

УДК 533.6.011:51 + 612.215.4

ЧИСЛЕННОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ТЕЧЕНИЯ ВОЗДУХА В НОСОВОЙ ПОЛОСТИ ЧЕЛОВЕКА С ИМИТАЦИЕЙ ПРИМЕНЕНИЯ КЛИНИЧЕСКОГО МЕТОДА ПЕРЕДНЕЙ АКТИВНОЙ РИНОМАНОМЕТРИИ

В. М. Фомин, В. Л. Ганимедов, М. Н. Мельников*,
М. И. Мучная, А. С. Садовский, В. И. Шепеленко

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

* Государственная Новосибирская областная клиническая больница, 630087 Новосибирск
E-mail: ganim@itam.nsc.ru

Проведено численное моделирование течения воздуха в носовой полости человека с использованием клинического метода измерения пропускной способности полости носа. Результаты исследования объясняют противоречие между расчетными данными и данными, получаемыми при проведении клинических измерений.

Ключевые слова: численное моделирование, носовая полость, коронарные сечения, объемный расход, перепад давления, метод передней активной риноманометрии.

1. В работе [1] представлены первые результаты численных исследований течения воздуха в носовой полости человека, выполненных с помощью пакета Fluent, приведены картины распределения скорости, а также зависимости расхода воздуха через нос от перепада давления. Данные результаты были получены для носовых полостей трех человек, геометрия этих полостей имеет выраженную индивидуальную изменчивость. С помощью метода передней активной риноманометрии (ПАР) с использованием специализированного прибора — риноманометра, который определяет зависимость объемного расхода воздуха от перепада давления между входом в носовую полость и выходом из нее в носоглотку, клиницистами получены графические кривые. Результат сравнения расчетных данных с данными ПАР оказался неудовлетворительным и, более того, противоречивым. Численные исследования с использованием пакета Fluent были продолжены, и, возможно, удалось найти объяснение противоречию между расчетными и риноманометрическими данными. Отметим, что во всех расчетах предполагается турбулентный режим течения (модель $k-\omega$).

2. На рис. 1 представлены зависимости объемного расхода воздуха при вдохе от перепада давления в носовой полости, полученные в расчетах и измеренные с помощью метода ПАР. Представлены данные для пяти вариантов геометрии носовой полости. Три варианта рассматривались в [1], их нумерация сохранена в настоящей работе. Вариант 1 соответствует физиологической норме; вариант 2 — полости носа с узкими носовыми ходами, расположенными под очень большим углом к твердому небу; вариант 3 — наличие аномалии в правой половине носа — шипа (выроста) на носовой перегородке, препятствующего

