко Ю. І.; Дерюгін О. В.; Славінський Д. В.; Радчук Д. І; Клімов Д. Г. ; опубл. 06.05.2021, Бюл. № 18. 12 с.

10. Фільтрувальний респіратор : пат. 148810 Україна. МПК А62В 23/02, А62В 7/10 / Чеберячко С. І.; Чеберячко Ю. І.; Дерюгін О. В.; Саїк П. Б.; Дичковський Р. О.; Муха О. А.; Лозинський В. Г.; Славінський Д. В.; Яворська О. О.; Яворський А. В. ; опубл. 23.09.2021, Бюл. № 38. 5 с.

Наукові праці, які засвідчують апробацію матеріалів дисертації

11. Славінський Д. В. Особливості математичного моделювання респіратора з примусовою подачею повітря. *«Наукова весна» 2023* : матеріали XIII Міжнар. наук.-тех. конф студентів, аспірантів та молодих вчених (1–3 березня 2023 р.). Дніпро, 2023. С. 156–157.

12. Славінський Д. В., Бойко О. О., Воскобойник Є. К. Перспективи розвитку засобів індивідуального захисту органів дихання. *Міжнародний форум «Безпечна, комфортна та спроможна територіальна громада»* : матеріали Міжнар. наук.-техн. конф. (11–13 жовтня 2023 р.). Дніпро, 2023. С. 139–140.

13. Славінський Д. В., Клімов Д. Г., Чеберячко Ю. І. Удосконалення роботи моторизованого фільтрувального респіратора. *Міжнародний форум «Безпечна, комфортна та спроможна територіальна громада»* : матеріали Міжнар. наук.-техн. конф. (11–13 жовтня 2023 р.). Дніпро, 2023. С. 150–151.

14. Славінський Д. В. Дослідження роботи системи керування тиском повітря в масці моторованого респіратора при різних режимах дихання. *Молодь: наука та інновації* : матеріали XI Міжнар. наук.-тех. конф студентів,

аспірантів та молодих вчених (22–24 листопада 2023 р.). Дніпро, 2023. С. 457–459.

15. Славінський Д. В. Ідентифікація сигналу «Дихання людини» для імітаційної моделі системи керування моторизованим респіратором. *Інформаційні технології: теорія і практика* : тези доп. I (VII) Міжнар. наук.-практ. конф. здобувачів вищої освіти і молодих учених (20–22 березня 2024 р.). Дніпро, 2024. С. 132.

16. Славінський Д. В., Воскобойник Є. К. Аналіз систем керування моторованими повітряноагнітальними фільтрувальними пристроями. *Сталий розвиток: захист навколишнього середовища. Енергоощадність. Збалансоване природокористування* : зб. матер. IX Міжнар. молод. конгр. (28-29 березня 2024 р.). Львів, 2024. С. 93.

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ.....	17
ВСТУП.....	18
РОЗДІЛ 1 АНАЛІЗ ПИТАННЯ АВТОМАТИЗАЦІЇ ЗАСОБІВ ЗАХИСТУ ОРГАНІВ ДИХАННЯ ЛЮДИНИ	26
1.1 Моторизований респіратор, як об'єкт автоматизації	26
1.2 Математичне моделювання роботи моторизованого респіатора.....	33
1.3 Системи контролю та керування моторизованими респіраторами	44
1.4 Умови розробки нових моторизованих респіраторів.....	54
1.5 Висновки та постановка завдання дослідження	57
РОЗДІЛ 2 ДОСЛІДЖЕННЯ МОТОРИЗОВАНОГО РЕСПІРАТОРА, ЯК ОБ'ЄКТА КЕРУВАННЯ	60
2.1 Розробка математичної моделі моторизованого респіатора аналітичним шляхом.	60
2.2 Визначення передавальної функції моторизованого респіатора на основі фізичної моделі.....	73
2.3 Дослідження параметрів дихання людини при використанні моторизованого респіатора	91
2.4 Висновки до розділу 2	98
РОЗДІЛ 3 РОЗРОБКА ТА ДОСЛІДЖЕННЯ СИСТЕМИ КЕРУВАННЯ МОТОРИЗОВАНИМ РЕСПІРАТОРОМ	100
3.1 Особливості керування роботою моторизованого респіатора	100
3.2 Розробка регулятора для системи керування моторизованим респіратором.....	101
3.3 Стійкість системи керування	111
3.4 Регулювання уставки тиску в залежності від режиму дихання	115
3.5 Дослідження впливу додаткового опору від накопичення пилу на поверхні фільтра.....	120

3.6 Імітаційне моделювання системи керування моторизованим респіратором у різних режимах роботи.....	124
3.7 Висновки до розділу 3	130
РОЗДІЛ 4 ДОСЛІДЖЕННЯ РОБОТИ ТА ЕКОНОМІЧНА ОЦІНКА	
ДОЦІЛЬНОСТІ РОЗРОБКИ МОТОРИЗОВАНОГО РЕСПІРАТОРА.....	132
4.1 Розробка структури технічних засобів системи керування моторизованим респіратором	132
4.2 Розробка програмного забезпечення системи контролю та керування моторизованим респіратором	135
4.3 Виготовлення конструктивних елементів моторизованого респіатора ..	141
4.4 Перевірка функціонування діючого зразка моторизованого респіатора	145
4.5 Оцінка економічної доцільності розробки	147
4.6 Висновки до розділу 4	151
ВИСНОВКИ ДО РОБОТИ	153
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	156
ДОДАТКИ.....	171

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ

ЗІЗ	– Засіб індивідуального захисту
PPE	– Personal Protective Equipment
ЗІЗОД	– Засіб індивідуального захисту органів дихання
САК	– Система автоматичного керування
ЛМІ	– Людино-машинний інтерфейс
ПК	– Персональний комп'ютер
ФЕ	– Фільтрувальний елемент
ГДК	– Гранично допустима концентрація
ППП	– Пакет прикладних програм
PAPR	– Powered air purifying respirator
НД	– Нормативні документи
ОС	– Операційна система
UART	– Універсальний асинхронний приймач/передавач
SPI	– Serial Peripheral Interface

ВСТУП

Актуальність теми. На сьогоднішній день в багатьох галузях промисловості залишаються робочі процеси та операції, які працівник виконує в умовах високої концентрації пилу в повітрі робочої зони. Щоденна та інтенсивна праця при виконанні цих завдань, обумовлює фізіологічні зміни та збільшує ризик виникнення професійних захворювань органів дихання з пиловою етіологією: пневмоконіоз різного походження та пилові бронхіти. Згідно інформації Фонду соціального страхування України за 2022 рік у структурі професійних захворювань частка хвороб органів дихання сягає 41,6 % від загальної кількості діагнозів.

Останнім часом, для підвищення ефективності захисту працюючих від впливу забрудненого повітря в робочій зоні, поширення набувають моторовані повітрянагнітальні фільтрувальні пристрої або моторизовані респіратори (англ. Powered air purifying respirator, PAPR). Застосування останніх, дозволяє зменшити опір диханню та за рахунок створення надмірного тиску повітря у підмасковому просторі, зменшити ймовірність потрапляння забрудненого повітря під маску. Однак, повна відсутність або недостатня функціональність наявних систем керування параметрами повітряного потоку в моторизованих респіраторах не дозволяють ефективно використовувати можливості цих пристроїв.

Функціональні обмеження в роботі моторизованого респіратора можуть призвести до того, що в разі недостатньої кількості повітря, що подається, під час вдиху людина має прикладати більше зусиль для дихання створюючи розрідження в масці, в наслідок чого забруднене повітря може потрапити всередину маски крізь нещільності вздовж полоси обтюрації. При видиху, тиск в масці може значно збільшитись, що також може негативно вплинути на самопочуття та здоров'я людини.

Дослідженнями моторованих повітрянагнітальних фільтрувальних пристроїв та розробкою систем керування ними займалася низка науковців:

О.В. Сахаров, N. Wagner, S. Wood, Miracle I. Nazarious, Simona Del Ferraro, D. Khoo та ін. З огляду на особливості функціонування моторизованого респіратора, як об'єкта, в якому відбувається рух газоподібних речовин (повітря) під дією зовнішніх сил, також необхідно прийняти до уваги публікації науковців з цього напрямку: В.А. Демченко, Ю.В. Бразалук, Ye Yao, J. Bonassa, Yu. Yuebin та ін. Також варто зауважити значний внесок до розробки нових засобів захисту органів дихання науковців: А.А. Еннана, Н.М. Абрамової, С.І. Чеберячко, Ю.І. Чеберячко та ін.

Отже, дослідження математичних та імітаційних моделей моторизованого респіратора і розробка автоматизованої системи керування тиском повітря в підмасковому просторі респіратора, що враховує можливість зміни режиму дихання при зміні фізичного навантаження працівника, є актуальним науково-технічним завданням, що потребує вирішення.

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

Дисертаційна робота виконана відповідно до енергетичної стратегії України на період до 2035 року «Безпека, енергоефективність конкурентоспроможність», затвердженої розпорядженням Кабінету Міністрів України від 18 серпня 2017 року № 605-р.

Основою дисертаційної роботи стали матеріали, які узагальнюють дослідження автора у рамках реалізації тематичних планів науково-дослідних робіт НТУ «Дніпровська політехніка» за темою: «Інтелектуальні технології керування процесами гірничого виробництва в задачах енергозбереження та енергоефективності» (№ держ. реєстрації 0113U000402), у якій автор брав участь як співвиконавець.

Мета і завдання дослідження.

Метою дисертаційної роботи є підвищення ефективності роботи моторизованого респіратора, шляхом розробки автоматизованої системи керування тиском повітря в масці із компенсацією впливу циклічних потоків повітря при різних режимах дихання людини.

Визначена мета роботи обумовила необхідність розв'язання наступних завдань:

- проаналізувати вітчизняний та закордонний досвід створення систем контролю та керування роботою засобів індивідуального захисту органів дихання людини для визначення основних напрямків автоматизації моторизованого респіратора;
- розробити математичну модель моторизованого респіратора, як об'єкта автоматичного керування;
- дослідити роботу фізичної моделі моторизованого респіратора для перевірки і удосконалення його математичної моделі, розробки імітаційної моделі та визначення параметрів циклу дихання людини;
- розробити імітаційну модель системи керування тиском повітря у масці моторизованого респіратора для дослідження впливу зміни параметрів циклу дихання користувача на рівень коливань тиску повітря в масці та підвищення ефективності його роботи;
- перевірити ефективність роботи складових системи керування тиском повітря в масці та захисних властивостей моторизованого респіратора в реальних умовах.

Об'єктом дослідження є процес керування тиском повітря в підмасковому просторі моторизованого респіратора.

Предметом дослідження є математичні та імітаційні моделі й методи керування процесом підтримання тиску повітря в підмасковому просторі моторизованого респіратора, що забезпечують необхідний потік повітря в залежності від режиму дихання працівника при виконанні робіт різної категорії важкості.

Методи дослідження. Для вирішення поставленого завдання використано методи математичної статистики при аналізі даних експериментальних досліджень та впливу режимів дихання на роботу моторизованого респіратора, методу теорії транспортування газоподібних речовин при аналітичному описі руху повітряного потоку в моторизованому

респіраторі, планування експерименту для визначення параметрів фізичної моделі моторизованого респіатора, метод найменших квадратів для отримання коефіцієнтів апроксимованих функцій, методи теорії автоматичного керування для розробки та моделювання системи керування тиском повітря в масці моторизованого респіатора.

Теоретичні та експериментальні дослідження виконувались з використанням ліцензованих програмних продуктів: Excel Microsoft365, SolidWorks, MATLAB Online, ArduinoIDE.

Наукова новизна одержаних результатів.

Наукові положення, що виносяться на захист:

1. Врахування при розробці системи керування прямопропорційної залежності значення відхилення тиску повітря у масці моторизованого респіатора від уставки та амплітуди дихання працівника, забезпечує підвищення коефіцієнта захисту респіатора та дозволяє зменшити зусилля, які необхідні для дихання.

2. Визначення часу захисної дії моторизованого респіатора, забезпечується шляхом врахування при розробці системи керування залежностей величини та швидкості зростання додаткового опору шару пилу на фільтрувальній поверхні, що прямопропорційні витраті повітря до маски.

Наукова новизна одержаних результатів:

вперше:

– отримано математичну модель динаміки тиску повітря в масці моторизованого респіатора, що дало можливість розробити систему керування тиском повітря, в якій враховано вплив циклічних потоків від дихання людини при змінному фізичному навантаженні;

– запропоновано метод регулювання тиску повітря в масці моторизованого респіатора шляхом керування швидкістю обертання ротора електродвигуна вентилятора для збільшення ступеня компенсації коливань тиску від дихання при інтенсифікації фізичного навантаження;

удосконалено:

- імітаційну модель системи керування тиском повітря в масці моторизованого респіратора шляхом впровадження програмного модуля формування додаткового опору на фільтрувальній поверхні, який впливає на час захисної дії, що дозволило скорегувати метод визначення уставки тиску повітря відповідно до реальних умов експлуатації респіратора;

отримав подальший розвиток:

- метод еквівалентного заміщення «опір-ємність» для систем транспортування газоподібних речовин, що дозволило отримати математичну модель зміни тиску повітря в масці моторизованого респіратора в залежності від швидкості обертання крилатки на роторі електродвигуна вентилятора, із врахуванням зміни опору повітряному потоку.

Обґрунтованість та достовірність наукових положень та результатів.

Наукові положення, новизна та висновки, представлені в дисертації, обґрунтовані на основі результатів перевірки відповідності розробленого зразка моторизованого респіратора до вимог Державних стандартів України та Національного інституту охорони праці (США) в ТОВ НВП «Стандарт» на базі випробувальної лабораторії технічної експертизи засобів колективного та індивідуального захисту органів дихання працюючих.

В рамках лабораторних досліджень, за участі випробувачів була визначена захисна ефективність фільтрувальних респіраторів з примусовою подачею повітря та встановлено, що осереднений результат коефіцієнта захисту випробуваних зразків коливався в межах 99,93÷99,97 %, що відповідає вимогам стандарту ДСТУ EN 12941:2004.

Практичне значення одержаних результатів:

1. Математична модель, отримана на основі аналітичного методу розрахунку, дає можливість налаштування параметрів для різних конструкцій моторизованих респіраторів.

2. Імітаційна модель системи керування тиском повітря в масці моторизованого респіратора використана для визначення необхідної ємності

аккумуляторної батареї, із врахуванням вимог до часу автономної експлуатації. Результат моделювання показав, що для автономної роботи моторизованого респіратора впродовж 5 годин, необхідна ємність аккумулятора становить 10 А·год.

3. Запропоновано спосіб керування тиском повітря у підмасковому просторі моторизованого респіратора з урахуванням залежності циклічності повітряних потоків від дихання та змін інтенсивності фізичного навантаження працівника з розробкою відповідного програмного забезпечення, функціонування системи керування як окремо, так і у складі системи керування роботою моторизованого респіратора. Це дозволило отримати ступінь компенсації відхилень тиску при диханні в межах 88,6÷95 % при уставці тиску 300 Па.

4. Розроблено експериментальний зразок моторизованого респіратора, що використовується для подальших досліджень впливу різних параметрів на його функціонування.

5. За результатами дисертаційної роботи отримано патент № 122788 Україна, «Фільтрувальний респіратор», за який отримано диплом 2 ступеню на Відкритому конкурсі на кращий патент у сфері цивільного захисту та пожежної безпеки, 2018 р.; патент № 147372 Україна, «Фільтрувальний дихальний апарат з примусовою подачею повітря», за який отримано диплом 2 ступеню на Відкритому конкурсі на кращий патент у сфері цивільного захисту та пожежної безпеки, 2021 р.; патент № 148810 Україна, «Фільтрувальний респіратор», за який отримано диплом 3 ступеню на Відкритому конкурсі на кращий патент у сфері цивільного захисту та пожежної безпеки, 2022 р.

6. Розроблено лабораторний стенд для дослідження роботи моторизованого респіратора, що буде впроваджено у навчальний процес на кафедрі кіберфізичних та інформаційно-вимірювальних систем в рамках підготовки фахівців за спеціальністю 174 «Автоматизація, комп'ютерно-інтегровані технології та робототехніка» для дисциплін: «Технічні засоби

автоматизації», «Ідентифікація та моделювання технологічних об'єктів автоматизації» та виконання магістерських науково-дослідних робіт.

Особистий внесок здобувача.

Дисертація є підсумковим результатом роботи автора. Здобувачем обгрунтовано актуальність теми, виконано аналіз джерел інформації з означеного питання, у тому числі наукової літератури та ресурсів мережі Internet, сформульовано завдання дослідження. Автором адаптовано метод заміщення «опір-ємність» для складових елементів моторизованого респіратора та розроблена на його базі аналітична модель зміни тиску повітря в підмасковому просторі, створена фізична модель моторизованого респіратора для уточнення параметрів математичної моделі зміни тиску повітря, розроблена система керування тиском повітря в підмасковому просторі моторизованого респіратора на базі пропорційно-інтегрального регулятора та розроблено програмне забезпечення системи керування роботою моторизованого респіратора.

Апробація результатів дисертації.

Основні положення та результати роботи доповідались на XIII Міжнародної науково-технічної конференції студентів, аспірантів та молодих вчених «Наукова весна» (м. Дніпро, Національний технічний університет «Дніпровська політехніка», 1–3 березня 2023 р.), Науково-практична конференція «Міжнародний форум: безпечна, комфортна та спроможна територіальна громада» (м. Дніпро, Національний технічний університет «Дніпровська політехніка», 11–13 жовтня 2023 р.), XI Міжнародна науково-технічна конференція студентів, аспірантів та молодих вчених «Молодь: наука та інновації» (м. Дніпро, Національний технічний університет «Дніпровська політехніка», 22–24 листопада 2023 р.), I (VII) Міжнародна науково-практична конференція здобувачів вищої освіти і молодих учених «Інформаційні технології: теорія і практика» (м. Дніпро, Національний технічний університет «Дніпровська політехніка», 20–22 березня 2024 р.), IX Міжнародний молодіжний конгрес. Сталий розвиток: захист навколишнього середовища.

Енергоощадність. Збалансоване природокористування. (м. Львів, «Львівська політехніка», 28–29 березня 2024 р.).

Публікації. За результатами наукових досліджень, виконаних у дисертаційній роботі, опубліковано 16 наукових праць, з них 4 статті у періодичних виданнях, які включені до наукометричних баз Web of Science та Scopus, 3 статті у фахових виданнях України, отримано 3 патенти України на корисну модель, 6 тез доповідей в збірниках матеріалів конференцій.

Структура та обсяг роботи. Дисертація складається зі вступу, чотирьох розділів, висновків, списку використаних джерел із 132 найменувань на 16 сторінках та 8 додатків на 37 сторінках; містить 80 рисунків і 8 таблиць. Загальний обсяг роботи 204 сторінок, з них 134 – основний текст.

РОЗДІЛ 1

АНАЛІЗ ПИТАННЯ АВТОМАТИЗАЦІЇ ЗАСОБІВ ЗАХИСТУ ОРГАНІВ ДИХАННЯ ЛЮДИНИ

1.1 Моторизований респіратор, як об'єкт автоматизації

Розглядаючи моторизований респіратор, в якості об'єкта автоматизації, окрім його власних характеристик та конструкції, варто звернути увагу на оточуюче середовище, яке характеризується наявністю шкідливих речовин в повітрі та на режими дихання людини-користувача, що залежать від фізичного навантаження при виконанні робіт різної категорії важкості.

Для нормального функціонування організму людини значну роль відіграє повітря, а саме його склад та фізичні параметри. З повітрям взаємодіють органи дихання, завдяки яким кисень надходить до клітин крові.

Фізичні параметри повітря, такі як: температура, вологість, атмосферний тиск, швидкість руху, хоча і мають самостійне значення, однак на організм людини впливають комплексно [1].

Склад повітря, що є найбільш прийнятний для дихання людини містить: кисень (21 %), азот (78 %), аргон (0,9 %) та інші гази (0,1 %), в тому числі і вуглекислий газ (CO_2). При збільшенні вмісту вуглекислого газу в повітрі до 3 % стимулюється дихання; при 6 % виникає задишка та відчуття слабкості; при 10 % з'являється небезпека запаморочення; при 20–25 % настає смертельне отруєння [2].

На якість повітря значною мірою впливає наявність механічних домішок (пил, дим, зола та ін.), штучних хімічних сполук та сторонніх газів, біологічної забрудненості (бактерії та віруси).

Серед механічних домішок у повітрі робочої зони найбільш розповсюдженим є пил. Пил – це небезпечний та шкідливий виробничий фактор. Вплив пилу на організм людини, особливо на органи дихання, залежить як від розміру часток пилу, та і їх питомої ваги. Найбільшу

небезпеку для людини несуть часточки розміром менше 5 мкм, які потрапляють у легені, поступово накопичуються та можуть викликати хронічні захворювання різної пилової етіології: пневмоконіоз різного походження та пилові бронхіти. Часточки пилу можуть містити домішки отруйних хімічних речовин, що мають токсичну дію на організм [1,3].

Згідно аналізу професійних захворювань Фонду соціального страхування України за 2022 рік (рис. 1.1) серед професійних захворювань хвороби органів дихання посідають перше місце – 41,6 % від загальної кількості зареєстрованих діагнозів (2546 випадків). Крім того за той же період у Фонді було зареєстровано 1811 потерпілих від випадків гострих професійних захворювань COVID-19, пов’язаний з виробництвом [4]. Загальні щомісячні страхові виплати Фонду соціального страхування України (ФССУ) перевищують 11 млрд. грн.

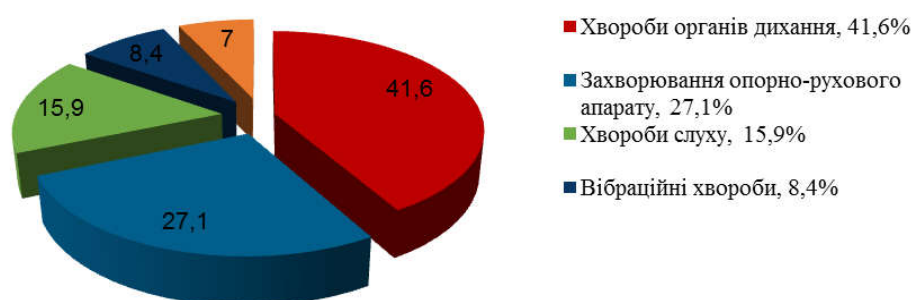


Рисунок 1.1 – Дані про розподіл професійних захворювань в Україні.

Особливо питання хронічних захворювань стосується гірничодобувної та гірничопереробної галузей, машинобудування, металургії, текстильної промисловості та сільського господарства. Тому для зменшення ризику хронічних захворювань в цих галузях широко застосовуються засоби індивідуального захисту органів дихання (ЗІЗОД). Також, останнім часом, на тлі пандемії Covid-19 виникла необхідність використання ЗІЗОД в місцях великого скупчення людей (магазини, лікарні, транспорт та ін.) [5-8].

За визначенням у нормативних документах, ЗІЗОД це «... Засіб індивідуального захисту, призначений для захисту дихальних шляхів користувача від вдихання повітря, яке може спричинити шкідливий вплив на здоров'я» [9, с. 13].

В даний час технічний розвиток ЗІЗОД йде не тільки у бік підвищення захисних властивостей, але і таких якісних характеристик як комфорт та зручність при використанні навіть у найскладніших умовах. Немає сумнівів, що завдяки загальному підвищенню рівня комфорту використання сучасних ЗІЗОД може значно покращувати умови праці, підвищувати продуктивність праці та надалі сприяти зниженню рівня професійних захворювань.

Але не зважаючи на значний прогрес розробки нових засобів захисту, для переважної більшості характерна спільна риса: зазвичай вони не мають жодних елементів для оперативного контролю як стану фільтрувальних елементів так і параметрів повітря, що надходить до працівника [10].

В залежності від способу забезпечення захисту органів дихання, ЗІЗОД поділяють на фільтрувальні та ізолювальні [9].

Однією з основних вимог до ЗІЗОД фільтрувального типу є зменшення опору диханню користувача. З огляду на це, на початку 1990-х років у Сполучених Штатах, країнах Західної Європи та у Австралії на ринок почали надходити ЗІЗОД з механічним очищенням повітря (powered air purifying respirators, PAPR) або моторизовані респіратори (рис. 1.2).



Рисунок 1.2 – Респіратори та протигази з механічним очищенням повітря (моторизовані респіратори)

Поява цих пристроїв була обумовлена як досягненнями в технологічній сфері, так і потребами промисловості та суспільства, що вимагали змін у традиційних фільтрувальних ЗІЗОД [11].

В загальному випадку моторизований респіратор має структуру, що представлена на рис. 1.3.

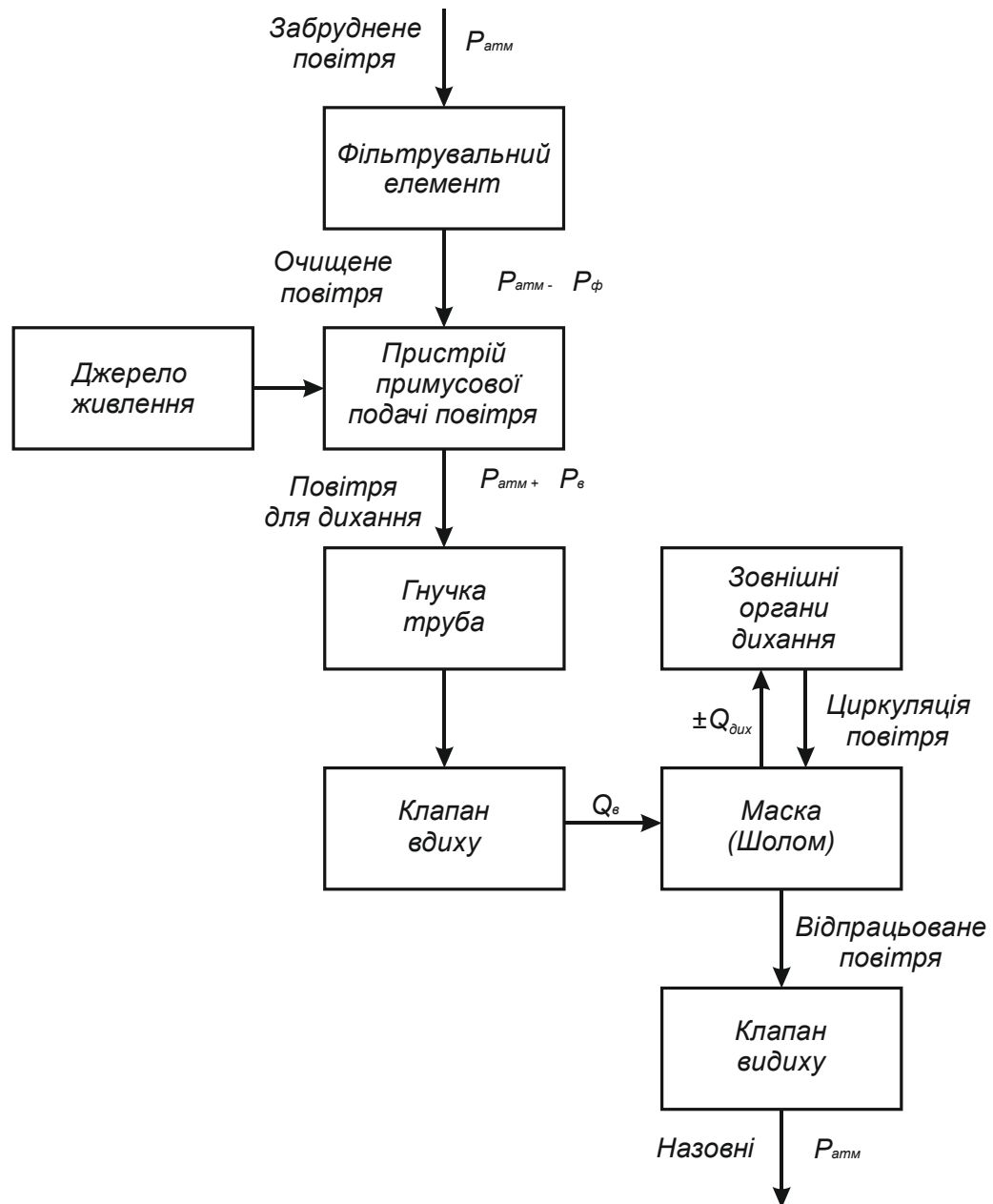
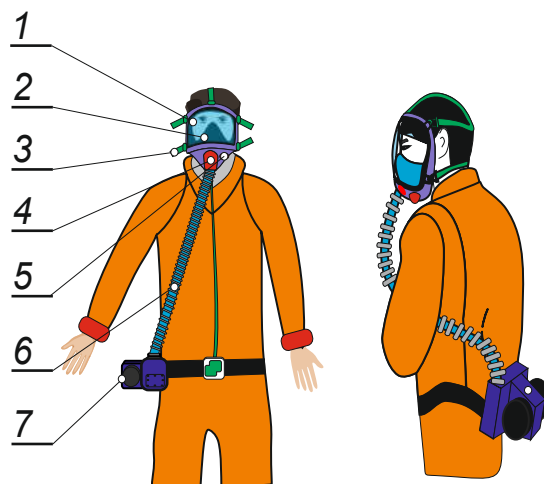


Рисунок 1.3 – Структура моторизованого респіратора

Основними функціями моторизованих респіраторів є зменшення опору диханню та захист користувача від потрапляння небезпечних аерозолів чи

хвороботворних мікроорганізмів, які викликають різні захворювання легеневої системи працівників. Ефективність захисту при його застосуванні залежать від комфорту, ступеню захисту та терміну експлуатації. На всі три зазначені параметри значно впливає величина тиску повітря у підмасковому просторі респіратора.

Конструктивно моторизований респіратор (рис. 1.4) складається з обладнання для очистки забрудненого повітря від шкідливих аерозолів та токсичних газів та сполучні елементи, якими рухається очищене повітря до маски (шолома), забезпечуючи дихання людини, та видалення повітря, що утворюються при видиху. Рух повітря відбувається внаслідок перепаду тисків, що створюється пристроєм примусової подачі повітря, який підключено до джерела живлення. Пристрій примусової подачі повітря з одного боку створює розрідження (тиск, нижчий за атмосферний) в зоні після фільтрувального елемента і забруднене повітря проходить через фільтрувальний елемент та очищається. З іншого боку, очищене повітря під тиском, більшим за атмосферний, через повітропровід (гнучку трубу) та клапан вдиху, подається в маску [12].



1,2 – лицьова оглядова частина та маска з обтюратором; 3 – регульоване наголів'я; 4, 5 – клапани вдиху/видиху; 6 – з'єднувальний гнучкий шланг;

7 – пристрій очищення та подачі повітря

Рисунок 1.4 – Конструкція моторизованого респіратора

Людина, вдягнувши маску, починає дихати, і, під час вдиху, потік очищеного повітря надходить до легень і тиск в масці зменшується, а при видиху потік повітря повертається до маски – тиск збільшується. В разі недостатньої кількості повітря, що подається, під час вдиху в масці може виникнути розрідження, яке спонукає підсмоктування забрудненого повітря через нещільності вздовж полоси обтюрації маски. Також, недостатній тиск повітря в масці при вдиху викликає дискомфортні відчуття у людини. При видиху, тиск в масці збільшується і повітря, через клапан видиху, видаляється назовні. Занадто великий тиск в масці, при видиху, також негативно впливає на людину.

Фільтрувальний елемент може складатися з одного або декількох фільтрів різного призначення (груба та тонка очистка, видалення запаху, захист від токсичних газів, тощо).

В якості пристрою примусової подачі повітря можуть встановлюватись компресор або вентилятор (осьовий або відцентровий).

При виконанні фізичної роботи стан людини-користувача, параметри оточуючого середовища та налаштування пристрою впливають на функціонування моторизованого респіратора. Від режиму дихання людини залежить робота елементів респіратора – зміни продуктивності пристрою примусової подачі повітря, закриття-відкриття клапану видиху, швидкість зростання опору фільтрувального елементу. Підбір відповідного розміру маски респіратора та остаточне припасування її до обличчя користувача дозволяє зменшити витоки повітря – тобто зменшити необхідну продуктивність пристрою примусової подачі повітря. Зменшення продуктивності в свою чергу подовжить строк використання фільтрувальних елементів та джерела живлення моторизованого респіратора. Правильне налаштування режиму роботи моторизованого респіратора (компенсування опору фільтрувального елемента) зменшить фізичне навантаження на органи дихання людини.

Збільшення концентрації шкідливих речовин у повітрі навколо користувача моторизованого респіратора, викликає зменшення строку використання фільтрувального елементу, швидше збільшує його опір диханню.

При проектуванні моторизованого респіратора, завжди лишається можливість використання їх в режимі звичайної фільтрації повітря. Це обумовлено вимогою універсальності та сумісності з іншими засобами індивідуального захисту. Для цього в масках та шолом-масках лишають всі конструктивні елементи, притаманні пристроям, що працюють без примусової подачі повітря.

Згідно [13], конструкція самих фільтрувальних елементів, використаних в респіраторі, повною мірою впливає на опір диханню користувача, пиломісткість, коефіцієнт захисту та термін дії. Це спонукає висувати до функціонування моторизованого респіратора наступні вимоги:

- 1) максимальний опір диханню для нового фільтра – $210 \div 420$ Па в залежності від класу ефективності фільтрування [13];
- 2) максимальний опір диханню для запиленого фільтра – $400 \div 700$ Па в залежності від класу ефективності фільтрування [13];
- 3) перепад тиску в масці від дихання не більше 50 Па [14];
- 4) очікуваний коефіцієнт захисту не нижче 50, тобто не менше 99 % [15];
- 5) тривалість автономної роботи – впродовж однієї робочої зміни (до 5 годин активного користування).

Як було зазначено Ю.І Чеберячко, для опору диханню: «... Цей показник є одним із головних, оскільки він дозволяє оцінити енергетичні затрати організму людини через зміну параметрів легеневого газообміну та насиченості крові киснем. Якщо порівняти параметри, що характеризують процес дихання при виконанні роботи в респіраторі з різним опором диханню і без нього, то бачимо зміну об'єму дихального акту при наявності ЗІЗОД. Зрозуміло, що чим вищий опір диханню тим більша різниця в показниках. Важливо зменшити опір диханню респіраторів, за рахунок розробки нових

фільтрувальних елементів пролонгованої дії з високою пиломісткістю з урахуванням основних закономірностей накопичення пилового осаду при змінному режимі руху» [16, с. 222].

У масці респіратора встановлена система клапанів, яка призначена для розподілу потоків повітря, що вдихається і видихається. Найчастіше система складається з одного клапану вдиху і одного клапани видиху. Клапан видиху – відповідальна і найбільш вразлива деталь клапанної системи, оскільки при його несправності (засмічення, примерзання) забруднене повітря при вдиху проникатиме в підмасковий простір. Клапан вдиху перешкоджає потраплянню повітря, що видихається, в протигазову коробку, зменшуючи тим самим шкідливий простір протигазу (об'єм в якому затримується повітря після видиху).

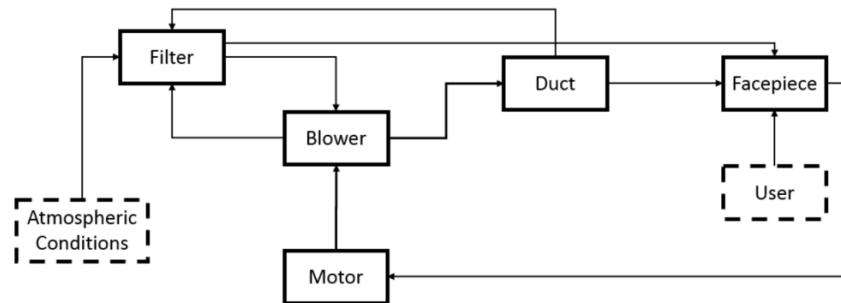
Досягнення в напрямку конструювання малогабаритних безшумних турбовентиляторів і джерел електроживлення до них, а також паралельний розвиток мікроелектронних і мікромеханічних датчиків та виконуючих пристроїв, дозволяють тривалий час прокачувати повітря через фільтруючий елемент в автономному режимі, без обтяження конструкції в цілому.

1.2 Математичне моделювання роботи моторизованого респіратора

Вирішенню завдання побудови математичних моделей моторизованих респіраторів, за останній час, присвячена низка наукових статей. Зокрема в роботі [17] автор описав модель респіратора аналітичним методом, використовуючи відповідні рівняння та формули для окремих складових (рис. 1.5). Але отримана модель має декілька важливих припущень та спрощень: не враховано зміну опору фільтра від накопичення пилу при експлуатації респіратора, модель враховує лише опір клапана видиху.

Робота [18] була спрямована на розробку математичної моделі регулювання подачі повітря у підмасковий простір респіратора на основі керування відцентрованим вентилятором в автоматичному режимі. Автори

отримали, декілька важливих висновків, які в подальшому були використані при розробці імітаційної моделі в програмі Matlab Simulink.



The individual modules of the system-level model and simplified indications of the flow of data between them.

Рисунок 1.5 – Окремі модулі моделі та спрощений потік даних між ними [18]

Зокрема, автори [18] встановили взаємозв'язок між швидкістю вентилятора та витратою повітря до маски, але не враховували зміну коефіцієнта передачі в системі при зміні швидкості обертання в разі зростання потреби в повітрі з боку користувача. Також автори розглянули лише випадок зростання коливань витрати повітря в системі при моделюванні збільшення глибини (амплітуди) дихання користувача. При цьому, було зазначено, що система керування створює передумови для затримки подачі повітряного потоку через різку зміну режиму дихання при збільшенні фізичного навантаження.

Зважаючи на конструкцію, принципи функціонування моторизованого респіатора та процеси, що мають місце при його роботі (очищення повітря та транспортування його до користувача), можна зауважити його подібність до інших технологічними об'єктів та процесів. Наприклад, виконуючим пристроєм в моторизованому респіраторі є відцентровий вентилятор, завданням якого є забезпечення руху повітря крізь фільтрувальний елемент для очищення від забруднень та транспортування повітря до маски (користувача). Подібний принцип використання вентилятора застосований в

системах вентиляції, аспірації, опалення за допомогою теплого повітря на промислових підприємствах, у суспільних та житлових будинках (вентиляційні установки з використанням вентиляторів), для провітрювання шахт та рудників (шахтні та рудничні установки головного провітрювання), пневмозбирання та пневмотранспортування. Також подібними за будовою є системи подачі повітря та газоподібних речовин до технологічних об'єктів. Вентилятори, що задіяні для створення тяги і дуття в котельнях (тяго-дутьові вентиляторні установки). Не зважаючи на значну відмінність у розмірах між моторизованим респіратором та вказаними системами, окрім вентилятора, вони мають і інші схожі складові елементи: канали руху повітря та обмежений кінцевий об'єм.

Більшість математичних моделей систем вентиляції, аспірації, повітряного опалення в промислових приміщеннях ґрунтується на необхідності врахування температурних змін у повітряному середовищі. Наприклад, у роботі [19] досліджуються методи моделювання та керування в контексті систем кондиціонування повітря. Автори представляють метод простору станів для розробки динамічних моделей усіх компонентів центральної системи кондиціонування. Моделі переважно нелінійні та засновані на принципі збереження енергії та маси (рис. 1.6), і перетворюються у форму простору станів через лінеаризацію (рис. 1.7).

Mass and energy equation for air passing through fill of cooling tower

$$G_{a,E} = G_{a,L} = G_a$$

$$\frac{1}{2} \rho_a \varepsilon_a A_{ta} H_t \frac{d(h_{a,E} + h_{a,L})}{d\tau} = G_{a,E} (h_{a,E} - h_{a,L}) + a_{wa} A_t \left(\frac{t_{w,E} + t_{w,L}}{2} - \frac{t_{a,E} + t_{a,L}}{2} \right) + q_r \lambda_m A_t \left(W_{tb} - \frac{W_{a,E} + W_{a,L}}{2} \right)$$

Рисунок 1.6 – Модель охолодження в градирні заснована на принципі збереження енергії та маси [19]

$$T_{t,ta} \frac{d\Delta t_{a,L}}{d\tau} = X_{t,1} \Delta t_{a,L} + X_{t,2} \Delta W_{a,L} + X_{t,3} \Delta t_{w,L} + X_{t,4} \Delta t_{a,E} \\ + X_{t,5} \Delta t_{w,E} + X_{t,6} W_{a,E} + X_{t,7} \Delta G_{a,E} + \xi_{t,a,L}$$

$$\Delta G_{a,L} = \Delta G_{a,E}$$

Рисунок 1.7 – Лінеаризована модель [19]

Подібні методи отримання математичних моделей для теплоповітряних систем використані у роботах [20, 21].

Робота [22] присвячена особливостям математичного моделювання динамічної зміни рівня пароводяної суміші в барабанному парогенераторі. Автори приділили увагу визначенню математичної моделі паропроводу (рис. 1.8, б) на основі аналітичного методу за спрощеною структурою (дросель-ємність-змінний гідравлічний опір, рис. 1.8, а).

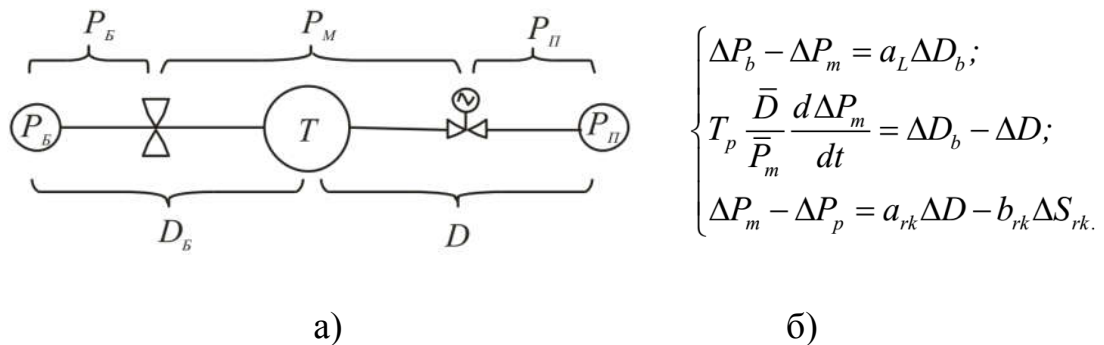


Рисунок 1.8 – Спрощена структура (а) та математична модель паропроводу (б) [22]

Завдання, що було вирішено авторами у роботі [23], полягало в оцінюванні продуктивності пневматичної установки з транспортування різних матеріалів. Автори для вирішення завдання застосували метод симуляції, який реалізували в програмі Matlab Simulink. Цінність запропонованого підходу, полягає у розробці гнучкої моделі з оцінки результативності переміщення матеріалів в пневматичних установках, яка враховує різні параметри: зміна опору системи, ваги матеріалів, кількості повітря, витрат енергії на

переміщення матеріалів. Однак, застосування запропонованої моделі для керування тиском в системі моторизованого респіратора, нажаль, можливо тільки частково, для визначення витрат електроенергії через зміну параметрів. Також система не передбачає динамічних коливань подібних до процесу дихання людини і потребує відповідної переробки.

Спорідненими, за принципом дії, для моторизованого респіратора є також апарати штучної вентиляції легень (ШВЛ), які використовуються для допомоги пацієнтам медичних закладів, що мають порушення дихальної системи, що призводять до утрудненого дихання або задишки. Але на відміну від респіратора, в ШВЛ для зміни потоку повітря використовують регульовані клапани на лініях вдиху та видиху. До того ж цикл зміни тиску/витрати повітря формується програмним шляхом з корекцією по дихальним рухам пацієнта.

Так у роботі [24] використано підхід, коли дихальні цикли в апараті штучної вентиляції легень, отримують шляхом поєднання джерел потоку та тиску з використанням математичного моделювання і будь-який момент вихідний потік від системи керування до системи пацієнта задається рівнянням (рис. 1.9).

$$dV(t)/dt = [P_{aw}(t) - P_{el}(t) - P_{spont}(t)]/R.$$

Рисунок 1.9 – Рівняння узагальненого потоку повітря до пацієнта від апарату ШВЛ [24]

В рівнянні на рис. 1.9 прийняті наступні позначення:

$dV(t)/dt$ – миттєвий загальний потік вдиху, який доставляється пацієнту, сума від джерел потоку та тиску, л/хв;

$P_{aw}(t)$ – загальний тиск створюваний апаратом ШВЛ, Па;

$P_{spont}(t)$ – розрідження, створюване зусиллями пацієнта, Па;

$P_{el}(t)$ – надмірний тиск, створюваний поданим об’ємом $V(t)$, що залежить від об’єму легень, Па;

R – опір дихальних шляхів дихальної системи, що включає вплив трубок контуру та дихальних шляхів пацієнта, Па.

Зважаючи на вищезначене, при створенні математичної моделі моторизованого респіратора можна використати методи та рекомендації, що стосуються систем провітрювання та транспортування газоподібних речовин.

Аналіз інформації щодо математичного опису процесів, які мають місце в моторизованому респіраторі та подібних за будовою і функціонуванням об’єктів інших галузей промисловості та соціальної сфери показав, що при створенні математичних моделей для систем транспортування газу найчастіше використовується система координат Ейлера, що є фіксованою у просторі. Рівняння динаміки складаються відповідно до трьох основних законів збереження: закон збереження маси (рівняння нерозривності); закон збереження імпульсу (другий закон Ньютона про рух – рівняння кількості руху); закон збереження та перетворення енергії – (рівняння енергії). Ці рівняння в загальному випадку показують, що зміна в часі маси, кількості руху або енергії у виокремленому фіксованому просторі визначаються через різницю між вхідним та вихідним потоком відповідного параметра [25].

Рівняння нерозривності (1.1) являє собою закон збереження маси в елементарному об’ємі, або зв’язок просторової зміни потоку маси газу (чи рідини) та швидкості зміни густини з часом.

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \operatorname{div}(\rho \vec{u}) = 0, \quad (1.1)$$

де ρ – густина газу, кг/м³;

t – час, с;

$\vec{u}$ – вектор швидкості.

Рівняння (1.2) показує, що зміна кількості руху розглянутого об’єкта (фіксованого об’єму газу чи рідини) в часі дорівнює сумі всіх зовнішніх сил (тяжіння – F_g , тиску – F_p та тертя – $F_{тер}$):

$$\frac{d(m \cdot u)}{dt} = \sum F_g + \sum F_p + \sum F_{\text{тер}} \quad (1.2)$$

де m – маса речовини (газу або рідини) в виділеному об'ємі, кг;

t – час, с;

u – швидкість руху, м/с.

Зважаючи на конструкцію та принцип дії моторизованого респіратора можна зауважити, що зміни енергетичного балансу повітряного потоку на вході та виході не відбувається, тому рівняння збереження енергії можна не розглядати.

Як зазначено в [25, 26], рівняння нерозривності, руху та балансу енергії не утворюють замкнуту систему рівнянь, у якій кількість невідомих збігається з кількістю рівнянь. В означеній системі з п'яти рівнянь, 14 невідомих, що залежать від часу та координат. Для замикання системи її необхідно доповнити рівняннями стану, наприклад на основі, так званих, газових законів: закон Бойля-Маріотта, закон Гей-Люссака, закон Шарля, закон Авогадро та рівнянням Клапейрона-Менделєєва (1.3), що узагальнює їх та вважається одним з важливих рівнянь газової динаміки та застосовуються у математичному моделюванні багатьох природних явищ та технічних завдань:

$$\frac{V \cdot P}{T} = \nu R, \quad (1.3)$$

де V – об'єм газу, м³;

P – тиск газу, Па;

T – температура газу, °С;

R – універсальна газова постійна, Дж/°С·Кмоль;

ν – число молей хімічно однорідного газу, яке розраховується за формулою:

$$\nu = \frac{m}{\mu}, \quad (1.4)$$

де m – маса газу, кг;

μ – молярна маса газу, моль.

Робота моторизованого респіратора пов'язана з рухом повітря до користувача і з огляду на те, що повітря є сумішшю газів, які часто розглядають як рідини, що стискаються, з притаманними їм деякими особливими властивостями (ньютонівські рідини). При вивченні закономірностей руху газів, їх розглядають як суцільні (безперервні, нерозривні) середовища, не враховуючи те, що розміри молекул (особливо газів) малі в порівнянні з відстанями між ними.

Також не можна розглядати питання математичного моделювання процесів, які відбуваються в моторизованому респіраторі без урахування дихання користувача.

Дихання – це життєва потреба людини.

За визначенням В.П. Фекети «... Дихання – це сукупність процесів, які забезпечують обмін дихальних газів (кисню та вуглекислого газу) між зовнішнім середовищем та клітинами організму» [27, с. 266].

Також В.П. Фекета зауважує, що «... Вентиляція легень забезпечується дихальними екскурсіями грудної клітки. Розрізняють 2 види таких екскурсій: вдих (інспірація) та видих (експірація)» [27, с. 272].

Зовнішнє дихання людини характеризується глибиною (дихальний об'єм) та частотою (швидкість зміни екскурсій грудної клітки). Ці параметри зовнішнього дихання можуть значною мірою змінюватись, в залежності від стану та потреб організму людини. Зазвичай, у стані спокої, доросла людина, в середньому, робить від 16 до 20 дихальних рухів на хвилину. Але в деяких випадках цей показник може коливатися в межах від 12 до 24 дихальних рухів. Глибина дихання зменшується при зростанні його частоти [27, 28].

Дихальна система людини є дуже складною і містить співвідношення, що можуть бути описані як сукупність процесів газової динаміки, деформації пористого середовища і дифузії, кожен з яких має свої особливості.

Згідно інформації [27, 28], при зростанні фізичного навантаження вентиляція легень різко зростає і при інтенсивній фізичній праці може бути дуже сильною. У здорових молодих чоловіків максимальне споживання кисню

(МПК) іноді досягає 4 л/хв, а легенева вентиляція – 120 л/хв, тобто в 15 разів перевищує рівень спокою. Посилення вентиляції тісно пов'язане зі збільшенням споживання O_2 і виділення CO_2 . Причини такого посилення при зростанні фізичного навантаження ще багато в чому незрозумілі [29].

При навантаженні РСО в артеріальній крові не зростає; навпаки, при тяжкій фізичній роботі воно зазвичай злегка знижується. При помірному навантаженні рН артеріальної крові залишається майже постійним, а при важкій фізичній роботі – знижується у зв'язку з виділенням молочної кислоти (лактату) в процес анаеробного гліколізу. Жоден з перерахованих факторів не повинен викликати різкого посилення вентиляції при легкому або помірному фізичному навантаженні.

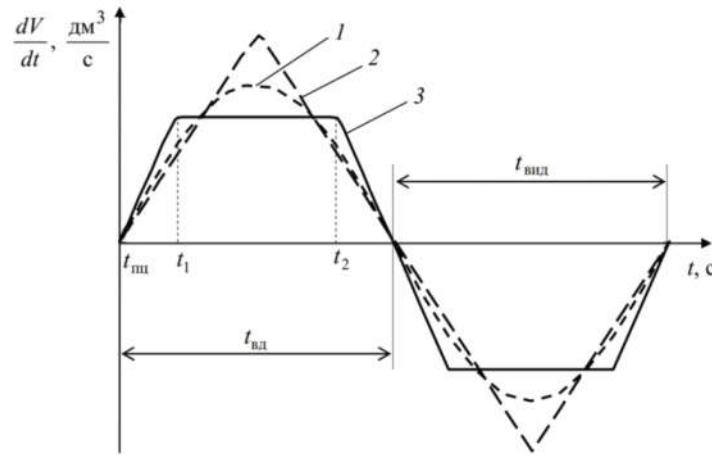
Дослідження показують, що якщо здійснювати пасивні рухи кінцівками, то вентиляція легень посилюється. Це, пов'язано з рефлекторною реакцією рецепторів, які розташовані в суглобах або м'язах.

Передбачається, що збільшення вентиляції легень при фізичному навантаженні може бути частково обумовлено підвищенням температури тіла та імпульсами, що надходять від рухової кори головного мозку.

В процесі дихання на вході в трахею визначається тиск, що дорівнює атмосферному (760 мм.рт.ст. чи 101325 Па). При вдиху тиск на виході з бронхів визначається нижче атмосферного, при видиху – вище атмосферного. Згідно [30], у здорових людей внутрішньоальвеолярний тиск при спокійному диханні змінюється на 1 см вод. ст. (98 Па). Отже, при вдиху тиск на виході з бронхів визначається рівним 101226 Па, а при видиху – 101423 Па. При форсованому вдиху тиск на виході з бронхів визначається на 3 мм рт. ст. менше атмосферного (100925 Па).

В найпростішому випадку об'ємна швидкість вдихуваних газів може бути представлена у вигляді пневмотахограм (рис. 1.10).

На рис. 1.10 позначено: dV/dt – об'ємна швидкість вдихуваних (видихуваних) газів, dm^3/c ; $t_{\text{пц}}$ – поточний час початку чергового циклу вдиху-видиху, с; $t_{\text{вд}}$ – тривалість вдиху, с; $t_{\text{вид}}$ – тривалість видиху, с.



1 – синусоїдальна; 2 – трикутна; 3 – трапецеїдальна

Рисунок 1.10 – Пневмотахограми дихання [15]

Моделюючі функції задаються відповідно до виразів:

для синусоїдальної пневмотахограми,

$$F^{\sin} = \pi \cdot \sin(2\pi nt) \quad (1.5)$$

для трапецеїдальної (трикутної) пневмотахограми для вдиху і видиху

$$F_{\text{вд}}^{\text{mp}} = \begin{cases} h(t - t_{\text{пл}}) / t_1 & \text{при } t \leq t_{\text{пл}} + t_1 \\ h & \text{при } t_{\text{пл}} + t_1 < t < t_{\text{пл}} + t_2 \\ h(t_1 - t_{\text{пл}})(t - (t_{\text{пл}} + t_2)) / t_1 & \text{при } t \geq t_{\text{пл}} + t_2 \end{cases} \quad (1.6)$$

$$F_{\text{вид}}^{\text{mp}} = \begin{cases} -h(t - (t_{\text{пл}} + t_{\text{вд}})) / t_1 & \text{при } t \leq t_{\text{пл}} + t_{\text{вд}} - t_2 \\ -h & \text{при } t_{\text{пл}} + t_{\text{вд}} - t_2 < t < t_{\text{пл}} + t_{\text{вд}} - t_1 \\ h(t_1 - t_{\text{пл}})(t - (t_{\text{пл}} + t_{\text{вд}} - t_1)) / t_1 & \text{при } t \geq t_{\text{пл}} + t_{\text{вд}} - t_1 \end{cases} \quad (1.7)$$

де $t_{\text{вд}}$ – тривалість вдиху, с;

$t_{\text{вд}} + t_{\text{вид}} = t_{\text{ц}}$ – тривалість циклу вдиху-видиху, с;

$t_{\text{пл}}$ – поточний час початку чергового циклу вдиху-видиху, с.

$$t_1 = (60/2n - 60/hn), \quad t_2 = 60/hn \quad (1.8)$$

де n – частота дихання, хв^{-1} ;

$h \in (2, 4)$ – коефіцієнт, що характеризує форму трапеції, при $h = 4$ трапеція перетворюється на трикутник.

Взаємозв'язок між величинами витрати повітря та тиском в підмасковому просторі респіратора може бути встановлений експериментально.

Подібний принцип представлення дихання людини у вигляді гармонічного сигналу також розглянуто у роботах [17, 18, 31, 32]

Дослідження в [33] спрямовані на розробку математичної моделі для процесу штучної вентиляції легень. Ця модель показує дихальну діяльність і важливий контрольований параметр під час механічної вентиляції – позитивний тиск наприкінці видиху. Математична модель описується та моделюється за допомогою періодичних функцій для керування тривалістю початку вдиху та видиху. Створена модель сигналу вентилятора з керованим тиском поєднується з існуючою моделлю респіраторної системи. Означені моделі змодельовані за допомогою пакету Simulink на платформі MATLAB.

Зважаючи на вищезначене, процес дихання людини у моторизованому респіраторі можна задати гармонічним сигналом у вигляді синусоїди з частотою та амплітудою, що відповідають різним режимам фізичного навантаження користувача під час роботи у моторизованому респіраторі. Це також не суперечить низці досліджень зміни режиму дихання при зміні навантаженні, в яких зазначена можливість розрахунку зміни тиску повітря за гармонічним законом з урахуванням коефіцієнтів, які відображають синусоїду [34].

Всі перелічені особливості процесу дихання людини, фізичні властивості повітря, аналіз впливу шкідливих речовин у повітрі, дозволяють стверджувати, що захист органів дихання від негативних впливів є науково-технічним завданням, вирішення якого дозволить покращити умови перебування людей в несприятливому оточуючому середовищі промислових підприємств та інших місцях, які мають підвищений рівень небезпеки з боку забрудненого повітря.

1.3 Системи контролю та керування моторизованими респіраторами

Сучасні тенденції використання моторизованих респіраторів не тільки в різних галузях промисловості, а й на побутовому рівні (у зв'язку з пандемією Covid-19) сприяють тому, що багато виробників цих пристроїв більше уваги приділяють конструкціям, до складу яких входять електронні та електромеханічні елементи контролю та керування. Основним завданням цих елементів є покращення умов використання моторизованих респіраторів: компенсація опору протиаерозольних фільтрів, регулювання тиску та об'єму повітря що надходить до користувача, звуко- та світлова сигналізація про перебіг використання або аварійні ситуації.

Наразі можна виокремити декілька напрямів при впровадженні систем контролю та керування моторизованими респіраторами.

Найпростішими є пристрої з нерегульованим потоком повітря, який має відповідати вимогам викладеним у [9, 13], але ці пристрої, здебільшого, мають лише засоби контролю параметрів роботи моторизованого респіратора (наприклад, збільшення опору фільтрувального елементу по зміні тиску та ін.) та індикації/сигналізації аварійних ситуацій. Деякі з таких пристроїв представлені в [35–37]. Моторизовані респіратори, що мають лише один режим роботи не набули значного розповсюдження та застосовуються лише при виконанні короткочасних робіт, без значного фізичного навантаження на користувача.

При використанні іншої групи пристроїв користувач має можливість ручного вибору необхідної кількості повітря (2–3 режими або плавна зміна за допомогою обертового чи повзункового регулятора) з контролем параметрів роботи моторизованого респіратора та індикація/сигналізація аварійних ситуацій (рис. 1.11). Пристрої з можливістю вибору режиму роботи описані в [38–40].

