

6. Файзуллина Н.Т. Корректность краевой задачи электрогазодинамики для модели вязкого теплопроводного газа /Н.Т. Файзуллина // Динамика сплошной среды. – 1990. – Вып.97. – С.124–145.

УДК 519.63; 519.684

ИССЛЕДОВАНИЕ ДВИЖЕНИЯ ВОЗДУХА В РЕСПИРАТОРНОЙ СИСТЕМЕ ЧЕЛОВЕКА МЕТОДАМИ МАТЕМАТИЧЕСКОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ

Исахов Алибек Абдиашимович, доктор PhD, доцент, Казахский Национальный университет им. аль-Фараби, Республика Казахстан, 050040, г. Алматы, пр.аль-Фараби, 71, e-mail: alibek.issakhov@gmail.com

Абылкасымова Айжан Болатовна, докторант 1-го курса, Казахский Национальный университет им. аль-Фараби, Республика Казахстан, 050040, г. Алматы, пр.аль-Фараби, 71

Исследование течения воздуха в носовой полости человека представляет значительный интерес, поскольку дыхание осуществляется в основном с помощью носа. Носовое дыхание важно для поддержания внутренней среды легких, так как окружающий воздух переходит в альвеолярные условия при достижении носоглотки. В данной работе проводилось двухмерное численное исследование течения воздуха в модельных поперечных сечениях носовой полости для нормального человеческого носа на основе системы уравнений Навье-Стокса. Для решения системы уравнений Навье-Стокса применена схема расщепления по физическим параметрам. Полученные данные численного моделирования аэродинамики носовой полости человека сверялись с известными численными результатами, в виде профилей скорости и температуры. Результаты численного моделирования свидетельствуют о том, что при дыхании с помощью нормального человеческого носа есть достаточно времени для нагрева и водообмена, чтобы достичь внутриальвеолярного состояния. Носовая полость ускоряет теплообмен путем сужения проходов для воздуха и завихрений от носовых раковин стенок внутренней полости.

Ключевые слова: течение воздуха в респираторной системе человека, альвеолярное состояние, двухмерное компьютерное моделирование, теплообмен в носовой полости, уравнение Навье-Стокса, метод конечных объемов.

THE STUDY OF AIR FLOW IN THE HUMAN RESPIRATORY SYSTEM BY USING MATHEMATICAL MODELING METHODS

Issakhov A.A., PhD, associate professor, al-Farabi Kazakh National University named after, Republic of Kazakhstan, 050040, c. Almaty, av.al-Farabi, 71, e-mail: alibek.issakhov@gmail.com

Abylkassymova A.B., 1st year Phd student, al-Farabi Kazakh National University, Republic of Kazakhstan, 050040, c. Almaty, av.al-Farabi, 71

Abstract. Nasal inspiration is important for maintaining the internal milieu of the lung, since ambient air is conditioned to nearly alveolar conditions on reaching the nasopharynx. We conducted a two-dimensional computational study of transport phenomena in model transverse cross sections of the nasal cavity of normal human noses based on the Navier-Stokes equation. For solution of the Navier-Stokes equations applied projection method. The results suggest that during breathing via the normal human nose there is ample time for heat and water exchange to enable equilibration to near intraalveolar conditions. A normal nose can maintain this equilibrium under extreme environments. The turbinates increase the rate of local heat and moisture transport by

narrowing the passageways for air and by induction of laminar swirls downstream of the turbinate wall.

Keywords: Respiratory air conditioning, alveolar condition, 2D modeling, heat transfer, Navier-Stokes equations, finite volume method.

ВВЕДЕНИЕ

Носовая полость уравнивает вдыхаемый воздух с внутренним условием тела с удивительной эффективностью. В исследованиях Коула [5] Инглестедта [8] и Вебба [15] было достигнуто общее согласие, что вдыхаемый воздух через носовые полости достигает до альвеолярного состояния (полностью насыщен парами воды и при температуре тела) к тому времени, когда она достигает глотки, и это практически не зависит от состояния окружающего воздуха поступившего через ноздри. Эти результаты были поддержаны Фарли и Пател [6], которые собирали в естественных условиях данные с показаний температуры воздуха вдоль верхние дыхательные пути, а также Ханна и Шерер [7], которые измерили локальные коэффициенты массообмена на гипсовой модели человеческой верхней дыхательной пути. Тем не менее, МакФаден [13] отметил, что в то время эти выводы справедливы и для спокойного дыхания, в некоторых обстоятельствах при высоких уровнях вентиляции, кондиционирование дополнительного воздуха должно происходить во внутригрудных дыхательных путях для того, чтобы полностью обуславливать вдыхаемый воздух в альвеолярном состоянии.

