

# **Основы ингаляционной анестезии, проводимой низким ПОТОКОМ свежих газов**

## **Low Flow Анестезия**

**MUDr. Pavol Török , CSc.**

## Введение.

Развитие технологии и техники позволяет применять все новые **методы лечения**. Анестезиология – область, зависимая от техники, является **ярким тому примером**.

Факт, что мы находились и в конце-концов находимся в определенном временном пространстве, которое не всегда являлось благоприятным для развития нашей специальности, нельзя считать ошибкой анестезиологов. Я считаю, что мы всегда **шли в ногу со временем** несмотря на то, что на практике многое нельзя было применить.

Типичным примером является и такая узкая область, какой является ингаляционная анестезия, проводимая низким **потоком** газов. Без соответствующего технического оснащения ее невозможно было применять. Хотя несколько избранных существовало, но все остальные .....

Когда больше года тому назад к нам попала первая функциональная модель нового анестезиологического аппарата VENAR, оснащенного для применения low flow анестезии, мы не **сомневались** и, несмотря на „капризы“, которые нам приходилось **преодолевать**, мы сделали попытку.

Сегодня существует очень культивируемый, модульный и **функциональный** анестезиологический аппарат, оснащенный **встроенным** вентилятором и мониторирующим устройством известного производителя, удовлетворяющий очень высоким требованиям.

Мне очень приятно, что у меня была возможность находиться при его „рождении“, „разработке“ и „переходном возрасте“ и есть у меня желание, чтобы „зрелость“ **этого аппарата внесла свой** вклад в удовольствие **от** работы анестезиолога. Нашим пациентам желаю безопасности, чтобы их анестезия проводилась крыльями бабочки так, как это изображено на логотипе общества анестезиологов SSAIM.

Мне всегда кажется, что я еще не так стар...., но мне приходилось проводить пациентам анестезию эфиром маской Schimelbusch-a, новым методом NLA, фторотаном без мониторинга, без вентилятора и т.д.

Может быть, именно по этой причине я в состоянии оценить каждый технологический прогресс в анестезии, так как я знаю, сколько стресса и работы можно снять с плеч анестезиолога.

Low flow анестезия не является ничем новым и оригинальным. Это по-другому понимаемая ингаляционная анестезия. В следующих **главах** я попытался **выделить основные моменты**, которые должен знать каждый анестезиолог, если он хочет применять безопасную low flow анестезию.

Словакия, Вранов на Топле

MUDr. Pavol Török , CSc.

## Благодарность:

Мне не хотелось бы о ком-то забыть, но если мне это не удастся, прошу прощения.

### **Я выражаю благодарность:**

- Петру Сиваку, директору CHIRANA Medical, a.s. , который поверил, что мы сумеем это сделать
- Яну Бркалу, директору CHIRANA Medicare, a.s., который поддерживает развитие и внедрение в производство анестезиологических аппаратов
- Яну Колнику и его коллективу разработчиков, которым я в течение последних двух лет сделал жизнь неприятной, благодаря постоянным изменениям их (а иногда и моих) концепций
- Ярославу Тонковичу, представителю фирмы MESSER-TATRAGAS, поставщику мониторирующих систем DATEX-OHMEDA, который всегда одалживал нам то, что нам было нужно
- Коллективу врачей отделения OAİM NsP в городе Вранов на Топле, которые провели с нами время разработки аппарата VENAR и работали с пониманием и **энтузиазмом**
- Коллективу среднего медицинского персонала OAİM Вранов на Топле, которые вынуждены были вместе с нами делать первые шаги и постоянно учиться
- Всем, о ком я забыл

---

## Отзыв

Автором книги является заведующий **отделением** Pavol Tögök, хорошо известный анестезиологической общественности.

В начале упомянута экономика и экология анестезии, имеющие в настоящее время все больше значение. Потом следует наглядное разделение анестетических контуров с теорией и требованиями по безопасности контуров. Далее автор касается физических и химических свойств летучих наркотиков, обогащенных теорией потребления кислорода организмом. Правильно **сделанно** ударение на эффект других газов в анестетическом контуре. Таким образом, открыты теоретические предпосылки для получения информации для анестезиолога, который хочет применять анестезию низким потоком.

Далее автор занимается техническими условиями для LFA и MFA. Упомянутая часть детально описана математическим и техническим языком, характерным для автора. Очень важной считаю часть мониторингования (и безопасности) пациента в течение анестезии. Она описана прецизионно и правильно обращает внимание на возможные риски LFA и MFA.

Очень полезная часть находится в конце книги. Простое руководство с промежутками времени для данного проведения LFA, а также некоторые практические **советы из опыта работы** автора.

Остается поблагодарить автора за основополагающую работу об анестезии низким потоком, которая сосредоточена в первом цельном издании в Словакии.

Словакия, г. Мьява

Ярослав Зонгора  
зав. отделением ОАИМ, Больница с поликлиникой Мьява

**Содержание**

**I. Введение.....**

I.1. Вентиляционные контуры, их принципиальное разделение. **Ошибка! Закладка не определена.**

I.1.1. Классификация дыхательных систем и контуров ..... **Ошибка! Закладка не определена.**

I.1.2. Дыхательные системы с контуром и обратным вдохом ... **Ошибка! Закладка не определена.**

I.1.3. Потоки и концентрации газов в контуре..... **Ошибка! Закладка не определена.**

I.1.4. Профилактика бактериального (вирусного) заражения контуров.. **Ошибка! Закладка не определена.**

**II. Ингаляционные анестетики.....**

II.1. Основные физико-химические свойства ингаляционных **анестетиков** .....

II.1.1. **Доставка** и распределение **анестетиков** .....

II.1.2. Элиминирование ингаляционных **анестетиков** .....

**III. Физические и физиологические предпосылки для низкого потребления свежих газов .....**

III.1. Потребление O<sub>2</sub>.....

III.2. N<sub>2</sub> и N<sub>2</sub>O.....

III.3. Испаряющиеся ингаляционные **анестетики** (anaesthetic agent - AA).....

III.3.1. Некоторые „**опасные газы**“ ..... **Ошибка! Закладка не определена.**

**IV. Технические требования к анестезиологическим аппаратам .....**

IV.1. Питание газами, встроенные системы **безопасности**.....

IV.2. Теория смешивания анестетических газов в анестезиологическом аппарате .....

IV.2.1. „Технический“ уровень изменений концентраций газов в контуре.....

IV.3. Технический и физиологический уровень изменений концентраций газов в контуре.....

**V. Основные атрибуты мониторинга в течение анестезии по отношению к общей анестезиологической практике и при применении LFA и MFA. ....**

V.1. Мониторинг в течение анестезии .....

V.1.1. Физические и технические принципы мониторинга потоков и объемов ..... **Ошибка! Закладка не определена.**

**VI. Специфика анестезиологических вентиляторов при LFA и MFA..... Ошибка!**  
Закладка не определена.

VI.1. Теоретические атрибуты ..... **Ошибка! Закладка не определена.**

VI.1.1. Податливость дыхательной системы анестезиологического аппарата (Cm) ..... **Ошибка! Закладка не определена.**

VI.1.2. Конструкционные решения вентиляторов ..... **Ошибка! Закладка не определена.**

**VII. Экологические аспекты HFA и LFA. .... Ошибка! Закладка не определена.**

VII.1. Общая **экология** и LFA ..... **Ошибка! Закладка не определена.**

**VIII. Увлажнение и обогрев дыхательных газов в течение анестезии..... Ошибка!**  
Закладка не определена.

VIII.1. Область увлажнения и температуры дыхательных газов в течение анестезии.  
..... **Ошибка! Закладка не определена.**

**IX. Практический опыт с анестезиологическим аппаратом VENAR, оснащенным мониторирующими системами DATEX –OHMEDA. Ошибка! Закладка не определена.**

IX.1. Как поступаем на практике при применении наркотиков isofluran и sevofluran .  
 ..... Ошибка! Закладка не определена.  
 X. Технологии, применяемые при **использовании** LFA. .... Ошибка! Закладка не определена.  
 XI. Gas scavenger ..... Ошибка! Закладка не определена.  
 XII. **Возможные технические проблемы при работе с анестезиологическими аппаратами.** ..... Ошибка! Закладка не определена.  
 XIII. Некоторые мониторируемые величины ..... Ошибка! Закладка не определена.  
 XIV. Экономика LFA на практике ..... Ошибка! Закладка не определена.  
 XV. Некоторые часто встречающиеся вопросы  
 XVI. Заключение ..... Ошибка! Закладка не определена.  
 XVII. Некоторые сокращения и символы ..... Ошибка! Закладка не определена.  
 XVIII. Основная литература ..... Ошибка! Закладка не определена.

## I. Введение.

Постоянное применение анестезии с большим **потоком** (анестезия с большим **потоком** свежих газов - Qfgf), (high flow анестезия /в дальнейшем HFА/) в настоящее время является проявлением определенной инерции. Развитие и доступность современных наркозных аппаратов, вентиляторов, мониторирующей техники, расширение шкалы мониторируемых величин, а именно экономика эксплуатации и экология заставляют нас применять анестезию с низким **потоком** свежих газов /в дальнейшем LFA, MFA/.

### *Основными условиями для **внедрения***

„анестезия с низким **потоком** свежих газов“ являются:

- анестезиолог (с **соответствующим** образованием)
- подходящий наркозный аппарат и вентилятор
- **адекватный** мониторинг

### **Определения:**

**Low flow**, или **minimal flow** анестезию можно определить как ингаляционную анестезию, проводимую полузакрытой системой, причем после стабилизации концентрации применяемых газообразных наркотиков (АА – anaesthetic agents), N<sub>2</sub>O и кислорода в контуре необходимо понизить **поток** свежих газов (LFA, MFA) до значения прибл. 1 l/min для подачи так называемой low flow анестезии, или до значения ниже 1000 ml /min (обычно прибл. 500 ml/min) при **проведении** так называемой minimal flow анестезии.

Если у нас имеется **встроенная** мониторирующая система и подходящий наркозный аппарат, можно понизить подвод Qfgf до значений, равных потреблению наркотиков и O<sub>2</sub> организмом, т.е. MFA в **полностью** закрытой анестетической системе – контуре.

## I.1. Вентиляционные контуры, их принципиальное разделение

В современной анестезиологии применяется **большое количество принципиально** отличающихся друг от друга дыхательных систем, имеющих свою функциональную характеристику.

*Основными условиями для их **использования** являются:*

1. точное **дозирование** анестетического вещества - веществ
2. точное **дозирование** – концентрация O<sub>2</sub>
3. профилактика аккумуляции CO<sub>2</sub>
4. малое сопротивление потоку и малое мертвое пространство

**Другие функциональные свойства, которые должен выполнять контур:**

1. простой сток **отработанных** газов
2. соответствующее увлажнение
3. простая конструкция
4. низкая масса
5. низкая цена – экономика эксплуатации

**I.1.1. Классификация дыхательных систем и контуров.**

Принципиально классификация основана на способе удаления CO<sub>2</sub> из контура. В основном, существуют 4 основных способа элиминирования CO<sub>2</sub>.

1. полная абсорбция CO<sub>2</sub> с помощью поглотителя
2. частичная абсорбция CO<sub>2</sub> с повышенным Qfgf ( Q-fresh gas flow = поток свежих газов)
3. применение клапанов для отделения вдоха и выдоха – системы без обратного вдоха
4. **отведение** CO<sub>2</sub> в атмосферу

*Основные характеристики:*

Табл. 1

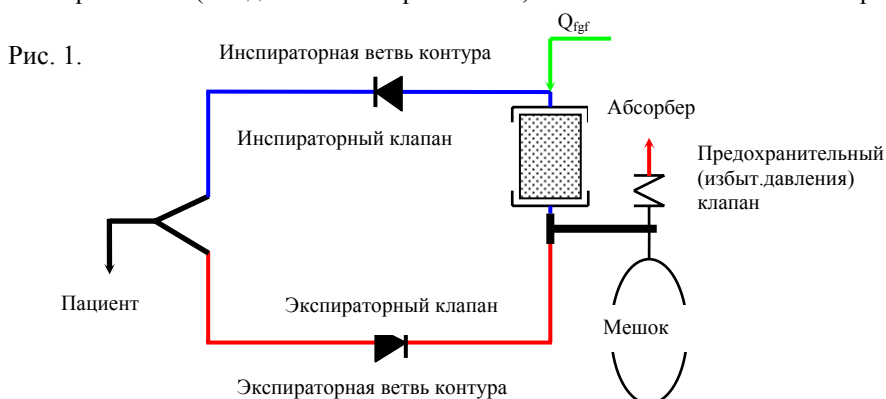
Система	Мешок	Обратный вдох	Абсорбер	Контакт с атмосферой Вдох/Выдох		Клапаны	Qfgf
<b>Открытая</b>							
Капающая (гравитационная)	нет	нет	нет	да	да	нет никаких	неизвестно
Инсуффляционная система	нет	нет	нет	да	да	нет никаких	неизвестно
T – Aуге	нет	нет	нет	да	да	нет никаких	неизвестно
<b>Полузакрытая без обратного вдоха</b>							
<b>Клапанная</b> (Frumin, Leight, Fink, Stephen)	да	нет	нет	нет	да	да	высокий
<b>T-Aуге – без клапанов</b>	нет	нет	нет	нет	да	нет	высокий
<b>Полузакрытая</b>							
Mapleson A,B,C,D,	да	частич.*	нет	нет	да	один	средний
Jackson Rees,	да	частич.	нет	нет	да	один	средний
<b>Коаксиальный -Bain</b>	да	частич.*	нет	нет	да	один	средний
<b>Контур двухходовой</b> –	да	частич.	да	нет	да	три	средний
<b>Закрытая</b>							
<b>Контур-двухходовой</b>	да	да	да	нет	нет	три	низкий
To-and-fro	да	да	да	нет	нет	один	низкий

\* - обратного вдоха нет, когда Qfgf соответственно низкий Qfgf - с 0,3-1,5 l/min, средний Qfgf = 2 - 6 l/min, высокий Qfgf - >6 l/min.

**I.1.2. Дыхательные системы с контуром и обратным вдохом**

Контур в анестезиологическую практику внедрил Swordom (1928) .

Основными частями контура являются инспираторная и экспираторная ветви, присоединенные к пациенту с помощью Y-соединения и через два одноходовых клапана ветви присоединены к мешку, работающему в качестве “контрлегкие” ( когда мешок опорожняется, наполняются легкие и наоборот).



Изображенное основное размещение дыхательной системы с контуром и обратным вдохом является простой функциональной схемой – Рис.1.

По существу все равно, где поместим подвод свежих газов, но логичным является поместить его в инспираторную часть контура, **так же как и** поглотитель. С другой стороны, логичным является подсоединить предохранительный клапан в экспираторную часть контура.

Одноходовые клапаны работают обычно на гравитационном принципе **для того**, чтобы их сопротивление было как можно меньшим, так как вместе с сопротивлением возрастает дыхательная работа самостоятельно дышащего пациента.

### 1.1.3. *Потоки и концентрации газов в контуре.*

Концентрация отдельных составляющих газов в дыхательном контуре зависит от нескольких факторов. Основным является поток свежих газов (Q<sub>fgf</sub>). Следующими факторами являются метаболическая активность пациента, его **рост**, вес или патофизиологические процессы, улавливание анестетических газов, их физико-химические свойства, а также фармакологические свойства анестетика и продолжительность анестезии.

В случае, когда Q<sub>fgf</sub> выше 7 l/min, концентрация газов в контуре будет близка концентрациям, установленным на ротаметрах и испарителе наркотика. Чем больше будет **снижаться** Q<sub>fgf</sub> (ниже 7 l/min), тем больше будут различия в концентрации газов в контуре по сравнению с установленными.

При установке Q<sub>fgf</sub> выше 7 l/min. будет **контур похож на полузакрытую систему** без обратного вдоха и, наоборот, при низком Q<sub>fgf</sub> на **полузакрытую систему** с обратным вдохом.

В случае применения **потока** газов (Q<sub>fgf</sub>), равного фактическому потреблению газов организмом, в сток никакой газ не попадает, такую **систему-контур можно считать закрытой**.

### 1.1.4. *Профилактика бактериального (вирусного) заражения контуров.*

Применение бактериальных (вирусных) фильтров между **ЭТ трубкой** и датчиком потока является наиболее эффективным и наиболее простым способом профилактики заражения дыхательного контура. В случае необходимости можно использовать бактериальные фильтры в начале инспираторного и экспираторного шланга.

Сокращается время эксплуатации, уменьшается износ компонентов, вызванный очисткой и стерилизацией, из-за чего понижаются эксплуатационные расходы.

**В большей** степени повышается „бактериальная безопасность“ пациента, подвергаемого анестезии.

Сочетание бактериального фильтра и НМЕ описаны в **главе** об увлажнении.

## II. Ингаляционные **анестетики**.

Ингаляционными **анестетиками** являются вещества, входящие в организм через легкие, откуда кровью (кровообращением) они транспортируются в ткани. Конечным местом является мозг, в котором своим действием анестетики вызывают общую анестезию.

*У идеального ингаляционного **анестетика** должны быть следующие свойства:*

- быстрое введение и быстрое окончание анестезии
- простое проведение поправок уровня анестезии
- достаточная анальгетическая способность
- достаточная способность мышечного расслабления
- большая терапевтическая **широта** (безопасность)
- минимальные нежелательные и токсические действия
- минимальный метаболизм в организме

В настоящее время не существует идеальных ингаляционных **анестетиков**, поэтому ингаляционную анестезию по необходимости сочетают с **внутривенной, при этом** наркотики, **миорелаксанты**, анальгетики вводятся в организм **в/в способом**.

## **II.1. Основные физико-химические свойства ингаляционных **анестетиков**.**

При температуре 20 °С ингаляционные **анестетики** находятся в жидком или газообразном состоянии. N<sub>2</sub>O находится в газообразном состоянии, поэтому в анестезиологический контур вводится посредством расходомера-ротаметра. Остальные жидкие наркотики (парообразные) необходимо сначала перевести в газообразное состояние в испарителях, с помощью которых приводятся в точной концентрации в смесь газов.

Также при комнатной температуре наркотик испаряется и в закрытой системе возникает равновесное состояние, когда количество испаренных молекул идентично количеству сконденсированных в жидкость молекул. Это так называемое давление насыщенных паров.

### ***Парциальное давление.***

Ингаляционные **анестетики** применяются в большинстве случаев в смеси газов (O<sub>2</sub>, N<sub>2</sub>O), причем давление паров наркотика зависит от наличия остальных газов. По закону Дальтона общее давление газов равняется сумме парциальных давлений газов, образующих смесь.

$$P_t = P_1 + P_2 + \dots + P_n$$

Значение парциального давления газов АА является одним из факторов, определяющих скорость, с которой образуется равновесие между альвеолярным газом и кровью.

### ***Растворимость АА в крови.***

После перехода АКМ (альвеолокапиллярная мембрана) по закону Генри наркотик растворяется в крови (водяной фазе). Количество растворенного наркотика прямо пропорционально парциальному давлению наркотика. У каждого наркотика разная растворимость в крови. Чем меньше растворимость, тем быстрее достигается равновесного состояния парциальных давлений и тем быстрее происходит транспортировка наркотика в конечный орган.

Коэффициент „кровь/газ“ (коэффициент **распределения**) описывает взаимное соотношение концентрации наркотика в крови в газообразной фазе, т.е. каким способом наркотик разделился между обеими фазами после достижения равновесного состояния. В равновесном состоянии парциальные давления газов одинаковы, но концентрации отличаются.

Например: У Isofluran-а коэффициент кровь/газ = 1,4, что обозначает, что для достижения одинаковых парциальных давлений концентрация Isofluran-а в крови должна быть в 1,4 раза выше чем в альвеолярном газе.

Чем лучше наркотик растворим в крови (коэффициент К/Р больше), тем больший объем должен быть принят, чтобы повысить его парциальное давление в крови.



У отдельных наркотиков различный коэффициент кровь/газ и этому соответствует также скорость начала действия наркотика. Наркотики, хорошо растворимые в крови, начинают действовать медленно по сравнению с плохо растворимыми в крови наркотиками.

Длительное введение в анестезию можно сократить, повышая концентрацию АА в начале, чтобы ускорить насыщение крови.

