

УДК 614.89

С. І. ЧЕБЕРЯЧКО, Д. І. РАДЧУК, Ю. І. ЧЕБЕРЯЧКО**ТЕОРЕТИЧНІ ДОСЛІДЖЕННЯ ОПОРУ ДИХАННЯ ФІЛЬТРУВАЛЬНОГО РЕСПІРАТОРА НА ЦИКЛІЧНОМУ ПОТОЦІ ПОВІТРЯ**

Визначення теоретичної залежності для розрахунку перепаду тиску фільтрувальних респіраторів на пульсуючому потоці повітря. До процесу дослідження ламінарного руху газу у пористому середовищі використовували спрощені рівняння Нав'є-Стокса у формі Ейлера з урахуванням фіктивних масових сил опору Жуковського. Встановлено, що розподіл тиску на фільтрувальному елементі респіатора, зі збільшенням фази вдиху, стає більш нерівномірний за рахунок виключення частини площі півмаски й нерівномірності щільності упакування волокон. Визначені фактори, які впливають на рівномірність розподілу повітряного навантаження за висотою респіатора. Визначено рівняння руху повітря через фільтрувальний елемент респіатора під час дихання з урахуванням об'ємів дихання. Встановлено залежність перепаду тиску від щільності упакування волокон, що дозволить забезпечити мінімальний опір диханню при різних режимах дихання.

Ключеві слова: протипиловий респіратор, перепад тиску, опір диханню, частота дихання, глибина дихання, навантаження.

Вступ. Опір респіатора є важливою ергономічною характеристикою, від якої залежать додаткові затрати енергії організму людини при виконанні виробничих завдань. Для підтримки максимальної працездатності людини, яка користується протипиловим респіратором, на всьому проміжку робочої зміни, необхідно забезпечувати мінімальний додатковий опір диханню.

Величина опору повітряному потоку фільтрів залежить від режиму дихання і характеристик фільтрувального матеріалу: діаметру волокна, щільності упакування волокон, товщини фільтрувального шару. На сьогодні відомі теоретичні залежності, які дозволяють визначити перепад тиску на протипилових респіаторах, які отримані виходячи з постійного потоку повіт

© С. І. Чеберячко, Д. І. Радчук, Ю. І. Чеберячко. 2015

ря [1–3]. Однак, процес дихання – це переміщення деякого об'єму повітря із атмосфери в легені, а потім зворотно. У першому наближенні можна рахувати, що він здійснюється за законом гармонічних коливань. Враховуючи те, що збільшення швидкості повітряного потоку може призвести до погіршення як ергономічних, так і захисних властивостей засобів індивідуального захисту органів дихання, то дослідження впливу на ці показники саме циклічного потоку є актуальною задачею, вирішення якої дозволить покращити якість індивідуальних засобів захисту.

Виділення невирішеної проблеми. Публікацій з теоретичних досліджень опору повітряному потоку фільтрів існує велика кількість, в той же час з оцінки опору дихання фільтрувальних засобів індивідуального захисту органів дихання (ЗІЗОД) – небагато. Основна причина – це складність вирішенні нестационарної задачі руху повітря через фільтр респіратор. Важливим елементом якої є встановлення адекватної моделі пористого середовища для розрахунку поля течії поблизу волокон фільтрувального шару.

Для більшості пористих матеріалів, включаючи фільтри, характерний режим в'язкого руху повітря, коли виконується основний лінійний закон фільтрування Дарсі. Відповідно до якого при відсутності масових сил, можна записати основне векторне співвідношення вказане А.Е. Шейдеггером

$$v = \frac{k_{\Pi}}{\mu} \text{grad}(p) \quad (1)$$

де k_{Π} – проникність пористого середовища, м^2 ; μ – динамічна в'язкість повітря, $(\text{Па}\cdot\text{с})$; p – перепад тиску, $\text{Па}/\text{м}$; v – швидкість руху повітряного потоку біля волокон, $\text{м}/\text{с}$

Із рівняння (1) можна отримати для компонентів швидкості за осями x , y , z основні формули

$$u = -\frac{k}{\mu} \frac{\partial p}{\partial x}, \quad v = -\frac{k}{\mu} \frac{\partial p}{\partial y}, \quad w = -\frac{k}{\mu} \frac{\partial p}{\partial z}$$

Вихідні дані закону Дарсі використовують для дослідження опору фільтрувальних елементів за двома різними напрямками. У першому випадку фільтр представляють як пористе тіло з системою взаємопов'язаних каналів. Для розрахунку опору досліджується рух повітря в цих каналах і визначення розмірів пор, для чого вводиться поняття гідравлічного радіуса.

У другому випадку модель фільтра являє собою систему із відокремлених волокон. Тоді, загальний опір дорівнює сумі опорів всіх волокон в об'ємі фільтрувального елемента. Вирішення цієї задачі базується на рівняннях Нав'є-Стокса.

