

ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНЫЙ ПРОГРАММНО-АППАРАТНЫЙ КОМПЛЕКС  
КОНТРОЛЯ ДАВЛЕНИЯ В МАНЖЕТАХ  
ЭНДОТРАХЕАЛЬНЫХ И ТРАХЕОСТОМИЧЕСКИХ ТРУБОК

В. В. РЫКУНОВ<sup>1\*</sup>, Д. В. ШИЛИН<sup>2</sup>, Д. А. ШЕСТОВ<sup>2</sup>

<sup>1</sup> *Смарткафф, Москва, Россия*  
*\*info@smartcuff.ru*

<sup>2</sup> *Национальный исследовательский университет „МЭИ“, Москва, Россия*

**Аннотация.** Представлен полнофункциональный прототип первого отечественного автоматизированного устройства, обеспечивающего поддержание безопасного давления в манжетах эндотрахеальных и трахеостомических трубок. Описаны алгоритмы работы устройства. Для формирования отличительных особенностей разрабатываемого прототипа и определения его функционального состава выполнен сравнительный анализ существующих решений и проведены патентные исследования. Разработанные пневматическая схема и плата управления позволяют реализовать режимы работы, необходимые для оказания медицинской помощи. Испытания устройства, проведенные в лабораторных условиях, демонстрируют высокую надежность и энергоэффективность прототипа, который подходит ко всем аппаратам искусственной вентиляции легких и наркозно-дыхательным аппаратам, следовательно, может применяться в отделениях анестезиологии и реанимации в лечебных учреждениях.

**Ключевые слова:** *эндотрахеальная трубка, трахеостомическая трубка, давление в манжете, поддержание давления*

**Благодарности:** работа выполнена при поддержке грантом Фонда содействия инновациям по программе „Старт“, договор № 4429ГС1/72/608, 09.02.2022.

**Ссылка для цитирования:** Рыкунов В. В., Шилин Д. В., Шестов Д. А. Интеллектуальный программно-аппаратный комплекс контроля давления в манжетах эндотрахеальных и трахеостомических трубок // Изв. вузов. Приборостроение. 2024. Т. 67, № 3. С. 276—285. DOI: 10.17586/0021-3454-2024-67-3-276-285.

INTELLIGENT SOFTWARE AND HARDWARE SYSTEM  
FOR MONITORING THE PRESSURE  
IN THE CUFFS OF ENDOTRACHEAL AND TRACHEOSTOMY TUBES

V. V. Rykunov<sup>1\*</sup>, D. V. Shilin<sup>2</sup>, D. A. Shestov<sup>2</sup>

<sup>1</sup> *Smartcuff LLC, Moscow, Russia*  
*\*info@smartcuff.ru*

<sup>2</sup> *National Research University „Moscow Power Engineering Institute“, Moscow, Russia*

**Abstract.** A fully functional prototype of the first domestic automated device ensuring the maintenance of safe pressure in the cuffs of endotracheal and tracheostomy tubes is presented. The operating algorithms of the device are described. To formulate the distinctive features of the prototype being developed and determine its functional composition, a comparative analysis of existing solutions is performed and patent research is carried out. The developed pneumatic circuit and control board make it possible to implement the operating modes necessary to provide medical care. Tests of the device carried out in laboratory conditions demonstrate the high reliability and energy efficiency of the prototype; the device is suitable for all mechanical ventilation devices and anesthesia-respiratory devices, and therefore, can be used in anesthesiology and intensive care departments in medical institutions.

**Keywords:** endotracheal tube, tracheostomy tube, cuff pressure, pressure maintaining

**Acknowledgements:** the work was supported by a grant from the Innovation Promotion Fund under the “Start” program, contract No. 4429GS1/72/608, 02/09/2022.

**For citation:** Rykunov V. V., Shilin D. V., Shestov D. A. Intelligent software and hardware system for monitoring the pressure in the cuffs of endotracheal and tracheostomy tubes. *Journal of Instrument Engineering*. 2024. Vol. 67, N 3. P. 276—285 (in Russian). DOI: 10.17586/0021-3454-2024-67-3-276-285.

**Введение.** Устройства контроля давления в манжетах эндотрахеальных и трахеостомических трубок (ЭТТ и ТСТ) являются важным компонентом медицинского оборудования для управления давлением внутри манжеты, установленной вокруг трубок (рис. 1).

ЭТТ и ТСТ герметизируют нижние дыхательные пути, обеспечивают профилактику аспирации содержимого желудка за счет раздувания манжет (нагнетания избыточного давления). Расположение ЭТТ в трахее показано на рис. 2.

