

дефекты кости, восстанавливать жевательную и речевую функцию, что позволит оптимизировать социальную адаптацию и качество жизни пациента.

Список использованных источников

1. Доменюк Д.А. Диагностические возможности конусно-лучевой компьютерной томографии при проведении краниоморфологических и краниометрических исследований в оценке индивидуальной анатомической изменчивости (Часть III) / Д.А. Доменюк, Б.Н. Давыдов, С.В. Дмитриенко, А.В. Лепилин, И.В. Фомин // Институт Стоматологии. 2019. № 2(83). С. 48-53.

Слесарев Олег Валентинович, д.м.н, доцент каф. челюстно-лицевой хирургии и стоматологии СамГМУ, o.slesarev@gmail.com

Саргсян Карина Тиграновна, клинический ординатор каф. челюстно-лицевой хирургии и стоматологии СамГМУ, sukasyan_karina@mail.ru

Комарова Марина Валериевна, к.б.н., доцент каф. лазерных и биотехнических систем Самарского университета, marinakom@yandex.ru

Кадеров Владислав Андреевич, магистрант гр 6231-120404D, каф. лазерных и биотехнических систем, kaderov-vlad@yandex.ru

УДК 616-71/-78

РАЗРАБОТКА ПРИНЦИПИАЛЬНОЙ СХЕМЫ ПРИБОРА КОНТРОЛЯ И УПРАВЛЕНИЯ ДАВЛЕНИЕМ В ЭНДОТРАХЕАЛЬНЫХ ТРУБКАХ

П.А. Муравьев, А.С. Поляев

«Самарский национальный исследовательский университет имени академика С.П. Королёва», г. Самара
ООО «АИР-СИСТЕМЫ», г. Самара

Ежегодно около одного миллиона россиян находятся на ИВЛ. Пациент подключается к аппарату ИВЛ посредством эндотрахеальной трубки (ЭТТ). Манжета ЭТТ герметизирует дыхательные пути пациента. Рекомендованное давление в манжете ЭТТ составляет 25 см водного столба. Повышение давления в ЭТТ может привести к развитию необратимых осложнений слизистой трахеи, а понижение уровня давления приводит к утечке дыхательного контура и нарушениям дыхания пациента. В настоящее время контроль за давлением в ЭТТ осуществляется пальпацией пилотного баллона ЭТТ несколько раз в сутки медицинским персоналом. Для автоматизации и повышения точности процесса измерения давления в манжете ЭТТ и профилактики осложнений при ИВЛ авторами была поставлена задача разработки прибора контроля и управления давлением в манжете ЭТТ.

Прибор должен состоять из системы управления с интерфейсом, позволяющим задавать режимы работы и отображающим значение давления

в манжете ЭТТ, датчика потока или датчика давления воздуха, размещенного в дыхательном контуре пациента, и пневматического контура.

Пневматический контур включает в себя трубку для подключения ЭТТ или ТТ (трахеостомическая трубка), два клапана переключения давления, клапан аварийного сброса давления, датчик давления и воздушный насос. Манжета ЭТТ или ТТ является частью одноразовой ЭТТ или ТТ стороннего производителя, подключаемой к патентуемому аппарату посредством Луер Лок разъёма. Клапан переключения давления представляет собой 3-х ходовой клапан.

Система управления получает данные о фазе дыхания пациента по датчику потока или давления, расположенного в дыхательном контуре пациента.

Для измерения давления в манжете ЭТТ используется пьезоэлектрический датчик давления XGZP6847 компании CF-Senors. Данный датчик имеет линейную характеристику в области от 0 до 10 кПа. Датчик оснащён встроенным усилителем. Сигнал с датчика поступает на вход АЦП микроконтроллера.

Датчик потока, расположенный в контуре пациента, подсоединяется к дифференциальному датчику давления CF-Senors XGZP6897A. Данный датчик имеет линейную характеристику в области от -1 кПа до 1 кПа. Сигнал с датчика поступает на вход АЦП микроконтроллера.

Микроконтроллер ATmega 2526 включен по схеме с внешним кварцевым генератором на 16 МГц. Микроконтроллер выводит на OLED дисплей информацию о режиме работе прибора, давлении в манжете ЭТТ, фазе дыхательного цикла (во 2-м и 3-м режимах), степени заряда аккумулятора, заданных границах регулирования давления в манжете ЭТТ. Дисплей подключён к МК посредством интерфейса SPI. Данный протокол обеспечивает высокую стабильность и скорость передачи данных. МК использует аналоговый вход А0 для приёма сигнала с датчика давления воздуха в манжете ЭТТ, вход А1 – для сигнала с датчика потока или давления. Пользователь управляет прибором с помощью 6 кнопок, подключенных к МК. Пользователь выбирает режим работы кнопками РЕЖИМ 1, РЕЖИМ 2, РЕЖИМ 3. С помощью длительного нажатия на кнопку SET, прибор переходит в режим установки параметров. Коротким нажатием кнопки пользователь переключается между устанавливаемыми параметрами. Кнопками ВВЕРХ и ВНИЗ увеличивает и уменьшает значения параметров. Программой МК заложены предельные значения параметров, ниже и больше которых пользователь установить не может. МК управляет насосом накачивания манжеты ЭТТ с помощью ШИМ для плавного накачивания манжеты. Напряжение работы насоса 12В коммутируется полевым транзистором. В схему управления насосом и клапанам интегрирован диод для защиты порта МК от напряжения самоиндукции. МК управляет двумя трёхходовыми клапанами.

