

УДК 533.6.011:51 + 612.215.4

## ИССЛЕДОВАНИЕ ТЕЧЕНИЯ ВОЗДУХА В НОСОВОЙ ПОЛОСТИ ЧЕЛОВЕКА

В. М. Фомин, В. Н. Ветлущий, В. Л. Ганимедов, М. И. Мучная,  
В. И. Шепеленко, М. Н. Мельников\*, А. А. Савина\*\*

Институт теоретической и прикладной механики им. С. А. Христиановича СО РАН,  
630090 Новосибирск

\* Научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии, 630091 Новосибирск

\*\* Центр новых медицинских технологий, 630090 Новосибирск

E-mail: ganim@itam.nsc.ru

В предположении, что воздух является вязким, а режим течения турбулентным, создана математическая модель течения воздуха в носовой полости человека. С использованием графического пакета программ “Gambit” и данных томографии моделируется форма носовой полости. С помощью коммерческого пакета “Fluent” получено численное решение. Выполнены расчеты для различных вариантов строения носовых полостей человека.

Ключевые слова: математическое моделирование, носовая полость, каркасная модель, коронарные сечения, массовый расход, застойные зоны.

1. Исследование течения воздуха в носовой полости человека представляет значительный интерес, поскольку дыхание осуществляется в основном с помощью носа. Известно, что нос человека, как и нос любого животного, выполняет ряд важных функций. При вдохе во время прохождения через нос воздуха он увлажняет его, нагревает в холодную погоду, охлаждает в жару и частично очищает от взвешенных в нем частиц примесей. Кроме того, нос является органом обоняния, выполняет рефлекторную, дезинфицирующую функции, а также воспринимает запахи веществ-аттрактанты, имеющие большое значение для эмоциональной сферы человеческой деятельности. Выполнение этих функций возможно вследствие сложного анатомического строения носовой полости. Однако в результате возможного развития в полости носа различных патологических процессов просвет носовых ходов может значительно изменяться, что приводит к затруднению носового дыхания. Поскольку для человека носовое дыхание является физиологическим, а его нарушение оказывает влияние на функционирование различных систем организма, очень важно обеспечить нормальное носовое дыхание. Используемые для данных целей фармакологические средства нередко неэффективны, поэтому проблему приходится решать хирургическим путем. Однако хирургическое вмешательство не всегда позволяет получить желаемый результат. Это обусловлено тем, что течение воздушных потоков в носовой полости имеет сложный трехмерный характер, и основной поток воздуха может не пойти по нужному носовому ходу. Кроме того, в потоке может образовываться продольный вихрь, который значительно увеличивает полное сопротивление носовых ходов, т. е. дополнительно затрудняет дыхание. Поэтому расширение просвета носовых ходов оперативным путем должно проводиться с учетом необратимости возможных побочных эффектов.

Экспериментальное исследование поля скоростей в носовой полости человека невозможно, поскольку введение любого зонда вызывает возмущение потока. Оптические мето-

ды также неприменимы вследствие значительного искривления канала. Поэтому в настоящее время получили развитие измерения, проводимые на искусственных моделях носовой полости. Альтернативой эксперименту является математическое моделирование, которое позволяет исследовать реальную геометрию носовой полости и получить полную информацию о течении включая массовый расход воздуха и суммарное сопротивление канала. Кроме того, данный подход позволяет проводить виртуальные операции и с их помощью прогнозировать возможные последствия реального хирургического вмешательства.

Для проведения исследований течения в носовой полости прежде всего необходимо задать геометрию ее внутренней поверхности, которая имеет довольно сложную форму. Так, в сечениях полости носа, перпендикулярных основному направлению потока, у разных людей поверхность может несколько раз трансформироваться от выпуклой к вогнутой и наоборот, при этом кривизна меняется в широких пределах, количество, форма и размер боковых ответвлений также могут быть различными. (Этим частично объясняется то обстоятельство, что стандартная модель носового хода человека до настоящего времени не создана.) Форма носовой полости задается с использованием данных рентгеновской или магниторезонансной томографии, позволяющих построить математическую модель носовой полости конкретного индивидуума. При заданной геометрии носовой полости расчеты течения целесообразно проводить с использованием трехмерных уравнений Навье — Стокса, поскольку существенны как трехмерность потока, так и вязкие эффекты.

