

DOI: 10.3969/j.issn.1671-024x.2024.02.013

## 可穿戴人体无创血压测量技术

高铁成<sup>1,2</sup>, 刘 璨<sup>1,2</sup>, 戈立军<sup>1,2</sup>, 马宇洁<sup>3</sup>

(1. 天津工业大学 电子与信息工程学院, 天津 300387; 2. 天津工业大学 天津市光电检测技术与系统重点实验室, 天津 300387; 3. 空军军医大学 空军特色医学中心重症医学科, 北京 100142)

**摘要:** 针对传统的连续无创血压测量设备结构复杂、体积大、不宜穿戴、限制患者运动等问题, 设计一种可穿戴设备对人体血压进行实时无创测量。通过硬件设备同步获取心电-脉搏波信号, 设计信号处理算法, 提取特征点用于后续血压估计。应用 MIMIC 数据中心电-脉搏-血压信号计算脉搏波传导时间及射血前期, 并利用最小二乘法进行线性回归分析, 构建血压测量模型, 实现个性化血压检测算法。实验验证结果表明: 采用该技术检测人体血压时, 误差的标准差在 $\pm 8$  mmHg (1 mmHg  $\approx$  133 Pa) 范围内, 平均绝对误差小于 5 mmHg, 满足 AAMI 国际血压计准确性评价标准的要求。

**关键词:** 无创血压测量; 脉搏波传导时间; 可穿戴; 射血前期

中图分类号: R318.6 文献标志码: A 文章编号: 1671-024X(2024)02-0083-06

## Wearable non-invasive human blood pressure measurement technology

GAO Tiecheng<sup>1,2</sup>, LIU Can<sup>1,2</sup>, GE Lijun<sup>1,2</sup>, MA Yujie<sup>3</sup>

(1. School of Electronics and Information Engineering, Tiangong University, Tianjin 300387, China; 2. Tianjin Key Laboratory of Optoelectronic Detection Technology and System, Tiangong University, Tianjin 300387, China; 3. Department of Critical Care Medicine of Air Force Medical Center, Air Force Medical University, Beijing 100142, China)

**Abstract:** Aiming at the problems of complex structure, large size, unsuitable wearability, and restriction of patient movement in the existing continuous non-invasive blood pressure measurement equipment, a wearable device is designed to measure human blood pressure in real time. The electrocardiogram (ECG)-pulse wave signal is obtained synchronously through the hardware device, and a signal processing algorithm was designed to extract feature points for subsequent blood pressure estimation. The electro-pulse-blood pressure signal of MIMIC data center is used to calculate the pulse wave transmission time and pre-ejection stage, and the linear regression analysis is carried out using the least squares method, and the blood pressure measurement model is constructed to realize the personalized blood pressure detection algorithm. The experimental results show that when using this technology to detect human blood pressure, the standard deviation of the error is within the range of  $\pm 8$  mmHg (1 mmHg  $\approx$  133 Pa), and the average absolute error is less than 5 mmHg, which meets the requirements of the AAMI international sphygmomanometer accuracy evaluation standard.

**Key words:** non-invasive blood pressure measurement; pulse wave transmission time; wearable; pre-ejection period

血压(blood pressure, BP)测量是诊断疾病、观察病情变化与判断治疗效果的一项重要内容。现阶段血压测量方法主要分为有创检测和无创检测<sup>[1]</sup>, 有创检测通过应变计测量某一瞬间的血压值, 然而这种方法容易造成患者感染细菌, 无法进行无间断测量, 使用限制条件较多, 已经慢慢淡出大众视野。无创血压检测

方法分为柯氏音法、示波法、容积振动法和脉搏波测量方法等。柯氏音方法使用袖带式的水银血压计测量血压值<sup>[2-3]</sup>, 无法用于一些皮肤受伤的病人、精神类疾病患者等特殊人群。研究表明血压值会受到心输出量和心率的影响。收缩压(systolic blood pressure, SBP)是血压的最大值, 舒张压(diastolic blood pressure, DBP)反

