

现代急危重症 监护与治疗

王印华等◎主编

吉林科学技术出版社

现代急危重症监护与治疗

王印华等◎主编

图书在版编目 (C I P) 数据

现代急危重症监护与治疗 / 王印华等主编. -- 长春:
吉林科学技术出版社, 2018. 6

ISBN 978-7-5578-4453-0

I. ①现… II. ①王… III. ①急性病—护理学②险症—
护理学③急性病—治疗学④险症—治疗学 IV.

①R472. 2②R459. 7

中国版本图书馆CIP数据核字(2018)第103499号

现代急危重症监护与治疗

主 编	王印华等
出 版 人	李 梁
责任编辑	赵 兵 张 卓
封面设计	长春创意广告图文制作有限责任公司
制 版	长春创意广告图文制作有限责任公司
幅面尺寸	185mm×260mm
字 数	238千字
印 张	13
印 数	650册
版 次	2019年3月第2版
印 次	2019年3月第2版第1次印刷

出 版	吉林科学技术出版社
发 行	吉林科学技术出版社
地 址	长春市人民大街4646号
邮 编	130021
发行部电话/传真	0431-85651759
储运部电话	0431-86059116
编辑部电话	0431-85677817
网 址	www.jlstp.net
印 刷	虎彩印艺股份有限公司

书 号	ISBN 978-7-5578-4453-0
定 价	50.00元

如有印装质量问题 可寄出版社调换

因本书作者较多,联系未果,如作者看到此声明,请尽快来电或来函与编辑部联系,以便商洽相应稿酬支付事宜。

版权所有 翻印必究 举报电话:0431-85677817

前 言

急危重症的紧急处理是急诊、ICU 医师经常需要面对的问题。即使在普通病房，患者出现病情突然加重或异常变化，也需要专科医师的应急处理。现代危重症医学创立虽然只有几十年，但发展非常快，已成为医学领域中最活跃的学科之一，一些重要的观念和原则不断朝着更加科学、更加合理的方向发展，临床医师必须善于学习，才能不断更新观念，掌握新技术，增长新才干，更好地造福患者。针对这种情况，我们组织编写了此书。

本书编者均为活跃在临床一线、经验丰富的专家及学者。内容涵盖了重症医学科各个方面，如常用监测技术、器官功能支持技术、休克、心肺脑复苏、院内急救、危重症患者的感染及镇痛镇静治疗、营养与代谢，本书内容新颖，可操作性强，是 ICU、急诊及麻醉科医护人员及相关专业临床工作者的实用参考书。

应当指出的是，急危重症的临床工作以病情变化快、要求动态监测、及时调整治疗方案和干预措施剧烈为特点。所以，书中提到的一些治疗方法，在实际应用过程中常受到病情变化和具体条件的影响，读者在参考时请务必予以注意。同时，书中难免有不当之处，恳请读者指正。

编 者

2018 年 6 月

目 录

第一章 常用监测技术	1
第一节 心血管功能监测	1
第二节 呼吸功能监测	7
第三节 神经功能监测	16
第四节 肾功能监测	29
第五节 肝功能监测	33
第二章 器官功能支持技术	36
第一节 机械通气	36
第二节 主动脉内球囊反搏	44
第三节 血液净化	51
第四节 体外二氧化碳清除	61
第五节 ECMO 技术应用	67
第三章 休克	76
第一节 概述	76
第二节 低血容量性休克	81
第三节 感染性休克	86
第四节 过敏性休克	92
第五节 神经源性休克	94
第六节 心源性休克	96
第七节 阻塞性休克	98
第四章 心肺脑复苏	101
第一节 心肺脑复苏发展史	101
第二节 心脏骤停	106
第三节 心肺脑复苏	110
第四节 婴儿和儿童生命支持	127
第五节 特殊情况下的心肺复苏	130
第五章 院内急救	136
第一节 脓毒症	136
第二节 血流感染	140
第三节 急性弥散性血管内凝血	144
第四节 多脏器功能障碍综合征	152
第六章 危重症患者的感染	161
第一节 重症肺炎	161
第二节 严重的腹腔感染	168
第三节 导管相关性感染	169

第四节 侵袭性真菌感染..... 171
 第五节 ICU 重症感染的综合治疗 176
 第七章 重症营养与代谢..... 179
 第一节 重症患者营养评估..... 179
 第二节 重症急性骨骼肌萎缩评估..... 182
 第三节 重症免疫营养..... 184
 第四节 重症患者理想的营养途径..... 187
 第五节 补充维生素的作用..... 188
 第六节 体重对重症患者预后的影响..... 190
 第七节 低钠血症..... 191
 第八节 重症烧伤..... 196

常用监测技术

第一节 心血管功能监测

一、心电监测

心电监测是当今重症医学最基本的监测手段之一。可用于监测心率快慢，发现和诊断心律失常、心肌缺血，心电图某些改变也可提示电解质异常。需注意的是心电信号的存在并不能保证心脏机械收缩或心排血量，因而心脏听诊及检查患者其他情况来综合判断患者情况非常重要，对特别危重患者尤其需要如此。

1. 监测方法

(1) 电极导联的位置：与标准心电图导联相比，监护导联为模拟导联，其肢体导联置于或近似于其相应的肢体。心前导联位置同标准心电图导联，一般胸导监测放于 V_1 处。

常用的有 5 导联线电极布局，3 导联线电极布局（图 1-1、图 1-2）。还有用于 12 导联心电监测（图 1-3）的 10 导联线布局。

(2) 模式：大多数监护仪有诊断和监测两种模式。监测模式由于其频率区带较窄，可以滤除更多的干扰信号，有利于节律的监测。诊断模式频度区带较宽，可用于评估缺血时 ST 段的变化。目前监护仪可连续记录和分析 ST 段的变化趋势。

