

基于多特征参数的无创连续血压测量系统的研制

李明月, 袁智颖, 李若薇, 单洁滢, 叶继伦, 张旭, 于辉, 伍晓宇

引用本文:

李明月, 袁智颖, 李若薇, 等. 基于多特征参数的无创连续血压测量系统的研制[J]. 中国医疗器械杂志, 2024, 48(6): 670-677.

LI Mingyue, YUAN Zhiying, LI Ruowei, et al. Development of Non-Invasive Continuous Blood Pressure Measurement System Based on Multiple Feature Parameters[J]. *Chinese Journal of Medical Instrumentation*, 2024, 48(6): 670-677.

<https://doi.org/10.12455/j.issn.1671-7104.230417>

收稿日期: 2023-07-18

您可能感兴趣的其他文章

Articles you may be interested in

基于调频连续波雷达的无接触血压监测方法的研究与实现

Non-contact Blood Pressure Measurement Method Using Frequency Modulated Continuous Wave Radar

中国医疗器械杂志. 2022, 46(5): 481-484,508 <http://doi.org/10.3969/j.issn.1671-7104.2022.05.002>

微型无创血压测量与验证系统

Miniature Non-invasive Blood Pressure Measurement and Verification System

中国医疗器械杂志. 2022, 46(3): 278-282 <http://doi.org/10.3969/j.issn.1671-7104.2022.03.009>

基于光电容积脉搏波的呼吸信号提取及其系统的研制

Development of Respiratory Signal Extraction System Based on Photoplethysmography

中国医疗器械杂志. 2021, 45(2): 136-140 <http://doi.org/10.3969/j.issn.1671-7104.2021.02.004>

基于决策树的光电容积脉搏波干扰段实时检测方法

Real-time Detection Method for Motion Artifact of Photoplethysmography Signals Based on Decision Trees

中国医疗器械杂志. 2024, 48(3): 285-292 <http://doi.org/10.12455/j.issn.1671-7104.230552>

基于运动传感器辅助的生理信号监护系统开发

Development of Vital Signal Monitoring System Based on Accelerometer

中国医疗器械杂志. 2023, 47(6): 602-607 <http://doi.org/10.3969/j.issn.1671-7104.2023.06.003>

多参数心肺功能运动试验系统的研制

Development of Multi-parameter Cardiopulmonary Exercise Test System

中国医疗器械杂志. 2020, 44(2): 136-140 <http://doi.org/10.3969/j.issn.1671-7104.2020.02.009>



微信公众号



网站二维码

文章编号: 1671-7104(2024)06-0670-08

基于多特征参数的无创连续血压测量系统的研制

【作者】 李明月¹, 袁智颖¹, 李若薇¹, 单洁滢¹, 叶继伦^{1,2,3}, 张旭¹, 于辉², 伍晓宇²

1 深圳大学 医学部 生物医学工程学院, 深圳市, 518060

2 广东省宝莱特公司创新研究院, 珠海市, 519080

3 深圳市惟拓力医疗电子有限公司, 深圳市, 518000

【摘要】 为解决当前国内无创连续血压测量技术难以实际应用的问题, 研制了一套高性能的同步心电、脉搏信号采集系统, 搭建了PC端人机交互软件平台, 并集成了连续血压测量相关算法。该系统完成了基于同步心电图 (electrocardiogram, ECG) 和光电容积脉搏波 (photoplethysmography, PPG) 信号的脉搏波传导时间等多个特征参数的提取, 实现了无创连续血压的测量。为验证系统测量的准确性, 进行了测试与对比验证。结果表明, 该系统满足相关标准要求, 具有良好的应用价值。

【关键词】 单导心电; 光电容积脉搏波; 连续血压; 多特征参数

【中图分类号】 R197.39; TH77

【文献标志码】 A

doi: 10.12455/j.issn.1671-7104.230417

Development of Non-Invasive Continuous Blood Pressure Measurement System Based on Multiple Feature Parameters

【Authors】 LI Mingyue¹, YUAN Zhiying¹, LI Ruowei¹, SHAN Jieying¹, YE Jilun^{1,2,3}, ZHANG Xu¹, YU Hui², WU Xiaoyu²

1 School of Biomedical Engineering, Health Science Center, Shenzhen University, Shenzhen, 518060

2 Guangdong BIOLIGHT Innovation Research Institute, Zhuhai, 519080

3 Shenzhen Witleaf Medical Electronics Co., Ltd., Shenzhen, 518000

【Abstract】 To address the issue of the difficulty in implementing non-invasive continuous blood pressure measurement technology in China, this study developed a high-performance synchronous electrocardiogram (ECG) and photoplethysmography (PPG) signal acquisition system. A PC-based human-computer interaction software platform was constructed, and continuous blood pressure measurement-related algorithms were integrated. Multiple feature parameters such as pulse wave transit time based on synchronous ECG and PPG signals were extracted, enabling non-invasive continuous blood pressure measurement. To verify the measurement accuracy of the system, tests and comparative verifications were carried out. The results demonstrated that the system could meet the requirements of relevant standards and have good application value.