Рух повітря крізь фільтр респіратор можна представити за гармонічним законом, що повинно бути враховано при розрахунку перепаду тиску на ЗІЗОД. Однак, майже всі існуючі моделі з визначення опору повітряному потоку різних фільтрувальних середовищ базуються на стаціонарному режимі течії повітряного середовища. Це призводить до різниці між експериментальними і теоретичними даними, яку заміщають введенням різних поправкових коефіцієнтів. Тому, виникає задача у визначенні зміни перепаду

тиску на респіраторі при циклічному русі повітряного потоку.

Аналіз останніх досліджень та постановка проблеми. Найбільш відомим виразом для визначення перепаду тиску на фільтрах, отриманим за першим підходом, є класичне рівняння Козені-Кармана, що пов'язує проникненість і пористість фільтрувального шару

$$\Delta p = \frac{22\mu\beta^2 H u}{d^2 \varepsilon (1 - \varepsilon)^3},$$

де β – щільність упакування волокон; H – товщина фільтрувального шару, м ; d – діаметр волокон, м ; ε – пористість фільтра.

$$k = \frac{r^2 \varepsilon}{KT^2(1 - \varepsilon)},$$

де r – еквівалентний радіус пор, м ; T – кривизна каналів пор, м ; K – константа.

Необхідно зауважити, що існує безліч інших формул, які виражають пористість з параметрами фільтрувального шару. Наприклад, рівняння Девіса, для волокнистих фільтрів, щільність яких знаходиться в діапазоні від 0,006 до 0,3.

$$\Delta p = \frac{16\mu H}{d^2 \varepsilon} \beta^{1.5} (1 + 56\beta^3)$$

Однак, всі підходи об'єднують вирішення рівняння при постійному русі повітря та невисоких швидкостях, коли можна знехтувати інерційними складовими, тоді як для респіраторів характерний циклічний потік.

У роботі [4] запропоновано теоретичну залежність зміни опору фільтрувальних елементів R в часі для пульсуючого потоку повітря

$$R = \frac{R_0}{\omega^2 + k^2} (\omega^2 \cos \omega t + k \omega \sin \omega t + k^2 e^{kt}),$$

де R_0 – початкове значення опору чистого фільтрувального матеріалу, $\text{кг}/(\text{м}^3\cdot\text{с}^2)$; t – час заповнення фільтра, с ; k – коефіцієнт, який характеризує інтенсивність застосування фільтруючого елемента, $1/\text{с}$; ω – частота пульсацій, $1/\text{с}$.

Хоча даний вираз добре співпадає з експериментальними даними, все ж таки він не дозволяє оцінювати вплив циклічного потоку п зміни об'ємів дихання, наприклад під час збільшення навантаження.

Метою роботи є визначення теоретичної залежності для розрахунку перепаду тиску фільтрувальних респіраторів на пульсуючому потоці, для встановлення основних параметрів, які впливають на ергономічні показники фільтрувальних півмасок.

Визначення залежності перепаду тиску на респіраторі від циклічного руху повітря з урахуванням об'єму та частоти дихання людини. *Постановка задачі.* Представимо, що рух повітря відбувається у пористому просторі з еквівалентним радіусом δ_k (рис. 1). Пов'яжемо з каналом декартову систему координат. Вісь Ox – перпендикулярно потоку, вісь Oy – уздовж пористого фільтра у напрямку руху повітря, а вісь Oz – за шириною фільтра.

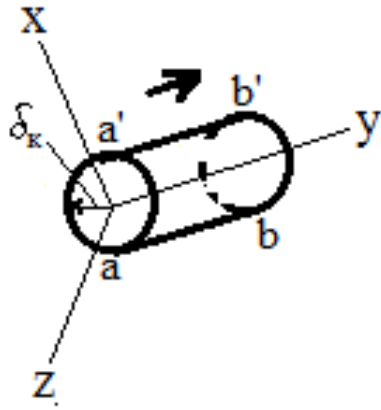


Рис. 1 – Розрахункова схема каналу по якому рухається повітряний потік

Проекції швидкості фільтрування на осі позначимо u_x, v_y, w_z ; вони будуть функціями від координат x, y, z і часу t . Виділимо у пористому тілі елементарний канал у формі циліндра, який обмежено перетинами aa' і bb' . За час t в напрямку осі Oy в цей отвір через перетин aa' зайде маса газу $\rho v_y dy dx dt$, а через перетин bb' вийде наступна кількість $\rho v_y dy dx dt + \frac{\partial}{\partial z}(\rho v_y dy dx dt) dz$, так що накопичена маса газу в елементарному об'ємі за час dt буде дорівнювати

$$-\frac{\partial}{\partial t}(\rho v_y dy dx dt) dz = -\frac{\partial}{\partial t}(\rho v_y) dx dy dz dt \quad (2)$$

