

УДК 004.942, 51-7, 615.8

МОДЕЛИРОВАНИЕ ИМИТАЦИОННОЙ МОДЕЛИ АППАРАТА ИСКУССТВЕННОЙ ВЕНТИЛЯЦИИ ЛЕГКИХ



Н.И. Куприянов
Магистрант кафедры
электронной техники и
технологии БГУИР
n.kupriyanov@bsuir.by



П.В. Камлач
Заместитель декана ФКП;
кандидат технических наук,
доцент, доцент кафедры
электронной техники и технологии
БГУИР
kamlachpv@bsuir.by



А.В. Слижэва
Студентка кафедры
электронной техники и
технологии БГУИР
slizevaa08@gmail.com

Н.И. Куприянов

Окончил Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники. Область научных интересов связана с разработкой и моделированием аппаратов искусственной вентиляции лёгких, разработкой приложений на языке Java.

П.В. Камлач

Окончил Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники. Область научных интересов связана с медицинской электроникой и информационными технологиями в медицине, организацией учебного и научно-исследовательского процессов в техническом университете.

А.В. Слижэва

Обучается в Белорусском государственном университете информатики и радиоэлектроники. Область научных интересов связана с проектированием и производством программно-управляемых электронных средств.

Аннотация. Разработана модель течения газовой смеси в дыхательном контуре аппарата искусственной вентиляции легких. Данная модель может использоваться для расчетов оптимальных значений при проведении искусственной вентиляции легких. Также её можно применять при моделировании различных ситуаций, которые могут возникнуть при лечении пациента.

В данной работе рассматривались случаи, когда трубки прямые и, когда на них оказывалось физическое давление, а также, когда трубки были подвергнуты изменению геометрии (согнуты). Рассчитаны значения избыточного давления в дыхательном контуре аппарата искусственной вентиляции легких. Даны рекомендации по использованию модели.

Ключевые слова: Аппарат искусственной вентиляции легких, моделирование, имитационная модель.

Введение.

Аппараты искусственной вентиляции легких (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 одностороннее 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 легких, поскольку это позволяет предупредить нарушение газообмена в легких и улучшить распределение подаваемого газа по легочным путям [2]. Основной задачей

пользователей аппаратов ИВЛ, является не допустить изменения параметров давления в дыхательном контуре. Поэтому требуется проводить различные испытания аппаратов ИВЛ, которые помогут предотвратить внештатные ситуации [3].

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 такой задачи возможно с использованием моделирования. Одним из наиболее распространенных и удобных способов моделирования сложных систем является имитационное компьютерное моделирование объектов и процессов реального мира [4].

Актуальность.

Так как целью исследования является разработка модели течения газовой смеси в дыхательном контуре аппарата ИВЛ, то предполагается, что данные исследования помогут улучшить дыхательный контур существующих аппаратов искусственной вентиляции лёгких и помогут в разработке новых.

Усовершенствование существующих аппаратов ИВЛ является востребованным, потому что в наше время случается множество катастроф и аварий, в следствии которых люди попадают в больницу в очень тяжелом состоянии, не способные самостоятельно дышать. И в определенные сезоны года, когда происходят вспышки гриппа и различных вирусов, люди часто попадают в больницу, где им необходимо оказать эффективную помощь.

Методика проведения эксперимента.

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

Поток дыхательной смеси в легких 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, то сопротивление газотоку в легких можно определить по известным физическим законам. В целом, сопротивление потоку зависит от градиента давлений в начале и в 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 [5]:.

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

где H_L – потери напора из-за трения или вязкости;

y_1 и y_2 – высоты входа и выхода;

p_1 и p_2 – давления на входе и выходе;

ρ – плотность среды;

v_1 и v_2 – скорости на входе и выходе;

g – ускорение свободного падения.

Для оценки течения газовой смеси в дыхательном контуре аппарата искусственной вентиляции лёгких была разработана геометрическая модель, состоящая из маски,

теплообменник (влагообменник), разделителя и трубок (прямой (рисунок 1) и изогнутой (рисунок 2)).

