

DOI: 10.13382/j.jemi.2017.11.017

# 基于 FCEEMD 的心跳信号和呼吸信号分离研究

郑红梅 葛淼 陈科 单姗  
(合肥工业大学机械工程学院 合肥 230009)

**摘要:**为了快速、实时、准确地分离由非接触人体生理信号监测系统所采集到的信号,将快速互补集合经验模态分解(fast complementary ensemble empirical mode decomposition, FCEEMD)引入到人体生理信号处理领域,在原始信号中成对添加符号相反的白噪声信号,并对其进行经验模态分解(EMD),获得有限个固有模态函数(IMFs)进而实现原始信号的分离,使用固定筛分次数停止准则以保证该算法的快速实时性;仿真算例和实际实验都表明,该算法可有效解决模态混叠,快速获得准确的心跳信号和呼吸信号。

**关键词:**生理信号;经验模态分解;快速互补集合经验模态分解;信号分离

**中图分类号:** TN911.72      **文献标识码:** A      **国家标准学科分类代码:** 3510.4030

## Research on separation of heartbeat signal and respiration signal based on FCEEMD

Zheng Hongmei Ge Miao Chen Ke Shan Shan

(School of Mechanical Engineering, Hefei University of Technology, Hefei 230009, China)

**Abstract:** The signal collected by a non-contact physiological signal monitoring system should be separated fast and accurately in real-time. In this paper, the fast complementary ensemble empirical mode decomposition (FCEEMD) was used for the physiological signal processing, in which white noise was added in pairs into the original signal and the empirical mode decomposition (EMD) was used to obtain a series of intrinsic mode functions (IMFs). The separation of the original signal was realized, a fixed iterations time of sifting to the stoppage criterion is used to ensure that the algorithm is fast in real-time. By analyzing the simulation and actual signals, the results show that the algorithm can solve the mode-mixing problem effectively and obtain heartbeat and respiration signals accurately and quickly.

**Keywords:** physiological signal; EMD; FCEEMD; signal separation

## 0 引 言

呼吸和心跳是反映人体生命体征的重要参数<sup>[1-2]</sup>,能方便、快速、准确地对其监测至关重要。在床垫式非接触式生理信号监测系统中<sup>[3-5]</sup>,通过在床垫上安装压电薄膜传感器采集人体身体微动信号,并对该信号进行处理以获取心跳信号和呼吸信号。微弱的心跳信号引起的传感器电压幅值变化较小,因而实现快速、有效的呼吸和心跳信号分离难度较大。

国内外的研究中,非接触式生理信号监测系统的生理信号分离基于快速傅里叶变换(FFT)进行分析<sup>[6-8]</sup>,但这对异常情况下的分离容易出错。文献[9-10]中采用小波变换的方法,但需要选择恰当的小波基函数,并且缺乏自适应性。文献[11]使用经验模式分解(empirical mode decomposition, EMD)的方法,从EMD分解的本征模态函数(intrinsic mode function, IMF)分量中分离出呼吸和心跳信号。然而EMD方法存在模态混叠问题,在提取出的心跳信号中极易混杂着呼吸信号的成分。文献[12]提出集合经验模式分解(ensemble empirical mode decomposition,

EEMD)的方法,虽能有效地消除模态混叠问题,但分离结果中包含有残余噪声,影响到了信号处理精度,且运算效率低,实时性差。互补集合经验模态分解(complementary ensemble empirical mode decomposition, CEEMD)<sup>[13]</sup>可有效提高 EEMD 方法的精度,但相对于 EEMD 算法,CEEMD 运算翻倍,信号处理的快速实时性难以得到保证。

快速互补集合经验模态分解(fast complementary ensemble empirical mode decomposition, FCEEMD)<sup>[14]</sup>在 CEEMD 基础上,使用固定筛分次数的方法<sup>[15-16]</sup>,有效地解决了 CEEMD 算法计算量大、实时性差的问题。将此算法引入到人体生理信号分离领域,应用于床垫式人体生理信号检测系统中可望开发出新型非接触式人体生理信号检测仪器。

