

文章编号:1001-5078(2024)07-1102-06

· 光电技术与系统 ·

# 基于可穿戴光电传感技术的去运动伪影脉率检测方法

王雪丽<sup>1</sup>, 单改仙<sup>2</sup>, 高华方<sup>1</sup>, 马旭<sup>1</sup>

(1. 国家卫生健康委科学技术研究所, 北京 100081; 2. 战略支援部队特色医学中心, 北京 100081)

**摘要:** 脉搏波是分析人体心血管系统生理状况的重要检测对象, 可穿戴光电设备采集的脉搏信号常因人体运动而引入运动伪影, 进而影响脉率检测结果的准确性, 由于伪影的主要频率分量和光电信号频率相重叠, 所以减少伪影有难度。针对现有脉率检测精度不高、抗运动干扰能力不足问题, 提出一种结合非线性自适应滤波和线性调频 Z 变换(CZT)的脉率检测方法。首先对光电容积脉搏波描记法(PPG)采集的信号预处理滤除高频干扰和基线漂移, 然后选用微机电系统(MEMS)检测加速度信号作为参考信号, 构建基于最小均方(LMS)的非线性自适应滤波器去除运动伪影, 最后利用线性调频 Z 变换(CZT)对信号进行频谱分析计算脉率值。实验通过对 10 名受试者采集的实验数据进行性能评估, 结果表明, 该方法能有效从干扰脉搏波信号中恢复出原始信号, 测得的受试者脉率平均绝对误差为 1.96 bpm, 具有较高的准确率和抗干扰能力。

**关键词:** 可穿戴; CZT; PPG; MEMS; LMS; 脉率; 运动伪影

**中图分类号:** TP391; TN29 **文献标识码:** A **DOI:** 10.3969/j.issn.1001-5078.2024.07.016

## A pulse rate detection method for eliminating motion artifacts based on wearable photoelectric sensing technology

WANG Xue-li<sup>1</sup>, SHAN Gai-xian<sup>2</sup>, GAO Hua-fang<sup>1</sup>, MA Xu<sup>1</sup>

(1. National Research Institute for Family Planning, Beijing 100081, China;

2. PLA Strategic Support Force Characteristic Medical Center, Beijing 100081, China)

**Abstract:** Pulse wave is an important detection object for analyzing the physiological condition of human cardiovascular system. Pulse signals collected by wearable photoelectric devices often disturbed by motion artifacts due to human movement, which in turn affects the accuracy of detection results, and it is difficult to reduce the artifacts due to the fact that the main frequency components of the artifacts overlap with the frequency of the optoelectronic signals. In this paper, a pulse rate detection method combining nonlinear adaptive filtering and linear frequency-modulated Z-transform (CZT) is proposed to solve the problems of low pulse rate detection accuracy of existing pulse rate detection and insufficient resistance to motion interference. Firstly, the signal acquired by photoelectric volumetric pulse wave tracing (PPG) is preprocessed to remove high-frequency interference and baseline drift, and then the micro-electro-mechanical system (MEMS) is chosen as the reference signal to construct a nonlinear adaptive filter based on the least mean square (LMS) to remove the motion artifacts. Finally, the frequency spectrum of the signal is analyzed by CZT to calculate the pulse rate. The experiments are carried out by evaluating the performance of the experimental data collected

**基金项目:** 国家重点研发计划重点专项项目(No. 2021YFA0910400)资助。

**作者简介:** 王雪丽, 女, 硕士, 主要从事生物医学检测、生物医学仪器技术研究。E-mail: wl8211083570@163.com

**通讯作者:** 马旭, 男, 首席研究员, 博士生导师, 主要研究方向为细胞与生物再生材料、基因编辑与基因治疗, 自然人群队列与健康表型组研究。E-mail: mx\_nri@163.com

**收稿日期:** 2023-10-09; **修订日期:** 2024-01-02

from 10 subjects, and the results show that the method can effectively recover the original signal from the interference pulse wave signal, and the average absolute error of the measured pulse rate is 1.96 bpm, which is highly accurate and anti-interference ability.