【Key words】 single lead electrocardiogram, photoplethysmography, continuous blood pressure, multiple feature parameters

0 引言

血压作为一个重要的血流动力学参数, 是评估人体心血管功能的重要依据。高血压是一种发生率极高的慢性疾病, 是导致人体心血管疾病发展的最主要因素^[1]。有研究表明, 血压变异性的增加与心脏、血管和肾脏损害的严重程度相关, 并与心血管疾病发病率和死亡风险的增加相关, 对高血压有着重要的

预后价值^[2]。因此, 持续测量血压对于高血压及相关心血管疾病的早期预防、诊断和治疗至关重要。

常规的动态血压监测可以通过听诊法或示波法定期测量血压实现, 但其存在一定局限性, 包括血压测量的不连续性和袖带反复充气给人体带来的不适。临床上常用的连续血压监测方法为有创动脉插管法, 该方法需要动脉插管, 一般用于危重症患者, 不适用于普通人群^[3]。基于脉搏波传导时间 (pulse wave transit time, PWTT) 的血压测量方法^[4]具有无创、连续且无需袖带测量的优势, 在近几十年中受到了广泛关注, 已成为血压监测领域的研究热点^[5]。该测量方法的基本原理是基于Moens-Korteweg方程^[4], 将PWTT和血压2个生理参数相关联, 在一

收稿日期: 2023-07-18

基金项目: 深圳市科创委重大产业关键技术研发项目 (JSGG20210713091811038); 珠海市政府人才基金 (2120004000207)

作者简介: 李明月, E-mail: 2434813692@qq.com

通信作者: 叶继伦, E-mail: yejilun@126.com

定条件下可以推导出血压随PWTT变化而变化的数学模型。有很多研究者基于PWTT采用线性回归分析方法搭建了单参数模型,但结果表明单一参数并不能充分反映人体受多种因素影响的血压情况,从而导致测量结果准确度较差^[6]。因此近年来的相关研究均致力于寻找并引入更多的参数和非线性模型用于计算无创连续血压,以提高测量精度。

目前,国内的无创连续血压测量技术尚不成熟,市面上相关产品极少,且大多数研究者仅停留在算法研究阶段,相关集成系统的开发较少。为提高测量精度,除了计算与血压相关的更多特征参数外,获取高质量的同步心电和脉搏波信号,是保证算法发挥最大作用的前提。基于以上研究背景,笔者团队研制了一套完整的基于PWTT等多特征参数的无创连续血压测量系统,包括高性能同步心电、脉搏信号硬件采集系统和PC端上位机软件。其中,上位机软件中集成了同步心电、脉搏信号的特征点识别和特征参数的提取算法,并基于人工神经网络搭建了连续血压计算模型,最后进行了系统测试与验证。

1 系统整体架构设计

系统整体架构设计主要包括硬件设计和软件设计两部分,如图1所示。其中硬件设计包含心电、脉搏两路信号的同步采集系统,系统采用高达1000 Hz的采样率以及24位高精度模数转换器(analog digital converter, ADC)来保证信号的同步性和精度。软件系统设计包含下位机驱动程序设计、上位机交互软件设计和相关集成算法设计。

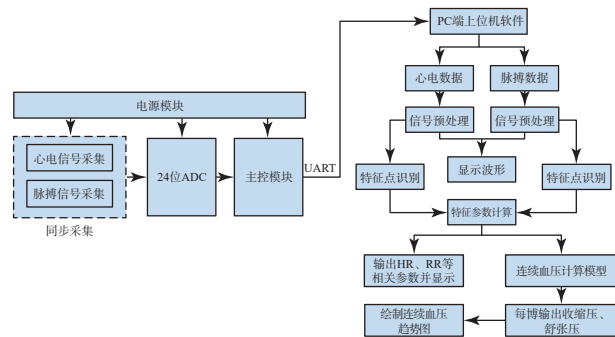


图1 系统整体框架

Fig.1 Block diagram of overall system

2 系统硬件设计

心电信号基于标准导联 I、脉搏波信号基于光电容积描记法进行采集。心电、脉搏模拟信号链路如图2所示。

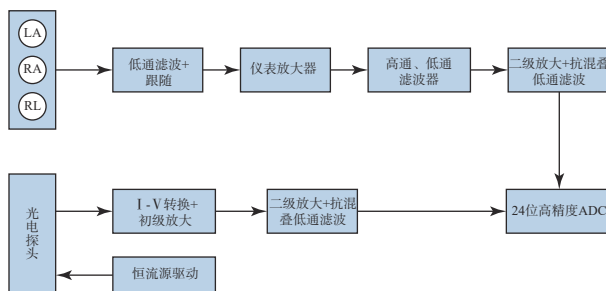


图2 心电、脉搏模拟信号链路

Fig.2 ECG and PPG analog signal link

2.1 心电信号采集电路

心电信号采集电路如图3所示。使用三电极采集人体导联 I 的心电信号,该信号经过前级低通滤波器后,被电压跟随器采集。电压跟随器输出连接到仪表放大器的输入端,心电信号经过仪表放大器进行初级放大并进行差分计算。仪表放大器能极大地抑制心电信号中的共模噪声,提高共模抑制比。此外,为了提高共模抑制比,将共模信号引出,经由共模驱动放大电路进行反相放大后反馈回人体,以抑制人体心电信号中的共模噪声。仪表放大器对心电信号进行差分放大后,信号经过一级二阶高通滤波器以滤除可能存在的极化电压,避免输出饱和,之后进行二级放大,最后经过一级二阶低通滤波以及一级一阶RC网络后进入24位高精度模数转换器。

