

ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ
УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ «КРАСНОЯРСКИЙ
ГОСУДАРСТВЕННЫЙ МЕДИЦИНСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ ИМЕНИ
ПРОФЕССОРА В.Ф. ВОЙНО-ЯСЕНЕЦКОГО» МИНИСТЕРСТВА
ЗДРАВООХРАНЕНИЯ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

Кафедра Анестезиологии и реаниматологии ИПО

Реферат на тему: «Устройство наркозной и дыхательной аппаратуры»

Выполнил: ординатор 2 года
Шишко Иван Денисович
кафедры:
анестезиологии и реаниматологии ИПО

Красноярск 2022

Содержание

1. Аппаратура для ингаляционного наркоза

1.1. Узлы и основные части наркозного аппарата

1.2. Дыхательные контуры

1.3. Современные наркозные аппараты.

2. Аппараты ИВЛ (респираторы)

3. Очистка и обеззараживание наркозно-дыхательной аппаратуры.

Заключение

Литература

1. Аппаратура для ингаляционного наркоза

Наркозный аппарат – многофункциональный медицинский прибор, с помощью которого обеспечивается: 1) дозированная подача в дыхательные пути ингаляционных анестетиков, кислорода или воздуха, 2) удаление углекислого газа из выдыхаемой газовой смеси, 3) вспомогательная или искусственная вентиляция легких, и 4) поддержание необходимой влажности и температуры вдыхаемой газонаркотической смеси.

Наркозный аппарат состоит из трех основных узлов: 1) емкостей для кислорода и газообразных анестетиков (баллоны с редукторами), 2) испарителя для жидких анестетиков с дозиметрами для кислорода, воздуха и газообразных анестетиков, и 3) дыхательного контура, обеспечивающего циркуляцию газонаркотической смеси.

1.1 Узлы и основные части наркозного аппарата

Баллоны. Литые металлические сосуды, рассчитанные на высокое давление. Служат емкостью для сжатых и сжиженных газов. Давление в баллоне измеряется манометром.

Редукторы. Для снижения давления газа, выходящего из баллона, используют регуляторы давления (редукторы). Редукторы бывают одинарными или двойными (два одинарных, соединенных последовательно), которые нивелируют любые колебания давления на выходе из баллона.

Дозиметры. Свежая газовая смесь непрерывно поступает из баллонов в дыхательный контур наркозного аппарата. Скорость газового потока измеряется и регулируется при помощи дозиметров. Кроме того, они предназначены для формирования наркозных смесей заданного состава (кислород-закись азота, кислород-воздух). Дозиметры бывают ротаметрическими, дюзными и электронными.

Ротаметрические дозиметры газообразных анестетиков применяются в аппаратах с непрерывным потоком газа. При одновременном поступлении нескольких газов (кислород, закись азота или воздух) они смешиваются в смесительной камере дозиметра. Поток каждого газа в отдельности поступает в прозрачную ротаметрическую трубку конического сечения. Внутри трубки находится индикаторный поплавок, который является указателем скорости газотока (объемный расход в литрах в минуту). Газ, поступающий в нижний конец трубки, поднимает поплавок и придает ему вращательное движение. По мере того как поплавок поднимается, диаметр трубки увеличивается, пропуская все больший поток газа вокруг поплавка. Подъем продолжается до тех пор, пока разница давления между верхушкой и основанием поплавка позволяет поддерживать его на весу.

Обычно на наркозных аппаратах имеются ротаметры с пределами измерения 10 л/мин для кислорода, воздуха или закиси азота. Кроме того, устанавливается и второй ротаметр с пределом измерений 1-2 л/мин, последовательно соединенный с первым ротаметром. Каждый ротаметр градуирован только для определенного газа.

Дюзные дозиметры применяются в наркозных аппаратах прерывистого потока. Они формируют газовую смесь с заранее заданной концентрацией компонентов и независимо от характера газового потока. В заданных, наиболее употребительных, концентрациях газы поступают в камеры смешения через специально калиброванные отверстия (дюзы). Постоянно поддерживаемый перепад давлений по обе стороны дюзы обеспечивает стабильные режимы истечения из отверстий для каждого газа. При

нажатии на одну кнопку одновременно открываются два отверстия для двух газов, из которых формируется смесь определенной концентрации. Число пар дюз соответствует количеству вариантов концентраций газов, входящих в смесь, что достаточно эффективно и безопасно для больного.

Электронный контроль газового потока используется в наркозных аппаратах последнего поколения. Вместо традиционных механических газовых ротаметров для дозирования и формирования газовой смеси применяется газовый смеситель с электронным управлением.

