

基于PPG信号质量评估的连续血压计算方法

许林^{1,2}, 高鲲鹏^{1,2}

1. 南开大学机器人与信息自动化研究所, 天津 300071

2. 天津市智能机器人技术重点实验室

E-mail: xul@nankai.edu.cn

摘要: 人体连续血压值的测量可以利用脉搏波传输速度来进行计算, 即通过测量心电信号(ECG)和光电容积脉搏波信号(PPG)中对应特征点之间的时间差获得脉搏传输时间(PTT)或脉搏传输速度(PWV), 进而计算出血压。血压值的准确性直接与PPG信号特征点的选取位置相关。由于PPG很容易受到肢体动作的影响, 本文设计出一种PPG信号质量评价指数, 用以自动评估PPG特征点选取的可靠性, 结合卡尔曼滤波方法融合通过两种PPG特征点计算得到的人体连续血压, 提高了连续血压值的测量精度。本文使用美国麻省理工学院MIMIC数据库进行验证, 将本文算法与采用单一脉搏波特征点的方法进行对比, 结果显示本文算法的准确度高, 并且极端误差数量最少, 均方根误差最小。

关键词: 脉搏波传输时间, 连续血压检测, PPG特征点, 卡尔曼滤波, 数据融合

Continuous Blood Pressure Measurement Algorithm Based On PPG Signal Quality Assessment

Xu Lin^{1,2}, Gao Kunpeng^{1,2}

1. Institute of Robotics and Automatic Information System, Nankai University, Tianjin 300071

2. Tianjin Key Laboratory of Intelligent Robotics, Tianjin 300071, China

E-mail: xul@nankai.edu.cn

Abstract: The continuous blood pressure values can be calculated by the pulse wave transmission velocity. The accuracy of measuring human blood pressure using pulse wave transmit velocity is significantly influenced by the accuracy of the pulse wave feature point. This paper designs a pulse waveform quality evaluation function to calculate the pulse wave quality index. The reliability evaluation of photoplethysmography (PPG) feature point selection can be evaluated by the pulse wave quality index automatically. The fusion of blood pressure value calculated by different pulse wave feature point is calculated by the Kalman filter. Thus a more accurate continuous blood pressure measurement result is got. This method is evaluated by the MIMIC database. Compared with SBP calculated by single PPG feature point, this method has the least extreme errors and the smallest root mean square error (rmse) of systolic blood pressure (SBP).

Key Words: pulse wave transmit time, continuous blood pressure, PPG feature point, Kalman filter, data fusion

1. 引言

血压是重要的人体生理指标, 随着现代社会生活压力的增大和生活方式的改变, 高血压患者逐年增多, 随时获得血压的准确数值, 跟踪血压的连续变化尤为重要^[1]。目前的血压测量方法主要包括听诊法, 示波法, 恒定容积法和脉搏波速法。其中, 听诊法^[2]和示波法^[3]依赖于充气袖带阻断动脉血流, 无法实现血压的连续测量; 恒定容积法^[4]需要保持对血管施加压力, 容易造成佩戴者的不适以及长时间测量的精度下降; 脉搏波速法通过记录心电信号(ECG)和光电容

积脉搏波信号(PPG)对应特征点之间的时间差获得脉搏传输时间(PTT)或脉搏传输速度(PWV)^[5], 进而计算出人体连续血压。脉搏波速法不会造成佩戴者的不适, 然而准确的血压测量高度依赖PPG特征点的准确检出, 而PPG信号易于受到外界干扰, 影响测量精度。

本文旨在设计一种改进的基于脉搏传输速度计算连续血压的方法, 不同于通常的脉搏波速法中基于单一PPG特征点计算人体血压的方法, 本文在PPG信号中寻取两个特征点, 通过对两种特征点得到的人体收缩压(SBP)进行融合, 很好的改善了人体血压连续测量的精度。

2. 基于两种PPG特征点的连续血压计算方法

2.1 基于脉搏传输时间的血压连续测量方法

人体血压和脉搏波传输时间满足如下关系式^[6]:

此项工作得到国家自然科学基金资助, 项目批准号: 61174019
此项工作得到机器人技术与系统国家重点实验室资助, 项目批准号: SKLRS-2012-ZD-01

$$P = \frac{1}{\gamma}(-2 \ln T + \ln \frac{\rho D S^2}{a E_0}) \quad (1)$$

其中, D 为平衡状态下血管内径, ρ 为血液密度。 E_0 为血管在初始状态,即零压力下的杨氏弹性模量, P 为血管跨壁压, γ 是一个表征血管特征的量,通常为 $0.016 \sim 0.018 \text{ mmHg}^{-1}$, T 为脉搏传输时间, S 为传输距离。对式(1)化简,人体收缩压与脉搏传输时间之间的关系可以表示为:

$$SBP = a \cdot \ln PTT + b \quad (2)$$

其中, SBP 为收缩压, a , b 为待定系数,对不同的个体, a , b 的值不同。通过多项式拟合得到 a 和 b 的值,就可以通过测量脉搏传输时间测得人体血压。

2.2 信号质量评估

通过脉搏传输时间计算血压的方法依赖于准确的获得脉搏传输时间,而由于PPG信号在传输过程中容易受到人体肢体运动干扰而发生变形,本文采用通过双特征点估计脉搏传输时间的方法。脉搏传输时间采用两种经过广泛验证的特征点选取方法:ECG信号R波到PPG起始点^{[7][8]}和到PPG波峰^[9]的时间间隔作为脉搏传输时间,分别记为PTT1和PTT2, $S1$ 和 $S2$ 分别为PPG波形在起始点前100ms和波峰后100ms之间前半部和后半部分波形,用来评价PPG波形质量,如图1所示。

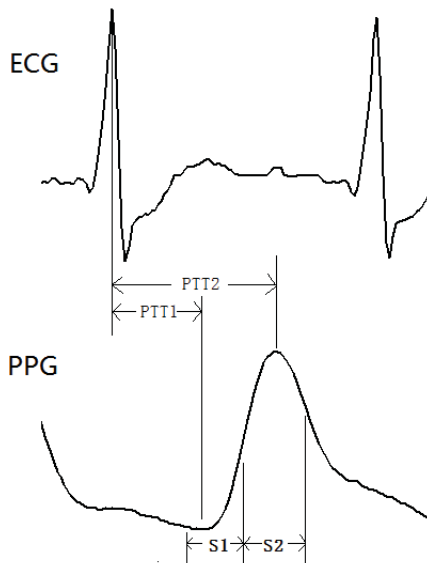


图 1: ECG和PPG波形特征点选取

本文通过以下原理评价PPG波形在特征点所在位置的信号质量:(1)基于PPG波形多项式拟合方差的质量评估,通过PPG波形多项式拟合结果的方差评估特征点邻域内的PPG波形质量;(2)基于两种特征点检测算法之间差距的质量评估,通过比较两种检测算法之间的差距评价波形质量,差别越大,表明PPG波形的畸变越严重。

本文设计了 η_{11} , η_{12} , η_{21} , η_{22} 这四个信号质量评价指数。波形质量指数为0到1之间的一个值,取值反应PPG波形质量,其值越大,表示波形质量越好。

对于第 k 个心搏,依据原理(1)得到 η_{11} 和 η_{21} :

$$\eta_{11}(k) = \begin{cases} 1 - e_1^2(k) / \Delta, & e_1^2(k) < \Delta \\ 0, & e_1^2(k) \geq \Delta \end{cases} \quad (3)$$

$$\eta_{21}(k) = \begin{cases} 1 - e_2^2(k) / \Delta, & e_2^2(k) < \Delta \\ 0, & e_2^2(k) \geq \Delta \end{cases} \quad (4)$$

e_{12} 和 e_{22} 分别为图1中 $S1$ 和 $S2$ 段PPG波形的多项式拟合方差,为根据经验设定的阈值,以使结果归一化,本文中取 e_{12} 均值的十倍,即 $10e_{12}$ 。当PPG波形受到干扰时,波形中包含更多的高频分量,其多项式拟合方差会显著增大。对应于 $S1$ 段PPG波形,较大的 e_{12} 对应着较低的 $S1$ 段PPG波形质量, η_{11} 较接近于0;较小的 e_{12} 对应着较高 $S1$ 段PPG波形质量, η_{11} 更趋向于1。同理,通过 e_{22} 可以得到 $S2$ 段PPG波形质量指数 η_{21} 。通过 η_{11} 和 η_{21} ,即可以分别估计PPG波形在起始段和波峰段的波形质量。

