

УДК 504.75.05+532.529.6

ТЕОРЕТИЧЕСКОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ ВДЫХАЕМОЙ ФРАКЦИИ ДИСПЕРСНЫХ ВОЗДУШНЫХ ЗАГРЯЗНЕНИЙ

И.Т. Мухаметзанов, А.К. Гильфанов, Ш.Х. Зарипов

Аннотация

Развита математическая модель и решена задача расчета запыленного воздушного течения вокруг манекена человека при дыхании через ротовое и носовое отверстия. Математическая модель включает в себя уравнения Рейнольдса турбулентного течения несжимаемого газа для несущей среды и лагранжевы уравнения движения частиц с учетом аэродинамического сопротивления и силы тяжести. Уравнения течения несущей среды решаются методом конечных объемов в CFD программе FLUENT. В найденном поле скоростей несущей среды рассчитываются траектории движения частиц для определения вдыхаемой фракции. Проведены численные исследования вдыхаемой фракции как функции размера частиц в условиях движущегося и неподвижного воздуха. Получено удовлетворительное согласие теоретических кривых вдыхаемой фракции для случая подвижной среды с экспериментальными данными.

Ключевые слова: воздушные загрязнения, вдыхаемая фракция, математическая модель.

Введение

Атмосферный воздух, окружающий человека, содержит множество частиц различной природы. Это относится как к наружной атмосфере, так и воздушной среде внутри помещений, где человек проводит большую часть жизни. Дисперсные воздушные загрязнения, такие как пылевые частицы или биоаэрозоли, в зависимости от концентрации могут оказывать значительное влияние на здоровье человека. Поэтому оценка концентрации вдыхаемых частиц в условиях рабочих и жилых помещений является важной экологической проблемой, имеющей отношение к обеспечению здоровья человека.

В связи с проявлением инерционных свойств частиц в пространственно неоднородном поле скоростей воздушной среды, возникающем при дыхании человека, концентрация частиц, попадающих в дыхательные пути человека, может значительно отличаться от измеренной концентрации в воздухе. Для количественного выражения массовой доли вдыхаемых человеком частиц определенного размера вводится понятие «вдыхаемая фракция» (в западной литературе *inhalable fraction*). Вдыхаемая фракция определяется как массовая доля взвешенных в воздухе частиц, которая вдыхается через нос или рот. Знание вдыхаемой фракции и концентрации частиц в воздушной среде дает возможность достоверно оценить концентрацию частиц, попадающих в дыхательные пути. Принятая в настоящее время Всемирной организацией здравоохранения функция зависимости вдыхаемой фракции от размера частиц основана на осреднении

результатов ряда экспериментов, проведенных в подвижном воздухе [1]. Экспериментальные исследования вдыхаемой фракции в подвижном воздухе для манекена человека проводились в работах [1] при относительно высоких скоростях ветра. Вместе с тем человек большую часть жизни проводит в закрытых помещениях, где скорость ветра не превышает 0.3 м/с [2]. Поэтому представляет большой интерес исследование вдыхаемой фракции дисперсных загрязнений при малой скорости ветра или ее отсутствии. О результатах экспериментальных исследований при низких скоростях ветра сообщается в работах [1, 3, 4]. Численные исследования аспирации частиц при низкоскоростной воздушной среде (0.2–0.4 м/с) для манекена человека проводились в [5, 6]. В настоящее время теоретически неисследованной остается вдыхаемая фракция для случая неподвижной среды и для дыхания через носовое отверстие.

Целью настоящей работы является развитие математической модели и численное исследование зависимости вдыхаемой фракции дисперсных воздушных загрязнений от размера частиц на основе математического моделирования двухфазного течения вокруг модели манекена человека для случая низкоскоростной и неподвижной среды при аспирации через носовое и ротовое отверстия.