收稿日期: 2022-07-27

基金项目: 中央军委后勤保障部重点军工项目(BKJ19C023)

第一作者: 高铁成(1980—), 男, 博士, 副教授, 主要研究方向为传感器与检测系统。E-mail: gaotiecheng\_0@126.com

通信作者: 马宇洁(1976—), 女, 博士, 副主任医师, 主要研究方向为重症空运医疗后送、多脏器功能障碍综合征。E-mail: hexb@163.com

之。通过心电图(ECG)信号可以观察心脏活动的规律,具有广泛性、独特性等特点<sup>[4]</sup>。心脏昼夜不停地收缩与舒张,将新鲜的血液源源不断地通过血管传向全身。血压和血管体积发生改变,随后血液向末梢血管流动形成的波称为脉搏波<sup>[5]</sup>。血管管壁弹性、动脉腔内体积以及血液流动速度等因素均会对脉搏波造成影响<sup>[6]</sup>。

为了对人体血压进行无间断无创测量,基于光电容积脉搏波描记法(PPG)原理制备的传感器得到广泛关注。当传感器中的光源射向皮肤时,光穿过皮肤组织被反射回来,这部分光被光敏传感器接收为光信号,光信号转换成电信号,最后再经过模数转换获得数字信号。该信号可以反映出血液流动的典型特征,滤除相关噪声就得到较为纯净的脉搏波信号<sup>[7]</sup>,从而通过脉搏波信息对血压值进行实时推断。该传感器成本低廉,尺寸小,方便易操作,可用作随身携带的健身追踪器<sup>[8-10]</sup>测量心率和血氧等生理参数。现阶段根据脉搏波传导时间(pulse transit time, PTT)进行血压测量的算法比较超前,这种无创的血压测量方法限制较少,应用人群广泛。

张大可等<sup>[11]</sup>使用脉搏波和心电信号提取 PPG 上升时间、周期比和峰值等时域特征参数,并基于 PTT 建立血压模型,但是对模型的泛化能力欠缺考虑。夏攀等<sup>[12]</sup>提出了一种基于射血前期的无创血压监测算法,该算法充分利用了血压与射血前期之间高关联性的原理。文献[13]设计了一种可穿戴式智能手环,完成对血压、体温的无创测量,但是该设备未对电路板进行合理的设计,不能合理地布局在手环内部。郑传权等<sup>[14]</sup>改进了传统的基于 PTT 提出的血压监测算法,增加身高和体重 2 个因素,血压监测的精确性和鲁棒性得到了大幅度提升,但是该模型参数来源于有限的数据样本,其泛化能力和准确性较为欠缺。

针对上述问题,本文基于 PPG 原理,提出了一种可穿戴人体无创血压测量技术,采用该技术的设备能长期无间断检测人体生理指标的变化,避免了传统设备存在的结构复杂、体积大、不宜穿戴、限制患者运动等问题,通过对血压和特征参数的回归分析,实现个性化血压检测算法,提高血压测量的精确性和鲁棒性。

### 1 基于脉搏波的无创动脉血压测量算法

PTT 定义为心脏动脉射血时,动脉压力波从主动脉瓣到达周围血管所需要的时间,如图 1 所示,其大小主要受传导距离和速度的影响<sup>[15]</sup>。在计算 PTT 时,以 ECG 的 R 波作为传导时间起点,以脉搏波信号的主波

波峰作为终点,该特征点具有极强的辨别性,对外界噪音以及人体表面抖动具有极强的抗干扰能力。

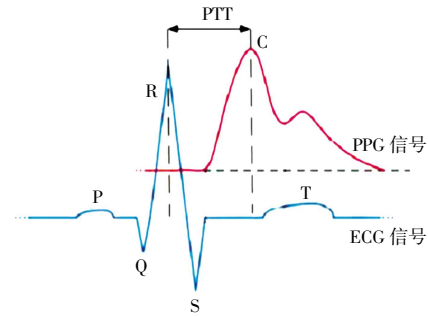


图 1 PTT 的定义

Fig.1 Definition of PTT

脉搏波传导距离的值等于脉搏波波速与 PTT 的乘积,脉搏波传导距离固定时,则脉搏波波速可表示为:

$$V = \frac{L}{T} \tag{1}$$

式中:  $V$  为脉搏波波速;  $L$  为脉搏波传导距离;  $T$  为脉搏波传导时间。Moens 和 Korteweg 分别推理出自己的脉搏波波速公式,整合成如下关系式:

$$V = \sqrt{\frac{gEx}{\rho r}} \tag{2}$$

式中:  $g$  为重力加速度;  $E$  为杨氏弹性模量;  $x$  为血管壁厚度;  $\rho$  为血液流体密度;  $r$  为平衡状态下弹性管内径。

研究证明,血管跨壁压力和血管弹性模量之间具有如下关系<sup>[16]</sup>:

$$E = E_0 e^{\gamma P} \tag{3}$$

式中:  $E_0$  为血管跨壁压力为 0 时的弹性模量;  $P$  为动脉血压;  $\gamma$  为表征血管特征的常量。

将式(1)和式(3)代入式(2),整理得到:

$$P = \frac{1}{\gamma} \left[ \ln \left( \frac{\rho r V^2}{x E_0} \right) - 2 \ln T \right] \tag{4}$$

忽略动脉血压变化时造成的内径大小和血管壁厚度的变化,  $1/\gamma$  可以看作常量,求导得到式(5):

$$\Delta P = -\frac{2}{\gamma T} \Delta T \tag{5}$$

研究证明,较短时间内动脉血管的弹性形变波动量较小<sup>[17]</sup>,由此得到动脉血压  $P$  和 PTT 的关系:

$$P = K \times PTT + b \tag{6}$$

式中:  $K$  和  $b$  为待定系数; PTT 为脉搏波传导时间。

在生理学上 ECG 信号 R 波波峰到脉搏波信号主波峰值点的时间间隔的数值大于 PTT, 这个时间间隔减去射血前期(PEP)所需要的时间才能与 PTT 相等。本文使用心动周期对射血前期进行估算,关系式为:

$$PEP = CC \times 7\% \tag{7}$$

式中: PEP 为射血前期所需要的时间;  $CC$  为心动周期。

最终得到更加准确的动脉血压与 PTT 以及心动周期之间的关系式:

$$P = K \times (PTT - CC \times 7\%) + b \quad (8)$$

由于个体差异性,不同个体具有不同的待定系数  $K$  和  $b$ 。

## 2 实验验证

本文所提及的无创动脉血压测量算法实现流程如图 2 所示。

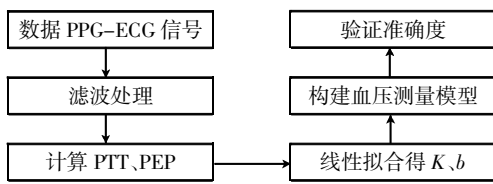


图 2 算法实现流程

Fig.2 Flowchart of algorithm implementation

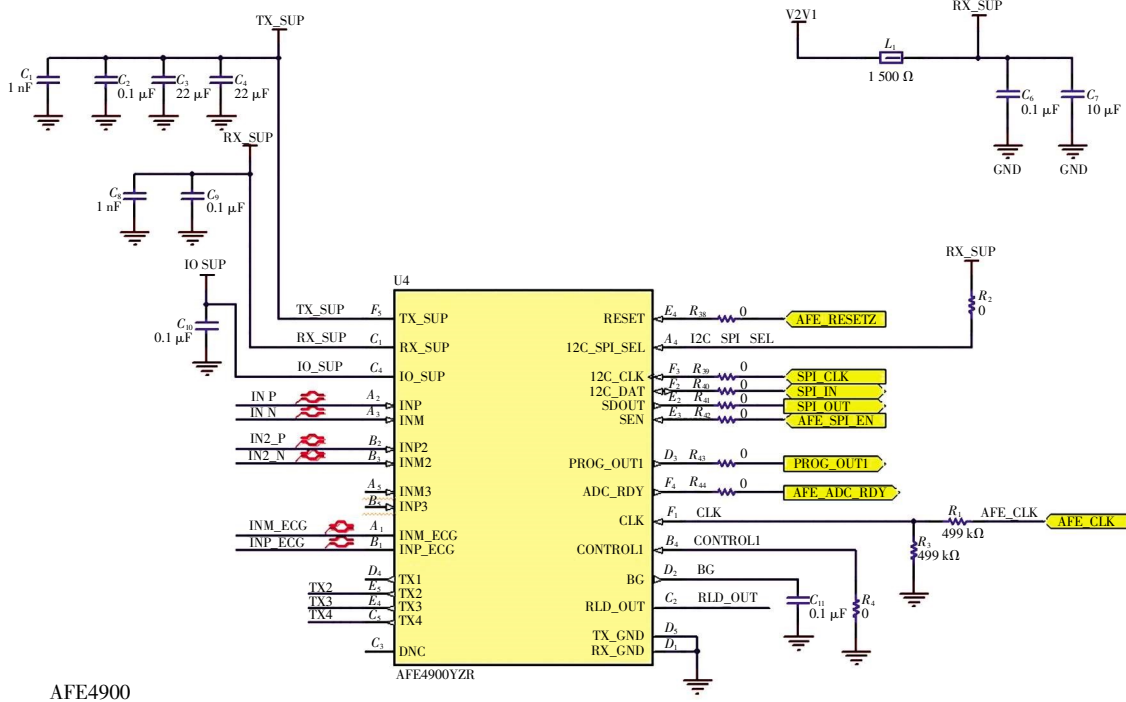


图 3 部分电路图

Fig.3 Partial circuit diagram

### 2.1.1 MIMIC 数据库数据

从 MIMIC 数据库<sup>[18-19]</sup>中筛选出 5 位病人的数据记录,其中同时包含 PPG-ECG 信号( $f = 125 \text{ Hz}$ )和动脉血压信号( $f = 125 \text{ Hz}$ )。在对脉搏-心电信号测量的过程中,呼吸和身体抖动会造成心电信号和脉搏波信号的基线漂移,另外还存在不可避免的工频干扰和肌电干扰等噪声。其中,含噪声的 ECG 信号和脉搏波信号分别如图 4 和图 5 所示(截取 MIMIC 数据库中某位患

者为了实现信号的去噪和优化,首先对采集到的实时 PPG-ECG 信号进行滤波处理;检测并定位心电-脉搏波信号中关键的特征点,计算 PTT、PEP 和心动周期的值;将处理完成的 PPG-ECG 信号及其对应的 SBP 和 DBP 利用最小二乘法进行线性拟合,得出系数  $K$  和  $b$ ;将后续数据代入模型,计算预测血压值与实际血压值的误差,验证 SBP 与 DBP 的预测准确度。

### 2.1 实验数据处理

本文实验数据分为 2 个类别:第 1 类是 MI-MIC 数据库中患者的 ECG-PPG-血压波形数据;第 2 类是使用本文设计出的可穿戴设备同步采集到的健康人群的心电-脉搏信号,采用 AFE4900 芯片,部分电路原理图如图 3 所示。该设备是用于同步 ECG、PPG 信号采集的模拟前端(AFE),此外该设备还可用于光学生物传感应用,经验证该设备的性能参数和指标符合测试要求。利用这 2 类数据对本文提出的无创血压监测算法进行可行性验证。

者的部分数据)。因此,先通过滤波处理去除原始信号中存在的噪声,然后再对信号进行特征波峰检测并提取特殊点。滤除噪声后的 PPG 信号和 ECG 信号分别如图 6、图 7 所示。

为验证本研究方法的可行性,共从 MIMIC 数据库中筛选出 5 组病人的实验数据对所构建的血压估计模型进行评估。每位病人的数据均提取 6 组 ECG、PPG 信号及其相对应的动脉血压值,对前 3 组数据使用最小二

