Санкт-Петербургский Государственный Политехнический Университет

**КУРСОВАЯ РАБОТА**

Дисциплина: **Материалы медицинского применения**

Тема: **Искусственное легкое**

Санкт-Петербург

2008

**Содержание.**

Перечень условных обозначений, терминов и сокращений 3

1. Введение. 4

2. Анатомия дыхательной системы человека. 4

2.1. Воздухоносные пути. 4

2.2. Легкие. 5

2.3. Легочная вентиляция. 5

2.4. Изменения объема легких. 6

3. Искусственная вентиляция легких. 6

3.1. Основные методы искусственной вентиляции легких. 7

3.2. Показания к применению искусственной вентиляции легких. 8

3.3. Контроль адекватности искусственной вентиляции легких. 9

3.4. Осложнения при искусственной вентиляции легких. 9

3.5. Количественные характеристики режимов искусственной вентиляции легких. 10

4. Аппарат искусственной вентиляции легких. 10

4.1. Принцип работы аппарата искусственной вентиляции легких. 10

4.2. Медико-технические требования к аппарату ИВЛ. 11

4.3. Схемы для подачи газовой смеси пациенту. 13

5. Аппарат искусственного кровообращения. 13

5.1. Мембранные оксигенаторы. 14

5.2. Показания к экстракорпоральной мембранной оксигенации.  17

5.3. Каннюляция для экстракорпоральной мембранной оксигенации.  17

6. Заключение. 18

Список использованной литературы. 19

**Перечень условных обозначений, терминов и сокращений**

ИВЛ – искусственная вентиляция легких.

АД – артериальное давление.

ПДКВ - положительное давление в конце выдоха.

АИК – аппарат искусственного кровообращения.

ЭКМО - экстракорпоральная мембранная оксигенация.

ВВЭКМО - веновенозная экстракорпоральная мембранная оксигенация.

ВАЭКМО – веноартериальная экстракорпоральная мембранная оксигенация.

Гиповолемия - уменьшение объёма циркулирующей крови. Обычно под этим более конкретно подразумевается снижение объёма плазмы крови.

Гипоксемия - понижение содержания кислорода в крови в результате нарушения кровообращения, повышенной потребности тканей в кислороде, уменьшения газообмена в лёгких при их заболеваниях, уменьшения содержания гемоглобина в крови и др.

Гиперкапния - повышенное парциальное давление (и содержание) CO2 в артериальной крови (и в организме).

Интубация - введение в гортань через рот специальной трубки с целью устранения нарушения дыхания при ожогах, некоторых травмах, тяжёлых спазмах гортани, дифтерии гортани и её острых, быстро разрешающихся отёках, например аллергических.

Трахеостома - это искусственно сформированный свищ трахеи, выведенный в наружную область шеи, для дыхания, минуя носоглотку. В трахеостому вставляется трахеостомическая канюля.

Пневмоторакс - состояние, характеризующееся скоплением воздуха или газа в полости плевры.

**1. Введение.**

Дыхательная система человека обеспечивает по­сту­п­ле­ние в ор­га­низм ки­сло­ро­да и уда­ле­ние уг­ле­ки­сло­го га­за. Транс­порт га­зов и дру­гих не­об­хо­ди­мых ор­га­низ­му ве­ществ осу­ще­ст­в­ля­ет­ся с по­мо­щью кро­ве­нос­ной сис­те­мы. Функ­ция ды­ха­тель­ной сис­те­мы сво­дит­ся лишь к то­му, что­бы снаб­жать кровь дос­та­точ­ным ко­ли­че­ст­вом ки­сло­ро­да и уда­лять из нее уг­ле­кис­лый газ. Хи­ми­че­ское вос­ста­нов­ле­ние мо­ле­ку­ляр­но­го ки­сло­ро­да с об­ра­зо­ва­ни­ем во­ды слу­жит для мле­ко­пи­таю­щих ос­нов­ным ис­точ­ни­ком энер­гии. Без нее жизнь не мо­жет про­дол­жать­ся доль­ше не­сколь­ких се­кунд.

Вос­ста­нов­ле­нию ки­сло­ро­да со­пут­ст­ву­ет об­ра­зо­ва­ние CO2. Ки­сло­род, входящий в CO2, не про­ис­хо­дит не­по­сред­ст­вен­но из мо­ле­ку­ляр­но­го ки­сло­рода. Ис­поль­зо­ва­ние O2 и об­ра­зо­ва­ние CO2 свя­за­ны ме­ж­ду со­бой про­ме­жу­точ­ны­ми ме­та­бо­ли­че­ски­ми ре­ак­ция­ми; тео­ре­ти­че­ски ка­ж­дая из них длят­ся некоторое вре­мя. Об­мен O2 и CO2 ме­ж­ду ор­га­низ­мом и сре­дой на­зы­ва­ет­ся ды­ха­ни­ем. У выс­ших жи­вот­ных про­цесс ды­ха­ния осу­ще­ст­в­ля­ет­ся бла­го­да­ря ря­ду по­сле­до­ва­тель­ных про­цес­сов.

1. Об­мен га­зов ме­ж­ду сре­дой и лег­ки­ми, что обыч­но обо­зна­ча­ют как "ле­гоч­ную вен­ти­ля­цию".

2. Об­мен га­зов ме­ж­ду аль­ве­о­ла­ми лег­ких и кро­вью (ле­гоч­ное ды­ха­ние).

3. Об­мен га­зов ме­ж­ду кро­вью и тка­ня­ми. Га­зы пе­ре­хо­дят внут­ри тка­ни к мес­там по­треб­ле­ния (для O2) и от мест об­ра­зо­ва­ния (для CO2) (кле­точ­ное ды­ха­ние).

Вы­па­де­ние лю­бо­го из этих про­цес­сов при­во­дит к на­ру­ше­ни­ям ды­ха­ния и соз­да­ет опас­ность для жиз­ни человека.

## 2. Ана­то­мия дыхательной системы человека.

Ды­ха­тель­ная сис­те­ма че­ло­ве­ка со­сто­ит из тка­ней и ор­га­нов, обес­пе­чи­ваю­щих ле­гоч­ную вен­ти­ля­цию и ле­гоч­ное ды­ха­ние. К воз­ду­хо­нос­ным пу­тям от­но­сят­ся: нос, по­лость но­са, но­со­глот­ка, гор­тань, тра­хея, брон­хи и брон­хио­лы. Лег­кие со­сто­ят из брон­хи­ол и аль­ве­о­ляр­ных ме­шоч­ков, а так­же из ар­те­рий, ка­пил­ля­ров и вен ле­гоч­но­го кру­га кро­во­об­ра­ще­ния. К эле­мен­там ко­ст­но-мы­шеч­ной сис­те­мы, свя­зан­ным с ды­ха­ни­ем, от­но­сят­ся реб­ра, меж­ре­бер­ные мыш­цы, диа­фраг­ма и вспо­мо­га­тель­ные ды­ха­тель­ные мыш­цы.

