

基于脉搏波的呼吸频率计算方法

黄益平¹, 陈真诚¹, 梁永波², 朱健铭²

1. 桂林电子科技大学电子工程与自动化学院, 广西 桂林 541004; 2. 桂林电子科技大学生命与环境科学学院, 广西 桂林 541004

【摘要】为了在可穿戴医疗领域中快速检测出人体的呼吸频率,提出一种基于光电容积脉搏波的呼吸频率计算方法。首先,通过MIMIC Database数据集获取人体同时段的脉搏波信号与呼吸波信号;其次,通过对脉搏波信号运行经验模态分解算法,从而获得脉搏波信号的有限个本征模态函数,再选取合适的本征模态函数重构呼吸波信号;最后,通过对重构的呼吸波信号进行特征提取,计算出呼吸频率。结果表明:经过脉搏波分解得到的呼吸信号与原始呼吸信号的相对相干系数在0.6以上,呼吸频率也十分接近,准确率高达0.9以上。说明通过光电容积脉搏波信号计算呼吸频率的可行性,这对于可穿戴医疗领域、无创医疗诊断具有重要意义。

【关键词】呼吸频率;光电容积脉搏波;经验模态分解;特征提取;呼吸波

【中图分类号】R318

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2021)09-1124-05

Calculation methods of respiratory rate based on PPG

HUANG Yiping¹, CHEN Zhencheng¹, LIANG Yongbo², ZHU Jianming²

1. School of Electronic Engineering and Automation, Guilin University of Electronic Technology, Guilin 541004, China; 2. School of Life and Environmental Sciences, Guilin University of Electronic Technology, Guilin 541004, China

Abstract: A method of calculating respiratory rate based on photoplethysmography (PPG) is proposed for quickly detecting the human respiratory rate for wearable medical treatment. After that the PPG signals and the respiratory signals of the human body at the same time are selected from MIMIC Database, the PPG signals are processed by empirical mode decomposition algorithm, thereby obtaining a limited number of intrinsic mode functions of the PPG signals, and an appropriate intrinsic mode function is applied to reconstruct the respiratory signals. Finally, respiratory rate is calculated by extracting features from the reconstructed respiratory signal. The results show that the relative coherence coefficient of the respiratory signals obtained by PPG decomposition and the original respiratory signal is above 0.6, and that the reconstructed and original respiratory rates are also very close, with an accuracy rate up to 0.9. Using the PPG signals to calculate respiratory rate is proved to be feasible, which is of great significance to wearable medical treatment and non-invasive medical diagnosis.

Keywords: respiratory rate; photoplethysmography; empirical mode decomposition; feature extraction; respiratory

前言

随着雾霾对人体的危害逐年增加,每年感染呼吸类疾病的人数也跟着上升。根据《中国心血管病报告2017》概要,城市和农村的常住人口因呼吸类疾病所导致的死亡人数占总死亡人数比率都较高,分别为11.08%和12.06%^[1]。呼吸系统的好坏能够直接

反映出人体身体功能的好坏,呼吸速率的快慢也能够反映出人是否患有呼吸类疾病。由于人体是一个大循环系统,呼吸过快或者过慢都能够在一定程度上表明身体其他机能出现问题,研究表明有很多疾病会在一定程度上导致呼吸紊乱,如高血压常常伴随着呼吸困难^[2]。另外,呼吸频率跟心率变异性也存在一定关系,可见呼吸频率检测在现代临床医学的重要性,随着可穿戴便携式医疗设备的普及,家庭式呼吸频率监护设备的需求也越来越增大。

目前上呼吸频率主流的测量方法有压力传感器法、温度传感器测量法、阻抗法、心电信息法等^[3]。压力传感器法通过传感器测量呼吸时的呼吸管道与胸腹部周期性变化,进而转化成电信号,得到呼吸信号,再测量出呼吸频率。此方法缺点在于微弱信号