依据原理(2)得到 η_{12} 和 η_{22} :

$$\eta_{12}(k) = \begin{cases} 1, & d(k) \in U_1 \\ 0, & d(k) \notin U_1 \end{cases} \quad (5)$$

$$\eta_{22}(k) = \begin{cases} 1, & d(k) \in U_2 \\ 0, & d(k) \notin U_2 \end{cases} \quad (6)$$

U_1 , U_2 表示可以接受的PPG波形起始点和波峰通过不同检测方法得到的时间差,其中 U_1 为 $[-10\text{ms}, 10\text{ms}]$, U_2 为 $[-10\text{ms}, 10\text{ms}]$ 。当对PPG起始点或PPG波峰通过两种检测方法检出的特征点偏差超过10ms时,认为波形质量极低,将 η_{12} 或 η_{22} 置为零,表示对应的当前心搏的PPG起始点或PPG波峰无法用以计算血压。

将上面两种波形质量指数结合起来,得到本文中使用的质量评价函数:

$$\eta_1(k) = \eta_{11}(k) \cdot \eta_{12}(k) \quad (7)$$

$$\eta_2(k) = \eta_{21}(k) \cdot \eta_{22}(k) \quad (8)$$

η_1 和 η_2 分别表示PPG波形中起始点段和波峰段的波形质量。

2.3 基于卡尔曼滤波器的数据融合

本文采用基于卡尔曼滤波^[10]的方法融合由PTT1和PTT2得到的血压值。卡尔曼滤波是一种最优化自回归数据处理算法,实质是由量测值重构系统的状态向量,可以根据系统的量测值来消除随机干扰,其标

准公式为式(9)至(15)。设血压状态(X)和血压测量值(Z)分别满足离散事件过程差分方程:

$$X(k) = AX(k-1) + BU(k) + W(k) \quad (9)$$

$$Z(k) = HX(k) + V(k) \quad (10)$$

其中, W 为过程激励噪声, V 为测量噪声, 相互独立, $p(W) \sim N(0, Q)$, $p(V) \sim N(0, R)$ 。则卡尔曼滤波器如下:

$$X(k|k-1) = AX(k-1|k-1) + BU(k) \quad (11)$$

$$P(k|k-1) = AP(k-1|K-1)A' + Q \quad (12)$$

$$K_g(k) = P(k|k-1)H' / (HP(k|k-1)H' + R) \quad (13)$$

$$X(k|k) = X(k|k-1) + K_g(k)(Z(k) - HX(k|k-1)) \quad (14)$$

$$P(k|k) = (1 - K_g(k)H)P(k|k-1) \quad (15)$$

其中, $X(k|k-1)$ 和 $X(k|k)$ 分别为当前血压测量值为 $Z(k)$ 时的先验估计和后验估计, 其协方差分别为 $P(k|k-1)$ 和 $P(k|k)$ 。 $Z(k) - HX(k|k-1)$ 为测量残差, $K_g(k)$ 为增益系数。

$$SBP(k) = \begin{cases} SBP2(k), P1(k|k) > 1.5P2(k|k) \\ SBP1(k), P2(k|k) > 1.5P1(k|k) \\ (P2(k|k) \cdot SBP1(k) + P1(k|k) \cdot SBP2(k)) / (P1(k|k) + P2(k|k)), \text{其他} \end{cases} \quad (17)$$

