

doi:10.16652/j.issn.1004-373x.2016.05.015

抑制运动干扰的心率测量方法研究

曹春海¹, 曹振锁²

(1.河北农业大学, 河北 保定 071000; 2.河北遵化高级中学, 河北 遵化 064200)

摘要: 针对现有的心率测量方法基本上要求测试人员处于静止不动的状态下进行测量这一问题,设计了一种由光电探头、信号处理电路、数据采集卡和电脑组成的双波长心率测量系统。并应用该系统对移动中的右手与应用HKC-07B指甲式红外脉搏传感器对同一人体静止的左手进行了对比实验。实验结果表明,双波长心率测量系统测量准确率高达96.8%,同时也证明了双波长心率测量系统适合于运动状态下的心率测量。

关键词: 心率; 运动干扰; 独立成分分析; 自适应滤波

中图分类号: TN911.7-34; TM417

文献标识码: A

文章编号: 1004-373X(2016)05-0063-04

Research on heart rate measurement method to restrain motion interference

CAO Chunhai¹, CAO Zhensuo²

(1. Agricultural University of Hebei, Baoding 071000, China; 2. Zunhua Senior Middle School, Zunhua 064200, China)

Abstract: Since the existing heart rate measurement method basically requires the subjects in the stationary state while measuring, a dual-wavelength heart rate measurement system composed of photoelectric detector, signal processing circuit, data acquisition card and computer was designed. The experiments of testing the moving right-hand with the proposed system and static left-hand owned by the same person with HKC-07B fingernail infrared pulse transducer are compared. The experimental results show that the measurement accuracy of the dual-wavelength heart rate measurement system can reach up to 96.8%, and is suitable for heart rate measurement in motion state.

Keywords: heart rate; motion interference; independent component analysis; adaptive filtering

目前的心率测量方法基本上要求测试人员处于静止不动的状态下进行测量,对于运动非常敏感。频谱叠加测量法^[1]仅适用于静态情况以及测量目标微动下的测量;独立成分分析方法^[2]适用于运动干扰随机或运动干扰频率与心率相差较远的情况,但不适用于运动频率与心率接近的情况。针对上述问题,本文采用光电二极管的双波长心率测量系统^[3],利用振幅谱及相位谱的自适应滤波方法,设计了一套针对运动情况下的心率测量系统,并通过对比试验证明了该系统的有效性,为今后更多的抑制运动干扰的生命体征监测提供了一种思路,具有重要的意义。

1 心率测量系统的组成

1.1 光电探头

基于双波长的速率测量系统由于两个不同波长的发光管和接收管的位置不同,所以从两个光源发出的光经皮肤反射后到达各自对应的光电接收管时通过的光程会有差别,而光程差会造成它们对运动干扰的响应不一致,基于此设计了一个可以在短距离内消除两路系统

光程差的光电探头,如图1所示。

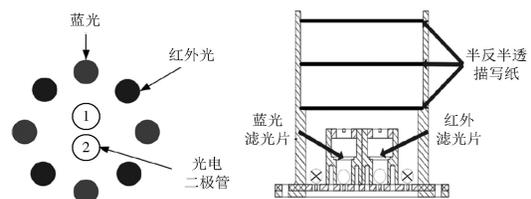


图1 光电探头

1.2 低噪声信号处理电路

低噪声信号处理电路主要包括光电转换模块、电压跟随模块、高通滤波模块、放大模块、低通滤波模块等,信号处理电路如图2所示。

1.3 信号采集与存储系统

基于双波长的速率测量系统使用USB-6008数据采集卡,使用LabVIEW软件驱动数据采集卡进行信号采集和存储。此处选用USB-6008的ai0通道连接蓝光通道,ai1通道连接红外光通道,ai2通道连接指甲式血氧仪。系统的信号采集和存储程序框图如图3所示。

1.4 信号处理系统

基于双波长的速率测量系统包括两套信号处理电

收稿日期:2015-08-20

路。考虑到电路的细微差别、光电探头的参数差别、滤波电路的参数差别等因素,采用时间延迟来简化差异引起的响应,即认为两路信号之间存在时间延迟 t ,这里为了简化,认为时间延迟 t 是一个定值。基于此,采用振幅谱和相位谱自适应滤波适用于运动情况下的心率测量,可以同时抑制双路系统中参数差异引入的干扰和运动干扰。