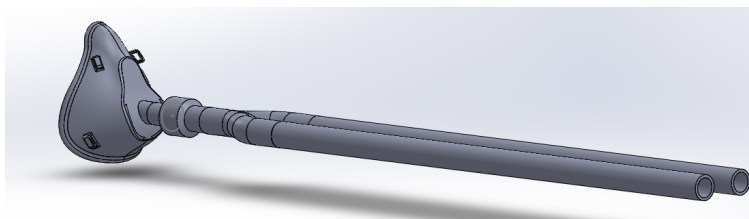


Рисунок 1. Геометрическая модель дыхательного контура аппарата ИВЛ с прямыми трубками

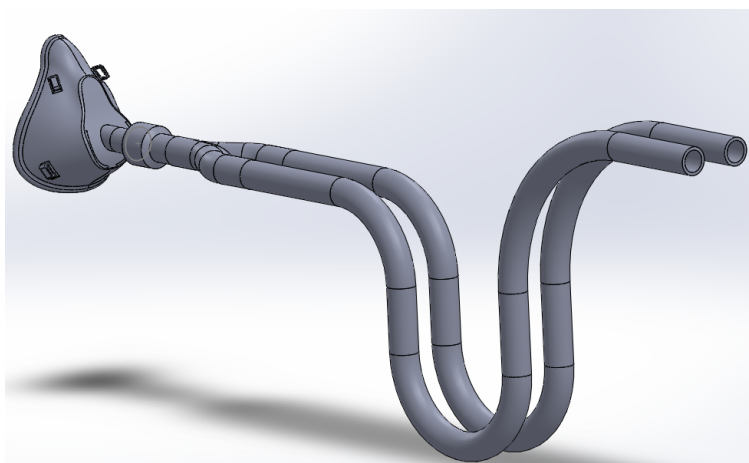


Рисунок 2. Геометрическая модель дыхательного контура аппарата ИВЛ с изогнутыми трубками

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

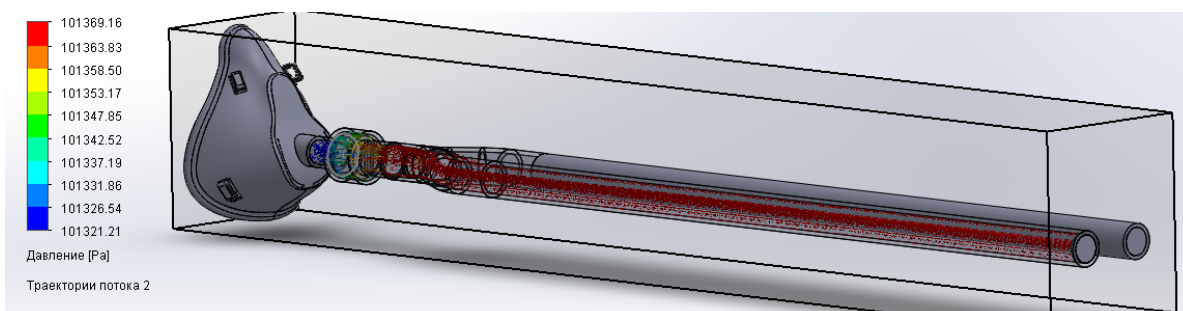
$$\Delta x = \frac{m \cdot g}{k}, \quad (2)$$

$$\Delta l = \frac{\Delta x}{2}, \quad (3)$$

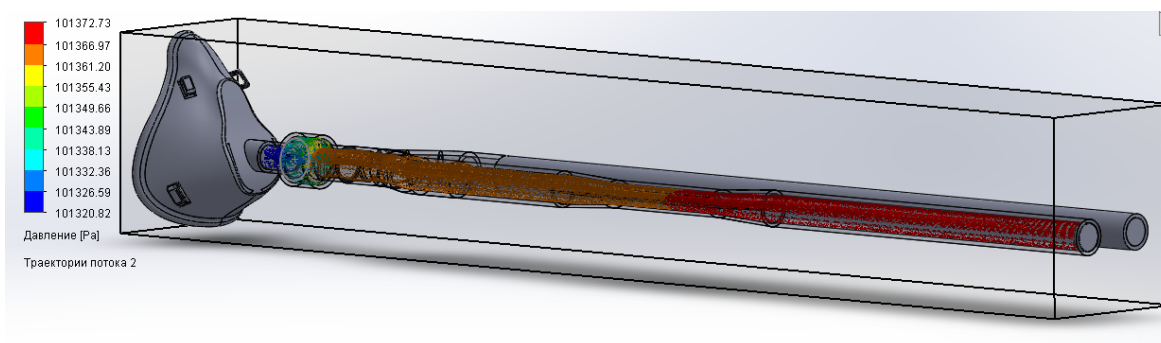
где Δx – изменение ширины трубки,
 Δl – изменение высоты трубки,
 m – масса;
 g – ускорение свободного падения;
 k – модуль упругости полиэтилена.

