

基于双模算法的脉搏波速度测量方法研究

刘聪 刘云清*

(长春理工大学电子信息工程学院 长春 130022)

(长春理工大学空间光电技术研究所 长春 130022)

摘要: 人体脉搏波速度(PWV)被认为是体现心脑血管健康和血管壁弹性变化的重要因素之一。医学上对脉搏波速的研究也变得越来越热,许多诸如糖尿病、高血压、冠心病、动脉硬化等疾病也都与之有密切关系。因此,对脉搏波速度(PWV)的检测具有重要的、特殊的意义。该文主要从信号提取和信号分析方面入手研究脉搏波,利用标准时钟信号插入所提取的肱动脉与桡动脉信号之间以及多点脉搏波信号相位差之间取平均值的双模算法,从而更精确地计算出PWV,并且其求解的PWV标准差为0.06~0.12。该文所使用的双模算法在实时性、测量精度和稳定性方面,优于传统的PWV测量方法,可应用于脉搏波相关的医学研究和实验中。

关键词: 脉搏波速度; 双模算法; 信号分析; 标准时钟

中图分类号: R540.4; TP391

文献标识码: A

文章编号: 1009-5896(2018)04-0964-07

DOI: 10.11999/JEIT170637

Research on Pulse Wave Velocity Measurement Method Based on Dual-mode Algorithm

LIU Cong LIU Yunqing

(School of Electronic and Information Engineering, Changchun University of Science and Technology,
Changchun 130022, China)

(Institute of Space Optical Electronic Technology, Changchun University of Science and Technology,
Changchun 130022, China)

Abstract: Human Pulse Wave Velocity (PWV) is considered to be one of the important factors that reflects the cardiovascular and cerebrovascular health and the elasticity change of vascular wall. The research of medical pulse wave velocity becomes increasingly hot, such as diabetes, high blood pressure, coronary heart disease, atherosclerosis and other diseases are also closely related. Therefore, the detection of PWV has important and special significance. This paper focuses on signal extraction and signal analysis to study the pulse wave, using the standard clock signal to insert the signal extracted between the brachial artery and radial artery and the dual-mode algorithm of the average among the phase difference of multi-point pulse wave signal, then the PWV is accurately calculated, and its standard deviation is between 0.06 and 0.12. The dual-mode algorithm is superior to the traditional PWV measurement method in real-time, measurement accuracy and stability. It can be used in pulse wave medical research and experiments.

Key words: Pulse Wave Velocity (PWV); Dual-mode algorithm; Signal analysis; Standard clock

1 引言

脉搏波速度(Pulse Wave Velocity, PWV)的变化被证明是心脑血管疾病、动脉硬化和抑郁症等疾病的重要直接表现之一,也是重要的评估指标^[1-3]。通过PWV可以得到人体的血压、血管弹性等相关信息^[4]。传统的有创测量方法已逐渐被淘汰,连续的、无创的测量方法已成为研究的主流,并且被广泛应

用于人体心脑血管健康的预测与检测工作,也被应用于航天医学这种特殊的环境下^[5]。

人体的血液循环在整个生命周期里周而复始,而PWV也与身体健康息息相关^[6,7]。脉搏波是在心脏的收缩与舒张运动过程中形成的,其与血管壁弹性、血粘度等有关,并且PWV与血压有着非常密切的联系,两者存在密切的相关性,所以,对于PWV的准确测量具有重要意义^[8]。目前,对PWV的测量方法主要有:原始检测法、通过压力脉搏波检测和通过容积脉搏波检测^[9,10]。由于原始的测量方法是有创的,现在很少被使用。PPG(光电容积描记法)需要使用光电式传感器^[11,12],存在受杂光干扰问题,

收稿日期: 2017-07-03; 改回日期: 2017-11-29; 网络出版: 2018-01-23

*通信作者: 刘云清 mzliuyunqing@163.com

基金项目: 吉林省科技厅项目(20150309004GX)

Foundation Item: The Science and Technology Department Project of Jilin Province (20150309004GX)