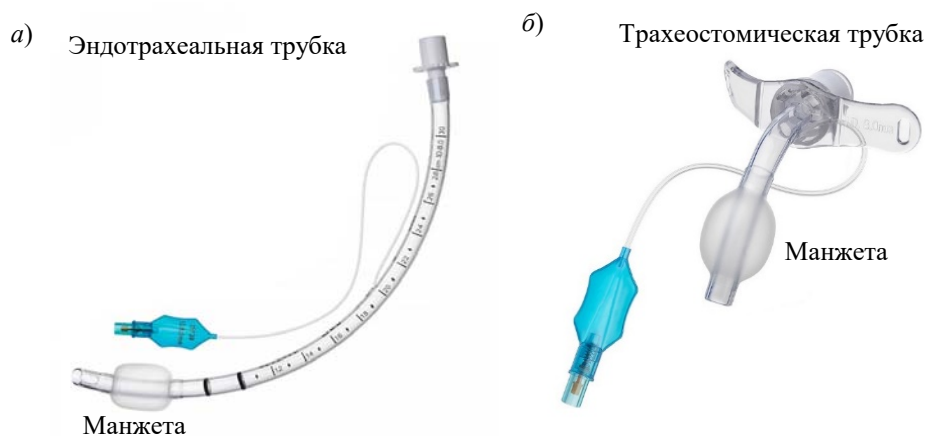


Рис. 1

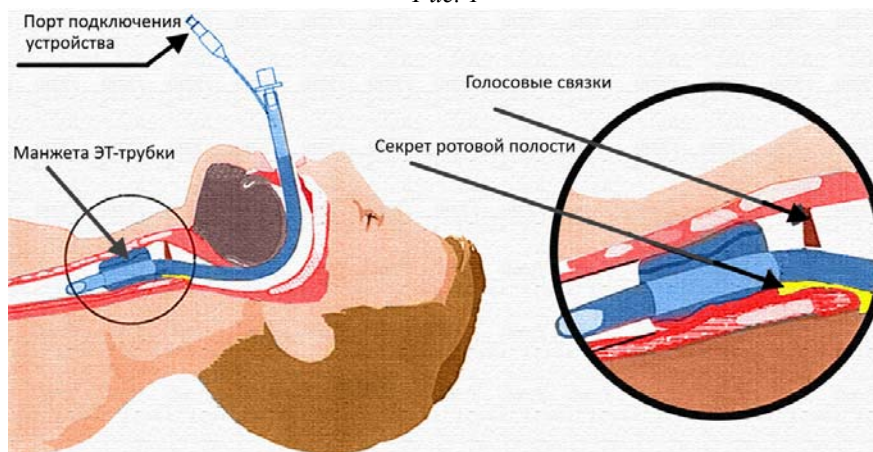


Рис. 2

Принято считать, что оптимальный диапазон давления в манжетах ЭТТ и ТСТ для взрослых пациентов составляет 20—30 см  $H_2O$ \*. Превышение данных значений приводит к возникновению ишемии трахеи, образованию трахеопищеводных свищей и стенозов, развитию болевого синдрома, разрыву стенок трахеи. Давление ниже рекомендованного диапазона приводит к пневмонии, связанной с искусственной вентиляцией легких (вентилятор-ассоциированная пневмония — ВАП). ВАП является основной причиной смертности в отде-

\* Давление в дыхательных путях принято измерять в сантиметрах водного столба, см  $H_2O$ , или в миллиметрах: 1 мбар  $\approx$  0,9806... см  $H_2O$   $\approx$  100 Па.

лении интенсивной терапии из-за микроаспирации потенциально инфекционных выделений через микроканалы, образованные при сворачивании избыточного материала манжеты после раздувания.

Результаты исследований методов контроля давления в манжетах ЭТТ и ТСТ, проводимые во всем мире, демонстрируют схожую проблематику:

— использование „классического“ метода пальпации контрольного баллона ЭТТ и ТСТ при оценке уровня давления приводит к ошибкам в определении давления в манжете вне зависимости от стажа персонала: например, в исследовании Казахского научно-исследовательского института онкологии и радиологии (Алматы, Казахстан) давление не соответствовало рекомендуемому оптимальному диапазону в 58 % случаев [1]; в другом исследовании показано, что применение пальпаторного метода при определении давления в манжете ЭТТ приводило к 83 % ошибок [2];

— с течением времени происходит самопроизвольное снижение давления; в [3] показано недопустимое снижение давления (ниже 20 см H<sub>2</sub>O) спустя 2 ч после проведения интубации в 45 % случаев.

Для решения подобных проблем необходим постоянный инструментальный контроль давления в манжетах ЭТТ и ТСТ (как минимум один раз каждые 8 ч) [4]. Популярное решение, существующие в современной практике, не автоматизированы, ручное управление не позволяет произвести точную настройку и требует постоянного контроля, что увеличивает нагрузку на медицинский персонал.

Следует отметить, что в настоящее время крупными мировыми производителями медицинской техники разработаны автоматизированные устройства контроля и поддержания давления в манжетах ЭТТ и ТСТ, однако подобные устройства не производятся отечественными предприятиями, а зарубежные разработки не имеют регистрационных удостоверений Росздравнадзора и не допущены к обращению на территории РФ. Импортные аналоги прошли клинические испытания и имеют доказательную базу эффективности применения в медицинской практике [5—8].

В настоящей статье представлен разработанный полнофункциональный прототип устройства, обеспечивающего поддержание безопасного значения давления в манжетах ЭТТ и ТСТ. Прототип имеет простое и понятное управление и функционал, не уступающий устройствам, производимым мировыми лидерами в данной отрасли. Проведены испытания прототипа в условиях, близким к реальным.

