

УДК 533.6.011:51+612.215.4

Численное моделирование осаждения частиц в носовой полости человека*

В.Л. Ганимедов, М.И. Мучная

*Институт теоретической и прикладной механики
им. С.А. Христиановича СО РАН, Новосибирск*

E-mail: ganim@itam.nsc.ru, mim@itam.nsc.ru

В работе приведены результаты численного исследования течения воздуха с частицами в носовой полости человека. Рассматриваются стационарная и нестационарная постановки задачи. Для нестационарной задачи исследуются два варианта: в первом дыхательный цикл полагается симметричным относительно вдоха и выдоха, во втором рассматривается реальный несимметричный дыхательный цикл. Решение строится на основе системы уравнений Навье–Стокса для ламинарного течения несжимаемого газа. Движение частиц описывается с помощью подхода Лагранжа с учетом броуновских сил. Выполнено сравнение полученных результатов с экспериментальными данными и с расчетами других авторов. Проводится сравнение результатов, полученных в разных постановках. Установлено, что в расчетах эффективности осаждения необходимо учитывать несимметричность дыхательного цикла. Найден прием, позволяющий при определении эффективности осаждения заменить дорогостоящий нестационарный расчет последовательно тремя стационарными.

Ключевые слова: носовая полость человека, численные расчеты, нестационарный дыхательный цикл, поле течения, субмикронные частицы, эффективность осаждения.

Введение

Частицы, поступающие при дыхании вместе с воздухом в носовую полость человека, имеют различное происхождение. Одни могут быть полезны для организма, как, например, лекарственные спреи. Другие приносят несомненный вред — выхлопные газы, производственная пыль, не говоря уже об отравляющих веществах. Поэтому изучение движения частиц в носовой полости является важной задачей, решая которую, можно выявить, какая доля частиц осаждается в носу, а какая поступает дальше через дыхательный тракт в легкие. С развитием компьютерной техники эта задача успешно решается с помощью математического моделирования, которое позволяет подробно исследовать структуру течения в носовой полости, представляющей собой канал сложной формы, что недоступно современным инструментальным методам. За рубежом исследования течения в дыхательном тракте человека ведутся уже не менее 30 лет и в мировой печати представлены многочисленные результаты. Авторы работ [1, 2], с одной стороны, смогли получить ряд новых результатов, а с другой — сравнить эти результаты с доступными зарубежными данными, полученными ранее, и убедиться в их хорошей согласованности.

* Работа частично выполнена в рамках Программы фундаментальных научных исследований государственных академий наук на 2013–2020 годы (проект АААА-А17-117030610126-4).

С учетом того, что в работе [2] были весьма подробно представлены результаты численного исследования течения чистого воздуха, в настоящей работе акцент будет сделан на осаждение в носовой полости вдыхаемых вместе с воздухом субмикронных частиц. Основные результаты будут продемонстрированы после предварительного тестирования настоящих расчетов на расчетных и экспериментальных данных других авторов.

Постановка задачи

В ИТПИМ СО РАН с помощью пакета ANSYS разработана технология исследования течения воздуха в носовой полости человека [3]. Трехмерная геометрия носовой полости строится на базе полученных из клиники серий снимков в коронарных сечениях, выполненных на томографе с шагом 1÷5 мм. Принята левая прямоугольная система координат, в которой ось Z направлена от входа перпендикулярно коронарным сечениям, а ось Y — вертикально вверх. При построении геометрии носовой полости используются программы GRAPHER и GAMBIT. Течение воздуха в этой геометрической модели рассчитывается с помощью газодинамического решателя FLUENT пакета прикладных программ ANSYS на основе системы нестационарных уравнений Навье–Стокса для несжимаемого газа. С помощью метода установления находится стационарное решение для заданного перепада давления между входом в носовую полость и выходом из неё. На входе манометрическое (избыточное) давление полагается равным нулю. Перепад давления задается на выходе, вдоху соответствует отрицательное значение перепада давления, выдоху — положительное. Константа установления для всех газодинамических компонент равна 10^{-4} . Расчетная сетка в области решения содержала до $6 \cdot 10^6$ объемных ячеек.

Развитие исследований течения в носовой полости [1–3] было продолжено по двум направлениям: учет нестационарности течения во время дыхательного цикла и изучение движения частиц, попадающих в носовую полость в процессе вдоха. Предварительные результаты были опубликованы в работах [4, 5]. При решении этих задач была выбрана модель носовой полости взрослого человека без патологических отклонений в верхних дыхательных путях (рис. 1), которая в исследовании [2] была представлена как модель (а). Эта модель со стороны ноздрей была дополнена полусферой, охватывающей вход в носовую полость. На основе численных экспериментов было получено, что такой прием является наиболее приемлемым для корректной постановки краевых условий на входе: на поверхности сферы ставятся условия окружающей среды, на торцевой поверхности, которая моделирует поверхность лица возле носа, — условие прилипания для скорости. При этом в процессе расчетов на входе в носовую полость образуется сформировавшееся течение.

