

# 基于脉搏波传导时间和脉搏波特征参数的连续血压无创检测

赵彦峰<sup>1</sup>, 于双<sup>1</sup>, 王慧泉<sup>1,2</sup>, 朱豪杰<sup>1</sup>, 王金海<sup>1,2,△</sup>

(1. 天津工业大学电子与信息工程学院, 天津 300387; 2. 天津市医学电子诊疗技术工程中心, 天津 300387)

**摘要:**本研究为克服在基于脉搏波传导时间(pulse transit time, PTT)方法无创血压检测中个体差异对测量准确性的影响, 分析了个体脉搏波特征参数与血压值的相关性, 并将个体脉搏波特征参数中与血压值相关度高的参数作为优化脉搏波特征参数加入 PTT 与血压的校正模型中, 以提高模型普适性。基于偏最小二乘法(partial least squares, PLS)对 50 名志愿者 200 组 PTT 和脉搏波特征参数数据进行训练建模, 得到舒张压、收缩压的预测模型。再选取 5 名新志愿者的 PPT 和脉搏波特征参数进行预测, 最大预测误差小于 5 mmHg, 满足 AAMI 国际电子血压计标准。将优化的脉搏波特征参数和 PTT 引入到连续血压预测模型当中, 有助于提高血压预测模型的准确度和普适性, 有助于无创连续血压检测的临床应用。

**关键词:**脉搏波传导时间; 脉搏波特征参数; 脉搏波的波形系数; 偏最小二乘法; 连续血压监测

**中图分类号:** R318      **文献标识码:** A      **文章编号:** 1672-6278 (2018)01-0042-04

## Non – invasive measurement of continuous blood pressure based on pulse transit time and pulse wave characteristic parameters

ZHAO Yanfeng<sup>1</sup>, YU Shuang<sup>1</sup>, WANG Huiquan<sup>1,2</sup>, ZHU Haojie<sup>1</sup>, WANG Jinhai<sup>1,2</sup>

(1. School of Electronics and Information Engineering, Tianjin Polytechnic University, Tianjin 300387, China;

2. Tianjin Medical Electronic Treating – Technology Engineering Center, Tianjin 300387)

**Abstract:** For individual difference, the correlation between the characteristic parameters of pulse wave and pressure value were analyzed, and the correlation model of blood pressure and PTT to improve the accuracy of the prediction of continuous blood pressure was established. Based on partial least squares (PLS), the training constructing mode was done by collecting PTT and characteristic parameters of pulse wave of 200 groups of 50 volunteers, and the prediction model of diastolic blood pressure and systolic blood pressure was established. We selected randomly the PPT and the characteristic parameters of pulse wave of 5 new volunteers and made predictions. The maximum prediction error was less than 5 mmHg, which met the standard of AAMI international electronic sphygmomanometer. The optimized characteristic parameters of pulse wave and PTT are introduced into the prediction model of continuous blood pressure, which is helpful for improving the accuracy and universality of BP prediction model and the clinical application of noninvasive continuous blood pressure measurement.

**Key words:** Pulse transit time; Characteristic parameters of pulse; Partial least squares; Continuous blood pressure monitoring; Waveform coefficient of pulse wave

## 1 引言

连续血压<sup>[1]</sup>测量可以实际反映血压在全天内的变化规律,对突发性心脑血管病的预测及对降压药的治疗效果评估有重要意义<sup>[2]</sup>。

连续血压直接测量法可实现连续血压的测量,被公认为血压测量的“金标准”,但技术要求高,且为有创测量,不能被广泛使用<sup>[3]</sup>。无创连续血压间接测量是通过分析人体相关特征信号,获取血压值的测量方法。动脉张力法<sup>[4]</sup>和容积补偿法<sup>[5]</sup>是两种常用的无创连续测量方法,但其长时间的测量会导致静脉充血而影响测量精度,其应用有一定局限性。基于脉搏波传导时间的连续无创血压测量是利用脉搏波传导时间与血压之间的相关性提出的一种间接测量法,测量装置简单,无袖带的充放气,有利于长时间的血压监测。早在1957年,Lansdown就提出对于某一个体,PTT与血压之间呈线性相关<sup>[6]</sup>,由于不同个体之间的心脏和血管不同,测量会有较大的误差,但许多学者已经证明血压和脉搏之间存在密切的相关性<sup>[7]</sup>。本研究提取脉搏波特征参数,利用相关分析对脉搏波特征参数进行优化,将优化的脉搏波特征参数加入PTT与血压之间的校正模型中,以克服脉搏波特征的个体差异对本方法无创血压检测的影响。