**Материалы и методы исследования.** Систематический обзор исследований, опубликованных на русском, немецком и английском языках в 1980—2020 гг. (с преимущественным включением, 69 %, данных за последние девять лет), выполнен с использованием баз данных PubMed, ScienceDirect, ProQuest и GoogleScholar, проведены также патентные исследования. Использование более ранних научных работ (старше девяти лет, 21 %) обоснованно, так как указанные источники являются оригинальными. По результатам обзора сформулированы технические требования к прототипу устройства.

Сравнительные характеристики зарубежных автоматических систем поддержания давления в манжетах ЭТТ и ТСТ и прототипа, разработанного ООО „Смарткафф“ (Москва), приведены в табл. 1.

Разработанный прототип устройства по заявленным техническим характеристикам уступает аналогу производства VBM Medizintechnik GmbH по верхнему пределу диапазона значений задаваемого давления, что, однако, не является недостатком, так как оптимальный диапазон давления в манжетах ЭТТ и ТСТ для взрослых и детей старшего возраста составляет 20—30 см H<sub>2</sub>O. Для детей младше восьми лет имеются рекомендации по поддержанию давления, не превышающего 20 см H<sub>2</sub>O. Следует отметить, что разработанный прототип

превосходит швейцарское устройство по времени автономной работы: Hamilton Medical AG — 8 ч непрерывной работы, прототип ООО „Смарткафф“ — более 12 ч непрерывной работы.

Таблица 1

Основные технические характеристики	Hamilton Medical AG, Швейцария	VBM Medizintechnik GmbH, Германия	Разработанный прототип, ООО „Смарткафф“, Россия
Диапазон задаваемого давления, см H <sub>2</sub> O	5...50	0...99	5...50
Давление по умолчанию, см H <sub>2</sub> O	25	25	25
Время автономной работы, ч	↓8	—	↑15
Возможность работы от элементов питания, перезаряжаемых и неперезаряжаемых	↓ Нет	↓ Нет	↑ Есть
Точность измерения давления, см H <sub>2</sub> O	↓± 2	↓± 2	↑± 2
Режим „Поддержание заданного давления“ или аналогичный	Есть	Есть	Есть
Режим „Периодическое повышение давления“ или аналогичный	Есть	Нет	Есть
Режим „Периодическая декомпрессия“ или аналогичный	↓ Нет	↓ Нет	↑ Есть
Режим „Сдутые манжеты“ или аналогичный	Есть	Нет	Есть
Режим „Определение оптимального давления“ или аналогичный	↓ Нет	↓ Нет	↑ Есть

**Описание разработанного прототипа устройства.** На рис. 3, а представлено фото прототипа устройства с подключенной ЭТТ в режиме поддержания заданного давления. Аппаратная часть (рис. 3, б) состоит из печатной платы (платы управления) и пневматического блока. Печатная плата содержит микроконтроллер STM32F051C8T6, драйвер двигателя помпы DRV8834, пьезоизлучатели с генератором SMB-17CC-P10 и HCM1203X JLW (основной и резервный динамики), светодиоды световой сигнализации, контроллеры заряда аккумуляторных батарей, датчики давления и других компонентов для управления блоком пневматики и взаимодействия с оператором.

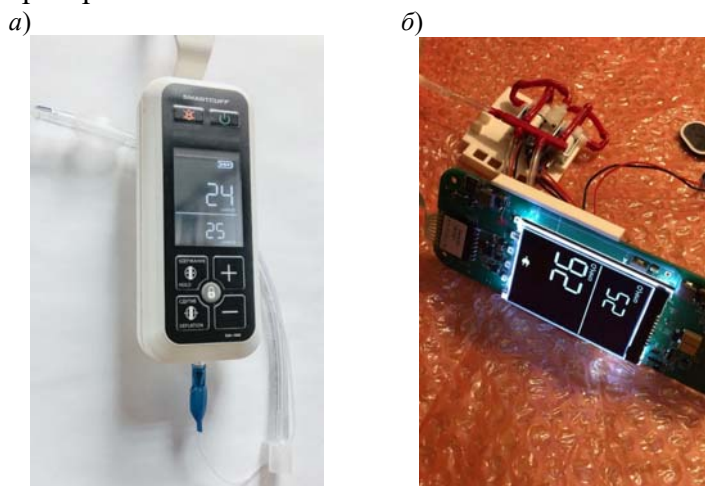


Рис. 3

Пневматическая блок предназначен для подачи давления нагнетания/разряжения в манжеты ЭТТ или ТСТ. Пневматическая схема блока пневматики представлена на рис. 4, где Pump — мембранный насос;  $Y1$ ,  $Y2$  — электромагниты;  $S_{P_k}$  — датчик давления для осуществления контроля;  $S_{P_m}$  — датчик давления для осуществления мониторинга;  $V1$ ,  $V2$  — 3/2 пневматические распределители для подачи давления/вакуума в ЭТ-трубку.