【收稿日期】2021-03-05

【基金项目】国家基金委重大仪器研制项目(61627807);国家自然科学基金(81873913);广西自然科学基金(2018JJD140034);广西创新驱动重大项目(2019AA12005);广西重点研发项目(2020AB39270)

【作者简介】黄益平,硕士,研究方向:生物传感与仪器,E-mail: 103162-0507@qq.com

难以检测且同样易受干扰。温度传感器测量法是基于热敏电阻的温度特性实现的,将热敏电阻放置于人体呼吸处,当人体周期性呼吸时热敏电阻会随着呼吸周期性的变化而变化,再通过放大器将信号放大得到呼吸频率,但此方法会接触人体脸部皮肤,且会造成人体的不舒适感,并不适合长时间监测。阻抗法测量利用阻抗式呼吸频率传感器获得呼吸频率。心电信息法通过观察心电信号获取相关呼吸信号得到呼吸频率。这些方法虽然都可以得到呼吸信号,并能够估算出呼吸频率,但存在成本高、操作复杂、不方便家庭医疗环境使用等缺点。

国内外很多专家一直尝试从心电信号、光电容积脉搏波信号等相关生理信号提取出其他有价值的生理信号。光电容积脉搏波描记法(Photoplethysmography, PPG)^[4]是一种安全无创技术,主要运用光电技术监测人体血液组织液容积的变化进而获取人体相关生理信号,它简单、无创、安全等优点深受广大研究学者的喜爱,通过对脉搏波

信息的提取,研究学者发现了大量人体生理信息,通过对脉搏波特征信号的提取研究,能够准确提取出人体血压、心率、血氧等信号,这种安全且无创的检测方法在可穿戴设备领域引起了广泛关注。

1 理论分析

MIMIC Database 数据库是美国麻省理工学院计算生理学实验室和飞利浦医疗共建的多参数智能重症监护数据库,里面记录了大量重症患者同时段生理信息,包括心电信号、脉搏波信号、呼吸波信号、血压等^[5]。通过获取同时段的脉搏波信号、呼吸波信号作为信号分析对象,经过滤波处理去除高频干扰、运动伪影等噪声误差,再对脉搏波信号运用经验模态算法进行信号分解,选取适合的本征模态函数拟合出新呼吸波信号,将拟合的呼吸波信号与原始呼吸波信号进行时域、频域等相关性分析,最后提取重构呼吸波信号的特征信息,计算出呼吸频率。本文整体研究框图如图1所示。

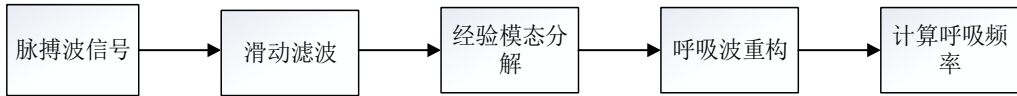


图1 研究框图
Fig.1 Research block diagram

1.1 脉搏波信号与呼吸波信号

脉搏波信号主要由直流成分与交流成分组成,其交流成分能够反映出心脏搏动时动脉血管流动情况。脉搏波信号也如同其他一般生理信号,具有微弱低频率且易受外界干扰的特性。一般脉搏波信号的幅值在毫伏级别,其主要频谱范围在10 Hz以下,具有不同的频率分量,这些不同的频率分量来源可能与呼吸、血压、体温有关^[6]。因为脉搏波低频微弱的特性,所以在采集脉搏波信号时极易受到运动伪影、高频干扰、工频干扰及基线漂移等噪声影响。

呼吸是人最基本的生命活动特征之一,维持着人体的代谢活动。呼吸波信号与脉搏波信号一样也属于低频微弱信号,其主要频谱范围在1 Hz以下。呼吸频率指人单位时间内呼吸的次数。正常成年人的呼吸频率为12~20次/min^[7]。从MIMIC Database中获取的人体脉搏波信号与呼吸波信号滤波过后的时域、频谱如图2所示,为了显示其波形主要特点,脉搏波时域图只展示其中5 s。