对脉搏波信号的处理能力较弱，一般应用于指端信号的提取。而压电式传感器以其稳定度高、可重复性好和输出信号稳定等特点被广泛应用于脉搏波测量。国内外在 PWV 测量算法的研究中，主要集中在对波速参考点的选择和提取，这其中分为这几类：利用峰值检波提取峰值计算 PWV；找脉搏波信号最低点求解 PWV；采用切线交点和拐点求解等方法^[13]。李明霞等人^[14]使用上升沿识别法寻找波峰波根点，再利用插值求出波速参考点，从而求解 PWV，其标准差稳定精度为 0.19，但此方法需要设置特定的参数来适应不同脉搏波。李申龙等人^[15]采用不同的传感器得到各自的脉搏波，利用相位差求解传导时间，虽然得出了脉搏波相位差与血压的相关性数据，但没有给出波速的求解，并且其采用的指端位置对信号影响较大。刘宝华等人^[16]利用差商公式搜索脉搏波信号上升沿斜率最大值的中心点计算脉搏波传导速度，通过确定迭代步长进行搜索，使 PWV 的求解稳定度较高，其标准偏差精度最小达到 0.137，但通常上升沿斜率最大点可能不止一个。

本文主要通过 HK2000 系列压电式脉搏传感器对桡动脉和肱动脉两点间脉搏波信号进行无创提取和分析，建立相关的数学模型去分析脉搏波。对脉搏波的噪声展开分析，并进行降噪处理。通过两点脉搏信号波形的相位差，从而建立求解脉搏波波速的数学模型，采用双模算法求解血液流过两点间的时间差，从而得到脉搏波速。并由此推广到测量任意时刻的瞬时速度和一段时间的平均速度，与传统的测量方法相比，具有准确性高、灵活性强、应用方便等特点。

2 脉搏波速测量的基本原理

人体脉搏波是由于心脏的收缩与舒张运动将血液从主动脉血管腔压出形成的压力波^[17]。这种波动是周期性的，其在血管内传播的速度是关系到心血管健康的重要数据。脉搏波是非常微弱的生理信号，因此对它的采集和处理都需要性能非常好的传感器以及良好的处理手段。通过压电式脉搏信号传感器采集肱动脉与桡动脉两点间的脉搏信号，测出血液流过两个节点的时间 Δt 。肱动脉与桡动脉位置点，方便放置脉搏传感器，而且两点间的位置易于测量，信号的采集也不受环境的限制。由于本文采用的是无创脉搏波速度测量，所以通过测量体表动脉血管两个测试点间的位置距离 d ，作为真实的血管距离估计，通过计算，从而可以得出脉搏波速。为了减小人工测量带来的误差，本实验采取多次测量取平均值，方法如图 1 所示。

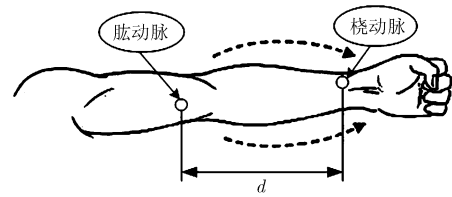


图 1 脉搏波信号采集示意图

3 脉搏波信号的提取和分析

3.1 脉搏波信号的提取

脉搏信号特征点的提取对研究 PWV 非常重要，因此需要良好的信号采集系统。通过采用嵌入式系统的高精度 A/D 并利用压电式脉搏传感器对桡动脉和肱动脉信号进行同步采集，采样频率为 500 Hz，采样点数为 3800 个点，并对采集到的脉搏信号进行分析、处理，利用标准时钟信号对两路脉搏信号的相位差进行测量，通过数学计算得出传导时间 Δt 。由于在信号采集电路中对信号进行了预处理，通过滤波器有效地抑制了基线漂移和工频噪声，有效地提高了信号的信噪比，为后续的波形分析和处理带来方便。系统框图如图 2 所示。

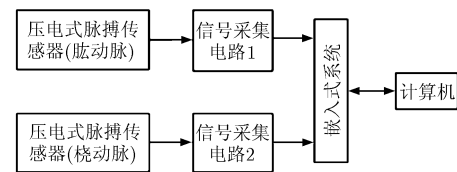


图 2 脉搏波速度测量系统原理图

3.2 脉搏波信号的分析

脉搏波信号是非常微弱的、是具有非平稳性的人体生理信号，容易受到噪声干扰。脉搏波被证明含有与人体与心脑血管相关的重要信息，对于特征点的提取有助于我们更精确地了解影响脉搏波的因素，并且是求解 PWV 的关键^[18]，因此对脉搏波信号的分析、研究具有重要的意义。