其中, SBP即为通过PTT1和PTT2计算得收缩压值的融合结果。

3. 验证

MIMIC 数据库^[11]是麻省理工学院采用 Hewlett Packard CMS 床边监护仪采集数据建立的数据库, 采样频率 125Hz, 包含 72 例完整的同步监护数据。我们从中选取 10 段信号质量较高的数据, 每段数据记录时间为 1 小时进行分析。PPG 特征点的检出通过阈值法和基于小波变换的检出方法。ECG 信号 R 波通过阈值法检出, 人工剔除异常血压波形对应的心搏。通过每段数据中 500 个心搏点计算式(5)中参数 a, b, 以 MIMIC 数据库中记录的动脉血压波形波峰值作为血压标准, 将其余数据用来验证本文方法的准确性, 与通过 PPG 波形起始点^{[7][8]}或 PPG 波峰^[9]作为特征点得到的人体连续血压对比, 结果如表 1 所示。

表 1. 不同收缩压计算方法准确性对比

样本编号	均方根误差(mmHg)		
	通过PTT1计算血压	通过PTT2计算血压	通过本文方法得到血压
1	2.47	2.71	2.24
2	2.54	1.93	2.06
3	3.37	3.22	2.99

在本文中, 我们通过信号质量指数调节测量方差 R, 将式(10)和式(11)得到的 η_1 和 η_2 代入 R_k , 即:

$$R_k = R \cdot \exp(1/\eta^2 - 1), \eta \neq 0 \quad (16)$$

将式(16)代入式(13), 可见信号质量较高时, η 较大, 增益系数较大, 当信号质量较低时, η 较小, 相应的增益系数较小。为进一步改善滤波器性能, 在卡尔曼滤波过程中加入采样保持环节。当 $\eta < 0.5$ 或当前心搏 R 波高度偏离平均值超过 30% 时, 认为当前心搏 R 波和 PPG 特征点位置不能采用, 无法直接计算当前血压, 通过采样保持估计当前血压值。

基于人体血压值在很短的时间内变化不大的特点, 取式(11)至式(15)中 A 为 1, B 为 0, Q 为 0, H 为 1, 将通过 PTT1 和 PTT2 代入式(2)得到的血压值 SBP1 和 SBP2, 分别进行卡尔曼滤波, 取 η 分别为 η_2 和 η_1 , $P1(k|k)$ 为 SBP1 的后验估计协方差, $P2(k|k)$ 为 SBP2 的后验估计协方差, 依据其后验估计的估计协方差作为加权融合因子, 得到如下血压计算方法:

4	2.73	2.69	2.43
5	2.93	2.91	2.27
6	2.55	2.60	2.20
7	3.55	3.72	3.09
8	2.90	2.95	2.47
9	3.56	3.26	2.91
10	3.39	3.28	2.70
均值	3.00	2.96	2.54

为进一步验证算法的有效性, 使用 MSP430 单片机驱动 ECG 和 PPG 信号采集电路, 通过 CC2420 芯片将采集的信号传输至上位机处理。设备佩戴者保持静坐姿势, 双手平放, 连续同步采集 80min 的双手 PPG 信号和 ECG 信号, 通过左手采集的 PPG 信号和 ECG 信号计算脉搏传输时间 PTT1 和 PTT2, 在右臂使用袖带法以 2min 的时间间隔测量血压, 右手采集的 PPG 信号用以标记袖带测量血压的时间戳, 连续采集 40 组袖带血压, 作为标准血压值。通过本文方法得到的连续血压在对应时间戳上的值与标准血压对比, 均方根误差为 3.70mmHg, 通过 PTT1 得到的

