# Filtering Efficiency of N95- and R95-Type Facepiece Respirators, Dust-Mist Facepiece Respirators, and Surgical Masks Operating in Unipolarly Ionized Indoor Air Environments

Byung Uk Lee<sup>1</sup>, Mikhail Yermakov, Sergey A. Grinshpun<sup>\*</sup>

Center for Health-Related Aerosol Studies Department of Environmental Health, University of Cincinnati 3223 Eden Avenue, PO Box 670056, Cincinnati, Ohio 45267-0056, U.S.A <sup>1</sup>Present address: Environment & Process Technology Division, Korea Institute of Science and Technology, 39-1 Hawolgok-dong, Seongbuk-gu, Seoul, Korea.

## Abstract

The emission of unipolar air ions in the vicinity of a filtering facepiece respirator has been recently shown to considerably enhance its respiratory protection efficiency. The effect is driven by the electric repelling forces that develop between the unipolarly charged mask and the aerosol particles, thus creating a shield for the incoming particles and consequently decreasing the penetration efficiency through the filter. The manikin-based preliminary evaluation of this concept has been performed with a very limited number of variables. In this study, four types of half-mask facepiece filtering devices (N95, R95, and dust-mist respirators, as well as surgical masks), operating at two different breathing flow rates, were tested with unipolar air ion emitters exhibiting different emission rates and polarities. The particle penetration efficiency through the facepiece filter was determined in a room-size indoor test chamber by a real-time particle size selective aerosol monitoring performed inside and outside of the mask, which was face-sealed onto a manikin. Three commercially available ionic air purifiers were utilized as air ion emitters. For the targeted particle size range of ~0.04 – 1.3  $\mu$ m, a 12- minute air ionization in the vicinity of a manikin enhanced the respiratory mask performance by a factor ranging from 1.61 to 3,250, depending on the respirator type, breathing flow rate, and the ion emission rate. The effect was achieved primarily within the first 3 minutes.

Keywords: respirator, mask, ion emission, fine and ultrafine aerosol.

<sup>\*</sup> Corresponding author. Tel: 1-513-558-0504 ; Fax: 1-513-558-2263.

E-mail address: sergey.grinshpun@uc.edu

## **1. Introduction**

The facepiece filtering respirators has been widely used to reduce human exposure to the aerosol particles. The respirator performance has been extensively studied over the years (Brosseau et al., 1989; Chen et al., 1994; Hinds et al., 1988; Huang et al., 1998; Johnson et al., 1994; Johnston et al., 2001; Lee et al., 2004c; Nicas et al., 2003; Oestenstad et al., 1990; Qian et al., 1997; Qian et al., 1998; Weber et al., 1993; Willeke et al., 1996). A wide variety of the disposable particulate respirators have been characterized with respect to their protection factor. The National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH)-instituted respirator certification program (*Federal Register* 60:110 (1995)) has affected millions of workers that routinely use respirators in their workplaces. Based on the collaboration of NIOSH, the U.S. Army Soldier Biological and Chemical Command (SBCCOM), and the National Institute for Standards and Technology (NIST), appropriate standards and test procedures are being developed for all classes of respirators that should provide respiratory protection from various inhalation hazards, including chemical, biological, radiological, and nuclear aerosol agents.

Although the effort towards the performance evaluation and standardization of conventional disposable particulate respirators and health-care masks have been rather successful, very little progress has been made during the last decade on the improvement of the filtering efficiency of these devices. The outbreaks of emerging respiratory diseases, such as the Severe Acute Respiratory Syndrome (SARS), as well as growing concerns about a deliberate release of the aerosolized biological warfare agents, such as bacteria and viruses, have triggered an urgent demand for improving the performance of existing respiratory protection masks, especially in the fine and ultrafine particle size ranges.

We have recently developed a novel concept, which dramatically enhances the performance of a conventional facepiece filtering respirator/mask against fine and ultrafine particles (Lee et al., 2004a). The concept is based on the charging of aerosol particles by the corona-produced unipolar air ions (Adachi et al., 1985; Hernandez-Sierra et al., 2003; Wiedensohler et al., 1994) in the vicinity of a respirator. The continuously emitted ions impose significant electric charges of the same polarity on the airborne particles and the mask surface. The repelling forces create an "electrostatic shield" against incoming particles, thus decreasing the penetration efficiency through the filter. The newly-developed concept was pilot-tested with two masks, face-sealed on a manikin operated at a fix breathing flow rate of 30 L/min, and one ion emitter (Lee et al., 2004a).

In the present study, we investigated several factors, which affect the ion-emission-driven enhancement of the protection efficiency of a conventional facepiece filtering mask when they are face-sealed to the test manikin. These factors include the type of respirator, the breathing (inhalation) flow rate, as well as the ion emission rate and polarity.

We targeted the particle aerodynamic diameter range of  $d_a \sim 0.04 - 1.3 \ \mu\text{m}$ . Numerous bioaerosol agents that can cause emerging diseases or may be potentially used in the event of bioterrorism

belong to this particle size range: e.g.,  $d_a \sim 0.1 \ \mu m$  for *coronavirus* (the etiological agent of the SARS) and  $d_a \sim 1 \ \mu m$  for *Bacillus anthracis* (bacteria causing anthrax).

## 2. Methods

The experiments were conducted in an unventilated indoor test chamber (L  $\times$  W  $\times$  H = 3.78 m  $\times$ 2.44 m  $\times$  2.64 m = 24.3 m<sup>3</sup>). This facility has been extensively used in our previous studies (Choe et al., 2000; Grinshpun et al., 2002; Lee et al., 2004a; Lee et al., 2004b). Figure 1 demonstrates the schematic diagram of the experimental setup. A breathing manikin with a face-sealed filtering mask was exposed to a polydisperse test aerosol. The leakage tests were conducted prior to the experiments with a detergent-based leakage-detecting liquid (Trubble Bubble, New Jersey Meter Co., Paterson, NJ, USA) to identify possible macro-leaks (> 1  $\mu$ m) between the mask and the face of the manikin. The manikin was located in the center of the chamber. The particle concentrations inside  $(C_{in})$  and outside (Cout) the mask were measured by the electrical low pressure impactor (ELPI, TSI Inc./Dekati Ltd., St. Paul, MN, USA). This cascade impactor has a real-time measurement capability that provides data on the airborne particle number concentration and size distribution in one-minute time increments. The aerosol particles are charged by the corona charger, which is located downstream of the impactor's sampling inlet, and then detected by the electrometers inside the instruments. The data were recorded in 12 ELPI channels, from 0.04 to 8.4 µm. The latter sizes represent the midpoint diameters of the 1<sup>st</sup> and the 12<sup>th</sup> impaction stages, respectively (the midpoint = the geometric mean of the stage's boundaries).



Figure 1. Experimental setup.

The penetration efficiency of the respiratory mask,  $E_p$ , was calculated from the measured concentration values by the following equation:

$$E_{\rho} = \frac{C_{in}}{C_{out}},$$
(1)

The penetration efficiency was determined as a function of the particle aerodynamic diameter. For each set of condition, the test was conducted, respectively, with no air ionization and with a commercial ionic air purifier continuously operating in the chamber for 12 minutes (since the effect was usually achieved during the first 3-6 minutes, we selected the 12-min interval as sufficient for the testing). When the ELPI was used in the presence of air ion emission, the aerosol sampling inlet of the instrument was equipped with the Kr<sup>85</sup> charge equilibrator (3M Company, St. Paul, MN, USA), which allowed us to avoid the effect of highly charged aerosol particles on the performance of the ELPI's electrometers. A control experiment was conducted in the chamber (without the manikin and respirator) to demonstrate the satisfactory performance of the charge equilibrator upstream the ELPI. The penetration efficiencies of a face-sealed mask obtained with and without air ion emission were compared at the following time points: t = 3, 6, 9, and 12 min. As the concentration outside the mask decreases with the time due to the particle unipolar charging and their subsequent repelling and migration to indoor surfaces (Lee et al., 2004b), the time dependence  $C_{out}$  (t) in the chamber was accounted for using the linear interpolation. The ratio of the above efficiencies (calculated at a specific time point) was defined as a respirator performance enhancement factor.