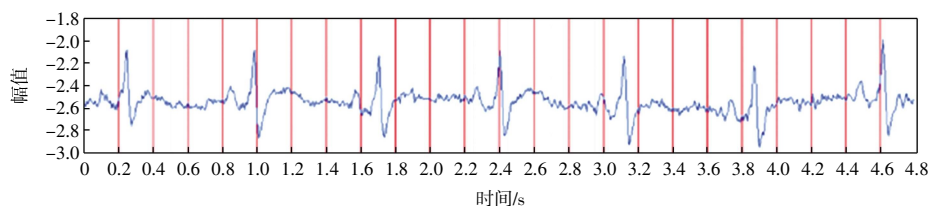


图 4 含噪 ECG 信号

Fig.4 ECG signal with noise

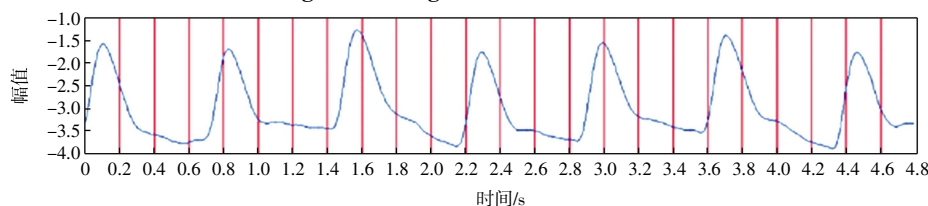


图 5 含噪 PPG 信号

Fig.5 PPG signal with noise

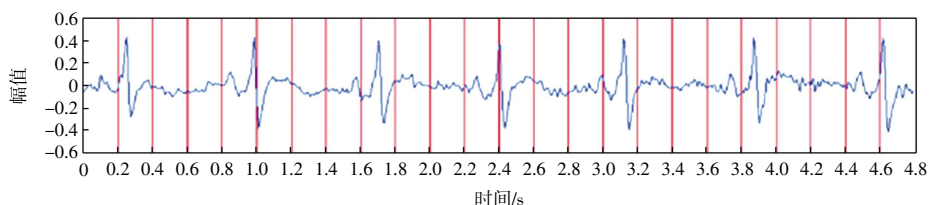


图 6 经滤波处理后的 ECG 信号

Fig.6 Filtered ECG signal

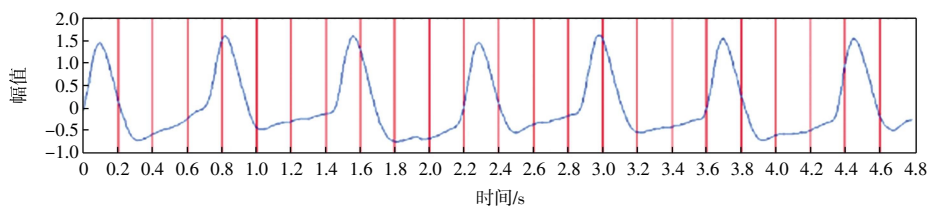


图 7 经滤波处理后的 PPG 信号

Fig.7 Filtered PPG signal

乘法进行线性拟合,得到相关系数  $K$  和  $b$ ,之后利用后 3 组数据的 ECG-PPG 信号对动脉血压值进行预测。

### 2.1.2 实测数据

对 5 名健康师生同步进行心电-脉搏信号以及血压的采集,采集时被采集者应处在平稳状态下。首先,将右臂放入欧姆龙 HEM-1020 臂筒中;同时,将可穿戴设备放置在左手指尖,利用同步采集模块进行心电-脉搏信号采集。其次,利用同步采集到的心电-脉搏信号对模型进行训练,通过本文提出的算法计算出 PTT,将数据进行线性拟合,从而分别得到 SBP 与 DBP 的测量方程。最后,利用得到的测量方程对血压做预测,将根据算法计算得到的血压值与欧姆龙血压计测得的数据做误差分析。

### 2.2 验证结果分析

本文分别利用 MIMIC 数据库和实际同步采集到的数据进行可行性验证,评估所提出的血压估计模型的误差性能。MIMIC 数据库中 SBP 和 DBP 的误差如表 1

和表 2 所示。为进一步分析模型估计能力,本文采用平均绝对误差(mean absolute error, MAE)和标准差(standard deviation, SD)来表征模型整体误差,如表 3 所示。

