

DOI:10.19651/j.cnki.emt.2209463

## 基于 ICEEMDAN 与小波包分解的脉搏信号联合去噪\*

李诗楠 凌 威 梁竹关 丁洪伟

(云南大学信息学院 昆明 650500)

**摘要:** 针对脉搏信号非线性、非平稳,且难以去噪的问题,提出了一种基于改进的自适应噪声集合经验模态分解(ICEEMDAN)与小波包分解(WPD)相结合的联合去噪方法,对采集的脉搏信号进行去噪处理。首先对噪声信号进行 ICEEMDAN 模态分解,产生一系列的固有模态函数(IMF),再将这些 IMF 分量分别与原信号进行相关系数的计算,比较相关系数的值,然后进行信号的重组,最后对重组后的信号进行小波包分解,提取得到降噪后的脉搏信号。利用仿真数据、实际采集的脉搏信号进行实验分析,将该方法与集合经验模态分解(EEMD)进行了对比,并比较了这两种方法的信噪比(SNR)和均方根误差(RMSE)。实验结果表明:基于 ICEEMDAN-WPD 的联合去噪方法能更有效地去除噪声,并更好地保留脉搏信号的特征。

**关键词:** 脉搏信号;改进的自适应噪声集合经验模态分解;小波包分解;相关系数;联合去噪

**中图分类号:** R318; TN911.4 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 510.4030

## Joint denoising of pulse signals based on ICEEMDAN and wavelet packet decomposition

Li Shinan Ling Wei Liang Zhuguan Ding Hongwei

(School of Information Science &amp; Engineering, Yunnan University, Kunming 650500, China)

**Abstract:** Aiming at the problem that the pulse signal is nonlinear, non-stationary and difficult to denoise, a joint denoising method based on improved adaptive noise set empirical mode decomposition (ICEEMDAN) and wavelet packet decomposition (WPD) is proposed to denoise the collected pulse signal. Firstly, ICEEMDAN mode decomposition is performed on the noise signal to generate a series of intrinsic mode functions (IMF). Then these IMF components are calculated with the correlation coefficient of the original signal respectively, the value of the correlation coefficient is compared, and then the signal is reconstructed. Finally, the reconstructed signal is decomposed by wavelet packet to extract the denoised pulse signal. The simulation data and the actual pulse signals are used for experimental analysis. The method is compared with the ensemble empirical mode decomposition (EEMD), and the signal-to-noise ratio (SNR) and root mean square error (RMSE) of the two methods are compared. The experimental results show that the joint denoising method based on ICEEMDAN-WPD can remove the noise more effectively and preserve the characteristics of pulse signal better.

**Keywords:** pulse signal; improved complete EEMD with adaptive noise; wavelet packet decomposition; correlation coefficient; noise treatme

## 0 引 言

脉搏,又称之为动脉搏动。正常人的脉搏和心跳是一致的,且脉搏的强弱均等,不会出现强弱交替的现象,因而脉搏是表征人体心脏功能的一个重要信号,中医更是将其运用在临床上,作为诊治疾病的主要方法之一<sup>[1]</sup>。脉搏信号是一种非线性、非平稳的微弱信号,其主要频率分布在

0~20 Hz 之间<sup>[2]</sup>。脉搏信号含有丰富的信息,但在脉搏信号的实际采集过程中,由于采集环境的影响,很容易产生一定的干扰信号,导致采集到的信号噪声过大。尽管这些噪声可以通过硬件电路滤除一部分,但还是会有一些干扰信号是不能通过硬件电路滤除的。因此,为了能够得到一个完整的脉搏信号,需要设计软件算法在保证脉搏信号特征的同时,滤除脉搏信号中的噪声。

收稿日期:2022-03-30

\* 基金项目:国家自然科学基金(61461053,61461054)、云南大学研究生实践创新项目(2021Y185)资助

常用的信号处理方法有快速傅里叶变换 (fast fourier transform, FFT)、小波变换、小波阈值<sup>[3,4]</sup>、小波包分解 (wavelet packet decomposition, WPD)<sup>[5]</sup>、经验模态分解 (empirical mode decomposition, EMD)<sup>[6]</sup>、集合经验模态分解 (ensemble empirical mode decomposition, EEMD)、互补集合经验模态分解 (complementary EEMD, CEEMD) 等。经验模态分解 EMD 算法可以将非平稳信号分解成为一系列固有模态函数 (intrinsic mode function, IMF), 通过对 IMF 进行分析, 能够反映出非平稳信号的局部特征。王金海等<sup>[7]</sup>将 EMD 分解算法运用到动态脉搏信号, 通过分析各 IMF 分量中的波形信息, 对信号进行了去噪, 解决了脉搏信号噪声的处理问题。但使用该算法得到的 IMF 分量会存在模态混叠 (mode mixing, MM) 的现象, 该现象还会使得信号分解达不到理想的效果。为此, Wu 等<sup>[8]</sup>提出了 EEMD 算法, 该算法是一种噪声辅助信号分析的方法, 通过每次加入同等幅值的不同白噪声来改变信号的极值点特性, 之后对多次 EMD 得到的相应 IMF 进行总体平均来抵消加入的白噪声, 从而有效抑制模态混叠的产生。陈真诚等<sup>[9]</sup>提出了一种 EEMD 与小波阈值相结合的降噪方法, 该方法有效的剔除了光电容积脉搏波中包含的高频与基线漂移噪声, 提高了信号的质量。由于 EEMD 存在计算耗时较长, 且重构的误差大的问题, 戴婷等<sup>[10]</sup>提出了 CEEMD 方法, 该方法向原始信号中加入正负成对的辅助白噪声, 在集合平均时相消, 能有效提高分解效率, 克服 EEMD 重构误差大、分解完备性差的问题。刘祎等<sup>[11]</sup>基于独立成分分析和 CEEMD 的方法, 从人脸视频中提取脉搏波信号, 通过运用 CEEMD 的方法将信号分解, 进行了心率测量。Torres 等<sup>[12]</sup>提出了自适应噪声的完整集合经验模态分解 (complete EEMD with adaptive noise, CEEMDAN), 避免了 CEEMD 中各组 IMF 分解结果差异造成最后集合平均难以对齐的问题, 但该分解的 IMF 中还会包含残余的噪声。为此, Colominas 等<sup>[13]</sup>进一步提出了改进算法—改进的自适应噪声集合经验模态分解 (improved complete EEMD with adaptive noise, ICEEMDAN), 与 CEEMDAN 相比, ICEEMDAN 通过引入局部包络平均, 减小了解析中的残余噪声。

