

DOI:10.3969/j.issn.1005-202X.2022.03.013

医学信号处理与医学仪器

基于PPG收缩期上升波形特征参数的无创血压检测模型

彭莉, 宋鑫, 鄢苏鹏, 魏良, 龚渝顺, 李永勤
陆军军医大学生物医学工程与影像医学系, 重庆 400038

【摘要】旨在提出一种基于光电容积脉搏波(PPG)收缩期上升波形(SUW)特征提取的血压计算模型。首先,采集130例成年志愿者的II导心电图、手指PPG信号以及袖带血压值。数据被随机分为训练集(共80例,其中46例血压正常)和测试集(共50例,其中35例血压正常)。然后从PPG信号的SUW中提取时间、面积、斜率最大点与波谷点连线与时间轴夹角的正切值、上升期占脉宽的比例等特征,采用偏最小二乘回归法分别建立收缩压和舒张压的检测模型。最后与基于脉冲到达时间(PAT)的模型以及PAT联合PPG的模型进行对比。结果显示,本模型计算的收缩压和舒张压与参考值的相关系数分别为0.80和0.62,判断血压异常的准确率为90%。这些指标均显著高于基于PAT和PAT联合PPG参数的血压模型($P<0.05$)。研究表明,基于PPG收缩上升波形特征参数的无创血压检测模型具有较好的鲁棒性和较强的异常血压检测能力。

【关键词】光电容积脉搏波;血压检测;收缩期上升波形;特征参数

【中图分类号】R318

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2022)03-0333-08

Noninvasive blood pressure measurement model based on characteristic parameters of PPG systolic upstroke waveform

PENG Li, SONG Xin, YAN Supeng, WEI Liang, GONG Yushun, LI Yongqin

Department of Biomedical Engineering and Imaging Medicine, Army Medical University, Chongqing 400038, China

Abstract: A model for noninvasive measurement of blood pressure based on the characteristics of the systolic upstroke waveform (SUW) of photoplethysmography (PPG) is proposed in this study. Firstly, lead II electrocardiogram (ECG), finger PPG signals and the blood pressure measured from a cuff-base electronic sphygmomanometer were recorded from 130 adult volunteers, and the data were randomly divided into a training set ($n=80$, 46 of which had normal blood pressure) and a test set ($n=50$, 35 of which had normal blood pressure). Some characteristics, such as upstroke time, area under SUW, tangent of the angle between the line of the maximum slope point to the trough point and the time axis, and the ratio of upstroke period to pulse width, were extracted from the SUW of PPG. The measurement models of systolic pressure and diastolic pressure were established by partial least square regression method. Finally, the performance of the proposed method was compared with the model based on pulse arrival time (PAT) and the model based on PAT combined with PPG. The correlation coefficients between the calculation results by the proposed model and the reference values were 0.80 and 0.62 for systolic pressure and diastolic pressure, respectively. The accuracy of the proposed model in finding abnormal blood pressure was 90%. These indicators were all significantly higher than those obtained by the model based on PAT combined with PPG ($P<0.05$). The study reveals that the SUW-based noninvasive blood pressure measurement model has improved robustness and better performance in finding abnormal blood pressure.

Keywords: photoplethysmography; blood pressure measurement; systolic upstroke waveform; characteristic parameter

【收稿日期】2021-11-28

【基金项目】陆军后勤科研项目(BLJ20J006-1);国家重点研发计划(2021YFC0122400)

【作者简介】彭莉,硕士研究生,主要从事生物医学信号检测处理研究,E-mail: 1623913414@qq.com

【通信作者】李永勤,教授,博士生导师,主要从事生物医学信号检测处理、现代医学仪器关键技术研究,E-mail: lyq@tmmu.edu.cn

前言

心血管疾病已经成为对人类健康和生命安全威胁最大的一类疾病。随着近年来对心血管疾病的基礎、临床以及预防研究的不断深入以及对心血管疾病的危险因素体系的不断完善,心血管疾病已经从传统的被动治疗向主动预防开始转变。血压指心脏收缩时喷射出的血液流经血管时对血管壁产生的侧向压力,是由心室的射血和外周阻力共同形成,是评

估心血管疾病风险的重要指标。血压持续高于正常水平会使患者患心脑血管疾病和肾病的风险升高^[1-2], 血压持续低于正常水平会导致患者头晕乏力, 严重的低血压会导致重要内脏器官灌注不足。持续血压监测能及时发现血压异常, 在对检测、控制和治疗血液动力学疾病方面比间歇性血压检测更有效^[3]。目前无创血压测量“黄金标准”是水银血压计, 但需要专业的医护人员进行操作, 袖带式电子血压计因操作简便而在临床得到广泛使用, 但这两种方法都属于间歇式血压检测, 袖带加压会阻断血管的血液流动, 并不适用于长期血压检测和管理, 且在手腕或手臂受伤、特殊作业的情况下无法使用。动脉压法和动脉容积钳法可以实现血压的连续无创检测, 但测量条件高, 测量系统复杂, 目前还无法达到便携的要求。光电容积脉搏波(Photoplethysmography, PPG)是一种利用光电手段检测活体组织中血液容积变化的方法。PPG可用于评估血氧、脉率、心排量、心血管功能等多种血液动力学参数^[4], 且研究表明PPG和动脉血压在形态上具有相似性, 可以用于血压检测^[5]。由于PPG具有成本低、体积小、使用方便的特点, 因此PPG被认为是实现连续无创血压监测的最适合方法^[6-7]。

