

DOI:10.3969/j.issn.1005-202X.2017.02.017

医学信号处理与医学仪器

脉搏波传导时间的血压估计模型

刘增丁, 陈骥

重庆大学生物工程学院, 重庆 400044

【摘要】为提高动脉血压估计的准确性, 提出一个以脉搏波传导时间和脉搏波波形特征参量K值为基础的血压估计双参数模型。采用麻省理工学院MIMIC数据库, 通过心电和光电容积脉搏波信号计算得到脉搏波传导时间和特征参量K值, 通过有创动脉血压信号计算平均动脉血压, 对比分析提出的双参数模型和以脉搏波传导时间为基础的单参数模型血压估计的效果。结果表明相比单参数模型, 建立的双参数模型血压估计均方根误差减少1 mmHg, 估计准确率最大提高了10%。引入脉搏波特征参量K值建立的双参数模型在一定程度能改善血压估计效果。

【关键词】动脉血压; 脉搏波传导时间; 波形特征值K; 双参数回归

【中图分类号】R318.6

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2017)02-0199-05

Blood pressure estimation model using pulse transit time

LIU Zengding, CHEN Ji

School of Bioengineering, Chongqing University, Chongqing 400044, China

Abstract: A new method of arterial blood pressure (ABP) estimation using double-parameter regression model with pulse transit time (PTT) and pulse wave characteristic parameter K is proposed to enhance the accuracy of ABP estimation. Using MIMIC database offered by Massachusetts Institute of Technology, we calculated PTT and characteristic parameter K from electrocardiogram and photoplethysmography, and mean blood pressure (MBP) from invasive ABP. In this study, the performances of the double-parameter regression model and the existing single parameter model that consider PTT only are comparatively analyzed. Experiment results show that compared with the single parameter model, the root mean square error is reduced by 1 mmHg and the accuracy has a maximum increase of 10% when using the double-parameter regression model. Double-parameter regression model with PTT and K can improve ABP estimation effect.

Keywords: arterial blood pressure; pulse transit time; pulse wave characteristic parameter K; double-parameter regression

前言

血压(Blood Pressure, BP)作为人体重要的参数, 能够反映心血管的功能状况, 是评估心血管系统功能的重要指标之一^[1]。目前血压测量方法按技术分为两大类: 一类是直接测量法, 即通过动脉插管法直接测量血压, 这种方法能准确连续地测量每搏动脉血压值, 是动脉血压测量的“金标准”^[2]。但动脉插管法技术要求高, 且是有创的, 被测者容易引发一些并发症, 不适合日常使用。另一类是间接测量法, 传统

采用的柯氏音法, 血压测量简单准确, 但无法对血压进行连续测量。相比血压的间隙性测量, 连续血压监测能够让人们了解血压昼夜变化规律, 给医生提供患者长期血压监护信息, 对于心血管状况的评估、疾病的诊断有很大的帮助^[3]。目前常用脉搏波传导时间(Pulse Transit Time, PTT)进行动脉血压的无创连续测量。PTT指的是动脉射血时, 动脉脉搏波从主动脉瓣到达周围血管所用的时间^[4]。早在1871年, Moens 和 Korteweg 就提出脉搏波传播速度(Pulse Wave Velocity, PWV)或PTT与动脉血压之间具有线性关系, 之后不断有学者在此基础上进行了相应研究, 并证实PTT与动脉血压之间确实存在较强的负相关性, 可以通过测量PTT间接估计出动脉血压值, 并利用PTT实现了动脉血压的连续测量^[5-10]。影响血

