

耳后脉搏信号检测系统研究

张爱华^{1,2,3,4}, 常婷婷¹, 漆宇晟^{2,3,4}

1. 兰州理工大学计算机与通信学院, 甘肃 兰州 730050; 2. 兰州理工大学电气工程与信息工程学院, 甘肃 兰州 730050; 3. 甘肃省工业过程先进控制重点实验室, 甘肃 兰州 730050; 4. 兰州理工大学电气与控制工程国家级实验教学示范中心, 甘肃 兰州 730050

【摘要】针对指部脉搏信号检测易受体动和血流灌注影响使信号质量降低的问题,提出耳后脉搏信号检测,该检测位置有运动幅度小、血流灌注稳定、佩戴方便、易隐藏等优点。脉搏传感器使用反射式,且其封装结构通过3D扫描、打印,个人定制为耳廓型,使传感器与检测部位最大程度贴合,从而提高日常生活中脉搏信号检测的稳定性。将同步检测的指部脉搏信号作为参考信号以验证耳后脉搏信号检测系统的有效性。结果表明,耳后与指部脉搏信号之间存在较好的一致性与线性关系,因此所研制的脉搏信号检测系统稳定可靠,为日常生活中人体健康状态的监护提供一种有效途径。

【关键词】耳后脉搏信号;信号质量;3D打印;一致性评估;日常监护

【中图分类号】R318;TP274

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2021)08-0980-05

System for detecting pulse signal behind the ear

ZHANG Aihua^{1,2,3,4}, CHANG Tingting¹, QI Yusheng^{2,3,4}

1. School of Computer and Communication, Lanzhou University of Technology, Lanzhou 730050, China; 2. School of Electrical and Information Engineering, Lanzhou University of Technology, Lanzhou 730050, China; 3. Gansu Provincial Key Laboratory of Advanced Control for Industrial Processes, Lanzhou 730050, China; 4. National Demonstration Center for Experimental Electrical and Control Engineering Education, Lanzhou University of Technology, Lanzhou 730050, China

Abstract: The detection of the pulse signal behind the ear is proposed to solve the problem that the detection of finger pulse signal is susceptible to body movement and blood perfusion. Selecting the area behind the ear as the detection site has the advantages of small movement range, relatively stable blood perfusion, convenient wearing and easy to hide. The pulse sensor is reflective and its package structure is customized to the auricle through 3D scanning and printing, making the sensor fit with the detection site to the maximum extent, thus improving the stability of pulse signal detection in daily life. The synchronously detected finger pulse signal is used as a reference signal to verify the effectiveness of the proposed system for detecting the pulse signal behind the ear. The results show that there is a good consistency and linear relationship between the pulse signal behind the ear and finger pulse signal. The developed pulse signal detection system which is proved to be stable and reliable provides an effective way for monitoring human health in daily life.

Keywords: pulse signal behind the ear; signal quality; 3D printing; consistency assessment; daily monitoring

前言

光电脉搏波(Photoplethysmography, PPG)中蕴含大量的生理病理信息,广泛应用于大多数病理和非病理性场合,如监测心率、呼吸速率、脉率和脉率

变异性^[1-3],检测过早心室收缩^[4]、无袖带血压^[5]、呼吸道刺激^[6],估计动脉硬化^[7]、睡眠呼吸暂停^[8]等。脉搏信号因检测位置局限性小且检测方式简单方便,现已广泛应用于医疗监护系统^[9],但在检测中易受体动和血流灌注影响而导致无法准确检测信号,进而影响对人体健康状态的准确判断。

国内外对脉搏信号检测系统已有大量研究,常见的检测设备可从人体指部、脚趾、腕部、耳垂、耳道等部位进行检测^[10-13]。指部采用的夹持式结构导致血流灌注发生变化,且其灵活的运动容易引入较多的运动伪迹^[14-15];脚趾处的脉搏信号测量则给人们的

【收稿日期】2021-02-11

【基金项目】国家自然科学基金(81360229)

