

Contemporary Clinical Medicine Series

当代临床医学丛书

内科学分册

主 编 王福花 王伟

中医古籍出版社

图书在版编目(CIP)数据

当代临床医学丛书.内科学分册/《当代临床医学丛书》

编委会编.-北京:中医古籍出版社,2008.12

ISBN 978-7-80174-685-6

I.当… II.当… III.①临床医学②内科学

IV.R4 R5

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2008)第 209748 号

当代临床医学丛书

——内科学分册

《当代临床医学丛书》编委会 编

责任编辑 孙志波

出版发行 中医古籍出版社

社 址 北京市东直门内南小街 16 号 (100700)

印 刷 北京北方印刷厂印刷

开 本 850mm×1168mm 1/32

印 张 157

字 数 3916.8 千字

版 次 2008 年 12 月第 1 版 2008 年 12 月第 1 次印刷

标准书号 ISBN 978-7-80174-685-6

总 定 价 500.00 元(全 10 册)

目 录

第一章 机械通气的应用	(1)
第一节 概述	(1)
第二节 机械通气的基础理论	(3)
第三节 机械通气的应用原则	(17)
第四节 肺保护性通气策略	(19)
第五节 经人工气道机械通气	(22)
第六节 经面罩机械通气	(24)
第七节 有创机械通气过程中出现的问题及应对策略	(26)
第八节 机械通气的临床应用	(31)
第二章 呼吸衰竭	(35)
第一节 总论	(35)
第二节 慢性呼吸衰竭	(36)
第三节 急性呼吸衰竭	(48)
第四节 成人呼吸窘迫综合征	(49)
第三章 弥散性肺间质疾病	(53)
第一节 肺泡蛋白质沉积症	(75)
第二节 组织细胞增多症	(79)
第三节 慢性嗜酸粒细胞性肺炎	(79)
第四节 其他弥散性肺间质疾病	(85)

第五节	尘肺(硅沉着病)	(87)
第四章	出血、凝血性疾病	(93)
第一节	遗传性出血性毛细血管扩张症	(93)
第二节	过敏性紫癜	(95)
第三节	原发性血小板减少性紫癜	(102)
第四节	获得性血小板功能障碍	(112)
第五节	血友病	(116)
第六节	血管性血友病	(120)
第七节	弥漫性血管内凝血	(124)
第五章	多发性骨髓瘤	(144)
第六章	输血与输血反应	(169)
第一节	输血	(169)
第二节	输血反应	(178)
第七章	造血系统疾病	(188)
第一节	慢性骨髓炎	(188)
第二节	化脓性骨髓炎	(195)
第三节	原发性骨髓纤维化	(201)
第八章	血糖的调节和调节失控	(208)
第一节	餐后血糖调节的病理生理学进展	(208)
第二节	低血糖症和胰岛素瘤	(210)
第三节	糖尿病	(225)
第四节	胰岛素抵抗	(246)
第九章	胃肠内分泌疾病	(253)

第一节	胃肠道激素	(253)
第二节	胃肠道癌肿的内分泌治疗	(256)
第三节	胃肠激素与消化系疾病	(258)
第四节	肠易激综合征与肠道内分泌细胞	(263)
第五节	胃肠胰腺神经内分泌肿瘤诊断与治疗进展	(268)
第十章	肝脏与内分泌	(276)
第一节	肝脏神经内分泌区室	(276)
第二节	肝细胞瘤的内分泌治疗	(279)
第十一章	肾脏内分泌及代谢病	(288)
第一节	肾脏的内分泌功能	(288)
第二节	瘦素与肾脏	(293)
第三节	代谢综合征肾损害	(298)
第十二章	内分泌疾病血液系统	(304)
第一节	促红细胞生成素	(304)
第二节	骨髓移植预处理与内分泌腺	(309)
第十三章	代谢性疾病	(320)
第一节	肥胖症	(320)
第二节	高脂蛋白血症	(322)
第三节	糖原贮积症	(326)
第四节	低血糖症	(331)
第五节	痛风	(346)
第六节	原发性骨质疏松症	(353)
第七节	石骨症	(358)

第十四章 中医内科肾系病证	(361)
第一节 水肿	(361)
第二节 淋证	(371)
第三节 癃闭	(382)
第四节 阳痿	(391)
第五节 遗精	(398)

第一章 机械通气的应用

机械通气(mechanical ventilation, MV)是利用呼吸机的机械装置产生气流和提供不等氧浓度,通过增加通气量、改善换气和减少呼吸功,以达到改善或纠正缺 O_2 、高碳酸血症的目的。它主要起生命支持作用,为基础疾病的治疗创造条件。

