

Численное исследование нестационарного течения запыленного воздуха и количественная оценка оседания микроразмерных твердых частиц в воздухопротягивающих путях человека при различной интенсивности дыхания

Цинкер М.Ю.^{*1,2}, Трусов П.В.^{1,2}, Зайцева Н.В.¹, Свинцова П.Д.^{1,2}

¹*Федеральное бюджетное учреждение науки «Федеральный научный центр медико-профилактических технологий управления рисками здоровью населения», Пермь, Россия*

²*Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования «Пермский национальный исследовательский политехнический университет», Пермь, Россия*

Аннотация. Работа посвящена развитию разрабатываемой авторами математической модели дыхательной системы, предназначенной для решения задач в области оценки и прогнозирования рисков здоровью человека, обусловленных негативным действием аэрогенных факторов среды обитания – исследованию течения запыленного воздуха и оседания пылевых частиц в воздухоносных путях человека (от носовой полости до пятой генерации бронхов) при дыхании различной интенсивности. Вдыхаемый воздух полагается многофазной смесью гомогенного газа и твердых пылевых частиц. Трехмерная геометрия воздухоносных путей построена на основе томографических снимков. Рассматривается нестационарный процесс течения воздуха во время спокойного, углубленного и интенсивного дыхания. Получены количественные оценки оседания в воздухоносных путях частиц различного размера (диаметром от 0.5 мкм до 20 мкм) и плотности (1000 кг/м³, 2000 кг/м³, 2700 кг/м³ и 4000 кг/м³) во время вдоха различной интенсивности; приведены поля скорости вдыхаемого воздуха и траектории движения частиц различных размеров. Крупные частицы (более 10 мкм), имеющие большую массу, почти полностью (более 90 %) оседают в воздухоносных путях (преимущественно в носовой полости, глотке, гортани). По мере уменьшения размера и массы (плотности) доля оседающих в воздухоносных путях частиц уменьшается и соответственно увеличивается доля частиц, достигающих более мелких воздухоносных путей и легких человека. По мере увеличения интенсивности дыхания доля осевших частиц (диаметром 2.5 мкм и более) увеличивается. Плотность частиц более выражено влияет на различия в оседании частиц микроразмерного диапазона (от 2.5 до 10 мкм) – чем больше плотность, тем больше масса (частиц одинаковых размеров), тем большая доля частиц оседает в воздухоносных путях. Оседание мелких частиц (0.5 мкм, 1 мкм) слабо различается в зависимости от плотности. В процессе дыхания в рассматриваемом участке воздухоносных путей в зависимости от интенсивности дыхания оседает порядка 28–34 % частиц диаметром 1 мкм и менее. Полученные результаты качественно согласуются с результатами проведенного натурного эксперимента по исследованию закономерностей распределения пылевых частиц атмосферного воздуха в воздухоносных путях человека.

Ключевые слова: верхние и нижние воздухоносные пути человека, численное моделирование, нестационарный процесс, различная интенсивность дыхания, пылевые частицы, частицы микроразмера, доля осевших частиц, плотность частиц

ВВЕДЕНИЕ

Проблема загрязнения атмосферного воздуха является одной из серьезных современных угроз здоровью человека для большинства стран мира, в том числе – Российской Федерации (РФ). Многочисленными зарубежными и российскими исследованиями доказано негативное воздействие загрязнения объектов окружающей среды на здоровье человека [1–7]. Для количественной оценки поступления ингаляционным путем загрязняющих веществ из атмосферного воздуха в организм человека и их распределения по организму, прогнозирования риска развития профессиональной бронхолегочной патологии, обусловленной их влиянием, а также для описания процесса дыхания в норме и при наличии патологии эффективным подходом является математическое моделирование процессов, происходящих в дыхательной системе (ДС) человека.

Для решения указанных задач авторами разрабатывается детальная математическая модель для описания функционирования дыхательной системы человека [8–16]. ДС представляет собой биомеханическую систему, представляющую разветвленную сеть биологических каналов, в которой под действием перепада давления, обусловленного изменением объема легких, осуществляется транспорт воздуха из атмосферы к легким и обратно. В разрабатываемой математической модели дыхательная система, исходя из анатомических и физиологических особенностей, описывается совокупностью двух подмоделей: течения воздуха в воздухоносных путях (ВП) [8–11] и движения воздуха в легких человека, подвергаемых упругим циклическим деформациям [12–14]. Вопросы практического применения разрабатываемой математической модели дыхательной системы для решения задач в области оценки и прогнозирования рисков здоровью человека, обусловленных негативным воздействием аэрогенных факторов среды обитания обсуждаются в [15]. На предыдущих этапах было подробно рассмотрено течение запыленного воздуха и оседание пылевых частиц различных размеров в носовой полости [10] и в нижних воздухоносных путях [11, 16].

С развитием методов неинвазивной медицинской диагностики, программных средств, вычислительных мощностей в современных моделях распространено рассмотрение течения воздуха в воздухоносных путях реальной формы, восстановленной на основе томографических снимков [17–26].

В работах, посвященных изучению поступления взвешенных пылевых частиц вместе с вдыхаемым воздухом в ДС [18, 21–23, 25–27] или рассматривающих доставку лекарственных препаратов ингаляционным способом [28], воздух рассматривался как многофазная смесь газов и частиц. Частицы, как правило, принимаются сферической, реже – эллипсоидной формы [25]. Глубина проникновения частиц в ВП и эффективность их оседания существенно зависят от размера и плотности частиц, а также режима дыхания (заданных граничных условий). Вопрос выбора граничных условий (ГУ) является довольно важным, в зависимости от выбранных ГУ существенно различаются получаемые результаты.

Большое количество работ рассматривают движение многофазной смеси в ВП в предположении постоянного входного потока; обычно рассматриваются потоки 15, 30 и 60 л/мин, характеризующие спокойное, углубленное и интенсивное дыхание [18, 21, 22, 26, 29]. Стационарные граничные условия позволяют оценить основные тенденции, происходящие при дыхании, однако описание дыхания при этом не соответствует реальному процессу. Количество исследований, посвященных нестационарному

дыханию, меньше, чем с постоянными ГУ. Так, авторы работ [23, 25] исследовали нестационарный воздушный поток с частицами микро-размера в верхних дыхательных путях; в исследованиях [30] рассмотрен воздушный поток в дыхательных путях между ртом и четвертым поколением упрощенного асимметричного трахеобронхиального дерева. Непостоянный воздушный поток (без частиц) в трахеобронхиальной области с реальной геометрией, основанной на КТ-сканировании, был рассмотрен в [24]. Особенности нестационарного характера воздушного потока оказывают значительное влияние на осаждение частиц [30, 9, 11].

Законы изменения скоростей потока на входе (задаваемые в качестве граничных условий) для фаз вдоха и выдоха обычно считаются синусоидальными с различными амплитудами и периодами. В работах [23, 25] рассматривается дыхательный цикл длительностью 4 с, с равной продолжительностью фазы вдоха и выдоха. В работе [30] цикл дыхания составляет 3.8 секунды, фаза вдоха – 1.8 секунды. В исследованиях [24] «вдох-выдох» полагался длящимся 5.1 секунды, фаза вдоха – 1.7 секунды. Авторы статьи [31] принимали дыхательный цикл продолжительностью 4 секунды, вдох составляет 1.65 секунды. В исследованиях [32] респираторный цикл полагался равным приблизительно 5 секунд, а вдох длится примерно 2.2 секунды.

По мере уменьшения размеров и массы частиц доля осевших в верхних дыхательных путях частиц уменьшается и, соответственно, увеличивается доля частиц, способных проникать в нижние дыхательные пути и достигать легких [33–35, 9, 26, 27, 11]. Плотность оказывает значительное влияние на различия осаждения частиц микроразмера (2.5–10 мкм) и существенно меньшее – для частиц диаметром менее 1 мкм [26, 11]. Доля осаждающихся в ВП частиц увеличивается с увеличением интенсивности дыхания [26, 29, 11].

В зависимости от режима дыхания (объемного расхода воздуха) и рассматриваемого участка воздухоносного тракта может наблюдаться различный характер течения воздуха, от ламинарного до переходного и турбулентного [36]. Авторы исследования [37] указывают, что воздушный поток в респираторном дереве (G0–G5, где G – номер генерации воздухоносных путей, начиная с трахеи (обозначаемой G0), общепринятое обозначение в англоязычной литературе) сильно отличается от ламинарного потока. Критерием подобия, характеризующим характер потока, является число Рейнольдса Re , зависящее от скорости потока v_f , размера канала d , плотности ρ_f и вязкости μ_f жидкости ($Re = \rho_f v_f d / \mu_f$). Значение числа Рейнольдса, меньшее 2300, соответствует ламинарному режиму течения, большее – переходному и турбулентному. Наибольшие скорости потока и соответственно числа Рейнольдса возникают в гортани (самом узком месте воздухоносного тракта). Проходя через гортань, воздушный поток может стать турбулентным. Эффекты турбулентности от гортанной струи сохраняются и могут продолжать влиять на характер потока в трахее и бронхах [38–40], но ослабевают после 3–4 генерации воздухоносных путей [39]. Турбулентные эффекты в носовой полости ниже, чем в глотке, характер течения соответствует переходному режиму [40]. При этом характер течения в верхних воздухоносных путях является довольно сложным, что связано с анатомическим строением носовой полости. В работах [41, 38] показано, что течение воздуха в носовой полости оказывает существенное влияние на течение воздуха в глотке. В [42] также приводится обоснование необходимости для более корректного описания потока в ВП учета характера течения воздуха и движения частиц в вышележащих участках тракта.