**2. Расчеты течений в носовой полости человека с моделированием ее формы на основе данных томографии и с использованием модели идеального газа начаты в 90-х гг. XX в.** Прежде чем изложить основные результаты, полученные к настоящему времени, кратко поясним употребляемые ринологические термины. На рис. 1 показаны коронарные сечения носовой полости, приблизительно ортогональные твердому небу и основному направлению потока в носовой полости. Полость носа представляет собой воздушный канал переменного сечения, сообщающийся спереди через носовые отверстия с внешней средой, сзади — с носоглоткой. Полость носа разделена перегородкой на две половины — правую и левую. На находящиеся напротив перегородки стенках полости носа имеются практически горизонтальные, расположенные почти параллельно костные выступы, покрытые слизистой оболочкой, — носовые раковины (верхняя, средняя и нижняя, причем верхняя раковина имеется не всегда). Пространства, ограниченные боковой стенкой носа и этими раковинами, называются носовыми ходами (соответственно верхний, средний и нижний носовые ходы). Пространство между перегородкой носа и боковой поверхностью носовых раковин называется общим носовым ходом. Помимо коронарных рассматриваются сагиттальные сечения, параллельные срединной (медианной) плоскости тела человека.

Одним из первых в работе [1] выполнен расчет ламинарного течения в носовой полости здорового взрослого человека. Установлено, что при вдохе максимальная скорость достигается в нижней части носового хода, второй по интенсивности пик скорости наблюдается в средней части общего хода. Массовый расход воздуха через нижнюю часть носовой полости составляет приблизительно 30 %, через обонятельные пути (верхнюю узкую часть общего хода) — примерно 10 % общего расхода. Обнаружены слабые вторичные течения. В диапазоне расходов воздуха  $Q = 125 \div 200$  мл/с картина течения меняется незначительно. При выдохе скоростные максимумы ниже, чем при вдохе, а поток воздуха более равномерен в области раковин. Сравнение результатов расчетов с данными экспериментов, проведенных на модели носа с 20-кратным увеличением, показало, что они хорошо согласуются. Авторами работы [1] сделан вывод, что при спокойном дыхании течение в носовой полости является ламинарным.

Работа [2] положила начало серии расчетных и экспериментальных исследований течений в искусственных, схематичных моделях носовой полости, целью которых является

