

Ингаляционная анестезия и минимизация аппаратуры для расширения ее применения в неотложных ситуациях и некомфортных условиях (скорая помощь, удаленные регионы, военно-полевые условия, техногенные катастрофы, ветеринария). Рассмотрены физика и конструкция стабилизированных испарителей низкого сопротивления «МИНИВАП», схема и работа построенных на их основе портативных аппаратов ингаляционной анестезии «Колибри». Благодаря низкому сопротивлению и стабильности дозирования анестетиков, самый маленький испаритель «МИНИВАП-20/1» (400 г) и самый мощный – «МИНИВАП-20/5» (до 10 об.% севофлурана) обеспечивают эффективное обезболивания взрослых и детей, а также животных (от мышки до лошади) в операционной и экстренных ситуациях.



Александр Берлин

Портативные аппараты и испарители для ингаляционной анестезии

Родился в 1943 в Бийске (Россия). Инженер, патентовед и ремесленник. В 1966-1980 разработал и внедрил в медицину 5 новых аппаратов, серийный выпуск около 50 тыс. шт. Начал в Израиле (2001-2005) и завершил в России (2006-2011) разработку и внедрение в медицину новых мини-испарителей и аппаратов для анестезии. Автор около 100 патентов и 1 книги.



978-613-9-58298-3

 **LAMBERT**
Academic Publishing

ПОРТАТИВНЫЕ АППАРАТЫ И ИСПАРИТЕЛИ ДЛЯ ИНГАЛЯЦИОННОЙ АНЕСТЕЗИИ

Берлин А.З.¹⁾

ОГЛАВЛЕНИЕ		
	Аннотация	3
	ВВЕДЕНИЕ Преимущества ингаляционной анестезии. Испарители plenum, draw-over, «идеальный»	4
1	СПОСОБЫ ДОЗИРОВАНИЯ АНЕСТЕТИКОВ И ПОПУЛЯРНЫЕ МОДЕЛИ ИСПАРИТЕЛЕЙ Испарители с делением потока. Физические свойства анестетиков	8
2	ФИЗИКА ИСПАРИТЕЛЕЙ С ДЕЛЕНИЕМ ПОТОКА Условия стабильного дозирования. Сложность проектирования испарителей низкого сопротивления	14
4	СТАБИЛИЗИРОВАННЫЕ ИСПАРИТЕЛИ «МИНИВАП». Конструкция и параметры	20
5	ПОРТАТИВНЫЕ АППАРАТЫ ИН «КОЛИБРИ»	30
5.1	Открытый и полуоткрытый контуры	
5.2	Полузакрытый контур VOC	31
5.3	Полузакрытый контур VIC	33
5.4	Аппараты «Колибри» VIC для мелких животных	36
5.5	Аутоанальгезия	38
6	КОМБИНИРОВАННЫЕ АППАРАТЫ И КОМПЛЕКСЫ	42
6.1	Комбинированная анестезия с испарителями «МИНИВАП»	
6.2	Портативный комплекс ИН/ИВЛ «Колибри» & SAVe	46
7	Особенности производства испарителей «МИНИВАП» и аппаратов «Колибри»	49
8	ФРАГМЕНТЫ ИСТОРИИ 1 серия – ВНИИМП, 2 и 3 серии - Ренессанс в Израиле и России	52
9	Литература	60
10	ПРИЛОЖЕНИЯ	62
10.1	Презентация на выставке MEDICA 2012	
10.2	Проспект и Ассортимент аппаратов «Колибри»	65
10.3	Проспект фирмы PENLON - «MANUAL ANAESTHETIC CIRCUIT + HALOTHANE VAPORIZER OMV 50». 2004 - Medical Cat. Vol. 2	68
10.4	ОТЗЫВ. «Институт врожденных заболеваний челюстно-лицевой области». Москва	71 73
10.5	Письмо-отзыв ветеринарной клиники «Бетховен». г. Нагария	

¹⁾Автор аппаратов и директор ООО «Научно-производственной фирмы «МИНИВАП»

АННОТАЦИЯ

Ингаляционная анестезия и минимизация аппаратуры для расширения ее применения в неотложных ситуациях и некомфортных условиях (скорая помощь, удаленные регионы, военно-полевые условия, техногенные катастрофы, ветеринария).

Рассмотрены физика и конструкция стабилизированных испарителей низкого сопротивления «МИНИВАП», схема и работа построенных на их основе портативных аппаратов ингаляционной анестезии «Колибри».

Благодаря низкому сопротивлению и стабильности дозирования анестетиков, самый маленький испаритель «МИНИВАП-20/L» (400 г) и самый мощный - «МИНИВАП-20/S» (до 10 об.% севофлюрана) обеспечивают эффективное обезболивание взрослых и детей, а также животных (от мышки до лошади) в операционной и экстренных ситуациях.

Ключевые слова: ингаляционная анестезия, испарители анестетиков (севофлюран, изофлюран), аппараты ингаляционного наркоза (ИН) и искусственной вентиляции легких (ИВЛ).

Для облегчения чтения основного текста, курсивом выделены конкретные примеры.

75 стр., 16 рис., 6 табл.

ВВЕДЕНИЕ

Обезболивание при хирургических операциях и травматических процедурах обеспечивается, как правило, введением в организм пациента лекарственных средств инфузионным (внутривенно, внутримышечно и т.п.) или ингаляционным (в легкие вместе с кислородом) способами.

Инфузионные методы (шприц, капельница) проще, но более инерционны (лекарственные средства претерпевают химические превращения во времени – метаболизм с соответствующей нагрузкой на печень).

Преимущества ингаляционной анестезии [1]:

1 - Естественный путь подачи (через легкие) вместе с необходимым кислородом, без нарушения защитной оболочки организма (в отличие от внутривенной анестезии).

2 - Отсутствие болевого синдрома («погреть горлышко» - говорят детские анестезиологи, шприц неприемлем для детей до 14 лет).

3 - Лучшая управляемость (быстрая индукция и особенно выход из наркоза).

Недостаток - громоздкость традиционных аппаратов ИН, по сравнению со шприцем.

Поэтому важно упростить аппараты ИН и одновременно повысить их эффективность.

Исходный элемент такой аппаратуры – испаритель анестетиков.

Мировой рынок насыщен стационарными аппаратами ИН на основе традиционных **испарителей высокого сопротивления (plenum vaporizers)**, работающих от сжатого газа давлением около 400 кПа (4 ати). При этом указанная дорогостоящая аппаратура не соответствует современной низкопоточной анестезии (mini- or low-flow anesthesia) по скорости управления глубиной наркоза путем подачи анестетика в дыхательный контур пациента [2, 3]. Существует острый дефицит в портативных аппаратах на основе стабильных **испарителей низкого сопротивления (draw-over vaporizers)**,

функционирующих вне зависимости от источников питания на ограниченном рабочем месте, в полевых условиях и чрезвычайных ситуациях.

«Образовалась некая эволюционная брешь в релевантном оборудовании (для анестезиологии) после прекращения (к 1980 г.) развития draw-over испарителей («This has left something of a generation gap in the equipment available since draw-over vaporizer development all but stopped some 2 decades ago») [4].

Однако, несмотря на нестабильность (по потоку газа), «наркозные системы draw-over изначально востребованы в мелких больницах» («draw-over anesthesia is the system of first choice for small hospitals») [5, 6].

Аппараты (системы) ингаляционной анестезии для отдаленных районов или во время крупных катастроф [7, 8] должны быть:

- Легкими, портативными, удобными, эффективными, аккуратными, непроливаемыми (по жидкому анестетику);
- Совместимыми с различными анестетиками;
- Атмосферный воздух, как и кислород, может быть использован как газ-носитель.

Эти разные и противоречивые требования формулируются в одной фразе:

идеальный испаритель должен быть точным как «plenum» и простым как «draw-over» .

Появление на рынке релевантных мини-испарителей и аппаратов ИН на их основе, во-первых, ликвидирует указанный дефицит для удаленных и труднодоступных регионов, во-вторых, расширит область применения ИН в ситуациях, когда безальтернативно применяется технически более простая, но не всегда адекватная общая внутривенная анестезия (при массивной кровопотере) и, в-третьих, повысит эффективность традиционной ингаляционной анестезии.

Макеты стабилизированных (по расходу газа-носителя, температуре и давлению) мини-испарителей низкого сопротивления удалось разработать в 2001-2005 г.г. в Израиле в рамках start-up firm «LaminarTechnology Ltd.», но разработка опытных образцов, медицинская сертификация и промышленное

производство организовано в России (затраты в десятки раз меньше) в 2007-2011 г.г. [9-11].

На базе двух типов испарителей «МИНИВАП-20/L» (в 3 раза меньше лучшего аналога OMV) и «МИНИВАП-20/S» (вдвое мощнее Vapor 2000) изготавливаются несколько моделей портативных аппаратов «Колибри» для проведения ингаляционной анестезии (сайт www.minivap.net) взрослым и детям, а также животным (от мышки до лошади).

Процессы разработки, производства и реализации медицинского изделия особенно сложны и затратны (многостадийные исследования, технические и медицинские испытания, сертификация). Сейчас в России и «ближнем зарубежье» работают более 100 портативных аппаратов «Колибри» на базе испарителей «МИНИВАП» преимущественно в районных госпиталях и ветеринарных клиниках («капля в море» по сравнению с 70 г.г. СССР, когда ЛПО «Красногвардеец» ежегодно изготавливал по 3 тыс. испарителей «Анестезист-1» и «Анестезист-2» для медицины и армии – глава 8 статьи).

Наибольшие перспективы применения такой аппаратуры – неотложные ситуации (скорая помощь), удаленные районы и техногенные катастрофы, включая военно-полевые условия.

Несколько важных цифр:

ежегодно продается анестетиков: севофлюрана – более \$1 млрд, изофлюрана – \$200 млн, из них – 1/3 для ветеринарии. При расходе 20 мл севофлюрана на одночасовую операцию (их более 50%) получается порядка **50 млн/год** только анестезий севофлюраном.

В мире производят более 100 тыс. испарителей в год стоимостью \$800-5000.

Цена современного аппарата ИН (масса более 50 кг), включая мониторы и аппарат ИВЛ, – десятки тысяч долларов.

Но адекватная медицинская помощь в экстренных ситуациях может быть обеспечена минимальными средствами: ручным или простым электромеханическим аппаратом ИВЛ, например типа SAVe, и испарителем низкого сопротивления «МИНИВАП-20» (раздел 6.2).

В случае обширной травмы и массовой кровопотери, такой комплект – уникальное средство для снятия болевого шока и последующего инфузионного введения необходимых лекарственных средств и крови.

В разные исторические периоды соотношение между ингаляционной и внутривенной общей анестезией радикально менялось. Так, во время Крымской войны (благодаря Н.И. Пирогову) и гражданской войны в США применялся только ингаляционный наркоз (десятки тысяч операций ежегодно при отсутствии совершенных аппаратов и анестетиков!). В первой и второй мировых войнах, в Корее, Вьетнаме, локальных конфликтах в Бангладеш, Камбодже, Анголе, Чаде, на Фолклендских островах и Ираке также доминировал ингаляционный наркоз.

Однако, по мнению военных анестезиологов Левшанкова А.И. и Полушина Ю.П., «отечественная (российская) военная ингаляционная анестезия потеряла свой приоритет в Афганистане (1980-88 г.г.) и осталась совсем не востребовавшей в Чечне (1994-96 г.г.)» из-за несоответствия наркозной аппаратуры и штатных методик анестезии экстремальным климатическим условиям (низкое атмосферное давление и высокая температура).

Продвижение новой аппаратуры на мировой медицинский рынок с минимальными затратами может быть реализовано через ветеринарию, где накоплен определенный опыт и достаточно национального (российского) сертификата.

Благодаря низкому сопротивлению и миниатюрности, разработанные мини-испарители в комплекте с современным мини-аппаратом ИВЛ (например, SAVe™ PORTABLE VENTILATOR KIT) и концентратором кислорода (например, Airsep Focus miniature portable oxygen concentrator) имеют перспективы на международном рынке в упомянутых медицинских сферах.

1. СПОСОБЫ ДОЗИРОВАНИЯ АНЕСТЕТИКОВ И ПОПУЛЯРНЫЕ МОДЕЛИ ИСПАРИТЕЛЕЙ

Наиболее распространенный способ дозирования испаряющихся анестетиков – за счет деления потока газа-носителя F на две части посредством распределительного устройства – регулятора концентрации. Первая часть F_k насыщается парами анестетика в испарительной камере до равновесной концентрации $C_S = P_A/P$ (P_A – парциальное давление насыщенных паров анестетика, P – атмосферное давление) и разбавляется второй (байпасной) частью потока $F_b = F - F_k$ до заданной концентрации [12]

$$C = [1 + (P/P_A - 1) F_k/F]^{-1} \quad (1)$$

Из приведенной формулы следуют два главных условия стабильного дозирования при стандартном изменении общего расхода газа F (от 0,2 до 10 л/мин):

- 1 - равновесное насыщение части потока газа F_k парами анестетика на выходе испарительной камеры;
- 2 - постоянство относительного расхода газа через камеру F_k/F в широком диапазоне постоянных и пульсирующих (для «draw-over» испарителей) потоков газа.

То есть выходная концентрация испарителя C стабильна (постоянна), когда относительные переменные P/P_A , F_k/F также постоянны.

Второе (технически более сложное) условие обеспечивается подобием гидромеханических характеристик линий байпаса и испарительной камеры при относительно устойчивых режимах течения газа: ламинарном или турбулентном.

Равновесная концентрация наименее летучего современного анестетика – севофлурана составляет более 20 об.% (а MAC – минимальная альвеолярная концентрация в кислороде, – только 2,05 об.%) при стандартных условиях (20 °C и 760 мм рт.ст.), наиболее летучих (изофлурана и галотана-фторотана) – более 30 об.% (MAC соответственно 1,15 и 0,75 об.%).

Физические свойства современных ингаляционных анестетиков

	S	I	H (Ф)	E	D
Молекул. масса	200	184	197	184	168
Плотность, г/мл	1,52	1,5	1,87	1,52	
Температ. кип., °С	58,5	48,5	50,2	56,5	22,8
Давление паров, мм Hg при 20 °С	157	238	243	175	669
Равновесная концентрация, об. %	20,6	31,3	32	23	88
Теплота испарения, Дж/г (кал/г)			151 (36)	176 (42)	
МАС в 100% O ₂	2,05	1,15	0,75	1,8	6
МАС в 70% N ₂ O	0,66	0,56	0,29	0,57	2,5
Биотрансформ-я, %	3 - 5	0,2	20	2	0,1
Преломление паров, (n-1) 10 ⁶ при 0 °С	1538	1566	1606	1544	1212

S - Sevoflurane, I - Isoflurane, H - Halothane (Фторотан), E – Enflurane, D – Desflurane.

Равновесное насыщение парами анестетика потока газа F_k на выходе испарительной камеры обеспечивается за счет использования тонколистовых металлических фитилей (пористых или сетчатых) при минимальном сопротивлении потоку газа и остатке анестетика. Применяют также барботаж газа-носителя через слой жидкого анестетика, а также бесфитильные испарительные камеры («Анестезист-1»).

В ряде современных испарителей высокого сопротивления **дозируют жидкий анестетик** в поток газа-носителя, используя газоанализатор и компьютерную системы управления.

Предложены также несколько типов испарителей **равновесного насыщения всего потока газа-носителя** парами анестетиков. Концентрацию анестетика на выходе таких испарителей удобно представить в виде отношения давления насыщенных паров анестетика к общему давлению $C_S = P_A/P$.

Давление насыщенных паров P_A регулируют изменением температуры (необходимо охлаждать ниже -50 °С) или с помощью сорбентов, твердых или

жидких (анестезиологическая станция PhysioFlex) [13].

Был разработан испаритель с регулированием концентрации анестетика за счет изменения общего давления P (десятки атмосфер) в термостабилизированной испарительной камере.

Популярные зарубежные испарители высокого сопротивления (**plenum Vaporizer OUT of Circuit - VOC**) с делением потока нельзя считать идеальными по ряду параметров: масса и габариты, экономичность, универсальность по газопитанию (табл. 2).

Таблица 2

Сравнительные характеристики испарителей анестетиков
при атмосферном давлении 100 ± 5 kPa

Параметры	Drager	Penlon UK		ВНИИМП/ЛПО «Красногвардеец»	
	Vapor 2000	Delta	OMV	Анестезист-1	Анестезист-2
Диапазон шкалы, об.%	0-6	0-6	0-4	0-5 (20эфир)	0-5 (20 эфир)
Расход газа, л/мин	0,25 – 15	0,2–15	4-8	1-10	2-15
Температура, °С	10 – 40	15– 35	18-22	15-30	10-30
Объем анестетика, мл	360	250	50	100	100
Потери на фитилях, мл	60	60	10	0	10
Сопротивление, мм H ₂ O при 10л/мин	1100	1000	<10	300	<10
Наклон, град	30	10	30	10	30
Масса испарителя, кг	6,5 – 8,5	5,7	1,3	6	3,2

Необходимо отметить 2 существенных недостатка аппаратов ИН с испарителями высокого сопротивления.

Первый - во время низкопоточной анестезии (расход газа от 0,2 до 2 л/мин) вдыхаемая концентрация анестетика C_I существенно отличается от заданной по шкале испарителя C_S после переключения концентрации (табл. 3). Чем ниже поток свежей газовой смеси F , тем больше разница $C_S - C_I$, а также время стабилизации (запаздывания) вдыхаемой концентрации $T \geq V_k \cdot F^{-1}$, где V_k – объем дыхательного контура [2].

Второй недостаток – при минимальном свежем газотоке 250 мл/мин поступление паров изофлюрана, энфлюрана и галотана в дыхательный контур

меньше их поглощения тканями взрослого человека даже на максимальной отметке шкалы (5 об.%) испарителя. Чем ниже поток, тем больше должна быть концентрация по шкале испарителя, чтобы поддержать необходимую глубину анестезии.

Таким образом, анестезиолог не может практически даже оценить (без газоанализатора) вдыхаемую концентрацию анестетика, несмотря на высокую точность испарителя.

Таблица 3

Концентрация и подача севофлюрана (S) и изофлюрана (I) во время низкопоточной анестезии с испарителем вне дыхательного контура (VOC) [2]

Поток кислорода F, л/мин		0,25	0,5	1
Шкала испарителя / Вдыхаемая концентрация, C _S / C _I	S	8/2.8	5/2.8	3/1.8
	I	5/1.2	5/1.8	2/1
Подача паров анестетика, F _A = C _S (1-C _S) ⁻¹ F, мл/мин	S	21	26(max 42)	31(max 84)
	I	13	26	20 (max 53)
Время запаздывания концентрации, T ≥ V _к · F ⁻¹ , мин		20	10	5

Пример 1. Время стабилизации (запаздывания) концентрации, согласно формуле Conway's, пропорционально объему V_к дыхательного контура и обратно пропорционально подаче F свежей газовой смеси T ≥ V_к · F⁻¹.

