

263 ЦИВІЛЬНА БЕЗПЕКА

УДК 614.869

doi: 10.31498/2225-6733.48.2024.310702

© Чеберячко С.І.¹, Радчук Д.І.², Дерюгін О.В.³, Чеберячко Ю.І.⁴,
Наумов М.М.⁵, Кравченко Б.Д.⁶**УДОСКОНАЛЕННЯ МОДЕЛІ
ДЛЯ РОЗРАХУНКУ КОЕФІЦІЄНТА ЗАХИСТУ ФІЛЬТРУВАЛЬНОГО
РЕСПІРАТОРА ВІД ШКІДЛИВОГО АЕРОЗОЛЮ**

Мета дослідження. Удосконалення моделі для розрахунку коефіцієнта захисту фільтрувальних респіраторів від шкідливого твердого аерозолі. *Матеріали і методи.* Для експериментального визначення коефіцієнта захисту фільтрувального респіратора відповідно до стандарту ДСТУ EN 149:2017 «Засоби індивідуального захисту органів дихання. Півмаски фільтрувальні для захисту від аерозолів. Вимоги, випробування, маркування» та застосування методу ДСТУ EN 13274-1:2005 «Засоби індивідуального захисту органів дихання. Методи випробування. Частина 1. Визначення коефіцієнта проникання і загального коефіцієнту проникання», використали на добровольцях легкі фільтрувальні півмаски для захисту від аерозолів типу «Стандарт» FFP2. *Результати.* Обчислено коефіцієнт захисту фільтрувальних респіраторів, що використовувались на добровольцях у лабораторних умовах при визначеній концентрації тест-аерозолі в навколишньому середовищі за стандартним методом випробувань, який описаний у ДСТУ EN 13274-1:2005 «Засоби індивідуального захисту органів дихання. Методи випробування. Частина 1. Визначення коефіцієнта проникання і загального коефіцієнту проникання» і передбачає врахування похибки вимірювання від приладів не більше 10%. Проведено порівняння отриманих показників коефіцієнта захисту фільтрувальних респіраторів у лабораторних умовах і за розробленою теоретичною моделлю з урахуванням осадження частинок у пробоотбірному зонді та підмасковому просторі півмаски під час процесу видихання, що показало гарний збіг показників за t-критерієм Стюдента. *Наукова новизна.* Наукова новизна полягає у розробці моделі для розрахунку коефіцієнта захисту фільтрувальних респіраторів на основі оцінюваної масової функції розподілу аерозольних частинок в зоні дихання; функції проникнення через зазор між обличчям і півмаскою з урахуванням процесу вдихання і видихання, а також осадження частинок у пробоотбірному зонді. *Практичне значення* роботи полягає у розробці формули щодо теоретичного визначення коефіцієнта захисту фільтрувальних респіраторів, яка використовується для розрахунку професійного ризику захворювання користувачів на пневмоконіоз.

Ключові слова: математична розрахункова модель, коефіцієнт захисту, фільтрувальна півмаска, дихання людини, осадження часток, відбирання проби.

¹ д-р техн. наук, професор, Національний технічний університет «Дніпровська політехніка», м. Дніпро, ORCID: 0000-0003-3281-7157, sicheb@ukr.net

² д-р техн. наук, професор, Національний технічний університет «Дніпровська політехніка», м. Дніпро, ORCID: 0000-0001-8034-541X, radchuk.d.i@nmu.one

³ канд. техн. наук, доцент, Національний технічний університет «Дніпровська політехніка», м. Дніпро, ORCID: 0000-0002-2456-7664, deryugin_o@ukr.net

⁴ д-р техн. наук, професор, Національний технічний університет «Дніпровська політехніка», м. Дніпро, ORCID: 0000-0001-7307-1553, cheberiachko.yu.i@nmu.one

⁵ канд. тех. наук, доцент, Національний технічний університет «Дніпровська політехніка», м. Дніпро, ORCID: 0000-0002-9748-2506, naumov.m.m@nmu.one

⁶ аспірант, Національний технічний університет «Дніпровська політехніка», м. Дніпро, ORCID: 0000-0001-8398-0793, kravchenko.bo.d@nmu.one

S. Cheberiachko, D. Radchuk, O. Deryuhin, Yu. Cheberiachko, M. Naumov, B. Kravchenko. Improvement of the model for calculating the protection coefficient of filtering respirators from harmful aerosol. Research objective. Improvement of the model for calculating the protection coefficient of filtering respirators from harmful solid aerosol. Materials and methods. For the experimental determination of the protection coefficient of the filtering respirator according to the standard DSTU EN 149:2017 «Personal respiratory protective devices. Filtering half masks to protect against aerosols. Requirements, testing, marking» and the application of the method DSTU EN 13274-1:2005 «Personal respiratory protective devices. Methods of testing. Part 1. Determination of the penetration coefficient and the overall penetration coefficient», lightweight filtering half masks of «Standard» FFP2 type were used on volunteers. Results. The protection coefficient of the filtering respirators used on volunteers in laboratory conditions was calculated at the specified concentration of test aerosol in the ambient air by the standard testing method described in DSTU EN 13274-1:2005 «Personal respiratory protective devices. Methods of testing. Part 1. Determination of the penetration coefficient and the overall penetration coefficient» and takes into account the measurement error from the instruments not exceeding 10%. A comparison of the obtained indicators of the protection coefficient of filtering respirators in laboratory conditions and with the developed theoretical model, taking into account particle deposition in the sampling probe and submask space during the exhalation process, showed a good agreement of the indicators by the Student's t-test criterion. Scientific novelty. The scientific novelty lies in the development of a model for calculating the protection coefficient of filtering respirators based on the assessed mass distribution function of aerosol particles in the breathing zone; penetration function through the gap between the face and the half mask, taking into account the inhalation and exhalation process, as well as particle deposition in the sampling probe. Practical significance of the work lies in the development of a formula for the theoretical determination of the protection coefficient of filtering respirators, which is used to calculate the professional risk of pneumoconiosis among users.

Key words: *mathematical calculation model, protection coefficient, filtering half mask, human respiration, particle deposition, sampling.*

Постановка проблеми. У звіті Всесвітньої організації охорони здоров'я (далі – ВООЗ) за 2023 рік зазначено, що неінфекційні захворювання (NCDs) є основною причиною смертності, на яку припадає 61% усіх смертей у світі (31 млн. випадків) [1]. З них 4,1 млн. смертей викликані респіраторними захворюваннями. Ця трагічна цифра змушує всіх фахівців, які займаються проблемою збереження здоров'я працівників, шукати адекватні шляхи вирішення даної проблеми [2]. Профілактика захворювань органів дихання з пневмоконіозу ймовірно являється одним із найбільш дієвих підходів зі зменшення їх кількості [3]. Для визначення результативних методів профілактики пневмоконіозу в конкретних виробничих умовах, найбільш доцільним являється застосування процесу керування професійними ризиками [4], який дозволяє підтримувати баланс між економічним прибутком організації та її фінансовими втратами, пов'язаними зі страховими виплатами [5]. Разом з цим, оцінювання ризику розвитку професійних захворювань органів дихання від кількості накопиченого пилу дозволить, в першу чергу, зменшити кількість зазначених в звіті смертей працівників.

Першим кроком в процесі керування професійним ризиком являється ідентифікація небезпек, небезпечних чинників, які впливають на ймовірності настання небезпечної події [6]. Звідси виникає необхідність в розробці адекватної моделі для визначення кількості респірабельної фракції пилу, яка осідає в легенях, з урахуванням впливу різних небезпечних чинників, включаючи морфологію, фізико-хімічні властивості, форму та розмір частинок пилу [7], тривалість вдихання, стаж роботи працівника, а також його індивідуальні показники здоров'я (наприклад, куріння, генетичні відмінності [8, 9]). Це дозволить розробити результативну стратегію захисту здоров'я працівників, включаючи застосування персональних захисних засобів органів дихання [10].

На даний час розглядаються два основних типи моделей осідання респірабельної фракції вугільного пилу в легенях:

- аналітичні моделі, які обчислюють осадження частинок в дихальних шляхах за допомогою диференціальних рівнянь аеродинамічного руху частинки по каналу з визначенням основних механізмів їх осідання [11];

- напівемпіричні моделі, в основі яких рівняння переносу та осадження частинок в закритих каналах, які потребують експериментальних досліджень щодо встановлення вихідних даних [12].