Подібні пристрої найчастіше використовуються при виконання зварювальних робіт, для подачі очищеного повітря до шолому зварювальника. При цьому витрата повітря до маски має значно перевищувати потрібну для дихання користувача. За умови використання щільноприлеглої маски, при такого принципу керування, в разі недостатньої кількості повітря, що подається на вибраному режимі, під час вдиху людина має прикладати більше зусиль для дихання створюючи розрідження в масці, внаслідок чого забруднене повітря може потрапити всередину маски крізь нещільності вздовж полоси обтюрції.

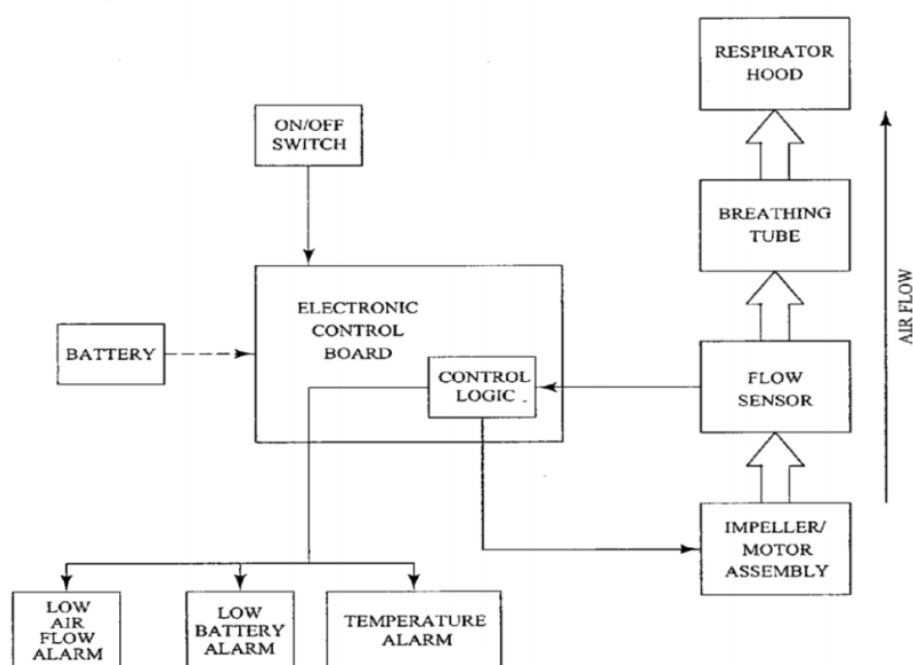


Рисунок 1.11 – Структурна схема системи керування моторизованим респіратором з контролем параметрів та індикацією/сигналізацією аварійних ситуацій [40]

Наступним кроком в розвитку систем керування моторизованими респіраторами є автоматичне регулювання тиску/витрати повітря в підмасковому просторі відповідно до зміни опору фільтрувального елементу. Контроль параметрів роботи та керування в цих пристроях може виконуватись:

– на основі зміни споживання електроенергії, тобто пристрої [41–43] підтримують продуктивність вентилятора при засміченні фільтра змінюючи швидкість обертання лопатей по зворотному зв'язку зі споживаною потужністю (рис. 1.12). У пристрої [44] пропонується контроль мінімум за двома значеннями електричних характеристик електродвигуна з коригуванням по атмосферному тиску та температурі, вказується можливість контролю за тиском, у [45] застосована електронна схема, що вимірює струм, споживаний двигуном нагнітача повітря, та напругу, що діє на його полюсах;

– датчиками тиску [44–48], витрати/швидкості руху повітря [49].

Останнім часом багато уваги приділяється пристроям з автоматичним керуванням витратою повітря відповідно до режиму дихання користувача з підтримкою заданого тиску в підмасковому просторі. Підходи до конструювання таких пристроїв та методи керування ними розглянуті в низці патентів.

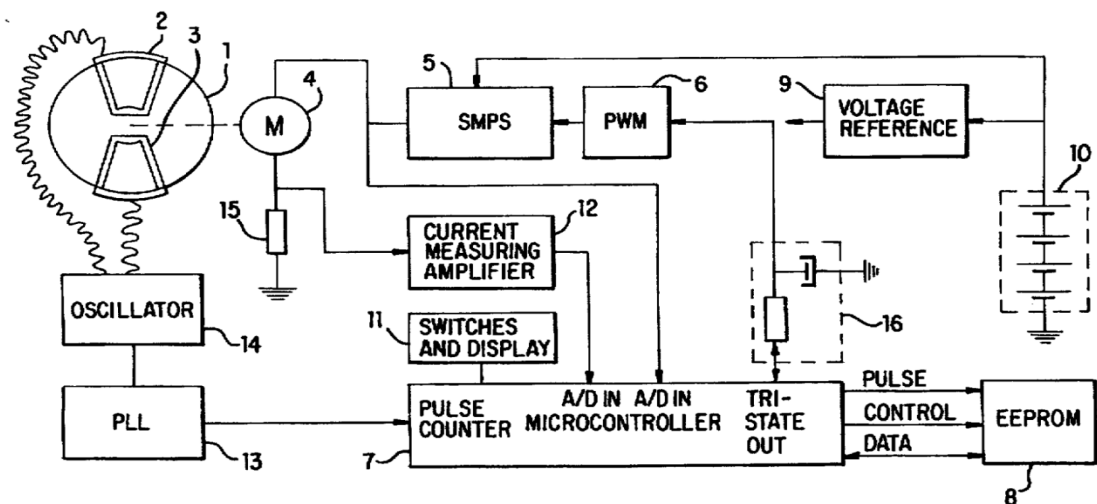


Рисунок 1.12 – Структура системи керування моторизованим респіратором з контролем засмічення фільтра [41]

Наприклад, в [50] система передбачає керування у відповідності до дихання, але реєструє тільки початок вдиху користувача по спрацьовуванню датчика руху діафрагми мембрани, що встановлена в підмасковому просторі

(дискретно), відсутній контроль зміни витрати і тиску протягом всього циклу вдиху/видиху. В [51] розглянуто подібний принцип (мембрана в масці), але пропонується контролювати видих користувача.

Автори патенту [52] розглянули можливість контролю дихання за показами датчика тиску повітря, встановленого на виході вентилятора та за положенням клапана видиху. Але подібний принцип контролю не може бути використаний при наявності на шляху повітряного потоку перешкоди, у вигляді клапана вдиху. У порівнянні з попереднім, в [53] пропонується використовувати в якості параметру контролю дихання тиск в масці, але не визначено, яким саме чином це буде узгоджено з роботою повітрянагнітального пристрою та режимами дихання користувача.

В [54] потік повітря регулюється за допомогою клапана, встановленого на шляху подачі повітря до користувача, залежно від циклу дихання (рис. 1.13) та використовується запобіжний клапан для зменшення тиску в системі під час видиху, але подібний принцип регулювання призводить до збільшення витрат електроенергії, через постійне підвищене навантаження на вентилятор.

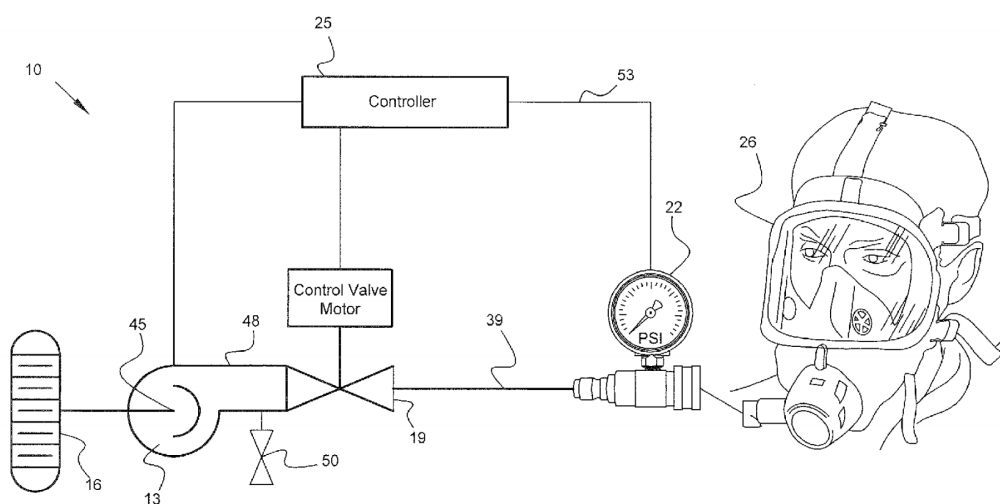


Рисунок 1.13 – Структура системи керування моторизованим респіратором з регулюючим клапаном [54]

У патенті [55] виконується контроль дихання за спрацюванням п'єзоелектричного перетворювача, який може бути вбудований у внутрішню поверхню перед носом або ротом в корпусі респіратора для визначення потоку повітря, що видихається під час кожного дихального циклу. Але наявність підвищеного вмісту вологи в повітрі при видиху може призвести до помилок у вимірюванні та становить небезпеку для користувача через різні антропометричні риси обличчя.

В [56] для контролю змін витрати повітря під час вдиху/видиху, пропонується використовувати датчик витрати на основі ексцентрикової трубки Вентурі, що може значного покращити якість вимірювання (рис. 1.14). Але використання подібного засобу вимірювання ускладнює конструкцію респіратора та не може бути застосовано при використанні безпосереднього розташування блоку подачі на масці.

У [57] припускається можливість контролю циклів вдиху/видиху за показаннями датчиків температури. Це також вимагає встановлення датчиків в небезпечній близькості від органів дихання, для забезпечення відповідної точності контролю.

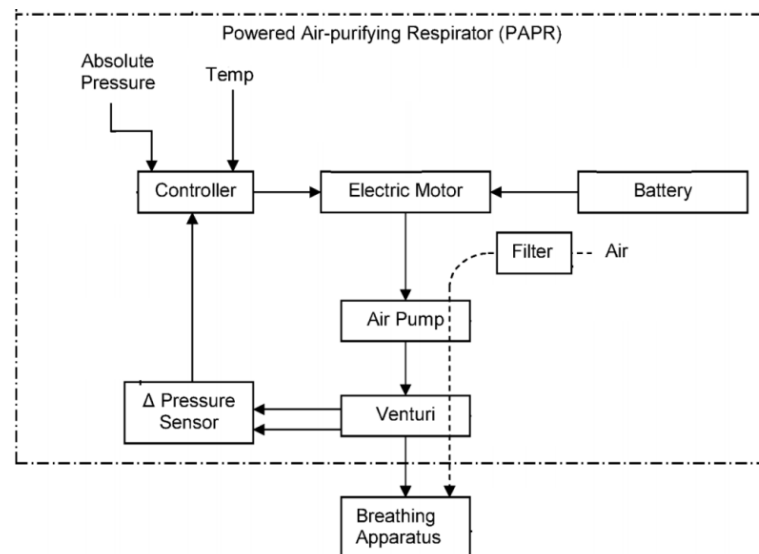


Рисунок 1.14 – Структура системи керування моторизованим респіратором з датчиком витрати на основі ексцентрикової трубки [56]

Патент [58] описує респіратор для очищення повітря, що має реагувати на дихання (рис. 1.15). За показами датчика тиску, встановленого після вентилятора, може здійснюватися контроль вдиху/видиху і відповідно змінюється продуктивність вентилятора. Розглядається контроль циклів дихання за потоком повітря, вмістом кисню або двоокису вуглецю в масці.

Також в деяких з розглянутих патентів, [39, 44, 47, 52, 59] пропонується корегувати роботу системи керування респіратором відповідно до температури, вологості та атмосферного тиску повітря, але подібні корегування можуть бути безпосередньо скомпенсовані регулятором в системі керування.

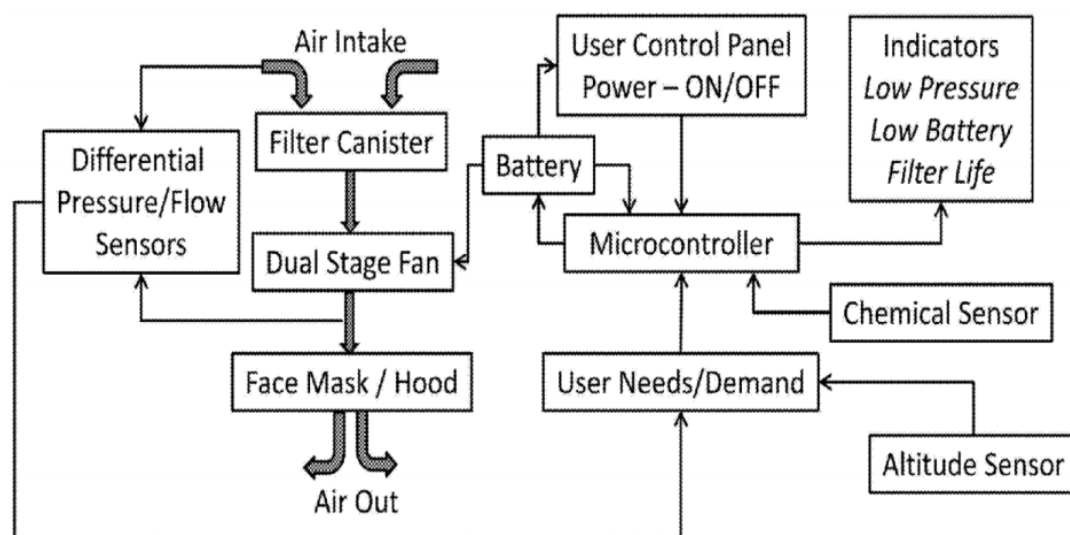


Рисунок 1.15 – Структура системи керування моторизованим респіратором з контролем вдиху/видиху [58]

Варто зауважити, що на світовому ринку моторизовані респіратори представлені наступними моделями CleanAIR® AerGO®, TR-600 3M Versaflo, 3M Jupiter Powered Air Turbo, Freflow TM-H2, Honeywell North® PA700, AIR WING. Деякі технічні характеристики цих пристроїв та їх вартість [60–68] представлені в таблиці 1.1.

Таблиця 1.1 – Технічні дані сучасних моторизованих респіраторів від різних виробників

Miller AY-42 PAPR, США	Tecmen Freflow TM-H2, Китай	Honeywell North® PA700 Series США	RPB PX5 PAPR США	EVA (PAPR) system, Bullard, Нідерланди	ESAB PAPR, Швеція	TR-600 3M Versaflo Великобританія
Метод регулювання						
3 режими 175/195/215 л/хв.	2 режими 170/210 л/хв	3 режими 205/220/235 л/хв	3 режими 170/210/240 л/хв	2 режими 208/230 л/хв	6 режими 180-230 л/хв	3 режими 190/205/220 л/хв, підтримка витрати
Попереджувальні сигнали тип/параметри						
звук/вібро забруднення фільтра, рівень заряду батареї	звук/світло забруднення фільтра, рівень заряду батареї	звук/світло / вібро забруднення фільтра, рівень заряду батареї	звук/світло/ вібро, забруднення фільтра, розряд батареї, швидкість вентилятора, потік повітря	звук забруднення фільтра, розряд батареї, потік повітря, підвищена температура	світло/звук забруднення фільтра, розряд батареї	звук/світло забруднення фільтра, рівень заряду батареї
Сертифікація						
NIOSH 42 CFR 84 (PAPR system)	CE (EN12941 TH3); NOISH	NIOSH CFR 84	NIOSH, ISO 9001	EN12941:1 998 A2:2008 ISO 9001:2015	EN12941:1 998 A1:2003+A 2:2008	ДСТУ EN 12941, EN 12941
Ціна						
1500 USD	735 USD	800 USD	1023 USD	500 USD	600 USD	1700 USD

Огляд існуючих схем та принципів побудови систем керування моторизованими респіраторами показав, що при розробці системи керування, варто в якості регульованого параметра вибрати тиск повітря в масці, з розташуванням датчика в зоні, захищеній від безпосереднього контакту з обличчям, в якості пристрою керування має бути використаний відцентровий вентилятор, через краще співвідношення «розміри-тиск-витрата». Також необхідно провести низку експериментальних досліджень для визначення взаємного впливу параметрів руху повітряного потоку в моторизованому респіраторі.

Згідно попереднього аналізу, у процесі використання моторизованого респіратора окрім регулювання тиску повітря в масці, також необхідно забезпечити постійний контроль параметрів потоку повітря, що надходить до людини при вдиху, а іноді і при видиху. До цих параметрів належать: температура, вологість, концентрація CO_2 , наявність твердих часток, хімічних речовин. У звичайних засобах захисту (тканинних масках, фільтрувальних респіраторах та протигазах) ці параметри, контролюються суто суб'єктивними відчуттями користувача, і лише в окремих випадках ЗІЗОД мають елементи наочного контролю деяких параметрів, наприклад матеріали та елементи, що змінюють колір в процесі використання (під дією вологи, під впливом фільтрату або газу).

Відсутність механічних або електронних засобів контролю параметрів повітря обумовлена вартістю моторизованих респіраторів, самих засобів контролю та обґрунтованістю їх встановлення.

В свою чергу моторизовані респіратори, що призначені для використання в більш несприятливих умовах оточуючого середовища і, в яких використовується принцип примусової подачі повітря можуть бути обладнані цілим комплексом пристроїв контролю та керування параметрами повітря.

Умовою використання різних пристроїв контролю та керування в моторизованих респіраторах є їх вага та геометричні розміри.

Контроль температури. При роботі пристроїв з примусовою подачею повітря контролюється температура оточуючого середовища та температура в підмасковому просторі. З огляду на вимоги до маси і розмірів для цього використовуються термометри опору (терморезисторами) [69].

Контроль вологості повітря необхідний в підмасковому просторі. Для цього використовується ємнісний гігrometer. За основу подібних приладів використовують гігроскопічну полімерну плівку, що разом з двома металевими електродами утворюють конденсатор, ємність якого становить біля 500 пФ. Завдяки поглинальним властивостям плівки, молекули води затримуються і об'єм плівки збільшується, що впливає на відстань між

електродами і призводить до зміни ємності. Перевагами подібних приладів є їх компактність (розмір до 6 мм²), швидкодія, лінійність в інтервалі до 80 % відносної вологості [69].

Контроль концентрації двоокису вуглецю (CO₂) згідно з [70] повинен відбуватися в підмасковому просторі респіратора.

Згідно з аналізом проведеним у роботі [71] лише електрохімічні та оптичні методи газового аналізу дозволяють визначати малі концентрації газів, маючи низький поріг чутливості. Крім цього, останнім часом [72] поширення отримують пристрої на основі напівпровідникових (металооксидних) елементів.

Серед електрохімічних методів газового аналізу виділяють кулонометрію, потенціометрію, кондуктометрію [73–75], але значні розміри приладів, побудованих за цими методами, не дозволяють використати їх в пристроях, подібних до моторизованих респіраторів.

Одним з розповсюджених оптичних методів газового аналізу є недисперсійна інфрачервона (NDIR) спектроскопія, що використовує абсорбційні властивості газів щодо світлового випромінювання в інфрачервоній спектральній області. Зі спектру джерела світла за допомогою відповідних фільтрів виділяється випромінювання в одній спектральній області, яке показує типові абсорбційні властивості для відповідного газу. Це випромінювання проходить через заповнений аналізованим газом вимірювальний осередок. Відповідно до закону Бера-Ламберта, зі збільшенням концентрації CO₂ відбувається поглинання дедалі більшої частки випромінювання на зазначеній довжині хвилі. Дані про послаблення випромінювання з даною довжиною хвилі можна використовувати для визначення концентрації CO₂ [76, 77].

Напівпровідниковий метод газового аналізу, що ґрунтується на зміні електропровідності металооксидної плівки (напівпровідника) внаслідок адсорбції газу її поверхнею. При нагріванні напівпровідника до температури (до 400 °C) за допомогою окремого нагрівального елемента, відбувається

адсорбція кисню, що міститься в повітрі, на поверхні чутливого елемента, що має пористу структуру. На перебіг адсорбції впливає концентрація газу-домішки. Внаслідок поверхневого ефекту змінюється електропровідність напівпровідника. Вихідне значення розраховується через зміну опору, який залежить від концентрації питомого газу [78, 79].

Контроль наявності твердих часток (контроль цілісності фільтрувального елемента) згідно з роботами [80–82] може виконуватись на основі двох груп методів: прямі, засновані на попередньому осадженні пилу (ваговий, радіоізотопний, фотометричний, люмінесцентний, лічильний та ін.) та опосередковані – без попереднього осадження пилу (абсорбційний, голографічний, лазерного зондування, ємнісний, акустичний, інші).

Основною перевагою прямих методів є можливість виміру масової концентрації пилу. Недоліками цих методів вважаються: циклічний характер виміру; велика трудомісткість; низька чутливість; тривалий відбір зразків при вимірі малих концентрацій [81].

Переваги методів опосередкованого контролю: можливість безпосередніх вимірювань у самому пилегазовому потоці; безперервне вимірювання; значна чутливість; безінерційність; наявність можливості повної автоматизації вимірювання; відсутність аеродинамічного спотворення потоку. Але мінливість дисперсного складу пилу є істотним недоліком цієї групи методів і впливає на результати вимірювань концентрації пилу [81].

Тиск повітря у підмасковому просторі ЗІЗОД є одним із факторів, що впливає на комфортне самопочуття користувача. За методом вимірювання, що визначає принцип дії [83–85], прилади ділять на:

- деформаційні, у яких вимірювання тиску засноване на врівноважуванні сили, яка створюється за рахунок тиску або вакууму у контрольованому середовищі на активний елемент датчика, у відповідь на дію сил пружних деформацій різноманітних пружних елементів;

– електричні, у яких вимірювання тиску повітря здійснюється шляхом перетворення його значення у електричну величину через електричні властивості матеріалу, які залежать від величини тиску [85].

Для забезпечення гарного самопочуття людини, необхідно щоб у підмасковий простір надходив постійний потік очищеного повітря, який повинен бути не меншим за необхідний (115 л/хв, 0,0019 м³/с) [12, 13].

Прилади для вимірювання витрати речовини можна розділити такі групи:

– витратоміри змінного перепаду тиску, принцип дії яких заснований на залежності від витрат речовини перепаду тиску, створюваного нерухомим пристроєм, що встановлюється в трубопроводі;

– термоанемометрія – це метод непрямого вимірювання швидкості повітряного/газового потоку, який заснований на вимірюванні тепловтрат елемента з гарячим дротом, що розміщений безпосередньо в досліджуваному потоці. Метод відрізняється відсутністю рухомих сенсорних елементів, великим відношенням сигнал/шум і електричним вихідним сигналом [86].

Крім згаданих приладів, існує велика кількість витратомірів, принцип дії яких ґрунтується на інших залежностях, наприклад: механічні, ультразвукові, вихрові та ін.

1.4 Умови розробки нових моторизованих респіраторів

Зважаючи на особливості використовуваних моторизованих респіраторів, чинники, які безпосередньо впливають на роботу таких засобів та методи контролю параметрів повітря, що надходить до користувача, конструкція нового пристрою повинна мати взаємозв'язки, сукупність, ознаки, технологічні, захисні та експлуатаційні параметри змінних елементів та модулів, що формують пристрій загалом. Такими елементами (модулями) є; лицьові частини (маска або шолом-маска), джерела та канали подачі повітря та

електропостачання, система фільтрації, додаткові прилади контролю параметрів повітря.

Нові моторизовані респіратори мають створюватися з урахуванням наступних умов: призначення, захисні та експлуатаційні характеристики, кількісна оцінка шкідливих та виробничих факторів, що діють на органи дихання, фазово-дисперсного склад компонентів аерозолів у повітрі, характер технологічних процесів, організації робочого місця, професії працюючих. Виявлення цих умов проводиться на основі формалізації наявної нормативної, методичної, патентної інформації, науково-технічної літератури, кон'юктуро-економічних матеріалів, результатів власних досліджень, а також експертного опитування фахівців. Конструкція моторизованих респіраторів повинна бути виконана за схемою, що представлена на рис. 1.4.

Крім вимог, вказаних у [2, 9, 13] необхідно також враховувати наявність у доступі необхідних матеріалів, приладів та пристроїв.

Незважаючи на призначення та конструктивні особливості різних моторизованих респіраторів, вони повинні відповідати вимогам до показників функціонування, що поділяються на виокремлені групи [9]:

- показники захисної ефективності, такі як: загальний коефіцієнт проникнення шкідливих речовин, як для всієї конструкції, так і крізь окремі елементи; об'ємна витрата повітря, яка надходить при вдиху; тривалість захисної дії;

- показники, що характеризують надійність, а саме стійкість матеріалів до впливу зовнішніх факторів, наприклад, строк служби [9];

- показники ергономічності, що відображують можливий вплив моторизованого респіратора на людину, її здоров'я, працездатність. До них відносять опір диханню, газовий склад повітря, його температуру, відносну вологість, обмеженість зони огляду, перешкоди для слуху та мовлення, вага пристрою [9].

При використанні моторизованого респіратора кожного дня, протягом робочої зміни (від 5 до 8 годин), для людини, починають відігравати значну

роль не тільки захисні властивості, але й відчуття комфорту. Тому дуже важливою в конкурентній боротьбі серед виробників стала пропозиція забезпечення споживача респіратором з підвищеною комфортністю, що дозволила б йому впродовж тривалого часу перебувати в небезпечному середовищі без погіршення фізичного самопочуття.

Зручність конструкції. Серед потреб користувачів, однією з основних є підвищення вимог до зручності в цілому, викликане тим, що за тривалий період їх конструювання, так і не вдалося створити універсальну маску, що точно прилягає до обличчя будь-якого користувача [2]. Краї маски в зоні обтюрації мають бути гнучкими, розмір і форма мають вибиратися відповідно до особливостей обличчя користувача. Маска повинна закривати зовнішні органи дихання (ніс та рот), а також підборіддя, без створення надмірного тиску. Наголів'я повинно надійно утримувати маску та зручно розташуватись на голові, мати можливість корегування притискних зусиль.

Шкіра обличчя людини дуже чутлива до зовнішніх подразників. Зазвичай для виготовлення респіраторів використовуються досить грубі та жорсткі матеріали, які разом з достатньо високою температурою всередині маски респіратора можуть викликати подразнення та свербіж, що зменшує зручність використання. Тому, внутрішній матеріал маски, який, протягом тривалого часу, контактує зі шкірою, має бути м'яким та гладким. В якості маски або шолома-маски може бути використаний сертифіковані зразки.

Вага моторизованого респіратора також має значний вплив на комфортні відчуття користувача. Важкий засіб захисту може сповзати, викликаючи незручності, призводити до м'язової втоми.

Універсальність та сумісність моторизованого респіратора з іншими захисними елементами (захисні окуляри, навушники для захисту слуху та ін.) є необхідними умовами для комфортної роботи персоналу.

1.5 Висновки та постановка завдання дослідження

Огляд джерел інформації про моторизовані респіратори, методи їх моделювання, наявні систем керування та умови їх експлуатації, показав, що найважливішими факторами, від яких залежить комфортне самопочуття та здоров'я людини, є витрата та тиск повітря в масці, які в свою чергу можуть змінюватись залежно від режиму дихання користувача відповідно до його фізичного навантаження.

Основними завданнями моторизованого респіатора є зменшення опору диханню та захист людини від шкідливого впливу оточуючого середовища шляхом очистки та подачі повітря до органів дихання.

Аналіз захисних та експлуатаційних характеристик сучасних моторизованих респіраторів, досвід їх використання, а також умов праці та місць перебування користувачів дозволяє сформулювати загальні вимоги до подібних пристроїв: забезпечення високих захисних властивостей протягом необхідного терміну служби; мінімально можливий опір дихання; подання необхідної для дихання кількості повітря; мінімальна маса та габарити; мінімальне обмеження поля зору користувача та зручність у роботі.

З огляду на необхідність розробки системи керування моторизованим респіратором, було розглянуто методи математичного опису процесів транспортування газоподібних речовин, в тому числі і для подібних за будовою і функціонуванням об'єктів інших галузей промисловості. Розглянуто параметри дихання користувача та зауважено можливість представлення його у вигляді гармонічного сигналу.

Аналіз існуючих способів та систем керування параметрами повітряного потоку в моторизованих респіаторах та представлених на світовому ринку зразків моторизованих респіраторів показав наявність низки недоліків:

низький рівень комфорту більшості пристроїв з огляду на недостатню компенсацію опору диханню від фільтрувальних елементів;

ручне регулювання витрати повітря до маски (2-5 режими або плавна зміна за допомогою обертового чи повзункового регулятора), що значною мірою залежить від самого користувача та потребує додаткових налаштувань при зміні режиму роботи (фізичного чи психічного навантаження). Також при ручному виборі рівня витрати повітря, який обумовлений суто власними відчуттями користувача, недостатня кількість повітря при зміні режиму дихання може викликати потрапляння забрудненого повітря всередину маски;

в патентних рішеннях, які пов'язані з автоматизацією роботи моторизованого респіратора, здебільшого пропонується контролювати режим дихання тільки по вдику або видиху за різними параметрами: температура, тиск, витрата повітря. При цьому не враховуються можливі зміни швидкості повітря під час фактичного вдику або видиху, коли людина може прикладати більше зусиль для дихання створюючи розрідження в масці.

Так як основною метою дисертаційної роботи є підвищення ефективності роботи моторизованого респіратора шляхом розробки системи керування тиском повітря в підмасковому просторі із компенсацією впливу циклічних потоків повітря від дихання працівника при виконанні робіт, що відрізняються категорією важкості, то для її досягнення в дисертації сформульовані наступні науково-технічні завдання:

проаналізувати вітчизняний та закордонний досвід створення систем контролю та керування роботою моторизованого респіратора для визначення основних напрямків його автоматизації;

розробити математичну модель моторизованого респіратора, як об'єкта автоматичного керування;

дослідити роботу фізичної моделі моторизованого респіратора для перевірки і удосконалення його математичної моделі та визначення параметрів циклу дихання людини;

розробити імітаційну модель системи керування тиском повітря у масці моторизованого респіратора для підвищення ефективності його роботи

та дослідження впливу зміни параметрів циклу дихання користувача на рівень коливань тиску повітря в масці;
перевірити ефективність роботи складових системи керування тиском повітря в масці та захисних властивостей моторизованого респіатора в реальних умовах.

РОЗДІЛ 2

ДОСЛІДЖЕННЯ МОТОРИЗОВАНОГО РЕСПІРАТОРА, ЯК ОБ'ЄКТА КЕРУВАННЯ

2.1 Розробка математичної моделі моторизованого респіратора аналітичним шляхом

Покращення функціонування існуючих та перспективних моторизованих респіраторів, а саме підвищення їх захисної ефективності та терміну експлуатації фільтрувальних елементів, може бути досягнуто за рахунок впровадження систем керування витратою та/або тиском повітря. Створення такої системи потребує дослідження режимів роботи, що у свою чергу вимагає отримання математичної (імітаційної) моделі моторизованого респіратора.

При використанні моторизованого респіратора виділяють два окремих процеси: очищення зовнішнього повітря та транспортування цього повітря до зовнішніх органів дихання людини. Ці процеси обумовлюють необхідність забезпечення конкретних значень витрати повітря та/або тиску в масці респіратора.

Як було зазначено, моторизованому респіратору притаманна низка важливих особливостей, що характерні для процесів транспортування газів та газоподібних речовин, до яких можна віднести і повітря.

При транспортуванні повітря в повітропроводах виникає ефект стискання, що обумовлює акумулюючі властивості об'ємного середовища і, окрім цього, інерційність повітря, як рухомої маси, не враховується (у порівнянні з крапельними речовинами).

Математичний опис процесів, які відбуваються в складових системи, зручно виконати з використанням рівнянь рівноваги, що записуються на основі еквівалентних схем заміщення. Подібне заміщення ґрунтується на уяві про заміну об'єкту, за допомогою низки найпростіших сегментів. Кожен такий

сегмент повинен мати в своєму складі мінімальну кількість зосереджених елементів [87, 88].

Отже, в повітропроводі моторизованого респіратора, витрата очищеного повітря в кожному виокремленому перерізі зазвичай відрізняється через властивість стискання повітря. Тому зміна тиску повітря викликає зміну його густини та маси в обмеженому об'ємі маски респіратора. Подібний ефект накопичення повітря характерний не тільки в масці, а й в каналі руху повітря – повітропроводі [89].

Аналітичний опис процесів, що мають місце під час транспортування повітря, виконали при відповідних припущеннях. Кожен сегмент транспортування повітря замінили двома елементами, серед яких один елемент має ознаку зміни тиску повітря, яка дорівнює втраті тиску за довжиною повітропроводу, а другий елемент має нульову зміну тиску та відповідну акумулюючу ємність [87].

Принципова схема моторизованого респіратора показана на рис. 2.1.

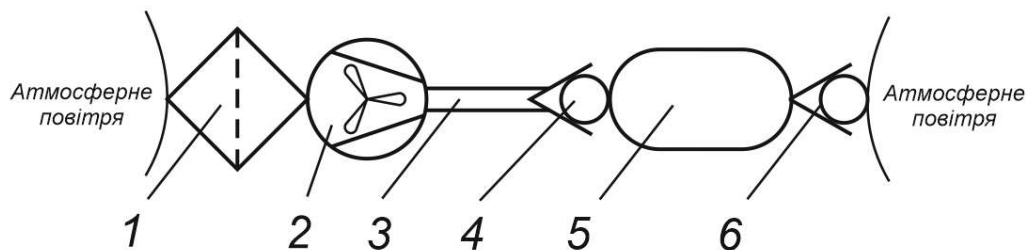


Рисунок 2.1 – Принципова схема моторизованого респіратора

Згідно рис. 2.1 в моторизованому респіраторі атмосферне забруднене повітря проходить через фільтр 1 завдяки різниці тисків, що створюється за допомогою вентилятора 2 та рухаючись повітропроводом 3 та через клапан вдишу 4 потрапляє до маски 5 (представлена у вигляді резервуару) та, змішуючись з повітрям при видиху, виходить назовні крізь клапан видиху 6. Відкриття та закриття клапанів вдишу та видиху відбувається за відповідного тиску повітря в масці. Тиск повітря в масці змінюється за рахунок зміни

витрати повітря при регулюванні швидкості обертання лопатей вентилятора [89].

Для моделювання необхідна наступна інформація [90, 91]:

Геометричні характеристики (дод. Д):

а) повітропроводу – діаметр $d_{\text{пп}}$, м; довжина L , м; характеристики місцевих опорів (звуження, розширення, повороти) для підрахунку сумарного значення коефіцієнта втрат $\Sigma\xi$;

б) маски – внутрішній об'єм, м^3 .

Режимні характеристики об'єкта:

а) характеристики робочої речовини: T , $^{\circ}\text{C}$; P , Па; Q_M , кг/с.

б) характеристики вентилятора, фільтра, клапанів вдиху/видиху ;

в) теплофізичні властивості середовища: ρ - густина, $\text{кг}/\text{м}^3$; динамічна в'язкість μ , $\text{Н}\cdot\text{с}/\text{м}^2$.

Для побудови математичної моделі скористаємося рівнянням збереження маси (баланс робочої речовини) у вигляді:

$$Q_{M_{\text{вх}}} - Q_{M_{\text{вих}}} = V \frac{d\rho}{dt}, \quad (2.1)$$

де ρ – густина повітря, $\text{кг}/\text{м}^3$;

V – об'єм повітря, м^3 ;

t – час, с;

$Q_{M_{\text{вх}}}$, $Q_{M_{\text{вих}}}$ – масова витрата повітря на вході та виході об'єкта, кг/с.

Тиск в моторизованому респіраторі незначно відрізняється від атмосферного та згідно вимог не має перевищувати 370 Па [92] і температура майже незмінна, тому повітря з достатньою для практичних розрахунків точністю описується моделлю ідеального газу. Процес транспортування повітря за допомогою вентилятора (як для компресійного апарату) є ізотермічним.

Для ізотермічного процесу відповідним є характеристичне рівняння на основі закону Бойля-Маріотта:

$$pV = RT = K, \quad (2.2)$$

де p – тиск повітря, Па;

V – об'єм повітря, м³;

R – універсальна газова постійна, Дж/°С·Кмоль;

T – температура повітря, °С;

K – постійна величина.

Питомий об'єм розраховується за формулою:

$$\nu = \frac{1}{\rho} = \frac{V}{m}, \quad (2.3)$$

де ν – питомий об'єм, м³/кг;

m – маса речовини, кг.

Враховуючи (2.2) для густини речовини буде вірним вираз:

$$\rho = \frac{1}{V} = \frac{p}{K}. \quad (2.4)$$

Якщо V_c – це об'єм внутрішнього простору системи, то кількість речовини в системі m_c становитиме:

$$m_c = \rho \cdot V_c = \frac{p \cdot V_c}{K}. \quad (2.5)$$

Цей вираз встановлює зв'язок між кількістю речовини в системі m_c та тиском p .

Зміну наповнення, що була викликана зміною тиску, знайшли диференціюючи вираз (2.5):

$$\frac{dm_c}{dt} = V_c \frac{d\rho}{dt} = \frac{V_c}{K} \frac{dp}{dt}. \quad (2.6)$$

Для малих відхилень тиску, відношення m_c/p може вважатися постійним. Тоді, на основі (2.6) отримали:

$$\frac{V_c}{K} \frac{dp}{dt} = \frac{m_c}{p} \frac{dp}{dt}. \quad (2.7)$$

І вираз (2.1) приймає вигляд:

$$Q_{M\text{вх}} - Q_{M\text{вих}} = \frac{m_c}{p} \frac{dp}{dt}. \quad (2.8)$$

Враховуючи, що в усталеному режимі відсутня зміна наповнення, то:

$$\frac{m_c}{p} = \frac{\bar{m}_c}{\bar{Q}_M} \cdot \frac{\bar{Q}_M}{\bar{p}} = T_i \frac{\bar{Q}_M}{\bar{p}}, \quad (2.9)$$

де $T_i = \bar{m}_c / \bar{Q}_M$ – має розмірність часу і може розглядатись, як постійна часу ізотермічного процесу, с;

$\bar{m}_c$ – маса повітря в системі, в усталеному режимі, кг;

$\bar{Q}_M$ – масова витрата повітря через систему в усталеному режимі, кг/с;

$\bar{p}$ – тиск повітря, що відповідає усталеному режиму, Па.

Отже, зміна маси повітря в системі при зміні в часі тиску пов'язана рівнянням:

$$\frac{dm_c}{dt} = \frac{\bar{Q}_M}{\bar{p}} T_i \cdot \frac{dp}{dt}, \quad (2.10)$$

Зважаючи, що в усталеному режимі $Q_{M\text{вх}} = Q_{M\text{вих}} = Q_M$ та $p_{\text{вх}} = \bar{p}$, тобто відсутня зміна наповнення, то лінеаризуючи рівняння методом малих відхилень, отримали:

$$\frac{\bar{Q}_M}{\bar{p}} T_i \cdot \frac{d\Delta p_{\text{вх}}}{dt} = \Delta Q_{M\text{вх}} - \Delta Q_{M\text{вих}}, \quad (2.11)$$

де $\Delta p_{\text{вх}}$ – зміна тиску повітря на вході системи, Па;

$\Delta Q_{M\text{вх}}, \Delta Q_{M\text{вих}}$ – зміни масової витрати повітря на вході та виході, кг/с.

Для визначення математичної моделі моторизованого респіратора було створено його схему заміщення (рис. 2.2).

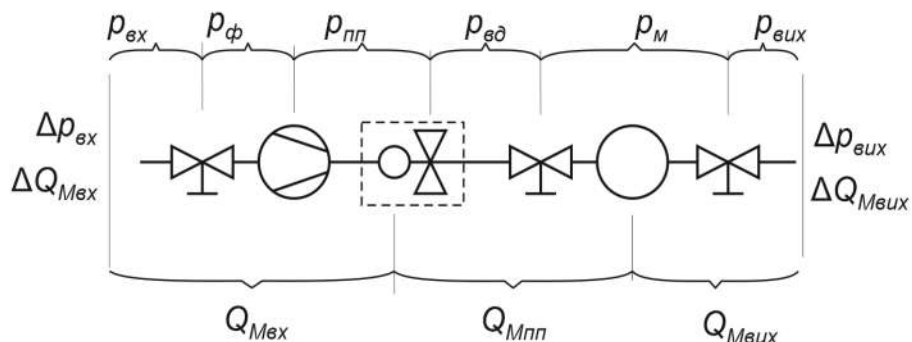


Рисунок 2.2 – Схема заміщення об'єкта (моторизованого респіратора)

На рисунку 2.2 прийняті наступні позначення:

$p_{вх}, p_{вих}$ – тиск на вході та виході, Па;

p_{ϕ} – тиск (розрідження) після фільтра, Па;

p_{nn} – тиск в повітропроводі, що утворюється при роботі вентилятора, Па;

$p_{вд}$ – тиск перед клапаном вдиху, Па;

p_m – тиск в масці, Па;

$\Delta p_{вх}, \Delta p_{вих}$ – зміни тиску повітря на вході та виході системи, Па;

$Q_{Mвх}, Q_{Mвих}$ – масова витрата повітря на вході та виході системи, кг/с;

Q_{Mnn} – масова витрата повітря у повітропроводі, кг/с;

$\Delta Q_{Mвх}, \Delta Q_{Mвих}$ – зміни масової витрати повітря на вході та виході системи, кг/с.

Баланс механічної енергії (рівняння кількості руху):

$$\Delta p_{вх} + \Delta p_{\phi} - \Delta p_{вих} = \Delta p_{nn} + \Delta p_{вд} + \Delta p_m + \Delta p_{вд}, \quad (2.12)$$

де $\Delta p_{вх}$ – зміна тиску на вході, Па;

$\Delta p_{вих}$ – зміна тиску на виході, Па;

Δp_{ϕ} – зміна тиску на вентиляторі, Па;

Δp_{nn} – зміна тиску на фільтрі, Па;

$\Delta p_{вд}$ – зміна тиску у повітропроводі після вентилятора, Па;

$\Delta p_{вд}$ – зміна тиску перед клапаном вдиху, Па;

Δp_m – зміна тиску в масці, Па;

$\Delta p_{вх}$ та $\Delta p_{вих}$ обертаються на нуль через сталість атмосферного тиску.

Отримано:

$$\Delta p_{\phi} = \Delta p_{nn} + \Delta p_{вд} + \Delta p_m + \Delta p_{вд}. \quad (2.13)$$

Розглянемо докладно складові рівняння (2.13).

Зміну приросту тиску на вентиляторі Δp_{ϕ} визначили за формулою [80]:

$$\Delta p_{\phi} = \Delta p_{nn} - \Delta p_{вд} = -a_{\phi} \Delta Q_{Mвх} + b_{\phi} \Delta n, \quad (2.14)$$

Для формули (2.14):

$$a_{\epsilon} = \frac{\partial \Delta p_{\epsilon}}{\partial Q_M}, \quad b_{\epsilon} = \frac{\partial \Delta p_{\epsilon}}{\partial n},$$

де ΔQ_{Mex} – зміна масової витрати повітря на вході через зміну продуктивності вентилятора, кг/с;

Δn – зміна швидкості обертання лопатей вентилятора, с^{-1} ;

Δp_{ϵ} – приріст тиску на вентиляторі, Па;

Δp_{mn} – приріст тиску у повітропроводі, Па;

Δp_{ϕ} – приріст тиску (розрідження) після фільтру, Па.

Коефіцієнти a_{ϵ} та b_{ϵ} можна отримати графічно з аеродинамічної характеристики вентилятора моторизованого респіатора або із співвідношень:

$$\frac{Q_{M1}}{\rho_1} = \frac{Q_{M0}}{\rho_0} \left(\frac{n_1}{n_0} \right), \quad \Delta p_{\epsilon 1} = \Delta p_{\epsilon 0} \left(\frac{n_1}{n_0} \right)^2, \quad (2.15)$$

де $\Delta p_{\epsilon 0}$, $\Delta p_{\epsilon 1}$ – перепад тиску на вентиляторі моторизованого респіатора відповідно в базовій та робочій точці, Па;

n_0 , n_1 – швидкості обертання лопатей вентилятора моторизованого респіатора відповідно в базовій та робочій точці, с^{-1} ;

Q_{M0} , Q_{M1} – масова витрата повітря на виході вентилятора моторизованого респіатора відповідно в базовій та робочій точці, кг/с;

ρ_0 , ρ_1 – густина повітря відповідно до тиску в базовій та робочій точці, кг/м^3 .

Фільтр.

Для існуючих фільтрів еталонний перепад тиску (перепад тиску в робочій точці) залежить від еталонної об'ємної витрати (об'ємної витрати в робочій точці).

Зміну тиску на фільтрі визначили за формулою:

$$\Delta p_{\epsilon x} - \Delta p_{\phi} = a_{\phi} \Delta Q_{Mex} \quad (2.16)$$

з урахуванням $\Delta p_{ex} = 0$

$$-\Delta p_{\phi} = a_{\phi} \Delta Q_{Mex}, \quad (2.17)$$

де a_{ϕ} – коефіцієнт втрат тиску фільтра моторизованого респіатора, $1/(m \cdot s)$.

Закон Дарсі для перепаду тиску через пористе середовище дає оцінку зміні тиску при зміні витрати, у цьому випадку перепад тиску пропорційний середній швидкості потоку [92].

Для визначення початкового опору фільтра використано підхід, який засновано на одній з визнаних теорій – теорії лобового опору для системи паралельних циліндрів [93]. За цим підходом перепад тиску газу або повітря на фільтрі або опір фільтра в залежності від повітряного потоку дорівнює:

$$p_{\phi} = \mu R_0 L v, \quad (2.18)$$

де μ – динамічна в'язкість газу або повітря, $Pa \cdot s$;

R_0 – безрозмірний опір волокна фільтрувального матеріалу потоку повітря;

L – довжина волокон наповнювача фільтра, m ;

v – швидкість потоку повітря, m/s .

Для визначення безрозмірного опору волокна потоку повітря Хаппель [94] розглянув систему з шаховим розташуванням циліндричних волокон і показав, що безрозмірний опір волокна дорівнює:

$$R_0 = \frac{4\pi}{-0,5 \ln \beta - 0,5 + \frac{\beta^2}{2(1 + \beta^2)}} \quad (2.19)$$

де β – щільність упакування волокон.

Представивши швидкість повітря крізь фільтр у вигляді:

$$v = \frac{4 \cdot Q_{\phi}}{\pi \cdot d_{\phi}^2}, \quad (2.20)$$

та підставивши його до (2.18), отримаємо:

$$p_{\phi} = \mu R_0 L * \left(\frac{4 \cdot Q_{\phi}}{\pi \cdot d_{\phi}^2} \right) \text{ або } \Delta p_{\phi} = \frac{4 \mu R_0 L}{\pi d_{\phi}^2} \Delta Q_{Mex}. \quad (2.21)$$

Тоді коефіцієнт втрат тиску фільтра моторизованого респіатора

набуває наступного вигляду:

$$a_{\phi} = \frac{4\mu R_0 L}{\pi d_{\phi}^2}. \quad (2.22)$$

Повітропровід (гнучкий шланг).

Рух повітря повітропроводом після вентилятора описується системою рівнянь [22], в якій перше рівняння відображує ефект накопичення, через властивість стискання повітря, а друге – втрати тиску через сумарний місцевий опір повітропроводу моторизованого респіратора:

$$\begin{cases} \frac{1}{a_{nn}} \Delta p_{\text{вд}} = \frac{\bar{Q}_M}{2\bar{p}} T_i \Delta p_{nn} + \frac{1}{a_{nn}} \Delta p_{nn} - \Delta Q_{M\text{ex}} \\ a_{nn} \frac{\bar{Q}_M}{2\bar{p}} T_i \Delta \dot{Q}_{Mnn} + \Delta Q_{Mnn} = \Delta Q_{M\text{ex}} - \frac{\bar{Q}_M}{\bar{p}} T_i \Delta \dot{p}_{\text{вд}} \end{cases}, \quad (2.23)$$

де $\bar{Q}_M$ – масова витрата в усталеному режимі, кг/с;

$\bar{p}$ – тиск в усталеному режимі, Па;

T_i – постійна часу ізотермічного процесу, с;

ΔQ_{Mnn} – зміна масової витрати повітря в повітропроводі, кг/с;

a_{nn} – коефіцієнт втрати тиску у повітропроводі, 1/(м·с) [22].

$$a_{nn} = \left(\frac{\lambda \cdot L}{D_{BH}} + \sum_{i=1}^n \xi_i \right) \cdot \frac{\bar{Q}_M}{\rho \cdot S^2}, \quad 1/(\text{м} \cdot \text{с}) \quad (2.24)$$

де L – довжина трубопроводу, м;

D_{BH} – внутрішній діаметр повітропроводу моторизованого респіратора, м;

ξ – безрозмірний коефіцієнт місцевого опору;

ρ – густина повітря (газу), кг/м³;

S – площа поперечного перерізу повітропроводу моторизованого респіратора, м²;

λ – коефіцієнт гідравлічного тертя Дарсі для гладкої труби, який залежить від числа Рейнольдса (Re).

Коефіцієнт гідравлічного тертя застосовується в гідравліці та аеродинаміці для визначення втрат тиску на розрахунковій ділянці системи [22].

Розрахунок числа Рейнольдса через об'ємну витрату рідини чи газу виконується за формулою:

$$Re = (Q \cdot D) / (\nu \cdot S), \quad (2.25)$$

де Q – об'ємна витрата потоку, $\text{м}^3/\text{с}$;

D – гідравлічний діаметр, м ;

ν – кінематична в'язкість середовища, $\text{м}^2/\text{с}$;

S – площа перерізу каналу (труби повітроводу), м^2 .

Для розрахунку коефіцієнта гідравлічного тертя використаємо формули для гідравлічної гладкої стінки в залежності від режиму руху повітря [95]:

$$\lambda = \frac{64}{Re} \text{ при } Re < 2000 \text{ або } \lambda = \frac{0,3164}{Re^{0,25}} \text{ при } Re > 4000 \text{ (формула Блазіуса)}. \quad (2.26)$$

Оскільки, у граничній зоні між ламінарною та турбулентною течією коефіцієнт тертя складно обчислити, то його оцінка виконується шляхом лінійної інтерполяції між коефіцієнтами тертя при числах $Re = 2000$ і 4000 . Також це співвідношення для коефіцієнта тертя було вибрано, оскільки його можна легко змінити для врахування негладких труб.

Зміна тиску на клапані вдиху описується рівнянням:

$$\Delta p_{\text{вд}} - \Delta p_{\text{ст}} = a_{\text{вд}} \Delta Q_{\text{Мпп}} + b_{\text{вд}} \Delta S_{\text{вд}}, \quad (2.27)$$

де $a_{\text{вд}}$ – коефіцієнт втрати тиску (статичного) на клапані вдиху, $1/(\text{м} \cdot \text{с})$;

$b_{\text{вд}}$ – коефіцієнт втрати тиску (динамічного) на клапані вдиху, $\text{кг}/(\text{м}^2 \cdot \text{с}^2)$.

$$a_{\text{вд}} = \frac{2K_{\text{вд}} \cdot \bar{Q}_M}{\bar{S}_{\text{вд}}^2}, \quad b_{\text{вд}} = -\frac{2K_{\text{вд}} \cdot \bar{Q}_M^2}{\bar{S}_{\text{вд}}^3}, \quad K_{\text{вд}} = \frac{\xi_{\text{вд}}}{2\rho} \quad (2.28)$$

де $K_{\text{вд}}$ – це коефіцієнт опору клапана вдиху;

$\bar{S}_{\text{вд}}$ – площа прохідного перерізу клапана вдиху в усталеному режимі, м^2 ;

$\xi_{\text{вд}}$ – коефіцієнт місцевого опору клапана вдиху, який залежить від конструкції клапана.

Зміна тиску на клапані вдиху описується рівнянням з урахуванням $\Delta p_{вдх} = 0$:

$$\Delta p_{\text{м}} = a_{\text{вд}} \Delta Q_{\text{Мвдх}} + b_{\text{вд}} \Delta S_{\text{вд}}, \quad (2.29)$$

де $a_{\text{вд}}$ – коефіцієнт втрати тиску (статичного) на клапані видиху, $1/(\text{м} \cdot \text{с})$;

$b_{\text{вд}}$ – коефіцієнт втрати тиску (динамічного) на клапані видиху, $\text{кг}/(\text{м}^2 \cdot \text{с}^2)$;

Коефіцієнти $a_{\text{вд}}$ та $b_{\text{вд}}$:

$$a_{\text{вд}} = \frac{2K_{\text{вд}} \cdot \bar{Q}_{\text{М}}}{\bar{S}_{\text{вд}}^2}, \quad b_{\text{вд}} = -\frac{2K_{\text{вд}} \cdot \bar{Q}_{\text{М}}^2}{\bar{S}_{\text{вд}}^3}, \quad K_{\text{вд}} = \frac{\xi_{\text{вд}}}{2\rho}, \quad (2.30)$$

де $K_{\text{вд}}$ – це коефіцієнт опору клапана видиху;

$\bar{S}_{\text{вд}}$ – площа прохідного перерізу клапану видиху в усталеному режимі, м^2 ;

$\xi_{\text{вд}}$ – коефіцієнт місцевого опору клапана видиху, який залежить від конструкції клапана в масці моторизованого респіратора.

Для маски моторизованого респіратора, розглядаючи підмасковий простір, як акумулюючий (накопичуваний) об'єм повітря, що вдихається користувачем і вважаючи, що опору руху повітря в масці немає, то:

$$\frac{\bar{Q}_{\text{М}}}{\bar{p}} T_i \Delta \dot{p}_{\text{м}} = \Delta Q_{\text{Мнн}} - \Delta Q_{\text{Мвдх}}. \quad (2.31)$$

Отже, враховуючи рівняння (2.14–2.31) отримали систему рівнянь, яка описує роботу моторизованого респіратора:

$$\begin{cases} -\Delta p_{\phi} = a_{\phi} \Delta Q_{\text{Мвх}}; \\ \Delta p_{\text{нн}} - \Delta p_{\phi} = -a_{\phi} \Delta Q_{\text{Мвх}} + b_{\phi} \Delta n; \\ \frac{1}{a_{\text{нн}}} \Delta p_{\text{вд}} = \frac{\bar{Q}_{\text{М}}}{2\bar{p}} T_i \Delta \dot{p}_{\text{нн}} + \frac{1}{a_{\text{нн}}} \Delta p_{\text{нн}} - \Delta Q_{\text{Мвх}}; \\ a_{\text{вд}} \frac{\bar{Q}_{\text{М}}}{2\bar{p}} T_i \Delta \dot{Q}_{\text{Мнн}} + \Delta Q_{\text{Мнн}} = \Delta Q_{\text{Мвх}} - \frac{\bar{Q}_{\text{М}}}{\bar{p}} T_i \Delta \dot{p}_{\text{вд}}; \\ \Delta p_{\text{вд}} - \Delta p_{\text{м}} = a_{\text{вд}} \Delta Q_{\text{Мнн}} + b_{\text{вд}} \Delta S_{\text{вд}}; \\ \frac{\bar{Q}_{\text{М}}}{\bar{p}} T_i \Delta \dot{p}_{\text{нн}} = \Delta Q_{\text{Мнн}} - \Delta Q_{\text{Мвдх}}; \\ \Delta p_{\text{м}} = a_{\text{вд}} \Delta Q_{\text{Мвдх}} + b_{\text{вд}} \Delta S_{\text{вд}} \end{cases} \quad (2.32)$$

В системі (2.32) звичайних диференціальних рівнянь Δn – зміна швидкості обертання вентилятора, яка є вхідною величиною (керуючий вплив); $\Delta p_{\text{м}}$ – зміна тиску повітря в масці респіратора, що є вихідною

величиною (регульована величина); Δp_ϕ , $\Delta p_{\epsilon\delta}$, Δp_{nn} , $\Delta Q_{M\text{вх}}$, $\Delta Q_{M\text{пп}}$, $\Delta Q_{M\text{вих}}$ та відповідні похідні – проміжні параметри, що в даному випадку будуть поступово вилучені з системи рівнянь. Процедура спрощення системи (2.32) показана в додатку Г.

Після відповідних підстановок, спрощень та перетворень отримали рівняння виду:

$$a_3 \Delta \ddot{p}_m + a_2 \Delta \ddot{p}_m + a_1 \Delta \dot{p}_m + a_0 \Delta p_m = b_1 \Delta \dot{n} + b_0 \Delta n. \quad (2.33)$$

Відповідні коефіцієнти прийняті в рівнянні (2.33):

$$z = \frac{\overline{Q_M}}{\bar{p}} T_i, \quad (2.34)$$

$$a_3 = z^3 \frac{a_{nn}(a_\phi + a_\epsilon)(a_{nn} + 2a_{\epsilon\delta})}{4}, \quad (2.35)$$

$$\begin{aligned} a_2 &= z^2 \frac{a_{nn}(a_\phi + a_\epsilon)(a_{nn} + 2a_{\epsilon\delta} + 4a_{\epsilon u\delta})}{4a_{\epsilon u\delta}} + \frac{(a_\phi + a_\epsilon + 1)}{(a_\phi + a_\epsilon)} \cdot \frac{(a_\phi + a_\epsilon)(a_{nn} + 2a_{\epsilon\delta})}{2} = \\ &= z^2 \frac{a_{nn}(a_\phi + a_\epsilon)(a_{nn} + 2a_{\epsilon\delta} + 4a_{\epsilon u\delta}) + 2a_{\epsilon u\delta}(a_\phi + a_\epsilon + 1)(a_{nn} + 2a_{\epsilon\delta})}{4a_{\epsilon u\delta}}, \end{aligned} \quad (2.36)$$

$$\begin{aligned} a_1 &= z \left(a_{\epsilon\delta} + \frac{a_{nn}(a_\phi + a_\epsilon)}{2a_{\epsilon u\delta}} + \frac{(a_\phi + a_\epsilon + a_{nn})}{(a_\phi + a_\epsilon)} \frac{(a_\phi + a_\epsilon)(a_{nn} + 2a_{\epsilon\delta} + 4a_{\epsilon u\delta})}{2a_{\epsilon u\delta}} \right) = \\ &= z \left(a_{\epsilon\delta} + \frac{a_{nn}(a_\phi + a_\epsilon)}{2a_{\epsilon u\delta}} + \frac{(a_\phi + a_\epsilon + a_{nn})(a_{nn} + 2a_{\epsilon\delta} + 4a_{\epsilon u\delta})}{2a_{\epsilon u\delta}} \right) = \\ &= z \frac{2a_{\epsilon u\delta}(a_{\epsilon\delta} + 2a_\phi + 2a_\epsilon + 2a_{nn}) + a_{nn}(a_{nn} + 2a_\phi + 2a_\epsilon + 2a_{\epsilon\delta}) + 2a_{\epsilon\delta}(a_\phi + a_\epsilon)}{2a_{\epsilon u\delta}} \end{aligned} \quad (2.37)$$

$$a_0 = \frac{(a_{\epsilon\delta} + a_{\epsilon u\delta})}{a_{\epsilon u\delta}} + \frac{(a_\phi + a_\epsilon)}{a_{\epsilon u\delta}} = \frac{a_{\epsilon\delta} + a_{\epsilon u\delta} + a_\phi + a_\epsilon}{a_{\epsilon u\delta}}, \quad (2.38)$$

$$b_1 = z \frac{b_\epsilon}{2}, \quad (2.39)$$

$$b_0 = b_\epsilon - \frac{a_{nn} \cdot b_\epsilon}{(a_\phi + a_\epsilon)} = \frac{a_\phi b_\epsilon + a_\epsilon b_\epsilon - a_{nn} b_\epsilon}{a_\phi + a_\epsilon} = \frac{b_\epsilon(a_\phi + a_\epsilon - a_{nn})}{a_\phi + a_\epsilon}. \quad (2.40)$$

Після виконаних перетворень та враховуючи рекомендації [22, 87], передавальна функція для зміни тиску повітря в масці від зміни швидкості обертання вентилятора набула наступного вигляду:

$$W_{\Delta n \rightarrow \Delta p_m}(p) = \frac{\Delta p_m(p)}{\Delta n(p)} = \frac{b_1 p + b_0}{a_3 p^3 + a_2 p^2 + a_1 p + a_0}, \quad (2.41)$$

Для визначення числових значень коефіцієнтів (2.34–2.40) передавальної функції (2.41) необхідно врахувати інформацію про технічні характеристики елементів моторизованого респіатора (фільтру, вентилятору, повітропроводу маски та клапанів вдиху/видиху).