第一节 概述

(一)定义

机械通气是临床上利用机械辅助通气的方式,达到维持、改善和纠正患者因诸多原因所致的急/慢性重症呼吸衰竭(包括通气衰,竭氧合衰竭,ventilatory and oxygenation failure)的一种治疗措施。通常以 $PaCO_2$ 的异常增高作为标志性参数,引起通气衰竭可能的致病因素见表1-1。

(二)呼吸机治疗的目的

1. 维持适当的通气量,使肺泡通气量满足机体的需要;
2. 改善肺气体交换功能,维持有效的气体交换,纠正低氧血症及急性呼吸性酸中毒等;
3. 减少呼吸肌作功,恢复呼吸肌疲劳,减轻呼吸窘迫,降低呼吸氧耗;
4. 改变压力容积关系:防止或逆转肺不张,改善肺的顺应性,防止肺的进一步损伤;
5. 肺内雾化吸入治疗;

表 1-1 临床上引起呼吸衰竭常见原因和特点

病理生理	临床标准	所在病因
呼吸驱动降低	$PaCO_2 \uparrow (>55 \text{ mmHg})$ 缓慢呼吸—呼吸暂停	神经功能障碍
呼吸肌疲劳 (因肺纤维化或气道阻塞所致)	$PaCO_2 \uparrow (>55 \text{ mmHg})$ 呼吸急促($>35 \text{ bpm}$) 肌无力 (吸气负压 $<25 \text{ cmH}_2\text{O}$) $CL \downarrow$ $RAW \uparrow$	阻塞性或限制性疾病
呼吸肌疲劳 (因死腔通气增加所致)	$PaCO_2 \uparrow (>55 \text{ mmHg})$ 呼吸急促 ($>35 \text{ bpm}$) $V_D/V_T \uparrow (>0.6)$	肺血管性疾病

注:表中 $PaCO_2$ 为二氧化碳分压, CL 为肺顺应性, RAW 为气道阻力,

V_D 为潮气通气时的死腔量, V_T 为潮气量。

6. 促进肺或气道的愈合;
7. 预防性机械通气用于休克等情况下的呼吸衰竭的预防性治疗,防止并发症的发生。

(三)呼吸机治疗的相对禁忌症

1. 大咯血或严重误吸引起的窒息性呼吸衰竭;
2. 伴有肺大泡的呼吸衰竭;
3. 张力性气胸;
4. 心肌梗死继发的呼吸衰竭。

(四)近代机械通气技术及策略的发展和变化

1. 气模式的发展:近年来通气模式增加了许多,诸如自动转换模式、压力释放通气模式(PRV)、压力调节容积控制通气模式(PRVCV)、容积保障压力支持通气模式(VAPSV)、以及成比率通气模式(PAV)等等。这些模式大多是计算机控制及传感技术发展结果,它为我们各种不同的病理生理情况下的治疗,提供了更多合理的选择,也为呼吸衰竭成功治疗提供了更多希望。

2. 肺保护性策略

(1)小潮气量(5~8ml/kg),"容许性高碳酸血症";(2)"肺开放"原则,加用适当的 PEEP。

3. 无创通气和负压通气再受重视:在自然状态下,人体的呼吸过程是通过负压呼吸实现的。

1929 年第一台呼吸机 "铁肺" 也是模仿负压呼吸的原理而设计的,但此后的呼吸机都是改向正压呼吸发展,迄今全球所用呼吸机也几乎全为正压呼吸机。虽然,正压呼吸机具有灵巧、自动化程度高、通气效果好等优点,但其缺点也是突出的。首先,它不符合自然生理状态下的负压呼吸,并带来许多其它并发症,如呼吸过程的胸内正压,可影响回心血量及心搏出量减少,并产生气压伤,等等。其次,正压通气需密闭气道,实施气管插管。

这就给患者带来恐惧和不适,影响语言和进食,并增加感染机会,如呼吸机相关性肺炎等一系列问题。因此,经多年实践后人们在不断完善正压通气的同时,又把目光投向无创通气。

无创通气具有患者舒适、无痛苦,可保留语言、吞咽及咳嗽等功能,可避免插管或切口气道所致的多种并发症,而具有极大的吸引力。目前由于面罩质量的改善、漏气补偿技术使用、通气模式改进、触发灵敏度提高,以及触发后送气滞后时间缩短等技术的改进,无创正压通气已经得到普遍使用。如 BiPAP 及 Auto-CPAP 呼吸机已广泛使用在睡眠呼吸暂停低通气综合征,并用于轻症呼吸衰竭或脱机后的序贯治疗。

