

Численное исследование нестационарного течения запыленного воздуха и оседания пылевых частиц различных размеров в нижних дыхательных путях человека

Трусов П.В.^{1,2}, Зайцева Н.В.¹, Цинкер М.Ю.^{*1,2}, Кучуков А.И.^{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. В рамках создания математической модели дыхательной системы человека выполнено численное исследование нестационарного течения запыленного воздуха, а также оседания пылевых частиц в нижних дыхательных путях реальной анатомической формы, полученной на основе снимков компьютерной томографии. Вдыхаемый воздух полагается многофазной смесью гомогенного газа и твердых пылевых частиц. Движение основной несущей газовой фазы описывается с использованием эйлерового подхода (модель вязкой жидкости). Твердые пылевые частицы являются дисперсной несомой фазой, описание которой выполняется с использованием лагранжевого подхода. Для учета турбулентности потока воздуха используется $k-\omega$ модель. Рассмотрен нестационарный процесс спокойного вдоха. Представлены расчетные линии тока скорости частиц вдыхаемого воздуха в нижних дыхательных путях в различные моменты времени. Получены количественные оценки доли осевших частиц (ДОЧ) различного дисперсного состава (от 10 нм до 100 мкм) и плотности (1000 кг/м³, 2000 кг/м³, 2700 кг/м³) в нижних воздухоносных путях; приведены траектории движения взвешенных частиц. Эффективность оседания твердых частиц в воздухоносных путях различается в зависимости от их размера и плотности. По мере уменьшения размера и массы частиц ДОЧ уменьшается. Плотность частиц в основном оказывает влияние на различия в оседании частиц микроразмера (2.5–20 мкм): с увеличением плотности и массы частиц, увеличивается доля частиц, оседающих в воздухоносных путях; ДОЧ диаметром менее 1 мкм составляет около 20 % от количества частиц, достигающих входа в трахею. Согласно результатам численного моделирования, большая часть пылевых частиц в процессе дыхания попадает в правый главный бронх, преимущественно в средний и нижний долевые бронхи. Пылевые частицы способны приводить к заболеванию легких, в том числе – к пневмокониозам.

Ключевые слова: воздухоносные пути человека, численное моделирование, нестационарный процесс, пылевые частицы, частицы микро- и наноразмера, доля осевших частиц, плотность частиц.

ВВЕДЕНИЕ

Многочисленными исследованиями доказано негативное влияние загрязнения атмосферного воздуха химическими веществами [1–3] и пылевыми выбросами промышленных объектов [4–7] на состояние здоровья человека. Взвешенные частицы, присутствующие в атмосферном воздухе, в зависимости от их химического и дисперсного состава способны вызывать множество неблагоприятных воздействий на здоровье, в том числе – со стороны органов дыхания [8, 9]. На поверхности вдыхаемых взвешенных частиц присутствуют металлы и органические соединения, которые усиливают негативное действие на состояние здоровья человека.

Для количественной оценки поступления в организм человека ингаляционным способом вредных химических веществ и пылевых частиц, а также прогнозирования возникновения заболеваний, обусловленных внешнесредовыми факторами риска, разрабатывается математическая модель дыхательной системы человека [10]. В разрабатываемой модели дыхательная система моделируется совокупностью подмоделей: подмодель проводящей зоны (верхних [11] и нижних дыхательных путей [12]), по которой воздух движется из атмосферы к легким и обратно, и респираторной (дыхательной) зоны (отделы легких, содержащих альвеолы, в которых непосредственно осуществляется газообмен) [13].

С развитием средств и методов вычислительной газовой динамики для исследования процессов, происходящих в дыхательной системе человека, широкое применение получили трехмерные математические модели для описания течения воздуха, рассматриваемого как многофазная смесь газов и пылевых частиц, движущаяся в каналах сложной формы [14–28].

Отдельной подзадачей при исследовании движения воздуха в воздухоносных путях является восстановление геометрии области моделирования (формы воздухоносных путей). В более ранних работах использовали упрощенную геометрию нижних воздухоносных путей, построенную с использованием простых геометрических форм (цилиндрические трубки с круговыми сечениями различных диаметров) на основе морфологических данных о размерах (диаметрах и длинах) и углов ответвления воздухоносных путей [14–18, 10, 12]. Так в [15, 17, 18] использовали симметричную геометрию нижних воздухоносных путей, восстановленную на основе данных Э.Р. Вейбеля [29], в [14, 16, 10; 12] – несимметричные.

В современных математических моделях данного направления наблюдается тенденция к персонификации, рассмотрению реальной трехмерной геометрии дыхательных путей, восстановленной на основе снимков компьютерной томографии [20–28].

На основе восстановленных трехмерных форм исследуют течение воздуха в воздухоносных путях при различных режимах дыхания. В основном существующие работы посвящены исследованию течения воздуха и оседанию пылевых частиц при стационарном режиме дыхания (обычно рассматриваются объемные расходы воздуха на входе (Q_{in}) 15 л/мин, 30 л/мин, 60 л/мин) [22–25]. При этом оценки оседания частиц при различных режимах дыхания (заданных граничных условиях) и дисперсном составе частиц существенно различаются. Так, в работе [22], посвященной исследованию стационарного течения запыленного воздуха и оседания частиц в участке дыхательных путей от рта до бронхиол, показано, что среди частиц плотностью 2000 кг/м^3 и диаметром 10 мкм при входном расходе воздуха в 15 л/мин оседает 40.41 % частиц, при 30 л/мин – 80.19 %, при 60 л/мин – 99.82 %; среди частиц диаметром 5 нм и плотностью 2000 кг/м^3 при входном расходе 15 л/мин оседает 15.92 % частиц, 30 л/мин – 11.63 %, 60 л/мин – 8.88 %. Также в [22] авторами приводятся результаты исследования влияния плотности частиц на эффективность их оседания в воздухоносных путях. Отмечено, что плотность частиц оказывает

значительное влияние на различия оседания частиц микроразмера (10 мкм) и незначительное влияние на оседание частиц наноразмера (5 нм).

Работы, в которых исследовался нестационарный режим дыхания, представлены в меньшем количестве. Так, в [26, 27] рассматривалось нестационарное течение воздуха с частицами микроразмера (сферической формы от 2 до 30 мкм – в [26], эллипсоидной формы от 1 до 15 мкм – в [27]) в верхних воздухоносных путях реальной формы (в участке от носовой полости до трахеи).

В [16] рассмотрены стационарное и нестационарное течение газозвеси в участке воздухоносных путей от рта до четвертой генерации ассиметричного трахеобронхиального дерева. Получены оценки оседания частиц микроразмера (1, 2, 5, 8, 10, 15 мкм) в различных участках тракта. В работе приводятся результаты, показывающие, что при рассмотрении нестационарного процесса дыхания доля оседающих частиц ниже для мелких фракций и выше для крупных фракций по сравнению со стационарным течением. Исследование частиц наноразмера в работе не рассматривалось.

Нестационарное течение воздуха в нижних воздухоносных путях реальной формы, восстановленной на основе снимков компьютерной томографии, представлено в [28]. В указанной работе на входе в трахею задается нестационарный входной расход воздуха. Приведены результаты по скоростям течения воздуха, давления потока на стенки воздухоносных путей; движение и оседание частиц в воздухоносных путях не рассматривалось.

В работах, в которых приведены результаты исследований нестационарного режима дыхания, законы изменения расхода воздуха на входе обычно принимаются синусоидальными, при этом амплитуда и период синусоиды различаются. В работах [26, 27] принимается, что длительность дыхательного цикла составляет 4 секунды, длительность вдоха и выдоха равны и составляют 2 с; расход воздуха в сечение входа изменяется по синусоиде, достигает максимального значения (около 20 л/мин) в момент середины вдоха. В [16] длительность дыхательного цикла принята равной 3.8 с, вдоха – около 1.8 с. В [28] рассматривалась длительность дыхательного цикла 5.1 с, вдоха – 1.7 с. В [30] длительность дыхательного цикла полагается равной 4 с, вдоха – 1.65 с. В работе [19] длительность вдоха принимается равной примерно 5 с, вдоха – около 2.2 с. Все рассмотренные в разных работах законы удовлетворяют известным физиологическим данным; несмотря на разные параметры синусоидального закона входного расхода за один спокойной вдох в организм человека поступает около 0.5 л воздуха.

От режима дыхания зависит характер течения воздуха. При спокойном дыхании число Рейнольдса в трахее достигает 2100 [31], 1982 [28], 2160 [32]. Характер течения в нижних воздухоносных путях является ламинарным либо переходным. В [28, 32] использовали предположение о ламинарном режиме течения, в [31, 33] – о переходном режиме течения, для описания которого использовали низкорейнольдсовую модель турбулентности $k-\omega$. В работе [31] отмечается сложность потока воздуха, отличие режима течения воздуха от ламинарного.

