

基于脉搏波的心输出量监测技术研究进展

武陆琪¹, 程云章¹, 边俊杰²

1. 上海理工大学上海介入医疗器械工程技术研究中心, 上海 200093; 2. 浙江善时医疗器械有限公司, 浙江 杭州 310016

【摘要】心输出量(CO)是人体血流动力学监测的核心参数,对心血管疾病的诊断和治疗具有重要意义,而脉搏波包含了丰富的生理病理信息,其波形特征与血流动力学参数的变化密切相关,因此在CO监测上有着广泛的应用。脉搏波主要分为压力脉搏波和容积脉搏波两类,前者在CO监测上已有成熟的产品,后者则仍在科研阶段,尚未有能满足应用要求的技术产品。本文首先分别介绍压力脉搏波和容积脉搏波各自的特点以及计算CO的理论基础,然后从微创及无创两个方面,介绍几种基于两类脉搏波的CO监测技术,并分析它们的基本原理和优缺点,最后对监测技术的发展和應用做了展望。

【关键词】心输出量监测; 压力脉搏波; 容积脉搏波; 微创; 无创

【中图分类号】R318

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2020)03-0355-06

Advances in cardiac output monitoring technology based on pulse wave

WU Luqi¹, CHENG Yunzhang¹, BIAN Junjie²

1. Shanghai Engineering Research Center of Interventional Medical Devices, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China; 2. Zhejiang Shanshi Medical Technology Co., Ltd, Hangzhou 310016, China

Abstract: Cardiac output (CO) which is the core parameter of human hemodynamic monitoring is of great significance for the diagnosis and treatment of cardiovascular diseases. Pulse wave contains a wealth of physiological and pathological information, and its waveform characteristics are closely related to the changes in hemodynamic parameters, so pulse wave has a wide range of applications in CO monitoring. Pulse wave is mainly divided into two types, namely pressure pulse wave and volume pulse wave. The former has mature applications in CO monitoring, while the latter is still in the stage of scientific research, and there is no technical product that can meet the application requirements. Herein the characteristics of pressure pulse wave and volume pulse wave are introduced, and the theoretical basis of the CO calculation based on pressure wave and volume wave are revealed. Several CO monitoring techniques based on two types of pulse waves are also introduced from the aspects of minimally invasive and noninvasive, and the basic principles, advantages and disadvantages of different techniques are analyzed. Finally, the developments and applications of CO monitoring technology are discussed.

Keywords: cardiac output monitoring; pressure pulse wave; volume pulse wave; minimally invasive; noninvasive

前言

心输出量(Cardiac Output, CO)即单侧心室每分钟的射血量,是围手术期血流动力学监测的核心参数,开展CO监测能为临床心血管疾病患者的诊断和治疗提供直观的参数依据^[1]。在一个心动周期内,左心室的射血量称为每搏输出量(Stroke Volume, SV),

SV与心率(Heart Rate, HR)的乘积即为CO。CO监测技术发展从有创到微创再到无创监测,已经形成几种比较成熟的方法,如有创的热稀释法、微创及无创的超声多普勒法、生物阻抗法、脉搏波分析法等,其中以脉搏波为核心的CO微创和无创监测技术是近年来的研究热点。

脉搏波是由心脏的间歇性搏动以及血液在血管中流动所遇到的各种阻力相互作用而形成,其中主动脉搏液压力随心脏搏动在动脉血管中周期性变化的波形称为压力脉搏波,而当血液流经微血管时,血液容积出现的脉动性变化称为容积脉搏波。在CO监测上,压力脉搏波已经有了成熟的应用,容积脉搏波因其包含丰富的血流动力学信息,并且测量简单无创,是近年的研究热点,但尚未有能达到临床应用

【收稿日期】2019-11-07

【基金项目】上海工程技术研究中心资助项目(18DZ2250900)

