

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ РЕСПУБЛИКИ КАЗАХСТАН

Казахский национальный исследовательский технический университет
имени К.И. Сатпаева

Институт автоматизации и информационных технологий

Кафедра «Робототехники и технических средств автоматизации»



Абышева Ажар Ришатовна

Разработка блока управления аппарата ИВЛ

ПОЯСНИТЕЛЬНАЯ ЗАПИСКА
к дипломному проекту

Специальность 5В071600 – Приборостроение

Алматы 2022

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ РЕСПУБЛИКИ КАЗАХСТАН

Казахский национальный исследовательский технический университет
имени К.И. Сатпаева

Институт автоматизации и информационных технологий

Кафедра «Робототехники и технических средств автоматизации»

5B071600 – Приборостроение



УТВЕРЖДАЮ

Заведующий кафедрой РТиТСА

кандидат техн.наук

К. А. Ожикенов

«24» мая 2022 г.

ЗАДАНИЕ

на выполнение дипломного проекта

Обучающемуся: Абышева Ажар Ришатовна

Тема: «Разработка блока управления аппарата ИВЛ»

Утверждена приказом Ректора Университета № 489-п от «24» ___ 2022 г.

Срок сдачи законченной работы «___» _____ 2022 г.

Исходные данные к дипломному проекту: *Arduino nano, технологическая литература*

Перечень подлежащих разработке вопросов в дипломном проекте:

а) *Разработка методики расчета качественной по быстродействию конструкции РЕЕР.*

б) *Исследование качественной конфигурации и оценка способности внедрения магнитоэлектрического и оптического датчиков положения, как информационных частей системы управления РЕЕР, для увеличения точности позиционирования при измерении малых линейных перемещений.*

в) *Синтез системы управления, обеспечивающей высочайшие характеристики точности позиционирования и быстродействия РЕЕР.*

г) *Практическая разработка систем управления РЕЕР и экспериментальное исследование теоретических результатов.*

Перечень графического материала (с точным указанием обязательных чертежей):

представлены 17 слайдов презентации работы

Рекомендуемая основная литература: *20 из наименований 20*

ГРАФИК
подготовки дипломного проекта

Наименование разделов, перечень разрабатываемых вопросов	Сроки представления научному руководителю	Примечание
Технологическая часть	27.04.2022	Выполнено
Программная часть	13.04.2022	Выполнено
Исследовательская часть	21.03.2022	Выполнено

Подписи
консультантов и нормоконтролера на законченный проект с указанием
относящихся к ним разделов проекта

Наименования разделов	Консультанты, И.О.Ф. (уч. степень, звание)	Дата подписания	Подпись
Нормоконтролер	М.А.Көшербай, ассистент	24.05.22	

Научный руководитель



Байтурганова
В.К.

Задание принял к исполнению
обучающийся



Абышева А.Р.

Дата

«23» май 2022 г.

АҢДАТПА

Дипломдық жұмыста респираторлардың конструкциясы, сондай-ақ жалпы принциптері туралы негізгі ақпарат берілген.

Сапалы конфигурацияны зерттеудің сипаттамасы және шағын сызықтық жылжуларды өлшеу кезінде позициялау дәлдігін арттыру үшін РЕЕР басқару жүйесінің ақпараттық бөліктері ретінде магнитоэлектрлік және оптикалық позиция датчиктерін енгізу мүмкіндігін бағалау берілген.

РЕЕР басқару жүйелерін практикалық дамытуға және теориялық нәтижелерді эксперименттік зерттеуге көп көңіл бөлінеді.

АННОТАЦИЯ

В работе представлены основные сведения об общих принципах проведения, а также устройстве респираторов.

Представляется подробное описание исследования качественной конфигурации и оценки способности внедрения магнитоэлектрического и оптического датчиков положения, как информационных частей системы управления РЕЕР, для увеличения точности позиционирования при измерении малых линейных перемещений.

Большое внимание уделено практической разработке систем управления РЕЕР и экспериментальное исследование теоретических результатов.

ANNOTATION

The graduate work presents basic information about the general principles of conducting, as well as the design of respirators.

A detailed description of the study of the qualitative configuration and evaluation of the ability to implement magneto-electric and optical position sensors as information parts of the PEEP control system to increase positioning accuracy when measuring small linear displacements is presented.

Much attention is paid to the practical development of PEEP management systems and the experimental study of theoretical results.

СОДЕРЖАНИЕ

Введение	9
1 Искусственная вентиляция легких (ИВЛ)	10
1.1 Общая схема ИВЛ	10
1.2 Производители и типы ИВЛ	11
2 Положительное давление в конце выдоха (PEEP)	12
2.1 Приводное давление	13
2.2 Механическая энергия	15
3. Стратегии управления	17
3.1 Активное подавление помех	18
3.2 Динамическая модель вентиляции	19
3.2.1 Упрощенная модель пикового давления вдоха	21
3.2.2 Упрощенная модель дыхательного объема	21
3.2.3 Активное подавление помех	21
4. Замена аппарата ИВЛ медицинского класса	25
4.1. Эксперимент	27
Заключение	30
Список литературы	31

ВВЕДЕНИЕ

Аппарат искусственной вентиляции лёгких — это медицинское оборудование, предназначенное для принудительной подачи газовой смеси (кислород и сжатый осушенный воздух) в лёгкие с целью насыщения крови кислородом и удаления из лёгких.

В современной практике ИВЛ особое значение и повсеместное использование приобрел метод поддержания положительного давления конца выдоха (PEEP), смысл которого заключается в том, что в конце выдоха (после принудительного или вспомогательного вдоха) давление в дыхательных путях не снижается до нулевого уровня, а остается выше атмосферного на определенную величину, назначенную доктором.

Применение умеренного уровня PEEP назначается всем больным, которым проводится ИВЛ, даже при отсутствии явной патологии легких, поскольку позволяет предупредить нарушение газообмена в легких и улучшить распределение подаваемого газа по легочным полям. PEEP является основной опцией встраиваемых в различные режимы ИВЛ, так как наиболее эффективнее всего достигается при управлении расположением мембраны экспираторного клапана с использованием приводных механизмов.

Активный клапан выдоха получил большое значение в современных аппаратах ИВЛ. Он используется с целью прецизионного заданного давления в дыхательных путях, но в то же время способен обеспечивать возможность контроля над спонтанными дыханиями пациента.

Очевидно, что для поддержания PEEP привод экспираторного клапана обязан немедленно, с в наибольшей степени возможной точностью обрабатывать данный режим как при переключении фаз дыхательного цикла, так и при осуществлении синхронизации аппарата ИВЛ с попытками самостоятельной дыхательной активности пациента. Поэтому, тема разработки конструкции и алгоритмов управления быстродействующим клапаном выдоха очень является значимой частью научной трудности повышения надежности и безопасности средств реабилитационной техники, решение которой имеет огромное научное и практическое значение.

1 Искусственная вентиляция легких (ИВЛ)

Искусственная вентиляция легких (ИВЛ) — это поддерживающая жизнь медицинская процедура, которая поддерживает или заменяет нормальное спонтанное дыхание пациента. МВ используется для лечения пациентов с острым респираторным дистресс-синдромом (ОРДС), нарушением функции легких или затрудненным дыханием из-за патологических изменений в дыхательной системе и/или легочной ткани [1].

Основная функция заключается в содействии оксигенации легких и удалению углекислого газа из крови, проходящей через их капиллярную сеть. В зависимости от дыхательного объема (TV), давления плато (Pplat), парциального давления артериального кислорода (PaO₂) или насыщения оксигемоглобина (SpO₂), процентного содержания вдыхаемого кислорода (FiO₂), парциального давления углекислого газа могут быть предусмотрены различные режимы и настройки вентиляции. (PaCO₂), положительное давление в конце выдоха (PEEP), пиковое давление вдоха (PIP), частота дыхания (RR) и соотношение времени вдоха/выдоха (соотношение I/E) [2].

1.1 Общая схема ИВЛ

Типичный аппарат ИВЛ включает в себя источник питания, подачу кислорода и воздуха, газовый смеситель, генератор потока/давления, дыхательную систему, увлажнитель и клапан выдоха.

Аппараты ИВЛ снабжаются кислородом и воздухом через центральную газовую систему с давлением подачи в диапазоне 3–6 бар. Эти вентиляторы работают от сети переменного тока и содержат резервную батарею на случай сбоя питания. Транспортные вентиляторы, имеющиеся в машинах скорой помощи, используют компрессоры и баллоны со сжатым газом. Эти вентиляторы могут приводиться в действие пневматически или с использованием электрической энергии (переменного или постоянного тока). Высокопроизводительные вентиляторы работают от электричества. Все чаще все вентиляторы используют отфильтрованный окружающий воздух, поэтому только источник кислорода и источник электроэнергии.