Испарители. Летучие галогенсодержащие анестетики (галотан, энфлюран, изофлюран, севофлюран, дезфлюран) перед поступлением к больному должны перейти из жидкого состояния в газообразное, т.е. испариться. С этой целью наркозные аппараты комплектуются испарителями жидких анестетиков.

Испарители могут устанавливаться как в дыхательном контуре (испарители внутри круга циркуляции газов), так и за его пределами (испарители вне круга циркуляции газов). Испарители вне круга циркуляции газов – это испарители высокого сопротивления. Они обеспечивают прохождение газовой смеси под действием источника сжатого газа (обычно кислорода), поэтому используются в стационарных наркозных аппаратах. Испарители внутри круга циркуляции газов – это испарители низкого сопротивления. Они обеспечивают прохождение газовой смеси под действием дыхательных усилий больного и используются в военно-полевых условиях, в машинах скорой помощи — там, где должна быть обеспечена возможность работы без источника сжатых медицинских газов.

Принцип работы испарителей заключается в следующем. Газовая смесь, проходящая через испаритель, делится на две части при помощи дозирующих кранов. Первая часть проходит через камеру с жидким анестетиком (камеру испарения) и насыщается его парами. Другая часть газовой смеси (шунт-поток) в камеру испарения не попадает и не взаимодействует с жидкой фазой анестетика. При повороте дозиметрической шкалы испарителя до необходимого значения просвет дозирующих кранов изменяется, что позволяет регулировать концентрацию паров анестетика на выходе из испарителя. Если газовая смесь полностью минует камеру испарения, концентрация паров анестетика на выходе из испарителя будет равна нулю. Если же она полностью проходит через камеру испарения, то концентрация паров анестетика будет максимальной. Концентрация анестетика измеряется в объемных процентах (об.%). Например, концентрация 1 об.% означает, что каждые 100 мл газовой смеси содержат 1 мл паров анестетика.

Передозировка анестетика может иметь серьезные последствия, поэтому его точное дозирование является непременным условием безопасности анестезии. Более старые модели испарителей в силу своих технических особенностей зачастую не позволяли обеспечивать корректное дозирование анестетика при изменении температуры окружающей среды, барометрического давления и величины газотока в контуре.

Так, при повышении температуры окружающей среды, снижении барометрического давления или уменьшении газотока интенсивность испарения возрастает, что приводит к увеличению концентрации паров анестетика на выходе из испарителя. В связи с этим в более старых моделях испарителей приходилось пересчитывать выход паров анестетика с поправкой на влияние факторов внешней среды и величину

газотока. Современные испарители имеют механизм термобарокомпенсации, который нивелирует влияние внешней среды на испаряемость анестетика. Кроме того, предусмотрена возможность точного дозирования анестетика в широком диапазоне потоков свежего газа (0.2-15 л/мин). Наркозные аппараты последнего поколения оборудованы сложными электронными системами, осуществляющими автоматическое инжекционное введение летучих анестетиков в дыхательный контур, регулируемые по принципу обратной связи.

Современные испарители являются специализированными, т.е. предназначенными для какого-либо определенного анестетика. Следует избегать заполнения таких испарителей “чужим” анестетиком. Так, случайное заполнение энфлюранового испарителя галотаном может привести к передозировке.

В некоторых наркозных аппаратах предусмотрена возможность одновременного использования испарителей для разных анестетиков (двух и более). В этом случае необходимы специальные ограничители, блокирующие одновременное включение более чем одного испарителя.

Адсорберы. Предназначены для поглощения выдыхаемого углекислого газа (CO_2) в реверсивном дыхательном контуре. Дело в том, что при проведении анестезии по закрытому или полузакрытому контуру выдыхаемая газовая смесь, содержащая углекислый газ, возвращается в респиратор. В связи с этим возникает проблема удаления CO_2 из дыхательного контура, в противном случае его концентрация на вдохе довольно быстро достигает опасных цифр, что приведет к гиперкапнии.

Адсорбер представляет собой емкость специальной конструкции, которая заполняется поглотителем углекислого газа (адсорбентом). В настоящее время с целью адсорбции CO_2 применяются два основных типа сорбента: натриевая или бариевая известь.

Иногда в известковый сорбент добавляют цветовой индикатор, цвет которого изменяется от белого до фиолетового (или розового) по мере истощения адсорбента.

Основной признак истощения адсорбента — повышение концентрации CO_2 на вдохе. Согласно последним данным, известь в адсорбере должна быть признана исчерпавшей свой ресурс и заменяться на новую в случаях, когда концентрация CO_2 на вдохе превышает отметку 5-6 мм рт. ст.

