

Оригинальная статья / Original Paper

DOI 10.15826/urej.2022.6.4.004

УДК 681.515.8

Автоматизация неинвазивной искусственной вентиляции для новорожденных на основе обработки сигналов давления и концентрации кислорода в газовой смеси

М. В. Бабич¹ ✉, Е. А. Кошечева², А. А. Чупов²

¹ Уральский федеральный университет имени первого Президента России Б. Н. Ельцина, Россия, 620002, г. Екатеринбург, ул. Мира, 32

² АО «ПО «Уральский оптико-механический завод» имени Э. С. Яламова», Россия, 620100, г. Екатеринбург, ул. Восточная, 336

✉ m.v.babich@urfu.ru

Аннотация

Работа посвящена разработке системы управления дыхательным контуром аппарата искусственной вентиляции легких (ИВЛ) для поддержки маневра рекрутмента легких недоношенных новорожденных детей. Так как в современных аппаратах ИВЛ их настройка для проведения маневра рекрутмента легких недоношенных новорожденных детей осуществляется вручную путем подстройки механического клапана, создание системы управления дыхательным контуром позволит существенно сократить время настройки и уменьшить количество ошибок, возникающих при ее проведении.

В работе предложена архитектура системы управления дыхательным контуром аппарата ИВЛ, состоящая из двух контуров регулирования: один для регулирования давления дыхательной смеси, второй для регулирования концентрации кислорода в дыхательной смеси. Упрощенная модель системы управления дыхательным контуром, разработанная в среде динамического моделирования динамических систем MATLAB Simulink, позволила оценить работоспособность данной архитектуры. Для поиска коэффициентов регуляторов системы управления использовались методы CHR и ручная настройка на основе знаний о работе системы.

Для оценки устойчивости модели системы был использован критерий Найквиста. Применение критерия Найквиста позволило сделать вывод о устойчивости системы управления дыхательным контуром.

Для оценки работоспособности системы управления дыхательным контуром был разработан макет схемы управления и произведено его тестирование. На основе тестирования был сделан вывод об адекватности разработанной модели и работоспособности предложенного технического решения.

© Бабич М. В., Кошечева Е. А., Чупов А. А., 2022

Ключевые слова

управление искусственной вентиляцией легких, моделирование системы, прибор контроля и диагностики, пневматическое оборудование, обработка сигнала, надежность изделия

Для цитирования

Бабич М. В., Кошчева Е. А., Чупов А. А. Автоматизация неинвазивной искусственной вентиляции для новорожденных на основе обработки сигналов давления и концентрации кислорода в газозвдушной смеси. *Ural Radio Engineering Journal*. 2022;6(4):414–427. DOI: 10.15826/urej.2022.6.4.004.

Automation of Non-invasive Artificial Ventilation for Newborns Based on the Processing of Pressure Signals and Oxygen Concentration in the Gas-air mixture

M. V. Babich¹ ✉, E. A. Koshcheeva², A. A. Chupov²

¹ Ural Federal University named after first President of Russia B.N. Yeltsin, 32 Mira Str., Yekaterinburg, 620002, Russia

² Joint Stock Company “Production Association “Urals Optical & Mechanical Plant” named after Mr. E.S. Yalamov”, 33 B Vostochnaya Str., Yekaterinburg, 620100, Russia

✉ m.v.babich@urfu.ru

Abstract

The article is devoted to the development of a control system for the respiratory circuit of an artificial lung ventilation (ALV) device to support the alveolar mobilization maneuver of premature newborns. Since in modern ALVs their adjustment for the maneuver of recruitment of lungs of premature newborns is carried out manually by adjusting the mechanical valve, the creation of a respiratory circuit control system will significantly reduce the time of adjustment and reduce the number of errors that occur during its implementation.

The paper proposes the architecture of the respiratory circuit control system of the ALV, which consists of two control loops: one for regulating the pressure of the respiratory mixture, the second for regulating the oxygen concentration in the respiratory mixture. A simplified model of the breathing circuit control system, developed in the MATLAB Simulink dynamic simulation environment, makes it possible to evaluate the performance of this architecture. CHR method and manual tuning method based on knowledge of the system operation are used to search for the coefficients of the controllers of the control system.

The Nyquist criterion is used to assess the stability of the system model. The application of the Nyquist criterion makes it possible to conclude that the breathing circuit control system is stable.

A testing device of the control circuit has been developed and tested to assess the performance of the respiratory circuit control system. The conclusion has been made about the adequacy of the developed model and the operability of the proposed technical solution on the basis of testing.

Keywords

artificial ventilation control, system modeling, monitoring and diagnostic device, pneumatic equipment, signal processing, product reliability.

