

指脉脉搏波自动识别及自动采集控制方法

杨琳¹, 王薇薇¹, 宋娟², 吴广辉³, 张松¹, 王普⁴

(1. 北京工业大学 生命科学与生物工程学院, 北京 100124; 2. 北京联合大学 生物化学工程学院, 北京 100023;
3. 首都医科大学附属北京安贞医院 北京心肺血管疾病研究所, 北京 100029;
4. 北京工业大学 电子信息与控制工程学院, 北京 100124)

摘要: 提出一种指脉脉搏波自动识别及采集自动控制方法. 以手指伸入传感器后脉搏波采样值的变化自动启动采集; 通过对采集信号的模拟和数字滤波以及基线漂移的滤除, 得到有效的脉搏波波形; 利用差分阈值法提取脉搏波的起始点得到单个的脉搏波; 依据单个脉搏波的异常类型对脉搏波进行自动识别; 当连续3屏的脉搏波特征参数平均值绝对误差小于0.005时, 自动停止脉搏波采集. 实际测量实验表明: 该方法能对脉搏波有效性进行判断和对脉搏波检测进行自动控制, 可应用在指脉脉搏波检测中.

关键词: 脉搏波; 自动判别; 自动采集

中图分类号: R 318.4

文献标志码: A

文章编号: 0254-0037(2013)08-1261-03

Method of Finger Pulse Waveform Automatic Identification and Detection Automatic Control

YANG Lin¹, WANG Wei-wei¹, SONG Juan², WU Guang-hui³, ZHANG Song¹, WANG Pu⁴

(1. College of Life Science and Bio-engineering, Beijing University of Technology, Beijing 100124, China;
2. Biochemical Engineering College, Beijing Union University, Beijing 100023, China;
3. Beijing Anzhen Hospital Attached to Capital University of Medical Sciences, Beijing 100029, China;
4. College of Electronic Information and Control Engineering, Beijing University of Technology, Beijing 100124, China)

Abstract: This paper presents a method of pulse waveform automatic judgment and detection automatic control. Pulse waveform detecting automatically started by the judgment of sampling value change caused by transducer clamping on finger. The effective pulse waveform was obtained after analog and digital filtering of pulse wave signal and removal of baseline drift. Single pulse waveform was obtained by the extraction of starting points utilizing the differential threshold method. Single pulse waveform was automatically identified based on classification of single pulse wave pulse waveforms. Pulse waveform detecting automatically stopped by the judgment of the absolute errors of continuous three-screen average pulse waveform characteristic values less than 0.005. Results of actual measurement experiments show that pulse waveform can be effectively identified and detection of pulse waveform can be automatically controlled. This method has a wide range of applications in pulse wave detection.

Key words: pulse waveform; pulse waveform automatic identification; detection automatic control

收稿日期: 2011-06-09.

基金项目: 北京市博士后工作经费资助项目(2011ZZ-17).

作者简介: 杨琳(1981—)男, 博士后, 助理研究员, 主要从事血流动力学无创检测方面的研究, E-mail: yanglin@bjut.edu.cn.

通信作者: 张松(1962—)男, 副研究员, 主要从事血流动力学无创检测方面的研究, E-mail: zhangsong@bjut.edu.cn.

指端位于动脉末梢,其中包含着丰富的毛细血管网,指脉脉搏波反映的是指端微循环内血液流动的总情况.微循环系统是心血管系统的一部分,微循环系统的变化能在一定程度上反映整个心血管系统的变化^[1].因此,可通过指脉脉搏波来对心血管功能以及微循环进行评价^[2].目前,指脉脉搏波不仅广泛应用在临床血氧饱和度监护中^[3],也在外周血液循环功能检测、血流参数无创检测、人体呼吸容量估计、心率变异性研究、24 h 血压监护、孕产妇心血管功能检测等方面发挥着重要的作用^[4-8].这些研究中对于指脉脉搏波检测,均采用了高智能化的检测设备^[9],这些设备一般有2个应用目的:一个是长时间脉搏波监测,用于对生命体征的监护;另一个是用于短时间的临床检测,用于心血管功能参数的获取.用于监护目的的指脉脉搏波监测设备一般不需要人工判断检测波形是否有效,只需要仪器设置监护参数,如心率、血氧的报警而引起临床医师的关注.而用于短时间的临床检测设备则需要提供更丰富的心血管功能信息,此时就需要检测者手动停止脉搏波检测,通过人为观察脉搏波波形,选择合适的脉搏波用于心血管功能计算,而不能由仪器自动开始和停止采集、自动判断有效波形.针对上述问题,本文提出一种脉搏波波形自动判断、自动采集的方法,自动检测指脉脉搏波.