### 1 FCEEMD 算法

Huang 等人<sup>[17]</sup>提出了经验模式分解方法 EMD,它是一种自适应的信号处理方法,能把非平稳、非线性时间序列分解成一组由序列本身决定的数据序列集,即本征模态函数。EMD 自提出后在很多领域得到了广泛应用。但是 EMD 算法存在模态混叠现象,这大大影响了信号处理精度。为此,Yeh 等人<sup>[13]</sup>结合 EMD 算法和噪声辅助分析方法,提出了 CEEMD 的方法,该算法在原始信号中多次成对添加符号相反的白噪声信号,并将 EMD 分解结果进行总体平均运算,消除残余噪声对 IMF 的影响,同时减弱甚至消除模态的混叠。但是,由于 CEEMD 添加了白噪声,进行多次 EMD 分解,导致算法计算量加大,影响到算法的实时性。文献[8]对 CEEMD 算法使用固定筛分次数停止准则,提出 FCEEMD 算法,对该算法进行了时间复杂性和空间复杂性分析,证明了相对于 CEEMD 算法,FCEEMD 算法分解精度基本保持不变的情况下,FCEEMD 算法相对于 CEEMD 复杂度显著降低,算法的快速性得到了保证。

### 2 仿真分析与应用

为验证算法的快速性和准确性,考察业界常用的仿真信号,将心跳和呼吸模型用两个正弦振荡函数的组合式(1)来表示。

$$x(t) = x_1 + x_2 + n(t) \tag{1}$$

其中,  $x_1 = 0.5\sin(2\pi \times 0.3 \times t)$  表示呼吸信号,  $x_2 = 0.05\sin(2\pi \times 1.1667 \times t)$  表示心跳信号。 $n(t)$  是随机噪声信号。图 1 所示为各成分以及三者混合信号的时域波形。

对上述仿真信号,分别采用 EMD、EEMD、CEEMD 和 FCEEMD 分解。其中,由于 EEMD 和 CEEMD 分解所得

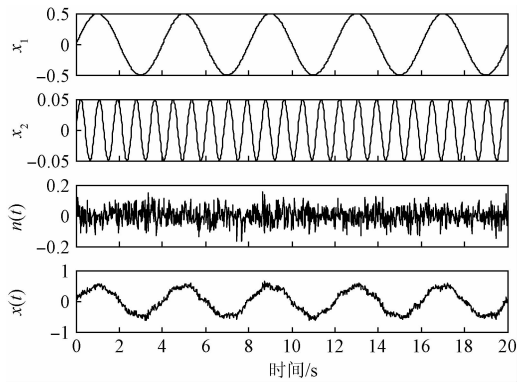


图 1 时域波形

Fig. 1 The time domain waveform

时域波形相似,仅在图 2~4 中分别表示 EMD、CEEMD 和 FCEEMD 分解的时域结果。

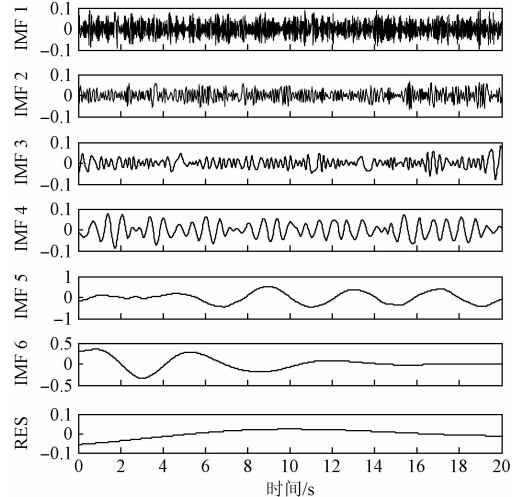


图 2 x(t) 的 EMD 结果

Fig. 2 The EMD results of x(t)