### **II.1.1. Доставка и распределение наркотиков.**

Глубина анестезии зависит от парциального давления наркотика в мозге. По закону Генри парциальное давление наркотика в равновесии с парциальным давлением в альвеолярном газе. Мозг принимает наркотик до тех пор, пока не возникнет равновесия между парциальным давлением в мозгу и в альвеолярном газе. Поэтому концентрация АА в альвеолярном газе имеет существенное значение для управления глубиной общей ингаляционной анестезии.

Естественно, альвеолярная вентиляция ( $V_A$ ) также оказывает существенное влияние на изменения альвеолярной концентрации АА и ее повышение ускорит приближение концентрации АА во вдыхаемом газе к альвеолярной концентрации (АА из альвеол постоянно **транспортируется** в кровь).

Можно сказать, что альвеолярную концентрацию АА можно сравнительно быстро менять, изменяя концентрацию АА во вдыхаемом газе и повышая  $V_A$ . Внимание: длительное повышение  $V_A$  может вызвать гипоканию.

### **Коэффициенты распределения некоторых наркотиков.**

Табл.

<b>Наркотик</b>	<b>Коэфф. Кровь/газ</b>	<b>Коэфф. Мозг/кровь</b>	<b>Коэфф. Жир/кровь</b>
N <sub>2</sub> O	0,47	1,1	2,3
Halotan (фторотан)	2,3	2,9	60
Isofluran	1,4	2,6	45
Sevofluran	0,65	1,7	47
Desfluran	0,42	1,3	27

### **Влияние системы кровообращения.**

Повышение минутного объема сердца (по сравнению с нормальным состоянием) приводит к более высокому притоку крови в легких и повышает отбор ингаляционного **анестетика** из альвеолярного газа, вследствие чего понижается его концентрация и понижается парциальное давление АА. С другой стороны, повышается транспортировочный объем АА. Результирующее время для достижения равновесия парциальных давлений существенно не меняется по сравнению с нормальными значениями MOS.

С другой стороны, существенное падение MOS замедляет **распределение** АА в тканях. При пониженном MOS, особенно при шоковом состоянии, надо **использовать** более низкие концентрации HAL, ISO, SEVO.

### **Распределение наркотиков в тканях.**

Количество наркотика, которое перейдет в отдельные ткани, зависит от:

- растворимости наркотика в тканях
- кровоснабжения тканей (перфузии)
- разницы парциальных давлений между кровью и тканями

Растворимость наркотика в тканях определяется коэффициентом „ткань/кровь“, (Т/К). Большинство наркотиков является липофильными и поэтому у тканей, не содержащих жиров, коэффициент приближается к Т/К=1. В этом случае наркотик растворен в крови и в ткани в той же концентрации. У тканей с высоким содержанием жиров **ситуация** другая, так как коэффициент Т/К >1. Большая доля АА из крови, проходящей **через** такую ткань, переходит в ткань с высоким содержанием жира. Так как в такой ткани растворяется большое количество наркотика, в нем повышается объем „**депонированного**“ наркотика, но парциальное давление повышается медленно.

Чем **лучше** ткань **кровооснабжается** (мозг, сердце, печень, почки), тем быстрее в них поступает наркотик и тем быстрее достигается равновесие парциальных давлений между кровью и тканью.

Остальные органы с низкой перфузией постепенно насыщаются наркотиком в течение нескольких десятков минут и часов.

### **Вентиляция легких**

Увеличивая вентиляцию, более быстро выравнивается концентрация АА во вдыхаемом газе и в альвеолярном **пространстве**, и поэтому введение в анестезию ускоряется. Это особенно **актуально** для хорошо растворимых в крови наркотиков (эфир, метоксифлуран).

Но между наркотиками имеются различия. Чем больше растворимость наркотика в крови, тем больше  $V_A$  повышает альвеолярную концентрацию АА.

При вентиляционно-перфузионных **нарушениях** и большом шунте **использование** хорошо растворимых в крови наркотиков не подвергается **существенному** влиянию. Замедление **индукции** будет присуще наркотикам, плохо растворимым в крови ( $N_2O$ , ISO, SEVO)

**II.1.2. Элиминация ингаляционных *анестетиков*.**

Применяемые ингаляционные **анестетики, в основном, выдыхаются** легкими. Малая, несущественная доля, метаболизируется.

Принципиально, в элиминации наркотика принимают участие те же самые факторы, **что и при индукции**.

- вентиляция
- циркуляция (MOS)
- растворимость наркотика в крови и тканях

Мало растворимые наркотики в начале **элиминируются** в большом количестве, потом **выведение** понижается до очень малого значения.

Хорошо растворимые наркотики в начале также **выводятся** в большом количестве, но последующее **выведение становится более** медленным и длительным.

Чем длительнее была анестезия, особенно проводимая хорошо растворимыми наркотиками, тем медленнее скорость элиминации легкими и выход из анестезии. Это обусловлено тем, что при более длительных анестезиях **произошло насыщение** наркотиком мышечной и жировой ткани, наркотик из них медленно диффундирует в кровь, а затем в легких элиминируется вентиляцией.

**Гипоксия, обусловленная диффузией.**

В первые минуты после прекращения поставки  $N_2O$ , этот газ **выводится** из крови в альвеолярное **пространство** в сравнительно большом объеме. В случае, когда пациент дышит воздухом, по закону Дальтона происходит изменение парциальных давлений отдельных газов, что приводит к **значительному** понижению  $P_{A}O_2$  с последующей гипоксией. Так называемая **диффузионная аноксия**.

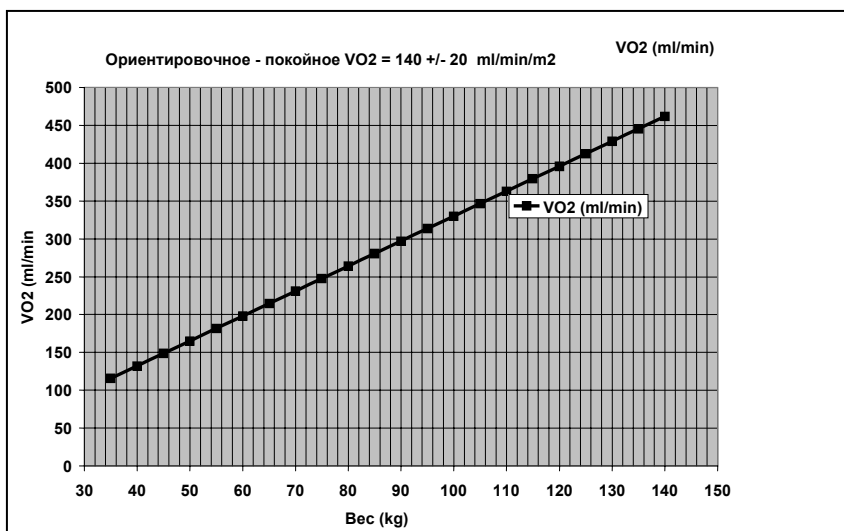
У пациентов с несовершенной системой кровообращения эта гипоксия может вызывать опасные **нарушения** вентиляционной системы и системы кровообращения.

По выше приведенным причинам после остановки **подачи**  $N_2O$  2-3 минуты пациенту **необходимо** дышать, чистым  $O_2$  или воздух +  $O_2$  ( $F_iO_2 > 0,4$ ).

**III. Физические и физиологические предпосылки для низкого потребления свежих газов.**

**III.1. Потребление  $O_2$ .**

Рис. 2



Исходя из общеизвестного факта, что **основной обмен** энергии у млекопитающих составляет  $10\text{W/kg/min.}$ , что представляет потребление  $3.3\text{ ml O}_2/\text{kg/min.}$ , или  $140 \pm 20\text{ ml/min/m}^2$ , можно понизить потребление  $\text{O}_2$  во время анестезии вплоть до **основного** значения потребления. У среднего человека весом в  $70\text{kg}$  базальное потребление  $\text{O}_2$  составляет  $250\text{ ml/min.}$  Во время анестезии это базальное потребление под действием расслабления, вследствие искусственной вентиляции, понижения температуры тела и т.д., может снизиться **еще на 10-45%**. Но такое низкое потребление  $\text{O}_2$  **возможно только при условии**, что анестезия является достаточно глубокой и не возникает никаких потерь в анестезиологическом контуре.

### III.2. $\text{N}_2$ и $\text{N}_2\text{O}$ .

Для **поддержания** достаточно глубокой анестезии, проводимой основной анестетической смесью  $\text{N}_2\text{O}$  и  $\text{O}_2$ , должно выполняться **условие** для действия  $\text{N}_2\text{O}$  - т.е. должны соблюдаться высокое падение концентрации и скорость сатурации. Этого можно достичь тогда, когда процент  $\text{N}_2\text{O}$  в ингаляционной смеси достигает 60-70%. Для выполнения этого требования, необходимо в ингаляционную смесь подводить минимум  $500-1000\text{ ml N}_2\text{O/min.}$ , особенно в начале анестезии. Это **утверждение имело бы силу при условии**, что проходит метаболизм  $\text{N}_2\text{O}$  или  $\text{N}_2\text{O}$  **выводится** из организма другим образом.

Но фактически в организме человека происходит метаболизм  $\text{N}_2\text{O}$  только в очень незначительной доле и  $\text{N}_2\text{O}$  по существу **насыщает** ткани с заменой за азот, который, наоборот, из тканей освобождается.

Процесс сатурации  $\text{N}_2\text{O}$  и десатурации  $\text{N}_2$  в тканях происходит сразу с начала анестезии в зависимости от падения концентрации, вентиляции, альвеоло-капиллярной проходимости, кардиоваскулярного состояния пациента, скорости метаболизма, размера повреждения тканей и т.п. У потребления  $\text{N}_2\text{O}$  экспоненциальный характер, зависящий от времени.

Общий объем  $\text{N}_2$  в организме человека приблизительно 3 литра и его надо **удалить** в течение анестезии в выдыхаемые газы.

*Распределение  $\text{N}_2$  в организме следующее:*

- альвеолярный газ /также FRC/  $1600\text{ ml}$
- **растворенный в воде** пригл.  $600\text{ ml}$
- жир пригл.  $600\text{ ml}$

Азот из альвеолярного пространства и **растворенного в воде** освобождается очень быстро и, применяя закрытый контур, что является основным **условием** LFA (MFA), очень легко установился бы в равновесном состоянии с газообразной смесью в контуре. Если бы это состояние продолжалось очень долго, нужно было бы длительное время для **насыщения пространств** тела конкурентным газом, т.е.  $\text{N}_2\text{O}$ .

Для ускорения этого процесса и начала анестезии необходимо перед **индукцией** в анестезию провести денитрогенацию. Она состоит в преоксигенации пациента  $100\%\text{ O}_2$  продолжительностью в 3-6 min. и потоком в  $Q_{fgf} = 5-8\text{ литров/min.}$ , с открытым/полузакрытым анестезиологическим контуром. Азот, **растворенный** в жире, /составляет 20% объема/ освобождается очень медленно и полная денитрогенация произошла бы только при очень длительных вмешательствах. В случае, когда мы денитрогенация не проводим, необходимо иметь ввиду, что в течение первых 10-15 минут анестезии  $\text{N}_2$  будет освобождаться в дыхательный контур и „разрезать“ остальные газы. Чтобы устранить  $\text{N}_2$  из контура, необходимо будет в течение первых 10-15 минут вести анестезию с высоким (4-6 l/min) **потоком**  $Q_{fgf}$ .

О достаточной денитрогенации можно убедиться только по монитору, который указывает концентрации  $\text{N}_2\text{O}$  и  $\text{O}_2$ . Обычно рассчитываются значения инспираторных концентраций ( $F_{in}$ ). Сумма концентраций всех газов должна составлять приблизительно 100% .

*Газы, содержащиеся в дыхательном контуре:*

Водяные пары пригл. 3%  
 AA (anesthetic agent) пригл. 2%  
 $\text{CO}_2$  ( $F_{in}\text{CO}_2$ ) пригл. 5% ,  $F_{in}\text{CO}_2 = 0-0,5\%$   
 $\text{O}_2$  ( $F_{in}\text{O}_2$ ) пригл. 30%  
 $\text{N}_2\text{O}$  ( $F_{in}\text{N}_2\text{O}$ ) пригл. 60%- 65%  
 $\text{N}_2 = 0$

---

ИТОГО 100%

В случае, когда сумма концентраций газов и  $\text{O}_2$  во время вдоха составляет менее 90%-93%, возникает так называемое „**азотное окно**“, что свидетельствует о том, что в контуре содержится и другой газ, который анализатор не в состоянии определить. Это обычно азот, который постепенно освобождается из жировой ткани, или мы понизили  $Q_{fgf}$  раньше, чем удалось элиминировать азот из контура и, естественно, из тела пациента. Если „азотное окно“ больше 10%, (сумма концентраций  $\text{N}_2\text{O}$  и  $\text{O}_2$  во время вдоха ( $F_{in}\text{O}_2$ ,  $F_{in}\text{N}_2\text{O}$ ))

меньше 80%-85%), **необходимо** на несколько минут повысить Q<sub>fgf</sub>, чтобы азот удалился из контура в сток наркоточных газов.

**III.3. Испаряющиеся ингаляционные анестетики (anaesthetic agent - AA).**

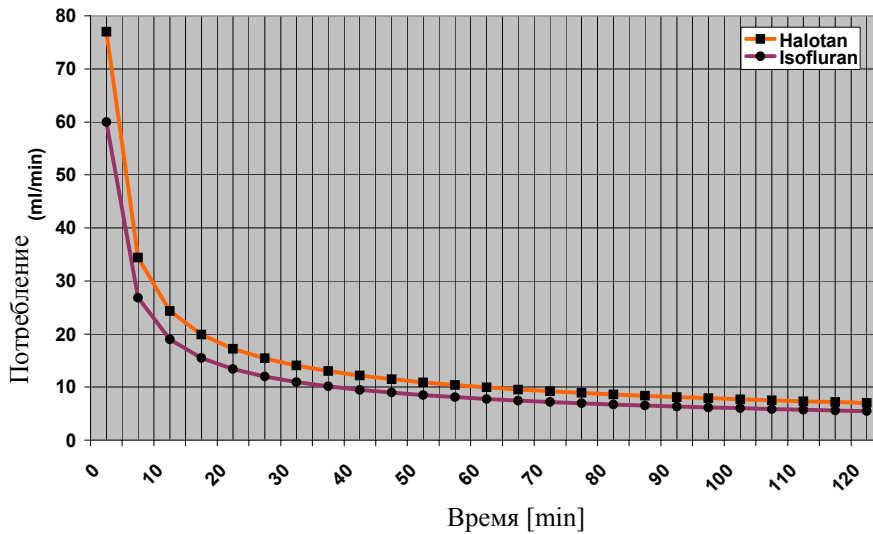
Расход ингаляционных **анестетиков** определяется комплексной фармакокинетикой, причем различаем вводную фазу с высоким потреблением наркотиков, которая длится 5-15 минут в зависимости от наркотика, его растворимости в крови, перфузии тканей (состояния кровообращения), применяемой концентрации AA и вентиляции пациента. Вторая фаза является фазой насыщения, когда потребление наркотика резко понижается. Расход всех ингаляционных наркотиков по времени **снижается** экспоненциально. Важным показателем, который надо мониторировать, является MAC (AA) (minimal alveolar concentration of AA), т.е. минимальная альвеолярная концентрация наркотика. MAC определяется как концентрация наркотика в альвеолярном **пространстве**, при которой у 50% пациентов после хирургической стимуляции нет моторного ответа.

Существуют и другие определения, например, MAC EI<sub>50</sub>, MAC EI<sub>95</sub> и т.п. MAC<sub>AA</sub> можно рассчитать по формуле:

$$MAC_{AA} = \frac{\%ET_{AA}}{X_{(AA)}} + \frac{\%ET_{N_2O}}{100}$$

X для Halotan = 0,75%, для Isofluran = 1,15%, для Sevofluran = 2,05%

Рис. 3 Потребление Фторотана и Изофлюрана по времени



*III.3.1. . Некоторые „опасные газы“.*

**Ацетон и этанол** могут попасть в контур при выдохе этих веществ у пациентов с диабетическим кетоацидозом и у пациентов после употребления спиртных напитков. При концентрации ацетона выше 100 mg/l. может происходить более длительное просыпание и послеоперационная рвота. В случае NFA с такой проблемой практически не встречаемся. У пациентов с декомпесированным DM и после употребления спиртных напитков не рекомендуется применять Q<sub>fgf</sub> < 1 l/min., чтобы постепенно удалились ацетон и спирт из контура. MFA не рекомендуется.

**Окись углерода**— ее концентрация в контуре может повышаться при применении MFA. CO возникает при распаде гемоглобина в нормальных условиях, но может в большей мере освобождаться у курящих. Его токсичность определяется индексом по Hendersen-y и Heggart-y :

Концентрация CO (partes per milion=ppm) x время экспозиции в часах.

При значениях выше 600 ppm наблюдаются признаки интоксикации, при 900-1000 ppm наступает рвота и **головная боль**, причем значения выше 1500 ppm опасны для жизни.

В контуре может накопиться и определенное количество **водорода и метана**, но клинического значения они не имеют.

В итоге можно сказать, что при интоксикации веществами, **выводимыми через** легкие, у больных диабетом и курящих не следует **применять** MFA и особенно технику MFA с **полностью** закрытым контуром. Рекомендуется применять LFA с  $Q_{fgf} = 1 - 1,5$  l/min.

#### IV. Технические требования к наркозным аппаратам.

##### IV.1. Питание газами, встроенные системы безопасности.

Питание газами (O<sub>2</sub>, N<sub>2</sub>O, воздух) у современных наркозных аппаратов решено двойным способом, т.е. от центрального распределения, а также от напорного баллона с редукционным клапаном с идентификацией источника питания. В случае отключения O<sub>2</sub> (падение давления в системе ниже 200 kPa) включается тревога – акустическая и оптическая и автоматически блокируется **подача** N<sub>2</sub>O. Фактическое давление газов изображается аналоговым и цифровым способом на манометрах, которые должны быть хорошо читаемы.

##### **Испаритель ингаляционного анестетика.**

Основной предпосылкой для успешного решения наркозного аппарата является испаритель, компенсированный по теплоте, с линейной дозировкой и работающий уже **начиная** с потоков свежих газов ( $Q_{fgf}$ ) 250 - 300 ml/min.

Естественным требованием также является **заполнение испарителя** наркотиком и его удаление **из испарителя** без утечек.

Запас наркотика в испарителе должен быть достаточным для эксплуатации в течение 8 часов.

##### **Ротаметры.**

Регулировка потока для O<sub>2</sub> и N<sub>2</sub>O должна быть плавной и точной от 0 до 2 литров с последующим переходом в литровые потоки вплоть до 10 - 15 литров/min.

Самостоятельное открытие ротаметра N<sub>2</sub>O без потока O<sub>2</sub> должно быть возможным только с одновременным включением тревоги и с определенным ограничением по времени. Современные ротаметры не позволяют подавать гипоксическую смесь газов ( $FiO_2 < 0,28$ ). Кроме основного элемента **безопасности** у современных ротаметров **присутствует** автоматическая регулировка **подачи** N<sub>2</sub>O при низких потоках O<sub>2</sub>, обычно, если понизить поток O<sub>2</sub> до 500 ml/min, автоматически устанавливается поток N<sub>2</sub>O так, чтобы  $FiO_2 = < 0,5$ .

##### **Абсорбер CO<sub>2</sub>.**

По данным зарубежных специалистов время полезного действия натронной извести сокращается при LFA до 1/2 - 3/4 по сравнению с HFA. Это вызвано почти нулевым выводом CO<sub>2</sub> из контура. С другой стороны, в течение LFA (MFA) мониторируется EtCO<sub>2</sub> и даже в случае индикации **полного использования** натронной извести (цветной индикатор), которая **является** ориентировочной, необходимость в замене наступает только при нарастании  $FinCO_2$  до значений приibl. 0,5% (0,5kPa).

В таком случае срок работоспособности сравним со сроком работоспособности при HFA.