The background aerosol concentration in the test chamber was not sufficient for an accurate measurement inside the mask because the filter removed a considerable number of airborne particles. To increase the background concentration, we used a custom-built smoke generator that aerosolized particles in the submicrometer and micrometer size ranges (Cheng et al., 1995). This was particularly suitable to simulate airborne bacteria and viruses, as well as droplet nuclei that often serve as carriers for the air transmission of infectious agents.

Four types of half-mask filtering facepieces were tested, including the NIOSH-certified N95 and R95 respirators, disposable dust-mist respirators, and surgical masks. All of them are commercially available from a major manufacturer. The tests were conducted at two inhalation flow rates: 30 L/min (breathing under light work load) and 85 L/min (breathing under heavy work load). The lower flow rate was established by the ELPI pump that normally operates at 30 L/min. For the higher flow rate, an additional pump operating at 55 L/min was employed.

Three commercially available ionic air purifiers (Wein Products Inc, Los Angeles, USA) were utilized to produce unipolar air ions in the chamber. These included one stationary unit, VI-2500 (L × W × H = 20 cm × 16.5 cm × 8.5 cm), which emitted negative ions at a rate of  $\sim 2 \times 10^{14} e^{-1}$ /s (*e* stands for the elementary charge unit), and two wearable units, AS150MM (+) and AS150MM (-) (L × W × H = 6.5 cm × 4 cm × 2.2 cm), which emitted positive and negative ions, respectively, at the same rate of

~7×10<sup>13</sup> $e^{\pm}$ /s. (Wein Products Inc, Los Angeles, CA. Personal Communication (2002)). To standardize the ion emission rate characteristics of these ionic air purifiers, the ion concentration were measured with the Air Ion Counter (AlphaLab Inc, Salt Lake City, UT, USA) at the same distance from the source during the test. The VI-2500 stationary unit produced an air ion concentration of  $(1.34 \pm 0.04) \times 10^6$  e<sup>-</sup> cm<sup>-3</sup> at 1 m from the emission point, while less powerful AS150MM wearable units (positive and neative) produced (3.62 ± 0.18) × 10<sup>5</sup> e<sup>+</sup> cm<sup>-3</sup>, and (3.91 ± 0.22) × 10<sup>5</sup> e<sup>-</sup> cm<sup>-3</sup>, respectively (Lee et al., 2004b). In each test, a unipolar ion emitter was turned on at a distance of 20 cm from the mask. Once the emitter was turned on in the chamber, the ion concentration rapidly increased to the saturation level (specified above for each device). It occurred in less than 10 seconds, after which the concentration of air ions remained at that level while the device was operating. Once the emitter was turned off, the ion concentration decreased to the initial level in about 3 minutes.

The test chamber was operated at an air temperature of  $23 \pm 1$ C<sup>0</sup> and a relative humidity of  $42 \pm 9$ %, which were monitored during each test by a thermometer/hygrometer (Tandy Co, Fort Worth, TX, USA).

The average value and the standard deviation were calculated for each set of conditions as a result of at least three replicates. The data were statistically analyzed using software package Microsoft Excel (Microsoft Co, Redmond, WA, USA).

## 3. Results and Discussion

## **3.1. Original Characteristics of the Face-Sealed Respiratory Protection Masks** (No Air Ion Emission)

First, the respirators tested in this study were characterized with respect to their original penetration efficiency (with no air ionization in the vicinity of the mask). The size-specific (fractional) concentrations of test aerosol particles measured in the chamber by the ELPI ( $C_{out}$  at t = 0) are presented in Figure 2. The aerosol generator was adjusted to reproduce the initial concentration and size distribution in each test with the coefficient of variation below 50% (determined from 30 replicate tests). It is seen that the aerosol particles were primarily within a range of  $d_a \approx 0.04 - 0.5$  µm, with the concentration decreasing by more than an order of magnitude when the particle size exceeded 1 µm.

The particle penetration efficiency through the N95 respirator, face-sealed on the manikin inhaling at a flow rate of 30 L/min, was originally ~2%. Although the average efficiency values showed a slight decrease with increasing particle size in the submicrometer range, this effect was rather low. With a flow rate increased to 85 L/min, we found a higher penetration than at 30 L/min. The primary difference was observed for  $d_a < 0.3 \mu m$  (Figure 3). The increase in the flow rate through the respirator filter resulted in the decrease in the residence time, which reduced the efficiency of the diffusional and electrostatic particle deposition inside the filter (the mechanism applies to the respirators equipped with electret filters). Thus, more submicrometer particles were allowed to penetrate through the electret medium of the N95 filter at higher flow rates. Similar results were obtained with the R95-type respirator operated at 30 and 85 L/min, respectively.

For the dust-mist respirators operated at 30 L/min, the original penetration efficiency decreased approximately from 11.0% ( $d_a = 0.04 \ \mu\text{m}$ ) to 6.0% ( $d_a = 1.3 \ \mu\text{m}$ ). Under the same breathing regime, the surgical masks showed the highest penetration (>20%) for  $d_a = 0.04 \ \mu\text{m}$  and the lowest (<15%) for  $d_a = 1.3 \ \mu\text{m}$ . No tests were performed with these two respirators at flow rates exceeding 30 L/min.

The impaction-, interception-, and diffusion-based filtration models predict that the peak penetration is reached at  $d_a$  between 0.1 and 0.3 µm, and the particles below 0.1 µm should be collected more efficiently as their size decreases (diffusion regime) (Halvorsen, 1998; Hinds, 1999; Lee and Mukund, 2001). This tendency is not clearly seen from our experimental data. The discrepancy can be partially attributed to additional mechanisms, not considered by the above models. For example, image forces, associated with the initially charged fibers (e.g., the N95 filtering facepieces are usually pre-treated), may shift the penetration efficiency curve toward smaller particles. In addition, the penetration of ultrafine particles may occur through undetected facial micro-leaks, as well as submicrometer leaks between the core filter material and the elastic peripheral support (Lee et Another factor could be associated with the spatial variations in fiber diameter, al., 2004a). orientation, packing density, as well as initial fiber electrostatic charge level (Huang et al., 1998). The influence of the above factors on the original respirator penetration efficiency was considered to be beyond the scope of this study, as the study focused on the effect of unipolar air ion emission. Further experiments are needed to address the limitations of the manikin-based respirator evaluation protocol for ultrafine particles.



**Figure 2.** Initial particle size distribution produced by the smoke generator. Each data point represents the average and the standard deviation of 30 replicate tests.



Figure 3. The original penetration efficiency of N95 respirator at inhalation flow rates of 30 and 85 L/min.

# 3.2. Penetration Efficiency of Different Masks Affected by the Continuous Unipolar Air Ion Emission

Figure 4a demonstrates the effect of continuous negative ion emission produced by a powerful VI-2500 ionic air purifier on the filtering efficiency of a face-sealed dust-mist respirator. The latter operated at 30 L/min. It is seen that the penetration efficiency decreased from 6-11% to almost 0% for the entire test particle size range. Figure 4b shows that the penetration efficiency of the facesealed N95 respirator at the same inhalation flow rate also dramatically decreased due to the ion emission (the data were originally reported in our earlier paper (Lee et al., 2004a) and are presented here for comparison). Continuous operation of the VI-2500 emitter for 12 minutes resulted in about a 50-fold enhancement the N95 respirator protection.

The enhancement factors achieved after 12-minute air ionization were calculated for the N95, R95 and dust-mist respirators, as well as the surgical mask, using the penetration efficiency values integrated over the entire tested particle size range (weighted by the number of particles at each size fraction):

$$Enhancement factor = \frac{\overline{E_{p(t=0)}}}{\overline{E_{p(t=12\min)}}}$$
(2)

The data are presented in Table 1. All the facepiece filtering masks demonstrate a considerable enhancement effect, from about 20-fold to over 3000-fold. The dust-mist respirator exhibited almost no penetration as a result of the air ion emission. The difference in the enhancement factors observed

for different masks exposed to the same air ion concentration can be attributed to their filter materials. As very little information on the properties of the filter materials used for commercial respirators is available from the manufacturer, no further discussion can be offered at this point.