**2.1. Воз­ду­хо­нос­ные пу­ти.**

Нос и по­лость но­са слу­жат про­во­дя­щи­ми ка­на­ла­ми для воз­ду­ха, в ко­то­рых он на­гре­ва­ет­ся, ув­лаж­ня­ет­ся и фильт­ру­ет­ся. По­лость но­са вы­стла­на бо­га­то вас­ку­ля­ри­зо­ван­ной сли­зи­стой обо­лоч­кой. Мно­го­чис­лен­ные же­ст­кие во­лос­ки, а так­же снаб­жен­ные рес­нич­ка­ми эпи­те­ли­аль­ные и бо­ка­ло­вид­ные клет­ки слу­жат для очи­ст­ки вды­хае­мо­го воз­ду­ха от твер­дых час­тиц. В верх­ней час­ти по­лос­ти ле­жат обо­ня­тель­ные клет­ки.

Гор­тань ле­жит ме­ж­ду тра­хе­ей и кор­нем язы­ка. По­лость гор­та­ни раз­де­ле­на дву­мя склад­ка­ми сли­зи­стой обо­лоч­ки, не пол­но­стью схо­дя­щи­ми­ся по сред­ней ли­нии. Про­стран­ст­во ме­ж­ду эти­ми склад­ка­ми - го­ло­со­вая щель за­щи­ще­но пла­стин­кой во­лок­ни­сто­го хря­ща - над­гор­тан­ни­ком.

Тра­хея на­чи­на­ет­ся у ниж­не­го кон­ца гор­та­ни и спус­ка­ет­ся в груд­ную по­лость, где де­лит­ся на пра­вый и ле­вый брон­хи; стен­ка ее об­ра­зо­ва­на со­еди­ни­тель­ной тка­нью и хря­щом. Час­ти, при­мы­каю­щие к пи­ще­во­ду, за­ме­ще­ны фиб­роз­ной связ­кой. Пра­вый бронх обыч­но ко­ро­че и ши­ре ле­во­го. Вой­дя в лег­кие, глав­ные брон­хи по­сте­пен­но де­лят­ся на все бо­лее мел­кие труб­ки (брон­хио­лы), са­мые мел­кие из ко­то­рых - ко­неч­ные брон­хио­лы яв­ля­ют­ся по­след­ним эле­мен­том воз­ду­хо­нос­ных пу­тей. От гор­та­ни до ко­неч­ных брон­хи­ол труб­ки вы­стла­ны мер­ца­тель­ным эпи­те­ли­ем.

## 2.2. Лег­кие.

В це­лом лег­кие име­ют вид губ­ча­тых, по­рис­тых ко­ну­со­вид­ных об­ра­зо­ва­ний, ле­жа­щих в обе­их по­ло­ви­нах груд­ной по­лос­ти. Наи­мень­ший струк­тур­ный эле­мент лег­ко­го - доль­ка со­сто­ит из ко­неч­ной брон­хио­лы, ве­ду­щей в ле­гоч­ную брон­хио­лу и аль­ве­о­ляр­ный ме­шок. Стен­ки ле­гоч­ной брон­хио­лы и аль­ве­о­ляр­но­го меш­ка об­ра­зу­ют уг­луб­ле­ния - аль­ве­о­лы. Такая структура легких увеличивает их дыхательную поверхность, которая в 50-100 раз превышает поверхность тела. Стен­ки аль­ве­ол со­сто­ят из од­но­го слоя эпи­те­ли­аль­ных кле­ток и ок­ру­же­ны ле­гоч­ны­ми ка­пил­ля­ра­ми. Внут­рен­няя по­верх­ность аль­ве­о­лы по­кры­та по­верх­но­ст­но-ак­тив­ным ве­ще­ст­вом сур­фак­тан­том. От­дель­ная аль­ве­о­ла, тес­но со­при­ка­саю­щая­ся с со­сед­ни­ми струк­ту­ра­ми, име­ет фор­му не­пра­виль­но­го мно­го­гран­ни­ка и при­бли­зи­тель­ные раз­ме­ры до 250 мкм. При­ня­то счи­тать, что об­щая по­верх­ность аль­ве­ол, че­рез ко­то­рую осу­ще­ст­в­ля­ет­ся га­зо­об­мен, экс­по­нен­ци­аль­но за­ви­сит от ве­са те­ла. С воз­рас­том от­ме­ча­ет­ся умень­ше­ние пло­ща­ди по­верх­но­сти аль­ве­ол.

Ка­ж­дое лег­кое ок­ру­же­но меш­ком - плев­рой. На­руж­ный (па­рие­таль­ный) лис­ток плев­ры при­мы­ка­ет к внут­рен­ней по­верх­но­сти груд­ной стен­ки и диа­фраг­ме, внут­рен­ний (вис­це­раль­ный) по­кры­ва­ет лег­кое. Щель ме­ж­ду ли­ст­ка­ми на­зы­ва­ет­ся плев­раль­ной по­ло­стью. При дви­же­нии груд­ной клет­ки внут­рен­ний лис­ток обыч­но лег­ко сколь­зит по на­руж­но­му. Дав­ле­ние в плев­раль­ной по­лос­ти все­гда мень­ше ат­мо­сфер­но­го (от­ри­ца­тель­ное). В ус­ло­ви­ях по­коя внут­ри­плев­раль­ное дав­ле­ние у че­ло­ве­ка в сред­нем на 4,5 торр ни­же ат­мо­сфер­но­го (-4,5 торр). Меж­плев­раль­ное про­стран­ст­во ме­ж­ду лег­ки­ми на­зы­ва­ет­ся сре­до­сте­ни­ем; в нем на­хо­дят­ся тра­хея, зоб­ная же­ле­за (ти­мус) и серд­це с боль­ши­ми со­су­да­ми, лим­фа­ти­че­ские уз­лы и пи­ще­вод.