Постоянно обсуждаемым вопросом является **взаимодействие** натронной извести с наркотиком. Пока не **окончательно решено**, понижают ли фторотановые наркотики абсорбционную способность натронной извести и поглощение наркотика известью во **время индукции** в анестезии и его содержание в контуре.

Достаточным наполнением абсорбера считаем объем 1 – 1,5 литра. Идеальным **вариантом** является абсорбент, наполненный в одноразовый контейнер на заводе, предназначенный для прямого применения в аппарате и позволяющий его рециклировать.

Это решение обозначает понижение риска во время манипуляции, позволяет **производить** быструю замену новым абсорбентом в течение анестезии.

##### **Контур**

*Flow meter - ротаметр*

Большая относительная влажность и подключение в контур элементов, понижающих падение давления, понижают надежность и точность ротаметра и сокращают срок его работы. Вращающиеся элементы и части измерительного блока **должны как можно меньше конденсировать воду на своей поверхности и тем самым загрязнять ее. В этом смысле наиболее подходящими являются устройства с наименьшим содержанием металлов и наименьшей массой.** Идеальным является flow meter с одноразовым и легко заменяемым измерительным элементом.

#### *Измеритель давления – вакуумманометр*

Рекомендуем поместить его в инспираторной ветви контура. Он также должен соответствовать требованиям по точности в положительных и отрицательных значениях с соответствующей степенью чувствительности и диапазона.

#### *Одноходовые клапаны.*

Я обращаю внимание на функциональную надежность в большой относительной влажности – **исключение** возможности **прилипания** клапана вследствие влажности. Современные клапаны вентилей изготавливаются из тонкого благородного металла.

#### *By-pass (O<sub>2</sub>+).*

Рекомендуем решение, которое будет надежно закрывать подвод O<sub>2</sub> после выключения by-pass-a (O<sub>2</sub>+).

#### *Соединительные наконечники*

Их конструкция должна защищать от деформации при грубой манипуляции. Этому требованию мало удовлетворяют наконечники, изготовленные из металла. Естественным требованием является **герметичность** соединений. В местах соединения находятся уплотнительные „O“ - кольца.

#### *Шланги контура*

Большое **значение** при их изготовлении должно быть **уделено** материалу – он должен как можно меньше абсорбировать фторотановые наркотики. Для этих целей не подходит резина, которая в 5 раз больше абсорбирует наркотики, чем полипропилен или полиолефины. Высокая абсорбционная способность вызывает большую инерцию контура.

Оптимизированными должны быть также масса, толщина, форма шлангов, **которые влияют на** другие свойства такие как: простота манипуляций, дезинфекция, защита от изломов, минимум абсорбированного наркотика и т.п.

**Альтернативой могут быть** одноразовые наборы.

О требовании герметичности в соединениях не надо особенно говорить.

В инспираторную и экспираторную ветви рекомендуется поместить антибактериальный (антивирусный) фильтр, благодаря чему повышается гигиенический стандарт устройства.

Профилактику конденсации водяных паров в контуре и измерительных элементах, и соответствующее увлажнение можно обеспечить „искусственным носом“ (НМЕ-heat moisture exchanger), помещенным на **ЭТ трубку**. НМЕ может быть оснащен бактериальным фильтром. В этом случае нет необходимости использовать бактериальные фильтры в контуре.

Общие требования к техническому решению и неупомянутым частям контура можно сосредоточить в следующем:

- максимальная герметичность в соединениях (утечка максимально 50 ml/min. при давлении 3 kPa)
- высокая устойчивость всех измерительных компонентов по отношению к влажности
- надежная работа в **условиях** высокой относительной влажности
- простой текущий уход
- возможность дезинфекции или стерилизации
- хорошее и удобное управление

## **IV.2. Теория смешивания наркотических газов в анестезиологическом аппарате.**

### ***IV.2.1. „Технический“ уровень изменений концентраций газов в контуре***

У каждого анестезиологического аппарата **существует** определенная концепция его конструкции, включая вентилятор и дыхательный контур. Принципиально элементы конструкции похожи, так как они должны выполнять соответствующие технические стандарты.

У каждого наркотического аппарата и вентилятора свой внутренний объем, в котором во время анестезии (при самостоятельной или управляемой вентиляции) происходит перемешивание газообразной смеси наркотиков



как  $Q_{fgf}$  существующего содержания в системе анестезиологического аппарата и постепенное выравнивание их концентрации.

**Поток свежих газов:**

Математически поток свежих газов ( $Q_{fgf}$ ) равняется = сумме потоков  $Q_{O_2}$  и  $Q_{N_2O}$  (или воздуха) в lit/min.

$$Q_{fgf} = Q_{O_2} + Q_{N_2O} \quad (\text{lit/min})$$

Концентрацию  $O_2$  ( $FiO_2$ ) в смеси  $N_2O$  и  $O_2$  можно рассчитать следующим образом

$$FiO_2 = 1 / ((Q_{N_2O} + Q_{O_2})/Q_{O_2})$$

Предположим, что внутренний объем наркозного аппарата и вентилятора будет ( $V_m$ ) = 6 литров, нами выбран поток свежих газов  $Q_{fgf} = 6$  l/min, при выбранной концентрации  $O_2$ ,  $N_2O$ ,  $AA = x\%$ . Если систему наполнить газами с выбранной концентрацией, только надув ее, концентрации газов по сравнению с исходными стабилизировались бы прибл. за 1 минуту (линейная зависимость).

Так как в дыхательной системе наркозного аппарата при его работе (самостоятельное или управляемое дыхание) происходит перемешивание свежего газа (выбранная концентрация) с существующим (уже перемешанным =свежий газ + выдыхаемый газ), а также утечка газов переливными клапанами (полузакрытая система), процесс выравнивания концентраций газов до выбранного значения не линейный, а экспоненциальный.

Т.е. существует экспоненциальная зависимость по времени (постоянная времени  $\tau_m$ ), которая зависит от внутреннего объема наркозного аппарата ( $V_m$ ), потребления свежих газов  $Q_{fgf}$  и вентиляционных параметров, (который из-за дидактических целей считаем постоянными). Эта постоянная времени нам показывает теоретическую продолжительность (время) временной стабилизации наркозного аппарата, когда будет достигнута стабилизация в наркозном аппарате концентраций  $O_2$ ,  $N_2O$ ,  $AA$  на заранее установленных значениях.

Пока мы не будем заниматься потреблением наркотиков и  $O_2$  пациентом.

Для наркозного аппарата VENAR ( $V_m = 5$ lit.) вычисление постоянной времени для выбранного потока свежих газов следующее:

$$\tau_m = V_m / Q_{fgf} * 60$$

Например: для  $Q_{fgf} = 6$  l/min будет  $\tau_m = 50$  s.

Так как это процесс экспоненциальный, в течение первой постоянной времени  $\tau_m$  достигаются 1 значения концентрации по сравнению с выбранной на значении 63%, при  $\tau_m2 = 85\%$ , и при  $\tau_m3 = 95\%$ .

Если у нас концентрация isofluran-a (ISO) в начале была = 0 и конечная (установленная на испарителе) составляет 1%, то потом в течение 50 s концентрация в дыхательном контуре будет прибл. 0,63%, в течение 100 s прибл. 0,85% и после 150 s = 0,95%. Т.е. стабилизация концентрации наркотика (также  $N_2O$  и  $O_2$ ) произойдет после истечения 3 x  $\tau_m$ .

Актуальная концентрация ( $C_{akt}$ ) выбранного газа ( $N_2O$ ,  $AA$  и вторично  $O_2$ ) зависит от выбранной концентрации, т.е.от установленной на ротаметрах и испарителе ( $C_{set}$ ), времени ( $T_{set}$ ), которое истекло с момента выбора концентрации и постоянной времени  $\tau_m$  (для данного  $Q_{fgf}$ ).

$$C_{akt} = C_{set} * ( 1 - e^{-\frac{T_{set}}{\tau_m}} )$$

Или по другому:

$$C_{akt} = C_{set} * ( 1 - e^{-\frac{T_{set}}{V_m / Q_{fgf} * 60}} )$$

Причины, по **которым** полезно знать постоянную времени изменений концентрации при данном потоке  $Q_{fgf}$ :

- во время индукции в анестезию из организма в вентиляционную систему наркозного аппарата удаляется азот (N<sub>2</sub>) (денитрогенация). В случае, когда нам известна постоянная времени стабилизации концентраций, можно оценить минимальную продолжительность времени, нужного для „технической денитрогенации“ вентиляционной системы наркозного аппарата.

Если использовать  $Q_{fgf} = 8\text{ l/min O}_2$  для денитрогенации пациента перед введением в анестезию,  $t_m=38\text{ s}$ , следовательно  $3 \times t_m =$  прилб.  $120\text{ s}$ . Это обозначает, что азот, который удаляется из организма, из контура наркозного аппарата элиминируется до 95% в течение 2 минут. Если считать время элиминации прилб. 80% азота из водо- и газообразной фазы в течение 2 минут, можно теоретически предполагать, что достаточная денитрогенация не только пациента, но и аппарата, возникнет в среднем за 3-5 минут.

- после введения в анестезию (при введении) обычно устанавливаем концентрацию ингаляционных анестетиков на выбранное значение, установив поток N<sub>2</sub>O, O<sub>2</sub>, и установив концентрацию АА на испарителе.

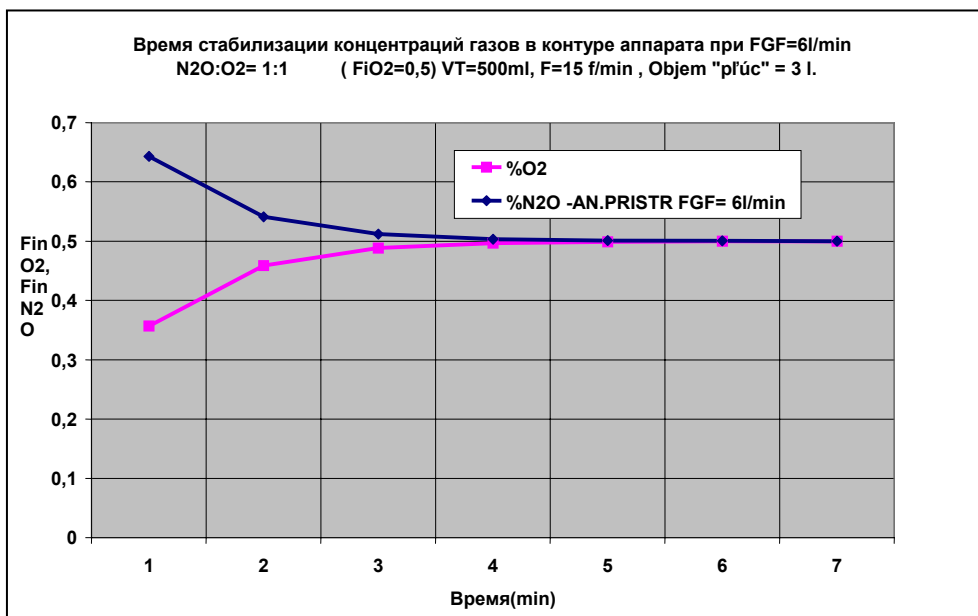
Если известно  $t_m$ , можем предполагать, что выравнивание концентраций наркотиков и O<sub>2</sub> на выбранные значения должно произойти во время  $T_{set}$ , если пренебречь „отбор“ наркотиков пациентом. Естественно, потребление наркотиков пациентом, которое особенно в введении большое, удлиняет выравнивание концентрации наркотиков в контуре.

- в течение анестезии, особенно при понижении  $Q_{fgf}$  до значений прилб.  $1\text{ l/min}$ , при котором  $t_m =$  прилб.  $300\text{ s}$ , мы должны иметь ввиду, что стабилизация концентрации газообразных веществ в контуре (при изменении установленной, например, на испарителе) произойдет только через несколько минут. И то, мы еще не учитывали потребления наркотика пациентом в данный момент, что удлиняет время стабилизации.

- при применении очень низких  $Q_{fgf}$  (O<sub>2</sub> прилб.  $200\text{ ml/min}$ ) на пределе потребления O<sub>2</sub> организмом происходит очень маленькое, в зависимости от  $t_m$ , изменение концентраций в контуре. Таким образом, низкие потоки  $Q_{fgf}$  применимы только при хорошем насыщении пациента наркотиками с 20-25-ой минуты анестезии, или перед окончанием LFA, когда мы проводим только стабилизацию уже существующих концентраций и тонкое постепенное падение концентраций N<sub>2</sub>O и АА не мешает или является желательным.

- при возникновении „катастрофической обстановки“, которая обычно заставляет нас быстро повысить концентрацию O<sub>2</sub> в контуре, необходимо знать, с какой постоянной времени  $t_m$  аппарат работает, так как подходящим выбором  $Q_{fgf}$  можно быстро повысить концентрацию O<sub>2</sub> в контуре.

Рис. 4



- при запланированном окончании анестезии можно с помощью изменения  $Q_{fgf}$  (обычно чистого O<sub>2</sub>) постепенно, или очень быстро в зависимости от  $t_m$  понижать концентрацию наркотиков в контуре. Если



использовать  $Q_{fgf} O_2 = 8 \text{ l/min}$ , произойдет отделение наркотиков из газообразной и водной фаз до 2-3 минут, что при применении Isofluran-a и Sevofluran-a приводит к очень быстрому просыпанию пациента.

Можно сказать, что знание постоянной времени  $t_m$  данного наркозного аппарата является неизбежным атрибутом для **применения** анестезии низким потоком. Определение влияния  $Q_{fgf}$  на изменения концентрации наркозных газов и  $O_2$  в контуре является в сущности практическим использованием теоретических расчетов по отношению к безопасности LFA и MFA.

### IV.3. Технический и физиологический уровень изменений концентраций газов в контуре

В предшествующей главе мы не учитывали при расчетах потребление  $O_2$  и ингаляционных наркотиков пациентом, **которые имеют** существенное значение при стабилизации концентраций отдельных газов в дыхательном контуре.

Учитывая, что во время первых минут анестезии потребление  $N_2O$  прибл. 1000 ml/min, потребление Halotan-a 90 ml/min и Isofluran-a прибл. 60 ml/min, из этого **следует**, что во **время** введения в анестезию с точки зрения объема **подаваемых** газов невозможно подовать как  $Q_{fgf}$ , напр., 0,5 l/min  $N_2O$ , или 20 mg ISO, так как время стабилизации концентрации составляло бы несколько десятков минут.

Количество наркотика ( $m_{AA}$  в граммах), подведенного в контур наркозного аппарата в минуту, можно рассчитать следующим образом:

$$m_{AA} = (M_{H_{AA}} * Q_{fgf} * Vol\%_{AA} / 100) / 22,4 \quad (\text{gram})$$

$M_{H_{AA}}$  = молекулярный вес AA

$Q_{fgf}$  = поток свежих газов (l/min)

$V\%_{AA}$  = установленный объемный процент AA на испарителе (%)

22,4 – постоянная Avogadro

Например: при  $Q_{fgf} = 6 \text{ l/min}$ ,  $Vol\%_{AA} = 1\% \text{ ISO}$ , **подача** наркотика в контур будет  $m_{AA} = 0,49 \text{ gr/min.} =$  потреблению 0,27 ml наркотика /min.

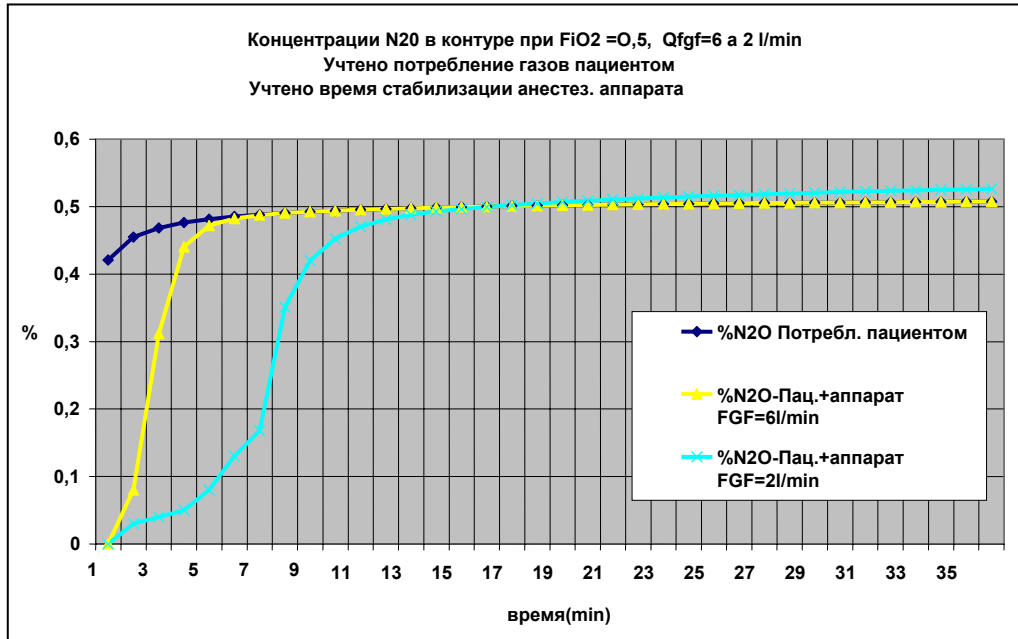
Так как наркотики в вводных фазах очень быстро поступают в организм в зависимости от растворимости в водной фазе, диффузионной способности, **состояния** системы кровообращения и дыхательной системы и т. д., следовательно, в вводных фазах анестезии необходимо вводить в контур большие объемные количества наркотиков, чего практически можно достигнуть, повышая их концентрацию (ограничено для  $N_2O$ ) и повышая  $Q_{fgf}$ , или повышая  $V_A$ .

По математической модели, и с точки зрения клиники, можно сказать, что **во время введения** в анестезию (первые 5-10 минут) хватает  $Q_{fgf}$  с 4 по 6 l/min для достаточной доставки израсходованных наркотиков.

Постепенно (экспоненциально) падает потребление наркотиков и после 10 минут потребление AA и  $N_2O$  находится на уровне прибл. 30% от исходного значения. После 20 минут потребление  $N_2O$  на уровне прибл. 20% и HAL и ISO на уровне 15% от исходного значения. В клинике необходимо учитывать также значения MAC.

Из вышеуказанной теории вытекает, что стабилизация концентрации наркотиков в дыхательной системе возникает прибл. после 6 - 12 минуты анестезии, **при условии** достаточной **доставки** наркотиков в контур. Но частично это зависит от состояния органов дыхания и системы кровообращения пациента.

Рис. 5



**Символические обозначения:**

- черная кривая изображает **ситуацию**, которая возникает, если учитывать только потребление N<sub>2</sub>O пациентом без учета временной постоянной аппарата
- желтая кривая изображает стабилизацию концентрации N<sub>2</sub>O при Q<sub>fgf</sub> = 6 л/мин, причем учтено потребление N<sub>2</sub>O пациентом и t<sub>m</sub>.
- синяя кривая изображает то же самое, что желтая, только Q<sub>fgf</sub> = 2 л/мин.

Мы знаем, что существуют две системы, которые оказывают существенное влияние на стабилизацию концентрации в дыхательной системе наркозного аппарата

1. Технические свойства анестезиологического устройства с его постоянной времени t<sub>m</sub>.
2. Способ **использования** наркотиков, включая параметры вентиляции (V<sub>ol</sub>%, Q<sub>fgf</sub>, V<sub>A</sub>) и биологические свойства организма пациента.

Если учесть оба компонента, оказывающие влияние на стабилизацию концентраций наркотиков в дыхательном контуре, мы обнаружим, что при достаточном Q<sub>fgf</sub> (6 л/мин) время стабилизации концентраций относительно короткое, и при недостаточном (особенно в вводных фазах анестезии) Q<sub>fgf</sub> (2 л/мин) экстремально удлинится. В качестве примера на графиках приведена стабилизация концентрации N<sub>2</sub>O.

**V. Основные атрибуты мониторинга во время анестезии в общей анестезиологической практике и при применении LFA и MFA.**

Безопасность современной анестезии определяется несколькими факторами, в которые входят предоперационное состояние пациента, его подготовка к анестезиологическому вмешательству, специальные знания персонала, личные качества врача-анестезиолога, организация труда в клинике, ее технические возможности, технический уровень наркозного аппарата и мониторинга.