В наркозных аппаратах используются два основных типа адсорберов: прямоточные и с возвратно-поступательным движением газа. Первые применяются в маятниковых системах, вторые — исключительно при работе по циркуляционному контуру. Прямоточные адсорберы в настоящее время используются достаточно редко, поскольку процессы адсорбции CO_2 в них протекают менее эффективно и могут сопровождаться определенными негативными явлениями (перегревание газовой смеси, ожоги лица крупинками извести).

Клапанные устройства.

Направляющие клапаны (клапаны рециркуляции) обеспечивают однонаправленное поступление газовой смеси в дыхательном контуре, т.е. разделяют вдыхаемый и выдыхаемый поток газа. Каждый наркозный аппарат имеет два направляющих клапана: клапан вдоха и клапан выдоха. Предохранительный клапан (клапан разгерметизации) служат для предотвращения превышения заданного уровня давления в дыхательном контуре наркозного аппарата. Повышение давления в системе аппарат-больной может произойти в результате образования препятствия на пути движения

газов или вследствие подачи свежей газонаркотической смеси в количестве, превышающем потребление больным. При этом предохранительный клапан открывается (происходит разгерметизация контура) и избыток газа стравливается в атмосферу. Нереверсивный клапан (однонаправленный клапан) представляет собой устройство для разделения потоков вдыхаемого и выдыхаемого газа как при спонтанном дыхании, так и при ИВЛ.

Шланги и другие детали дыхательного узла наркозного аппарата предназначены для того, чтобы вместе с клапанными устройствами регулировать подачу газонаркотической смеси в определенном направлении. Кроме того, к данному узлу относятся дыхательный мешок, дыхательный мех, а также различные присоединительные коннекторы, патрубки и адаптеры. Дыхательный мешок служит резервуаром для газов и предназначен для проведения ручной ИВЛ. Дыхательный мех – приспособление, посредством которого осуществляется аппаратная ИВЛ.

1.2. Дыхательные контуры

Дыхательные контуры обеспечивают последний этап доставки газовой смеси к больному, соединяя дыхательные пути пациента с наркозным аппаратом. Существует много модификаций дыхательных контуров, которые различаются по эффективности, сложности и удобству использования. Тем не менее, в настоящее время Международная Комиссия по стандартизации (ISO) предлагает руководствоваться следующей классификацией дыхательных контуров.

- в зависимости от особенностей конструкции они могут быть реверсивными, неревверсивными, или относиться к системам без газового резервуара;

- в зависимости от функциональных особенностей они могут быть разделены на закрытые, полузакрытые, полуоткрытые и открытые.

Классификация дыхательных контуров в зависимости от их конструкции.

При использовании реверсивной системы выдыхаемая газовая смесь частично или полностью возвращается в наркозный аппарат для повторного вдыхания. В неревверсивной системе выдыхаемая газовая смесь не возвращается для повторного вдыхания.

Ревверсивные контуры. Особенность реверсивных дыхательных контуров состоит в том, что выдыхаемая газовая смесь, смешиваясь с поступающим в контур свежим газом, вновь попадает на линию вдоха во время следующего дыхательного цикла. В связи с этим такие системы в обязательном порядке комплектуются адсорберами для удаления углекислого газа из выдыхаемой смеси.

Преимущества системы: улучшение микроклимата (температуры и влажности) в дыхательном контуре, уменьшение потерь тепла и влаги из дыхательных путей ребенка во время анестезии, экономия кислорода и средств ингаляционного наркоза, меньшее загрязнение операционной летучими анестетиками.

Недостатки системы: 1) при отсутствии достаточного мониторинга контроль за вдыхаемой концентрацией кислорода и анестетиков затруднен; 2) неисправность клапанов и/или истощение адсорбента может привести к недостаточной элиминации углекислого газа и, как следствие, к гиперкапнии и гиперкарбии.

К реверсивным дыхательным контурам относятся циркуляционный контур и маятниковый контур.

Циркуляционный контур — самый распространенный и практичный реверсивный дыхательный контур. Газовая смесь в циркуляционной системе совершает круговое движение на пути аппарат–больной–аппарат по шлангам вдоха и выдоха. Часть выдыхаемой газовой смеси может выбрасываться в атмосферу через предохранительный клапан или клапан выдоха. Степень сброса газовой смеси в атмосферу зависит в основном от притока в систему свежего газа: чем выше газоток в контуре, тем больше выброс газовой смеси через клапаны и тем совершеннее элиминация углекислого газа. Если все клапаны закрыты, то выдыхаемая смесь полностью возвращается в аппарат и не сбрасывается в атмосферу. В обоих случаях выдыхаемая смесь проходит через адсорбер, где очищается от углекислоты.

