

基于USB-4221数据采集卡的连续血压测量

林冬梅^{1,2,3}, 张育儒^{1,2,3}, 陈晓雷^{1,2,3}, 杨富龙^{1,2,3}, 王敬阳¹

1. 兰州理工大学电气工程与信息工程学院, 甘肃 兰州 730050; 2. 甘肃省工业过程先进控制重点实验室, 甘肃 兰州 730050; 3. 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】针对现有连续无创血压测量系统测量结果离散程度高的问题,设计基于USB-4221数据采集卡的连续血压测量系统。通过AD8232心电传感器和指夹光电脉搏传感器同步获取心电-脉搏信号,设计心电-脉搏硬件调理电路。应用MIMIC数据库中心电-脉搏-血压信号计算脉搏传导时间,并进行回归分析,构建血压测量模型。同时,利用图形可视化工具GUI进行了用户平台的设计。系统采集了若干名志愿者的相关数据,测得的血压值与欧姆龙电子血压计HEM-8713的测量值进行对比,测量误差在 ± 5 mmHg范围内,达到AAMI标准中对测量平均误差的要求。

【关键词】连续血压测量;心电信号;脉搏信号;同步采集

【中图分类号】R318.6

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2021)05-0606-07

Continuous blood pressure measurement based on USB-4221 data acquisition card

LIN Dongmei^{1,2,3}, ZHANG Yuru^{1,2,3}, CHEN Xiaolei^{1,2,3}, YANG Fulong^{1,2,3}, WANG Jingyang¹

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

Abstract: A continuous blood pressure measurement system based on USB-4221 data acquisition card is designed to solve the problem of high dispersion degree of measurement results in the existing continuous noninvasive blood pressure measurement system. Electrocardiogram (ECG)-pulse signals are obtained simultaneously by AD8232 ECG sensor and photoelectric finger pulse sensor, and then the corresponding hardware conditioning circuits are designed. The pulse transit time is calculated using the ECG-pulse-blood pressure signals in MIMIC database, and then is analyzed by regression analysis, thereby constructing a blood pressure measurement model. Meanwhile, GUI, a graphical visualization tool, is used to design the user platform. The relevant data of several volunteers are collected by the system. The comparison between the measured blood pressure and that obtained by OMRON electronic blood pressure meter HEM-8713 showed that the measurement error was within the range of ± 5 mmHg, which reached the requirement for average error in AAMI standard.

Keywords: continuous blood pressure measurement; electrocardiogram signal; pulse signal; synchronous acquisition

前言

根据《中国心血管病报告2018》^[1]显示,目前我国高血压患者达2.45亿,高血压呈现低龄化、常态化趋势。血压测量是目前应用最广泛的诊断高血压及评估降压药药效的关键措施^[2]。临床医学上常用的血压测量方法主要分为有创测量和无创测量。在医学研究领域,利用动脉插管法直接测量动脉血管或心

脏的有创血压测量被国际认定为测量血压的金标准^[3-4],但是会引起并发症,不适用于日常血压的连续测量。日常家用或医用常采用无创血压测量方法,如柯氏音法、示波法,使用便捷,但只能间歇测量。动脉张力法^[5-6]、容积补偿法^[7]等可实现血压连续测量,但仍有不足。动脉张力法存在装置加压不适、测量位置与角度要求高的问题;容积补偿法有效范围较小、精确性不够高,影响临床参考价值。

脉搏传导时间(Pulse Transit Time, PTT)是指血液周期运动时从心脏到动脉血管所用时间,由脉搏传导距离和脉搏传播速度(Pulse Wave Velocity, PWV)决定。血压即为体循环的动脉压,最高值称为收缩压(Systolic Blood Pressure, SBP),最低值称为舒

【收稿日期】2021-01-13

【基金项目】甘肃省科技计划资助(20JR5RA459);国家自然科学基金(61967012)

【作者简介】林冬梅,博士,副教授,研究方向:生物医学信号检测与处理, E-mail: lindm1215@lut.edu.cn

张压(Diastolic Blood Pressure, DBP)。自 Mones 推导出PWV公式开始,不断有学者研究并证实脉搏传导时间与动脉血压之间存在线性关系,利用其通过血液流动机理推导出系列繁杂公式预估人体血压^[8-11]。因此,本文采用脉搏传导时间进行血压的连续测量。

1 血压测量原理

脉搏传导时间是计算血压的重要因素之一。同步采集人体心电-脉搏信号,将心电信号R波作为起点,动脉末端点(即指尖脉搏点)^[11]作为终点,计算起点-终点时间差,即为PTT。测量位置及信号如图1所示。