For citation

Babich M. V., Koshcheeva E. A., Chupov A. A. Automation of Non-invasive Artificial Ventilation for Newborns Based on the Processing of Pressure Signals and Oxygen Concentration in the Gas-air mixture. *Ural Radio Engineering Journal*. 2022;6(4):414–427. (In Russ.) DOI: 10.15826/urej.2022.6.4.004.

Введение

Дети, рожденные до достижения 37 недели беременности, считаются недоношенными новорожденными. У недоношенных новорожденных значительно возрастает смертность и повышаются требования по его выхаживанию в связи с недоразвитостью органов и систем, а также адаптационных механизмов организма [1; 2]. Одной из важных проблем недоношенных новорожденных детей является нарушение адаптации дыхательной системы при переходе от жидкостного дыхания к дыханию в газовой среде, при этом во время рождения недоношенного ребенка не происходит раскрытия альвеол легких [3]. С целью предотвращения нарушений оксигенации в таком случае часто применяют маневр мобилизации (рекрутмента) альвеол [4].

Так как механизм дыхания и реакция на респираторную поддержку у новорожденного отличается от механизма дыхания взрослого человека: респираторная система новорожденного не развивает гипервентиляцию при гипоксии организма, что может приводить к угнетению нервной системы. Также легочный комплайнс новорожденных составляет порядка 0,05 (3–5 мл/см вод. ст.) от нормы для взрослого здорового человека (70–100 мл/см вод. ст.), а сопротивление давлению выше (40 см вод. ст. с/л) против (1–2) [5]. На основе этих данных можно сделать вывод о низкой растяжимости легких новорожденных. В связи с этим повышается риск травматизации легких во время ИВЛ [6], что требует создания специализированной медицинской техники для респираторной поддержки новорожденных, учитывающей особенности легких новорожденных.

Выполнение маневра мобилизации альвеол у новорожденных предполагает цикл краткосрочных повышений давления дыхательной смеси во время вдоха пациента и поддержании посто-

янного уровня давления во время его выдоха [7–9]. У новорожденных детей маневр мобилизации альвеол проводится врачом вручную путем управления положением механического воздушного клапана в дыхательном тракте. Большинство современных компьютеризированных аппаратов ИВЛ не имеют такого механического воздушного клапана и не могут быть использованы для проведения маневра мобилизации альвеол недоношенных новорожденных.

Современные реанимационные аппараты ИВЛ с возможностью проведения маневра мобилизации альвеол и механическим клапаном, например NEOPUFF, FANEM BABYPUFF 1020, Inspire rPAP, имеют некоторые недостатки [10]. Регулировка давления осуществляется врачом при помощи изменения положения механического клапана, при этом для оценки текущего установленного значения давления и предотвращения повреждения легких пациента слишком большим давлением производится отсоединение пациента от пневматического контура аппарата [11]. Ручная настройка давления аппарата требует проведения большого числа манипуляций и времени и, следовательно, подвержена ошибкам.

Усовершенствование аппаратов ИВЛ, предназначенных для маневра рекрутмента легких, может быть достигнуто при помощи разработки системы управления маневром рекрутмента легких с использованием обратной связи, позволяющей врачу устанавливать и удерживать уровень давления в пневматическом контуре без участия врача.

Цель исследования

Разработка системы управления дыхательным контуром аппарата ИВЛ для поддержки маневра рекрутмента легких новорожденных детей.

Материалы и методы исследования

Для решения задачи была построена схема управления дыхательным контуром аппарата ИВЛ с поддержкой маневра рекрутмента легких недоношенных новорожденных, которая представлена на рис. 1.

В схеме управления дыхательным контуром аппарата ИВЛ можно выделить два контура регулирования. Первый контур обеспечивает установку значения давления P_T , а второй контур – концентрации кислорода в дыхательной смеси FiO_{2T} . Первый контур образован двумя ПИД-регуляторами по давлению, клапаном кислорода, клапаном воздуха, элементами Sum1, Sum2, Product1 и Product2. Второй контур управления образован ПИ-

регулятором по концентрации кислорода в смеси, всеми элементами первого контура, а также блоком обратной связи по кислороду и элементом Sum3.

Схема управления дыхательным контуром аппарата ИВЛ в качестве входных параметров принимает уставку по давлению – целевое значение давления P_T , производимого аппаратом ИВЛ, и уставку по концентрации кислорода в смеси – целевое значение процентного содержания кислорода в дыхательной смеси FiO_{2T} .

Сигнал разницы уставки по давлению и фактического значения давления P_Δ поступает на два ПИД-регулятора по давлению: один ПИД регулятор используется для управления положением клапаном кислорода, а второй – для управления положением клапаном воздуха. Входные сигналы ПИД-регуляторов по давлению для клапанов воздуха и кислорода могут быть пропорционально изменены в элементах Product1 и Product2 на основе выходных сигналов ПИ-регулятора по концентрации кислорода в смеси.