Характеристики и параметры турбулентного течения влияют на результаты расчетов оседания частиц: формирующиеся вихревые потоки воздуха способствуют более интенсивному оседанию пылевых частиц на стенках дыхательных путей по сравнению с ламинарным режимом течения. В [43] показано, что при турбулентном режиме частицы пыли (1–10 мкм) осаждаются на стенках дыхательных путей более интенсивно, чем при ламинарном течении. В [36] также показано, что из-за

турбулентности потока эффективность оседания частиц в начальном участке трахеобронхиального дерева (G0-G4) увеличивается.

В представленной работе особое внимание уделено исследованию нестационарного течения многофазной смеси газов и твердых пылевых частиц, присутствующих в атмосферном (вдыхаемом) воздухе, а также количественной оценке осаждения частиц (различного дисперсного состава и плотности) в воздухопроводящих путях человека (в верхних и нижних) при дыхании различной интенсивности.

ПОСТАНОВКА ЗАДАЧИ

Построение геометрии воздухоносных путей

Исследование процесса течения запыленного воздуха и оседания пылевых частиц в воздухопроводящих путях человека выполняется численно на основе трехмерной геометрии рассматриваемых участков, восстановленной на основе данных компьютерной томографии (КТ). Рассматриваемая область воздухоносных путей включает в себя носовую полость, глотку (включающую в себя носовую, ротовую и гортанную части), гортань, трахею и пять генераций бронхов.

При построении геометрии воздухоносных путей опирались на открытые источники информации, медицинские справочники и консультации со специалистами (практикующими врачами). Итоговая трехмерная геометрия среднестатистического взрослого человека, не имеющего патологий органов дыхания, была получена на основе объединения геометрии трех областей: 1) носовой полости, 2) глотки и гортани, 3) трахеи и 5 генераций бронхов. Обработка и объединение геометрий была выполнена в программном продукте Blender.

Для построения геометрии носовой полости использовалась поверхностная сетка усредненной геометрии правой части носовой полости (в формате stl), полученная коллективом ученых из Канады на основе набора из 60 томографических снимков носовой полости (30 правых и 30 зеркально отображенных левых частей носовой полости) 30 здоровых взрослых людей, не имеющих анатомических аномалий [44, 10]. Синим цветом на рисунке 1,а слева отображена область входа в воздухоносные пути (ноздря, граница $\Gamma_{ВП}^{ATM}$ (граница ВП с окружающей средой)). Внутренняя область правой (и левой) частей носовой полости сначала разделяется на три канала – носовых хода (верхний, средний и нижний), которые затем объединяются в общий канал. Выходом из носовой полости является хоана (сечений G на рисунке 1,а справа). Усредненная геометрия правой части носовой полости (рис. 1,а) и ее зеркальное отображение относительно носовой перегородки были плавно соединены с глоткой.

Трехмерная геометрия глотки и гортани были построены на основе опубликованных в медицинском атласе снимков компьютерной томографии [45] (рис. 1,б). Данный участок воздухоносных путей моделируется изогнутым каналом с переменными поперечными сечениями в форме эллипса (выделен желтой штриховой линией на рисунке 1,б). При построении данного участка воздухопроводящих путей размеры канала масштабировались для согласования с размерами расположенного выше участка тракта (носовой полости) и нижележащего участка (трахеи). Подобный подход был использован в работе [46], посвященной созданию идеализированной геометрии носоглотки пациентов, у которых отсутствует информация об анатомии носоглотки, для численного моделирования течения воздуха, а также в работах [47, 48] при моделировании глотки и гортани. В работе [46] показано, что результаты по скорости воздушного потока, тепловым потокам для созданной идеализированной геометрии носоглотки, построенной на основе набора эллипсов в поперечном сечении, хорошо согласуются с результатами, полученными для персонализированной геометрии 10 пациентов.

Трехмерная геометрия трахеи и пяти генераций воздухоносных путей, полученная на основе КТ снимков, была взята в виде стереолитографического файла (с форматом stl) с сайта института The Pennsylvania State University (PennState) (www.engr.psu.edu/msmlung/#) (рис. 2,а). В процессе обработки было выполнено сглаживание шероховатости исходной поверхности и выполнено ее объединение с построенной геометрией гортани.

Полученная итоговая трехмерная геометрия воздухоносных путей представлена на рисунке 2,б. Форма и размеры представленной геометрии соответствуют физиологическим нормам среднестатистического взрослого человека [49, 50]. На основе полученной геометрии выполнялось построение объемной конечно-элементной сетки.

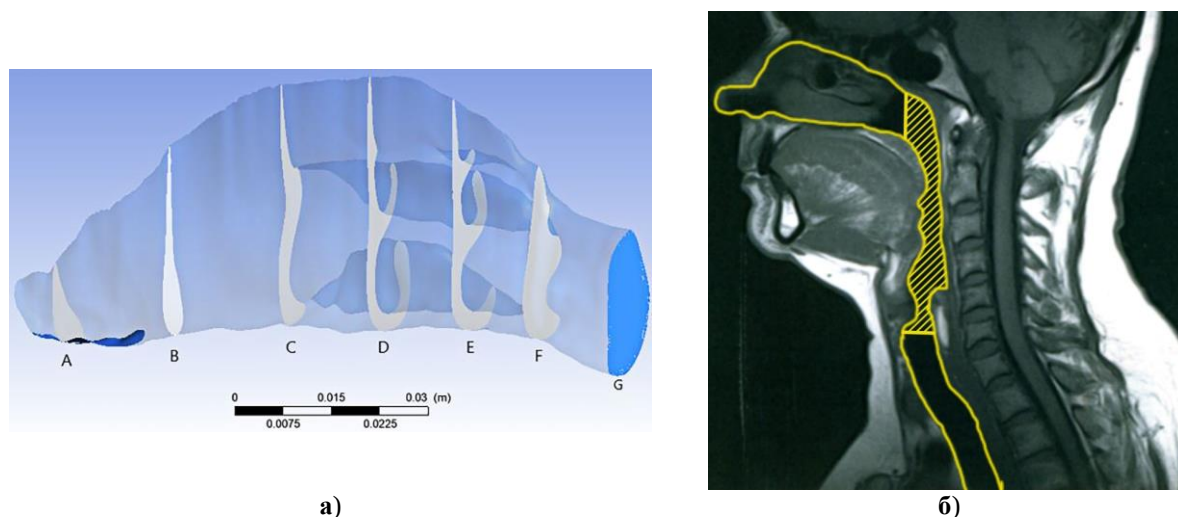


Рис. 1. а) Усредненная трехмерная геометрия правой части носовой полости человека [44, 10]; б) томографический снимок верхних дыхательных путей (в сагитальной плоскости) [45].

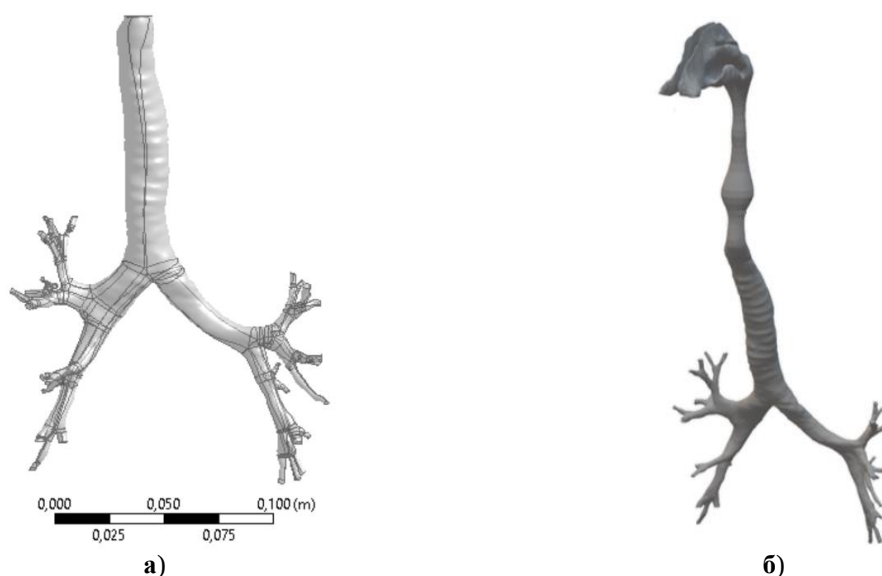


Рис. 2. а) Трехмерная геометрия воздухопроводящих путей от трахеи до пятой генерации бронхов (G0-G5) в аксонометрии (вид спереди) [51]; б) итоговая построенная трехмерная геометрия участка воздухопроводящих путей от носовой полости до пятой генерации бронхов (G0-G5).

Объемная конечно-элементная сетка содержит 4.93 млн тетраэдральных элементов. Следует отметить, что в схожих исследованиях, рассматривающих течение многофазной смеси воздуха и оседание частиц в аналогичном участке ВП (при

стационарном режиме дыхания), использовалась сетка, состоящая из 3.87 млн. элементов [26] и 4.2 млн. элементов [43].