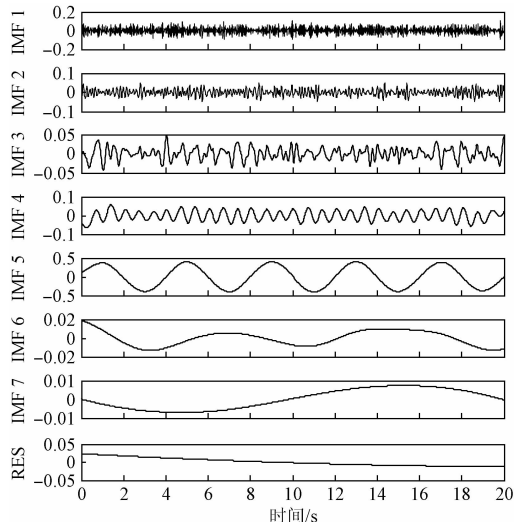


图 3 x(t) 的 CEEMD 结果

Fig. 3 The CEEMD results of x(t)

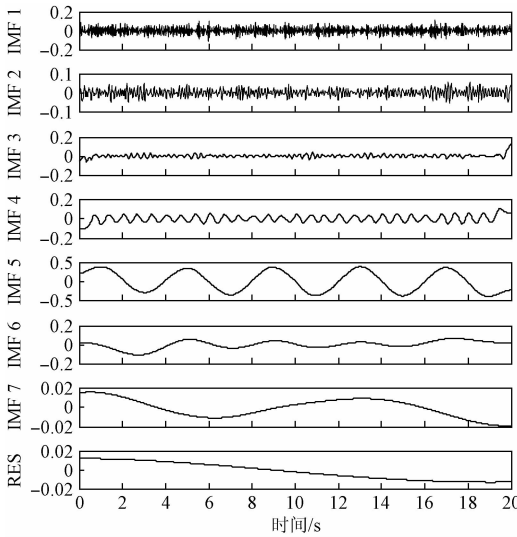


图 4  $x(t)$  的 FCEEMD 分解结果

Fig. 4 The FCEEMD decomposition results of  $x(t)$

由图 2 可以看出,EMD 分解出现了明显的模态混叠,影响到了分解精度;在图 3 中,IMF5 和 IMF6 分别对应目标信号中的  $x_2(t)$  和  $x_1(t)$  分量,在图 4 中,IMF4 和 IMF5 分别对应目标信号中的  $x_2(t)$  和  $x_1(t)$  分量。图 3 和 4 所使用的 CEEMD 算法和 FCEEMD 算法通过添加辅助噪声再行分解,并经过总体平均计算,消除了 EMD 模态混叠,获得了较为理想的分离效果。

使用 EEMD、CEEMD 和 FCEEMD 对信号的分解时间和与正交因子对比如表 1 所示。

表 1  $x(t)$  的 EEMD、CEEMD 与 FCEEMD 各项参数对比

Table 1 The parameters comparison using EEMD、CEEMD and FCEEMD of  $x(t)$

参数	辅助噪声幅值	辅助噪声次数	分解时间/s	正交因子
EEMD	0.2	100	8.504	0.255 6
方法 CEEMD	0.2	100(50×2)	20.286	0.257 3
FCEEMD	0.2(10次迭代)	100(50×2)	0.732	0.021 8

从表 1 可知,在条件相同的情况下,跟 EEMD 和 CEEMD 相比,FCEEMD 方法不仅所需计算时间较少(仅为 EEMD 算法用时的 8.6%,CEEMD 算法用时的 3.6%),而且得到了最低的正交因子,也就是最高质量的分解结果。

### 3 应用实例

应用该算法,本实验室开发了一种床垫式人体生理信号检测仪,用来对睡眠状态的人体进行呼吸信号和心

跳信号的检测。该检测仪信号采集采用 PVDF 压力薄膜传感器,使用 STM32F103ZET6 芯片进行 AD 采样,使用 FCEEMD 算法对信号进行处理,如图 5 和 6 所示。