Table 1. Enhancement factors due to the ion emission for four facepiece filtering masks.

Half-mask respirator	N95	R95	Dust-mist respirator	Surgical mask
Enhancement factor	48.4	22.3	3250	194

*Note*: Ion emitter = VI-2500; inhalation flow rate = 30 L/min; emission time = 12 min.



Aerodynamic particle diameter,  $d_a(\mu m)$ 

**Figure 4.** Penetration efficiencies of the dust-mist (a) and N95 (b) respirators operating at 30 L/min. Continuous air ion emission is produced by VI-2500.

**Table 2**. Enhancement factors of the R95 respirator and surgical mask due to ion emission provided by three ionic air purifiers.

Ionic air purifier	Enhan	Enhancement factor
	R95	Surgical mask
VI-2500	22.3	194
AS150MM (+)	1.61	23.4
AS150MM (-)	1.89	18.7
Note: Inhalati	on flow rate = 30 L/min; emissio	n time = $12 \text{ min.}$



Aerodynamic particle diameter,  $d_a$  (  $\mu$  m)

**Figure 5.** Penetration efficiencies of the R95 respirator (a and b) and surgical mask (c and d) operated at 30 L/min. Continuous air ion emission is produced by AS150MM (+) (a and c) and AS150MM (-) (b and d).

Table 3. Enhancement factors of N95 and R95 respirators due to ion emission at two inhalation flow rates.

Half-mask	Enhancem	ent factor
respirator	30 L/min	85 L/min
N95	48.4	46.4
R95	22.3	66.4
Note: Io	n emitter = VI-2500; emission time =	= 12 min.



**Figure 6.** Penetration efficiencies of the N95 respirator operated at 85 L/min. Continuous air ion emission is produced by VI-2500.

## 3.3. Effect of the Air Ion Polarity and Emission Rate

The continuous emission of unipolar ions at the same rate caused approximately the same enhancement effect, irrespective whether the emitted ions were positive [AS150MM (+)] or negative [AS150MM (-)]. The effect of the polarity of air ions is shown in Figure 5 for the R95 respirator (a and b) and surgical mask (c and d) operated at 30 L/min.

Table 2 shows the enhancement factors provided by the VI-2500 ionic air purifier (higher emission rate) and the AS150MM purifiers (lower rate). The data show that the higher concentration of air ions in the vicinity of the respirator resulted in a stronger enhancement of the respirator performance.

## **3.4. Effect of the Inhalation Flow Rate**

The penetration efficiency curves, obtained for the N95-type respirator operated at a flow rate of 85 L/min, are shown in Figure 6. Continuous emission of negative ions by the VI-2500 ionic air purifier during 12 minutes decreased the penetration efficiency of ultrafine particles through the respirator filter from about 3.5% to <0.1%. For larger particles ( $d_a \sim 1 \mu m$ ), the penetration efficiency decreased from approximately 1.9% to 0.3%. Table 3 compares the enhancement factors determined for N95 and R95 respirators face-sealed on the manikin and operated at two inhalation flow rates (the values are particle size integrated within the test range of  $d_a = 0.04 - 1.3 \mu m$ ). The change in the flow rate seems to have no significant effect on the particle penetration through the N95 respirator. The role of the inhalation rate appeared to be more prominent for the R95 respirator as the enhancement factor increased almost 3-fold with the flow rate increasing from 30 to 85 L/min. The difference between the data obtained for the R95 and N95 respirators, with respect to the flow rate effect on their performance enhancement, is likely caused by different properties of the filter materials (electret media of N95 versus carbon-based media of R95).

## **3.5. Effect of the Ion Emission Time**

Resulting from the tests conducted for 3-, 6-, 9-, and 12-minute time intervals, the penetration efficiency values integrated over the tested particle size range showed some decrease with the time. Although observed for all masks, this trend was not statistically significant (p-values of all t-tests were greater than 0.05). The findings suggest that the major enhancement of the respirator performance is achieved within the first 3 minutes of ion emission. The actual "characteristic" time of the enhancement effect is likely to be shorter than 3 minutes since the air ion concentration reaches its saturation level during the time interval as short as 10 seconds after the emitter is turned on. However, the study design limitations and the measurement precision criteria did not allow us to conduct tests at t <<3 min.

## 4. Conclusions

Continuous emission of unipolar air ions by corona-ionizing air purifiers in the vicinity of a disposable half-mask respirator enhanced its protection characteristics against fine and ultrafine particles of bacterial and viral size ranges. In this study, the effect was proven for four types of face-sealed respiratory protection devices, including N95, R95, and dust-mist respirators, as well as

surgical masks, with the particle penetration efficiency reduction up to about 3000-fold. The enhancement of the respirator filtering efficiency does not appear to depend on the particle size (within the size range tested in this study). While a higher ion emission rate is strongly associated with greater respirator performance, the ion polarity (negative versus positive) was found to have no effect on the performance enhancement factor. The findings hold true for two inhalation flow rates tested in this study: 30 and 85 L/min. It was concluded that the major enhancement effect occurred in the first 3 minutes of the ion emission. Overall, a dramatic improvement of the aerosol filtering efficiency of a disposable respirator due to continuous unipolar ion emission is achievable under various conditions. It should be noted that our experiments presented in this paper utilized a manikin-based protocol with a respirator/mask, which was face-sealed on the manikin, so that we addressed primarily the aerosol penetration through a filter material; the respirator fit remains beyond the scope of this study and should perhaps be investigated more appropriately through tests involving human subjects and a fit-testing protocol.

## Acknowledgment

The participation of Dr. Byung Uk Lee in this study was supported in parts by the Korea Science & Engineering Foundation (KOSEF) and Korea Institute of Science and Technology (KIST). The authors wish to thank Wein Products, Inc. for the equipment and resources that the company made available to this project. The authors extend their appreciation to Ms. Alexandra-Sasha Appatova for her help in preparing and editing this paper.

## Disclaimer

Reference to any companies or specific commercial products does not constitute or imply their endorsement, recommendation, or favoring by the University of Cincinnati or by the investigators conducting this study.

## References

- Adachi, M., Kousaka, Y. and Okuyama, K. (1985), Unipolar and bipolar diffusion charging of ultrafine aerosol particles. *J. Aerosol Sci.* 16:109-123.
- Brosseau, L.M., Evans, J.L., Ellenbecker, M.J. and Feldstein, M.L. (1989), Collection efficiency of respirator filters challenged with monodisperse latex aerosols. *Am. Ind. Hyg. Assoc. J.* 50:544-549.
- Chen, S.K., Vesley, D., Brosseau, L.M. and Vincent, J.H. (1994), Evaluation of single-use masks and respirators for protection of health care workers against mycobacterial aerosols. *Am. J. Infect. Control* 22:65-74.
- Cheng, Y.S., Bechtold, W.E., Yu, C.C. and Hung, I.F. (1995), Incense smoke: characterization and

dynamics in indoor environments. Aerosol Sci. and Tech. 23: 271-281.

