



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 108771534 B

(45)授权公告日 2019.03.26

(21)申请号 201810695360.6

(22)申请日 2018.06.29

(65)同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 108771534 A

(43)申请公布日 2018.11.09

(73)专利权人 北京理工大学  
地址 100081 北京市海淀区中关村南大街5号

专利权人 中国人民解放军总医院

(72)发明人 郭树理 韩丽娜 李灵甫 桂心哲  
陈启明 张祎彤 刘宏斌 范利  
骆雷鸣

(74)专利代理机构 北京理工正阳知识产权代理  
事务所(普通合伙) 11639

代理人 王民盛

(51)Int.Cl.

A61B 5/02(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

(56)对比文件

CN 104146693 A,2014.11.19,

CN 104473631 A,2015.04.01,

CN 105411565 A,2016.03.23,

CN 103505189 A,2014.01.15,

CN 101983611 A,2011.03.09,

WO 2017165661 A1,2017.09.28,

US 9307928 B1,2016.04.12,

审查员 余红敏

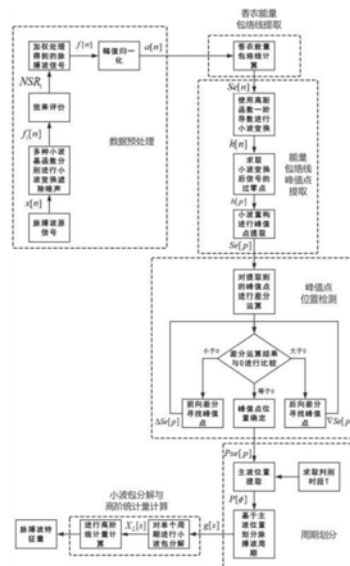
权利要求书4页 说明书7页 附图5页

(54)发明名称

一种基于多小波变换融合下的脉搏信号特征提取方法

(57)摘要

本发明公开了一种基于多小波变换融合下的脉搏信号特征提取方法,属于噪声处理与信号特征提取技术领域。在数据预处理阶段,使用加权处理的方式由使用不同小波基函数去噪的多个结果得到最终去噪的脉搏波,基于香农定理并使用高斯函数一阶导数进行小波变换寻找脉搏波的主波位置并进行周期划分,并对划分后的周期进行小波包分解与高阶统计量计算以获取特征量。本发明能有效地综合多个去噪的结果,提高了小波变换去噪的准确性,提高了主波提取的精度和脉搏波特征量提取的准确度。



1. 一种基于多小波变换融合下的脉搏信号特征提取方法,其特征在於:包括如下步骤:

步骤1:使用多种小波基函数对原始脉搏波信号进行小波分解与阈值处理并进行小波重构得到去噪后的脉搏波信号;

其中,多种小波基函数主要包括Haar小波、Daubechies小波以及Symmlets小波;

其中,原始脉搏波信号为 $x[n]$ ,用的小波基函数为 $\psi_i(t)$ ,其中, $i$ 为整数,不同的 $i$ 对应多种小波基函数中的第 $i$ 种;使用第 $i$ 种小波基函数去噪后的脉搏波信号,记为 $f_i[n]$ ;

原始脉搏波信号 $x[n]$ 可以表示为 $x[n]=b[n]+\sigma z[n]$ , $n=0,1,2,\dots,N-1$ ;

其中, $b[n]$ 代表不含噪声的脉搏波信号; $z[n]$ 代表原始脉搏波信号中含有的噪声信号; $\sigma$ 为噪声信号 $z[n]$ 的标准差, $N$ 为原始脉搏波信号 $x[n]$ 的离散采样次数;

双正交小波变换分解公式为(1):

$$\begin{cases} c_{j,k} = \sum_{q} c_{j-1,q} h_{q-2k} \\ d_{j,k} = \sum_{q} d_{j-1,q} g_{q-2k} \end{cases} \quad (k=0,1,2,\dots,N-1) \quad (1)$$

其中, $c_{j,k}$ 是第 $j$ 个分解层数的第 $k$ 个尺度系数, $d_{j,k}$ 是第 $j$ 个分解层数的第 $k$ 个小波系数, $c_{j-1,q}$ 是第 $j-1$ 个分解层数的第 $q$ 个尺度系数, $d_{j-1,q}$ 是第 $j-1$ 个分解层数的第 $q$ 个小波系数, $h_{q-2k}$ 、 $g_{q-2k}$ 是第 $q-2k$ 对正交镜像分解滤波器组, $\sum_q(\cdot)$ 为对括号内进行 $q$ 项求和运算;

选择第 $i$ 种小波基函数 $\psi_i(t)$ 对原始脉搏波信号使用上面的公式(1)分解,得到小波变换后的信号 $w_{j,k}$ ,对 $w_{j,k}$ 使用公式(2)进行软阈值处理得到 $\hat{\theta}_{j,k}$ :

$$\hat{\theta}_{j,k} = \begin{cases} 0, & |w_{j,k}| \leq \varsigma \\ \text{sgn}(w_{j,k})(|w_{j,k}| - \varsigma), & \text{其他} \end{cases} \quad (2)$$

其中, $w_{j,k}$ 为阈值处理前的信号在第 $j$ 个分解层数上的第 $k$ 个小波系数; $|w_{j,k}|$ 是阈值处理前的信号在第 $j$ 个分解层数上的第 $k$ 个小波变换值; $\hat{\theta}_{j,k}$ 为阈值处理后的信号在第 $j$ 个分解层数上的第 $k$ 个小波系数; $\text{sgn}(w_{j,k})$ 函数遵循下面公式(3)而阈值 $\varsigma$ 的选取遵循下面公式(4):

$$\text{sgn}(w_{j,k}) = \begin{cases} 1 & w_{j,k} > 0 \\ 0 & w_{j,k} = 0 \\ -1 & w_{j,k} < 0 \end{cases} \quad (3)$$

$$\varsigma = \sigma_j \sqrt{2 \ln j}, \quad \sigma_j = \frac{\text{Medium}(|w_j|)}{0.6745} \quad (4)$$

其中, $\sigma_j$ 是分解层数为 $j$ 时的噪声估计, $\text{Medium}(|w_j|)$ 函数定义为取出分解层数为 $j$ 时小波系数绝对值的中位数;

小波重构公式如下(5)所示:

$$c_{j-1,q} = \sum_{k} c_{j,q} h_{k-2q} + \sum_{k} d_{j,q} g_{k-2q} \quad (5)$$

其中, $c_{j-1,q}$ 是第 $j-1$ 个分解层数的第 $q$ 个尺度系数, $c_{j,q}$ 是第 $j$ 个分解层数的第 $q$ 个尺度系

数,  $h_{k-2q}$ 、 $g_{k-2q}$ 是第 $k-2q$ 对正交镜像重构滤波器组,  $\sum_q(\bullet)$ 为对括号内进行 $q$ 项求和运算;

将经过阈值处理后的小波系数使用上面的重构公式 (5) 重构, 得到使用第 $i$ 种小波基函数去噪后的脉搏波信号 $f_i[n]$ ;

步骤2: 通过公式 (6) 计算去噪后的脉搏波信号的滤除噪声占比, 并通过公式 (7) 计算得到最终去噪后的脉搏波信号:

$$NSR_i = \frac{\sum_{n=0}^{N-1} (x[n] - f_i[n])^2}{\sum_{n=0}^{N-1} (x[n])^2} \quad (6)$$

其中,  $x[n]$ 为原始脉搏波信号,  $f_i[n]$ 为使用第 $i$ 种小波基函数 $\psi_i(t)$ 去噪后的脉搏波信号,  $NSR_i$ 为滤除噪声占比, 它的大小表示了小波基函数 $\psi_i(t)$ 去噪效果的好坏;

而最终去噪后的脉搏波信号 $f[n]$ 可由公式 (7) 得到:

$$f[n] = \sum_i \left( f_i[n] \times \frac{NSR_i}{\sum_i NSR_i} \right) \quad (7)$$