血压结果均方根误差为 7.98mmHg，通过 PTT2 得到的结果均方根误差为 4.66mmHg，本文提出的方法能

够有效改善连续血压检测精度。不同方法的结果对比如图 2 所示。

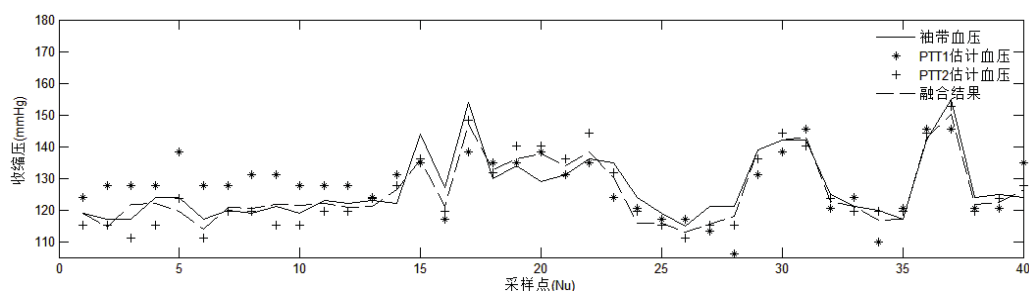


图 2: 本文方法得到血压与袖带血压对比结果

4. 结果讨论

对表1中样本1的数据进行分析。将通过本文方法计算的每搏血压和数据库中记录的通过直接测量方

法得到的标准血压，逐心搏进行对比，结果如图2所示：

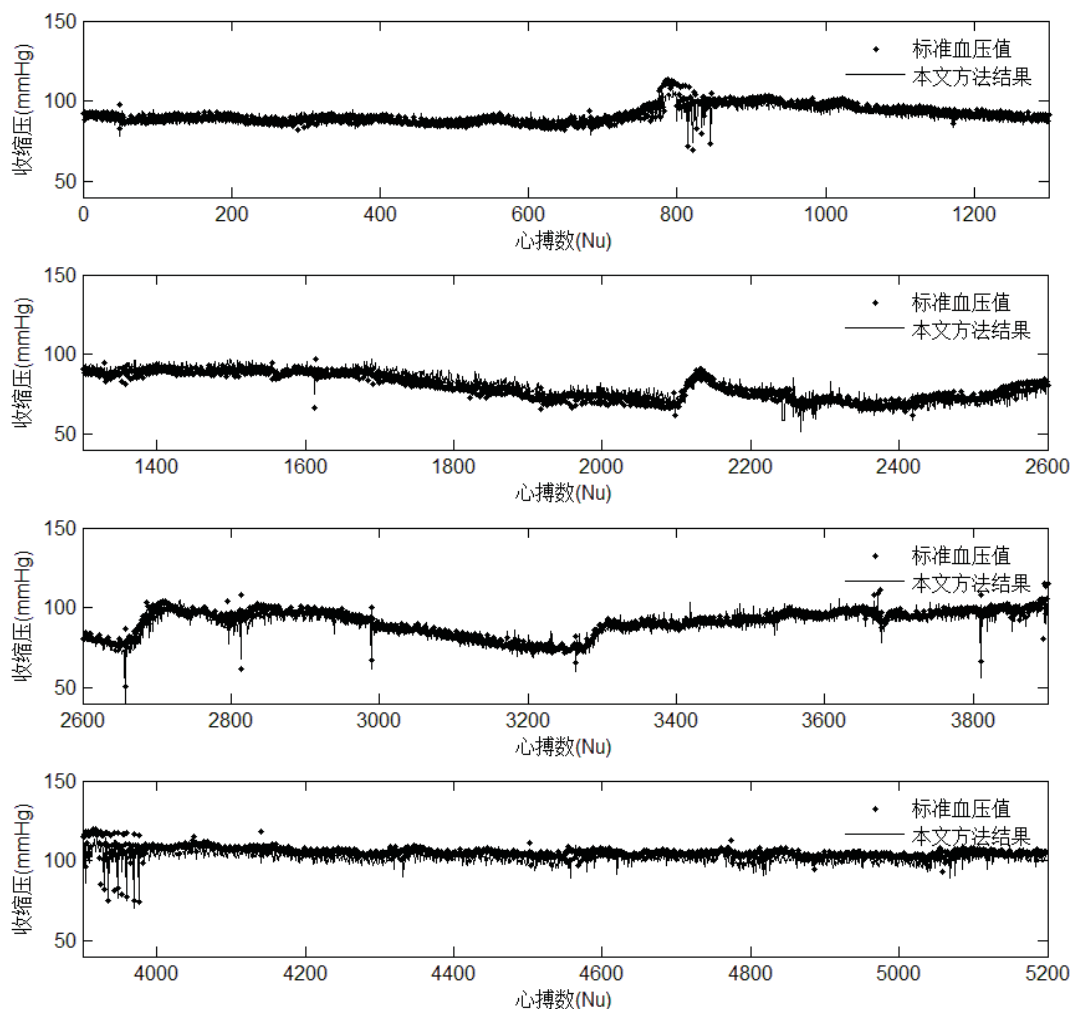


图 3: 样本1本文方法结果与标准血压对比

通过图3可以看出，本文方法计算出来的血压值与标准血压值非常接近，当血压发生突变时，通过本文方法也能较好地跟踪血压变化。在第700到900，2000到2400以及3800到4000心搏段存在较大误差，这

可能是由于PPG信号受到的干扰过于严重，无法完全消除。对于这一类的情况，本文方法相比单纯通过PTT1或PTT2计算血压也能取得更准确的结果。取图3中通过PTT1和PTT2计算血压存在大量误差的两段

数据进行放大,分别为第800到第900个心搏和第2000 到第2200个心搏的处理结果进行比较,如图4所示:

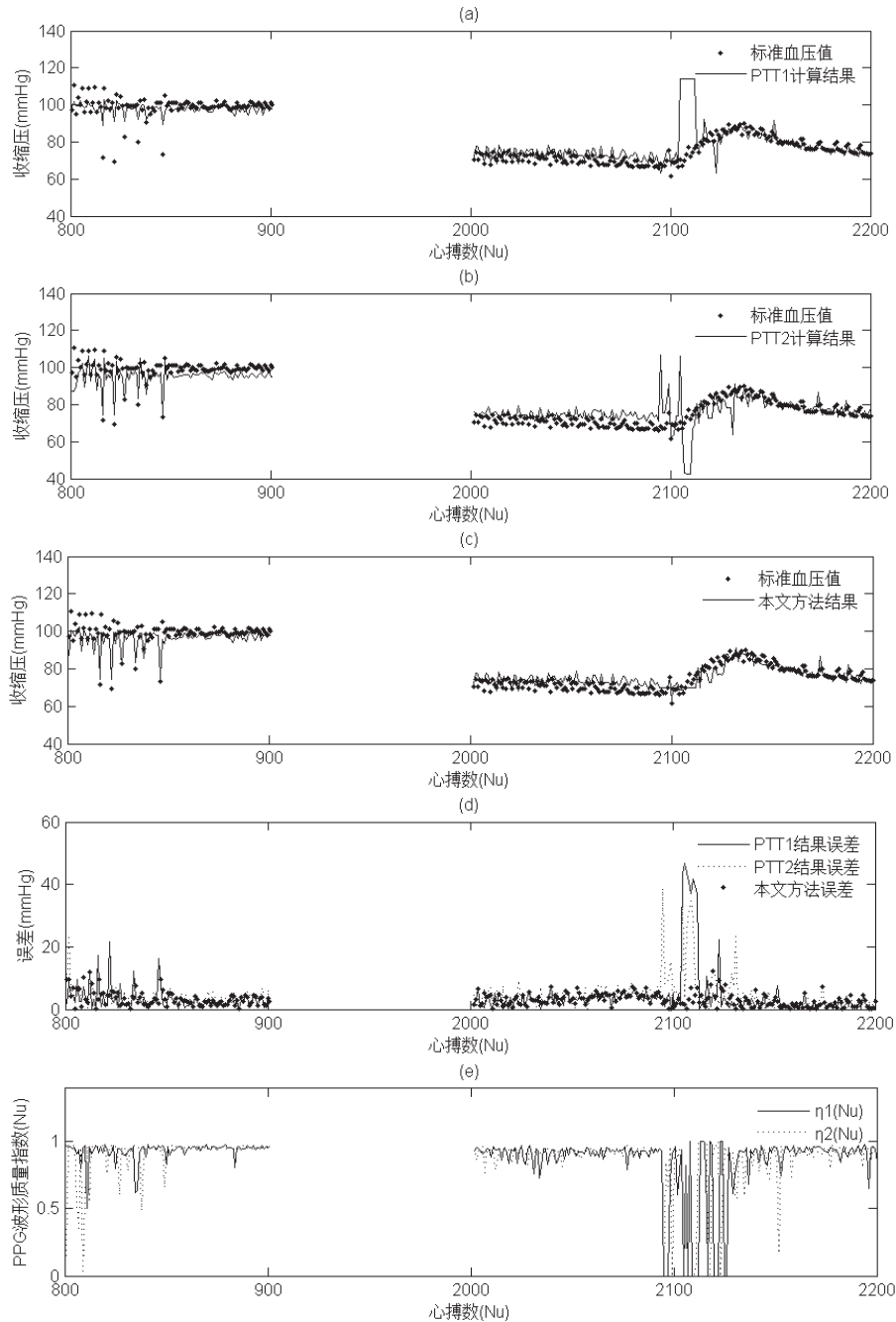


图4: 样本1处理细节。(a)标准血压值与PTT1计算的血压对比;(b)标准血压值与PTT2计算的血压对比;(c)标准血压值与本文方法计算的血压对比;(d)PTT1, PTT2计算血压误差与本文方法误差对比;(e)波形质量指数 η_1 , η_2

由于通过PPG起始点得到的PTT2更接近于脉搏传输时间的真值,通过PTT2得到的血压误差小于通过PTT1得到的血压误差,并能较为准确的跟踪血压突变^[12]。然而PPG起始点周围波形较PPG波峰周围的波形更为平缓且容易受到干扰发生变形,当变形严重时容易在计算的血压中引入较大误差,由图4(b)和图4(a)的对比可知,PTT2得到的血压存在大量的不符合标准血压值的突变,PTT1变化较为平稳,突变较少。然而,由于PTT1包含了脉搏传输时间和PPG上升时

间两部分^[13],单纯通过PTT1计算血压无法有效跟踪血压的突然变化。

对这两种脉搏传输时间检出方法的优缺点,本文提出了通过PPG波形质量指数和卡尔曼滤波对两种检测方法得到的血压值进行融合以结合两种检测方法优点,改善血压测量精度的方法。

