

МИНИСТЕРСТВО ВЫСШЕГО И СРЕДНЕГО СПЕЦИАЛЬНОГО  
ОБРАЗОВАНИЯ РЕСПУБЛИКИ УЗБЕКИСТАН

ТАШКЕНТСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ ТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ  
ИМ. АБУ РАЙХАНА БЕРУНИ

Факультет «Электроника и автоматика»  
Кафедра «Приборостроение»

На правах рукописи

**ВЫПУСКНАЯ КВАЛИФИКАЦИОННАЯ РАБОТА**  
**для получения степени бакалавра**  
по направлению 5521500 «Приборостроение»

Тулкинов Хикмат Шавкат угли

**Тема** «Поддержание жизненно важных функций организма с использованием аппарата искусственной вентиляции лёгких»

Заведующий кафедры: доц. С.А. Васильева

Руководитель доц. Халдаров Х.А.

## Аннотация

Квалификационная выпускная работа состоит из введения, обзорной и основной частей.

Во введении представляются сведения о значении аппаратов искусственной вентиляции лёгких, показана эффективность направления и обосновывается актуальность темы выпускной работы.

В обзорной части приводятся данные о классификации современных аппаратов ИВЛ высокого класса по возможности использования в различных возрастных группах. Приводятся принцип работы и конструкция аппаратов ИВЛ с различным приводом от ручного – до комбинированного.

В основной части рассматривается разработка процессорного модуля аппарата ИВЛ, обеспечивающего управление режимами работы аппарата, отображение установленных параметров, а также осуществляющего управление работой увлажнителя и системы аварийно-предупредительной сигнализации. Подробно представлены описание структурной схемы аппарата и схемы электрической принципиальной процессорного модуля.

В результате выполненной работы исследованы принципы работы оборудования по ИВЛ при неинвазивном и инвазивном способах вентиляции лёгких и показана перспективность дальнейших исследований в данном направлении.

## Содержание

	Стр.
Введение.....	5
1. Обзор современного состояния и развития методики аппаратуры искусственной вентиляции лёгких.....	
1.1. Физиологические основы вентиляции легких. Некоторые аспекты физиологии дыхания.....	
1.2. Вентиляция легких.....	
1.3. Способы проведения искусственной вентиляции.....	
1.4. Состояние перспективы развития аппаратуры ИВЛ.....	
1.5. Аппараты искусственной вентиляции легких.....	
2. Основная часть. Поддержание жизненно важных функций организма с использованием аппарата искусственной вентиляции лёгких.....	
2.1. Медико-технические требования к аппарату ИВЛ.....	
2.2. Существующие методики проверки объемных показателей аппаратов искусственной вентиляции легких.....	
2.3. Принцип работы аппарата по структурной схеме.....	
2.3. Режимы работы аппарата.....	
3. Экономическая часть.....	
4. Безопасность жизнедеятельности.....	
Заключение.....	
Список литературы.....	

## Введение

Аппараты искусственной вентиляции легких (ИВЛ) 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 [1].

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

Современные методы искусственной вентиляции легких (ИВЛ) можно условно разделить на простые и аппаратные. Простые методы обычно применяют в экстренных ситуациях: при отсутствии самостоятельного дыхания (апноэ), при остро развившемся нарушении ритма дыхания, его патологическом ритме, дыхании агонального типа: при учащении дыхания более 40 в 1 мин, если это не связано с гипертермией (температура тела выше 38,5°) или выраженной неустранимой гиповолемией; при нарастающей гипоксемии и (или) гиперкапнии, если они не исчезают после обезболивания, восстановления проходимости дыхательных путей, кислородной терапии, ликвидации опасного для жизни уровня гиповолемии и грубых нарушений метаболизма.

К простым методам в первую очередь относятся экспираторные способы ИВЛ (искусственного дыхания) изо рта в рот и изо рта в нос.

Искусственная вентиляция лёгких требуется больным при отсутствии естественного дыхательного рефлекса. В зависимости от ситуации могут использоваться разные способы нагнетания воздуха в лёгкие – «изо рта в рот», «рот в нос», Каллистова и Сильвестра, а также аппаратные методики.

Чаще всего в рамках первой помощи используют методику «рот в рот», но если челюсти пострадавшего плотно сжаты, то на помощь приходит методика «рот в нос», при которой воздух ритмично вдвухается через нос. Эти методики действительны при состоянии средней сложности, но когда речь идёт об обширных повреждениях челюстно-лицевой области, лучше применять способ Сильвестра, при котором руки лежащего на спине больного резко поднимают за предплечья, затем отводят назад и в стороны – вдох, сжатие грудной клетки – выдох.

Метод Каллистова требует, чтобы больного уложили на живот, вытянув руки вперёд и положив голову набок, и с помощью ремней приподнимали и опускали больного в ритме дыхания. Первой фазе соответствует вдох, второй – выдох. Если характер травмы требует иммобилизации больного, то используют аппарат ИВЛ, который обеспечивает искусственное дыхание неподвижного пациента.

Таким образом, выбор методики искусственной вентиляции лёгких зависит от степени тяжести состояния больного. Важно также правильно выбрать метод реабилитации, чтобы не навредить. По степени сложности состояния могут использоваться полевые и аппаратные методики [2].

Аппаратные методы с помощью специальных аппаратов-респираторов применяют при необходимости длительной ИВЛ от нескольких часов до нескольких месяцев и даже лет.

Респиратор обычно присоединяют к дыхательным путям больного через интубационную трубку или трахеостомическую канюлю. Чаще аппаратную ИВЛ проводят в нормочастотном режиме -12-20 циклов в 1 мин. В практику входит также ИВЛ в высокочастотном режиме (более 60 циклов в 1 мин), при котором значительно уменьшается дыхательный объём (до 150 мл и

менее), снижаются положительное давление в легких в конце вдоха и внутригрудное давление, менее затруднен приток крови к сердцу. Кроме того, при ИВЛ в высокочастотном режиме облегчается привыкание (адаптация) больного к респиратору.

ИВЛ используют у больных, находящихся в коматозном состоянии (травма, операция на головном мозге), а также при периферическом поражении дыхательных мышц (полирадикулоневрит, травма спинного мозга, боковой амиотрофический склероз). В последнем случае ИВЛ приходится проводить очень длительно – месяцы и даже годы, что требует особенно тщательного ухода за больным. Широко используют ИВЛ и при лечении больных с травмой грудной клетки, послеродовой эклампсией, различными отравлениями, нарушениями мозгового кровообращения, столбняком, ботулизмом [3].

Целью данной квалификационной выпускной работы является исследование возможностей поддержания жизненно важных функций организма с использованием аппарата искусственной вентиляции лёгких с разработкой 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.

В связи с вышесказанным тема квалификационной выпускной работы является актуальной.

# 1. Обзор современного состояния и развития методики аппаратуры искусственной вентиляции лёгких

## 1.1. Физиологические основы вентиляции легких. 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  $O_2$  и  $CO_2$  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  $80 \text{ м}^2$ . 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 альвеолярно-капиллярной мембраной. Общая толщина этой мембраны не превышает 1 мкм [4].