На поверхности носовой полости ставятся условия прилипания, на входе (на поверхности полусферы) задается давление окружающей среды, на выходе (в сечении в начальном участке носоглотки) задается скорость, как функция времени. Начальные данные для нестационарного расчета берутся из полученного заранее квазистационарного решения

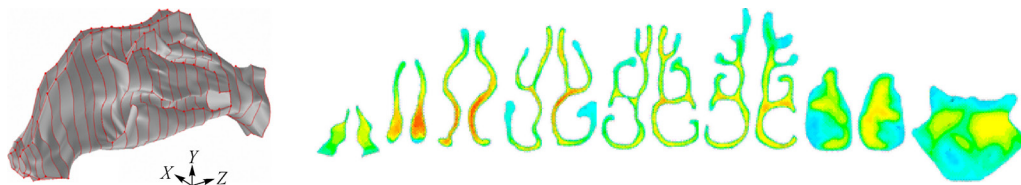


Рис. 1. Геометрическая модель носовой полости и выборка характерных коронарных сечений от входа в полость (ноздри) до выхода из неё (хоана) с визуализацией поля продольной компоненты скорости при вдохе.

при максимальном значении расхода в дыхательном цикле на выдохе. (Термин «квази-стационарный» здесь и далее используется, чтобы подчеркнуть, что стационарное решение описывает некоторое усредненное течение в некоторый момент времени.) Численное решение строится путем кратного расчета дыхательного цикла (не менее трех) до выполнения условия сходимости в контрольных точках. Константа сходимости для всех газодинамических компонент равна 10^{-4} . В расчетах используется гибридная, неструктурированная разностная объемная сетка, дополненная призматической четырехслойной сеткой для пограничного слоя. Число элементарных объемов равно $4,7 \cdot 10^6$.

При исследовании осаждения субмикронных частиц в носовой полости частицы полагаются твердыми, сферическими, их массовая доля на входе относительно газовой фазы составляет 0,01 %. Рассматриваются частицы в диапазоне от 1 нм до 20 микрон. В качестве твердой фазы используется угольная пыль (антрацит) плотностью 1550 кг/м^3 . Ввиду малости доли твердой фазы влияние движения частиц на течение воздуха, как известно из литературы и проверено в собственных тестовых расчетах, пренебрежимо мало и не учитывается. Исходя из этого, поле течения рассчитывается заранее, а для расчета траектории частиц используется подход Лагранжа. При этом в уравнениях учитываются сила сопротивления в форме закона сопротивления Стокса с поправкой Каннингэма, которая отслеживает повышение подвижности частиц в субмикронном диапазоне, броуновская сила и сила гравитации. Сила Саффмана, термофоретическая сила и прочие не рассматривались. Частицы вводятся через ноздри, где формируется развитый поток воздуха благодаря заданию краевого условия для газодинамики на поверхности полусферы, охватывающей вход в носовую полость. На поверхности носовой полости для дискретной фазы ставится условие «захвата», т.е. частица, попавшая на стенку, считается осевшей и исключается из расчета. Частицы поступают в носовую полость на всем протяжении вдоха. На протяжении выдоха они продолжают оседать на стенках. Не успевшие осесть или пройти дальше в носоглотку частицы выходят назад через ноздри. Отметим, что введение сеточного пограничного слоя сказывается на результатах расчета эффективности осаждения весьма существенно, в то время как газодинамические параметры рассчитываются удовлетворительно и без сеточного пограничного слоя.

Эволюция поля течения воздуха в процессе дыхания

Рассматривается спокойный режим дыхания: продолжительность дыхательного цикла — 4,3 с, глубина дыхания (объем воздуха, поступающего за один вдох) — 600 мл, что обеспечивает легочную вентиляцию в 8,4 литра воздуха в минуту. Число Рейнольдса, рассчитанное по среднему значению гидравлического диаметра и максимальной скорости, равно 2300. Поэтому для рассматриваемого случая постулировался ламинарный режим течения.

Расчеты выполнялись для двух случаев, в которых достигалось одинаковое значение интегральной характеристики (глубины дыхания), но которые реализовывались при различных по форме краевых условиях на выходе. В первом случае величина скорости полагалась симметричной относительно вдоха–выдоха и аппроксимировалась синусоидой. Этот вариант постановки краевого условия является идеализированным и прост в реализации. Во втором случае величина скорости как функция времени определялась путем обработки реальной спирограммы человека. Для настоящих исследований спирограмма для постановки краевого условия заимствована из работы [6]. Оба варианта краевых условий приведены на рис. 2а. Видно, что фазы вдоха и выдоха в реальном цикле составляют примерно 40 % и 60 %. Чтобы обеспечить равный объем вдыхаемого и выдыхаемого воздуха, магнитуа скорости на вдохе принимает максимальное значение на 25 % больше, чем при выдохе.

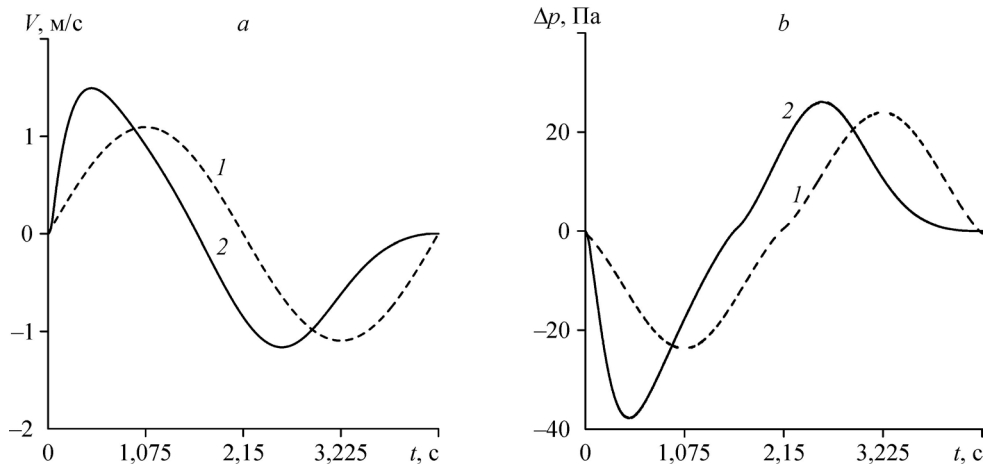
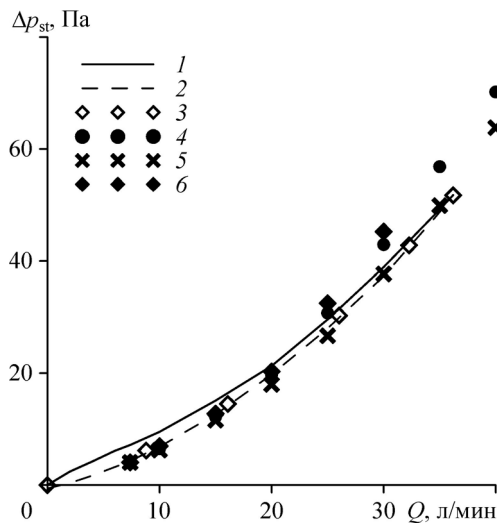