信号进入模数转换器后,会由模数转换器将信号从模拟量转换成数字量,即采样。根据奈奎斯特采样定理,采样频率应该高于信号频率的2倍以上,否则将会发生频谱混叠。因而在模数转换的信号链路中,通常会对采样前的信号进行一次低通滤波,以滤除高频噪声,避免高频噪声混叠到所采样的信号带宽内。通常心电的信号频率为0.05~150 Hz,因此,采样频率设置为1000 Hz,并且设计了一个有源二阶低通滤波器,将其截止频率设置为150 Hz。所采用的二阶低通滤波器为巴特沃斯类滤波器,拓扑为Sallen-Key型。为了避免该滤波器的高频反馈现象带来噪声引入,同时为了保证高采样率时ADC输入信号能有足够的建立时间,在二阶低通滤波后还加入了一级一阶RC低通滤波。

2.2 脉搏信号采集电路

脉搏信号采集电路如图4所示。使用一个集成运放配合一个三极管对血氧探头中红光波段的发光管进行恒流源驱动。探头输出的电流经过一级电流-电压转换,转换后的电压信号经过二级放大后再进行一级低通滤波,进入24位高精度模数转换芯片。

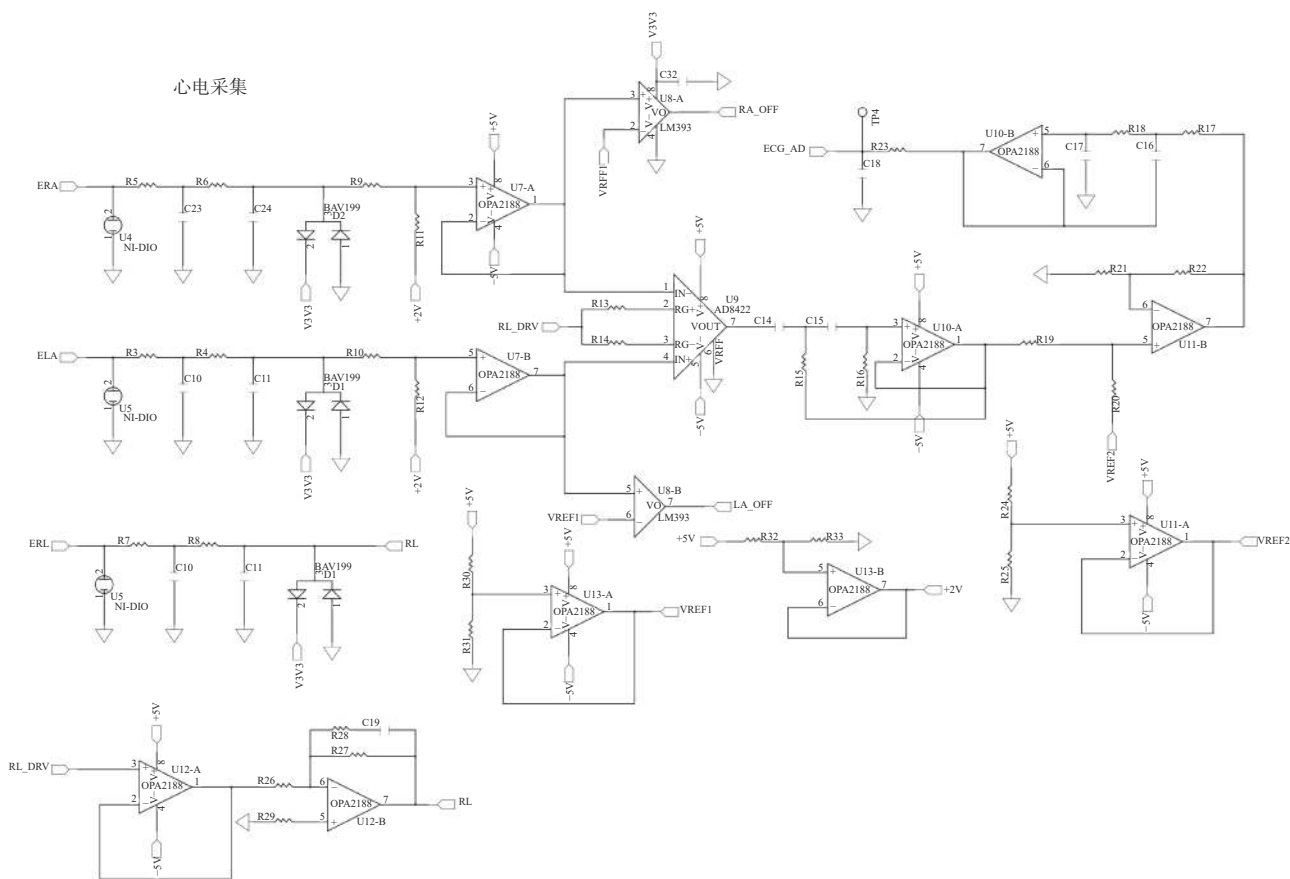


图3 心电信号采集电路

Fig.3 ECG signal acquisition circuit

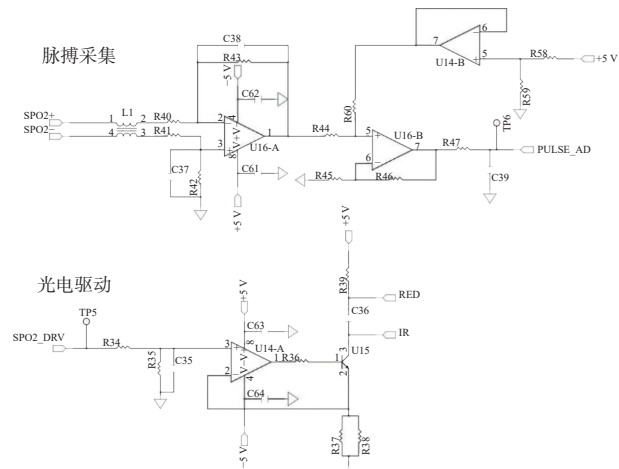


图4 脉搏信号采集电路

Fig.4 PPG signal acquisition circuit

2.3 高精度AD采集电路

ADC选择了Ti公司的24位 Σ - Δ 型高精度模数转换器ADS1255。采用这款 Σ - Δ 型ADC的原因除了它的高分辨率之外,还包括它所具备的过采样能力,以及内置的数字/抽取滤波器所提供的高频噪声抑制特性。

2.4 主控与电源模块设计

