

## **Математическая модель течения воздуха с твердыми частицами в носовой полости человека**

**Трусов П.В.<sup>1,2</sup>, Зайцева Н.В.<sup>1</sup>, Цинкер М.Ю.\*<sup>1</sup>, Некрасова А.В.<sup>2</sup>**

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

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

**Аннотация.** В рамках разработки математической модели дыхательной системы человека рассматривается подмодель для исследования нестационарного течения воздуха с твердыми частицами и осаждения частиц различного размера в носовой полости человека. Предполагается, что носовая полость разделяется костно-хрящевой перегородкой на две симметричные (относительно носовой перегородки) части; рассматривается усредненная геометрия правой части носовой полости человека. Вдыхаемый воздух рассматривается как многофазная смесь гомогенного однокомпонентного газа и твердых пылевых частиц. Используется подход Эйлера – Лагранжа к моделированию движения многофазной смеси: для описания движения несущей газовой фазы используется модель вязкой жидкости; несомая фаза (пылевые частицы) моделируется как отдельные включения различных размеров. Учитывается процесс нагревания вдыхаемого воздуха за счет его контакта со стенками. Характеристики нестационарного течения многофазной смеси воздуха с частицами пыли были получены с использованием Ansys CFX для нескольких сценариев. Отмечено, что при исследовании течения воздуха в носовой полости необходимо учитывать наличие турбулентности, для чего предлагается использовать  $k-\omega$  модель. Получены поля скоростей вдыхаемого воздуха в носовой полости; представлены распределения температуры в носовой полости в разные моменты времени; выполнены оценки нагревания воздуха при различных температурах вдыхаемого воздуха; получены оценки доли осевших частиц в носовой полости в зависимости от размера частиц для реального машиностроительного производства; приведены траектории движения взвешенных частиц. С помощью созданной модели мы показали, что более 99.7 % частиц диаметром более 10 мкм оседают в носовой полости человека, по мере уменьшения диаметра и массы частиц доля осевших частиц уменьшается. Взвешенные частицы размером менее 2.5 мкм почти не оседают в носовой полости, с вдыхаемым воздухом они способны попадать в нижние дыхательные пути и легкие человека и, обладая фиброгенным и токсическим действием, могут являться причиной возникновения заболеваний. Полученные результаты хорошо согласуются с результатами отдельных исследований, выполненных другими учеными. Дальнейшее развитие модели предполагает исследование течения воздуха в легких человека и моделирование формирования заболеваний, обусловленных вредным воздействием факторов среды обитания (в том числе пылевых частиц), поступающих в организм человека ингаляционным способом.

**Ключевые слова:** математическое моделирование, дыхательная система человека, носовая полость, газодинамика, взвешенные частицы, PM10, PM2.5 оседание частиц, нагревание воздуха.

## ВВЕДЕНИЕ

В настоящее время доказано негативное воздействие загрязнения атмосферного воздуха химическими веществами и пылевыми частицами на состояние здоровья человека [1, 2], в том числе на дыхательную систему [3–6]. Важность существующей проблемы подчеркивается в реализуемом Правительством Российской Федерации в 2019–2024 годах в рамках национального проекта «Экология» федеральном проекте «Чистый воздух»<sup>1, 2</sup>, направленном на снижение уровня загрязнения атмосферного воздуха в крупных промышленных центрах.

Современные методы диагностики позволяют качественно оценивать текущее состояние здоровья человека только на момент обследования [7, 8], применение же математических моделей дает исследователям и лицам, принимающим решения, возможность строить долгосрочные прогнозы изменения состояния здоровья при различных воздействиях внешних факторов. Научным коллективом на базе ФБУН «Федеральный научный центр медико-профилактических технологий управления рисками здоровью населения» разрабатывается многоуровневая математическая модель для исследования развития функциональных нарушений в органах и системах человеческого организма в зависимости от влияния внешних условий [9].

Для учета влияния на состояние здоровья человека факторов среды обитания, поступающих ингаляционным способом, разрабатывается углубленная модель «мезоуровня» дыхательной системы [10], пероральным способом – пищеварительной системы [11], для учета механизмов защиты человеческого организма – модель иммунной и нейроэндокринной регуляции [12].

В рамках создания математической модели «мезоуровня» дыхательной системы выделяются подмодели движения воздуха в крупных воздухоносных путях (верхних и нижних), легких человека. Движение воздуха с твердыми частицами и оседание частиц в крупных нижних воздухоносных путях (трахея и первые 3 генерации бронхов) было рассмотрено авторами в [13], подходы к моделированию течения воздуха в легких представлены в [14]. Необходимость исследования процессов, протекающих в верхних воздухоносных путях, обусловлена выполнением ими жизненно важных защитных функций: нагревания вдыхаемого воздуха и очищение воздуха от пылевых частиц, которые необходимо учитывать при моделировании возникновения и развития заболеваний. Актуальность данных исследований повышается в связи с развитием методов доставки лекарственных препаратов ингаляционным способом, а также современными тенденциями использования предварительных результатов «виртуальных операций», полученных численным способом с помощью математических моделей, перед реальными хирургическими вмешательствами.

Выполнение функций нагревания и очищения воздуха возможно благодаря сложному анатомическому строению носовой полости. Проходя через носовую полость, представляющую собой искривленную сеть каналов переменного сечения с многочисленными выступами и неровностями, воздух, контактируя с ее стенками, нагревается и поступает в нижние дыхательные пути более теплым, что предотвращает возникновение заболеваний нижних дыхательных путей; пылевые частицы,

---

<sup>1</sup> Указ Президента Российской Федерации от 07.05.2018 №204 «О национальных целях и стратегических задачах развития Российской Федерации на период до 2024 года».

<sup>2</sup> Указ Президента Российской Федерации от 21.07.2020 № 474 «О национальных целях развития Российской Федерации на период до 2030 года»

присутствующие во вдыхаемом воздухе, контактируя со слизистой оболочкой носовой полости останавливаются, не попадая в легкие, и в дальнейшем выводятся из организма человека.

При моделировании движения воздуха в носовой полости широко используют трехмерные модели газовой динамики. В современных работах рассматриваются реальные формы, воссозданные с использованием компьютерной томографии. При этом необходимо отметить, что обладая общей схожей структурой, индивидуальная форма носовой полости индивидов может существенно различаться. Так в [15] авторы приводят 25 изображений носовой полости, обладающих уникальными чертами, на основе которых строили среднюю (стандартизованную) геометрию носовой полости здорового человека и в дальнейшем исследовали поток воздуха. В [16] моделируется движения воздуха в носовой полости 30 взрослых людей, отмечается «чрезвычайное разнообразие форм и, как следствие, существенные различия в структуре потока».

Среди работ отечественных ученых необходимо выделить исследования научного коллектива новосибирских ученых (В.М. Фомин, В.Л. Ганимедов, М.И. Мучная и др.) [16–19], а также ученых из Санкт-Петербурга (Г.Н. Лукьянова, А.А. Воронина, Р.В. Неронова и др.) [20–22]. В цитируемых работах рассматривались реальные трехмерные формы носовой полости человека, полученные на основе томографических снимков; исследуется влияние разных форм полости носа на распределение воздушных потоков [16, 21]; рассматриваются стационарные/квазистационарные [16–19] и нестационарные постановки [22]; представлены постановки и результаты решения в предположении как несжимаемости [16–19], так и сжимаемости газа [20, 22]; учитывается турбулентность течения [16, 17, 20–22]; исследуется нагревание воздуха [16, 20–22]; выполняется численное моделирование последствий хирургических вмешательств [18, 21].

Исследования течения воздуха с твердыми частицами в носовой полости человека в работах российских ученых представлены в меньшем количестве; так, исследование течения газозвеси в стационарной и нестационарной постановках приведено в [19], при этом рассматривалось ламинарное течение несжимаемого газа. Исследованиям данной проблемы значительное внимание уделяется в работах зарубежных ученых. При моделировании в основном используется подход Эйлера – Лагранжа [23–25], рассматриваются частицы сферической формы. Так, в [25] рассматривалось движения воздуха с частицами и оседание частиц диаметром 1–30 мкм, в [24] – 1–100 нм. Частицы размером более 10 мкм эффективно оседают в верхних воздухоносных путях, частицы меньших размеров способны проникать в нижние воздухоносные пути.

