

УДК 615.47:004.31

ПОРТАТИВНЫЙ АППАРАТ ИСКУССТВЕННОЙ ВЕНТИЛЯЦИИ ЛЕГКИХ

Богданович В.В.

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

Научный руководитель Бондарик В.М. – к. т. н., доцент, доцент кафедры ЭТТ

Аннотация. Предложен проект портативного аппарата искусственной вентиляции легких для экстренной помощи. Разработанный микропроцессорный алгоритм обеспечивает адаптацию параметров вентиляции к пациенту без датчиков потока, используя метод косвенной калибровки объема. Система реализует режим принудительной вентиляции легких с контролем давления, включает дыхательные паузы и активную стабилизацию давления для безопасности. Решение направлено на создание доступного и автономного устройства.

Ключевые слова: Аппарат искусственной вентиляции легких, микроконтроллер, портативная медтехника, датчик давления, автоматизация вентиляции легких.

Введение. Актуальность разработки портативных систем искусственной вентиляции легких (ИВЛ) обусловлена необходимостью оказания экстренной помощи вне стационарных условий: в машинах скорой помощи, при спасательных операциях или в условиях дефицита стационарного оборудования. В отличие от громоздких стационарных систем, портативный аппарат должен сочетать в себе надежность, малые габариты и автономность.

Основная часть. В основе работы разработанного портативного аппарата ИВЛ лежит оригинальный алгоритм микропроцессорного управления, обеспечивающий адаптивность системы к индивидуальным параметрам пациента в условиях отсутствия дорогостоящих датчиков потока.

Одной из ключевых проблем при проектировании бюджетных портативных систем является измерение объема легких. В данной работе предложен метод косвенного определения коэффициента объема.

Реализация системы управления портативным аппаратом ИВЛ базируется на взаимодействии микропроцессорного блока с исполнительными механизмами и датчиками, представленными на структурной схеме (рисунок 1). Работа устройства начинается с этапа инициализации, где пользователю предоставляется возможность выбора максимального рабочего давления. Данный параметр является критическим для обеспечения безопасности пациента. Поскольку в бюджетной конфигурации устройства отсутствует дорогостоящий датчик объема потока воздуха, в основу алгоритма положен метод расчета коэффициента объема легких. Для этого система запускает пробный цикл: насос включается на 25% мощности в прямом направлении при открытом клапане вдоха и закрытом клапане выдоха. Микроконтроллер фиксирует время t , за которое давление в контуре достигает заданного пользователем порога.

На основе полученных данных вычисляется коэффициент k по формуле 1:

$$k = v \cdot t, \quad (1)$$

где v – скорость работы насоса;

t – время работы насоса.

Этот коэффициент, хотя и не является абсолютным физическим объемом, служит базовой константой для всех последующих вычислений и настройки динамики привода.

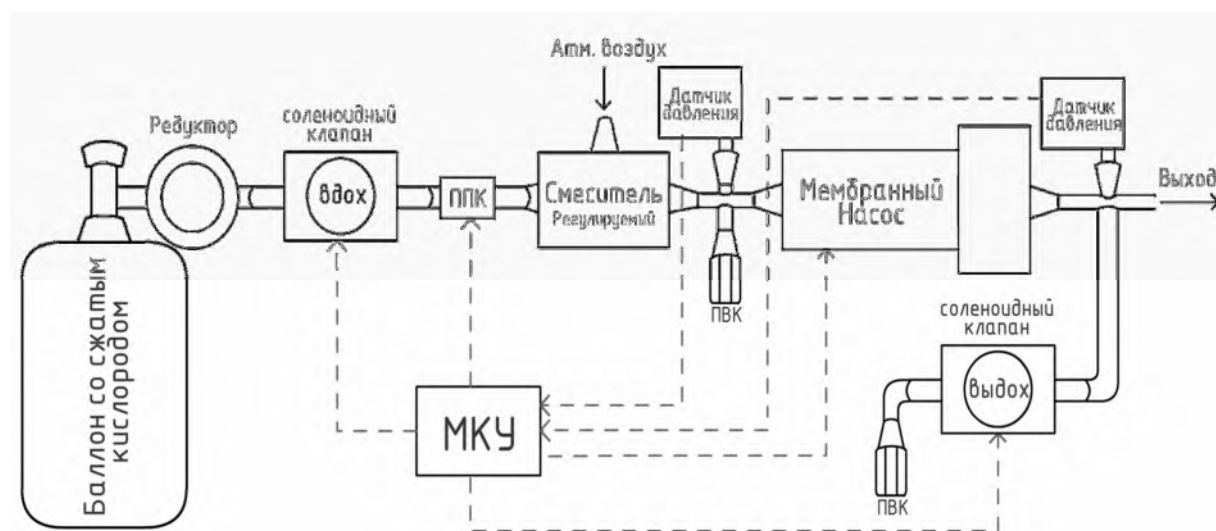


Рисунок 1 – Схема функциональная портативного аппарата ИВЛ

Следующим этапом функционирования является расчет временных и скоростных параметров дыхательного цикла на основе заданной пользователем частоты (количества циклов в минуту). Алгоритм автоматически определяет время полуцикла tb по формуле 2:

$$tb = 25/f, \quad (2)$$

где f – количество дыхательных циклов в минуту.