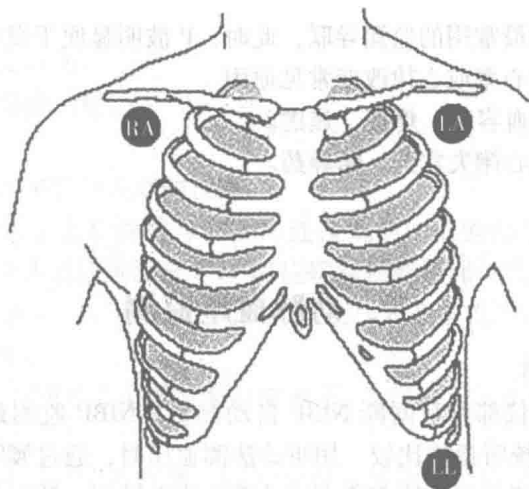


图 1-1 3 导联电极位置

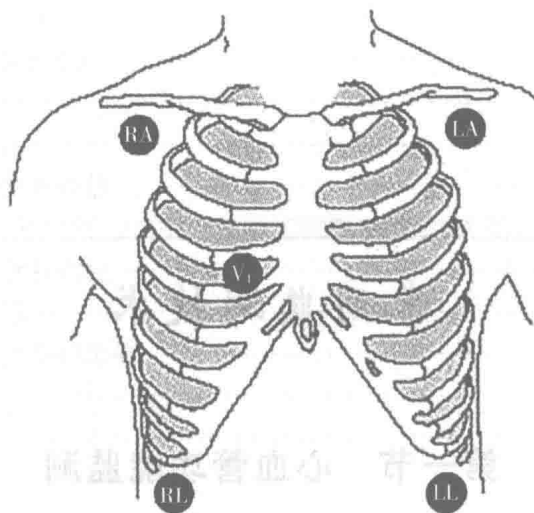


图 1-2 5 导联电极位置

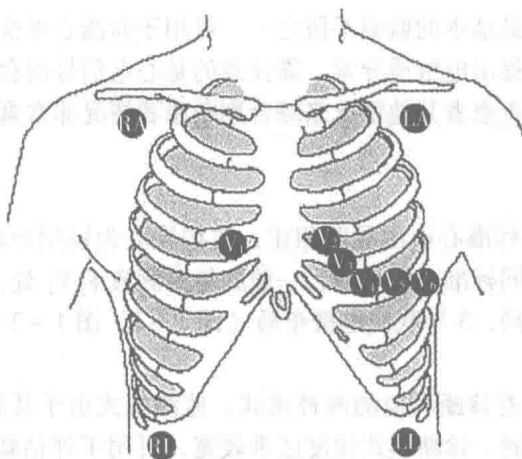


图 1-3 12 导联电极位置

2. 节律的监测 II 导联为最常用的监测导联，此时，P 波明显便于发现心律失常。

3. 重症医学科心电监护时心率或心律改变常见原因

- (1) 交感神经兴奋：如低血容量、疼痛、焦虑。
- (2) 药物不良反应：如抗心律失常药、镇静药。
- (3) 电解质紊乱。
- (4) 发热或低体温。

二、动脉血压监测

1. 无创血压（NIBP）监测

(1) 原理：目前所有监护仪都可行间断 NIBP 自动测量。NIBP 监测最常用的方法为示波测量法。为说明其工作原理，将其与传统听诊法比较。用听诊法测血压时，通过倾听血流搏动来确定收缩压和舒张压。只要动脉压曲线正常，即可参考这些压力来计算平均动脉压。监护仪不能直接监测血流搏动，它通过测量袖带压力振动幅度来计算血压。振动是由动脉搏动对袖带产生的脉动压力造成的。振幅最大的振动为平均动脉压，这是示波法测量的最为准确的一个参数；一旦确定了平均动脉压，即可参考平均动脉压来计算收缩压和舒张压，大致相当于最大振荡的首次振荡上升和最后一次下降。

综上所述，听诊法先测量收缩压和舒张压，然后计算平均动脉压。示波法先测量平均动脉压，然后

根据它计算收缩压和舒张压。由于这两种方法有不同之处，因此，两者不能用于判断对方的准确度。

(2) 注意事项

1) 袖带尺寸：袖带应覆盖上臂或大腿的 2/3，即袖带宽度相当于肢体直径的 120%。袖带过窄则血压值偏高，过宽则测值偏低。

2) 肢体活动：缚袖带肢体的活动对血压测定有影响，轻者其伪差可由仪器消除，但测量时间延长；重者则不能有效地测量血压，如癫痫或寒战患者。

3) 心律失常：如心房颤动，会延长参数确定血压所需时间，且可能造成该时间超出参数性能所允许的有效时间而测不出血压。

4) 测量血压期间，不要对袖带施加外部压力，否则会导致血压测量值不准确。

5) 当长时间监护或血压测量过频要注意静脉淤血。正确使用袖带，定期检查袖带部位和袖带末端手臂，有助于及时发现阻碍血流流动的现象。

2. 有创动脉血压监测 动脉置管直接测量动脉血压是测量动脉血压最准确的方法。有创动脉血压监测通过动脉留置套管借充满液体的管道与外部压力换能器相连接，压力换能器将压力转换成电信号，再经滤波后显示于屏幕上。

(1) 以下情况尤其需要行有创血压监测

1) 需严格控制血压者（如夹层动脉瘤）。

2) 血流动力不稳定者。

3) 评估重要器官灌注压（如脑水肿）时需监测患者平均动脉压。

(2) 注意事项

1) 压力监测系统应与加压袋加压的肝素生理盐水袋相连，每 1~2 小时充管一次，以避免套管内凝血块形成。

2) 延长管要有一定硬度且应尽量短以保证压力传递不失真，整个装置应注意排除空气不留气泡。

3) 参考零点通常选择冠状静脉窦水平，实际工作中可相应选第 4 肋间腋中线水平。当患者体位改变时，应将换能器做相应调整使其处于参考零点水平。并定时以参考零点调零定标。

