



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 11215523 B

(45) 授权公告日 2022.09.16

(21) 申请号 202011035168.8

(22) 申请日 2020.09.27

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 11215523 A

(43) 申请公布日 2021.01.01

(73) 专利权人 太原理工大学
地址 030024 山西省太原市迎泽西大街79号

(72) 发明人 吕玉祥 张琦 李广 朱中艳
胡智君 崔程

(74) 专利代理机构 太原高欣科创专利代理事务所(普通合伙) 14109
专利代理师 冷锦超 邓东东

(51) Int. Cl.
A61B 5/02 (2006.01)
A61B 5/00 (2006.01)
G06K 9/62 (2022.01)

(56) 对比文件

CN 108013548 A, 2018.05.11
US 2017135644 A1, 2017.05.18
US 2011245628 A1, 2011.10.06
US 2011004110 A1, 2011.01.06
US 2011270579 A1, 2011.11.03
EP 3669757 A1, 2020.06.24
EP 1482142 A2, 2004.12.01
EP 1076586 A1, 2001.02.21
DANHUA ZHOU.State of Health Monitoring and Remaining Useful Life Prediction of Lithium-Ion Batteries Based on Temporal Convolutional Network.《IEEE Access》.2020,
张兴.光电容积脉搏信号特征提取与分类识别研究.《中国优秀硕士学位论文全文数据库》.2018,

审查员 张曦

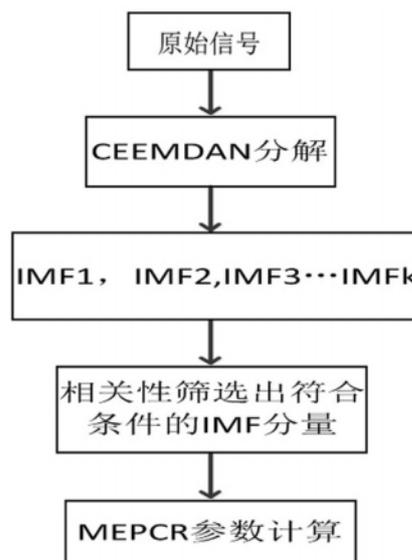
权利要求书2页 说明书5页 附图4页

(54) 发明名称

一种基于模态能量主成分比量化的脉搏信号特征提取与分类方法

(57) 摘要

本发明一种基于模态能量主成分比量化的脉搏信号特征提取与分类方法,属于脉搏信号特征提取与分类技术领域;所要解决的技术问题为:提供一种基于模态能量主成分比量化的脉搏信号特征提取与分类方法的改进;解决该技术问题采用的技术方案为:包括如下步骤:通过脉搏传感器采集一段正常的人体脉搏信号,对采集信号进行CEEMDAN自适应完全集成经验模态分解,将原始复杂信号分解为不同时间尺度的模态分量,基于模态能量主成分比MEPCR,对分解后的信号做进一步分解,并进行量化,用于描述脉冲的能量主成分分布;本发明应用于脉搏信号特征提取与分类。



1. 一种基于模态能量主成分比量化的脉搏信号特征提取与分类方法,其特征在于:包括如下步骤:

步骤一:通过脉搏传感器采集一段正常的人体脉搏信号,要求信号长度不小于3个周期;

步骤二:对采集信号进行CEEMDAN自适应完全集成经验模态分解,将原始复杂信号分解为不同时间尺度的模态分量;

在分解前,定义一个算符 $E_k(\cdot)$,为求解EMD分解的第k个模态分量 IMF_k ;

定义 $\omega^i(t)$ 为第i次试验中添加的满足标准正态分布的白噪声;

定义 ε_k 为第K次相加的白噪声的幅度系数;

定义 $X(t)$ 为原始信号序列;

步骤2.1:对信号 $X(t) + \varepsilon_0 \omega^i(t)$ 进行I次试验,通过EMD方法分解获得第一个模态分量,所述第一个模态分量的计算公式为:

$$IMF_1 = \frac{1}{I} \sum_{i=1}^I E_1(X(t) + \varepsilon_0 \omega^i(t));$$

步骤2.2:计算第一阶段的唯一余量信号,所述唯一余量信号的计算公式为:

$$r_1(t) = X(t) - IMF_1;$$

步骤2.3:构建信号 $r_1(t) + \varepsilon_1 E_1(\omega^i(t))$,然后执行EMD,计算第二个模态分量,所述第二个模态分量的计算公式为:

$$IMF_2 = \frac{1}{I} \sum_{i=1}^I E_1(r_1(t) + \varepsilon_1 E_1(\omega^i(t)));$$