目前利用PPG信号估计血压的方法可以分为3种: 第一种是基于同步采集心电信号(Electrocardiography, ECG)和PPG信号进行血压估算, 通过计算脉冲到达时间(Pulse Arrival Time, PAT)进行血压估算^[8-9]。这种方法要同步采集ECG和PPG信号, 增加了血压测量系统的复杂性, 且PAT的计算易受心脏预射血期的影响, 从而影响血压估算精度。第二种是基于不同位点采集的PPG信号进行血压估算, 通过计算PPG脉冲从近端到远端的脉搏传导时间(Pulse Transit Time, PTT)^[10]进行血压估算。这种方法需要多个传感器, 且对传感器间的相对位置要求严格^[3]。第三种是基于单通路PPG信号的特征参数进行血压估算。可分为使用单一特征参数估算血压^[11-12]和多个特征参数估算血压^[13-14], 由于PPG信号易受运动伪影、肤色等影响^[15], 单一参数的模型抗干扰能力弱。多个特征点对PPG信号的完整程度要求较高^[16]。由于PPG波形随外周阻力和血管壁硬化程度而变化, 所以部分特征参数并不适用于所有人群。因此, 如何利用PPG特征进行准确的血压建模目前尚无定论。

本研究提出一种使用脉搏波收缩期上升波形(Systolic Upstroke Waveform, SUW)多特征参数的无创血压估算检测模型。首先采集II导心电图和手指的PPG信号, 然后进行信号预处理和特征参数提取, 最后建立血压模型并于传统的基于PAT以及PAT联合PPG特征参数的血压检测模型进行对比。

1 材料与方法

1.1 数据采集

试验方案经中国人民解放军陆军军医大学医学伦理委员会批准同意(批件号:AF/SC-08/1.0)和志愿者的知情同意。试验招募130例(男性60例)受试者, 试验前告知被试者试验目的和试验流程, 并签署知情同意书。使用课题组研制的生理信号采集系统, 同步采集受试者的II导心电图和左手食指红外光PPG信号, 采样频率为250 Hz, 采集的数据保存到存储卡中。使用医用臂式电子血压计(鱼跃YE630AR, 江苏)测量左手手臂血压为参考血压值, 根据《中国血压测量指南》推荐的血压测量方法^[17], 设计试验流程, 如图1所示。受试者静坐休息10 min后, 试验人员为其佩戴采集设备, 开始采集生理信号, 同时使用电子血压计测量一次血压, 间隔1 min后, 再次测量, 若两次的收缩压(Systolic Blood Pressure, SBP)差值和两次的舒张压(Diastolic Blood Pressure, DBP)差值均小于5 mmHg, 则结束试验, 否则间隔1 min后再测量一次血压, 结束试验, 参考血压为所测结果的均值。

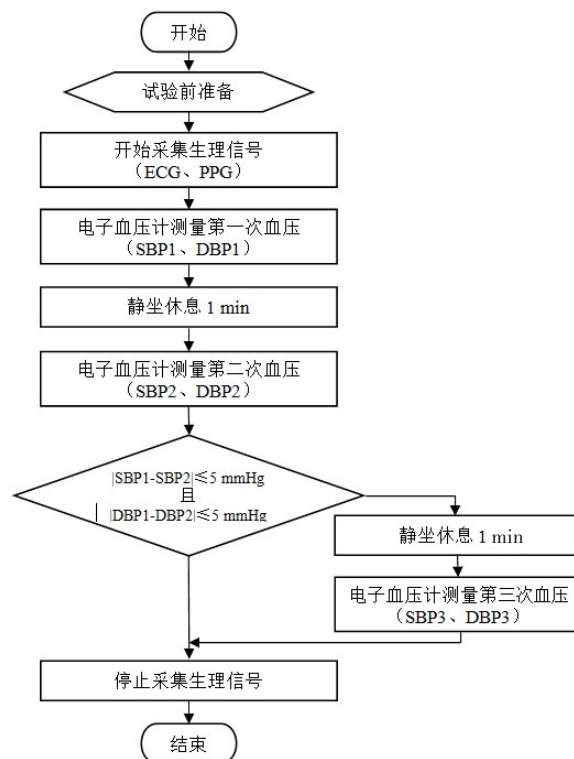


图1 数据采集流程图

Figure 1 Flowchart of data collection

1.2 信号预处理

使用数据分析软件 MATLAB R2020a (MathWorksInc., 美国)对数据进行截取、预处理、特征参数提取和建模。首先从采集的生理信号中截取

4个心动周期的ECG信号,以及同一时刻的PPG信号,然后对截取的生理信号进行预处理。由于ECG信号和PPG信号主要受高频干扰和呼吸引起的基线漂移,本文先使用截止频率为40 Hz^[18]的椭圆低通滤波器消除ECG信号中的高频干扰和截止频率为5 Hz

的巴特沃斯低通滤波器消除PPG信号中的高频干扰^[3,19],再使用截止频率为0.5 Hz高通滤波器去除两种信号的基线漂移,最后对PPG信号进行归一化处理。如图2所示,预处理后的ECG和PPG信号噪声得到抑制,更有利于特征提取。