Изменения положений клапанов кислорода и воздуха приводят к изменению давления дыхательной смеси P_{Actual} , формируемой как сумма парциальных давлений воздуха P_{Air} и кислорода P_{O_2} а также к изменению концентрации кислорода в дыхательной смеси $FiO_{2Actual}$, так как изменение положений клапанов приводит к изменению объемов поступающих компонентов дыхательной смеси. Расчет актуального значения концентрации кислорода в газовой смеси $FiO_{2Actual}$ на основе значений парциальных давлений воздуха P_{Air} и кислорода P_{O_2} осуществляется в блоке Обратная связь по кислороду.

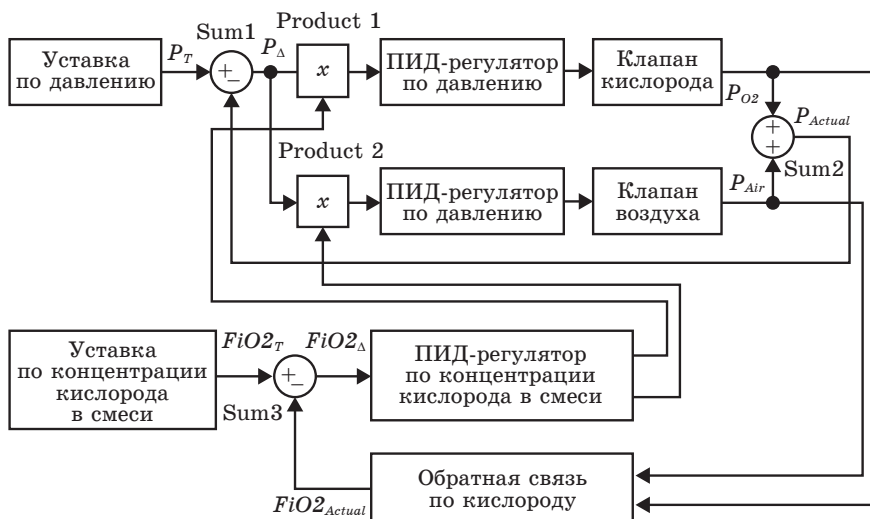


Рис. 1. Схема управления дыхательным контуром аппарата ИВЛ

Fig. 1. Ventilator breathing circuit control scheme

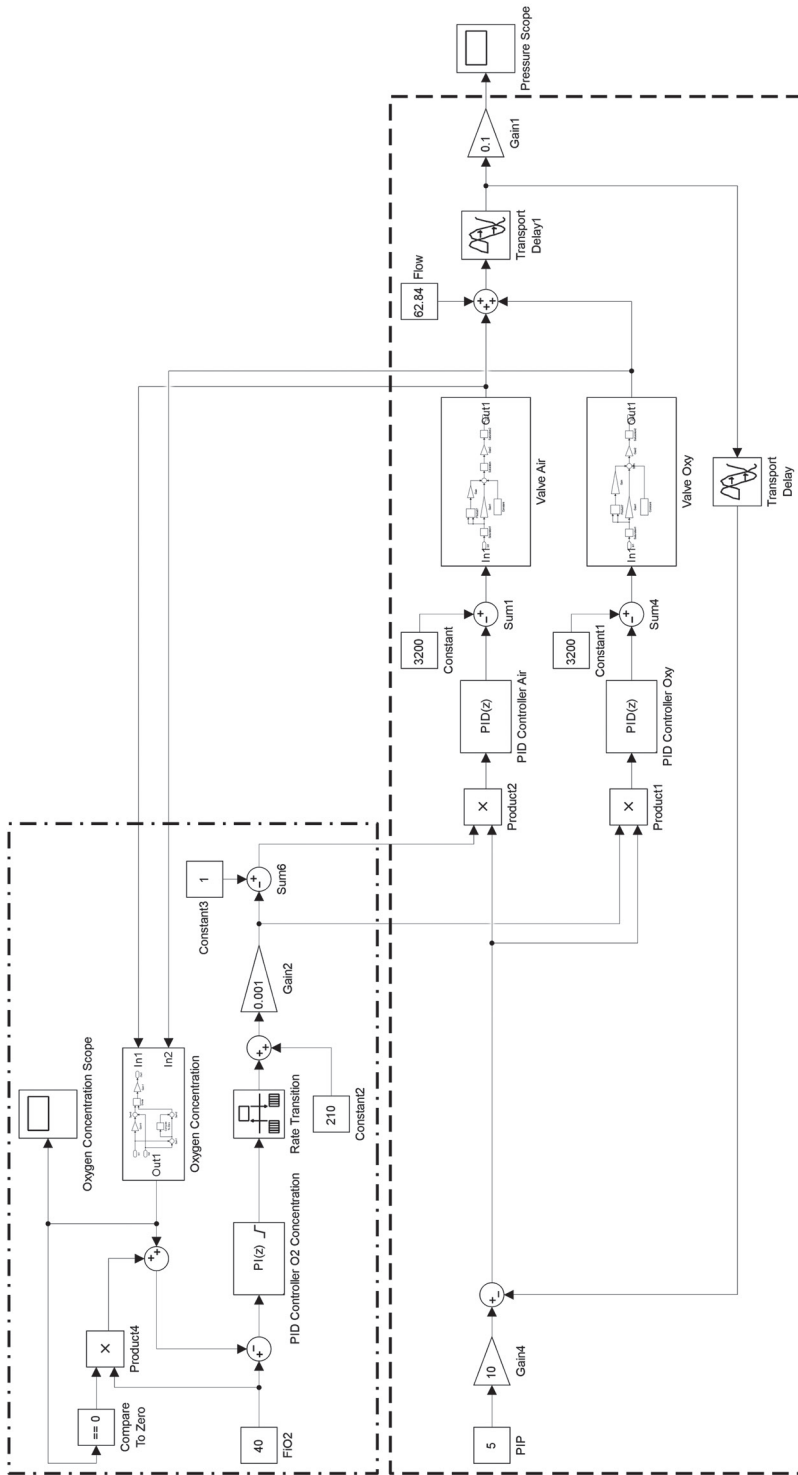


Рис. 2. Модель системы управления дыхательным контуром
 Fig. 2. Model of the breathing circuit control system

Схема управления дыхательным контуром аппаратом ИВЛ была реализована в среде моделирования динамических систем MATLAB Simulink. Для построения модели схемы управления дыхательным контуром аппарата ИВЛ, для аппаратных составляющих контура, таких как клапан кислорода, клапан воздуха, блок обратной связи по кислороду были получены модели для рабочих диапазонов входных и выходных параметров.

Модель динамической схемы управления дыхательным контуром аппаратом ИВЛ представлена на рис. 2.