Многочисленные исследования были направлены на оценку увлажнения и регулирования температуры носовой полости. Однако математические модели были основаны на осесимметричных трубках или занятых квазистационарных потоках [14]. Как правило, эти работы подтвердили мнение, что в нормальных условиях есть достаточно времени для нагрева и увлажнения воздуха в носу млекопитающих. Кроме того, лекарства также как хирургические процедуры в настоящее время используются с возрастающей скоростью для восстановления структуры и функций носа [12]. Например, ароматические ингаляции используются для улучшения воздушного потока и для уменьшения скопления, а также процедуры ринопластики используются для преодоления травмы или эстетических деформаций. Эти искусственные вмешательства вызывают локальные изменения, и может повлиять на эффективность транспортных явлений. Однако, точные интраназальные характеристики и распределение транспортных явлений пока еще неизвестны даже для нормального (или здорового) состояния [10, 11].

Экспериментальное исследование носовой полости является невозможным, из-за сложной внутренней структуры и размеров, т.е. введение измерительного прибора или зонда вызывает возмущение потока. Поэтому математическое моделирование является единственным подходом для изучения течения воздуха в носовой полости.

Целью данного исследования было использование вычислительной модели для исследования динамической емкости носовой полости, процесса нагрева и увлажнения вдыхаемого воздуха.

ПОСТАНОВКА ЗАДАЧИ

Структура носовой полости обеспечивает очень сложный путь для воздушного потока. Сложная структура носовой полости и полный трехмерный анализ потока пара, передача тепла во внутренней части слизистой оболочки носовой полости требует значительных вычислительных ресурсов, которые препятствуют систематическому анализу соответствующих факторов.

С учетом имеющихся вычислительных ресурсов, комплексное исследование транспортных механизмов проводилось в двумерном виде, через поперечные сечения носа.

Вдобавок, делались следующие предположения:

- Стенки носовой полости и носовых раковин предполагаются неподвижно твердыми.
- Течение воздуха в носовой полости рассматривается как ламинарное течение, и воздух как несжимаемую среду.
- Скорости на стенках полости принимаются как нулевые ($u = 0$, $v = 0$).

Тонкие особенности носа не имеют точных размеров, т.к. существуют различия в структуре носовой полости у здоровых людей, поэтому мы не можем определить точную модель «нормального носа». Таким образом, разрабатывается упрощенная модель носа, где выявляются основные существенные признаки носовой полости. Размеры взяты из усредненных данных носовой полости человека.

Физической областью задачи является второе поперечное сечение, которое имеет важное значение для исследования, т.к. именно в этой области протекает значимая доля воздушного потока, а также имеет сложную структуру, благодаря которой выполняются основные функции носовой полости.

Математическая модель построена на основе уравнений Навье-Стокса, включающие уравнение неразрывности, уравнение движения и уравнение энергии [2,4]. Дискретизация проведена методом конечных объемов [1, 9].

$$\nabla U = 0,$$

$$\frac{\partial U}{\partial t} + (U \cdot \nabla)U = -\frac{1}{\rho} \nabla p + \nu \nabla^2 U,$$

$$\frac{\partial T}{\partial t} + (U \cdot \nabla)T = \frac{k}{\rho c_p} \nabla^2 T,$$

где U - вектор скорости, t - время, p - давление, ν - кинематическая вязкость, T - температура, c_p - удельная теплоемкость среды при постоянном давлении, k - коэффициент теплопроводности, ρ - плотность.

Граничное условие входа вдыхаемого воздуха задается в виде профиля, а температуру внешнего воздуха взят равным 25°C:

$$u_{in}(t, x = 0, y) = \left[2 \sin^2 \frac{\pi}{2} - 1 \right] \times \frac{(12y - y^2)}{36}$$

$$T_{in}(t, x = 0, y) = 25^\circ C$$

На стенках носовой полости и носовой раковины:

$$u_{wall}(t, x, y) = 0, \quad v_{wall}(t, x, y) = 0, \quad T_{wall}(t, x, y) = 37^\circ C$$

Начальные условия:

$$u_0(t = 0) = 0,$$

$$T_0(t = 0) = 32^\circ C.$$

ЧИСЛЕННЫЙ АЛГОРИТМ

Для численного решения данной системы уравнений используется схема расщепления по физическим параметрам [3,9]. На первом этапе предполагается, что перенос количества движения осуществляется только за счет конвекции и диффузии, и методом Рунге-Кутты четвертого порядка вычисляется промежуточное поле скоростей [4]. На втором этапе, по найденному промежуточному полю скорости, находится поле давления. Уравнение Пуассона для поля давления решается методом Якоби. На третьем этапе предполагается, что перенос