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 спастись. 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. Расшире-

ние 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, секретизируемому бокаловидными клетками и субэпителиальными железистыми клетками, выстилающими стенки дыхательных путей [5].

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 остаточная 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  $O_2$  и  $CO_2$ , 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  $O_2$  и  $CO_2$  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 [6].

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. У женщин 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 легких 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:

$$\text{ЖЕЛ (л)} = 2,5 \cdot \text{рост (м)}.$$

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 размеров. 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 простран-

ва (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 отрезок 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 инспираторного, так как поглощение  $O_2$  превышает величину выделения  $CO_2$  (дыхательный коэффициент меньше 1). Для большей точности следует различать инспираторный 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 пространства 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  $\text{CO}_2$ , 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 кровотоков в легочных сосудах. В идеальном случае на каждый литр протекающей по легочным сосудам крови в минуту должно приходиться 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 сопротивления 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 клинической смерти. Как правило, уже через 5-10 мин недостаток  $O_2$  и накопление  $CO_2$  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 разные причины, в том числе закупорка дыхательных путей, повреждение грудной 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 [6].

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  $O_2$ . 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 давлением 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 (дыхатель-

ной смеси) между внешней средой и легкими совершается под действием внешней силы, создающей необходимую разность давлений.

### 1.3. Способы проведения искусственной вентиляции

Существует два основных способа ИВЛ (искусственной вентиляции легких): способ вдвухания 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 [7].

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 вдвухания. 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 (рис.1).

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 [7]:

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 противодействия) 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. Частоту таких включений регулирует врач в зависимости от вентиляционных возможностей больного.



Рис.1. ИВЛ способом вдувания.

г) синхронизированная перемежающаяся 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.

#### 1.4. 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.

Общим принципом осуществления ИВЛ остается метод вдувания газа в верхние дыхательные пути пациента. Внешний метод вентиляции, электростимуляция дыхательных мышц, экстракорпоральный газообмен, апноэная 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 синхронизации 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 [8].

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 (Controlled 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 сужены, 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 тенденцию к обеспечению вентиляции детей, родившихся со значительной степенью недоношенности. Ведущие специалисты-медики 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.

1. 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", "Bear", 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.

2. 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 подаваемую минутную вентиляцию, а с другой - вызывает 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.

3. 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 таких аппаратов 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 "Beag-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 мониторингового 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 "Dräger" (рис.2), 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



Рис.2. Аппарат ИВЛ "Evita-4" германской фирмы "Dräger".

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.

## 1.5. Аппараты искусственной вентиляции легких

Фирма DRAGER является признанным мировым лидером в производстве аппаратов ИВЛ, историю создания которых ведет с 1907 г., 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: EV 801, EDAM 2.

Аппарат EV 801 (рис.3). 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



Рис.3. Аппарат EV 801 фирмы DRAGER.

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 : CMV, SIMV, PEEP. Прибор обладает следующим встроенным мониторингом:

- давление в дыхательных путях;
- апноэ (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	100-240 В 50Гц или
11,6– 30 В	
Потребляемая мощность	110 Вт
Габариты	380x245x370 мм

Вес 16,5 кг

Аппарат EDAM 2 (рис.4). 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. EDAM 2 выполняет следующие режимы ИВЛ: CMV, SIMV, BiF, CPAP. Все указанные режимы можно применять в сочетании с РЕЕР.

Аппарат имеет внутренний источник электрической энергии в виде встроенных аккумуляторов, которые позволяют работать в течение 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 увлажнитель 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 Ti/Te	(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



Рис.4. Аппарат EDAM 2 фирмы DRAGER.

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

Аппарат может работать в следующих режимах: CMV, IMU, SIMV, CPAP.

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

Технические данные:

T <sub>i</sub> (время вдоха)	0,5-5с
T <sub>e</sub> (время выдоха)	0,5-15с
Частота вентиляции, 1/мин	0,63-60
Габаритные размеры, мм	670x670x120
Масса, кг	36

Фирма SIEMENS известна широко распространенными сервовентиляторами, которые применяются в профессиональных клиниках. Ниже будут рассмотрены аппараты 900 E, 710.

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

Центр сервовентилятора 900С – специфическая система сервоуправления. Измерительный датчик в цепи пациента дает информацию на автоматически регулируемый клапан. При фиксации малейшего отклонения от установленных значений, подается сигнал на сервоуправление клапана 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, CPAP, ручная вентиляция.

Сервоventилятор 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 O<sub>2</sub>.

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.

Технические данные:

Частота дыхания, 1/мин	6-60		
Длительность вдоха	25,33	или	50%
Минутный дыхательный объем, л/мин		дых.цикла	
Габариты, см	0-40		
Сетевое напряжение	59x28x16		
Резервная батарея	100,120,220 и 240В		
Потребляемая мощность	50/60Гц		
Вес	аккумулятор 12В		
	10кг		
	30 Вт		

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

Микропроцессорный аппарат серии 7200 - это современная высокоточная пневматическая система.

Основные конструктивные особенности аппарата:

-принципиально новая пневматическая система;

-микропроцессорный контроль и управление пневматической и мониторинжной системами;

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

-автоматическое распознавание 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 КОМПАНИЕН 2801 представляет собой портативный аппарат с электрическим приводом и микропроцессорным контролем функционирования.

КОМПАНИЕН 2801 содержит микропроцессор, осуществляющий мониторинг и контроль функции вентилятора.

Вентилятор способен работать от трех типов источников электропитания – 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. 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 ручную, 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 - ручную и (кроме РО-6-03) автоматически.

В аппаратах независимо друг от друга и по калиброванным шкалам устанавливаются 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 продол-

жительности 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<sup>-1</sup>. 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 автоклавирования;

- 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 ручную, 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 ( $10...60 \text{ мин}^{-1}$ ), 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 входе и автоматической стабилизации заданной величины минутной вентиляции. В нем также предусмотрена управляемая, вспомогательная и периодическая принудительная вентиляция, ИВЛ ручную, 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<sup>-1</sup>), 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<sup>-1</sup>, 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<sup>-1</sup>, 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 эвакуационных средствах у раненых и больных.

При применении аппарата в подвижных эвакуационных средствах, оборудованных электросетью постоянного тока, аппарат должен подключаться 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, CMV, CPAP, 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 (при $T_{вд}/T_{выд} = 1/2$ )	3-25
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.	

2. Основная часть. Поддержание жизненно важных функций организма с использованием аппарата искусственной вентиляции лёгких.

## 2.1. 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 течение 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.

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.

Для аппаратов группы 2 устанавливаются 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 [9].

На основании изложенного выше при ИВЛ необходимо использовать увлажнитель для увлажнения и обогрева вдыхаемого газа. Границы регулирования температуры газа в тройнике пациента должны быть 32-38 °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°C, 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°C, максимальная рабочая температура +35 °С. Аппарат ИВЛ не работает на открытом воздухе и не подвергается воздействию атмосферных факторов.