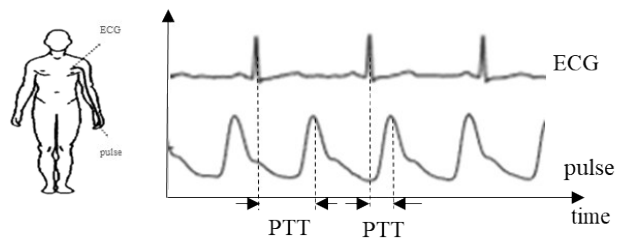


图1 基于心电与脉搏信号测量脉搏传导时间示意图
Fig.1 Measurement of pulse transit time based on electrocardiogram (ECG) and pulse signals

根据 Moens-Korteweg 公式^[8]、血管壁弹性模量与血管壁压力关系及脉搏传导的速度与时间的关系,得到PTT与收缩压之间存在下列关系:

SBP = \frac{1}{\gamma} \left[\ln \left(\frac{\rho D S_p^2}{\theta E_0} \right) - 2 \ln PTT \right] \tag{1}

其中,SBP为收缩压, S_p 是脉搏波传递的距离, θ 为管壁厚度, ρ 为流体密度, D 是静息状态下血管壁内径, E_0 是压力为零时的弹性模量, γ 表示血管特征值,数值一般为0.016~0.018 mmHg⁻¹。

假设动脉血管壁短期内不会产生物理变化,从而可忽略随血压变化的内径大小和管壁厚度变化,则可将 $\ln \left(\frac{\rho D S_p^2}{\theta E_0} \right)$ 看成一个常量,收缩压与PTT具有一定的相关性,式(1)可由式(2)进行表示:

SBP = a \times PTT + b \tag{2}

其中, a 、 b 为待定系数,但对同一个体其值为常量。

舒张压与脉搏波的传递时间并没有明显的线性关系,引入 Windkessel^[12-14]理论,将主动脉比拟为弹性腔,如图2所示。本文引入罗志昌等^[15]提出的脉搏特征 K 值理论,经验证 K 值与脉搏波的下降沿舒张期时间(T)能较好地反映血管中外周阻力(R)、动脉顺

应性(C)、血液搏出量等生理因素对舒张压造成的影响。脉搏特征 K 值定义如式(3)所示:

K = \frac{MBP - DBP}{SBP - MBP} \tag{3}

其中,MBP为动脉平均压。根据特征 K 值理论,样本的RC值与KT线性相关,根据上述理论可得到舒张压与收缩压之间的关系。

DBP = SBP \times e^{\frac{-T}{mKT + n}} \tag{4}

其中, m 、 n 为待定系数,因样本不同而有差异。

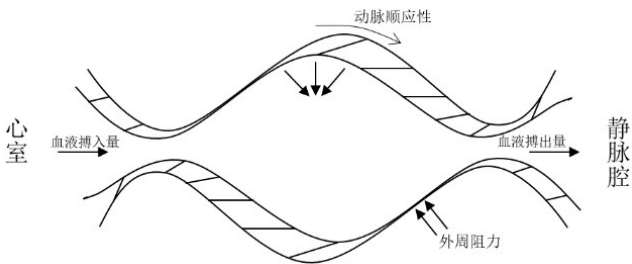


图2 舒张期弹性腔模型
Fig.2 Windkessel model in diastole

2 连续血压测量系统设计

本文基于北京思迈科华技术有限公司的8通道同步数据采集卡USB-4221实现对心电-脉搏信号的同步采集;对信号进行预处理,提取双路信号特征点计算PTT,经回归分析进一步建立血压测量模型;通过Matlab GUI的人机交互界面将计算过程整合,从而实现对血压的实时监护与连续测量。连续血压测量系统流程如图3所示。

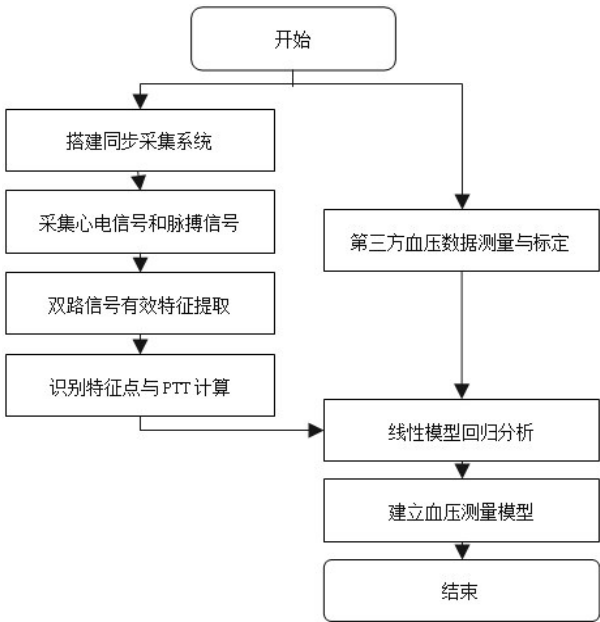


图3 连续血压测量系统流程图
Fig.3 Flowchart of continuous blood pressure measurement system

2.1 心电信号采集及调理

心电信号属于低频信号,其频率主要分布在5~20 Hz,抗干扰性低,易被呼吸等干扰从而产生基线漂移。针对上述特点,心电信号采用共模抑制比为80 dB的AD8232全集成式ECG前端进行采集,对调

