

# Содержание

<b>ВВЕДЕНИЕ</b> .....	<b>11</b>
<b>ЧАСТЬ I. КОНСТРУКЦИЯ РЕСПИРАТОРА</b>	
<b>Глава 1. Система питания респиратора</b> .....	<b>20</b>
Система пневмопитания.....	20
Общие сведения.....	20
Системы газоснабжения.....	23
Схема газоснабжения госпиталя.....	23
Подключение респиратора к газовым сетям.....	24
Система сжатого кислорода.....	26
Система сжатого воздуха.....	29
Пневмосистема респиратора.....	33
Фильтры.....	33
Предохранительный клапан.....	34
Рабочее давление респиратора.....	34
Кроссовер.....	34
Газовый смеситель.....	34
Система электропитания.....	35
Респираторы с пневматической системой питания.....	37
Респираторы с электрической системой питания.....	42
Респираторы с комбинированной системой питания.....	47
<b>Глава 2. Органы управления и дисплей</b> .....	<b>52</b>
Органы управления респиратора.....	52
Дисплей респиратора.....	55
<b>Глава 3. Дыхательный контур респиратора</b> .....	<b>59</b>
Общие представления.....	59
Элементы дыхательного контура.....	61
Шланги дыхательного контура.....	64
Физические характеристики дыхательного контура.....	69
Герметичность дыхательного контура.....	69
Растяжимость дыхательного контура.....	74
Сопrotивление дыхательного контура.....	81
Общие правила использования дыхательного контура.....	84
<b>Глава 4. Искусственные дыхательные пути</b> .....	<b>87</b>
Общие представления об искусственных дыхательных путях.....	87
Искусственные дыхательные пути и проблема дыхательного мертвого пространства.....	88
Сопrotивление интубационной трубки.....	92
<b>Глава 5. Мониторная система респиратора</b> .....	<b>95</b>
Общие проблемы мониторинга ИВЛ.....	95
Мониторинг давления.....	99
Устройства для измерения давления.....	99
Точки измерения давления.....	100
Параметры давления.....	103
Мониторинг потока.....	113
Устройства для измерения потока.....	114

	Место установки датчика потока.....	116
	Пневмотахограмма и ее показатели .....	119
17	Мониторинг временных показателей вентиляции.....	120
	Мониторинг объемных показателей вентиляции.....	122
02	Методы измерения и расчета объемов вентиляции.....	122
05	Обозначения и единицы измерения .....	125
06	Дыхательный объем .....	125
08	Показатель утечки газа .....	126
09	Минутный объем вентиляции .....	127
10	Мониторинг состава газовой смеси .....	127
12	Мониторинг сопротивления дыхательных путей.....	128
13	Измерение сопротивления дыхательных путей.....	128
14	Мониторинг растяжимости дыхательной системы.....	130
15	Петли «давление–объем» и «поток–объем» .....	133
16	Динамическая петля «давление–объем» (PV-диаграмма) .....	133
17	Петля «поток–объем» .....	137
18	Тесты респираторной механики .....	140
19	Auto-PEEP.....	140
20	Жизненная емкость легких .....	143
21	RSBI.....	144
22	Индекс P0,1 .....	146
23	Индекс MIP.....	148
24	<b>Глава 6. Аларм-система респиратора .....</b>	<b>150</b>
25	Цели и задачи аларм-системы .....	150
26	Тревожные события .....	151
27	Причины активации алармов .....	151
28	Способы обнаружения событий .....	151
29	Пороговый принцип — его плюсы и минусы.....	153
30	Эффективность аларм-системы .....	154
31	Эргономика аларм-системы респиратора .....	156
32	Состояния аларм-системы .....	156
33	Виды тревожных сигналов .....	158
34	Необходимость унификации аларм-систем.....	160
35	Алгоритмы работы аларм-системы .....	161
36	Приоритеты алармов .....	163
37	Параметры аларм-системы респиратора .....	163
38	Превышение верхнего предела давления в контуре .....	164
39	Низкое давление вдоха.....	165
40	Превышение верхнего предела дыхательного объема.....	166
41	Низкий дыхательный объем.....	166
42	Превышение верхнего предела минутного объема вентиляции.....	167
43	Низкий минутный объем вентиляции.....	167
44	Апноэ.....	168
45	Избыточная/недостаточная частота дыхательных циклов .....	168
46	Низкий уровень PEEP .....	169
47	Высокое содержание кислорода в дыхательной смеси .....	169
48	Низкое содержание кислорода в дыхательной смеси.....	169
49	Низкое давление сжатого кислорода или воздуха .....	169



Нарушение электропитания .....	170
<b>Глава 7. Кондиционирование дыхательной смеси .....</b>	<b>171</b>
Физические основы кондиционирования газа .....	171
Абсолютная влажность газа .....	172
Относительная влажность газа .....	173
Дефицит влаги в воздухе .....	174
Скрытая теплота испарения .....	174
Естественное кондиционирование вдыхаемого воздуха .....	176
Очищение газа .....	176
Увлажнение газа .....	176
Согревание газа .....	177
Поворотно-противоточный механизм .....	178
Суточные потери тепла и воды на кондиционирование вдыхаемого газа .....	178
Кондиционирование дыхательной смеси у интубированного пациента .....	178
Недостаточное кондиционирование .....	179
Избыточное кондиционирование .....	181
Оптимальное кондиционирование .....	181
Методы кондиционирования дыхательной смеси .....	182
Увлажнение аэрозолем .....	183
Увлажнители для респираторной терапии в домашних условиях .....	184
Активный увлажнитель .....	184
Устройство активного увлажнителя .....	184
Пассивный увлажнитель (тепловлагообменник) .....	193
Активный увлажнитель или ТВО? .....	199
Бактериально-вирусные и комбинированные фильтры .....	201
<b>Глава 8. Аэрозольтерапия через контур респиратора .....</b>	<b>206</b>
Общие вопросы аэрозольтерапии .....	206
Абсорбируемые препараты .....	206
Неабсорбируемые препараты .....	206
Частично абсорбируемые препараты .....	206
Физические характеристики аэрозолей .....	208
Механизмы осаждения микрокапель в легких .....	209
Системы для аэрозольтерапии .....	212
Генераторы аэрозолей .....	212
Адаптеры и спейсер .....	218
Фильтр .....	220
Особенности аэрозольтерапии через контур респиратора .....	220
Расположение генератора в контуре .....	220
Увлажнение дыхательной смеси .....	220
Роль интубационной трубки .....	221
Роль параметров вентиляции .....	221
Влияние небулайзера на работу респиратора .....	222
Процедура аэрозольтерапии через контур респиратора .....	223
Малообъемный небулайзер .....	223

Ингалятор отмеренных доз .....	224
<b>ЧАСТЬ II. УПРАВЛЕНИЕ ИСКУССТВЕННОЙ ВЕНТИЛЯЦИЕЙ</b>	
<b>Глава 1. Общие вопросы управления респиратором .....</b>	<b>225</b>
Цель управления.....	226
Система управления и ее компоненты.....	227
Управляющее устройство.....	228
Исполнительное устройство.....	230
Объект управления.....	231
Управляемая переменная.....	231
Измерительные устройства.....	235
Субъект управления.....	236
Виды воздействий в процессе управления.....	237
Задающее воздействие.....	238
Возмущающее воздействие.....	239
Управляющее воздействие.....	240
Предельные значения переменных.....	241
Связи в системе управления.....	242
Прямая связь.....	242
Компенсирующая связь.....	242
Обратная связь.....	243
Контур управления.....	243
Разомкнутый контур.....	243
Замкнутый контур.....	244
Многоконтурные системы.....	244
Принципы управления.....	244
Управление по заданию.....	245
Управление по возмущению.....	248
Управление по отклонению.....	249
Система управления искусственной вентиляцией легких.....	252
Объект управления при искусственной вентиляции легких.....	252
Дыхательная система как источник возмущений.....	253
Врач как субъект управления процессом вентиляции.....	255
Стратегии управления.....	255
Цели искусственной вентиляции и проблема их совместимости.....	256
Целевой параметр.....	258
Оптимальное управление.....	261
Виды задающих сигналов.....	262
Системы стабилизирующего управления.....	262
Системы программного управления.....	263
Следящие системы управления.....	264
Адаптивные системы управления.....	266
Способы управления.....	281
Ручное управление.....	282
Автоматическое управление.....	284
Полная автоматизация ИВЛ: респиратор как автономный робот.....	288
<b>Глава 2. Исполнительные устройства респиратора.....</b>	<b>289</b>
Клапаны респиратора.....	290