Разом з тим, в основі зазначених моделей знаходяться рівняння Ейлера-Лагранжа, які дозволяють моделювати рух частинки в дихальних шляхах, включаючи можливі переходи від турбулентного до ламінарного потоку, з можливою рециркуляцією, появою вихрових потоків та значних перепадів тиску. Враховуючи складність зазначеної теми, мета наших досліджень полягає в тому, щоб поєднати відомі моделі з осаду пилових частинок в легенях з розвитком захворювань на пневмоконіоз та з урахуванням ефективності використання персональних фільтрувальних засобів захисту органів дихання. Складність полягає в тому, що розмір аерозольних частинок відіграє ключову роль у визначенні місця їх осідання у дихальній системі. Так, аерозольні частинки діаметром менше 3 мкм мають найбільшу ймовірність їх відкладення в області альвеол, що збільшує рівень ризику виникнення захворювань [13]. З іншого боку, фільтрувальні респіратори, які широко використовуються для захисту працівників, найгірше вловлюють саме зазначену фракцію пилу [14]. Це призводить до ілюзії захисту. Звідси виникає необхідність в удосконаленні зазначених моделей з осідання аерозольних частинок в легенях працівників з урахуванням додаткового бар'єру – фільтрувального респіратора, який не тільки відсіює певну кількість аерозолу в легенях, а й створює ситуацію для глибшого проникнення найнебезпечніших частинок пилу в нижні частини легень через зміну частоти і глибини дихання, викликану додатковим опором дихання [15].

Другим кроком у керуванні професійними ризиками являється виявлення взаємозв'язку між небезпекою – присутністю пилу в повітрі, настанням небезпечної події – вдиханням присутнього в повітрі робочої зони пилу та тяжкістю наслідків – розвитку професійного захворювання на пневмоконіоз на основі експериментальних залежностей між кількістю пилу та реакцією організму [16]. Разом з тим, аналіз таких залежностей показав, що, на жаль, не враховується вплив всіх наявних небезпечних чинників (людських, організаційних, технічних), що збільшують як тяжкість, так і ймовірність настання небезпечної події. Удосконалення зазначених моделей дозволить розробити дієві рекомендації зі зменшення ризику виникнення професійних захворювань, які виникають через вдихання пилу з вмістом оксиду кремнію, навіть при застосуванні фільтрувальних респіраторів [17].

Аналіз останніх досліджень і публікацій. У науковій літературі можна знайти кілька наукових досліджень для розрахунку коефіцієнта ефективності фільтрувальних респіраторів на основі розробки теоретичних моделей руху пилових потоків. При цьому застосовуються рівняння Кана-Гіліярда-Хеле-Шоу, представленого Ченом та ін. [18], метод кінцевих елементів, запропонований Фенгом і Пролем [19], а також відома математична модель Новьє-Стокса, які дозволяють отримати траєкторію руху частинки у фільтрах респіратора, яким займається Дігель та ін. [20]. В інших дослідженнях для розрахунку коефіцієнта захисту застосовувались методи гідродинаміки (CFD) для моделювання осадження частинок на волокнах фільтра. Цікаво, що ці дослідження були присвячені виявленню можливості уловлювання рідинних аерозолів, що утворюються при чханні [21]. Проте в дослідженнях не врахована можливість зменшення дисперсії частинок через зазори за смугою обтюрації. Існує дослідження Корнехо та ін. [22] щодо моделювання осадження аерозольних частинок на поверхні респіратора для теоретичного розрахунку коефіцієнта проникнення на основі створеного при диханні людиною турбулентного потоку, що значно впливає на аеродинамічну дисперсію крапель і аерозолу. Було виявлено значний вплив на перенесення аерозолу турбулентним потоком, що призводить до збільшення величини проникнення крізь фільтрувальний шар. Разом з тим, виникає необхідність у встановленні часу фіксування і за яких умов у підмасковому просторі створюється турбулентність.

Лей та ін. [23] проаналізували рух пилових потоків через одноразовий респіратор із застосуванням оптичного методу в інфрачервоній камері. Зокрема, вони досліджували наявність різних проміжків витоків між обличчям і півмаскою, підкреслюючи, що область з найбільшим

потоком витоку знаходиться над носом і очима, а потім щоками. Крім того, за допомогою аналізу мінливості температури, вони виявили збільшення тепла в області рота та губ, пов'язуючи це з температурним дискомфортом для користувача. Однак в вище зазначеній роботі відсутні рекомендації для врахування виявлених ефектів при теоретичному розрахунку коефіцієнта захисту респіраторів.

Наявність зазорів між обличчям і півмаскою зменшує об'єм фільтрованого повітря при вдиху і видиху. Така ситуація спричиняє більшу дисперсію нефільтрованого повітря, що сприяє погіршенню захисних властивостей респіраторів, зазначається у роботі [24].

Враховуючи потребу покращити характеристики та дизайн захисних масок, виникає потреба у теоретичному розрахунку коефіцієнта захисту респіраторів для його використання при уточненні терміну захисної дії, наприклад, в умовах, які відрізняються від лабораторних, чи для оцінювання рівня ризику для вибору ЗІЗОД, як вимагає технічний регламент.

Метою даної роботи є удосконалення моделі для розрахунку коефіцієнта захисту фільтрувальних респіраторів від шкідливого твердого аерозолю.

Виклад основного матеріалу. Для досягнення поставленої мети були вирішені наступні завдання:

- проведення теоретичного обґрунтування формули для розрахунку коефіцієнта захисту респіратора, який потрібен для визначення області, терміну використання та розрахунку ризику застосування засобів індивідуального захисту органів дихання;

- проведення порівняння експериментальних досліджень і теоретичних розрахунків коефіцієнта захисту респіратора для встановлення невизначеності розрахунків;

- удосконалення підходу для оцінки професійного ризику при використанні респіратора.

Для визначення коефіцієнта захисту фільтрувального респіратора, використовують відому формулу [25, 26]:

$$KЗР = C/C_i, \tag{1}$$

де C_i – виміряна підмаскова концентрація аерозолю, mg/m^3 ; C – концентрація пилового аерозолю в навколишньому середовищі, mg/m^3 .

Для експериментального визначення коефіцієнта захисту респіратора на добровольцях використовували легкі фільтрувальні півмаски для захисту від аерозолів типу «Стандарт» FFP2 (виробник ТОВ НВП «Стандарт»). Було залучено шість добровольців, яких підбирали у відповідності до таблиці 1.

Таблиця 1

Розподіл випробувачів за розмірами обличчя

Діапазони висоти обличчя, мм	Нормативна ширина обличчя, мм [1]		
	129-139 (1 зона)	140-145 (2 зона)	146-155 (3 зона)
136-126	-	2-й випробувач	5-й випробувач
125-116	1-й випробувач	3-й випробувач	6-й випробувач
115-105	-	4-й випробувач	-

Випробувачі були ознайомлені з правилами безпеки і процедурою проведення випробувань, а також дали згоду на добровільну участь у випробуваннях та збір їх особистих даних. Перед початком експерименту їх ознайомили з інструкціями виробника з правильного надягання фільтрувальної півмаски, при цьому кожен самостійно відрегулював кріплення півмаски. Наступним кроком була оцінка припасування півмаски за допомогою швидкого *fittest* з використанням різкого аерозолю бітрекс. У разі неможливості досягнення гарного прилягання півмаски до обличчя випробувач не приймав участь у дослідженні.

Стенд для визначення захисної ефективності респіраторів на людях відповідає вимогам ДСТУ EN 149:2017 «Засоби індивідуального захисту органів дихання. Півмаски фільтрувальні

для захисту від аерозолів. Вимоги, випробування, маркування». Схема установки наведено відповідно на рисунку 1.

Добровольці під час дослідження виконували послідовно протягом 14 хвилин різні дії (вправи), що імітували виробничу діяльність тривалістю 2 хв. кожна, а саме:

- 1 – звичайне дихання;
- 2 – глибоке дихання;
- 3 – повертання голови вправо-вліво;
- 4 – рухи голови вгору і вниз;
- 5 – розмова вголос;
- 6 – ходьба на біговій доріжці зі швидкістю 6 км/год;
- 7 – наклони тулуба.

Стандартний генератор аерозолу хлориду натрію надає можливість формувати частинки розміром у межах від 0,02 до 2 мкм при середньомасовому діаметрі близько 0,6 мкм. Додатково використовувався ультразвуковий розпилювач Ballu UHB-314, який створював полідисперсний аерозоль хлориду натрію з частинками різного розміру до 100 мкм.