本文基于上述理论, 提出了一种应用 ICEEMDAN 结合小波包分解的去除脉搏信号噪声的联合去噪方法, 对原始脉搏信号进行 ICEEMDAN 分解, 筛选出含信息量较多的分量, 通过小波包分解进行信号处理, 最后再重构信号。通过仿真数据分析该联合去噪方法的可行性, 再应用该方法对实际采集的脉搏信号数据进行去噪声处理。ICEEMDAN 分解能将信号分解出一系列的 IMF 分量, 并减小分解中的残余噪声, 小波包分解可对低频和低频信号进行分解, 且这种分解过程既无冗余, 也无疏漏。通过该方法不仅能筛选出多余的信号, 还能最大限度地还原脉搏信号的原信号特征。

## 1 ICEEMDAN-WPD 联合去噪

### 1.1 改进的自适应噪声集合经验模态分解

由于 ICEEMDAN 具有良好的信号分解能力, 在轴承故障信号、肺音信号、生命信号检测等领域得到了广泛的应用<sup>[14-15]</sup>。ICEEMDAN 算法的主要描述如下<sup>[13]</sup>:

定义  $x$  为待分解的信号;  $E_j(\cdot)$  为通过 EMD 分解后得到的第  $j$  个 IMF 分量;  $M(\cdot)$  为求解信号的局部均值;  $w^{(i)}$  是服从  $N(0, 1)$  分布的第  $i$  个高斯白噪声 ( $i = 1, 2, 3, \dots, i$ );  $r_k$  为第  $k$  个阶段的残差; 系数  $\beta_k$  为第  $k$  个阶段的信噪比, 当  $k < 1$  时,  $\beta_0 = \epsilon_0 \frac{\sigma(x)}{\sigma(E_1(w^{(i)}))}$ , 当  $k \geq 1$  时,  $\beta_k = \epsilon_0 \sigma(r_k)$  (其中,  $\epsilon_0$  为提前设置好的幅值,  $\sigma(\cdot)$  为数学期望操作符);

1) 将  $E_1(w^{(i)})$  与系数  $\beta_0$  相乘后, 加入到原信号中:

$$x^{(i)} = x + \beta_0 E_1(w^{(i)}) \quad (1)$$

通过 EMD 的方法分别计算式 (1) 中  $i$  个局部均值, 得到第 1 个阶段的残差:

$$r_1 = \langle M(x^{(i)}) \rangle \quad (2)$$

式中:  $\langle \cdot \rangle$  为整个过程中计算平均值的操作符。

2) 用原信号与第一阶段的残差相减, 得到信号的第 1 个分量, 记作  $IMF_1$ :

$$IMF_1 = x - r_1 \quad (3)$$

3) 计算  $r_1 + \beta_1 E_2(w^{(i)})$  的局部均值, 得到第 2 个阶段的残差:

$$r_2 = \langle M(r_1 + \beta_1 E_2(w^{(i)})) \rangle \quad (4)$$

将式 (2) 与 (4) 相减, 得到信号的第 2 个分量, 记作  $IMF_2$ :

$$IMF_2 = r_1 - r_2 = r_1 - \langle M(r_1 + \beta_1 E_2(w^{(i)})) \rangle \quad (5)$$

4) 当  $j = 3, \dots, j$  时, 第  $j$  个阶段的残差:

$$r_j = \langle M(r_{j-1} + \beta_{j-1} E_j(w^{(i)})) \rangle \quad (6)$$

5) 计算得出第  $j$  个分量为:

$$IMF_j = r_{j-1} - r_j \quad (7)$$

6) 返回步骤 4) 进行计算下一个  $j$  值。

### 1.2 小波包分解

小波包分解 (wavelet packet decomposition, WPD) 实际是对小波变换的一种改进, 相比较小波变换, 小波包分解能更有效的处理非平稳信号, 并将原信号分解为高频和低频两个部分。其结构如图 1 所示。

图 1 将原始信号进行  $n$  级小波包分解, 将信号分解成了  $2^n$  个子信号。其中,  $x(0, 0)$  为原始信号,  $x(i, j)$  表示分解后的第  $i$  层第  $j$  个信号,  $g(k)$  为低通滤波系数,  $h(k)$  为高通滤波系数。

高通滤波系数和低通滤波系数需要满足正交关系, 其关系式如式 (8) 所示。

$$g(k) = (-1)^k h(1-k) \quad (8)$$

定义  $\varphi(x)$  为正交尺度函数,  $\psi(x)$  为小波函数, 则其关系式为:

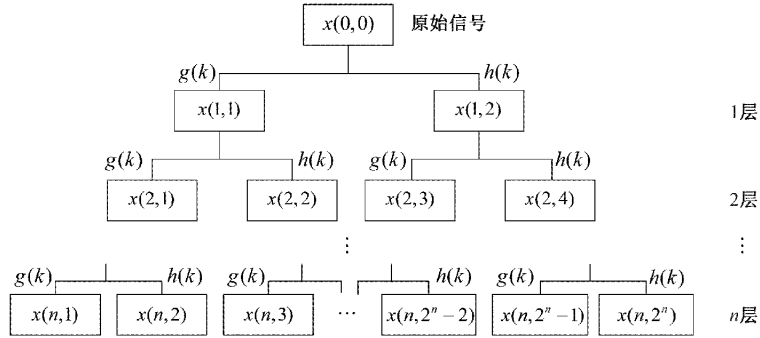


图 1 信号进行 n 层小波包分解的结构图

$$\begin{cases} \varphi(x) = \sqrt{2} \sum_{k \in \mathbb{Z}} h(k) \varphi(2x - k) \\ \psi(x) = \sqrt{2} \sum_{k \in \mathbb{Z}} g(k) \varphi(2x - k) \end{cases} \quad (9)$$

令  $W_0 = \varphi(x), W_1 = \psi(x)$ , 则小波包分解的递推公式为:

$$\begin{cases} W_{2n}(x) = \sqrt{2} \sum_{k \in \mathbb{Z}} h(k) W_n(2x - k) \\ W_{2n+1}(x) = \sqrt{2} \sum_{k \in \mathbb{Z}} g(k) W_n(2x - k) \end{cases} \quad (10)$$

且小波包重构表达式为:

$$W_n(x) = 2 \sum_{k \in \mathbb{Z}} h(x - 2k) W_{2n}(k) + 2 \sum_{k \in \mathbb{Z}} g(x - 2k) W_{2n+1}(k) \quad (11)$$

### 1.3 ICEEMDAN-WPD 联合去噪算法

ICEEMDAN-WPD 联合去噪算法:首先,将原始信号通过 ICEEMDAN 算法分解为由高到低的 IMF 分量及残余分量,并计算每个分量与原始信号的相关系数;其次,筛选出相关系数大于 0.1 的 IMF 分量,对这些分量进行重构后再进行小波包分解;最后,将经过小波包分解后的信号进行筛选,选出信号频率在 0~20 Hz 内的信号,视为纯净的脉搏信号,如图 2 所示。

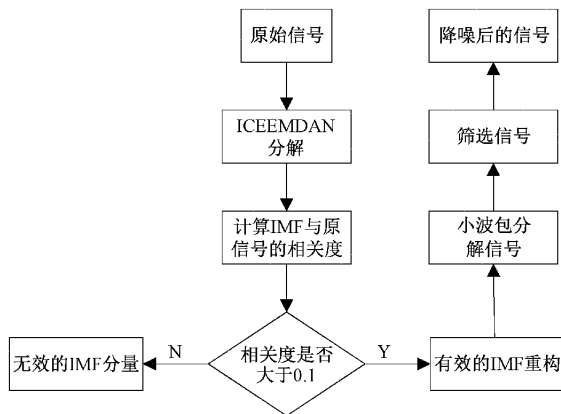


图 2 信号处理流程

相关系数能有效反映两个信号之间的相关程度,且相关系数的值越大,越接近于 1,则表示两个信号之间的相关性就越高。相关系数的公式如式(12)所示。

$$\rho_{X,Y} = \frac{\text{cov}(X,Y)}{\sigma_X \sigma_Y} = \frac{E((X - \mu_X)(Y - \mu_Y))}{\sigma_X \sigma_Y} = \frac{E(XY) - E(X)E(Y)}{\sqrt{E(X^2) - E^2(X)} \sqrt{E(Y^2) - E^2(Y)}} \quad (12)$$

式中:变量  $X, Y$  为两个不同的信号,  $E(\cdot)$  为数学期望,  $\text{cov}$  为协方差,  $\sigma$  为方差。

### 2 仿真数据对比

为了验证 ICEEMDAN-WPD 联合降噪方法的可行性,下面将根据脉搏信号的特征,随机构造仿真数据进行实验分析。

由于在实际采样中,每个人的脉搏信号可能会有一定的不同,因而对仿真信号的频率部分也采用一定的随机性。假设采样频率为 1 000 Hz,时间为 3 s,仿真信号为:

$$y(t) = y_1 + y_2 + y_3 + y_4 \quad (13)$$

式中:  $y_1 = 2\sin(2\pi at)$  是一个振幅为 2,频率为  $a$  的正弦信号;  $y_2 = 4\sin(2\pi bt)$  是一个振幅为 4,频率为  $b$  的正弦信号;  $y_3 = 4\sin(2\pi 6t)$  是一个振幅为 4,频率为 6 的正弦信号;  $y_4$  是幅值为 2 的随机均匀白噪声。其中,  $a$  是一个范围在 0~5 之间的随机数,  $b$  是一个范围在 6~10 之间的随机数。产生随机的仿真信号以后,再加入随机的噪声,得到仿真的脉搏信号,如图 3 所示。

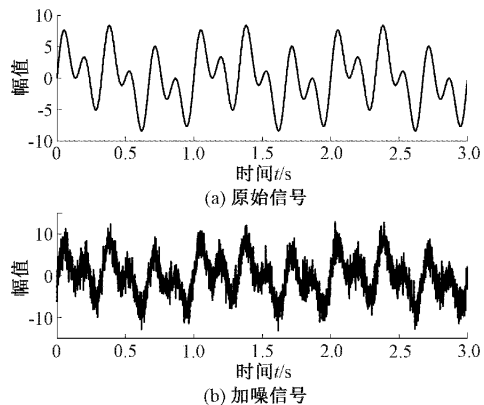


图 3 仿真的脉搏信号时域波形图

为了比较本文提出的方法对脉搏信号降噪的有效性和可行性,分别使用 EEMD-WPD、ICEEMDAN-WPD 对

$y(t)$  进行信号处理,并对处理后的信号进行相关系数、方均根误差、信噪比的比较,进一步证明该方法能有效对含有噪声的脉搏信号进行降噪处理。EEMD 和 ICEEMDAN 分解的结果如图 4 和 5 所示。其中,分解中所加的白噪声