【作者简介】武陆琪,硕士,研究方向:无创连续实时血流动力学监测,
E-mail: 843644110@qq.com

【通信作者】程云章,教授,博士生导师,主要从事血流动力学及其临床应用研究, E-mail: cyz2008@usst.edu.cn

要求的技术。本文将依次介绍两种脉搏波测量 CO 的理论基础以及相关的微创和无创监测技术的原理和特点。

1 理论基础

压力脉搏波通常由压力传感器在人体浅表动脉处以微创或无创的方式测得,以压力脉搏波为核心的监测方法都是基于一个共同前提,即压力波与 SV 之间存在比例和可预测的关系。由于压力波是心脏喷射的血液与动脉系统相互作用的结果,因此通过

评估动脉系统建立相应的压力-体积关系,能实现由压力波确定 SV,进而确定 CO^[2]。

但是人体动脉系统是一个复杂的密闭管道系统,涉及到动脉顺应性、血管阻力、特性阻抗、动脉波反射等诸多参数,当动脉系统发生变化,压力-体积关系也将改变,这将导致脉搏波和 SV 之间的关系复杂且难以预测^[3-4]。因此在利用压力波监测时,需要经常通过各种内外部校准来实时确定动脉系统的当前状态以修正压力-体积关系,以便更准确地估计 SV^[2],校准过程如图 1 所示。

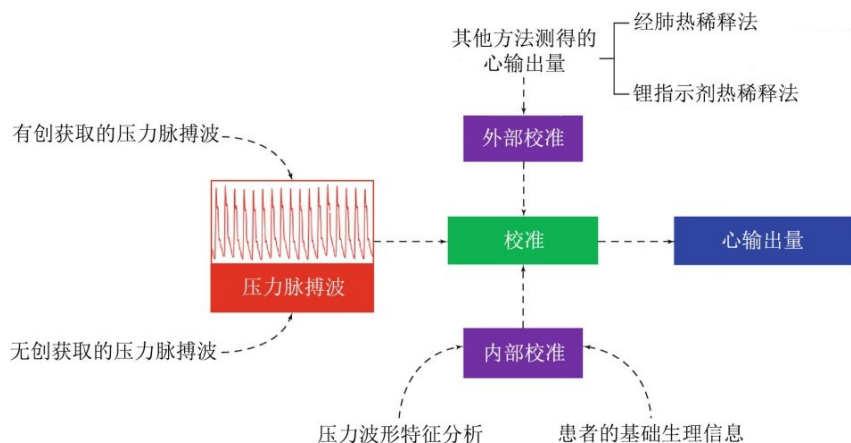


图1 CO监测校准示意图

Fig.1 Schematic diagram of calibrations for Cardiac output monitoring

容积脉搏波一般由光电式传感器在人体指端、耳垂等处无创获得。将一定波长的红外光穿过人体肢端皮肤表面时,光信号会因生物组织和血液的影响产生相应变化,通过传感器可以捕获这种变化并将其转换为波形信号,即容积脉搏波。在每个心动周期内,人体皮肤组织对光的衰减量基本不变,构成波形信号的直流分量,而皮肤内血流容积的脉动性变化则构成波形信号的交流分量,一般交流分量的幅值是直流分量的 1%~2% 且叠加在直流分量上^[5]。

由于容积脉搏波本身就代表动脉血流,在循环系统为封闭管路的特定情况下,容积脉搏波经积分和标定后就可以代表 CO 的大小,而无需建立复杂的压力-体积关系。这种思路的关键在于如何对容积脉搏波实现可靠准确的标定,但是由于对容积脉搏波的产生机理研究不足,相关的模型尚未完善建立,导致现有的血流标定方法普遍准确性不高,不能满足临床应用要求^[6]。

2 微创 CO 监测技术

目前各种基于脉搏波的微创 CO 监测技术都是

以压力脉搏波为核心建立不同的压力-体积换算算法,主要有脉搏轮廓分析法、脉搏功率分析法以及压力记录分析法 (PRAM),其中前两种都需要采用热稀释校准以保证其准确性,操作相对后一种方法会复杂。容积脉搏波在微创的方法中并无应用。

2.1 脉搏轮廓分析法

脉搏轮廓分析法的计算思路是依据 Windkessel 动脉系统模型所提出的理论,即压力脉搏波形收缩部分下的曲线(从心脏舒张末期到射血期结束)面积与主动脉阻抗的比值即为 SV 的量度,将结果校准后乘以心率可得到 CO^[7]。该方法的主要商用设备是德国的 PiCCO 系统,它能在人体血流动力学不稳定期间实现连续可靠的 CO 监测,但同时该系统需要频繁使用经肺热稀释技术校准当前的主动脉阻抗值,因此要将热敏电阻导管置于动脉中,对人体的创伤性较大^[8]。