理电路设计如下:信号放大至“V”的量级,削弱工频干扰、因呼吸等引起的基线漂移问题。心电信号调理电路主要由心电输入、放大、滤波及反馈浮置构成,原理框图如图4所示,心电信号经前端调理后输出到数据采集卡。

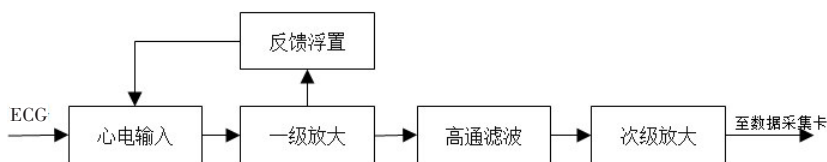


图4 心电信号调理电路原理框图
Fig.4 Block diagram of ECG conditioning circuit

图5是心电信号调理电路图。其中,U1单元模块为前置放大;U2单元模块为反馈浮动跟踪电路;U3单元模块为第二级放大输出部分。该电路总增益

$A_U = 767$,由于高通滤波以及设备内部损耗等不可抗因素的存在,最后得出的实际数据相较于理论估计值偏小,但仍然满足放大输出的要求。

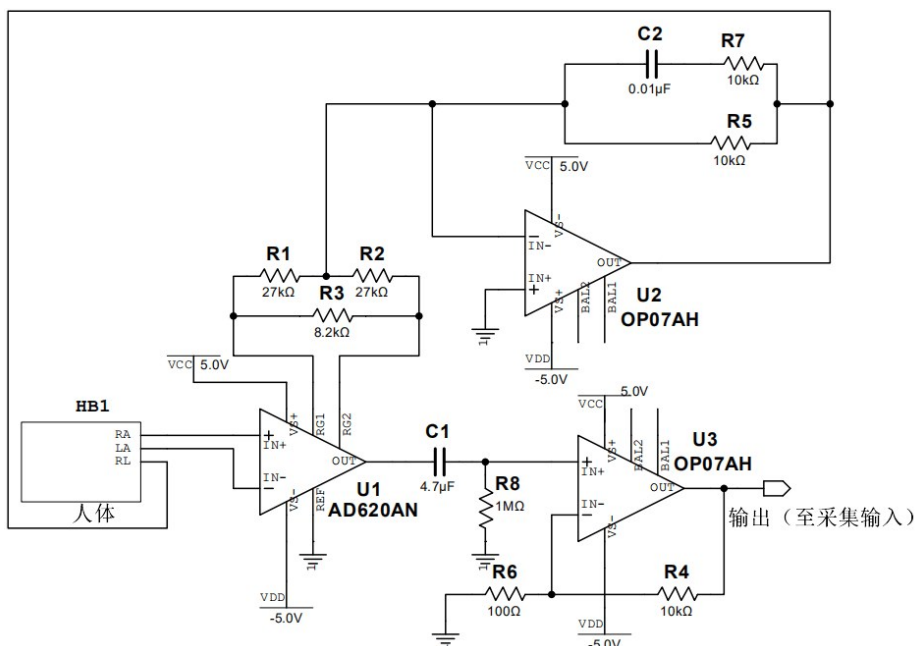


图5 心电信号调理电路设计
Fig.5 Design of ECG conditioning circuit

2.2 脉搏信号采集及调理

本文选择透射式成人指夹传感器,通过对透过手指的光强度进行检测间接测量脉搏信号。调理电路中以人体脉搏搏动频次来设计低通放大部分,可得到mV级输出电压,抑制高频干扰以及消除运算放大器对输入偏置电流的影响。一级反向放大将电压放大22.5倍,截止频率为31 Hz,过滤50 Hz的干扰。次级放大的理想放大倍数为-22.5倍,0.707倍零频增益高频转折频率为14 Hz。图6所示为脉搏信号采集与调理整体电路,脉搏信号经此电路进行前端滤波及放大,输出到数据采集卡。