Результаты и их обсуждение.

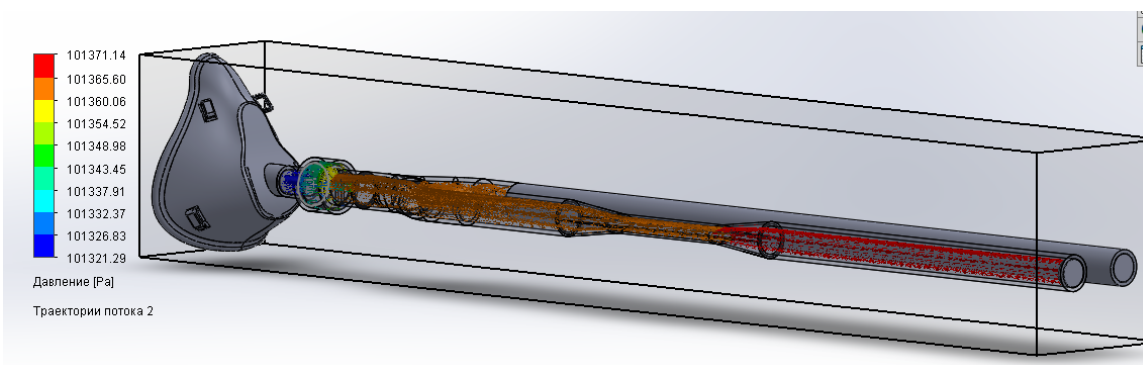
При моделировании задавались граничные условия: давление окружающей среды на входе маски 101325 Па, начальная скорость потока 60 л/мин, объемный расход на входе будет равен 0,001 м³/с. Для полноты результатов моделирования расчеты проводились, также для скоростей потока – 30 л/мин, объемный расход на входе будет равен 0,0005 м³/с, и 120 л/мин, объемный расход на входе будет равен 0,002 м³/с. На рисунке 3 представлены результаты моделирования течения газовой смеси в дыхательном контуре аппарата ИВЛ с прямыми трубками в *SolidWorks*.



a



b



c

Рисунок 3. Результаты компьютерного моделирования течения газовой смеси в дыхательном контуре с прямыми трубками со скоростью 30 л/мин.: a – без давления на трубку; b – с давлением 17 кг; c – с давлением 33,5 кг.

Были рассчитаны 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 дыхательного контура отображены в таблице 1.

Таблица 1. Результаты расчёта избыточного давления в трубке при надавливании

Заданная скорость потока, л/мин	Расчетная величина избыточного давления в трубке, Па		
	На трубку не надавливали	На трубку надавили 17 кг	На трубку надавили 33,5 кг
30	44,16 Па	41,97 Па	40,60 Па
60	155,43 Па	152,58 Па	129,94 Па
120	581,48 Па	585,53 Па	498,16 Па

На рисунке 4 представлен график зависимости избыточного давления от массы надавливания.

