

УДК 532.542.4:533.6.011.32:612.215.41

МОДЕЛИРОВАНИЕ ВОЗДУШНОГО ПОТОКА В КАНАЛАХ НЕРЕГУЛЯРНОЙ ФОРМЫ

А.А. Воронин, Г.Н. Лукьянов, Р.В. Неронов

Проанализированы основные подходы к компьютерному моделированию движения воздуха в носовых каналах человека при дыхании. Описаны различные модели турбулентности, которые могут быть применены для расчета скорости и давления воздуха. Проиллюстрированы результаты экспериментального измерения параметров воздушного потока на входе в носовую полость. Приведена геометрическая модель носовой полости, полученная из снимков компьютерной томографии, а также результаты моделирования движения воздуха в рамках данной модели. Приведены полученные поля скоростей и температур во время вдоха и выдоха.

Ключевые слова: численное моделирование воздушных потоков, компьютерная томография, носовая полость, турбулентность.

Введение

Проблема моделирования движения газа в каналах нерегулярной формы остро стоит в различных областях науки, в том числе и биомедицинских исследованиях. Так, осуществление операций по корректированию формы внутренних носовых перегородок, лечению различных заболеваний верхних дыхательных путей требует высокой квалификации оперирующего специалиста в сочетании с максимальным количеством информации об особенностях строения дыхательных путей пациента. Нередко индивидуальные различия в строении носовых каналов и пазух становятся причиной врачебных ошибок, которые могут привести к серьезным осложнениям, вплоть до летального исхода в случае повреждения прилегающих отделов головного мозга. Одним из возможных путей решения указанной проблемы может стать создание неинвазивной методики, позволяющей оперирующему специалисту получать данные об индивидуальных особенностях строения внутренних носовых каналов пациента, планировать траектории надрезов и анализировать результат планируемых действий до начала операции. Достижение таких результатов возможно при условии наличия виртуальной геометрической модели верхних дыхательных путей и возможностей моделирования движения воздуха в рамках этой модели при дыхании.

В последние годы несколькими группами исследователей был предпринят ряд попыток построения оптимальной геометрической модели внутренних носовых каналов человека с последующим моделированием движения воздуха при дыхании. Первые такие работы связаны с результатами, полученными группой исследователей из университета Пенсильвании (США) в 1993 году [1]. Исходная геометрическая модель верхних дыхательных путей была реконструирована по данным компьютерной томографии, а моделирование движения воздуха осуществлялось для правой части носовой полости для вдоха и выдоха при различных фиксированных значениях массового расхода. Авторы исследования пришли к выводу, что движение воздуха в общем случае носит турбулентный характер, однако, ввиду незначительного изменения профиля скоростей потока с изменением массового расхода, в невозбужденном состоянии спокойного дыхания (нормированный массовый расход воздуха примерно равен 150 мл/с) численное моделирование на основе моделей для ламинарного режима движения приводит к удовлетворительным результатам и хорошей корреляции с экспериментальными данными.

В последующие годы было разработано множество физических моделей движения потока воздуха при дыхании, основанных на геометрических данных, полученных по результатам компьютерной томографии [2–5]. При этом в более ранних работах осуществлялся расчет исключительно для стационарного режима движения воздуха [2, 5], в рамках которого были получены глобальные поля распределения скоростей и давлений потока без учета временных пульсаций данных динамических величин. Рядом исследователей [3, 4] были предприняты попытки описания движения воздуха при дыхании с помощью моделей для турбулентного течения жидкости: моделей $k-\epsilon$ и Спаларта–Альмараса [3], а также $k-\omega$ модели Уилкоккса [4]. Данные физические модели турбулентности позволяют осуществлять моделирование движения крупномасштабных турбулентных вихревых структур, но, вместе с тем, не дают возможности описать пульсации мгновенных значений пространственных компонент скорости, а также давления внутри потока, так как в своей основе содержат значения осредненных по Рейнольдсу параметров уравнений Навье–Стокса для движения жидкости.