2.3 同步采集实现

本文选用的USB-4221数据采集卡如图7所示。每一个模拟输入通道都具有相对独立的AD转换单元,保证本组数据采集的准确性,同时满足了多通道同步采集的要求,且各通道相互独立,互不影响。此外,此采集卡底噪极低、精确性高,适用于大多数的数据采集场景。在本文中,USB-4221数据采集卡的主要作用是将三导联的心电传感器和指夹光电脉搏传感器输出的模拟电压信号进行数字转化,实现同步采集。同步采集装置实物整体如图8所示,同步采集的心电、脉搏信号如图9所示。

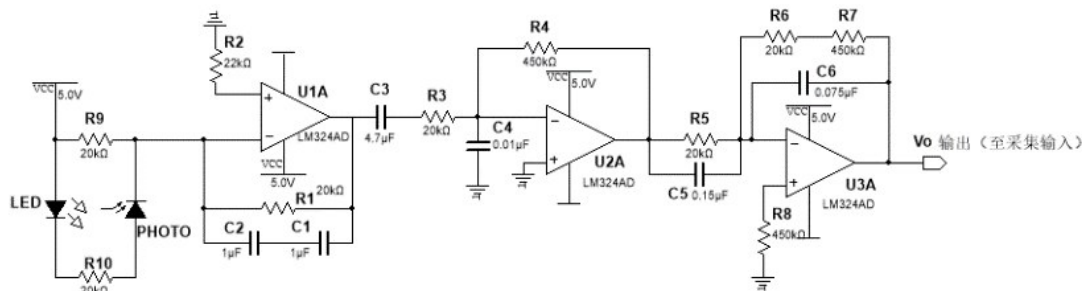


图6 脉搏信号采集及调理电路设计
Fig.6 Design of pulse signal acquisition and conditioning circuit



图7 USB-4221 数据采集卡
Fig.7 USB-4221 data acquisition card



图8 同步采集系统
Fig.8 Synchronous acquisition system

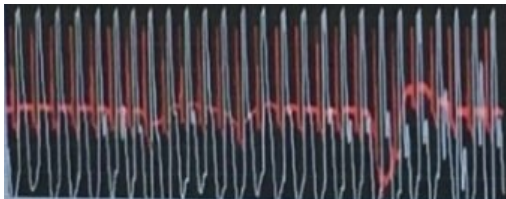


图9 同步采集的心电、脉搏信号
Fig.9 Synchronously acquired ECG and pulse signals

3 信号处理与血压测量

本文中系统软件部分在 Matlab 2014R 平台实现, 主要实现功能为心电-脉搏信号的处理及显示, 包括信号处理模块、PTT 计算模块、血压测量模块 3 个部分。

3.1 信号处理模块

信号处理模块首先接收经 USB-4221 采集卡传输的心电-脉搏信号, 采用一阶差分方法消除心电信号 T 波干扰; 对于脉搏信号, 采用滑动平均滤波^[16]抑

制传感器内部以及外界刺激的随机性干扰。然后基于小波变换算法对两路信号去基线漂移^[17]。为避免计算机做无谓离散计算, 本文选用墨西哥帽小波 (Mexican-Hat) 对双路信号继续进行连续小波变换。Mexican-Hat 小波是将高斯函数进行二阶求导得到的函数, 收敛速度快, 有其自身的解析表达式, 如式 (5) 所示, 其在时频窗具有良好的局部表征。如图 10 所示, 预处理后的信号大部分噪声被消除, 波形趋于平滑, 无明显毛刺。

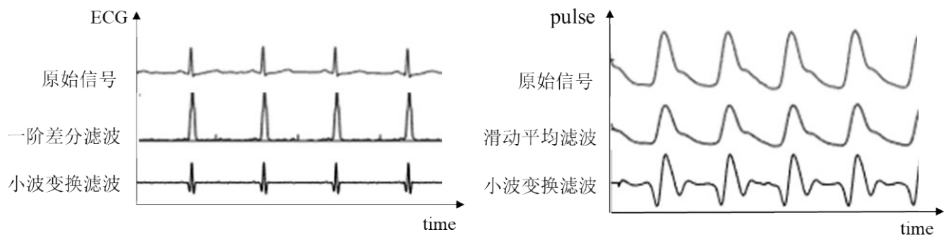


图10 心电-脉搏信号预处理
Fig.10 Preprocessing of ECG and pulse signals

$$\psi(x) = \frac{2}{\sqrt{3}} \pi^{-1/4} (1 - x^2) e^{-x^2/2}$$

(5)

3.2 PTT 计算模块

根据上述图 1 中 PTT 计算原理可知, 将心电信号 R 波峰值点与脉搏信号主波峰值点的时间差值作为 PTT。则特征点提取对象包括 ECG 信号的 R 波波峰、pulse 信号的主波波峰。本文采用动态差分阈值方法^[18]提取特征点, 根据心脏不应期计算判断, 两个 R 波峰值的时间间隔不应小于三分之二个心动周期。特征点提取过程如图 11 所示。排除误差点后的特征点如图 12 所示。