【作者简介】张爱华,教授,主要研究方向为生物医学信号检测、处理与识别,E-mail: zhangaihua@lut.edu.cn

日常活动带来很大不便^[16];腕部脉搏信号在日常运动中易受运动影响,导致波形失真^[17];耳垂处采用的夹持式结构使耳垂处血流灌注发生变化,且长时间夹持会使佩戴者出现明显的不适感^[18];将脉搏传感器放置于耳道内进行脉搏信号检测时,在咀嚼说话情况下会受到较严重的干扰^[19]。有学者通过在前臂、手指、前额、手腕和肩膀等部位进行脉搏信号检测,寻找与心跳和呼吸同步变化的检测位置,结果发现不同部位检测的脉搏信号之间存在明显差异,但也具有一定的互补性^[20]。也有学者通过对静止状态下在耳屏、耳上、耳后、耳下、前额、左手食指和拇指部位进行PPG信号检测,研究传感器与皮肤的贴合性、传感器压力影响被测部位血流灌注及环境噪声对脉搏信号产生的影响^[21]。虽然上述研究对脉搏信号的稳定检测有了一定探讨,但是并没有很好地解决检测部位选取、传感器与检测部位贴附程度、传感器放置方式引起的血流灌注等问题,因此日常状态下脉搏信号检测的稳定性仍有待提高。

本研究研制的耳后脉搏信号检测系统,选取完骨穴、头窍阴穴与耳根骨之间区域进行脉搏信号的检测,减少检测过程中受运动、血流灌注的影响,以提高信号质量;并通过3D扫描、打印技术实现耳廓型封装结构的专门定制,避免传感器与检测部位之间的间隙对信号检测的影响,进一步确保耳后脉搏信号的稳定检测;然后,将同步检测的静止状态下的指部脉搏信号作为参考信号,对耳后脉搏信号检测系统进行有效性验证。结果表明系统采集的耳后脉搏信号与传统指部脉搏信号之间存在较好的一致性,因此,该检测系统可提高日常生活下脉搏信号检测的稳定性,实现日常状态下人体健康状态的有效监护。

1 脉搏信号检测系统

如图1所示,脉搏信号检测系统由检测模块、信号预处理模块和单片机处理及发送模块组成。检测模块包括耳部与指部脉搏信号检测两部分,耳部脉搏信号检测使用研制的耳后脉搏监测系统,将传感器固定于耳后完骨穴、头窍阴穴与耳根骨之间区域进行检测;指部脉搏信号检测采用南京航空航天大学自动化学院先进机器人与精密系统研究中心设计的透射式指夹式脉搏传感器(PWS-20A, 中国),夹持在受试者右手食指进行检测。由于脉搏信号较为微弱且易受干扰,因此通过信号预处理模块的放大电路及滤波电路对传感器检测到的脉搏信号进行预处理,滤除检测过程中所产生的低高频噪声。与此同时,本研究采用单片机处理及发送设备检测预处理

后的脉搏信号,并通过蓝牙将数据发送至PC进行数据的显示与分析^[1]。

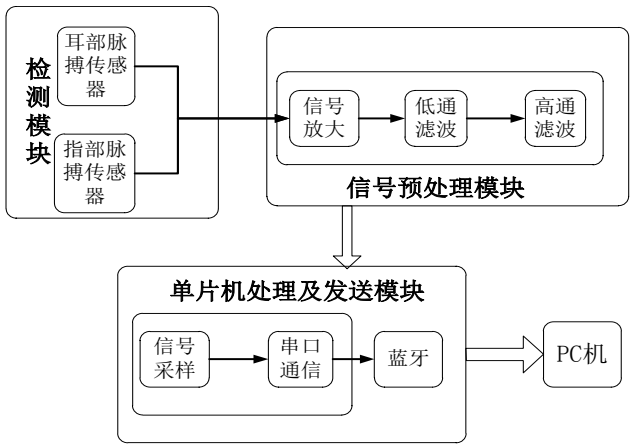


图1 脉搏信号检测系统框图
Fig.1 Block diagram of pulse signal detection system

1.1 耳后脉搏传感器

图2为耳后脉搏信号检测系统实物图。目前常用的透射式脉搏信号检测系统多为夹持式结构,仅适合于手指、脚趾、耳垂等部位的检测,且长时间的使用会给使用者带来不适;而反射式传感器受测量位置局限性小,可置于手臂、额头、手腕、脚背等部位,且使用更加方便舒适,因此本研究采用反射式光电脉搏传感器(SON7015, 松恩电子有限公司, 中国)进行脉搏信号的检测,其灵敏度高(发射管、接收管主要工作波长峰值均为550 nm)、尺寸小(4.0 mm×2.0 mm×1.05 mm)、超低功耗(<0.5 mA),便于实现耳后脉搏信号的检测。