В маятниковом контуре вдыхаемая и выдыхаемая газовая смесь поочередно движется по одному шлангу от аппарата к пациенту и наоборот. При этом клапан выдоха также может быть закрыт или несколько приоткрыт. Маятниковый контур используется реже, в основном у детей младшего возраста. Процесс адсорбции углекислого газа в таких системах протекает менее эффективно и может сопровождаться определенными негативными явлениями (перегревание вдыхаемой газовой смеси, ожоги лица крупинками натронной извести и т. п.).

Нереверсивные контуры. Особенность конструкции нереверсивных дыхательных контуров состоит в том, что вся выдыхаемая газовая смесь сбрасывается в атмосферу, полностью замещаясь поступающим в контур свежим газом. Полный сброс выдыхаемого газа делает ненужным использование адсорбера с поглотителем углекислого газа.

Преимущества системы: контроль за вдыхаемой концентрацией кислорода и анестетиков во вдыхаемой газовой смеси значительно упрощается.

Недостатки системы: поступление в дыхательные пути ребенка чрезмерно сухого и холодного газа, большой расход средств ингаляционного наркоза, загрязнение операционной летучими анестетиками.

В зависимости от реализованных технических решений нереверсивные дыхательные контуры могут быть клапанными или бесклапанными.

Циркуляция газовой смеси в клапанных нереверсивных дыхательных контурах регулируется однонаправленным клапаном (нереверсивный клапан), через который происходит полный сброс выдыхаемой газовой смеси в атмосферу. Однонаправленный клапан располагается рядом с лицевой маской или коннектором интубационной трубки. Таким образом, к пациенту по линии вдоха всегда поступает только свежая газовая смесь, а реверсия выдыхаемого газа (в том числе CO_2) полностью исключается. Нереверсивные клапанные устройства имеют определенные недостатки (сопротивление дыханию и т. п.), в связи с чем у новорожденных и детей младшего возраста наиболее широкое распространение получили бесклапанные системы.

В бесклапанных нереверсивных контурах выдыхаемая газовая смесь вытесняется из дыхательной системы поступающим туда свежим газом. Это становится возможным, поскольку линия вдоха в бесклапанных контурах является одновременно и линией выдоха.

При использовании дыхательных систем Ayre, Mapleson D и E, Kuhn, Jackson-Rees и Bain выдыхаемый газ вытесняется из контура в фазу выдоха сильным однонаправленным потоком свежего газа.

В дыхательных системах Mapleson A, B и C, Lack и Magill выдыхаемый газ вытесняется из контура сильным встречным потоком свежего газа (Рис 4.9). Во время выдоха давление в контуре резко возрастает, что приводит к открытию клапана выдоха, через который весь выдыхаемый газ сбрасывается в атмосферу.

Если поток свежего газа в бесклапанном неререверсивном контуре недостаточен, то часть выдыхаемой газовой смеси будет возвращаться к пациенту. В принципе, особенности конструкции всех бесклапанных неререверсивных контуров не исключают возможности реверсии выдыхаемого газа. В бесклапанных системах адсорбер отсутствует, поэтому увеличение доли рециркулирующей выдыхаемой газовой смеси может привести к росту концентрации углекислого газа на вдохе. В связи с этим для каждого из бесклапанных контуров определен оптимальный поток свежего газа, который позволяет предотвратить реверсию выдыхаемой газовой смеси (Табл. 2). Величина газотока рассчитывается в зависимости от минутной вентиляции легких (МВЛ). Табл. 4.2. Газоток, позволяющий исключить реверсию выдыхаемого газа в бесклапанном дыхательном контуре

Отличительная особенность систем без газового резервуара – отсутствие дыхательного мешка (резервуара для газов) и испарителя. Примером контуров без газового резервуара могут служить маски Esmarch, Schimmelbusch и Boyle-Davis. Техника анестезии с использованием подобных систем состоит в следующем: на лицевую маску, покрытую несколькими слоями марли, капают легкоиспаряющийся анестетик из флакона (например, фторотан), а далее во время спонтанного вдоха пары анестетика в смеси с атмосферным воздухом поступают в дыхательные пути. В настоящее время системы без газового резервуара в анестезиологии уже не используются из-за ряда принципиальных недостатков: 1) неконтролируемое поступление атмосферного воздуха в контур затрудняет точное дозирование анестетика и контроль за глубиной анестезии; 2) отсутствие дыхательного мешка делает невозможным проведение ИВЛ; 3) атмосфера операционной загрязняется парами анестетиков в наибольшей степени.

Классификация дыхательных контуров в зависимости от их функциональных особенностей.