Аналогічно знайдемо і маси накопиченого газу в середині отвору при русі за іншими напрямками Ox, Oz . Тоді повне накопичення маси газу за час dt складе $-\left(\frac{\partial}{\partial x}(\rho u_x) + \frac{\partial}{\partial y}(\rho v_y) + \frac{\partial}{\partial z}(\rho w_z)\right) dx dy dz dt$. З іншого боку, за той же самий час газом буде зайнято деякий об'єм пор $\frac{\partial}{\partial t}(\varepsilon \rho) dx dy dz dt$, якщо прирівняти ці дві складові, то отримаємо рівняння нерозривності руху газу в пористому середовищі

$$\rho \frac{\partial u_x}{\partial x} + \rho \frac{\partial v_y}{\partial y} + \rho \frac{\partial w_z}{\partial z} + \varepsilon \frac{\partial \rho}{\partial t} = 0. \quad (3)$$

Для процесу дослідження ламінарного руху газу в пористому середовищі використаємо основні рівняння гідродинаміки у формі Ейлера з урахуванням фіктивних масових сил опору Жуковського, які при нехтуванні проекціями абсолютного прискорення, мають вигляд

$$\begin{cases} \frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial x} = X - X_0 \\ \frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial y} = Y - Y_0 \\ \frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial z} = Z - Z_0 \end{cases} \quad (4)$$

Відповідно до гіпотези Жуковського, що фіктивні сили залежать від швидкості фільтрування u , динамічній в'язкості μ , проникненості пористого середовища k_{Π} , і щільності газу ρ [5]

$$X_0 = \frac{k_{\Pi} \mu u_x}{\rho}; \quad Y_0 = \frac{k_{\Pi} \mu v_y}{\rho}; \quad Z_0 = \frac{k_{\Pi} \mu w_z}{\rho}.$$

Тоді, рівняння (2) будуть мати вигляд

$$\begin{cases} \frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial x} = X - \frac{k_{\Pi} \mu u_x}{\rho} \\ \frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial y} = Y - \frac{k_{\Pi} \mu v_y}{\rho} \\ \frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial z} = Z - \frac{k_{\Pi} \mu w_z}{\rho} \end{cases} \quad (5)$$

Ці рівняння разом з рівнянням нерозривності потоку дозволяють повністю описати процес руху газу через пористе середовище. За умови, що відома функція $\rho = f(p)$, яка пов'язує густину газу з тиском, рівняння (5) перепишемо відносно компонентів швидкості

$$\begin{cases} u_x = \frac{k_{\Pi} \rho}{\mu \left(X - \frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial x} \right)} \\ v_y = \frac{k_{\Pi} \rho}{\mu \left(Y - \frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial y} \right)} \\ w_z = \frac{k_{\Pi} \rho}{\mu \left(Z - \frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial z} \right)} \end{cases} \quad (6)$$

Якщо підставити до рівняння (3) вирази (6), та нехтуючи мовими силами, отримаємо загальне рівняння ламінарного руху газу в пористому середовищі отримане Л. С. Лейбензоном

$$\begin{aligned} \nabla^2 \left(\frac{k_{\Pi} \rho}{\mu} p \right) &= \varepsilon \frac{\partial \rho}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x} \left(\frac{k_{\Pi} \rho^2}{\mu} X \right) + \\ &+ \frac{\partial}{\partial y} \left(\frac{k_{\Pi} \rho^2}{\mu} Y \right) + \frac{\partial}{\partial z} \left(\frac{k_{\Pi} \rho^2}{\mu} Z \right) \end{aligned} \quad (7)$$

Допускається, що масові компоненти сил при дослідженні руху газу можна прийняти $X=Y=Z=0$, тоді враховуючи, що густина газу залежить від тиску

$\rho = f(p, T)$, можна записати, що $\frac{\partial \rho}{\partial t} = \frac{d\rho}{dp} \frac{\partial p}{\partial t}$. Як-

що скористатись рівнянням Бойля-Маріотта та рахувати, що зміна стану газу відповідає ізотермічному процесу, яка виражається наступною залежністю $p = R_s \rho T_0$, отримаємо

$$\frac{\partial p}{\partial t} = q_z \frac{\partial^2 p}{\partial y^2}, \quad (8)$$

де $q_z = \frac{k_{II} T_0 R_z}{\varepsilon \nu}$, м²/с; R_z – відносна газова постійна (287,07 Дж/кг К [6]); T_0 – температура газу, К.