Математическая постановка задачи

Вдыхаемый воздух рассматривается как многофазная смесь несущей фазы (гомогенного газа) и несомой фазы – твердых пылевых частиц (различных размеров и плотностей). Движение частиц описывается с использованием материального подхода – пылевым частицам различных размеров присваиваются индивидуальные метки (чаще всего – номера); для описания движения каждой частицы записывается отдельное обыкновенное дифференциальное уравнение (ОДУ), описывающее индивидуальную траекторию движения в поле скорости несущей фазы. Полагается, что частицы имеют сферическую форму. В работе принимается условие быстрого нагревания поступающего воздуха до температуры тела уже в носовой полости.

В зависимости от режима дыхания (объемного расхода воздуха) и рассматриваемого участка ВП может наблюдаться различный характер течения воздуха – от ламинарного до переходного и турбулентного [36–40, 43, 9]. Для описания переходного характера течения во всей области воздухоносных путей при разной интенсивности дыхания будем использовать низкорейнольдсовую $k-\omega$ модель турбулентности [52], которая показала свою адекватность при моделировании внутренних потоков в искривленных каналах малых объемов и позволяет рассчитывать пристеночную турбулентность.

Движение несущей фазы (воздуха) (обозначена нижним индексом f) описывается уравнениями сохранения массы и импульса:

$$\frac{\partial \rho_f}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho_f \mathbf{v}_f) = 0, \quad (1)$$

$$\frac{\partial}{\partial t} (\rho_f \mathbf{v}_f) + \nabla \cdot (\rho_f \mathbf{v}_f \mathbf{v}_f) = \nabla \cdot \left(-p_f \mathbf{I} + \mu_f \left[\nabla \mathbf{v}_f + (\nabla \mathbf{v}_f)^T - \frac{2}{3} \mathbf{I} \nabla \cdot \mathbf{v}_f \right] + \boldsymbol{\tau}_f \right) + \rho_f \mathbf{g} - \sum_j \mathbf{P}_{f(j)}, \quad (2)$$

где ρ_f – плотность воздуха, кг/м³; $\mathbf{v}_f$ – вектор скорости воздуха, м/с; p_f – давление воздуха, Па; $\mathbf{I}$ – единичный тензор второго ранга; μ_f – динамическая вязкость несущей фазы, Па·с; $\boldsymbol{\tau}_f$ – тензор напряжений Рейнольдса, Па; $\mathbf{g}$ – вектор массовых сил, м/с²; $\mathbf{P}_{f(j)}$ – член, характеризующий интенсивность обмена импульсом между воздухом (несущей фазой) и j -ой фазами, Н/м³.

Движение частиц дисперсной несомой фазы (индекс « j » обозначает номер частицы, при этом все частицы одного размера и плотности относятся к одной фазе) описывается с помощью второго закона Ньютона, учитывающим силу тяжести и силу, обусловленную воздействием обтекающего воздуха:

$$m_{(j)} \frac{d\mathbf{v}_{(j)}}{dt} = m_{(j)} \mathbf{g} + \frac{1}{8} \rho_{(j)} \pi d_{(j)}^2 C_D |\mathbf{v}_f - \mathbf{v}_{(j)}| (\mathbf{v}_f - \mathbf{v}_{(j)}), \quad (3)$$

где $m_{(j)}$ – масса j -ой частицы, кг; $\mathbf{v}_{(j)}$ – скорость перемещения центра масс j -ой частицы, м/с; $\rho_{(j)}$ – плотность j -ой частицы, кг/м³; $d_{(j)}$ – диаметр j -ой частицы, м; C_D – коэффициент сопротивления потоку воздуху для сферических частиц ($C_D = \max\left(\frac{24}{\text{Re}}(1 + 0.15 \text{Re}^{0.687}), 0.44\right)$, $\text{Re} = \frac{|\mathbf{v}_f - \mathbf{v}_{(j)}| d_{(j)}}{\nu_f}$, Re – критерий Рейнольдса) [53].

Начальные и граничные условия

Дыхание является нестационарным процессом. Воздух в воздухоносных путях (ВП) движется за счет разницы давлений между постоянным атмосферным давлением на входе в ВП и изменяющимся в процессе дыхания давлением на выходах из бронхов (которые являются входами в легкие). В зависимости от интенсивности дыхания в легкие человека за каждый дыхательный цикл поступает 0.5–2 литра воздуха; при этом в минуту человек совершает около 15 дыхательных циклов [54, 55]. Предполагается, что один дыхательный цикл человека длится 4 секунды, вдох и выдох длятся по 2 секунды.

В работе рассматривается три режима дыхания, различающиеся средними входными потоками воздуха ($\bar{Q}_{in}$): спокойное ($\bar{Q}_{in}=15$ л/мин или 0.25 л/с), углубленное ($\bar{Q}_{in}=30$ л/мин или 0.5 л/с) и интенсивное ($\bar{Q}_{in}=60$ л/мин или 1 л/с), характерные для легкой, средней и интенсивной физической активности (рис. 3). На входе в воздухоносные пути задается постоянное давление, равное атмосферному ($p^{in}=101325$ Па), на выходах из бронхов давление определяется в соответствии с периодическим законом изменения, задаваемым уравнением $p^{out}=101325-A\sin\left(\frac{2\pi}{t^*}t\right)$, где A – коэффициент, характеризующий интенсивность дыхания, t^* – период дыхания, равный 4 с, t – время; касательные компоненты тензора напряжений на входе и выходах из воздухоносных путей полагаются равными нулю. Коэффициенты A (амплитуда изменения давления на выходах), характеризующие интенсивность дыхания, были итерационно подобраны таким образом, чтобы обеспечить заданные входные расходы ($\bar{Q}_{in}$): для спокойного дыхания $A=52$ Па, для углубленного – $A=165$ Па, для интенсивного – $A=550$ Па.

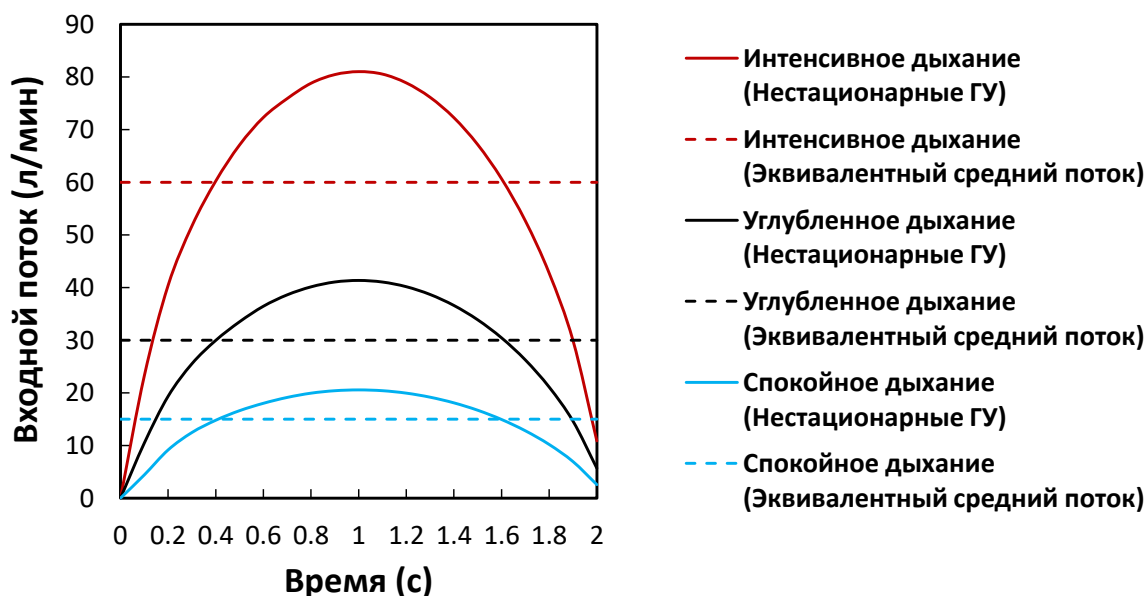


Рис. 3. Динамика изменения входного потока в процессе вдоха и соответствующий эквивалентный средний поток воздуха для спокойного дыхания ($\bar{Q}_{in}=15$ л/мин, голубой цвет), углубленного дыхания ($\bar{Q}_{in}=30$ л/мин, черный цвет) и интенсивного дыхания ($\bar{Q}_{in}=60$ л/мин, красный цвет).

В процессе спокойного дыхания объемный входной поток воздуха изменяется от 0 до 20.5 л/мин, что эквивалентно среднему входному потоку $\bar{Q}_{in}=15$ л/мин; при углубленном дыхании объемный входной поток изменяется от 0 до 42.3 л/мин,

эквивалентный средний входной поток $\bar{Q}_{in}=30$ л/мин; в процессе интенсивного дыхания входной поток принимает значения от 0 до 83.4 л/мин, $\bar{Q}_{in} = 60$ л/мин (рис. 3).

В начальный момент времени давление несущей газовой фазы в воздухоносных путях однородно и равно атмосферному, касательные составляющие тензора напряжений равны нулю; скорость течения воздуха равна нулю; температура равна 36.6 °С.