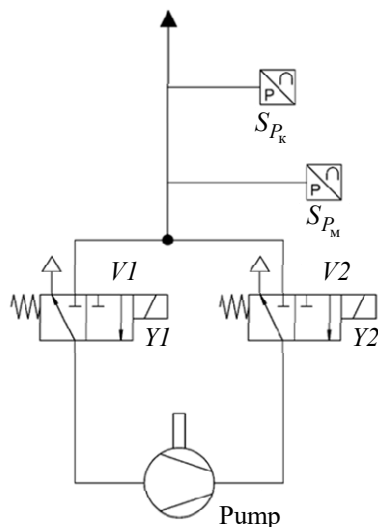


Рис. 4

Плата управления передает управляющий сигнал на мембранный насос Pump, который подает давление нагнетания/разряжения через пневматические 3/2-распределители  $V1$  и  $V2$  в манжету ЭТТ или ТСТ через разъем подключения. В линии между распределителями  $V1$ ,  $V2$  и разъемом подключения манжет установлены два датчика, непрерывно измеряющие давление в манжете с контролем взаимных показателей (при выходе из строя одного из датчиков прототип сообщит пользователю о неисправности и остановит подачу давления в манжету). Для нагнетания давления в манжету плата управления подает сигнал на электромагнит  $Y1$  распределителя  $V1$ , сигнал на электромагните  $Y2$  распределителя  $V2$  отсутствует; для разряжения подается сигнал на электромагнит  $Y2$  распределителя  $V2$ , с электромагнита  $Y1$  распределителя  $V1$  сигнал снят.

Прототип имеет визуальную и звуковую сигнализацию опасных событий и режимов работы. Световой индикатор отображает два цвета (желтый и красный) и работает с частотой мигания в пределах от 0,4 до 0,8 Гц (желтый) и от 1,4 до 2,8 Гц (красный). Выполнена стандартная сигнализация.

**Режимы работы.** Прототип устройства имеет шесть режимов работы.

1. Самотестирование — в данном режиме прототип проводит самодиагностику основных компонентов: контроллера, системы сигнализации, помпы, распределителей, датчиков давления.

2. Поддержание заданного давления — в данном режиме прототип нагнетает давление в манжеты ЭТТ или ТСТ, значение которого задано по умолчанию (целевое значение давления по умолчанию задается в режиме „Конфигурация“). В процессе нагнетания давления пользователь имеет возможность корректировки значения целевого давления. В случае снижения или увеличения текущего значения давления  $P_y$  в манжете ЭТТ или ТСТ устройство автоматически стабилизирует это значение до целевого, установленного пользователем.

3. Временная задержка давления — режим предназначен для временного повышения давления в манжетах ЭТТ и ТСТ на определенную величину удержания его в течение

заданного периода времени. По умолчанию задержка длится 10 мин, а к текущему значению  $P_y$  прибавляется 5 см  $H_2O$ .

4. Периодическая декомпрессия — режим предназначен для временного периодического понижения давления в манжетах ЭТТ и ТСТ на определенную величину и удержания его в течение заданного периода времени. Пользователь задает настройки режима при его активации: задается значение давления понижения ( $P_y - P_{п}$ ), время снижения давления  $t_{п}$ , время периода срабатывания режима  $t_p$  (рис. 5).

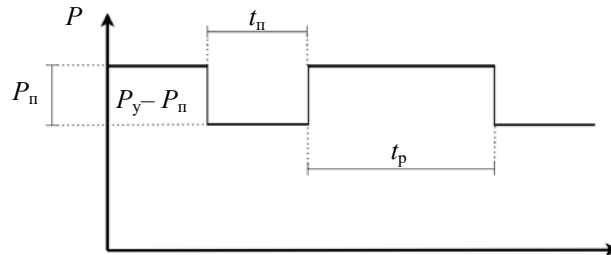


Рис. 5

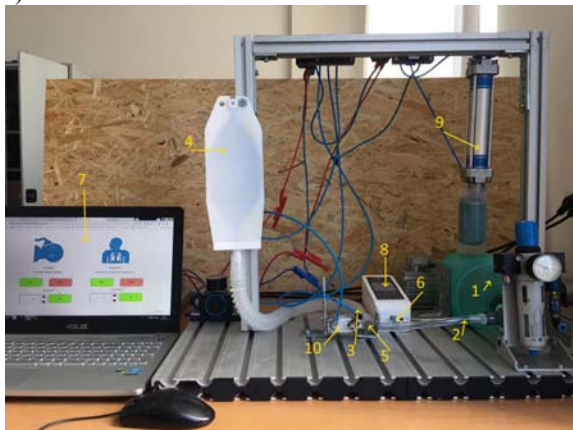
5. Сдутие манжеты — режим предназначен для сдутия манжеты (для облегчения экстубации (удаления трубки) пациента).

6. Конфигурация — режим предназначен для выбора единиц измерения, задания значения целевого давления по умолчанию, выбора типа пациента (неонатальный или взрослый).

**Исследование и апробация режимов работы.** В ходе апробации режимов работы проведено исследование скорости нагнетания давления в манжету ЭТТ или ТСТ.

Мембранный насос в выходной линии (нагнетания давления) генерирует расход сжатого воздуха, объем которого зависит от скважности работы насоса. Под скважностью понимается время подачи напряжения питания на мембранный насос, по истечении которого исследуется разность давлений  $|P_y - P_k| \leq 2$  см  $H_2O$ . Для проведения исследований был разработан лабораторный стенд, внешний вид и структурная схема которого представлены на рис. 6, а, б; здесь приняты следующие обозначения: 1 — мешок Амбу; 2 — эндотрахеальная трубка; 3 — имитация трахеи; 4 — тестовое легкое; 5 — манжета; 6 — луер; 7 — персональный компьютер; 8 — Смарткафф; 9 — пневматический цилиндр; 10 — пневматический захват.