**V.1. Мониторинг во время анестезии.**

Мониторинг (мониторинг) – это слово, **занимающее** в медицинском словаре свое место, **корень** которого исходит от латинского слова monitor – monitoris – предупредить, напомнить, или от слова monere – предостеречь.

Если не говорить о выше указанных атрибутах безопасной анестезии, то одним из основных является оснащение операционных мониторирующей техникой.

**Мониторинг одной важной функции, является недостаточным, так как она не отражает об общего состояния пациента.** При применении LFA и MFA, кроме мониторинга физиологических функций

пациента и вентиляции, является неизбежным мониторинг химического состава вдыхаемых и выдыхаемых газов.

**Мониторинг вентиляционных параметров.**

*Мониторинг вентиляционных параметров можно разделить на:*

- a, прямое
- b, не прямое

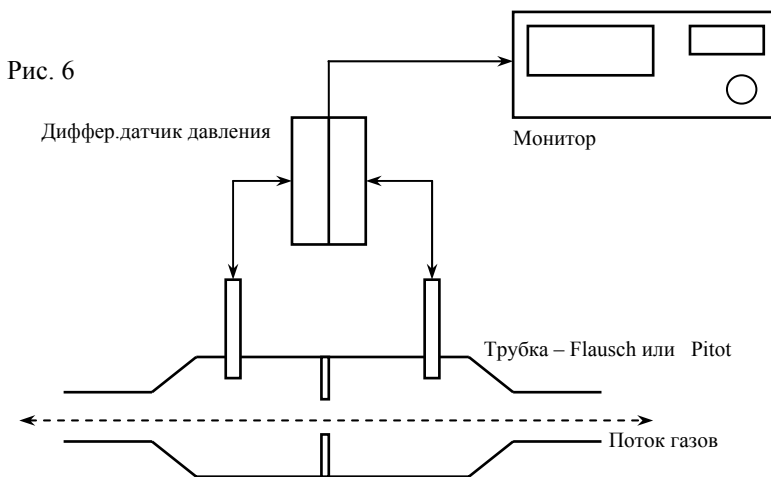
**Прямое мониторирование** - понимается измерение и оценка потоков, объемов и давлений газов, их химического состава, протекающих при самостоятельной или искусственной вентиляции легких «в» и «из» легких пациента. Например, дыхательный объем ( $V_T$ ), инспираторный или экспираторный потоки ( $Q_i$ ,  $Q_e$ ), давления в дыхательном контуре ( $P_{aw}$ ).

Мониторировать можно также производные параметров прямого измерения, например, податливость легких (C), сопротивление дыхательных путей (R), V/P петлю и т.п..

**Непрямое мониторирование** - понимается измерение и оценка некоторых показателей, которые косвенно и относительно точно показывают, адекватна или неадекватна альвеолярная вентиляция (частота дыхания - f, дыхательные шумы, концентрация конечного  $CO_2$ -  $ETCO_2$ , сатурация артериальной крови кислородом -  $SpO_2$ , движения грудной клетки и т.п.)

**V.1.1. Физические и технические принципы мониторинга потоков и объемов.**

Схема измерения потоков с помощью пневматических сопротивлений – дифференциальным датчиком



Основной монитруемой величиной всегда является поток газов в единицу времени. Объем является производной величиной и по существу представляет собой временной интеграл потока в течение вдоха или выдоха. Измерение потока принципиально возможно производить несколькими способами.

Наиболее точным способом является измерение трубкой Flausch-а или трубкой Pitot-а, которые обладают малым

пневматическим сопротивлением, на концах которых измеряется разница давлений, вызванная потоком между началом и концом трубки. Разница давлений оценивается чувствительным датчиком и ее значение прямо пропорционально потоку.

Дифференциальный датчик для измерения потоков нужен для того, что бы в случае подключения датчика в вентиляционный контур, где меняется статическое давление ( $P_{aw}$ ), он оценивает всегда только динамическое давление, т.е. разницу давлений, вызванную потоком, а не статическое значение давления при искусственной вентиляции легких, вызванную вентилятором. Наиболее идеальным местом является помещение датчика потока в так называемый переменный поток газов, т.е. сразу после ЭТ трубки. В таком случае датчик будет измерять инспираторный и экспираторный потоки газов..

**Мониторинг давления в дыхательном контуре.**

Существует большое количество способов мониторинга, но на практике применяются или механические измерители давления – вакуумметры, или электронные измерители (полупроводниковые пневматическо-электронные преобразователи), связанные с электронной оценивающей системой.

В случае электронной оценки потока и давления, некоторые мониторы позволяют оценивать эффективную податливость легких, сопротивление дыхательных путей или V/P петлю и т.п.

Мониторинг величин давления в контуре наркозного аппарата является также одним из страховочных элементов анестезии. Я считаю очень важным мониторировать не только абсолютное значение пикового

давления, но и его графическое изображение, так как графическая картина может показать многие нарушения в вентиляции (клинические и технические).

Оценку пикового, среднего и минимального (PEEP) давлений в контуре, как и возможность установки тревожных значений, мы считаем необходимостью.

### **Непрямое мониторирование вентиляции.**

Непрямые способы мониторирования вентиляции можно разделить на субъективные и объективные.

К субъективным можно отнести, например, оценку глубины вентиляции, вентиляционные движения грудной клетки, цвет кожи, губ, ногтевых лож, потливость и т.п.

К более объективным (но все еще субъективным) способам можно отнести, например, аускультацию дыхательных шумов, частоту дыхания, частоту пульса, втяжение югулярного или межреберного пространств, наблюдение за звуками при вентиляции.

Наиболее важным является объективное мониторирование сатурации крови кислородом – лучше всего монитором SpO<sub>2</sub> и оценка капнографической кривой, значений ETCO<sub>2</sub> и FinCO<sub>2</sub>.

Субъективные способы “мониторинга” определяются мнением анестезиолога о пациенте и опытом, причем ошибочность оценки состояния пациента экстремально высокая, в положительном и отрицательном смысле. Кто-то оценивает окраску как цианоз, другой – говорит, что это еще норма и т.п. Многие изменения параметров не должны быть вызваны вентиляционными нарушениями и наоборот, некоторые параметры могут изменяться и вследствие вентиляционных нарушений.

Эти оценки могут вести к лишним лечебным приемам или, наоборот, к повреждению пациента.

Немного объективнее оценку вентиляции предоставляют “мониторирующие” процедуры, которые называются более объективными.

Несмотря на то, что во времена электроники физические методы, такие как аускультация, часто не принимаются во внимание, можно сказать, что аускультация дыхательных шумов стетоскопом, прикрепленным к грудной клетке или эзофагеальным, имеет свое значение и относительно хорошо можно оценить основные проблемы, связанные с нарушением проходимости дыхательных путей, возникновение PNO, неправильное размещение ЭТ трубки и т.п..

Частота вентиляции, которая зависит от многих факторов, в том числе и от анестезиологических ошибок, втягивание яремной вырезки говорит о вентиляционных проблемах, которые необходимо решать.

Поэтому не надо пренебрегать классическим наблюдением за пациентом теми наиболее элементарными и доступными способами, которые при рутинной работе сумеют эффективно защитить пациента от основных ошибок при вентиляции в анестезии.

В настоящее время такого рода “мониторинг” нельзя считать ни с этической, ни медицинской точки зрения вполне достаточным.

### **Пульсоксиметрия.**

Физический принцип пульсоксиметрии состоит в оценке поглощения определенного спектра красного света оксигемоглобином. По разнице величин проводится оценка насыщения гемоглобина кислородом при пульсирующем потоке крови в капиллярах.

Этот способ применяется в тех местах, где можно ткань просветить, т.е. в более тонких периферических частях. По похожему принципу работают и некоторые инвазивные интравазальные мониторы сатурации гемоглобина кислородом.

В настоящее время уже существуют SpO<sub>2</sub>, работающие на рефлексном принципе, их можно использовать и в случаях, когда «просвечивание» ткани не возможно.

Основным условием правильной функции монитора SpO<sub>2</sub> является поток крови в ткани, через которую проводятся измерения.

Из этого вытекают и ограничения этого метода. У пациентов с синдромом low-flow измерение будет не точным или результат не возможно будет оценить. В случае, когда анестезия является поверхностной, а анальгезия недостаточной, произойдет активация симпатической нервной системы с последующей периферической вазоконстрикцией, может произойти не правильная оценка SpO<sub>2</sub>.

Изменения SpO<sub>2</sub> могут предупредить нас о циркуляционных изменениях.

В случае гиповентиляции или гипоксии произошедшей у пациента по любой причине, с точки зрения кровообращения состояние пациента остается сравнительно стабильным, а мониторирование сравнительно точным и изменения SpO<sub>2</sub> нас быстро предупреждают, что произошли вентиляционные нарушения с последующим нарушением насыщения Hb кислородом.

### **Капнография, FinCO<sub>2</sub> и ETCO<sub>2</sub>.**

Одним из конечных продуктов **реакции окислительного фосфорилирования** является окись углерода, которая **элиминируется** из организма легкими. Значение  $p\text{CO}_2$  в крови определяется динамическим равновесным состоянием между продукцией  $\text{CO}_2$  в тканях и элиминацией  $\text{CO}_2$  легкими.

Чтобы могло произойти **выведение**  $\text{CO}_2$  легкими, необходим обмен газов в альвеолярном **пространстве**. Объемом альвеолярной вентиляции управляет физиологический сервомеханизм так, чтобы парциальное давление  $\text{CO}_2$  в артериальной крови составляло прибл. 5,3 кПа.

В анестезиологической практике для мониторинга очень эффективно можно применять доступный элиминационный путь для  $\text{CO}_2$ , выдыхаемый газ, в котором содержится  $\text{CO}_2$ , причем необходимо иметь в виду, что в дыхательной смеси газов находится вдыхаемая доля  $\text{CO}_2$ , близкая нулю.

### **Физический принцип мониторинга $\text{CO}_2$ .**

Известно, что  $\text{CO}_2$  – газ поглощает часть инфракрасного спектра излучения, что прямо пропорционально его концентрации. Этим свойством  $\text{CO}_2$  пользуются капнометры.

Принципиально существуют два способа измерения - **прямые «на канюле» (mainstream – основной поток)** и **непрямые - “отбором пробы насосом из вентиляционного контура” (sidestream – боковой поток)**.

В обоих случаях проба анализируется датчиком, который оценивает поглощение этого спектра инфракрасного излучения, которое поглощается окисью углерода и потом оценивает его как концентрацию  $\text{CO}_2$  в пробе.

Так как продукция  $\text{CO}_2$  является непрерывным явлением, отражающим метаболическую активность тканей, транспортировку  $\text{CO}_2$  **кровью**, а также вентиляцию, является по существу совместной величиной, которая предупреждает анестезиолога об изменениях – метаболических, циркуляционных и вентиляционных.

Для анестезиолога важны 3 измеренные и оцененные величины.

1. Капнографическая кривая – типичная или нетипичная формы, которой свидетельствуют о **нарушениях** вентиляции, **нарушениях в распределении** газов, или о **нарушениях** вентиляции и перфузии в легких
2. Значение конечной (альвеолярной) концентрации  $\text{CO}_2$  так называемое  $\text{ETCO}_2$
3. Значение вдыхаемой концентрации  $\text{CO}_2$  или вдыхаемой фракции  $\text{CO}_2$  ( $\text{Fin CO}_2$ ).

Для оценки **состояния** альвеолярной вентиляции в анестезиологии **служит** значение  $\text{ETCO}_2$ .

В нормальных условиях разница между  $\text{PaCO}_2$  и  $\text{ETCO}_2$  составляет прибл. 0,3 кПа, что **означает**, что при  $\text{PaCO}_2 = 5,3$  кПа значение  $\text{ETCO}_2$  будет = 5 кПа.

В случаях нарушения вентиляционно-перфузионного **соотношения** в легких эта разница может **увеличиваться** в несколько раз. **Исходя из скорости диффузии  $\text{CO}_2$ , которая прибл. в 25 раз выше диффузии  $\text{O}_2$ , из-за повышенного шунта не может возникнуть повышенное накопление  $\text{CO}_2$  без катастрофической гипоксемии.**

Как мы уже сказали в начале настоящей главы, элиминирование  $\text{CO}_2$  зависит главным образом от альвеолярной вентиляции. Если альвеолярная вентиляция будет низкой, замедлится эвакуация  $\text{CO}_2$  и концентрация  $\text{CO}_2$  будет повышаться (гиповентиляция). Капнографически этот процесс проявится нарастанием  $\text{ETCO}_2$ . Похожую картину нарастания  $\text{ETCO}_2$  вызывает повышенная продукция  $\text{CO}_2$  в тканях, например, при повышении температуры, **злокачественной гипертермии** и т.п.

Понижение  $\text{ETCO}_2$  является проявлением повышенной альвеолярной вентиляции (гипервентиляция), или пониженной продукцией  $\text{CO}_2$  (релаксация). Внезапное понижение  $\text{ETCO}_2$  в течение анестезии говорит о пульмональной эмболии. Отрицательные действия гипервентиляции и респираторный ацидоз в анестезии **широко** известны.

Первым признаком остановки кровообращения является падение  $\text{ETCO}_2$  на нулевые значения в течение нескольких вентиляционных циклов. Уже по этим нескольким примерам видно, что мониторинг  $\text{ETCO}_2$ , или капнографической кривой дает нам возможность объективно оценивать альвеолярную вентиляцию, которую можно **скорректировать** изменениями  $V_t$  и  $f$  так, чтобы альвеолярная вентиляция соответствовала продукции  $\text{CO}_2$ .

Если у нас нет возможности мониторинга дыхательных объемов, особенно **при** анестезии у маленьких детей незаменимое значение имеет мониторинг  $\text{ETCO}_2$ . С помощью значения  $\text{ETCO}_2$  можно относительно безопасно установить параметры вентиляции без какого-либо измерения дыхательных объемов или минутной вентиляции.

Значение  $\text{FinCO}_2$  является для анестезиологической практики также важным, так как в нормальных условиях  $\text{FinCO}_2 = 0$ . Это значит, что во вдыхаемом газе нет никакого  $\text{CO}_2$ .

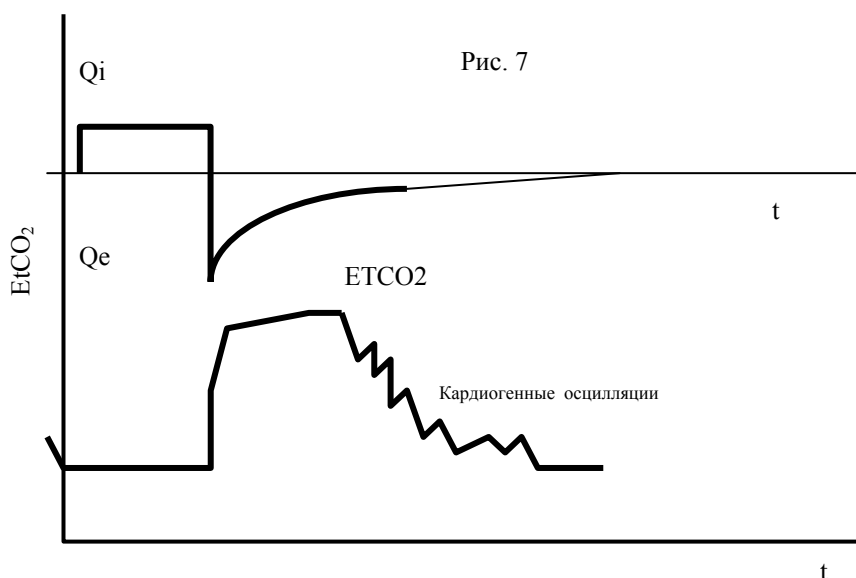
В случае, когда начинает подниматься  $FinCO_2$ , положительные данные предупреждают анестезиолога о **непригодности** натронной извести в поглотителе, или об увеличении мертвого пространства дыхательного контура, или о неисправности клапанов (типичным является „залипание“ гравитационного клапана в открытом положении). В клинической **практике** при LFA можно принимать значение  $FinCO_2 < 0,5kPa$ .

Мониторирование выше указанных величин можно считать наиболее важной составной частью анестезиологического мониторинга вентиляции. Необходимо иметь в виду, что цифровые и графические значения  $CO_2$  являются **совокупной** величиной, посредством которой мы наблюдаем за метаболизмом, вентиляцией и кровообращением пациента, хотя и непрямым способом.

По выше указанным причинам капнометрия и капнография должны принадлежать к основным мониторируемым **параметрам во время** каждой общей анестезии. При **проведении** LFA мониторирование капнометром/капнографом является **обязательным**.

**Возможные особенности капнограммы при LFA.**

В некоторых случаях, когда экспираторный поток совсем прекратится перед истечением времени  $T_e$ , на капнограмме могут появиться осцилляции вследствие работы сердца, вызванные движением газов в дыхательной системе. В точке отбора пробы газа смешивается свежий газ с выдыхаемым в ритме движения сердца, что вызывает на капнограмме зубчатый десцендентный участок. Эта осцилляция считается нормальной, кроме явно патологической капнограммы, следовательно, можно считать эту картину физиологической.



**Мониторирование продукции  $CO_2$  ( $VECO_2$ ).**

Интегрированный монитор, посредством которого измеряем вентиляционные параметры, а также  $ETCO_2$ , позволяет постоянно измерять продукцию  $CO_2$  организмом. В течение анестезии в зависимости от глубины анестезии, **применяемых** наркотиков, анальгетиков и расслабляющих средств, падает метаболическая **активность** организма, что проявляется пониженной продукцией  $CO_2$ , и естественно, пониженным **потреблением**  $O_2$ . Понижение продукции  $CO_2$  **во время** анестезии может достигать значений от  $-10$  до  $-45\%$  от исходной..

Особенно при **проведении** MFA с минимальной **подачей**  $O_2$  этот мониторинг является незаменимым, так как по продукции  $CO_2$  можно ориентировочно определить минимальный поток  $Q_{fgf}$  кислорода, в зависимости от фактического потребления.

Ориентировочно потребление  $O_2$  можно рассчитать по величине продукции  $CO_2$  следующим образом:

$$VO_2 = VECO_2 * 1,2$$

**Мониторирование  $FiO_2$  ( %  $O_2$  ) во вдыхаемом и выдыхаемом воздухе.**

Мониторирование кислорода быстродействующими парамагнитными или спектрографическими анализаторами во вдыхаемом и выдыхаемом воздухе является **очень важным**, так как существенным **образом** позволяет **контролировать** концентрацию  $O_2$  – вдыхаемую ( $FinO_2$ ) и выдыхаемую ( $FexO_2$ ). Применяя любую ингаляционную анестезию, **необходимо** мониторирование концентрации  $O_2$  в дыхательном контуре. Применяя LFA, MFA, мониторирование концентрации  $O_2$  является **обязательным**.

Мониторирование  $\%O_2$  ( $FiO_2$ ) в контуре наркозного аппарата является основным условием безопасной анестезии и наркозный аппарат существенным **образом защищает от возможной** ошибки человека, не только анестезиолога, но и технического персонала.



Мониторирование доступно с помощью электрохимических датчиков  $O_2$ , которые **обладают** достаточной чувствительностью и динамикой, чтобы обеспечить сравнительно быстрый отклик при падении  $O_2$  ниже безопасного значения. Но в течение **проведения** LFA, MFA **необходимо** применять мониторы с быстрыми датчиками  $O_2$  (парамагнитные), чтобы можно было наблюдать за значениями  $FinO_2$  и  $FexO_2$ . Монитор является **необходимым** оснащением наркозного аппарата.

### **Мониторирование концентрации газообразных наркотиков.**

Современные мониторирующие системы позволяют мониторировать ингаляционные **анестетики**, особенно  $N_2O$ , Halotan, Ethran, Isofluran, Sevofluran, и т.п.

Известно, что концентрация ингаляционных **анестетиков** в контуре не является постоянной, особенно при низком потоке свежих газов и даже ориентировочно не соответствует значениям, установленным на испарителе.

Для **проведения** LFA и MFA **необходимо** мониторировать инспираторную и экспираторную концентрации АА ( $FinAA$ ,  $FexAA$ ), так как на основании этого анализа возможно ориентировочно определить время достаточного насыщения организма пациента наркотиком и в то же время рассчитывать значение MAC.