В настоящем исследовании основное внимание было уделено разработке подробной нестационарной физической модели движения воздуха при дыхании, наиболее адекватно описывающей перемещение характерных для турбулентного потока вихревых структур, а также построению качественной сетки конечных элементов, позволяющей реализовать наибольшее доступное пространственное разрешение с учетом имеющихся в наличии вычислительных ресурсов.

Экспериментальное исследование характеристик потока воздуха при дыхании

Первым этапом исследования воздушного потока в носовой полости человека при дыхании стало измерение характеристик воздуха на входе в носовые каналы во время вдоха–выдоха, которое было осу-

шествлено при помощи многоканального ринологического прибора, разработанного на кафедре компьютерной теплофизики и энергофизического мониторинга НИУ ИТМО [6, 7]. Диагностический элемент данного прибора представляет собой клипсу с закрепленными датчиками температуры миниатюрных размеров (рис. 1), устанавливаемую на носовой перегородке на входе в носовую полость. Датчики позволяют фиксировать изменение температуры воздуха в процессе дыхания без искажения естественных характеристик воздушной струи.

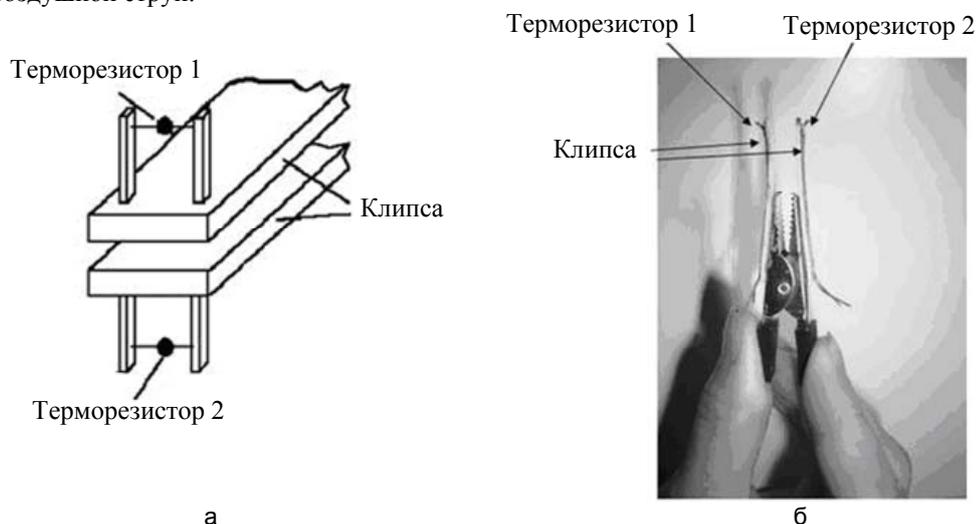


Рис. 1. Диагностический элемент ринологического прибора: схема расположения датчиков на клипсе (а); внешний вид клипсы (б) [6]

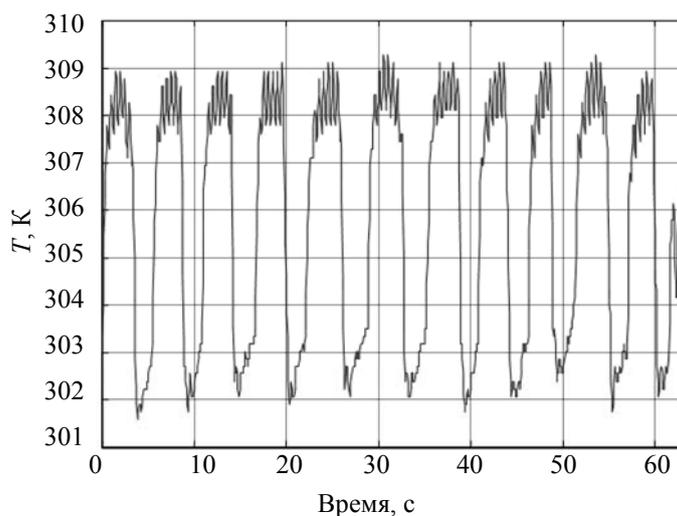


Рис. 2. Пульсации температуры воздуха на входе в носовую полость человека при дыхании

Результаты измерений пульсаций температуры на входе в носовую полость приведены на рис. 2. На основании полученных экспериментальных данных была разработана методика диагностики заболеваний верхних дыхательных путей [6, 8, 9].

