

DOI:10.3969/j.issn.1001-4551.2017.08.010

基于光电容积脉搏波的血压测量实验研究 *

吴育东¹, 钟舜聪^{1,2*}, 伏喜斌³

(1. 福州大学 机械工程及自动化学院光学/太赫兹及无损检测实验室,福建 福州 350108;

2. 福建省医疗器械和生物技术重点实验室,福建 福州 350000;3. 厦门市特种设备检验检测院,福建 厦门 361000)

摘要:针对电子血压计不能实现血压的无创连续测量的问题,提出了一种基于光电容积传感技术和平稳小波算法的无创血压测量方法。利用搭建的光电容积脉搏波采集系统采集人体指尖的脉搏波信号,并进行了分析。通过 SWT 对脉搏波信号进行了分解,重构了第 5 层高频信号,提取了该重构信号的 10 个特征参数作为 ANN 的矢量输入,脉搏波对应的收缩压和舒张压作为 ANN 的矢量输出进行了训练拟合。实验总共分析了不同人群的 10 700 个脉搏波信号,利用其中的 10 000 个信号建立了特征参数与血压的模型,通过剩余的 700 个信号对建立的模型进行了测试,并且将测试误差与美国医疗器械促进协会(AAMI)规定的标准进行了比较。实验结果表明:通过该方法可实现血压的无创连续测量,为智能穿戴等健康监护设备中进行血压的实时监测提供一定的参考价值。

关键词:血压;光电容积脉搏波;平稳小波;神经网络

中图分类号:TH789; R443⁺.5; TP391.4

文献标志码:A

文章编号:1001-4551(2017)08-0865-05

Blood pressure measurement based on photoelectric volume pulse wave

WU Yu-dong¹, ZHONG Shun-cong^{1,2*}, FU Xin-bin³

(1. Laboratory of Optics, Terahertz and Non-destructive Testing & Evaluation, School of Mechanical Engineering and Automation, Fuzhou University, Fuzhou 350108, China; 2. Fujian Key Laboratory of Medical Instrument and Pharmaceutical Technology, Fuzhou 350000, China; 3. Xiamen Special Equipment Inspection Institute, Xiamen 361000, China)

Abstract: Aiming at the problem of non-invasive continuous measurement of blood pressure by electronic sphygmomanometer, the noninvasive blood pressure measurement method based on photoplethysmography and Stationary wavelet transform (SWT) was proposed. The signal acquisition system was built to acquire the pulse wave signal from the human fingertip. Then the pulse wave signal was decomposed by SWT to reconstruct fifth layer of high frequency signal. Ten characteristic parameters were extracted from the reconstructed signal as the input of ANN and the corresponding blood pressure as the output of ANN to train the model. A total of 10 700 pulse wave signals in different populations were analyzed. 10 000 signals were used to build the model, and the rest 700 signals were used to test the model. The test error was compared with the standards set by the American Association for the Advancement of Medical Devices (AAMI). The results indicate that the method can achieve noninvasive continuous measurement of blood pressure and provide some reference value for the real - time monitoring of blood pressure in intelligent monitoring equipment.

Key words: blood pressure; photoplethysmography signal; stationary wavelet transform; the artificial neural networks

收稿日期:2016-12-08

基金项目:国家自然科学基金资助项目(51675103);国家卫生和计划生育委员会科研基金资助项目(WKJ-FJ-27);福建省杰出青年基金(2014J07007);教育部高等学校博士学科点基金(博导类,20133514110008);福建省质量技术监督局科技计划项目(FJQI2014008,FJQI2013024);福建省自然科学基金资助项目(2015J01234)

作者简介:吴育东(1991-),男,福建泉州人,硕士研究生,主要从事生物医学信号处理等方面的研究. E-mail:309016860@qq.com

通信联系人:钟舜聪,男,研究员,博士生导师. E-mail: Zhongshuncong@hotmail.com

0 引言

血压是血液在血管内流动时对单位面积血管壁产生的侧压力,它是反映人体循环系统机能的重要生理参数,心脏的泵血功能,心率,周围血管的阻力、大动脉的弹性、全身的血容量以及血液的物理状态等因素都反映在血压指标中,并且连续血压测量在家庭保健和临床诊断中均具有重要意义。