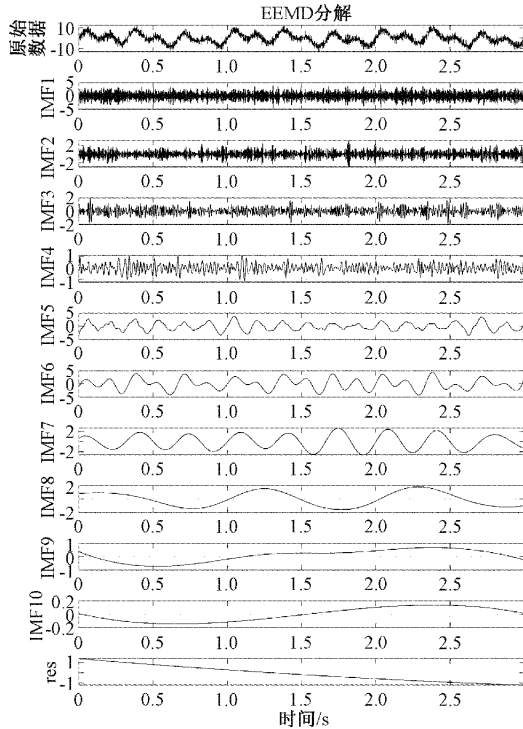


图 4 EEMD 方法的仿真信号分解

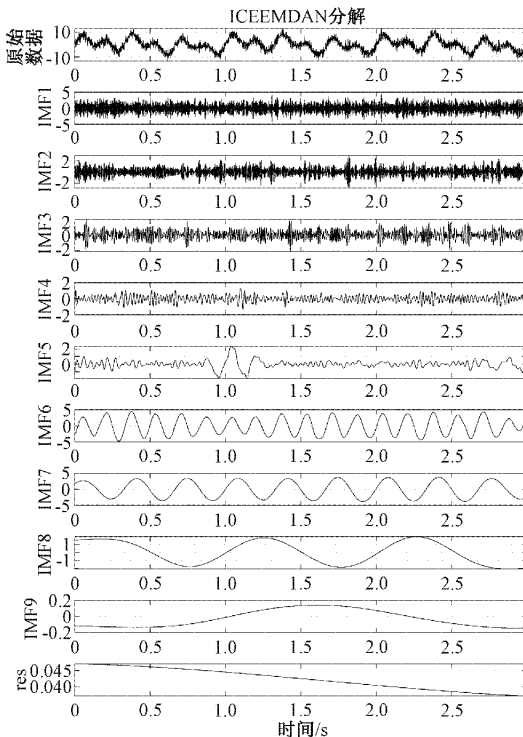


图 5 ICEEMDAN 方法的仿真信号分解

幅度均为 0.2,分解次数均为 100,ICEEMDAN 的迭代次数最高为 1 000。图中的 IMF1~IMF10 表示组成仿真信号的不同正弦分量,res 表示仿真信号的残余分量。

对上面两个信号的 IMF 分量分别与原信号进行相关系数的对比,筛选出相关系数大于 0.1 的 IMF 分量,并将相关系数大于 0.1 的 IMF 分量相加,进行信号的重组。再对重组后的信号分别进行 dB 小波包分解,分解的层数为 5,最后再筛选出 20 Hz 以下的信号,得到的信号即为去噪后的信号,如图 6 所示。

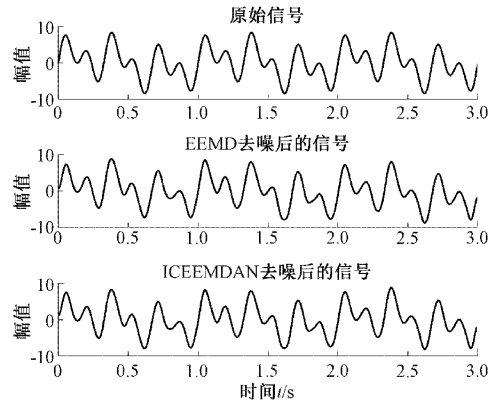


图 6 原始信号与降噪后的信号对比

通过图 6 中可以看到,两种不同的信号处理方法对噪声信号都有很不错的降噪效果。信噪比、方均根误差、相关系数能有效反映信号的质量。信号在进行降噪处理后,其信噪比越高、方均根误差越低、相关系数越高,则表明处理后的信号越来越接近于原始信号,即表明信号处理的效果越好<sup>[16]</sup>。

为了更清晰的对两种方法进行比较,进而得到哪种方法在信号处理中更有效,分别对两个去噪后的信号进行信噪比 SNR、方均根误差 RMSE、相关系数的求解。

定义信噪比的公式为:

$$SNR = 10\lg\left(\frac{P_{\text{signal}}}{P_{\text{noise}}}\right) = 10\lg\left(\frac{A_{\text{signal}}^2}{A_{\text{noise}}^2}\right) = 20\lg\left(\frac{A_{\text{signal}}}{A_{\text{noise}}}\right) \quad (14)$$

定义方均根误差的公式为:

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (X_{\text{noise}} - X_{\text{signal}})^2} \quad (15)$$

其中,  $P_{\text{signal}}$  为原始信号的功率,  $P_{\text{noise}}$  表示噪声信号的功率,  $A_{\text{signal}}$  表示原始信号的幅度,  $A_{\text{noise}}$  表示噪声信号的幅度,  $X_{\text{noise}}$  为噪声处理后的信号,  $X_{\text{signal}}$  为原始信号。

两种处理方法对信号进行处理后的相关值如表 1 所示。

处理方法	SNR/dB	RMSE	相关系数
ICEEMDAN-WPD	0.150 1	0.403 4	0.995 6
EEMD-WPD	0.160 8	0.611 7	0.989 6



