

文章编号:1004-7220(2012)01-0084-06

基于脉搏波信号和血管弹性腔模型的 动脉血压连续测量方法

郭 维, 刘光达, 焦 阳, 杨 宇

(吉林大学 仪器科学与电气工程学院, 长春 130061)

摘要: 目的 为满足健康监护中的连续测量血压的要求, 研究并实现一种基于脉搏波信号和血管弹性腔模型的动脉血压拟合计算方法。方法 利用自制的穿戴式人体生理参数监测系统收集测试对象的脉搏波信号、心电信号以及血压数据。根据心电信号与脉搏波信号的时间关系, 推导出收缩压和脉搏波传导时间的回归分析方程, 而舒张压的测量, 则是通过脉搏波的波形系数分析以及血管单弹性腔模型的参数计算完成。结果 试验结果表明, 该方法血压测量结果的平均偏差和标准偏差为 (0.51 ± 0.74) kPa [(384 ± 5.54) mmHg], 达到了美国医疗仪器促进协会建议的 (0.665 ± 1.064) kPa [(5 ± 8) mmHg] 标准。结论 结合脉搏波信号和弹性腔模型可以估算人体血压值, 为连续血压测量提供了新的实现方法。

关键词: 血压; 血管; 脉搏波; 心电信号; 波形系数; 回归分析; 测量

中图分类号: R 318.6 文献标志码: A

Continuous measurement of arterial blood pressure based on pulse wave signal and vessel elastic chamber model

GUO Wei, LIU Guang-da, JIAO Yang, YANG Yu (College of Instrumentation and Electrical Engineering, Jilin University, Changchun 130061, China)

Abstract: Objective An arterial blood pressure fitting method, based on pulse wave signal and vessel elastic chamber model, was researched and implemented to meet the requirement of continuous blood pressure (BP) measurement in health care. **Methods** Photoplethysmography (PPG) signal, electrocardiograph (ECG) signal and BP data of the subjects were collected by a self-developed wearable physiological monitoring system. In accordance with the temporal relation between ECG and PPG signals, the equation of regression analysis on systolic BP value and pulse wave transient time (PWTT) was deduced, and the diastolic BP measurement was achieved by coefficients analysis on PPG wave and parameter calculation on blood vessel single elastic chamber model. **Results** The experiment results showed that the mean difference and the standard deviation of the method were (0.51 ± 0.74) kPa [(384 ± 5.54) mmHg], reaching the standard (0.665 ± 1.064) kPa [(5 ± 8) mmHg] proposed by Association for the Advancement of Medical Instrumentation (AAMI). **Conclusions** Human blood pressure can be estimated by the pulse wave signal and elastic chamber model, which provides a new method for the continuous blood pressure measurement.

Key words: Blood pressure; Blood vessel; Pulse wave; Wave coefficients; Electrocardiograph (ECG) signal; Regression analysis; Measurement

收稿日期:2011-06-27; 修回日期:2011-09-05

基金项目:吉林省科技发展计划项目(20070333)。

通讯作者:刘光达,教授, Tel: (0431)88502381; E-mail: gdliu@jlu.edu.cn。

血压是健康监护中非常重要的一项生理参数。血压测量方法总体上分为有创测量法和无创测量法。其中,无创血压测量方法在基础医学和临床医学中均有广泛应用,主要包括听诊法、示波法、动脉张力法,以及容积补偿法等^[1]。这些无创血压测量方法的共同特点是需要使用压力式充气袖带^[1]。压力袖带在使用中会给患者造成压迫感和束缚感,并且袖带的充、放气工作过程需要占用长达几十个心跳周期的时间,这使得血压的逐拍连续测量实现起来非常困难。相关的研究发现,脉搏波传导时间(pulse wave transit time, PWTT)或脉搏波传导速度(pulse wave velocity, PWV)与动脉血压具有相关性。因此,基于脉搏波传导时间(速度)的无创血压测量方法成为了心血管疾病诊断技术领域的研究热点^[1-5]。动脉收缩压(systolic blood pressure, SBP)与舒张压(diastolic blood pressure, DBP)相比,其与PWTT具有更好的线性相关性^[4-5],这亦是医疗仪器市场上各种无袖带自动血压测量仪器的舒张压测量结果存在较大偏差的重要原因。为提高舒张压的测量精度,有学者提出利用血管弹性腔模型来估算舒张压的方法,但需要预先通过超声多普勒方法测量每搏心输出量来计算血管顺应性和血管外周阻力^[6],这势必增加仪器的体积,造成携带和使用不便。