图2 耳后脉搏信号检测系统
Fig.2 System for detecting the pulse signals behind the ear

1.2 信号预处理模块

由于脉搏信号较为微弱,且检测过程易受背景噪声的影响,如基线漂移、工频干扰等,因此本研究选取包含一阶有源低通滤波器和一阶无源高通滤波器的预处理电路对脉搏信号进行放大、滤波处理。预处理电路

放大倍数为700倍,通频带为0.2~3.1 Hz。电路板设计使用计算机辅助设计软件Altium Designer V13.0(Altium Inc., 澳大利亚)。将预处理电路设计于传感器的另一侧,避免皮肤与电路接触而引入噪声。

1.3 单片机检测及发送模块及封装结构

选用STM32F030F4P6实现对耳后脉搏信号的检测与发送,其采用32位的RISC指令系统,内部集成AD转换器、定时器、异步串行通信电路等,满足设计要求。如

图1所示,通过A/D模块对耳后脉搏模拟信号进行检测,采样频率1 000 Hz,A/D转换采用12位工作方式。使用串口通信模块实现对蓝牙模块的控制,并将数据发送至PC,传输速率为115 200 bps。单片机检测及发送模块体积小(25.0 mm×15.0 mm×10.0 mm),便于日常佩戴使用。图3为信号检测及发送设备原理图,其中包括STM32F030F4P6单片机、程序下载及调试端口、锂电池供电接口、复位电路、时钟电路、传感器接口、蓝牙接口等。

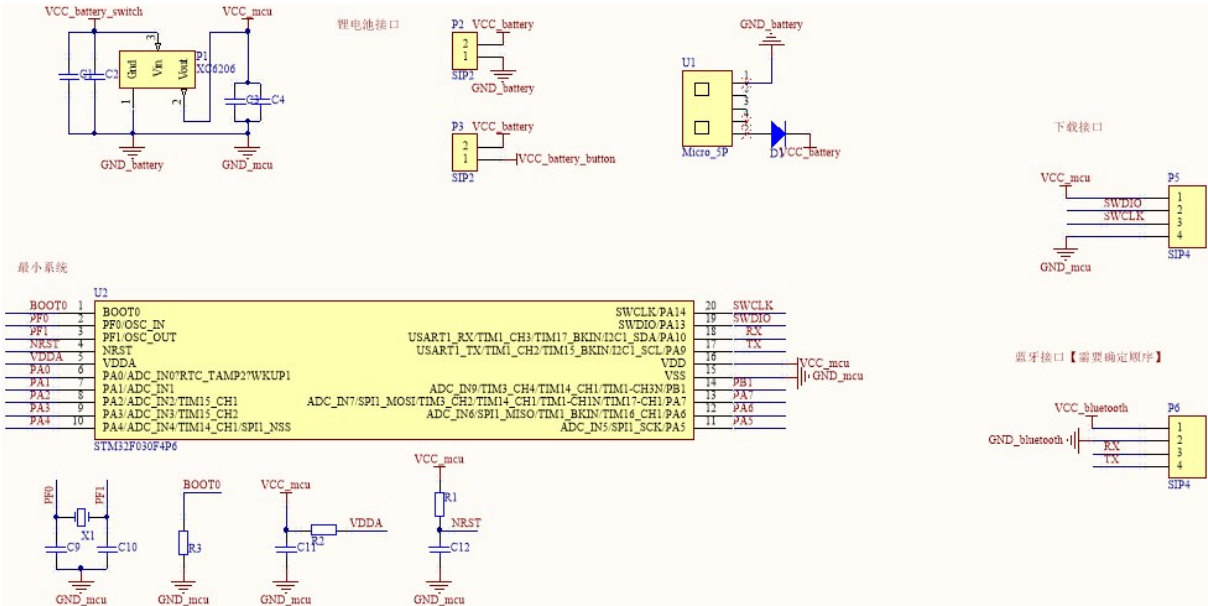


图3 信号检测及发送设备原理图
Fig.3 Schematic diagram of signal detection and transmission equipment