Рис. 2. Краевое условие для скорости (а) и распределение перепада полного давления (б) для симметричного (1) и несимметричного (2) вариантов дыхательного цикла.

На рис. 2b для обоих вариантов приведено полученное в расчетах распределение по времени перепада полного давления между выходом из носовой полости и ноздрями. Видно, что на фазе вдоха максимум перепада полного давления для реального цикла в полтора раза больше, чем для симметричного.

Ниже будут использоваться термины «восходящая ветвь» для обозначения тех частей цикла, где магнитуа скорости при вдохе и выдохе растет до своих максимальных значений, и «нисходящая ветвь» — для обозначения тех частей цикла, где магнитуа скорости при вдохе и выдохе стремится к своим минимальным значениям. На рис. 3 для несимметричного цикла показана зависимость перепада статического давления (осредненного по сечениям на входе и выходе) от меняющегося на фазе вдоха объемного расхода. Заметно, что на восходящей ветви перепад давления, который характеризует респираторное усилие, больше, чем на нисходящей ветви. Здесь же демонстрируются результаты серии квазистационарных расчетов при различных значениях перепада давления, а также результаты других авторов [7–9]. В приведенном сравнении представлены четыре модели носовой полости без патологии, численные результаты нестационарных и квазистационарных расчетов, а также данные эксперимента. Можно отметить приемлемое согласование всех результатов. По-видимому, представленная характеристика носовой полости является универсальной.



Распределение газодинамических компонент течения в носовой полости (рис. 4) демонстрируется в выбранном коронарном сечении с развитым лабиринтом носовых ходов, которое находится в середине ряда, представленного на рис. 1. Для несимметричного варианта на рис. 4a, 4b приведены поля статического давления при вдохе и выдохе в моменты времени,

Рис. 3. Зависимость перепада статического давления от удельного объемного расхода. 1 — вдох, восходящая ветвь; 2 — вдох, нисходящая ветвь; 3 — квазистационарный расчет; 4 — экспериментальные данные [7], 5 и 6 — результаты расчетов работ [8] и [9] соответственно.