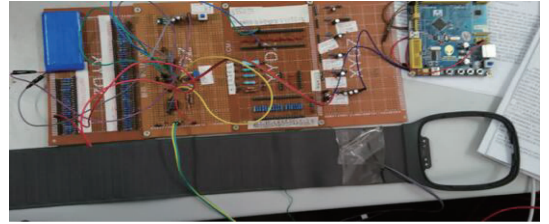


图 5 采集系统硬件

Fig. 5 Acquisition system hardware



图 6 采集生理信号实验场景

Fig. 6 The experimental scene of physiological signal collection

使用该检测仪,实测一组数据如下:采样频率为 40 Hz,采样长度为 2 048 个数据点,采样后的信号如图 7 所示。预先测得稳定睡眠过程中人体实际呼吸频率为 0.21 Hz(12 次/min),心跳频率为 1.26 Hz(75 次/min)。

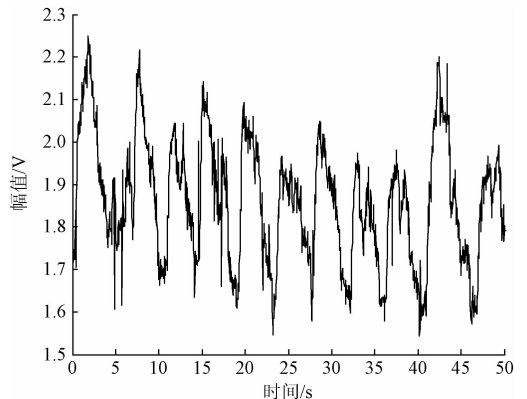


图 7 人体生理信号波形

Fig. 7 The waveform of physiological signal

### 3.1 FCEEMD 分解

图 8 所示为 FCEEMD 分解实测人体生理信号的

结果。

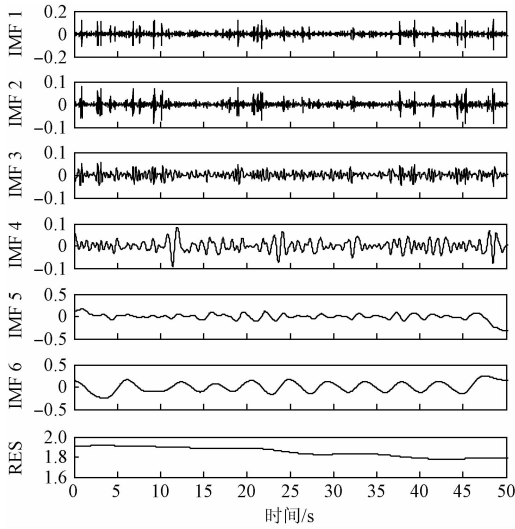


图8 FCEEMD对人体生理信号的分解结果  
 Fig. 8 The FCEEMD decomposition results of physiological signal

### 3.2 FCEEMD 分离结果分析

本文实测信号通过 FCEEMD 分解,把包括呼吸、心跳和噪声等的混合信号分解成不同频段的 IMF 分量。心跳信号相比呼吸信号在混合信号中所占能量相比要小很多,因此,为了能够较准确地分离出微弱的心跳信号和呼吸信号,利用 FFT 将时域信号转换到频域进行分析。计算所得频域的极大值点,为呼吸率基准值  $f_e$ 。利用人体在同一时间内呼吸和心跳在频域范围内存在差异且心率一般要高于呼吸率的特点,设  $(f_e - 0.2) \sim (f_e + 0.2)$  Hz 为呼吸信号的频带范围,  $(f_e + 0.2) \sim 3$  Hz 为心跳信号的频带范围。通过上述方法可准确计算出呼吸率和心率。

根据 FCEEMD 得到的 IMF 分量由高频到低频依序排列,对每个 IMF 分量进行 FFT 变换并计算频域的总能量  $E(j)$ ,以及在  $(f_e + 0.2 \text{ Hz}, 3 \text{ Hz})$  心跳频带的能量  $E_h(j)$ ,  $(f_e - 0.2 \text{ Hz}, f_e + 0.2 \text{ Hz})$  呼吸频带的能量  $E_r(j)$ ,  $j = 1, 2, \dots, n$ 。对于各个 IMF 而言,当呼吸和心跳信号频带能量相对总能量的比值大于  $\delta$ ,即:

$$\frac{E_h(j)}{E(j)} > \delta \tag{2}$$

$$\frac{E_r(j)}{E(j)} > \delta \tag{3}$$

则认为此 IMF 含有心跳或呼吸信号的分量;实验发现,  $\delta$  取值过大,会丢失反映生理信号的分量,  $\delta$  取值过小,会引入无用分量。取  $\delta$  为 0.6,提取效果最佳。最后,提取出满足条件的 IMF 分量,即为呼吸信号和心跳信号。

