АННОТАЦИЯ

Дипломный проект посвящен разработке процессорного модуля аппарата искусственной вентиляции лёгких, обеспечивающего управление режимами работы аппарата, отображение установленных параметров, а также осуществляющего управление работой увлажнителя и системы аварийно-предупредительной сигнализации.

В проекте приведено описание структурной схемы аппарата и схемы электрической принципиальной процессорного модуля.

Рассмотрены вопросы экономики и охраны труда.

Введение

Аппараты искусственной вентиляции легких предназначены для поддержания жизненно важных функций организма во время хирургического вмешательства и реанимации .Они широко используются , как в стационарных условиях, так и в условиях скорой помощи . В настоящее время наблюдается применение искусственной вентиляции легких (ИВЛ) у больных с хроническими заболеваниями легких .

По способу воздействия на пациента аппараты ИВЛ подразделяются на аппараты наружного (внешнего) действия, которые вентилируют легкие путем воздействия перемежающегося давления на все тело пациента, за исключением головы, или на часть тела -грудную клетку и (или) область диафрагмы и аппараты внутреннего действия , которые вентилируют легкие путем вдувания газа в легкие пациента через верхние дыхательные пути .

В настоящее время выпуск аппаратов, реализующих наружный способ, прекращен, так как они малоэффективны.

Целью данного дипломного проекта является разработка процессорного модуля блока управления аппаратом ИВЛ, обеспечивающего управление режимами работы аппарата, отображение установленных параметров, а также осуществляющего управление работой увлажнителя и системы аварийно-предупредительной сигнализации.

Нужно провести расчет экономической целесообразности производства аппарата ИВЛ, а также рассмотреть вопросы охраны труда .

1. Физиологические основы вентиляции легких

1.1. Некоторые аспекты физиологии дыхания

Дыхательные газы переносятся в организме посредством конвекцион­ного и диффузионного транспорта. Для переноса веществ на сравнительно большие расстояния служат процессы конвекционного транспорта - легочная вентиляция и транспорт газов кровью. Диффузионный транспорт служит для переноса газов лишь на короткие расстояния. При этом он играет важнейшую роль в переносе О2 и СО2 в замкнутую систему кровообращения и из нее.

Вплоть до конечных бронхиол перенос воздуха по дыхательным путям происходит исключительно путем конвекции. В переходной же и дыхательной зонах легких все большую роль в транспорте газов начинает играть диффузия.

В альвеолах происходит газообмен между кровью легочных капилляров и воздухом, содержащимся в легких. Подсчитано, что общее число альвеол равно примерно 300 млн., а суммарная площадь их поверхности - примерно 80 м 2. Диаметр альвеол составляет 0,2-0,3 мм. Каждая альвеола окружена плотной се­тью капилляров, поэтому площадь контакта крови, протекающей по капилля­рам, с альвеолами очень велика.

Газообмен между альвеолярным воздухом и кровью осуществляется путем диффузии. Для того чтобы такой газообмен был достаточно эффектив­ным, необходима не только большая обменная поверхность, но и как можно меньшее диффузионное расстояние. Диффузионный барьер в легких полностью отвечает обоим этим условиям. Кровь легочных капилляров отделена от альве­олярного пространства лишь тонким слоем ткани - так называемой альвеоляр-но-капиллярной мембраной . Общая толщина этой мембраны не превышает 1 мкм.

Внутренняя поверхность альвеол выстлана тонкой пленкой жидкости. В связи с этим в альвеолах действуют силы поверхностного натяжения, которые всегда возникают на поверхности раздела между газами и жидкостями и стре­мятся снизить величину этой поверхности. Поскольку такие силы действуют в каждой из множества альвеол, легкие стремятся спасться. Тщательные расчеты показывают, что, если бы альвеолы были выстланы чисто водной пленкой, в них действовали бы очень большие силы поверхностного натяжения и они были бы крайне нестабильны. На самом же деле поверхностное натяжение альвеол в 10 раз меньше, чем теоретическая величина, рассчитанная для соответствую­щей водной поверхности. Это связано с тем, что в альвеолярной жидкости со­держатся вещества, снижающие поверхностное натяжение. Их называют по­верхностно-активными веществами или сурфактантами. Снижение поверхност­ного натяжения происходит в результате того, что гидрофильные головки этих молекул прочно связаны с молекулами воды, а их гидрофобные окончания очень слабо притягиваются друг к другу и к другим молекулам в растворе, так что молекулы сурфактантов образуют на поверхности жидкости тонкий гидро­фобный слой. Сурфактанты можно извлечь из ткани легких и проанализировать их химический состав. Как было показано, альвеолярная жидкость содержит смесь белков и липидов. Наибольшей поверхностной активностью из всех ком­понентов этой смеси обладают производные лецитина, образующиеся в альвео­лярном эпителии.

Сурфактанты выполняют еще одну функцию - они препятствуют спадению мелких альвеол и выходу из них воздуха в более крупные альвеолы. При данном напряжении в стенке альвеолы давление в ее просвете возрастает по мере снижения радиуса, что должно было бы привести к переходу воздуха из мелких альвеол в крупные. Однако такому дестабилизирующему влиянию противодействует то, что по мере уменьшения радиуса альвеол снижается и поверхностное натяжение в них. Это связано с тем, что эффект поверхностно-активных веществ тем выше, чем плотнее располагаются их молекулы, а при уменьшении диаметра альвеол эти молекулы сближаются.

Просвет бронхов регулируется вегетативной нервной системой. Расшире­ние бронхов (бронходилатация) при вдохе обусловлено расслаблением гладких мышц их стенок под действием симпатических нервов. В конце выдоха бронхи сужаются (бронхоконстрикция), что связано с сокращением гладких мышц бронхов под действием парасимпатических нервов Таким образом, механизмы вегетативной регуляции в определенной степени способствуют легочной венти­ляции. При дисфункции вегетативной нервной системы, например при некото­рых формах бронхиальной астмы, может возникать бронхоспазм, приводящий к значительному увеличению аэродинамического сопротивления дыхательных путей.

Воздухоносные пути играют не только роль трубок, по которым свежий воздух поступает в легкие, а отработанный выходит из них. Они выполняют также ряд вспомогательных функций, обеспечивая очищение, увлажнение и со­гревание вдыхаемого воздуха. Очищение вдыхаемого воздуха начинается уже при прохождении его через носовую полость, слизистая которой улавливает мелкие частицы, пыль и бактерии. В связи с этим люди, постоянно дышащие через рот, наиболее подвержены воспалительным заболеваниям дыхательных путей. Частицы, не задержанные этим фильтром, прилипают к слою слизи, сек-ретируемому бокаловидными клетками и субэпителиальными железистыми клетками, выстилающими стенки дыхательных путей. В результате ритмиче­ских движений ресничек дыхательного эпителия слизь постоянно продвигается по направлению к надгортаннику и, достигнув пищевода, заглатывается. Так из дыхательных путей удаляются бактерии и чужеродные частицы. При пора­жении ресничек, например при хроническом бронхите, слизь накапливается в дыхательных путях, и- их аэродинамическое сопротивление возрастает. Более крупные частицы или массы слизи, попавшие в воздухоносные пути, раздражают слизистые оболочки и вызывают кашель. Кашель представля­ет собой рефлекторный акт, при котором вначале легкие сдавливаются при замкнутой голосовой щели, а затем она открывается и происходит чрезвычайно быстрый выдох, с которым выбрасывается раздражающий объект.

1.2. Вентиляция легких

Вентиляция легких — это смена воздуха в легких, совершаемая цикли­чески при вдохе и выдохе.

Легочную вентиляцию характеризуют прежде всего четыре основных легочных объема: дыхательный объем, резервный объем вдоха, резервный объ­ем выдоха и остаточный объем.

Дыхательный объем - количество воздуха, которое человек вдыхает и выдыхает при спокойном дыхании. В покое дыхательный объем мал по сравне­нию с общим объемом воздуха в легких. Таким образом, человек может как вдохнуть, так и выдохнуть большой дополнительный объем воздуха. Однако даже при самом глубоком выдохе в альвеолах и воздухоносных путях легких остается некоторое количество воздуха. Для того чтобы количественно описать все эти взаимоотношения, общий легочный объем делят на несколько компо­нентов .

Резервный объем вдоха - количество воздуха, которое человек может дополнительно вдохнуть после нормального вдоха .

Резервный объем выдоха - количество воздуха, которое человек может дополнительно выдохнуть после спокойного выдоха.

Остаточный объем - количество воздуха, остающееся в легких после максимального выдоха.

Воздух, оставшийся после обычного, спокойного выдоха (т. е. остаточ­ный объем + резервный объем вдоха), определяется как функциональная оста-

точная емкость. Положение грудной клетки в конце свободного выдоха, соот­ветствующее функциональной остаточной емкости, обычно принимается за ис­ходное.

Физиологическая роль функциональной остаточной емкости (ФОБ) со­стоит в том, что благодаря наличию этой емкости в альвеолярном пространстве сглаживаются колебания концентраций О2 и СО2, обусловленные различиями в их содержании во вдыхаемом и выдыхаемом воздухе. Если бы атмосферный воздух поступал непосредственно в альвеолы, не смешиваясь с воздухом, уже содержащимся в легких, то содержание О2 и СО2 в альвеолах претерпевало бы колебания в соответствии с фазами дыхательного цикла. Однако этого не про­исходит. Вдыхаемый воздух смешивается с воздухом, содержащимся в легких, и, поскольку ФОЕ в покое в несколько раз больше дыхательного объема, изме­нения состава альвеолярного воздуха относительно невелики.

Величина ФОЕ, равная сумме остаточного объема и резервного объема выдоха, зависит от ряда факторов. В среднем у молодых мужчин в горизонталь­ном положении она составляет 2,4 л, а у пожилых *-*3,4 л*.* Уженщин ФОЕ при­мерно на 25% меньше.

Жизненная емкость легких — это объем газа, который может быть вы­дохнуть при максимальном выдохе после максимального вдоха (т. е. дыхатель­ный объем + резервный объем вдоха + резервный объем выдоха). Жизненная емкость легких (ЖЕЛ) является показателем подвижности легких и грудной клетки. Несмотря на название, она не отражает параметров дыхания в реальных ("жизненных") условиях, так как даже при самых высоких потребностях, предъ­являемых организмом к дыхательной системе, глубина дыхания никогда не дос­тигает максимального из возможных значений.

С практической точки зрения нецелесообразно устанавливать "единую" нор­му для ЖЕЛ, так как эта величина зависит от ряда факторов, в частности от возраста, пола, размеров и положения тела (в вертикальном положении в лег-

ких содержится меньше крови) и степени тренированности (она особенно вели­ка у пловцов и гребцов - до 8 л - так как у этих спортсменов сильно развиты вспомогательные дыхательные мышцы).

Жизненная емкость легких с возрастом (особенно после 40 лет) уменьшает­ся. Это связано со снижением эластичности легких и подвижности грудной клетки. У женщин ЖЕЛ в среднем на 25% меньше, чем у мужчин. Совершенно очевидно, что ЖЕЛ зависит от роста, так как величина грудной клетки пропор­циональна остальным размерам тела. У молодых людей ЖЕЛ можно вычислить с помощью следующего эмпирического уравнения.

ЖЕЛ (л) = 2,5 • рост (м).

Таким образом, у мужчин ростом 180 см жизненная емкость легких будет со­ставлять 4,5 л.

Наконец, сумма дыхательного объема и резервного объема вдоха со­ставляет емкость вдоха. Таким образом , емкость вдоха - это максимальное ко­личество воздуха, которое можно вдохнуть после спокойного выдоха.

Общая емкость легких — количество воздуха, содержащееся в легких на высоте максимального вдоха. Из всех этих величин наибольшее значение, кро­ме дыхательного объема, имеют жизненная емкость легких и функциональная остаточная емкость.

Из общего количества воздуха, вдыхаемого в нормальных условиях человеком , около 150 мл не попадает в альвеолы и распределяется в верх­них дыхательных путях - глотке ,гортани , трахее и бронхах , т. е. в так называемом мертвом пространстве , и , следовательно не участвует в газообмене.

Общее, или физиологическое, мертвое пространство делится на две части .Первая часть - анатомическое мертвое пространство , которое при очень больших дыхательных объемах может увеличиваться приблизительно на 50% , а при очень малых - уменьшаться почти до неопределимых раз-

меров . Вторая часть , альвеолярное мертвое пространство , определяется как разность между физиологическим и анатомическим мертвыми про­странствами . У здорового человека в состоянии покоя альвеолярное мерт­вое пространство весьма невелико , поэтому физиологическое (общее) мертвое пространство приблизительно равно анатомическому и составляет около 30% дыхательного объема.

Анатомическим мертвым пространством называют объем воздухонос­ных путей, потому что в них не происходит газообмена. Это пространство включает носовую и ротовую полости, глотку, гортань, трахею, бронхи и брон­хиолы. Объем мертвого пространства зависит от роста и положения тела. При­ближенно можно считать, что у сидящего человека объем мертвого пространст­ва (в миллилитрах) равен удвоенной массе тела (в килограммах). Таким обра­зом, у взрослых он равен около 150 мл. При глубоком дыхании он возрастает, так как при расправлении грудной клетки расширяются и бронхи с бронхиола­ми.

Под функциональным (физиологическим) мертвым пространством по­нимают все те участки дыхательной системы, в которых не происходит газооб­мена. К функциональному мертвому пространству, в отличие от анатомическо­го, относятся не только воздухоносные пути, но также и те альвеолы, которые вентилируются, но не перфузируются кровью. В таких альвеолах газообмен не­возможен, хотя их вентиляция и происходит. В здоровых легких количество по­добных альвеол невелико, поэтому в норме объемы анатомического и функцио­нального мертвого пространства практически одинаковы. Однако при некото­рых нарушениях функции легких, когда легкие вентилируются и снабжаются кровью неравномерно, объем второго может оказаться значительно больше объема первого.

Объем легочной вентиляции удобно определить как объем газа, по­ступающего в дыхательные пути и покидающего их за определенный от-

резок времени. Для этой цели используют минутный объем вентиляции,*/\*

который определяется как сумма дыхательных объемов за минуту.

Минутный объем дыхания, т.е. объем воздуха, вдыхаемого (или выдыхае­мого) за 1 мин, равен по определению произведению дыхательного объема и частоты дыхательных движений. Экспираторный объем обычно меньше инспи-раторного, так как поглощение О2 превышает величину выделения СО2 (дыха­тельный коэффициент меньше 1). Для большей точности следует различать ин-спираторный и экспираторный минутные объемы дыхания. При расчетах вен­тиляции принято исходить из экспираторных объемов, помечаемых "э".

Частота дыхательных движений у взрослого человека в покое в среднем равна 14/мин. Она может претерпевать значительные колебания (от 10 до 18 за 1 мин). Частота дыхательных движений выше у детей (20-30/мин); у грудных детей она составляет 30-40/мин, а у новорожденных - 40-50/мин.

Часть минутного объема дыхания, достигающая альвеол, называется аль­веолярной вентиляцией; остальная его часть составляет вентиляцию мертвого пространства. Если частота дыхательных движений равна 14/мин, ДО = 0, 5 л, альвеолярный объем 0,35 л, общая вентиляция легких составит 7 л/мин, альвео­лярная вентиляция - 5 л/мин., а вентиляция мертвого пространствам 2 л/мин . Альвеолярная вентиляция служит показателем эффективности дыхания в целом. Именно от этой величины зависит газовый состав, поддерживаемый в альвеолярном пространстве. Что касается минутного объема, то он лишь в не­значительной степени отражает эффективность вентиляции легких. Так, если минутный объем дыхания нормальный, но дыхание частое и поверхностное, то вентилироваться будет главным образом мертвое пространство, в которое воз­дух поступает раньше, чем в альвеолярное; в этом случае вдыхаемый воздух почти не будет достигать альвеол. Такое дыхание иногда наблюдается при циркуляторном шоке и представляет собой крайне опасное состояние.

