

基于脉搏波相位差的无创连续血压测量方法

李申龙, 李毅彬, 李洪阳, 张 洋, 陈晓萌, 邓 宁
(清华大学 微电子与纳电子学系, 北京 100084)

摘 要: 无创连续血压测量技术对医疗保健、临床监护、临床研究有重要意义。首次提出利用人体脉搏波的相位差来测量血压的新方法。介绍了桡动脉相位差和指端相位差与血压的关系,设计了实验测量不同血压条件下的人体多点脉搏波相位差,结果表明:多点脉搏波相位差与血压存在很强的相关性,且便携性与稳定性要优于传统的基于脉搏波传输时间(PTT)测量血压。
关键词: 脉搏波; 相位差; 无创连续血压测量
中图分类号: TP212.3 **文献标识码:** A **文章编号:** 1000-9787(2016)01-0062-03

Non-invasive continuous measurement method of blood pressure based on phase difference of pulse wave

LI Shen-long, LI Yi-bin, LI Hong-yang, ZHANG Yang, CHEN Xiao-meng, DENG Ning
(Institute of Microelectronics and Nanoelectronics, Tsinghua University, Beijing 100084, China)

Abstract: Non-invasive continuous blood pressure (BP) measurement technology is significant for health care, clinical monitoring and clinical research. For the first time, put forward a new method to measure BP using phase difference of human body's pulse wave. Introduce relationship between BP and phase difference of radial artery and finger tip, and an experiment is designed to measure phase difference of human body's multi-points pulse wave under different BP, and results show that, phase difference of human's multi-points pulse wave has a strong correlation with BP, and portability and stability are superior to traditional method based on pulse transit time (PTT).
Key words: pulse wave; phase difference; non-invasive continuous blood pressure (BP) measurement

0 引 言

血压作为人体的一个重要生理参数,能够反映人体心脏和血管的功能状况,也是临床上疾病诊断观察治疗的重要依据^[1]。高血压是心脑血管疾病最重要的危险因素之一,50%~70%的脑卒中和40%~50%的心肌梗死发生与血压升高有关^[2,3]。血压的监测对于心脑血管疾病的预防和早期发现及治疗有着重要作用^[4]。因此,实现血压的无创连续测量对健康监护和临床研究具有重要意义。

传统的基于脉搏波传输时间(pulse transit time, PTT)测量血压是较为普遍的无创血压连续测量方法,被广泛用在可穿戴设备上 进行血压测量。其核心思想是根据心电图(ECG)和动脉远端的脉搏波得到 PTT,而 PTT 与血压存在较强的相关性,因此,可以根据测得的 PTT 计算得到血压值^[5~7]。但是,基于 PTT 的血压测量方法需要同时测量心电信号和脉搏波信号,而心电信号需要在人体多个部位固定电极,需要多条电极引线,导致测量不方便。而且心电电

极在使用一段时间后不能保证与皮肤很好地接触,不适于长时间(如 24 小时/7 天)连续监测血压^[8,9]。

脉搏波信号可以用多种传感器检测到,不同传感器采集到的脉搏波,反映了脉搏波不同的属性。聚偏二氟乙烯(polyvinylidene fluoride, PVDF)压电薄膜制成的压电传感器,可以采集到压力脉搏波,光电传感器可以通过探测血氧饱和度采集到光电容积脉搏波^[10]。不同种类的脉搏波虽然都有相同的脉搏周期,但不同脉搏波传播的机理和决定其传播速度的因素是不同的^[11]。这就导致了不同脉搏波各自的波形和传播速度的差别。传播速度的差别是产生脉搏波相位差的根本原因。

本文研究了人体桡动脉和指端脉搏波的相位差。桡动脉脉搏波相位差会随着人体血压升高而减小,指端脉搏波相位差会随着人体血压升高而变大,趋势不同的原因是主 动脉和毛细血管对脉搏波的影响机理不同。由于测量过程中传感器对位置很敏感,会导致单点脉搏波相位差测血压

存在一定的误差,因此,用多点脉搏波相位差测量血压可以更好地提高测量精度。

1 脉搏波相位差原理

脉搏波的相位差是指两种不同种类的脉搏波(如压力脉搏波和光电容积脉搏波),从心室开始传播到同一位置,由于不同脉搏波传播速度的差异,会导致峰值有一个时间差,如图 1,这个时间差就是脉搏波相位差。不同的脉搏波的起因是相同的,都是心脏的搏动沿动脉血管和血流向外周传播而形成的,但不同脉搏波传播的机理和决定其传播速度的因素是不同的。所以,脉搏波相位差蕴含着丰富的信息,其本身也可以用于无创连续的血压测量。