图 9 所示为呼吸和心跳频带能量在各 IMF 分量所占百分比。可以看出,在心跳频带内  $\delta > 0.6$  的只有第 4 个分量,在呼吸频带内  $\delta > 0.6$  的只有第 6 个分量,因此可以判定 IMF4 为心跳信号,IMF6 为呼吸信号。

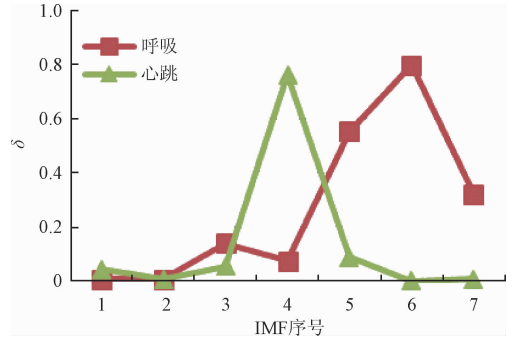
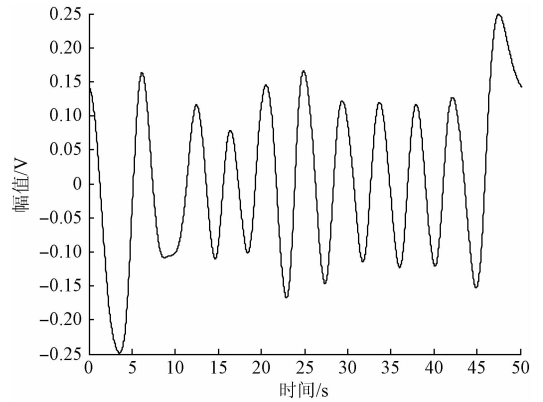
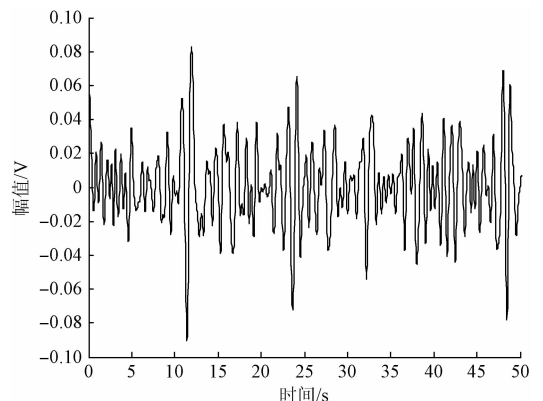


图9 IMFs 中  $\delta$  的值  
 Fig. 9 The value of  $\delta$  in IMFs

图 10 (a) 和 (b) 所示为提取出来的呼吸信号 (IMF4) 和心跳信号 (IMF6),据此计算呼吸信号和心跳信号的频谱如图 10 (c) 和 (d) 所示,可以方便求出呼吸率和心率分别为 12、75 次/min,与实验结果吻合。