Ле­гоч­ная ар­те­рия не­сет кровь от пра­во­го же­лу­доч­ка серд­ца, она де­лит­ся на пра­вую и ле­вую вет­ви, ко­то­рые на­прав­ля­ют­ся к лег­ким. Эти ар­те­рии вет­вят­ся, сле­дуя за брон­ха­ми, снаб­жа­ют круп­ные струк­ту­ры лег­ко­го и об­ра­зу­ют ка­пил­ля­ры, оп­ле­таю­щие стен­ки аль­ве­ол. Воз­дух в аль­ве­о­ле от­де­лен от кро­ви в ка­пил­ля­ре стен­кой аль­ве­о­лы, стен­кой ка­пил­ля­ра и в не­ко­то­рых слу­ча­ях про­ме­жу­точ­ным сло­ем ме­ж­ду ни­ми. Из ка­пил­ля­ров кровь по­сту­па­ет в мел­кие ве­ны, ко­то­рые в кон­це кон­цов со­еди­ня­ют­ся и об­ра­зу­ют ле­гоч­ные ве­ны, дос­тав­ляю­щие кровь в ле­вое пред­сер­дие.

Брон­хи­аль­ные ар­те­рии боль­шо­го кру­га то­же при­но­сят кровь к лег­ким, а имен­но снаб­жа­ют брон­хи и брон­хио­лы, лим­фа­ти­че­ские уз­лы, стен­ки кро­ве­нос­ных со­су­дов и плев­ру. Боль­шая часть этой кро­ви от­те­ка­ет в брон­хи­аль­ные ве­ны, а от­ту­да - в не­пар­ную (спра­ва) и в по­лу­не­пар­ную (сле­ва). Очень не­боль­шое ко­ли­че­ст­во ар­те­ри­аль­ной брон­хи­аль­ной кро­ви по­сту­па­ет в ле­гоч­ные ве­ны.

Ды­ха­тель­ные мыш­цы - это те мыш­цы, со­кра­ще­ния ко­то­рых из­ме­ня­ют объ­ем груд­ной клет­ки. Мыш­цы, на­прав­ляю­щие­ся от го­ло­вы, шеи, рук и не­ко­то­рых верх­них груд­ных и ниж­них шей­ных по­звон­ков, а так­же на­руж­ные меж­ре­бер­ные мыш­цы, со­еди­няю­щие реб­ро с реб­ром, при­под­ни­ма­ют реб­ра и уве­ли­чи­ва­ют объ­ем груд­ной клет­ки. Диа­фраг­ма - мы­шеч­но-су­хо­жиль­ная пла­сти­на, при­кре­п­лен­ная к по­звон­кам, реб­рам и гру­ди­не, от­де­ля­ет груд­ную по­лость от брюш­ной. Это глав­ная мыш­ца, уча­ст­вую­щая в нор­маль­ном вдо­хе. При уси­лен­ном вдо­хе со­кра­ща­ют­ся до­пол­ни­тель­ные груп­пы мышц. При уси­лен­ном вы­до­хе дей­ст­ву­ют мыш­цы, при­кре­п­лен­ные ме­ж­ду реб­ра­ми (внут­рен­ние меж­ре­бер­ные мыш­цы), к реб­рам и ниж­ним груд­ным и верх­ним по­яс­нич­ным по­звон­кам, а так­же мыш­цы брюш­ной по­лос­ти; они опус­ка­ют реб­ра и при­жи­ма­ют брюш­ные ор­га­ны к рас­сла­бив­шей­ся диа­фраг­ме, умень­шая та­ким об­ра­зом ем­кость груд­ной клет­ки.

## 2.3. Ле­гоч­ная вен­ти­ля­ция.

По­ка внут­ри­плев­раль­ное дав­ле­ние ос­та­ет­ся ни­же ат­мо­сфер­но­го, раз­ме­ры лег­ких точ­но сле­ду­ют за раз­ме­ра­ми груд­ной по­лос­ти. Дви­же­ния лег­ких со­вер­ша­ют­ся в ре­зуль­та­те со­кра­ще­ния ды­ха­тель­ных мышц в со­че­та­нии с дви­же­ни­ем час­тей груд­ной стен­ки и диа­фраг­мы.

Рас­слаб­ле­ние всех свя­зан­ных с ды­ха­ни­ем мышц при­да­ет груд­ной клет­ке по­ло­же­ние пас­сив­но­го вы­до­ха. Со­от­вет­ст­вую­щая мы­шеч­ная ак­тив­ность мо­жет пе­ре­вес­ти это по­ло­же­ние во вдох или же уси­лить вы­дох. Вдох соз­да­ет­ся рас­ши­ре­ни­ем груд­ной по­лос­ти и все­гда яв­ля­ет­ся ак­тив­ным про­цес­сом. Бла­го­да­ря сво­ему со­чле­не­нию с по­звон­ка­ми реб­ра дви­жут­ся вверх и на­ру­жу, уве­ли­чи­вая рас­стоя­ние от по­зво­ноч­ни­ка до гру­ди­ны, а так­же бо­ко­вые раз­ме­ры груд­ной по­лос­ти (ре­бер­ный или груд­ной тип ды­ха­ния). Со­кра­ще­ние диа­фраг­мы ме­ня­ет ее фор­му из ку­по­ло­об­раз­ной в бо­лее пло­скую, что уве­ли­чи­ва­ет раз­ме­ры груд­ной по­лос­ти в про­доль­ном на­прав­ле­нии (диа­фраг­маль­ный или брюш­ной тип ды­ха­ния). Обыч­но глав­ную роль во вдо­хе иг­ра­ет диа­фраг­маль­ное ды­ха­ние. По­сколь­ку лю­ди-су­ще­ст­ва дву­но­гие, при ка­ж­дом дви­же­нии ре­бер и гру­ди­ны ме­ня­ет­ся центр тя­же­сти те­ла и воз­ни­ка­ет не­об­хо­ди­мость при­спо­со­бить к это­му раз­ные мыш­цы.