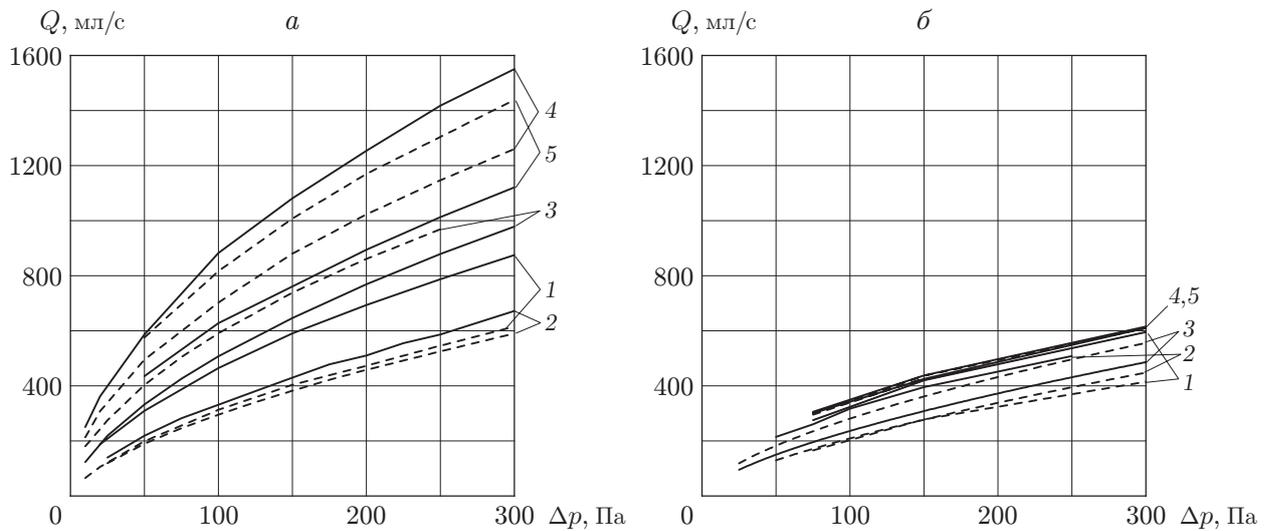


Рис. 1. Зависимости объемного расхода воздуха от перепада давления в носовой полости, полученные в расчетах (а) и измеренные с помощью метода ПАР (б): 1–5 — варианты носовых полостей; сплошные линии — правый носовой ход, штриховые — левый носовой ход

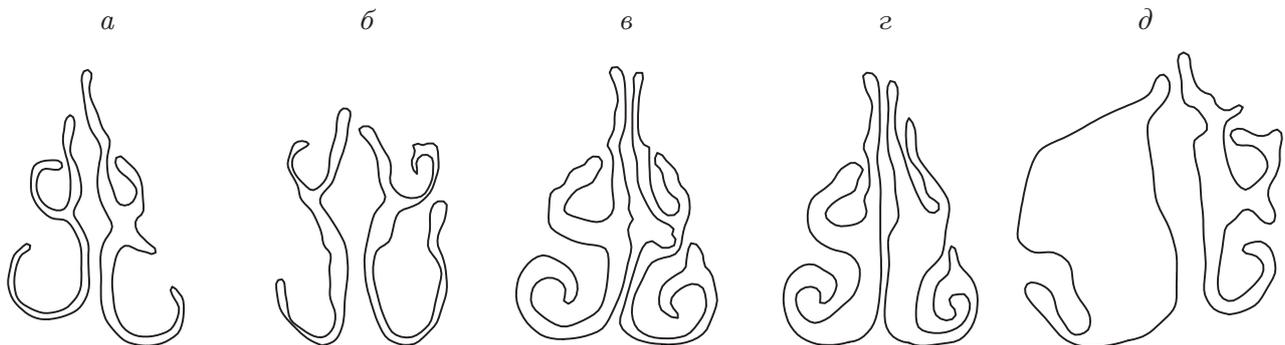


Рис. 2. Характерные коронарные сечения носовых полостей: а, б, в, г, д — варианты 1, 2, 3, 4, 5 носовых полостей

прохождению потока воздуха; вариант 4 — полости носа прооперированного пациента (см. вариант 3), которому был удален костный шип на носовой перегородке; вариант 5 — полости носа, в левой половине которого отсутствуют носовые раковины (так называемый пустой нос).

На рис. 2 показаны коронарные сечения, соответствующие данным пяти вариантам. Следует отметить, что коронарные сечения вертикально пересекают полость носа и почти перпендикулярны основному направлению потока. На рис. 2 видно, насколько индивидуальны носовые полости различных людей и насколько существенно различие между правой и левой носовыми полостями у одного человека. В таблице приведены значения внутреннего объема всех 10 носовых полостей в порядке возрастания.

Сопоставляя данные таблицы и расчетные кривые, показанные на рис. 1, а, можно заметить, что эти кривые располагаются одна над другой в порядке возрастания объема носовой полости. Исключением является “пустой нос”: при значении объема носовой полости, существенно превышающем его значение в правой полости носа в варианте 4, расход воздуха в “пустом носу” меньше. Прямой пропорциональной зависимости между объемом

Значения внутреннего объема носовых полостей

Вариант	Носовая полость	$V \cdot 10^5, \text{ м}^3$
1	Левая	0,973
2	Левая	1,04
3	Правая	1,05
4	Правая	1,24
5	Правая	1,28
6	Левая	1,64
7	Правая	1,92
8	Левая	2,66
9	Правая	2,73
10	Левая	3,88

носовой полости и расходом воздуха через нее не наблюдается, т. е. расход зависит и от площади входного сечения ноздри, и от формы носовой полости.

