

УДК 533.1, 612.2
DOI: 10.15372/PMTF202315319

ФИЗИКО-МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ДЫХАНИЯ ЧЕЛОВЕКА ПРИ РАЗЛИЧНЫХ ЗАБОЛЕВАНИЯХ ЛЕГКИХ

П. С. Голышева, А. Е. Медведев

Институт теоретической и прикладной механики им. С. А. Христиановича СО РАН,
Новосибирск, Россия
E-mails: polina_g96@mail.ru, medvedev@itam.nsc.ru

Проведено трехмерное численное моделирование течения воздуха в полном бронхиальном дереве человека при обструктивных и хронических заболеваниях легких. С помощью построенной ранее аналитической трехмерной модели нижних дыхательных путей выполнены расчеты распределения воздуха в легких (на участке от трахеи до альвеол) при поражении легких и бронхиальной астме. Для моделирования дыхания использована численная методика поэтапного расчета, что позволило избежать потери точности решения вследствие разномасштабности бронхов легких, а также в несколько раз уменьшить время расчета течения воздуха в легких.

Ключевые слова: бронхиальное дерево, бифуркация, бронхиальная астма, поражение легких, звездообразное сечение бронха

Введение. Как известно, без процесса дыхания функционирование организма невозможно. Клеткам человека одинаково необходимо как насыщение кислородом, так и вывод продукта обмена веществ — углекислого газа. Частицы пыли, содержащиеся в загрязненном воздухе, оказывают негативное воздействие на дыхательную систему человека, что приводит к ухудшению работы легких [1].

Легкие человека состоят из трахеи, бронхиального дерева и альвеол и имеют сложную структуру. Бронхиальное дерево человека состоит из более чем $8 \cdot 10^6$ бронхов. По мере продвижения вдоль бронхиального дерева размеры бронхов уменьшаются в 240 раз. Поэтому построение полного бронхиального дерева человека является сложной и трудоемкой задачей, не решенной до настоящего времени.

Одной из наиболее актуальных проблем российского здравоохранения являются болезни органов дыхания. Каждый третий человек имеет какое-либо заболевание дыхательной системы. В 2018 г. болезни органов дыхания занимали первое место, опережая заболевания органов пищеварения, системы кровообращения, костно-мышечной системы и др. [2].

1. Методика построения и поэтапного расчета течения воздуха в бронхиальном дереве. Ранее была построена аналитическая модель полного бронхиального дерева человека для случаев симметричной [3] и несимметричной [4] дихотомии (деления бронхов). Расчеты течения воздуха проведены для полного бронхиального дерева человека с симметричной дихотомией.

Работа выполнена в рамках государственного задания (номер государственной регистрации 121030900260-6).

Как и в работе [5], для расчета течения воздуха в бронхиальном дереве человека использовалась модель вязкой несжимаемой жидкости

$$\nabla \cdot \mathbf{v} = 0, \quad \rho \left[\frac{\partial \mathbf{v}}{\partial t} + (\mathbf{v} \cdot \nabla) \mathbf{v} \right] = -\nabla p + \mu \nabla^2 \mathbf{v},$$

где \mathbf{v} — скорость; p — давление; $\mu = 1,7894 \cdot 10^{-5}$ Па·с — динамическая вязкость; $\rho = 1,225$ кг/м³ — плотность воздуха. Однако в отличие от работы [5] использовалась модель не турбулентного, а ламинарного течения воздуха.

Численная методика поэтапного расчета течения воздуха в бронхиальном дереве человека, представленная в [6], состоит в следующем. Произвольно выбирается одна из ветвей бронхиального дерева человека, построенного по методике [3, 6]. Течение воздуха рассчитывается последовательно в одной бифуркации (с нулевой до 23-й). На вход в следующую бифуркацию передается поле скоростей, там же задается давление в одной точке, полученное в расчете предыдущей бифуркации. На выходе из бифуркации задается известный расход $Q/2^{n+1}$ (n — номер бифуркации; Q — расход воздуха на входе в трахею). Таким образом, последовательно, за 24 шага, проводится расчет течения воздуха в одной ветви бронхиального дерева. В соответствии с методикой построения бронхиального дерева [3, 6] аналогичный расчет (за исключением направления вектора скорости) проводится в любой другой бифуркации одной и той же генерации n . При этом происходит только поворот вектора скорости в соответствии с геометрией ветви дерева. В данной работе исследуется процесс вдоха (для исследования выдоха используется аналогичная схема расчета).