осуществляется только за счет градиента давления. На четвертом этапе вычисляется уравнения для температуры методом Рунге-Кутты четвертого порядка [4, 10, 11].

$$\begin{aligned}
 \text{I.} \quad & \int_{\Omega} \frac{\vec{u}^* - \vec{u}^n}{\tau} d\Omega = - \oint_{\partial\Omega} (\nabla \vec{u}^n \vec{u}^* - \nu \Delta \vec{u}^*) n_i d\Gamma \\
 \text{II.} \quad & \oint_{\partial\Omega} (\Delta p) d\Gamma = \int_{\Omega} \frac{\nabla \vec{u}^*}{\tau} d\Omega \\
 \text{III.} \quad & \frac{\vec{u}^{n+1} - \vec{u}^*}{\tau} = -\nabla p. \\
 \text{IV.} \quad & \frac{T^{n+1} - T^n}{\tau} = \alpha \Delta T - \nabla \vec{u}^n T
 \end{aligned}$$

РЕЗУЛЬТАТЫ РАСЧЕТОВ

В результате численного моделирования аэродинамики носовой полости человека получены следующие данные; для проверки использовались данные расчетов из статьи [14], где описаны профили продольной компоненты скорости и температуры в трех местах: на расстоянии $x_1 = 17\text{мм}$, $x_2 = 49\text{мм}$ и $x_3 = 80\text{мм}$ от входа (Рис. 1).

На рисунке 2 показаны сравнение профилей для x_1 и x_3 продольной составляющей скорости результатов расчета и данных из статьи Naftali S. [14]. На рисунке 3 показаны сравнение профили температуры для сечений x_1 и x_2 с работой [14].

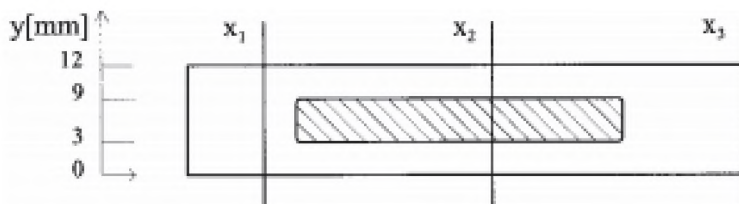


Рис. 1. Оценка в трех локациях для температуры и скорости для поперечного сечения.

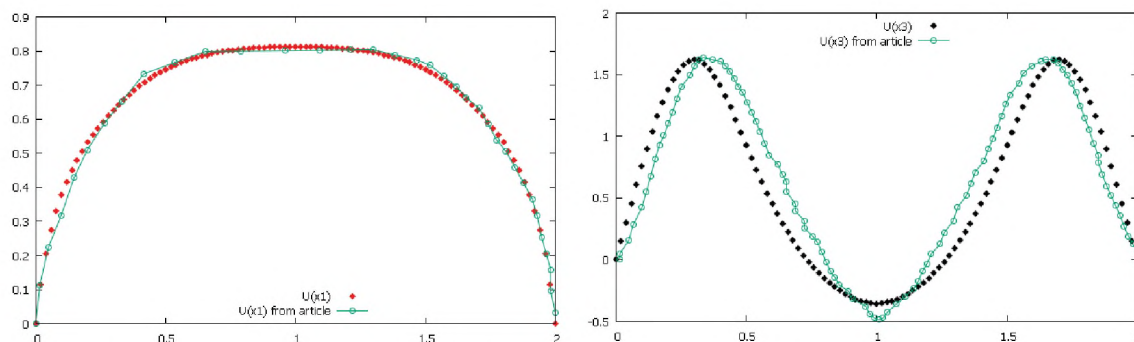


Рис. 2. Сравнения профили составляющей скорости для сечений $x_1 = 17\text{мм}$ и $x_3 = 80\text{мм}$ с результатами расчетов из статьи [16].