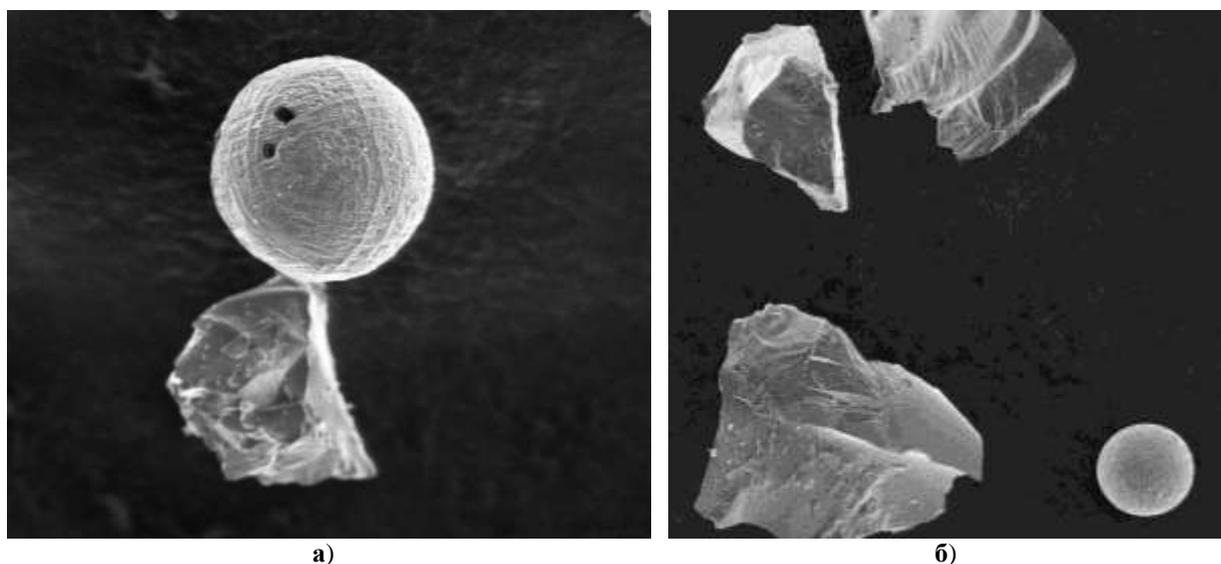
В зависимости от характера дыхания (объемного расхода воздуха) и индивидуальных особенностей формы носовой полости воздушный поток может иметь как ламинарный, так и турбулентный режимы течения [26–28]. Объемному расходу менее 15 л/мин соответствует ламинарный режим течения, более 20 л/мин – турбулентное течение [29–34]. При моделировании воздушных потоков в носовой полости многие исследователи отмечают необходимость учитывать наличие турбулентности; в [17, 18, 35, 36] использовалась –  $k-\omega$  модель, в [37] –  $k-\varepsilon$ , в [20, 22, 23] – DES (detached eddy simulation – модель отсоединенных вихрей).

Таким образом, в рамках поставленной цели разработки подмодели «мезоуровня» дыхательной системы человека особое внимание уделено исследованию нестационарного турбулентного течения воздуха с твердыми частицами в носовой полости с учетом процессов нагревания воздуха и осаждения частиц различного размера.

## КОНЦЕПТУАЛЬНАЯ ПОСТАНОВКА ЗАДАЧИ

Вдыхаемый воздух рассматривается как газозвесь – многофазная смесь гомогенного однокомпонентного газа и твердых пылевых частиц. Используется эйлерово-лагранжев подход к моделированию движения многофазной смеси: для описания движения несущей газовой фазы используется модель вязкой жидкости; несомая фаза (пылевые частицы) моделируется как отдельные включения различных размеров. Для учета турбулентности используется  $k-\omega$  модель, которая продемонстрировала свою адекватность при моделировании внутренних течений по искривленным каналам небольших объемов и позволяет рассчитывать пристеночную турбулентность.

В общем случае пылевые частицы могут иметь различную форму (на рисунках 1,а и 1,б в качестве иллюстрации приведены увеличенные фотографии частиц пыли с машиностроительных производств, выполненные специалистами ФБУН «ФНЦ МПТ УРЗН» [38]), в данной работе предполагается, что пылевые частицы имеют сферическую форму. Скорость частиц в сечении входа равна скорости газа.



**Рис. 1.** Фотографии частиц пыли машиностроительных производств (от отрезного станка) (увеличение в 300 раз) [38].

Носовая полость разделена костно-хрящевой перегородкой на две половины (левую и правую), имеющих схожее строение, почти симметричное относительно носовой перегородки. Входом в каждую половину полости носа является ноздря, через которую воздух попадает в передний отдел полости носа (преддверие). Из преддверия воздух движется по трем носовым ходам (верхнему, среднему, нижнему), образованным верхней, средней и нижней носовыми раковинами, имеющими костный каркас. Выходя их носовых ходов, воздух попадает в один общий канал, выход из которого является выходом из носовой полости (одновременно является входом в носоглотку) и называется хоаной.

Для определения характеристик течения смеси воздуха и пылевых частиц у людей была использована усредненная геометрия носовой полости, полученная на основе томографических снимков 30 здоровых взрослых людей, не имеющих анатомических аномалий. Изображения левых носовых ходов были зеркально отражены относительно плоскости симметрии, что позволило получить 30 дополнительных наборов изображений правых носовых дыхательных путей. На основе 60 наборов изображений (правых и зеркально отраженных левых) с использованием специального алгоритма

коллективом ученых из Канады (Ю. Лю, М.Р. Джонсон, Э.А. Матида) была получена усредненная геометрия правой части носовой полости человека [39].

Поверхностная сетка усредненной носовой полости (в формате stl) была любезно предоставлена профессором М.Р. Джонсоном. На рисунке 2 приведена полученная на основе предоставленных данных с использованием ANSYS ICEM CFD трехмерная геометрия правой части носовой полости человека.

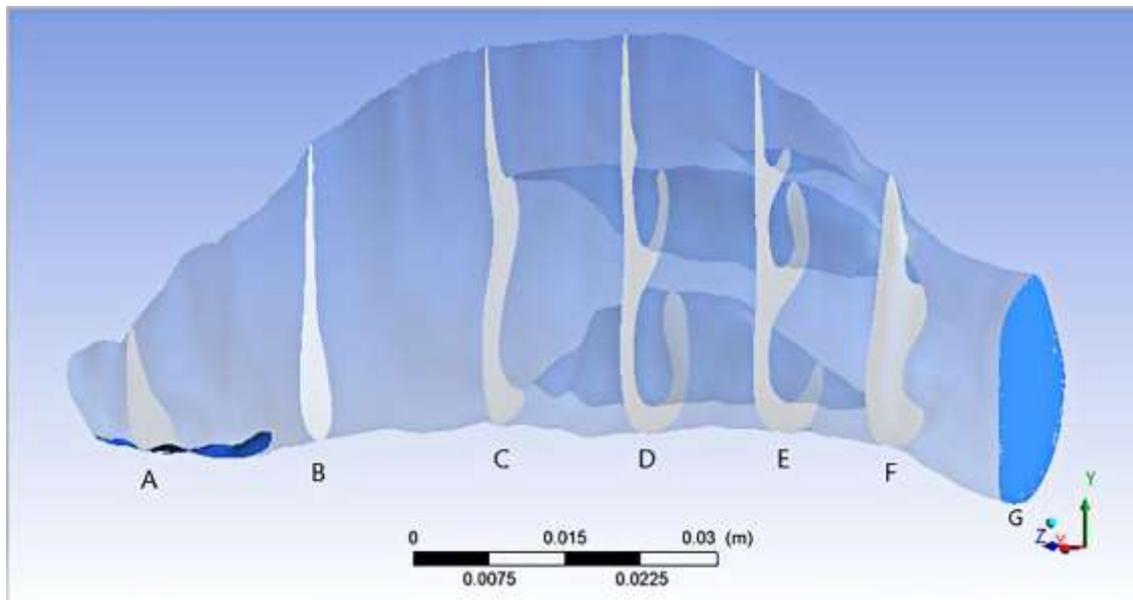


Рис. 2. Усредненная трехмерная геометрия правой части носовой полости человека.

Голубым цветом на рисунке 2 отмечены зоны входа и выхода. Рассматривается нестационарное течение воздуха, которое осуществляется за счет перепада давлений на входе (ноздря, область слева на рисунке 2) и выходе (хоана, сечение G) в носовой полости. На рисунке 2 область слева от коронарного сечения C соответствует переднему отделу носовой полости; область между сечениями C и F соответствует носовым ходам (в сечение D можно увидеть средний и нижний носовой ход; в сечении E – все три носовых хода). На входе в носовую полость задается постоянное атмосферное давление ( $p^{\text{atm}} = 101325$  Па). На выходе задается закон изменения давления  $p^{\text{out}} = 101325 - 98 \sin\left(\frac{\pi}{2}t\right)$ , касательные составляющие тензора напряжений на входе и на выходе полагаются равными нулю. Длительность вдоха составляет две секунды ( $t \in [0; 2]$ ).

Стенки носовой полости имеют в своей основе каркас, состоящий из костей и гиалиновых хрящей, полагаются твердыми и неподвижными. Слизистая оболочка и подслизистая основа покрыты густым сплетением венозных сосудов, наличие которых способствует согреванию воздуха [40]. На стенках носовой полости задается постоянная температура  $\theta_{\Gamma} = 36.6$  °C; вдыхаемый воздух, контактируя со стенками, нагревается в процессе движения. Предполагается, что поверхность стенок носовой полости покрыта высоковязким слоем; взвешенные частицы, контактируя со стенкой, гасят свою скорость и останавливаются. В начальный момент времени давление в носовой полости равно атмосферному, температура равна 36.6 °C.