Так, при стандартных объеме V_к=5л и подаче F= 0,5 л/мин время запаздывания больше 10 мин. Реальное время запаздывание существенно возрастает из-за сорбции (десорбции) паров анестетика тканями пациента и неидеальной промывки дыхательного контура.

С другой стороны, испарители анестетиков **низкого сопротивления (Vaporizer IN Circuit – VIC, или draw-over)** более эффективны (производительны по анестетику) при низкопоточной анестезии, так как вся дыхательная смесь (соответственно минутной вентиляции MV) проходит через испаритель (а не только низкий поток кислорода). Эти испарители с условной шкалой были популярны более 50 лет назад, но сейчас они имеют ограниченное распространение в военно-полевых условиях, удаленных и

труднодоступных регионах, в ветеринарии, когда простота конструкции и независимость от источников сжатых газов (баллоны и концентраторы O₂) важнее их нестабильности дозирования.

*Пример 2. Стабилизированный испаритель низкого сопротивления «МИНИВАП» установлен на линии вдоха пациента между патрубком M22 мм и гофрированной трубкой аппарата ИИ или ИВЛ (т.е. **ВНУТРИ** дыхательного контура).*

Тогда запаздывание на порядок меньше $T \approx V_K \cdot MV^{-1} = 1$ мин (вместо 10 мин по предыдущему примеру, если $MV = 5$ л/мин).

Особенность проектирования испарителя низкого сопротивления заключается в рациональном использовании его ограниченного сопротивления для стабильного деления потока газа-носителя. При этом необходимо свести к минимуму факторы, нарушающие упорядоченное (ламинарное) течение и распределение газа.

Так, лучший зарубежный испаритель низкого сопротивления «OMV» фирмы Penlon (табл. 2, Приложение 10.3) при расходе газа-носителя менее 3 л/мин практически не дозирует анестетик (концентрация падает до нуля!).

Аналогичный недостаток имеет другой известный draw-over испаритель Ohmeda PAC.

Для выявления причины этого типичного недостатка не нужно подробно рассматривать схему и конструкцию подобных испарителей. Достаточно посмотреть на расположение регулятора концентрации относительно испарительной камеры (примерно на 50-70 мм выше) и вспомнить о разнице плотностей газа-носителя (плотность воздуха 1,21 г/л) и паров анестетика (плотность смеси насыщенных паров, например, изофлюрана почти втрое больше). При низких расходах газа 1-2 л/мин сопротивление испарителя (регулятора концентрации) падает до 1 Па, что сопоставимо с перепадом давления из-за разницы плотностей газа-носителя и паров анестетика. Поэтому газ просто не может войти в испарительную камеру (выдавить тяжелые пары

анестетика) и испаритель соответственно не подает анестетик в дыхательный контур пациента.

Последние «советские» испарители – «Анестезист-4» высокого и «Анестезист - 5» низкого сопротивления (разработаны в 80-х г.г.) не позволяют проводить современную низкотоочную анестезию при расходе газа от 0,2 до 2 л/мин, а также дозировать севофлюран.

2. ФИЗИКА ИСПАРИТЕЛЕЙ С ДЕЛЕНИЕМ ПОТОКА

В разделе 2 (уравнение 1) сформулированы два главных условия стабильного дозирования испарителей с делением потока (таковых большинство):

1 - равновесное насыщение потока газа F_k парами анестетика на выходе испарительной камеры;

2 - постоянство относительного расхода газа через камеру $F_k F^{-1}$ в широком диапазоне постоянных и пульсирующих (для «draw-over» испарителей) потоков газа.

Дополнительное условие стабильности, в связи с изменением окружающей температуры и атмосферного давления, – термобарокомпенсация выходной концентрации анестетика.

Стабильное деление потока газа $F_k F^{-1}$ связано с подобием течения газов через испарительную камеру и байпас (в обход).

В испарителях низкого сопротивления гидромеханическое подобие достигается только при ламинарном течении газа (дословно «слоистым», или упорядоченным, как в дыхательных путях человека).

Действительно, ограниченный диапазон сопротивления (до 10 мм H₂O) используется рациональнее [12], так как при ламинарном режиме сопротивление (перепад давления) пропорционален скорости течения газа, а при турбулентном (хаотичном) – квадрату скорости. При этом, когда испаритель ВНУТРИ дыхательного контура (VIC), поток газа во время вдоха растет от нуля до максимума (втрое большего минутной вентиляции при соотношении фаз вдоха и выдоха I:E = 1:2) и обратно.

Очевидно, «поток газа через байпас и испарительные каналы не должен меняться от ламинарного к турбулентному (или обратно) в любой момент рабочего режима испарителя. В противном случае, произойдет большое и резкое изменение калибровочной характеристики испарителя» («the flow through either the bypass or the vaporizing channels should not change from laminar to turbulent (or vice-versa) at any point within the operating range of the vaporizer. If

that did occur there would be a large and abrupt change in the calibration curve at that point» - [14]).

Тем не менее, известные draw-over испарители *Goldman, OMV, Ohmeda PAC* работают как раз в нестабильном «переходном» режиме течения газа и поэтому нестабильны по концентрации анестетика особенно при низких расходах газа.

Сложность проектирования испарителей низкого сопротивления

Стабильное деление потока газа $F_k F^{-1}$ значительно труднее обеспечить при низком сопротивлении, чем при высоком. Сопротивление регулятора концентрации анестетика (распределительного устройства) в draw-over испарителях на два порядка (в **100** раз) меньше, так что при низких потоках газа (меньше 3 л/мин) его регулирующее воздействие сравнимо с влиянием дестабилизирующих факторов (пульсация давления и потока газа, разница плотности паров анестетика и газ-носителя, диффузия паров анестетика из камеры в байпас), незначительных для plenum испарителей.

Пример 3. Оценим зависимость концентрации изофлюрана на выходе draw-over испарителя Goldman, где:

- в байпасе турбулентный поток газа от 3 до 12 л/мин и квадратичная зависимость перепада давления от расхода газа $\Delta p_b = k_b F_b^2$, $k_b = 0.011 \text{ Pa} \cdot \text{min}^2 L^{-2}$ [15];

- в испарительной камере переходный поток газа меньше 3 л/мин и перепад давления $\Delta p_k = k_k F_k^n$, в первом приближении, $k_k \approx 3.8 \text{ Pa} \cdot \text{min}^{1.5} L^{-1.5}$, $n = 1.5$;

- на выходе испарительной камеры – равновесная концентрация изофлюрана (допущение) $C_k = p_a p^{-1} = 0.31$, или 31 об. % (20°C, 760 мм Hg).

Тогда концентрация изофлюрана на выходе испарителя рассчитывается по общей формуле

$$C = [1 + (P P_A^{-1} - 1) F F_k^{-1}]^{-1} \quad (1)$$

Результаты расчета:

Поток газа через байпас, л/мин	3	6	12
--------------------------------	---	---	----

Перепад давления на байпасе и в камере, Δp	0.1	0.4	1.6
Поток газа через камеру F_{κ} л/мин	0.09	0.22	0.56
Отношение потоков $F F_{\kappa}^{-1}$	35.1	28.3	22.4
Концентрация испарителя C , об. %	1.3	1.6	2.0

Так, концентрация изофлюорана на выходе испарителя Goldman падает примерно на 35%, когда поток газа снижается с 12 до 3 л/мин из-за **различия режима течения** газа через байпас и камеру.

Дополнительное падение концентрации (в камере и испарителе) происходит из-за «проскальзывания» ламинарного потока газа-носителя мимо поверхности испарения от входа к выходу камеры при незначительной поперечной диффузии паров анестетика в Goldman испарителе [14].

Разница плотности паров анестетика и газа-носителя – еще один дестабилизирующий фактор для *draw-over* испарителей. При низких потоках газа, например, менее 2 л/мин, перепад давления на регуляторе концентрации очень мал и сравним с разницей удельных весов паров анестетика и газа-носителя.

Пример 4. Оценим концентрацию галотана на выходе OMV испарителя при низком расходе газа, у которого перепад давления $\Delta p = k \cdot F^n$, где $k \approx 0.8$, $n \approx 1.5$ – экспериментальные коэффициенты.

Если $\Delta p = 100 \text{ Pa}$ при расходе газа 25 л/мин, тогда при расходе 2 л/мин $\Delta p = 2.3 \text{ Pa}$. За счет этого перепада давления, часть потока газа-носителя проходит через испарительную камеру. Однако уровень анестетика в камере ниже байпаса на $h \approx 60 \text{ мм}$, что создает избыточное давление у зеркала жидкости, пропорциональное разнице плотностей паров анестетика и газа-носителя

$$\Delta p_h \approx (\rho - \rho_a) \cdot g \cdot h = (3.45 - 1.21) [\text{кг м}^{-3}] 9.8 [\text{м с}^{-2}] 0.06 [\text{м}] = 1.3 \text{ Па.}$$

Тогда фактический перепад давления на входе и выходе камеры, согласно уравнению Бернулли, уменьшится примерно на 40%, то есть до $\Delta p_k = \Delta p - \Delta p_h \approx 2.3 - 1.3 = 1 \text{ Pa}$.

Соответственно снизится поток газа через камеру F_k и концентрация галотана, согласно формуле (1). Например, на отметке шкалы «1» выходная концентрация будет только 0.4 об.%, а на отметке «3» - только 1.2 об.%

Такое падение концентрации из-за разницы плотностей типично для OMV, Ohmeda PAC & Goldman испарителей. Чем меньше поток газа через испаритель, тем больше «полезный» перепад давления тратится на разность плотностей. В Примере 4, когда поток газа снижается до 1,4 л/мин, тяжелые пары анестетика «перекрывают» проход в камеру, расположенную ниже байпаса, и концентрация на выходе испарителя падает до нуля.

Конструктивные параметры испарительной камеры, связанные с **равновесным** (полным) насыщением газа-носителя, не должны нарушать **стабильное** деление потока газа через испаритель. Тем не менее, камеры популярных Vapor, TEC, PPV Sigma испарителей (длинные, глубокие, с резкими поворотами) не подходят для гидравлики низкого сопротивления из-за различий геометрии относительно байпаса (короткого и прямого).

Только два традиционных *draw-over* испарителя «Cato Halothane» (Drager) и «Анестезист-2» (табл. 2) отличались стабильными характеристиками при постоянных (от 2 до 10 л/мин) и пульсирующих потоках газа-носителя, однако «Cato Halothane» весит 14,5 кг (в 4 раза больше).

Для plenum испарителей эти геометрические различия практически не важны из-за высокого сопротивления регулятора концентрации.

Влияние разницы плотности паров анестетика и газа-носителя на концентрацию пропорционально высоте h байпаса над уровнем жидкого анестетика $\Delta p_h \approx (\rho - \rho_a) \cdot g \cdot h$. При уменьшении высоты h снижается влияние этого дестабилизирующего фактора.

*Предложен способ стабилизации концентрации анестетика на выходе испарителя, включающий деление общего потока газа посредством ламинарных гидромеханических сопротивлений, равновесное насыщение парами анестетика одной части газа, проходящей через стабилизированную по температуре испарительную камеру, с последующим разбавлением до заданной концентрации второй частью газа, проходящей через байпас, корректировку деления общего потока газа с учетом температуры, отличающийся тем, что **предварительно располагают** газопроводы байпаса и испарительной камеры в горизонтальных плоскостях **на одном уровне**, в случае повышения выходной концентрации анестетика при малых газотоках, **поднимают уровень байпаса относительно испарительной камеры или опускают байпас в противоположном случае**, при понижении температуры или повышении атмосферного давления увеличивают относительную долю газа через испарительную камеру и уменьшают ее при обратном изменении температуры и давления [16].*

Согласно этому патенту, регулятор концентрации установлен горизонтально внутри испарительной камеры. Тем самым сводится к минимуму высота **h** байпаса над уровнем жидкого анестетика и дестабилизирующее влияние разницы плотности паров анестетика и газа-носителя на распределение потоков газа в испарителе.

При проектировании испарителей «МИНИВАП» оптимальная высота **h** байпаса определяется экспериментально.

Общая формула (1) конкретизируется в зависимости от типа регулятора концентрации (системы регулирующих кранов на линии камеры и байпаса) и режима течения газа.

Например, в испарителе «Анестезист-1» турбулентный режим реализован за счет использования калиброванных диафрагм – часовых камней. Так, выходная концентрация анестетика, в зависимости от размеров регулятора концентрации (отношения диаметров часовых камней байпаса и камеры d_b/d_k), физических свойств анестетика и газа-носителя, температуры и давления,

$$C = P_A/P [1+(d_6/d_k)^2 \rho_c^{0,5}]^{-1} \quad (2)$$

где ρ - относительная плотность парогазовой смеси.

Для ламинарных кранов (хорошо обтекаемых, например, конусных и щелевых) формула (1) может быть представлена в виде (например, для испарителей «Анестезист-2» и «Vapor»)

$$C = P_A/P [1+(R_6^2 - r_6^2)(R_6 - r_6)R_6 L_k \mu_c / (R_k^2 - r_k^2)(R_k - r_k)R_k L_6]^{-1} \quad (3)$$

где R_6, r_6, R_k, r_k - внешний и внутренний радиусы конусных кранов на линии байпаса и камеры; L_k, L_6 - длина соответствующих кранов, μ_c - относительная динамическая вязкость парогазовой смеси.

Чем выше сопротивление испарителя, тем меньше погрешность соотношений (2) и (3). Так, для испарителя «Анестезист-1» высокого сопротивления (около 10 кПа при 10 л/мин) погрешность расчетной формулы составляет около 10% от диапазона шкалы. Представленные соотношения полезны при проектировании испарителей и их эксплуатации в нестандартных условиях (в барокамере, высокогорье, при пониженных или повышенных температурах, для различных анестетиков и газовых смесей).

Влияние обратного давления («pumping effect of back pressure»)

Выходная концентрация испарителя при пульсации давления во время ИВЛ может быть значительно выше, чем без нее. Эта разница ΔC тем больше, чем больше объем V испарителя, меньше поток F газа-носителя, выше амплитуда P_I и частота f пульсаций [15]

$$\Delta C \approx V f P_I (P_A - P C) F^{-1} (1-C)^{-1} P^{-2} \quad (4)$$

где P - атмосферное давление.

Пример 5. Сравним разницу ΔC испарителей «МИНИВАП-20Л» и ОМV (объемы около 0,1л и 0,25л) при стандартной частоте $f=15^{-1}$, амплитуде $P_I = 30$ см вод. ст. и потоке $F=1$ л/мин на отметке шкалы $C=1,5$ об.% изофлюрана (0,015).

В первом случае, согласно формуле (4), $\Delta C \approx 0,7$ об.%, во втором – вдвое больше соответственно объемам испарителей.

3. СТАБИЛИЗИРОВАННЫЕ ИСПАРИТЕЛИ «МИНИВАП». КОНСТРУКЦИЯ И ПАРАМЕТРЫ

Именно в ламинарном режиме при минимальных энергетических затратах (сопротивление потоку газа) можно организовать эффективные схемы деления потоков газа-носителя и его равновесного насыщения парами легколетучего анестетика, по аналогии с живыми системами. В идеальной схеме течение газа происходит как в дыхательных путях человека, а массообмен - как в жабрах рыбы [17, 18]

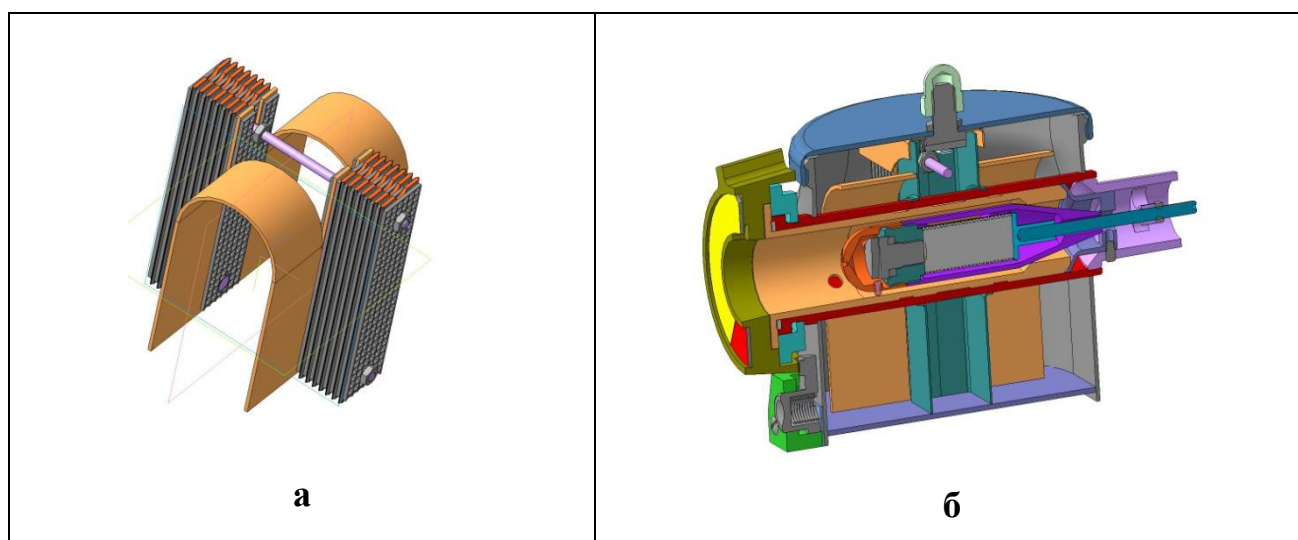


Рис. 1. Испаритель «МИНИВАП-20Л»

Испарительные элементы - а в виде пластин из пористого металла (мелкой сетки) расположены по обе стороны **регулятора концентрации - б**, на оси которого размещен «каплевидный» термобарокомпенсатор с никелевым или бронзовым мини-сильфоном (США), заполненным легкокипящей жидкостью.

Испаритель «МИНИВАП-20Л» (рис. 1) содержит камеру с набором вертикально расположенных испарительных элементов из капиллярного материала и горизонтально расположенный внутри нее регулятор в виде поворотного трубчатого золотника со шкалой концентраций, щелевыми каналами на его наружной поверхности напротив входных и выходных отверстий камеры. Внутри регулятора размещен сильфон с продольно перемещаемыми обтекателем на входе и конусом - на выходе испарителя.

Испаритель снабжен дополнительным золотником в виде конфузора, выполненного по форме конуса сильфона и установленного с возможностью продольного перемещения в зависимости от угла поворота трубчатого золотника и регулировки кольцевого зазора между ними.

Испарительная камера снабжена входным и выходным арочными коробами с боковыми стенками и торцевой перегородкой, покрытыми внутри и снаружи капиллярным материалом, установленными на расстоянии от корпуса трубчатого золотника и сообщенными через торцевые зазоры со стороны внутренних стенок камеры с набором испарительных элементов.