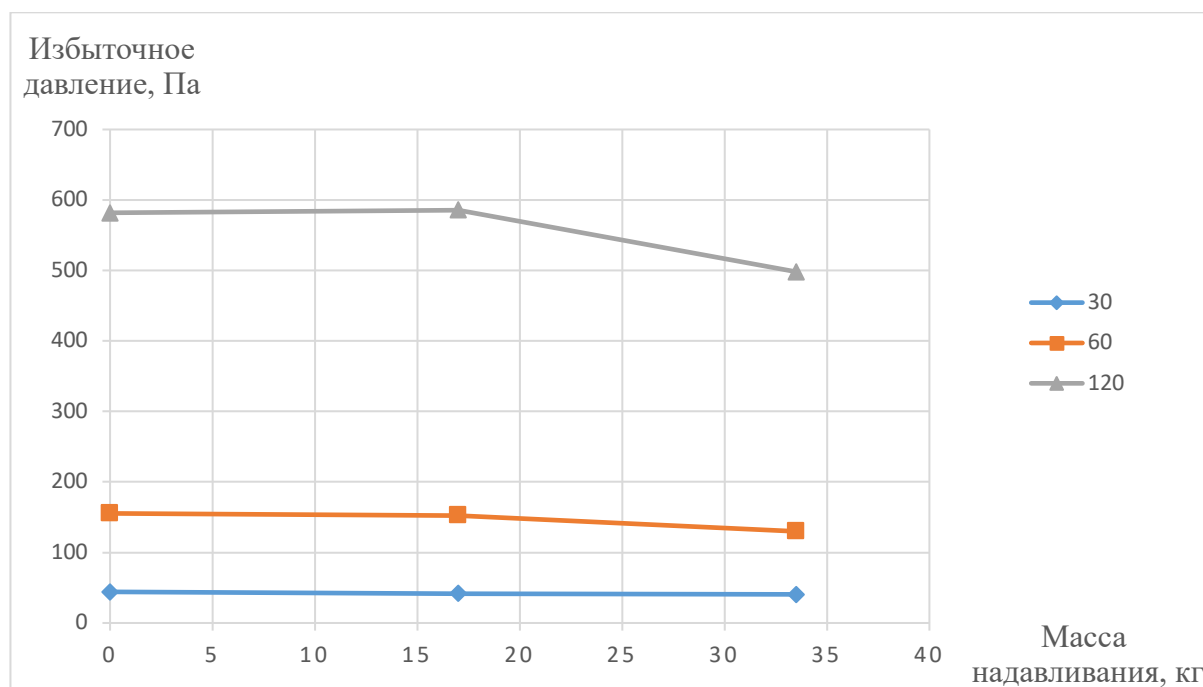
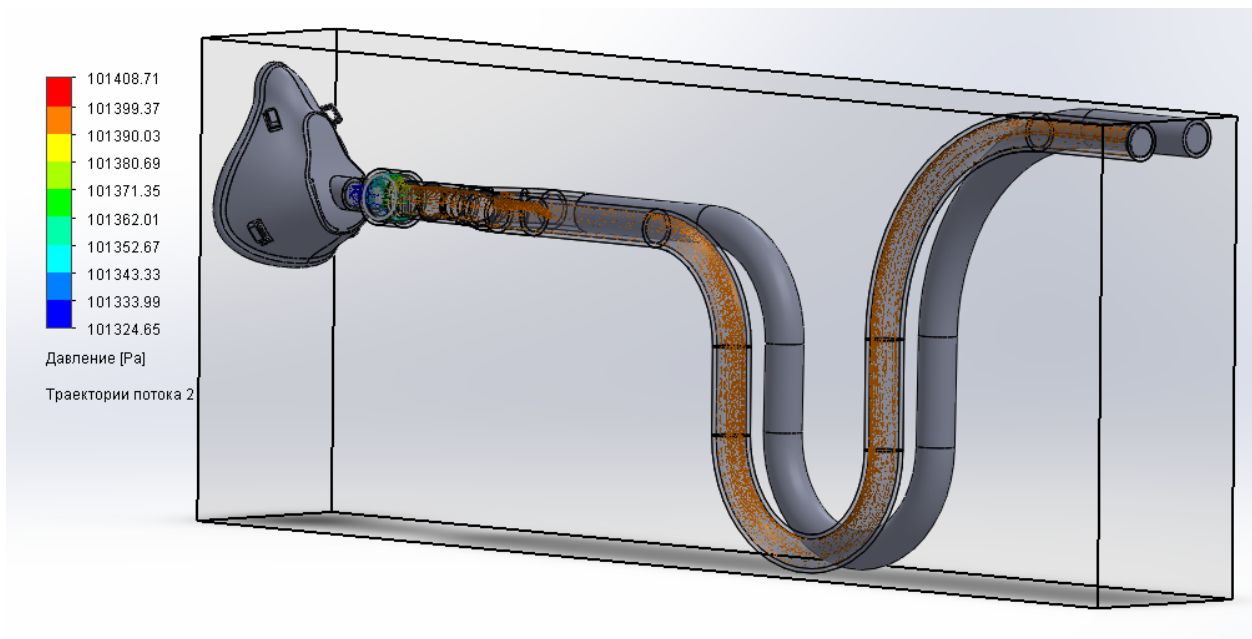