本设计中,输入电源由一个标称电压为7.4 V的锂电池提供。该电源经过一级低压差线性稳压器(low dropout regulator, LDO)芯片稳压到+5 V,然后再分别经过一个电荷泵芯片产生-5 V、一级LDO产生3.3 V。电路如图5所示。同时将地平面分割成模拟地与数字地,两者通过0 Ω 电阻连接。主控芯片为STM32F103RCT6,高达72 MHz的主频,以及内置的多路通用同步/异步收发器(USART)、串行外设接口(serial peripheral interface, SPI)、定时器外设,可以很好地满足本设计的要求。

3 系统软件设计

3.1 下位机软件设计

下位机的程序设计流程如图6所示。系统上电后,先将串口配置为使用DMA进行数据发送,之后进行数模转换器(digital-to-analog converter, DAC)、SPI等接口和驱动的初始化。然后,对ADS1255进行配置,主要包括配置ADS1255的通道增益以及数据速率,使其能够按照设计需求进行工作。在

此之后,对定时器进行初始化。定时器的主要作用是启动指示灯以及读取并发送板卡状态信息。最后,对与ADS1255的DRDY引脚连接的MCU引脚进行外部中断映射并初始化。当DRDY引脚就绪后,在外部中断中读取并转移ADS1255数据。

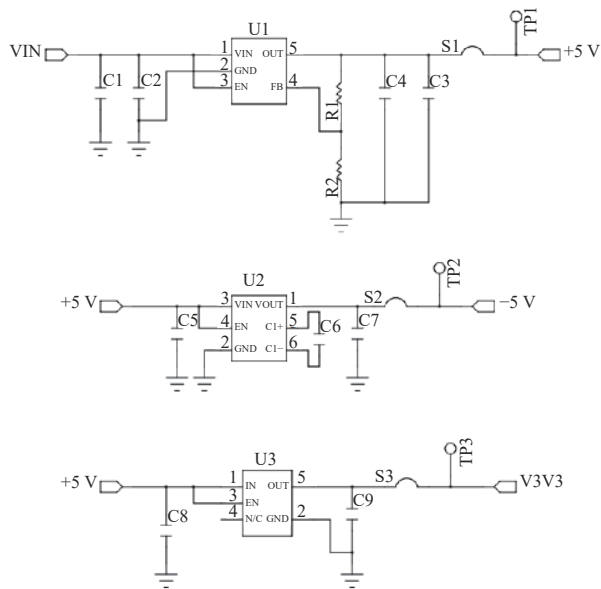


图5 电源模块电路
Fig.5 Circuit of power module

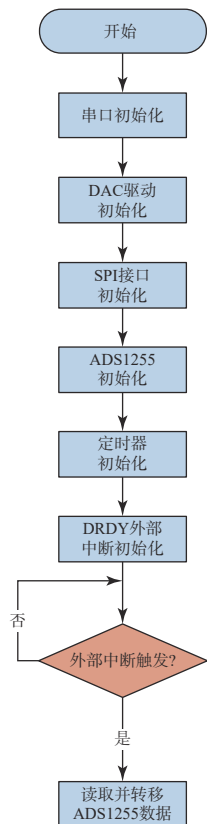


图6 下位机程序设计流程
Fig.6 Lower computer program design flowchart

3.2 算法设计

3.2.1 信号预处理

硬件采集系统对信号的滤波无法完全滤除噪声干扰。由于心电信号的QRS波段主要能量集中在0.5~40 Hz,而脉搏信号主要能量集中在0.1~20 Hz^[7]。因此,为进一步提高信号质量,设计了截止频率为40 Hz的低通FIR滤波器和截止频率为0.5 Hz的巴特沃斯高通滤波器对心电信号进行滤波;同时,设计了截止频率为20 Hz的低通FIR滤波器和截止频率为0.1 Hz的巴特沃斯高通滤波器对脉搏信号进行滤波。巴特沃斯滤波器属于不完全线性相位滤波器,通过适当调整相关参数,使其相位响应在信号有效频段内近似为线性相位。