2. Результаты исследования и их обсуждение. На рис. 1 показаны результаты рентгеновского исследования грудной клетки. На рис. 1, *а* представлены легкие здорового человека, на рис. 1, *б* — легкие больного человека (степень поражения легких более 70 %).

Проведены серии численных расчетов течения воздуха в бронхиальном дереве здорового человека и при различной степени поражения легких. На рис. 2 показана зависимость перепада среднего (по площади поперечного сечения) давления $\Delta p = p_0 - p_n$ между входом в нулевой бронх и выходом из n -го бронха от номера бифуркации n . Видно, что увеличение степени поражения легких приводит к увеличению давления в них.

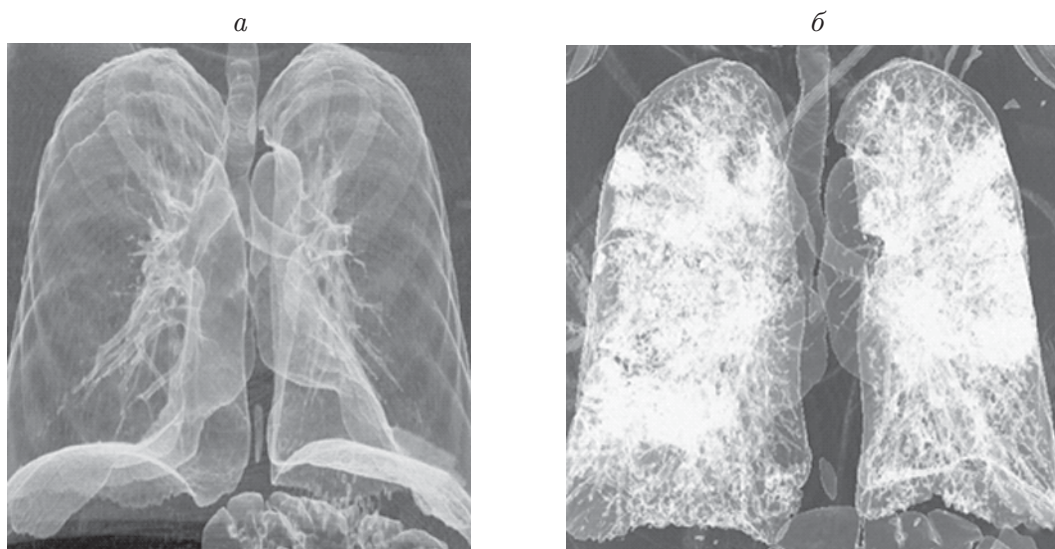


Рис. 1. Рентгеновские снимки легких здорового (*а*) и больного (*б*) человека

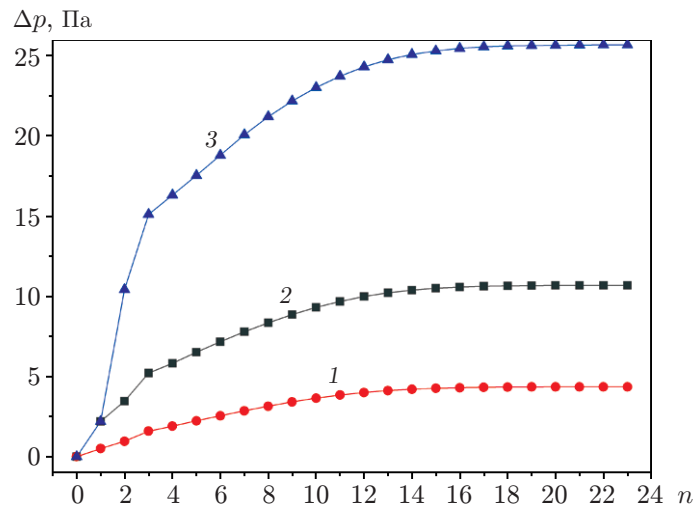


Рис. 2. Перепад давления в легких здорового человека (1) и в легких со степенью поражения 50 % (2) и 75 % (3)