【收稿日期】2016-11-21

【作者简介】刘增丁, 硕士研究生, 主要研究方向: 医学信号处理、医学仪器设计, E-mail: lzd1657@163.com

【通信作者】陈骥, 教授, 主要研究方向: 精密测量与控制技术、传感器技术、生物医学仪器, E-mail: chenji@cqu.edu.cn

压变化的因素较为复杂,PTT只能揭示其中部分原因^[11],因此目前研究的基于PTT单参数线性模型不能很好地估计动脉血压值,估计准确性有待提高。本文在PTT与动脉血压成负相关的特点上,引入脉搏波波形特征量K值,以PTT和K值为基础,建立估计平均动脉血压的双参数线性回归模型。使用麻省理工学院MIMIC数据库^[12]中样本对比分析了单参数和双参数模型对平均动脉血压的估计效果,验证了双参数模型血压估计的准确性和有效性。

1 原理

1.1 PTT与血压的关系

脉搏波传播速度主要受到血管壁弹性的影响。当血压升高时,血管壁紧张,脉搏波传播速度变快;当血压降低时,血管壁松弛,脉搏波传播速度变慢。根据 Moens-Korteweg 波速公式^[5]、血管壁跨压和血管弹性模量之间的关系以及脉搏波传播速度与PTT的关系,可以得到PTT与血压的关系为:

$$BP = \frac{1}{\gamma} \left[\ln \left(\frac{\rho d S^2}{h E_0} \right) - 2 \ln PTT \right] \quad (1)$$

正常情况下血管弹性模量 E_0 、特征参量 γ , 以及血液密度 ρ 都是恒定的,如果忽略血压改变时动脉血管内径 d 、血管壁厚度 h 的影响,式子(1)左边第一项为常量,对式(1)进行相应的变换即可得到单参数血压计算公式:

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

动脉血压(Arterial Blood Pressure, ABP)包括收缩压(Systolic Blood Pressure, SBP)和舒张压(Diastolic Blood Pressure, DBP),SBP是心室收缩期动脉内的压力最大值,DBP是心室舒张期动脉内的压力最小值,如图1a所示。通过计算逐步PTT值,根据式(2)可估算逐拍动脉血压值。常用的PTT计算方法是结合同步心电信号(Electrocardiogram, ECG)和光电容积脉搏波信号(Photoplethysmography, PPG),以ECG信号R波为起点,PPG信号的起点(A点)、一阶微分最大值点(B点)、峰值点(C点)为终点来计算PTT^[8]。脉搏波的起点容易受到噪声的干扰,以其为终点计算出来的PTT与血压的相关性较差^[9],因此主要以脉搏波的一阶微分最大值点、峰值点为终点计算PTT,如图1b所示。

图1b中PTT_s、PTT_p分别是ECG信号R波到PPG信号一阶微分最大值、峰值点之间的时间间隔。PTT_s、PTT_p与血压的线性相关性大小在不同个体上会存在着较大的差异。为避免因PTT计算方法选择

不当给血压估计带来较大误差,可对PTT_s和PTT_p取均值,即: $PTT_M = \frac{PTT_s + PTT_p}{2}$ (3)

1.2 血压估计的双参数模型

脉搏波中蕴含丰富的生理信息,脉搏波的一些特征参数与心血管疾病有着密切关系。脉搏波波形特征参量K值是一个以脉图面积变化为基础的特征参量,其定义为:

$$K = \frac{P_m - P_{\min}}{P_{\max} - P_{\min}} \quad (4)$$

其中 P_{\min} 、 P_{\max} 、 $P_m = \frac{1}{T} \int_0^T P(t) dt$ 分别为一个心动周期T中脉搏波 $P(t)$ 的最小值、最大值和平均值。经理论分析和大量的实验证实,K值能较好地反映人体心血管系统中外周助力、血管壁弹性、血液粘度和心输出量等生理因素^[13]。本文引入K值,提出的血压估计双参数模型为:

$$BP = a + bPTT_M + cK \quad (5)$$

式(2)、(5)中 a 、 b 、 c 为待定系数,对于同一个体,在短期内 a 、 b 、 c 的值是确定的,可以通过最小二乘法拟合得到。通过测量逐拍PTT、K值就可以根据式(5)估计逐拍的血压值。