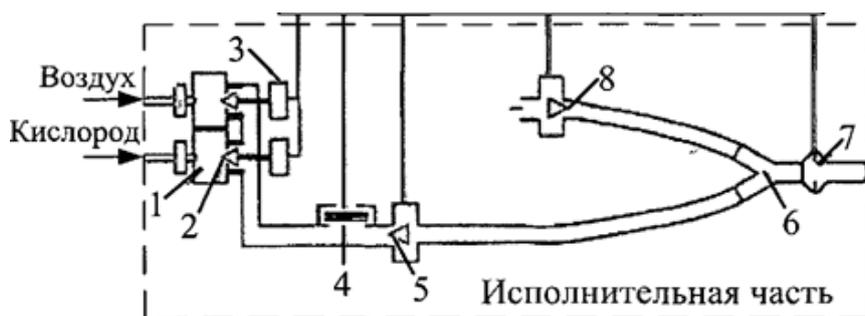


Рисунок 1.1. Принципиальная схема устройства аппарата ИВЛ

1.2 Производители и типы ИВЛ

Основными производителями аппаратов ИВЛ для интенсивной терапии являются Getinge (Гетеборг, Швеция), Hamilton Medical (Бонадуз, Швейцария) и Dräger (Любек, Германия) с долями на мировом рынке 22%, 22% и 15% соответственно (источник: IPG Research). [\[3\]](#). Стоимость аппарата ИВЛ составляет около 25 000 долларов США. Основными производителями транспортных вентиляторов являются Dräger, Weinman Medical (Гамбург, Германия) и Hamilton Medical с долями на мировом рынке 24%, 21% и 18% соответственно (источник: IPG Research [\[3\]](#)). Средняя стоимость пневмотранспортного аппарата ИВЛ составляет 1000 долларов США, а средняя стоимость электротранспортного аппарата ИВЛ — 5000 долларов США.

2 Положительное давление в конце выдоха (РЕЕР)

ПДКВ — это альвеолярное давление выше атмосферного в конце выдоха. ПДКВ, применяемый при механической вентиляции (т. е. внешнее ПДКВ), позволяет обеспечить положительное давление в конце выдоха, чтобы предотвратить коллапс нестабильных единиц легкого. Низкие уровни ПДКВ (от 3 до 5 см H₂O) обычно используются у пациентов на искусственной вентиляции легких. Эта практика важна для того, чтобы: (I) держать легкие открытыми в конце выдоха, тем самым способствуя стабилизации альвеол; (II) предотвратить открытие и закрытие дистальных отделов мелких дыхательных путей и альвеолярных единиц; и (III) увеличить лимфатический поток через грудной проток, что может способствовать дренированию отека легких. Однако более высокие уровни ПДКВ могут вызывать регионарное перерастяжение и ухудшение работы сердца. Плюсы и минусы ПДКВ зависят от степени повреждения легких.

У пациентов под общей анестезией интраоперационная механическая вентиляция с VT = 8 мл/кг и высоким ПДКВ (12 см вод. ст.) по сравнению с низким ПДКВ (2 см вод. ст.) не предотвращает ПКП, как показано в защитной вентиляции с использованием высокого и низкого положительных результатов. испытание давления в конце выдоха. Необходимы дальнейшие исследования для оценки умеренных уровней ПДКВ (5-8 см H₂O).

В отделении неотложной помощи использование более высоких уровней ПДКВ было связано с улучшением числа дней, проведенных на ИВЛ, и числа дней без госпитализации у пациентов с ОРДС и неповрежденными легкими.

Инспираторный поток воздуха необходимо регулировать во время ИВЛ, так как это также может привести к повреждению легких. Механизм, посредством которого инспираторный поток воздуха способствует повреждению легких, по-видимому, зависит от вязкоупругих свойств легочной ткани. Высокий поток воздуха на входе усиливает повреждение паренхимы легкого, потому что вязкоупругая аккомодация не успевает рассеять повреждающие силы, когда происходит быстрое надувание. Этот тип механизма повреждения обычно возникает при асимметричных легких.

Высокий инспираторный поток воздуха является важной детерминантой легочного стресса, поскольку он усиливает передачу кинетической энергии в легочные структуры, увеличивает касательное напряжение параллельно поверхности дыхательных путей и альвеолярных стенок, приводит к деформации легочной паренхимы и бронхиальных эпителиальных клеток и высвобождает профиброгенные и провоспалительные медиаторы. Следовательно, контроль потока воздуха на входе может обеспечить дополнительную защиту легких.

Во время ИВЛ следует контролировать несколько параметров, полученных от вентилятора: ПДКВ_i, P_{peak}, P_{plat}, ΔP, PL, P_{0,1}, PTP/мин, механическая энергия, механическая мощность и интенсивность.

2.1 Приводное давление

Давление движения определяется как $P_{plat}-PEEP$ или VT , нормализованные к C_{rs} . Во время интраоперационной вентиляции ΔP , по-видимому, является важным параметром для оптимизации механической вентиляции.

У пациентов с ИВЛ без ОРДС ΔP не был связан с госпитальной смертностью. Авторы объяснили этот результат тем фактом, что C_{rs} не был основным фактором риска смертности у пациентов без ОРДС. И наоборот, Tejerina et al. показали, что у пациентов с черепно-мозговой травмой, но с неповрежденными легкими, низкий уровень АД приводил к лучшему исходу.

В исследовании пациентов с ОРДС ΔP считалось переменной, наиболее тесно связанной с выживаемостью, в отличие от ЖТ и ПДКВ. Авторы заметили, что кратковременное повышение уровня ПДКВ может приводить к различным изменениям ΔP . Если увеличение уровня PEEP приводит к усилению аэрации легочной ткани за счет рекрутмента, ожидается снижение ΔP . С другой стороны, если ПДКВ увеличивается и не рекрутирует легочную ткань, легкие могут стать перерастянутыми, а ΔP может оставаться неизменным или даже увеличиваться с течением времени.