3.3 血压测量模块

血压测量基于机器学习方法来实现。模型训练数据有两部分, 一部分是 MIMIC 数据库数据, 另一部分是基于同步采集系统实际采集的数据。MIMIC 数据库中包含同步心电、脉搏、动脉血压监护数据, 基于采集系统可得到心电、脉搏信号, 采用欧姆龙血压计 HEM-8713 可得到收缩压和舒张压。

依据脉搏传导时间与收缩压线性相关, 可得如图 13 所示线性方程示意图。图中为不同个体的血压计算方程, 不同个体斜率不同, 系数 a、b 有不同的值。

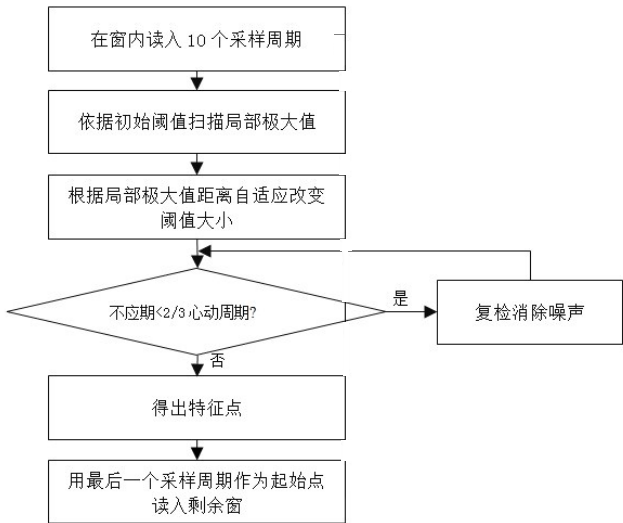


图 11 特征点提取框架图
Fig.11 Diagram of feature point extraction

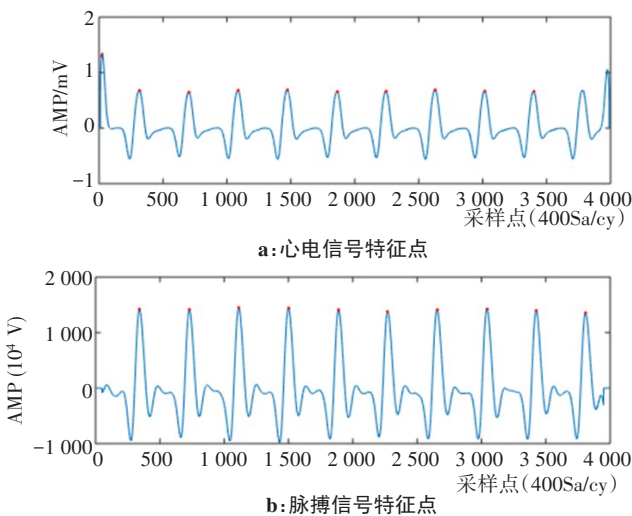


图 12 提取的特征点
Fig.12 Extracted feature points

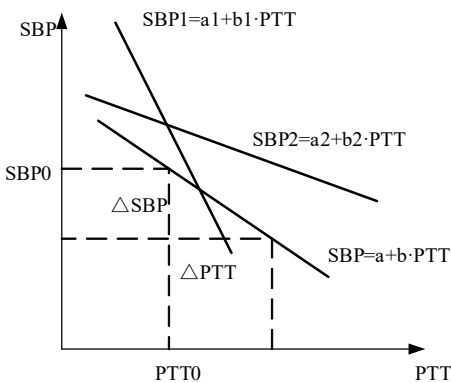


图 13 利用 PTT 计算收缩压的原理图
Fig.13 Schematic diagram of systolic blood pressure calculation by pulse transit time

在进行血压测量的过程中,不同测试者构建的测量模型因自身心电信号、脉搏信号的生理特征差异而不同。根据上文中 PTT 与血压的关系可得到线

性血压模型为:

$$SBP = \begin{cases} a_0 + b_0 \cdot PTT, tp = m_0 \\ a_1 + b_1 \cdot PTT, tp = m_1 \\ \dots \\ a_n + b_n \cdot PTT, tp = m_n \end{cases} \quad (6)$$

其中, a_i 、 b_i 代表不同个体的线性模型参数, tp 表示脉搏波的种类, m_i 代表不同的个体($i = 0, 1, 2, \cdots, n$)。脉搏传导时间与同期时间相对应的血压值构成了机器学习的一组样本。将同期血压值进行预处理,结合不应期条件,检测与标定与 PTT 同期的 SBP 和 DBP。依据式(2),将 PTT 与同期对应 SBP 利用回归分析进行拟合,得出系数 a 、 b 。依据式(3)、式(4)计算得到脉搏特征 K 值以及系数 m 、 n 。将得到的特征值及系数代入,构建血压测量模型。将下一个采样周期数据作为测试数据代入模型,验证测量出的收缩压与舒张压的准确度。

