

© Д.В. Славінський<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Національний технічний університет «Дніпровська політехніка», Дніпро, Україна

## ВИЗНАЧЕННЯ МОДЕЛІ МОТОРОВАНОГО РЕСПІРАТОРА ДЛЯ ДОСЛІДЖЕННЯ РЕЖИМІВ ЙОГО РОБОТИ

© D. Slavynskiy<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Dnipro University of Technology, Dnipro, Ukraine

## DETERMINATION OF THE MODEL OF A POWERED AIR-PURIFYING RESPIRATOR FOR RESEARCHING ITS OPERATIONAL MODES

**Мета.** Обґрунтування технічних рішень при створенні експериментальної установки моторованого респіратора, розробка дослідницької системи, планування та проведення експерименту, визначення структури об'єкта та її параметрів, підтвердження адекватності отриманої імітаційної моделі моторованого респіратора до об'єкта керування відповідно до умов технологічного процесу.

**Методика досліджень.** Дослідження виконувалися на експериментальній установці шляхом активного експерименту. Для контролю за тиском запропоновано використати датчик, з аналоговим виходом та контролер для реєстрації даних. За рахунок варіювання швидкості обертання вентилятора визначалося значення тиску в масці респіратора. На підставі отриманих даних проводилася структурна і параметрична ідентифікація та перевірка отриманої моделі на адекватність до об'єкта керування за критерієм Фішера.

**Результати дослідження.** За результатами дослідження встановлено, що моторований респіратор за каналом «швидкість обертання вентилятора – тиск в масці» є несиметричним об'єктом. Процеси збільшення та зменшення тиску відповідають за формою експоненціальним функціям та можуть бути описані аперіодичними ланками першого порядку з різними постійними часу. На підставі аналізу структури об'єкта керування створена відповідна несиметрична модель в якій аперіодичні ланки представлені у просторі стану. Шляхом оцінки параметрів визначені постійні часу та коефіцієнт посилення моделі. За критерієм Фішера підтверджено адекватність отриманої імітаційної моделі до об'єкта керування.

**Наукова новизна.** Уперше отримано неперервну передаточну функцію моторованого респіратора у вигляді комплексу двох аперіодичних ланок першого порядку з різними постійними часу.

**Практичне значення.** Запропоновано універсальний метод отримання імітаційних моделей моторованих респіраторів за рахунок використання розробленої експериментальної установки та середовища імітаційного моделювання Simulink математичного пакету MATLAB. Отримана імітаційна модель моторованого респіратора дозволяє досліджувати режими його роботи з метою визначення вимог до системи керування та її подальшого синтезу з використанням різноманітних регуляторів.

**Ключові слова:** моторований респіратор, експериментальна установка, ідентифікація, імітаційна модель, дослідження, критерії якості математичної моделі.

**Вступ.** З кожним роком, незважаючи на заходи, що вживаються, у різних країнах зростає кількість профзахворювань. За даними Міжнародної організації праці (станом на 2021р), щорічно в світі фіксують близько 160 млн жертв про-

фесійних захворювань. Щодня у світі внаслідок хвороби (тимчасової непрацездатності) на робочому місці відсутні близько 5% робочої сили [1].

Згідно аналізу професійних захворювань Фонду соціального страхування України за 2022 рік у структурі професійних захворювань перше місце належить хворобам органів дихання – 41,6 % від загальної кількості діагнозів по Україні (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 [2]. Загальні щомісячні страхові виплати Фонду соціального страхування України (ФССУ) перевищують 11 млрд. грн.

У зв'язку з необхідністю покращення умов праці робітників, більш прискіпливим ставленням до рівня захисту працівників, які знаходяться в середовищі з підвищеним вмістом шкідливих речовин в повітрі, особлива увага приділяється використанню та функціонуванню засобів індивідуального захисту органів дихання (ЗІЗОД) людини. Одним з таких ЗІЗОД є моторований респіратор або англ. PAPR (Powered Air Purifying Respirators). Їх рекомендують використовувати на виробництві, де наявне високе забруднення повітря пилом, хімічними речовинами, аерозолями [3, 4]. Також в умовах пандемії COVID-19 подібні пристрої є актуальними для застосування медичними працівниками [5–8], з урахуванням відповідних вимог до експлуатації [9].

Головними недоліками моторованих респіраторів, які присутні на ринку (TR-600 3M Versaflo, AIR WING III, Miller AY-41, Miller AY-42, Tecmen Freflow TM-H2, Honeywell North® PA700 Series) є відсутність безперервного автоматичного регулювання рівня тиску і витрати повітря та контролю режимів дихання користувача. Це може призвести до того, що респіратор не зможе забезпечити достатній об'єм очищеного повітря, якщо режим дихання користувача зміниться.

**Постановка завдання.** Покращення функціонування існуючих та перспективних моторизованих респіраторів, а саме підвищення їх захисної ефективності, може бути досягнуто за рахунок впровадження систем керування витратою та тиском повітря. Створення такої системи потребує дослідження режимів їх роботи, що у свою чергу вимагає отримання моделі моторизованого респіратора.

Вирішенню зазначеної задачі, за останній час, присвячена низка наукових статей. Зокрема в роботі [10] автор описав модель респіратора аналітичним методом, використовуючи відповідні рівняння та формули для окремих складових. Але отримана модель має декілька важливих допущень та спрощень, наприклад не враховано зміну опору клапанів вдиху та видиху при різній витраті повітря, зміна опору фільтра від витрати повітря представлена лінійною залежністю. В роботі [11] було представлено модель на основі даних, отриманих з реального об'єкту. А автор розглянув лише випадок зміни тиску повітря в системі при збільшенні швидкості обертання повітродувки, що відповідає процесу вдиху користувача. В той же час, дана модель дозволяє оцінити швидкодію безколекторного двигуна повітродувки з огляду на тривалість циклу вдих/видих користувача респіратора.

Досвід проектування систем керування свідчить, про те що дуже складно отримати математичну модель, адекватну реальній системі, тільки на основі теоретичних досліджень фізичних процесів у системі [12]. Тому для отримання математичної моделі моторованого респіратора одночасно з теоретичними дослідженнями та розрахунками було створено експериментальну установку.

Для досягнення визначеної мети дослідження, необхідно виконати наступні завдання:

- розробити експериментальну установку для дослідження режимів роботи моторованого респіратора;
- скласти план експерименту та провести дослідження режимів роботи моторованого респіратора;
- провести структурну та параметричну ідентифікацію моторованого респіратора як об'єкта керування;
- підтвердити адекватність отриманої моделі до об'єкта керування;
- за необхідності уточнити модель та її параметри.