负压通气机如胸甲式及胸腹雨披式等呼吸机的研究也都取得了一定进展,并

在一定范围内试用于临床,在神经肌肉疾患所致的呼吸衰竭的治疗及协助脱机等方面取得良好效果。尽管负压通气目前在技术上仍不够成熟,还存在许多问题,如通气效果不如常规正压呼吸机、气体交换纠正不理想、以及气道分泌物清除困难等等。但因无创通气和负压通气更符合自然及生理状况,因此,它代表了呼吸机的发展趋势和方向。随着技术不断改善,它的发展将极具前途。

第二节 机械通气的基础理论

MV 的基本工作原理是建立气道口与肺泡间的压力差。根据呼吸机的设计特点,加压方式分为胸腔加压和呼吸道直接加压。前者称为负压呼吸机,后者称为正压呼吸机,简称呼吸机(ventilator)。

【呼吸机的基本结构】

(一)动力部分主要分电动或气动两种基本类型。前者为机械动力驱动密闭容器送气,后者多由高压氧和高压空气共同驱动。

(二)连接部分主要由通气管路、呼气阀和传感器构成。

(三)主机主要包括通气模式、通气参数调节、监测和报警装置等。

【基本特性】

(一)压力变化

1. 间歇正压通气(IPPV) MV 的动力,主要克服气道阻力和肺的弹性阻力。吸气期正压,呼气期压力降为零,从而引起肺泡周期性扩张和回缩,产生吸气和呼气。

2. 呼气末正压(PEEP)指机械通气时,呼气末气道压大于零,与 IPPV 结合组成持续正压通气(CPPV)。PEEP 主要有以下作用。

(1)治疗急性肺损伤或其他原因的肺水肿,其效应机制为:①扩张陷闭肺泡,消除间歇性分流和切变力损伤,改善陷闭区肺循环。②改善肺泡和肺间质水肿,保持功能残气量,增加肺组织顺应性。通过上述作用提高氧分压。

(2)用于呼气性气道阻塞性疾病,对抗气道陷闭和内源性 PEEP(PEEPi),减少呼吸肌做功,提高人机的同步性。

(3)低水平 PEEP 可降低气道阻力。

3. 吸气末正压(P_{plat})指吸气达峰压后,维持肺泡充盈的压力,而气流消失(吸气末屏气),但也可能存在。其作用为:①传统上用于 ARDS,效应与 PEEP 类似。②适度吸气末正压符合呼吸生理,可用于各种类型的呼吸衰竭,改善气体分布。特别是气道或肺实质病变不均匀时,气体可有充足的时间进入通气不畅的肺泡。在送气中止的情况下,气体可由压力较高的肺泡进入气道阻塞较重、压力较低的肺泡,使气体重新分布。

(二)自变量的确定分两类:压力或容量,两者一般不能同时存在,在压力确定

的情况下,容量变化,反之亦然。但间歇指令通气是“例外”,因为两次机械通气之间是不受呼吸机支配的自主呼吸,其中可加用任何自主通气形式。

(三)流速形态有方波、递减波、递增波、正弦波等,常用前两者。吸气时方波维持高流量,故吸气时间短,峰压高,平均气道压低,比较适合用于循环功能障碍或低血压的患者。递减波时,吸气时间长,平均气道压高,吸气峰压低,比较适合用于有气压伤的患者。后者更符合呼吸生理,应用明显增多。

(四)吸气向呼气的转换

1. 压力转换吸气相气道压力达预设压力转为呼气,已基本淘汰。

2. 容量转换吸气相气道压力达预设潮气量转为呼气,已基本淘汰。

3. 时间转换吸气时间达预设值转换为呼气,是现代呼吸机定容型模式和定压型模式的基本转换方式。定容型的特点是潮气量稳定,可保证有效通气量,但设置不当会出现通气不足或通气过度,气道压力随气道一胸肺阻力而变化。定压型的特点是气道压力恒定,对循环功能影响较小,但潮气量随气道一胸肺阻力的变化而变化。

4. 流速转换吸气流速降至峰值流速的一定比例(多为 25%)或一定流速值转为呼气。

5. 复合转换同时存在 2 种或 2 种以上的转换方式,可保障更好的同步性。

(五)呼气向吸气转换

1. 时间转换由预设的吸气时间和呼气时间(呼吸周期)决定,在控制通气时发挥作用。

2. 自主转换自主呼吸触发,使气道压力或流量(容积)达一定数值触发呼吸机送气。触发水平多可自主调节,有时固定。触发机制以压力触发为多,但流量触发稳定,应用逐渐增多。现代呼吸机也出现其他转换方式(如形态)和复合型方式。