三、中心静脉压（CVP）监测

1. 以下情况需行 CVP 监测

(1) 急性循环衰竭。

(2) 需大量输血或液体复苏时。

(3) 心力衰竭加重期的输液治疗。

(4) 疑有心脏压塞。

2. CVP 的监测 CVP 监测中以下几点需注意。

(1) CVP 通过导管管尖位于上腔静脉与右心房连接处的中心静脉导管与压力传感器连接而测得。其参考零点为冠状窦水平，应注意连续测量 CVP 时应确保换能器保持在患者冠状窦水平。

(2) 波形：CVP 波形包括 a、c、v 3 个正向波，分别代表心房收缩、心室收缩期心脏形态改变（包括三尖瓣膨出）和右心房充盈。

(3) 监护仪中 CVP 波形与同步心电图波形对应如下：a 波在 P-R 间期出现；c 波在 QRS 波结束、T 波开始之前；v 波在 T 波之后。

(4) 心室的最后充盈发生在心房收缩期，即 CVP 的 a 波期间。因此，将 a 波的平均压作为 CVP 的平均压值，即常说的 CVP 值。

(5) 同所有中心血管压力一样，为反映跨壁充盈压，CVP 应在呼气末读取。CVP 正常值为 2~6mmHg。

(6) 不同呼吸状况时如何在呼气末测定波形

1) 自主呼吸时，应在吸气引起压力下降之前的呼气末定位 a 波，测定 a 波的平均压作为 CVP 值。

2) 机械通气时, 应在吸气引起压力上升前的呼气末定位 a 波, 测定 a 波的平均压作为 CVP 值。

(7) 若波形中不包含病理性 a 波和 v 波, CVP 平均值 (呼气末) 与 a 波和 c 波之间的曲线的值相当。

(8) 特殊波形: 大 a 波 (cannon a-wave), 见于房室分离, 由于三尖瓣关闭与右心房收缩同时所致。

v 波异常增大, 见于三尖瓣关闭不全。

(9) 影响 CVP 测量结果的因素: 胸腔内压力升高, 腹腔压力增加, 过度通气, 参照点错误, 导管位置错误, 导管堵塞, 管道中有气泡。

(10) PEEP 对 CVP 的影响: 胸腔内压在呼气末最接近大气压, 此时胸腔内压对血管内压力 (包括 CVP) 影响最小, 因此, 应当在呼气末测 CVP。但即使在呼气末, PEEP 或内源性 PEEP 均有可能增加肺泡压力。依肺和胸廓的顺应性, 可计算传导至胸膜腔和肺泡压力的比例。正常情况下, 肺和胸廓顺应性大致相等, 因此, 约 50% 肺泡压力可以通过肺传导到胸膜腔。进行单位换算后 (气道压力单位为 cmH_2O , 而血管压力单位为 mmHg), 则 PEEP 为 $10\text{cmH}_2\text{O}$ 时约可使 CVP 增加 3mmHg 。

但当肺顺应性降低 (如 ARDS) 时, 仅有少部分压力传导到胸膜腔。当顺应性升高时 [如慢性阻塞性肺疾病 (chronic bronchitis pulmonary disease, COPD)] 或胸廓顺应性降低时 (如腹胀), 则更多的压力可传导到胸膜腔, 对 CVP 的影响大。

3. CVP 的临床意义 除体循环的容量状态外, 还有很多因素可以影响 CVP 的测定。因此, CVP 的结果经常难以解释。CVP 本身并不能表明患者的容量状态, 但 CVP 与其他参数结合则价值明显增加。

(1) CVP 降低: 表明心脏实际功能增强, 静脉回流阻力增高, 或容量降低。如 CVP 降低的同时血压升高, 则提示心脏实际功能增强; 若 CVP 降低的同时血压下降, 则提示容量减少或静脉回流阻力增加。注意上述情况是在外周循环阻力不变的情况下成立。

(2) CVP 升高: 表明心脏实际功能减弱, 静脉回流阻力下降或容量过多。如 CVP 升高的同时血压下降, 则提示心脏实际功能降低。如 CVP 升高的同时血压升高, 则提示容量过多或静脉回流阻力下降。

(3) CVP 与容量负荷试验: 进行容量负荷试验前后连续监测 CVP 与平均动脉压的变化, 能对血流动力学进行判断。

四、肺动脉导管 (pulmonary artery catheter, PAC) 监测

(一) 肺动脉压力 (PAP) 和肺动脉阻塞压 (pulmonary artery obstruction pressure, PAOP)

1. 波形

(1) PAP 的波形与体循环动脉压力波形相似, 但波幅要小, 时相稍提前。

(2) PAOP 波形与 CVP 相似, 有 a、v 波及 x、y 降支, 但 c 波不明显。

2. 数值

(1) PAP 正常值: 收缩压为 $15 \sim 20\text{mmHg}$, 舒张压为 $5 \sim 12\text{mmHg}$ 。

(2) PAOP 正常值 $5 \sim 12\text{mmHg}$ 。

3. 临床意义

(1) PAOP 降低, 可反映舒张顺应性增加, 舒张末容量减少, 或两者兼有。

PAOP 升高, 可反映舒张顺应性下降, 舒张末容量增加, 或两者兼有。

(2) PAOP 出现大 a 波, 提示左心室顺应性降低, 此时左心室舒张末压应在 a 峰测定。房室分离时也可产生大 a 波, 此时左心室舒张末压应在 a 波之前测量。

(3) 二尖瓣反流时可出现大 v 波。

(二) 心排血量 (cardiac output, CO)