Постановка задачи

Рассматривается трехмерное воздушное течение с взвешенными пылевыми частицами вокруг модели манекена человека. Задача расчета дисперсного течения в предположении малой концентрации дисперсной фазы сводится к определению поля скоростей несущей газовой среды и расчету траекторий аэрозольных частиц в найденном поле. Скорости течения газа полагаются достаточно малыми, что можно пренебречь сжимаемостью газа и принять модель несжимаемого газа. Для принятых размеров головы манекена число Рейнольдса течения воздуха достигает значения $Re = 4000$ для скорости ветра $U_0 = 0.4$ м/с, что предполагает использование модели турбулентного течения. Турбулентное течение несжимаемого газа описывается осредненными уравнениями Рейнольдса [7]

$$\frac{\partial u_i}{\partial x_i} = 0, \quad (1)$$

$$u_j \frac{\partial u_i}{\partial x_j} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial x_i} + \frac{\partial}{\partial x_j} \left[(v + v_T) \frac{\partial u_i}{\partial x_j} \right], \quad (2)$$

где u_i – декартовы компоненты вектора скорости газа; p – давление; v и ρ – коэффициент кинематической вязкости и плотность воздуха соответственно. Кинематическая турбулентная вязкость v_T выражается через кинетическую энергию турбулентных пульсаций k и скорость диссипации турбулентной энергии ε по формуле

$$v_T = c_\mu \frac{k^2}{\varepsilon}.$$

Для замыкания уравнений (1), (2) выбирается стандартная $(k-\varepsilon)$ -модель [8], в рамках которой уравнения Рейнольдса дополняются уравнениями переноса для кинетической энергии пульсаций и скорости диссипации турбулентной энергии

$$u_j \frac{\partial k}{\partial x_j} = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\left(\nu + \frac{\nu_T}{\sigma_k} \right) \frac{\partial k}{\partial x_j} \right] + G_k - \varepsilon, \quad (3)$$

$$G_k = \nu_T \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \frac{\partial u_i}{\partial x_j}. \quad (4)$$

Эмпирические константы в уравнениях (3), (4) приняты равными $c_\mu = 0.09$, $c_{1\varepsilon} = 1.4$, $c_{2\varepsilon} = 1.92$, $\sigma_k = 1$, $\sigma_\varepsilon = 1.3$.

Изменение концентрации частиц в дыхательных путях при дыхании может происходить для частиц со значительной инерцией. Турбулентная диффузия таких частиц мала по сравнению с конвективной составляющей их движения. Поэтому в задачах аспирации, как правило, не учитывают турбулентную диффузию частиц [9]. Уравнения движения взвешенной частицы в предположении стоксового закона сопротивления газовой среды с учетом влияния силы тяжести представляются в виде [10, 11]

$$\frac{d\bar{v}}{dt} = \beta(\bar{u} - \bar{v}) + g\bar{e}, \quad \frac{d\bar{r}_p}{dt} = \bar{v}, \quad (3)$$

где \bar{v} – скорость частицы, \bar{r}_p – вектор-координата положения частицы, $\beta = 3\pi\mu d / m$, d – диаметр частицы, m – масса частицы, g – ускорение свободного падения, \bar{e} – единичный вектор в направлении силы тяжести.

В графическом редакторе построены трехмерная цифровая модель верхней части тела манекена человека и параллелепipedная расчетная область вокруг манекена. С учетом симметрии задачи для упрощения геометрической модели и снижения требований к вычислительным ресурсам рассмотрена половина расчетной области. Вдали от манекена задается постоянная скорость ветра U_0 , значение которой соответствует скоростям воздушных потоков внутри помещений. Несмотря на то что дыхание человека носит существенно нестационарный характер, в расчетных работах, как правило, ограничиваются определением коэффициента аспирации при постоянной скорости дыхания. В настоящей работе дыхание человека моделируется через задание скорости аспирации U_a в плоскости ротового или носового отверстий. Уравнения Рейнольдса (1), (2) дополняются условиями на границах параллелепipedной расчетной области: на торцевой границе вдали от манекена и на верхней и одной боковой гранях задается скорость ветрового потока U_0 . На торцевой грани позади манекена давление принимается равным атмосферному или избыточное давление равно нулю $p = 0$. На нижней и одной боковой гранях расчетной области принимаются условия симметрии. На поверхности манекена задаются условия прилипания.