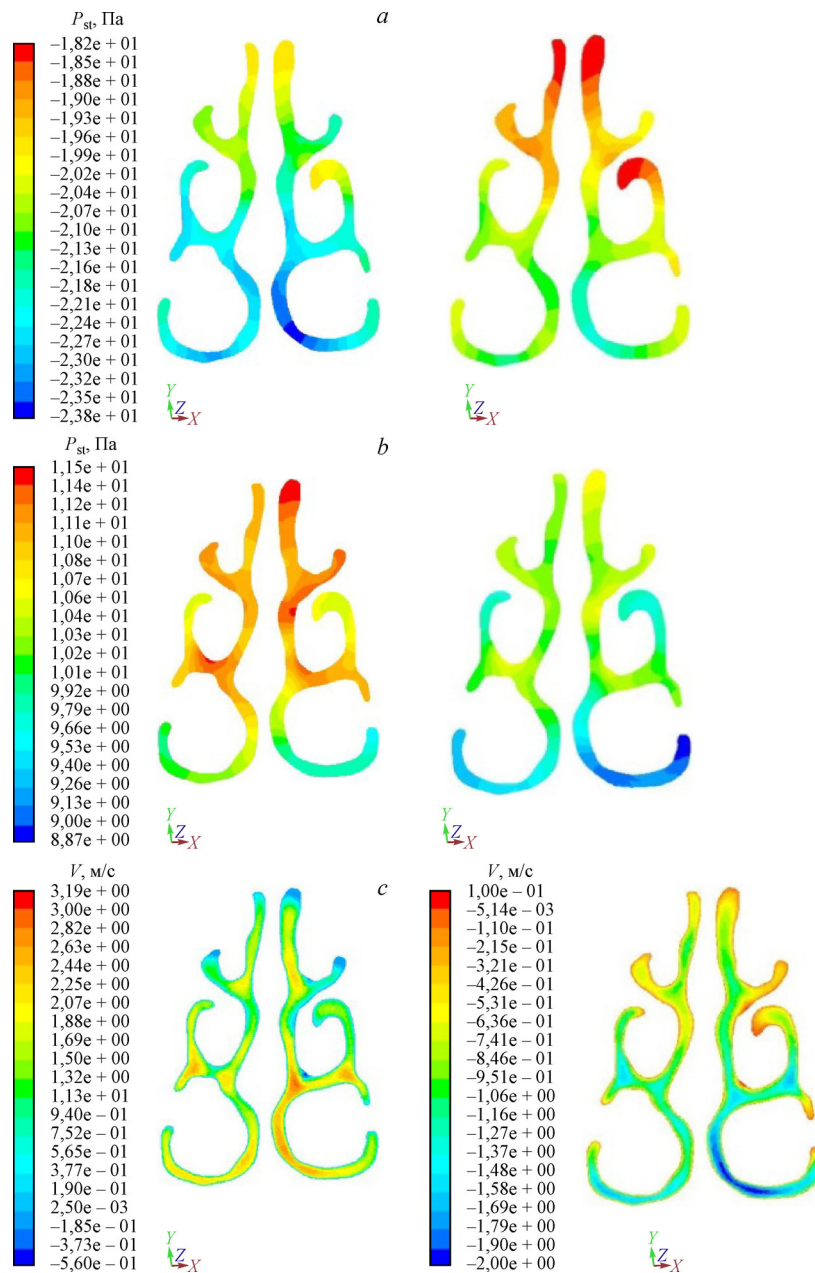


Рис. 4. Поля статического давления (a, b) и продольной компоненты скорости (c) для несимметричного цикла.

a, b — вдох и выдох соответственно (фрагменты слева — восходящие ветви, фрагменты справа — нисходящие ветви), c — восходящие ветви вдоха (слева) и выдоха (справа).

соответствующие среднему значению удельного расхода. Среднее значение расхода равно расходу, обеспечивающему за время вдоха или выдоха необходимое количество общего объема воздуха 600 мл. В несимметричном случае оно составляет 22 л/мин для вдоха и 14 л/мин для выдоха. Среднее значение расхода в симметричном варианте для вдоха и выдоха равно 17 л/мин. Можно видеть, что статическое давление при вдохе является

отрицательным относительно давления на входе (рис. 4а), а при выдохе — положительным (рис. 4б). При вдохе и выдохе величина давления на нисходящей ветви по всему сечению имеет меньшее значение, чем на восходящей. Разница между максимальным и минимальным значениями в сечении всюду составляет около 20 %. Различие между вдохом и выдохом состоит в том, что в первом случае для обеих ветвей максимум величины статического давления достигается в нижней части, а во втором — в верхней части носовой полости. Для симметричного варианта все тенденции сохраняются с той только разницей, что все различия меньше по величине. По внешнему виду картины полей давления не отличаются от приведенных на рис. 4, поэтому здесь они не приводятся.

Рисунок 4с демонстрирует для несимметричного цикла поле продольной компоненты скорости в восходящих ветвях вдоха и выдоха. По шкале скорости (м/с) можно определить, что абсолютные значения скорости при вдохе в 1,5–2 раза больше, чем при выдохе. Видно также, что при вдохе и при выдохе воздух течет быстрее в нижней половине носовой полости, что характерно для всех носовых полостей без патологии, и в правой половине быстрее, чем в левой (индивидуальная особенность рассматриваемой модели). В обоих случаях наблюдаются небольшие области возвратного течения в изгибах носовых ходов. Аналогичные поля в нисходящих ветвях несимметричного цикла при вдохе и выдохе практически совпадают с приведенными на рис. 4, поэтому здесь не приводятся.

Для симметричного варианта дыхательного цикла абсолютные значения скорости на вдохе несколько меньше, а на выдохе несколько больше, чем для несимметричного цикла, что и стоило ожидать, учитывая соотношение расходов. Но при этом общая картина распределения продольной компоненты скорости по сечению полностью идентична несимметричному варианту. Вышесказанное относится и к двум другим, вертикальной и поперечной, компонентам скорости.

Более того, сравнение результатов проведенных расчетов с результатами, полученными в стационарной постановке для вдоха и выдоха, подтвердило один из выводов работы [10]: в дыхательном цикле поля течения в фазах ускорения и замедления в основном такие же, как в соответствующих стационарных потоках (т.е. рассчитанных при среднем значении расхода).

Осаждение субмикронных частиц

Авторами было проведено сравнение полученных расчетов по осаждению частиц в носовой полости с имеющимися расчетными и экспериментальными данными (рис. 5). Сравнение проводилось только для стационарного течения по причине отсутствия в найденных литературных источниках необходимых данных для нестационарного дыхательного цикла.

На рис. 5а представлены зависимости эффективности осаждения частиц от их размера в диапазоне от 1 до 100 нанометров для значения объемного расхода 10 л/мин. Эффективность осаждения DE определяется как отношение массы осевших на стенках частиц к массе частиц, вошедших в носовую полость. Рисунок представляет собой аналог fig. 8B из работы [11], дополненный кривой, построенной по настоящим расчетам. На этом рисунке три кривые отражают результаты, полученные для одинаковой модели носовой полости [10–12], оставшиеся четыре представляют расчеты для разных моделей. В четырех работах [10–13] для расчета движения частиц использовался подход Эйлера, а в [14, 15], так же как в данной работе, — подход Лагранжа. Таким образом, вслед за авторами [11] следует признать результаты сравнения весьма удовлетворительными.