Використовуючи інформацію (додаток Д) про конструктивні особливості, технічні характеристики елементів моторизованого респіатора, залежності між їх функціональними параметрами та фізичні властивості повітря, що циркулює в респіраторі, були визначені числові значення коефіцієнтів математичної моделі (додаток Е), яка була отримана аналітичним шляхом (табл. 2.1).

Таблиця 2.1 – Числові коефіцієнти математичної моделі (2.41)
моторизованого респіатора

a_3	a_2	a_1	a_0	b_1	b_0
0,00073989	0,056758	0,5912155	1	0,000000117	0,113066

Математична модель моторизованого респіатора має наступний вигляд:

$$W_{\Delta n \rightarrow \Delta p_m}(p) = \frac{0,000000117p + 0,113066}{0,00073989p^3 + 0,056758p^2 + 0,5912155p + 1}. \quad (2.42)$$

Для підтвердження адекватності отриманої математичної моделі були виконані експериментальні дослідження на реальному об'єкті з відповідними складовими елементами конструкції.

2.2 Визначення передавальної функції моторизованого респіратору на основі фізичної моделі

Розробка математичної моделі моторизованого респіратору аналітичним методом та досвід проектування систем керування в цілому показали, що дуже складно отримати математичну модель, яка буде адекватна реальній системі, використовуючи тільки теоретичні дослідження фізичних процесів у системі [96]. Зважаючи на значну вартість моторизованих респіраторів, яка коливається в межах від 20000 грн. (EVA (PAPR) system, Bullard, Нідерланди) до 60000 грн. (TR-600 3M Versaflo, Великобританія) та обмеженість доступу до подібних пристроїв в Україні, було розроблено фізичну модель моторизованого респіратору (рис. 2.3).

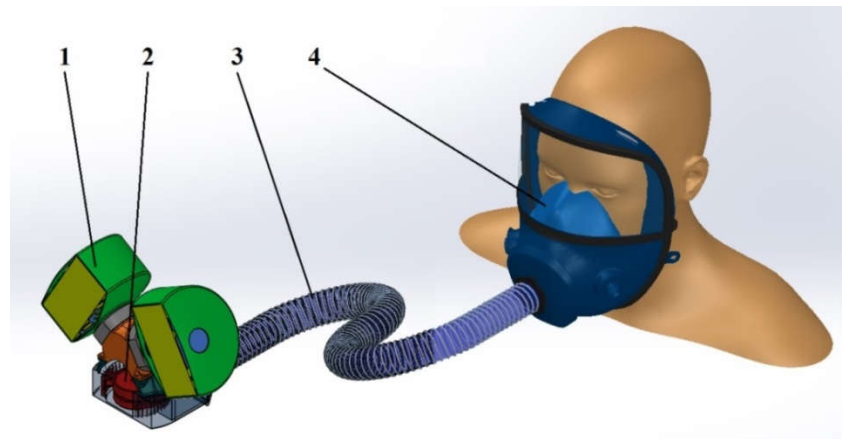


Рисунок 2.3 – Конструкція фізичної моделі моторизованого респіратору

Основними параметрами, які контролюються при роботі фізичної моделі є тиск повітря в зоні розрідження (між фільтрувальними елементами (1) та відцентровим вентилятором з крилаткою (2)) і надлишковий тиск у панорамній масці (4) та витрата повітря, що проходить через гнучкий повітропровід (3).

В зоні розрідження та в масці респіратору тиск повітря контролюється диференціальними датчиками тиску MPXV7002DP. Витрата повітря через

гофрований повітропровід, також контролюється подібним датчиком, за допомогою трубки Піто [97].

Зміни тиску повітря в масці та зоні розрідження залежать від зміни швидкості обертання крилатки вентилятора, тобто від витрати повітря, створюваної вентилятором [97]. В якості приводу вентилятора використано безколекторний електродвигун (BLDC – Brushless DC Motor). Значення швидкості обертання двигуна вентилятора задається за допомогою електронного контролера швидкості (ESC – Electronic Speed Controller).

Збір інформації від датчиків та зміна швидкості обертання вентилятора забезпечується контролером Arduino, до якого завантажено відповідне програмне забезпечення. Поточна інформація відображується дисплеї модуля LCD Keypad Shield. Структурна схема фізичної моделі представлена на рис. 2.4.

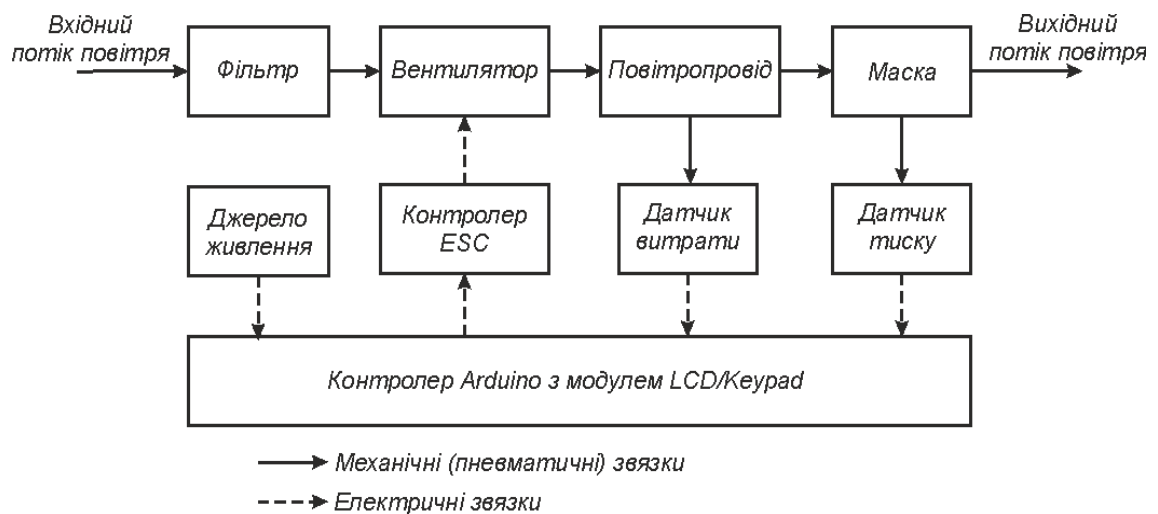


Рисунок 2.4 – Структурна схема фізичної моделі моторизованого респіратора

Зважаючи на особливості конструкції та принципу дії, моторизований фільтрувальний респіратор можна представити з'єднанням декількох взаємопов'язаних елементів, що різняться своїми властивостями: пневматична складова, яку обумовлює рух повітря через фільтр, крилатку вентилятора та гнучкий повітропровід під'єднаний до маски та електрична складова: електронний регулятор обертів і двигун вентилятора [97].

Для визначення математичної моделі необхідно виконати ідентифікацію моторизованого респіратора, як об'єкта керування. Це завдання може бути вирішено шляхом активного експерименту методом перехідних характеристик (реакція об'єкта на ступінчасті впливи). Активний експеримент ґрунтується на використанні штучних змін керуючого сигналу, що впливають на об'єкт відповідно до завчасно створеного плану [96].

Для проведення активного експерименту, одним з основних завдань є визначення параметрів вхідного тестового сигналу, тобто керуючого впливу (швидкості обертання вентилятора) на виконавчий пристрій (вентилятор). Для фізичної моделі такими параметрами є: початкове та кінцеве значення сигналу, а також час подачі сигналу (момент початку роботи) [96].

Задання швидкості обертання крилатки вентилятора (n , об/хв) виконується за рахунок зміни значення ширини імпульсів ШІМ ($t_{\text{вкл}}$, мкс), які подаються на електронний контролер швидкості. За допомогою безконтактного лазерного тахометра DT6236В було досліджено залежність швидкості обертання крилатки вентилятора від ширини імпульсів ШІМ.

При виконанні дослідження можливі похибки вимірювання, тому було виконано низку послідовних експериментів при збільшенні та зменшенні ширини імпульсів ШІМ на вході електронного контролера швидкості безколекторного двигуна (табл. 2.2).

Визначимо статистичні характеристики експериментальних даних.

Середнє арифметичне випадкової величини, яке є характеристикою математичного сподівання розподілу цієї випадкової величини:

$$\mu_X = (x_1 + x_2 + x_3 + \dots + x_N) / N = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N x(k), \quad (2.43)$$

де $X = \{x_1, x_2, x_3, \dots, x_N\}$ або $\{x(k)\}$, $k = 1, \dots, N$ – ряд спостережень довжиною N ;

$x_1, x_2, x_3, \dots, x_N$ – елементи ряду;

μ_X – середнє значення ряду елементів X .

Таблиця 2.2 – Результати досліджень залежності швидкості обертання крилатки вентилятора від ширини імпульсів ШІМ

№ п/п	Експериментальні дані										
	t _{ВКЛ} , мкс	n, об/хв									
		Дослідження (↑ - збільшення, ↓ - зменшення)									
		1 ↑	2 ↓	3 ↑	4 ↓	5 ↑	6 ↓	7 ↑	8 ↓	9 ↑	10 ↓
1	880	2205	2200	2200	2203	2202	2207	2200	2200	2200	2210
2	900	2406	2410	2398	2400	2412	2405	2405	2390	2404	2400
3	920	2722	2695	2720	2710	2720	2680	2723	2680	2720	2680
4	940	3051	2995	3012	2987	3050	2990	3050	2990	3050	2990
5	960	3310	3280	3330	3270	3330	3263	3330	3270	3320	3250
6	980	3600	3530	3590	3530	3590	3530	3590	3530	3590	3530
7	1000	3820	3760	3818	3760	3830	3778	3820	3760	3820	3770
8	1020	4027	3970	4033	3970	4030	3970	4032	3977	4030	3968
9	1040	4188	4152	4190	4155	4185	4150	4190	4157	4192	4152
10	1060	4400	4340	4400	4340	4395	4345	4400	4340	4400	4340
11	1080	4521	4526	4515	4512	4524	4520	4522	4520	4522	4523
12	1100	4705	4660	4700	4660	4700	4660	4700	4660	4700	4667
13	1120	4836	4810	4840	4820	4840	4815	4840	4823	4840	4820
14	1140	4966	4950	4970	4960	4980	4952	4970	4965	4970	4950
15	1160	5123	5100	5120	5105	5120	5090	5120	5110	5120	5115
16	1180	5308	5230	5305	5233	5310	5230	5314	5232	5310	5230
17	1200	5404	5460	5390	5460	5400	5460	5410	5455	5420	5464
18	1220	5590	5600	5600	5590	5600	5610	5610	5610	5600	5600
19	1240	5774	5714	5780	5710	5783	5700	5780	5720	5780	5690
20	1260	5890	5860	5910	5895	5905	5860	5905	5860	5910	5860
21	1280	6060	5990	6070	5980	6065	5980	6080	5990	6070	6000
22	1300	6155	6180	6173	6182	6180	6181	6165	6187	6176	6180

Статистична дисперсія характеризує розсіювання випадкової величини відносно її середнього значення розраховується, як:

$$Var[x(k)] = \sigma_x^2 = \frac{1}{N-1} \sum_{k=1}^N [x(k) - \mu_x]^2, \quad (2.44)$$

де Var – позначення дисперсії;

μ_x – середнє значення ряду розподілу $\{x(k)\}$;

σ_x – середнє квадратичне відхилення, що слугує мірою розсіювання випадкової величини відносно її середнього значення та розраховується за формулою:

$$\sigma_x = \sqrt{\frac{\sum_{k=1}^N [x(k) - \mu_x]^2}{N-1}}. \quad (2.45)$$

Коефіцієнт варіації CV обчислюється за формулою:

$$CV = \frac{\sigma_x}{\mu_x} \cdot 100\%. \quad (2.46)$$

Результати розрахунків статистичних характеристик показані в таблиці 2.3. Результати розрахунку показали, що коефіцієнт варіації не перевищує 1 % для всіх вибірок, тобто мінливість є слабкою і розподіл підпорядковується нормальному закону.

Для відтворення шуканої залежності застосуємо метод найменших квадратів, який часто використовується для подібних завдань. Для цього методу сума квадратів відхилень експериментальних даних від регресивної кривої має бути мінімальною:

$$\sum_{i=1}^N [y_i - \varphi(x_i)]^2 = \min, \quad (2.47)$$

де y_i та x_i – значення змінних, отримані експериментально;

i – дослід;

N – кількість дослідів;

$\varphi(x)$ – шукана залежність Y від X .

Таблиця 2.3 – Результати визначення статистичних характеристик

№ п/п	$t_{\text{вкл}}, \text{ мкс}$	μ_X	Var	σ_X	CV
1	880	2202,7	12,6778	3,5606	0,1616
2	900	2402,8	39,5111	6,2858	0,2616
3	920	2705,0	365,3333	19,1137	0,7066
4	940	3016,5	890,7222	29,8450	0,9894
5	960	3295,3	1005,3444	31,7072	0,9622
6	980	3561,0	1076,6667	32,8126	0,9214
7	1000	3793,6	910,9333	30,1817	0,7956
8	1020	4000,7	987,7889	31,4291	0,7856
9	1040	4171,1	362,5444	19,0406	0,4565
10	1060	4370,0	938,8889	30,6413	0,7012
11	1080	4520,5	17,3889	4,1700	0,0922
12	1100	4681,2	442,1778	21,0280	0,4492
13	1120	4828,4	142,7111	11,9462	0,2474
14	1140	4963,3	101,7889	10,0890	0,2033
15	1160	5112,3	118,4556	10,8837	0,2129
16	1180	5270,2	1713,0667	41,3892	0,7853
17	1200	5432,3	900,4556	30,0076	0,5524
18	1220	5601,0	54,4444	7,3786	0,1317
19	1240	5743,1	1531,6556	39,1364	0,6815
20	1260	5885,5	519,1667	22,7852	0,3871
21	1280	6028,5	1878,0556	43,3365	0,7189
22	1300	6175,9	88,9889	9,4334	0,1527

Використовуючи дані таблиці 2.2 – ширину імпульсів ШІМ та швидкість обертання вентилятора, нанесемо відповідні точки на координатну сітку (рис. 2.5).

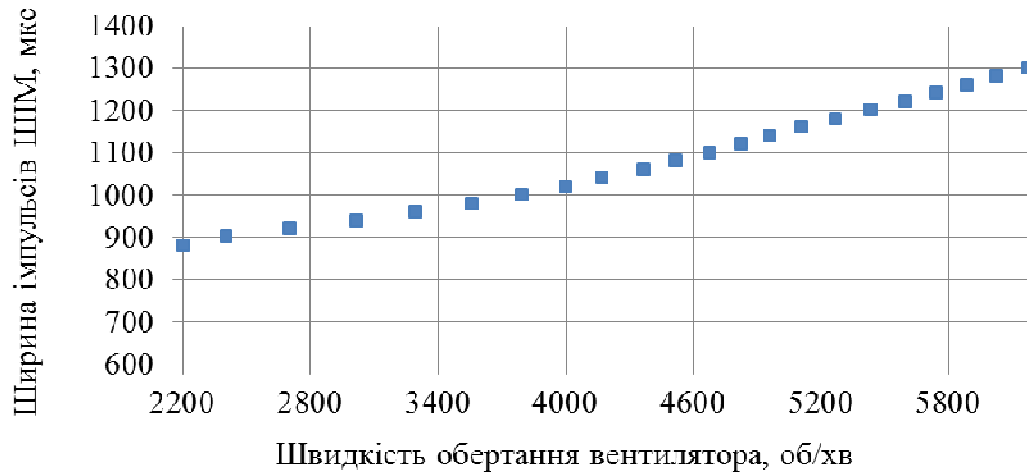


Рисунок 2.5 – Сукупність експериментальних точок

Візуально, шукана залежність близька до лінійної та може бути апроксимована рівнянням виду:

$$Y = b_0 + b_1 X. \quad (2.48)$$

Згідно методу найменших квадратів, параметри b_0 та b_1 в (2.48) мають задовольняти умову (2.47), яка прийме вигляд:

$$\sum_{i=1}^N [y_i - b_0 - b_1 x_i]^2 = \min, \quad (2.49)$$

Використавши часткові похідні від (2.49) за параметрами b_0 та b_1 та прирівнявши їх до «0» отримаємо систему нормальних рівнянь:

$$\begin{cases} N \cdot b_0 + \left(\sum_{i=1}^N x_i \right) \cdot b_1 = \sum_{i=1}^N y_i \\ \left(\sum_{i=1}^N x_i \right) \cdot b_0 + \left(\sum_{i=1}^N x_i^2 \right) \cdot b_1 = \sum_{i=1}^N (x_i \cdot y_i) \end{cases} \quad (2.50)$$

Підставимо відповідні значення y_i та x_i та отримаємо систему рівнянь:

$$\begin{cases} 22 \cdot b_0 + 97761 \cdot b_1 = 23980 \\ 97761 \cdot b_0 + 464668243,8 \cdot b_1 = 109803570 \end{cases} \quad (2.51)$$

Рішення системи рівнянь:

$$b_1 = 0,1072, b_0 = 613,46.$$

Перевіримо отримані значення за допомогою вбудованих функцій Microsoft Excel.

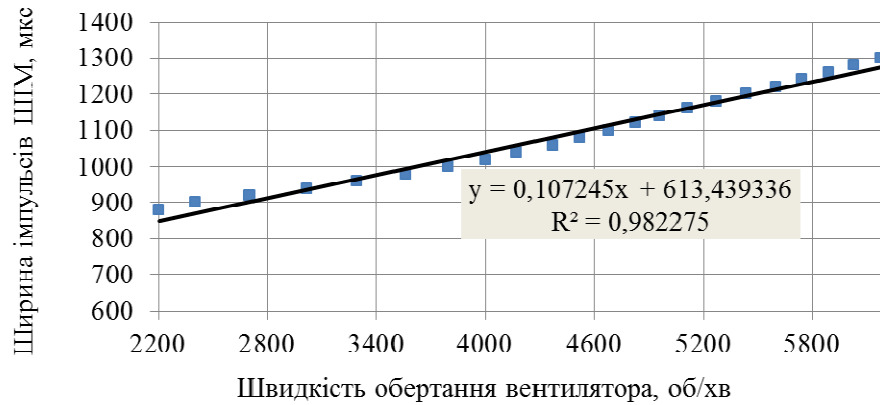


Рисунок 2.6 – Лінійна апроксимація експериментальних даних в Microsoft Excel

Результати розрахунку параметрів шуканої залежності (2.44) співпадають з отриманими в Microsoft Excel (рис. 2.6), де за допомогою лінійної апроксимації, було отримано рівняння виду:

$$y = 0,107245 * x - 613,439336, \quad (2.52)$$

де x – швидкість обертання крилатки вентилятора, об/хв.;

y – ширина імпульсів ШІМ, мкс.

З метою підвищення точності подальших досліджень фізичної моделі моторизованого респіатора, в Microsoft Excel, була виконана поліноміальна апроксимація зі ступенем 2 (рис. 2.7) та отримано рівняння виду:

$$y = 0,00001266 * x^2 + 0,00004072 * x + 822,61371227, \quad (2.53)$$

де x – швидкість обертання крилатки вентилятора, об/хв.;

y – ширина імпульсів ШІМ, мкс.

Величина достовірності поліноміальної апроксимації в Microsoft Excel (рис. 2.7) склала $R^2 = 0,99911318$ або $R = 0,9996$, тобто отримане рівняння більше ніж на 99 % відповідає експериментальній залежності.

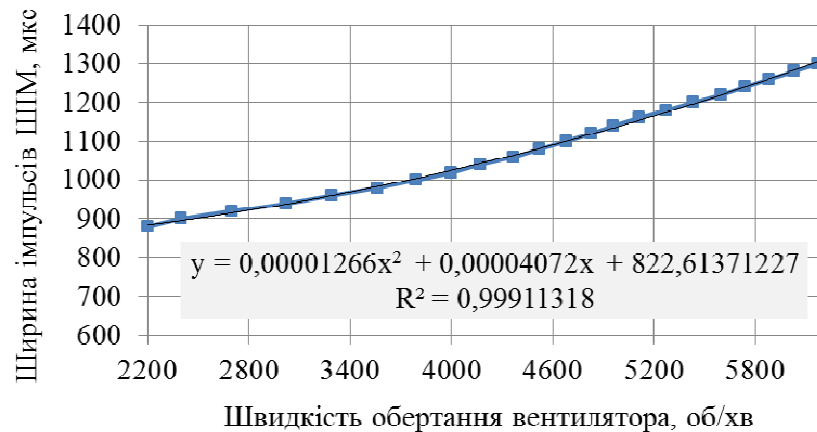


Рисунок 2.7 – Поліноміальна апроксимація експериментальних даних в Microsoft Excel

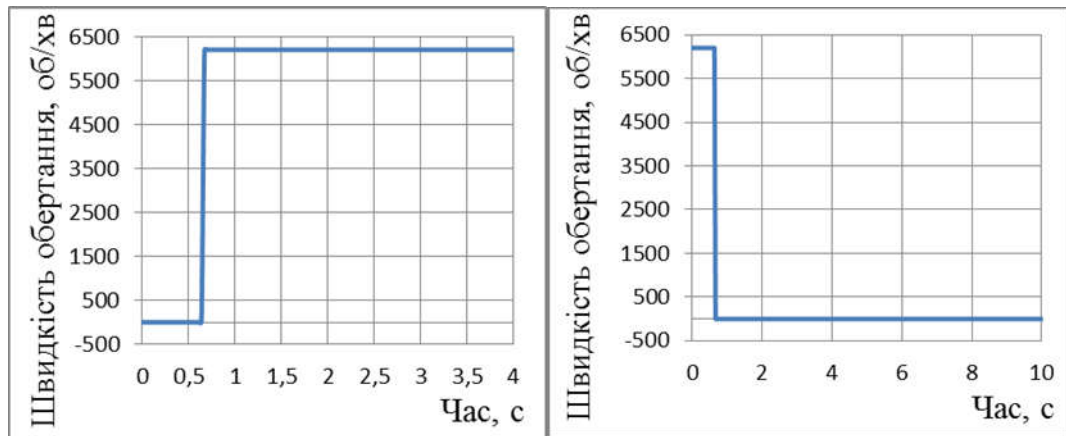
Рівняння (2.53), на основі якого розраховується значення ширини імпульсів ШІМ в залежності від заданої швидкості обертання крилатки вентилятора було використано при розробці тестового програмного забезпечення (рис. 2.8).

```
// Значення сигналу керування на вентилятор, швидкість обертання крилатки, об/хв
FAN_RPM=2200;
// Числові значення ШІМ обмежені діапазоном від 800 до 2300, (uS)
PWM=constrain(PWM, 800, 2300);
// Розрахунок відповідного значення ШІМ
PWM = 0.00001266*pow(FAN_RPM, 2) + 0.00004072*FAN_RPM + 822.61371227;
// Передача значення ШІМ на керування вентилятором в мікросекундах (uS)
fan1.writeMicroseconds(PWM);
//....
```

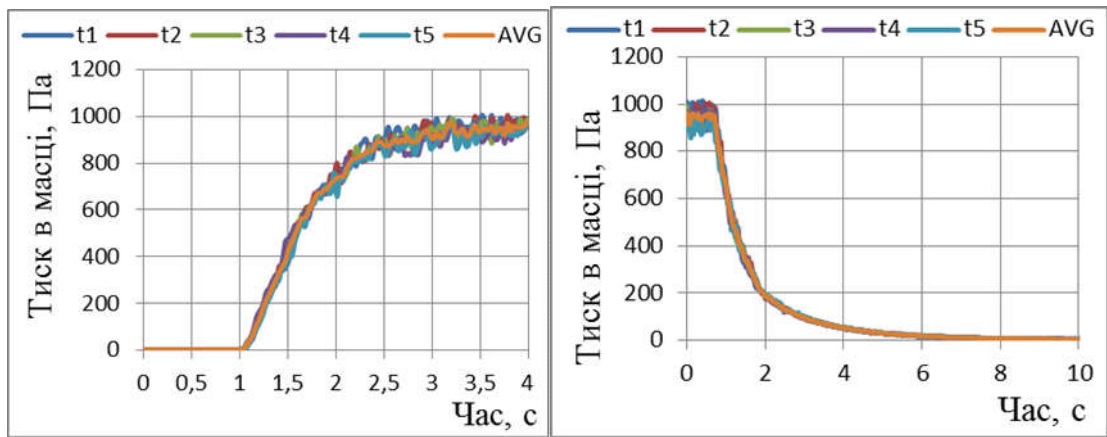
Рисунок 2.8 – Фрагмент програмного коду тестового ПЗ

Початковий тестовий сигнал – значення швидкості обертання крилатки вентилятора можна залишити нульовим, тобто крилатка вентилятора не обертається.

Виконавши низку досліджень на фізичній моделі, отримали перехідні характеристики, рис. 2.9.



а – подача ступінчатих сигналів 0-6200 об/хв. та 6200-0 об/хв.



б – перехідні характеристики для 5 повторів тесту

Рисунок 2.9 – Результати досліджень, отримані на фізичній моделі

Зважаючи, на те що в процесі експлуатації моторизованого респіратора додатковий опір фільтрувального елементу може збільшитись на величину до 500 Па [9, 13], а допустиме значення тиску повітря в масці згідно вимог Національного інституту охорони праці (NIOSH) [91] не повинно перевищувати 370 Па, то кінцеве значення тестового сигналу має бути на рівні 850÷950 Па.

Через можливість впливу різних факторів (наприклад, параметри схеми АЦП, дію електромагнітних перешкод або ін.) тестування за кожним видом характеристики виконувалось по декілька раз (рис. 2.9, б) із подальшим визначенням середнього значення.

Розглянувши отримані результати (рис. 2.9) можна зробити висновок, що об'єкт є несиметричним. Це обґрунтовується як мінімум тим, що візуально характеристики мають різний час перехідного процесу.

Для підтвердження цього, визначимо час регулювання T для обох перехідних характеристик – при підйомі та спаді тиску в масці респіратору. Як відомо, час регулювання – це час, після якого різниця між поточним і встановленим значеннями не перевищуватиме певної заданої величини Δh .

Для отримання відповідних значень, розглянемо рис. 2.10.

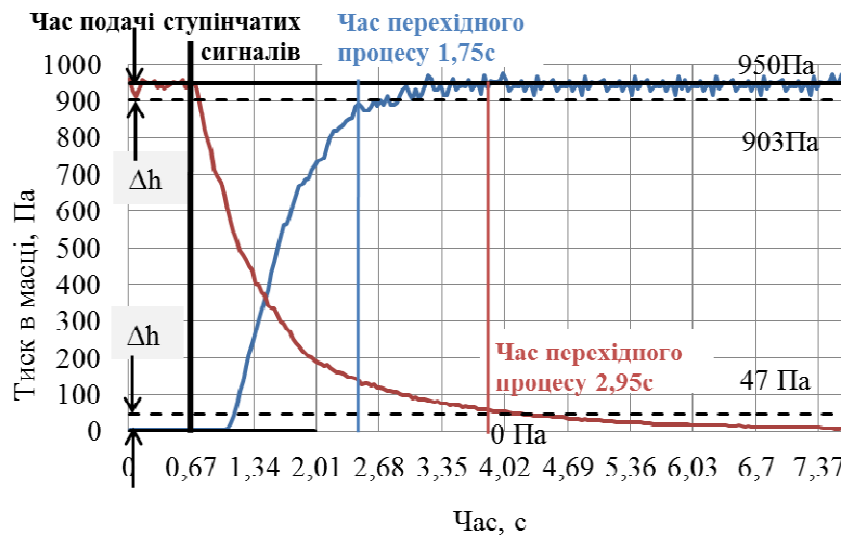


Рисунок 2.10 – Визначення часу перехідного процесу при подачі одиничних ступінчатих сигналів при підйомі та спаді тиску в масці

Значення тиску, що відповідають часу регулювання:

$$h_{\Pi} = h - \Delta h \quad (2.54)$$

$$h_c = h + \Delta h \quad (2.55)$$

де h – тиск повітря у масці респіратору, під кінець перехідного процесу, Па;

h_{Π} – значення тиску повітря, що відповідає часу регулювання при підйомі, Па;

h_c – значення тиску повітря, що відповідає часу регулювання при спаді, Па;

Δh – значення різниці тиску повітря між початковим і встановленим тиском повітря, %.

Тиск повітря в масці респіратора, який було досягнуто наприкінці перехідного процесу дорівнює біля 950 Па. Різниця між поточним і встановленим значеннями тиску Δh становить 5 % від встановленого значення. Значення тиску, що відповідають часу регулювання складуть:

$$h_{\Pi} = 950 - 0,05 \cdot 950 = 903 \text{ Па};$$

$$h_c = 0 + 0,05 \cdot 950 = 47 \text{ Па}.$$

Використавши отримані значення тиску повітря, відповідно до часу регулювання, за рис. 2.10 визначимо час перехідного процесу: 1,75 с у випадку підйому і 2,95 с при спаді, що є підтвердженням несиметричності об'єкта керування.

За інформацією із технічного опису, відомо про наявність затримки 0,5 с в електронному регуляторі обертів на початку підключення електродвигуна, що також видно на рис. 2.10. Для запобігання впливу цієї затримки та з огляду на необхідність постійного підвищеного тиску повітря в масці, робочий діапазон керуючого впливу було звужено до меж 2200–6200 об/хв. Усереднені перехідні характеристики для нового діапазону представлені на рис. 2.11.

Із врахуванням звуженого діапазону керуючого впливу, час перехідного процесу склав 0,9 с та 2,1 с, відповідно для підйому та спаду тиску.

Порівняння ділянок підйому та спаду тиску було виконано за допомогою функції розрахунку стандартного відхилення у ППП MATLAB [97]:

```
>> std(OutputUp) - std(OutputDn)
```

```
ans =
```

```
15.9386
```

де OutputUp та OutputDn – відповідно перехідні характеристики при підйомі та спаді тиску повітря в масці респіратора.

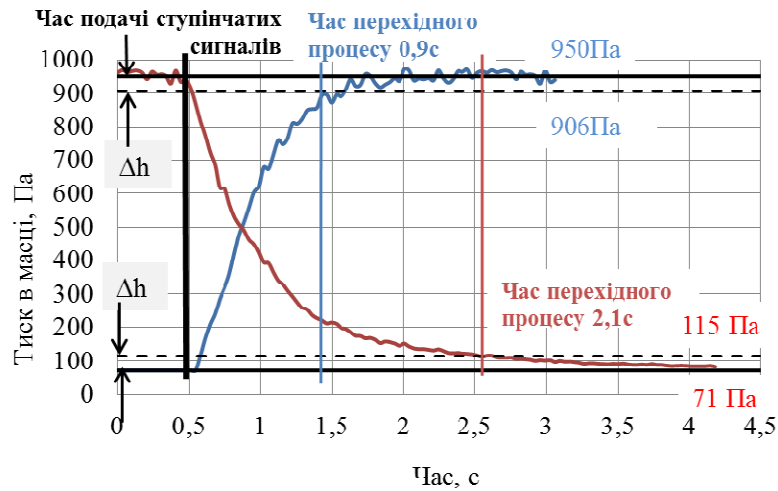


Рисунок 2.11 – Перехідні характеристики при звуженому діапазоні керуючого впливу

Зважаючи, що зміна дійсного значення для вихідної величини (тиск повітря в масці респіратора) дорівнює 880 Па (рис. 2.11), то різниця стандартних відхилень становить біля 2 % і фізична модель моторизованого респіратора, як об'єкт керування є несиметричним.

Статична характеристика об'єкта керування представлена на рис. 2.12

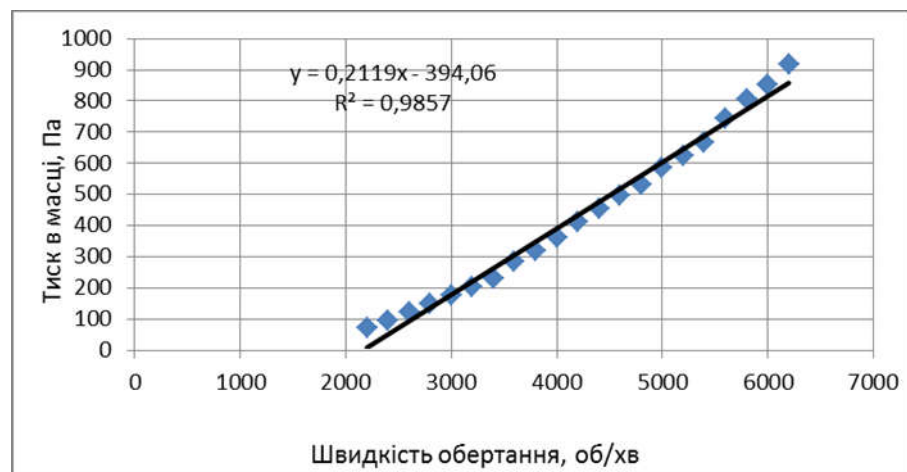


Рисунок 2.12 – Статична характеристика моторизованого респіратора

За допомогою лінійної апроксимації отримали рівняння, що описує статичну характеристику моторизованого респіратора:

$$y = 0,2119 * x - 394,06, \quad (2.56)$$

де x – швидкість обертання крилатки вентилятора, об/хв.;

y – тиск повітря в масці, Па.

Величина достовірності лінійної апроксимації склала $R^2=0,986$ або $R=0,993$, тобто отримане рівняння більше ніж на 99 % співпадає з експериментальними даними.

Перевіримо співвідношення «тиск-оберти вентилятора» при різних значення швидкості обертання (рис.2.13)

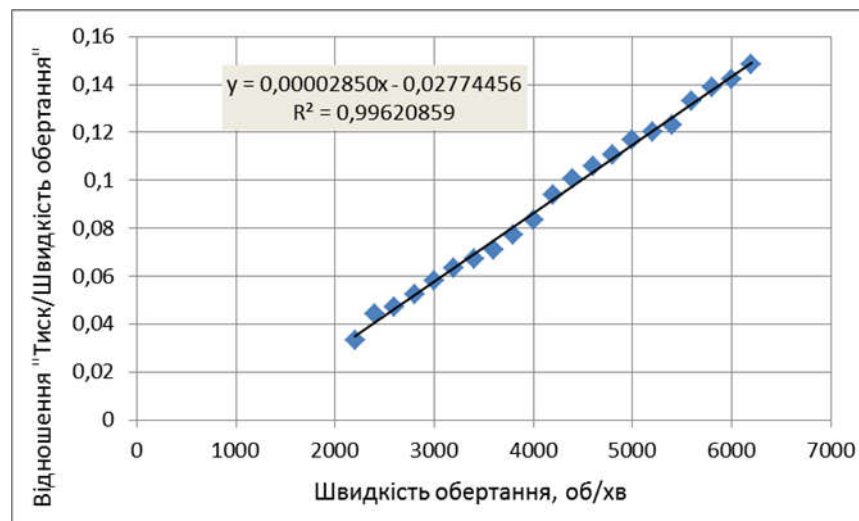


Рисунок 2.13 – Співвідношення «тиск-оберти вентилятора» при різних значення швидкості обертання

Отримана залежність показує, що коефіцієнт підсилення зростає на всьому проміжку регулювання. За допомогою лінійної апроксимації отримали рівняння виду:

$$y = 0,0000285 * x - 0,02774456, \quad (2.57)$$

де x – швидкість обертання крилатки вентилятора, об/хв.;

y – відповідний коефіцієнт підсилення, Па/(об/хв.).

Величина достовірності лінійної апроксимації склала $R^2=0,9962$ або $R=0,998$, тобто отримане рівняння більше ніж на 99 % відповідає побудованій залежності.

Розрахунок параметрів передаточних функцій виконувався в програмі Matlab у пакеті System Identification Toolbox на основі метода Process Models (рис. 2.14) [97].

$$G(s) = \frac{K_p}{1+T_{p1}s}$$

$K_p = 0.22866$
 $T_{p1} = 0.59287$

а)

$$G(s) = \frac{K_p}{1+T_{p1}s}$$

$K_p = 0.20038$
 $T_{p1} = 0.6542$

б)

Рисунок 2.14 – Передаточні функції зміни тиску повітря в масці респіратора: а – при підйомі та б – при спаді

Передаточні функції, що були отримані в результаті розрахунку, це аперіодичні ланки 1-ого порядку з різними постійними часу і значеннями коефіцієнтів підсилення, відповідно для випадку підйому та для спаду тиску повітря в масці респіратора [98].

Математичну модель моторизованого респіратора представимо у вигляді системи диференціальних рівнянь:

$$\begin{cases} T_n \frac{dy(t)}{dt} + y(t) = K \cdot x(t), \text{ при підйомі;} \\ T_c \frac{dy(t)}{dt} + y(t) = K \cdot x(t), \text{ при спаді.} \end{cases}, \quad (2.58)$$

де T_n та T_c – постійні часу, що відповідають при підйому та спаду тиску повітря в масці респіратора;

K – коефіцієнт підсилення.

Перше рівняння системи (2.58) описує поведінку об'єкта керування при збільшенні (підйомі) тиску повітря в масці респіратора, а друге – при його зменшенні.

Аперіодична ланка 1-ого порядку у просторі стану була представлена через інтегратор і від'ємний зворотній зв'язок [99]:

$$W(s) = \frac{k}{Ts + 1} = \frac{k}{T} \cdot \frac{1/s}{1 + (1/s) \cdot (1/T)}. \quad (2.59)$$

Структурна схема для аперіодичної ланки 1-ого порядку згідно (2.59) представлена на рис. 2.15.

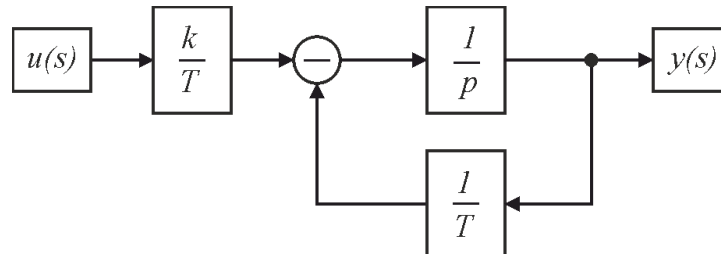


Рисунок 2.15 – Представлення структурної схеми аперіодичної ланки 1-ого порядку у просторі станів

Структура (рис. 2.15) дозволяє задавати початкові умови та вносити зміни до параметрів ланки під час моделювання. Також, даний підхід дозволяє перемикатися між декількома різними описами об'єкта керування передачею між ними його поточного стану [99].

Для визначення напрямку керуючого впливу було використано наступні умови:

$$\begin{cases} input(t) > input(t-1), choice(t) = \text{підйом}, \\ input(t) < input(t-1), choice(t) = \text{спад}, \\ input(t) = input(t-1), choice(t) = choice(t-1), \end{cases} \quad (2.60)$$

де $input(t)$ – стан керуючого впливу у момент часу t (поточний час);

$input(t-1)$ – стан керуючого впливу у момент часу $(t-1)$, попередній стан;

$choice(t)$ – стан визначення напрямку зміни керуючого впливу у момент часу t (поточний час);

$choice(t-1)$ – стан визначення напрямку зміни керуючого впливу у момент часу $(t-1)$, попередній стан.

На основі структурної схеми (рис. 2.15) та умов (2.60), використовуючи передаточні функції (рис. 2.14) для випадків підйому та спаду сигналу, та

отриману залежність для коефіцієнта підсилення, було створено імітаційну модель моторизованого респіатора у середовищі Matlab (рис. 2.16).

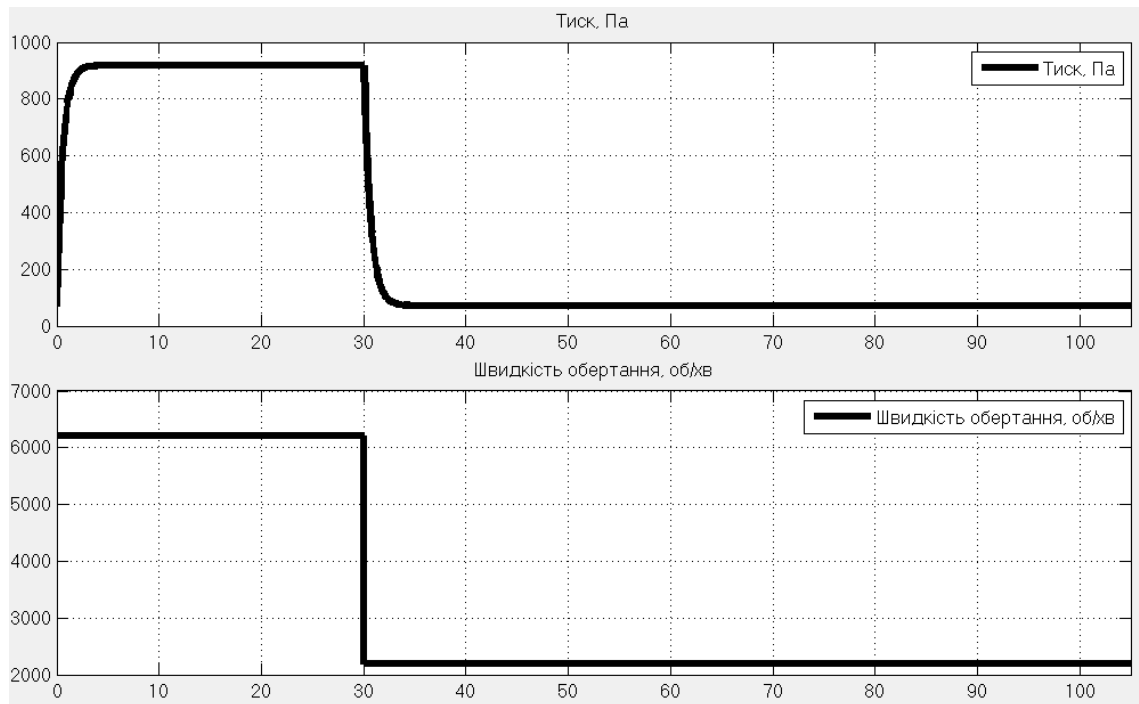


Рисунок 2.16 – Результат імітаційного моделювання моторизованого респіатора

Перевіримо відповідність отриманих результатів до експериментальних даних.

Відповідність отриманої моделі (рис. 2.17) моторизованого респіатора, як об'єкта керування, до експериментальних даних за нормованим середнім квадратичним відхиленням "NRMSE" розраховано у ППП MATLAB, використовуючи функцію «goodnessOfFit» [100] і становить:

```
>> nrmse = goodnessOfFit(Model, Object, 'NRMSE') * 100.0
nrmse = 92.2635
```

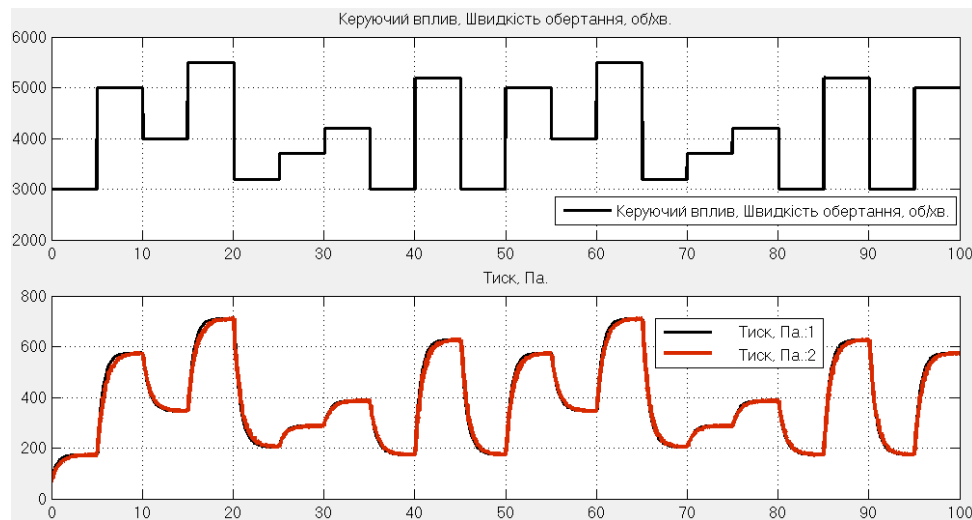


Рисунок 2.17 – Результати моделювання при перевірці відповідності імітаційної моделі експериментальним даним

Модель моторизованого респіатора, як об'єкта керування, відповідає експериментальним даним на 92 %.

Отримана модель є адекватною та може бути використана в подальших дослідженнях роботи моторизованого респіатора.

Порівняємо математичні моделі моторизованого респіатора, отримані аналітичним та експериментальним шляхом.

Враховуючи результати досліджень фізичної моделі, для моделі, отриманої аналітичним шляхом, була розрахована залежність відношення «тиск/швидкість обертання» до швидкості обертання:

$$y = 0,0000259 \cdot x - 0,0354203,$$

де x – швидкість обертання крилатки вентилятора, об/хв.;

y – розрахунковий коефіцієнт підсилення, Па/(об/хв.).

Відповідність перехідних характеристик за нормованим середньоквадратичним відхиленням "NRMSE" була розрахована у MATLAB за допомогою функції «goodnessOfFit» [100] і становить 81,6 %.

Моделі схожі за структурою, розбіжність між перехідними характеристиками (рис. 2.18) обумовлена складністю вибору розрахункових параметрів клапанів вдиху та видиху, визначення місцевого опору гнучкої

труби, емпіричним характером формул розрахунку коефіцієнту опору фільтру через варіативність характеристик фільтруючого матеріалу.

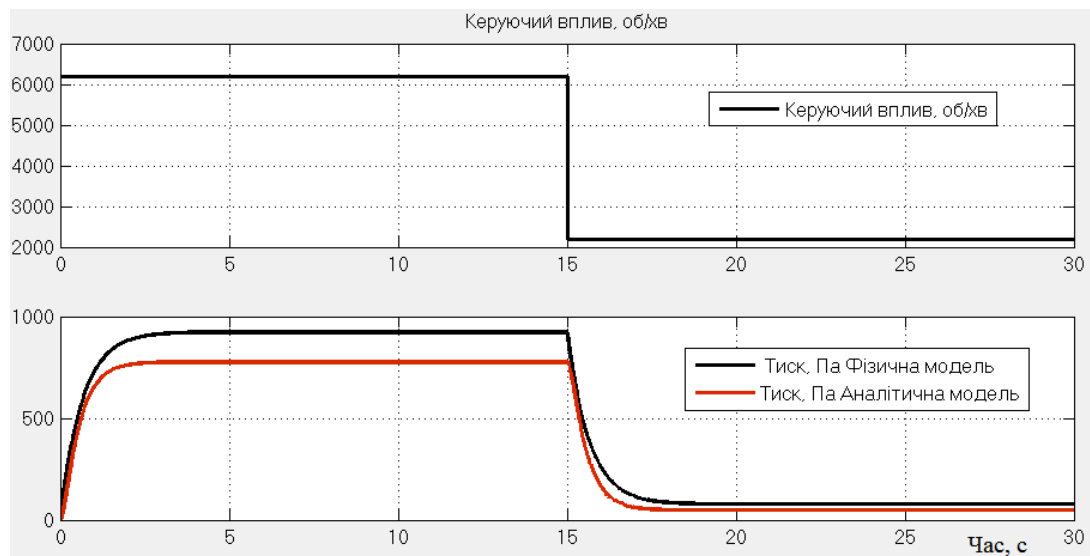


Рисунок 2.18 – Порівняння результатів імітаційного моделювання

2.3 Дослідження параметрів дихання людини при використанні моторизованого респіратора

Як зазначалося вище, експлуатація ЗІЗОД фільтрувального типу, до яких належить і моторизований респіратор, характеризується опором диханню користувача.

Зважаючи на [98], при використанні респіратора має місце значний вплив опір диханню людини: зусилля, що необхідні для дихання можуть зростати до 60 % при стані спокою та, додатково, до 35 % під впливом фізичного навантаження. Це обумовлене опором як конструктивних елементів респіратора (фільтру, клапанів вдиху та видиху), так і «мертвим» простором у масці респіратора, тобто залишком повітря після видиху, що збіднене на кисень.

Тобто, для того щоб наблизити розробку системи керування тиском повітря в масці моторизованого респіратора до реальних умов, необхідно встановити, яким чином дихання людини впливає на його роботу.

Для отримання необхідних даних про зміни тиску повітря в масці та визначення відповідних параметрів самого дихання людини без впливу потоку від вентилятора, було застосовано фізичну модель моторизованого респіратора [98] та проведені дослідження, в умовах різного фізичного навантаження [101] (рис. 2.19–2.21).

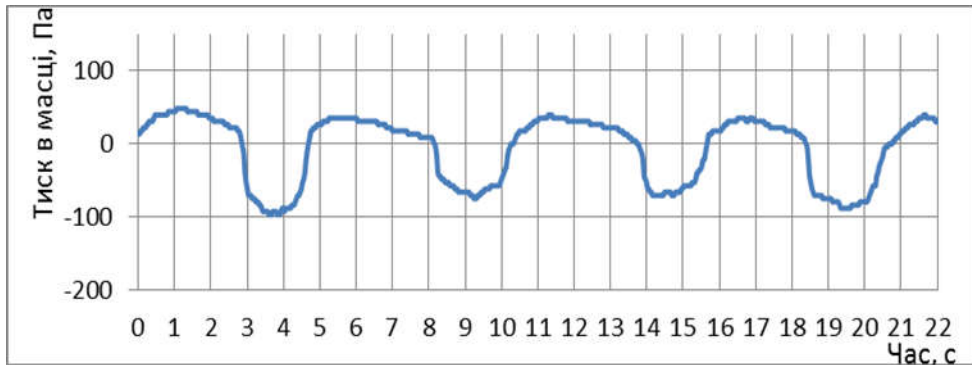


Рисунок 2.19 – Дихання людини. Роботи категорії
«Легкі фізичні роботи Ia»

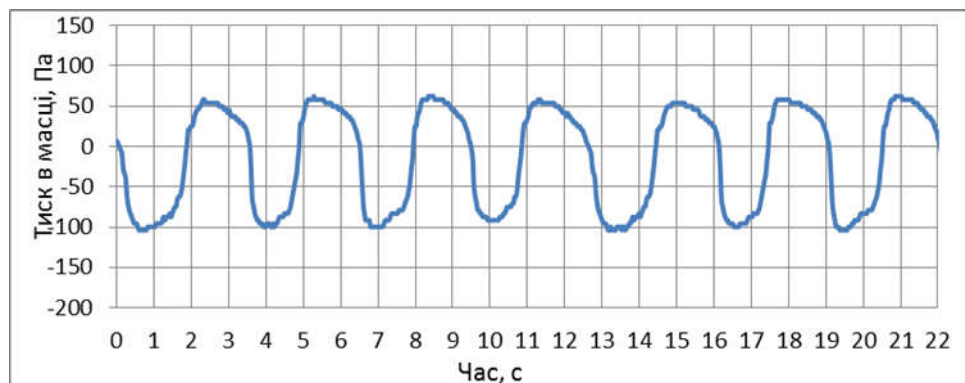


Рисунок 2.20 – Дихання людини. Роботи категорії
«Легкі фізичні роботи Ib»

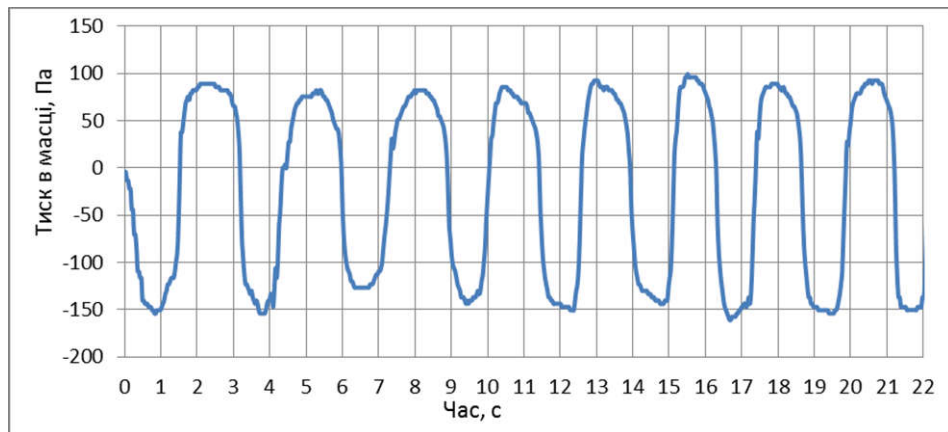


Рисунок 2.21 – Дихання людини. Роботи категорії
«Фізичні роботи середньої важкості IIб»

Аналіз параметрів циклу дихання людини в респіраторі, з огляду на зміни тиску повітря представлений на рис. 2.22.

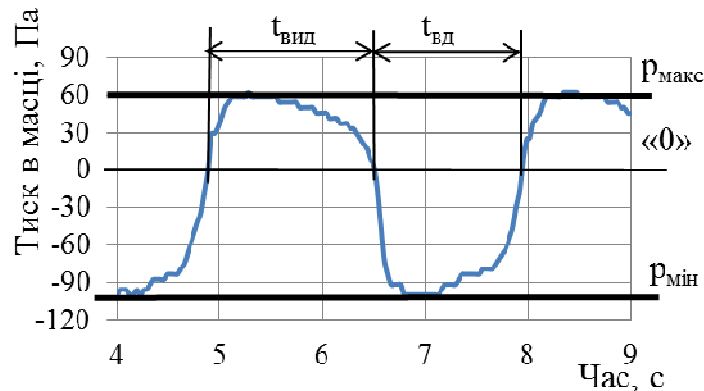


Рисунок 2.22 – Відносний тиск повітря в масці респіратора в процесі дихання

На рис. 2.22 прийняті наступні позначення: $p_{\text{мін}}$ – мінімальний тиск (при вдиху), Па; $p_{\text{макс}}$ – максимальний тиск (при видиху), Па; $t_{\text{вд}}$ – тривалість вдиху, с; $t_{\text{вид}}$ – тривалість видиху, с.

Проаналізувавши зміну тиску в масці респіратора (рис. 2.20) встановлено що, цикл дихання можна подати у вигляді послідовності: зменшення тиску на вдиху – мінімальне значення тиску ($p_{\text{мін}}$) – збільшення тиску на вдиху – «0» – збільшення тиску на видиху – максимальне значення тиску $p_{\text{макс}}$ – зменшення тиску на видиху – «0».

Визначення параметрів циклу дихання людини для робіт категорії «Легкі фізичні роботи Іб» [101] на основі експериментальних даних представлено на рис. 2.23.

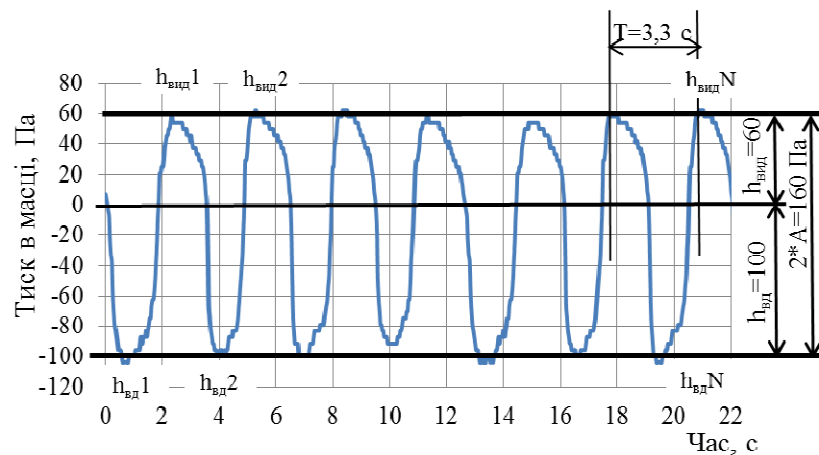


Рисунок 2.23 – Характеристика дихання людини для робіт категорії «Легкі фізичні роботи Іб»

Відповідно до [102, 103], сигнал «Дихання» був представлений математичною моделлю у вигляді рівняння:

$$p(t) = A \cdot \sin(2\pi n t / 60) - h, \quad (2.61)$$

де $p(t)$ – тиск від дихання, Па;

A – амплітуда тиску повітря від дихання, Па;

n – частота дихальних циклів, $n=60/T$, хв^{-1} ;

T – період циклів дихання, с;

h – зміщення сигналу, що відповідає співвідношенню видих/вдих;

t – час, с.

Зміщення сигналу визначається як:

$$h = (h_{\text{вд}} - h_{\text{вид}}) / 2, \quad (2.62)$$

де $h_{\text{вд}}$ – розрідження при вдиху, Па;

$h_{\text{вид}}$ – тиск при видиху, Па.