其中,  $f_i[n]$ 为使用第 $i$ 种小波基函数 $\psi_i(t)$ 去噪后的脉搏波信号,  $NSR_i$ 为滤除噪声占比,  $\sum_i(\bullet)$ 表示对括号内进行 $i$ 项求和运算;

步骤3: 对步骤2得到的最终去噪后的脉搏波信号通过公式 (8) 进行幅值归一化处理;

$$a[n] = \frac{f[n]}{\text{Max}(|f[n]|)} \quad (8)$$

其中,  $f[n]$ 是最终去噪后的脉搏波信号,  $a[n]$ 是经过幅值归一化处理得到的信号;  $|f[n]|$ 为信号 $f[n]$ 的绝对值;  $\text{Max}(|f[n]|)$ 为信号 $f[n]$ 的绝对值的最大值;

步骤4: 对经步骤3幅值归一化处理得到的信号通过公式 (9) 进行香农能量计算得到香农能量包络线;

$$\text{Se}[n] = -a^2[n] \log(a^2[n]) \quad (9)$$

其中,  $a[n]$ 是幅值归一化处理得到的信号,  $\text{Se}[n]$ 是香农能量包络线;

步骤5: 对香农能量包络线使用高斯函数一阶导数进行小波变换得到峰值点; 高斯函数一阶导数的表达式如公式 (10) 所示:

$$g'(t) = \frac{-1}{\sqrt{2\pi}} t e^{-\frac{t^2}{2}} \quad (10)$$

小波变换如步骤1中的式 (1) 所示, 使用高斯函数一阶导数作为小波基函数对香农能量包络线进行分解层数 $j=2$ 的小波变换, 得到变换后的信号 $h[n]$ ;

当 $h[p]=0$ , 即小波变换后的信号位于过零点的时候, 即为原信号的峰值点位置; 小波重构信号如步骤1中的公式 (5) 所示, 将位于过零点的信号进行小波重构返回原始信号得到 $\text{Se}[p]$ , 接下来对 $\text{Se}[p]$ 进行峰值点检测: 其中,  $h[p]$ 为 $h[n]$ 中的一个位置;

求取 $\text{Se}[p]$ 处的差分方程值与零进行比较:

1) 如果为零, 说明 $\text{Se}[p]$ 即为峰值点 $\text{Pse}[p]$ ;

2) 如果小于零,说明Se[p]位于峰值点右侧,则使用公式(11)前向差分直到信号的差分方程接近为零,得到峰值点Pse[p];

$$\Delta Se[p] = Se[p+1] - Se[p] \quad (11)$$

3) 如果大于零,说明Se[p]位于峰值点左侧,则使用公式(12)后向差分直到信号的差分方程接近为零,得到峰值点Pse[p];

$$\nabla Se[p] = Se[p] - Se[p-1] \quad (12)$$

步骤6:使用公式(13)求取判别主波与波谷位置所用的时段T:

$$T = \frac{\sum_{s=1}^{S-1} (x|_{Pse[p_{s+1}]} - x|_{Pse[p_s]})}{2(N-1)} \quad (13)$$

其中,Pse[p<sub>s+1</sub>]为第s+1个峰值点,Pse[p<sub>s</sub>]为第s个峰值点, $x|_{Pse[p_{s+1}]} - x|_{Pse[p_s]}$ 为第s+1个峰值点与第s个峰值点之间的时间坐标之差,S为峰值点的个数, $\sum_{s=1}^{S-1} (\bullet)$ 表示对括号内从第1项至第S-1项进行求和计算;

步骤7:根据步骤5求取的峰值点与步骤6求取的时段T确定主波位置;

由Pse[p]在时间T内前向差分寻找极大值点P[φ],如果P[φ]存在,则主波位置为P[φ],如果P[φ]不存在,则主波位置P[φ]=Pse[p];

步骤8:基于步骤7确定的主波位置划分脉搏波周期;

由P[φ]在时间T内前向差分寻找极小值点P<sub>u</sub>[φ], u=1,2,3...;

取这些极小值点中的最小值P<sub>min</sub>[φ],则由脉搏波信号中第s个最小值P<sub>min</sub>[φ<sub>s</sub>]到第s+1个相同位置的最小值点P<sub>min</sub>[φ<sub>s+1</sub>]间的脉搏波g[s]为第s个脉搏波周期;

步骤9:对由步骤8得到的第s个脉搏波周期进行小波包分解,再计算得到脉搏波特征量;

其中,脉搏波特征量包括λ阶矩、λ阶累积量、λ阶矩谱、λ阶累积量谱;

步骤9,又具体包括如下子步骤:

步骤9.1对第s个脉搏波周期g[s]通过公式(14)进行L层小波包分解,得到 $\sum_L 2^L$ 个包括高频与低频部分在内的信号X<sub>L</sub>[s],

在L层t<sub>L</sub>时间内的小波包分解函数如(14):

$$X_L[s] = g[s] * \Psi_L\left[\frac{t-t_L}{2^L}\right] \quad (14)$$

其中,L表示分解的层次,L=1,2,3,...,X使用A表示高频部分,D表示低频部分,Ψ<sub>L</sub>为L层的分解滤波;

步骤9.2基于步骤9.1输出结果,即由公式(14)得到的 $\sum_L 2^L$ 个包括高频与低频部分在内的信号X<sub>L</sub>[s]分别计算2阶、3阶、4阶统计量,得到 $3\sum_L 2^L$ 个高阶矩、 $3\sum_L 2^L$ 个高阶累积量、3个高阶矩谱、3个高阶累积量谱作为计算得到的脉搏波特征量;

其中,脉搏波特征量中的 $\lambda$ 阶矩由公式(15)计算得到:

$$m_{L,\lambda}^x(\tau_1, \tau_2, \dots, \tau_{\lambda-1}) = E\{X_L[s] \cdot X_L[s + \tau_1] \cdots X_L[s + \tau_{\lambda-1}]\} \quad (15)$$

脉搏波特征量中的 $\lambda$ 阶累积量由公式(16)计算得到:

$$c_{L,\lambda}^x(\tau_1, \tau_2, \dots, \tau_{\lambda-1}) = \text{Cum}\{X[s], X[s + \tau_1], \dots, X[s + \tau_{\lambda-1}]\} \quad (16)$$

其中, $\lambda=2,3,4$ ;  $\tau_1, \tau_2, \dots, \tau_{\lambda-1}$ 为时间差,  $\tau_a=0, \pm 1, \pm 2, \dots, a=1, 2, \dots, \lambda-1$ ,  $E\{\bullet\}$ 表示统计期望,  $\text{Cum}\{\bullet\}$ 为联合累积量;

脉搏波特征量中的 $\lambda$ 阶矩谱由公式(17)得到:

$$M_{L,\lambda}^x(\omega_1, \dots, \omega_{\lambda-1}) = \sum_{\tau_1=-\infty}^{+\infty} \cdots \sum_{\tau_{\lambda-1}=-\infty}^{+\infty} m_{L,\lambda}^x(\tau_1, \dots, \tau_{\lambda-1}) \exp\{-j(\omega_1\tau_1 + \dots + \omega_{\lambda-1}\tau_{\lambda-1})\} \quad (17)$$

脉搏波特征量中的 $\lambda$ 阶累积量谱由公式(18)得到:

$$C_{L,\lambda}^x(\omega_1, \dots, \omega_{\lambda-1}) = \sum_{\tau_1=-\infty}^{+\infty} \cdots \sum_{\tau_{\lambda-1}=-\infty}^{+\infty} c_{L,\lambda}^x(\tau_1, \dots, \tau_{\lambda-1}) \exp\{-j(\omega_1\tau_1 + \dots + \omega_{\lambda-1}\tau_{\lambda-1})\} \quad (18)$$

其中, $\lambda=2,3,4$ ;  $|\omega_a| \leq \pi, a=1, \dots, \lambda-1$ , 并且  $|\omega_1 + \dots + \omega_{\lambda-1}| \leq \pi$ ;  $\exp$ 是以 $e$ 为底的指数函数;  $\sum_{\tau_a=-\infty}^{+\infty}(\bullet)$ 为对括号内从 $\tau_a=-\infty$ 至 $\tau_a=+\infty$ 求和的计算;  $\sum_{\tau_1=-\infty}^{+\infty} \cdots \sum_{\tau_{\lambda-1}=-\infty}^{+\infty}$ 为从  $\sum_{\tau_1=-\infty}^{+\infty}$  至  $\sum_{\tau_{\lambda-1}=-\infty}^{+\infty}$  求积的计算;