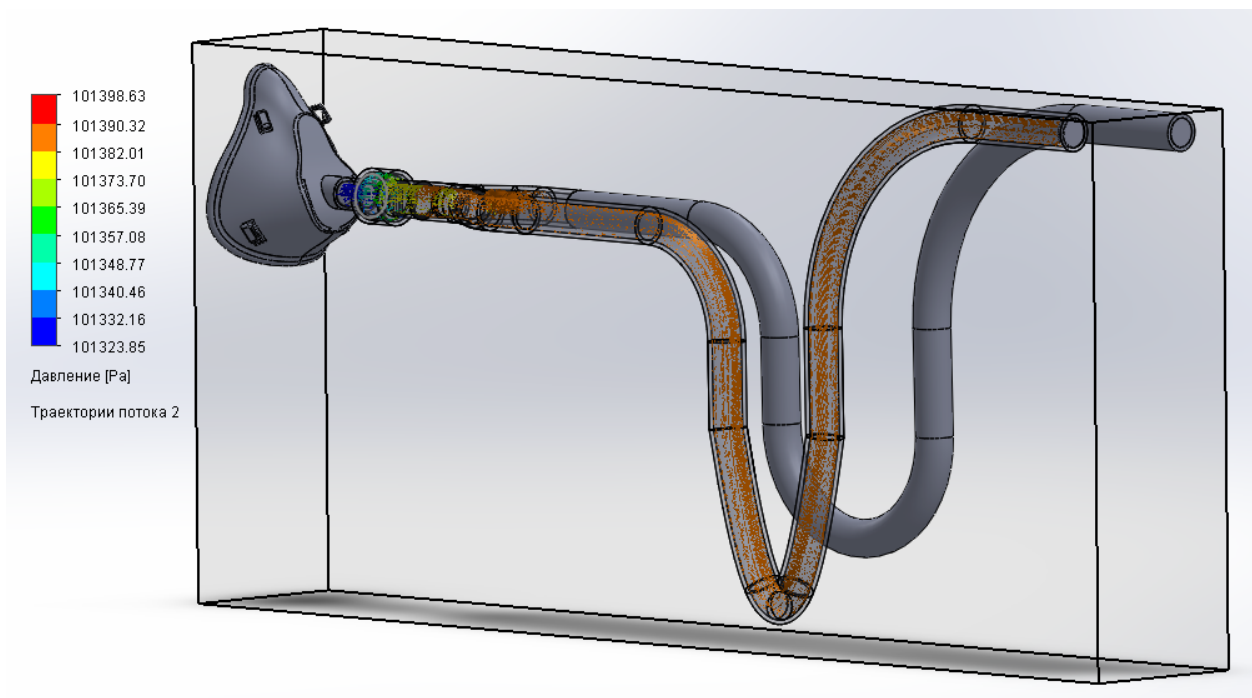


