



<http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2023-21-1-104-108>

Оригинальная статья
Original paper

УДК 004.942; 51-7; 615.8

ИМИТАЦИОННАЯ МОДЕЛЬ АППАРАТА ИСКУССТВЕННОЙ ВЕНТИЛЯЦИИ ЛЁГКИХ

П. В. КАМЛАЧ, Н. И. КУПРИЯНОВ, В. М. БОНДАРИК,
Д. В. ЛИХАЧЕВСКИЙ, А. В. СЛИЖЁВА

*Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники
(г. Минск, Республика Беларусь)*

Поступила в редакцию 15.11.2022

© Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники, 2023
Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics, 2023

Аннотация. Разработана модель течения газовой смеси в дыхательном контуре аппарата искусственной вентиляции лёгких, которая может использоваться для расчета оптимальных значений показателя течения газовой смеси при проведении искусственной вентиляции лёгких. Также ее можно применять при моделировании различных ситуаций, возникающих в процессе лечения пациента. В статье приведены случаи, когда трубки оставались прямыми, когда на них оказывалось физическое давление и когда изменялась их геометрия (трубки были согнуты). Выполнены расчеты значений избыточного давления в дыхательном контуре аппарата искусственной вентиляции лёгких. Даны рекомендации по использованию модели течения газовой смеси в дыхательном контуре аппарата искусственной вентиляции лёгких.

Ключевые слова: аппарат искусственной вентиляции лёгких, моделирование, имитационная модель.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Для цитирования. Имитационная модель аппарата искусственной вентиляции лёгких / П. В. Камлач [и др.] // Доклады БГУИР. 2023. Т. 21, № 1. С. 104–108. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2023-21-1-104-108>.

SIMULATION MODEL OF THE ARTIFICIAL LUNG VENTILATION APPARATUS

PAVEL V. KAMLACH, MIKITA I. KUPRIANAU, VASILIIY M. BANDARIK,
DZMITRY V. LIKHACHEUSKI, ALESIA V. SLIZHOVA

Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics (Minsk, Republic of Belarus)

Submitted 15.11.2022

Abstract. A model for the flow of a gas mixture in the respiratory circuit of an artificial lung ventilation apparatus has been developed. This model can be used to calculate the optimal values for artificial lung ventilation. It can also be used to simulate various situations that may arise during the treatment of a patient. In this paper, the cases were considered when the tubes were straight and when they were subjected to physical pressure, as well as when the tubes were subjected to a change in geometry (bent). The values of excess pressure in the respiratory circuit of the artificial lung ventilation apparatus were calculated. Recommendations on the use of the model are given.

Keywords: artificial lung ventilation apparatus, modeling, simulation model.

Conflict of interests. The authors declare no conflict of interests.

For citation. Kamlach P. V., Kuprianau M. I., Bandarik V. M., Likhacheuski D. V., Slizhova A. V. (2023) Simulation Model of the Artificial Lung Ventilation Apparatus. *Doklady BGUIR*. 21 (1), 104–108. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2023-21-1-104-108> (in Russian).

Введение

Аппараты искусственной вентиляции лёгких (ИВЛ) – это технические устройства, осуществляющие воздухообмен в дыхательных путях организма. Аппарат ИВЛ формирует требуемый объем газовой смеси, при необходимости обогащает воздушную смесь анестетиком и подает ее в дыхательный контур, где с помощью клапанов вдоха и выдоха производится однонаправленное движение воздушной смеси [1].

В практике ИВЛ особое значение приобрел метод поддержания положительного давления конца выдоха (ПДКВ). Метод поддержания ПДКВ заключается в том, что в конце выдоха давление в дыхательных путях не снижается до нулевого уровня, а остается выше атмосферного на определенную величину, установленную врачом или медсестрой. Применение умеренного уровня ПДКВ показано всем пациентам, которым проводится ИВЛ, даже при отсутствии явной патологии лёгких, поскольку это позволяет предупредить нарушение газообмена в них и улучшить распределение подаваемого газа по лёгочным путям [2]. Основная задача пользователей аппаратов ИВЛ – не допустить изменения параметров давления в дыхательном контуре. Поэтому необходимо проводить различные испытания аппаратов ИВЛ, которые помогут предотвратить внештатные ситуации.

Благодаря интенсивному развитию информатики и компьютерных технологий стало возможно решать такие задачи, как моделирование течения газовой смеси в дыхательном контуре аппарата ИВЛ, не используя больших временных и финансовых затрат. Упростить решение этой задачи можно с помощью моделирования. Одним из наиболее распространенных и удобных способов моделирования сложных систем является имитационное компьютерное моделирование объектов и процессов реального мира [3].