Сопрягаемые поверхности трубчатого и дополнительного золотников выполнены в виде резьбовой пары (левая резьба), преобразующей поворот шкалы против часовой стрелки от нуля до максимума в поступательное перемещение конфузора относительно конуса. При этом шаг резьбы подбирают исходя из угла раскрытия конуса (конфузора) и параметров (длины, ширины и высоты) щелевых каналов на линиях камеры и параллельного кольцевого канала (байпаса) так, чтобы гидромеханическое сопротивление испарителя оставалось постоянным при максимальном расходе газа.

Капиллярный материал выполнен в виде мелкоячеистой сетки (размер ячейки порядка 50 мкм, диаметр нержавеющей или латунной проволоки порядка 30 мкм) или пористых нержавеющей пластин (размер пор порядка 10 мкм), соединенных с каркасом испарительных элементов, коробов и внутренними стенками камеры вертикальными швами (шаг 5-10 мм) с образованием оптимального зазора порядка 0,1 мм для максимальной подачи жидкого анестетика к поверхности испарения. Швы могут быть выполнены механическим путем (заклепки или проволочные скрепки), с помощью конденсационной сварки или пайки.

Жидкий анестетик поступает к поверхностям испарения через пристеночные щелевые зазоры каркаса (более 95% общего расхода) и капилляры материала за счет сил поверхностного натяжения. При этом вертикальные швы обеспечивают плотное прилегание капиллярного материала к «теплому»

каркасу испарительных элементов, обеспечивая максимальную подачу жидкого анестетика к поверхности испарения.

Испаритель анестетиков **работает** следующим образом.

Поток газа-носителя (кислород + закись азота, или кислород + ксенон, или атмосферный воздух) поступает в испаритель, а затем делится на две части соответственно требуемой концентрации анестетика. Первая часть газа поступает во входной отсек камеры, растекается по параллельным каналам между испарительными элементами и насыщается до равновесной концентрации $p_{ан}/p$ (десятки об.%). Затем проходит к выходу испарителя, где разбавляется до требуемой клинической концентрации второй частью газа, проходящего в обход испарительной камеры (через байпас).

В дополнение к основным зависимостям (1-3), кратко рассмотрим процессы массо- и теплообмена в нескольких простых случаях.

Массообмен, или испарение анестетика в поток газа-носителя

Относительная (деленная на равновесную $C_S = P_A/P$) концентрация C анестетика в ламинарном потоке газа-носителя [19]

$$\ln(1 - C)^{-1} = 1,75 \pi (D_a L F^{-1})^{2/3} \quad (5)$$

где D_a – коэффициент диффузии паров анестетика в газе-носителе, L – длина пути.

Пример 6. Оценим выходную концентрацию анестетика (галотана) в потоке воздуха, проходящего через испарительную камеру. Камера имеет $N = 18$ параллельных прямоугольных каналов (длина $L = 15$ мм, ширина $b = 1$ мм и высота $H = 30$ мм), образованных пластинами из капиллярного металла (пористого или из сетки, **рис. 1а**), поток воздуха $F = 2$ л/мин, или $33,4 \text{ см}^3 \text{ с}^{-1}$ при температуре $t = 20^\circ\text{C}$.

Перепиывая (5) для 1 из N каналов, получим

$$\ln(1 - C)^{-1} = 1,75 [(H + b)b^{-1}] (V_n D_a L N F^{-1})^{2/3} \quad (5a)$$

где $C_s = 0.323$; $D_a = 0.066 \text{ см}^2/\text{с}$; $V_n = 0.4$ пористость испарительной поверхности.

Тогда, $C = 0.28$ (28 об. %) или 87% от равновесной концентрации при 20°C .

Концентрация в эксперименте измерялась индикатором паров анестетика Riken FI-21 (диапазон шкалы 0-6 об.%, точность $\pm 3\%$) при 5-кратном разбавлении паро-газовой смеси, расход воздуха измерялся ротаметрами с точностью $\pm 3\%$.

Теплообмен

Необходимый теплообмен определяется расходом жидкого анестетика, который испаряется в поток газа-носителя. Расход анестетика во время индукции и поддержания анестезии рассчитывают из соотношения

$$V \approx k_A (C_1 F_1 \tau_1 + C_2 F_2 \tau_2) \quad (6)$$

где для севофлюрана $k_S = 0,055$; для изофлюрана $k_I = 0,051$; F – расход газа, τ_1 , τ_2 – соответственно длительность индукции и поддержания анестезии, мин.

Стандартные примеры расхода севофлюрана и изофлюрана приведены ниже.

Таблица 4

C _v , об.%		F, л/мин	t ₁ , мин		t ₂ , мин		t ₂ , час	
			2	5	30	60	2	3
S	8	6	5.3					
	2	1			3.3	6.6	13.5	20
I	5	6		7.7				
	1.5	1.5			3.4	6.9	14	21

Пример 7. Индукция изофлюраном при концентрации 5 об.% и расходе кислорода 6 л/мин продолжалась 5 мин, а во время операции (60 мин) средняя концентрация была на уровне 1,5 об.% при среднем расходе кислорода 1,5 л/мин. Тогда общий расход изофлюрана составил, согласно таблице 4, около 15 мл (7,7 + 6,9 = 14,6).

Соответственно тепловой поток, необходимый для испарения анестетика во время индукции, составляет порядка **10 Вт**, при поддержании анестезии – **0,5 Вт**.

С другой стороны, в испарителе имеются 3 источника тепла: теплообмен с окружающим воздухом, теплоемкость самого испарителя и теплообмен с газом-носителем, проходящим через испаритель.

Теплообмен с окружающим воздухом испарителя «МИНИВАП-20/Л» (габарит около 60 мм, масса 400 г, **рис. 2**, вверху) можно оценить на уровне **0,5 Вт** (естественная конвекция при перепаде температур 5 °С, поверхность теплообмена около 25 см²).

Использование теплоемкости испарителя массой меньше 0,5 кг при охлаждении на 5 °С в течение 2 мин индукции дает около **10 Вт**.

Приток тепла от газа-носителя при максимальном расходе 6 л/мин и перепаде температур 5 °С составляет около **1 Вт**.

Таким образом, расчетный приток тепла за счет теплообмена с окружающей атмосферой и от проходящего через испаритель газа соответствует затратам тепла на испарение анестетика во время низкопоточной анестезии среднего человека в режиме поддержания.

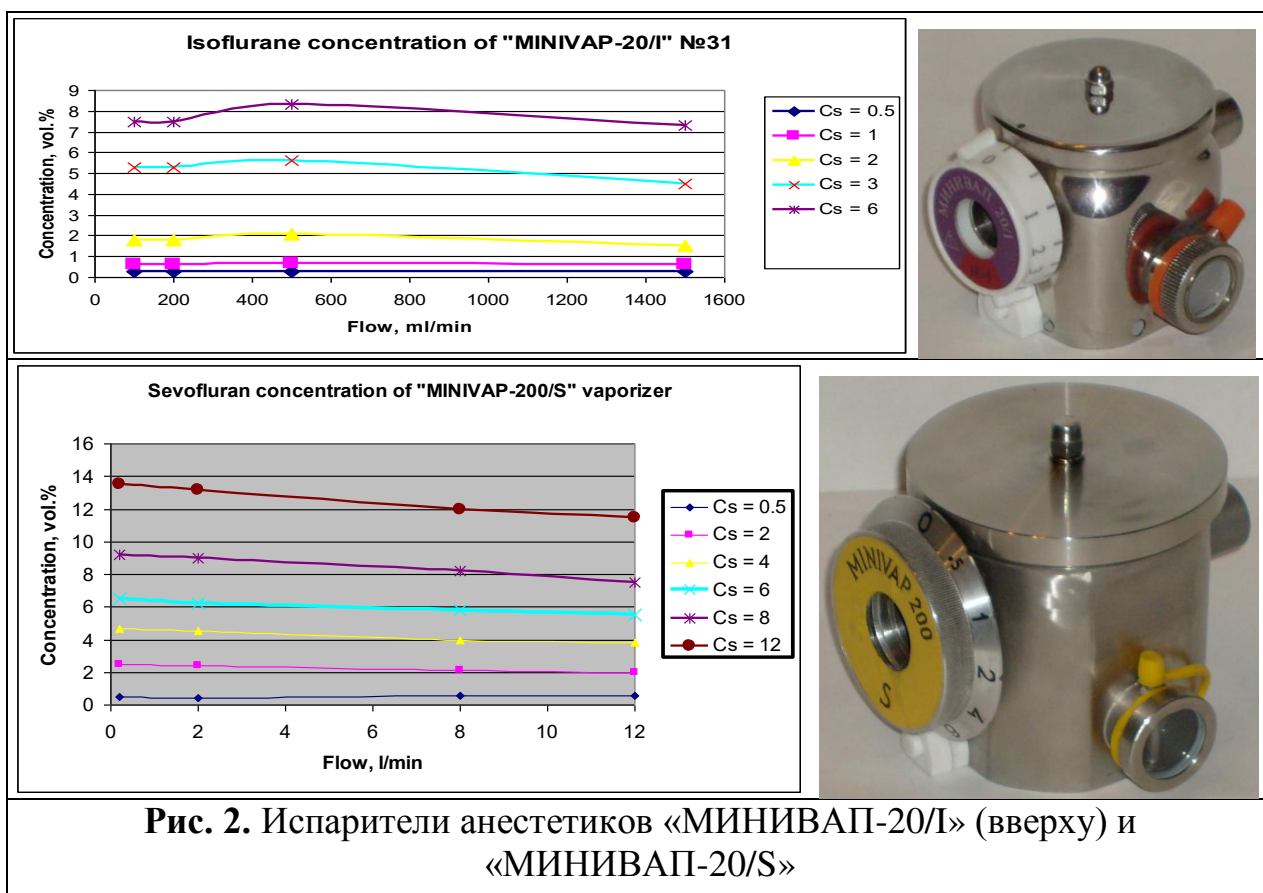
При работе по открытому и полуоткрытому контурам в течение 15-30 мин (неотложная ситуация, транспортирование пациента) целесообразно использовать дополнительный термостабилизатор или более мощный испаритель.

Так, с целью термостабилизации, масса первой модификация «Varog» составляла около 15 кг, а испарители «Анестезист-1», «Анестезист-2» и «OMV» (см. табл. 2) имеют водяную (или с антифризом) рубашку от 1 до 0,1 л соответственно.

Интересно отметить, что теплоемкости «Varog» и «Анестезист-1» эквивалентны несмотря на более чем двойную разницу по массе, так как теплоемкость воды в 10 раз выше теплоемкости металла.

Более мощный (в 5 раз, по сравнению с «МИНИВАП-20/Л») испаритель «МИНИВАП-20/S» рассчитан для пациентов с массой до 300 кг и стабильно дозирует анестетики в широком диапазоне расхода газа (**рис. 2**, внизу).

Испаритель анестетиков «МИНИВАП-20/S» [20] содержит камеру для анестетика с испарительными элементами и термостабилизатором, расположенный в ней регулятор со шкалой концентраций в виде продольно



перемещаемого посредством резьбовой пары трубчатого золотника с двусторонним конусным наконечником, взаимодействующим с охватывающим его конусным седлом на выходе камеры и конусным обтюратором сердечника.

Регулятор снабжен конусным краном на входе камеры в виде обтюратора на внешней стенке золотника и охватывающего его седла на внутренней стенке камеры, установлен горизонтально, при этом конусность и длина регулируемых золотником осесимметричных каналов соответственно на входе, выходе и параллельно камере выбраны с учетом постоянного гидромеханического сопротивления испарителя на различных отметках шкалы концентраций.

Испарительные элементы выполнены по форме внутренних стенок камеры в виде вертикальных цилиндров (баллонов) с обтекаемым профилем, обтянуты снаружи капиллярным материалом в виде мелкоячеистой сетки или пористого металла и заполнены термостабилизирующей жидкостью. Они оснащены изнутри теплопроводящими ребрами, симметрично размещены по обе стороны регулятора с образованием параллельных щелевых каналов.

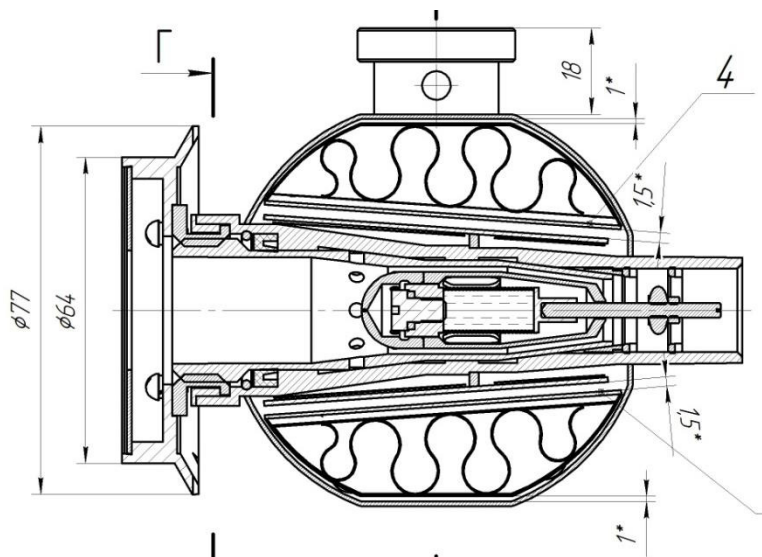


Рис. 3. Испаритель «МИНИВАП-20/S» (продольное сечение)

Камера оснащена П-образным коробом, покрытым внутри и снаружи капиллярным материалом и установленным над регулятором, при этом вход и выход камеры разделены перегородкой и сообщены соответственно с входами и выходами параллельных щелевых каналов.

Элементы регулятора выполнены в виде тел вращения с обтекаемым профилем, его ось расположена на одинаковом расстоянии от крышки камеры и среднего уровня анестетика, при этом объемы регулятора и камеры над жидким анестетиком соразмерны между собой.

Проходное сечение щелевых каналов камеры анестетика прямо пропорционально расстоянию между ее входом и выходом.

В качестве термостабилизирующей жидкости выбран парафин с температурой затвердевания (кристаллизации) 18°C , то есть выше

нижнего предела рабочих температур испарителя. Количество (объем) жидкого парафина выбрано исходя из максимальной производительности испарителя и времени индукции анестезии (порядка 150 мл, что эквивалентно по теплосодержанию 5 л воды при изменении ее температуры на 1 °С).

Испарительные элементы (баллоны) подпружинены снизу и их днища расположены на расстоянии от дна камеры, при этом капиллярный материал примыкает к ее крышке и дну.

В качестве капиллярного материала использована мелкоячеистая сетка (диаметр проволоки порядка 30-50 мкм) или тонколистовой пористый металл, плотно прилегающий (зазор не более 0,1 мм) к стенкам камеры, баллонов и короба.

Испаритель анестетиков **работает** следующим образом.

Газ от внешнего источника высокого (баллоны) или низкого давления (оксигенатор, аппарат ИВЛ с ручным или механическим приводом) поступает в испаритель и разделяется на две части. Первая часть газа последовательно проходит через регулируемые золотником каналы на входе и выходе камеры, внутренние стенки короба и щелевые каналы, растекаясь тонким слоем между поверхностями испарения капиллярного материала и насыщаясь парами анестетика до равновесной концентрации (порядка 20 и 30 об.% для севофлюрана и изофлюрана соответственно), а затем разбавляется до требуемой клинической концентрации второй частью газа, которая проходит через регулируемый канал байпаса между конусными обтюратором и внутренней стороной наконечника (конфузора).

При максимальной концентрации (например, во время индукции анестезии) шкалу поворачивают против часовой стрелки, перемещая золотник в крайнее левое положение, при этом наконечник перекрывает байпасный канал, одновременно максимально открываются каналы на входе и выходе камеры.

Тепло к поверхностям испарения поступает из окружающей среды через теплопроводные стенки камеры и от жидкого парафина в баллонах. При

этом средняя температура в камере не опускается ниже 17 °С при максимальной концентрации и газотоке, когда парафин охлаждается и отвердевает, выделяя необходимое для испарения анестетика количество тепла за счет фазового перехода (>20 кал/г). При поддержании анестезии тепловая нагрузка, пропорциональная произведению концентрации на газоток, падает на порядок (примерно в 30 раз). При этом парафин вновь расплавляется и нагревается до комнатной температуры за счет металлических ребер, передающих по всему объему застывшего парафина.

При нулевой концентрации обтюратор и наконечник закрывают соответственно вход и выход камеры и весь поток газа проходит через байпас.

Жидкий анестетик поступает к поверхностям испарения через щелевые зазоры (порядка 0,1 мм) между капиллярным материалом и металлическими стенками цилиндров, короба и камеры, а также по его (сетки или пористого металла) капиллярам за счет сил поверхностного натяжения.

При изменении расхода газа от 0,1 л/мин (низкопоточная анестезия хомяка) до 20 л/мин (лошади) относительное соотношение ламинарных потоков газа через камеру и байпас поддерживается неизменным за счет подобия их гидромеханических характеристик.

Одновременно горизонтальное расположение регулятора концентрации на одинаковом расстоянии от крышки камеры и среднего уровня анестетика исключает негативное влияние разности плотности паров анестетика и газа-носителя на относительное распределение потоков между камерой и байпасом.

Минимальный объем камеры над жидким анестетиком, сравнимый с объемом газораспределительного устройства, исключает эффект «back pressure» на выходную концентрацию испарителя при проведении ИВЛ, а симметричное расположение испарительных элементов по форме внутренних стенок камеры с образованием параллельных щелевых каналов

обеспечивает равновесное насыщение парами анестетика газа-носителя при максимальной нагрузке испарителя.

Технические характеристики испарителей «МИНИВАП» представлены в табл. 5. Из таблиц 2 и 5 видно, что испарители «МИНИВАП» сопоставимы по стабильности дозирования с лучшими *plenum!* аналогами, а по портативности и экономичности в разы их превосходят. При этом:

- минимальный поток газа через «карманный» испаритель «МИНИВАП-20/I» в десятки раз меньше (0,1 вместо 3 л/мин, соответственно шире рабочий диапазон расхода газа) сравнительно с *draw-over* испарителем OMV;
- максимальная концентрация «МИНИВАП-20/S» в 1,5 раза выше, чем у *plenum* аналогов.

Таблица 5

Технические характеристики испарителей «МИНИВАП»

Параметры	«МВ-20/I»	«МВ-20/S»
Диапазон концентраций, об.%	0-6	0-10
Окружающая температура, °С	от 5 до 35	от 15 до 30
Атмосферное давление, кПа	70 – 110 ¹⁾	70 - 110
Расход газа, л/мин	0,2 - 6	0,2 - 15
Сопротивление, мм Н ₂ О при 10 л/мин	≈20	≈10
Объем для анестетика, мл	40	100
Остаток анестетика после слива, мл	3	5
Допустимый угол наклона	180°	90°
Масса, кг не более	0,4	1,5
Вход/выход	15F/15M	22F/22M

¹⁾3 км над уровнем моря

4. ПОРТАТИВНЫЕ АППАРАТЫ ИН «КОЛИБРИ»

4.1. Открытый контур – неотложная анестезия (draw-over anesthesia)

При **спонтанном** дыхании вход испарителя открыт, а выход подключен через нереверсивный клапан и рото-носовую маску к пациенту (**Рис. 4а**).