При спо­кой­ном ды­ха­нии у че­ло­ве­ка обыч­но дос­та­точ­но эла­сти­че­ских свойств и ве­са пе­ре­мес­тив­ших­ся тка­ней, что­бы вер­нуть их в по­ло­же­ние, пред­ше­ст­вую­щее вдо­ху. Та­ким об­ра­зом, вы­дох в по­кое про­ис­хо­дит пас­сив­но вслед­ст­вие по­сте­пен­но­го сни­же­ния ак­тив­но­сти мышц, соз­даю­щих ус­ло­вие для вдо­ха. Ак­тив­ный вы­дох мо­жет воз­ник­нуть вслед­ст­вие со­кра­ще­ния внут­рен­них меж­ре­бер­ных мышц в до­пол­не­ние к дру­гим мы­шеч­ным груп­пам, ко­то­рые опус­ка­ют реб­ра, умень­ша­ют по­пе­реч­ные раз­ме­ры груд­ной по­лос­ти и рас­стоя­ние ме­ж­ду гру­ди­ной и по­зво­ноч­ни­ком. Ак­тив­ный вы­дох мо­жет так­же про­изой­ти вслед­ст­вие со­кра­ще­ния брюш­ных мышц, ко­то­рое при­жи­ма­ет внут­рен­но­сти к рас­слаб­лен­ной диа­фраг­ме и умень­ша­ет про­доль­ный раз­мер груд­ной по­лос­ти. Рас­ши­ре­ние лег­ко­го сни­жа­ет (на вре­мя) об­щее внут­ри­ле­гоч­ное (аль­ве­о­ляр­ное) дав­ле­ние. Оно рав­но ат­мо­сфер­но­му, ко­гда воз­дух не дви­жет­ся, а го­ло­со­вая щель от­кры­та. Оно ни­же ат­мо­сфер­но­го, по­ка лег­кие не на­пол­нят­ся при вдо­хе, и вы­ше ат­мо­сфер­но­го при вы­до­хе. Внут­ри­плев­раль­ное дав­ле­ние то­же ме­ня­ет­ся на про­тя­же­нии ды­ха­тель­но­го дви­же­ния; но оно все­гда ни­же ат­мо­сфер­но­го (т. е. все­гда от­ри­ца­тель­ное).

## 2.4. Из­ме­не­ния объ­е­ма лег­ких.

У человека легкие занимают около 6% объема тела независимо от его веса. Объ­ем лег­ко­го ме­ня­ет­ся при вдо­хе не всю­ду оди­на­ко­во. Для это­го име­ют­ся три глав­ные при­чи­ны, во-пер­вых, груд­ная по­лость уве­ли­чи­ва­ет­ся не­рав­но­мер­но во всех на­прав­ле­ни­ях, во-вто­рых, не все час­ти лег­ко­го оди­на­ко­во рас­тя­жи­мы. В-треть­их, пред­по­ла­га­ет­ся су­ще­ст­во­ва­ние гра­ви­та­ци­он­но­го эф­фек­та, ко­то­рый спо­соб­ст­ву­ет сме­ще­нию лег­ко­го кни­зу. Объ­ем воз­ду­ха, вды­хае­мый при обыч­ном (не­уси­лен­ном) вдо­хе и вы­ды­хае­мой при обыч­ном (не­уси­лен­ном) вы­до­хе, на­зы­ва­ет­ся ды­ха­тель­ным воз­ду­хом. Объ­ем мак­си­маль­но­го вы­до­ха по­сле пред­ше­ст­во­вав­ше­го мак­си­маль­но­го вдо­ха на­зы­ва­ет­ся жиз­нен­ной ем­ко­стью. Она не рав­на все­му объ­е­му воз­ду­ха в лег­ком (об­ще­му объ­е­му лег­ко­го), по­сколь­ку лег­кие пол­но­стью не спа­да­ют­ся. Объ­ем воз­ду­ха, ко­то­рый ос­та­ет­ся в не­спав­ших­ся лег­ких, на­зы­ва­ет­ся ос­та­точ­ным воз­ду­хом. Име­ет­ся до­пол­ни­тель­ный объ­ем, ко­то­рый мож­но вдох­нуть при мак­си­маль­ном уси­лии по­сле нор­маль­но­го вдо­ха. А тот воз­дух, ко­то­рый вы­ды­ха­ет­ся мак­сималь­ным уси­ли­ем по­сле нор­маль­но­го вы­до­ха, это ре­зерв­ный объ­ем вы­до­ха. Функ­цио­наль­ная ос­та­точ­ная ем­кость со­сто­ит из ре­зерв­но­го объ­е­ма вы­до­ха и ос­та­точ­но­го объ­е­ма. Это тот на­хо­дя­щий­ся в лег­ких воз­дух, в ко­то­ром раз­бав­ля­ет­ся нор­маль­ный ды­ха­тель­ный воз­дух. Вслед­ст­вие это­го со­став га­за в лег­ких по­сле од­но­го ды­ха­тель­но­го дви­же­ния обыч­но рез­ко не ме­ня­ет­ся.

 Многие болезни и травмы, в том числе не только легких, приводят к тому, что собственная вентиляция (спонтанная) прекращается или оказывается недостаточной. В таких случаях применяется искусственная вентиляция легких.

**3. Искусственная вентиляция легких.**

Искусственная вентиляция лёгких — обеспечивает газообмен между окружающим воздухом (или специально подобранной смесью газов) и альвеолами легких.

**3.1. Основные методы искусственной вентиляции легких.**

Современные методы искусственной вентиляции легких (ИВЛ) можно условно разделить на простые и аппаратные. Простые методы обычно применяют в экстренных ситуациях: при отсутствии самостоятельного дыхания, 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 неустраненной 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. В таких случаях вдувание воздуха проводят обычно с частотой 20—25 в 1 *мин*; при сочетании ИВЛ с массажем сердца — с частотой 12—15 в 1 *мин.* Проведение простой ИВЛ значительно облегчается введением в ротовую полость больного S-образного воздуховода, применением мешка Рубена («Амбу», РДА-1) или меха РПА-1 через ротоносовую маску. При этом необходимо обеспечить проходимость дыхательных путей и плотно прижимать маску к лицу больного.

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 объем (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.

Существуют три способа высокочастотной ИВЛ (объемная, осцилляционная и струйная). Объемную проводят обычно с частотой дыхания 80—100 в 1 *мин,* осцилляционную — 600—3600 в 1 *мин,* обеспечивая вибрацию непрерывного или прерывистого (в нормочастотном режиме) газового потока. Наибольшее распространение получила струйная высокочастотная ИВЛ с частотой дыхания 100—300 в 1 *мин,* при которой в дыхательные пути через иглу или катетер диаметром 1—2 *мм* вдувается струя кислорода или газовой смеси под давлением 2—4 атм. Струйную ИВЛ можно проводить через интубационную трубку или трахеостому (при этом происходит инжекция — подсасывание атмосферного воздуха в дыхательные пути) и через катетер, введенный в трахею через носовой ход или чрескожно (пункционно). Последнее особенно важно в тех случаях, когда нет условий для осуществления интубации трахеи или у медперсонала нет навыка проведения этой процедуры.

Искусственную вентиляцию легких можно проводить в автоматическом режиме, когда самостоятельное дыхание больного полностью подавлено фармакологическими препаратами или специально подобранными параметрами вентиляции легких. Возможно также проведение вспомогательной ИВЛ, при которой самостоятельное дыхание больного сохраняется. Подача газа осуществляется после слабой попытки больного произвести вдох (триггерный режим вспомогательной ИВЛ), либо больной приспосабливается к индивидуально подобранному режиму работы аппарата.