Поскольку объем мертвого пространства постоянен, альвеолярная вентиляция тем больше, чем глубже дыхание.Одна из первых трудностей, с которыми приходится сталкиваться при оп­ределении содержания газов в альвеолах, связана с получением проб альвео­лярной газовой смеси. При выдохе из воздухоносных путей сначала удаляется воздух мертвого пространства и лишь после этого начинает выходить воздух из альвеол. Однако даже к концу выдоха состав выдыхаемой смеси постоянно пре­терпевает небольшие изменения, обусловленные тем, что в альвеолах продол­жается газообмен. В связи с этим были разработаны специальные устройства, позволяющие при помощи механических или электронных приспособлений производить забор последней порции выдыхаемого воздуха при каждом дыха­тельном цикле.

После получения пробы альвеолярной газовой смеси можно с помощью спе­циальной аппаратуры определить содержание в ней различных газов.

Существуют газоанализаторы, позволяющие непрерывно регистрировать содержание газов в выдыхаемой смеси. Принцип подобных приборов, изме­ряющих концентрацию СО2, основан на поглощении этим газом инфракрасных лучей. Для определения содержания обоих газов используют также масс-спектрометры. Преимущество этих методов заключается в том, что благодаря непрерывной записи содержание газов в любой момент времени можно опреде­лить непосредственно по кривой, так что не требуется производить отбор се­рийных проб из альвеол.

Эффективность газообмена в легких зависит от того ,как распределяет­ся объем вдыхаемого воздуха в альвеолах и кровоток в легочных сосу­дах . В идеальном случае на каждый литр протекающей по легочным сосудам крови в минуту должно приходится 0,8 л альвеолярного воздуха, т.е. так называемый вентиляционно- перфузионный коэффициент равен

0,8 . В клинических условиях эта величина может варьироваться от нуля до бесконечности.

Непременным условием нормального газообмена является нормальный процесс диффузии кислорода из альвеол в кровь легочных капилляров, а углекислого газа в обратном направлении. Процесс перехода газов из альвеолы в кровь и обратно представляет собой диффузию через проницаемую мембрану .

Вдох является активным процессом, обусловленным синхронным сокращением дыхательных мышц. Во время вдоха в грудной полости создается отрицательное давление и происходит засасывание воздуха в трахею, бронхи и альвеолы.

Дыхательным мышцам при вдохе приходится преодолевать эласти­ческое сопротивление легочной ткани и сопротивление дыхательных пу­тей проходящему по ним потоку воздуха. Нормальный ( нефорсирован­ный ) выдох представляется процессом пассивным , обусловленным рас­слаблением дыхательной мускулатуры и впадением грудной клетки и легких под влиянием эластических сил и поверхностного натяжения альвеол .

Сила сокращений дыхательной мускулатуры при вентиляции легких на­правлена на преодоление упругих и вязких сопротивлений. При очень медлен­ном дыхании вязкие сопротивления весьма невелики, поэтому соотношение между объемом и эффективным давлением в дыхательной системе почти цели­ком определяется упругими (эластическими) свойствами легких и грудной клетки.

При вдохе и выдохе дыхательная система преодолевает неэластическое (вязкое) сопротивление, которое складывается из следующих компонентов: 1) аэродинамического сопротивления воздухоносных путей; 2) вязкого сопротив-

ления тканей; 3) инерционного сопротивления (последнее настолько мало, что им можно пренебречь).

Вдыхаемый или выдыхаемый воздух движется по воздухоносным путям под действием градиента давления между полостью рта и альвеолами. Этот градиент давления служит движущей силой для переноса дыхательных газов.. Неэластическое сопротивление равно сумме сопротивления воздухоносных путей и сопротивления тканей. Сопротивление тканей сравнительно невелико: в норме общее неэластическое сопротивление легких на 90% создается сопро­тивлением воздухоносных путей, и лишь на 10%-сопротивлением тканей.

При повышенном аэродинамическом сопротивлении дыхательных пу­тей наблюдается характерное снижение частоты спонтанного дыхания и увеличении дыхательного объема. Обратное явление происходит при увеличении эластического сопротивления , когда частота дыхания за­метно увеличивается и может стать в 2--3 раза больше нормальной , а дыхательный объем уменьшится.

Остановка дыхания независимо от вызвавшей ее причины смертельно опасна. С момента остановки дыхания и кровообращения человек находится в состоянии клинический смерти. Как правило, уже через 5-10 мин недостаток О2 и накопление СО2 приводят к необратимым повреждениям клеток жизненно важных органов, в результате чего наступает биологическая смерть. Если за этот короткий срок провести реанимационные мероприятия, то человека можно спасти.

К нарушению дыхания могут привести самые разное причины, в том числе закупорка дыхательных путей, повреждение грудкой клетки, резкое нарушение газообмена и угнетение дыхательных центров вследствие повреждения голов­ного мозга или отравления. В течение некоторого времени после внезапной ос­тановки дыхания кровообращение еще сохраняется: пульс на сонной артерии

определяется в течение 3-5 мин после последнего вдоха. В случае же внезапной остановки сердца дыхательные движения прекращаются уже через 30-60 с.

Работа , производимая дыхательными мышцами для вентиляции лег­ких , направлена на преодоление всех видов сопротивления . .Следовательно , чем выше сопротивление , тем большую работу выпол­няет дыхательная мускулатура. Потребление кислорода дыхательными мышцами в норме составляет около 3% общего потребления его орга­низмом . Однако при физической нагрузке энергетические потребности дыха­тельных мышц возрастают в большей степени, чем минутный объем дыхания и поглощение О2. В связи с этим при тяжелой физической работе на деятельность дыхательной мускулатуры затрачивается до 20% общего потребления кислоро­да.

Величины легочных объемов и емкостей значительно варьируют. Ко­лебания в норме настолько велики, что целесообразно приводить лишь средние цифровые границы. У взрослых людей максимальная емкость легких со­ставляет 4500 - 6000 мл, из них остаточный объем — 1000 - 1500 мл, резерв­ный объем выдоха — 1500 - 2000 мл, дыхательный объем — 300 - 600 мл, ре­зервный объем вдоха — 1500 - 2000 мл.

Перемещение воздуха между внешней средой и легкими, т. е. вентиляция легких, осуществляется благодаря разнице давлений во внешней среде и в аль­веолах, при этом воздух всегда перемещается из области с более высоким в об­ласть с более низким давлением. При самостоятельном дыхании во время вдоха усилие дыхательных мышц, преодолевая эластическое сопротивление легких, увеличивает объем грудной клетки и создает необходимую разницу давлений между внешней средой и легкими. При ИВЛ перемещение воздуха (дыхатель­ной смеси) между внешней средой и легкими совершается под действием внешней силы, создающей необходимую разность давлений.

2. Обзор существующих аппаратов

2.1. Способы проведения искусственной вентиляции

Существует два основных способа ИВЛ (искусственной вентиляции легких): способ вдувания и наружный (внешний) способ. При первом спосо­бе ИВЛ осуществляется путем подачи газовой смеси непосредственно в верхние дыхательные пути; при втором — в результате наружного воздейст­вия на стенки грудной полости: грудную клетку или диафрагму.

ИВЛ наружным (внешним) способом. При этом способе переме­жающееся давление в грудной полости и в легких (и связанное *с* этим пере­мещение газа между внешней средой и легкими) происходит за счет наруж­ного воздействия на грудную клетку или диафрагму.

Аппараты ИВЛ наружного действия работают на гравитационном или пневматическом принципе. К первым относится «качающаяся кровать», ко вторым — аппараты типа «железные легкие», аппараты с кирасой и аппара­ты с пневматическими нагрудными поясами.

При ИВЛ с помощью аппарата «качающаяся кровать» больного укла­дывают на спину на кровати, которая качается относительно своей попереч­ной горизонтальной оси. При опускании головного конца кровати содержи­мое брюшной полости своей массой давит на диафрагму, благодаря чему происходит активный выдох. При поднимании головного конца кровати диафрагма опускается, обеспечивая поступление воздуха в легкие. Приме­нение «качающихся кроватей» удобно из-за простоты и доступности обслу­живания больных. Однако, используя данный метод, невозможно обеспе­чить вентиляционные потребности при полном параличе дыхания; кроме то­го, более или менее длительное качание вызывает весьма неприятные ощу­щения у больного. Аппарат «железные легкие» обеспечивает проведение наружного спо­соба ИВЛ путем создания циклических изменений давления воздуха вокруг всего тела больного, за исключением головы. Аппарат представляет собой герметичную камеру, соединенную с воздушным насосом. Работа насоса обеспечивает периодическое нагнетание или отсасывание воздуха из каме­ры.

Кирасные аппараты применяются для осуществления ИВЛ путем соз­дания циклических изменений давления воздуха вокруг грудной клетки и верхней части живота больного. Принцип их работы тот же, что и «желез­ных легких», но вентиляционный эффект меньше.

Разряжение при вдохе оказывает действие на все тело («железные лег­кие») или на значительную его часть (кирасы), что снижает венозный приток к сердцу. Это является одним из важных недостатков метода. Другими не­достатками являются трудности ухода за больными, невозможность приме­нения аппаратов ИВЛ во время хирургических операций, а также громозд­кость «железных легких».

Аппараты с пневматическими наружными поясами (манжетами) осуще­ствляют ИВЛ путем создания циклических изменений давления воздуха в поясе, накладываемом на грудную клетку или на верхнюю часть живота больного. Такой способ едва ли можно назвать физиологичным, так как при его выполнении для достижения удовлетворительного вентиляционного эф­фекта необходимо нагнетать воздух в пояс под значительным давлением (до 10 кПа) из-за малой поверхности соприкосновения пояса с телом. Однако пневматические манжеты все еще применяются горноспасательной службой ввиду простоты и доступности обслуживания.

Перечисленные недостатки ИВЛ наружным способом в целом и самих аппаратов в частности послужили причиной постепенного отказа от их при­менения.

ИВЛ способом вдувания. При этом способе поступление дыхательного газа в легкие обеспечивается его нагнетанием в легкие до создания в них на вдохе давления, превосходящего давление газа окружающей среды.

ИВЛ способом вдувания можно разделить на два основных вида:

* вентиляцию с перемежающимся положительным давлением ( с ак­тивным вдохом и пассивным выдохом) ;
* вентиляцию с перемежающимся положительным-отрицательным дав­лением ( с активным вдохом и с активным выдохом ) .

Первый вид имеет следующие разновидности:

а) вентиляцию с перемежающимся положительным-нулевым давлени­ем, при которой пассивный выдох совершается свободно, без задержки, и легкие пациента спадаются при выдохе до размеров функциональной оста­точной емкости;

б) вентиляцию с перемежающимся положительным- положительным давлением, при которой из-за сопротивления пассивному выдоху (или про­тиводавления) легкие пациента за время выдоха не опорожняются до функ­циональной остаточной емкости. При этом возникают постоянные по знаку, но отличающиеся по величине давления в конце вдоха и выдоха;

в) перемежающаяся принудительная вентиляция легких. Сущность это­го способа состоит в том, что при восстановлении самостоятельного дыха­ния после длительной ИВЛ больной продолжает дышать спонтанно через дыхательный контур аппарата ИВЛ. Спонтанное дыхание больного через аппарат может осуществляться в обычном режиме — с перепадами давлений вдоха и выдоха вокруг нулевого (атмосферного) давления, либо по по­казаниям, в режиме ,так называемого спонтанного дыхания под постоянным положительным давлением.

Для поддержания гарантированного объема вентиляции аппарат перио­дически включается для проведения одного «принудительного» цикла. Час-

тоту таких включений регулирует врач в зависимости от вентиляционных возможностей больного.

г) синхронизированная перемежающая принудительная ИВЛ, когда «принудительный вдох» аппарата синхронизируется со вдохом больного с помощью триггерного блока. При постепенном увеличении интервалов ме­жду «принудительными» циклами облегчается отвыкание больного от аппа­рата при длительной ИВЛ.

2.2 Состояние перспективы развития аппаратуры ИВЛ

Области применения ИВЛ в медицинской практике в значительной степени установились. Общими показаниями к ее применению остаются необходимость поддержания оптимального газо­вого состава крови и необходимость снижения ра­боты, затрачиваемой пациентом на вентиляцию в условиях ненормально функционирующей дыха­тельной и сердечно-сосудистой систем. Отсюда следует применение ИВЛ для лечения дыхатель­ной недостаточности, обусловленной заболева­ниями различной этиологии, травмами, отравле­ниями, хирургическими вмешательствами на ор­ганах грудной полости, введением мышечных ре­лаксантов и (или) седативных препаратов, а также для борьбы с асфиксией новорожденных и лече­ния пороков их развития. Относительно новым направлением является применение вентиляцион­ной поддержки для борьбы с сонным апноэ. Основным местом применения ИВЛ по-прежнему являются стационарные лечебные учреждения, экстремальная медицина (в более узком смысле — передвижные средства скорой помощи), родиль­ные дома и отделения. В условиях России в бли­жайшие годы, к сожалению, неперспективно ле­чение с использованием аппаратов ИВЛ на дому; почти не находит распространения и амбулатор­ное использование ИВЛ для лечения так называе­мых респираторных хроников.

Общим принципом осуществления ИВЛ оста­ется метод вдувания газа в верхние дыхательные пути пациента. Внешний метод вентиляции, электростимуляция дыхательных мышц, экстракорпо­ральный газообмен, апнойная вентиляция посто­янным потоком газа и асинхронная вентиляция двух легких не имеют видимых перспектив. Прак­тически перестала применяться ИВЛ с активным выдохом. Более четко определены границы разум­ного использования ИВЛ с частотой, намного превышающей частоту самостоятельного дыхания (высокочастотная — ВЧ ИВЛ), а именно: во время реконструктивных хирургических вмешательств на верхних дыхательных путях, для обеспечения cинхронизации нуждающихся в ИВЛ пациентов, которые по различным причинам обычными ме­тодами синхронизируются плохо, и для струйной ВЧ ИВЛ через введенную чрескожно в трахею специальную иглу, когда обычная интубация не­возможна. Осцилляторная вентиляция с частотой 1000 в минуту клинического применения не на­шла.

Вместе с тем прослеживаются вполне опреде­ленные тенденции развития частных методик ИВЛ. Основное направление — переход от наибо­лее часто используемой сейчас управляемой ИВЛ к менее инвазивным методикам. Для них, во-пер­вых, характерны различные сочетания навязывае­мого пациенту режима с самостоятельным дыха­нием; при этом аппарат выполняет не всю, а толь­ко часть работы, затрачиваемой на вентиляцию, и "вклад" управляемой ИВЛ можно постепенно сни­жать. Распространение таких методов обосновы­вает замену самого термина "искусственная венти­ляция легких" на более широкое понятие "венти­ляционная поддержка". Во-вторых, неинвазивным считают присоединение аппарата для интенсив­ной терапии к пациенту с помощью трахеальных трубок, вводимых через нос, или масок, которые обеспечивают непосредственный доступ в верхние дыхательные пути.

Расположить наиболее известные методики вентиляционной поддержки в порядке снижения роли принудительной вентиляции и возрастания роли самостоятельного дыхания можно следую­щим образом:

Управляемая ИВЛ (Conrolled Mechanical Ventilation - CMV).

Управляемая ИВЛ с ограничением давления (Pressure Limited Ventilation - PLV).