Входными параметрами модели являются давление на выходе дыхательной системы (задаваемое в блоке PIP) и концентрация кислорода в дыхательной смеси (задаваемая в блоке FiO_2). Модель контура установки значения давления, реализованная средствами Simulink, на рис. 2 выделена пунктирной линией, модель контура установки значения концентрации кислорода в дыхательной смеси – штрихпунктирной. Элементу ПИД-регулятор по давлению для клапана кислорода схемы управления дыхательным контуром соответствует блок PID Controller Oxy, элементу ПИД-регулятор по давлению для клапана воздуха соответствует блок PID Controller Air. Элементу ПИД-регулятор по концентрации кислорода в смеси соответствует блок PID Controller O2 Concentration.

Для клапана кислорода и клапана воздуха схемы управления дыхательным контуром были построены модели, расположенные в Simulink подсистемах Valve Air и Valve Oxy. Схема модели клапана кислорода эквивалентна блок-схеме клапана воздуха и приведена на рис. 3.

Входным сигналом модели клапана воздуха служит выходной сигнал ПИД-регулятора по давлению, а выходным сигналом – величина парциального давления на выходе клапана.

Блок «Обратная связь по кислороду» схемы управления дыхательным контуром аппарата ИВЛ (рис. 1) был реализован в виде Simulink подсистемы Oxygen Concentration. Схема этого блока приведена на рис. 4.

