

基于光电容积脉搏波描记法的柔性血压 传感器标定方法研究

时未^{1,2},董林玺^{1,2*},翁斌辉^{1,2},程家根^{1,2},杨伟煌^{1,2},刘超然^{1,2}

(1. 杭州电子科技大学电子信息学院,浙江杭州 310018;2. 智能微传感器与微系统教育部工程研究中心,浙江杭州 310018)

摘要: 基于光电容积脉搏波描记法(Photo Plethysmo Graphy, PPG)的柔性传感器可进行心率(Heart Rate, HR)和血压(Blood Pressure, BP)检测,但是对其检测结果的标定报道甚少. 据此,本文提出一种基于模拟血液循环的反射式PPG心率检测和血压标定系统. 以蠕动泵来产生脉动流,通过调节其转速的大小来控制模拟血液输送的频率和压力,从而引起弹性乳胶管内模拟血液体积的变化,而改变反射光的信号周期与强度,贴近于人体脉搏测量过程的实际场景. 该系统心率检测误差均值为0.277 78,95%一致性界限为(-2.595 62, 3.151 17),所测收缩压(Systolic Blood Pressure, SBP)和舒张压(Diastolic Blood Pressure, DBP)的拟合优度分别为0.971 85和0.981 11. 经标定后的柔性PPG传感器对4名志愿者检测的SBP和DBP的平均偏差(Mean Deviation, MD) \pm 标准差(Standard Deviation, SD)均值分别为(1.21 \pm 2.16) mmHg和(0.76 \pm 2.02) mmHg,均符合且远小于美国医疗器械促进协会(Association for the Advancement of Medical Instrumentation, AAMI)所制定的衡量血压计精度的标准指标(5 \pm 8) mmHg. 结果表明,该系统能够准确高效地标定柔性PPG传感器,为实现便携式可穿戴设备的精准血压检测提供标定基础.

关键词: 柔性可穿戴传感器;光电容积脉搏波描记法;脉搏波传输时间;血压标定;心率检测

基金项目: 国家重点研发计划(No.2022YFB3204802);国家自然科学基金(No.U1909221, No.61871167);浙江省人才项目(No.2021R52009)

中图分类号: TN29

文献标识码: A

文章编号: 0372-2112(2024)08-2648-11

电子学报 URL: <http://www.ejournal.org.cn>

DOI: 10.12263/DZXB.20230191

Research on Calibration Method of Flexible Blood Pressure Sensor Based on Photoplethysmography

SHI Wei^{1,2}, DONG Lin-xi^{1,2*}, WENG Bin-hui^{1,2}, CHENG Jia-gen^{1,2}, YANG Wei-huang^{1,2}, LIU Chao-ran^{1,2}

(1. School of Electronic Information, Hangzhou Dianzi University, Hangzhou, Zhejiang 310018, China;

2. Smart Microsensor and Microsystem Engineering Research Center of Ministry of Education, Hangzhou, Zhejiang 310018, China)

Abstract: The flexible sensor based on photo plethysmo graphy (PPG) can detect heart rate (HR) and blood pressure (BP), but the calibration of their detection results is rarely reported. Therefore, this paper proposes a reflective PPG heart rate detection and blood pressure calibration system based on simulated blood circulation. The peristaltic pump is used to generate pulsating flow, and the frequency and pressure of simulated blood delivery are controlled by adjusting its rotational speed, thus causing the change of the volume of simulated blood in the elastic latex tube and changing the signal period and intensity of reflected light, which is closer to match the actual scenario of human pulse measurement process. The mean value of heart rate detection error of the system is 0.277 78, and the 95% consistency limit is (-2.595 62, 3.151 17). The goodness of fit of measured systolic blood pressure (SBP) and diastolic blood pressure (DBP) are 0.971 85 and 0.981 11, respectively. The mean value of mean deviation (MD) \pm standard deviation (SD) of SBP and DBP detected by the calibrated flexible PPG sensor on four volunteers is (1.21 \pm 2.16) mmHg and (0.76 \pm 2.02) mmHg, respectively, which are in line with and far less than the standard index of 5 \pm 8 mmHg for measuring the accuracy of blood pressure monitors set by the association for the advancement of medical instrumentation (AAMI). The results show that this system can calibrate the flexible PPG sensor accurately and efficiently, which provides the calibration basis for the accurate blood pressure detection of por-

table wearable devices.

Key words: flexible wearable sensor; photo plethysmography; pulse wave transmission time; blood pressure calibration; heart rate detection

Foundation Item(s): National Key Research and Development Program of China (No.2022YFB3204802); National Natural Science Foundation of China (No.U1909221, No.61871167); Zhejiang Provincial Talent Project (No.2021R52009)

1 引言

血压(Blood Pressure, BP)是人体重要的生理特征参数,能反映人体心血管系统的生理和病理状况,准确高效的血压测量并对测量结果进行标定对临床医学的实际运用具有极为重要的参考意义.动脉穿刺导管法(有创法)是一种可以直接检测人体血压的方法,通过将导管插入患者的血管,借助流体压力的传输实时检测血压,精度很高,被称为血压检测的“金标准”^[1].但由于穿刺部位易出血感染,对医生技术要求高,成本高,操作复杂,可能导致不适或潜在的严重并发症,仅适用于危重症患者.因此,在血压监测过程中,与传统的有创血压(Invasive Blood Pressure, IBP)监测相比,连续无创血压(Continuous Non-Invasive Blood Pressure, CNIBP)监测具有感染率低、操作简单、稳定性好、适应范围广等特点,可以为广大医护人员和患者带来很大的便利.

目前,常见的无创血压测量方法主要是柯氏音听诊法、示波法^[2]、超声法^[3]、容积补偿法^[4]、动脉张力测定法和光电容积脉搏波描记法(Photo Plethysmography, PPG)^[5].文献[2]开发了一个智能手机应用程序,通过“示波手指按压法”测量血压,该应用测得收缩压(Systolic Blood Pressure, SBP)和舒张压(Diastolic Blood Pressure, DBP)的平均偏差(Mean Deviation, MD)±标准差(Standard Deviation, SD)分别为 (-4.0 ± 11.4) mmHg和 (-9.4 ± 9.7) mmHg.文献[3]将超声换能器和柔性可拉伸电化学传感器稳定集成,使其在适应弯曲的皮肤表面的同时提供机械弹性和柔韧性,能同时监测血压、心率(Heart Rate, HR)、葡萄糖、乳酸、咖啡因和酒精水平,从而实现动态、全面的健康自我监测.文献[4]基于容积补偿法原理,将9名健康志愿者测得的桡动脉压力与同时使用连接到外部压力传感器的桡动脉插管来直接测量血压,SBP和DBP的MD±SD分别为 (-0.5 ± 2.1) mmHg和 (0.6 ± 1.8) mmHg.文献[5]基于单路PPG原理,设计了一种可抑制运动噪声的类皮肤可穿戴连续血压监测系统.与IBP相比,静止状态时该类皮肤血压监测系统测量的SBP和DBP的最大绝对误差分别为 $\pm 7 \pm 10$ mmHg,行走情况下分别为 $\pm 10 \pm 14$ mmHg,具有重要的临床应用价值.