目前市场上的电子血压计几乎全部是采用示波法^[1]。示波法测量血压采用充气袖带来阻断动脉血流,由于动脉血流的脉动,袖带可以检测出动脉血流产生的气压振动波。该方法的缺点是由于心率失常发生时经常伴随着振荡波不规则,而且测量及血管形变恢复需要一定时间,致使在原理上就无法连续测量每搏血压的变化。而且周期性的袖带充气不仅增加了仪器的结构复杂性和成本,限制了仪器的小型化,并给监护者带来不适。

因此本研究利用脉搏波实现检测每个心动周期的血压值,为智能穿戴等健康监护设备中实现血压的无创连续测量提供一定的参考价值。

1 光电容积脉搏波采集系统

1.1 系统总体结构

本研究搭建的系统如图 1 所示。

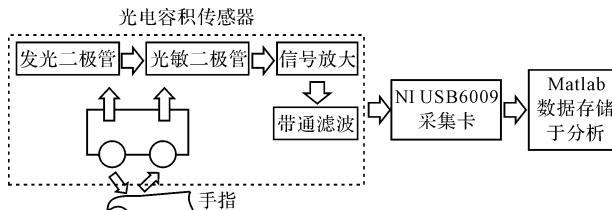


图 1 信号采集系统结构

前段信号采集主要是使用反射式光电容积传感器,该传感器由发光二极管、光敏二极管、信号放大、带通滤波器四部分组成。该传感器通过发光二极管向指间发射绿光,部分光信号被手指的肌肉骨骼和血液所吸收,经反射和漫反射回来的光信号通过光敏二极管接收,再经过信号放大和硬件的带通滤波,与连接的 NI USB6009 数据采集卡进行数据采集存储,最后再用 Matlab 软件对信号进行分析。

1.2 传感器模块电路

大量研究实验表明,相比于反射式测量方案,透射式测量对测量位置要求较高且长时间测量会给人体带来不适,不利于可穿戴设备的发展,因此,本研究使用的是反射式光电容积传感器。基于红外光谱和红光作为光源测量获取光电容积脉搏描述信号(photoplethysmography, PPG)的设计方案很多,但是也存在一些问题。近期,有研究分析了绿光作为测量 PPG^[2-8] 的特性,发现与红外光和红光相比较,绿光受皮下组织的干扰更小,获取的 PPG 波形更加完整^[9],所以本研究选用 523 nm 绿色发光二极管作为光源。传感器模块电路如图 2 所示。

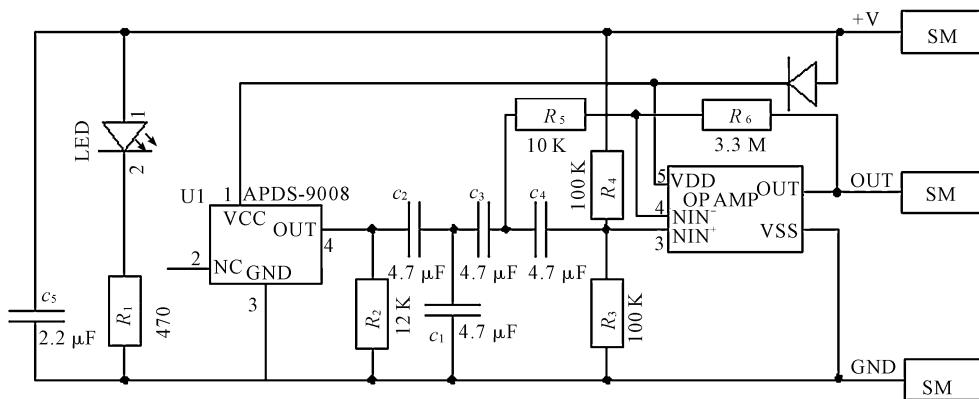


图 2 传感器模块电路

2 基于小波变换的 PPG 特征参数提取

小波分析^[10-12] 是一种窗口大小固定但其时间窗和频率窗都可改变的时频局域化分析方法。小波变换

的含义是:把一称为基本小波的函数 $\psi(t)$ 做位移 τ 后,再在不同尺度 a 下与待分析信号 $x(t)$ 做内积,如下式:

$$WT_x(a, \tau) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \psi \times \left(\frac{t - \tau}{a} \right) dt \quad (1)$$

通过小波分解,信号被分解为近似系数 A 和细节系数 D 两部分,一般地,低频信息集中在近似系数中,高频信息集中在细节系数中。信号的重构则是分解的逆向过程。

提取原始 PPG 的特征参数法^[13-15]已经有很多学者研究,然而临床表明,随着血管外周阻力、血管壁弹性和血液粘度等生理因素的变化^[16],不同人体的 PPG 波形有所不同,进而会影响原始 PPG 特征点的提取。信号采集系统采集的指尖 PPG 信号和该信号通过 SWT 分解重构的第 5 层,第 6 层以及第 7 层信号(以下简称 D5, D6, D7 层)如图 3 所示。

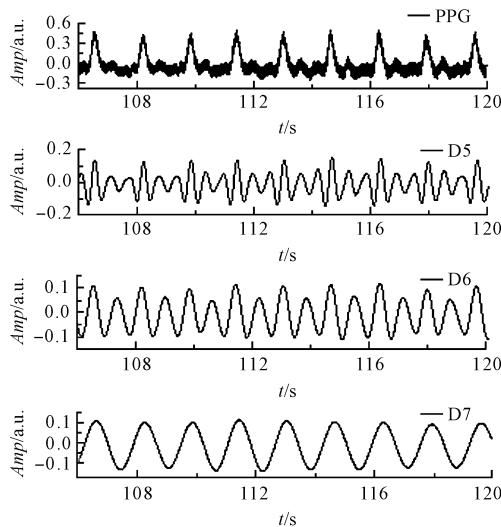


图 3 原始 PPG 信号及各层小波重构信号

通过分析发现,原始信号的有用成分大部分都分布在这 3 层中,特别是 D5 层信号与原始的 PPG 信号在时间尺度上一一对应,而且原始 PPG 中的主波和重搏波等波形特征在 D5 层很好的体现出来。所以本研究提出以 D5 层为研究对象,提取 D5 层的特征参数作为 ANN 的拟合输入。

本研究提取 D5 层信号的 10 个特征参数如图 4 所示。

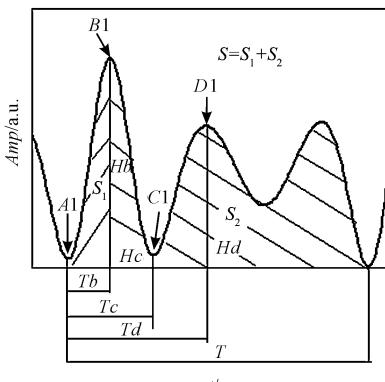


图 4 D5 层信号的 10 个特征参数

本研究利用差分阈值法计算 D5 层每搏波形信号的主动脉瓣开放对应点 A1, 收缩期最高压力对应点 B1, 降中峡对应点 C1, 重搏波对应点 D1 等特征点, 以此基础上提取 10 个特征参数: 主波 B1 点的幅值 H_b , 降中峡点 C1 点的幅值 H_c , 重搏波点 D1 的幅值 H_d 。时间参数有主波点 B1 点到起始点 A1 的时间 T_b , 降中峡点 C1 点到起始点 A1 的时间 T_c , 重搏波点 D1 点到起始点 A1 的时间 T_d 。面积参数有起始点 A1 到主播点 B1 的面积 s_1 , 主播点 B1 到下一个波起始点面积 s_2 , 以及总面积 s 。以这 10 个特征参数作为 ANN 的输入。

