

Raphael Giraud
Karim Bendjelid

 Springer

ICU血流动力学监测 设备与原理

Hemodynamic Monitoring in the ICU

编 著 [瑞士] 拉斐尔·吉罗
卡拉姆·本杰里德
主 译 李 刚 段 军
主 审 孙 阳

天津出版传媒集团
◆ 天津科技翻译出版有限公司

Raphael Giraud · Karim Bendjelid

Hemodynamic Monitoring in the ICU

ICU 血流动力学监测 设备与原理

编 著 [瑞士] 拉斐尔·吉罗
卡拉姆·本杰里德
主 译 李 刚 段 军
主 审 孙 阳

天津出版传媒集团



天津科技翻译出版有限公司

著作权合同登记号：图字：02-2017-85

图书在版编目 (CIP) 数据

ICU 血流动力学监测：设备与原理 / (瑞士) 拉斐尔·吉罗 (Raphael Giraud) , (瑞士) 卡拉姆·本杰里德 (Karim Bendjelid) 编著；李刚，段军主译．—天津：天津科技翻译出版有限公司，2018.6

书名原文：Hemodynamic Monitoring in the ICU

ISBN 978-7-5433-3741-1

I . ① I … II . ① 拉… ② 卡… ③ 李… ④ 段…
III . ① 血液动力学 - 监测 IV . ① R331.3

中国版本图书馆 CIP 数据核字 (2017) 第 210536 号

Translation from English language edition:

Hemodynamic Monitoring in the ICU

by Raphael Giraud and Karim Bendjelid

Copyright © Springer International Publishing Switzerland 2016

This Springer imprint is published by Springer Nature

The registered company is Springer International Publishing AG

All Rights Reserved

中文简体字版权属天津科技翻译出版有限公司。

授权单位：Springer-Verlag GmbH

出 版：天津科技翻译出版有限公司

出 版 人：刘庆

地 址：天津市南开区白堤路 244 号

邮政编码：300192

电 话：022-87894896

传 真：022-87895650

网 址：www.tsttpc.com

印 刷：高教社（天津）印务有限公司

发 行：全国新华书店

版本记录：787×1092 16 开本 6 印张 130 千字

2018 年 6 月第 1 版 2018 年 6 月第 1 次印刷

定价：58.00 元

(如发现印装问题，可与出版社调换)

译者名单

主 译 李 刚 段 军
副主译 尹培刚 陈德生 王书鹏 丛鲁红
张军伟 胡才宝 常志刚

主 审 孙 阳
翻译秘书 侯佳彤
译 校 者

(按照姓氏汉语拼音排序)

常志刚 (北京医院 SICU)
陈德生 (中日友好医院 SICU)
丛鲁红 (中日友好医院急诊科)
段 军 (中日友好医院 SICU)
郭 丰 (浙江省邵逸夫医院 ICU)
侯佳彤 (中日友好医院 SICU)
胡才宝 (浙江医院 ICU)
江荣林 (浙江中医药大学附属第一医院 ICU)
李 晨 (中日友好医院 SICU)
李 刚 (中日友好医院 SICU)
李 涛 (中日友好医院 SICU)
李 雯 (中日友好医院 SICU)
李喜元 (航空总医院 ICU)
梁杰佳 (中日友好医院 SICU)
马军宇 (中日友好医院 SICU)
申艳玲 (中日友好医院 SICU)
谭 凌 (中南大学湘雅二医院心外 ICU)
谭梅美 (中日友好医院 SICU)
王 成 (浙江省立同德医院急诊创伤外科)
王 慧 (中日友好医院 SICU)
王书鹏 (中日友好医院 SICU)
吴晨方 (中南大学湘雅二医院 ICU)
吴筱箬 (中日友好医院 SICU)
吴依娜 (中日友好医院 SICU)
叶 钢 (首都医科大学附属北京潞河医院 EICU)
尹培刚 (中日友好医院 SICU)
张 祎 (中日友好医院呼吸中心)
张根生 (浙江大学医学院附属第二医院 ICU)
张军伟 (华北理工大学附属医院 ICU)
郑清江 (福建医科大学附属漳州市医院 MICU)
郑永科 (杭州市第一人民医院 ICU)