В зависимости от функциональных особенностей дыхательные контуры могут быть разделены на закрытые, полузакрытые, полуоткрытые и открытые.

Закрытые контуры. Закрытый дыхательный контур — система, в которой поток свежей газовой смеси равен суммарной скорости поглощения каждого из ее компонентов. При этом вся выдыхаемая газовая смесь возвращается в аппарат для повторного вдыхания (полная реверсия выдыхаемой смеси), поэтому основное условие для проведения анестезии по закрытому контуру — наличие поглотителя углекислого газа и абсолютная герметичность дыхательной системы.

Полузакрытые контуры. Полузакрытый дыхательный контур – система, в которой поток свежей газовой смеси превышает скорость поглощения газов организмом, но ниже минутной вентиляции легких. В таких системах имеет место частичная реверсия выдыхаемой газовой смеси, причем доля рециркулирующей смеси тем больше, чем

ниже поток свежего газа. Избыток газа стравливается в атмосферу через клапаны. Наличие поглотителя углекислого газа является обязательным.

Полуоткрытые контуры. Полуоткрытый дыхательный контур – система, в которой поток свежего газа равен или превышает минутную вентиляцию легких. При этом выдыхаемая газовая смесь полностью сбрасывается в атмосферу, а в фазу вдоха к пациенту поступает только свежий газ. Отсутствие реверсии выдыхаемой газовой смеси делает ненужным использование адсорбера.

Открытые контуры. В открытых дыхательных контурах вдох и выдох осуществляются из атмосферы и в атмосферу. Отсутствие газового резервуара в открытых системах приводит к неконтролируемому поступлению в контур атмосферного воздуха, в связи с чем концентрация летучих анестетиков на вдохе не поддается точному измерению. В настоящее время открытые контуры практически не применяются по соображениям безопасности пациента (см. также системы без газового резервуара).

Таким образом, дыхательные контуры выполняют не только пассивную газопроводящую функцию. Они участвуют в формировании состава вдыхаемой газонаркотической смеси, регулируя соотношение свежего газа, выдыхаемой газовой смеси и атмосферного воздуха в той или иной пропорции. Другими словами, особенности конструкции дыхательных контуров тесно связаны с их функциональными особенностями.

Так, реверсивные контуры могут функционировать как закрытые, полузакрытые и полуоткрытые

Если поток свежего газа соответствует суммарной скорости поглощения компонентов газонаркотической смеси, то реверсивный контур функционирует как закрытый. После того, как выдыхаемая смесь проходит через адсорбер, вся она попадает на линию вдоха и вновь поступает к пациенту.

Реверсивные контуры могут функционировать как полузакрытые, если поток свежего газа превышает скорость утилизации газов организмом, но ниже минутной вентиляции легких. В этом случае имеет место частичная реверсия выдыхаемой газовой смеси, причем доля рециркулирующей смеси обратно пропорциональна потоку свежего газа. Реверсивные контуры могут функционировать как полуоткрытые, если поток свежего газа равен или превышает минутную вентиляцию легких. В этом случае выдыхаемая газовая смесь полностью сбрасывается в атмосферу, а в фазу вдоха к пациенту поступает только свежий газ.

И, наконец, реверсивные контуры ни при каких условиях не могут функционировать как открытые, поскольку их конструкция исключает возможность неконтролируемого поступления атмосферного воздуха в систему.

Бесклапанные неревверсивные контуры могут функционировать как полуоткрытые, а при определенных условиях — как открытые и полузакрытые контуры.

Если газоток в бесклапанном контуре равен или превышает минутную вентиляцию легких (соответствует рекомендуемым оптимальным значениям — то реверсия выдыхаемой газовой смеси становится невозможной и система функционирует как полуоткрытая.

Если газоток в бесклапанном контуре ниже минутной вентиляции легких (не соответствует оптимальным значениям), то имеет место частичная рециркуляция выдыхаемой газовой смеси. В этом случае бесклапанный контур перестает быть

нереверсивным и начинает функционировать как полузакрытый. В бесклапанных системах адсорбер отсутствует, поэтому на практике это становится возможным лишь при условии тщательного мониторинга концентрации углекислого газа на вдохе.

Если газовый резервуар системы относительно невелик, а газоток слишком мал, то в бесклапанный контур в фазу вдоха начинает поступать атмосферный воздух, т. е. он начинает функционировать как открытый.

И, наконец, в силу особенностей конструкции бесклапанные контуры ни при каких условиях не могут функционировать как закрытые контуры.

Клапанные нереверсивные контуры. Работа однонаправленного клапана полностью исключает реверсию выдыхаемого газа, в связи с чем клапанные нереверсивные системы не могут функционировать как закрытые или полузакрытые контуры.