由表 1 数据可知,本文提出的基于 ICEEMDAN-WPD 的信号处理方法在 SNR、RMSE、相关系数 3 个方面都优于 EEMD-WPD 的处理的方法,下面将用该方法对实测信号进行去噪分析。

### 3 实测脉搏信号分析

#### 3.1 传感器及硬件电路设计

本文使用的脉搏信号数据是由实验室自主设计的脉搏采集系统采集得来,采集使用的传感器是 TE 公司设计的 PVDF 压电薄膜传感器<sup>[17]</sup>,型号为 LDT0-028K,信号的采样频率为 1 000 Hz。该传感器具有很强的耐折、耐磨、防水的特性,且对低频信号响应好、灵敏度高的优点,其实物图如图 7 所示。

该传感器在受到外力作用时,会产生电压信号输出,应用它能够把脉搏信号转换为电压信号输出。采集时将压电传感器放置在能明显感觉到脉搏搏动的动脉处,便能

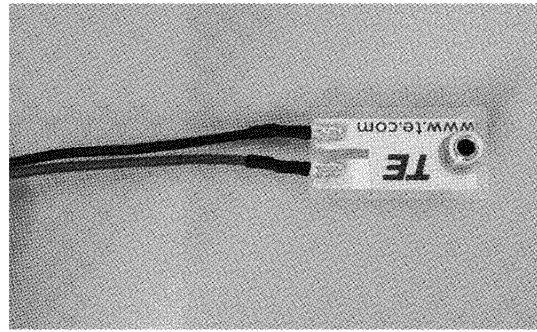


图 7 PVDF 压电薄膜传感器

采集到动脉搏动的电信号。

本文采用自主设计的脉搏采集系统对脉搏信号进行采集,该系统具有价格低廉、便携、采集方便、无创等优势,主要包含信号采集模块、ADC 模块、FPGA 模块、串口通讯、电源模块,如图 8 所示。

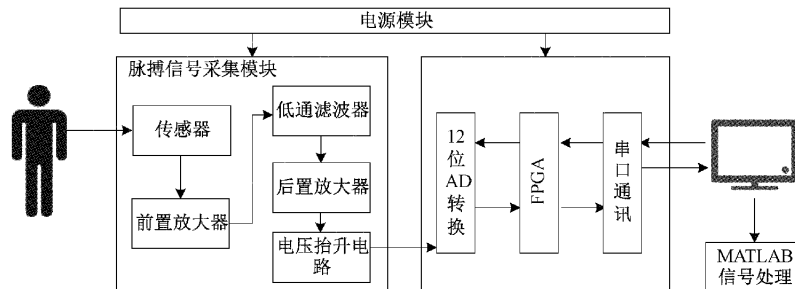


图 8 硬件电路结构图

图 8 中,电源模块负责为采集模块、FPGA 处理传输模块供电,为硬件电路提供稳定的电压;信号采集模块是由压电传感器、前置放大器、低通滤波器、后置放大器和电压抬升电路组成,该模块能将信号放大并抬升到 ADC 能采集到的电压范围,同时滤除掉一部分噪声;FPGA 模块则是通过控制串口通讯,将 ADC 中的数字信号传输至电脑(PC)端。

#### 3.2 脉搏信号降噪处理及对比

为了验证本文提出的联合降噪方法在实际脉搏信号处理中能达到预期的效果,本次实验采集了脉搏信号数据共 100 多例,年龄在 20~49 岁之间。在信号采集的过程中,难免会因为一些外部因素对信号波形产生一定的影响,造成采集到的信号不准确,产生噪声。图 9 为采集到的数据中随机挑选出的十例信号,从图中可以看出,每个样本信号中都有很明显的噪声干扰。

应用本文提出的联合去噪方法对采集的脉搏信号进行降噪处理。下面用一例脉搏信号数据说明应用该联合去噪方法的过程,并与 EEMD 方法相对比。由于采集过程中可能会存在手臂移动、呼吸等干扰,波形图中夹杂着很多与脉搏搏动无关的干扰信号,如图 10 所示。