## 2.2. Существующие методики проверки объемных показателей аппаратов искусственной вентиляции легких

Контроль объемных показателей – дыхательного объема  $V_t$  и минутной вентиляции  $V_M$  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  $V_t$  поскольку минутная вентиляция определяется как  $V_M = V_m * f$  ( $f$ - частота вентиляции) или же делением  $V_t$ , суммированного за целое число дыхательных циклов, на их длительность.

Преимущество схемы (рис. 5) состоит в том, что во время выдоха непереворсивный 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  $C_a$ , которая во время вдоха подключена параллельно  $C_p$ , и можно предположить, что эта потеря объема пропорциональна величине  $C_a C_p$  [10].

Хорошо известно, что значения  $C_p$  сильно зависят от антропометрических данных и состояния органов дыхания пациента, но для проверки аппаратов ИВЛ обычно используются стандартизованные характеристики.

Значения  $C_a$  определяются схемой и конструкцией аппарата, типом дыхательных шлангов, числом и видом включенных в дыхательный контур частей и т. п.

Необходимо, 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  $\pm 20\%$  от действительного значения для объема свыше 100 мл. Для контроля данного канала должна применяться методика с использованием схемы, представленной на рис. 6.

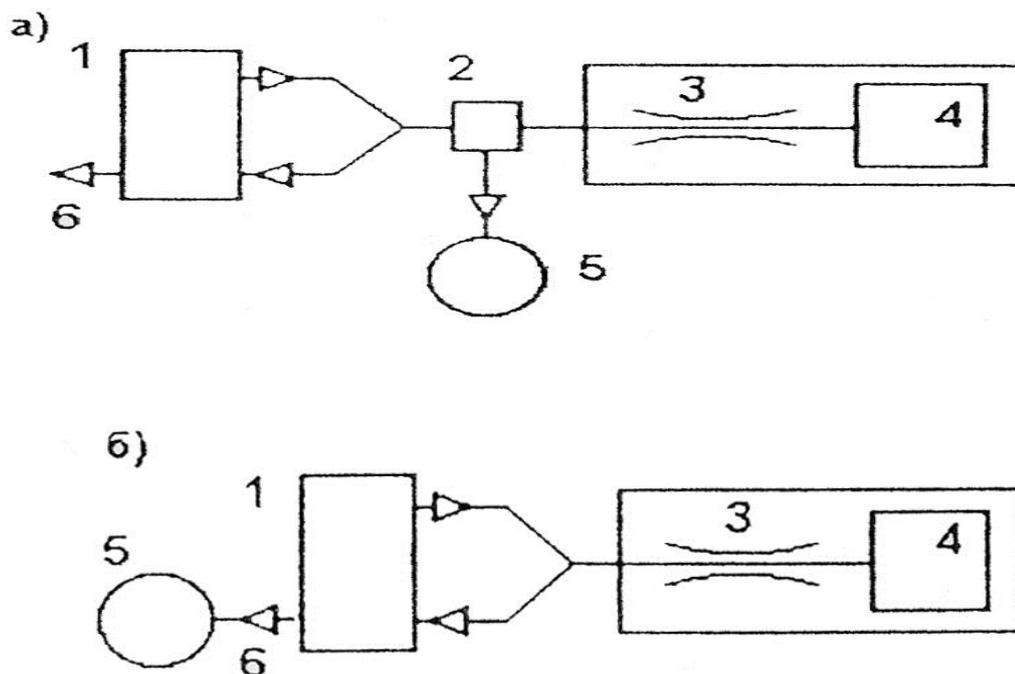


Рис.5. Схемы измерения дыхательного объёма  $V_T$

1- проверяемый аппарат; 2- реверсивный клапан; 3-сопротивление модели легких  $R_n$  ; 4- растяжимость модели легких  $C_n$ ; 5- Измеритель объема; 6- выходное отверстие аппарата;

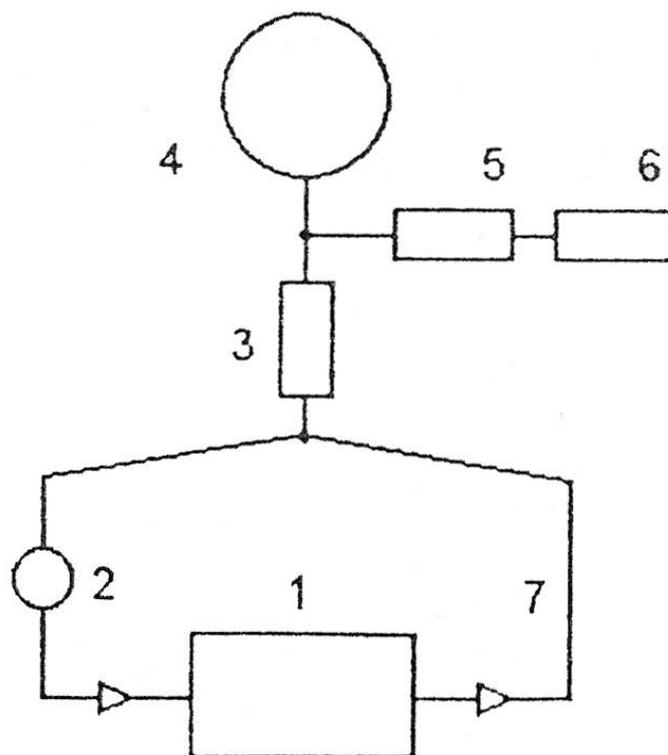


Рис.6. Схема проверки погрешности измерения выдыхаемого объема:

- 1 – аппарат ИВЛ; 2 – проверяемый измеритель объема;
- 3 – сопротивление; 4- модель легких; 5- датчик давления;
- 6 – регистратор давления; 7 – дыхательный контур.

Действительное значение дыхательного объема по данной методике определяется по формуле

$$V_T = C_n * (P_{\max} - P_{\min}),$$

где  $C_n$  — растяжимость модели легких;  $P_{\max}$  и  $P_{\min}$  — 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 могут влиять на калибровку канала.

Формулировка условий проверки требует контролировать погрешность измерения объема  $V_t$  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.

Для выполнения требований следующие задачи:

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.

Для выполнения точности измерения действительного дыхательного объема и к калибровке соответствующего канала аппарата ИВЛ рекомендуется:

1. В качестве действительного значения дыхательного объема использовать объем, рассчитанный как произведение растяжимости модели легких и разности максимального и минимального давлений дыхательного цикла, измеренных внутри модели.

Для моделирования растяжимости легких пациента применять только пневматические модели легких, обеспечивая изотермические характеристики 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, проверкой на нескольких 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  $C_a/C_n$ , 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 [11].

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. Принцип работы аппарата по структурной схеме

Рассмотрим принцип работы аппарата по структурной схеме представленной на рис.7.

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 [12].