步骤2.4:后续每个阶段,都先计算第K个残余分量 $r_k(t) = r_{k-1}(t) - IMF_k$,构建新信号,执行EMD,得到第K+1模态分量,所述第K+1模态分量的计算公式为:

$$IMF_k = \frac{1}{I} \sum_{i=1}^I E_1(r_k(t) + \varepsilon_k E_k(\omega^i(t)));$$

步骤2.5:重复执行步骤2.4,直至残留分量的值小于两个极值,然后分解停止;

最终获得剩余分量 $r(t) = X(t) - \sum_{k=1}^K IMF_k$,使原始信号最终被分解为K个模态分量,将所述K个模态分量表达为:

$$X(t) = \sum_{k=1}^K IMF_k + r(t);$$

步骤三:计算模态能量主成分比MEPCR,对分解后的信号做进一步处理,并进行量化,用于描述脉冲的能量主成分分布;

步骤3.1:将原始信号经过CEEMDAN算法分解出K个IMF分量,并将各分量与原始信号之间进行相关性计算,筛选出与原始信号相接近的IMF分量,具体计算步骤为:

相关系数 P_{xIMF_i} 的计算公式为:

$$P_{xIMF_i} = \frac{Cov(x, IMF_i)}{\sigma_x \sigma_{IMF_i}};$$

其中 $\text{Cov}(x, \text{IMF}_i)$ 为原始序列和模态分量 IMF_i 的协方差, σ_x 为原始序列方差, σ_{IMF_i} 为模态分量方差;

基于上式对分量进行筛选, 筛选规则定义如下:

$\{\text{IMF}_j: p_{x\text{IMF}_i} \geq 0.5\}$, 其中 $j \in i, i=1, 2, \dots, k$;

已知在信号相关性中, 相关系数大于等于0.5为显著相关;

步骤3.2: 模态能量主成分比MEPCR的计算公式为:

$$\text{MEPCR} = \frac{\sum_{i=n}^{n \in j} E_i}{\sum_{i=k} E_i};$$

$$\text{式中: } E_i = \int_{-\infty}^{+\infty} |d_i(t)|^2 dt = \sum_i^n |\text{IMF}_i|^2;$$

餐前脉搏信号MEPCR值为0.5到0.75之间, 餐后脉搏信号MEPCR值大于0.78, 根据MEPCR值进行分类。

一种基于模态能量主成分比量化的脉搏信号特征提取与分类方法

技术领域

[0001] 本发明一种基于模态能量主成分比量化的脉搏信号特征提取与分类方法,属于脉搏信号特征提取与分类技术领域。

背景技术

[0002] 传统中医学和现代医学表明,人体的脉搏信号中包含有丰富的人体健康状况信息,近年来,许多研究者致力于人体脉搏信号的检测和分析,针对各种脉搏信号特征提取与分类的诊断方法已经被提出并应用;目前的脉搏信号处理主要是通过对信号进行特征量化,然后依据特征向量对信号进行分类,现有提取分类方法已基本能达到分类效果,但分类效率和有效性仍存在不足,方法过程有待提高和优化;由于脉搏信号为典型的非线性、非平稳信号,脉搏信号的振荡模式较为复杂,采用单一特征对信号进行分类会出现低准确性,低鲁棒性问题。

发明内容

[0003] 本发明为了克服现有技术中存在的不足,所要解决的技术问题为:提供一种基于模态能量主成分比量化的脉搏信号特征提取与分类方法的改进。

[0004] 为了解决上述技术问题,本发明采用的技术方案为:一种基于模态能量主成分比量化的脉搏信号特征提取与分类方法,包括如下步骤:

[0005] 步骤一:通过脉搏传感器采集一段正常的人体脉搏信号,要求信号长度不小于3个周期;步骤二:对采集信号进行CEEMDAN自适应完全集成经验模态分解,将原始复杂信号分解为不同时间尺度的模态分量;

[0006] 在分解前,定义一个算符 $E_k(\cdot)$,为求解EMD分解的第k个模态分量 IMF_k ;

[0007] 定义 $\omega^j(t)$ 为第i次试验中添加的满足标准正态分布的白噪声;

[0008] 定义 ε_k 为第K次相加的白噪声的幅度系数;

[0009] 定义 $X(t)$ 为原始信号序列;

[0010] 步骤2.1:对信号 $X(t) + \varepsilon_0 \omega^1(t)$ 进行I次试验,通过EMD方法分解获得第一个模态分量,所述第一个模态分量的计算公式为:

$$[0011] \quad IMF_1 = \frac{1}{I} \sum_{i=1}^I E_1(X(t) + \varepsilon_0 \omega^i(t))$$