1 指脉脉搏波自动识别及自动采集控制方法

1.1 脉搏波检测硬件

检测硬件采用北京工业大学生物电子与医学仪器实验室自主研发的指脉心血管血流动力学检测系统(TP-CBS-III),传感器采用北京超思电子技术有限责任公司生产的指夹式透射血氧传感器.

1.2 脉搏波检测的自动开始

检测系统上电后,若手指未伸入到指夹传感器内,光敏二极管接收到发光二极管的全部光,此时,脉搏波采样数值为采样精度范围内的最大值;手指伸入传感器内后,脉搏波采样值变小,呈现出在某一采样值范围内不断波动的状态.这样就可通过判断采样值是否为采样精度范围内的最大值而启动脉搏波的自动采集.

1.3 脉搏波信号干扰的自动滤除

由于指脉脉搏波信号的主频不大于3 Hz,A/D采样电路的采样频率设在100 Hz,为滤除高频干扰,保证A/D采样电路在100 Hz采样时不发生信号混叠,硬件电路设计了模拟低通滤波电路,截止频率为

30 Hz,保留了主要的脉搏波频率成分.但由于模拟滤波的局限,实际测量采集得到的波形仍可能存在干扰噪声,这些干扰噪声会导致后续分析结果产生较大的误差,因此有必要对波形进行数字滤波.通过对多种软件滤波器的试验和挑选,最后选定使用汉宁(Hanning)窗函数进行数字滤波,设计了一个数字30 Hz低通滤波作为脉搏波检测时的数字滤波方式.由于人体呼吸运动或皮肤与传感器的相对运动等原因,在脉搏波的采集过程中,会产生附加在脉搏波数据上的超低频信号,其视觉表现就是基线漂移^[10],为使采集到的脉搏波在后续分析中更加准确,信号采集过程中产生的基线漂移是必须克服的.本课题提取脉搏波基线的方法是选择脉搏波的各起始点为给定点,根据各给定点的数值利用3次样条插值拟合出基线;之后用脉搏波在各采样时间点上的采样值减去对应时间点上的基线函数值就得到了去基线的脉搏波波形.

1.4 差分阈值法提取脉搏波单波

为提取单个的脉搏波,在内存中建立波形数据的缓冲区,将脉搏波原始数据通过一阶五点差分器,得到一阶五点差分信号,存入差分缓冲区.差分缓冲区为6 s内的脉搏波数据,由于采样频率为100 Hz,因此差分缓冲区为600个点.五点差分方程^[11]如式(1)所示,该差分器在直流为30 Hz频域时近似为一个理想差分器,且有一个2T的滤波延迟.

$$y(nT) = [2x(nT) + x(nT - T) - x(nT - 3T) - 2x(nT - 4T)]/8 \quad (1)$$

由于正常人和非急重病人心率一般在30~200次/min,2 s内一般至少有1个脉搏波峰值,因此将600点的脉搏波差分数据等分为3段,每200点内分别计算其最大值.通过对最大值的比较和筛选,计算出适合波形检出的阈值(一般取3个最大值平均值的3/5).然后在差分数据区中连续寻找超过阈值的数据(即差分波形的尖峰),通过向前找差分零点并结合脉搏波波形数据缓冲区数值的方法确定各脉搏波的起始点,进而找出各脉搏波单波波形的基本参数,如波幅、周期、波形特征参数K'等.

1.5 脉搏波单波的取舍

单波波形取舍是根据单波参数,依据脉搏波的形态特征和人体心血管系统的基本特征,同时考察采集过程中连续单波波形变异的程度,来判断波形是否正常.根据每个单波的具体情况,由单波参数特征和异常类型进行判断.若单波首尾值纵坐标差大于5,则认为波形不平稳;若单波横坐标点数小

于30或大于150,或单波横坐标点数的标准差大于10,则认为波形周期异常;若单波峰值位置在单波的后半周,则认为波形形态异常;若指脉单波波形特征参数 K' 大于0.6或小于0.2,则认为特征参数异常。如有上述4种情况任意1种,则认为该单波波形异常,舍弃该单波;上述情况均不满足的,则单波正常。图1为一例自动识别的脉搏波,竖线标记出了根据上述单波取舍原则识别后的单波。