表 1 MIMIC 数据库中 SBP 预测结果

Tab.1 Prediction results of SBP in MIMIC data

编号	预测 SBP/mmHg	实际 SBP/mmHg	误差 SBP/mmHg
1	74.171	73.980	0.191
2	73.986	73.930	0.056
3	73.929	74.000	-0.071
4	74.526	74.530	-0.004
5	74.528	74.560	-0.032
6	74.526	74.540	-0.014
7	74.626	74.590	0.036
8	74.590	74.630	-0.040
9	74.644	74.600	0.044
10	74.504	74.520	-0.016
11	74.526	74.520	0.006
12	74.510	74.530	-0.020
13	317.739	318.160	-0.421
14	318.051	317.950	0.101
15	317.885	318.500	-0.615

注:1 mmHg $\approx$ 133 Pa,下同。

表 2 MIMIC 数据库中 DBP 预测结果

Tab. 2 Prediction results of DBP in MIMIC data

编号	预测 DBP/mmHg	实际 DBP/mmHg	误差/mmHg
1	72.365	72.530	-0.165
2	72.472	72.390	0.082
3	72.505	72.470	0.035
4	72.867	72.880	-0.013
5	72.867	72.890	-0.023
6	72.867	72.880	-0.013
7	72.942	72.900	0.042
8	72.893	72.920	-0.027
9	72.965	72.910	0.055
10	72.862	72.870	-0.008
11	72.872	72.860	0.012
12	72.865	72.870	-0.005
13	310.131	310.330	-0.199
14	310.164	310.280	-0.116
15	310.147	310.550	-0.403

表 3 MIMIC 数据预测结果的平均绝对误差和标准差

Tab. 3 MAE and SD of prediction results in MIMIC data

编号	MAE/mmHg		SD/mmHg	
	SBP	DBP	SBP	DBP
1	0.086	0.094	0.092	0.108
2	0.017	0.016	0.020	0.017
3	0.040	0.041	0.040	0.043
4	0.014	0.008	0.015	0.009
5	0.379	0.239	0.434	0.268
平均	0.107	0.080	0.120	0.089

5 位健康师生各估计值与真实血压的比较如图 8 和图 9 所示,平均绝对误差和标准差如表 4 所示。

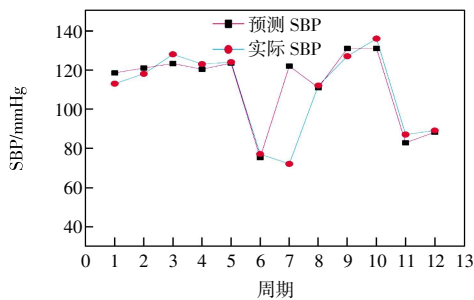


图 8 实测数据中 SBP 预测结果

Fig.8 Prediction results of SBP in measured data

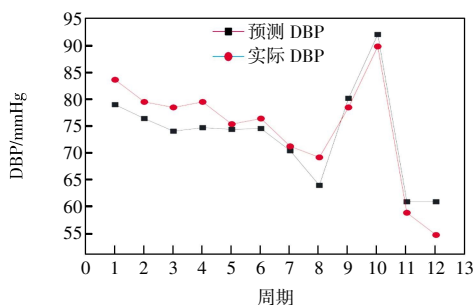


图 9 实测数据中 DBP 预测结果

Fig.9 Prediction results OF DBP in measured data

表 4 实测数据预测结果的平均绝对误差和标准差

Tab.4 MAE and SD of prediction results in measured data

编号	MAE/mmHg		SD/mmHg	
	SBP	DBP	SBP	DBP
1	4.403	3.924	4.525	3.979
2	1.383	2.462	1.654	2.923
3	1.127	2.923	1.129	3.614
4	4.500	1.904	4.528	1.921
5	2.510	4.000	3.026	4.472
平均	2.784	3.042	2.972	3.382