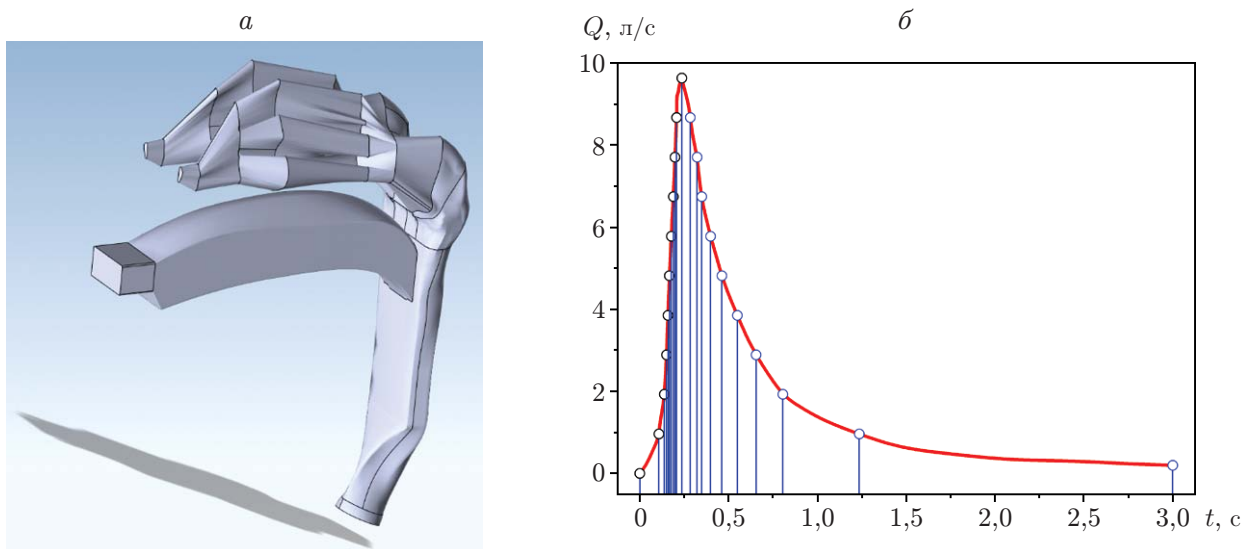


Рис. 3. Упрощенная схема верхних дыхательных путей [5], используемая для расчета (а), и участок стандартной спирограммы вдоха с разбиением на 20 областей с постоянным расходом воздуха (б)

Результаты расчетов показали, что при степени поражения легких 50 % дыхание затрудняется в 2,5 раза по сравнению с дыханием здорового человека, при степени поражения легких 75 % — в шесть раз.

В рамках предложенной модели проведены расчеты нестационарного течения при вдохе, а именно рассчитано нестационарное течение воздуха в полном бронхиальном дереве. Трехмерное моделирование носоглотки человека и расчет течения воздуха в ней проводились во многих работах (см., например, [7]). Упрощенная модель носоглотки (рис. 3,а) построена по сечениям, приведенным в [5]. Параметры расхода воздуха при вдохе задавались с использованием графика стандартной спирографии [8] (сплошная кривая на рис. 3,б).

Расчет нестационарного процесса дыхания проводился с помощью квазистационарного метода. Спирограмма вдоха разбивалась на 20 участков, в пределах одного участка

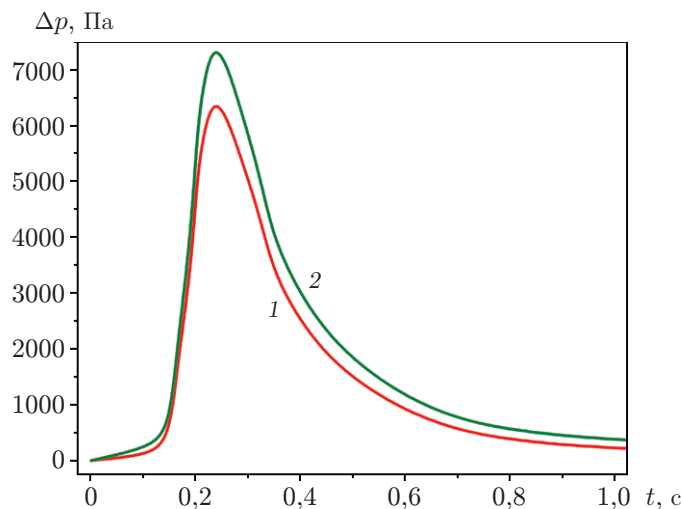


Рис. 4. Зависимость от времени перепада давления на участке между входом в носоглотку и 23-м бронхом человека при нестационарном течении воздуха при вдохе в случае здоровой дыхательной системы (1) и при сужении бронхов, вызванном начальной стадией бронхиальной астмы (2)

расход считался постоянным. Деление спирограммы на большее количество участков не приводило к увеличению точности расчетов [5].