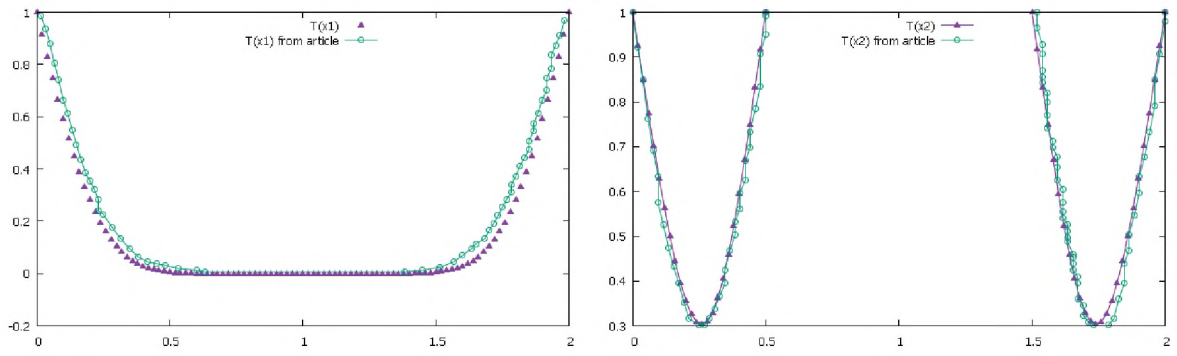


Рис. 3. Сравнения профили температуры для сечений $x_1 = 17\text{мм}$ и $x_2 = 49\text{мм}$ с результатами расчетов из статьи [16].

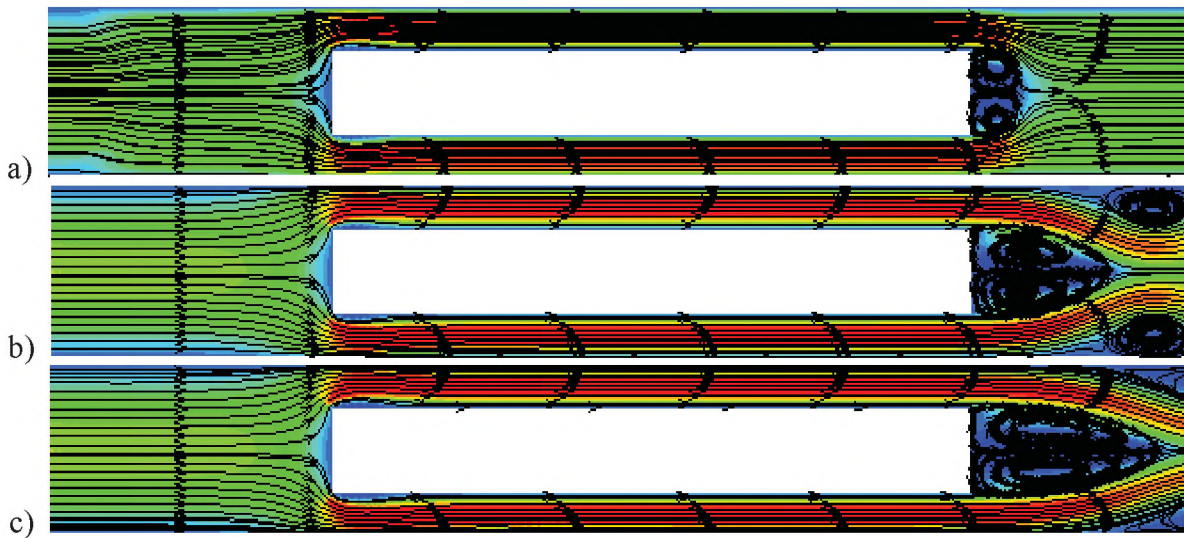


Рис. 4 – Продольные компоненты скорости потока для поперечного сечения с отобрением линий тока для различных временных слоев.