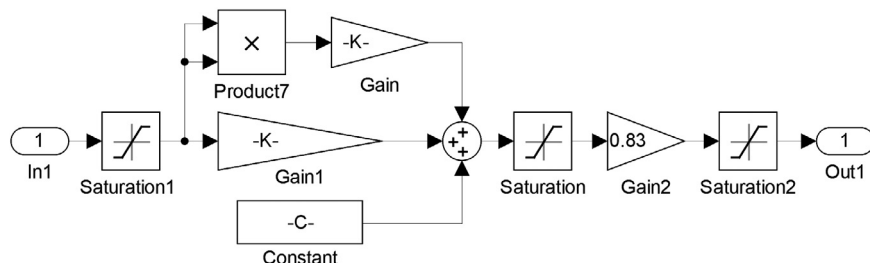


Рис. 3. Схема блока модели клапана воздуха

Fig. 3. Air valve model block diagram

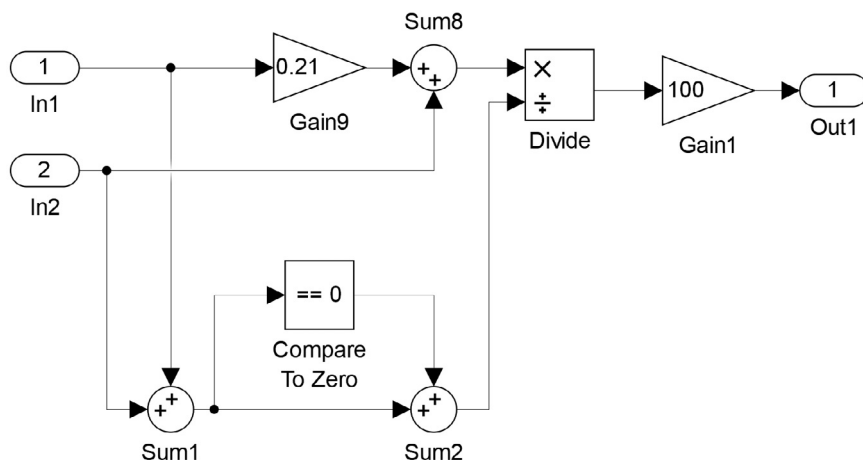


Рис. 4. Схема блока обратной связи по кислороду

Fig. 4. Scheme of the oxygen feedback block

Входными сигналами блока обратной связи по кислороду выступают парциальные давления составляющих дыхательной смеси, полученных с клапанов кислорода и воздуха, а выходным сигналом является содержание кислорода в дыхательной смеси, выраженное в процентах.

Для настройки ПИД-регуляторов по давлению модели системы управления дыхательным контуром использовался метод CHR. Данный метод позволяет избежать перерегулирования при достижении максимальной скорости нарастания сигнала управления, что обеспечивает большой запас устойчивости [12]. Коэффициенты ПИД регулятора по давлению модели системы управления дыхательным контуром приведены в таблице 1.

Настройка ПИ-регулятора по концентрации кислорода основывалась на знаниях о характере работы системы и осуществлялась вручную. Составляющие были выбраны следующими: $K_p = 0,1$, $T_i = 0,3$.

Таблица 1. Коэффициенты ПИД регулятора по давлению модели системы управления дыхательным контуром

Table 1. PID controller coefficients of the breathing pressure circuit control system model

Тип регулятора	K_p	T_i	T_d
П-регулятор	1,0	–	–
ПИ-регулятор	2,0	1,5	–
ПИД-регулятор	3,2	0,9	0,2

Примечание: K_p – пропорциональная составляющая, T_i – интегральная составляющая, T_d – дифференциальная составляющая.

Определение устойчивости системы

Для определения устойчивости модели схемы управления дыхательным контуром был использован критерий Найквиста, годографы модели системы были построены встроенными средствами MATLAB Simulink и представлены для сигнала давления P на рис. 5 и концентрации кислорода в дыхательной смеси FiO_2 – на рис. 6.

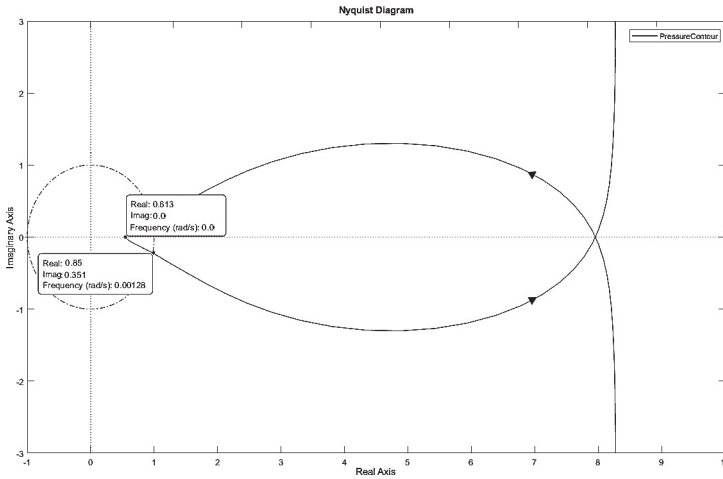


Рис. 5. Годограф Найквиста модели схемы управления дыхательным контуром для контура управления давлением

Fig. 5. Nyquist hodograph models of a breathing circuit control circuit for a pressure control loop