Стенки воздухопроводящих путей, содержащие хрящевую ткань, полагаются твердыми неподвижными. На стенках воздухоносных путей задается условие прилипания (no-slip condition) для несущей газовой фазы и условие оседания частиц (несомой фазы). Скорость частиц на входе в ноздри полагается равной скорости несущей газовой фазы.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

Исследование потоков воздуха

Численная реализация подмодели течения воздуха в воздухопроводящих путях выполнена с использованием программного продукта Ansys CFX. Исследование нестационарного течения воздуха (многофазной смеси газов и пылевых частиц) в воздухоносных путях выполнялось для трех сценариев (спокойное, углубленное и интенсивное дыхание).

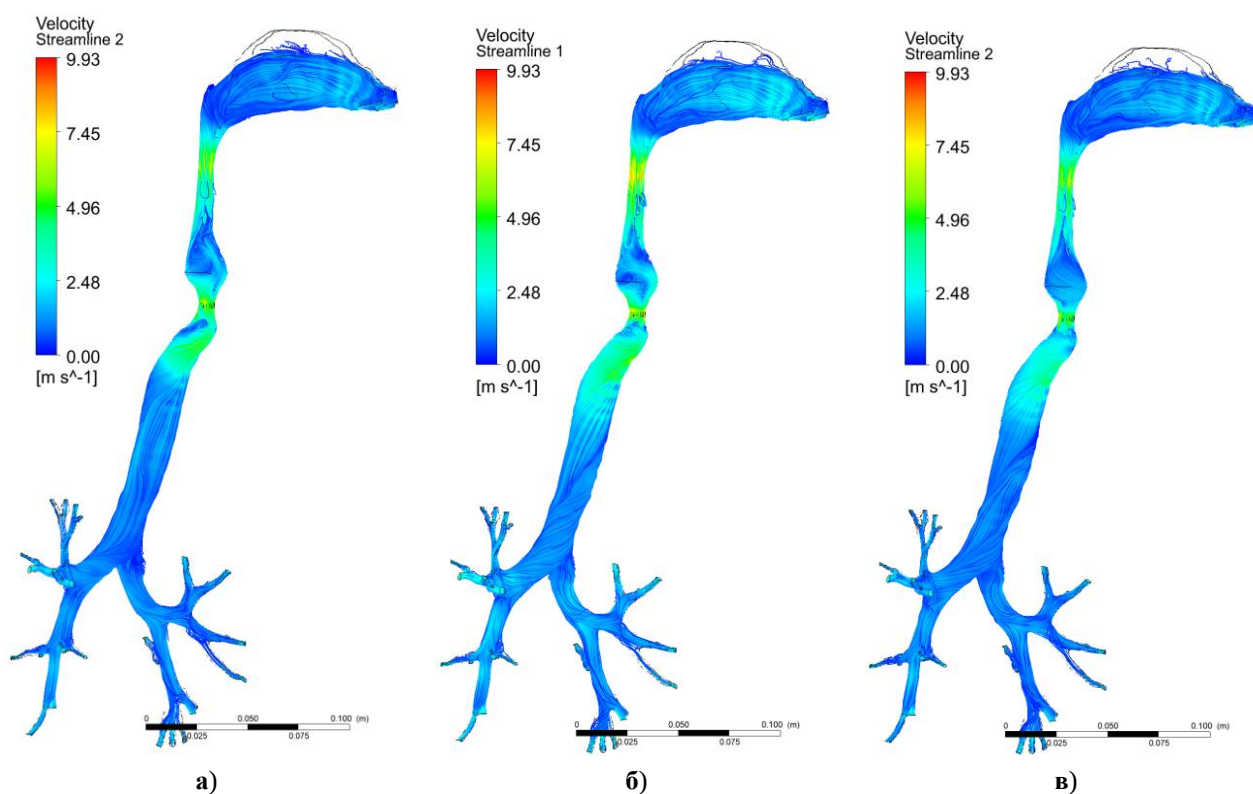


Рис. 4. Линии тока и поле скоростей воздуха в воздухоносных путях во время спокойного вдоха (сценарий 1) в момент времени: **а)** $t = 0.5$ с; **б)** $t = 1$ с; **в)** $t = 1.5$ с

На рисунках 4,а–4,в представлены линии тока скорости воздуха в воздухоносных путях (от носовой полости до 5 генерации бронхов) во время спокойного вдоха в моменты времени $t = 0.5$ с, $t = 1$ с и $t = 1.5$ с с начала дыхательного цикла. Скорость воздушного потока при спокойном дыхании изменяется от 0 до 9.33 м/с. Наибольшие скорости воздушного потока наблюдаются в участке ротоглотки и гортани (голосовой щели), что обусловлено сужением каналов в данных участках тракта. Наивысшие

скорости потока воздуха отмечаются в момент времени $t = 1$ с с начала дыхания (момент середины вдоха); это обусловлено тем, что в данный момент времени согласно заданным ГУ наблюдается наибольший перепад давления между входом и выдохом из воздухопроводящих путей.

В носовой полости и гортаноглотке определяются завихрения потоков воздуха, что обусловлено сложной анатомической структурой. После прохождения гортани в начальном участке трахеи наблюдаются более высокие значения скорости струи (около передней стенки трахеи) и турбулентные эффекты от гортанной струи в виде завихрений, что согласуется с данными, представленными в [38–40]. Основная струя воздушного потока из трахеи направлена в главные бронхи. В дополнение к основному потоку в трахее присутствует вторичный поток воздуха, движущийся по «спиралевидной траектории» (рис. 4,б и 4,в). В нижележащих генерациях воздухоносных путей скорости течения воздуха более низкие, воздушный поток более спокойный, незначительные завихрения происходят в местах ветвления бронхов, что согласуется с [39].

На рисунках 5,а и 5,б представлены линии тока воздуха в воздухоносных путях для углубленного и интенсивного режима дыхания в момент середины вдоха ($t = 1$ с с начала дыхательного цикла).

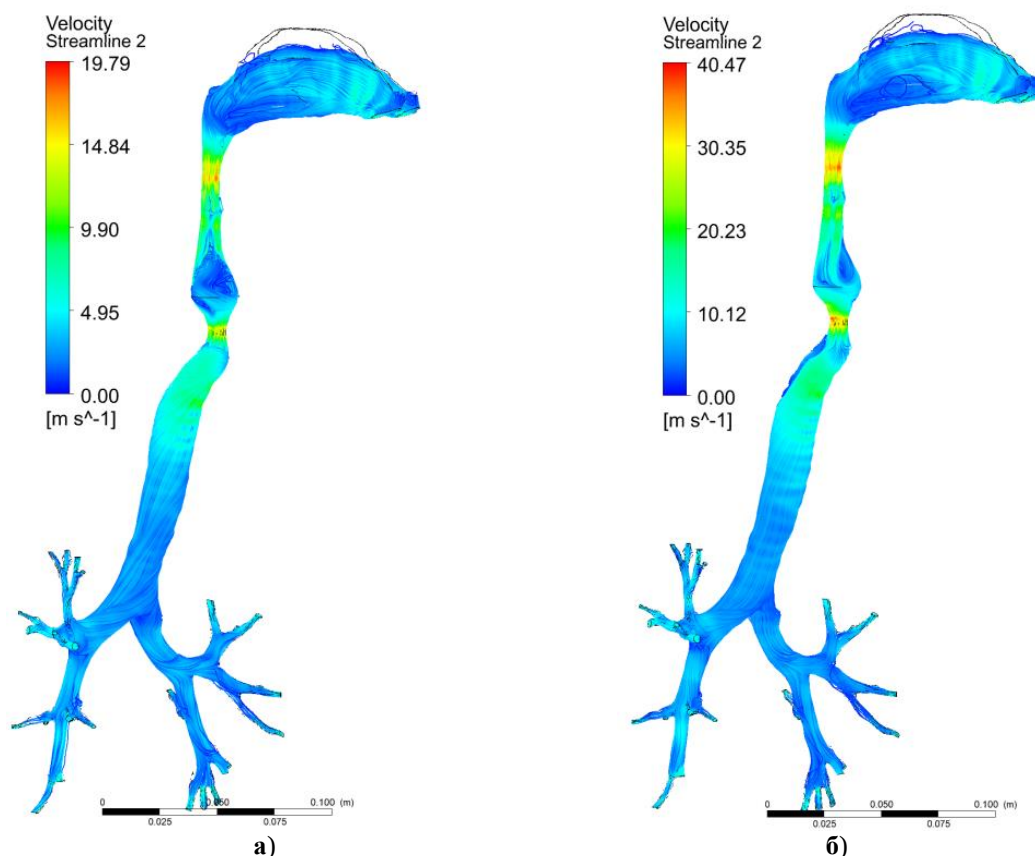


Рис. 5. Линии тока и поле скоростей воздуха в воздухоносных путях в момент середины вдоха ($t = 1$ с): **а)** при углубленном дыхании (сценарий 2); **б)** при интенсивном дыхании (сценарий 3).

В зависимости от режима дыхания характер течения в целом сохраняется, при этом скорости потока воздуха различаются. Так при спокойном дыхании скорости потока воздуха достигают 9.93 м/с, при углубленном – 19.79 м/с, при интенсивном – 40.47 м/с. При этом скорость и траектории потока воздуха влияют на поведение несомой фазы (частиц, присутствующих во вдыхаемом воздухе), и соответственно оказывают влияние на количество частиц, оседающих в ВП и достигающих легких человека.