**Основна частина.** Конструкція експериментальної установки для дослідження роботи моторованого респіратора представлена на рис. 1.

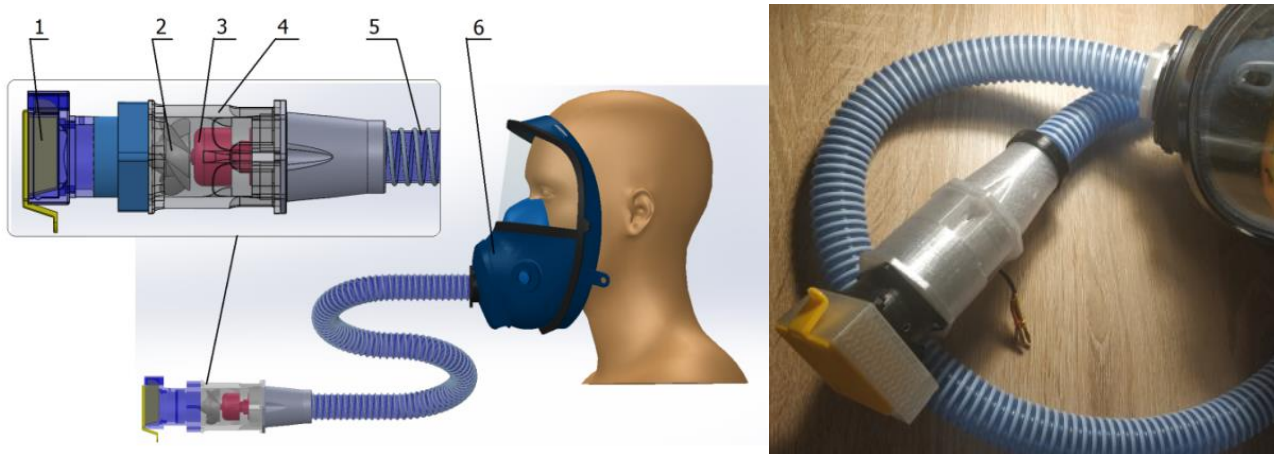


Рис. 1. Конструкція експериментальної установки

Об'єктом дослідження є блок подачі повітря, очищеного від пилу, до користувача. Основними параметрами, які контролюються при роботі експериментальної установки є тиск в зоні розрідження (між фільтром (1) та вентилятором (2,3)) і надлишковий тиск у панорамній масці (6) та витрата повітря, що проходить через гнучкий повітропровід (5).

Поточні значення тиску повітря в зоні розрідження і в масці та витрата повітря через гофрований повітропровід контролюється датчиками MPXV7002DP.

Коливання тиску повітря у вказаних зонах залежить від зміни швидкості обертання крилатки вентилятора (зміни витрати повітря від вентилятора. Основою використаного вентилятора є безколекторний електродвигун (BLDC - Brushless DC Motor). Швидкість обертання ротора двигуна задається за допомогою електронного контролера швидкості (ESC – Electronic Speed Controller).

Збір інформації від датчиків та зміна швидкості обертання вентилятора забезпечується контролером Arduino з модулем LCD Keypad Shield, до якого завантажено відповідне програмне забезпечення.

Структурна схема експериментальної установки представлена на рис. 2.

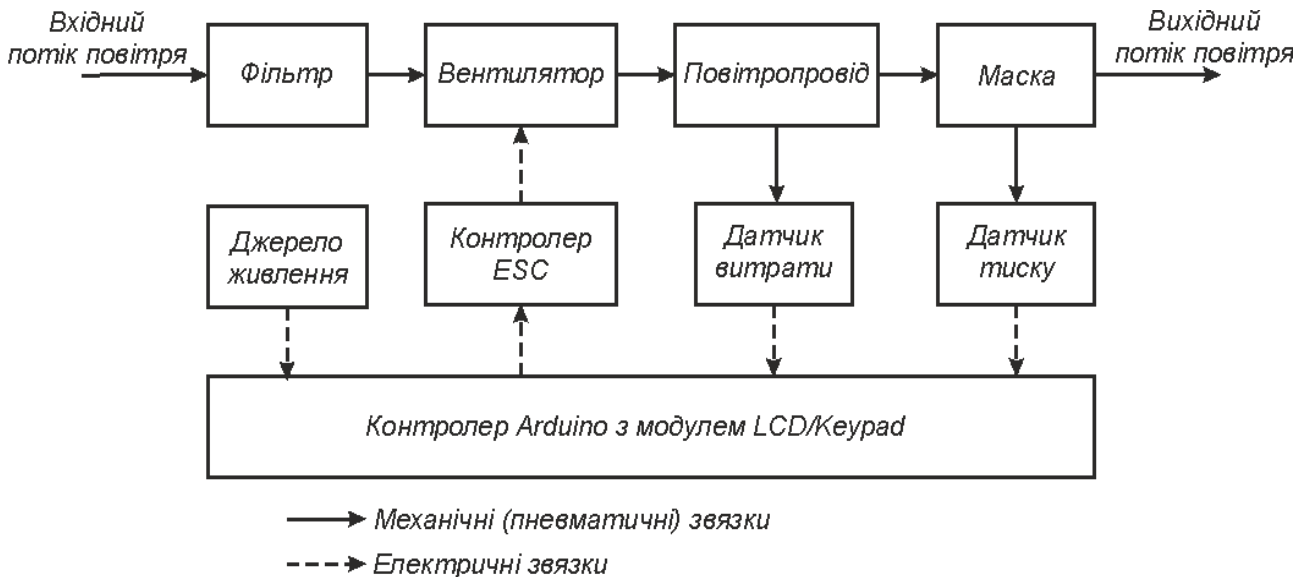


Рис. 2. Структурна схема експериментальної установки

З огляду на конструкцію та принцип дії, моторований респіратор можна представити послідовним з'єднанням декількох взаємопов'язаних елементів різних за своєю природою: пневматичні – рух повітря через фільтр, крилатку вентилятора та гнучкий повітропровід під'єднаний до маски і електричні – електронний регулятор обертів і двигун вентилятора. Структурна схема об'єкту керування у вигляді послідовності передавальних функцій цих елементів представлена на рис. 3.

