

МАТЕМАТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ МЕХАНИКИ ДЫХАТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЫ ЧЕЛОВЕКА

Коновалов В.А.¹, Павловский А.В.², Филипас А.А.³

¹ТПУ, ИШИТР, магистр, группа 8ТМ41, e-mail: vak96@tpu.ru.

²ТПУ, ИШИТР, ассистент, аспирант группа А3-36, e-mail: avp135@tpu.ru.

*³ТПУ, ИШИТР, Заведующий кафедрой - руководитель отделения на правах кафедры, к.т.н.,
доцент, e-mail: filipas@tpu.ru.*

Аннотация

В данной работе рассматривается математическая модель механики дыхательной системы человека, которая описывает взаимодействие ключевых параметров дыхания: дыхательный объем, поток дыхания, альвеолярное давление и внутриплевральное давление. В качестве управляющего воздействия рассматривается ускорение дыхательных мышц и диафрагмы. Разработаны упрощенная механическая и структурная модели системы, а также приведены результаты моделирования для состояния спокойного дыхания здорового человека.

Ключевые слова: диагностика, медицина, автоматизация, оценка.

Введение

Дыхательная система человека – это одна из ключевых систем организма, без которой невозможна его жизнедеятельность. Ее работа основана на сложных механизмах, включающих взаимодействие легких, дыхательных путей, грудной клетки и дыхательных мышц.

Согласно данным Минздрава России [1], болезни органов дыхания (БОД) на протяжении многих лет остаются наиболее распространенным видом заболеваний в стране. Одна из ключевых причин – сложность ранней диагностики: многие БОД, такие как хроническая обструктивная болезнь легких (ХОБЛ), астма, туберкулез и пневмония, долгое время протекают бессимптомно, что приводит к позднему выявлению. При этом по данным ВОЗ [2], именно эти БОД стабильно входят в десятку ведущих причин смертности в мире.

Кроме того, существенное влияние на распространенность БОД оказывает курение и употребление никотина в любых формах. Хотя табакокурение само по себе не всегда является прямой причиной заболевания, оно значительно повышает риски развития БОД с каждым "прокуренным" днем. Например, в Оксфордском справочнике по пульмонологии [3] практически для каждого заболевания дыхательной системы среди рекомендаций по снижению рисков указан отказ от курения.

Понимание работы дыхательной системы и механизмов развития болезней органов дыхания (БОД) требует глубокого анализа сложных физиологических процессов. Однако из-за многофакторности и индивидуальных особенностей каждого организма экспериментальное изучение этих процессов часто оказывается ограниченным. Поэтому существует необходимость создания математической модели механики дыхания, которая позволит детально описывать и анализировать работу дыхательной системы как в норме, так и при различных патологических состояниях. Такая модель станет важным инструментом для ранней диагностики, прогнозирования течения заболеваний и разработки эффективных методов лечения.

Математическая модель механики дыхания

В настоящее время существует множество моделей, описывающих работу дыхательной системы, однако некоторые из них обладают существенным недостатком – отсутствием четкой физиологической привязки к реальным процессам, происходящим внутри человека.

Например, в работе Pasteka et al. (2019) [4] представленная математическая модель анатомически слабо связана с реальной структурой легких. Это вызывает сомнения в ее применимости для моделирования сложных физиологических процессов.

Другой пример неполной модели является работа Liu et al. (1998) [5]. Несмотря на то, что эта модель на протяжении долгих лет считается ключевой для изучения дыхания, она не способна моделировать какие-нибудь патологические состояния дыхательной системы.

Учитывая указанные ограничения существующих моделей, в данной работе предлагается новая математическая модель механики дыхания, устраняющая эти недостатки.

Разработанная математическая модель легких представляет собой упрощенную механическую систему, которая описывает механизм внешнего дыхания. Модель состоит из четырех основных элементов: поршня, имитирующего работу дыхательных мышц и процессов внутри плевральной полости; сосуда, представляющего легкие; трубопровода, моделирующего дыхательные пути с учетом их сопротивления; и упругих сил, создаваемые эластичностью легких, грудной клетки и органов брюшной полости.

Предложенная модель позволяет анализировать взаимосвязь ключевых параметров дыхательной системы:

- V_l – Объем легких;
- P_a – Альвеолярное давление;
- P_{pl} – Внутривнеплевральное давление;
- P_A – Атмосферное давление;
- t – Температура тела человека;
- R_Σ – Суммарное пневмосопротивление дыхательных путей;
- C_{ch} и C_l – Эластичности грудной клетки и легких.

