

ИМИТАЦИОННАЯ СТРУКТУРНАЯ МОДЕЛЬ ДЫХАТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЫ ЧЕЛОВЕКА ДЛЯ АВТОМАТИЗАЦИИ НАУЧНЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ

Павловский А.В.¹, Филипас А.А.²

¹ТПУ, ИШИТР, группа АЗ-36, e-mail: avp135@tpu.ru.

²ТПУ, ИШИТР, Заведующий кафедрой - руководитель отделения на правах кафедры, к.т.н., доцент,
e-mail: filipas@tpu.ru.

Аннотация

В данной работе рассматривается имитационная структурная модель дыхательной системы человека, которая описывает объем, поток и давление дыхания, в которой управляющим воздействием является давление. Представлены имитационная структурная модель, результаты моделирования и валидации.

Ключевые слова: диагностика, медицина, автоматизация, оценка.

Введение

На сегодняшний день с развитием технологий появилась возможность проводить диагностику человеческого организма с помощью специализированных медицинских приборов. Врачи получили инструменты, с помощью которых они могут за небольшой промежуток времени определить общее состояние пациента: температуру тела, артериальное давление, пульс и т. д., и определить диагноз, чем человек болен. Однако если рассматривать часть или всю систему организма в целом, то не всегда специалисты могут определить, что на самом деле происходит с человеком. Одним из методов идентификации состояния систем является их описание через математические модели, которые максимально, по возможности, описывают реальный объект [1], что дает возможность моделировать различные состояния систем. В связи с этим встает необходимость в создании таких моделей, которые смогут идеально скопировать оригинал и определять корректно общее состояние и заболевание у пациента. Однако так как все люди разные и не все системы можно точно описать должен оставаться скептицизм, что спроектированные модели в некоторых случаях неверны.

В данной работе была выбрана дыхательная система, так как она одна из важных систем организма без которой человек не может существовать. Данная система может подвергаться различным раздражительным факторам таким как: пыль, вредные вещества и т. д., а также различными заболеваниями таким как ХОБЛ, астма, туберкулез [2], и своевременное выявление отклонений позволит врачам назначить правильное лечение пациенту. В предыдущих научных-исследованиях по данному направлению была представлена «Имитационная структурная модель потребителя (пациента) для терапии легочных заболеваний» [3], в которой не было представлено модели легочной системы человека, которая необходима для имитации проведения терапии.

Имитационная структурная модель дыхания человека

Рассмотрев работы [4-6] по созданию математических моделей дыхательной системы человека, выбрано следующее описание модели [4]. Создана эквивалентная электрическая схема системы (рисунок 1), входным параметром является полное давление во внешней среде (P_E). Данная модель содержит следующие элементы: R_{uaw} – сопротивление верхних дыхательных путей; R_C – сопротивление складных дыхательных путей; R_S – сопротивление малых дыхательных путей; R_{Li} – сопротивление легочной ткани; C_{tm} – податливость складных дыхательных путей; C_{el} – податливость легких. Кроме того, возможно отслеживать следующие параметры: P_E – давление во внешней среде; P_D – полное давление в области жесткого мертвого пространства; P_C – полное давление в складчатой области; P_A – полное давление в альвеолярной области; P_{ref} – исходное давление или начальное альвеолярное давление перед началом вдоха, положительное давление в конце выдоха (РЕЕР); Q_{ED} – воздушный поток в верхних дыхательных путях; Q_{DC} – воздушный поток между мертвым пространством и складными дыхательными путями; Q_{CA} – воздушный поток между складными дыхательными путями и альвеолярным пространством.