3 实验与结果分析

3.1 数据采集方案

实验数据采集方案: 使用欧姆龙电子血压计 HEM-7051 测量每位实验者的左手臂血压, 同时用脉搏波采集系统采集其右手食指指尖 1 min 的 PPG 信号, 由于人体的血压在短时间内是不会有变化, 所以通过电子血压计测量的血压值作为这 1 min PPG 信号的对应血压。记录存储测量的收缩压, 舒张压以及对应的 1 min PPG 信号。并且每隔 1 h 重复上述测量并记录, 同一个实验者每天测量 6 次, 早上、下午、晚上各测量 2 次, 这样的测量方案可以很好地反映人体一天内血压的变化, 使得采集的实验数据更加完善。本研究总共采集不同人的 10 700 个 PPG 单波和每个单波对应的收缩压和舒张压。本研究把这些数据分为 ANN 模型训练和测试两部分, 其中 10 000 个作为模型训练数据, 700 个作为模型测试数据。

3.2 BP 神经网络原理

BP 神经网络^[17-20]包含多个隐含层的网络, 与径向基神经网络都属于前向网络。BP 网络是前向神经网络的核心部分, 也是整个人工神经网络体系中的精华, 广泛应用于分类识别、逼近、回归、压缩等领域。BP 神经网络由多层感知器构成, 多层感知器除了输入层和输出层之外, 还具有若干个隐含层。确定了 BP 网络的层数和每层的神经元个数以后, 还需要确定各层之间的权值系数才能根据输入给出正确的输出值。BP 网络属于有监督学习, 需要一组已知目标输出的学习样本集。训练时先使用随机值作为权值, 输入学习样本得到网络的输出。然后根据输出值与目标输出计算误差, 再由误差根据某种准则逐层修改权值, 使误差减小。如此反复, 直到误差不再下降, 网络就训练完成。

本研究使用的 BP 神经网络结构如图 5 所示。

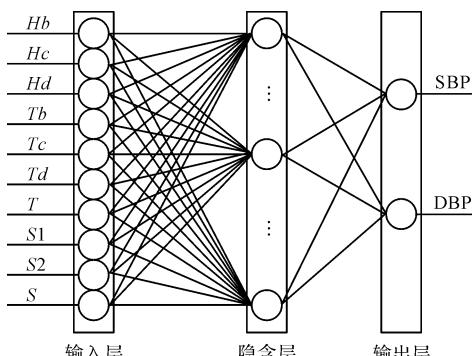


图 5 BP 神经网络结构图

该结构由输入层、隐含层、输出层 3 层结构构成，其中隐含层使用 Sigmoid 传递函数，输出层则是线性的，隐含层共包括 30 个神经元，训练时网络采用 Levenberg-Marquardt 算法，及 Trainlm 函数。以 D5 层提取的 10 个特征参数作为输入层的输入矢量。以每搏 PPG 信号对应的收缩压和舒张压作为输出层，进行模型的训练。

3.3 ANN 训练与结果分析

本研究在进行 ANN 模型训练时候，把 10 000 个数据的 70% 划分为训练样本，15% 划分为验证样本，剩下 15% 的数据为测试样本。BP 模型训练性能曲线如图 6 所示。

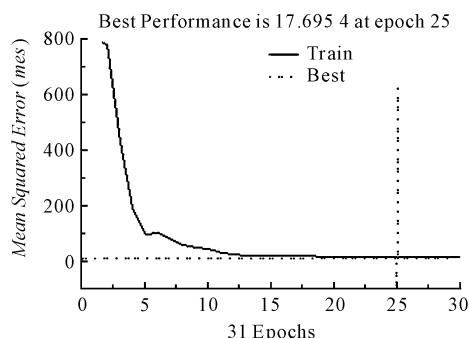


图 6 BP 模型训练性能曲线

通过设置隐含层的神经元个数，发现当隐含层个数为 30 个时，模型训练最优，最小均方误差为 17.695 4。再增加隐含层的个数时，只是增加了计算量，均方误差几乎不会再减小。