Сравнение расчетных (см. рис. 1,а) с экспериментальными (см. рис. 1,б) данными показывает, что все кривые, полученные с помощью метода ПАР, расположены ниже расчетных кривых. Достаточно близкие результаты наблюдаются только для варианта 2. Для вариантов 3–5 значения расхода, полученные методом ПАР, в $2,0 \div 2,5$ раза меньше расчетных, при этом отсутствует корреляция между расходом и объемом носовой полости. Согласно методике ПАР широкие и узкие носовые полости пропускают сравнимые по величине расходы воздуха; расход в варианте 3 даже меньше, чем в варианте 2, которому соответствуют наиболее узкие носовые ходы. Результаты риноманометрии показывают, что правая полость в варианте 1, обе полости в вариантах 4 и 5 (с существенным различием в этом варианте геометрии правой и левой полостей носа) имеют практически одинаковую проходимость.

3. Для выяснения причин данного несоответствия проведены численные исследования, имитирующие риноманометрические измерения. Предоставленные клиницистами риноманограммы получены с помощью аппарата фирмы Homoth, имеющего два канала, необходимых для регистрации давления в преддверии (vestibulum) носа. Пневмотрассы начинаются с носовых адаптеров, представляющих собой цилиндрические трубки, внутренний диаметр которых равен 5 мм, с наконечником в виде оливы для obturации адаптера в преддверии носа. Адаптеры вставляются в правую и левую носовые полости через ноздри. Первый адаптер имеет свободный выход в окружающее пространство, на его внутренней поверхности расположены отверстия для измерения величины статического давления в проходящей через него при вдохе и выдохе струе воздуха. Второй адаптер, вставленный в другую ноздрю, не имеет выхода в окружающее пространство и предназначен для измерения давления в “заглушенной” половине носа, где течение воздуха отсутствует. За счет разности атмосферного давления и давления в “заглушенной” половине носа возникает перепад давления в результате респираторного усилия пациента. Давление в “заглушенной” половине носа практически постоянное и равно давлению в хоане (области, где обе носовые полости соединяются в одну). Одновременно на аппарате регистрируется объемный расход воздуха через “незаглушенную” половину носа. Применение метода передней активной риноманометрии с помощью прибора фирмы Homoth схематически показано на рис. 3.

4. Выполнен единичный расчет для укороченной правой носовой полости варианта 4 при перепаде давления $\Delta p = 150$ Па. Несколько первых сечений, в том числе вход в полость через ноздрю, не учитывались (область, занятая адаптером), а вход для вдыхаемого воздуха имитировался с помощью круга, расположенного под углом к твердому небу, рав-

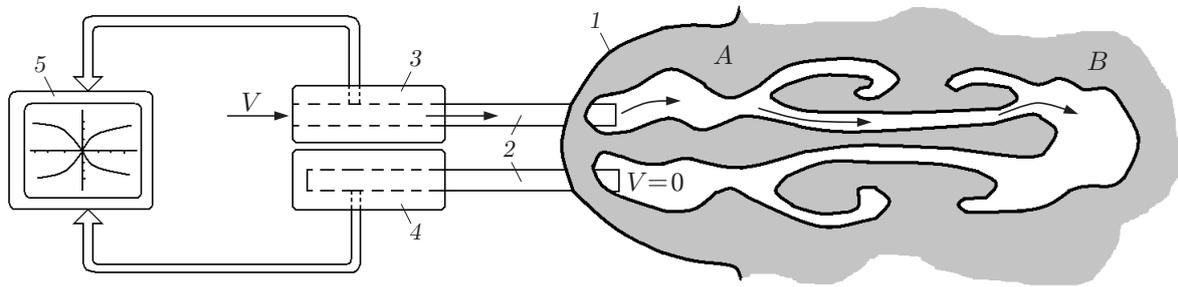


Рис. 3. Схема измерения пропускной способности полости носа с помощью метода передней активной риноманометрии:

1 — аксиальное сечение носа (*A* — вестибюль носа, *B* — хоана); 2 — носовые адаптеры; 3 — приемник статического давления в струе воздуха; 4 — приемник давления в преддверии “заглушенной” половины носа; 5 — блок обработки и регистрации результата