1. 热稀释法测 CO 通过 PAC 的 CVP 端口注入固定量的冷溶液 (室温或冰盐水), 当其通过左心室时与血液混合, 通过 PAC 尖端的热敏电阻测定混合血液温度。计算 CO 的程序需明确注入的液体量、液

体温度、导管类型及大小，并输入 PAOB 或肺动脉舒张压。

2. CO 的正常值 CO 的正常值范围为 $4 \sim 8\text{L}/\text{min}$ 。

3. 临床意义

(1) CO 测定有助于低血压的分析。

(2) 呼吸对 CO 的影响：自主呼吸时，吸气时胸腔内负压增加静脉回流和左心室后负荷。正压机械通气时，吸气可降低静脉回流和左心室后负荷。在呼吸周期，CO 依通气方式、静脉回流和心脏实际功能的水平不同而发生变化。

测 CO 时液体注入的时机也影响热稀释法的测定值。如要求所测结果相对一致，最好在呼吸周期中相同时间点注入液体，建议选在呼气末。

(3) 三尖瓣反流对测定值有一定影响。

(4) 心内分流也可导致测定错误。

五、新的无创监测 CO 方法

(一) 经胸热稀释法

该法用经肺热稀释测定技术 (pulse indicator continuous cardiac output, PICCO) 监护仪，将冷的液体 (温度指示剂) 注入中心静脉，然后通过尖端有热敏电阻的特殊动脉导管进行检测，通过分析热稀释曲线，可计算 CO、全心舒张末期容量 (GEDV)、血管外肺水和血管外热容积。

其监测指标如下。

1. 测定 CO 对热稀释曲线进行数学分析以计算 CO，具体计算方法与肺动脉导管技术类似。

2. 评价心脏前负荷 分析热稀释曲线的平均传输时间和指数下降时间，可用于计算 GEDV。GEDV 代表心脏 4 个腔室的容积。GEDV 可反映心脏前负荷。

(1) 平均传输时间：指温度指示剂从注射到采样的时间间隔。平均传输时间和 CO 的乘积与温度指示剂的总分布容积 (胸腔内热容积) 密切相关。这一容积反映温度指示剂分布的所有血管内与血管外容积，即心脏和肺的容量。

(2) 指数下降时间：指热稀释曲线下降部分的时间。指数下降时间和 CO 的乘积主要受到指示剂混合的最大腔室容量的影响。对于多数患者而言，最大腔室就是肺 (肺内热容积)，包括肺血容量和血管外肺水。

(3) 心脏血容量：胸腔内热容积减去肺内热容积，即得到 GEDV。GEDV 的正常值为 $600 \sim 800\text{ml}/\text{m}^2$ 或 $1\,000 \sim 1\,400\text{ml}$ 。

3. 评价心脏功能

(1) 射血分数：尽管左心室射血分数受心肌功能和后负荷的影响，仍用于评价心脏功能。射血分数等于每搏输出量与心室舒张末容积的比值。

(2) 全心射血分数：经胸热稀释法得到的 GEDV 为 4 个心腔所含血容量，因此，每搏输出量与 GEDV 的比值即全心射血分数可用于评价心脏的整体功能。左心室和 (或) 右心室功能不全时全心射血分数下降。心脏超声证实左心室收缩功能不全时，全心射血分数一般为 $18\% \sim 20\%$ 。

4. 评估肺水 PICCO 监护仪还能提供反映肺水指标即血管外肺水。胸腔内热容积和胸腔内血容量两者之差即为血管外肺水。血管外肺水正常值为 $7 \sim 10\text{ml}/\text{kg}$ 。

经胸热稀释法与肺动脉导管相比，创伤相对较小，且可同时测定 CO、GEDV、全心射血分数等指标。对于机械通气患者，动脉血压变异分析还能评估患者的容量状态及输液反应性。经胸热稀释法的局限性是不能测定 PA 压力和 PAOP，因而也无法鉴别心功能不全是左心还是右心功能不全。

(二) 经胸锂稀释法

该法将氯化锂注入中心静脉或肘前静脉，通过标准的动脉导管抽动脉血经锂传感器测锂浓度，依锂浓度-时间曲线计算 CO。经过传感器的血流量由蠕动泵来控制。该技术需使用 LidCO 监护仪。与 PIC-

CO 类似, LiD-CO 也可了解动脉血压变异, 从而评估输液反应性。

该法优点是无须放置中心静脉导管即可测量 CO, 因而创伤小。

其局限性是与经胸热稀释法不同, 经胸锂稀释技术不能对稀释曲线进行进一步分析, 因而无法获得其他信息如心脏前负荷、心脏功能和血管外热容积等。

(三) 动脉轮廓分析

1. 原理 通过对每次心脏搏动的血压波形的收缩部分进行分析, 以评估 CO。实际上 PICCO 和 LiD-CO 监护仪均采用了这种技术, 但两种监护仪采用的计算方法不同, 且两者未经过直接比较。两种方法均需根据另一种 CO 测定方法来校准, 即需手动注射指示剂。如果患者血流动力学状态发生明显变化, 则建议再次进行校准。

2. 优点

(1) 可连续测量 CO: 通过直接测定心率及估测的每搏输出量, 能连续监测 CO。对血流动力学不稳定患者如心脏术后患者的监测特别有帮助。

(2) 计算每搏输出量变异: 对于完全机械通气患者, 可计算每搏输出量变异。每搏输出量变异对输液反应性的预测效果与动脉变异相同, 甚至更优。

3. 局限性 在监测过程中, 当动脉血管的机械特性发生改变时, 均须进行校准。CO、容量状态及血管活性药物使用的变化均可影响动脉血管的机械特性。

另外心律失常、主动脉瓣反流或主动脉内球囊反搏均会对血压波形造成很大的影响, 甚至无法计算 CO。

(四) 经食管多普勒监测

1. 测定原理 该方法采用多普勒探头经食管测定降主动脉血流。技术原理是用多普勒测降主动脉血流速度, 并使用不同方法估测降主动脉横截面积, 降主动脉横截面积乘以主动脉血流速度则等于主动脉血流量, 依主动脉血流量可计算 CO。