中文版序言

自 1958 年 Peter Sofar 教授设立第一个重症监护病房至今，重症医学经历了半个多世纪的实践与发展，已经成为现代临床医学的重要组成部分。我国的重症医学始于 20 世纪 80 年代，经过 30 余年重症医学人辛勤劳作，扬鞭奋蹄，业务有了长足进步，展现了良好的发展势头。

然而，在欣喜的同时，我们应该看到这个专业的不足之处。虽然各个重症医学科规模、构建基本完成，但从事重症医学的医师来源复杂多样，各个重症科室历史背景及管理体制各不相同，甚至各个医院接收的危重症患者人群都不尽相同，这就造成了国内重症医学科发展水平参差不齐，最终导致不同单位重症科室，甚至同一单位科室同事之间，对于同样一个患者的治疗存在不同看法，甚至产生较大分歧。

究其原因，重症医学科还属于一个年轻的学科。当务之急，亟待解决的是，对不同背景的重症医学科医师进行基础化、规范化培训，使得同行之间、同事之间的交流能够处在同一个层面。更为深远的是，让这个学科后继有人，让这个学科经久不衰，把老一辈或者国外同行先进经验传授给年轻人，让他们不那么迷茫，不再摸索着前行，从而从整体上推动这个学科的繁荣和进步。

令人欣喜的是，中日友好医院重症医学人经过 30 余年来坚持不懈的努力，在循环重症、呼吸重症、腹腔重症、产科重症等救治方面积累了丰富的经验，并一直坚持致力于学术推广及规培带教工作，致力于建设经典的学院型医院。

《ICU 血流动力学监测：设备与原理》由我院外科重症医学科中青年医师主译，是一本指导临床危重症血流动力学实践的读本。全书共 7 章内容，涉及和涵盖压力指标、容量指标、监测技术、氧代谢、超声心动图、容量评估等多个方面的内容。最初的想法，只是为了给广大规培轮转医师和进修医师当作教材使用。教学中发现，该书内容短小精辟，许多细节很难在现有教科书中查询到，对于基层从事危重症患者诊疗的临床医师有很好的指导作用。所以，我们有了将该书尽早出版发行的想法，以使更多读者能从中受益。

古人云：“学然后知不足，教然后知困。知不足，然后能自反也；知困，然后能自强也。故曰：教学相长也。”通过翻译、吸收和消化国外的专业知识，并通过交流，促进国内重症医学专业的发展，真正达到教学相长，这也是出版本书的目的之一。

最后，以一首词作为结语，是以为序。让我们共同期待，我们的重症医学事业蒸蒸日上，我们的重症医学学科发展日新月异！

临江仙·寄语

也曾东瀛习重症，又曾美欧西行。流年岁月去无声。书苑杏林里，躬耕至黎明。

三十余年如电影，不再当年豪英。满园春色喜天晴。樱花东街亭，书生起引领。

孙阳

2018 年 4 月

中文版前言

随着医疗设备的飞速发展，临床医师更倾向于使用微创的监测技术。与 20 世纪 70 年代开始应用的肺动脉导管（PAC）相比，目前多种血流动力学监测设备都更容易操作和实施，在高危人群或血流动力学不稳定人群中得到广泛应用。然而，日常临床实践中，这些微创的血流动力学监测设备如何合理地使用，需要临床医师充分了解其基本原理、操作技术、参数设置、参数解读以及特殊临床状况下的有效性。同一个血流动力学监测结果，不同层次的临床医师理解和解读可能有所差异，甚至完全相反，必然导致临床干预的不一致性，有时甚至是致命的错误方案。因此，正确掌握各种血流动力学监测技术，必须对其监测的原理非常熟悉。

本书即针对临床常用的血流动力学监测设备，分析其原理、可行性、有效性以及病理生理方面的重要性，同时回顾跨肺热稀释法心输出量测量技术、超声多普勒技术、无创血流动力学监测技术等。作为中日友好医院 SICU 重症超声与血流动力学临床专修班（具体内容请关注下方“循环重症”微信平台：微信号“zryhyicu”）专用教材之一，本书编辑严谨、内容丰富、图文并茂、便于使用。