4 实验结果及分析

本文中的模型验证分为两个部分,其一是利用 MIMIC 数据库中病例样本进行验证,另一部分是同步采集测试者的心电、脉搏信号进行验证。

4.1 数据库数据

选取 MIMIC 数据库中的数据,其采样频率为 500 Hz,将前 10 个心动周期共 4 000 个数据作为训练样本,剩余数据作为验证样本,各段对应时间的真实血压值与测量数值如表 1 所示。

受试者	真实血压/mmHg		测量血压/mmHg		PTT/ 10^{-3} s
	SBP	DBP	SBP	DBP	
1	120.14	61.73	121.65	62.90	297
2	130.48	70.76	132.61	73.01	245
3	101.09	63.72	101.93	63.16	288
4	131.56	76.32	131.89	77.06	189
5	96.61	70.45	99.47	68.51	215

4.2 实测数据

选择年龄为 21~23 周岁的 5 名健康学生(无心血管疾病)作为受试者,在受试者静息状态下进行试验。首先,将欧姆龙血压计 HEM-8713 袖带固定在受试者左臂待测;同时,将心电导联固定在受试者左右锁骨下窝中部、左腋前线上肋缘与髂嵴间中部,将指夹光电传感器固定在左手中指指尖,利用同步采集模块进行心电-脉搏信号采集;按下血压计启动键对血压值进行测量,时间间隔为 2 min。然后,利用采集数据进行模型训练,通过上文论述方法计算出参数,与测量得到的血压值进

行拟合,从而得到收缩压与舒张压线性关系方程。利用后续数据进行血压连续测量,与欧姆龙血压计测得数据对比验证,结果如表2所示。

表 2 实际采集数据验证对比
Tab.2 Verification and comparison of actually acquired data

受试者	真实血压/mmHg		测量血压/mmHg		PTT/ 10^{-3} s
	SBP	DBP	SBP	DBP	
1	109	70	108	68	63
2	136	96	133	94	59
3	128	95	130	95	70
4	112	80	108	77	76
5	95	66	97	65	66

收缩压和舒张压测量结果与实际数值对比见图 14,误差对比见图 15。由图 15 可知,真实血压与测量血压的差值集中在 $\pm 5\text{mmHg}$ 范围以内,表明本文的血压测量系统与使用电子血压计的测量结果趋于一致,系统测量精度符合美国医疗仪器促进协会 AAMI (The Association for the Advancement of Medical Instrumentation)标准中平均误差 $\leq 5\text{ mmHg}$ 的要求^[19]。

4.3 GUI界面显示

在 Matlab 平台中搭建 GUI 界面^[20],实现信号预处理、特征值提取、训练测量模型等功能,达到连续血压测量人机交互方便操作的目的。操作时只需将实时采集的心电-脉搏信号或MIMIC数据库中数据提取到界面,便可得出结果,功能实现效果如图 16 所示。

5 结束语

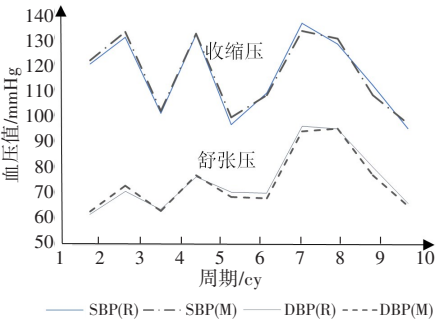


图 14 血压测量结果与实际值
Fig.14 Blood pressure measurement results and actual values

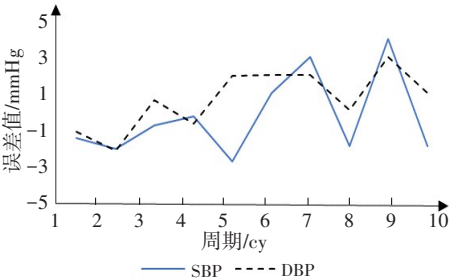


图 15 误差对比图
Fig.15 Error comparison

本文主要研究基于 USB-4221 数据采集卡的连续血压测量,从基于脉搏传导时间的血压测量原理、血压测量线性模型的构建、同步采集系统设计、GUI 人机交互界面设计 4 个方面开展研究工作。实验结果表明,真实血压与测量血压的误差值在 $\pm 5\text{ mmHg}$ 范围内,达到 AAMI 标准中对测量平均误差的要求,具有较高准确性,且 GUI 用户平台设计简化了测量及处理过程中的繁琐操作,使用便捷。