至此,由步骤9得到的  $m_{L,\lambda}^x$ ,  $c_{L,\lambda}^x$ ,  $M_{L,\lambda}^x$ ,  $C_{L,\lambda}^x$  为计算得到的脉搏波特征量。

## 一种基于多小波变换融合下的脉搏信号特征提取方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种基于多小波变换融合下的脉搏信号特征提取方法,属于噪声处理与信号特征提取技术领域。

### 背景技术

[0002] 人体脉搏波信号包含着丰富的人体生理信息,在现代医学技术下对其进行检测分析可以有效地得出有关人体生理状态和病理变化的信息,但由于基线漂移、工频干扰和肌电干扰等噪声的存在,所需要的脉搏波有可能淹没在其中从而无法收集。目前在一些相关的研究中有使用傅里叶变换和带通滤波等方法去除噪声,而小波变换凭借其同时在时域与频域上良好的局域化性质,相比前面的方法更加适宜用作噪声的消除。

[0003] 人体脉搏波信号波形的特征信息主要由主波、重搏前波、重搏波组成,现有的识别算法在检测波形的过程中会提取到大量的峰值点,而大部分峰值点与主峰波峰点无关,会降低主波提取时的效率和精确度。使用归一化香农能量包络线计算可以将大部分与主波无关的峰值点滤掉以减少计算量;而使用高斯函数一阶导数作为小波基函数进行小波变换可以将波形中的峰值点位置映射为变换后的过零点位置,通过求取过零点位置并返回原信号可以准确定位峰值点

[0004] 在其他的心音信号的特征提取实验中,绝大多数使用小波变换进行数据预处理的实验都是选取一种去噪效果相对最好的小波基函数进行小波分解、阈值分割与小波重构,但是不同的小波基函数在同样流程中对于噪声的不同消除效果是不应忽视的,根据去噪效果对多个结果进行加权取值可以有效地体现不同小波的去噪效果,得到更加准确的脉搏波信号。

[0005] 小波包分解是一种有效的信号时频分析方法,它是将信号投影到一组互相正交的小波基函数张成的空间上,并将信号分解为低频和高频两个部分,在下一层分解中它不仅对信号的低频部分进行分解,同时也对信号的高频部分实施再分解,是一种更为精细的分析方法。

[0006] 所谓高阶统计量通常应该被理解为高阶矩、高阶累积量以及它们的谱-高阶矩谱和高阶累积量谱这四种主要的统计量。高阶矩谱和高阶累积量谱统称为高阶谱,可对随机信号和确定信号进行定义。目前高阶统计量的应用研究主要集中于3阶、4阶累积量和相应的高阶谱方面。而高阶统计量分析是信号处理领域的前沿性研究方向,高阶统计量描述了信号的高阶数字特征,可以显示信号的幅度与相位信息,能解决非高斯非线性的问题。

[0007] 本发明采用小波变换与加权计算过滤原始脉搏波信号噪声,使用归一化香农能量包络线提取与利用高斯函数一阶导数的小波变换寻找主波位置,基于主波位置对脉搏波信号进行周期划分,使用小波包分解与高阶统计量对周期划分后的脉搏波信号进行处理获得多种特征量。有效减少了原始脉搏波中的噪声信号并更为准确地获得了周期划分后脉搏波信号的多种特征量。本专利方法可用于脉搏波分析、诊断等方面,也可以用于相关脉搏波测量、分析的软件方面。

## 发明内容

[0008] 本发明旨在解决使用小波变换对脉搏波信号去噪过程中在众多小波基函数中只选取一种进行去噪导致结果并不准确以及对脉搏波进行周期划分与特征量提取不够准确的问题,提出了一种基于多小波变换融合下的脉搏信号特征提取方法。

[0009] 一种基于多小波变换融合下的脉搏信号特征提取方法,包含如下步骤:

[0010] 步骤1:使用多种小波基函数对原始脉搏波信号进行小波分解与阈值处理并进行小波重构得到去噪后的脉搏波信号;

[0011] 其中,多种小波基函数主要包括Haar小波、Daubechies小波以及Symmlets小波;

[0012] 其中,原始脉搏波信号为 $x[n]$ ,用的小波基函数为 $\psi_i(t)$ ,其中, $i$ 为整数,不同的 $i$ 对应多种小波基函数中的第 $i$ 种;使用第 $i$ 种小波基函数去噪后的脉搏波信号,记为 $f_i[n]$ ;

[0013] 原始脉搏波信号 $x[n]$ 可以表示为 $x[n]=b[n]+\sigma z[n]$ , $n=0,1,2,\dots,N-1$ ;

[0014] 其中, $b[n]$ 代表不含噪声的脉搏波信号; $z[n]$ 代表原始脉搏波信号中含有的噪声信号; $\sigma$ 为噪声信号 $z[n]$ 的标准差, $N$ 为原始脉搏波信号 $x[n]$ 的离散采样次数;

[0015] 双正交小波变换分解公式为(1):

$$[0016] \quad \begin{cases} c_{j,k} = \sum_q c_{j-1,q} h_{q-2k} \\ d_{j,k} = \sum_q d_{j-1,q} g_{q-2k} \end{cases} \quad (k=0,1,2,\dots,N-1) \quad (1)$$

[0017] 其中, $c_{j,k}$ 是第 $j$ 个分解层数的第 $k$ 个尺度系数, $d_{j,k}$ 是第 $j$ 个分解层数的第 $k$ 个小波系数, $c_{j-1,q}$ 是第 $j-1$ 个分解层数的第 $q$ 个尺度系数, $d_{j-1,q}$ 是第 $j-1$ 个分解层数的第 $q$ 个小波系数, $h_{q-2k}$ 、 $g_{q-2k}$ 是第 $q-2k$ 对正交镜像分解滤波器组, $\sum_q(\bullet)$ 为对括号内进行 $q$ 项求和运算;

[0018] 选择第 $i$ 种小波基函数 $\psi_i(t)$ 对原始脉搏波信号使用上面的公式(1)分解,得到小波变换后的信号 $w_{j,k}$ ,对 $w_{j,k}$ 使用公式(2)进行软阈值处理得到 $\hat{\theta}_{j,k}$ ;

$$[0019] \quad \hat{\theta}_{j,k} = \begin{cases} 0, & |w_{j,k}| \leq \varsigma \\ \text{sgn}(w_{j,k})(|w_{j,k}| - \varsigma), & \text{其他} \end{cases} \quad (2)$$

[0020] 其中, $w_{j,k}$ 为阈值处理前的信号在第 $j$ 个分解层数上的第 $k$ 个小波系数; $|w_{j,k}|$ 是阈值处理前的信号在第 $j$ 个分解层数上的第 $k$ 个小波变换值; $\hat{\theta}_{j,k}$ 为阈值处理后的信号在第 $j$ 个分解层数上的第 $k$ 个小波系数; $\text{sgn}(w_{j,k})$ 函数遵循下面公式(3)而阈值 $\varsigma$ 的选取遵循下面公式(4):

$$[0021] \quad \text{sgn}(w_{j,k}) = \begin{cases} 1 & w_{j,k} > 0 \\ 0 & w_{j,k} = 0 \\ -1 & w_{j,k} < 0 \end{cases} \quad (3)$$

$$[0022] \quad \varsigma = \sigma_j \sqrt{2 \ln j}, \quad \sigma_j = \frac{\text{Medium}(|w_j|)}{0.6745} \quad (4)$$

[0023] 其中, $\sigma_j$ 是分解层数为 $j$ 时的噪声估计, $\text{Medium}(|w_j|)$ 函数定义为取出分解层数为 $j$ 时小波系数绝对值的中位数;