## МАТЕМАТИЧЕСКАЯ ПОСТАНОВКА

Постановка задачи течения многофазной смеси газа с твердыми частицами содержит соотношения для несущей и несомой фаз, начальные и граничные условия.

Для описания движения газовой (несущей) фазы (обозначена нижним индексом 1) использованы:

- уравнение неразрывности

$$\frac{\partial \rho_{(1)}}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho_{(1)} \mathbf{v}_{(1)}) = 0; \quad (1)$$

- уравнение движения

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

- соотношение для тензора напряжений Коши

$$\boldsymbol{\sigma}_{(1)} = -p_{(1)} \mathbf{I} + \boldsymbol{\tau}_{(1)}; \quad (3)$$

- соотношение для девиаторной части тензора напряжений Коши

$$\boldsymbol{\tau}_{(1)} = \eta_{(1)} (\nabla \mathbf{v}_{(1)} + (\nabla \mathbf{v}_{(1)})^T - \frac{2}{3} \mathbf{I} \nabla \cdot \mathbf{v}_{(1)}); \quad (4)$$

- закон сохранения энергии

$$\frac{\partial}{\partial t} (\rho_{(1)} h_{\text{tot}}) - \frac{\partial p_{(1)}}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho_{(1)} \mathbf{v}_{(1)} h_{\text{tot}}) = \nabla \cdot (\lambda \nabla \theta_{(1)}) + \nabla \cdot (\mathbf{v}_{(1)} \cdot \boldsymbol{\tau}_{(1)}); \quad (5)$$

- соотношения для кинетической энергии турбулентности k-ω модели

$$\frac{\partial}{\partial t} (\rho_{(1)} k) + \nabla \cdot (\rho_{(1)} \mathbf{v}_{(1)} k) = \nabla \cdot (\mu + \frac{\mu_t}{\sigma_k} \nabla k) + P_k - \beta' \rho_{(1)} k \omega; \quad (6)$$

- соотношение для удельной скорости диссипации энергии турбулентности k-ω модели

$$\frac{\partial}{\partial t} (\rho_{(1)} \omega) + \nabla \cdot (\rho_{(1)} \mathbf{v}_{(1)} \omega) = \nabla \cdot (\mu + \frac{\mu_t}{\sigma_w} \nabla \omega) + \alpha \frac{\omega}{k} P_k - \beta \rho_{(1)} \omega^2; \quad (7)$$

- уравнение состояния для гидростатической составляющей тензора напряжений Коши

$$p_{(1)} = \rho_{(1)} R \theta_{(1)}; \quad (8)$$

где  $\rho_{(1)}$  – плотность воздуха (несущей фазы), кг/м<sup>3</sup>;  $\mathbf{v}_{(1)}$  – вектор скорости несущей фазы, м/с;  $\boldsymbol{\sigma}_{(1)}$  – тензор напряжений Коши несущей фазы, Па;  $\mathbf{g}$  – вектор массовых сил, м/с<sup>2</sup>;  $\mathbf{P}_{(1)(j)}$  – член, характеризующий интенсивность обмена импульсом между первой и j-ой фазами, Н/м<sup>3</sup>;  $p_{(1)}$  – давление несущей фазы, Па;  $\mathbf{I}$  – единичный тензор;  $\boldsymbol{\tau}_{(1)}$  – девиаторная часть тензора напряжений Коши несущей фазы, Па;  $\eta_{(1)}$  – сдвиговая вязкость несущей фазы, Па·с;  $h_{\text{tot}}$  – общая удельная энтальпия, Дж;  $\lambda$  – коэффициент теплопроводности, Вт/(м·К);  $\theta_{(1)}$  – температура несущей фазы, градусы Цельсия °C;  $k$  – кинетическая энергия турбулентности, Дж/кг;  $\mu$  – динамическая вязкость, Па·с;  $\mu_t$  – турбулентная вязкость, Па·с;  $P_k$  – член, характеризующий образование турбулентности за счет вязких сил;  $\omega$  – удельная скорость диссипации энергии турбулентности;  $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\beta'$ ,  $\sigma_k$ ,  $\sigma_w$  – параметры модели турбулентности ( $\sigma_k = 1$ ,  $\sigma_w = 2$ ).

Движение твердых частиц (несомой фазы,  $j = \overline{2, J}$ ) описывается следующими соотношениями:

- уравнениями для определения скорости перемещения центров масс  $j$ -ой частицы

$$\mathbf{v}_{(j)} = \frac{d\mathbf{r}_{(j)}}{dt}, \quad (9)$$

- уравнениями движения частиц

$$m_{(j)} \frac{d\mathbf{v}_{(j)}}{dt} = \frac{1}{8} \rho_{(j)} \pi d_{(j)}^2 C_D |\mathbf{v}_{(1)} - \mathbf{v}_{(j)}| (\mathbf{v}_{(1)} - \mathbf{v}_{(j)}) + m_{(j)} \mathbf{g}, \quad (10)$$

- соотношением для коэффициента сопротивления потоку воздуха для сферических частиц

$$C_D = \begin{cases} \frac{24}{\text{Re}} (1 + 0.15 \text{Re}), & \text{если } \text{Re} \leq 1000, \\ 0.44, & \text{если } \text{Re} > 1000, \end{cases} \quad \text{Re} = \frac{|\mathbf{v}_{(1)} - \mathbf{v}_{(j)}| d_{(j)}}{v_{(1)}}. \quad (11)$$

где  $\mathbf{v}_{(j)}$  – скорость центра масс  $j$ -ой частицы, м/с;  $\mathbf{r}_{(j)}$  – 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/м<sup>3</sup>;  $d_{(j)}$  – диаметр  $j$ -ой частицы;  $C_D$  – коэффициент сопротивления; Re – критерий Рейнольдса.

Начальные условия для системы уравнений имеют вид ( $\mathbf{r} \in \overline{\Omega}$ ):

$$\mathbf{v}_{(j)}(0, \mathbf{r}) = \mathbf{0}, \quad (12)$$

$$p_{(1)}(0, \mathbf{r}) = p^{\text{atm}}, \quad (13)$$

$$\theta_{(1)}(0, \mathbf{r}) = 36.6, \quad (14)$$

где  $\Omega$  – внутренняя область носовой полости;  $\Gamma$  – граница области носовой полости (стенка);  $\Gamma^{\text{in}}$ ,  $\Gamma^{\text{out}}$  – границы входа и выхода из носовой полости;  $\overline{\Omega} = \Omega \cup \Gamma \cup \Gamma^{\text{in}} \cup \Gamma^{\text{out}}$  – замкнутая область.

Граничные условия включают следующие соотношения:

- соотношение для компонент тензора напряжений на входе ( $\Gamma^{\text{in}}$ ) для несущей газовой фазы

$$\mathbf{n} \cdot \boldsymbol{\sigma}_{(1)} \cdot \mathbf{n} = p^{\text{atm}}, \quad \mathbf{n} \cdot \boldsymbol{\sigma}_{(1)} - (\mathbf{n} \cdot \boldsymbol{\sigma}_{(1)} \cdot \mathbf{n}) \mathbf{n} = \mathbf{0}, \quad (15)$$

- соотношение для компонент тензора напряжений на выходе ( $\Gamma^{\text{out}}$ ) для несущей газовой фазы

$$\mathbf{n} \cdot \boldsymbol{\sigma}_{(1)} \cdot \mathbf{n} = p^{\text{out}}, \quad \mathbf{n} \cdot \boldsymbol{\sigma}_{(1)} - (\mathbf{n} \cdot \boldsymbol{\sigma}_{(1)} \cdot \mathbf{n}) \mathbf{n} = \mathbf{0}, \quad (16)$$

- соотношение для температуры на стенках носовой полости ( $\Gamma$ )

$$\theta|_{\Gamma} = 36.6, \quad (17)$$

- соотношение для температуры несущей фазы на входе в носовую полость ( $\Gamma^{\text{in}}$ )

$$\theta_{(1)}|_{\Gamma^{\text{in}}} = \theta^{\text{Air}}, \quad (18)$$

- соотношение для скорости несущей газовой фазы на стенке носовой полости ( $\Gamma$ ) (условие прилипания)

$$\mathbf{v}_{(1)}|_{\Gamma} = \mathbf{v}^{AW}, \quad (19)$$

- соотношение для скорости частиц (несомой фазы,  $j = \overline{2, J}$ ) на стенке носовой полости ( $\Gamma$ ) (условие прилипания)

$$\mathbf{r}_j = \mathbf{r}^{AW}, \quad \mathbf{n} \cdot (\mathbf{v}_j - \mathbf{v}^{AW}) < 0, \quad (20)$$

где  $\mathbf{v}^{AW}$  – вектор скорости стенки носовой полости.

## РЕЗУЛЬТАТЫ

Расчет течения многофазной смеси газа с твердыми частицами в носовой полости человека выполнялся в программном продукте Ansys. На основе предоставленной профессором М.Р. Джонсоном поверхностной сетки (в stl-формате) правой части усредненной носовой полости человека [39] с помощью ANSYS ICEM была построена объемная сетка. Внутренний объем используемой геометрии (рис. 2) составляет 13.19 см<sup>3</sup>, площадь поверхности – 90.69 см<sup>2</sup>, длина носовой полости (разница по координате Z (рис. 2) между крайними правой и левой точками области) – 11.2 см. Построенная объемная сетка содержит 311996 конечных элементов.