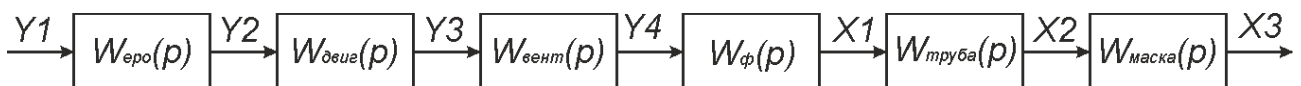


Рис. 3. Структурна схема об'єкту керування

На рисунку 3 прийняті наступні позначення:  $X1$  – тиск (розрідження) після фільтру;  $X2$  – тиск повітря в гнучкій трубі;  $X4$  – тиск повітря в масці;  $Y1$  – заданий керуючий вплив на виконуючий пристрій;  $Y2$  – опрацьований виконуючим пристроєм сигнал на електродвигун;  $Y3$  – швидкість обертання крилатки вентилятора;  $Y4$  – витрата повітря від вентилятора до гнучкої трубки з маскою.

Використання передаточних функцій окремих складових елементів об'єкту керування для отримання його математичної моделі є досить складним завданням та не може гарантувати відповідність отриманого результату до реального об'єкту. Для зручності процедури ідентифікації об'єднаємо всі складові об'єкту керування в одну передавальну функцію, так званий «чорний ящик».

Таким чином передаточна функція об'єкта  $W_{об}(p)$  представляє собою об'єднання передаточних функцій електронного регулятора обертів  $W_{еро}(p)$ , електродвигуна  $W_{двиг}(p)$ , крилатки вентилятора  $W_{вент}(p)$ , гнучкої труби  $W_{тр}(p)$ , маски  $W_{м}(p)$  та фільтру  $W_{ф}(p)$ . З огляду на це спрощення, завдання ідентифікації моторованого респіатора, може бути описане, як визначення функціональної залежності між сигналом завдання на виконавчій пристрій вентилятора  $Y_1$  та тиском повітря в масці респіатора  $X_3$ .

Для визначення математичної моделі необхідно виконати ідентифікацію моторованого респіатора, 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 збурень, що впливають на об'єкт за завчасно створеним планом [12]. Для виконання активного експерименту достатньо розробити тестове програмне забезпечення, з можливістю реєстрації даних про тиск повітря в масці та керуючий вплив на вентилятор.

При проведенні активного експерименту, основним завданням є визначення параметрів тестового сигналу – керуючого впливу на виконавчій пристрій. Для тестового ступінчатого впливу тестовими параметрами є: початкове значення сигналу, кінцеве значення сигналу та час подачі сигналу (момент ввімкнення) [12].

Початковий тестовий сигнал – значення швидкості обертання крилатки вентилятора можна залишити нульовим, тобто крилатка вентилятора не обертається. Кінцеве значення тестового сигналу не має перевищувати допустиме значення тиску повітря в масці (до 370Па) згідно вимог Національного інституту охорони праці (NIOSH) [13].

Задання швидкості обертання крилатки вентилятора виконується за рахунок зміни значення ширини імпульсів ШІМ, які подаються на електронний контролер швидкості. За допомогою безконтактного лазерного тахометра була отримана залежність швидкості обертання від ширини імпульсів ШІМ (рис. 4).

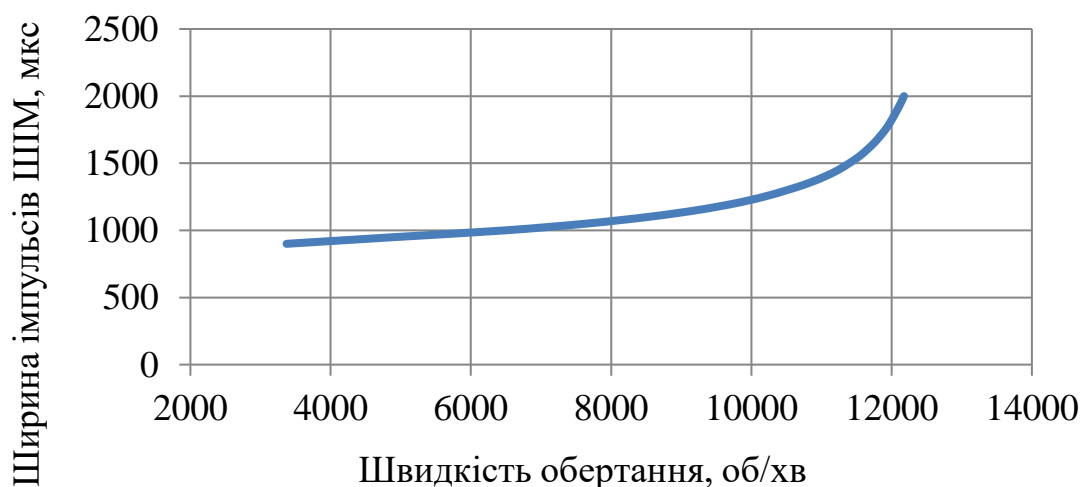
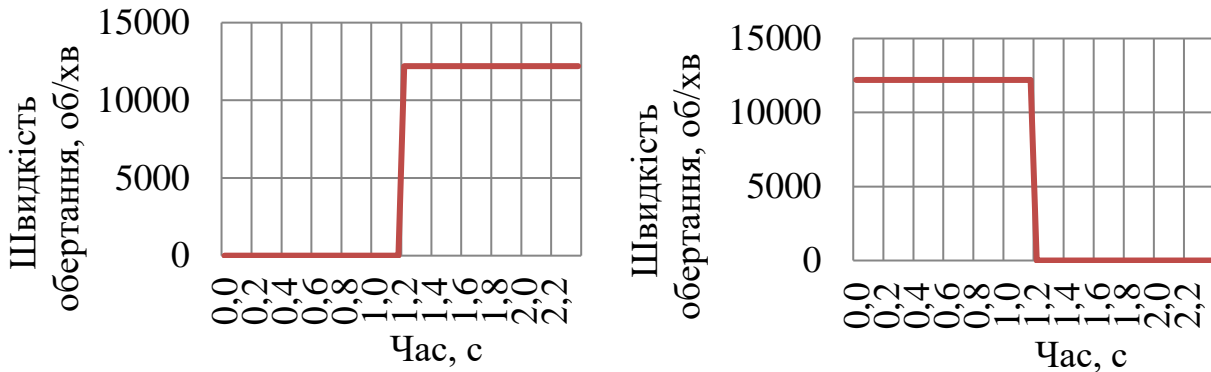


Рис. 4. Залежність швидкості обертання крилатки вентилятора від ширини імпульсів ШІМ