1.2 EMD算法原理

Huang博士于1998年提出了一种针对非平稳非线性信号的重要处理方法:经验模态分解算法(Empirical Mode Decomposition, EMD)。其主要目

的是将非平稳非线性信号分解成包含不同时间尺度信息的本征模态函数(Intrinsic Mode Function, IMF),分解的IMF中含有原始信息的时间尺度信息^[8]。每个IMF函数都必须满足如下两个特征^[9]: (1)函数中极值点数量与过零点数量的相差值≤1个; (2)任何时刻,函数的局部极大值所形成的包络与局部极小值形成的包络的平均值为零。

1.3 EMD计算方法

EMD算法具体步骤如下:假设原始信号为 $s(t)$; (1)找出原始信号 $s(t)$ 的所有局部极值点; (2)采用三次样条插值方法拟合出原始信号的上下极值包络线,求和计算出均值包络线,得到包络函数,记为 $m(t)$; (3)计算得到差值函数 $h(t) = s(t) - m(t)$; (4)判断差值函数 $h(t)$ 是否满足IMF函数要求,若满足,则记IMF函数 $r(t) = h(t)$,若不满足,则以差值函数为基础信号重复以上步骤,直到满足IMF函数要求,得到一个IMF函数 $r(t)$; (5)计算剩余的IMF函数,令余量 $z(t) = s(t) - r(t)$ 为新的原始信号,重复上面步骤,直到余量为一个常函数或者一个单调函数。原始信号 $s(t)$ 经过分解后可以表示为:

$$s(t) = \sum_{j=1}^n r_j(t) + z(t)$$

(1)