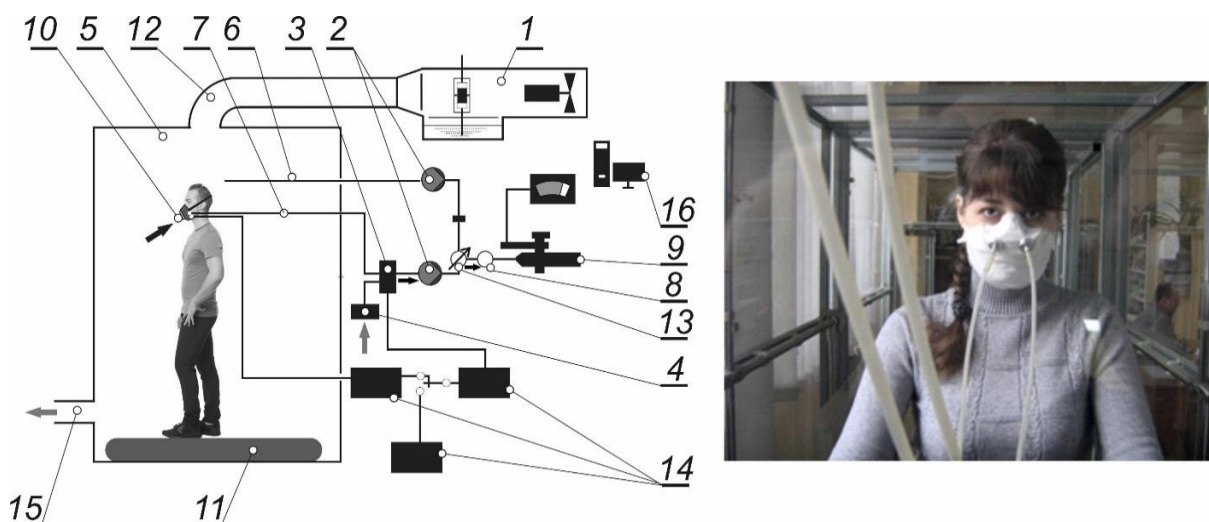


Рис. 1 – Схема стенду з визначення коефіцієнту проникання респіраторів за тест-аерозолем хлорид натрію на людях: 1 – генератор аерозолу з компресором та трубопроводом аерозолу; 2 – аспіратор; 3 – багатоходовий клапан; 4 – фільтр HEPA; 5 – випробувальна камера, куди зверху надходить аерозоль; 6 – патрубок для відбирання проби тест-аерозолу з камери; 7 – патрубок із зондом для відбирання проби тест-аерозолу з підмаскового простору; 8 – датчик тиску для перемикання фаз «вдих-видих» при відбиранні проб; 9 – атомно-абсорбційний спектрофотометр С-115М1Е; 10 – випробуваний зразок; 11 – бігова доріжка, що розміщена у випробувальній камері; 12 – повітропровід і розподілювач повітря; 13 – патрубок для подавання чистого повітря; 14 – система розподілу фаз вдихання – видихання; 15 – комп'ютер з програмою для реєстрації даних зі спектрофотометра

В стандартний та додатковий генератори заливався 2% розчин хлориду натрію на основі дистильованої води. Створений генераторами аерозоль розганявся для однорідності по випробувальній камері за допомогою 4-х осьових вентиля рів діаметром 100 мм, які встановлені по кутах камери.

Розмір частинок визначався пиломіром NY-dust Laser Sensor фірми HiYi (Китай), який визначає концентрації в діапазоні від 0 до 10 мг/м³ та фіксованими точками визначення концентрації PM1,0, PM2,5, PM5,0, PM10. В даному випадку використовували дані з двох каналів, а саме PM5,0 та PM10. Точність пиломіра становить ±10%, роздільна здатність 0,001 мг/м³.

Концентрацію тест-аерозолю (хлорид натрію) у камері і підмасковому просторі півмасок визначали за допомогою спектрофотометру Селмі С-115М1Е (Україна). У випробувальній камері вона складала 8...10 мг/м³. Додатково концентрація у випробувальній камері контролювалась гравіметричним методом за допомогою фільтра АФА та швидкістю постійного відбору проб повітря через нього 40 дм³/хв за допомогою аспірації «Тайфун-Б». Фільтр АФА зважувався перед та після проведення відбирання проб з подальшим визначенням зміни маси навески фільтра АФА на електронних вагах ANZ100С (Україна). Точність становить $\pm 1\%$, роздільна здатність 0,0001 г. За отриманими даними розраховувалась загальна концентрація у випробувальній камері. Концентрації частинок більших за 10 мкм визначались як залишкові значення концентрацій на фільтрах АФА.

Для виміру концентрації в підмасковому просторі використовувався пробовідбірник, указаний на рисунку 2, одночасно, а у камері – додатковий, який знаходився на рівні обличчя випробувача. Швидкість аспірації аерозолів і в першому, і в другому випадку складала 3 дм³/хв для унеможливлення створення додаткових ліній нещільності по смузі обтюрації через збільшення вакууметричного тиску в підмасковому просторі при вдиху. У кожного випробувача постійно проводили заміри протягом виконання кожної дії (вправи). Результат осереднювався, заносився у таблицю спеціалізованої програми ААС-2009, що додається до спектрофотометра, та виводився на монітор комп'ютера у вигляді графіків та узагальнюючої таблиці.

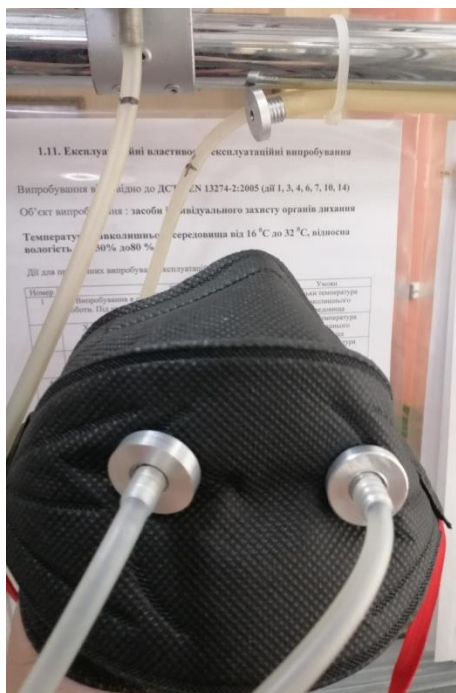


Рис. 2 – Вид пробовідбірника з підмаски і навколишнього середовища камери

Результати експериментальних даних осереднювались з оцінкою невизначеності вимірювань при $P < 0.05$ відповідно до Evaluation of measurement data – Guide to the expression of uncertainty in measurement – JCGM 100:2008. Брались до уваги також рекомендації ILAC-G17:01/2021 ILAC Guidelines for Measuring Uncertainty in Testing.

Теоретичні результати дослідження. Для визначення підмаскової концентрації аерозолю C_i розглянемо вплив помилок та різних факторів, що надають похибку при визначенні реальної концентрації в підмасковому просторі. При вдиханні людиною повітря безперервно рухається в підмасковому просторі та органах дихання. Існує два основних підходи до відбирання проб з підмаскового простору: перший – це постійний відбір проби (на фазі вдиху та на фазі видиху) та другий підхід, коли відбирання проводиться тільки на фазі вдиху, тоді як на фазі видиху повітря відбирається з чистого середовища.

Розглянемо перший підхід, оскільки він більше відповідає контролюванню рівня шкідливої речовини в повітрі робочої зони, коли відбирання проб повітря з підмаскового простору відкачується і при вдиху, і при видиху. Загальний підхід до уточнення в математичному вигляді підмаскової концентрації детально описано в дослідженні [27]. При вдиху та при видиху похибку вимірювання підмаскової концентрації можна вважати різною, оскільки шлях проходження забрудненого повітря буде різним, тому складові похибки будуть відрізнятись. При вдиху виміряна підмаскова концентрація може знижуватись через осадження частинок на вході в пробовідбірний зонд і пробовідбірних лініях. Також є похибка, пов'язана з положенням та заглибленням кінця пробовідбірного зонда, положення зазору, характеру дихання та конструкції півмаски [28-30]. Існує похибка, яка пов'язана з тим, що певна кількість частинок забруднювача осяде на внутрішній стороні респіратору через вологість підмаскового повітря. Підмаскова концентрація частинок будь-якого діаметру у відкачаному повітрі при вдиху $C_{вдих}(x)$ може бути пов'язана з концентрацією пилу, виміряною в підмасковому просторі при вдиху $C_T(x)$ рівнянням:

$$C_{вдих}(x) = C_T(x) \times (1 - SD(x)) \times (1 + SB_{вдих}(x)) \times (1 + SH_{вдих}(x)), \quad (2)$$

де $SD(x)$ – ймовірність осадження частинок на вході в зонд і вимірювальної лінії, $SB_{вдих}(x)$ – похибка вимірювань при вдиху через місце встановлення пробовідбірного зонда або його вхідного отвору, $SH_{вдих}(x)$ – ймовірність осадження частинок в підмасковому просторі шляхом їх уловлювання вологістю повітря.