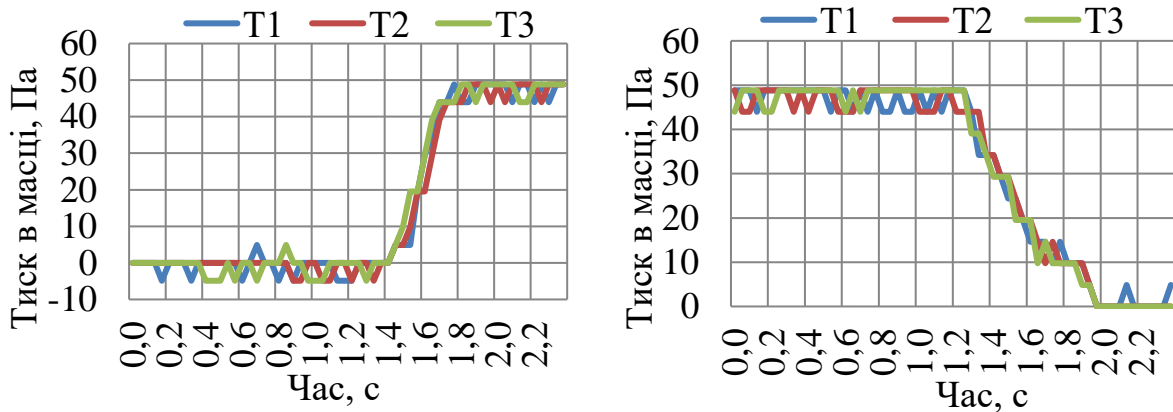
Отримана залежність (див. рис. 4) нелінійна, тому для подальших експериментів, за допомогою поліноміальної апроксимації методом найменших квадратів в Microsoft Excel, було отримано рівняння виду:

$$y = 4 \cdot 10^{-16} \cdot x^5 - 2 \cdot 10^{-11} \cdot x^4 + 2 \cdot 10^{-7} \cdot x^3 - 0,0015x^2 + 4,7454x - 5000,5, \quad (1)$$

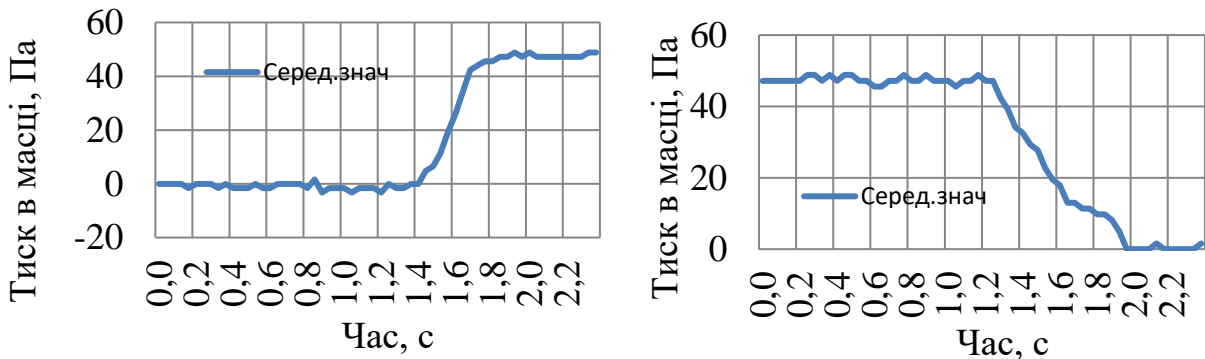
де  $x$  – швидкість обертання крилатки вентилятора, об/хв;  $y$  – ширина імпульсів ШІМ, мкс.



а – подача ступінчатих сигналів 12200об/хв та 0об/хв



б – перехідні характеристики для 3 повторів тесту



в – усереднені перехідні характеристики

Рис. 5. Результати тестів отримані на експериментальній установці

З огляду на можливий вплив сторонніх чинників (час заряду конденсатора АЦП, електромагнітні перешкоди та ін.) кожний вид тестування виконується декілька разів (див. рис. 5б) з подальшим усередненням значень (див. рис. 5в).

Розглянувши отримані результати (див. рис. 5) 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 респіратора. Як відомо, час регулювання – це час, після якого різниця між поточним і встановленим значеннями не перевищуватиме певної заданої величини  $\Delta h$ .

Значення тиску що відповідають часу регулювання:

$$h_{\Pi} = h - \Delta h \quad (2)$$

$$h_c = h + \Delta h \quad (3)$$

де  $h$  – тиск в масці, що встановився в кінці перехідного процесу, Па;  $h_{\Pi}$  – значення, що відповідає часу регулювання при підйомі тиску, Па;  $h_c$  – значення, що відповідає часу регулювання при спаді тиску, Па;  $\Delta h$  – різниця між поточним і встановленим значеннями тиску, %.

Для отримання відповідних значень, розглянемо рисунок 6.

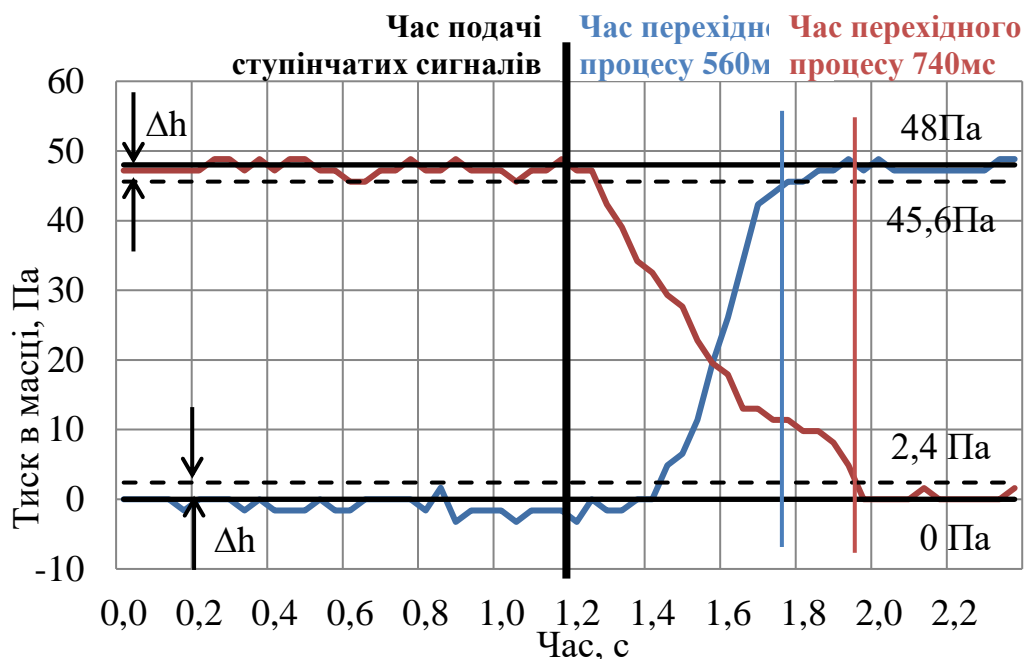


Рис. 6. Визначення часу перехідного процесу при подачі одиничних ступінчатих сигналів при підйомі та спаді тиску в масці респіратора