Рисунок 4. Зависимость избыточного давления от массы надавливания

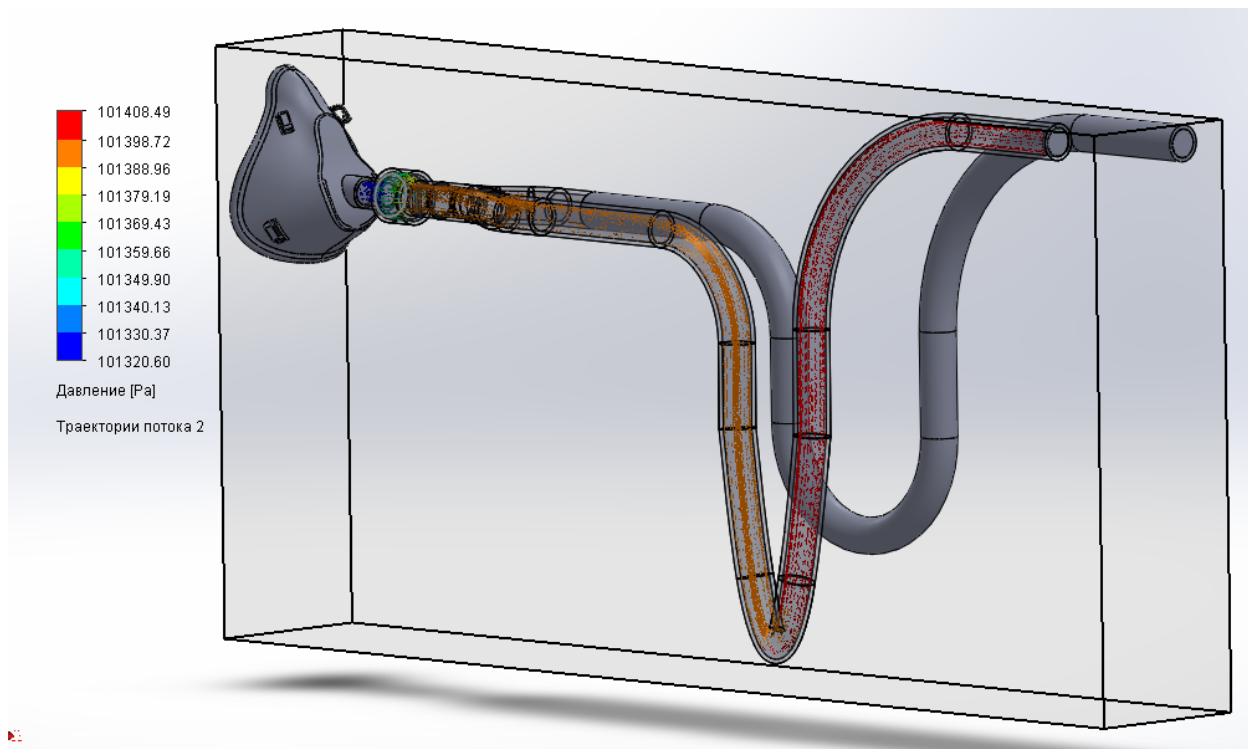
На рисунке 5 представлены результаты моделирования течения газовой смеси в дыхательном контуре аппарата ИВЛ с изогнутыми трубками в *SolidWorks*.