[0012] 步骤2.2:计算第一阶段的唯一余量信号,所述唯一余量信号的计算公式为:

$$[0013] \quad r_1(t) = X(t) - IMF_1;$$

[0014] 步骤2.3:构建信号 $r_1(t) + \varepsilon_1 E_1(\omega^1(t))$,然后执行EMD,计算第二个模态分量,所述第二个模态分量的计算公式为:

$$[0015] \quad IMF_2 = \frac{1}{I} \sum_{i=1}^I E_1(r_1(t) + \varepsilon_1 E_1(\omega^i(t)))$$

[0016] 步骤2.4:后续每个阶段,都先计算第K个残余分量 $r_k(t) = r_{k-1}(t) - IMF_k$,构建新信号,执行EMD,得到第K+1模态分量,所述第K+1模态分量的计算公式为:

$$[0017] \quad IMF_k = \frac{1}{I} \sum_{i=1}^I E_i(r_k(t) + \varepsilon_k E_k(\omega^i(t)))$$

[0018] 步骤2.5:重复执行步骤2.4,直至残留分量的值小于两个极值,然后分解停止;

[0019] 最终获得剩余分量 $r(t) = X(t) - \sum_{k=1}^K IMF_k$,使原始信号最终被分解为K个模态分量,

将所述K个模态分量表达为:

$$[0020] \quad X(t) = \sum_{k=1}^K IMF_k + r(t)$$

[0021] 步骤三:计算模态能量主成分比MEPCR,对分解后的信号做进一步处理,并进行量化,用于描述脉冲的能量主成分分布;

[0022] 步骤3.1:将原始信号经过CEEMDAN算法分解出K个IMF分量,并将各分量与原始信号之间进行相关性计算,筛选出与原始信号相接近的IMF分量,具体计算步骤为:

[0023] 相关系数 P_{xIMF_i} 的计算公式为:

$$[0024] \quad P_{xIMF_i} = \frac{Cov(x, IMF_i)}{\sigma_x \sigma_{IMF_i}}$$

[0025] 其中 $Cov(x, IMF_i)$ 为原始序列和模态分量 IMF_i 的协方差, σ_x 为原始序列方差, σ_{IMF_i} 为模态分量方差;

[0026] 基于上式对分量进行筛选,筛选规则定义如下:

[0027] $\{IMF_j: P_{xIMF_i} \geq 0.5\}$,其中 $j \in i, i = 1, 2, \dots, k$;

[0028] 已知在信号相关性中,相关系数大于等于0.5为显著相关;

[0029] 步骤3.2:模态能量主成分比MEPCR的计算公式为:

$$[0030] \quad MEPCR = \frac{\sum_{i=n}^{n \in j} E_i}{\sum_{i=k} E_i}$$

$$[0031] \quad \text{式中: } E_i = \int_{-\infty}^{+\infty} |d_i(t)|^2 dt = \sum_i^n |IMF_i|^2$$

[0032] 本发明相对于现有技术具备的有益效果为:本发明提出一种新的脉冲参数来量化信号特征,使其应用于脉搏信号的提取和分类;新提出的脉冲参数MEPCR在信号能量分布方面,对信号的特征刻画效果好,尤其针对非线性,非平稳的脉搏信号特征提取与分析有重要作用;本发明进行相应实验验证了新参数MEPCR对脉搏信号特征刻画效果显著,实际应用中可以使用传统特征和MEPCR的组合方式,进一步对脉搏信号中包含的信息进行综合的、全面的量化,以改善脉搏信号诊断结果的一致性与可靠性。

附图说明

- [0033] 下面结合附图对本发明做进一步说明：
 [0034] 图1为本发明对脉搏信号特征提取的步骤流程图；
 [0035] 图2为本发明将脉搏信号通过自适应完全集成经验模态分解效果图；
 [0036] 图3为本发明实施例分量与各自原始信号之间相关性的示意图；
 [0037] 图4为本发明实施例餐前餐后MEPCR值对比图；
 [0038] 图5为本发明实施例数据集所有脉搏信号在餐前餐后MEPCR参数的散点分布图；
 [0039] 图6为本发明实施例构建的分类器模型分析图。

具体实施方式

[0040] 如图1所示,本发明涉及信号特征提取分类领域,提出一种新的脉冲参数来量化信号特征用于脉搏信号的精准分类,该脉冲参数具体为模态能量主成分比MEPCR,可以将其应用于脉搏信号特征提取,具体步骤如下:

[0041] (1) 信号采集:

[0042] 首先采集一段正常的人体脉搏信号,要求信号长度在3-5个周期,本发明在具体实验中,脉搏信号通过HK-2000C脉搏传感器进行采集。

[0043] (2) 对采集信号进行CEEMDAN自适应完全集成经验模态分解:

[0044] 采用CEEMDAN分解的主要作用是将原始复杂信号分解为不同时间尺度的模态分量,对信号进行CEEMDAN分解的具体步骤如下:

[0045] 首先定义了一个算符 $E_k(\cdot)$,其作用是求解EMD分解的第k个模态分量 IMF_k ;

[0046] 令 $\omega^i(t)$ 为第i次试验中添加的满足标准正态分布的白噪声, ε_k 为第K次相加的白噪声的幅度系数, $X(t)$ 为原始信号序列:

[0047] 步骤2.1:对信号 $X(t) + \varepsilon_0 \omega^i(t)$ 进行I次试验,通过EMD方法分解获得第一个模态分量,计算公式为:

$$[0048] \quad IMF_1 = \frac{1}{I} \sum_{i=1}^I E_1(X(t) + \varepsilon_0 \omega^i(t));$$

[0049] 步骤2.2:计算第一阶段的唯一余量信号,计算公式为:

$$[0050] \quad r_1(t) = X(t) - IMF_1;$$

[0051] 步骤2.3:构建信号 $r_1(t) + \varepsilon_1 E_1(\omega^i(t))$,然后执行EMD,计算第二个模态分量,计算公式为:

$$[0052] \quad IMF_2 = \frac{1}{I} \sum_{i=1}^I E_1(r_1(t) + \varepsilon_1 E_1(\omega^i(t)));$$

[0053] 步骤2.4:以下每个阶段,都先计算第K个残余分量 $r_k(t) = r_{k-1}(t) - IMF_k$,构建新信号,执行EMD,第K+1模态分量的计算公式为:

$$[0054] \quad IMF_k = \frac{1}{I} \sum_{i=1}^I E_1(r_k(t) + \varepsilon_k E_k(\omega^i(t)));$$

[0055] 步骤2.5:重复执行步骤2.4,直至残留分量的值小于两个极值,然后分解停止;最

终获得剩余分量 $r(t) = X(t) - \sum_{k=1}^K IMF_k$, 使原始信号最终被分解为K个模态分量, 表达为:

$$[0056] \quad X(t) = \sum_{k=1}^K IMF_k + r(t);$$

[0057] 信号分解图示如图2所示;

[0058] (3) 对分解后的信号做进一步处理, 并进行量化;

[0059] 当人体的生理状况发生变化的时候, 人体脉搏信号中某些频段的能量会发生变化, 从而影响能量分布, 因此能量特性可以灵敏地检测到脉搏信号的微小变化, 有利于分析脉冲信号。

[0060] 本发明基于CEEMDAN理论, 进一步提出了一种新的脉冲参数, 模态能量主成分比MEPCR (Principal component ratio of modal energy), 用于描述脉冲的能量主成分分布。

[0061] 具体计算方法如下:

[0062] 步骤3.1: 主成分筛选: 原始信号经过CEEMDAN算法分解K个IMF分量, 各分量与原始信号之间进行相关性计算, 筛选出与原始信号相接近的IMF分量。

[0063] 具体实施步骤如下: 计算相关系数 P_{xIMF_i} :

$$[0064] \quad \text{计算公式为: } P_{xIMF_i} = \frac{\text{Cov}(x, IMF_i)}{\sigma_x \sigma_{IMF_i}};$$

[0065] 其中 $\text{Cov}(x, IMF_i)$ 为原始序列和模态分量 IMF_i 的协方差, σ_x 为原始序列方差, σ_{IMF_i} 为模态分量方差。然后对分量进行筛选, 筛选规则如下:

[0066] $\{IMF_j: P_{xIMF_i} \geq 0.5\}$, 其中 $j \in i, i=1, 2, \dots, k$;

[0067] 已知在信号相关性中相关系数大于等于0.5为显著相关。

[0068] 步骤3.2: 模态能量主成分比MEPCR为:

$$[0069] \quad \text{MEPCR} = \frac{\sum_{i=n}^{n \in j} E_i}{\sum_{i=k} E_i}, \text{ 其中 } E_i = \int_{-\infty}^{+\infty} |d_i(t)|^2 dt = \sum_i^n |IMF_i|^2;$$

[0070] (4) 实验验证:

[0071] 为了评估新特征的有效性, 本发明在相同的测量条件下, 对同一人的餐前餐后脉搏信号进行了采集与分析, 对两组信号按上述步骤分别进行新参数计算, 具体过程如下:

[0072] 首先对两组信号进行CEEMDAN分解, 添加噪声标准差为0.2, 噪声添加次数为500, 最大迭代次数为240, 两组信号经过CEEMDAN都分解为8个IMF分量和一个残余分量。

[0073] 然后进行MEPCR计算:

[0074] 首先进行分量筛选, 按照前面提到的方法分别计算两组信号与各自模态分量之间的相关性, 两组分量与各自原始信号之间相关性如图3所示。

[0075] 根据上述筛选规则, 对分量进行相关性筛选, 图3中圆形标注部分对应IMF分量为

筛选出的IMF分量。

[0076] 下表为两组信号模态分量的筛选结果。

筛选结果	
[0077] 餐前	IMF5, IMF6, IMF7
餐后	IMF 4 , IMF5, IMF6, IMF7

[0078] 完成分量筛选后,按步骤进行MEPCR计算,餐前餐后MEPCR值的对比图如图4所示,由图4可知,同一人餐前餐后脉搏信号的MEPCR参数有明显不同,餐后脉搏信号的MEPCR明显高于餐前脉搏信号的MEPCR参数。

[0079] 为了验证该特征对脉搏信号分类过程中的有效性与普遍性,实施例通过构建一个包含200个脉冲的数据集,数据来源为200名年龄23-26岁身体健康的志愿者,在早餐前后分别对实验人员的脉搏信号进行采集,具体数据集组成信息如下表所示:

信号类别	数量	总数
[0080] 餐前	120	200
餐后	80	

[0081] 待数据采集完成后,对所有脉搏信号按步骤分别进行MEPCR参数计算,然后对结果进行分析。

[0082] 图5是数据集所有脉搏信号餐前餐后MEPCR参数的散点分布图,从图5可以看出,人体餐前餐后脉搏信号的MEPCR参数明显不同,且呈规律性分布,餐前脉搏信号的MEPCR参数(星形图标)明显小于餐后脉搏信号(菱形图标)的MEPCR值,且餐前脉搏信号MEPCR值分布于0.5到0.75之间,餐后脉搏信号MEPCR值基本分布于0.78之上。MEPCR参数整体特征量化效果明显。

[0083] 为了进一步验证该脉冲信号有效性,本发明将使用以上数据集进行分类器构建:

[0084] 首先进行样本标记与标签设定:

[0085] 其中 $MEPCR_q$ 为餐前信号的MEPCR值, $MEPCR_h$ 为餐后信号的MEPCR值;

[0086] 将 $MEPCR_q$ 设定为标签1,将 $MEPCR_h$ 设定为标签2;

[0087] 进行分类器构建时,分类模型选用Cubic SVM,设置五层交叉检验,模型构建与分析结果如图6所示,图中展示三角形图标为标签2,圆形图标为标签1,可知训练后的模型信号识别准确率为95.0%,结果显示新的参数特征MEPCR特征有效。

[0088] 最后应说明的是:以上各实施例仅用以说明本发明的技术方案,而非对其限制;尽管参照前述各实施例对本发明进行了详细的说明,本领域的普通技术人员应当理解:其依然可以对前述各实施例所记载的技术方案进行修改,或者对其中部分或者全部技术特征进行等同替换;而这些修改或者替换,并不使相应技术方案的本质脱离本发明各实施例技术方案的范围。