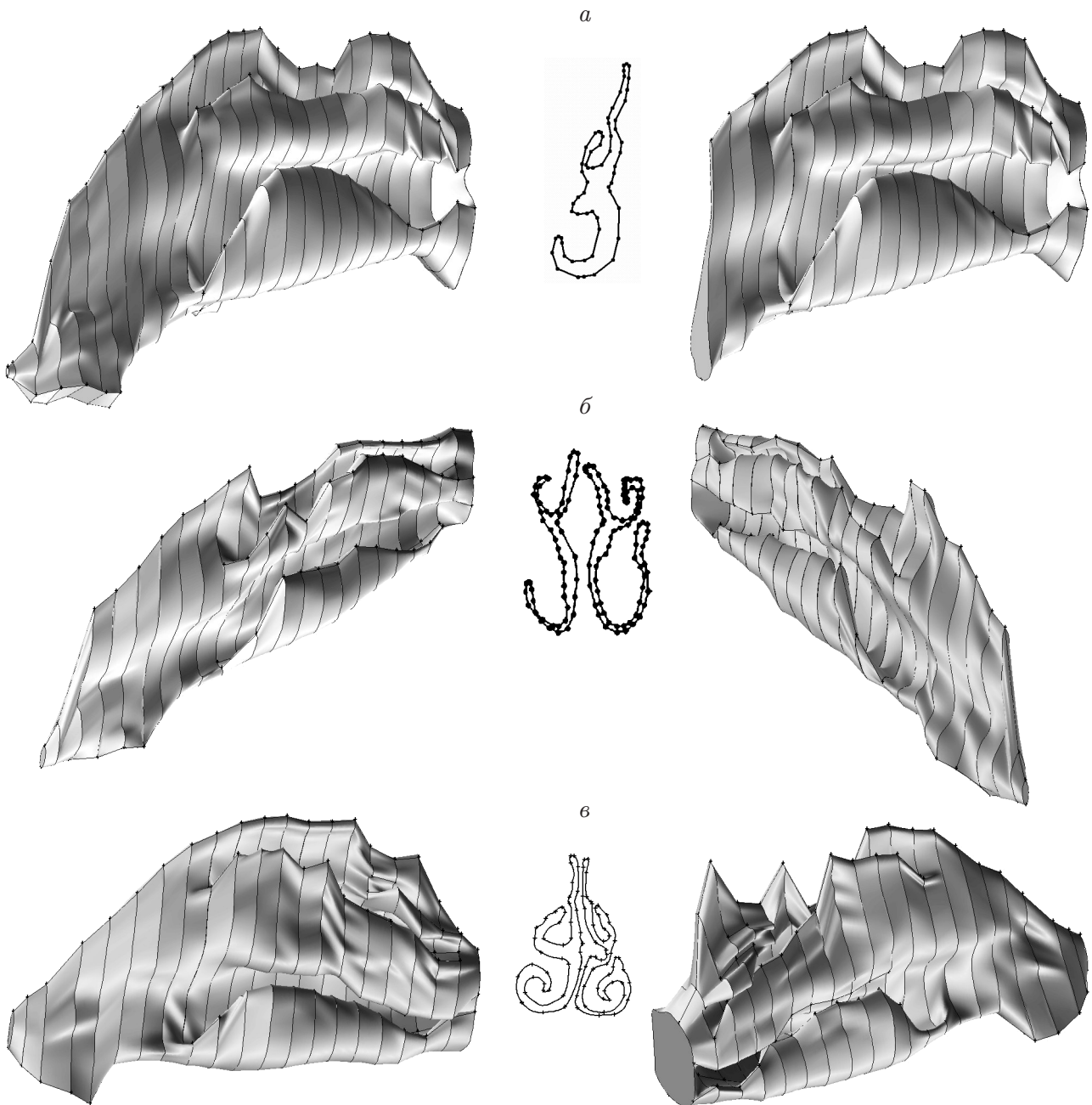


Рис. 1. Варианты носовых ходов (вид сбоку):

*a* — вариант 1 — левый носовой ход в физиологической норме (слева — в полном виде, справа — в укороченном виде); *б, в* — варианты 2, 3 — левый и правый носовые ходы с патологическими изменениями (*б* — с незатрудненным дыханием, *в* — с затрудненным дыханием); посередине — коронарные сечения носовой полости

изучение влияния различных частей носовой полости на картину течения. В работе [3] приведены результаты для моделей с боковыми ответвлениями и при их отсутствии, с выступами на носовой перегородке и без них. Результаты получены для расходов воздуха  $Q = 159, 127$  мл/с, что соответствует числам Рейнольдса, вычисленным по параметрам течения в глотке,  $Re = 500, 400$ . Расчеты проводились на нерегулярной разностной сетке с числом узлов до 250 000. Представлена картина течения в ряде сагиттальных плоскостей и приведены линии тока воздуха во всей носовой полости. Показано, что результаты расчета качественно хорошо согласуются с данными эксперимента, полученными на модели с 1,5-кратным увеличением. Показано также, что течение наиболее чувствительно к изменениям формы носовой раковины при вдохе и носовые раковины способствуют равномерному распределению скорости в нижних, средних и верхних каналах между ноздрями и глоткой. Исследованные в работе [4] конфигурации носовых полостей различаются размерами носового клапана (наиболее узкое поперечное сечение в начале носового хода) и формой нижнего носового хода, а также их комбинациями. Число Рейнольдса, вычисленное по диаметру глотки, равно  $Re = 1170$ . Установлено, что изменение площади поперечного сечения носового клапана позволяет управлять давлением внутри носовой полости, а уменьшение ширины нижнего носового хода может привести к уменьшению расхода воздуха через носовую полость.

В работе [5] методом PIV (Particle Image Velocimetry — оптический метод измерения полей скорости газа или жидкости в выбранном сечении потока) выполнены измерения распределения скорости в модели носовой полости, построенной на основе 26 снимков компьютерной томографии, с двукратным увеличением. Сделан вывод о том, что при расходе воздуха, равном  $Q = 125$  мл/с, течение является ламинарным, при  $Q = 200$  мл/с — турбулентным. Максимальные скорости потока зарегистрированы в нижней части носового хода. Относительно слабое течение имеет место в верхней обонятельной щели. Малые скорости наблюдаются также в верхнем носовом канале. Сравнение последовательных снимков позволяет сделать предположение о стационарности течения. В работе [5] приведен обзор исследований, выполненных для расходов воздуха  $Q \leq 250$  мл/с, однако в рассматриваемых работах используются различные модели носовой полости, что затрудняет количественное сопоставление полученных результатов.

Теоретическое и экспериментальное исследование течения газа в носовой полости с учетом теплопроводности проведено в работе [6]. Рассмотрено стационарное течение с расходом воздуха  $Q = 250$  мл/с при температуре вдыхаемого воздуха  $20^\circ\text{C}$  и влажности 50 %. Расчеты показывают, что нос нагревает воздух до температуры  $32,6^\circ\text{C}$ . Выполнены также расчеты течения для двухфазного потока с частицами аэрозоля различного диаметра. Установлено, что частицы с диаметром более 10 мкм, как правило, осаждаются в носовой полости, а частицы меньшего диаметра пролетают дальше. Отмечено, что процесс осаждения частиц зависит также от скорости введения аэрозоля.