Мониторирование концентрации  $N_2O$  при LFA и MFA является также неизбежным с точки зрения безопасности анестезии, для определения „азотного окна“, значение которого описано в предшествующих главах.

### ***Некоторые особенности работы при мониторингании содержания газов в течение LFA и MFA.***

Анализ газов в дыхательном контуре обычно решен так называемой „side stream“ системой, что обозначает, что при анализе газа из контура (из переменного потока за **ЭТ трубкой**) отбирается проба газов с постоянным потоком прибл. 200 ml/min., который проходит в анализатор в мониторе. Парамагнитный анализатор  $O_2$  требует в качестве сравнительной пробы для своей работы воздух, который подсасывается в анализатор со скоростью 30 ml/min. **Потом проанализированный газ** возвращается обратным шлангом обычно в ветвь выдоха дыхательного контура.

В случае применения LFA с потоком  $Q_{fgf}$  ниже 700 - 800 ml/min, мы должны иметь в виду, что возвратным шлангом в контур попадает также воздух (30 ml/min), что может вызвать при таком низком  $Q_{fgf}$  нарушение равновесия азотной стабильности и в случае **полностью** закрытого контура является угрозой для стабильности концентрации  $O_2$ . В этих случаях является более **рациональным** не возвращать проанализированный газ в контур, а его выход включить в gas scavenger.

Необходимо сказать, что все анализаторы газов быстрого действия в мониторах работают на похожем принципе. **Но необходимо подчеркнуть, что в классически понимаемой LFA с потоком  $Q_{fgf}$  около 1000 ml/min. нет угрозы выраженного, клинически значимого, влияния на азотное равновесие, по выше приведенной причине.**

Мы должны **учитывать** „утечку“ газов объемом прибл. 200 ml/min, т.е. общий  $Q_{fgf}$  не должен падать ниже 400 ml/min.

Если использовать MFA с  $Q_{fgf} < 500$  ml, например, в конце анестезии на время до 20 – 30 min, воздух, доставляемый возвратным шлангом в контур, можно считать клинически **незначительным**.

При классической LFA с потоком  $Q_{fgf} \geq 1000$  ml/min влияние объема воздуха, **подаваемого** в контур из анализатора, **отсутствует**.

### ***Артериальное давление крови (NIBP или инвазивное).***

Это основной параметр, который необходимо мониторировать и по принятому протоколу необходимо повторять измерения через каждые 5 минут анестезии. Этот параметр является очень важным и предупреждает врача о многих факторах. Он является сравнительно универсальным.

Но с помощью давления крови врач не сумеет подробно оценить перфузию и вообще **не сможет оценить** элиминацию окиси углерода, не говоря уже о наполнении сети сосудов. Давление крови является важным и решающим параметром. Подход может быть инвазивным или не инвазивным. Для общей хирургии более **рациональным** является не инвазивный подход. Не инвазивное измерение можно проводить мануально, полуавтоматически или автоматически, что является наиболее **целесообразным**.

### ***Частота пульса.***

Она является вторым стандартно применяем параметром, который необходимо заносить в анестезиологический протокол. Его частота и сила оцениваются врачом, но качественная оценка является по существу необъективной.

### ***Мониторирование температуры тела.***

Мониторирование температуры тела **относится** к важным величинам особенно в анестезиологической практике у маленьких детей, но и у взрослых, главным образом в случае продолжительных вмешательств. Нельзя забывать о возможности возникновения **злокачественной** гипертермии и в случае краткосрочных анестезий. Возможность наблюдения за температурой должна быть гарантирована практически для всех ингаляционных анестезий. **Возникновение** гипотермии у детей и у взрослых, **необходимо корректировать** уже во время анестезии. **Злокачественная** гипертермия, которая **встречается достаточно редко**, является **смертельно опасной**, если ее вовремя не определить, и все расходы, связанные с мониторингом температуры вернутся назад, если спасти хотя бы одного пациента за пять лет. Поэтому можно считать мониторинг температуры основным мониторингом.

### ***Мониторирование EKG.***

Оно является следующей возможностью наблюдения за состоянием пациента во время анестезии. Сегодня это является обычной процедурой. Информационное значение EKG кривой зависит от размещения электродов, но в общем можно сказать, что **большое** значение имеют динамические изменения, свидетельствующие, например, об ишемии, или при возникновении пневмоторакса. EKG является **незаменимым** методом для дифференциальной диагностики нарушений ритма.

Таким образом, технически хорошо **освоенная** методика мониторинга срывается, например, при электромеханической диссоциации сердца, когда EKG сигнал может присутствовать, но без механического отклика. Кровообращение фактически в состоянии покоя. Несоответствующий контроль за таким пациентом, надеясь только на монитор EKG, приводит к фатальному концу.

### ***Мониторирование уровня кураризации.***

Мониторирование кураризации является **необходимым** при каждой анестезии, когда **применяется миорелаксант**. **Этот параметр** информирует анестезиолога об уровне нервно-мышечной блокады в течение анестезии и, главным образом, информирует о достаточной декураризации после окончания вмешательства. Мониторирование является объективным и исключает субъективную оценку, например, подъем головы, движение конечностями, движение грудной клетки и т.п.

### ***Мониторирование других параметров.***

Мониторирование **других** параметров, например, инвазивной и неинвазивной гемодинамики, инвазивных давлений, SjO<sub>2</sub>, BIS-индекса, лабораторное мониторирование и т.п., не относятся к общей проблеме LFA, и мы их не будем более подробно анализировать.

### ***Заключение по проблеме мониторинга.***

Мониторирование пациентов в анестезии является сложным и комплексным процессом, который состоит из большого количества частных методов. Не все можно применять всегда и везде.

Если мне придется выбрать один единственный метод, это была бы, наверное, капнография.

Количество данных, которые выдают мониторы в единицу времени, является проблемой, так как анестезиолог не в состоянии их **соответствующим образом** обработать и оценить. Не говоря уже об их обработке в письменной форме. Мониторимые величины **отвлекают** внимание анестезиолога от пациента и в определенных случаях увеличивают риск **возникновения** осложнений. В ближайшее время будет неизбежной электронная автоматическая обработка данных.

Современная мониторирующая техника не должна **отвлекать** внимание анестезиолога, направленное на пациенту и **исключить** наблюдение за пациентом тем, что у нас всегда есть в наличии – слух, осязание, зрение.

В мире были проведены миллионы анестезий без мониторинга SpO<sub>2</sub>, и ETCO<sub>2</sub> причем пациенты **выжили**.

Мониторинг должен служить для повышения безопасности и комфортабельности пациента, а не для анестезиолога в качестве источника для лечения цифр.

## **VI. Специфики анестезиологических вентиляторов при LFA и MFA.**



## VI.1. Теоретические аспекты.

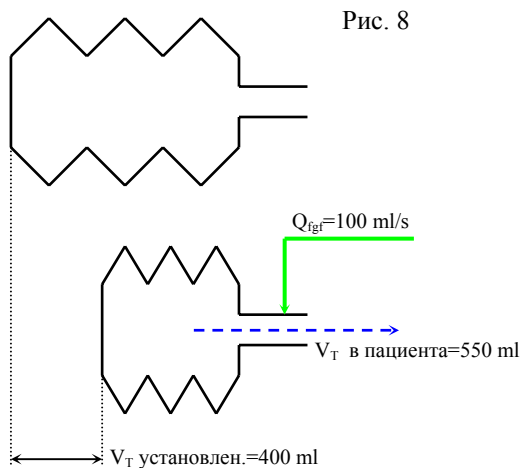
Вентиляторы, применяемые для искусственной вентиляции легких во время LFA, должны удовлетворять некоторым критериям, которые отличают их от обыкновенных вентиляторов, применяемых при HFA.

Основными **требованиями** для вентилятора являются:

- вентиляционные режимы с управлением по объему и давлению, или с режимом вспомогательной вентиляции
- защита от избыточного давления (от превышения установленного  $P_{aw\ max}$ )
- возможность установки PEEP (0 – 2 kPa)
- достаточная широта установки вентиляционных параметров ( $V_T$ , MV, f,  $Ti\%$ , Ppc, SIMV, и т.п.)
- достаточная точность требуемых параметров
- независимость от изменений потока свежих газов ( $Q_{fgf}$ ) – поправка сервосистемой
- независимость от внутренней податливости аппарата и контура ( $C_m$ ) – поправка сервосистемой
- защита от подсасывания атмосферного воздуха ( $N_2$ ) при недостаточном  $Q_{fgf}$
- сигнализация недостаточного  $Q_{fgf}$
- сигнализация **разгерметизации** контура и других „дефектов“

### Поток свежих газов.

Во время вдоха  $Q_{fgf}$  ведет себя как дополнительный параллельный генератор постоянного потока, который во время вдоха прибавляется к  $V_T$ , поставляемому вентилятором. В зависимости от в данное время установленного  $Q_{fgf}$  при его изменениях будет меняться  $V_T$ . Вентилятор должен **соответствующим** способом узнать значение  $Q_{fgf}$  и расчетом поправлять применяемое  $V_T$ .



Например: Если  $Q_{fgf} = 6\ l/min. = 100\ ml/s$ ,  $Ti = 1,5s$   $T_e = 3s$  ( $f = 13$  вдохов/min.)

Объем  $V_T$ , **подаваемый** вентилятором = 400 ml ( $MV = 5,2\ l/min.$ ), фактически во время  $Ti$  притекает в контур  $1,5s \times 100\ ml = 150\ ml$  газа, т.е. в общем  $V_T = 550\ ml$  ( $MV = 7,15\ l/min.$ ), что на прикл. 37 % больше установленного MV.

При изменении  $Q_{fgf}$  на  $1\ l/min. = 16,6\ ml/s$ , влияние потока свежих газов в  $V_T$  будет прикл. 25 ml и на MV только 300 ml/min.

$$V_{T(реально\ поставлено)} = V_{T(вентилятора)} + (Q_{fgf} / 60 * Ti)$$

Вентилятор должен идентифицировать  $Q_{fgf}$  или изменение  $V_T$  и поменять **параметры** объема так,

чтобы требуемое  $V_T = V_T$ , поставляемому вентилятором независимо от изменения  $Q_{fgf}$  во время анестезии.

Выше приведенные условия должны быть выполнены, в случае **если** проходит искусственная вентиляция легких в режиме управляемом по объему (CMV – VCV volume controlled ventilation).

При **применении** PCV (pressure controlled ventilation), вентиляции управляемой по давлению,  $Q_{fgf}$  является параметром абсолютно неинтересным, так как управляемой величиной для переключения вентилятора из фазы вдоха в фазу выдоха дыхательного цикла является давление, достигнутое в контуре. При более высоком  $Q_{fgf}$  давление достигается **чуть** быстрее, но результирующее  $V_T$  является интеракцией между давлением и механическими свойствами дыхательных органов ( $C_t$  и  $R_{aw}$  – compliance a resistance).

### VI.1.1. Податливость дыхательной системы анестезиологического аппарата ( $C_m$ ).

У газа, находящегося в анестезиологическом аппарате, определенный объем и вместе с дыхательным мешком вентилятора может достигать 4000 ml. Газ сжимаемый прикл. 0,01 x на 1 kPa давления, т.е. при объеме 4000 ml и при давлении в контуре прикл. 1 kPa газ сжимается на 40 ml, т.е. податливость контура будет  $C_m = 40\ ml/kPa$ . В случае, если в контуре давление будет 3 kPa, сжатый объем будет  $C_m * 3 = 120\ ml$ . Выше приведенный объем поставляется из вентилятора в контур, но в легкие пациента не попадает, только во время вдоха он пассивно сжимается и во время выдоха расширяется в исходный объем.

В случае **использования** точных VT необходимо знать Cm и делать поправки VT, **доставленных** к пациенту, на значение податливости при максимальном давлении в контуре P<sub>aw</sub>.

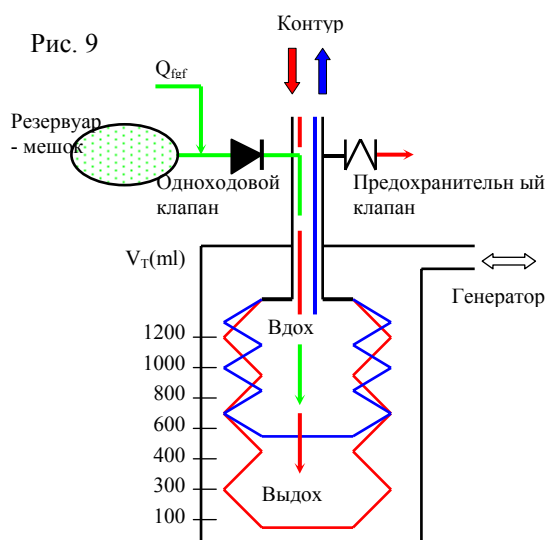
$$\text{Потом: } VT_{(\text{реально поставленное})} = VT_{(\text{вентилятора})} - (P_{aw \max} * Cm)$$

Вентилятор (его управляющая система) должен быть информирован о Cm, что обычно определяется при тестировании контура.

Другим вариантом является мониторинг потока газов (VT, MV) в переменном токе (потоке) непосредственно после **ЭТ трубки**, когда у выше приведенных **случаев таких** как измерение Q<sub>fgf</sub> и Cm, нет рационального оправдания, так как сервосистема вентилятора управляет в зависимости от реально достигнутого VT (MV) и поправляет работу вентилятора так, чтобы требуемое VT и **заданное** VT были приблизительно одинаковыми и стабильными, несмотря на Q<sub>fgf</sub> и Cm.

### VI.1.2. Конструкционные решения вентиляторов.

Существует **большое количество** конструктивных решений вентиляторов для искусственной вентиляции легких в течение анестезии, но на практике дискуссии идут, главным образом, о двух системах: „мешок в цилиндре“ – стоящий и „мешок в цилиндре“ – висящий (падающий). Последней новинкой является блок привода с многомембранным компрессором и вычислительной сервосистемой.



#### Вентилятор типа „мешок в цилиндре“ – висящий (падающий).

Принцип вентилятора состоит в том, что мешок в цилиндре висит в направлении вниз и во время выдоха наполняется газом (Q<sub>fgf</sub>) и выдыхаемым газом. Его минусом является факт, что вследствие гравитации, оказывающей влияние на мешок, **происходит** расширение и может **возникать** отрицательное давление в контуре, или через неплотные **соединения** подсосать из окружающей атмосферы воздух, что может оказать отрицательные последствия на азотное равновесие в контуре. Технически эту проблему можно решить так, что Q<sub>fgf</sub> во время вдоха **поступает** в резервуар - мешок, из которого в течение выдоха частично наполняет мешок вентилятора. С технической точки это решение является наиболее выгодным.

#### Вентилятор типа - „мешок в цилиндре“ – стоящий.

Технически этот вентилятор решен так, что он служит **одновременно резервуаром и индикатором** наполнения системы газом. В случае, когда в конце выдоха мешок не вернется в верхнее положение, он сигнализирует не герметичность или очень низкий Q<sub>fgf</sub>, или при MFA повышение потребления O<sub>2</sub> пациентом.

В случае, когда Q<sub>fgf</sub> выше, после наполнения мешка открывается переливной клапан, **через** который лишний наркотик выпускается, обычно в „gas scavenger“.

По этому **поводу** необходимо сказать, что у пациентов с патологической утечкой газов (бронхоплевральные свищи, резекции легких и т.п.) **применение LFA исключается**.

#### Вентилятор с многомембранным компрессором и вычислительной сервосистемой.

Этот вентилятор для искусственной вентиляции легких в течение LFA, MFA, относится к **последнему поколению вентиляторов**, которые подходят для **проведения** анестезии.

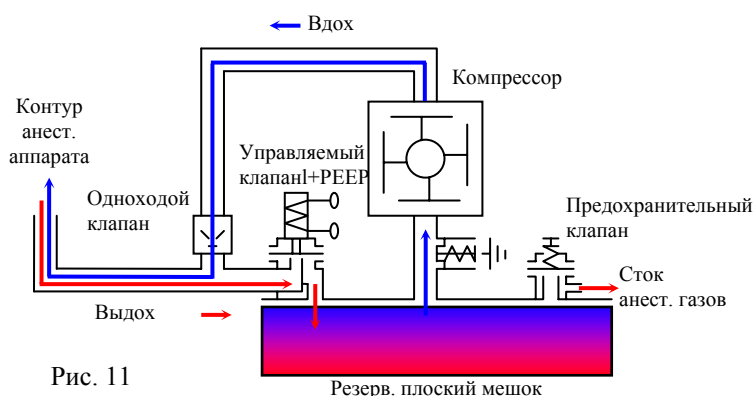


Рис. 11

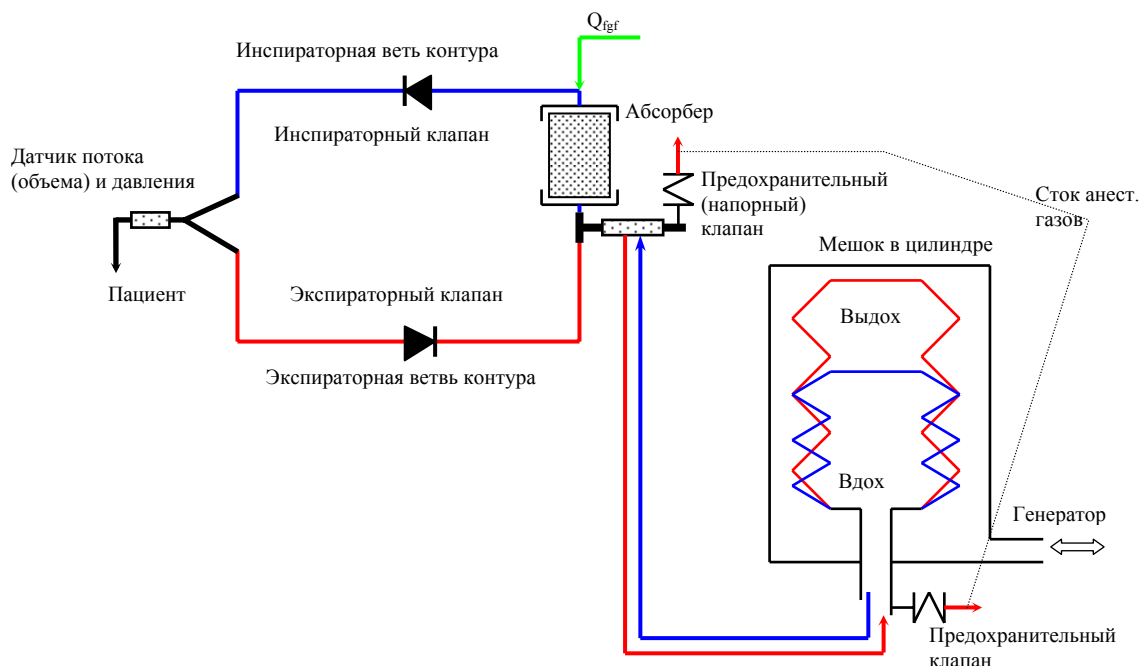
Технический принцип состоит в том, что **доставку** дыхательных газов обеспечивает точный 4 – х **клапанный** компрессор, работа которого посредством обратной связи **регулируется** компьютером. Вентилятор **регистрирует** потоки

(объемы) и давления в контуре датчиком, помещенным в переменном потоке (перед **ЭТ трубкой**), которые оценивает и потом сервосистема **корректирует** его работу так, чтобы, несмотря на  $Q_{fgf}$  и  $C_m$ , пациенту **доставлялся требуемый объем**.

Выдыхаемый газ вместе с  $Q_{fgf}$  **поступает** в резервуарный мешок. Во время вдоха компрессор выдавливает газ из резервуарного мешка через односторонний клапан в контур. Во время вдоха управляемый клапан (+PEEP) закрыт.

В случае избытка газов в контуре и переполнения резервуарного мешка открывается предохранительный клапан и **удаляет** лишний газ в gas scavenger. В случае **утечки** газов из резервуарного мешка (негерметичность) активируется тревога и в резервуарный мешок дополняется  $O_2$ , чтобы не произошло нарушение азотного равновесия вследствие **«подсасывания»** атмосферного газа.