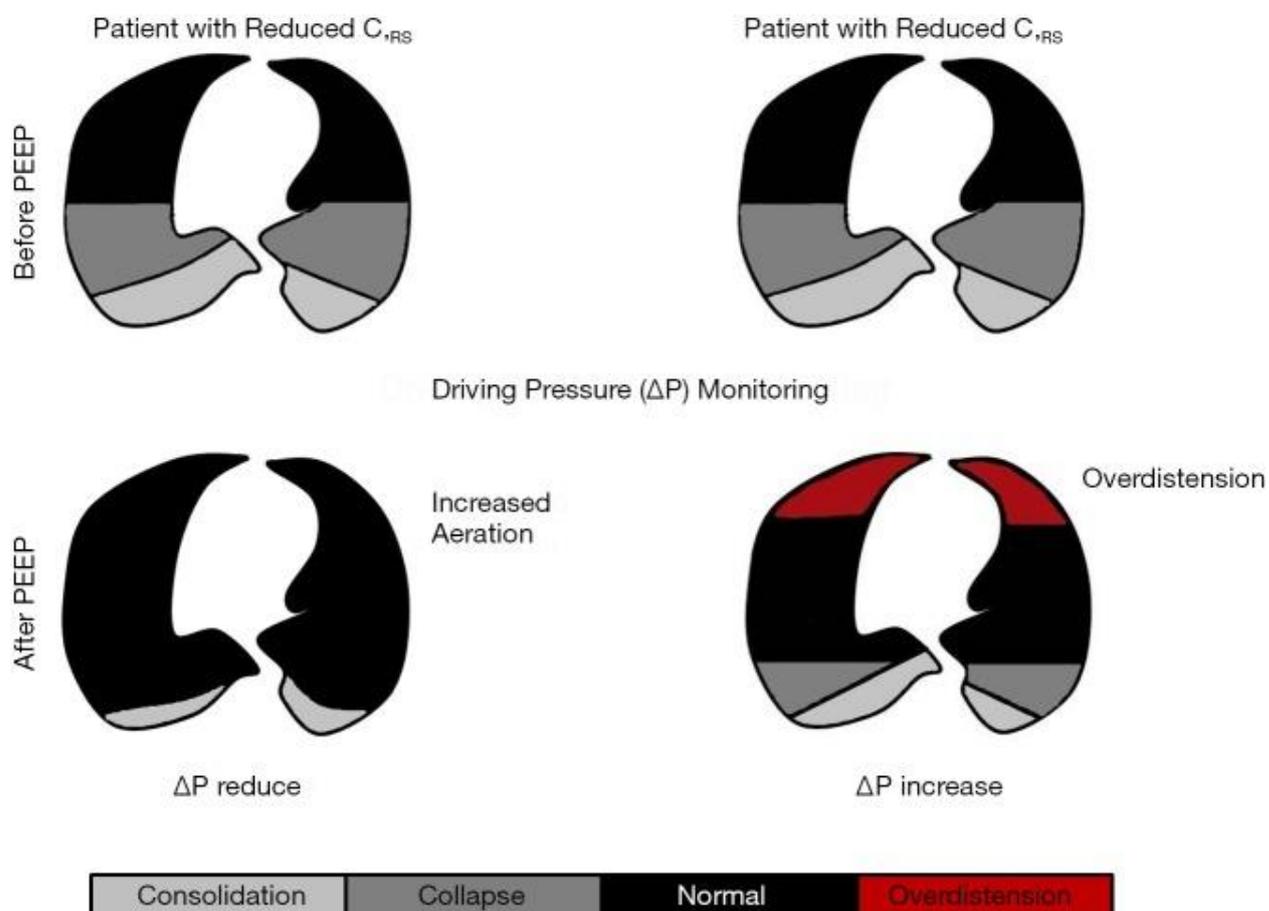


Рисунок 2.1.1 Схематический рисунок двух теоретических пациентов

Как объясняется в основном тексте, увеличение уровня ПДКВ может привести к различным реакциям, которые можно легко оценить у постели больного путем интерпретации значений АД.

Транспульмональное приводящее давление (ΔPL) Транспульмональное приводящее давление (ΔPL) определяется как разница между PL в конце вдоха ($PL_{\text{end-insp}}$) и PL в конце выдоха ($PL_{\text{end-exp}}$).

Он отражает распирающее давление, воспринимаемое легкими при доставке ЖТ. Использование ΔPL дает некоторые преимущества. Во-первых, ΔPL устраняет стресс, вызванный ПДКВ, который не обязательно способствует повреждению легких, а иногда может смягчить его. Во-вторых, ΔPL устраняет растягивающее давление грудной стенки. Следовательно, кажется, что ΔPL может быть лучшим показателем стресса легких и даже может быть лучшим предиктором клинических исходов, чем ΔP . ΔPL рассчитывается как:

$$\Delta PL = (P(PLAT) - P(ESO), \text{конец-вдох}) - (PEEP(TOT) - P(ESO), \text{конец-вдох}) \quad [1]$$

При экспериментальном ОРДС низкий PL не усиливал воспаление легких, несмотря на то, что приводил к альвеолярному коллапсу. Промежуточные уровни ΔPL уменьшали альвеолярный коллапс, усиливали перерастяжение и приводили к альвеолярной нестабильности. При высоких уровнях PL была обнаружена альвеолярная гиперинфляция, но дальнейшее воспаление легких не наблюдалось. Это исследование подчеркнуло важность пермиссивного ателектаза для защиты от повреждения легких, как недавно было опубликовано и обсуждалось в двух редакционных статьях.

PL также является важным параметром вентилятора, который необходимо контролировать во время вспомогательной искусственной вентиляции легких. Беллани и др. проверили гипотезу о том, что для данного вдыхаемого объема и потока и для одних и тех же механических свойств

(т. е. податливости и сопротивления) легкого ΔPL во время вспомогательной и контролируемой ИВЛ не должно различаться у одного и того же пациента. Они не обнаружили разницы в ΔPL при сопоставимых объемах и потоках.

Однако авторы указали, что если вспомогательные вдохи и способствовали повреждению легких, то это не было бы связано исключительно с ΔPL ; вертикальный градиент, приводящий к различному локальному плевральному давлению и, в конечном счете, к локальным диапазонам ΔPL , также следует учитывать.

Пищеводное давление, создаваемое через 100 мс после начала вдоха ($P_{0.1}$) Пищеводное давление, создаваемое через 100 мс после начала окклюзионного вдоха ($P_{0.1}$), использовалось для измерения дыхательного драйва, и его можно использоваться для оптимизации уровня поддержки давлением у отдельных пациентов.

В недавнем проспективном рандомизированном перекрестном физиологическом исследовании $P_{0.1}$ оценивали при различной степени инспираторных усилий у пациентов, перенесших острую дыхательную

недостаточность. Было обнаружено, что инспираторное усилие сильно коррелирует с $P_{0,1}$. Таким образом, этот параметр может иметь еще не признанное значение в качестве маркера дыхательного драйва во время ИВЛ, и необходимо предпринять усилия для повышения осведомленности о его потенциальной пользе.

Произведение давление-время в минуту Произведение давление-время является мерой механической работы дыхания. Интегрируя давление, развиваемое дыхательными мышцами в течение всего периода сокращения (т.е. упругое давление отдачи грудной клетки), можно получить респираторное РТР. Филд и др. обнаружили, что потребление кислорода дыхательными мышцами слабо коррелирует с механической работой дыхания (произведение $\Delta P \cdot \Delta V$), тогда как оно хорошо отражается ПТР. РТР учитывает изометрическую фазу мышечного сокращения, что является хорошим индикатором расхода энергии. Обычный способ выражения РТР - стандартизация по периоду выборки дыхательного цикла (ТТОТ).

2.2 Механическая энергия

Энергия, доставляемая за вдох в дыхательные пути и легкие, определяется как площадь между инспираторной частью давления (x) и осью объема (y), измеренная в джоулях (Дж).

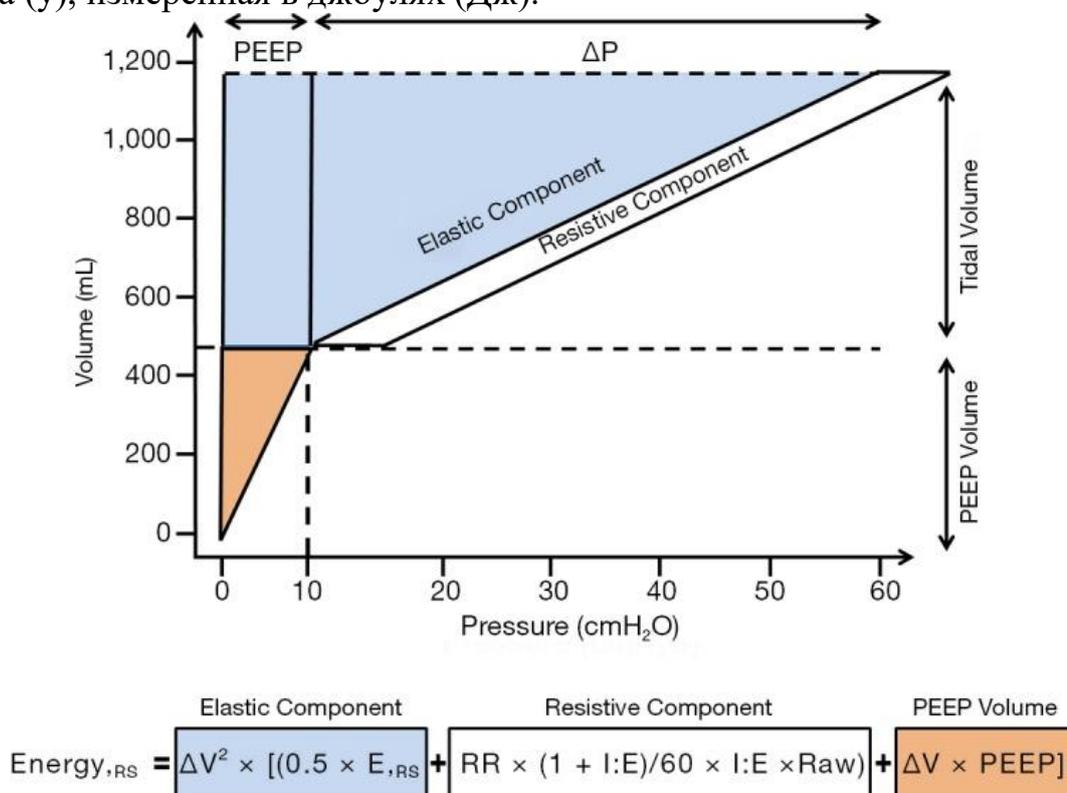


Рисунок 2.2.1–График и уравнение механической энергии

Было предложено два уравнения для расчета механической энергии: одно простое и другое более сложное. При правильной настройке оба должны давать одинаковые результаты. Тем не менее, некоторые технические различия между ними должны быть учтены.

Простое уравнение:

$$E[L] = \Delta PL^2/EL [2]$$

где ΔPL — транспульмональное давление, а EL — эластичность легких.