Существует также режим периодической принудительной вентиляции легких (ППВЛ), обычно используемый в процессе постепенного перехода от ИВЛ к самостоятельному дыханию. При этом больной дышит самостоятельно, но в дыхательные пути подается непрерывный поток подогретой и увлажненной газовой смеси, создающей искоторое положительное давление в легких на протяжении всего дыхательного цикла. На этом фоне с заданной периодичностью (обычно от 10 до 1 раза в 1 мин) респиратор производит искусственный вдох, совпадающий (синхронизированная ППВЛ) или не совпадающий (несинхронизированная ЛЛВЛ) с очередным самостоятельным вдохом больного. Постепенное урежение искусственных вдохов позволяет подготовить пациента к самостоятельному дыханию.

Широкое распространение получил режим ИВЛ с положительным давлением в конце выдоха (ПДКВ) от 5 до 15 *см вод. ст.* и более, при котором внутрилегочное давление в течение всего дыхательного цикла остается положительным по отношению к атмосферному. Этот режим способствует наилучшему распределению воздуха в легких, уменьшению шунтирования крови в них и снижению альвеолярно-артериальной разницы по кислороду. При искусственной вентиляции легких с ПДКВ расправляются ателектазы, устраняется или уменьшается отек легких, что способствует улучшению оксигенации артериальной крови при одном и том же содержании кислорода во вдыхаемом воздухе. Однако при ИВЛ с положительным давлением в конце вдоха существенно повышается внутригрудное давление, что может приводить к затруднению притока крови к сердцу.

Не потерял своего значения относительно редко используемый метод ИВЛ — электростимуляция диафрагмы. Периодически раздражая либо диафрагмальные нервы, либо непосредственно диафрагму через наружные или игольчатые электроды, удается добиться ритмичного ее сокращения, что обеспечивает вдох. К электростимуляции диафрагмы чаще прибегают как к методу вспомогательной ИВЛ в послеоперационном периоде, а также при подготовке больных к оперативным вмешательствам.

**3.2. Показания к применению искусственной вентиляции легких.**

При современном анестезиологическом пособии ИВЛ осуществляют в первую очередь в связи с необходимостью обеспечения мышечной релаксации курареподобными препаратами. На фоне ИВЛ возможно применение ряда анальгетиков в достаточных для полноценной анестезии дозах, введение которых в условиях самостоятельного дыхания сопровождалось бы артериальной гипоксемией. Поддерживая хорошую оксигенацию крови, ИВЛ помогает организму справиться с операционной травмой. При ряде оперативных вмешательств на органах грудной клетки (легких, пищеводе) используют раздельную интубацию бронхов, что позволяет во время операции выключать одно легкое из вентиляции для облегчения работы хирурга. Такая интубация также предупреждает затекание в здоровое легкое содержимого из оперируемого. При оперативных вмешательствах на гортани и дыхательных путях с успехом используют чрескатетерную струйную высокочастотную ИВЛ, облегчающую осмотр операционного поля и позволяющую поддерживать адекватный газообмен при вскрытой трахее и бронхах. Учитывая, что в условиях общей анестезии и мышечной релаксации больной не может реагировать на гипоксию и гиповентиляцию, особое значение приобретает контроль за содержанием газов крови, в частности постоянный мониторинг показателей парциального давления кислорода (рO2) и парциального давления двуокиси углерода (рСО2) чрескожным путем с помощью специальных датчиков. При проведении общей анестезии у истощенных, ослабленных больных, особенно при наличии дыхательной недостаточности до операции, при выраженной гиповолемии, развитии в процессе общей анестезии каких-либо осложнений, способствующих возникновению гипоксии (снижение АД, остановка сердца и др.), показано продолжение ИВЛ в течение нескольких часов после окончания оперативного вмешательства. В случае клинической смерти или агонии ИВЛ является обязательным компонентом реанимационного пособия. Прекращать ее можно только после полного восстановления сознания и полноценного самостоятельного дыхания.

В комплексе интенсивной терапии ИВЛ является наиболее мощным средством борьбы с острой дыхательной недостаточностью. Обычно ее проводят через трубку, которую вводят в трахею через нижний носовой ход или трахеостому. Особое значение приобретает тщательный уход за дыхательными путями, их полноценное дренирование. При отеке легких, пневмонии, дистресс-синдроме респираторном взрослых показана искусственная вентиляция легких с ПДКВ иногда до 15 *см вод. ст*. и более. Если гипоксемия сохраняется даже при высоком ПДКВ, показано сочетанное применение традиционной и струйной высокочастотной ИВЛ.

Вспомогательную ИВЛ применяют сеансами до 30—40 *мин* при лечении больных с хронической дыхательной недостаточностью. Ее можно использовать в амбулаторно-поликлинических и даже домашних условиях после соответствующей тренировки больного.

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.

**3.3. Контроль адекватности искусственной вентиляции легких.**

При проведении экстренной ИВЛ простыми методами достаточно наблюдения за цветом кожи и движениями грудной клетки больного. Стенка грудной клетки должна подниматься при каждом вдохе и опадать при каждом выдохе. Если вместо этого поднимается эпигастральная область, значит вдуваемый воздух поступает не в дыхательные пути, а в пищевод и желудок. Причиной чаще всего бывает неправильное положение головы больного.

При проведении длительной аппаратной ИВЛ о ее адекватности судят по ряду признаков. Если самостоятельное дыхание больного не подавлено фармакологически, одним из основных признаков является хорошая адаптация больного к респиратору. При ясном сознании у пациента не должно быть ощущения нехватки воздуха, дискомфорта. Дыхательные шумы в легких должны быть одинаковыми с обеих сторон, кожа имеет обычную окраску, сухая. Признаками неадекватности ИВЛ являются нарастающая тахикардия, тенденция к артериальной гипертензии, а при использовании искусственной вентиляции с ПДКВ — к гипотензии, что является признаком снижения притока крови к сердцу. Исключительно важен контроль за рО2, рСО2и кислотно-основным состоянием крови, рО2в процессе ИВЛ следует поддерживать не ниже 80 *мм рт. ст*. При тяжелых нарушениях гемодинамики (массивная кровопотеря, травматический или кардиогенный шок) желательно повышение рО2до 150 *мм рт. ст*. и выше. рСО2следует поддерживать, изменяя минутный объем и частоту дыхания, на максимальном уровне, при котором наступает полная адаптация больного к респиратору (обычно 32—36 *мм рт. ст*.). В процессе длительной ИВЛ не должны наступать метаболический ацидозили метаболический алкалоз*.* Первый чаще всего свидетельствует о нарушениях периферического кровообращения и микроциркуляции, второй — о гипокалиемии и клеточной гипогидратации.