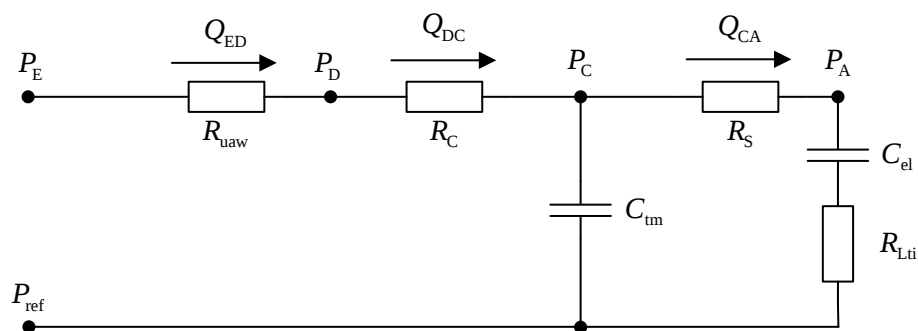


Рис. 1. Эквивалентная электрическая схема механики легких

Согласно рисунку 1 спроектирована имитационная структурная модель (рис. 2), которая использует математическую модель механики легких (рис. 3) [4].

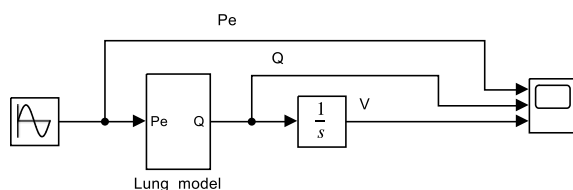


Рис. 2. Имитационная структурная модель легких

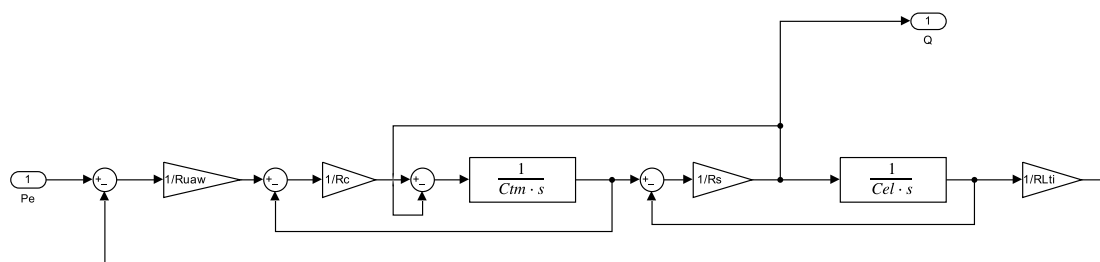


Рис. 3. Математическая модель легких

Проверка работоспособности имитационной структурной модели

Моделирование осуществим при синусоидальном и прямоугольном [7] задании сигнала давления, которые имеют различные допущения и является граничными при исследовании входных сигналов. Определены параметры, легочной системы здорового человека, для данной модели: $R_{uaw} = 0,5 \text{ см H}_2\text{O} \cdot \text{с/л}$; $R_c = 5 \text{ см H}_2\text{O} \cdot \text{с/л}$; $C_{tm} = 0,02 \text{ л/см H}_2\text{O}$; $R_s = 15 \text{ см H}_2\text{O} \cdot \text{с/л}$; $C_{el} = 0,2 \text{ л/см H}_2\text{O}$; $R_{Li} = 10 \text{ см H}_2\text{O} \cdot \text{с/л}$. Для синусоидальной формы была взята амплитуда $5 \text{ см H}_2\text{O}$ с частотой $1,57 \text{ рад/с}$ (15 вдохов/минуту), а так же введен коэффициент масштабирования $b_v = 0,3$, необходимый для смещение сигнала объема в положительную часть, так как объем, в данном случае, не может быть отрицательным.

Меандровая форма сигнала может принимать два значения: нижнее значение определяется положительным давлением в конце выдоха (РЕЕР) (P_{ref}), а верхнее значение определяется суммой давления в дыхательных путях (P_E) и РЕЕР. Кроме того скважность и период задается следующим образом: при выборе скважности используется следующие соотношение 1:2 (вдох/выдох), к примеру высокий уровень длится 1 с (вдох), а низкий уровень длится 2 с (выдох), и общее время периода составляет 3 с (период дыхания), что соответствует частоте дыхания 20 вдохов/минуту. Для меандровой формы сигнала были заданы РЕЕР = $5 \text{ см H}_2\text{O}$, $P_{aw} = 10 \text{ см H}_2\text{O}$ и частотой дыхания, представленной выше. Кроме того для меандрового сигнала были изменены параметры модели на следующие: $R_{uaw} = 0,3 \text{ см H}_2\text{O} \cdot \text{с/л}$; $R_c = 2 \text{ см H}_2\text{O} \cdot \text{с/л}$; $C_{tm} = 0,01 \text{ л/см H}_2\text{O}$; $R_s = 5 \text{ см H}_2\text{O} \cdot \text{с/л}$; $C_{el} = 0,05 \text{ л/см H}_2\text{O}$; $R_{Li} = 2 \text{ см H}_2\text{O} \cdot \text{с/л}$. Результаты моделирования представлены на рисунках 4 – 5.