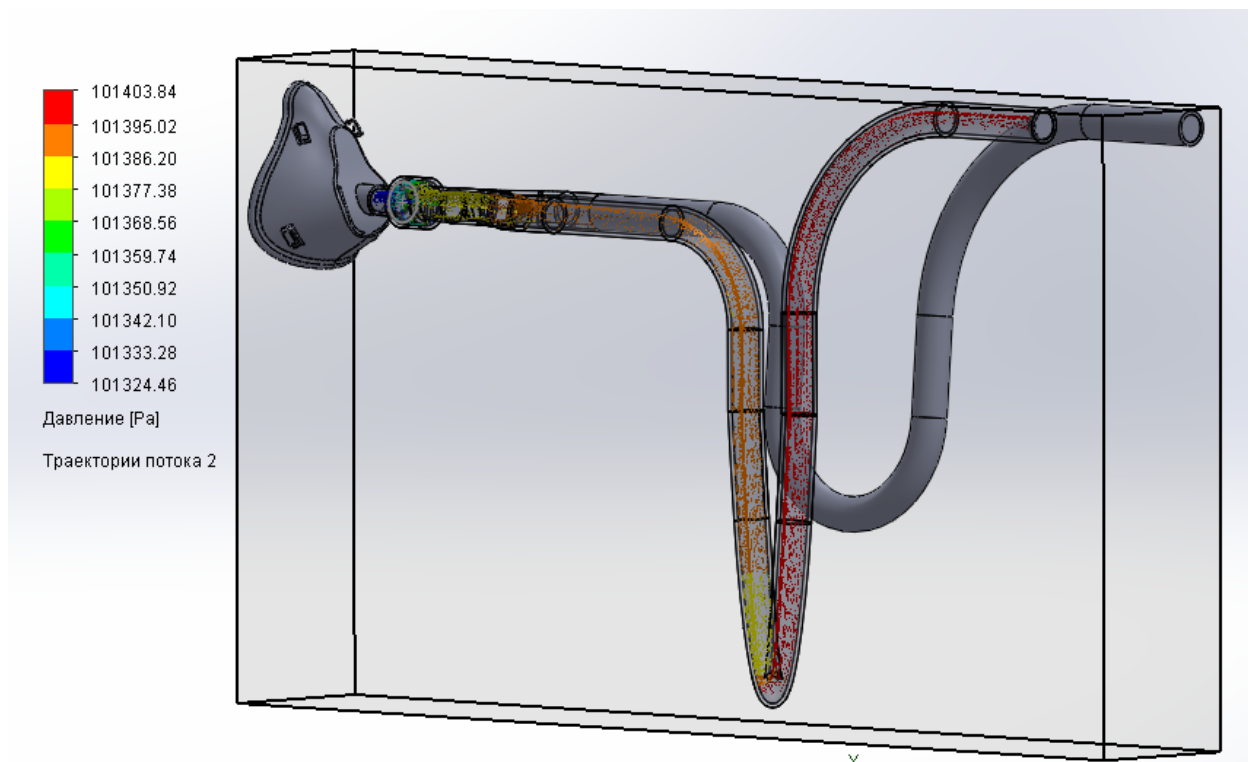
a



b



c



d

Рисунок 5. Результаты компьютерного моделирования течения газовой смеси в дыхательном контуре с изогнутыми трубками со скоростью 30 л/мин.: a – трубку согнули на 1,85 мм; b – трубку согнули на 4,69 мм; b – трубку согнули на 9,48 мм; c – трубку согнули на 75 мм
Результаты моделирования избыточного давления на месте изгиба трубки дыхательного

контура отображены в таблице 2.

Таблица 2. Результаты расчёта избыточного давления в трубке при надавливании

Заданная скорость потока, л/мин	Расчетная величина избыточного давления в трубке, Па			
	Трубку согнули на 1,85 мм	Трубку согнули на 4,69 мм	Трубку согнули на 9,48 мм	Трубку согнули на 75 мм
30	61,20 Па	73,72 Па	65,32 Па	74,37 Па
60	228,26 Па	275,18 Па	236,01 Па	283,30 Па
120	895,79 Па	1074,47 Па	915,65 Па	1108,57 Па

На рисунке 6 представлен график зависимости избыточного давления от изгиба.