Воздух, вдыхаемый пациентом, насыщается парами анестетика до установленной на шкале испарителя концентрации, а выдыхаемый газ через патрубков нереверсивного клапана отводится из операционного поля в атмосферу.

При **ИВЛ вручную** мешок Амбу подключен к входу испарителя (**Рис. 4б**).



Полуоткрытый дыхательный контур **Маплесона А** (**Рис. 5**, наиболее эффективен при **спонтанном** дыхании) присоединяют к выходу испарителя, а к входу подключают ротаметр кислорода.

Во время выдоха газ «мертвого пространства» проходит вместе с кислородом в дыхательный мешок, а альвеолярный газ с высоким содержанием CO₂ стравливается через предохранительный клапан (расположен у маски) в атмосферу. Если установить расход кислорода по ротаметру на треть меньше минутной вентиляции пациента и отрегулировать предохранительным клапаном периодическое наполнение и опорожнение дыхательного мешка без раздувания и слипания, тогда **экономится до трети** расхода анестетиков и кислорода.

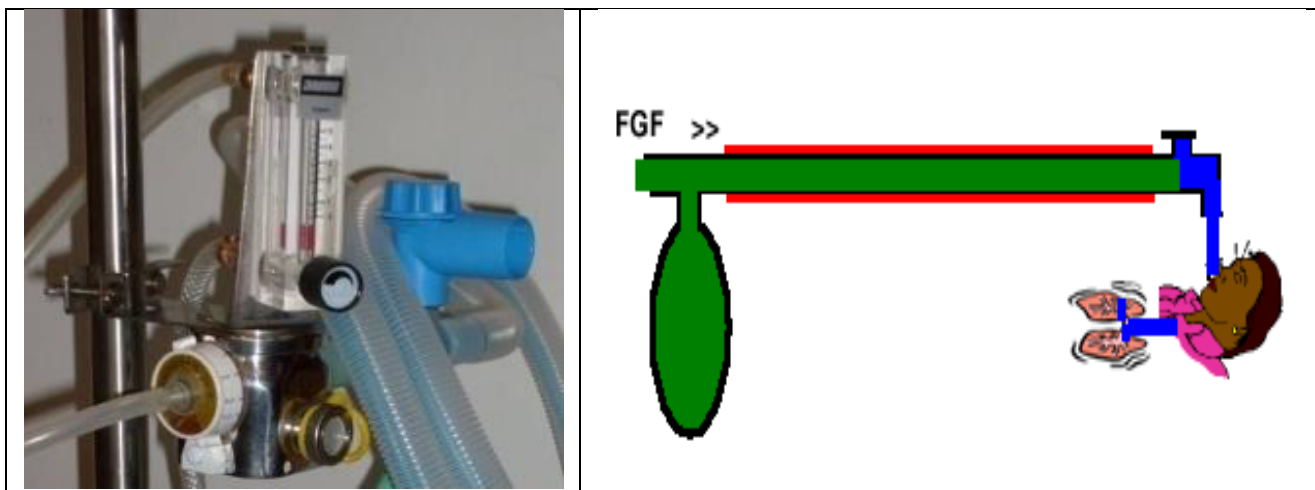


Рис. 5. Аппарат ИН «Колибри» с контуром Mapleson: *испаритель MB-20/Л или MB-20/S, ротаметр кислорода, кронштейн. Масса: 1,5 – 2,5 кг*

5.2. Полузакрытый контур, испаритель ВНЕ дыхательного контура (VOC): часть выдыхаемого газа возвращается в аппарат и очищается в стерилизуемом абсорбере (**Рис. 6а**) или в абсорбере Clear-Flo «Intersurgical» (**Рис. 6б**) аппарата «Колибри», после чего вдыхается пациентом вместе с новой газовой смесью.

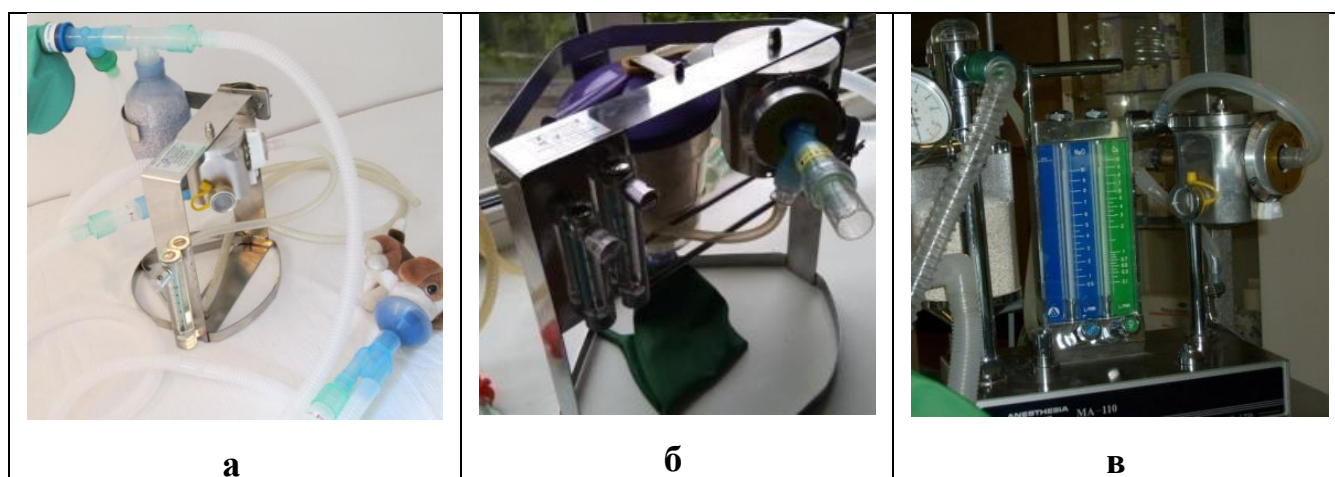


Рис. 6. Полузакрытый контур VOC: **а** – аппарат «Колибри» с испарителем MB-20/Л и стерилизуемым абсорбером 300 мл, контур Ø15 мм; **б** - аппарат «Колибри» с испарителем MB-20/S и абсорбером «Intersurgical», контур 22 мм; **в** - испаритель «МИНИВАП-20/S» ВНЕ контура аппарата МК-110, Япония

При использовании дополнительного **стационарного аппарата**, вход испарителя «МИНИВАП» соединен с выходом дозиметра, а выход – с дыхательным контуром аппарата (**рис. 6в**).

Вдыхаемая концентрация со временем приближается к концентрации по шкале испарителя $C_I \rightarrow C_V$.



Рис. 7. Анестезии доктора ветеринарных наук Нечаева А.Ю. (С.-Петербургская Академия Ветеринарной Медицины) аппаратом «Кolibри» VOC:
а, б, в – испаритель «МИНИВАП-20/1», г - испаритель «МИНИВАП-20/S»(лошадь)

5.3. Полузакрытый контур, испаритель «МИНИВАП» **ВНУТРИ** дыхательного контура (**VIC**), при этом вся дыхательная смесь проходит через испаритель, обеспечивая максимальную подачу паров анестетика пациенту.



Вдыхаемая концентрация, в зависимости от соотношения подачи кислорода и минутной вентиляции F_{O_2}/MV , устанавливается на уровне

$$C_I \approx C_V MV(1 - C_{as}) / F_{O_2} \quad (7)$$

где C_V - отметки шкалы испарителя, C_{as} - равновесная концентрация.

Это соотношение соблюдается при малых и средних концентрациях анестетика, а при больших справедлива более сложная формула (кривые на **рис. 9**), учитывающая градиент концентраций ($C_{as} - C_I$) в испарительной камере,

$$C_I = C_V / [(C_V/C_{as}) + F_{O_2} (1-C_V) / MV(1-C_{as})] \quad (8)$$

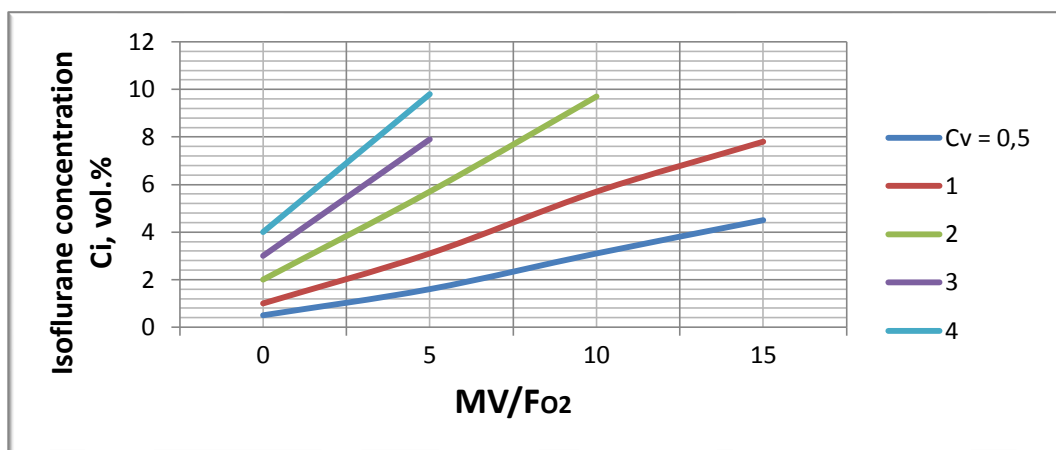


Рис. 9. Вдыхаемая концентрация изофлюрана в аппарате «Колибри» VIC в зависимости от соотношения подачи кислорода и минутной вентиляции F_{O_2}/MV

Вдыхаемая концентрация может быть **значительно выше!** концентрации по шкале испарителя C_v при низкой! (относительно минутной вентиляции MV) подаче кислорода F_{O_2} (непривычно для VOC , на что обращают внимание в своем учебном видео анестезиологи Детской городской клинической больницы № 13 им. Н. Ф. Филатова, сайт www.minivap.net). Так, при расходе кислорода $F_{O_2} = 1$ л/мин и минутной вентиляции $MV = 5$ л/мин (кривая $F_{O_2}/MV = 0,2$ на рис. 9) вдыхаемая концентрация C_I на отметке шкалы $C_v = 5$ об.% достигает 10 об.%! Анестезиологи отмечают [10], что «испарители низкого сопротивления «МИНИВАП» впервые доказали свою работоспособность и при минимальном газотоке в контуре (от 0,2 л/мин)». Это необычно для анестезиологов, которые до сих пор использовали в своей работе точные испарители высокого сопротивления («plenum»), или нестабильные испарители с условной шкалой концентраций («draw-over»).

Пример 8. Ребенок 5 лет (20 кг), которому предстоит плановая аденотомия под сбалансированной эндотрахеальной общей анестезией. После вводного наркоза (N_2O/O_2 2:1 + галотан) с высоким газотоком (6,0 л/мин) выполнена интубация трахеи, после чего ребенок переведен на аппаратную ИВЛ ($V_T in = 0,16$ л, $f = 17/мин^{-1}$, $MV = 0,16 \times 17 = 2,7$ л/мин). Поддержание анестезии: (N_2O/O_2 2:1 + галотан 0,8 об.%) с низким газотоком (1,0 л/мин), мини-испаритель «МИНИВАП» установлен внутри дыхательного контура (VIC).

Исходя из формулы (7), 0,8 об.% анестетика на вдохе добивались, устанавливая на шкале концентрацию $0,8 / 2,7 = 0,3$ об.% галотана. Если же планировалась анестезия с минимальным газотоком (0,5 л/мин), на мини-испарителе выставляли концентрацию $0,5 / 2,7 = 0,15$ об.% галотана.

При анестезии с минимальным и/или низким газотоком у детей испаритель «МИНИВАП», установленный в положение VIC, позволяет намного быстрее добиться желаемой глубины анестезии по сравнению со стандартными испарителями высокого сопротивления VOC ($p < 0,05$).

Расход жидкого анестетика оценивали по разнице объема анестетика, залитого в мини-испаритель перед началом анестезии и слитого по окончании операции.

Оказалось, что средний расход галотана при анестезии с высоким газотоком (6 л/мин, 1 об.%) составил 20 мл/ч. Напротив, при работе с минимальным газотоком (0,5 л/мин, 1 об.%) средний расход анестетика составил всего 5-7 мл/ч. Здесь необходимо отметить, что примерно половина из указанных 5-7 мл была израсходована во время индукции, которую проводили по полуоткрытому контуру (6 л/мин) с высокой концентрацией галотана 4 об.%.

Столь низкий расход анестетика лишь отчасти объясняется экономичностью методов ингаляционной анестезии по полужакрытому контуру. Необходимо помнить, что испарители «МИНИВАП» имеют минимум производственных потерь: при заправке "сухих" мини-испарителей потери анестетика составляют всего 3-5 мл, против 60 мл при заправке стандартных VOC-испарителей высокого сопротивления (табл. 2).

По результатам длительных клинических исследований, включающих оперативное переключение режимов «VIC/VOC» посредством специального крана (на рис. 8а стоит между испарителем «МИНИВАП» и патрубком аппарата ИН), анестезиолог-реаниматолог, д.м.н. Сидоров В.А. предложил в своей книге [21, табл. 1.2] классифицировать стабилизированные испарители низкого сопротивления как «VIC/VOC». В дальнейшем результаты этих исследований были использованы в клинической практике (ПРИЛОЖЕНИЕ 10.4).

ВНИМАНИЕ: Испаритель ВНУТРИ дыхательного контура (VIC) требует наличия газоанализатора анестетиков и высокой квалификации анестезиолога!

5.4. Аппараты «Колибри» VIC для маленьких животных (до 3 кг) [22].

Особенность этих аппаратов (рис. 10) – быстрое повышение вдыхаемой концентрации анестетика за счет циркуляции дыхательной смеси внутри реверсивного дыхательного контура, согласно уравнениям (7) или (8).

Дополнительная (к минутной вентиляции) циркуляция газа добавляется мешком Амбу в виде маски (рис. 10б) [23, 24]. В этом случае, для достижения **максимальной вдыхаемой концентрации анестетика**, нужно установить шкалу испарителя на максимум, закрыть предохранительный клапан и с максимальной частотой и амплитудой сжимать мешок Амбу, присоединенный к пациенту.



а – с мешком Амбу для подачи воздуха и обратными клапанами вдоха и выдоха



б – с мешком Амбу в виде маски, ротаметром для O₂ и абсорбером (вертикальный Амбу)

Рис. 10. Аппарат «Колибри» VIC для маленьких животных (до 3 кг)

Скорость изменения вдыхаемой концентрации анестетика $\Delta C_I / \Delta t$ (рис. 11) зависит от градиента концентраций $\Delta C = C_{as} - C_I$ в стабилизированном испарителе (его камере испарения), объема V_C дыхательного контура,

скорости циркуляции дыхательной смеси F_C и подачи кислорода F_{O_2} (воздуха) в контур и определяется (в начальный момент времени $t = 0$ и без учета депонирования анестетика пациентом) соотношением

$$\Delta C_I / \Delta t = [C_V / (1 - C_V) V_C] \{ [(C_{as} - C_V)(1 - C_{as}) F_C / (1 - C_V) C_{as}] - F_{O_2} \} \quad (9)$$

где C_V – отметка шкалы испарителя, C_{as} – концентрация насыщенных паров анестетика.

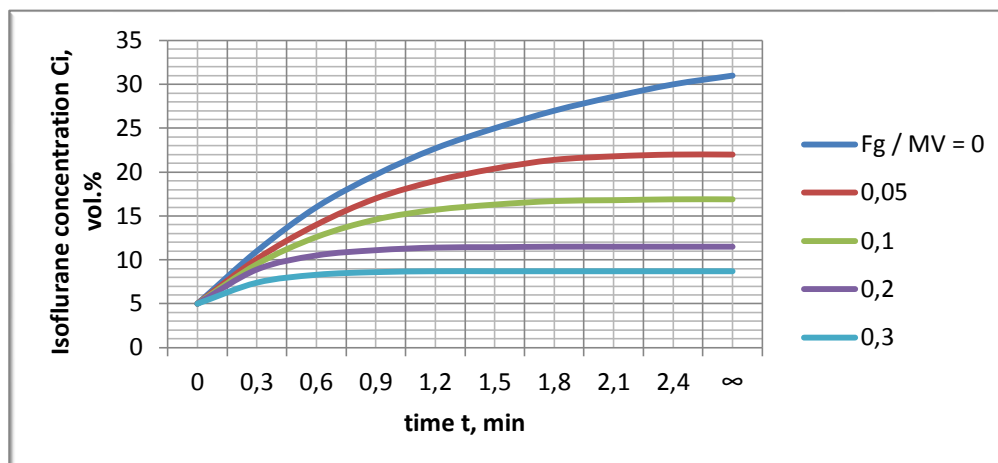


Рис. 11. Динамика изменения вдыхаемой концентрации изофлюрана в аппарате «Колибри» VIC в зависимости от отношения подачи O_2 к минутной вентиляции F_{O_2}/MV ($C_V = 5$; $MV = F_C = \Delta V \times f = 6$ л/мин, где ΔV - изменение объема мешка Амбу, л; f – частота, мин^{-1} ; объем контура аппарата около 1 л)

Пример 9. Если сжимать мешок Амбу объемом 300 мл с частотой 6-7 циклов/мин, то циркуляция газа через испаритель составит около 2 л/мин, тогда вдыхаемая концентрация C_I в контуре объемом около 1 л достигнет 10 об.% на отметке шкалы $C_V = 6$ при подаче 0,5 л/мин кислорода через ротаметр (рис. 10б).

Обычно приходится дополнительно подавать кислород или воздух в дыхательный контур аппарата из-за негерметичности подсоединения маски к пациенту - животному даже при закрытом предохранительном клапане.

При кратковременных операциях с животными до 3 кг в реверсивный дыхательный контур аппаратов «Колибри» без абсорбера (рис. 10а) необходимо

подавать не менее 200 мл/мин кислорода или воздуха (сжать мешок Амбу 300 мл 1 раз/мин) для предотвращения умеренной гиперкапнии ($P_a\text{CO}_2 = 50$ мм рт.ст. или 7 об.%, *ср. табл. 15 с. 85* и гипоксии [23,24].

Для **уменьшения** вдыхаемой концентрации нужно уменьшить концентрацию по шкале испарителя и циркуляцию газа в контуре.

Пример 10. На отметке шкалы $C_V = 1$ вдыхаемая концентрация в предыдущем примере составит $C_I = 2$ об.%. Если уменьшить частоту циркуляции до 1 л/мин, то вдыхаемая концентрация дополнительно снизится до 1,3 об.%.

