

危重症加强监护 治疗学

主编 谢灿茂 陈升汶



人民卫生出版社
PEOPLE'S MEDICAL PUBLISHING HOUSE

危重症加强监护 治 疗 学

主 编 谢灿茂 陈升汶

副主编 吴胜楠 王 捷

人民卫生出版社

图书在版编目 (CIP) 数据

危重症加强监护治疗学/谢灿茂等主编. —北京: 人民卫生出版社, 2011. 1

ISBN 978 - 7 - 117 - 13633 - 4

I. ①危… II. ①谢… III. ①险症 - 护理学②险症 - 治疗学 IV. ①R459. 7

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2010)第 211058 号

门户网: www.pmph.com	出版物查询、网上书店
卫人网: www.ipmph.com	护士、医师、药师、中医师、卫生资格考试培训

版权所有, 侵权必究!

危重症加强监护治疗学

主 编: 谢灿茂 陈升汶

出版发行: 人民卫生出版社 (中继线 010 - 59780011)

地 址: 北京市朝阳区潘家园南里 19 号

邮 编: 100021

E - mail: pmph@pmph.com

购书热线: 010 - 67605754 010 - 65264830

010 - 59787586 010 - 59787592

印 刷: 北京铭成印刷有限公司

经 销: 新华书店

开 本: 787 × 1092 1/16 印张: 54 插页: 8

字 数: 1864 千字

版 次: 2011 年 1 月第 1 版 2011 年 1 月第 1 版第 1 次印刷

标准书号: ISBN 978 - 7 - 117 - 13633 - 4/R · 13634

定 价: 112.00 元

打击盗版举报电话: 010 - 59787491 E-mail: WQ@pmph.com

(凡属印装质量问题请与本社销售中心联系退换)

前言

20 世纪初,欧美发达国家对危重症患者实施集中监护和管理,经过近百年的发展,取得了良好的效果,从而形成了一门新兴的交叉临床学科——危重症监护医学(critical care medicine, CCM)。伴随着科学技术的迅速发展,危重症监护医学也得到飞速的发展。我国重症监护病房(ICU)的存在已有 20 多年的历史,尤其在近年的发展更为迅速,危重症医学得到了极大的重视。目前,对于危重症患者的抢救,在大城市的医院,医务人员可能已经不能适应没有 ICU、没有呼吸循环支持的抢救条件了。雄厚的技术力量、先进的仪器设备和完善的医疗服务使许多人相信 ICU 是个“无所不能”(nothing would be left undone)之地,目前,ICU 在欧美国家发展也相当迅速。

重症监护病房(ICU)是医院内建立的特殊医疗单元,配备经过专门培训的医务人员,专门的监护和抢救设备,治疗患有威胁生命的严重疾病,创伤或并发症患者。ICU 这种将专业人员,复杂的设备集中起来专门治疗危重患者的形式已经得到肯定。危重症医学的内涵广泛,其包含的疾病具有适用谱广、病情重、变化快、病死率高等特点,因而要求医务人员具有坚实的医学基础、临床技能和经验,方能对变化莫测的危重症疾病迅速诊断和及时处理。因此,编写一本能够对危重症医学的诊断、监护和治疗及抢救有用的参考书,是本书的主要目的。有鉴于此,我们组织了从事临床第一线相关专业的专家编写了这本参考书。

纵览本书的内容,有以下特点:

1. 本书对危重症医学的基本理论、基本技术和基本设备进行了详细的描述,如营养支持、水电解质平衡和酸碱紊乱、呼吸机应用、心电图监测和血流动力学监测等。
2. 本书几乎包含所有临床危急重症,包括内、外、妇、儿、神经科、感染科等危急重症,并包括中毒、化学和物理损害危急重症等。
3. 对 ICU 中危重症监测、治疗操作技术进行详细的介绍,并配有图片,包括气管插管和气管切开、紧急心包穿刺、心脏电复律和除颤、临时心脏起搏等,以便临床参考。
4. 对 ICU 的伦理、精神问题、脑死亡和器官捐赠等也进行了描述。
5. 重视危急重症诊治的循证医学,对各种危急重症的评分系统和诊断标准、危急重症诊治指南在本书也得以体现。

由于危急重症医学的快速发展,急重症疾病繁多,新的药物和新的技术不断涌现、监测技术不断创新,加之编者水平所限,故本书内容难免有不足或错漏之处,深望读者批评指正。

谢灿茂 陈升汶

2010 年 12 月

目 录

第一篇 危重症加强监护治疗原则

第1章 呼吸功能监测	2	第6章 心电图监测	63
第2章 机械通气	12	第7章 动脉血气分析	68
第3章 机械通气的撤离和拔管	30	第8章 心源性休克	74
第4章 镇静与镇痛	34	第9章 脓毒症	89
第一节 镇静	34	第10章 营养支持	100
第二节 镇痛	38	第11章 水、电解质、酸碱和代谢异常	113
第三节 儿童的镇静与镇痛	41	第一节 水、电解质紊乱	113
第四节 机械通气患者的镇静与镇痛	44	第二节 酸碱平衡紊乱	121
第5章 血流动力学监测	48	第三节 代谢异常	124
第一节 动脉血压监测	48	第12章 成分输血与输血不良反应	128
第二节 中心静脉压监测	51	第13章 连续性血液净化治疗	135
第三节 右心压力监测	53	第14章 心肺脑复苏	150
第四节 有创性心排出量监测	56	第一节 心搏骤停	150
第五节 无创性心功能监测	57	第二节 心肺复苏	151
第六节 周围循环监测	61	第三节 脑复苏	156
第七节 循环功能的判断	61		

第二篇 内 科 疾 病

第15章 急性呼吸衰竭、急性肺损伤和急性呼吸窘迫综合征	164	第23章 急性冠脉综合征和急性心肌梗死	289
第一节 急性呼吸衰竭	164	第24章 高血压危象	302
第二节 急性肺损伤和急性呼吸窘迫综合征	172	第25章 心律失常	314
第16章 慢性阻塞性肺疾病	179	第26章 重症患者的肾上腺功能不全	333
第17章 支气管哮喘	198	第27章 肌肉瘫痪:重症肌无力和多发性神经炎	340
第18章 肺栓塞	223	第28章 毒性气体、烟雾吸入	344
第一节 肺血栓栓塞症	223	第29章 中毒	350
第二节 静脉空气栓塞	235	第30章 低体温和高热	358
第三节 脂肪栓塞	235	第一节 低体温	358
第四节 脓毒性肺栓子	236	第二节 高热	364
第五节 肿瘤栓塞	237	第31章 出血与血栓性疾病	372
第19章 重症肺炎	238	第32章 昏迷	380
第20章 大咯血	251	第一节 意识障碍与昏迷概述	380
第21章 气胸和气压伤	264	第二节 昏迷的病因分类	381
第22章 顽固性心力衰竭	277	第三节 昏迷的解剖学基础	382
		第四节 昏迷的发生机制	382