Методика проведения эксперимента

Моделирование течения газовой смеси в дыхательном контуре аппарата ИВЛ основывается на понятии потока. Поток – это скорость изменения объема. В респираторной механике поток измеряют в литрах в минуту, он создается градиентом давлений. Когда поток наталкивается на препятствие, давление увеличивается.

Поток дыхательной смеси в лёгких должен преодолеть не только эластическое сопротивление самой ткани, но и резистивное сопротивление дыхательных путей. Поскольку трахеобронхиальное дерево представляет собой систему трубок различной длины и ширины, сопротивление газоток в лёгких можно определить по известным физическим законам. В целом сопротивление потоку зависит от градиента давлений в начале и конце трубки, а также от величины самого потока.

Уравнение Бернулли, которым описывается поток, имеет некоторые ограничения:

- устойчивый поток;
- несжимаемый поток (что также означает, что плотность постоянна);
- поток без трения;
- поток по обтекаемой линии.

В практических ситуациях проблемы могут быть проанализированы с использованием расширенного уравнения Бернулли [4]

$$p_1 + \frac{1}{2} \rho v_1^2 + \rho g y_1 = p_2 + \frac{1}{2} \rho v_2^2 + \rho g y_2 + H_L, \quad (1)$$

где H_L – потери напора из-за трения или вязкости; y_1, y_2 – высота входа и выхода; p_1, p_2 – давление на входе и выходе; ρ – плотность среды; v_1, v_2 – скорость на входе и выходе; g – ускорение свободного падения.

Для оценки течения газовой смеси в дыхательном контуре аппарата искусственной вентиляции лёгких разработали геометрическую модель, состоящую из маски, теплообменника (влажнителя), разделителя и трубок (прямой и изогнутой) (рис. 1).

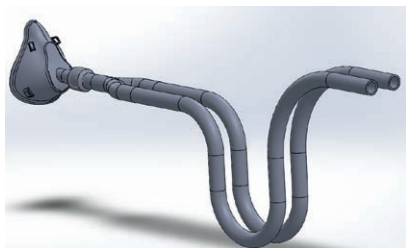


Рис. 1. Геометрическая модель дыхательного контура аппарата искусственной вентиляции лёгких
Fig. 1. Geometric model of the breathing circuit of the artificial lung ventilation apparatus

Для моделирования процесса деформации трубок, которая может происходить на практике в результате случайного сдавливания или перегиба, использовалась система уравнений для расчета изменения геометрических параметров трубок:

$$\Delta x = \frac{mg}{k}; \quad \Delta l = \frac{\Delta x}{2}, \quad (2)$$

где Δx , Δl – изменение ширины и высоты трубки соответственно; m – масса, которая прикладывается к трубке; k – модуль упругости полиэтилена.

Результаты исследований и их обсуждение

При моделировании задавались граничные условия: давление окружающей среды на входе маски 101 325 Па, начальная скорость потока 60 л/мин, объемный расход воздушной смеси на входе 0,001 м³/с. Для полноты результатов моделирования расчеты проводились также для скоростей потока 30 л/мин с объемным расходом воздушной смеси на входе 0,0005 м³/с и 120 л/мин с объемным расходом воздушной смеси на входе 0,002 м³/с. На рис. 2 представлены примеры компьютерного моделирования течения газовой смеси в дыхательном контуре аппарата ИВЛ.