$h_{\text{вд}}$ та $h_{\text{вид}}$, розраховуються як середнє значення максимальних величин розрідження та тиску циклу дихання на виокремленому часовому відрізку експериментальних даних (рис. 2.23):

$$h_{\text{вд}} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N h_{\text{вд}}^i \text{ та } h_{\text{вид}} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N h_{\text{вид}}^i, \quad (2.63)$$

де $h_{\text{вд}}^i$ – максимальне розрідження при вдиху для i -го циклу дихання, Па;

$h_{\text{вид}}^i$ – максимальний тиск при видиху для i -го циклу, Па;

N – кількість циклів дихання на виокремленому часовому відрізку експериментальних даних;

i – номер циклу дихання, $i = 1, 2, \dots, N$.

Вихідні експериментальні дані, що були отримані для робіт категорії «Легкі фізичні роботи Іб» [101] та відповідні їм дані для математичної моделі сигналу «Дихання», розраховані за формулами (2.61–2.63) показані на рис. 2.24.

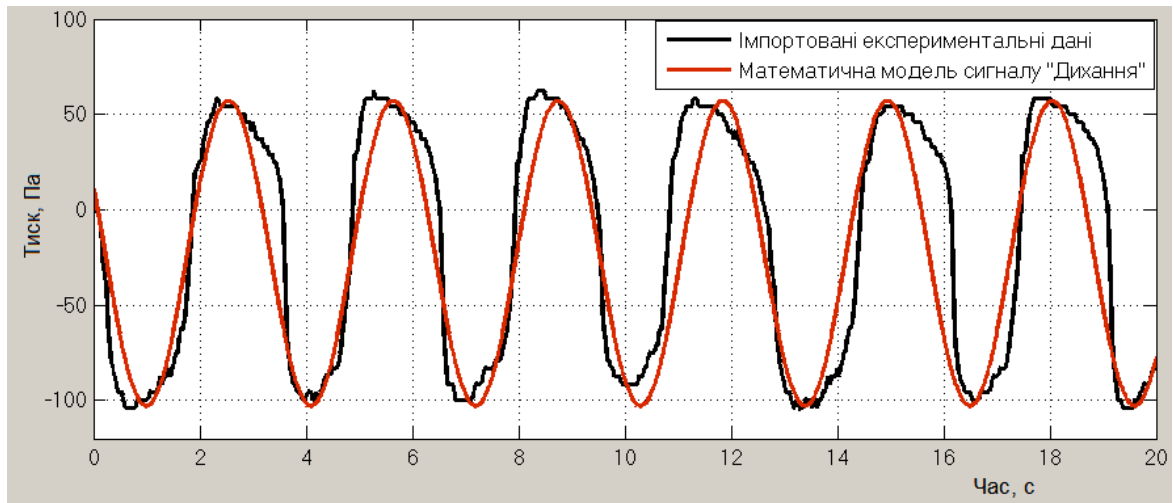


Рисунок 2.24 – Експериментальні дані для категорії робіт «Легкі фізичні роботи Іб» та дані математичної моделі сигналу «Дихання»

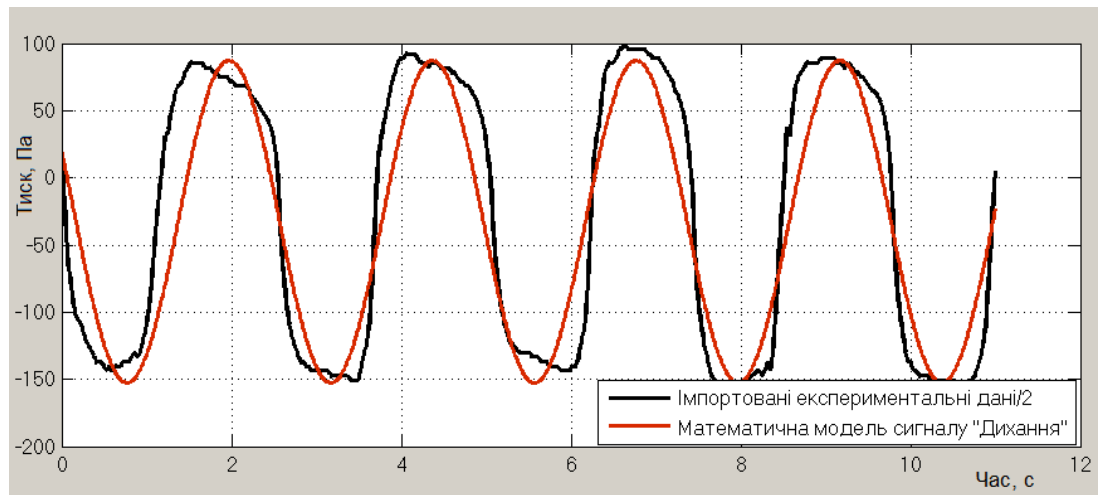


Рисунок 2.25 – Експериментальні дані для категорії робіт «Важка ІІІ» та дані математичної моделі сигналу «Дихання»

Адекватність, при порівнянні даних математичної моделі сигналу «Дихання» до експериментальних даних для робіт різної категорії важкості (рис. 2.24 та рис. 2.25) за нормалізованою середньоквадратичною похибкою апроксимації "NRMSE" становить 58,74–62,27 % [100], коефіцієнт кореляції склав 0,915-0,935 і статистичний критерій Фішера дорівнює 7700–10273 [104]. Це дозволяє використовувати математичну модель сигналу «Дихання» у подальших дослідженнях системи керування моторизованим респіратором.

Для аналізу роботи респіратора при ступінчастій зміні витрати повітря до користувача було запропоновано 3 режими подачі повітря 200/260/320 л/хв., при яких коливання тиску в масці відповідно сягають 120/180/240 Па.

Результати перевірки роботи імітаційній моделі при подачі сигналу «Дихання», структурна схема якої представлена на рис. 2.26, представлені на рис. 2.27.

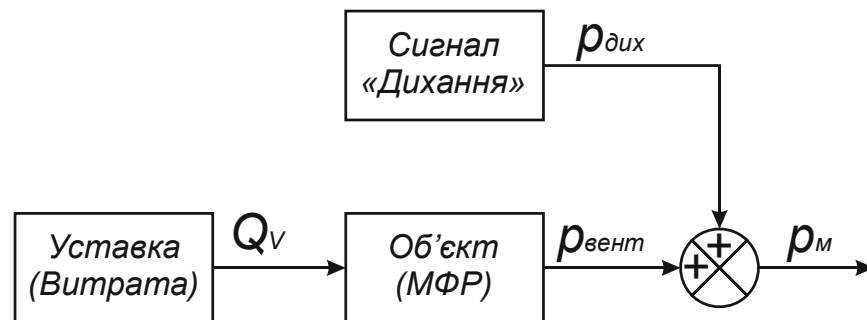


Рисунок 2.26 – Структурна схема імітаційної моделі при подачі сигналу «Дихання»

На рис. 2.26 прийняті наступні позначення: Q_v – об'ємна витрата повітря, л/хв.; $p_{дих}$ – тиск, створюваний при диханні, Па; $p_{вент}$ – тиск, створюваний вентилятором, Па; p_m – загальний тиск в масці респіратора, Па.

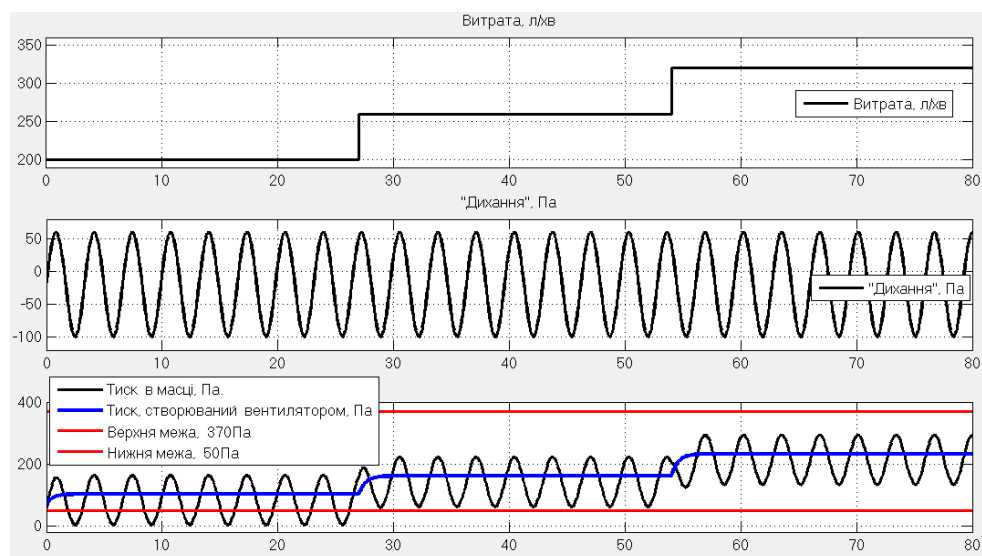


Рисунок 2.27 – Результат роботи імітаційної моделі моторизованого респіратора при зміні витрати в якості керуючого впливу

Зважаючи, що для моделювання був використаний гармонічний сигнал, що відповідає режиму дихання «Легкі фізичні роботи Іб» то згідно рис. 2.27, респіратор може підтримувати позитивний тиск в масці при першому рівні витрати (200 л/хв.) на межі виникнення розрідження. Тому перший рівень витрати відповідає категоріям «Легкі фізичні роботи Іа» та категорії «Легкі фізичні роботи Іб», амплітуда тиску дихання в яких не перевищує 60 Па. Режимам дихання для категорій робіт «Середньої важкості Па» та «Середньої важкості Пб» (амплітуда тиску до 90 Па) відповідає другий рівень витрати (250 л/хв.) та для категорій робіт «Важка ІІІ» [101] – третій рівень (120 Па–320 л/хв.). Рівні витрати вибираються власноруч і користувач не завжди може своєчасно перемикає пристрій на необхідний рівень витрати, що може викликати потрапляння зовнішнього повітря всередину маски крізь нещільності при вдиху.

Розрахункові параметри гармонічних сигналів математичної моделі «Дихання» відповідно до категорії важкості робіт представлені в табл. 2.4.

Таблиця 2.4 – Розрахункові параметри гармонічних сигналів, відповідно до категорії важкості робіт

Категорія важкості робіт	Параметри гармонічного сигналу		
	Амплітуда, Па	Частота, цикл/хв.	Зміщення, Па
Легкі фізичні роботи Іа	60	15	-23
Легкі фізичні роботи Іб	70	18	-25
Середньої важкості Па	80	21	-26
Середньої важкості Пб	100	23	-28
Важка ІІІ	120	25	-33

Отже, функція дихання людини при моделюванні роботи моторизованого респіратора, може бути представлена гармонічним сигналом (синусоїдою) з амплітудою, що відповідає дихальній діяльності з тиском в

масці респіратора від -150 Па при вдиху до 90 Па при видиху та частотою відповідно до циклу вдих/видих людини (15–25 дихальних циклів на хвилину) в залежності від фізичного навантаження при виконанні робіт різної категорії важкості.

2.4 Висновки до розділу 2

1. Подібність структури моторизованого респіратора до систем провітрювання приміщень та транспортування газоподібних речовин до технологічних об'єктів дозволила виконати математичний опис процесів, що мають місце в моторизованому респіраторі за допомогою рівняння рівноваги та еквівалентної схеми заміщення з елементами «опір-ємність».

2. Складена за результатами аналітичного розрахунку система рівнянь, що описують динаміку зміни тиску повітря в моторизованому респіраторі дозволила отримати передавальну функцію в загальному вигляді.

3. Для підтвердження числових значень коефіцієнтів та адекватності аналітичної моделі було розроблено фізичну модель моторизованого респіратора. За нормативними документами визначено граничні значення тиску в масці респіратора, від 50 до 370 Па. З урахування допустимого додаткового опору фільтру 500 Па, загальний тиск в масці має бути на рівні 850÷950 Па.

4. За результатами ідентифікації встановлено, що моторизований респіратор, як об'єкт керування є несиметричним, розбіжність становить приблизно 2 % від діапазону зміни тиску в масці. Математична модель представлена у вигляді передаточної функції, що складається з двох аперіодичних ланок першого порядку та мають різні постійні часу, з'єднаних паралельно, одна з ланок відповідає роботі об'єкта при збільшенні значення керуючого впливу, друга – при його зменшенні. Встановлено, що зміни коефіцієнта підсилення передаточної функції від зміни швидкості обертання вентилятора є лінійною залежністю.

5. Відповідність отриманої передаточної функції моторизованого респіатора, як об'єкта керування до експериментальних даних склала 92 %.

6. Встановлено, що відповідність перехідних характеристик аналітичної моделі респіатора та моделі, визначеної на основі експериментальних даних за нормованим середньоквадратичним відхиленням становить 81,6 %.

7. Визначено параметри гармонічного сигналу у вигляді синусоїди з частотою та амплітудою, що відповідають різним режимам фізичного навантаження працівника для формування сигналу дихання при дослідженні роботи імітаційної моделі моторизованого респіатора. Відповідність експериментальним даним при різних режимах дихання склала 58,74-62,27 %.

РОЗДІЛ 3

РОЗРОБКА ТА ДОСЛІДЖЕННЯ СИСТЕМИ КЕРУВАННЯ МОТОРИЗОВАНИМ РЕСПІРАТОРОМ

3.1 Особливості керування роботою моторизованого респіратора

Як було зазначено вище, система керування моторизованим респіратором має підтримувати тиск повітря в масці, який залежить від фізичного навантаження при виконанні робіт різних категорій важкості та фази дихання користувача – вдих чи видих. Режими та фази дихання, на перший погляд, є цілком передбачуваними в короткочасній перспективі, але, в дійсності, можуть швидко змінюватись під впливом зовнішніх чинників: різкій зміні фізичного навантаження, впливу на органи відчуття: шум, яскраве світло, запах, та психологічних впливів. Ці особливості необхідно враховувати при виборі алгоритму керування тиском повітря в масці моторизованого респіратора.

Для стабілізації тиску повітря в масці має бути використаний принцип керування за відхиленням: за величиною відхилення; за знаком відхилення (позитивне чи негативне), що залежить від фази дихання; за швидкістю зміни, яка залежить від режиму дихання користувача.

Критерії якості, яким має відповідати система керування тиском повітря в масці респіратора:

1. Статична точність (точність в усталеному режимі):

усталена похибка або помилка неузгодженості ($\varepsilon_{уст}$) – максимально допустиме відхилення тиску повітря в масці від заданого значення в усталеному режимі не повинна перевищувати 25 Па [14].

2. Динамічна точність (якість перехідного процесу):

час перехідного процесу ($t_{пп}$) – час, за який моторизований респіратор досягає робочого режиму (стале значення відповідного параметру – тиск у масці), не більше 1 с. [18];

обмеження тиску повітря в масці – максимальне допустиме відхилення тиску в масці при керуванні має бути вищим за 50 Па при вдиху та не повинно перевищувати 370 Па при видиху [9, 13, 15].

3.2 Розробка регулятора для системи керування моторизованим респіратором

Моторизований респіратор, в якому має підтримуватись постійний позитивний тиск, можна описати як обладнання, що працює в повторно-короткочасному режимі та вимагає частієї зміни продуктивності вентилятора під дією різних впливів, що залежать від глибини та частоти дихальних рухів працівника. Тобто, для системи керування моторизованого респіратора актуальним є завдання стабілізації (підтримання на заданому рівні) регульованої величини – тиску повітря в підмасковому просторі та забезпечення максимальних динамічних показників саме в перехідних режимах при зміні продуктивності вентилятора (забезпечення швидкої компенсації втрати тиску при вдиху та зменшення опору видиху працівника).

Отже, завданням подальшого дослідження є визначення типу та структури алгоритму керування (регулятора) на основі математичної моделі моторизованого респіратора (по контуру регулювання тиску в підмасковому просторі) та оцінка роботи регулятора в умовах імітації фізичного процесу транспортування повітря в моторизованому респіраторі.

Для вирішення цього завдання необхідно:

визначити вимоги до системи керування моторизованим фільтрувальним респіратором;

на основі математичної моделі моторизованого респіратора, вибрати тип регулятора для системи керування тиском в підмасковому просторі. Для цього необхідно розглянути можливість використання позиційного (релейного), пропорційного (П), пропорційно-інтегрального (ПІ) та пропорційно-інтегрально-диференціального (ПІД) регуляторів.

визначити параметри для вказаних типів регуляторів та порівняти результати їх роботи на основі імітаційної моделі моторизованого респіатора.

провести низку експериментів для оцінки ефективності вибраного регулятора. За необхідності вдосконалити роботу регулятора, через корегування його налаштувань, та математичну модель моторизованого респіатора, з метою покращення якості процесу керування

Аналіз методів синтезу систем автоматичного керування (САК) показує, що для вибору налаштувань регулятора бажано мати прості аналітичні або графічні залежності, що дозволяють легко перейти від показників якості САК до параметрів регулятора.

Одним із широко використовуваних при проектуванні САК критеріїв є максимальний ступінь стійкості системи. Відомо, що системи, синтезовані за цим критерієм, за інших рівних умов, мають більш високу швидкодію, менше перерегулювання та великим запасом стійкості [91, 92]

Завдання керування роботою моторизованого респіатора може бути описана як підтримка тиску повітря в масці респіатора за рахунок зміни витрати повітря до маски (продуктивності вентилятора – швидкості обертання турбіни вентилятора).

Для вирішення зазначеного завдання необхідно розробити регулятор. При цьому визначаються коефіцієнти регулятора, які забезпечують критерії якості, що висуваються до системи керування тиском повітря в масці моторизованого респіатора.

В загальному випадку система автоматичного керування зі зворотнім зв'язком представлена на рис. 3.1.

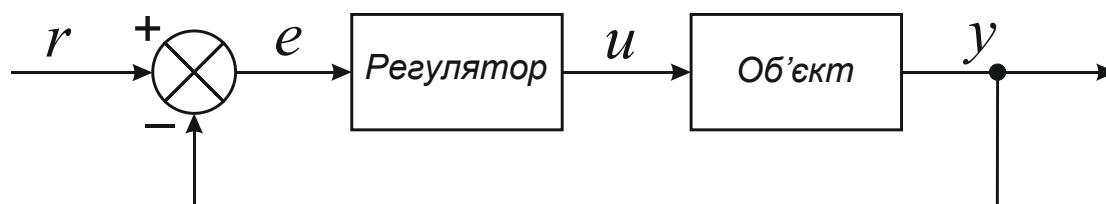


Рисунок 3.1 – Система автоматичного керування зі зворотнім зв'язком

На рис. 3.1 прийняті позначення: r – уставка (reference), e – помилка або сигнал неузгодженості, u – вихідна величина регулятора або керуючий вплив, y – регульована величина.

Найбільш широко для підтримання (стабілізації) параметрів об'єкта керування використовують регулятори з лінійними законами регулювання: пропорційний (П), інтегральний (І), пропорційно-інтегральний (ПІ), пропорційно-інтегрально-диференціальним (ПІД) та позиційні регулятори (дво-, три- та багатопозиційні) [98].

Позиційні регулятори формують сигнал, який забезпечує перемикання керуючого впливу (у моторизованому респіраторі – це швидкість обертання крилатки вентилятора) між декількома, заздалегідь встановленими, значеннями. Найбільше поширення мають двохпозиційні регулятори [105].

Робота двохпозиційного регулятора для системи керування моторизованим респіратором може бути описана наступним чином:

$$\begin{cases} u(t) = a, & \text{якщо } \varepsilon < 0 \\ u(t) = b, & \text{якщо } \varepsilon > 0 \end{cases} \quad (3.1)$$

де $u(t)$ – сигнал від регулятора на виконуючий пристрій (вентилятор);

ε – величина відхилення (сигнал на регулятор);

a та b – відповідно нижнє та верхнє значення сигналу керування (2200 та 6200 об/хв.).

Структурна схема моделі системи керування моторизованим респіратором з двохпозиційним регулятором представлена на рис. 3.2.

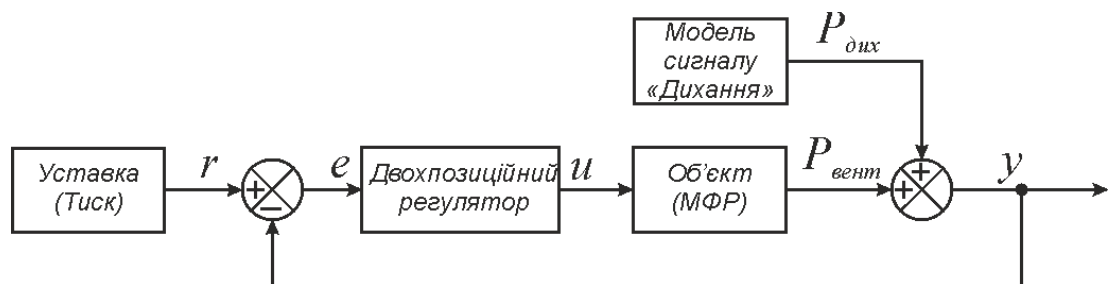


Рисунок 3.2 – Структурна схема імітаційної моделі системи керування моторизованим респіратором з двохпозиційним регулятором

На рис. 3.2 прийняті позначення: r – уставка тиску повітря в масці, Па; e – помилка, Па; u – вихідна величина регулятора або керуючий вплив, y – регульована величина, тиск повітря в масці, Па; $P_{дох}$ – тиск повітря, створюваний при диханні, Па; $P_{вент}$ – тиск, створюваний вентилятором, Па.

Налаштування двохпозиційного регулятора полягає у завданні уставки $U_{уст}$ та відхилення ΔU . Значення ΔU вибирається рівним 0,5...0,7 допустимого діапазону відхилення регульованої величини. Зменшення ΔU веде до підвищення частоти спрацьовувань регулятора, а розширення зони ΔU може призвести до небажаного відхилення регульованої величини. Значення $U_{уст}$ вибирається за умови [106]:

$$U_{уст} = U_{сер} + 0,5 * \Delta U, \quad (3.2)$$

де $U_{сер}$ – середнє значення регульованої величини:

$$U_{сер} = (U_{max} + U_{min}) / 2. \quad (3.3)$$

Тобто, при допустимому відхиленні ± 25 Па відносно питомого значення (уставки), діапазон коливання тиску повітря в масці респіратору складе 50 Па.

При виконанні робіт категорії «Легкі фізичні роботи Іб», частота дихання сягає 15 циклів на хвилину при амплітуді тиску 60 Па. Необхідне значення уставки тиску 170 Па, коливання допустимі в межах 145–195 Па. Результат моделювання роботи імітаційної моделі системи керування моторизованим респіратором з двохпозиційним регулятором представлений на рис. 3.3.

При виконанні робіт категорії «Важка ІІІ», частота дихання сягає 30 циклів на хвилину при амплітуді тиску повітря 120 Па. Необхідна уставка тиску 290 Па і коливання допустимі в межах 265–315 Па. Результат моделювання роботи імітаційної моделі системи керування моторизованим респіратором з двохпозиційним регулятором представлений на рис. 3.4.

Аналіз результатів, отриманих при моделюванні системи керування моторизованим респіратором з двохпозиційним регулятором показав, що в

цілому вимоги до системи виконуються, але вентилятор знаходиться у режимі постійних коливань швидкості обертання (мін./макс.), до 20 Гц, що може призвести до передчасного вичерпування робочого ресурсу вентилятора та виходу його з ладу, викликати додатковий шум та вібрацію.

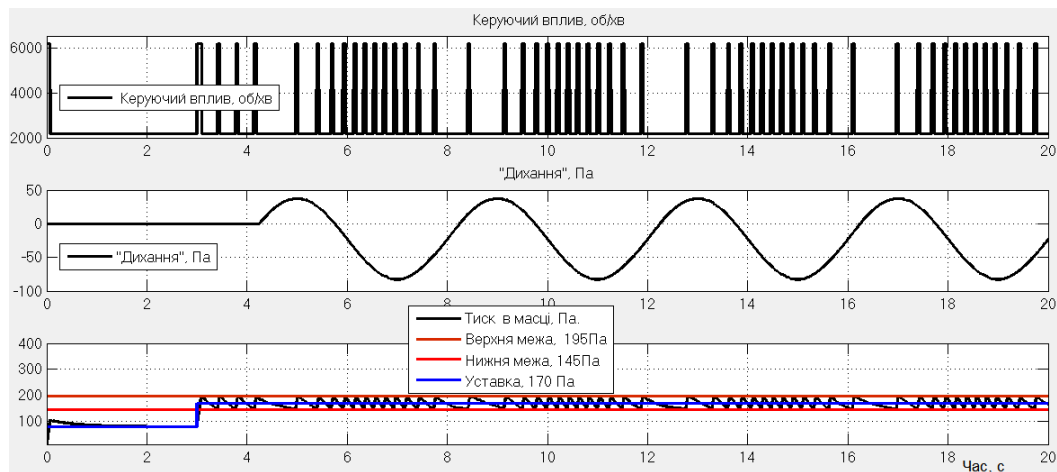


Рисунок 3.3 – Результати роботи імітаційної моделі системи керування моторизованим респіратором з двохпозиційним регулятором при виконанні робіт категорії «Легкі фізичні роботи Іб»

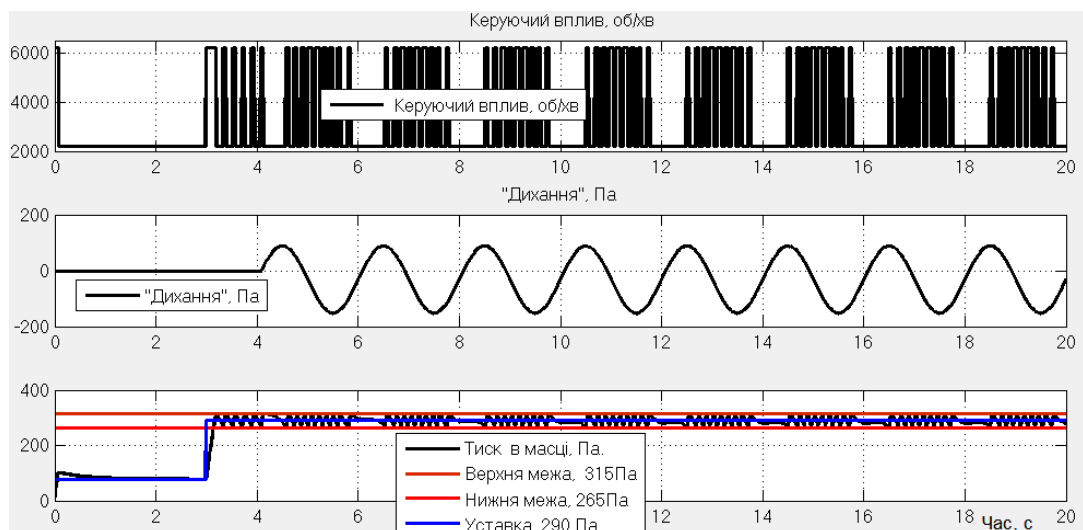


Рисунок 3.4 – Результати роботи імітаційної моделі системи керування моторизованим респіратором з двохпозиційним регулятором при виконанні робіт категорії «Важка ІІІ»

Наразі ПІД-регулятор та його модифікації (П-, ПІ- та ін.) є найбільш розповсюдженим типом регуляторів для промисловості та побуту. Це обумовлено простою структурою та можливістю адаптації для керування більшістю технологічних процесів [98, 106, 107].

Для обчислення коефіцієнтів регулятора при наявності лінійної моделі об'єкта керування можна застосувати стандартні підходи, але у даному випадку, враховуючи особливості моделі об'єкта керування [11] та циклічність робочого режиму моторизованого респіатора (циклічна зміна тиску повітря в масці респіатора під впливом дихання людини) вони не підходять. Тому налаштування регулятора проведено з використанням емпіричного та евристичного методів, з визначенням наближених параметрів на основі перехідної характеристики (метод Chien-Hrones-Reswick (CHR)), Отримані результати: $K_p = 0,0075$; $T_i = 8,33$ та $T_d = 4,17$ (рис. 3.5) дозволили спростити подальші налаштування.

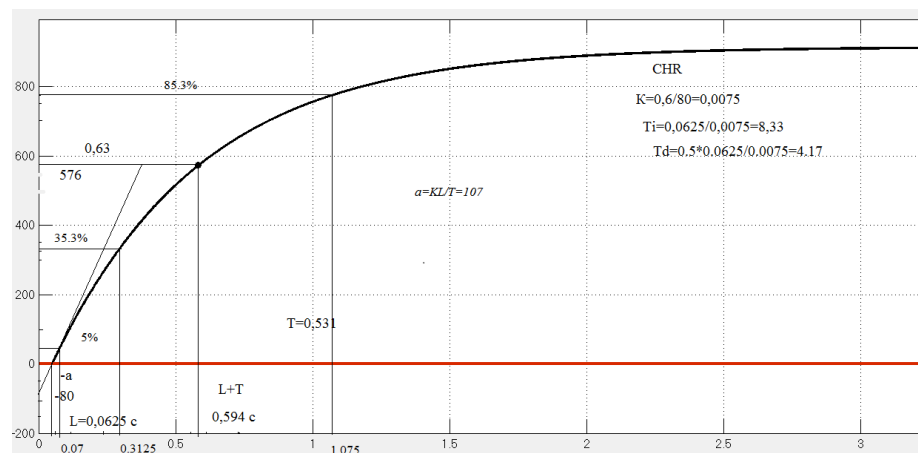


Рисунок 3.5 – Визначення параметрів регулятора за методом CHR

Параметри регулятора змінювались вручну у наступній послідовності: спершу налаштували коефіцієнт посилення пропорційної складової k_p , при вимкненні інших каналів, наступним налаштували коефіцієнт посилення інтегральної складової k_i та останнім визначили коефіцієнт посилення диференціальної складової k_d .

Для отримання параметрів регулятора необхідно послідовно дослідити роботу системи керування моторизованим респіратором при використанні П-, ІІ- та ІІД-регуляторів.

Налаштування коефіцієнта підсилення П-регулятора виконувалось з огляду на досвід експлуатації моторизованого респіатора. На початку була вибрана уставка 170 Па, що наближено відповідала сумі початкового тиску та максимального відхилення тиску (розрідження на вдиху) в масці респіатора при виконанні робіт категорії «Легкі фізичні роботи Іа», за абсолютним значенням тиску. Потім встановили початкове значення коефіцієнта підсилення $k_{\pi}=10$, яке в подальшому поступово підвищували. Збільшення виконувалось до моменту отримання потрібної усталеної похибки. Сигнал «Дихання», що відповідає диханню людини при виконанні робіт категорії «Легкі фізичні роботи Іа», заданий гармонічним сигналом (синусоїдою) з частотою (Ч) 15 циклів на хвилину, амплітудою (А) 60 Па. З огляду на вимоги до роботи моторизованого респіатора в режимі подачі повітря статична помилка не має перевищувати 5 %.

Керуючий вплив, що формується на виході П-регулятора:

$$u(t) = k_{\pi} \cdot e(t), \quad (3.4)$$

де $u(t)$ – керуючий вплив;

k_{π} – коефіцієнт посилення регулятора;

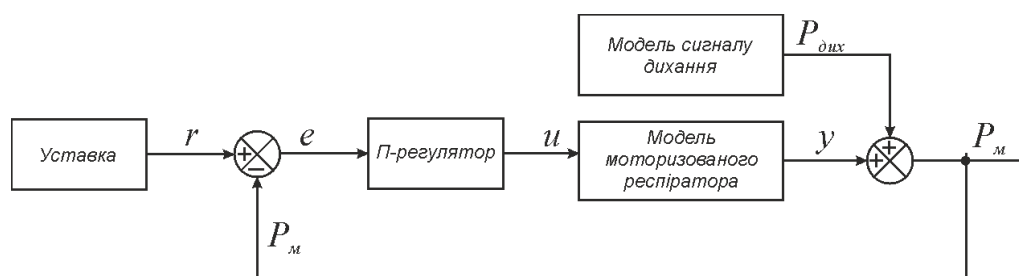
$e(t)$ – помилка (розбіжність між уставкою та дійсним значенням);

Для системи керування тиском повітря в масці моторизованого респіатора, значення k_{π} відповідає за швидкість реагування на будь-які зміни поточного значення тиску. Чим більше відхилення тиску від уставки, тим більший вихідний сигнал на вентиляторі.

Результати налаштування представлені в додатку Ж.

Подібним чином були отримані дані налаштування П-регулятора для інших категорій робіт «Фізичні роботи середньої важкості, Іа», «Важкі

фізичні роботи III» з відповідним значенням уставки та частоти/амплітуди синусоїдального сигналу, що імітує дихання людини (додаток Ж).



r – уставка тиску повітря в масці, Па; e – помилка керування, Па; u – керуючий вплив; y – тиск повітря, створюваний вентилятором, Па; $P_{дох}$ – тиск повітря від дихання, Па; P_m – тиск повітря в масці, Па

Рисунок 3.6 – Структурна схема імітаційної моделі системи керування з П-регулятором

Отримані результати налаштування П-регулятора, показали, що при імітації різних режимів дихання людини у масці моторизованого респіатора наявна усталена похибка середнього значення тиску в масці, яка, при значеннях $k_H=360\div500$ змінюється в межах 2–5 % (в залежності від умов імітаційного моделювання), при цьому максимальне відхилення тиску в масці не перевищує 25 Па, що задовольняє висунутим вимогам.

Зважаючи на те, що в реальних умовах використання неперервних законів регулювання ускладнено технічними можливостями, на практиці використовують цифрові регулятори.

Дослідимо роботу системи керування тиском повітря в масці моторизованого респіатора при використанні цифрового регулятора (мікроконтролера з відповідною програмою) з частотою дискретизації 100 мс.

Отримані результати налаштування цифрового П-регулятора (додаток Ж), показали, що при імітації різних режимів дихання людини у масці моторизованого респіатора наявна усталена похибка середнього

значення тиску в масці, яка, при значеннях $k_{\pi}=50\div90$ змінюється в межах 15–30 % (в залежності від умов імітаційного моделювання). Крім того, встановлено, що при збільшенні коефіцієнта k_{π} понад 100 має місце перерегулювання вихідної величини, що збільшується відповідно до зростання значення k_{π} .

Перевіримо можливість покращення роботи системи керування, при використанні інших типів регуляторів.

ПІ-регулятор. Відомо, що пропорційний регулятор має кращі динамічні властивості та при регулюванні забезпечує перехідний процес з максимальною швидкодією, а інтегральний регулятор забезпечує кращі статичні характеристики, оскільки він зводить статичну похибку до нуля, і, при об'єднанні цих регуляторів в один ПІ-регулятор можна отримати поєднання вказаних переваг від кожного [108].

Подальші дослідження вестимуться за умови режиму дихання Ч/А 30/120, що відповідає виконанню робіт категорії «Важкі фізичні роботи, ІІІ» (Уставка 290 Па, Ч/А 30/120) та має найбільший вплив на роботу моторизованого респіратора.

Використання ПІ-регулятора (додаток Ж) дозволило зменшити статичну помилку до рівня 2,15 %, тобто при зміні k_i в межах від 5 до 200 (при $k_{\pi}=40\div60$) відхилення середнього значення тиску в масці моторизованого респіратора не перевищує 6,24 Па. Також встановлено, що при роботі імітаційної моделі системи керування моторизованим респіратором з ПІ-регулятором в разі збільшення k_{π} понад 60 наявні коливання під час перехідного процесу при появі сигналу «Дихання» (рис. 3.7), що може вплинути на функціонування реального об'єкту при різких змінах режиму дихання людини.

Розглянемо можливість використання ПІД-регулятора для покращення роботи системи керування моторизованим респіратором.

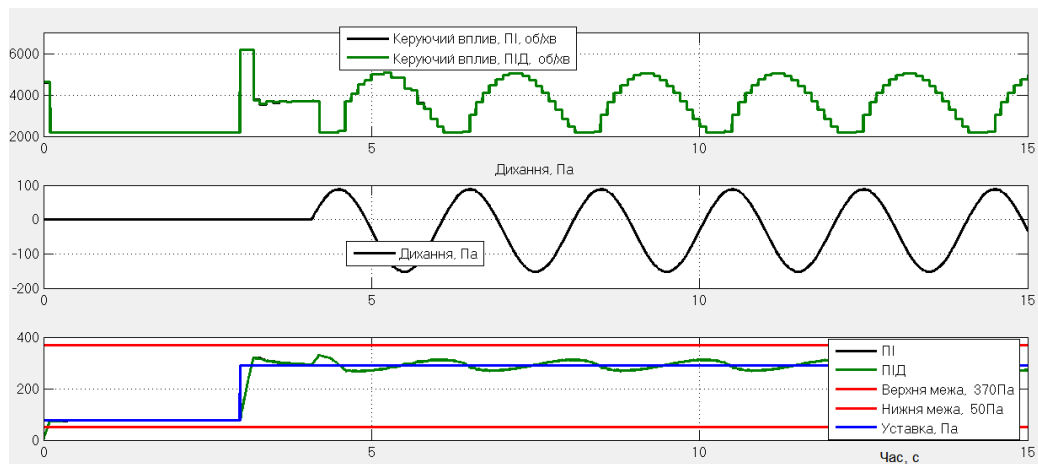


Рисунок 3.7 – Порівняння роботи імітаційних моделей системи керування з цифровими ПІ- та ПІД регуляторами, при $k_p=60$, $k_i=142$, $k_d=0.01$

Перевірка можливості використання ПІД-регулятора в системі керування тиском повітря в масці моторизованого респіратора, показала відсутність впливу диференціальної складової на при значенні 0,01. При інших значеннях k_d спостерігалось погіршення роботи імітаційної моделі системи керування тиском повітря в масці.

Порівняння результатів роботи імітаційних моделей систем керування моторизованим респіратором з двохпозиційним та ПІ-регулятором відповідно при частоті дискретизації 100 мс, представлено на рис. 3.8.

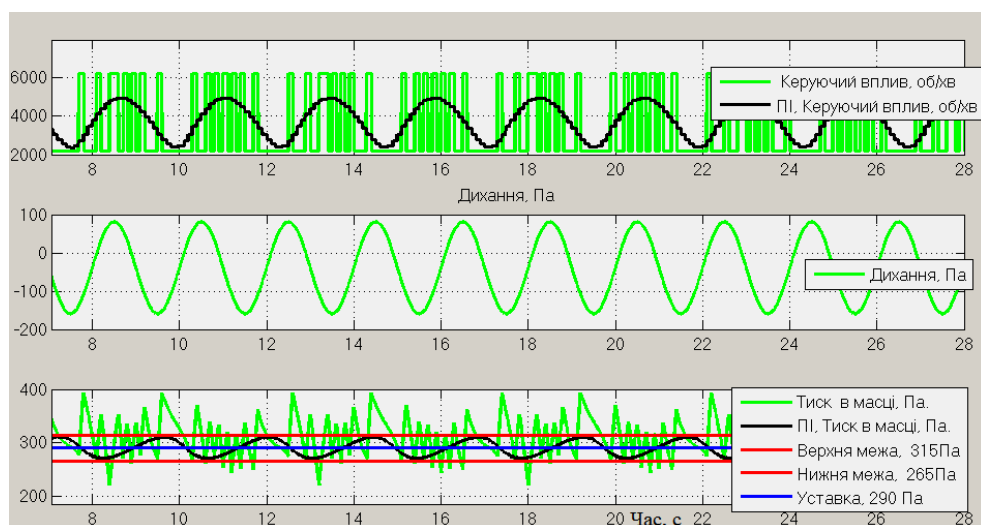


Рисунок 3.8 – Порівняння результатів роботи імітаційних моделей систем керування з двохпозиційним та ПІ-регулятором

Аналіз отриманих результатів показав що, імітаційна модель системи керування тиском повітря у масці респіратора з налаштованим ПІ регулятором повністю відповідає висунутим критеріям якості: усталена похибка середнього значення тиску повітря в масці респіратора відсутня, відхилення від уставки не перевищує 25 Па, перерегулювання відсутнє.

3.3 Стійкість системи керування

При дослідженні роботи системи керування будь-яким об'єктом чи процесом загальним є поняття якості керування, що має три складові: стійкість (запас стійкості), точність та якість перехідного процесу. До того ж, якщо система керування не є стійкою, то розглядати інші складові якості не має сенсу.

Для спрощення розрахунків, стійкість системи керування визначають за допомогою критеріїв стійкості. Критерій стійкості – це правило, що дозволяє з'ясувати стійкість системи без обчислення коренів характеристичного рівняння. Розглядаються коефіцієнти характеристичного рівняння чи його функції. Критерії стійкості поділяють на алгебраїчні та частотні. До алгебраїчних відносять критерії Гурвіца, Ляпунова-Шипара та Рауса, до частотних – Критерії Михайлова та Найквіста [98, 106].

З алгебраїчних критеріїв стійкості найчастіше використовуються критерії Гурвіца та Рауса. Цей критерій дозволяє отримати аналітичний вираз для дослідження впливу будь-якого параметра на стійкість системи.

Передаточна функція розімкнутої системи:

$$W_{роз}(s) = \frac{Y(s)}{X(s)} = \frac{kp \cdot s + ki}{s} \cdot \frac{K}{0,0568 \cdot s^2 + 0,579s + 1}, \quad (3.5)$$

$$W_{роз}(s) = \frac{kp \cdot K \cdot s + ki \cdot K}{0,0568 \cdot s^3 + 0,591 \cdot s^2 + s}, \quad (3.6)$$

$$W_{зам}(s) = \frac{W_{роз}(s)}{1 + W_{роз}(s)}, \quad (3.7)$$

$$W_{зам}(s) = \frac{kp \cdot K \cdot s + ki \cdot K}{0,0568s^3 + 0,591s^2 + (kp \cdot K + 1)s + ki \cdot K}. \quad (3.8)$$

Враховуючи, що $K=0,129$ – максимальний коефіцієнт посилення при максимальних обертах вентилятора та відповідні параметри регулятора $ki=107$, $kp=60$, отримали:

$$W_{зам}(s) = \frac{7,74 \cdot s + 13,803}{0,0568s^3 + 0,591s^2 + (7,74 + 1)s + 13,803},$$

$$W_{зам}(s) = \frac{7,74 \cdot s + 13,803}{0,0568s^3 + 0,591s^2 + 8,74s + 13,803}.$$

Характеристичний поліном замкнутої системи:

$$D(s) = 0,0568s^3 + 0,591s^2 + 8,74s + 13,803$$

a0 a1 a2 a3

Побудуємо матрицю Гурвіца:

$$G = \begin{bmatrix} a_2 & a_0 & 0 \\ a_3 & a_1 & 0 \\ 0 & 0 & a_0 \end{bmatrix}. \quad (3.9)$$

Для матриці (3.9) визначники будуть дорівнювати:

$$\Delta_1 = a_2; \quad (3.10)$$

$$\Delta_2 = \begin{vmatrix} a_2 & a_0 \\ a_3 & a_1 \end{vmatrix} = a_2 \cdot a_1 - a_3 \cdot a_0; \quad (3.11)$$

$$\Delta_3 = \begin{vmatrix} a_2 & a_0 & 0 \\ a_3 & a_1 & 0 \\ 0 & 0 & a_0 \end{vmatrix} = a_2 \cdot \begin{vmatrix} a_1 & 0 \\ 0 & a_0 \end{vmatrix} - a_0 \cdot \begin{vmatrix} a_3 & 0 \\ 0 & a_0 \end{vmatrix} + 0 \cdot \begin{vmatrix} a_2 & a_2 \\ 0 & 0 \end{vmatrix}$$

$$\Delta_3 = a_2 \cdot a_1 \cdot a_0 - a_0 \cdot a_3 \cdot a_0 \quad (3.12)$$

Тоді, відповідно до (3.9):

$$G = \begin{bmatrix} 8,74 & 0,0568 & 0 \\ 13,803 & 0,591 & 0 \\ 0 & 0 & 0,0568 \end{bmatrix}$$

$$\Delta_1 = 8,74; \Delta_2 = \begin{vmatrix} 8,74 & 0,0568 \\ 13,803 & 0,591 \end{vmatrix}; \Delta_3 = \begin{vmatrix} 8,74 & 0,0568 & 0 \\ 13,803 & 0,591 & 0 \\ 0 & 0 & 0,0568 \end{vmatrix}$$

Згідно Критерію Гурвіца для стійкості замкнутої системи необхідно і достатньо, щоб були позитивними всі n діагональних визначників матриці Гурвіца, при $a_n > 0$.

$$\Delta_1 = 8,74 > 0;$$

$$\Delta_2 = \begin{vmatrix} 8,74 & 0,0568 \\ 13,803 & 0,591 \end{vmatrix} = 8,74 \cdot 0,591 - 0,0568 \cdot 13,803 = 4,37 > 0;$$

$$\Delta_3 = \begin{vmatrix} 8,74 & 0,0568 & 0 \\ 13,803 & 0,591 & 0 \\ 0 & 0 & 0,0568 \end{vmatrix} > 0;$$

$$\Delta_3 = 8,74 \cdot 0,591 \cdot 0,0568 - 0,0568 \cdot 13,803 \cdot 0,0568 = 0,293 - 0,044 > 0;$$

$$\Delta_3 = 0,249 > 0.$$

Система стійка.

Визначимо критичні значення коефіцієнтів регулятора. Перепишемо характеристичне рівняння у вигляді:

$$D(s) = \underset{a_0}{0.0568}s^3 + \underset{a_1}{0.591}s^2 + (\underset{a_2}{kp \cdot K + 1})s + \underset{a_3}{ki \cdot K}$$

Тоді, із умов стійкості системи отримаємо:

$$\Delta_1 = a_2 = kp \cdot K + 1 > 0$$

$$\Delta_2 = a_2 \cdot a_1 - a_3 \cdot a_0 = 0,591 \cdot (kp \cdot K + 1) - ki \cdot K \cdot 0,0568 > 0$$

$$\Delta_3 = a_2 a_1 a_0 - a_0 a_3 a_0 = (kp \cdot K + 1) \cdot 0,591 \cdot 0,0568 - 0,0568 \cdot ki \cdot K \cdot 0,0568 > 0$$

Умови 1 та 2 фактично повторюють одна одну, тому одну з них можна вилучити. Тоді умовами стійкості системи буде:

$$k_p > -\frac{1}{K};$$

$$k_i > \frac{(k_p \cdot K + 1) \cdot 0,591 \cdot 0,0568}{0,0568 \cdot K \cdot 0,0568}; \quad k_i > \frac{\left(-\frac{1}{K} \cdot K + 1\right) \cdot 0,591 \cdot 0,0568}{0,0568 \cdot K \cdot 0,0568}; \quad k_i > 0.$$

Визначимо критичні значення коефіцієнтів регулятора при мінімальному коефіцієнті посилення $K=0,0305$:

$$k_p > -32,78; \quad k_i > 0.$$

При максимальному коефіцієнті посилення $K=1,29$:

$$k_p > -7,75; \quad k_i > 0.$$

Також перевіримо стійкість системи керування за критерієм Найквіста, використавши можливості ППП Matlab:

При максимальному коефіцієнті посилення $K=1,29$ передаточна функція розімкненої системи матиме наступний вигляд:

$$W_{\text{роз}}(s) = \frac{7,74s + 13,803}{0,0568s^3 + 0,591s^2 + s}.$$

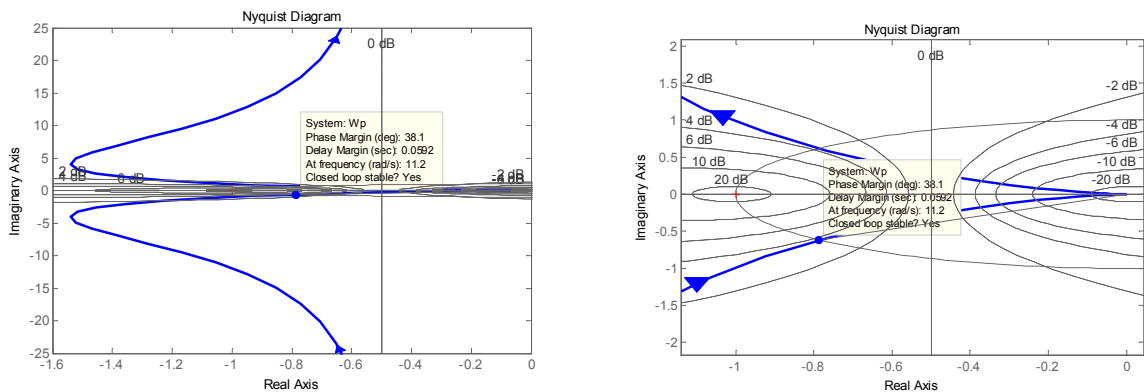


Рисунок 3.9 – Результати перевірки стійкості системи за критерієм Найквіста

При автоматичному розрахунку стійкості системи керування за критерієм Найквіста (рис. 3.9) встановлено, що система стійка та запас по фазі становить 38,1 град.

3.4 Регулювання уставки тиску в залежності від режиму дихання

На основі результатів досліджень при моделюванні роботи системи керування тиском повітря в масці моторизованого респіратора було зауважено, що ступінь компенсації тиску повітря при диханні залежить від рівня уставки на вході регулятора (рис. 3.10). При цьому, збільшення амплітуди та частоти дихання працівника під час виконання надмірної фізичної роботи викликає необхідність підвищення уставки тиску повітря для збільшення значення компенсації відхилення тиску у масці протягом вдиху та видиху, а також зменшення значення уставки впродовж періоду зменшення важкості фізичних робіт для запобігання марного функціонування вентилятора з підвищеними обертами. Це має забезпечити економічну витрату заряду акумулятора.

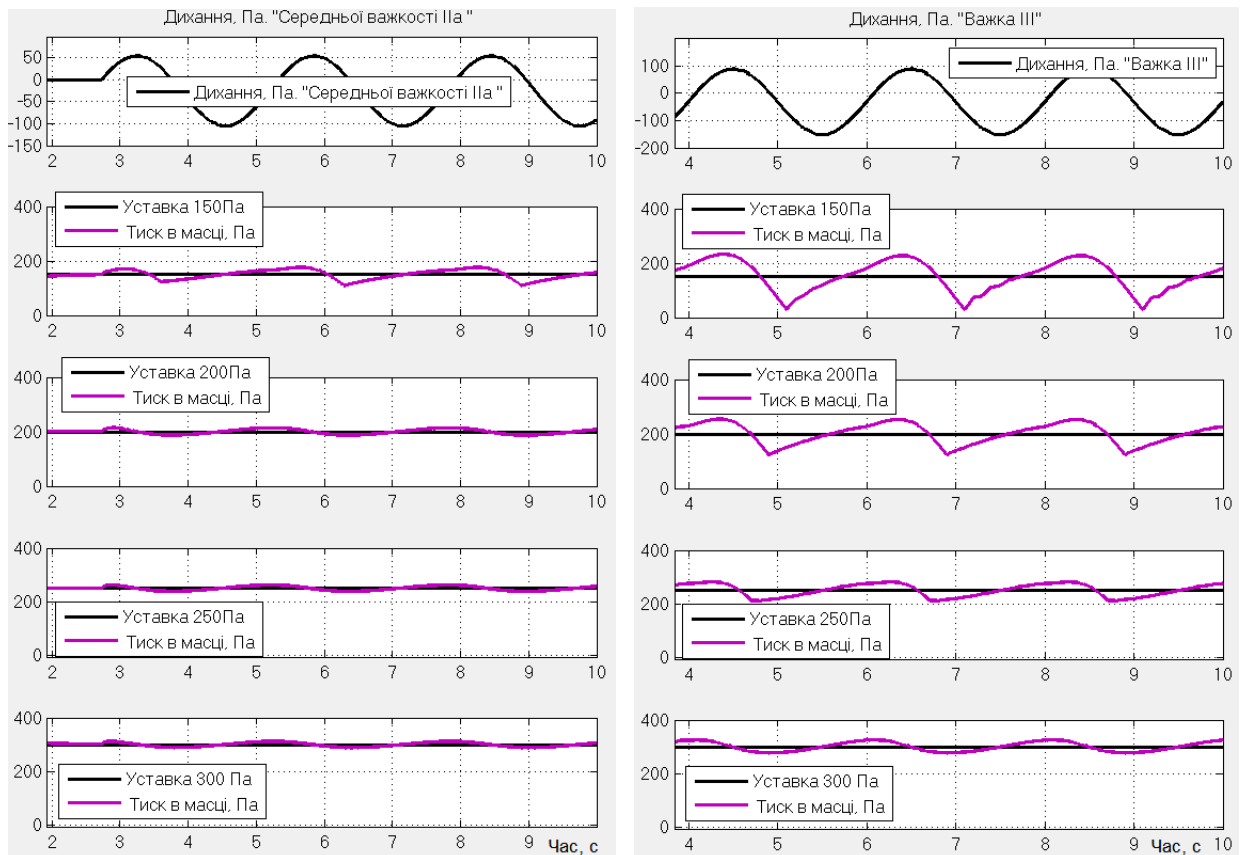


Рисунок 3.10 – Залежність повноти компенсації тиску повітря під час дихання в масці від рівня уставки на вході регулятора

Результати досліджень зміни відхилень тиску в масці моторизованого респіратору в залежності від режиму дихання користувача (амплітуди дихання) та уставки тиску (рис. 3.11, 3.12) представлені в таблиці 3.1.

Таблиця 3.1 – Відхилення тиску при вдиху/видиху в масці моторизованого респіратору в залежності від уставки та амплітуди дихання людини

Категорія важкості робіт	Уставка, Па					Амплітуда дихання, Па
	150	200	250	300	350	
Вдих						
Легкі фізичні роботи Ia	5,4	4,7	4,18	3,8	3,5	60
Легкі фізичні роботи Ib	23,6	11	6,4	5,75	5,3	70
Середньої важкості Па	46	19,5	9,4	8,45	7,78	80
Середньої важкості Пб	91	45	18	12,4	11,2	100
Важка ІІІ	130	79	33,5	17,47	15,1	120
Видих						
Легкі фізичні роботи Ia	5,2	4,6	4,1	3,8	3,5	60
Легкі фізичні роботи Ib	12,5	6,95	6,25	5,7	5,33	70
Середньої важкості Па	23	10,5	9,1	7,9	7,5	80
Середньої важкості Пб	43,3	15,8	14,2	12,6	11,05	100
Важка ІІІ	68	21	18,3	16,4	15,2	120

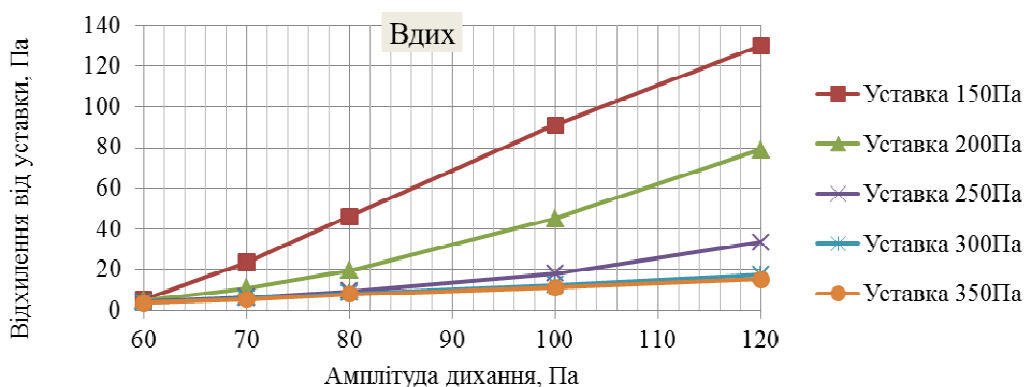


Рисунок 3.11 – Залежності відхилення тиску повітря в масці від уставки при різних категоріях важкості робіт (вдих)

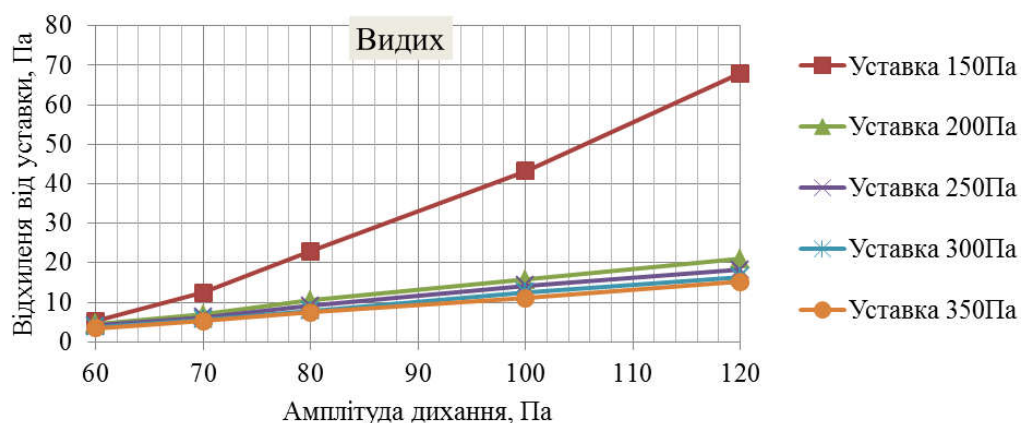


Рисунок 3.12 – Залежності відхилення тиску повітря в масці від уставки при різних категоріях важкості робіт (видих)

В табл. 3.2 представлено зміни ступеню компенсації тиску при вдиху/видиху в масці моторизованого респіратора в залежності від уставки та амплітуди дихання людини (рис. 3.13, 3.14)

Таблиця 3.2 – Ступінь компенсації тиску при вдиху/видиху в масці моторизованого респіратора в залежності від уставки та амплітуди дихання людини

Категорія важкості робіт	Уставка, Па					Амплітуда дихання, Па
	150	200	250	300	350	
Вдих						
Легкі фізичні роботи Ia	93,5	94,3	95,0	95,4	95,8	60
Легкі фізичні роботи Ib	75,2	88,4	93,3	93,9	94,4	70
Середньої важкості Pa	56,6	81,6	91,1	92,0	92,7	80
Середньої важкості Pb	28,9	64,8	85,9	90,3	91,3	100
Важка III	15,0	48,4	78,1	88,6	90,1	120
Видих						
Легкі фізичні роботи Ia	85,9	87,6	88,9	89,7	90,5	60
Легкі фізичні роботи Ib	72,2	84,6	86,1	87,3	88,2	70
Середньої важкості Pa	57,4	80,6	83,1	85,4	86,1	80
Середньої важкості Pb	39,9	78,1	80,3	82,5	84,7	100
Важка III	21,8	75,9	79,0	81,1	82,5	120

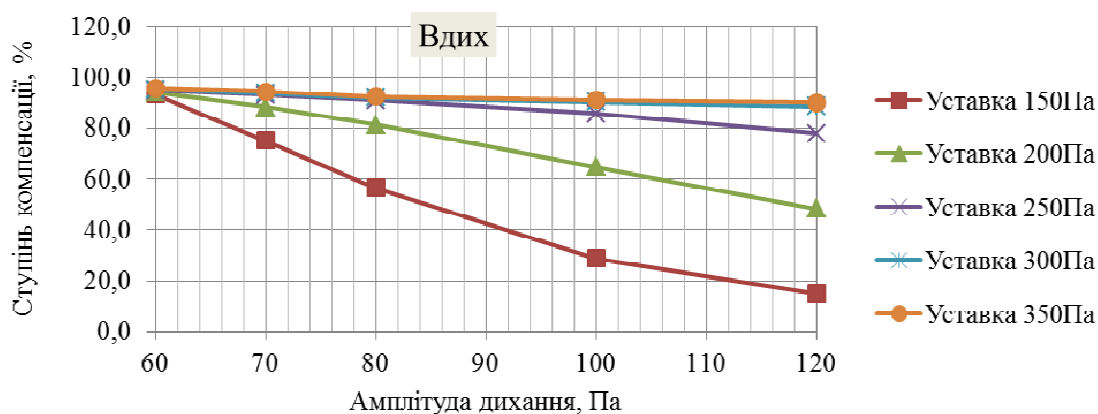


Рисунок 3.13 – Залежність ступеню компенсації коливань тиску повітря від дихання (вдих)

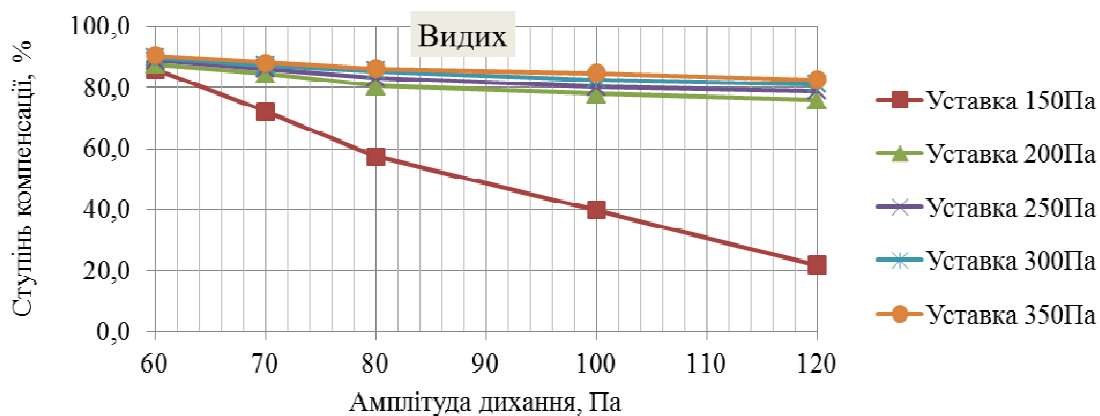


Рисунок 3.14 – Залежність ступеню компенсації коливань тиску повітря від дихання (видих)

З огляду на отримані залежності відхилення тиску від уставки при зміні значення самої уставки та різних режимах дихання користувача, в імітаційну модель системи керування моторизованим респіратором було додано блок корекції значення уставки. Принцип роботи модуля полягає у відслідковуванні моменту зростання відхилення тиску в масці респіратора та визначенні відповідної зміни уставки. Зменшення уставки тиску повітря виконується на основі аналізу значення похибок керування: за відсутності від'ємної похибки (похибка менша визначеного значення, напр. -20 Па) впродовж заданого відрізка часу (4÷5 с), уставка зменшується до заздалегідь вказаного рівня (прийнято 10 % значення уставки, на момент корекції). Модуль створено на

основі блоку користувацької функції Matlab «definition» (визначення рівня уставки) при початковому значенні уставки 150 Па. Структурна схема імітаційної моделі системи керування з модулем для корекції уставки тиску повітря представлена на рис. 3.15.