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

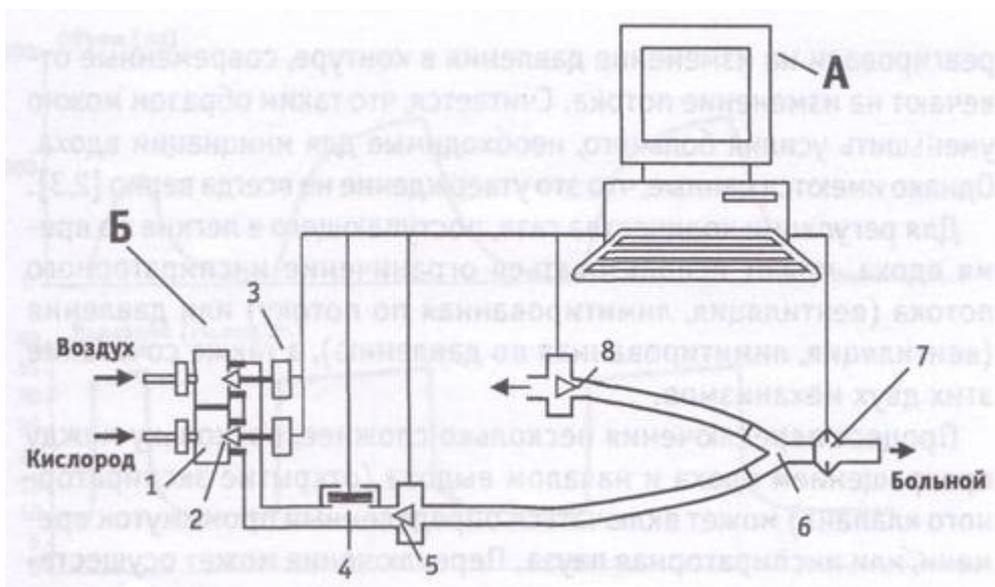


Рис.7. Структурная схема аппарата ИВЛ.

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 ат-

мосферный воздух, либо смесь воздуха с кислородом, либо смесь воздуха с закисью азота  $N_2O$ . 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).

### 2.3. 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 триггерного 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 РЕЕР (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 ViPEEP (Binary Positive End Expiratory Pressure) – режиме искусственной вентиляции легких с периодически меняющимися параметрами РЕЕР.

Режим CPAP (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:

- BiF (Binary Flow)- вспомогательный поток газа;
- SB (Spontaneous Breath) - режим спонтанного дыхания пациента через аппарат.

### 3. Экономическая часть

I. Техничко-экономические обоснование проекта

II. Определить объем инвестиции

- Стоимость основных фондов
- Объем инвестиции на покупку материально-производственных запасов
- Объем инвестиции на покупку малоценного инвентаря и контрольно-измерительных приборов
- Расчет заработной платы производственных рабочих

III. Определить экономическую эффективность, годовой доход

IV. Определить срок окупаемости инвестиции

1. Техничко-экономическое обоснование проекта

- Цель, сущность и задачи проекта и его актуальность
- Экономическая эффективность проекта

2. Определить объем инвестиции

Нижеследующим таблице дано приведенные затраты на ВКР

Таблица 1

Объем инвестиции на покупку материально-производственных запасов

№	Наименование материалов	Кол-во	Цена материала за единицы	НДС 20%	Стоимость материала с учетом НДС
1	Бумага А4	1	2 0000	4000	24 000
2	Картридж	1	10 000	2000	12 000
3	Канцтовар	1	10 000	2000	12 000
4	Флешка	1	25 000	5000	30 000
	Итого				78 000

Таблица 2

Объем инвестиции на покупку малоценного инвентаря и  
контрольно-измерительных приборов

№	Наименование	Кол-во	Цена за единицы	НДС 20%	Общая стоимость с учетом НДС
1	Компьютер	1	1 200 000	240000	1 440 000
2	Принтер	1	400 000	80 000	480 000
3	Сканер	1	250 000	50 000	300 000
	Итого				2 220 000

Таблица 3

## Стоимость основных фондов

№	Наименование основных фондов	Кол-во	Стоимость ОФ
1	Лаборатория		800 000
2	Оборудования		2 220 000
	Итого		3 020 000

Амортизационные отчисления составляет 20 % от стоимости ОФ:

$$A_{отч} = 20\% * ОФ / 12;$$

$$A_{отч} = 0,2 \times 3\,020\,000 / 12;$$

$$A_{отч} = 50\,333,33 \text{ сум.}$$

Затраты на текущий ремонт и техническое обслуживание 12% от стоимости ОФ:

$$P_m = 12\% * ОФ / 12;$$

$$P_m = 0,12 \times 3\,020\,000 / 12.$$

$$P_m = 30\,200 \text{ сум.}$$

Таблица 4

## Расчет заработной платы производственных рабочих

№	Наименование операции	Должность	Количество дней	Средняя заработная плата	Значения проделанной работы
1	Выбор теми на разработку	СНС	1	15000	15000
2	Изучение и анализ литератур по теме	МНС	2	7050	14100
3	Разработка интерфейса программы	МНС	2	7050	14100
4	Занесения плана лекции	МНС	3	7050	21150
5	Отладка программы	МНС	1	7050	7050
6	Тестирования комплекс программы	МНС	2	7050	14100
7	Выявление ошибок	МНС	2	7050	14100
8	Исправление ошибок	МНС	2	7050	14100
9	Экономическая часть	МНС	2	7050	14100
		СНС	1	15000	15000
10	Охрана труда	МНС	2	7050	14100
		СНС	1	15000	15000
11	Разработка пояснительной записки	МНС	1	7050	7050
12	Рецензирование	СНС	1	15000	15000
13	Оформление и защита дипломного проекта	МНС	1	7050	7050
	Итого		24		201000

Основная заработная плата определяется как сумма оплаты труда всех рабочих и премии в размере 40 %:

$$Z_{осн} = COT * 0,4 + COT$$

$$Z_{осн} = 201000 \times 1,4$$

$$Z_{осн} = 281400 \text{ сум.}$$

Дополнительной заработной платы производственных рабочих берется 10 % от основного З/п:

$$Z_{д} = K_{д} * Z_{осн};$$

$$Z_{д} = 0,1 \times 281400;$$

$$Z_{д} = 28140 \text{ сум.}$$

Фонд оплаты труда определяется как сумму основной и дополнительной заработной платы:

$$\Phi OT = Z_{осн} + Z_{д};$$

$$\Phi OT = 281400 + 28140;$$

$$\Phi OT = 309540 \text{ сум.}$$

Затраты на социальной страхование рассчитывается 25% от ФОТ:

$$O_{фсс} = 25\% * \Phi OT;$$

$$O_{фсс} = 0,25 \times 309540;$$

$$O_{фсс} = 77385 \text{ сум.}$$

Транспортные расходы рассчитывается 20% от Зосн:

$$P_{тр} = 0,2 * Z_{осн};$$

$$P_{тр} = 0,2 \times 281400;$$

$$P_{тр} = 56280 \text{ сум.}$$

Расход пара на производственные нужды:

Длина – 6м, Ширина – 4м,  $V = \text{длина} \times \text{ширина}$ ,  $V = 6 \times 4 = 24 \text{ м}^2$ ,

$$V = 24 \times 787,95 = 18910,8 \text{ сум}$$

Расходы на электроэнергию определяются по формуле:

$$W = N * T * S,$$

$N$  – установленная мощность, кВт,  $T$  – время работы,  $S$  – стоимость электроэнергии за кВт,

$$W = 1 \times 144 \times 131,4;$$

$$W = 18921,6 \text{ сум.}$$

Объем инвестиции определяется по формуле:

$$K = \text{МПЗ} + \text{ФОТ} + \text{Аоф} + \Sigma P \cdot$$

$$K = 78000 + 309540 + 50333,33 + 124312,4 = 562185,73 \text{ сум}$$

Таблица 5

Смета затрат на проведение разработки

	Наименование статей затрат	Сумма
1	Стоимость выполненных работ	795 209,05
2	Затраты на производство	611 699,27
3	Производственная себестоимость	580 745,27
4	Расходы периода	30 954
5	Материальные затраты	115 832,4
6	Сырьё	78 000
7	Электроэнергия + отопления	37 832,4
8	ФОТ	309 540
9	Социальное страхование	77 385
10	Амортизация	50 333,33
11	Прочие затраты	27 654,54
12	Основная заработная плата	201 000

Таблица 6

Расчет экономической эффективности выполненных работ

№	Наименование показателей	Ед.изм ерения	сумма	Примечание
1	Стоимость выполненных работ	Сум	795 209,05	Таблица
2	Затраты на производство	Сум	611 699,27	Таблица
3	Инвестиции	Сум	562 185,73	Формула
4	Экономическая эффективность	Сум	183 509,78	Формула
5	Срок окупаемость	Месяц	3	Формула
6	Рентабельность	%	32	Формула

Экономическую эффективность определим по формуле:

$$\mathcal{E} = (C_1 - C_2) * Q, \quad C_1 = C_2 * 1,3,$$

$C_1$  и  $C_2$  – себестоимость до и после,  $Q$  – объём производство,

$$\mathcal{E} = (795209,05 - 611699,27) * 1,$$

$$\mathcal{E} = 183509,78 \text{ сум.}$$

Рентабельность определим по формуле:

$$R = \frac{\mathcal{E} * 100\%}{K}.$$

$$R = 183509,78 * 100 / 562185,73, \quad R = 32\%.$$

Определяем срок окупаемости

$$T_{ок} = \frac{K}{\mathcal{E}},$$

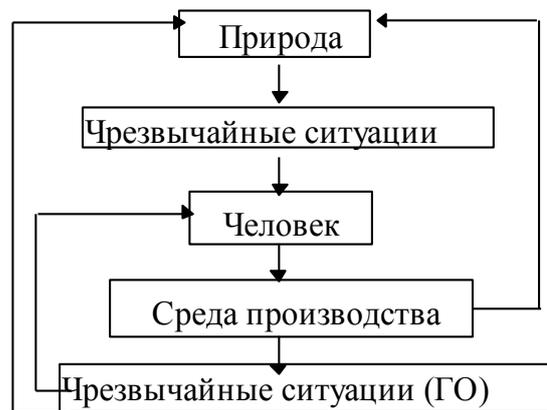
$\mathcal{E}$  - экономическая эффективность,  $K$  – капитал,

$$T_{ок} = 562185,73 / 183509,78$$

$$T_{ок} = 3.$$

#### 4. Безопасность жизнедеятельности

Обеспечение безопасной жизнедеятельности человека в значительной степени зависит от правильной оценки опасных, вредных производственных факторов. Одинаковые по тяжести изменения в организме человека могут быть вызваны различными причинами. Это могут быть какие-либо факторы производственной среды, чрезмерная физическая и умственная нагрузка, нервно-эмоциональное напряжение, а также разное сочетание этих причин.



Цель БЖД

Цель = БС + ПТ + СЗ + ПР + КТ

БС — достижение безаварийных ситуаций

ПТ — предупреждение травматизма

СЗ — сохранение здоровья

ПР — повышение работоспособности

КТ — повышение качества труда

БЖД можно определить как область знаний, изучающая безопасности и защиту от них.

Задачи БЖД:

1. Идентификация (распознавание) опасностей с указанием их количественных характеристик и координат в 3-х мерном пространстве.

2. Определение средств защиты от опасностей на основе сопоставления затрат с выгодами, т.е. с точки зрения экономической целесообразности.

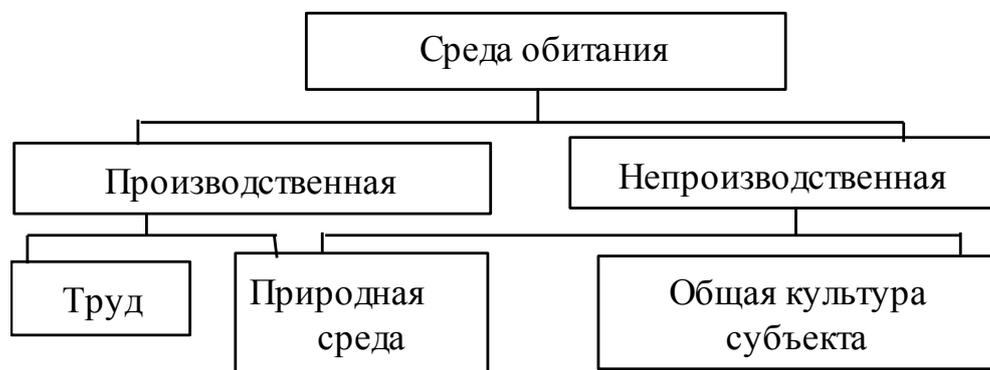
3. Ликвидация отрицательных последствий (опасностей).

Для достижения поставленной цели необходимо решить две группы задач:

1. Научные (математические модели в системах человек-машина; Среда обитания-человек, опасные (вредные) производственные факторы; человек-машина и т.д.)

2. Практические (обеспечение безопасных условий труда при обслуживании оборудования)

Объекты и предметы БЖД



Правовые и нормативно-технические основы обеспечения БЖД.

Основные положения изложены в Конституции (8 дек. 1992г) в законе по охране труда и охране природы (1995-96).

В качестве подзаконных актов выступают ГОСТы, Нормы и Правила.

*Высший надзор* по соблюдению законности осуществляет генеральный прокурор.

*Госнадзор* в соответствии со ст. 107 КЗоТ за соблюдением норм и правил по охране труда осуществляется:

1. Специальными уполномоченными инспекциями, независимыми в своей деятельности от деятельности предприятия (Узкомгидромет, Госгортехнадзор, и т.д.);

2. Профсоюзами в лице правовой и технической инспекцией труда.

*Ведомственный контроль*, осуществляющийся министерствами и ведомствами в соответствии с подчиненностью.

*Общественный контроль* – ФНП в лице профсоюзных комитетов, находящихся на каждом предприятии.

Группы опасных и вредных производственных факторов:

1 Физические:

1.1 перемещающиеся изделия заготовки, незащищенные подвижные элементы производственного оборудования;

1.2 загазованность, запыленность рабочей зоны;

1.3 повышенный уровень шума;

1.4 повышенный уровень напряжения в электрической сети, замыкание которого может произойти в теле человека;

1.5 повышенный уровень ионизирующего излучения;

1.6 повышенный уровень электромагнитных полей;

1.7 повышенный уровень ультрафиолетового излучения;

1.8 недостаточная освещенность рабочей зоны.