Исследование оседания пылевых частиц

В работе исследовалось течение запыленного воздуха и оседание в воздухоносных путях твердых пылевых частиц различного диаметра (от 0.5 мкм до 20 мкм) и плотности (1000 кг/м^3 , 2000 кг/м^3 , 2700 кг/м^3 и 4000 кг/м^3) во время вдоха. Рассматривался реальный дисперсный состав частиц, присутствующих в атмосферном воздухе крупного промышленного центра Сибири [56]. Численное моделирование позволило проследить траектории движения частиц в воздухопроводящих путях, а также получить количественные оценки оседания частиц. Доля осевших частиц вычислялась как отношение частиц, осевших на стенках в процессе вдоха, к общему количеству частиц, входящих в воздухоносные пути.

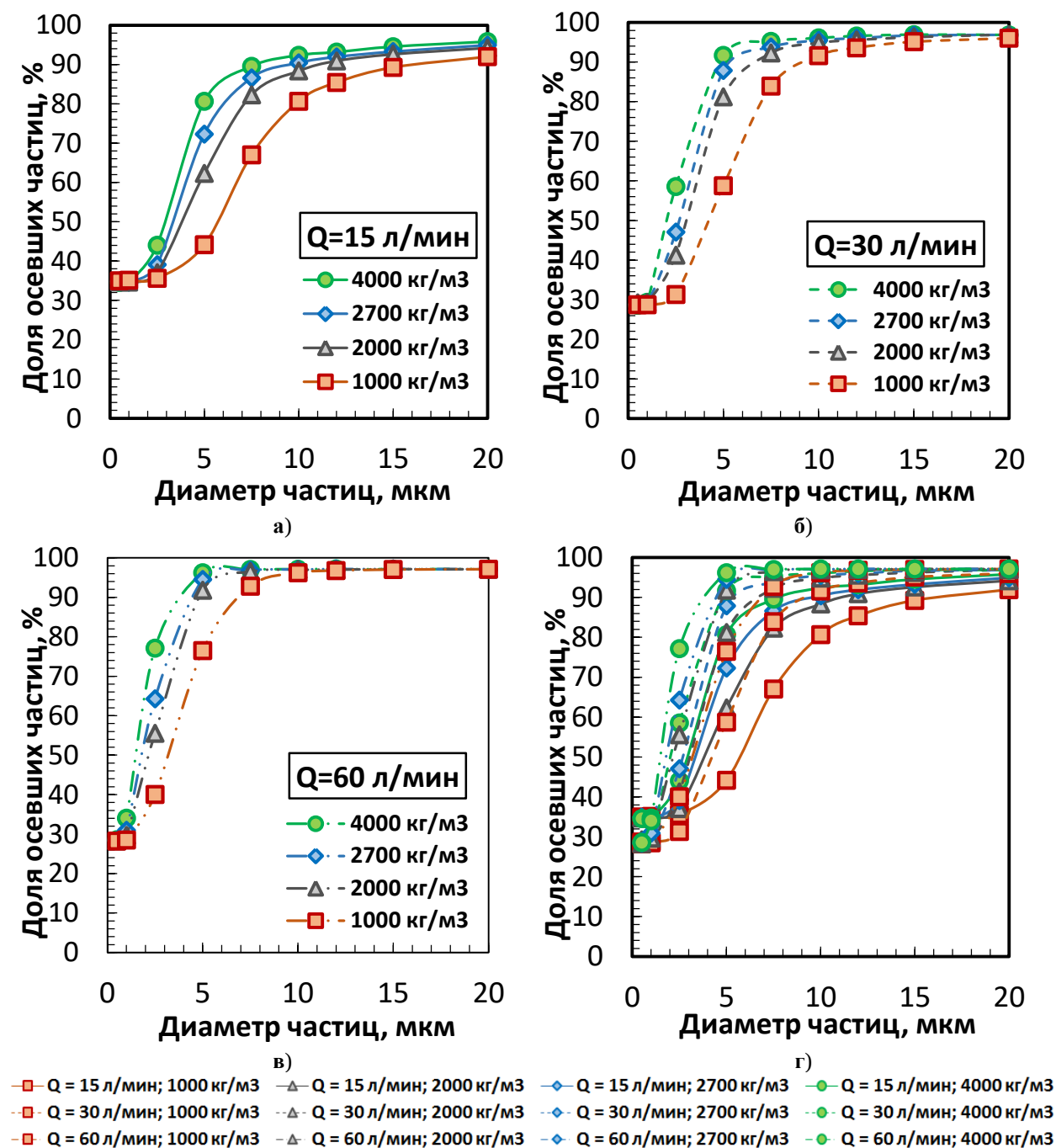


Рис. 6. Доля частиц различного дисперсного состава, оседающих в воздухоносных путях человека, %: а) при среднем входном расходе 15 л/мин; б) 30 л/мин; в) 60 л/мин; г) для всех трех режимов дыхания.

При этом предварительные расчеты показали, что доля оседающих частиц (определенных размеров и плотностей) в воздухоносных путях постоянна и не зависит от входной концентрации частиц, однако абсолютное количество частиц, достигающих нижних участков воздухоносных путей, и возможные патологические эффекты, связанные с ними, конечно же, зависят от входной концентрации частиц. На рисунках 6,а–6,г, а также в таблице 1 представлены результаты расчета доли осевших частиц в воздухоносных путях для частиц различного диаметра (от 0.5 мкм до 20 мкм) и плотности 1000 кг/м³ (красный цвет), 2000 кг/м³ (серый цвет), 2700 кг/м³ (голубой цвет), 4000 кг/м³ (зеленый цвет) при дыхании различной интенсивности. На рисунках 6,а–6,г результатам по оседанию для спокойного дыхания соответствуют сплошные линии, углубленного – пунктирные, интенсивного – штрих-пунктирные линии.

Для всех рассмотренных режимов дыхания график функции доли осевших частиц в зависимости от диаметра частиц имеет вид S-образной (сигмоидной) кривой (рис. 6,а–6,г). Крупные частицы (более 10 мкм), имеющие большую массу, почти полностью оседают в воздухоносных путях. По мере уменьшения размера и плотности доля оседающих в воздухоносных путях частиц уменьшается и соответственно увеличивается доля частиц, достигающих более мелких воздухоносных путей и легких человека. По мере увеличения интенсивности дыхания доля осевших частиц увеличивается (рис. 6,а–6,г). Данные особенности обусловлены инерционным механизмом оседания – при резком смене направления потока несущей фазы «тяжелые» частицы продолжают по инерции двигаться в прежнем направлении, ударяются о поверхность слизистой и оседают на ней. С увеличением массы частиц и скорости их движения данный механизм оседания имеет более выраженный характер. В таблице 1 приведены количественные оценки доли осевших частиц во время вдоха различной интенсивности в зависимости от диаметра и плотности частиц.

Крупные частицы (10 мкм и более) почти полностью оседают в воздухоносных путях – оседает более 90 %. Оседание мелких частиц (0.5 мкм, 1 мкм) слабо зависит от плотности. В процессе дыхания в зависимости от интенсивности дыхания оседает порядка 28–34 % частиц диаметром 1 мкм и менее. Плотность частиц более выражено влияет на различия в оседании частиц микроразмерного диапазона (от 2.5 до 10 мкм) – чем больше плотность, тем больше масса (частиц одного и того же размера), тем большая доля частиц оседает в воздухоносных путях. Так среди частиц диаметром 2.5 мкм в процессе спокойного вдоха оседает около 35.61 % частиц плотностью 1000 кг/м³ и 44.02 % частиц плотностью 4000 кг/м³; при углубленном дыхании оседает порядка 31.33 % частиц плотностью 1000 кг/м³ и 58.56 % частиц плотностью 4000 кг/м³; во время интенсивного дыхания оседает 40.02 % частиц плотностью 1000 кг/м³ и 77.14 % частиц плотностью 4000 кг/м³. Среди частиц диаметром 5 мкм во время спокойного дыхания оседает 44.13 % частиц плотностью 1000 кг/м³ и 80.65 % частиц плотностью 4000 кг/м³; в процессе углубленного дыхания оседает 58.76 % частиц плотностью 1000 кг/м³ и 91.67 % частиц плотностью 4000 кг/м³; при интенсивном дыхании оседает порядка 76.5 % частиц плотностью 1000 кг/м³ и 96.22 % частиц плотностью 4000 кг/м³.

В результате численного моделирования были получены траектории движения частиц различных размеров и плотностей во время дыхания различной интенсивности. Траектории движения частиц существенно различаются в зависимости от размера частиц. На рисунках 7,а–7,в представлены траектории движения частиц диаметром 10 мкм, 2.5 мкм и 1 мкм плотностью 2700 кг/м³ во время спокойного вдоха.