Сравнение с экспериментальными данными для частиц в диапазоне 1–150 нм приведено на рис. 5б для значения объемного расхода 10 л/мин. Для сравнения были выбраны данные для экспериментальных моделей с гладкой поверхностью ANOT2 [16] и Viper cast [17], т.к. предлагаемая авторами математическая модель носовой полости

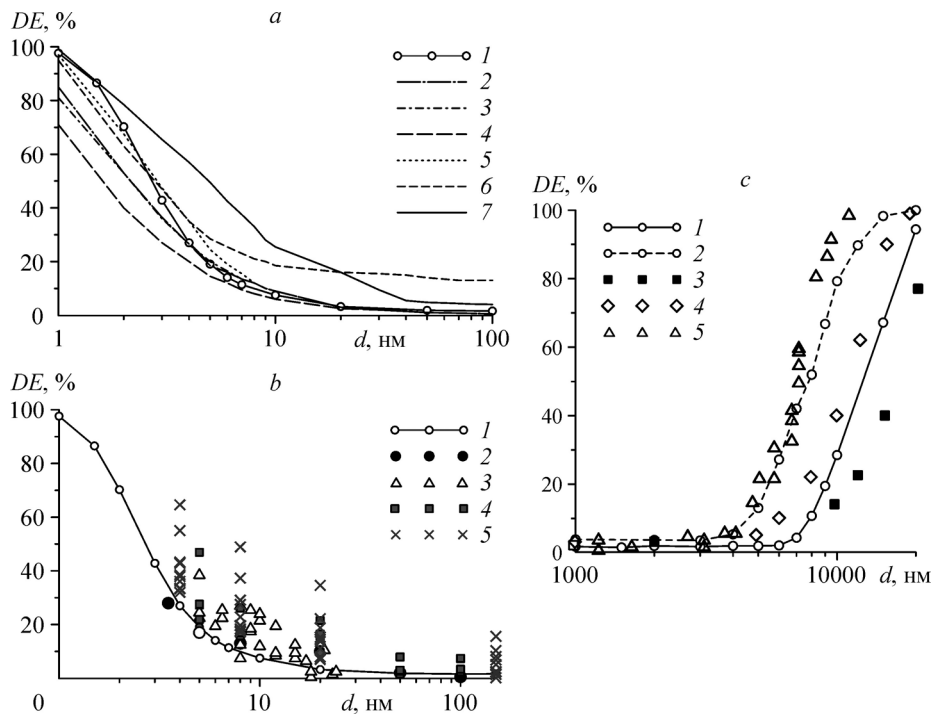


Рис. 5. Эффективность осаждения.

- a* — диапазон $1 \leq d \leq 100$ нм: 1 — расчеты настоящей работы, 2–7 — результаты расчетов работ [10–15] соответственно;
- b* — диапазон $1 \leq d \leq 150$ нм: 1 — расчеты настоящей работы, 2–5 — данные экспериментов из работ [16–19] соответственно;
- c* — диапазон $1 \leq d \leq 20$ мкм: 1, 2 — расчеты настоящей работы для $Q = 10$ и 20 л/мин соответственно, 3, 4 — расчеты работы [20] для $Q = 7,5$ и 20 л/мин соответственно, 5 — данные эксперимента [21] для $Q = 20$ л/мин.

имеет гладкие стенки. Кроме того, на рис. 5*b* приведены данные экспериментов [18, 19], проведенных *in vivo* (на живом организме), с разными людьми. Наблюдается значительный разброс этих данных. Особенно отметим данные [19], где в экспериментах участвовало 10 человек с разными геометрическими параметрами носовой полости. Можно видеть, что нижние значения ложатся достаточно близко к расчетной кривой, полученной в настоящей работе, а верхние значения лежат выше не только этой кривой, но и выше расчетных кривых других авторов (см. рис. 5*a*). Аналогичные результаты получены при сравнении с данными этих же работ [16–19] для значения объемного расхода 20 л/мин.

На рис. 5*c* приведено сравнение настоящих результатов с расчетными [20] и экспериментальными [21] данными по эффективности осаждения частиц в микронном диапазоне $1 \text{ мкм} \leq d \leq 20 \text{ мкм}$. Эти данные получены для математической и натурной моделей, построенных на основе сканирования одной и той же носовой полости, которые использовались в работах [10–12]. Представляемые здесь расчеты проводились для модели, изображенной на рис. 1. Согласование полученных результатов с расчетными и экспериментальными данными других авторов можно охарактеризовать как качественное. Наблюдаются одинаковые тенденции: при $d = 1$ мкм эффективность осаждения минимальна; по мере увеличения диаметра частиц происходит рост эффективности осаждения, который в конечном итоге достигает 100%; чем больше значение объемного расхода, тем раньше начинается рост эффективности осаждения. Следует отметить еще один момент. На рис. 5 все результаты, приведенные для сравнения, получены для материала частиц с плотностью 1000 кг/м^3 . В настоящих расчетах плотность частиц равна 1550 кг/м^3 .

Эта разница мало сказывается на результатах сравнения. Заметное различие наблюдалось бы при плотности частиц на порядок ниже [22].

Прежде чем перейти непосредственно к обсуждению нестационарных расчетов рассмотрим результаты настоящих расчетов эффективности осаждения частиц для различных значений объемного расхода, полученных при моделировании квазистационарного режима течения. На рис. 6 показано четыре варианта для значений объемного расхода — $Q = 10, 15, 20$ и 29 л/мин — для диапазона частиц $1 \text{ нм} \leq d \leq 20 \text{ мк}$. Зависимости представляют собой U-образные кривые с полочкой минимальных значений эффективности осаждения DE в средней части диапазона и с резким подъемом до максимальных значений по сторонам.