Обработка результатов таких измерений позволяет определить наличие патологических отклонений в функционировании дыхательной системы человека, однако не дает возможности выявить особенности строения носовых каналов, связанные с диагностируемым заболеванием, что существенно ограничивает возможность применения данного метода при планировании оперативного вмешательства. В связи с данной проблемой следующим этапом исследования стала разработка подробной геометрической модели внутренних носовых каналов и последующее моделирование движения воздуха в рамках верхних дыхательных путей.

Построение геометрической модели внутренних носовых каналов

Реконструирование геометрической модели верхних дыхательных путей осуществлялось по данным компьютерной томографии пациентов отоларингологического отделения медицинского центра «Адмиралтейские верфи» (Санкт-Петербург). Такие данные представляют собой набор изображений поперечных срезов черепной коробки человека, расположенных с шагом 0,625 мм.

При помощи специализированного программного обеспечения Mercury Amira из изображений срезов были выделены части, соответствующие воздуху, находящемуся внутри черепной коробки. После обобщения заданных параметров сегментации на весь набор срезов и их последующего наложения, по данным томографии было восстановлено трехмерное изображение внутренних носовых каналов (рис. 3).

В рамках геометрической модели (рис. 3) при помощи программных пакетов Altair Hypermesh и Ansys Icem CFD были построены сетки конечных элементов: нерегулярная треугольная поверхностная сетка (800 000 элементов), нерегулярная тетраэдрическая объемная сетка (9 000 000 элементов с максимальным размером грани 0,3 мм, что соответствует доступной разрешающей способности томографа).

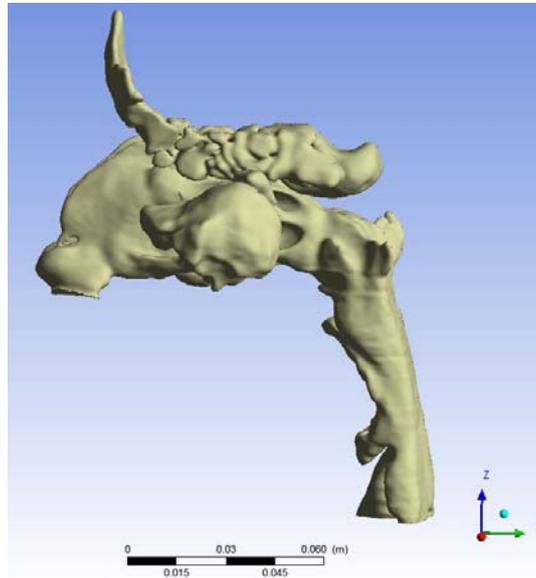


Рис. 3. Геометрическая модель внутренних носовых каналов

Методы расчета турбулентного движения воздушного потока

Для описания движения жидкости как сплошной среды используется система уравнений Навье–Стокса, включающая в себя уравнение неразрывности (1), а также уравнения движения для трех компонент скорости потока (2).

$$\frac{\partial \rho}{\partial \tau} + \frac{\partial \rho u_j}{\partial x_j} = 0, \quad (1)$$

$$\frac{\partial \rho u_i}{\partial \tau} + \frac{\partial \rho u_j u_i}{\partial x_j} = -\frac{\partial P}{\partial x_i} + \frac{\partial \tau_{ij}}{\partial x_j}, \quad (2)$$

где u_i, u_j ($i, j = 1, 2, 3$) – проекции мгновенной скорости потока; x_i, x_j ($i, j = 1, 2, 3$) – пространственные координаты; τ – время; ρ – плотность воздуха; P – мгновенное значение давления в точке потока.