2 Химические:

2.1 раздражающие вещества

3 Биологические:

3.1 макро- и микроорганизмы

4 Психофизиологические:

4.1 физические перегрузки;

4.1.1 статические нагрузки;

4.1.2 динамические нагрузки;

4.1.3 гиподинамия

4.2 нервно-эмоциональные нагрузки:

4.2.1 умственное перенапряжение;

4.2.2 переутомление;

4.2.3 перенапряжение анализаторов (кожные, зрительные, слуховые и т.д.)

4.2.4 монотонность труда;

#### 4.2.5 эмоциональные перенагрузки.

Всякая деятельность потенциально опасна!

Критерием (количественной оценкой) опасности является понятие риска.

**Риск** — отношение числа тех неблагоприятных событий или проявлений опасности к возможному числу за определенный период времени.

Риск гибели вследствие аварий, несчастных случаев и т.д.  $1,5 \cdot 10^{-3}$ , у летчиков —  $10^{-2}$ .

Под **безопасностью** понимается такое состояние деятельности, при котором с некоторой вероятностью (риском) исключается реализация потенциальной опасности. Поэтому возникают вопросы, связанные с регламентированием риска.

Нормированный (приемлемый) риск равен  $10^{-6}$ .

Фактический риск в 100 и 1000 раз превышает приемлемый. Нормативный показатель приемлемого риска не остается постоянным.

Любая деятельность потенциально опасна.

Количественная оценка опасности — риск (R).

$$R = \frac{n}{N}, \text{ где } n - \text{ число случаев, } N - \text{ общее количество людей.}$$

По статистике  $n = 500$  тыс. человек (погибают неестественной гибелью на производстве за год)

$$N = 160 \text{ млн. чел.}$$

Существует понятие нормируемого риска (приемлемый риск)  $R=10^{-6}$ .

Проблема безопасности жизнедеятельности человека в рамках его профессиональной деятельности не может основываться только на собственно законодательной базе. Необходимо проведение серьезных научных исследований в области охраны труда, поскольку внедрение новых технологий предусматривает новые условия и принципы безопасной профессиональной деятельности человека. Это предполагает разработку и апробацию научных методов предотвращения чрезвычайных ситуаций в условиях современного производства, а также эффективных мер борьбы с подобными ситуациями и их

последствиями.

БЖД можно определить как область знаний, изучающая безопасности и защиту от них.

Задачи БЖД:

4.Идентификация (распознавание) опасностей с указанием их количественных характеристик и координат в 3-х мерном пространстве.

5.Определение средств защиты от опасностей на основе сопоставления затрат с выгодами, т.е. с т.з. экономической целесообразности.

6.Ликвидация отрицательных последствий (опасностей).

### **Классификация и общие характеристики чрезвычайных ситуаций**

Чрезвычайная ситуация — внешне неожиданная, внезапно возникающая обстановка, которая характеризуется резким нарушением установившегося процесса, оказывающая значительное отрицательное влияние на жизнедеятельность людей, функционирование экономики, социальную сферу и окружающую среду.

Классификация:

1.По принципам возникновения (стихийные бедствия, техногенные катастрофы, антропогенные катастрофы, социально-политические конфликты).

2.По масштабу распространения с учетом последствий.

местные (локальные); объектные; региональные; национальные; глобальные.

3.По скорости распространения событий

внезапные; умеренные; плавные (ползучие); быстро распространяющиеся.

Последствия чрезвычайных ситуаций разнообразны: затопления, разрушения, радиоактивное заражения, и т.д.

Условия возникновения ЧС.

1.Наличие потенциальных определенных и временных производственных факторов при развитии тех или иных процессов.

2.Действие факторов риска

- высвобождение энергии в тех или иных процессах;
- наличие токсичных, биологически активных компонентов в процессах и т.д.

3. Размещение населения, а также среды обитания.

Стадии развития ЧС.

1 этап. Стадия накопления тех или иных видов дефекта.  
Продолжительность: несколько секунд — десятки лет.

2 этап. Инициирование ЧС.

3 этап. Процесс развития ЧС, в результате которого происходит высвобождение факторов риска.

4 этап. Стадия затухания. Продолжительность: несколько секунд — десятки лет.

Принципы обеспечения БЖД в ЧС.

1. Заблаговременная подготовка и осуществление защитных мер на территории всей страны. Предполагает накопление средств защиты для обеспечения безопасности.

2. Деференцированный подход в определении характера, объема и сроков исполнения такого рода мер.

3. Комплексный подход к проведению защитных мер для создания безопасных и безвредных условий во всех сферах деятельности.

Безопасность обеспечивается тремя способами защиты: эвакуация; использование средств индивидуальной защиты; использование средств коллективной защиты.

Затраты на снижение риска аварий м.б. распределены:

1. На проектирование и изготовление систем безопасности

2. На подготовку персонала.

3. На совершенствование управления в ЧС.

### **Травматизм и профзаболевания**

**Травма** — внешнее повреждение организма человека, которое произошло в результате действия опасного производственного фактора.

**Проф. заболевание** — заболевание, при котором происходит внутреннее изменение в организме человека в результате действия вредного производственного фактора.

Несчастные случаи подразделяются:

легкие; средней тяжести; групповые; с инвалидным исходом; со смертельным исходом.

Проф. заболевания подразделяются:

- хронические;
- внезапные

Совокупность производственных травм называется **травматизмом**.

**Отчетность по производственному травматизму:**

I. Коэффициент тяжести травматизма (средняя продолжительность одной травмы)

$$K_T = \frac{Д}{Т}, \text{ где}$$

Д - кол-во (общее число) дней нетрудоспособности за отчетный период

Т - кол-во травм за отчетный период

II. Коэффициент частоты травматизма (кол-во травм, приходящихся на 1000 раб.)

$$K_C = \frac{Т}{Р} \cdot 1000, \text{ где}$$

Р - среднее списочное количество рабочих за отчетный период.

Поражения возникают в результате действия технического или атмосферного электрического тока. Неумелое использование электрических приборов, как в технике, так и в быту, а также неисправность этих приборов приводят к электротравмам. Смертность от поражения электрическим током составляет 9-10% всех случаев, что в 10-15 раз превышает смертность от других травм.

Электротравмы случаются чаще в весенне-летнее и осеннее время, когда повышается потливость кожных покровов, а также возникает возможность

поражения молнией во время грозы, когда отмечается значительное скопление электрических зарядов в атмосфере. При этом путь молнии к земле может быть как бы “ориентирован” стоящим в поле деревом, более высоким деревом в лесу или любой металлической конструкцией. Поэтому находиться под ними в грозу небезопасно. Чтобы избежать повреждающего воздействия молнии в помещении, нужно закрывать окна, форточки, отключать из сети все электрические приборы.

С целью классификации, нужно провести границу приблизительно на цифре 1000 вольт, разделяя низковольтные и высоковольтные повреждения. Низковольтные повреждения - ожоги с ограниченной поверхностью поражения, причиняемые вольтовой дугой или вспышкой. Повреждения, производимые высоким напряжением (больше чем 1000 вольт), также возникают дугой или вспышкой, но, кроме того, причиняют большие разрушающие повреждения проводящего типа, которые могут привести к гибели ткани далеко от места контакта.