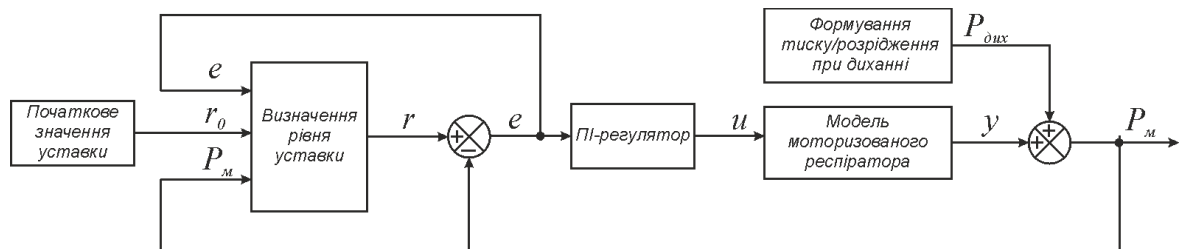


Рисунок 3.15 – Структурна схема імітаційної моделі системи керування з модулем для корекції уставки

На рис. 3.15 прийняті наступні позначення: r – уставка тиску повітря в масці, Па; r_0 – початкова уставка тиску повітря, Па; e – помилка керування, Па; u – керуючий вплив (швидкість обертання вентилятора, об/хв.); y – регульована величина (тиск, створюваний вентилятором, Па); $P_{дох}$ – тиск від дихання, Па; P_m – тиск в масці респіатора, Па.

Модуль корекції уставки функціонує в дискретному режимі, з часом дискретизації 0,1 с. Результати роботи імітаційної моделі (3.15) представлено на рис. 3.16.

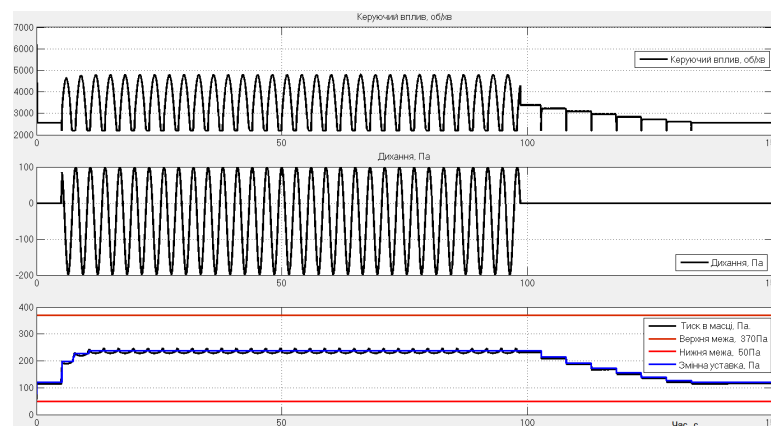


Рисунок 3.16 – Результати роботи імітаційної моделі системи керування з модулем для корекції уставки

3.5 Дослідження впливу додаткового опору від накопичення пилу на поверхні фільтра

Згідно попередніх досліджень, функціонування моторизованого респіратора залежить від багатьох факторів [2].

Одним з таких факторів є поступове зростання опору фільтра через накопичення пилу на фільтруючій поверхні. Швидкість зростання опору залежить від концентрації пилу в повітрі робочої зони та від витрати повітря крізь фільтр [109]. Збільшення опору фільтра потребує компенсації за рахунок збільшення обертів крилатки вентилятора і в свою чергу додаткового споживання електроенергії, що призводить до зменшення терміну використання джерела живлення (акумулятора).

Визначимо вплив поступового зростання опору фільтрувальних елементів через накопичення шару пилового осаду на роботу моторизованого респіратора. Опір руху повітря у пневматичній системі, переважно, визначається швидкістю потоку повітря. Зі збільшенням швидкості зростає і опір. Це називається втратою тиску. Статичний тиск, створюваний вентилятором, зумовлює рух повітря у системі, що має певний опір. Чим вищий опір такої системи, тим менша витрата повітря, що переміщується вентилятором.

Виконавши низку розрахунків та досліджень на фізичній моделі, отримали залежність тиску в масці від об'ємної витрати повітря, рис. 3.17.

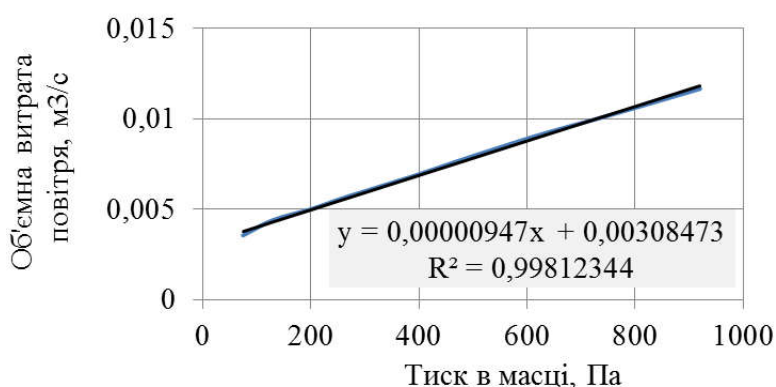


Рисунок 3.17 – Залежність тиску в масці від об'ємної витрати повітря

Кількість пилу, що осідатиме на фільтрі, розраховується за формулою [92]:

$$P_{\phi} = \frac{2CQt}{F_0}, \quad (3.13)$$

де C – загальна концентрація пилу, мг/м³;

Q – об’ємна витрата повітря крізь фільтр, м³/с;

t – часовий проміжок роботи респіратора, с;

F_0 – загальна площа фільтра, м².

Згідно [16, 92] загальний опір фільтру визначається на основі рівняння:

$$\Delta p_{\text{заг}} = \Delta p_o + \frac{k_n \rho_n \phi F_0^2}{3\pi^2 L} \left[\left(F_B^2 + \frac{P_{\phi} F_B}{a \rho_n \phi F_0} \right)^{3/2} - F_B^3 \right], \quad (3.14)$$

де Δp_o – початковий опір чистого фільтра, Па;

k_n – коефіцієнт пропорційності, який залежить від швидкості фільтрації, м⁴/с²;

ρ_n – насипна щільність часток пилу, кг/м³;

ϕ – коефіцієнт нерівномірності розподілу пилу на волокнах матеріалу;

F_B – сумарна поверхня волокон фільтра;

L – загальна довжина волокон у фільтрі, м⁻¹ [92]:

$$L = \frac{\beta \cdot H}{\pi \cdot a^2}; \quad F_B = \frac{2\beta H}{a}, \quad (3.15)$$

де β – щільність упакування волокон;

H – товщина фільтрувального шару, м;

a – середній радіус волокон у фільтрі, м.

Враховуючи рівняння (3.13) та (3.14) структурна схема імітаційної моделі моторизованого респіратора набула наступного вигляду (рис. 3.18).

Розрахуємо кінцевий опір фільтру в залежності від терміну використання.

Робоча зміна на вугільних підприємствах у підземних виробках триває шість годин, з яких у запыленій зоні працівник знаходиться близько п’яти годин (година виділяється на підготовку і закінчення роботи). Тобто активне

використання респіратора має бути не менше 5 годин, Концентрація пилу в повітрі коливається від 50 до 500 мг/м³. Об'ємна витрата повітря коливається від 115 до 260 л/хв. [109].

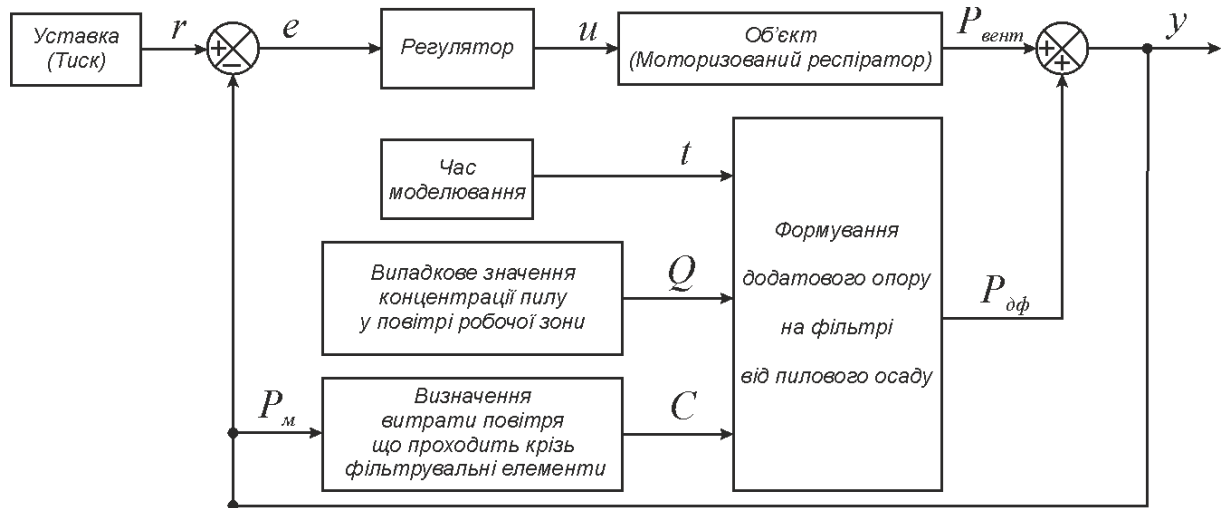


Рисунок 3.18 – Структурна схема імітаційної моделі системи керування з блоком обчислення додаткового опору фільтру від накопичення пилу

Результати моделювання представлені на рис. 3.19.

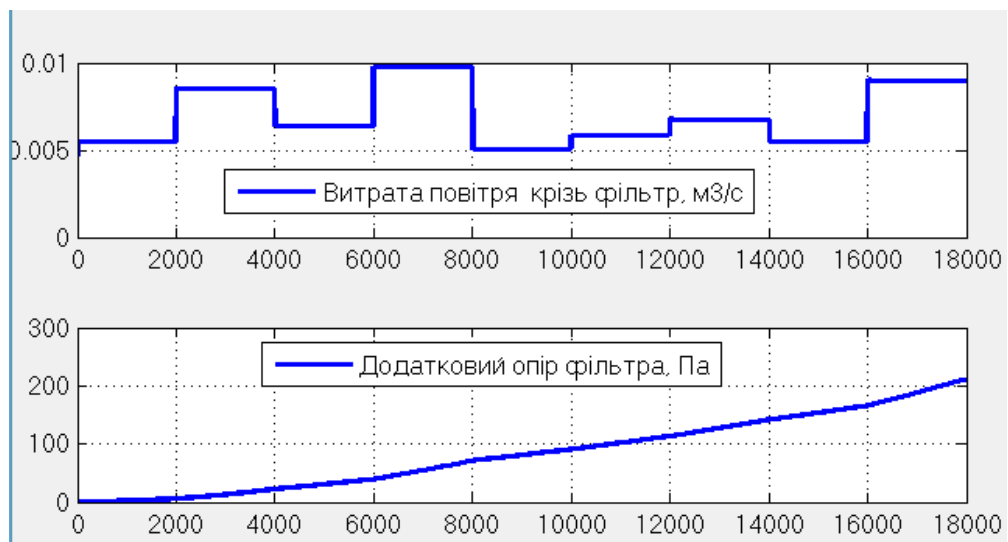


Рисунок 3.19 – Зміни додаткового опору фільтру при накопиченні пилового шару

Враховуючи, що площа фільтруючої перетинки одного фільтрувального елемента становить $0,00785 \text{ м}^2$ (діаметр фільтрувального патрону 100 мм), то загальна площа фільтрування для респіратора складе $2 \cdot 0,00785 = 0,0157 \text{ м}^2$.

Опір фільтру перед початком експлуатації становить 500 Па. Моторизований респіратор має забезпечувати безперервне очищення повітря впродовж 1 робочої зміни. Остаточний загальний опір фільтра не повинен перевищувати 800 Па [9, 13].

Результати розрахунку для 1 та 2 фільтрувальних елементів представлені на рис. 3.20 та 3.21.

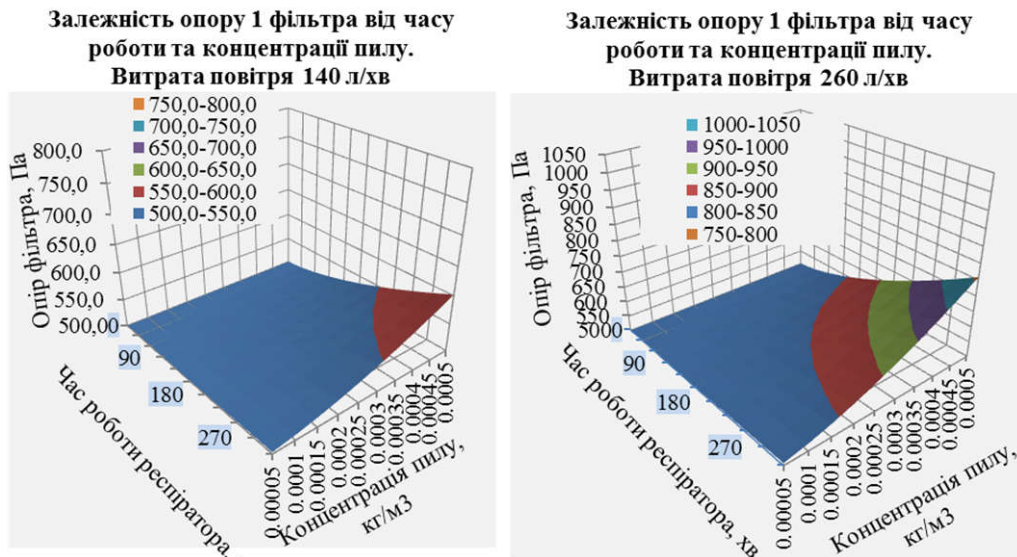


Рисунок 3.20 – Залежність опору 1 фільтра від часу роботи та концентрації пилу в повітрі робочої зони

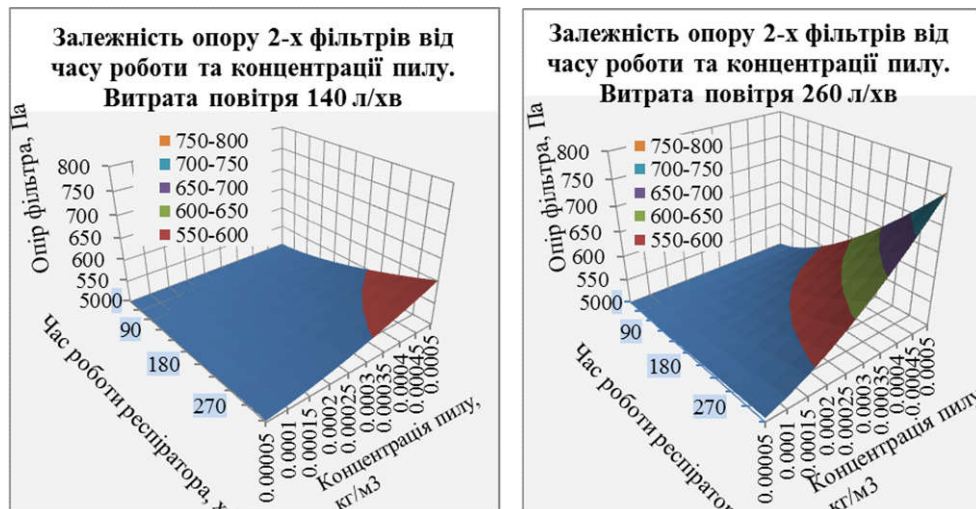


Рисунок 3.21 – Залежність опору 2-х фільтрів від часу роботи та концентрації пилу в повітрі робочої зони

Отримані результати (рис. 3.22) свідчать про те, що в найбільш несприятливих умовах експлуатації: максимальна концентрація пилю та максимально необхідна витрата повітря, при використанні одного фільтра загальний опір руху повітря в кінці робочої зміни становить 1016 Па, перевищуючи норму, а при роботі двох фільтрів дорівнює 756 Па, що повністю задовольняє висунутим вимогам. За необхідності збільшення терміну експлуатації моторизованого респіратора, необхідно використовувати фільтри з більшою площиною фільтрування та пилоємністю.

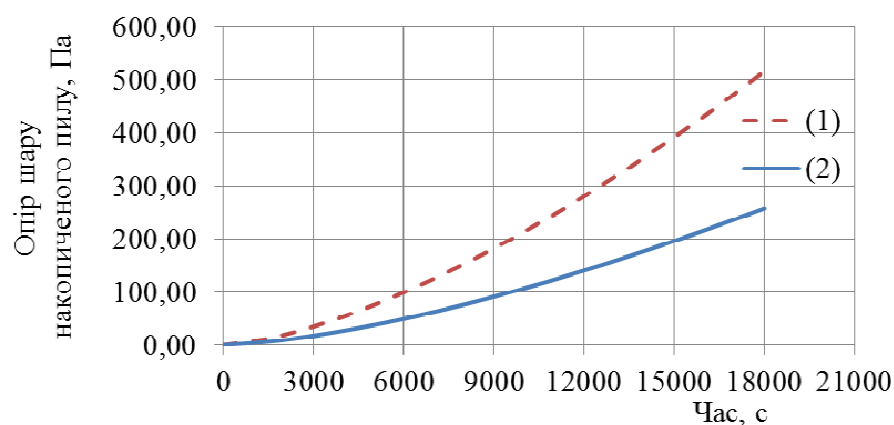


Рисунок 3.22 – Зміна додаткового опору респіратора при витраті 260 л/хв. та концентрації пилю 500 мг/м³ при використанні одного (1) та двох фільтрів (2)

3.6 Імітаційне моделювання системи керування моторизованим респіратором у різних режимах роботи

За результатами попередніх досліджень, розрахунків та вдосконалення системи керування тиском повітря в масці моторизованого респіратора створено імітаційну модель, що містить додаткові модулі та компоненти (рис. 3.23).

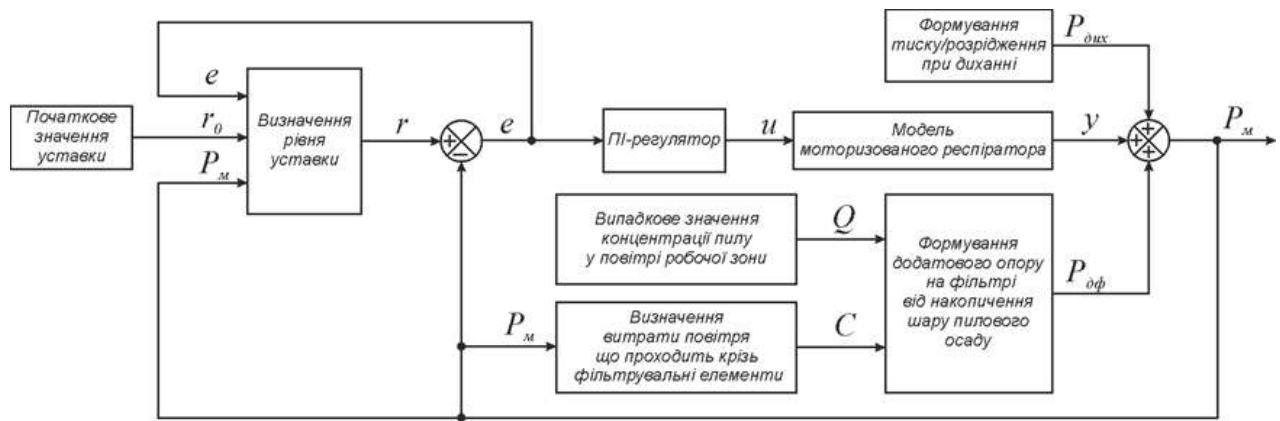


Рисунок 3.23 – Структурна схема системи керування тиском повітря в масці моторизованого респіатора

Результати імітаційного моделювання (рис. 3.24) свідчать про те, що система керування тиском повітря в масці моторизованого респіатора при використанні ПІ-регулятора з налаштованими параметрами повністю відповідає висунутим вимогам до функціонування об'єкта керування – моторизованого респіатора в умовах зміни режимів дихання користувача та забезпечую сталий тиск повітря в масці при збільшенні опору фільтрувальних елементів через накопичення шару пилового осаду.

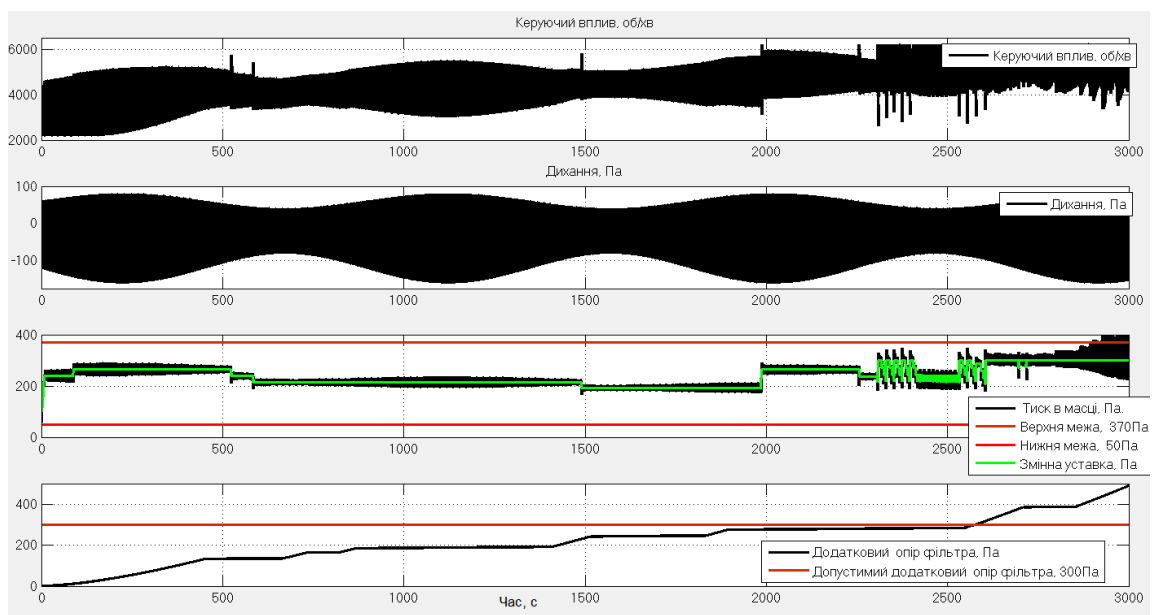


Рисунок 3.24 – Результати імітаційного моделювання системи керування тиском повітря в масці моторизованого респіатора

При експлуатації моторизованого респіатора важливою характеристикою є час безперервної роботи від автономного джерела живлення – акумулятора.

Для визначення часу безперервної роботи моторизованого респіатора від автономного джерела живлення попередньо було проведено дослідження для отримання залежності споживаної електричної потужності електронними та електромеханічними елементами системи керування моторизованим респіратором від швидкості обертання вентилятора (рис. 3.25).

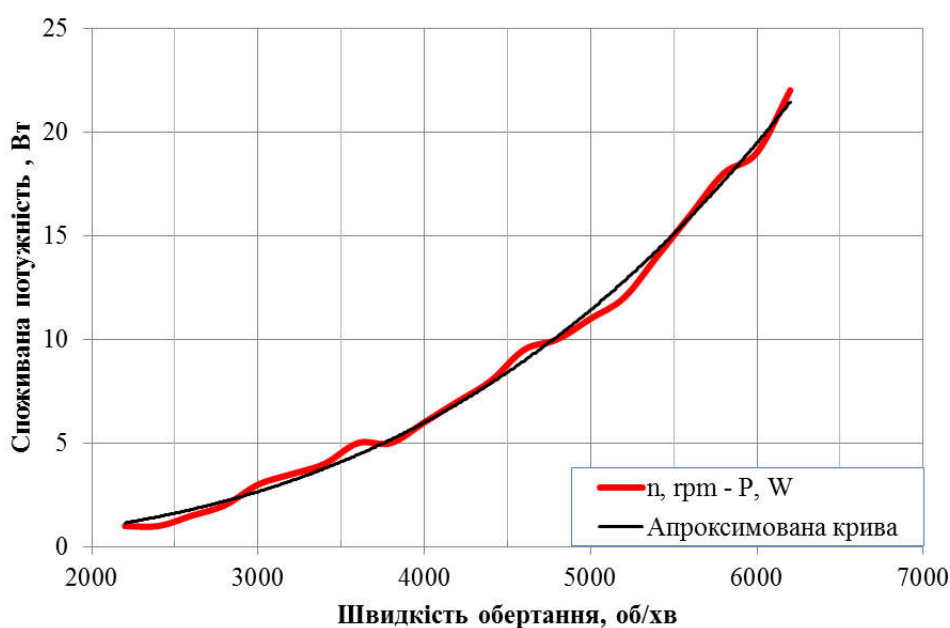


Рисунок 3.25 – Залежність споживаної потужності від швидкості обертання вентилятора

Рівняння апроксимованої залежності споживаної потужності від швидкості обертання вентилятора:

$$y = 8,72E-11x^3 + 1,50E-09x^2 + 9,65E-05x, \quad (3.16)$$

де x – швидкість обертання крилатки вентилятора, об/хв.;

y – споживана потужність вентилятора, Вт.

Використовуючи рівняння (3.16) до імітаційної моделі було додано можливість розрахунку витрат електроенергії при роботі моторизованого респіатора в режимі ступінчатої зміни керуючого сигналу – швидкості

обертання вентилятора (2–5 рівнів). Для проведення експерименту були прийняті такі припущення: рівні зміни швидкості перемикаються рівномірно за часовою шкалою та за величиною, зворотне перемикання рівнів не допускається. Результати моделювання представлені в табл. 3.3 та на рис. 3.26.

Таблиця 3.3 – Результати моделювання швидкості обертання вентилятора при ступінчатій зміні швидкості обертання

Кількість рівнів	Споживання електроенергії за 5 годин, Вт·год	Середнє споживання електроенергії, Вт·год
2	61,54	12,31
3	56,92	11,38
4	55,38	11,08
5	54,61	10,92

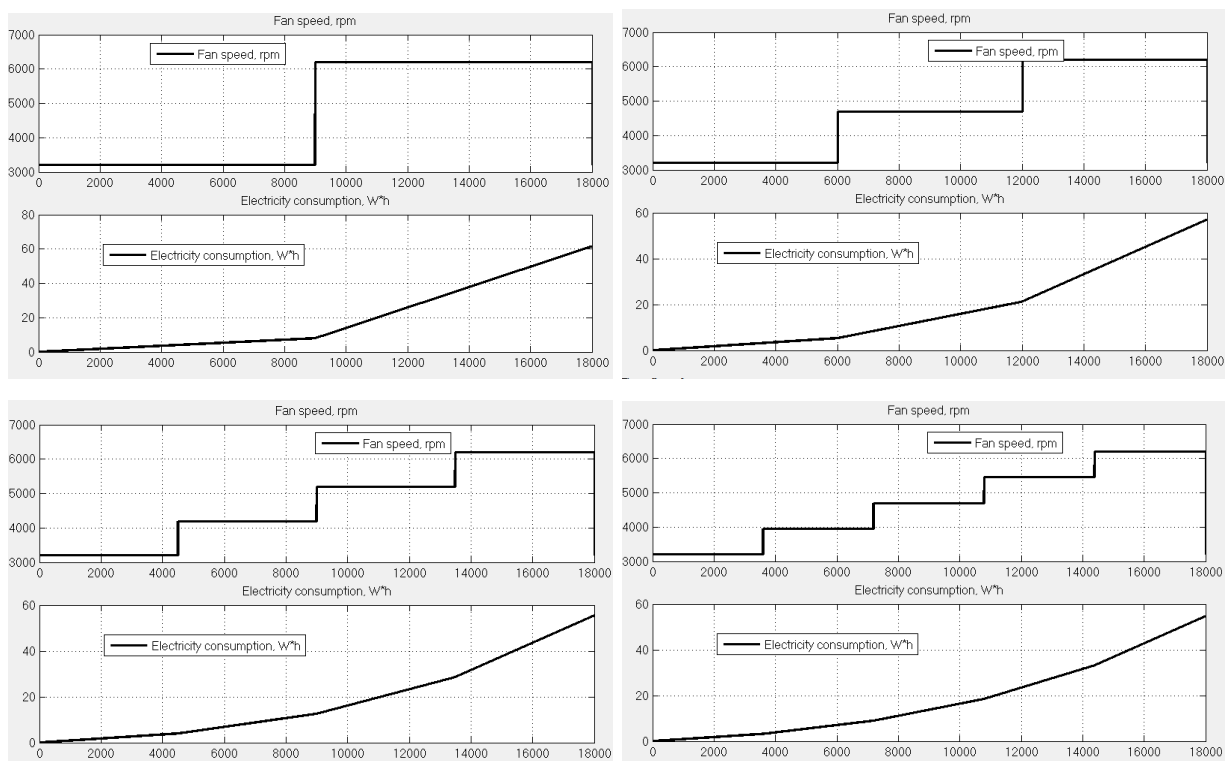


Рисунок 3.26 – Імітаційне моделювання витрати електроенергії при роботі моторизованого респіратора в режимі ступінчатої зміни швидкості обертання вентилятора

Результати моделювання витрати електроенергії на імітаційній моделі моторизованого респіратора дозволили отримати залежність витрати електроенергії від кількості рівнів регулювання, рис. 3.27.

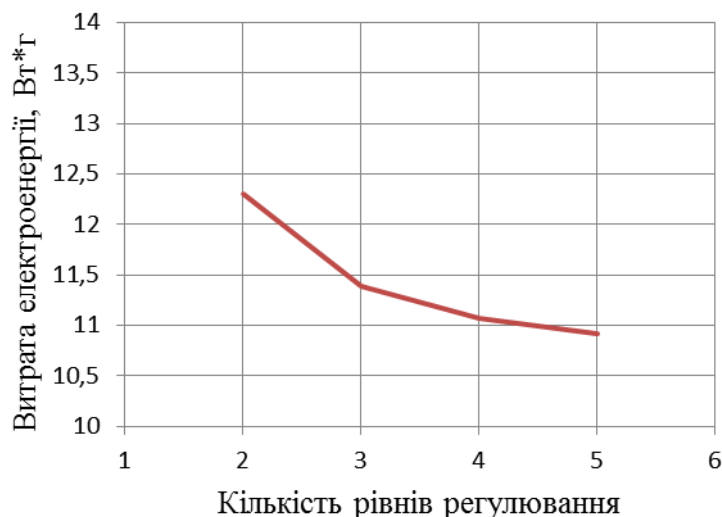


Рисунок 3.27 – Залежність середньої витрати електроенергії від кількості рівнів регулювання

Отже, при збільшенні рівнів регулювання швидкості обертання вентилятора, для послідовної компенсації наростання додаткового опору на фільтрувальній поверхні зменшуються витрати електроенергії, що дозволяє використати акумулятор меншої ємності.

Перевіримо на імітаційній моделі споживання респіратора в режимі автоматичного регулювання тиску повітря для умов наближених до реальних: поступове зростання додаткового опору вентилятора та зміною режимів дихання користувача.

Результати моделювання представлені на рисунках 3.26 та 3.27.

Імітаційне моделювання показало, що загальне споживання електроенергії моторизованим респіратором дорівнює 29 Вт·год, що в 2 рази менше, ніж при ступінчатій зміні витрати повітря.

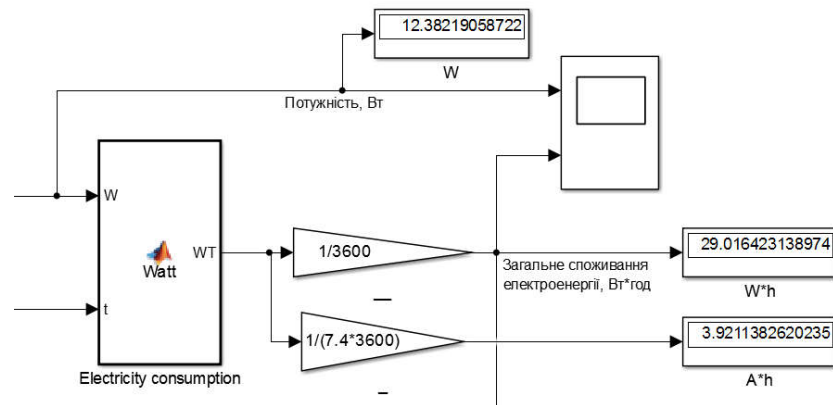


Рисунок 3.26 – Блок розрахунку загального споживання електроенергії

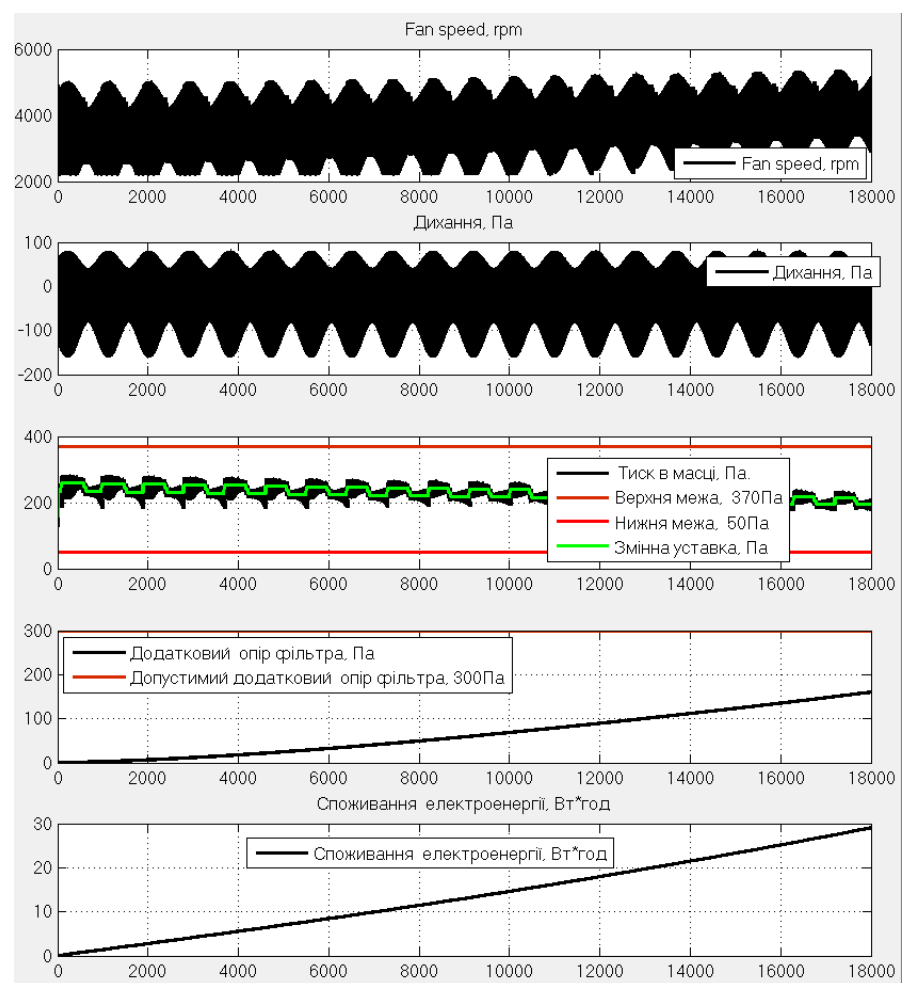


Рисунок 3.27 – Імітаційне моделювання моторизованого респіратора з визначенням витрат електроенергії

Необхідну ємність акумуляторної батареї можна розрахувати за формулою [110]:

$$C = \frac{P \cdot t}{U}, \quad (3.17)$$

де C – ємність батареї, А·год;

P – споживана потужність, Вт;

t – час, год;

U – напруга акумуляторної батареї, В.

Для забезпечення безперервної роботи моторизованого респіатора в автономному режимі при 2-х рівнях швидкості обертання вентилятора впродовж 5 годин необхідна ємність акумулятора з напругою 7,4 В складе:

$$C = \frac{61,54}{7,4} = 8,32 \text{ А} \cdot \text{год або } 8320 \text{ мА} \cdot \text{год}.$$

З огляду на стандартний номенклатурний ряд акумуляторних батарей та враховуючи необхідний запас ємності на рівні 20 %, можна прийняти до використання акумулятор з напругою 7,4 В та ємністю 10000 мА·год.

3.7 Висновки до розділу 3

1. Визначено наближені параметри регулятора на основі перехідної характеристики (метод Chien-Hrones-Reswick (CHR)), Отримані результати: $k_p = 0,0075$; $T_i = 8,33$ та $T_d = 4,17$, не задовольнили вимоги до системи.

2. За допомогою комп'ютерного моделювання налаштовано та порівняно роботу декількох типів регуляторів (двохпозиційного, П-, ПІ-, ПІД-) та встановлено, що використання в системі керування ПІ-регулятора з коефіцієнтами $k_p = 60$, $k_i = 107$ має найкращі показники: статична помилка для 2,15 %, що відповідає 6,24 Па (обумовлена нерівною компенсацією вдиху та видиху).

3. Перевірка стійкості системи керування виконана за критерієм Гурвіца показала, що система стійка, визначені межі критичних значень коефіцієнтів регулятора при мінімальному та максимальному коефіцієнті підсилення передаточної функції об'єкта: $k_p > -32,78$; $k_i > 0$ ($K_{\min}$), $k_p > -7,75$;

$k_i > 0$ (Комак). Розрахунок стійкості системи керування за критерієм Найквіста показав запас по фазі 38,1 град

4. Дослідження зміни відхилення тиску повітря в масці, яке залежить від амплітуди та частоти дихання користувача, від значення уставки в системі керування, дозволило визначити коефіцієнт прямої пропорційності ($\approx 0,23$) та сформулювати перше наукове положення.

5. На основі емпіричних залежностей в імітаційній моделі моторизованого респіратора було додано модуль розрахунку додаткового опору фільтра через накопичення шару пилового осаду в умовах зміни режимів фізичного навантаження користувача. Імітаційне моделювання показало, що при коливаннях концентрації пилу в повітрі робочої зони в межах $50\text{--}500\text{ г/м}^3$ та об'ємній витраті повітря крізь фільтр $115\text{--}260\text{ л/хв.}$ впродовж 5 годин додатковий опір становитиме $\approx 210\text{ Па}$.

6. Визначено, що для забезпечення автономної роботи моторизованого респіратора впродовж 5 годин, в умовах змінної концентрації пилу та витрати повітря, необхідна ємність акумуляторної батареї становить $10\text{ А}\cdot\text{год}$ (з урахуванням запасу 20 %).

РОЗДІЛ 4

ДОСЛІДЖЕННЯ РОБОТИ ТА ЕКОНОМІЧНА ОЦІНКА ДОЦІЛЬНОСТІ РОЗРОБКИ МОТОРИЗОВАНОГО РЕСПІРАТОРА

4.1 Розробка структури технічних засобів системи керування моторизованим респіратором

Система керування моторизованим респіратором повинна забезпечити постійну подачу очищеного повітря до користувача. Для цього система обладнана мікропроцесорним контролером (МПК), що керує роботою відцентрового вентилятора (турбіни) в залежності від режиму роботи користувача, стану фільтруючих елементів респіатора та параметрів оточуючого середовища.

Отже, після запуску вентилятора та встановлення необхідного рівня тиску в підмасковому просторі, МПК коригує продуктивність вентилятора в залежності від поточного стану датчиків в самому респіраторі.

Для цього МПК забезпечує постійний контроль роботи моторизованого респіатора та параметрів повітря, що надходить до користувача: температура (ДТП) та вологість (ДВП) повітря, наявність пилу (ДП), тиск у підмасковому просторі (ДТМ), падіння тиску на фільтрі (ДТФ) та рівень заряду акумулятора (ДЗА). Для опитування цих датчиків параметрів в МПК передбачені дискретні та аналогові порти. А для керування двигуном вентилятора один з виходів контролер налаштований на режим широтно-імпульсної модуляції (ШІМ) [111].

Створення системи контролю та керування роботою моторизованого респіатора передбачає використання наступного обладнання:

- мікроконтролерів типу AVR (Amtel);
- цифрових та аналогових датчиків, що відстежують зміни в роботі моторизованого респіатора в масштабі реального часу;
- відцентрового вентилятора;

– засобу відображення інформації.

В якості платформи для блоку керування моторизованим респіратором вибрана апаратна обчислювальна платформа Arduino, що базується на мікроконтролері Atmel ATmega328.

Платформа Arduino може використовуватись для розробки електронних пристроїв з можливістю обробки сигналів від різних аналогових та цифрових датчиків. Пристрої, створені на цій платформі, можуть працювати як автономні, так і у взаємодії з програмним забезпеченням, що виконується на комп'ютері (наприклад, Processing, Flash, MaxMSP та ін.) [112]. На ринку присутня велика кількість мікроконтролерів та платформ для створення автономних інтерактивних об'єктів. Платформи Parallax Basic Stamp, Handy Board, Raspberry PI та інші пропонують схожу функціональність з Arduino. Однак Arduino, у свою чергу, має низку переваг перед іншими платформами [113–117]:

- низьку вартість – Arduino-сумісні плати є відносно дешевими, якщо порівнювати їх з іншими апаратними платформами, крім того, плату можна зібрати самостійно;
- безкоштовне програмне забезпечення;
- відкритість та загальна доступність внутрішніх кодів та електричних схем;
- мінімізовані вимоги до додаткових елементів сторонніх виробників та обладнання для монтажу;
- крос-платформеність – програмне забезпечення для плат на платформі Arduino є сумісним з розповсюдженими операційними системами (ОС) Linux, Windows, OSX та Macintosh, в протипагу більшості інших мікроконтролерів, що обмежуються лише ОС Linux або Windows.

Блок керування роботою моторизованого респіратора, принципова схема якого представлена на рис. 4.1, складається з наступних компонентів:

- платформи Arduino Uno R3 на базі мікроконтролера Atmel ATmega328 [115];

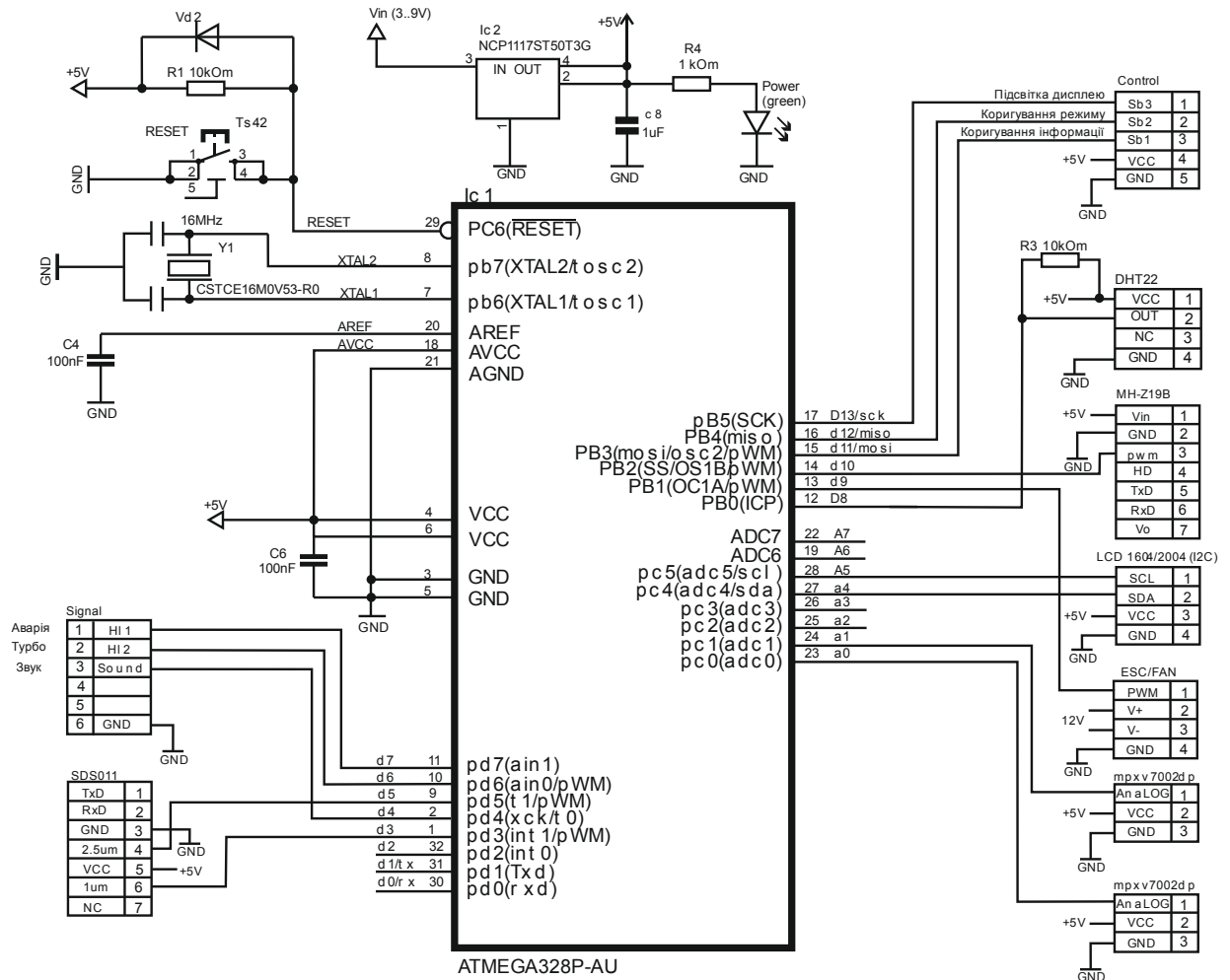


Рисунок 4.1 – Принципова схема блоку керування роботою моторизованого респіратору

– датчик контролю температури та вологості DHT22, що має дві частини – ємнісний датчик температури та гігрометр. Мікросхема, яка знаходиться всередині корпусу датчика, виконує необхідні аналого-цифрові перетворення та формує цифровий сигнал, що надходить до мікроконтролера [111, 118];

– датчик наявності пилу у повітропроводі Nova PM SDS011. Датчик має можливість підключення до послідовного інтерфейсу UART, а також має виходи ШІМ (окремо для концентрацій частинок $> 0,3$ мкм та $> 2,5$ мкм) [119];

– датчик концентрації вуглекислого газу Z19B2 (інфрачервоний вимірювач концентрації CO_2). Датчик обладнано двома вихідними

інтерфейсами (UART і ШІМ), має температурну компенсацію та високу лінійність, а також мале енергоспоживання ($<18\text{ mA}$) [120];

- диференційний датчик тиску MPXV7002DP FRS ($\pm 2\text{ кПа}$), що має аналоговий вихідний сигнал $U_{\text{вих}} = \pm 2,5\text{ В}$. Призначений для контролю стану фільтрувального елементу [121];

- керування продуктивністю вентилятора (частотою обертання крильчатки) виконується подачею відповідного сигналу ШІМ від контролера на плату регулятора обертів ESC (англ. «Electronic Speed Control»), до якої підключений безколекторний (безщітковий) електродвигун постійного струму BLDC (англ. «Brushless Direct Current»).

Для відображення інформації про роботу моторизованого респіратору і зменшення кількості задіяних контактів контролера використано LCD 2004 символний дисплей 20x4 (жовтий) [122], що підключений до модулю Arduino Uno R3 через інтерфейс I2C. I2C (Inter-Integrated Circuit) – дводротова шина даних, що складається з послідовної лінії SDA (лінії даних) та послідовної лінії SCL (лінії тактування).

4.2 Розробка програмного забезпечення системи контролю та керування моторизованим респіратором

Основними завданнями системи контролю та керування моторизованим респіратором є підтримка надлишкового тиску в масці респіратору та компенсація змін тиску при вдиху та видиху користувача. Крім того, система керування також виконує низку функцій, пов'язаних з контролем параметрів повітря, що надходить до маски респіратору та станом фільтрів і елементів живлення.

Загальний алгоритм роботи системи контролю та керування моторизованим респіратором представлений на рис. 4.2.

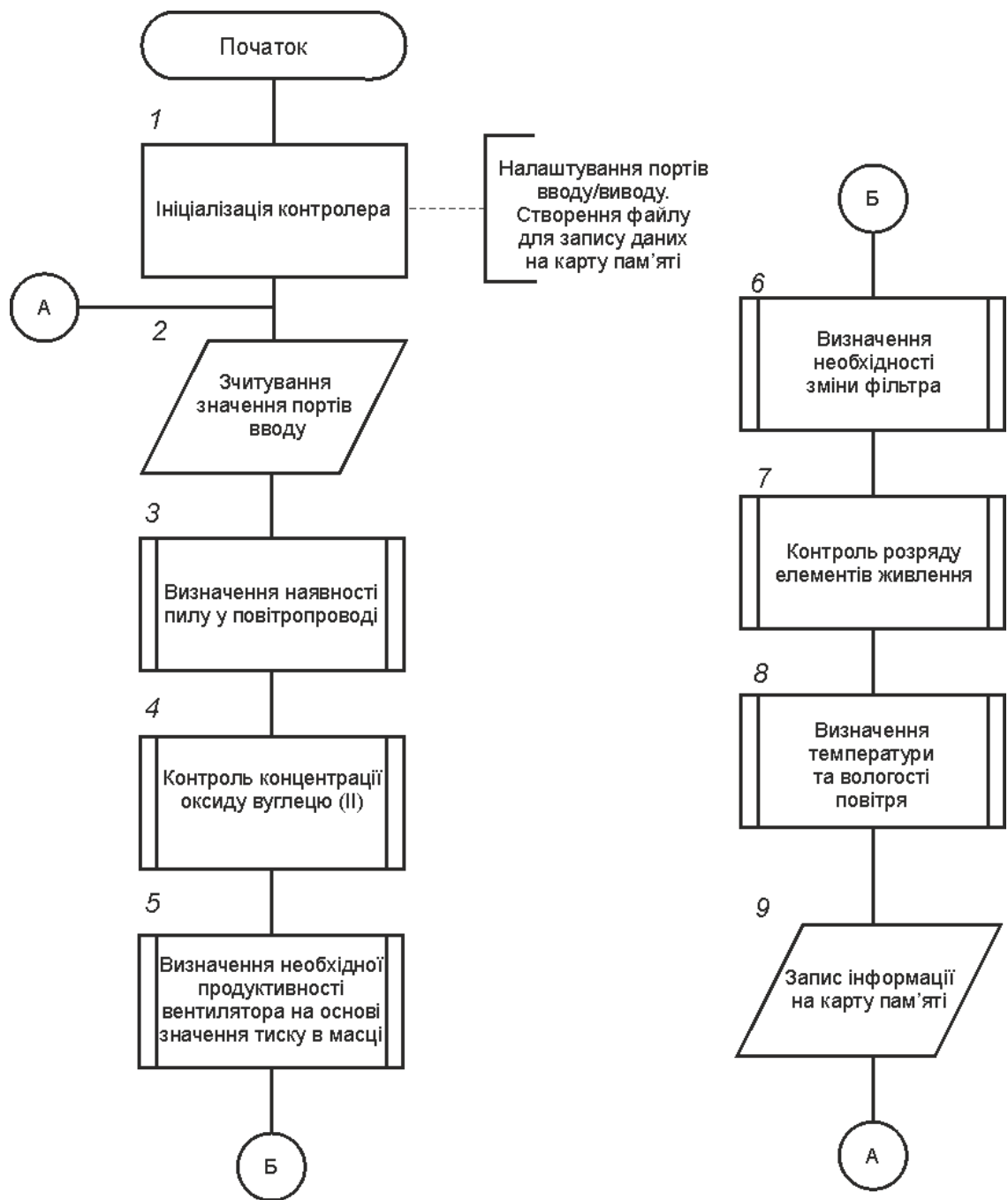


Рисунок 4.2 – Алгоритм роботи системи контролю та керування моторизованим респіратором

Алгоритм (рис. 4.2) виконується наступним чином. Після подачі живлення на плату керування та ініціалізації процесорного ядра і периферійних пристроїв (блок 1), на карті пам'яті створюється файл для запису даних про роботу моторизованого респіратора, проводиться

опитування портів вводу/виводу. Взаємодія мікроконтролера з картою пам'яті відбувається через шину SPI.

Сигнали з датчиків параметрів повітря та обладнання надходять до контролера (блок 2), де проводиться їх обробка.

Визначення наявності пилу у повітрі (блок 3), що пройшло крізь фільтр, виконується за показами датчика пилу, при цьому окремо контролюється концентрація частинок $> 0,3$ мкм та $> 2,5$ мкм. При перевищенні концентрації пилу, на дисплеї встановлюється повідомлення «УВАГА!», «ПИЛ» та видається звуковий сигнал.

Зміни концентрації вуглекислого газу (блок 4) контролюються за допомогою датчика, який визначає питомий вміст CO_2 в повітрі. В разі перевищення граничного рівня CO_2 , на дисплеї встановлюється повідомлення «УВАГА!», « CO_2 » та видається звуковий сигнал.

Інформація від диференційного датчика тиску в масці респіратору (блок 5) надходить на аналоговий порт контролера. За допомогою 10-бітного аналого-цифровий перетворювача сигнал перетворюється з вхідної напруги діапазону 0–5 В у цілочисельні значення в межах від 0 до 1023 відповідно. В контролері, після перетворення сигналу в цифрову форму, значення тиску в повітропроводі використовується для корегування швидкості обертання вентилятора. Сигнал керування формується за принципом широтно-імпульсної модуляції.

Контроль забруднення фільтрів респіратору (блок 6) виконується за даними про перепад тиску в зоні розрідження перед вентилятором.

При неможливості компенсації величини перепаду тиску через забруднення фільтрів, за рахунок інтенсифікації роботи вентилятора (досягнення максимальної швидкості обертання), вмикається спочатку сигнал «Попередження» (миготить червоний сигнальний світлодіод і подаються короткі звукові сигнали), а потім, у міру збільшення опору фільтруючого шару, сигнал «Аварія» (світлодіод світить безперервно і подається безперервний звуковий сигнал). Подача повітря при цьому не припиняється.

Контроль розряду елементів джерела живлення (блок 7) виконується за принципом, аналогічним до зчитування інформації з датчиків параметрів. Особливістю є використання подільника напруги на вході аналогового порту контролера.

Поточний контроль температури та вологості повітря (блок 8), що надходить до маски, виконується за допомогою датчика, що має власний аналого-цифрові перетворювачі і цифрові сигнали з нього надходить на дискретні порти контролера.

Після опитування датчиків та регулювання тиску повітря в масці респіратора (за необхідності), інформація записується на карту пам'яті (блок 9).

Надалі цикл роботи повторюється.