Таким образом, в рамках общей поставленной цели – разработке математической модели дыхательной системы человека, – в представленной работе особое внимание уделено исследованию нестационарного течения многофазной смеси газов и твердых пылевых частиц различного дисперсного состава (макро-, микро- и нано- размера) в нижних дыхательных путях реальной анатомической формы, а также оценке оседания пылевых частиц (различного дисперсного состава и плотности) в дыхательных путях и достигающих легких человека.

КОНЦЕПТУАЛЬНАЯ ПОСТАНОВКА ЗАДАЧИ

Вдыхаемый воздух в общем случае представляет собой многофазную многокомпонентную смесь газов и твердых частиц. В воздухоносных путях (проводящей зоне) отсутствует газообмен, компонентный состав газа можно считать постоянным, вдыхаемый воздух будем рассматривать как многофазную смесь гомогенного газа и твердых пылевых частиц различных размеров.

Будем использовать эйлерово-лагранжев подход к моделированию движения многофазной смеси. Газовая фаза является основной несущей фазой, описание которой выполняется с использованием эйлерова подхода (используется модель вязкой жидкости). Твердые пылевые частицы являются дисперсной несомой фазой, описание которой выполняется 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. В работе предполагается, что частицы имеют сферическую форму. Объемная концентрация дисперсной фазы (взвешенных частиц) много меньше несущей фазы (составляет около $2 \cdot 10^{-7}$), в связи с чем взаимодействием частиц между собой пренебрегается.

В общем случае при исследовании течения воздуха (многофазной смеси газа и пылевых частиц) в нижних воздухоносных путях скорость частиц дисперсной фазы на входе в трахею должна определяться по результатам моделирования течения смеси в верхних воздухоносных путях. Для настоящего исследования используется приближение, что в сечении входа в воздухоносные пути скорость частиц дисперсной фазы принимается равной скорости несущей фазы.

Исследуется движение воздуха в нижних дыхательных путях, начиная с трахеи. Трахея разделяется на два главных бронха, правый главный бронх короче и шире, чем левый, и служит как бы продолжением трахеи [34]. Угол ответвления левого главного бронха от трахеи (в сагитальной плоскости) больше, чем угол ответвления правого главного бронха [35–37]. Правый главный бронх формирует верхний, средний и нижний долевыми бронхи, левый – верхний и нижний долевыми бронхи, которые в дальнейшем делятся на сегментарные ветви.

Исследуется движение воздуха в дыхательных путях реальной анатомической формы взрослого человека. Геометрия нижних дыхательных путей, полученная на основе томографических снимков, была взята в виде стереолитографического файла (с форматом STL) с сайта института The Pennsylvania State University (PennState) (<https://www.engr.psu.edu/msmlung/#>). Исходная геометрия является довольно грубой, предварительно была выполнена ее обработка с использованием AnsysSpaceClaim: некоторые некачественные артефакты были вручную удалены, выполнено сглаживание неровностей поверхности. Полученная итоговая геометрия нижних дыхательных путей в аксонометрии (вид спереди) представлена на рисунке 1. Приведенная геометрия дыхательных путей принадлежит взрослому человеку: площадь сечения трахеи на входе составляет 1.389 см^2 (что соответствует диаметру около 13.3 мм); длина трахеи составляет около 125 мм. Приведенные размеры соответствуют физиологическим нормам для взрослого человека [34].

В верхних воздухоносных путях вдыхаемый воздух нагревается, оценки нагревания воздуха в процессе дыхания были выполнены в [11]; на основании данных, полученных в цитируемой работе, в настоящей статье принято, что на входе в трахею температура воздуха составляет $36.6 \text{ }^\circ\text{C}$, теплообмен в нижних воздухоносных путях отсутствует.

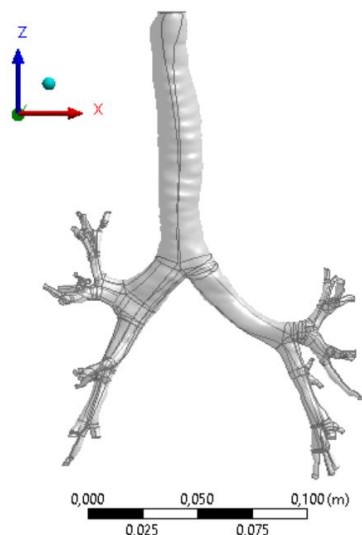


Рис. 1. Трехмерная геометрия нижних воздухоносных путей, полученная на основе томографических снимков, в аксонометрии (вид спереди).

Дыхание является нестационарным процессом, движение воздуха осуществляется за счет разности давлений между атмосферой и входом в легкие. У здоровых взрослых людей за один вдох в легкие поступает около 500 мл воздуха (дыхательный объем); в минуту человек совершает около 15 дыхательных циклов [38, 39]. Предполагается, что один цикл дыхания (вдох – выдох) у человека в среднем занимает 4 секунды, продолжительность вдоха и выдоха составляют по 2 секунды. На входе в трахею задается постоянное давление, равное атмосферному ($p^{\text{in}} = 101325$ Па), давление на выходах из системы бронхов определяется по периодическому закону, описываемым уравнением $p^{\text{out}} = 101325 - 9\sin(\pi/2 t)$. При заданных граничных условиях средний расход воздуха в сечении входа во время вдоха составляет 15 л/мин (0.25 л/с); в течение одного вдоха продолжительностью 2 с в воздухоносные пути поступает 0.5 л воздуха, что соответствует литературным и экспериментальным данным [38, 39]. График входного расхода воздуха в процессе дыхания представлен на рисунке 2.

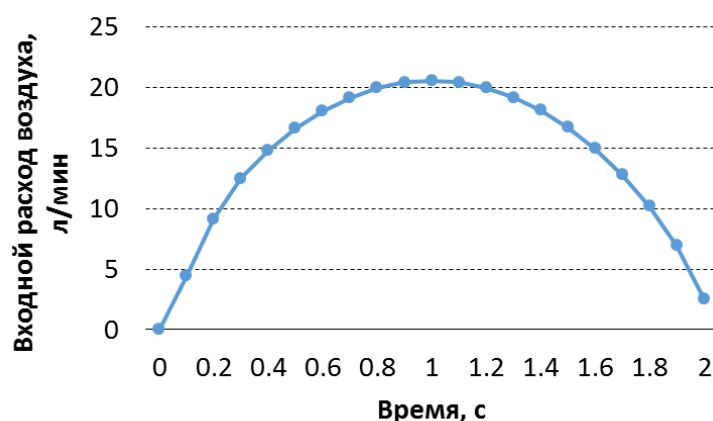


Рис. 2. График изменения объемного расхода воздуха в сечении входа в трахею в процессе вдоха.

При заданных в настоящем исследовании периодических граничных условиях минутный вентилируемый объем воздуха соответствует спокойному дыханию, во время одного вдоха величина расхода воздуха на входе в трахею изменяется от 0 до 20.6 л/мин (рисунок 2). Подобный закон изменения входных расходов был использован в работах [26, 27], где было исследовано нестационарное течение воздуха в верхних

воздухоносных путях. Отличие входного расхода от 0 в момент времени 2 секунды обусловлено наличием инерции, связанной с нестационарным режимом течения воздуха.

Во многих работах [24, 22] исследуется процесс течения воздуха при постоянном поступающем расходе воздуха на входе в воздухоносные пути в 15 л/мин. Объемный расход воздуха в 15 л/мин соответствует моментам времени 0.4 и 1.6 секунд с момента начала дыхательного цикла.

В силу неизвестности реальных условий для произвольного начального момента времени используются идеализированные начальные условия: в начальный момент времени ($t = 0$ с) давление однородно и равно атмосферному, скорость течения воздуха равна нулю. Касательные составляющие тензора напряжений на входе в трахею и выходах из системы бронхов полагаются равными нулю.

Стенки крупных воздухоносных путей содержат жесткую хрящевую ткань, которая затрудняет их деформацию. В силу этого деформациями воздухоносных путей при исследовании течения воздуха и оседания частиц в рассматриваемых участках (рис. 1) можно пренебречь, стенки полагаются неподвижными. Предполагается, что поверхность дыхательных путей покрыта высоковязким слоем; контактируя со стенкой, несомые твердые частицы теряют свою скорость и прекращают движение.

