



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107184187 A

(43)申请公布日 2017. 09. 22

(21)申请号 201710533056.7

(22)申请日 2017.07.03

(71)申请人 重庆大学

地址 400044 重庆市沙坪坝区沙正街174号

申请人 重庆科发医疗器械有限公司

(72)发明人 季忠 谭霞

(74)专利代理机构 重庆博凯知识产权代理有限公司 50212

代理人 黄河

(51)Int.Cl.

A61B 5/02(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

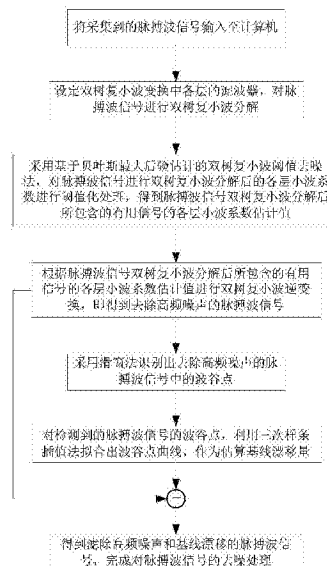
权利要求书2页 说明书10页 附图3页

(54)发明名称

基于DTCWT-Spline的脉搏波信号去噪处理方法

(57)摘要

本发明提供一种基于DTCWT-Spline的脉搏波信号去噪处理方法,其首先原始含噪的脉搏波信号进行双树复小波分解,对各层的小波系数采用贝叶斯最大后验估计阈值去噪,之后进行双树复小波逆变换得到滤除高频噪声后的脉搏波信号;将得到的去除高频噪声的脉搏波信号采用滑窗法检测识别出去除高频噪声的脉搏波信号中的波谷点,然后采用三次样条插值法拟合出波谷曲线作为估算基线漂移量,最后用去除高频噪声的脉搏波信号减去估算基线漂移量,完成对脉搏波信号的去噪处理,能够有效地去除高频噪声和基线漂移,且较好地保持原始脉搏波信号的总体特征信息,该方法简单、计算量小以及占用内存小,为基于脉搏波的小型化、移动化无创连续血压检测设备研发提供了技术基础。



1. 基于DTCWT-Spline的脉搏波信号去噪处理方法, 其特征在于, 将采集到的脉搏波信号输入至计算机, 由计算机进行滤波处理, 计算机对脉搏波信号进行滤波处理的具体步骤包括:

- 1) 设定双树复小波变换中各层的滤波器, 对脉搏波信号进行双树复小波分解;
- 2) 采用基于贝叶斯最大后验估计的双树复小波阈值去噪法, 对脉搏波信号进行双树复小波分解后的各层小波系数进行阈值化处理, 得到脉搏波信号双树复小波分解后所包含的有用信号的各层小波系数估计值;
- 3) 根据脉搏波信号双树复小波分解后所包含的有用信号的各层小波系数估计值进行双树复小波逆变换, 即得到去除高频噪声的脉搏波信号;
- 4) 采用滑窗法识别出去除高频噪声的脉搏波信号中的波谷点;
- 5) 对步骤4) 中检测到的脉搏波信号的波谷点, 利用三次样条插值法拟合出波谷点曲线, 作为估算基线漂移量;
- 6) 利用步骤3) 得到的去除高频噪声的脉搏波信号减去步骤5) 得到的估算基线漂移量, 得到滤除高频噪声和基线漂移的脉搏波信号, 完成对脉搏波信号的去噪处理。

2. 根据权利要求1所述基于DTCWT-Spline的脉搏波信号去噪处理方法, 其特征在于, 对输入至计算机的脉搏波信号进行离散采样的采样频率为200~1000Hz。

3. 根据权利要求1所述基于DTCWT-Spline的脉搏波信号去噪处理方法, 其特征在于, 所述步骤1) 中, 双树复小波变换分解层数 j 利用公式 $j = \min \left\{ \left\lfloor \log_2 \frac{f_s}{f_{noise}} \right\rfloor - 1, \left\lfloor \log_2 N \right\rfloor \right\}$ 确定, 其中, N 表示脉搏波信号的总采样点数, f_s 表示脉搏波信号的采样频率, f_{noise} 表示脉搏波信号中所含噪声的最低下限频率, 且 $f_{noise} = \inf \min \{f_{n1}, f_{n2}, \dots, f_{nL}\}$, $f_{n1}, f_{n2}, \dots, f_{nL}$ 为脉搏波信号中包含的全部 L 种噪声类型的频带; 符号 $\lfloor \cdot \rfloor$ 为下取整运算符。

4. 根据权利要求1所述基于DTCWT-Spline的脉搏波信号去噪处理方法, 其特征在于, 所述步骤2) 具体包括:

- 2a) 估计计算脉搏波信号双树复小波分解后各层小波系数的噪声标准差, 将得到的计算结果作为脉搏波信号的噪声小波系数估计值;
- 2b) 根据得到的各层噪声小波系数估计值以及脉搏波信号双树复小波分解后的各层小波系数, 计算各子带阈值;
- 2c) 利用各子带阈值, 分别对脉搏波信号双树复小波分解后的各层小波系数进行阈值化处理, 得到脉搏波信号双树复小波分解后所包含的有用信号的各层小波系数估计值。

5. 根据权利要求4所述基于DTCWT-Spline的脉搏波信号去噪处理方法, 其特征在于, 所述步骤2a) 中, 利用公式 $\hat{\delta}_{noise1} = \frac{\text{median}(|y_1(i)|)}{0.6745}$ 估计计算脉搏波信号双树复小波分解后各层小波系数的噪声标准差, 得到脉搏波信号的第1层噪声小波系数估计值 $\hat{\delta}_{noise1}$; 其中, $1 \in \{1, 2, \dots, K\}$, K 表示脉搏波信号经双树复小波分解后的总层数, $i \in \{1, 2, \dots, N\}$, N 表示脉搏波信号的总采样点数, $y_1(i)$ 表示脉搏波信号第1层双树复小波分解后的第 i 个采样点的小波系数值。符号 $||$ 为绝对值运算符, $\text{median}(|y_1(i)|)$ 为第1层小波系数绝对值的中值。