2.2 脉冲功率分析法

脉冲功率分析法基于如下假设:单次心跳中,动脉系统内的净功率变化等于进入系统的血流量(即每搏输出量)与流出系统的血流量之差。该方法以质量

守恒原理为基础,认为在校准动脉顺应性后,血管中的净功率与净流量之间存在线性关系^[9]。此方法的主要应用是英国的 LiDCO 系统,不同于 PiCCO 系统只分析脉压波形的收缩部分,它根据均方根方法(脉冲功率分析)将整个动脉压波形转换为标准化的体积波形以得到 SV 的值,与心率相乘得到 CO^[10]。该系统在正常人群中也能实现可靠的 CO 监测,并且对波形信号质量要求也不高,但是它需要使用锂指示剂稀释技术校准血管顺应性,在监测严重心律失常以及接受锂疗法的患者中可靠性不高^[11]。

2.3 PRAM

PRAM 的基本原理是基于物理的扰动理论,它假定任何血管中血容量的改变都是由压力变化产生的径向膨胀所导致。径向膨胀过程涉及到左心室射血分数、对搏动血流的动脉阻抗、动脉顺应性等物理参数之间的相互联系,通过压力记录分析可以同时测得这些参数并建立起压力-体积关系^[12]。PRAM 法的主要商用仪器是意大利的 Mostcare 系统,不同于其他脉搏分析方法的 100 Hz 采样频率,MostCare 系统以 1 000 Hz/s 的高采样频率获取压力波形,并且根据 PRAM 算法可以直接由采样数据计算得到 CO,无需其他额外的校准,因此比上两种监测系统的创伤性更小,操作也更方便。研究表明,Mostcare 系统在心脏手术期间能实现连续可靠的 CO 监测,但同时该系统对信号波形质量要求较高,在存在干扰信号检测的因素时准确性不高^[13]。

3 无创 CO 监测技术

无创 CO 监测从脉搏波类型上主要分压力脉搏波监测和容积脉搏波监测两类,其中压力脉搏波监测有 K 值法、改进的 PRAM、脉搏波传播时间法(Pulse Wave Transit Time, PWTT)几种,而容积脉搏波监测则主要是使用光电容积描记法(Photoplethysmography, PPG)。

3.1 压力脉搏波监测技术

3.1.1 K 值法 罗志昌等^[14]在原有的基于弹性管模型计算 CO 的方法上做了进一步的修正,解决了原方法在外周阻力和管路特性阻抗不匹配时计算结果不可靠的问题,提出一种临床实用的 CO(单位: mL/min)计算公式,即:

$$CO = \frac{17}{K^2} (P_s - P_d) \quad (1)$$

其中, P_s 和 P_d 分别是收缩压和舒张压, K 是一个由脉搏波波图面积提取的特征量,它能从宏观上描述脉搏波平均特征。 K 的计算公式如下:

$$K = \frac{(P_m - P_d)}{(P_s - P_d)} \quad (2)$$

其中, P_m 为平均脉动压,其值由对一个心动周期的脉搏压力取平均值得到。 K 值法在实际计算时只需要用压力传感器无创测量出脉搏压力的波形,再配合血压计测量出收缩压 P_s 和舒张压 P_d 的数值,就可以实现脉搏压力的函数标定,进而得到 CO 的值。

但是杨琳等^[15]发现当脉压差较大或者较小时,该方法计算出来的 CO 不准确,于是提出用一个修正系数 R 来校准上述公式,取得了较好的效果。 Li 等^[16]则发现在正常生理条件下,相同的 K 值对应的脉搏波形可能不同,这会导致某些情况下由 K 值计算出来的 CO 与实际值差距较大。因此他们通过重搏波谷点将脉搏波形分成两部分,得到两个相应的脉冲轮廓特征值 K_1 和 K_2 ,将原公式中测量生理条件的参数由一个单一的 K 值改进成 K 、 K_1 、 K_2 3 个值,提高 CO 计算的可靠性。