Большие значения эффективности осаждения в нанометровом диапазоне объясняются тем, что здесь определяющим фактором является броуновское движение, и чем меньше частица, тем больше вероятность ее отклонения от линии тока и попадания на стенку. С увеличением размера, а значит, и массы частицы силы инерции начинают преобладать, и эффективность осаждения уменьшается. Малое значение эффективности осаждения сохраняется для большого диапазона размеров частиц. В микронном диапазоне при достижении частицей определенного размера определяющим фактором являются силы инерции, в узких и извилистых носовых ходах частицы могут отклониться от линий тока и столкнуться со стенкой. Чем больше размер частиц, тем больше их инерция и тем чаще они попадают на стенку. Кроме того, чем меньше перепад давления в носовой полости и, следовательно, меньше расход и скорость течения воздуха, тем меньшее влияние силы инерции оказывают на движение частиц. Из рис. 6 видно, что чем меньше значение объемного расхода, тем выше лежит кривая зависимости DE в нанометровом диапазоне $1 \text{ нм} \leq d \leq 10 \text{ нм}$, тем ниже она лежит при $d > 10 \text{ нм}$ и тем длиннее полочка минимальных значений. Для расхода $Q = 10$ л/мин эффективность осаждения принимает минимальное значение 2 % и практически не меняется для частиц диаметром $50 \text{ нм} \leq d \leq 6000 \text{ нм}$, для $Q = 29$ л/мин минимальное значение $DE = 5 \%$, и оно практически постоянно в диапазоне $20 \text{ нм} \leq d \leq 2000 \text{ нм}$. Кривые эффективности осаждения пересекаются в окрестности 10 нм.

При моделировании нестационарного режима дыхания расчеты были выполнены для двух вариантов дыхательных циклов: симметричного (идеализированного) и реального несимметричного (рис. 2).

В симметричном случае среднее значение объемного расхода на вдохе составляло $Q_{\text{mean}} = 16,5$ л/мин, максимальное — $Q_{\text{max}} = 26,5$ л/мин. Для несимметричного случая эти величины были равны соответственно $Q_{\text{mean}} = 22$ л/мин и $Q_{\text{max}} = 36$ л/мин. Число Рейнольдса, рассчитанное по среднему значению гидравлического диаметра носовой полости и максимальной скорости, составило 2300.

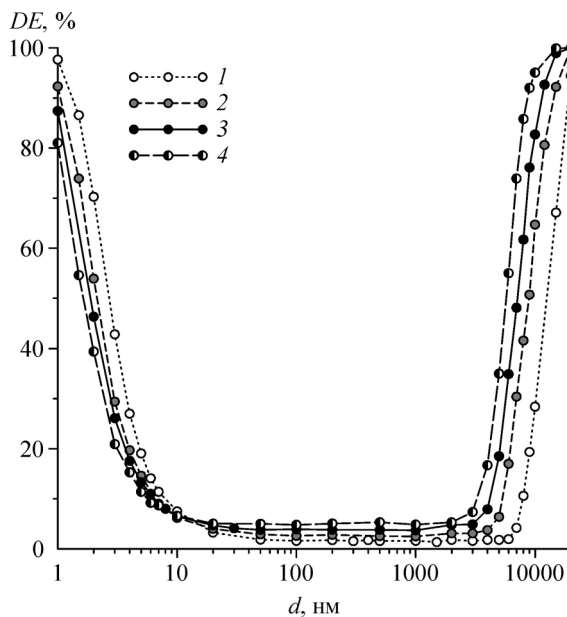


Рис. 6. Эффективность осаждения. Квазистационарные расчеты для $Q = 10$ л/мин, $dp = 6,5$ Па (1), $Q = 15$ л/мин, $dp = 12$ Па (2), $Q = 20$ л/мин, $dp = 19$ Па (3), $Q = 29$ л/мин, $dp = 35$ Па (4).

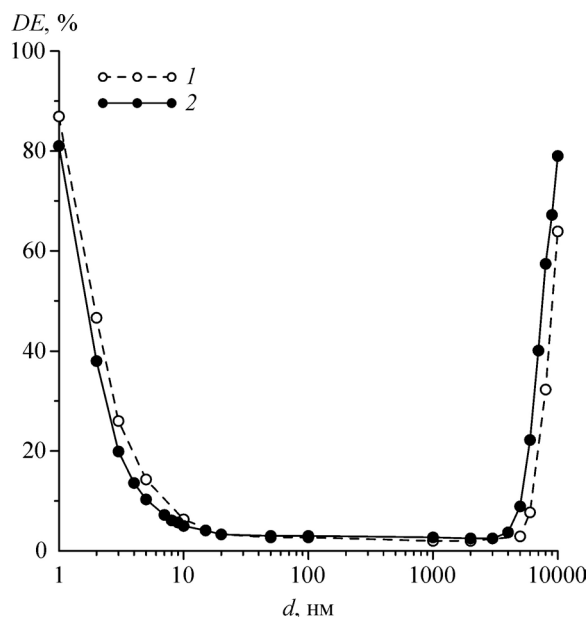


Рис. 7. Эффективность осаждения.
Нестационарные расчеты для
симметричного (1)
и несимметричного (2) циклов.

Максимальные значения объемного расхода превышали принятую в большинстве работ данного направления верхнюю границу $Q = 24$ л/мин для ламинарного течения: наблюдалось их небольшое превышение для симметричного цикла и более существенное — для несимметричного. Тем не менее, расчеты проводились в рамках ламинарного режима течения. Этот выбор был сделан на основании следующих соображений: граница перехода ламинарного течения в турбулентное в носовой полости остается дискуссионной до сих пор; величина расхода превышает значение 24 л/мин на протяжении меньшей части времени дыхательного цикла; был проведен один расчет несимметричного варианта для осаждения частиц размером $d = 200$ нм в рамках LRN (Low-Reynolds-Number)– k - ω модели турбулентности, результат которого совпал с результатом решения для ламинарного режима течения.