随着无创血压检测方法的逐步完善,无创血压测量设备层出不穷.为检验这些设备测量血压的准确性,

需对其测量结果进行标定.目前,国内外对无创血压设备的标定系统研究也取得了诸多成果^[6-8].文献[6]采用配备人造心血管系统的模拟手臂,通过人造心血管系统对模拟血管中的液体施加不同程度的压力,使用绑在模拟手臂上的电子血压计袖带进行测量.但由于其构造和材料的多样化,无法完全排除标定结果的随机性.文献[7]基于示波法原理,设计了一种无创血压模拟系统,控制气泵、电磁阀和压力传感器等装置,通过商用血压模拟器产生的气压振动来模拟电子血压计袖带内由人体动脉搏动而引起的气压变化,使用算法计算得到血压值.模拟器产生的最大压力为255 mmHg,在一定压力下可产生SBP为120 mmHg, DBP为80 mmHg和心率为80 bpm的气压波形.该方法原理简单,测量方便,但需要对袖带进行充放气,体积大、携带不便,且无法进行连续测量.更重要的是,用于评估袖带装置的结果标定系统不适用于无袖带装置.

文献[8]基于动脉张力测定法原理,开发了一种基于微机电系统(Micro-Electro-Mechanical System, MEMS)3轴力传感器阵列的连续可穿戴血压测量装置^[9].其标定系统包括一个带有血管的手腕模型、一个由注射器和步进电机组成的脉冲发生器以及一个作为参考的高精度压力传感器.将不同压力施加到手腕模型上,并将传感器的输出与高精度压力传感器进行比较.结果得出,该MEMS力传感器测量范围为50~200 mmHg,测量精度SD达4.2 mmHg.但其难点在于:是否可以在被检动脉凹陷处准确定位压力传感器,使动脉压力的测量更加准确;是否可以通过一个可调节的压力系统来使动脉部分凹陷,从而保证足够大的凹陷管壁面积.如果压力过高,血管就会完全闭合.如果压力过低,则无法利用足够大的凹陷管壁面积来改善管壁张力对测量血压的影响.

PPG^[10]是一种简单低功耗的血压测量方法,基于发光二极管(Light Emitting Diode, LED)和光电接收器(Photo Diode, PD),接收经动脉血管与其他组织反射及吸收后的衰减光,并记录血管液体容积的波动情况和流速变化,从而得到信号计算血压.该方法操作简单、成本低、安全性高、舒适性好,能无创连续监测人体血氧浓度和心率等指标,具有良好的应用前景.目前,市场上基于PPG原理的可穿戴智能设备如智能手表、智能手环等,具有连续动态测量多种生理和运动参数的

能力. 然而, 由于 PPG 信号是从皮肤表面提取的生物信号, 且各色光源与人体组织之间存在相互作用的复杂机制, 导致其信号强度弱, 易受干扰, 造成可穿戴设备在测量血压方面的精度不高, 对基于 PPG 原理的血压测量结果的标定系统研究也十分缺乏. 因此, 本文提出了一种基于模拟血液循环的反射式 PPG 心率测量和血压标定系统. 该系统使用蠕动泵^[11]产生脉动流, 采用乳胶管作为模拟血管, 红墨水作为模拟血液. 通过调节蠕动泵的转速大小可控制模拟血液输送的频率和压力, 模拟循环回路中乳胶管由于弹性而产生的舒张和收缩, 从而引起弹性乳胶管内模拟血液的体积变化, 而改变反射光的信号周期和强度, 更加贴近于人体脉搏测量过程中的实际场景.

2 标定系统设计

2.1 标定原理和方法

动脉壁的弹性决定了脉搏波的传播速度 (Pulse Wave transit Velocity, PWV). 1878 年, Moens-Korteweg (M-K) 公式^[12]提出了 PWV 与血管参数、血液特性之间的关系:

$$PWV = \sqrt{\frac{hE}{\rho d}} \quad (1)$$

其中, E 为动脉血管壁的弹性模量, ρ 为血液密度, d 为血管的直径, h 为血管壁的厚度.

1979 年, Hughes 等人^[13]通过对动脉壁弹性模量的大量模拟研究, 提出了血管壁弹性模量 E 不是固定不变的常数, 而是随着血压 P 的升高呈指数型增长的结论. 其关系式如下:

$$E = E_0 e^{\alpha P} \quad (2)$$

其中, α 为一个描述血管特征的参数, 数值为 $0.016 \sim 0.018 \text{ mmHg}^{-1}$; E_0 为零动脉压下血管壁的弹性杨氏模量. 由式(1)和式(2)可以看出, PWV 与血压之间具有一定的函数关系.

脉搏波传输时间 (Pulse wave Transit Time, PTT) 指的是同一个脉搏波到达不同动脉位置时的时间延迟. 如果在一定时间内忽略 PWV 的变化情况, 那么当脉搏波的传播距离为 L 时, 就可以得到血压与波速之间的关系^[14]:

$$PWV = \frac{L}{PTT} = k \sqrt{\frac{hE_0 e^{\alpha P}}{\rho d}} \quad (3)$$

其中, 人体主动脉的莫恩斯常数 k 取值为 0.8. 当其他参数保持不变时, 血压越高, PWV 越大, PTT 越小. 假设动脉段 L 的 PWV 为常数, 可以得到 PTT 与血压之间的关系:

$$PTT^2 = \frac{L^2 \rho d}{hE_0} (e^{\alpha P})^{-1} \quad (4)$$

对式(4)稍作变换就可以得到如下关系:

$$P = -\frac{2}{\alpha} \ln(PTT) + \frac{1}{\alpha} \ln \frac{L^2 \rho d}{hE_0 k} \quad (5)$$

考虑到 PTT 的变化相对较小, 将式(5)展开为泰勒级数, 就可以得到血压与 PTT 之间的关系:

$$P = a \times PTT + b \quad (6)$$

其中, $a = -\frac{2}{\alpha}$, $b = \frac{1}{\alpha} \ln \frac{L^2 \rho d}{hE_0 k}$. 式(6)表明血压和 PTT 之间呈线性关系, PTT 越小, 血压越大. 通过测量个体的 PTT 和标准血压值就可以通过建立回归分析方程, 得到 a 和 b 的值, 从而实现血压的计算与标定.

朗伯-比尔 (Lamber-Beer) 定律^[15]指出, 物质一定波长处的吸光度与其浓度成正比. 当该波长的光照射在人体皮肤表面时, 光线将以反射 (图 1(a)) 或透射 (图 1(b)) 的形式传输到光电接收器. 此过程中, 皮肤、肌肉和血液对光强都具有一定的吸收作用, 使光电接收器采集到的光信号反映出同步于动脉搏动的血液容积变化. 此信号由非血液部分和血液非脉动部分产生的直流量 (DC) 及被测部位脉动血流量变化产生的交流分量 (AC) 组成, 如图 1(c) 所示.