K 值法在普通健康人或者无心衰、心律不齐、主动脉瘤等疾病的患者中计算比较可靠,虽然相比热稀释法,该方法还不够精确,但它能满足心血管参数的趋势测量等目的,如可用于运动员心血管血流动力学评价、妊娠高血压患者的 CO 预测等方面^[17]。

3.1.2 改进的 PRAM 前述的 PRAM 法是在微创条件下计算 CO 的值,尽管无需额外校准,但其仍然需要将导管插入外周动脉内。 Deng 等^[18]则在其基础上考虑心率、体质量、身高等患者特异性信息对计算结果的影响,对原公式做了重大修改,利用腕部测量的桡动脉波形实现无创的 CO 计算,结果表明该方法和超声法的测量值具有良好的相关性。周娟等^[19]则通过样本优化进一步提高该方法的估测精度,其计算公式为:

$$SV = \frac{aA_{\text{sys}}}{K^b \times P_t \times (C_{\text{HR}})^c} \times (C_w)^d \times (C_{\text{HW}})^e \quad (3)$$

其中, a, b, \dots, e 等是待优化的系数; A_{sys} 是压力波形收缩区下的曲线面积; C_w 、 C_{HW} 、 C_{HR} 分别是体质量、身高体质量比、心率等对 SV 估测的权重系数; P_t 是描述脉搏波特征点和 SV 内在关系的方程式。

该方法目前缺乏更进一步的研究,是否能满足临床应用要求尚未得知,但是在正常人群中该方法能反映出 SV 及 CO 的变化,有望应用在一些家庭式的心血管参数监测设备上。

3.1.3 PWTT PWTT 是指脉冲压力波在两点之间传播所需要的时间,可以从对心电图 R 波的发展及其外围检测之间的时间间隔来估计,如图 2 所示。随着血压的升高、动脉扩张压力的增加以及动脉顺应性的

降低,PWTT会缩短,所以PWTT可以作为反映血压变化的替代指标来建立压力-体积关系,进而参与到CO的估测中^[20]。目前主要有日本的EsCCO系统使用该技术原理,它通过计算从心电信号中R波出现到由脉搏血氧仪测得的衍生波形上升支起始点的时间确定PWTT,然后结合无创测得的血压值以及患者的若干特征实现连续的CO监测^[21],其计算公式为:

$$CO = K \times (\alpha \times PWTT + \beta) \times HR \quad (4)$$

其中,该式中唯一的变量就是PWTT, α 是一个由实验确定的比例常数, K 和 β 是由患者的身高、体质量、年龄以及血压值等生理信息确定的校准系数。在临床应用上,EsCCO系统可以很好地跟踪CO变化的趋势,缺点在于该系统会受到初始时个体校准问题的困扰,尽管对于大多数正常人它能实现准确的估测,但是面对具有广泛差异性的ICU患者,它的可靠性就会下降^[22-23]。

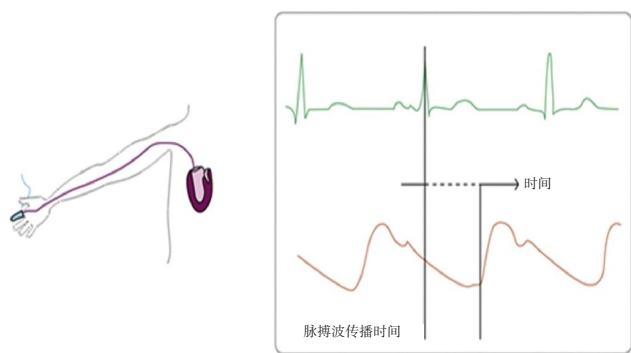


图2 PWTT示意图

Fig.2 Schematic diagram of pluse wave transit time

此外还有一些无创监测CO的商用仪器,如国内善时医疗的T-line系统以及美国的Clearsight系统以及奥地利的CNAP系统,其基本原理都是基于上述的脉搏轮廓分析法,但是技术重点则都放在如何获得更为准确的脉搏波形以参与计算。在可靠性上,T-line系统和Clearsight系统适合手术患者的术中监测,而CNAP系统则更适合于既往已行肺动脉导管监测的患者在拔除导管后的CO监测^[24]。