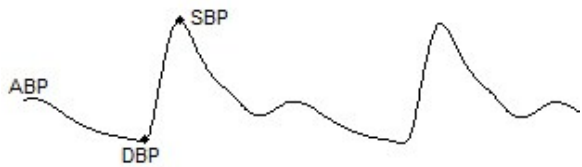
1.3 使用MIMIC数据库计算动脉血压

MIMIC数据库是麻省理工学院建立的多参数智能数据库,里面综合记录了患者同步ECG、PPG、有创动脉血压(Arterial Blood Pressure, ABP)、肺动脉压、呼吸率和血氧饱和度等生理参数。选择MIMIC中同时包含较为稳定的ECG、PPG、ABP数据共20例,每例选择10段,2 min/段,作为研究的数据集。根据ECG信号R波和PPG信号B、C点位置及PPG波形面积计算逐拍PTT_s、PTT_p和K值。同时检测对应周期段ABP信号的最大值、最小值作为SBP、DBP值,如图1a所示,并根据经验公式 $[MBP = DBP + (SBP - DBP)/3]$ 计算平均压(Mean Blood Pressure, MBP),将MBP作为原始参考血压。每例数据分成两份:一份数据进行线性回归分析,获取PTT与血压的单参数回归方程以及PTT、K与血压的双参数回归方程;另一份数据用于验证模型,计算各模型估计的血压与原始血压的线性相关性系数和均方根误差。

2 实验结果

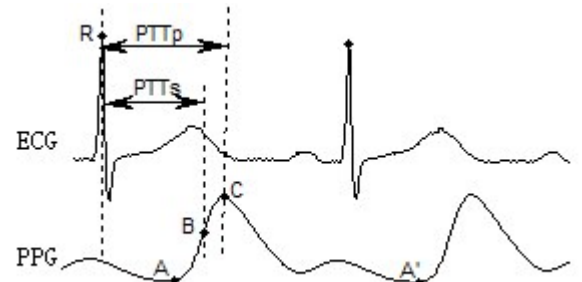
对于每例样本,PTT_s、PTT_p与MBP的相关性是不同的,但PTT_M始终能跟随与MBP相关性最大的那个PTT变化,如图2所示。整体上PTT_s和PTT_p与MBP的相关系数分别为 (-0.664 ± 0.168) 和 $(-0.653 \pm$

0.257), 均小于 PTT_M 与 MBP 的相关系数 (-0.713 ± 0.176)。



ABP: Arterial blood pressure; SBP: Systolic blood pressure, the peak pressure in ABP; DBP: Diastolic blood pressure, the minimum pressure in ABP

a: Blood pressure



A: The foot point of photoplethysmography (PPG); B: The maximum derivative point of PPG; C: The peak point of PPG; PTT_s : Time delay between the R peak in ECG and B peak in PPG; PTT_p : Time delay between the R peak in ECG and C peak in PPG

b: PTT_s and PTT_p

图1 PTT和血压的计算说明

Fig.1 Calculation of pulse transit time (PTT) and blood pressure

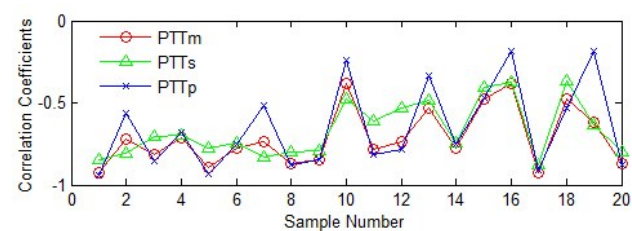


图2 PTT与血压相关性

Fig.2 Correlation between PTT and blood pressure

表1列出了不同参数模型下血压的估计结果。根据AAMI推荐的血压测量标准,均方根误差和标准差分别不超过5和8 mmHg^[9]。这里定义血压估计准确率,表示估计血压值与测量血压值之间误差小于5 mmHg所占比例。结果表明,4种模型血压估计误差均符合AAMI标准,但血压估计最好的是双参数模型,其次是含 PTT_M 的单参数模型。双参数模型比含 PTT_s 单参数模型血压估计均方根误差减少1 mmHg,准确率提高10%。