[0024] 小波重构公式如下 (5) 所示:

$$[0025] \quad c_{j-1,q} = \sum_q c_{j,q} h_{k-2q} + \sum_q d_{j,q} g_{k-2q} \quad (5)$$

[0026] 其中,  $c_{j-1,q}$  是第  $j-1$  个分解层数的第  $q$  个尺度系数,  $c_{j,q}$  是第  $j$  个分解层数的第  $q$  个尺度系数,  $h_{k-2q}$ 、 $g_{k-2q}$  是第  $k-2q$  对正交镜像重构滤波器组,  $\sum_q(\bullet)$  为对括号内进行  $q$  项求和运算;

[0027] 将经过阈值处理后的小波系数使用上面的重构公式 (5) 重构, 得到使用第  $i$  种小波基函数去噪后的脉搏波信号  $f_i[n]$ ;

[0028] 步骤2: 通过公式 (6) 计算去噪后的脉搏波信号的滤除噪声占比, 并通过公式 (7) 计算得到最终去噪后的脉搏波信号:

$$[0029] \quad NSR_i = \frac{\sum_{n=0}^{N-1} (x[n] - f_i[n])^2}{\sum_{n=0}^{N-1} (x[n])^2} \quad (6)$$

[0030] 其中,  $x[n]$  为原始脉搏波信号,  $f_i[n]$  为使用第  $i$  种小波基函数  $\psi_i(t)$  去噪后的脉搏波信号,  $NSR_i$  为滤除噪声占比, 它的大小表示了小波基函数  $\psi_i(t)$  去噪效果的好坏;

[0031] 而最终去噪后的脉搏波信号  $f[n]$  可由公式 (7) 得到:

$$[0032] \quad f[n] = \sum_i \left( f_i[n] \times \frac{NSR_i}{\sum_i NSR_i} \right) \quad (7)$$

[0033] 其中,  $f_i[n]$  为使用第  $i$  种小波基函数  $\psi_i(t)$  去噪后的脉搏波信号,  $NSR_i$  为滤除噪声占比,  $\sum_i(\bullet)$  表示对括号内进行  $i$  项求和运算;

[0034] 至此, 经过步骤1和步骤2完成了数据预处理;

[0035] 步骤3: 对步骤2得到的最终去噪后的脉搏波信号通过公式 (8) 进行幅值归一化处理;

$$[0036] \quad a[n] = \frac{f[n]}{\text{Max}(|f[n]|)} \quad (8)$$

[0037] 其中,  $f[n]$  是最终去噪后的脉搏波信号,  $a[n]$  是经过幅值归一化处理得到的信号;  $|f[n]|$  为信号  $f[n]$  的绝对值;  $\text{Max}(|f[n]|)$  为信号  $f[n]$  的绝对值的最大值;

[0038] 步骤4: 对经步骤3幅值归一化处理得到的信号通过公式 (9) 进行香农能量计算得到香农能量包络线;

$$[0039] \quad \text{Se}[n] = -a^2[n] \log(a^2[n]) \quad (9)$$

[0040] 其中,  $a[n]$  是幅值归一化处理得到的信号,  $\text{Se}[n]$  是香农能量包络线;

[0041] 步骤5: 对香农能量包络线使用高斯函数一阶导数进行小波变换得到峰值点;

[0042] 高斯函数一阶导数的表达式如公式 (10) 所示:

$$[0043] \quad g'(t) = \frac{-1}{\sqrt{2\pi}} t e^{-\frac{t^2}{2}} \quad (10)$$

[0044] 小波变换公式如步骤1中的式 (1) 所示, 使用高斯函数一阶导数作为小波基函数对

香农能量包络线进行分解层数 $j=2$ 的小波变换,得到变换后的信号 $h[n]$ ;

[0045] 当 $h[p]=0$ , $h[p]$ 为 $h[n]$ 中的一个位置;即小波变换后的信号位于过零点的时候,即为原信号的峰值点位置;

[0046] 小波重构信号如步骤1中的公式(5)所示,将位于过零点的信号进行小波重构返回原始信号得到 $Se[p]$ ,接下来对 $Se[p]$ 进行峰值点检测:

[0047] 求取 $Se[p]$ 处的差分方程值与零进行比较:

[0048] 1) 如果为零,说明 $Se[p]$ 即为峰值点 $Pse[p]$ ;

[0049] 2) 如果小于零,说明 $Se[p]$ 位于峰值点右侧,则使用公式(11)前向差分直到信号的差分方程接近为零,得到峰值点 $Pse[p]$ ;

$$[0050] \quad \Delta Se[p] = Se[p+1] - Se[p] \quad (11)$$

[0051] 3) 如果大于零,说明 $Se[p]$ 位于峰值点左侧,则使用公式(12)后向差分直到信号的差分方程接近为零,得到峰值点 $Pse[p]$ ;

$$[0052] \quad \nabla Se[p] = Se[p] - Se[p-1] \quad (12)$$

[0053] 步骤6:使用公式(13)求取判别主波与波谷位置所用的时段 $T$

$$[0054] \quad T = \frac{\sum_{s=1}^{S-1} (x|_{Pse[p_{s+1}]} - x|_{Pse[p_s]})}{2(N-1)} \quad (13)$$

[0055] 其中, $Pse[p_{s+1}]$ 为第 $s+1$ 个峰值点, $Pse[p_s]$ 为第 $s$ 个峰值点, $x|_{Pse[p_{s+1}]} - x|_{Pse[p_s]}$ 为第 $s+1$ 个峰值点与第 $s$ 个峰值点之间的时间坐标之差, $\sum_{s=1}^{S-1} (\bullet)$ 表示对括号内从第1项至第 $S-1$ 项进行求和计算;

[0056] 步骤7:根据步骤5求取的峰值点与步骤6求取的时段 $T$ 确定主波位置;

[0057] 由 $Pse[p]$ 在时间 $T$ 内前向差分寻找极大值点 $P[\phi]$ ,如果 $P[\phi]$ 存在,则主波位置为 $P[\phi]$ ,如果 $P[\phi]$ 不存在,则主波位置 $P[\phi] = Pse[p]$ ;

[0058] 步骤8:基于步骤7确定的主波位置划分脉搏波周期;

[0059] 由 $P[\phi]$ 在时间 $T$ 内前向差分寻找极小值点 $P_u[\phi]$ , $u=1,2,3,\dots$ ;

[0060] 取这些极小值点中的最小值 $P_{\min}[\phi]$ ,则由脉搏波信号中第 $s$ 个最小值 $P_{\min}[\phi_s]$ 到第 $s+1$ 个相同位置的最小值点 $P_{\min}[\phi_{s+1}]$ 间的脉搏波 $g[s]$ 为第 $s$ 个脉搏波周期;

[0061] 步骤9:对由步骤8得到的第 $s$ 个脉搏波周期进行小波包分解,再计算得到脉搏波特征量;

[0062] 其中,脉搏波特征量包括 $\lambda$ 阶矩、 $\lambda$ 阶累积量、 $\lambda$ 阶矩谱、 $\lambda$ 阶累积量谱;

[0063] 步骤9,又具体包括如下子步骤:

[0064] 步骤9.1对第 $s$ 个脉搏波周期 $g[s]$ 通过公式(14)进行 $L$ 层小波包分解,得到 $\sum_L 2^L$ 个包括高频与低频部分在内的信号 $X_L[s]$ ,

[0065] 在 $L$ 层 $t_L$ 时间内的小波包分解函数如(14):

$$[0066] \quad X_L[s] = g[s] * \Psi_L\left[\frac{t-t_L}{2^L}\right] \quad (14)$$

[0067] 其中,L表示分解的层次,L=1,2,3,⋯,X使用A表示高频部分,D表示低频部分, $\Psi_L$ 为L层的分解滤波;

[0068] 步骤9.2基于步骤9.1输出结果,即由公式(14)得到的 $\sum_L 2^L$ 个包括高频与低频部分在内的信号 $X_L[s]$ 分别计算2阶、3阶、4阶统计量,得到 $3\sum_L 2^L$ 个高阶矩、 $3\sum_L 2^L$ 个高阶累积量、3个高阶矩谱、3个高阶累积量谱作为计算得到的脉搏波特征量;