## 2 基本原理

血压是在血液循环中,心脏周期性地射血,血液沿着主动脉流动时对血管壁所施加的压力<sup>[8]</sup>。血液在流动过程中产生周期性的脉搏波,脉搏波波形会随着离心脏距离的不同会有时间上的延迟即脉搏波传导时间,由Moens-Kortweg公式和Hughes<sup>[9]</sup>推导出人体血压变化与动脉血管壁杨氏弹性量以及脉搏波传导时间的关系<sup>[10]</sup>:

$$P = \frac{1}{r} \left[ \ln \left( \frac{\rho d}{k^2 h E_0} \right) + \ln \left( \frac{1}{PTT} \right)^2 \right] \quad (1)$$

式中: $P$ 为血压值, $E_0$ 为血压值为零时血管壁弹性模量, $h$ 为血管壁厚度, $d$ 为血管内径, $\rho$ 为血液密度,PTT为脉搏波传导时间, $K$ 为无量纲常数, $\gamma$ 为血管特性参数量值。

由上式可知,血压值和脉搏波传导时间具有较好的相关性,由脉搏波传导时间可以间接地得到血压值。见图1,A点为PTT的起点,D点为PTT的终

点。

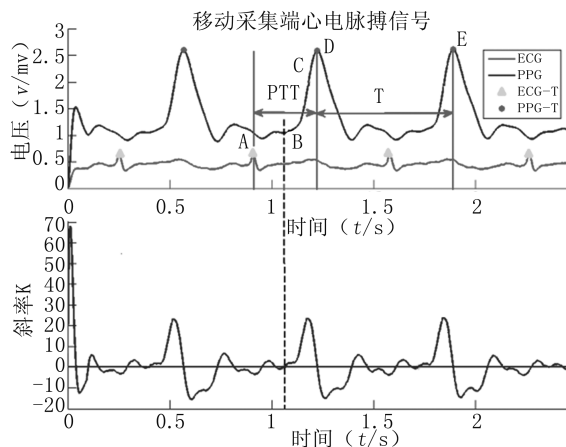


图1 脉搏波特征参数示意图

Fig 1 The characteristic parameters of pulse wave

脉搏波的特征参数有很多,如幅值,时间特性等<sup>[11]</sup>。常见的脉搏波特征参数<sup>[12]</sup>有主波的高度 $h$ (即D点的幅值)、主波的上升时间 $t(t_{BD})$ 、升支最大斜率近似值 $K(K_c)$ 、脉搏波的波形系数、每搏心输出量的特征参数( $Z = (h \times T)/(T - t)$ )、脉搏波的周期 $T(T_{DE})$ 等参数<sup>[13]</sup>。利用偏最小二乘法进行数据分析,从而间接的计算出血压值。

偏最小二乘法回归的基本作法是先在变量集中提出第一成分 $t_1$ ( $t_1$ 是 $x_1, x_2, \dots, x_m$ 的线性组合,且尽可能多地提取原自变量集中的变异信息);同时在因变量集中也提取第一成分 $u_1$ ,并要求 $t_1$ 与 $u_1$ 相关程度达到最大。然后建立因变量 $y_1, y_2, \dots, y_p$ 与 $t_1$ 的回归,如果回归方程已达到满意的精度,则算法中止。否则继续第二对成分的提取,直到能达到满意的精度为止。若最终对自变量集提取 $r$ 个成分 $t_1, t_2, \dots, t_r$ ,偏最小二乘法回归将通过建立 $y_1, y_2, \dots, y_p$ 与 $t_1, t_2, \dots, t_r$ 的回归式,再表示为 $y_1, y_2, \dots, y_p$ 与原自变量的回归方程式,即偏最小二乘回归方程。