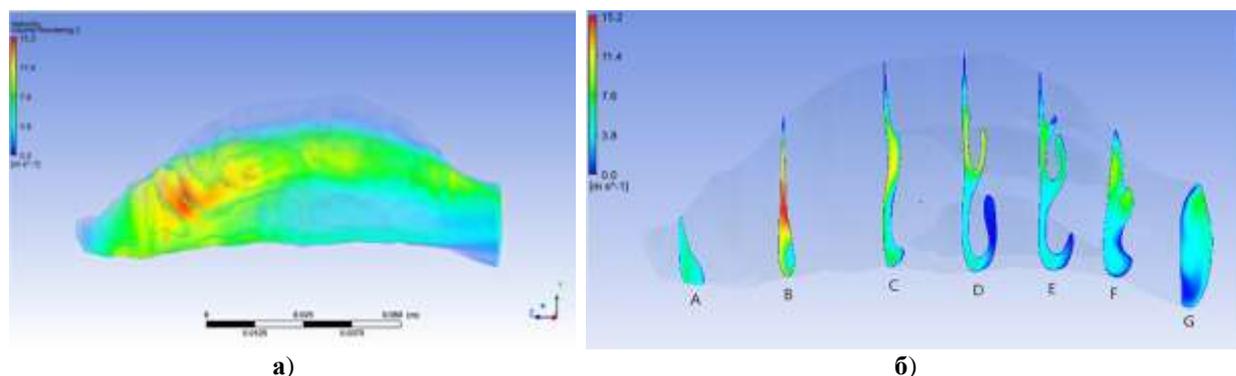
Характеристики нестационарного течения многофазной смеси воздуха с частицами пыли были получены с использованием Ansys CFX для нескольких сценариев. Первая группа сценариев (сценарии 1–5) была посвящена исследованию нагревания воздуха в носовой полости человека: были просчитаны сценарии для различной температуры вдыхаемого воздуха  $\theta^{\text{Air}}$  (25 °С; 10 °С; 0 °С; –10 °С; –25 °С) без твердых частиц.

В сценарии 6 исследовано течение вдыхаемого воздуха с твердыми частицами различных размеров (диаметром от 0.01 до 800 мкм) и оседание в носовой полости частиц пыли, образующейся на реальном машиностроительном производстве (при температуре вдыхаемого воздуха (несущей фазы) 25 °С). Машиностроительные производства – широко распространенная отрасль промышленности с активными процессами пылеобразования на большинстве технологических участков. Рассматривался дисперсный состав пыли, образованной в результате работы отрезного станка, при данной технологической операции образуется большое количество частиц, для которых существуют гигиенические нормативы (PM10, PM2.5)<sup>3</sup>. Так, согласно приведенному в таблице 1 дисперсному составу пылевых выбросов от работы отрезного станка (выполненному сотрудниками ФБУН «ФНЦ МПТ УРЗН» [38]) около 33 % частиц имеет размер менее 10 мкм (PM10), в том числе около 7 % частиц имеет размер менее 2.5 мкм (PM2.5), около 67 % частиц имеет размер от 10 до 800 мкм. Исследовалась концентрация взвешенных веществ оксида алюминия на уровне гигиенического норматива общего количества взвешенных веществ «предельно допустимых максимально разовых концентраций» (ПДК М.Р.), соответствующего 0.5 мг/м<sup>3</sup><sup>3</sup>.

В процессе вдоха скорость течения воздуха изменяется в диапазоне от 0 до 15.2 м/с и достигает наибольшего значения в момент времени  $t = 1$  (момент соответствующий середине вдоха, при котором достигается наибольший перепад давления на входе и выходе из носовой полости). На рисунке 3а представлено поле значений скорости

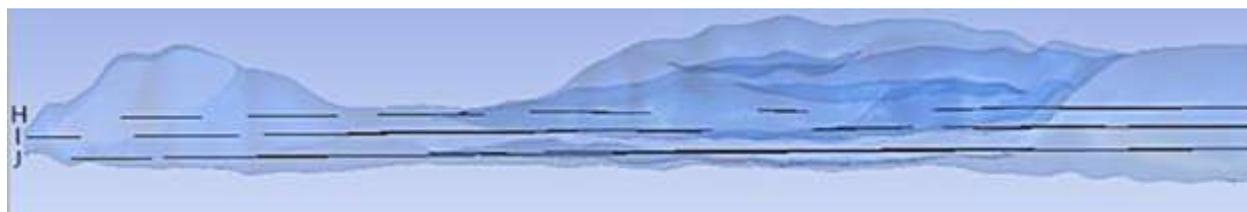
<sup>3</sup> Гигиенические нормативы ГН 2.1.6.2604-10 «Предельно допустимые концентрации (ПДК) загрязняющих веществ в атмосферном воздухе населенных мест». Дополнение N 8 к ГН 2.1.6.1338-03, утвержденные в 2010 г. Постановлением главного санитарного врача Российской Федерации от 19.04.2010 г. № 26

течения воздуха в момент времени  $t = 1$  (для сценария 1, соответствующего температуре вдыхаемого воздуха равной  $\theta^{\text{Air}} = 25 \text{ }^\circ\text{C}$ ), на рисунке 3,б представлены результаты в 7 коронарных сечениях.

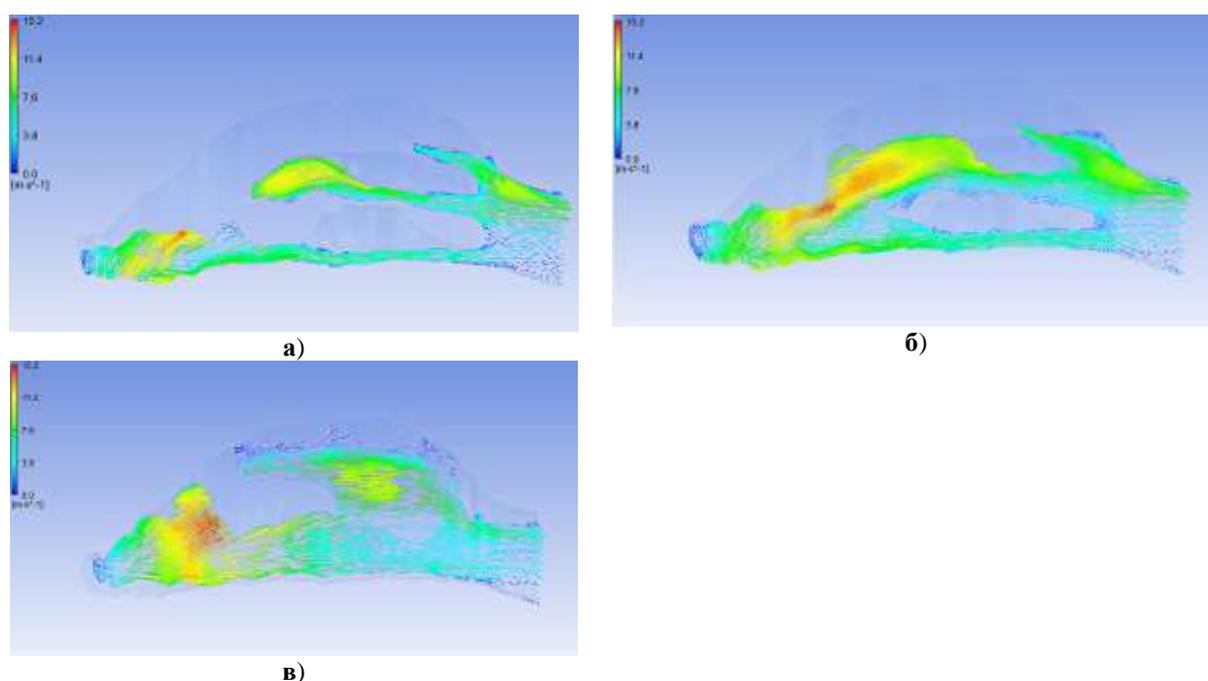


**Рис. 3.** Поле значений скорости течения воздуха в момент времени  $t = 1$  (сценарий 1,  $\theta^{\text{Air}} = 25 \text{ }^\circ\text{C}$ ): а) в носовой полости; б) в коронарных сечениях носовой полости.

Наибольшая скорость течения воздуха наблюдается в преддверии носа (в области между коронарными сечениями В и С), поток воздуха через нижний носовой ход движется медленнее, чем в среднем и верхнем носовых ходах. На рисунках 5,а–в приведены поля вектора скорости в трех сагиттальных сечениях (Н, I, J) носовой полости, приведенных на рисунке 4.



**Рис. 4.** Геометрия правой части носовой полости человека (вид сверху).



**Рис. 5.** Поле вектора скорости ( $\theta^{\text{Air}} = 25 \text{ }^\circ\text{C}$ ,  $t = 1 \text{ c}$ ): а) в сагиттальном сечении Н; б) в сагиттальном сечении I; в) в сагиттальном сечении J.