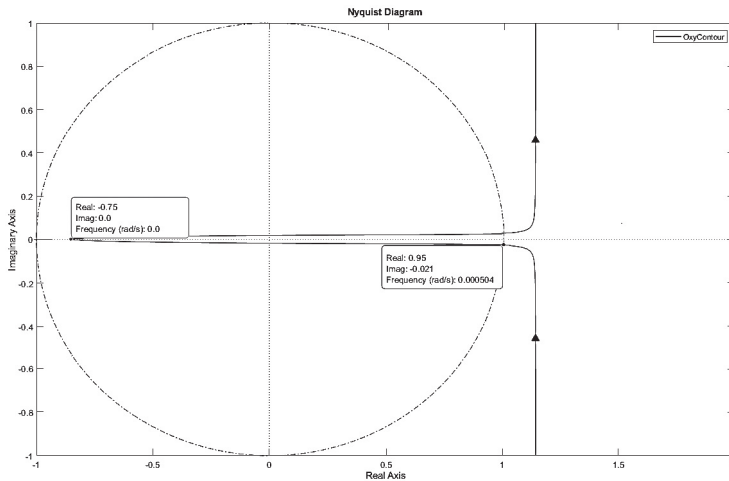


Рис. 6. Годограф Найквиста модели схемы управления дыхательным контуром для контура управления концентрацией кислорода

Fig. 6. Nyquist hodograph models of the breathing circuit control circuit for an oxygen concentration control circuit

По данным рис. 5 и 6 видно, что модель схемы управления дыхательным контуром является устойчивой, и запас устойчивости по амплитуде контура управления давлением составляет 0,60, контура управления концентрацией кислорода в дыхательной смеси – 0,25. Запас устойчивости по фазе контура правления давлением составляет 0,0013, контура управления концентрацией кислорода в дыхательной смеси – 0,0005.

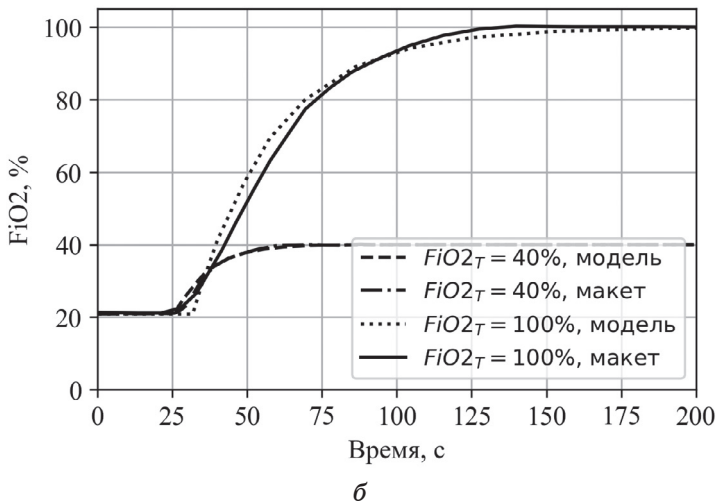
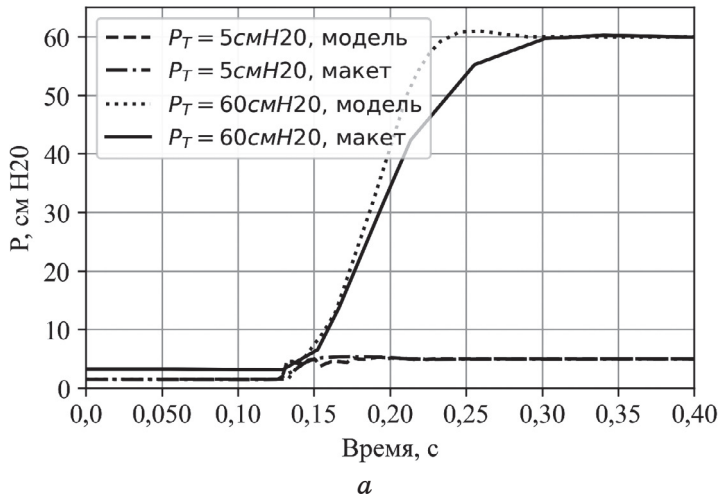


Рис. 7. Переходные характеристики системы управления дыхательным контуром для сигналов давления P_T (а) и концентрации кислорода в дыхательной смеси FiO_{2T} (б)

Fig. 7. Transient characteristics of the breathing circuit control system for pressure signals P_T (a) and oxygen concentration in the respiratory mixture FiO_{2T} (b)

Макет схемы управления дыхательным контуром был реализован в виде печатной платы и пневматического оборудования. Вычислительным ядром печатной платы является 32-битный микроконтроллер фирмы STMicroelectronics с тактовой частотой 72 МГц. Микроконтроллер управляет пропорциональными клапанами при помощи аналоговых сигналов, формируемых при помощи внешних цифроаналоговых преобразователей, управляемых по протоколу I²C. Для измерения давления и концентрации кислорода дыхательной смеси используются датчики с аналоговым интерфейсом. Выходные сигналы аналоговых интерфейсов датчиков обрабатываются внешними аналого-цифровыми преобразователями (АЦП). Взаимодействие между микроконтроллером и АЦП осуществляется по протоколу SPI.