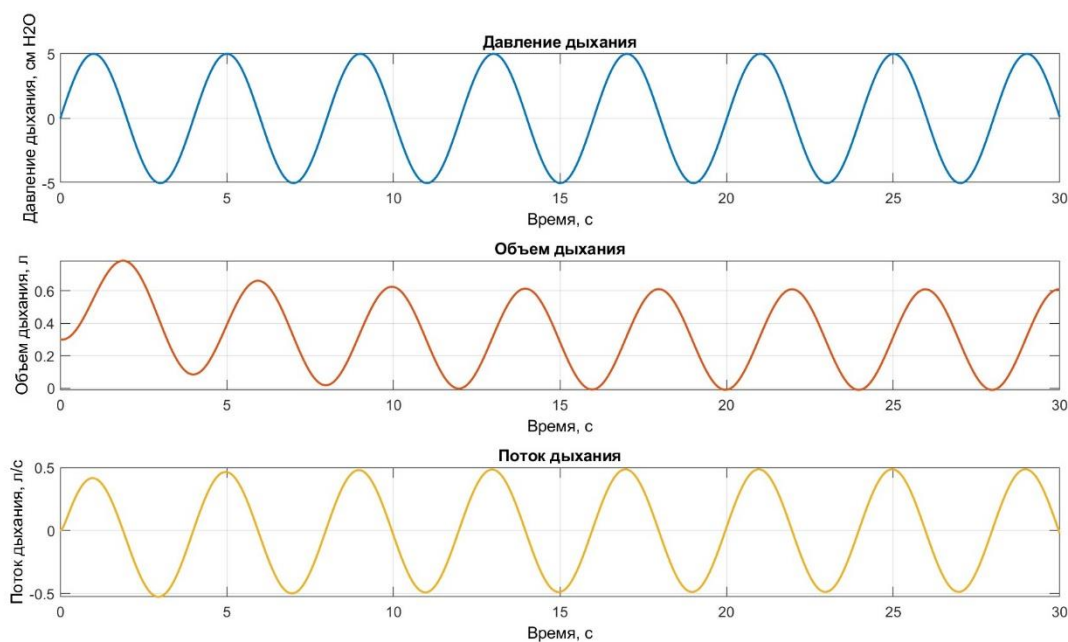


Рис. 4. Моделированные сигналы дыхания (синусоидальная форма давления)