Комплексное уравнение:

$$EnL = \Delta V^2 \times [(0,5 \times ERS + RR \times (1 + I:E)/60 \times I:E \times Raw) + \Delta V \times PEEP] [3]$$

где ΔV — изменение дыхательного объема, ERS — эластичность дыхательной системы, $I:E$ — отношение вдоха к выдоху, Raw — сопротивление дыхательных путей.

Упрощенное уравнение можно легко использовать в клинических условиях (5,80,81). Это уравнение вычисляет наиболее важную составляющую (механическую мощность привода) без учета резистивных свойств или вклада PEEP, в отличие от уравнения, предложенного Gattinoni et al. Однако трудно напрямую связать механическую энергию, рассеиваемую в проксимальных дыхательных путях, с альвеолярным повреждением. Добавление PEEP к комплексному уравнению учитывает вклад статической деформации, которая связана с накоплением потенциальной энергии в эластичных тканях дыхательной системы.

Польза и вред ИВЛ у пациентов в критическом состоянии с неповрежденными или поврежденными легкими, а также у пациентов, подвергающихся общей анестезии, зависят не только от настроек аппарата ИВЛ, но и от интерпретации параметров, полученных от аппарата ИВЛ. Оба параметра, регулируемые оператором (VT , PEEP, RR и V'), и параметры, полученные от вентилятора (PEEPi, Ppeak, Pplat, ΔP , PL, механическая энергия, механическая мощность, интенсивность, P0,1 и PTP), должны находиться под строгим наблюдением у постели больного, чтобы разработать индивидуальный подход к ИВЛ. Кроме того, необходимы дополнительные клинические исследования для установления безопасных порогов каждого из этих параметров в поврежденных и неповрежденных легких.

3 Стратегии управления

Предлагаемый аппарат ИВЛ включает в себя стандартные функции, такие как режимы принудительной вентиляции с контролем давления и объема, а также возможность постепенного прекращения или отказа от поддержки ИВЛ. Для удовлетворения всех режимов работы реализован конечный автомат (рисунок 3.1.1). Конечный автомат переключает управление и цель в одно из трех различных состояний. Первое состояние — это режим настройки с использованием рабочих параметров из пользовательского интерфейса ввода. Пользовательский интерфейс ввода позволяет медицинскому работнику задавать такие параметры, как режим вентиляции и рабочие параметры, а именно TV, PIP, RR и соотношение I/E. После определения всех параметров вентиляции мотор-редуктор постоянного тока активирует поступательное движение с заданием низкого крутящего момента.

Это позволяет аппарату ИВЛ установить исходное положение, что гарантирует, что клапан мешка имеет минимальное давление сжатия, необходимое для удержания его в этом положении.

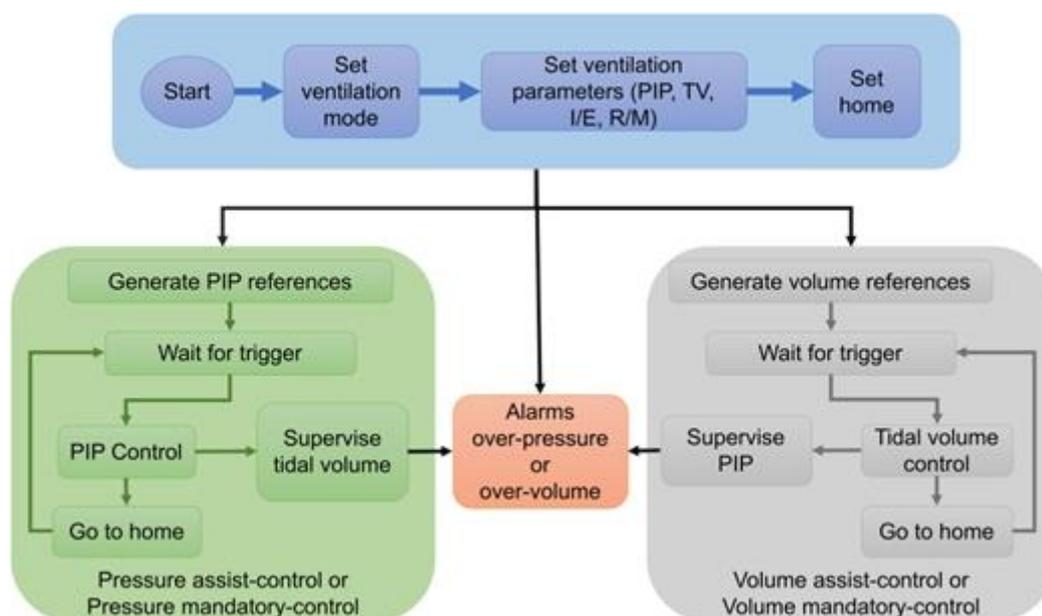


Рисунок. 3.1 – Конечный автомат для искусственной вентиляции легких

Второе состояние соответствует одному из двух режимов управления: режиму регулирования давления и режиму регулирования объема. Каждый режим создает периодические эталоны с заданными точками PIP и TV. Вентилятор включает в себя триггерную систему, которая может запускать процесс вдоха либо по времени, установленному в эталоне, либо по отрицательному давлению на вдохе. Отрицательное давление вдоха используется в режиме вспомогательной механической вентиляции. В этом

режиме вентиляции аппарат ИВЛ отслеживает дыхательные усилия пациента и завершает вспомогательную искусственную вентиляцию легких, что является ключевым этапом в восстановлении спонтанного дыхания.

В режиме вспомогательной искусственной вентиляции легких важно постоянно контролировать дыхание пациента, чтобы избежать асинхронности между пациентом и ИВЛ, которая может привести к самостоятельному повреждению легких.

Как только контролируемая переменная достигает целевого значения, конечный автомат активируется для переключения контроллера на управление положением, которое приводит мотор-редуктор в исходное положение.

Третье состояние – активация тревоги. В этом состоянии активированная сигнализация издает звук, указывающий на избыточное давление или избыточный объем. В этих случаях медицинский персонал должен проверить состояние дыхания пациента и сбросить параметры дыхания.

3.1 Активное подавление помех

Чтобы обеспечить устойчивость управления непрерывной динамикой к неизвестным неопределенностям модели и внешним возмущениям, в этой работе реализовано отслеживание на основе ADRC. Отслеживание на основе ADRC успешно используется для управления другими динамическими системами, включая шагающих роботов. Отслеживание на основе ADRC собирает как эндогенные нарушения (потеря натяжения ремня, производственная изменчивость), так и экзогенные нарушения (внешние нарушения, нерегулярность дыхания) в сосредоточенный сигнал, называемый общим нарушением. Суммарное возмущение рассматривается как неизвестный ограниченный сигнал с m непрерывными и ограниченными производными. Основным компонентом отслеживания на основе ADRC является разработка наблюдателя расширенного состояния (ESO), который оценивает общее возмущение, которое активно отклоняется посредством управления с обратной связью. При таком подходе нелинейности системы представляются в упрощенной модели, аффинной по управляющему входу, с цепочкой интеграторов и полным возмущением.

Этот подход показал, что он справляется с различиями между динамикой физических мехатронных систем и их математическими моделями, сводя ошибки отслеживания к малым приемлемым значениям.

С целью обеспечения устойчивости механического вентилятора к неопределенностям, вызванным разнообразием динамики пациентов, и немоделированных динамических эффектов ошибок при изготовлении, сборке или чрезмерном использовании портативных вентиляторов подход ADRC предлагается в качестве универсальной структуры управления для любого механического вентилятора, способного обеспечить непрерывный поток газа с контролируемым давлением.

3.2 Динамическая модель вентиляции

Нелинейная морфометрическая модель бронхиального дерева человека используется для описания легочных функций. Этот подход разделяет каждую бронхиальную ветвь и моделирует ее динамику с помощью эквивалентной электрической цепи RLC. Однако этот подход приводит к моделям высокого порядка с нелинейной, изменяющейся во времени динамикой параметров и широким диапазоном неопределенностей.

В этой статье предлагается упрощенная эквивалентная модель, использующая модель на основе Виндкесселя для описания динамики легочной функции с уменьшенным числом параметров. Эта эквивалентная модель воспроизводит воздушную камеру с легкими, представленными эластичным резервуаром. Этот подход предлагает использовать известную электрическую схему RLC (рис. 3.2.1) в качестве эквивалентной динамической модели для режима регулирования давления, которая описывается как

$$RF(t) + L \frac{d}{dt}(F(t)) + P_{x_{ins}}(t) + \varphi(F, P_{x_{ins}}, t) = P_{ins}(t) \quad (1)$$

Удовлетворяющий:

$$F(t) = C \frac{d}{dt}(P_{ins}(t)) \quad (2)$$

Где резистор R представляет собой сопротивление воздушному потоку, индуктивность L представляет собой инерцию грудной клетки и легких, емкость C представляет собой податливость легких, $F(t)$ представляет собой электрический ток, который представляет поток воздуха на вдохе, P_{int} представляет собой входное напряжение для входное давление, P_{ins} – выходное напряжение для давления вдоха, а $\psi(F, P_{ins}, t)$ – немодельная динамика и неопределенности параметра, включенные в качестве входного эквивалентного аддитивного давления.