Тиск, що встановився в масці респіратора в кінці перехідного процесу дорівнює приблизно 48 Па. Різниця між поточним і встановленим значеннями тиску  $\Delta h$  становить 5% від встановленого значення. Значення тиску що відповідають часу регулювання складуть:

$$h_{\pi} = 48 - 0,05 \cdot 48 = 45,6 \text{ Па}$$

$$h_c = 0 + 0,05 \cdot 48 = 2,4 \text{ Па}$$

Згідно отриманих значень тиску, що відповідають часу регулювання при підйомі та спаді визначимо час перехідного процесу: 560 мс проти 740 мс. Це підтверджує несиметричність об'єкту керування.

Враховуючи інформацію з технічного опису електронного регулятора обертів про наявність затримки 0,3с при початковому пуску електродвигуна, що також спостерігається на рис. 6 та особливості роботи моторованого респіатора – режим постійної подачі повітря для створення надлишкового тиску в масці, можна виключити дію цієї затримки та звузити робочий діапазон з сигналом задання в межах 4000-12000об/хв. Усереднені перехідні характеристики для нового діапазону представлені на рис. 7. Час перехідного процесу, відповідно для підйому та спаду, склав 280 мс проти 600 мс.

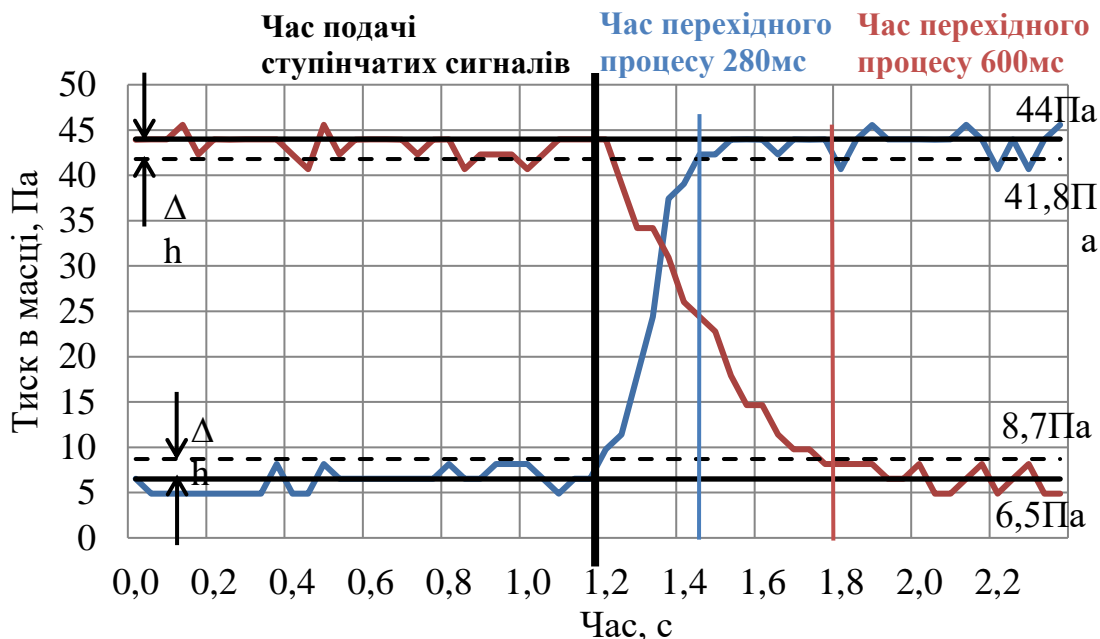


Рис. 7. Порівняння часу перехідного процесу при подачі одиничних ступінчатих сигналів при зменшеному діапазоні регулювання

Використовуючи можливості ППП MATLAB, порівняли ділянки підйому та спаду через функцію розрахунку стандартного відхилення [14]:

```
>> std(OutputUp) - std(OutputDn)
ans =
    1.5885
```

де OutputUp – перехідна характеристика при підйомі тиску в масці респіатора; OutputDn – перехідна характеристика при спаді тиску в масці респіатора.

З огляду на те, що діапазон зміни дійсного значення тиску повітря в масці респіатора дорівнює 40Па (див. рис. 7), то різниця стандартних відхилень становить більше 3% від вказаного діапазону і об'єкт керування є несиметричним.



Розрахунок параметрів передаточних функцій, рис. 8., виконувався через метод Process Models у System Identification Toolbox в Matlab для аперіодичних ланок першого порядку.

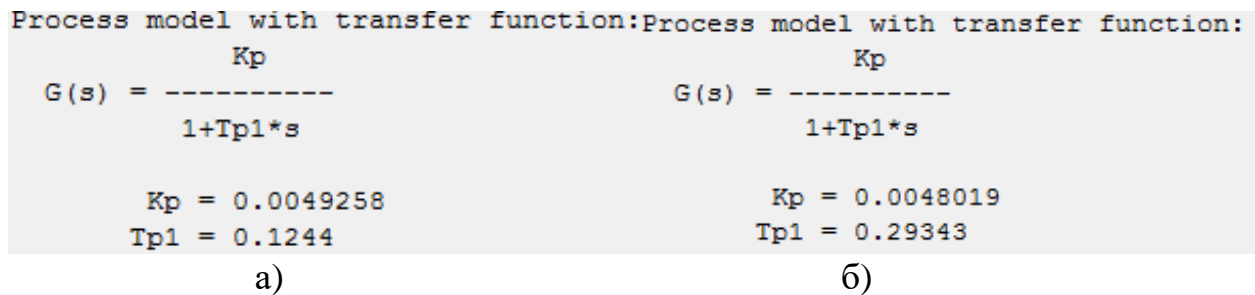


Рис. 8. Передаточні функції при підйомі (а) та спаді (б) тиску повітря в масці респіратора

Отримані передаточні функції для випадків підйому та спаду тиску в масці респіратора є аперіодичними ланками першого порядку.