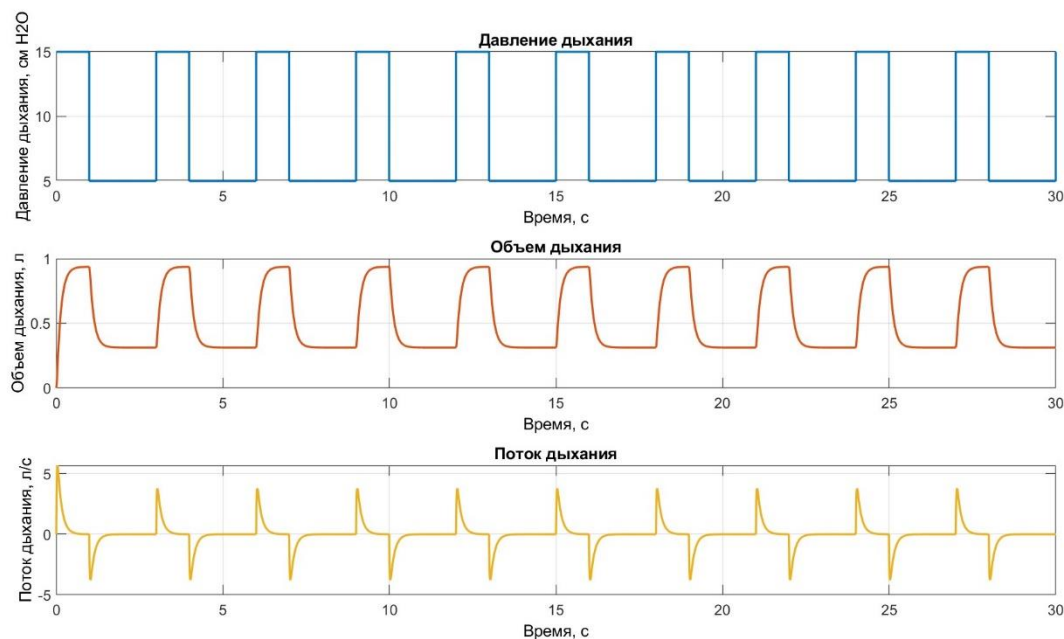


Рис. 5. Моделированные сигналы дыхания (меандровая форма давления)

По результатам моделирования получены следующие пиковые значения в установившемся режиме для синусоидального сигнала $P_E = 5$ см H_2O ; $Q = 0,48$ л/с; $V = 0,63$ л. Отметим, что модель работает корректно при достижении экстремумов объема поток и давление принимают значения равные нулю. Однако, если рассматривать отдельно давление и поток, то необходимо учитывать в каком направлении поток находится в положительно или отрицательной области от давления. В связи с этим в данную модель на выходе можно установить блок, который инвертирует поток, что тоже считается корректным моделированием.

Для меандровой формы сигнала получены следующие пиковые значения составили: $P_E = 15$ см H_2O ; $Q = 3,68$ л/с; $V = 0,93$ л. Формы сигналов на рисунке 5 сопоставимы с работой [7], что говорит о работоспособности модели.

Валидация имитационной структурной модели

Для подтверждения корректности работы имитационной структурной модели проведена валидация. Взят набор данных [8], который содержит синхронную запись давления, объема и потока дыхания. Сигнал давления дыхания подан на вход модели, и получены результирующие показатели (объем и поток дыхания). В данном случае был добавлен блок инверсии на выходе, так как у реальных данных также присутствует данная инверсия. Кроме того, были введены масштабирующие коэффициенты $k_Q = 3$, $k_V = 3$ и $b_V = 0,25$. Для определения качества модельных данных найдены: максимальная ошибка ($\Delta_{\max}$), сумма квадратов отклонений (SSE) и среднеквадратическое отклонение (RMSE). Результаты валидации представлены на рисунке 6 и в таблице 1.

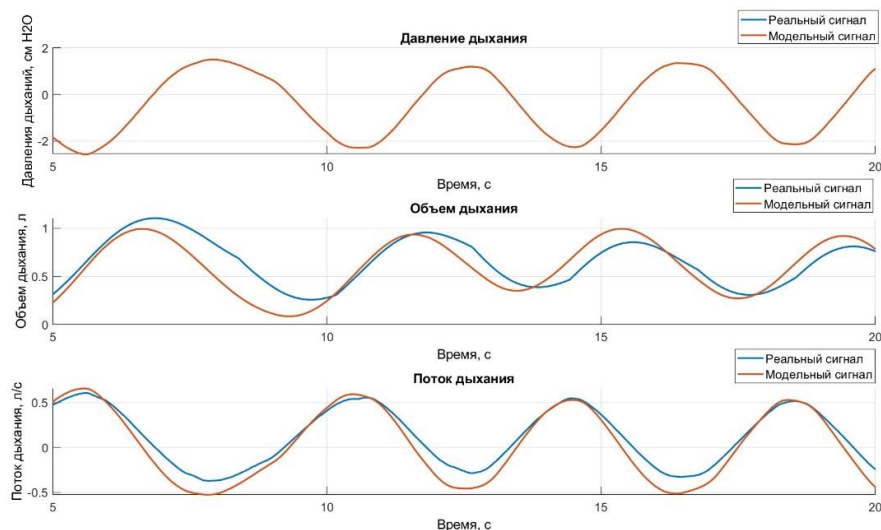


Рис. 6. Реальные и модельные данные дыхания человека

Таблица 1

Отклонения между реальными и модельными данными

Параметры	$\Delta_{\max}$	SSE	RMSE
V (объем дыхания)	0,45	335,46	0,334
Q (поток дыхания)	0,232	240,015	0,283