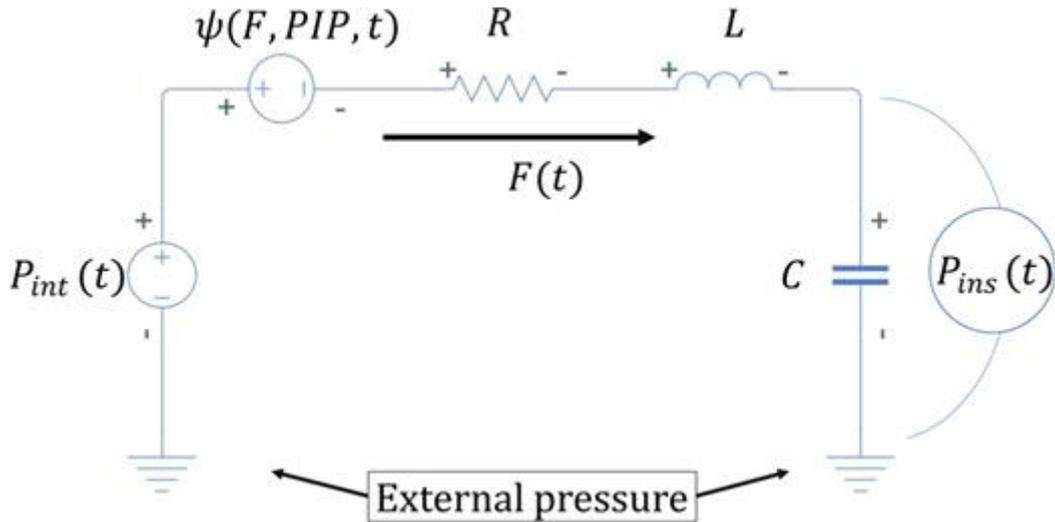


Рисунок. 3.2.1 – Электрический аналог легочных функций
Используя уравнения (1) и (3) полная модель определяется как

$$LC \frac{d^2}{dt^2}(P_{ins}(t)) + RC \frac{d}{dt}(P_{ins}(t)) + P_{ins}(t) + \varphi(F, P_{ins}, t) = P_{int}(t) \quad (3)$$

Чтобы найти динамическую модель для режима регулирования объема, можно использовать соотношение между инспираторным потоком $F(t)$ и инспираторным объемом $V(t)$

$$F(t) = \frac{d}{dt}(V(t)) \quad (4)$$

Используя производную по времени уравнения. (1) с уравнениями. (2) и (4) позволяет описать динамику объема как,

$$L \frac{d^2}{dt^2}(V(t)) + R \frac{d}{dt}(V(t)) + \frac{1}{C} V(t) + \frac{d}{dt}(\varphi(F, P_{ins}, t)) = \frac{d}{dt} P_{int}(t) \quad (5)$$

Наконец, интегрирование уравнения. (5) по времени выхода

$$L \frac{d^2}{dt^2}(V(t)) + R \frac{d}{dt}(V(t)) + \frac{1}{C} V(t) + \varphi(F, P_{ins}, t) + \rho = P_{int}(t) \quad (6)$$

где ρ — постоянная интегрирования.

3.2.1 Упрощенная модель пикового давления вдоха

Целью управления в режиме контроля давления является управление механическим вентилятором таким образом, чтобы контакты отслеживали настройку PIP. Для достижения такой цели уравнение. (3) преобразуется в упрощенную модель

$$\frac{d^2}{dt^2}(P_{int}(t)) = \kappa_p P_{int}(t) + \xi_p \quad (7)$$

где κ_P — усиление входного давления, а ξ_P объединяет все неопределенности и немодельную динамику динамики давления.

3.2.2 Упрощенная модель дыхательного объема

Целью управления режима управления объемом является управление объемом вдоха $V(t)$ для отслеживания эталонного дыхательного объема. Для достижения такой цели уравнение. (6) преобразуется в упрощенную модель

$$\frac{d^2}{dt^2}(V(t)) = \kappa_v P_{int}(t) + \xi_v \quad (8)$$

где κ_V — входное усиление громкости, а ξ_V объединяет все неопределенности и несмоделированную динамику динамики объема.

3.2.3 Активное подавление помех

Предлагается универсальная структура управления как для режимов вентиляции с регулированием по давлению, так и по объему. Предлагаемый контроллер основан на подходе ADRC, который использует ESO для выполнения действия управления с обратной связью [37]. Так как оба режима вентиляции (давление и объем) имеют динамические модели с одинаковой математической структурой, ESO разработан с одинаковой структурой, подробно описанной ниже. Во-первых, давайте определим общую модель

$$y' = \kappa u + \xi \quad (9)$$

где y — регулируемая переменная, u — управляющий вход, κ — входное усиление, а ξ — сигнал возмущения, объединяющий эффекты несмоделированной динамики, неопределенности параметров и внешних возмущений. Общая модель (9) требует оценки параметра κ . Этот процесс может быть выполнен с использованием данных, полученных в результате экспериментов в тестовом легком, и набора инструментов для идентификации

системы. В качестве замечания полезно сказать, что неопределенности параметров включаются в общий сигнал возмущения ξ .

Чтобы определить стационарное представление уравнения. (9) сосредоточенное возмущение определяется как переменная состояния системы, такая как $\xi := h$, где h — постоянный вход. Стационарное представление системы разрабатывается путем определения переменных состояния в виде вектора состояния $x = [x_1 x_2 x_3]^T := [u \ u' \ \xi]^T$. Это новое представление преобразует общую модель (9) в

$$\dot{x} = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & k & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} x + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} u + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} h \quad (10)$$

$$y = [1 \ 0 \ 0] x \quad (11)$$

или в компактном виде

$$\dot{x} = A_{ext}x + B_{int}u + B_{dish}h \quad (12)$$

$$y = Cx \quad (13)$$

На основе расширенной модели, описанной в уравнении. (12) наблюдатель состояния предназначен для оценки всех переменных состояния, включая оценку сигнала возмущения, который представлен переменной состояния x_3 . ESO принимает классическую структуру Люенбергера-наблюдателя с виртуальной системой и поправочным коэффициентом L . Это

$$\dot{x} = A_{ext}x + B_{int}u + L(y - \hat{y}) \quad (14)$$

$$y = Cx \quad (15)$$

где \hat{y} — расчетный объем производства. Успех наблюдателя, оценивающего переменные состояния, по существу определяется соответствующим выбором матрицы L , которая может быть определена посредством вычисления вектора ошибки оценки $\hat{e} := x - \hat{x}$. Чтобы охарактеризовать динамику \hat{e} , вычтем уравнение (14) уравнения. (12), так что

$$\dot{\hat{e}} = (A_{ext} - LC)\hat{e} + B_{dish}h \quad (16)$$

которое асимптотически устойчиво, если $(A_{ext} - LC)$

На основе оцениваемых состояний предлагается закон управления с обратной связью следующего вида:

$$u = \frac{1}{k}(y''^* + k_d(y' * - x_2) + k_p(y * - x_1) - x_3)) \quad (17)$$

где y^* — переменная уставки, а k_p и k_d — пропорциональный и производный коэффициенты усиления соответственно.

Наконец, закон управления (17) применяется к системе, представленной общей моделью (9). Это создает динамику ошибки с обратной связью, заданную выражением

$$e'' + k_d e' + k_p e = x_3 - \xi \quad (18)$$

которая является устойчивой по Гурвицу при $k_p, k_d > 0$, а ошибка $e := y^* - y$ сходится к ограниченной сверху окрестности нуля с границей, определяемой небольшим положительным значением ϵ , такой что

$$|\xi - x_3| \leq \epsilon \quad (19)$$

Во избежание альвеолярного избыточного давления в альвеолах (баротравмы) или перерастяжения (волюмтравмы) контрольная переменная определяется как z , где \bar{z} является ее максимально допустимым значением. Таким же образом максимум регулируемой переменной определяется как y^- .