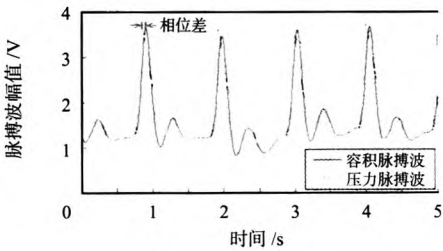


图 1 脉搏波相位差
Fig 1 Phase difference of pulse wave

2 实验方法与结果

2.1 实验方法

测试者将 2 组 4 只传感器分别置于左手桡动脉和指端。其中,传感器 1 和传感器 2 为光电传感器,用于采集光电容积脉搏波;传感器 3 和传感器 4 为压电传感器,用于采集压力脉搏波。传感器 1 和传感器 3 放置在桡动脉处,传感器 2 和传感器 4 放置在指端,传感器通过单片机采集数据,数据通过串口传入电脑,在电脑端使用 Matlab 实现数据读取、绘图及数据存储。右手使用欧姆龙血压仪,每分钟测量一次血压,记录血压变化和心率变化。

实验分为三个阶段:静息阶段、运动阶段以及恢复阶段。第一阶段为静息阶段,测试者双臂保持不动,安静状态下测量脉搏波 2~3 min;第二阶段测试者卸下传感器,通过跑步等剧烈运动的方式改变血压;第三阶段为运动恢复阶段,测试者重新戴上传感器,并通过血压仪记录血压,此阶段主要记录人体从运动后的高血压高心率状态,恢复到正常血压与心率的过程,每分钟测量一次血压,直至记录的血压与心率值,与第一阶段平稳时的血压心率相近为止。

2.2 实验结果

在运动恢复阶段,从 Matlab 实时获取的脉搏波波形和血压仪测得的数据都能观察到血压和心率由剧烈变平缓的过程。图 2 为桡动脉处,脉搏波相位差随时间变化的散点图,为了消除随机误差,每个点为 5 个心动周期的脉搏波相位差平均值。可以看出:随着血压升高,光电容积脉搏波与压力脉搏波的相位差有负相关的趋势。图中可以明显看

到:运动恢复的开始阶段脉搏波相位差变小,随着血压和心率的恢复,脉搏波相位差也恢复到正常的水平。图 3 为指端处脉搏波相位差随时间变化的散点图。可以看出:随着血压的升高,容积脉搏波与压力脉搏波的相位差有正相关的趋势。图中可以看到:运动恢复的开始阶段脉搏波相位差变大,随着血压和心率的恢复,脉搏波相位差也恢复到正常的水平。

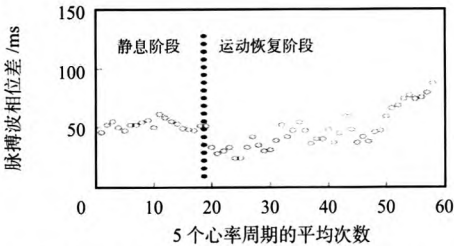


图 2 桡动脉脉搏波相位差随时间变化关系
Fig 2 Phase difference of radial artery pulse wave change with time

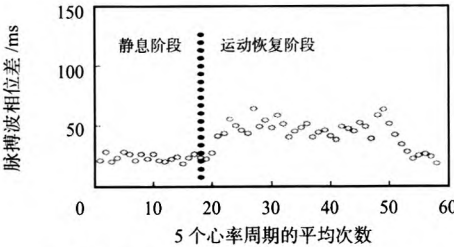


图 3 指端脉搏波相位差随时间变化关系

Fig 3 Phase difference of finger tip pulse wave change with time

图 4 为人体多点脉搏波相位差随时间变化的散点图,即桡动脉处相位差与指端相位差相减与血压的关系。可以看出:相对于单点脉搏波相位差,采用两点相位差之差与血压的变化有着更明显的趋势。

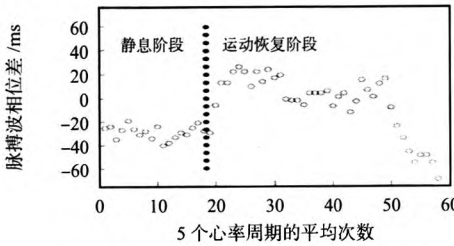


图 4 多点脉搏波相位差随时间变化关系

Fig 4 Phase difference of multipoint pulse wave change with time

将计算出的相位差,通过软件分别将三组数据与实时测得的血压进行相关性分析,结果见表 1。通过表 1 可以看出:多点相位差的相关性明显好于单点相位差的相关性。

表 1 脉搏波相位差与血压的相关性

Tab 1 Correlation between phase difference of pulse wave and blood pressure

相位差	与血压的相关性
桡动脉脉搏波相位差	0.683 82
指端脉搏波相位差	-0.689 95
多点脉搏波相位差	0.785 96

3 讨论

3.1 桡动脉和指端各自的脉搏波相位差

由于不同脉搏波传播的机理和其传播速度是不同的,因此,影响脉搏波相位差的因素很复杂,但主要可以归结为两个因素:一是血压,二是血流传播的路径。

对于同一位置,血压变化会导致脉搏波传播速度的变化。当血压改变时,由于血液流速和血管壁压力的改变,压力脉搏波和容积脉搏波的波速均会随之变化,两者传播时间的变化差,与血压有很强的相关性。