Управление компрессором, соотношениями давлений, дыхательного объема, предохранительными давлениями и т.д. проводится вычислительной единицей.



Вентилятор позволяет проводить вентиляцию пациента в режимах, контролируемых по объему, давлению, и в режиме SIMV с поддержкой давлением самостоятельного дыхания.

## VII. Экологические аспекты HFA и LFA.

### „Загрязнение“ операционного зала.

При общей ингаляционной анестезии применяют, кроме  $O_2$  или воздуха, также газообразные ингаляционные **анестетики**, или жидкие ингаляционные **анестетики** – **испаряющиеся** в основную смесь газов, которыми обычно являются смесь  $O_2 + N_2O$  ( $O_2 +$  воздух). К жидким наркотикам в настоящее время относятся фторотан, метоксифлуран, Etran- enfluran, Foran-isofluran, sevofluran и в редких случаях эфир.

**Подача** свежих газов в дыхательную систему анестезиологического аппарата при классической анестезии превышает их потребление в 10-20 раз, при так называемой "low-flow"анестезии в 1-2 раз.

Лишнее количество основной смеси, и испаренных наркотиков, обычно отводится в операционный зал через поглотитель с **активированным** углем, или в отсасывающую систему вне зала „gas scavenger-ом“.

Концентрация  $N_2O$  и ингаляционных – испаряемых наркотиков в пространстве вокруг анестезиолога, **сестры-анестезистки** и операционной **бригады** повышается, обычно выше **допустимого** стандарта, даже в случае работающей вентиляционной системы операционных залов.

Поглощение **активированным** углем не является достаточно активным и со временем его поглощающая способность понижается. После 4-6 часов работы поглощение составляет припл. 20%. **Но активированный уголь практически не поглощает  $N_2O$ .**

Возникает **ситуация**, когда концентрация фторотана, (isofluran-a) поднимается выше позволенного стандарта  $20 \text{ mg/m}^3$  и  $N_2O$  выше стандарта  $40 \text{ mg/m}^3$  в 2-20 раз.

Отрицательное влияние на иммунитет, фертильность, клеточные нуклеарные изменения, повреждение **паренхиматозных** органов и т.д. известны, особенно при **наличии** хронических **заболеваний**.

При наличии мощного кондиционирования в сочетании с „gas scavenger-ом“ поддержание значений на стандартном уровне возможно, но в случае обычной вентиляционной системы практически **недостижимо**.

В развитых странах строго запрещено даже в кондиционированных операционных залах применять анестетические аппараты без сепаратного отсасывания "**отработанных**" анестетических газов (anaesthetic gas scavenger).

Единственным **выходом** является отсасывание "**отработанных**" анестетических газов вне операционного **зала**, например, за окно или в форточку в стене, или прямо в отсасывающую шахту вентиляционной системы или кондиционера.

Даже при идеальном отсасывании устраняется около 90% наркотиков, так как часть диффундирует через **резиновые перчатки**, через неплотные **соединения** анестезиологического устройства, кожу пациента и операционную рану, что принимает участие в "загрязнении" операционных залов – приблизительно 10% общего объема.

При работе в стоматологических кабинетах, которые на много меньше операционных залов, и неприспособлены для **принудительного** проветривания, отсасывание "**отработанных газов**" является практически единственным **выходом** при применении общей анестезии или анальгезии N<sub>2</sub>O.

Похожая обстановка возникает и в родильных залах в разных помещениях для проведения вмешательств, главным образом при так называемой хирургии одного дня, где в начале **поведение анестезий вообще не было предусмотрено**.

### **Отсасывание "отработанных газов" - анализ проблемы.**

**Отработанные** газы классических анестезиологических аппаратов сосредоточиваются практически в двух местах – на выходе напорного клапана контура (P<sub>max</sub>) и на выходе предохранительного управляемого клапана вентилятора. **Эта проблема особенно актуальна при использовании** системы Bain-a, неговоря уже о системе Kuhn-a, когда необходимо использовать мешок с двумя кожухами..

Более сложная **ситуация** возникает при применении системы "Mapleson" для детей или "Т" Ауге для совсем маленьких детей. Так как эти системы полуоткрытые, а в некоторые случаях в зависимости от „Q<sub>fgt</sub>“ – открытые.

"**Отработанный**" газ не **поступает** непрерывно. При управляемой вентиляции – вентилятором – в течение выдоха открывается управляемый клапан (переливной клапан), наоборот, при **ручной** вентиляции в конце вдоха открывается напорный предохранительный клапан (P<sub>max</sub>), через который лишний поток свежих газов, т.е. "**отработка**" выпускается. Общий объем **отработанных** газов составляет припл. 90-98 % от потока свежих газов, что частично зависит от фазы анестезии, характера операционного вмешательства, герметичности анестезиологического аппарата и материала шлангов вентиляционного контура.

Отсасывающее устройство должно справляться с разными **порциями отработанного** газа.

При классической настройке **подачи** свежих газов O<sub>2</sub> : N<sub>2</sub>O = 2 : 4 л, общий произведенный "отток" газов составляет припл. 5,7- 5,9 l/min., причем при частоте вентиляции 15 вдохов/min. отдельная порция составляет припл. 0,38 литра и средний поток **отработанного газа** составляет припл. 150-180 ml/s.

При low-flow анестезии количество производимого "**отработанного**" газа составляет приблизительно в 5-10 раз меньше.

Отсасывание из точек, где **отработанный** газ сосредоточивается, должно удовлетворять нескольким условиям.

1. Всасывающее разрежение должно быть меньше открывающего давления клапанов, чтобы не произошло отсасывания анестезиологических газов из контура (не должен превышать - 0,5-1 см **водного столба**).

2. Отсасываемый объем /min. должен быть с запасом в 2 раза выше объема **отработанных** газов, чтобы также получился более высокий объем при преоксигенации пациента перед введением и при дооксигенации пациента перед окончанием анестезии (профилактика **диффузионной аноксии**).

Из этого **следует**, что отсасываемый объем должен **составлять** минимум 10 l/min. при **использовании** "закрытой" отсасывающей системы, или до 30 l/min. при "открытой" отсасывающей системе.

3. Устройство должно компенсировать прерывистый поток "**отработанного** газа " подходящим **техническим устройством**.

4. При неисправности устройства должна быть возможность стока "**отработанных** газов " без существенного повышения давления в контуре. **Допускается** РЕЕР 0,20 ± 0,2 kPa при потоке свежих газов = 6 l/min. и РЕЕР <1 kPa при потоке свежих газов 10 l/min.

5. Техническое решение должно обеспечить защиту от избыточного давления (баротравмы) в случае любой неисправности анестезиологического аппарата посредством предохранителя (P<sub>max</sub> = 0,5 ± 0,2kPa), или предохранительным напорным клапаном (P<sub>max</sub> = 0,5 ± 0,25 kPa) при потоке газов в сток 30 l/min.

6. Техническое решение должно исключить возникновение такого разрежения, которое бы "подсасывало" воздух в вентиляционный контур в случае неисправности анестезиологического аппарата.
7. Устройство и все зараженные компоненты должны быть дезинфицируемыми или стерилизуемыми.
8. В случае необходимости зараженные части должны быть одноразовыми.
9. При **применении** детских систем должна **существовать** возможность такого присоединения, при котором разрежение не будет переноситься в детскую систему.
10. Привод устройства должен быть электрическим -230V, или пневматическим – обычно в виде сжатого воздуха.

**Техническое решение проблемы – основной анализ.**

Основой технического решения является источник разрежения, который должен соответствовать **основному требованию** - при отсасываемом потоке минимум 10 l/min. всасывающее разрежение не было выше 0,5 см H<sub>2</sub>O, причем транспортировочное расстояние от нагнетательной части отсасывающего устройства до выхода из операционного зала может составлять максимально 10 метров.

**Применение любого устройства** с жесткими источниками разрежения, **такие** как водяные вакуум-насосы или электрические отсосы, почти всегда приводит к возникновению более высокого разрежения, несмотря на регулировку клапанными системами. Клапаны с течением времени **загрязняются** пылью, а фильтрация фильтрами повышает сопротивление устройства и вторично **повышается** разрежение. По этим **причинам устройства** с жесткими источниками разрежения **использовать** не рекомендуются.

Основным техническим решением является специально рассчитанная система типа «сопло-принимающий канал».

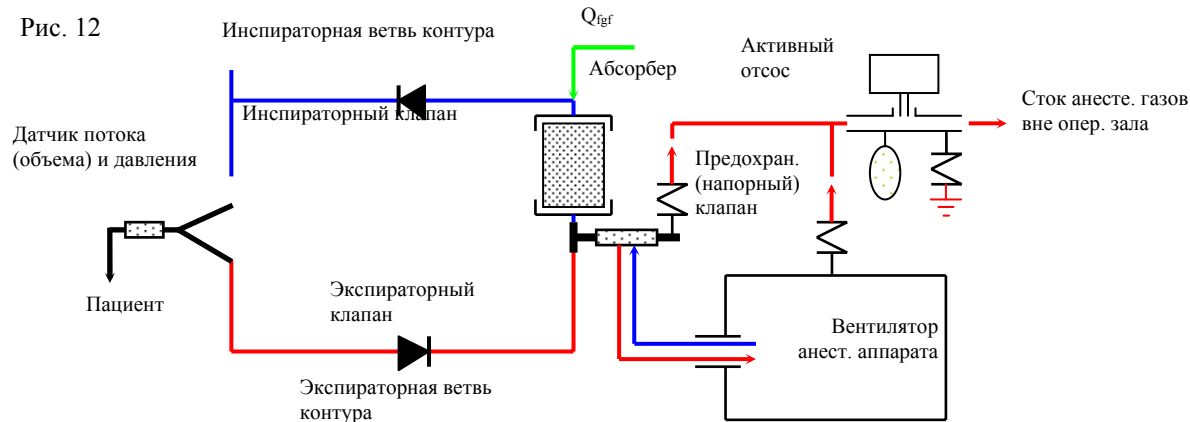
**Подача** сжатого воздуха при потоке  $5 \pm 1$  l/min. ( $\pm 20\%$ ) создает во всасывающей части разрежение максимум -0,5 см H<sub>2</sub>O  $\pm 20\%$ , при закрытом всасывающем отверстии, т.е. при нулевом отсасывающем потоке. При нулевой всасывающей нагрузке (всасывающее отверстие открыто в атмосферу) поток, измеренный во всасывающей ветви составлял 15 l/min.  $\pm 20\%$ . В качестве нагрузки в нагнетательной ветви применяется шланг диаметром в 22 mm и длиной в 10 m.

У системы «сопло – принимающий канал» минимальный внутренний диаметр без сужения 7,5 mm – т. е. **она** является свободно **проходимой**, благодаря чему выполнено требование „проходимости“ системы при отключении смесей привода, причем максимальное давление в течение стандартной работы анестезиологического аппарата при помехе в отсасывании не превысит 0,8 kPa.

Исходя из значений разрежения и потока в отсасывающей ветви, нет необходимости **применять** никакие клапанные системы и фильтры.

Для выравнивания "**порций**" **отработанного** газа перед всасывающим отверстием **установлено** "Т" соединение, на одном плече которого присоединен анестезиологический 0,5 литровый мешок, служащий объемным буфером. Анестезиологический мешок, в то же время, **выполняет роль** напорного невозвратного предохранителя, так как при избыточном давлении 3 - 3,5 kPa происходит нарушение его стенки (лопнет), что является практически второй степенью защиты от баротравмы в случае неисправности анестезиологического аппарата.

На входе **подачи** "**отработанных** газов " в соответствии со стандартом **установлен** предохранительный клапан.



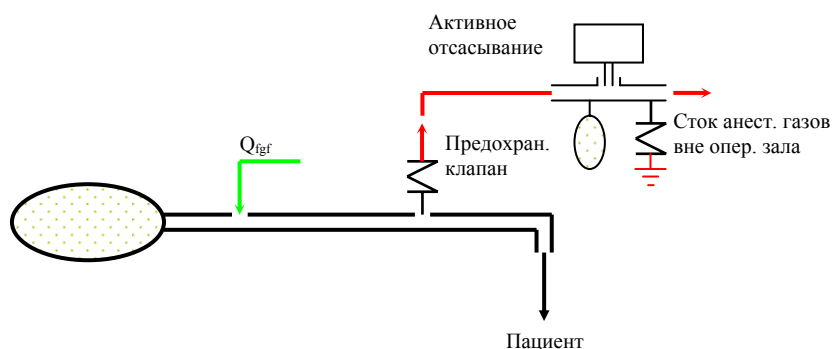
Напорное – выпускное отверстие элемента сопло-приемный канал присоединено к гофрированному шлангу РЕ диаметром 22mm, длиной 10 m, выход которого **располагается** "наружу через окно", "через стенку", в устройство кондиционирования воздуха или в вентиляционное оборудование.

Когда необходимо проводить отсасывание с **отводов 2** анестезиологических аппаратов, что **встречается довольно** часто, их присоединяют к выходному отверстию с помощью "Y" соединения.

### **Присоединение к детским дыхательным системам "Т" Ayre, "Mapleson или Jackson-Rees".**

В случае "Т" Ауре конец отсасывающего шланга свободно **присоединяют** в открытый конец "Т" и **соответствующим** образом **фиксируют**. Отсасывающий поток является достаточным для того, чтобы захватить лишний поток свежих газов, а также "побочного воздуха". Таким образом, дается гарантия, что система будет минимально **"подсасывающей"**, и **при этом** она остается функциональной в смысле **допустимого** обратного вдоха.

Рис. 13



В случае, когда при **использовании** "Т" Ауре мы хотим проводить управляемую вентиляцию, закрыв дистальную ветвь пальцем, необходимо **дополнительно** заказать **ручной** клапан для дыхания прерывистым **повышенным** давлением с **отводящим** отверстием для отсасывания «отработанных газов». **Другие варианты исключаются.**

В случае применения одноходовой системы, например, "Mapleson или Jackson-Rees", следует отсасывающий шланг системы надеть на предохранительный клапан (сток клапана).

## **VII.1. Общая экология и LFA**

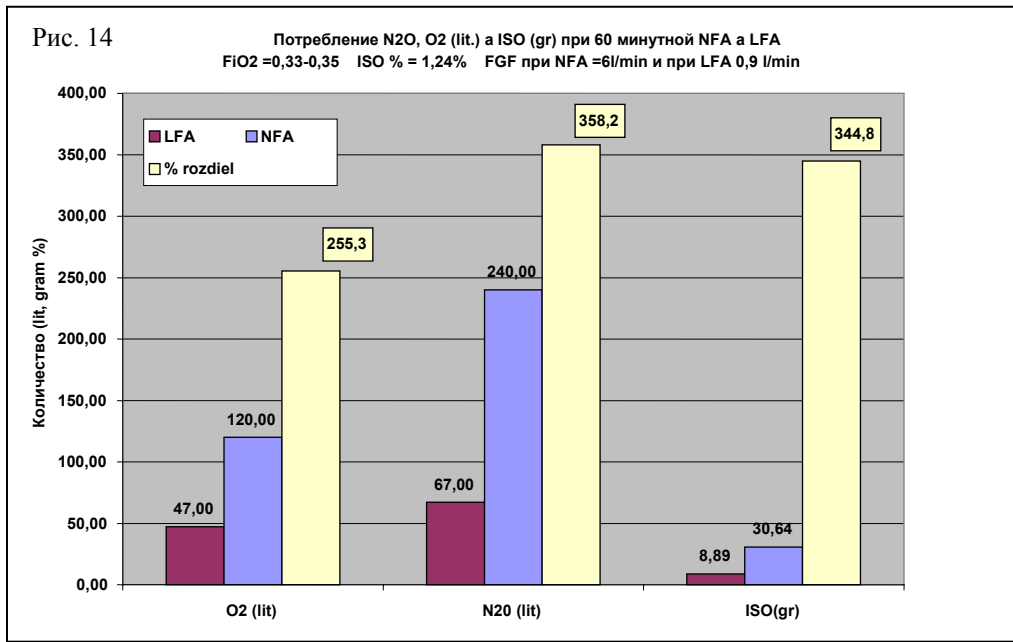
Только в Словакии при средней продолжительности ингаляционной анестезии 75 минут и средней концентрации наркотика =1 Vol% **расходуется и выбрасывается в атмосферу** 2-3 тонны фторотановых углеводородов и прибл. 28 000 000 литров N<sub>2</sub>O.

Общее введение LFA **смогло** бы снизить этот **выброс** до уровня 25 – 35% от выше указанного объема, что стоит учитывать.

**Существенной** проблемой современной анестезии является экономика эксплуатации. При современных ценах на наркотики и O<sub>2</sub> **следует обратить внимание на** их экономное использование. При этом современные ингаляционные **анестетики** повышают **комфорт** и безопасность применяемой анестезии.

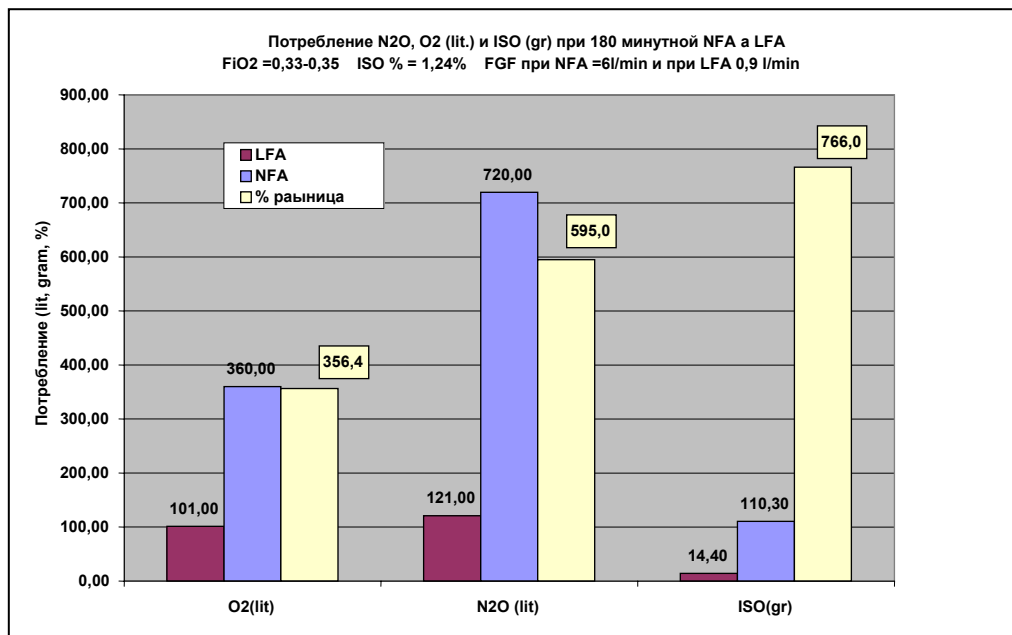
Для сравнения на следующих **рисунок**ах показан анализ потребления отдельных веществ **при проведении** HFA и LFA.





Из результатов видно, что потребление отдельных веществ при применении LFA на порядок ниже и что вместе с продолжительностью анестезии растет эффективность LFA.

Рис. 15



### VIII. Увлажнение и подогрев дыхательных газов в течение анестезии.

В физиологических условиях окружающий воздух, который мы вдыхаем, увлажняется и обогревается при **прохождении через** верхние и нижние дыхательные пути до температуры припл.  $T=37^{\circ}\text{C}$  и припл. 100 % относительной влажности (R.V).

**Альвеолярный газ в физиологических условиях** увлажняется на 100 % R.V. при температуре газа в альвеолах  $37^{\circ}\text{C}$ . Важную роль играет так называемое анатомическое мертвое пространство, которое можно считать смешивающим пространством, где смешивается газ из верхних дыхательных путей и часть выдыхаемого альвеолярного газа. Свежий дыхательный газ только после смешения в смешивающем пространстве приобретает все параметры влажности, температуры и химического состава. В случае, когда

при искусственной вентиляции легких или при оксигенотерапии, мы должны иметь в виду, что при интубации или трахеостомии **вдыхаемый воздух проходит, минуя** верхние дыхательные пути, которые с точки зрения увлажнения и обогрева **вдыхаемых газов незаменимы**.