##### 1) 分解

将图 11 所示的实际采集脉搏信号分别进行 ICEEMDAN

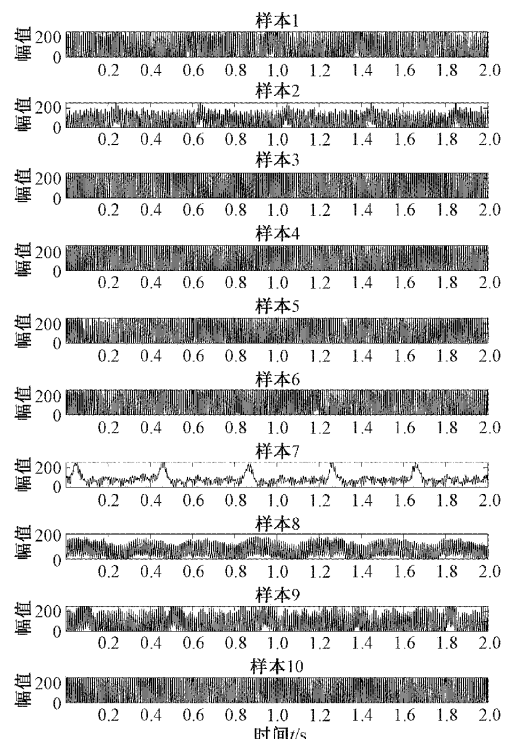


图 9 随机抽取的十例脉搏信号时域图

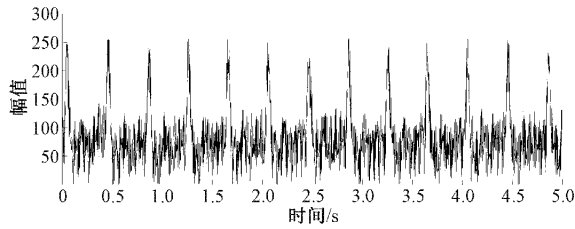


图 10 实际采集的脉搏信号波形图

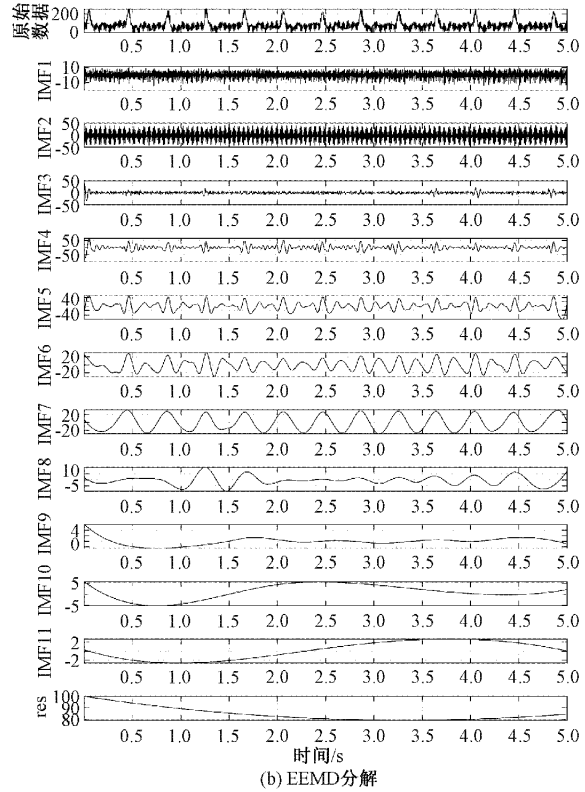
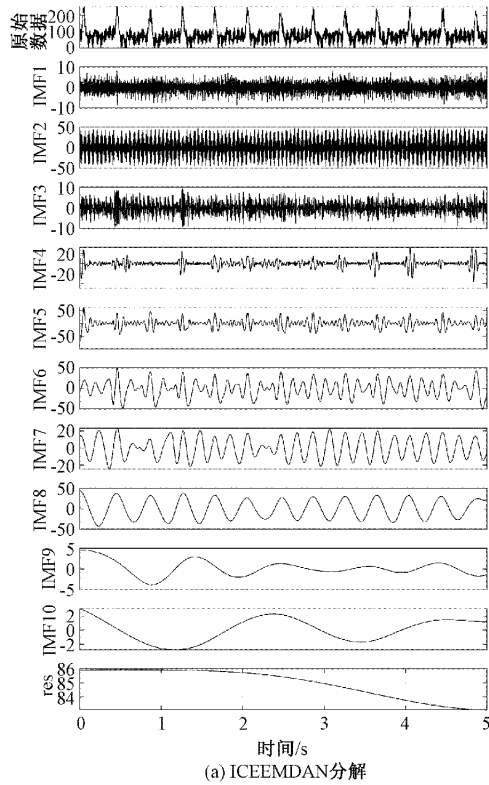


图 11 ICEEMDAN 与 EEMD 分解出的各 IMF 分量和残差

表 2 脉搏信号经 ICEEMDAN 分解后的各 IMF 分量相关系数值

IMF	相关系数	IMF	相关系数
1	0.142 4	6	0.590 3
2	0.473 8	7	0.417 0
3	0.294 1	8	0.418 1
4	0.357 3	9	0.052 0
5	0.445 8	10	0.050 1

表 3 脉搏信号经 EEMD 分解后的各 IMF 分量相关系数值

IMF	相关系数	IMF	相关系数
1	0.327 8	7	0.416 8
2	0.477 2	8	0.215 0
3	0.301 8	9	0.082 3
4	0.475 7	10	0.037 3
5	0.627 0	11	0.018 4
6	0.525 7		

与 EEMD 算法分解,如图 11 所示。可以看出 ICEEMDAN 分解出了 10 个 IMF 分量和 1 个残余分量,EEMD 分解出了 11 个 IMF 分量和 1 个残余分量。

2)求相关系数

根据相关系数公式,分别求出图 11 中各个分量与原信号的相关系数值,得到的数值如表 2 和 3 所示。由表中可以看出,ICEEMDAN 与 EEMD 分解后的前 8 个 IMF 分量的相关系数值都大于 0.1,再将不同方法分解出的 IMF

分量分别相加,进行信号的重构,得到两个新的信号。由于新的信号中仍会保留较多的噪声,故而对信号进行进一步的降噪。

3)小波分解

最后,将两个重构后的信号进行 5 层小波包分解,并筛选掉多余的频率,得到的信号时域图及其频谱图如图 12 和 13 所示。从图中可以看出,脉搏信号的频率主要分布在 0~20 Hz 之间,且信号在 0~10 Hz 之间的幅值最大,信号的分量也更为密集。

通过 ICEEMDAN-WPD 和 EEMD-WPD 的联合去噪方法都可以有效去除原始信号中的毛刺等干扰信号,使得信号特征更加清晰。对两种方法进行 SNR、RMSE 值的计算,其结果如表 4 所示。

通过对比可以看出,两种方法之间的 SNR 值相差不大,但对于 RMSE 值,本文提出的方法明显优于 EEMD 的分解方法,且通过对比图 10 可以看出,ICEEMDAN 分解