由于脉搏传感器与检测部位之间的贴附程度及检测部位的日常运动影响信号的稳定检测,因此对传感器的稳定固定及放置位置选取提出了更高要求。本研究选取耳后完骨穴、头窍阴穴与耳根骨之间区域,与传统的检测部位相比,运动幅度小于四肢,且其离心脏更近,分布较为丰富的血管可为脉搏及血氧饱和度信号检测提供较为稳定的血流灌注;与此同时,此检测位置主要由皮肤、软骨组成,且皮肤组织较薄,便于传感器稳定的贴附,保证脉搏信号的稳定检测。考虑到材料的生物相容性、佩戴的舒适度、稳定度以及对不同耳形的贴合情况等人体工学因素,传感器的封装结构选取质地柔软、不易造成皮肤敏感的柔性树脂材料制成,设计为可稳定贴附于佩戴者耳部的耳廓型结构,即使用3D扫描仪(FreeScan X3, 北京天远三维科技)对不同佩戴者的耳廓形状进行扫描生成佩戴者耳廓形状数据,以3D扫描得到的数据为基础,设计适合佩戴者耳廓形状的封装结构,最后通过3D打印得到该耳廓型封装结构。3D扫描、打印后的封装结构实物图如图4所示,该结构使得传感器在受试者处于运动及静止状态下均与耳后区域贴附,实现耳后脉搏信号的稳定检测。



图4 封装结构
Fig.4 Package structure

2 耳后脉搏信号评估

2.1 实验数据

同步检测静止状态下的耳后与指部脉搏信号,实验数据时长共16 min。获取的部分脉搏信号波形如5a所示,峰值提取如5b所示,对峰值点做差分得到PP间期,结果如图5c所示。