В процессе течения воздуха в носовой полости возникают завихрения, которые способствуют процессам перемешивания, нагревания воздуха, защите от попадания пылевых частиц. На рисунке 6 приведены увеличенные фрагменты носовой полости, в которых возникают завихрения: укрупненный фрагмент 1 (ноздря), 2 (верхняя стенка носового клапана), 3 (верхняя носовая раковина), 4 (нижняя носовая раковина).

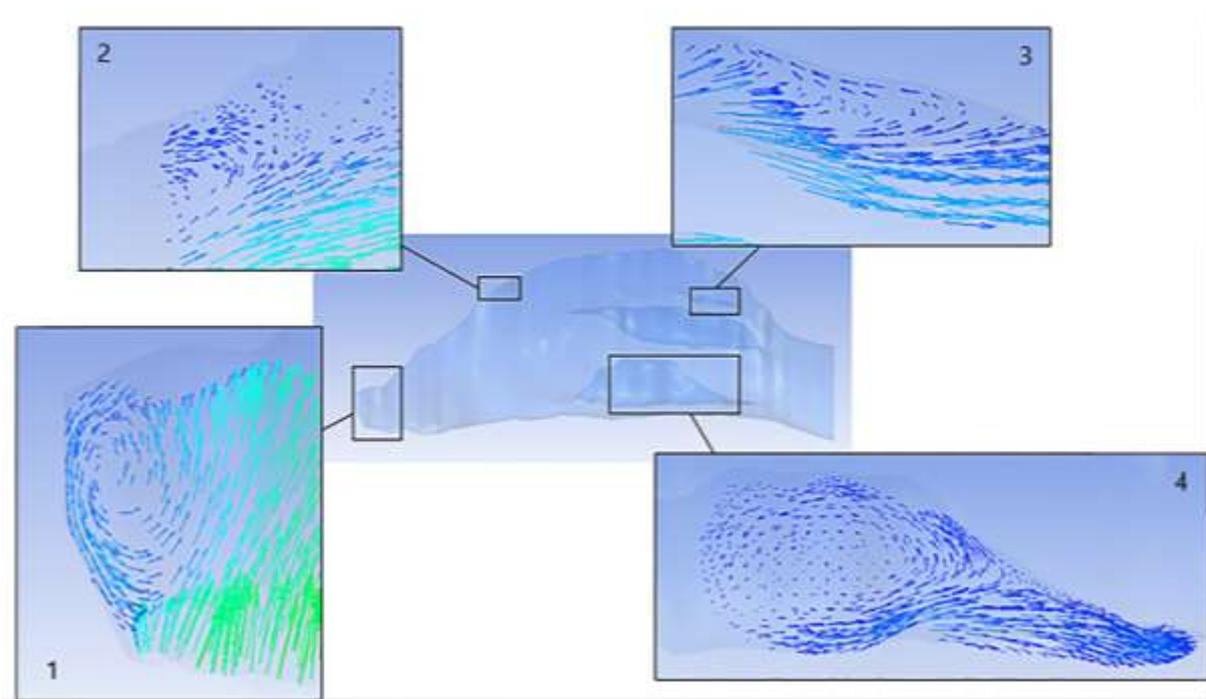


Рис. 6. Поле вектора скорости в укрупненных фрагментах участков носовой полости.

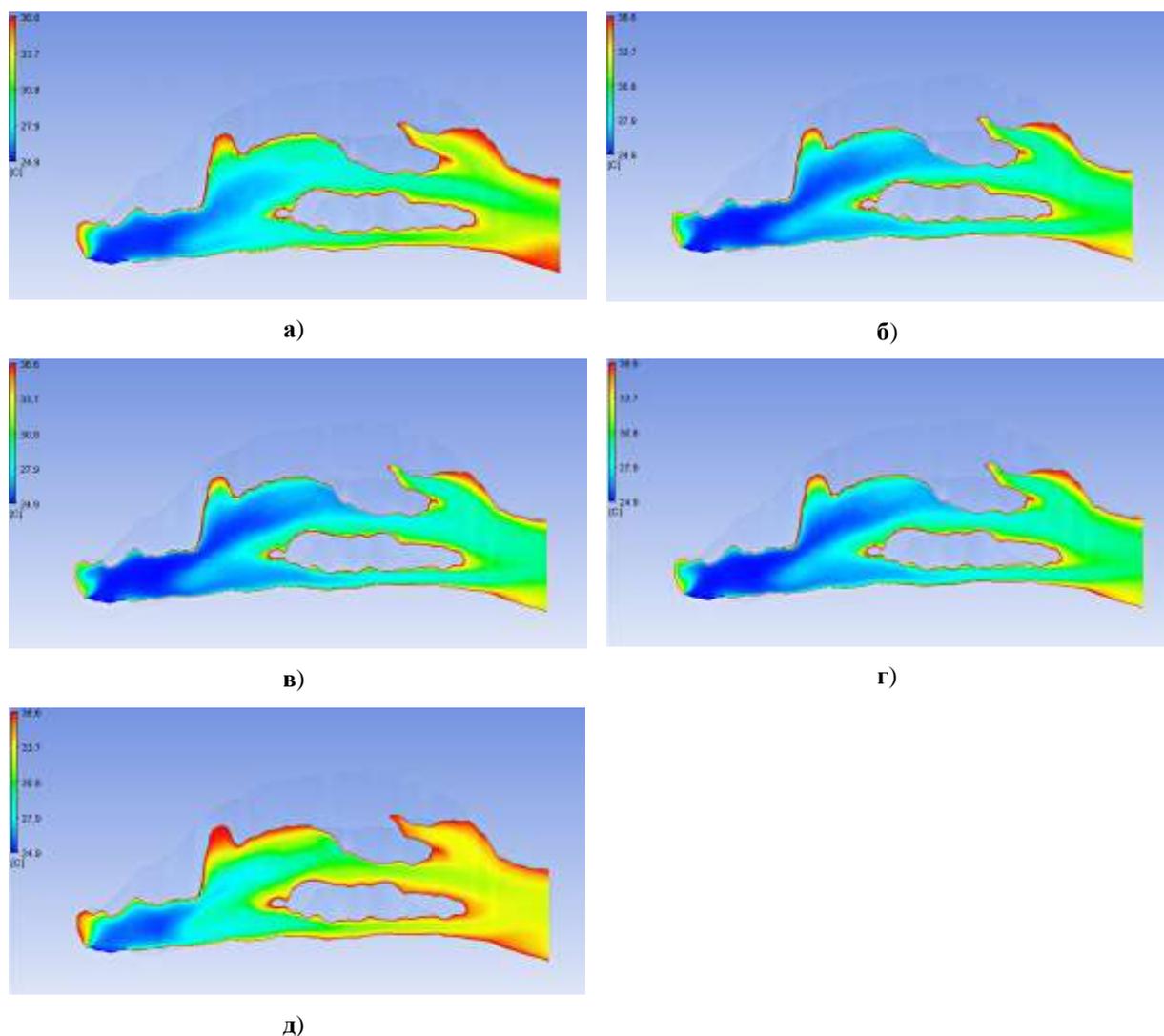
При заданных граничных условиях (перепаде давлений на входе и выходе) массовый расход воздуха достигает 0.0006 кг/с, объемный расход – около 30 л/мин. Числа Рейнольдса для данных условий составляют порядка 3200, в процессе течения воздуха возникают завихрения, характер течения соответствует турбулентному режиму. Предварительно выполненные расчеты течения воздуха с учетом турбулентности и без учета турбулентности показали значительные различия в характеристиках потока воздуха. Все приведенные сценарии были получены с использованием  $k-\omega$  модели турбулентности.

### Исследование процесса нагревания воздуха

В процессе продвижения по носовой полости вдыхаемый воздух нагревается. На рисунках 7,а–д показаны распределения температуры в сагитальном сечении I носовой полости во время вдоха в различные моменты времени (0.1 с; 0.5 с; 1 с; 1.5 с; 2 с) для сценария 1, при котором температура вдыхаемого воздуха равна 25 °С.

На рисунках 7,а–д синий цвет соответствует более холодному воздуху, красный – теплому; около входа в носовую полость наблюдаются наименьшие значения температуры, по мере прохождения воздуха вглубь носовой полости температура повышается и в области хоан имеет наибольшую температуру. Наибольшее нагревание воздуха происходит в начале и конце вдоха (рис. 7,а и 7,д). В данные моменты времени скорости потока воздуха наименьшие и воздух успевает больше прогреться за счет более длительного контакта со стенками носовой полости. В середине вдоха (рис. 7,б–г) вдыхаемый воздух прогревается меньше. Области около стенок прогреваются до более высоких температур (отмечены красным цветом на рисунках). На рисунке 8 представлены значения температур в области выхода из носовой полости

в течении вдоха для сценариев 1–5, различающихся по температуре входящего воздуха.