Вважаючи, що переміщення повітря при процесі дихання відбувається тільки у площині y , за рахунок зміни перепаду тиску p_0 у площині фільтра, запишемо рівняння (8) у вигляді

$$\frac{\partial p}{\partial t} = q_z \frac{\partial^2 p}{\partial y^2} + f_1 p_0, \quad (9)$$

де $f_1 = q_z / S_f$, с⁻¹; S_f – площа фільтра, м².

Отримане рівняння є класичним рівнянням неоновидної теплопровідності. За умови, що процес дихання в першому наближенні можна описати гармонійним законом, тобто для його визначення можна скористатися виразом $p_0 = R_1 V_d e^{i\omega t}$, де R_1 – аеродинамічний опір дихання при швидкості руху повітря 1 л/с знаходиться у діапазоні 11,7 – 24,5 (Па·с)/м³ [7]; V_d – об'єм повітря при вдиханні або видиханні, м³/с; ω – частота пульсацій, 1/с.

В такому випадку рішенням цього рівняння з урахуванням початкових умов; $p(y, 0) = 0$; $0 < y < l$ $p(0, t) = 0$; $p(l, t) = 0$; $0 < t < \infty$, де l – довжина фільтра, відповідно до Г. Лемба, є

$$\Delta p(y, t) = \frac{i R_1 V_d}{f_1 \omega} \left[1 + \frac{ch(1+i)\kappa(l-y)}{ch(1+i)\kappa l} \right] e^{i\omega t}, \quad (10)$$

де $\kappa = \sqrt{\omega / 2q_z}$ – параметр, який залежить від проникності фільтрувального шару і його пористості, 1/м.

Прийнявши, що величина κl незначна, то відкинувши уявну частину, отримаємо

$$\begin{aligned} \Delta p(y, t) = & \frac{R_1 V_d}{f_1 \omega} \sin(\omega t) + \\ & + \frac{\omega R_1 V_d}{f_1 \omega} e^{\kappa y} \sin(\omega t - \kappa y) \end{aligned} \quad (11)$$

Результат розрахунків показує, що весь об'єм повітря, який коливаючись проходить через фільтр респіратору, моа представити як матеріальну точку, при цьому вплив в'язкості майже всутній.

Отже, за формулою (11)

можна визначити залежність перепаду тиску на ЗІЗОД від циклічного руху повітря з урахуванням об'єму та частоти дихання людини, параметрів фільтра – коефіцієнта проникнення та пористості фільтрувального шару.

Результати і обговорення дослідження. В якості числового прикладу, візьмемо респіратор «Лепесток», довжина якого складає $l=200$ мм (координата y). Виготовлений цей виріб із волокнистого фільтрувального матеріалу «Елефлен» щільність упаковки волокон складає $k=0,08$, середній діаметр волокон $2,5$ мкм, товщина фільтрувального шару $H=0,006$ м. Пористість фільтрувального матеріалу, яка

виражає долю вільного від волокон об'єму можна визначити.

$$\varepsilon = 1 - \frac{G}{H \rho_g}, \quad (12)$$

де G – поверхнева щільність волокон матеріалу, г/м²; ρ_g – питома вага матеріалу (поліпропілен) з якого виготовлений фільтрувальний шар, г/м³

Витрату повітря через фільтрувальну півмаску можна розрахувати за формулою [8]

$$Q(t) = \pi V_d \sin(\pi \omega t). \quad (13)$$

Початковий опір повітряному потоку, який відповідає витраті повітря 30 л/хв., складає 18 Па. Для забезпечення вказаної витрати повітря частота дихання складає 8 цикл/хв., об'єм дихання 1500 мл.

На рис. 2. наведена залежність перепаду тиску на респіраторі від часу дихання, при різній витраті повітря V_d .

Аналіз отриманих показників підтвердив те, що потік повітря з легенів при виконанні легкої помірної роботи можна описувати гармонійним законом. Різницю між теоретичними і експериментальними результатами можна пояснити тим, що вони теоретично не враховано, оскільки об'єм повітря при вдиханні більший чим при видиханні. Крім того, відмінність результатів може виникати через те, що при розрахунку перепаду тиску не враховується конфігурація фільтра, яка перерозподіляє швидкість фільтрування. З'являються ділянки з більшим повітряним навантаженням (у верхній частині гофри [7]), що також підвищує опір диханню. В деяких випадках суміжні гофри фільтра, через недостатню жорсткість можуть злипатися і тим самим значно збільшувати опір диханню.

