

文章编号: 1671-7104(2015)02-0095-03

脉率变异性分析在穿戴式智能设备中的应用

【作者】 石波¹, 陈法圣², 陈建方¹, 曹阳³¹ 蚌埠医学院医学影像学系, 蚌埠市, 233030² 中国矿业大学(北京)机电与信息工程学院, 北京市, 100083³ 深圳迪美泰数字医学技术有限公司, 深圳市, 518067**【摘要】** 基于光电容积脉搏波(PPG)原理设计了一种反射式脉搏传感器, 通过Arduino uno开发板将采集的人体指端PPG信号传输至PC进行脉率变异性(PRV)分析。选择20名健康受试者为对象进行系统测试, 同时同步记录心电图(ECG)信号(迪美泰Dicare-m1CP微型心电记录仪)并进行心率变异性(HRV)分析作为参考。研究发现, 脉搏波PP间期序列与心电图RR间期序列高度相关($r > 0.99$), PRV的时域、频域和Poincaré散点图指标与对应的HRV各指标差异无统计学意义($P > 0.05$)。结果表明, 穿戴式智能设备中基于PPG的短时PRV分析与基于ECG的短时HRV分析是等价的。**【关键词】** 脉率变异性; 光电容积脉搏波描记法; 穿戴式智能设备; 心率变异性**【中图分类号】** R318.6**【文献标志码】** A

doi:10.3969/j.issn.1671-7104.2015.02.005

Analysis of Pulse Rate Variability and Its Application to Wearable Smart Devices

【Writers】 SHI Bo¹, CHEN Fasheng², CHEN Jianfang¹, TSAU Young²¹ Department of Medical Imaging, Bengbu Medical College, Bengbu, 233030² School of Mechanical Electronic and Information Engineering, China University of Mining and Technology (Beijing), Beijing, 100083³ Dimetek Digital Medical Technology Co. Ltd., Shenzhen, 518067**【Abstract】** In this paper, a reflection type photoelectric pulse wave sensor was designed for short-term pulse rate variability analysis. Photoplethysmography (PPG) signals and ECG signals (obtained with the Dimetek MicroECG recorder Dicare-m1CP) were recorded synchronously from 20 healthy subjects. The analytical results show a significant correlation (correlation coefficient $r > 0.99$) between the PPG-derived peak-to-peak (PP) intervals and the ECG-derived RR intervals. Besides, there are no significant differences ($P > 0.05$) between the HRV measured by ECG and the PRV quantified by the PPG whether in time domain, frequency domain, or the Poincaré plot parameters. The experimental results suggest that the PPG-based short-term PRV analysis can be consistent with the ECG-based HRV measurement in wearable smart devices.**【Key words】** pulse rate variability (PRV), photoplethysmography (PPG), wearable smart device, heart rate variability (HRV)

0 引言

心率变异性(Heart Rate Variability, HRV)是指连续正常(窦性)心动周期之间时间上的微小差异,与自主神经系统密切相关。近年来,众多线性的和非线性的概念和方法被应用于HRV序列的分析中,并取得了一定的进展^[1-3]。目前HRV已经成为对心肌梗死、慢性心力衰竭、不稳定型心绞痛、高血压及糖尿病等疾病预测的一项非常有意义的指标^[4]。

HRV通常是以分析心电图(Electrocardiogram ECG),信号中的RR间期(RR interval, RRI)序列来获得,这也是目前HRV分析的黄金标准。但是ECG信号的采集相对复杂,至少需要两个电极与体表接触,而且两个电极之间需要满足一定的距离,不方便在手指

指端或手腕等部位实现单点的信号获取。

近年来,一些研究证明,脉率变异性(Pulse Rate Variability, PRV)在一定条件下可以代替HRV来反映自主神经活性。如Lu等^[5]研究证明受试者在仰卧位和直立位时的PRV和HRV具有很好的一致性;Gil等^[6]在颈部刺激实验中通过对PRV和HRV时域和频域的分析得出PRV和HRV可以通用的结论;Carolien等^[7]研究得出健康受试者标准条件下的HRV和PRV高度相关($r > 0.99$)。因此,利用光电容积脉搏波(Photoplethysmography, PPG)信号分析PRV来代替HRV,系统更加便携,成本也大大降低。本文设计了一种反射式光电脉搏波传感器用于PRV分析,为PRV分析在手环、手表等穿戴式智能设备中的应用提供理论和实验依据。

收稿日期: 2014-12-15

作者简介: 石波, E-mail: shibohome@qq.com

1 方法

1.1 PRV的定义

心脏周期性的收缩舒张活动使血液从心脏射入动脉,再由静脉返回心脏,形成了有机的循环。脉搏波就是心脏的搏动沿动脉血管和血流向四周传播而形成的。对于正常人来说,脉搏波每分钟搏动的次数(即脉率)和心率是一致的。因此,可以用脉搏波信号中的峰峰值间期(Peak-to-Peak Interval, PPI)代替ECG信号中的RRI来进行HRV的计算(图1)^[8]。我们把利用脉搏波计算得到的HRV称为PRV。