第五节 昏迷的诊断	385	第七节 不同疾病引起的昏迷的特点	392
第六节 昏迷的监测	390	第八节 昏迷的治疗	395

第三篇 外科疾病

第33章 创伤	402	第二节 肾移植	500
第34章 烧伤	414	第三节 肝移植	504
第一节 热烧伤	414	第四节 胰腺移植和胰肾联合移植	507
第二节 电烧伤	430	第五节 心脏移植	508
第三节 化学烧伤	432	第六节 心肺联合移植和肺移植	509
第35章 急性胰腺炎	438	第七节 其他实体器官移植	509
第36章 心血管疾病术后的监护与治疗	454	第41章 妇产科急危重症	511
第37章 胸部外伤	470	第一节 妊娠期急性脂肪肝	511
第38章 血管损伤及动脉栓塞	477	第二节 妊娠合并甲状腺危象	515
第39章 重型颅脑外伤	485	第三节 妊娠期肺血栓栓塞症	518
第40章 器官移植	498	第四节 羊水栓塞	521
第一节 概述	498	第42章 腹室综合征	525

第四篇 感染性疾病

第43章 ICU的医院感染	536	第47章 ICU的重要感染	614
第44章 ICU的抗菌药物治疗	551	第一节 皮肤软组织感染	614
第45章 抗真菌和抗病毒治疗	571	第二节 血管内导管相关性血流感染	615
第一节 抗真菌治疗	571	第三节 中毒休克综合征	618
附录《重症患者侵袭性真菌感染诊断和 治疗指南》	577	第四节 脓毒症	620
第二节 抗病毒治疗	582	第五节 腹膜腔感染	626
第46章 免疫抑制宿主的感染	595	第六节 急性脑膜炎	629
第一节 免疫抑制宿主的感染概述	595	第七节 脑炎	634
第二节 实体器官移植受体的感染	600	第八节 急性化脓性胆管炎	638
第三节 恶性血液病和肿瘤患者的感染	604	第九节 感染性心内膜炎	638
第四节 老年人的感染	609	第十节 传染性非典型肺炎	643

第五篇 危重症加强监测治疗操作技术

第48章 气管插管、气管切开和气道管理	650	第三节 临时心脏起搏适应证	677
第一节 气管插管	650	第四节 临时心脏起搏器的安装方法	678
第二节 气管切开术	653	第五节 临时心脏起搏的并发症	681
第三节 人工气道的护理	656	第六节 临时心脏起搏的监护及护理	682
第49章 血管内导管的插管和护理	660	第52章 严重心肺功能衰竭的体内、外 支持技术	683
第一节 中心静脉插管	660	第一节 人工心肺机	683
第二节 动脉插管术	663	第二节 离心泵左心转流辅助循环	694
第三节 肺动脉插管术	665	第53章 ICU的超声心动图检查	698
第50章 心脏电复律和除颤	669	第一节 心前区疼痛	698
第51章 临时心脏起搏	675	第二节 持续发热	701
第一节 人工心脏起搏简史	675	第三节 心脏(或心影)增大	702
第二节 人工心脏起搏系统简介	675		

第四节 呼吸困难.....	706	第 57 章 食管静脉曲张破裂出血	741
第 54 章 心包积液与心包穿刺术	709	第 58 章 脑功能监测	750
第 55 章 主动脉内球囊反搏	720	第 59 章 间接测热法	756
第 56 章 纤维支气管镜在 ICU 中的应用	728	第 60 章 胸腔引流	760

第六篇 管理、伦理和精神问题

第 61 章 ICU 的管理	776	第 64 章 脑死亡和器官捐献	803
附录 I 美国危重症医学会有关 ICU 的 分级.....	781	第一节 脑死亡.....	803
附录 II ICU 人员的定义	784	第二节 器官捐献.....	805
附录 III ICU 患者的收治、转出和统筹指南 ...	786	第 65 章 疾病严重程度评分系统	811
第 62 章 伦理和生命终结问题	789	第一节 病情严重程度的评估.....	811
第 63 章 急性和亚急性精神异常	795	第二节 人力资源配备的评估方法.....	835
第一节 谵妄.....	795	附录 1 呼吸循环生理及机械通气常用略语 英汉对照	838
第二节 抑郁.....	798	附录 2 呼吸循环生理指标正常值	847
第三节 焦虑和恐惧.....	800	附录 3 常用生理公式	850
第四节 ICU 医务人员的心理问题	801	附录 4 血浆药物浓度	853

第一篇

危重症加强监护 治疗原则

呼吸功能监测

监测就是持续地测量和显示患者的某些生理功能指标,如心率、呼吸频率、动脉血氧饱和度等,显示其动态变化,以便及时发现异常并及时地采取相应的治疗措施。随着电子科技的发展,很多以往只能在实验室测量的生理指标,现在可以在床边获得。医师必须深入了解每个监测指标的原理、临床意义及其所能反映的问题、局限性,尤其是有创监测可能带来的并发症。只有这样才能最大限度地发挥监测对患者可能带来的好处,避免被误导。同时应该强调的是,再先进的监测仪器也不能代替临床观察。观察患者的脸色、精神状态、神志、呼吸有无窘迫;听患者心肺,呼吸音是否对称,啰音、痰鸣音是增加还是减少,是否需要吸痰,扪患者的皮肤有无皮下气肿。这些信息都无法通过监护仪获得的。

危重患者呼吸功能的监测有下列三方面内容:
①换气功能的监测,包括动脉血气分析(见第7章“动脉血气分析”)、氧饱和度测量仪和二氧化碳图测量。
②对常用支持疗法、机械通气和床边呼吸动力指标的监测。
③血流动力学监测(见第5章“血流动力学监测”)。

【动脉内持续血气监测】多数危重患者,特别是那些病情还不稳定的患者,往往需要留置动脉导管,以便频繁地抽取动脉血,监测血气变化。动脉内血气监测可避免频繁地抽取动脉血。动脉内血气监测需使用光电极(electrodes),可以持续地监测 PO_2 、 PCO_2 和 pH。光电极的主要部件是带有荧光染料的小型化的探针。荧光染料会随血中 PO_2 、 PCO_2 和 pH 的变化而改变荧光强度。荧光强度的变化通过光纤被输送到光敏仪,光敏仪测定光的强度从而推算出有关血气的数据。动脉内血气监测的临床应用有两种。
①通过动脉导管放进光电极,可以对血气进行连续监测。
②将光电极放在动脉导管近端的小盒中,血液被不断地引进小盒中进行测量,然后又被回送至体内,整个过程是密闭的。这样虽然不能做连续监测,但可以频繁至每3分钟测一次,因整个过程是密闭的,患者

并没有血液丢失。

尽管无创的可连续记录的脉搏测氧仪和二氧化碳图的临床使用令有创性动脉内血气监测变得似乎没有必要,但ICU的实践也发现脉搏测氧仪有很多缺点。脉搏测氧仪的准确性在很大程度上取决于电极部位组织的血流灌注,而危重患者周围组织灌注往往严重受损。此外,由于血红蛋白氧离曲线的上部平坦,当 PO_2 有明显变化时, SO_2 的变化却并不显著。因目前越来越多的ICU使用肺复张技术,而目前还未有在床边测量肺容量绝对值变化的方法,所以 PO_2 的变化是判断临床反应的最好的床边指标,这在很大程度上要依赖于持续的、在线的 PO_2 监测。