Проведено сравнение нестационарного течения воздуха при вдохе в легких здорового человека (кривая 1 на рис. 4) и в бронхе со звездообразным сечением (кривая 2), моделирующем начальную стадию астмы. На рис. 4 показаны результаты расчета нестационарного течения воздуха при вдохе на выходе из 23-й бифуркации в случае здоровой дыхательной системы и при сужении бронха на 10 % (по сравнению с бронхом, имеющим круглое сечение), вызванном начальной стадией заболевания бронхиальной астмой. Расчеты показывают, что сужение просвета легких на 10 % приводит к затруднению дыхания на 15 %. Заметим, что основное падение давления при дыхании происходит в носоглотке. Падение давления на участке от трахеи до альвеол (23-й бронх) составляет десятки паскалей (см. рис. 2), на участке от носоглотки до альвеол — тысячи паскалей (см. рис. 4).

Заключение. Сложность численного моделирования течения воздуха в бронхиальном дереве обусловлена увеличением расчетной области с уменьшением размера бронхов (количество бронхов увеличивается в два раза после каждого ветвления). Существующие численные модели ограничены количеством бифуркаций бронхиального дерева, поэтому не описывают полную картину течения в легких человека.

Предложена численная методика поэтапного расчета течения воздуха в полном бронхиальном дереве человека. Применение методики поэтапного расчета позволило избежать потери точности решения вследствие разномасштабности верхних и нижних бронхов.

С использованием разработанной ранее модели полного бронхиального дерева человека проведены численные расчеты течения воздуха в легких здорового человека и при различной степени поражения. Показано, что при степени поражения легких 50 % дыхание затрудняется в 2,5 раза по сравнению с дыханием здорового человека, при степени поражения легких 75 % — в шесть раз.

С использованием предлагаемой модели, позволяющей проводить расчеты нестационарного процесса дыхания, выполнен расчет для полного бронхиального дерева, основными параметрами которого являлись параметры стандартной спирометрии. Расчеты проводились для звездообразного сечения бронха.

Показано, что при нестационарном течении воздуха при вдохе перепад давления на выходе из 23-й бифуркации при звездообразном сужении бронхов на 10 % возрастает по сравнению с бронхиальным деревом здорового человека, однако характер спирометрической кривой не меняется. Сужение бронха на 10 % приводит к затруднению дыхания на 15 %.

ЛИТЕРАТУРА

1. **Chong S. K., Peter A. J.** Respiratory dose of inhaled ultrafine particles in healthy adults // *Philos. Trans. Roy. Soc. A. Math., Phys. Engng Sci.* 2000. V. 358, N 1775. P. 2693–2705.
2. **Быстрицкая Е. В., Биличенко Т. Н.** Заболеваемость, инвалидность и смертность от болезней органов дыхания в Российской Федерации (2015–2019) // *Пульмонология.* 2021. Т. 31, № 5. С. 551–531.
3. **Medvedev A. E., Gafurova P. S.** Analytical design of the human bronchial tree for healthy patients and patients with obstructive pulmonary diseases // *Math. Biology Bioinformatics.* 2019. V. 14, N 2. P. 635–648.
4. **Medvedev A. E.** Method of constructing an asymmetric human bronchial tree in normal and pathological cases // *Math. Biology Bioinformatics.* 2020. V. 15, N 2. P. 148–157.
5. **Tena A. F., Francos J. F., Álvarez E., Casan P.** A three dimensional in SILICO model for the simulation of inspiratory and expiratory airflow in humans // *Engng Appl. Comput. Fluid Mech.* 2015. V. 9, N 1. P. 187–198.
6. **Медведев А. Е., Фомин В. М., Гафурова П. С.** Трехмерная модель бронхиального дерева человека — моделирование течения воздуха в норме и при патологии // *ПМТФ.* 2020. Т. 61, № 1. С. 3–16.
7. **Фомин В. М., Ветлущий В. Н., Ганимедов В. Л. и др.** Исследование течения воздуха в носовой полости человека // *ПМТФ.* 2010. Т. 51, № 2. С. 107–115.
8. **Miller M. R., Hankinson J., Brusasco V., et al.** Standardisation of spirometry // *Europ. Respiratory J.* 2005. V. 26, N 2. P. 319–338.

*Поступила в редакцию 30/V 2023 г.,
после доработки — 21/VI 2023 г.
Принята к публикации 26/VI 2023 г.*