【通气方式】

(一)控制通气(controlled ventilation, CV)

CV 是指呼吸机完全替代患者的自主呼吸,其呼吸频率、潮气量或气道压力、呼吸比及吸气流速均按预设值进行。该模式通常用于严重呼吸抑制、呼吸衰竭或呼吸停止患者。

它可最大限度降低呼吸功,而有利于呼吸肌疲劳恢复。但如参数设置不当时,常发生通气过度或通气不足,当患者自主呼吸恢复及增强时常发生人机对抗现象。应用 CV 时间过长,易致呼吸肌萎缩而产生呼吸机依赖,因此,只要情况许可,应尽量采用部分通气支持,而不用完全通气支持——CV 模式。

目前常采用的有容量控制模式(volume control, VC)和压力控制模式(pressure control, PC)两种形式,前者是在选择呼吸机每次给予固定潮气量的模式下进行通气,气道压力在不同呼吸周期之间都可能不同;后者则是固定每次呼吸周期中吸

气时相的压力,但因患者气道阻力的变化,不同呼吸周期之间的潮气量也存在一定漂移,即潮气量为不确定参数。

CV 具有不需自主呼吸触发,易保证通气量和可使呼吸肌完全休息等优点。此外还可应用于镇静或麻醉药引起的呼吸中枢抑制,实施非生理性特殊通气(如反比通气、分侧通气、低频通气、允许性高碳酸血症通气或目标性过度通气治疗颅内高压时)及测定呼吸力学参数时。

但由于其不受自主呼吸调节及呼吸肌不活动等问题,易引起下列并发症:

- (1)明显影响血流动力学。
- (2)长期应用可产生呼吸肌废用性萎缩。
- (3)可发生过度通气或低通气。
- (4)易发生人机对抗,有时需用镇静剂。

因此,待患者自主呼吸功和呼吸肌疲劳恢复后,即应采用间歇指令通气、同步间歇指令通气或压力支持通气等。

(二)辅助通气(Assisted ventilation, AV)

AV 是自主呼吸与呼吸机送气相结合的通气模式,呼吸频率由患者决定,并由患者触发机械通气,潮气量则由呼吸机决定。需预先设定触发压力、潮气量(VT)、吸呼时间比(I:E)。定压型则设定压力。当患者吸气并引起气道内压下降到预定值后,呼吸机即开始送出预定容量或压力的气体。

它与 CV 的差别在于:

- (1)呼吸频率由患者自己掌握,有利于避免过度通气;
- (2)由于呼吸机送气是由患者自己触发的,易于人机同步;
- (3)与 CV 比较,患者触发机械通气前的胸腔压力低,因此对血流动力学的影响较小。

(4)可一定程度地锻炼呼吸肌,预防呼吸肌废用性萎缩。但患者呼吸能力弱,而且呼吸机无窒息报警及自动 CV 转换功能时,可出现窒息或低通气。

(5)患者用于触发机械通气的呼吸功,通常可占总呼吸功的 1/3,并且与呼吸机触发的灵敏度有关。如果这一呼吸功超过患者的承受能力,易引起或加重呼吸肌疲劳。

(6)患者呼吸过快时,特别是超过 40 次/分时,由于吸气时间缩短,触发延迟时间与吸气时间的比例增大,易出现送气未即开始呼气,形成人机对抗。

为避免这些问题,应仔细调查患者的病理生理改变,恰当调节触发压力水平和通气参数。通常可设定触发压力低于呼气末压 2cmH₂O。

(三)辅助-控制通气(Assist-control ventilation, A-CV)

A-CV 是 AV 及 CV 的结合,患者吸气负压触发呼吸机输气,并决定通气频率。当患者无力触发或自主呼吸频率低于机内预置频率时,呼吸机按预设频率及

潮气量进行输气,即有触发时为 AV,无出发时为 CV。大多数呼吸机 A-CV 是按容积切换模式设计的。

根据患者的通气要求,设定最小的呼吸频率(f)和潮气量。A/C 通气模式可由压力触发或流量触发完成。如果患者吸气努力太弱,不足以触发机械通气,或患者触发的低于设定值时,呼吸机即以设定的 f 和 VT 支持呼吸,成为控制通气,保证最基本每分钟通气量。