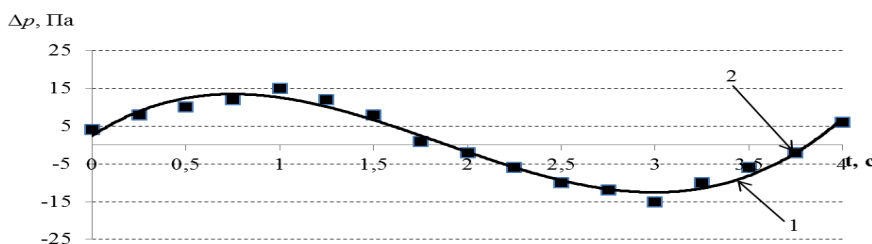


Рис. 2 – Залежність перепаду тиску (Δp) на протипиловому респіраторі Лепесток від часу (t) при виконанні легкої роботи: крива (1) розрахована за формулою (11); маркером (2) позначені експериментальні дані

Процес зміни перепаду тиску при важких роботах має деякі відмінності, які теоретично, за вище наведеними формулами, описати не можна. Зі зростанням навантаження виникають зміни у структурі дихального процесу: фаза вдихання в часі зменшується, а фаза видихання, навпаки, збільшується, що призводить до значних розбіжностей між величиною перепаду тиску на респіраторі при вдиханні і видиханні. Організм таким чином намагається нейтралізувати додатковий опір диханню. Тож, при цьому збільшується глибина і частота дихання. Це в свою чергу призводить до зміни щохвилинного об'єму дихання від 10

л/хв. до 50 л/хв. при більш важких роботах. При цьому максимальні об'ємні витрати повітря перевищують щохвилинний об'єм у 3 – 4 рази [9]. Цей факт необхідно враховувати при визначенні опору дихання респіраторів.

Отже, теоретично можна визначити перепад тиску на фільтрувальних респіляторах від об'єму легеневої вентиляції за формулою (11) тільки для легкої та помірної роботи. Так, побудована крива, яка отримана при виконанні легкої роботи має незначне відхилення. Це пояснюється тим, що при розрахунках швидкість повітря за площею фільтра рахувалась рівномірною. Насправді, вона неоднакова і результуючий перепад тиску визначається деякою частиною фільтрувальної поверхні, оскільки при вдиханні частина фільтра виключається з процесу очищення повітря за рахунок злипання суміжних слоїв.

Залежність перепаду тиску від витрати повітря, на відміну від відомого уявлення, є нелінійною (3). Оскільки у другу складову виразів для розрахунку опору фільтрів входить експонента, яка відповідає за характер розподілу повітряного навантаження за висотою фільтрувальної півмаски та залежить від проникності та пористості матеріалу з якого виготовлено фільтр у формулі (11).

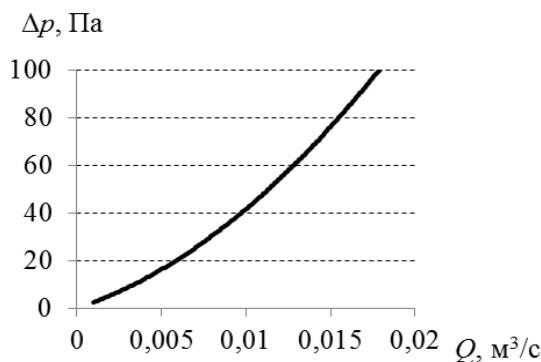


Рис. 3 – Залежність перепаду тиску (Δp) на респіраторі від витрати повітря (Q)

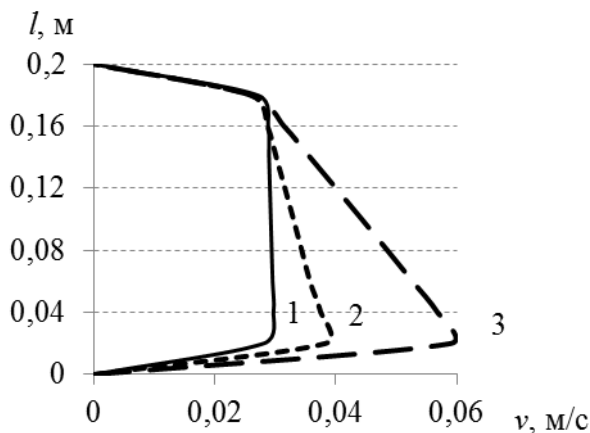


Рис. 4 – Залежність швидкості фільтрування (v) за висотою півмаски (l) від витрати повітря, Q , л/хв: 90 (1); 60 (2); 30 (3)

Зростання частоти дихання, відповідно і витрати повітря, призводить до нерівномірного розподілу швидкості фільтрування на окремих ділянках півмаски (рис. 5), що збільшує нелінійність перепаду тиску півмаски від витрати повітря. На практиці таке явище дійсно має місце у одноразових протипилових респіраторів без клапану видиху. При вдиханні швидкість фільтрування на поверхні півмаски розподіляється нерівномірно. Тому деякі ділянки ЗІЗОД мають більшу кількість осілого пилу, ніж інші (рис. 6). Цей факт підтверджується експериментальними дослідженнями та даними з визначення ефективної площі фільтрів після запылення [10, 11].