Предварительно был выполнен расчет течения воздуха в нижних дыхательных путях в предположении ламинарного потока. На основе выполненного расчета были оценены входные расходы воздуха (л/мин) и числа Рейнольдса, которые во время нестационарного процесса дыхания достигают значений порядка 2300, что является критическим пороговым значением. Для описания переходного течения использовалась $k-\omega$ модель [40], которая продемонстрировала свою адекватность при моделировании внутренних течений по искривленным каналам небольших объемов и позволяет рассчитывать пристеночную турбулентность.

МАТЕМАТИЧЕСКАЯ ПОСТАНОВКА ЗАДАЧИ

При моделировании течения запыленного воздуха в нижних воздухоносных путях человека используется система отсчета (СО), связанная с человеком и полагаемая инерциальной (в силу малости сил инерции по сравнению с другими механическими воздействиями). Движение несущей фазы (обозначена нижним индексом 1) описывается уравнениями сохранения массы и импульса:

$$\frac{\partial \rho_{(1)}}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho_{(1)} \mathbf{v}_{(1)}) = 0, \quad \mathbf{r} \in \Omega, \quad t \in (0; T], \quad (1)$$

$$\frac{\partial}{\partial t} (\rho_{(1)} \mathbf{v}_{(1)}) + \nabla \cdot (\rho_{(1)} \mathbf{v}_{(1)} \mathbf{v}_{(1)}) = \nabla \cdot \boldsymbol{\sigma}_{(1)} + \rho_{(1)} \mathbf{g} - \sum_j \mathbf{P}_{(1)(j)}, \quad \mathbf{r} \in \Omega, \quad t \in (0; T], \quad (2)$$

где $\rho_{(1)}$ – плотность воздуха (несущей фазы), кг/м³; $\mathbf{v}_{(1)}$ – вектор скорости несущей фазы, м/с; $\boldsymbol{\sigma}_{(1)}$ – тензор напряжений Коши несущей фазы, Па; $\mathbf{g}$ – вектор массовых сил, м/с²; $\mathbf{P}_{(1)(j)}$ – член, характеризующий интенсивность обмена импульсом между первой и j -ой фазами, Н/м³; $\mathbf{r}$ – радиус-вектор, t – время, Ω – внутренняя область воздухоносных путей; Γ – граница области воздухоносных путей (стенка); Γ^{in} , Γ^{out} – границы входа и выхода из воздухоносных путей; $\bar{\Omega} = \Omega \cup \Gamma \cup \Gamma^{\text{in}} \cup \Gamma^{\text{out}}$ – замкнутая область.

Соотношение для тензора напряжений Коши имеет вид:

$$\boldsymbol{\sigma}_{(1)} = -p_{(1)} \mathbf{I} + \hat{\boldsymbol{\tau}}_{(1)}, \quad \mathbf{r} \in \bar{\Omega}, \quad t \in (0; T], \quad (3)$$

где $p_{(1)}$ – давление несущей фазы, Па; $\mathbf{I}$ – единичный тензор, Па; $\hat{\boldsymbol{\tau}}_{(1)}$ – девиаторная часть тензора напряжений Коши несущей фазы.

Девиаторная часть тензора напряжений Коши определяется по соотношению [40]:

$$\hat{\tau}_{(1)} = \mu_{(1)} \left[\nabla \mathbf{v}_{(1)} + (\nabla \mathbf{v}_{(1)})^T - \frac{2}{3} \mathbf{I} \nabla \cdot \mathbf{v}_{(1)} \right] + \tau_{(1)}, \quad \mathbf{r} \in \bar{\Omega}, t \in (0; T], \quad (4)$$

где $\mu_{(1)}$ – динамическая вязкость несущей фазы, Па·с; $\tau_{(1)}$ – тензор напряжений Рейнольдса (Па), определяемый по соотношению:

$$\tau_{(1)} = \mu_{T(1)} \left[\nabla \mathbf{v}_{(1)} + (\nabla \mathbf{v}_{(1)})^T - \frac{2}{3} \mathbf{I} \nabla \cdot \mathbf{v}_{(1)} \right] - \frac{2}{3} \rho k \mathbf{I}, \quad \mathbf{r} \in \bar{\Omega}, t \in (0; T], \quad (5)$$

где $\mu_{T(1)}$ – турбулентная вязкость, Па·с ($\mu_{T(1)} = \rho_{(1)} \frac{k}{\omega}$); k – кинетическая энергия турбулентности на единицу массы, Дж/кг; ω – удельная скорость диссипации энергии турбулентности на единицу энергии, с⁻¹.

Шаровая часть тензора напряжений Коши определяется с учетом уравнения (1) по соотношению:

$$p_{(1)} = \rho_{(1)} R \theta_{(1)}, \quad \mathbf{r} \in \bar{\Omega}, t \in (0; T], \quad (6)$$

где $\theta_{(1)}$ – температура несущей фазы, градусы Цельсия °C (принимается постоянной и равной 36.6 °C); R – универсальная газовая постоянная.

Для описания течения турбулентного потока воздуха используются соотношения для кинетической энергии турбулентности и удельной скорости диссипации энергии турбулентности k - ω модели:

$$\frac{\partial}{\partial t} (\rho_{(1)} k) + \nabla \cdot (\rho_{(1)} \mathbf{v}_{(1)} k) = \nabla \cdot \left(\left(\mu_{(1)} + \frac{\mu_{T(1)}}{\sigma_k} \right) \nabla k \right) + P_k - \beta' \rho_{(1)} k \omega; \quad \mathbf{r} \in \bar{\Omega}, t \in (0; T], \quad (7)$$

$$\frac{\partial}{\partial t} (\rho_{(1)} \omega) + \nabla \cdot (\rho_{(1)} \mathbf{v}_{(1)} \omega) = \nabla \cdot \left(\left(\mu_{(1)} + \frac{\mu_{T(1)}}{\sigma_\omega} \right) \nabla \omega \right) + \alpha \frac{\omega}{k} P_k - \beta \rho_{(1)} \omega^2, \quad \mathbf{r} \in \bar{\Omega}, t \in (0; T], \quad (8)$$

где P_k – член, характеризующий образование турбулентности за счет вязких сил; α , β , β' , σ_k , σ_ω – параметры модели турбулентности ($\sigma_k = 1$; $\sigma_\omega = 1$).

Движение частиц дисперсной несомой фазы ($j = \overline{2, J}$) описывается с помощью второго закона Ньютона, учитывающим силу тяжести и силу, обусловленную воздействием обтекающего воздуха:

$$m_{(j)} \frac{d\mathbf{v}_{(j)}}{dt} = m_{(j)} \mathbf{g} + \frac{1}{8} \rho_{(j)} \pi d_{(j)}^2 C_D |\mathbf{v}_{(1)} - \mathbf{v}_{(j)}| (\mathbf{v}_{(1)} - \mathbf{v}_{(j)}), \quad \mathbf{r}_{(j)} \in \bar{\Omega}, t \in (0; T], \quad (9)$$

где $\mathbf{v}_{(j)}$ – скорость перемещения центра масс j -ой частицы, м/с ($\mathbf{v}_{(j)} = \frac{d\mathbf{r}_{(j)}}{dt}$); $\mathbf{r}_{(j)}$ –

радиус-вектор центра масс j -ой частицы; $m_{(j)}$ – масса j -ой частицы, кг ($m_{(j)} = \frac{\pi}{6} d_{(j)}^3 \rho_{(j)}$);

$\rho_{(j)}$ – плотность j -ой частицы, кг/м³; $d_{(j)}$ – диаметр j -ой частицы; C_D – коэффициент сопротивления потоку воздуху, определяемый для сферических частиц по соотношению [41]:

$$C_D = \max \left(\frac{24}{\text{Re}} (1 + 0.15 \text{Re}^{0.687}), 0.44 \right) \quad \text{Re} = \frac{|\mathbf{v}_{(1)} - \mathbf{v}_{(j)}| d_{(j)}}{v_{(1)}}, \quad (10)$$

где Re – критерий Рейнольдса.