图4(a)(b)中第800个到第900个心搏间,血压发生突变,通过PTT2得到的SBP2及时跟踪血压变化,通过PTT1得到的SBP1无法反映血压突变,存在大量误

差。图4(e)为PPG在S2段和S1段的波形质量指数,根据 η_1 和 η_2 对SBP1和SBP2进行融合,在血压突变,且时较大时融合结果较为依赖SBP2;在第2000到2200心搏,通过波形质量指数估计SBP1和SBP2的可信度,动态调节血压融合结果。当PTT1包含较大误差时,融合结果较为依赖SBP2,当PTT2包含较大误差时,融合结果较为依赖SBP1,当判定SBP1和SBP2均不可信时,以前一个心搏的融合结果作为当前心搏的血压估计。由图4(c)(d)可以看出,通过本文提出的方法,有效地减少了误差绝对值大于15mmHg的极端误差数量。

表1表明,通过结合PTT1和PTT2两种脉搏传输时间检测方法,可以得到优于其中任何一种检测方法可以达到的血压均方根误差。样本1, 5, 6, 7, 9显示,在PTT1和PTT2不会同时受到严重干扰的情况下改善效果最为显著。样本2和样本4显示,当PTT1和PTT2都能准确检出时,本文的方法可以保持均方根误差与其中最好的结果相当。