由于允许自主呼吸的存在,故与控制通气相比,对血流动力学的影响相对较小。而且可避免过度通气,锻炼呼吸肌,预防呼吸肌废用性萎缩。但是,如果患者的自主呼吸能力太差,设定的呼吸频率过低或潮气量过小,可出现低通气,产生高碳酸血症。预先设定的通气量过大时,也有可能造成过度通气。

因此,同其它通气模式一样,机械通过程中也应密切监测血气的变化,并相应改变设定参数。

(四)同步间歇指令通气(synchronized intermittent mandatory ventilation, SIMV)

SIMV 是在设置合适指令频率、潮气量、吸气时间或流速以及触发灵敏度等的基础上,呼吸机按预设指令对患者提供正压通气,两次指令之间的呼吸为患者的自主呼吸,而且指令通气与患者的自主呼吸同步。

此模式可依据病情需要提供从 0~100%之间的支持,属于部分通气支持。SIMV 既保留了自主呼吸功能,又在逐渐降低呼吸机辅助支持的水平,因而有利撤机;既可作为长期通气支持的方式,也是准备撤机前使用的序贯模式,因此最为常用。

间歇指令通气时,呼吸机送气和自主呼吸各自独立。到达设定的送气时间时,无论患者处于吸气或呼气相,均要给肺送气。如果呼吸机送气正处于患者呼气时,势必造成人机对抗。为克服这一缺点,现代呼吸机的 IMV 均由自主呼吸触发,称为同步间歇指令通气。预先设定触发压力、 f 和 VT 。

到规定的时间后由患者自主呼吸触发机械通气。如果此时正处于患者自主呼吸的呼气相,暂不启动机械通气,直到患者开始吸气并使气道压降至预先设定的触发水平后呼吸机才给患者送气。

与上述的控制和辅助通气模式比较,SIMV 具有与 IMV 相同的优点,而且克服了后者的人机不同步问题。

(五)间歇指令通气(Intermittent Mandatory Ventilation, IMV)

在自主呼吸的同时,呼吸机定时地以预先设定的较低的呼吸频率给肺送气的通气模式称为间歇指令通气,是自主呼吸与控制机械通气混合的呼吸模式,适用于患者有一定呼吸能力时。呼吸机间歇提供固定容量的呼吸,但机械通气频率必须少于患者自主呼吸频率。

这一通气模式和下面的同步间歇指令通气具有以下优点:(1)降低气道平均

压,易于减少气压伤和对血流动力学的不良影响。自主呼吸成分越大,这一优点越明显。(2)可避免过度通气和呼吸性碱中毒。(3)可锻炼呼吸肌,避免呼吸肌废用性萎缩。(4)可帮助停机和拔管。(5)可改善 V/Q 比值失调,进而改善气体交换。(6)可减少镇静剂用量。

(六)压力支持通气(pressure support ventilation,PSV)

在患者吸气时由呼吸机给予一定的压力送气,帮助克服启动吸气活瓣阻力和胸肺弹性回缩力,减少自主吸气做功称为 PSV。这一通气模式实际上是 CPAP 和压力切换通气的结合,既保持自主呼吸的优点,又有利于克服自主呼吸能力与通气要求的差别。呼吸机在患者吸气触发后按预设压力提供压力支持,而流速方式、呼吸深度、呼吸比均由患者自行控制。

其特点是气流提供方式与患者自主呼吸力学相协调,同步性能良好。PSV 可保持患者自主呼吸,仅提供部分通气支持,可长期使用,常作为撤机前的过度,同 SIMV 一样,为最常用的模式之一。但应用 PSV 需调整好触发灵敏度及压力支持水平,因在患者气道阻力增加或肺顺应性降低时,如而不及时改变 PSV 水平,就会发生通气不足。另外,PSV 靠触发通气,无触发时可发生窒息,故中枢趋动不足或不稳定者,不应使用此模式。

应用 PSV 时,应预先设定触发压力和支持压力水平,患者吸气引起气道压力降低到触发水平后,呼吸机即按照预先设定的支持压力通气,当吸气流量低于峰值 25%时,停止送气。PSV 最主要的优点是其提供的气流形式能适应于患者的呼吸力学,调整支持压力代替患者完成适当的呼吸功,同步性能好,患者易耐受。

此外允许自主呼吸,气体在肺内分布更加均匀。患者可自主调节通气量变化,气道压力为所预设压力,相对较低。与控制通气比较,可降低气道峰压,减少气压伤和机械通气对血流动力学的不良影响,也有利于预防呼吸肌废用性萎缩和帮助停机。常用于 ARDS 患者以及脱机时的模式之一。