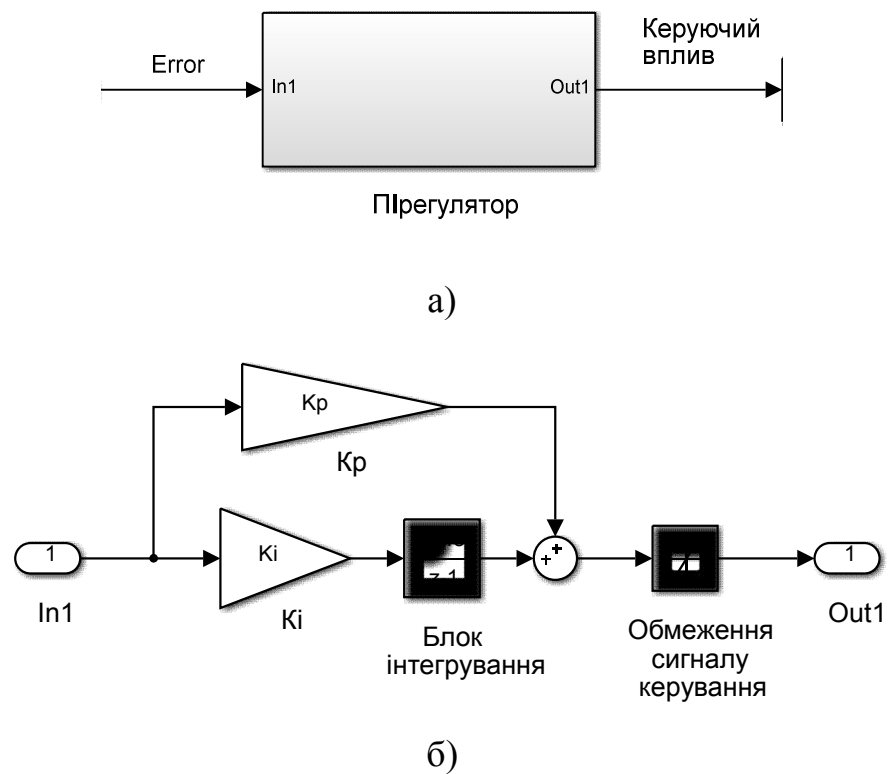
На основі алгоритму роботи системи керування та опису блоку керування роботою моторизованого респіратору було розроблено програмне забезпечення для мікроконтролера ATmega на платформі Arduino UNO.

Для програмування мікроконтролерів платформи Arduino UNO використовується інтегроване середовище розробки (IDE) та мова програмування Wiring (спрощена та доповнена спеціальними функціями версія мови C) [123]. Інтегроване середовище розробки Arduino IDE протягом останнього десятиріччя демонструє успішне функціонування у різноманітних наукових та аматорських проектах, пов'язаних із організацією безперервного контролю фізичних показників та керування різними виконуючими пристроями [113].

При розробці програмного забезпечення контролера були використані як вже існуючі програмні модулі, адаптовані для вирішення конкретних завдань, так і нові розробки.

Одним із нових програмних модулів програмного забезпечення системи керування моторизованим респіратором є модуль, в якому реалізовано алгоритм ПІ регулятора тиску повітря в масці. Реалізація цього алгоритму має за основу програмний код сформований в середовищі Matlab для дискретної

форми ПІ-регулятора. Для цього, за допомогою стандартних засобів математичного пакету Matlab [104] було сформовано блок підсистеми (рис. 4.3, а) який відповідає цифровому ПІ регулятору (рис. 4.3, б) та отримано програмний модуль на мові стандарту МЕК 61131-3 “Structured text” (додаток В).



а – у вигляді підсистеми; б – структурна схема регулятора

Рисунок 4.3 – Модуль ПІ регулятора

Програмний модуль регулювання уставки на вході системи керування тиском повітря у масці моторизованого респіратора було розроблено на основі алгоритму, що представлений на рис. 4.4.

Алгоритм роботи модуля (рис. 4.4) ґрунтується на очікуванні моменту зміни значення відхилення тиску повітря в масці респіратора від уставки та відповідній зміні самої уставки до необхідного значення.

Вхідними даними для модуля (підпрограми) регулювання уставки тиску (блок 1) є значення поточного тиску P , уставка тиску та помилка регулювання.

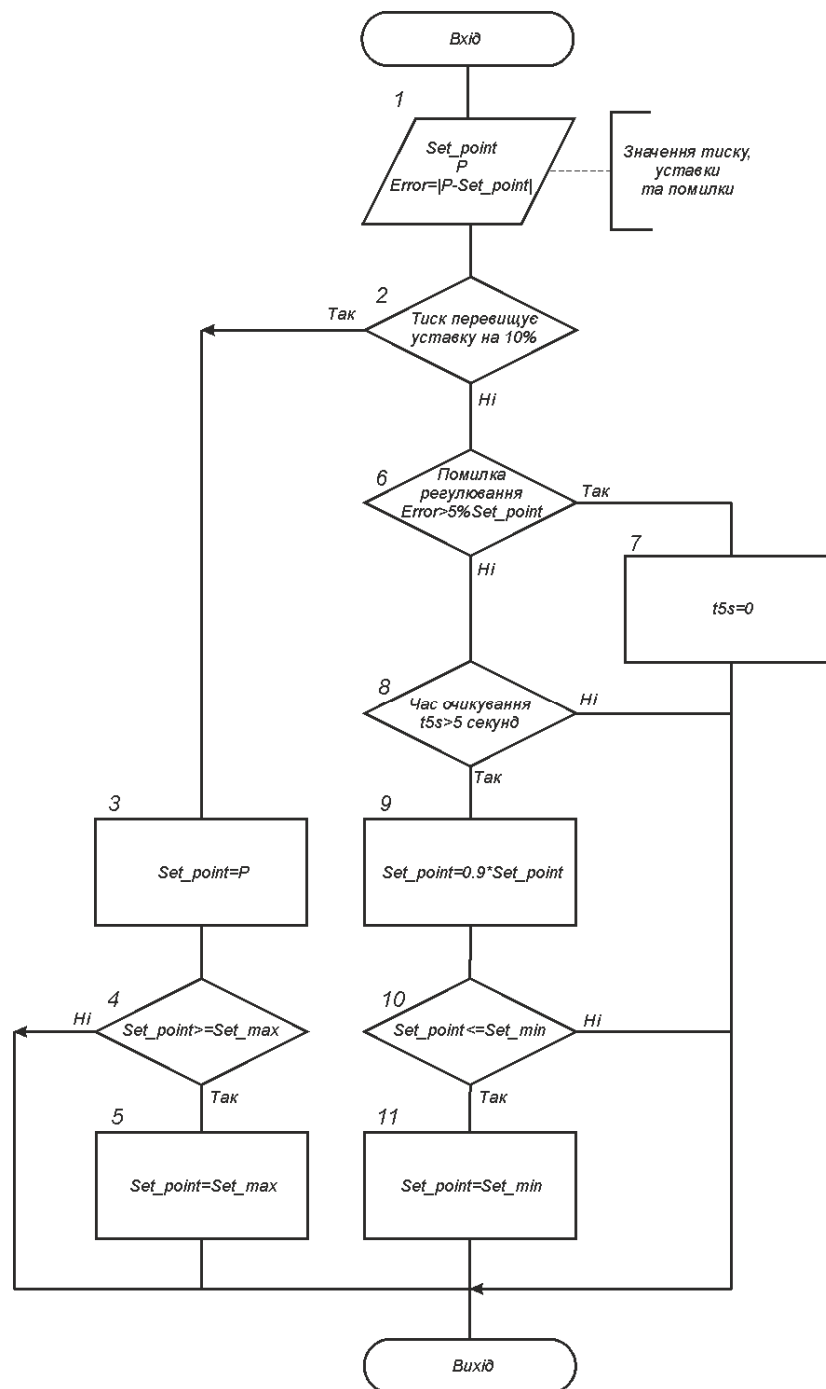


Рисунок 4.4 – Алгоритм роботи програмного модуля регулювання
уставки тиску

На основі порівняння поточного тиску та значення уставки (блок 2) визначаються наступні кроки виконання. Якщо поточний тиск перевищує уставку на 10 % і більше, то уставка приймає значення, що дорівнює поточному тиску в масці респіатора (блок 3). Далі перевіряється умова досягнення верхньої межі регулювання тиску повітря в масці (блок 4) і, за

необхідності, встановлюється нове значення уставки (блок 5) і виконується вихід до основного алгоритму роботи.

В разі, якщо умова (блок 2) не виконується, то перевіряється значення помилки керування – відхилення тиску від уставки (блок 6) і, якщо помилка керування більша за 5 %, то відлік контрольного часу корекції уставки оновлюється (блок 7) і виконується вихід до основного алгоритму роботи.

За умови (блок 8), що помилка керування не перевищує 5 % впродовж 5 секунд (час максимального циклу дихання), уставка зменшується (блок 9), перевіряється досягнення нижньої межі регулювання тиску повітря в масці (блок 10) та, за необхідності встановлюється нове значення уставки (блок 11), або виконується вихід до основного алгоритму роботи.

4.3 Виготовлення конструктивних елементів моторизованого респіратора

Для виготовлення корпусних елементів діючого зразка моторизованого респіратора в межах наукових досліджень найбільш прийнятним є використання сучасного матеріалу – пластмаси та технологій по роботі з нею.

Першу органічну пластмасу – «паркезин», виготовлену з целюлози, було представлено на Великій лондонській виставці у 1862 р. Александером Парксом, а перший повністю синтетичний пластик – бакеліт, винайшов у 1907 році Лео Хендрік Бекленд [124].

Невисока вартість пластмас, легкість механічної обробки, стійкість до впливу корозії та агресивним речовинам, діелектричні властивості обумовлюють їх поширене використання у побуті, електротехніці, автомобілебудуванні, медицині [125].

Останнім часом спостерігаються наступні стійкі тенденції у використанні полімерних матеріалів:

- розширення сфер використання виробів із полімерних матеріалів та композитів на їх основі, що обумовлено потребою у заміні більш вартісних матеріалів (металів, деревини);
- розробка нових енерго- та ресурсозберігаючих способів виробництва, пов'язаних з комп'ютерним проектуванням виробів та адитивними технологіями [125].

До виробництва на основі адитивних технологій відноситься і, поширений останнім часом, 3D-друк. Ця технологія дозволяє за підготовленою на комп'ютері 3D-моделі швидко створити прототип за допомогою 3D-принтера.

Серед технологій 3D-друку найпоширенішими є моделювання методом наплавлення (FDM – Fused Deposition Modeling), стереолітографія (SLA – Stereolithography) та лазерне селективне спікання (SLS – Selective Laser Sintering). Ці технології 3D-друку відрізняються як обладнанням та матеріалами для виробництва, так і якістю та вартістю кінцевих виробів. Це обумовлює і сфери застосування цих технологій [126].

Моделювання методом наплавлення або, як іноді його називають, виробництво методом послідовного наплавлення ниток (FFF) виконується з використанням ряду стандартних пластиків ABS (АБС або акрилонітрилбутадієнстирол), PLA (ПЛА або полілактид), CoPET (поліетилентерефталат), а також сумішей та композитів на їх основі. Незважаючи на відносно низьку точність у порівнянні зі SLA або SLS, цей метод найбільш прийнятний для виготовлення простих та недорогих експериментальних моделей та зразків для наукових досліджень [126].

Процес створення конструктивних елементів експериментального зразка з використанням технологій 3D-друку складалася з наступних етапів:

- розробка 3D моделей конструктивних елементів моторизованого респіратору виконувалась в спеціалізованій програмі САПР (Система автоматизованого проектування) SolidWorks 2018, результати розробки окремих елементів моторизованого респіратору представлені на рис. 4.5;

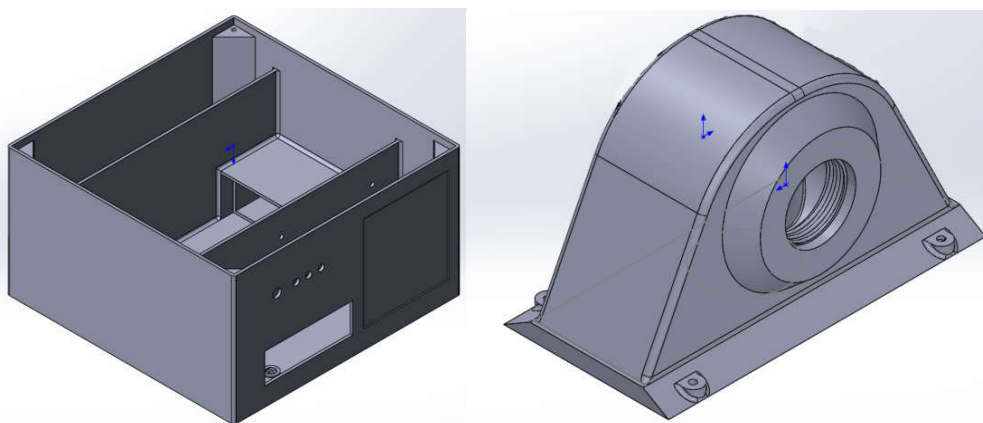


Рисунок 4.5 – 3D моделі конструктивних елементів моторизованого респіатора, розроблені у SolidWorks 2018

– перевірка готової моделі на придатність до 3D друку було виконано у програмі Autodesk NetFabb 2017 (рис. 4.6);

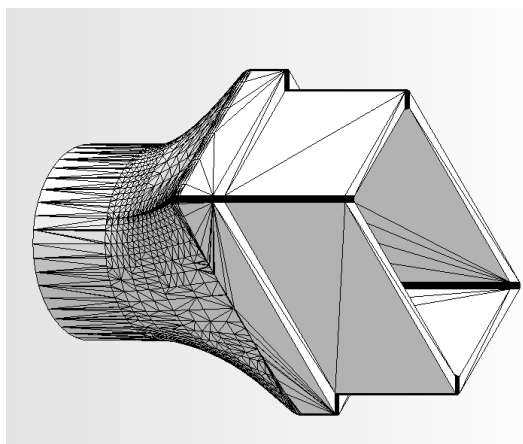


Рисунок 4.6 – Перевірка 3D моделі елемента конструкції респіатора на наявність помилок у програмі Autodesk NetFabb 2017

– розділення цифрової моделі на шари у програмі Ultimaker Cura 4.6.2 (рис. 4.7), формування підтримок для нависаючих елементів (за необхідності) та завдання необхідних налаштувань 3D друку (температура філаменту, швидкість друку та ін.). За результатами обробки цифрової моделі програмою створюється код (G-code) для 3D принтера;

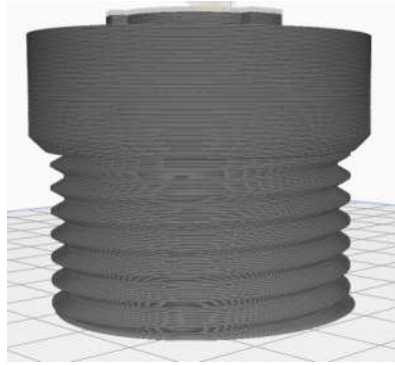


Рисунок 4.7 – Розділення 3D моделі на шари у програмі Ultimaker Cura 4.6.2

– передача отриманого коду на 3D принтер за допомогою карти пам'яті (зазвичай Flash або SD) або через бездротову мережу Wi-Fi та безпосередньо друк моделі (рис. 4.8).



Рисунок 4.8 – Друк 3D моделі на 3D-принтері

Остаточний вигляд розробленого моторизованого фільтрувального респіратора представлений на рис. 4.9.



Рисунок 4.9 – Моторизований фільтрувальний респіратор

4.4 Перевірка функціонування діючого зразка моторизованого респіратора

Результати випробувань респіратора представлені на рис. 4.10 та 4.11.

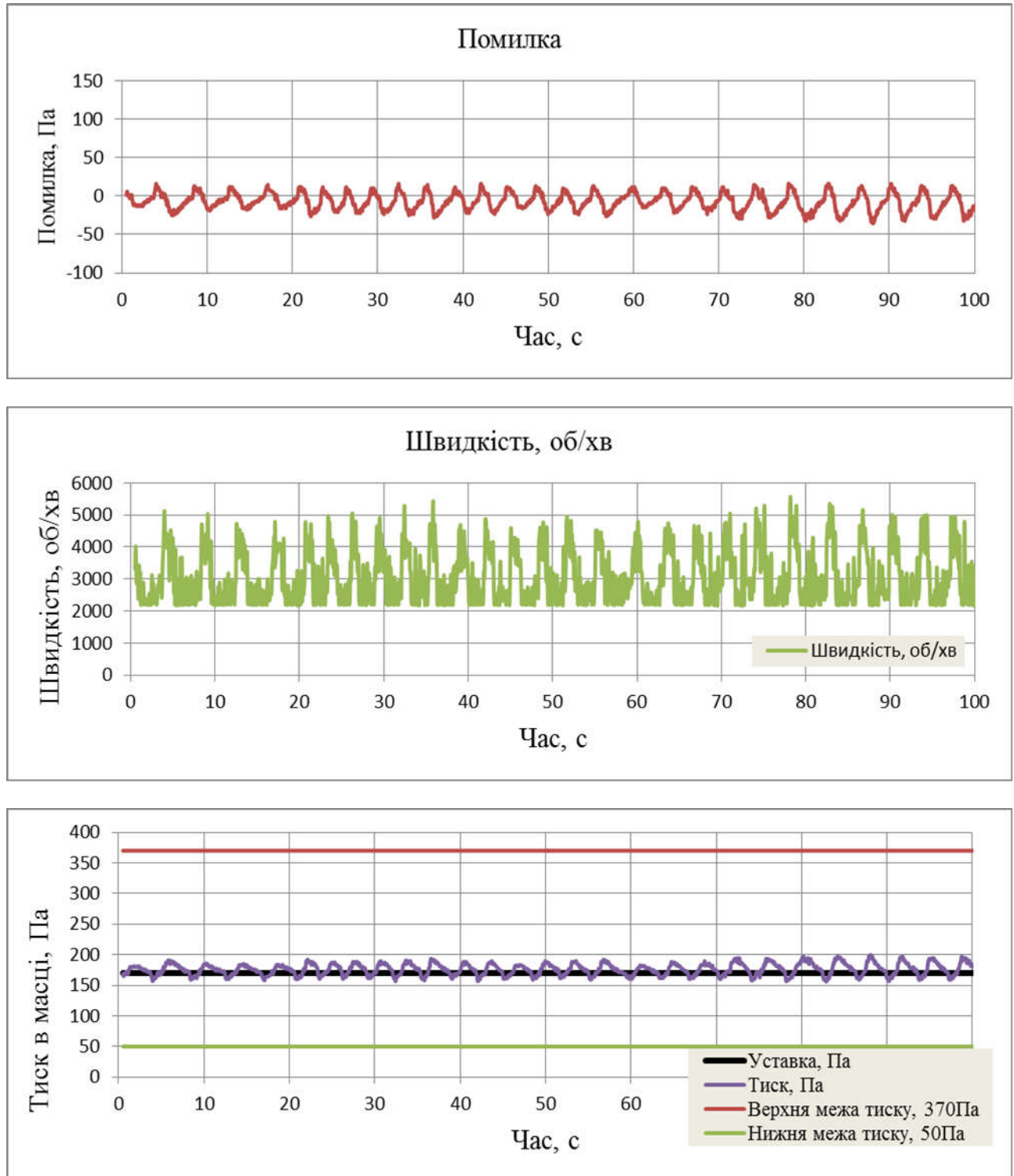


Рисунок 4.10 – Характеристики, отримані при роботі моторизованого респіратора, без регулювання уставки

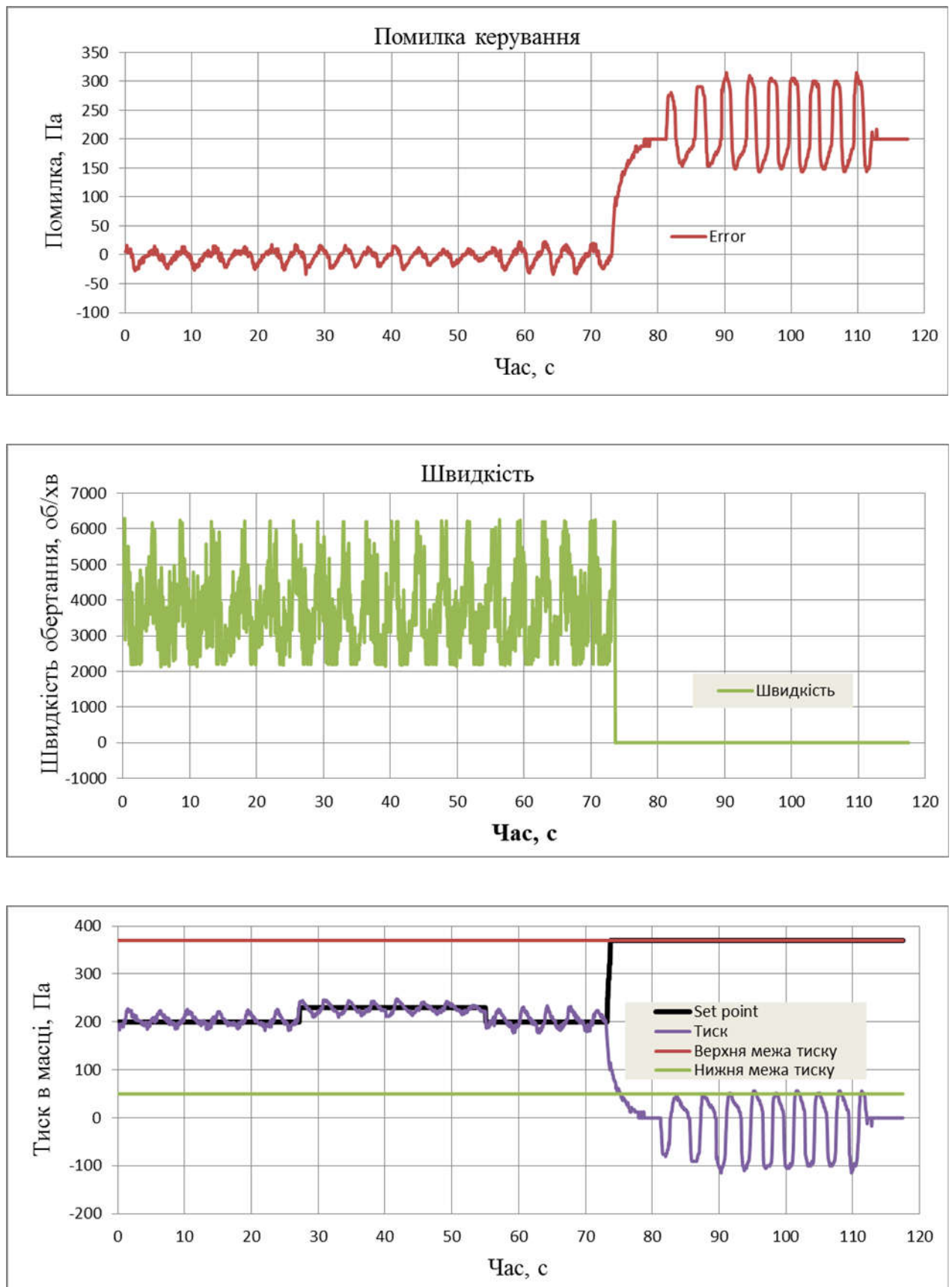


Рисунок 4.11 – Характеристики, отримані при роботі моторизованого респіатора, з регулюванням уставки

На рис. 4.10, під час тестування фізична робота не виконувалась, частота дихання коливалась від 15 до 18 циклів на хвилину, початкова уставка 170 Па, корекція уставки не виконувалась. На рис. 4.11, тестування виконувалось в умовах спокійного руху, що відповідав категорії «Легкі фізичні роботи Пб», під час тесту було припинено подачу повітря до маски – вимкнено вентилятор, початкова уставка 200 Па, виконувалась корекція уставки.

Результати випробувань: часові характеристики при пуску/зупинці та нормальному режиму роботи системи, значення параметрів та функціональність відповідають вимогам, що висуваються до системи керування роботою моторизованого респіратора.

4.5 Оцінка економічної доцільності розробки

Економічна оцінка або оцінка економічної доцільності розробки чи впровадження нових технологій та пристроїв, пов'язаних зі збереженням здоров'я людини та захисту її від впливу шкідливих та небезпечних чинників оточуючого середовища, здійснюється з різних точок зору ефективності: медичної, етичної, соціальної, організаційної та, власне, економічна. Серед яких пріоритетними є медична та соціальна ефективність.

Медична ефективність:

- профілактика переходу захворювань в хронічну форму;
- зменшення частоти та/або тривалості загострень хвороби.

Соціальна ефективність:

- зменшення захворюваності;
- скорочення терміну тимчасової непрацездатності;
- профілактика інвалідності та ін.

Економічна ефективність – це співвідношення отриманих результатів та залучених коштів (витрат). Цей показник є необхідним для оцінки нової

технології чи пристрою, їх значення в цілому, а також економічним обґрунтуванням заходів щодо охорони праці в визначеній галузі.

У зв'язку із захворюваністю, тимчасовою або постійною втратою працездатності, інвалідністю та ін., суспільство зазнає значних економічних втрат (збитків). Економічна ефективність може визначатися, як зменшення цих втрат (запобігання економічним збиткам).

Розрахунок капітальних витрат.

Для розрахунку капітальних витрат на розробку моторизованого респіратора необхідно визначити вартість основного обладнання та технічних засобів автоматики.

Перелік основного обладнання, технічних засобів автоматики, матеріали та їх вартість наведені в таблиці Ж.1 додатку Ж.

$$V_{\text{обл}} = 10890 \text{ грн.}$$

Витрати на транспортно-заготівельні та складські послуги складають 7 % від вартості основного обладнання та технічних засобів автоматики:

$$D_{\text{тр}} = 0,07 \cdot V_{\text{обл}}, \quad (4.1)$$

$$D_{\text{тр}} = 0,07 \cdot 10890 = 762 \text{ грн.}$$

Монтажно-налагоджувальні роботи потребують 8 % загальної вартості основного обладнання та технічних засобів автоматики:

$$M_{\text{мн}} = 0,07 \cdot V_{\text{обл}}, \quad (4.2)$$

$$M_{\text{мн}} = 0,08 \cdot 10890 = 871 \text{ грн.}$$

Капітальні витрати становитимуть:

$$K = V_{\text{обл}} + D_{\text{тр}} + M_{\text{мн}}, \quad (4.3)$$

$$K = 10890 + 762 + 871 = 12523 \text{ грн.}$$

Розрахунок експлуатаційних витрат.

Річні витрати на електроенергію. Споживана потужність одного моторизованого респіратора в середньому складає 15 Вт. Тривалість щоденної експлуатації складає 5 годин, враховуючи 199 кількість робочих днів на рік

загальна тривалість складе 995 годин. Отже, загальна вартість електроенергії складе:

$$B_p = K_3 \cdot W \cdot t \cdot C_{\text{вю}}, \quad (4.4)$$

де W – споживана потужність, кВт;

$C_{\text{в}}$ – вартість 1 кВт год., з урахуванням ПДВ складає 4,92 грн/кВт год.;

t – тривалість експлуатації на рік, годин;

K_3 – коефіцієнт втрат при заряджання, 1,2;

$$B_p = 1,2 \cdot 0,015 \cdot 995 \cdot 4,92 = 88 \text{ грн.}$$

Витрати на змінні фільтрувальні елементи

$$B_{\phi} = n \cdot C_{\phi} \cdot t_{\text{д}}, \quad (4.5)$$

де n – кількість фільтрувальних елементів, 2 од.;

C_{ϕ} – вартість фільтрувального елемента, 25 грн.;

$t_{\text{д}}$ – кількість робочих днів на рік, 199 днів.

$$B_{\phi} = 2 \cdot 25 \cdot 199 = 9950 \text{ грн.}$$

Амортизаційні відрахування.

Амортизація малоцінних необоротних матеріальних активів, до яких належать засоби індивідуального захисту, нараховується в першому місяці передачі у використання об'єкта необоротних активів у розмірі 50 відсотків його первісної вартості та решта 50 відсотків первісної вартості – у місяці їх вилучення з активів (списання з балансу) [127]. Отже, амортизаційні відрахування визначаються за формулою:

$$A = a \cdot F, \quad (4.6)$$

де F – первісна вартість обладнання (моторизованого респіратора), грн.;

a – норма амортизації, 0,5 (для малоцінних необоротних матеріальних активів).

$$A = 0,5 \cdot 12523 = 6261 \text{ грн.}$$

Отже, експлуатаційні витрати становитимуть:

$$B_e = B_p + B_{\phi} + A, \quad (4.7)$$

$$B_e = 88 + 9950 + 6291 = 16329 \text{ грн.}$$

За професійними ризиками, 53,5 % гірників працюють в умовах надмірного рівня концентрації пилю. Кількість професійних захворювань у гірничодобувній галузі 1612 (2017 р), 1580(2018 р), 2038(2019 р) та 1913 (2020 р) [128, 129].

Виконаємо розрахунок соціальні виплати, що безпосередньо пов'язані з професійною захворюваністю через високу запиленість повітря [130], які здійснює Пенсійний фонд України.

Законом України передбачено такі страхові виплати через професійні захворювання [130]:

одноразова допомога, відповідно до [131, 132] становить 7 мінімальних заробітних плат (з 01 січня 2024 року – 7 100 грн), тобто розмір одноразової допомоги складає:

$$B_o=49700 \text{ грн.}$$

щомісячні страхові виплати [131, 132] до 4 мінімальних заробітних плат (4x7 100 грн=28 400 грн), отже, річні страхові виплати на одну людину у випадку втрати працездатності через професійне захворювання сягають:

$$B_p=28400 \cdot 12=340800 \text{ грн.}$$

З врахуванням лише цих двох складових виплат, соціальні збитки на один випадок професійної захворюваності складають:

$$Зб_p = B_o + B_p, \quad (4.8)$$

$$Зб_p=49700+340800=390500 \text{ грн.}$$

Розрахуємо величину відверненого суспільного збитку через зменшення соціальних виплат, за умови використання на шахті, в якості ЗІЗОД, моторизованого респіратора. Для прикладу візьмемо ДХК «Павлоградвугілля», загальна кількість працівників близько 26000 осіб, з них майже 17000 задіяні безпосередньо на видобутку вугілля. Станом на 2022 рік на підприємстві зареєстровано 733 випадки професійних захворювань, серед яких приблизно 42 % професійні хвороби органів дихання, тобто приблизно 310 випадків.

Отже, рівень професійної захворюваності органів дихання становить:

$$P_{пз}=310/17000=0,018,$$

тобто, 18 випадків на 1000 працюючих.

Величина відверненого суспільного збитку буде відповідно становити:

$$З_{вс} = N \cdot P_{пз} \cdot K_з \cdot Зб_p, \quad (4.9)$$

де N – кількість працюючих, осіб;

$K_з$ – коефіцієнт зменшення збитку:

$$K_з = K_{з.мр} - K_{з.р}, \quad (4.10)$$

де $K_{з.р}$ – коефіцієнт захисту респіратора-півмаски, клас Р2, 95 %;

$K_{з.мр}$ – коефіцієнт захисту моторизованого респіратора, з повнолицьовою маскою, клас Р3, 99 %;

$$K_з = 0,99 - 0,95 = 0,04.$$

Отже, величина відверненого суспільного збитку щорічно становитиме:

$$З_{вс} = 17000 \cdot 0,018 \cdot 0,04 \cdot 390500 = 4779720 \text{ грн.}$$

Виконаний розрахунок показує, що за існуючого рівня професійної захворюваності органів дихання, втрати суспільства лише на соціальні виплати потерпілим, на прикладі ДХК «Павлоградвугілля», збільшуються на понад 100 мільйонів гривень на рік. Впровадження моторизованого респіратора, в якості основного ЗІЗОД, хоча і не веде до значного зменшення цих втрат (3–4 %), але в довготривалій перспективі має покращити стан здоров'я працівників, які виконують свої професійні обов'язки в умовах надмірного рівня концентрації пилу в повітрі робочої зони.

4.6 Висновки до розділу 4

1. На основі апаратної обчислювальної платформи Arduino та супутніх технічних засобів автоматизації визначено загальну структуру системи керування роботою моторизованого респіратора та алгоритмічне і програмне

забезпечення для реалізації функцій контролю та керування параметрами потоку повітря, що надходить до користувача.

2. Спроековано та виготовлено, з використанням адитивних технологій, основні конструктивні елементи нового зразка моторизованого респіратора.

3. За результатами експериментальних досліджень та випробувань встановлено, що функціонування системи керування моторизованим респіратором, відповідає визначеним вимогам, забезпечуючи питомий тиск у масці в межах 50–370 Па та витрату повітря не менше 115 л/хв.

4. Розрахунок оцінки економічної доцільності розробки та впровадження моторизованого респіратора, показав, що згідно статистиці професійних захворювань органів дихання в Україні, соціальні збитки на один випадок професійної захворюваності складають ≈ 390 тис.грн. На прикладі ДХК «Павлоградвугілля», розрахована щорічна величина відверненого суспільного збитку $\approx 4,8$ млн.грн.

ВИСНОВКИ ДО РОБОТИ

У дисертаційній роботі, яка є завершеною науково-дослідною роботою, вирішено науково-технічне завдання автоматизації процесу керування тиском повітря в підмасковому просторі респіратора, шляхом розробки математичної та імітаційної моделей і системи керування моторизованим респіратором, в яких враховані закономірності руху повітря у респіраторі та можливості існуючих технічних засобів.

Виконані у дисертаційній роботі розрахунки, дослідження та експерименти дали змогу зробити наступні висновки щодо результатів:

1. Найважливішими факторами, від яких залежить комфортне самопочуття та здоров'я людини, є витрата та тиск повітря в масці, які в свою чергу можуть змінюватись залежно від режиму дихання користувача відповідно до його фізичного навантаження.

2. Розглянуті методи математичного опису процесів транспортування газоподібних речовин, в тому числі і для подібних за будовою і функціонуванням об'єктів інших галузей промисловості дозволили виконати математичний опис процесів, що мають місце в моторизованому респіраторі за допомогою рівняння рівноваги та еквівалентних схем заміщення з елементами «опір-ємність».

3. Аналіз існуючих способів та систем керування параметрами повітряного потоку в моторизованих респіраторах та представлених на світовому ринку зразків моторизованих респіраторів показав наявність низки недоліків: недостатня компенсація опору диханню від фільтрувальних елементів; ручне регулювання витрати повітря до маски може призвести до недостатньої кількості повітря при зміні режиму дихання та викликати потрапляння забрудненого повітря всередину маски.

4. Складена за результатами аналітичного розрахунку система рівнянь, що описують динаміку зміни тиску повітря в моторизованому респіраторі дозволила отримати передавальну функцію в загальному вигляді. Для

підтвердження числових значень коефіцієнтів та адекватності аналітичної моделі було розроблено фізичну модель моторизованого респіратора. За нормативними документами визначено граничні значення тиску в масці респіратора, від 50 до 370 Па. З урахування допустимого додаткового опору фільтру 500 Па, загальний тиск в масці має бути на рівні 850÷950 Па.

5. За результатами ідентифікації встановлено, що моторизований респіратор, як об'єкт керування є несиметричним. Зміни коефіцієнта підсилення передаточної функції від зміни швидкості обертання вентилятора є лінійною залежністю. Відповідність отриманої передаточної функції моторизованого респіратора, як об'єкта керування до експериментальних даних склала 92 %.

6. Встановлено, що відповідність перехідних характеристик аналітичної моделі респіратора та моделі, визначеної на основі експериментальних даних за нормованим середньоквадратичним відхиленням становить 81,6 %.

7. Визначено параметри гармонічного сигналу у вигляді синусоїди з частотою та амплітудою, що відповідають різним режимам фізичного навантаження працівника для формування сигналу дихання при дослідженні роботи імітаційної моделі моторизованого респіратора. Відповідність експериментальним даним при різних режимах дихання склала 58,74–62,27 %.

8. Визначено наближені параметри регулятора на основі перехідної характеристики (метод Chien-Hrones-Reswick (CHR)). Отримані результати: $k_p=0,0075$; $T_i=8,33$ та $T_d=4,17$, не задовольнили вимоги до системи. За допомогою комп'ютерного моделювання, налаштовано та порівняно роботу декількох типів регуляторів (двохпозиційного, П-, ПІ-, ПІД-) та встановлено, що використання в системі керування ПІ-регулятора з коефіцієнтами $k_p=60$, $k_i=107$ має найкращі показники: статична помилка для 2,15 %, що відповідає 6,24 Па (обумовлена нерівною компенсацією вдиху та видиху).

9. Перевірка стійкості системи керування виконана за критерієм Гурвіца показала, що система стійка, визначені межі критичних значень

коефіцієнтів регулятора при мінімальному та максимальному коефіцієнті підсилення передаточної функції об'єкта: $k_p > -32,78$; $k_i > 0$ (Komin), $k_p > -7,75$; $k_i > 0$ (Kotax). Розрахунок стійкості системи керування за критерієм Найквіста показав запас по фазі 38,1 град.

10. Дослідження зміни відхилення тиску повітря в масці, яке залежить від амплітуди та частоти дихання користувача, від значення уставки в системі керування, дозволило визначити коефіцієнт прямої пропорційності ($\approx 0,23$) та сформулювати перше наукове положення.

11. На основі емпіричних залежностей в імітаційній моделі моторизованого респіратора було додано модуль розрахунку додаткового опору фільтра через накопичення шару пилового осаду в умовах зміни режимів фізичного навантаження користувача. Імітаційне моделювання показало, що при коливаннях концентрації пилу в повітрі робочої зони в межах $50\text{--}500\text{ г/м}^3$ та об'ємній витраті повітря крізь фільтр $115\text{--}260\text{ л/хв.}$ впродовж 5 годин додатковий опір становитиме $\approx 210\text{ Па}$.

12. Визначено, що для забезпечення автономної роботи моторизованого респіратора впродовж 5 годин, в умовах змінної концентрації пилу та витрати повітря, необхідна ємність акумуляторної батареї становить $10\text{ А}\cdot\text{год}$ (з урахуванням запасу 20 %).

13. За результатами експериментальних досліджень та випробувань встановлено, що функціонування системи керування моторизованим респіратором, відповідає визначеним вимогам, забезпечуючи питомий тиск у масці в межах $50\text{--}370\text{ Па}$ та витрату повітря не менше 115 л/хв.

14. Розрахунок оцінки економічної доцільності розробки та впровадження моторизованого респіратора, показав, що згідно статистиці професійних захворювань органів дихання в Україні, соціальні збитки на один випадок професійної захворюваності складають $\approx 390\text{ тис.грн.}$ На прикладі ДХК «Павлоградвугілля», розрахована щорічна величина відверненого суспільного збитку $\approx 4,8\text{ млн.грн.}$

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Виробничий пил, його дія на організм людини. *Управління інспекційної діяльності у Тернопільській області Південно-Західного міжрегіонального управління Державної служби з питань праці* URL: <https://te.dsp.gov.ua/vyrobnychyj-pyl-jogo-diya-na-organizm-lyudyny/> (дата звернення: 11.03.2024)
2. Основи створення та експлуатації засобів індивідуального захисту: навч. посіб./ В.М. Стрілець та ін.; Харків: НУЦЗУ, 2014. 366 с.
3. Курило А.В. Ясчник Р.В. Професійні захворювання, спричинені впливом фізичних факторів : Вплив пилу на організм людини. *Проблеми та перспективи розвитку охорони праці* : матеріали IX Всеукр. наук.-практ. конф. курсантів, студентів, аспірантів та ад'юнктів, м. Львів, 16 квітня 2019 р. / ЛДУ БЖД, 2019, С. 107–109.
4. Профілактика виробничого травматизму та професійних захворювань за 2022 рік. *Фонд соціального страхування України. Статистичні дані*. URL: <http://www.fssu.gov.ua/> (дата звернення: 11.12.2022)
5. Penteado J.O., Peres T.G., Ramires P.F., de Lima Brum R., da Silva Freitas L., Volcão L. M., Dos Santos M., Da Silva Júnior F.M.R. Trends in pneumoconiosis in Brazil, 1979–2019. *Occupational Medicine*. 2022.Vol. 72, Iss. 6, P. 386–393. URL: <https://doi.org/10.1093/occmed/kqac017> (date of access: 06.12.2023)
6. Cole K., Glass D., Bence T., Pisaniello D., Knott P., Rowett S., Johnson S. Prevention of the Occupational Silicosis Epidemic in Australia: What Do Those Who Assess Workplace Health Risk Think Should Be Done Now? *Annals of Work Exposures and Health*. 2023. Vol. 67, Iss. 2, P. 281–287. URL: <https://doi.org/10.1093/annweh/wxac064> (date of access: 06.12.2023)

7. Licina A., Silvers A. Use of powered air-purifying respirator (PAPR) as part of protective equipment against SARS-CoV-2-a narrative review and critical appraisal of evidence *American journal of infection control*. 2021. Vol. 49, no. 2. P. 492–499. URL: <https://doi.org/10.1016/j.ajic.2020.11.009> (date of access: 16.08.2023)
8. Weiss R. *et al.* Powered air-purifying respirators used during the SARS-CoV-2 pandemic significantly reduce speech perception. *Journal of Occupational Medicine and Toxicology*. 2021. Vol. 43, no. 16. URL: <https://doi.org/10.1186/s12995-021-00334-y> (date of access: 16.08.2023)
9. ДСТУ EN 136:2003. Засоби індивідуального захисту органів дихання. Вимоги, випробовування, маркування (EN 136:1998, IDT) Чинний від 2004-07-01. Вид. офіц. Київ : Держспоживстандарт України, 2004. 37 с.
10. Чеберячко С.І., Чеберячко Ю.І., Дерюгін О.В., Славінський, Д.В. Протипиловий респіратор з вимірювачем перепаду тиску. *Вісник НТУУ "КПІ". Серія Радіотехніка, Радіоапаратобудування*. 2019. № 78. С. 43-51.
11. Donald J. Garvey/ Constructing a Powered Air Purifying Respirator System. URL: <https://www.ehstoday.com/ppe/respirators/article/21906717/constructing-a-powered-air-purifying-respirator-system> (date of access: 10.10.2023)
12. Determination of Breathing Resistance of Breath Responsive Powered Air-Purifying Respirators (PAPR's) Standart Testing Procedure (STP) URL: <https://www.cdc.gov/niosh/npptl/stps/pdfs/RCT-APR-0065-508.pdf> (date of access: 10.10.2023)
13. ДСТУ EN 143:2002 Засоби індивідуального захисту органів дихання. Протиаерозольні фільтри. Вимоги, випробування, маркування (EN 143:2000, IDT). Чинний від 2003-01-10. Вид. Офіц. Київ : Держспоживстандарт України, 2004. 23 с.

14. Чеберячко Ю.І., Столбченко О.В., Наумов М.М. Оцінка впливу параметрів респіраторів на працездатність робітників. Розробка родовищ: 2015. Т. 9. С. 397-402.
15. Bollinger N. et al. NIOSH Respirator Selection Logic. *DHHS (NIOSH) Publication No. 2005-100*. URL: <https://www.cdc.gov/niosh/docs/2005-100/pdfs/2005-100.pdf> (date of access: 11.02.2023)
16. Чеберячко Ю.І. Розвиток теорії конструювання та вдосконалення процесів індивідуального підбору і використання протипилових респіраторів: дис. ... д-ра. техн. наук : спец. 05.26.01 : Дніпро, 2019. 396 с.
17. Samuel G.A. Wood. Numerical modelling of fluid flow through a powered air-purifying respirator filter. Newcastle University URL: <http://theses.ncl.ac.uk/jspui/handle/10443/5229> (date of access: 11.04.2022)
18. Wagner N.A. Servo blower control for powered air purifying respirators. Thesis. Colorado State University. Fort Collins, Colorado. 2012. URL: https://mountainscholar.org/bitstream/handle/10217/75298/Wagner_colostate_0053N_114.pdf (date of access: 05.05.2022)
19. Yao Y., Yu Y. Modeling and Control in Air-conditioning Systems. Energy and environment research in China. Springer Berlin, Heidelberg. 2017. 479 p.
20. Голінко І.М., Галицька І.Є. Промислове приміщення як динамічний елемент системи керування штучним мікрокліматом. *Інформаційні системи, механіка та керування*. 2018. Вип. 18. С. 104–114.
21. Клименко Г.М. Математична модель теплоповітряних процесів у приміщенні виробничого підприємства. *Вісник Національного університету "Львівська політехніка". Теорія і практика будівництва*. 2013. № 755. С. 162–168.
22. Ложечніков В.Ф., Григоренко С.М., Ложечнікова Н.В., Авраменко М.С. Особливості математичного моделювання динаміки рівня рідини в барабанному парогенераторі як об'єкті управління. *Інформатика та математичні методи в моделюванні*. 2019. №9(4). С. 280–290.

23. Damiani L., Revetria R., Giribone P. Dynamic simulation of a pneumatic transport plant powered by PV panels and equipped with electro-chemical storage. *Electrochem.* 2023. №4(2). P. 239–254. URL: <https://doi.org/10.3390/electrochem4020016> (date of access: 05.05.2022)
24. Bonassa J. Mathematical model for a new mode of artificial ventilation: volume assisted pressure supported ventilation: a comparative study. *Artificial Organs.* 1995. №19(3). С. 256–262. URL: <https://doi.org/10.1111/j.1525-1594.1995.tb02324.x> (date of access: 06.05.2022)
25. Гусак О.Г., Шарапов С.О., Ратушний О.В. Гідрогазодинаміка : навч. посіб. Суми : Сумський державний університет, 2022. 296 с.
26. Карвацький А.Я. Джерела енергії і енергозбереження-2. Моделювання енергозберігаючих регламентів промислового обладнання: Текст лекцій. Київ : НТУУ «КПІ», 2012. 245 с.
27. Фекета В.П. Фізіологія людини для медиків. Фізіологія дихання URL: <https://www.researchgate.net/profile/Volodymir-Feketa> (дата звернення: 11.03.2023)
28. Бергтраум Д.І. Фізіологія людини. URL: <http://repository.ldufk.edu.ua/bitstream/34606048/22569/1/Fiziol%20ljyd%2011%20Dyhannia%20.pdf> (дата звернення: 11.03.2023)
29. John B. West. Respiratory physiology : the essentials. 9th ed. Baltimore : Williams & Wilkins, 2012. 210 p.
30. Медична та біологічна фізика: підр. для студ. вищих мед. (фарм.) навч. закл. / О.В. Чалий та ін. 2-ге вид. Вінниця : Нова Книга, 2017. 528 с.
31. Cooper E.A. A comparison of the respiratory work done against an external resistance via man and by sine-wave pump. *Quarterly journal of experimental physiology and cognate medical sciences.* 1960. Sci. 45, P. 13. URL: <https://doi.org/10.1113/expphysiol.1960.sp001456> (date of access: 05.05.2022)

32. Яворська О.О., Чеберячко С.І., Чеберячко Ю.І. Теоретичне дослідження руху повітря через фільтрувальний елемент транспорту : *Розробка родовищ: зб. наук. пр.* 2013. Т. 7. С. 379–384.
33. Al-Naggar N. Modelling and Simulation of Pressure Controlled Mechanical Ventilation System. *Journal of Biomedical Science and Engineering*, 2015. №8. P. 707-716. URL: <http://dx.doi.org/10.4236/jbise.2015.810068> (date of access: 15.05.2023)
34. Vitazkova D., Foltan E., Kosnacova H., Micjan M., Donoval M., Kuzma A., Kopani M., Vavrinsky E. Advances in respiratory monitoring: A comprehensive review of wearable and remote technologies. *Biosensors*, 2024. №14(2). no. 90. URL: <https://doi.org/10.3390/bios14020090> (date of access: 05.03.2024)
35. Michael J. Desanti. Ventilated welding mask apparatus. United States. Patent US5123114A, 1991.
36. Raul Duarte. Portable air-purifying system. United States. Patent US20070240719A1, 2006.
37. Ee Ho Tang, Kwok Jiang SAK, Wei Liang Jerome LEE. An active venting system and devices incorporating active venting system. WIPO (PCT) Patent WO2015084255A1, 2014.
38. Wataru SAITOU, Kenichi Ono, Hiroyuki Ide. Breathing apparatus with breathable interlocking electric fan. South Korea. Patent KR102096913B1, 2016
39. Nishank R. Patel, Eric Sommers, Joseph C. Schneider. Method and apparatus for providing air flow. United States. Patent US10512798B2, 2016.
40. Tom Hatmaker. Powered air purifying respirator. United States. Patent US20090314295A1, 2007.
41. Rauno Ollila. Gas mask with electronic blower control. United States. Patent US5671730A, 1995.

42. Greg A. Tilley, James Wilcox, John Patrick Fick. Modular powered air purifying respirator. United States. Patent US8667959B2, 2008.
43. Bengt Kallman, Hans-Olof FRÖJD. Process and device for flow control of an electrical motor fan. WIPO (PCT). Patent WO0223298A1, 2001.
44. Desmond T. Curran, Andrew Murphy, Alan Lee, Vladimir Dubrovskii, Bengt Kallman, Bengt Garbergs. Method of controlling a powered air purifying respirator. South Korea. Patent KR101827016B1, 2010.
45. Jorma Ponkala. Foerfarande foer reglering av luftmaongden som matas in i en gasmask samt en gasmask som genomfoer denna foerfarande. Finland Patent FI80606C, 1989.
46. Schegerin Robert. Equipment for physiological protection against toxic products, comprising an optimised ventilation system. France. Patent FR2705899A1, 1993.
47. Adam S. Bilger, Roger P. Wolf, Thomas L. Panian, Martin S. Catanzarite. Respiratory breathing devices, methods and systems. United States. Patent US20090266361A1, 2008.
48. Terence M. Sayers, Bengt Kallman, Andrew Murphy, Desmond T. Curran. How to control respiratory protective equipment with electric fan. Japan. Patent JP5739897B2, 2010.
49. Albert F. Zwolinsky, Richard D. Marshall, Christopher G. Hall. Powered air breathing apparatus. United States. Patent US20200276461A1, 2020.
50. Tom Hatmaker. Powered air purifying respirator. United States. Patent US20090314295A, 2007.
51. Kenichi Ono, Genta SANTOU, Hiroyuki Ide, Osamu Zaitzu. Atmungsunterstützungsvorrichtung. European Patent Office. Patent EP2486959B1, 2010.
52. Racal Safety Ltd. Improvements in and relating to breathing apparatus. United Kingdom. Patent GB2032284A, 1979.

53. Achim Volmer, Björn Ehler, Martin Schulze. Gebläsefilteratemsystem. Germany. Patent DE102015003385B4, 2015.
54. Otto Gossweiler. Breath responsive filter blower respirator system. United States. Patent US8584676B2, 2003.
55. Greg A. Tilley. Breath responsive powered air-purifying respirator. United States. Patent US8069853B2, 2007.
56. Julius Jancarik, Garaga Phani Kumar, Anjaiah Tumu. Jonathan Sugerman. Powered air-purifying respirator (PAPR) with eccentric venturi air flow rate determination. United States. Patent US10960237B2, 2020.
57. Jun Shi, Peng Zhang, Wei Su, Weizhong Chen. A breathing cycle monitoring device and control method. WIPO (PCT). Patent WO2019025374A1, 2018.
58. Ryan Hur, Dennis Grudt, Bob Olson, Jeffrey Kim, Ramesh Palanisamy. Breath responsive powered air purifying respirator. United States. Patent US10888721B2, 2017.
59. Steven Adam Kimmel. Compensating for variations in air density in a pressure support device. United States. Patent US20150020807A1, 2013.
60. 전동식호흡보호구(PAPR) (пер. корей. Респиратор з електроприводом) URL: https://www.otos.co.kr/goods/list.php?M2_IDX=20401 (date of access: 15.12.2022)
61. CleanSpace Respirators. URL: <https://cleanspacetechnology.com/>. (date of access: 15.12.2022)
62. Breath-Response Powered-Air Purifying Respirator (PAPR) URL: <https://www.koken-ltd.co.jp/english/breath-responsepapr.htm> (date of access: 15.12.2022)
63. Засоби захисту органів дихання 3M™ URL: <https://inta.pro/upload/docs/ru/3-zacshita-organov-dyhaniya-inta.pdf> (date of access: 15.12.2022)

64. 제품에 대한 이해(Product Detail) PAPR (Powered Air Purifying Respirator) URL: https://www.otos.co.kr/page/?M2_IDX=21366 (date of access: 15.12.2022)
65. Welding Machines and Equipment URL: <https://www.millerwelds.com/> (date of access: 15.12.2022)
66. FreFlow V3 Intelligent Air Supply URL: https://www.tecmen.com/products_cont2.html?id=22 (date of access: 15.12.2022)
67. RPB PX5 PAPR - Powered Air Purifying Respirator URL: <https://www.rpbsafety.com/industrial/papr/px5> (date of access: 15.12.2022)
68. EVA POWERED AIR-PURIFYING RESPIRATOR URL: <https://www.bullard.com/eva> (date of access: 15.12.2022)
69. Посудін Ю.І. Методи вимірювання параметрів навколишнього середовища: підр. Київ : Світ, 2003. 288 с.
70. Hossein Akhondi, Sassan Kaveh, Kimball Kaufman, Tina Danai, Napatkamon Ayutyanont. "CO2 Levels Behind and in Front of Different Protective Mask Types," HCA Healthcare Journal of Medicine. 2022. vol. 3, is. 4. P. 231–237. URL: <https://doi.org/10.36518/2689-0216.1321> (date of access: 02.09.2023)
71. Петришак В.С. Розроблення високочутливих оптичних сенсорів шкідливих газів (SO₂, NO₂ та CO₂) на основі рідкокристалічних речовин, допованих вуглецевими нанотрубками: дис. ... канд. техн. наук : 05.27.01. Львів, 2016. 129 с.
72. Rüffer D., Hoehne F., Bühler J. New Digital Metal-Oxide (MOx) Sensor Platform. *Sensors (Basel)*. 2018. vol. 18, is. 4. P. 1052. URL: <https://doi.org/10.3390/s18041052> (date of access: 12.09.2023)
73. Іщенко В.А., Петрук В.Г. Високочутливі засоби контролю малих концентрацій газів: монографія. Вінниця : ВНТУ, 2010. 138с.

74. Аналітична хімія і методи аналізу : навч. посібник. /Масленко С.Н., та ін. Дніпропетровськ : НМетАУ, 2011. 162 с.
75. Babak V., Zaporozhets A., Redko O. Increasing the Accuracy of Measuring the Air Excess Coefficient in the Boilers Using the Electrochemical Gas Analyzer. *Thermophysics and Thermal Power Engineering*, 2014. vol. 37, is. 1. P. 82–96. URL: <https://doi.org/10.31472/ihe.1.2015.10> (date of access: 12.09.2023)
76. Bela G. Liptak. Analytical Instrumentation. CRC Press, 1994. 492 p.
77. Kasab J., Strzelec A. Automotive Emissions Regulations and Exhaust Aftertreatment Systems. USA : SAE International, 2020. 437 p.
78. Кучерук В.Ю. Дудатьєв І.А. Огляд методів контролю складу димових газів котельних установок. *Збірник наукових праць Одеської державної академії технічного регулювання та якості*. 2013. Вип. 1. С. 50–58.
79. Дудатьєв І.А., Кучерук В.Ю., Кулаков П.І.. Засіб контролю концентрації двоокису вуглецю у димових газах котельних установок на основі оптико-абсорбційного методу : монографія. Дніпро : Середняк Т.К. 2021. 120 с.
80. Analysis of noise level and dust concentration in the disintegration work station / Fadhilah Buchari et. al. IOP Conference Series : Materials Science and Engineering. 2020. 801 p.
81. Arjomandi H.R., Kheiralipour K., Amarloei A. Estimation of dust concentration by a novel machine vision system. *Sci Rep*. 2022. Vol. 12 no.13697. URL: <https://doi.org/10.1038/s41598-022-18036-8> (date of access: 12.11.2023)
82. Ma J., Zhang R., Li L., Liu Z., Sun J., Kong L., Liu X. Analysis of the Dust-Concentration Distribution Law in an Open-Pit Mine and Its Influencing Factors. *ACS Omega*. 2022. Vol. 7, is. 48. P. 609-620. URL: <https://doi.org/10.1021%2Facsomega.2c04439> (date of access: 12.11.2023)

83. Чеберячко С.І., Чеберячко Ю.І., Дерюгін О.В., Славінський Д.В. Протипиловий респіратор з вимірювачем перепаду тиску. *Вісник "КПІ". Серія Радіотехніка, Радіоапаратобудування*. 2019. №78. С. 43-51.
84. Herman A., Porter D., Rottach D., Guha S. A Modified Method for Measuring Pressure Drop in Non-medical Face Masks with Automated Data Acquisition and Analysis. *Journal of the International Society for Respiratory Protection*. 2021. Vol.38, is.2. P. 42–55. URL: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC9126268/> (date of access: 15.11.2023)
85. Zhang C., Zhang L., Tian Y., Bao B., Li D. A Machine-Learning-Algorithm-Assisted Intelligent System for Real-Time Wireless Respiratory Monitoring. *Applied Sciences*. 2023. Vol.13, no.6. P. 38–85. URL: <https://doi.org/10.3390/app13063885> (date of access: 15.11.2023)
86. Paweł Ligęza, Static and dynamic parameters of hot-wire sensors in a wide range of filament diameters as a criterion for optimal sensor selection in measurement process. *Measurement*. 2020. Vol.151. URL: <https://doi.org/10.1016/j.measurement.2019.107177> (date of access: 10.11.2023)
87. Profos P. Übersicht über die Regelaufgaben in Dampfanlagen. *Die Regelung von Dampfanlagen*. Springer, Berlin, Heidelberg. 1962. 364 Seiten.
88. Cheberiachko S.I., Slavinskyi D.V., Cheberiachko Yu.I., Deryugin O.V. Mathematical model of air flow movement in a motorized filter respirator. *Naukovyi Visnyk Natsionalnoho Hirnychoho Universytetu*. 2023. №3. P. 97–103.
89. Wu X. , Shen J., Li Y., Lee K.Y. Steam power plant configuration, design, and control. *WIREs Energy Environ*. 2015. Vol.4, P. 537–563. URL: <https://doi.org/10.1002/wene.161> (date of access: 10.06.2023)
90. Jorqueira D., Neto A., Rodrigues M. Modeling and Numerical Simulation of Ammonia Synthesis Reactors Using Compositional Approach. / *Advances in Chemical Engineering and Science*. 2018. Vol. 8, P.124–143. URL: <https://doi.org/10.4236/aces.2018.83009> (date of access: 12.06.2023)

91. National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH). Determination of air flow resistance of breath responsive, powered air-purifying respirators (PAPR's) standard testing procedure (STP). URL: <https://www.cdc.gov/niosh/npptl/stps/pdfs/RCT-APR-0065-508.pdf>. (date of access: 10.06.2023)
92. Bazaluk O., Ennan A., Cheberiachko S., Deryugin O., Cheberiachko Y., Lozynskyi V., Knysh I. Research on Regularities of Cyclic Air Motion through a Respirator Filter. *Applied Sciences*. 2021. №11(7), P. 31–57.
93. Lundgren T.S. Slow flow through stationary random bedsand suspensions of spheres. *Journal of Fluid Mechanics*. 1972. Vol.51, no. 2. P. 273–299. URL: <https://doi.org/10.1017/S002211207200120X> (date of access: 10.08.2023)
94. Happel J., Brenner H. Low Reynolds number hydrodynamics with special applications to particulate media. / Martinus Nijhoff Publishers, The Hague 1983. 553 p.
95. Hartmann A., Kriegel M. The influence of air ions on the particle concentration in indoor environments. A systematic literature review. *Results in Engineering*. 2022. P. 15.
96. Коваль А.В. Ідентифікація та моделювання технологічних об'єктів: навч. посібник. Житомир : ЖДТУ, 2018. 133 с.
97. Славінський Д.В. Визначення моделі моторованого респіратору для дослідження режимів його роботи. *Збірник наукових праць НГУ*. 2023. №72. С. 172–185.
98. Славінський, Д.В., Ткачов В.В., Бойко О.О., Чеберячко Ю.І. Вдосконалення моделі динаміки тиску в масці моторизованого фільтрувального респіратору як об'єкта керування. *Збірник наукових праць НГУ*. 2023. №73. С.144–153.
99. Шаруда В.Г., Ткачов В.В., Бубліков А.В. Дослідницька частина в кваліфікаційній роботі магістра : навч. посіб. Дніпро : Національний гірничий університет, 2015. 487 с.