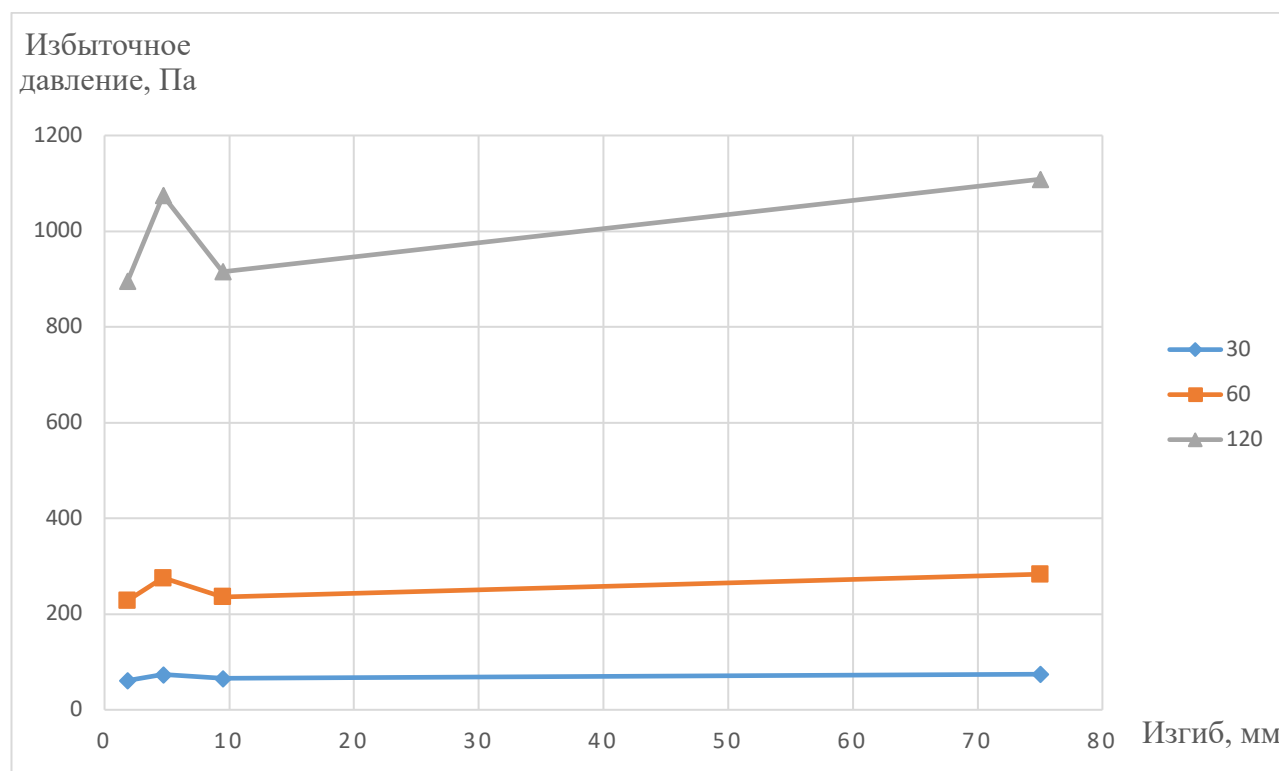


Рисунок 6. Зависимость избыточного давления от изгиба

По результатам расчётов видно, что изменение давления в трубке происходит неравномерно и не пропорционально. Это обусловлено разными геометрическими параметрами при различном давлении на трубку и различных изгибах.

Заключение.

Разработана модель течения газовой смеси в дыхательном контуре аппарата ИВЛ. Данная модель может использоваться для расчетов оптимальных значений при ИВЛ. Также её можно применять при моделировании различных ситуаций, которые могут возникнуть при лечении

пациента. В данной работе рассматривались случаи, когда трубки прямые и на них надавили чем-то тяжёлым, а также, когда трубки согнуты. Для недопущения таких ситуаций применять специальные крепежи к аппаратам ИВЛ, которые будут держать трубки в подвешенном состоянии или использовать особые конструкции трубок.

Список литературы

- [1] Брыгин П.А. Методы и режимы современной искусственной вентиляции легких. Ульяновск: Ульяновский государственный университет; 2000.
- [2] Бурлаков Р.И., Гальперин Ю.Ш., Юревич В.М. Искусственная вентиляция легких: принципы, методы, аппаратура. М.: Медицина; 1986.
- [3] Имитационная модель аппарата искусственной вентиляции лёгких = Simulation Model of the Artificial Lung Ventilation Apparatus / П. В. Камлач [и др.] // Доклады БГУИР. – 2023. – Т. 21, № 1. – С. 104-108.
- [4] Эльберг М.С., Цыганков Н.С. Имитационное моделирование: учеб. пособие. Красноярск : Сиб. федер. ун-т; 2017.
- [5] Jonuskaite A. Flow Simulation with SolidWorks. Helsinki : Arcada University of Applied Sciences; 2017.

SIMULATION MODELING OF THE VENTILATOR ARTIFICIAL LUNG VENTILATION

M.I. Kuprianov

*Master student of the Department of
Electronic Engineering and
Technology, Belarusian State
University of Informatics and
Radioelectronics.*

P.V. Kamlach

*PhD, Associate Professor, Associate
Professor of the Department of Electronic
Engineering and Technology of the
Belarusian State University of Informatics
and Radioelectronics*

A.V. Slizhova

*Student of the Department of
Electronic Engineering and
Technology, BSUIR*

*Department of Electronic Engineering and Technology
Faculty of Computer Engineering
Belarusian State University of computer science and Radio Electronics, Republic of Belarus
E-mail: n.kupriianov@bsuir.by*

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: Ventilator, modeling, simulation model.