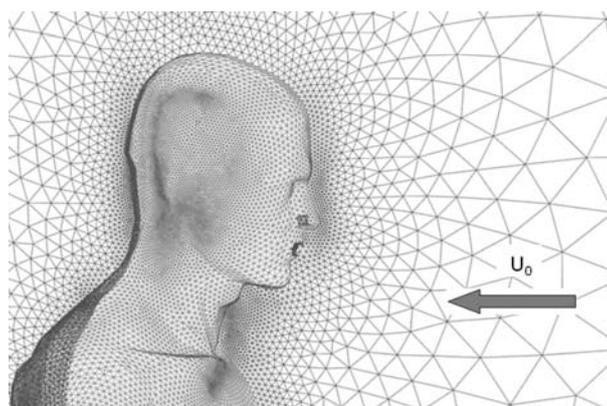


Рис. 1. Сеточное разбиение расчетной области в окрестности головы манекена

Система уравнений течения несущей среды (1), (2) решается с помощью метода конечных объемов в среде пакета FLUENT [12–14]. Созданная расчетная область разбивается на тетраэдральные конечные объемы. Построенное сеточное разбиение удовлетворяет необходимым условиям для устойчивости получаемого численного решения: отсутствие сильно вытянутых тетраэдров, смежных треугольников со значительно различающимися размерами. В окрестности головы манекена обеспечивается значительное сгущение сеточного разбиения (рис. 1).

Для вычисления вдыхаемой фракции принято предположение об однородном распределении концентрации частиц выше по течению вдали от манекена. Функция вдыхаемая фракция определяется как коэффициент A аспирации ротового и носового отверстий манекена человека, который представляет собой отношение средней концентрации частиц C , прошедших через рот или нос, к концентрации частиц C_0 в невозмущенном потоке, вдали от манекена

$$A = C / C_0. \quad (4)$$

В общем случае величина A зависит от характеристик самой частицы (размер, плотность, форма), свойств газового потока, геометрии ротового или носового отверстия (размер, форма), ориентации человека относительно направления ветра и направления силы тяжести.

В невозмущенной среде частицы двигаются параллельно вдоль направления, задаваемого вектором скорости $\vec{U}_1 = \vec{U}_0 + \vec{V}_s$ (рис. 2). Пусть S_p – площадь поперечного сечения трубки предельных траекторий вдали от пробоотборника. Трубка предельных траекторий разделяет дисперсную фазу на потоки аспирируемых частиц и частиц, проходящих мимо вдыхающего ротового или носового отверстий. При известной площади S_p вдыхаемая фракция вычисляется по формуле [15]

$$A = \frac{U_1 S_p}{Q} = \frac{S_p \sqrt{U_0^2 + V_s^2}}{S_m U_a}, \quad (5)$$

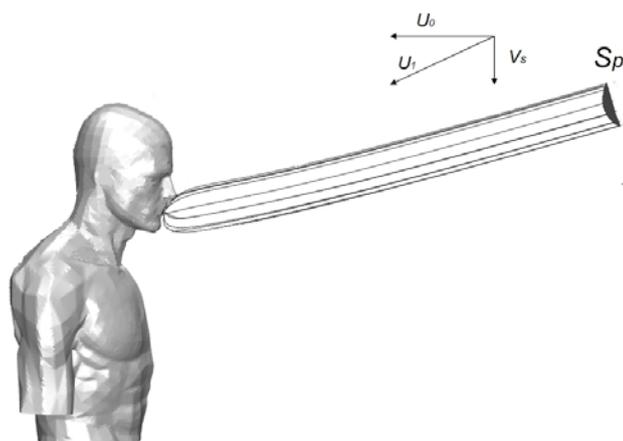


Рис. 2. Трубка предельных траекторий

где $Q = S_m U_a$ – расход газа через ротовое или носовое отверстие площади S_m . Таким образом, расчет вдыхаемой фракции сводится к определению площади S_p на основе расчетов траекторий частиц, описываемых системой уравнений (3). Задача Коши для (3) в найденном поле скоростей газа решается численно на основе метода Рунге – Кутты.

Результаты расчетов

Размеры расчетной области внешнего течения подбирались достаточными, чтобы обтекаемое тело – манекен – не влияло на течение воздуха вдали от манекена. В результате расчетов с различным числом конечных объемов было выбрано сеточное разбиение, обеспечивающее независимость коэффициента аспирации от дальнейшего увеличения числа конечных объемов. Различают три основных режима дыхания человека с различным расходом q вдыхаемого воздуха: спокойное ($q \sim 8$ л/м), умеренное и интенсивное (при больших нагрузках). Указанные три режима различаются расходами воздуха. На рис. 3 представлен пример линий газа при обтекании манекена для скорости ветра $U_0 = 0.4$ м/с. За обтекаемым телом формируется сложная вихревая зона. Примеры траекторий частиц в окрестности головы манекена и областей вдыхаемых частиц вдали от манекена для частиц диаметра $d = 37$ мкм при скорости ветра $U_0 = 0.4$ м/с и в неподвижной среде $U_0 = 0$ приведены на рис. 4. Видно, что форма и размеры области захвата частиц заметно меняются в зависимости от величины скорости ветра.