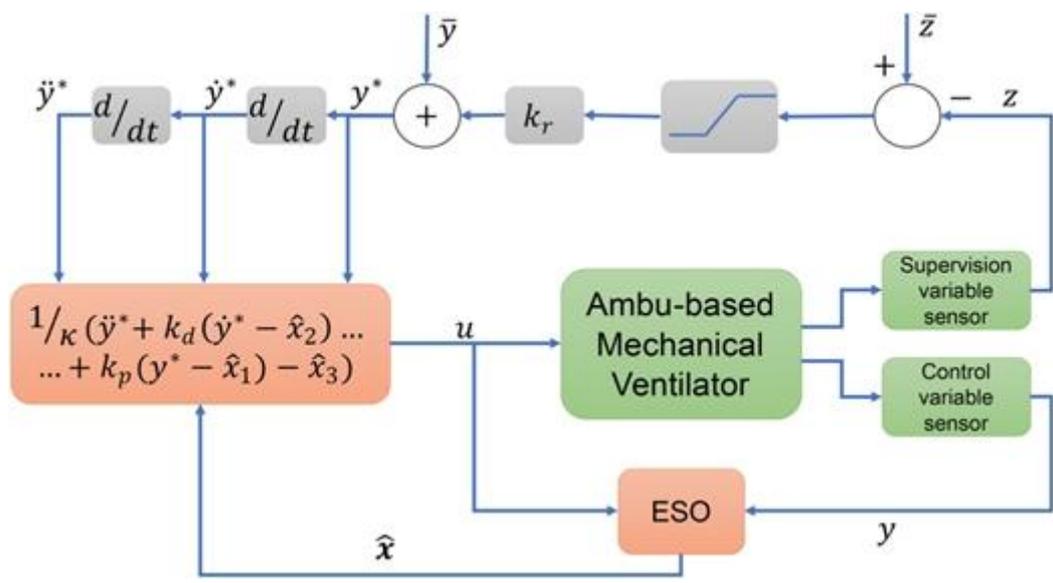


Рисунок. 3.2.4. – Блок-схема полной структуры регулирующего контроля.

4 Замена аппарата ИВЛ медицинского класса

Ручной аппарат ИВЛ может быть не таким эффективным, как аппарат ИВЛ медицинского класса, но он может служить хорошей заменой, если он контролирует следующие ключевые параметры:

Дыхательный объем: это объем воздуха, доставляемого в легкие при каждом вдохе вентилятором — обычно 500 мл в состоянии покоя.

КВВМ (количество вдохов в минуту): это заданная частота вдохов.

Соотношение вдох:выдох (соотношение I:E): относится к соотношению времени вдоха:времени выдоха.

Скорость потока: максимальный поток, при котором аппарат ИВЛ обеспечивает дыхание с установленным дыхательным объемом.

ПДКВ (положительное давление в конце выдоха): это давление в легких выше атмосферного, которое существует в конце выдоха.

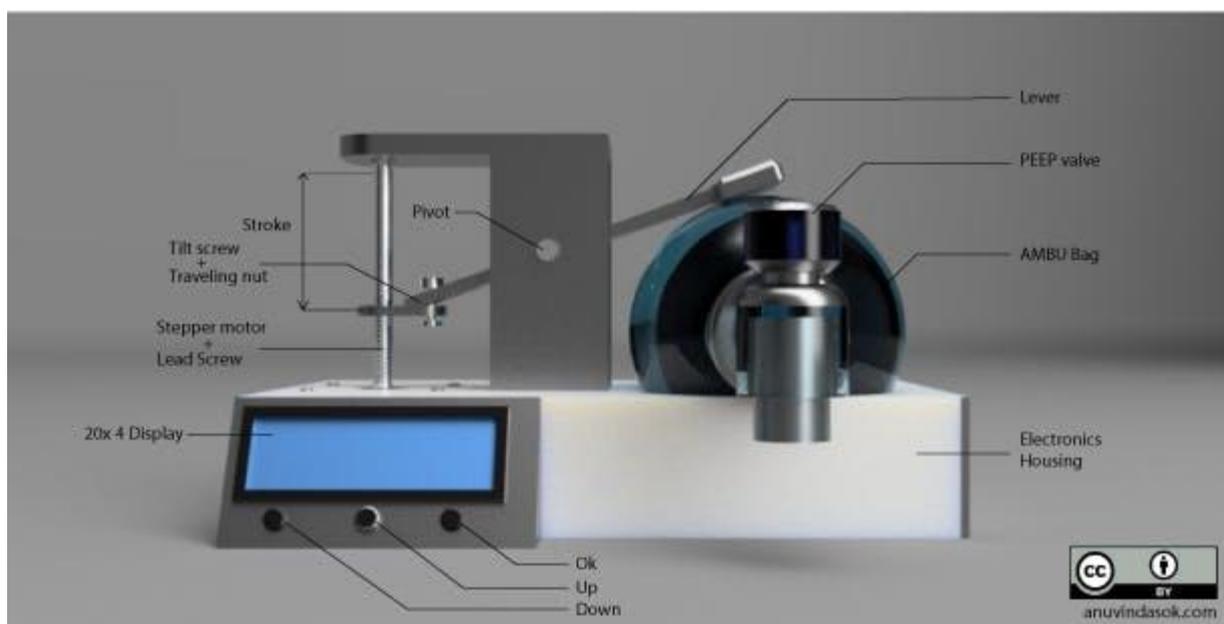


Рисунок 4.1 – Конструкция основанная на автоматизации ручного мешка Амбу.

При сдавливании мешка воздух поступает в легкие пациента, а нереверсивный дыхательный клапан предотвращает обратный выброс выдыхаемого воздуха. Затем мешок АМБУ самораспределяется за счет всасывания воздуха из клапана с его тыльной стороны. В качестве «топлива» можно использовать либо окружающий воздух, либо можно подключить кислородный баллон. В последнем случае возможно подключение баллона для сбора избыточного кислорода, не использованного пациентом. Ключевым элементом в конструкции является линейный привод, соединенный с рычажным механизмом, который может сжимать мешок Амбу. Также предусмотрена панель управления для точного управления параметрами вентиляции.

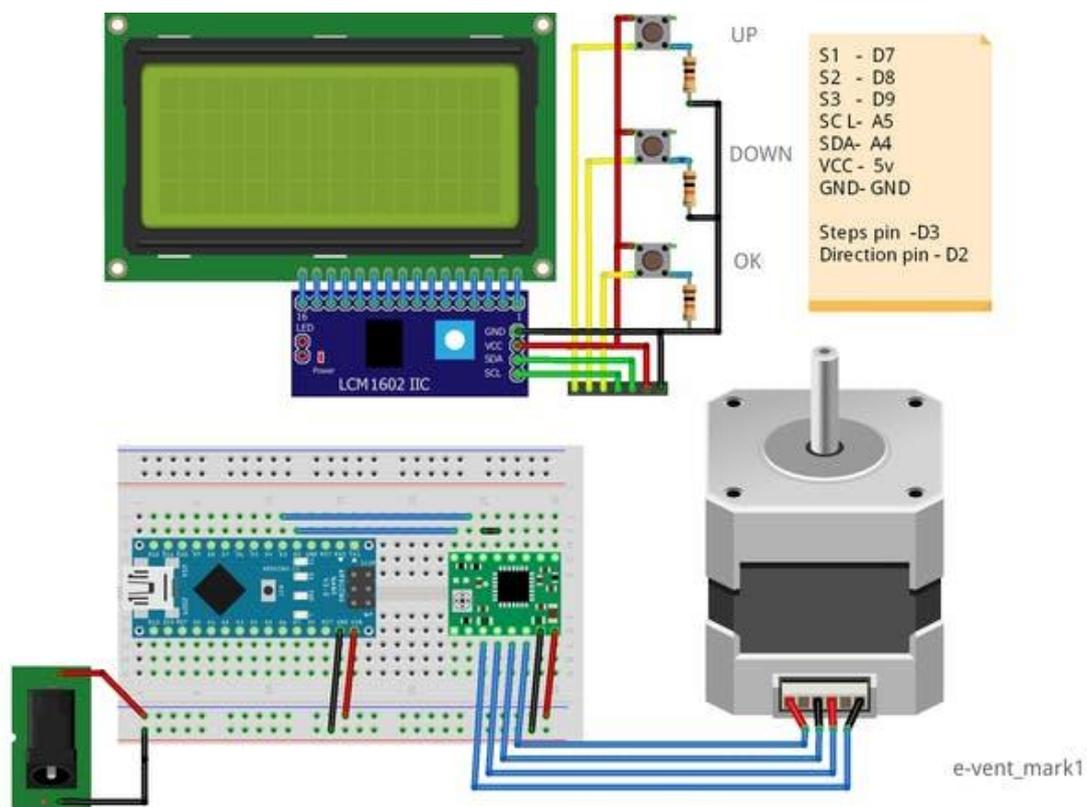


Рисунок 4.2. Блок-схема.