本书翻译以中日友好医院 SICU 年轻医师为主，院外多名具有丰富临床经验和知识的医学专家担任审校。本书翻译力求定义准确、概念清晰、层次分明，文字上精炼易懂，从临床实际出发，突出各项参数及设备的实用性及有效性，希望能为广大重症医学科医师提供参考。天津科技翻译出版有限公司一如既往地给予大力支持，保证了本书编译工作的顺利完成，在此一并表示感谢。因水平有限，译校过程中难免会有不当之处，敬请读者批评指正。

李刚 段军

2018 年 4 月



前言

任何形式的血流动力学监测都旨在提供可靠的和可重复的数据，反映患者休克状态下的心脏循环状态。采集的数据将有助于医师了解患者的血流动力学状况，做出更明智的治疗决策，进而优化血流动力学状态，改善患者预后。血流动力学监测需要评估全身和区域组织灌注，及时纠正循环不稳定和组织低灌注对于防止多器官功能衰竭的发生至关重要。液体复苏的特点是监测、决策和治疗之间的时间关系非常密切。临床事实证明，在血流动力学不稳定的情况下做出及时且适当的管理、诊断和治疗决策可降低危重患者的死亡率^[1]。

为了做出有效的治疗决策，重症监护逐渐发展出有多种监控设备的“兵械库”。然而，在使用一种设备前，操作者应具备充足的休克病理生理学知识来解读想要监视的参数。因此，了解不同的血流动力学监测参数是很重要的^[2]。例如，液体反应性需要采用动态监测指标评价，而不能仅依靠静态指标，这已成为目前临床广泛接受的观点^[3]。此外，大家逐渐认识到，接受机械通气的危重患者亦应减少有创操作造成的痛苦。这些临床观念的更新需要临床医师改进他们的传统做法，学习使用其他策略来帮助评估患者的容量状态。被动抬腿动作尤其适应上述要求^[4]。然而，目前的临床挑战是各种监测技术的总体把握。20世纪70年代，唯一可行的血流动力学监测方案是肺动脉导管（PAC）。近年来，PAC的应用受到了挑战，关于其对患者生存的影响一直存在争议。目前已经公布了颇具争议性的临床研究结果^[5]，这些不同的研究结论可能是基于患者选择、信息完整性以及具体治疗方案的差异（或缺乏）^[6]。鉴于这些不同的声音，加上医疗设备的发展，临床医师现在更倾向于使用微创的监测技术。过去的几年中，多种血流动力学监测技术均实现了商业化。这些设备在概念、设计和功能上各不相同，但在临床实践中或多或少都被证实是可靠的。此外，相对于PAC，这些设备更容易操作，使其在高危人群或大量血流动力学不稳定的人群中得以应用，具有更适合、更早期等优势。然而，在日常临床实践中，使用多种微创血流动力学监测设备需要了解不同的技术、操作原理、设置以及设备各自的临床有效性。

本书的第1部分提出了血流动力学监测参数，供临床医师参考的可行性和病理生理的重要性。例如，血压是最基本的参数，但测量动脉张力有时也是必要的^[7]；测量有创血压^[8]、心输出量及其衍生参数对于确定和管理氧供和氧耗之间的平衡至关重要^[9]。有关这方面内容，书中回顾了心输出量测量技术^[10]、经肺热稀释法^[11,12]以及超声和多普勒技术^[13-15]。另外，讨论了基于校准和非校准脉冲轮廓分析技术^[16]及其局限性。最后，讨论了液体反应性的动态指标、临床应用及其存在的问题^[17-22]。