Также модель была реализована в специализированном инженерном ПО для математического моделирования (рис. 1), что позволило произвести проверку работоспособности и отладку некоторых параметров (R_Σ , C_{ch} и C_l).

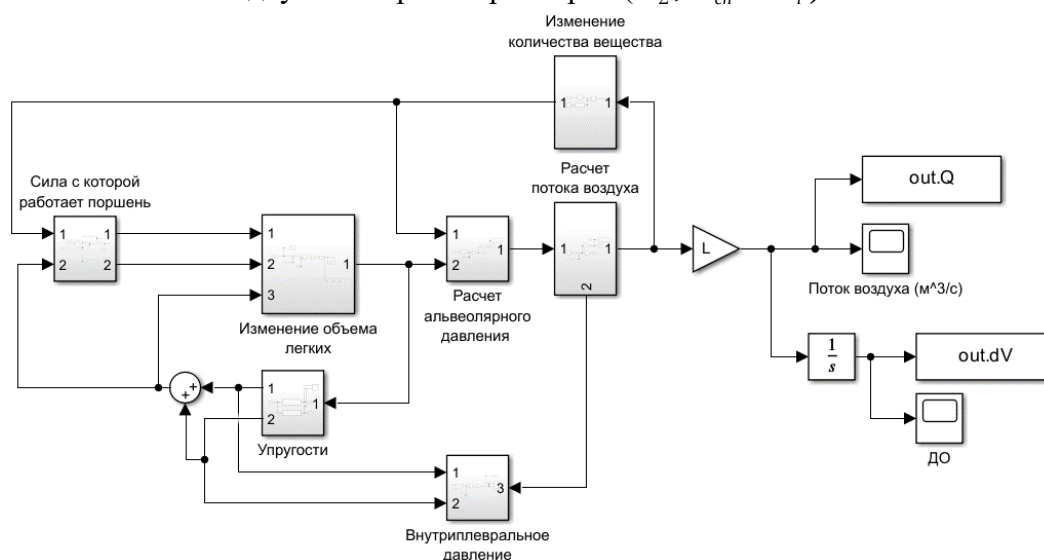


Рис. 1. Структурная схема модели в специализированном инженерном ПО для математического моделирования

Проверка работоспособности математической модели

Моделирование проводилось при синусоидальном задании сигнала ускорения, с которым дыхательных мышцы (поршень) совершают движение. Синусоидальная форма была выбрана из-за того, что большинство параметров спокойного дыхания близки к синусу.

Амплитуда ускорения была подобрана таким образом, чтобы перемещение поршня соответствовало дыхательному объему ($ДО = 5$ л), а частота составила 1.57 рад/с (15 вдохов/минуту) [6]. Также были заданы и другие параметры, дыхательной системы соответствующие спокойному дыханию здорового человека: $ФОЕ = 2$ л, $t = 36,6$ °С, $R_{\Sigma} = 250$ кПА·с/м³.

Для верификации модели такие переменные (рис. 2-5), как внутриплевральное давление (P_{pl}), альвеолярное давление (P_a), поток воздуха (Q) и дыхательный объем (V) будут сравниваться с эталонными значениями, указанными в учебнике [7].

Следует отметить, что приведенные в [7] зависимости полностью согласуются с фундаментальными источниками, такими как [8] и [9], однако в [7] более детально описана динамическая зависимость внутриплеврального давления.