Для оценки работоспособности модели и макета схемы управления были построены переходные характеристики системы по сигналу давления при переходе от атмосферного давления до $P_T = 5$ смН₂O и $P_T = 60$ смН₂O. Графики переходных характеристик приведены на рис. 7а. Также были построены переходные характеристики системы по сигналу концентрации кислорода при переходе от уровня концентрации кислорода в воздухе до значений $FiO_{2T} = 40$ % и $FiO_{2T} = 100$ %, представленные на рис. 7б.

Как видно на графиках, приведенных на рис. 7, процесс изменения концентрации кислорода FiO_2 , полученный на макете схемы управления достаточно хорошо описывается моделью, в то время как процесс изменения давления P имеет расхождение с разработанной моделью. Эти изменения могут быть вызваны пневматическими емкостями в оборудовании не учтенными в модели.

Заключение

В работе предложена архитектура системы управления дыхательным контуром аппарата ИВЛ. Показано, что схема управления дыхательным контуром содержит два контура регулирования: один для регулирования давления дыхательной смеси, второй – для регулирования концентрации кислорода в дыхательной смеси.

Упрощенная модель системы управления дыхательным контуром, разработанная в среде динамического моделирования динамических систем MATLAB Simulink, позволила оценить работоспособность данной архитектуры. Для поиска коэффициентов регуляторов системы управления использовались методы СНР и вручную, основываясь на знаниях о работе системы.

Для оценки устойчивости модели системы был использован критерий Найквиста. Полученные годографы Найквиста позво-

лили сделать вывод об устойчивости системы управления дыхательным контуром.

Для оценки системы управления дыхательным контуром был разработан макет схемы управления и произведено его тестирование. На основе тестирования был сделан вывод об адекватности разработанной модели и работоспособности предложенного технического решения.

В качестве дальнейших направлений развития работы авторы видят оптимизацию алгоритма управления дыхательным контуром аппарата ИВЛ и оценку качества человеко-машинного взаимодействия аппарата ИВЛ и врача.

Благодарности

Настоящее исследование выполнено научно-конструкторским бюро гражданского приборостроения акционерного общества «Производственное объединение «Уральский оптико-механический завод» имени Э.С. Яламова» в рамках комплексного проекта «Модернизация и внедрение в промышленное производство линейки неонатальных медицинских изделий «BONO» с целью увеличения импортонезависимости».

Acknowledgements

The current study is provided by the Joint Stocj Company Production Association Ural Optical and Mechanical Plant named after Mr. E.S. Yalamov Civil Devices Research and Development Bureau in a framework of the following project: Modernization and industrial production integration of the BONO medical devices modelling line dedicated to the increase of import independency of the product line.

Список литературы

1. Шабалов Н. П. *Неонатология*. М.: МЕДпресс-информ; 2004. 608 с.
2. Гордеев В. И., Александрович Ю. С., Паршин Е. В. *Респираторная поддержка у детей*. СПб.: ЭЛБИ-СПБ; 2009. 176 с.
3. Александрович Ю. С., Пнениснов К. В. *Респираторная поддержка при критических состояниях в педиатрии и неонатологии*. М.: ГЭОТАР-Медиа; 2020. 272 с.
4. Boel L., Broad K., Chakraborty M. Non-invasive respiratory support in newborn infants. *Paediatrics and Child Health*. 2018;28(1):6–12. DOI: 10.1016/j.paed.2017.10.007.
5. Ткаченко А. К., Устинович А. А. *Неонатология*. Минск: Вышэйшая школа; 2009. 494 с.
6. Сергеева К. М., Смирнова Н. Н., Суровцева А. П. *Физиология и патология периода новорожденности*. СПб.: Издательство СПбГМУ, 2008. 68 с.
7. Марченков Ю. В., Мороз В. В., Измайлов В. В. Патофизиология рециркулирующей вентиляции и ее влияние на биомеханику дыхания. *Анестезиология и реаниматология*. 2012;(3):34–41.

8. Шмидт Р.Ф., Ланг Ф., Хекман М. *Физиология человека с основами патофизиологии*. М.: Лаборатория знаний; 2019. 494 с.

9. Баранов А.А., Щеплягина Л.А. *Физиология роста и развития детей и подростков (теоретические и клинические вопросы)*. М.: ГЭОТАР-Медиа; 2006. 432 с.

10. Shalish W., Kanbar L., Kovacs L., Chawla S., Keszler M., Rao S. et al. Assessment of extubation readiness using spontaneous breathing trials in extremely preterm neonates. *JAMA Pediatr.* 2020;174(2):178–185. DOI: 10.1001/jamapediatrics.2019.4868.

11. Hawkes C.P., Ryan C.A., Dempsey E.M. Comparison of the T-piece resuscitator with other neonatal manual ventilation devices: A qualitative review. *Resuscitation.* 2012;83(7):798–802. DOI: 10.1016/j.resuscitation.2011.12.020.