Управляемая вентиляция с управлением по давлению (Pressure Controlled Mechanical Ventilation - PCMV

Управляемая вентиляция с управлением по давлению и инверсным отношением длительно­стей вдоха и выдоха (Pressure Controlled Inverse).

Вспомогательная (триггерная) ИВЛ (Assisted Mechanical Ventilation - AMV).

Поддержка давлением (Pressure Support - PS).

Периодическая (синхронизированная или несинхронизированная) ИВЛ ((Synchronized) Intermittent Mandatory Ventilation – (S) IMV).

Периодическая ИВЛ с автоматическим под­держанием минутной вентиляции (Extended Mandatory Minute Ventilation - EMMV).

Вентиляция с периодическим сбросом по­стоянного давления (Pressure Release Ventilation - PRV).

Двухфазная вентиляция — самостоятельное дыхания с двумя уровнями повышенного давле­ния (Biphasic Positive Airway Pressure - BIPAP).

Самостоятельное дыхание с постоянно повышенным давлением (Continuous Positive Pressure Ventilation-CPAP).

К относительно новым возможностям управ­ляемой ИВЛ можно отнести создание задержки на вдохе . ("плато"), а также инверсных отношений длительностей вдоха и выдоха (с более коротким, выдохом), изменение формы скорости вдувания вдыхаемого газа. Сюда же можно включить и модуляцию этой скорости ВЧ-колебаниями, кото­рую можно одновременно считать и прерывистым вариантом ВЧ ИВЛ.

Необходимо подчеркнуть несколько особенностей новых методик. Появление некоторых из них не является результатом планомерной разработки, иногда они обнаружены случайно или же появи­лись по предложению создателей аппаратуры. По­этому не всегда ясен механизм их воздействия, а показания к применению нельзя считать вполне определенными. Хотя постепенное распростране­ние перечисленных методик, несомненно, являет­ся тенденцией развития аппаратов ИВЛ, из-за приведенных особенностей этот процесс требует известной осмотрительности.

Из многообразия показаний и мест примене­ния ИВЛ вытекает необходимость оснащения ле­чебных учреждений достаточно обширной но­менклатурой аппаратов данного назначения, а именно:

1. Для длительного применения в отделениях интенсивной терапии, реанимации, послеопера­ционных палатах и отделениях. В связи с резким различием диапазонов параметров необходимы отдельные модели, предназначенные: а) для взрослых и детей старшего возраста и б) для ново­рожденных и детей в возрасте до 5—6 лет. В каж­дой "возрастной" категории аппаратов находят спрос 2—3 модели, отличающиеся шириной набо­ра функциональных возможностей, диапазоном установки параметров, степенью оснащения средствами мониторинга, дополнительными возмож­ностями, а также стоимостью.

Для применения во время ИА по любому дыхательному контуру и с использованием любых известных анестетиков. При этом также должна быть обеспечена возможность применения и у взрослых, и у детей. Функциональные возможно­сти таких аппаратов могут быть значительно суже-­  
ны, и градация по широте возможностей, по-видимому, не требуется.

Для применения в условиях скорой помощи, экстремальной медицины, при медицинской эвакуации и др. Здесь на первый план выступают ав­тономность, портативность, возможность использования так называемыми парамедиками. Про­сматриваются две категории аппаратов — с приводом вручную и с автономным пневмопитанием. Градации по возрасту пациентов также необхо­димы.

В отдельную группу стоит выделить аппара­ты для реализации некоторых специфических методик, например ВЧ ИВЛ, бронхоскопии и др.

Количественные характеристики традицион­ных режимов ИВЛ можно считать установивши­мися. Для аппаратов, предназначенных для ин­тенсивной терапии взрослых пациентов, обычно считаются достаточными максимальные значения минутной вентиляции 40—50 л/мин, дыхательного объема 1,5—2 л, частоты вентиляции 60 в минуту. Для применения аппаратов во время анестезии, в экстремальной медицине и для амбулаторного ле­чения требования к этим характеристикам могут быть несколько снижены.

Для аппаратов, предназначенных для новорож­денных.и детей младшего возраста, отметим; тен- денцию к обеспечению вентиляции детей, родив­шихся со значительной степенью недоношенно­сти. Ведущие специалисты-медики России по-разному оценивают верхний предел частоты вентиляции. Трудно не согласиться с мнением, что для частоты более 60—80 в минуту необходима специальная аппаратура. Тем не менее в ряде за­рубежных аппаратов, реализующих традицион­ные методики ИВЛ, можно встретить возмож­ность установки частоты вплоть до 120—150 в ми­нуту.

Практический интерес представляет определе­ние верхнего предела установки минутной венти­ляции и других параметров, зависящих от быстро изменяющихся с возрастом вентиляционных по­требностей ребенка. Большинство изготовителей ориентируются только на две возрастные града­ции: аппарат для взрослых, включая детей стар­шего возраста, и аппарат для новорожденных и детей младшего возраста. В ряде международных стандартов граница проводится не по возрасту, а по массе тела ребенка (15 кг), что более обосно­ванно. Во всяком случае, можно считать, что мак­симальные значения объемных параметров (ми­нутная вентиляция и дыхательный объем) аппара­тов для новорожденных и детей младшего возрас­та должны несколько перекрывать минимальные значения тех же параметров, обеспечиваемых ап­паратами для взрослых, и наоборот.

Верхний предел давления, которое аппараты могут создавать в легких пациента, обычно огра­ничивается значением 60—100 гПа. Максималь­ное значение положительного давления конца

вдоха в подавляющем большинстве случаев со­ставляет 15—20 гПа.

Технические решения современных аппаратов ИВЛ во многом сблизились. В настоящее время применяются 4 схемы для подачи газовой смеси пациенту.

Генератор вдоха постоянного потока с ком­мутирующими устройствами в линиях вдоха и вы­доха, выполненный в виде смесителя сжатого ки­слорода, поступающего извне, и сжатого воздуха. В большинстве зарубежных аппаратов последний также подается из внешнего источника (аппараты серий "Putitan-Bennet", "Веаг", большинство мо­делей фирм "Bird" “Drager” и др.) или поставляемым отдельно компрессором высокого давления. В отечественных аппаратах воздух подает встроен­ный в аппарат компрессор низкого давления. Та­кая схема позволяет достаточно легко реализовать разнообразные режимы работы и измерять харак­теристики вентиляции. Однако конструктивное осуществление этой схемы довольно сложно, ис­пользование во время ИА затруднено. Примером такого решения являются аппараты "Спирон-201","Фаза-5" и др.

Генератор вдоха постоянного потока с коммутирующим устройством только в линии выдоха. Здесь через линии вдоха газ течет постоянно, с частотой дыхания перекрывается только линия выдоха, поэтому конструкция таких аппаратов проще, чем по схеме 1. Особенно проста реализа­ция режимов, требующих создания в линии выдо­ха постоянного подпора положительного давления (ПДКВ, самостоятельное дыхание под положи­тельным давлением и др.). Конструктивная форма выполнения генератора вдоха такая же, что и для схемы 1. Постоянный поток газа, через дыхательный контур, с одной стороны позволяет легче, контролировать его величину и подаваёмую ми­нутную вентиляцию, а с другой - вызывает1 повы­шенный расход газовой смеси, затрудняет измере­ние выдыхаемого объема и применение во время ИА. Поэтому данный принцип используется поч­ти исключительно в аппаратах для интенсивной терапии у детей (например, в аппарате "Спиро-Вита-412"), где повышенный расход кислорода незначителен по абсолютной величине.

Постепенно расширяется использование ге­нератора вдоха, выполняемого в виде меха, цилиндра с поршнем и т. п., приводимых в движе­ние специальным электроприводом, который позволяет гибко управлять всеми характеристиками движения подвижного элемента, а следовательно, потока газа и вентиляции. Режимы, использую­щие в линии выдоха динамически создаваемое постоянное давление, реализовать сложно. Достоин­ством является возможность обойтись как без внешнего пневмопитания, так и без встроенного компрессора. Снижение размеров и массы такихаппаратов сочетается с тем, что потребляемая в данный момент мощность определяется режимом вентиляции и максимальная нагрузка на привод нужна очень редко. Такое устройство встречается пока только в аппаратах средней сложности, пред­назначенных для взрослых, например в аппарате фирмы "Kontron", в модели "Веаг-33".

4. Описанные выше схемы ориентированы на подачу определенного потока или объема газа, а создающееся при этом в дыхательном контуре давление вторично. Известна, однако, схема, пер­вично ориентированная на создание заданного давления. Ее основу составляет емкость с регули­руемой эластичностью, в которую газовая смесь подается постоянно, а отбирается только во время вдоха. Принципиальное преимущество — возмож­ность накопления газа, из-за чего мгновенное значение подачи газа всегда равно минутной вен­тиляции, но не превышает ее, как в других схемах. Пример реализации — аппараты семейства " Servoventilator – 900 фирмы "Siemens".

Во всех современных аппаратах, кроме про­стейших моделей для скорой помощи и аппаратов для ИВЛ вручную, применение микропроцессоров стало стандартным приемом даже для моделей с пневматическим приводом. Пневматические уст­ройства для управления аппаратами практически вышли из употребления. Преимущества микро­процессорного управления по гибкости, разнооб­разной обработке и визуализации информации весьма велики. Однако прослеживается тенденция придания аппаратуре возможностей, которые лег­ко реализуются программными методами, но чет­кие показания к их применению либо очень узки, либо еще не определены.

Известно, что важные характеристики аппарата ИВЛ — стабильность установленных режимов и легкость настройки на них — во многом опреде­ляются примененным принципом переключения с вдоха на выдох. Поскольку микропроцессорная техника легко обеспечивает дозирование вре­менных характеристик, наибольшее распростра­нение получило переключение по времени. Вме­сте с тем для реализации многих режимов работы этот первичный механизм дополняется переклю­чением аппарата на выдох по достижению задан­ного давления в дыхательном контуре и изредка — вследствие подачи заданного объема. Другим ас­пектом микропроцессорного управления стало широкое применение, для стабилизации ряда ха­рактеристик внутренних обратных связей. Приме­ром может служить реализованное в моделях "Спирон-201" и "Спирон-Вита-402" автоматиче­ское поддержание заданной вентиляции при из­менении оператором относительной длительности вдоха или величины задержки на вдохе.

Одновременно микропроцессорная техника по­зволяет так сильно оснастить аппарат устройства­ми для мониторного контроля и измерения пока­зателей вентиляции и состояния пациента, на­столько изощренно обрабатывать и представлять соответствующую информацию, что становится трудным обеспечить безопасность пациента без таких устройств и, более того, грамотно использо­вать возможности аппарата ИВЛ. Справедливо ут­верждать, что важнейшая тенденция развития ап­паратов ИВЛ — превращение многофункциональ­ных аппаратов ИВЛ в своеобразные информаци­онно-управляющие центры.

Прообразом подобного симбиоза можно счи­тать аппарат ИВЛ "Evita-4" германской фирмы "Drager", в котором на большой цветной экран выводятся значения задаваемых и измеряемых по­казателей вентиляции, несколько функциональ­ных кривых, задаваемые границы сигнализации, данные о пациенте и о техническом обслужива­нии и др. Даже управление большинством характеристик осуществляется изображенными на эк­ране "виртуальными" органами управления. Нуж­но все же отметить, что и стоимость этого аппара­та не менее впечатляющая.

На основании приведенных сведений можно сформулировать следующие перспективы разви­тия отечественной аппаратуры.

Перспективы развития аппаратов ИВЛ

Будут продолжать расширяться функцио­нальные возможности аппаратов наиболее высо­кого класса. К режимам управляемой (во всех ее разновидностях), вспомогательной и периодиче­ской вентиляции и самостоятельного дыхания с постоянно положительным уровнем давления бу­дут добавлены те новые режимы, показания к применению и реализация которых уже установ­лены и которые не требуют значительного техни­ческого усложнения, а именно, поддержки давле­ния и вентиляции с двумя фазами положительно­го давления.

Будут продолжаться обеспечиваться работа аппаратов без подачи извне сжатого воздуха и ис­пользование сжатого кислорода только для оксигенации вдыхаемого воздуха. Для аппаратов наи­более высокого класса будет преимущественно ис­пользоваться более гибкая схема с управляемыми клапанами в линиях вдоха и выдоха. В ней найдут применение электромагнитные устройства, позво­ляющие управлять не только временными харак­теристиками, но и расходом газа.

В более простых аппаратах, видимо, будет пре­имущественно применяться схема с управляемым электродвигателем и мехом, а также схема с нако­пительной емкостью. В этих моделях перспектив­но применение встроенного аккумулятора для обеспечения 20—30 мин работы аппарата после нарушения электропитания.

По-прежнему будет применяться микропроцессорное управление с использованием совре­менной элементной базы и обеспечиваться разборность дыхательного контура. Еще большее внимание будет уделено упрощению управления аппаратами, в том числе путем использования ав­томатической стабилизации заданных оператором характеристик.

Особенно быстро будет развиваться оснаще­ние аппаратов встроенными и придаваемыми мо­ниторами с измерением показателей давления и объемных характеристик ИВЛ и с сигнализацией о выходе основных характеристик вентиляции из заданного диапазона. В аппаратах высокого клас­са, по-видимому, станет обязательным вывод информации, в том числе функциональных кривых на экран.

2.3. Аппараты искусственной вентиляции легких

Фирма DRAGER является признанным мировым лидером в про­изводстве аппаратов ИВЛ , историю создания которых ведет с 1907г., когда Генрих Драгер изобрел дыхательный прибор для первой помощи и возвращения людей к жизни .Дыхание сегодня обеспечивается при­менением управляемой компьютером техники , что позволяет создать не­обходимые требования безопасности . Далее будут рассмотрены некото­рые аппараты выпускаемые этой фирмой : ЕV 801 , EDAM 2 .

Аппарат EV 801 . Предназначен для длительной по времени вен­тиляции легких для домашнего, транспортного и клинического приме­нения .

EV 801 - это управляемый по времени дыхательный прибор . Экс­плуатируется без медицинского сжатого воздуха . Питается от электри­ческой сети , от внешнего постоянного напряжения ( батареи 12В или 24В).

Независимость от сжатого воздуха обеспечивается за счет встро­енного насоса.

Переключение питания с одного источника на другой , например , при пропадании напряжения сети, происходит само собой без прекра­щения обслуживания пациента .

Весо-габаритные характеристики , возможность использования автономного источника питания , простота обслуживания , возмож­ность применения как для кратковременной , так и для длительной вентиляции легких , позволяют решать дыхательную проблему прак­тически в любых условиях : в машине скорой помощи, в реанимаци­онном отделении, в жилом помещении, в инвалидной коляске , в ав­томобиле .

Параметры дыхания, необходимые для пациента, задаются с панели управления EV 801 . Микропроцессор управляет дыханием и контролирует его в соответствии с режимом , установленным врачом .

Встроенный насос всасывает воздух из окружающего простран­ства через фильтр, который очищает воздух от частиц пыли. Затем сжатый поршнем воздух через систему шлангов подается к пациенту.

Когда пациенту подведен соответствующий объем, например, достигнуто заданное значение давления , вдох сразу же прекращается . Поршень останавливается и открывается клапан выдоха , через кото­рый пациент выдыхает . Одновременно насос всасывает через фильтр воздух для следующего цикла .

EV 801 имеет следующие режимы работы : СМV , SIMV , РЕЕР .

Прибор обладает следующим встроенным мониторингом :

давление в дыхательных путях;

апное (остановки дыхания ) ;

недопустимых установках параметров;

электропитания ;

функционирования прибора.

EV 801 может комплектоваться увлажнителем .