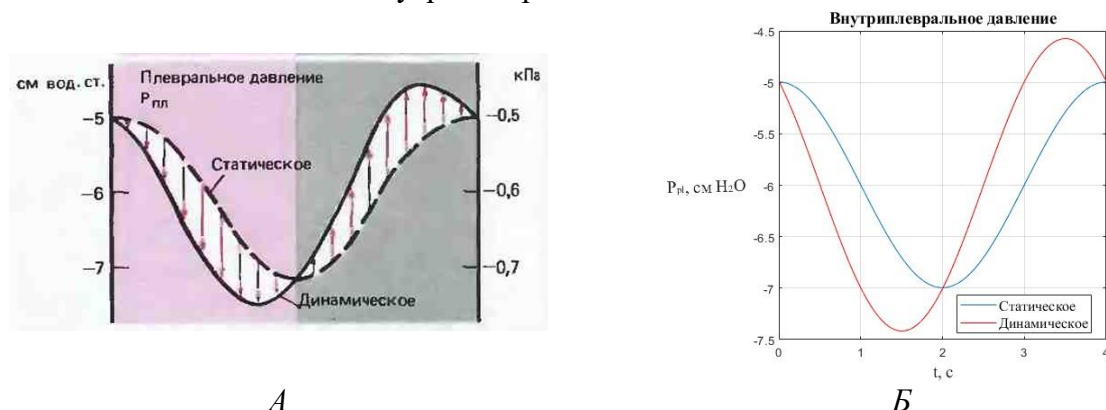


Рис. 2. Внутриплевральное давление (А – эталон, Б – эксперимент)

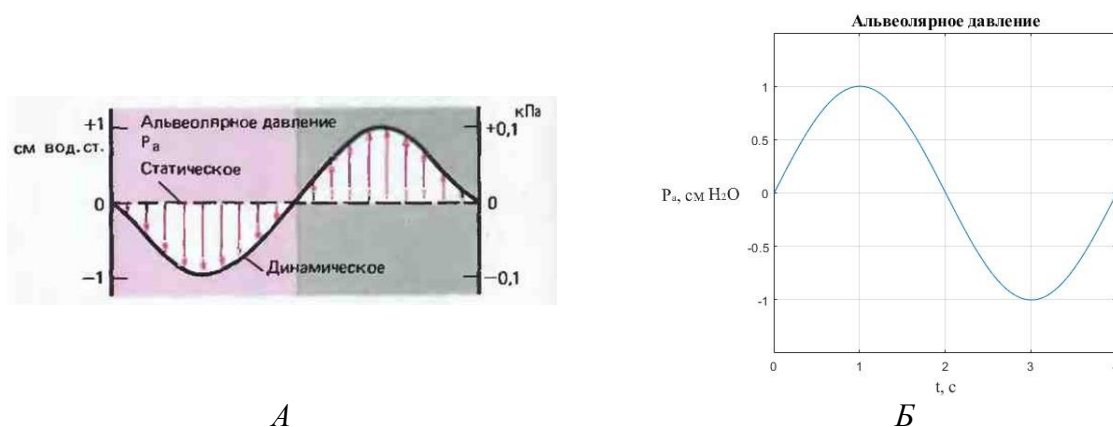


Рис. 3. Альвеолярное давление (А – эталон, Б – эксперимент)

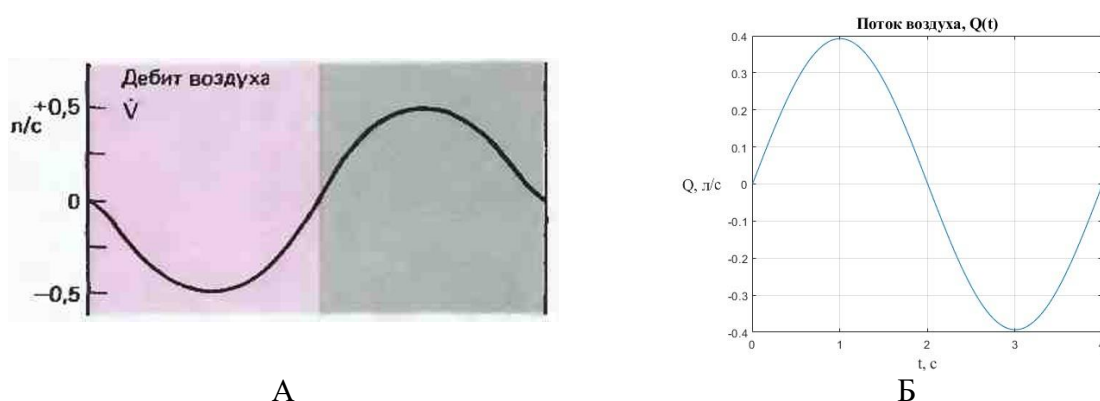


Рис. 4. Поток воздуха (А – эталон, Б – эксперимент)