**Keywords:** wearable; CZT; PPG; MEMS; LMS; pulse rate; motion artifact

## 1 引言

脉搏波是评估心血管疾病的重要诊断工具,许多心血管参数如心率、脉搏波速和血压,都可以通过脉搏波计算出来,这些参数为心血管疾病的诊断提供了有价值的临床信息,如心律失常、动脉粥样硬化、动脉高血压、冠心病等<sup>[1-3]</sup>。脉搏波的诊断在我国有悠久的历史,传统的脉搏波诊断主要依靠中医经验,通过对桡动脉施加不同的静压感受脉冲波的变化趋势,从而反映观察者当前的物理状态<sup>[4-5]</sup>,诊断结果往往受诊断者水平的影响。

对脉搏波生理信号的可穿戴连续监测已逐渐成为研究热点<sup>[6-7]</sup>,各种脉冲传感器也相继被开发出来,包括光电传感器<sup>[8]</sup>、压阻传感器<sup>[9]</sup>、超声波传感器<sup>[10]</sup>、基于晶体管的压力传感器等。压力传感器是模拟医生诊脉时的感觉将机械压力转换为电信号,对灵敏度有很高的要求;超声波传感器利用脉动时超声波传播的距离差实现检测,测量准确度有待提高;光电传感器如基于 PPG 的可穿戴脉冲传感器已经越来越流行,PPG<sup>[11-15]</sup>最初是由 Hertzman 创造的,PPG 是对组织微血管床血容量变化的光学检测,传感器由光源和探测器组成,根据相对位置不同分为透射式和反射式两种类型<sup>[16]</sup>,透射式是光源和光电探测器位于不同侧,传感器必须置于透射光容易检测到的位置,所以检测点受到限制;反射式是将光源和光电探测器放于同一侧,光源照射到皮肤后经血液、皮肤等组织吸收一部分光另一部分反射到光电传感器,检测的信号由直流分量和交流分量两部分组成,直流分量是与肌肉、骨骼、组织等有关的分量<sup>[17]</sup>,交流分量是动脉血容量随心脏的搏动呈周期性变化的结果,动脉血容量与心跳同步,因此交流分量可以用来测量脉率。反射式 PPG 容易受到压力扰动和运动伪影<sup>[18]</sup>的影响,PPG 信号对运动伪影很敏感,如果检测到畸变的峰值就会导致计算得到的心率不准,由于伪影的主要频率分量和 PPG 信号相重叠,所以减少伪影有一定难度。

为了提高可穿戴设备的可靠性,可穿戴传感器必须具有抗干扰能力。C. M. Lee 和 Y. T. Zhang<sup>[19]</sup>评估了运动伪影对指尖获得的光体积描记信号的影

响;S. Seyedtabaii 等<sup>[20]</sup>采用卡尔曼自适应滤波通过仿真减少 PPG 信号中运动伪影的方法;徐亚庆等<sup>[21]</sup>采用卡尔曼滤波和线性补偿方法获得了较高的脉率测量精度;HW Lee 等<sup>[22]</sup>提出了周期移动平均滤波器(PMAF)来去除运动伪影方法;Sun Bin 等人<sup>[23]</sup>提出了一种基于高斯函数分解和最小均方误差估计运动伪影的校正算法,并通过实验验证该算法能较准确地计算出人体生理参数。本文提出一种结合非线性自适应滤波和线性调频 Z 变换(CZT)的脉率检测方法,首先对 PPG 采集的脉搏信号预处理滤除高频干扰和基线漂移,然后选用微机电系统(MEMS)加速度计检测运动信号作为参考构建基于最小均方(LMS)的非线性自适应滤波器,得到消除运动伪影的 PPG 原始信号,再利用 CZT 对信号进行频谱分析计算脉率值,最后通过与心电 ECG 信号进行对比实验验证其有效性。

## 2 方法

### 2.1 脉率检测系统概述

可穿戴脉率检测系统主要由两部分组成:主控部分和移动终端显示部分,手机移动终端与主控检测模块通过低功耗蓝牙建立连接后,移动终端发送控制指令,主控模块收到指令后开始周期性的采集脉搏信号并经过算法处理,再将采集到的参数信息无线发送到终端进行处理显示。