【测氧仪】在正常情况下,血液所携带的氧气几乎全部与血红蛋白相结合,然而传统的血气分析仪只是反映溶解在血浆的很小一部分氧气。血氧仪的设计是用来测定血红蛋白饱和的程度的,可分为两大类,两类的原理都是光吸收,但使用目的各不相同。
①为桌面机:被称为CO-测氧仪。这类仪器用几种不同波长的光来分离肝素化血液标本中的氧合血红蛋白(HbO_2),还原血红蛋白(Hb),正铁血球蛋白($MetHb$)和碳氧血红蛋白($COHb$),并以下列公式来表达动脉血氧饱和度(SaO_2):

$$SaO_2 = \frac{HbO_2}{HbO_2 + Hb + MetHb + COHb} \times 100$$

开始时CO-测氧仪被制成独立的仪器,但现代的血气分析仪均包含有内在的测氧仪,提供血气和测氧仪的测量结果。与CO-测氧仪不同,②脉搏测氧仪:是真正的监护仪,可连续测定体内 HbO_2 ,常以脉搏氧饱和度(SpO_2)表示。脉搏测氧仪的发明是呼吸监护的重大进展,目前这种仪器已被广泛应用于呼吸医学、重症监护和麻醉医学的实践中。

一、脉搏测氧仪 脉搏测氧仪运用分光光度计的原理来测定动脉血氧饱和度。从手指或耳朵探头中的发光二极管(LED_s)发出两种不同波长的光线,一

般为 660nm (红色光) 和 940nm (红外光)。氧合血红蛋白比还原血红蛋白吸收更多的红外光, 而还原血红蛋白比氧合血红蛋白吸收更多的红色光。两个二极管都不断地迅速地开关 (每秒约 600 次), 每次发光时探头的探测仪测量传来的红色光和红外光, 与环境光作对比。由于测量区域动脉血流的搏动, 使光吸收信号产生搏动部分 (交流, AC), 不搏动的动脉血、静脉血和毛细血管血流产生光吸收信号的非搏动部分 (直流, DC), 仪器将每个波长的搏动部分与非搏动部分作比较, 然后计算出比率:

$$\text{比率 } R = \frac{AC660/DC660}{AC940/DC940}$$

根据桌面氧饱和度测定仪测定的体内血红蛋白饱和度和, 推算出其与 R 值的关系, 就可计算出 SpO_2 。关于准确性, 多数厂家声称当 SaO_2 为 70% 以上时, 95% 可信区间为 $\pm 4\%$ 。当 SaO_2 低于该水平时, 准确度下降, 部分原因是难于获得人在极低氧状态下可靠的氧饱和度参照资料。不同类型的探头也会影响结果, 耳探头的反应时间最快。显然, 不同品牌所使用的不同的数学模型也可影响准确性。

尽管脉搏测氧仪被广泛应用, 但也存在很多缺点, 有时也可能误导临床医师, 这些缺点包括:

1. 在 PO_2 高时缺乏反应 因脉搏测氧仪只测氧饱和度, 在血红蛋白氧离曲线的上部平坦部分, 它几乎不能反映 PaO_2 的变化。机械通气患者在进行肺复张操作后 PO_2 的明显改善就不能从脉搏测氧仪上反映出来。

2. 脉搏测氧仪的准确度有赖于足够的组织灌注 如果心排出量下降, 组织灌注下降, 测氧仪就检测不到搏动信号。很多厂家同时提供了体容积测定技术, 提供有关灌注是否足够的信息。一些仪器能在信号减弱时自动将放大倍数增大, 而另一些则能显示灌注指数, 并提供人工改变放大倍数的功能。如果用体容积描记器测定灌注状态, 则后一种方法更有用。如果灌注太差, 以致检测不到可以进行分析的信号, 仪器则显示一个“错误”信息。探头本身对受测部位的压迫也可以影响结果, 如果对结果有怀疑, 必要时要做动脉血气分析或用桌面测氧仪作检查对照。

3. 不能测定正铁血红蛋白 (MetHb) 和碳氧血红蛋白 (COHb) 最常见的异常血红蛋白为 COHb 和 MetHb。如果含量较大, 两者均可干扰脉搏测氧仪。COHb 与 HbO_2 的吸收光谱非常相似, 脉搏测氧仪所测得的 SpO_2 读数实际上是血中 HbO_2 和 COHb 的总和。因此, 在严重的一氧化碳中毒时, 脉搏测氧仪可能显示患者血氧饱和度正常, 从而掩盖了严重的低氧血症。

MetHb 对波长为 660nm 和 940nm 光线的吸收率

相似, 因而其光吸收比率为 1。这在测氧仪定标曲线上相当于 SpO_2 为 85% 的位置, 因此, MetHb 含量越高, SpO_2 的读数将越接近 85%。用亚甲蓝治疗正铁血蛋白血症时, 其蓝色可导致 SpO_2 读数错误的偏低。

4. 局部染色、染料的干扰 危重患者由于各种原因有时可能要用亚甲蓝或靛氰绿注射, 两者都可以干扰脉搏测氧仪对信号的检测。

5. 环境光线 尽管测氧仪探头的发光二极管在设计时已对环境光强度作了校正, 但直射的阳光或其他过强的光源仍可以干扰对信号的检测。

6. 假警报和运动干扰 使用脉搏测氧仪的一个问题是假警报。有统计显示, 每 5 次警报中仅有一次是真的。运动干扰是最常见的原因。运动本身及运动使电极脱落均可触发警报。灌注降低也可使测得的 SpO_2 降低而触发警报。尽管 ICU 的工作人员已在很大程度上习惯这种假警报, 但当要回顾分析连续的 SpO_2 的倾向性资料时, 会因曲线经常中断而显得很麻烦。有时也会出现真正的警报被忽略。其他常规应用的监护仪不会产生这么多的假警报。

二、动脉血和混合静脉血的氧含量 因为血液中的 O_2 绝大多数与血红蛋白相结合, 氧含量 (CaO_2) 的计算需要了解 PO_2 、 SaO_2 和 Hb 等变量。

$$CaO_2 (\text{每 } 100\text{ml 血}) = Hb (\text{g/dl}) \times 1.34 \times SaO_2 + 0.0031 \times PaO_2 (\text{mmHg})$$

对于一个正常人, 假设其 Hb 浓度为 15g/dl, SaO_2 为 97%, PaO_2 为 100mmHg, 则其氧含量为:

$$CaO_2 (\text{每 } 100\text{ml 血}) = 15 \times 1.34 \times 0.97 + 0.0031 \times 100 = 19.8 + 0.3 \approx 20\text{ml/dl}$$