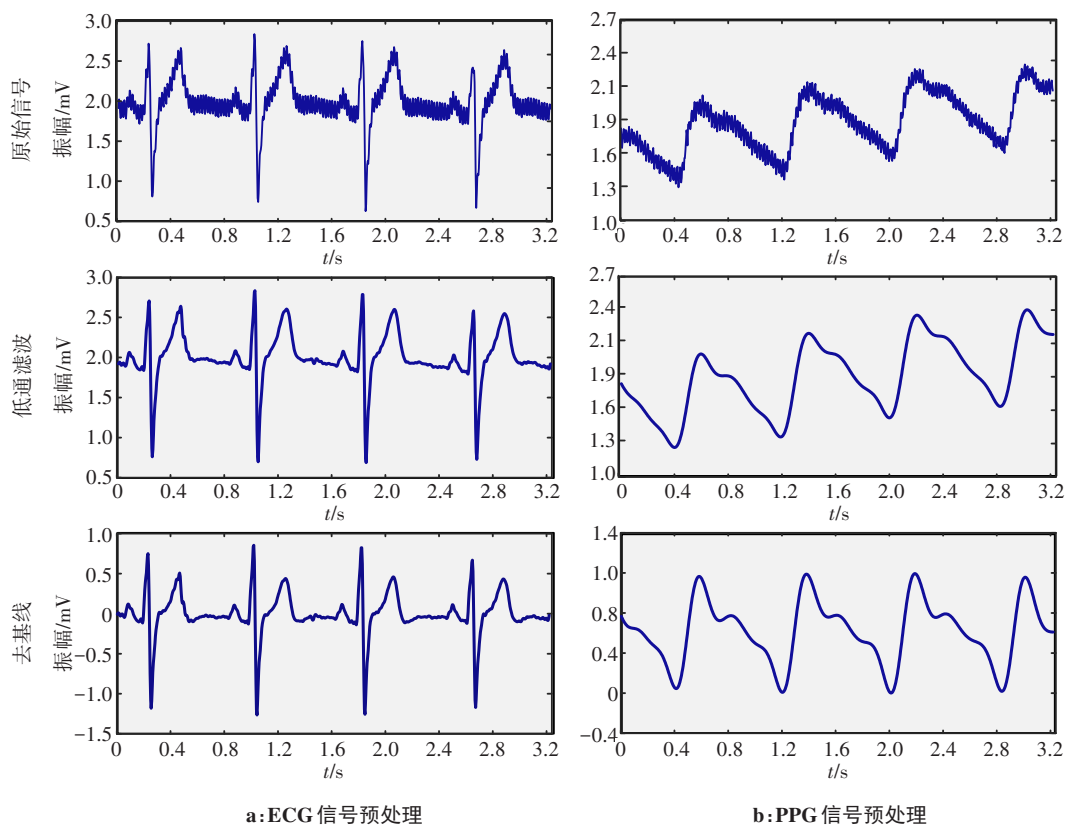


图2 ECG信号和PPG信号预处理波形示意图
Figure 2 Schematic diagrams of ECG signal and PPG signal preprocessing waveforms

1.3 特征提取

1.3.1 PPG信号的SUW特征参数提取 为了方便SUW特征参数提取,首先通过PPG波形的波谷点和主波波峰点将SUW段从PPG信号中分割出来,PPG信号主波波峰先使用MATLAB自带的findpeaks函数,找出PPG的可能峰值点^[20],再采用自适应阈值法对可能的峰值点进行筛选,最后获得PPG信号的主

波波峰,PPG周期为两个相邻主波波峰的时间差,波谷为两个波峰之间幅值最小的点。由于截取的PPG波形不都是完整周期,第一个波峰前和最后一个波峰后还有可能存在波谷,通过已经确定波谷和PPG周期设定双阈值,然后进行差分阈值法提取。分离后SUW进行特征参数的提取,特征参数示意图如图3a所示。

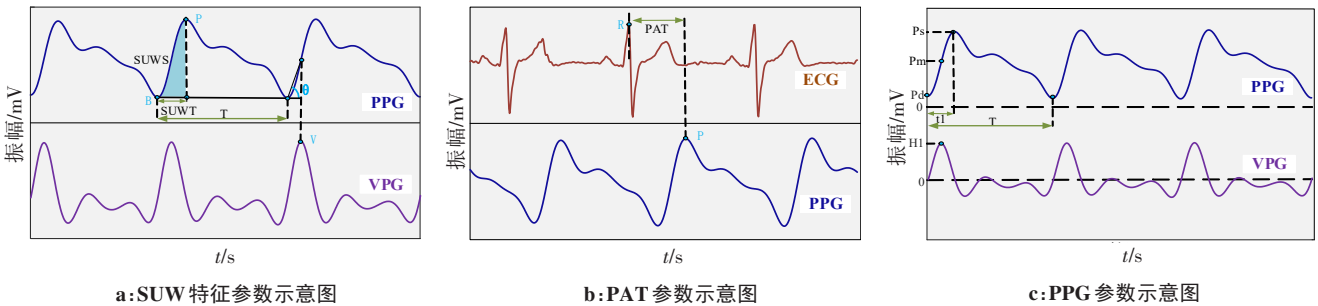


图3 本文所使用的参数示意图
Figure 3 Schematic diagrams of parameters used in the study

①SUW持续时间SUWT,即同一周期波谷到波峰的时间差,计算公式如式(1)所示:

$$\text{SUWT} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^{i=N} (P_i - B_i) \quad (1)$$

其中, P_i 为PPG第*i*个周期的主波波峰点时间($i \leq N$, N 为PPG峰值点个数), B_i 为PPG第*i*个周期的起始波谷点时间,VPG是PPG信号的一阶导数。

②SUW的面积SUWS,即SUW与时间轴围成的面积,计算公式如式(2)所示:

$$\text{SUWS}_i = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^{i=N} \left(\int_{B_i}^{P_i} \text{SUW}_i(t) dt \right) \quad (2)$$

③SUW持续时间与PPG周期*T*的比值,*T*通过相邻波峰的间期获得;