Результаты расчетов осаждения частиц для нестационарного дыхательного цикла для размеров частиц в диапазоне $1 \text{ нм} \leq d \leq 10 \text{ мк}$ приведены на рис. 7. Оба комплекса расчетов (симметричный и несимметричный варианты) были выполнены для полного дыхательного цикла. Было установлено, что при выдохе назад через ноздри выходит примерно 2,5 % от частиц, вошедших в носовую полость при вдохе. Кроме того, расчеты показали, что при выдохе осаждаются не больше 0,3 % частиц, вошедших в носовую полость при вдохе. Отсюда напрашивается вывод: расчет осаждения можно останавливать в конце вдоха. Из рис. 7 видно, что эффективность осаждения DE совпадает для обоих вариантов в диапазоне $20 \text{ нм} \leq d \leq 4 \text{ мк}$. Величина DE для несимметричного варианта по сравнению с симметричным вариантом меньше в нанометровом диапазоне и больше в микронном диапазоне. Эти зависимости находятся в полном соответствии с разницей в величине расходов, которая наблюдается при сравнении результатов квазистационарных расчетов (рис. 6). Отметим, что величины эффективности осаждения, полученные

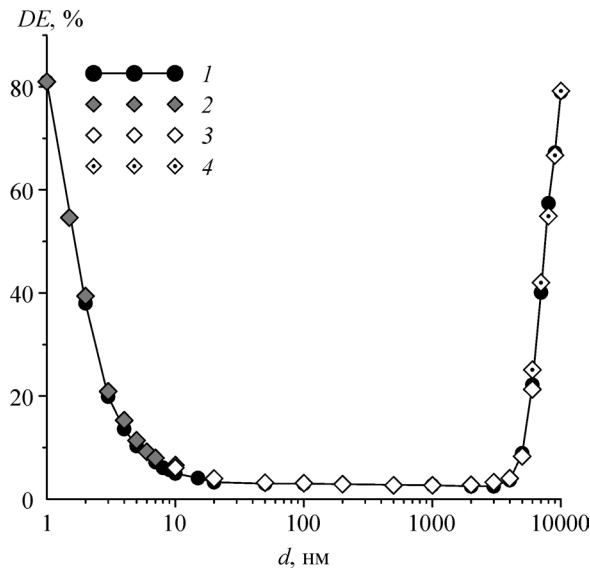


Рис. 8. Расчет эффективности осаждения.

1 — нестационарный цикл
 $(Q_{\text{mean}} = 22 \text{ л/мин}, Q_{\text{max}} = 36 \text{ л/мин});$
 стационарный расчет для $Q = 29$ (2), 18 (3), 20 (4) л/мин.

для квазистационарного решения и расчета симметричного дыхательного цикла с соответствующим средним значением расхода для частиц в диапазоне от 1 нм до 10 микрон, практически совпадают. Этот результат соответствует одному из выводов работы [10].

Нестационарные расчеты требуют на порядок больше вычислительного времени, чем стационарные. В связи с этим, вслед за авторами работы [10], была предпринята попытка найти подходящее значение расхода для стационарного варианта, результаты которого совпадали бы с результатами нестационарного расчета. В [10] рассматривался только нанометровый диапазон и было найдено подходящее значение расхода $Q_{\text{match}} = (Q_{\text{mean}} + Q_{\text{max}})/2$. При сравнении результатов, приведенных на рис. 6 и 7, стало очевидно, что замена нестационарного расчета одним целым стационарным для всего рассматриваемого диапазона частиц невыполнима. Удалось подобрать три кривых (рис. 8), соответствующих стационарным расчетам с $Q = 29, 18$ и 20 л/мин, которые последовательно совпали с зависимостью эффективности осаждения, полученной в несимметричном нестационарном расчете с $Q_{\text{mean}} = 22$ л/мин и $Q_{\text{max}} = 36$ л/мин в фазе вдоха.

Численные значения стационарных расходов не являются случайными, их выбор основан на следующем формальном правиле:

$$Q_{\text{match1}} = (Q_{\text{mean}} + Q_{\text{max}})/2 \text{ для } 1 \text{ нм} \leq d \leq 10 \text{ нм},$$

$$Q_{\text{match2}} = Q_{\text{max}}/2 \text{ для } 10 \text{ нм} \leq d \leq 6000 \text{ нм},$$

$$Q_{\text{match3}} = (Q_{\text{mean}} + Q_{\text{max}}/2)/2 \text{ для } 6000 \text{ нм} \leq d \leq 10000 \text{ нм}.$$

Выводы

Проведенные исследования позволили сделать следующие выводы.

1. Результаты проведенного численного моделирования течения воздуха и эффективности осаждения частиц в носовой полости человека удовлетворительно согласуются с расчетными и экспериментальными результатами других авторов.

2. В циклическом потоке, как в симметричном, так и в реальном цикле поля течения в фазах ускорения и замедления в основном такие же, как в соответствующем (со средним значением расхода) стационарном потоке.

3. В нестационарном расчете для оценки эффективности осаждения частиц достаточно рассматривать только фазу вдоха.

4. При оценке эффективности осаждения необходим учет несимметричности дыхательного цикла.

5. Нестационарный расчет можно заменить тремя стационарными со значениями объемных расходов, являющимися комбинациями максимального и среднего значений расхода в фазе вдоха в несимметричном цикле.

Авторы выражают признательность академику В.М. Фомину и профессору, доктору медицинских наук М.Н. Мельникову, которые были инициаторами данных исследований.