本研究用剩余的 700 个数据对训练的模型进行测试。测试数据的误差直方图如图 7 所示。

其中收缩压和舒张压的误差直方图分别如图 7(a)、7(b) 所示，误差 e 由下面公式计算得到：

$$e = BP_{est} - BP \quad (2)$$

式中： BP_{est} — 经过 ANN 模型估计出的收缩压或者舒张

压， BP — 对应电子血压计测量的血压实际值。

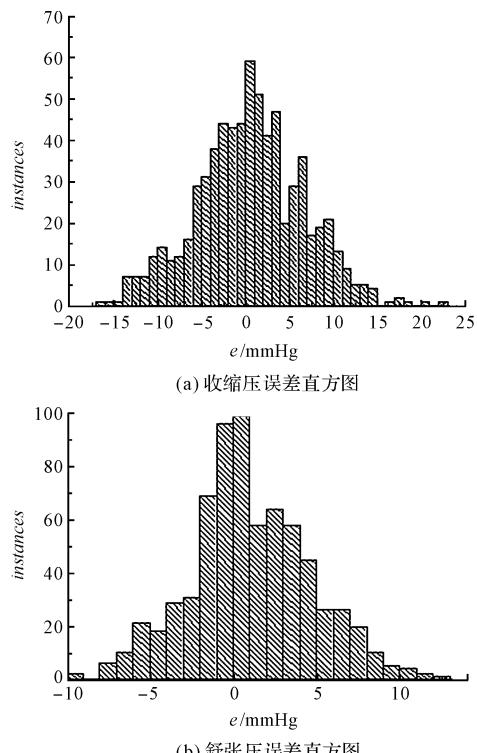


图 7 测试数据误差直方图

根据图 7 测试结果统计，收缩压绝对误差 $|e|$ 的均值为 4.80 mmHg，标准差为 3.83 mmHg，舒张压绝对误差 $|e|$ 的均值为 2.87 mmHg，标准差为 2.42 mmHg。满足美国医疗器械促进协会 (AAMI) 颁发的评价血压计准确性的国际标准^[21]，即设备测量的血压与标准血压计测量的绝对误差 $|e|$ 的均值必须小于 5 mmHg，标准差必须小于 8 mmHg。

4 结束语

本研究针对目前市场上的电子血压计不能实现血压的连续测量，而且在长期的测量中，充气袖套的使用会给测量者带来不适感等问题，提出了一种基于光电容积传感技术和平稳小波算法的无创血压测量方法。通过搭建的脉搏波信号采集系统采集人体指尖脉搏波信号，利用 SWT 算法对该信号进行分解重构，提取 D5 层重构信号的 10 个特征参数，并通过 ANN 算法建立了特征参数与血压的相关模型。

实验结果表明：通过该方法建立的血压模型的测试误差满足美国医疗器械促进协会 (AAMI) 的标准，即测量设备的绝对误差均值必须小于 5 mmHg，标准差必须小于 8 mmHg。因此，通过该方法可实现血压的无创连续测量，摆脱了传统血压测量方法中充气袖套的使用，在长期血压的连续测量中不会给测量者带

来不适感,为智能穿戴等健康监护设备进行血压的实时监测提供一定的参考价值。后续将围绕着整个测量系统小型化设计展开工作。

参考文献(References) :