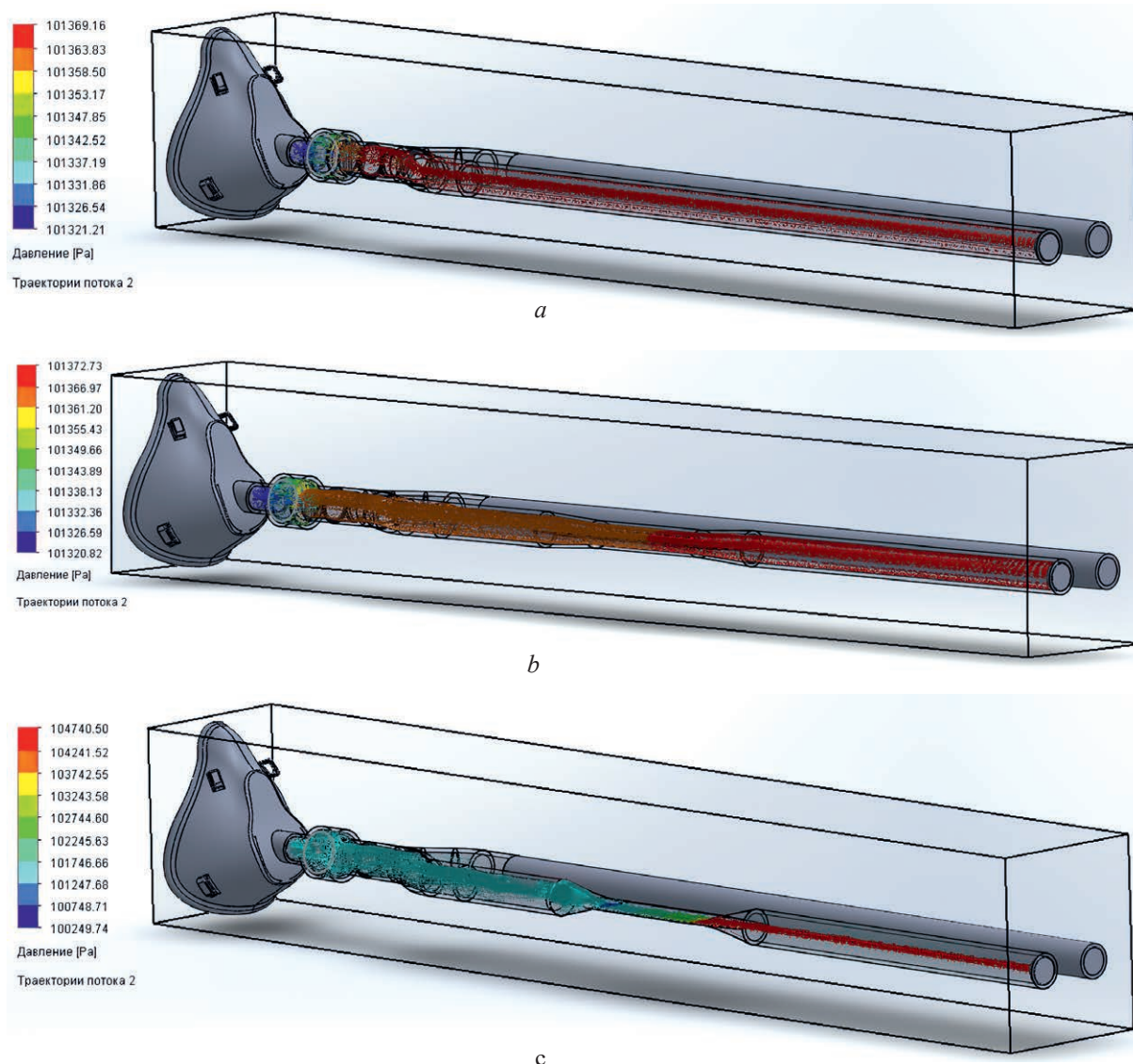


Рис. 2. Примеры компьютерного моделирования течения газовой смеси в дыхательном контуре со скоростью 30 л/мин: *a* – без давления на трубку; *b*, *c* – с давлением на трубку 17 и 67 кг соответственно
Fig. 2. Examples of computer simulation of the gas mixture flow in the breathing circuit at a rate of 30 l/min: *a* – without pressure on the tube; *b*, *c* – with tube pressure of 17 and 67 kg respectively

Рассчитывали параметры (давление и скорость) течения газовой смеси в дыхательном контуре аппарата ИВЛ при различных начальных скоростях потока (30, 60 и 120 л/мин). Результаты моделирования избыточного давления на месте надавливания на трубку и на месте изгиба трубки дыхательного контура отображены в табл. 1, 2 соответственно.

Таблица 1. Результаты моделирования избыточного давления в трубке при надавливании на нее
Table 1. Simulation results of overpressure in a tube under pressure

Заданная скорость потока, л/мин / Set flow rate, l/min	Расчетная величина избыточного давления в трубке, Па / Estimated value of excess pressure in the tube, Pa			
	На трубку не надавливали / No pressure on the tube	На трубку надавили / The tube was pressed		
		17 кг/17 kg	33,5 кг/33.5 kg	67 кг/67 kg
30	44,16	41,97	40,60	1419,60
60	155,43	152,58	129,94	8364,64
120	581,48	585,53	498,16	18298675

Таблица 2. Результаты моделирования избыточного давления в трубке на месте ее изгиба
Table 2. Results of modeling overpressure in a tube at the place of its bend