а)



б)



Рис. 6

В рамках исследования система управления питанием мембранного насоса была настроена так, что при рассогласовании заданного  $P_y$  и текущего  $P_k$  давлений в манжете ЭТТ мембранный насос включался при большой скважности, равной 200 мс. Для имитации эксплуатационной ситуации использовался мешок Амбу 1, имитирующий работу аппарата



искусственной вентиляции легких (ИВЛ), ЭТ-трубка 2 присоединялась к опытному образцу через разъем б.

На рис. 7, а представлены переходные характеристики зависимости поддержания давления в манжетах разного диаметра при скважности, равной 200 мс и различных значениях  $P_y$ ; кривая черного цвета соответствует диаметру манжеты  $D=7$  мм, кривая синего цвета —  $D=8$  мм, красного — 9 мм.

Анализ графиков показывает, что вне зависимости от диаметра манжеты система переходит в колебательный режим. При понижении скважности работы мембранного насоса до 50 мс переходные процессы примут вид, представленный на рис. 7, б, откуда видно, что уменьшение скважности снижает время регулирования и уменьшается перерегулирование при поддержании заданного давления в манжете ЭТТ.

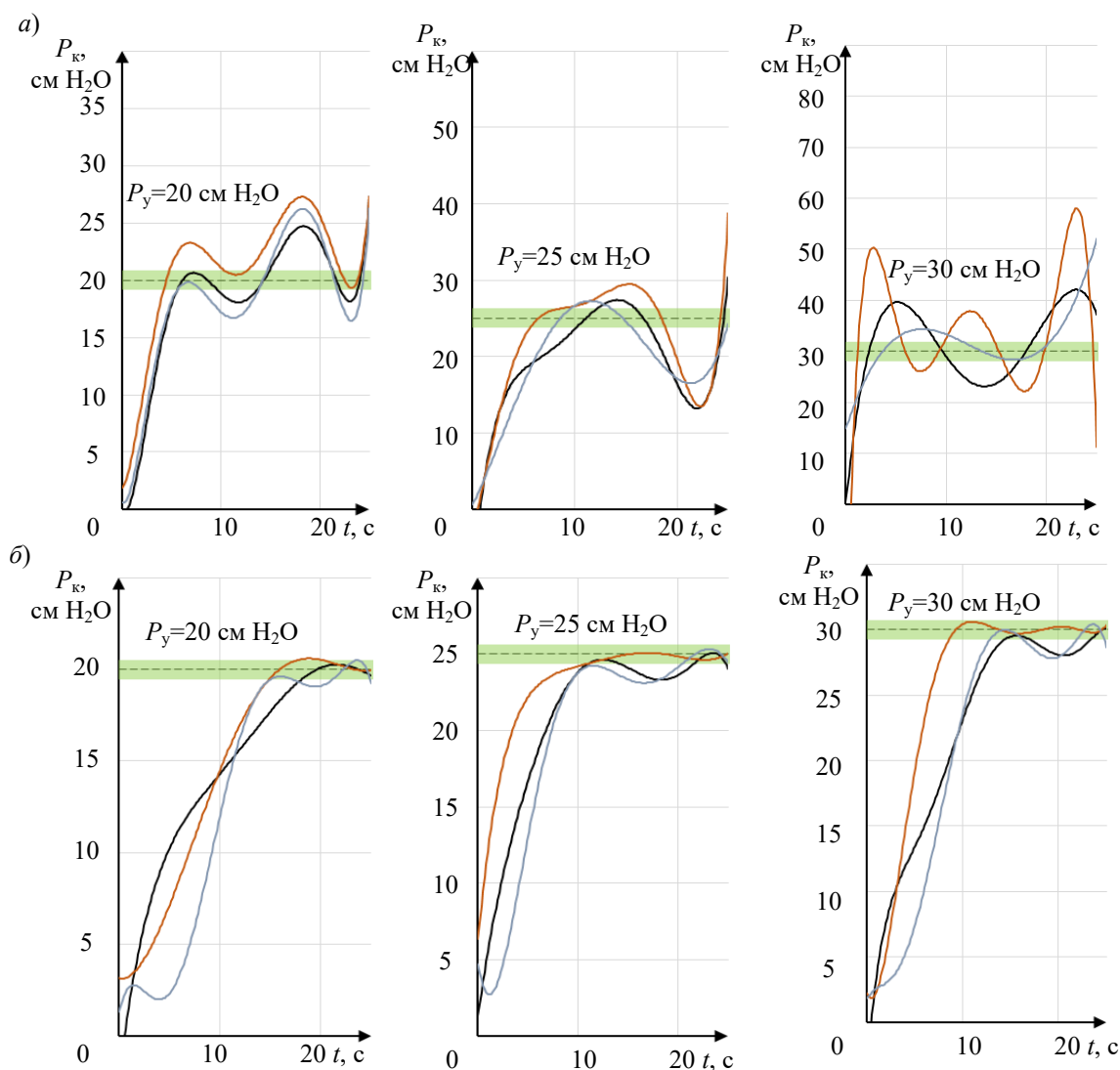


Рис. 7

В ходе апробации режимов работы проведено также исследование режима „Поддержание заданного давления“. При исследовании этого режима работа лабораторного стенда отличается от предыдущего тем, что учитывается воздействие на мешок Амбу пневматического цилиндра (поз. 9 на рис. 6, а), имитирующего работу аппарата ИВЛ. Были проведены эксперименты по поддержанию заданного давления  $P_y=25$  см  $H_2O$  в манжетах разного диаметра. Инспираторное давление  $P_{инсп}$  принималось равным 10 и 30 см  $H_2O$  в зависимости от эксперимента. Результаты эксперимента представлены на рис. 8, где черной траекторией отмечена переходная характери-