- [1] 鲍俊成,王邦辉. 基于 STM32 的电子血压计的设计与实现[J]. 医疗卫生装备,2015,36(6):21-24.
- [2] XV L, GAO K. Continuous cuffless arterial blood pressure measurement based on PPG quality assessment [J]. *International Journal of Computational Biology and Drug Design*, 2015,8(2):150-158
- [3] 邹滋润,陈真诚,朱健铭. 基于光电容积脉搏波的呼吸波提取[J]. 中国生物医学工程学报,2013,32(4):508-512.
- [4] MADHAV K V, RAM M R, KRISHNA E H, et al. Robust extraction of respiratory activity from ppg signals using modified mspca [J]. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 2013,62(5):1094-1106.
- [5] LI P, LIU M, ZHANG X, et al. Novel wavelet neural network algorithm for continuous and noninvasive dynamic estimation of blood pressure from photoplethysmography [J]. *Science China Information Sciences*, 2016,59(4):1-10.
- [6] CHOI Y, ZHANG Q, KO S. Noninvasive cuffless blood pressure estimation using pulse transit time and Hilbert-Huang transform [J]. *Computers & Electrical Engineering*, 2013,39(1):103-111.
- [7] HE X, GOUBRAN R A, LIU X P. Secondary peak detection of PPG signal for continuous cuffless arterial blood pressure measurement [J]. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 2014,63(6):1431-1439.
- [8] SAYADI O, SHAMSOLLAHI M B. Utility of a nonlinear joint dynamical framework to model a pair of coupled cardiovascular signals [J]. *IEEE journal of biomedical and health informatics*, 2013,17(4):881-890.
- [9] 李哲茹,许金林,李晓风,等.一种基于绿光的可穿戴式光电容积脉搏波测量系统[J].现代电子技术,2016,39(20):125-128.
- [10] 高清河,刚晶,王和禹. 基于平稳小波变换心音信号阈值去噪的对比分析[J]. 计算机与数字工程,2015,43(6):957-959.
- [11] 范小龙,谢维成,蒋文波,等. 一种平稳小波变换改进阈值函数的电能质量扰动信号去噪方法[J]. 电工技术学报,2016,31(14):219-226.
- [12] 王智,殷奎喜,赵华,等. 基于小波变换实现脉搏信号降噪处理[J]. 通信技术,2011,44(5):151-153.
- [13] 唐铭一,李凯,马小铁. 脉搏波信号时域特征提取与算法的研究[J]. 计算机与现代化,2010(4):15-17.
- [14] 徐可欣,王继寸,余辉,等. 脉搏波时域特征与血压相关性的研究[J]. 中国医疗设备,2009,24(8):42-45.
- [15] 石萍. 基于 PPG 的心血管系统功能评价研究及应用[D]. 上海:上海交通大学生物医学工程学院,2010.
- [16] 罗志昌,张松,杨益民. 脉搏波的工程分析与临床应用[M]. 北京:科学出版社,2006.
- [17] 朱焯炜,阙立志,陈国庆,等. 三维荧光光谱结合平行因子及神经网络对清香型白酒的年份鉴别[J]. 光谱学与光谱分析,2015,35(9):2573-2577.
- [18] 熊行创,方向,欧阳阳,等. 基于人工神经网络的生物组织质谱成像分类与识别方法[J]. 分析化学,2012,40(1):43-49.
- [19] 周春艳,华灯鑫,乐静,等. 基于神经网络的叶绿素含量精细测量建模方法研究[J]. 光谱学与光谱分析,2015,35(9):2629-2633.
- [20] 张宝菊,雷晴,李刚,等. 基于 BP 神经网络的人体血液中红细胞浓度无创检测[J]. 光谱学与光谱分析,2012,32(9):2508-2511.
- [21] ANSI/AAMI SP10. American national standard for electronic or automated sphygmomanometers [S]. Arlington: Association for the Advancement of Medical Instrumentation, 1992.

[编辑:李辉]

本文引用格式:

吴育东,钟舜聪,伏喜斌. 基于光电容积脉搏波的血压测量实验研究[J]. 机电工程,2017,34(8):865-869.

WU Yu-dong, ZHONG Shun-cong, FU Xin-bin. Blood pressure measurement based on photoelectric volume pulse wave[J]. *Journal of Mechanical & Electrical Engineering*, 2017,34(8):865-869.

《机电工程》杂志: <http://www.meem.com.cn>