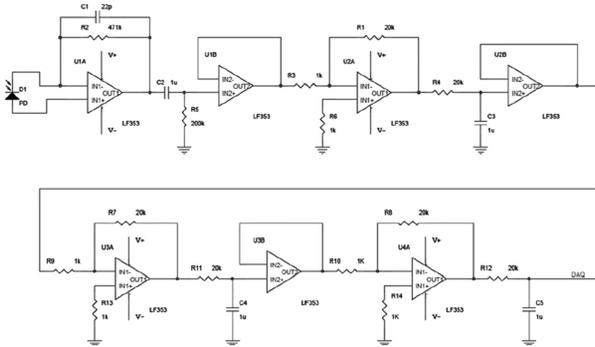


图2 低噪声信号处理电路

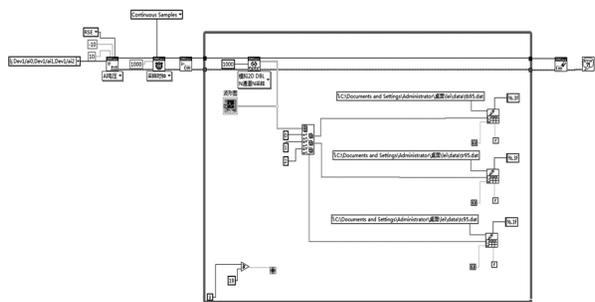


图3 双波长系统信号采集和存储程序框图

2 心率测量系统的原理

2.1 运动干扰对脉搏波信号的影响分析

运动干扰是影响心率测量的主要因素,首先对基于光电二极管的心率测量系统进行简化,如图4所示。

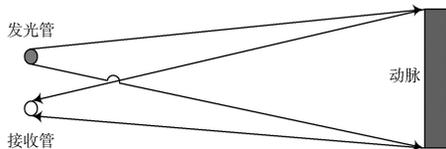


图4 心率测量的简化模型

其中把探测目标简化为一段动脉血管,该动脉血管的表面积设为 S ,且距离发光管和接收管的距离为 R ,此处动脉血管的长度相对于距离 R 而言非常短,即可以认为动脉血管上各处到发光管和接收管的距离均为 R 。假设发光管LED是均匀发光的,则照射到动脉上的光功率为:

$$I_{\text{收}} = I_0 S / (4\pi R^2) \quad (1)$$

式中: I_0 为发光管LED发出的光的光功; S 为探测目标的表面积; R 为发光管到探测目标的距离。到达探测目

标的光分成两部分:一部分直接在探测目标表面反射,而另外一部分则是先通过动脉血管的吸收后再散射出去。假设人体辐射的光在空间中是均匀分布的,这里不考虑透射,因此辐射的空间只有一半,面积为 $2\pi R^2$ 。则光电接收管接收到的探测目标直接反射的光强为:

$$I_1 = \frac{I_0 S \rho}{4\pi R^2} \cdot \frac{1}{2\pi R^2} = \frac{I_0 S \rho}{8\pi^2 R^4} \quad (2)$$

式中 ρ 为探测目标表面的反射率。

根据朗伯-比尔定律,当一束单色光透过某物质的溶液时,透射光强与入射光强有如下关系:

$$I = I_0 \cdot e^{-\alpha cl} \quad (3)$$

式中: I 为透射光的强度; I_0 为入射光的强度; α 是溶液对特定波长光的吸收系数; c 为溶液的浓度; l 为吸光物质传输的距离。因此光电接收管接收到的动脉血管吸收后辐射的光强为:

$$I_2 = \frac{I_0 S (1 - \rho)}{4\pi R^2} \cdot e^{-\alpha cl} \cdot \frac{1}{2\pi R^2} = \frac{I_0 S (1 - \rho)}{8\pi^2 R^4} e^{-\alpha cl} \quad (4)$$

将光电接收管接收到的两部分光进行叠加,则得到的光电接收管接收到的总光强为:

$$I = I_1 + I_2 = \frac{I_0 S}{8\pi} \cdot \frac{\rho + (1 - \rho)e^{-\alpha cl}}{R^4} = K \frac{\rho + (1 - \rho)e^{-\alpha(l_0 + \Delta l)}}{(R_0 + \Delta R)^4} \quad (5)$$