3.2 容积脉搏波监测技术

PPG是测量容积脉搏波的一种方法,不同于压力脉搏波在测量时对传感器的位置和检测精度都有很高的要求,PPG只需要使用一个指套式光电传感器就可以获取到良好的波形,无论是实用性、重复性、稳定性都远优于前者。目前PPG信号(即容积脉搏波)在CO监测上尚未有成熟的应用,但已经有许多国内外学者对其展开研究,并且取得了一定成果。

国内罗志昌等^[25]通过指端微循环模型深入分析

容积脉搏波的特征信息,成功建立起容积脉搏波和压力脉搏波的联系,后有学者在其基础上成功实现由PPG波形测量心搏出量,虽然准确性不足,但是能反映心搏出量的变化趋势^[26]。Wang等^[27-28]根据双元素Windkessel模型,由PPG信号导出一个能成功追踪运动前后CO变化的指标IHAR,后又根据弹性管模型利用PPG信号及心电图提出一个新指标PTRR,也取得了较好的实验结果,但是这两种方法都需要初始校准并且需要进一步验证在不同人群中的效果。此外还有学者从每搏量和PPG信号之间的关系出发,提出一种能由PPG信号计算CO的K-校准算法,实验结果表明其与微创的监测方法之间具有较高的相关性。但是该方法必须要通过有创方式加以校准,同时也缺乏进一步的临床验证^[29]。

国外McCombie等^[30]提出一种盲系统识别方法,利用双通道PPG信号的血流动力学参数,成功获得CO波形,但未给出CO的最终值。Awad等^[31]对来自耳朵的PPG信号的脉冲宽度、幅度和斜率进行多维线性分析,得到连续CO估计值,但准确度低于临床使用要求。

PPG有着操作简单、无创、信号稳定、可重复性高并且包含丰富的生理信息等优势,已经成功应用在心率、血氧饱和度等生理参数监测上,尽管在CO监测方面还存在诸多问题,但随着相关学者更深入的研究,PPG法必将受到越来越多的认可。

4 总结与展望

脉搏波包含了丰富的心血管系统生理病理信息,它的波性特征、谐波信息与心血管系统中的特征参数变化密切相关,因此脉搏波在以CO为首的血流动力学监测中应用广泛。表1分别从准确性、无创性、便携性及其适用情况等几个指标对上述方法作了总结,其中各个指标程度由高到低分别表示为+++、++、+和-、--。

在各种基于脉搏波的监测方法中,从有无创伤性的角度来看,微创技术及相关产品不仅会对人体有一定创伤性,还可能会引起一系列并发症,但是其能提供准确的脉搏波信号以及及时的校准,所以可以保证CO测量的连续性和准确性,适用于临床重症患者的术中和术后监护;无创监测相关的技术及产品则无论是从校准方式还是获取的波形信号质量都不如微创方式,因而目前CO监测的准确性普遍不高,但是无创法有安全性高、并发症少、操作便捷、成本低等特点,而且使用范围也不仅仅局限于临床上,这是微创技术不可比拟的优势,因此会有很大的发

表1 CO监测技术特点

Tab.1 Characteristics of cardiac output monitoring techniques

方法	准确性	无创性	经济性	便携性	适用情况
脉搏轮廓分析法	+++	--	--	-	术中监测,有严重血管病的患者慎用
脉冲功率分析法	+++	--	--	-	术中监测,不适合已受锂疗法的患者
PRAM	++	-	-	-	术中监测,不适合动脉异常的患者
K值法	-	+	++	+	多用于运动时的心肺功能评价
改进的PRAM	-	+	++	+	可用于家庭式医疗监护
PWTT	+	+	+	+	术中监测,心律失常患者不适用
PPG	-	+	+++	++	常用于科研实验

展空间。

从使用的脉搏波类型来看,压力脉搏波是主要的使用对象,在微创和无创的技术中都有成熟的应用,缺点在于压力波形的测量相对麻烦,对使用者的体位、传感器的位置和精度都有较高的要求,不适合长时间的监测;容积脉搏波因为对其产生机理尚不明确,在CO的监测上多用于科研实验,还未有成熟的临床应用,但是与压力脉搏波相比,它的测量简单可靠而且更加经济,适合使用者长期穿戴式监测,因此在未来的移动医疗和家庭医疗中将会有广阔的应用前景。

【参考文献】

[1] RAVAL N Y, SQUARA P, CLEMAN M, et al. Multicenter evaluation of noninvasive cardiac output measurement by bioeactance technique [J]. J Clin Monit Comput, 2008, 22(2): 113-119.