Зауважимо, що $SB(x)$ може бути як позитивним, так і негативним, і ймовірно, що у кожного поєднання респіратору з пробовідбіним зондом може бути своя похибка [28-30].

При видиху органи дихання можна порівняти з фільтром, через який повинен пройти аерозоль перед виміром. В такому випадку виміряна підмаскова концентрація при видиху $C_{видих}(x)$ може бути визначена рівнянням:

$$C_{видих}(x) = C_T(x) \times (1 - LD(x)) \times (1 + SD(x)) \times (1 + SB_{видих}(x)) \times (1 + SH_{видих}(x)), \quad (3)$$

де $LD(x)$ – ймовірність осадження частинок при проходженні через органи дихання, $SB_{видих}(x)$ – похибка обладнання відбору проб при видиху, $SH_{видих}(x)$ – ймовірність осадження частинок в підмасковому просторі шляхом їх уловлювання вологістю повітря.

Слід зазначити, що концентрація у підмасковому просторі не змінюється під час переходу від вдиху до видиху миттєво. Найчастіше місце встановлення зонду знаходиться перед ротом, тому концентрація поблизу зонда залежатиме від цієї «залишкової» концентрації та від ефективності перемішування повітря, що вдихається. На перемішування повітря будуть впливати об'єм підмаскового простору та робота клапанів видиху. Загалом можна вважати, що сумарний вплив на виміряну концентрацію залежатиме від відношення обсягу мертвого простору до об'єму вдиху. Цей ефект описаний в [31], але тут передбачається, що ефект перемішування малий, і їм можна знехтувати.

У рівнянні (2) та (3) $C_T(x)$ можна замінити на $C_T \times f_i(x)$ (добуток повної реальної концентрації та функції, що описує масовий розподіл за розмірами частинок під маскою) для частинок розміром x . Проінтегрувавши для частинок всіх розмірів і перегрупувавши, отримаємо поправочні коефіцієнти CF для вдиху та видиху:

$$CF_{вдих} = \frac{C_{вдих}}{C_T} = \int_0^\infty f_i(x) (1 - SD(x)) (1 + SB_{inh}) (1 + SB_{вдих}(x)) dx, \quad (4)$$

$$CF_{\text{видих}} = \frac{C_{\text{видих}}}{C_T} = \int_0^{\infty} f_i(x)(1-LD(x))(1-SD(x))(1+SB_{\text{видих}}(x))(1+SH_{\text{видих}}(x))dx, \quad (5)$$

де $C_{\text{вдих}}$ і $C_{\text{видих}}$ – повні підмаскові концентрації при вдиху та видиху, а C_T – справжня повна підмаскова концентрація при вдиху.

Так як виміряна концентрація C_i – середньозважена ($C_{\text{вдих}}$ і $C_{\text{видих}}$), то за допомогою вищеписаних рівнянь можна отримати вираз для оцінки реальної концентрації пилу в підмасковому просторі:

$$C_{ia} = C_i / (T_{\text{вдих}} \times C_T F_{\text{вдих}} + (1-T_{\text{вдих}}) \times C_T F_{\text{видих}}), \quad (6)$$

де C_i – виміряна приладами концентрація в підмасковому просторі; C_{ia} – підмаскова концентрація з корекцією – оцінка реальної концентрації C_T при вдиху, $K_{\text{нідс}}$ – коефіцієнт, який характеризує ймовірність проходження частинок через нещільності за смугою обтюрації, а $T_{\text{вдих}}$ – відносна тривалість вдиху.

Паузи при вдиху немає. Можна зауважити, що співвідношення $T_{\text{вдих}}$ до $T_{\text{видих}}$ за спокійного стану людини становить 1:1. При збільшенні дихального навантаження на людину співвідношення вдих-видих змінюється до 2:1. Це обумовлено тим, що на фазі вдиху людина найбільше насичує організм киснем, а у видихуваному повітрі частка кисню значно менша, оскільки замінюється видихуваним діоксидом вуглецю (до 5 % об'ємних).

Похибка відбору проб при вдиху $SB_{\text{вдих}}(x)$ вимірювалася в лабораторних умовах, і виявилось, що вона дуже нестабільна і залежить від типу респіратора, характеру дихання і положення зазору, також в деякій мірі є індивідуальною для кожної людини і використовуваного респіратора [28-30]. Встановлення зонда біля рота допоможе зменшити цю похибку [29, 30].

Для використання рівнянь (4) та (5) потрібно знати ГДК під маскою. При вдиху підмаскова ГДК може бути отримана шляхом множення зовнішньої ГДК на функцію проникнення частинок через зазор:

$$f_i(x) = \frac{f_a(x) \times LF(x)}{f_a(x) \times LP(x)}, \quad (7)$$

де $f_i(x)$ – оцінювана масова функція розподілу, $f_a(x)$ – виміряна масова функція розподілу в зоні дихання (виміряна або стаціонарним або індивідуальним вимірником ГДК) і $LP(x)$ – функція проникнення через зазор (9) (ймовірність проникнення через зазор).

Знаменник – поправочний член, тому площа під графіком підмасочної ГДК = 1. Функцію зовнішнього масового розподілу для одномодального логарифмічно-нормального розподілу можна обчислити так:

$$f_a(x) = \frac{1}{\log_{10} \Gamma ДК \sqrt{2\pi}} \times \exp\left(-\left(L_{nx} - L_n GM\right)^2\right) / \left(2 \times (Ln \Gamma ДК)^2\right), \quad (8)$$

де GM – це середньгеометричний розмір частинки, мкм.

В загальному вигляді формули можна представити наступним чином:

$$C_{ia} = C_i / (T_{\text{вдих}} \times C_i \times (1 + K_{\text{нідс}}) \times CF_{\text{вдих}} + (1 - T_{\text{вдих}}) \times C_i \times (1 + K_{\text{нідс}}) \times CF_{\text{видих}}). \quad (9)$$

Зазначимо, що проведені дослідження [32, 33] показують, що величина підсмоткування за смугою обтюрації не є постійним показником та залежить від сили натягу стрічок головного

гарнітура, ширини смуги обтюрації, виду виконуваних робіт (нахил або повороти голови), потреби в промовлянні та наявності місць, де таке прилягання буде мінімальним.

Під час обґрунтування формули (9) було зроблено наступні припущення: частинки пилу головним чином потрапляють під маску не через фільтр, а через зазори по смугі обтюрації, дефекти в масці чи технологічні отвори (клапан видиху тощо); частинки при потрапленні в підмасковий простір звожуються через вологість повітря, яка викликана диханням людини.

Оцінювання впливу вологості повітря досліджувались авторами [34-37].

При експериментальних дослідженнях коефіцієнту захисту респіратору отримано усереднене значення концентрації у випробувальній камері $8,47 \text{ мг/м}^3$. Коефіцієнт проникання дорівнює 4,1%.

За відсутності інформації про розмір зазору або перепад тиску (інтенсивності роботи) використовуємо рівняння для обчислення проникнення через зазори, які отримані в роботі [27]:

$$\begin{aligned} K_{\text{ндс}} &= 1 - (0,97 - 0,074d) \text{ при } 0,1 \leq d \leq 12 \text{ мкм}; \\ K_{\text{ндс}} &= 0 \text{ при } d < 0,1 \text{ мкм}; \\ K_{\text{ндс}} &= 0 \text{ при } d > 12 \text{ мкм}. \end{aligned} \tag{10}$$

Для розрахунків вважаємо, що в діапазоні 0-5 мкм значення медіани становитиме 2,5 мкм, для діапазона 5-10 мкм – 7,5 мкм відповідно та для часток розміром більше 10 мкм $K_{\text{ндс}}$ дорівнюватиме нулю. Головна причина уловлювання частинок у пробовідбірному зонді є інерційне осадження. Попередні дослідження показали, що для півмасок з примусовою подачею повітря при відкачуванні турбулентного повітря з-під маски 18,8% частинок діаметром 8 мкм осідає у вхідному отворі зонда. Частинки < 7 мкм практично не осідають, і частки більші 12 мкм під маску не просочуються. Використовуючи ці результати, можна визначити ймовірність осадження частинок $SD(x)$ у зонді так:

$$\begin{aligned} SD(x) &= 0\% \text{ при } d < 7 \text{ мкм}; \\ SD(x) &= 19\% \text{ при } 7 < d < 10 \text{ мкм}; \\ SD(x) &= 23\% \text{ при } 10 < d < 12 \text{ мкм}. \end{aligned} \tag{11}$$

Дані щодо ймовірності осадження частинок в органах дихання приймаємо згідно [27]. Для розрахунків вважаємо, що в діапазоні 0-5 мкм середнє значення осідання частинок в органах дихання становитиме 32%, для діапазона 5-10 мкм – 90% відповідно та для часток розміром більше 10 мкм дорівнюватиме 96%.