2.2 一致性分析

为了验证所研制耳后脉搏信号检测系统的有效性,同步检测静止状态下的指部脉搏信号作为参考信号,对耳后脉搏与指部脉搏进行一致性分析。一致性评估

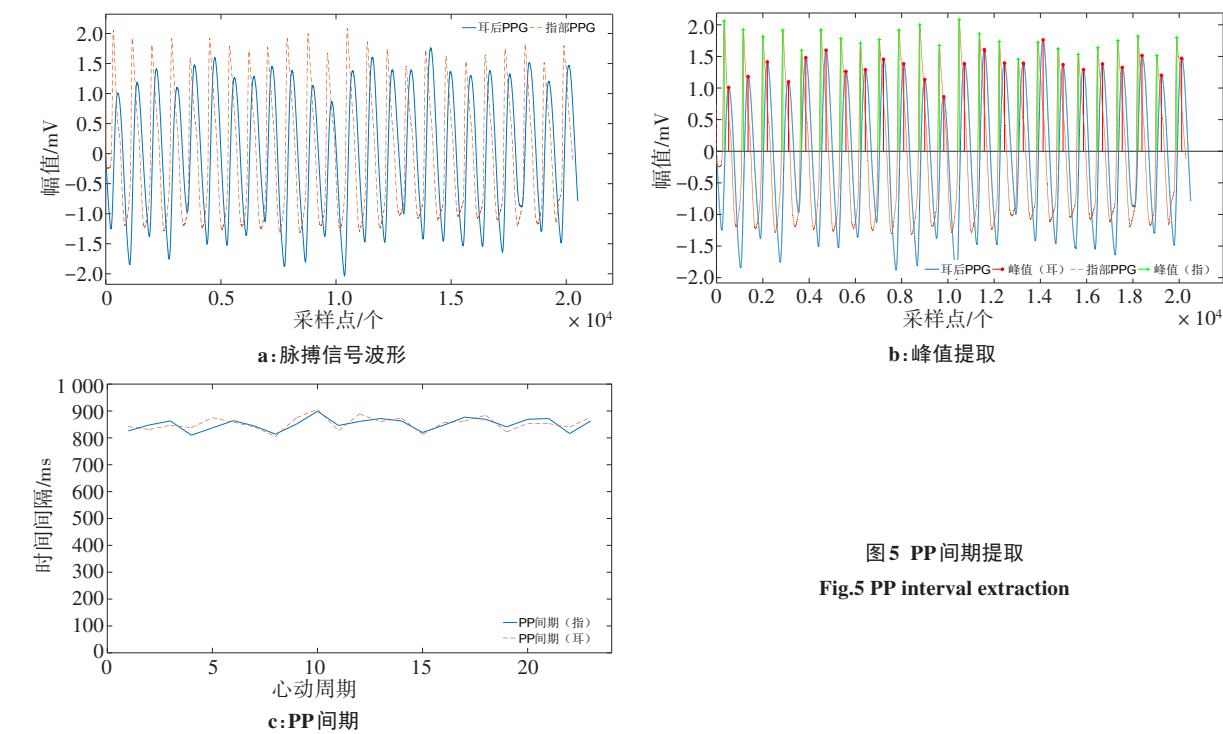


图5 PP间期提取
Fig.5 PP interval extraction

的常用方法有线性相关、线性回归、配对 t 检验、组内相关系数以及 Bland-Altman 法^[22]。其中线性回归是以观测到的 X 预测观测到的 Y；Bland-Altman 法用于两种测量方法结果的一致性评价,同时考虑随机误差和系统

误差,广泛应用于临床中。通过医用软件 Medcalc 对检测的两组脉搏信号(每一组都包含耳部脉搏信号与指部脉搏信号)所得到的 PP 间期做 Bland-Altman 图(图 6a、图 6c)、散布图和回归线(图 6b、图 6d)。