Таким образом, если мы принимаем на себя ответственность за вентиляцию легких, мы принимаем на себя ответственность за подготовку дыхательной смеси газов, не только с точки зрения концентрации отдельных газов, но также с точки зрения ее температуры и влажности. Низкая температура дыхательных газов и малая относительная влажность приводят к потерям чистой воды из организма, к **выраженным** энергетическим потерям, к осложнениям **связанным со** сгущением секрета в дыхательных путях, его ретенции из-за нарушения **мукоцилиарного клиренса**, обструкции дыхательных путей, инфекции, проблем с туалетом дыхательных путей и возникновения ателектазов.

**Относительная влажность дыхательных газов.**

Даже в нормальных условиях воздух не является сухим, но содержит определенное количество водяных паров, которые имеют свое парциальное давление (pH<sub>2</sub>O). Если воздух насыщен водяными парами **настолько**, что он при данной температуре уже не может больше **насыщаться** водяными парами, мы говорим о 100 %-ном **насыщении** газа водяными парами.

Содержание H<sub>2</sub>O в газе, увлажненном на 100%R.V. при 37°C составляет припл. 44mg/l. (pH<sub>2</sub>O = 6,25 kPa = 47 Torr ).

Соотношение между фактическим количеством водяных паров в воздухе и значением 100 %-ой сатурации при данной температуре представляет собой так называемую относительную влажность (R.V.).

$$R.V = \frac{p_{H_2O} \text{ фактическая}}{p_{H_2O} \text{ при } 100 \%} * 100$$

Т-температура в °С.

**!! Относительная влажность относится к данной температуре газов!!**

Полную **содержание** водяных паров в газах можно рассчитать для диапазона T= от 10 до 40 °С по следующей формуле.

$$p_{H_2O_T} = 0.133*(9.99 - 0.39*T + 0.038*T^2) \text{ (kPa)}$$

Т-температура в °С.

**VIII.1. Увлажнение и температура дыхательных газов в течение анестезии.**

В течение NFA, особенно в полуоткрытых контурах, в течение анестезии возникают **значительные** потери давления и влажности с поверхности дыхательных путей.

Это вызвано, главным образом, тем, что газ, поставляемый в контур, почти совсем сухой, его относительная влажность при температуре припл. 20 °С не достигает даже 10%. При **проведении интубации трахеи** верхние дыхательные пути с by-pass-ом, и высокий поток свежих газов 3-6 l/min. может „выпустить“ в сток **более 70-80%** влажности и тепла.

Можно сказать, что при **использовании** NFA у смеси в дыхательных путях температура будет на много ниже а относительная влажность совсем недостаточной по сравнению с требуемыми значениями.

Пациент будет охлаждаться, и будет терять воду **через** слизистую оболочку дыхательных путей. При стандартных анестезиях с продолжительностью до 2-3 часов, особенно у взрослых пациентов, выше описанная проблема не имеет особенного клинического значения.

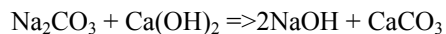
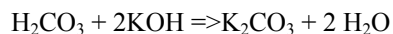
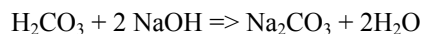
У детей и особенно у маленьких детей весом ниже 5 kg выше описанный эффект может **приводить к** гипотермии пациента, потере воды и **нарушению мукоцилиарного клиренса**.

**Влажность и температура дыхательных газов при LFA.**



Чем ниже применяем  $Q_{fgf}$ , тем **меньше влаги** уходит в „сток“. Из-за теплопродукции (экзотермическое явление) при поглощении  $CO_2$  поглотителем возникает проблема обратного характера – в дыхательном контуре при охлаждении газов вода начинает конденсироваться.

Поглощение  $CO_2$  в натронной извести – химические реакции



Вода в дыхательной системе может **нарушать** функцию некоторых датчиков, например, датчика потока или давления. При продолжительных анестезиях техникой LFA сконденсированная вода может вызывать неисправности датчика потока, помещенного за **ЭТ трубку**, и **приводить к выходу датчика давления и анализатора газов из строя** („заливание“ датчика).

По выше указанной причине **необходимо** контролировать состояние „увлажнения контура“ и в случае продолжительных (выше 3 –4 часов) анестезий, проводимых техникой LFA, MFA с целью профилактики присоединить на эндотрахеальную **трубку** увлажнитель (HME – heat moisture exchange), так называемый искусственный нос, в котором большая часть выдыхаемой влаги и тепла задерживается, что препятствует конденсации воды в **«слабых» местах** мониторирующей системы. **Использование** обогреваемых шлангов контура также **рационально**, но с точки зрения экономики является менее выгодным.

В случае применения HME в сочетании с бактериальным фильтром, не происходит **контаминации** дыхательного контура. В этом случае не надо применять бактериальные фильтры в отдельных ветвях дыхательного контура.

Можно сказать, что при **проведении** LFA, MFA не возникает **выраженных** потерь тепла и влажности даже при продолжительной анестезии, **следовательно**, дыхательный газ является относительно хорошо подогретым и увлажненным, что при продолжительных вмешательствах может в значительной степени оказывать положительное влияние на периоперационную смертность пациентов.

Практический опыт применения LFA,  
с использованием аппарата VENAR - Supra



**VENAR – Supra (Chirana Medicare, a.s.)  
Monitor – Cardiocap / 5 (Datex-Ohmeda)**

## IX. Практический опыт с анестезиологическим аппаратом VENAR, оснащенным мониторирующими системами DATEX –OHMEDA.

**Модельный ряд** анестезиологических аппаратов VENAR, оснащенных мониторирующими системами Datex-Ohmeda, представляет собой комплексное анестезиологическое рабочее место, которое можно изменять по блокам от наиболее простого варианта для амбулаторной анестезии, до **полностью укомплектованного** для проведения анестезии при очень сложных **оперативных** вмешательствах.

При **проведении** LFA имеются 3 основных вида анестезиологических аппаратов с вентилятором и мониторирующей системой, которые в зависимости от сложности оперативных вмешательств представляют собой экономически **разные варианты**.

Несмотря на разницу в цене, все 3 „набора“ представляют собой **безопасные анестезиологические системы**, позволяющие **проводить** LFA.

Качество учтено в основной цене. Применение такого составного набора в определенной степени является вопросом комфортабельности, а также вопросом возможности дальнейшего модульного расширения рабочего места анестезиолога или предметом научной работы.

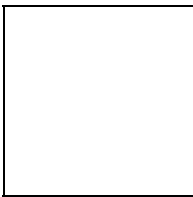


Рис. 16

### IX.1. Как поступать на практике, применяя Isofluran и Sevofluran.

1. Перед каждым применением (после первого включения аппаратов) проверить присоединение к средам ( $N_2O$ ,  $O_2$  или Воздух), **визуально** проверить контур и присоединение „gas scavenger-a“. Выбрать датчик потока (D-lite, или Paedi-lite)
2. В соответствии с руководством провести тесты наркозного аппарата и проверить мониторирующую систему. Установить параметры вентиляции на наркозном аппарате и проверить мониторирующую систему. Установить параметры вентиляции на вентиляторе. Не забыть включить „gas scavenger“
3. Если все в порядке, можно начать работать.
4. ПРЕОКСИГЕНАЦИЯ. Исходя из необходимости быстрой элиминации  $N_2$  из контура и **организма** пациента, применяем преоксигенацию чистым кислородом с  $Q_{fgf} = 6-8$  l/min в течение 3-5 минут. Время преоксигенации определяется постоянной времени вентиляционной системы наркозного аппарата, а также временем, необходимым для элиминации  $N_2$  из жидкой и газообразной фазы **организма** пациента. В течение 3-5 минут из организма пациента и дыхательной системы элиминируется 70-75 %  $N_2$ . 20%  $N_2$  связанного в **основном** с жировыми тканями, будет медленно освобождаться в течение нескольких часов. На мониторе в конце преоксигенации будет  $FiO_2 = 97\%$  и  $FexO_2 = 92-93\%$  (ориентировочно). Значения выше 90% сигнализируют, что азот из газообразной и жидкой фазы был удален.

$N_2O$  в качестве конкурентного газа для  $N_2$  во время введения в анестезию быстрее достигает органов «мишеней» при проведении преоксигенации, чем при ее отсутствии. С другой стороны, можно существенным образом сократить high flow фазу анестезии, так как дыхательная система содержит минимум  $N_2$ .

В случае, когда с начала анестезии без преоксигенации применять  $N_2O$  и наркотики при  $Q_{fgf} = 6$  l/min, удлиняется начальная фаза HFA с 4-6 min до 10-11 min, **пока**  $N_2$  не удалится из контура и не произойдет стабилизация концентрации газов.

5. ВВЕДЕНИЕ В АНЕСТЕЗИЮ проводим обычно в/в, вводя наркотик и **миорелаксанты**, возможно также ингаляционное введение, особенно, при применении Sevofluran, или Halotan.
6. ПОСЛЕ ИНТУБАЦИИ или установки ларингеальной маски, надо установить выбранные концентрации газов и АА. Когда **наступит миоплегия**, включаем вентилятор.
7. Переходим в первую фазу ингаляционной анестезии – так называемую HIGH FLOW ФАЗУ. Исходя из  $t_m$ , обычно устанавливаем  $Q_{fgf} = 6$  l/min,  $FiO_2 = 0,33 - 0,4$ . ( $N_2O = 4$  l/min,  $O_2 = 2$  l/min) Isofluran 1-3 vol%.
8. СТАБИЛИЗИРОВАТЬ СИСТЕМУ В ТЕЧЕНИЕ 4-5 MIN. Следим за мониторируемыми величинами, касающимися как пациента, так и газов. В это время обычно вводим **недеполяризующие миорелаксанты и дозу** опиатов, чтобы ускорить начало анальгезии.

9. ПОСЛЕ 5 МИНУТ проверяем „азотное окно“, концентрации отдельных газов (Fin) и значение MAC – AA. (Предполагаем, что физиологические параметры пациента в **норме**). Проверить ET<sub>CO<sub>2</sub></sub>, и другие вентиляционные параметры и по необходимости **скорректировать** вентиляцию. Установить концентрацию AA так, чтобы приблизиться к требуемой MAC. Проверить разницу между Fin и Ex AA, которая будет меньше, чем в начале **подачи** AA. В это время хирург может проводить операцию.
10. После следующих 2-3 min повторить контроль в соответствии с п. 9 и если концентрации газов и AA находятся в требуемых пределах ( $\pm 10\%$ ), понизить Q<sub>fgf</sub> до 1 l/min. Переходим В LOW FLOW ФАЗУ анестезии. **Не изменять** концентрацию в течение 3-4 минуты и по необходимости **корректировать** концентрации отдельных компонентов.
11. Если концентрации газов в дыхательной системе стабилизированы близко к требуемым значениям ( $\pm 10-15\%$  от требуемого значения) и нет никакого другого **противопоказания** для понижения Q<sub>fgf</sub>, установить Q<sub>fgf</sub> на 0,7-0,9 l/min. У больных диабетом, алкоголиков в течение и после **выведения из запоя**, курящих и в случае интоксикации веществами, выделяющимися легкими, не понижать Q<sub>fgf</sub> ниже 1 l/min.
12. ПОВТОРНО ПРОВЕРИТЬ СОСТАВ ДЫХАТЕЛЬНОЙ СМЕСИ ГАЗОВ и проводить поправки на требуемые значения. Нельзя забывать, что постоянная времени аппарата  $\tau_m$  при потоке Q<sub>fgf</sub> = 1 l/min = прил. 300 s, т.е. изменение концентраций наркотиков и O<sub>2</sub> начнут проявляться с большим опозданием. Снова проверить „азотное окно“. В случае его „увеличения“ повысить Q<sub>fgf</sub> до прил. 3 l/min на время 2-4 min. Если надо быстро поменять концентрацию **какого-либо** компонента в газовой смеси, необходимо повысить Q<sub>fgf</sub> выше 3 l/min.
13. В течение анестезии необходимо несколько раз **КОРРЕКТИРОВАТЬ** ВЕНТИЛЯЦИОННЫЕ ПАРАМЕТРЫ, так как происходит понижение метаболической активности, продукции CO<sub>2</sub> и относительной гипервентиляции.
14. ПЕРЕД ОКОНЧАНИЕМ ХИРУРГИЧЕСКОГО ВМЕШАТЕЛЬСТВА прил. 15 min, можно перейти на **проведение** MFA так, что применяем только чистый O<sub>2</sub> при Q<sub>fgf</sub> = 0,2-0,25 l/min. Этот способ лучше всего использовать в случае, **если** у нас имеется метаболический монитор (S/5) и мы умеем по продукции CO<sub>2</sub> ориентировочно рассчитывать потребление O<sub>2</sub>. Исходя из достаточной инерции данной системы ( $\tau_m$ ), изменения в концентрации газов будут очень медленные, а постепенное уменьшение анестезии не будет ошибкой.
15. ВЫХОД ИЗ АНЕСТЕЗИИ проводим, **используя** чистый кислород Q<sub>fgf</sub>= 6-8 l/min. Высокий Q<sub>fgf</sub> сравнительно быстро удалит наркотики и N<sub>2</sub>O из дыхательного контура и газообразной фазы дыхательных органов и приведет к быстрому просыпанию пациента.

Рис. 17

Временные последовательности LFA		
Время 3-5 min	Преоксигенация	O <sub>2</sub> = 6-8 l/min N <sub>2</sub> O = 0 ISO = 0
3 min	Введение в анестезию	O <sub>2</sub> = 2 l/min N <sub>2</sub> O = 6 l/min ISO = 1,5-3%
5-8 min	Стабилизация	
??? Время анестезии	Установка потоков I.FA	O <sub>2</sub> = 0,4 l/min N <sub>2</sub> O = 0,4-0,5 l/min ISO = 1,0-3,0%
10-20 min перед окончанием анестезии	Переход MFA	O <sub>2</sub> = 0,2-0,3 l/min N <sub>2</sub> O = 0,0 l/min ISO = 1,0-2,0%
	Окончание	O <sub>2</sub> = 6-8 l/min N <sub>2</sub> O = 0 ISO = 0

## Х. Технологии, применяемые при **проведении LFA**.

Для клинического **применения** LFA и MFA мы **использовали** анестезиологический аппарат VENAR.-Supra, оснащенный встроенным сервоventилятором, и мониторирующую систему DATEX-OHMEDA S/5-Compact anaesthesia monitor с модулем метаболического мониторинга, а также набор монохромных мониторов монитора CHS и газового/вентиляционного монитора ULTIMA-Vi.

Принципиально можно применять 3 вида мониторов, которые в полной **мере** удовлетворяют условиям для **проведения** безопасной LFA.

Анестезиологический аппарат VENAR имеет классическую концепцию, которую можно по необходимости изменять по модулям.

Мониторирующие системы DATEX-OHMEDA представляют собой комплексные **аппараты**, которые применяются во всем **спектре** анестезиологических аппаратов.

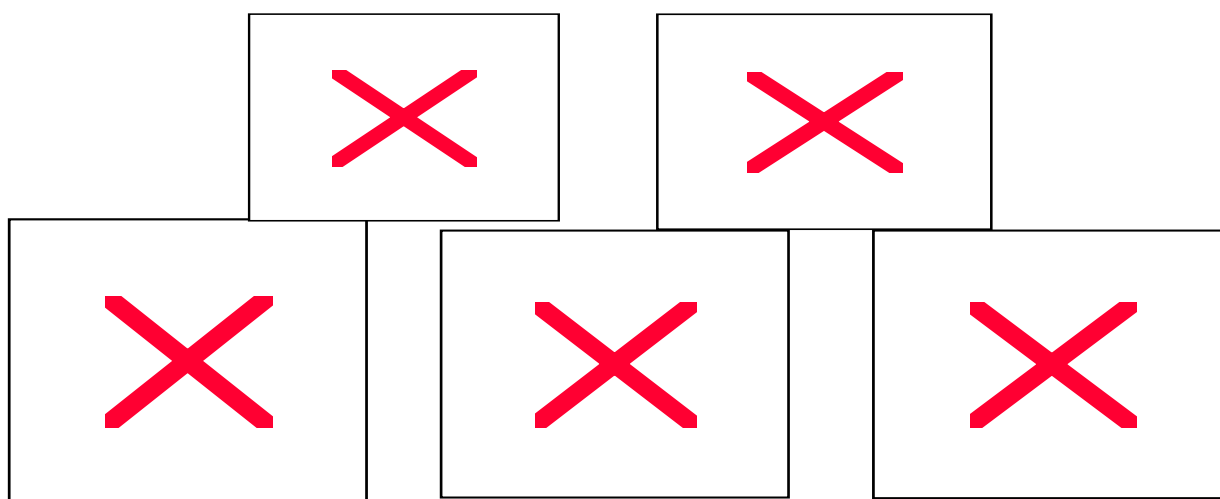
Для анестезиологических аппаратов VENAR с возможностью **проведения** LFA можно применить следующие сочетания мониторов.

- Сочетание монитора пациента CHS и газового/вентиляционного монитора ULTIMA-Vi
- Cardiocap /5 Anesthesia monitor
- S/5 Compact Anaesthesia monitor

### Х.1. Концепция анестезиологического аппарата для безопасной LFA (стандартная LFA – не богатый заказчик).

В **ежедневной** клинической практике мы применяли анестезиологический аппарат VENAR, оснащенный монохромными мониторами Datex-OHMEDA Cardiocap CHS и Ultima Vi, (Рис.18), которые в клинике подтвердили, что стандартную LFA с  $Q_{fgf} = 1 \text{ l/min.}$  можно безопасно применять при всех вмешательствах и с относительно более низкими исходными расходами на анестезиологический аппарат и мониторинг.

Рис. 18



### Х.2. Концепция анестезиологического аппарата для **проведения** безопасной LFA (более богатый заказчик, сложные вмешательства, научные учреждения).

Наряду с выше приведенным набором монохромных мониторов, можно **проводить** LFA и с более **современным** поколением цветных мониторов ряда Cardiocap /5 Anesthesia monitor, S/5 Compact Anaesthesia monitor. Эти мониторы **дают возможность более** безопасного применения LFA и с  $Q_{fgf} < 1000 \text{ ml/min.}$ , и в случае оснащения модулем наблюдения за продукцией CO<sub>2</sub> (VECO<sub>2</sub>), можно понизить  $Q_{fgf}$  ниже значений 500 ml/min. Рис. 19, 20, 21

Концепция „все на одном экране“ в начале кажется сложной для анестезиолога, **но в течение короткого времени врач приходит к заключению, что один раз посмотрев на экран, он может получить полную информацию** о параметрах настройки смеси газов, параметрах вентиляции, перфузии легких, а также об основных жизненно важных функциях пациента. Не надо **отвлекаться** наблюдением за частным **изменением**

данных на различных мониторах. За мониторируемыми трендами можно наблюдать графически и численным образом прямо на экране одного монитора.

Для **внесения** поправки в настройке надо следить за локальным показателем, например, за ротаметром, дисплеем вентилятора, положением настроечного элемента испарителя и т.п. Общая **информация** о функции аппарата и мониторируемых величинах пациента всегда находится в поле зрения.

Различия между мониторирующими системами состоят в техническом исполнении и в возможностях их расширения. Уже в основном наборе **аппараты** представляют собой безопасный мониторинг для **проведения** LFA.

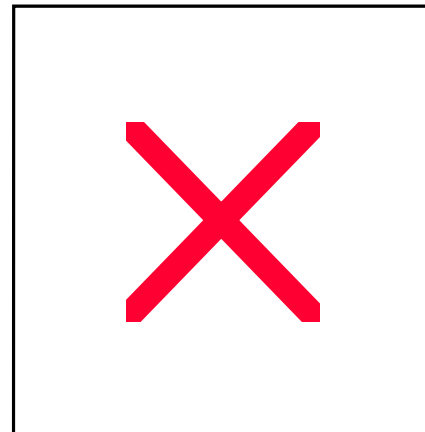
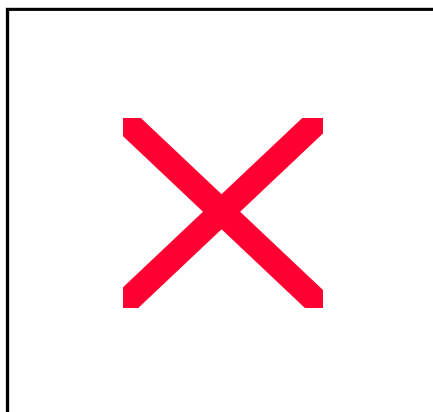
Цветной дисплей и модульное расширение отражается на цене устройств. (Рис. 19,20,21.)