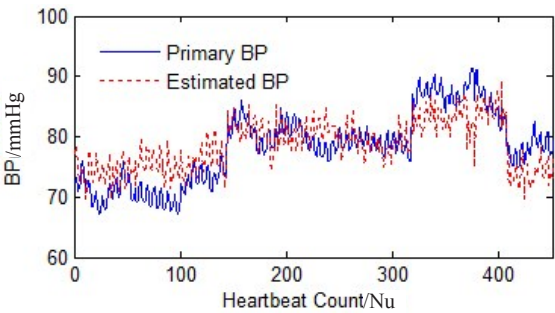
图3和图4分别为 $\{PTT_M\}$ 和 $\{PTT_M+K\}$ 模型估计的平均动脉血压波形及其与原始平均动脉血压(编号041数据的一段)一致性界限Bland-Altman分析图。建立的单参数和双参数回归方程分别为式(6)和式(7),其中 PTT_M 的单位为ms。

表1 4种模型血压估计结果比较

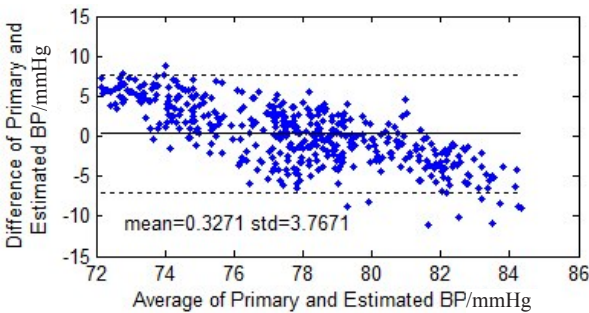
Tab.1 Comparison of blood pressure estimation results of 4 kinds of models

Parameter	PTT_s	PTT_p	PTT_M	PTT_M+K
RMSE/mmHg	3.855 ± 1.857	3.595 ± 2.126	3.440 ± 1.860	2.491 ± 0.821
$r_{BP}(P<0.05)$	0.661	0.665	0.715	0.780
Rate/%	82.03	84.30	85.37	92.13

RMSE: Root mean square error; r_{BP} : The correction coefficient between estimated blood pressure and primary blood pressure; $PTT_M = \frac{PTT_s + PTT_p}{2}$

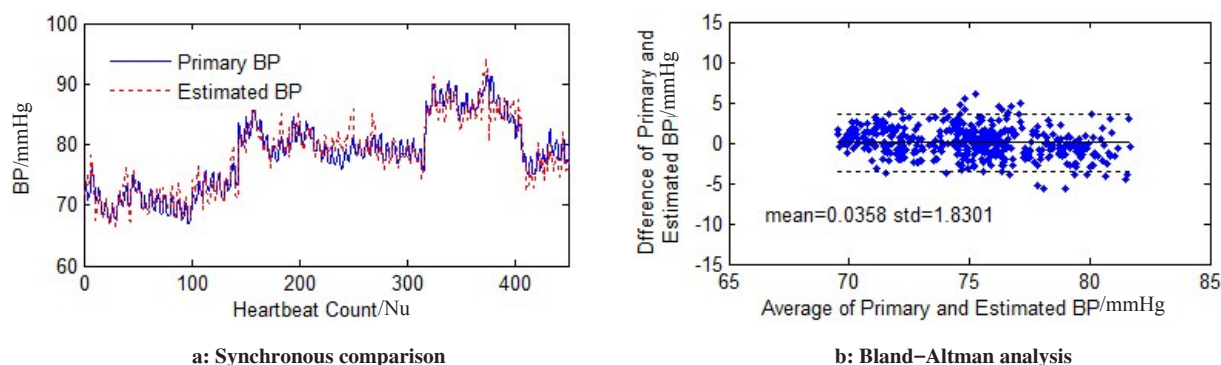


a: Synchronous comparison



b: Bland-Altman analysis

图3 $\{PTT_M\}$ 模型估计的动脉血压波形
Fig.3 Arterial blood pressure estimation using PTT_M

图4 $\{PTT_M+K\}$ 模型估计的动脉血压波形Fig.4 Arterial blood pressure estimation using PTT_M and pulse wave characteristic parameter K