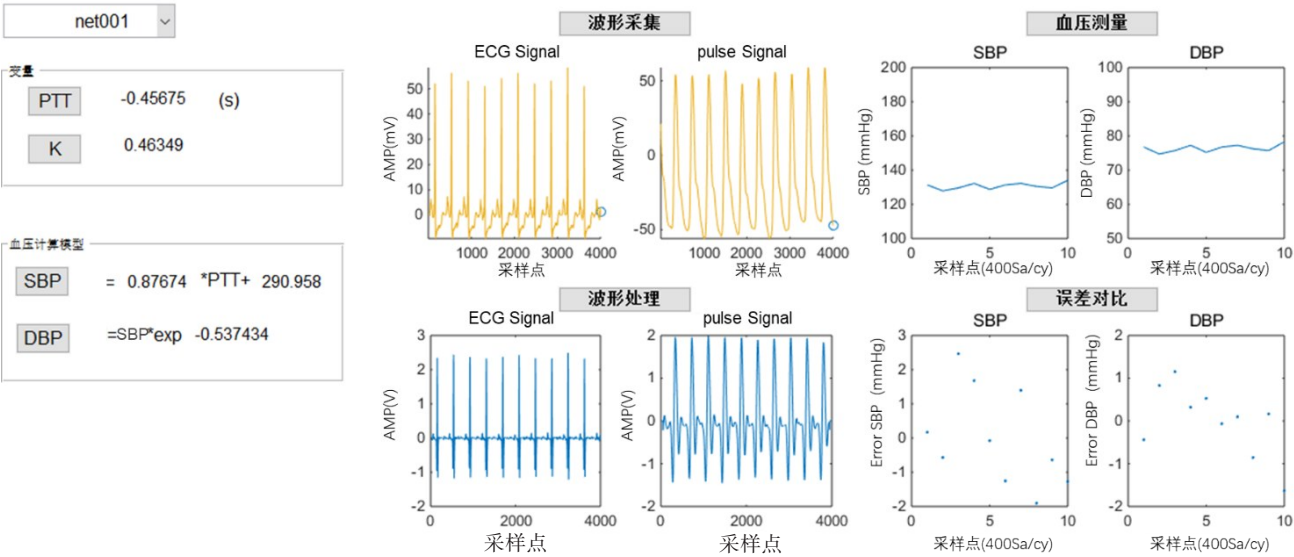


图 16 连续血压测量界面功能展示
Fig.16 Function display of continuous blood pressure measurement interfaces