- Choe, K.T., Trunov, M., Grinshpun, S.A., Willeke, K., Harney, J., Trakumas, S., Mainelis, G., Bornschein, R., Clark, S. and Friedman, W. (2000), Particle settling after lead-based paint abatement work and clearance waiting period. *Am. Ind. Hyg. Assoc. J.* 61:798-807.
- Federal Register 60:110 (8 June 1995), "42 CFR Part 84 Respiratory Protective Devices; Final Rules and Notice." *Federal Register* 60:110.
- Grinshpun, S.A., Choe, K.T., Trunov, M., Willeke, K., Menrath, W. and Friedman, W. (2002), Efficiency of final cleaning for lead-based paint abatement in indoor environments. *Appl. Occup. Environ. Hyg.* 17:222-234.
- Halvorsen, T. (1998), Respirator Fit Testing Application Notes. TSI Incorporated. Website. http://www.tsi.com/fittest/app\_note/iti\_062.htm.
- Hernandez-Sierra, A., Alguacil, F.J. and Alonso, M. (2003), Unipolar charging of nanometer aerosol particles in a corona ionizer. *J. Aerosol Sci.* 34:733-745.
- Hinds, W. C. (1999), Aerosol Technology: properties, behavior, and measurement of airborne particles 2<sup>nd</sup> Edition. New York: Wiley-Interscience.
- Hinds, W.C. and Bellin, P. (1988), Effect of facial-seal leaks on protection provided by half-mask respirator. *Appl. Ind. Hyg.* 3:158-164.
- Huang, C., Willeke, K., Qian, Y., Grinshpun, S.A. and Ulevicius, V. (1998), Method for measuring the spatial variability of aerosol penetration through respirator filters. *Am. Ind. Hyg. Assoc. J.* 59:461-465.
- Johnson, B., Martin, D.D. and Resnick, I.G. (1994), Efficacy of selected respiratory equipment challenged with Bacillus subtilis subsp. niger. *Appl. Environ. Microbiol.* 60:2184-2186.
- Johnston, A.R., Myers, W.R., Colton, C.E., Birkner, J.S. and Campbell, C.E. (2001), Review of respirator performance testing in the workplace: issues and concerns. *Am. Ind. Hyg. Assoc. J.* 53:705-712.
- Lee, B.U., Yermakov, M. and Grinshpun, S.A. (2004a), Unipolar ion emission enhances respiratory protection against ultrafine and fine particles. *J. Aerosol. Sci.* 35: 1359-1368.
- Lee, B.U., Yermakov, M. and Grinshpun, S.A. (2004b), Removal of fine and ultrafine particles from indoor air environments by the unipolar ion emission. *Atmos. Environ.* 38: 4815-4823.
- Lee, K., Slavcev, A. and Nicas, M. (2004c), Respiratory protection against Mycobacterium tuberculosis: quantitative fit test outcomes for five type N95 filtering-facepiece respirators. J. Occup. Environ. Hyg. 1:22-28.
- Lee, K.W. and Mukund, R. (2001), Filter collection. In Aerosol Measurement: principles, techniques, and applications, P.A. Baron and K. Willeke (Eds.), New York: John Wiley and Sons Inc., pp. 197-228.
- Nicas, M. and Hubbard, A. (2003), A risk analysis approach to selecting respiratory protection against airborne pathogens used for bioterrorism. *Am. Ind. Hyg. Assoc. J.* 64:95-101.
- Oestenstad, R.K., Dillion, H.K. and Perkins, L.L. (1990), Distribution of faceseal leak sites on a half-

mask respirator and their association with facial dimensions. Am. Ind. Hyg. Assoc. J. 51:285-290.

- Qian, Y., Willeke, K., Grinshpun, S.A. and Donnelly, J. (1997), Performance of N95 respirators: reaerosolization of bacteria and solid particles. *Am. Ind. Hyg. Assoc. J.* 58:876-880.
- Qian, Y., Willeke, K., Grinshpun, S.A., Donnelly, J. and Coffey, C.C. (1998), Performance of N95 respirators: filtration efficiency for airborne microbial and inert particles. *Am. Ind. Hyg. Assoc. J.* 59:128-132.
- Weber, A., Willeke, K., Marchioni, R. and Myojo, T. (1993), Aerosol penetration and leakage characteristics of masks used in the health care industry. *Am. J. Infect. Control.* 21:167-173.
- Wein Products, Inc., Los Angeles, CA. Personal Communication (2002), "Technical characteristics of ionic air purifiers."
- Wiedensohler, A., Buscher, P., Hansson, H.C., Martinsson, B.G., Stratmann, F., Ferron, G. and Busch,
  B. (1994), A novel unipolar charger for ultrafine aerosol particles with minimal particle losses. *J. Aerosol Sci.* 25:639-649.
- Willeke, K., Qian, Y., Donnelly, J., Grinshpun, S.A. and Ulevicius, V. (1996), Penetration of airborne microorganisms through a surgical mask and a dust/mist respirator. *Am. Ind. Hyg. Assoc. J.* 57:348-355.

Received for review, January 19, 2005 Accepted, March 9, 2005

# Skuteczność filtracji masek typu N95 oraz R95, masek przeciwmgłowych i masek chirurgicznych używanych w środowiskach jonizowanych jednopolarnie, znajdujących się wewnątrz budynków

## Byung Uk Lee<sup>1</sup>, Mikhail Yermakov, Sergey A. Grinshpun<sup>\*1</sup>

Center for Health-Related Aerosol Studies Department of Environmental Health, University of Cincinnati 3223 Eden Avenue, PO Box 670056, Cincinnati, Ohio 45267-0056, U.S.A Present address: Environment & Process Technology Division, Korea Institute of Science and Technology, 39-1 Hawolgok-dong, Seongbuk-gu, Seoul, Korea.

## Abstrakt

W ostatnim czasie wykazano, że emisja jonów jednopolarnych poprawia zdolności ochronne masek ochronnych. Efekt ten opiera się na zjawisku odpychania elektrostatycznego pomiędzy ujemnie naładowaną maską i cząsteczkami aerozoli. Tworzy to barierę dla zbliżających się cząsteczek i zmniejsza przepuszczalność cząsteczek przez filtr maski. Wstępne badanie z użyciem manekina zostało wykonane dla bardzo ograniczonej ilości zmiennych. W badaniu użyto 4 rodzajów masek (N95, R95, maska przeciwmgłowa, a także maska chirurgiczna), testy zostały prowadzone dla dwóch szybkości przepływu powietrza oraz różnych stężeń i polarności jonów. Zdolność cząsteczek do przenikania przez filtr maski została zbadana w komorze testowej rozmiaru przeciętnego pokoju z wykorzystaniem selektywnego monitoringu wielkości cząstek aerozolu w czasie rzeczywistym wewnątrz i na zewnątrz maski uszczelnionej na manekinie. W eksperymencie wykorzystano jako generatory jonów trzy dostępne komercyjnie jonowe oczyszczacze powietrza. Dla targetowanej wielkości cząsteczek ~0,04-1,3 µm, 12-minutowa jonizacja powietrza w pobliżu maski ochronnej na manekinie zwiększyła jej zdolności ochronne od 1,61 do 3,25 raza, w zależności od rodzaju maski, szybkości przepływu powietrza i tempa emisji jonów. Wyniki zostały uzyskane w ciągu pierwszych 3 minut.

Słowa kluczowe: respirator, emisja jonów, drobne i ultradrobne aerozole.

<sup>\*&</sup>lt;sup>1</sup> Autor odpowiedzialny za kontakt z wydawnictwem. Tel.: 1-513-558-0504; Faks: 1-513-558-2263. *Adres e-mail*: sergey.grinshpun@uc.edu

TEKST TŁUMACZONY Z JĘZYKA ANGIELSKIEGO. W RAZIE WĄTPLIWOŚCI ZASTOSOWANIE MA TEKST ORYGINALNY.

## 1. Wprowadzenie

Maski filtrujące są stosowane w celu zmniejszenia ekspozycji ludzi na cząsteczki aerozoli. Ich zdolności filtrujące są przedmiotem badań od wielu lat (Brosseau et al., 1989; Chen et al., 1994; Hinds et al., 1988; Huang et al., 1998; Johnson et al., 1994; Johnston et al., 2001; Lee et al., 2004c; Nicas et al., 2003; Oestenstad et al., 1990; Qian et al., 1997; Qian et al., 1998; Weber et al., 1993; Willeke et al., 1996). W zależności od ich zdolności filtrujących scharakteryzowano wiele rodzajów jednorazowych masek ochronnych. Narodowy Instytut Bezpieczeństwa i Higieny Pracy (The National Institute for Occupational Safety and Health – NIOSH) powołał program certyfikacji masek ochronnych (Federal Register 60:110 (1995)), który wywarł wpływ na miliony pracowników stosujących maski ochronne w swoich miejscach pracy. Współpraca NIOSH, U.S Army Soldier Biological and Chemical Command (SBCCOM) oraz Narodowego Instytutu Standaryzacji i Technologii (National Institute for Standards and Technology, NIST) poskutkowała opracowaniem norm i procedur testowych dla wszystkich rodzajów masek które powinny zapewniać ochronę przed substancjami, których nie należy wdychać, takimi jak: aerozole chemiczne, biologiczne i radiologiczne.