光电容积脉搏波扫描是借助光电技术手段,在活体组织中检测血液容积变化的一种无创检测方法^[7]。脉搏波信号与血管结构和特性、血液特性、血液循环系统特性等多种参数有关^[8]。1998年,罗志昌等^[9]提出脉搏波波形特征系数概念。此后大量的医学研究发现,脉搏波波形特征系数可以反映人体血管外周阻力和血管壁弹性等生理参数变化^[7,9-10]。据此,本文提出了结合脉搏波波形系数和血管弹性腔模型估算血压舒张压的方法。近年来穿戴式人体生理参数测量系统成了国内外的研究热点,例如美国佐治亚理工学院研制的“智慧衫”可以监测心率、呼吸和体温,VivoMetric公司开发的“生命衫”可以采集单通道心电数据监测呼吸状况,香港中文大学设计的“保健衫”可以在手终端上显示心电、血压和血氧测量结果^[11-12]。本文拟以自制的穿戴式人体生理参数监测系统为试验平台^[13],通过运动方法获得测试对象的血压测量点,同时记录脉搏波信号和心电信号,并计算相应的PWTT数值,结

合脉搏波波形系数和血管弹性腔模型,构造血压和PWTT的回归分析方程,实现动脉血压的连续测量。

1 测量方法原理

影响动脉血压的因素主要有每搏心输出量、心率、外周阻力、动脉弹性、以及循环血量与血管系统容量的比例等。其中,心输出量、心率、循环血量和血管系统容量都可以通过血液容积的变化表现出来^[9]。当利用一束特定波长的光束照射到人体指端皮肤表面,并以透射或反射方式传送到光电接收器时,由于受到指端皮肤、肌肉和血液等成分的吸收作用,检测器检测到的人射光强度将发生衰减。利用光电容积脉搏波扫描方法,即可得到如图1所示包含交、直流成分的光电容积脉搏波信号(photoplethysmography, PPG)。其中,直流成分反映了动脉血的非动脉部分、静脉血和毛细血管以及肌肉组织等部分对光束的吸收。交流成分同步于心率,主要反映动脉血对光束的吸收。

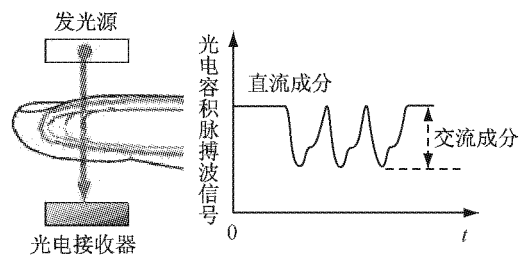


图1 光电容积脉搏波信号
Fig.1 Waveform of Photoplethysmography

1.1 收缩压测量原理

当脉搏波沿动脉血管传播时,其传导速度将受到血管弹性、血液黏度、血管壁黏弹特性泊松比等因素的影响。脉搏波传导速度和血管弹性之间的关系可以用 Moens-Korteweg 方程表示^[5]:

$$v = \sqrt{\frac{gEa}{\rho d}} \quad (1)$$

式中: v 为脉搏波传导速度, g 为重力加速度, E 为血管壁的弹性模量, ρ 为血液密度, a 为血管壁厚度, d 为血管直径。弹性模量 E 和血压收缩压SBP成指数关系:

$$E = E_0 \cdot e^{\gamma \cdot \text{SBP}} \quad (2)$$

式中: E_0 是压力为0时的弹性模量, γ 是一个表征血管特性的参数^[5]。

而脉搏波传导时间 PWTT 与脉搏波传导速度成反比:

$$v = \frac{S}{PWTT} \quad (3)$$

式中: S 为脉搏波传递距离。

忽略动脉内径大小和动脉厚度的改变, 将式(2)和(3)代入式(1), 得

$$SBP = \frac{1}{\gamma} \left[\ln \left(\frac{\rho d S^2}{g a E_0} \right) - 2 \ln PWTT \right] \quad (4)$$