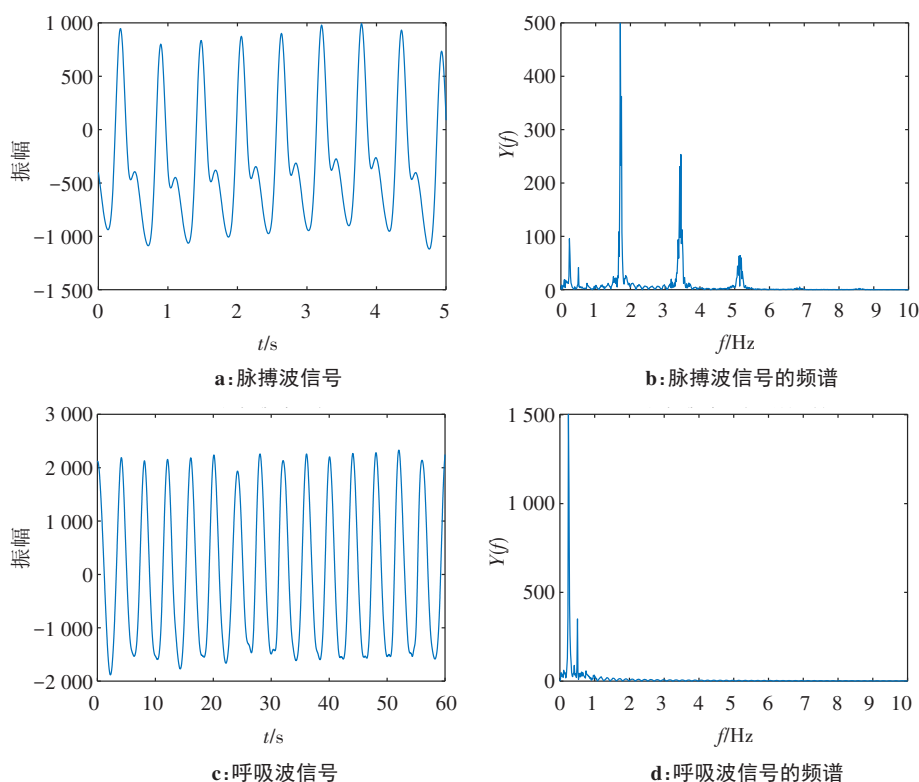


图2 脉搏波信号与呼吸波信号

Fig.2 Photoplethysmography (PPG) signals and respiratory signals

2 实验过程

本实验采用MIMIC Database中10组脉搏波与呼吸波信号相对完整且受运动伪影影响较小的数据作为研究对象,采取人体同时段的脉搏波信号与呼吸波信号,采样频率为125 Hz,采用时间为1 min。其中脉搏波作为原始信息,经过分解拟合成新的呼吸波信号,再计算得出呼吸频率,原始呼吸波信号作为重构呼吸信号的对比信号。

脉搏波信号为低频微弱信号,而从数据库中获取的数据,大多具有高频干扰,因此采用滑动滤波的方法,对脉搏波信号进行高频滤波预处理。滤波前后的对比效果图如图3所示,为了更加明显地展示滤波对比效果,脉搏波的时域图只显示其中5 s长度。由图可知脉搏波的重波波谷到波峰数据明显更加平滑,且波

谷处高频滤波效果明显。

由于经验模态分解算法在进行三次样条插值时可能存在端点效应,即在对有限长的信号进行三次样条插值取包络信号时,并不能确定信号末端是否为极值点,经常会导致重构后的信号两端出现异变^[10]。为了解决经验模态分解算法引起的端点效应,采用增加信号长度的方法,对分解重构后的信号去除两端冗余来获取最终的目标函数。经过对脉搏波信号进行经验模态分解,分解后得到的各个本征模态函数如图4所示。由图中可知,将滤波过后的脉搏波信号分解一共得到8个本征模态函数,每个本征模态函数都满足极值点与过零点的数量相差 ≤ 1