Сравнение зависимостей $A(d)$ вдыхаемой фракции от диаметра частиц для $U_0 = 0.4$ м/с и $U_0 = 0$ показано на рис. 5. Полученные зависимости коэффициента A от диаметра частиц для случая подвижной среды удовлетворительно согласуются с расчетными результатами [6] и экспериментальными данными из работы [1]. На рис. 5 приведена также кривая, рассчитанная по приближенной формуле, полученной в [5]:

$$A = 0.8209 - 6.275 \cdot 10^{-5} \cdot d^2 + 0.0205 \cdot U_a. \quad (6)$$

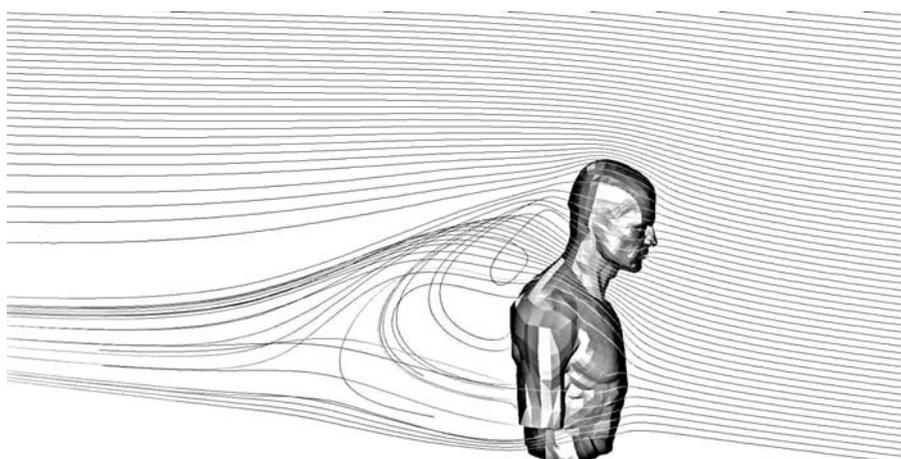
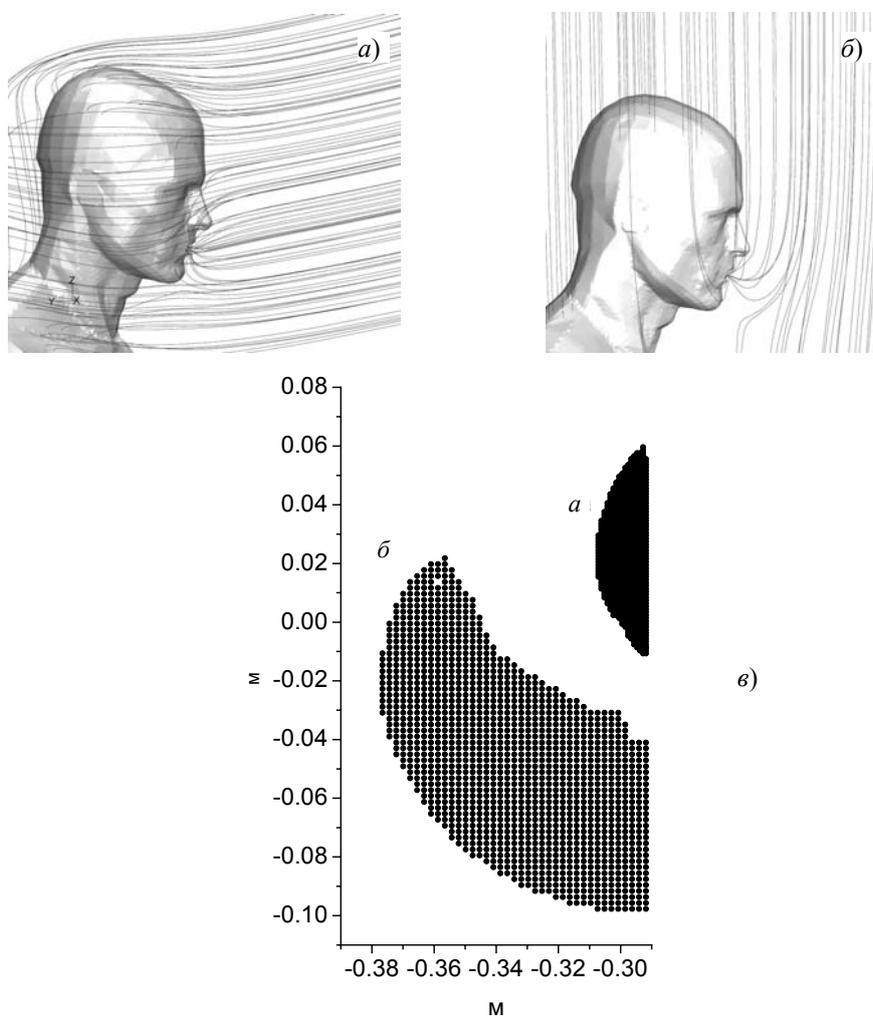