2. 优点 该方法相对无创, 并可连续监测 CO, 还能测定校正后的血流速度和峰值血流速度 (这两项指标分别代表心脏前负荷和心肌收缩力)。但其在重症患者中的准确性有待验证。

3. 局限性

(1) 经食管多普勒监测主动脉血流计算 CO, 但这仅是 CO 的一部分。计算时需加入校正系数, 该系数假定升主动脉与降主动脉的血流分配比例保持恒定。

(2) 为保证计算的准确, 声波方向与血流轴向之间的夹角不能超过 20° , 因而合适的探头位置至关重要。

(3) 主动脉内的血流并非总是层流, 心动过速、贫血或主动脉瓣膜疾病均可能导致主动脉内血流发生湍流, 从而影响流速测定。

(4) 食管疾病、严重出血倾向及躁动者不适于此项检查。

(五) 经胸电阻抗法 (TEB)

1. 原理 利用心动周期中胸部电阻抗的变化来测定左心室收缩时间和计算每搏输出量, 为无创监测技术。它利用 8 枚电极分别置于颈部和胸部两侧, 即可同步连续显示心率、CO 等参数的变化。

2. 优点 无创、连续、操作简单。

3. 局限性 抗干扰能力较差, 易受患者呼吸、心律失常及操作的干扰。不能鉴别异常结果是由于患者的病情引起, 还是由于机器本身原因所致, 故在一定程度上限制了其在临床的使用。

(六) CO_2 部分重吸收法

1. 原理 CO_2 部分重吸收法的原理采用间接 Fick 法测 CO。

(1) Fick 定律的基础是质量守恒定律。Fick 定律应用于肺时, 则有流经肺泡的血流量等于肺摄取或排出的气体量除以进出肺的血流中该气体浓度差。常用氧耗量根据 Fick 法计算 CO。

$\text{CO} = \text{氧耗量} \div (\text{动脉血氧含量} - \text{混合静脉血氧含量})$

(2) 由于很难准确测定氧耗量，且测定方法对血红蛋白浓度的变化非常敏感，因此，常用 CO₂ 代替 O₂ 进行计算。

$$CO = CO_2 \text{ 清除量} \div (\text{混合静脉血 } CO_2 \text{ 含量} - \text{动脉血 } CO_2 \text{ 含量})$$

根据 CO₂ 的 Fick 方程，NICO 监护仪能够无创测定 CO。通过安装在气道的流量传感器和 CO₂ 传感器可测定 CO₂ 清除量。动脉血 CO₂ 含量可通过动脉血气或呼气末二氧化碳估测。通过无创方法很难测定混合静脉血 CO₂，NICO 监护仪采用部分 CO₂ 重吸收技术，在不测定混合静脉血 CO₂ 含量的情况下即可根据 CO₂ 清除量和 CaCO₂ 计算 CO。

2. 优点 无创、安全。
3. 局限性
- (1) 仅适用于气管插管患者。
- (2) 虽然重复呼吸的量很小，但部分严重急性呼吸功能衰竭患者仍然无法耐受。
- (3) 当 PaCO₂ < 30mmHg 时，所测值不可靠。

六、10 个主要血流动力学参数

见表 1-1。

表 1-1 血流动力学的 10 个核心变量及其正常值

变量	正常值
SvO ₂	65% ~ 75%
SV	50 ~ 100ml/次
SI	25 ~ 45ml/ (次 · m ²)
CO	4 ~ 8L/min
CI	2.5 ~ 4L/ (min · m ²)
PAOP	8 ~ 12mmHg
CVP	2 ~ 6mmHg
SVR	900 ~ 1 300dyne · sec/cm ⁵
PVR	40 ~ 150dyne · sec/cm ⁵
MAP	>60 ~ 100mmHg

注：SvO₂：混合静脉血氧饱和度；SV：每搏输出量；SI：每搏指数；CO：心排血量；CI：心脏指数；PAOP：肺动脉楔压；CVP：中心静脉压；SVR：体循环阻力；PVR：肺循环阻力；MAP：平均动脉压。

(王印华)

第二节 呼吸功能监测

呼吸过程是给全身组织输送氧气，排出二氧化碳的过程，受呼吸影响最重要的器官是脑和心脏。呼吸过程至少可分为两大部分，首先是气体的输送和弥散，包括经肺、胸腔的运动将氧气直接输入血液，以及二氧化碳经血液弥散排出的过程，称为外呼吸；其次是组织内部利用氧和排出二氧化碳的细胞内交换过程，称为内呼吸。临床医师着重关注的是前者，通过连续地观测患者的呼吸运动、有无发绀、肺部呼吸音听诊、咳嗽是否有效，可以初步判断肺功能，为临床诊治提供线索。必须强调，任何监测工具不能替代医师通过基本体检细心观察患者获得的信息；然而，现代危重病学的发展需要无间断、无创、量化评价呼吸功能，特别是机械通气已普遍用于 ICU 中，要求精确量化监测呼吸力学，据此调整适合于个体患者的通气参数，以发挥最佳通气支持，避免机械通气不良反应。呼吸功能监测内容越来越丰富，本节着重阐述 ICU 工作中常用的脉搏血氧饱和度 (SPO₂) 监测、呼气末 CO₂ 监测、血气分析和呼吸力学监测。