由表 1、表 2、图 8、图 9 结果可见,该算法能较为准确的对血压值进行估计。由表 3 和表 4 可见,收缩压、舒张压相关估计误差绝对值 < 5 mmHg (1 mmHg ≈ 133 Pa)、标准差 < 8 mmHg,满足 AAMI 国际血压计准确性评价标准的要求。与文献[14]血压算法模型相比,收缩压误差降低 2.236 mmHg,舒张压误差降低 0.312 mmHg。

### 3 结 语

本文基于 PTT 和 PEP 的相关原理,提出了一种可穿戴人体无创测量技术,该模型对传统基于 PTT 的血压监测模型进行了改进,分别采用 MIMIC 数据库中的 15 组数据以及实际测得的 5 组数据进行可行性分析。结果表明,收缩压、舒张压相关估计误差绝对值 < 5 mmHg,标准差 < 8 mmHg,满足 AAMI 国际血压计准确性评价标准的要求,验证了该算法的可行性。该穿戴设备能长期连续检测人体生理指标的变化,避免了传统设备结构复杂、体积大、不宜穿戴、限制患者运动等问题,实现了个性化血压检测算法,提高了血压测量的精确性和鲁棒性。

### 参考文献:

- [1] 胡军锋, 郑彬. 基于深度学习的 ECG/PPG 血压测量方法[J]. 生物医学工程研究, 2022, 41(1): 46-54.  
HU J F, ZHENG B. ECG/PPG blood pressure measurement method based on deep learning[J]. Journal of Biomedical Engineering Research, 2022, 41(1): 46-54 (in Chinese).
- [2] ESMAILI A, KACHUEE M, SHABANY M. Nonlinear cuffless blood pressure estimation of healthy subjects using pulse transit time and arrival time[J]. IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, 2017, 66(12): 3299-3308.
- [3] DING X R, ZHANG Y T, LIU J, et al. Continuous cuffless blood pressure estimation using pulse transit time and photoplethysmogram intensity ratio[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2016, 63(5): 964-972.