100. Documentation goodnessOfFit. Mathworks. Help Center URL: <https://www.mathworks.com/help/ident/ref/goodnessoffit.html> (date of access: 10.06.2022)
101. ДСН 3.3.6.042-99. Санітарні норми мікроклімату виробничих приміщень МОЗ України, Голов.державн.санітарний лікар; Постанова від 01.12.1999 № 42 URL: <https://zakon.rada.gov.ua/rada/show/va042282-99#Text> (дата звернення: 11.09.2022)
102. Stephane Bourassa, Pierre-Alexandre Bouchard, François Lellouche. Impact of Gas Masks on Work of Breathing, Breathing Patterns, Gas Exchange in Healthy Subjects. *Respiratory Care*. 2018. Vol.63, is.11. P. 1350–1359. URL: <https://doi.org/10.4187/respcare.06027> (date of access: 17.06.2023)
103. Дедів І.Ю. Комп'ютерна імітаційна модель сигналу дихального шуму. *Вісник Сумського державного університету. Сер. : Технічні науки*. 2012. № 3. С. 160–164.
104. Бойко О.О., Воскобойник Є.К. Ідентифікація та моделювання технологічних об'єктів автоматизації. Конспект лекцій. Дніпро : НТУ «ДП» 2020. 31 с.
105. Швець В.І., Шостачук В.М. Виконавчі механізми, регулювальні органи і пристрої. Житомир: Видавництво ЖДТУ, 2007. 211 с.
106. Теорія систем керування: підручник / В.І. Корнієнко та ін. Дніпро : НГУ, 2017. 497 с.
107. Ловеїкін В.С., Ромасевич Ю.О., Човнюк Ю.В. Мехатроніка. Навч. пос. Київ, 2012. 357 с.
108. Лукінюк М.В. Контроль і керування хіміко-технологічними процесами: У 2 кн. Кн. 2. Керування хіміко-технологічними процесами: навч. посіб. Київ : НТУУ «КПІ», 2012. 336 с.
109. Slavinskyi D., Bilko T., Cheberyachko Y., Cheberyachko S., Deryugin O. Improvement of motorized design filtering respirator. / *Machinery & Energetics*. 2023. №14(1), P. 24–35.

110. Bašić H., Bobanac V., Pandžić H. Determination of Lithium-Ion Battery Capacity for Practical Applications. *Batteries*. 2023. 459 p.
111. Чеберячко С., Чеберячко Ю., Дерюгін О., Славінський Д., Клімов Д. Фільтрувальний респіратор з примусовою подачею повітря. *Вісник Приазовського державного технічного університету*. 2020. Вип. 41. С. 155–171.
112. Сагун А.В., Хайдуров В.В., Поліщук І.А. Розробка програмних модулів для обміну даними у промислових мережах: навч. посіб. Київ. КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2021. 103 с.
113. Кривонос О.М., Кузьменко Є.В., Кузьменко СВ. Огляд та перспективи використання платформи Arduino Nano 3.0 у вищій школі. *Інформаційні технології і засоби навчання*. 2016. Т. 56, вип. 6. С. 77–87.
114. Abid R., Muhammad Z. Irfan, Muhammad S. Microcontrollers: A Comprehensive Overview and Comparative Analysis of Diverse Types. URL: https://www.researchgate.net/publication/374016434_Microcontrollers_A_Comprehensive_Overview_and_Comparative_Analysis_of_Diverse_Types (date of access: 10.06.2023)
115. Steven F. Barrett, Daniel J. Pack. Atmel AVR Microcontroller Primer: Programming and Interfacing, Second Edition. Morgan & Claypool Publishers : 2008. 195 p.
116. BASIC Stamp Syntax and Reference Manual Version 2.2. / Jeff Martin et al., Parallax, 2005. 500 p.
117. Cicolani J. An Introduction to Raspberry Pi. In: *Beginning Robotics with Raspberry Pi and Arduino*. Berkeley, CA : Apress, 2021. 356 p.
118. DHT11, DHT22 and AM2302 Sensors, Adafruit Industries, 2021. URL: <https://www.mouser.com/datasheet/2/737/dht-932870.pdf> (date of access: 17.04.2023)
119. Laser PM2.5 Sensor specification Product model: SDS011 Version: V1.3. Nova Fitness Co., Ltd., 2015. URL: <https://cdn->

reichelt.de/documents/datenblatt/X200/SDS011-DATASHEET.pdf (date of access: 17.04.2023)

120. Infrared CO2 Sensor Module MH-Z19B. User's Manual (Version: 1.4) Zhengzhou Winsen Electronics Technology Co., Ltd, 2019. URL: <https://datasheetspdf.com/pdf-file/1415545/Winsen/MH-Z19B/1> (date of access: 17.04.2023)

121. MPXV7002 Integrated Silicon Pressure Sensor On-Chip Signal Conditioned, Temperature Compensated and Calibrated. NXP Semiconductors Document Number: MPXV7002 Technical Data, 2017. URL: <https://octopart.com/datasheet/mpxv7002dpt1-nxp+semiconductors-70301795> (date of access: 17.04.2023)

122. Specification For LCD Module 2004A. Shenzhen Eong Electronics Co., Ltd., URL: https://uk.beta-layout.com/download/rk/RK-10290_410.pdf (date of access: 17.04.2023)

123. Сахаров В., Сахарова С. Застосування інтернету речей для контролю температури та вологості повітря. *Refrigeration Engineering and Technology*. 2018. Том 54, №1.

124. Deepak Sen et al. Review on polymer. *Int. Journal of Pharmaceutical Sciences and Medicine (IJPSM)*. 2019. Vol.4 no.10. P. 1–15 URL: <https://doi.org/10.52711/2231-5659.2023.00055> (date of access: 18.09.2023)

125. Мікульонюк І.О. Обладнання і процеси переробки термопластичних матеріалів з використанням вторинної сировини : монографія. Київ : ІВЦ „Видавництво «Політехніка»”, 2009. 265 с.

126. Котлик, С., Романюк, О., Соколова, О., Котлик, Д. Розробка доступної технології створення 3D комп'ютерних моделей на основі фотограмметрії. Частина I. *Automation of Technological and Business Processes*. 2022. №14(2). С. 37–50.

127. Леня В.С. Облік у бюджетних установах : навч. посіб. Чернігів : Десна Поліграф, 2016. 560 с.

128. Безпека та гігієна праці у гірничодобувній галузі та вугільній промисловості в Україні. Міжнародна організація праці; Група технічної підтримки з питань гідної праці та Бюро МОП для країн Центральної та Східної Європи. Київ: МОП. 2018 р.
129. Березовський А. П., Трус О. М., Прокопенко Е. В. Аналіз професійних захворювань на виробництві в Україні. *Вісник аграрної науки Причорномор'я*. 2021. № 3(111). С. 92–100.
130. Вагонова О.Г., Касьяненко Л.В. Економічні аспекти управління охороною праці на вугледобувних підприємствах : монографія Дніпропетровськ : НГУ, 2013. 187 с.
131. Про загальнообов'язкове державне соціальне страхування: Закон України від 23.09.1999 № 1105-XIV : Верховна Рада України. URL: <https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/1105-14> (дата звернення: 02.04.2024)
132. Види страхових виплат внаслідок нещасного випадку на виробництві або професійного захворювання: *Інформаційна сторінка порталу Пенсійний фонд України*. URL: <https://www.pfu.gov.ua/2159944-vydy-strahovyh-vyplat-vnaslidok-neshhasnogo-vypadku-na-vyrobnytstvi-abo-profesijnogo-zahvoryuvannya/> (дата звернення: 03.04.2024)

ДОДАТКИ

Додаток А

Список публікацій здобувача за темою дисертації та відомості про апробацію результатів дисертації

Публікації у періодичних фахових виданнях України

1. Чеберячко С. І., Чеберячко Ю. І., Дерюгін О. В., Славінський Д. В. Протипиловий респіратор з вимірювачем перепаду тиску. *Вісник НТУУ «КПІ». Серія Радіотехніка, Радіоапаратобудування*. 2019. № 78. С. 43–51. <https://doi.org/10.20535/RADAP.2019.78.43-51> (*Web of Science*)

2. Cheberiachko S., Slavinskyi D., Cheberiachko Yu., Deryugin O. Mathematical model of air flow movement in a motorized filter respirator. *Naukovyi Visnyk Natsionalnoho Hirnychoho Universytetu*. 2023. №3. Р. 97–103. <https://doi.org/10.33271/nvngu/2023-3/097> (*Scopus*)

3. Чеберячко С. І., Чеберячко Ю. І., Дерюгін О. В., Славінський Д. В., Клімов Д. Г. Фільтрувальний респіратор з примусовою подачею повітря. *Вісник Приазовського державного технічного університету : зб. наукових праць ДВНЗ «ПДТУ»*. Маріуполь, 2020. Вип. 41. С. 155–171. <https://doi.org/10.31498/2225-6733.41.2020.226205>

4. Славінський Д. В. Визначення моделі моторованого респіратора для дослідження режимів його роботи. *Збірник наукових праць НГУ*. 2023. №72. С. 172–185. <https://doi.org/10.33271/crpnmu/72.172>

5. Slavinskyi D., Bilko T., Cheberyachko Y., Cheberyachko S., Deryugin O. Improvement of motorized design filtering respirator. *Machinery & Energetics*. 2023. №14(1). Р. 24–35. <https://doi.org/10.31548/machinery/1.2023.24> (*Scopus*)

6. Славінський Д. В., Ткачов В. В., Бойко О. О., Чеберячко Ю. І. Вдосконалення моделі динаміки тиску в масці моторизованого фільтрувального респіратора як об'єкта керування. *Збірник наукових праць НГУ*. 2023. №73. С.144–153. <https://doi.org/10.33271/crpnmu/73.144>

7. Slavinskyi D., Bilko T., Cheberyachko Yu., Cheberyachko S., Deryugin O. Automated air pressure control system in a motorised breathing apparatus. *Machinery & Energetics*. 2024. №15(1). P. 9–22. <https://doi.org/10.31548/machinery/1.2024.09> (Scopus)

Патенти

8. Фільтрувальний респіратор : пат. 122788 Україна. МПК А62В 23/02, А62В 7/10 / Голінько В. І.; Чеберячко Ю. І.; Фрундін В. Ю.; Чеберячко С. І.; Радчук Д. І; Славінський Д. В. ; опубл. 25.01.2018, Бюл. № 2. 6 с.

9. Фільтрувальний дихальний апарат з примусовою подачею повітря : пат. 147372 Україна. МПК А62В 23/00, А62В 18/00 / Голінько В. І.; Чеберячко С. І.; Чеберячко Ю. І.; Дерюгін О. В.; Славінський Д. В.; Радчук Д. І; Клімов Д. Г. ; опубл. 06.05.2021, Бюл. № 18. 12 с.

10. Фільтрувальний респіратор : пат. 148810 Україна. МПК А62В 23/02, А62В 7/10 / Чеберячко С. І.; Чеберячко Ю. І.; Дерюгін О. В.; Саїк П. Б.; Дичковський Р. О.; Муха О. А.; Лозинський В. Г.; Славінський Д. В.; Яворська О. О.; Яворський А. В. ; опубл. 23.09.2021, Бюл. № 38. 5 с.

Наукові праці, які засвідчують апробацію матеріалів дисертації

11. Славінський Д. В. Особливості математичного моделювання респіратора з примусовою подачею повітря. *«Наукова весна» 2023* : матеріали XIII Міжнар. наук.-тех. конф студентів, аспірантів та молодих вчених (1–3 березня 2023 р.). Дніпро, 2023. С. 156–157.

12. Славінський Д. В., Бойко О. О., Воскобойник Є. К. Перспективи розвитку засобів індивідуального захисту органів дихання. *Міжнародний форум «Безпечна, комфортна та спроможна територіальна громада»* : матеріали Міжнар. наук.-техн. конф. (11–13 жовтня 2023 р.). Дніпро, 2023. С. 139–140.

13. Славінський Д. В., Клімов Д. Г., Чеберячко Ю. І. Удосконалення роботи моторизованого фільтрувального респіратора. *Міжнародний форум*

«Безпечна, комфортна та спроможна територіальна громада» : матеріали Міжнар. наук.-техн. конф. (11–13 жовтня 2023 р.). Дніпро, 2023. С. 150–151.

14. Славінський Д. В. Дослідження роботи системи керування тиском повітря в масці моторованого респіратора при різних режимах дихання. *Молодь: наука та інновації* : матеріали XI Міжнар. наук.-тех. конф студентів, аспірантів та молодих вчених (22–24 листопада 2023 р.). Дніпро, 2023. С. 457–459.

15. Славінський Д. В. Ідентифікація сигналу «Дихання людини» для імітаційної моделі системи керування моторизованим респіратором. *Інформаційні технології: теорія і практика* : тези доп. I (VII) Міжнар. наук.-практ. конф. здобувачів вищої освіти і молодих учених (20–22 березня 2024 р.). Дніпро, 2024. С. 132.

16. Славінський Д. В., Воскобойник Є. К. Аналіз систем керування моторованими повітронагнітальними фільтрувальними пристроями. *Сталий розвиток: захист навколишнього середовища. Енергоощадність. Збалансоване природокористування* : зб. матер. IX Міжнар. молод. конгр. (28-29 березня 2024 р.). Львів, 2024. С. 93.

Особистий внесок автора в роботах, що опубліковані у співавторстві, полягає:

[1] – концепція конструктивної реалізації вимірювача тиску/розрідження, вибір технічних засобів та розробка алгоритму роботи вимірювача тиску; [2] – аналіз процесів, що мають місце при транспортуванні повітря в моторизованому респіраторі, вибір методу побудови та розробка математичної моделі зміни тиску повітря в масці моторизованого респіатора; [3] – обґрунтування вибору апаратно-програмних засобів для створення системи керування, розробка принципової електричної схеми системи керування та програмного забезпечення до неї; [5] – розробка конструкції блоку подачі повітря, синтез математичної моделі респіатора та дослідження роботи моторизованого фільтрувального респіатора на основі програмної

моделі у спеціалізованому програмному середовищі; [6] – експериментальні дослідження та аналіз характеристик моторизованого респіратора, як об’єкта керування, визначення залежність коефіцієнта посилення від зміни тиску повітря в масці респіратора; [7] – експериментальні дослідження, імітаційне моделювання системи керування, визначення параметрів дихання людини в масці респіратора в залежності від фізичного навантаження; [8] – спосіб контролю тиску повітря в масці респіратора; [9] – спосіб контролю та регулювання параметрів повітряного потоку та алгоритми зміни режиму роботи респіратора; [10] – спосіб контролю притискних зусиль смуги обтюрації респіратора; [12] – пошук та структурування інформації; [13] – розробка структури та апаратна реалізація системи керування моторизованим респіратором. [16] – аналіз джерел та структурування інформації.

Довідки про впровадження результатів дисертаційної роботи

standart-ua.com

**СТАНДАРТ**
ПРОМИСЛОВА ГРУПА

ТОВАРИСТВО З ОБМЕЖЕНОЮ ВІДПОВІДАЛЬНІСТЮ НАУКОВО-ВИРОБНИЧЕ ПІДПРИЄМСТВО «СТАНДАРТ»

Україна, 49000, м. Дніпро, вул. Князя Ярослава Мудрого, 3, прим. 7, тел./факс: +38 (056) 790 90 01, (056) 056 790 90 02
Код ЄДРПОУ 25513947, ІПН 255139404626, UA 16 3808 0500 0000 0026 0093 8808 8 в АТ «Райффайзен Банк Аваль», info@standart-ua.com

АКТ
про практичне використання результатів дисертаційної роботи на здобуття
наукового ступеня кандидата технічних наук
Славінського Дмитра В'ячеславовича
на ТОВ НВП «Стандарт»

Цим актом підтверджується, що до випробувальної лабораторії технічної експертизи засобів колективного та індивідуального захисту органів дихання працюючих ТОВ НВП «Стандарт» (договір про співпрацю №11/02-2022 від 11.02.2022 р.) передано матеріали дисертаційної роботи, а саме науково-технічні рішення та експериментальні дані, отримані Славінським Д.В. на дослідному зразку дихального апарату з подаванням чистого повітря через шланг (моторизованого респіратора), зокрема статистично оброблені дані замірів тиску повітря в підмасковому просторі респіратора, статистичні дані коливань тиску повітря від дихання користувача при виконанні робіт різної категорії важкості, математичну модель та статистично оброблені результати моделювання роботи моторизованого респіратора в умовах імітації зміни опору фільтрувальних елементів від накопичення шару пилу на їх поверхні.

Надані науково-технічні пропозиції та рекомендації, що використані при формуванні технічного завдання на розробку промислового зразка моторизованого респіратора, дозволили підвищити захисну ефективність фільтрувальних респіраторів з примусовою подачею повітря. Осереднений результат коефіцієнта захисту випробуваних зразків коливався в межах від 99,93 до 99,97, що відповідає вимогам стандарту ДСТУ EN 12941:2004.

По даному Акту ТОВ НВП «Стандарт» фінансової відповідальності не несе.


Директор

М.С. Васильченко

ЗАТВЕРДЖУЮ

Перший проректор
Національного технічного університету
«Дніпровська політехніка»,
д.т.н., професор

Артем ПАВЛИЧЕНКО

30 листопада 2023 р.

АКТ

впровадження результатів дисертаційної роботи Славінського Д.В.
на тему «Автоматизація процесу керування моторизованим респіратором на
основі регулювання циклічних потоків»
у навчальний процес на кафедрі кіберфізичних та інформаційно-вимірювальних
систем Національного технічного університету «Дніпровська політехніка»

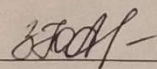
Даним актом підтверджується, що результати дисертаційної роботи Славінського Д.В. використовуються у навчальному процесі на кафедрі кіберфізичних та інформаційно-вимірювальних систем в рамках підготовки фахівців за спеціальністю 174 «Автоматизація, комп'ютерно-інтегровані технології та робототехніка» в лекційних та практичних заняттях при вивченні дисциплін: «Технічні засоби автоматизації», «Ідентифікація та моделювання технологічних об'єктів автоматизації», а лабораторний стенд для дослідження роботи моторизованого респіратора і розроблені математичні моделі та алгоритми керування тиском повітря в підмасковому просторі моторизованого респіратора використовується студентами кафедри при виконанні бакалаврських та магістерських науково-дослідних робіт.

Завідувач кафедрою кіберфізичних та
інформаційно-вимірювальних систем,
д.т.н., професор



Андрій БУБЛКОВ

Начальник
навчально-методичного відділу



Юлія ЗАБОЛОТНА





Програмний код ПІ регулятора, matlab

```
( *
 *
 * File: First_Subsystem.exp
 *
 * IEC 61131-3 Structured Text (ST) code generated for subsystem
"First_Subsystem/ПІ регулятор"
 *
 * Model name                : First_Subsystem
 * Model version              : 1.107
 * Model creator              : Dima
 * Model last modified by    : Dima
 * Model last modified on    : Thu Oct 05 14:30:07 2023
 * Model sample time         : 0s
 * Subsystem name            : First_Subsystem/
ПІ регулятор
 * Subsystem sample time     : 0.1s
 * Simulink PLC Coder version : 1.6 (R2013b) 08-Aug-2013
 * ST code generated on      : Thu Oct 05 16:41:41 2023
 *
 * Target IDE selection      : 3S CoDeSys 2.3
 * Test Bench included       : No
 *
 *)
FUNCTION_BLOCK sfun_target
VAR_INPUT
    ssMethodType: SINT;
    Error: LREAL;
END_VAR
VAR_OUTPUT
    Out1: LREAL;
END_VAR
VAR
    _DSTATE: LREAL;
END_VAR
VAR_TEMP
    rtb_Sum5: LREAL;
END_VAR
CASE ssMethodType OF
    SS_INITIALIZE:

        (* InitializeConditions for DiscreteIntegrator: '<S1>/
Блок інтегрування' *)
        _DSTATE := 0.0;
    SS_STEP:

        (* Sum: '<S1>/Sum5' incorporates:
 * DiscreteIntegrator: '<S1>/ Блок інтегрування'
 * Gain: '<S1>/Кр'
```

```

    *   Inport: '<Root>/ In1' *)
    rtb_Sum5 := (60.0 * Error) + _DSTATE;

    (* Saturate: '<S1>/ Обмеження сигналу керування' *)
    IF rtb_Sum5 >= 6200.0 THEN
        (* Outport: '<Root>/ Out1' *)
        Out1 := 6200.0;
    ELSIF rtb_Sum5 > 2200.0 THEN
        (* Outport: '<Root>/ Out1' *)
        Out1 := rtb_Sum5;
    ELSE
        (* Outport: '<Root>/ Out1' *)
        Out1 := 2200.0;
    END_IF;
    (* End of Saturate: '<S1>/ Обмеження сигналу керування'
*)

    (* Update for DiscreteIntegrator: '<S1>/ Блок
інтегрування' incorporates:
    *   Gain: '<S1>/Ki'
    *   Inport: '<Root>/ In1' *)
    _DSTATE := ((142.0 * Error) * 0.1) + _DSTATE;
END_CASE;
END_FUNCTION_BLOCK
VAR_GLOBAL CONSTANT
    SS_INITIALIZE: SINT := 0;
    SS_STEP: SINT := 1;
END_VAR
VAR_GLOBAL
END_VAR

```

Додаток Г

Спрощення звичайних диференціальних рівнянь для математичної моделі моторизованого респіратора

$$\left. \begin{aligned}
 -\Delta p_{\phi} &= a_{\phi} \cdot \Delta Q_{M_{\text{вх}}} \\
 \Delta p_{\text{пп}} - \Delta p_{\phi} &= -a_{\text{в}} \cdot \Delta Q_{M_{\text{вх}}} + b_{\text{в}} \cdot \Delta n \\
 \frac{1}{a_{\text{пп}}} \Delta p_{\text{вд}} &= \frac{\overline{Q_M}}{2\overline{p}} T_i \Delta \dot{p}_{\text{пп}} + \frac{1}{a_{\text{пп}}} \Delta p_{\text{пп}} - \Delta Q_{M_{\text{вх}}} \\
 a_{\text{пп}} \frac{\overline{Q_M}}{2\overline{p}} T_i \Delta \dot{Q}_{M_{\text{пп}}} + \Delta Q_{M_{\text{пп}}} &= \Delta Q_{M_{\text{вх}}} - \frac{\overline{Q_M}}{\overline{p}} T_i \Delta \dot{p}_{\text{вд}} \\
 \Delta p_{\text{вд}} - \Delta p_{\text{м}} &= a_{\text{вд}} \Delta Q_{M_{\text{пп}}} + b_{\text{вд}} \Delta S_{\text{вд}} \\
 \frac{\overline{Q_M}}{\overline{p}} T_i \Delta \dot{p}_{\text{м}} &= \Delta Q_{M_{\text{пп}}} - \Delta Q_{M_{\text{вих}}} \\
 \Delta p_{\text{м}} &= a_{\text{вид}} \Delta Q_{M_{\text{вих}}} + b_{\text{вид}} \Delta S_{\text{вид}}
 \end{aligned} \right\} \quad (\text{Г.1})$$

Підставимо в рівняння 2 системи (Г.1) значення $-\Delta p_{\phi}$ з рівняння 1

$$\left. \begin{aligned}
 -\Delta p_{\phi} &= a_{\phi} \Delta Q_{M_{\text{вх}}} \\
 \Delta p_{\text{пп}} + a_{\phi} \Delta Q_{M_{\text{вх}}} &= -a_{\text{в}} \Delta Q_{M_{\text{вх}}} + b_{\text{в}} \Delta n \\
 \frac{1}{a_{\text{пп}}} \Delta p_{\text{вд}} &= \frac{\overline{Q_M}}{2\overline{p}} T_i \Delta \dot{p}_{\text{пп}} + \frac{1}{a_{\text{пп}}} \Delta p_{\text{пп}} - \Delta Q_{M_{\text{вх}}} \\
 a_{\text{пп}} \frac{\overline{Q_M}}{2\overline{p}} T_i \Delta \dot{Q}_{M_{\text{пп}}} + \Delta Q_{M_{\text{пп}}} &= \Delta Q_{M_{\text{вх}}} - \frac{\overline{Q_M}}{\overline{p}} T_i \Delta \dot{p}_{\text{вд}} \\
 \Delta p_{\text{вд}} - \Delta p_{\text{м}} &= a_{\text{вд}} \Delta Q_{M_{\text{пп}}} + b_{\text{вд}} \Delta S_{\text{вд}} \\
 \frac{\overline{Q_M}}{\overline{p}} T_i \Delta \dot{p}_{\text{м}} &= \Delta Q_{M_{\text{пп}}} - \Delta Q_{M_{\text{вих}}} \\
 \Delta p_{\text{м}} &= a_{\text{вид}} \Delta Q_{M_{\text{вих}}} + b_{\text{вид}} \Delta S_{\text{вид}}
 \end{aligned} \right\} \quad (\text{Г.2})$$

В системі рівнянь (Г.2) позбавимося рівняння 1 та в рівнянні 2 перенесемо $\Delta Q_{M_{\text{вх}}}$ з коефіцієнтом в ліву частину, а $p_{\text{пп}}$ в праву:

$$\left. \begin{aligned}
 a_{\phi} \Delta Q_{M_{\text{вх}}} + a_{\text{в}} \Delta Q_{M_{\text{вх}}} &= -\Delta p_{\text{пп}} + b_{\text{в}} \Delta n \\
 \frac{1}{a_{\text{пп}}} \Delta p_{\text{вд}} &= \frac{\overline{Q_M}}{2\overline{p}} T_i \Delta \dot{p}_{\text{пп}} + \frac{1}{a_{\text{пп}}} \Delta p_{\text{пп}} - \Delta Q_{M_{\text{вх}}} \\
 a_{\text{пп}} \frac{\overline{Q_M}}{2\overline{p}} T_i \Delta \dot{Q}_{M_{\text{пп}}} + \Delta Q_{M_{\text{пп}}} &= \Delta Q_{M_{\text{вх}}} - \frac{\overline{Q_M}}{\overline{p}} T_i \Delta \dot{p}_{\text{вд}} \\
 \Delta p_{\text{вд}} - \Delta p_{\text{м}} &= a_{\text{вд}} \Delta Q_{M_{\text{пп}}} + b_{\text{вд}} \Delta S_{\text{вд}} \\
 \frac{\overline{Q_M}}{\overline{p}} T_i \Delta \dot{p}_{\text{м}} &= \Delta Q_{M_{\text{пп}}} - \Delta Q_{M_{\text{вих}}} \\
 \Delta p_{\text{м}} &= a_{\text{вид}} \Delta Q_{M_{\text{вих}}} + b_{\text{вид}} \Delta S_{\text{вид}}
 \end{aligned} \right\} \quad (\text{Г.3})$$

В системі рівнянь (Г.3) у рівнянні 1 винесемо за дужки $\Delta Q_{\text{МВХ}}$

$$\left. \begin{aligned} (a_{\phi} + a_{\text{в}})\Delta Q_{\text{МВХ}} &= -\Delta p_{\text{пп}} + b_{\text{в}}\Delta n \\ \frac{1}{a_{\text{пп}}}\Delta p_{\text{вд}} &= \frac{\overline{Q_M}}{2\bar{p}}T_1\Delta\dot{p}_{\text{пп}} + \frac{1}{a_{\text{пп}}}\Delta p_{\text{пп}} - \Delta Q_{\text{МВХ}} \\ a_{\text{пп}}\frac{\overline{Q_M}}{2\bar{p}}T_1\Delta\dot{Q}_{\text{Мпп}} + \Delta Q_{\text{Мпп}} &= \Delta Q_{\text{МВХ}} - \frac{\overline{Q_M}}{\bar{p}}T_1\Delta\dot{p}_{\text{вд}} \\ \Delta p_{\text{вд}} - \Delta p_{\text{м}} &= a_{\text{вд}}\Delta Q_{\text{Мпп}} + b_{\text{вд}}\Delta S_{\text{вд}} \\ \frac{\overline{Q_M}}{\bar{p}}T_1\Delta\dot{p}_{\text{м}} &= \Delta Q_{\text{Мпп}} - \Delta Q_{\text{Мвих}} \\ \Delta p_{\text{м}} &= a_{\text{вид}}\Delta Q_{\text{Мвих}} + b_{\text{вид}}\Delta S_{\text{вид}} \end{aligned} \right\} \quad (\text{Г.4})$$

В системі рівнянь (Г.4) рівнянні 1 розділимо обидві частин на $(a_{\phi} + a_{\text{в}})$

$$\left. \begin{aligned} \Delta Q_{\text{МВХ}} &= -\frac{1}{(a_{\phi} + a_{\text{в}})}\Delta p_{\text{пп}} + \frac{b_{\text{в}}}{(a_{\phi} + a_{\text{в}})}\Delta n \\ \frac{1}{a_{\text{пп}}}\Delta p_{\text{вд}} &= \frac{\overline{Q_M}}{2\bar{p}}T_1\Delta\dot{p}_{\text{пп}} + \frac{1}{a_{\text{пп}}}\Delta p_{\text{пп}} - \Delta Q_{\text{МВХ}} \\ a_{\text{пп}}\frac{\overline{Q_M}}{2\bar{p}}T_1\Delta\dot{Q}_{\text{Мпп}} + \Delta Q_{\text{Мпп}} &= \Delta Q_{\text{МВХ}} - \frac{\overline{Q_M}}{\bar{p}}T_1\Delta\dot{p}_{\text{вд}} \\ \Delta p_{\text{вд}} - \Delta p_{\text{м}} &= a_{\text{вд}}\Delta Q_{\text{Мпп}} + b_{\text{вд}}\Delta S_{\text{вд}} \\ \frac{\overline{Q_M}}{\bar{p}}T_1\Delta\dot{p}_{\text{м}} &= \Delta Q_{\text{Мпп}} - \Delta Q_{\text{Мвих}} \\ \Delta p_{\text{м}} &= a_{\text{вид}}\Delta Q_{\text{Мвих}} + b_{\text{вид}}\Delta S_{\text{вид}} \end{aligned} \right\} \quad (\text{Г.5})$$

Для (Г.5) підставимо значення $\Delta Q_{\text{МВХ}}$ в рівняння 2 та 3

$$\left. \begin{aligned} \Delta Q_{\text{МВХ}} &= -\frac{1}{(a_{\phi} + a_{\text{в}})}\Delta p_{\text{пп}} + \frac{b_{\text{в}}}{(a_{\phi} + a_{\text{в}})}\Delta n \\ \frac{1}{a_{\text{пп}}}\Delta p_{\text{вд}} &= \frac{\overline{Q_M}}{2\bar{p}}T_1\Delta\dot{p}_{\text{пп}} + \frac{1}{a_{\text{пп}}}\Delta p_{\text{пп}} + \frac{1}{(a_{\phi} + a_{\text{в}})}\Delta p_{\text{пп}} - \frac{b_{\text{в}}}{(a_{\phi} + a_{\text{в}})}\Delta n \\ a_{\text{пп}}\frac{\overline{Q_M}}{2\bar{p}}T_1\Delta\dot{Q}_{\text{Мпп}} + \Delta Q_{\text{Мпп}} &= -\frac{1}{(a_{\phi} + a_{\text{в}})}\Delta p_{\text{пп}} + \frac{b_{\text{в}}}{(a_{\phi} + a_{\text{в}})}\Delta n - \frac{\overline{Q_M}}{\bar{p}}T_1\Delta\dot{p}_{\text{вд}} \\ \Delta p_{\text{вд}} - \Delta p_{\text{м}} &= a_{\text{вд}}\Delta Q_{\text{Мпп}} + b_{\text{вд}}\Delta S_{\text{вд}} \\ \frac{\overline{Q_M}}{\bar{p}}T_1\Delta\dot{p}_{\text{м}} &= \Delta Q_{\text{Мпп}} - \Delta Q_{\text{Мвих}} \\ \Delta p_{\text{м}} &= a_{\text{вид}}\Delta Q_{\text{Мвих}} + b_{\text{вид}}\Delta S_{\text{вид}} \end{aligned} \right\} \quad (\text{Г.6})$$

Позбудемося рівняння 1 з системи (Г.6). Рівняння 3 перетворимо відносно $\Delta p_{\text{вд}}$:

$$\left. \begin{aligned}
\frac{1}{a_{пп}} \Delta p_{вд} &= \frac{\overline{Q_M}}{2\bar{p}} T_1 \Delta \dot{p}_{пп} + \frac{1}{a_{пп}} \Delta p_{пп} + \frac{1}{(a_{\phi} + a_{в})} \Delta p_{пп} - \frac{b_{в}}{(a_{\phi} + a_{в})} \Delta n \\
a_{пп} \frac{\overline{Q_M}}{2\bar{p}} T_1 \Delta \dot{Q}_{Мпп} + \Delta Q_{Мпп} &= -\frac{1}{(a_{\phi} + a_{в})} \Delta p_{пп} + \frac{b_{в}}{(a_{\phi} + a_{в})} \Delta n - \frac{\overline{Q_M}}{\bar{p}} T_1 \Delta \dot{p}_{вд} \\
\Delta p_{вд} &= \Delta p_{м} + a_{вд} \Delta Q_{Мпп} + b_{вд} \Delta S_{вд} \\
\frac{\overline{Q_M}}{\bar{p}} T_1 \Delta \dot{p}_{м} &= \Delta Q_{Мпп} - \Delta Q_{Мвих} \\
\Delta p_{м} &= a_{вид} \Delta Q_{Мвих} + b_{вид} \Delta S_{вид}
\end{aligned} \right\} (Г.7)$$

В коефіцієнти біля $\Delta p_{пп}$ в рівнянні 1 (Г.7) та перенесемо коефіцієнт біля $\Delta p_{вд}$ в праву частину:

$$\left. \begin{aligned}
\Delta p_{вд} &= a_{пп} \frac{\overline{Q_M}}{2\bar{p}} T_1 \Delta \dot{p}_{пп} + \frac{a_{\phi} + a_{в} + a_{пп}}{(a_{\phi} + a_{в})} \Delta p_{пп} - \frac{a_{пп} \cdot b_{в}}{(a_{\phi} + a_{в})} \Delta n \\
a_{пп} \frac{\overline{Q_M}}{2\bar{p}} T_1 \Delta \dot{Q}_{Мпп} + \Delta Q_{Мпп} &= -\frac{1}{(a_{\phi} + a_{в})} \Delta p_{пп} + \frac{b_{в}}{(a_{\phi} + a_{в})} \Delta n - \frac{\overline{Q_M}}{\bar{p}} T_1 \Delta \dot{p}_{вд} \\
\Delta p_{вд} &= \Delta p_{м} + a_{вд} \Delta Q_{Мпп} + b_{вд} \Delta S_{вд} \\
\frac{\overline{Q_M}}{\bar{p}} T_1 \Delta \dot{p}_{м} &= \Delta Q_{Мпп} - \Delta Q_{Мвих} \\
\Delta p_{м} &= a_{вид} \Delta Q_{Мвих} + b_{вид} \Delta S_{вид}
\end{aligned} \right\} (Г.8)$$

Диференціюємо рівняння 3 у системі (Г.8) та помножимо на $\frac{\overline{Q_M}}{\bar{p}} T_1$, в рівнянні 5 перенесемо $b_{вид} \Delta S_{вид}$ в ліву частину:

$$\left. \begin{aligned}
\Delta p_{вд} &= a_{пп} \frac{\overline{Q_M}}{2\bar{p}} T_1 \Delta \dot{p}_{пп} + \frac{a_{\phi} + a_{в} + a_{пп}}{(a_{\phi} + a_{в})} \Delta p_{пп} - \frac{a_{пп} \cdot b_{в}}{(a_{\phi} + a_{в})} \Delta n \\
a_{пп} \frac{\overline{Q_M}}{2\bar{p}} T_1 \Delta \dot{Q}_{Мпп} + \Delta Q_{Мпп} &= -\frac{1}{(a_{\phi} + a_{в})} \Delta p_{пп} + \frac{b_{в}}{(a_{\phi} + a_{в})} \Delta n - \frac{\overline{Q_M}}{\bar{p}} T_1 \Delta \dot{p}_{вд} \\
\Delta p_{вд} &= \Delta p_{м} + a_{вд} \Delta Q_{Мпп} + b_{вд} \Delta S_{вд} \\
\frac{\overline{Q_M}}{\bar{p}} T_1 \Delta \dot{p}_{вд} &= \frac{\overline{Q_M}}{\bar{p}} T_1 \Delta \dot{p}_{м} + a_{вд} \frac{\overline{Q_M}}{\bar{p}} T_1 \Delta \dot{Q}_{Мпп} + b_{вд} \frac{\overline{Q_M}}{\bar{p}} T_1 \Delta \dot{S}_{вд} \\
\frac{\overline{Q_M}}{\bar{p}} T_1 \Delta \dot{p}_{м} &= \Delta Q_{Мпп} - \Delta Q_{Мвих} \\
\Delta p_{м} - b_{вид} \Delta S_{вид} &= a_{вид} \Delta Q_{Мвих}
\end{aligned} \right\} (Г.9)$$

Підставимо $\Delta p_{\text{вд}}$ та $\frac{\overline{Q_M}}{\bar{p}} T_i \Delta \dot{p}_{\text{вд}}$ відповідно в перше та друге рівняння та

$\Delta Q_{\text{Мвих}}$ в 5 рівняння та позбудемося зайвих рівнянь

$$\left. \begin{aligned} \Delta p_{\text{м}} + a_{\text{вд}} \Delta Q_{\text{Мпп}} + b_{\text{вд}} \Delta S_{\text{вд}} &= a_{\text{пп}} \frac{\overline{Q_M}}{2\bar{p}} T_i \Delta \dot{p}_{\text{пп}} + \frac{a_{\phi} + a_{\text{в}} + a_{\text{пп}}}{(a_{\phi} + a_{\text{в}})} \Delta p_{\text{пп}} - \frac{a_{\text{пп}} \cdot b_{\text{в}}}{(a_{\phi} + a_{\text{в}})} \Delta n \\ a_{\text{пп}} \frac{\overline{Q_M}}{2\bar{p}} T_i \Delta \dot{Q}_{\text{Мпп}} + \Delta Q_{\text{Мпп}} &= \\ = -\frac{1}{(a_{\phi} + a_{\text{в}})} \Delta p_{\text{пп}} + \frac{b_{\text{в}}}{(a_{\phi} + a_{\text{в}})} \Delta n - \frac{\overline{Q_M}}{\bar{p}} T_i \Delta \dot{p}_{\text{м}} - a_{\text{вд}} \frac{\overline{Q_M}}{\bar{p}} T_i \Delta \dot{Q}_{\text{Мпп}} - b_{\text{вд}} \frac{\overline{Q_M}}{\bar{p}} T_i \Delta \dot{S}_{\text{вд}} \\ \frac{\overline{Q_M}}{\bar{p}} T_i \Delta \dot{p}_{\text{м}} &= \Delta Q_{\text{Мпп}} - \frac{1}{a_{\text{вид}}} \Delta p_{\text{м}} + \frac{b_{\text{вид}}}{a_{\text{вид}}} \Delta S_{\text{вид}} \end{aligned} \right\} \quad (\text{Г.10})$$

В 2 рівнянні перенесемо $a_{\text{вд}} \frac{\overline{Q_M}}{\bar{p}} T_i \Delta \dot{Q}_{\text{Мпп}}$ в праву частину та рівняння 3

перетворимо відносно $\Delta Q_{\text{Мпп}}$

$$\left. \begin{aligned} \Delta p_{\text{м}} + a_{\text{вд}} \Delta Q_{\text{Мпп}} + b_{\text{вд}} \Delta S_{\text{вд}} &= a_{\text{пп}} \frac{\overline{Q_M}}{2\bar{p}} T_i \Delta \dot{p}_{\text{пп}} + \frac{a_{\phi} + a_{\text{в}} + a_{\text{пп}}}{(a_{\phi} + a_{\text{в}})} \Delta p_{\text{пп}} - \frac{a_{\text{пп}} \cdot b_{\text{в}}}{(a_{\phi} + a_{\text{в}})} \Delta n \\ a_{\text{пп}} \frac{\overline{Q_M}}{2\bar{p}} T_i \Delta \dot{Q}_{\text{Мпп}} + a_{\text{вд}} \frac{\overline{Q_M}}{\bar{p}} T_i \Delta \dot{Q}_{\text{Мпп}} + \Delta Q_{\text{Мпп}} &= \\ = -\frac{1}{(a_{\phi} + a_{\text{в}})} \Delta p_{\text{пп}} + \frac{b_{\text{в}}}{(a_{\phi} + a_{\text{в}})} \Delta n - \frac{\overline{Q_M}}{\bar{p}} T_i \Delta \dot{p}_{\text{м}} - b_{\text{вд}} \frac{\overline{Q_M}}{\bar{p}} T_i \Delta \dot{S}_{\text{вд}} \\ \Delta Q_{\text{Мпп}} &= \frac{\overline{Q_M}}{\bar{p}} T_i \Delta \dot{p}_{\text{м}} + \frac{1}{a_{\text{вид}}} \Delta p_{\text{м}} - \frac{b_{\text{вид}}}{a_{\text{вид}}} \Delta S_{\text{вид}} \end{aligned} \right\} \quad (\text{Г.11})$$

Спростимо в рівнянні 2 коефіцієнти біля $\frac{\overline{Q_M}}{2\bar{p}} T_i \Delta \dot{Q}_{\text{Мпп}}$. Диференціюємо

рівняння 3 та помножимо обидві його частини на $\frac{\overline{Q_M}}{2\bar{p}} T_i$. Перше рівняння

перетворимо відносно $\Delta p_{\text{м}}$

$$\left. \begin{aligned}
\Delta p_M &= a_{пп} \frac{\overline{Q_M}}{2\bar{p}} T_i \Delta \dot{p}_{пп} + \frac{a_{\phi} + a_{в} + a_{пп}}{(a_{\phi} + a_{в})} \Delta p_{пп} - a_{вд} \Delta Q_{Mпп} - b_{вд} \Delta S_{вд} - \frac{a_{пп} \cdot b_{в}}{(a_{\phi} + a_{в})} \Delta n \\
&= -\frac{1}{(a_{\phi} + a_{в})} \Delta p_{пп} + \frac{b_{в}}{(a_{\phi} + a_{в})} \Delta n - \frac{\overline{Q_M}}{\bar{p}} T_i \Delta \dot{p}_M - b_{вд} \frac{\overline{Q_M}}{\bar{p}} T_i \Delta \dot{S}_{вд} \\
\Delta Q_{Mпп} &= \frac{\overline{Q_M}}{\bar{p}} T_i \Delta \dot{p}_M + \frac{1}{a_{вд}} \Delta p_M - \frac{b_{вд}}{a_{вд}} \Delta S_{вд} \\
\frac{\overline{Q_M}}{2\bar{p}} T_i \Delta \dot{Q}_{Mпп} &= \frac{1}{2} \left(\frac{\overline{Q_M}}{\bar{p}} T_i \right)^2 \Delta \ddot{p}_M + \frac{1}{a_{вд}} \frac{\overline{Q_M}}{2\bar{p}} T_i \Delta \dot{p}_M - \frac{b_{вд}}{a_{вд}} \frac{\overline{Q_M}}{2\bar{p}} T_i \Delta \dot{S}_{вд}
\end{aligned} \right\} \quad (Г.12)$$

Підставимо відповідно $\Delta Q_{Mпп}$ та $\frac{\overline{Q_M}}{2\bar{p}} T_i \Delta \dot{Q}_{Mпп}$ в 1 та 2 рівняння.

Перетворимо 2 рівняння відносно $\Delta p_{пп}$

$$\left. \begin{aligned}
\Delta p_M &= a_{пп} \frac{\overline{Q_M}}{2\bar{p}} T_i \Delta \dot{p}_{пп} + \frac{a_{\phi} + a_{в} + a_{пп}}{(a_{\phi} + a_{в})} \Delta p_{пп} - a_{вд} \frac{\overline{Q_M}}{\bar{p}} T_i \Delta \dot{p}_M - \frac{a_{вд}}{a_{вд}} \Delta p_M + \frac{b_{вд}}{a_{вд}} \Delta S_{вд} - b_{вд} \Delta S_{вд} - \frac{a_{пп} \cdot b_{в}}{(a_{\phi} + a_{в})} \Delta n \\
&\quad \frac{(a_{пп} + 2a_{вд})}{2} \left(\frac{\overline{Q_M}}{\bar{p}} T_i \right)^2 \Delta \ddot{p}_M + \frac{(a_{пп} + 2a_{вд})}{a_{вд}} \frac{\overline{Q_M}}{2\bar{p}} T_i \Delta \dot{p}_M - \frac{b_{вд}(a_{пп} + 2a_{вд})}{a_{вд}} \frac{\overline{Q_M}}{2\bar{p}} T_i \Delta \dot{S}_{вд} + \frac{\overline{Q_M}}{\bar{p}} T_i \Delta \dot{p}_M + \\
&\quad + \frac{1}{a_{вд}} \Delta p_M + \frac{b_{вд}}{a_{вд}} \Delta S_{вд} + \frac{\overline{Q_M}}{\bar{p}} T_i \Delta \dot{p}_M + b_{вд} \frac{\overline{Q_M}}{\bar{p}} T_i \Delta \dot{S}_{вд} - \frac{b_{в}}{(a_{\phi} + a_{в})} \Delta n = -\frac{1}{(a_{\phi} + a_{в})} \Delta p_{пп} \\
\Delta Q_{Mпп} &= \frac{\overline{Q_M}}{\bar{p}} T_i \Delta \dot{p}_M + \frac{1}{a_{вд}} \Delta p_M - \frac{b_{вд}}{a_{вд}} \Delta S_{вд} \\
\frac{\overline{Q_M}}{2\bar{p}} T_i \Delta \dot{Q}_{Mпп} &= \frac{1}{2} \left(\frac{\overline{Q_M}}{\bar{p}} T_i \right)^2 \Delta \ddot{p}_M + \frac{1}{2a_{вд}} \frac{\overline{Q_M}}{\bar{p}} T_i \Delta \dot{p}_M - \frac{b_{вд}}{a_{вд}} \frac{\overline{Q_M}}{2\bar{p}} T_i \Delta \dot{S}_{вд}
\end{aligned} \right\} \quad (Г.13)$$

Спростимо коефіцієнти біля $\frac{\overline{Q_M}}{\bar{p}} T_i \Delta \dot{p}_M$. Позбудемося зайвих рівнянь:

$$\left. \begin{aligned}
\Delta p_M &= a_{пп} \frac{\overline{Q_M}}{2\bar{p}} T_i \Delta \dot{p}_{пп} + \frac{a_{\phi} + a_{в} + a_{пп}}{(a_{\phi} + a_{в})} \Delta p_{пп} - a_{вд} \frac{\overline{Q_M}}{\bar{p}} T_i \Delta \dot{p}_M - \frac{a_{вд}}{a_{вд}} \Delta p_M + \frac{b_{вд}}{a_{вд}} \Delta S_{вд} - b_{вд} \Delta S_{вд} - \frac{a_{пп} \cdot b_{в}}{(a_{\phi} + a_{в})} \Delta n \\
&\quad \frac{(a_{пп} + 2a_{вд})}{2} \left(\frac{\overline{Q_M}}{\bar{p}} T_i \right)^2 \Delta \ddot{p}_M + \frac{(a_{пп} + 2a_{вд} + 4a_{вд})}{2a_{вд}} \frac{\overline{Q_M}}{\bar{p}} T_i \Delta \dot{p}_M + \frac{1}{a_{вд}} \Delta p_M + \\
&\quad + \frac{b_{вд}(a_{пп} + 2a_{вд})}{a_{вд}} \frac{\overline{Q_M}}{2\bar{p}} T_i \Delta \dot{S}_{вд} + \frac{b_{вд}}{a_{вд}} \Delta S_{вд} + b_{вд} \frac{\overline{Q_M}}{\bar{p}} T_i \Delta \dot{S}_{вд} - \frac{b_{в}}{(a_{\phi} + a_{в})} \Delta n = -\frac{1}{(a_{\phi} + a_{в})} \Delta p_{пп}
\end{aligned} \right\} \quad (Г.14)$$

Перетворимо 2 рівняння відносно $\Delta p_{\text{пп}}$

$$\left. \begin{aligned} \Delta p_{\text{м}} = & a_{\text{пп}} \frac{\overline{Q_M}}{2\overline{p}} T_i \Delta \dot{p}_{\text{пп}} + \frac{a_{\dot{\varphi}} + a_{\dot{z}} + a_{\text{пп}}}{(a_{\dot{\varphi}} + a_{\dot{z}})} \Delta p_{\text{пп}} - a_{\text{вд}} \frac{\overline{Q_M}}{\overline{p}} T_i \Delta \dot{p}_{\text{м}} - \\ & - a_{\text{рл}} \frac{1}{a_{\text{внд}}} \Delta p_{\text{м}} + \frac{b_{\text{внд}}}{a_{\text{внд}}} \Delta S_{\text{рлл}} - b_{\text{рл}} \Delta S_{\text{рл}} - \frac{a_{\text{пп}} \cdot b_{\text{в}}}{(a_{\dot{\varphi}} + a_{\dot{z}})} \Delta n \\ & - \frac{(a_{\dot{\varphi}} + a_{\dot{z}})(a_{\text{пп}} + 2a_{\text{вд}})}{2} \left(\frac{\overline{Q_M}}{\overline{p}} T_i \right)^2 \Delta \ddot{p}_{\text{м}} - \frac{(a_{\dot{\varphi}} + a_{\dot{z}})(a_{\text{пп}} + 2a_{\text{вд}} + 4a_{\text{внд}})}{2a_{\text{внд}}} \frac{\overline{Q_M}}{\overline{p}} T_i \Delta \dot{p}_{\text{м}} - \frac{(a_{\dot{\varphi}} + a_{\dot{z}})}{a_{\text{внд}}} \Delta p_{\text{м}} - \\ & - \frac{b_{\text{рлл}}(a_{\text{пп}} + 2a_{\text{вд}})(a_{\dot{\varphi}} + a_{\text{р}})}{a_{\text{внд}}} \frac{\overline{Q_M}}{2\overline{p}} T_i \Delta \dot{S}_{\text{внд}} - \frac{b_{\text{рлл}}(a_{\dot{\varphi}} + a_{\text{р}})}{a_{\text{внд}}} \Delta S_{\text{внд}} - b_{\text{вд}}(a_{\dot{\varphi}} + a_{\dot{z}}) \frac{\overline{Q_M}}{\overline{p}} T_i \Delta \dot{S}_{\text{вд}} + b_{\text{в}} \Delta n = \Delta p_{\text{пп}} \end{aligned} \right\} \quad (\text{Г.15})$$

Диференціюємо рівняння 2 та помножимо обидві його частини на $\frac{\overline{Q_M}}{2\overline{p}} T_i$

$$\left. \begin{aligned} a_{\text{вд}} \frac{\overline{Q_M}}{\overline{p}} T_i \Delta \dot{p}_{\text{м}} + \frac{(a_{\text{вд}} + a_{\text{внд}})}{a_{\text{внд}}} \Delta p_{\text{м}} - a_{\text{пп}} \frac{\overline{Q_M}}{2\overline{p}} T_i \Delta \dot{p}_{\text{пп}} - \frac{a_{\dot{\varphi}} + a_{\dot{z}} + a_{\text{пп}}}{(a_{\dot{\varphi}} + a_{\dot{z}})} \Delta p_{\text{пп}} - \frac{b_{\text{внд}}}{a_{\text{внд}}} \Delta S_{\text{внд}} - b_{\text{вд}} \Delta S_{\text{вд}} - \frac{a_{\text{пп}} b_{\text{в}}}{(a_{\dot{\varphi}} + a_{\dot{z}})} \Delta n \\ - \frac{(a_{\dot{\varphi}} + a_{\dot{z}})(a_{\text{пп}} + 2a_{\text{вд}})}{2} \left(\frac{\overline{Q_M}}{\overline{p}} T_i \right)^2 \Delta \ddot{p}_{\text{м}} - \frac{(a_{\dot{\varphi}} + a_{\dot{z}})(a_{\text{пп}} + 2a_{\text{вд}} + 4a_{\text{внд}})}{2a_{\text{внд}}} \frac{\overline{Q_M}}{\overline{p}} T_i \Delta \dot{p}_{\text{м}} - \\ - \frac{(a_{\dot{\varphi}} + a_{\dot{z}})}{a_{\text{внд}}} \Delta p_{\text{м}} - \frac{b_{\text{внд}}(a_{\text{пп}} + 2a_{\text{вд}})}{a_{\text{внд}}} \frac{\overline{Q_M}}{2\overline{p}} T_i \Delta \dot{S}_{\text{внд}} - \frac{b_{\text{внд}}}{a_{\text{внд}}} \Delta S_{\text{внд}} - b_{\text{вд}} \frac{\overline{Q_M}}{\overline{p}} T_i \Delta \dot{S}_{\text{вд}} + b_{\text{в}} \Delta n - \Delta p_{\text{пп}} \\ - \frac{(a_{\dot{\varphi}} + a_{\dot{z}})(a_{\text{пп}} + 2a_{\text{вд}})}{4} \left(\frac{\overline{Q_M}}{\overline{p}} T_i \right)^3 \Delta \ddot{p}_{\text{м}} - \frac{(a_{\dot{\varphi}} + a_{\dot{z}})(a_{\text{пп}} + 2a_{\text{вд}} + 4a_{\text{внд}})}{4a_{\text{внд}}} \left(\frac{\overline{Q_M}}{\overline{p}} T_i \right)^2 \Delta \ddot{p}_{\text{м}} - \frac{(a_{\dot{\varphi}} + a_{\dot{z}})}{2a_{\text{внд}}} \frac{\overline{Q_M}}{\overline{p}} T_i \Delta \dot{p}_{\text{м}} - \\ - \frac{b_{\text{внд}}(a_{\text{пп}} + 2a_{\text{вд}})}{4a_{\text{внд}}} \left(\frac{\overline{Q_M}}{\overline{p}} T_i \right)^2 \Delta \dot{S}_{\text{внд}} - \frac{b_{\text{внд}}}{2a_{\text{внд}}} \frac{\overline{Q_M}}{\overline{p}} T_i \Delta \dot{S}_{\text{внд}} - \frac{b_{\text{вд}}(a_{\dot{\varphi}} + a_{\dot{z}})}{2} \left(\frac{\overline{Q_M}}{\overline{p}} T_i \right)^2 \Delta \dot{S}_{\text{вд}} + \frac{b_{\text{в}}}{2} \frac{\overline{Q_M}}{\overline{p}} T_i \Delta \dot{n} = \frac{\overline{Q_M}}{2\overline{p}} T_i \Delta \dot{p}_{\text{пп}} \end{aligned} \right\} \quad (\text{Г.16})$$

або

$$\left. \begin{aligned} a_{\text{вд}} \frac{\overline{Q_M}}{\overline{p}} T_i \Delta \dot{p}_{\text{м}} + \frac{(a_{\text{вд}} + a_{\text{внд}})}{a_{\text{внд}}} \Delta p_{\text{м}} - a_{\text{пп}} \frac{\overline{Q_M}}{2\overline{p}} T_i \Delta \dot{p}_{\text{пп}} - \frac{a_{\dot{\varphi}} + a_{\dot{z}} + a_{\text{пп}}}{(a_{\dot{\varphi}} + a_{\dot{z}})} \Delta p_{\text{пп}} = \frac{b_{\text{внд}}}{a_{\text{внд}}} \Delta S_{\text{внд}} - b_{\text{вд}} \Delta S_{\text{вд}} - \frac{a_{\text{пп}} b_{\text{в}}}{(a_{\dot{\varphi}} + a_{\dot{z}})} \Delta n \\ \Delta p_{\text{пп}} = - \frac{(a_{\dot{\varphi}} + a_{\dot{z}})(a_{\text{пп}} + 2a_{\text{вд}})}{2} \left(\frac{\overline{Q_M}}{\overline{p}} T_i \right)^2 \Delta \ddot{p}_{\text{м}} - \frac{(a_{\dot{\varphi}} + a_{\dot{z}})(a_{\text{пп}} + 2a_{\text{вд}} + 4a_{\text{внд}})}{2a_{\text{рлл}}} \frac{\overline{Q_M}}{\overline{p}} T_i \Delta \dot{p}_{\text{м}} - \\ - \frac{(a_{\dot{\varphi}} + a_{\dot{z}})}{a_{\text{внд}}} \Delta p_{\text{м}} - \frac{b_{\text{рлл}}(a_{\text{пп}} + 2a_{\text{вд}})}{a_{\text{внд}}} \frac{\overline{Q_M}}{2\overline{p}} T_i \Delta \dot{S}_{\text{рлл}} - \frac{b_{\text{рлл}}}{a_{\text{внд}}} \Delta S_{\text{рлл}} - b_{\text{рл}} \frac{\overline{Q_M}}{\overline{p}} T_i \Delta \dot{S}_{\text{рл}} + b_{\text{р}} \Delta n \\ \frac{\overline{Q_M}}{2\overline{p}} T_i \Delta \dot{p}_{\text{пп}} = - \frac{(a_{\dot{\varphi}} + a_{\dot{z}})(a_{\text{пп}} + 2a_{\text{вд}})}{4} \left(\frac{\overline{Q_M}}{\overline{p}} T_i \right)^3 \Delta \ddot{p}_{\text{м}} - \frac{(a_{\dot{\varphi}} + a_{\dot{z}})(a_{\text{пп}} + 2a_{\text{вд}} + 4a_{\text{внд}})}{4a_{\text{внд}}} \left(\frac{\overline{Q_M}}{\overline{p}} T_i \right)^2 \Delta \ddot{p}_{\text{м}} - \\ - \frac{(a_{\dot{\varphi}} + a_{\dot{z}})}{2a_{\text{внд}}} \frac{\overline{Q_M}}{\overline{p}} T_i \Delta \dot{p}_{\text{м}} - \frac{b_{\text{внд}}(a_{\text{пп}} + 2a_{\text{вд}})}{4a_{\text{внд}}} \left(\frac{\overline{Q_M}}{\overline{p}} T_i \right)^2 \Delta \dot{S}_{\text{внд}} - \frac{b_{\text{внд}}}{2a_{\text{внд}}} \frac{\overline{Q_M}}{\overline{p}} T_i \Delta \dot{S}_{\text{внд}} - \frac{b_{\text{вд}}(a_{\dot{\varphi}} + a_{\dot{z}})}{2} \left(\frac{\overline{Q_M}}{\overline{p}} T_i \right)^2 \Delta \dot{S}_{\text{вд}} + \frac{b_{\text{в}}}{2} \frac{\overline{Q_M}}{\overline{p}} T_i \Delta \dot{n} \end{aligned} \right\} \quad (\text{Г.17})$$

Додаток Д

Геометричні розміри, характеристики, властивості елементів, використані при розрахунку коефіцієнтів математичної моделі та розробці фізичної моделі моторизованого респіратора, фізичні величини.