Найбільший вплив на нерівномірність швидкості фільтрування на поверхні респіратора має параметр κ (рис. 7), що залежить від проникності фільтрувального матеріалу, частоти пульсацій та пористості фільтра. Для того, щоб компенсувати його збільшення за рахунок зростання частоти дихання, необхідно збільшувати пористість фільтра, або зменшувати його проникність (рис. 8).

Зменшити проникність респіраторів без погіршення захисних властивостей ЗІЗОД в цілому є складною задачею. Відомо, що на його величину впливають розміри діаметру волокон, щільності їх укладання та товщини фільтрувального шару.

Єдиним параметром, яким можна варіювати – це пористість фільтра (рис. 7). Однак, її збільшення можливе за рахунок зменшення щільності укладання волокон, від якого залежить величина коефіцієнта захисту [12]

$$K_z = \frac{1}{K_n} = \frac{1}{\exp\left[-\frac{2\eta(a)(1-\varepsilon)H}{\pi a}\right]}, \quad (14)$$

де K_n – коефіцієнт проникнення фільтрувального шару, %; $\eta(a)$ – сумарний коефіцієнт захоплення аерозольних частинок волокнами фільтра.

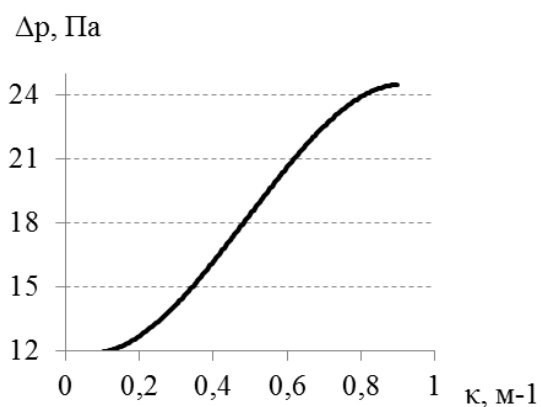
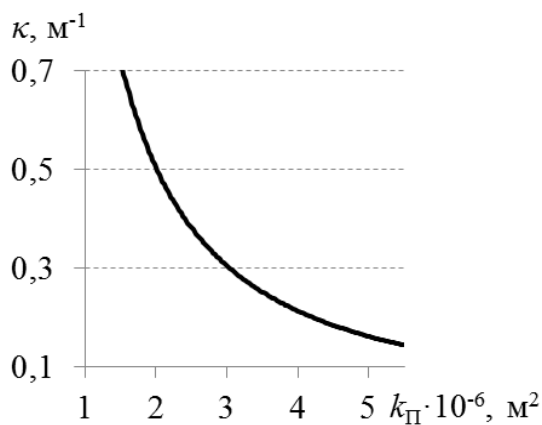
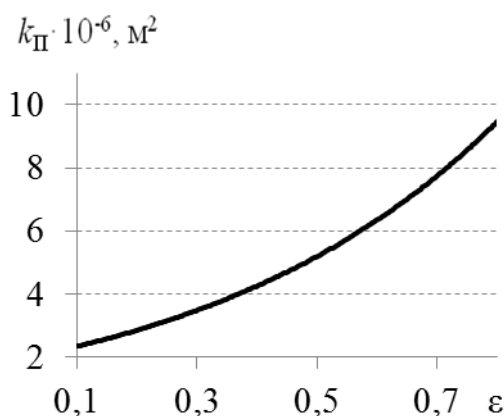
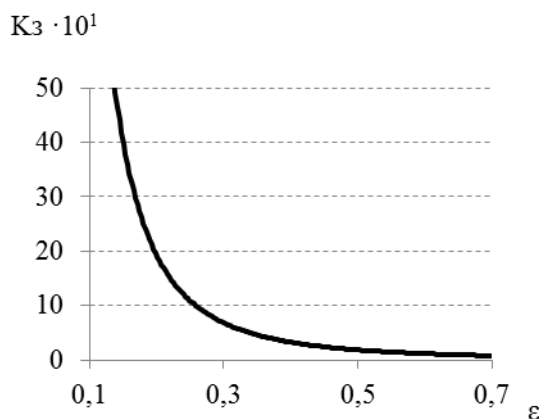


Рис. 5 – Залежність перепаду тиску (Δp) від параметру (κ)

Рис. 6 – Залежність параметру (κ) від проникності фільтра респірації ($k_{\text{П}}$)Рис. 7 – Залежність проникності фільтра респірації ($k_{\text{П}}$) від його пористості (ε)Рис. 8 – Залежність коефіцієнта захисту (K_z) від пористості фільтра (ε)

Отже існує певне значення пористості фільтрувального шару, що забезпечить рівномірний розподіл перепаду тиску за площею фільтра при високому коефіцієнті захисту респірації. З рис. 8 видно, що раціональні показники пористості фільтрувального шару, для забезпечення мінімального перепаду тиску при достатньо високій захисній ефективності для протипилевого респірації знаходяться у діапазоні 0,4–0,5.