308	Конструкция клапанов .....	290
104	Разновидности клапанов по принципу действия .....	294
608	Клапаны дыхательного контура .....	297
152	Схема искусственной вентиляции под положительным давлением .....	299
452	Генератор потока .....	301
131	Типы генераторов потока .....	302
432	Управление по потоку .....	308
432	Управление по объему .....	312
431	Управление по давлению .....	313
434	Клапан выдоха .....	319
431	Блок выдоха .....	320
434	Расположение клапана выдоха .....	321
432	Функции и принцип действия клапана выдоха .....	323
432	Двухпозиционный клапан выдоха .....	328
601	Регулирующий клапан выдоха .....	328
603	Функциональная классификация клапанов выдоха .....	335
81	<b>Глава 3. Принципы управления процессом искусственной вентиляции легких .....</b>	<b>337</b>
044	Состояния системы управления вентиляцией .....	339
234	События, действия и переходы .....	341
144	Синхронизирующие события .....	343
244	Конкурирующие события .....	344
814	Условия и условные переходы .....	346
494	Триггеры респиратора .....	348
024	Понятие о триггерах респиратора .....	348
504	Триггирующая переменная .....	349
424	Настройка триггера .....	349
444	Критерии качества триггирования .....	350
221	Окно синхронизации .....	353
824	Окно блокировки триггера .....	354
424	Асинхрония .....	354
424	Типы триггеров .....	355
284	Триггирование вдоха .....	357
174	Инспираторная попытка .....	359
174	Отклик респиратора на инспираторную попытку .....	360
	Триггер по давлению .....	364
174	Триггер по потоку .....	369
474	Триггер по объему .....	373
174	Инспираторная асинхрония и другие проблемы триггирования вдоха .....	373
474	Триггирование выдоха .....	377
874	Независимое триггирование выдоха .....	378
084	Синхронизированное триггирование выдоха .....	378
184	Принципы триггирования выдоха .....	379
884	Экспираторная асинхрония .....	388
	Триггирование вдоха и выдоха: резюме .....	390
884	Основные рабочие операции респиратора .....	392

Вдох с управлением по потоку.....	392
Вдох с управлением по давлению .....	401
Базовое давление в дыхательном контуре.....	408
<b>Часть III. МЕТОДЫ ИСКУССТВЕННОЙ ВЕНТИЛЯЦИИ ЛЕГКИХ</b>	
<b>Глава 1. Методологические аспекты .....</b>	<b>425</b>
Проблемы терминологии.....	425
Что такое «метод вентиляции»? .....	431
Определение .....	432
Метод или режим вентиляции?.....	432
Версии методов .....	434
Базовая версия .....	434
Расширенная версия.....	434
Экспертная версия.....	434
Фирменная версия.....	435
Семейства методов.....	435
Цели, задачи и условия .....	436
Цели искусственной вентиляции легких .....	436
Задачи искусственной вентиляции легких .....	437
Условия проведения искусственной вентиляции легких.....	438
Вентиляция легких как циклический процесс.....	440
Паттерны взаимодействия респиратора и пациента .....	442
Самостоятельный вдох .....	444
Принудительный (механический) вдох .....	445
Вспомогательный вдох.....	446
Поддержанный вдох.....	449
Резюме .....	450
Классификация дыхательных циклов и методов вентиляции.....	452
Эволюция методов вентиляции .....	454
Метод вентиляции и конструкция респиратора .....	454
Меню методов вентиляции .....	455
Достоинства и недостатки новых методов вентиляции.....	458
Направления эволюции методов вентиляции .....	459
Место методов «новой волны» в клинической практике .....	463
Модель легких.....	465
<b>Глава 2. Методы принудительной вентиляции легких .....</b>	<b>471</b>
Терминология .....	471
Принудительная вентиляция легких с управлением	
по потоку (VC-CMV) .....	471
Принцип метода.....	472
Условия применения метода.....	473
Последовательность дыхательных циклов.....	473
Временная структура дыхательного цикла.....	474
Управление в фазе вдоха .....	478
Биомеханика вдоха при VC-CMV .....	480
Управление в фазе выдоха.....	484
Биомеханика выдоха при VC-CMV.....	486
Принудительная вентиляция легких с ограничением	
давления вдоха (PLV, Plimit).....	493



Принцип метода.....	494
Условия применения метода.....	496
Последовательность дыхательных циклов.....	497
Временная структура дыхательного цикла.....	497
Управление в фазе вдоха.....	497
Управление в фазе выдоха.....	497
<b>Принудительная вентиляция легких с управлением</b>	
<b>по давлению (PC-CMV).....</b>	<b>498</b>
Принцип метода.....	498
Краткая история метода.....	498
Терминология.....	499
Условия применения метода.....	499
Последовательность дыхательных циклов.....	500
Временная структура дыхательного цикла.....	500
Управление в фазе вдоха.....	501
Структура фазы вдоха при PC-CMV.....	505
Биомеханика вдоха при PC-CMV.....	507
Управление в фазе выдоха.....	516
Биомеханика выдоха при PC-CMV.....	516
PC-CMV и сопротивление дыхательной системы.....	517
Настройка параметров вентиляции при PC-CMV.....	522
<b>Принудительная вентиляция легких с управлением давлением</b>	
<b>по целевому дыхательному объему (VTPC, PRVC и др.).....</b>	<b>526</b>
Терминология.....	526
Принцип метода.....	528
Условия применения метода.....	530
Настройки вентиляции.....	530
<b>Глава 3. Методы вспомогательной вентиляции легких.....</b>	<b>531</b>
<b>Вспомогательно-принудительная вентиляция легких</b>	
<b>(Assist/Control).....</b>	<b>532</b>
Терминология.....	532
Принцип метода.....	533
Условия применения метода.....	537
Последовательность дыхательных циклов.....	537
Временная структура дыхательного цикла.....	538
Управление в фазе вдоха.....	539
Управление в фазе выдоха.....	539
Настройка респиратора.....	539
<b>Переменяющаяся принудительная вентиляция легких (IMV).....</b>	<b>543</b>
Краткая история метода.....	543
Условия применения метода.....	546
Последовательность дыхательных циклов.....	546
Управление в фазе принудительного вдоха.....	546
Управление в фазе выдоха цикла IMV.....	546
<b>Синхронизированная переменяющаяся принудительная</b>	
<b>вентиляция легких (SIMV).....</b>	<b>547</b>
Краткая история метода.....	547
Принцип метода.....	548
Условия применения метода.....	549

Последовательность дыхательных циклов.....	550
Основные настройки SIMV .....	550
Окно синхронизации при SIMV .....	550
Возможности SIMV и их границы .....	556
Двухуровневое положительное давление в дыхательных путях (APRV, BiPAP).....	559
История метода.....	559
Терминология.....	564
Принцип метода.....	566
Условия применения BiPAP .....	569
Управление в цикле APRV/BiPAP.....	569
APRV vs. BiPAP.....	570
<b>Глава 4. Методы вентиляционной поддержки.....</b>	<b>573</b>
Поддержка вдохов давлением (PSV).....	574
Краткая история метода .....	574
Терминология.....	575
Принцип метода.....	576
Цели и условия применения PSV .....	580
Последовательность и структура дыхательных циклов.....	581
Настройка PSV.....	581
Резюме .....	590
Поддержка давлением с гарантированным дыхательным объемом (VAPS) .....	591
Краткая история метода и терминология .....	591
Принцип метода.....	592
Алгоритм VAPS и проблемы метода.....	594
Настройка респиратора.....	597
Вентиляционная поддержка по целевому дыхательному объему (VTPS, VS и др.) .....	597
Терминология.....	598
Принцип метода.....	599
Пропорциональная вентиляционная поддержка (PAV).....	600
Краткая история PAV .....	603
Терминология.....	604
Идеи, лежащие в основе пропорциональной поддержки.....	605
Принцип пропорциональной поддержки.....	610
Компенсация сопротивления искусственных дыхательных путей (ATC, TC) .....	614
Краткая история метода .....	614
Терминология.....	615
Идеи, лежащие в основе принципа компенсации сопротивления.....	615
Принцип компенсации сопротивления .....	619
<b>СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ.....</b>	<b>623</b>



## Глава 3. Дыхательный контур респиратора

### Общие представления

Подключение дыхательных путей к пневмоблоку респиратора осуществляется через систему широкопросветных трубчатых элементов, проводящих газовую смесь. Эта система имеет несколько названий: контур пациента (англ. *patient circuit*), дыхательный контур респиратора (англ. *breathing circuit of respirator*) или просто дыхательный контур (англ. *breathing circuit*).