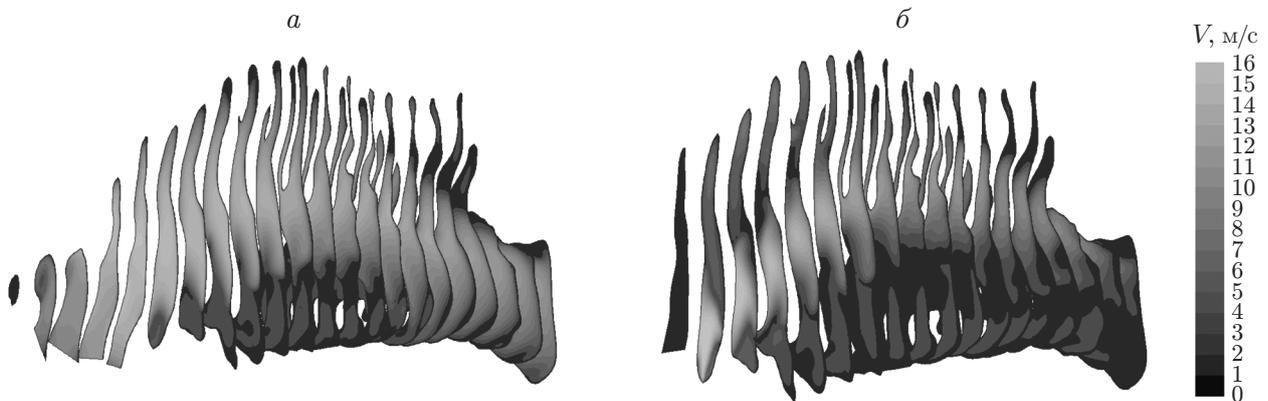


Рис. 4. Поля скорости в коронарных сечениях правой носовой полости для варианта 4 при $\Delta p = 150$ Па:

a — обычный вдох через ноздрю; *b* — простейшая имитация ПАР

ным примерно 45° . Площади этого круга и внутреннего канала носового адаптера равны. Изменения этой полости видны на рис. 4, где представлен ряд опорных коронарных сечений для полного и укороченного вариантов (вид спереди и сбоку от носовой перегородки). Результат расчета при $\Delta p = 150$ Па показан на рис. 5, *a* (точка 3, расположенная в непосредственной близости от риноманометрической кривой). О причине столь резкого уменьшения расхода по сравнению с расходом при обычном вдохе позволяет судить различие полей скорости в коронарных сечениях (см. рис. 4). Поле течения в носовой полости кардинально изменилось: оно приобрело вид струи в затопленном пространстве, в то время как при обычном вдохе поток проходит практически по всему общему носовому ходу.

На рис. 5, *b* представлены результаты расчетов для левой половины носа варианта 5, которые имитируют ПАР в более точной постановке: геометрическая модель включала трубку риноманометра. Расчеты проводились при трех значениях $\Delta p = 75, 150, 300$ Па, являющихся опорными точками в методике ПАР. При анализе результатов установлено, что падение давления в основном происходит в трубке носового адаптера. Поэтому, для того чтобы результаты расчетов соответствовали графикам ПАР, на которых фиксируется перепад давления между входом в носовую полость и хоаной, они были представлены с учетом перепада давления в трубке. Эти результаты (кривая 2) практически совпадают с результатами ПАР (см. рис. 5, *b*). На рис. 6 показана картина течения при обычном вдохе