При этом программно заложено равенство фаз вдоха и выдоха, а для улучшения газообмена введена дыхательная пауза, составляющая $1/5$ от времени вдоха. Скорость работы насоса в рабочем режиме рассчитывается как отношение коэффициента k к времени вдоха. Такая математическая модель позволяет адаптировать интенсивность подачи газовой смеси под индивидуальную растяжимость легких пациента, обеспечивая при этом соблюдение временного регламента вентиляции.

Непосредственный процесс вентиляции реализуется через циклическое переключение состояний исполнительных механизмов, указанных на схеме. В фазе вдоха насос нагнетает смесь, клапан вдоха открыт, клапан выдоха – закрыт. В следующей за ней паузе насос останавливается, а клапан на вдох закрывается, удерживая давление. Фаза выдоха характеризуется открытием клапана выдоха при закрытом клапане вдоха, что позволяет смеси беспрепятственно выходить из легких. Завершается цикл повторной паузой с закрытием клапана выдоха. Весь процесс сопровождается непрерывным мониторингом состояния системы: при падении давления в дыхательном контуре ниже допустимого уровня микроконтроллер мгновенно выводит предупреждение на ЖКИ-дисплей, сигнализируя о возможной разгерметизации или нехватке дыхательной смеси.

Особое значение для стабильности системы имеет узел, который предотвращает возникновение избыточного или разреженного давления в трубке перед насосом. Алгоритм управления предусматривает динамическую корректировку степени открытия пропорционального пневматического клапана (ППК) на основе данных с датчика давления. При обнаружении отклонений микроконтроллер пропорционально пересчитывает угол открытия клапана, где с каждой последующей итерацией изменяемый угол становится всё меньше, до тех пор, пока система не станет равновесной. Такое регулирование позволяет компенсировать пульсации давления в реальном времени, обеспечивая плавность подачи смеси и защищая механические компоненты аппарата от перегрузок. Сочетание описанного алгоритма с выбранной архитектурой позволяет создать надежную и автоматизированную систему, способную поддерживать жизнедеятельность пациента в экстренных условиях.

Заключение. В результате работы была спроектирована микропроцессорная система управления портативным аппаратом искусственной вентиляции легких, ориентированная на применение в условиях экстренной медицины. На основе анализа существующих методов вентиляции был выбран алгоритм управления по давлению, который в сочетании с предложенным методом косвенного расчета коэффициента объема легких позволяет адаптировать работу устройства под индивидуальные особенности пациента без использования дорогостоящих датчиков потока.

Практическая значимость работы заключается в создании экономически доступного решения на базе микроконтроллерного управления. Интеграция системы активного мониторинга давления и автоматизированного управления пропорциональным пневматическим клапаном позволила минимизировать риски возникновения баротравм и повысить стабильность подачи газовой смеси. Предложенная архитектура устройства может служить базой для создания опытного образца портативного реанимационного оборудования.

Список литературы

1. Горячев, А.С. Основы ИВЛ / А.С. Горячев, И.А. Савин. – Москва : ООО «МД», 2013. – 258 с.
2. Алексеев, В.Ф. Конструирование и технология электронных систем. Курсовое проектирование. / А.А. Костюкевич, В.М. Бондарик, А.П. Достанко, В.Ф. Алексеев. – Минск : БГУИР, 2012. – 119 с.

UDC 615.47:004.31

PORTABLE ARTIFICIAL LUNG VENTILATION DEVICE

Bahdanovich V.V.

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

Bondarik V.M. – Cand. of Sci., Associate Professor, Associate Professor of the Department of ETT

Annotation. A project of a portable artificial lung ventilation device for emergency care is proposed. The developed microprocessor-based algorithm enables adaptation of ventilation parameters to the patient without flow sensors, using an indirect volume calibration method. The system implements a pressure-controlled mandatory ventilation mode, includes breathing pauses, and active pressure stabilization for safety. The solution is aimed at creating an affordable and autonomous device.

Keywords: Artificial lung ventilation device, microcontroller, portable medical equipment, pressure sensor, ventilation automation