Помимо функции пассивного проводника, по которому свежий газ доставляется ко входу в дыхательные пути, а выдыхаемый сбрасывается в атмосферу, дыхательный контур выполняет и другие важные задачи. Его компоненты обеспечивают кондиционирование вдуваемого газа (фильтрацию, согревание, увлажнение), временное накопление конденсата и мониторинг различных показателей вентиляции, а также служат звеньями системы управления процессом вентиляции. Дыхательный контур и легкие пациента соединяются между собой через *искусственные дыхательные пути*.

Дыхательный контур, будучи промежуточным звеном между пациентом и респиратором, представляет собой последовательность компонентов, выполняющих разные функции, но объединенных общими свойствами. Некоторые из этих свойств, такие как давление в просвете, сопротивление и растяжимость, дают основание считать контур искусственным продолжением бронхолегочного аппарата (что отражено в названии *контур пациента*). Другие качества, например неререверсивность (совершенно нехарактерная для дыхательной системы, где движение газа носит возвратно-поступательный характер), указывают на его принадлежность к респиратору, что подчеркнуто во втором из приведенных выше названий. Упомянутые смысловые оттенки приобретают отчетливое прикладное значение при более близком знакомстве с механическими и газообменными характеристиками системы «пациент–респиратор».

Принадлежность тех или иных элементов респираторного оборудования к дыхательному контуру определяется по одновременному соответствию двум критериям — *давлению и направлению движения газа*.

Дыхательный контур является системой низкого давления. Колебания давления в нем составляют несколько десятков сантиметров водяного столба относительно атмосферного давления. На протяжении всего дыхательного цикла давление в контуре имеет тот же порядок, что и давление в дыхательной системе пациента.

На каждом участке дыхательного контура в течение дыхательного цикла газ движется только в одном направлении. Благодаря этому свойству, называемому неререверсивностью, нормально функционирующий контур не образует дыхательного мертвого пространства.

По последнему критерию дыхательный контур отличается от искусственных дыхательных путей, в которых газ движется возвратно-поступательно, что ведет к формированию мертвого пространства. Граница между контуром и искусственными дыхательными путями устанавливается там, где однонаправленный поток газа превращается в возвратно-поступательный, обычно в дистальном патрубке Y-образного адаптера (рис. 2).

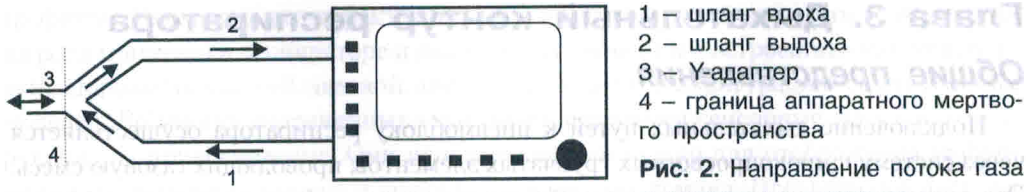


Рис. 2. Направление потока газа в дыхательном контуре

В большинстве респираторов применяется так называемый *универсальный дыхательный контур* (называемый еще Y-контуром), состоящий из линий вдоха и выдоха, соединенных между собой через Y-образный адаптер<sup>1</sup>. Значительно реже встречаются респираторы с контуром специальной конструкции<sup>2</sup>. Примером может служить так называемый *коаксиальный*<sup>3</sup> контур, в котором шланг вдоха проходит внутри широкопросветного шланга выдоха (рис. 3). Оба шланга объединяются в контур через специальный адаптер. Внутри шлангов может располагаться длинная магистраль для отбора газа, подключаемая к монитору-газоанализатору. Некоторые разновидности систем с длинным коаксиальным сегментом могут использоваться вместо универсального Y-контра с любыми респираторами (например, Standard UniFlow System (Intersurgical)). Преимущество коаксиального контура заключается в том, что теплым выдыхаемым газом, протекающим по внешнему шлангу, обогревается внутренний шланг, где движется вдыхаемый газ (поворотнo-противоточный механизм обогрева). Этот эффект оказывается полезным при длительных наркозах или при проведении ИВЛ в домашних условиях. Коаксиальный контур конструктивно не может быть подключен к подогреваемому увлажнителю дыхательной смеси. В «большой» интенсивной терапии коаксиальные контуры не используются, а применяются другие, менее остроумные, но более эффективные способы кондиционирования дыхательной смеси.

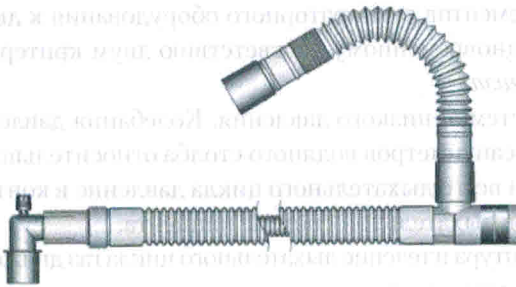


Рис. 3. Коаксиальный дыхательный контур

Существуют также дыхательные контуры, представленные только линией вдоха. Линия вдоха у таких контуров представлена шлангом вдоха, который может подключаться к активному увлажнителю, а линия выдоха редуцирована до управляемого экспираторно-

<sup>1</sup> Англ. Y- или *wye-adapter*.

<sup>2</sup> Мы не рассматриваем многочисленные разновидности контуров парковых аппаратов, поскольку они не предназначены для использования в интенсивной терапии.

<sup>3</sup> Соосный (от греч. *axion* — ось).



го клапана, расположенного непосредственно на адаптере или на свободном конце очень короткого шланга выдоха (например, контур Bourns). Подобные контуры имели некоторое распространение в 1970–80-х годах, а в настоящее время встречаются у респираторов, предназначенных для неинвазивной вентиляции (некоторые модели Respironics).

Помимо анестезиологии, специальные контуры находят применение в случаях, когда требуется уменьшить количество шлангов и магистралей, подключаемых к пациенту, например при проведении вентиляции в домашних условиях.

Кроме многоразовых разборных контуров, все элементы которых выдерживают многократную стерилизацию в автоклаве, широкое распространение получили одноразовые контуры, производимые в десятках модификаций многими фирмами. Обычно одноразовые контуры изготавливаются из самых дешевых полимеров — полиэтилена, полипропилена или поливинилхлорида. Существуют неразъемные одноразовые контуры, составные части которых спаяны между собой: тем самым снижается риск их случайного рассоединения во время ИВЛ. Для того чтобы определить экономическую целесообразность применения одноразового контура, его цену, обычно равную 5–20 долларам США, следует сопоставить со стоимостью одного цикла использования многоразовой системы.

В соответствии с правилами, срок службы одноразового контура составляет *один или несколько сеансов ИВЛ у одного пациента*. При наличии бактериально-вирусного фильтра (БВФ), установленного между адаптером и интубационной трубкой, *сменяемого после каждого пациента*, один одноразовый контур может использоваться для непродолжительных сеансов вентиляции у нескольких пациентов (фильтр стоит дешевле, чем контур). Без такого фильтра повторное использование контура у другого пациента не допускается.

Регулярная (по расписанию) смена контура в процессе многосуточной ИВЛ не способствует снижению частоты нозокомиальной пневмонии [24].

## Элементы дыхательного контура

Универсальный дыхательный контур собирается из соединяемых последовательно основных и дополнительных элементов (рис. 4).

**Основные элементы контура** — это его обязательные составные части, без которых проведение ИВЛ физически невозможно. К ним относятся:

- шланг вдоха;
- Y-образный адаптер или его аналоги;
- шланг выдоха.