从计算过程可看出, 溶解在血浆中的氧气甚少, 要了解血氧运输情况, 单看 PaO_2 是不够的。

全身氧运输量 (DO_2I) 可将氧含量乘以心脏指数获得:

$$DO_2I = Hb (\text{g/dl}) \times 1.34 \times SaO_2 \times 10 \times CI$$

CI 代表心脏指数, 氧含量乘以 10 是将其转为为每升含量, 溶解氧被忽略不计。

混合静脉血的氧合: 测氧仪的原理也可应用于静脉血, 以了解全身氧耗状况。有两种测定办法, 两者均需插入肺动脉导管。从肺动脉导管远端抽出的血液可代表真正的“混合静脉血”, 用桌面测氧仪测定其氧饱和度。混合静脉血的氧含量 (CvO_2) 就可以被计算出来:

$$CvO_2 (\text{每 } 100\text{ml 血液}) = Hb (\text{g/dl}) \times 1.34 \times SvO_2 + 0.0031 \times PvO_2 (\text{mmHg})$$

然后以下式计算出全身氧耗量 (VO_2I)

$$VO_2I = Hb(g/dl) \times 1.34 \times (SaO_2 - SvO_2) \times 10 \times CI$$

随着光纤肺动脉导管的发明,运用反射光测定原理,使体内 SaO_2 持续监测成为可能。2 或 3 种波长(通常包括 660nm 和 805nm)的光线通过肺动脉导管的光纤束照射到肺动脉的血液里,对反射光的信号进行分析。使用专门的经验公式,可以将血液当作特别的混悬液。需要根据血细胞比容进行校正,这可以通过手工完成,或通过对仪器内的光反射资料的分析获得。

SvO_2 随着氧的供求关系的变化而变化。如果 O_2 输送下降而 O_2 耗量不变,则氧气摄取比例[O_2 extraction ratio (OER)]必然增加,这将表现为 SvO_2 的降低。

$$OER = \frac{VO_2I}{DO_2I} \approx \frac{SaO_2 - SvO_2}{SaO_2}$$

SvO_2 可以因氧运输量的变化,例如心排出量,血红蛋白浓度或 SaO_2 的变化而产生变化;氧耗量的变化也会引起 SvO_2 的变化。因此,对危重患者的 SvO_2 进行持续性监测能够迅速而且灵敏地反映很多生理异常,虽然要解释其具体原因有时仍较为困难。

对 SaO_2 和 SvO_2 的持续监测也可用来计算分流量:

$$\frac{Q_s}{Q_t} = \frac{1 - SaO_2}{1 - SvO_2}$$

【无创二氧化碳监测】与二氧化碳有关的检查主要有两种:呼出气 CO_2 的分析(二氧化碳计和二氧化碳图)和经皮 CO_2 分析。

一、呼出气二氧化碳分析 二氧化碳是有氧代谢的产物,通过被动弥散进入血液循环。血液中的 CO_2 大约有 5%~10% 溶解于血浆,另外 5%~10% 与血红蛋白及其他蛋白质的末端氨基酸组相结合,其余部分与 HCO_3^- 缓冲。 CO_2 通过肺泡通气(V_A)从肺清除,肺内部分肺单位因没有血流而不能发挥排出 CO_2 的作用,被称为无效腔通气(V_D)。 V_A 和 V_D 两者之和为每分钟呼气通气量(V_E)。不同部位肺泡的二氧化碳分压随着肺通气/血流比例(V/Q)的不同而有所不同。在没有灌注的肺单位(真无效腔), $V/Q = \infty$,肺泡二氧化碳分压与吸入气二氧化碳分压相等,即为零。在另外一个极端,肺泡通气降低至几乎没有, V/Q 降低,肺泡二氧化碳分压很接近静脉血二氧化碳分压(正常情况下约为 45mmHg)。

通过 Bohr 公式计算出肺泡无效腔通气(V_D)的比例,可作为评价 V/Q 关系的一个指标:

$$\frac{V_D}{V_T(\text{肺泡})} = \frac{PaCO_2 - PACO_2}{PaCO_2}$$

V_D/V_T 为无效腔分数; $PaCO_2$ 为动脉血二氧化碳分压; $PACO_2$ 为肺泡二氧化碳分压,可用二氧化碳图测得的呼气末二氧化碳分压代替。

(一) 呼出气二氧化碳测定的技术 危重患者在很多情况下都要常规监测呼出气 CO_2 ,对于全麻以及气管插管患者这已成为必需的安全措施。目前的仪器不仅能显示 CO_2 浓度的数值(CO_2 计),还能显示 CO_2 浓度的图形(CO_2 图),后者能提供额外的信息。有多种技术可被用来监测 CO_2 浓度:质谱法、Raman 光谱法、比色法和红外线光谱法。其中以红外线光谱法使用最广泛。 CO_2 红外吸收的高峰在 4.26 μm ,与 N_2O 和 H_2O 相近,因而容易受其干扰。其他气体(如氦气、 O_2 、氮气和氧化氮)的存在也使 CO_2 的吸收光谱增宽。然而,现代的仪器通过使用特别的过滤器、参考单元和已知的纠正因素,上述问题都已经被克服。 CO_2 图测定仪需要定期使用合适的定标混合气体进行定标,才能获得可靠的结果。

(二) 主流型和旁流型二氧化碳图 根据传感器放置部位的不同,呼出气二氧化碳监测有主流型和旁流型两种。在主流型二氧化碳图,红外线传感器被直接放置于呼吸管道,常常是被固定于一条特别的导管,导管被固定于靠近气管插管的近端处。测量单元被加热至 40℃ 左右,以防止在单元窗口形成水蒸气而影响测量结果。因测量单元较重,因此要注意不要使其压迫患者皮肤及不使气管插管被弯曲甚至拉出。旁流型二氧化碳图,气体从呼吸管道上的小孔经抽样管以恒定的速度被吸引到红外线测量室。与主气流测量法相比,侧流法使用较方便,但反应时间较长,因抽出气体通过取样管到达测量单元需要一定时间。抽样速度必须与整体通气状态相适应,一般在 50~500ml/min 范围内,这可能影响呼吸机对容量的测量。如果抽样速度高于呼气流量,可发生吸进新鲜空气的错误。一些系统将抽样气体检测后送回呼吸机的管道系统,但多数仪器则直接排到空气中,这可能对环境空气有影响。另一个问题是温暖的被抽样的呼出水蒸气的凝固,特别是当使用人工湿化器时。气体抽样系统设有去水装置,以防止测量室变湿,但有时抽样管仍免不了受水或分泌物堵塞。该系统所需要的多个接头也可能使呼吸机管道产生漏气。

(三) 二氧化碳图的临床应用 正常和部分异常二氧化碳图见图 1-1。尽管呼气末 CO_2 分压($P_{ET}CO_2$)与 $PaCO_2$ 很近似,但两者变化的相关性很差,特别是在肺有病变时。基于上述理由,应该将 $P_{ET}CO_2$ 当作一个独立的监测指标,而不应将其当作 $PaCO_2$ 的替代指标。