式中: K 为常量; R_0 和 l_0 分别为某一时刻探测目标与光电接收管的距离和动脉血管的直径; ΔR 是随着探测目标移动引起的探测目标与探头的距离变化量; Δl 是随着心脏搏动引起的动脉血管直径的变化量,跟脉搏波信号成正比, ΔR 和 Δl 均是随时间变化的量。在式(5)中,可以认为 $K, \alpha, c, l_0, R_0, \rho$ 为定值,而只有 ΔR 和 Δl 为变量。

对式(5)进行一阶泰勒公式简化展开得到:

$$I \approx K \frac{\rho + (1 - \rho)e^{-\alpha l_0}}{R_0^4} - K \frac{(1 - \rho)\alpha c e^{-\alpha l_0}}{R_0^4} \Delta l - K \frac{4\rho + 4(1 - \rho)e^{-\alpha l_0}}{R_0^5} \Delta R \quad (6)$$

对于具体波长的光,参数 $K, \alpha, c, l_0, R_0, \rho$ 为定值,因此式(6)可简化为:

$$I = x - y \cdot \Delta l - z \cdot \Delta R \quad (7)$$

式(7)中,对于具体某个波长的光, x, y, z 为定值。光电接收管接收到的光强主要包括直流分量、脉搏波信号和运动干扰信号三部分。经过大量实验表明,当探测目标运动幅度较大时,运动信号强度远远超过脉搏波信号。而基于光电接收管的心率探测属于单点探测,在运动情况下,基于光电二极管的单点探测系统无法有效地抑制运动干扰。基于此,本文采用双波长的检测系统。

2.2 双波长检测系统的波长选择分析

理论研究表明,血液的光吸收程度主要与血红蛋白

含量有关,血红蛋白主要包括还原血红蛋白(Hb)和氧合血红蛋白(HbO₂)两种,这两种血红蛋白对光的吸收系数在不同光谱区域时明显不同。如图5所示。

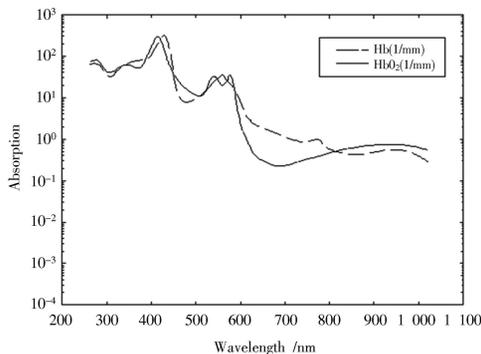


图5 还原血红蛋白和氧合血红蛋白的吸收光谱

从图5中可以看出,血红蛋白对于光线的吸收峰值位于400~440 nm之间,即蓝光波段,血红蛋白在蓝光下的吸收系数远远超过血红蛋白在红外光下的吸收系数,两者相差500倍左右。利用血红蛋白对不同光的吸收系数差别来抑制运动干扰,也就是基于双波长技术。此处选择峰值波长在470 nm的蓝光和峰值波长在940 nm的红外光。

2.3 信号处理分析

根据式(7),当考虑到两路信号时间延迟时,两路信号分别可以表示为:

$$I_b = x_b - y_b \cdot \Delta l(t) - z_b \cdot \Delta R(t) \tag{8}$$

$$I_i = x_i - y_i \cdot \Delta l(t - \Delta t) - z_i \cdot \Delta R(t - \Delta t) \tag{9}$$

从式(8)和式(9)可以看出,此时脉搏波的信号不仅受运动干扰影响而且受到两路信号的时间延迟影响。

傅里叶变换的振幅谱对应信号的强度,相位谱对应信号的相位信息。若 $x(t)$ 的傅里叶变换是 $X(\omega)$, 则 $x(t - t_0)$ 的傅里叶变换^[4]为 $X(\omega)e^{-j\omega t_0}$, 可以看出经过傅里叶变换之后,时间延迟 t 并不影响振幅谱,只是在相位谱上引入相位变化。因此可以通过傅里叶变换得到两路信号的振幅谱和相位谱,然后对两路信号的振幅谱做自适应滤波来消除运动干扰,同时对两路信号的相位谱做自适应滤波来校正相位。具体计算过程如下:

$$m = |I_b(\omega)| - k_1 \cdot |I_i(\omega)| \tag{10}$$

$$n = \theta[I_b(\omega)] - k_2 \cdot \theta[I_i(\omega)] \tag{11}$$

式中: $I_b(\omega)$ 和 $I_i(\omega)$ 分别是蓝光通道和红外光通道的信号的傅里叶变换; $|I_b(\omega)|$ 和 $|I_i(\omega)|$ 是两路信号的振幅谱; $\theta[I_b(\omega)]$ 和 $\theta[I_i(\omega)]$ 是两路信号的相位谱; k_1 和 k_2 是通过自适应滤波算法得到的系数。则抵消干扰后的傅里叶频谱为:

$$I(\omega) = m \cdot \exp(j \cdot n) \tag{12}$$

对式(12)应用傅里叶反变换,就可以得到抑制运动的脉搏波信号。

3 系统实验

图6为双波长心率测量系统的示意图。在系统实验过程中,被测试人员坐在椅子上,左手静止不动,使用成熟的指甲式血氧仪测试左手静态的脉波信号;右手保持运动状态,使用设计的双波长心率测量系统进行测试,以获得右手的脉搏波信号。右手的运动包括上下左右运动和前后移动,运动包括缓慢运动和有规律运动。

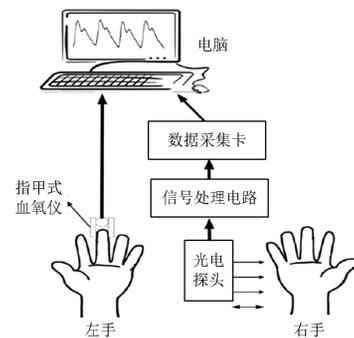


图6 双波长心率测量系统示意图

3.1 不同信号处理方法的对比实验

图7为采样时间为20 s的两路信号,该组信号是右手大概以2 Hz的频率前后运动时得到的两路信号。

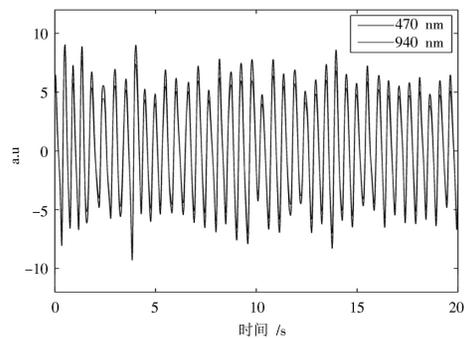


图7 采样时间为20 s的两路信号

从图7可以直接看出,由于两路信号时间延迟相对于整个采样时间而言非常小,所以无法直接从图中观测到两路信号的时间延迟。用指甲式血氧仪对同一人体静止的左手进行心率测量,得到的心率为69 bpm,对应频率为1.15 Hz。从图中可以看出脉搏波信号已经淹没在运动信号中,无法直接观察。