Список литературы

1. Фомин В.М., Ганимедов В.Л., Мучная М.И., Мельников М.Н., Садовский А.С., Шепеленко В.Н. Численное моделирование течения воздуха в полости носа человека с имитацией применения клинического метода передней активной риноманометрии // Прикл. механика и техн. физика. 2012. Т. 53, № 1. С. 58–66.
2. 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.
3. Фомин В.М., Ветлущий В.Н., Ганимедов В.Л., Мучная М.И., Шепеленко В.Н., Мельников М.Н., Савина А.А. Исследование течения воздуха в носовой полости человека // Прикл. механика и техн. физика. 2010. Т. 51, № 2. С. 107–115.
4. Bosykh L.Yu., Ganimedov V.L., Muchnaya M.I., Sadovskii A.S. Influence of respiratory cycle structure on the flow field in human nasal cavity at a fixed level of breath depth // AIP Conf. Proc. 2016. Vol. 1770, No. 1. P. 030085-1–030085-6.
5. Ganimedov V.L., Muchnaya M.I. Consideration of the respiratory cycle asymmetry in the numerical modeling of the submicron particles deposition in the human nasal cavity // AIP Conf. Proc. 2017. V. 1893, No. 1. P. 030146-1–030146-6.
6. Блохин И.П. Фазовый анализ дыхательного цикла // Физиологический журнал им. И.М. Сеченова. 1979. Т. LXV, № 12. С. 1783–1789.
7. Weinhold I., Mlynski G. Numerical simulation of airflow in the human nose // Eur. Arch. Otorhinolaryngol. 2004. Vol. 261, No. 8. P. 452–455.
8. Wen J., Inthavong K., Tu J., Wang S. Numerical simulation for detailed airflow dynamics in a human nasal cavity // Respiratory Physiology & Neurobiology. 2008. Vol. 161, No. 2. P. 125–135.
9. Lee J.-H., Na Y., Kim S.-K., Chung S.-K. Unsteady flow characteristics through a human nasal airway // Respiratory Physiology & Neurobiology. 2010. Vol. 172, No. 3. P. 136–146.
10. Shi H., Kleinstreuer C., Zhang Z. Dilute suspension flow with nanoparticle deposition in a representative nasal airway model // Physics of Fluids. 2008. Vol. 20, No. 1. P. 013301-1–013301-23.
11. Garcia G.J.M., Schroeter J.D., Kimbell J.S. Olfactory deposition of inhaled nanoparticles in humans // Inhalation Toxicology. 2015. Vol. 27, No. 8. P. 394–403.
12. Xi J., Longest P.W. Numerical prediction of submicrometer aerosol deposition in the nasal cavity using a novel drift flux approach // Int. J. Heat and Mass Transfer. 2008. Vol. 51, Iss. 23–25. P. 5562–5577.
13. Ghalati P.F., Keshavarzian E., Abouali O., Faramarzi A., Tu J., Shakibafard A. Numerical analysis of micro- and nano-particle deposition in a realistic human upper airway // Computers in Biology and Medicine. 2012. Vol. 42, No. 1. P. 39–49.
14. Zamankhan P., Ahmadi G., Wang Z., Hopke P.K., Cheng Y.S., Wei C.S., Leonard D. Airflow and deposition of nano-particles in a human nasal cavity // Aerosol Sci. and Technology. 2006. Vol. 40, No. 6. P. 463–476.
15. 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. Vol. 24, No. 8. P. 492–505.
16. Cheng K.H., Cheng Y.S., Yeh H.C., Swift D.L. Deposition of ultrafine aerosols in the head airways during natural breathing and during breath holding using replicate human upper airway casts // Aerosol Sci. and Technology. 1995. Vol. 23, No. 3. P. 465–474.

17. Kelly J.T., Asgharian B., Kimbell J.S., Wong B.A. Particle deposition in human nasal airway replicas manufactured by different methods. Part II: Ultrafine particles // Aerosol Science and Technology. 2004. Vol. 38, No. 11. P. 1072–1079.
18. Cheng Y.S., Yeh H.C., Guilmette R.A., Simpson S.Q., Cheng K.H., Swift D.L. Nasal deposition of ultrafine particles in human volunteers and its relationship to airway geometry // Aerosol Sci. and Technology. 1996. Vol. 25, No. 11. P. 1072–1079.
19. Cheng K.H., Cheng Y.S., Yen H.C., Guilmette R.A., Simpson S.Q., Yang Y.H., Swift D.L. In vivo measurements of nasal airway dimensions and ultrafine aerosol deposition in the human nasal and oral airways // J. Aerosol Science. 1996. Vol. 27, No. 5. P. 785–801.
20. Shi H., Kleinstreuer C., Zhang Z. Modeling of inertial particle transport and deposition in human nasal cavities with wall roughness // J. Aerosol Sci. 2007. Vol. 38, No. 4. P. 389–419.
21. Kelly J.T., Asgharian B., Kimbell J.S., Wong B.A. Particle deposition in human nasal airway replicas manufactured by different methods. Part I: Inertial regime particles // Aerosol Sci. and Technology. 2004. Vol. 38, No. 11. P. 1063–1071.
22. Inthavong K., Wen J., Tu Ji-Yuan. Modelling the inhalation of drug particles in a human nasal cavity // J. Biomedical Sci. and Engng. 2010. Vol. 3, No. 1. P. 52–58.

*Статья поступила в редакцию 13 мая 2019 г.,
после доработки — 28 июня 2019 г.,
принята к публикации 26 августа 2019 г.*