Начальные условия для скорости многофазной смеси и давления несущей фазы имеют вид:

$$\mathbf{v}_{(1)}(0, \mathbf{r}) = \mathbf{0}, \quad \mathbf{r} \in \bar{\Omega}, t = 0, \quad (11)$$

$$\mathbf{v}_{(j)}|_{\Gamma^{\text{in}}} = \mathbf{0}, \quad \mathbf{r}_{(j)} \in \Gamma^{\text{in}}, t = 0, \quad (12)$$

$$p_{(1)}(0, \mathbf{r}) = p^{\text{in}}, \quad \mathbf{r} \in \bar{\Omega}, t = 0. \quad (13)$$

Граничные условия включают соотношения на входе (Γ^{in}), выходах (Γ^{out}) и стенках воздухоносных путей (Γ). На входе (Γ^{in}) и на выходах (Γ^{out}) из воздухоносных путей задаются статические граничные условия:

$$\mathbf{n} \cdot \boldsymbol{\sigma}_{(1)} \cdot \mathbf{n} = p^{\text{in}}, \quad \mathbf{n} \cdot \boldsymbol{\sigma}_{(1)} - (\mathbf{n} \cdot \boldsymbol{\sigma}_{(1)} \cdot \mathbf{n})\mathbf{n} = \mathbf{0}, \quad \mathbf{r} \in \Gamma^{\text{in}}, t \in (0; T], \quad (14)$$

$$\mathbf{n} \cdot \boldsymbol{\sigma}_{(1)} \cdot \mathbf{n} = p^{\text{out}}, \quad \mathbf{n} \cdot \boldsymbol{\sigma}_{(1)} - (\mathbf{n} \cdot \boldsymbol{\sigma}_{(1)} \cdot \mathbf{n})\mathbf{n} = \mathbf{0}, \quad \mathbf{r} \in \Gamma^{\text{out}}, t \in (0; T]. \quad (15)$$

Поступление частиц различных фракций задается в сечении входа по равномерному закону распределения (со статистической точки зрения) при заданных средних расходах. Скорость частиц на входе в трахею полагается равной скорости несущей газовой фазы:

$$\mathbf{v}_{(j)}|_{\Gamma^{\text{in}}} = \mathbf{v}_{(1)}, \quad \mathbf{r}_{(j)} \in \Gamma^{\text{in}}, t \in (0; T], \quad (16)$$

На стенках воздухоносных путей (Γ) задается условие прилипания:

$$\mathbf{v}_{(1)}|_{\Gamma} = \mathbf{0}, \quad \mathbf{r} \in \Gamma, t \in (0; T], \quad (17)$$

Условие оседания частиц (несомой фазы, $j = \overline{2, J}$) на стенке воздухоносных путей (Γ) имеет вид:

$$(\mathbf{r}_{(j)} \in \Gamma) \cap (\mathbf{n} \cdot \mathbf{v}_j < 0), \quad j = \overline{2, J}, t \in (0; T] \quad (18)$$

Для частицы, для которой выполнено условие (18), фиксируется координата ее соприкосновения со стенкой воздухоносного канала, при этом она исключается из числа движущихся.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Расчеты характеристик нестационарного течения воздуха (многофазной смеси газов и пылевых частиц) в нижних дыхательных путях человека выполнялись в программном пакете Ansys CFX. В процессе вдоха объемный расход воздуха в сечении входа в трахею изменяется от 0 до 20.6 л/мин; скорость течения воздуха изменяется в диапазоне от 0 до 3.95 м/с и достигает наибольшего значения в момент, соответствующий середине вдоха, при котором достигается наибольший перепад давления на входе и выходе из воздухоносных путей и наибольшие входные расходы воздуха (1 секунда от начала дыхательного цикла).

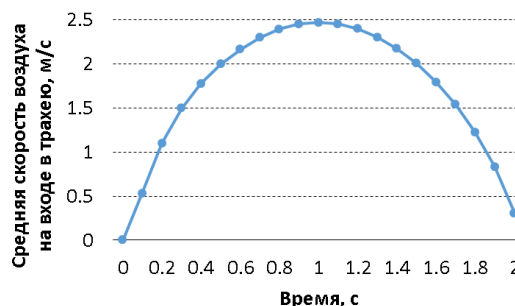


Рис. 3. Средняя скорость воздуха на входе в воздухоносные пути.

На рисунке 3 приведен график изменения средней скорости воздуха (несущей фазы) в сечении входа в воздухоносные пути. При заданных граничных условиях средняя скорость воздуха в области входа в трахею достигает 2.47 м/с в момент времени 1 секунда от начала дыхательного цикла.

На рисунках 4,а–4,г представлены линии тока воздуха в различные моменты вдоха.

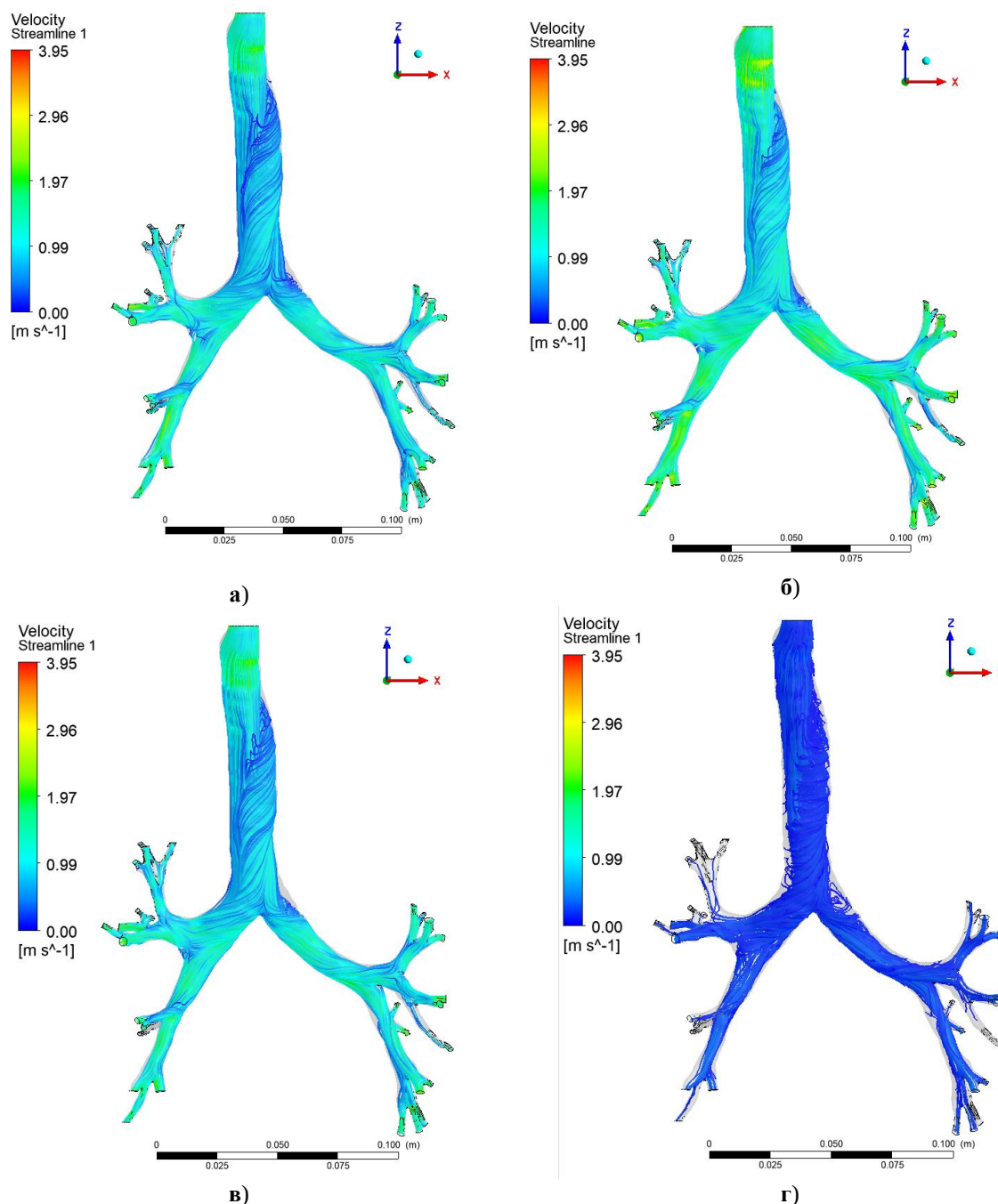


Рис. 4. Линии тока скорости воздуха в нижних дыхательных путях (вид спереди) в момент времени: **а)** $t = 0.5$ с от начала дыхательного цикла; **б)** $t = 1$ с от начала дыхательного цикла; **в)** $t = 1.5$ с от начала дыхательного цикла; **г)** $t = 2$ с от начала дыхательного цикла.

Наибольшие значения скорости течения воздуха наблюдаются в трахее (на передней стенке). Основная струя воздушного потока направляется по трахее в правый главный бронх. Это связано с анатомическими особенностями строения воздухоносных путей: правый бронх короче и шире левого и служит продолжением трахеи, отходит от трахеи под меньшим углом [34]. В трахее, помимо основной струи (движущейся вдоль

правой стенки трахеи), от середины трахеи вблизи левой и передней стенок в сторону разветвления трахеи на главные бронхи наблюдается спиралевидное течение воздуха.