- 1 — линия вдоха  
2 — линия выдоха  
3 — Y-адаптер  
4 — сборники конденсата

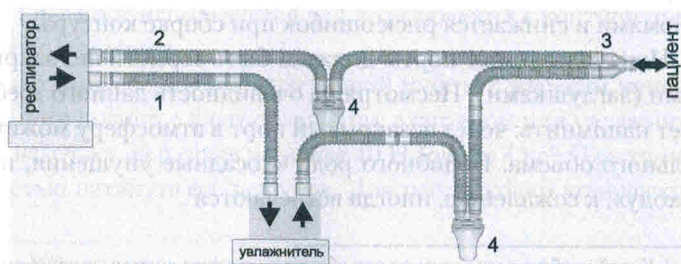


Рис. 4. Стандартный дыхательный контур

Простейший универсальный контур, состоящий из перечисленных выше основных частей, называется базовым (англ. *basic breathing circuit*).

**Дополнительные элементы контура** применяются для решения различных специфических задач и включаются в контур при необходимости. К ним относятся:

- датчик инспираторного потока;
- датчик экспираторного потока;
- дыхательный клапан (клапан безопасности);
- предохранительный клапан (клапан сброса);
- активный увлажнитель;
- сборники конденсата (влагосборники);
- дополнительные шланги-вставки;
- малообъемный струйный генератор аэрозоля (небулайзер);
- спейсер для проведения аэрозольтерапии;
- бактериальный фильтр линии вдоха;
- бактериальный фильтр линии выдоха;
- коннекторы (стыковочные элементы);
- специальные промежуточные коннекторы-вставки с портами для термодатчика, магистрали газоанализатора, разъемом для питания внутреннего термоэлемента и пр.;
- адаптеры для подачи в контур оксида азота или гелия.

Наличие или отсутствие в конкретном контуре перечисленных выше элементов зависит от модели респиратора и активного увлажнителя. Заметим, что, как и экспираторный клапан, датчики потока и клапаны безопасности обычно бывают встроены в респиратор. Однако они относятся к системе низкого давления, участвуют в формировании главных характеристик дыхательного контура (сжимаемого объема, аэродинамического сопротивления) и потенциально подвержены контаминации. По этим формальным признакам они входят в состав дыхательного контура.

Через специальные гнезда (*порты*) к дыхательному контуру могут быть подключены внешние устройства: термодатчики, датчик оксиметра, магистрали газоанализатора и манометра, а также нагревательные элементы. Размеры портов разного назначения различаются по размерам и геометрии (эта действенная мера безопасности предотвращает ошибки при сборке контура) и определены стандартом ISO. Например, магистраль газоанализатора всегда подключается к адаптеру через разъем Luer, а термодатчик — через термопорт, имеющий диаметр 7,6 мм (рис. 5). Стандартизацией разъемов обеспечивается взаимозаменяемость элементов, выпускаемых разными фирмами и снижается риск ошибок при сборке контура.

Неиспользуемые порты должны быть герметично закрыты специальными пробками (заглушками). Несмотря на очевидность данного требования, о нем все же следует напомнить: через незакрытый порт в атмосферу может ускользать до 80% дыхательного объема. Подобного рода «досадные упущения, приводящие к летальному исходу», к сожалению, иногда встречаются<sup>1</sup>.

<sup>1</sup> К этой проблеме мы вернемся при обсуждении аларм-системы респиратора и герметичности контура.



**Соединение элементов контура между собой** должно быть герметичным и надежным. Вместе с тем стыковка и разъединение соседних частей должны выполняться без чрезмерных физических усилий, одним движением: в экстренных ситуациях это может иметь большое значение.

Усложнение задач, решаемых с помощью респиратора, неизбежно приводит к появлению в контуре новых элементов и возрастанию числа стыковочных узлов, а следовательно, к повышению риска случайной разгерметизации системы. Для того чтобы уменьшить число звеньев

в контуре, их комбинируют. Например, применение бактериально-вирусного фильтра с собственными (интегрированными) портами для магистрали газоанализатора и термодатчика позволяет исключить из системы специальные промежуточные вставки-коннекторы с такими портами. Следует также помнить, что надежность соединений снижается после многократных термических стерилизаций. Особенно быстро деформируются одноразовые аксессуары, сделанные из дешевых материалов, не выдерживающих высокой температуры. Повторное использование некоторых одноразовых пластиковых деталей после их стерилизации практикуется во многих странах, в том числе и в экономически развитых, но перед установкой в контур они должны быть внимательно осмотрены [35]. Риск расстыковки снижается при использовании облегченных элементов контура, изготовленных из легких пластиков.

Из всего разнообразия соединений трубчатых элементов, которыми располагает современная техника, в респираторном оборудовании нашли применение три:

- жесткое конусное соединение;
- эластичная муфта
- винтовое соединение стандарта Luer Lock.

Примером конусного сочленения служит соединение коннектора интубационной трубки с Y-образным адаптером контура. Эластичные муфты находятся на концах дыхательных шлангов контура. Диаметры, геометрия, физические характеристики и методы тестирования соединительных элементов определены международными стандартами<sup>1</sup>. Соединение Luer Lock используется для подключения к контуру магистрали давления или газового монитора.

В соответствии со стандартами, соединение эластичной муфты с жестким коннектором (например, дыхательного шланга с влагосборником, адаптером или увлажнителем) должно выдерживать нагрузку на разрыв не менее 40 Н (около 4 кг). Эластичная муфта должна быть полностью натянута на патрубок. Для расстыковки конического



**Рис. 5.** Y-адаптер с портами для измерения давления и температуры

<sup>1</sup> ISO 5367-1991, 5356-1:1996 и 2000.

## Глава 8. Аэрозольтерапия через контур респиратора

### Общие вопросы аэрозольтерапии

Аэрозоль является одной из форм доставки лекарственного вещества в организм. Он представляет собой взвесь микрочастиц — микрокапель (раствора, микросуспензии) или порошка — в газе-носителе. Во время вдоха микрочастицы с содержащимся в них лекарством оседают внутри легких. Эффекты препарата в значительной мере определяются зоной его преимущественного осаждения, а также его способностью всасываться с поверхности слизистой оболочки в кровотоки.

### Абсорбируемые препараты

Некоторые препараты всасываются в кровь через слизистую оболочку бронхов альвеолярного дерева значительно быстрее, чем с поверхности ротовой полости или гортани. Интенсивное всасывание препарата сопровождается резким нарастанием его концентрации в крови. Для таких веществ характерно очень быстрое системное действие; непосредственное же влияние на легкие оказывается непродолжительным. В экстренных случаях аэрозольный способ введения подобных препаратов служит отличной альтернативой внутривенной инъекции или пероральному приему. Типичным примером является нитроглицерин, выпускаемый в ингаляторе отмеренных доз (ИОД). Применение быстро абсорбируемых лекарств в аэрозольной форме не относится к методам респираторной терапии<sup>1</sup>, поскольку не преследует цель лечебного воздействия на легкие.

### Неабсорбируемые препараты

Полную противоположность препаратам первой группы представляют неабсорбируемые вещества, для которых внутренняя поверхность легких служит непроницаемым барьером. Такие лекарственные средства в высоких концентрациях накапливаются в местах оседания микрокапель и оказывают выраженное длительное местное действие при полном (или почти полном) отсутствии резорбтивных эффектов. К числу неабсорбируемых веществ относятся аминогликозиды (амикацин, гентамицин, тобрамицин), канамицин, полимиксин, ванкомицин, сурфактант и хромогликат натрия. Низкая всасываемость — важнейшее свойство идеального препарата для респираторной аэрозольтерапии, которое обеспечивает наиболее полное и длительное целевое действие осевшей части дозы на терапевтическую мишень. Так, аэрозольное нанесение перечисленных выше антибиотиков на поверхность бронхиального дерева позволяет создавать очень высокие их концентрации в мокроте, недостижимые при парентеральном введении, и при этом избегать системных, в том числе токсических, эффектов.

### Частично абсорбируемые препараты

Большинство лекарств, применяемых в форме аэрозолей, способны частично всасываться в кровотоки, и потому оказывают как местное, так и системное действие.