**3.4. Осложнения при искусственной вентиляции легких.**

При длительной ИВЛ часто возникают трахеобронхиты, пневмония; опасным осложнением является пневмоторакс, т.к. в условиях ИВЛ воздух быстро скапливается в плевральной полости, сдавливая легкое, а затем и смещая средостение. Во время ИВЛ возможно соскальзывание интубационной трубки в один из бронхов (чаще в правый). Нередко это случается при транспортировании и перемещении больного.

В процессе ИВЛ в раздувной манжетке интубационной трубки может образоваться выпячивание, которое прикрывает отверстие трубки и препятствует проведению ИВЛ.

**3.5. Количественные характеристики режимов искусственной вентиляции легких.**

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 России по-разному оценивают верхний предел частоты вентиляции. Трудно не согласиться с мнением, что для частоты более 60--80 в минуту необходима специальная аппаратура. Тем не менее, в ряде зарубежных аппаратов, реализующих традиционные методики ИВЛ, можно встретить возможность установки частоты вплоть до 120-150 в минуту.

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

Верхний предел давления, которое аппараты могут создавать в легких пациента, обычно ограничивается значением 60-100 гПа. Максимальное значение положительного давления конца вдоха в подавляющем большинстве случаев составляет 15-20 гПа.

**4. Аппарат искусственной вентиляции легких.**

**4.1. Принцип работы аппарата искусственной вентиляции легких.**

Аппарат состоит из рабочего блока, блока питания, блока управления и дополнительного оборудования (увлажнителя, блока дозиметров, отстой­ника конденсата), которые, с помощью дыхательных шлангов, включаются в дыхательный контур. Дыхательный контур аппарата нереверсивный, т.е. при выдохе смесь поступает через тройник пациента на клапан выдоха.

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

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

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

Блок управления состоит из двух модулей:

- процессорный модуль;

- модуль индикации и клавиатуры.

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

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

Увлажнитель предназначен для подогрева и увлажнения дыхательной смеси. Увлажнитель состоит из следующих составных частей:

- блок подогрева воды в емкости увлажнителя;

- блок подогрева дыхательного газа в шланге вдоха;

- блока датчика температуры газа перед тройником пациента.

В качестве дыхательной смеси в аппарате ИВЛ используется либо ат­мосферный воздух, либо смесь воздуха с кислородом, либо смесь воздуха с закисью азота N2О. В ряде случаев при ИВЛ необходима длительная и ста­бильная анальгезия. Эффективным средством является закись азота, для по­дачи которой предусмотрен специальный ротаметр на дозиметрическом блоке. Баллоны с закисью азота либо с кислородом подключаются к аппарату через блок дозиметров, что дает возможность регулировать расход газа.

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 над 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).

**4.2. Медико-технические требования к аппарату ИВЛ.**

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

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

* минутного объема вентиляции;
* дыхательного объема;
* частоты дыхания;
* отношения продолжительности вдоха и выдоха.
Минутный объем вентиляции - это сумма дыхательных объемов за минуту. Обычно рассматривают минутный объем альвеолярной вен­тиляции, который равен разности дыхательного объема и общего объ­ема мертвого пространства, умноженной на частоту дыхания.

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

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

Значения основных параметров искусственной вентиляции легких нормированы ГОСТ 18856-81. Он устанавливает следующие минимальные диапазоны регулирования параметров ИВЛ:

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

Параметры ИВЛ у разных людей сильно отличаются, поэтому целесообразно делать диа­пазон регулирования параметров ИВЛ (дыхательный объем, минутную вентиляцию, частоту дыхания и т.д.) как можно шире, чтобы врач мог в каждом кон­кретном случае установить требуемые параметры ИВЛ.

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

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

На основании изложенного выше при ИВЛ необходимо использовать увлажнитель для увлажнения и обогрева вдыхаемого газа. Границы регулирования температуры газа в тройнике пациента должны 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.

**4.3. Схемы для подачи газовой смеси пациенту.**

В настоящее время в аппаратах ИВЛ применяются следующие 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 сжатый воздух также подается из внешнего источника (аппараты серий "Putitan-Bennet", "Веаг", большинство моделей фирм "Bird" “Drager” и др.) или поставляемым отдельно компрессором высокого давления. В отечественных аппаратах воздух подает встроенный в аппарат компрессор низкого давления. Такая схема позволяет достаточно легко реализовать разнообразные режимы работы и измерять характеристики вентиляции. Однако конструктивное осуществление этой схемы довольно сложно. 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 первой схеме. 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 предыдущей схемы. Постоянный поток газа через дыхательный контур с одной стороны позволяет легче контролировать его величину и подаваёмую минутную вентиляцию, а с другой - вызывает повышенный расход газовой смеси, затрудняет измерение выдыхаемого объема. 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.

Описанные выше схемы ориентированы на подачу определенного потока или объема газа, а создающееся при этом в дыхательном контуре давление вторично. Существует, 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".

Также существует другой способ искусственного насыщения крови кислородом.

**5. Аппарат искусственного кровообращения.**

Аппарат "искусственное сердце - легкие" - аппарат, обеспечивающий оптимальный уровень кровообращения и обменных процессов в организме больного или в изолированном органе донора; предназначен для временного выполнения функций сердца и лёгких. На основании предшествующих многочисленных работ первый аппарат для искусственного кровообращения теплокровного организма, так называемый автожектор, был создан в 1925 советским учёным С. С. Брюхоненкопри помощи этого аппарата советский учёный Н. Н. Теребинский в 1930 экспериментально доказал возможность успешной операции на клапанах сердца. В 1951 итальянские хирурги А. Дольотти и А. Костантини выполнили операцию удаления опухоли средостения, используя АИК. В СССР первую операцию на "сухом" сердце с помощью АИК осуществил в 1957 А.А.Вишневский. АИК включает комплекс взаимосвязанных систем и блоков: "искусственное сердце" — аппарат, состоящий из насоса, привода, передачи и нагнетающий кровь с необходимой для жизнеобеспечения объёмной скоростью кровотока; "искусственные лёгкие" — газообменное устройство, так называемый оксигенатор, служит для насыщения крови кислородом, удаления углекислого газа и поддержания кислотно-щелочного равновесия в физиологических пределах. Первые оксигенаторы, которые использовались в пятидесятых годах двадцатого века, были сделаны из стекла и стали, использовались многократно и работали на принципе прямого смешения крови и кислорода. Все это приводило к существенным повреждениям крови и развитию осложнений. Современные оксигенаторы, подобно нормальным легким, разделяют кровь и воздух при помощи мембраны. Эти одноразовые устройства предельно надежны и обеспечивают полную безопасность пациентам.