Исходя из рисунка 6 и таблицы 1 следует, что модельные данные приемлемы, но присутствует небольшое отклонение. Показатели максимальных ошибок ($\Delta_{\max}$) и суммы квадратов отклонений (SSE) небольшие, и это подтверждается низкими среднеквадратическими отклонениями (RMSE). Для достижения меньших значений отклонений, можно усложнить данную модель путем добавления новых элементов, которые будут обхватывать больше факторов, что в дальнейшем и будет делаться. Кроме того, можно более тщательней подобрать коэффициенты модели, что отразит индивидуальные показатели каждого человека.

Заключение

Представлена имитационная структурная модель дыхательной системы человека, которая позволяет задавать на вход давление и получать объем и поток дыхания, что поможет рассматривать различные состояния данной системы, и дополнит модель, представленную в предыдущих исследованиях. Однако, так как данная модель рассматривает легочную систему в общем виде, то для фундаментальных исследований необходимо будет ее улучшать. Так как при валидации модели обнаружилось, что у моделированных данных присутствует небольшое отклонение с реальными (рисунок 6 и таблица 1). Улучшение модели возможно путем добавления в систему дополнительных элементов, которые в свою очередь расширят возможности получения различных состояний данной системы или путем изменения параметров модели, что определит индивидуальные особенности организма для каждого человека.

Список использованных источников

1. Перегудов, Феликс Иванович. Основы системного анализа: учебник / Ф.И. Перегудов, Ф.П. Тарасенко // 2- изд., доп. – Томск: Изд-во НТЛ, 1997. – 396 с.: ил. — ISBN 5895030041.
2. The Global Impact of Respiratory Disease - 3rd Edition // Firsnet: статья. – 2024. – URL: https://www.firsnet.org/images/publications/FIRS_Master_09202021.pdf (дата обращения: 31.03.2024).
3. Павловский А., Филипас А.А. // Имитационная структурная модель потребителя (пациента) программно-аппаратного комплекса для терапии легочных заболеваний // Молодежь и современные информационные технологии: сборник трудов XX Международной научно-практической конференции студентов, аспирантов и молодых ученых, Томск, 20-24 марта 2023 г. – Томск: НИ ТПУ, 2023. – С. 392-394.
4. C.H. Liu, S.C. Niranjana, J.W. Clark, Jr., K.Y. San, J.B. Zwischenberger, A. Bidani, and (With the Technical Assistance of H.B. Winnike, C. Vanouye, and J.B. Olanders), Airway mechanics, gas exchange, and blood flow in a nonlinear model of the normal human lung, *Journal of Applied Physiology*. – 1998. – 84:4. – 1447-1469.
5. Chatburn, R.L., El-Khatib, M., Mireles-Cabodevila, E. A taxonomy for mechanical ventilation: 10 fundamental maxims. *Respir. Care*. – 2014. – 59. – 1747-1763.
6. Silvia Marconi, Claudio De Lazzari, In silico study of airway/lung mechanics in normal human breathing, *Mathematics and Computers in Simulation*. – 2020. – 177. – 603-624. – URL: <https://doi.org/10.1016/j.matcom.2020.05.014>.
7. Tamburrano, P.; Sciatti, F.; Distaso, E.; Di Lorenzo, L.; Amirante, R. Validation of a Simulink Model for Simulating the Two Typical Controlled Ventilation Modes of Intensive Care Units Mechanical Ventilators. *Appl. Sci*. – 2022. – 12. – 2057. – URL: <https://doi.org/10.3390/app12042057>.
8. Guy, E.F.S., Clifton, J.A., Caljé-van der Klei, T., Chen, R., Knopp, J., Moeller, K., & Chase, J.G. Respiratory dataset from PEEP study with expiratory occlusion (version 1.0.0). *PhysioNet*. – 2023. – URL: <https://doi.org/10.13026/d767-e709>.