个,极值点所形成均值包络线为零。在频谱中也可以得到,每个本征模态函数都包含脉搏波信号不同的频率尺度信息。

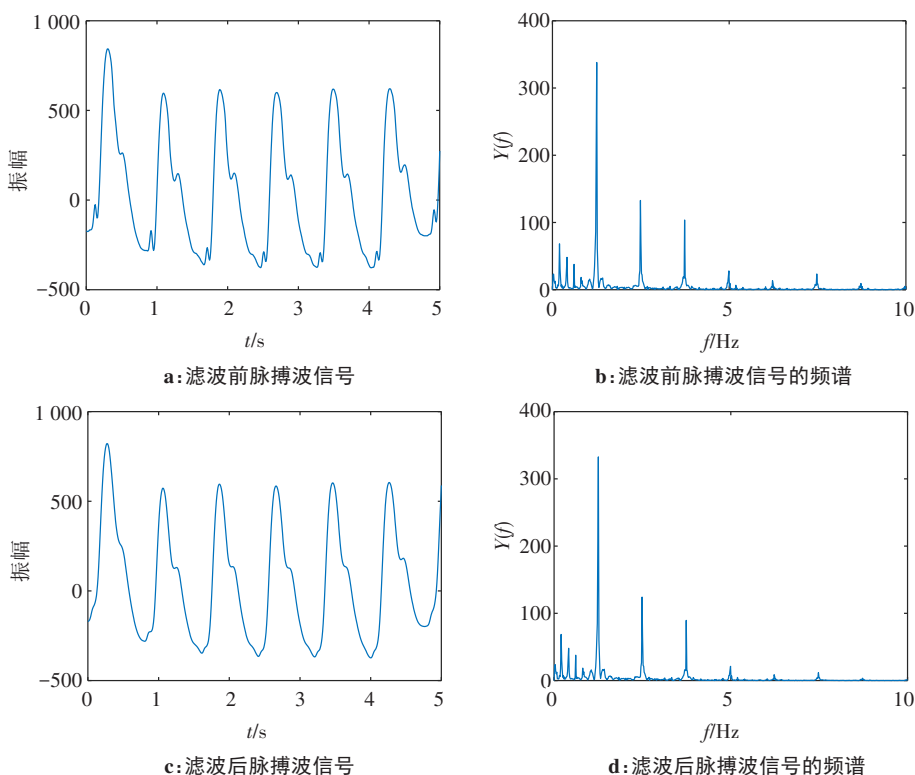


图3 脉搏波信号滤波前后对比

Fig.3 Comparison of the PPG signals before and after filtering

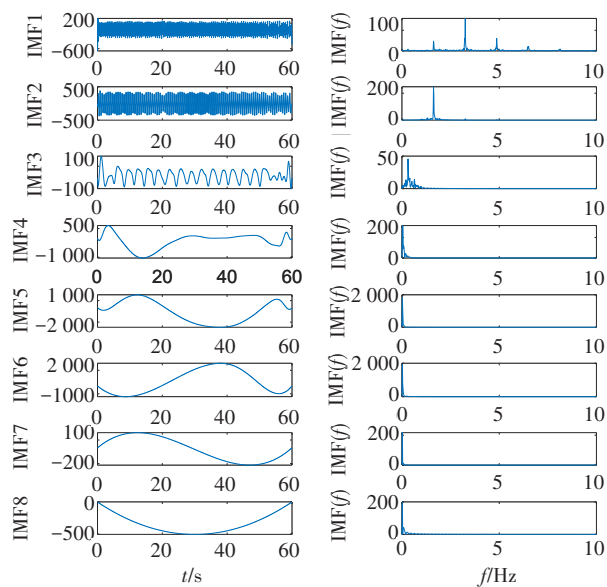


图4 IMF函数及其频谱
Fig.4 Intrinsic mode functions and the corresponding spectra

根据呼吸信号的特性与频谱,其主要频率在1 Hz及以下。对分解过后的脉搏波选择合适的IMF函数

重构拟合出新的呼吸波信号。从图4可知IMF3、IMF4、IMF5、IMF6、IMF7和IMF8的频谱主要集中在1 Hz及以下,那么选取这些与原始呼吸波信号相关性高的IMF函数重构呼吸波信号。得到由脉搏波信号分解重构出的呼吸波信号 $F(x)$ 为:

$$F(x)=IMF3+IMF4+IMF5+IMF6+IMF7+IMF8 \quad (2)$$

脉搏波信号经过经验模态分解后所形成的呼吸波信号与数据库中原始呼吸波信号的对比效果图如图5所示。从图5中的时域部分可以看出两者波形的相似,但是存在一定的相位差,这是由于人体脉搏在上肢传导需要部分的时间,导致重构的呼吸信号相对于原始呼吸信号在时间上存在一些滞后。通过频谱分析得到两者的主要频率都集中在1 Hz以下。