В момент времени 1 с от начала дыхательного цикла (при котором наблюдаются наибольшие скорости) скорость частиц основной струи в трахее находится в диапазоне от 2 до 3 м/с; скорость частиц «спиралевидной» струи ниже и не превышает 1 м/с; в главных и более мелких бронхах скорость течения воздуха меньше (находится в диапазоне от 1 до 2 м/с). В участке от середины трахеи вдоль левой стенки трахеи, в области участка входа в левый главный бронх, в месте разветвления правого главного бронха на нижний и средний долевые бронхи вблизи стенок наблюдаются завихрения потока воздуха.

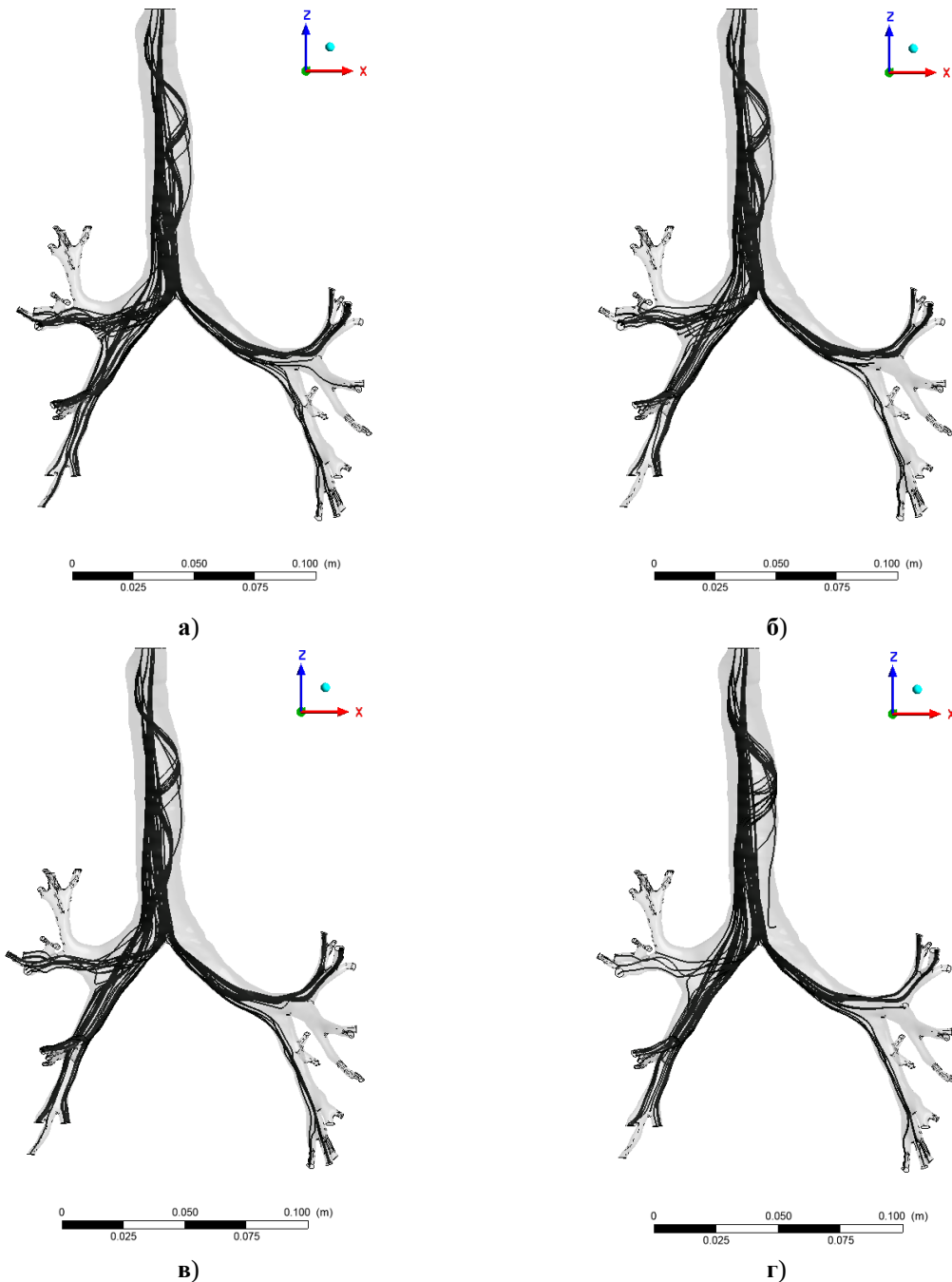


Рис. 5. Траектории движения твердых частиц: **а)** диаметром 1 мкм; **б)** диаметром 2.5 мкм; **в)** диаметром 5 мкм; **г)** диаметром 10 мкм.

В целом по мере уменьшения диаметра воздухоносных путей уменьшаются скорости течения воздуха. В более мелких воздухоносных путях движение воздуха более спокойное, небольшие завихрения потока воздуха наблюдаются в местах ветвления бронхов.

В работе исследовалось движение и оседание пылевых частиц различного материала и дисперсного состава (макро-, микро- и нано- размера) в нижних дыхательных путях. В исследовании рассматривались частицы с плотностью 1000, 2000 и 2700 кг/м³ и диаметром от 10 нм до 100 мкм. На рисунках 5,а–5,г представлены результаты исследования движения частиц (плотностью 2000 кг/м³) в воздухоносных путях – траектории движения присутствующих во вдыхаемом воздухе частиц различных размеров.

Из рисунков 5,а–5,г видно, что чем меньше размер частиц, тем большее количество частиц достигает нижних воздухоносных путей. Частицы диаметром 1 мкм и меньше двигаются с потоком воздуха; в трахее наблюдается спиралевидные траектории движения данных частиц (особенно в участке от середины трахеи вдоль левой стенки до входа в левый главный бронх). Частицы данных размеров почти не оседают в трахее, для них наблюдаются незначительное оседание в месте ответвления главного левого бронха и в местах ветвления более мелких воздухоносных путей; большая же часть частиц данных размеров достигает более мелких воздухоносных путей и легких. Траектории движения частиц нано размера почти совпадают с траекториями движения частиц диаметром 1 мкм и с направлением движения несущей газовой фазы.

С увеличением размеров частиц растет доля оседающих частиц. Так, частицы диаметром 2.5 мкм начинают оседать в месте разделения трахеи на главные бронхи; в местах разветвления долевых бронхов; доля частиц, достигающих более мелких воздухоносных путей, снижается.

Частицы диаметром 5 мкм имеют схожие траектории с частицами размером 2.5 мкм. При этом доля частиц, оседающих в местах ветвления бронхов увеличивается. Частицы диаметром 10 мкм начинают оседать в трахее, в месте ответвления главного левого бронха, доля частиц, оседающих в местах разветвления воздухоносных путей увеличивается.

Обращает на себя внимание тот факт, что, согласно результатам численного моделирования, пылевые частицы попадают в основном в правый главный бронх, при этом преимущественно в средний и нижний долевые бронхи, которые соответственно входят в средний и нижний отделы легких. В верхний правый долевой бронх попадает наименьшее количество частиц (всех размеров).

Взвешенные частицы обладают фиброгенным действием, накопление нерастворимых пылевых частиц в легких может приводить к появлению пневмокониоза (силикоза и др.). Характерной чертой данного заболевания является развитие пневмосклероза (диффузного фиброза – разрастание соединительной ткани с появлением рубцовых изменений). Разрастание соединительной ткани в легких нарушает нормальный процесс дыхания, приводит к утолщению, уплотнению альвеолярно-капиллярной мембраны, снижению проницаемости легочной ткани, уменьшению эффективной площади газообмена.

Основным методом в диагностике силикоза является рентгенологическое исследование. В начальной стадии на рентгенограммах отмечаются усиление и деформация легочного рисунка; изменения, как правило, симметричны, иногда более выражены в правом легком с преимущественной локализацией в средних и нижних отделах [42, 43]. Полученные численным способом траектории оседания частиц хорошо согласуются с данным медицинским фактом.

В результате расчетов были получены количественные оценки оседания частиц различного материала и дисперсного состава в воздухоносных путях человека. Доля осевших частиц определялась как отношение частиц, осевших на стенках

воздухоносных путей, к общему количеству частиц, вошедших в воздухоносные пути. На рисунке 6 и в таблице 1 представлена доля осевших частиц (%) в зависимости от диаметра частиц (от 10 нм до 100 мкм) для частиц плотностью 1000, 2000 и 2700 кг/м³.