Уравнения (1) и (2) содержат переменные u_i, u_j для мгновенных скоростей потока, изменение которых в пространстве и времени при турбулентном режиме течения имеет настолько сложный характер, что не поддается точному расчету. По этой причине все используемые в настоящее время математические модели турбулентности предполагают внесение в систему уравнений (1) и (2) ряда упрощений, наиболее распространенным из которых является так называемое осреднение по Рейнольдсу, состоящее в замене мгновенных значений скоростей и давлений суммами их осредненных и пульсационных значений. Существуют различные модификации таких осредненных уравнений, которые были положены в основу математических моделей турбулентности – так называемые k - ϵ и k - ω модели [10], гибридная модель Ментера [11] и многие другие. Принципиальным недостатком указанных моделей является исходное осреднение пульсирующих величин (скорости, давления) по всему частотному спектру колебаний, что исключает возможность моделирования мелкомасштабных турбулентных вихрей, посредством которых происходит диссипация кинетической энергии потока.

Указанный недостаток может быть исключен посредством использования методов LES (Large Eddy Simulation – моделирование больших вихрей) и DES (Detached Eddy Simulation – моделирование отсоединенных вихрей), получивших широкое распространение в последние годы. В основе данных методов лежит прямой численный расчет искомого параметров турбулентного течения в рамках масштабов, заданных специальным фильтром. Разрешение масштабов, меньших размера фильтра, происходит по-

средством приближенного моделирования. В роли фильтра, как правило, используется расчетная сетка конечных элементов. Таким образом, часть частотного спектра турбулентных колебаний искомых величин рассчитывается точно, при помощи уравнений (1) и (2). Вихри наименьших размеров, точный расчет которых не представляется технически возможным, моделируются через осредненные значения скоростей и давлений потока.

В настоящем исследовании было осуществлено моделирование движения воздуха при помощи математической модели DES. Масштабы, меньшие размеров расчетной сетки, моделировались при помощи гибридной модели Ментера [11].

Результаты моделирования

Моделирование движения воздуха в рамках геометрической модели (рис. 3) было произведено при помощи программного пакета Ansys Fluent.

Граничные условия для расчета: $p = 0$, $T = 293\text{ K}$ – на входе в носовую полость; $u_1 = u_2 = u_3 = 0$, $T = 310\text{ K}$ – на стенке; $P = 50 \cos(\pi(0,869\tau - 0,47828)) + 50$ – давление в носоглотке при вдохе; $P = 50 \sin(\pi(1,17647\tau + 0,5)) - 50$ – давление в носоглотке при выдохе; $T = 310\text{ K}$ – температура в носоглотке.

Был осуществлен нестационарный расчет для полного цикла вдох–выдох длительностью 4 с с шагом 0,1 с. Для расчета каждого временного шага использовалось 50 итераций. Результаты расчета приведены на рис. 4, 5. Рис. 4 иллюстрирует распределение скоростей потока воздуха при дыхании (во время вдоха). Максимальные значения мгновенной скорости в каждый момент времени наблюдаются на входе в носовую полость как при вдохе, так и при выдохе. При этом пространственное распределение скоростей потока носит неравномерный характер, претерпевая колебательные изменения с течением времени.