Составляющие компоненты:



Рисунок 4.3. Arduino Nano R3



Рисунок 4.4. Alphanumeric LCD, 20*4



Рисунок 4.5. Блок питания. 12В.



Рисунок 4.6. Сервопривод

4.1 Эксперимент

Серия физических экспериментов с аппаратом искусственной вентиляции легких проводится на тестовом легком для оценки производительности алгоритма конечного автомата на нескольких режимах вентиляции. Механический вентилятор откалиброван с использованием коммерческого вентилятора в качестве эталона. В данном случае в качестве эталона использовался аппарат ИВЛ четвертого поколения Drager. Поведение обоих вентиляторов сравнивали с настройкой вентиляции PIP 15 см H₂O, ЧД 15 ударов в минуту и соотношением вдох/выдох 1:2. Результаты представлены на рис. 4.1.1. По результатам контролируемое давление достигает настройки PIP с целевой частотой и соотношением I/E. Низкое давление, РЕЕР, настроено на 7 и 8 см H₂O для Drager и нашего прототипа соответственно. Низкое давление нашего прототипа выбирается с помощью механического клапана ПДКВ, как показано на рис. 7, где для проверки всей системы вентиляции используется манекен имитатора дыхания человека. В чрезвычайных ситуациях, таких как COVID-19, клапаны РЕЕР могут быть труднодоступны из-за проблем с цепочкой поставок. Чтобы уменьшить нехватку этих элементов, простым, но полезным решением является использование ведра с водой для установки ПДКВ. Однако важно учитывать риск заражения аэрозолями, образующимися при выдохе пациента. Во избежание загрязнения в отделении интенсивной терапии рекомендуется установить фильтры в шланг выдоха.

Проведен эксперимент для проверки нашего прототипа в экстремальных условиях эксплуатации, которые включают PIP = 20 см H₂O, ЧД = 30 ударов в минуту, I:E = 1:1 и РЕЕР = 8 см H₂O. Результаты такого эксперимента представлены на рис. 4.2.1.

Из него видно, что проветриватель достигает установочных параметров; однако засвидетельствован шум в показаниях РЕЕР.

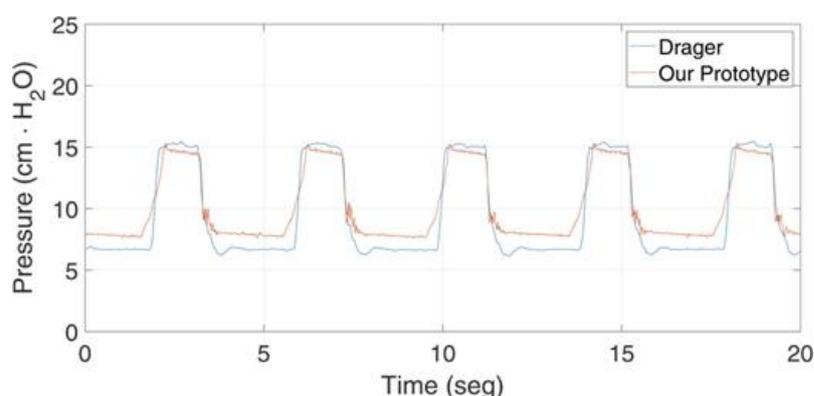


Рисунок. 4.1.1. Сравнение давления между коммерческим аппаратом ИВЛ и прототипом

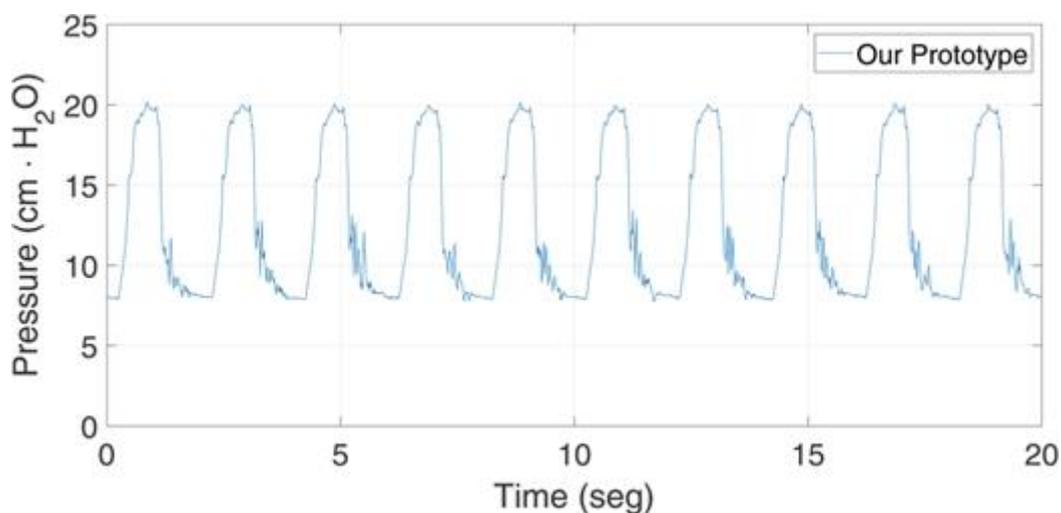


Рисунок. 4.1.2. – Прототип с PIP = 20 см H₂O, ЧД = 30 ударов в минуту, I:E = 1:1 и PEEP = 8 см H₂O.

Неопределенность параметров характерна для всех инженерных приложений, и механические вентиляторы не являются исключением. Эти неопределенности могут возникать из-за изменчивости производственного процесса или изменений свойств компонентов, вызванных длительным использованием, например, из-за усталости или потери натяжения ремня. Алгоритм, предложенный в данной статье, использует подход ADRC, позволяющий отбросить эффект рассогласования моделей. Чтобы показать устойчивость к неопределенностям параметров и надежность прототипа, проводится серия экспериментов с тремя различными настройками PIP (10, 15 и 20 см H₂O).

Результаты таких экспериментов показаны на рис. 4.1.1, где видно изменение давления в различных дыхательных циклах с его центральным средним значением и тенью, создаваемой отклонением в измерении.

Максимальное стандартное отклонение измерения давления для экспериментов с настройками PIP 10, 15 и 20 см вод. ст. составляет 0,5703, 1,6442 и 3,0053 соответственно.

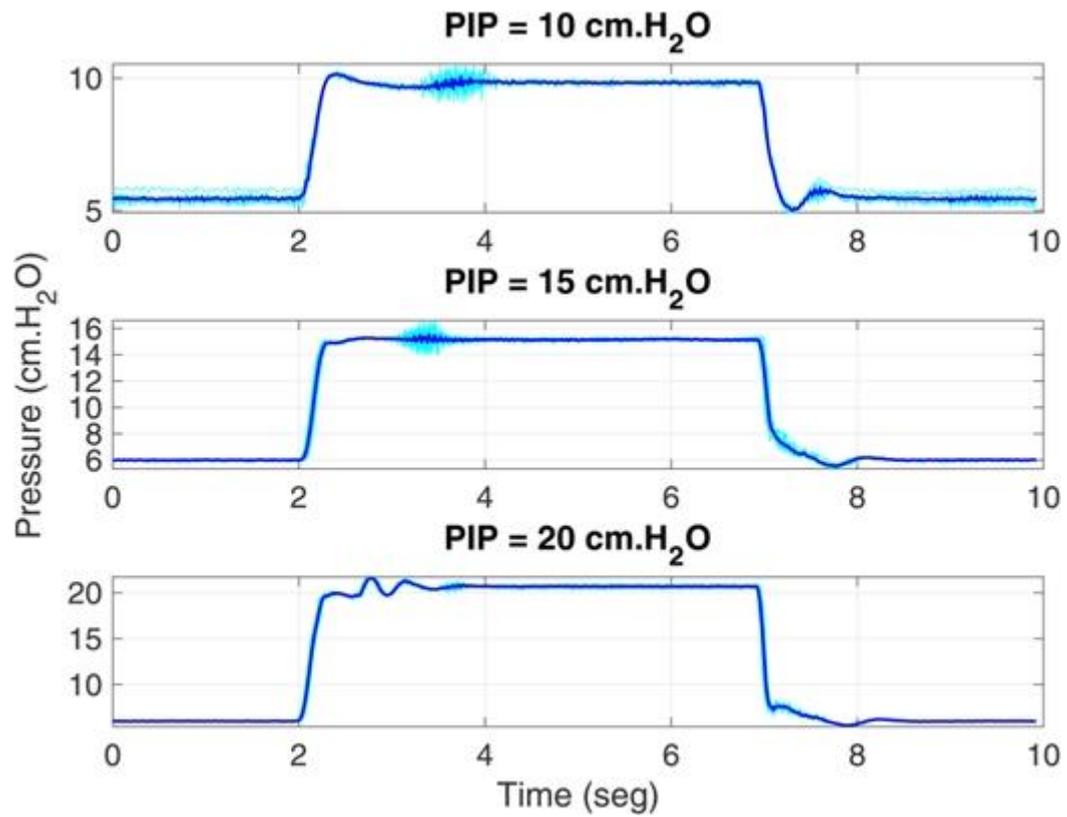


Рисунок. 4.1.1. Дыхательные циклы и их среднее поведение при ЧДД = 6 уд/мин, I:E = 1:1 и ПДКВ = 6 см Н₂О

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Разработан, изготовлен и испытан функциональный прототип портативного аппарата искусственной вентиляции легких на основе мешкового клапана. Аппарат ИВЛ использует ремешок для сжатия мешка и подачи кислорода пациенту. У пациента удаляется углекислый газ при сохранении ПДКВ и экспираторного контура. Движение ремня и возникающее в результате сжатие клапана мешка управляются мотор-редуктором постоянного тока. TV, PIP, RR и соотношение I/E можно устанавливать и контролировать с помощью системы управления с обратной связью.