④斜率最大点*S*与波谷连线和时间轴形成的夹角*θ*的正切值,计算公式如式(3)所示:

$$\tan \theta = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^{i=N} \frac{\text{amp}(S_i)}{\text{time}(S_i)} \quad (3)$$

其中, $\text{amp}(S_i)$ 为第*i*个PPG周期中*S*点的振幅, $\text{time}(S_i)$ 为第*i*个PPG周期中*S*点与起始波谷点的时间间隔。

1.3.2 PAT的计算 通过ECG信号的R峰到PPG信号主波波峰的时间差计算PAT,如图3b所示。ECG信号的R峰采用自适应差分阈值法进行提取。PAT的计算如下所示:

$$\text{PAT} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^{i=N} (P_i - R_i) \quad (4)$$

其中, R_i 为ECG的第*i*个周期的R波波峰点时间。

1.3.3 PPG其他特征参数 为了与文献报告的其它方法进行对比,本研究提取其他的PPG特征参数,包括脉搏波的波形系数*K*[式(5)]、每搏心输出量的特征参数*Z*[式(6)]、收缩上升期的最大斜率值*H₁*、PPG主波峰的幅值*P_s*^[21]等特征参数,如图3c所示。部分研究使用PPG重搏波的信息^[20],但随着外周阻力和血管壁硬化程度增加,重搏波峰的波谷对主波的相对位置会逐渐抬高,最终会消失,因此这个参数并不适用于所有的PPG信号。

$$K = \frac{P_m - P_d}{P_s - P_d} \quad (5)$$

$$Z = \frac{P_s \times T}{T - t_1} \quad (6)$$

其中, P_m 为PPG的均值; P_d 为PPG的波谷幅值; P_s 为PPG的主波峰幅值; t_1 为收缩上升期时间。

1.4 建立血压模型

将130例受试者的数据随机分为训练集(80例,其中46例血压正常)和测试集(50例,其中35例血压正常)。使用训练集的数据,利用偏最小二乘法建立

参考血压和特征参数的回归模型^[22-23],偏最小二乘回归法能够在自变量存在多重相关性时进行回归建模,且易于辨识系统信息和噪声。式(7)和式(8)为本研究基于SUW参数拟合的SBP、DBP计算公式:

$$\text{SBP}_1 = 110.03 + 227.56 \times \text{SUWT} + 323.85 \times \text{SUWS} - 9.09 \times \tan \theta \quad (7)$$

$$\text{DBP}_1 = 55.81 + 214.35 \times \frac{\text{SUWT}}{T} - 3.94 \times \tan \theta \quad (8)$$

为了对模型性能进行评估,本文还训练了两个文献报道的模型,第一个是根据Moens和Korteweg提出的脉搏波传播速度计算公式 $C = K \times \sqrt{\frac{Eh}{\rho D}}$,结

合Hughes提出的动脉血管壁杨氏弹性模量和血压的关系 $E = E_0 \times e^{\gamma P}$ 推导出脉搏波传导时间与血压的关系,Nabeel等^[24]根据这个关系建立了基于PAT的血压检测模型,使用训练集的数据对公式系数重新进行拟合,结果如式(9)和式(10)所示:

$$\text{SBP}_2 = 83.77 \times \ln(\text{PAT}) + 217.75 \quad (9)$$

$$\text{DBP}_2 = 26.39 \ln(\text{PAT}) + 105.87 \quad (10)$$

第二个是赵彦峰等^[21]利用偏最小二乘法建立PAT联合PPG特征参数(*K*、*P_s*、*H₁*、*T*、*Z*)的血压检测模型,计算公式如式(11)和式(12)所示:

$$\text{SBP}_3 = 286.95 \text{PAT} - 52.47K + 0.67P_s - 0.2H_1 - 18.17T + 1.16Z + 71.86 \quad (11)$$

$$\text{DBP}_3 = 144.6 \text{PAT} - 35.29K - 0.22P_s - 0.26H_1 - 33.71T + 0.41Z + 81.37 \quad (12)$$

1.5 模型性能评估

使用测试集的数据对模型性能进行验证,将提取的特征参数代入上述的6个血压计算公式中,得到血压的计算值。通过血压计算值和参考值的皮尔森相关系数、Bland Altman一致性散点图、相对误差(SE)、绝对误差(AE)和判断血压是否异常的准确率来评估模型性能。

1.6 统计学方法

使用SPSS 22.0软件进行统计学分析,首先查看数据是否服从正态分布,使用的是*K-S*检验,服从正态分布的数据采用均数±标准差表示,不服从正态分布的数据采用*M(Q1, Q3)*表示;两组数据比较,若数据均服从正态分布,则采用*t*检验比较,否则采用Wilcoxon秩和检验;多组数据比较,若数据均服从正态分布,且方差是齐性,则使用单因素方差分析,否则使用Kruskal-Wallis秩和检验。当90 mmHg≤SBP<140 mmHg且60 mmHg≤DBP<90 mmHg时为血压正常,否则为血压异常,血压异常判断准确率的验证采用Kappa检验,判断血压异常准确率的比较使用卡方检验。*P*<0.05为差异有统计学意义。

2 结果与分析

2.1 受试者基本数据

将受试者分为血压正常($90\text{ mmHg}\leq\text{SBP}<140\text{ mmHg}$ 且 $60\text{ mmHg}\leq\text{DBP}<90\text{ mmHg}$)、血压偏高($140\text{ mmHg}\leq\text{SBP}$ 或 $90\text{ mmHg}\leq\text{DBP}$)、血压偏低($\text{SBP}<90\text{ mmHg}$ 或