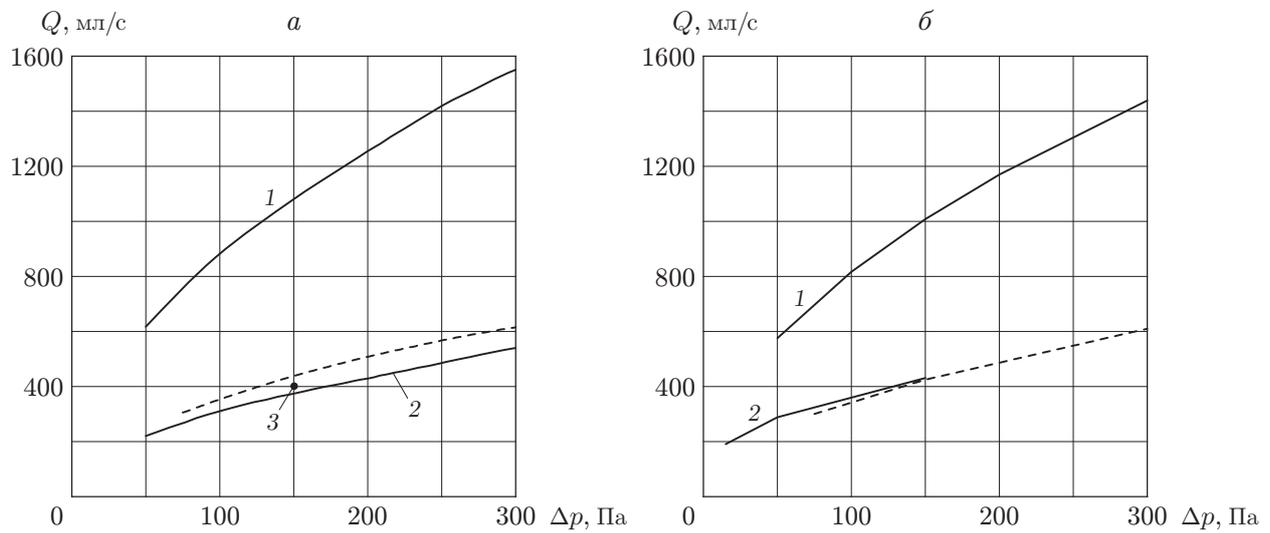


Рис. 5. Зависимость объемного расхода воздуха от перепада давления в носовой полости:

a — правая носовая полость для варианта 4; *б* — левая носовая полость для варианта 5; 1 — обычный вдох, 2, 3 — имитация ПАР; сплошные линии — результаты расчета, штриховые — результаты измерения с помощью метода ПАР, точка 3 — единичный расчет при $\Delta p = 150$ Па (простейшая имитация)

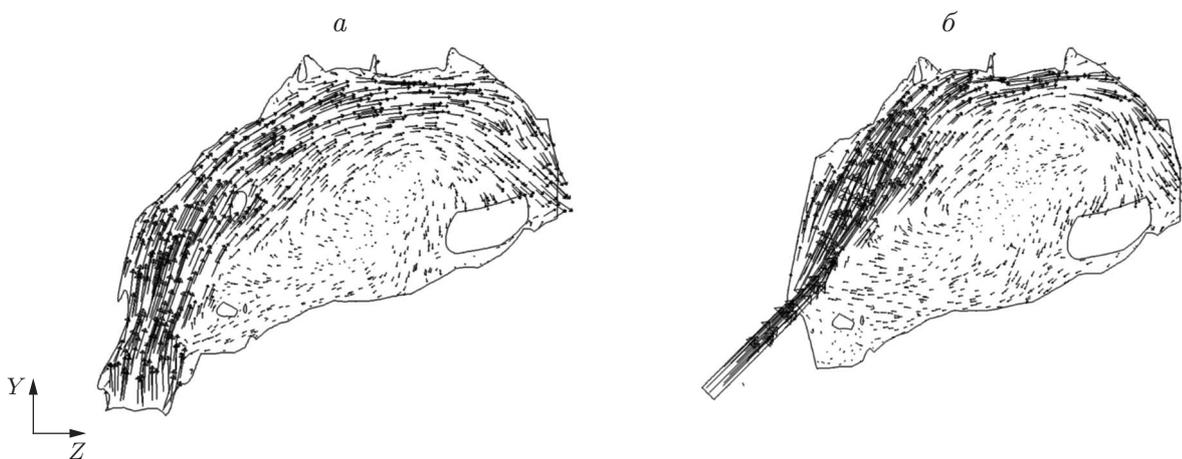


Рис. 6. Проекция вектора скорости на сагитальную плоскость ($x = \text{const}$) для левой носовой полости варианта 5 ("пустой нос"):