(a) 呼吸信号  
 (a) Respiration signal



(b) 心跳信号  
 (b) Heartbeat signal

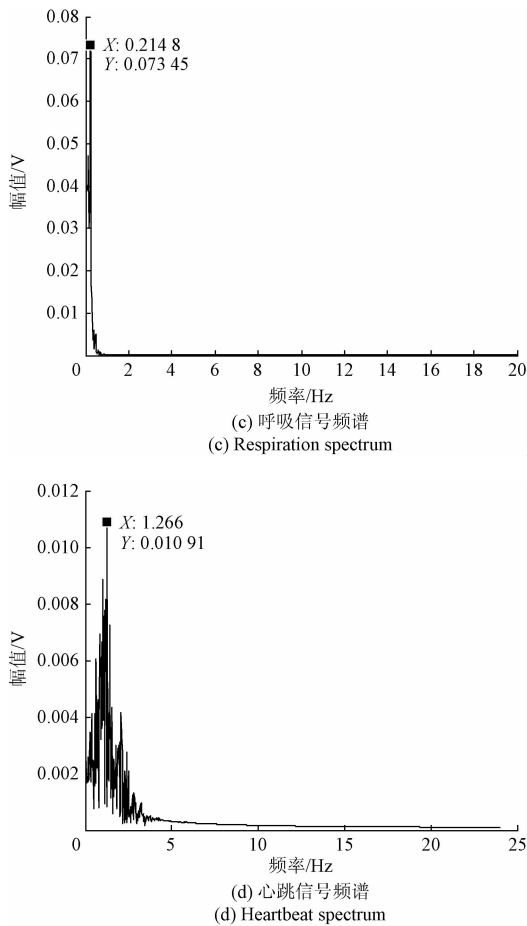


图 10 重构呼吸和心跳信号的波形和频谱

Fig. 10 The reconstructed waveform and spectrum for respiration and heartbeat signal

## 4 结 论

将 FCEEMD 算法引入到呼吸信号和心跳信号分离处理领域,并开发出基于此算法的床垫式(非接触式)人体生理信号检测仪,用来检测人体睡眠时的呼吸信号和心跳信号的信息。由仿真信号和实际信号分析可得, FCEEMD 算法可有效地克服 EMD 分解中的模态混叠,避免了残余噪声对 IMF 的影响,提高了信号分离精度; FCEEMD 方法还大大减小了 EEMD 和 CEEMD 的计算量,可提高信号分离速度,提升信号分离的实时性。说明将 FCEEMD 算法引入到人体生理信号处理领域的可行性和有效性。

## 参考文献

[ 1 ] EBRAHIMI F, SETAREHDAN S K, AYALA-MOYEDA J, et al. Automatic sleep staging using empirical mode decomposition, discrete wavelet transform, time-domain,

and nonlinear dynamics features of heart rate variability signals [ J ]. *Computer Methods & Programs in Biomedicine*, 2013, 112(1):47-57.

- [ 2 ] ALMUHAMMADI W S, ABOALAYON K A I, FAEZIPOUR M. Efficient obstructive sleep apnea classification based on EEG signals [ C ]. *Systems, Applications and Technology Conference, IEEE*, 2015:1-6.
- [ 3 ] 胡宝旭, 宋文爱. 非接触式生命参数信号检测系统的设计 [ J ]. *国外电子测量技术*, 2006, 25(12):23-26. HU B X, SONG W AI. Design of non-contact life-parameters signal detection system [ J ]. *Foreign Electronic Measurement Technology*, 2006, 25(12):23-26.
- [ 4 ] 范应威, 徐礼胜, 章星, 等. 非接触式的睡眠生理信号监测和睡眠分期 [ J ]. *中国科技论文*, 2013:1-9. FAN Y W, XU L SH, ZHANG X, et al. Estimation of sleep stages based on non-contact physiological signal [ J ]. *China Sciencepaper*, 2013:1-9.
- [ 5 ] 裴晓娟. 利用床垫式和腰带式生理信号监测系统 进行咳嗽的监测与识别 [ D ]. 济南:山东大学, 2014. PEI X J. Detection and identification of cough by mattress-style and belt-style physiologic signal monitoring systems [ D ]. Ji'nan: Shandong University, 2014.
- [ 6 ] DROITCOUR A D. Non-contact measurement of heart and respiration rates with single chip microwave Doppler radar [ R ]. 2006.
- [ 7 ] WATANABE T, WATANABE K. Noncontact method for sleep stage estimation. [ J ]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2004, 51(10):1735-1748.
- [ 8 ] CHEE Y, HAN J, YOUN J, et al. Air mattress sensor system with balancing tube for unconstrained measurement of respiration and heart beat movements [ J ]. *Physiological Measurement*, 2005, 26(4):413-422.
- [ 9 ] 张壹, 田力丰, 贾莲凤. 一种基于小波变换的脑电信号特征分析方法 [ J ]. *电子测量与仪器学报*, 2004, 18(S2):667-671. ZHANG Y, TIAN L F, JIA L F. An EEG signal analysis method based on wavelet transform [ J ]. *Journal of Electronic Measurement and Instrumentation*, 2004, 18(S2):667-671.
- [ 10 ] 王浩, 刘冲, 王宏. 基于小波变换的脑电特征信号自动检测方法 [ J ]. *仪器仪表学报*, 2005, 26(S2):4-5. WANG H, LIU CH, WANG H. An automatic detection