Зусилля, яке потрібне для початку дії сил адгезії між частинками або частинок з поверхнею респіратора, має бути більшим за силу руху частинки в повітряному потоці. Частинки до 10 мкм мають достатньо низьку рушійну силу, тому сили адгезії з ними будуть вступати в дію. Частинки більші за 10 мкм вже мають достатньо маси та рушійної сили в потоці, тому для них сили злипання не є діючими (табл. 2).

Таблиця 2

Експериментальні дослідження коефіцієнту захисту респіратора

Діапазон частинок, мкм	Концентрація аерозолю, мг/м^3	Підмаскова концентрація аерозолю, мг/м^3	Похибка вимірювання приладів	Коефіцієнт захисту респіратора
менше 5	6,895	0,316	10 %	$21,8 \pm 2,2$
5 - 10	1,346	0,021	10 %	$63,1 \pm 6,3$
Більше 10	0,229	0,002	10 %	135 ± 13

Для уточнення даних скористаємось даними щодо концентрацій у випробувальній камері та підмасковому просторі згідно таблиці 2, які були отримані шляхом прямих вимірів приладами (табл. 3).

Таблиця 3

Теоретичні розрахунки коефіцієнту захисту респіратора

Діапазон частинок, мкм	Концентрація аерозолі, мг/м ³	Підмаскова концентрація аерозолі, мг/м ³	Розрахований коефіцієнт підмоктування	Коефіцієнт агдезії частинок	Коефіцієнт захисту респіратора
0 - 5	6,895	0,316	0,215	0,05	19,1±1,5
5 - 10	1,346	0,021	0,585	0,05	61,3±6,1
Більше 10	0,229	0,002	0,000	0,01	142,3±24,0

У таблиці 3 наведено значення *KЗР*, яке обчислене за результатами лабораторних досліджень у відповідності до описаного алгоритму з визначення концентрації тест-аерозолі в камері та у підмасковому просторі респіратора. Показники *KЗР* для відповідних діапазонів частинок коливаються в межах від 21,8 до 135,3. При цьому розрахункові значення *KЗР* з урахуванням впливів осадження аерозолі у пробовідбонному зонді у підмасковому просторі дозволили отримати діапазон від 14,1 до 231,3. Для порівняння чи відповідають встановлені результати *KЗР* генеральній сукупності значень, проводимо додаткову статистичну обробку обидвох вибірок отриманих значень за показником t-критерія Ст'юдента, розрахованим за формулою [38]:

$$t = \frac{|X_1 - X_2|}{\sqrt{\frac{n_1 + n_2}{n_1 n_2} \frac{(n_1 - 1)S_1^2 + (n_2 - 1)S_2^2}{(n_1 + n_2 - 2)}}}, \quad (12)$$

де n_1, n_2 – кількість результатів вимірювань, виконаних в лабораторних умовах, і теоретичних розрахункових значень; X_1, X_2 – середні значення показників коефіцієнта захисту респіратору у лабораторних умовах і теоретичних розрахунків відповідно; S_1, S_2 – дисперсія випадкової величини коефіцієнта захисту респіратору, отриманих відповідно у лабораторних умовах і за результатами теоретичних розрахунків.

В таблиці 4 наведені результати статичної обробки вибірок з визначення коефіцієнта захисту респіратору у лабораторних умовах і згідно теоретичних розрахунків.

Таблиця 4

Результати статичної обробки вимірювань коефіцієнта проникнення респіраторів, отриманих у лабораторних і виробничих умовах

Показник	Показники вибірок отриманих при випробуваннях						Величина показника, τ_p
	у лабораторії			у виробках вугільних шахт			
	об'єм вибірки	середнє значення	дисперсія	об'єм вибірки	середнє значення	дисперсія	
Коефіцієнт захисту респіраторів	6	21,8	1,7	8	19,1	1,5	2,1
	6	63,1	3,1	8	61,3	3,1	1,19
	6	135,5	5,2	8	142,3	5,32	2,2

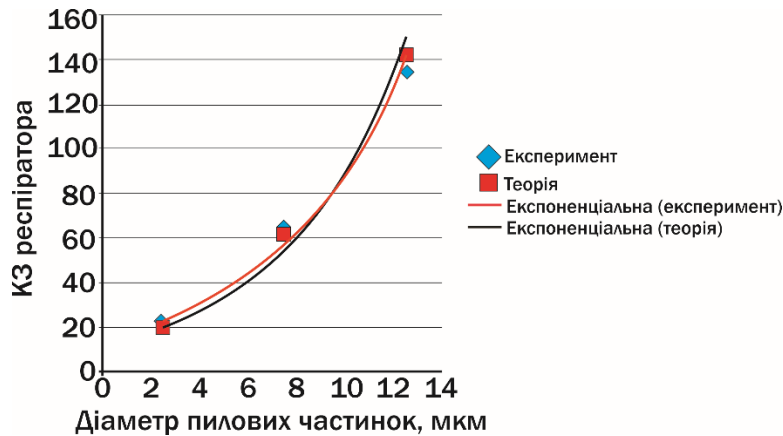


Рис. 3 – Графік залежності КЗ респіратора від розміру часток пилу

За результатами отриманих експериментальних даних та розрахованих теоретичних даних можна спрогнозувати значення коефіцієнту захисту для респіратора з урахуванням присутності пилових частинок різного діаметру (рис. 3). Даний рисунок вказує на незначні відхилення між експериментальними даними та даними, отриманими згідно запропонованих формул.

З табл. 4 видно, що середні значення показників коефіцієнта проникнення респіраторів відрізняються один від одного. Однак величина t -критерію Ст'юдента, що розраховується для двох вибірок, менше стандартного табличного значення 2,37 для ймовірності 0,95. Такі результати дають змогу зробити висновок, що результати коефіцієнта захисту респіратора, отримані у лабораторії та за теоретичним розрахунком, співпадають між собою з ймовірністю 0,95 [38].

Отже, в результаті виконання досліджень було проведено теоретичне обґрунтування моделі для розрахунку коефіцієнта захисту респіраторів на основі оцінювання масової функції розподілу аерозольних частинок в зоні дихання та функції проникнення через зазор між обличчям і півмаскою з урахуванням процесу вдихання і видихання, а також осадження частинок у пробовідбірному зонді. Дана теоретична модель враховує найбільш критичні за думкою авторів фактори, що впливають на загальний коефіцієнт захисту респіратора.

Отримано відповідну формулу, що дозволяє визначити захисну ефективність респіратора з урахуванням зовнішніх факторів. Це дозволить оцінювати термін захисної дії ЗІЗОД в умовах, які відмінні від лабораторних. Відмінність розробленої моделі від відомих полягає в тому, що враховується процес адгезії частинок при вдиханні і видиханні, що призводить до осідання деяких частинок на внутрішній поверхні півмаски. Також є розуміння, що певна кількість аерозольних частинок видихається, що призводить до їх поєднання з іншими частинками, які потрапили у підмасковий простір при процесі вдихання. В цьому випадку, середньгеометричний розмір такої частинки збільшується, а загальна кількість частинок пилу в підмасковому просторі зменшується.

При вимірі $KPЗ$ одночасно відбиралися проби повітря як із зони дихання (C_o), так і з-під маски (C_i). Для вимірювання C_i з підмаскового простору на випробувану півмаску встановлювався пробовідбірний зонд. Відбір проб повітря з-під маски проводився безперервно – при вдиху та при видиху, через що реальна підмаскова концентрація при вдиху була вище вимірюваної і вимірюваний $KPЗ$ вище реального $KPЗ$.