## 3 数据采集及处理

脉搏波传导时间的计算关键在于脉搏波传输起点和终点的选择,一般可以采用心电信号的R波作为PTT的时间起点<sup>[14]</sup>,在肢体末端如指尖等设置一光电传感器,记录光电脉搏波(PPG)<sup>[15]</sup>,提取PPG信号的最大值为终点,从而得到延时时间PTT。本实验使用ANALOG DISCOVERY采集卡,双通道、14-Bit、125MSPS采样率,利用氯化银电极和反射式

PPG 传感器,分别采集 50 名志愿者的心电信号和脉搏波信号,通过姿态和饮食调整志愿者的血压值,共获得 200 组不同的血压值数据。被测者性别为 25 男 25 女,均为年龄在 22 ~ 60 岁之间,平均年龄为 39 岁,本研究所有的志愿者均被告知实验的详细内容并征得同意。在测量实验前被测人员应休息 10 min,并且保持端坐的状态,使用欧姆龙 HEM - 7111 测量血压,每个被测者测量四次血压,每隔十五分钟测量一次作为一组数据,这样可以避免一次偶然性误差对结果产生较大的影响。采集系统的整体设计见图 2。

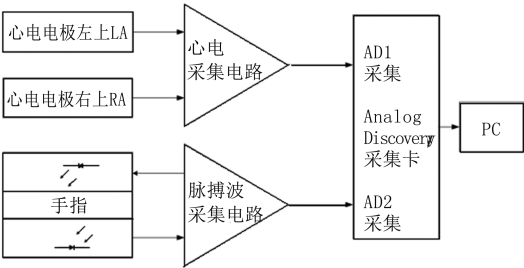


图 2 系统整体设计  
Fig 2 The overall design of the system

人体心电信号( ECG )和光电脉搏波信号( PPG )属于非常微弱的生理低频信号,其频率范围在 0 ~ 30 Hz 之间,其幅值范围在 0 ~ 10 mV 之间。人体自身阻抗大,且易受外界环境的影响,所以在采集过程中,采用高输入阻抗、高共模抑制比、低噪声、低温漂的前置放大器对心电信号和脉搏信号进行放大,放大之后的信号通过 50 Hz 的陷波滤波器滤除工频干扰和巴特沃斯低通数字滤波器进行滤波,获得较平滑的信号,见图 3。

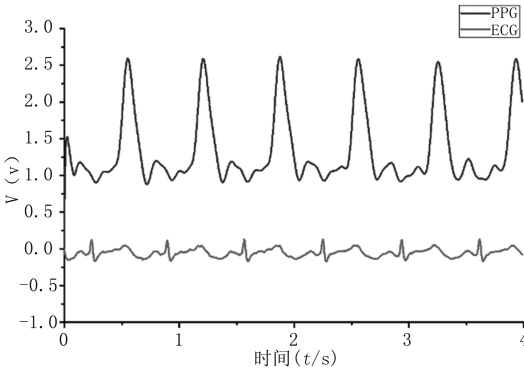


图 3 滤波处理后的效果图  
Fig 3 The effect after filtering processing

4 建模分析

利用 <sup>万方数据</sup> Matlab 计算 200 组数据的脉搏波传导时

间以及脉搏波特征参数:脉搏波的传导时间( PTT )、脉搏波的波形系数( K' )、主波高度( H )、升支最大斜率( K )、每搏心输出量的特征参数( Z )、脉搏波的周期( T ),各参数的范围见表 1。

表 1 血压值及其相应的波形特征参数  
Table 1 The blood pressure value and the corresponding waveform characteristic parameters

	SBP ( mmHg )	DBP ( mmHg )	PTT ( s )	K'	H	K	Z	T ( s )
Min	110	52	0.23	0.65	0.14	2.3	0.21	0.56
Max	169	100	0.41	9.81	3.08	34.12	3.54	1.86