一、SPO₂ 监测

(一) 定义

通过动脉脉搏波动的分析,测定出血液在一定的氧分压下,氧合血红蛋白(HbO₂)占全部血红蛋白的百分比值。

(二) 监测原理

目前血氧饱和度仪的测量方法主要是红外光谱光电法,SPO₂是根据血红蛋白(Hb)具有光吸收的特性设计而成。HbO₂与HbR对两个波长的光吸收特性不一样,HbO₂与HbR的分子可吸收不同波长的光线。HbO₂吸收红光,波长为600~700nm,而HbR吸收近红外光,波长为800~1 000nm,在805nm左右为等吸收点。以郎伯-比尔定律(The Lambert-Beer Law)原理和光散射理论为基础,在透射光法中,如果选用两个波长的光(通常是660nm和940nm)作为探测源并分别测定两路透射光最大强度Ird_{max}和Iird_{max},以及由于脉搏搏动而引起透射光强最大变化量ΔIrd_{max}和ΔIird_{max},通过数学计算可得到如下的公式。

$$SPO_2 = A \frac{\Delta Ird_{max}/Ird_{max}}{\Delta Iird_{max}/Iird_{max}} + B$$

其中A、B是通过定标来确定的经验系数。成人血液通常含有4种类型的血红蛋白,HbO₂、Hb、正铁血红蛋白(MetHb)和碳氧血红蛋白(COHb)。除病理情况外,后两种浓度很低,脉搏血氧饱和度仪测定的是HbO₂、Hb,而MetHb和COHb不包括在内。这也是CO、亚硝酸盐中毒时,SPO₂监测不能反映真实血氧的原因。

当两束入射光线经过测量部位(手指、耳郭)时,被血液和组织部分吸收,这些被吸收的光强度除搏动性动脉血的光吸收因动脉压力波的变化而改变外,其他组织成分所吸收的光强度(DC)都不会随时间而改变,并保持相对稳定。动脉床的搏动性膨胀使光传导路程增大,因而光吸收作用增强,形成光吸收脉搏(AC,图1-4)。通过计算光电感应器在动脉搏动与搏动间收集到的光强度吸收差值,与标准曲线(通过正常人HbO₂与Hb比定标)比较,可以获得SPO₂值。

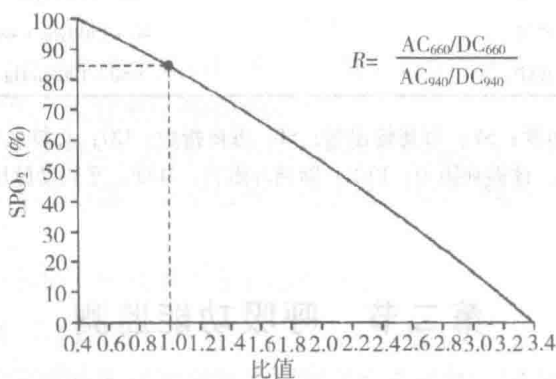


图1-4 脉搏血氧测量仪定标曲线,当R为1时,SPO₂大约为85%

(三) 正常值

成人SPO₂值为≥95%,SPO₂90%~94%为失饱和状态,<90%为低氧血症(FiO₂=0.21);新生儿第一天SPO₂最低91%,2~7天为92%~94%。新生儿因生后短期内尚存在动脉导管未闭,右向左分流可使右手的SPO₂高于左手和下肢,正常新生儿这些差别均不明显,采用双血氧监测左右手SPO₂之差,可以判断新生儿肺炎合并肺动脉高压的严重程度。

(四) 影响SPO₂准确性的因素

1. Hb异常 SPO₂仪有两个波长,分别测量HbO₂、Hb,如果血液中出现正铁血红蛋白(MetHb)

和碳氧血红蛋白 (COHb), SPO_2 就会出现误差。动物实验表明, CO 中毒, COHb 达 70% 时, SPO_2 可显示 90%, 但实际 SPO_2 仅有 30%。

2. 静脉内染料 亚甲蓝、靛胭脂、吲哚花青绿是最常见的影响 SPO_2 准确性的药物性染料。

3. 外周动脉低灌注、 SPO_2 探头的运动、病房环境中的光线、电磁噪声 由上监测原理得知, 动脉搏动的幅度是影响测量是否准确的主要因素。临床上, 传统 SPO_2 监测仪容易因外周血流灌注差、测量部位运动、静脉充血产生的静脉搏动等因素干扰, 监测仪信噪比减小导致测量不准确。现今, 各监护仪生产厂家通过改进算法, 提高信噪比来实现 SPO_2 监护仪的抗弱灌注、抗运动性能, 已在临床应用的包括 Masimo 信号萃取技术、飞利浦公司的 FAST SPO_2 (傅立叶人工抑制技术, Fourier Artifact Suppression Technology), Oximax 是 Nellcor 第 5 代血氧技术, 深圳迈瑞公司生产的监护仪, 已采用 Nellcor 的 Masimo 技术。这些算法的原理不在本节讨论范围, 但临床研究显示, Masimo 信号萃取技术从根本上消除了运动伪迹、外周灌注不足及大部分低信噪比环境中遇到的问题, 极大地扩展了 SPO_2 监测在活动大、信号小和噪声强等环境中的应用。研究显示, 在婴儿 ICU 中使用 Masimo 跟踪心率的变化、缺氧错报、心动过缓错报、错报事件、数据失落发生率仅有 1%。Nellcor 第 5 代血氧技术, 能解决临床上低灌注、运动干扰, 尤其是 Oximax 额贴在监测低氧患者的灵敏度试验中, 14 秒即可感知到动脉氧饱和度的下降。

二、呼气末 CO_2 监测

1. 定义 CO_2 描记法 (capnography) 以波形图的形式显示每次呼吸末期呼出的混合肺泡气含有的二氧化碳分压 (PETCO_2) 或二氧化碳浓度 (CETCO_2)。