Оксигенаторы в АИК могут быть сконструированы на основании одного из 5 принципов насыщения крови кислородом:

-оксигенатор барабанный (в нем насыщение кислородом осуществляется в тонком слое жидкости, покрывающем поверхности вращающихся барабанов);

 -оксигенатор мембранный (в котором насыщение жидкости осуществляется путем диффузии кислорода через полупроницаемую мембрану);

 -оксигенатор пенный (в котором насыщение жидкости осуществляется путем продувания через нее кислорода);

 -оксигенатор пластинчатый (в нем насыщение кислородом осуществляется в тонком слое жидкости, покрывающем поверхности вращающихся дисков);

 -оксигенатор пленочный (в котором насыщение жидкости происходит при контакте ее тонкой пленки с кислородом).

**5.1. Мембранные оксигенаторы.**

В современных аппаратах в основном применяются мембранные оксигенаторы.

Опыт применения полимерных мембран показал, что они должны удовлетворять основным требованиям: иметь высокую газопроницаемость по кислороду и углекислому газу; обладать биологической и химической совместимостью с кровью; отличаться достаточно высокой механической прочностью и стойкостью к химическим и физическим факторам, действующим на мембрану при ее стерилизации и эксплуатации.

Максимально повысить процессы газообмена при оксигенации крови (помимо оптимизации конструкции оксигенатора) возможно за счет эффективности мембраны, которая зависит от природы полимера и ее толщины. Высокая эффективность мембраны не столько позволяет варьировать проницаемость кислорода (гемоглобин крови усваивает строго определенный его объем), сколько важна для быстрого выделения (элиминации) углекислого газа из крови. Движущей силой элиминации СО2 является небольшое парциальное давление в крови, которое не поддается произвольному регулированию извне. Следовательно, скорость выделения двуокиси углерода всецело зависит от эффективности и селективности самой мембраны.

Исследования условий использования полимеров в системах искусственного кровообращения, механизма массообмена в естественном легком и газопроницаемости полимерных мембран показали, что наиболее подходящими для оксигенаторных мембран являются материалы на основе полиорганосилоксанов. Важным является и то, что полиорганосилоксаны обладают хорошими антитромбогенными свойствами. Применение изотропных мембран из полиэтилена, производных целлюлозы и других полимеров не дало желаемых результатов по эффективной оксигенации крови вследствие их малой проницаемости.

Полимерные мембраны в оксигенаторах могут быть плоскими, сложенными в рулоны, свернутыми в спираль, в виде полого волокна или в виде тонкой жидкой пленки. Для изготовления мембран используется в основном полидиметилсилоксан, так как среди полимерных материалов он обладает наибольшей проницаемостью по кислороду и углекислому газу. Так, проницаемость полидиметилсилоксана по кислороду в 100 тысяч раз выше, чем у поливинилхлорида и в 500 раз выше, чем у полиэтилена, а по углекислому газу в 60 тысяч раз больше, чем у поливинилхлорида и в 1500 раз выше, чем у полиэтилена. К сожалению, у полидиметилсилоксана очень низкие прочностные характеристики, поэтому для упрочнения в его состав вводятся поликарбонатные, полиакрилатные и другие жесткие фрагменты, что не может не сказываться на его проницаемости.

|  |  |
| --- | --- |
| а)21выход кровивход кровивыход газавход газа | б) |
| Рис. 5.1. Мембранные оксигенаторы: а – спиральный; б – капиллярный1 – шпулька; 2 – спирально свернутый мембранный рукав с сеткой сепаратором; 3 – корпус; 4 – капилляры |

Созданные в последнее время конструкции оксигенаторов на полых волокнах являются моделью, наиболее близкой к естественному легкому. В таких оксигенаторах кровь протекает внутри полого волокна, а кислород противотоком омывает волокно с внешней стороны. В организме человека кислород поступает в альвеолы, между оболочками которых расположены капилляры. Толщина оболочки альвеолы не превышает 0,1 мкм, а размеры капилляров таковы, что эритроциты проходят только по одному в ряд. Кислород из альвеол через оболочку диффундирует в капилляр, где связывается с гемоглобином эритроцитов. Общая поверхность альвеол 50–200 м2, а производительность легких человека по кислороду 15 л/мин. Возможности искусственных легких (оксигенаторов) намного скромнее: общая поверхность газообмена составляет 5–6 м2, а производительность по кислороду 100 мл/мин через 1 м2 (т. е. 0,5–0,6 л/мин). Несмотря на довольно низкую по сравнению с естественными легкими производительность, аппараты «искусственные легкие» широко используются не только в хирургии, но и в терапии ряда заболеваний – прежде всего при пневмонии, атеросклерозе, сердечнососудистой недостаточности. В этом случае в оксигенаторах получается обогащенный кислородом воздух, содержащий до 35–40 % О2, а рабочим телом мембраны являются полиорганосилоксаны.

Отечественные исследователи разработали несколько вариантов пленочных асимметричных мембран на основе винилтриметилсилана (мембрана-ПВТМС), полиарилат-полисилоксана (мембрана-Силар) и ПК-ПДМС (мембрана-Карбосил-АС). Последние были использованы в плоскостных моделях оксигенаторов.

Высокая эффективность мембран для оксигенаторов была в дальнейшем достигнута за счет использования пористых плоских и волоконных систем из гидрофобных политетрафторэтилена, полипропилена (GELGARD) и других полимеров. Технология изготовления пористых мембран связана с подбором фракций гранул полимера определенного размера и режимов их прессования, а также режимов экструзии и вытяжки образующихся пленок и волокон. Поэтому газовые потоки через пористые мембраны значительно больше, чем через сплошные, и площади газообмена в оксигенаторе меньше (1 м2 вместо 3–5 м2).

Однако, как показали последние исследования, такие мембраны имеют и ряд недостатков, связанных с их пористой структурой:

1) возможность попадания пузырьков газа в кровь, что может вызвать эффект послеоперационного невротического расстройства;

2) гидрофилизация липидами крови поверхности пор волокна и проникновение крови в поры, что приводит к ухудшению газопереноса;

3) отрицательное влияние газовых менисков в устьях пор мембраны, создающих высокое поверхностное натяжение крови.

Недостатки пористых мембран можно нивелировать путем нанесения на их поверхность односторонней, микронного уровня сплошной пленки, например, из полиарилат-полисилоксана, которая обладает высокой газопроницаемостью и хорошей гемосовместимостью. Скорость переноса кислорода для данной модифицированной мембраны в виде полого волокна из полипропилена составляет до 97%, а скорость элиминации углекислого газа – до 75% от соответствующих показателей непокрытой мембраны.