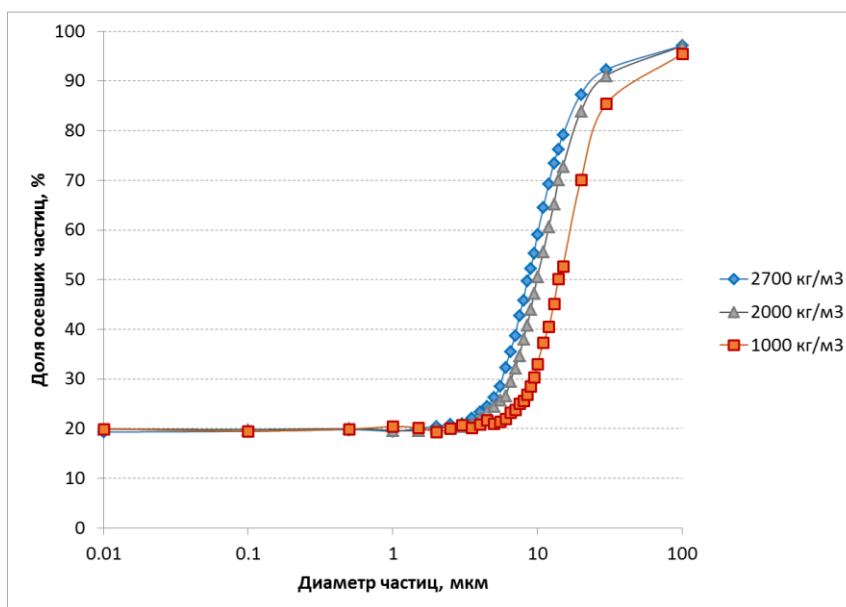


Рис. 6. Доля частиц различного дисперсного состава, оседающих в нижних воздухоносных путях человека, %.

График функции доли осевших частиц в зависимости от диаметра частиц имеет вид с S-образной (сигмоидной) функции. Крупные частицы (более 10 мкм), имеющие большую массу, почти полностью оседают в воздухоносных путях. По мере уменьшения размера и массы доля оседающих в воздухоносных путях частиц уменьшается и соответственно увеличивается доля частиц, достигающих более мелких воздухоносных путей и легких человека.

Частицы диаметром менее 1 мкм и меньше ведут себя схожим образом и имеют схожие траектории движения – двигаются с потоком несущей фазы. Оседание мелких частиц почти не зависит от плотности; доля оседающих частиц данных размеров составляет примерно постоянную величину – около 20 % от количества частиц, достигающих входа в трахею. Плотность материала влияет в основном на долю оседания частиц микроразмера (от 2.5 до 20 мкм). Чем больше плотность частиц, тем большая доля их оседает в воздухоносных путях.

Количественные оценки оседания частиц в нижних воздухоносных путях в зависимости от дисперсного состава для трех материалов частиц представлены в таблице 1.

Плотность материала влияет в основном на различия в доле оседающих частиц микроразмера. Так, в нижних воздухоносных путях среди частиц диаметром 5 мкм оседает 26.29 % частиц плотностью 2700 кг/м³, 24.55 % частиц плотностью 2000 кг/м³, 20.96 % частиц плотностью 1000 кг/м³ (таблица 1). Среди частиц диаметром 10 мкм оседает 59.09 % частиц плотностью 2700 кг/м³, 50.59 % частиц плотностью 2000 кг/м³, 32.99 % частиц плотностью 1000 кг/м³.

Таблица 1. Оценки оседания пылевых частиц разного дисперсного состава в нижних дыхательных путях реальной анатомической формы

Диаметр, мкм	Доля осевших частиц, %		
	1000 кг/м ³	2000 кг/м ³	2700 кг/м ³
0.01	19.96	19.93	19.32
0.1	19.50	19.82	19.46
0.5	19.94	19.98	19.80
1	20.41	19.64	19.49
1.5	20.16	19.60	20.03
2	19.38	20.15	20.52
2.5	20.04	20.36	20.84
3	20.71	20.42	21.02
3.5	20.18	20.96	22.19
4	20.85	22.13	23.37
4.5	21.76	23.56	24.55
5	20.96	24.55	26.29
5.5	21.45	25.69	28.50
6	21.96	26.57	32.37
6.5	23.30	29.49	35.46
7	23.86	32.13	38.79
7.5	25.04	34.69	42.72
8	25.62	37.99	45.89
8.5	26.92	40.85	49.70
9	28.59	43.98	52.32
9.5	30.37	47.28	55.39
10	32.99	50.59	59.09
11	37.32	55.62	64.54
12	40.49	60.69	69.35
13	45.14	65.18	73.45
14	50.16	70.09	76.29
15	52.61	72.79	79.17
20	70.09	83.89	87.33
30	85.42	91.06	92.28
100	95.46	97.05	97.12

Существующие в Российской Федерации гигиенические нормативы направлены на контроль общего количества взвешенных частиц всех фракций (Tsp – total suspended particulate), частиц размером 10 мкм (PM₁₀) и частиц размером 2.5 мкм (PM_{2,5}) в атмосферном воздухе¹. При этом действующие нормативы не учитывают материал взвешенных веществ. Численные результаты, демонстрирующие различия в доле оседающих в воздухоносных путях частиц в зависимости от плотности, могут являться основанием для постановки вопроса о необходимости пересмотра существующих гигиенических нормативов; гигиенические нормативы должны оперировать не только с размерами и концентрациями, но и с плотностью взвешенных частиц.

Численные расчеты течения воздуха, содержащего взвешенные частицы различных концентраций, показали, что доля оседающих в дыхательных путях частиц (определенного размера) постоянна и не зависит от входной концентрации; при этом концентрация влияет на общее количество частиц, попадающих в организм человека, и соответственно на возможность вызывать заболевания органов дыхания.

¹Гигиенические нормативы ГН 2.1.6.2604-10 «Предельно допустимые концентрации (ПДК) загрязняющих веществ в атмосферном воздухе населенных мест». Дополнение N 8 к ГН 2.1.6.1338-03, утвержденные в 2010 г. Постановлением главного санитарного врача Российской Федерации от 19.04.2010 г. № 26.

ОБСУЖДЕНИЕ

Полученные в настоящем исследовании результаты хорошо согласуются с результатами отдельных исследований. Используемый закон изменения объемного расхода воздуха в сечение входа в трахею в процессе дыхания близок к закону, представленному в работах [26, 27], посвященных исследованию нестационарного течения воздуха в верхних воздухоносных путях от входа в носовую полость до выхода из трахеи, а также хорошо согласуется с экспериментальными данными, представленными в [39]. Данные по дыхательному объему за один вдох согласуются с известными медицинскими данными [38, 39] и данными математических моделей дыхательной системы [29, 30, 19].

Порядок полученных скоростей частиц воздуха в нижних воздухоносных путях хорошо согласуется с результатами, полученными в [29, 32, 19]. По результатам численного моделирования скорость частиц воздуха в процессе дыхания изменяется в диапазоне от 0 до 3.95 м/с (при входном расходе 0–20.6 л/мин), скорость на входе в процессе вдоха изменяется от 0 до 2.47 м/с; скорость в трахее в середине вдоха (в интервале времени 0.5 с–1.5 с) принимает значения в диапазоне 2–3 м/с. В [29] скорость достигает 6,6 м/с (входной расход воздуха в процессе дыхания достигает 30 л/мин), скорость воздуха в трахее находится в диапазоне 2–3 м/с.

В работе [32] рассматривалось течение воздуха в нижних воздухоносных путях трех здоровых людей и 6 людей с патологией. При постоянном входном расходе воздуха 27.7 л/мин (0.462 л/с) скорость течения на входе в трахею здорового человека (в зависимости от индивидуальной площади входного сечения) составляет от 1.52 до 2.85 м/с [32]. Скорость течения воздуха в нижних воздухоносных путях достигает значений (в зависимости от индивидуальной формы – 4.27, 5.04, 6.01 м/с). Порядок скоростей согласуется, различия обусловлены индивидуальными особенностями воздухоносных путей, задаваемыми граничными условиями, наличием инерции, связанной с рассматриваемым в настоящей работе нестационарным режимом течения воздуха.

Оценки чисел Рейнольдса в сечении входа в трахею достигают значения 2234 (в момент времени, соответствующий расходу воздуха на входе в трахею 0,34 л/с), что довольно хорошо согласуется с результатами исследования, выполненного Luo и Liu [31] ($Re = 2100$ при входном расходе 0.44 л/с) с использованием низкорейнольдсовой модели турбулентности $k-\omega$. Различия в оценках, вероятно, обусловлены меньшей площадью входного сечения и, соответственно, большим значением скорости при том же значении расхода в рассмотренной авторами геометрии воздухоносных путей. В трахее числа Рейнольдса достигают порядка 2700, в силу чего можно говорить о переходном течении воздуха в воздухоносных путях при нестационарном течении воздуха уже при спокойном дыхании; при более активном режиме дыхания значения числа Рейнольдса будут больше. В работе [29] значения числа Рейнольдса на входе в трахею в процессе нестационарного спокойного дыхания достигали значения 1982, при этом течение предполагалась ламинарным и модель турбулентности не использовалась.