(1)时域分析：脉搏信号经过压电式传感器采集后，转变为模拟的电信号，通过 A/D 采样离散化变成数字信号后，由嵌入式系统进行处理。图 3(a)为采样拟合后的脉搏波图像。由于人体的脉搏波是复杂的非平稳信号，即使在时域中所展现的特征类似于周期性信号，但其每个周期的具体特征也是不一样的，因此，需要精确地分辨出脉搏波周期并对每个周期的具体脉搏波的特征点数据进行提取，如图 3(b)所示，特征点顺序依次为 B(脉搏波起始点)、C(主峰点)、D(潮波点)、E(舒张期起始点)、F(降中峡点)、G(重搏波点)，所以为了识别出特征点，必

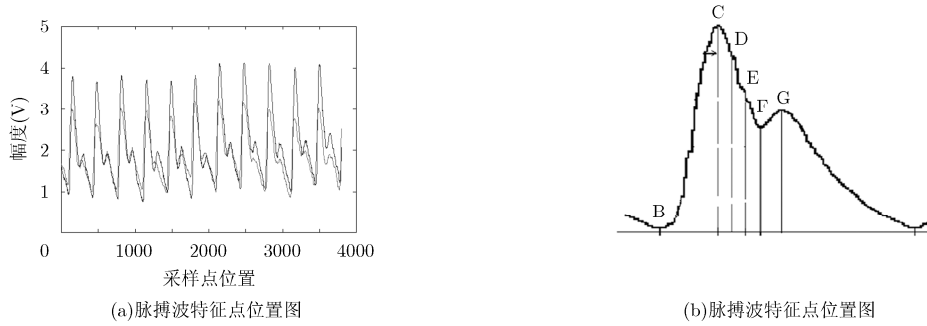


图 3 采样拟合后的脉搏波图像

须要准确地识别和确定其周期。周期识别定位最直接的方法是利用找极大、极小值的方法，从而确定脉搏波信号的峰值和特征点，如图 4 所示，即为识别出的每个周期的有效峰值以及峰值点所在的位置，有助于从时域角度分析提取特征点。时域信号的波形也能够直观地反应其所携带的生理信息，并且可以用来评估心血管的健康程度。

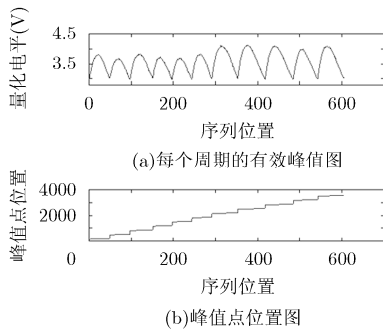


图 4 识别出的有效峰值个数和位置

(2)频域分析：对脉搏波信号的频域分析，有助于对提取的有效生理信息进行更加全面的分析。由于脉搏波属于低频信号，如图 5 所示，通过傅里叶变换对频谱展开发现其信息在 0~100 Hz 之间，频带宽度较窄，并且主要集中在 0~15 Hz。因为在采集电路中采用了滤波降噪处理，可以看出信号工频干扰和基线漂移几乎被滤除。

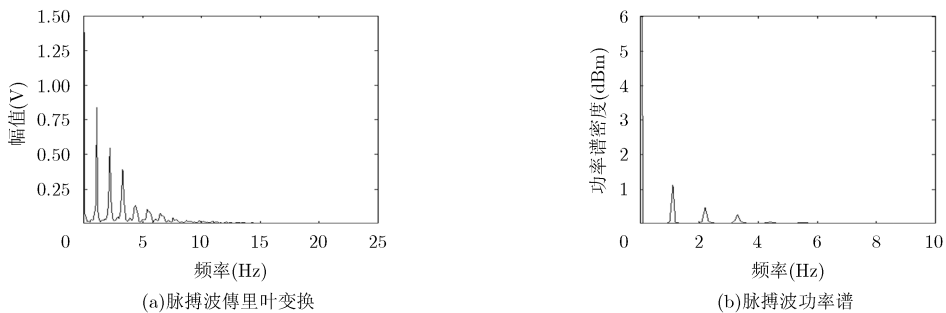


图 5 脉搏波信号频域图

由于小波变换能够对信号进行时频分析，并且能够处理非平稳随机信号，还能够处理噪声，以及进行多分辨率分析。小波变换适合对脉搏波信号特征点的识别与提取。小波变换的一般形式为

$$WT_x(a, \tau) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int x(t)\psi^*\left(\frac{t-\tau}{a}\right)dt = \langle x(t), \psi_{a\tau}(t) \rangle \quad (1)$$