拉斐尔·吉罗
卡拉姆·本杰里德
瑞士，吉尼瓦

参考文献

1. Rivers E, Nguyen B, Havstad S, Ressler J, Muzzin A, Knoblich B et al (2001) Early goal-directed therapy in the treatment of severe sepsis and septic shock. *N Engl J Med* [Clinical Trial Randomized Controlled Trial Research Support, Non-U.S. Gov't] 345(19):1368–1377
2. Bendjelid K, Romand JA (2003) Fluid responsiveness in mechanically ventilated patients: a review of indices used in intensive care. *Intensive Care Med* 29(3): 352–360
3. Siegenthaler N, Giraud R, Saxer T, Courvoisier DS, Romand JA, Bendjelid K (2014) Haemodynamic monitoring in the intensive care unit: results from a web-based swiss survey. *Biomed Res Int* 2014:129593
4. Monnet X, Rienzo M, Osman D, Anguel N, Richard C, Pinsky MR et al (2006) Passive leg raising predicts fluid responsiveness in the critically ill. *Crit Care Med* 34(5): 1402–1407
5. Harvey S, Young D, Brampton W, Cooper AB, Doig G, Sibbald W et al (2006) Pulmonary artery catheters for adult patients in intensive care. *Cochrane Database Syst Rev* [Meta-Analysis Review] (3):CD003408
6. Takala J (2006) The pulmonary artery catheter: the tool versus treatments based on the tool. *Crit Care* 10(4):162
7. Chemla D (2006) Factors which may influence mean arterial pressure measurement. *Can J Anaesth J Can Anesth* 53(4):421–422
8. Rajaram SS, Desai NK, Kalra A, Gajera M, Cavanaugh SK, Brampton W et al (2013) Pulmonary artery catheters for adult patients in intensive care. *Cochrane Database Syst Rev* [Meta-Analysis Research Support, Non-U.S. Gov't Review] 2:CD003408
9. Creamer JE, Edwards JD, Nightingale P (1990) Hemodynamic and oxygen transport variables in cardiogenic shock secondary to acute myocardial infarction, and response to treatment. *Am J Cardiol* 65(20):1297–1300
10. Yelderman ML, Ramsay MA, Quinn MD, Paulsen AW, McKown RC, Gillman PH (1992) Continuous thermodilution cardiac output measurement in intensive care unit patients. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 6(3):270–274
11. Giraud R, Siegenthaler N, Bendjelid K (2011) Transpulmonary thermodilution assessments: precise measurements require a precise procedure. *Crit Care* 15(5):195
12. Monnet X, Persichini R, Ktari M, Jozwiak M, Richard C, Teboul JL (2011) Precision of the transpulmonary thermodilution measurements. *Crit Care* [Clinical Trial] 15(4):R204
13. De Backer D (2014) Ultrasonic evaluation of the heart. *Curr Opin Crit Care* 20(3): 309–314
14. Vieillard-Baron A, Slama M, Cholley B, Janvier G, Vignon P (2008) Echocardiography in the intensive care unit: from evolution to revolution? *Intensive Care Med* [Review] 34(2):243–249
15. Monnet X, Rienzo M, Osman D, Anguel N, Richard C, Pinsky MR et al (2005) Esophageal Doppler monitoring predicts fluid responsiveness in critically ill ventilated patients. *Intensive Care Med* 31(9):1195–1201
16. Schlogelhofer T, Gilly H, Schima H (2014) Semi-invasive measurement of cardiac output based on pulse contour: a review and analysis. *Can J Anaesth J Can Anesth* 61(5):452–479
17. Bendjelid K, Suter PM, Romand JA (2004) The respiratory change in preejection period: a new method to predict fluid responsiveness. *J Appl Physiol* 96(1):337–342
18. Cannesson M, Besnard C, Durand PG, Bohe J, Jacques D (2005) Relation between respiratory variations in pulse oximetry plethysmographic waveform amplitude and arterial pulse pressure in ventilated patients. *Crit Care* 9(5):R562–R568
19. Feissel M, Michard F, Faller JP, Teboul JL (2004) The respiratory variation in inferior vena cava diameter as a guide to fluid therapy. *Intensive Care Med* 30(9):1834–1837
20. Michard F (2011) Stroke volume variation: from applied physiology to improved outcomes. *Crit Care Med* 39(2):402–403
21. Michard F, Chemla D, Richard C, Wysocki M, Pinsky MR, Lecarpentier Y et al (1999) Clinical use of respiratory changes in arterial pulse pressure to monitor the hemodynamic effects of PEEP. *Am J Respir Crit Care Med* 159(3):935–939
22. Vieillard-Baron A, Chergui K, Rabiller A, Peyrouset O, Page B, Beauchet A et al (2004) Superior vena caval collapsibility as a gauge of volume status in ventilated septic patients. *Intensive Care Med* [Clinical Trial] 30(9):1734–1739