6. 根据权利要求4所述基于DTCWT-Spline的脉搏波信号去噪处理方法, 其特征在于, 所

述步骤2b)中,计算各子带阈值 T_l 的方式为:

$$T_l = \frac{\sqrt{2}\hat{\delta}_{noise}^2}{\sqrt{\max(\hat{\delta}_{yl}^2 - \hat{\delta}_{noise}^2, 10^{-20})}};$$

其中, T_l 为第1层子带阈值, $\hat{\delta}_{noise}^2$ 表示脉搏波信号的第1层噪声小波系数估计值; $\hat{\delta}_{yl}^2$ 表示脉搏波信号双树复小波分解后的第1层小波系数的方差,即 $\hat{\delta}_{yl}^2 = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N y_l^2(i)$, $y_l(i)$ 表示脉搏波信号第1层双树复小波分解后的第*i*个采样点的小波系数值, $l \in \{1, 2, \dots, K\}$, K 表示脉搏波信号经双树复小波分解后的总层数, $i \in \{1, 2, \dots, N\}$, N 表示脉搏波信号的总采样点数。

7.根据权利要求4所述基于DTCWT-Spline的脉搏波信号去噪处理方法,其特征在于,所述步骤2c)中,分别对脉搏波信号双树复小波分解后的各层小波系数进行阈值化处理的方式为:

$$\hat{w}_l(i) = \text{sign}(y_l(i)) \cdot (|y_l(i)| - T_l);$$

其中, $\hat{w}_l(i)$ 表示脉搏波信号所包含的有用信号的第1层双树复小波分解的第*i*个采样点的小波系数估计值, $y_l(i)$ 表示脉搏波信号第1层双树复小波分解后的第*i*个采样点的小波系数值, $l \in \{1, 2, \dots, K\}$, K 表示脉搏波信号经双树复小波分解后的总层数; $i \in \{1, 2, \dots, N\}$, N 表示脉搏波信号的总采样点数; T_l 表示第1层子带阈值。

8.根据权利要求1所述基于DTCWT-Spline的脉搏波信号去噪处理方法,其特征在于,所述步骤4)具体为:设置滑窗的宽度为 $2W+1$ 个采样点, W 为正整数,使得滑窗从左往右移动对去除高频噪声的脉搏波信号进行检测,设去除高频噪声的脉搏波信号中各采样点的脉搏波信号值分别为 $[X_1, X_2, \dots, X_n, \dots, X_N]$,其中, X_n 为去除高频噪声的脉搏波信号中第*n*个采样点的脉搏波信号值, $n \in \{1, 2, \dots, N\}$, N 表示脉搏波信号的总采样点数,且设滑窗中的中心采样点对应的脉搏波信号值为 X_c ,则滑窗中心采样点的脉搏波信号值 X_c 的取值范围为 $[X_{W+1}, X_{W+2}, \dots, X_{N-W}]$;在滑窗移动检测的过程中,若滑窗中心采样点的脉搏波信号值 X_c 满足 $X_c = \min[X_{c-W}, X_{c-W+1}, \dots, X_{c+W}]$,则判定此时滑窗中心采样点对应的位置点为去除高频噪声的脉搏波信号中的波谷点**b**。

9.根据权利要求8所述基于DTCWT-Spline的脉搏波信号去噪处理方法,其特征在于,所述步骤4)中还包括:在滑窗移动检测的过程中,若起始滑窗中采样点的脉搏波信号值足 $\min[X_1, X_2, \dots, X_W] = \min[X_1, X_2, \dots, X_{2W+1}]$,则认为去除高频噪声的脉搏波信号中的波谷点位于起始滑窗的左半子区间中,并将该脉搏波信号最小值点判定为去除高频噪声的脉搏波信号中的波谷点**b**;若终止滑窗中采样点的脉搏波信号值满足 $\min[X_{N-W+1}, X_{N-W+2}, \dots, X_N] = \min[X_{N-2W}, X_{N-2W+1}, \dots, X_N]$,则认为去除高频噪声的脉搏波信号中的波谷点位于终止滑窗的右半子区间中,并将该脉搏波信号最小值点判定为去除高频噪声的脉搏波信号中的波谷点**b**。

10.根据权利要求1所述基于DTCWT-Spline的脉搏波信号去噪处理方法,其特征在于,所述步骤4)中,滑窗宽度对应的 $2W+1$ 个采样点的取值按如下方式确定:

$$2W+1 = \begin{cases} \lfloor 0.8f_s \rfloor, & \text{当} \lfloor 0.8f_s \rfloor \text{为奇数时} \\ \lfloor 0.8f_s \rfloor + 1, & \text{当} \lfloor 0.8f_s \rfloor \text{为偶数时} \end{cases};$$

其中, f_s 表示脉搏波信号的采样频率,符号 $\lfloor \cdot \rfloor$ 为下取整运算符。

基于DTCWT-Spline的脉搏波信号去噪处理方法

技术领域

[0001] 本发明涉及生物医学信号采集和处理技术领域,具体涉及一种基于DTCWT-Spline的脉搏波信号去噪处理方法。

背景技术

[0002] 脉搏波是心脏的收缩舒张射血及血流向外周传播而产生的波动,其传播的情况,取决于心脏本身的功能,血管弹性、管腔大小以及血管内壁阻力等。脉搏波信号中包含了大量的生理和病理信息,准确识别并提取脉搏波信号的特征参数为分析人体的生理病理状况和预防诊断心血管疾病提供了参考和准确的指导意义。

[0003] 在脉搏波信号的体表采集过程中,工频干扰、呼吸和肌电干扰等高频噪声和基线漂移等噪声严重地影响了脉搏波信号的检测结果,因此实现脉搏波信号准确检测的关键之一,就是寻找有效的对脉搏波信号进行去噪处理的方法,在保留尽可能多的脉搏波信号中有用信号的基础上,实现脉搏波信号中噪声的有效滤除。