式(4)对 PWTT 求导后得

$$\frac{dSBP}{dPWTT} = - \frac{2}{\gamma \cdot PWTT} \quad (5)$$

式(5)也可以写成

$$dSBP = - \frac{2}{\gamma \cdot PWTT} \cdot dPWTT \quad (6)$$

由式(6)可知, 血压收缩压的变化与脉搏波传导时间的变化成反比。即当收缩压值由 SBP_0 变为 SBP , 脉搏波传导时间由 $PWTT_0$ 改变为 $PWTT$ 时, 存在

$$SBP - SBP_0 = - \frac{2}{\gamma \cdot PWTT_0} \cdot (PWTT - PWTT_0) \quad (7)$$

式(7)可以简写为

$$SBP = a \cdot PWTT + b \quad (8)$$

对于同一个测试对象, a 、 b 为固定常数, 可以通过回归分析确定其数值。在本文中, 每个心跳周期内的 PWTT 以心电信号的 R 波峰值点作为起点, 选取脉搏波峰值点作为终点(见图2)。

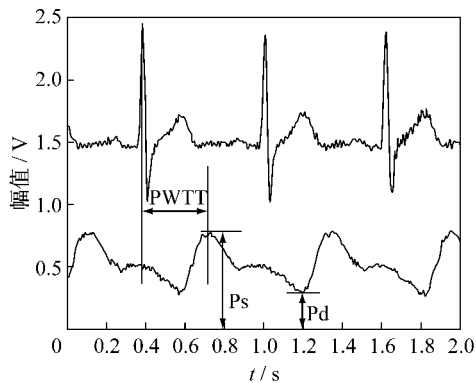


图2 PWTT 与 P_s 、 P_d 示意图

Fig.2 Diagram of PWTT, P_s and P_d

1.2 舒张压测量原理

为了降低运算成本, 本文采用结构简单的血管二元件弹性腔模型(见图3)估算舒张压值^[14-15], 根据该模型舒张压 DBP 和收缩压 SBP 的关系可以表示为

$$DBP \approx SBP \times e^{\frac{T_d}{RC}} \quad (9)$$

式中: R 为血液流动的黏滞阻力, 阻力越大引起的压力下降越显著。 C 为血管顺应性, 是反应动脉血管对血液积聚能量的度量^[14-16]。 T_d 为心跳舒张期。

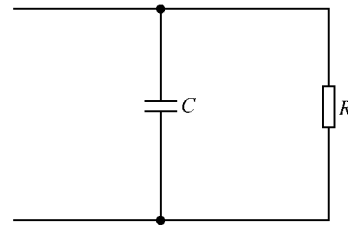


图3 血管二元件弹性腔模型等效电路

Fig.3 Equivalent circuit of blood vessel elastic chamber model with two-element

由于 R 、 C 值的计算相对复杂, 本文提出以心跳周期 T 和脉搏波波形特征系数 k 为参数, 建立其与 RC 之间的拟合方程, 以降低计算难度。将拟合方程记为 $f(k, T)$, 则式(9)可以表示为

$$DBP \approx SBP \times e^{T_d f(k, T)} \quad (10)$$

脉搏波波形特征系数 k 与血管结构和特性、血液特性、血液循环系统特性等多种参数有关, 可以反映微循环的优劣程度^[9-10]。 k 值大小可以反映人的年龄和健康状况, 老年人、高血压患者、血管粥样硬化患者的 k 值较大^[9]。

$$k = \frac{P_m - P_d}{P_s - P_d} \quad (11)$$

式中: P_m 为脉搏波平均值, P_d 为脉搏波波谷值, P_s 为脉搏波波峰值(见图2)。

通过分析试验数据后发现, 各个被测对象的实测 RC 值与 kT 值的相关系数在 $-0.76 \sim -0.94$ 之间, 其绝对值均超过 0.75, 具有较强的线性相关性, 所以本文将 $f(k, T)$ 定义为线性方程:

$$f(k, T) = mkT + n \quad (12)$$

式中: 参数 m 、 n 可以通过线性拟合得到。

2 试验测试

2.1 测试对象

测试对象分为 2 组, A 组 15 例, 年龄 20 ~ 30 岁, 平均年龄(24.3 ± 3.68) 岁, 为吉林大学在校学生, 身体健康, 心血管系统功能正常; B 组 15 例, 年龄 43 ~ 69 岁, 平均年龄(55.7 ± 8.61) 岁。其中, 4 例为吉林大学教师, 11 例为吉林大学第一医院的病患, 均为高血压患者, 病史 3 年以上。

2.2 试验仪器

以自制的穿戴式人体生理参数监测系统对测试对象进行测试(见图 4)。该系统包含穿戴衣、测量单元以及掌上电脑(personal digital assistant, PDA)三部分。本系统可以测量心电、血氧、血压等参数, 在 PDA 上显示测量结果, 并通过无线网络将生理参数数据传送给远程医疗终端。

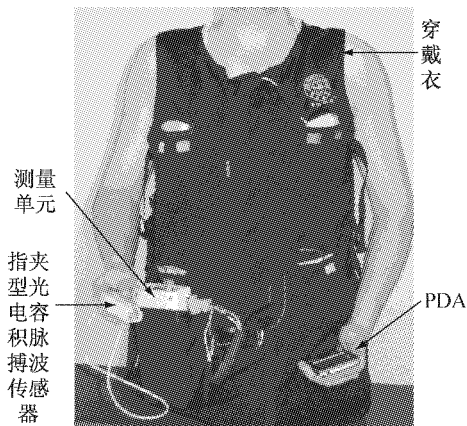


图 4 穿戴式人体生理参数监测系统

Fig.4 Wearable system for continuously monitoring physiological parameters

其中, 穿戴衣内侧装有心电电极, 指夹型光电容积脉搏波传感器佩戴在测试对象右手食指指端。测量单元依靠 9 V 锂电池供电, 负责对脉搏波信号和心电信号进行放大和模数转换, 以无线传输方式实时将数据发送给计算机或 PDA。PDA 内嵌有血压计算软件, 在输入测试对象的 4 个参数 a 、 b 、 m 和 n 后, 自动根据接收到的脉搏波信号和心电信号连续计算测试对象的血压值, 并将数据存储在存储卡内。

2.3 试验步骤

试验分为校正过程和测试过程。在校正过程

中, 收集实测脉搏波数据、心电数据以及袖带血压计测量结果, 利用线性拟合方法, 计算被测对象的参数 a 、 b 、 m 和 n , 只有获得这 4 个参数, 本系统才可以实时计算被测对象血压值。而在测试过程中, 在给 PDA 输入参数 a 、 b 、 m 和 n 后, 再次通过运动手段改变被测对象血压值, 记录本系统显示的血压测量结果和袖带式血压计测量结果之间的误差, 计算本系统血压测量精度。

2.3.1 校正过程 首先, 测试对象佩戴穿戴式人体生理参数监测系统, 血压袖带系于右手臂。保持静态 8 min 后, 利用袖带血压计测量收缩压和舒张压值, 总共以 5 min 为间隔测量 3 次, 取平均值作为测量结果。测量血压的同时通过测量单元采集脉搏波数据和心电数据, 并将数据发送给计算机。

然后, 摘除测试对象佩戴的血压袖带, 让其进行持续 10 min 的上下楼梯以及跑步运动, 以改变血压值。运动结束后, 重新佩戴血压袖带, 在保持放松状态 8 min 后, 测量测试对象血压值, 并将血压数据与、脉搏波信号和心电信号发送给计算机。重复上述步骤多遍, 得到多组数据。

在计算机中使用 matlab 软件通过微分阈值法计算出脉搏信号波峰位置以及心电波信号波峰位置^[17], 进而计算出 PWTT 值, 并根据 PWTT 值和收缩压数据制定线性拟合曲线, 得到式(8)中的参数 a 和 b 。根据心跳舒张期 T_d 、心跳周期 T 、脉搏波波形系数 k 、SBP 值和 DBP 值, 结合式(10), 制定关于 $f(k, T)$ 的线性拟合曲线, 得到式(12)中的 m 、 n 值。