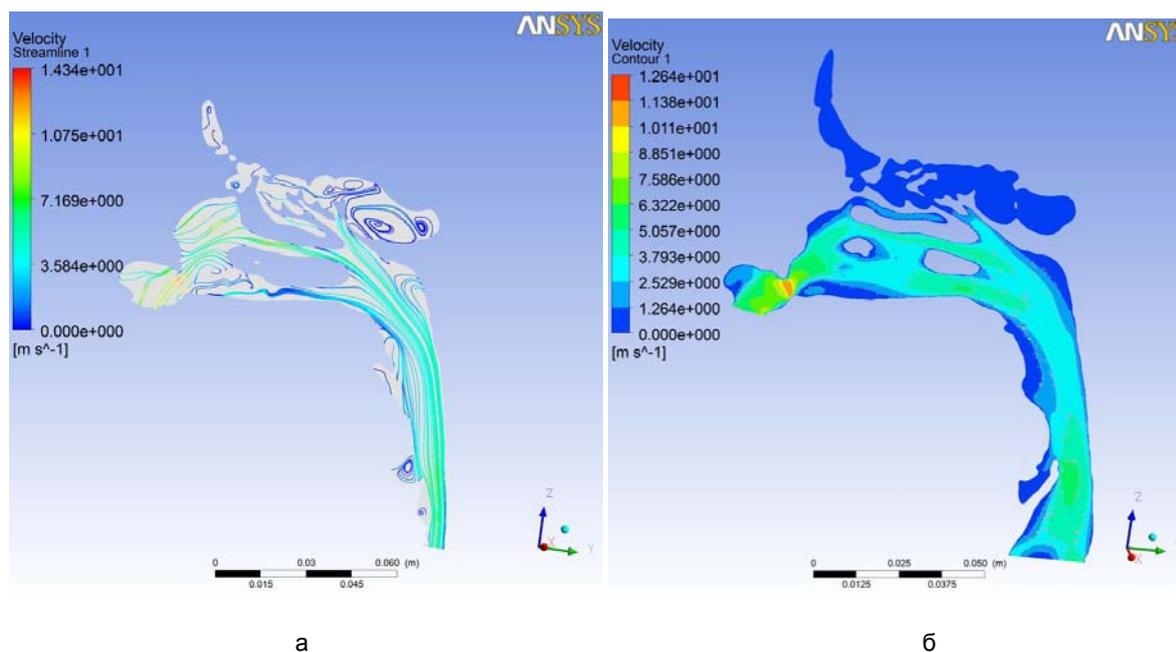


Рис. 4. Поле скоростей потока воздуха при дыхании: линии тока (а); контурный график (б)

Изображение линий тока вдоль продольной плоскости носовых каналов (рис. 4, а) демонстрирует ярко выраженную вихревую природу потока воздуха. Наиболее сложные траектории движения отмечены в области клиновидной пазухи, а также нижнего носового хода. Полученная турбулентная картина движения воздуха полностью согласуется с основной функцией, выполняемой верхними дыхательными путями – интенсификацией процессов тепло- и массообмена, обеспечивающих достаточный прогрев, фильтрацию и увлажнение воздуха, поступающего в дыхательную систему из окружающей среды.

Рис. 5 иллюстрирует распределение температуры воздуха, поступающего в носовую полость человека во время вдоха. Характер рассчитанного поля температур позволяет сделать вывод, что к моменту достижения околоносовых пазух, воздух оказывается прогретым фактически до уровня температуры тела. Полученные в результате численного моделирования значения температуры, скорости и давления воздуха в носовой полости в процессе дыхания соответствуют данным, полученным при помощи ринологического прибора (рис. 1) и описанным, в частности, в работе [6].

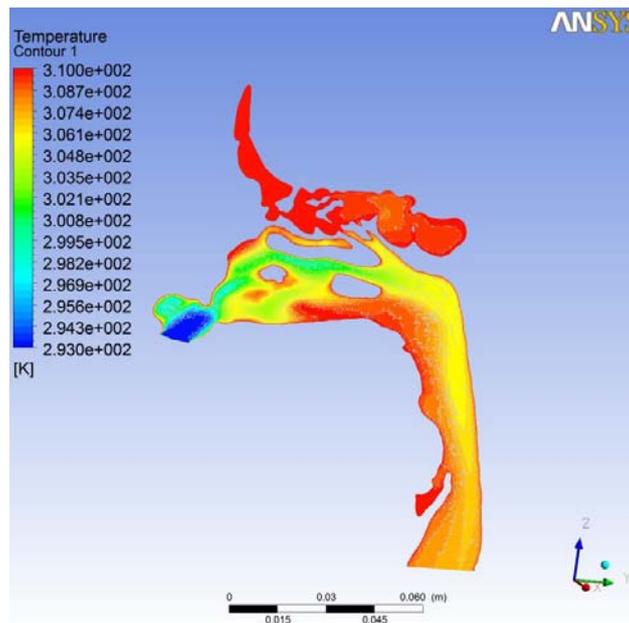


Рис. 5. Поле температур воздуха при дыхании (вдох)

Заключение

К основным результатам настоящего исследования следует отнести построение подробной геометрической модели верхних дыхательных путей на основе снимков компьютерной томографии, а также последующее моделирование движения воздуха при дыхании. Расчет параметров турбулентного течения был произведен на основе математической модели отсоединенных вихрей, что позволило получить достаточно полную картину течения, включающую в себя перемещение турбулентных вихрей в пространстве и их изменение во времени. Полученные результаты расчета (рис. 4, 5) представляют несомненный практический интерес также и для медицинских работников, так как позволяют проанализировать параметры проходимости носовых ходов и вентилируемости околоносовых пазух.