专业词缩略语

ACP 急性肺心病	ICT 等容收缩期
AP 动脉压	ITBV 胸腔内血容积
ARDS 急性呼吸窘迫综合征	ITTV 胸腔内热容积
C 动脉顺应性	IVC 下腔静脉
CaCO ₂ 动脉CO ₂ 含量	IVRT 等容舒张时间
CaO ₂ 动脉血氧含量	LA 左心房
CCO 连续心输出量	LAP 左心房压
CO 心输出量	LV 左心室
COPD 慢性阻塞性肺疾病	LVEDD 左心室舒张末内径
CP 袖带压	LVEDP 左心室舒张末期压力
CVC 中心静脉导管	LVEF 左心室射血分数
CvCO ₂ 静脉CO ₂ 含量	LVESD 左心室舒张末期内径
CvO ₂ 静脉血氧含量	LVET 左心室射血时间
CVP 中心静脉压	MAP 平均动脉压
DBP 舒张压	MSP 平均充盈压
DO ₂ 氧供	PAC 肺动脉导管
dP/dtmax 左心室压力瞬时最大变化率	PAH 肺动脉高压
DT 减速时间	PaO ₂ 动脉氧分压
dZ/dtmax 胸阻抗最大变异	PAOP 肺动脉阻塞压
ECG 心电图	PAP 肺动脉压
ET 射血时间	PBV 肺血管容积
EVLW 血管外肺水	Pcap 肺毛细血管压
FECO ₂ 呼出气CO ₂ 浓度	PEEP 呼气末正压
FEN ₂ 呼出气N ₂ 浓度	PEP 射血前期
FEO ₂ 呼出气O ₂ 浓度	PP 脉压
FICO ₂ 吸入气CO ₂ 浓度	PTV 肺热容积
FIN ₂ 吸入气N ₂ 浓度	PVI 脉搏灌注变异指数
FIO ₂ 吸入气O ₂ 浓度	PvP 肺静脉压
FS 短轴缩短率	PVPI 肺血管通透性指数
GEDV 全心舒张末期容积	PWV 脉搏波传播速度
GEF 全心射血分数	RAP 右心房压
Hb 血红蛋白	RV 右心室
HR 心率	RVEF 右心室射血分数

RVP 右心室压
SaO₂ 动脉血氧饱和度
SBP 收缩压
ScvO₂ 中心静脉血氧饱和度
SPV 收缩压变异率
SV 每搏输出量
SVC 上腔静脉
SvO₂ 静脉血氧饱和度
SVR 体循环血管阻力

SVV 每搏输出量变异率
TAPSE 三尖瓣环收缩期位移
VCO₂ CO₂生成量
VO₂ O₂消耗
VTI 速度时间积分
ΔIVC 下腔静脉呼吸变异率
ΔPP 脉压变异率
ΔSVC 上腔静脉呼吸变异率

目 录

引言	1
第 1 章 血压	3
1.1 血压测量	3
1.1.1 无创血压测量	3
1.1.2 有创血压测量	4
1.2 MAP	6
1.2.1 定义、计算和正常值	6
1.2.2 血压、血流阻力	6
1.2.3 血液黏度、阻力血管	7
1.2.4 MAP 及 MAP 变化的意义	7
1.3 脉压	8
1.3.1 容量血管的定义	8
1.3.2 脉搏波传导速度及反射波的定义	8
1.3.3 当前模型	8
1.3.4 主动脉脉压	9
1.3.5 外周脉压	10
1.4 舒张压	10
1.5 收缩压	11
参考文献	11
第 2 章 心输出量及其衍生参数的监测	13
2.1 肺动脉导管测定心输出量	13
2.1.1 指示剂稀释技术	13
2.1.2 热稀释技术	13
2.2 跨肺热稀释法	16
2.2.1 跨肺热稀释法测量 CO	16
2.2.2 测量全心舒张末期容积和胸腔内血容积	17
2.2.3 ITBV 的计算	19
2.2.4 EVLW 的测定	19
2.2.5 全心射血分数的计算	20
2.2.6 跨肺热稀释法可用于动脉脉搏轮廓分析的校准	21
2.3 应用化学指示剂测定 CO	21
2.4 未经校准的脉搏轮廓分析	22
2.5 应用稀释指示剂的其他技术	22
2.5.1 吲哚菁绿或三碳菁染料	22