Pomimo tego, że badania dotyczące sprawdzenia wydajności filtracji oraz standaryzacji jednorazowych masek oraz masek używanych w służbie zdrowia przyniosły zamierzone efekty, to dokonano tylko niewielkich postępów w zakresie poprawienia ich wydajności filtracji. Wybuchy chorób układu oddechowego takich jak np. ciężki ostry zespół oddechowy (SARS), a także rosnące obawy dotyczące celowego uwalniania aerozolu stanowiącego broń biologiczną (np. aerozol bakteryjny lub wirusowy), wywołały pilną potrzebę poprawy wydajności filtracji obecnie istniejących masek ochronnych, szczególnie w zakresie cząstek drobnych i ultradrobnych.

W ostatnim czasie opracowaliśmy nową metodę zwiększania wydajności filtracyjnej respiratorów/masek ochronnych w zakresie cząstek drobnych i ultra drobnych (Lee et al., 2004a). Metoda ta opiera się na przekazywaniu ładunku elektrostatycznego (ładowaniu) cząsteczkom aerozolu przez jony jednobiegunowe (unipolarne) produkowane w trakcie wyładowania koronowego w pobliżu maseczki (Adachi et al., 1985; Hernandez-Sierra et al., 2003; Wiedensohler et al., 1994). Ciągle generowane jony przekazują ładunek elektrostatyczny o tej samej biegunowości zarówno cząsteczkom zawieszonym w powietrzu, jak i powierzchni maski ochronnej. Zjawisko odpychania elektrostatycznego tworzy pewnego rodzaju "tarczę elektrostatyczną" skierowaną przeciwko zbliżającym się cząsteczkom, zmniejszając ich przenikanie przez filtr maski. Koncept ten został sprawdzony w badaniu pilotażowym w oparciu o dwa rodzaje masek ochronnych uszczelnionych na manekinie, przy przepływie powietrza 30 l/min oraz przy użyciu jednego generatora jonów (Lee et al., 2004a).

W niniejszym badaniu skupiono się na zbadaniu czynników wpływających na zwiększanie wydajności filtracji masek ochronnych, uszczelnionych na manekinie, poprzez emisję jonów. Czynniki te obejmują: rodzaj maski, natężenie przepływu powietrza, tempo emisji jonów oraz ich biegunowość.

Targetowanym zakresem wielkości cząsteczek była wielkość  $d_a \sim 0,04$ -1,3 µm. Cząsteczki bioaerozoli, które mogą zawierać mikroorganizmy chorobotwórcze lub mogące być użyte w przypadku bioterroryzmu, należą do tego właśnie zakresu wielkości np.  $d_a \sim 0,1$  µm dla koronawirusów (czynnik etiologiczny SARS) oraz  $d_a \sim 1$  µm dla *Bacillus anthracis* (bakteria wywołująca wąglik).

## 2. Metody

Eksperyment został przeprowadzony w niewentylowanym pomieszczeniu testowym o wymiarach (długość × szerokość × wysokość =  $3,78 \text{ m} \times 2,44 \text{ m} \times 2.64 \text{ m} = 24,3 \text{ m}^3$ ). Pomieszczenie to było również wykorzystywane w poprzednich badaniach przez nas prowadzonych (Choe et al., 2000; Grinshpun et al., 2002; Lee et al., 2004a; Lee et al., 2004b). Grafika nr 1 prezentuje schemat aparatury badawczej. Oddychający manekin z uszczelniona na twarzy maską filtrującą został wystawiony na działanie polidypersyjnego aerozolu testowego. Przed właściwym eksperymentem wykonano test którego celem było wykrycie ewentualnych makro przecieków (> 1 µm) pomiędzy krawędzią maski, a twarzą manekina. Do tego celu został wykorzystany specjalny płyn na bazie detergentu (Trubble Bubble, New Jersey Meter Co., Paterson, NJ, USA). Manekin został umieszczony w centralnym punkcie pomieszczenia badawczego. Stężenie cząsteczek wewnątrz ( $C_{in}$ ) i na zewnątrz ( $C_{out}$ ) maski było mierzone przy pomocy automatyczny impaktor kaskadowy - electrical low pressure impactor ELPI (TSI Inc./Dekati Ltd., St. Paul, MN, USA). Zderzacz kaskadowy w czasie rzeczywistym, co minutę, określa stężenie cząsteczek zawieszonych w powietrzu, a także ich wielkość. Cząsteczki aerozolu są ładowane poprzez wyładowanie koronowe na elektrodzie umieszczonej wewnątrz wlotu do aparatu, a następnie są wykrywane przez elektrometry. Dane są rejestrowane na 12 kanałach zderzacza, od 0,04 do 8,4 µm. Są to wymiary krańcowe odpowiadające średnim średnicom pierwszego i dwunastego punktu wykrycia dla detektorów (punkt środkowy = geometryczne wyrażenie granic).



Grafika 1. Schemat przedstawiający aparaturę badawczą.

Skuteczność penetracji maski ochronnej,  $E_p$ , została obliczona na podstawie zmierzonej wartości stężenia przy pomocy poniższego równania:

$$E_p = \frac{C_{in}}{C_{out}} \tag{1}$$

Skuteczność penetracji została określona jako funkcja średnicy aerodynamicznej czastek. Eksperyment został przeprowadzony dla każdego zestawu warunków, odpowiednio, bez jonizacji oraz z zastosowaniem komercyjnie dostępnego jonizatora powietrza, który pracował przez 12 minut (ze względu na to, że efekt był uzyskiwany w trakcie pierwszych 3-6 minut, 12 minutowy okres trwania testu został określony jako wystarczający). Dla wariantów z użyciem jonizacji powietrza wlot do aparatu ELPI został wyposażony w kryptonowy (Kr<sup>85</sup>) wyrównywacz ładunku (3M Company, St. Paul, MN, USA), dzięki którem można było uniknać wpływu silnie naładowanych cząsteczek na działanie elektrometrów. Eksperyment kontrolny został przeprowadzony w tym samym pomieszczeniu testowym, bez obecność manekina i jonizatora powietrza, aby wykazać zadowalającą skuteczność działania wyrównywacza ładunków. Skuteczność penetracji masek dla wariantów z jonizacją i bez jonizacji porównywana była po czasie t = 3, 6, 9 i 12 min. Wraz ze zmniejszaniem się stężenia aerozolu poza maską z czasem trwania eksperymentu, spowodowane ładowaniem się cząsteczek, ich wzajemnym odpychaniem się, a także migrowaniem w stronę powierzchni znajdujących się w pomieszczeniu (Lee et al., 2004b), zależność czasowa  $C_{out}(t)$  w komorze została uwzględniona przy użyciu interpolacji liniowej. Stosunek powyższych sprawności (skuteczności penetracji) (obliczony w określonym punkcie czasowym) zdefiniowano jako czynnik zwiększający wydajność maski ochronnej.

Bazowe stężenie aerozolu w komorze testowej nie było wystarczające do dokładnego pomiaru wewnątrz maski, ponieważ filtr usunął znaczną liczbę cząstek w powietrzu. Aby zwiększyć stężenie tła, zastosowaliśmy zbudowany na zamówienie generator dymu, który rozpyla cząsteczki w aerozolu w zakresie wielkości  $\leq 1 \ \mu m$  (Cheng et al., 1995). Ta metoda jest szczególnie dobra do symulacji bakterii i wirusów przenoszonych drogą powietrzną, a także drobnych kropelek często będących wektorem transmisji czynników zakaźnych.

Do badań wybrano 4 rodzaje masek, w tym maski N95 i R95 certyfikowane przez NIOSH, jednorazowe maski przeciwmgłowe oraz maski chirurgiczne. Wszystkie maski są dostępne do zakupu u głównych producentów. Testy przeprowadzono dla dwóch prędkości przepływu powietrza: 30 l/min (oddychanie przy lekkiej pracy fizycznej) oraz 85 l/min (oddychanie przy ciężkiej pracy fizycznej). Niższa wartość przepływu była wytworzona przez urządzenie ELPI, dla którego jest to natywna prędkość przepływu podczas pracy aparatu. Aby osiągnąć wyższą prędkość przepływu została użyta dodatkowa pompa wytwarzająca przepływ 55 l/min.