Разработки мембран асимметричной структуры для оксигенаторов в последнее время приобрели доминирующее значение, так как помимо высокой эффективности тончайший, плотный слой на основе силиконов или их сополимеров исключает опасность тромбообразования и внесения инфекции в кровь с пузырьками воздуха. На такие мембраны дополнительно может быть нанесен слой альбумин-гепаринового покрытия, прочно фиксированного на мембране, что способствует повышению оксигенации и элиминации углекислоты при внелегочном газообмене.

Технологически асимметричность структуры мембран по толщине может формироваться различными путями, например:

а) нанесением из разбавленных растворов полиорганосилоксанов на пористые подложки;

б) полимеризацией (каталитической, в потоке плазмы или радиационной) на пористых подложках силоксановых и силановых мономеров, таких как циклосилоксаны, гексаметилдисилоксан, винилметилдисилоксан, а также винилтриметилсилан, триметилсилилпропин и другие;

в) фазовоинверсионным методом из растворов силоксановых сополимеров в системе растворитель–нерастворитель.

Таблица 5.1. Проницаемость полимерных материалов, используемых в оксигенаторах

|  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- |
| №п/п | Материал мембраны | Газопроницаемость,Рґ108см3см/см2 с см рт. ст. | СелективностьРСО2/РО2 | Паропроницаемостьпо водеQґ108г/см2 с см рт. ст. |
| О2 | СО2 |
| 1. | Полиэтилен | 2,8 | 1,2 | 0,43 | 0,3 |
| 2. | Политетрафторэтилен | 1,5 | 3 | 2 | 0,03 |
| 3. | Полидиметилсилоксан | 55 | 330 | 6 | 20 |
| 4. | Поликарбонатсилоксан | 16 | 97 | 5,7 | 7 |
| 5. | Этилцеллюлоза | 2,1 | 4,1 | 1,95 | – |
| 6. | Перфторбутират-этилцеллюлозы | 5 | 25 | 5 | – |
| 7. | Полиалкиленсульфон | 10 | 40 | 4 | – |
| 8. | ПолитетрафторэтиленпористыйD = 1 мкм | 5000 | 5000 | 1 | 3600 |
| 9. | Поли-4-метилпентен-1с силиконовым маслом(1:1) | 4 | 13 | 3,25 | – |

**5.2. Показания к экстракорпоральной мембранной оксигенации.**

Теоретически, ЭКМО может быть показана любому больному с потенциально обратимой формой дыхательной, сердечной или сердечно - легочной недостаточности. Очень важным является отбор пациентов для проведения ЭКМО. С одной стороны необходимо правильно оценить степень снижения сердечно - легочного резерва с целью определения показаний для применения этого метода, а с другой стороны исключить группу больных, у которых прогноз является явно безнадежным и для которых проведение ЭКМО не имеет смысла. Если ЭКМО используется при сердечной недостаточности, то она более эффективна в случае, когда у больного имеет место правожелудочковая недостаточность, которая является следствием легочной гипертензии и сопутствующей гипоксии. На практике ЭКМО часто используется в качестве метода вспомогательного кровообращения:
 - после операций на сердце, обычно после хирургической коррекции врожденных пороков сердца,
 - при трансплантации сердца или легких,
 - при миокардите или при реакции отторжения трансплантата.

**5.3. Каннюляция для экстракорпоральной мембранной оксигенации.**

Существует два вида ЭКМО - веновенозная (ВВЭКМО) и веноартериальная (ВАЭКМО). ВАЭКМО используется, когда существует, по крайней мере, частичная необходимость в проведении вспомогательного кровообращения. ВВЭКМО применяют, когда имеет место изолированная дыхательная недостаточность. Правильная постановка канюль необходима для обеспечения адекватной перфузии и предотвращения гемолиза. В настоящее время используются тонкостенные канюли, стенки которых усилены металлической спиралью, что предотвращает возникновение перегибов канюли. У старших возрастных групп канюли для ВВЭКМО часто устанавливают чрескожно при помощи проводника. Когда требуется канюляция артерии (при ВАЭКМО), чрескожная пункция сосуда и введение каннюли с помощью проводника невозможны, для этого необходимо хирургическое выделение артерии. Важно учитывать, что необходим тщательный гемостаз при выполнении канюляции, поскольку это предотвратит кровопотерю. Если после операции невозможно перевести больного с искусственным кровообращением на самостоятельное дыхание, то ЭКМО проводят при открытой грудной полости. В этом случае не всегда удается избежать кровопотери.

Удаление канюли требует хирургического вмешательства, если применялась ВАЭКМО. Если канюляция была произведена с помощью проводника и без лигирования сосуда, то после удаления канюли необходимо лишь наложить кожный шов.

**6. Заключение.**

ИВЛ – одно из наиболее эффективных и изученных средств интенсивной
терапии и реанимации. Но несмотря на высокую эффективность ИВЛ как
самостоятельная мера малоперспективна. Сложный комплекс респираторной и
прочей вспомогательной и основной терапии создает фон, на котором
максимально проявляются достоинства ИВЛ и сводятся к минимуму ее недостатки
и осложнения.

Современные оксигенаторы предельно надежны и обеспечивают полную безопасность пациентам. Научно-технические достижения позволили ряду фирм осуществить разработки конструктивных разновидностей различных мембранных оксигенаторов, тем не менее, совершенствование и создание более эффективных мембранных аппаратов и мембран остается актуальной задачей.

**Список использованной литературы.**

1. Зильбер А.П., Искусственная вентиляция легких при острой дыхательной недостаточности, - М., Медицина, 1987.

2. Гологорский В.А., Дыхательная недостаточность – М., 1984.

3. Косяков В.И., Розова М.Н., Материалы медицинского применения – СПб, Издательство СПбГПУ, 2005.

4. Райгородский И.М., Савин В.А. Применение газопроницаемых полимерных мембран в медицине // Пластмассы. 1976. № 1, с. 61–65.

5. Каричев З.Р., Мулер А.Л. Применение композиционных половолоконных мембран для оксигенации крови // Теор. основы хим. технол. 2001. Т. 35, № 4, с. 1–7.

6. Karichev Z., Muler A., Vishnevsky M. Spontaneous gas bubbling at microporous oxygenators // Artif. Organs. 1999. V. 23, No 10, p. 904.

7. Дургарьян С.Г., Ямпольский Ю.П., Платэ Н.А. Селективно-проницаемые полимеры и газоразделительные мембраны: структура и транспортные свойства // Успехи химии. 1988. Т. 57, № 6, с. 974–989.