<sup>1</sup> Согласно одному, достаточно вольному, но при этом краткому и выразительному, определению понятия «респираторная терапия» объединяется группа методов «лечения легких через легкие».



адреномиметики, М-холинолитики, водорастворимые глюкокортикоиды, гепарин, инфузионный раствор фуросемид и некоторые другие). Частичная резорбция препарата нередко сопровождается развитием побочных, в том числе и нежелательных, эффектов. Поэтому из каждой фармакологической группы для аэрозольного применения предпочитают использовать лекарства, наименее подверженные абсорбции, чтобы концентрация действующего вещества в бронхиальной стенке и в слизи длительно оставалась значительно выше, чем в крови. Определенное клиническое значение имеет депонирование некоторых препаратов в легочной паренхиме, обеспечивающее длительное местное и системное действие.

Другой способ решения проблемы резорбции — распыление действующего вещества в микрокристаллической (микросуспензия, порошок) или липосомной форме. Твердые частицы препарата, осев на слизистую оболочку бронхов, постепенно растворяются, оказывая продолжительное местное действие. Примером может служить препарат Пульмикорт (суспензия будесонида), системная биодоступность которого при аэрозольном применении составляет лишь 15%. Суспензии адреномиметиков и глюкокортикоидов для аэрозольного применения выпускают в ампулах и флаконах для струйных небулайзеров, а также в ИОДах. Перед применением флаконы ИОДы необходимо тщательно встряхивать.

Перечислим достоинства аэрозольного способа введения лекарственных средств:

- возможность создания высокой концентрации действующего вещества непосредственно в биологической мишени (пораженной легочной ткани);
- минимальные, по сравнению с другими способами, побочные эффекты, обусловленные системным действием препарата;
- быстрое действие;
- меньшая, чем при парентеральном введении, доза препарата;
- возможность безопасного использования некоторых эффективных, но токсичных при системном применении препаратов;
- для некоторых веществ это единственный возможный способ доставки к месту действия (кромогликат, сурфактант);
- возможность преимущественного осаждения аэрозоля в определенной зоне легких (верхние или нижние дыхательные пути, альвеолы).

Следует также помнить, что вирусы и бактерии, попадающие в воздух, оседают на аэрозольных частицах. Поэтому аэрозоль можно рассматривать еще и как эффективную форму переноса микрофлоры извне (например, из контаминированного контура или резервуара небулайзера) вглубь легких или в атмосферу палаты интенсивной терапии.

Первые попытки проведения аэрозольтерапии на фоне ИВЛ предпринимались еще в конце 1960-х годов, но довольно быстро обнаружилось, что для достижения клинического эффекта требуются существенно бо́льшая доза препарата, чем в амбулаторной практике: контур респиратора и интубационная трубка оказались «черной дырой», в которой оседала основная масса аэрозольных частиц. Для того чтобы преодолеть этот эффект, приходилось увеличивать дозу препарата в 5, а иногда и в 50 раз. В середине 1980-х годов были опубликованы результаты количественных исследований, подтвердившие, что при проведении ингаляции через маску или загубник

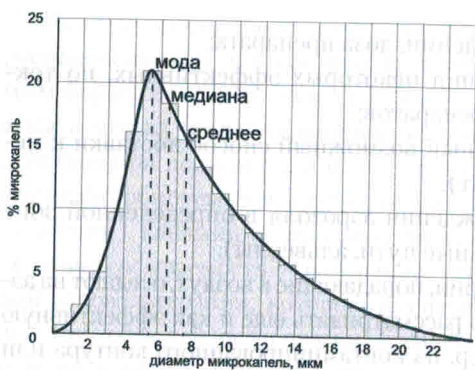
в легких осаждается около 10% ингалируемой дозы препарата, в то время как при респираторной терапии через контур респиратора и интубационную трубку этот показатель у взрослых пациентов снижается до 1–3% [85], а у детей оказывается менее 1% [16]. Следует заметить, что поначалу аэрозольная терапия на фоне ИВЛ выполнялась по тем же принципам и теми же устройствами, что и в амбулаторной практике. Помимо низкой эффективности лечения, это приводило к нежелательному приросту минутного объема вентиляции, а также засорению и отказу экспираторного клапана и датчика потока.

Интенсивные исследования, выполненные в 1980–90-х годах, обнаружили целый комплекс специфических проблем, возникающих при проведении аэрозольной терапии через контур респиратора, и позволили разработать рекомендации по их решению. В результате эффективность использования ингалируемой дозы (так называемая *осаждаемая фракция*) у взрослых достигла 10–25%, а у детей возросла в два раза [5], что позволило значительно расширить применение аэрозолей на фоне ИВЛ.

Высокая результативность ингаляций лекарственных средств во время искусственной вентиляции может быть достигнута только при осмысленном и тщательном соблюдении ряда правил, вытекающих из общих принципов клинической технологии аэрозольной терапии.

### Физические характеристики аэрозолей

Аэрозоль, производимый генератором, представляет собой смесь микрокапель разного размера, взвешенную в газе-носителе. Диаметр частиц оказывает определенное влияние на глубину их проникновения в дыхательную систему и, следовательно, на эффективность терапии.



**Рис. 31.** Распределение частиц аэрозоля по размерам (гистограмма)

Для того чтобы охарактеризовать дисперсность аэрозоля одним числом, на гистограмме проводится *медиана* — вертикальная линия, разделяющая график на две части таким образом, что суммарные массы частиц справа и слева от нее оказываются равными<sup>1</sup>. В микро-

Каждая модель генератора производит аэрозоль с определенным, характерным для данного устройства спектром размеров частиц. Распределение микрокапель по размерам является важнейшей характеристикой аэрозоля. Информация о размерах частиц позволяет правильно выбрать генератор для достижения определенных клинических целей.

На рис. 31 приведена типичная гистограмма аэрозоля. В нем преобладают частицы диаметром от 4 до 8 мкм, но имеются также, правда в меньших количествах, капли больших и меньших размеров (от 1 до 22 мкм). Для того чтобы охарактеризовать дисперсность аэрозоля одним числом, на гистограмме проводится *медиана* — вертикальная линия, разделяющая график на две части таким образом, что суммарные массы частиц справа и слева от нее оказываются равными<sup>1</sup>. В микро-

<sup>1</sup> Суммарная масса микрокапель определенной части спектра представлена площадью под данной частью кривой. Таким образом, медиана делит общую площадь под кривой на две равные части.



частиц, размер которых соответствует медиане, сосредоточена наибольшая часть массы препарата. Диаметр этих частиц (так называемый *средний аэродинамический диаметр*, САД)<sup>1</sup> служит характеристикой дисперсности аэрозоля и приводится в паспорте генератора.

Дисперсность аэрозоля определяется не только конструкцией генератора, но и режимом его работы: средний размер частиц на выходе струйного небулайзера зависит от потока сжатого газа-носителя.

Второй характеристикой аэрозоля является его *концентрация* — общая масса микрокапель, содержащихся в единице объема ( $\text{г/м}^3$  или  $\text{мг/л}$ ). *Производительность* аэрозольного генератора выражается количеством жидкости, распыляемой за одну минуту (мл/мин), или временем, требуемым для распыления одной стандартной дозы (обычно 5–15 мин).

Аэрозоли относятся к структурам с развитой поверхностью. Суммарная площадь поверхности микрокапель огромна: в одном литре обычного терапевтического аэрозоля она достигает нескольких квадратных метров. Через развитую поверхность осуществляется очень быстрый обмен молекулами воды между жидкой и газовой фазами аэрозоля, что имеет определенное практическое значение. Во-первых, вследствие испарения воды с такой большой поверхности, сухой газ-носитель, в котором подвешены микрокапли, мгновенно и полностью увлажняется. Размер микрокапель при этом уменьшается. Во-вторых, при попадании холодного аэрозоля в качественно увлажненный и согретый газ дыхательного контура микрокапли, выступая в качестве центров конденсации, впитывают в себя влагу, увеличиваются в размерах и оседают преимущественно в интубационной трубке и проксимальных дыхательных путях. В результате эффективность аэрозольтерапии резко снижается.

### Механизмы осаждения микрокапель в легких

Осаждение микрокапли происходит в результате ее соприкосновения с поверхностью. На этот процесс влияют несколько факторов.