2.3.2 测试过程 将计算得到的参数 a 、 b 、 m 和 n 输入 PDA 血压计算软件。再次通过运动方法获得测试对象 20 ~ 80 个血压测量点, 对 PDA 血压计算结果和袖带血压计测量结果的差异进行统计分析。

3 试验结果与讨论

3.1 实验结果

以 A 组中 1 位测试对象的数据为例进行分析。通过图 5 可以看出, 收缩压和脉搏波传导时间近似成线性关系。

$f(k, T)$ 拟合曲线如图 6 所示。对于该测试者, 其 RC 值与 kT 值之间的相关系数为 -0.79 , 其绝对值超过 0.75, 可以认为其 RC 值与 kT 值之间具有较强线性关系。

由反映测量方法一致性的 Bland-Altman 图可知(见图 7),在 80 个收缩压数据点中有 9 个超出了 95% 置信区间,而 80 个舒张压数据点中有 8 个超出

了 95% 置信区间。收缩压最大误差 1.86 kPa (14 mmHg),舒张压最大误差 1.17 kPa (8.8 mm-Hg)。

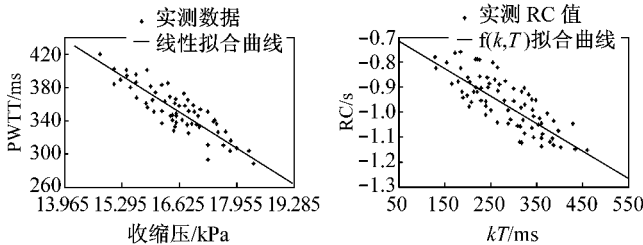


图5 脉搏波传导时间和收缩压之间的线性拟合
Fig.5 Linear fit of PWTT and SBP

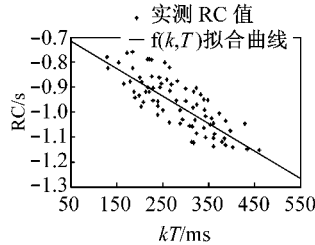


图6 RC 和 kT 之间的线性拟合
Fig.6 Linear fit of RC and kT

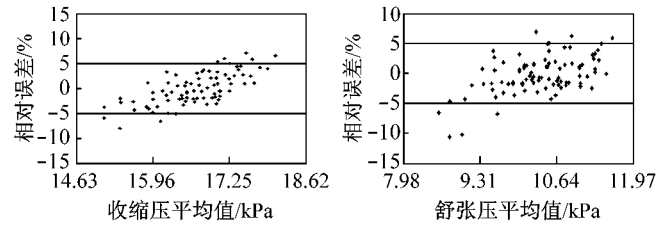


图7 血压测量结果 Bland-Altman 分析图
Fig.7 Bland-Altman of the measured SBP and DBP

在输入 4 个参数 a 、 b 、 m 和 n 后,除了实时显示血压值计算结果外,PDA 还可以连续记录测试对象血压值,并将数据存储在存储卡中。图 8 即为 PDA 记录一段测试对象进行上、下楼梯运动时的血压变化曲线,时长 5 min。

图 9 给出了两组测试对象血压测量结果的平均偏差和标准偏差。通过观察 A、B 两组舒张压测量结果可以发现,B 组测量结果的平均偏差与标准偏差大于 A 组。两组测试对象的测量结果均优于美国医疗促进协会的建议值(0.665 ± 1.064) kPa [(5 ± 8) mmHg]。本方法的测量结果的平均偏差与标准偏差为(0.51 ± 0.74) kPa [(3.84 ± 5.54) mm-Hg]。