Математична модель моторованого респіратора може бути представлена у вигляді системи диференціальних рівнянь:

$$\begin{cases} 0,1244 \frac{dy(t)}{dt} + y(t) = 0,00493 \cdot x(t), \text{ при підйомі;} \\ 0,29343 \frac{dy(t)}{dt} + y(t) = 0,0048 \cdot x(t), \text{ при спаді.} \end{cases} \quad (4)$$

Представлення аперіодичної ланки першого порядку через інтегратор та від'ємний зворотній зв'язок відповідає її математичному опису у просторі стану [15]:

$$W(s) = \frac{k}{T_s + 1} = \frac{k}{T} \cdot \frac{1/s}{1 + (1/s) \cdot (1/T)} \quad (5)$$

Структурна схема аперіодичної ланки першого порядку у просторі станів представлена на рис. 9.

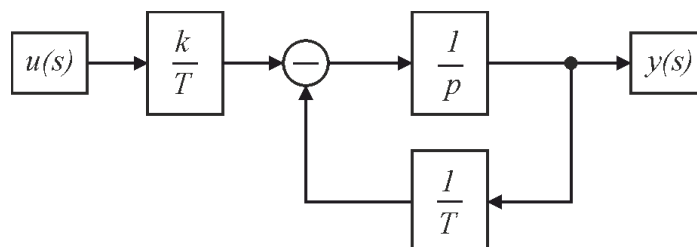


Рис. 9. Структурна схема аперіодичної ланки першого порядку у просторі станів

Дана структура (див. рис. 9) дозволяє задавати початкові умови та змінювати параметри і стан аперіодичної ланки під час моделювання. Крім того да-

ний підхід дозволяє перемикатися між декількома різними описами об'єкта керування передачею між ними його поточного стану.

Для визначення напрямку керуючого впливу було використано наступні умови:

$$\begin{cases} input(t) > input(t-1), choice(t) = \text{підйом}, \\ input(t) < input(t-1), choice(t) = \text{спад}, \\ input(t) = input(t-1), choice(t) = choice(t-1), \end{cases} \quad (6)$$

де  $input(t)$  – поточний стан керуючого впливу;  $input(t-1)$  – попередній стан керуючого впливу;  $choice(t)$  – поточний стан визначення напрямку керуючого впливу;  $choice(t-1)$  – попередній стан визначення напрямку керуючого впливу.

На основі структурної схеми (див. рис. 9) та умов (6), використовуючи передаточні функції (див. рис. 8) для випадків підйому та спаду сигналу було створено модель моторованого респіратора у середовищі в Matlab (рис. 10).

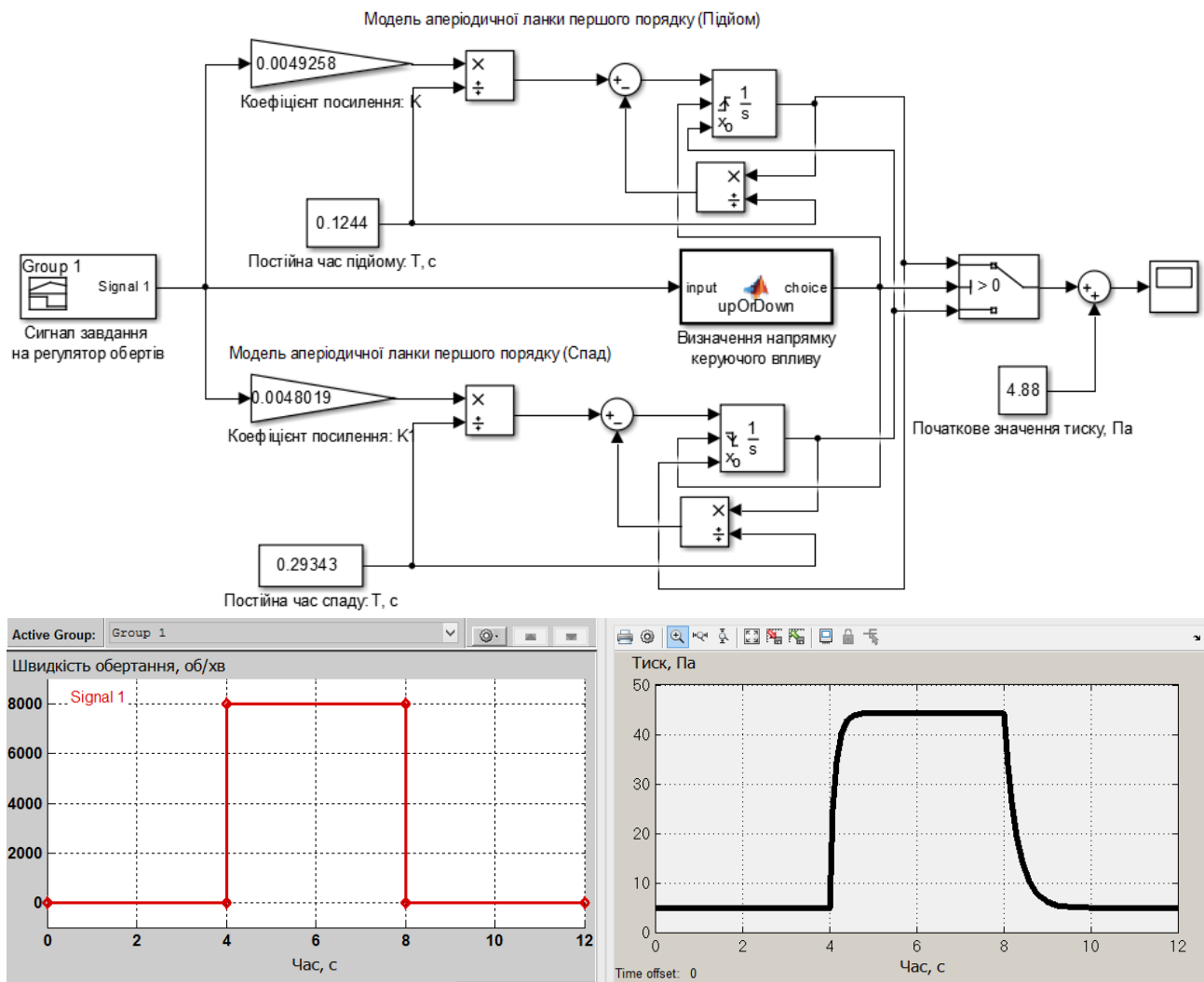


Рис. 10. Модель моторованого респіратора та результат моделювання

Перевіримо відповідність отриманих результатів до експериментальних даних.