Полученные результаты по оседанию частиц в зависимости от плотности частиц совпадают с выводами, представленными в [22], о том, что плотность частиц влияет на различия оседания частиц микроразмера (10 мкм) и не влияет для частиц наноразмера (5 нм); при этом наблюдаются различия между количественными оценками оседания с результатами, полученными в настоящей работе. Так, в приведенном исследовании [22] показано, что в воздухоносных путях в зависимости от режима дыхания оседает 9–16 % (16 % при входном расходе воздуха 15 л/мин) частиц диаметром 5 нм, поступающих на входе в рот; в настоящем исследовании получено, что в нижних воздухоносных путях оседает около 20 % частиц диаметром 10 нм, достигающих входа в трахею. Различия обусловлены тем, что в настоящем исследовании рассматривается нестационарное

течение воздуха при других входных расходах воздуха (в диапазоне 0–20.6 л/мин в настоящем исследовании (средний расход – 15 л/мин); 15, 30, 60 л/мин – в [22]); также в предлагаемом исследовании не учитывается доля частиц, оседающих в ротовой полости, ротоглотке и гортани.

Согласно полученным результатам в нижних воздухоносных путях из частиц диаметром 10 мкм оседает 50.59 % частиц плотностью 2000 кг/м³, 32.99 % частиц плотностью 1000 кг/м³. В работе [22] при входном расходе 15 л/мин получено, что оседает 40.41 % частиц плотностью 2000 кг/м³, 30.31 % частиц плотностью 1120 кг/м³. Различия между результатами, вероятно, обусловлены рассмотрением нестационарного потока воздуха (при среднем входном расходе в 15 л/мин, расход достигает более высоких значений (до 20.6 л/мин в момент середины вдоха), что влияет на эффективность оседания частиц).

Согласно результатам, представленным в работе [21], в участке воздухоносных путей от ротовой полости до сегментарных бронхов при входном расходе воздуха в 20 л/мин из частиц плотностью 1200 кг/м³ оседает 12–16 % частиц диаметром 2.5 мкм, 16–21 % частиц диаметром 5 мкм, 51–52 % частиц диаметром 10 мкм, 95 % частиц диаметром 20 мкм, 99.7 % частиц диаметром 30 мкм; в настоящем исследовании из частиц плотностью 1000 кг/м³ оседает 20.04 % частиц диаметром 2.5 мкм, 20.96 % частиц диаметром 5 мкм, 32.99 % частиц диаметром 10 мкм, 70.06 % частиц диаметром 20 мкм, 85.42 % частиц диаметром 30 мкм. Порядок величин совпадает, при этом отмечаются некоторые количественные расхождения.

Согласно результатам численного моделирования, большая часть частиц в процессе дыхания попадает в правый главный бронх, преимущественно в средний и нижний долевые бронхи. Попадая в воздухоносные пути, пылевые частицы способны приводить к заболеванию легких, в том числе к пневмокониозам. При диагностике силикозов на начальной стадии на рентгенограммах отмечаются усиление, деформация легочного рисунка, причем изменения иногда более выражены в правом легком с преимущественной локализацией в средних и нижних отделах [42–44]. Именно в данные участки воздухоносных путей согласно полученным нами численным результатам преимущественно направлены траектории частиц.

Результаты моделирования оседания существенно зависят от режима дыхания (задаваемых граничных условий). Ограничением исследования является то, что на всех выходах из системы бронхов задавался одинаковый закон изменения давления; в реальности закон изменения давления может быть различным и изменяться в зависимости от изменения конфигурации различных отделов легких. В настоящее время авторами ведется работа над созданием подмодели деформируемых легких человека, из которой, в том числе, планируется определять закон изменения давления на выходах из бронхов/входах в легкие человека [13]. Также ограничением исследования является то, что в настоящей работе не учитывается доля частиц, оседающих в верхних воздухоносных путях. Оценки оседания частиц в верхних воздухоносных путях были представлены в [11].

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Таким образом, представлена модель, с использованием которой выполнено численное исследование нестационарного течения воздуха с твердыми частицами, а также оседание частиц различного дисперсного состава в нижних дыхательных путях человека реальной анатомической формы. Приведены линии тока вдыхаемого воздуха в нижних дыхательных путях в различные моменты времени. Получены количественные оценки доли осевших частиц различного дисперсного состава (от 10 нм до 100 мкм) и плотности (1000 кг/м³, 2000 кг/м³, 2700 кг/м³) в нижних воздухоносных путях; приведены траектории движения взвешенных частиц.

По результатам исследования можно сформулировать следующие основные выводы:

1) Крупные частицы (более 10 мкм), имеющие большую массу, почти полностью оседают в воздухоносных путях. По мере уменьшения размера и массы частиц доля оседающих в воздухоносных путях частиц уменьшается и, соответственно, увеличивается доля частиц, достигающих более мелких воздухоносных путей и легких человека.

2) Частицы диаметром 1 мкм и меньше ведут себя схожим образом и имеют схожие траектории движения – двигаются с потоком несущей фазы вдоль линий тока воздуха. Оседание мелких частиц почти не зависит от плотности; доля оседающих частиц данных размеров составляет примерно постоянную величину – около 20 % от количества частиц, достигающих входа в трахею.

3) Плотность частиц в основном оказывает влияние на различия в оседании частиц микроразмера (2.5–20 мкм). С увеличением плотности и массы частиц, увеличивается доля частиц, оседающих в воздухоносных путях, что обусловлено инерционным механизмом оседания частиц.

4) Действующие гигиенические нормативы в РФ направлены на контроль концентрации общего количества взвешенных частиц, отдельно частиц диаметром 10 мкм и 2.5 мкм в атмосферном воздухе и не учитывают материал взвешенных частиц. Численные результаты, фиксирующие различия в доле оседающих в воздухоносных путях частиц в зависимости от плотности, могут являться основанием постановки вопроса о необходимости пересмотра существующих гигиенических нормативов; гигиенические нормативы должны оперировать не только размерами и концентрациями, но и плотностью взвешенных частиц.

5) Согласно результатам численного моделирования большая часть пылевых частиц (особенно диаметром более 1 мкм) в процессе дыхания попадает в правый главный бронх, преимущественно в средний и нижний долевые бронхи. Попадая в воздухоносные пути, пылевые частицы способны приводить к заболеванию легких, в том числе к пневмокониозам. Результаты расчетов согласуются с тем, что при диагностике пневмокониоза на рентгеновских снимках обнаруживаются округлые или линейной формы затемнения низкой плотности, расположенные преимущественно в латеральных отделах легких, больше – в правом легком [42–44].

Дальнейшее развитие модели предполагает исследование течения воздуха в деформируемых легких человека, а также прогнозирование формирования заболеваний, обусловленных вредным воздействием факторов среды обитания, в том числе запыленности воздуха.

Исследования выполнены при финансовой поддержке Министерства науки и высшего образования Российской Федерации (проект № FSNM-2023-0003).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. 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. № 9. P. e386–e398. doi: [10.1016/S2542-5196\(20\)30161-3](https://doi.org/10.1016/S2542-5196(20)30161-3)
2. 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)