其中， $x(t)$ 为采集到的信号， $\psi_{a\tau}(t)$ 为小波函数， a 和 τ 分别代表尺度因子和平移量。为了处理脉搏波信号，并且更加精确地识别脉搏波的特征点，本文通过 wavedec 函数对采集到的脉搏波信号进行小波分解。由于 dbN 系列有着良好的近似对称性、紧支撑性和正交性，因此本文利用其对脉搏波信号进行分解。随着 N 的增大，所还原的信号也逐渐平滑，但同时也会造成一些有用信息的丢失，不利于特征点的识别，再者，也会增加小波基对应的滤波器的系数，增加了计算量，造成系统无法实时处理信号。通过图 6 可以看出信号主要分布在前 5 层，并且第 5 层已经能很好地识别出脉搏波信号，所以，为了减少系统负担，只对前 5 层信号进行处理。通过以上综合分析，系统采用 db5 并进行 5 层分解，更加高效地检测并提取的特征点分支，并与信息量丰富的原始信号相结合，精准定位特征点，从而提高求解测试点之间脉搏波信号的相位差精度。

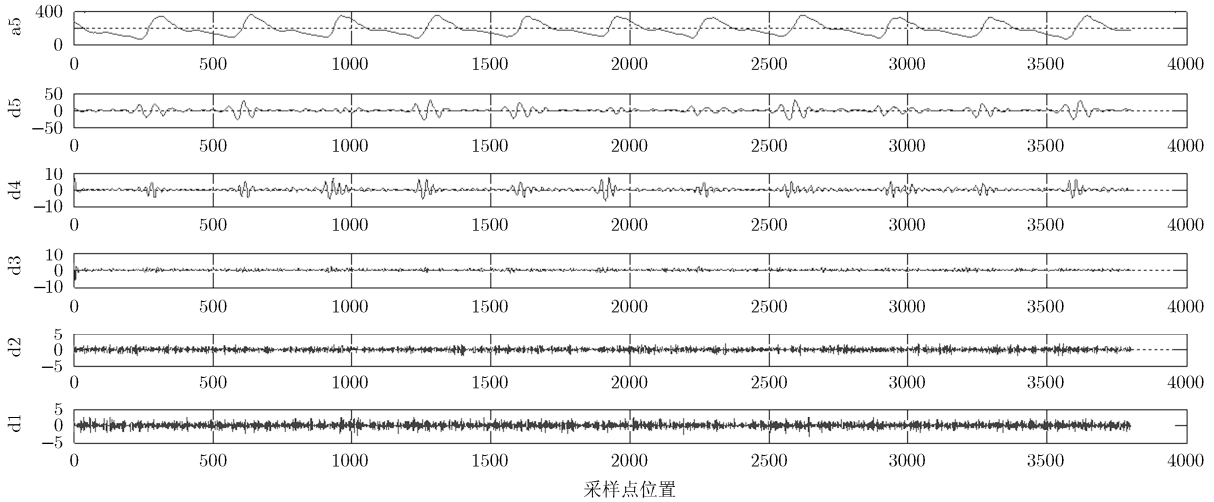


图 6 脉搏波波形分解

4 PWV 双模算法实现

4.1 实验模型的建立

本实验选取肱动脉和桡动脉作为脉搏波信号的提取点。测试者分别将 4 只传感器分为两组放置在这两处动脉处，用来采集静息状态和运动后的脉搏波。这样可以产生 4 组信号，得到 8 组数据，再将得到的数据上传到上位机，并使用 Matlab 进行处理。在测试的同时，测试者的右臂使用欧姆龙血压仪测量血压和心率变化。

由于心脏是产生脉搏波信号的源头，从心脏射血到到达各个动脉会有时间差，相应地会造成肱动脉和桡动脉之间的相位差，如图 7 所示，并且前者相位超前于后者。通过测量两脉搏之间的脉搏波信号传导时间的相位差，进一步计算出 PWV 的值。