$\text{DBP}<60\text{ mmHg}$),训练集和测试集的受试者基本特征和参考血压值如表1、表2所示。训练集80例受试者,其中男性38例;测试集50例受试者,其中男性22例。本研究纳入的血压偏高受试者的年龄显著高于血压正常受试者年龄($P<0.05$),这与研究报道相符^[25],血压升高与年龄的增长有显著相关性。

表1 训练集受试者的基本特征和参考血压值
Table 1 Characteristics and reference blood pressure values of the subjects in training set

组别	年龄/岁	身高/cm	体质量/kg	SBP/mmHg	DBP/mmHg
正常($n=46$)	27.50 ± 11.57	166.58 ± 8.29	61.90 ± 12.25	$108.75(103.25, 121.13)$	$70.00(66.38, 75.13)$
高血压($n=30$)	$60.20\pm10.07^*$	$155.67\pm6.79^*$	64.02 ± 8.95	$153.50(144.00, 160.13)^*$	$91.00(88.37, 98.00)^*$
低血压($n=4$)	$23.75\pm4.35^\#$	$173.00\pm6.83^\#$	59.25 ± 10.90	$104.75(100.00, 121.13)^\#$	$58.25(53.00, 59.38)^{*\#}$
F/H 值	83.743	21.870	0.532	49.748	52.935
P 值	0.000	0.000	0.590	0.000	0.000

*表示与正常组比较, $P<0.05$;#表示与高血压组比较, $P<0.05$

表2 测试集受试者的基本特征和参考血压值
Table 2 Characteristics and reference blood pressure values of the subjects in test set

组别	年龄/岁	身高/cm	体质量/kg	SBP/mmHg	DBP/mmHg
正常($n=35$)	26.40 ± 8.28	$163.00(158.00, 168.00)$	58.49 ± 10.71	$106.00(102.50, 115.00)$	$66.50(64.50, 74.00)$
高血压($n=14$)	$62.29\pm4.12^*$	$160.00(150.25, 164.25)$	$67.75\pm7.93^*$	$152.75(147.75, 157.25)^*$	$91.75(84.25, 94.63)^*$
低血压($n=1$)	18.00	171.00	55.00	99.00	53.50

*表示与正常组比较, $P<0.05$

2.2 参数的相关性分析结果

本研究提取SUW的4个参数,以及文献所报道的参数,表3为训练集多个参数与参考SBP和参考

DBP的相关性分析结果。结果表明本研究提出的参数与血压的相关性更强。

表3 参考血压与参数之间的Pearson相关系数值
Table 3 Pearson correlation coefficient between reference blood pressure and parameters

参数	SUWS	SUWT	$\tan\theta$	$\frac{\text{SUWT}}{T}$	PAT	K	P_s	H_1	T	Z
SBP	0.74*	0.75*	-0.72*	0.64*	0.35*	-0.13	0.19	0.07	0.07	0.22
DBP	0.48*	0.50*	-0.52*	0.66*	0.20	-0.03	-0.10	-0.19	-0.17	-0.06

*表示 $P<0.05$

2.3 不同模型的性能对比

本研究提出的基于SUW多特征参数血压检测模型,通过50例受试者的数据进行验证。SUW多特征参数SBP模型计算SBP和参考SBP值的皮尔森相关系数 $r_s=0.800(P<0.05)$,SUW多特征参数DBP模型计算DBP值和参考DBP值的皮尔森相关系数 $r_D=0.615(P<0.05)$,计算的血压值与参考血压值有强相关性,如图4a、图4b所示。SUW多特征参数模型

判断血压异常的准确率为90%,与袖带式电子血压计判断血压异常结果高度一致($\text{Kappa}=0.665, P<0.05$)。

本研究提出的基于SUW多参数血压检测模型与基于PAT和PAT联合PPG特征参数血压检测模型进行对比。图4为3种模型的血压计算值和参考值的皮尔森相关分析结果,基于SUW多参数血压检测模型的SBP和DBP皮尔森相关系数分别为 $r_s=0.80$ 、 $r_D=0.62$,线性回归系数分别为1.15和0.78;基于PAT