Напряжение работы клапанов 12В коммутируется полевыми транзисторами с защитными диодами. МК подает сигнал тревоги на зуммер через биполярный транзистор. К эмиттеру транзистора подключен зуммер, к коллектору светодиод с токоограничивающим резистором. Для снижения уровня помех питание аналоговой части микроконтроллера заведено через дроссель. Микросхема DS1232 перезапускает МК при его зависании, являясь внешним сторожевым таймером. Схема включения взята из технической документации на микросхему.

Блок питания прибора состоит из блока питания, преобразующего 220В 50 ГЦ в 12В постоянного, стабилизированного напряжения и аккумулятора. Аккумулятор имеет встроенную схему контроля заряда. Микросхема INA219 измеряет и передаёт МК по интерфейсу I2C значения тока, напряжения на аккумуляторе. Микросхема LTC4412 автоматически переключает питание между аккумулятором и сетевым адаптером. Далее напряжение поступает на микросхему-стабилизатор 7805 для формирования напряжения +5В.

Изобретённый прибор способен принимать данные о дыхательном цикле пациента от аппарата ИВЛ посредством последовательного или параллельного интерфейса при наличии у аппарата ИВЛ данной опции.

В ходе научной работы была разработана электрическая принципиальная схема аппарата, печатная плата и корпус прибора, написана программа для микроконтроллера и проведены испытания прибора с аппаратами ИВЛ разных производителей и с ЭТТ разных размеров и производителей. В качестве аппаратов ИВЛ были использованы: АВЕНТА-М, ТРИТОН МВ-200, DraegerEvita, MindraySV-300.

Результаты работы аппарата не зависят от марки аппарата ИВЛ и производителя ЭТТ. Это обусловлено стандартными режимами ИВЛ и параметрами ЭТТ.

С помощью эталонного цифрового манометра была оценена погрешность измерения давления в манжете ЭТТ. Абсолютная погрешность измерения давления в манжете составила ЭТТ 2 см H₂O. Рабочий диапазон давления в пневматической части системы составил 1-50 см H₂O.

В дальнейшем планируется проведение испытаний прибора на модели дыхательной системы человека для оценки эффективности удаления секрета из дыхательных путей пациента.

Список использованных источников

1. Паршин, В.Д. Хирургия рубцовых стенозов трахеи / В.Д Паршин. М.: Изд-во РНЦХ, 2003. – 152 с.
2. Патент РФ № 2733 970 С1, МПК А61М 16/04. Система комплексной профилактики осложнений искусственной профилактики лёгких. Опубликовано: 08.10.2020, Бюл. № 28.

Муравьев Петр Александрович, аспирант каф. лазерных и биотехнических систем, Pmuravev99@gmail.com

Захаров Валерий Павлович - научный руководитель, д.ф.-м.н., профессор, зав. каф. лазерных и биотехнических систем .

Поляев Александр Сергеевич, Генеральный директор ООО «АИР-Системы» г. Самара, Gibarian89@mail.com

УДК 543.424.2:616-71

ЖИДКОСТНАЯ БИОПСИЯ МЕТОДОМ РАМАНОВСКОЙ СПЕКТРОСКОПИИ

П.В. Горбачева, И.А. Матвеева

«Самарский национальный исследовательский университет имени академика С.П. Королёва», г. Самара

Ключевые слова: плазма крови, рамановская спектроскопия, жидкостная биопсия, метод разрешения многомерных кривых.

Разработка средств и методов оценки изменения компонентного состава плазмы крови в зависимости от различных заболеваний на основе рамановской микроскопии является актуальным направлением в настоящее время [1, 2]. Несмотря на большое количество технических средств рамановской микроскопии, существует сложность в интерпретации полученных результатов. Это связано с большим количеством информации, которая содержится в спектрах, а также с близкорасположенными рамановскими пиками, поэтому поиск метода анализа спектров является актуальным.

При выполнении работы выполнен обзор компонентного состава и основных функций крови, различные способы анализа изучаемого биоматериала и преимущества используемых методов, а также принципы рамановской микроскопии. Разработана структурная электрооптическая схема рамановского микроскопа и алгоритм анализа рамановских спектров крови на основе метода разрешения многомерных кривых, показавшего свою эффективность при анализе смесей аминокислот и *in vivo* рамановских спектров кожи [3, 4].

В данной работе проведено исследование плазмы крови у людей с различными заболеваниями. Анализ рамановских спектров позволил выделить информативные спектральные полосы, по которым можно судить о наличии определенных химических веществ в крови человека.

При применении различных методов машинного появляется возможность выявления заболеваний на ранней стадии. В целом, описанный в работе подход может стать основой для контроля состояния здоровья людей, а также применяться для изучения других патологических состояний человеческого организма.