Рис. 3 Линии тока газа вокруг манекена

Рис. 4 Траектории частиц в окрестности головы манекена (а, б) и области S_p аспирируемых частиц вдали от манекена (в) для $U_0 = 0.4$ м/с (а) и $U_0 = 0$ (б)

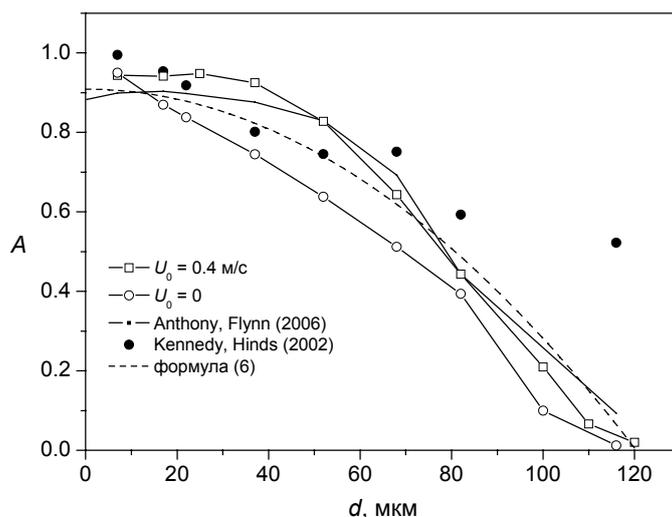


Рис. 5. Зависимость вдыхаемой фракции от диаметра частиц

В целом влияние инерционности частиц на попадание в ротовое отверстие начинает сказываться с $d > 20$ мкм для подвижной среды. Для тяжелых частиц скорости аспирации недостаточно для их попадания в ротовое отверстие, вследствие чего вдыхаемая фракция практически равняется нулю для частиц диаметром более 120 мкм. В неподвижном воздухе кривая зависимости коэффициента аспирации от диаметра лежит заметно ниже соответствующей кривой для подвижного воздуха. При уменьшении скорости ветра сила тяжести становится важным фактором, влияющим на коэффициент аспирации. В отсутствие ветра значение A падает в связи с осаждением аэрозольных частиц на поверхности головы манекена, то есть в результате экранирования падающих частиц головой манекена (рис. 4, б).

Проведены исследования вдыхаемой фракции частиц для дыхания через носовое отверстие при отсутствии ветра. На рис. 6 представлены зависимости коэффициента аспирации от диаметра частиц, полученные в настоящей работе для двух значений плотности частицы и результаты экспериментальных исследований работ [3, 4]. Эксперименты [3] с реальными людьми показали более высокие значения A для человека по сравнению с манекеном в области $d \sim 10$ мкм, что связано с влиянием конвективного потока воздуха, возникающего в результате исходящего тепла от поверхности тела человека, на движение аэрозольных частиц. Отметим, что в работах [3, 4] изучалась вдыхаемая фракция для частиц оксида алюминия, плотность которых равна $\rho_p = 3940$ кг/м³. Расчетные кривые для большей плотности частиц удовлетворительно согласуются с результатами экспериментов, не учитывающих влияние тепловой конвекции.