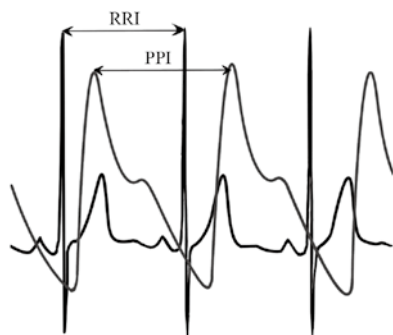


图1 PPI与RRI
Fig.1 PPI and RRI

1.2 脉搏波信号采集原理

脉搏波信号的采集方法有很多种,常见的有压电法、光电法、生物阻抗法等。压电法灵敏度高,但是抗干扰能力和稳定性较差;生物阻抗法精度高,但是测量时需要恒流源电路,设计较复杂;光电法结构简单、性能稳定,已经广泛应用于目前的商业化产品中。光电法又可分为透射式^[9]和反射式^[10-11],反射式传感器光源和接收器均置于被检测物体的同一侧,因此只要将光电传感器贴在皮肤表面就能测量出脉搏波信号,便于穿戴,本文即采用这种方法。由于人体组织中,指尖、耳垂等部位的动脉成分含量较高,透过手指或耳垂后检测到的光强相对较大,因此光电脉搏波传感器的测量部位通常在人体指端或耳垂。反射式光电脉搏波传感器的工作原理如图2所示(以指端为例)。

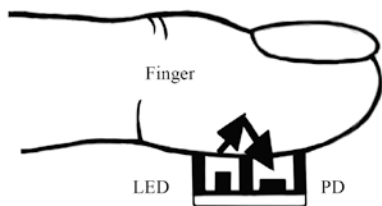


图2 反射式光电脉搏波传感器示意图
Fig.2 Reflection type photoelectric pulse wave sensor

假设恒定波长的单色光照射到指端时,通过组织吸收、散射后得到的出射光可分为两部分:一部分是直流成分,主要反映指端组织中各种非脉动成分,如肌肉、骨骼、色素、脂肪、水和静脉血等对光的吸收;另一部分为交流成分,是由血管床随心脏搏动产生的收缩和舒张而引起,主要反映动脉血中氧合血红蛋白和脱氧血红蛋白等对光的吸收。因此,可以认为出射光的变化仅仅是由动脉搏动引起,通过反射光的检测可以间接测量到人体的脉搏波信号。

1.3 脉搏波信号处理

在脉搏波采集过程中,光电接收器接收到的光信号除了包含脉搏信息里的出射光信号外,还包含测量环境下的背景光信号、呼吸干扰、运动伪差、工频干扰和其他仪器产生的干扰等。本文采用数字滤波技术来消除这些干扰。通常容积脉搏的信号频带在0~200 Hz之间,其能量主要集中在0~6 Hz,我们选用切比雪夫I型滤波器进行去噪。对去噪后的脉搏波信号,采用一阶导数的方法进行峰峰值的提取,其主要步骤为:

- (1) 求原始脉搏波信号的一阶导数;
- (2) 找出每个数据段内的极值点;
- (3) 将所有局部极大值点连接起来形成上包络;
- (4) 根据包络线分类,剔除错点;
- (5) 根据得到极值的采样时间计算出PPI序列。

1.4 PRV分析指标

HRV的分析方法可分为时域分析、频域分析和非线性分析三种。时域分析指标主要有:全部正常窦性RRI均值(Mean RR)、全部正常窦性RRI标准差(SDNN)、平均心率(Mean HR)、连续RRI之差的均方根(RMSSD)、全程相邻RRI之差大于50 ms的个数(NN50)、NN50占全部RRI个数的百分比(pNN50)等;频域分析指标主要有极低频功率(VLF)、低频功率(LF)、高频功率(HF)、总功率(TP)、标准化的LF功率(LF norm)、标准化的HF功率(HF norm)、低频功率与高频功率的比值(LF/HF);非线性指标有:Poincaré散点图SD1和SD2。PRV的分析方法同HRV一样,分析时只需用PPI代替RRI即可得到上述指标。

1.5 实验系统设计

实验装置主要包括脉搏波传感器、模拟前端电路(AFE, analog front end)、Arduino uno开发板、计算机(PC, personal computer)四个部分。脉搏波传感器采用NJL5303R(New JRC, Japan)。NJL5303R

是一款集绿色发光二极管(570 nm)和高灵敏度光电接收器于一体的半导体器件,体积小,非常适合用于穿戴式智能设备中的脉搏波检测。由于NJL5303R输出信号为电流信号,需要先进行电流-电压转换,然后再进行放大和滤波处理。光电二极管工作在反向偏置状态,其结电阻较大,输出电流较小,所以选用了输入阻抗较高的运算放大器MCP602(Microchip, USA)。Arduino uno开发板集成10 bit的模数转换器,将脉搏波信号数字化后传输至PC,由PC完成PRV的分析。整个系统结构框图如图3所示。