#### Инерционный удар

Инерционный удар микрокапли о поверхность происходит в результате изменения направления газового потока, например при движении газа через угловой конектор или через изгиб интубационной трубки, а также при раздвоении потока в бифуркации бронха (рис. 32). В таких случаях самые мелкие легкие частицы увлекаются газотоком и продолжают движение в новом направлении, а более крупные тяжелые капли по инерции сохраняют

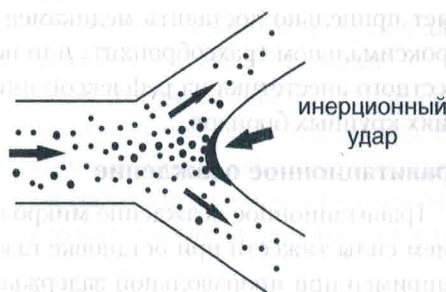


Рис. 32. Инерционный механизм осаждения микрокапель аэрозоля

<sup>1</sup> В зарубежной литературе этот параметр обозначается MMAD (англ. *Mass Median Aerodynamic Diameter*).

исходное направление полета, наталкиваются на бифуркацию дыхательных путей и оседают на ней. Инерционное осаждение усиливается при турбулентном (высокоскоростном) характере газотока.

Чем больше масса микрокапли, тем выше ее инерция, а следовательно, и вероятность ее осаждения вследствие инерционного удара. Данный механизм осаждения является основным для капель диаметром более 5 мкм, но также имеет некоторое значение для капель диаметром 2–5 мкм. Инерционные свойства капель менее 2 мкм незначительны.

Чем выше линейная скорость газотока, тем эффективнее работает механизм инерционного удара. При скорости вдоха более 0,5 л/с (что соответствует инспираторному потоку 30 л/мин) частичному инерционному осаждению подвергается даже мелкодисперсная фракция аэрозоля. Линейная скорость газотока наиболее высока в самых узких частях респираторного тракта — в проксимальных дыхательных путях, и особенно в интубационной трубке, где оседает основная часть крупных капель. В глубоких отделах легких, где общее поперечное сечение дыхательных путей велико, а линейная скорость газотока мала, инерция капель становится незначительной.

Инерционное осаждение микрокапель служит причиной превращения интубационной трубки в «черную дыру» для аэрозоля, упомянутую выше. Интубационная трубка является самым узким участком на пути инспираторного потока, поэтому линейная скорость газа в ней максимальна. Изгибы интубационной трубки, на которых меняется направление движения газа, создают условия для инерционного удара капель аэрозоля о внутреннюю поверхность и их преждевременного осаждения.

Роль инерционного механизма неоднозначна. С одной стороны, он снижает эффективность использования дозы препарата, поскольку обеспечивает осаждение большей части дозы лекарственного вещества в контуре, интубационной трубке и крупных бронхах, тем самым уменьшая поступление препарата в мелкие дыхательные пути и альвеолы. Это может быть крайне нежелательно, например, при аэрозолотерапии бронхолитиками. С другой стороны, умелое использование инерции позволяет прицельно доставить медикамент в трахею и крупные бронхи, например при проксимальном трахеобронхите или необходимости подавления кашля напылением местного анестетика на рефлексогенные зоны, которые располагаются на бифуркациях крупных бронхов.

### Гравитационное осаждение

Гравитационное осаждение микрочастиц подобно дождю происходит под действием силы тяжести при остановке газотока и исчезновении инерционного фактора, например при произвольной задержке дыхания на высоте вдоха, или во время инспираторной паузы при ИВЛ. Гравитационному осаждению подвержены частицы диаметром которых превышает 1 мкм. Чем тяжелее частица, тем быстрее она оседает. Этот процесс наиболее выражен в бронхиолах, диаметр которых невелик, и путь микрокапли к поверхности короток.



**Диффузионное осаждение**

Диффузионное осаждение обусловлено бомбардировкой микрочастиц молекулами газа. Этот феномен, известный как «броуновское движение», обеспечивает столкновение микрокапель аэрозоля с поверхностью и осаждение в легких основной массы частиц диаметром 1–3 мкм. Микрокапли крупнее 3 мкм не подвержены броуновскому движению в силу своей массы; частицы же менее 1 мкм образуют очень стабильную фракцию, которая покидает легкие с выдыхаемым газом. Процесс диффузионного осаждения происходит как в дистальных, так и в крупных бронхах при относительно невысоких потоках (менее 40 л/мин).

Рассмотренными выше механизмами определяются зоны преимущественного осаждения аэрозолей в респираторном оборудовании и в дыхательной системе (табл. 8).

**Таблица 8. Зоны преимущественного осаждения аэрозолей**

Размер капель	Дисперсность <sup>1</sup>	Зона преимущественного осаждения
> 5 мкм	крупнодисперсный аэрозоль (спрей)	проксимальные дыхательные пути
3–5 мкм	среднедисперсный аэрозоль	мелкие дыхательные пути
1–2 мкм	мелкодисперсный аэрозоль	альвеолы
< 1 мкм	ультрамелкодисперсный аэрозоль	выдыхается наружу

Несколько практических выводов:

- Для респираторной терапии пригодны аэрозоли, дисперсность которых находится в пределах 1–5 мкм (так называемая *респираторная фракция*). Более крупные частицы не достигают бронхов, а более мелкие не оседают в легких.
- Для воздействия на проксимальные дыхательные пути следует применять крупнодисперсный аэрозоль — спрей (САД > 5 мкм).
- Для доставки препарата преимущественно в мелкие дыхательные пути и альвеолы следует применять аэрозоли, САД которых составляет 1–3 мкм.
- Аэрозоли с дисперсностью < 1 мкм в силу высокой стабильности непригодны для респираторной терапии, поскольку не оседают в легких. Ультрамелкодисперсная фракция в составе аэрозоля обеспечивает непроизводительный расход препарата.
- Сужения и изгибы газопроводящих трубок (шлангов и коннекторов контура, адаптера, интубационной трубки и пр.) служат причиной значительных потерь препарата на пути к легким.
- Высокая скорость вдувания газа способствует интенсивному осаждению микрокапель аэрозоля в контуре, искусственных дыхательных путях и проксимальных бронхах.

<sup>1</sup> В научных дисциплинах принята иная классификация дисперсности аэрозолей. В зависимости от размера частиц аэрозоли называют грубодисперсными (более 1 мкм), среднедисперсными (0,5–1 мкм) и высокодисперсными (менее 0,05 мкм).

## Глава 2. Методы принудительной вентиляции легких

### Терминология

В медицинской литературе можно встретить разные названия принудительной вентиляции легких:

- **CMV** — имеет несколько прочтений, из которых наибольшее признание получило первое:
  - Continuous Mandatory Ventilation (непрерывная принудительная вентиляция);
  - Continuous Mechanical Ventilation (непрерывная механическая вентиляция);
  - Controlled Mechanical Ventilation (управляемая механическая вентиляция);
- **CV** (Controlled Ventilation — управляемая вентиляция); употребляется только с префиксами P- или V-, обозначающими управляемую переменную вдоха (PCV и VCV соответственно);
- **IPPV** (Intermittent Positive Pressure Ventilation — вентиляция с перемежающимся положительным давлением) — одно из самых ранних названий метода, до сих пор в ходу в Европе;
- **CPPV** (Conventional Positive Pressure Ventilation — конвенционная вентиляция с положительным давлением в дыхательных путях) — терминологический раритет, когда-то довольно популярный, а ныне встречающийся лишь в единичных публикациях.

Из перечисленных выше название «CMV», пожалуй, наиболее точно отражает суть метода. Американская ассоциация респираторных терапевтов (AARC) рекомендует его название как «Continuous Mandatory Ventilation» [112]. В зависимости от префикса — VC- или PC- — оно используется для обозначения ИВЛ, управляемой по потоку (VC-CMV) или по давлению (PC-CMV), и в такой форме отражает все существенные черты метода: способ управления инспираторным потоком, непрерывную последовательность однотипных дыхательных циклов и их принудительный характер. Многие авторы включают в понятие «CMV» также и метод *вспомогательной* вентиляции, традиционно называемый «Assist-Control», поскольку не видят различий между ними (терминологический кулбит мы рассмотрим при обсуждении Assist-Control).