стика изменения давления в манжете ЭТТ при  $P_{\text{инсп}} = 10$  см  $\text{H}_2\text{O}$ , а красной траекторией — при  $P_{\text{инсп}} = 30$  см  $\text{H}_2\text{O}$ ; пунктирная линия соответствует  $P_y = 25$  см  $\text{H}_2\text{O}$ , светло-зеленое поле — диапазон допустимой ошибки поддержания давления в манжете ЭТТ.

Согласно результатам эксперимента, при увеличении инспираторного давления также увеличивается внешнее воздействие на стенки манжеты ЭТТ вне зависимости от ее размеров, что приводит к увеличению числа срабатываний пневматического блока. Также следует отметить, что при увеличении диаметра манжеты количество срабатываний снижается.

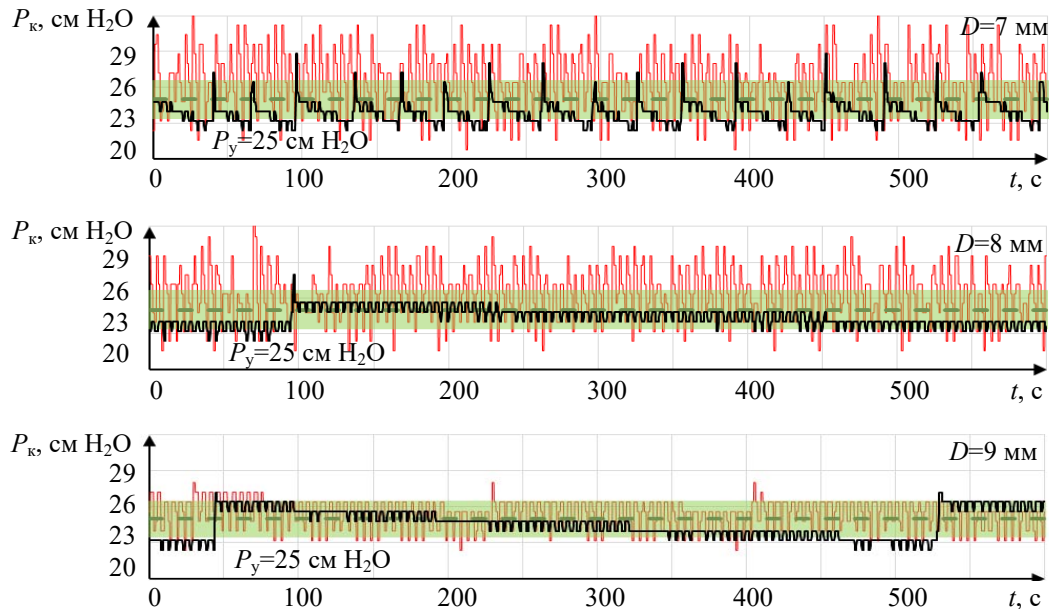


Рис. 8

В табл. 2 представлены численные параметры проведенных экспериментов. Режим „Поддержание заданного давления“ позволяет поддерживать давление  $P_y$  в заданном диапазоне абсолютной ошибки  $\Delta$ , равной  $|P_y - P_k| \leq 2$  см  $\text{H}_2\text{O}$ .

Таблица 2

Номер и параметры эксперимента	$P_{\text{инсп}} = 10$ см $\text{H}_2\text{O}$	$P_{\text{инсп}} = 30$ см $\text{H}_2\text{O}$	Абсолютная ошибка $\Delta$ при	
			$P_{\text{инсп}} = 10$ см $\text{H}_2\text{O}$	$P_{\text{инсп}} = 30$ см $\text{H}_2\text{O}$
Эксперимент № 1, $P_y = 25$ см $\text{H}_2\text{O}$ , $D = 7$ мм $P_k$ , см $\text{H}_2\text{O}$	24,0	26,4	1,0	1,4
Эксперимент № 2, $P_y = 25$ см $\text{H}_2\text{O}$ , $D = 8$ мм $P_k$ , см $\text{H}_2\text{O}$	24,0	26,4	1,0	1,4
Эксперимент № 3, $P_y = 25$ см $\text{H}_2\text{O}$ , $D = 9$ мм $P_k$ , см $\text{H}_2\text{O}$	24,8	25,6	0,2	0,6

Для исследования времени автономной работы устройства, продолжительности работы и точности измерений показаний при различных уровнях заряда элементов питания в составе лабораторной установки были активированы дополнительные компоненты (рис. 9): ПЦ1, ПЦ2 — пневматические цилиндры; ПЛК — программируемый логический контроллер; ПР1, ПР2 — пневматические распределители. Пневматический захват (ПЦ2, см. поз. 10 на рис. 6, а) имитирует периодическое изменение геометрии трахеи из-за неравномерного расположения тела пациента или сокращения мускулатуры.