主控传感器部分由一个发光二极管(LED)、光电探测器(PD)和 MEMS 加速度计组成,原理框图如图 1 所示,光电检测模块通过驱动一个高信噪比的绿光(530nm)<sup>[24]</sup>作为光源照射到人体皮肤,PD 检测被组织、骨骼或血管散射及反射的光将其转化为电信号,光电探测器、I-V 转换器、放大器、高通滤波器、低通滤波器和 LED 驱动器集成在一个模块里,通过 I2C 接口与主控制器进行通信,LED 驱动器以脉冲模式工作,可以减少环境光影响并节省电源,光电探测器检测到与接收光成比例的电流信号,经过 I-V 转换器将电流转换成电压信号,然后经过放大器放大,经过低通、高通滤波器滤除高、低频噪声,信号以 100 Hz 频率进行采样。MEMS 三轴加速度计能以高分辨率测量 X、Y、Z 三个轴

方向上的加速度来检测运动姿态。

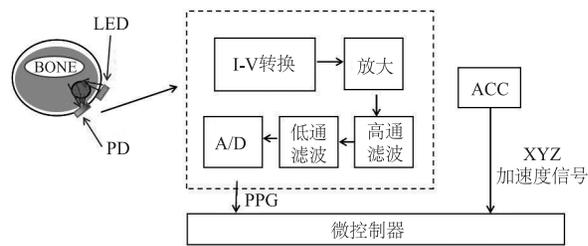


图1 主控系统原理框图

Fig. 1 Schematic diagram of the main control system

手机移动终端显示部分基于 Android SDK 和 Java 开发工具包设计, Android 支持低功耗蓝牙通信,它是在 4.0 核心规范中引入的一种新型低功耗无线通信标准,与经典蓝牙不能兼容<sup>[25]</sup>。移动端通过蓝牙低功耗模块接收到设备发送的数据后,广播发送器将设备类型和数据通过 Broadcast Intent 进行

广播,广播接收器收到信息后进行过滤解析提取出脉率值,并在界面实时绘图显示和存储。

## 2.2 信号预处理

采集到的实际信号包含大量的干扰,包括低频漂移、高频干扰、运动干扰等。首先,对信号进行预处理来消除部分干扰和漂移的影响,高频干扰的频带远高于 PPG 信号,可以选用巴特沃斯 (Butterworth) 数字低通滤波器进行处理,根据心率信号的频带选用通带下限截止频率 2 Hz,下阻带截止频率 2.5 Hz 的滤波器进行低通滤波,设计的滤波器的滤波系数如表 1 所示。低频干扰可通过设计高通滤波器或计算信号的上下包络线利用包络的平均值来消除,本方法采用数字高通滤波器进行处理,选取下阻带截止频率 0.3 Hz,通带下限截止频率 0.5 Hz。

表 1 设计的低通、高通数字滤波器滤波系数

Tab. 1 Filter coefficient of the designed low pass and high pass digital filter

	一级分子	二级分子	一级分母	二级分母	一级增益	二级增益
低通滤波器	1	1	1	1	0.0058	0.0054
	2	2	-1.8638	-1.7259		
	1	1	0.8870	0.7474		
高通滤波器	1	1	1	1	0.9903	0.9772
	-2	-2	-1.9803	-1.9540		
	1	1	0.9809	0.9546		

## 2.3 LMS 算法

PPG 信号中的运动伪影主要由随机的低频干扰组成,因此需设计有效的滤波器通过信号处理来进行消除。自适应滤波器是通过更新滤波器参数的递归算法来进行设计的,该滤波方法不需要提前预估信号或噪声,可以获得期望的噪声抑制水平,方法包含两个输入:被破坏信号输入和与噪声相关的参考输入。LMS 算法是一种非线性自适应滤波方法,该方法是通过寻找与产生误差信号的最小均方相关的滤波系数来模拟期望的滤波器。

图 2 是基于 LMS 非线性自适应滤波的方框图,期望的脉搏波信号是  $Y(n)$ ,实际从 PPG 传感器检测到的信号是含有运动伪影  $M(n)$  的混合信号  $D(n)$ ,即  $D(n) = Y(n) + M(n)$ ,受运动伪影影响的信号波形如图 3(a) 所示。MEMS 加速度计测得运动数据  $X(n)$ ,波形如图 3(b) 所示,然后通过自适应滤波器估计出运动伪影  $MO(n)$ ,自适应滤波可以利