**3.** В настоящей работе форма правого и левого носовых ходов человека моделировалась по серии томограмм в параллельных коронарных сечениях, полученных на рентгеновском томографе с шагом 4 мм. При этом координаты изображения контура носового хода с помощью стандартного пакета программ “Grapher” из аналоговой формы переводились в дискретную (цифровую). Далее в геометрическом препроцессоре “Gambit” коммерческого пакета “Fluent” по введенным координатам точек поверхности строилась каркасная модель. Каждый контур в сечении восстанавливался с помощью NURBS-сплайнов, затем на полученные “шпангоуты” “натягивалась” поверхность, моделирующая стенки носового хода. Далее в препроцессоре “Gambit” моделировалась форма расчетной области и строились нерегулярные объемные разностные сетки с заданным размером ячеек.

С использованием пакета “Fluent” в Сибирском суперкомпьютерном центре СО РАН было рассчитано стационарное течение воздуха в носовых каналах на режимах вдоха и выдоха. В расчетах использовалась левая прямоугольная система координат, в которой ось  $Z$  направлена от входа перпендикулярно коронарным сечениям, а ось  $Y$  — вертикально вверх. Для описания течения использовалась модель Навье — Стокса для несжимаемого газа. Поскольку в расчетах задавались большие перепады давления, течение полагалось турбулентным. Для описания турбулентности выбрана  $(k-\omega)$ -модель, подходящая для расчета пристенных течений [7]:

$$\begin{aligned} \frac{\partial u_j}{\partial x_j} &= 0, & \rho \frac{\partial u_i}{\partial t} + \rho \frac{\partial (u_j u_i)}{\partial x_j} &= -\frac{\partial p}{\partial x_i} + \frac{\partial \hat{\tau}_{ji}}{\partial x_j}, \\ \rho \frac{\partial k}{\partial t} + \rho \frac{\partial (u_j k)}{\partial x_j} &= \tau_{ij} \frac{\partial u_i}{\partial x_j} - \beta^* \rho \omega k + \frac{\partial}{\partial x_j} \left( (\mu + \sigma^* \mu_T) \frac{\partial k}{\partial x_j} \right), \\ \rho \frac{\partial \omega}{\partial t} + \rho \frac{\partial (u_j \omega)}{\partial x_j} &= \frac{\gamma \omega}{k} \tau_{ij} \frac{\partial u_i}{\partial x_j} - \beta \rho \omega^2 + \frac{\partial}{\partial x_j} \left( (\mu + \sigma \mu_T) \frac{\partial \omega}{\partial x_j} \right). \end{aligned} \quad (1)$$

В системе (1), состоящей из уравнений неразрывности и импульса, а также уравнений для энергии турбулентного перемешивания  $k$  и удельной скорости диссипации  $\omega$ ,  $t$  — время;  $x_i$  — координаты точки в пространстве;  $u_i$  — составляющие средней скорости;  $\rho$  — плотность;  $p$  — давление;  $\mu$  — молекулярная вязкость;  $\hat{\tau}_{ij}$  — компоненты суммы тензоров молекулярных и рейнольдсовых напряжений;  $k$  — энергия турбулентного перемешивания;  $\omega$  — удельная скорость диссипации;  $\mu_T = \gamma^* \rho k / \omega$  — турбулентная вязкость;  $\beta, \beta^*, \gamma, \gamma^*, \sigma, \sigma^*$  — модельные коэффициенты. Суммарный тензор вязких напряжений вычисляется по формуле

$$\hat{\tau}_{ji} = 2\mu \left( S_{ij} - \frac{1}{3} \frac{\partial u_k}{\partial x_k} \delta_{ij} \right) + \tau_{ij},$$

где  $S_{ij}$  — тензор средних скоростей деформаций:

$$S_{ij} = \frac{1}{2} \left( \frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right).$$

Тензор рейнольдсовых напряжений пропорционален тензору средних скоростей деформаций:

$$\tau_{ij} = 2\mu_T \left( S_{ij} - \frac{1}{3} \frac{\partial u_k}{\partial x_k} \delta_{ij} \right) - \frac{2}{3} \rho k \delta_{ij}.$$

На стенках канала ставились условия прилипания. В выходном сечении задавался перепад давления между входом и выходом: отрицательный — в случае вдоха, положительный — в случае выдоха. Расчет проводился методом установления, величина погрешности принималась равной  $10^{-4}$ .

Основные результаты получены на сетках с числом объемных ячеек  $(1,5 \div 2,0) \cdot 10^6$ . Некоторые контрольные расчеты проводились на сетке с числом ячеек, приблизительно равным  $3 \cdot 10^6$ .