С использованием полной структурной схемы лабораторной установки получены результаты исследования, согласно которым заряд элементов питания прототипа устройства никак не влияет на его работу (табл. 3). Время автономной работы составило более 12 ч, что в несколько раз превышает время автономной работы аналогов (в частности, Hamilton Medical AG).



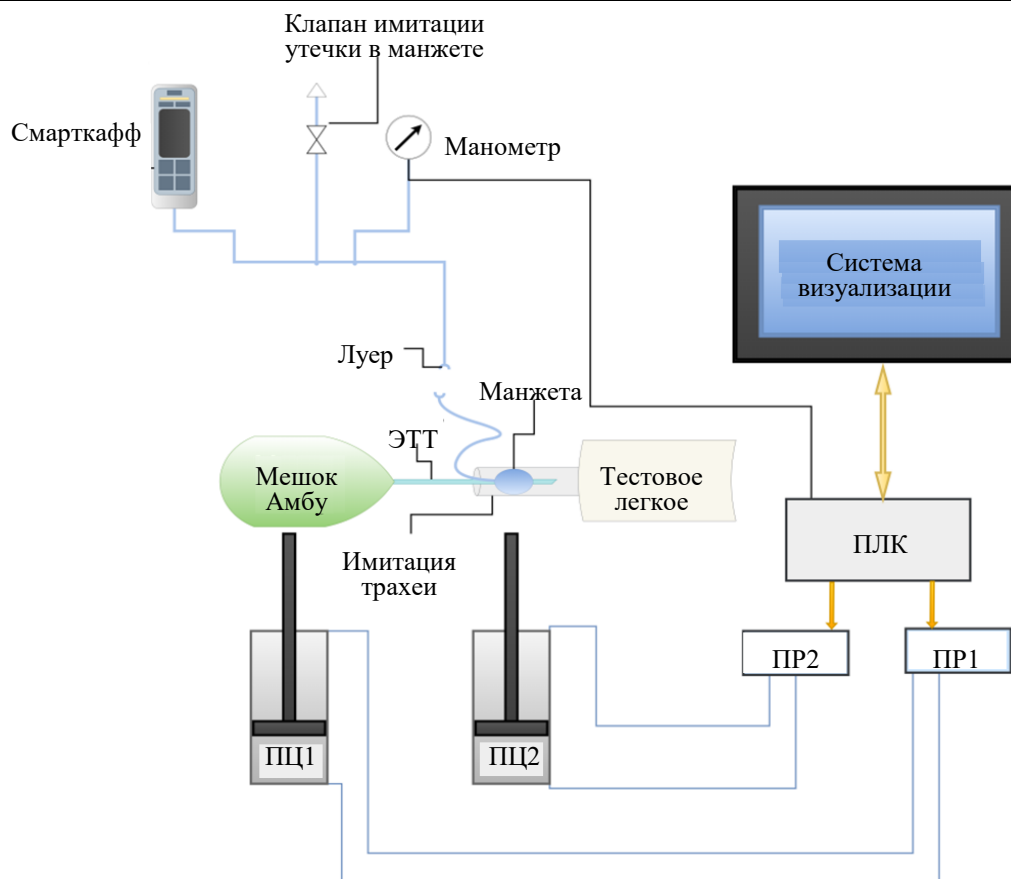


Рис. 9

Таблица 3

Заряд элементов питания, %	$P_y$ , см $H_2O$	$P_k$ , см $H_2O$
100	25,0	25,6
80	25,0	25,3
60	25,0	25,9
40	25,0	24,5
20	25,0	25,1

**Заключение.** Проанализированы и получены основные исходные данные для проектирования прототипа устройства, обеспечивающего поддержание безопасного давления в манжетах эндотрахеальных и трахеостомических трубок. Данные о точности измерений, условиях работы, сигнализации и индикации опасных событий позволили сформировать следующие требования для определения основных конструктивных параметров прототипа устройства: массогабаритные характеристики, требования к источнику питания, требования к системе индикации опасных событий (функция „тревог“), требования к режимам работы. На основании полученных данных была разработана конструкторская документация для проектирования 3D-модели, изготовления опытного образца и разработки режимов работы прототипа продукта.

Лабораторные испытания подтвердили высокую надежность и энергоэффективность прототипа, который подходит ко всем аппаратам искусственной вентиляции легких и наркозно-дыхательным аппаратам, следовательно, может применяться в отделениях анестезиологии и реанимации в лечебных учреждениях.

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Абдухалилов Н. Р., Арынов А. А., Байдаулет Д. А., Нурманова А. А., Сейдалиева Э. А., Чурсин В. В. Контроль давления в манжете эндотрахеальной трубки во время анестезии у онкологических пациентов // Онкология и радиология Казахстана. 2022. Вып. 66, № 4. С. 38—41. DOI: 10.52532/2521-6414-2022-4-66-38-41.