3.2.2 同步心电、脉搏信号特征点识别

为了能够快速且准确地识别每个心动周期中ECG信号的峰值及位置,本设计采用了经典的Pan-Tompkins算法^[8]。基于ECG信号的形态特征,包括斜率、幅度和宽度等特点对滤波后的信号进行微分、平方和滑动窗口积分等操作,然后通过设置阈值来定位R波波峰。心电R波识别算法流程如图7所示。考虑到心电和脉搏信号的同步性,本设计将脉搏信号的波峰、波谷识别与心电R波的定位相结合。在找到心电R波后,向后寻找脉搏信号的极大值,再从脉搏波峰点向前寻找极小值以定位波谷。同时,采用自适应阈值法对脉搏信号进行特征点识别,通过双重判别以确保能够准确定位到真正的脉搏波峰和波谷。

心电和脉搏波信号特征点识别结果如图8所示。

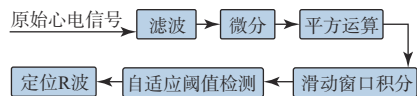


图7 心电特征点识别算法流程
Fig.7 Flow chart of ECG feature point recognition algorithm

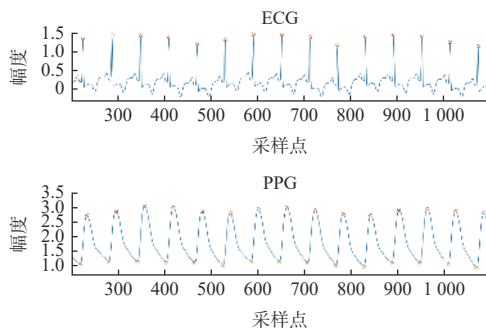


图8 心电、脉搏信号特征点识别结果
Fig.8 Recognition results of ECG and PPG feature points

3.2.3 特征参数提取与计算

本课题依据PWTT和血压之间的相关性^[9],在

单一 $PWTT$ 参数的基础上,引入了光电容积脉搏波面积参数 S 、心率 HR 和脉搏波波形特征量 K 这3个与血压相关的特征参数,预先对脉搏波数据进行归一化处理,完成下述参数的提取和计算。

脉搏波传导时间 $PWTT$:目前常用的 $PWTT$ 计算方式为从心电R波到同步脉搏波波峰或一阶微分信号的最大值之间的时间间隔。选取ECG的R波到PPG波峰之间的时间间隔作为 $PWTT$ 参数值,计算示意如图9所示,计算公式如式(1)所示。

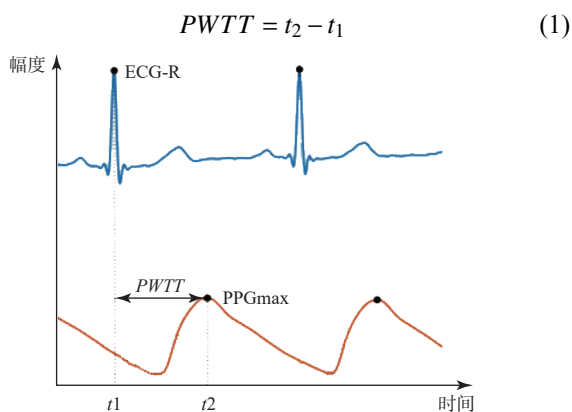


图9 $PWTT$ 计算示意
Fig.9 $PWTT$ calculation diagram

脉搏波面积参数 S :定义为单个周期内脉搏波所围成的面积,通过积分的计算方式提取,计算公式如式(2)所示。其中 $P(t)$ 为当前时刻脉搏波信号的幅值, f_s 为信号采样率, T 为当前脉搏波的完整周期,如图10所示。

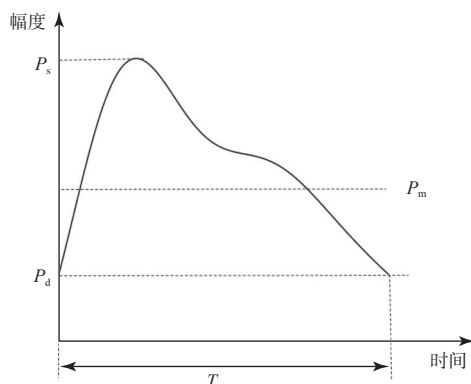


图10 单个周期脉搏波波形
Fig.10 Single cycle pulse waveform

$$S = \sum_{t=0}^T P(t)/f_s \quad (2)$$

脉搏波波形特征量 K :定义为一个心动周期内脉搏波的平均值与最小值间的之差比上最大值与最小值之差^[10],是一个能够反映脉搏波面积变化的特征量。单个周期脉搏波波形示意如图10所示,脉搏

波波形特征量 K 计算方法见式(3)。

$$K = \frac{P_m - P_d}{P_s - P_d} \quad (3)$$

心率 HR :有研究表明,引入 HR 参数用于构建连续血压模型,能在先前的模型基础上提升计算准确性^[11]。通过找到相邻2个心电R波波峰点之间的时间间隔,即可计算出 HR 。

3.2.4 基于BP神经网络构建血压模型

本设计使用了UCI数据库中的无创连续血压数据集^[12],该数据来源于MIMIC-II波形数据库,包含了900多名患者的12000个同步心电、脉搏和连续血压数据实例。首先将数据集中高度失真的信号段剔除以提高信号质量,再计算上述提到的 $PWTT$ 、 HR 、 S 和 K 作为输入,将提取的同步收缩压SBP和舒张压DBP作为输出,采用四层全连接ANN结构,如图11所示,构建了BP神经网络血压计算模型。