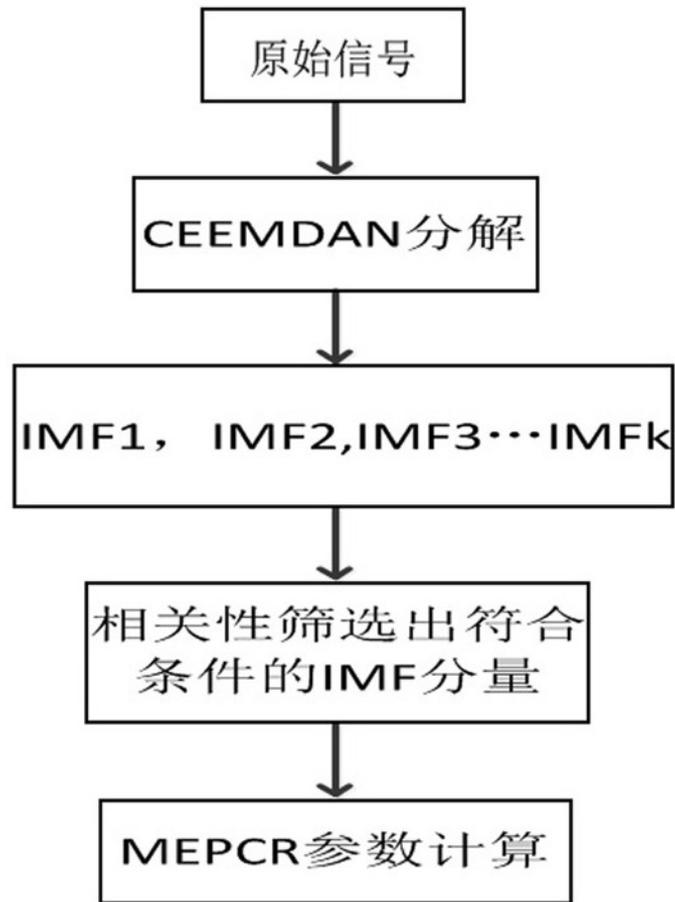


图1

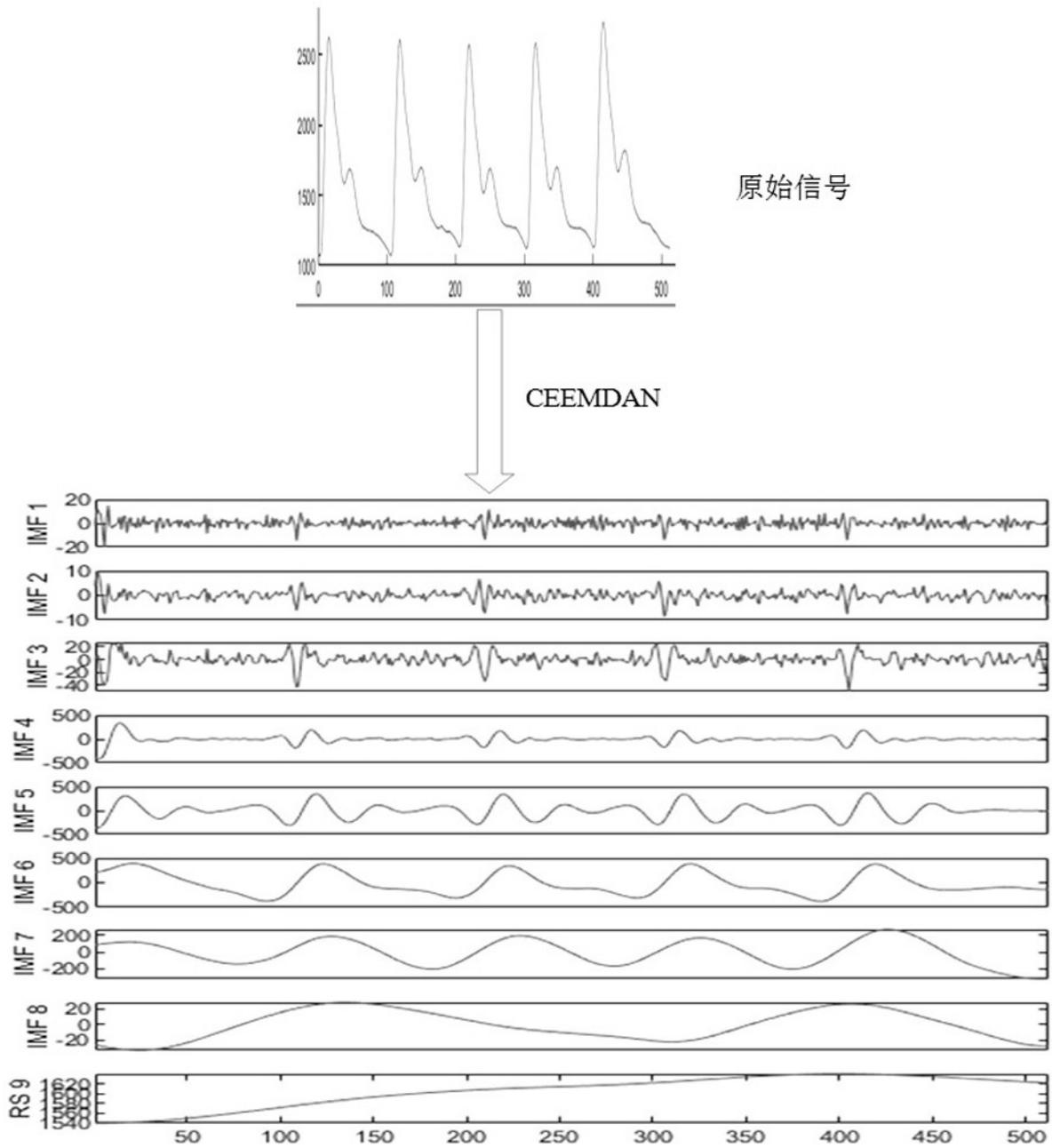


图2