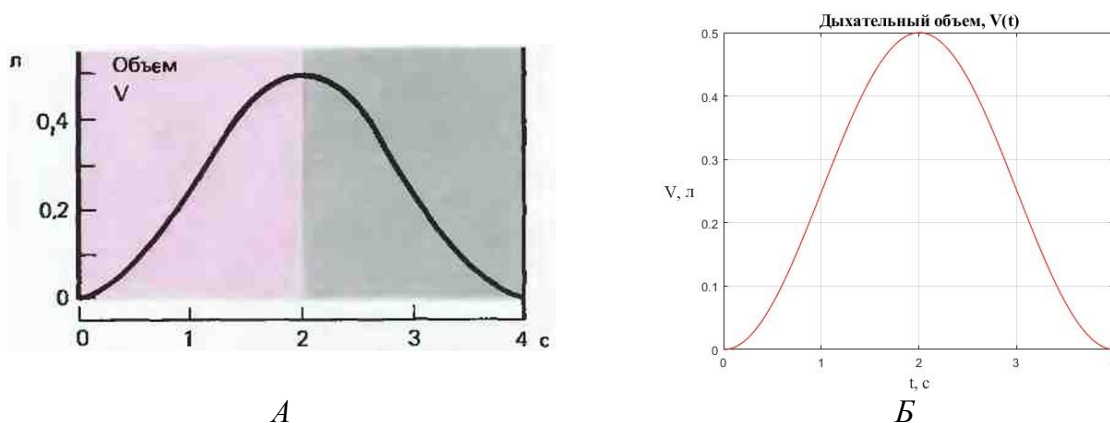


Рис. 5. Дыхательный объем (А – эталон, Б – эксперимент)

Практически все экспериментальные зависимости полностью совпадают с эталонными данными, что подтверждает корректность выбора параметров модели и адекватность ее работы. Единственное исключение это зависимость для потока воздуха (Q). Это обусловлено отличием реальной формы дыхательного потока от идеализированной синусоидальной модели.

Заключение

Представленная математическая модель механики дыхания, реализованная в специализированном инженерном ПО для математического моделирования, позволяет наглядно продемонстрировать взаимосвязь ключевых параметров: внутриплеврального давления, альвеолярного давления, потока воздуха и дыхательного объема. Результаты моделирования согласуются с теоретическими данными из учебников, что подтверждает корректность модели. Структурная схема отражает основные физиологические процессы, включая работу дыхательных мышц, сопротивление воздушных путей и эластичность легких.

В дальнейшем модель может быть улучшена за счет учета различного вида патологий, детализации геометрии дыхательных путей и динамики потока воздуха, а также интеграция газообмена в альвеолах.

Список использованных источников

1. Здравоохранение: Федеральная служба государственной статистики. [Электронный ресурс]. – URL: rosstat.gov.ru/folder/13721 (дата обращения: 02.01.2025).
2. World health statistics 2024: monitoring health for the SDGs, Sustainable Development Goals.
3. Пульмонология: оксфордский справочник / С. Чапман, Г. Робинсон, Р. Шриманкер. [и др.]; под ред. С.Н. Авдеева. – М. : ГЭОТОР-Медиа, 2024. – 944 с.
4. Pasteka, R., Forjan, M., Sauermann, S., & Drauschke, A. (2019). Electro-mechanical lung simulator using polymer and organic human lung equivalents for realistic breathing simulation. *Scientific Reports*, 9, 19778. doi.org/10.1038/s41598-019-56176-6
5. Liu C.H., Niranjana S.C., Clark J.W., San K.Y., Zwischenberger J.B., Bidani A. (1998). Airway mechanics, gas exchange, and blood flow in a nonlinear model of the normal human lung. *Journal of Applied Physiology*, 84(4), 1447-1469. doi.org/10.1152/jappl.1998.84.4.1447
6. Физиология дыхания: Учебное пособие. / А.Г. Зарифьян, Т.Н. Наумова, А.К. Нартаева, И.Е. Кононец. – Бишкек : КРСУ, 2013. – 146 с.
7. Физиология человека: В 3-х томах. Т. 2 : Учебное пособие / М. Циммеран, В. Ениг, В. Вутке. [и др.]; пер. с англ. / под ред. Р. Шмидта, Г. Тевса. – М. : Мир, 2005. – 314 с.
8. Natarajan A., Su H.W., Heneghan C. Measurement of respiratory rate using wearable devices and applications to COVID-19 detection. *Npj Digital Medicine*. 2021; 4(136).
9. Chu M., Nguyen T., Pandey V., et al. Respiration rate and volume measurements using wearable strain sensors. *Npj Digital Medicine*. 2019; 2(8).