[0004] 关于脉搏波信号的噪声去除,目前主要采用以下两类方法:1、仅在时域内进行简单降噪处理,即采用低通、带通、高通等常规的滤波方法对脉搏波信号进行滤波去噪;2、利用傅里叶变换、小波变换、双树复小波变换等算法进行去噪处理。对于上述第1类去噪方法,虽然其运算量处理较小,但由于常用的滤波器截止频率固定,当噪声频率超过其截止频率时,无法消除噪声;当其截止频率过高时,会滤除部分有用信息;当噪声与信号的频谱相近或重叠时,往往无法达到很好的滤波效果,影响脉搏波信号的后续准确检测。对于上述第2类方法,其中傅里叶变换是一种周期性全局变换,对信号的局部变化不敏感;小波变换是一种时频局域化分析方法,克服了傅里叶变换的全局变换性,但是由于二进制小波处理离散信号过程中的二抽取特性,信号每经过一级小波分解其数据量就会减少一半,不可避免地造成了频谱混叠和平移改变;双树复小波变换(dual-tree complex wavelet transform,缩写为DTCWT)克服了传统离散小波变换的缺陷,具有平移不变性、抗频谱混叠和多方向选择性等优点,并且能够保证去噪后的信号能较好地保留有用信号的特征。但是当采用小波变换或双树复小波变换消除基线漂移等低频噪声时,需要将小波分解到高尺度,把最高尺度上的近似小波系数置零来滤除基线漂移,高尺度的分解增大了分解和重构的运算量,在滤除基线漂移的同时也会损失部分低频波段的有用信息。

[0005] 因此,目前亟须一种方法简单、运算处理量小、且能够有效保留脉搏波信号中有用信号的去噪处理方法。

发明内容

[0006] 针对现有技术中存在的不足,本发明的目的在于提供一种基于双树复小波和三次样条插值法(DTCWT-Spline)相结合的脉搏波信号去噪处理方法,能够有效地去除脉搏波信号中的高频噪声和基线漂移,并且较好地保留原始脉搏波信号的有用特征信息。

[0007] 为实现上述目的,本发明采用了如下技术方案:

[0008] 一种基于DTCWT-Spline的脉搏波信号去噪处理方法,将采集到的脉搏波信号输入至计算机,由计算机进行滤波处理,计算机对脉搏波信号进行滤波处理的具体步骤包括:

[0009] 1) 设定双树复小波变换中各层的滤波器,对脉搏波信号进行双树复小波分解;

[0010] 2) 采用基于贝叶斯最大后验估计的双树复小波阈值去噪法,对脉搏波信号进行双树复小波分解后的各层小波系数进行阈值化处理,得到脉搏波信号双树复小波分解后所包含的有用信号的各层小波系数估计值;

[0011] 3) 根据脉搏波信号双树复小波分解后所包含的有用信号的各层小波系数估计值进行双树复小波逆变换,即得到去除高频噪声的脉搏波信号;

[0012] 4) 采用滑窗法识别出去除高频噪声的脉搏波信号中的波谷点;

[0013] 5) 对步骤4)中检测到的脉搏波信号的波谷点,利用三次样条插值法拟合出波谷点曲线,作为估算基线漂移量;

[0014] 6) 利用步骤3)得到的去除高频噪声的脉搏波信号减去步骤5)得到的估算基线漂移量,得到滤除高频噪声和基线漂移的脉搏波信号,完成对脉搏波信号的去噪处理。

[0015] 上述基于DTCWT-Spline的脉搏波信号去噪处理方法中,作为优选方案,对输入至计算机的脉搏波信号进行离散采样的采样频率为200~1000Hz。

[0016] 上述基于DTCWT-Spline的脉搏波信号去噪处理方法中,作为优选方案,所述步骤

1) 中,双树复小波变换分解层数 j 利用公式 $j = \min \left\{ \left\lfloor \log_2 \frac{f_s}{f_{noise}} \right\rfloor - 1, \lfloor \log_2 N \rfloor \right\}$ 确定,其中, N

表示脉搏波信号的总采样点数, f_s 表示脉搏波信号的采样频率, f_{noise} 表示脉搏波信号中所含噪声的最低下限频率,且 $f_{noise} = \inf \min \{f_{n1}, f_{n2}, \dots, f_{nL}\}$, $f_{n1}, f_{n2}, \dots, f_{nL}$ 为脉搏波信号中包含的全部 L 种噪声类型的频带;符号 $\lfloor \cdot \rfloor$ 为下取整运算符。

[0017] 上述基于DTCWT-Spline的脉搏波信号去噪处理方法中,作为优选方案,所述步骤1) 中,设定双树复小波变换的第一层滤波器为'near_sym_a',第二层及以上各层滤波器为'qshift_a'。

[0018] 上述基于DTCWT-Spline的脉搏波信号去噪处理方法中,作为优选方案,所述步骤

2) 中,利用公式 $\hat{\delta}_{noise1} = \frac{\text{median}(|y_1(i)|)}{0.6745}$ 估计计算脉搏波信号双树复小波分解后各层小波系数

的噪声标准差,得到脉搏波信号的第1层噪声小波系数估计值 $\hat{\delta}_{noise1}$;其中, $1 \in \{1, 2, \dots, K\}$, K 表示脉搏波信号经双树复小波分解后的总层数, $i \in \{1, 2, \dots, N\}$, N 表示脉搏波信号的总采样点数, $y_1(i)$ 表示脉搏波信号第1层双树复小波分解后的第 i 个采样点的小波系数值。符号 $||$ 为绝对值运算符, $\text{median}(|y_1(i)|)$ 为第1层小波系数绝对值的中值。

[0019] 上述基于DTCWT-Spline的脉搏波信号去噪处理方法中,作为优选方案,所述步骤2) 中,具体包括:

[0020] 2a) 估计计算脉搏波信号双树复小波分解后各层小波系数的噪声标准差,将得到的计算结果作为脉搏波信号的噪声小波系数估计值;

[0021] 2b) 根据得到的各层噪声小波系数估计值以及脉搏波信号双树复小波分解后的各层小波系数,计算各子带阈值;