2.5.2	锂	23
2.6	Fick 方法	23
2.6.1	常规方法	23
2.6.2	CO ₂ 消耗	24
2.6.3	CO ₂ 再呼吸	24
2.6.4	可溶性惰性气体	25
2.7	多普勒方法	25
2.7.1	方法	25
2.7.2	连续或脉冲多普勒	25
2.8	用于测量 CO 的多普勒方法	26
2.8.1	超声心动图	26
2.8.2	胸骨上多普勒	26
2.8.3	经气管多普勒	27
2.8.4	经食管多普勒	27
2.9	胸部生物阻抗	27
2.10	测量 CO 的其他方法	28
2.10.1	根据流量模型的方法	28
	参考文献	29
第 3 章 血流动力学监测技术		35
3.1	肺动脉导管测量肺动脉阻塞压	35
3.1.1	原理	35
3.1.2	测量的有效性	35
3.1.3	肺动脉导管在肺动脉中的位置	36
3.1.4	肺动脉导管在循环衰竭中的诊断应用	38
3.1.5	PAOP 对左心室前负荷的评价	38
3.1.6	PAOP 作为肺过滤压的标志	39
3.2	经中心静脉导管测量中心静脉压	39
3.2.1	中心静脉导管	39
3.2.2	CVP	40
3.2.3	平均体循环压的测量	41
3.2.4	静脉回流的阻力	42
3.2.5	静脉储备和心输出量	42
3.2.6	CVP 测量原则	42
	参考文献	44
第 4 章 氧供与氧需的监测		47
4.1	生理学基础	47
4.2	混合静脉血氧饱和度 (SvO ₂)	47
4.3	SvO ₂ 与局部氧合	48
4.4	ScvO ₂ 的作用	48
	参考文献	49

第5章 超声心动图	51
5.1 CO的测量	51
5.2 心搏出量的测量	51
5.3 二维超声心动图计算心搏出量	51
5.4 多普勒超声估算压力阶差	53
5.4.1 简化的伯努利方程	53
5.4.2 估算收缩期肺动脉压	54
5.5 左心室充盈压评估	54
5.6 右心室功能评估	56
参考文献	59
第6章 容量反应性动态指标	61
6.1 被动抬腿试验评估前负荷依赖	61
6.2 机械通气对血流动力学参数影响的应用	62
6.2.1 收缩压呼吸变异率	62
6.2.2 脉压变异率(ΔPP)的测定	63
6.2.3 SVV的测定	64
6.2.4 脉搏波描记法	65
6.2.5 下腔静脉呼吸变异率(ΔIVC)的测量	66
6.2.6 上腔静脉呼吸变异率(ΔSVC)的测量	66
6.2.7 射血前期和心室射血时间的测量	67
参考文献	69
第7章 展望	73
参考文献	75
索引	77

引言

休克患者需要监测心血管系统多项生理参数。监测的目的是检测生理异常，并为临床医师提供信息，进而做出诊断，制订治疗策略。但是，如未对监测技术的应用进行评估或验证，则选择的监测类型和技术在应用过程中的高侵袭性可能带来更多麻烦。

急性循环衰竭在重症监护中极为常见，严重影响着患者预后。心源性休克主要与心肌梗死有关，死亡率为 30% ~ 50%。感染性休克患者的死亡率为 20% ~ 40%，这些患者需要使用血流动力学监测进行管理。当患者出现低心输出量（CO）时，临床医师应及早得到预警，但该参数又难以完全基于临床状态来判断。来自文献的数据显示，仅仅根据临床观察，超过 50% 的休克状态均无法由临床医师确定^[1]。而持续性低 CO 可导致多器官功能继发衰竭。

从生理学角度来看，心血管监测可以分为两类：大循环和微循环。

掌握每项监测技术的原理方法、测量技术及其特性都是不可或缺的。与其他检测技术一样，每种心血管监测技术都有相应的精度，应与标准样本测量的参考值一致，重复测量时变异率也应控制在一定范围。例如，用经典的温度稀释法测量右心输出量，存在约 12% 的变异系数。然而，三尖瓣不全、心内分流或先天性心脏病均可影响测量的可靠性。