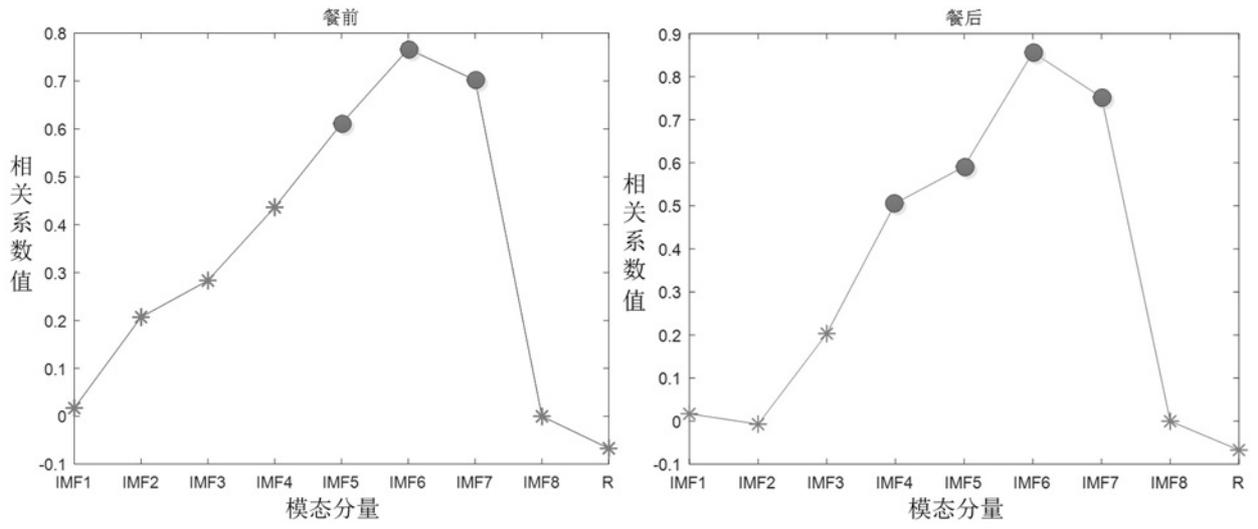


图3

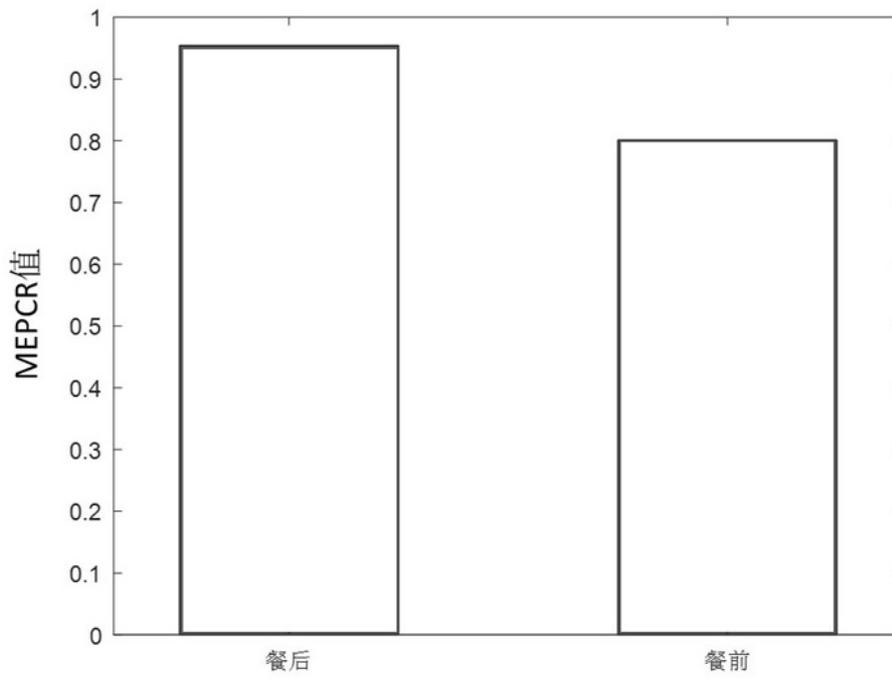


图4