最佳的支持压力应相当于克服气道阻力的压力,然后观察有无呼吸困难或过度通气进行相应调整。存在呼吸辅助肌参与呼吸时,常提示支持压力较低,出现抽搐时则提示通气过度,CO₂ 排出过多引起呼吸性碱中毒。只有 PaCO₂ 和 PaO₂ 均处于正常范围内才提示调节得当。如果 PaCO₂ 过高,应进一步增加支持压力,反之亦然。

(七)分钟指令通气(mandatory minute ventilation,MMV)

MMV 在临床上又可理解为呼吸机辅助通气患者所需的最小通气量(Smallest minute ventilation,SMV),当患者自主呼吸分钟通气量大于预设值时,呼吸机不送气。而当其低于预设值时,呼吸机送气以补足其不足部分。它常用于 CV 后,自主呼吸出现到完全自主呼吸之间的平稳过度,它既保证通气安全又减少监护工作量。MMV 缺点在于自主呼吸浅快的患者,其通气量已达预设值,呼吸机停止通气

支持,但实际的有效通气量不足,而导致缺 O_2 及 CO_2 潴留。因此,呼吸浅快者不宜使用此模式。

(八)压力释放通气 (pressure release ventilation, PRV)

PRV 是以间歇释放 PEEP,降低气道压和减少功能残气来增加肺泡通气。如图 1-1 所示,在呼气回路上增加 2 个活瓣,域值阻流器活瓣和压力释放活瓣,并将压力释放活瓣与定时器相连。通常情况下,呼气通过域值阻流器进行(高 PEEP 释放活瓣),压力释放活瓣关闭(低 PEEP 释放活瓣),从而产生 PEEP。在 PRV 时,压力释放活瓣开放,气体从此活瓣排出,导致气道压降低,呼出气量增加,发生大呼气, CO_2 排出增多,肺功能残气量减少,待压力释放活瓣关闭后,PEEP 水平和功能残气量又恢复到原来水平。PEEP 的释放频率由定时器调节。

PRV 的优点是气道峰压低、胸内压低、气压伤少,对血流动力学影响也较少。在理论上,气道峰压可降低 30%-75%,从而降低了呼吸机所致肺损伤的危险。

缺点是其潮气量受肺顺应性及压力释放时间的影响。在气道释放压保持不变时,肺顺应性的改变将改变潮气量;另外,潮气量也受压力释放时间的影响,正常情况下成人患者压力释放时间约为 1.5 秒,但当气道阻力增加时,压力释放时间则需延长,这样在降低 PRV 频率的同时也降低了应能达到的分钟通气量。

通常 PRV 与 PSV 联合使用,因为患者气管插管接于呼吸机回路上,患者必须产生额外的呼吸功以克服管道回路的气流阻力,故通常是给以 $5cmH_2O$ 的吸气压力支持,以防止患者疲劳及增加舒适感。

(九)双相气道正压 (Biphasic positive airway pressure, BiPAP) 与持续气道正压 (Continuous positive airway pressure, CPAP)

CPAP 是在自主呼吸的条件下,在整个呼吸周期内在气道内给予一个正压气流,使其在吸/呼时相均保持正压。它优点为增加肺泡内压,防止肺泡塌陷,增加功能残气,提高氧合,改善肺顺应性及扩张上气道。BiPAP 则是在 CPAP 的基础上,在呼/吸时相提供水平不同的高低两种压力,通过两种压力水平间转换,引起呼吸容量变化,达到辅助通气目的。这两种模式在有创和无创通气的条件下均

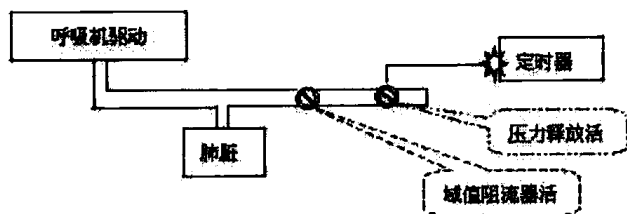


图 1-1 压力释放通气模式流程图示意图

可实施。

BiPAP 模式可以通过定期释放 PEEP 的方式,即 CPAP 与 PRV 的结合实现,也可以是 PSV+PEEP 方式进行。后者在吸/呼相时,施以水平不同正压。如美国伟康公司研制的 BiPAP 呼吸机,可以通过鼻/面罩进行无创通气,该机轻便、易操作、被广泛使用于睡眠呼吸暂停症、早期急性呼吸窘迫综合征(ARDS)及慢性阻塞性肺病(COPD)的康复等。