Оптический акустический сигнал тревоги сигнализирует о неот­ложном сообщении. Таким образом , пользователю автоматически сообщается, на что он должен отреагировать. Своевременное правильное реагирование обеспечивается тем , что светодиоды индицируют причи­ну сообщения. Пользование прибором при этом облегчается и умень­шается вероятность ошибок в обслуживании прибора.

Технические данные :

Частота дыхания , 1/мин от 1 до 38

Объем дыхания , л от 0,1 до 2,2 л

Тревога оптическая и

акустическая  
Питание 100-240В 50Гц или

11,6 - 3ОВ

Потребляемая мощность 110Вт

Габариты 380x245x370 мм

Вес 16,5 кг

Аппарат ЕDАМ 2 . Предназначен для длительной искусственной вентиляции легких пациентов с недостаточным самостоятельным дыха­нием в условиях клинического применения .

Имеет собственный источник дыхательной смеси в виде встроен­ного компрессора с приводом от серводвигателя .

ЕDАМ 2 выполняет следующие режимы ИВЛ : СМV , SIMV, ВiF, СРАР. Все указанные режимы можно применять в сочетании с РЕЕР.

Аппарат имеет внутренний источник электрической энергии в ви­де встроенных аккумуляторов , которые позволяют работать в течении 7 часов в случае отключения электрической сети . Причем , аппарат переключается на внутренний источник автоматически без прерывания вентиляции .

С точки зрения обеспечения безопасности пациента аппарат имеет довольно широкую шкалу тревожной сигнализации :

при падении минутной вентиляции ниже нижнего предела;  
при падении напряжения аккумуляторов ниже 12,5 В;  
при отсутствии самостоятельного дыхания в режимах SIMV и BiF.  
Необходимой составной частью аппарата является паровой увлаж­  
нитель ZCH2 с микропроцессорным управлением.   
Технические данные :  
Дыхательный объем , л (0,4-0,5-0,6-0,7-0,7-0,8-0,9-1,0- 1,1

1,2-1,3-1,5-1,8)

Частота вентиляции , 1/мин (8-10-12-13-13-15-16-17-18-20-22-24)

Соотношение Тi/Те (1:1.5-1:2-1:2.5-1:3-1:4)

Питание 220В 50Гц

Потребляемая мощность , В А 150

Масса, кг 120

Габариты, мм 720x660x1270

Аппарат Chirolog 1 SIMV. Предназначен для длительной непрерывной вентиляции в условиях клинического использования .

Аппарат может работать в следующих режимах : СМV, IМУ,SIMV, СРАР.

Chirolog 1 SIMV является простым аппаратом , но при до­полнении увлажнителем и основным монитором давлений может удов­летворять основным требованиям обеспечения ИВЛ .

Технические данные :

Тi (время вдоха ) 0,5-5с

Те (время выдоха) 0,5-15с

Частота вентиляции , 1/мин 0,63-60

Габаритные размеры , мм 670x670x120

Масса , кг 36

Фирма SIEMNS известна широко распространенными сервовенти-ляторами , которые применяются в профессиональных клиниках . Ниже будут рассмотрены аппараты 900Е , 710 .

Сервовентилятор 900С - высокоразвитая электронная дыхательная система для клинического применения .

Центр сервовентилятора 900С - специфическая система сервоуправ-ления . Измерительный датчик в цепи пациента дает информацию на ав­томатически регулируемый вентиль . При фиксации малейшего отклоне­ния от установленных значений , подается сигнал на сервоуправление вентиля и отклонение компенсируется .

Давление и поток непрерывно измеряются , сравниваются и регу­лируются более 100 раз в секунду . Управляющая сервосистема с об­ратной связью обеспечивает пациенту с высокой точностью назначен­ную врачом вентиляцию .

Сервовентилятор имеет следующие режимы дыхания : контроль объема , контроль давления , поддержка давления , SIMV , СРАР , ручная вентиляция .

Сервовентилятор 900С имеет внешний аналоговый и цифровой выход, через который возможен контроль жизненных параметров .

Вентилятор 710 - современный вентилятор для всех категорий па­циентов . Это компактный прибор , который имеет режимы ручной и автоматической вентиляции, имеет встроенную систему контроля ми­нутного объема, объема одного дыхательного цикла, дыхательного дав­ления , а также концентрации O2 .

На вентиляторе можно устанавливать границы тревог по минутно­му объему , дыхательному давлению и концентрации кислорода .

При пропадании напряжения питания прибор автоматически пере­ходит на питание от встроенной батареи. Важнейшим преимуществом вентилятора является возможность сопровождения транспортируемого пациента.

6-60

25,33 или 50% дых.цикла

0-40

59x28x16

100,120,220 и 240В

50/60Гц

аккумулятор 12В

30 Вт

10кг

Технические данные :

Частота дыхания , 1/мин

Длительность вдоха

Минутный дыхательный объем, л/мин

Габариты, см

Сетевое напряжение

Резервная батарея

Потребляемая мощность

Вес 10кг.

Фирма Puritan BENNET представлена двумя аппаратами : 7200 и КОМПАНЬЕН 2801.

Микропроцессорный аппарат серии 7200 - это современная высоко­точная пневматическая система.

Основные конструктивные особенности аппарата :

принципиально новая пневматическая система;

микропроцессорный контроль и управление пневматической и мо-ниторной системами;

постоянное автоматическое самотестирование критических элек­тронных и пневматических компонентов в процессе работы;

автоматическое распознание остановки дыхания больного с вклю­чением экстренного режима " Вентиляция апноэ ".

Информация о давлениях и потоках с трех датчиков давления и трех датчиков потока поступает для анализа в систему микропроцес­сорного контроля с частотой 50Гц.

Аппарат постоянно следит за спонтанной дыхательной активно­стью больного. Если она прекращается, аппарат диагностирует состоя­ние апноэ и начинает принудительную "Вентиляцию апноэ ", инфор­мируя оператора случившемся активацией аудиовизуальной тревоги. Параметры "Вентиляции апноэ" задаются оператором перед помещением каждого больного на вентиляцию.

Аппарат предоставляет следующие дополнительные возможности:

интерфейс связи с компьютером;

мониторирование механики дыхания

графическое отображение динамики основных параметров вентиля­ции.

Аппарат КОМПАНЬЕН 2801 представляет собой портативный ап­парат с электрическим приводом и микропроцессорным контролем функционирования.

КОМПАНЬЕН 2801 содержит микропроцессор, осуществляющий мониторирование и контроль функции вентилятора.

Вентилятор способен работать от трех типов источников электро-­питания - переменного сетевого тока, внутренних или внешних батарей. Внутренние батареи повышают безопасность вентилируемого больного при авариях в системе сетевого электропитания, а также предназначены для кратковременного энергоснабжения вентилятора в транспортных  
и полевых условиях на срок до 1 часа. г

Задаваемыми параметрами являются частота дыхания, дыхатель­ный объем, чувствительность триггера для запуска вспомогательного дыхания и предел давления.

Задаваемые пределы тревог позволяют контролировать нарушения сетевого электропитания, низкую мощность батарей,высокое давление , низкое давление апноэ .

Аппараты типа РО-6 предназначены для длительной искусственной вентиляции легких в отделениях респираторных, реанимации и интенсивной терапии. Модель РО-6Н в основном используется во время наркоза. Аппара­ты имеют привод от электросети и рассчитаны для ИВЛ у взрослых пациен­тов. Подача кислорода и других газов на установленный режим вентиляции не влияет и при необходимости автоматически дополняется воздухом.

Аппараты имеют нереверсивный и реверсивный дыхательные контуры, управляемую и вспомогательную вентиляцию (последняя отсутствует в мо­дели РО-6-03), ИВЛ вручную, самостоятельное дыхание через аппарат. В состав аппаратов входят блок подачи кислорода или наркозный блок (РО-6Н), пневматический отсасыватель (кроме РО-6-03), увлажнитель. Преду­смотрена возможность периодического раздувания легких - вручную и (кроме РО-6-03) автоматически.

В аппаратах независимо друг от друга и по калиброванным шкалам ус­танавливают дыхательный объем (до 1,2 л при активном вдохе и до 2,5 л при пассивном), минутную вентиляцию до 25 л/мин при активном вдохе и до 50 л/мин при пассивном), отношение длительности вдоха и выдоха, кроме РО-6-03, где оно фиксировано на значении 1:2. Дезинфекцию внутренней части дыхательного контура осуществляют без разборки - парами формаль­дегида и другими «холодными» методами.

Модели РО-6Н и РО-6Р отличаются только тем, что в последнем вме­сто наркозного блока типа «Полинаркон-2П» устанавливается блок подачи

кислорода . РО-6-03 является упрощенной модификацией РО-6Р и отлича­ется от него отсутствием блоков вспомогательной ИВЛ и периодического раздувания легких , а также имеет только одно значение отношения продол­жительности вдоха и выдоха.

Модель РО-6Р-04 приспособлена для наиболее широких возможностей выбора режимов работы, включая управляемую, вспомогательную и перио­дическую ИВЛ, самостоятельное дыхание через аппарат под положитель­ным давлением и др. Предусмотрен встроенный сигнализатор нарушений нормальной работы.

Модель РО-6Н-05 представляет собой комбинацию простейшей моде­ли РО-6-03 с наркозным блоком. Модель РО-6Р-06 заменит РО-6-03 и бу­дет отличаться отсутствием активного выдоха. В обеих моделях встроенный увлажнитель заменяется эффективным увлажнителем УДС-Ш. В комплект новых моделей будет включен клапан повышения давления конца выдоха.

Аппарат «Вдох» отличают компактные размеры и сравнительно малая масса ( менее 15 кг). В сочетании с конструктивным выполнением в виде металлического чемодана эти качества делают удобным применение аппара­та в поликлиниках и для экстренной реанимации в приемных отделениях, на дому у пострадавшего и т.п.

Аппарат обеспечивает управляемую ИВЛ в диапазоне от 0,7 до 20 л/мин с независимой установкой частоты дыхания от 10 до 50 мин -1. Он может быть включен по любому дыхательному контуру, однако, средств для подачи кислорода или ингаляционных анестетиков в аппарате не преду­смотрено.

Отличительная особенность модели - возможность переключения актов дыхательного цикла вручную. Давление конца выдоха может регулироваться в диапазоне от 0 до 1,5 кПа ( от 0 до 15 см вод. Ст.) и контролируется по по­казаниям встроенного мановакуумметра.

Переключение со вдоха на выдох: по времени , определяемому элек­тронным реле или вручную.

Аппараты типа «Спирон» предназначены для оснащения всех лечебных учреждений, где применяется ИВЛ. Все модели имеют привод от электро­сети и подача в них сжатых газов требуется только для формирования соста­ва дыхательной смеси. Главные особенности аппаратов данного типа:

-непосредственное, без разделительной емкости, включение генератора вдоха, выполненного в виде многокамерного мембранного насоса, в дыха­тельный контур;

—возможность дезинфекции и стерилизации дыхательного контура раз­личными методами, в том числе с полной разборкой для мойки и автокла-вирования;

-переключение актов дыхательного цикла по времени с использованием электронных управляющих устройств.

«Спирон-101» предназначен для применения в самых сложных случа­ях реанимации, проводимой в отделениях реанимации, интенсивной тера­пии, послеоперационных палатах. Он позволяет осуществлять управляемую, вспомогательную и периодическую принудительную вентиляцию, ИВЛ вручную, самостоятельное дыхание через аппарат с обычным или повышен­ным давлением; получить положительное, нулевое или отрицательное дав­ление конца выдоха, различные формы кривой скорости вдувания. Преду­сматривается возможность регулирования паузы вдоха и автоматическая стабилизация заданной величины минутной вентиляции. В состав аппарата включен увлажнитель УДС-1П, спиромонитор СМ-1 «Аргус-1», распыли­тели лекарственных и дезинфицирующих средств и пульт дистанционного переключения актов дыхательного цикла. Основному назначению аппарата соответствуют и широкие пределы регулирования минутной вентиляции (до 50 л/мин), частоты дыхания (10...60мин -1), отношения продолжительностей вдоха и выдоха и давления вдоха (до 10 кПа).

«Спирон -201» также предназначен для применения в отделениях реа­нимации и интенсивной терапии, но отличается от предыдущей модели от­сутствием возможности изменения формы скорости вдувания, паузы на вдо­хе и автоматической стабилизации заданной величины минутной вентиля­ции. В нем также предусмотрена управляемая, вспомогательная и периоди­ческая принудительная вентиляция, ИВЛ вручную, самостоятельное дыха­ние через аппарат. Комплектуется увлажнителем УДС-Ш и распылителем лекарственных и дезинфицирующих средств, однако спиромонитор СМ-1 заменен более простым СМ-3. Как и в модели «Спирон-101», используется устройство для дозированной подачи кислорода и закиси азота. Количест­венные характеристики те же, что и для предыдущего аппарата, но верхний предел регулирования минутной вентиляции несколько ниже — 35 л/мин.

«Спирон-301» предназначен для использования во время наркоза по любому дыхательному контуру. Обеспечивает управляемую ИВЛ с пассив­ным выдохом, ИВЛ вручную, самостоятельное дыхание через аппарат. По­зволяет получить положительное давление конца вдоха. Состав дыхательно­го газа задается наркозным блоком типа «Полинаркон-4П» и не влияет на установленный режим вентиляции. Назначению модели соответствуют пре­делы регулирования минутной вентиляции (до 25 л/мин), частоты дыхания (10...30 мин -1), максимального давления вдоха — до 6 кПа (60 см вод.ст.). Отношение продолжительностей вдоха и выдоха является нерегулируемым и составляет 1:2.

«Спирон-303» применяется для проведения дыхательной реабилитации в поликлиниках, больницах, в домашних условиях, как и другие модели ти­па, имеет цифровые табло частоты и вентиляции. Обеспечивает ИВЛ с пас­сивным выдохом и при необходимости с положительным давлением конца вдоха. Укомплектован дозиметром для кислорода, распылителем лекарст­венных средств, волюметром, мановакуумметром, пультом дистанционного переключения актов дыхательного цикла вручную. Минутная вентиля­ция регулируется в пределах до 25 л/мин, частота дыхания — от 10 до 60 мин -1, отношение продолжительностей вдоха и выдоха — от 2:1 до 1:3 (ступенчато).

"Спирон-305" предназначен для включения в состав универсально­го аппарата ингаляционного наркоза . Аппарат может обеспечивать ИВЛ по любому дыхательному контуру , предусмотрена цифровая индикация установленных значений минутной вентиляции , дыхательного объема и частоты вентиляции . Части дыхательного контура легко разбираются для очистки , дезинфекции и стерилизации .

Имеется встроенная сигнализация о неисправностях аппарата.

Дыхательный объем составляет от 0,2 до 1,5 л, обеспечивается ми­нутная вентиляция в пределах от 3 до 25 л/мин , отношение вдох/выдох: 1:1.5, 1:2,1:3 .

Аппарат «Энгстрем-Эрика» является первым аппаратом ИВЛ, в ко­тором использовано микропроцессорное управляющее устройство. Силовая часть аппарата требует питания сжатым воздухом и кислородом, а подклю­чение к электросети необходимо для питания цепей управления и измере­ния. Аппарат предназначен для длительной работы в реанимационных отде­лениях и обеспечивает широкий выбор режимов работы — управляемую, вспомогательную и периодическую ИВЛ, периодическое раздувание легких, периодическую ИВЛ с автоматическим включением при снижении интен­сивности самостоятельного дыхания, обычное самостоятельное дыхание че­рез аппарат. Предусмотрен только пассивный выдох и возможность повы­шения давления в конце выдоха.