$$MBP = 280.15 - 615.22 \times PTT_M \quad (6)$$

$$MBP = 133.09 - 320.15 \times PTT_M + 136.12 \times K \quad (7)$$

在Bland-Altman(图3b和图4b)中,横坐标和纵坐标分别表示估计血压与原始血压的平均值和差值,虚线表示95%的置信区间。从图中可以看出,相比单参数模型,双参数模型估计的血压波形能更好地跟随原始血压波形变化。单参数模型估计差值主要集中在 ± 7 mmHg,估计误差为 (0.317 ± 3.767) mmHg;而双参数模型估计差值主要集中在 ± 4 mmHg,估计误差为 (0.036 ± 1.830) mmHg,估计效果优于单参数模型。

3 讨论

目前报道的能够用于无创连续血压测量的方法主要有动脉张力法、容积补偿法和PTT法等^[1]。相比较而言,动脉张力法对传感器定位要求高,安装时动脉下要有骨支撑,长时间测量,传感器位置容易发生变化。容积补偿法通过预置的外加袖带压力使动脉处于去负荷状态,同时采用伺服系统补偿动脉容积的变化,使动脉容积维持恒定,此时袖套内压等于动脉内压。该方法对伺服控制系统要求高,且没有摆脱袖套的束缚,长时间测量容易导致静脉充血。基于PTT的无创连续血压测量方法能够克服动脉张力法、容积补偿法的不足,测量简单易行。

脉搏波特征参量K值大小仅决定于脉搏波的脉图面积,它能代表人体心血管系统中最为重要的一些生理参数,如血管外周阻力、血管壁弹性和血液粘度等变化,而这些生理参数影响动脉血压的变化。引入K值,在一定程度上能改善基于PTT的血压测量模型,提高血压测量准确性。与其他研究相比,从脉搏波中提取的脉宽(PW)^[14]、动脉硬化指数(TDB)^[15]、脉搏波强度比(PIR)^[16]等特征量均被用于动脉血压的测量中,这些特征参量与PTT建立的多参数模型

在一定程度上均能提高血压估计的准确性。但计算PW、TDB、PIR时都需要检测脉搏波重搏波位置,在脉搏波重搏波不明显或波形干扰较大时,对算法的要求度比较高。相比较而言,脉搏波特征参量K值检测方便,且检测结果的重复性和稳定性较好,更适用于评估心血管系统的变化。

本研究为提高血压估计的准确性提供了一种方案,但研究只是初步的。实验中发现,当动脉血压发生变化激烈时,特征参量K也会发生较明显变化,引入K值在一定程度上能改善血压估计的效果。为能完全表征血压的变化,提高血压估计的准确性,应该尽可能多的考虑影响血压变化的因素,引入更多的参数去建立模型。但考虑的因素越多,会增加建立模型的复杂性,使可适用性变差。如何选择合适的最能表征血压变化的参量去建立模型将是今后研究的重点。

4 结论

本研究通过麻省理工学院MIMIC数据库,选用20例包含同步ECG、PPG、ABP的监护数据,研究以PTT和脉搏波特征参量K值为基础的双参数动脉血压估计模型。实验结果表明,双参数模型比单PTT参数模型估计的血压平均均方根误差减少1 mmHg,估计血压准确率最大提高10%,说明引入脉搏波特征参量K建立的双参数模型可以提高血压估计的准确性。今后的研究中尚需对血压估计模型进一步完善,引入更合适的几个特征参数,同时使用临床数据对模型进行验证,提高模型估计血压的准确性和实用性。

【参考文献】

- [1] 蒋巍巍,李忠. 无创血压测量方法的研究进展[J]. 中华高血压杂志, 2015, 23(7): 685-689.