4.2 PWV 的求解

本文通过对采集到的信号使用移动窗口法和标准时钟法结合的双模算法，求解脉搏波信号传导时间的相位差。测试过程中，可以实现动态跟踪，减小偏差，剔除误差较大的点。

模式 1 算法为：

(1)先用移动窗口法求解采样信号中第 1 次脉搏

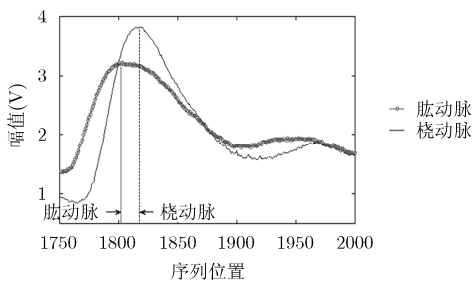


图 7 肱动脉和桡动脉相位差图

周期中所有特征点的相位差取平均，记为 ΔT_1 ；

(2)然后再移动窗口对下一个周期同样求解，记为 ΔT_i ；

(3)记录特征点的总个数为 G ，则

$$\bar{T} = \sum T_i / G \quad (2)$$

(4)测量两测试点的距离差记为 d ，采样频率为 f_s ，因此

$$PWV = \frac{d}{\bar{T} \times f_s} \quad (3)$$

模式 2 算法为：

将采集到的脉搏波信号视为一个连续的周期的脉冲，而脉搏波的特征点 C 点是最容易识别和定位的，因此，在采集信号的同时，同步插入动态的标准时钟信号。由于是时钟同步插入，并且是动态跟踪，所以能够大大降低误差，其算法模型原理如图 8 所示。图 8 中 a 点，其所对应的为图 7 中肱动脉峰值点(肱动脉特征点 C)所在的位置；图 8 中 b 点，其所对应的为图 7 中桡动脉峰值点(桡动脉特征点 C)所在的位置。

由于在实际的系统测量过程中存在一定的量化误差，所以必须将此类误差考虑在内，通常解决此类误差的方法有两种：一是提高系统的采样频率；二是进行多次采样计算并取平均值的算法。设图 8

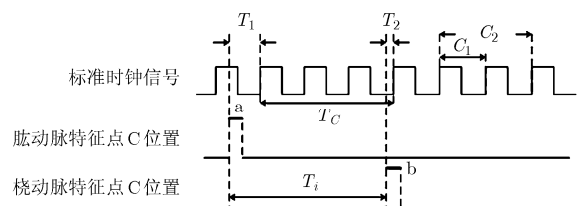


图 8 模式 2 同步时钟法原理图

中 T_1, T_2 为量化误差, 则

$$T_i = T_s \times (T_c + (T_1 - T_2)) / (C_2 - C_1) \quad (4)$$

式中, T_s 为时钟周期; T_1, T_2 为量化误差; C_1, C_2 为校准所用的时钟参考周期。 T_1, T_2 由嵌入式系统的高速时钟测量单元完成, 计数从特征点 C 开始到相邻的标准时钟的上升沿结束, 完成两次精密测量。在测量过程中, 系统记录下标准时钟的周期数, 再加上两次精密测量的时间间隔, 从而完成脉搏波通过肱动脉与桡动脉之间的传导时间。为了提高测量精度, 系统采用多次测量取平均值的方法来减小误差。当提高标准时钟的频率时, 相应的量化误差会有一些的减小, 但时钟稳定度会有所下降, 因此测量 1 倍和 2 倍的标准时钟周期 C_1, C_2 作为校准使用。根据系统的采样频率和综合分析人体脉搏波速的普遍规律, 以及标准时钟的稳定性等因素分析, 当标准时钟频率达到 40 MHz 时, 已经能够很好完成脉搏波信号传导时间的测量。由于两路脉搏波信号与标准时钟信号是非关联的, 避免量化误差落在时钟的同一位置处, 因此在多次测量取平均值后, 能够提高系统的计算精度。