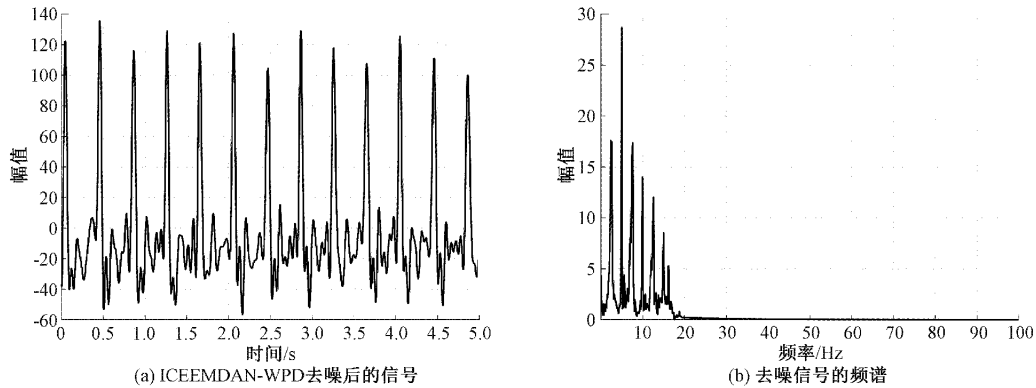


图 12 ICEEMDAN-WPD 去噪后的信号及其频谱

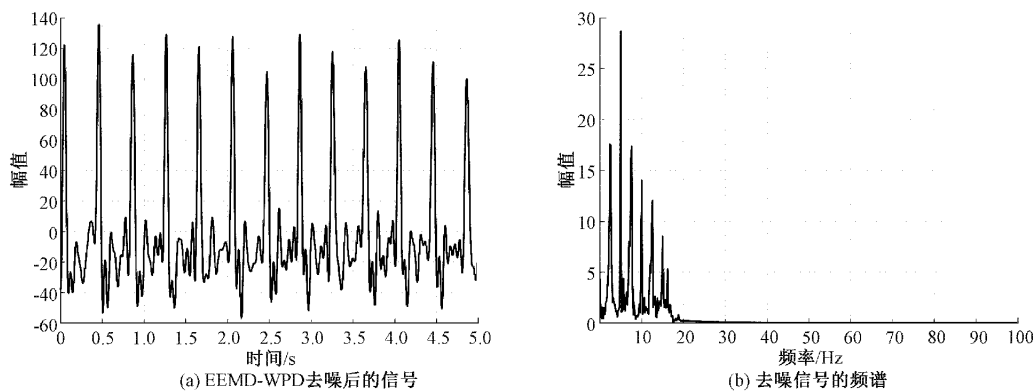


图 13 EEMD-WPD 去噪后的信号及其频谱

表 4 两种信号与原信号之间的 SNR、RMSE 值

信号	SNR/dB	RMSE
EEMD-WPD	7.722 7	26.154 3
ICEEMDAN-WPD	7.720 4	25.951 3

的分量比 EEMD 分解的分量要少,分解的效果也明显优于 EEMD 分解的效果,从而进一步验证了本文提出方法的可行性及有效性。

### 3.3 不同脉搏信号实例的去噪效果

为了验证上述方法对不同的脉搏信号仍具有很强的去噪效果,下面将随机抽取几例数据进行去噪处理,其脉搏信号的时序图如图 14 所示。

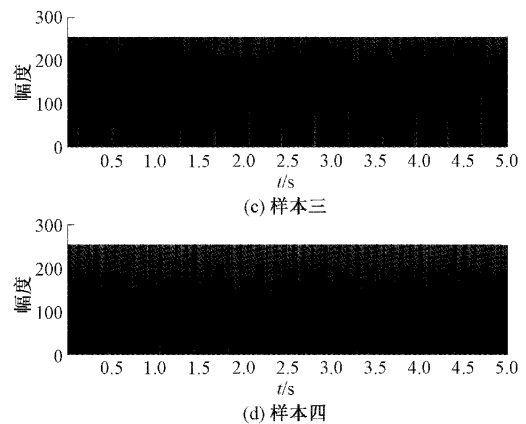
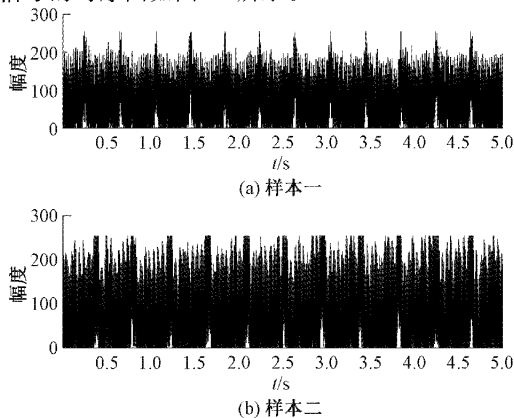
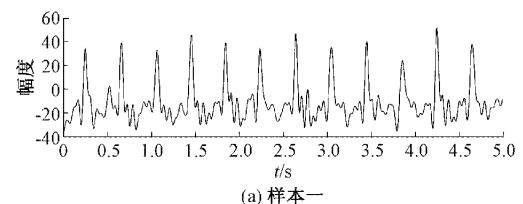


图 14 随机抽取的脉搏信号时序图

由图 14 中可以看出,由于每个人的脉搏搏动不同,且采集过程中存在不确定的干扰,上述样本中的脉搏信号噪声分布各不同。下面对这些信号进行 ICEEMDAN-WPD 联合去噪,得到对应的去噪信号如图 15 所示。