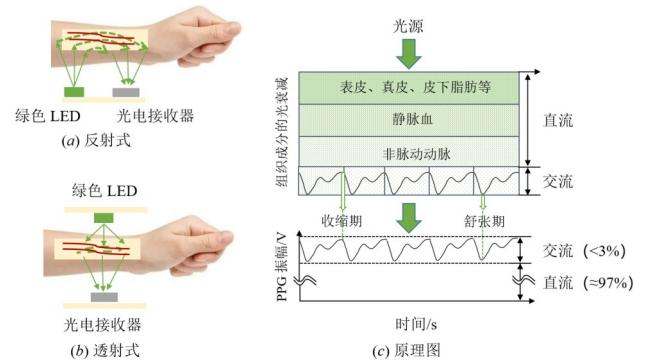


图1 光电容积脉搏波(PPG)原理

1984 年, Hiroshi 等人^[16]对 PPG 波形进行二次微分运算, 提出了加速容积脉搏波 (Accelerated Photoplethysmo Graph, APG) 的概念, 其波形的每个特征点都能很好地反映血液循环的过程. PPG 和 APG 的波形特征如图 2 所示. 心脏收缩时, 动脉血液因压力被推动至毛细血管, 血管内的瞬时流量高于毛细血管流向静脉的血液体积, 导致血管迅速膨胀, 内压因此迅速增大, APG 波形快速上升 (O~A). 然后血液由毛细血管流向静脉, 血管内压增长率迅速下降, 波形则快速下降 (A~B). 同时, 由于静脉内的血流量忽然增大, 血管有一定的回流压力将部分血液冲回至毛细血管, 从而导致血管内压急剧增加, 波形上升 (B~C). 由于这些情况, 相同的过程如此持续了几个周期, 血管的弹性压力会慢慢降低, 波形最终趋近于平缓. 因此, 只要测量出同一状态下 APG 的波峰与次波峰之间的传播时间 PTT (A~C 之间的时间间隔), 并建立其与血压之间的关系, 就可以完成血压的测量^[17].

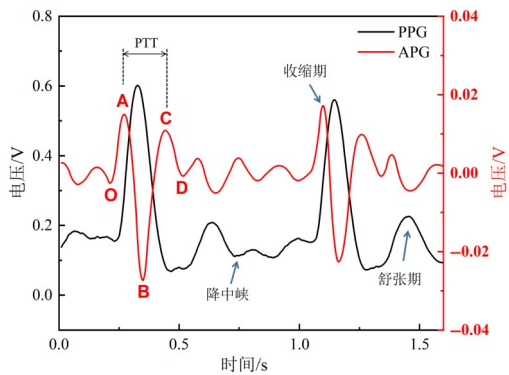


图2 容积脉搏波与加速容积脉搏波

2.2 标定系统

随着基于 PTT 的血压测量方法准确性的提高,研究人员提出了更多的血压估计模型,并在相应的算法中添加了新的参数.然而,无论采用哪种测量方法,都不能忽略对血压测量结果的标定过程.标定是指使用标准的血压计测量人体的真实血压值,并与柔性 PPG 传感器在相同状态下测得的 PTT 一起带入血压估计模型中,通过模型计算 a 和 b 的值.本文采用基于 PDMS 柔性基材制造和闭合回路可延展电极结构设计的反射式柔性 PPG 心率血压传感器^[18]测量脉搏波信号,为检测其心率和血压的测量精度,设计了一种基于模拟血液循环的反射式 PPG 心率测量验证和血压标定系统.所用的传感器原理与实物如图 3 所示.该系统使用蠕动泵^[19]产生脉动流,蠕动泵头包含与外部电机旋转轴相连的旋转轮.泵头内部配有合适长度的软管,连接作为模拟血管的弹性乳胶管,泵送用作模拟血液的红色墨水.系统运行时,模拟血液存储在液体容器中,并通过蠕动泵在容器和模拟血管之间循环输送.

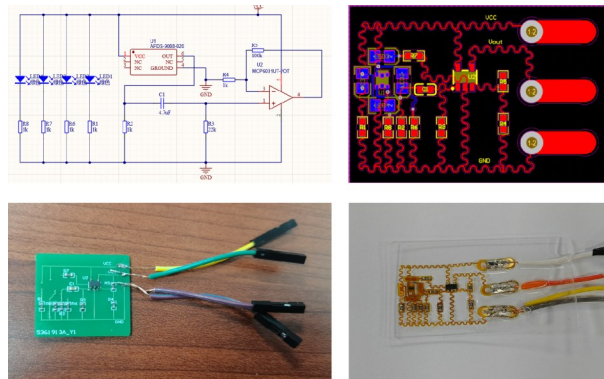


图3 柔性光电传感器原理与实物

图 4(a) 为 1:100 稀释后的红色墨水的吸收光谱.可见其对绿光有着很强的吸收作用,吸收峰涵盖本文标定的柔性 PPG 传感器所用绿光 LED 的波长 523 nm.因此,本文选用红色墨水来作为模拟血液.经实验对比,模拟血管选取内径为 3 mm、外径为 5 mm 的乳胶管,

回弹力大,稳定性好.在所搭建标定系统的模拟血液循环回路中,还需要另一种血压测量方法来确定模拟血管内部的心率和血压.导管通过穿刺插入人体的动脉血管,外端连接到压力传感器.导管中的流体将血管中的压力传输到压力传感器上,压力传感器将该压力转换为模拟信号,血压计内部电路又将其转换为数字信号,从而获得被测部位的 SBP 和 DBP,测量精度较高.因此,选取有创血压传感器接入标定系统的模拟血液循环回路中,以确定心率和血压的标准值.

血压标定系统示意图如图 4(b) 所示.在静息状态时,人体心脏每跳动一次就会泵出约 70 ml (60~80 ml) 的血液,若心脏每分钟平均跳动 75 次,那么人体每分钟就可以泵出约 5 000 ml (4 500~6 000 ml) 的血液.因此,本标定系统选取型号为 BG600FJ-S 的工业型数字智能分配型蠕动泵,其转速范围为 0.1~600 rpm,速度分辨率为 0.1 rpm,流量范围为 1.3~12 000 ml/min.血压标定系统的实际测试环境如图 4(c) 所示,主要由液体容器、用作模拟血液的红色墨水、配备有创血压模块的 COMEN C50 血压监护仪、BG600FJ-S 蠕动泵、雅培型一次性压力传感器、假手模型、3.3 V 纽扣电池、柔性 PPG 传感器和信号采集设备组成.

蠕动泵的乳胶软管一侧连接储存模拟血液的容器瓶,另一侧连接有创血压传感器和待标定的柔性 PPG 传感器,模拟血液流出和流回容器瓶,形成一个闭环回路.有创血压测量需要将雅培型压力传感器和有创血压电缆连接到配备有创血压模块的 COMEN C50 血压监护仪上.在标定开始前,先用注射器向雅培型一次性压力传感器导管中注入肝素盐水,确保导管中没有气泡.再对监护仪的有创血压模块进行校零.然后将雅培型一次性压力传感器和模拟血管置于同一水平线上.同时,要将模拟血管的导管固定好,防止跳动频率过高时导管的位置发生移动或直接脱出,影响测量的准确度.之后将柔性 PPG 传感器固定在紧贴着乳胶管的假手上,打开蠕动泵.通过调节蠕动泵的转速大小控制模拟血液输送的频率和压力,模拟循环回路中乳胶管由于弹性而产生的舒张和收缩,以控制模拟脉搏跳动的速度和模拟血压的大小.最后,将柔性 PPG 传感器通过 3.3 V 纽扣电池供电并连通 NI 数据采集卡连接到 PC 端,利用 LABVIEW 上位机将采集到的数据保存,并与 COMEN C50 血压监护仪上记录的数据进行标定验证.