В настоящее время авторы продолжают работу над обработкой расчетных данных моделирования, а также созданием твердотельной модели внутренних носовых каналов, на базе которой планируется дальнейшее экспериментальное исследование параметров турбулентного движения воздуха.

Литература

1. Hahn I., Scherer P.W., Mozell M.M. Velocity profiles measured for airflow through a large-scale model of the human nasal cavity // *J. Appl. Physiology.* – 1993. – V. 75 (5). – P. 2273–2287.
2. Tang H., Tu J.Y., Li H.F., Au-Hijleh B., Xue C.C., Li C.G. Dynamic Analysis of Airflow Features in a 3D Real-Anatomical Geometry of the Human Nasal Cavity // 15th Australasian Fluid Mechanics Conference. – Sydney, Australia, 13–17 December 2004. – Paper AFMC00174. – P. 1–3.
3. Zhao K., Dalton P., Yang G.C., Scherer P.W. Numerical Modeling of Turbulent and Laminar Airflow and Odorant Transport during Sniffing in the Human and Rat Nose // *Chemical Senses Advance Access.* – 2006. – V. 31. – № 2. – P. 107–118.
4. Wen J., Inthavong K., Tian Z.F., Tu J.Y., Xue C.L., Li C.G. Airflow Patterns in Both Sides of a Realistic Human Nasal Cavity for Laminar and Turbulent Conditions // 16th Australasian Fluid Mechanics Conference. – Crown Plaza, Gold Coast, Australia, 2–7 December 2007. – P. 68–70.
5. Zhao K., Cowart B.J., Rawson N.E., Scherer P.W., Clock K.T. Nasal airflow and odorant transport modeling in patients with chronic rhinosinusitis // *Thomas Jefferson University Department of Otolaryngology. – Head and Neck Surgery Faculty Papers.* – 2007. – Paper 10.
6. Рассадина А.А. Измерения и анализ флуктуаций температуры, скорости и давления в каналах нерегулярной формы: Автореф. дис. ... канд. техн. наук. – СПб: СПбГУ ИТМО, 2007. – 18 с.
7. Лукьянов Г.Н., Рассадина А.А. Применение миниатюрных термисторов в качестве термоанемометров // *Научно-технический вестник СПбГУ ИТМО.* – 2005. – № 2 (18). – С. 68–72.
8. Лукьянов Г.Н., Рассадина А.А., Усачев В.И. Определение состояния человека по характеристикам его дыхания // *Научно-технический вестник СПбГУ ИТМО.* – 2005. – № 2 (18). – С. 73–77.
9. Пилипенко Н.В., Казарцев Я.В. Оптимальное планирование эксперимента при идентификации процессов теплообмена сенсоров теплового потока // *Изв. вуз. Приборостроение.* – 2011. – Т. 54. – № 5. – С. 88–93.

10. Wilcox D.C. Turbulence Modeling for CFD. – DCW Industries, Inc., 1993. – 460 p.

11. Menter F.R. Zonal Two Equation $k-\omega$ Turbulence Models for Aerodynamic Flows // AIAA Paper. – 1993. – V. 93 (2906). – 21 p.

- Воронин Алексей Анатольевич* – Санкт-Петербургский национальный исследовательский университет информационных технологий, механики и оптики, аспирант, ale_vor@rambler.ru
- Лукьянов Геннадий Николаевич* – Санкт-Петербургский национальный исследовательский университет информационных технологий, механики и оптики, доктор технических наук, профессор, зав. кафедрой, Gen-lukjanow@yandex.ru
- Неронов Роман Витальевич* – Военно-медицинская академия им. С.М. Кирова, кандидат медицинских наук, преподаватель, nrvsrb@mail.ru