[0022] 2c) 利用各子带阈值,分别对脉搏波信号双树复小波分解后的各层小波系数进行

阈值化处理,得到脉搏波信号双树复小波分解后所包含的有用信号的各层小波系数估计值。

[0023] 上述基于DTCWT-Spline的脉搏波信号去噪处理方法中,作为优选方案,所述步骤

2a)中,利用公式 $\hat{\delta}_{noise1} = \frac{\text{median}(|y_1(i)|)}{0.6745}$ 估计计算脉搏波信号双树复小波分解后各层小波系

数的噪声标准差,得到脉搏波信号的第1层噪声小波系数估计值 $\hat{\delta}_{noise1}$;其中, $1 \in \{1, 2, \dots, K\}$, K 表示脉搏波信号经双树复小波分解后的总层数, $i \in \{1, 2, \dots, N\}$, N 表示脉搏波信号的总采样点数, $y_1(i)$ 表示脉搏波信号第1层双树复小波分解后的第*i*个采样点的小波系数值。符号 $||$ 为绝对值运算符, $\text{median}(|y_1(i)|)$ 为第1层小波系数绝对值的中值。

[0024] 上述基于DTCWT-Spline的脉搏波信号去噪处理方法中,作为优选方案,所述步骤2b)中,计算各子带阈值 T_1 的方式为:

$$[0025] \quad T_1 = \frac{\sqrt{2}\hat{\delta}_{noise1}^2}{\sqrt{\max(\hat{\delta}_{y1}^2 - \hat{\delta}_{noise1}^2, 10^{-20})}};$$

[0026] 其中, T_1 为第1层子带阈值, $\hat{\delta}_{noise1}$ 表示脉搏波信号的第1层噪声小波系数估计值; $\hat{\delta}_{y1}^2$ 表示脉搏波信号双树复小波分解后的第1层小波系数的方差,即 $\hat{\delta}_{y1}^2 = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N y_1^2(i)$, $y_1(i)$ 表示脉搏波信号第1层双树复小波分解后的第*i*个采样点的小波系数值, $1 \in \{1, 2, \dots, K\}$, K 表示脉搏波信号经双树复小波分解后的总层数, $i \in \{1, 2, \dots, N\}$, N 表示脉搏波信号的总采样点数。

[0027] 上述基于DTCWT-Spline的脉搏波信号去噪处理方法中,作为优选方案,所述步骤2c)中,分别对脉搏波信号双树复小波分解后的各层小波系数进行阈值化处理的方式为:

$$[0028] \quad \hat{w}_1(i) = \text{sign}(y_1(i)) \cdot (|y_1(i)| - T_1);$$

[0029] 其中, $\hat{w}_1(i)$ 表示脉搏波信号双树复小波分解后所包含的有用信号的第1层中第*i*个采样点的小波系数估计值, $y_1(i)$ 表示脉搏波信号第1层双树复小波分解后的第*i*个采样点的小波系数值, $1 \in \{1, 2, \dots, K\}$, K 表示脉搏波信号经双树复小波分解后的总层数; $i \in \{1, 2, \dots, N\}$, N 表示脉搏波信号的总采样点数; T_1 表示第1层子带阈值。

[0030] 上述基于DTCWT-Spline的脉搏波信号去噪处理方法中,作为优选方案,所述步骤4)中,具体为:设置滑窗的宽度为 $2W+1$ 个采样点, W 为正整数,使得滑窗从左往右移动对去除高频噪声的脉搏波信号进行检测,设去除高频噪声的脉搏波信号中各采样点的脉搏波信号值分别为 $[X_1, X_2, \dots, X_n, \dots, X_N]$,其中, X_n 为去除高频噪声的脉搏波信号中第*n*个采样点的脉搏波信号值, $n \in \{1, 2, \dots, N\}$, N 表示脉搏波信号的总采样点数,且设滑窗中的中心采样点对应的脉搏波信号值为 X_c ,则滑窗中心采样点的脉搏波信号值 X_c 的取值范围为 $[X_{W+1}, X_{W+2}, \dots, X_{N-W}]$;在滑窗移动检测的过程中,若滑窗中心采样点的脉搏波信号值 X_c 满足 $X_c = \min[X_{c-W}, X_{c-W+1}, \dots, X_{c+W}]$,则判定此时滑窗中心采样点对应的位置点为去除高频噪声的脉搏波信号中的波谷点*b*。

[0031] 上述基于DTCWT-Spline的脉搏波信号去噪处理方法中,作为优选方案,所述步骤4)中还包括:在滑窗移动检测的过程中,若起始滑窗中采样点的脉搏波信号值满足 $\min[X_1,$

$X_2, \dots, X_W] = \min[X_1, X_2, \dots, X_{2W+1}]$, 则认为去除高频噪声的脉搏波信号中的波谷点位于起始滑窗的左半子区间中, 并将该脉搏波信号最小值点判定为去除高频噪声的脉搏波信号中的波谷点b; 若终止滑窗中采样点的脉搏波信号值满足 $\min[X_{N-W+1}, X_{N-W+2}, \dots, X_N] = \min[X_{N-2W}, X_{N-2W+1}, \dots, X_N]$, 则认为去除高频噪声的脉搏波信号中的波谷点位于终止滑窗的右半子区间中, 并将该脉搏波信号最小值点判定为去除高频噪声的脉搏波信号中的波谷点b。

[0032] 上述基于DTCWT-Spline的脉搏波信号去噪处理方法中, 作为优选方案, 所述步骤4) 中, 滑窗宽度对应的 $2W+1$ 个采样点的取值按如下方式确定:

$$[0033] \quad 2W+1 = \begin{cases} \lfloor 0.8f_s \rfloor, & \text{当} \lfloor 0.8f_s \rfloor \text{为奇数时;} \\ \lfloor 0.8f_s \rfloor + 1, & \text{当} \lfloor 0.8f_s \rfloor \text{为偶数时;} \end{cases}$$

[0034] 其中, f_s 表示脉搏波信号的采样频率, 符号 $\lfloor \cdot \rfloor$ 为下取整运算符。

[0035] 相比于现有技术, 本发明具有如下有益效果:

[0036] 1、本发明基于DTCWT-Spline的脉搏波信号去噪处理方法中, 首先利用基于贝叶斯最大后验估计的双树复小波阈值去噪滤除脉搏波信号中的高频噪声, 通过实验验证, 该方法去噪彻底并能较好地保留信号的边界和纹理特征。

[0037] 2、本发明基于DTCWT-Spline的脉搏波信号去噪处理方法中, 在得到滤除了高频噪声的脉搏波信号后, 采用滑窗法能快速准确地识别出脉搏波信号中的波谷点, 为后续利用三次样条插值拟合出完美的基线漂移曲线而奠定基础。

[0038] 3、本发明基于DTCWT-Spline的脉搏波信号去噪处理方法中, 在准确识别脉搏波波谷点后, 采用三次样条插值法拟合出近似基线漂移曲线, 将得到的滤除了高频噪声的脉搏波信号减去拟合出的基线漂移量, 从而实现基线漂移的去除。通过实验验证, 该方法去除脉搏波信号中的基线漂移效果明显, 在滤除基线漂移的同时, 能够很好地保留低频波段的有用信息。

[0039] 4、本发明方法实现了计算机对脉搏波信号的去噪处理, 该方法简单、计算量小以及占用内存小, 为获取脉搏波特征信息、基于脉搏波的心血管疾病研究、以及基于脉搏波的小型化、移动化无创连续血压检测设备的研发提供了技术基础。

附图说明

[0040] 图1是本发明基于DTCWT-Spline的脉搏波信号去噪处理方法的流程图。

[0041] 图2是本发明实施例中原始含噪脉搏波信号波形图。

[0042] 图3是双树复小波变换的分解和重构原理图。

[0043] 图4是本发明实施例中, 采用双数复小波阈值去噪滤除信号中高频噪声后的脉搏波波形图。

[0044] 图5是滑窗移动示意图。

[0045] 图6是本发明实施例中, 采用三次样条插值法拟合出的脉搏波波谷点波形图。

[0046] 图7是本发明实施例中处理后的脉搏波信号波形图。

具体实施方式

[0047] 针对脉搏波信号去噪处理方案, 需要从脉搏波信号中的有用信息、高频噪声、低频

噪声的频谱差异上进行分析,才能有效的实现噪声去除并同时保留有用信息。傅里叶变换为频谱分析中的经典方法,是将信号分解为多个三角函数的叠加,而在傅里叶变换后的频域中不包含时间信息,逆变换后的时域中不包含时间信息。由于傅里叶变换的全局变换性,在处理信号时就出现了一定的局限。随着小波概念的提出以及小波分析理论不断发展完善,凭借其良好的多分辨率分析特性能够对非平稳信号进行时频局域化分析,克服了傅里叶变换的全局变换性。然而,由于二进制小波处理离散信号过程中的二抽取特性,信号每经过一级小波分解其数据量就会减少一半,不可避免地造成了频谱混叠和平移改变。双树复小波变换(Dual-Tree Complex Wavelet Transform,缩写为DTCWT)克服了传统离散小波变换的缺陷,具有平移不变性、抗频谱混叠和多方向选择等优点,并且能够保证去噪后的信号能较好地保留有用信号的特征,因此可以考虑采用双树复小波变换来去除脉搏波信号中的高频噪声。另一方面,在生物医学信号的滤波处理中,为了消除基线漂移等低频噪声,需要将小波分解到高尺度,把最高尺度上的近似小波系数置零来滤除基线漂移,高尺度的分解增大了分解和重构的运算量,在滤除基线漂移的同时也会损失部分低频波段的有用信息。三次样条插值法(Cubic Spline Interpolation,简称为Spline插值)能很好地拟合出基线漂移曲线,实现脉搏波信号中基线漂移的完美滤除,然而对脉搏波波谷点准确高效的检测是三次样条插值拟合出完美基线漂移量的关键。目前对脉搏波波谷点的识别方法主要有阈值法、微分法、小波变换过零点和句法模式识别法等方法。而实际采集的脉搏波信号中,由于采集装置的影响或者测量者的运动等因素,不可避免地引入大量噪声,比如对于波形漂移的情况,阈值法就难以准确地检测到波谷的位置;由于噪声的干扰引起微分信号在同一点附近可能出现多个极值点的情况,采用微分法就不能准确地识别出部分特征点;当遇到高幅伪差信号时,会因为小波变换系数较小而使得小波变换过零点法无法准确地检测出特征点,并且小波变换的分解和重构增大了运算量,使得特征点检测效率降低;句法模式识别是在分类处理大量脉搏波信号的基础上,对脉搏波进行特征点检测,其中需要大量的统计工作以及准确的脉搏波分类标准。基于这些考虑,可以采用新的脉搏波波谷点识别方式结合三次样条插值法,来滤除脉搏波信号中的低频噪声。

[0048] 综合上述的技术思路,本发明提出了一种基于DTCWT-Spline的脉搏波信号去噪处理方法,将采集到的脉搏波信号输入至计算机,由计算机进行滤波处理,计算机对脉搏波信号进行滤波处理的处理流程如图1所示,具体步骤包括:

[0049] 1) 设定双树复小波变换中各层的滤波器,对脉搏波信号进行双树复小波分解。

[0050] 该步骤中,双树复小波变换中各层的滤波器的具体设定根据实际情况的需要而确定。作为优选方式,为了实现双树复小波变换有很好的平移不变特性,同时又能满足完全重构的条件,双树复小波变换的第一层滤波器可以选取为“near_sym_a”,第二层及以上各层滤波器可以选取为“qshift_a”。双树复小波变换分解层数 j 利用如下公式确定:

$$[0051] \quad j = \min \left\{ \left\lfloor \log_2 \frac{f_s}{f_{noise}} \right\rfloor - 1, \left\lfloor \log_2 N \right\rfloor \right\};$$