Висновки

1. Визначено рівняння проходження циклічного ламінарного повітряного потоку через пористий матеріал. При цьому можна використовувати рівняння гідродинаміки, які описують процес руху газу в пористому середовищі, які представлені у формі Ейлера з урахуванням фіктивних масових аеродинамічних сил опору Жуковського. У моделі взаємопов'язаних каналів це дозволило визначити залежність перепаду тиску на фільтрувальному респіраторі для циклічного руху повітря з урахуванням об'єму, частоти дихання людини та параметрів фільтра – проникності й пористості фільтрувального шару.

2. Визначена теоретична залежність перепаду тиску на фільтрах від швидкості руху повітря під час дихання, яку отримано з використанням моделі взаємопов'язаних каналів, дає адекватні значення тиску лише для умов виконання легкої роботи, тоді як для умов важкої роботи призводить до значних розбіжностей з експериментальними даними. Це обумовлено тим, що указана залежність перепаду тиску під час вдихання і видихання не враховує збільшення фази вдихання та видихання при зростанні дихального навантаження, тобто розглянута модель не є достатньо адекватною.

3. Доведено, що зростання витрати повітря через фільтрувальну півмаску призводить до нерівномірного розподілу швидкості фільтрування на окремих її ділянках, що збільшує перепад тиску на респіраторі.

4. Досягнення рівномірного розподілу швидкості фільтрування за висотою одноразової фільтрувальної півмаски при збільшенні витрати повітря можливе за рахунок зменшення пористості фільтрувального шару при забезпеченні мінімального коефіцієнта проникнення респірації.

5. Встановлена залежність між коефіцієнтом проникності та пористістю фільтрувального шару, що дозволяє забезпечити максимальну захисну ефективність фільтрувального респірації, за рахунок рівномірного розподілу повітряного навантаження за висотою фільтрувальної півмаски при різній частоті дихання. Раціональні показники пористості фільтрувального шару, для забезпечення мінімального перепаду тиску для протипилевого респірації знаходяться у діапазоні 0,4 – 0,5.

Список літератури: 1. Каминский, С. Л. Основы рациональной защиты органов дыхания на производстве [Текст] / С. Л. Каминский. – СПб.: Проспект Науки. – 2007. – 208 с. 2. Басманов, П. И. Средства индивидуальной защиты органов дыхания: Справочное руководство [Текст] / П. И. Басманов, С. Л. Каминский, А. В. Коробейников, М. Е. Трубицына. – СПб.: ГИПП «Искусство России», 2002. – 399 с. 3. Логачев, Л. И. Аэродинамические основы аспирации: Монография. [Текст] / Л. И. Логачев, К. И. Логачев. – СПб.: Химиздат. – 2005. – 659 с. 4. Потапенко, И. А. Гидродинамическое сопротивление фильтрующего элемента противопылевого респиратора [Текст] / И. А. Потапенко // Горноспасательное дело: сб. науч. тр. – Донецк, НИИГД. – 2010. – № 47. – С. 133–141. 5. Лойцянский, Л. Г. Механика жидкости и газа. [Текст] / Л. Г. Лойцянский. – М.: Дрофа. – 2003. – 840 с. 6. Грачев, В. А. Средства индивидуальной защиты органов дыхания. Пособие. [Текст] / В. А. Грачев, С. В. Соболев. – М.: Пожжннга, 2006. – 288 с. 7. Засоби індивідуального захисту органів дихання: монографія [Текст] / В. І. Голінько, С. І. Чеберячко, Д. І. Радчук, Ю. І. Чеберячко. – Д.: ЧП Федоренко С.С., 2009. – 93 с. 8. Аврунин, О. Г. Динамическая модель процесса прохождения воздуха через носовую полость [Текст] / О. Г. Аврунин, Н. И. Белецкий, А. И. Березняко // Біофізичний вісник. – 2009. – №