缺点是如吸气压不足,对气道阻力高及顺应性差的患者,难以保证通气量,同时因湿化功能差,故一般宜用于轻中度呼衰患者。

(十)成比率通气(proportional assist ventilation,PAV)

PAV 是指在吸气时,呼吸机只给患者提供与吸气气道压成比率辅助压力,而不控制患者自主呼吸的潮气量、吸/呼时比及流速方式。如 PAV 设置为 1:1 时,气道压的 1/2 由呼吸肌做功产生,另 1/2 则由呼吸机提供。当 PAV 为 3:1 时,则呼吸机提供 3/4,自主呼吸作功 1/4。

如图 1-2 所示,它与 PSV 不同在于:PSV 提供的吸气正压是预先设定的恒定压力,在吸气触发后气道压力迅速增加达峰值并维持一定时间,与自主呼吸用力无关;而 PAV 提供的压力是变化的,取决于自主呼吸用力的大小。PAV 的实施是呼吸机通过对流量、气道压力等参数监测后,根据呼吸力学综合计算后提供的。其优点是患者舒适感增加,降低了维持通气所需的气道峰压,并减少产生过度通气的可能性。但与 PSV 一样,它不适用于呼吸驱动力不足及不稳定患者。

(十一)压力调节容积控制通气 (pressure regulated volume control ventilation,

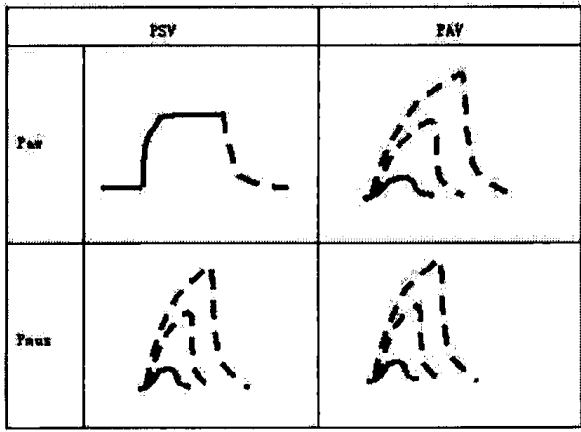


图 1-2 PSV 和 PAV 模式下,气道压力(P_{aw})与自主呼吸用力(P_{mus})的关系。图中所示 PSV 时, P_{aw} 的波形呈方形波,不受 P_{mus} 影响;PAV 时, P_{aw} 的形态和大小与 P_{mus} 密切相关。

PRVCV)

PRVCV 是通过微电脑连续检测胸肺顺应性,并根据压力-容积关系,确定并提供下次通气中达到预置潮气量所需最低压力。它既保留患者自主呼吸,又能在顺应性、阻力等条件变化下,提供不同的压力,以保证稳定的通气量。优点是同步性能好,较少发生人机对抗;潮气量稳定,保证通气安全并减低频繁监测及调整吸气压的劳动量。

(十二)自动转换模式(automode)或适应性支持通气(adaptive support ventilation, ASV)

ASV 是利用微机处理控制系统,综合监测患者的即时情况,自动调校和设置呼吸机参数来适应患者的呼吸能力和通气需要。无论患者有无自主呼吸能力,该模式都能适应。当患者无力呼吸或中枢性呼吸停止时,ASV 自动提供指令性通气;而当患者自主呼吸功能恢复时,ASV 又自动转为支持通气。而且他所提供的无论是控制通气还是支持通气,都是在患者当时的呼吸状态下以最低的气道压、最佳的呼吸频率来适应患者的通气目标。其优点是:

1. 适应性广,可应用于不同年龄、各种病因引起的呼吸衰竭;
2. 自动调节能力强,一旦患者恢复一定的自主呼吸能力,ASV 即可自动引导患者进入撤机过程,从而避免患者发生呼吸肌萎缩和呼吸机依赖,有利于早期撤机;
3. 减少并发症,理论上 ASV 应能有效防止气压-容积伤、频快呼吸和内源性 PEEP 的发生。

(十三)其他通气模式尚处于实验阶段,临床经验有限,尚待进一步评价。如:

1. 气管内吹气(tracheal gas insufflation, TGI):通过控制装置经气管插管将一根细导管插入气管内,将加温湿化的一定流速的氧混合气体直接吹入气管内的辅助通气方式,可以减少死腔通气、促进 CO_2 排出,从而在低通气的状态下减轻“容许性高碳酸血症”的不良反应。其吹气时项可分为吸气相、呼吸相和持续导管气流三种类型。国内仅在少数单位开展此项临床研究工作。