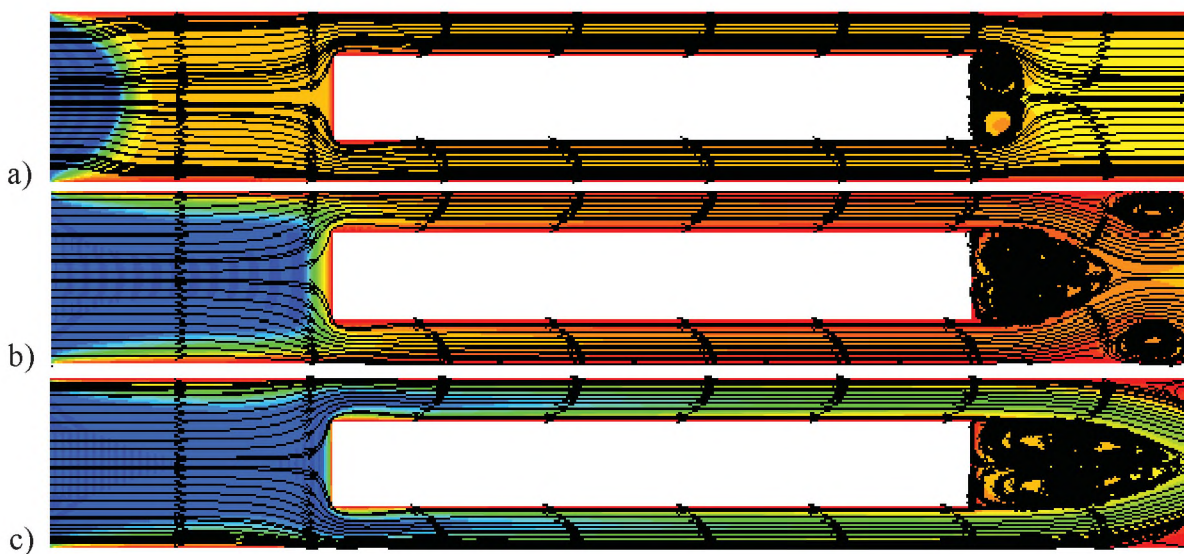


Рис. 5 – Температура потока для поперечного сечения с отобрением линий тока для различных временных слоев.

На рисунке 4 изображен продольный компонент скорости в поперечном сечении с отображением линий тока для различных временных слоев. По линиям тока видны вихри, появляющиеся из-за носовых раковин, которые играют немаловажную роль в процессе нагрева воздуха. На рисунке 5 отображается температура на расчетной области с линиями тока для различных временных слоев. Из рисунков можно заметить, что при прохождении в узких местах носовой полости воздух нагревается вниз по течению.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Таким образом, в ходе исследования носовой полости сделан вывод, что стенки носовой полости способствуют нагреву воздуха и появлению вихрей, которые имеют немаловажное значение для перехода воздуха в альвеолярное состояние, перед тем как попасть в носоглотку. Исследования движения воздуха в носовой полости являются актуально значимой, так как в настоящее время, по разным причинам увеличивается число людей с проблемами носового дыхания; данная проблема разрешается хирургическим путем, где важно оптимально оперировать структуру носа, так чтобы носовая полость правильно функционировала, поскольку нормальное дыхание должно осуществляется с помощью носа.

Список литературы

1. Андерсон Д. Вычислительная гидромеханика и теплообмен /Д. Андерсон, Дж. Таннехил, Р. Плетчер.- М.: Мир, 1990. Т. 2. - 337 с.
2. Роуч П. Вычислительная гидродинамика/ П. Роуч. - М.:Мир, 1972. 612 с.
3. Chorin A.J. Numerical solution of the Navier-Stokes equations // *Math. Comp.* –1968, 22, pp. 745-762.
4. Chung T.J. *Computational fluid dynamics*. 2002. p.1034.
5. Cole P. Some aspects of temperature, moisture and heat relationships in the upper respiratory tract // *J. Laryngol. Otol.* 67. – 1953. - 669–681 pp.
6. Farley R. D., and Patel K. R. Comparison of air warming in human airway with thermodynamic model // *Med. Biol. Eng. Comput.* 26. - 1988. - 628–632 pp.
7. Hanna L. M., and Scherer P. W. Measurement of local mass transfer coefficients in a cast model of the human upper respiratory tract // *J. Biomech. Eng.* 108. - 1986. - 12–18 pp.
8. Ingelstedt S. Studies on conditioning of air in the respiratory tract // *Acta Oto-Laryngol. Suppl.* 131. - 1956. - 1–80 pp.
9. Issakhov A., Mathematical modeling of the discharged heat water effect on the aquatic environment from thermal power plant // *International Journal of Nonlinear Science and Numerical Simulation*, – 2015, 16(5), pp. 229–238, doi:10.1515/ijnsns-2015-0047.
10. Issakhov A., Mathematical modeling of the discharged heat water effect on the aquatic environment from thermal power plant under various operational capacities // *Applied Mathematical Modelling*, –2016, Volume 40, Issue 2, pp. 1082–1096 <http://dx.doi.org/10.1016/j.apm.2015.06.024>.
11. Issakhov A. Large eddy simulation of turbulent mixing by using 3D decomposition method // *J. Phys.: Conf. Ser.* – 2011 318(4), pp. 1282-1288, doi:10.1088/1742-6596/318/4/042051.
12. Maran A. G. D., and Lund V. J. *Clinical Rhinology* // New York: Thieme Medical. - 1990.
13. McFadden E. R. Respiratory heat and water exchange: Physiological and clinical implications // *J. Appl. Physiol.* 54. - 1983. - 331–336 pp.
14. Naftali S., Schroter R. C., Shiner R. J., Elad D. Transport Phenomena in the Human Nasal Cavity: A Computational Model // *Annals of biomedical engineering*. - 1998. - 831-839 pp.
15. Webb P. Air temperatures in respiratory tracts of resting subjects // *J. Appl. Physiol.* 4. - 1951. - 378–382 pp.