Сравнение зависимостей $A(d)$ для случаев дыхания через ротовое отверстие и нос приведено на рис. 7. Во всем диапазоне размеров частиц значение вдыхаемой фракции через ротовое отверстие выше. Таким образом, аспирация крупных частиц чувствительна к способу дыхания (через рот или нос). Частицы с аэродинамическим диаметром более 90 мкм уже не аспирируются в носовое отверстие, при дыхании через рот предельный размер аспирируемых частиц

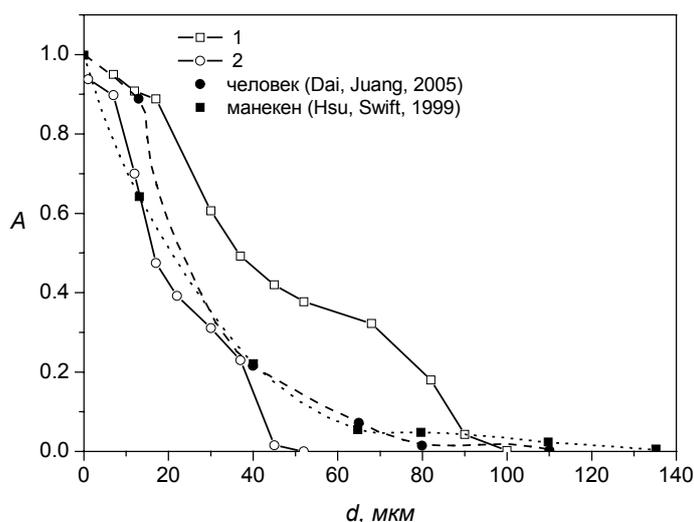


Рис. 6. Вдыхаемая фракция для носового отверстия в неподвижном воздухе при плотности частиц $\rho_p = 1000 \text{ кг/м}^3$ (1) и $\rho_p = 3490 \text{ кг/м}^3$ (2)

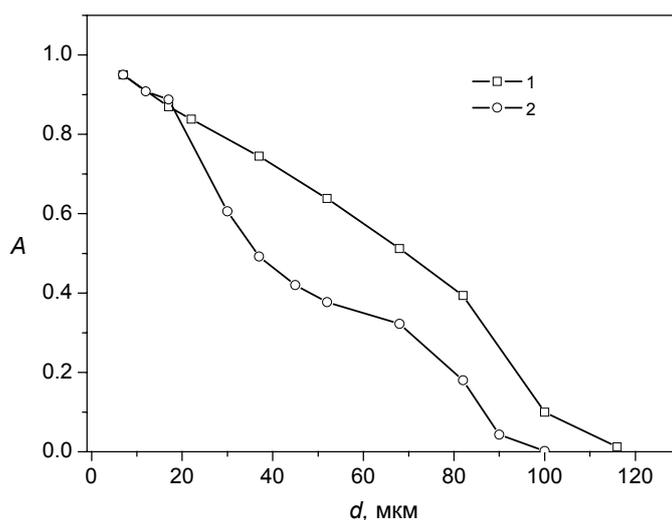


Рис. 7. Вдыхаемая фракция при дыхании через рот (1) и нос (2) в неподвижном воздухе

достигает 120 мкм. При движении частиц в неподвижной воздушной среде вход в ротовое отверстие требует изменения траекторий оседающих частиц на 90° , тогда как при дыхании через нос частицы входят в носовое отверстие, изменяя направление движения на противоположное.

Заключение

Развита математическая модель и решена задача расчета загрязненного частицами воздушного течения вокруг манекена человека при дыхании через ротовое и носовое отверстия. Модель включает в себя уравнения Рейнольдса турбулентного течения несжимаемого газа для несущей среды и уравнения

движения частиц с учетом аэродинамического сопротивления и силы тяжести. Численное решение уравнений модели достигается в среде CFD пакета FLUENT. Проведены параметрические исследования вдыхаемой фракции аэрозоля в зависимости от диаметра частицы и скорости ветра. Получено хорошее согласие расчетных данных с результатами различных экспериментов, что свидетельствует о возможности использования созданной модели для исследований вдыхаемой фракции в условиях дыхания внутри помещений.