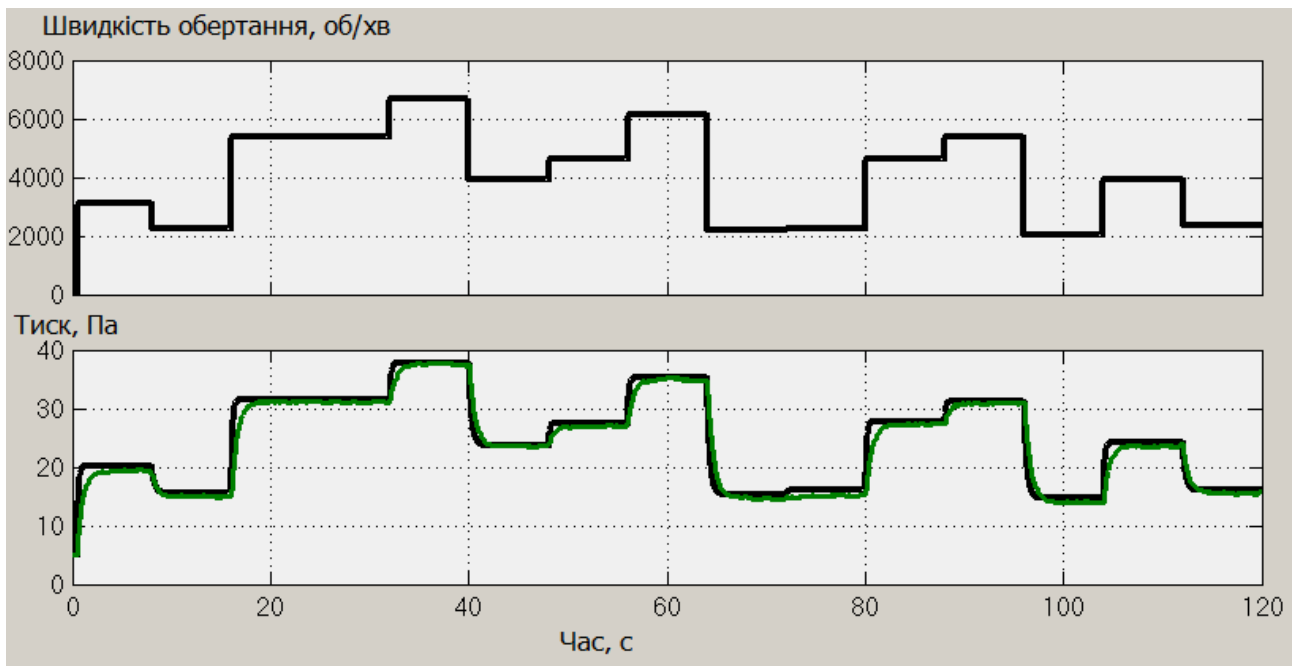
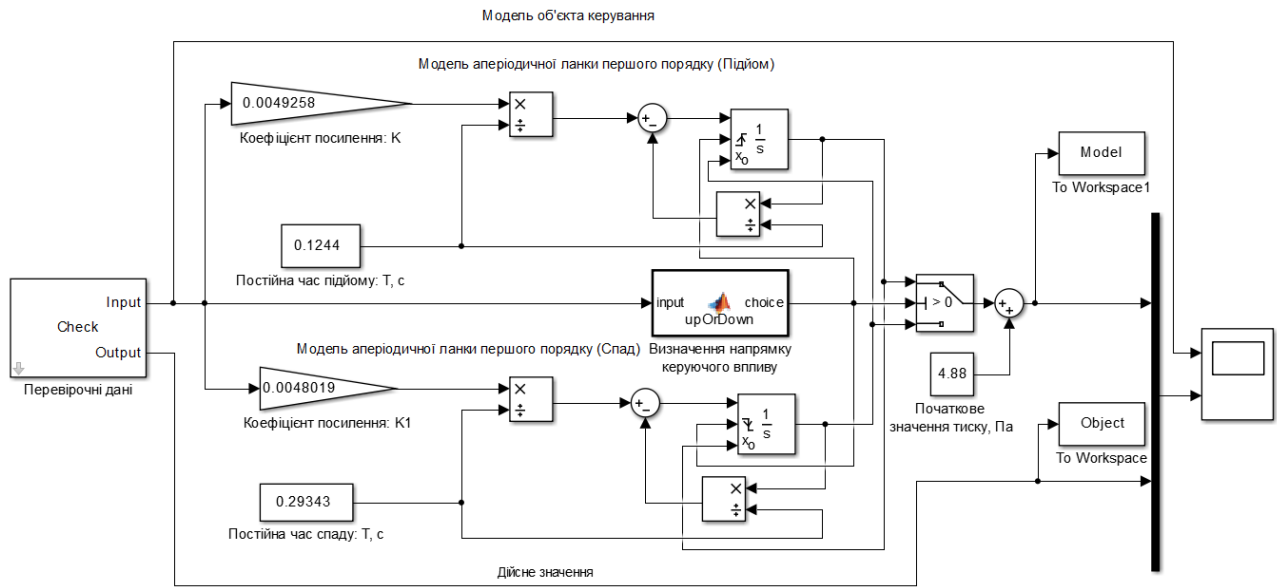


Рис. 11. Результати моделювання при перевірці відповідності моделі експериментальним даним

Відповідність отриманої моделі (див. рис. 11) моторованого респіратора, як об'єкта керування, експериментальним даним за нормованим середньоквадратичним відхиленням "NRMSE" була розрахована у MATLAB за допомогою функції «goodnessOfFit» [16] і становить:

```
>> nrmse = goodnessOfFit(Model, Object, 'NRMSE') * 100.0
nrmse =
81.9635
```

Модель відповідає перевірочним даними на 82%.

Отримана модель є адекватною і може бути використана для створення та дослідження системи керування.

**Висновки.** Дослідження показали, що експериментальна установка є об'єктом що має несиметричність перехідних характеристик при підйомі та спаді сигналу завдання через особливості технічних компонентів, використаних при його створенні (електронний регулятор обертів та безколекторний двигун постійного струму).

Основний режим роботи моторованого респіратора – постійна подача повітря для підтримки тиску в масці, дозволяє знехтувати часовою затримкою (0,3с) електронного регулятора обертів при пуску двигуна вентилятора. Це дозволяє збільшити швидкість реагування на зміни тиску при подальшій розробці системи керування.