Do wytworzenia jonów unipolarnych w obszarze badań zostały wykorzystane 3 komercyjnie dostępne jonizatory powietrza produkowane przez firmę Wein Products Inc. (Los Angeles, USA). Zaliczały się do nich jedna jednostka stacjonarna VI-2500 (długość × szerokość × wysokość = 20 cm × 16,5 cm × 8,5 cm) produkująca jony ujemne w tempie  $\sim 2 \times 10^{14} e^{-1}$ /s (*e* symbolizuje elementarny ładunek) oraz dwie jednostki przenośne AS150MM (+) i AS150MM (-) (długość × szerokość × wysokość = 6,5 cm × 4 cm × 2,2 cm), które emitowały, odpowiednio, jony dodatnie i ujemne w takim samym tempie  $\sim 7 \times 10^{13} e^{\pm}$ /s (Wein Products Inc, Los Angeles, CA. Personal Communication (2002). Aby ustandaryzować tempo emisji jonów przez w/w jonizatory, stężenie jonów zostało zmierzone przy użyciu miernika gęstości jonowej powietrza (Air Ion Counter, AlphaLab Inc, Salt Lake City, UT, USA) w tej samej odległości od każdego

jonizatora. Jednostka stacjonarna VI-2500 generowała jony do stężenia  $(1,34 \pm 0,04) \times 10^6 \text{ e}^{-1}$  cm<sup>-3</sup> w odległości 1 m od punktu emisji, a przenośne jednostki o mniejszej mocy AS150MM (dodatnia i ujemna) emitowały odpowiednio  $(3,62 \pm 0,18) \times 10^5 \text{ e}^+ \text{ cm}^{-3}$  oraz  $(3,91 \pm 0,22) \times 10^5 \text{ e}^- \text{ cm}^{-3}$  (Lee et al., 2004b). W każdym z eksperymentów jonizator jednobiegunowy był umieszczony w odległości 20 cm od maski. Po włączeniu emitera w pomieszczeniu badawczym stężenie jonów gwałtownie rosło, aż do poziomu saturacji (określonego wyżej dla każdego jonizatora). Trwało to mniej niż 10 sekund, a po tym czasie stężenie jonów utrzymywało się na stałym poziomie przez cały czas pracy urządzenia. Po wyłączeniu jonizatora stężenie jonów zmniejszało się aż do poziomu początkowego w ciągu około 3 min.

Temperaturę i wilgotność względną w pomieszczeniu badawczym utrzymywano na poziomie odpowiednio  $23 \pm 1^{\circ}$ C oraz  $42 \pm 9\%$  oraz monitorowano przy użyciu termometru/higrometru (Tandy Co, Fort Worth, TX, USA).

Wartości średnie i odchylenia standardowe zostały obliczone dla każdego zestawu zmiennych dla co najmniej 3 powtórzeń. Analiza statystyczna została przeprowadzona przy użyciu pakietu Microsoft Excel (Microsoft Co, Redmond, WA, USA).

## 3. Wyniki i dyskusja

# **3.1.** Podstawowa charakterystyka masek ochronnych uszczelnianych na twarzy (bez emisji jonów)

Po pierwsze, maski ochronne używane w tym eksperymencie scharakteryzowano pod kątem ich pierwotnej skuteczności penetracji (bez jonizacji powietrza w pobliżu maski). Stężenia frakcji aerozolu testowego w pomieszczeniu badawczym zostały zmierzone przy użyciu ELPI ( $C_{out}$  dla t = 0) zostały przedstawione na Grafice nr 2. Generator aerozolu ustawiono w taki sposób, aby reprodukował początkowe stężenie i rozkład wielkości w każdym kolejnym teście ze współczynnikiem zmienności poniżej 50% (określone na podstawie 30 powtórzeń). Zaobserwowano, że cząsteczki aerozolu miały na ogół wielkość w przedziale  $d_a \approx 0,04-0,5 \mu$ , a stężenie cząsteczek o średnicy przekraczającej 1 µm było niższe o rząd wielkości.

Skuteczność penetracji cząsteczek przez uszczelnioną na manekinie maskę N95, przy prędkości przepływu o wysokości 30 l/min wynosiła ~ 2%. Pomimo tego, że skuteczność penetracji spadała wraz ze zwiększaniem się rozmiaru cząsteczek (w zakresie poniżej 1  $\mu$ m), efekt ten był niewielki. Skuteczność penetracji dla prędkości przepływu powietrza o wartości 85 l/min była wyższa niż dla 30 l/min. Największą różnicę w skuteczności penetracji zaobserwowano dla cząsteczek o wielkości  $d_a < 0.3 \mu$ m (Grafika nr 3). Wzrost prędkości przepływu przez filtr maski spowodował skrócenie czasu przebywania cząsteczek aerozolu na filtrze, co zmniejszyło wydajność dyfuzyjnego i elektrostatycznego osadzania się cząsteczek wewnątrz filtra (efekt ten zachodzi dla masek z filtrem elektretowym). Ze względu na to zjawisko, więcej cząsteczek o wielkości 85 l/min. Uzyskano podobne wyniki dla masek R95 i przepływu powietrza o wysokości 85 i 30 l/min.

Skuteczność penetracji masek przeciwmgłowych przy prędkości przepływu 30 l/min zmniejszyła się z 11,0% ( $d_a = 0,04 \mu m$ ) do 6,0% ( $d_a = 1,3 \mu m$ ). Dla tej samej prędkości przepływu maska chirurgiczna wykazywała największą penetrację (> 20%) dla  $d_a = 0,04 \mu m$  oraz najmniejszą (< 15%) dla  $d_a = 1,3 \mu m$ . Dla tych masek nie przeprowadzono testów przy prędkości przepływu większej niż 30 l/min.

Modele filtracji oparte na impaktacji, przechwytywaniu i dyfuzji przewidują, że szczytowa penetracja osiagana jest dla cząsteczek o wielkości  $d_a$  pomiędzy 0,1 a 0,3 µm, a cząsteczki o wielkości mniejszej niż 0,1 µm powinny być zatrzymywane na filtrze tym skuteczniej, im są mniejsze (reżim dyfuzji) (Halvorsen, 1998; Hinds, 1999; Lee and Mukund, 2001). Tendencja ta nie jest wyraźnie widoczna z naszych danych eksperymentalnych. Rozbieżność tę można częściowo przypisać dodatkowym mechanizmom, nieuwzględnionym w powyższych modelach. Na przykład ładunki obrazu (image forces) związane z początkowo naładowanymi włóknami (np. filtry N95 są zwykle poddane wstępnej obróbce), mogą przesunąć krzywą skuteczności penetracji w kierunku mniejszych cząstek. Dodatkowo penetracja ultra drobnych cząsteczek może być wynikiem niewykrytych mikroprzecieków przy twarzy, oraz przecieków o wielkości poniżej 1 µm znajdujących się pomiędzy elastycznym materiałem na obwodzie maski i materiałem filtrującym (Lee et al., 2004a). Kolejny czynnik może być związany z przestrzennymi zmianami średnicy włókien, ich orientacja, gestościa upakowania, a także początkowym poziomem ładunku elektrostatycznego włókien (Huang et al., 1998). Uznano, że wpływ powyższych czynników na pierwotną skuteczność penetracji maski ochronnej był poza zakresem badania, ponieważ eksperyment skupiony był na wpływie emisji jonów jednobiegunowych na skuteczność penetracji maski. Potrzebne są dalsze eksperymenty w celu określenia ograniczeń protokołu oceny skuteczności penetracji masek ochronnych przez cząstki ultradrobne przy użyciu manekina.



**Grafika 2.** Wstępny rozkład wielkości cząsteczek produkowanych przez generator dymu. Każdy punkt reprezentuje średnią i odchylenie standardowe dla 30 powtórzeń.



Grafika 3. Skuteczność penetracji dla maski N95, przy prędkości przepływu powietrza o wysokości 30 i 85 l/min.