二氧化碳图最重要的应用是判断气管插管有

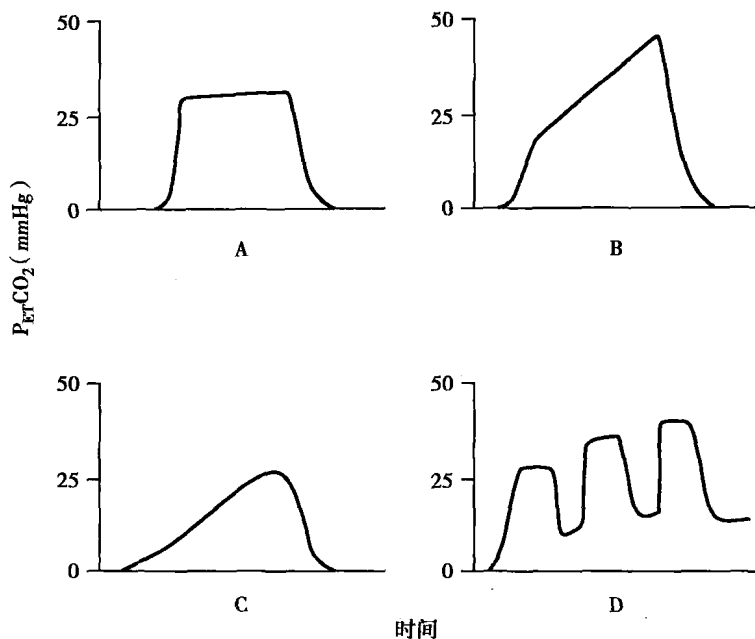


图 1-1 正常和部分异常二氧化碳图

A. 正常二氧化碳图,吸气时,CO₂水平为零;呼气时 CO₂水平迅速升高达到一个光滑的平台,平台末端的 PCO₂ 为 P_{ET}CO₂;B. 气流阻塞患者的二氧化碳图,平台不出现;C. 气管插管堵塞患者的二氧化碳图,PCO₂缓慢升高,而 P_{ET}CO₂数值不受影响;D. 重复呼吸患者的二氧化碳图,注意吸气相和呼气相 PCO₂均升高

无误插进食管或移位。有时胃内可能存有少量的 CO₂,会使人误认为插管位置正确。因为少量的 CO₂ 不会得到补充,因此典型 CO₂ 图的出现可以迅速确定插管位置正确。插错管而不能被发现的后果是灾难性的,因此为了安全起见,目前正考虑对全麻气管插管患者要强制性使用 CO₂ 图。CO₂ 图并不常规地应用于所有 ICU 患者,目前一些 ICU 呼吸机可测 CO₂ 图。在转运危重患者时,CO₂ 图的应用也越来越普遍。

二、经皮二氧化碳分压测定 经皮 CO₂ 监测提供呼出气 CO₂ 图以外的另一种对 CO₂ 监测的无创方法。经皮 PCO₂ 测定仪是测定渗透逸到皮肤表面的 CO₂。这些 CO₂ 主要来自真皮层的毛细血管内的血液和表皮层的细胞。由于毛细血管存在着血液逆流,PCO₂ 在该处最高,而不是小动脉或小静脉。这个 CO₂ 值,加上表皮产生的 CO₂,意味着皮肤的 PCO₂ 高于 PaCO₂。如果皮肤血流灌注下降,CO₂ 从皮肤的排出就受影响,这就会使经皮 PCO₂ 更高于 PaCO₂。虽可以通过对电极接触部位皮肤加热来克服,但又会影响皮肤局部的代谢、CO₂ 的溶解度和 CO₂ 从血红蛋白的离解度。由于上述原因,经皮 PCO₂ 仍然高于 PaCO₂,但由于温度对 CO₂ 的影响在很大程度上是可以预测的,在定时时

可以使用恰当的纠正系数,以免由于加热时在电极部位产生灼伤。

经皮 CO₂ 监测在技术上很复杂而且昂贵,并且对危重患者经皮测定的 PCO₂ 未必能够很好地反映 PaCO₂。虽然有多种方法可测定经皮 PCO₂,但大多数产品运用固态 CO₂ 电极,常与氧电极结合在一起。该测定方法的主要好处是可以用于没有气管插管并且没有停留动脉导管的患者。

由于上述缺点,经皮 CO₂ 监测极少应用于成人 ICU。偶用于儿科 ICU,但也大多数被 CO₂ 图和间断或持续血气分析所代替。另一个仍在应用的领域是阻塞性睡眠呼吸暂停的监测。

呼出气 CO₂ 分析和经皮 CO₂ 分析的优缺点比较见表 1-1。

【床旁监测(point-of-care, POC)】是指在患者身旁所进行的实时医学监测。POC 是一类极具潜力的检测技术,可提高效率、降低成本,具有缩短检验周期、需样量少、操作简单、使用方便等优点。同时,其结果和传统或参考方法所得结果具有可比性,并在临床可接受范围内。目前临床使用的 POC 检查项目有血气、电解质、血细胞比容、血糖、BUN、肌酐、钙离子、凝血指标等。

表 1-1 呼出气 CO₂ 分析和经皮 CO₂ 分析的优缺点比较

	优 点	缺 点
P _{ET} CO ₂	迅速证实气管插管的插入 提供呼吸周期波形 对呼吸停止、气道阻塞或呼吸机管道脱落迅速发出警报	准确性比不上 PaCO ₂ , 容易受肺疾病、循环衰竭的影响 鼻导管难以耐受, 特别是新生儿和儿科患者 不适宜在胸腔镜和支气管镜检查时使用
TcCO ₂	较 P _{ET} CO ₂ 能更准确地预测 PaCO ₂ 电极较易耐受, 易于护理 CO ₂ 读数不受肺疾病的影响 在进行肺部操作(支气管镜、胸腔镜)时可用于对 CO ₂ 的无创监测	准确性因皮肤水肿、低灌注或使用血管收缩药而降低 电极从患者脱离后需用较多时间对监护仪进行定标 可能导致皮肤烫伤 在反映通气突然改变时, 比 P _{ET} CO ₂ 有较长的时间滞后 监护仪的维护花费时间较长

【机械通气时通气功能的监测】 在重症监护中, 对呼吸系统动力和人-机相互作用的监护是极端重要的。初期的呼吸机, 要获得这方面的信息是很困难的, 需要依赖于只在呼吸生理实验室才具备的设备和技术。现在, 因有了电脑呼吸机和灵敏的传感器, 越来越多的这类信息可从床边获得, 可以用来指导对呼吸机的调整, 以及评估患者病情的进展。

一、基本原理 要必须使肺部通气克服肺和胸壁的弹性阻力。尽管通过食管气囊估计胸腔压可以将两者分开, 但在常规临床实践中很少这样做, 因此, 这里主要讨论整个呼吸系统的阻力。除弹性阻力外, 气流通过呼吸机管道及患者气道时也会遇到阻力。

弹性阻力可用下列公式描述:

$$E = \frac{\Delta P}{\Delta V}$$

P 为压力, V 为容量。用得更多的是顺应性, 为弹性阻力的倒数:

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta P}$$

这些测量可以是动态的, 也可以是静态的, 取决于在测量时气流速度是否为零。静态顺应性用吸气平台压或吸气末压作为高压来计算压力差; 而动态顺应性则用吸气峰压来计算压力差, 因而包括了克服气道阻力所需的压力差。