a — обычный вдох, *б* — имитация ПАР

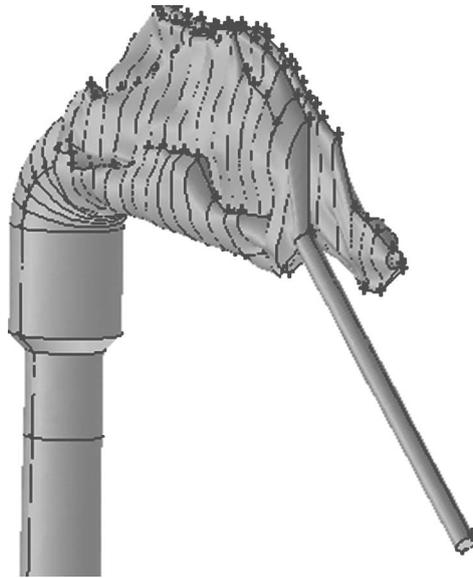


Рис. 7. Верхняя часть модели дыхательного тракта с имитацией ПАР

и при имитации ПАР. Векторные поля показаны в наиболее широком сагиттальном сечении полости носа, представляющей собой “пустой нос” и наглядно передающей картину течения. Видно, что при обычном вдохе (см. рис. 6,а) форма этой носовой полости обуславливает то, что основной поток в виде широкой струи проходит вдоль ее верхней части, а ниже образуется обширная застойная зона со слабым возвратным течением. Этим объясняется тот факт, что на рис. 1,а кривая расхода воздуха для варианта 5 расположена ниже кривой для правой половины носа варианта 4, несмотря на то что объем полости носа в первом случае в 1,5 раза больше, чем во втором. При вдохе через трубку (см. рис. 6,б) в носовой полости формируется значительно более узкая струя воздуха, а застойная область в этом случае намного больше, вследствие чего расход воздуха существенно уменьшается.

Аналогичные расчеты выполнены для варианта 2, в котором расчетные и риноманометрические зависимости расхода воздуха от перепада давления изначально были близки. В данном случае с помощью имитации ПАР получены результаты, соответствующие обоим случаям. Эта ситуация также объяснима: вариант 2 отличается от других рассмотренных вариантов большим наклоном носовых полостей к горизонтали и их исключительной узостью (см. рис. 1 в [1]), поэтому режим течения в данном варианте близок к струйному.

Вариант 4 исследован в рамках наиболее строгой математической постановки. Геометрическая модель носовой полости включает обе половины носа, объединенные с носоглоткой. Одна половина носа была “заглушена”, а в другую вставлен адаптер с трубкой. Для того чтобы минимизировать влияние краевого условия на выходе из расчетной области на параметры течения в носу при имитации процедуры ПАР, дыхательный тракт был смоделирован до бифуркации трахеи. Носоглотка, трахея и канал носового адаптера моделировались поверхностями стандартных фигур, имеющих в базе Gambit (препроцессор пакета Fluent). Анатомические подробности строения носоглотки в данном приближении не учитывались вследствие отсутствия данных томографии. Трахея аппроксимировалась круговым цилиндром, геометрические параметры которого взяты из [2]. Общий вид верхней части построенной модели дыхательного тракта представлен на рис. 7.

На рис. 8 показаны результаты расчетов при значении перепада давления $\Delta p = 150$ Па. На рис. 8,а приведено векторное поле скорости в правой носовой полости для случая, когда дыхание осуществляется естественным образом через обе половины носа.