Для **прекращения** подачи анестетика пациенту шкалу испарителя нужно установить на нуль, открыть полностью предохранительный клапан и продуть дыхательный контур аппарата.

5.5. Аутоанальгезия

Поддержание **адекватной глубины анестезии**, с учетом **травматического воздействия** во время хирургических манипуляций, требует оперативного регулирования вдыхаемой концентрации анестетика. Сложнейший аппарат - анестезиологическая станция PhysioFlex™ идеально по времени и концентрации решает эту задачу [13], но его использование в массовой практике нереально (цена 1 аппарата более \$100.000).

В то же время большинство хирургических вмешательств в ветеринарии, стоматологии, гинекологии и при амбулаторных процедурах осуществляют при спонтанном дыхании, когда **минутная вентиляция пациента зависит от глубины анестезии и травматического воздействия.**

Минутная вентиляция (частота и глубина дыхания) рефлекторно возрастает при увеличении травматического воздействия и снижении глубины анестезии (изофлюран, севофлюран, галотан), и наоборот («If the plane of anesthesia becomes too light, respiration will be less depressed, minute volume will increase, more agent will be vaporized and the plane of anesthesia will deepen» [25].

Эта взаимосвязь используется для простого и оперативного регулирования вдыхаемой концентрации C_I анестетика, когда испаритель, стабилизированный по потоку газа, находится ВНУТРИ дыхательного контура и скорость подачи анестетика пациенту пропорциональна минутной вентиляции MV [26].

Так, при уменьшении глубины анестезии **повышают** вдыхаемую концентрацию анестетика за счет рефлекторного увеличения минутной вентиляции пациента в процессе травматических манипуляций. При увеличении глубины анестезии **снижают** вдыхаемую концентрацию анестетика пропорционально спонтанному снижению минутной вентиляции пациента.

Пример 10. Магнитно-резонансная томография (МРТ) пациента (собака 10 кг, 8 лет) при поверхностной анестезии изофлюраном. Задаем вдыхаемую концентрацию анестетика $C_I = 1,5$ об.% (1,2 МАС изофлюрана), исходя из подачи кислорода $F_{O_2} = 0,2$ л/мин и спонтанной минутной вентиляции в состоянии покоя $MV = 1$ л/мин, устанавливая шкалу испарителя, согласно соотношению (7), на отметку $C_V = 1,5 \times 0,2 / 1 \times (1 - 0,31) \approx 0,5$.

На 15 мин МРТ минутная вентиляция увеличилась до $MV = 1,6$ л/мин и вдыхаемая концентрация возросла, по соотношению (7), до $C_I \approx 2,5$ об.%. На 18 мин увеличились альвеолярная концентрация и глубина анестезии (соответственно вдыхаемой концентрации) с одновременным снижением спонтанной минутной вентиляции до исходного уровня $MV = 1$ л/мин, так что вдыхаемая концентрация автоматически снизилась до заданной величины $C_I \approx 1,5$ об.%.

Таким образом, аппарат дублирует действия анестезиолога в процессе поддержания анестезии при спонтанном дыхании пациента. В любой момент времени анестезиолог может вручную скорректировать концентрацию по шкале испарителя.

Аналогичное исследование проведено в Northwick Park Hospital, UK [27].

Такие схемы регулирования вдыхаемой концентрации анестетика с «активной» обратной связью «Пациент – Аппарат» практически могут быть использованы только со стабильными испарителями «МИНИВАП», расположенными ВНУТРИ дыхательного контура аппарата.

При использовании старых draw-over испарителей галотана с большой (≥ 1 л) испарительной камерой очень опасна передозировка при резком углублении дыхания, когда относительно большой объем паров (соразмерный дыхательному объему) с очень высокой концентрацией (до 32 об.% галотана!) поступает пациенту [25]. Так, 1 л кислорода с 32 об.% галотана эквивалентен по анестетику 10 л с концентрацией 3,2 об. % и как опасно дышать такой смесью (≥ 4 MAC галотана!) в течение 5-10 мин маленькому пациенту с вентиляцией 1-2 л/мин!

Высокая вдыхаемая концентрация, близкая к равновесной (до 32 об.% галотана!), и последующая передозировка возможна и при бесконтрольном (без газоанализатора) применении даже низкоэффективных draw-over испарителей ВНУТРИ полузакрытого и закрытого дыхательных контуров при многократной циркуляции выдыхаемого газа с парами анестетика.

*С другой стороны, такие популярные draw-over испарители, как OMV, Ohmeda PAC & Goldman будут неработоспособны (непредсказуемы!) при использовании ВНУТРИ дыхательного контура маленьких пациентов с минутной вентиляцией **МВ меньше 3 л/мин** из-за своей нестабильности (см. Примеры 3, 4).*

РЕЗЮМЕ

По сравнению с лучшими draw-over испарителями OMV& Ohmeda PAC, испарители «МИНИВАП» на порядок эффективней для использования ВНУТРИ дыхательного контура и в низкочастотной (low flow) анестезии, как видно из сравнительных характеристик (табл. 2, 5) и клинических испытаний [9, 10, Приложения 10. 4, 10.5, видео на сайте www.minivap.net].

Так, диапазон рабочих расходов у «МИНИВАП» начинается с **0,2 л/мин**, у лучших аналогов OMV, Ohmeda PAC vaporizer – с **4 л/мин**, что исключает использование последних для пациентов с массой **менее 10 кг** при спонтанном дыхании (при расходе меньше 3 л/мин выходная концентрация аналогов падает до **нуля!**).

При этом максимальная концентрация севофлюрана у «МИНИВАП-20/S» составляет 10 об.%, у аналогов – не больше 3 об.%, так что приходится последовательно подключать 2 испарителя OMV с конечной концентрацией не более 5 об.%.

6. КОМБИНИРОВАННЫЕ АППАРАТЫ И КОМПЛЕКСЫ

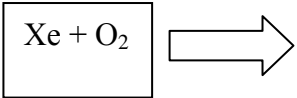





Используя низкое сопротивление и относительную независимость от потока газа, испаритель «МИНИВАП» можно использовать практически с любым дозатором дыхательных смесей для проведения комбинированной анестезии, в том числе и по экономичному полузакрытому дыхательному контуру.

Варианты схем и аппаратов комбинированной анестезии ксеноном Хе даны в табл. 6 и на рис. 12.

6.1. Комбинированная анестезия с испарителями «МИНИВАП»

Таблица 6

Дозаторы ксенона Хе с испарителями «МИНИВАП»

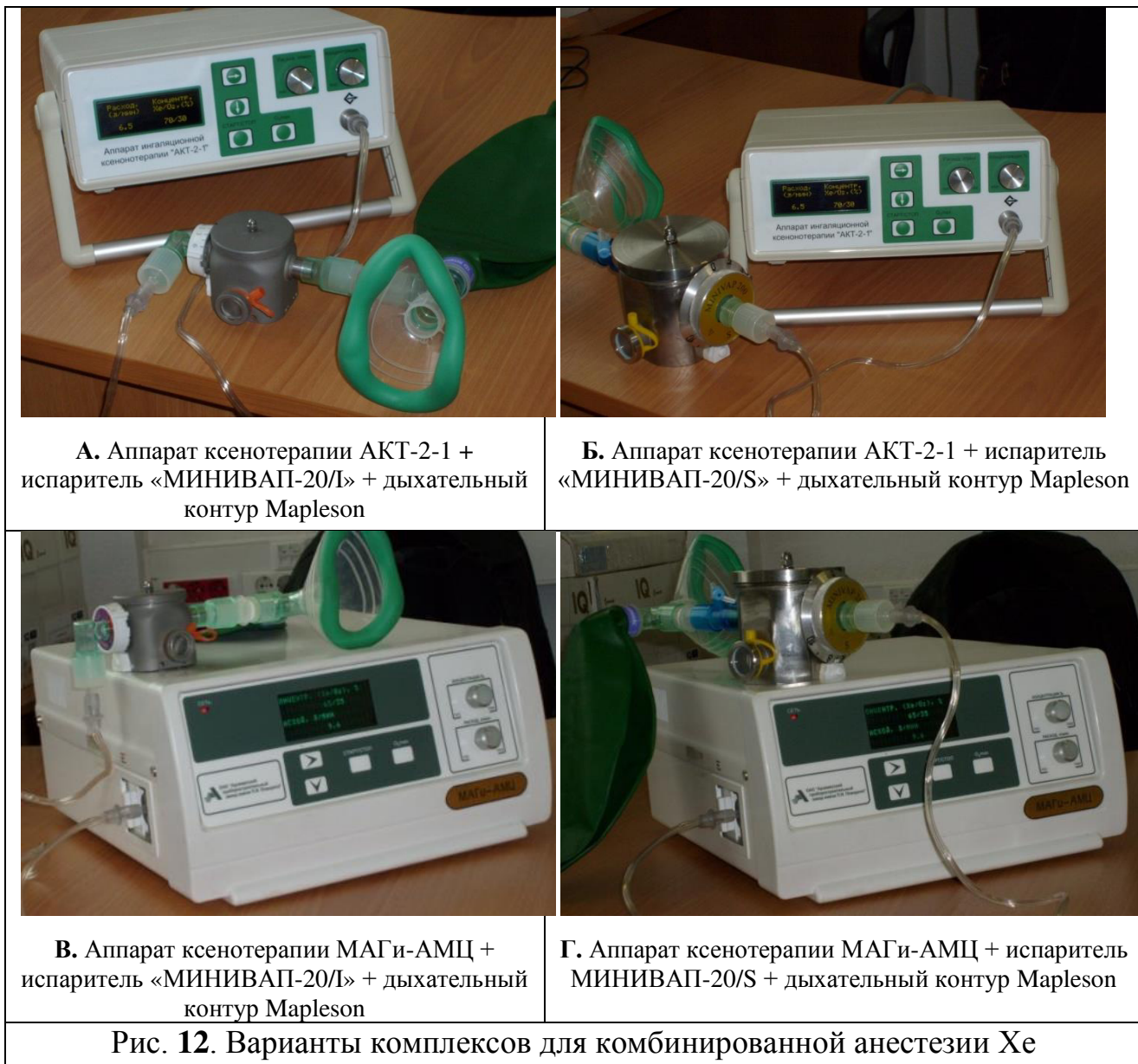
1. Дозатор (Хе + O ₂) 1.1. МАГи-АМЦ 1.2. АКТ-2-1 1.3. Ротаметры Хе/O ₂	2. Испаритель 2.1. МИНИВАП-20II 2.2. МИНИВАП-20/S	3. Дыхательный контур 3.1. Mapleson-A (реверсивный) 3.2. Clear Flo "Intersurgical" (полузакрытый)
	 <p style="text-align: center;">2.1</p>	 <p style="text-align: right;">3.1</p>
 <p style="text-align: right;">1.3</p>	 <p style="text-align: center;">2.2</p>	 <p style="text-align: right;">3.2</p>

Дозаторы предназначены для использования в хирургических и анестезиологических отделениях больниц и клиник, а также в чрезвычайных ситуациях, скорой помощи и ветеринарии.

Дозаторы построены на базе серийно выпускаемых изделий:

- аппаратов для подачи Хе и O₂ «МАГи-АМЦ» или «Ксин-Аврора» с мини-баллонами;
- испарителей севофлюрана и изофлюрана «МИНИВАП»;

- газоанализатора Xe и O₂ ГКМ-03-ИНСОВТ;
- дыхательных контуров Маплесона А (Мэгилла) или ClearFlo «INTERSURGICAL».



Параллельно был разработан и исследован [28] макет пневмо-электрического индикатора бинарной смеси ксенона в кислороде (рис. 13), который выгодно отличался по быстрдействию и массе от серийного газоанализатора ГКМ-03-ИНСОВТ.



- Аппарат ИН «Колибри»:
- Ротаметры для Xe/O₂
 - испаритель «МИНИВАП-20Л»
 - абсорбер Clear Flo “Intersurgical”
 - пневмо-электрический индикатор Хе



Пневмо-электрический индикатор Хе (макет):

- диапазон измерения **0-80 об.% Хе**
- основная погрешность **10÷15 %**
- время стабилизации **≈ 5 с**
- расход пробы **0,5 л/мин**
- масса **≈ 300 г**
- габариты **150x100x80 мм**

Рис. 13. Аппарат ИН «Колибри» с пневмо-электрическим индикатором Хе

Измерен **расход анестетика (изофлюрана)** в процессе **комбинированной анестезии ксеноном по закрытому контуру** [30, 31].

Пример 11. Комбинированная анестезия Хе аппаратом Artec STEPAN с испарителем «МИНИВАП-20Л» ВНЕ закрытого дыхательного контура.

После индукции и стабилизации соотношения Хе:O₂ = 70:30, когда вдыхаемая концентрация Хе снизилась до 50-60 об.% за счет тканевой десорбции N₂, в контур подавали изофлюран (4 раза по τ = 2 мин вместе с потоком кислорода F_{O₂}=0,25 л/мин, шкала испарителя на отметке C_S = 3%). Вдыхаемая концентрация изофлюрана поддерживалась на уровне 0,3-0,5 об.%, а выдыхаемая – на уровне 0,25-0,4 об.%.

Расчетный расход жидкого изофлюрана в течение 2-часовой анестезии (суммарное τ=8 мин) F_I = 5.1 F_{O₂} τ C_S (1- C_S)⁻¹ = 0.64 ml = 0.96 г

соответствует разнице массы испарителя 1,2 г до и после анестезии (с погрешностью 0,3 г).

Аналогичные результаты получены, когда испаритель «МИНИВАП-20/І» был ВНУТРИ закрытого контура аппарата Ксена-010.

Благодаря подаче в закрытый дыхательный контур небольших количеств изофлюрана через испаритель «МИНИВАП-20/І» (вдыхаемая и выдыхаемая концентрация около 0,3 об.%, суммарный расход жидкого изофлюрана около 1 мл за 2 часа), расход ксенона снизился примерно на 25%.

Аналогичным образом для комбинированной анестезии могут быть использованы серийные дозаторы кислородно-закисной смеси. Для этого между выходом дозатора и дыхательным контуром пациента устанавливают испаритель «МИНИВАП», практически не влияющий, благодаря низкому сопротивлению, на функциональные параметры дозатора.

На **рис. 14** показан вариант комплекса, состоящий из дозатора МЕДПРОМ-а и испарителя «МИНИВАП-20/І», подключенного к полузакрытому дыхательному контуру Ø15 мм со стерилизуемым абсорбером 300 / 600 мл (собиран по просьбе директора ООО «АнестХелп» анестезиолога-реаниматолога Логунова А.В.).

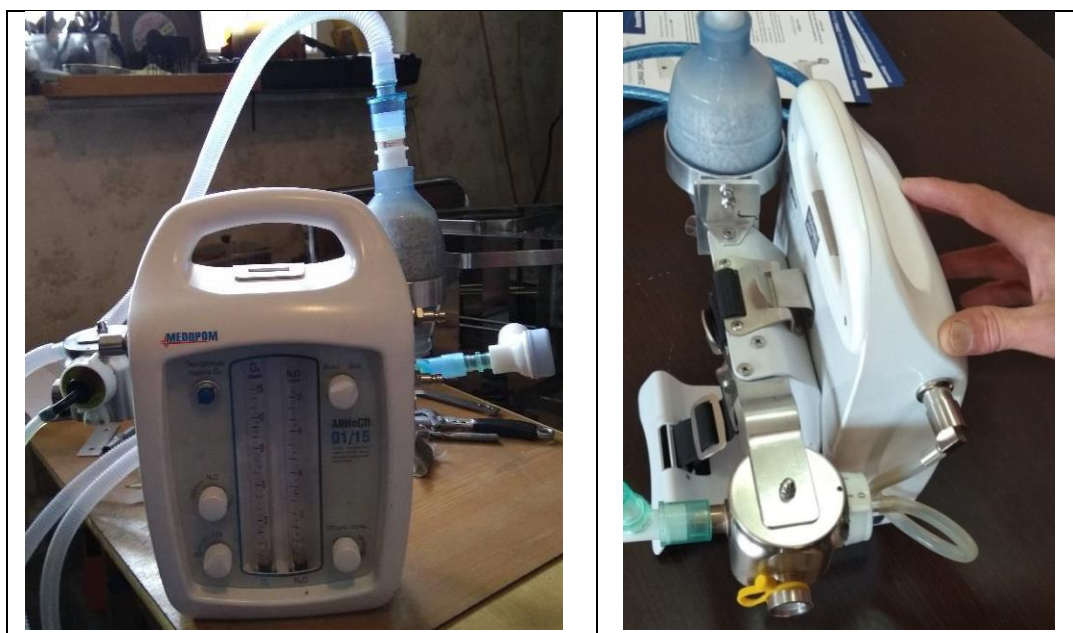


Рис. 14. Дозатор кислородно-закисной смеси МЕДПРОМ с испарителем «МИНИВАП-20/І» и полузакрытым дыхательным контуром

6.2. Портативный комплекс ИН/ИВЛ «Колибри» & SAVe

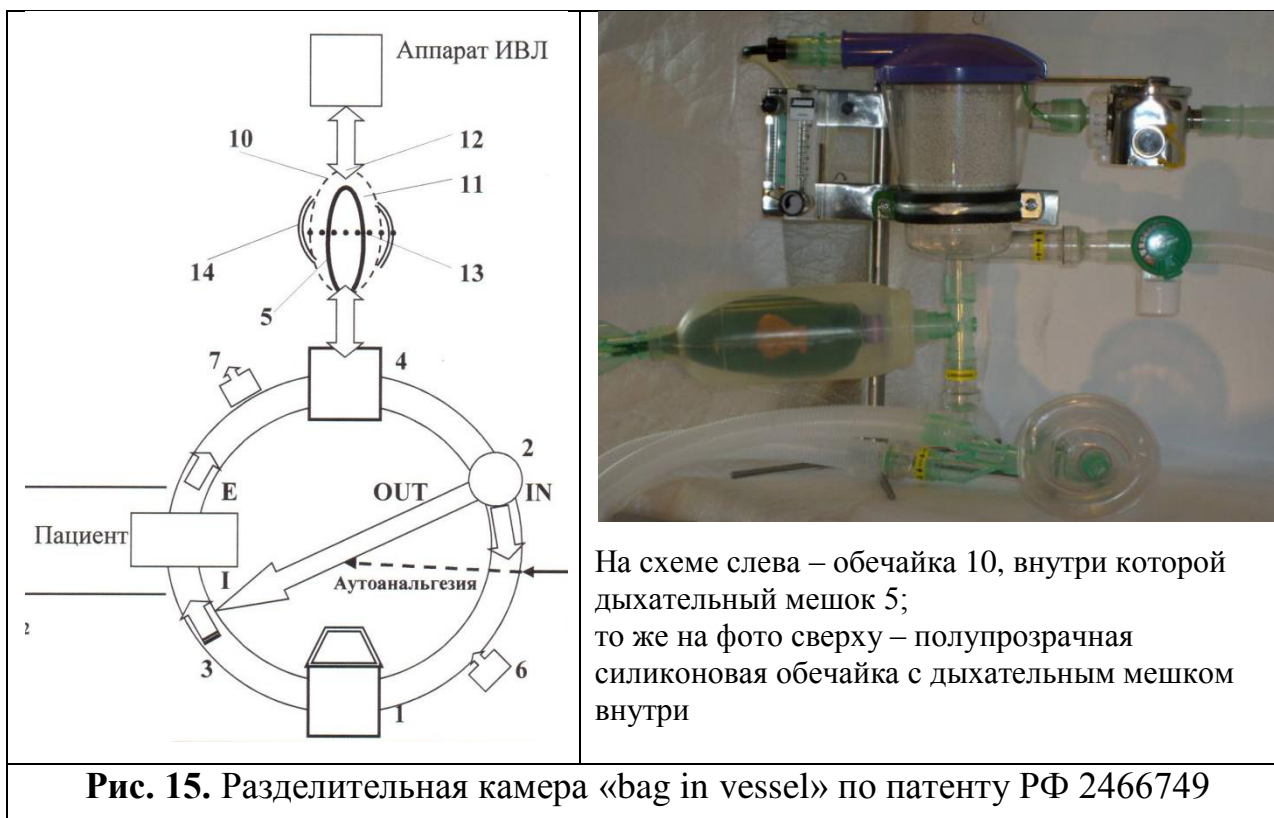
Как правило, для проведения автоматической искусственной вентиляции легких (ИВЛ) необходимо использовать достаточно сложные аппараты ИВЛ с реверсивным дыхательным контуром [28], стоимость которых в 5-10 раз превышает стоимость портативных аппаратов ИН.