### Принудительная вентиляция легких с управлением по потоку (VC-CMV)

Еще раз напомним, что, согласно традиции, данный метод принято называть вентиляцией с управлением по объему» или «объемной вентиляцией» (VC, Volume Control) несмотря на то, что несоответствие такого обозначения современным представлениям общепризнано: управляемой переменной при VC-CMV является поток, а не объем. За свою долгую историю метод получил несколько названий:

- **VC-CMV** (Volume Controlled<sup>1</sup> Continuous Mandatory Ventilation) — непрерывная принудительная вентиляция, управляемая по объему;

<sup>1</sup> В литературе одинаково распространены три варианта написания: Volume Control, Volume-Controlled Controlled; все они являются грамматически правильными.



- **V-CMV** (Volume Controlled Mandatory Ventilation) — принудительная вентиляция, управляемая по объему;
- **VCV** (Volume Controlled Ventilation) — вентиляция, управляемая по объему;
- **VC-IPPV** или **V-IPPV** (Volume Controlled Intermittent Positive Pressure Ventilation) — вентиляция с перемежающимся положительным давлением, управляемая по объему;
- **CPPV** (Conventional Positive Pressure Ventilation) — вентиляция с положительным давлением в дыхательных путях.

### Принцип метода

При вентиляции, управляемой по потоку, генератор потока создает заданный контур газовой смеси с заданной объемной скоростью. В зависимости от желания врача, инспираторный поток на протяжении фазы вдоха может быть убывающим, возрастающим или синусоидальным; на практике применяются исключительно первые два варианта. Переключение между фазами дыхательного цикла осуществляется по времени. Отличительной особенностью VC-CMV является ее способность поддерживать постоянство дыхательного объема и частоты дыхания при изменениях дыхательного сопротивления.

Давление в контуре в фазе вдоха является вторичным, неуправляемым параметром и зависит от величины потока, дыхательного объема, дыхательного сопротивления и auto-PEEP. Фаза выдоха при VC-CMV не отличается от таковой при CPAP.

Управление клапаном выдоха на протяжении дыхательного цикла определяется его конструкцией. Клапан с частично-регулируемым давлением (PEEP-регулятор) в фазе вдоха полностью закрыт, а в фазе выдоха открывается, и давление в контуре заданным уровнем PEEP/CPAP. Этот вариант применяется в респираторах старых поколений и до сих пор встречается в респираторах среднего класса. Его достоинства — простота устройства и доступность для транспортировки, а также низкая цена. Его главный недостаток заключается в том, что при «внеплановом» поступлении в дыхательный контур газа из легких (например, при кашле или попытке выдохнуть в фазе вдоха, когда клапан закрыт) давление в шлангах скачкообразно повышается до опасного уровня.

Клапан с полным регулирующим управлением (PEEP/PIP-регулятор, клапан выдоха) способен ограничивать давление в контуре в соответствии с заданием на протяжении всего дыхательного цикла: в фазе вдоха это заданное давление ( $P_{max}$ ), а в фазе выдоха — CPAP. Задание для активного клапана в фазе вдоха врач определяет вручную, устанавливая  $P_{max}$ . В принципе, управление активным клапаном при VC-CMV может быть любой (главное, чтобы оно соответствовало установившемуся  $P_{peak}$ ), но рекомендуется, чтобы  $P_{max}$  превышало установленное пиковое давление вдоха ( $P_{peak}$ ) на 5–7 см вод ст. Значение  $P_{max}$  в большинстве респираторов равно 40–60 см вод ст. Забегая вперед, скажем, что при настройке  $P_{max}$  равным  $P_{peak}$  VC-CMV превращается в PLV — вентиляция с регулируемым давлением, рассмотренный ниже отдельно.

### Условия применения метода

Главными условиями для применения VC-CMV являются (1) отсутствие самостоятельных дыхательных движений и (2) герметичное подключение дыхательного аппарата к дыхательным путям пациента через искусственные дыхательные пути. Неполное выполнение этих условий затрудняет проведение искусственной вентиляции и снижает ее качество.

Вдох, осуществляемый исключительно респиратором, без участия дыхательной мускулатуры, называется пассивным (англ. *passive inflation*). Апноэ как условие для успешного проведения искусственной вентиляции может (1) быть вызвано преднамеренно с целью адаптации пациента к респиратору (миорелаксанты, депрессанты ЦНС, гипервентиляция), либо (2) являться следствием поражения центральной или периферической нервной системы при заболеваниях, травмах и отравлениях.

Заслуживает отдельного краткого рассмотрения *апноэ, индуцированное искусственной вентиляцией* (англ. *ventilation-induced apnea*) — исчезновение спонтанной дыхательной активности у пациента в условиях умеренной искусственной гипервентиляции при наличии так называемого *дыхательного комфорта*. Подобная адаптация к принудительной вентиляции является оптимальным вариантом при проведении долгосрочной ИВЛ, поскольку позволяет отказаться от применения миорелаксантов, опиоидов и гипнотиков или резко сократить потребность в них. Дыхательный комфорт возникает при наличии разнообразных факторов, дополнительно стимулирующих дыхательный центр (ацидоз, гипоксемия, раздражение трахеи и бронхов мокротой или интубационной трубкой, боль, страх, ощущение нехватки воздуха при неправильно подобранных параметрах вентиляции и пр.). Введению пациента в состояние дыхательного комфорта способствуют препараты, угнетающие дыхательный центр и устраняющие неблагоприятный эмоциональный фон. Обычно это опиаты, применяемые в дозах, недостаточных для развития наркотического апноэ, но потенцирующих эффект умеренной гипервентиляции, а также подавляющих кашлевой рефлекс и обеспечивающих аналгезию и седацию. При преобладании эмоциональной составляющей эффективными средствами индукции дыхательного комфорта оказываются транквилизаторы.

### Последовательность дыхательных циклов

Искусственная вентиляция легких с управлением по потоку представляет собой непрерывную последовательность однотипных дыхательных циклов типа VC:

$$[VC]-[VC]-[VC]-[VC]-[VC]-\dots$$

Переход от предыдущего цикла к последующему и переключение фаз и интервалов внутри дыхательного цикла осуществляется *по времени*. Независимое триггерование исключает возможность участия дыхательной мускулатуры пациента в процессе вентиляции.

В первые десятилетия эпохи ИВЛ получила распространение практика периодической подачи пациенту удвоенного дыхательного объема (англ. *sigh* — глубокий вздох) или короткой серии таких увеличенных вдохов. Считалось, что длительная монотонная вентиляция относительно небольшим дыхательным объемом приводит к образованию ателектазов, преимущественно в дорзальных отделах легких,



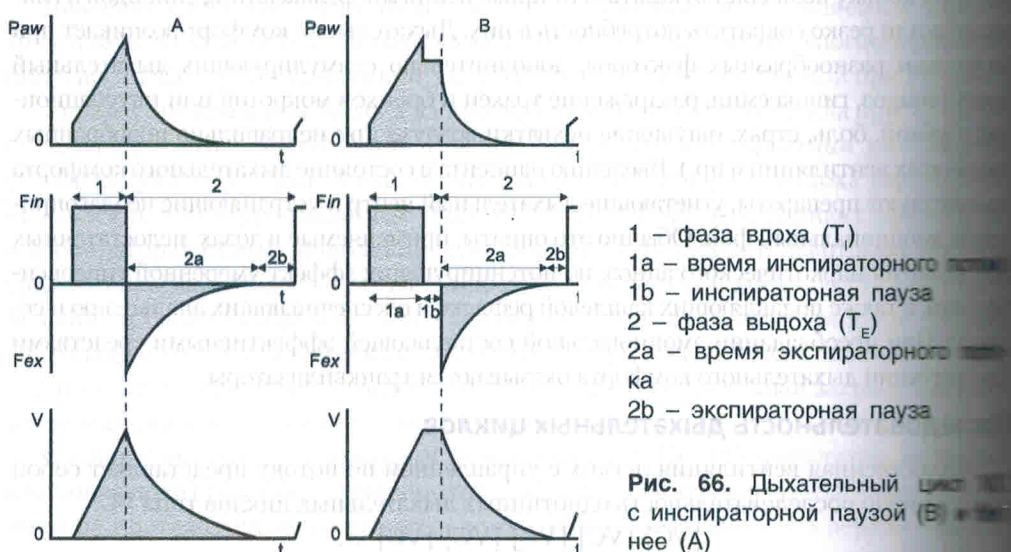
а раздувание легких увеличенным дыхательным объемом один раз в 5–10 мин препятствует такому осложнению. В некоторых респираторах с той же целью глубокого вдоха использовалось периодическое подключение на несколько дыхательных циклов высокого РЕЕР.