用前一时刻已得的滤波器系数的结果,自动调节当前时刻的滤波器系数,以适应信号和噪声随时间变化的统计特性,从而实现最优滤波。假设滤波系数  $w(n)$ ,则估计的伪影  $MO(n)$  和脉搏波信号  $YO(n)$ :

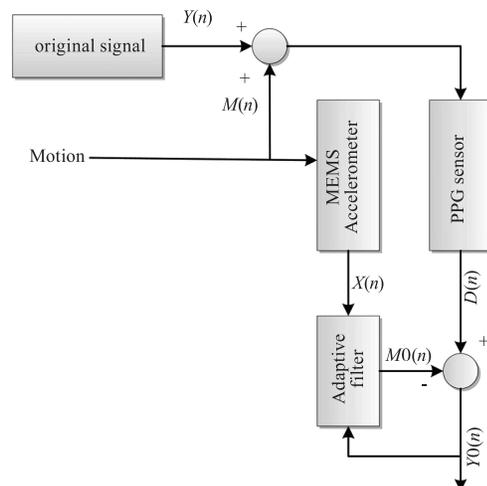


图2 基于 LMS 非线性自适应滤波方框图

Fig. 2 Block diagram of the nonlinear adaptive filtering based on LMS

$$MO(n) = X(n) \cdot w(n) \quad (1)$$

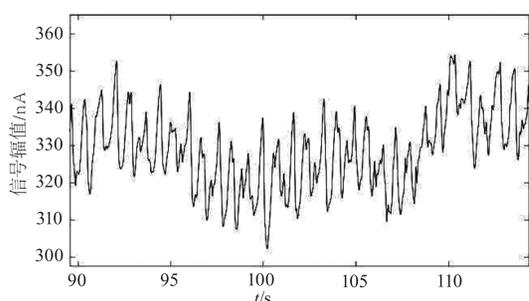
$$e(n) = YO(n) = D(n) - MO(n) \quad (2)$$

LMS 算法核心思想是用平方误差代替均方误差,采用最小误差平方的导数更新滤波系数:

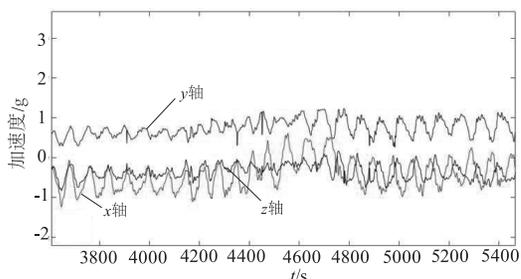
$$\varepsilon(n) = de^2(n)/dn = -2e(n)X(n) \quad (3)$$

$$w(n+1) = w(n) - u\varepsilon(n) \\ = w(n) + 2ue(n)X(n) \quad (4)$$

下一个滤波系数  $w(n+1)$  等于当前滤波系数加上误差信号  $e(n)$  的加权值,加权系数为  $2\mu X(n)$ ,正比于当前的输入信号  $X(n)$ , $\mu$  是步长。



(a) PPG受运动伪影影响的信号



(b) 加速度传感器测得的信号

图3 受伪影影响的 PPG 信号和加速度信号

Fig. 3 PPG signals affected by artifacts and acceleration signals

## 2.4 CZT 算法

快速傅立叶变换(FFT)可以对信号的频谱进行分析,但 FFT 的分辨率受采样序列的长度和采样频率的限制,CZT 在不增加采样序列长度的前提下能对信号的频谱进行局部细化,得到更精确的频谱估计。假设采样的离散有限长时间序列为  $x(n)$ ,则  $x(n)$  的 CZT 为:

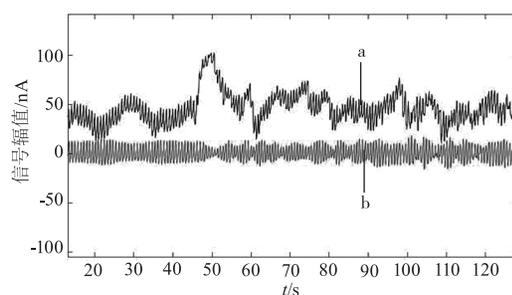
$$X(z) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n)z^{-n} \quad (5)$$