В клапанных нереверсивных контурах во время вдоха к пациенту поступает только свежий газ, поэтому газоток должен быть равен или несколько превышать минутную вентиляцию легких. Таким образом, основное функциональное предназначение клапанных систем — работа по полуоткрытому контуру.

Тем не менее, клапанные нереверсивные контуры могут функционировать и как открытые контуры. Это становится возможным, если линия вдоха через какое-либо отверстие сообщается с атмосферой, а поток свежего газа слишком мал и/или газовый резервуар имеет небольшую емкость. В этом случае в клапанный нереверсивный контур в фазу вдоха начинает поступать атмосферный воздух, вследствие чего концентрация летучих анестетиков на вдохе перестает поддаваться точному расчету.

Системы без газового резервуара. Основное предназначение таких систем – работа по открытому контуру (вдох и выдох осуществляются из атмосферы и в атмосферу).

Если газоток в контуре чересчур велик, а дыхательный объем слишком мал, то гортаноглотка, заполняясь свежей газовой смесью, принимает на себя функцию газового резервуара. В этом случае к пациенту во время вдоха поступает только свежий газ, а вся система начинает функционировать как полуоткрытая.

И, наконец, системы без газового резервуара в силу особенностей конструкции не могут функционировать как закрытые или полузакрытые контуры.

1.3. Современные наркозные аппараты

Современные наркозные аппараты являются универсальными: они позволяют проводить ингаляционную анестезию как у младенцев, так и у детей старшего возраста. Это достигается использованием лицевых масок различного размера, шлангов и переходников различной длины и диаметра, взаимозаменяемых дыхательных мехов и мешков большей или меньшей емкости, а также дополнительной комплектацией аппарата дыхательным контуром для детей младшего возраста. Вместе с тем отечественная и мировая промышленность выпускает наркозные аппараты, предназначенные исключительно для новорожденных и детей младшего возраста. Основные требования, предъявляемые к устройствам для ингаляционного наркоза у детей данной возрастной группы, следующие: а) минимальное сопротивление дыханию, особенно выдоху; б) минимальный мертвопространственный эффект; в) возможность поддержания оптимальной температуры и влажности вдыхаемой газовой смеси.

Новейшие наркозные аппараты снабжены спирометрами (измеряют дыхательный объем и минутную вентиляцию легких), манометрами (измеряют давление в

дыхательном контуре), и оборудованы самыми разными дополнительными мониторами (газоанализатор, пульсоксиметр, электрокардиоскоп и т.п.). В современных аппаратах встроен блок тревожной сигнализации, срабатывающий при разгерметизации контура, аварийном прекращении подачи кислорода и изменении предустановленных параметров вентиляции, предусмотрена автоматическая блокировка поступления закиси азота при внезапном прекращении подачи кислорода, имеется система улавливания и отвода отработанных газов. Между наркозным аппаратом и дыхательным контуром иногда подсоединяют увлажнители, которые согревают и увлажняют вдыхаемую газовую смесь, и распылители (небулайзеры), которые разбрызгивают частицы воды в виде аэрозоля.

2. Аппараты ИВЛ (респираторы)

Аппараты ИВЛ — это устройства обеспечивающие периодическое поступление дыхательных газов в легкие больного для обеспечения или поддержания вентиляции легких. Принципы работы респираторов могут быть различными, но в практической медицине преимущественно используются аппараты действующие по принципу вдувания. Источниками энергии для них могут быть сжатый газ, электричество или мышечная сила.

Для ручной вентиляции легких в интенсивной терапии обычно используют саморасправляющиеся дыхательные мешки. Наиболее известными производителями этих устройств являются фирмы “Ambu” (Дания), “Penlon” (Великобритания), “Laerdal” (Норвегия). Мешок имеет клапанную систему, регулирующую направление газового потока, стандартный коннектор для присоединения к лицевой маске или интубационной трубке и штуцер для подключения к источнику кислорода. При сжатии мешка рукой газовая смесь поступает в дыхательные пути больного, выдох происходит в атмосферу. Параметры вентиляции зависят от частоты и интенсивности сжатий мешка. Для того, чтобы предотвратить возможность развития баротравмы, большинство саморасправляющихся мешков имеют “клапан безопасности”, обеспечивающий сброс в атмосферу избыточного давления, возникающего при чрезмерно энергичном сжатии.

Саморасправляющиеся дыхательные мешки обычно используются для непродолжительной ИВЛ при проведении реанимационных мероприятий и при транспортировке больного.

При проведении анестезии ручная вентиляция легких обычно осуществляется с помощью дыхательного мешка или меха наркозного аппарата.