- method of EEG based on wavelet transform [ J ]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2005, 26(S2):4-5.
- [11] 冯久超,潘水洋. 基于经验模态分解的生命信号提取算法[J]. 华南理工大学学报:自然科学版, 2010, 38(10):1-6.
- FENG J CH, PAN SH Y. Extraction algorithm of vital signals based on empirical mode decomposition [ J ]. Journal of South China University of Technology: Natural Science Edition, 2010,38(10):1-6.
- [12] 张崇超,张长春,张群英. EEMD 在超宽带雷达生命信号提取中的应用[J]. 电子测量技术, 2012,35(4):76-80.
- ZHANG CH CH, ZHANG CH CH, ZHANG Q Y. Applications of EEMD in vital signal detection for UWB radar [ J ]. Electronic Measurement Technology, 2012, 35(4):76-80.
- [13] YEH J, SHIEH J, HUANG N E. Complementary ensemble empirical mode decomposition; A novel noise enhanced data analysis method [ J ]. Advances in Adaptive Data Analysis, 2010, 2(2):135-156.
- [14] WANG Y H, YEH C H, YOUNG H W V, et al. On the computational complexity of the empirical mode decomposition algorithm [ J ]. Physica A Statistical Mechanics & Its Applications, 2014, 400(2):159-167.
- [15] WU ZH H, HUANG N E. On the filtering properties of the empirical mode decomposition [ J ]. Advances in Adaptive Data Analysis, 2010, 2(4):397-414.
- [16] WANG G, CHEN X Y, QIAO F L, et al. On intrinsic mode function [ J ]. Advances in Adaptive Data Analysis, 2011, 2(3):277-293.
- [17] HUANG N E, SHEN Z, LONG S R, et al. The empirical mode decomposition and the Hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary time series analysis [ J ]. Proceedings of the Royal Society A Mathematical Physical & Engineering Sciences, 1998, 454(1971):903-995.

## 作者简介



**郑红梅**, 1966 年出生, 博士, 现为合肥工业大学教授, 主要研究方向为机械设计与产品开发, 传感器及测试技术, 振动测试、分析与控制, 机械系统动力学。

E-mail:hongmeizh@163.com

**Zheng Hongmei** was born in 1966, Ph. D. Now she is professor in Hefei University of Technology. Her research interests include modern design of electromechanical products, sensors and testing technique, and vibration control.



**葛淼**, 1992 年出生, 合肥工业大学硕士研究生, 主要研究方向为数字化设计及现代设计理论。

E-mail:826101801@qq.com

**Ge Miao** was born in 1992, a M. Sc. candidate in Hefei University of Technology. His research interest includes digital design and modern design theory.



**陈科**(通讯作者), 1965 年出生, 博士, 教授, 博士生导师, 主要研究方向为机电产品的现代设计理论和方法; 人工神经网络、进化算法等在机械产品中的应用; 机电产品的 CAD/CAE/CAM。

E-mail:13033003559@163.com

**Chen Ke** (Corresponding author) was born in 1965, Ph. D., professor. His research interests include modern design theory and method of electromechanical products, artificial neural network, and evolutionary algorithms in the application of mechanical products, CAD/CAE/CAM of electromechanical products.



**单姗**, 1990 年出生, 合肥工业大学硕士研究生, 主要研究方向为数字化设计及现代设计理论。

E-mail:965523935@qq.com

**Shan Shan** was born in 1990, a M. Sc. candidate in Hefei University of Technology. Her research interest includes digital design and modern design theory.