对人体动脉收缩压( SBP )和舒张压( DBP )与脉搏波传导时间和脉搏波特征参数进行相关性分析,得到相关系数( R )见表 2、3。

表 2 收缩压和脉搏波传导时间  
以及脉搏特征参数的相关性分析结果  
Table 2 The simple correlation analysis of systolic blood pressure and pulse wave conduction time and pulse characteristic parameters

相关系数	PTT	K'	H	K	Z	T
R	-0.61	-0.24	0.32	0.26	0.29	-0.5

表 3 舒张压和脉搏波传导时间  
以及脉搏特征参数的相关性分析结果  
Table 3 The simple correlation analysis of diastolic blood pressure and pulse wave conduction time and pulse characteristic parameters

相关系数	PTT	K'	H	K	Z	T
R	-0.63	-0.41	0.40	0.39	0.42	-0.58

从表 2、表 3 可以看出,收缩压与舒张压均与脉搏波的传导时间、脉搏波的波形系数、主波高度、升支最大斜率、每搏心输出量的特征参数脉搏波的周期具有较好的相关性。

由图 4 可知,收缩压和舒张压预测值与实际测量值的相关性分别为 0.76、0.80,线性关系良好,平均绝对误差分别为 7.8、6.9 mmHg,满足 AAMI 国际电子血压计标准。

5 实验结果

为了验证其准确性,对 5 名新志愿者进行收缩压和舒张压测量,同时采集心电信号和脉搏波信号,利用 Matlab 对数据进行简单的处理,分析得出脉搏波传导时间和脉搏波特征参数,带入本研究建立的

校正模型,实现对收缩压和舒张压的预测。计算结果和预测结果见表 4。

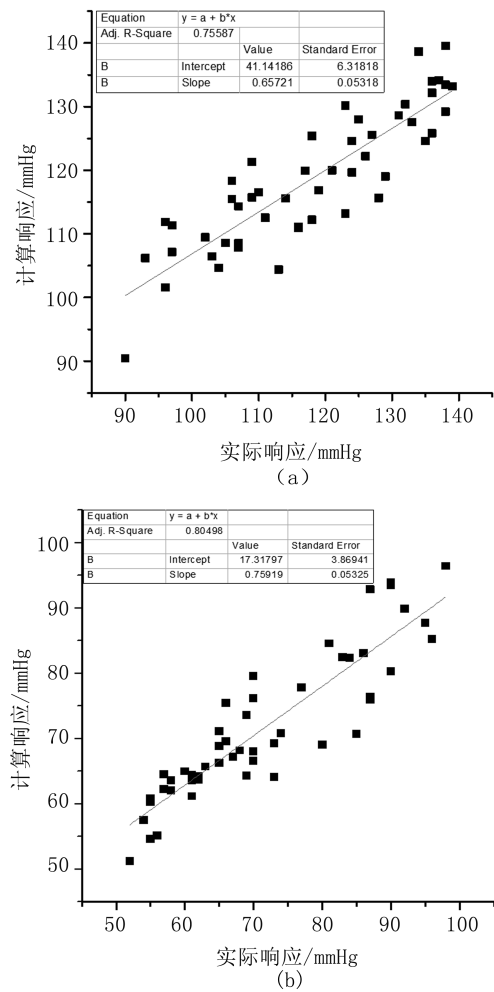


图 4 测量值与计算值的对比  
(a) 收缩压 (SBP); (b) 舒张压 (DBP)

Fig 4 Comparison of measured and real values

表 4 测试组 PTT 值、脉搏波特征值及血压预测结果

Table 4 The blood pressure prediction results of PTT value, the characteristics of pulse wave

次数	Gender	PTT	K'	H	K	Z	T	测量值		计算值	
								SBP	DBP	SBP	DBP
1	M	0.3487	1.4	0.739	7.02	0.93	0.80	118	62	115.1	64.2
2	M	0.312	0.83	1.43	19.83	1.91	0.68	131	87	127.8	85.9
3	W	0.3140	0.77	1.53	22.89	1.96	0.68	107	69	106.4	72.4
4	M	0.3067	0.75	1.355	19.27	1.71	0.70	138	90	134.6	86.1
5	W	0.3175	0.8	1.529	25.21	1.78	0.95	105	65	104.2	63.8