Аппараты для автоматической вентиляции легких. Автоматические респираторы применяются главным образом для продолжительной вентиляции легких в отделениях интенсивной терапии и при проведении анестезии. В настоящее время в мире производится большое количество различных аппаратов для ИВЛ, которые по своим техническим и функциональным характеристикам подразделяются на несколько групп. Тем не менее, можно попытаться сформулировать общие требования, предъявляемые к современным респираторам.

Аппарат предоставлять возможность проводить вентиляцию легких в контролируемом и одном или нескольких вспомогательных режимах, позволять в широком диапазоне регулировать частоту вентиляции, дыхательный объем, соотношение фаз

дыхательного цикла, давление и скорость газового потока на вдохе и положительное давление в конце выдоха, концентрацию кислорода, температуру и влажность дыхательной смеси. Кроме того, аппарат должен иметь встроенный мониторинг блок контролирующей, как минимум, возникновения критических ситуаций (разгерметизацию дыхательного контура, падение дыхательного объема, снижение концентрации кислорода). Некоторые современные аппараты ИВЛ имеют столь разветвленную мониторинговую систему (включающую газоанализаторы и регистраторы механики дыхания), что позволяют четко контролировать вентиляцию и газообмен практически не прибегая к помощи лабораторных служб.

Поскольку многие показатели вентиляции жестко взаимосвязаны, то принципиально невозможно создать респиратор с абсолютно независимой регулировкой всех установочных параметров. Поэтому на практике традиционно принято классифицировать аппараты ИВЛ по принципу смены фаз дыхательного цикла или вернее точнее по тому, какой из установленных параметров является гарантированным и не может изменяться ни при каких условиях. В соответствии с этим респираторы могут быть контролируемые по объему (гарантируется дыхательный объем), по давлению (гарантируется установленное давление вдоха) и по времени (гарантируется неизменность продолжительности фаз дыхательного цикла).

В педиатрической практике для традиционной (конвенционной) вентиляции чаще всего используют тайм-циклические респираторы (“Sechrist”, США; “Bear”, США; “Babylog”, Германия) и объемные респираторы (“Evita”, Германия; “Puritan-Bennet”, США).

При вентиляции новорожденных и детей младшего возраста предпочтение отдается тайм-циклическим респираторам с постоянной циркуляцией газа в дыхательном контуре.

У детей с массой тела более 10-15 кг дыхательный объем в гораздо меньшей степени, по сравнению с новорожденными, зависит от изменения аэродинамического сопротивления дыхательных путей и растяжимости легких. Поэтому при вентиляции детей старше 2-3 лет предпочтение обычно отдается объемным респираторам.

В последнее время определенное распространение получил один из методов нетрадиционной ИВЛ — высокочастотная осцилляторная вентиляция. При такой вентиляции аппаратом генерируются колебания от 6 до 15 Гц (360-900 дыханий в 1 мин.). При осцилляторной вентиляции дыхательный объем меньше объема анатомического мертвого пространства и газообмен в легких осуществляется преимущественно за счет диффузии.

Аппараты для осцилляторной ИВЛ подразделяются на “истинные” осцилляторы (“Sensormedics”, США) и прерыватели потока, (“SLE”, Великобритания). Кроме того, есть так называемые гибридные осцилляторы, сочетающие в себе особенности прерывателей потока и осцилляторных вентиляторов (“Infrasonic Infant Star”, США). Последний аппарат позволяет также сочетать традиционную конвективную вентиляцию с осцилляторной. Осцилляторные вентиляторы

3. Очистка и обеззараживание наркозно-дыхательной аппаратуры

Факт обсеменения наркозных аппаратов и аппаратов ИВЛ патогенной микрофлорой и возможность перекрестного инфицирования больных очевидны. Основное или

сопутствующее заболевание также способствует снижению сопротивляемости организма. Доказано отрицательное влияние продленной ИВЛ на состояние слизистой оболочки дыхательных путей и активность мерцательного эпителия. Перекрестное инфицирование и различные предрасполагающие факторы увеличивают опасность возникновения инфекционного процесса, что определяет необходимость в очистке и обеззараживании наркозно-дыхательной аппаратуры.

Промытые под проточной водой детали аппаратов замачивают в свежеприготовленном моющем растворе в течение 15-20 мин. Затем ватно-марлевыми тампонами моют отдельно каждую деталь. Тампоны используют однократно. Вымытые детали прополаскивают в проточной и ополаскивают в дистиллированной воде. Затем их протирают медицинским спиртом. После этого все предметы должны быть выложены на стерильную простыню и тщательно высушены. Этим методом можно снизить бактериальное обсеменение более чем в тысячу раз.