对图7中的两路信号做傅里叶变换,分别得到两路信号的振幅谱和相位谱,如图8所示。

从图8中可以看出,在振幅谱中频谱的峰值处对应着运动干扰,无法直接观测到脉搏波信号的对应该频率。从相位谱中可以看出两路信号之间存在着时间延迟。

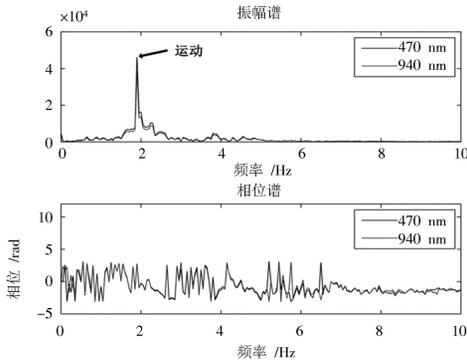


图8 有时间延迟的两路信号的振幅谱和相位谱

分别使用独立成分分析、自适应滤波、振幅谱和相位谱的自适应滤波方法对图中的两路信号进行处理,得到处理后的信号及其频谱图如图9~图11所示。

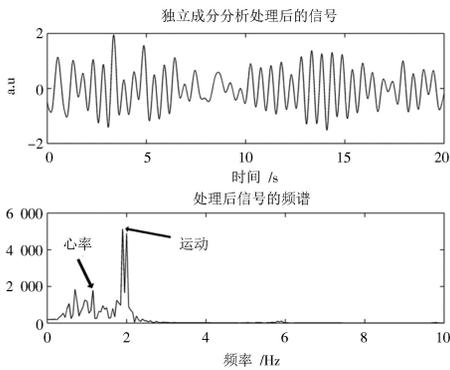


图9 独立成分分析处理后的信号及其频谱

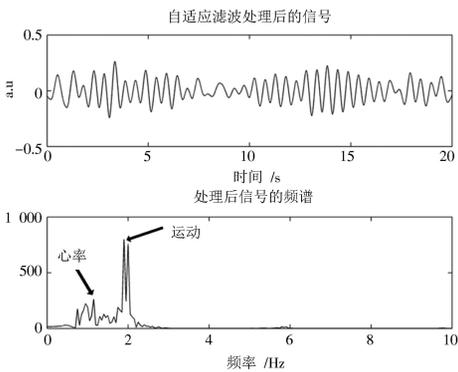


图10 自适应滤波处理后的信号及其频谱

对比图9~图11可以看出,在图9和图10中,频谱中的峰值对应的是运动干扰信号,且运动干扰信号远远超过心率对应的信号峰值,而在图11中,频谱的峰值位于约1.15 Hz处,即对应心率信息,运动干扰信号已经得到了有效地抑制。测量结果为69 bpm,与指甲式血氧仪测量到的心率信息一致。证明了振幅谱和相位谱自适应滤波可以有效地抑制运动干扰信号以及系统差异引起的干扰。

3.2 静止与运动心率测量的对比实验

为了验证抑制运动干扰算法的有效性,选用**华科电**

子技术研究所研制的**HKG-07B**指甲式红外脉搏传感器作为对比信号。随机选取了30个被测人员,包括不同年龄和不同性别,测量结果如表1所示。

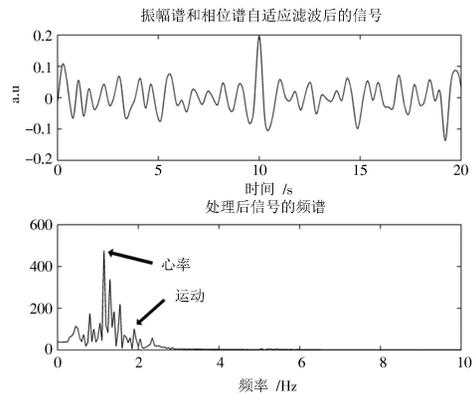


图11 振幅谱和相位谱自适应滤波后的信号及其频谱

表1 对比实验数据

系统测得心率	对比心率	系统测得心率	对比心率	系统测得心率	对比心率
69	70	66	69	68	69
74	73	62	63	83	83
81	79	65	67	81	82
73	74	73	71	87	85
75	75	68	68	81	80
88	87	67	67	78	79
71	73	76	76	92	91
72	72	74	75	93	95
82	81	92	93	82	82
66	66	99	100	76	76

将得到的30组数据绘制成散点图,并对数据做直线拟合,得到该系统与红外脉搏波传感器的对比散点图如图12所示。

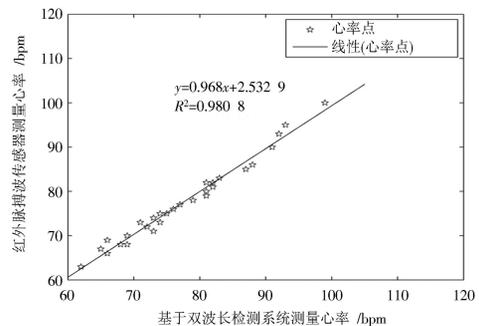


图12 双波长测量系统与红外脉搏波传感器的对比散点图

在图12中,横轴为基于双波长检测系统得到的心率,纵轴为对比信号得到的心率,将30组数据点拟合成一条线性直线,斜率为0.968,近似为1,两个系统的最大差值为3 bpm。

为了定量描述两个系统的一致性,使用Bland-Alt-

(下转第72页)