设所测的相位差组数为 N , 则

$$\bar{T} = \sum T_i / N \quad (5)$$

将所求的 \bar{T} 值代入式(3)中, 即可求得 PWV 的值。

4.3 实验与分析

为了验证双模算法的效果, 本实验选取 31 位男性和 19 位女性志愿者, 其中, 男性平均年龄为 39.0 岁(范围 22~68 岁), 女性平均年龄为 31.3 岁(范围 21~63 岁)。所有接受测试的均为身体健康的志愿者, 无心脑血管疾病和糖尿病病史。测试环境为舒适且安静的独立房间, 温度为 25°C。所有志愿者均在测试前提前让身体尽可能处于静息状态 5 min, 采取仰卧位姿势进行 PWV 数据的同步采集, 每人采集 5 组数据。将采集到的信息上传到计算机处理, 结果如图 9 所示。

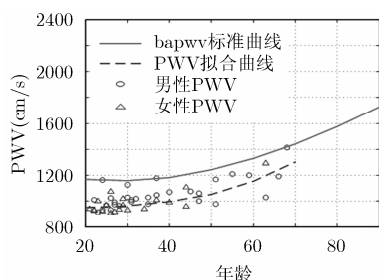
图 9(a)PWV 拟合曲线, 为采集到的每个志愿

者的平均 PWV 散点与所对应年龄的拟合曲线。从图中可以看出, 人体的 PWV 随着年龄的增加呈上升趋势, 与之形成对比的是图 9(a)中的 bapwv(臂踝脉搏波波速)标准曲线。bapwv 标准曲线为日本 Colin 公司 VP1000/2000 系列动脉硬化检测仪所定的人体 bapwv 随年龄变化的标准曲线。VP 系列产品与法国 Complior 均被世界卫生组织所认可。Complior 主要是检测人体大动脉的 cfpwv(颈股动脉脉搏波速度), VP 系列主要检测中小动脉。由于本实验所测量的为中小动脉 PWV, 所以只与 bapwv 曲线作对比。从实验结果可以看出, 肱桡动脉 PWV 与 bapwv 的整体变化趋势保持着良好的一致性。世界卫生组织证明人体的 PWV 会随着年龄的增加呈现上升趋势。

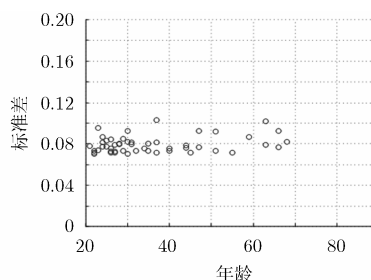
图 9(b)为采集到的所有 PWV 数值的标准差散点分布图。从图中的标准差散点分布情况来看, 标准差总体分布在 0.06~0.12 之间, 由此可以看出测试结果的标准差很小, 并且非常接近, 整体稳定度高于文献[14]和文献[16]的结果, 说明双模算法的精度较高、稳定性也很好。

为了验证系统的可靠性和可重复性, 选取 4 位健康状态良好的受试者, 分别在身体处于静息状态和运动后状态连续重复测量 10 组数据。测试结果如表 1 所示。

通过表 1 的综合实验数据可以看出, 第 3 位志愿者, 在静息状态下的标准差有些偏离, 第 9 组数据与平均值相差很大, 其原因可能是在测试过程中出现了手臂抖动或者是传感器与皮肤接触不好, 但系统在连续采集几组数据时, 会自动识别出偏离较大的点。表 1 中的 PWV 整体数值变化稳定, 说明测试过程的可重复性较好。受试者运动后的 PWV 比静息状态加快, 是因为运动后心脏收缩舒张频率加快, 人体血流速增加。被测试者在运动后的测量结果显示脉搏波速有总体减小的趋势, 这是因为在连续测量 10 组数据的过程中, 要求测试者身体保持稳定状态, 在这个过程中人体也在逐渐由运动状态向静息状态恢复。虽然人体的 PWV 随着年龄的增



(a) PWV拟合曲线与bapwv标准曲线对比图



(b) PWV标准差散点分布图

图9 PWV曲线和方差曲线图

表1 PWV 实验结果(m/s)