Расчеты позволяют получить представление о распределении вектора скорости течения во всех точках носовой полости и определить области ее максимальных значений, застойные зоны, в которых скорость близка к нулю, а также зоны возвратного течения, в которых направление скорости противоположно направлению основного потока. Выявление этих зон имеет большое значение, поскольку здесь происходит частичное заклинивание канала, что может привести к затруднению носового дыхания. Кроме того, для каждого перепада давления вычислялся массовый расход воздуха.

4. Рассмотрены различные варианты левого и правого носовых ходов трех пациентов, показанные на рис. 1. Вариант 1 (см. рис. 1,а) соответствовал физиологической норме. Во втором варианте (см. рис. 1,б) с использованием средств клинического контроля фиксировались патологические изменения формы носовых ходов, однако жалобы на затруднение дыхания у пациента отсутствовали, патологические изменения компенсировались внутренними ресурсами организма. Вариант 3 (см. рис. 1,в) охарактеризован медиками как патологический, т. е. с жалобами пациента на затруднение дыхания. На рис. 1 для варианта 1 показан левый ход в полном (от ноздрей до входа в гортань) и укороченном (без ноздрей) видах, для вариантов 2, 3 приведены правая и левая носовые полости. Сначала расчеты проводились для первого укороченного варианта (см. рис. 1,а). Ниже показано, что начальный участок оказывает существенное влияние на течение в носовой полости. На рис. 1 для всех вариантов приведено также по одному коронарному сечению приблизительно в середине носового хода. На этих контурах хорошо виден общий носовой ход, нижний и средний носовые ходы и носовые раковины между ними. На рис. 1,в отчетливо видна аномалия в правой половине полости носа — шип (вырост) на носовой перегородке, перегородаживающий поток. Видно, что геометрия рассмотренных случаев существенно различается, а правый и левый носовые ходы для одного и того же варианта сугубо несимметричны. Расчеты выполнены для режимов вдоха и выдоха при перепадах давления  $\Delta p = 50 \div 300$  Па (значение  $\Delta p = 300$  Па соответствует глубокому дыханию,  $\Delta p = 150$  Па — спокойному дыханию).

На рис. 2,а представлены зависимости массового расхода воздуха от перепада давления при вдохе для трех вариантов, показанных на рис. 1 (кривые построены по опорным точкам). На рис. 2,а видно, что в силу несимметричности носовых ходов пациента различие массовых расходов воздуха через левый и правый носовые ходы может достигать 10 %.

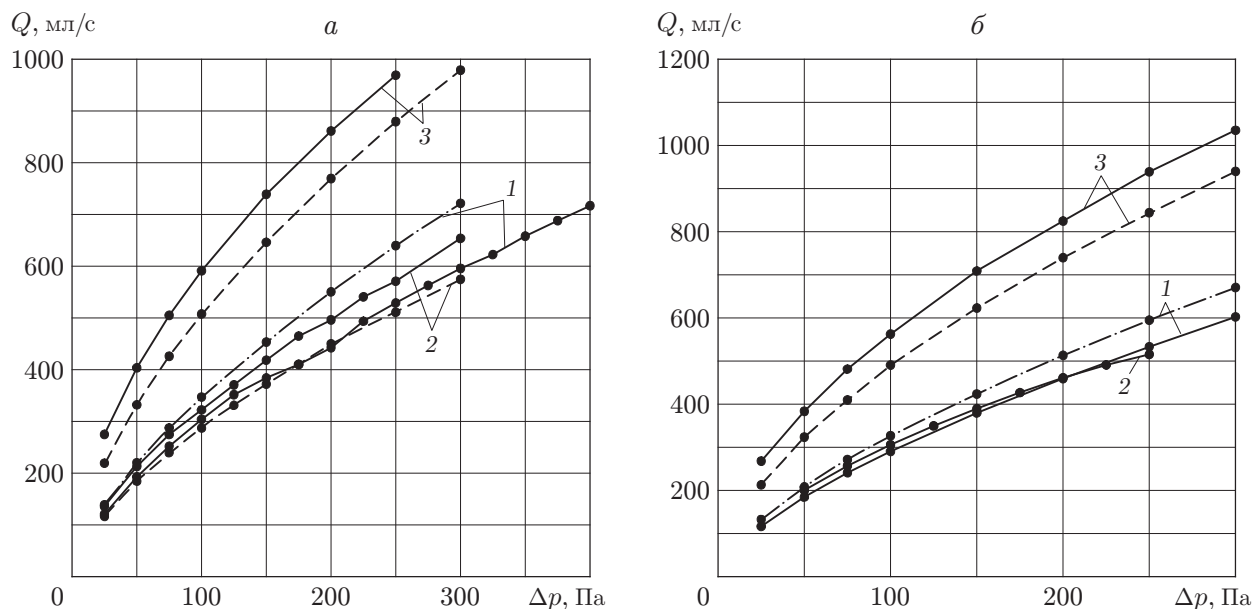


Рис. 2. Зависимости массового расхода воздуха на вдохе (а) и выдохе (б) от перепада давления для различных вариантов носовых ходов, представленных на рис. 1:

1 — вариант 1, 2 — вариант 2, 3 — вариант 3; сплошные линии — левый носовой ход, штриховые — правый носовой ход, штрихпунктирные — левый носовой ход в укороченном виде для варианта 1

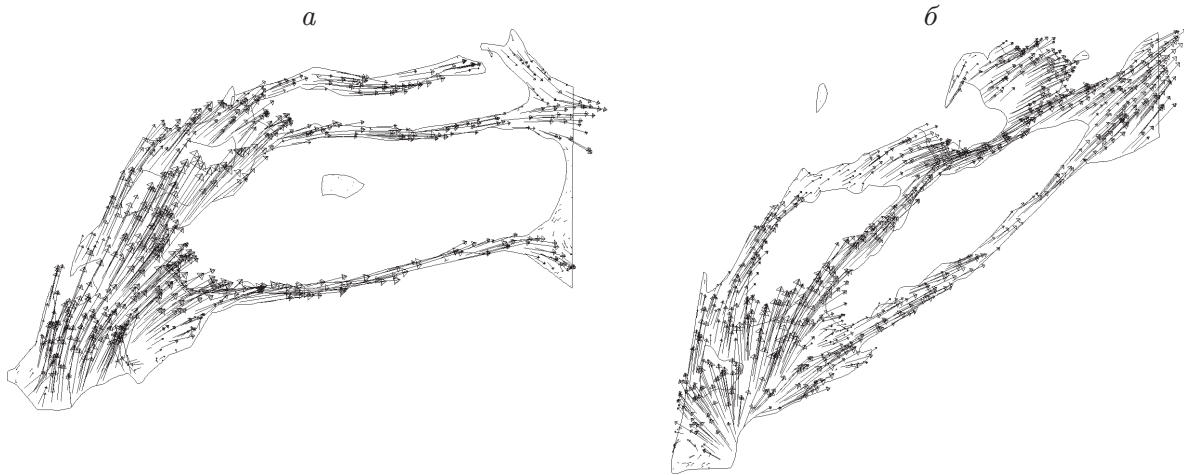


Рис. 3. Проекция вектора скорости на сагиттальную плоскость ( $X = \text{const}$ ) на вдохе для левого носового хода при  $\Delta p = 150$  Па:  
*a* — вариант 1, *б* — вариант 2

Различие расходов для полного и укороченного носовых ходов составляет приблизительно 20 %, что обусловлено большими потерями давления на входном участке. Кривые для вариантов 1, 2 лежат близко друг к другу, кривые для варианта 3 лежат значительно выше, так как расход воздуха для варианта 3 превышает расход в варианте 2 в 1,7 раза. Объемы левых носовых ходов для трех вариантов равны  $0,78 \cdot 10^{-5}$ ,  $1,05 \cdot 10^{-5}$  и  $1,65 \cdot 10^{-5}$  м<sup>3</sup> соответственно, т. е. вариант 3 соответствует пациенту с более развитыми носовыми ходами, объем которых более чем в два раза превышает объем ходов для варианта 1. Подобные закономерности наблюдаются на рис. 2, *б*, на котором представлены зависимости массового расхода воздуха от перепада давления для режима выдоха. Кривая, соответствующая правому каналу варианта 2, практически совпадает с такой же кривой для варианта 1. Массовые расходы воздуха для левого и правого носовых ходов варианта 2 также очень близки. Различие расходов для полного и укороченного носовых ходов варианта 1 незначительно превышает 10 %. Расход воздуха на выдохе для варианта 3 превышает расход в варианте 2 также в 1,7 раза.

На рис. 3, *а* приведены проекции вектора скорости на сагиттальную плоскость ( $X = \text{const}$ ) для левого носового хода варианта 1 на вдохе при  $\Delta p = 150$  Па, что соответствует спокойному дыханию. Здесь и далее длина векторов пропорциональна величине модуля скорости. Представленная на рис. 3, *а* картина течения является типичной для нормального, с точки зрения медиков, носового хода, в котором основной поток воздуха проходит в его нижней части. В передней области за ноздрей имеется небольшая область возвратных течений. Образовавшийся здесь вихрь выполняет важную теплообменную функцию. При увеличении перепада давления, что соответствует более глубокому дыханию, вихрь во входной части носа становится более интенсивным. На рис. 3, *б* представлена аналогичная картина течения для левого носового хода варианта 2 на вдохе при том же значении  $\Delta p$ . Рассматриваемое течение отличается от течения варианта 1 тем, что основной поток проходит по средней части носового канала. На входе наблюдается более протяженная область возвратного течения, что должно вызывать некоторое затруднение дыхания. Однако этого не происходит, и расход практически совпадает с расходом для варианта 1, поскольку в этом случае объем носовой полости больше на 30 %. Подобная картина течения наблюдается и для правого носового хода.