对于不同位置,如指端或桡动脉,传播路径对脉搏波波速也有很大的影响,在指尖测得的信号主要是毛细血管中的脉搏波,相对于桡动脉,毛细血管网络更复杂且血管直径更细。在血流动力学的理论中,血液在毛细血管中流动时,主要发生的是湍流效应,而血液在桡动脉流动时,主要发生的是层流效应,这对脉搏波的传播会产生很大的影响,因此,在实际测量中桡动脉和指端脉搏波相位差与血压有相反的相关性。

3.2 多点脉搏波相位差测量血压的优势

相对于传统的基于 PTT 的血压测量方法,获得 PTT 需要同时测量心电信号和脉搏波信号,而心电信号需要在人体多个部位固定电极,需要多条电极引线,导致测量不方便。而采用脉搏波相位差的方法,可以有效地避免这个问题。压电传感器和光电传感器都能在桡动脉和指端同时测得信号,即只需要身体的一个部位,就能得到实时的血压,避免了繁琐的电极引线,具有更好的便携性。在单点脉搏波相位差测量血压的基础上,多点脉搏波相位差测量血压有着更明显优势。首先,通过相关性分析可以看出,测量两个不同位置且趋势相反的相位差,可以更好地得到与血压的关系。由于在测量脉搏波时,压电传感器和光电传感器对位置十分敏感,位置微小的改变,例如:每次穿戴时,静息状态下的脉搏波相位差均值都会有微小的变动。而多点脉搏波相位差,通过增加了一组测量量,可以大大减小这种由于位置的改变而引入的相位差均值变化。其次,由于系统是用单片机实时采集数据,再经过 AD 处理传入 PC,传输过程中难免会产生误差,而且在实际测量中传感器对运动十分敏感,轻微的晃动也会导致脉搏波波形的变化,对波峰点的识别造成困难,而采用多点的方式,可以有效避免由于系统和传感器的轻微晃动而引起的实验测量误差。

4 结束语

本文研究了人体不同点处脉搏波相位差与血压的关系,并提出了基于人体多点脉搏波相位差实现无创连续血压测量的新方法。通过实验的方法定性地得出了多点脉搏

波相位差与血压的关系。与传统的采用 ECG 测量脉搏波传输时间测量血压相比,新方法具有测量方便、连线更少、抗干扰能力更强的优势。

参考文献:

- [1] 李项立,陈裕泉,邢雷,等.基于小波变换的无创血压检测方法研究[J].浙江大学学报:工学版,2008,42(9):1648-1652.
- [2] 王宏宇.高血压及其相关血管病变的社区防控策略[J].心血管病学进展,2013,34(4):453-456
- [3] Heidenreich P A, Tragdon J D, Khavjou O A. Forecasting the future of cardiovascular disease in the United States: A policy statement from the American Heart Association[J]. Circulation, 2011, 123: 933-934.
- [4] 员振军.基于脉搏波传播时间的无创血压测量方法研究[D].长春:吉林大学,2008.
- [5] Chen W, Kobayashi T, Lchikawa S, et al. Continuous estimation of systolic blood pressure using the pulse arrival time and intermittent calibration[J]. Medical & Biological Engineering & Computing, 2000, 38: 569-574.
- [6] Geddes L A, Voelz M H, Babbs C E, et al. Pulse transit time as an indicator of arterial blood pressure[J]. Psychophysiology, 1981, 18: 71-74.
- [7] Jung S K, Yonng J C, Ju W P, et al. A new approach for non-invasive monitoring of blood pressure on a toilet seat[J]. Physiol Means, 2006, 27: 211-230.
- [8] Shriram R, Wakankar A, Daimiwai N, et al. Continuous cuffless blood pressure monitoring based on PTT[C]//2010 International Conference on Bioinformatics and Biomedical Technology, Chengdu, 2010: 51-55.
- [9] Sahoo A, Manimegalai P, Thanushkodi K. Wavelet based pulse rate and blood pressure estimation system from ECG and PPG signals[C]//International Conference on Computer, Communication and Electrical Technology (ICCCET), Tamilnadu: IEEE, 2011: 285-289.
- [10] Yoon Y, Cho J H, Yoon G. Non-constrained blood pressure monitoring using ECG and PPG for personal healthcare[J]. Journal of Medical Systems, 2009, 33(4): 261-266.
- [11] Li Yibin, Gao Yangyu, Deng Ning. Mechanism of cuff-less blood pressure measurement using MMSB[C]//The 7th International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering (ICBBE), 2013: 123-125.

作者简介:

李申龙(1988-),男,河北石家庄人,硕士研究生,研究方向为基于脉搏波的无创连续血压测量。