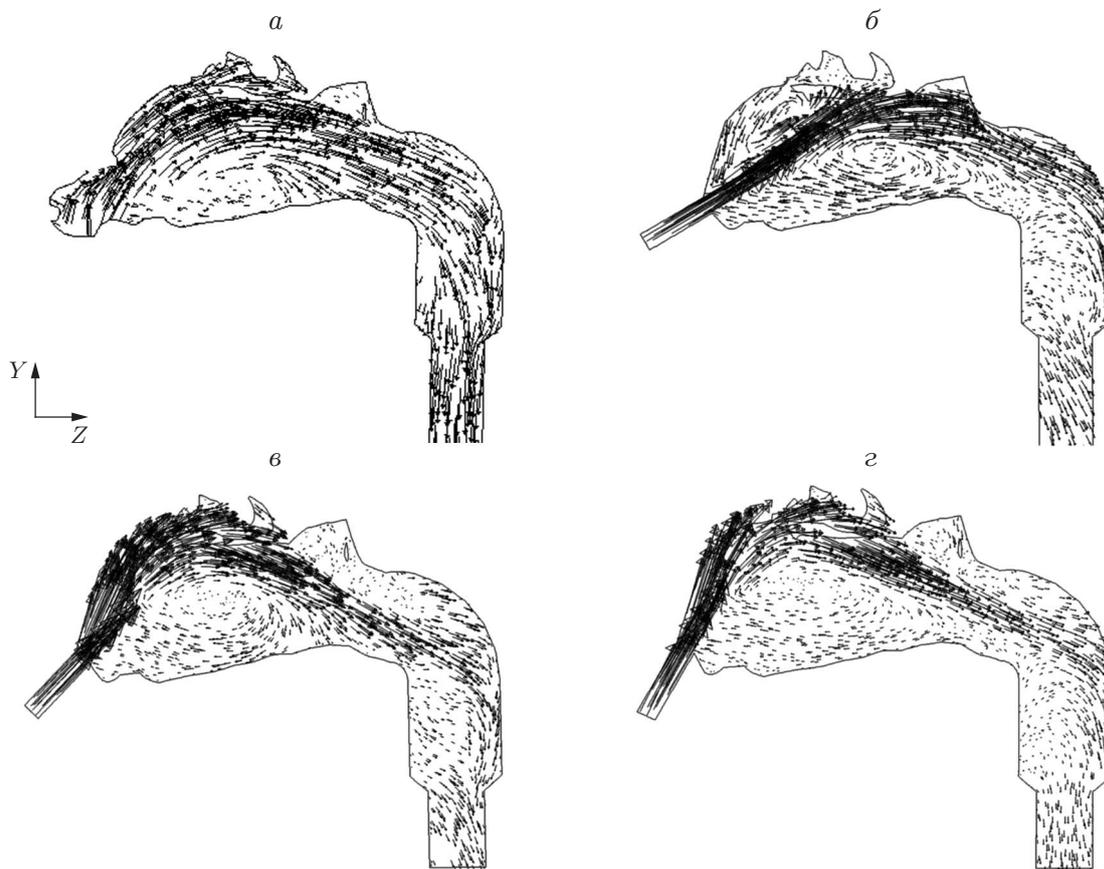


Рис. 8. Проекция вектора скорости на сагитальную плоскость ($x = \text{const}$) для правой носовой полости варианта 4:

a — обычный вдох; $б-г$ — имитация ПАР с трубкой адаптера, вставленной под различными углами ($б — \alpha = 22^\circ$, $в — \alpha = 45^\circ$, $г — \alpha = 60^\circ$)

Видно, что основной поток вдыхаемого воздуха движется широким фронтом, занимая бóльшую часть полости, и внизу наблюдается обширная зона слабого возвратного течения. На рис. 8, $б-г$ показаны картины течения при углах установки носового адаптера относительно оси Z (продольная координата) $\alpha = 22, 45, 60^\circ$ соответственно. Во всех вариантах течения имеют четко выраженный струйный характер. В случае $\alpha = 22^\circ$ струя не попадает в верхний носовой ход, а, отразившись от верхней носовой раковины, уходит в носоглотку. Выше и ниже нее расположены зоны возвратного течения. При установке носового адаптера под углами $\alpha = 45, 60^\circ$ в передней половине носа верхняя граница струи практически совпадает с верхней границей носа, а зоны возвратных течений над струей появляются в другой половине носа. При $\alpha = 60^\circ$ струя воздуха “прижата” к верхней части носа, основная ее часть отражается от верхней ее стенки в обонятельной зоне носа. Этот случай наименее желателен в клинической практике, так как в обонятельной зоне носа имеется большое количество нервных окончаний и в норме поток воздуха вряд ли воздействует на нее. Случай $\alpha = 22^\circ$ труден для реализации, так как для этого требуется значительная деформация начального участка носовой полости. Из рис. 8, $б-г$ следует, что при выполнении процедуры ПАР картина течения и пропускная способность носа существенно зависят от субъективного фактора — угла установки оператором носового адаптера.