2.3 软件设计

本系统使用 NI9239 数据采集卡单通道采集 PPG 信号,其优势在于可以简化电路,避免复杂的电路设计,且采集到的信号质量较高.利用 LABVIEW 软件对采集卡的可视化上位机页面进行编程,通过其良好的编程

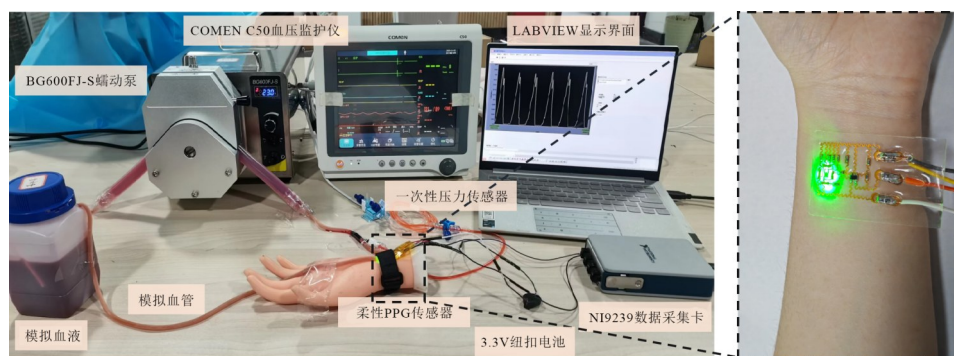
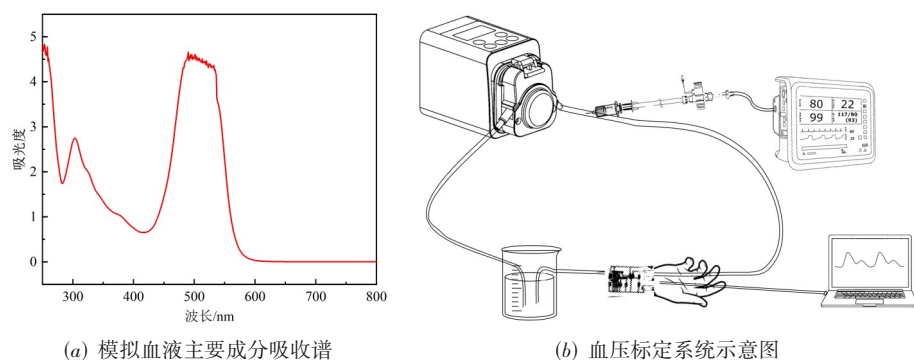


图4 血压标定系统

环境、功能强大的函数数据库和图形化编辑语言,实现了对数据的采集、显示、存储和处理等一系列功能. LABVIEW 编程图形化源代码如图 5(a)所示,采样率设置为 100 Hz,采集的信号为电压信号,范围在 $-10\sim+10\text{ V}$ 之间. 将采集到的 PPG 信号通过低通滤波器进行低通滤波,截止频率可以根据信号频率任意设置. 滤波后的 PPG 波形可实时显示在图形窗口中,添加保存数据和停止控件,便可根据界面中显示的波形选择性地保存质量较好的信号. 数据采集过程中的前端显示界面如图 5(b)所示,该系统一般设置低通滤波器的截止频率为 20 Hz.

3 PPG 信号处理算法分析

3.1 信号预处理

当开始调节蠕动泵转速时,标定系统开始工作. 转速为 10.5 rpm 时,COMEN C50 监护仪上 SBP、DBP 和 HR 均开始显示数值. 由于前期振动频率较慢,蠕动泵转速每增加 0.5 rpm,记录一次由数据采集卡采集的 PPG 波形和监护仪上显示的数值,到后期振动频率较快,加大 0.5 rpm 转速时,血压值不会有明显变化,因此,后期蠕动泵转速每增加 1 rpm,记录一次由数据采集卡采集的 PPG 波形和监护仪上显示的数值. 本次实验共测量并记录数据 36 组,蠕动泵转速范围为 10.5~38 rpm,COMEN C50 监护仪上 SBP、DBP 和 HR 显示数

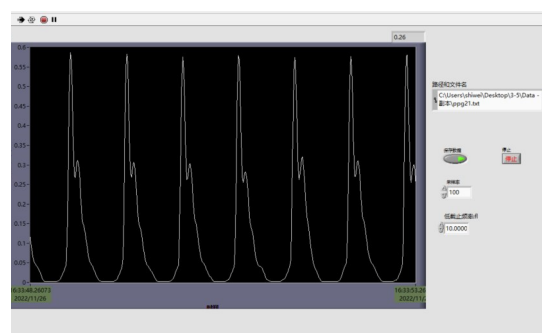
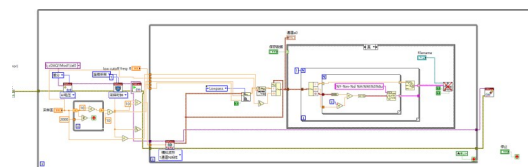


图5 软件设计页面

值范围分别为 43~140 mmHg、17~110 mmHg 和 26~120 bpm,涵盖了人体正常血压值. 而 NI 数据采集卡采集到的 PPG 信号,通常夹杂着各种噪声和干扰,使信号产生不同程度上的失真,极大地影响了计算血压的准确度. 该噪声主要分为两种类型:低频干扰和高频干扰. 低频干扰体现在 PPG 波形的基线漂移上,主要来自

于信号采集过程中人体呼吸和身体运动等产生的低频信号. 高频干扰体现为 PPG 波形上的小毛刺, 主要来自人体组织正常生理活动产生的肌电噪声、采集设备本身的电磁干扰以及电子设备的热噪声等^[20].

为了精确地提取到 PTT 的值, 首先对 PPG 信号进行降噪预处理, 消除高频噪声、低频干扰等带来的影响, 本文采用小波变换^[21]的方法对 PPG 信号进行降噪. 假设 $\varphi(t)$ 是一个平方可积函数, 且满足以下条件:

$$\int_{-\infty}^{+\infty} \varphi(t) dt = 0 \quad (7)$$

$$C_{\varphi} = \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{1}{|\omega|} |\varphi(\omega)|^2 d\omega < \infty \quad (8)$$

其中, $\varphi(t)$ 为母小波(基波)函数, $\varphi(\omega)$ 为 $\varphi(t)$ 的傅里叶变换. 对任意满足上式且平方可积的信号 $f(t)$ 进行伸缩和平移, 以模拟信号受到外界扰动时产生的变化. 其连续小波变换可表述为

$$W_{f(a,b)} = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \varphi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt \quad (9)$$

其中, a 为尺度因子 ($a \neq 0$), 控制 $\varphi(t)$ 的伸缩; b 为平移因子, 控制 $\varphi(t)$ 的平移.