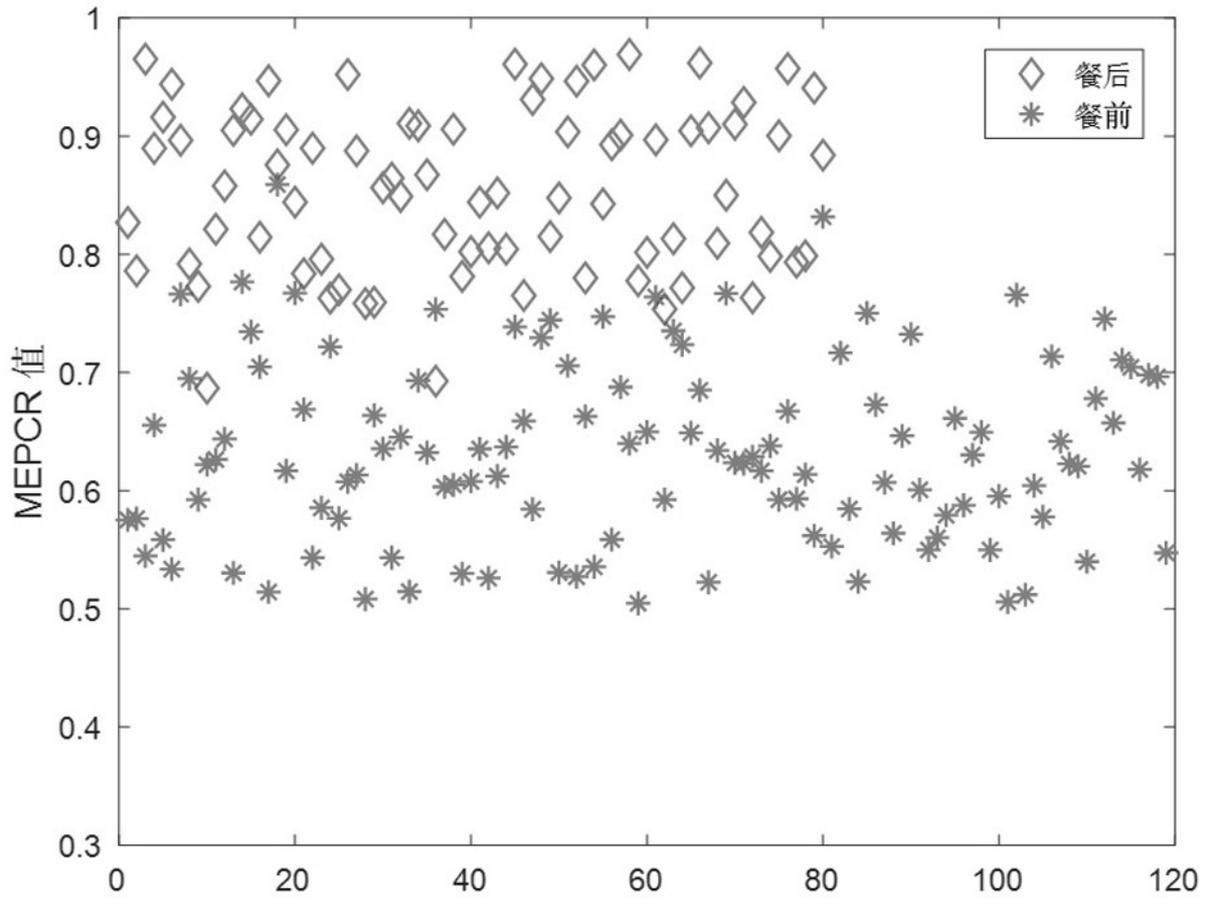


图5

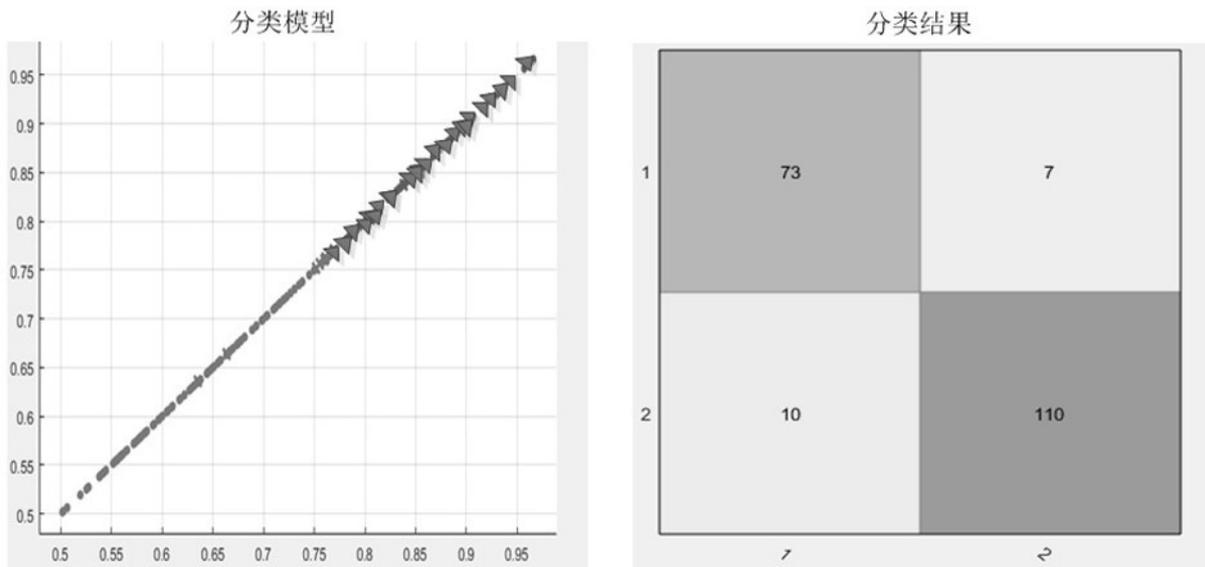


图6