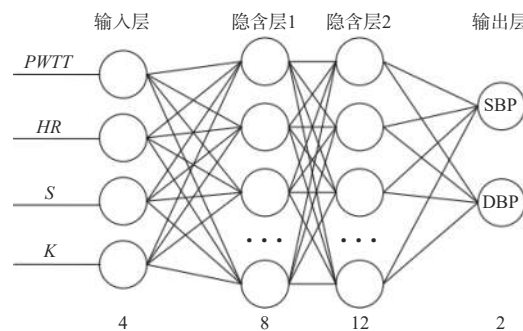


图11 ANN结构
Fig.11 ANN structure

3.3 PC端上位机交互软件设计

基于Visual Studio环境下的MFC框架搭建了上位机软件平台,并集成了上述算法和模型,同时增加了一路从脉搏信号中提取的呼吸信号。主要包括以下几个功能。

- (1) 串口通信功能:包括串口和波特率的选择。
- (2) 数据的接收与处理:对接收的数据进行实时的滤波、找点、计算等。
- (3) 波形的实时显示与存储:包括心电、脉搏波、呼吸及血压趋势图波形的显示和数据存储。
- (4) 参数的计算与显示:包括心率、呼吸率、收缩压、舒张压以及 $PWTT$ 等参数的计算与显示。
- (5) 数据回放与分析:用于读取存储的静态数据,并对该数据进行回放分析。

4 系统集成与测试

4.1 系统集成

本系统由硬件、软件及算法设计3部分组成。

硬件部分主要负责信号的采集；下位机软件部分主要完成指令和数据交互等功能，控制硬件系统的工作状态，完成信号的采集、预处理和数据传输等工作；上位机软件部分主要实现信号波形显示、数据处理及人机交互功能。算法部分首先在MATLAB环境下完成验证和模型搭建，然后使用C语言复现，将算法集成进上位机软件中，实现对心电和脉搏数据的实时滤波、特征点识别、特征参数计算以及血压计算。我们在研究中发现，现有的数据库以及算法还不足以支撑建立的血压模型直接计算出的结果有较高的准确性，但是可以很好地反映血压变化的趋势。因此，在进行实际测量前，需要通过采集受试者的实际血压数据对系统计算值进行二次校准，校准后的测量结果准确性有明显的提升。本系统实物如图12所示。

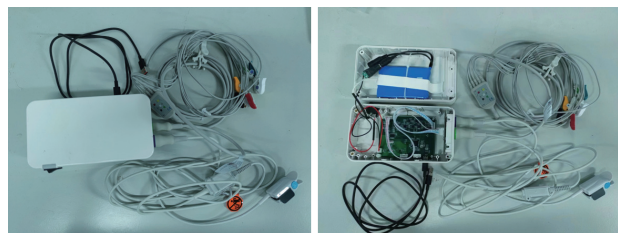


图12 系统实物

Fig.12 System physical diagram

测量过程中的上位机软件主界面如图13所示，血压趋势子界面如图14所示。

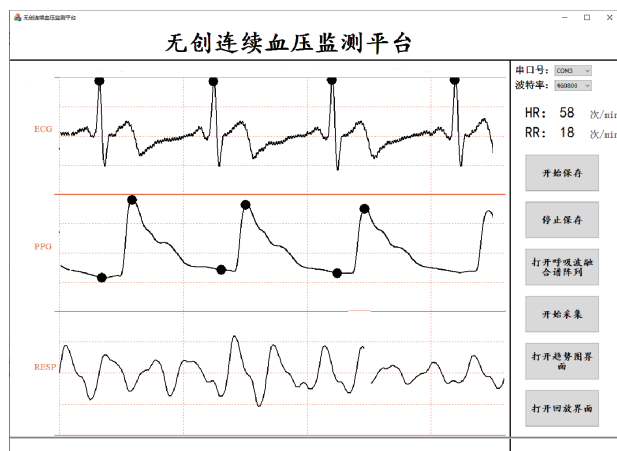


图13 上位机软件主界面

Fig.13 Upper computer home screen

4.2 系统测试与验证

为了验证设计系统测量的准确性，进行了相关测试。测试方法是对10名身体健康的志愿者在静息状态下采集6 min的同步心电、脉搏信号，并对该段时间内的脉搏收缩压和舒张压进行计算。在本系统进行采集过程中，使用欧姆龙HEM-7122袖带式电子血压计对测试者每隔3 min进行单次血压测