其中,  $z = Ae^{j\theta}We^{-j\phi}$ ,  $A$ 、 $\theta$ 、 $W$ 、 $\phi$  为 CZT 参数。如果需要处理序列的频谱的频率范围是  $f_1$  Hz -  $f_2$  Hz,则参数  $\theta = j2\pi f_1/f_s$ ,  $\phi = -j2\pi(f_2 - f_1)/f_s \cdot M$ 。本方法中设置参数  $f_1 = 0.3$  Hz,  $f_2 = 3$  Hz,  $f_s = 100$  Hz,  $M = 1024$ ,选择  $5f_s$  为窗口宽度,以  $f_s$  增量步长在

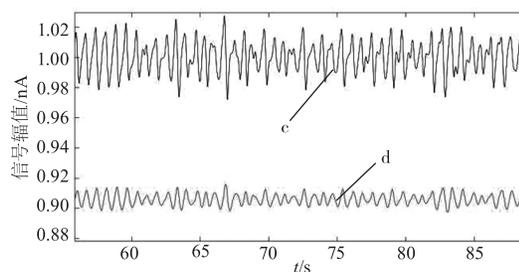
信号上滑动,对每个时间窗口的有限长序列用 CZT 算法处理得到频谱,提取出频谱最大峰值对应的频率再通过计算得到心率值  $HR = 60 f_{\max}$ 。5 个窗后如心率跳变超出阈值,则用过去的 5 个心率进行平滑。

## 3 实验与分析

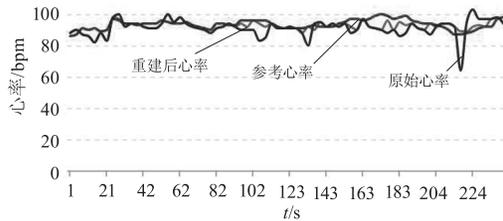
使用本方法设计的可穿戴脉率检测系统作为实验装置,考虑血管的特性,将加速度计测量的运动信息简化为手指的纵向和径向信息,以 100 Hz 采样频率进行采样,采集的脉搏信号经过预处理后能有效滤除高频干扰和低频漂移,滤波效果如图 4(a) 所示, a 曲线表示受干扰的脉搏采样信号, b 曲线表示算法预处理后曲线,实际信号包含了许多干扰成分,经过预处理后能有效消除高频干扰和低频漂移。实验时,一脉搏信号采集设备夹住左手手指模拟运动状态,另一设备夹住右手手指静止作为参考设备,调整运动状态设备的自适应滤波器阶数和步长,两个设备同时采集记录脉搏信号,得到不同参数值的输出信号,与静止状态下参考设备测得的脉搏信号进行对比选取与之波形接近的相应参数值,最终选取阶数  $M = 33$ ,步长  $\mu = 0.01$ ,得到的输出信号效果如图 4(b) d 曲线所示,传感采集的 PPG 信号(即图 4(b) c 曲线)由于受运动伪影的影响波形比较复杂,使用算法后 PPG 信号的形态得到改善,主峰明显,使脉搏频率更容易提取。



(a) 预处理前后信号波形图



(b) 去运动伪影后 PPG 信号波形



(c)去运动伪影前后PPG心率和ECG心率比较

图4 PPG信号波形及心率值的比较

Fig. 4 Comparison of PPG signal waveform and comparison of heart rate value

为了验证系统和算法的有效性,选取10名健康受试者进行测试,用心率带作为标准参考设备,脉率检测设备夹住手指,运动状态下同时采集脉率并监测记录标准参考心率带测得的心率值,如图4(c)所

表2 受损 PPG (dPPG) 和重建后 PPG (rPPG) 信号误差比较

Tab. 2 Error comparison of damaged PPG (dPPG) signals and rebuilt PPG (rPPG) signals