图1 指脉脉搏波的自动识别

Fig. 1 Automatic identification of finger pulse waveform

1.6 脉搏波采集的自动停止

采集满1屏(600个采样点,4~12个心动周期)后,记录单波取舍后所有异常类型值为0的指脉脉搏波波形特征量 K' 值,并计算这些波形特征参数 K' 值的平均值和标准差。若连续3屏特征参数 K' 值的平均值,每两者之间的绝对误差小于0.005,脉搏波采集自动停止。

2 结论

1) 使用自动判波,无须专业人员人工观察和手动选择,依靠统一标准衡量脉搏波是否有效,采集完成1次小于2min,节省了采集时间。

2) 实际测量实验表明:该方法能对脉搏波有效性进行判断和对脉搏波检测进行自动控制,能应用在指脉脉搏波检测中。

参考文献:

- [1] 刘静纨,陈建慧,罗志昌. 人体微循环弹性腔模型与模型参数估计[J]. 北京生物医学工程,2001,20(2): 102-105.
LIU Jing-wan, CHEN Jian-hui, LUO Zhi-chang. An elastic chamber model of human microcirculation system and its parameter estimation [J]. Beijing Biomedical Engineering, 2001, 20(2): 102-105. (in Chinese)
- [2] 张俊利,蔺嫦燕. 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.
ZHANG Jun-li, LIN Chang-yan. Measurement of volume pulse wave and the application in evaluation of the cardiovascular function [J]. Beijing Biomedical Engineering, 2007, 26(2): 220-224. (in Chinese)
- [3] 王秀章,陈声权. 脉搏式血氧饱和度检测方法的研究

[J]. 中国医学物理学杂志,1995,12(1): 58-62.

WANG Xiu-zhang, CHEN Sheng-quan. Study on measuring method of pulse oxygen saturation [J]. Chinese Journal of Medical Physics, 1995, 12(1): 58-62. (in Chinese)

[4] 罗志昌,张松,杨益民. 脉搏波的工程分析与临床应用[M]. 北京:科学出版社,2006: 173-182.

[5] 罗晓民,李晓慧,张冰. 基于指端容积血流脉动波形图的血流动力学分析[J]. 医学研究杂志,2008,37(8): 57-59.

LUO Xiao-min, LI Xiao-hui, ZHANG Bing. Hemodynamic analysis of peripheral blood volume pulsation detectable on finger tip with photoplethysmography [J]. Journal of Medical Research, 2008, 37(8): 57-59. (in Chinese)

[6] MURTHY V S, RAMAMOORTHY S, SRINIVASAN N, et al. Analysis of photoplethysmography signals of cardiovascular patients [C] // Proceedings of the 23rd Annual EMBS International Conference, Istanbul, October 25-28, 2001: 2204-2207.

[7] OMBONI S, PARATI G, CASTIGLIONI P, et al. Estimation of blood pressure variability from 24-hour ambulatory finger blood pressure [J]. Hypertension, 1998, 32(1): 52-58.

[8] RANG S, LAPIEDRA B D, VAN MONTFRANS G A, et al. Modelflow: a new method for noninvasive assessment of cardiac output in pregnant women [J]. American Journal of Obstetrics and Gynecology, 2007, 196(3): 235-237.

[9] 虞启琏,陈卓,周鑫玲,等. 智能化外周血液循环监测仪[J]. 中国医疗器械杂志,1996,20(6): 325-328.

YU Qi-lian, CHEN Zhuo, ZHOU Xin-ling, et al. A intelligent detective instrument for perio circulation function [J]. Chinese Journal of Medical Instrumentation, 1996, 20(6): 325-328. (in Chinese)

[10] KIM B S, YOO S K. Motionartifact reduction in photoplethysmography using independent component analysis [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2006, 53(3): 566-568.

[11] 王燕,张松,杨益民,等. 基于容积血流脉搏波的心血管血流参数监护模块的研制[J]. 北京生物医学工程,2006,25(2): 148-150.

WANG Yan, ZHANG Song, YANG Yi-min, et al. Development of a newly monitoring module for cardiovascular hemodynamic parameters based on the blood volume pulse [J]. Beijing Biomedical Engineering, 2006, 25(2): 148-150. (in Chinese)

(责任编辑 吕小红)