2. Duarte N. M. D. C., Caetano A. M. M., Arouca G. O., Ferreira A. T., Figueiredo J. L. Insuflação de balonete de tubotraqueal por métodos subjetivo: desempenho de médicos residentes e especialistas em anestesiologia. Estudo prospectivo observacional [Subjective method for tracheal tube cuff inflation: performance of anesthesiology residents and staff anesthesiologists. Prospective observational study (in Spanish)] // *Braz. J. Anesthesiol.* 2020. Vol. 70(1). P. 9—14. DOI: 10.1016/j.bjan.2019.09.010.
3. Motoyama A., Asai S., Konami H. et al. Changes in endotracheal tube cuff pressure in mechanically ventilated adult patients // *J. Intensive Care.* 2014. N 2(7). DOI: 10.1186/2052-0492-2-7.
4. Nseir S., Brisson H., Marquette Ch.-H., Chaud P., Di Pompeo Ch., Diarra M., Durocher A. Variations in endotracheal cuff pressure in intubated critically ill patients: prevalence and risk factors // *Eur. J. Anaesthesiol.* 2009. N 26(3). DOI: 10.1097/eja.0b013e3283222b6e.
5. Seegobin R. D., Van Hasselt G. L. Endotracheal cuff pressure and tracheal mucosal blood flow: endoscopic study of effects of four large volume cuffs // *British Medical Journal.* 1984. Vol. 288. P. 965—968.
6. Lorente L., Lecuona M., Jiménez A., Lorenzo L., Roca I., Cabrera J., Llanos C., Mora M. L. Continuous endotracheal tube cuff pressure control system protects against ventilator-associated pneumonia // *Critical Care.* 2014. N 18(2). R77.
7. Nseir S. et al. Continuous control of tracheal cuff pressure and microaspiration of gastric contents in critically ill patients // *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine* 2011. N 184.9. P. 1041—1047.
8. Lizy C., Swinnen W., Labeau S., Poelaert J., Vogelaers D., Vandewoude K., Dulhunty J., Blot S. Cuff pressure of endotracheal tubes after changes in body position in critically ill patients treated with mechanical ventilation // *American Journal of Critical Care.* 2014. N 23(1). P. 1—8.

**Сведения об авторах**

- Виктор Владимирович Рыкунов** — ООО „Смарткафф“; генеральный директор; E-mail: info@smartcuff.ru
- Денис Викторович Шилин** — канд. техн. наук; Национальный исследовательский университет „МЭИ“, кафедра управления и интеллектуальных технологий; доцент; E-mail: deninfo@mail.ru
- Дмитрий Александрович Шестов** — канд. техн. наук; Национальный исследовательский университет „МЭИ“, кафедра управления и интеллектуальных технологий; ст. преподаватель; E-mail: shestovda@mpei.ru

Поступила в редакцию 03.07.2023; одобрена после рецензирования 21.11.2023; принята к публикации 14.01.2024.

**REFERENCES**

1. Abdukhalilov N.R., Arynov A.A., Baidautet D.A., Nurmanova A.A., Seidalieva E.A., Chursin V.V. *The Oncology and Radiology of Kazakhstan*, 2022, no. 4(66), pp. 38—41, DOI: <https://www.doi.org/10.52532/2521-6414-2022-4-66-38-41>.
2. Duarte N.M.D.C., Caetano A.M.M., Arouca G.O., Ferreira A.T., Figueiredo J.L. *Braz. J. Anesthesiol.* 2020, no. 1(70), pp. 9—14, <https://doi.org/10.1016/j.bjan.2019.09.010>.
3. Motoyama A., Asai S., Konami H. et al. *J. Intensive Care*, 2014, no. 7(2), <https://doi.org/10.1186/2052-0492-2-7>.
4. Nseir S., Brisson H., Marquette Ch.-H., Chaud P., Di Pompeo Ch., Diarra M., Durocher A. *Eur. J. Anaesthesiol.*, 2009, no. 3(26), pp. 229—234, DOI: 10.1097/eja.0b013e3283222b6e.
5. Seegobin R.D., and Van Hasselt G.L. *British Medical Journal*, 1984, vol. 288, pp. 965—968.
6. Lorente L., Lecuona M., Jiménez A., Lorenzo L., Roca I., Cabrera J., Llanos C., Mora M.L. *Critical Care*, 2014, no. 2(18), pp. R77.
7. Nseir S. et al. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, 2011, no. 9(184), pp. 1041—1047.
8. Lizy C., Swinnen W., Labeau S., Poelaert J., Vogelaers D., Vandewoude K., Dulhunty J., Blot S. *American Journal of Critical Care*, 2014, no. 1(23), pp. 1—8.

**Data on authors**

- Viktor V. Rykunov** — Smartcaff LLC; CEO; E-mail: info@smartcuff.ru
- Denis V. Shilin** — PhD; National Research University „MPEI“, Department of Management and Intelligent Technologies; Associate Professor; E-mail: deninfo@mail.ru
- Dmitry A. Shestov** — PhD; National Research University „MPEI“, Department of Management and Intelligent Technologies; Senior Lecturer; E-mail: shestovda@mpei.ru

Received 03.07.2023; approved after reviewing 21.11.2023; accepted for publication 14.01.2024.