2. 液体通气(LV):经气管先适量注入一种对 O_2 和 CO_2 高度可溶和低表面张力的液体(全氟碳类化合物),然后进行常规通气的通气模式。可显著增加 PaO_2 ,降低 PaCO_2 ,增加肺顺应性。国内尚未见相应临床研究报道。

3. 其它:如体外膜肺氧合(ECMO)、体外 CO_2 去除(ECCO₂R)和腔静脉氧合(IVOX)等技术模式有利于肺损伤部位进行有效休息,减少因机械通气所知肺组织进一步损伤,是尽可能在有效时限内给肺组织提供修复愈合的机会,但仍处于临床探索过程,仅在个别特殊病历上采用,距临床上广泛开展尚需时日。

从上述呼吸模式的演进中可以看出,呼吸机技术越先进,智能化程度越高,它所提供的通气模式越多。但是其中许多新通气模式的真实效果尚有待实践的检

验,购置这些高性能呼吸机的价格/效益比也值得认真考虑。真正掌握并学会熟练使用 CV、SIMV 和 PSV 等最常用、最基本的模式仍然是最重要的。

【呼吸机参数设置与调整】

医生对机械通气患者进行的呼吸支持和呼吸管理,是通过呼吸机参数的设置和调整来实施的。因此,呼吸机参数的设置和调整应体现医生为患者制订的通气目标和策略。而正确制订通气目标和策略,有赖于医生对患者基础疾病的病理生理、呼吸力学改变、病情及各脏器功能、动脉血气检测结果等的全面了解,以及对患者的氧合状态、通气能力和通气需要进行恰当评估。

(一)呼吸机参数的设置

1. 潮气量(VT)和通气频率(g):成人预设的 VT 一般为 5~15ml/kg, g 为 15~25 次/min,将 vt 和 g 一起考虑是合理的,因 $V_T \times f = V_{\min}$ (每分钟通气量)。预设 $V_{\min}$ 需考虑患者的通气需要和 PaCO_2 的目标水平。VT 过大,可导致气道压过高和肺泡过度扩张,诱发呼吸机相关性肺损伤(VALI),这在急性呼吸窘迫综合征(ARDS)患者尤易发生。VT 过小,易引起通气不足。g 过快,易致呼气时间不足而诱发气体陷闭和内源性呼气末正压(PEEPi)。

此外,在固定 $V_{\min}$ 的情况下, f 过快,必然使 VT 减小,有效 VT 和有效 $V_{\min}$ 随之减小而致通气不足。从气体交换的效率考虑,有效 $V_{\min}$ 比 $V_{\min}$ 更重要。预设 VT 和 f 时,还应考虑所用的通气模式,如用辅助控制通气(ACV)模式时,预设 f 与触发的频率不要相差太大,否则可导致呼气时间不足和反比通气。

因为此时预设的 f 是备用 f,而实际上 g 是由患者触发的。例如,预设 $V_{\min} = 8 \text{ L/min}$, $f = 20 \text{ 次/min}$,吸:呼(I:E)=1:2;那么此时 $VT = 0.4 \text{ L/min}$,每个呼吸周期是 3 s,吸气时间(T_I)1 s,呼气时间(T_E)2 s。如果患者触发的 g 是 30 次/min,那么实际 $V_{\min}$ [即每分钟呼出气量($V \cdot E$)]是 $VT \times g = 0.4 \times 30 = 12 \text{ L}$, T_Is, T_Is, I:E 为 1:1。这不仅导致 $V \cdot E$ 过大,也使 I:E 近于反比通气。所以,设置了 VT 和 f 后,还要看监测显示的 $V \cdot E$ 、实际 f 和 PEEP_i 结果。应用同步间歇指令通气(SIMV)时,设置的 VT 和 f 是指令通气的 VT 和 f,自主呼吸的 VT 和 f 则取决于患者的呼吸能力。

有些呼吸机可分别自动显示指令通气和自主呼吸的每分钟气量。设置的 VT 和 f 是否恰当,还要考虑到人机协调的问题,不恰当的 VT 和 f 会引起人机对抗和患者的不适感。定压型通气通过设置吸气压力来预设 VT,并与气道阻力、顺应性和自主呼吸用力相关。

2. 吸气流速:只有定容型通气模式才需要和可以设置吸气流速,临床上常用的吸气流速:成人为 40~100 L/min,平均约 60 L/min;婴儿为 4~10 L/min。吸气流速取决于 VT、患者的吸气用力 and 通气驱动。有些呼吸机通过选择流速波型(如方波、减速波或正弦波)来设置吸气流速。