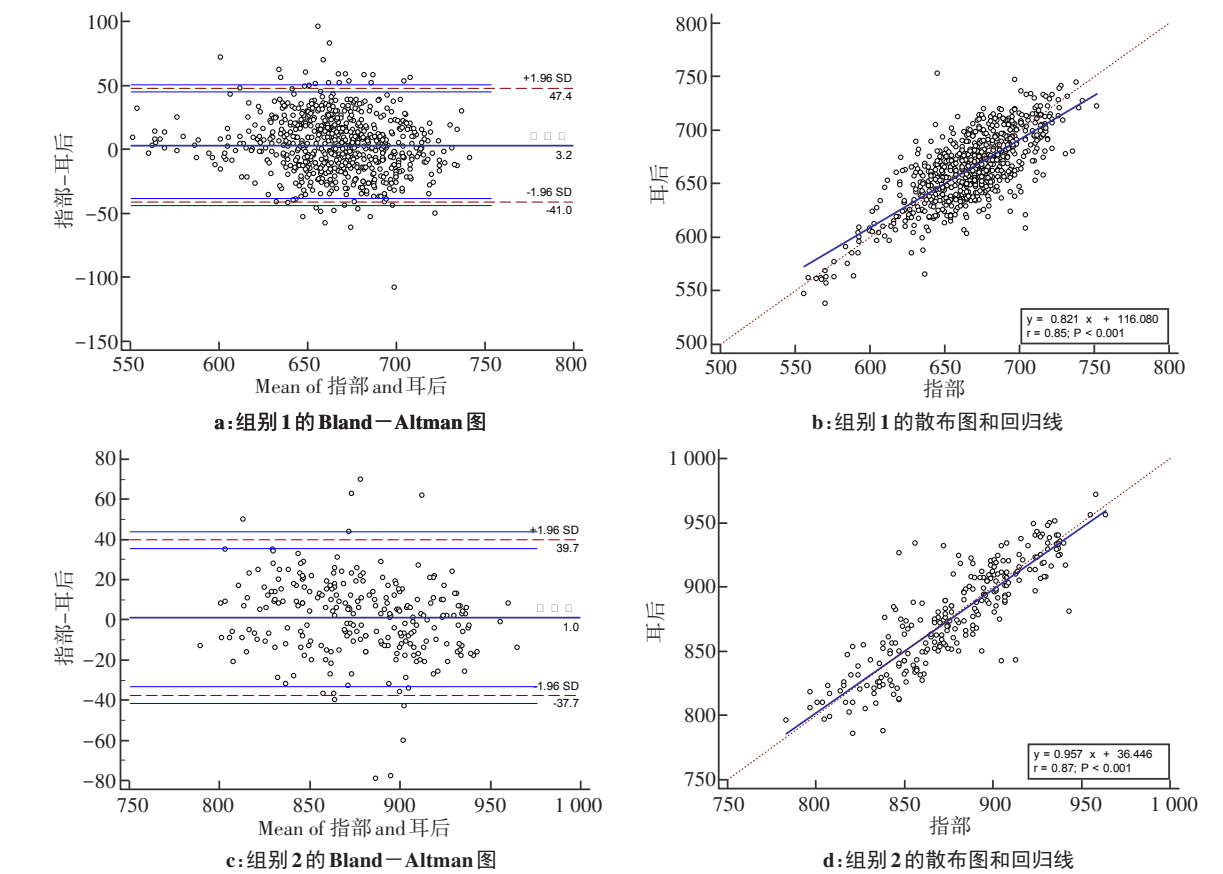


图6 一致性及相关性评估
Fig.6 Consistency and relevance assessment

Bland-Altman图分别以检测结果均值和差值作为横轴和纵轴,计算95%差值在一致性界限(-1.96 SD, +1.96 SD)的分布情况,如果这个一致性界限的宽度在临床上可以接受,则认为一致性较好,反之,一致性较差。由图6a可知,791个点中有29个位于一致性界限范围以外,比例为3.67%,小于5.00%,一致性界限范围为(-41.049 6, 47.440 7);图6c中的256个点中有8个位于一致性界限范围以外,比例为3.13%,小于5.00%,一致性界限范围为(-37.670 5, 39.694 4);由以上实验结果可知,两组实验中的耳后脉搏信号与指部脉搏信号都有较好的一致性。图6b、图6d为其散布图与回归线,将均等线($y=x$)与线性最佳拟合曲线进行比较,两组实验的耳后脉搏信号与指部脉搏信号PP间期回归曲线的斜率都接近1,这表明耳后脉搏与指部脉搏之间有良好的对应关系。

3 结 论

本研究研制的耳后脉搏信号检测系统,选取完骨穴、头窍阴穴与耳根骨之间区域,减少了运动及血流灌注对检测结果的影响,脉搏传感器的耳廓式封装结构通过3D扫描、打印技术进行专门定制,以适应不同佩戴者的耳廓形状,实现传感器与检测部位稳定贴附,减少传感器与被测部位之间间隙对脉搏信号质量的影响,进一步提高耳后脉搏信号检测的稳定性,避免对日常生活中人体健康状态的错误判断。然后通过Bland-Altman法、散布图和回归线对同步检测右手食指的脉搏信号与耳后脉搏信号进行一致性分析,实验结果表明,耳后与指部脉搏信号之间存在较好的一致性。因此所研制的检测系统可以稳定地检测耳后脉搏信号,有效解决传感器贴附不好及血流灌注对信号检测的影响。