图 5 为血压预测结果,其中 SBP(a) 为收缩压实际测量值,SBP(c) 为收缩压计算值;DBP(a) 为舒张压测量值,DBP(c) 为舒张压计算值。预测平均绝对误差为 5 mmHg 之内,满足 AAMI 国际电子血压计标准。

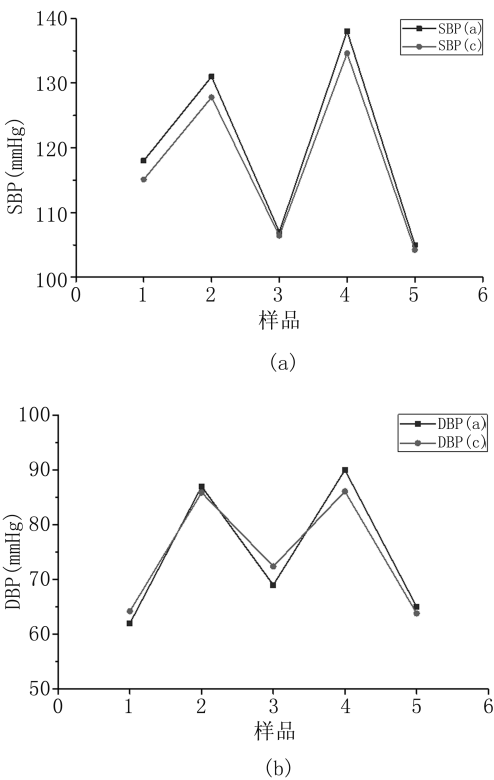


图 5 测量值与计算值对比  
(a) 收缩压 (SBP); (b) 舒张压 (DBP)

Fig 5 Comparison of measured and real values

6 结论

本研究提出了一种连续血压测量的新方法,利用偏最小二乘法分析脉搏波传导时间与脉搏波特征参数的关系,分别建立收缩压和舒张压与脉搏波传导时间 PTT 以及脉搏波特征参数的回归方程,以此实现血压的连续性、无袖带式检测。实验结果表明,该方法计算得到的舒张压和收缩压的预测平均绝对误差小于 5 mmHg,满足 AAMI<sup>[16]</sup> 国际电子血压计标准要求。

参考文献:

[1] 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.

[2] O'Brien E. The value of 24 - hour blood pressure monitoring to assess the efficacy of antihypertensive drug treatment[J]. Hot Topics in Hypertension, 2011, 12: 7 - 23.

[3] 李顶立, 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.

[4] Jürgens C, Antal S, Heydenreich F, et al. [ Digital patient record for remote monitoring of intraocular pressure, blood pressure and serum glucose ] [ J ]. Klinische Monatsblätter Für Augenheilkunde, 2006, 223(9): 757 - 764.

(下转第 51 页)

参考文献:

[1] Poulin E C, Mamzza J, Litwin D E, et al. Laparoscopic cholecystectomy: strategy and concerns [J]. Canadian Journal of Surgery, 1992, 35(3):285-289.

[2] Sanchez-Margallo J A, Sanchez-Margallo F M, Oropesa L, et al. Systems and technologies for objective evaluation of technical skills in laparoscopic surgery [J]. Minimally Invasive Therapy and Allied Technologies, 2014, 23(1):40-51.

[3] Swanson L L, Fried G M, Hoffman K I, et al. Beta test of a new system assessing competence in laparoscopic surgery [J]. Journal of the American College of Surgeons, 2006, 202(1):62-69.

[4] Duru D G, Duru A D, Barkana D E, et al. Assessment of surgeon's stress level and alertness using EEG during laparoscopic simple nephrectomy [C] // International IEEE EMBS Conference on Neural Engineering, IEEE, 2014:452-455.