- [2] 蒋畅江,石为人,唐贤伦.能量均衡的无线传感器网络非均匀分簇路由协议[J].软件学报,2012,23(5):1222-1232.
- [3] RAN G, ZHANG H, GONG S. Improving on LEACH protocol of wireless sensor networks using fuzzy logic [J]. Journal of information & computational science, 2010, 7(3): 767-775.
- [4] 顾相平,孙彦景,钱建生.一种改进的无线传感器网络 LEACH-ED 算法[J].传感技术学报,2011,21(10):1770-1774.
- [5] KIM J M, PARK S H, HAN Y J, et al. Cluster head election mechanism using fuzzy logic in wireless sensor networks [C]// Proceedings of 2008 10th IEEE International Conference on Advanced Communication Technology. [S.l.]: IEEE, 2008, 1: 654-659.
- [6] JAVAID N, QURESHI T N, KHAN A H, et al. Eenhanced developed distributed energy - efficient clustering for heterogeneous wireless sensor networks [J]. Procedia computer science, 2013, 19: 914-919.
- [7] 任焯晔,赵季红,曲桦.基于模糊逻辑的多终端协同的垂直切换决策算法[J].通信学报,2014,35(9):67-78.
- [8] HAMMOUDEH M, KURZ A, GAURA E. Multi-path, multi-hop hierarchical routing [C]// Proceedings of 2010 IEEE International Conference on Sensor Technologies and Applications. [S.l.]: IEEE, 2010: 140-145.
- [9] CHOI H, WANG J, HUGHES E A. Scheduling for information gathering on sensor network [J]. Wireless networks, 2009, 15(1): 127-140.
- [10] WEN C Y, SETHARES W A. Adaptive decentralized re-clustering for wireless sensor networks [C]// IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics. [S.l.]: IEEE, 2006, 4: 2709-2716.
- [11] GUPTA I, RIORDAN D, SAMPALLI S. Cluster-head election using fuzzy logic for wireless sensor networks [C]// Proceedings of the 3rd Annual Conference on Communication Networks and Services Research. [S.l.]: IEEE, 2005: 255-260.
- [12] MUNAGA H, PRASAD M H M, MURTHY J V R, et al. A fault tolerant trajectory clustering (FTTC) for selecting cluster heads in wireless sensor networks [J]. International journal of computational intelligence research, 2010, 6(3): 81-90.
- [13] KUILA P, JANA P K. Energy efficient load-balanced clustering algorithm for wireless sensor networks [J]. Procedia technology, 2012, 6: 771-777.
- [14] GUPTA G, YOUNIS M. Performance evaluation of load-balanced clustering of wireless sensor networks [C]// Proceedings of 2003 10th International Conference on Telecommunications. [S.l.]: IEEE, 2013, 2: 1577-1583.

作者简介:何常胜(1976—),男,广东韶关人,讲师,硕士。研究领域为传感器网络、云计算等。

夏晓峰(1968—),男,上海人,讲师,硕士。研究领域为传感器网络、云存储等。

(上接第66页)

man方法^[5]来分析获得的结果。假设两个系统的均值误差满足正态分布,则95%的置信区间位于 $d \pm 1.96 \cdot Sd$,此处两个系统的差值的均数 $d = 0.0667$,两个系统的测量结果差值的标准差 $Sd = 2.5702$ 。代入数据可以得出,30组数据中仅有一组数据位于置信区间外。

通过对比实验可以看出,基于双波长的检测系统测量结果与静态下的红外脉搏传感器有较高的一致性,准确率达到96.8%。说明基于双波长心率测量系统可以有效地抑制外界环境干扰和运动干扰,在运动状态下可以进行准确的心率测量。

4 结论

本文设计了一种双波长心率测量系统,解决了运动情况下的心率测量问题,给出了系统的组成,并对系统原理进行了分析,通过与指甲式红外脉搏传感器采集到的心率进行对比,证明了双波长心率测量系统的准确性。但目前设计的系统主要基于PC机的处理,为了使测量系

统更加便携以及更加广泛的应用,考虑将算法移植到硬件平台上,这些问题还需在后面的工作中继续完善。

参 考 文 献

- [1] 朱慧时.基于可见光成像设备的非接触心率测量系统研究[D].北京:北京理工大学,2013.
- [2] 高鹰,谢胜利.一种线性混合信号盲提取算法[J].电子与信息学报,2006(6):999-1003.
- [3] GIOVANNI C, JEREMIE A, KAAAN A, et al. Heart rate monitoring via remote photoplethysmography with motion artifacts reduction [J]. Optics express, 2010, 18(5): 4867-4875.
- [4] 岂兴明,周建兴,矫津毅.LabVIEW 8.2中文版入门与典型实例[M].北京:人民邮电出版社,2010.
- [5] BLAND J M, ALTMAN G D. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement [J]. Lancet, 1986, 327(8476): 307-310.
- [6] 崔立宝,于新昌,崔悦,等.流谱心率系统在电动自行车上的应用[J].现代电子技术,2013,36(19):109-111.

作者简介:曹春海(1977—),男,河北涿鹿县人,硕士,讲师。研究方向为体育教学与训练。