[0069] 其中,脉搏波特征量中的 $\lambda$ 阶矩由公式(15)计算得到:

$$[0070] \quad m_{L,\lambda}^x(\tau_1, \tau_2, \dots, \tau_{\lambda-1}) = E\{X_L[s] \cdot X_L[s + \tau_1] \cdots X_L[s + \tau_{\lambda-1}]\} \quad (15)$$

[0071] 脉搏波特征量中的 $\lambda$ 阶累积量由公式(16)计算得到:

$$[0072] \quad c_{L,\lambda}^x(\tau_1, \tau_2, \dots, \tau_{\lambda-1}) = \text{Cum}\{X[s], X[s + \tau_1], \dots, X[s + \tau_{\lambda-1}]\} \quad (16)$$

[0073] 其中, $\lambda=2,3,4$ ;  $\tau_1, \tau_2, \dots, \tau_{\lambda-1}$ 为时间差, $\tau_a=0, \pm 1, \pm 2, \dots, a=1, 2, \dots, \lambda-1$ ,  $E\{\cdot\}$ 表示统计期望,Cum $\{\cdot\}$ 为联合累积量;

[0074] 脉搏波特征量中的 $\lambda$ 阶矩谱由公式(17)得到:

$$[0075] \quad M_{L,\lambda}^x(\omega_1, \dots, \omega_{\lambda-1}) = \sum_{\tau_1=-\infty}^{+\infty} \cdots \sum_{\tau_{\lambda-1}=-\infty}^{+\infty} m_{L,\lambda}^x(\tau_1, \dots, \tau_{\lambda-1}) \exp\{-j(\omega_1\tau_1 + \dots + \omega_{\lambda-1}\tau_{\lambda-1})\} \quad (17)$$

[0076] 脉搏波特征量中的 $\lambda$ 阶累积量谱由公式(18)得到:

$$[0077] \quad C_{L,\lambda}^x(\omega_1, \dots, \omega_{\lambda-1}) = \sum_{\tau_1=-\infty}^{+\infty} \cdots \sum_{\tau_{\lambda-1}=-\infty}^{+\infty} c_{L,\lambda}^x(\tau_1, \dots, \tau_{\lambda-1}) \exp\{-j(\omega_1\tau_1 + \dots + \omega_{\lambda-1}\tau_{\lambda-1})\} \quad (18)$$

[0078] 其中, $\lambda=2,3,4$ 。  $|\omega_a| \leq \pi, a=1, \dots, \lambda-1$ , 并且  $|\omega_1 + \dots + \omega_{\lambda-1}| \leq \pi$ ; exp是以e为底的指数函数;  $\sum_{\tau_a=-\infty}^{+\infty} (\bullet)$  为对括号内从 $\tau_a=-\infty$ 至 $\tau_a=+\infty$ 求和的计算;

[0079]  $\sum_{\tau_1=-\infty}^{+\infty} \cdots \sum_{\tau_{\lambda-1}=-\infty}^{+\infty}$  为从  $\sum_{\tau_1=-\infty}^{+\infty}$  至  $\sum_{\tau_{\lambda-1}=-\infty}^{+\infty}$  求积的计算。

[0080] 至此,由步骤9得到的 $m_{L,\lambda}^x, c_{L,\lambda}^x, M_{L,\lambda}^x, C_{L,\lambda}^x$ 为计算得到的脉搏波特征量;由步骤1到步骤9完成了一种基于多小波变换融合下的脉搏信号特征提取方法。

[0081] 有益效果

[0082] 一种基于多小波变换融合下的脉搏信号特征提取方法,相比于现有技术,本方法有如下有益效果:

[0083] 1.本方法综合了多种小波基函数进行去噪的效果得到最终的脉搏波信号,相比单一小波基函数去噪效果更稳定;

[0084] 2.本方法基于香农能量定理和使用高斯函数一阶导数的小波变换确定主波位置并以此为基础进行脉搏波周期划分,减少了选取划分周期位置有误的现象,提高了脉搏波周期划分的精度;

[0085] 3.本方法对划分后的脉搏波信号使用小波包分解后进行高阶统计量计算,相比现有方法,可以更准确地得到脉搏波的特征值;

[0086] 4.本方法流程简单,易于实现,可以用于脉搏波检测与分析领域内相关软件的设计工作。

## 附图说明

[0087] 图1为本发明“一种基于多小波变换融合下的脉搏信号特征提取方法”中的本方法及实施例中的流程示意图；

[0088] 图2为本发明“一种基于多小波变换融合下的脉搏信号特征提取方法”中的本方法及实施例中的数据预处理阶段详细示意图；

[0089] 图3为本发明“一种基于多小波变换融合下的脉搏信号特征提取方法”中的本方法及实施例中的使用高斯函数一阶导数进行小波变换求取峰值点说明图；

[0090] 图4为本发明“一种基于多小波变换融合下的脉搏信号特征提取方法”中的本方法及实施例中基于峰值点与判别时段确定主波位置的流程说明图；

[0091] 图5为本发明一种基于多小波变换融合下的脉搏信号特征提取方法”中的本方法及实施例中基于主波位置与判别时段划分脉搏波周期的流程说明图；

[0092] 图6为本发明“一种基于多小波变换融合下的脉搏信号特征提取方法”中的本方法及实施例中使用小波包分解单个脉搏波周期,分解层次为三层时的说明图。

## 具体实施方式

[0093] 下面根据附图和实例对本发明进行详细说明,但本发明的具体实施方式不仅于此。

[0094] 实施例1

[0095] 本实施例阐述了将本发明“一种基于多小波变换融合下的脉搏信号特征提取方法”应用于脉搏波检测与特征提取场景下的流程。

[0096] 图1为本方法的流程图及本实施例的流程图,从图中可以看出,本方法包含如下步骤:

[0097] 步骤A:使用小波基函数 $\psi_i(t)$ 对原始脉搏波信号 $x[n]$ 通过公式(1)~(5)进行小波变换与阈值处理并进行小波重构得到使用该小波基函数去噪后的脉搏波信号 $f_k[n]$ 。

[0098] 具体到本实例 $i$ 取值为4,小波基函数 $\psi_1(t)$ 选择sym8小波、小波基函数 $\psi_2(t)$ 选择sym4小波、小波基函数 $\psi_3(t)$ 选择db6小波、小波基函数 $\psi_4(t)$ 选择db4小波;得到4个去噪后的脉搏波信号 $f_1[n]$ 、 $f_2[n]$ 、 $f_3[n]$ 、 $f_4[n]$ ;

[0099] 步骤B:计算去噪后的脉搏波信号 $f_i[n]$ 的滤除噪声占比 $NSR_i$ ,并根据滤除噪声占比加权计算得到最终去噪后的脉搏波信号 $f[n]$ ;

[0100] 具体到本实施例,由步骤A得到了4个去噪后的脉搏波信号 $f_1[n]$ 、 $f_2[n]$ 、 $f_3[n]$ 、 $f_4[n]$ ,分别使用公式(6)计算各自的滤除噪声占比 $NSR_1$ 、 $NSR_2$ 、 $NSR_3$ 、 $NSR_4$ 并使用公式(7)加权计算得到最终去噪后的脉搏波信号 $f[n]$

[0101] 图2为本方法和实施例中数据预处理阶段的详细流程图。

[0102] 步骤C:对由步骤B得到的最终去噪后的脉搏波信号 $f[n]$ 使用公式(8)进行幅值归一化处理得到信号 $a[n]$ ;

[0103] 步骤D:对经步骤C幅值归一化处理得到的信号 $a[n]$ 使用公式(9)进行香农能量计算得到香农能量包络线 $Se[n]$ ;

[0104] 步骤E:对经步骤D得到的香农能量包络线 $Se[n]$ 使用公式(1)、(5)、(10)~(12)进行使用高斯函数一阶导数的小波变换得到过零点 $h[p]$ 从而得到峰值点 $Pse[p]$ ;