【参考文献】

- [1] LEE H, CHUNG H, KO H, et al. Wearable multichannel photoplethysmography framework for heart rate monitoring during intensive exercise[J]. IEEE Sens J, 2018, 18(7): 2983-2993.
- [2] CHANG H H, HSU C C, CHEN C Y, et al. A method for respiration rate detection in wrist PPG signal using Holo-Hilbert spectrum[J]. IEEE Sens J, 2018, 18(18): 7560-7569.
- [3] LEE B G, PARK J, PU C C, et al. Smartwatch-based driver vigilance indicator with kernel-fuzzy-C-means-wavelet method[J]. IEEE Sens J, 2015, 16(1): 242-253.
- [4] SOLOSENKO A, PETRENAS A, MAROZAS V. Photoplethysmography-based method for automatic detection of premature ventricular contractions[J]. IEEE Trans Biomed Circ Syst, 2015, 9(5): 662-669.
- [5] HE X, GOUBRAN R A, LIU X P. Secondary peak detection of PPG signal for continuous cuffless arterial blood pressure measurement[J]. IEEE Trans Instrum Meas, 2014, 63(6): 1431-1439.
- [6] KARMAKAR C, KHANDOKER A, PENZEL T, et al. Detection of respiratory arousals using photoplethysmography (PPG) signal in sleep apnea patients[J]. IEEE J Biomed Health Inf, 2014, 18(3): 1065-1073.
- [7] JANG D G, FAROOQ U, PARK S H, et al. A knowledge-based approach to arterial stiffness estimation using the digital volume pulse[J]. IEEE Trans Biomed Circ Syst, 2012, 6(4): 366-374.
- [8] EDUARDO G, RAQUEL B, JOSÉ MARÍA V, et al. PTT variability for discrimination of sleep apnea related decreases in the amplitude fluctuations of PPG signal in children[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2010, 57(5): 1079-1088.
- [9] FISCHER C, GLOS M, PENZEL T, et al. Erweiterter algorithmus zur echtzeit-pulswellensegmentierung und artefakterkennung in photoplethysmogrammen[J]. IEEE J Biomed Health Inf, 2017, 21(2): 372-381.
- [10] POSADA-QUINTERO H F, DELISLE-RODRÍGUEZ D, CUADRA-SANZ M B, et al. Evaluation of pulse rate variability obtained by the pulse onsets of the photoplethysmographic signal[J]. Physiol Meas, 2013, 34(2): 179-187.
- [11] SCHÄFER A, VAGEDES J. How accurate is pulse rate variability as an estimate of heart rate variability?[J]. Int J Cardiol, 2013, 166(1): 15-29.
- [12] CHEN X, LIU N, HUANG Y, et al. Using the multi-parameter variability of photoplethysmographic signals to evaluate short-term cardiovascular regulation[J]. J Clin Monit Comput, 2014, 29(5): 605-612.
- [13] 徐礼胜, 周树然, 姚阳, 等. 脉率变异性估计心率变异性的可行性分析[J]. 东北大学学报(自然科学版), 2017, 38(1): 31-35.
- [14] XU L S, ZHOU S R, YAO Y, et al. Feasibility analysis on pulse rate variability as an estimate of heart rate variability[J]. Journal of Northeastern University (Natural Science), 2017, 38(1): 31-35.
- [15] VADREUV S, MANIKANDAN M S. A robust pulse onset and peak detection method for automated PPG signal analysis system[J]. IEEE Trans Instrum Meas, 2018, 68(3): 807-817.
- [16] CHARLOT K, CORNOLO J, BRUGNIAUX J V, et al. Interchangeability between heart rate and photoplethysmography variabilities during sympathetic stimulations[J]. Physiol Meas, 2009, 30(12): 1357-1369.
- [17] OBEID H, KHETTAB H, MARAIS L, et al. Evaluation of arterial stiffness by finger-toe pulse wave velocity: optimization of signal processing and clinical validation[J]. J Hypertens, 2017, 35(8): 1618-1625.
- [18] KORNOWSKI R, ZLOCHIVER S, BOTZER L, et al. Validation of vital signs recorded via a new telecare system[J]. J Telemed Telecare, 2003, 9(6): 328-333.
- [19] LU G, YANG F, TAYLOR J A, et al. A comparison of photoplethysmography and ECG recording to analyse heart rate variability in healthy subjects[J]. J Med Eng Technol, 33(8): 634-641.
- [20] VOGEL S, HULSBUSCH M, STARKE D, et al. In-ear heart rate monitoring using a micro-optic reflective sensor[C]// 2007 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE, 2007: 1375-1378.
- [21] NILSSON L, GOSCINSKI T, KALMAN S, et al. Combined photoplethysmographic monitoring of respiration rate and pulse: a comparison between different measurement sites in spontaneously breathing subjects[J]. Acta Anaesth Scand, 2007, 51(9): 1250-1257.
- [22] PATTERSON J A, MCILWRAITH D C, YANG G Z. A flexible, low noise reflective PPG sensor platform for ear-worn heart rate monitoring[C]//International Workshop on Wearable & Implantable Body Sensor Networks. 2009: 286-291.
- [23] DUBOIS A, BRESCIANI J P. Validation of an ambient system for the measurement of gait parameters[J]. J Biomech, 2018, 69: 175-180.

(编辑:谭斯允)