量，将两次测量结果的平均值作为参照。测试步骤如下：

(1) 系统上电，将采集电缆和探头连接到受试者身上的相应位置。

(2) 等待系统稳定，然后采集受试者连续6 min内的信号并计算其相关参数。

(3) 每隔3 min对受试者用欧姆龙HEM-7122血压计进行血压测量，测量完成后记录数据。

(4) 重复以上步骤，采集10名志愿者数据。

(5) 分析采集到的数据，验证系统的准确性。

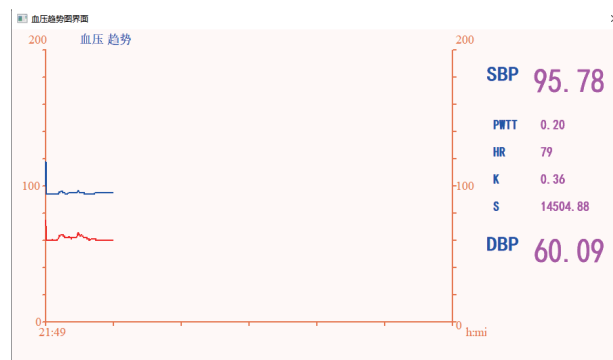


图14 血压趋势子界面

Fig.14 Blood pressure run chart sub interface

10名受试者的连续收缩压和舒张压测量结果分别如图15和图16所示。图中每条曲线对应为该名受试者6 min内的连续收缩压/舒张压测量结果。在系统进行连续血压测量过程中每隔30 s记录一次连续血压测量值，6 min内共取到12个收缩压和舒张压数值点，分别计算其平均值，并记为SBP_System和DBP_System；启动袖带式电子血压计的测量时刻分别为第3分钟末和第6分钟末，测量完成后，计算两次血压测量结果的平均值，记为SBP_Omron和DBP_Omron。上述计算所得的平均值用于后续的对比验证。

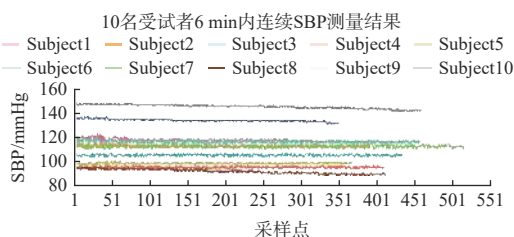


图15 受试者连续收缩压测量结果

Fig.15 Continuous systolic blood pressure measurement results of subjects

测试完成后得到的血压数据如表1所示。从表中数据可以计算出10名受试者的收缩压平均绝对偏差为3.26 mmHg (1 mmHg=133.32 Pa)，标准差为3.65 mmHg；舒张压平均绝对偏差为2.96 mmHg，

标准差为 3.19 mmHg, 满足 AAMI 标准中平均差小于 5 mmHg, 标准差小于 8 mmHg 的要求, 说明本研究搭建的系统测量准确性较好。

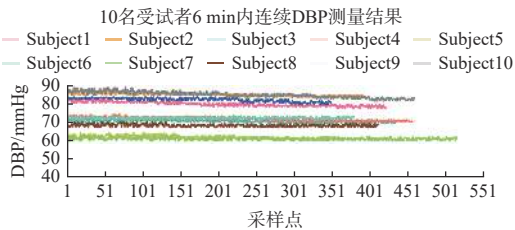


图 16 受试者连续舒张压测量结果

Fig.16 Continuous diastolic blood pressure measurement results of subjects

表 1 系统测试结果
Tab.1 System test results

单位: mmHg

受试者	SBP_System	DBP_System	SBP_Omron	DBP_Omron
受试者1	119.2	79.3	124	82
受试者2	113.1	84.6	119	87.5
受试者3	107.2	71.1	103.5	67.5
受试者4	95.4	72.9	96.5	71
受试者5	100.3	62.4	97	65
受试者6	116.6	72.8	118	70.5
受试者7	111.5	62.9	115.5	65.5
受试者8	96.7	69.4	93.5	66
受试者9	134.6	81.4	137.5	77.5
受试者10	146.3	84.8	144	88.5

5 讨论

将本研究所提方法与其他研究所用方法进行对比, 如表 2 所示。闫浩等^[13]通过提取面部视频信号中特定区域的视频脉搏波, 进行多维特征提取并建立血压模型进行血压值预测。

SAMIMI 等^[14]提出了一种利用脉搏波形在短时间内的动态变化特点并对数学模型进行特定校准的方法来预测连续血压; GENG 等^[15]首次建立了一种利用毫米波雷达同时获取颈部和胸部区域的中心动脉脉搏传导时间 (central-artery pulse transit time, caPTT) 来进行非接触式连续血压测量; KACHUEE 等^[16]同样利用 ECG 和 PPG 信号进行特征值提取和融合, 采用线性回归模型预测血压值。

与上述几种方法相比, 本研究所用方法与其相似之处都基于 PPG 和 ECG 等生理信号中提取的多个特征参数建立相关模型进行连续血压预测, 但因为生理调节的复杂性, 决定了从生理信号中提取的特征参数等影响因素与血压之间并非简单的线性关系。所以, 本研究采用了 BP 神经网络, 使得血压模型的建立不再局限于线性回归分析。同时, 在通过血压

模型预测血压值的基础上, 建立了一套针对每位系统使用用户的二次校准机制, 从而使得该模型与研制的硬件系统在集成应用上的匹配度更好。从表 2 的平均绝对偏差和标准差这两个指标可以看出, 研制的系统在连续血压测量的精确度上有了较大提升。