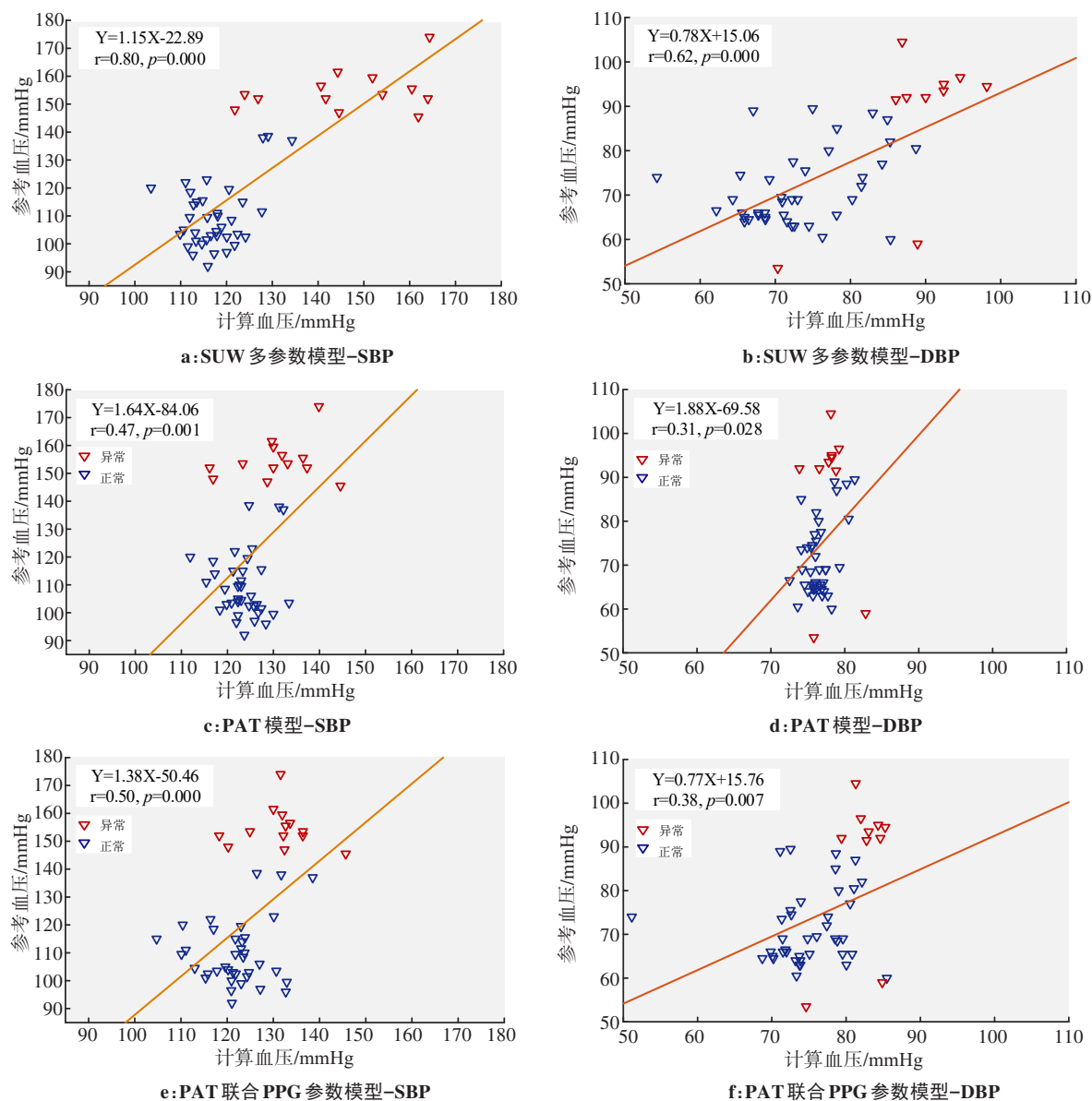


图 4 不同模型血压计算值和参考值的皮尔森相关分析结果

Figure 4 Pearson correlation analysis of calculated blood pressure and the reference values in different models

血压检测模型的 SBP 和 DBP 皮尔森相关系数分别为 $r_s=0.47$ 、 $r_D=0.31$ ，线性回归系数为 1.64 和 1.88；基于 PAT 联合 PPG 特征参数血压检测模型的 SBP 和 DBP 皮尔森相关系数分别为 $r_s=0.50$ 、 $r_D=0.38$ ，线性回归系数为 1.38 和 0.77。结果表明本研究提出的模型计算的血压值与参考血压值相关性更强，线性回归系数更接近于 1。图 5 为 3 种模型血压计算值和参考值的 Bland Altman 分析结果，图中 3 条平行于 x 轴的线为误差的均值和 95% 的置信区间，从图中可以看出，本研究提出的模型 SBP 和 DBP 的数据均匀的水平分布在 95% 置信区间内，平均误差更接近于 0，比文献所提方法与参考血压的一致性更好。

表 4 为 3 种模型判断血压准确率、绝对误差、相对误差的比较。基于 SUW 多参数模型判断血压异常准确率为 90%，显著高于基于 PAT 和基于 PAT 联合

PPG 特征参数血压检测模型判断血压的准确率。SBP 和 DBP 的绝对误差与相对误差也显著小于文献中的两种方法。

通过多种指标的比较，本研究提出的血压检测模型性能优于基于 PAT 和 PAT 联合 PPG 特征参数的血压检测模型。文献中报道使用的是血压正常的受试者的数据，且每人进行了多次重复测量，在扩大血压范围，纳入不同年龄的受试者，减少个人测量次数时，导致这两个模型的性能有所降低。

3 结 论

本研究运用偏最小二乘回归法建立一种基于 PPG 收缩期上升波形特征参数的血压检测模型，该模型适用于不同形态 PPG 波形，提高了模型的鲁棒性和适应性。该模型利用单通路 PPG 信号的多特征参