В последние десятилетия опция Sigh — предшественница современных подходов к рекрутированию альвеол — вышла из употребления. Ее до сих пор можно встретить в меню некоторых моделей, где она оставлена скорее для расширения списка возможностей, чем как рабочий инструмент. Необходимость в этом приеме, когда-то оправданная, отпала по мере внедрения стратегии применения РЕЕР/CPAP, совершенствования технологий кондиционирования дыхательной смеси и правил за пациентом при ИВЛ.

В современной респираторной терапии для профилактики ателектазов применяется невысокий уровень РЕЕР/CPAP (обычно 5–7 см вод. ст.), включаемый во всех случаях вентиляции при отсутствии противопоказаний.

### Временная структура дыхательного цикла

Временная структура дыхательного цикла типа VC с инспираторной паузой приведена на рис. 66.



У большинства респираторов задаваемыми параметрами являются частота дыхательных циклов  $f$  (ц/мин) и отношение длительностей фаз вдоха и выдоха ( $T_I:T_E$  I:E). Длительность дыхательного цикла (в секундах) рассчитывается делением 60 на частоту вентиляции:

$$T_{tot} (c) = 60 : f.$$

Другой способ задания частоты вентиляции — через указание абсолютной длительности фаз цикла ( $T_I$  и  $T_E$ ), обычно в миллисекундах, — применяется преимущественно в неонатальных респираторах:

$$T_{tot} = T_I + T_E$$

В таком случае частота вентиляции оказывается вторичным, расчетным параметром:

$$f = 60 : T_{tot} \text{ (с)}$$

Структура фазы вдоха (инспираторной фазы) зависит от величины дыхательного объема ( $V_T$ , л) и инспираторного потока ( $F_{insp}$ , л/с), определяющего скорость, с которой дыхательный объем поступает в легкие. Их частное представляет собой время, течение которого осуществляется вдувание газа — время вдувания или время инспираторного потока (англ. *inspiratory flow time*)<sup>1</sup> (рис. 66, 1а).

В зависимости от заданных параметров вентиляции, время инспираторного потока может оказаться равным, больше или меньше длительности фазы вдоха. В связи с тем что при VC-CMV процесс вдоха протекает в жестких временных рамках, заданных настройками респиратора, возможны три варианта структуры фазы вдоха:

- инспираторный поток прекращается одновременно с фазой вдоха;
- инспираторный поток заканчивается раньше, чем фаза вдоха;
- фаза вдоха недостаточна для введения заданного дыхательного объема (несовместимость параметров).

В первом случае время вдувания занимает всю фазу вдоха, и момент остановки инспираторного потока совпадает с моментом переключения респиратора на выдох (рис. 66, А).

Во втором случае, когда время, требуемое для подачи заданного дыхательного объема оказывается короче фазы вдоха ( $T_I$ ), по истечении времени вдувания и до окончания фазы вдоха генератор потока свежего газа останавливается, но клапан выдоха остается закрытым (рис. 66, В, интервал 1б). Этот интервал фазы вдоха получил название *инспираторная пауза* или *пауза вдоха* (англ. *inspiratory pause* или *inspiratory hold*).

Если же расчетное время вдувания при настройке аппарата оказывается больше длительности фазы вдоха (третий вариант), респиратор сообщает о несовместимости параметров и отказывается принимать новые настройки до исправления ошибки.

У моделей, в которых первично-задаваемыми параметрами при VC-CMV являются (1) дыхательный объем, (2) инспираторный поток, (3) частота вентиляции (4) отношение фаз цикла, длительность инспираторной фазы рассчитывается автоматически из заданных параметров. Рассмотрим пример такого расчета.

Задаваемые параметры:  $V_T = 0,5$  л;  $F_{insp} = 30$  л/мин =  $0,5$  л/с;  $f = 10$  ц/мин;  $T_I : T_E = 1:2$ .

Автоматически рассчитываются:

1. Длительность дыхательного цикла:

$$T_{tot} = 60 \text{ с} : 10 \text{ ц/мин} = 6 \text{ с}$$

2. Длительность фаз цикла:

$$T_I = 6 \text{ с} : 3 = 2 \text{ с};$$

$$T_E = 6 \text{ с} - 2 \text{ с} = 4 \text{ с}$$

<sup>1</sup> *Inspiratory flow time* (англ. *inspiratory flow time*) определяется как промежуток времени между началом и прекращением инспираторного потока (глоссарий журнала *Respiratory Care*). Оно не имеет собственного



3. Время инспираторного потока:

$$0,5 \text{ л} : 0,5 \text{ л/с} = 1 \text{ с.}$$

4. Инспираторная пауза:

$$2 \text{ с} - 1 \text{ с} = 1 \text{ с.}$$

В данном примере фаза вдоха имеет длительность 2 с и состоит из времени инспираторного потока (1 с) и инспираторной паузы (1 с).

Получил распространение также и другой способ настройки параметров вентиляции: задаваемыми параметрами служат (1) дыхательный объем, (2) частота вентиляции (3) отношение фаз цикла и (4) длительность инспираторной паузы, которая обычно задается в процентах от длительности фазы вдоха. В таком случае респиратор автоматически рассчитывает вторичные параметры: время инспираторного потока и длительность инспираторной паузы, а также величину инспираторного потока, который обеспечивает заданный дыхательный объем в указанных временных рамках.

Пример.

Задаваемые параметры:  $V_T = 0,4 \text{ л}$ ;  $f = 15 \text{ ц/мин}$ ;  $T_I:T_E = 1:3$ ; инспираторная пауза —

Автоматически рассчитываются:

1. Длительность дыхательного цикла:

$$T_{tot} = 60 \text{ с} : 15 \text{ ц/мин} = 4 \text{ с.}$$

2. Длительность фаз цикла:

$$T_I = 4 \text{ с} : 4 = 1 \text{ с};$$

$$T_E = 4 \text{ с} - 1 \text{ с} = 3 \text{ с.}$$

3. Время инспираторного потока:

$$50\% \text{ от } 1 \text{ с} = 0,5 \text{ с.}$$

4. Инспираторная пауза:

$$1 \text{ с} - 0,5 \text{ с} = 0,5 \text{ с.}$$

5. Инспираторный поток:

$$0,4 \text{ л} : 0,5 \text{ с} = 0,8 \text{ л/с} = 48 \text{ л/мин.}$$

В данном примере фаза вдоха имеет длительность 1 с и состоит из времени инспираторного потока (0,5 с) и инспираторной паузы (0,5 с).

В некоторых аппаратах длительность инспираторной паузы (в секундах или в процентах от длительности фазы вдоха) является не расчетным, а задаваемым параметром. В таких случаях она добавляется ко времени инспираторного потока. Длительность инспираторной паузы обычно составляет 10–30% фазы вдоха или 0,2–0,3 с. Превышение этих пределов с выходом на экстремальные значения  $T_I:T_E$  сопряжено с опасностью осложнений и в большинстве случаев не оправдывает себя.

Инспираторная пауза увеличивает длительность фазы вдоха и повышает отношение фаз цикла ( $T_I:T_E$ ). Этим можно пользоваться для установки инвертированного соотношения  $T_I:T_E$ , при котором фаза вдоха оказывается равна или больше фазы выдоха. Следует помнить, что при вентиляции с инверсией фаз цикла (англ. *Inverse Ratio Ventilation*) длительность выдоха часто оказывается недостаточной для возврата легких к уровню FRC, что сопровождается динамической задержкой газа в легких с формированием auto-PEEP. Поэтому основным (если не единственным) показанием для вентиляции с инверсией фаз является рестриктивный синдром, при котором выдох ускоряется, а длительность экспираторного потока «укладывается» в укороченную фазу выдоха.