表 2 与其他相关工作对比
Tab.2 Comparison with other related work
单位: mmHg

作者	方法	平均绝对偏差		标准差	
		SBP	DBP	SBP	DBP
闫昊等 ^[13]	基于视频流的非接触式连续血压测量	4.9	4.6	5.9	5.0
SAMIMI 等 ^[14]	利用 PPG 波形的动态变化特点以及校准模型预测血压	8.89	4.92	12.15	7.07
GENG 等 ^[15]	根据毫米波雷达获得 caPTT 进行非接触式连续血压测量	5.54	4.68	7.62	6.15
KACHUEE 等 ^[16]	基于 ECG 和 PPG 的特征参数采用线性回归模型预测连续血压	8.21	4.31	5.45	3.52
本文作者	基于 ECG 和 PPG 信号提取多特征参数, 在 BP 神经网络模型预测血压值的基础上进行二次校准	3.26	2.96	3.65	3.19

6 总结

本研究依据 PWTT 和血压之间的相关性, 搭建了一套完整的无创连续血压测量系统, 包括硬件采集系统、上位机交互软件设计以及算法集成。同时, 使用市面上成熟的电子血压计产品采集的数据对本系统进行了二次校准, 实现了基于 ECG 和 PPG 信号的连续血压测量。为了验证系统测量的准确性, 进行了相关测试, 结果显示本研究设计的系统对血压的测量准确性较好。

本研究目前选择的标准血压参考数据来源于欧姆龙电子血压计的测量结果, 然而该测量结果本身存在一定误差。为进一步提升系统测量准确性, 本研究后续的工作方向是开展一系列临床试验, 如采用专业医生基于水银血压计听诊的血压结果作为真实血压值, 用于系统的校准和测试对比^[17]以及通过有创的方法进行系统验证等, 这将在更大程度上提升系统测量的准确性, 对无创连续血压测量方法在临床上的应用具有重要意义。

参考文献

- [1] IRIGOYEN M C, DE ANGELIS K, DOS SANTOS F, et

- al. Hypertension, blood pressure variability, and target organ lesion[J]. *Curr Hypertens Rep*, 2016, 18(4): 31.
- [2] PARATI G, OCHOA J E, LOMBARDI C, et al. Assessment and management of blood-pressure variability[J]. *Nat Rev Cardiol*, 2014, 10(3): 143-155. .
- [3] ATHAYA T, CHOI S. An estimation method of continuous non-invasive arterial blood pressure waveform using photoplethysmography: a U-Net architecture-based approach[J]. *Sensors (Basel)*, 2021, 21(5): 1867.
- [4] CALLAGHAN F J, GEDDES L A, BABBS C F, et al. Relationship between pulse-wave velocity and arterial elasticity[J]. *Med Biol Eng Comput*, 1986, 24(3): 248-254.
- [5] PETER L, NOURY N, CERNY M. A review of methods for non-invasive and continuous blood pressure monitoring: pulse transit time method is promising?[J]. *IRBM*, 2014, 35(5): 271-282.
- [6] 焦学军, 房兴业. 连续每搏血压测量方法的研究进展[J]. *航天医学与医学工程*, 2000, 13(2): 148-151.
- [7] BAILEY J J, BERSON A S, GARSON JR A, et al. Recommendations for standardization and specifications in automated electrocardiography: bandwidth and digital signal processing. A report for health professionals by an ad hoc writing group of the Committee on Electrocardiography and Cardiac Electrophysiology of the Council on clinical cardiology, American Heart Association[J]. *Circulation*, 1990, 81(2): 730-739.
- [8] PAN J, TOMPKIN W J. A real-time QRS detection algorithm[J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 1985, 32(3): 230-236.
- [9] EI-HAJJ C, KYRIACOU P A. A review of machine learning techniques in photoplethysmography for the non-invasive cuff-less measurement of blood pressure[J]. *Biomed Signal Process Control*, 2020, 58: 101870.
- [10] 杨琳, 张松, 杨益民, 等. 基于重搏波谷点的脉搏波波形特征量分析[J]. *北京生物医学工程*, 2008, 27(3): 229-233.
- [11] THAMBIRAJ G, GANDHI U, MANGALANATHAN U, et al. Investigation on the effect of Womersley number, ECG and PPG features for cuff less blood pressure estimation using machine learning[J]. *Biomed Signal Process Control*, 2020, 60: 101942.
- [12] KACHUEE M, KIANI M M, MOHAMMADZADE H, et al. Cuff-less high-accuracy calibration-free blood pressure estimation using pulse transit time[C]// 2015 IEEE International Symposium on Circuits and Systems (ISCAS), Lisbon, Portugal, 2015: 1006-1009.
- [13] 闫昊, 李霞, 朱田杨, 等. 基于视频流的非接触式连续血压检测算法研究[J]. *生物医学工程学杂志*, 2023, 40(2): 249-256.
- [14] SAMIMI H, DAJANI H R. Cuffless blood pressure estimation using calibrated cardiovascular dynamics in the photoplethysmogram[J]. *Bioengineering (Basel)*, 2022, 9(9): 446.
- [15] GENG F L, BAI Z R, ZHANG H, et al. Contactless and continuous blood pressure measurement according to caPTT obtained from millimeter wave radar[J]. *Measurement*, 2023, 218: 113151.
- [16] KACHUEE M, KIANI M M, MOHAMMADZADE H, et al. Cuffless blood pressure estimation algorithms for continuous health-care monitoring[J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2017, 64(4): 859-869.
- [17] 牛航舵, 袁思念, 朱子孚, 等. 微型无创血压测量与验证系统[J]. *中国医疗器械杂志*, 2022, 46(3): 278-282.