12. Youney J. *A comparison and evaluation of common PID tuning methods*. Electronic Theses and Dissertations. 3423. 2007. Available at: <https://stars.library.ucf.edu/etd/3423>

References

1. Shabalov N.P. *Neonatology*. Moscow: MEDpress-inform; 2004. 608 p. (In Russ.)

2. Gordeev V.I., Aleksandrovich Yu.S., Parshin E.V. *Respiratory support for children*. St. Petersburg: ELBI-SPB; 2009. 176 p. (In Russ.)

3. Aleksandrovich Yu.S., Pnenisnov K.V. *Respiratory support in critical conditions in pediatrics and neonatology*. Moscow: GEOTAR-Media; 2020. 272 p. (In Russ.)

4. Boel L., Broad K., Chakraborty M. Non-invasive respiratory support in newborn infants. *Paediatrics and Child Health.* 2018;28(1):6–12. DOI: 10.1016/j.paed.2017.10.007.

5. Tkachenko A.K., Ustinovich A.A. *Neonatology*. Minsk: Vysheinaya shkola; 2009. 494 p. (In Russ.)

6. Sergeeva K.M., Smirnova N.N., Surovtseva A.P. *Physiology and pathology of the neonatal period*. St. Petersburg: St. Petersburg State Medical University, 2008. 68 p. (In Russ.)

7. Marchenkov Yu.V., Moroz V.V., Izmailov V.V. Pathophysiology of Recruit Ventilation and its Impact on the Breath Biomechanics. *Russian Journal of Anaesthesiology and Reanimatology.* 2012;(3):34–41. (In Russ.)

8. Shmidt R.F., Lang F., Heckman M. *Human Physiology with Fundamentals of Pathophysiology*. Moscow: Laboratoriya znanii; 2019. 494 p. (In Russ.)

9. Baranov A.A., Scheplaygina L.A. *Physiology of growth and development of children and adolescents (theoretical and clinical issues)*. Moscow: GEOTAR-Media; 2006. 432 p. (In Russ.)

10. Shalish W., Kanbar L., Kovacs L., Chawla S., Keszler M., Rao S. et al. Assessment of extubation readiness using spontaneous breathing trials in extremely preterm neonates. *JAMA Pediatr.* 2020;174(2):178–185. DOI: 10.1001/jamapediatrics.2019.4868.

11. Hawkes C.P., Ryan C.A., Dempsey E.M. Comparison of the T-piece resuscitator with other neonatal manual ventilation devices: A qualitative review. *Resuscitation*. 2012;83(7):798–802. DOI: 10.1016/j.resuscitation.2011.12.020.

12. Youney J. *A comparison and evaluation of common PID tuning methods*. Electronic Theses and Dissertations. 3423. 2007. Available at: <https://stars.library.ucf.edu/etd/3423>

Информация об авторах

Бабич Михаил Владимирович, кандидат технических наук, доцент департамента радиоэлектроники и связи, Уральский федеральный университет им. первого Президента России Б.Н. Ельцина, г. Екатеринбург, Россия.

Кошечева Екатерина Андреевна, инженер-конструктор конструкторского бюро медицинских изделий АО «Производственное объединение “Уральский оптико-механический завод” им. Э.С. Яламова», г. Екатеринбург, Россия.

Чупов Алексей Андреевич, аспирант департамента радиоэлектроники и связи, Уральский федеральный университет им. первого Президента России Б.Н. Ельцина, г. Екатеринбург, Россия; главный конструктор конструкторского бюро медицинских изделий АО «Производственное объединение “Уральский оптико-механический завод” им. Э.С. Яламова», г. Екатеринбург, Россия.

Information about the authors

Mikhail V. Babich, Candidate of Technical Sciences, Associate Professor of the Engineering School of Information Technologies, Telecommunications and Control Systems, Ural Federal University named after the first President of Russia B.N. Yeltsin, Yekaterinburg, Russia.

Koshcheeva E. Andreevna, design engineer, Medical Devices Research and Development Bureau, Joint Stock Company “Production Association “Urals Optical & Mechanical Plant» named after Mr. E.S. Yalamov” Yekaterinburg, Russia.

Alexey A. Chupov, PhD student, Engineering School of Information Technologies, Telecommunications and Control Systems, Ural Federal University named after the first President of Russia B.N. Yeltsin, Yekaterinburg, Russia; Chief Designer, Medical Devices Research and Development Bureau, Joint Stock Company “Production Association “Urals Optical & Mechanical Plant» named after Mr. E.S. Yalamov” Yekaterinburg, Russia.

Поступила / Received: 14.10.2022

Принята в печать / Accepted: 04.12.2022