В расчетах наибольший объемный расход фиксируется при $\alpha = 22^\circ$, наименьший — при $\alpha = 60^\circ$. Для перепада давления $\Delta p = 150$ Па различие между расходами составляет 6 %. Анализ результатов расчетов позволяет сделать вывод, что оптимальный диапазон углов установки адаптера находится между значениями $\alpha = 35 \div 45^\circ$. В расчетах установлено, что в “заглушенной” левой носовой полости давление практически постоянно и равно значению в хоане, вследствие чего движение воздуха в ней практически отсутствует.

Количественное различие расходов показано на рис. 5,а (сплошная кривая 2 — расчет с имитацией ПАР при $\alpha = 45^\circ$), на котором видно, что объем воздуха, проходящего через правую носовую полость в варианте 4, при естественном режиме дыхания почти в три раза превышает объем воздуха при процедуре ПАР, так как при выполнении данной процедуры площадь входа в ноздрю в несколько раз больше площади входного сечения адаптера. Для рассматриваемого варианта отношение этих площадей приблизительно равно 8,5.

5. Таким образом, анализ результатов расчетов, проведенных для численной имитации ПАР, позволяет сделать вывод, что с помощью клинического метода передней активной риноманометрии можно получить только косвенную информацию о возможностях транспортной функции носа, а именно соотношение между значениями перепада давления и расхода воздуха через нос, не существующее в действительности при естественном дыхании. Следовательно, при обычных условиях дыхания перепад давления в носовой полости человека значительно меньше стандартных значений, являющихся опорными в методике ПАР, и при увеличении ширины и объема носовой полости это различие увеличивается.

В работе [1] и в последующих проведенных расчетах при постановке задачи на входе и выходе в качестве краевого условия выбирается перепад давления. Это условие целесообразно, поскольку исчезает необходимость задавать на входе неизвестное априори распределение скорости. Однако при выборе конкретных значений перепада давления на основании имеющихся данных значения $\Delta p = 150$ Па и $\Delta p = 300$ Па принимались соответствующими режимам спокойного и глубокого дыхания соответственно. Не умаляя полученных в [1] результатов, заметим, что исследования, проведенные в настоящей работе, показали ошибочность выбора данных значений. Возможно, эта ошибка не была бы допущена в случае ознакомления с работами, посвященными численным исследованиям течения в носовой полости (см., например, работы [3–5] и библиографию к ним). В [3–5] рассматриваются режимы течения для спокойного дыхания с объемным расходом воздуха, не превышающим суммарного значения для обеих полостей носа $Q = 600$ мл/с, которому соответствуют значения перепада давления, не превышающие $25 \div 50$ Па. Из рис. 1,а следует, что полученные в настоящей работе результаты удовлетворительно коррелируют с этими значениями.

В работе [3] рассматривался вопрос о несоответствии перепадов давления, полученных в расчетах и типичных для клинических измерений. Предполагалось, что это различие обусловлено несовершенством оцифровки томографических снимков или податливостью мягких тканей внутри носовой полости. На основании исследований, проведенных в настоящей работе, можно сделать вывод, что главной причиной этого несоответствия является изменение условий на входе в носовую полость, вызванное использованием аппаратуры риноманометра.

ЛИТЕРАТУРА

1. **Фомин В. М., Ветлуцкий В. Н., Ганимедов В. Л. и др.** Исследование течения воздуха в носовой полости человека // ПМТФ. 2010. Т. 51, № 2. С. 107–115.
2. **Вейбель Э. Р.** Морфометрия легких человека. М.: Медицина, 1970.

3. **Wexler D., Segal R., Kimbell J.** Aerodynamic effects of inferior turbinate reduction. Computational fluid dynamics simulation // Arch. Otolaryngol. Head Neck Surg. 2005. V. 131, N 12. P. 1102–1107.
4. **Doorly D. J., Taylor D. J., Gambaruto A. M., et al.** Nasal architecture: form and flow // Philos. Trans. Roy. Soc. London. Ser. A. 2008. V. 366. P. 3225–3246.
5. **Wang Y., Liu Y., Sun X., et al.** Numerical analysis of respiratory flow patterns within human upper airway // Acta Mech. Sinica. 2009. V. 25. P. 737–746.

Поступила в редакцию 30/V 2011 г.