В то же время широкое распространение получили более простые аппараты ИВЛ для реанимации и интенсивной терапии, которые не позволяют проводить современную ингаляционную анестезию из-за отсутствия реверсивного дыхательного контура (в этих аппаратах выдыхаемый пациентом газ выбрасывается в атмосферу).

Разделительная камера («bag in vessel») [29] соединяет два простых аппарата («вентилятор» SAVe и испаритель «МИНИВАП») в эффективный мини-комплекс для проведения современной анестезии и ИВЛ в районных больницах и удаленных регионах, а также в экстренных ситуациях (военно-полевые условия, природные и техногенные катастрофы).

Камера выполнена в виде обечайки 10 из прозрачной или полупрозрачной силиконовой резины, охватывающей дыхательный мешок 5 с образованием полости 11 между ними, сообщенной с выходом аппарата ИВЛ через отверстие 12 (рис. 15).

Обечайка 10 может быть снабжена объемным индикатором 13 экскурсий дыхательного мешка 5 (в виде мерных рисок на ее наружной поверхности) и регулируемым ограничителем 14 максимального объема (в виде трубки с овальными ложеменами). Так, в качестве обечайки 10 применен мешок дыхательный стерилизуемый из полупрозрачного силикона объемом 1500 мл (для взрослых, внутрь вставляют стандартный дыхательный мешок 5 объемом 2 л) или 600 мл (для детей, внутрь вставляют стандартный дыхательный мешок 5 объемом 0,5 л) от аппаратов типа Амбу.



Во время фазы вдоха газ (атмосферный воздух) от аппарата ИВЛ поступает в полость 11 и вытесняет дыхательную смесь из мешка 5 через адсорбер 4 и испаритель 1 пациенту. В фазе выдоха дыхательная смесь возвращается в дыхательный мешок 5, а газ из полости 11 выходит в атмосферу. «Вентилятор» SAvе с электрическим приводом выполняет здесь роль «пневматических рук» относительно дыхательного мешка 5. При этом исключается инфицирование дыхательного контура аппарата ИВЛ и соответственно необходимость его обеззараживания.

В результате получается самый маленький автономный комплекс для ингаляционной анестезии и искусственного дыхания с источником кислорода, который вписывается в конструкцию двух новых аппаратов «Колибри» (рис. 16). Этот портативный комплекс ИН/ИВЛ может оснащаться также мини - концентратором O₂ (Airsep Focus miniature portable oxygen concentrator).

<p>Airsep Focus O₂ концентратор (0,8 кг)</p>	<p>Испарители анестетиков</p>	
		<p>«МИНИВАП-20/S» 1,5 кг 95x130x105 мм</p> <p>«МИНИВАП-20/Л» 0,4 кг 70x95x75 мм</p>
<p>Портативный аппарат ИВЛ SAVe™</p>		
	<p>Масса 1,4 кг 63x159x165 мм</p> <p>Электропривод 100/240VAC + Аккумулятор 5,5 час</p> <p>Минутная вентиляция 0,6x10=6 л/мин</p>	
 <p style="text-align: center;">а</p>	 <p style="text-align: center;">б</p>	
<p>Рис. 16. Портативный комплекс ИН/ИВЛ «Колибри» (а - испаритель «МИНИВАП-20/S», абсорбер «Intersurgical»; б - испаритель «МИНИВАП-20/Л», абсорбер стерилизуемый 600 мл) & SAVe</p>		

7. Особенности производства испарителей «МИНИВАП» и аппаратов «Колибри»

Изначально разрабатывались только новые испарители «МИНИВАП» («карманный» и универсальный) и только после изготовления 1-й партии маленьких испарителей появились возможности более активно заниматься и портативными аппаратами, чтобы внедриться в медицинскую практику.

Испаритель, по определению, - **главная часть** портативного аппарата ингаляционной анестезии, определяющая его функции и облик. Если в стационарном аппарате его относительная ценовая доля около 10%, то в наших портативных аппаратах его стоимость – не меньше 80% даже в моделях с абсорбером и универсальным каркасом из полированной нержавеющей стали. Когда в комплект аппаратов «Колибри» войдет аппарат ИВЛ SAVe (рис. 16), ценовая доля испарителей снизится до 25-50% (соответственно для новых и б/у SAVe).

Остальные комплектующие (ротаметры, элементы дыхательных контуров, мешки типа Амбу) – **покупные изделия** в основном из Европы и США.

Технологическая подготовка и производство испарителей «МИНИВАП» из нержавеющей стали и титана (для МРТ) освоены в экспериментальном цехе московского авиазавода (преобразован в ООО «Авиаремонт», директор и главный технолог Сизов В.И., сайт www.minivap.net, раздел «Учителя и участники»).

С минимальными затратами решены 3 относительно трудные технологические задачи: изготовление тонкостенных корпусов двух типов испарителей и деталей их распределительных устройств (системы вентиляей) с точностью (± 10 мкм), а также объемная пайка корпусных деталей из нержавеющей стали и титана.

Сборка и проверка испарителей и аппаратов на соответствие их техническим условиям производится в ООО «МИТК-М» (директор Горлин И.К.) и в лаборатории ООО «НПФ «МИНИВАП» (гендиректор Берлин А.З.), оснащенной приборами для измерения расхода, давлений и перепадов давлений газов (воздуха и кислорода) стандартных диапазонов, а также бинарными

(более точные и простые) газоанализаторами паров анестетиков типа интерферометр-рефрактометр (портативный вариант FI-21 GAS INDICATOR).

С учетом ограничений применения дорогостоящих современных анестетиков (цена 1 мл севофлюрана и изофлюрана – около 1 \$), применяются методики проверки объемной концентрации с использованием относительно дешевых и нетоксичных заменителей ингаляционных анестетиков.

Из современных испарителей в России производятся только три наши модели: «МИНИВАП-20/I» (из нержавеющей стали и титана) и «МИНИВАП-20/S» (фирмы ООО «МИТК-М» и ООО «Авиаремонт» - изготовители аппаратов, фирма ООО «НПФ «МИНИВАП» - их разработчик).

Российская научно-производственная фирма «МИНИВАП» работает с 2007 г. и является правопреемником Израильской венчурной фирмы «Laminar Technology Ltd» (2001-2005) .

За эти годы проведены необходимые технические и клинические испытания аппаратов в ветеринарных, взрослых и детских клиниках, получены российские сертификаты для медицинского применения в клинической практике, производства и продажи.

Аппараты и медицинские методы их применения защищены десятками патентов в России, Израиле и США.

Расширение производства и внедрение испарителей «МИНИВАП» и аппаратов «Колибри» в международную медицинскую практику не требуют предварительных капиталовложений и времени на разработку новой аппаратуры и технологическую подготовку. Апробированная схема мелкосерийного производства предусматривает поставку испарителей «МИНИВАП» (из нержавеющей стали и титана для МРТ) из России и закупку элементов дыхательного контура в Европе.

Сборка и проверка аппаратов возможна в Израиле на базе существующей там лаборатории с необходимым оборудованием.

Наверное, нет юридических препятствий для апробации и продажи аппаратов ветеринарам с использованием российских медицинских сертификатов (1

аппарат работает в ветеринарной клинике Нагари, отзыв в Приложении **10.5**) с помощью соответствующих фирм и специалистов.

После продажи и апробации, например 50, новых аппаратов с Израильской этикеткой, целесообразна их медицинская сертификация в Европе (стоимость порядка 100 тыс. \$) с соответствующим расширением производства.

Ориентировочная мировая потребность в таких аппаратах – может быть, не менее 10% современного рынка, то есть 10 тыс. шт./год.

Себестоимость существующего производства испарителей, с учетом покупных европейских комплектующих, – около 600-800 \$. Для сравнения, цена портативного аппарата ИН с популярным испарителем OMV (см. табл. 2, Приложение **10.4**)

«MANUAL ANAESTHETIC CIRCUIT + HALOTHANE VAPORIZER, type OMV 50» - **2523.17 евро** (2004 г.). Это полезный ценовой ориентир для двух моделей «Колибри» аналогичной комплектации (**рис. 3б и 4** Ассортимента, Приложение **10.2**).

8. Фрагменты истории аппаратов

Открыл занавес этой **3-х серийной истории** Семен Глухов, как селекционер Александра Семеновича Перельмутра – создателя «советской» наркозно-дыхательной техники. При распределении выпускников МИХМ-а весной 1966г. была заявка от ВНИИ медицинского приборостроения (ВНИИМП) и голос Семёна был решающим для направления Александра Берлина в нужное русло (не в ЦНИИКА, как он мечтал, и не «куда подальше», как пригрозила Комиссия по распределению).

Александр Семенович (лауреат сталинской премии, один из ведущих сотрудников ЦАГИ в военные годы) собрал команду (наверное, половина из МИХМ-а), взрастил и начал собирать урожай аппаратов:

искусственной вентиляции легких (Сомс Маргарита Карловна, Гальперин Юрий Самуилович), анестезии (ингаляционного наркоза), диагностики легких (Немировский Леонид Ильич), кислородной терапии (Глухов Семен Аркадьевич, Рейдерман Ефим Натанович) и даже датчиков состава крови выше мирового уровня (Толя Левин).

Использовались профессиональные средства и методы:

опытный завод ВНИИМП, конструкторский отдел (зав и главный конструктор Горлин Игорь Константинович), ведущие медицинские школы (назову только тех, кого видел в «рабочем процессе»): академики и профессора Жоров И.С. – удостоился рукопожатия легендарного Патриарха (см. статью Светланы Жоровой на сайте www.minivap.net, раздел «Учителя и участники»), Шик Л.Л., Дамир Е.А., Бунятян А.А., Михельсон В.А., Дарбинян Т.М.); серийные заводы в Ленинграде («Красногвардеец»: Гуревич И.Я., Котрас Р.Л., Святая Л.П., Кремень Г.Н., Пыхачева), Казани и Харькове, а в подразделении Перельмутра А.С. - «золотые руки» Абрамова Вилена Михайловича и Полякова Виктора Ивановича.

Как пролог, - дипломная работа по авторелаксации (первые патенты – авторские свидетельства с доктором Гигаури В.С. с использованием

«вызванных рефлексов») и борьба с «мертвым объемом» в датчиках дыхания пневмотахографов.

И уже со следующего года началась **1-я серия** истории: сначала испарители высокого сопротивления (plenum) «Анестезист-1» (лабиринтная бесфитильная камера – «внутренний протест» против «толстых» фитилей всех испарителей, и регулятор концентрации в виде набора отверстий-дюзов, а в производстве, по предложению Тафлинского Л.Б., - часовых камней).

Через пару лет - испаритель низкого сопротивления (drawover) «Анестезист-2» (прямоточные распределительное устройство и испарительная камера с пластинами из пористого металла как аналоги дыхательных путей животных и жаберной массообменной системы рыб) и аппарат для военно-полевых условий «НАРКОН-2» (2 укладки по 15 кг, которые не в «тягость», если едешь «внедрять» на любимый «Красногвардеец» или испытывать в Куйбышев, Одессу, Калининград).

Понятно, почему во 2-й (с 2000 г.) и 3-й (с 2006 г.) сериях предпочтение отдаю мини-аппаратам: первый макет «МИНИВАП-20» (камера Ø 60 мм – консервная банка из-под тунца) весил 300 г.

Так, рабочий процесс во ВНИИМП-е длился до 1980 г. За год до его окончания Немировский Л.И. разумно посоветовал переделать мою кандидатскую диссертацию, отклоненную ВАК-м, в книгу «Наркоз и дозирование анестетиков», что и было сделано вместе с д.м.н. Мещеряковым Алексеем Викторовичем. Периодически открываю ее, используя расчетные формулы и экспериментальные данные.

2-я серия. Инженерный ренессанс в Израиле

Медико-техническое творчество прекратилось на 20 лет, но неожиданно восстановилось в Израиле, куда я поднялся вслед за сыном («Алия»).

До этого не выпустили даже в братскую Болгарию в конце 70-х (по дружески объяснили: второй еврей в делегации из 3-х человек противопоказан, первый – Гальперин Ю.С.). Тогда прислали именной вызов на завод медицинского

оборудования в Старо Загора для промышленного освоения моего портативного испарителя «Анестезист-2», опытную партию которого болгарский завод успешно изготовил, рассчитывая на лицензионное серийное производство. Лицензию не заключили, при этом к переговорам с болгарскими менеджерами, как руководителя разработки испарителя, не подпускали и, как сказал выше, на завод не разрешили приехать. В то время испаритель уже серийно изготавливали на ЛПО «Красногвардеец» (филиал ЭМО) по 1000 шт./год (аппарат был принят на снабжение Советской Армией).

Все-таки в Израиле нас через год заметили и мы втроем (с сыном и инженером Виктором Мазиным из Иерусалимского госпиталя) открыли собственную «стартап» фирму (на деньги частного спонсора и под руководством адвоката Хайма Гальперина) для разработки портативных испарителей анестетиков.

Этот проект продолжал мою главную (по времени и результатам) профессиональную тематику – аппараты для ингаляционной анестезии (15 лет во ВНИИ медицинского приборостроения, «пяток» разработанных и серийно выпускаемых аппаратов - ленинградский «Красногвардеец» изготовил порядка 50 тыс. «моих» аппаратов с 1970 по 85 г.г., 50 патентов и авторских на изобретения).

Арендовали небольшую комнату в частном доме соседнего поселка, устроили там лабораторию – мастерскую (самую объемную вещь – 2 стеклянных шкафа купили по скидке и привезли в 2 приема на своей малолитражке) и через пару лет, с 5-й попытки сделали пару перспективных макетов мини-испарителей.

В небольшом аппарате – испарителе анестетиков происходят три самых распространенных процесса: естественно испарение (**массообмен**) жидкого анестетика в поток газа (**аэромеханика**), вдыхаемого пациентом; для испарения анестетика требуется соответствующее тепло (за счет **теплообмена** с окружающим воздухом).

Эти три процесса рассматривают, используя одни и те же физико-математические принципы (замечательная книга Берд, Стьюарт, Лайтфут. «Явления переноса»).

50-60 лет назад нестабильные испарители низкого сопротивления («drawover» – газ вдыхается через испаритель) доминировали в ингаляционной анестезии, но затем были вытеснены более точными испарителями высокого сопротивления («plenum» – газ проходит под давлением в 100 раз большим, чем при дыхании). На рубеже тысячелетий знаменитый анестезиолог Nunn GF [4] спрашивает: «Почему остановилась draw-over анестезия?», - несмотря на важные преимущества (независимость от источников газа высокого давления и эффективность).

Поэтому естественным было желание решить «ювелирную задачу»: сделать стабильный по концентрации мини-испаритель, не превышая допустимое сопротивление дыханию (порядка 10 мм вод.ст. = 100 Па) в необходимом диапазоне расходов газа от 0,2 до 10 л/мин, как у лучших испарителей высокого сопротивления.

Ювелирную потому, что, во-первых, лучшие draw-over аналоги прекращали стабильно дозировать при расходе газа ≤ 2 л/мин, а во-вторых, при низком сопротивлении (например, 5-10 Па при расходе газа ≤ 2 л/мин - низкотоковая анестезия) вторичные возмущающие факторы (пульсации давления и температуры, неоднородность плотности - пары севофлюрана в 7 раз тяжелее воздуха) «пересиливали» регулятор концентрации испарителя.

Испаритель «Анестезист-2», принятый на снабжение армии еще в 70-х годах, имел главные составляющие стабилизированного испарителя низкого сопротивления: прямоточные регулятор концентрации и испарительную камеру с щелевыми каналами (аналог дыхательных путей человека и массообменной системы рыб), что выгодно отличало его от известных зарубежных аналогов при низких расходах газа ($< 3-4$ л/мин).

В лаборатории Гинот-Шомрон, 30 лет спустя, устранил «последнюю» причину нестабильности даже лучших зарубежных испарителей. «Тяжелые» пары анестетика не вымываются из испарительной камеры слабым потоком «легкого» газа-кислорода, но если поднять камеру до уровня газопроводов, эта микро-разница плотностей нивелируется. И сразу проверил эту идею на старом

серийном испарителе «Анестезист-2» (подарок Саши Мошковского, привез в Израиль). В штатном вертикальном положении испарителя концентрация анестетика выходила за пределы погрешности шкалы при расходе газа ниже 2 л/мин (в данной конструкции «тяжелые» пары анестетика «вытекают» из камеры в газодод). Когда положил испаритель горизонтально, концентрация стабилизируется и при меньшем расходе газа.

Работа была «по любви» с 8 утра до 8 вечера в райских условиях поселка Гинот – Шомрон («сады Шомрона», вокруг дома и вдоль улицы - цветущие деревья).

Макетирование и экспериментирование в русле «биоинженерии» позволили улучшить основные характеристики аналогов (включая собственный испаритель «Анестезист -2») в несколько раз (по массе и стабильности дозирования). Так, испарительная камера выполнена как жабры рыбы, между которыми по прямой расположен ламинарный (хорошо обтекаемый) регулятор потоков газа - концентрации анестетиков.

Первый макет мини-испарителя по новой идее (из консервной банки тунца диаметром 60 мм) стал на порядок (в 10 раз) меньше стандартных аналогов. На фирме «МАЯ» в Хайфе (по именам ее основателей и главных исполнителей - Микаэль, Ария, Яков; Яков также подсказал американскую фирму - изготовителя мини-сильфонов для термобарокомпенсатора испарителей) сделали основные детали новых образцов «карманного» (300 г) и затем «универсального» (раз в 5 мощнее) испарителей «МИНИВАП».