[0052] 其中, N 表示脉搏波信号的总采样点数, f_s 表示脉搏波信号的采样频率, f_{noise} 表示脉搏波信号中所含噪声的最低下限频率,且 $f_{noise} = \inf \min \{f_{n1}, f_{n2}, \dots, f_{nL}\}$, $f_{n1}, f_{n2}, \dots, f_{nL}$ 为脉搏波信号中包含的全部 L 种噪声类型的频带;符号 $\lfloor \cdot \rfloor$ 为下取整运算符。通常采集到的脉

搏波信号中常掺杂如50Hz工频干扰、呼吸干扰以及肌电干扰(频率范围5~2000Hz)等高频噪声,因此,按照上式计算出双树复小波变换分解层数 $j=5$,对脉搏波信号进行5层双树复小波分解。

[0053] 2)采用基于贝叶斯最大后验估计的双树复小波阈值去噪法,对脉搏波信号进行双树复小波分解后的各层小波系数进行阈值化处理,得到脉搏波信号双树复小波分解后所包含的有用信号的各层小波系数估计值。

[0054] 该步骤的具体处理流程为:

[0055] 2a)估计计算脉搏波信号双树复小波分解后各层小波系数的噪声方差,将得到的计算结果作为脉搏波信号的噪声小波系数估计值。这里,利用公式 $\hat{\delta}_{noisel} = \frac{\text{median}(|y_1(i)|)}{0.6745}$ 估

计计算脉搏波信号双树复小波分解后各层小波系数的噪声标准差,得到脉搏波信号的第1层噪声小波系数估计值 $\hat{\delta}_{noisel}$;其中, $l \in \{1, 2, \dots, K\}$, K 表示脉搏波信号经双树复小波分解后的总层数, $i \in \{1, 2, \dots, N\}$, N 表示脉搏波信号的总采样点数, $y_1(i)$ 表示脉搏波信号第1层双树复小波分解后的第 i 个采样点的小波系数值。符号 $||$ 为绝对值运算符, $\text{median}(|y_1(i)|)$ 为第1层小波系数绝对值的中值。

[0056] 2b)根据得到的各层噪声小波系数估计值以及脉搏波信号双树复小波分解后的各层小波系数,计算各子带阈值。这里计算各子带阈值 T_l 的方式为:

$$[0057] \quad T_l = \frac{\sqrt{2}\hat{\delta}_{noisel}^2}{\sqrt{\max(\hat{\delta}_{yl}^2 - \hat{\delta}_{noisel}^2, 10^{-20})}};$$

[0058] 其中, T_l 为第 l 层子带阈值, $\hat{\delta}_{noisel}$ 表示脉搏波信号的第1层噪声小波系数估计值; $\hat{\delta}_{yl}^2$ 表示脉搏波信号双树复小波分解后的第 l 层小波系数的方差,即 $\hat{\delta}_{yl}^2 = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N y_l^2(i)$, $y_l(i)$ 表示脉搏波信号第 l 层双树复小波分解后的第 i 个采样点的小波系数值, $l \in \{1, 2, \dots, K\}$, K 表示脉搏波信号经双树复小波分解后的总层数, $i \in \{1, 2, \dots, N\}$, N 表示脉搏波信号的总采样点数。

[0059] 2c)利用子带阈值,分别对脉搏波信号双树复小波分解后的各层小波系数进行阈值化处理,得到脉搏波信号双树复小波分解后所包含的有用信号的各层小波系数估计值。这里,分别对脉搏波信号双树复小波分解后的各层小波系数进行阈值化处理的方式为:

$$[0060] \quad \hat{w}_l(i) = \text{sign}(y_l(i)) \cdot (|y_l(i)| - T_l);$$

[0061] 其中, $\hat{w}_l(i)$ 表示脉搏波信号所包含的有用信号的第 l 层双树复小波分解的第 i 个采样点的小波系数估计值, $y_l(i)$ 表示脉搏波信号第 l 层双树复小波分解后的第 i 个采样点的小波系数值, $l \in \{1, 2, \dots, K\}$, K 表示脉搏波信号经双树复小波分解后的总层数; $i \in \{1, 2, \dots, N\}$, N 表示脉搏波信号的总采样点数; T_l 表示第 l 层子带阈值。

[0062] 3)根据脉搏波信号双树复小波分解后所包含的有用信号的各层小波系数估计值进行双树复小波逆变换,即得到去除高频噪声的脉搏波信号。

[0063] 经过上述步骤1)、2)、3)的处理,通过对含噪脉搏波信号进行双树复小波分解、阈值化去噪和双树复小波逆变换重构后,既保持了离散小波变换的多分辨率分析特性,又克

服了离散小波变换的不足,凭借其良好的近似平移不变性和抗频谱混叠特性,保证在去除脉搏波信号的高频干扰时的去噪处理较彻底,且能较好地保留脉搏波信号中 useful 信息的边界和纹理特征。

[0064] 4) 采用滑窗法识别出去除高频噪声的脉搏波信号中的波谷点。

[0065] 该步骤具体为:设置滑窗的宽度为 $2W+1$ 个采样点, W 为正整数,使得滑窗从左往右移动对去除高频噪声的脉搏波信号进行检测,设去除高频噪声的脉搏波信号中各采样点的脉搏波信号值分别为 $[X_1, X_2, \dots, X_n, \dots, X_N]$,其中, X_n 设去除高频噪声的脉搏波信号中第 n 个采样点的脉搏波信号值, $n \in \{1, 2, \dots, N\}$, N 表示脉搏波信号的总采样点数,且设滑窗中的中心采样点对应的脉搏波信号值为 X_c ,则滑窗中心采样点的脉搏波信号值 X_c 的取值范围为 $[X_{W+1}, X_{W+2}, \dots, X_{N-W}]$;在滑窗移动检测的过程中,若滑窗中心采样点的脉搏波信号值 X_c 满足 $X_c = \min[X_{c-W}, X_{c-W+1}, \dots, X_{c+W}]$,则判定此时滑窗中心采样点对应的位置点为去除高频噪声的脉搏波信号中的波谷点 b 。此外,为了防止波谷点出现在初始滑窗的左半子区间和终点滑窗的右半子区间时而导致在滑窗移动检测的过程中采用上述判定方式出现漏检的情况,作为附加检测策略,在滑窗移动检测的过程中,若起始滑窗中采样点的脉搏波信号值满足 $\min[X_1, X_2, \dots, X_W] = \min[X_1, X_2, \dots, X_{2W+1}]$,则认为去除高频噪声的脉搏波信号中的波谷点位于起始滑窗的左半子区间中,并将该脉搏波信号最小值点判定为去除高频噪声的脉搏波信号中的波谷点 b ;若终止滑窗中采样点的脉搏波信号值满足 $\min[X_{N-W+1}, X_{N-W+2}, \dots, X_N] = \min[X_{N-2W}, X_{N-2W+1}, \dots, X_N]$,则认为去除高频噪声的脉搏波信号中的波谷点位于终止滑窗的右半子区间中,并将该脉搏波信号最小值点判定为去除高频噪声的脉搏波信号中的波谷点 b 。