[0105] E.1:对由步骤D得到的香农能量包络线 $Se[n]$ 使用公式(1)、(10)进行使用高斯函数一阶导数的小波变换得到 $h[n]$

[0106] E.2:令 $h[n]=0$ ,得到小波变换后信号的过零点 $h[p]$ ;

[0107] E.3:对小波变换后的过零点 $h[p]$ 使用公式(5)进行小波重构,从而得到对应的能量包络线上的 $Se[p]$ ;

[0108] E.4:对 $Se[p]$ 进行峰值点检测使用公式(11)、(12)得到峰值点 $Pse[p]$

[0109] 图3为本步骤及实施例中使用高斯函数一阶导数进行小波变换时,原信号峰值点与变换后信号过零点对应关系的说明图

[0110] 步骤F:使用公式(13)求取判别主波与波谷位置所用的判别时段 $T$

[0111] 步骤G:根据由步骤E得到的峰值点 $Pse[p]$ 与由步骤F得到的判别时段 $T$ 确定主波位置 $P[\phi]$ ;

[0112] 在时间 $T$ 内从峰值点位置前向差分寻找极大值点;

[0113] G.1:若极大值点存在,则主波位置为此极大值点;

[0114] G.2:若极大值点不存在,则主波位置为峰值点;

[0115] 图4为本步骤及实施例中基于峰值点位置和判别时段 $T$ 确定主波位置的流程图

[0116] 步骤H:基于由步骤G的得到的主波位置 $P[\phi]$ 划分脉搏波周期;

[0117] H.1:在时段 $t$ 内从主波位置前向差分寻找极小值点 $P_u[\varphi]$ , $u=1,2,3,\dots$ 。

[0118] H.2:取极小值点中的最小值点为一个脉搏波周期的开始点,相邻两个脉搏波周期开始点之间的信号即为一个脉搏波周期 $g[s]$

[0119] 具体到本实施例中, $u$ 取值为3,而 $u=1$ 时的极小值是最小值

[0120] 图5为本步骤及实施例中基于主波位置和判别时段划分脉搏波周期的流程图步骤I:对由步骤H得到的单个脉搏波周期使用公式(14)~(18)进行小波包分解与高阶统计量计算得到脉搏波特征量;

[0121] I.1:对脉搏波周期信号 $g[s]$ 使用公式(14)进行 $L$ 层小波包分解,得到 $\sum_L 2^L$ 个包括高频与低频部分在内的信号 $X_L[s]$

[0122] I.2:对 $\sum_L 2^L$ 个包括高频与低频部分在内的信号 $X_L[s]$ 使用公式(15)~(18)分别计算2阶、3阶、4阶统计量,得到 $3\sum_L 2^L$ 个高阶矩、 $3\sum_L 2^L$ 个高阶累积量、3个高阶矩谱、3个高阶累积量谱, $m_{L,\lambda}^x$ 、 $c_{L,\lambda}^x$ 、 $M_{L,\lambda}^x$ 、 $C_{L,\lambda}^x$ 作为计算得到的脉搏波特征量。

[0123] 具体到本实施例,小波包分解的母小波选择db6小波, $L$ 的取值为3,完成小波包分解后得到了14个包含高频部分与低频部分的信号,最终得到42个高阶矩、42个高阶累积量、3个高阶矩谱、3个高阶累积量谱作为计算得到的脉搏波特征量;

[0124] 图6为本步骤和实施例中当 $L$ 的取值为3时的小波包分解示意图;

[0125] 至此,从步骤A到步骤I完成了本实施例一种基于多小波变换融合下的脉搏信号特征提取方法。

[0126] 以上所述为本发明的较佳实施例而已,本发明不应该局限于该实施例和附图所公开的内容。凡是不脱离本发明所公开的精神下完成的等效或修改,都落入本发明保护的范围。

