

# 电阻抗无创心输出量监测在危重病监护中的应用

陈朴 章云涛 方强

中图分类号: R197.324 R472.2 文献标识码: B 文章编号: 1007-0931 (2004) 07-0068-02

心输出量 (CO) 监测是危重病监护体系中非常重要的内容。目前临床常用 SWAN-GANZ 导管或多普勒心脏超声进行监测, 都能比较准确地提供血流动力学方面的信息。但 SWAN-GANZ 导管是一项有创监测技术, 会给患者带来多种并发症, 甚至导致致命的导管败血症; 而多普勒心脏超声也难以做到连续实时进行监测。电阻抗无创心输出量监测是一项无创、连续、简便的新型监测技术, 不仅避免了有创技术所带来的一系列并发症, 而且使监测变得简便、安全。我院 ICU 应用此项技术对患者进行监测, 并与心脏多普勒超声测得数据进行对比, 发现两者具有良好的相关性, 现报告如下。

## 对象与方法

1 对象 ICU 内收治的患者 38 例, 其中男性 25 例, 女性 13 例, 年龄 18~70 岁, 平均  $45 \pm 8$  岁。均无主动脉瓣返流、重度高血压 (MAP > 130mmHg) 和感染性休克等疾病。

2 方法 电阻抗心输出量测定采用美国通用电气公司 (GE) 的 SOLAR800 监护仪的电阻抗连续无创心输出量监测系统 (BIOZ 系统)。心脏超声测定采用 Agilent Sons 5500 多普勒心脏超声诊断仪。同时进行两种方法测定心输出量。用无创心输出量监测系统测患者心输出量: 按要求进行皮肤准备, 在两侧颈根部及胸部第五肋间水平的腋中线上分别安放四个监测电极, 连接监测模块, 每分钟测一次心输出量值, 共测 3 次并求出平均值。多普勒心脏超声测量法: 在左心室长轴主动脉根部测得主动脉口直径, 同时计算血流速度积分, 求得心输出量值, 测 3 次取平均值。

3 统计方法 数据以 ( $\bar{X} \pm SD$ ) 表示, 绘制散点图及趋势线, 求出相关系数 R。

## 结 果

38 例病人以电阻抗法测得心输出量为 0.9~10.7L/min, 平均为  $5.334 \pm 2.284$ L/min; 以多普勒心脏超声法测得的值为 1.3~9.5L/min, 平均为  $5.40 \pm 2.162$ L/min。将每例患者分别用两种方法测得的数值组成数据对, 绘成散点图, 画出趋势

线, 发现两者有显著的相关性 ( $R=0.908$ ), (图 1)。

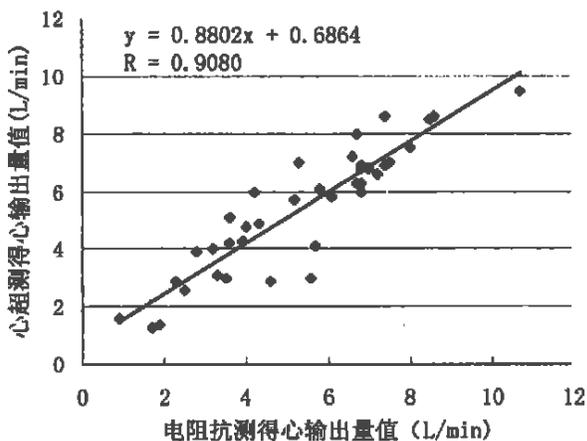


图 1 电阻抗与心脏超声测得心输出量的相关关系

## 讨 论

心输出量监测对于掌握病情、早期发现心血管功能异常、尤其对于指导临床针对性用药、抢救血流动力学不稳定的患者, 以及监测用药疗效, 有非常重要的意义。目前临床上经常采用 SWAN-GANZ 导管进行有创监测, 但存在多种并发症, 尤其是导管相关性脓毒败血症会给危重病患者带来致命的严重后果。连续无创心输出量监测避免了有创技术带来的并发症, 它几乎没有副作用, 为危重病抢救提供了一种安全有效的监测方法。它采用生物电阻抗技术进行心动描记, 只需在患者的头颈及胸部两侧各贴上类似心电监护的四个电极, 然后联上传感器即可, 胸部传感器能自动向患者胸腔内发射一束微弱的交流电信号, 电流会循电阻最小的路径即充满血液的主动脉到达颈部, 颈部传感器会探测到电流, 这就作为基线电阻抗。当主动脉内血液的流速与容积发生变化时, 电阻抗亦发生变化, 传感器可测出这种变化, 通过计算机进一步计算出心输出量等血流动力学的各项参数, 并同时在屏幕上显示实时波形及各项参数值。我们就可以随时掌握危重患者的血流动力学状况, 如发现异常, 可及时采取针对性治疗措施, 并可随时观察用药效果。

我们把利用电阻抗法测得心输出量 (下转第 71 页)