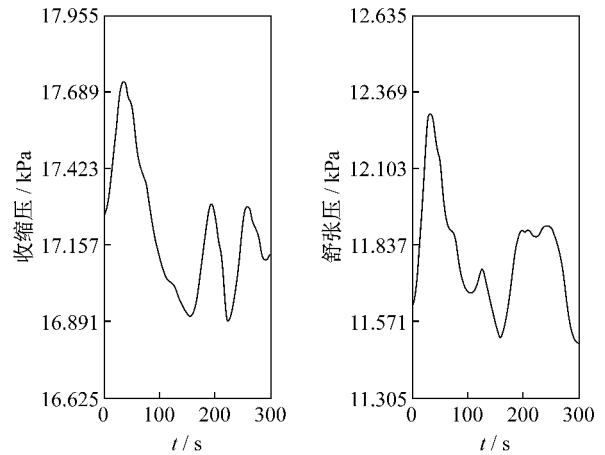


图8 血压变化曲线
Fig.8 Blood pressure curve

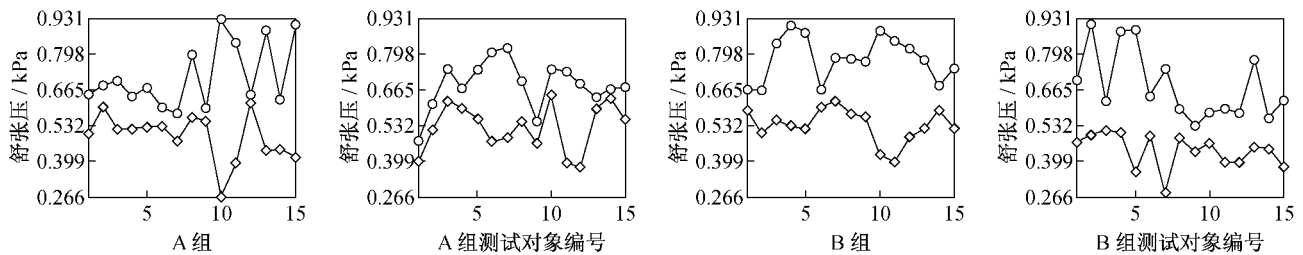


图9 测试结果的平均偏差和标准偏差(—○—:标准偏差,—◇—:平均偏差)
Fig.9 Mean difference and standard deviation of the testing results

观察反映两组测试对象 RC 和 kT 相关系数绝对值的图 10 可以发现,A 组数据相对于 B 组数据具有更好的线性相关性。

3.2 讨论

通过试验发现,B 组测试对象的舒张压测量误差大于 A 组。其原因可能是:相对于正常人,高血

压病人具有动脉顺应性差,血管阻力大以及血流惯性效应大等特点^[14]。而为了减轻 PDA 的计算任务,本文选用了结构简单的二元件弹性腔模型,该模型的主要缺点是:缺乏反映血液惯性的模型元件;在中高频段(4 ~ 10 Hz)对升主动脉的阻抗模值拟合效果差;拟合输出的压力波形与实际压力波形不

符^[14]。上述问题导致在拟合计算高血压患者的舒张压值时出现较大的误差。所以针对心血管疾病人群的连续血压测量方案还需要进一步完善。除此之外,虽然试验结果表明脉搏波信号对血压值计算起到了重要作用,但是影响血压的其他因素众多,如何在硬件设备运算能力允许范围内,建立更为合理的脉搏波与血压之间的关系模型是未来的工作重点。

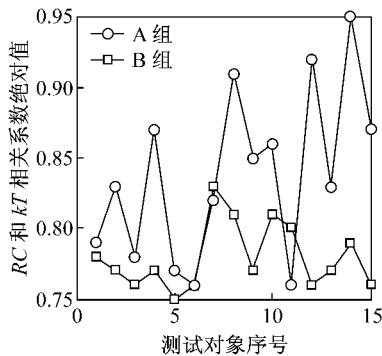


图10 A组与B组的RC和kT相关系数绝对值
 Fig.10 The absolute values of correlation coefficients of RC and kT in group A and group B