如果肺和胸壁的顺应性分开考虑, 则与呼吸系统总的顺应性(C_{RS})的关系如下:

$$\frac{1}{C_{RS}} = \frac{1}{C_L} + \frac{1}{C_{CW}}$$

C_L 与 C_{CW} 分别为肺和胸壁顺应性。将胸壁顺应性和肺顺应性分开需要了解胸腔压力, 一般以食管压代替, 可以通过带气囊的食管导管测量。

阻力可用下式表达:

$$R = \frac{\Delta P}{\Delta V}$$

可以理解为每单位容量的变化所引起的压力变化。

顺应性和阻力的乘积为时间常数。在有病变的肺部, 因肺损伤的程度不均匀, 不同的部位有着不同的时间常数。这在急性严重肺损伤时 (ARDS) 更是如此。

二、常用压力指标 各种 ICU 呼吸机都提供一系列不同的有关“气道”压力的信息, 尽管实际上测量的部位是在患者呼吸机管道系统的呼吸机端。这些压力指标各有其不同的意义。

(一) **气道峰压 (PIP)** 指在整个呼吸周期中记录到的最高压力, 它包括了克服弹性阻力和克服气道阻力所需的压力。因此气道峰压 (PIP) 并不能反映肺泡直接承受的压力, 也不是判断气压伤危险性的最好指标。

(二) **平台压 (Ppl)** 这是吸气末气流停止且有短暂停顿, 没有气流时测得的压力。该压力被用于计算静态顺应性。尽管很多呼吸机都能提供这个数据, 但要测得真正的平台压, 必须有足够长的停顿, 以达到压力的充分平衡。

在控制通气时, 气道峰压减去平台压, 除以上一次呼吸的气流速, 就可以得出气道阻力。

(三) **吸气末压** 该压力的测定需要人工或者电脑程序控制足够长的吸气末停顿, 常常是 3~5 秒, 以保证压力曲线达到真正的平台。因此, 吸气末压就是“真正”的平台压, 代表充气末肺泡压力, 是较 PIP 更佳的评估气压伤可能性的指标。

(四) **平均气道压力 (MAP)** 这是整个呼吸周期充气压的平均值, 该指标似乎最能反映机械通气对血流动力学与氧合作用的影响, 特别是当使用反比通气 (IRV) 时。一般认为该指标反映肺泡平均压, 也就是

说反映肺泡被打开的程度有多大,持续时间有多长。因为 MAP 是通过呼吸机的压力传感器测量的,其中也包含了 PIP,因此 MAP 显然包含了阻力成分。对急性肺损伤患者机械通气的的一个基本原则就是通过优化肺充气,取得更合理的通气和灌注关系来改善氧合作用。因而当要改变呼吸机设置来改善氧合时,MAP 是一个有用的指标。

(五) 呼气末压和呼气末正压 为了改善氧合作用,机械通气患者往常规应用呼气末正压(PEEP)。PEEP 可改善肺充气,预防肺萎陷,因而可以改善通气-血流匹配。改变 PEEP 也可以使平均肺动脉压发生改变。PEEP 可以在呼吸机上设定,可以从呼吸机管道中被测量。在呼气相,气体被排出,直到压力下降至设定的 PEEP 水平为止;该压力可以从呼吸机压力表

读出。如果肺的排空缓慢,呼吸机管道压力的下降会比肺快,因此肺泡内压高于压力表显示的压力。这种情况发生于当呼气相绝对时间太短,肺内气体不能充分排出,导致气体滞留时。可见于弥漫性气道阻塞,如哮喘;或发生于局部肺排空延迟时,如急性肺损伤。这种因气道阻塞导致呼气末气体滞留产生的压力被称为内源性 PEEP(PEEPi)或自发 PEEP(auto-PEEP),它可以占到总 PEEP 的很大一部分。事实上,实施反比呼吸的通气策略往往会因为这一机制而影响氧合。PEEP 的测定方法是在呼气末关闭呼气阀并屏息呼吸,时间要足够长,以让气体达到平衡。这通常需要 2~5 秒,有时需要长达 20 秒。图 1-2 显示容量控制通气时 PEEPi 的存在,注意在呼气末、下一吸气开始时呼气气流并未完全停止。

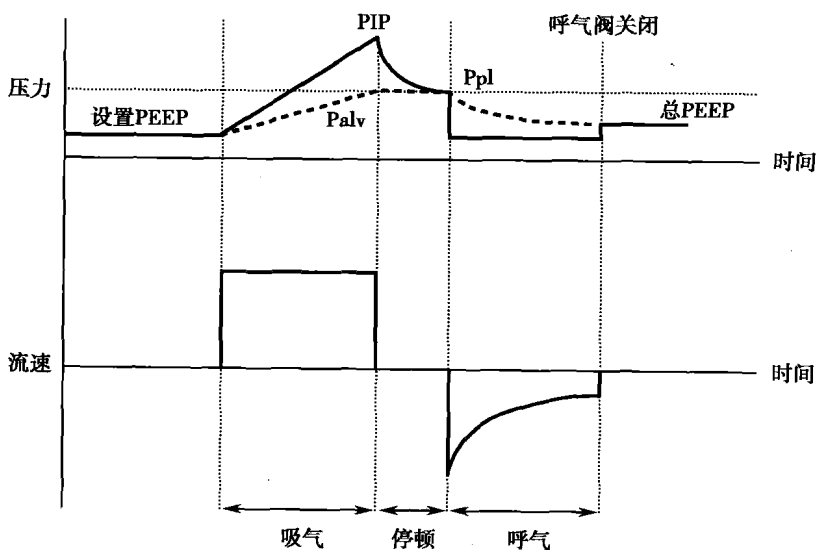


图 1-2 容量控制通气时的压力-时间、流速-时间波形

PIP = 气道峰压, Ppl = 平台压, Palv = 肺泡压

以自主呼吸模式进行机械通气的患者,如果在呼气末,肺没有充分排气之前就企图触发下一次呼吸,也可导致 PEEPi 的产生,称为动态 PEEPi。动态 PEEPi 的测定需用食管气囊来估测胸腔压。动态 PEEPi 等于触发下一次吸气所需的食管负压。如果 PEEPi 过高,则患者触发呼吸以及脱机均比较困难。这种动态气体滞留的存在也可以从观察流速-时间曲线和流速-容量曲线判断,可以观察到自主呼吸患者在开始下一个呼吸时呼出气流仍未停止(参见图 1-2)。由于 PEEPi 的存在,在压力触发通气时,患者必须用高于触发阈值加上 PEEPi 的负压才能触发呼吸机(图 1-3)。

三、压力、流速和容量图 现代电脑化的呼吸机常常可以显示压力、流速和容量的曲线图,提供单纯压力表所不能提供的更多的信息。最常显示的曲线

是压力-时间和流速-时间曲线,或压力-容量和流速-容量曲线。

(一) 压力-时间和流速-时间曲线 这些曲线比压力-容量和流速-容量曲线容易获得,而且压力、流速与时间的关系图能提供有关人-机关系非常重要的信息。图 1-4、图 1-5 显示一些常见的征象。图 1-4 显示容量控制(恒流)通气时气道和肺泡压力的变化。注意 PIP 与 Ppl 的差别,代表由于气道阻力所造成的压力差。