3. WHO global air quality guidelines: Particulate matter (PM_{2.5} and PM₁₀), ozone, nitrogen dioxide, sulfur dioxide and carbon monoxide. Geneva: World Health Organization. 2021. PMID: 34662007. URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34662007/> (дата обращения: 08.10.2023).
4. 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. № 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)
5. 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)
6. Тихонова И.В., Землянова М.А., Кольдибекова Ю.В., Пескова Е.В., Игнатова А.М. Гигиеническая оценка аэрогенного воздействия взвешенных веществ на заболеваемость детей болезнями органов дыхания в зоне влияния выбросов металлургического производства. *Анализ риска здоровью*. 2020. № 3. С. 61–69. doi: [10.21668/health.risk/2020.3.07](https://doi.org/10.21668/health.risk/2020.3.07)
7. Grzywa-Celińska A., Krusiński A., Milanowski J. 'Smogging kills' - Effects of air pollution on human respiratory system. *Ann. Agric. Environ. Med.* 2020. V. 27. № 1. P. 1–5. doi: [10.26444/aaem/110477](https://doi.org/10.26444/aaem/110477)
8. 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.* 2023. doi: [10.1038/s41370-023-00550-0](https://doi.org/10.1038/s41370-023-00550-0)
9. Adamkiewicz G., Liddie J., Gaffin J.M. The Respiratory Risks of Ambient/Outdoor Air Pollution. *Clin. Chest Med.* 2020. V. 41. № 4. P. 809–824. doi: [10.1016/j.ccm.2020.08.013](https://doi.org/10.1016/j.ccm.2020.08.013)
10. 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)
11. 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)
12. 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)
13. 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/perm.mech/2020.4.14](https://doi.org/10.15593/perm.mech/2020.4.14)
14. Ertbruggen C.V., Hirsch C., Paiva M. Anatomically based three-dimensional model of airways to simulate flow and particle transport using computational fluid dynamics. *Journal of Applied Physiology*. 2004. V. 98. P. 970–980. doi: [10.1152/japplphysiol.00795.2004](https://doi.org/10.1152/japplphysiol.00795.2004)
15. Zhang Z., Kleinstreuer C., Donohue J.F., Kim C.S. Comparison of micro- and nano-size particle depositions in a human upper airway model. *Journal of Aerosol Science*. 2005. V. 36. № 2. P. 211–233. doi: [10.1016/j.jaerosci.2004.08.006](https://doi.org/10.1016/j.jaerosci.2004.08.006)
16. 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. № 4. P. 424–431. doi: [10.1016/j.partic.2011.02.004](https://doi.org/10.1016/j.partic.2011.02.004)

17. Ou C., Hang J., Deng Q. Particle Deposition in Human Lung Airways: Effects of Airflow, Particle Size, and Mechanisms. *Aerosol and Air Quality Research*. 2020. V. 20. P. 2846–2858. doi: [10.4209/aaqr.2020.02.0067](https://doi.org/10.4209/aaqr.2020.02.0067)
18. 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. P.106279. doi: [10.1016/j.ejps.2022.106279](https://doi.org/10.1016/j.ejps.2022.106279)
19. Choi J. *Multiscale numerical analysis of airflow in CT-based subject specific breathing human lungs*: PhD Dissertation. Iowa: University of Iowa, 2011. 259 p.
20. Wall W.A., Rabczuk T. Fluid structure interaction in lower airways of CT-based lung geometries. *Int. J. Num. Methods in fluids*. 2008. № 57. P. 653–675.
21. 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. № 1. P. 11–25. doi: [10.1080/02786826.2010.517578](https://doi.org/10.1080/02786826.2010.517578)
22. 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. P. 117364. doi: [10.1016/j.powtec.2022.117364](https://doi.org/10.1016/j.powtec.2022.117364)
23. 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. № 2. P. 214–223. doi: [10.1080/02786826.2016.1254721](https://doi.org/10.1080/02786826.2016.1254721)
24. 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)
25. 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. № 1. P. 992–997. doi: [10.1063/1.3366500](https://doi.org/10.1063/1.3366500)
26. 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)
27. 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. P. 105480. doi: [10.1016/j.jaerosci.2019.105480](https://doi.org/10.1016/j.jaerosci.2019.105480)
28. 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. P. 1969023. doi: [10.1155/2017/1969023](https://doi.org/10.1155/2017/1969023)
29. Вейбель Э.Р. *Морфометрия легких человека*. М.: Медицина, 1970. 176 с.
30. 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. № 11. P. 115103. doi: [10.1063/5.0112223](https://doi.org/10.1063/5.0112223)
31. Luo H.Y., Liu Y. Modeling the bifurcating flow in a CT-scanned human lung airway. *Journal of Biomechanics*. 2008. V. 41. № 12. P. 2681–2688. doi: [10.1016/j.jbiomech.2008.06.018](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.06.018)
32. Qi S., Zhang B., Yue Y., Shen J., Teng Y., Qian W., Wu J. Airflow in Tracheobronchial Tree of Subjects with Tracheal Bronchus Simulated Using CT Image Based Models and CFD Method. *J. Med. Syst.* 2018. V. 42. № 4. P. 65. doi: [10.1007/s10916-017-0879-0](https://doi.org/10.1007/s10916-017-0879-0)

33. 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)
34. Борзяк Э. И., Волкова Л.И., Добровольская Е.А., Ревазов В.С., Сапин М.Р. *Анатомия человека: в двух томах. Т.1. Под ред. М.Р. Сапина. М.: Медицина, 1993. 544 с.*
35. Кукес В.Г., Маринин В.Ф., Реуцкий И.А., Сивков С.И. *Врачебные методы диагностики: (осмотр, пальпация, перкуссия, аускультация). М.: ГЭОТАР-Медиа, 2006. 720 с.*
36. Золотко Ю.Л. *Атлас топографической анатомии человека. М.: Медицина, 1967 272 с.*
37. Морган Э.Дж., Мэгид С.М. *Клиническая анестезиология: книга 2-я. М.-СПб.: БИНОМ-Невский Диалект, 2001. 396 с.*
38. Уэст Дж. *Физиология дыхания. Основы. М.: Мир, 1988. 196 с.*
39. 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)
40. Wilcox D.C. Reassessment of the Scale-Determining Equation for Advanced Turbulence Models. *AIAA Journal*. 1988. V. 26. № 11. P. 1299–1309. doi: [10.2514/3.10041](https://doi.org/10.2514/3.10041)
41. Schiller L., Naumann A. Über die grundlegenden Berechnungen bei der Schwerkraft aufbereitung. *Z Verein Deutsch Ing*. 1933. V. 77. P. 318–320
42. Костюк И.Ф., Капустник В.А., Брыкаллин В.П., Калмыков А.А. *Профессиональные болезни: учебное пособие. Харьков: ХГМУ, 2007. 155 с.*
43. Артемова Л.В., Баскова Н.В., Бурмистрова Т.Б., Бурякина Е.А., Бухтияров И. В., Бушманов А. Ю., Васильева О. С., Власов В. Г., Горблянский Ю. Ю., Жабина С. А. и др. *Федеральные клинические рекомендации по диагностике, лечению и профилактике пневмокониозов. Под ред. Н.Ф. Измерова. М., 2014. 46 с.*
44. Артемова Л.В., Баскова Н.В., Бурмистрова Т.Б., Бурякина Е.А., Бухтияров И. В., Бушманов А. Ю., Васильева О. С., Власов В. Г., Горблянский Ю. Ю., Жабина С. А. и др. *Федеральные клинические рекомендации по диагностике, лечению и профилактике пневмокониозов. Медицина труда и промышленная экология. 2016. № 1. С. 36–49.*

Рукопись поступила в редакцию 22.09.2023, переработанный вариант поступил 16.10.2023.
Дата опубликования 23.10.2023.

Numeric Investigation of Non-Stationary Dust-Containing Airflow and Deposition of Dust Particles in the Lower Airways

Trusov P.V.^{1,2}, Zaitseva N.V.¹, Tsinker M.Yu.^{1,2}, Kuchukov A.I.^{1,2}

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

²*Perm National Research Polytechnic University, Perm, Russia*

Abstract. Within creation of the mathematical model to describe the human respiratory system, we accomplished numeric investigation of non-stationary dust-containing airflow as well as dust particle deposition in the lower airways with the real anatomic geometry based on CT scans. Inhaled air is considered a multi-phase mixture of a homogenous gas and solid dust particles. Motion of a basic carrier gas phase is described using the Euler approach. Solid dust particles are a dispersed carried phase, which is described with the Lagrange approach. The $k-\omega$ model is used to describe turbulence. We consider non-stationary airflow during calm inhalation. The article presents calculated flow streamlines for the velocity of particles in inhaled air in the lower airways at different moments. We quantified a share of deposited particles (SDP) with various dispersed structure (between 10 nm and 100 μm) and density (1000 kg/m³, 2000 kg/m³, 2700 kg/m³) in the lower airways; the article provides computed motion paths of particulate matter. Solid particle deposition in the airways has different efficiency depending on particle sizes and density. SDP goes down as their sizes and masses decrease. Particle density mostly influences differences in deposition of micro-sized particles (2.5–20 μm): as particle mass and density grow, SDP in the airways also increases. SDP with their diameter being less than 1 μm amounts to approximately 20 % of all the particles that reach the inlet to the trachea. According to the results obtained by numeric modeling, the greatest share of dust particles penetrates the right main bronchus, predominantly the right middle and inferior lobar bronchi. Dust particles are able to induce diseases of the lungs, pneumoconiosis included.

Key words: *human airways, numerical modeling, transient flow, particulate matter, particle deposition, micro-sized and nano-sized particles, density particles.*