Концентрація пилу знижувалася з різних причин: через осадження частинок – у легенях людини, на вході в пробовідбірний зонд, при русі від зонда до касети з фільтром НЕРА (4) (див. рис. 1) і через неповне перемішування повітря під маскою, оскільки є зони, наприклад, біля виліць, до руху повітря є мінімальним.

Хоча ці фактори, що впливають на втрати/зміни концентрації, в окремих випадках важко чітко визначити в числовому вигляді, проте їх можна оцінити. Треба зауважити, що є й інші причини осадження частинок і, якщо їх не врахувати, то коефіцієнт в підмасковому просторі C_i знизиться, а $KPЗ$ – буде мати завищене значення. Це, в свою чергу, буде призводити до ілюзії захищеності працівника. Зокрема такі фактори були раніше описані щодо впливу аерозолі на

загальний коефіцієнт захисту. Найбільш важливий фактор, що не враховується, це осадження частинок на стінках касети з фільтром. Такий процес відбувається і для підмаскової, і для зовнішньої поверхні фільтра, що загалом призводить до збільшення похибки при визначенні підмаскової концентрації C_i , тоді як на загальну концентрацію в робочій зоні C_o це критично не впливає. Тому для усунення заниження підмаскової концентрації C_i та концентрації в робочій зоні C_o потрібно вимірювати осадження і на фільтрі, і на його стінках.

Якщо КРЗ – правильна оцінка захисних властивостей респіратора, традиційне визначення КРЗ, яке завищує його, потрібно відкоригувати. В роботі це продемонстровано на прикладі визначення коефіцієнту захисту фільтрувальних півмасок на добровольцях у лабораторних умовах, де було враховано похибки вимірювання від приладів не більше 10%.

Для наступних досліджень необхідно врахувати вплив відносної вологості повітря на загальний рівень концентрації пилу як в підмасковому просторі, так й в повітрі робочої зони. Оскільки зволожені частинки пилу будуть рухатись в турбулентному потоці, то може виникати інерційне осадження частинок пилу на внутрішню поверхню респіратора та обличчя працівника. В такому випадку буде виникати адгезія між вище зазначеними поверхнями [39, 40], що відобразиться на підмасковій концентрації C_i шкідливого аерозолю.

Висновки

1. Проведено теоретичне обґрунтування моделі для розрахунку коефіцієнта захисту респіраторів на основі оцінювання масової функції розподілу аерозольних частинок в зоні дихання; функції проникнення через зазор між обличчям і півмаскою з урахуванням процесу вдихання і видихання, а також осадження частинок у пробовідбірному зонді.

2. Встановлено коефіцієнт захисту респіраторів у лабораторних умовах на добровольцях при визначенній концентрації тест-аерозолю в навколишньому середовищі за стандартним методом випробувань, що описаний у ДСТУ EN 13274-1:2005 «Засоби індивідуального захисту органів дихання. Методи випробування. Частина 1. Визначення коефіцієнта проникання і загального коефіцієнту проникання», для якого було встановлено похибку вимірювання від приладів не більше 10%.

3. Проведено порівняння отриманих показників коефіцієнта захисту респіраторів у лабораторних умовах і за розробленою теоретичною моделлю з урахуванням осадження частинок у пробоотбірному зонді та підмасковому просторі під час процесу видихання, що показало гарний збіг показників за t-критерієм Ст'юдента.

Перелік використаних джерел:

1. World Health Statistics 2023. Офіційний сайт INCUBATOR – Global health education and learning at Harvard University. URL: <https://repository.gheli.harvard.edu/repository/11008/> (дата звернення: 15.06.2023).
2. Analysis of the research subjects and hot topics of occupational diseases through the Web of Science from 1975 to 2021 / H. R. Saberi, H. Rabiei, A. Zare, M. D. Jazari, M. Malakoutikhah. *Frontiers in Public Health*. 2022. Vol. 10. Pp. 1-15. DOI: <https://doi.org/10.3389/fpubh.2022.1009203>.
3. Pneumoconiosis: current status and future prospects / X.M. Qi et al. *Chinese Medical Journal*. 2021. Vol. 134. Iss. 8. Pp. 898-907. DOI: <https://doi.org/10.1097/CM9.0000000000001461>.
4. Dabbicco G., Mattei G. The reconciliation of budgeting with financial reporting: A comparative study of Italy and the UK. *Public Money & Management*. 2021. Vol. 41. Iss. 2. Pp. 127-137. DOI: <https://doi.org/10.1080/09540962.2019.1708059>.
5. Alkhyoon H., Abbaszadeh M. R., Zadeh F. N. Organizational risk management and performance from the perspective of fraud: a comparative study in Iraq, Iran, and Saudi Arabia. *Journal of Risk and Financial Management*. 2023. Vol. 16(3). Pp. 1-27. DOI: <https://doi.org/10.3390/jrfm16030205>.
6. Development and internal validation of risk assessment models for chronic obstructive pulmonary disease in coal workers / H. Wang et al. *International Journal of Environmental Research and Public Health*. 2023. Vol. 20(4). Pp. 1-20. DOI: <https://doi.org/10.3390/ijerph20043655>.
7. Respirable coal mine dust: a review of respiratory deposition, regulations, and characterization /

- Y. Shekarian et al. *Minerals*. 2021. Vol. 11(7). Pp. 1-25. DOI: <https://doi.org/10.3390/min11070696>.
8. Paul R., Adeyemi O., Arif A. A. Estimating mortality from coal workers' pneumoconiosis among Medicare beneficiaries with pneumoconiosis using binary regressions for spatially sparse data. *American Journal of Industrial Medicine*. 2022. Vol. 65(4). Pp. 262-267. DOI: <https://doi.org/10.1002/ajim.23330>.
 9. Clinical statistics analysis on the characteristics of pneumoconiosis of Chinese miner population / M.F. Wang et al. *Journal of Thoracic Disease*. 2016. Vol. 8(8). Pp. 2203-2211. DOI: <https://doi.org/10.21037/jtd.2016.07.53>.
 10. Prediction of aerosol deposition in the human respiratory tract via computational models: a review with recent updates / V. K. H. Bui et al. *Atmosphere*. 2020. Vol. 11(2). Pp. 1-27. DOI: <https://doi.org/10.3390/atmos11020137>.
 11. Laney A. S., Weissman D. N. Respiratory diseases caused by coal mine dust. *Journal of Occupational and Environmental Medicine*. 2014. Vol. 56. Pp. 518-522. DOI: <https://doi.org/10.1097/JOM.0000000000000260>.
 12. Kleinstreuer C., Zhang Z. Airflow and particle transport in the human respiratory system. *Annual reviews*. 2010. Vol. 42. Pp. 301-334. DOI: <https://doi.org/10.1146/annurev-fluid-121108-145453>.
 13. Physico-chemical properties and reactive oxygen species generation by respirable coal dust: Implication for human health risk assessment / M. A. Zazouli et al. 2021. *Journal of Hazardous Materials*. Vol. 405. 124185. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jhazmat.2020.124185>.
 14. Sarver E., Keleş Ç., Afrouz S. G. Particle size and mineralogy distributions in respirable dust samples from 25 US underground coal mines. *International Journal of Coal Geology*. 2021. Vol. 247. 103851. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.coal.2021.103851>.
 15. Review of respirable coal mine dust characterization for mass concentration, size distribution and chemical composition / B. Abbasi et al. *Minerals*. 2021. Vol. 11(4). Pp. 1-36. DOI: <https://doi.org/10.3390/min11040426>.
 16. A systematic review of occupational exposure to coal dust and the risk of interstitial lung diseases / C. Beer et al. *European Clinical Respiratory Journal*. 2017. Vol. 4. Iss. 1. Pp. 1-11. DOI: <https://doi.org/10.1080/20018525.2017.1264711>.
 17. Chemistry and particle size distribution of respirable coal dust in underground mines in Central Eastern Europe / P. Trechera et al. *International Journal of Coal Science & Technology*. 2022. Vol. 9. Pp. 1-17. DOI: <https://doi.org/10.1007/s40789-022-00468-2>.
 18. Convergence analysis of a fully discrete finite difference scheme for the Cahn-Hilliard-Hele-Shaw equation / Chen W., Liu Y., Wang C., Wise S. M. *Mathematics of Computation*. 2016. Vol. 85. № 301. Pp. 2231-2257. DOI: <https://doi.org/10.1090/mcom3052>.
 19. Nonlinear stability of the implicit-explicit methods for the Allen-Cahn equation / Feng X., Song H., Tang T., Yang J. *Inverse Problems and Imaging*. 2013. Vol. 7. № 3. Pp. 679-695. DOI: <https://doi.org/10.3934/ipi.2013.7.679>.
 20. Convergence analysis and error estimates for a second order accurate finite element method for the Cahn-Hilliard-Navier-Stokes system / Diegel A. E., Wang C., Wang X., Wise S. M. *Numerische Mathematik*. 2017. Vol. 137. Pp. 495-534. DOI: <https://doi.org/10.1007/s00211-017-0887-5>.
 21. Research on regularities of cyclic air motion through a respirator filter / O. Bazaluk et al. *Applied Sciences*. 2021. Vol. 11(7). Pp. 1-15. DOI: <https://doi.org/10.3390/app11073157>.
 22. Cornejo P., Guerrero N., Sandoval V. Aerodynamic dispersion of respiratory droplets and aerosols by turbulent airflow. *Fluids*. 2021. Vol. 6(3). Pp. 1-14. DOI: <https://doi.org/10.3390/fluids6030119>.
 23. Perić R., Perić M. Analytical and numerical investigation of the airflow in face masks used for protection against COVID-19 virus – implications for mask design and usage. *Journal of Applied Fluid Mechanics*. 2020. Vol. 13(6). Pp. 1911-1923. DOI: <https://doi.org/10.47176/jafm.13.06.31812>.
 24. Development of a dust respirator by improving the half mask frame design / O. Bazaluk et al. *International Journal of Environmental Research and Public Health*. 2021. Vol. 18. Pp. 1-12. DOI: <https://doi.org/10.3390/ijerph18105482>.
 25. Automated air pressure control system in a motorised breathing apparatus / D. Slavinskyi et al. *Machinery & Energetics*. 2024. Vol. 15(1). Pp. 9-22. DOI: <https://doi.org/10.31548/machinery/1.2024.09>.