Больше всего обсеменению микроорганизмами подвержены те части аппаратов, через которые постоянно проходит выдыхаемая газовая смесь. В результате микробы оседают на всех присоединительных элементах, коннекторах, гофрированных шлангах, которые следует дезинфицировать по описанной методике после каждого использования.

Очистка и обеззараживание наркозно-дыхательной аппаратуры требует достаточно много времени и специально выделенного персонала. Описанными методами можно обойтись в хирургических стационарах и отделениях интенсивной терапии малой и средней мощности. В больших многопрофильных хирургических клиниках все большее применение находят специальные дезинфицирующие камеры с большой пропускной способностью. В качестве примера можно привести дезинфицирующую камеру «Aseptor 8800» фирмы Dräger (Германия). Это полностью автоматизированная камера для дезинфекции крупных медицинских аппаратов, включая наркозные аппараты и респираторы. В качестве дезинфицирующего средства служит формальдегид. В каждой камере можно одновременно дезинфицировать 2-5 аппаратов в собранном виде. Одновременно происходит обеззараживание не только поверхности аппаратов, но и внутренних просветов патрубков, шлангов, мешков и т. д. Формальдегид нейтрализуется аммиаком, а затем камера “продувается” воздухом. Таким образом, всего за 40-120 мин один человек может провести обеззараживание нескольких аппаратов.

Контроль за эффективностью качества очистки комплектующих изделий из органических соединений осуществляют путем постановки различных проб (бензидиновая, фенолфталеиновая). Контроль обеззараживания проводят путем смыва с внутренних поверхностей масок, коннекторов, шлангов, воздухопроводов и т. п. с последующим посевом на питательные среды на предмет наличия патогенной флоры.

Заключение

Наркозные аппараты многофункциональны, что обеспечивается различными компонентами, такими как: входные отверстия для медицинских газов, регуляторы давления, вентили подачи и дозиметры, испарители, выходной патрубок подачи свежей дыхательной смеси, механизм обеспечения безопасности при снижении давления кислорода. Современные наркозные аппараты снабжены спирометрами,

манометрами, респираторами с тревожной сигнализацией при разгерметизации, системой улавливания и отвода отработанных газов, кислородными анализаторами, небулизаторами.

Механизм обеспечения безопасности включается только при снижении давления в линии подачи кислорода, но не защищает больного от всех прочих причин гипоксии.

При утечках кислорода из дозиметра, а также на участке между дозиметром и выходным патрубком подачи свежей дыхательной смеси к больному будет поступать смесь с пониженным содержанием кислорода. Чтобы снизить риск гипоксии, дозиметры кислорода следует размещать ближе к патрубку подачи смеси, чем дозиметры всех остальных медицинских газов.

Длинные шланги с высокой растяжимостью, большая частота дыхания и высокое давление в дыхательных путях -- все это значительно увеличивает разницу между объемом смеси, подаваемым в дыхательный контур, и объемом, поступающим в дыхательные пути больного.

Тревожная сигнализация -- неотъемлемый элемент анестезиологического респиратора. Когда респиратор работает, ни в коем случае нельзя отключать тревожную сигнализацию разгерметизации. Рассоединение элементов дыхательного контура (разгерметизация) -- главная причина анестезиологических осложнений -- обнаруживает себя снижением пикового давления в контуре.

Пренебрежение увлажнением газа приводит к дегидратации слизистой оболочки нижних дыхательных путей, нарушению функции реснитчатого эпителия, сгущению секрета и даже нарушению вентиляционно-перфузионных соотношений вследствие ателектазирования.

Соблюдение правил эксплуатации и мер предупреждения взрывов при работе с наркозно-дыхательной аппаратурой обеспечивает безопасность пациентов и медицинского персонала, а также повышает качество лечения.

Литература:

1. Анестезиология : национальное руководство / Под ред. А.А. Бунятына, В.М. Мизикова - М. : ГЭОТАР-Медиа, 2013. - 1104 с. - (Серия "Национальные руководства").
2. Базовый курс анестезиолога: учебное пособие, электронный вариант / под ред. Э. В. Недашковского, В. В. Кузькова. — Архангельск: Северный государственный медицинский университет, 2010. — 238 с.
3. Клиническая анестезиология: книга 1-я Дж. Эдвард Морган-мл., Мэгид С. Михаил / Изд. 2-е, испр.— Пер. с англ. — М.—СПб.: Издательство БИНОМ-Невский Диалект, 2001. 396с., ил.
4. Царенко С.В. «Практический курс ИВЛ» WORD, 160 стр., 2007 г.
5. <http://rusanesth.com/>