在过去十年中，研究结果显示使用肺动脉导管并未改善 ICU 患者的死亡率。因此该项监测大大减少，微创技术的应用逐渐增加。超声心动图逐渐成为重症监护病房心脏病患者静态测量的常用工具。这也为该领域开发一系列“无创”测量设备提供了机会。临床医师可以通过无创设备获得诸如心率这样的参数，而过去这些参数仅能通过传统的“侵入性”技术获得。

由于没有哪种监测方法会影响疾病的发病率，因此临床医师更不应无视监测设备在危重症中对于诊断和监测的辅助作用。由于临床参数及与临床相关的参数通常并不足以识别心力衰竭等复杂病理生理情况下的循环状态，如果不进行进一步监测，可能会错失一些重要的血流动力学信息。

目前在重症监护中，还缺乏一种理想的血流动力学监测方法，能够准确、可重复、可靠且无创性地提供心血管系统的所有参数信息。理想的监测手段应给临床医师提供信息，并根据这些信息适当调整治疗策略，完成包括扩容、正性肌力药物及升压药的使用在内的复苏治疗，进而纠正血液循环障碍，改善患者状态。

在尚缺乏理想监测设备和方法的情况下，仍需要探索新的技术，更好地服务于重症医学。

（张祎 段军 译）

参考文献

1. Chioléro R, Revelly JP (2003) Concept de monitoring hémodynamique en soins intensifs. Rev Med Suisse 538(2462)

在休克期间(ICU中非常常见的临床表现),体循环血压的测量是疾病诊断、严重程度评估、治疗方案的制订以及患者监测的一个重要组成部分。血压也是临床医师首选的监测变量之一。血压是心血管系统的可控变量,低血压提示体内平衡显著紊乱。

血压值能提供定量信息。实际上,将血压值与休克定义的阈值比较,能够得到休克的明确诊断。但是,血压的评估必须考虑到患者的具体情况(如年龄、高血压病史、心力衰竭、糖尿病、是否接受标准化治疗)。血压值在休克的治疗中有预测价值,并且在休克治疗中代表一项治疗目标。血压值还能提供定性信息。甚至,血压连同测量的心输出量(CO)和中心静脉压(CVP)可用于计算外周血管阻力,据此可以鉴别休克类型。

血压包含4个部分:收缩压(SBP)、舒张压(DBP)、平均动脉压(MAP)和脉压(PP)。这4个部分综合起来用于评估血流动力学特征。另外,动脉血压波形也有助于特定疾病的诊断。例如,对于控制通气、潮气量 $>8\text{mL/kg}$ 、窦性心律的患者来说,脉压随呼吸的变异(ΔPP)可用于评估容量反应性,如果脉压变异率(PPV) $>13\%$ 则认为有容量反应性^[1]。这些患者被称为“有容量反应性的患者”,通过静脉输液CO能增加15%以上。

1.1 血压测量

血压测量分为有创血压测量和无创血压测量。

1.1.1 无创血压测量

动脉内压力可通过间接法来测量,“闭塞法”是通过测量充气袖带引起的血管内反作用力所造成局部间断的血流变化。这些变化包括

听诊的改变,可通过血压计检测,或是通过“示波法”将小幅震荡传播至袖带进行检测。“非闭塞法”是通过“张力测量法”在略扁平的动脉周边区域测量连续动脉内压力,或是通过光学体积描记法测量维持指动脉恒定容积所必需的反向压力。

无创血压监测曾一度使用水银血压计结合听诊法来进行测量(图1.1和图1.2)。

由于环境保护的原因,水银血压计逐渐被淘汰。目前,袖带最好置于肱动脉处,袖带充气直至高于SBP,然后缓慢放气。柯氏音(湍流)出现^[2]和消失^[3]时对应的数值分别是SBP和DBP。在仅测量SBP时,听诊法要优于触诊法(图1.3)。

这种方法在ICU中应用比较困难,尤其是出现紧急情况时。此种方法依赖手动测量,不能用于血压的自动监测。另外,SBP的测量依赖于局部血流的搏动性湍流,构成第一时相柯氏音。可见,SBP高度依赖于远端血管的紧张度。因此,听诊比较困难或者根本无法进行测量,尤其是在严重低血压或者休克状态。最后,年龄较大或者患有动脉粥样硬化的患者,其血管硬度增加,可能导致肱动脉可压缩性降低,并引起柯氏音传导的改变。结果导致血压计测量的SBP被低估,DBP被高估。