26. Tu J., Yeoh G.-H., Liu C. Chapter 3 – Governing Equations for CFD-Fundamentals. *Computational Fluid Dynamics. A Practical Approach*. 2-nd ed. 2013. Pp. 61-121. DOI: <https://doi.org/10.1016/B978-0-08-098243-4.00003-2>.
27. Burdon Test – Landolt Rings Online. Interactive Portal-Book of Methods of Self-Development. URL: https://metodorf.com/tests/bourdon/bourdonlandolt.php#google_vignette (дата звернення: 20.09.2023).
28. Aerosol and surface stability of SARS-CoV-2 as compared with SARS-CoV-1 / N. Neeltje van Doremalen et al. *The New England journal of Medicine*. 2020. Vol. 382. № 16. Pp. 1564-1567. DOI: <https://doi.org/10.1056/NEJMc2004973>.
29. Bourouiba L., Dehandschoewercker E., Bush J. W. M. Violent expiratory events: on coughing and sneezing. *Journal of Fluid Mechanics*. 2014. Vol. 745. Pp. 537-563. DOI: <https://doi.org/10.1017/jfm.2014.88>.
30. How far droplets can move in indoor environments-revisiting the Wells evaporation-falling curve / X. Xie et al. *Indoor air*. 2007. Vol. 17(3). Pp. 211-225. DOI: <https://doi.org/10.1111/j.1600-0668.2007.00469.x>.
31. Sun C., Zhai Z. The efficacy of social distance and ventilation effectiveness in preventing COVID-19 transmission. *Sustainable Cities and Society*. 2020. Vol. 62. Pp. 1-10. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.scs.2020.102390>.
32. Increasing the insulation properties of filter respirators to protect miners' respiratory organs from dust / S. Cheberiyachko et al. *Rudarsko-geološko-Naftni Zbornik*. 2023. Vol. 38(4). Pp. 27-40. DOI: <https://doi.org/10.17794/rgn.2023.4.3>.
33. Development of an algorithm for effective design of respirator half-masks and encapsulated particle filters / Cheberiyachko S., Cheberiyachko Y., Naumov M., Deryugin O. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics*. 2022. Vol. 28(2). Pp. 1145-1159. DOI: <https://doi.org/10.1080/10803548.2020.1869429>.
34. Han Y., Hu Y., Qian F. Effects of air temperature and humidity on particle deposition. *Chemical Engineering Research and Design*. 2011. Vol. 89(10). Pp. 2063-2069. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.cherd.2011.02.001>.
35. Effects of ambient temperature and humidity on natural deposition characteristics of airborne biomass particles / Yuan Y., Li S., Chen T., Ren J. *International Journal of Environmental Research and Public Health*. 2023. Vol. 20(3). Pp. 1-14. DOI: <https://doi.org/10.3390/ijerph20031890>.
36. Sustainable concrete: Building a greener future / L. Assi et al. *Journal of Cleaner Production*. 2018. Vol. 198. Pp. 1641-1651. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jclepro.2018.07.123>.
37. Shao Y. Adhesion theory and model for air humidity impact on dust emission. *Aeolian Research*. 2024. Vol. 66. 100898. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.aeolia.2024.100898>.
38. Gábor B., Gábor K. Data analysis for business, economics, and policy. Cambridge : Cambridge University Press, 2021. 730 p. URL: <https://www.cambridge.org/highereducation/books/data-analysis-for-business-economics-and-policy/D67A1B0B56176D6D6A92E27F3F82AA20#overview>.
39. Fukunishi A., Mori Y. Adhesion force between particles and substrate in a humid atmosphere studied by atomic force microscopy. *Advanced Powder Technology*. 2006. Vol. 17. Iss. 5. Pp. 567-580. DOI: <https://doi.org/10.1163/156855206778440552>.
40. Busnaina A. A., Elsayw T. The effect of relative humidity on particle adhesion and removal. *The Journal of Adhesion*. 2000. Vol. 74. Iss. 1-4. Pp. 391-409. <https://doi.org/10.1080/00218460008034538>.

References:

1. World Health Statistics 2023. INCUBATOR – Global health education and learning at Harvard University. [Online]. Available: <https://repository.gheli.harvard.edu/repository/11008/>. Accessed on: June 15, 2023.
2. H.R. Saberi, H. Rabiei, A. Zare, M.D. Jazari, and M. Malakoutikhah, «Analysis of the research subjects and hot topics of occupational diseases through the Web of Science from 1975 to 2021», *Frontiers in Public Health*, vol. 10, pp. 1-15, 2022. doi: **10.3389/fpubh.2022.1009203**.
3. X.M. Qi et al., «Pneumoconiosis: current status and future prospects», *Chinese Medical Journal*, 134(8), 898-907, 2021. doi: **10.1097/CM9.0000000000001461**.
4. G. Dabbicco, and G. Mattei, «The reconciliation of budgeting with financial reporting: A