3 结果分析

通常用相关性分析和相干性分析用来衡量两个时间序列的相似程度,相关性表示两个时间序列时域中的相似性,相干性表示两个时间序列中频域的

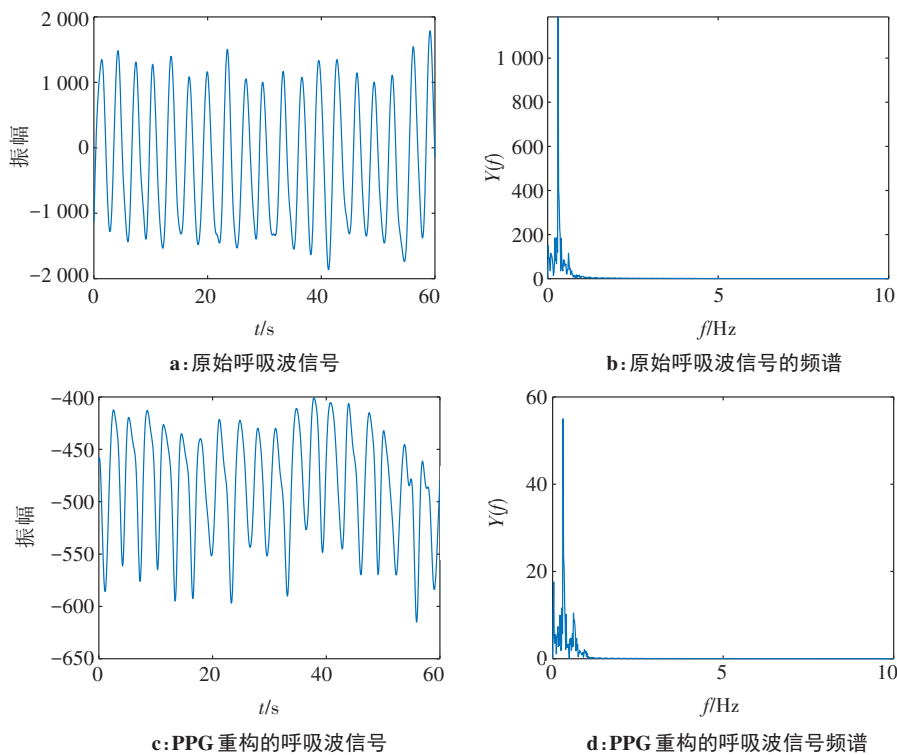


图5 原始呼吸波信号与PPG重构的呼吸波信号的对比
Fig.5 Comparison of the original respiratory signals with the respiratory signals reconstructed using PPG signals

相关性^[11]。采用相对相干系数(Relative Coherence Coefficient, RCC)来度量重构呼吸波信号与原始呼吸波信号的相似程度:

$$RCC = (R_{xy}(\max)/R_{xx}(\max)) \quad (3)$$

其中, $R_{xy}(\max)$ 是原始呼吸波信号和重构呼吸波信

号的最大相干系数, $R_{xx}(\max)$ 则代表原始呼吸波信号自相干系数的最大值。RCC值越高,表示两者波形的相关程度越高,表示两者波形越相似。重构呼吸波信号与原始呼吸波信号的10组RCC如表1所示。

表1 相对相干系数(RCC)数据分析
Tab.1 Relative coherence coefficients of subjects

实验对象	RCC	实验对象	RCC
1	0.785 9	6	0.837 1
2	0.684 2	7	0.915 7
3	0.864 1	8	0.775 4
4	0.774 9	9	0.645 7
5	0.695 3	10	0.618 3

从表1中可以得到,这10组数据的RCC均在0.6以上,最好的一组数据RCC达到了0.915 7,10组数据相对相干系数的平均值为0.759 7,说明了从脉搏波分解重构出的呼吸波信号与原始的呼吸波信号表现出较强的相关性。

呼吸频率指的是每分钟呼吸的次数,通过对呼吸波信号进行特征提取,找到波形的特征点,也就是波形的极值点,用于呼吸频率的计算。重构呼吸波信号的呼吸频率与原始呼吸波信号的呼吸频率的数据如表2所示。

表2 呼吸频率对比
Tab.2 Comparison of respiratory rate

实验对象	原始呼吸波信号呼吸频率/次·min ⁻¹	重构呼吸波信号呼吸频率/次·min ⁻¹	准确率
1	14.72	15.43	0.954
2	12.73	13.04	0.976
3	17.51	16.84	0.962
4	17.73	16.57	0.934
5	19.21	18.75	0.976
6	16.46	17.01	0.968
7	15.42	16.39	0.941
8	13.75	14.01	0.981
9	17.74	18.21	0.974
10	16.84	17.71	0.951

根据表2中的数据,可以得到两者呼吸频率十分接近,重构呼吸波的呼吸频率的准确率均在0.9以上,说明了从脉搏波信号提取呼吸波信号与原始呼吸波信号不仅在时域、频域方面保持了高相关性,在呼吸频率的计算方面也保持了高准确率。