Таблица 1. Количественные оценки оседания пылевых частиц разного дисперсного состава в воздухоносных путях человека при разных режимах дыхания

Режим дыхания $\bar{Q}_{in}$, л/мин	Диаметр частиц, мкм	Доля осевших частиц, %			
		1000 кг/м ³	2000 кг/м ³	2700 кг/м ³	4000 кг/м ³
15	0.5	34.98	34.70	34.90	34.54
	1	35.13	34.63	34.66	34.70
	2.5	35.61	37.06	39.09	44.02
	5	44.13	62.29	72.32	80.65
	7.5	67.02	82.28	86.61	89.56
	10	80.66	88.34	90.42	92.36
	12	85.42	90.91	91.93	93.16
	15	89.27	92.59	93.27	94.55
	20	91.98	94.20	94.93	95.82
30	0.5	28.72	29.22	28.78	28.62
	1	28.75	29.29	29.00	29.34
	2.5	31.33	41.23	47.08	58.56
	5	58.76	81.19	87.87	91.67
	7.5	83.92	92.27	93.78	95.20
	10	91.61	94.83	95.51	96.07
	12	93.61	95.57	96.03	96.59
	15	95.12	96.28	96.71	96.93
	20	96.01	96.94	96.87	96.85
60	0.5	28.24	28.30	28.44	28.57
	1	28.50	29.63	30.93	34.04
	2.5	40.02	55.55	64.30	77.14
	5	76.50	91.79	94.51	96.22
	7.5	92.78	96.50	96.85	97.02
	10	96.19	96.96	97.05	97.14
	12	96.78	97.00	97.15	97.16
	15	97.03	97.15	97.16	97.12
	20	97.12	97.09	97.12	97.18

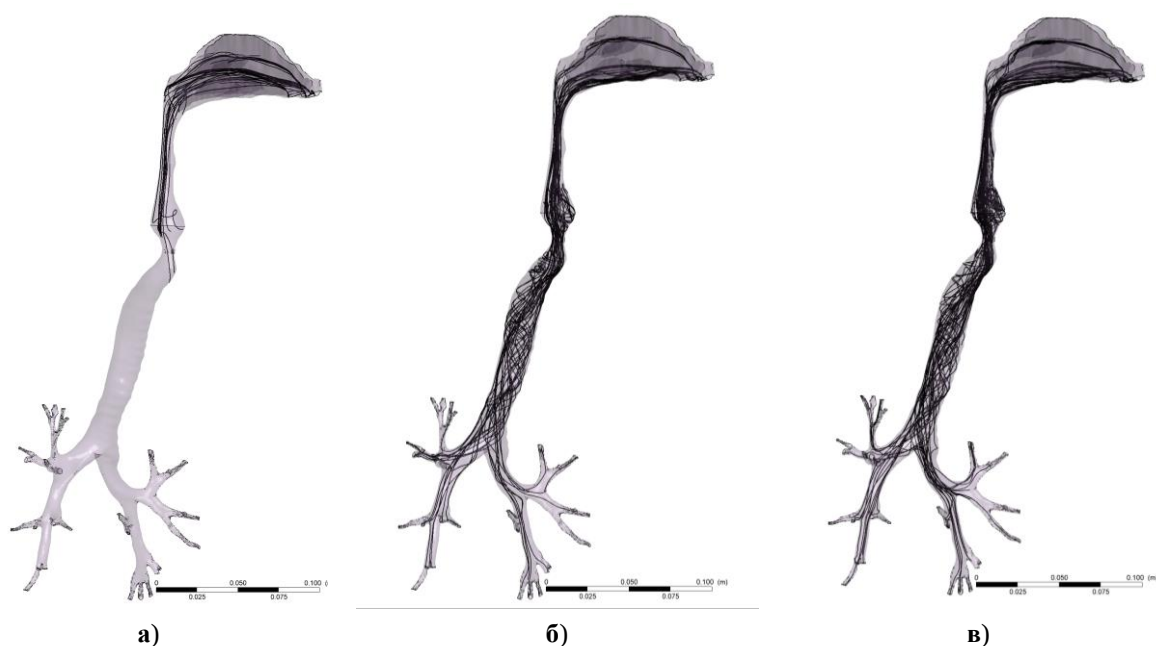


Рис. 7. Траектории движения в воздухоносных путях твердых частиц плотностью 2700 кг/м³ диаметром: а) 10 мкм; б) 2.5 мкм; в) 1 мкм во время спокойного дыхания.

Крупные частицы (10 мкм и больше) оседают преимущественно в начальном участке воздухоносного тракта (в носовой полости, глотке, гортани) и почти не достигают нижних участков воздухоносных путей и легких. Частицы более мелких размеров (2.5 мкм и меньше) способны достигать нижних участков воздухоносных путей и легких. При этом чем меньше размер частиц, тем большее количество частиц способно достигать нижних участков. Данные особенности движения и оседания частиц характерны и для других режимов дыхания (углубленного и интенсивного), различия между режимами заключается в количественных оценках.

Полученные результаты по оседанию частиц в воздухопроводящих путях качественно согласуются с результатами проведенного натурального эксперимента по исследованию закономерностей распределения пылевых частиц атмосферного воздуха в воздухоносных путях человека [56]. Полученные результаты численного моделирования по характеру течения и оценкам осаждения частиц в зависимости от их размера и плотности, режима дыхания качественно согласуются с данными, приведенными в результатах численного моделирования других авторов [26]. Количественные расхождения обусловлены различиями используемой геометрии воздухоносных путей, а также используемым в настоящей работе нестационарным режимом дыхания (периодических граничных условий).

Представленные в работе результаты дополняют данные, приведенные в предыдущей публикации авторов, посвященной исследованию течения запыленного воздуха в нижних воздухоносных путях человека (в участке от трахеи до пятой генерации) [11, 16]. Верхние воздухоносные пути являются «фильтром» для поступающих в организм с вдыхаемым воздухом частиц. Согласно выполненным численным расчетам наличие верхних воздухоносных путей (носовая полость, глотка, гортань) существенно влияет на эффективность оседания частиц в воздухоносных путях – доля осевших частиц для всех рассмотренных размеров и плотностей частиц, а также режимов дыхания выше, чем без учета верхних воздухоносных путей. С учетом наличия верхних воздухоносных путей эффективность фильтрации возрастает в 2–3 раза (особенно для частиц диаметром менее 7.5 мкм).

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

С использованием разработанной математической модели дыхательной системы исследовано нестационарное течение многофазной смеси газов и твердых пылевых частиц, присутствующих в атмосферном (вдыхаемом) воздухе, а также выполнена количественная оценка осаждения частиц различного размера (от 0.5 мкм до 20 мкм) и плотности (1000 кг/м^3 , 2000 кг/м^3 , 2700 кг/м^3 , 4000 кг/м^3) в воздухопроводящих путях человека при дыхании различной интенсивности.

В рамках разработки математической модели дыхательной системы человека параллельно ведется работа над исследованием процессов течения воздуха в легких человека, рассматриваемых как сплошная упруго-деформируемая насыщенная пористая среда [13, 14]. Результаты по исследованию движения и оседания частиц в воздухопроводящих путях являются входными данными для дальнейшего исследования течения с применением разрабатываемой подмодели легких человека. Дальнейшее развитие модели предполагает изучение движения воздуха, содержащего пылевые частицы, в легких человека, исследование пространственного распределения и осаждения частиц в легких, а также моделирование развития бронхолегочных патологий, связанных с негативным воздействием факторов среды обитания.

Исследования выполнены при финансовой поддержке Министерства науки и высшего образования Российской Федерации (проект № FSNM-2025-0001).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Xing Y.-F., Xu Y.-H., Shi M.-H., Lian Y.-X. The impact of PM_{2.5} on the human respiratory system. *Journal of Thoracic Disease*. 2016. V. 27. No. 1. P. E69–E74. doi: [10.3978/j.issn.2072-1439.2016.01.19](https://doi.org/10.3978/j.issn.2072-1439.2016.01.19)
2. Maji K.J., Dikshit A.K., Arora M., Deshpande A. Estimating premature mortality attributable to PM_{2.5} exposure and benefit of air pollution control policies in China for 2020. *Sci. Total Environ.* 2018. V. 612. P. 683–693. doi: [10.1016/j.scitotenv.2017.08.254](https://doi.org/10.1016/j.scitotenv.2017.08.254)
3. Yin P., Brauer M., Cohen A.J., Wang H., Li J., Burnett R.T., Stanaway J.D., Causey K., Larson S., Godwin W., Frostad J., Marks A., Wang L., Zhou M., Murray C.J.L. The effect of air pollution on deaths, disease burden, and life expectancy across China and its provinces, 1990–2017: an analysis for the Global Burden of Disease Study 2017. *Lancet Planet Health*. 2020. V. 4. No. 9. P. e386–e398. doi: [10.1016/S2542-5196\(20\)30161-3](https://doi.org/10.1016/S2542-5196(20)30161-3)
4. Ракитский В.Н., Авалиани С.Л., Новиков С.М., Шашина Т.А., Додина Н.С., Кислицин В.А. Анализ риска здоровью при воздействии атмосферных загрязнений как составная часть стратегии уменьшения глобальной эпидемии неинфекционных заболеваний. *Анализ риска здоровью*. 2019. № 4. С. 30–36. doi: [10.21668/health.risk/2019.4.03](https://doi.org/10.21668/health.risk/2019.4.03)
5. Grzywa-Celińska A., Krusiński A., Milanowski J. 'Smoging kills' – Effects of air pollution on human respiratory system. *Ann. Agric. Environ. Med.* 2020. V. 27. No. 1. P. 1–5. doi: [10.26444/aaem/110477](https://doi.org/10.26444/aaem/110477)
6. Adamkiewicz G., Liddie J., Gaffin J.M. The Respiratory Risks of Ambient/Outdoor Air Pollution. *Clin. Chest Med.* 2020. V. 41. No. 4. P. 809–824. doi: [10.1016/j.ccm.2020.08.013](https://doi.org/10.1016/j.ccm.2020.08.013)
7. Wei T., Chen C., Yang Y., Li L., Wang J., Ye M., Kan H., Yang D., Song Y., Cai J., Hou D. Associations between short-term exposure to ambient air pollution and lung function in adults. *J. Expo. Sci. Environ. Epidemiol.* 2024. V. 34. P. 886–894. doi: [10.1038/s41370-023-00550-0](https://doi.org/10.1038/s41370-023-00550-0)
8. Трусов П.В., Зайцева Н.В., Цинкер М.Ю. Моделирование процесса дыхания человека: концептуальная и математическая постановки. *Математическая биология и биоинформатика*. 2016. Т. 11. № 1. С. 64–80. doi: [10.17537/2016.11.64](https://doi.org/10.17537/2016.11.64)
9. Трусов П.В., Зайцева Н.В., Цинкер М.Ю., Бабушкина А.В. Моделирование течения запыленного воздуха в респираторном тракте. *Российский журнал биомеханики*. 2018. Т. 22. № 3. С. 301–314. doi: [10.15593/RZhBiomeh/2018.3.03](https://doi.org/10.15593/RZhBiomeh/2018.3.03)
10. Трусов П.В., Зайцева Н.В., Цинкер М.Ю., Некрасова А.В. Математическая модель течения воздуха с твердыми частицами в носовой полости человека. *Математическая биология и биоинформатика*. 2021. Т. 16. № 2. С. 349–366. doi: [10.17537/2021.16.349](https://doi.org/10.17537/2021.16.349)
11. Трусов П.В., Зайцева Н.В., Цинкер М.Ю., Кучуков А.И. Численное исследование нестационарного течения запыленного воздуха и оседания пылевых частиц различных размеров в нижних дыхательных путях человека. *Математическая биология и биоинформатика*. 2023. Т. 18. № 2. С. 347–366. doi: [10.17537/2023.18.347](https://doi.org/10.17537/2023.18.347)
12. Трусов П.В., Зайцева Н.В., Цинкер М.Ю. О моделировании течения воздуха в легких человека: конститутивные соотношения для описания деформирования пористой среды. *Вестник Пермского национального исследовательского политехнического университета. Механика*. 2020. № 4. С. 165–174. doi: [10.15593/pern.mech/2020.4.14](https://doi.org/10.15593/pern.mech/2020.4.14)
13. Трусов П.В., Зайцева Н.В., Цинкер М.Ю., Нурисламов В.В. Моделирование течения воздуха в упруго-деформируемой пористой среде, аппроксимирующей легкие человека: структура модели, ее основные уравнения и разрешающие