成血栓性赘生物, 导致冠心病的发生。

我们利用血链球菌 133-79 的超声裂解蛋白作为可溶性抗原, 通过 ELISA 间接法来测定血清中血链球菌多克隆抗体, 希望该抗体在冠心病组与非冠心病组的存在及效价能有明显不同的结果。但实验结果证实血链球菌抗体存在于所有受检血样中, 且效价的差异在这 3 组中没有统计意义。推测主要因为超声裂解抗原并非血链球菌的特异性蛋白成分, 它不仅可以和血清中血链球菌抗体结合, 而且可以和其他链球菌抗体结合, 从而影响实验结果, 这就提示我们在以后的实验中需要提纯血链球菌表面的特异蛋白作为可溶性抗原进行 ELISA 法测定, 以尽可能排除血清中其他链球菌抗体的影响。本实验结果表明, 用血链球菌超声裂解抗原通过 ELISA 间接法测定血清中抗体的方法不可行。

### 参考文献

[1] Milnes AR, Bowden GH, Gates D, et al. Normal microbiota on the

teeth of preschool children [J]. *Microb Ecol Health Dis*, 1993, 6: 213~227.

[2] Douglas CW, Heath J, Hampton KK, et al. Identity of viridans streptococci isolated from cases of infective endocarditis [J]. *J Med Microbiol* 1993, 39: 179~182.

[3] Knuthof EK, Agay D, Mestries JC, et al. The effect of factor Xa/phospholipid infusion on the acute phase response in baboons [J]. *Thromb Haemostasis* 1997, 77: 308~311.

[4] Herzberg MC, Meyer MW. Effects of oral flora on platelets: Possible consequences in cardiovascular disease [J]. *Periodontal J* 1996, supplement: 1138~1142.

[5] 陈晖, 赵孟辉, 李菊花, 等. 血链球菌对兔血细胞血压及心电图的影响 [J]. *中华口腔医学杂志*, 2001, 36 (5): 354~356.

(收稿日期: 2003-09-02)

(上接第 68 页) 值与心脏超声测得的值进行比较, 发现两者的相关程度非常高 ( $R=0.908$ ), 说明电阻抗法测得的心输出量值是准确可靠的。Sageman 及 Kankinen 等人进行多项临床实验研究, 结果表明电阻抗无创心输出量测定与用 SWAN-GANZ 导管温度稀释法所测得的心输出量值之间, 同样有显著的相关性<sup>[1~4]</sup>, 也说明电阻抗无创输出量监测是准确可靠的。有文献指出, 在左心功能不全的患者中, 电阻抗法测得的心输出量值低于正常值且差异有显著意义, 而经过有效的治疗后, 心输出量值明显上升<sup>[5]</sup>, 在我们的临床工作中也观察到同样的现象, 反映出电阻抗法对于监测与评价左心功能衰竭的治疗效果有临床指导意义。

利用多普勒心脏超声来测量心输出量虽然也是无创的, 但须有专业技术人员才能进行测量, 并且也难以做到长时间连续实时监测。电阻抗法无创心输出量监测却能连续实时进行监测, 这对于及时掌握病情, 及时给予处理, 并对用药效果进行监测, 提高危重病抢救成功率有很重要的意义; 其次是电阻抗法无创心排量监测费用低廉, 除一次性电极外, 其余的部份都可以重复使用, 其费用远低于使用昂贵的一次性心导管, 大大减轻了患者的经济负担; 再者, 电阻抗无创心输出量监测系统使用简便, 只要做好皮肤准备, 正确安放电极即可, 不需经过专门训练进行特殊或复杂的操作。

综上所述, 电阻抗法无创心输出量监测系统具有, (1) 无创伤性, (2) 监测准确, (3) 实时连续进行监测, (4) 费用低廉, (5) 操作简便的优点; 是监测危重病患者心输出量的一种好方法, 有望成为重症监护体系中下一个标准配置<sup>[6]</sup>。当然, 无创心输出量监测也有其局限性, 如它是

依照一种人体模型建立的数据采集系统, 不能应用于小儿或特殊体形 (如过高、超重) 的人群, 而且患者如存在主动脉瓣返流、感染性休克或重度高血压则会产生误差。因此, 还不能完全取代有创监测。

### 参考文献

[1] Sageman WS, Riffenburgh RH, Spiess BD. Equivalence of bioimpedance and thermodilution in measuring cardiac index after cardiac surgery [J]. *J Cardiothorac Vasc Anesth*, 2002, 16: 8~14.

[2] Gerhardt UM, Scholer C, Bocker D, et al. Non-invasive estimation of cardiac output in critical care patients [J]. *Clin Monit Comput*, 2000, 16 (4): 263~268.

[3] Kaukinen S, Koobi T, Bi Y, Turjanmaa VM. Cardiac output measurement after coronary artery bypass grafting using bolus thermodilution, continuous thermodilution, and whole body impedance cardiography [J]. *J Cardiothorac Vasc Anesth*, 2003, 17: 199~203.

[4] Barin E, Haryadi DG, Schookin SI, et al. Evaluation of a thoracic bioimpedance cardiac output monitor during cardiac catheterization [J]. *Crit Care Med*, 2000, 28: 698~702.

[5] Noble TJ, Morice AH, Channer KS, et al. Monitoring patients with left ventricular failure by electrical impedance tomography [J]. *Heart Fail*, 1999, 1: 379~384.

[6] Van De Water JM, Miller TW, Vogel RL, et al. Impedance cardiography: the next vital sign technology? [J]. *Chest*, 2003, 123: 2028~2033.

(收稿日期: 2003-09-02)