В схеме аппарата традиционно используется разделительная емкость. Особенностью аппарата является автоматическое поддержание заданного дыхательного объема в диапазоне 0,1-0,2 л. Частота дыхания уста­навливается в диапазоне от 0,4 до 40 мин -1, причем малые значения частоты дыхания используются в режиме периодической принудительной ИВЛ. От­ношение продолжительности вдоха и выдоха регулируются в пределах от 1:3 до 3:1. Минутная вентиляция до 30 л/мин. В аппарате предусмотрена также регулировка скорости вдувания газовой смеси, что в сочетании с переклю­чением актов дыхательного цикла по времени позволяет установить пере­менную длительность паузы вдоха.

Встроенные измерительные средства дают возможность измерить 8 различных характеристик режима работы, включая растяжимость легких и сопротивление дыхательных путей. Ряд каналов измерения охвачен сигнали­зацией и может выявлять медленные тенденции изменения измеряемых ве­личин.

Акт вдоха: генератор переменного потока, обеспечивающий примерно постоянную скорость вдувания и выполненный в виде мембранного насоса с пневматическим приводом, работающего с частотой дыхания.

Переключение со вдоха на выдох: по времени, задаваемому электрон­ной схемой; распределение потоков газа в дыхательном контуре аппарата обеспечивается электромагнитными клапанами. Возможно также переклю­чение по давлению.

Акт выдоха: генератор «нулевого» давления, однако выдыхаемый газ выводится не непосредственно в атмосферу, а в дополнительную раздели­тельную емкость, которая используется для измерения его объема. Переключение с выдоха на вдох: по времени или при вспомогательной ИВЛ вследствие дыхательного усилия пациента.

Аппарат "Фаза-5" предназначен для проведения длительной управляемой искусственной вентиляции легких в стационарных и поле­вых условиях медицинских учреждений, а также для проведения крат­ковременной управляемой искусственной вентиляции легких в подвиж­ных эвакосредствах у раненых и больных.

При применении аппарата в подвижных эвакосредствах , обору­дованных электросетью постоянного тока , аппарат должен подключатся посредством преобразователя напряжения, изготавливаемого по спецза­казу , при этом подключение увлажнителя не допускается .

Аппарат имеет встроенный воздушный компрессор (воздуходувку ), систему электрически управляемых клапанов, устройства регулирования пневматических и электрических параметров, блок цифровой индикации основных показателей вентиляции, пульт ручного управления.

Аппарат может работать по любой схеме дыхания, обеспечивая проведение управляемой вентиляции с пассивным выдохом, регули­руемым сопротивлением выдоху , подогревом и увлажнением дыхатель­ной смеси , подаваемой пациенту .

Отличительной особенностью аппарата является возможность про­ведения термической дезинфекции дыхательного контура аппарата без его разборки ( с помощью увлажнителя, входящего в комплект постав­ки).

Аппарат позволяет проводить ИВЛ при различных отношениях времени вдоха , с индикацией значений минутной вентиляции и объема вдоха, автоматически пересчитываемых встроенным микропроцессором .

Звуковая и световая сигнализация срабатывает при разгерметиза­ции дыхательного контура , при отклонении от заданного уровня дав­ления , при повышении температуры дыхательной смеси , а также при случайном отключении аппарата .

Аппарат обеспечивает следующие режимы работы : РЕЕР, СМV, СРАР , с ручным управлением частотой дыхания . Используется увлаж­нитель дыхательных смесей УДС-02 , который предназначен для нагре­ва и повышения влагосодержания дыхательной смеси , поступающей к пациенту. Управление увлажнителем осуществляется через микропроцес­сор, обеспечивается автоматическая блокировка нагрева в аварийных ситуациях.

Технические характеристики:

Минутная вентиляция, л/мин 3-25

(при Твд/Твыд =1/2 )

Общий диапазон минутной вентиляции , л/мин 1-35

Частота дыхания , 1/мин 1-160

Температура газа в тройнике пациента, \*С 32-38

Масса, кг 25

Габаритные размеры, мм 365x330x275

Питание 220В 50Гц

Потребляемая мощность, ВА

С увлажнителем 975

без увлажнителя 175

Установленный срок службы до списания, лет 2,5

Средний срок службы до списания, лет 4.

3. Принцип работы аппарата

3.1. Медико-технические требования к аппарату ИВЛ

Искусственная вентиляция легких является высокоэффективной и в то же время практически безопасной , если она основана на обеспе­чении адекватного газообмена при максимальном исключении вредных эффектов, а также при сохранении субъективного ощущения "дыха­тельного комфорта" у больного, если он во время ИВЛ остается в сознании .

Это обеспечивается прежде всего рациональным выбором для данного больного следующих параметров:

* минутного объема вентиляции;
* дыхательного объема;
* частоты дыхания;
* отношения продолжительности вдоха и выдоха. Минутный объем вентиляции - это сумма дыхательных объемов

за минуту. Обычно рассматривают минутный объем альвеолярной вен­тиляции , который равен разности дыхательного объема и общего объ­ема мертвого пространства , умноженной на частоту дыхания .

Дыхательный объем - это количество дыхательного газа , пода­ваемого в легкие в течении одного дыхательного цикла . Дыхательный объем должен быть достаточным для промывки "мертвого пространства " и удаления углекислого газа из легких. Зависит от пола пациента , массы его тела, частоты дыхания, возраста .

Частота дыхания - это количество дыхательных маневров ( вдох-выдох ) за минуту.

Значения основных параметров искусственной вентиляции легких нормированы ГОСТ 18856-81 .

Данный аппарат ИВЛ предназначен для длительной или повторно-кратковременной ИВЛ для взрослых и детей старше 6 лет в отделениях ин­тенсивной терапии и реанимации, послеоперационных отделениях и пала­тах.

ГОСТ 18856-81 для аппаратов группы 2 устанавливает следующие минимальные диапазоны регулирования параметров ИВЛ:

* дыхательный объем 0,2 ... 2,0 л;
* минутная вентиляция 3 ... 30 л/мин;
* частота дыхания 10 ... 50 л/мин;
* отношение длительности вдоха и выдоха 1:1,5... 1:2.

Аппарат используется в различных случаях медицинской практики. ИВЛ проводится больным разной возрастной категории. Параметры ИВЛ у разных людей сильно отличаются, поэтому целесообразно расширить диа­пазон регулирования параметров ИВЛ (дыхательный объем, минутную вентиляцию, частоту дыхания и т.д ), чтобы врач мог в каждом кон­кретном случае установить требуемые параметры ИВЛ.

Анализируя существующие аппараты ИВЛ и в соответствии с ГОСТ 18856-81 в рассматриваемом аппарате необходимо иметь возможность ре­гулировать параметры в следующих пределах:

* дыхательный объем 0,1 ... 2,5 л;
* минутная вентиляция 1 ... 50 л/мин;
* частота дыхания 10 ... 99 л/мин;
* отношение длительности вдоха и выдоха 1:4 ... 4:1.

Границы регулирования положительного давления в конце вдоха должны быть 0,2-2 кПа . В аппарате должен обеспечиваться контроль среднеинтегрального и текущего давления .

Аппарат должен обеспечивать подачу дыхательной смеси пациенту по нереверсивному дыхательному контуру . Необходимо также обеспе­чить возможность работы аппарата во многих режимах.

Для обеспечения этих требований целесообразно управление аппара­том осуществлять с помощью микропроцессора. Применение перепро­граммируемой памяти программ позволит создать гибкую систему управ­ления.

Индикацию установленных параметров для улучшения восприятия не­обходимо отображать на цифровых табло. При работе аппарата должны отображаться такие параметры : минутная вентиляция , частота вентиля­ции , отношение длительности вдоха к длительности цикла , объем вдоха , скорость вдувания , температура дыхательной смеси.

Увеличение температуры и влажности вдыхаемого воздуха на пути окружающая среда - легкие происходит благодаря уникальной способно­сти дыхательных путей независимо от колебаний температуры и влажно­сти воздуха нагревать вдыхаемую газовую смесь до температуры тела и на­сыщать ее водяными парами.

При искусственной вентиляции легких возникает местное пересыхание и охлаждение слизистой оболочки трахеи и бронхов. В зависимости от продолжительности и интенсивности действия этих факторов могут воз­никнуть повреждения слизистой оболочки трахеи и бронхов, разрушение мерцательного эпителия, образование корок, нередко закупоривающих бронхи, возникновение деструктивного бронхита, чреватого тяжелыми бронхолегочными осложнениями. У маленьких детей к этому могут доба­виться нарушения общего водного и теплового баланса.

На основании изложенного выше при ИВЛ необходимо использовать увлажнитель для увлажнения и обогрева вдыхаемого газа. Границы регулирования температуры газа в тройнике пациента должны быть32-38 °С, а относительная влажность газа 80-100% .

При выдохе дыхательная смесь охлаждается и влага конденсируется на поверхности дыхательных шлангов. Конденсат может попасть в аппарат, что нарушит его работу или в легкие пациента. Поэтому необходимо уста­новить на шланге выдоха отстойник куда бы стекала конденсировавшаяся жидкость.

В качестве дыхательной смеси в аппарате могут использоваться кислород и кислородно-воздушная смесь , закись азота , атмосферный воздух. Когда к аппарату ИВЛ подводят сжатые газы, то необходимо пре­дотвратить возможность попадания во входную линию аппарата любого другого газа, кроме того, для которого она предназначена. Такая опасность должна предотвращаться применением невзаимозаменяемым для разных газов соединений между их источниками и аппаратом, надлежащей марки­ровкой соединительных устройств. Прокладка газовых магистралей внутри аппарата также должна осуществляться с применением невзаимозаменяемых соединений и надлежащей маркировки.

Необходимо соблюсти меры для предотвращения повышения давле­ния в дыхательном контуре выше допустимого 6кПа (60 см вод.ст.), что может привести к разрыву легких. Для этого можно использо­вать пружинный предохранительный клапан.

Во избежание несчастных случаев во время ИВЛ, особенно при дли­тельной ИВЛ, должны быть предусмотрены световая и звуковая сигнализации в случаях: превышение температуры дыхательной смеси выше 41 °С, непредвиденного отключения напряжения питающей сети, разгерметиза­ции дыхательного контура.

Электрическое питание аппарата должно осуществляться от сети переменного тока напряжением 220В с частотой 50Гц.

Аппарат ИВЛ должен быть надежным и удобным в эксплуатации и обеспечивать минимальные затраты времени, энергии и средств на ремонт.

При этом минимальная рабочая температура +10°С, максимальная ра­бочая температура +35 °С. Аппарат ИВЛ не работает на открытом воздухе и не подвергается воздействию атмосферных факторов.

3.2 Существующие методики проверки объемных показателей аппаратов искусственен вентиляции легких (ИВЛ)

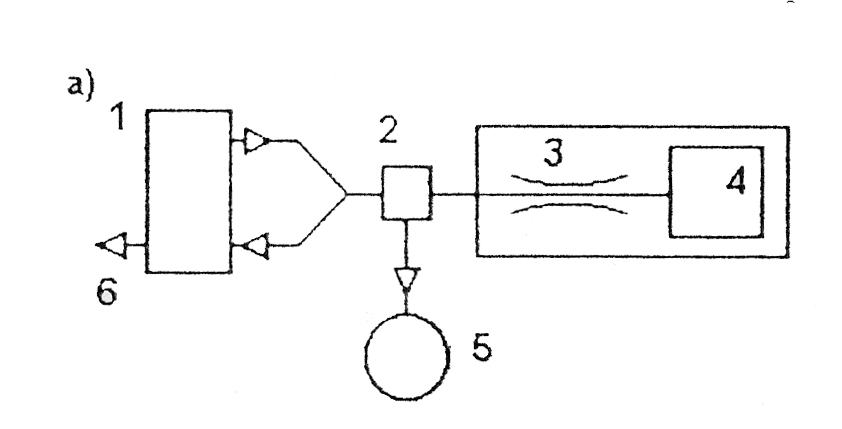
Контроль объемных показателей — дыхательно­го объема Vt и минутной вентиляции VM занимает важное место в создании и производстве аппаратов ИВЛ. Методики проверки этих и других характе­ристик аппаратов должны быть адекватны услови­ям их применения обеспечивать необходимую точность и воспроизводимость результатов и по возможности не требовать использования сложно­го нестандартного оборудования. Далее будут рас­смотрены только методики измерения Vt посколь­ку минутная вентиляция определяется как VM =Vm \*f (f- частота вентиляции) или же деле­нием Vt, суммированного за целое число дыхатель­ных циклов, на их длительность.

До последнего времени для определения при­менялась одна из методик по ранее разработанному стандарту [3] (рис. 1).

Преимущество схемы состоит в.том, что во вре­мя выдоха нереверсивный клапан 2 пропускает в спирометр 5 только тот газ, который действительно вентилирует модель легких, однако данный клапан должен работать достаточно четко и обладать низ­ким сопротивлением. Принципиальный недоста­ток схемы — поступление в спирометр не только действительного дыхательного объема, но и части вышедшего из аппарата 1 объема, который был за­трачен на повышение во время вдоха давления газа во всех эластичных и жестких частях дыхательного контура, соединенных с пациентом. На величину такой потери объема влияет растяжимость аппара­та Сa, которая во время вдоха подключена парал­лельно Сп (рис. 7), и можно предположить, что эта потеря объема пропорциональна величине Сa Сn.

Хорошо известно, что значения Сп сильно зави­сят от антропометрических данных и состояния ор­ганов дыхания пациента, но для проверки аппаратов ИВЛ обычно используются следующие стан­дартизованные характеристики (табл. 1).

Значения Са определяются схемой и конструк­цией аппарата, типом дыхательных шлангов, чис­лом и видом включенных в дыхательный контур частей и т. п. В табл. 2 приведены частично изме­ренные нами и частично заимствованные из экс­плуатационных документов данные о растяжимо­сти Са некоторых аппаратов ИВЛ и их компонен­тов.



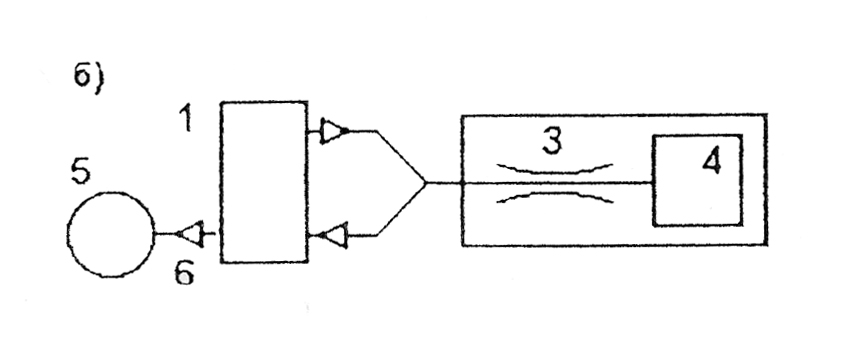


Рис.1. Схемы измерения дыхательного объёма VT

1- проверяемый аппарат; 2- неверсивный клапан; 3-сопротивление модели легких Rn ; 4- растяжимость модели легких Cn; 5- Измеритель объема;

6- выходное отверстие аппарата;

Изменения по ГОСТу Р ИСО 10651.1-99 и СТ МЭК 601-2-12:2001

Введенный в действие - новый стандарт [2] и стандарт [10] требуют, чтобы аппараты ИВЛ, ис­ключая предназначенные для применения во время ингаляционной анестезии на дому и во время транспортирования, оснащались каналом измере­ния выдыхаемого дыхательного объема и (или) ми­нутной вентиляции с погрешностью не более ± 20% от действительного значения для. объ­ема свыше 100 мл:. Для контроля данного канала должна применяться методика с. использованием схемы, представленной на рис. 2.

Действительное значение дыхательного объема по данной методике определяется по формуле

VT = Cn\* (Pmax – Pmin), (1)

где Сп — растяжимость модели легких; Рmax и Pmin — наибольшее и наименьшее значения давления в модели легких в дыхательном цикле.