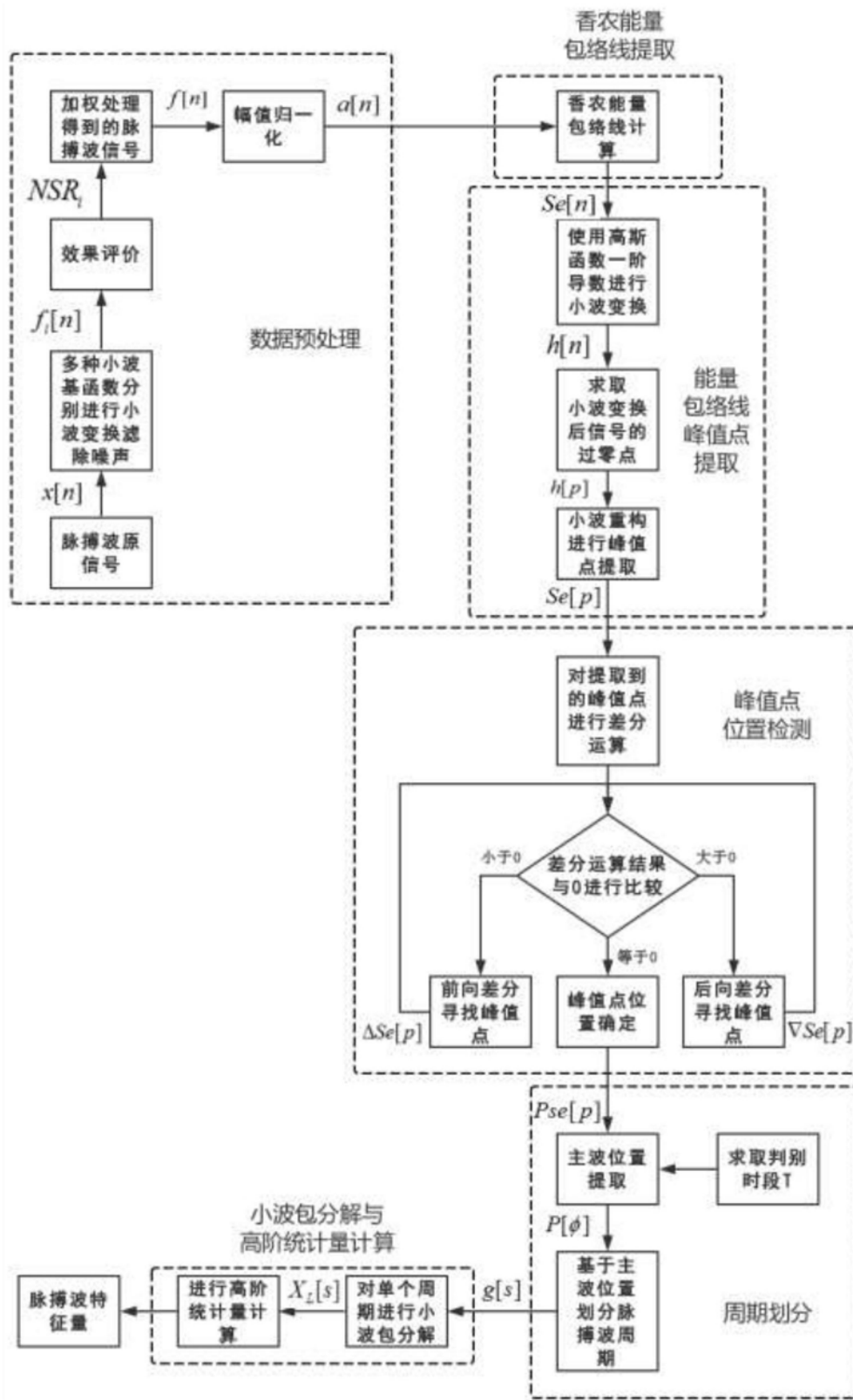


图1

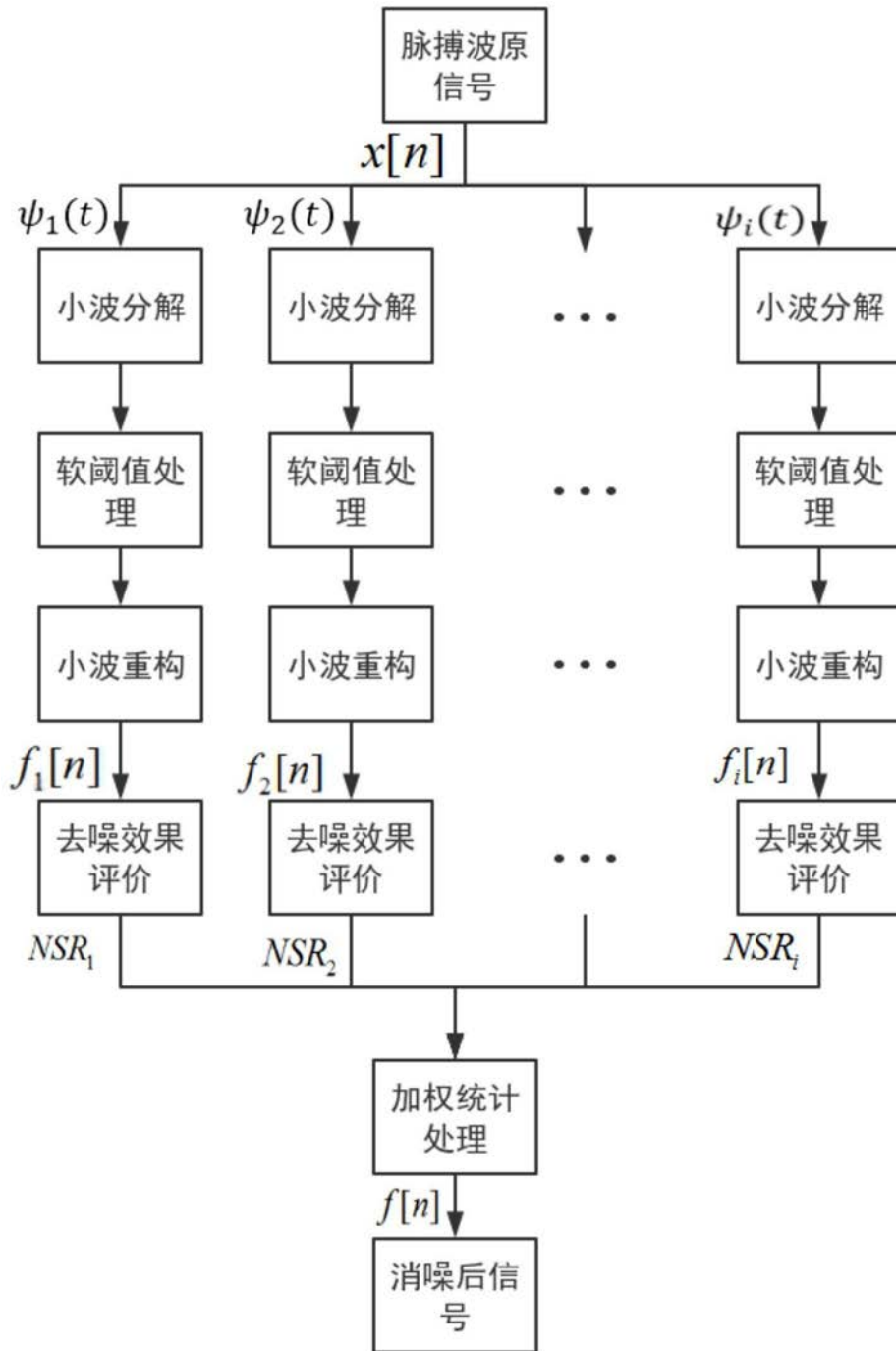


图2

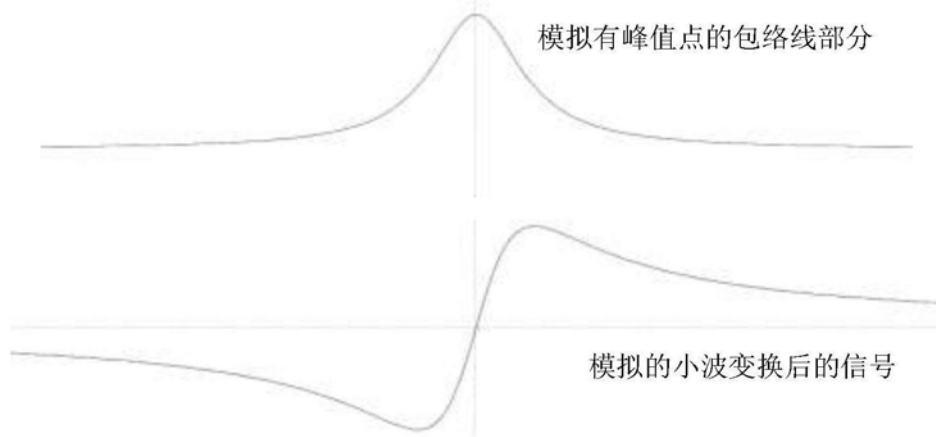


图3

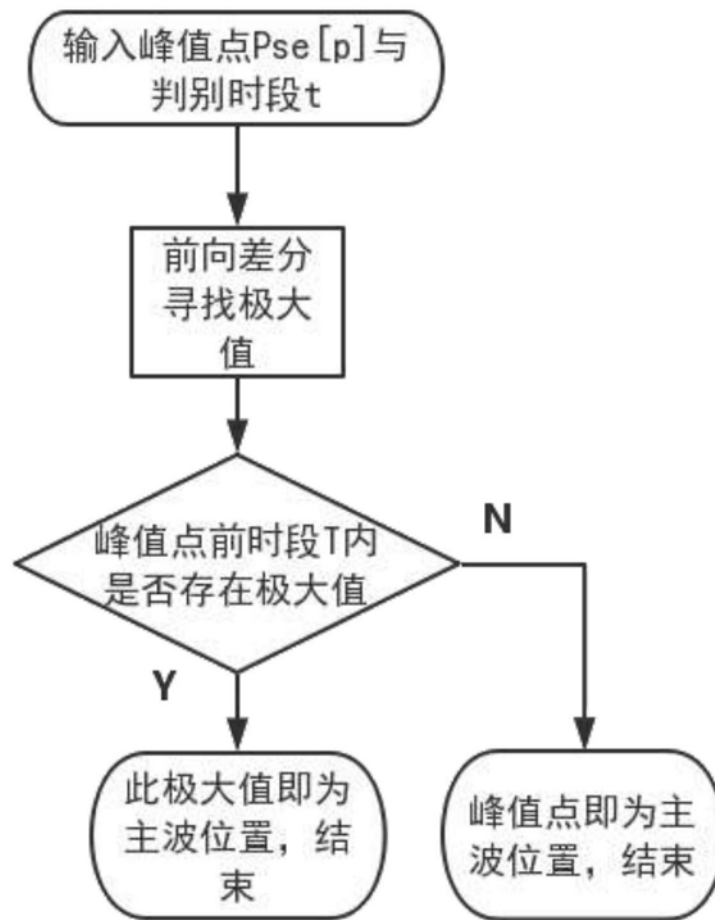


图4

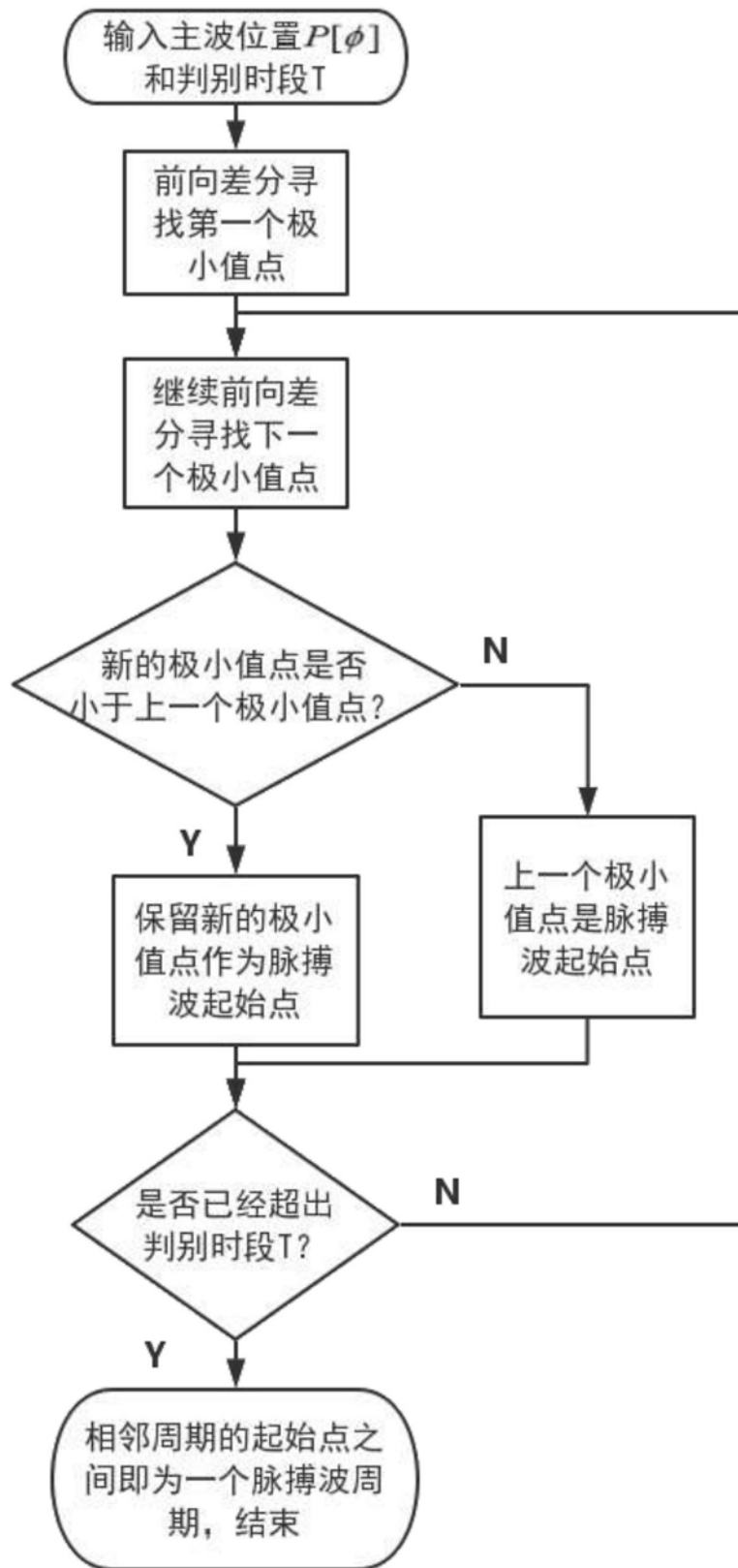


图5

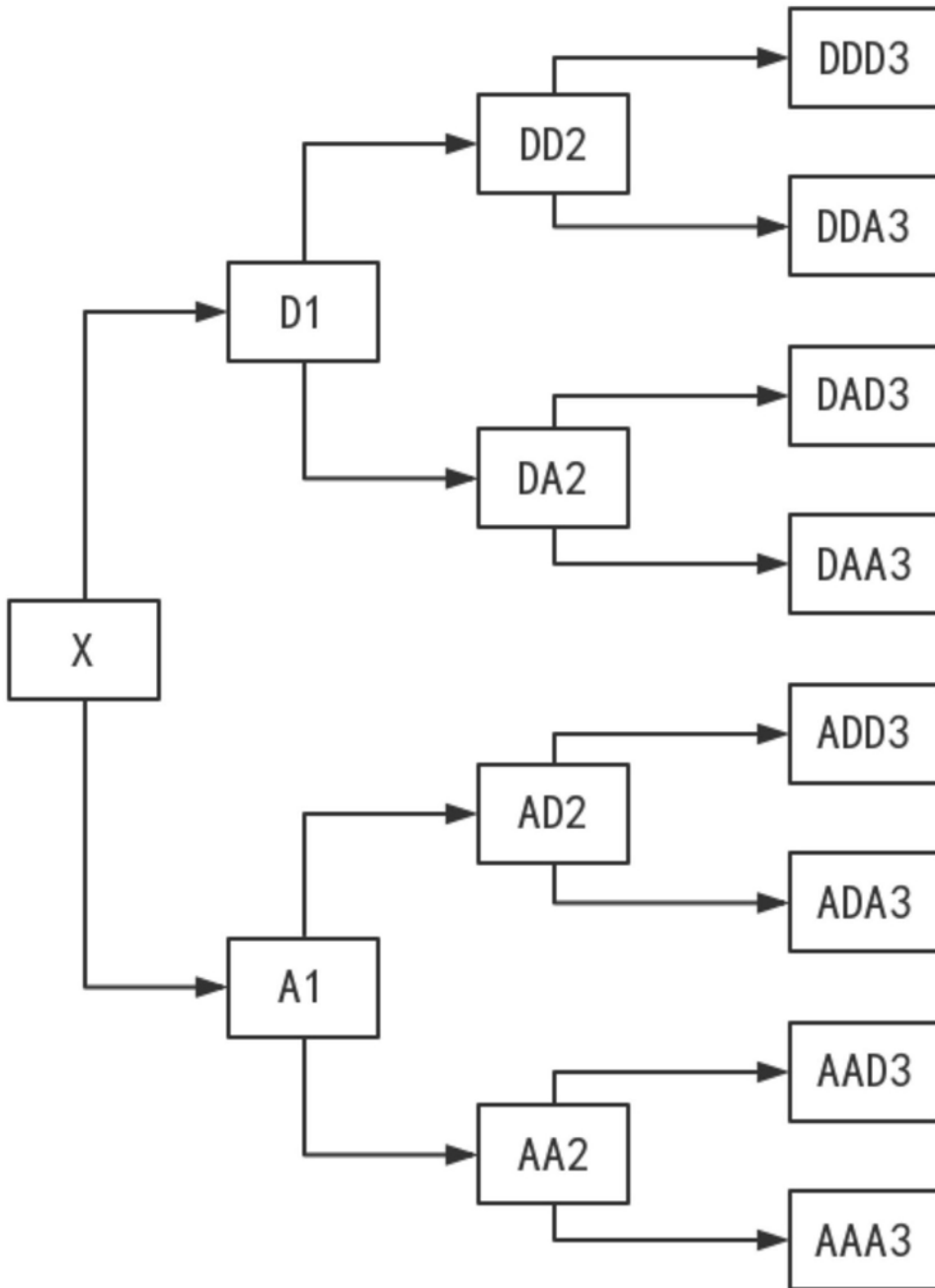


图6

专利名称(译)	一种基于多小波变换融合下的脉搏信号特征提取方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN108771534B</a>	公开(公告)日	2019-03-26
申请号	CN201810695360.6	申请日	2018-06-29
[标]申请(专利权)人(译)	北京理工大学 中国人民解放军总医院		
申请(专利权)人(译)	北京理工大学 中国人民解放军总医院		
当前申请(专利权)人(译)	北京理工大学 中国人民解放军总医院		
[标]发明人	郭树理 韩丽娜 桂心哲 陈启明 张祎彤 刘宏斌 范利 骆雷鸣		
发明人	郭树理 韩丽娜 李灵甫 桂心哲 陈启明 张祎彤 刘宏斌 范利 骆雷鸣		
IPC分类号	A61B5/02 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02 A61B5/7203 A61B5/725 A61B5/7253		
审查员(译)	余红敏		
其他公开文献	CN108771534A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

#### 摘要(译)

本发明公开了一种基于多小波变换融合下的脉搏信号特征提取方法，属于噪声处理与信号特征提取技术领域。在数据预处理阶段，使用加权处理的方式由使用不同小波基函数去噪的多个结果得到最终去噪的脉搏波，基于香农定理并使用高斯函数一阶导数进行小波变换寻找脉搏波的主波位置并进行周期划分，并对划分后的周期进行小波包分解与高阶统计量计算以获取特征量。本发明能有效地综合多个去噪的结果，提高了小波变换去噪的准确性，提高了主波提取的精度和脉搏波特征量提取的准确度。