Властивості повітря:

T – температура, 20°C;

ρ – густина, 1,2041 кг/м³;

μ – динамічна в'язкість повітря при 20 °C становить $1,78 \cdot 10^{-5}$ Па·с

ν – кінематична в'язкість повітря, $1,478 \cdot 10^{-5}$ м²/с;

Фільтр (фільтрувальний патрон ФРПА Р2)

Наповнювач – нетканий матеріал «Елефлен», сформований у концентричні складені складки (гофри);

D_ϕ – діаметр фільтрувального патрону, 100мм;

β – щільність упакування волокон (0,01-0,1), 0,035;

H – товщина фільтрувального шару (3-5мм), 4мм;

a – середній радіус волокон у фільтрі (2,5-6,5 мкм), 4,5 мкм.

Δp_0 – початковий опір чистого фільтра, 100 Па (при витраті 95 л/хв);

k_n – коефіцієнт пропорційності, який залежить від швидкості фільтрації,
5,0 м⁴/с²;

ρ_n – насипна щільність часток пилу, 800 кг/м³;

φ – коефіцієнт нерівномірності розподілу пилу на волокнах матеріалу,
1,3;

F_0 – загальна площа фільтрування, 0.005 м².

Повітропровід

$D_{\text{вн}}$ – внутрішній діаметр з'єднувального шлангу, 30 мм;

$l_{\text{шл}}$ – довжина з'єднувального шлангу, 1м;

ξ – безрозмірний коефіцієнт місцевого опору, прийнято 0,05;

Клапани:

Умовний діаметр прохідного отвору клапану вдиху d_0 : 22 мм;

Розрахунковий діаметр $D_{вд}$: 30 мм;

Умовний діаметр прохідного отвору клапану видиху d_0 : 25 мм;

Розрахунковий діаметр, $D_{вид}$: 38 мм;

Вимірний об'єм маска панорамної протигаза ППМ 88 становить приблизно 0,6 л. Вимірювся, як об'єм води, що заповнював простір між лицьовою частиною та головою манекена.

Відцентровий вентилятор:

Модель – SUNON, PMB1212PLB2-A



Встановлено безколекторний двигун постійного струму, робочий режим 2200-6200 об/хв.

Додаток Е

Розрахунок коефіцієнтів математичної моделі, отриманої аналічним шляхом

Відповідно до параметрів, визначених при дослідженні фізичної моделі моторизованого респіратора, для вентилятора приймемо:

За базову точку $n_0=2200$ об/хв;

За робочу точку $n_1=6200$ об/хв;

Тоді при $n_0=2200$ об/хв, $\Delta p_{B0}=210$ Па;

Витрата об'ємна $Q_{B0}=0,00384$ м³/с;

Коефіцієнти a_ϵ та b_ϵ можна отримати із співвідношень:

$$\frac{Q_{M1}}{\rho_1} = \frac{Q_{M0}}{\rho_0} \left(\frac{n_1}{n_0} \right), \quad \Delta p_{B1} = \Delta p_{B0} \left(\frac{n_1}{n_0} \right)^2, \quad (E.1)$$

або перевівши до об'ємної витрати

$$Q_{B1} = Q_{B0} \left(\frac{n_1}{n_0} \right) \quad (E.2)$$

Отримаємо:

$$Q_{B1}=0,00384 \cdot (6200/2200)=0,0108 \text{ м}^3/\text{с}$$

$$\Delta p_{B0}=210 \cdot (6200/2200)^2 = 1668 \text{ Па}$$

$$\alpha_B = \frac{\partial \Delta p_\epsilon}{\partial Q_M}, \quad b_B = \frac{\partial \Delta p_\epsilon}{\partial n} \quad (E.3)$$

$$a_\epsilon = (1668-210)/(0,0108-0,00384)=208806,818, \text{ 1}/(\text{м} \cdot \text{с});$$

$$b_\epsilon = (1668-210)/(6200-2200)=0,364, \text{ Па}/(\text{об}/\text{хв}).$$

Коефіцієнт втрат тиску на фільтрі:

$$a_\phi = \frac{4\mu R_0 L}{\pi d_\phi^2} \quad (E.4)$$

$$a_\phi = \frac{4 \cdot 0,00001780 \cdot 10,67797076 \cdot 2200725,85}{3,1415 \cdot 0,01} = 53259,6, \text{ 1}/(\text{м} \cdot \text{с});$$

$$R_0 = \frac{4\pi}{-0,5 \ln \beta - 0,5 + \frac{\beta^2}{2(1+\beta^2)}} \quad (E.5)$$

$$R_0 = \frac{4 \cdot 3,1415}{-0,5 \ln(0,035) - 0,5 + \frac{(0,035)^2}{2(1 + (0,035)^2)}} = 10,678$$

$$L = \beta H / \pi a^2 \quad (\text{E.6})$$

$$L = \frac{0,035 \cdot 0,004}{3,1415 \cdot 0,0000045^2} = 2200725,85 \text{ м}$$

Для повітропроводу:

$$a_{III} = \left(\frac{\lambda \cdot L}{d_{BH}} + \sum_{i=1}^n \xi_i \right) \cdot \frac{\bar{Q}_M}{\rho \cdot S^2}, \quad (\text{E.7})$$

Враховуючи:

$$\lambda = \frac{0,3164}{Re^{0,25}} \text{ якщо } Re > 4000 \text{ (формула Блазіуса)}. \quad (\text{E.8})$$

$$\lambda = 0,023831444$$

$$Re = (Q_V \cdot D) / (v \cdot S), \quad (\text{E.9})$$

$$Re \approx 31000$$

$$a_{III} = 15189,28 \text{ 1/(м} \cdot \text{с)};$$

Для клапану вдиху:

$$a_{ВД} = \frac{2K_{ВД} \cdot \bar{Q}_M}{\bar{S}_{ВД}^2} \quad (\text{E.10})$$

$$K_{ВД} = \frac{\xi_{ВД}}{2\rho}, \quad (\text{E.11})$$

$$m = d_0/D$$

d_0 – умовний діаметр прохідного отвору клапану, мм;

$D_{ВД}$ – розрахунковий діаметр клапану, мм;

Значення ξ визначається з таблиці

m	0,02	0,04	0,06	0,08	0,1	0,12	0,14	0,16	0,18	0,2	0,22
ξ	7000	1670	730	400	245	165	117	86,0	65,5	51,5	40,0
m	0,24	0,26	0,28	0,3	0,34	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9
ξ	32,0	26,8	22,3	18,2	13,1	8,25	4,00	2,00	0,97	0,42	0,13

Рисунок Е.1 – Таблиця визначення коефіцієнт місцевого опору клапанів

Отже,

$$a_{ВД} = 143646,0165 \text{ 1/(м·с)}; a_{ВИД} = 199207,6522 \text{ 1/(м·с)}.$$

Подальший розрахунок (Е.12-Е.18) проведено з використанням Microsoft Excel.

$$Z = \frac{\overline{Q_M}}{\bar{p}} T_i \quad (\text{Е.12})$$

$$a_3 = Z^3 \frac{a_{ПП}(a_{\Phi} + a_{В})(a_{ПП} + 2a_{ВД})}{4} \quad (\text{Е.13})$$

$$\begin{aligned} a_2 &= Z^2 \frac{a_{ПП}(a_{\Phi} + a_{В})(a_{ПП} + 2a_{ВД} + 4a_{ВИД})}{4a_{ВИД}} + \frac{(a_{\Phi} + a_{В} + 1)}{(a_{\Phi} + a_{В})} \cdot \frac{(a_{\Phi} + a_{В})(a_{ПП} + 2a_{ВД})}{2} = \\ &= Z^2 \frac{a_{ПП}(a_{\Phi} + a_{В})(a_{ПП} + 2a_{ВД} + 4a_{ВИД}) + 2a_{ВИД}(a_{\Phi} + a_{В} + 1)(a_{ПП} + 2a_{ВД})}{4a_{ВИД}} = \\ &= Z^2 \frac{a_{ПП}(a_{\Phi} + a_{В})(a_{ПП} + 2a_{ВД} + 4a_{ВИД}) + 2a_{ВИД}(a_{\Phi} + a_{В} + 1)(a_{ПП} + 2a_{ВД})}{4a_{ВИД}} \end{aligned} \quad (\text{Е.14})$$

$$\begin{aligned} a_1 &= Z \left(a_{ВД} + \frac{a_{ПП}(a_{\Phi} + a_{В})}{2a_{ВИД}} + \frac{(a_{\Phi} + a_{В} + a_{ПП})(a_{\Phi} + a_{В})(a_{ПП} + 2a_{ВД} + 4a_{ВИД})}{2a_{ВИД}} \right) = \\ &= Z \left(a_{ВД} + \frac{a_{ПП}(a_{\Phi} + a_{В})}{2a_{ВИД}} + \frac{(a_{\Phi} + a_{В} + a_{ПП})(a_{ПП} + 2a_{ВД} + 4a_{ВИД})}{2a_{ВИД}} \right) = \\ &= Z \frac{2a_{ВИД}(a_{ВД} + 2a_{\Phi} + 2a_{В} + 2a_{ПП}) + a_{ПП}(a_{ПП} + 2a_{\Phi} + 2a_{В} + 2a_{ВД}) + 2a_{ВД}(a_{\Phi} + a_{В})}{2a_{ВИД}} \end{aligned} \quad (\text{Е.15})$$

$$a_0 = \frac{(a_{ВД} + a_{ВИД})}{a_{ВИД}} + \frac{(a_{\Phi} + a_{В})}{a_{ВИД}} = \frac{a_{ВД} + a_{ВИД} + a_{\Phi} + a_{В}}{a_{ВИД}} \quad (\text{Е.16})$$

$$b_1 = Z \frac{b_{В}}{2} \quad (\text{Е.17})$$

$$b_0 = b_{В} - \frac{a_{ПП} \cdot b_{В}}{(a_{\Phi} + a_{В})} = \frac{a_{\Phi} b_{В} + a_{В} b_{В} - a_{ПП} b_{В}}{a_{\Phi} + a_{В}} = \frac{b_{В}(a_{\Phi} + a_{В} - a_{ПП})}{a_{\Phi} + a_{В}} \quad (\text{Е.18})$$

a3	a2	a1	a0	b1	b0
0,002246770	0,172352106	1,795303113	3,036630589	0,000000356	0,343338666
Ділимо всі коефіцієнти на a0					
0,000739889	0,056757679	0,591215513	1,0	0,000000117	0,113065668

Рисунок Е.2 – Результати розрахунку коефіцієнтів математичної моделі

Результати налаштування П-, ІІ- та ІІД-регулятора

Таблиця Є.1 – Результати налаштування П-регулятора при виконанні робіт категорії «Легкі фізичні роботи Іа»

Кп	Відхилення		Середнє значення тиску в масці, Па	Усталена похибка	
	Вдих, Па	Видих, Па		Па	%
10	-176,1	-56,1	53,9	116,1	68,294
20	-136,1	-52,48	75,71	94,29	55,465
50	-64,85	-39,74	117,705	52,295	30,762
100	-39,77	-20,87	139,68	30,32	17,835
200	-17,65	-12,07	155,14	14,86	8,741
300	-11,88	-8,16	159,98	10,02	5,894
400	-8,961	-6,164	162,4375	7,5625	4,449
350	-10,21	-7,023	161,3835	8,6165	5,069
360	-9,93	-6,833	161,6185	8,3815	4,930

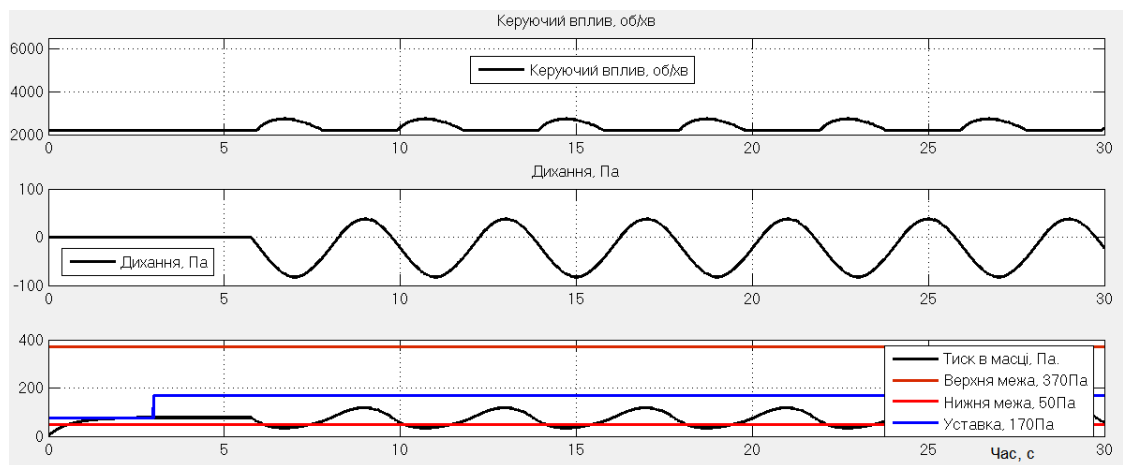


Рисунок Є.1 – Робота імітаційної моделі системи керування моторизованим респіратором з П-регулятором, $k_p=20$. Роботи категорії «Легкі фізичні роботи Іб»

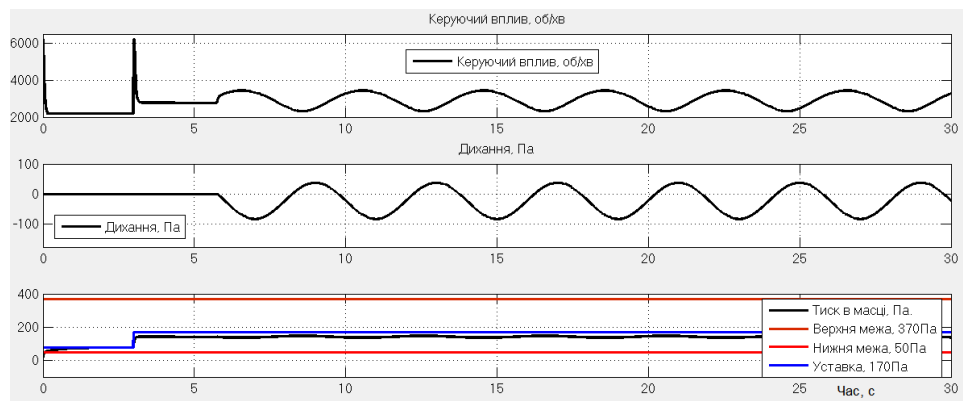


Рисунок 6.2 – Робота імітаційної моделі системи керування моторизованим респіратором з П-регулятором, $k_p=100$.

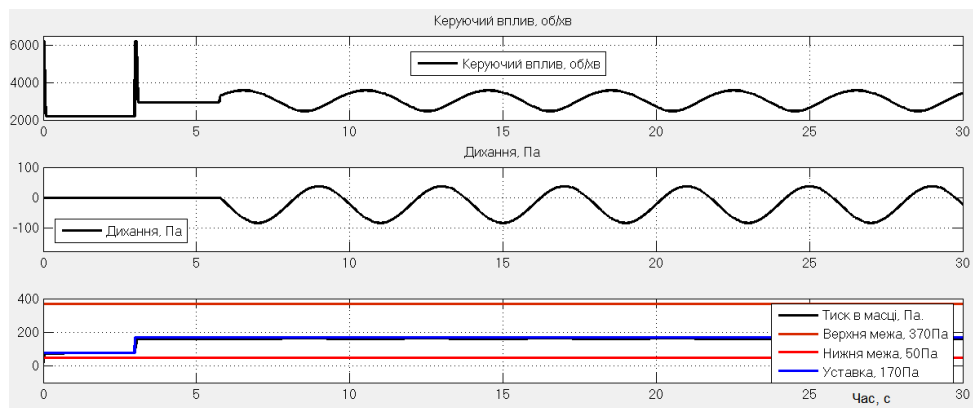


Рисунок 6.3 – Робота імітаційної моделі системи керування моторизованим респіратором з П-регулятором, $k_p=360$.

Таблиця 6.2 – Результати налаштування П-регулятора при виконанні робіт категорії «Фізичні роботи середньої важкості, Па»

Кп	Відхилення		Середнє значення тиску в масці, Па	Усталена похибка	
	Вдих, Па	Видих, Па		Па	%
10	-234,7	-78,25	53,525	156,48	74,512
20	-159,2	-62,02	99,39	110,61	52,671
50	-74,47	-38,72	153,405	56,595	26,950
100	-39,14	-22,6	179,13	30,87	14,700
200	-20,06	-11,79	194,075	15,925	7,583
300	-13,48	-7,98	199,27	10,73	5,110
400	-10,15	-6,03	201,91	8,09	3,852
410	-9,91	-5,88	202,105	7,895	3,760

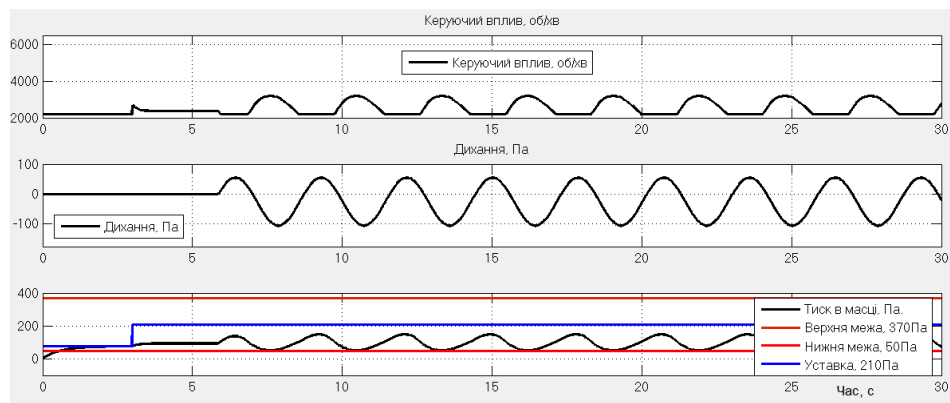


Рисунок Є.4 – Робота імітаційної моделі системи керування моторизованим респіратором з П-регулятором, $k_p=20$. Роботи категорії «Фізичні роботи середньої важкості, Па»

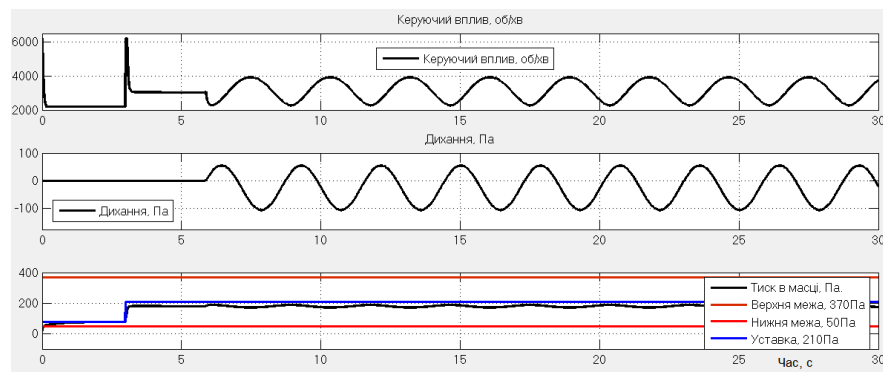


Рисунок Є.5 – Робота імітаційної моделі системи керування моторизованим респіратором з П-регулятором, $k_p=100$. Роботи категорії «Фізичні роботи середньої важкості, Па»

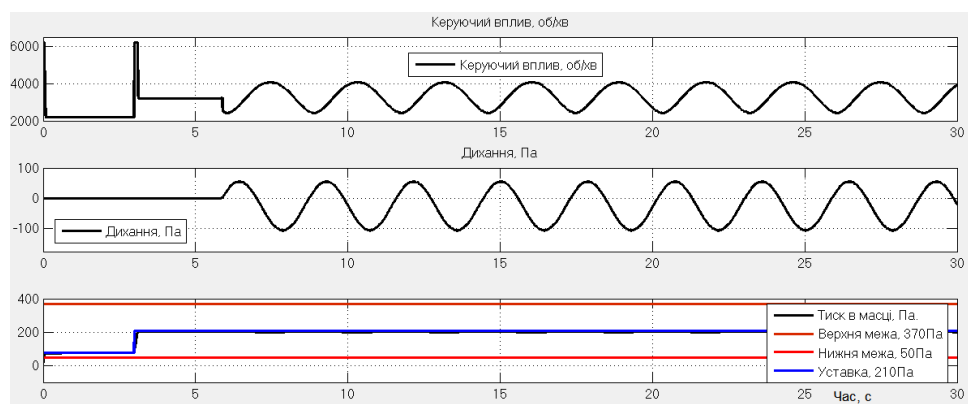


Рисунок Є.6 – Робота імітаційної моделі системи керування моторизованим респіратором з П-регулятором, $k_p=410$. Роботи категорії «Фізичні роботи середньої важкості, Па»

Таблиця Є.3 – Результати налаштування П-регулятора при виконанні робіт категорії «Важкі фізичні роботи, III» (Уставка 290Па, Ч/А 30/120)

Кп	Макс. відхилення		Середнє значення тиску в масці, Па	Усталена похибка	
	Вдих, Па	Видих, Па		Па	%
20	-202,4	-64,27	156,665	133,34	45,978
50	-92,51	-28,52	229,485	60,515	20,867
100	-48,18	-14,47	258,675	31,325	10,802
200	-24,57	-6,92	274,255	15,745	5,429
400	-12,41	-2,97	282,31	7,69	2,652
500	-9,945	-2,16	283,9475	6,0525	2,087

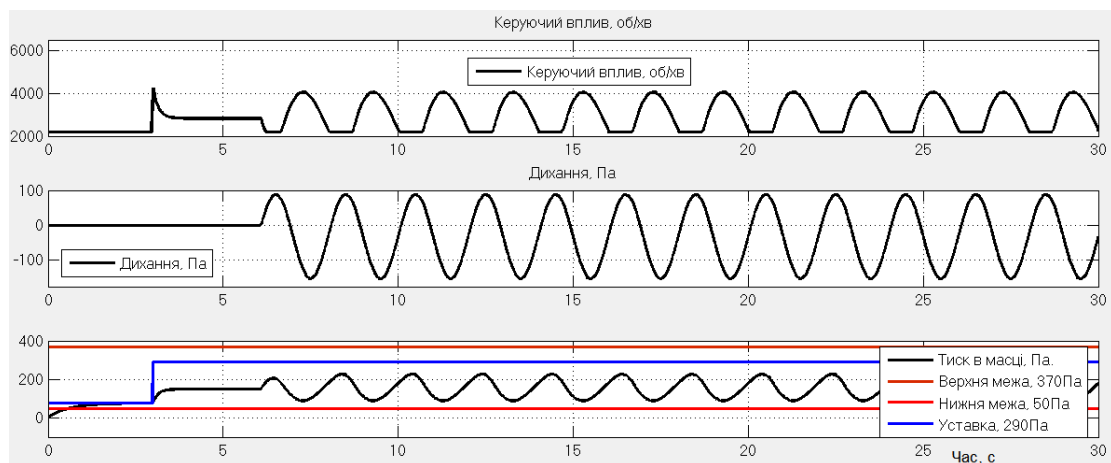


Рисунок Є.7 – Робота імітаційної моделі системи керування з П-регулятором, $k_p=20$. Роботи категорії «Важкі фізичні роботи III»

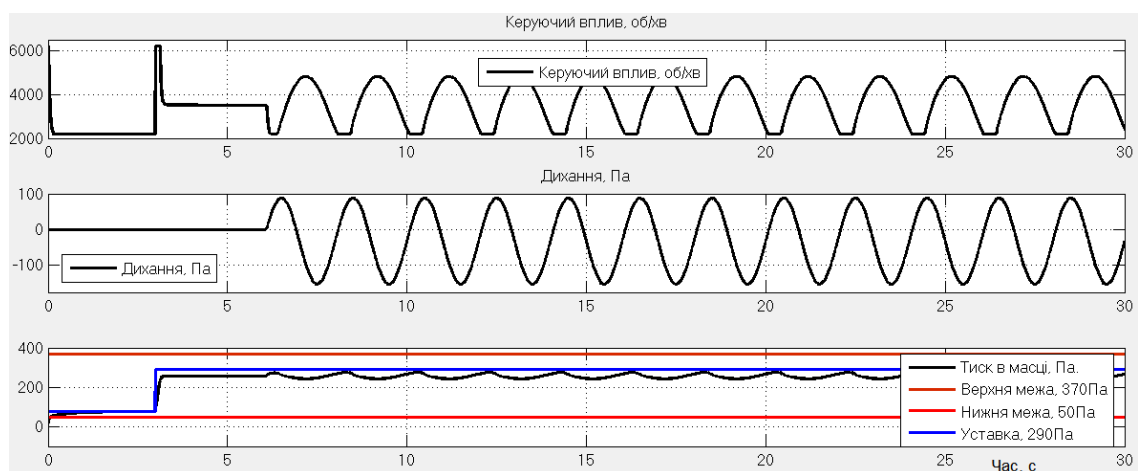


Рисунок Є.8 – Робота імітаційної моделі системи керування з П-регулятором, $k_p=100$. Роботи категорії «Важкі фізичні роботи III»

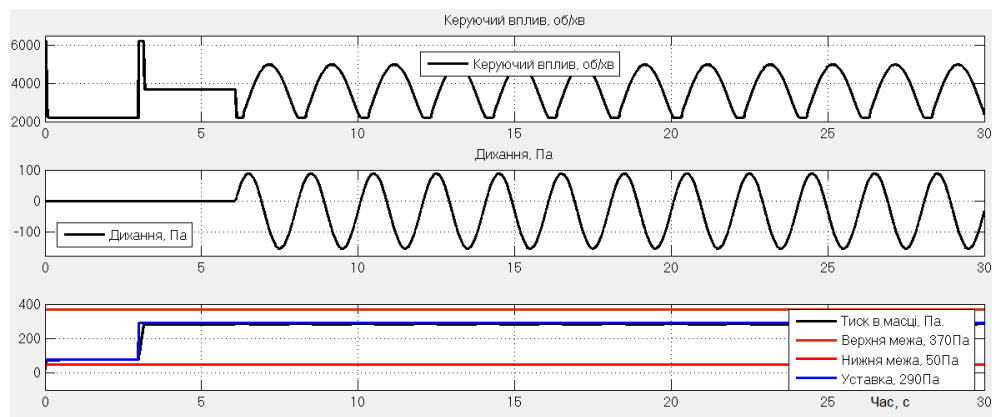


Рисунок Є.9 – Робота імітаційної моделі системи керування з П-регулятором, $k_p=500$. Роботи категорії «Важкі фізичні роботи ІІІ»

Таблиця Є.4 – Результати налаштування цифрового П-регулятора при виконанні робіт категорії «Легкі фізичні роботи Іа»

Кп	Відхилення		Середнє значення тиску в масці, Па	Усталена похибка		Перерегулювання
	Вдих, Па	Видих, Па		Па	%	
360	-31,53	99,86	204,165	-34,17	-20,097	100,7
250	-34,95	92,27	198,66	-28,66	-16,859	92,27
150	-42,89	65,65	181,38	-11,38	-6,694	65,65
100	-47,81	-2,526	144,832	25,168	14,805	38,73
50	-64,9	-39,51	117,795	52,205	30,709	-
60	-55,12	-35,97	124,455	45,545	26,791	8,97
57	-57,73	-37,03	122,62	47,38	27,871	-

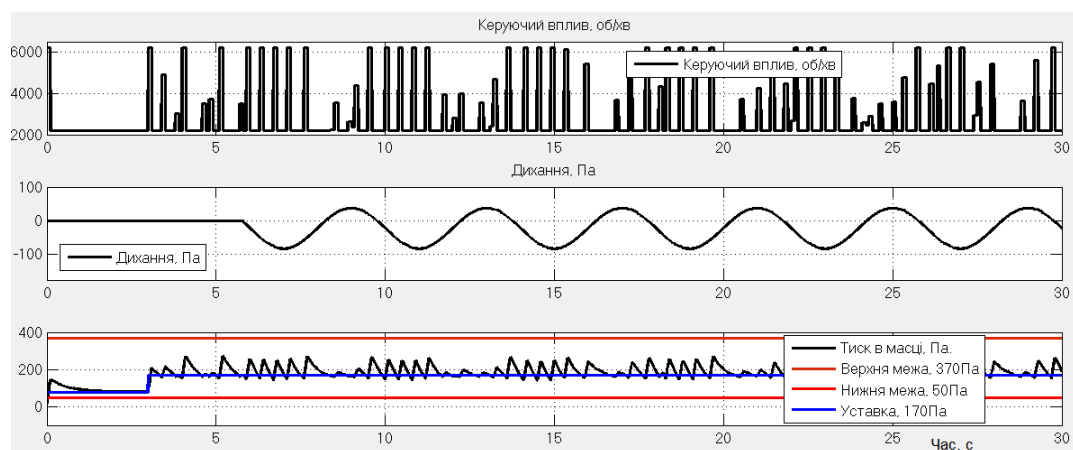


Рисунок Є.10 – Робота імітаційної моделі системи керування з цифровим П-регулятором, $k_p=360$. Роботи категорії «Легкі фізичні роботи Іб»

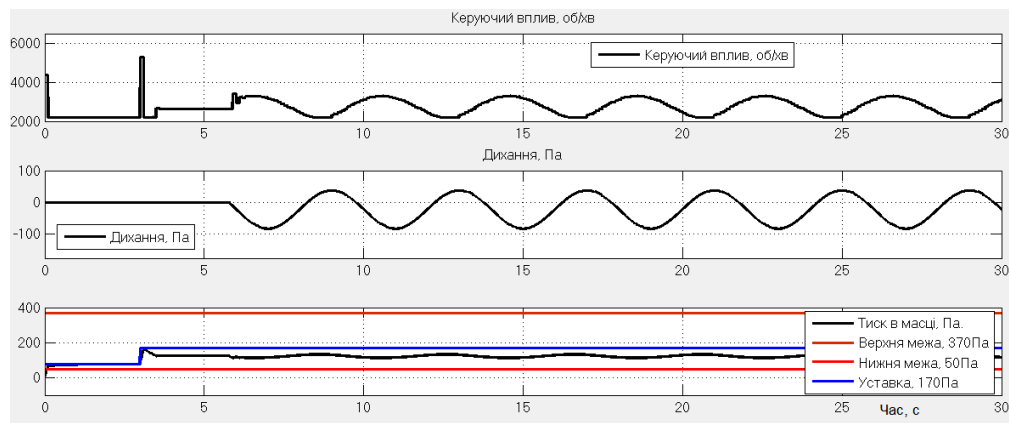


Рисунок Є.11 – Робота імітаційної моделі системи керування з цифровим П-регулятором, $k_p=57$. Роботи категорії «Легкі фізичні роботи Іб»

Таблиця Є.5 – Результати налаштування цифрового П-регулятора при виконанні робіт категорії «Фізичні роботи середньої важкості, Па»

Кп	Відхилення		Середнє значення тиску в масці, Па	Усталена похибка		Перерегулювання
	Вдих, Па	Видих, Па		Па	%	
410	-44,07	108,7	242,315	-32,32	-15,388	108,7
300	-42,01	93,86	235,925	-25,93	-12,345	93,86
200	-51,12	85,95	227,415	-17,42	-8,293	85,95
100	-62,92	34	195,54	14,46	6,886	34
50	-74,6	-38,08	153,66	56,34	26,829	-
90	-52,27	-12,34	177,695	32,305	15,383	8,73
86	-45,33	-24,72	174,975	35,025	16,679	-

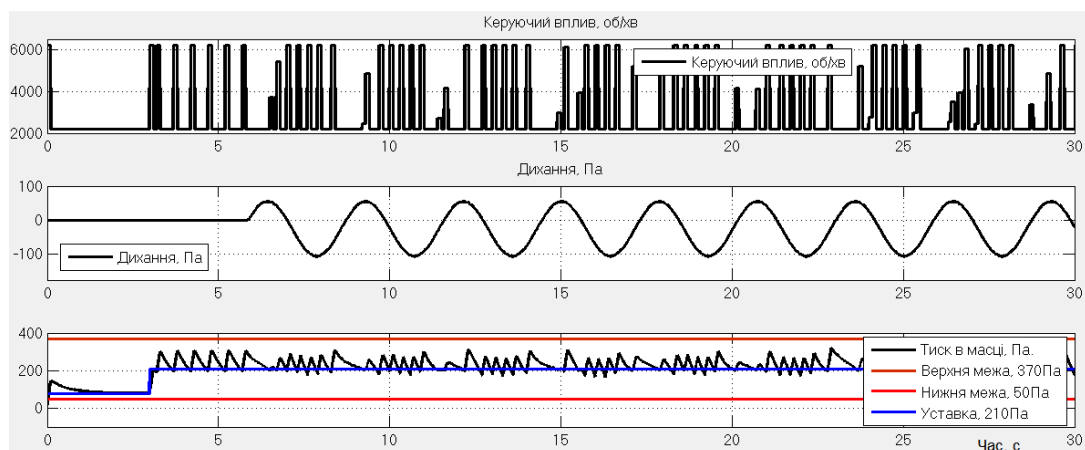


Рисунок Є.12 – Робота імітаційної моделі системи керування з цифровим П-регулятором, $k_p=410$

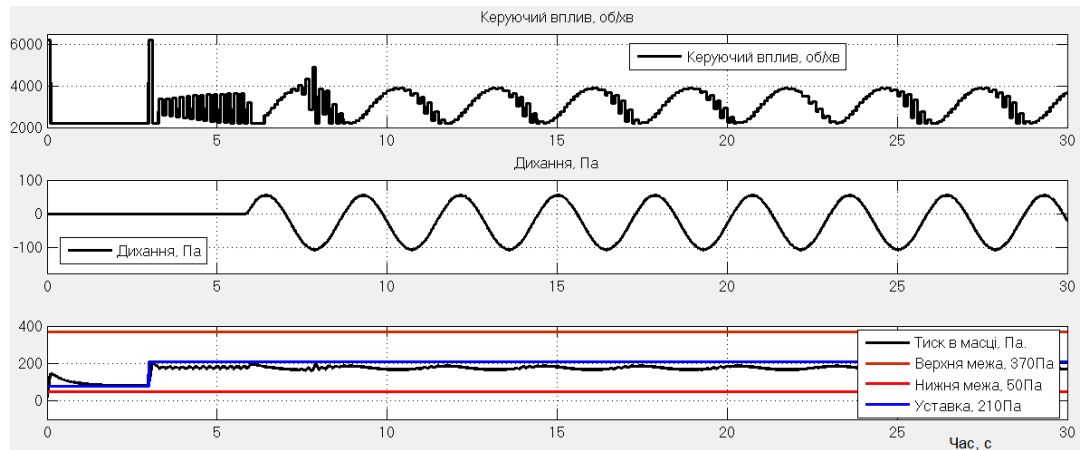


Рисунок Є.13 – Робота імітаційної моделі системи керування з цифровим П-регулятором, $k_p=86$

Таблиця Є.6 – Результати налаштування цифрового П-регулятора при виконанні робіт категорії «Важкі фізичні роботи, III»

Кп	Відхилення		Середнє значення тиску в масці, Па	Усталена похибка		Перерегулювання
	Вдих, Па	Видих, Па		Па	%	
500	-72,6	91,89	299,645	-9,645	-3,326	91,89
400	-73,42	91,55	299,065	-9,065	-3,126	97,5
200	-80,77	88,74	293,985	-3,985	-1,374	88,74
100	-94,14	17,47	251,665	38,335	13,219	29,68
50	-95,96	-26,97	228,535	61,465	21,195	-
70	-91,48	-5,305	241,6075	48,393	16,687	5,571
68	-96,92	-12,25	235,415	54,585	18,822	-

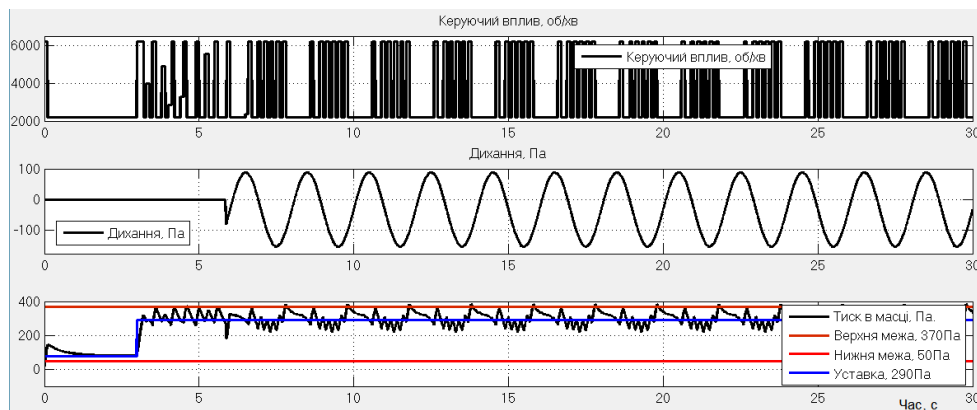


Рисунок Є.14 – Робота імітаційної моделі системи керування з цифровим П-регулятором, $k_p=500$

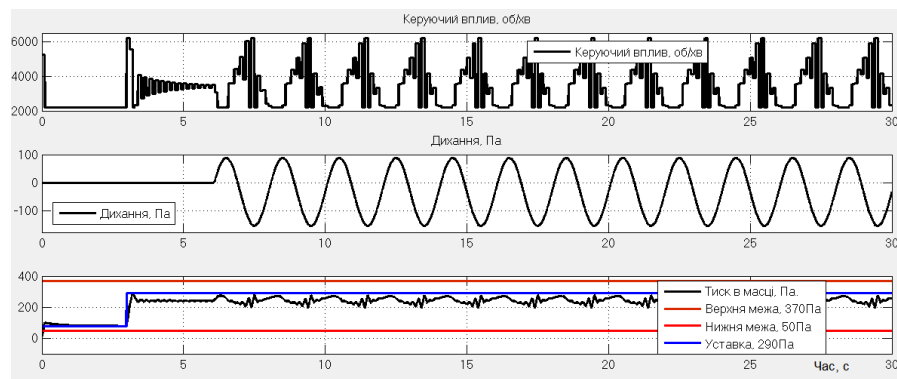


Рисунок Є.15 – Робота імітаційної моделі системи керування з цифровим П-регулятором, $k_p=68$. Роботи категорії «Важкі фізичні роботи III»

Таблиця Є.7 – Результати налаштування цифрового ПІ-регулятора, при $k_p=40$

Кі	Відхилення		Середнє значення тиску в масці, Па	Усталена похибка		Перерегулювання
	Вдих, Па	Видих, Па		Па	%	
5	-29,9	33,15	291,625	-1,625	-0,56	33,15
10	-29	33,52	292,26	-2,26	-0,78	33,52
20	-29,92	34,08	292,08	-2,08	-0,72	34,08
50	-31,82	34,43	291,305	-1,305	-0,45	34,43
100	-34,03	31,32	288,645	1,355	0,47	31,32
150	-41,07	26,24	282,585	7,415	2,56	26,24
200	-46,32	21,31	277,495	12,505	4,31	21,31
80	-33,04	33,34	290,15	-0,15	-0,052	33,34
85	-33,23	32,91	289,84	0,16	0,055	32,91
82	-33,13	33,17	290,02	-0,02	-0,007	33,17

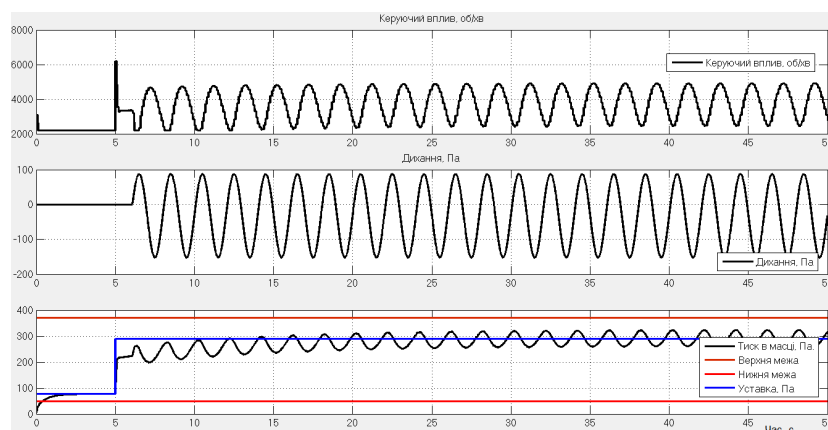


Рисунок Є.16 – Робота імітаційної моделі системи керування з ПІ-регулятором, $k_p=40$, $k_i=5$

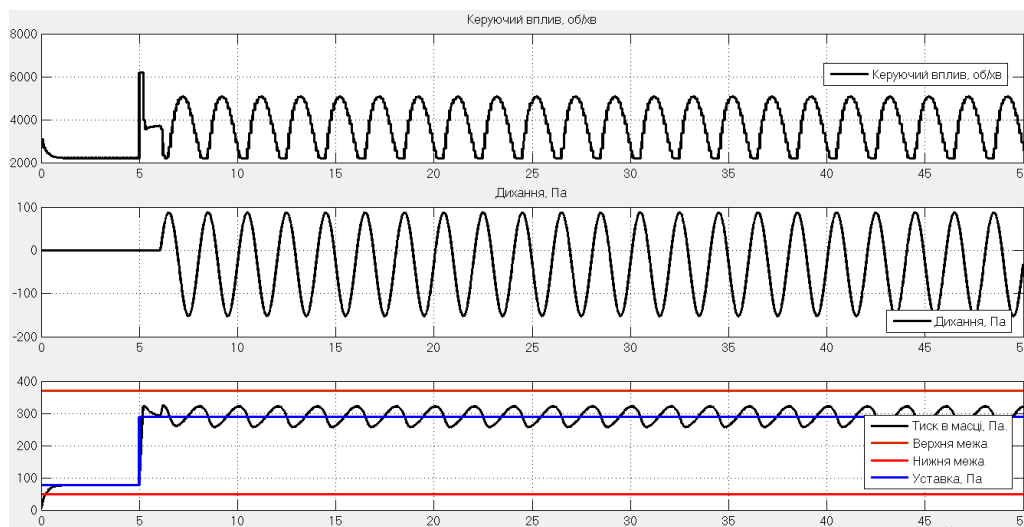


Рисунок Є.17 – Робота імітаційної моделі системи керування з
ПІ-регулятором, $k_p=40$, $k_i=82$

Таблиця Є.8 – Результати налаштування цифровим ПІ-регулятора ($k_p=50$)

Кі	Макс. відхилення		Середнє значення тиску в масці	Статична помилка	
	Вдих	Видих		Па	%
5	-23,34	27,63	292,145	-2,145	-0,74
10	-23,6	27,65	292,025	-2,025	-0,70
20	-24,15	28,16	292,005	-2,005	-0,69
50	-25,17	28,44	291,635	-1,635	-0,56
100	-26,15	27,07	290,46	-0,46	-0,16
150	-28,3	23,76	287,73	2,27	0,78
200	-32,6	20,12	283,76	6,24	2,15
120	-26,17	25,64	289,735	0,265	0,091
110	-26,1	26,37	290,135	-0,135	-0,047
114	-26,02	26,07	290,025	-0,025	-0,009

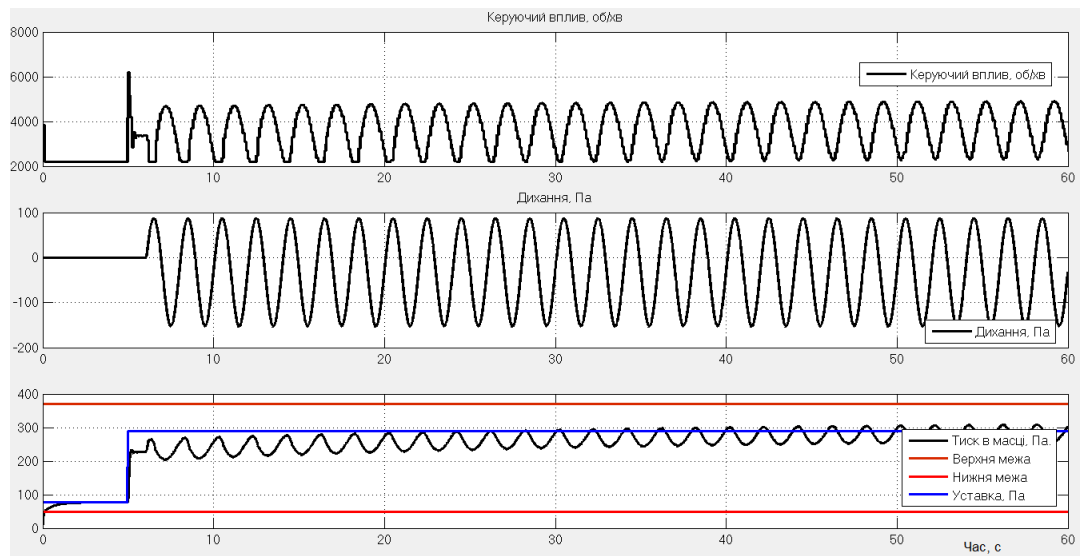


Рисунок Є.18 – Робота імітаційної моделі системи керування з
ПІ-регулятором, $k_p=50$, $k_i=5$

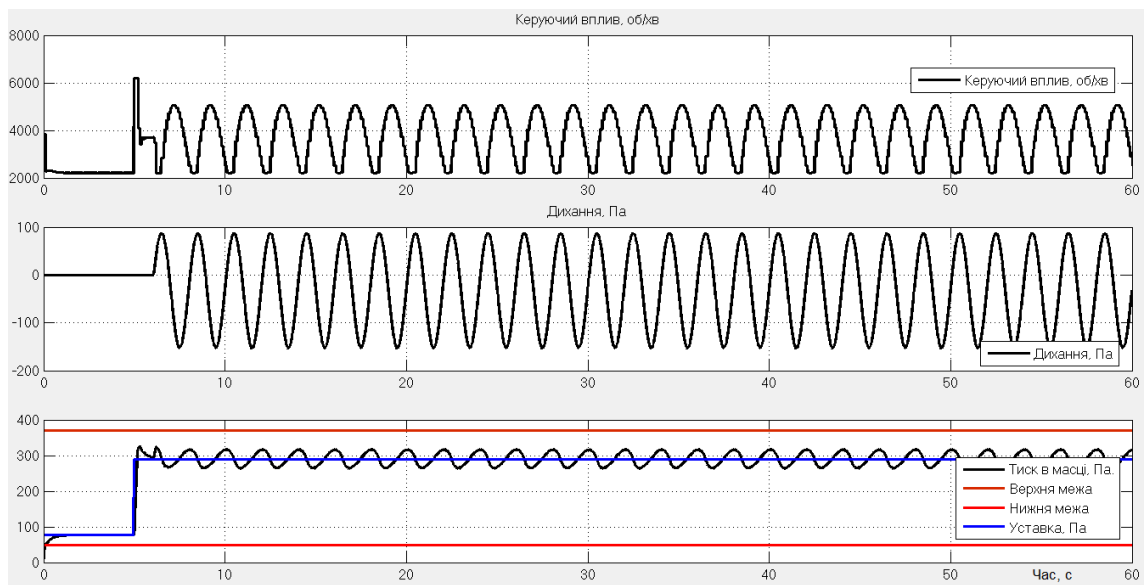
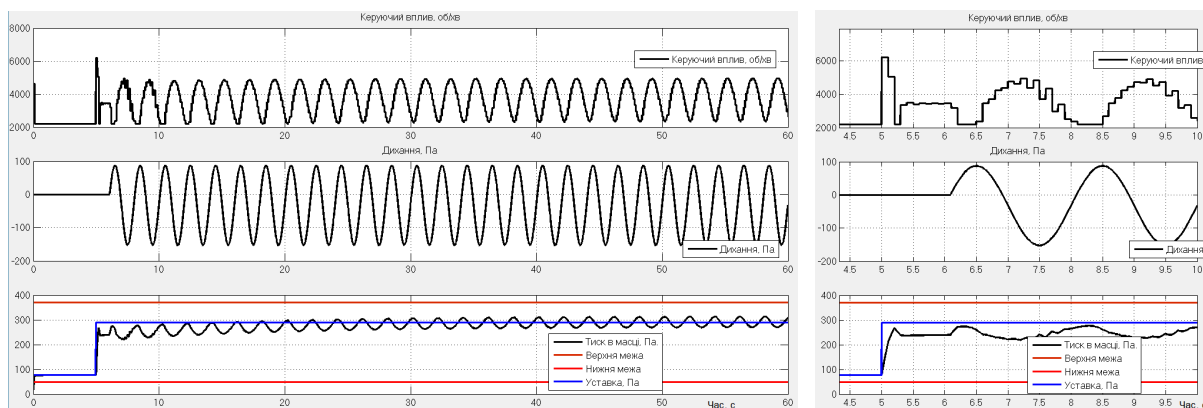
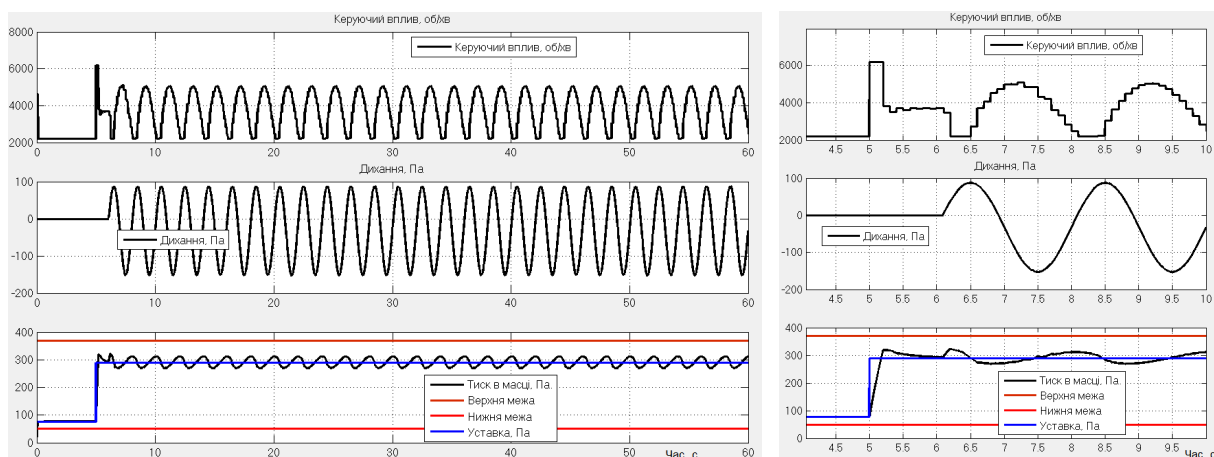


Рисунок Є.19 – Робота імітаційної моделі системи керування з
ПІ-регулятором, $k_p=50$, $k_i=114$

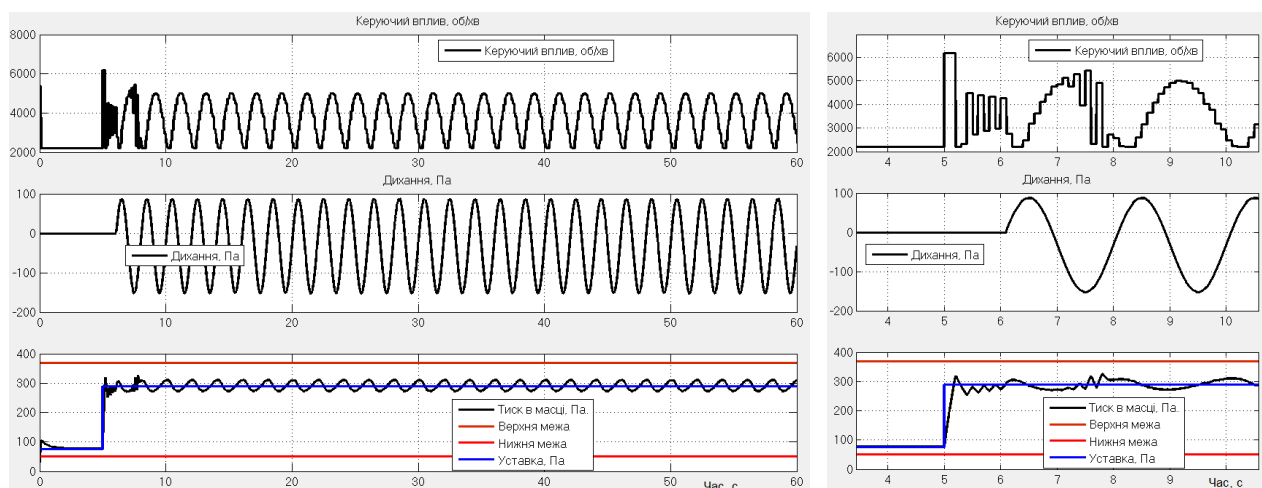
Таблиця Є.9 – Результати налаштування ПІ-регулятора ($k_p=60$)

Кі	Макс. відхилення		Середнє значення тиску в масці	Статична помилка	
	Вдих	Видих		Па	%
5	-19,68	23,67	291,995	-1,995	-0,69
10	-19,88	23,79	291,955	-1,955	-0,67
20	-20,24	23,97	291,865	-1,865	-0,64
50	-20,86	24,23	291,685	-1,685	-0,58
100	-21,44	23,62	291,09	-1,09	-0,376
150	-21,85	21,34	289,745	0,255	0,088
200	-24,75	18,83	287,04	2,96	1,021
140	-21,63	21,76	290,065	-0,065	-0,022
142	-21,68	21,68	290	0	0

Рисунок Є.20 – Робота імітаційної моделі системи керування з ПІ-регулятором, $k_p=60$, $k_i=5$ Рисунок Є.21 – Робота імітаційної моделі системи керування з ПІ-регулятором, $k_p=60$, $k_i=142$

Таблиця Є.10 – Результати налаштування цифрового ПІ-регулятора ($k_p=70$)

Кі	Макс. відхилення		Середнє значення тиску в масці	Статична помилка	
	Вдих	Видих		Па	%
20	-17,48	20,9	291,71	-1,71	-0,59
50	-17,8	21,22	291,71	-1,71	-0,59
100	-18,31	21,18	291,435	-1,435	-0,49
150	-18,67	27,05	294,19	-4,19	-1,44
200	-18,83	30,67	295,92	-5,92	-2,04
120	-18,71	24,58	292,935	-2,935	-1,01
110	-18,4	21,45	291,525	-1,525	-0,52
107	-18,27	20,53	291,13	-1,13	-0,39

Рисунок Є.22 – Робота імітаційної моделі системи керування з ПІ-регулятором, $k_p=70$, $k_i=107$

Додаток Ж

Вартість основного обладнання та технічних засобів автоматики, використаних при розробці експериментального зразка моторизованого респіратора

Таблиця Ж.1 – Основне обладнання, матеріали та їх ціна

№	Найменування	Кількість, од.	Ціна за одиницю, грн.	Сума, грн.
1	Контролер, Arduino UNO R3	1	300	300
2	Символьний дисплей LCD 2004 20x4	1	230	230
3	Датчик диференціального тиску MPXV7002DP	2	1500	3000
4	Датчик наявності пилу в потоці повітря Nova SDS011 UART	1	1200	1200
5	Датчик концентрації вуглекислого газу (CO ₂) MH-Z19B2	1	1100	1100
6	Датчик температури та вологості DHT22	1	150	150
7	Безколекторний електродвигун A2208	1	250	250
8	Електронний контролер швидкості 30А	1	300	300
9	Плата заряду 3S	1	110	110
10	Індикатор заряду 3S	1	80	80
11	Перетворювач напруги 12В	1	80	80
12	Перетворювач напруги 5В	1	90	90
13	Пластик для 3D друку	0,300 кг	700	210
14	Маска панорамна ППМ	1	1400	1400
15	Шланг з'єднувальний ГП	1	120	120
16	Фільтрувальна коробка ФРПА Р2	2	250	500
17	Відцентровий вентилятор BFB1012VH	1	520	520
18	Акумулятор LiitoKala 18650 Li-Ion Lii-34B-JT, 3400 мАг	3	250	750
19	Додаткові матеріали, елементи		500	500
		Всього		10890