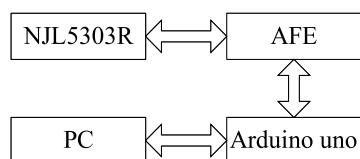


图3 系统结构框图

Fig.3 Block diagram for the proposed system

2 结果

随机选择20名青年志愿者为测试对象采集脉搏波进行PRV分析。采用Dicare-m1CP微型心电图记录仪(Dimetek, China)同步记录心电图进行HRV分析作为参考。脉搏波和心电图的采样率均为400 Hz,每名受试者测试时间为5 min。

采用上述一阶导数的方法对所测的脉搏波和心电图分别进行PPI提取和RRI提取,研究发现,PPI序列与RRI序列高度相关($r > 0.99$)。

分别运用Kubios HRV version 2.1分析软件(Biosignal Analysis and Medical Imaging Group, University of Eastern Finland)将20名受试者的PPI和RRI进行分析,得到PRV和HRV的结果如表1所示。

对PRV与HRV各指标进行统计学分析发现,基于脉搏波PPI分析得到的PRV与采用心电图RRI得到的HRV结果基本一致,各指标差异无统计学意义($P > 0.05$)。

3 结论

随着微电子技术、计算机技术以及通信技术的发展,穿戴式智能设备使得人体各生理参数的收集变得容易与便捷,结合云计算、大数据分析的应用将给人类慢性病的预防、早期诊断及康复护理带来全新的方式。HRV是目前公认的定量评价心脏自主神经活动的指标。本文设计了一种反射式光电脉搏波传感器用于PRV的分析,结果与用心电图分析的HRV的结果基本一致。因此,在穿戴式智能设备中基于PPG的PRV分

表1 PRV与HRV分析结果
Tab. 1 PRV and HRV analysis results

参数	PRV ($n = 20$)	HRV ($n = 20$)
Time domain		
Mean RR (ms)	707.0 ± 102.9	709.0 ± 103.1
SDNN (ms)	45.8 ± 20.0	45.2 ± 20.2
Mean HR (bpm)	87.3 ± 15.2	87.1 ± 15.2
RMSSD (ms)	34.7 ± 19.2	34.3 ± 20.4
NN50(count)	63 ± 59	61 ± 57
pNN50(%)	16.0 ± 15.7	15.6 ± 15.4
Frequency domain		
VLF(ms2)	858 ± 1124	863 ± 1134
LF(ms2)	617 ± 926	598 ± 884
HF(ms2)	695 ± 620	641 ± 623
TP(ms2)	2171 ± 1920	2103 ± 1885
LF nu	46.1 ± 20.1	48.6 ± 20.1
HF nu	53.9 ± 20.1	51.4 ± 20.1
LF/HF	1.362 ± 1.717	1.503 ± 1.779
Poincaré plot		
SD1 (ms)	24.6 ± 13.6	24.3 ± 14.5
SD2 (ms)	59.3 ± 26.1	58.5 ± 26.0

析可以等同于基于ECG的HRV分析,对于临床心血管系统疾病的评价和预测具有同样的应用价值。

参考文献

- [1] Malik M. Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation and clinical use[J]. Circulation, 1996, 93(5): 1043-1065.
- [2] Clifford GD, Azuaje F, Mcsharry PE. Advanced methods and tools for ECG data analysis[M]. London: Artech House, 2006: 102-116.
- [3] Khandoker AH, Karmaker C, Brennan M, et al. Poincaré plot methods for heart rate variability analysis[M]. New York: Springer US, 2013: 13-23.
- [4] Thayer JF, Yamamoto SS, Brosschot JF, et al. The relationship of autonomic imbalance, heart rate variability and cardiovascular disease risk factors[J]. Int J Cardiol, 2010, 141(2): 122-131.
- [5] Lu S, Zhao H, Ju K. Can photoplethysmography variability serve as an alternative approach to obtain heart rate variability information?[J] J Clin Monit comput, 2008, 22: 23-29.
- [6] Gil E, Orini M, Bailón R, et al. Photoplethysmography pulse rate variability as a surrogate measurement of heart rate variability during non-stationary conditions[J]. Physiol Meas, 2010, 31(9): 1271-1290.
- [7] Bulte CSE, Keet SWM, Boer C, et al. Level of agreement between heart rate variability and pulse rate variability in healthy individuals[J]. Europ J Anaesthesiol, 2011, 28(1): 34-38.
- [8] Selvaraj N, Jaryal A, Santhosh J, et al. Assessment of heart rate variability derived from finger-tip photoplethysmography as compared to electrocardiography[J]. J Med Eng Tech, 2008, 32(6): 479-484.
- [9] 刘俊微, 庞春颖, 徐伯鸾. 光电脉搏血氧仪的设计与实现[J]. 激光与红外, 2014, 44(1): 50-55.
- [10] 胡静, 王成, 李章俊, 等. 基于光电脉搏波描记方法的多生理参数测量研究[J]. 光电子·激光, 2012, 23(8): 1631-1634.
- [11] 刘广伟, 毛陆虹, 谢生, 等. 一种光电反射式脉搏血氧监测方法[J]. 光电子·激光, 2014, 25(3): 621-624.