**Рис. 7.** Распределение температуры в саггитальном сечении I носовой плоскости ( $\theta^{\text{Air}} = 25\text{ }^{\circ}\text{C}$ ) в различные моменты времени: а)  $t = 0.1\text{ с}$ ; б)  $t = 0.5\text{ с}$ ; в)  $t = 1\text{ с}$ ; г)  $t = 1.5\text{ с}$ ; д)  $t = 2\text{ с}$ .

Чем теплее вдыхаемый воздух изначально, тем более высокое значение температуры достигается в течение вдоха. Согласно полученным результатам численного моделирования при температуре вдыхаемого воздуха  $25\text{ }^{\circ}\text{C}$  в процессе течения по носовой полости воздух нагревается до  $31.5\text{--}34.2\text{ }^{\circ}\text{C}$  (рис. 8), при температуре вдыхаемого воздуха  $10\text{ }^{\circ}\text{C}$  ( $\theta^{\text{Air}} = 10\text{ }^{\circ}\text{C}$ ) – до  $24.5\text{--}31\text{ }^{\circ}\text{C}$ , при температуре  $0\text{ }^{\circ}\text{C}$  – до  $20.3\text{--}28.5\text{ }^{\circ}\text{C}$ , при температуре  $-10\text{ }^{\circ}\text{C}$  воздух нагревается до  $15.3\text{--}26\text{ }^{\circ}\text{C}$ , при температуре  $-25\text{ }^{\circ}\text{C}$  – до  $8\text{--}22.5\text{ }^{\circ}\text{C}$ .

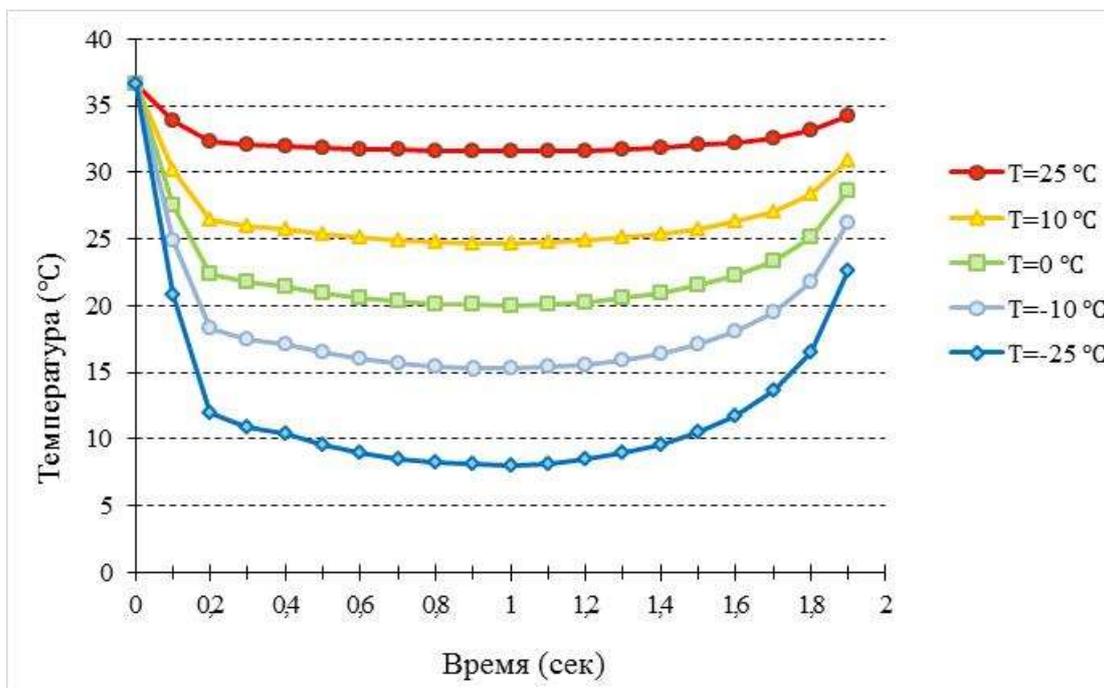


Рис. 8. Температура воздуха в сечении выхода из носовой полости при различных температурах вдыхаемого воздуха.

### Исследование осаждения частиц

В сценарии 6 исследовалось течение многофазной смеси воздуха и взвешенных частиц, образованных при работе отрезного станка на реальном машиностроительном производстве. В таблице 1 приведен дисперсионный состав пылевых выбросов по фракциям, используемый в модели, а также доля осевших частиц в носовой полости человека, вычисленная по результатам численного моделирования.

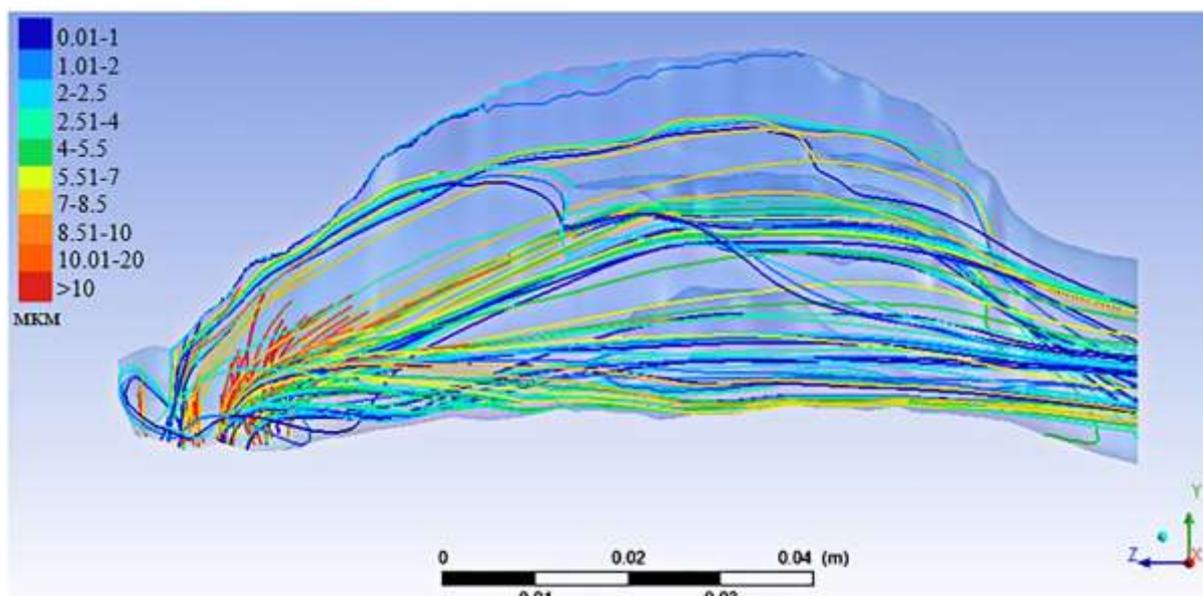


Рис. 9. Траектории движения частиц, образованных при работе отрезного станка, в носовой полости человека

**Таблица 1.** Дисперсный состав пыли, образованной при работе отрезного станка; доля осевших частиц в носовой полости человека, полученная в результате численного моделирования

Размер частиц, мкм		Объёмная доля фракций от общего объема частиц по определяемым диапазонам, %	Доля осевших частиц, % (результаты численного моделирования)
Размер частиц > 10 мкм	700.01–800.0	0.37	99.93 %
	600.01–700.0	–	–
	500.01–600.0	0.88	99.94 %
	400.01–500.0	4.54	99.92 %
	300.01–400.0	1.81	99.91 %
	200.01–300.0	2.71	99.94 %
	100.01–200.0	4.61	99.91 %
	90.01–100.00	–	–
	80.01–90.00	1.55	99.91 %
	70.01–80.00	1.93	99.94 %
	60.01–70.00	2.90	99.91 %
	50.01–60.00	4.07	99.91 %
	40.01–50.00	4.12	99.91 %
	30.01–40.00	5.80	99.93 %
	20.01–30.00	7.72	99.90 %
10.01–20.00	24.04	99.71 %	
PM 10 (размер частиц до 10 мкм включительно)	8.51–10.00	4.20	92.75 %
	7.01–8.50	4.56	80.87 %
	5.51–7.00	4.58	68.76 %
	4.01–5.50	6.78	47.31 %
	2.51–4.00	5.80	23.43 %
PM 2.5 (размер частиц ≤ 2.5 мкм)	2.01–2.50	1.42	0.00 %
	1.01–2.00	3.39	0.00 %
	0.01–1.00	2.27	0.00 %

Согласно результатам численного моделирования более 99.7 % частиц размером более 10 мкм оседают в носовой полости человека, не достигая носоглотки (табл. 1). Это обусловлено тем, что для крупных частиц, обладающих достаточно большой массой, характерен инерционный механизм оседания. При резкой смене направления несущей фазы крупные частицы продолжают двигаться в прежнем направлении, ударяются о поверхности слизистой носовой полости и оседают на ней.

По мере уменьшения диаметра и массы частиц доля осевших частиц уменьшается; так, в носовой полости оседает 92.75 % частиц диаметром 8.5–10 мкм, 80.87 % частиц размером 7–8.5 мкм, 68.76 % частиц размером 5.5–7 мкм, 47.31 % частиц диаметром 4–5.5 мкм, 23.43 % частиц размером 2.5–4 мкм. Согласно полученным результатам взвешенные частицы PM<sub>2.5</sub> почти не оседают в носовой полости. На рисунке 9 приведены траектории движения частиц в носовой полости в зависимости от размера.