- comparative study of Italy and the UK», *Public Money & Management*, vol. 41, iss. 2, pp. 127-137, 2021. doi: **10.1080/09540962.2019.1708059**.
5. H. Alkhyoon, M.R. Abbaszadeh, and F.N. Zadeh, «Organizational Risk Management and Performance from the Perspective of Fraud: A Comparative Study in Iraq, Iran, and Saudi Arabia», *Journal of Risk and Financial Management*, vol. 16(3), pp. 1-27, 2023. doi: **10.3390/jrfm16030205**.
 6. H. Wang et al., «Development and Internal Validation of Risk Assessment Models for Chronic Obstructive Pulmonary Disease in Coal Workers», *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 20(4), pp. 1-20, 2023. doi: **10.3390/ijerph20043655**.
 7. Y. Shekarian, E. Rahimi, M. Rezaee, W.-C. Su, and P. Roghanchi, «Respirable Coal Mine Dust: A Review of Respiratory Deposition, Regulations, and Characterization», *Minerals*, vol. 11(7), pp. 1-25, 2021. doi: **10.3390/min11070696**.
 8. R. Paul, O. Adeyemi, and A.A. Arif, «Estimating mortality from coal workers' pneumoconiosis among Medicare beneficiaries with pneumoconiosis using binary regressions for spatially sparse data», *American Journal of Industrial Medicine*, vol. 65(4), pp. 262-267, 2022. doi: **10.1002/ajim.23330**.
 9. M.F. Wang et al., «Clinical statistics analysis on the characteristics of pneumoconiosis of Chinese miner population», *Journal of Thoracic Disease*, vol. 8(8), pp. 2203-2211, 2016. doi: **10.21037/jtd.2016.07.53**.
 10. V.K.H. Bui, J.-Y. Moon, M. Chae, D. Park, and Y.-C. Lee, «Prediction of Aerosol Deposition in the Human Respiratory Tract via Computational Models: A Review with Recent Updates», *Atmosphere*, vol. 11(2), pp. 1-27, 2020. doi: **10.3390/atmos11020137**.
 11. A.S. Laney, and D.N. Weissman, «Respiratory diseases caused by coal mine dust», *Journal of Occupational and Environmental Medicine*, vol. 56, pp. 518-522, 2014. doi: **10.1097/JOM.0000000000000260**.
 12. C. Kleinstreuer, and Z. Zhang, «Airflow and Particle Transport in the Human Respiratory System», *Annual reviews*, vol. 42, pp. 301-334, 2010. doi: **10.1146/annurev-fluid-121108-145453**.
 13. M.A. Zazouli et al., «Physico-chemical properties and reactive oxygen species generation by respirable coal dust: Implication for human health risk assessment», *Journal of Hazardous Materials*, vol. 405, 124185, 2021. doi: **10.1016/j.jhazmat.2020.124185**.
 14. E. Sarver, Ç. Keleş, and S.G. Afrouz, «Particle size and mineralogy distributions in respirable dust samples from 25 US underground coal mines», *International Journal of Coal Geology*, vol. 247, 103851, 2021. doi: **10.1016/j.coal.2021.103851**.
 15. B. Abbasi et al., «Review of respirable coal mine dust characterization for mass concentration, size distribution and chemical composition», *Minerals*, 11(4), pp. 1-36, 2021. doi: **10.3390/min11040426**.
 16. C. Beer et al., «A systematic review of occupational exposure to coal dust and the risk of interstitial lung diseases», *European Clinical Respiratory Journal*, vol. 4, iss. 1, pp. 1-11, 2017. doi: **10.1080/20018525.2017.1264711**.
 17. P. Trechera et al., «Chemistry and particle size distribution of respirable coal dust in underground mines in Central Eastern Europe», *International Journal of Coal Science & Technology*, vol. 9, pp. 1-17, 2022. doi: **10.1007/s40789-022-00468-2**.
 18. W. Chen, Y. Liu, C. Wang, and S. M. Wise, «Convergence analysis of a fully discrete finite difference scheme for the Cahn-Hilliard-Hele-Shaw equation», *Mathematics of Computation*, vol. 85, № 301, pp. 2231-2257, 2016. doi: **10.1090/mcom3052**.
 19. X. Feng, H. Song, T. Tang, and J. Yang, «Nonlinear stability of the implicit-explicit methods for the Allen-Cahn equation», *Inverse Problems and Imaging*, vol. 7, № 3, pp. 679-695, 2013. doi: **10.3934/ipi.2013.7.679**.
 20. A.E. Diegel, C. Wang, X. Wang, and S.M. Wise, «Convergence analysis and error estimates for a second order accurate finite element method for the Cahn-Hilliard-Navier-Stokes system», *Numerische Mathematik*, vol. 137, pp. 495-534, 2017. doi: **10.1007/s00211-017-0887-5**.
 21. O. Bazaluk et al., «Research on Regularities of Cyclic Air Motion through a Respirator Filter», *Applied Sciences*, vol. 11(7), pp. 1-15, 2021. doi: **10.3390/app11073157**.
 22. P. Cornejo, N. Guerrero, and V. Sandoval, «Aerodynamic Dispersion of Respiratory Droplets and Aerosols by Turbulent Airflow», *Fluids*, vol. 6(3), pp. 1-14, 2021. doi: **10.3390/fluids6030119**.
 23. R. Perić, and M. Perić, «Analytical and Numerical Investigation of the Airflow in Face Masks used

- for Protection against COVID-19 Virus – Implications for Mask Design and Usage», *Journal of Applied Fluid Mechanics*, vol. 13(6), pp. 1911-1923, 2020. doi: **10.47176/jafm.13.06.31812**.
24. O. Bazaluk et al., «Development of a dust respirator by improving the half mask frame design», *International Journal of Environmental Research and Public Health*, vol. 18, pp. 1-12, 2021. doi: **10.3390/ijerph18105482**.
25. D. Slavinskyi, T. Bilko, Yu. Cheberyachko, S. Cheberyachko, and O. Deryugin, «Automated air pressure control system in a motorised breathing apparatus», *Machinery & Energetics*, vol. 15(1), pp. 9-22, 2024. doi: **10.31548/machinery/1.2024.09**.
26. J. Tu, G.-H. Yeoh, and C. Liu, «Chapter 3 - Governing Equations for CFD-Fundamentals», in *Computational Fluid Dynamics. A Practical Approach*, 2013, pp. 61-121. doi: **10.1016/B978-0-08-098243-4.00003-2**.
27. Burdon Test – Landolt Rings Online. Interactive Portal-Book of Methods of Self-Development. [Online]. Available: https://metodorf.com/tests/bourdon/bourdonlandolt.php#google_vignette. Accessed on: September 20, 2023.
28. N. Neeltje van Doremalen et al., «Aerosol and Surface Stability of SARS-CoV-2 as Compared with SARS-CoV-1», *The New England journal of Medicine*, vol. 382, № 16, pp. 1564-1567, 2020. doi: **10.1056/NEJMc2004973**.
29. L. Bourouiba, E. Dehandschoewercker, and J.W.M. Bush, «Violent expiratory events: on coughing and sneezing», *Journal of Fluid Mechanics*, vol. 745, pp. 537-563, 2014. doi: **10.1017/jfm.2014.88**.
30. X. Xie, Y. Li, A.T. Chwang, P.L. Ho, and W.H. Seto, «How far droplets can move in indoor environments-revisiting the Wells evaporation-falling curve», *Indoor air*, vol. 17(3), pp. 211-225, 2007. doi: **10.1111/j.1600-0668.2007.00469.x**.
31. C. Sun, and Z. Zhai, «The efficacy of social distance and ventilation effectiveness in preventing COVID-19 transmission», *Sustainable Cities and Society*, vol. 62, pp. 1-10, 2020. doi: **10.1016/j.scs.2020.102390**.
32. S. Cheberiyachko et al., «Increasing the insulation properties of filter respirators to protect miners' respiratory organs from dust», *Rudarsko-geološko-Naftni Zbornik*, vol. 38(4), pp. 27-40, 2023. doi: **10.17794/rgn.2023.4.3**.
33. S. Cheberyachko, Y. Cheberyachko, M. Naumov, and O. Deryugin, «Development of an algorithm for effective design of respirator half-masks and encapsulated particle filters», *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics*, vol. 28(2), pp. 1145-1159, 2022. doi: **10.1080/10803548.2020.1869429**.
34. Y. Han, Y. Hu, and F. Qian, «Effects of air temperature and humidity on particle deposition». *Chemical Engineering Research and Design*, vol. 89(10), pp. 2063-2069, 2011. doi: **10.1016/j.cherd.2011.02.001**.
35. Y. Yuan, S. Li, T. Chen, and J. Ren, «Effects of Ambient Temperature and Humidity on Natural Deposition Characteristics of Airborne Biomass Particles», *International Journal of Environmental Research and Public Health*, vol. 20(3), pp. 1-14, 2023. doi: **10.3390/ijerph20031890**.
36. L. Assi, K. Carter, E. Deaver, R. Anay, and P. Ziehl, «Sustainable concrete: Building a greener future», *Journal of Cleaner Production*, vol. 198, pp. 1641-1651, 2018. doi: **10.1016/j.jclepro.2018.07.123**.
37. Y. Shao, «Adhesion theory and model for air humidity impact on dust emission», *Aeolian Research*, vol. 66, 100898, 2024. doi: **10.1016/j.aeolia.2024.100898**.
38. B. Gábor, and K. Gábor, *Data Analysis for Business, Economics, and Policy*. Cambridge: Cambridge University Press, 2021.
39. A. Fukunishi, and Y. Mori, «Adhesion force between particles and substrate in a humid atmosphere studied by atomic force microscopy», *Advanced Powder Technology*, vol. 17, iss. 5, pp. 567-580, 2006. doi: **10.1163/156855206778440552**.
40. A.A. Busnaina, and T. Elsayy, «The Effect of Relative Humidity on Particle Adhesion and Removal», *The Journal of Adhesion*, vol. 74, iss. 1-4, pp. 391-409, 2000. doi: **10.1080/00218460008034538**.

Стаття надійшла 10.02.2024

Стаття прийнята 28.02.2024