“示波法”是依照商业保护算法来测量闭塞袖带放气时血管内反向波产生的微小震荡。这对应于血流恢复时动脉搏动的传播。当袖带逐渐放气时,震荡逐渐达到最大值,随后递减直至消失。利用该方法的设备测量的仅是MAP(SBP和DBP均为计算值),因为反向压力对应最大震荡。

“指端光电容积脉搏波描记法”测量的是进出手指的血流的周期性波动,并能提供手指血容量信息,测量宜选择食指。该方法测量原理是基于透过手指的光线的反射。二极管发出

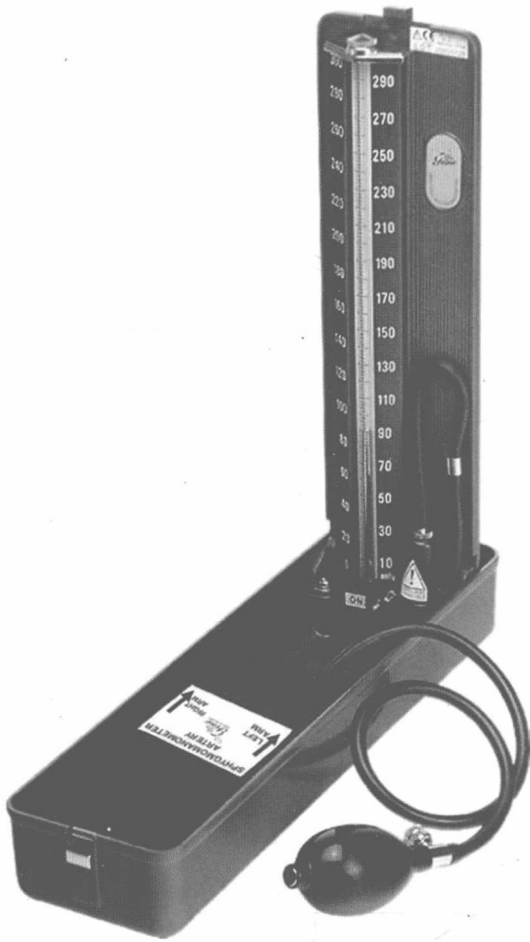


图1.1 水银血压计。

红外线测量手指血容量。它连接的系统能将该血容量分为两部分，一部分为维持手指血容量所必需的压力，另一部分为维持恒定动脉容积所需要的压力。该技术称为“容积钳制”法，允许连续监测每搏血压^[4]。

张力测定法已被眼科医生使用数十年，用来测量眼内压。最近，这一方法得以发展，可用于测量浅表动脉压力，尤其是桡动脉。将压敏电阻晶体制成的压力传感器置于桡动脉正上方皮肤处轻轻施压。通过克服血管壁外的压力，持续测量传导至传感器的血管壁内压力。桡动脉信号校准的前提是假设桡动脉和肱动脉的MAP和DBP相等。利用传递函数重建中心动脉压波形曲线，并在大样本量的患者中进行验证。此种方法可以在中心大动脉水平更好地量化左心室(LV)后负荷的搏动成分^[5]。尽



图1.2 血压袖带。

管已在全身麻醉状态下的平稳患者中得到了验证^[3]，但该方法用于休克患者的相关问题仍有待证实^[6-8]。

1.1.2 有创血压测量

有创动脉压测量适用于所有无创血压测量有问题的情况，包括测量不准确(如心律失常、极端的低血压或高血压、肥胖外伤患者测量困难等)和可能出现血压突变而无法持续监测的情况，尤其是当患者接受血管活性药、强心药和(或)静脉降压药治疗时。有创血压测量避免了高估或低估动脉压(主要是降低SBP和DBP)，其精准测量主要取决于测量链上的最薄弱环节——液压系统的特性。目前，配有电压力传感装置的预组装系统可应用于临床。这些一次性的压力传感系统之所以能精确测量动脉血压，主要是将零点漂移的可能性降至最低。仔细冲洗管路能避免管路中气泡所导致的信号干扰。因此，MAP是一个精确参数，通过直接测量动脉血压时间曲线下的面积得到的，可以用于心律失常患者，其测量误差通常不超过2%。在可选择情况下，