2. 监测原理 体内 CO_2 的产量、肺泡通气量和肺血流灌注量共同影响肺泡 CO_2 分压 (PACO_2) 或浓度。正常生理状态下, 每个肺泡的 PCO_2 并不一样, 血流少、通气多的 PCO_2 较低; 反之则高, 因此, 正常时 PACO_2 反映的是一个均值。由于 CO_2 的弥散速度是 O_2 的 20 倍, PACO_2 与动脉血 CO_2 分压 (PaCO_2) 梯度差很小, 几乎相等。 PETCO_2 系呼吸终末部分气体的 PCO_2 , 它反映所有通气肺泡的 PCO_2 均值, 其中也包含了被肺泡无效腔气稀释的那部分。因此, $\text{PETCO}_2 \approx \text{PACO}_2 \approx \text{PaCO}_2$, 用无创的方法测量 PETCO_2 就可能反映 PaCO_2 。

目前临床使用的一系列 CO_2 监测仪主要根据红外线原理、质谱原理、拉曼散射原理和图一声分光原理而设计。红外线法是最常用测定方法, CO_2 能吸收波长 $4.3\mu\text{m}$ 的红外线, 如将采集的样本气体送入测试室, 一侧用红外线照射, 另一侧用传感器来测量所接收的红外线衰减程度, 其衰减程度与 CO_2 浓度 (分子密度或者 CO_2 分子密度) 成正比。传感器接受的信号经微机处理, 以数字和波形图显示。

呼气的红外线吸收, 可通过主流或旁流来测定。旁流传感器有一低负压泵, 经细导管吸取呼气小样本输送至红外线吸收室, 其最大问题是水和黏液的凝聚引起导管堵塞而至偏差。主流传感器是插入呼吸回路中间, 有特殊插入器使红外线经此而至气道, 因没有采样管, 故要比旁流分析仪准确, 但体积较大较重, 可导致气管插管弯曲移位, 是其缺点。

3. PETCO_2 波形 各型 PETCO_2 监测仪对 PETCO_2 波形的解读并不一致, 以飞利浦监护仪为例说明 (图 1-5): PETCO_2 波形分为两个部分, 吸气占一个阶段, 称为 0 期 phase (0); 呼气包括三个阶段, phases (I、II、III) 和两个角 (α 和 β)。phases I 是呼气的开始部分, 代表通气回路和解剖无效腔气体的呼出; phases II 呈 “S” 形陡直上升, 代表无效腔与肺泡混合气体的呼出; phases III 称为呼气平台, 为富含 CO_2 的肺泡气呼出时相。实际上, phases III 总是呈现一定角度向上的斜坡, 一般认为随着肺泡气的呼出, 肺容量减少, 从肺泡毛细血管排出的 CO_2 浓度随即不断上升的原因。phases II 和 phases III 间的角称为角 α , 介于 100° 和 110° 之间。大于 110° 或 phases III 斜率变陡往往见于病理状态如 COPD 或哮喘发作。phases III 和吸气开始的角度称为角 β , 一般为 90° , 且不会变化, 但重复呼吸可使角度变大。某些生理情况下如妊娠或过度肥胖, 在 phases III 末期出现迅速增加的斜坡, 称为 phase IV, 机制不详, 可能与功能残气量减少有关。

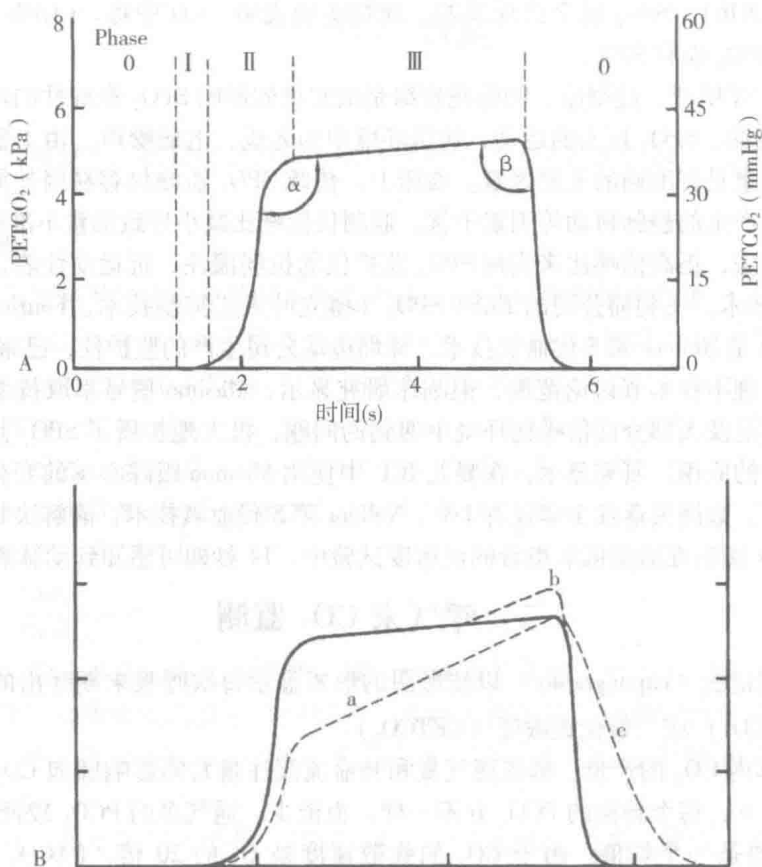


图 1-5 A. 正常的 PETCO₂ 波形; B. 虚线表示非正常的 PETCO₂ 波形, 可以单独出现亦可合并出现: a 线见于肺泡时间常数增加如哮喘, b 线 phase IV 期表现为 III 期末出现向上陡坡, 见于妊娠或肥胖, c 线见于重复呼吸