# **3.2.** Skuteczność penetracji masek ochronnych pod wpływem ciągłej emisji jonów unipolarnych.

Grafika nr 4a przedstawia wpływ jonów ujemnych produkowanych przez potężny jonizator powietrza VI-2500 na skuteczność penetracji cząsteczek przez uszczelnioną na twarzy manekina maskę przeciwmgłową dla prędkości przepływu powietrza 30 l/min. Można zaobserwować, że skuteczność penetracji zmniejszyła się z 6-11% do prawie 0% dla pełnego zakresu wielkości cząsteczek. Grafika nr 4b przedstawia zmniejszenie się skuteczności penetracji maski N95 dla takiej samej prędkości przepływu powietrza na skutek emisji jonów (dane te zostały pierwotnie przedstawione w naszej wcześniejszej publikacji (Lee et al., 2004a) i przedstawione są tutaj dla porównania. Ciągłe działanie jonizatora VI-2500 przez 12 minut skutkowała zwiększeniem zdolności ochronnych maski N95 około 50-krotnie.

Współczynnik wzmocnienia uzyskany po 12-minutowej jonizacji został obliczony dla masek N95, R95, masek przeciwmgłowych oraz masek chirurgicznych, wykorzystując wartości skuteczności penetracji pozyskane dla całego zakresu wielkości cząsteczek (w zależności od ilości cząsteczek każdej frakcji):

$$Współczynnik wzmocnienia = \frac{E_{p(t=0)}}{E_{p(t=12min)}}$$
(2)

Dane zaprezentowane zostały w Tabeli nr 1. Dla wszystkich zbadanych masek filtrujących wystąpił znaczny efekt wzmocnienia, od około 20-krotnego do ponad 3000krotnego. Na skutek zastosowania jonizacji maska przeciwmgłowa wykazała praktycznie zerową penetrację. Różnice w wysokości współczynnika wzmocnienia zaobserwowane dla różnych masek ochronnych można tłumaczyć różnymi materiałami zastosowanymi do produkcji ich filtrów. Ze względu na małą ilość dostępnych informacji na temat budowy filtrów w maseczkach, dalsze wnioski na ten temat nie będą wyciągane.

Tabela 1. Współczynniki wzmocnienia spowodowane emisją jonów dla czterech masek ochronnych.

Rodzaj maski ochronnej	N95	R95	Maska przeciwmgłowa	Maska chirurgiczna
Współczynnik wzmocnienia	48.4	22.3	3250	194

Uwagi: Jonizator = VI-2500, prędkość przepływu powietrza = 30 L/min, czas emisji jonów = 12 min.



**Grafika 4.** Skuteczność penetracji maski przeciwmgłowej (a) i maski N95 (b) przy prędkości przepływu powietrza 30 l/min. Ciągła emisja jonów zapewniona była przez jonizator VI-2500.

**Tabela 2.** Współczynniki wzmocnienia spowodowane emisją jonów przez 3 różne generatory jonów, dla dwóch rodzajów masek: maski R95 i maski chirurgicznej.

Dedaei issiastass	Współczy	nnik wzmocnienia
Kodzaj joliizatora —	R95	Maska chirurgiczna
VI-2500	22.3	194
AS150MM (+)	1.61	23.4
AS150MM (-)	1.89	18.7



**Grafika 5.** Skuteczność penetracji maski R95 (a i b) oraz maski chirurgicznej (c i d) przy prędkości przepływu powietrza 30 l/min. Ciągła emisja jonów zapewniona była przez jonizator AS150MM (+) (a i c) oraz AS150MM (-) (b i d).

Rodzaj maski ochronnej	Współczynn	ik wzmocnienia
	30 L/min	85 L/min
N95	48.4	46.4
R95	22.3	66.4

**Tabela 3.** Współczynniki wzmocnienia dla masek N95 i R95 spowodowane emisją jonów przy dwóch prędkościach przepływu powietrza.



**Grafika 6.** Skuteczność penetracji dla maski N95, przy prędkości przepływu powietrza o wysokości 85 l/min. Ciągła emisja jonów została zapewniona przy pomocy jonizatora VI-2500.

#### 3.3. Wpływ polarności jonów oraz tempa ich emisji

Ciągła emisja jonów unipolarnych w takim samym tempie powodowała w przybliżeniu taki sam efekt wzmocnienia bez względu na to, czy emitowane były jony dodatnie [AS150MM (+)], czy ujemne [AS150MM (-)]. Efekt polarności jonów przedstawiony jest na Grafice nr 5, odpowiednio dla maski R95 (a i b) oraz maski chirurgicznej (c i d) przy prędkości przepływu powietrza o wysokości 30 l/min.

Tabela nr 2 przedstawia współczynniki wzmocnienia wywołane jonizatorami VI-2500 (wyższe temp emisji) oraz AS150MM (niższe tempo emisji). Dane pokazują, że wyższe stężenie jonów w pobliżu maski ochronnej powoduje silniejsze wzmocnienie jej zdolności

ochronnych.

## 3.4. Wpływ tempa przepływu powietrza

Krzywe skuteczności penetracji, uzyskane dla masek N95 przy przepływie 85 l/min zaprezentowano na Grafice nr 6. Ciągła emisja jonów przez jonizator VI-2500 przez 12 minut spowodowała zmniejszenie skuteczności penetracji ultramałych cząsteczek przez filtr masek ochronnych z 3,5% do < 0,1%. Dla większych cząsteczek ( $d_a \sim 1 \mu m$ ) skuteczność penetracji zmalała z około 1,9% do 0,3%. Tabela 3 przedstawia porównanie współczynników wzmocnienia określonych dla masek N95 i R95 uszczelnionych na manekinie przy dwóch prędkościach przepływu (wartości są zintegrowane dla wielkości cząsteczek w zakresie testowym  $d_a = 0,04$ -1,3  $\mu m$ ). Zmiana prędkości przepływu nie ma znaczącego wpływu na penetrację cząsteczek przez maskę N95. Wpływ przepływu powietrza wydaje się być bardziej znaczący dla masek R95, jako że współczynnik wzmocnienia wzrósł prawie 3-krotnie wraz ze zwiększeniem prędkości przepływu powietrza z 30 do 85 l/min. Różnica w wynikach uzyskanych dla masek R95 i N95, przy uwzględnieniu prędkości przepływu powietrza na wzmocnienie ich wydajności, prawdopodobnie może zostać przypisana różnicy we właściwościach materiałów z których wykonane są filtry badanych masek ochronnych (filtr elektretowy maski N95 versus filtr węglowy maski R95).

## 3.5. Wpływ czasu emisji jonów

Wynikające z testów przeprowadzonych dla 3-, 6-, 9- i 12-minutowych przedziałów czasu, wartości skuteczności penetracji zintegrowane w badanym zakresie wielkości cząstek wykazały pewien spadek wraz z upływem czasu. Pomimo, że zaobserwowany dla wszystkich rodzajów masek trend ten nie był statystycznie istotny (wartość p-value dla wszystkich testów t wynosiła powyżej 0,05). Wyniki sugerują, że największy wzrost skuteczności filtracji masek ochronnych uzyskiwany jest w trakcie pierwszych 3 minut od rozpoczęcia emisji jonów. Rzeczywisty "charakterystyczny" czas efektu wzmocnienia prawdopodobnie będzie krótszy niż 3 minuty, gdyż od momentu włączenia jonizatora stężenie jonów powietrza osiąga poziom nasycenia w czasie 10 sekund po włączeniu urządzenia. Jednakże, ograniczenia wynikające z budowy aparatury testowej, a także kryteria dokładności pomiaru nie pozwalają na przeprowadzenie testów o  $t \ll 3$  min.