序号	第1位		第2位		第3位		第4位	
	静息	运动	静息	运动	静息	运动	静息	运动
1	9.505	15.012	11.782	17.091	9.989	17.809	13.733	17.205
2	9.433	14.818	11.831	17.113	9.891	17.812	13.946	17.114
3	9.337	14.705	11.723	16.905	9.989	17.781	13.935	16.997
4	9.510	14.637	11.641	17.109	9.721	17.435	13.802	17.106
5	9.391	14.595	11.645	16.872	9.884	17.503	13.737	16.982
6	9.499	14.693	11.735	16.753	9.816	17.575	13.902	17.175
7	9.516	14.655	11.813	16.587	9.846	17.628	13.828	17.217
8	9.393	14.541	11.646	16.911	9.743	17.502	13.869	16.847
9	9.509	14.572	11.792	16.695	11.351	17.407	13.891	17.109
10	9.352	14.368	11.673	16.869	9.762	17.429	13.910	16.618
均值	9.4445	14.660	11.728	16.890	9.999	17.588	13.855	17.037
标准差	0.0715	0.1712	0.0739	0.1789	0.4841	0.1613	0.0773	0.1861
平均血压(mmHg)	71/108	77/125	75/112	78/127	80/118	82/130	83/127	81/135
平均心率	73	110	86	133	61	125	82	128

加会加快,但每个人的PWV也表现出个体的差异性。从测试数据中也可以看出,脉搏波速与收缩压保持着良好的线性关系。

5 结论

本文通过构建对脉搏波速的双模算法模型,利用移动窗口法和标准时钟法对肱动脉和桡动脉之间的脉搏波速进行测量。在信号采集和后续处理中进行了降噪处理,并运用小波变换对脉搏波信号进行5层分解,从而更加准确地确定特征点。

为了提高系统的测量精度和稳定性,采用了多点、多组测量取平均值的方法,并使用了高精度的标准时钟实时插入两动脉信号之间,减小了系统误差,满足了实时测量要求。目前,在医学领域中对PWV还没有统一的定义,所使用的的测量仪器和测试方法、算法也多种多样,测试点也都不同,使得各测量仪器间的结果可比性不大,所以只能以系统测量的稳定性和精度的高低作为评定依据,从总体变化趋势去对比。从实验结果中,我们不难看出4位志愿者的PWV的标准差较小且接近,并且和收缩压有着良好的线性关系,可为血压的测量提供准确数据。除了一组数据由于测试者的物理原因造成的偏差(不合理数据会被系统在后续的处理中自动剔除),可以看出本系统测量精度较高,稳定性和实时性较好,测试方便,可操作性强,方便向实际应用推广。

参 考 文 献

[1] SAITO M, MATSUKAWA M, ASADA T, *et al.* Noninvasive assessment of arterial stiffness by pulse wave analysis[J].

IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 2012, 59(11): 2411-2419. doi: 10.1109/TUFFC.2012.2473.

- [2] JANA Hruskova, EVA Zavodna, JIRI Moudr, *et al.* Calculation of the pulse wave velocity from the waveform of the central aortic pressure pulse in young adults[C]. 2015 Computing in Cardiology Conference (CinC), Nice, France, 2015: 385-388.
- [3] KHANDOKER A H, LUTHRA V, ABOUALLABAN Y, *et al.* Reduced variability in pulse wave velocity in depressed patients with suicidal ideation[C]. 2015 Computing in Cardiology Conference (CinC), Nice, France, 2015: 1061-1064.
- [4] SEO J, PIETRANGLEO S J, and LEE H S. Noninvasive arterial blood pressure waveform monitoring using two-element ultrasound system[J]. *IEEE Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control Society*, 2015, 62(4): 776-784. doi: 10.1109/TUFFC.2014.006904.
- [5] YANG Xianglin, HU Wei, YAN Hong, *et al.* Research progress of noninvasive continuous blood pressure measurements based on pulse wave velocity[J]. *Space Medicine & Medical Engineering*, 2011, 24(6): 467-472. doi: 10.16289/j.cnki.1002-0837.2001.06.010.
- [6] MOHAMMAD Kachuee, MOHAMMAD Mahdi Kiani, HODA Mohammadzade, *et al.* Cuffless blood pressure estimation algorithms for continuous health-care monitoring [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2017, 64(4): 859-869. doi: 10.1109/TBME.2016.2580904.
- [7] 季忠, 刘旭. 基于波形特征和小波的脉搏波特征点识别研究[J]. *仪器仪表学报*, 2016, 37(2): 379-386.
- Ji Zhong and LIU Xu. Study on feature points recognition of