图 1-5 显示压力控制呼吸(递减型气流)时类似的现象。注意肺泡压经过一定时间才达到预设的水平,如果吸气末屏气动作后,肺泡压仍未能达到设定的水平,提示吸气相的绝对时间不够。

(二) 压力-容量曲线 严重肺损伤患者,压力-容

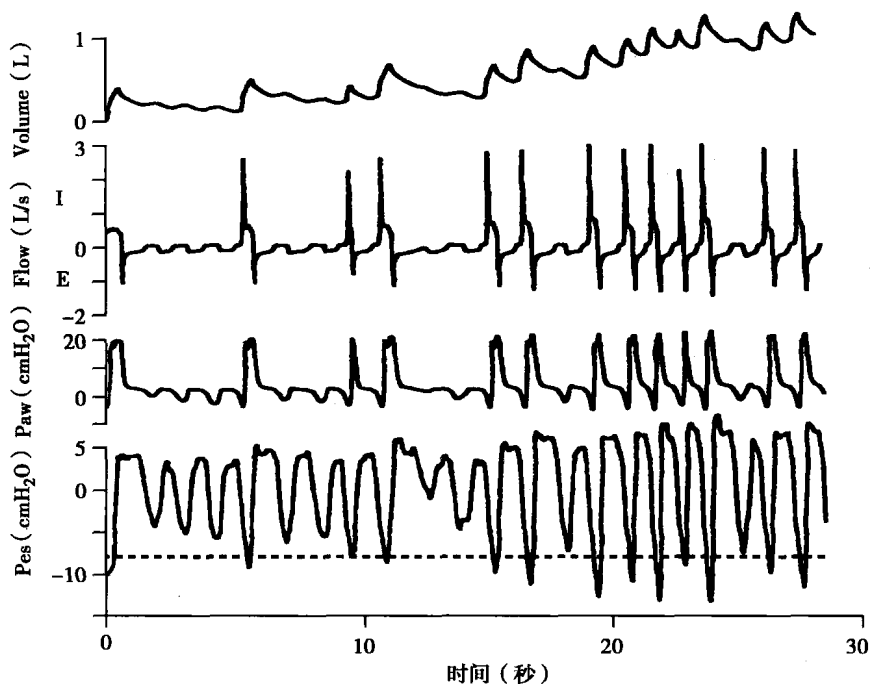


图 1-3 动态 PEEPi 对呼吸机触发的影响

一个接受压力支持呼吸的慢性阻塞性肺疾病患者的潮气量(volume)、流速(flow)、气道压力(Paw)、食管压力(Pes)曲线。该患者大约有一半的吸气努力并不能触发呼吸机。只有当患者产生 $\leq -8\text{cmH}_2\text{O}$ 的食管压时(以水平虚线表示)才能触发呼吸机(来自 Tobin MJ. Schweiz Med Wochenschr, 1994, 124:2319.)