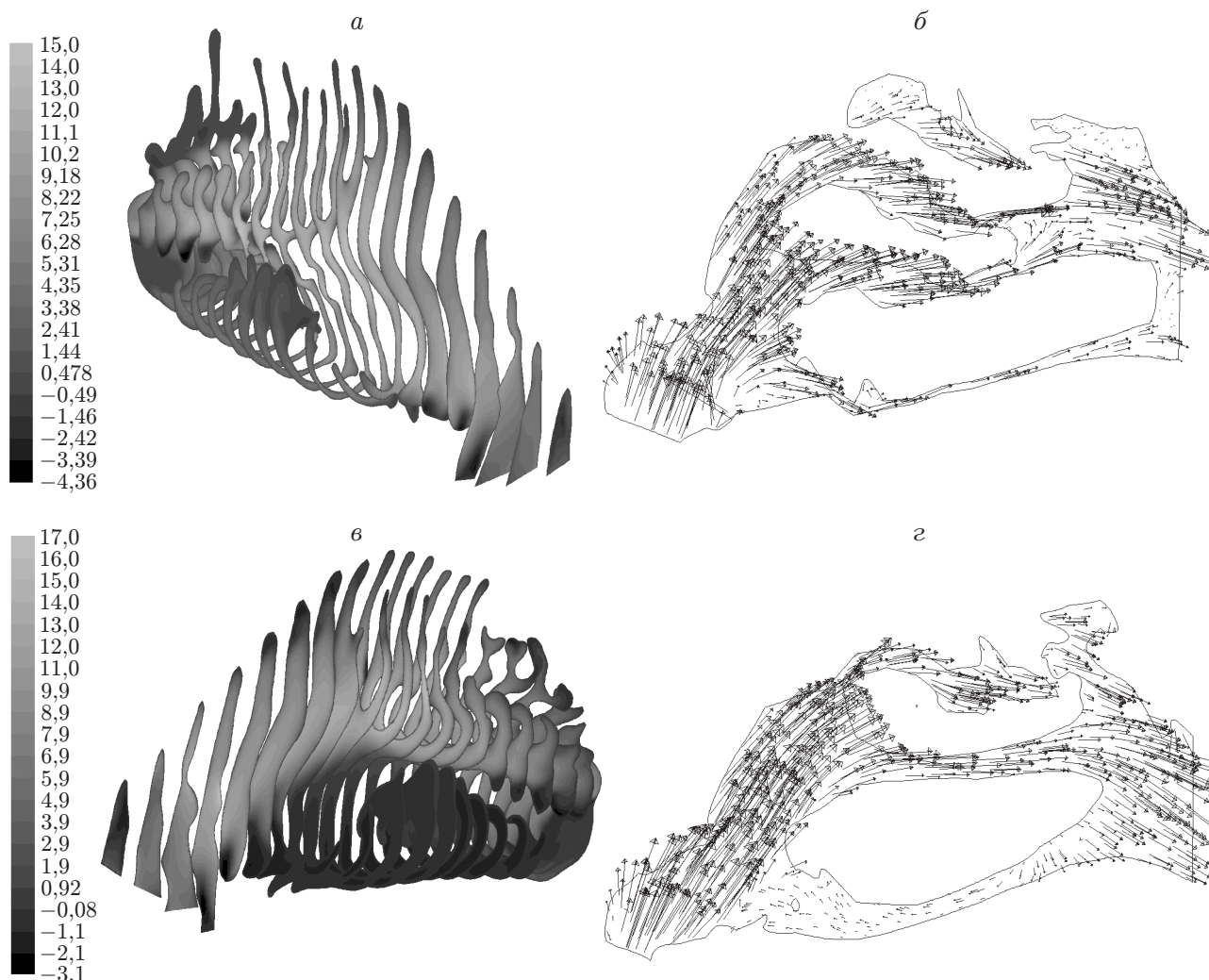


Рис. 4. Распределения скорости для правого (*a, б*) и левого (*в, з*) носовых ходов варианта 3 на вдохе при  $\Delta p = 300$  Па:

*a, в* — поля продольной компоненты скорости в коронарных сечениях; *б, з* — проекции вектора скорости на сагиттальную плоскость