- [4] CHATLAPALLI S, NAZERAN H, MELARKOD V, et al. Accurate derivation of heart rate variability signal for detection of sleep disordered breathing in children[C]//The 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. San Francisco, CA, USA: IEEE, 2005: 538-541.
- [5] 倪永斌, 李翠兰. 血管病变研究新视角: 动脉硬化、脉搏波和脉压[J]. 心血管病学进展, 2007, 28(1): 3-6.  
NI Y B, LI C L. Fresh insight into vascular disease: Arterial stiffness, pulse wave and pulse pressure[J]. Advances in Cardiovascular Diseases, 2007, 28(1):3-6(in Chinese).
- [6] 张卫平, 陈莉, 王婧玲, 等. 健康成人颈动脉极速脉搏波传导速度影响因素分析[J]. 南昌大学学报(医学版), 2020, 60(6):53-56.  
ZHANG W P, CHEN L, WANG J L, et al. Analysis of influencing factors of carotid artery extreme speed pulse wave velocity in healthy adults[J]. Journal of Nanchang University (Medical Sciences), 2020, 60(6): 53-56(in Chinese).
- [7] 刘乔寿, 王森. 基于单路 PPG 信号的连续血压检测算法设计[J]. 电子设计工程, 2019, 27(1):63-69.  
LIU Q S, WANG S. Continuous blood pressure detection algorithm based on single PPG signal[J]. Electronic Design Engineering, 2019, 27(1):63-69(in Chinese).
- [8] 刘浩楠. 基于 ECG、PPG 信号的便携式心血管信息检测电路的设计与实现[D]. 西安: 西安电子科技大学, 2019.  
LIU H N. Design and implementation of portable cardiovascular information detection circuit based on ECG and PPG signals[D]. Xi'an: Xidian University, 2019(in Chinese).
- [9] DING X R, YAN B P, ZHANG Y T, et al. Pulse transit time based continuous cuffless blood pressure estimation: A new extension and a comprehensive evaluation [J]. Scientific Reports, 2017, 7(1): 1-11.
- [10] 赵秀秀, 徐磊. 光电容积脉搏波在监测心血管系统功能中的应用进展[J]. 临床麻醉学杂志, 2020, 36(1):89-92.  
ZHAO X X, XU L. Application progress of photoelectric volume pulse wave in monitoring cardiovascular system function[J]. Journal of Clinical Anesthesiology, 2020, 36 (1)89-92(in Chinese).
- [11] 张大可, 刘立红, 王钢, 等. 基于心电信号-光电容积脉搏波信号多特征参数无创血压监测系统设计[J]. 生物医学工程研究, 2018, 37(4): 447-453.  
ZHANG D K, LIU L H, WANG G, et al. Design of non-invasive blood pressure monitoring system based on ECG-PPG multi-characteristic parameters[J]. Journal of Biomedical Engineering Research, 2018, 37(4):447-453(in Chinese).
- [12] 夏攀, 周瑞石, 赵荣建, 等. 一种基于射血前期的连续血压估计方法[J]. 生物医学工程研究, 2020, 39(3): 300-305.  
XIA P, ZHOU R S, ZHAO R J, et al. A method of continuous blood pressure estimation based on pre-ejection period [J]. Journal of Biomedical Engineering Research, 2020, 39(3): 300-305(in Chinese).
- [13] 路开放. 可穿戴式血压监测设备的设计与实现[J]. 电脑知识与技术, 2021, 17(7): 225-227.  
LU K F. Design and implementation of wearable blood pressure monitoring equipment[J]. Computer Knowledge and Technology, 2021, 17(7): 225-227(in Chinese).
- [14] 郑传权, 黄雄京, 刘博生, 等. 基于脉搏波传导时间的血压测量方法[J]. 中国医学物理学杂志, 2021, 38(7):846-849.  
ZHENG C Q, HUANG X J, LIU B S, et al. Blood pressure measurement method based on pulse transit time[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2021, 38 (7):846-849 (in Chinese).
- [15] 林冬梅, 张育儒, 陈晓雷, 等. 基于 USB-4221 数据采集卡的连续血压测量[J]. 中国医学物理学杂志, 2021, 38(5): 606-612.  
LIN D M, ZHANG Y R, CHEN X L, et al. Continuous blood pressure measurement based on USB-4221 data acquisition card[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2021, 38(5):606-612 (in Chinese).
- [16] 袁董瑶, 夏彩芬, 丁春燕. 脉搏波无创血压测量技术与有创血压测量技术临床对比及应用前景[J]. 中国老年学杂志, 2019, 39(1):16-19.  
YUAN D Y, XIA C F, DING C Y. Clinical comparison and application prospect of pulse wave non-invasive blood pressure measurement technology and invasive blood pressure measurement technology[J]. Chinese Journal of Gerontology, 2019, 39 (1):16-19(in Chinese).
- [17] A·克乌玛, C·L·范西尼, G·C·夏玛. 弹性动脉血管中血液流动特性的模拟和分析 [J]. 应用数学和力学, 2005, 26(3): 316-324.  
KUMAR A, VARSHNEY C L, SHARMA G C. Performance modeling and analysis of blood flow in elastic arteries [J]. Applied Mathematics and Mechanics, 2005, 26 (3):316-324(in Chinese).
- [18] JOHNSON A E W, POLLARD T J, SHEN L, et al. MIMIC-III, a freely accessible critical care database[J]. Scientific Data, 2016, 3(1): 1-9.
- [19] 吴金桐, 桑海峰, 徐州, 等. 实时血压监测系统设计[J]. 电子测量技术, 2019, 42(24): 63-70.  
WU J T, SANG H F, XU Z, et al. Design of real-time blood pressure monitoring system[J]. Electronic Measurement Technology, 2019, 42(24): 63-70 (in Chinese).

#### 本文引文格式:

- 高铁成, 刘璨, 戈立军, 等. 可穿戴人体无创血压测量技术研究[J]. 天津工业大学学报, 2024, 43(2): 83-88.  
GAO T C, LIU C, GE L J, et al. Wearable non-invasive human blood pressure measurement technology[J]. Journal of Tianjgong University, 2024, 43(2): 83-88(in Chinese).