小波变换后可以分解出多项基函数, 对其进行筛选处理, 再通过小波逆变换就可以完成对原始信号的重构, 从而去除原始信号中不必要的噪声频率, 达到降噪效果. 小波逆变换可表述为

$$f(t) = \frac{1}{C_{\psi}} \int_0^{+\infty} \frac{da}{a^2} \int_{-\infty}^{+\infty} W_f(a,b) \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) da db \quad (10)$$

小波变换降噪方法通常有 3 个阶段. 首先选取合适的小波基, 确定小波的层数 N , 用 N 层小波对信号进行分解, 获得小波的尺度分解系数. 然后设定阈值, 将阈值之外的系数当作噪声信号置零. 最后利用处理后的系数对信号进行小波重构, 获取重构后去除噪声的信号. 其流程如图 6 所示. 本文选用 bior3.9 小波基与 PPG 信号进行卷积运算, 将信号分解成 8 层位于不同频段和时段内的各个成分, 如表 1 所示, 并对其进行软阈值^[22]处理. 对分解结构的低频部分重构得到 a8, 对分解结构的各层高频部分重构得到 d1~d8. 高频噪声主要集中在 d1 层, 将经过阈值量化处理后的 d1 和未作处理的 d2~d8 进行重构就可以获得光滑的 PPG 信号. 图 7 为小波降噪前后 PPG 波形的对比, 降噪后的 PPG 信号不仅滤除了工频干扰等高频噪声, 也滤除了基线漂移等低频噪声.

表 1 八层小波分解的各层小波系数的频带范围

小波系数	d1	d2	d3	d4	d5	d6	d7	d8	a8
频带范围/Hz	25~50	12.5~25	6.3~12.5	3.1~6.3	1.6~3.1	0.8~1.6	0.4~0.8	0.2~0.4	0~0.2

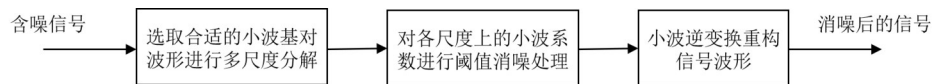


图 6 小波变换降噪流程

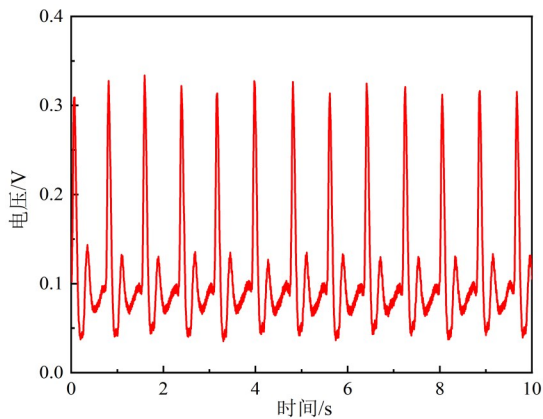
3.2 特征参数提取与 PTT 计算

脉搏波特征点是反映了人体血管从一个状态到另外一个状态的转折点, 但由于脉搏波自身的随机性使特征点直接寻找比较困难, 所以对于预处理后的 PPG 信号, 本文采用微分阈值法^[23]来提取脉搏波的特征点, 整体流程如图 8 所示.

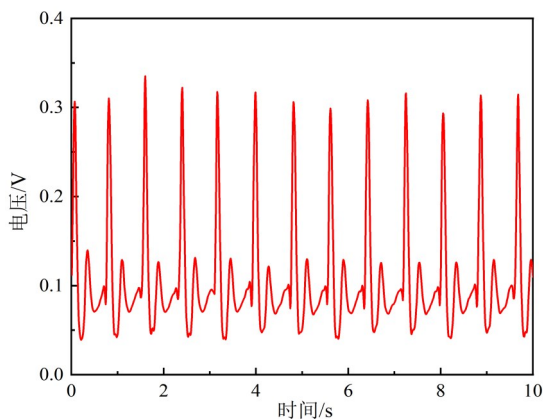
首先对预处理后的 PPG 信号进行二次微分运算, 得到 APG 信号. 该运算会放大 PPG 信号中仍然存在的一些高频噪声. 如果不对这些噪声进行处理, 会对脉搏波的特征参数提取带来很多的不利因素. 由此可见, 对 APG 信号进行小波变换降噪十分必要, 选用 bior3.3 小波基与 APG 信号进行卷积运算, 将信号分解成 5 层位于不同频段和时段内的各个成分, 并进行软阈值处理. 处理后的 APG 信号基本滤除了噪声, 但由于信号幅度太小, 加大了特征参数提取的难度. 因此, 本文将 APG 信号整体放大 5 倍, 以保留各个采样点之间的相对位置. 研究图 2 中 APG 的波形特征发现, 在一个信号周期

内, A 点与 C 点之间的波形波动比较明显, 而 D 点之后的波动不明显, 所以 PTT 的值不能通过简单地定位波峰、波谷的方法来确定.

首先, 所有的波峰和波谷都是经过多次寻峰比较确定下来的, 然后从振幅和间距两方面对各个波谷进行筛选, 振幅和间距的阈值根据波形特征设置. 本文振幅阈值为 -0.03 V, 间距设置为 0.6 s, 利用 MATLAB 的寻峰函数, 寻找振幅小于 -0.03 V、间距大于 0.6 s 的波谷值, 并将其与邻近三点比较, 验证其为最小值, 从而确定主波谷 B 点的位置, 如图 9 所示, 蓝色标记所有主波谷点. 然后以 B 点为参考点, 向前和向后三点内分别找到最大值, 将其分别与前三点和后三点进行比较, 验证其分别为 B 点前后的最大值, 从而确定主波峰点 A 和次波峰点 C. 红色标记所有主波峰点, 黑色标记所有次波峰点. 最后计算每个周期下主波峰 A 点和次波峰 C 点的横坐标所对应的时间差, 差值即为该周期下的 PTT. 因此, 血