4. 正常值 PETCO₂ 为 35 ~ 45mmHg, CETCO₂ 为 5% (4.6% ~ 6.0%)。

5. 临床应用 PETCO₂ 监测在手术室、ICU 及急诊室均有广泛应用, 用于监测麻醉过程中气管置管是否正确及自主呼吸的恢复、心肺复苏的效果、机械通气参数是否合理及有无管路连接故障等。如上所述, PETCO₂ 监测受到患者体内 CO₂ 产量 (气腹、高热、低温、休克等)、肺血流 (肺栓塞、分流等)、肺通气 (哮喘、COPD、通气频率及容量等)、人工气道 (错误置管、连接问题) 4 个环节的影响。作为一种无创方式, 它能够用于估计 PaCO₂, 监测和调节肺泡通气量, 尤其是呼吸管理中无明显肺泡无效腔增大, 血流动力学稳定的患者; 动态趋势监测并对照动脉血气分析所得到的 PaCO₂ 结果更有利于临床判断。以下是 ICU 工作中常见的异常 PETCO₂ 波形。

(1) PETCO₂ 突然降低到零附近预示情况危急, 如气管导管误入食管 (图 1-6)、导管连接脱落、完全的通气障碍或导管阻塞, 此时, 肺部听诊有助于快速判断原因。

(2) PETCO₂ 逐渐升高: 机械通气患者经常使用镇静药, 过量镇静导致低通气和 PETCO₂ 波形偏小, 逐渐出现自主呼吸间歇延长甚至呼吸暂停, 此时虽然体内 CO₂ 潴留, PaCO₂ 升高, 但 PETCO₂ 反而降低, 如图 1-7 第一个呼吸所示; 减少镇静药用量并刺激患者后, 由于 CO₂ 的刺激导致患者呼吸加快, 幅度增大, 排出过多的 CO₂; 当 PETCO₂ 逐渐升高而波形未变时, 可能与潮气量降低, 体内 CO₂ 产量增加 (如高热) 有关。

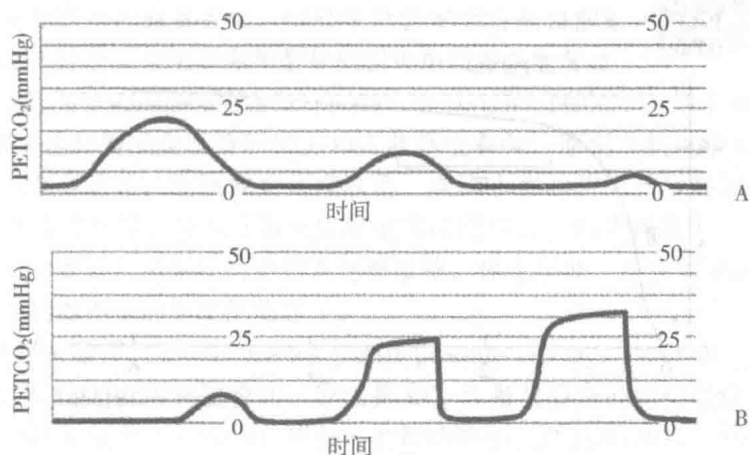


图 1-6 A. 食管置管; B. 正确置管

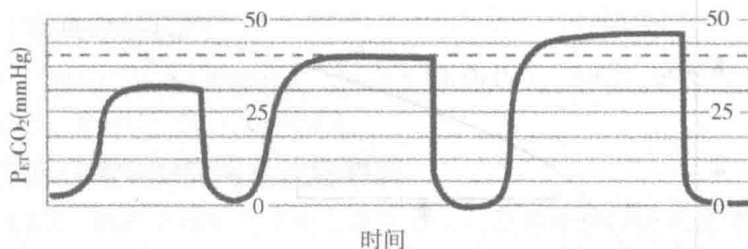


图 1-7 PETCO₂ 逐渐升高

(3) 哮喘和 COPD 患者的 PETCO₂ 波形图 (图 1-8): 哮喘和 COPD 由于无效腔增加, 整个呼气过程排出的都是肺泡与无效腔的混合气体, 即使延长呼气时间, 亦不出现 PETCO₂ 平台。此时, PETCO₂ 与 PaCO₂ 相差较大, PETCO₂ 往往低估 PaCO₂ 水平, 影响其临床上的应用。广州呼吸疾病研究所通过拟合平静呼气法和延长呼气法两种方法实时记录的二氧化碳-时间图形 (图 1-9), 建立了曲线的数学模型, 可以通过公式计算平静呼吸时记录的 PETCO₂ 数据得到延长呼吸时 PETCO₂ 数值, 此延长呼吸法 PETCO₂ 数值与真实 PaCO₂ 有很好的 consistency。

(4) 停用肌肉松弛药后早期, 患者自主呼吸开始恢复 (图 1-10), 出现 PETCO₂ 波形的突然中断、平台突然凹陷, 随着自主呼吸力量的增加, 凹陷的幅度和时程都增加, 此种图形往往意味着人机对抗, 需要调整通气参数, 增加患者自主的那部分或给予镇静药抑制自主呼吸。

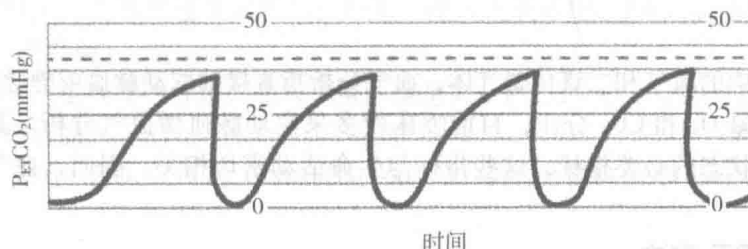


图 1-8 哮喘和 COPD 患者的 PETCO₂ 波形图

角 (α) 增大, 呼吸平台消失, phases III 斜率变陡