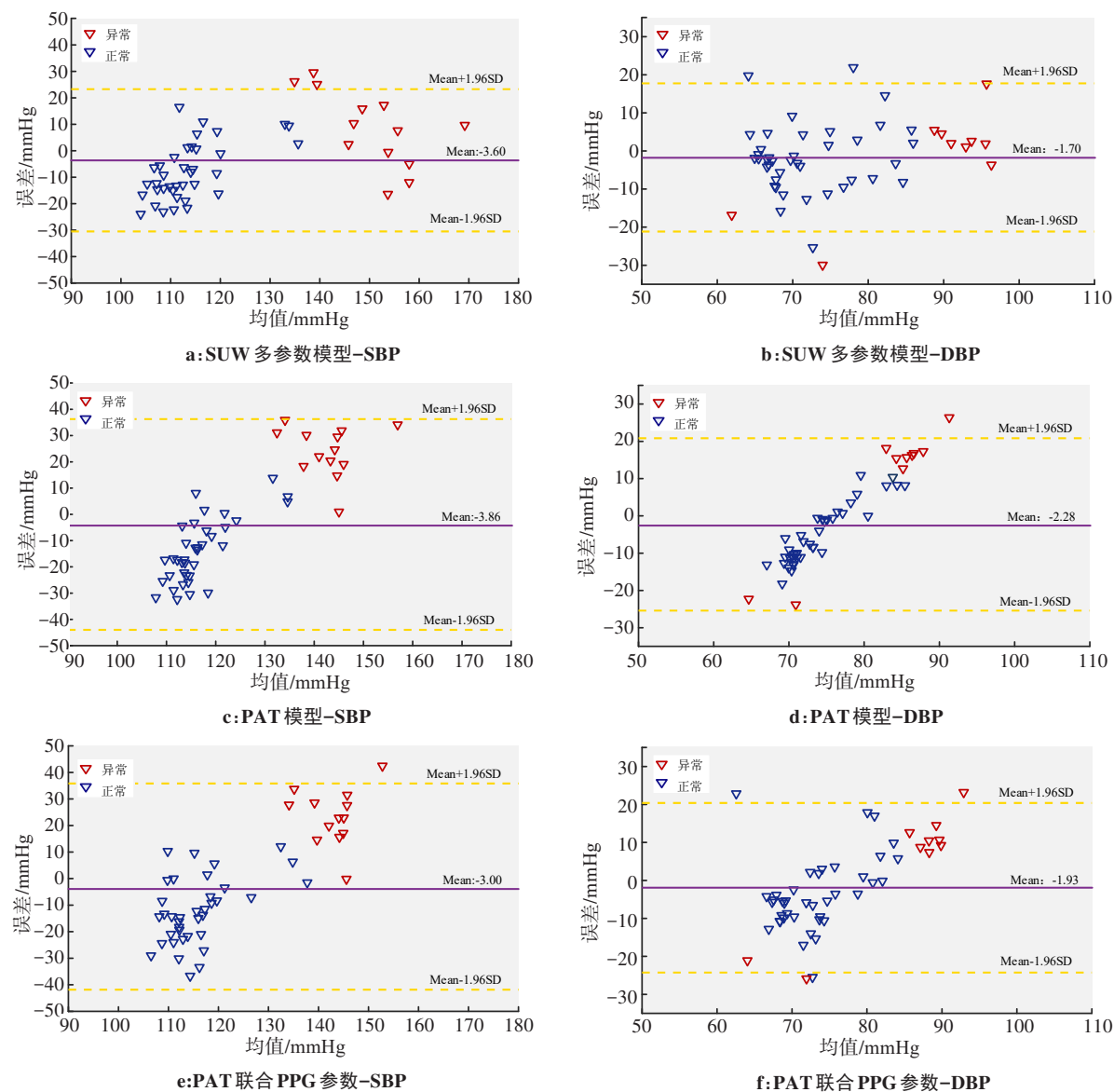


图5 不同模型血压计算值和参考值的Bland Altman图

Figure 5 Bland–Altman plot analysis of calculated blood pressure and the reference values in different models

表4 3种模型性能对比

Table 4 Performance comparison among 3 models

模型	判断血压异常正确率/%	SBP/DBP	绝对误差/mmHg	相对误差%
SUW 多参数模型	90*	SBP ₁	12.02±7.32 ^{*#}	10.38±6.70 ^{*#}
		DBP ₁	4.60(2.37, 9.47) ^{*#}	6.38(3.33, 14.74) ^{*#}
PAT 模型 ^[22]	72	SBP ₂	18.18±9.86	15.46±8.89
		DBP ₂	10.55(5.99, 13.37)	14.64(8.69, 17.74)
PAT 联合 PPG 参数模型 ^[23]	72	SBP ₃	17.00±10.34	14.40±9.09
		DBP ₃	8.97(4.88, 12.67)	10.47(6.59, 17.07)

*表示与PAT模型比较, $P<0.05$; #表示与PAT联合PPG参数模型比较, $P<0.05$

数进行血压估计,解决了基于PAT血压检测模型和多
位点 PPG 血压检测模型测量系统复杂的问题,以及
单一参数抗干扰能力弱的问题。模型判断血压异常
的准确率为 90%,SBP 和 DBP 与参考血压的相关系
数分别为 0.80 和 0.62,研究结果表明该模型具有较强
的血压异常检测能力,为实现 PPG 无创连续血压监

测和血压异常预警提供参考。本研究由于受试者人群和测量次数等原因,检测精度还不到AAMI国际电子血压计标准,下一步工作将增加受试者且进行多次数据采集,改进模型,提高该血压模型检测精度。