Заданная скорость потока, л/мин / Set flow rate, l/min	Расчетная величина избыточного давления в трубке, Па / Estimated value of excess pressure in the tube, Pa			
	Трубку согнули на / The tube was bent by			
	1,85 мм/1.85 mm	4,69 мм/4.69 mm	9,48 мм/9.48 mm	75 мм/75 mm
30	61,20	73,72	65,32	74,37
60	228,26	275,18	236,01	283,30
120	895,79	1074,47	915,65	1108,57

В результате моделирования получены данные, по которым построены зависимости избыточного давления от надавливания на трубку и от изгиба трубки. Установлено, что изменение давления в трубке происходит неравномерно и не пропорционально. Это обусловлено разными геометрическими параметрами при различном давлении на трубку и разных видов изгиба трубки.

Заключение

1. Разработана модель течения газовой смеси в дыхательном контуре аппарата искусственной вентиляции лёгких, которая может использоваться для расчетов оптимальных значений показателей течения газовой смеси при искусственной вентиляции лёгких. Также ее можно применять для моделирования различных ситуаций, возникающих при лечении пациента.

2. Рассмотрены случаи, когда трубки прямые, когда на них надавили чем-то тяжёлым, а также, когда трубки согнуты. Чтобы не допускать таких ситуаций, как изгиб трубок, следует применять специальные крепежи к аппаратам искусственной вентиляции лёгких, которые будут держать трубки в подвешенном состоянии, или использовать особые конструкции трубок.

Список литературы

1. Брыгин, П. А. Методы и режимы современной искусственной вентиляции лёгких / П. А. Брыгин. Ульяновск: Ульяновский госуд. ун-т, 2000.
2. Бурлаков, Р. И. Искусственная вентиляция лёгких: принципы, методы, аппаратура / Р. И. Бурлаков, Ю. Ш. Гальперин, В. М. Юревич. М.: Медицина, 1986. 240 с.
3. Эльберг, М. С. Имитационное моделирование / М. С. Эльберг, Н. С. Цыганков. Красноярск: Сиб. федер. ун-т, 2017. 129 с.
4. Jonuskaite, A. Flow Simulation with SolidWorks / A. Jonuskaite. Helsinki: Arcada University of Applied Sciences, 2017.

References

1. Brygin P. A. (2000) *Methods and Modes of Modern Artificial Lung Ventilation*. Ulyanovsk, Ulyanovsk State University Publ.

2. Burlakov R. I., Galperin Yu. Sh., Yurevich V. M. (1986) *Artificial Lung Ventilation: Principles, Methods, Equipment*. Moscow, Medicine Publ. 240.
3. Elberg M. S., Tsygankov N. S. (2017) *Simulation Modeling*. Krasnoyarsk, Siberian Federal University Publ. 129.
4. Jonuskaite A. (2017) *Flow Simulation with SolidWorks*. Helsinki, Arcada University of Applied Sciences Publ.

Вклад авторов / Authors' contribution

Все авторы внесли равный вклад в написание статьи / All authors contributed equally to the writing of the article.

Сведения об авторах

Камлач П. В., к. т. н., доцент, доцент кафедры электронной техники и технологии Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники

Куприянов Н. И., магистрант кафедры электронной техники и технологии Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники

Бондарик В. М., к. т. н., доцент, доцент кафедры электронной техники и технологии Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники.

Лихачевский Д. В., к. т. н., доцент, декан факультета компьютерного проектирования Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники

Слижѐва А. В., студентка Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники

Адрес для корреспонденции

220013, Республика Беларусь,
г. Минск, ул. П. Бровки, 6
Белорусский государственный университет
информатики и радиоэлектроники
Тел.: +375 17 293-84-14
E-mail: kamlachpv@bsuir.by
Камлач Павел Викторович

Information about the authors

Kamlach P. V., Cand. of Sci., Associate Professor, Associate Professor at the Department of Electronic Engineering and Technology of the Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics

Kuprianau M. I., Master's Student at the Department of Electronic Engineering and Technology of the Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics

Bandarik V. M., Cand. of Sci., Associate Professor, Associate Professor at the Department of Electronic Engineering and Technology of the Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics

Likhacheuski D. V., Cand. of Sci., Associate Professor, Dean of the Faculty of Computer Design of the Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics

Slizhova A. V., Student at the Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics

Address for correspondence

220013, Republic of Belarus,
Minsk, P. Brovka St., 6
Belarusian State University
of Informatics and Radioelectronics
Tel.: + 375 17 293-84-14
E-mail: kamlachpv@bsuir.by
Kamlach Pavel Viktoravich