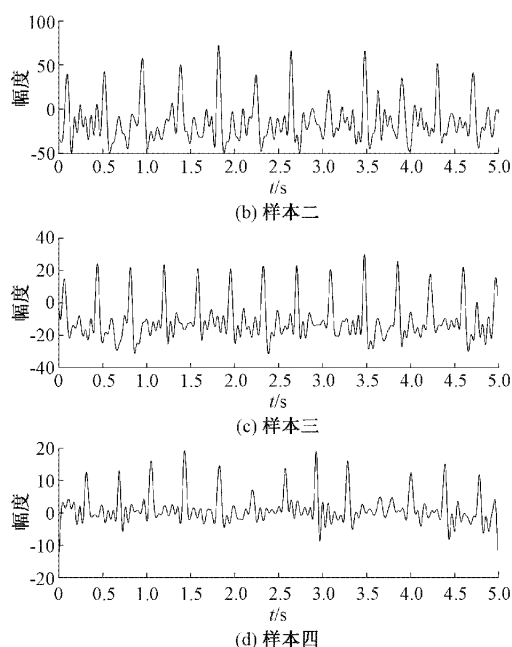


图 15 随机抽取的脉搏信号去噪图

对比图 14 与 15 可以看出,本文提出的 ICEEMDAN-WPD 方法不仅能有效去除脉搏信号中含杂的噪声,还能保留脉搏信号中应有的波形特征,为后续对脉搏信号进行分析提供了很好的基础。

#### 4 结 论

本文提出一种基于 ICEEMDAN 与小波包分解联合降噪的信号处理方法,并将其应用在自主设计的脉搏信号采集系统中,结果表明该方法可以有效的去除采集系统中多余的噪声,提取清晰的脉搏信号。

1) 通过构建仿真信号,将 EEMD、低通滤波器与 ICEEMDAN 进行了对比分析,发现 ICEEMDAN 在分解分量上比使用 EEMD 分解出的分量要少,对处理白噪声信号的效果会更好,同时能有效抑制模态混叠的现象。

2) 通过对实验室自主采集的脉搏信号进行处理,结果发现基于 ICEEMDAN 与小波包分解的脉搏信号噪声处理方法可以有效、准确的去除噪声信号,并保留脉搏信号的原有特征,且不会造成信号的混叠。

本文利用 ICEEMDAN-WPD 的方法对脉搏信号进行降噪,该方法不仅有效的克服了高频噪声对信号的影响,能够有效、准确的滤除脉搏信号中多余的噪声,而且也使得信号的图谱特征更加明显,保留了脉搏信号更多的时频特征。该方法对后续脉搏信号的特征提取与准确处理有重要意义,通过对降噪后的信号进行分析,可以对人体的健康状况做出初步的诊断。

#### 参考文献

[1] 韩心,鲁明源. 脉象理论研究述评[J]. 中医学报, 2020, 35(3): 573-578.

- [2] 董金陵,杨录,刘康驰,等. 脉搏信号伪基线去除方法研究[J]. 中国测试, 2021, 47(4): 19-25.
- [3] 邓祎昕,郭华玲,郑宾,等. 基于小波模糊阈值去噪方法在 MEMS 加速度计去噪中的应用[J]. 国外电子测量技术, 2021, 40(8): 134-138.
- [4] 张爱华,常婷婷,漆宇晟,等. 基于脉搏信号融合分析的心率监测方法[J]. 电子测量与仪器学报, 2020, 34(10): 163-171.
- [5] 钟文潇,安兴伟,狄洋,等. 基于脑电信号的身份特征提取方法研究综述[J]. 生物医学工程学报, 2021, 38(6): 1203-1210.
- [6] 张刚,李红威. 小波-EMD 和随机共振级联微弱信号检测[J]. 电子测量与仪器学报, 2018, 32(1): 57-65.
- [7] 王金海,岳晨飞,韦然,等. 基于 EMD 的动态脉搏数据处理研究[J]. 仪器仪表学报, 2016, 37(S1): 34-39.
- [8] WU Z, HUANG N E. Ensemble empirical mode decomposition: A noise-assisted data analysis method[J]. Advances in Adaptive Data Analysis, 2011, 1(1): 1-41.
- [9] 陈真诚,吴贤亮,赵飞骏. EEMD 结合小波阈值的光电容积脉搏波信号降噪[J]. 光学精密工程, 2019, 27(6): 1327-1334.
- [10] 戴婷,张榆锋,章克信,等. 经验模态分解及其模态混叠消除的研究进展[J]. 电子技术应用, 2019, 45(3): 7-12.
- [11] 刘祎,欧阳健飞. 基于人脸视频的非接触式心率测量方法[J]. 纳米技术与精密工程, 2016, 14(1): 76-79.
- [12] TORRES M E, COLOMINAS M A, SCHLOTTHAUER G, et al. A complete ensemble empirical mode decomposition with adaptive noise [C]. 2011 IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing(ICASSP), 2011: 4144-4147.
- [13] COLOMINAS M A, SCHLOTTHAUER G, TORRES M E. Improved complete ensemble EMD: A suitable tool for biomedical signal processing[J]. Biomedical Signal Processing and Control, 2014, 14: 19-29.
- [14] 胡小曼,王艳,纪志成. 模糊信息粒化与改进 RVM 的滚动轴承寿命预测[J]. 系统仿真学报, 2021, 33(11): 2561-2571.
- [15] 管一臣,童攀,冯志鹏. 基于 ICEEMDAN 方法和频率解调的行星齿轮箱故障电流信号特征分析[J]. 振动与冲击, 2019, 38(24): 41-47.
- [16] 周建,向北平,倪磊,等. 一种新的小波阈值去噪算法研究[J]. 机械设计与研究, 2017, 33(6): 1-5.
- [17] 罗静静,左晶晶,季仲致,等. 面向脉诊客观化的脉搏传感器研究综述[J]. 仪器仪表学报, 2021, 41(8): 1-14.

#### 作者简介

李诗楠,硕士,主要研究方向为 FPGA,集成电路设计,信号分析与信号处理。

E-mail: lsn@mail. ynu. edu. cn

凌威,硕士,主要研究方向为 FPGA,集成电路设计。

E-mail: 2454639278@qq. com

梁竹关(通信作者),博士,副教授,主要研究方向为集成电路设计检测,轮询模型,信号分析与信号处理。

E-mail: zhgliang@ynu. edu. cn

丁洪伟,博士,教授,主要研究方向为 FPGA,轮询模型。

E-mail: dhw1964@163. com