Необходимость вычисления действительного объема, вентилирующего модель легких, в то время как через датчик 2, кроме этого объема, проходит еще и объем, затраченный на изменение во время вдоха давления в дыхательном контуре, требует особого внимания ко всем факторам, которые мо-

гут влиять на калибровку канала. Другая особен­ность проверки по ГОСТу Р ИСО 10651.1—99 -оговоренные условия ее определения (табл. 3-е конкретизацией-по МЭК 601-2-12:2001) [4, 6].

Такая формулировка условий проверки требует контролировать погрешность измерения объема Vt только при одной комбинации характеристик лег­ких пациентов данной возрастной группы к только на одной комбинации показателей вентиляции. Поэтому формально изготовитель аппаратов не от­вечает за погрешность в любых других условиях. Кроме того, выбранные комбинации объема и час­тоты не являются типичными для данной возрас­тной группы пациентов. Видимо, эти требования следует рассматривать как минимально необходи­мые и стараться обеспечить предельную погреш­ность в достаточно широком диапазоне показате­лей вентиляции и характеристик органов дыхания пациентов данной возрастной группы. Приведен­ные особенности ГОСТа Р ИСО 10651.1—99 вы

двигают следующие задачи для выполнения новых требований:

1)обеспечить получение нужного номинала растяжимости модели легких и стабильность этого показателя при ее эксплуатации с увеличением диапазона вводимых в модель объемов;

2) обеспечить настройку требуемых номиналов сопротивлений, их воспроизводимость при изго­товлении и стабильность в процессе эксплуатации;

3) понять и количественно охарактеризовать воздействие растяжимости аппарата на действи­тельные значения дыхательного объема;

4) оценить влияние других факторов на разницу между заданным и действительным объемом.

Аналогичное требование к этим аппаратам имеется в дей­ствующем ГОСТе Р МЭК 60601-2-13—2001.

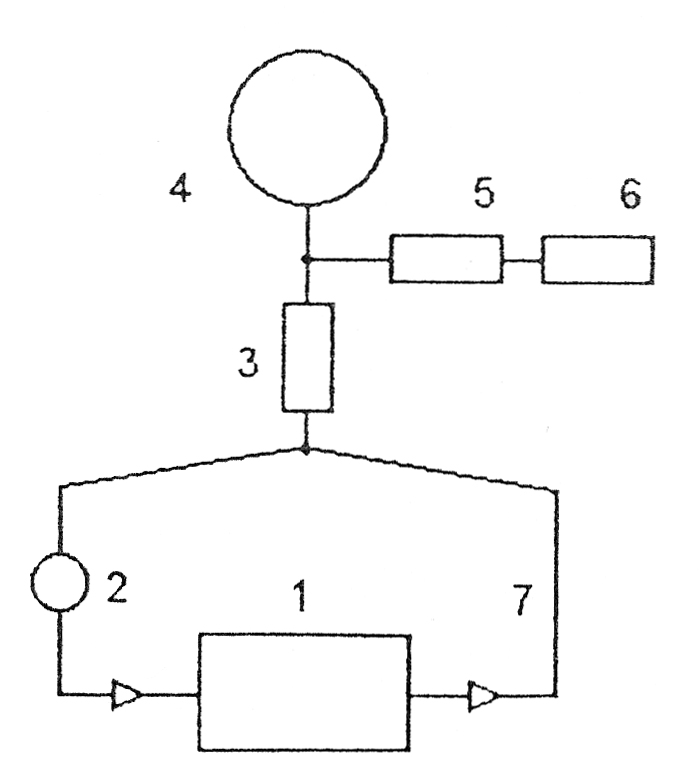


Рис.3. Схема проверки погрешности измерения выдыхаемого объёма по новому стандарту: 1 – аппарат ИВЛ; 2 – проверяемый измеритель объёма; 3 – сопротивление; 4- модель легких; 5- датчик давления; 6 – регистратор давления; 7 – дыхательный контур.

Для выполнения требований вступившего в дей­ствие ГОСТа Р ИСО 10651.1—99 к точности изме­рения действительного дыхательного объема и к калибровке соответствующего канала аппарата ИВЛ рекомендуется:

1.В качестве действительного значения дыхательного объёма использовать объем, рассчитанный как произведение растяжимости модели лег-  
ких и разности максимального и минимального давлений дыхательного цикла, измеренных внутри модели.

Для моделирования растяжимости легких пациента применять только пневматические модели легких, обеспечивая изотермические характери­  
стики колебаний давления в них и корректировку растяжимости в соответствии с атмосферным дав­лением в момент применения моделей.

Для обеспечения воспроизводимости и ста­бильности моделирования сопротивления дыха­тельных путей пациента использовать нелинейные  
дроссели, изготовленные с необходимой точно­стью и откалиброванные на верхнем пределе диа­пазона скоростей газа для каждой возрастной груп­пы пациентов.

Ввиду значительного влияния внутренней растяжимости аппарата ИВЛ на действительный дыхательный объем применять схемные и конст­руктивные приемы для всемерного снижения вели­чины этой характеристики аппарата, указывать ее в эксплуатационной документации.

Дополнять режимы проверки погрешности измерения дыхательного объема, указанные в ГОСТе Р ИСО 10651.1—99, проверкой на несколь­  
ких других комбинациях установленных значений дыхательного объема и частоты вентиляции, а так­же при изменении на этих режимах растяжимости  
и сопротивления модели легких в пределах, харак­терных для пациентов данной возрастной группы.

6. Учитывать, что внутреннее сопротивление аппарата и его инерционные свойства могут снизить положительное влияние задержки на вдохе на выравнивание давления в участках легких с различ­ными постоянными времени, а также привести к появлению непреднамеренного внутреннего ПДКВ; вероятность и величина этого влияния воз­растает при росте отношения Са/Сn, т. е. при вен­тиляции подростков и детей.

7. Высокочастотные выбросы, нередко фикси­руемые на функциональных кривых давления и скорости газа, объясняются главным образом след­ствием инерционных свойств аппарата ИВЛ в мо­мент резкого изменения величины и (или) направ­ления движения газа и проявляются в виде высо­кочастотных затухающих колебаний, возникающих в момент резкого изменения состояния системы и моменты смены фаз дыхательного цикла (вдува­ние, пауза, выдох).

Перспективы развития аппаратов ИВЛ

Будут продолжать расширяться функцио­нальные возможности аппаратов наиболее высо­кого класса. К режимам управляемой (во всех ее разновидностях), вспомогательной и периодиче­ской вентиляции и самостоятельного дыхания с постоянно положительным уровнем давления бу­дут добавлены те новые режимы, показания к применению и реализация которых уже установ­лены и которые не требуют значительного техни­ческого усложнения, а именно, поддержки давле­ния и вентиляции с двумя фазами положительно­го давления.

Будут продолжаться обеспечиваться работа аппаратов без подачи извне сжатого воздуха и ис­пользование сжатого кислорода только для оксигенации вдыхаемого воздуха. Для аппаратов наи­более высокого класса будет преимущественно ис­пользоваться более гибкая схема с управляемыми  
клапанами в линиях вдоха и выдоха. В ней найдут применение электромагнитные устройства, позво­ляющие управлять не только временными харак­теристиками, но и расходом газа.

В более простых аппаратах, видимо, будет пре­имущественно применяться схема с управляемым электродвигателем и мехом, а также схема с нако­пительной емкостью. В этих моделях перспектив­но применение встроенного аккумулятора для обеспечения 20—30 мин работы аппарата после нарушения электропитания.

По-прежнему будет применяться микропроцессорное управление с использованием совре­менной элементной базы и обеспечиваться разборность дыхательного контура. Еще большее внимание будет уделено упрощению управления аппаратами, в том числе путем использования ав­томатической стабилизации заданных оператором характеристик.

Особенно быстро будет развиваться оснаще­ние аппаратов встроенными и придаваемыми мо­ниторами с измерением показателей давления и объемных характеристик ИВЛ и с сигнализацией о выходе основных характеристик вентиляции из заданного диапазона. В аппаратах высокого клас­са, по-видимому, станет обязательным вывод информации, в том числе функциональных кривых на экран.

3.2. Принцип работы аппарата по структурной схеме

Рассмотрим принцип работы аппарата по структурной схеме пред­ставленной на рисунке 3.1.

Аппарат состоит из рабочего блока, блока питания, блока управления и дополнительного оборудования (увлажнителя, блока дозиметров, отстой­ника конденсата ), которые, с помощью дыхательных шлангов, включаются в дыхательный контур.

Дыхательный контур аппарата нереверсивный, т.е. при выдохе смесь поступает через тройник пациента на клапан выдоха.

Так как при выдохе в дыхательном контуре смесь охлаждается, то пре­дусмотрен отстойник для сбора конденсата.

Рабочий блок обеспечивает формирование газового потока и состоит из воздушного компрессора и системы газораспределительных электромагнит­ных клапанов (клапан вдоха и клапан выдоха). Для контроля текущего и среднего значения давления установлены два манометра, показывающие значения давления в тройнике пациента и среднее давление.

Для измерения среднего давления используется интегрирующая цепь, состоящая из пневмосопротивления и пневмоемкости.

Для предотвращения разрыва легких, в случае превышения давления дыхательной смеси выше допустимого предусмотрен предохранительный клапан, который, если давление выше допустимого, открывается и страв­ливает избыток давления.

В аппарате имеется возможность регулировать максимальное давление вдоха от 1 до 6 кПа.

Блок питания преобразует поступающий на него переменный ток на­пряжением 220В в требуемый для других устройств аппарата постоянный ток (напряжением 5, 9, 12, 27, 36 В ), а также осуществляет коммутацион­ные функции электропитания.

Блок управления состоит из двух модулей:

* процессорный модуль;
* модуль индикации и клавиатуры.

Процессорный модуль обеспечивает управление режимами работы ап­парата, а также осуществляет управление работой увлажнителя и системы аврийно-предупредительной сигнализации.

Модуль индикации и клавиатуры обеспечивает ввод параметров ИВЛ, выбор режимов ИВЛ и обеспечивает отображение установленных парамет­ров.

Увлажнитель предназначен для подогрева и увлажнения дыхательной смеси.

Увлажнитель состоит из следующих составных частей:

* блок подогрева воды в емкости увлажнителя;
* блок подогрева дыхательного газа в шланге вдоха;
* блока датчика температуры газа перед тройником пациента.

В качестве дыхательной смеси в аппарате ИВЛ используется либо ат­мосферный воздух, либо смесь воздуха с кислородом , либо смесь воздуха с закисью азота N2О. В ряде случаев при ИВЛ необходима длительная и ста­бильная анальгезия. Эффективным средством является закись азота, для по­дачи которой предусмотрен специальный ротаметр на дозиметрическом блоке.

Баллоны с закисью азота либо с кислородом подключаются к аппарату через блок дозиметров, что дает возможность регулировать расход газа.

Блок дозиметров имеет два стеклянных ротаметра: один измеряет по­ток кислорода в диапазоне от 0,2 до 2 л/мин, а второй — от 2 до 10 л/мин. К блоку дозиметров обязательно присоединяют дыхательный мешок.

Компрессор создает требуемое давление вдоха и через клапан вдоха дыхательная смесь поступает на увлажнитель, где нагревается до темпера­туры тела человека и увлажняется. Если этого не делать, то при длительной вентиляции легких в организме больного могут произойти необратимые па­тологические изменения, а также это может привести к целому ряду заболе­ваний.

Увлажненная и нагретая смесь поступает через тройник пациента к больному. По завершению цикла вдоха клапан вдоха закрывается и откры­вается клапан выдоха, и давление в легких снижается до атмосферного.

Параметры дыхания устанавливаются и отображаются на блоке управ­ления, а также определяются программой управления микропроцессором и выбранным режимом работы аппарата.

Для контроля, за параметрами дыхания используются датчик давления и датчик температуры у тройника пациента и датчик температуры в увлаж­нителе. Сигналы от датчиков поступают в устройство сопряжения с датчи­ками, а затем преобразованные сигналы выдаются в микропроцессор, рас­положенный в блоке управления.

Микропроцессор выдает сигналы управления, которые через схему управления исполнительными устройствами, выдаются на соответствующие исполнительные устройства (электропривод компрессора, клапан вдоха, клапан выдоха нагреватель в увлажнителе и нагреватель в шланге вдоха).

3.3. Режимы работы аппарата

Режим CMV (Control Mecanical Ventilation) —управляемая ис­кусственная вентиляция легких.

Сущность данного режима в том, что во время вдоха в ды­хательном контуре аппарата создается давление дыхательного газа, превосходящее давление окружающей среды, и под воздействием разности давлений газ вдувается в легкие пациента. При достиже­нии заданного значения дыхательного объема газа в контуре аппа­рата происходит переключение с фазы вдоха на выдох, при котором давление в контуре аппарата, а следовательно и в лег­ких пациента, свободно падает до уровня атмосферного.

В этом режиме заданными величинами являются:

* дыхательный объем;
* частота дыхания;
* отношение времени вдоха и выдоха.

Указанные величины устанавливаются на аппарате врачом в зави­симости от состояния пациента.

Режим применяется в том случае, когда пациент не в состоянии поддерживать собственное дыхание.

Режим CMV+S (Control Mecanical Ventilation +Sign) -управляемая искусственная вентиляция легких с периодическим раздуванием легких .

CMV+S является подрежимом классического режима CMV и от­личается от него тем , что периодически аппарат выдает удвоен­ный объем вдоха для раздувания легких.

Режим SIMV (Sinchronizet Intermittent Mandatory Ventilation) - синхронизированная прерывистая принудительная вентиляция.

Сущность этого режима состоит в том, что при восстановлении самостоятельного дыхания больной может самостоятельно спонтанно дышать через дыхательный контур аппарата, однако для поддержа­ния гарантированного объема вентиляции аппарат периодически включается для проведения одного "принудительного" цикла после нескольких циклов спонтанного дыхания . Указанные циклы синхро­низированы во времени со вдохами пациента с помощью триггерно-го блока аппарата .

Частоту таких включений определяет оператор путем установки вели­чины дыхательного объема, времени вдоха и выдоха.

Этот режим позволяет тренировать дыхательную мускулатуру пациента.

Режим A+CMV (Assistant Control Mecanical Ventilation) — (триггерный режим) вспомогательная управляемая искусственная вентиляция легких.

Этот режим осуществляется с помощью триггерного устройства аппарата, предназначенного для переключения распределительного устройства аппарата на вдох вследствие дыхательного усилия пациента . При проведении триггерного способа искусственной вентиляции легких следует помнить о регулировании еще одного параметра -времени ожидания дыхательной попытки .

Регулировка этой величины введена в триггерное устройство для того, чтобы обеспечить переход на управляемый "принудительный" режим вентиляции через определенный промежуток времени после того, как у пациента прекратилось самостоятельное дыхание. Ис­ключительно важная для больных в тяжелом бессознательном со­стоянии эта мера не имеет значения для больных с более или ме­нее удовлетворительным состоянием и сохраненным сознанием. У таких больных при сеансах.

искусственной вентиляции легких время ожидания попытки должно быть установлено на достаточно большую величину.

Режим PEEP (Positive and Exspiratory Pressure) - вентиля­ция с положительным давлением в конце выдоха.

Это способ вентиляции с активным вдохом и пассивным выдо­хом , при котором легкие пациента во время выдоха не опорожня­ются до функциональной остаточной емкости, а находятся под определенным остаточным положительным давлением, которое выставляет оператор.