По окончании денег были познавательные поездки в ведущие «испарительные» фирмы Drager (Германия) и Penlon (Англия); наш финансовый руководитель Хайм Гальперин пытался продать эти «сырые» разработки.

Еще пару лет получал скромные государственные деньги, чтобы изготовить образцы хотя бы маленького испарителя. Лабораторию перенесли на балкон нашей с сыном квартиры в Навэ Менахем.

2-я серия практически закончилась в 2005 г. перед «лицом» неподъемных по деньгам (на «Западе» - более 1 млн. \$) технических и медицинских испытаний.

3-я серия. Инженерный ренессанс в России

В 2006 г. обратился за поддержкой к российским коллегам - анестезиологам и инженерам и получил эффективную помощь.

«Идейно» поддержал знаменитый российский анестезиолог, профессор Буров Николай Евгеньевич. Он сначала сам подышал через новый испаритель, а потом показал его главному анестезиологу России профессору Молчанову Игорю Владимировичу в соседнем кабинете Боткинской больницы.

Понятно, что процесс разработки опытных образцов, государственных технических и медицинских испытаний и промышленного освоения растянулся (оказалось, на 7 лет). Он практически начался в 2006 г. с помощью гендиректора мембранной фирмы «НПФ «ТЭКО» (на базе МХТИ им. Д.И. Менделеева) Свитцова Алексея Александровича (первые образцы «карманных» испарителей изготовил на «домашнем» заводе к.т.н. Пышнов Александр Витальевич, см. наш сайт www.minivap.net, раздел «Учителя и участники»). Затем успешно продолжился, благодаря финансовой поддержке государственного инновационного Фонда (конкурсная 3-х стадийная программа 2007-2014 г.г. с ежеквартальными отчетами по 200 стр.).

В 2010 г. «железный и реактивный» Горлин И.К. (бывший Главный конструктор ВНИИМП-а, а потом директор медико-технической фирмы МИТК-М), которого я уговаривал 3 года, сделал государственные регистрацию и сертификацию аппаратов ИН «Колибри» и испарителей «МИНИВАП» (невыполнимая задача даже для настойчивого «ремесленника»).

В это же время гендиректор ЦЕНТРОНТРОЛЬАВТОМАТИКА Якубович Борис Самуилович договорился сначала об изготовлении пилотных образцов «карманных» испарителей «МИНИВАП», а потом и серийной партии в экспериментальном цехе авиапредприятия «Союз» (генеральный директор Шведов Лев Николаевич, начальники главный технолог цеха, а потом и директор фирмы «Авиаремонт» Сизов Виктор Иванович - см. наш сайт www.minivap.net).

В 2011 г. удалось практически в 1,5 – 2 раза поднять концентрацию севофлюрана до 6% у маленького «МИНИВАП-20» (в ответ на справедливые замечания анестезиологов Филатовской больницы и заведующей отделением анестезиологии – реанимации «Центра стоматологии» Лины Владимировны Соболевой) за счет усовершенствования регулятора концентраций анестетика и «облизывания» испарительной камеры (дополнительные поверхности испарения, исключение «застойных» зон).

В течение 2011-12 г., на 2-м этапе государственного контракта с Фондом, были проведены изготовление и апробация новых моделей портативных аппаратов «Колибри» на базе «карманного» испарителя «МИНИВАП-20/I» для небольших больниц и специализированных клиник. Таким образом, нашли перспективную рыночную нишу для мини-аппаратов, соответствующих основному контингенту пациентов (дети и наши младшие «братья»: собачки, кошки, мышки, птички).

Была изготовлена партия испарителей из немагнитного **титана** для магнитно-резонансной томографии **МРТ**. Параллельно удалось разработать и изготовить образцы в 5 раз более мощного (по концентрации анестетиков и расходу газа) испарителя «МИНИВАП-20/S», чтобы опередить по этим параметрам лучшие «западные» аналоги.

Все-таки нашли эффективный теплоноситель с температурой застывания - плавления 18°C (помогли Боря Рейдерман с его друг Михаил Митрофанов).

В течение всей российской эпопеи, мелкие (срочная филигранная пайка тонкостенных корпусов и никелевых микросильфонов, гравировка) и большие (заводской технологии и производства) проблемы разрешались мудрыми подсказками и «золотыми» руками к.т.н. Александра Васильевича Юшкина (см. www.minivap.net).

Заключительный аккорд получился весной 2014 г., когда **переоформил** последние пару сотен страниц научно-технического отчета 3-го заключительного этапа государственного инновационного проекта, **получил** последнюю порцию денег (на них потом изготовили еще 50 новых

испарителей) и оперативно **подлечился** (левосторонняя грыжа) в Боткинской больнице благодаря анестезиологу Льву Леонидовичу Николаеву («двойной Лев») – моему Учителю и соавтору патентов.

Осталась нерешенной очередная «сверхзадача» - внедрение в перспективные для наших портативных аппаратов мировые ниши: **неотложная и военно-полевая медицина, детская анестезиология, включая стоматологию, гинекология и ветеринария** (см. проект производства, например, в Израиле, гл. 7).

«Ибо чем необходимее вещь для живого существа, тем чаще она встречается и тем она дешевле... воздух необходимее всего... (его) бесспорно легче найти и он дешевле, чем вода. Вода более необходима... встречается чаще и ценится дешевле, чем пища. Точно также обстоит дело с продуктами питания: те, что всего необходимее, легче найти и они дешевле...» (Рамбам¹⁾ - *Маймонид. Избранное. 1990*) – глубокое и неожиданное утверждение, имеющее отношение и к нашей частной медико-технической теме.

¹⁾ «Жизнь Маймонида (1135-1204) была мозаикой, состоящей из тревог, страданий и, в лучшем случае, невероятно напряженной работы и изнурительной интеллектуальной деятельности» - составитель и редактор А. Тверской.

«Я обязан посещать султана (Салах ад-Дина, или Саладин) каждый день, рано утром и (иногда) должен проводить большую часть дня во дворце. Когда же я приезжаю, умирая от голода (домой), застаю переднюю, заполненную людьми (пациентами), ожидающими с нетерпением моего возвращения» - из письма Маймонида в 1199 г.

9. Литература

1. Davey A, Moyle JTB and Ward CS. Ward's Anaesthetic Equipment. 3rd edn. 1992.
2. Baum JA. Low Flow Anesthesia. Drager 2004.
3. Philip JH. Low Fresh Gas Flow Oxygen and Agent Considerations. Brigham and Women's Hospital 1985-2004. p.p. 122-125.
4. Nunn GF. Draw-over vaporizers. Association for Low Flow Anaesthesia. 1999.
www.alfanaes.freereserve.co.uk/alfainfo.htm
5. Dobson MB. Anaesthesia at the district hospital. 2nd edn. 2001.
6. Dobson MB. Draw-over Anaesthesia. Part 3. Update in Anaesthesia. 1993; issue3 http://www.nda.ox.ac.uk/wfsa/html/u03/u03_014.htm
7. Anesthesia Equipment. US Department of Defense. 2002.
<http://www.vnh.org/EWSurg/ch15/15AnesthesiaEquip.html>
8. Jay M, Schantzen J. Field Anesthesia. Walter Reed Army Medical Center. 2002.
9. Клиническая анестезиология и реаниматология 2007, № 5, с. 66-71; 2006, № 5, с. 46-49.
10. Михельсон ВА, Агавелян ЭГ, Берлин АЗ, Сидоров ВА, Лешкевич АИ. Ингаляционная анестезия у детей: стабилизированные мини-испарители низкого сопротивления ВНУТРИ (VIC) и ВНЕ (VOC) дыхательного контура. Детская хирургия 2008, № 4, с. 51-56.
11. Берлин А.З. НИОКР «Разработка и создание модельного ряда мини-аппаратов ИН» по госконтракту №10891 п/7123. 2014.
12. Берлин АЗ, Мещеряков АВ. Наркоз и дозирование анестетиков. М., «Медицина». 1980.
13. Suzuki A., Bito H., Sanjo Y et al. Evaluation of the PhysioFlexTM Closed-circuit Anaesthesia Machine. Eur J Anaesthesiol, 2000. **17**, 6, 359-363.
14. Young DA, Brosnan SG, White DC. A semiquantitative analysis of a Goldman-type vaporizer. Anaesthesia. 2000; **55**: 557-70.
15. Berlin AZ. Low-Resistance Precision Vaporizers. 2003. www.minivap.net

16. Берлин АЗ. Способ стабилизации выходной концентрации анестетика и устройство для его реализации. Патент РФ 2329832. 2006.
17. Berlin AZ, Berlin LA. Vaporizer for volatile anesthetics. Israeli Patent Application 150 503; 01.07.2002.
18. Берлин АЗ, Берлин ЛА. Испаритель анестетиков. 26.01.2012.
19. Берд Р, Стьюарт В, Лайтфут Е. Явления переноса. 1974.
20. Берлин АЗ, Берлин ЮА. Испаритель анестетиков. Патент РФ 2490034. 12.03.2012.
21. Сидоров ВА, Цыпин ЛЕ, Гребенников ВА. Ингаляционная анестезия в педиатрии. Научное издание. МИА. М., 2010 - 184 с.
22. Берлин АЗ, Берчанская ЭБ и др. Аппарат и метод ингаляционной анестезии. Описание заявки на патент. www.minivap.net 28.04.2017.
23. Бетшарт-Вольфенсбергер Р, Стекольников АА, Нечаев АЮ. Ветеринарная анестезиология. 2010.
24. Нечаев А.Ю. и др. Общая анестезия и эвтаназия в ветеринарии. 2017.
25. Watney G. In- and Out of Circuit Vaporizers. Anesthesia Equipment Resources ASE 2007. www.asevet.com/resources/circuits/circle.htm
26. Берлин АЗ, Кубряков ГП. Способ проведения ингаляционного наркоза при спонтанном дыхании, А.с. СССР 602 187, 1978 г.
27. White D, Royston B. Respiratory feedback effects on vaporizers in circle systems. Anaesthesia, 1998; **53**: 555-9.
28. Гальперин Ю.С., Р.И. Бурлаков. Наркозно-дыхательная аппаратура. М. ЗАО «ВНИИМП-ВИТА». 2002.
29. Берлин А.З. с соавт. Аппарат ингаляционного наркоза. Патент РФ 2466749, 2011 г.
30. Буров Н.Е., Потапов В.Н., Макеев Г.Н. Ксенон в анестезиологии. М., «Пульс», 2000.
31. Molchanov IV, Sidorov VA, Nikolaev LL and Berlin AZ. Low-Resistant Stabilized Mini-Vaporizers IN (VIC) and OUT (VOC) of the Breathing Circuits . www.minivap.net . 2012.

10. Приложения

Приложение 10.1. Презентация на выставке MEDICA 2012



small size,
big power

Scientific & Manufacture
Venture Firm
miniVAP Ltd.

Vaporizers & Anesthesia Machines

Advantages

- can be used in either DRAW-OVER (with Air) and plenum modes (OUT of circle)
- delivered concentration is virtually independent of:
 - » flow rate (0.2 ÷ 10 l/min)
 - » ambient temperature (15 ÷ 35 °C) and atmosphere pressure (70 ÷ 110 kPa)
 - » positions (vertical and overturned)
 - » anesthetic level (from 5 ml)
- minimal weight of "MINIVAP-20" (0.4 kg)
- maximum concentration (12 vol.%) and anesthetic output (0.12 x 20 L/min) of "MINIVAP-200"
- body material: Stainless Steel, Titan (for magnetic resonance tomography)

Fields of Application

- general & district hospitals
- pediatric
- stomatology
- veterinary
- remote areas
- ambulance & emergency situations
- military & disaster areas



Co-operation Proposal

A – Supply AM elements & units (mini- O₂, CO₂ and anesthetic analyzers; mini- O₂ generators (oxygenates) and CO₂ absorbers (preferably membrane mode); mini-ventilators; Ambu elements & units, adapters etc.)

B – Penetration of our mini-vaporizers in a world anesthesia market (veterinary, urgent situations & remote areas, military, district hospitals)

C – patent licenses, manufacturer cooperation (micro-bellows, testing and certification) and R&D novel mini-Vaporizers & Anesthesia Machines.

miniVAP Ltd. was established in March 2007 and is a scientific successor of „Laminar Technology“ Ltd. (2001-2003 Israel)

Scientific & Manufacture Venture Firm

miniVAP Ltd.

Russia: 127273, Ostradnaya Str. 1/76 Moscow

Israel: 44855, Kley Shir Str. 5/8 Karney Shomron

Director:

Alexander Berlin aleberlin@mail.ru

Contact Germany:

Julia Berlin

berlinjulia@gmx.de

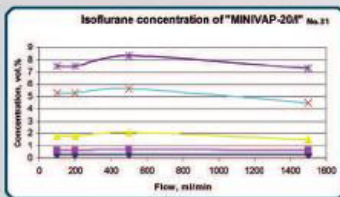
www.minivap.net

MINIVAP 20



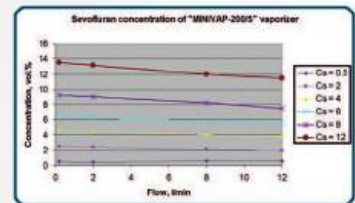
left - parts of "MINIVAP-20/1s" vaporizer, right - "MINIVAP-20/5s" assembly

MINIVAP 200



Output concentration of "MINIVAP-20" vaporizer at the mini- and low carrier gas flow

Technical Data	"MINIVAP-20"	"MINIVAP-200"
Concentration Range of I or H or E , vol.%	0 - 6	0 - 12
Gas Flow Range, L/min	0.2 - 10	0.2 - 20
Resistance to flow 10 L/min, mm H ₂ O	~ 10 (20 for I)	~ 5
Temperature Range, °C	5 - 35	15 - 35
Atmosphere Pressure Range, kPa	70 - 110	70 - 110
Anesthetic volume, ml	50	150
Wick Anesthetic Volume, ml	3	3
Maximum Angle of Tilt during operation (1/2 anesthetic volume)	180°	90°
Weight, kg	6.4	1.5
Inlet/Outlet	15F/15M	22F/22M



References

1. Sidorov VA, Topin LE, Grebenicov VA. Pediatric Inhalation Anesthesia. M., 2010 - 164 p.p.
 2. Pediatric Surgery (Moscow). 2008; No 4: 51-56.

3. Clinical Anesthesiology (Moscow). 2007, 4, No 5, 66-71; 2006, 3, No 5: 46-49.
 4. RU Patents No 2325069, 2372507, 2343342 and Patent Applications No 2010123403, 2011121371.

5. Methodical recommendations and the Summary. A network of veterinary clinics in White carlinar, 2011.
 6. www.minivap.net; www.rusanesth.com; www.medcom.ru; www.felidshe.ru; www.milk.m.ru

Vaporizers & Anesthesia Machines

small size,
big power



Advantages

- can be used in either DRAW-OVER (with Air) and plenum modes (OUT of circle)
- delivered concentration is virtually independent of:
 - » flow rate (0.2 ÷ 10 l/min)
 - » ambient temperature (15 ÷ 35 °C) and atmosphere pressure (70 ÷ 110 kPa)
 - » positions (vertical and overturned)
 - » anesthetic level (from 5 ml)
- minimal weight of "MINIVAP-20" (0,4 kg)
- maximum concentration (12 vol.%) and anesthetic output (0.12 x 20 L/min) of "MINIVAP-200"

Fields of Application

- general & district hospitals
- pediatric
- stomatology
- veterinary
- remote areas
- ambulance & emergency situations
- military & disaster areas



ИСПАРИТЕЛИ АНЕСТЕТИКОВ «МИНИВАП» / АППАРАТЫ ИН «КОЛИБРИ»

Хирургические отделения больницы и клиник



Испарители «МИНИВАП-20/Л» (справа) и «МИНИВАП-20/S» из нержавеющей стали или титана (для МРТ)



Испаритель «МИНИВАП-20/S» ВНЕ дыхательного контура аппарата МК-110, Япония



Аденотомия под общей анестезией севофлюраном аппаратом «Колибри»



Испаритель «МИНИВАП-20/Л» на линии вдоха аппарата ИВЛ

Ветеринария (аппарат ИН «Колибри» с многократным адсорбером)



Военно-полевые условия Чрезвычайные ситуации Скорая помощь



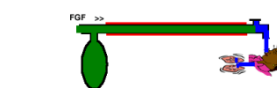
Аппарат ИН «Колибри» для неотложной анестезии:



а – спонтанное дыхание



б – ИВЛ мешком Амбу



Аппарат ИН «Колибри» с реверсивным контуром Mapleson

Универсальны (работа на сжатых газах или атмосферном воздухе с любыми анестетиками по открытому - draw-over, полуоткрытому и полузакрытому дыхательным контурам)

Эффективны (обеспечивают 10 МАС и для мышки при расходе газа 0,1 л/мин, и для лошади - при расходе 20 л/мин) и **экономичны** (в 10 раз меньше минимум и остаток анестетика после слива)

Миниатюрны (испаритель «МИНИВАП-20/Л» меньше маски)

Совместимы с любым аппаратом ИВЛ/ИН и концентраторами O₂ (Armed, AirSep)

Безопасны (испаритель «МИНИВАП-20/Л» работает при любом наклоне)

Стабильны при изменении расхода газа (от 0,1 л/мин), температуры и давления

Экономичны (минимальный расход анестетика, залив и слив – без испарения)