[5] Lin C T, Chang C J, Lin B S, et al. A real-time wireless brain-computer interface system for drowsiness detection [J]. IEEE Transactions on Bio-medical Circuits and System, 2010, 4(4):214-222.

[6] Spruit E N, Gph B, Kb V D H, et al. The effects of spacing, naps, and fatigue on the acquisition and retention of laparoscopic skills [J]. Journal of Surgical Education, 2017, 74(3):530.

[7] 关伟,杨柳,江世雄,等. 脑电在交通驾驶行为中的应用研究综述 [J], 交通运输系统工程与信息, 2016, 16(3):35-44.

[8] Battah M, McKendrick M, Kean D E, et al. Eye-tracking as a measure of trainee progress in laparoscopic training [J]. European Journal of Obstetrics & Gynecology and Reproductive Biology, 2016, 206:13-14.

[9] 胡洪瑞,刘龙繁,熊艳,等. 不同道路环境下驾驶人眼动行为的研究 [J]. 生物医学工程研究, 2016, 35(4):255-259.

[10] 叶莎莎,王殊轶,张燕群. 基于腹腔镜手术训练的眼动特征研究 [J]. 生物医学工程研究, 2016, 35(2):93-97.

[11] 罗旭,王宏,王福旺. 基于脑电信号分类的高速公路上驾驶疲劳识别 [J]. 汽车工程, 2015, 37(2):230-234.

[12] Çinar S, Acır N. A novel system for automatic removal of ocular artifacts in EEG by using outlier detection methods and independent component analysis [J]. Expert Systems with Applications, 2016, 68:36-44.

[13] Silveira T L T D, Kozakevicius A J, Rodrigues C R. Automated drowsiness detection through wavelet packet analysis of a single EEG channel [J]. Expert Systems with Applications, 2016, 55:559-565.

[14] 范晓丽,牛海燕,周前祥,等. 基于 EEG 的脑力疲劳特征研究 [J]. 北京航空航天大学学报, 2016, 42(7):1406-1413.

[15] Tien T, Pucher P H, Sodergren M H, et al. Eye tracking for skills assessment and training: a systematic review [J]. Journal of Surgical Research, 2014, 191(1):169-178.

(收稿日期:2017-03-28)

(上接第 45 页)

[5] Fortin J, Wellisch A, Maier K. CNAP - evolution of continuous non-invasive arterial blood pressure monitoring [J]. Biomedical Engineering, 2013, 94(22):1722-3; author reply 1723.

[6] Singh H, Singh M. Design and development of pulse transit time based cuffless blood pressure monitoring system [C] // International Conference on Electrical, Electronics, Signals, Communication and Optimization, IEEE, 2015:1-6.

[7] O'Rourke M F. Time domain analysis of the arterial pulse in clinical medicine [J]. Medical & Biological Engineering & Computing, 2009, 47(2):119-129.

[8] Wang R, Jia W, Mao Z H, et al. Cuff-free blood pressure estimation using pulse transit time and heart rate [C] // International Conference on Signal Processing, IEEE, 2014:115-118.

[9] 白丽红,王成,文苗,等. 基于脉搏波传导时间的连续血压监测系统 [J]. 生物医学工程研究, 2014, 33(4):221-225.

[10] Yang L, Zhang S, Li X, et al. Removal of Pulse Waveform Based line Drift Using Cubic Spline Interpolation [C] // International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering. IEEE, 2010:1-3.

[11] Nitzan M. Automatic noninvasive measurement of arterial blood pressure [J]. IEEE Instrumentation & Measurement Magazine, 2011, 14(1):32-37.

[12] 焦学军,房兴业. 利用脉搏波特征参数连续测量血压的方法研究 [J]. 生物医学工程学杂志, 2002, 19(2):217-220.

[13] 徐久强,蔺弘济,李晗,等. 基于心电与脉搏波的血压检测算法的改进 [J]. 东北大学学报(自然科学版), 2014, 35(1):33-37.

[14] 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.

[15] 刘国军. 电子血压计系统整体有效性临床评价的国际标准介绍 [J]. 医学信息旬刊, 2011, 24(7):2053.

(收稿日期:2017-06-03)