[2] GARCÍA M I, SANTOS A. Arterial pressure waveform analysis on cardiac output monitoring[M]. Springer: Hemodynamic Monitoring, 2019: 313-322.

[3] GARCÍA M I, ORDUÑA P S, CECCONI M. Understanding arterial load[J]. Intens Care Med, 2016, 42(10): 1625-1627.

[4] MONNET X, LETIERCE A, HAMZAOU I O, et al. Arterial pressure allows monitoring the changes in cardiac output induced by volume expansion but not by norepinephrine[J]. Crit Care Med, 2011, 39(6): 1394-1399.

[5] TAMURA T, MAEDA Y. Photoplethysmogram [M]. Springer: Seamless Healthcare Monitoring, 2018: 159-192.

[6] 鲁庆强. 基于指端脉搏波的心血管参数无创检测系统研究[D]. 南京: 南京邮电大学, 2018.

LU Q Q. Noninvasive detection system of cardiovascular parameters based on finger-tip pluse wave[D]. Nanjing: Nanjing University of Posts and Telecommunications, 2018.

[7] HOFER C K, CECCONI M, MARX G, et al. Minimally invasive haemodynamic monitoring[J]. Eur J Anaesth, 2009, 26(12): 996-1002.

[8] LITTON E, MORGAN M. The PiCCO monitor: a review[J]. Anaesth Intens Care, 2012, 40(3): 393-408.

[9] ALHASHEMI J A, CECCONI M, HOFER C K. Cardiac output monitoring: an integrative perspective[J]. Crit Care, 2011, 15(2): 214.

[10] HAMZAOU I O, MONNET X, TEBOL J L. Evolving concepts of

hemodynamic monitoring for critically ill patients[J]. Indian J Crit Care Med, 2015, 19(4): 220.

[11] LEE A J, COHN J H, RANASINGHE J S. Cardiac output assessed by invasive and minimally invasive techniques[J]. Anesthesiol Res Pract, 2011(1687-6962): 475151.

[12] 李桐, 张燕搏. PRAM/MostCare在心血管外科围术期中应用研究进展[J]. 中华实用诊断与治疗杂志, 2016, 30(12): 1149-1151.

LI T, ZHANG Y B. Application of PRAM/MostCare in perioperative period of cardiovascular surgery[J]. Journal of Chinese Practical Diagnosis and Therapy, 2016, 30(12): 1149-1151.

[13] DONATI A, CARSETTI A, TONDI S, et al. Thermodilution vs pressure recording analytical method in hemodynamic stabilized patients[J]. J Crit Care, 2014, 29(2): 260-264.

[14] 罗志昌, 程桂馨, 王丽娟, 等. 由脉搏波计算人体心输出量的方法及在临床中的应用[J]. 北京工业大学学报, 1988, 14(2): 13-21.

LUO Z C, CHENG G X, WANG L J, et al. The method and application in clinic of calculating human cardiac output by pulse wave[J]. Journal of Beijing University of Technology, 1988, 14 (2): 13-21.

[15] 杨琳, 张松, 杨益民, 等. 基于桡动脉脉搏波血流动力学检测的心输出量计算修正[J]. 北京生物医学工程, 2007, 26(6): 575-578.

YANG L, ZHANG S, YANG Y M, et al. Rectification of the cardiac output computation based on radial pulse wave hemodynamic detecting [J]. Beijing Biomedical Engineering, 2007, 26(6): 575-578.

[16] LI J, YANG L, ZHANG S, et al. Computation of cardiac output by pulse wave contour [C]//2007 1st International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering. IEEE, 2007: 1088-1090.