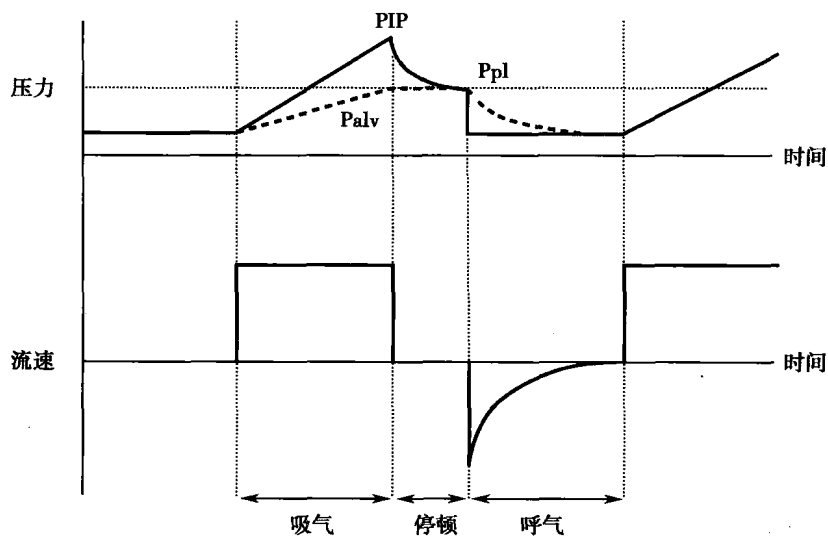


图 1-4 容量控制通气时的压力-时间、流速-时间波形

PIP = 气道峰压, Ppl = 平台压, Palv = 肺泡压

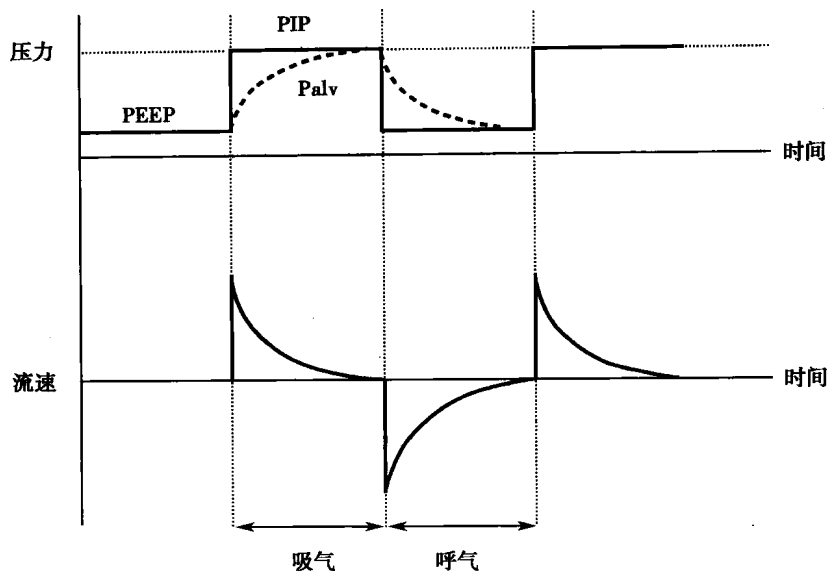


图 1-5 压力控制通气时的压力-时间、流速-时间波形
PIP = 气道峰压, Palv = 肺泡压

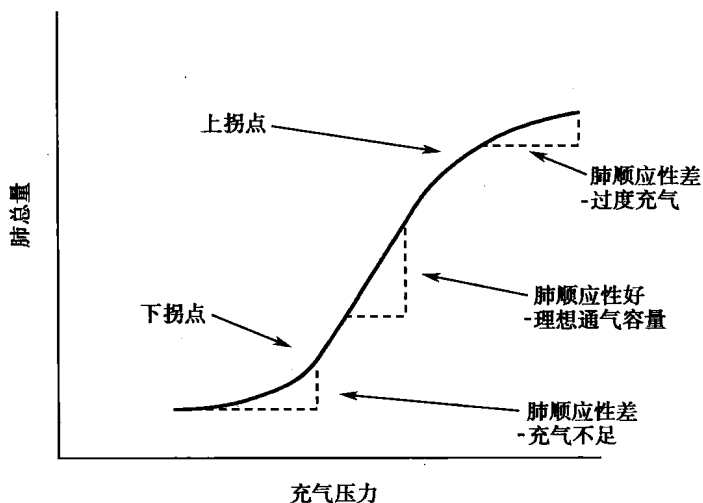


图 1-6 压力-容量曲线
显示理想通气容量的选择

量曲线的测定已经成为调整呼吸机参数的重要依据。尽管它主要是一种研究手段,但应用的经验已经使其成为临床实践的一部分,现代呼吸机可以在床边获得近似图形。认识到呼吸机诱发的肺损伤是急性肺损伤的重要组成部分;认识到减轻肺损伤的通气策略能降低 ARDS 患者的死亡率,人们更加注意保证肺通气时要采用适当的容量。如果通气时采用的通气容量过低,肺泡充气不充分或不能始终保持充气状态,将会产生肺泡周期性开放和萎陷,导致进行性肺损害;炎症和细胞因子的释放,产生继发性全身性损害。如果肺泡被过度充气,将会产生进行性“容积伤”和“气

压伤”。目前机械通气的策略是,肺泡必须保持充气开放状态,但潮气量不宜过高,因会导致肺泡过度扩张。静态压力-容量曲线有助于实施这种策略(图 1-6)。因肺损伤而进行机械通气的患者典型的压力-容量曲线呈 S 型。曲线下部代表萎陷的肺区域,其静态顺应性差;直线部分代表开放、顺应性好的肺容量;上部平坦段代表过度扩张的区域,顺应性再次变差。曲线上述三部分的交接处分别形成下拐点和上拐点。广义上讲,现代呼吸机的通气策略就是基于测定下拐点,将 PEEP 的水平设置为稍高于下拐点,保证潮气通气在顺应性最大的区域进行。同时潮气量的设置也

不要超过上拐点,以避免肺过度扩张。为达到这些目的,潮气量平均值应为 6ml/kg。

有多种测定压力-容量曲线的方法,其中最广为人知的是“超级注射筒”技术。最初描写的技术是使用一个 2L 的定标气筒,对肺逐步充气,每次注入气体量为 50~200ml,每次注入后测定静态压力。测定必须从功能残气量开始,特别是在要准确测定下拐点时。测量时需停用 PEEP,不连接呼吸机,测量需要持续几分钟,这对有严重肺损伤的患者,可导致低氧和病情的不稳定,因此有人选用其他方法。其中一个方法是用不同的已知容量的机械呼吸,记录每一次吸气末的静态压力,根据多次不同容量的呼吸测得的压力,描出曲线。另一方法是用呼吸机已知的容量以很低的

恒定流速给肺充气,这样可以减少吸气相的阻力(动态)部分的影响,可描记出很好的静态吸气曲线的相似图。用这种方法描记出来的呼气曲线并不是静态状况,有人在呼气时使用一系列的气流阻断技术,以形成完整的吸-呼气压力-容量环。从完整的吸-呼气压力-容量环可以发现滞后(hysteresis)的程度。

(三) 流速-容量曲线 在机械通气患者,呼吸机产生吸气气流,而呼气气流大部分是被动的。因而不可能获得可靠的用力呼气流速测定,但从流速容量曲线的形状仍可获得有用的信息,特别是有关气流受限的信息。有严重气流阻塞的患者,曲线的呼气相为下凹型。如果气道有分泌物或呼吸机管道有水分,则曲线为锯齿状而不平滑(图 1-7)。

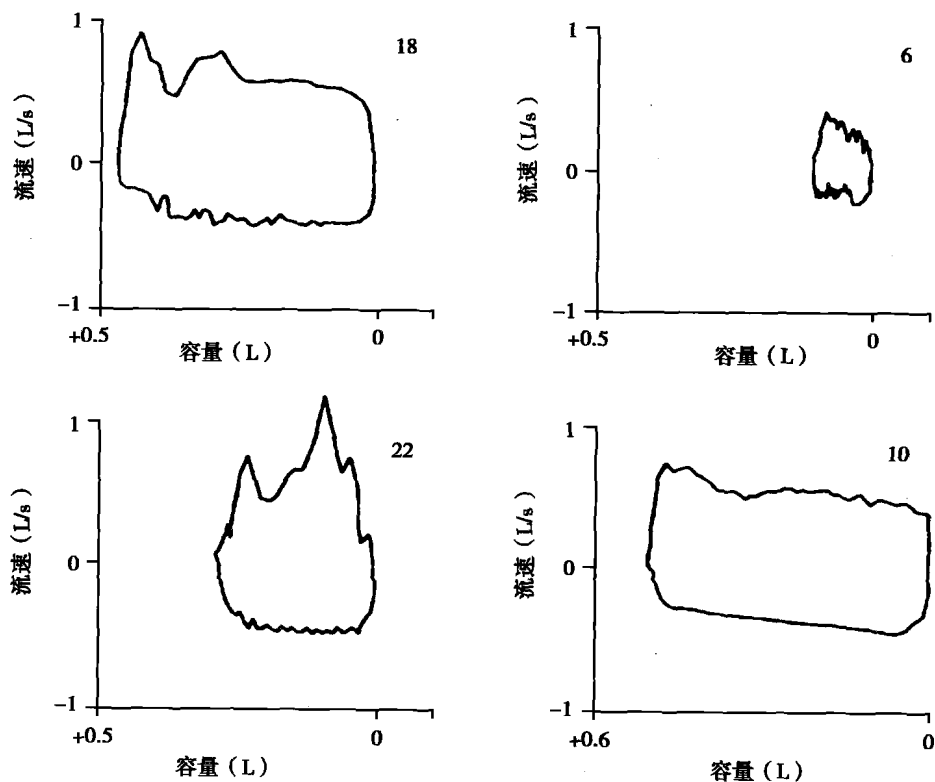


图 1-7 四个有气道分泌物患者的流速-容量图

注意吸气波和呼气波均可见锯齿波。右上角数字为患者编号(来自 Jubran A, Tobin MJ. Am J Respir Crit Care Med, 1994, 150:766.)

本章简述了呼吸重症监护患者的标准监护指标及其原理。由于监护仪在不断改进发展中,重要的是要了解这些仪器的工作原理,才能充分发挥其作用,避免出现错误或被误导。所有监护仪都有其局限性,可以误导粗心的使用者。另一个重要考虑是往往有多种方法能获得同一信息,仪器较耐用且运转费用较低的应该优先考虑。要充分发挥现代

监护仪的优点,充分地训练是必要的。决定购买哪一种设备必须进行广泛地调查,平衡其绝对功能以及在现代 ICU 复杂的内部结构环境中其功能能否充分被发挥。呼吸重症监护很大程度上依赖于技术支持,不断掌握这些新技术对临床医师是一种挑战。

(陈升汶)