4 结 论

本文通过对脉搏波信号进行经验模态分解,重

构出新的呼吸波信号,将重构呼吸波信号与原始呼吸波信号进行对比分析,计算得到两者波形的RCC在0.6以上,呼吸频率的准确率在0.9以上,表现出了两者波形的高相关性。呼吸频率的高准确率也表明了:通过从脉搏波信号中重构出呼吸波信号,再计算得到呼吸频率是一种高效、快速、无创的呼吸频率检测方法。在下一步的工作中,将基于目前的研究,分析更多的数据,改进经验模态分解算法,减少EMD分解层数,提高程序运行效率,重点研究如何将算法移植到可穿戴嵌入式设备中去。

【参考文献】

[1] 陈伟伟,高润霖,刘立生,等.《中国心血管病报告2017》概要[J].中国循环杂志,2018,33(1):1-8.
CEHN W W, GAO R L, LIU L S, et al. "China Cardiovascular Disease Report 2017" summary[J]. Chinese Circulation Journal, 2018, 33(1): 1-8.

[2] 孟祥彪.基于光电容积脉搏波的呼吸频率提取算法研究[D].西安:西安理工大学,2015.
MENG X B. Research on respiratory frequency extraction algorithm based on photoplethysmography [D]. Xi'an: Xi'an University of Technology, 2015.

[3] 席涛,杨国胜,汤池.呼吸信号检测技术的研究进展[J].医疗卫生装备,2004,25(12):26-28.
XI T, YANG G S, TANG C. Progress of the detection technology of the respiratory signal [J]. Chinese Medical Equipment Journal, 2004, 25(12): 26-28.

[4] 周一峰,刘超英,黄虎,等.基于光电容积脉搏波描记法的反射型PPG信号传感器的设计[J].电子世界,2016,19(12):161.
ZHOU Y F, LIU C Y, HUANG H, et al. Design of reflection type PPG signal sensor based on photoplethysmography[J]. Electronic World, 2016, 19(12): 161.

[5] 张家艳,郑建立,郑西川,等.MIMIC数据库智能挖掘研究概述[J].计算机技术与发展,2020,30(1):144-148.
ZHANG J Y, ZHENG J L, ZHENG X C, et al. Application of artificial intelligence technology in MIMIC database mining [J]. Computer Technology and Development, 2020, 30(1): 144-148.

[6] MADHAV K V, RAGHURAM M, KRISHNA E H, et al. Robust extraction of respiratory activity from PPG signals using modified MSPCA[J]. IEEE Trans Instrum Meas, 2013, 62(5): 1094-1106.

[7] NAKAJIMA K, TAMURA T, MIKE H. Monitoring of heart and respiratory rates by photoplethysmography using a digital filtering technique[J]. Med Eng Phys, 1996, 18(5): 365-372.

[8] 付晓波.经验模态分解法理论研究与应用[D].太原:太原理工大学,2013.
FU X B. Theoretical research and application of empirical mode decomposition method [D]. Taiyuan: Taiyuan University of Technology, 2013.

[9] MADHAV K V, RAM M R, KRISHNA E H, et al. Estimation of respiration rate from ECG, BP and PPG signals using empirical mode decomposition [C]//2011 IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference. IEEE, 2011: 475-488.

[10] 杨剑锋,石戈戈,周天奇,等.基于自适应序贯相似性检测波形匹配延拓的EMD端点效应抑制[J].振动与冲击,2018,43(18):19-20.
YANG J F, SHI G G, ZHOU T Q, et al. Waveform extension method based on similarity sequential detection for the end effects reduction of EMD[J]. Journal of Vibration and Shock, 2018, 43(18): 19-20.

[11] 陈真诚,牛春望,朱健铭,等.一种利用经验模态分解算法的光电容积脉搏波信号中提取呼吸波的方法研究[J].生物医学工程研究,2019,38(2):134-139.
CHEN Z C, NIU C W, ZHU J M, et al. Study on method of extracting respiratory wave from photoplethysmography signals using empirical mode decomposition algorithm[J]. Journal of Biomedical Engineering Research, 2019, 38(2): 134-139.

(编辑:薛泽玲)