[17] 沈彦华. 基于桡动脉脉搏波的心血管基本参数分析[D]. 沈阳: 东北大学, 2012.

SHEN Y H. Cardiovascular primary parameter analysis based on radial pulse wave[D]. Shenyang: Northeastern University, 2012.

[18] DENG Z, ZHANG C, YU P, et al. Estimation of left ventricular stroke volume based on pressure waves measured at the wrist: a method aimed at home-based use[J]. Bio-Med Mater Eng, 2014, 24(6): 2909-2918.

[19] 周娟, 于平, 张纯刚. 利用腕部脉搏波无创估测心脏每搏输出量的方法[J]. 北京生物医学工程, 2015, 34(6): 589-594.

ZHOU J, YU P, ZHANG C G. Noninvasive estimation of left ventricular stroke volume based on pressure waves measured at the wrist [J]. Beijing Biomedical Engineering, 2015, 34(6): 589-594.

[20] SAUGEL B, CECCONI M, WAGNER J Y, et al. Noninvasive continuous cardiac output monitoring in perioperative and intensive care medicine[J]. Br J Anaesth, 2015, 114(4): 562-575.

- [21] MANSENCAL N, DELOBELLE J, BALAGNY P, et al. Usefulness of a noninvasive cardiac output measurement using pulse wave transit time in coronary care unit[J]. *Int J Cardiol*, 2013, 168(4): 4411-4412.
- [22] NGUYEN L S, SQUARA P. Non-invasive monitoring of cardiac output in critical care medicine[J]. *Front Med-Prc*, 2017, 4: 200.
- [23] YAMADA T, TSUTSUI M, SUGO Y, et al. Multicenter study verifying a method of noninvasive continuous cardiac output measurement using pulse wave transit time: a comparison with intermittent bolus thermodilution cardiac output[J]. *Anesth Analg*, 2012, 115(1): 82-87.
- [24] 孟美娟, 叶红, 蔡婷, 等. 无创血流动力学监测临床应用的研究进展[J]. *现代生物医学进展*, 2016, 16(14): 2789-2792.
- MENG M J, YE H, CAI T, et al. Research progress of non-invasive hemodynamic monitoring in clinical application [J]. *Progress in Modern Biomedicine*, 2016, 16(14): 2789-2792.
- [25] 罗志昌, 张松, 杨益民, 等. 微循环容积脉搏血流特征信息的研究[J]. *北京生物医学工程*, 2001, 20(2): 98-101.
- LUO Z C, ZHANG S, YANG Y M, et al. A research on characteristics information of blood flow of volume pulse in microcirculation[J]. *Beijing Biomedical Engineering*, 2001, 20(2): 98-101.
- [26] 王燕, 张松, 杨益民. 基于容积血流脉搏波的心血管血流参数监护模块的研制[J]. *北京生物医学工程*, 2006, 25(2): 148-150.
- WANG Y, ZHANG S, YANG Y M. Development of a newly monitoring module for cardiovascular hemodynamic parameters based on the blood volume pulse[J]. *Beijing Biomedical Engineering*, 2006, 25(2): 148-150.
- [27] WANG L, PICKWELL-MACPHERSON E, LIANG Y P, et al. Noninvasive cardiac output estimation using a novel photoplethysmogram index[C]//2009 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE, 2009: 1746-1749.
- [28] WANG L, ZHANG Y T. A novel photoplethysmogram index for total peripheral resistance after bicycle exercise [C]//Proc of the 5th International Conference on Ubiquitous Healthcare. 2008: 175-176.
- [29] WANG C, HUANG C, YE S. Noninvasive cardiac output monitoring system based on photoplethysmography[C]//2014 IEEE International Conference on Progress in Informatics and Computing. IEEE, 2014: 669-673.
- [30] MCCOMBIE D B, REISNER A T, ASADA H H. Laguerre-model blind system identification: cardiovascular dynamics estimated from multiple peripheral circulatory signals[J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2005, 52(11): 1889-1901.
- [31] AWAD A A, HADDADIN A S, TANTAWY H, et al. The relationship between the photoplethysmographic waveform and systemic vascular resistance[J]. *J Clin Monit Comput*, 2007, 21(6): 365-372.

(编辑:陈丽霞)