23(2). – С. 101–105. **9.** Haruta, H. Experimental and theoretical investigation of the performance of N95 respirator filters against ultrafine aerosol particles tested at constant and cyclic flows [Текст] / H. Haruta, T. Honda, R.M. Eninger // Influenza and Other Respiratory Viruses. – 2009. – Vol. 25. – P. 75–88. **10.** Кириш, А. А. Фильтрация аэрозолей волокнистыми материалами ФП [Текст] / А. А. Кириш, А. К. Бudyка, В. А. Кириш // Российский химический журн. – 2008. – Т.52. №5. – С. 97–101. **11.** Чеберячко, С. І. Дослідження захисної ефективності фільтрувальних респіраторів при циклічному потоку повітря [Текст] / С. І. Чеберячко // Сучасні ресурсо-енергозберігаючі технології гірничого виробництва. – 2013. – №2(12). – С. 205–212. **12.** Голінко, В. І. Дослідження захисної ефективності протипилових респіраторів при наявності додаткових витоків [Текст] / В. І. Голінко, В. С. Колесник, С. І. Чеберячко // Строительство, материаловедение, машиностроение. Серия безопасность жизнедеятельности: Сб. научн. тр. / Под. Ред. В. И. Болшакова. – Д.: ГУВЗ «Приднепр. Гос. Академия ст-ва и архитектуры». – 2015. – №83. – С. 87–95.

Bibliography (transliterated): **1.** Kaminskij, S. (2007). Osnovy racionalnoj zashhity organov dyhaniya na proizvodstve: Uchebnoe posobie. SPb.: Prospekt Nauki, 208. **2.** Basmanov, P. I., Kaminskij, S. L., Korobejnikov, A. V., Trubicyna, M. E. (2002). Sredstva individualnoj zashhity organov dyhaniya: Spravochnoe rukovodstvo. SPb.: GIPP «Iskusstvo Rossii», 399. **3.** Logachev, L., Logachev, K. (2005). Aerodinamicheskie osnovy aspiracii: Monografiya. S. Peterburg:

Ximizdat, 659. **4.** Potapenko, I. (2010). Gidrodinamicheskoe soprotivlenie filtruyushhego elementa protivopylevogo respiratora. Gornospasatelnoe delo: sb. nauch. tr. Doneck, NIIGD, № 47, 133–141. **5.** Lojcyanskij, L. (2003). Mexanika zhidkosti i gaza. Moscow: Drofa, 840. **6.** Grachev, V., Sobyur, S. (2006). Sredstva individualnoj zashhity organov dyhaniya. Posobie. Moscow: Pozhkkniga, 288. **7.** Golinko, V., Cheberyachko, S., Radchuk, D., Cheberyachko, Yu. (2009). Zasobi individualnogo zaxistu organiv dixannya: monografiya. D.: ChP Fedorenko S.S., 93. **8.** Avrunin, O., Beleckij, N., Bereznyako, A. (2009). Dinamicheskaya model processa proxozhdeniya vozduxa cherez nosovoyu polost. Biofizichnij visnik, № 23(2), 101–105. **9.** Haruta, H., Honda, T., Eninger, R. (2009). Experimental and theoretical investigation of the performance of N95 respirator filters against ultrafine aerosol particles tested at constant and cyclic flows. Influenza and Other Respiratory Viruses, Vol. 25, 75–88. **10.** Kirsh, A., Budyka, A., Kirsh, B. (2008). Filtraciya aerorozlej voloknistymi materialami FP Rossijskij ximicheskij zhurn, T.52., №5., 97–101. **11.** Cheberyachko, S. (2013). Doslidzhennya zaxisnoi efektyvnosti filtruvalnix respiratoriv pri ciklichnomu potoku povitrya Suchasni resurso-energozberigayuchi tehnologii girnichogo virobniictva, №2(12), 205–212. **12.** Golinko, V., Kolesnik, V., Cheberyachko, S. (2015). Doslidzhennya zaxisnoi efektyvnosti protipilovix respiratoriv pri nayavnosti dodatkovix vitokiv. Stroitelstvo, materialovedenie, mashinostroenie. Seriya bezopasnost zhiznedeyatelnosti: Sb. nauchn. tr. / Pod. Red. V. I. Bolshakova. D.: GUVZ «Pridnepr. Gos. Akademiya st-va i arxitektury», №83, 87–95.

Надійшла (received) 20. 12. 2015

Відомості про авторів / Сведения об авторах / About the Authors

Чеберячко Сергій Іванович – доктор технічних наук, Державний ВНЗ «Національний гірничий університет», професор кафедри «Аерології та охорони праці», пр. К. Маркса, 19, м. Дніпропетровськ, Україна, 49027;; e-mail: sihc@yandex.ua.

Чеберячко Юрій Іванович – кандидат технічних наук, Державний ВНЗ «Національний гірничий університет», доцент кафедри «Аерології та охорони праці», пр. К. Маркса, 19, м. Дніпропетровськ, Україна, 49027;; e-mail: cheberiachkoyi@ukr.net.

Радчук Дмитрій Ігоревич – кандидат технічних наук, Государственный ВУЗ "Национальный горный университет", доцент кафедры «Аэрологии и охраны труда», пр. К. Маркса, 19 м. Днепропетровск, 49027 Украина,; e-mail: riko2509@ukr.net.