Показано, что с уменьшением скорости ветра наряду с аспирацией частиц на вдыхаемую фракцию начинает влиять гравитационное оседание частиц на поверхности головы манекена. Поэтому в случае неподвижного воздуха значение вдыхаемой фракции оказывается ниже соответствующего значения для подвижного воздуха и максимальный размер аспирируемых частиц заметно уменьшается. Сравнение зависимостей вдыхаемой фракции от диаметра для случаев дыхания через ротовое отверстие или нос при отсутствии ветра показало, что способ дыхания существенно влияет на вдыхаемую фракцию. При носовом дыхании значение вдыхаемой фракции для крупных размеров частиц меньше, чем при дыхании через ротовое отверстие.

Работа выполнена при поддержке Российского фонда фундаментальных исследований (проекты № 12-01-00333-а, 12-07-00007-а).

Литература

1. *Kennedy N.J., Hinds W.C.* Inhalability of large solid particles // *J. Aerosol Sci.* – 2002. – V. 33, No 2. – P. 237–255.
2. *Brown J.S.* Particle inhalability at low wind speeds // *Inhal. Toxicol.* – 2005. – V. 17, No 14. – P. 831–837.
3. *Dai Y.T., Juang Y.J., Wu Y.Y., Breysse P.N., Hsu D.J.* In vivo measurement of inhalability of ultralarge aerosol particles in calm air by humans // *J. Aerosol Sci.* – 2006. – V. 37, No 8. – P. 967–973.
4. *Hsu D.J., Swift D.L.* The measurements of human inhalability of ultralarge aerosols in calm air using mannikins // *J. Aerosol Sci.* – 1999. – V. 30, No 10. – P. 1331–1343.
5. *Anthony T.R.* Contribution of facial features dimensions and velocity parameters on particle inhalability // *Ann. Occup. Hyg.* – 2010. – V. 54, No 6. – P. 710–725.
6. *Anthony T.R., Flynn M.R.* Computational fluid dynamics investigation of particle inhalability // *J. Aerosol Sci.* – 2005. – V. 37, No 6. – P. 750–765.
7. *Лойцянский Л.Г.* Механика жидкости и газа. – М.: Наука, 1978. – 736 с.
8. *Launder B.E., Spalding D.B.* Lectures in Mathematical Models of Turbulence. – London, England: Acad. Press, 1972. – 176 p.
9. *Wen X., Ingham D.B.* Aspiration efficiency of a thin-walled cylindrical probe rear-facing the wind // *J. Aerosol Sci.* – 1995. – V. 26, No 1. – P. 95–107.
10. *Фукс Н.А.* Механика аэрозолей. – М.: Изд-во АН СССР, 1955. – 353 с.
11. *Райст П.С.* Аэрозоли. Введение в теорию. – М.: Мир, 1987. – 278 с.
12. www.ansys.com
13. *Патанкар С.В.* Численные методы решения задач теплообмена и динамики жидкости. – М.: Энергоатомиздат, 1984. – 152 с.

14. Никущенко Д.В. Применение расчетного комплекса FLUENT для моделирования течений вязкой несжимаемой жидкости. – СПб.: Изд-во С.-Петерб. гос. морск. техн. ун-та, 2005. – 97 с.
15. Зарипов Ш.Х., Галеев Р.С., Скворцов Э.В., Ванюнина М.В. Современные задачи теории пробоотбора аэрозольных частиц // Учен. зап. Казан. ун-та. Сер. Естеств. науки. – 2005. – Т. 147, кн. 1. – С. 32–46.

Поступила в редакцию
02.11.12

Мухаметзанов Ильнар Тальгатович – аспирант кафедры моделирования экологических систем, Казанский (Приволжский) федеральный университет, г. Казань, Россия.
E-mail: ilnar@front.ru

Гильфанов Артур Камилевич – кандидат физико-математических наук, доцент кафедры моделирования экологических систем, Казанский (Приволжский) федеральный университет, г. Казань, Россия.
E-mail: artur.gilfanov@ksu.ru

Зарипов Шамиль Хузеевич – доктор физико-математических наук, заведующий кафедрой моделирования экологических систем, Казанский (Приволжский) федеральный университет, г. Казань, Россия.
E-mail: shamil.zaripov@ksu.ru