(a) 小波变换前 PPG 波形



(b) 小波变换后 PPG 波形

图7 小波变换前后 PPG 波形对比

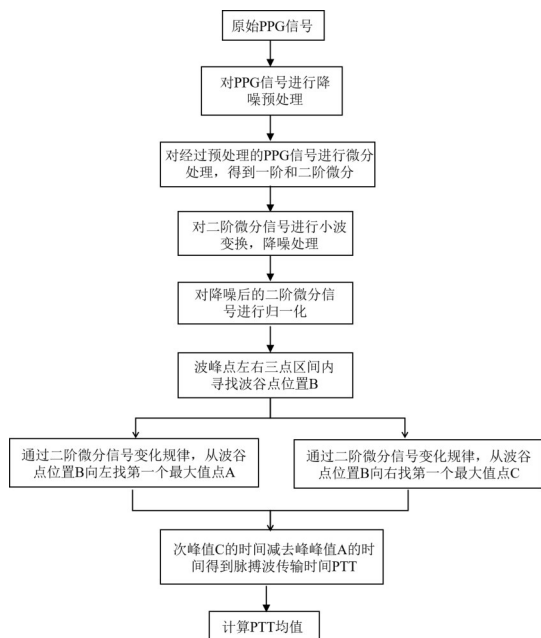


图8 脉搏波参数特征提取流程

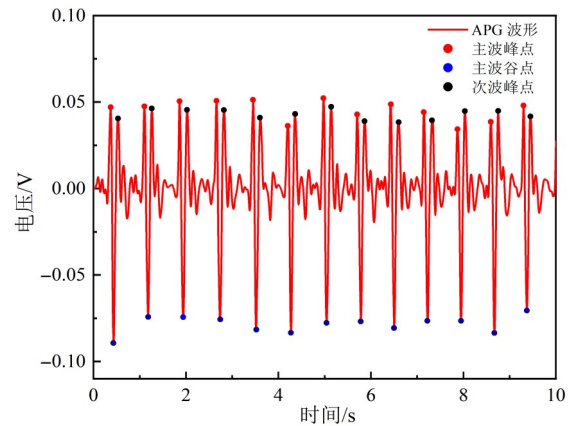


图9 脉搏波特征参数提取结果

压可以通过一次测量过程中提取的所有 PTT 的平均值来计算得到。

4 标定结果分析

4.1 心率检测准确性

心率是反映人体心脏跳动状况和健康程度的重要生理指标。人体 PPG 信号的一个周期波形同步于心脏跳动一次的全过程, 所以利用峰值检测法计算单位时间内 PPG 信号的峰值点即可检测出心率。

计算式如下:

$$HR = \frac{60f_s}{x_{pn} - x_{p(n-1)}} \quad (11)$$

其中, x_{pn} 和 $x_{p(n-1)}$ 分别表示第 n 个峰值点和 $(n-1)$ 个峰值点的横坐标; f_s 为脉搏波的采样频率, 为 100 Hz。

心率的计算结果如图 10(a) 所示, 1 min 内的波峰个数即为心跳次数。将 36 组从 COMEN C50 监护仪上记录的心率值与从柔性 PPG 传感器上采集的 PPG 信号计算得到的心率值进行对比, 差值结果如图 10(b) 所示。一般情况下, 使用两种不同的方法测量同一组数据不会得到完全相同的结果, 而是在某种程度上会有所不同。这种不同可以通过两个测量值之间的差值平均值 d 来估算, d 的变化可以用差值的标准差 S_d 来描述。如果上述两种方法的差值服从正态分布, 那么 95% 的差值在 $[d - 1.96S_d, d + 1.96S_d]$ 区间内, 该区间称为 95% 一致性界限。当大部分差值都在这个区间内时, 这两种方法则被认为具有良好的 consistency, 可以互相替代。Bland-Altman 分析是一种简单直观地反映数据一致性的方法^[24]。柔性 PPG 传感器和 COMEN C50 监护仪测量心率的 Bland-Altman 分析如图 10(c) 所示。差值平均值为 0.277 78, 95% 一致性界限为 $(-2.595 62, 3.151 17)$, 表明本系统所标定的柔性 PPG 传感器能十分准确地检测心率值。

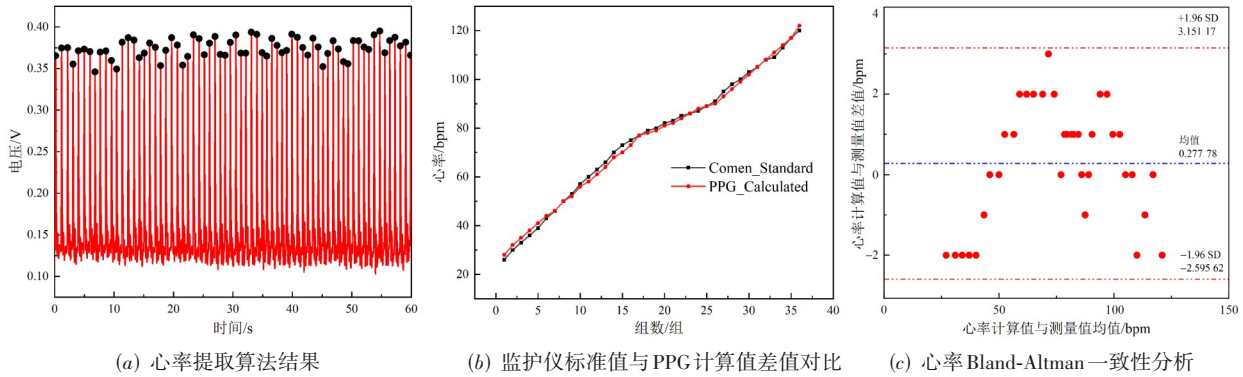


图 10 心率检测结果

4.2 血压标定结果

由于 PTT 与血压之间存在线性关系,将采集到的 36 组数据计算得来的 PTT 平均值作为自变量,与 COMEN C50 血压监护仪记录的 SBP 和 DBP 进行线性回归分析,拟合得到的参数就是式(6)中的 a 和 b 值.

图 11(a)和(b)分别展示了 SBP 和 DBP 的拟合结果.从图中可以看出,SBP 和 DBP 的拟合优度分别为 0.971 85 和 0.981 11,标定式分别为

$$SBP = -1183.51759 \times PTT + 266.31559 \quad (12)$$

$$DBP = -1186.44522 \times PTT + 235.5133 \quad (13)$$

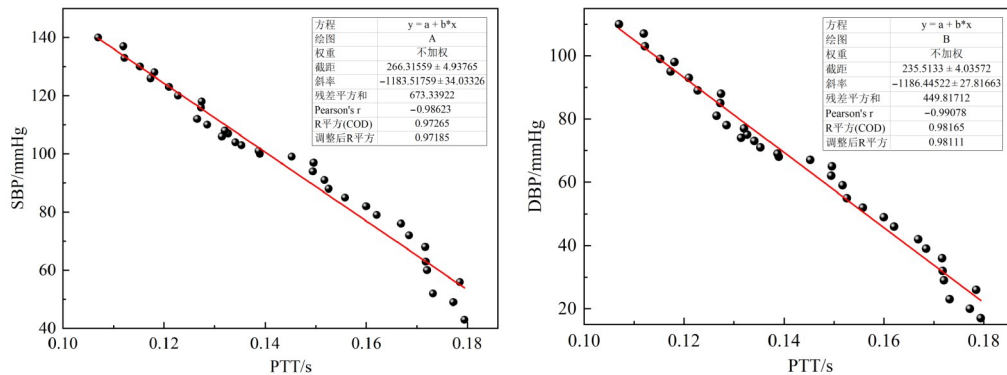


图 11 SBP 和 DBP 与 PTT 线性拟合结果

为了验证此标定系统的准确性,共采集 3 名健康志愿者和 1 名高血压患者的脉搏波数据,每名志愿者通过柔性 PPG 传感器分别采集 20 组手腕桡动脉的数据,同时记录下 20 组欧姆龙电子血压计测量的 SBP 和 DBP 标准值.采集数据的实际场景如图 12 所示,将采集到的 PPG 数据进行信号降噪预处理和特征参数提取,并计算出每组数据的 PTT 平均值.进一步将得到的 PTT 代入标定式(12)和式(13),计算出相应的 SBP 和 DBP,与欧姆龙电子血压计测量的 SBP 和 DBP 进行对比.4 名志愿者的对比结果如图 13 所示,误差参数的统计结果如表 2 所示.4 名志愿者 SBP 和 DBP 的 $MD \pm SD$ 平均值分别为 (1.21 ± 2.16) mmHg 和 (0.76 ± 2.02) mmHg,均符合且远小于美国医疗器械促进协会(Association for the Advancement of Medical Instrumentation, AAMI)所制定的衡量血压计精度的标准指标 (5 ± 8) mmHg.此数据表明本文所搭建的标定系统能够很好地对柔性 PPG 传感器进行准确标定,且该传感器具备较高的血压检测精度.