Электрические повреждения лучше всего объяснять через превращение электрической энергии в теплоту, которая затем приводит к прямому разрушению тканей. Кроме того, ток высокого напряжения оказывает прямой разрушающий эффект на клетки.

При высоком напряжении ток проходит через ткани тела и от источника (рана на входе) к земле (рана на выходе). Организм является проводником объема тока при наиболее выраженном повреждении ткани в местах большой плотности и высокого значения в амперах. Отсюда, больше всего страдают от повреждения конечности, чем туловище и места входа и выхода напряжения тока. Рана на входе имеет кожаную поверхность, ткани напряжены из-за коагуляции и некроза. Рана на выходе обычно обширнее, потому что ток должен вырваться из организма, оставляя большое отверстие. Есть вероятность нескольких электрических каналов внутри тела, что приводит к множественным выходам, подвергая, таким образом, любой орган или структуру риску электрического поражения.

Дугообразные повреждения обычно сопровождаются высокочастотными повреждениями. Дугообразные повреждения лучше всего понять, если представить разрушение тканей от выделения ионизированных частиц между полюсами различных электрических зарядов. Дуги возникают, когда ток проходит от тела к земле или из одной части тела в другую, например, от руки к грудной стенке. Когда образовалась дуга, происходит резкое падение в напряжении, но если источник тока действует, дуга продолжается между двумя полюсами. Расстояние, за которое дуга может проходить, увеличивается на 2-3 см на каждые 10,000 вольт. Температура дуги может подниматься на 20,000 С и обычно приводит к небольшому, скрытому поражению, которое является глубоко разрушающим. Самое большое повреждение происходит обычно глубоко в конечностях и считается, что это происходит из-за близкого расположения к кости, которая обладает самой высокой сопротивляемостью.

Электрическое повреждение осложняется феноменом "не освобождения" из-за тетанической сократимости мышц в контакте с изменяющимся током. При соприкосновении с высоковольтным проводом, мышцы-сгибатели предплечья подвергаются усиленной контрактуре, что делает невозможным оторваться с источником отсюда, название "не освобождение". Такие контрактуры приводят к потоку низкочастотного тока величиной над болезненным стимулом, но ниже требуется причинить тетанию дыхательных мышц. Больной избегает трудной ситуации, если только он находится без сознания и падает в стороне от источника тока.

Глубокие проводящие электрические повреждения характеризуются глубоким массивным разрушением мышц и глубоким отеком под здоровой кожей. Кроме того, глубокие проводящие повреждения могут воздействовать на удаленные участки ЦНС и на полости грудной клетки и живота. Раны входа и выхода тока являются отличительными признаками глубоких проводящих повреждений.

Дугообразные повреждения производят локальные, очень глубокие области коагуляционного повреждения, такие как запястье, локоть, промежность и подмышечная область.

Поверхностные термические ожоги случаются при электрических повреждениях из-за вспышки или возгорания одежды, захватывая обширные участки тела и тем самым, усложняя метаболическую травму больного. Такие ожоги могут действовать на проксимальные участки конечностей, требуя в последующем ампутации, образуя нестабильные рубцы на месте будущих протезов.

Сопутствующие повреждения случаются в тех случаях, когда человека отбрасывает от источника тока или он падает с высоты. Возможные сопутствующие повреждения: интракранеальная травма, спинные повреждения, перелом длинных костей, грудные и интра-абдоминальные паренхиматозные повреждения. Общий эффект тканей от электрических воздействий в каждой системе органа переводится в специфическое, клиническое повреждение: некоторые из них считаются острыми и угрожающими жизни, другие могут оказывать постепенное действие через месяцы и годы после несчастного случая. Ниже приводится список как острых, так и поздних эффектов высоковольтных повреждений.

Различают четыре степени электротравм:

1 степень - у пострадавшего отмечается судорожное сокращение мышц без потери сознания;

2 степень - судорожное сокращение мышц у больного сопровождается потерей сознания;

3 степень - у пострадавшего наблюдается не только потеря сознания, но и нарушение сердечной деятельности и дыхания;

4 степень - больной находится в состоянии клинической смерти.

Клиническая картина поражения электрическим током складывается из общих и местных признаков. Субъективные ощущения пострадавшего при прохождении через него электрического тока разнообразны: легкий толчок,

жгучая боль, судорожные сокращения мышц, дрожь и др. Признаки: бледность кожных покровов, синюшность, повышенное отделение слюны, может быть рвота; боли в области сердца и мышц разной силы, непостоянны. После устранения воздействия тока пострадавший ощущает усталость, разбитость, тяжесть во всем теле, угнетение или возбуждение. Потеря сознания наблюдается у 80% пострадавших. Больные в бессознательном состоянии резко возбуждены, беспокойны. У них учащен пульс, возможно непроизвольное мочеиспускание.

При электротравме, вызвавшей судорожные сокращения мышц или падение с высоты, могут наступить различные переломы костей и вывихи суставов. При электротравме с обширными ожогами поражение внутренних органов, как правило, выражено значительно меньше. Это объясняется тем, что обуглившиеся и обожженные ткани создают как бы препятствие для проникновения тока за пределы ожога. Электрические ожоги небольшой площади сразу же после воздействия тока имеют четкие границы, вокруг омертвевших тканей черного цвета имеется более светлый ободок. Отек окружающих тканей развивается очень быстро. Боль в области электроожога, как правило, отсутствует.

#### **Первая помощь при поражении электрическим током.**

Первая помощь во всех случаях должна начинаться с немедленного освобождения пострадавшего от дальнейшего контакта с цепью электрического тока. Самым простым способом является отключение цепи выключателем или рубильником, вывинчиванием “пробки” и т.д. Но если они находятся далеко или по каким-то другим причинам отключить их невозможно, то следует оборвать или перерубить токонесущий провод, отвести провод в сторону от пострадавшего. Нужно быть осторожным, чтобы спасатель не стал частью электрической цепи- перерубая провод, нужно обернуть сухой шерстяной, шелковой или прорезиненной материей ручку инструмента, если она сделана не из сухого изолятора. Рубить провода во избежание короткого замыкания следует по отдельности. Обесточивая пострадавшего,

оказывающий помощь должен стоять на каком-либо сухом резиновом, деревянном, стеклянном или другом предмете, сделанном из диэлектрика (изолятора). Также спасатель должен иметь в виду, что его может поразить электрическая дуга, поскольку ток высокого напряжения создает эту дугу вокруг пострадавшего на расстоянии 10 футов (1 фут равняется 3.3 метра). Отсюда следует, что к пострадавшему нельзя прикасаться до тех пор, пока источник тока не будет обезврежен или убран от больного при помощи не проводящего тока предмета, например, куском сухого дерева.