【参考文献】

- [1] 陈晓平, 崔兆强, 林金秀, 等. 《2020国际高血压学会全球高血压实践指南》解读[J]. 中国医学前沿杂志(电子版), 2020, 12(5): 54-60.
- [2] CHEN X P, CUI Z Q, LIN J X, et al. Comment and key-points translation of International Society of Hypertension global hypertension practical guideline[J]. Chinese Journal of the Frontiers of Medical Science (Electronic Version), 2020, 12(5): 54-60.
- [3] ETTEHAD D, EMDIN C A, KIRAN A, et al. Blood pressure lowering for prevention of cardiovascular disease and death: a systematic review and meta-analysis[J]. Lancet, 2016, 387(10022): 957-967.
- [4] DING X R, ZHAO N, YANG G Z, et al. Continuous blood pressure measurement from invasive to unobtrusive: celebration of 200th birth anniversary of Carl Ludwig[J]. IEEE J Biomed Health Inform, 2016, 20(6): 1455-1465.
- [5] 张俊利, 简端燕. 容积脉搏波的检测方法及其在评价心血管功能方面的应用[J]. 北京生物医学工程, 2007, 26(2): 220-224.
- [6] ZHANG J L, LIN C Y. Measurement of volume pulse wave and the application in evaluation of the cardiovascular function[J]. Beijing Biomedical Engineering, 2007, 26(2): 220-224.
- [7] GLORIA M, NEWTON H, DEREK A, et al. Can photoplethysmography replace arterial blood pressure in the assessment of blood pressure?[J]. J Clin Med, 2018, 7(10): 316.
- [8] CHAN G, COOPER R, HOSANEE M, et al. Multi-Site Photoplethysmography technology for blood pressure assessment: challenges and recommendations[J]. J Clin Med, 2019, 8(11): 1827.
- [9] ELGENDI M, FLETCHER R, LIANG Y B, et al. The use of photoplethysmography for assessing hypertension[J]. NPJ Digit Med, 2019, 2(5): 60.
- [10] SALARI S S, BEENA A, THOMAS P, et al. Photoplethysmography derivatives and pulse transit time in overnight blood pressure monitoring[J]. Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc, 2016, 2016: 2855-2858.
- [11] WU H Y, JI Z, LI M Z, et al. Non-invasive continuous blood-pressure monitoring models based on photoplethysmography and electrocardiography[J]. Sensors (Basel), 2019, 19(24): 5543.
- [12] WANG Y J, CHEN C H, SUE C Y, et al. Estimation of blood pressure in the radial artery using strain-based pulse wave and photoplethysmography sensors[J]. Micromachines, 2018, 9(11): 556.
- [13] PETER L, KRACIK J, CERNY M, et al. Mathematical model based on the shape of pulse waves measured at a single spot for the non-invasive prediction of blood pressure[J]. Processes, 2020, 8(4): 442.
- [14] CHEN Y, CHENG S, WANG T, et al. Novel blood pressure estimation method using single photoplethysmography feature[J]. Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc, 2017, 2017: 1712-1715.
- [15] DUTTA C A, ROHAN B, ANIRUDDHA S, et al. Estimating blood pressure using Windkessel model on Photoplethysmogram[J]. Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc, 2014, 2014: 4567-4570.
- [16] ACCIAROLI G, FACCHINETTI A, PILLONETTO G, et al. Non-invasive continuous-time blood pressure estimation from a single channel PPG signal using regularized ARX models[J]. Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc, 2018, 2018: 3630-3633.
- [17] TJAHHADI H, RAMLI K, MURFI H, et al. Noninvasive classification of blood pressure based on photoplethysmography signals using bidirectional long short-term memory and time-frequency analysis[J]. IEEE Acc, 2020, 8: 20735-20748.
- [18] 刘乔寿, 王森. 基于单路PPG信号的连续血压检测算法设计[J]. 电子设计工程, 2019, 27(1): 63-69.
- [19] LIU Q S, WANG S. Continuous blood pressure detection algorithm based on single PPG signal[J]. Electronic Design Engineering, 2019, 27(1): 63-69.
- [20] 王文, 张维忠, 孙宁玲, 等. 中国血压测量指南[J]. 中华高血压杂志, 2011, 19(12): 1101-1115.
- [21] WANG W, ZHANG W Z, SUN N L, et al. Chinese guidelines for blood pressure measurement[J]. Chinese Journal of Hypertension, 2011, 19(12): 1101-1115.
- [22] 张晓军, 吴芝路. 基于改进差分阈值算法的心电检测技术研究[J]. 电子科技, 2020, 33(2): 6-13.
- [23] ZHANG X J, WU Z L. Research of ECG detection technology based on improved differential threshold algorithm[J]. Electronic Science and Technology, 2020, 33(2): 6-13.
- [24] HASEDA Y, BONEFACINO J, TAM H Y, et al. Measurement of pulse wave signals and blood pressure by a plastic optical fiber FBG sensor[J]. Sensors, 2019, 19(23): 5088.
- [25] 谢寒霜, 王瑞平, 王艳洁, 等. 基于脉搏波特征参数的无创连续血压监测[J]. 中国医疗设备, 2017, 32(10): 39-43.
- [26] XIE H S, WANG R P, WANG Y J, et al. Measurement of non-invasive blood pressure continuously based on pulse wave[J]. China Medical Devices, 2017, 32(10): 39-43.
- [27] 赵彦峰, 于双, 王慧泉, 等. 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[J]. 生物医学工程研究, 2018, 37(1): 42-45.
- [28] ZHAO Y F, YU S, WANG H Q, et al. Non-invasive measurement of continuous blood pressure based on pulse transit time and pulsewave characteristic parameters[J]. Journal of Biomedical Engineering Research, 2018, 37(1): 42-45.
- [29] ANDREW M, YUNG H, OMER T, et al. A reflective photoplethysmogram array and channel selection algorithm for weighing scale based blood pressure measurement[J]. IEEE Sens J, 2019, 20(7): 1558-1748.
- [30] FUJITA D, SUZUKI D, RYU K. PPG-based systolic blood pressure estimation Method using PLS and level-crossing feature[J]. Appl Sci, 2019, 9(2): 304.
- [31] NABEEL P M, JAYARAJ J, MOHANASANKAR S, et al. Single-source PPG based local pulse wave velocity measurement: a potential cuffless blood pressure estimation technique[J]. Physiol Meas, 2011, 38(12): 2122-2140.
- [32] XING X M, MA Z M, ZHANG M Y, et al. Robust blood pressure estimation from finger photoplethysmography using age-dependent linear models[J]. Physiol Meas, 2020, 41(2): 025007.

(编辑:陈丽霞)