图 12 采集数据的实际场景

4.3 与其他标定方法的比较

表 3 列出了不同研究报道的血压标定方法以及相应的血压预测精度,与文献[6~8]中所介绍的基于示波法和动脉张力测定法的血压检测方法相比,本研究提出的心率检测和血压标定系统采用了光电容积脉搏

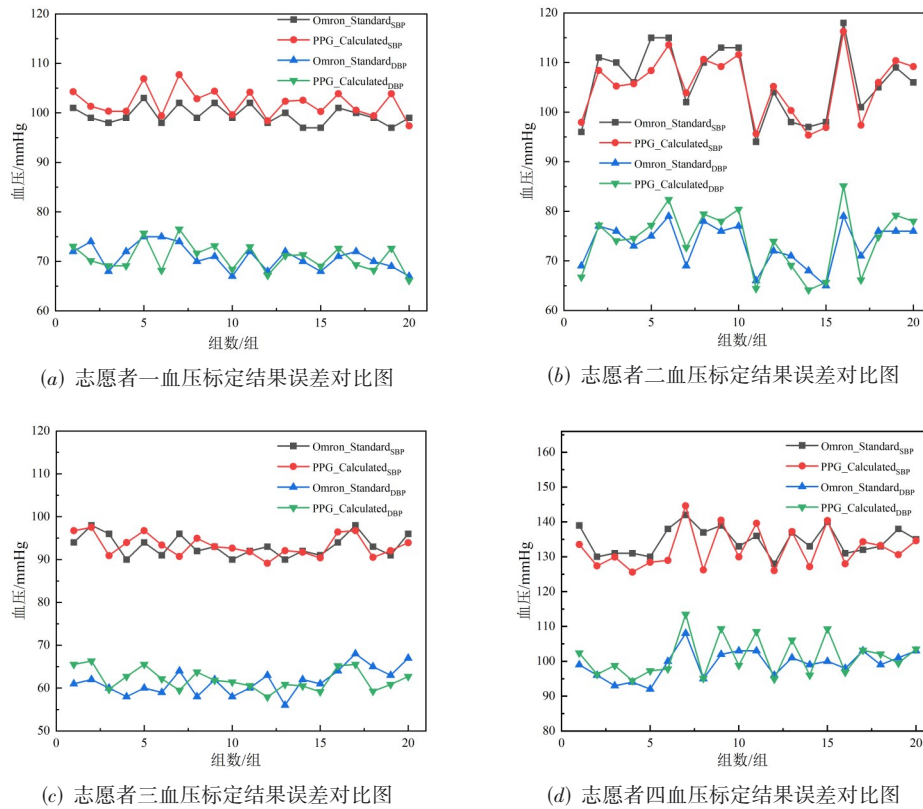


图 13 4 名志愿者 SBP、DBP 标定结果的误差对比

表 2 4 名志愿者计算血压结果 MD±SD 单位:mmHg

编号	SBP	DBP
1	2.49±1.77	-0.07±1.44
2	-0.70±1.50	0.70±1.39
3	0.07±1.50	0.49±1.55
4	2.34±3.86	1.92±3.69

描记法 (PPG), 具有更小的血压计算误差. 实验结果表明, PPG 波形中蕴含着丰富的脉搏信息, 且所研制的柔性 PPG 传感器能够较为准确地捕捉和提取脉搏波特征, 以达到连续血压波形测量和无创监测的目的. 这一方法有望成为无创连续血压测量领域的重要突破.

表 3 不同标定方法的血压预测精度对比

对比文献	年份	标定方法	标定平台	血压预测精度
文献[6]	2014	示波法	人体体循环的计算机模拟系统	主动脉与肱动脉的收缩压和舒张压差均小于 3 mmHg
文献[7]	2020	示波法	包括气腔、步进电机、气腔固定装置等, 主要用于模拟人体心脏的工作机制, 生成相应的脉搏波	误差范围为 ±4 mmHg
文献[8]	2019	动脉张力测定法	包括一个带有血管的手腕模型、一个由注射器和步进电机组成的脉冲发生器及一个作为参考的高精度压力传感器	测量范围为 50~200 mmHg 测量精度 SD 达 4.2 mmHg
本文	2023	光电容积脉搏波描记法 (PPG)	包括配备有创血压模块的 COMEN C50 血压监护仪、BG600FJ-S 蠕动泵、雅培型一次性压力传感器、柔性 PPG 传感器和信号采集设备	收缩压和舒张压的平均误差±标准差分别为 (1.21±2.16) mmHg 和 (0.76±2.02) mmHg

5 结论

本文提出了一种基于模拟血液循环、可对反射式柔性 PPG 传感器进行心率检测验证和血压检测标定的系统. 通过线性拟合和 Bland-Altman 一致性分析可知,

本系统对柔性 PPG 传感器所标定的计算结果与 COMEN C50 监护仪和欧姆龙电子血压计的检测结果具有很好的 consistency. 心率检测误差均值为 0.277 78, 95% 一致性界限为 (-2.595 62, 3.151 17). 所测 SBP 和 DBP 的拟合优度

分别为 0.971 85 和 0.981 11, 四名志愿者检测的 SBP 和 DBP 的 MD \pm SD 均值分别为 (1.21 \pm 2.16) mmHg 和 (0.76 \pm 2.02) mmHg, 均符合且远小于美国医疗器械促进协会(AAMI)所制定的衡量血压计精度的标准指标 (5 \pm 8) mmHg. 结果表明, 本系统可以准确高效地实现对柔性 PPG 传感器的标定. 该标定系统优于传统的标定方法, 符合柔性血压传感器在预期使用场景中的要求, 为实现便携式可穿戴设备的精准血压检测提供了标定基础.