Ряд исследований показал, что искусственная вентиляция лег­ких при этом способе, увеличивая функциональную остаточную ем­кость легких, уменьшает эффект преждевременного закрытия дыха­тельных путей, поддерживает проходимость воздухоносных путей, препятствует впадению альвеол. Однако РЕЕР нежелателен при хро­нической обструкции дыхательных путей, при которой ослабленные дыхательные пути и альвеолы и без этого имеют тенденцию к раздуванию.

Также аппарат может работать и в режиме BiPEEP (Binary Positive End Expiratory Pressure ) - режиме искусственной вентиляции легких с периодически меняющимися параметрами РЕЕР.

I

Режим СРАР ( Continuous Positive Airway Pressure ) - вентиля­ция с постоянным положительным давлением в дыхательных пу­тях .

В этом режиме осуществляется поддержка собственного спонтан­ного дыхания пациента постоянным положительным давлением в дыхательных путях.

Величину постоянного положительного давления устанавливает оператор.

Помимо перечисленных аппарат обеспечивает также следующие режимы :

- ВiF (Binary Flow)- вспомогательный поток газа ;

-SB (Spontaneus Breath) - режим спонтанного дыхания пациента через аппарат.

Режимы работы аппарата показаны на рисунках *3.2.* и 3.3.

4. Разработка процессорного модуля

4.1. Алгоритм работы процессорного модуля

Процессорный модуль обеспечивает управление режимами работы ап­парата, а также осуществляет управление работой увлажнителя и системы аварийно-предупредительной сигнализации.

Параметры дыхания устанавливаются и отображаются на блоке управ­ления, а также определяются программой управления микропроцессором и выбранным режимом работы аппарата.

Для контроля за параметрами дыхания используются датчик давления и датчик температуры у тройника пациента и датчик температуры в увлажни­теле. Сигналы от датчиков поступают в устройство сопряжения с датчиками, а затем преобразованные сигналы выдаются в микропроцессор, расположен­ный в блоке управления.

Микропроцессор выдает сигналы управления, которые через схему управления исполнительными устройствами, выдаются на соответствующие исполнительные устройства (электропривод компрессора, клапан вдоха, клапан выдоха нагреватель в увлажнителе и нагреватель в шланге вдоха). Алгоритм работы процессорного модуля приведен на рисунке 4,1. Работа начинается при включении питания, вначале тестируется обо­рудование, а именно : проверяется ПЗУ, ОЗУ, процессор. Если обо­рудование не исправно, то выдается сообщение и аппарат останав­ливается, если тест прошел успешно, то далее автоматически уста­навливаются начальные параметры для проведения искусственной вен­тиляции, и в процессе работы их можно будет изменять с помощью клавиатуры блока управления.

Далее происходит проверка, включен или выключен режим про­ведения дезинфекции, если включен, то происходит дезинфекция дыхательного контура. При этом периодически происходит проверка. истекло ли время отведенное на дезинфекцию, если время истекло, то происходит остановка аппарата. Если режим дезинфекции выклю­чен, то начинается рабочий цикл.

В течении одного рабочего цикла происходит отработка сигнала поступившего от нажатой клавиши, далее проверяется, истекло ли время вдоха или нет. Если истекло , то вырабатывается сигнал от­ключения двигателя и открытия клапана выдоха, иначе, сигнал включения двигателя и закрытия клапана выдоха. Потом происхо­дит выдача параметров на индикацию,

Затем проверяется включен ли увлажнитель, если включен, то проверяется температура увлажненной дыхательной смеси в ув­лажнителе и в тройнике пациента. Если температура выше нормальной, го поступает команда отключить нагреватель, при повышении темпе­ратуры выше 40°С срабатывает аварийная сигнализация. Когда темпера­тура ниже нормальной, то поступает команда включить нагреватель.

Далее выполняется проверка давления в дыхательном контуре, при отклонении давления вдоха более чем на 30% от установленного значения срабатывает аварийная сигнализация. После выполнения перечисленных выше действий начинается новый цикл.

4.2. Электрическая схема процессорного модуля

Процессорный модуль выполнен на основе восьмиразрядной однокри­стальной микроЭВМ (ОМЭВМ) семейства МК51. Через четыре программи­руемых порта ввода/вывода он взаимодействует со средой в стандарте ТТЛ-схем с тремя состояниями выхода. ОМЭВМ КР1816ВЕ51 может ис­пользовать до 64 Кбайт внешней постоянной или перепрограммируемой па­мяти. В модуле процессорном в качестве внешней памяти используется мик­росхема К573РФ6 с объемом памяти 8 Кбайт. Эта микросхема относится к группе РПЗУ-УФ стирание информации которой производится источником УФ излучения.

ОМЭВМ КР1816ВЕ51 содержит встроенное ОЗУ памяти данных емко­стью 128 байт , а для расширения общего объема оперативной памяти дан­ных используется микросхема КР537РУ10 с объемом памяти 2 Кбайта. Па­мять данных предназначена для приема, хранения и выдачи информации в процессе выполнения программы.

Связь со средствами расширения осуществляется через системную магистраль образованную линиями порта Р0 ( шина адрес/данные ), порта Р2 ( старшая часть адреса ), сигналами АLЕ ( строб фиксации адреса ),

*Р5ЕК* ( строб чтения памяти программы ) , а также порта РЗ . Линии порта РЗ используется для последовательного ввода-вывода (РЗ.О. , Р3.1), ввода запроса на прерывание ( Р 3.3. ) , управления циклами обмена (Р3.6 , Р3.7).

При обращении к внешней памяти данных (КР537РУ10) формируется восьмиразрядный адрес, выдаваемый через порт РО ОМЭВМ. Возможно формирование шестнадцатиразрядного адреса, младший байт которого вы­дается через порт РО, а старший — выдается через порт Р2. Байт адреса , вы­даваемый через порт РО фиксируется во внешнем регистре (микросхема ВГ34 КР1533ИР22) по отрицательному фронту сигнала АЬЕ, т.к. в дальнейшем линии порта РО используются как шина данных, через которую байт данных принимается из памяти (ОВ8 КР537РУ10) при чтении или выдается в память данных при записи. При этом сигнал чтение стробируется сигналом ОМЭВМ *КГ)* , а запись — сигналом ОМЭВМ *РУК*. При работе с внутренней памятью

сигналы *КО* и *№К* не формируются.

Память программ предназначена для хранения программ и имеет от­дельное от памяти данных адресное пространство объемом до 64 Кбайт. Память программ расположена на микросхеме К573РФ6 емкостью 8 Кбайт. Чтение ич внешней памяти ппогпямм ГПП°Л птпобигтуетоя оигняттпм ОМЭВМ *Р8ЕЫ.* При обращении к внешней памяти программ всегда формируется ше­стнадцатиразрядный адрес, младший байт которого выдается через порт РО, а старший — через порт Р2. При этом байт адреса выдаваемый через порт РО фиксируется во внешнем регистре (ВВ4) по отрицательному фронту сигнала АЬЕ, т.к. в дальнейшем линии порта РО используются как шина данных, по которой байт из внешней памяти программ вводится в ОМЭВМ.. Когда младший байт адреса находится на выходах порта РО , сигнал АЬЕ защелки­вает его в адресном регистре (ВВ4). Старший байт адреса находится на вы­ходах порта Р2 в течение всего времени обращения к ППЗУ (ВВ9). Сигнал

РЖА" разрешает выборку байта из ППЗУ, после чего выбранный байт по­ступает на порт РО и вводится в ОМЭВМ (ВВ2).

Дешифратор ВВ5 (КР1533ИД7) вырабатывает сигналы обращения к внешним устройствам.

Сигналы:

*АА*—выборка внешней памяти данных

*АОС—* выборка АЦП ВА7 К572ПВ4

*АЕ—* выборка контроллера клавиатуры и индикации ВВЗ (КР580ВВ79А)

*АР*—выборка порта ВОЮ (КР580ВВ55А)

Микросхемы ВВ1(К1102ЛП1) и ВВ6(К1102АП15) выполняют роль буфера, предназначенного для согласования сигналов последовательного ин­терфейса при организации ввода-вывода последовательных потоков инфор­мации с внешними устройствами.

На микросхеме ВВ11 собрано устройство формирования сигнала сброса (КЕ8ЕТ) при включении питания процессорного модуля.

Через порт ВВ10 (КР580ВВ55А) происходит обмен информацией ОМЭВМ с внешними устройствами. КР580ВВ55А представляет из себя од­нокристальное программируемое устройство ввода/швода параллельной информации . К порту А ВОЮ подключен цифроаналоговый преобра­зователь (ДАЛ) , построенный на микросхеме ВА1 (К572ПА1), которая представляет из себя десятиразрядный преобразователь двоичного кода в ток, который под управлением ОМЭВМ вырабатывает аналоговый сигнал . Этот сигнал через устройство выборки и хранения управляет исполнитель­ными механизмами подключаемыми к блоку управления. Через порт С ВВ10 принимаются сигналы прерывания, а через порт В происходит обмен информацией (8 разрядов) с внешними устройствами,

Аналогово-цифровой преобразователь (АЦП) *^А7* (К572ПВ4) преобра­зует сигнал с внешних датчиков в код (8 разрядов) и передает его на ОМЭВМ.

Программируемый интерфейс клавиатуры и индикации ОВЗ (КР580ВВ79) предназначен для реализации обмена информацией между ОМЭВМ и матрицей клавиш и индикацией. Клавиатура сканируется кодом с выходов интерфейса 80...83 и принимает информацию о нажатой клавише на входа К.ЕТО...К.ЕТ7.Код каждой клавиши передается по шине данных интер­фейса на ОМЭВМ. Интерфейс обеспечивает работу индикации в динамиче­ском режиме. Информация на индикаторы подается с выходов В8РАО...В8РАЗ и В8РВО...В8РВЗ.

4.3. Разработка системы памяти процессорного модуля 4.3.1. Общая характеристика микросхем памяти

Компактная микроэлектронная память находит широкое применение в самых различных по назначению электронных устройствах. Понятие "память" связывается с ЭВМ и определяется , как ее функциональная часть, предназначенная для записи , хранения и выдачи данных.

Микросхема памяти содержит выполненные в одном полупровод­никовом кристалле матрицу накопитель , представляющую собой совокупность элементов памяти , и функциональные узлы , необходимые для управления матрицей-накопителем , усиления сигналов при записи и считывании , обеспечения режима синхронизации .

По назначению микросхемы памяти делят на две группы : для оперативных запоминающих устройств ( ОЗУ ) и для постоянных запо­минающих устройств ( ПЗУ ) . Оперативные запоминающие устройства предназначены для хранения переменной информации : программ и чи­сел , необходимых для текущих вычислений . Такие ЗУ позволяют в ходе выполнения программ заменять старую информацию новой . По способу хранения информации ОЗУ разделяют на статические и дина­мические . Статические ОЗУ , элементами памяти в которых являются триггеры , способны хранить информацию неограниченное время , при условии ,что имеется напряжение питания . Динамические ОЗУ, роль элементов памяти в которых выполняют конденсаторы , для сохранения записанной информации нуждаются в ее периодической перезаписи . Оба типа ОЗУ являются энергозависимыми , при выключении питания информация разрушается .

Постоянные ЗУ предназначены для хранения постоянной информа­ции: подпрограмм, констант и т.п. Такие ЗУ работают только в режиме многократного считывания . По способу программирования , т.е. занесе-

*\*-*

ния информации , ПЗУ разделяют на масочные ( заказные ), програм­мируемые пользователем ( ППЗУ ) и репрограммируемые ( РПЗУ ) . Пер­вые две разновидности ПЗУ программируют однократно , и они не допускают последующего изменения занесенной информации . По уст­ройству накопителя ПЗУ существенно отличаются от ОЗУ, прежде все­го тем , что место элементов памяти в накопителе ПЗУ занимают пере­мычки между шинами в виде пленочных проводников , диодов или транзисторов . Наличие перемычки соответствует 1 , ее отсутствие - 0 , либо наоборот , если выходы инверсные.

Репрограммирувмте ПЗУ дооуокагох пводпократттое своего содержимого . Перепрограммирование производят с помощью специально предусмотренных в структуре РПЗУ функциональных узлов . Элементом памяти в РПЗУ является полевой транзистор со структурой МНОП или МОП с плавающим затвором , нередко называемый МОП транзистором с лавинной инжекцией заряда . Здесь будет уместным на­помнить о том, что эти транзисторы под воздействием программирующего напряжения способны запасать электрический заряд под затвором и сохра­нять его там много тысяч часов без напряжения питания . Указанный заряд изменяет пороговое напряжение транзистора: оно становится меньше того значения которое имеет транзистор без заряда под затвором . На этом свой­стве и основана возможность программирования матрицы РПЗУ . Однако время программирования довольно значительное, что делает практически невозможным использование РПЗУ в качестве ОЗУ ,

Для перепрограммирования такого ПЗУ необходимо предварительно стереть имеющуюся информацию .Эту операцию осуществляют по-разному : в РПЗУ на МНОП транзисторах стирание производит электрический сиг­нал, который вытесняет накопленный под затвором заряд : в РПЗУ на ЛИЗ-МОП транзисторах эту функцию выполняет ультрафиолетовое излучение, которое облучает кристалл через специально предусмотренное в корпусе ок­но.

Основные функциональные характеристики микросхем памяти - ин­формационная емкость , разрядность , быстродействие , потребляемая мощ­ность. щихся в накопителе единиц информации - бит. Для характеристики ин­формационной емкости нередко используют более крупные единицы : байт , Кбайт.

Разрядность определяется количеством двоичных символов , т.е. разрядов , в запоминаемом слове . Под "словом " понимается совокуп­ность нулей и единиц .

Разрядность кода адреса т и информационная емкость М микро­схемы памяти связаны соотношением : *М = 2й • •* Многие микросхемы памяти имеют по несколько входов и выходов и позволяют записывать и считывать информацию словами . Совокупность элементов памяти в накопителе , в которых размещается слово , называют ячейкой памяти . Число элементов памяти в ячейке памяти определяется числом входов ( выходов ) . Каждая ячейка памяти имеет свой адрес и для обращения к ней необходимо на адресные входы микросхемы подать код адреса этой ячейки памяти . Информационная емкость микросхемы со словар­ной организацией равна 2" х *N ,* где N -разрядность ячейки памяти .

Быстродействие количественно характеризуется несколькими вре­менными параметрами , среди которых можно выделить в качестве обобщающего параметра время цикла записи ( считывания ), отсчиты­ваемое от момента поступления кода адреса до завершения всех про­цессов в ИС при записи ( считывании ) информации . В статических ОЗУ время цикла считывания практически равно времени выборки ад­реса , которое определяется задержкой выходного сигнала относительно момента поступления кода адреса . В динамических ОЗУ время цикла считывания больше времени выборки адреса , так как после заверше­ния считывания необходимо некоторое время на установление функ­циональных узлов в исходное состояние .

Динамические параметры характеризуют временные процессы в микросхемах памяти при записи , считывании , регенерации , програм­мирования . В систему динамических параметров включают длительность сигналов и пауз между ними , взаимный сдвиг между сигналами во времени, который необходим для устойчивой работы микросхем .

Все многообразие этих параметров можно систематизировать , объ­единив их следующие группы : параметры характеризующие длитель­ность сигналов ; параметры характеризующие взаимный сдвиг сигналов во времени : время установления одного сигнала относительно другого , время удержания одного сигнала относительно другого , время сохра­нения одного сигнала после другого . Время установления - определяет­ся , как интервал времени между началами двух сигналов на разных входах микросхемы . Время удержания - определяется , как интервал времени между началом одного и окончанием другого сигнала на раз­ных входах микросхемы . Время сохранения - определяется , как интер­вал времени между окончаниями двух сигналов на разных входах мик­росхемы . Время цикла - интервал времени между началами ( окончания­ми ) сигналов на адресных или из управляющих входов , в течении ко­торого микросхема выполняет функцию записи или считывания . Время выборки - интервал времени между подачей на вход микросхемы задан­ного сигнала, например сигналов адреса, и получением на выходе счи­тываемых данных.