[0066] 5) 对步骤4)中检测到的脉搏波信号的波谷点,利用三次样条插值法拟合出波谷点曲线,作为估算基线漂移量。

[0067] 6) 利用步骤3)得到的去除高频噪声的脉搏波信号减去步骤5)得到的估算基线漂移量,得到滤除高频噪声和基线漂移的脉搏波信号,完成对脉搏波信号的去噪处理。

[0068] 在上述步骤5)、6)中,根据步骤4)中识别出的去除高频噪声的脉搏波信号中的波谷点,通过采用三次样条插值法能够较好地拟合出基线漂移曲线,利用步骤3)得到的去除高频噪声的脉搏波信号减去步骤5)得到的估算基线漂移量,即得到滤除高频噪声和基线漂移的脉搏波信号。该方法去除脉搏波信号中的基线漂移效果明显,在滤除基线漂移的同时,能够很好地保留低频波段的有用信息。

[0069] 通过上述流程可以看到,本发明基于DTCWT-Spline的脉搏波信号去噪处理方法,首先对输入至计算机的原始含噪的脉搏波信号进行双树复小波分解,对各层的小波系数采用贝叶斯最大后验估计阈值去噪,之后进行双树复小波逆变换得到滤除高频噪声后的脉搏波信号;将得到的去除高频噪声的脉搏波信号采用滑窗法检测识别出去除高频噪声的脉搏波信号中的波谷点,然后采用三次样条插值法拟合出波谷曲线作为估算基线漂移量,最后用去除高频噪声的脉搏波信号减去估算基线漂移量,从而得到滤除高频噪声和基线漂移的脉搏波信号,完成对脉搏波信号的去噪处理。本发明的脉搏波信号去噪方法结合采用了双树复小波(DTCWT)和三次样条插值法(Spline插值),能够有效地去除高频噪声和基线漂移,且较好地保持原始脉搏波信号的总体特征信息,该方法简单、计算量小以及占用内存小,为获取脉搏波特征信息、基于脉搏波的心血管疾病探究、以及基于脉搏波的小型化、移动化无创连续血压检测设备的研发提供了技术基础。

[0070] 本发明基于DTCWT-Spline的脉搏波信号去噪处理方法,是将采集到的脉搏波信号输入到计算机,通过计算机对脉搏波信号进行去噪处理。由于脉搏信号的有用信息的频率范围主要分布在0~20Hz,对输入至计算机的脉搏波信号,进行采样频率设置,根据奈奎斯特采样定理,可以设置为200~1000Hz,这样能够保证采样之后的数字信号完整地保留原始信号中的信息,有利于脉搏波特征信息的有效提取,同时又不产生太大的计算量,保证了脉搏波信号实时去噪处理目标的实现。同时,通常情况下,人体的正常脉率一般为60次/min~100次/min,因此在本发明方法的步骤4)中,在脉搏波信号的采样频率为200~1000Hz的情况下,为了使得滑窗能够覆盖约一个脉搏波周期,滑窗宽度对应的 $2W+1$ 个采样点的取值优选采用如下方式确定:

$$[0071] \quad 2W+1 = \begin{cases} \lfloor 0.8f_s \rfloor, & \text{当} \lfloor 0.8f_s \rfloor \text{为奇数时;} \\ \lfloor 0.8f_s \rfloor + 1, & \text{当} \lfloor 0.8f_s \rfloor \text{为偶数时;} \end{cases}$$

[0072] 其中, f_s 表示脉搏波信号的采样频率, $\lfloor \cdot \rfloor$ 为下取整运算符。

[0073] 下面结合说明书附图和实施例进一步说明本发明的技术方案。

[0074] 实施例:

[0075] 图2所示为实际使用脉搏波传感器,设置采样频率为400Hz时所采集到的一组脉搏波信号波形,从图2中的这组脉搏波信号中可以看出波形中含有较为明显的高频干扰和基线漂移噪声。

[0076] 在本实施例中,采用本发明基于DTCWT-Spline的脉搏波信号去噪处理方法,对含噪脉搏波信号进行滤波处理,脉搏波信号滤波处理的具体步骤如下:

[0077] 步骤1) 设定双树复小波变换中的第一层滤波器为'near_sym_a'、第二层及以上各层滤波器为'qshift_a';通常采集到的脉搏波信号中常掺杂如50Hz工频干扰、呼吸干扰以及

肌电干扰(频率范围5~2000Hz)等高频噪声,因此,按照公式 $j = \min \left\{ \left\lfloor \log_2 \frac{f_s}{f_{noise}} \right\rfloor - 1, \left\lfloor \log_2 N \right\rfloor \right\}$

计算出双树复小波变换分解层数 $j=5$,对脉搏波信号进行5层双树复小波分解。其中双树复小波分解和重构的原理图如图3所示。

[0078] 2) 采用基于贝叶斯最大后验估计的双树复小波阈值去噪法,对脉搏波信号进行双树复小波分解后的各层小波系数进行阈值化处理,得到脉搏波信号双树复小波分解后所包含的有用信号的各层小波系数估计值。

[0079] 该步骤的具体处理流程为:

[0080] 2a) 估计计算脉搏波信号双树复小波分解后各层小波系数的噪声方差,将得到的计算结果作为脉搏波信号的噪声小波系数估计值。这里,利用公式 $\hat{\delta}_{noise1} = \frac{\text{median}(|y_1(i)|)}{0.6745}$ 估