На рис. 4, *a, б* показано распределение скорости для правого носового хода варианта 3 на вдохе при перепаде давления  $\Delta p = 300$  Па. На рис. 4, *a* приведены поля продольной компоненты скорости в коронарных сечениях. Видно, что основной носовой ход искривлен и заужен. На рис. 4, *б* представлены проекции вектора скорости на сагиттальную плоскость  $X = \text{const}$ . Основной поток движется по средней и верхней областям канала. Наблюдаются застойные зоны и небольшие зоны возвратного течения. На рис. 4, *в, з* представлены аналогичные распределения для левого канала. В этом случае видимые аномалии отсутствуют. Однако практически весь нижний носовой ход представляет собой область возвратного течения. При этом массовый расход воздуха в левом канале превышает массовый расход в правом, патологически измененном канале (см. рис. 2, *a*). Заметим, что в вариантах 1, 2 возникновения обширных зон возвратного течения не наблюдалось.

На режиме вдоха при перепаде давления  $\Delta p = 150$  Па максимальные значения продольной компоненты скорости равны  $V_z = 11, 8, 12$  м/с, при  $\Delta p = 300$  Па  $V_z = 20, 13, 18$  м/с соответственно. При этом отрицательные значения компоненты  $V_z$  достигают  $-9$  м/с в



случае варианта 1,  $-7$  м/с в случае варианта 2, в случае варианта 3  $V_z = -15$  м/с при  $\Delta p = 150$  Па и  $V_z = -22$  м/с при  $\Delta p = 300$  Па. Данные максимальные значения имеют место в окрестности входа в носовую полость. В зоне возвратного течения в нижнем носовом ходе левого канала варианта 3  $V_z = -2,5$  м/с.

**5.** Создана математическая технология обработки объектов клинической ринологии. С использованием томограмм, а также коммерческих программ смоделированы формы носовых ходов и построены нерегулярные пространственные конечно-разностные сетки. Расчет стационарного течения проводился на суперкомпьютере Itanium2 в Сибирском суперкомпьютерном центре СО РАН с использованием коммерческой программы “Fluent”, а также модели течения Навье — Стокса. Проведены параметрические расчеты течений в каналах носовых ходов при вдохе и выдохе для трех вариантов, один из которых характеризовался медиками как патологический. Построены зависимости полученных массовых расходов воздуха от перепада давления на входе и выходе канала. Показано, что на входном участке канала, где происходит разворот потока, потери существенны. Представлены картины течения при вдохе в коронарных и сагиттальных сечениях. Установлено, что при физиологической норме основной поток воздуха проходит через нижнюю наиболее широкую зону канала, при наличии патологических изменений, не влекущих затруднения дыхания, — через нижнюю и среднюю зоны. При патологических изменениях и затруднении дыхания течение в носовых ходах существенно отличается: основной поток воздуха проходит через среднюю и верхнюю зоны, а в нижней области образуются застойная зона в правом канале и обширная зона возвратного течения в левом канале.

Таким образом, расчеты выявили значительные различия полей течения в рассмотренных вариантах носовых полостей. Анализ полученных численных результатов позволяет выявить причины затруднения дыхания. Рассмотренные примеры показали уникальность и несимметричность носового тракта человека. На данном этапе представляется проблематичным получение универсальных стандартных зависимостей параметров течения от формы носовой полости.

## ЛИТЕРАТУРА

1. **Keyhani K., Scherer P. W., Mozell M. M.** Numerical simulation of airflow in the human nasal cavity // J. Biomech. Engng. 1995. V. 117. P. 429–441.
2. **Hörschler I., Meinke M., Schröder W.** Numerical simulation of the flow field in a model of the nasal cavity // Comput. Fluids. 2003. V. 32, N 1. P. 39–45.
3. **Hörschler I., Brücker Ch., Schröder W., Meinke M.** Investigation of the impact of the geometry on the nose flow // Europ. J. Mech. B. Fluids. 2006. V. 25, N 4. P. 471–490.
4. **Hörschler I., Schröder W., Meinke M.** Numerical analysis of the impact of the nose geometry on the flow structure. 2. Nasal valve and lower turbinate // Comput. Fluid Dynamics J. 2008. V. 16. P. 243–260.
5. **Kelly J. T., Prasad A. K., Wexler A. S.** Detailed flow patterns in the nasal cavity // J. Appl. Physiol. 2000. V. 89. P. 323–337.
6. **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, iss. 3. P. 3–5.
7. **Wilcox D. C.** Reassessment of the scale determining equation for advanced turbulence models // AIAA J. 1988. V. 32, N 11. P. 1299–1310.