- соотношения. *Вычислительная механика сплошных сред*. 2024. Т. 17. № 2. С. 219–231. doi: [10.7242/1999-6691/2024.17.2.20](https://doi.org/10.7242/1999-6691/2024.17.2.20)
14. Трусов П.В., Зайцева Н.В., Цинкер М.Ю., Нурисламов В.В. Моделирование течения воздуха в упруго-деформируемой пористой среде, аппроксимирующей легкие человека: алгоритм реализации и анализ результатов применения модели. *Вычислительная механика сплошных сред*. 2024. Т. 17. № 3. С. 329–346. doi: [10.7242/1999-6691/2024.17.3.28](https://doi.org/10.7242/1999-6691/2024.17.3.28)
15. Трусов П.В., Цинкер М.Ю., Зайцева Н.В., Нурисламов В.В., Свинцова П.Д., Кучуков А.И. Оценка пространственного распределения зон локализации риска развития бронхолегочной патологии на основе математического моделирования воздушно-пылевых потоков в дыхательных путях и легких человека. *Анализ риска здоровью*. 2024. № 2. С. 141–152. doi: [10.21668/health.risk/2024.2.13](https://doi.org/10.21668/health.risk/2024.2.13)
16. Trusov P.V., Zaitseva N.V., Tsinker M.Yu., Kuchukov A.I., Svintsova P.D. Quantitative Estimation of Micro-sized Particle Deposition in Tracheobronchial Airways. *Aerosol and Air Quality Research*. 2025. V. 25. Article No. 29. doi: [10.1007/s44408-025-00032-y](https://doi.org/10.1007/s44408-025-00032-y)
17. Wall W.A., Rabczuk T. Fluid structure interaction in lower airways of CT-based lung geometries. *Int. J. Num. Methods in fluids*. 2008. No. 57. P. 653–675.
18. Lin J., Fan J.R., Zheng Y.Q., Hu G.L., Pan D. Numerical simulation of inhaled aerosol particle deposition within 3D realistic human upper respiratory tract. *AIP Conference Proceedings*. 2010. V. 1207. No. 1. P. 992–997. doi: [10.1063/1.3366500](https://doi.org/10.1063/1.3366500)
19. Lambert A.R. *Regional deposition of particles in an image-based airway model: CFD simulation and left-right lung ventilation asymmetry*. Iowa: University of Iowa, 2010. 68 p.
20. Lambert A.R., O'Shaughnessy P., Tawhai M.H., Hoffman E.A., Lin C.-L. Regional deposition of particles in an image-based airway model: large-eddy simulation and left-right lung ventilation asymmetry. *Aerosol Sci. Technol.* 2011. V. 45. No. 1. P. 11–25. doi: [10.1080/02786826.2010.517578](https://doi.org/10.1080/02786826.2010.517578)
21. Rahimi-Gorji M., Pourmehran O., Gorji-Bandpy M., Gorji T.B. CFD simulation of airflow behavior and particle transport and deposition in different breathing conditions through the realistic model of human airways. *Journal of Molecular Liquids*. 2015. V. 209. P. 121–133. doi: [10.1016/j.molliq.2015.05.031](https://doi.org/10.1016/j.molliq.2015.05.031)
22. Katz I., Pichelin M., Montesantos S., Murdock A., Fromont S., Venegas J., Caillibotte G. The influence of lung volume during imaging on CFD within realistic airway models. *Aerosol Science and Technology*. 2017. V. 51. No. 2. P. 214–223. doi: [10.1080/02786826.2016.1254721](https://doi.org/10.1080/02786826.2016.1254721)
23. Naseri A., Shaghaghian S., Abouali O., Ahmadi G. Numerical investigation of transient transport and deposition of microparticles under unsteady inspiratory flow in human upper airways. *Respir. Physiol. Neurobiol.* 2017. V. 244. P. 56–72. doi: [10.1016/j.resp.2017.06.005](https://doi.org/10.1016/j.resp.2017.06.005)
24. Qi S., Zhang B., Teng Y., Li J., Yue Y., Kang Y., Qian, W. Transient dynamics simulation of airflow in a CT-scanned human airway tree: More or fewer terminal bronchi? *Comput. Math. Methods Med.* 2017. V. 2017. Article No. 1969023. doi: [10.1155/2017/1969023](https://doi.org/10.1155/2017/1969023)
25. Kiasadegh M., Emdad H., Ahmadi G., Abouali O. Transient numerical simulation of airflow and fibrous particles in a human upper airway model. *Journal of Aerosol Science*. 2019. V. 140. Article No. 105480. doi: [10.1016/j.jaerosci.2019.105480](https://doi.org/10.1016/j.jaerosci.2019.105480)
26. Rahman M., Zhao M., Islam M. S., Dong K., Saha S.C. Numerical study of nano and micro pollutant particle transport and deposition in realistic human lung airways. *Powder Technology*. 2022. V. 402. Article No. 117364. doi: [10.1016/j.powtec.2022.117364](https://doi.org/10.1016/j.powtec.2022.117364)