## 4. Wnioski

Stałe generowanie jonów unipolarnych przez jonizatory typu koronowego w pobliżu jednorazowych masek ochronnych poprawia ich wydajność filtracji cząsteczek drobnych i ultradrobnych, o wymiarach podobnych do wymiaru bakterii lub wirusów. W tym badaniu efekt został potwierdzony dla czterech rodzajów masek ochronnych, w tym: maski N95, R95, maski przeciwmgłowej oraz maski chirurgicznej, zmniejszając zdolność penetracji cząsteczek przez te maski nawet 3000-krotnie. Wyniki sugerują, że wzmocnienie zdolności filtracyjnych masek ochronnych nie mają związku z wielkością filtrowanych cząsteczek (w zakresie wielkości branym pod uwagę w tym badaniu). Podczas gdy większa emisja jonów powoduje zwiększoną poprawę zdolności filtracyjnej maski, polarność jonów (ujemne versus dodatnie) nie miała wpływu na ten wartość współczynnika wzmocnienia. Wyniki te pokrywają się dla obu prędkości przepływu powietrza: 30 i 85 l/min. Z badania wyciągnięto wniosek,

że największy efekt wzmocnienia wystąpił w trakcie pierwszych 3 minut od rozpoczęcia emisji jonów. Ogólnie rzecz biorąc, radykalna poprawa skuteczności filtrowania aerozolu przez jednorazową maskę ochronną, dzięki ciągłej emisji jonów jednobiegunowych jest możliwa do osiągnięcia w różnych warunkach. Warto zaznaczyć, że eksperyment opisany w tym manuskrypcie dotyczy badania z skuteczności penetracji aerozolu przez maskę ochronną uszczelnioną na manekinie; dopasowanie masek ochronnych nie leży wśród celów tych badań i prawdopodobnie powinno zostać zbadane w dalszych badaniach z użyciem ludzi oraz sprawdzając dopasowanie masek ochronnych.

## Podziękowania

Udział w badaniach Pana dr Byung Uk Lee był wspierany środkami z Korea Science & Engineering Foundation (KOSEF) oraz Koreańskiego Instytutu Nauki i Technologii (KIST). Autorzy chcieliby podziękować firmie Wein Products za wyposażenie i środki udostępnione do przeprowadzonych badań. Autorzy chcieliby również podziękować Pani Alexandrze-Sashy Appatovej za jej pomoc w przygotowaniu i edycji tego manuskryptu.

## Sprostowanie

Odniesienia do jakichkolwiek firm lub konkretnych produktów nie stanowią ani nie implikują ich poparcia, rekomendacji lub faworyzowania przez Uniwersytet w Cincinnati lub przez badaczy prowadzących to badanie.

## **Bibliografia**

- Adachi, M., Kousaka, Y. and Okuyama, K. (1985), Unipolar and bipolar diffusion charging of ultrafine aerosol particles. *J. Aerosol Sci.* 16:109-123.
- Brosseau, L.M., Evans, J.L., Ellenbecker, M.J. and Feldstein, M.L. (1989), Collection efficiency of respirator filters challenged with monodisperse latex aerosols. *Am. Ind. Hyg. Assoc. J.* 50:544-549.
- Chen, S.K., Vesley, D., Brosseau, L.M. and Vincent, J.H. (1994), Evaluation of single-use masks and respirators for protection of health care workers against mycobacterial aerosols. *Am. J. Infect. Control* 22:65-74.
- Cheng, Y.S., Bechtold, W.E., Yu, C.C. and Hung, I.F. (1995), Incense smoke: characterization and dynamics in indoor environments. *Aerosol Sci. and Tech.* 23: 271-281.
- Choe, K.T., Trunov, M., Grinshpun, S.A., Willeke, K., Harney, J., Trakumas, S., Mainelis, G., Bornschein, R., Clark, S. and Friedman, W. (2000), Particle settling after lead-based paint abatement work and clearance waiting period. *Am. Ind. Hyg. Assoc. J.* 61:798-807.

- Federal Register 60:110 (8 June 1995), "42 CFR Part 84 Respiratory Protective Devices; Final Rules and Notice." *Federal Register* 60:110.
- Grinshpun, S.A., Choe, K.T., Trunov, M., Willeke, K., Menrath, W. and Friedman, W. (2002), Efficiency of final cleaning for lead-based paint abatement in indoor environments. *Appl. Occup. Environ. Hyg.* 17:222-234.
- Halvorsen, T. (1998), Respirator Fit Testing Application Notes. TSI Incorporated. Website. http://www.tsi.com/fittest/app\_note/iti\_062.htm.
- Hernandez-Sierra, A., Alguacil, F.J. and Alonso, M. (2003), Unipolar charging of nanometer aerosol particles in a corona ionizer. *J. Aerosol Sci.* 34:733-745.
- Hinds, W. C. (1999), Aerosol Technology: properties, behavior, and measurement of airborne particles 2nd Edition. New York: Wiley-Interscience.
- Hinds, W.C. and Bellin, P. (1988), Effect of facial-seal leaks on protection provided by half-mask respirator. *Appl. Ind. Hyg.* 3:158-164.
- Huang, C., Willeke, K., Qian, Y., Grinshpun, S.A. and Ulevicius, V. (1998), Method for measuring the spatial variability of aerosol penetration through respirator filters. *Am. Ind. Hyg. Assoc. J.* 59:461-465.
- Johnson, B., Martin, D.D. and Resnick, I.G. (1994), Efficacy of selected respiratory equipment challenged with Bacillus subtilis subsp. niger. *Appl. Environ. Microbiol.* 60:2184-2186.
  Johnston, A.R., Myers, W.R., Colton, C.E., Birkner, J.S. and Campbell, C.E. (2001), Review of respirator performance testing in the workplace: issues and concerns. *Am. Ind. Hyg. Assoc. J.* 53:705-712.
- Lee, B.U., Yermakov, M. and Grinshpun, S.A. (2004a), Unipolar ion emission enhances respiratory protection against ultrafine and fine particles. *J. Aerosol. Sci.* 35: 1359-1368.
- Lee, B.U., Yermakov, M. and Grinshpun, S.A. (2004b), Removal of fine and ultrafine particles from indoor air environments by the unipolar ion emission. *Atmos. Environ.* 38: 4815-4823.
- Lee, K., Slavcev, A. and Nicas, M. (2004c), Respiratory protection against Mycobacterium tuberculosis: quantitative fit test outcomes for five type N95 filtering-facepiece respirators. *J. Occup. Environ. Hyg.* 1:22-28.
- Lee, K.W. and Mukund, R. (2001), Filter collection. In Aerosol Measurement: principles, techniques, and applications, P.A. Baron and K. Willeke (Eds.), New York: John Wiley and Sons Inc., pp. 197-228.
- Nicas, M. and Hubbard, A. (2003), A risk analysis approach to selecting respiratory protection against airborne pathogens used for bioterrorism. *Am. Ind. Hyg. Assoc. J.* 64:95-101.
- Oestenstad, R.K., Dillion, H.K. and Perkins, L.L. (1990), Distribution of faceseal leak sites on a half mask respirator and their association with facial dimensions. *Am. Ind. Hyg. Assoc. J.* 51:285-290.
- Qian, Y., Willeke, K., Grinshpun, S.A. and Donnelly, J. (1997), Performance of N95 respirators: reaerosolization of bacteria and solid particles. *Am. Ind. Hyg. Assoc. J.* 58:876-880.
- Qian, Y., Willeke, K., Grinshpun, S.A., Donnelly, J. and Coffey, C.C. (1998), Performance of N95 respirators: filtration efficiency for airborne microbial and inert particles. *Am. Ind. Hyg. Assoc. J.* 59:128-132.
- Weber, A., Willeke, K., Marchioni, R. and Myojo, T. (1993), Aerosol penetration and leakage characteristics of masks used in the health care industry. *Am. J. Infect. Control.* 21:167-173.

TEKST TŁUMACZONY Z JĘZYKA ANGIELSKIEGO. W RAZIE WĄTPLIWOŚCI ZASTOSOWANIE MA TEKST ORYGINALNY.

- Wein Products, Inc., Los Angeles, CA. Personal Communication (2002), "Technical characteristics of ionic air purifiers."
- Wiedensohler, A., Buscher, P., Hansson, H.C., Martinsson, B.G., Stratmann, F., Ferron, G. and Busch, B. (1994), A novel unipolar charger for ultrafine aerosol particles with minimal particle losses. *J. Aerosol Sci.* 25:639-649.
- Willeke, K., Qian, Y., Donnelly, J., Grinshpun, S.A. and Ulevicius, V. (1996), Penetration of airborne microorganisms through a surgical mask and a dust/mist respirator. *Am. Ind. Hyg. Assoc.* J. 57:348-355.

Przekazano do recenzowania 19.01.2005

Zaakceptowano 9.03.2005