参考文献

- [1] SCHUTTE A E, KOLLIAS A, STERGIOU G S. Blood pressure and its variability: Classic and novel measurement techniques[J]. *Nature Reviews Cardiology*, 2022, 19: 643-654.
- [2] CHANDRASEKHAR A, NATARAJAN K, YAVARIMANESH M, et al. An iPhone application for blood pressure monitoring via the oscillometric finger pressing method[J]. *Scientific Reports*, 2018, 8: 13136.
- [3] SEMPIONATTO J R, LIN M Y, YIN L, et al. An epidermal patch for the simultaneous monitoring of haemodynamic and metabolic biomarkers[J]. *Nature Biomedical Engineering*, 2021, 5: 737-748.
- [4] TANAKA S, NOGAWA M, YAMAKOSHI T, et al. Accuracy assessment of a noninvasive device for monitoring beat-by-beat blood pressure in the radial artery using the volume-compensation method[J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2007, 54(10): 1892-1895.
- [5] LI H C, MA Y J, LIANG Z W, et al. Wearable skin-like optoelectronic systems with suppression of motion artifacts for cuff-less continuous blood pressure monitor[J]. *National Science Review*, 2020, 7(5): 849-862.
- [6] CHEN B M, SONG T Y, GUO T, et al. A simplified computer model of cardiovascular system with an arm branch[J]. *Bio-Medical Materials and Engineering*, 2014, 24(6): 2555-2561.
- [7] 胡海洋. 基于示波法的无创血压模拟系统的研制[D]. 合肥: 安徽医科大学, 2020.
HU H Y. Development of Oscillometric Non-Invasive Blood Pressure Simulation System[D]. Hefei: Anhui Medical University, 2020. (in Chinese)
- [8] DOHI T, URATA H, FUKAHORI S, et al. A continuous and wearable blood pressure measurement device with MEMS 3-axis force sensor array[C]//2019 20th International Conference on Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems & Eurosensors XXXIII (TRANSDUCERS & EUROSensors XXXIII). Piscataway: IEEE, 2019: 2182-2184.
- [9] 李杜娟, 陈慧旖, 刘超然, 等. 基于微纳加工技术的生物传感器研究进展[J]. *电子学报*, 2021, 49(6): 1228-1236.
LI D J, CHEN H Y, LIU C R, et al. A review on MEMS/NEMS-based biosensor[J]. *Acta Electronica Sinica*, 2021, 49(6): 1228-1236. (in Chinese)
- [10] SHI P, YU H L. Principles of photoplethysmography and its applications in physiological measurements[J]. *Journal of Biomedical Engineering*, 2013, 30(4): 899-904.
- [11] 罗美红. 体外血流动力学特性测试装置研制[D]. 南昌: 南昌大学, 2016.
LUO M H. Hemodynamic Characteristics Device Test Development in Vitro[D]. Nanchang: Nanchang University, 2016. (in Chinese)
- [12] KORTEWEG D J. Ueber die Fortpflanzungsgeschwindigkeit des Schalles in elastischen Röhren[J]. *Annalen Der Physik*, 1878, 241(12): 525-542.
- [13] HUGHES D J, BABBS C F, GEDDES L A, et al. Measurements of Young's modulus of elasticity of the canine aorta with ultrasound[J]. *Ultrasonic Imaging*, 1979, 1(4): 356-367.
- [14] GUO C Y, CHANG C C, WANG K J, et al. Assessment of a calibration-free method of cuffless blood pressure measurement: A pilot study[J]. *IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine*, 2022, 11: 318-329.
- [15] YU C, LIN Z, YU Y. Principles and design of infrared gas concentration detection device[C]//2010 3rd International Conference on Biomedical Engineering and Informatics. Piscataway: IEEE, 2010: 1556-1559.
- [16] OSANAI H. Plethysmographic Acceleration Pulse Wave Meter: US4432374[P]. 1984-02-21.
- [17] LIU M Y, PO L M, FU H. Cuffless blood pressure estimation based on photoplethysmography signal and its second derivative[J]. *International Journal of Computer Theory and Engineering*, 2017, 9(3): 202-206.
- [18] LIU W J, CHENG J G, WU Z T, et al. A wearable and flexible photoplethysmogram sensor patch for cuffless blood pressure estimation with high accuracy[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2022, 22(20): 19818-19825.
- [19] KIM I, BHAGAT Y A. Towards development of a mobile RF Doppler sensor for continuous heart rate variability and blood pressure monitoring[C]//2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). Piscataway:

IEEE, 2016: 3390-3393.

- [20] 蒋潘婷. 基于脉搏波传导时间的可穿戴血压检测芯片的算法研究与电路设计[D]. 武汉: 华中科技大学, 2019. JIANG P T. Algorithm Research and Circuit Design of Wearable Blood Pressure Detection Chip Based on Pulse Transit Time[D]. Wuhan: Huazhong University of Science and Technology, 2019. (in Chinese)
- [21] GUO T T, ZHANG T P, LIM E, et al. A review of wavelet analysis and its applications: Challenges and opportunities[J]. IEEE Access, 2022, 10: 58869-58903.
- [22] HAN M, LIU Y H, XI J H, et al. Noise smoothing for nonlinear time series using wavelet soft threshold[J]. IEEE Signal Processing Letters, 2007, 14(1): 62-65.
- [23] ATTARPOUR A, MAHNAM A, AMINITABAR A, et al. Cuff-less continuous measurement of blood pressure using wrist and fingertip photo-plethysmograms: Evaluation and feature analysis[J]. Biomedical Signal Processing and Control, 2019, 49: 212-220.
- [24] DOĞAN N Ö. Bland-Altman analysis: A paradigm to understand correlation and agreement[J]. Turkish Journal of Emergency Medicine, 2018, 18(4): 139-141.



程家根 男, 1996年3月出生于江西省鄱阳县. 2023年获杭州电子科技大学电子信息学院电子信息专业硕士学位. 目前在杭州电子科技大学攻读博士学位. 主要研究方向为集成电路、柔性可穿戴电子器件和MEMS传感器.
E-mail: cjj19960325@163.com



杨伟煌 男, 1983年6月出生于福建省泉州市. 现为杭州电子科技大学电子信息学院副教授, 硕士研究生导师. 2013年获厦门大学物理系凝聚态物理学博士学位, 2016年新加坡南洋理工大学博士后出站. 主要研究方向为二维材料的理论模拟、生长和特性、基于二维材料的光电器件和柔性微/纳米传感器的制备.
E-mail: yangwh@hdu.edu.cn



刘超然 男, 1987年9月出生于河南省周口市. 现为杭州电子科技大学电子信息学院副教授, 硕士研究生导师. 佐治亚理工学院访问学者. 主要研究方向为MEMS及新型自供电传感器、环境能量采集、柔性电子器件.
E-mail: lincr@hdu.edu.cn

作者简介



时未 女, 1998年5月出生于江苏省盐城市. 现为杭州电子科技大学电子信息学院电子信息专业硕士研究生. 主要研究方向为集成电路、柔性可穿戴传感器.
E-mail: shiwei@hdu.edu.cn



董林玺 男, 1976年1月出生于山东省寿光市. 现为杭州电子科技大学电子信息学院智能微传感器与微系统教育部工程研究中心教授, 博士生导师. 2004年获浙江大学微电子学与固体电子学专业博士学位. 2015年至2016年, 美国加州大学伯克利传感器和执行器中心访问教授. 主要研究方向为工业物联网, 传感器外围处理IC设计, MEMS传感器、谐振器及其微结构的设计、建模和制造.
E-mail: donglinxi@hdu.edu.cn



翁斌辉 男, 1998年3月出生于浙江省宁波市. 2023年获杭州电子科技大学电子信息学院电子信息专业硕士学位. 主要研究方向为集成电路、柔性可穿戴传感器.
E-mail: wengbinhui980325@163.com