27. Rahman Md.M., Zhao M., Islam M. S., Dong K., Saha S.C. Nanoparticle transport and deposition in a heterogeneous human lung airway tree: An efficient one path model for CFD simulations. *European Journal of Pharmaceutical Sciences*. 2022. V. 177. Article No. 106279. doi: [10.1016/j.ejps.2022.106279](https://doi.org/10.1016/j.ejps.2022.106279)
28. Saghaian S.E., Azimian A.R., Jalilvand R., Dadkhah S., Saghaian S.M. Computational analysis of airflow and particle deposition fraction in the upper part of the human respiratory system. *Biology, Engineering and Medicine*. 2018. V. 3. No. 6. P. 6–9. doi: [10.15761/BEM.1000155](https://doi.org/10.15761/BEM.1000155)
29. Chuang C.C., Mutuku J.K., Chueh C.C., Selvarajoo A., Chen W.H. Fine Particulate Matter Deposition in 3D Out-of-Plane Bifurcation Lung Airway. *Aerosol Air Qual. Res.* 2023. V. 23. Article No. 220392. doi: [10.4209/aaqr.220392](https://doi.org/10.4209/aaqr.220392)
30. Huang J., Zhang L. Numerical simulation of micro-particle deposition in a realistic human upper respiratory tract model during transient breathing cycle. *Particuology*. 2011. V. 9. No. 4. P. 424–431. doi: [10.1016/j.partic.2011.02.004](https://doi.org/10.1016/j.partic.2011.02.004)
31. Bradshaw K., Warfield-McAlpine P., Vahaji S., Emmerling J., Salati H., Sacks R., Fletcher D.F., Singh N., Inthavong K. New insights into the breathing physiology from transient respiratory nasal simulation. *Physics of Fluids*. 2022. V. 34. No. 11. Article No. 115103. doi: [10.1063/5.0112223](https://doi.org/10.1063/5.0112223)
32. Choi J. *Multiscale numerical analysis of airflow in CT-based subject specific breathing human lungs*: PhD Dissertation. Iowa: University of Iowa, 2011. 259 p.
33. Кацнельсон Б.А., Алексеева О.Г., Привалова Л.И., Ползик Е.В. *Пневмокониозы: патогенез и биологическая профилактика*. Екатеринбург: УрО РАН, 1995 325 с.
34. Zamankhan P., Ahmadi G., Wang Z., Hopke P.K., Cheng Y-S., Su W.S., D. Leonard Airflow and Deposition of Nano-Particles in a Human Nasal Cavity. *Aerosol Science and Technology*. 2006. V. 40. P. 463–476. doi: [10.1080/02786820600660903](https://doi.org/10.1080/02786820600660903)
35. Rostami A.A. Computational modeling of aerosol deposition in respiratory tract: a review. *Inhal. Toxicol.* 2009. V. 21. P. 262–290.
36. Xi J., Longest P.W., Martonen T.B. Effects of the laryngeal jet on nano- and microparticle transport and deposition in an approximate model of the upper tracheobronchial airways. *J. Appl. Physiol.* 2008. V. 104. P. 1761–1777. doi: [10.1152/jappphysiol.01233.2007](https://doi.org/10.1152/jappphysiol.01233.2007)
37. Luo H.Y., Liu Y. Modeling the bifurcating flow in a CT-scanned human lung airway. *Journal of Biomechanics*. 2008. V. 41. No. 12. P. 2681–2688. doi: [10.1016/j.jbiomech.2008.06.018](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.06.018)
38. Lin C.L., Tawhai M.H., McLennan G., Hoffman E.A. Characteristics of the turbulent laryngeal jet and its effect on airflow in the human intra-thoracic airways. *Respir. Physiol. Neurobiol.* 2007. V. 157. P. 295–309.
39. Comerford A., Gravemeier V., Wall W.A. An algebraic variational multiscale-multigrid method for large eddy simulation of turbulent pulsatile flows in complex geometries with detailed insight into pulmonary airway flow. *Intern. J. Numer. Methods Fluids*. 2013. V. 71. P. 1207–1225. doi: [10.1002/fld.3704](https://doi.org/10.1002/fld.3704)
40. Calmet H., Gambaruto A.M., Bates A.J., Vazquez M., Houzeaux G., Doorly D.J. Large-scale CFD simulations of the transitional and turbulent regime for the large human airways during rapid inhalation. *Comput. Biol. Med.* 2016. V. 69. P. 166–180. doi: [10.1016/j.compbiomed.2015.12.003](https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2015.12.003)
41. Saksono P.H., Nithiarasu P., Sazonov I., Yeo S.Y. Computational flow studies in a subject-specific human upper airway using a one-equation turbulence model. Influence of the nasal cavity. *Int. J. Numer. Methods Eng.* 2011. V. 87. P. 96–114.
42. Longest P.W., Oldham M.J. Mutual enhancements of CFD modeling and experimental data: A case study of one micrometer particle deposition in a branching airway model. *Inhalation Toxicology*. 2006. V. 18. No. 10. P. 761–772.

43. Rahimi-Gorji M., Gorji T.B., Gorji-Bandpy M. Details of regional particle deposition and airflow structures in a realistic model of human tracheobronchial airways: two-phase flow simulation. *Computers in Biology and Medicine*. 2016. V. 74. P. 1–17. doi: [10.1016/j.compbiomed.2016.04.017](https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2016.04.017)
44. Liu Y., Johnson M.R., Matida E.A., Kherani S., Marsan J. Creation of a standardized geometry of the human nasal cavity. *J Appl Physiol*. 2009. V. 106. P. 784–795.
45. Мёллер Т.Б., Райф Э. *Атлас секционной анатомии человека на примере КТ- и МРТсрезов*. Под ред. Труфанова Г.Е. Т. 1. М.: МЕДпресс-информ, 2008. 272 с.
46. Borojeni A.A.T., Frank-Ito D.O., Kimbell J.S., Rhee J.S., Garcia G.J.M. Creation of an idealized nasopharynx geometry for accurate computational fluid dynamics simulations of nasal airflow in patient-specific models lacking the nasopharynx anatomy. *Int. J. Numer. Methods Biomed. Eng.* 2017. V. 33. No. 5. Article No. 10. doi: [10.1002/cnm.2825](https://doi.org/10.1002/cnm.2825)
47. Zhang Z., Kleinstreuer C., Kim C.S. Micro-particle transport and deposition in a human oral airway model. *Aerosol Science*. 2002. V. 33. No. 12. P. 1635–1652. doi: [10.1016/S0021-8502\(02\)00122-2](https://doi.org/10.1016/S0021-8502(02)00122-2)
48. Kleinstreuer C., Zhang Z. Laminar-to-turbulent fluid-particle flows in a human airway model. *International Journal of Multiphase Flow*. 2003. V. 29. No. 2. P. 271–289. doi: [10.1016/S0301-9322\(02\)00131-3](https://doi.org/10.1016/S0301-9322(02)00131-3)
49. Синельников Р.Д., Синельников Я.Р. *Атлас анатомии человека*. М.: Медицина, 1996. Т. 2. 264 с.
50. Сапин М.Р., Никитюк Д.Б., Ревазов В.С. *Анатомия человека*. Т. 1. М.: Медицина, 2001. 640 с.
51. VIA/I-ELCAP Public Access Research Database. URL: <http://www.via.cornell.edu/databases/lungdb.html> (дата обращения: 05.09.2025).
52. Wilcox D.C. Reassessment of the Scale-Determining Equation for Advanced Turbulence Models. *AIAAJOURNAL*. 1988. V. 26. No. 11. P. 1299–1309. doi: [10.2514/3.10041](https://doi.org/10.2514/3.10041)
53. Schiller L., Naumann A. Über die grundlegenden Berechnungen bei der Schwerkraft aufbereitung. *Z Verein Deutsch Ing*. 1933. V. 77. P. 318–320.
54. Уэст Дж. *Физиология дыхания. Основы*. М.: Мир, 1988. 196 с.
55. Giannaccini M.E., Yue K., Graveston J., Birchall M., Conn A., Rossiter J. Respiratory simulator for robotic respiratory tract treatments in Proc. *IEEE Int. Conf. Robot. Biomimet. (ROBIO)*. 2017. P. 2314–2319. doi: [10.1109/ROBIO.2017.8324764](https://doi.org/10.1109/ROBIO.2017.8324764)
56. Зайцева Н.В., Кирьянов Д.А., Клейн С.В., Цинкер М.Ю., Андришунас А.М. Распределение твердых частиц микроразмерного диапазона в дыхательных путях человека: натурный эксперимент. *Гигиена и санитария*. 2023. Т. 102. № 5. С. 412–420. doi: [10.47470/0016-9900-2023-102-5-412-420](https://doi.org/10.47470/0016-9900-2023-102-5-412-420)

Рукопись поступила в редакцию 27.06.2025, переработанный вариант поступил 29.08.2025.
Дата опубликования 12.09.2025.

Numeric Examination of Non-Stationary Dusted Airflow and Quantification of Deposition of Micro-Sized Solid Particles in the Human Airways under Different Breathing Intensity

Tsinker M.Yu.^{1,2}, Trusov P.V.^{1,2}, Zaitseva N.V.¹, Svintsova P.D.^{1,2}

¹Federal Scientific Center for Medical and Preventive Health Risk Management Technologies, Perm, Russia

²Perm National Research Polytechnic University, Perm, Russia

Abstract. This study focuses on developing a mathematical model of the respiratory system created by the authors. This model has been created to solve relevant tasks within assessing and predicting health risks caused by negative effects of airborne exposures. In particular, the main focus is on investigating dusted airflow and dust particle deposition in the human airways (from the nasal cavity to the fifth generation of the bronchi) under different breathing intensity. Inhaled air is considered a multi-phase mixture of a homogenous gas and solid dust particles. The three-dimensional geometry of the airways is based on CT scans. The study investigated non-stationary airflow during calm, deep and intense breathing. We quantified deposition of particles with different sizes (diameter between 0.5 μm and 20 μm) and density (1000 kg/m^3 , 2000 kg/m^3 , 2700 kg/m^3 and 4000 kg/m^3) in the airways during an inhalation of different intensity; provided velocity fields for inhaled air and motion paths for particles of various sizes. Large particles (more than 10 μm), which tend to be heavy, are almost completely (more than 90 %) deposited in the airways (predominantly in the nasal cavity, pharynx and larynx). As a particle size and mass (density) declines, the share of deposited particles goes down as well and, accordingly, there is a growth in the share of particles able to reach smaller airways and even the lungs. As breathing intensity grows, the share of deposited particles (diameter 2.5 μm and larger) increases as well. Particle density has a more pronounced effect on differences in deposition of micro-sized particles (sized between 2.5 and 10 μm); the higher is particle density, the higher is their mass (of particles with the same size) and the higher is the share of particles deposited in the airways. Deposition of smaller particles (sized 0.5 μm , 1 μm) differs only slightly depending on their density. Depending on breathing intensity, approximately 28–34 % of particles sized 1 μm or less is deposited in the analyzed section of the airways. These findings are qualitatively consistent with the results obtained by a conducted field experiment aimed at investigating regularities of distribution of ambient dust particles in the human airways.

Key words: upper and lower human airways, numeric modeling, non-stationary process, different breathing intensity, dust particles, micro-sized particles, share of deposited particles, particle density