У частиц, диаметром более 10 мкм, наблюдаются схожие траектории движения; на рисунке 9 все частицы, диаметром более 10 мкм, были обозначены темно-красным цветом. Почти все частицы более 10 мкм оседают в преддверии носовой полости. Частицы, размером 7–10 мкм (отмечены оттенками оранжевого цвета) достигают носовых ходов, более мелкие частицы (голубого, синего цвета) достигают входа в носоглотку и проходят в нижние дыхательные пути.

## ОБСУЖДЕНИЕ

Полученные результаты хорошо согласуются с результатами отдельных исследований. Так, порядок полученных скоростей потока воздуха в носовой полости

соответствует данным, приведенным в [17, 22], объемный и массовый расходы хорошо согласуются с данными, представленными в [41].

В процессе течения воздуха возникают завихрения, характер течения соответствует турбулентному режиму, в силу чего при моделировании течения воздуха необходимо учитывать наличие турбулентности, что согласуется с данными [17, 18, 20, 22, 23, 26–37].

Полученные результаты по нагреванию воздуха для сценария 1 (вдыхаемый воздух, температурой 25 °С, в процессе течения по носовой полости воздух нагревается до 31.5–34.2 °С) подтверждают данные, полученные в [42], что вдыхаемый воздух температуры 25 °С нагревается до 34 °С, и близки к данным, приведенным в [43].

Согласно результатам численного моделирования частицы пыли размером более 10 мкм эффективно оседают в носовой полости, что соответствует существующим представлениям [25, 24, 44, 45]. Так, согласно [25], доля осевших частиц диаметром более 10 мкм в носовой полости достигает 97 %; для лечения заболеваний носовой полости рекомендуется использовать аэрозоли с дисперсной фазой более 8 мкм. Взвешенные частицы PM<sub>2.5</sub> почти не оседают в носовой полости человека, с вдыхаемым воздухом способны проникать в нижние дыхательные пути и легкие, обладая фиброгенным и токсическим действием, могут являться причиной возникновения заболеваний. При исследовании влияния пылевых частиц на состояние здоровья человека необходимо уделять особое внимание частицам размером менее 2.5 мкм, способным проникать вглубь человеческого организма.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ И ДАЛЬНЕЙШИЕ ПЕРСПЕКТИВЫ

Таким образом, в рамках разработки модели «мезоуровня» дыхательной системы человека исследовано нестационарное течение воздуха с твердыми частицами в носовой полости человека. Рассмотрены процессы нагревания воздуха и оседания частиц различных размеров в носовой полости для нескольких сценариев. Отмечено, что при исследовании течения воздуха в носовой полости необходимо учитывать наличие турбулентности.

Получены поля скоростей вдыхаемого воздуха в носовой полости; представлены распределения температуры в носовой полости в разные моменты времени; выполнены оценки нагревания воздуха при различных температурах вдыхаемого воздуха; получены оценки доли осевших частиц в носовой полости в зависимости от размера; приведены траектории движения взвешенных частиц. Согласно полученным результатам численного моделирования течения вдыхаемого воздуха в носовой полости в условиях реального машиностроительного производства установлено, что более 99.7 % частиц диаметром более 10 мкм оседают в носовой полости человека, частицы диаметром менее 2.5 мкм почти не улавливаются в носовой полости.

Выход из верхних воздухоносных путей является входом в нижние, результаты, полученные с использованием данной подмодели, являются входными данными в подмодели нижних дыхательных путей и легких человека. Дальнейшее развитие модели предполагает исследование течения воздуха в легких человека и моделирование формирования заболеваний, обусловленных вредным воздействием факторов среды обитания, поступающих в организм человека ингаляционным способом.

## СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННОЙ ЛИТЕРАТУРЫ

1. Brunekreef B., Holgate S.T. Air pollution and health. *Lancet*. 2002. V. 360. P. 1233–1242.
2. Зайцева Н.В., Устинова О.Ю., Аминова А.И. *Гигиенические аспекты нарушения здоровья детей при воздействии химических факторов среды обитания*. Под ред. Н.В. Зайцевой. Пермь: Книжный формат, 2011. 489 с.

3. Xing Y.-F., Xu Y.-H., Shi M.-H., Lian Y.-X. The impact of PM2.5 on the human respiratory system. *Journal of Thoracic Disease*. 2016. V. 8. № 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)
4. Власова Е.М., Воробьева А.А., Пономарева Т.А. Особенности формирования кардиореспираторной патологии у работников титаномагниевого производства. *Медицина труда и промышленная экология*. 2017. № 9. С. 38.
5. 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.
6. Власова Е.М., Устинова О.Ю., Носов А.Е., Загороднов С.Ю. Особенности заболеваний органов дыхания у плавильщиков титановых сплавов в условиях сочетанного воздействия мелкодисперсной пыли и соединений хлора. *Гигиена и санитария*. 2019. Т. 98. № 2. С. 153–158.
7. Гребенев А.Л. *Пропедевтика внутренних болезней*. М.: Медицина, 2001. 592 с.
8. Шкляр Б.С. *Диагностика внутренних болезней*. Киев: Высшая школа, 1972. 516 с.
9. Трусов П.В., Зайцева Н.В., Кирьянов Д.А., Камалтдинов М.Р., Цинкер М.Ю., В.М. Чигвинцев, Ланин Д.В. Математическая модель эволюции функциональных нарушений в организме человека с учетом внешнесредовых факторов. *Математическая биология и биоинформатика*. 2012. Т. 7. № 2. С. 589–610. doi: [10.17537/2012.7.589](https://doi.org/10.17537/2012.7.589)
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. Камалтдинов М.Р. Трехмерное моделирование моторики антропододеальной области пищеварительного тракта для задач оценки риска здоровью при пероральной экспозиции химических веществ. *Анализ риска здоровью*. 2014. № 2. С. 68–75. doi: [10.21668/health.risk/2014.2.08](https://doi.org/10.21668/health.risk/2014.2.08)
12. Кирьянов Д.А., Ланин Д.В., Чигвинцев В.М. Математическая модель функционирования иммунной и нейроэндокринной систем с учетом эволюции нарушений синтетической функции органов. *Анализ риска здоровью*. 2015. № 3. С. 68–72. doi: [10.21668/health.risk/2015.3.10](https://doi.org/10.21668/health.risk/2015.3.10)
13. 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.
14. 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.
15. Brüning J., Hildebrandt T., Heppt W., Schmidt N., Lamecker H., Szengel A., Amiridze N., Ramm H., Bindernagel M., Zachow S., Goubergrits L. Characterization of the Airflow within an Average Geometry of the Healthy Human Nasal Cavity. *Scientific Reports*. 2020. V. 10. № 1. P. 3755. doi: [10.1038/s41598-020-60755-3](https://doi.org/10.1038/s41598-020-60755-3)
16. Ганимедов В.Л., Мучная М.И., Садовский А.С. Течение воздуха в носовой полости человека. Результаты математического моделирования. *Российский журнал биомеханики*. 2015. Т. 19. № 1. С. 37–51.
17. Фомин В.М., Ветлуцкий В.Н., Ганимедов В.Л., Мучная М.И., Шепеленко В.Н., Мельников М.Н., Савина А.А. Исследование течения воздуха в носовой полости человека. *Прикладная механика и техническая физика*. 2010. Т. 51. № 2 (300). С. 107–115.