受试者	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	平均
dPPG 平均绝对误差/bpm	4.65	9.69	3.16	6.76	4.90	3.16	4.08	16.80	13.83	7.32	7.44
rPPG 平均绝对误差/bpm	2.70	2.35	1.57	1.32	0.71	1.96	2.42	2.47	2.39	1.75	1.96
dPPG 平均绝对误差率/%	4.90	7.82	2.51	3.96	4.16	2.51	2.46	13.26	4.43	5.98	5.20
rPPG 平均绝对误差率/%	2.88	2.00	1.28	1.18	0.54	1.29	2.33	2.15	1.46	1.66	1.68

受试者进行步行实验,记录5 min应用算法后的PPG重建数据和参考心电图数据,Bland-Altman分析结果如图5所示,PPG的平均误差为-0.8 bpm,大部分误差在[-7.3, 5.7]之间,即95%一致性(mean ± 1.96SD),由于在95%可靠性范围内误差比较小,因此用于重建PPG波形的方法及检测系统性能较好,其测得的心率值和参考心率之间具有一致性。

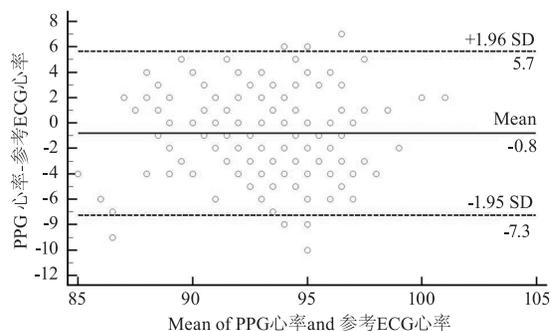


图5 PPG重建数据和参考心电图数据的Bland-Altman分析

Fig. 5 Bland-Altman analysis of PPG reconstruction data and reference ECG data

#### 4 结论

PPG是一种检测心率的实用技术,运动引入的运动伪影引起信号失真是其应用于可穿戴设备存在

示,重建后PPG信号运用CZT算法计算得到脉率值。用式(6)、(7)计算平均绝对误差AE和平均绝对误差率AER:

$$AE = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |HR_{PRG}(i) - HR_{REF}(i)| \quad (6)$$

$$AER = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \left| \frac{HR_{PRG}(i) - HR_{REF}(i)}{HR_{REF}(i)} \right| \quad (7)$$

其中, $HR_{REF}(i)$ 是第*i*个时间窗中的参考真实心率值; $HR_{PRG}(i)$ 是本方法通过检测脉搏波计算的估计心率值。受干扰PPG信号和重建后PPG信号的平均绝对误差、平均绝对误差率计算结果如表2所示,可得重建后的平均绝对误差和误差率都有所提高。

的一个问题,本文根据PPG运动伪影与运动姿态的相关性,提出基于可穿戴光电传感技术的去运动伪影脉率检测方法,加速度信号作为参考信号采集运动信息,采用最小均方非线性自适应算法对混入运动伪影的PPG脉搏信号进行修正,再利用CZT算法对信号进行频谱分析计算脉率值。对健康受试者运动状态下采集脉搏信号验证算法和系统的性能,结果表明,使用算法重建信号的可穿戴系统能有效减少运动伪影提高检测精度,平均绝对误差为1.96 bpm,且测得的心率值和标准参考心率之间具有很好的 consistency。

#### 参考文献:

- [1] Chen G, Au C, Chen J. Textile triboelectric nanogenerators for wearable pulse wave monitoring [J]. Trends in Biotechnology, 2021, 39(10): 1078-1092.
- [2] Davies J I, Struthers A D. Pulse wave analysis and pulse wave velocity: a critical review of their strengths and weaknesses [J]. Journal of Hypertension, 2003, 21(3): 463-472.
- [3] Korpas D, Halek J, Doležal L. Parameters describing the pulse wave [J]. Physiological Research, 2009, 58(4).