Алгоритм ADRC делает вентилятор устойчивым к внешним и внутренним возмущениям. Внешние возмущения включают потерю натяжения ремня, проскальзывание ремня и ошибки изготовления. Внутренние возмущения включают нарушения дыхания и случайные события во время операции. Подход ADRC был предложен как универсальная структура управления для мешочного клапана или любого механического вентилятора, способного обеспечить непрерывный поток воздуха с контролируемым давлением. Одна и та же структура ADRC используется для регулирования давления или объема. Несмотря на то, что измеряемые давление и объем могут отражать нагрузки и деформации легочной ткани, вызванные механической вентиляцией, рекомендуется дальнейший анализ выдыхаемого газа, анализ газов крови и визуализация легких, чтобы лучше информировать клиницистов о целесообразности вентиляции.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННОЙ ЛИТЕРАТУРЫ

- 1 Mackenzie, I. , 2008, Core Topics in Mechanical Ventilation, Cambridge Medicine, Cambridge University Press, London, UK.<http://www.anesth.ru/monografii/Core%20Topics%20in%20Mechanical%20Ventilation.pdf>
- 2 Metnitz, P. G. , Metnitz, B. , Moreno, R. P. , Bauer, P. , Sorbo, L. D. , Hoermann, C. , Carvalho, S. A. D. , and Ranieri, V. M. , 2009, “ Epidemiology of Mechanical Ventilation: Analysis of the SAPS 3 Database,” *Intensive Care Med.*, 35(5), pp. 816–825.10.1007/s00134-009-1449-9
- 3 Wunsch, H. , Linde-Zwirble, W. T. , Angus, D. C. , Hartman, M. E. , Milbrandt, E. B. , and Kahn, J. M. , 2010, “ The Epidemiology of Mechanical Ventilation Use in the United States,” *Crit. Care Med.*, 38, pp. 1947–1953.10.1097/CCM.0b013e3181ef4460
- 4 Kirton, O., 2011, “Mechanical Ventilation in the Intensive Care Unit,” The American Association for the Surgery Trauma, Chicago, IL, accessed May 18, 2021, <https://www.aast.org/resources-detail/mechanical-ventilation-in-intensive-care-unit#>
- 5 Centers for Disease Control and Prevention (CDC), 2020, “Coronavirus Disease 2019 (COVID-19). Cases in the U.S.,” Centers for Disease Control and Prevention (CDC), Atlanta, GA, accessed May 18, 2021, <https://www.cdc.gov/coronavirus/2019-ncov>
- 6 Carpio, A. L. M. , and Mora, J. I. , 2017, “Ventilation, Ventilator Management,” *StatPearls (Internet)*, Vol. 6, StatPearls Publishing, Treasure Island, FL, p. 6.<https://emedicine.medscape.com/article/810126-overview>
- 7 Mortelliti, M. P. , and Manning, H. L. , 2002, “ Acute Respiratory Distress Syndrome,” *Am. Fam. Physician*, 65(9), pp. 1823–1830.<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12018805/>
- 8 Amitai, A. , Sinert, R. H. , Regan, A. , and Jain, A. , 2020, “ Ventilator Management,” *Medscape, Online*, accessed May 18, 2021, <https://emedicine.medscape.com/article/810126-overview>
- 9 Davidson, A. C. , Banham, S. , Elliott, M. , Kennedy, D. , Gelder, C. , Glossop, A. , Church, A. C. , Creagh-Brown, B. , Dodd, J. W. , Felton, T. , Foëx, B. , Mansfield, L. , McDonnell, L. , Parker, R. , Patterson, C. M. , Sovani, M. , and Thomas, L. , 2016, “ BTS/ICS Guideline for the Ventilatory Management of Acute Hypercapnic

Respiratory Failure in Adults,” *Thorax*, 71(Suppl. 2), pp. ii1–ii35.10.1136/thoraxjnl-2015-208209

10 Dreyfuss, D. , Soler, P. , Basset, G. , and Saumon, G. , 1988, “ High Inflation Pressure Pulmonary Edema: Respective Effects of High Airway Pressure, High Tidal Volume, and Positive End-Expiratory Pressure,” *Am. Rev. Respir. Dis.*, 137(5), pp. 1159–1164.10.1164/ajrccm/137.5.1159

11 Warner, M. A. , and Patel, B. , 2013, “ Mechanical Ventilation,” *Benumof and Hagberg's Airway Management*, 3rd ed., C. A. Hagberg , ed., W.B. Saunders, Philadelphia, PA, pp. 981–997.<https://www.elsevier.com/books/benumof-and-hagbergs-airway-management/9781437727647>

12 Müller, G. V. , 2020, “ Hersteller Von Beatmungsgeräten Produzieren Massiv Mehr, Aber Können Die Nachfrage Trotzdem Nicht Decken,” accessed May 18, 2021, <https://www.nzz.ch/wirtschaft/weltweit-hat-es-zu-wenig-beatmungsgeraete-id.1549108>

13 Mathanlal, T. , Israel Nazarious, M. , Mantas-Nakhai, R. , Zorzano, M.-P. , and Martin-Torres, J. , 2020, “ ATMO-Vent: An Adapted Breathing Atmosphere for COVID-19 Patients,” *HardwareX*, 8, pp. e145–e169.10.1016/j.ohx.2020.e00145

14 Al Husseini, A. M. , Lee, H. J. , Negrete, J. , Powelson, S. , Servi, A. T. , Slocum, A. H. , and Saukkonen, J. , 2010, “ Design and Prototyping of a Low-Cost Portable Mechanical Ventilator,” *ASME J. Med. Devices*, 4(2), p. 027514.10.1115/1.3442790

15 Petsiuk, A. , Tanikella, N. G. , Dertinger, S. , Pringle, A. , Oberloier, S. , and Pearce, J. M. , 2020, “ Partially Reprapable Automated Open Source Bag Valve Mask-Based Ventilator,” *HardwareX*, 8, pp. e131–e158.10.1016/j.ohx.2020.e00131

16 Gattinoni, L. , Quintel, M. , and Marini, J. J. , 2018, “ Volutrauma and Atelectrauma: Which Is Worse?,” *Crit. Care*, 22(1), p. 264.10.1186/s13054-018-2199-2

17 McGuinness, G. , Zhan, C. , Rosenberg, N. , Azour, L. , Wickstrom, M. , Mason, D. M. , Thomas, K. M. , and Moore, W. H. , 2020, “ Increased Incidence of Barotrauma in Patients With COVID-19 on Invasive Mechanical Ventilation,” *Radiology*, 297(2), pp. E252–E262.10.1148/radiol.2020202352

18 Bates, J. H. , Gaver, D. P. , Habashi, N. M. , and Nieman, G. F. , 2020, “ Atelectrauma Versus Volutrauma: A Tale of Two Time-Constants,” *Crit. Care Explor.*, 2(12), p. e0299.10.1097/CCE.0000000000000299

19 Cipulli, F. , Vasques, F. , Duscio, E. , Romitti, F. , Quintel, M. , and Gattinoni, L. , 2018, “ Atelectrauma or Volutrauma: The Dilemma,” *J. Thorac. Dis.*, 10(3), pp. 1258–1264.10.21037/jtd.2018.02.71

20 Bates, J. H. , and Smith, B. J. , 2018, “ Ventilator-Induced Lung Injury and Lung Mechanics,” *Ann. Transl. Med.*, 6(19), p. 378.10.21037/atm.2018.06.29