- pulse wave based on waveform feature and wavelet[J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2016, 37(2): 379-386.
- [8] 于潇. 基于脉搏波速度的无创连续血压测量系统研究[D]. [硕士学位论文], 吉林大学, 2013.
YU Xiao. A non-invasive continuous blood pressure measurement system based on pulse wave velocity[D]. [Master dissertation], Jilin University, 2013.
- [9] 吕海蛟, 严壮志, 陆维嘉. 一种基于脉搏波的无创连续血压测量方法[J]. *中国医疗器械杂志*, 2011, 35(3): 169-173.
LÜ Haijiao, YAN Zhuangzhi, and LU Weijia. A noninvasive and continuous method for blood pressure measurement using pulse wave[J]. *Chinese Journal of Medical Instrumentation*, 2011, 35(3): 169-173.
- [10] 张珣, 傅伟伟. 基于脉搏波速度的动态血压测量系统设计[J]. *电子科技*, 2014, 27(1): 63-66. doi: 10.16180/j.cnki.issn1007-7820.2014.01.010.
ZHANG Xun and FU Weiwei. Design of dynamic blood pressure measurement system based on pulse wave velocity[J]. *Electronic Science and Technology*, 2014, 27(1): 63-66. doi: 10.16180/j.cnki.issn1007-7820.2014.01.010.
- [11] NEUMAN M R. Measurement of blood pressure[J]. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2011, 2(2): 39-44. doi: 10.1109/MPUL.2011.940568.
- [12] 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 Zhangjun, WANG Cheng, ZHU Hao, *et al.* The research progress of non-invasive and continuous blood pressure measurement based on photoplethysmography[J]. *Chinese Journal of Biomedical Engineering*, 2012, 31(4): 607-614.
- [13] 刘宝华, 任晓华. 脉搏波传导速度测量算法的研究及其进展[J]. *生物医学工程学杂志*, 2010, 27(1): 231-235.
LIU Baohua and REN Xiaohua. Research and advance in the measurement of pulse wave velocity[J]. *Journal of Biomedical Engineering*, 2010, 27(1): 231-235.
- [14] 李明霞, 张永杰, 孙培培, 等. 脉搏波波速特征点新算法[J]. *现代电子技术*, 2012, 35(3): 132-134. doi: 10.16652/j.issn.1004-373x.2012.03.019.
LI Mingxia, ZHANG Yongjie, SUN Peipei, *et al.* New algorithm of calculating feature point of pulse wave velocity[J]. *Modern Electronics Technique*, 2012, 35(3): 132-134. doi: 10.16652/j.issn.1004-373x.2012.03.019.
- [15] 李申龙, 李毅彬, 李洪阳, 等. 基于脉搏波相位差的无创连续血压测量方法[J]. *传感器与微系统*, 2016, 35(1): 62-64. doi: 10.13873/J.1000-9787(2016)01-0062-03.
LI Shenlong, LI Yibin, LI Hongyang, *et al.* Non-invasive continuous measurement method of blood pressure based on phase difference of pulse wave[J]. *Transducer and Microsystem Technologies*, 2016, 35(1): 62-64. doi: 10.13873/J.1000-9787(2016)01-0062-03.
- [16] 刘宝华, 朱红莲, 任晓华. 小波用于脉搏波速度测量及去噪[J]. *生物医学工程学杂志*, 2011, 28(1): 54-57.
LIU Baohua, ZHU Honglian, and REN Xiaohua. De-noising and measurement of pulse wave velocity of the wavelet[J]. *Journal of Biomedical Engineering*, 2011, 28(1): 54-57.
- [17] NABEEL P M, JOSEPH J, AWASTHI V, *et al.* Single source photoplethysmograph transducer for local pulse wave velocity measurement[C]. 2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), Orlando, FL, USA, 2016: 4256-4259. doi: 10.1109/EMBC.2016.7591667.
- [18] 黎秀龙. 基于外周动脉波形分析的 Multi-PWV 获取方法[D]. [硕士学位论文], 中国科学技术大学, 2011.
LI Xiulong. A multi-PWV acquisition method based on peripheral artery waveform analysis[D]. [Master dissertation], University of Science and Technology of China, 2011.
- 刘 聪: 男, 1990 年生, 博士生, 研究方向为智能信息处理。
刘云清: 男, 1970 年生, 教授, 博士生导师, 主要从事智能信息处理技术、微波技术与自动控制与测试技术领域等的研究等。