* * *

THEORETICAL STUDY OF INHALABLE FRACTION OF DUST AIR POLLUTION

I.T. Mukhametzanov, A.K. Gilfanov, Sh.Kh. Zaripov

Abstract

A mathematical model of dusty air flow around a human manikin, taking into account breathing through mouth and nose, is developed. This model includes the Reynolds equations of turbulent incompressible gas flow for a carrier phase and the Lagrangian equations of particle motion with account for aerodynamic drag and gravity. The equations of carrier phase are solved by finite volume method using FLUENT CFD code. The trajectories of the particles are calculated in the found velocity field to determine the inhalable fraction. The numerical studies of the inhalable fraction as a particle diameter function are carried out for calm and slowly moving air. Good agreement with experimental data is obtained.

Keywords: air pollution, inhalable fraction, mathematical model.

References

1. Kennedy N.J., Hinds W.C. Inhalability of large solid particles. *J. Aerosol Sci.*, 2002, vol. 33, no. 2, pp. 237–255.
2. Brown J.S. Particle inhalability at low wind speeds. *Inhal. Toxicol.*, 2005, vol. 17, no. 14, pp. 831–837.
3. Dai Y.T., Juang Y.J., Wu Y.Y., Breyse P.N., Hsu D.J. In vivo measurement of inhalability of ultralarge aerosol particles in calm air by humans. *J. Aerosol Sci.*, 2006, vol. 37, no. 8, pp. 967–973.
4. Hsu D.J., Swift D.L. The measurements of human inhalability of ultralarge aerosols in calm air using mannikins. *J. Aerosol Sci.*, 1999, vol. 30, no. 10, pp. 1331–1343.
5. Anthony T.R. Contribution of facial features dimensions and velocity parameters on particle inhalability. *Ann. Occup. Hyg.*, 2010, vol. 54, no. 6, pp. 710–725.

6. Anthony T.R., Flynn M.R. Computational fluid dynamics investigation of particle inhalability. *J. Aerosol Sci.*, 2005, vol. 37, no. 6, pp. 750–765.
7. Loitsyanskii L.G. Mechanics of fluid and gas. Moscow, Nauka, 1978. 736 p. (In Russian)
8. Launder B.E., Spalding D.B. Lectures in Mathematical Models of Turbulence. London, England, Acad. Press, 1972. 176 p.
9. Wen X., Ingham D.B. Aspiration efficiency of a thin-walled cylindrical probe rear-facing the wind. *J. Aerosol Sci.*, 1995, vol. 26, no. 1, pp. 95–107.
10. Fuks N.A. Mechanics of Aerosols. Moscow, Izd. AN SSSR, 1955. 353 p. (In Russian)
11. Raist P.S. Aerosols. An Introduction to Theory. Moscow, Mir, 1987. 278 p. (In Russian)
12. www.ansys.com
13. Patankar S.V. Numerical methods for solving the problems of heat exchange and fluid dynamics. Moscow, Energoatomizdat, 1984. 152 p. (In Russian)
14. Nikushchenko D.V. The use of calculation complex FLUENT for modeling the flows of viscous incompressible fluid. St. Petersburg, Izd. S.-Peterb. Gos. Morsk. Tekhn. Un-ta, 2005. 97 p. (In Russian)
15. Zaripov Sh.Kh., Galeev R.S., Skvortsov E.V., Vanyunina M.V. Modern Problems of the Theory of Sampling of Aerosol Particles. *Uchenye Zapiski Kazanskogo Universiteta. Seriya Estestvennye Nauki*, 2005, vol. 147, no. 1, pp. 32–46. (In Russian)

Received
November 2, 12

Mukhametzanov Ilnar Talgatovich – PhD Student, Department of Modeling of Ecological Systems, Institute of Ecology and Geography, Kazan Federal University, Kazan, Russia.

E-mail: ilnar@front.ru

Gilfanov Artur Kamilevich – PhD in Physics and Mathematics, Associate Professor, Department of Modeling of Ecological Systems, Institute of Ecology and Geography, Kazan Federal University, Kazan, Russia.

E-mail: artur.gilfanov@ksu.ru

Zaripov Shamil Khuzeevich – Doctor of Physics and Mathematics, Head of the Department of Modeling of Ecological Systems, Institute of Ecology and Geography, Kazan Federal University, Kazan, Russia.

E-mail: shamil.zaripov@ksu.ru