Рис. 19

Рис. 20

Рис.21



### Х.3. Сервовентилятор в **базовой комплектации** анестезиологического аппарата VENAR.

Абсолютной новинкой является вентилятор, встроенный в наркозный аппарат и своей концепцией представляющий новую систему наркозного сервовентилятора. Его анализ приведен в теоретической части. Это тип вентилятора с компрессором и с большим количеством поршней.



У него встроена автоматическая поправка податливости контура и изменения  $Q_{fgf}$ , поэтому персонал не должен знать отдельные параметры и не должен ничего настраивать.

Вентилятор позволил нам применять режим CMV, который применялся припл. в 80% анестезий, режим PCV применялся только припл. в 20% случаев, и то только с целью испытаний. SIMV мы применяли припл. в 3 % случаев перед окончанием анестезии для **устранения** гиповентиляции.

Работа с вентилятором простая и наглядная.

Важным является установить на вход/выход вентилятора бактериальный фильтр, чтобы не произошла контаминация внутреннего пространства вентилятора, так как его дезинфекцию должен проводить сервисный техник. Так как мы применяли бактериальные фильтры в дыхательном контуре, фильтр на вентиляторе мы меняли припл. после 200 часов эксплуатации. Физические свойства фильтра не менялись.

### Некоторые прогрессивные элементы мониторинга вентиляционных параметров.

На выше приведенных мониторах, кроме стандартных аналоговых и цифровых величин, можно наблюдать также за вентиляционными параметрами или Q/V петлей, которые интересны с точки зрения диагностики легочной механики и **несут** в себе важное информационное значение. Изменения податливости легких, повышение сопротивления, утечку газов можно просто определять по петлям. Если во время „х“ записать некоторую петлю в память, она будет статически изображаться постоянно и во время „у“ с ней можно сравнить актуальную петлю /Рис.23/

Пример „А“ нам изображает изменение податливости легких. Актуальная кривая по сравнению с записанной говорит о понижении податливости.

Пример „В“ свидетельствует об изменении сопротивления, что может быть вызвано повышенным сопротивлением легких, **либо перегибом ЭТ трубки** или шланга контура.

Пример „С“ свидетельствует о негерметичности, так как инспирационная и экспирационная части петли не пересекаются в одной точке, т.е. существует значительное различие между инспирационным и экспирационными объемами. Например, негерметичность ЕТ канюлы.

Мониторы ряда 5 позволяют прямой вывод на печать анестезиологической записи с параметрами мониторованных величин, которые можно предварительно установить. Работа в компьютерной сети, передача данных и их последующая оценка возможна на локально присоединенном компьютере, на сетевом компьютере, присоединенном в любом месте в сети, как и на сервере.

Рис.23

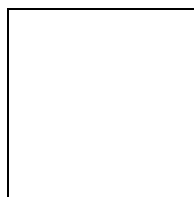
Рис. 24 Подключение сети мониторов DATEX.



## XI. Gas scavenger .

Следующим очень существенным фактом является возможность удалять наркозные газы вне операционного **зала** с помощью отсасывающего устройства, которое входит в состав аппарата Venar. Мы его применяли всегда и считаем его стандартом анестезиологического оборудования.

Рис. 25



## **ХII. Возможные технические проблемы при работе с анестезиологическим аппаратом.**

При стандартном применении аппарата Venag могут возникнуть некоторые технические проблемы, которых можно избежать, **используя** его правильным образом.

В теоретической части говорилось о **возможном** „заливании“ датчика потока и его **соединительных элементов**.

**Для того, что бы избежать этого необходимо ориентировать шланги снимающих показания датчиков строго «вверх».**

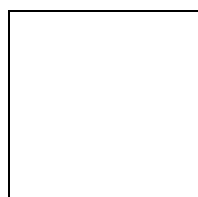


Рис. 26

Рис. 27

В случае **проведения** анестезии при вмешательствах, продолжительность которого **превышает** 3-4 часов, для **защиты** датчиков **от влаги** следует использовать „искусственный нос“ НМЕ, или бактериальный фильтр.

## **ХIII. Некоторые мониторируемые величины.**

При **проведении** LFA у нас в наличии был аппарат Venag SUPRA с **модульным** монитором Datex-Ohmeda S/5, включая метаболический модуль, которым можно мониторировать продукцию CO<sub>2</sub> (VECO<sub>2</sub>).

Результаты измерений, которые мы **далее будем** описывать, **получены из группы** 30 взрослых пациентов, которые подвергались операции **на органах брюшной полости**. Среднее ASA = 2,2 (1-3), средний вес = 84,5 ± 9 kg, средний возраст 54 ± 8 лет.

Средняя продолжительность анестезии 79 min. (от 50 до 280 min.).

Лекарства : Dormicum 7,5mg p.o и/или , Atropin 0,1 mg/ 10 kg i.m. или Fentanyl 2 ml i.m.

Введение в анестезию проводилось посредством Thiopentalom ( 3-5 mg/kg) и после **релаксации** SCHJ ( 1-1,5 mg/kg) – проведена интубация.

После интубации введены недеполяризующие **миорелаксанты** (Tracrium, Arduan) в рекомендуемой дозе и болус Fentanyl-a (0,3-0,5 ml/10 kg).

**Течение** анестезии происходило так, как это описано в главе“Практическая LFA...”

Концентрации газов ( O<sub>2</sub> и N<sub>2</sub>O) и MAC (isofluranu) – среднее значение 22, см. рис. 28.

Рис.28

Из выше указанных средних измерений видно, что стабильность доставки газов и их корректировка являются более чем достаточными.

Описывать факт, что состояние пациента, его ТК, P, SpO<sub>2</sub>, TT и т.п. в течение LFA были стабильными, а изменения на XY % и т.п., я считаю излишеством.

Существенно интереснее является возможность мониторингования VECO<sub>2</sub>, оценивать изменения ETCO<sub>2</sub> и вентиляции в течение всей анестезии.

Несмотря на то, что по теоретическим работам известно, что в течение анестезии понижается скорость метаболизма и тем самым понижается VO<sub>2</sub> и VECO<sub>2</sub>, измеренные значения в некоторых случаях были довольно необычными.

Изменение продукции CO<sub>2</sub>, которое мы обнаружили у 30 пациентов (в среднем), рис. 29.

Среднее падение продукции CO<sub>2</sub> (VECO<sub>2</sub>) в хирургической фазе анестезии изменялось в диапазоне - 33% по сравнению с исходным уровнем. Индивидуальные различия изменялись от - 15% до - 49%.

Эти значения свидетельствуют о сравнительно большом понижении метаболизма пациентов в течение анестезии.

Для того, чтобы не происходило относительной гипервентиляции с выраженным удалением CO<sub>2</sub> и возникновения респираторного ацидоза, который может оказывать выраженное влияние на АВР и систему кровообращения, мы понижали минутную вентиляцию так, чтобы ETCO<sub>2</sub> изменялось в диапазоне 4-5 кПа. Среднее понижение MV для достижения заданной цели колебалось на уровне - 20% по сравнению с исходным. При частоте дыхания от 12 до 16 вдохов/min. для поддержания ETCO<sub>2</sub> в диапазоне значений 4-5 кПа была необходима MV в среднем 70 ml/kg/min.

Рис. 29

Интересно, что при падении скорости метаболизма на прилб. 33% для поддержания оттока CO<sub>2</sub> необходимо было понизить MV только на 20%. Этот факт косвенно свидетельствует о том, что в течение анестезии и искусственной вентиляции легких возникали вентиляционноперфузионные нарушения, которые незначительно, но все-таки оказывали отрицательное влияние на обмен газов в легких. Обращаю внимание на то, что у всех пациентов насыщение крови кислородом было хорошим, благодаря FiO<sub>2</sub>, значение которого было всегда минимум 0,35.

Похожие изменения мы наблюдали и при HFA фторотаном и LFA sevofluran-ом.

Мы сравнивали значения PaCO<sub>2</sub> и ETCO<sub>2</sub>, результаты измерения которых представлены на Рис. 30

A-aDCO<sub>2</sub> изменялось в среднем около значений 0,35 кПа от 0,55 до 0,2 кПа.

Выше указанные результаты были получены у относительно здоровых пациентов (ASA 1-3), и поэтому нельзя считать их достоверными для пациентов с ослабленной системой кровообращения и дыхательной системой.

Рис. 30

**Из выше приведенных результатов вытекают некоторые заключения:**

- в течение анестезии (LFA и HFA) происходит выраженное понижение скорости метаболизма
- продукция CO<sub>2</sub> и потребление O<sub>2</sub> понижается в среднем на 33%
- при неизменных параметрах искусственной вентиляции легких возникает относительная гипервентиляция
- необходимо контролировать ETCO<sub>2</sub> и менять параметры искусственной вентиляции легких так, чтобы ETCO<sub>2</sub> находилось в диапазоне 4-5 кПа
- поддержание PaCO<sub>2</sub> в относительно физиологических пределах принимает участие стабилизации гемодинамики, а искусственная вентиляция легких путем гипер/гипокапнии не вызывает более выраженных изменений pH.
- среднее значение A-aDCO<sub>2</sub> является более высоким, чем физиологические значения, описанные в литературе
- происходят незначительные, но измеряемые изменения вентиляционноперфузионных соотношений.

#### XIV. Экономика LFA на практике.

При стандартных анестезиях (2001 г.) различия в цене между LFA и HFA при **применении** изофлюрана в течение первого часа анестезии, как и каждого следующего наркоточаса в пользу LFA.

Также, сравнивая классическую фторотановую HFA с изофлюрановой LFA, разница в цене первого наркоточаса прилб. 150 -210 Sk в пользу LFA, даже если при LFA применялся существенно более дорогой isofluran.

Похожие, хотя и меньшие различия в цене, имеются при **применении** sevofluran-a.

Понятно, что комфортабельность и безопасность пациента при **применении** isofluran-a и sevofluran-a на порядок выше.

В нашем отделении мы изучали также экономические взаимосвязи анестезии, проводимой низким потоком, и эксплуатационных расходов. Результаты изображены на следующих графиках.

Рис. 31 Изображение стоимости израсходованных наркотиков при отдельных типах анестезии продолжительностью в 60 min.

Определенным относительным недостатком анестезии, проводимой низким потоком газов, является потребление натронной извести. Мы получили следующие данные, которые изображены на графике Рис. 33

Если в течение анестезии наблюдать только за цветным индикатором, то при HFA известь меняется после прилб. 14 часов работы, а при LFA после 11 часов работы. Так как мы в обоих случаях мониторировали  $ETCO_2$  и  $FinCO_2$  и известь меняли только при значении  $FinCO_2 > 0,4$  kPa, мы могли удлинить при HFA интервал замены до 16 часов и при LFA до 12 часов работы.

В каждом случае при LFA расходовалось в среднем на 22% больше натронной извести по сравнению с HFA. Расход извести естественно зависит от качества натронной извести, объема наполнения, способа проведения анестезии, продукции  $CO_2$  и т.п., и поэтому может быть **разным** в разных отделениях разным.

Мы сделали пересчет финансовой экономии эксплуатационных расходов на одном анестезиологическом рабочем месте при **проведении** LFA в течение календарного года. Результаты изображены на Рис. 34

Рис.32

Рис. 33

Рис. 34

Из выше приведенного графика видно, что **проведение** LFA isofluran-ом, или sevofluran-ом приводит к значительному **снижению** эксплуатационных расходов. Сравнить безопасность и комфортабельность анестезии, проводимой фторотаном (Narcotan-ом), или isofluran-ом и sevofluran-ом, наверное, не надо.

В случае, если учесть повышенные расходы на техническое оснащение – монитор анестетических газов, стоимость которого **находится** в диапазоне 7 – 8 000 долл. США, потом эти расходы вернутся назад за 2-3 года, причем срок работоспособности монитора составляет прилб. 8 лет. В течение срока амортизации такого технического устройства в течение следующих 5 лет получается экономия прилб. 13 500 долл. США, чем нельзя пренебречь.

#### **Примечание к главам „практический опыт“.**

Все приведенные результаты и заключения необходимо считать ориентировочными, так как они могут **значительно** меняться в зависимости от привычек **мед. персонала**, технического оснащения и состояния пациентов. Автор не может нести ответственности за полное обобщение опубликованных опытов и результатов, так как они получены только на своем рабочем месте.

## XV. Некоторые часто встречающиеся вопросы

### 1. Каким образом можно быстро повысить или понизить концентрацию АА, N<sub>2</sub>O или O<sub>2</sub> в контуре в течение LFA?

Если в течение LFA возникнет необходимость углубления анестезии путем повышения концентрации ингаляционного наркотика, принципиально существуют два способа достижения быстрого повышения наркотика в контуре.

А, Повысить **подачу** наркотика, повышая его концентрацию в Q<sub>fgf</sub>, т.е. надо открыть соответствующий испаритель на максимальное значение (5-8% АА). Потом наблюдать на мониторе анестетических газов за постепенным нарастанием концентрации АА до требуемого значения. Таким способом достигаются требуемые значения в течение десятков секунд и до 3-5 минут.

В, **Если нужно очень быстро увеличить концентрации АА до требуемых значений.** Этого можно достичь в течение десятка секунд повысив поток свежих газов Q<sub>fgf</sub> до значений 4 – 6 l/min, причем повышаем также концентрацию АА на испарителе. На несколько минут перейдем из режима LFA в HFA. В течение нескольких десятков секунд наблюдаем на мониторе АА и после достижения выбранного значения понизим поток газов до значения Q<sub>fgf</sub>, применяемого при LFA, а на выходе испарителя понизим концентрацию АА до требуемых значений.

**Для того, что бы быстро понизить концентрацию АА или N<sub>2</sub>O в контуре, необходимо выключить испаритель АА и повысить Q<sub>fgf</sub> до значения 4-6 l/min.** Если нужна вентиляция только чистым O<sub>2</sub>, **надо выключить подачу N<sub>2</sub>O** и повысить поток O<sub>2</sub> до значений 4 – 8 l/min. Следить за концентрациями АА, O<sub>2</sub> и N<sub>2</sub>O на мониторе. В течение нескольких десятков секунд – нескольких минут достигается требуемое значение концентрации отдельных газов.

**Что делать, чтобы избежать разгерметизации контура наркозного аппарата (например, при отсасывании) и „заполнения системы воздухом“?**

Попадание после разгерметизации небольшого количества воздуха на концентрации O<sub>2</sub> и наркотиков практически **не влияет**. Если объем воздуха был больше, произойдет нарушение равновесий концентраций дыхательной смеси, которое проявится возникновением, или увеличением „азотного окна“. При этом можно помочь повышением Q<sub>fgf</sub> при неизменных концентрациях газов до значения 4-6 l/min, в течение 2-4 минут, когда достигается „смешение“ и удаления возникшего воздуха в дыхательный контур. После стабилизации концентрации газов в дыхательной смеси понизится Q<sub>fgf</sub> до исходного значения.

## XVI. Заключение.

Анестезия низким потоком свежих газов представляет собой современный и безопасный способ ингаляционной анестезии, которая **ни в коем** случае не понижает безопасности по отношению к пациенту. В наших условиях можно отметить, что ее безопасность повышается, кроме других факторов, также благодаря неизбежному применению современных мониторирующих систем.

**Использование** современных наркотиков, нежелательные действия которых существенно меньше, чем у до сих пор применяемых, также повышает безопасность анестезии.

**Проведение LFA** однозначно **снижает** эксплуатационные расходы рабочего места, понижает „загрязнение“ операционного **зала** и оказывает положительное влияние на глобальное **состояние** окружающей среды.

Автоматическое записывание в память мониторируемых данных, их оценка и хранение с юридической и **научно-аналитической** точки зрения являются **важным** вкладом.

Анестезиологический аппарат ряда VENAR с современным вентилятором для искусственной вентиляции легких во время анестезии в сочетании с мониторирующими системами DATEX-OHMEDA представляет собой усовершенствованный анестезиологический аппарат, позволяющий безопасно **проводить** любую ингаляционную анестезию, включая LFA.

## XVII. Некоторые сокращения и символы.

HFA- high flow анестезия  
LFA -low flow анестезия  
MFA - minimal flow анестезия  
Q<sub>fgf</sub> – поток свежих газов ( l/min.)  
АКМ – альвеоло-капиллярная мембрана  
АА- (anesthetic agent) наркотик  
V<sub>A</sub> – альвеолярная вентиляция  
MV- минутная вентиляция  
MOS – минутный объем сердца ( CO-cardiac output)  
FiO<sub>2</sub> - доля вдыхаемого кислорода  
FRC – функциональная **остаточная** емкость  
FeO<sub>2</sub> -(FexO<sub>2</sub>) доля выдыхаемого O<sub>2</sub>  
Fin/ex CO<sub>2</sub> – доля вдыхаемо /выдыхаемо CO<sub>2</sub>  
Fin/ex AA – доля вдыхаемого/выдыхаемого наркотика  
MAC –минимальная альвеолярная концентрация  
ppm - partes per milion (количество молекул вещества, приходящееся на миллион молекул другого вещества)  
HME- heat moisture exchanger (искусственный нос)  
τ - (tau) постоянна времени  
MН<sub>AA</sub> молекулярный вес АА  
Q<sub>i</sub> – инспираторный поток газов  
Q<sub>e</sub> – экспираторный поток газов  
P<sub>aw</sub> – давление в контуре  
PNO – пневмоторакс  
VECO<sub>2</sub> – продукция CO<sub>2</sub> организмом в единицу времени  
C<sub>m</sub> – податливость вентиляционной системы  
RV – относительная влажность

## XVIII. Основная литература.

1. Baum, J.A., Aitkenhead, A.R.: „Low flow anaesthesia“, 1995, Anaesthesia suppl.50., стр. 37-44
2. Cotter, S.M., and col. Low flow anaesthesia. Practice, cost implication and acceptability. Acta Anesth. Belgica., 46, 1991, стр. 1009-1012
3. Virtue R.V.: Minimal flow N2O anaesthesia., Anaesthesiology., 40, 1974, стр.196-198.
4. Larsen, R a kol.: Anestezie, Grada publ. 1998, стр.936
5. Lajunen, M.: Optimizing low and minimal flow anaesthesia, with S/5 anesthesia system. Datex Ohmeda 2000, стр. 65

Остальная литература находится у автора.



---

Публикация издана для презентационных целей в сотрудничестве:

- Отделения анестезиологии и интенсивной медицины Больницы с поликлиникой Вранов на Топле, Словакия
- CHIRANA Medicare, a.s., Stara Tura, Словакия
- Messer, Datex-Ohmeda, Bratislava, Словакия

Фотографии: © Juraj Králik, архив CHIRANA Medicare и Messer, Datex-Ohmeda

Иллюстрации: © MUDr. Pavol Török, CSc.

Графическое оформление:

Первое издание на русском языке, 2003г.

Кокличество страниц:

Авторские права охраняются. Материалы, приведенные в публикации можно принимать только с согласием автора

---

---

Аппараты серии VENAR поставляется в Россию авторизированным представителем компании Chirana – Торговым Домом «СОЛО». На аппараты распространяется гарантия 1 год + дополнительное сервисное обслуживание. ТД «СОЛО» так же по желанию клиента осуществляет пуско-наладочные работы, обучение сервисных инженеров и техническую поддержку продаваемого оборудования (склад запасных частей).

Наш адрес: 620066, Екатеринбург, ул.Блюхера 75/1

Тел. (343) 379-31-77, 379-31-78

Зам.директора Лысенко Алексей Александрович ([lys@solo-trade.ru](mailto:lys@solo-trade.ru))

Зам.директора Мамедов Александр Сергеевич ([mamedov@solo-trade.ru](mailto:mamedov@solo-trade.ru))

Сайт: [www.solo-trade.ru](http://www.solo-trade.ru)