Когда пострадавшего освободили, его нужно сразу осмотреть, проверить дыхание и сердечную деятельность и измерить жизненно важные показатели, обеспечить доступ свежего воздуха: расстегнуть воротник и пояс брюк или юбки, другие стягивающие предметы одежды, уложить на ровное место. Если сердцебиение и дыхание, даже слабое, сохранены, можно давать вдыхать нашатырный спирт, следует обрызгать лицо холодной водой, растереть тело одеколоном, тепло укутать пострадавшего, немедленно вызвать врача. При сохраненном сознании можно дать болеутоляющие лекарства, успокаивающие и сердечные средства. На пораженную электроожогом кожу накладывают повязку, желательна из стерильного бинта, смоченного разведенным спиртом.

При выраженных расстройствах дыхания и сердечной деятельности, а тем более при их полной остановке следует немедленно, не теряя ни минуты, приступать к искусственной вентиляции легких и непрямому массажу сердца и продолжать их до полного восстановления самостоятельного сердцебиения и дыхания. Иногда на это может потребоваться 3-4 часа и больше. Прекращать эти реанимационные мероприятия до полного восстановления сердцебиения и дыхания нельзя, во всяком случае, до приезда врача. Продолжать их в случае необходимости нужно и в машине во время транспортировки потерпевшего в лечебное учреждение.

Только появление признаков истинной биологической смерти (багровые трупные пятна на коже нижележащих частей тела и трупное окоченение мышц, резко затрудняющее движения во всех суставах) могут служить

оправданием для прекращения попыток оживить пострадавшего. Ни в коем случае нельзя закапывать в землю пораженного электрическим током или молнией человека или же обливать его водой - это вызывает охлаждение организма, затрудняет дыхание и работу сердца, загрязняет ожоговые поверхности землей, что может привести к развитию столбняка и газовой гангрены, и, что самое главное, исключает возможность немедленно приступить к искусственному дыханию и массажу сердца, которые являются единственными надежными и эффективными мерами борьбы с “мнимой смертью” при тяжелых поражениях электрическим током.

Перед включением электрической вилки в розетку убедитесь, что она именно от того прибора, который Вы собираетесь включить. Также после выдергивания вилки из розетки проверьте, что не ошиблись. Если провода шнуры от соседних устройств похожи, сделайте их разными: оберните изоляционной лентой или покрасьте. Не беритесь за электрическую вилку мокрой рукой. Не вбивайте гвоздь в стену, если не знаете, где проходит скрытая электропроводка.

Не следует приближаться к оборванному проводу: может поразить шаговое напряжение. Если все-таки приходится пересекать опасную зону возле лежащего на земле провода, надо делать это бегом: чтобы одновременно только одна нога касалась почвы.

Главная особенность электротравмы в том, что напряжение нашего внимания, наша твердая воля в состоянии не только ослабить действие электрического тока, но иногда совершенно его уничтожить. Сокрушительную силу падающей балки или взрыва нельзя ослабить мужеством и героической выдержкой, но это вполне возможно по отношению к действию электрического удара, если он наступает в период напряженного внимания. Действительно, кто слышит выстрел, не видя стреляющего, может погибнуть от внезапно наступившего шока, тот же, кто смотрит на стреляющего или сам стреляет, шоку не подвержен.

Наиболее опасные (в отношении электротравм) отрасли хозяйства - сельское хозяйство и строительство. Причины - в широком использовании временной электрической проводки (брошенных на землю или кое-как подвешенных проводов, попадающих в лужи, повреждаемых транспортными средствами). Примерно 30 % электротравм на установках с напряжением 65 Вольт и ниже происходит от того, что в результате ошибки или поломки они оказываются под напряжением 220 или 380 Вольт. Поверхность изолирующего материала может стать электропроводящей в результате загрязнения и/или смачивания.

Наиболее часто жертвами становятся электромонтеры, радиомонтеры, электросварщики, строительные рабочие. Много случаев электрического поражения имеет место на производственных установках, в которых используются химически активные вещества, разрушающие изоляцию, а также в запыленных производственных помещениях (пыль снижает изолирующие свойства конструкций; покрытый влажной грязью изолятор становится проводником).

Опасны влажные помещения. Пробой изоляции может произойти в скрытой проводке - в месте прохождения провода через отверстие в стене. Поражение может наступить от одновременного контакта с влажной поверхностью (стеной, полом) и деталью водопровода или водяного отопления.

Больше половины поражений на электроосветительных установках случается при замене ламп. Поражения при совершении работ чаще имеют место в начале смены, перед обеденным перерывом и к концу смены. Объяснить это можно усталостью - ослаблением внимания, снижением сопротивляемости организма. Опасна временная прокладка кабеля по полу, по земле. Известны смертельные случаи из-за прикосновения токоведущих проводов к крышкам клеммных коробок. Из-за отсутствия единообразия в конструкциях токоведущих устройств случаются поражения при необдуманном совершении привычных действий.

## Заключение

В итоге выполненной работы проведено исследование аппаратов искусственной вентиляции лёгких для поддержания жизненно важных функций организма. Проведён обзор существующих современных аппаратов искусственной вентиляции лёгких и даны основные характеристики технических решений конструкций. Исследование показало, что аппараты ИВЛ развиваются унифицировано: от пневмомеханических устройств к методам электронного управления.

В учебном процессе результаты проведённых исследований могут использоваться для чтения дисциплин по направлению «Приборостроение», и дисциплин, связанных с необходимостью разработки медицинских устройств

## Литература

1. Интенсивная терапия. Реанимация. Первая помощь: Учебное пособие / Под ред. В.Д. Малышева. – М.: Медицина.– 2000.– 464 с.
2. Бреслав И. С. Паттерны дыхания. – Л.: Наука, 1984. – 205 с.
3. Вагнер Е. А. Хирургия поврежденной груди. – М.: Медицина, 1981. – 288 с.
4. Вретлинд А., Суджян А. В. Внутривенное питание. – М. – Стокгольм, – 298 с.
5. Зильбер А. П. Искусственная вентиляция легких при острой дыхательной недостаточности. – М.: Медицина, 1978. – 198 с.
6. Зильбер А. П. Клиническая физиология в анестезиологии и реаниматологии. – М.: Медицина, 1984. – 475 с.
7. Кассиль В. ЛРябова Н. М. Искусственная вентиляция легких в реаниматологии. – М.: Медицина, 1977. – 259 с.,
8. Чучалин А. Г. Бронхиальная астма. – М.: Медицина, 1985.– 158 с.  
Шик А.Н. Руководство по классической физиологии дыхания. Л.: Медицина, 1980.
9. <http://www.mks.ru/>.
10. <http://www.mks.ru/library/conf/biomedpribor/2000/plen08.html>.
11. Жданов Г. Г., Юревич В. М. Искусственная вентиляция легких в педиатрии. Ростов н/Д , 1980.
12. “Основы медицинских знаний учащихся”, пробный учебник для средних учебных заведений, под редакцией М.И. Гоголева”, изд. “Просвещение”, Москва, 2001.
13. “Первая помощь при повреждениях и несчастных случаях”, под редакцией В.А. Полякова, изд. “Медицина”, Москва, 2009.
14. “Строителю о первой медицинской помощи”, под редакцией Н.Л. Хафизулиной, изд. “Стройиздат”, Москва, 2011.