- JIANG W W, JI Z. Advances in noninvasive blood pressure measurement method [J]. Chinese Journal of Hypertension, 2015, 23(7): 685-689.
- [2] 李莫振, 王磊, 葛绍侠. 有创动脉血压监测的应用及影响因素 [J]. 临床医学, 2013, 33(1): 101-103.
- LI M Z, WANG L, GE S X. The applications and influencing factors of invasive blood pressure monitoring [J]. Clinical Medicine, 2013, 33(1): 101-103.
- [3] 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, 34(4): 607-614.
- LI Z J, WANG C, ZHU H, 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): 607-641.
- [4] HENNIG A, PATZAK A. Continuous blood pressure measurement using pulse transit time [J]. Somnologie, 2013, 17(2): 104-110.
- [5] 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.
- LING Z B, ZHANG M, XIONG W J, et al. Design of sleeveless blood pressure measuring instrument based on pulse wave transit time [J]. Journal of Electronic Measurement and Instrument, 2012, 26(12): 1080-1085.
- [6] 孟祥平, 刘兵, 邓宝芸, 等. 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, 30(4): 509-513.
- MENG X P, LIU B, DENG B Y, et al. Research on arterial blood pressure estimation using pulse wave transit time [J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 2011, 30(4): 509-513.
- [7] HE X, GOUBRAN R A, LIU X P. Evaluation of the correlation between blood pressure and pulse transit time [C]//IEEE International Symposium on Medical Measurements and Application Proceeding, 2013: 17-20.
- [8] GESCHE H, GROSSKURTH D, KÜCHLER G, et al. Continuous blood pressure measurement by using the pulse transit time: comparison to a cuff-based method [J]. Arbeitsphysiologie, 2012, 112(1): 309-315.
- [9] CHOI Y, ZHANG Q, KO S. Noninvasive cuffless blood pressure estimation using pulse transit time and Hilbert-Huang transform [J]. Comput Elect Eng, 2013, 39(1): 103-111.
- [10] XU L, GAO K. Continuous cuffless arterial blood pressure measurement based on PPG quality assessment [J]. Int J Comput Biol Drug Des, 2015, 8(2): 18.
- [11] LI Y, WANG Z, ZHANG L. Characters available in photoplethysmogram for blood pressure estimation: beyond the transit time [J]. Australas Phys Eng Sci Med, 2014, 37(2): 367-376.
- [12] MOODY G B, MARK R G. A database to support development and evaluation of intelligent intensive care monitoring [C]// Computers in Cardiology. IEEE, 1996: 657-660.
- [13] 罗志昌, 张松, 杨文鸣, 等. 脉搏波波形特征信息的研究 [J]. 北京工业大学学报, 1996, 22(1): 71-79.
- LUO Z C, ZHANG S, YANG W M, et al. Research on characteristics information of pulse wave [J]. Journal of Beijing Polytechnic University, 1996, 22(1): 71-79.
- [14] ARZA A, LAZARO J, GIL E, et al. Pulse transit time and pulse width as potential measure for estimating beat-to-beat systolic and diastolic blood pressure [C]//Computing in Cardiology Conference. IEEE, 2013: 887-890.
- [15] BAEK H J, KIM K K, KIM J S, et al. Enhancing the estimation of blood pressure using pulse arrival time and two confounding factors [J]. Physiol Meas, 2010, 31(2): 145-157.
- [16] DING X R, ZHANG Y T, Liu J, et al. Continuous cuffless blood pressure estimation using pulse transit time and photoplethysmogram intensity ratio [J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2015, 63(5): 964-972.

(编辑: 黄开颜)