18. Садовский А.С., Босых Л.Ю., Ганимедов В.Л., Мучная М.И. Численное моделирование последствий реальных и виртуальных операций на носовой полости человека. В: *XI Всероссийский съезд по фундаментальным проблемам теоретической и прикладной механики*: сборник докладов. Составители: Д.Ю. Ахметов, А.Н. Герасимов, Ш.М. Хайдаров; ответственные редакторы: Д.А. Губайдуллин, А.И. Елизаров, Е.К. Липачев. 2015. С. 3298–3300.
19. Ганимедов В.Л., Мучная М.И. Численное моделирование осаждения частиц в носовой полости человека. *Теплофизика и аэромеханика*. 2020. Т. 27. № 2. С. 317–328.
20. Воронин А.А., Лукьянов Г.Н., Неронов Р.В. Моделирование воздушного потока в каналах нерегулярной формы. *Научно-технический вестник информационных технологий, механики и оптики*. 2013. № 3 (85). С. 113–118.
21. Неронов Р.В., Лукьянов Г.Н., Рассадина А.А., Воронин А.А., Малышев А.Г. Влияние формы полости носа на распределение воздушных потоков при вдохе. *Российская оториноларингология*. 2017. № 1 (86). С. 83–94.
22. Лукьянов Г.Н., Воронин А.А., Рассадина А.А. Моделирование конвективных потоков в каналах нерегулярной формы на примере полости носа и околоносовых пазух человека. *Журнал технической физики*. 2017. Т. 87. № 3. С. 462–467.
23. Tang H., Tu J.Y., Li H.F., Au-Hijleh B., Xue C.C., Li C.G. Dynamic Analysis of Airflow Features in a 3D Real-Anatomical Geometry of the Human Nasal Cavity. *15th Australasian Fluid Mechanics Conference*. Sydney, Australia, 2004. URL: <https://www.aeromech.usyd.edu.au/15afmc/proceedings/papers/AFMC00174.pdf> (accessed 15.06.2021).
24. Zamankhan P., Ahmadi G., Wang Z., Hopke P.K., Cheng Y-S., Su W.S., Leonard D. 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)
25. 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. № 6. P. 6–9. doi: [10.15761/BEM.1000155](https://doi.org/10.15761/BEM.1000155)
26. Doorly D.J., Taylor D.J., Gambaruto A.M., Schroter R.C., Tolley N. Nasal architecture: form and flow. *Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*. 2008. doi: [10.1098/rsta.2008.0083](https://doi.org/10.1098/rsta.2008.0083)
27. Doorly D.J., Taylor D.J., Schroter R.C., Mechanics of airflow in the human nasal airways. *Respiratory Physiology and Neurobiology*. 2008. V. 163. P. 100–110.
28. Inthavong K., Das P., Singh N., Sznitman J. *In silico* approaches to respiratory nasal flows: A review. *Journal of Biomechanics*. 2019. V. 97. P. 109434.
29. Subramaniam R., Richardson R., Morgan K., Kimbell J., Guilmette R. Computational fluid dynamics simulations of inspiratory airflow in the human nose and nasopharynx. *Inhalation Toxicology*. 1998. P. 91–120. doi: [10.1080/089583798197772](https://doi.org/10.1080/089583798197772)
30. Zhao K., Scherer P.W., Hajiloo S.A., Dalton P. Effect of anatomy on human nasal air flow and odorant transport patterns: Implications for olfaction. *Chemical Senses*. 2004. V. 29. № 5. P. 365–379. doi: [10.1093/chemse/bjh033](https://doi.org/10.1093/chemse/bjh033)
31. Shang Y.D., Inthavong K., Tu J.Y. Detailed micro-particle deposition patterns in the human nasal cavity influenced by the breathing zone. *Computers and Fluids*. 2015. V. 114. P. 141–150. doi: [10.1016/j.compfluid.2015.02.020](https://doi.org/10.1016/j.compfluid.2015.02.020)
32. Garcia G.J., Bailie N., Martins D.A., Kimbell J.S. Atrophic rhinitis: A CFD study of air conditioning in the nasal cavity. *Journal of Applied Physiology*. 2007. V. 103. P. 1082–1092. doi: [10.1152/jappphysiol.01118.2006](https://doi.org/10.1152/jappphysiol.01118.2006)

33. Ge Q.J., Inthavong K., Tu J.Y. Local deposition fractions of ultrafine particles in a human nasal-sinus cavity CFD model. *Inhalation Toxicology*. 2012. P. 492–505. doi: [10.3109/08958378.2012.694494](https://doi.org/10.3109/08958378.2012.694494)
34. Goodarzi-Ardakani V., Taeibi-Rahni M., Salimi M.R., Ahmadi G. Computational simulation of temperature and velocity distribution in human upper respiratory airway during inhalation of hot air. *Respiratory Physiology and Neurobiology*. 2016. V. 223. P. 49–58. doi: [10.1016/j.resp.2016.01.001](https://doi.org/10.1016/j.resp.2016.01.001)
35. Hörschler I., Brücker C., Schröder W., Meinke M., Investigation of the impact of the geometry on the nose flow. *European Journal of Mechanics, B/Fluids*. 2006. V. 25. P. 471–490. doi: [10.1016/j.euromechflu.2005.11.006](https://doi.org/10.1016/j.euromechflu.2005.11.006)
36. Wen J., Inthavong K., Tu J., Wang S. Numerical simulations for detailed airflow dynamics in a human nasal cavity. *Respiratory Physiology and Neurobiology*. 2008. V. 161. P. 125–135. doi: [10.1016/j.resp.2008.01.012](https://doi.org/10.1016/j.resp.2008.01.012)
37. Lindemann J., Brambs H.-J., Keck T., Wiesmiller K.M., Rettinger G., Pless D. Numerical simulation of intranasal airflow after radical sinus surgery. *American Journal of Otolaryngology – Head and Neck Medicine and Surgery*. 2005. V. 26. № 3. P. 175–180. doi: [10.1016/j.amjoto.2005.02.010](https://doi.org/10.1016/j.amjoto.2005.02.010)
38. Май И.В., Зайцева Н.В., Уланова Т.С., Вековщина С.А., Загороднов С.Ю., Кокоулина А.А., Седусова Э.В., Попова Е.В. *Атлас промышленных пылей. Пыли машиностроительных, металлургических, горнодобывающих, горно-перерабатывающих производств и предприятий цветной металлургии: атлас*. Пермь, 2014. 285 с.
39. 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.
40. Борзяк Э.И., Волкова Л.И., Добровольская Е.А., Ревазов В.С., Сапин М.Р. *Анатомия человека*. Под ред. М.Р. Сапина. М.: Медицина, 1993. Т. 1. 544 с.
41. Liu Y., Matida E.A., Johnson M.R. Experimental measurements and computational modeling of aerosol deposition in the Carleton-Civic standardized human nasal cavity. *Journal of Aerosol Science*. 2010. V. 41. P. 569–586.
42. Inthavong K., Wen J., Tu J., Tian Z. From CT scans to CFD modelling-fluid and heat transfer in a realistic human nasal cavity. *Eng. Appl. Comput. Fluid Mech.* 2009. V. 3. № 3. P. 321–335.
43. Garcia J.M., Schroeter J.D., Kimbell J.S. Sniffing out airflow and transport processes in the nasal cavity. *Fluent News Appl. Comput. Fluid Dynamics*. 2006. V. 15. № 3. P. 3–5.
44. Кацнельсон Б.А., Алексеева О.Г., Привалова Л.И., Ползик Е.В. *Пневмокониозы: патогенез и биологическая профилактика*. Екатеринбург: УрО РАН, 1995. 325 с.
45. Brain J.D., Valberg P.A. Models of lung retention based on the ICRP task group report. *Arch. Environ. Health*. 1974. V. 28. № 1. P. 1–11.

Рукопись поступила в редакцию 09.08.2021, переработанный вариант поступил 05.10.2021. Дата опубликования 25.10.2021.

# Mathematical Model of Airflow and Solid Particles Transport in The Human Nasal Cavity

Trusov P.V.<sup>1,2</sup>, Zaitseva N.V.<sup>1</sup>, Tsinker M.Yu.<sup>1</sup>, Nekrasova A.V.<sup>2</sup>

<sup>1</sup>*Federal Scientific Center for Medical and Preventive Health Risk Management Technologies, Perm, Russian Federation*

<sup>2</sup>*Perm National Research Polytechnic University, Perm, Russian Federation*

**Abstract.** As part of the mathematical model of the human respiratory system, a submodel is considered for the study of the non-steady airflow with solid particles (suspended particulate matter (PM) / dust particles) and the deposition of particles of various sizes in the human nasal cavity. It is assumed that the nasal cavity is divided by the bone-cartilaginous septum into two symmetrical (relative to the nasal septum) parts; the average geometry of the right part of the human nasal cavity is considered. The inhaled air is considered as a multiphase mixture of homogeneous single-component gas and solid dust particles. The Eulerian-Lagrangian approach to modeling the motion of a multiphase mixture is used: a viscous liquid model is used to describe the motion of the carrier gas phase; the carried phase (dust particles) is modeled as separate inclusions of various sizes. The process of heating the inhaled air due to its contact with the walls is also taken into account. The features of the unsteady flow of a multiphase air mixture with dust particles were obtained using Ansys CFX for several scenarios. It has been noted that when studying the airflow in the nasal cavity, it is necessary to take into account the presence of turbulence, for which it is proposed to use the  $k-\omega$  model. The velocity fields of inhaled air in the nasal cavity have been obtained; presented temperature distributions in the nasal cavity at different time points; made estimates of air heating at different temperatures of inhaled air; gave estimates of the proportion of deposited particles in the nasal cavity depending on the particle size for real machine-building production; presented trajectories of movement of suspended particles. Thus, it is shown that more than 99.7 % of particles with a diameter of more than 10 microns deposit in the human nasal cavity; as the particle diameter and mass decrease, the proportion of deposited particles decreases. Suspended particles with a size of less than 2.5 microns almost do not deposit in the nasal cavity. They can penetrate deeper into the lower airways and lungs of a person with the inhaled air and, having fibrogenic and toxic effect, can cause diseases. The results obtained are in good agreement with the results of individual studies performed by other scientists. Further development of the model involves studying airflow in the human lungs and modeling the formation of diseases caused by the harmful effects of environmental factors (including dust particles) entering the human body by inhalation.

**Key words:** *Mathematical modeling, human respiratory system, nasal cavity, gas dynamics, suspended particles, dust particles, particulate matter, PM10, PM2.5, deposition, air heating.*