4 结语

美国医疗仪器促进协会建议的血压测量结果的平均偏差和标准偏差为 (0.665 ± 1.064) kPa $[(5 \pm 8)$ mmHg],而本方法测量结果达到了 (0.51 ± 0.74) kPa $[(3.84 \pm 5.54)$ mmHg]。本方法计算成本低,适合单片机、掌上电脑等运算能力有限的平台,期望其能为实现便携式连续血压测量仪提供新的参考方案。通过研究脉搏波、血管弹性腔模型和血压之间的关系,提出了一种动脉血压连续测量方法。利用脉搏波波形系数和心跳周期拟合计算血管顺应性与血管阻力,简化了舒张压计算难度,在运算能力有限的PDA平台上亦可实现该方法。试验结果表明,本方法的测量精度达到了美国医疗仪器促进协会建议的标准,为长时间连续血压测量提供了一种新方案。

参考文献:

[1] 樊海涛,叶学松,段会龙. 无创血压检测技术[J]. 中国医疗器械信息, 2005, 10(5): 53-59.
 [2] Kim JS, Chee YJ, *et al.* A new approach for non-intrusive

monitoring of blood pressure on a toilet seat [J]. *Physiol Meas*, 2006, 27(2): 203-211.
 [3] Gribbin B, Steptoe A, Sleight P. Pulse wave velocity as a measure of blood pressure change [J]. *Psychophysiology*, 1976, 13(1): 86-90.
 [4] Chen W, Kobayashi T, Icbikawa S, *et al.* Continuous estimation of systolic blood pressure using the pulse arrival time and intermittent calibration [J]. *Med Bio Eng Comput*, 2000, 38(5): 567-574.
 [5] Chen W, Kobayashi T, Icbikawa S, *et al.* Continuous estimation of systolic blood pressure using the pulse arrival time and intermittent calibration [J]. *Med Bio Eng Comput*, 2000, 38(5): 567-574.
 [6] 李定立. 基于脉搏波的无创连续血压测量方法研究[D]. 杭州: 浙江大学博士学位论文, 2008.
 [7] Allen J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement [J]. *Physiol Meas*, 2007, 28(3): R1-39.
 [8] 孙仁,沈海东,鲁传敬,等. HTT方法在脉搏波信号分析中的应用[J]. *医用生物力学*, 2006, 21(2): 87-93.
 Sun R, Shen HD, Lu CJ, *et al.* Application of the HTT method to the wrist-pulse-signal analysis [J]. *J Med Biomech*, 2006, 21(2): 87-93.
 [9] 罗志昌,张松,杨文鸣. 脉搏波波形特征信息的研究[J]. *北京工业大学学报*, 1996, 22(1): 71-79.
 [10] 罗志昌,张松,杨益民,等. 微循环容积脉搏波血流特征信息的研究[J]. *北京生物医学工程*, 2001, 20(2): 98-101.
 [11] Alexandros P, Nikolaos GB. A survey on wearable sensor based system for health monitoring and prognosis [J]. *IEEE Trans Syst Man Cyber-Part C*, 2010, 40(1): 1-12.
 [12] Keri JH, Stephen WP. Accuracy of the lifeshirt® (vivo-metrics) in the detection of cardiac rhythms [J]. *Biol Psychol*, 2007, 3(4): 300-305.
 [13] 刘光达,郭维,李肃义,等. 穿戴式人体参数连续监测系统[J]. *吉林大学学报(工学版)*, 2011, 41(3): 771-775.
 [14] 王庆伟,许世雄. 心血管系统体循环输入阻抗的集中集中参数模型比较和应用[J]. *医用生物力学*, 2003, 18(1): 6-11.
 Wang QW, Xu SX. Comparison of several lumped-parameter models to simulate the input impedance in systematic circulation[J]. *J Med Biomech*, 2007, 22(1): 55-58.
 [15] 王怀阳,郑振声. 体外反搏对脑动脉血流量影响的建模和仿真研究[J]. *医用生物力学*, 2007, 22(1): 55-58.
 Wang HY, Zheng ZS. Modeling and simulation of effect on cerebral arterial blood flow with external counterpulsation [J]. *J Med Biomech*, 2007, 22(1): 55-58.
 [16] 柳兆荣. 血液动力学原理和方法[M]. 上海: 复旦大学出版社, 1997: 65-71.
 [17] 刘光达,郭维,朱平,等. 基于容积波分析的血氧饱和度测量系统[J]. *激光与红外*, 2009, 39(2): 169-172.