- [4] Chung C Y, Cheng Y W, Luo C H. Neural network study for standardizing pulse-taking depth by the width of artery [J]. *Computers in Biology and Medicine*, 2015, 57: 26–31.
- [5] Yoo S K, Shin K Y, Lee T B, et al. New pulse wave measurement method using different hold-down wrist pressures according to individual patient characteristics [J]. *SpringerPlus*, 2013, 2(1): 1–8.
- [6] Convertino V A, Schauer S G, Weitzel E K, et al. Wearable sensors incorporating compensatory reserve measurement for advancing physiological monitoring in critically injured trauma patients [J]. *Sensors*, 2020, 20(22): 6413.
- [7] Allen J, Murray A. Age-related changes in peripheral pulse timing characteristics at the ears, fingers and toes [J]. *Journal of human Hypertension*, 2002, 16(10): 711–717.
- [8] Chan M, Ganti V G, Heller J A, et al. Enabling continuous wearable reflectance pulse oximetry at the sternum [J]. *Biosensors*, 2021, 11(12): 521.
- [9] Chen Y, Lu B, Chen Y, et al. Biocompatible and ultra-flexible inorganic strain sensors attached to skin for long-term vital signs monitoring [J]. *IEEE Electron Device Letters*, 2016, 37(4): 496–499.
- [10] Huang C, Ren T L, Luo J. Effects of parameters on the accuracy and precision of ultrasound-based local pulse wave velocity measurement; a simulation study [J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2014, 61(12): 2001–2018.
- [11] Biswas D, Simues-Capela N, Van Hoof C, et al. Heart rate estimation from wrist-worn photoplethysmography; a review [J]. *IEEE Sensors Journal*, 2019, 19(16): 6560–6570.
- [12] Tamura T. Current progress of photoplethysmography and SPO2 for health monitoring [J]. *Biomedical engineering letters*, 2019, 9(1): 21–36.
- [13] Lee I, Park N, Lee H, et al. Systematic review on human skin-compatible wearable photoplethysmography sensors [J]. *Applied Sciences*, 2021, 11(5): 2313.
- [14] Chen S, Qi J, Fan S, et al. Flexible wearable sensors for cardiovascular health monitoring [J]. *Advanced Healthcare Materials*, 2021, 10(17): 2100116.
- [15] Majumder S, Mondal T, Deen M J. Wearable sensors for remote health monitoring [J]. *Sensors*, 2017, 17(1): 130.
- [16] Hashim N M Z, Ali N A, Salleh A, et al. Development of optimal photosensors based heart pulse detector [J]. *International Journal of Engineering and Technology (IJET)*, 2013, 5(4): 3601–3607.
- [17] Raj R, Jothi S J. Estimation of heart rate from photoplethysmographic signal using SVR method [J]. *The International Journal of Science & Technoledge*, 2014, 2(2).
- [18] Maeda Y, Sekine M, Tamura T. Relationship between measurement site and motion artifacts in wearable reflected photoplethysmography [J]. *Journal of Medical Systems*, 2011, 35: 969–976.
- [19] Lee C M, Zhang Y T. Reduction of motion artifacts from photoplethysmographic recordings using a wavelet denoising approach [C]//IEEE EMBS Asian-Pacific Conference on Biomedical Engineering, 2003. IEEE, 2003: 194–195.
- [20] Seyedtabaai S, Seyedtabaai L. Kalman filter based adaptive reduction of motion artifact from photoplethysmographic signal [J]. *World Acad. Sci. Eng. Technol*, 2008, 37(2): 173–176.
- [21] Tu Yaqing, Zhang Zhengfeng, Li Ming, et al. Heart rate detection method and application using an optoelectronic wearable device [J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2018, 39(9): 48–54. (in Chinese)  
涂亚庆, 张政丰, 李明, 等. 一种光电式可穿戴设备心率检测方法及应用 [J]. *仪器仪表学报*, 2018, 39(9): 48–54.
- [22] Lee H W, Lee J W, Jung W G, et al. The periodic moving average filter for removing motion artifacts from PPG signals [J]. *International Journal of Control, Automation, and Systems*, 2007, 5(6): 701–706.
- [23] Sun B, Wang C, Chen X, et al. PPG signal motion artifacts correction algorithm based on feature estimation [J]. *Optik*, 2019, 176: 337–349.
- [24] Maeda Y, Sekine M, Tamura T. The advantages of wearable green reflected photoplethysmography [J]. *Journal of Medical Systems*, 2011, 35: 829–834.
- [25] Chen Q, Tang L. A wearable blood oxygen saturation monitoring system based on bluetooth low energy technology [J]. *Computer Communications*, 2020, 160: 101–110.