表1中样本3, 8, 10的结果包含大量极端误差,且通过本文的方法无法有效减少极端误差的数量,只能减小均方根误差。这是由两方面因素造成的:一是由于在一些心搏周期中,收缩压的突变没有反映在PTT1和PTT2中,由于通过ECG的R波和PPG信号特征点间的时差作为脉搏传输时间包含了心脏射血前期^[14],心脏射血前期与血压之间的关系不同于脉搏传输时间与血压的关系,并且目前无法将其从脉搏传输时间中排除,使得通过脉搏传输时间计算血压的准确性受到影响;二是在有些情况下PPG波形受到严重干扰,PTT1和PTT2均无法准确的检出,单纯的进行采样保持对于结果没有明显的改善。

5. 结论

目前对于通过脉搏传输时间间接测量人体血压的研究多侧重于选取不同的PPG特征点,研究不同的PPG特征点选取对血压测量准确性的影响,以期通过一个最佳的特征点作为脉搏传输时间的标准点。然而由于PPG信号在传输过程中易于受到干扰而发生畸变,以及PPG特征点与ECG特征点之间无法严格对应,单纯的通过单个特征点计算脉搏传输时间难以保证血压测量的准确性。

本文使用将两个特征点得到的血压进行融合的方法,结合两种脉搏传输时间检测方法的优点,既保证了血压连续检测的准确性,同时改善了在血压突变情况下的血压跟踪性能,得到了优于选取其中任何一种特征点所达到的性能。

参考文献

- [1] 孙刚,刘洪,丁燕程,血压正常高值人群心血管危险因素和脉搏波传导速度[J],中华高血压杂志,2006年8月,609-612
- [2] Kahn AR, Bahr DE, Allen KW. Method and apparatus for detecting blood pressure by blood pressure sounds in the presence of significant noise, United States Patent:5680868.
- [3] 向海燕,俞梦孙,刘娟,用有创血压验证示波法测量血压的准确[J],北京生物医学工程,2005年6月第24卷第3期,195-198
- [4] Ken-ichi Yamakoshi, Shinobu Tanaka, Standard algorithm of blood pressure measurement by the oscillometric method[J].Medical & Biological Engineering & Computing, 1993 (2),671-671
- [5] Payne RA, Symeonides CN, Webb DJ, Maxwell SR. Pulse transit time measured from the ECG: an unreliable marker of beat-to-beat blood pressure[J], Applied Psychophysiology and Biofeedback ,2006,J Appl Physiol 100:136-141
- [6] Pitson DJ, Stradling JR, Value of beat-to-beat blood pressure changes, detected by pulse transit time, in the management of the obstructive sleep apnoea/hypopnoea syndrome[J],European Respiratory Journal, 1998(12),685-692
- [7] Fortino G, Giampà V. PPG-based methods for noninvasive and continuous blood pressure measurement: an overview and development issues in body sensor networks,2010IEEE International Workshop on Medical Measurements and Applications Proceedings,2010
- [8] Mr W. Chen, T. Kobayashi, S. Ichikawa, Y. Takeuchi, T. Togawa, Continuous estimation of systolic blood pressure using the pulse arrival time and intermittent calibration [J], Medical and Biological Engineering and Computing,2000 (5),569-574
- [9] 徐久强,蔺弘济,李晗,赵海,基于心电与脉搏波的血压检测算法的改进,东北大学学报(自然科学版)[J],2014年1月第35卷第1期,33-37
- [10] 张友民,戴冠中,张洪才,卡尔曼滤波计算方法研究进展[J],控制理论与应用, 1995(05),529-538
- [11] 孟祥平,刘兵,邓宝芸,潘燕,李桥. 利用脉搏波传播时间计算动脉血压的研究[J],中国生物医学工程学报, 2011(04),509-513
- [12] 李筱汐,基于脉搏波传导时间的血压测量方法研究[D],哈尔滨工业大学,2012
- [13] Youngzoon Yoon, Jung H. Cho, Gilwon Yoon. Non-constrained Blood Pressure Monitoring Using ECG and PPG for Personal Healthcare[J], Journal of Medical Systems,2009 (4),261-266
- [14] KIM Y, LEE J, Cuffless and Non-Invasive Estimation of a Continuous Blood Pressure Based on PTT, 2010 2nd International Conference on Information Technology Convergence and Services (ITCS) ,2010