Після створення математичної моделі моторованого респіратора можна проводити віртуальні експерименти та тестування різних варіантів систем керування, що дозволяє зменшити час та витрати на налаштування системи в реальних умовах.

Застосування сучасних засобів математичного моделювання дозволяє створювати адекватні математичні моделі моторованих респіраторів. Використання в дослідженнях математичних моделей без оцінки адекватності може призвести до того, що налаштування регулятора, отримані при математичному моделюванні, можуть не відповідати показникам якості на практиці.

Всі висновки стосуються лише представленої експериментальної установки, та можуть не відповідати існуючим промисловим моделям моторованих респіраторів.

#### Перелік посилань

1. *Травматизм на виробництві: скільки було випадків і де найнебезпечніше працювати в Україні.* (2021). Аналітичний портал Слово і діло.  
<https://www.slovoidilo.ua/2021/04/28/infografika/suspilstvo/travmatyzm-vyrobnyctvi-silkyl-bulo-vypadkiv-najnebezpechnishe-pracyuvaty-ukrayini>
2. *Профілактика виробничого травматизму та професійних захворювань за 2022 рік* (2023). Фонд соціального страхування України. Статистичні дані.  
<http://www.fssu.gov.ua/fse/control/main/uk/publish/article/985104>
3. Penteadó, 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. (2022). Trends in pneumoconiosis in Brazil, 1979–2019. *Occupational Medicine*, 72(6), 386–393.  
<https://doi.org/10.1093/occmed/kqac017>
4. Cole, K., Glass, D., Bence, T., Pisaniello, D., Knott, P., Rowett, S., & Johnson, S. (2023). 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*, 67(2), 281–287.  
<https://doi.org/10.1093/annweh/wxac064>
5. Saran, S. (2021). CPR in COVID-19: Should We Use the PAPR to Keep the Savior Safe? *Indian Journal of Critical Care Medicine*, 25(8), 950–950.  
<https://doi.org/10.5005/jp-journals-10071-23925>

6. Licina, A., & Silvers, A. (2021). 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*, 49(4), 492–499.  
<https://doi.org/10.1016/j.ajic.2020.11.009>
7. Srinivasan, O., Vijayakumar, V., & Ganesamoorthi, A. (2021). COVID-19 pandemic: choosing a loose-fitting PAPR for better protection? Add an N95 FFR. *Ain-Shams Journal of Anesthesiology*, 13(1), 37.  
<https://doi.org/10.1186/s42077-021-00156-4>
8. Weiss, R., Guchlerner, L., Weissgerber, T., Filmann, N., Haake, B., Zacharowski, K., Wolf, T., Wicker, S., Kempf, V. A. J., Ciesek, S., Stöver, T., & Diensthuber, M. (2021). Powered air-purifying respirators used during the SARS-CoV-2 pandemic significantly reduce speech perception. *Journal of Occupational Medicine and Toxicology*, 16(1), 43.  
<https://doi.org/10.1186/s12995-021-00334-y>
9. Park, S. H. (2020). Personal Protective Equipment for Healthcare Workers during the COVID-19 Pandemic. *Infection & Chemotherapy*, 52(2), 165.  
<https://doi.org/10.3947/ic.2020.52.2.165>
10. Wood, S. G. A. (2020). *Numerical modelling of fluid flow through a powered air-purifying respirator filter*. Newcastle University <http://theses.ncl.ac.uk/jspui/handle/10443/5229>
11. Wagner, N. A. (2012). *Servo blower control for powered air purifying respirators*. Thesis. Colorado State University. Fort Collins.  
[https://mountainscholar.org/bitstream/handle/10217/75298/Wagner\\_colostate\\_0053N\\_114.pdf](https://mountainscholar.org/bitstream/handle/10217/75298/Wagner_colostate_0053N_114.pdf)
12. Коваль, А.В. (2018). *Ідентифікація та моделювання технологічних об'єктів: навч. Посібник*. ЖДТУ.
13. *Determination of air flow resistance of breath responsive, powered air-purifying respirators (PAPR's) standard testing procedure (STP)*. (2005). National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH). <https://www.cdc.gov/niosh/nppt/stps/pdfs/RCT-APR-0065-508.pdf>.
14. Лазарев, Ю. Ф. (2011). *Моделювання динамічних систем у Matlab*. Електронний навчальний посібник. НТУУ "КПІ".
15. Шаруда, В.Г., Ткачов, В.В., & Бубликов, А.В. (2015). *Дослідницька частина в кваліфікаційній роботі магістра: навч. посіб.* Національний гірничий університет.
16. *Documentation goodness Of Fit*. (n.d.). Mathworks. Help Center  
<https://www.mathworks.com/help/ident/ref/goodnessoffit.html>

### ABSTRACT

**Purpose.** Justification of technical decisions when creating an experimental equipment of a powered air-purifying respirator (PAPR), development of a research system, planning and conducting an experiment, determining the structure of the object and its parameters, confirming the adequacy of the obtained simulation model of the PAPR to the control object in accordance with the conditions of the technological process.

**Methodology.** The research was carried out on experimental equipment by means of an active experiment. It is proposed to use a sensor with an analog output and a controller for data registration to control the pressure. By varying the rotation speed of the fan, the value of the pressure in the respirator mask was determined. Structural and parametric identification and verification of the obtained model for adequacy to the control object according to the Fisher criterion were carried out on the basis of the obtained data.

**Findings.** Based on the results of the study, it was established that the PAPR is an asymmetric object according to the "fan rotation speed - pressure in the mask" channel. The processes of pressure increase and decrease correspond in form to exponential functions and can be described by aperiodic links of the first order with different time constants. Based on the analysis of the structure of the

control object, a corresponding asymmetric model was created in which aperiodic links are represented in the state space. The process time constants and amplification factor of the model were determined by parameter estimation. The adequacy of the obtained simulation model to the control object was confirmed by Fisher's criterion.

**Originality.** For the first time, a continuous transfer function of a PAPR was obtained in the form of a complex of two first order aperiodic links with different time constants.

**Practical value.** A universal method of obtaining simulated models of PAPRs by using the developed experimental equipment and simulation environment of the MATLAB. The obtained simulation model of the PAPR allows to research its operating modes in order to determine the requirements for the control system and its further synthesis using various regulators.

**Keywords:** *motorized respirator, experimental setup, identification, simulation model, research, quality criteria of the mathematical model.*