Потребляемая мощность может существенно различаться при хране­нии и при обращении , поэтому в таких случаях приводят два значе­ния этого параметра .

4.3.3. Выбор микросхем памяти

Память определяют , как функциональную часть ЭВМ , предназна­ченную для записи , хранения и выдачи команд и обрабатываемых данных. Комплекс технических средств , реализующих функцию памяти , называют запоминающим устройством.

Для обеспечения работы микропроцессора необходима программа , т.е. последовательность команд и данные над которыми процессор про­изводит предписываемые командами операции . Основная память состо­ит из ЗУ двух видов ОЗУ и ПЗУ .

ОМЭВМ КР1816ВЕ51 может использовать до 64 Кбайт внешней посто­янной или перепрограммируемой памяти программ . Для постоянного хране­ния информации, необходимой для работы процессорного модуля требу­ется немногим менее 8 Кбайт . Чтобы сохранялась возможность самостоя­тельного программирования и внесения изменений в содержимое по­стоянной памяти посредством перепрограммирования, нужно выбирать микросхему РПЗУ.

Выпускаемые ИС РПЗУ принято разделять на два класса по спосо­бу программирования: ИС с режимом записи и стирания электриче­скими сигналами и ИС с записью электрическими сигналами и стира­нием ультрафиолетовым излучением.

Основные требования предъявляемые к ПЗУ процессорного блока: РПЗУ УФ, емкость 8 Кбайт, 8 разрядов, напряжение питания 5В, ми­нимальное время считывания.

Таблица 4.1. Основные параметры микросхем серии К573

|  |  |  |  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- |
| Микросхема | Емкость | | Время считывания, МКС | | | Потребляемая мо-щность обраще-ние/хранение, мВт | | Напряжение  питания, В |
| К573РФ1 | 1Кх8 | |
| 0,45 | | | 5 |
| 1100 | |
| К573РФ2 | 2Кх8 | | 0,45 | | | 580/200 | | 5 |
| К573РФЗ | 4Кх16 | | 0,45 | | | 450/210 | | 5 |
| К573РФ4 | | 8Кх8 | | 0,3 | 400 | | 5 | | |
| К573РФ5 | | 2Кх8 | | 0,45 | 500/150 | | 5 | | |
| К573РФ6 | | 8Кх8 | | 0,3 | 870/265 | | 5 | | |
| К573РФ7 | | 32Кх8 | | 0,35 | 600/200 | | 5 | | |
| К573РФ8 | | 32Кх8 | | 0,45 | 150/15 | | 5 | | |
| К573РФ10 | | 2Кх8 | | 0,2 | 150/15 | | 5 | | |

Выберем микросхему из серии К573РФ используя таблицу 4.1., в которой приведены основные параметры микросхем этой серии.

Приведенным выше требованиям удовлетворяет микросхема К573РФ6 , которую выберем в качестве микросхемы ПЗУ процессорно­го модуля.

Выводы микросхемы :

рис. 4.2. Графическое изображение микросхемы К573РФ6 .

|  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- |
| АО | КРШМ |  |  |
| А1 |  | •\*-»• |  |
| А2 |  | В1 | — |
| АЗ |  | В2 | — |
| А4 |  | ВЗ | 1 — |
| А5 |  | В4 |  |
| А6 |  | В5 |  |
| А7 |  | В6 | , — |
| А8 |  | В7 |  |
| А9 |  |  |  |
| А10 |  |  |  |
| АИ |  | ОУ | — |
| А12 |  |  |  |
| •С8 |  | Ир |  |
|  |
| 5 |  | Исс | — |

1-ир

1. адрес А12
2. адрес А7
3. адрес А6
4. адрес А5
5. адрес А4
6. адрес АЗ
7. адрес А2
8. адрес А1

10- адрес АО  
11-выход ВО  
12- выход В1  
13-выход В2  
14- общий

15-выход ВЗ

1. выход В4
2. выход В5  
   18-выход В6  
   19- выход*, Р7*20-вход С8  
   21-адрес А10
3. ОЕ
4. адрес А11
5. адрес А9
6. адрес А8  
   26-свободный  
   27-Ж

28- Осе

Режимы работы К573РФ6 приведены в таблице 4.2. Таблица 4.2. Таблица истинности К573РФ6

|  |  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- |
|  | A | CS | OE | РК | Up | Ucc |
| Хранение | X | Uн | X | X | Ucc | +5В |
| Считывание | А | ТЛ | 1Л | Ш | Усе | +5В |
| Контроль записи | А | 1Л | 1Л | Ш | + 19В | +5В |
| Запись слова | А | Ш | Ш | ш | +19В | +5В |

Для стирания записанной информации микросхему нужно извлечь из контактного устройства , замкнуть все ее выводы полоской фольги и поместить под источник УФ освещения , обеспечив ее обдув . Одна­ко стирание можно произвести , не извлекая микросхему из контактного устройства, но тогда нужно отключить напряжение питания и сигналы . Типовые источники стирающего излучения - дуговые ртутные лампы и лампы с парами ртути в кварцевых баллонах : ДРТ-220 , ДБ-8 и др. Из­лучение проникает к кристаллу' РПЗУ через прозрачное окно в крышке корпуса . Время стирания 30...60 минут.

Для предохранения от случайного стирания информации окно в крышке корпуса закрывается специальной пленкой .

ОМЭВМ КР1816ВЕ51 содержит встроенное ОЗУ памяти данных емко­стью 128 байт , а для расширения общего объема оперативной памяти необ­ходима дополнительная микросхема внешнего ОЗУ с объемом памяти 2 Кбайта. ОЗУ служит для временного хранения значений рабочих пере­менных и параметров . Память данных предназначена для приема , хране­ния и выдачи информации в процессе выполнения программы.

Основные требования предъявляемые к микросхеме внешнего ОЗУ : напряжение питания 5В , емкость 2 Кбайта , словарная организация , уровни ТТЛ входных и выходных сигналов , небольшая потребляемая мощность , способность длительное время сохранять информацию при пониженном напряжении питания .

Наиболее полно этим требованиям удовлетворяет серия КМДП- мик­росхем памяти КР537 . Значительное число микросхем серии имеет сло­варную организацию : КР537РУ8 , КР537РУ9 , КР537РУ10 , КР537РУ13 , КР537РУ17 . Эти микросхемы допускают запись ( считывание ) четырех­разрядными (КР537РУ13) и восьмиразрядными словами ( остальные мик­росхемы ) . Нас интересуют восьмиразрядные микросхемы . Параметры этих микросхем приведены в таблице 4.3.

Таблица 4.3. Основные параметры микросхем серии КР537

|  |  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- |
|  | Емкость , бит | 1су , не | {С8 , НС | 18у(а-С8) ,  НС | гуу , не | Рсс мВт |
| КР537РУ8 | 2Кх8 | 350 | 200 | 70 | 220 | 150 |
| КР537РУ9 | 2Кх8 | 400 | 220 | 20 | 220 | 150 |
| КР537РУ10 | 2Кх8 | 220 | 220 | 30 | 220 | 350 |
| КР537РУ17 | 8Кх8 | 200 | 200 | 20 | 200 | 425 |

В таблице были приняты следующие обозначения : {су- время цикла, {С8- время выборки , 18у(а-с8)- время установления сигнала С8 относительно сигналов адреса , 1ш(с8) - длительность сигнала С8 .

Таблица 4.4. Характеристики микросхем К537 в режиме хранения

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
|  | Исс , В | Рсс , мкВт |
| КР537РУ8 | 5 | 5000 |
| КР537РУ9 | 3,3 | 2000 |
| КР537РУ10 | 2 | 0,6 |
| КР537РУ17 | 2 | 40 |

Используя приведенные выше таблицы выбираем микросхему КР537РУ10 в качестве ОЗУ .

Таблица 4.5. Таблица истинности КР537РУ10

|  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- |
|  | С8 | СЕО | ш/к | АО-А10 |
| Хранение | 1 | X | X | X |
| Запись | 0 | X | 0 | А |
| Запрет выхода | 0 | 1 | 1 | А |
| Считывание | 0 | 0 | 1 | А |

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| АО | КАМ |  |
| А1 |  | «\*-»• |
| А2 |  | ВО |
| АЗ |  | О1 |
| А4 |  | В2 |
| - А5 |  | вз |
| А6 |  | В4 |
| А7 |  | В5 |
| А8 |  | В6 |
| А9 |  | в? |
| А10 |  |  |
| С8 |  |  |
| СЕО |  | ОУ |
| ^/К |  | 5У |

рис. 4.3. Графическое изображение микросхемы КР537РУ10

При обращении к внешней памяти данных формируется шестнадцатиразрядный адреса, младший байт которого выдается через порт РО, а стар­ший —- выдается через порт Р2. Байт адреса , выдаваемый через порт РО нужно зафиксировать , т.к. в дальнейшем линии порта РО используются как шина данных, через которую байт данных принимается из памяти при чте­нии или выдается в память данных при записи.

Для фиксации младшего байта шестнадцатиразрядного адреса ис­пользуем внешний регистр . В его качестве используем восьмиразрядный регистр КР1533ИР22 . Микросхемы этой серии по сравнению другими сериями ТТЛ микросхем обладают минимальным значением произведе­ния быстродействия на рассеиваемую мощность и предназначены для организации высокоскоростного обмена и обработки информации .

Микросхема КР1533ИР22 представляет из себя восьмиразрядный регистр на триггерах с защелкой с тремя состояниями на выходе . При­менение выхода с тремя состояниями и увеличенная нагрузочная спо­собность обеспечивает возможность работы непосредственно на магист­раль в системах с магистральной организацией без дополнительных схем интерфейса . Именно это позволяет использовать КР1533ИР22 в ка­честве регистра, буферного регистра и т.д.

|  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- |
| В1 | КО | 01 | — |
| 1)2 |  | 02 | — |
| ВЗ |  | 03 | — |
| В4 |  | 04 | — |
| В5 |  | 05 | — |
| Об |  | Об | — |
| В7 |  | 07 |  |
|  |
| В8 |  | 08 |  |
|  |
| С |  |  |  |

рис.4.4. Графическое изображение КР1533ИР22

Режимы работы регистра КР1533ИР22 приведены в таблице истин­ности 4,6..

истинности КР1533ИР22

|  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- |
| ея | С | О1-В8 | дьдв |
| ь | Н | Н | н |
| *1* | Н | Ь | ь |
| Н | X | X | 2 |

Базовый элемент микросхемы - В-триггер- спроектирован по типу проходной защелки . При высоком уровне напряжения на входе стро-бирования информация проходит со входа на выход минуя триггер , отсюда высокое быстродействие . При подаче напряжения низкого уровня регистр переходит в режим хранения . Высокий уровень напря­жения на входе Е7, переводит выходы микросхемы в высокоимпедансное состояние .

Байт адреса выдаваемый через порт РО фиксируется во внешнем регист­ре КР1533ИР22 по отрицательному фронту сигнала АЬЕ подаваемому на вход С, т.к. в дальнейшем линии порта РО используются как шина данных, по которой байт из внешней памяти программ вводится в ОМЭВМ.. Когда младший байт адреса находится на выходах порта РО , сигнал АЬЕ защелки­вает его в адресном регистре .

4.3.3. Интерфейс микропроцессор-память

Общий интерфейс микропроцессор-память имеет три шины . Шина -это тракт , по которому можно передавать и принимать данные, адреса и сигналы управления , с каждой шиной ассоциируются источник и получатель . Для шины адреса (ША) источником является микропроцес­сор , а получателем память . Шина адреса направляется сразу к не­скольким получателям , поэтому приходится решать , какой из них является приемником информации , для этой цели используется дешифра­тор . Шина данных является двунаправленной шиной , т.е. направлена в микропроцессор и память . Данные может выдавать микропроцессор , а память принимать их (операция записи в память ) или, наоборот, считывав! ( операция считывания из памяти ) ,

Однако для ПЗУ шина данных будет однонаправленной , причем ПЗУ служит источником , а микропроцессор получателем . А ОЗУ не­обходимо информировать , является она источником или получателем . Информация подобного рода передается от МП по шине управления.

|  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- |
| Система ввода-вывода |  | Микропроцессор |  | Система памяти |
|  |  |

рис 4.5. Упрощенная структурная схема процессорного модуля.

В микроконтроллерных системах , построенных на основе КР1816ВЕ51 , возможно использование двух типов внешней памяти : постоянной памяти программ и оперативной памяти данных . Электри­ческая схема , на которой показана связь между микропроцессором и системой памяти приведена на рис. 4.6.

При обращении к внешней памяти данных (КР537РУ10) формируется восьмиразрядный адрес, выдаваемый через порт РО ОМЭВМ. Возможно формирование шестнадцатиразрядного адреса, младший байт которого вы­дается через порт РО, а старший — выдается через порт Р2, Байт адреса , вы­даваемый через порт РО фиксируется во внешнем регистре (микросхема *^^4* КР1533ИР22) по отрицательному фронту сигнала АЬЕ, т.к. в дальнейшем линии порта РО используются как шина данных, через которую байт данных принимается из памяти (ВВ8 КР537РУ10) при чтении или выдается в память данных при записи. При этом сигнал чтение стробируется сигналом ОМЭВМ

*КО* , а запись — сигналом ОМЭВМ *ЖК .* При работе с внутренней памятью сигналы *КБ* и *~№К* не формируются.

Память программ расположена на микросхеме К573РФ6 емкостью 8 Кбайт. Чтение из внешней памяти программ (ВВ9) стробируется сигналом

ОМЭВМ *Р8ЕN.* При обращении к внешней памяти программ всегда форми­руется шестнадцатиразрядный адрес, младший байт которого выдается через порт РО, а старший — через порт Р2. При этом байт адреса выдаваемый че­рез порт РО фиксируется во внешнем регистре *(^^4)* по отрицательному фронту сигнала АЬЕ, т.к. в дальнейшем линии порта РО используются как шина данных, по которой байт из внешней памяти программ вводится в ОМЭВМ.. Когда младший байт адреса находится на выходах порта РО , сиг­нал АЬЕ защелкивает его в адресном регистре (ОЕ)4). Старший байт адреса находится на выходах порта Р2 в течение всего времени обращения к ППЗУ

(ВВ9). Сигнал *Р8ЕЫ* разрешает выборку байта из ППЗУ, после чего выбран­ный байт поступает на порт РО и вводится в ОМЭВМ *(^^2).* Дешифратор ВВ5 (КР1533ИД7) вырабатывает сигналы обращения к внешним устройст­вам , одним из них является сигнал *АА ,* который при использовании двух внешних логических элементов ИЛИ , на которые подаются сигна-

лы *КО и* йРК , позволяет производить выборку внешней памяти данных. Основная функция сигнала АЬЕ - обеспечить временное согласова­ние передачи из порта РО на внешний регистр младшего байта адреса в цикле чтения из внешней памяти программ . Сигнал АЬЕ приобретает значение 1 дважды в каждом машинном цикле . Это происходит даже тогда , когда в цикле нет обращения внешней памяти программ . Доступ к внешней памяти данных возможен только в том случае , если сигнал АЬЕ отсутствует , поэтому для доступа первый сигнал АЬЕ во втором машинном цикле блокируется . При обращении к внешней памяти программ сигнал *Р8ЕN* выполняет функцию строб-сигнала чтения . Вре­менные диаграммы на рис 4.7. и 4.8. иллюстрируют процесс выборки команды из внешней памяти программ и работу с внешней памятью данных в режимах чтения и записи соответственно.