Специальное исполнение испарителя «МИНИВАП-20» из **титана** для МРТ

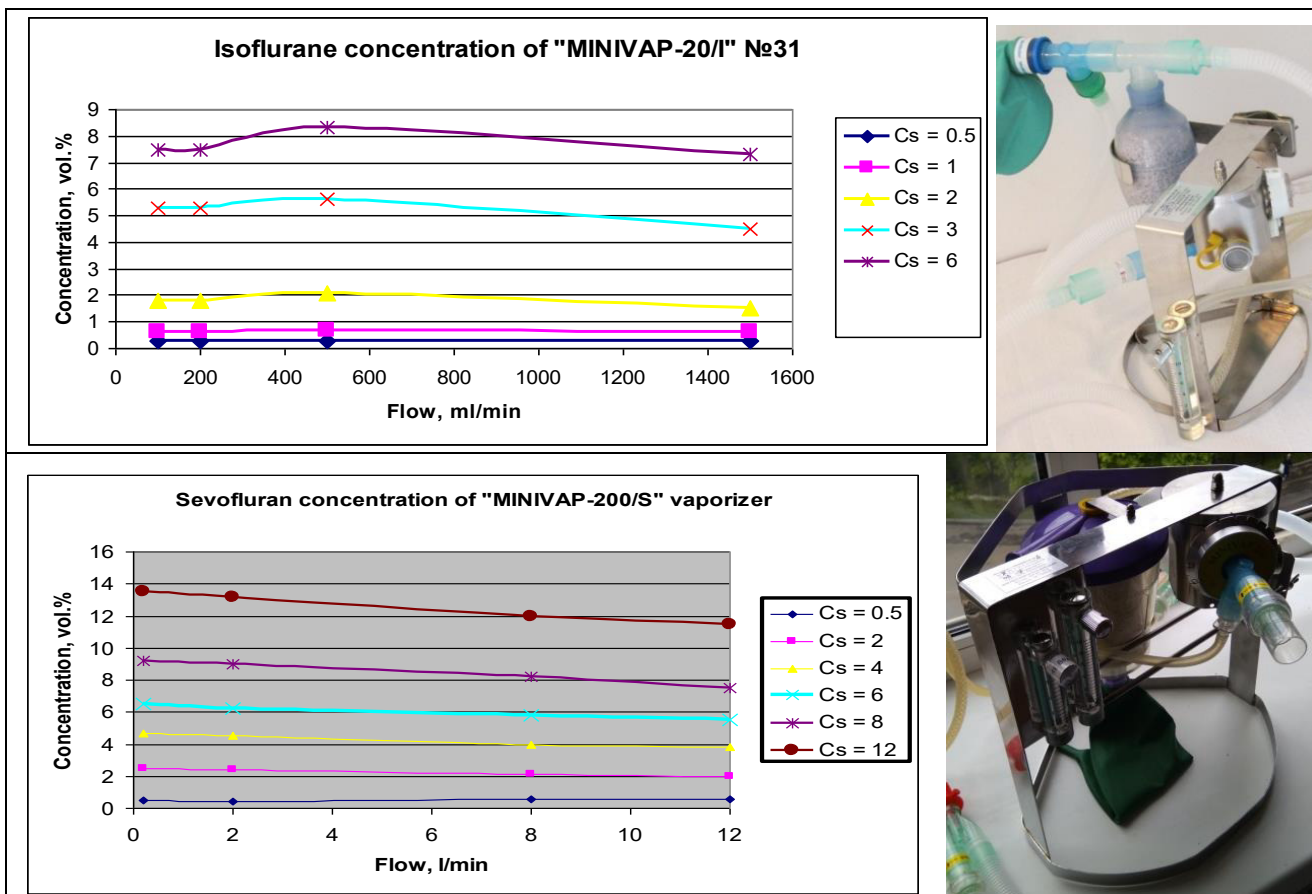


Рис. 5. Концентрация Изофлюрана и Севофлюрана на выходе испарителей «МИНИВАП-20/І» (сверху) и «МИНИВАП-20/Ѕ» аппаратов ИН «Колибри»

Таблица 1

Технические характеристики испарителей «МИНИВАП»

Характеристики	«МВ-20/І»	«МВ-20/Ѕ»
Диапазон концентраций анестетиков (S, I, H или E), об.%	0-6	0-12
Окружающая температура, °С	от +5 до 35	от +15 до 30
Атмосферное давление, кПа	70 - 110	70 - 110
Расход газов, л/мин	0,2 - 10	0,2 - 20
Сопротивление, мм H ₂ O при 10 л/мин	≈20	≈10
Объем для анестетика, мл	40	100
Остаток анестетика после слива, мл	3	5
Допустимый угол наклона (при половинном заливе анестетика)	180°	90°
Масса, кг не более	0,4	1,5
Вход/выход	15F/15M	22F/22M

Литература

1. Сидоров В.А., Цыпин Л.Е., Гребенников В.А. Ингаляционная анестезия в педиатрии. М., 2010, 184 с.
2. Нечаев А.Ю. и др. Общая анестезия и эвтаназия в ветеринарии. 2017.
3. «Клиническая анестезиология и реаниматология». 2007, № 5, с. 66-71; 2006, № 5, с. 46-49.
4. Патенты РФ №№ 2329069, 2383362, 2372947, 2490034 и 2497553.

Регистрационное удостоверение № ФСР 2010/06696 от 01.02.2010
Декларация о соответствии № РОСС RU.ИМ18.Д00129 от 16.09.2016

Изготовитель ООО «МИТК-М» - Москва, 1-я ул. Бухвостова 12/11.
 тел. +(495) 962 0175 / mitk-m@telemost.ru / www.mitk-m.ru
 Разработчик ООО «НПФ «МИНИВАП» - Москва, тел. +(499) 907 2872
aleberlin@mail.ru / www.minivap

Испарители анестетиков «МИНИВАП» / Аппараты ИН портативные «Колибри»

Ассортимент

№	Наименование и характеристики	Фото		
1	Испаритель «МИНИВАП-20/Л» для изофлюрана до 6 об. % (справа) Масса 400 г (нержавеяка), 300 г (титан) Вход/выход 15F/15M			
2	Испаритель «МИНИВАП-20/S» - для севофлюрана до 10 об. % (слева) Масса 1,5 кг Вход/выход 22F/22M			
3	Аппарат ИН «Колибри» с адсорбером <i>а) каркас, б) мини-каркас, в) кронштейн:</i> - испаритель МВ-20/Л или МВ-20/S - ротаметры кислорода - абсорбер стерилизуемый или «Intersurgical» - дыхательный контур Ø15 или 22 мм Масса: 4 -5 кг			
4	Аппарат ИН «Колибри» с контуром Mapleson: - испаритель МВ-20/Л или МВ-20/S - ротаметр кислорода - кронштейн Масса: 1,5 – 2,5 кг			
5	Аппарат ИН «Колибри» для неотложной анестезии: - испаритель МВ-20/Л или МВ-20/S - мешок типа Амбу с нереверсивным клапаном и маской - сумка 250x150x100 мм Масса: 1 кг с испарителем МВ-20/Л; 2 кг с испарителем МВ-20/S			
6	Аппарат ИН «Колибри» для мелких животных (VIC – испаритель внутри контура) с минимальным расходом и максимальной концентрацией анестетика: - испаритель МВ-20/Л - дыхательный контур с резервным мешком 0,5 л и обратными (рис. 6-8) или нереверсивными клапанами (9) - мешок типа Амбу или ротаметр для подачи воздуха (рис. 6, 8 и 9) или кислорода (рис. 7) соответственно - силиконовые камеры 1,2 л (внутри еж и мышка, рис. 7) и 0,3 л (как маска, рис. 8) для максимальных концентраций анестетика (до 15 об.%)			
				

Регистрационное удостоверение № ФСР 2010/06696 от 01.02.2010
Декларация о соответствии № РОСС RU.ИМ18Д00129 от 16.09.2016

Разработчик ООО «НПФ «МИНИВАП» - Москва, тел. +(499) 907 2872 www.minivap.ru / aleberlin@mail.ru
Изготовитель ООО «МИТК-М» - Москва, 1-я ул. Бухвостова 12/11. тел. +(495) 962 0175
www.mitk-m.ru / mitk-m@telemost.ru



MANUAL ANAESTHETIC CIRCUIT + HALOTHANE VAPORIZER, type OMV50

EHOEANA1H-

Gross weight/unit : 1.7 Kg
 Volume/unit : 10.8 dm³
 Indicative price/unit : 2,523.17 €
 Justification code : P



Definition

The OMV (Oxford Miniature Vaporiser) is a partially temperature compensated and calibrated vaporiser. The low internal resistance allows ambient air to be used as the carrier gas (draw-over anaesthesia).

The OMV can be used on anaesthetic machines with continuous compressed gas flow.

Description

Closed article.

Components

Article supplied with accessories:

- OMV 50
- Self-inflating bag
- T-piece for adding oxygen
- 2 male connectors for tubing 22 mm
- 2 female connectors for tubing 22 mm
- 1 corrugated rubber tube, 30 cm
- 2 corrugated rubber tubes, 106 cm
- One-way expiratory valve



- Anaesthetic mask, n°4 (adult size)
- Spare O-ring
- Maintenance and user information

Technical specifications

- Height: 150 mm
- Width (inlet to outlet): 139 mm
- Diameter of the main body: 50 mm
- Weight: 1.3 kg
- Capacity: 50 ml
- Direction of gas flow: right to left
- Connections: 22 mm
- Calibration: 0.5% - 4% halothane
- Internal resistance: less than 1 cm H₂O at 40 litres/minute
- The output concentration is constant at flow rates between 4 and 8 litres/minute

Instructions for use

For use in draw-over anaesthesia without N₂O.

Oxygen can be added either from a cylinder or from an oxygen concentrator.

Assisted or controlled ventilation is easy with the Oxford Inflating Bellows.

Must be used with a one-way anaesthetic valve in order to avoid inspiration of ambient air.

For the MSF use, the vaporiser is calibrated for halothane. Other agents can also be used, as chloroform, trilene, enflurane, isoflurane.

WARNING: DO NOT USE ETHER!

Basic maintenance can be performed by the anaesthetist. It is recommended to calibrate the OMV every year or 2 years.

MSF requirements

The OMV vaporiser is both robust and simple to use. It requires very little maintenance.

Fr



EHOE

2004 - Medical Cat. Vol.2

Draw-over anaesthesia is economic. There is little wastage of anaesthetic vapours and oxygen. Suitable for missions in precarious conditions, as it does not require a supply of compressed gases. It is virtually impossible to administer a hypoxic mixture to the patient. Mainly known and used in English-speaking countries. Portable equipment, not too cumbersome.

NB: The OMV is the vaporiser of choice for draw-over anaesthesia in MSF.

Article to be justified

Reserved for surgical missions with experienced anaesthetist.

Advices for local purchase

Not to be purchased locally.

Manufacturer: PENLON.

Приложение 10.4



«УТВЕРЖДАЮ»
Генеральный директор Г. В. Гончаков
« 31 » марта 2014 г.

ОТЗЫВ на испарители «МИНИВАП-20» и «МИНИВАП-200» (Россия)

В продолжение расширения использования и отработки методики отечественных испарителей «МИНИВАП» (ТУ 9444-001-99669174-2009, регистрационное удостоверение ФСР № 2010/06696, декларация о соответствии № РОСС RU.ИМ18Д00620 со сроком действия 22.03.13 – 21.03.16), в ООО «Институт врожденных заболеваний челюстно-лицевой области» (г. Москва) с августа 2013 по март 2014 г. проведены 72 анестезии с помощью аппарата ингаляционного наркоза (ИН) МК-110 (Япония), ВНЕ и ВНУТРИ дыхательного контура которого были установлены испаритель «МИНИВАП-20» или «МИНИВАП-200».

Основные технические характеристики испарителей «МИНИВАП» приведены в таблице.

Наименование	«МВ-20/S»	«МВ-200»
Диапазон концентраций севофлурана (S), об. %	0-6	0-12
Окружающая температура, °С	от +5 до 35	от +15 до 35
Давление, кПа	70 - 110	70 - 110
Расход газов, л/мин	0,2 - 10	0,2 - 20
Сопротивление, мм H ₂ O при 10 л/мин	≈20	≈10
Объем для анестетика, мл	5-30	5-100
Остаток анестетика после слива, мл	3	5
Допустимый угол наклона	180°	90°
Масса, кг не более	0,4	1,5
Вход/выход	15F-15M	22F-22M

Результаты работы

В соответствии с протоколом GCP (Good Clinical Practice), перед клинической апробацией были проведены тестовые испытания испарителей «МИНИВАП» ВНЕ и ВНУТРИ дыхательного контура стационарного аппарата (ИН) МА-110 (Япония) в реальных условиях операционной с использованием искусственной модели легких человека и внешних газоанализаторов Riken (США) и Datex-Ohmeda (США).

Всего проведено 72 анестезии взрослых и детей в возрасте 5-14 лет, которым выполнялись плановые хирургические вмешательства в челюстно-лицевой области (костная пластика расщелины альвеолярного отростка, устранение небно-глоточной недостаточности, реконструктивная хейлоринопластика и т.п.) длительностью от 1 ч до 10 часов. Многокомпонентные сбалансированные эндотрахеальные общие анестезии проводились по общепринятой методике при установке испарителей «МИНИВАП» ВНЕ полузакрытого дыхательного контура [1].

В случае установки испарителей «МИНИВАП» ВНУТРИ дыхательного контура применялась низкпоточная методика, разработанная анестезиологами ДГКБ №13 (д.м.н. Сидоров В.А. и Папонов О.Н., видеофильм на сайте www.minivap.net). При этом испарители низкого сопротивления «МИНИВАП» подключают к стандартному конусному штуцеру 22М стационарного аппарата перед гофрированной трубкой вдоха пациента. Вдыхаемая концентрация $C_I \leq C_S MV/F_G$ достигается за минимальное время и может быть значительно выше концентрации по шкале испарителя C_S при низком (относительно минутной вентиляции MV) расходе свежего газа F_G . Указанное обстоятельство требует обязательного контроля вдыхаемой и выдыхаемой концентрации анестетика, а также приводит к более жестким нормам допустимой концентрации

анестетика на нулевой отметке (желательно $\leq 0,01$ об.% вместо $\leq 0,05$ об.% по стандарту ISO).

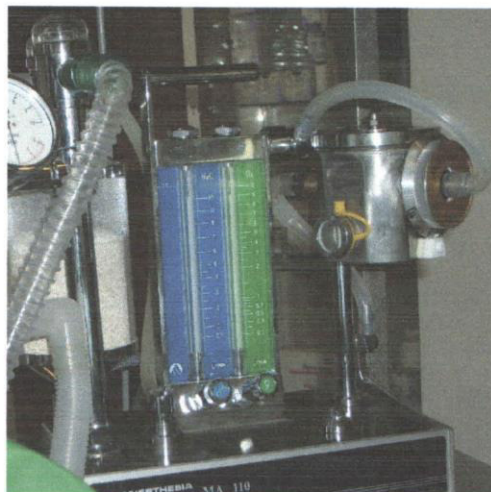
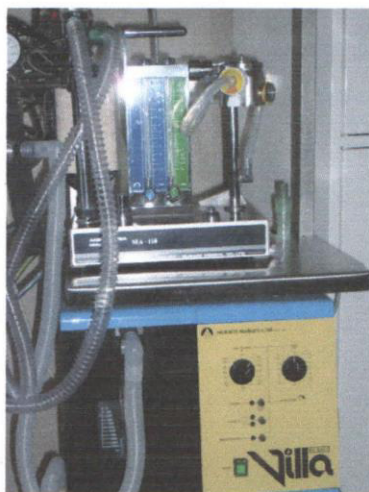
Пример. Если на нулевой отметке шкалы испаритель выдает $C_S = 0,05$ об.%, то вдыхаемая концентрация $C_I \leq 0,2$ об.% при расходе свежего газа $F_G = 0,5$ л/мин и минутной вентиляции $MV = 4$ л/мин, что замедляет пробуждение пациента. В этом случае нужно отключить испаритель от дыхательного контура пациента в конце операции.

Испарители «МИНИВАП» хорошо интегрируются в конструкцию данного стационарного аппарата ИИ (фото ниже).

В ходе анестезий не было зафиксировано ни одного серьезного осложнения. Витальные показатели в ходе анестезии не выходили за пределы допустимых возрастных норм ($p < 0,05$).

Выявленное замечание:

В случае установки испарителей «МИНИВАП» ВНУТРИ дыхательного контура допустимая концентрации анестетика на нулевой отметке должна быть не более 0,01 об.% вместо 0,05 об.% по стандарту ISO.



Испарители «МИНИВАП-20» (слева) и «МИНИВАП-200» ВНЕ дыхательного контура стационарного аппарата-110 МА

Вывод:

Результаты работы и дополнительных исследований подтвердили основные технические данные испарителей «МИНИВАП-20» и «МИНИВАП-200», а именно: портативность, стабильность дозирования при различных газотоках (0,2-15,0 L/min), экономичность (средний расход анестетика 5-7 мл/час), простоту обслуживания и удобство эксплуатации.

Список литературы:

1. Vaum JA. Low Flow Anesthesia. Drager 2004.
2. В. А. Сидоров, Л. Е. Цыпин, В. А. Гребенников. Ингаляционная анестезия в педиатрии. Научное издание. М.: Медицинское информационное агентство (МИА), 2010. - 184 с.

Главный врач

 Д.Г. Гончаков

Врач анестезиолог-реаниматолог

 Д.В. Афонин

Э-ПИСЬМО 26.01.2017

Добрый день.

Отчитываюсь по опыту использования чудо-аппарата «Колибри».

Были некоторые вполне преодолимые трудности. Но теперь все работает и очень-очень облегчает, упрощает и ускоряет работу.

Я всегда работаю одна и для меня крайне важна мобильность и простота данного аппарата. На фото - аппарат в реальной работе.

Без «уплотнения» - это если не долго и одно животное за 2-3 часа.

С «манжетой» в виде хирургической перчатки, если хочу большей герметичности, уменьшения расхода и меньшего «вдыхания анестетика» врачом. Средний расход изофлюрана на кошку до **5 кг (за 45 мин на значении шкалы S «4»)** составляет **3 мл**. У меня получается необходимая глубина наркоза только на «4» (примерно 6 об.% изофлюрана). При появлении признаков выхода из наркоза несколько раз на вдохе сжимаю мешок Амбу для увеличения концентрации вдыхаемого газа.

Для собак более 5 кг использую внутривенное введение анестетика и немного изофлюрана (если позволяет морда).

Категорически не интубирую. Ищу подходящую форму и размер маски. Те, что есть в наличии, - крайне не удобны.

Одним словом, огромное вам спасибо за такой замечательный аппарат!

С уважением, д-р Элина.

ellynaharia@gmail.com

054-5743818

Д-р Элина Берчанская

Ветеринарная Клиника Бетховен (Veterinary Clinic «Beethoven»)
г. Нагария,

e-mail letter
26/1/2017

Good afternoon.

I report on the experience of using the miracle machine «Kolibri». There were some pretty insurmountable difficulties. But now everything is working very, very facilitates, simplifies and speeds up the work.

I always work alone and for me very important portability and ease of this machine.
In the photo - the device in actual operation.

Without the «seal» - if it is not long, and one animal for 2-3 hours.

With the «collar» in the form of surgical gloves, if want more tightness, reduce consumption, and a smaller «inhalation anesthetic» by doctor.

Average fuel consumption of isoflurane in the cat up to **5 kg (45 min to «S» scale – «4») is 3 ml.**

I obtained the necessary depth of anesthesia only to «4» (about 6 vol.% Isoflurane). If signs of recovery from anesthesia several times on inspiration squeeze Ambu bag to increase the concentration of inhaled anesthetic.

For dogs over 5 kg using intravenous anesthetic and some inhaled (if acceptable configuration of the muzzle). Strongly intubated. I am looking for a suitable shape and size of the masks. Those that are in stock, - extremely convenient.

In short, thank you very much for such a wonderful device!

Yours faithfully,

Dr. Elly Berchanskaya.

Nahariya, Veterinary Clinic «Beethoven»

ellynaharia@gmail.com

054-5743818



Isoflurane Anesthesia with portable AM «Colibri»

Dr. Elly Berchanskaya

Nahariya, Veterinary Clinic «Beethoven»

ellynaharia@gmail.com

054-574381