【参考文献】

- [1] 胡盛寿, 高润霖, 刘力生, 等.《中国心血管病报告2018》概要[J]. 中国循环杂志, 2019, 34(3): 209-220.
HU S S, GAO R L, LIU L S, et al. Summary of the 2018 report on cardiovascular diseases in China[J]. Chinese Circulation Journal, 2019, 34(3): 209-220.
- [2] 蒋巍巍, 季忠. 无创血压测量方法的研究进展[J]. 中华高血压杂志, 2015, 23(7): 685-689.
JIANG W W, JI Z. Advances in noninvasive blood pressure measurement method[J]. Chinese Journal of Hypertension, 2015, 23(7): 685-689.
- [3] 李莫振, 王磊, 葛绍侠. 有创动脉血压监测的应用及影响因素[J]. 临床医学, 2013, 33(1): 101-103.
LI M Z, WANG L, GE S X. The applications and influencing factors of invasive blood pressure monitoring[J]. Clinical Medicine, 2013, 33(1): 101-103.
- [4] 刘晓玲, 杨景萍, 权喜玲, 等. 有创血压监测在心血管介入诊疗中的应用研究[J]. 陕西医学杂志, 2012, 41(12): 1683-1684.
LIU X L, YANG J P, QUAN X L, et al. Application of invasive blood pressure monitoring in cardiovascular interventional diagnosis and treatment[J]. Shaanxi Medical Journal, 2012, 41(12): 1683-1684.
- [5] 凌振宝, 张铭, 熊文激, 等. 基于脉搏波传导时间的无袖带血压测量仪设计[J]. 电子测量与仪器学报, 2012, 26(12): 1080-1085.
LING Z B, ZHANG M, XIONG W J, et al. Design of sleeveless blood pressure measuring instrument based on pulse wave transit time[J]. Journal of Electronic Measurement and Instrument, 2012, 26(12): 1080-1085.
- [6] 徐志红, 方震, 陈贤祥, 等. 一种基于多参数融合的无袖带式连续血压测量方法的研究[J]. 电子与信息学报, 2018, 40(2): 353-362.
XU Z H, FANG Z, CHEN X X, et al. Research about cuff-less continuous blood pressure estimation by multi-parameter fusion method[J]. Journal of Electronics & Information Technology, 2018, 40(2): 353-362.
- [7] 宋义林, 张彤, 高树枚. 基于容积脉搏波振幅梯度的血压检测法的研究[J]. 生物医学工程研究, 2018, 37(3): 281-285.
SONG Y L, ZHANG T, GAO S M. A method of blood pressure measurement based on the amplitude gradient of volume pulse wave[J]. Journal of Biomedical Engineering Research, 2018, 37(3): 281-285.
- [8] PAYNE R A, SYMEONIDES C N, WEBB D J, et al. Pulse transit time measured from the ECG: an unreliable marker of beat-to-beat blood pressure[J]. J Appl Physiol, 2006, 100(1): 136-141.
- [9] 刘增丁, 陈骥. 脉搏波传导时间的血压估计模型[J]. 中国医学物理学杂志, 2017, 34(2): 199-203.
LIU Z D, CHEN J. Blood pressure estimation model using pulse transit time[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2017, 34(2): 199-203.
- [10] XU L, GAO K. Continuous cuffless arterial blood pressure measurement based on PPG quality assessment[J]. Int J Comput Biol Drug Des, 2015, 8(2): 18.
- [11] 李章俊, 王成, 朱浩, 等. 基于光电容积脉搏波描记法的无创连续血压测量[J]. 中国生物医学工程学报, 2012, 31(4): 607-614.
LI Z J, WANG C, ZHU H, et al. The research progress of noninvasive and continuous blood pressure measurement based on photoplethysmography [J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 2012, 31(4): 607-641.
- [12] 赵泽, 潘颂欣, 张元亭. 基于Windkessel模型和指端PPG的无创心输出量估计. 先进技术研究通报, 2010, 4(6): 7-10.
ZHAO Z, PAN S X, ZHANG Y T. Non-invasive estimation of cardiac output from finger photoplethysmogram based on Windkessel model [J]. Bulletin of Advanced Technology Research, 2010, 4(6): 7-10.
- [13] 刘静纯, 陈建慧, 罗志昌. 人体微循环弹性腔模型与模型参数估计[J]. 北京生物医学工程, 2001, 20(2): 102-105.
LIU J W, CHEN J H, LUO Z C. An elastic chamber model of human microcirculation system and its parameter estimation [J]. Beijing Biomedical Engineering, 2001, 20(2): 102-105.
- [14] 任寅安, 徐静, 龚仕金, 等. 应用于血管顺应性评估的高阶Windkessel模型研究[J]. 生物医学工程学杂志, 2011, 28(2): 217-222.
REN Y Z, XU J, GONG S J, et al. Research on high-order windkessel model for assessing vascular compliance[J]. Journal of Biomedical Engineering, 2011, 28(2): 217-222.
- [15] 罗志昌, 张松, 杨益民, 等. 微循环容积脉搏波血流特征信息的研究[J]. 北京生物医学工程, 2001, 20(2): 98-101.
LUO Z C, ZHANG S, YANG Y M, et al. A research on characteristics information of blood flow of volume pulse in microcirculation[J]. Beijing Biomedical Engineering, 2001, 20(2): 98-101.
- [16] 洋洋, 陈小惠. 基于心电图脉搏信号的无创血压算法研究[J]. 微型机与应用, 2016, 35(5): 94-97.
YANG Y, CHEN X H. Research on noninvasive blood pressure measurement based on ECG and PPG signal[J]. Microcomputer & Its Applications, 2016, 35(5): 94-97.
- [17] 吴光文, 王昌明, 包建东, 等. 基于自适应阈值函数的小波阈值去噪方法[J]. 电子与信息学报, 2014, 36(6): 1340-1347.
WU G W, WANG C M, BAO J D, et al. A wavelet threshold de-noising algorithm based on adaptive threshold function [J]. Journal of Electronics & Information Technology, 2014, 36(6): 1340-1347.
- [18] 张爱华, 王平, 丑永新. 基于动态差分阈值的脉搏信号峰值检测算法[J]. 吉林大学学报(工学版), 2014, 44(3): 847-853.
ZHANG A H, WANG P, CHOU Y X. Peak detection of pulse signal based on dynamic difference threshold [J]. Journal of Jilin University (Engineering and Technology Edition), 2014, 44(3): 847-853.
- [19] ANSI/AAMI/IEC: 80601-2-30-2009. Particular requirements for the basic safety and essential performance of automated non-invasive sphygmomanometers[S]. US-ANSI: Medical Electrical Equipment, 2009.
- [20] 姚楠, 耿奇. 基于MATLAB GUI的车牌自动识别系统设计[J]. 软件, 2016, 37(3): 44-46.
YAO N, GENG Q. Design a of automatic license plate recognition system based on MATLAB GUI [J]. Computer Engineering & Software, 2016, 37(3): 44-46.

(编辑:陈丽霞)