计计算脉搏波信号双树复小波分解后各层小波系数的噪声标准差,得到脉搏波信号的第1层噪声小波系数估计值 $\hat{\delta}_{noise1}$;其中, $1 \in \{1, 2, \dots, K\}$, K 表示脉搏波信号经双树复小波分解后的总层数, $i \in \{1, 2, \dots, N\}$, N 表示脉搏波信号的总采样点数, $y_1(i)$ 表示脉搏波信号第1层双树复小波分解后的第 i 个采样点的小波系数值。符号 $||$ 为绝对值运算符, $\text{median}(|y_1(i)|)$ 为第1层小波系数绝对值的中值。

[0081] 2b) 根据得到的各层噪声小波系数估计值以及脉搏波信号双树复小波分解后的各

层小波系数,计算各子带阈值。这里计算各子带阈值 T_1 的方式为:

$$[0082] \quad T_1 = \frac{\sqrt{2}\hat{\delta}_{noise}^2}{\sqrt{\max(\hat{\delta}_{y1}^2 - \hat{\delta}_{noise}^2, 10^{-20})}};$$

[0083] 其中, T_1 为第1层子带阈值, $\hat{\delta}_{noise}$ 表示脉搏波信号的第1层噪声小波系数估计值; $\hat{\delta}_{y1}^2$ 表示脉搏波信号双树复小波分解后的第1层小波系数的方差,即 $\hat{\delta}_{y1}^2 = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N y_1^2(i)$, $y_1(i)$ 表示脉搏波信号第1层双树复小波分解后的第*i*个采样点的小波系数值, $1 \in \{1, 2, \dots, K\}$, K 表示脉搏波信号经双树复小波分解后的总层数, $i \in \{1, 2, \dots, N\}$, N 表示脉搏波信号的总采样点数。

[0084] 2c) 利用各子带阈值,分别对脉搏波信号双树复小波分解后的各层小波系数进行阈值化处理,得到脉搏波信号双树复小波分解后所包含的有用信号的各层小波系数估计值。这里,分别对脉搏波信号双树复小波分解后的各层小波系数进行阈值化处理的方式为:

$$[0085] \quad \hat{w}_1(i) = \text{sign}(y_1(i)) \cdot (|y_1(i)| - T_1);$$

[0086] 其中, $\hat{w}_1(i)$ 表示脉搏波信号所包含的有用信号的第1层双树复小波分解的第*i*个采样点的小波系数估计值, $y_1(i)$ 表示脉搏波信号第1层双树复小波分解后的第*i*个采样点的小波系数值, $1 \in \{1, 2, \dots, K\}$, K 表示脉搏波信号经双树复小波分解后的总层数; $i \in \{1, 2, \dots, N\}$, N 表示脉搏波信号的总采样点数; T_1 表示第1层子带阈值。

[0087] 步骤3) 根据脉搏波信号双树复小波分解后所包含的有用信号的各层小波系数估计值进行双树复小波逆变换,即得到去除高频噪声的脉搏波信号。本实施例中去除高频噪声的脉搏波信号如图4所示。

[0088] 步骤4) 采用滑窗法识别出去除高频噪声的脉搏波信号中的波谷点。该步骤具体为:

$$[0089] \quad \text{根据公式 } 2W+1 = \begin{cases} \lfloor 0.8f_s \rfloor, & \text{当 } \lfloor 0.8f_s \rfloor \text{ 为奇数时} \\ \lfloor 0.8f_s \rfloor + 1, & \text{当 } \lfloor 0.8f_s \rfloor \text{ 为偶数时} \end{cases}, \text{ 设置滑窗的宽度为 } 2W+1=321$$

个采样点,即 $W=160$,使得滑窗从左往右移动对去除高频噪声的脉搏波信号进行检测,滑窗从左往右移动进行检测的过程如图5所示;设去除高频噪声的脉搏波信号中各采样点的脉搏波信号值分别为 $[X_1, X_2, \dots, X_n, \dots, X_N]$,其中, X_n 设去除高频噪声的脉搏波信号中第*n*个采样点的脉搏波信号值, $n \in \{1, 2, \dots, N\}$, N 表示脉搏波信号的总采样点数,且设滑窗中的中心采样点对应的脉搏波信号值为 X_c ,则滑窗中心采样点的脉搏波信号值 X_c 的取值范围为 $[X_{W+1}, X_{W+2}, \dots, X_{N-W}]$;在滑窗移动检测的过程中,若滑窗中心采样点的脉搏波信号值 X_c 满足 $X_c = \min[X_{c-W}, X_{c-W+1}, \dots, X_{c+W}]$,则判定此时滑窗中心采样点对应的位置点为去除高频噪声的脉搏波信号中的波谷点*b*。此外,作为附加检测策略,在滑窗移动检测的过程中,若起始滑窗中采样点的脉搏波信号值满足 $\min[X_1, X_2, \dots, X_W] = \min[X_1, X_2, \dots, X_{2W+1}]$,则认为去除高频噪声的脉搏波信号中的波谷点位于起始滑窗的左半子区间中,并将该脉搏波信号最小值点判定为去除高频噪声的脉搏波信号中的波谷点*b*;若终止滑窗中采样点的脉搏波信号值满足 $\min[X_{N-W+1}, X_{N-W+2}, \dots, X_N] = \min[X_{N-2W}, X_{N-2W+1}, \dots, X_N]$,则认为去除高频噪声的脉搏波信号中的波谷点位于终止滑窗的右半子区间中,并将该脉搏波信号最小值点判定为去除高频噪声的脉

搏波信号中的波谷点b。

[0090] 步骤5) 对步骤4) 中检测到的脉搏波信号的波谷点, 利用三次样条插值法拟合出波谷点曲线, 作为估算基线漂移量。本实施例中得到的估算基线漂移量如图6所示。

[0091] 步骤6) 利用步骤3) 得到的去除高频噪声的脉搏波信号减去步骤5) 得到的估算基线漂移量, 得到滤除高频噪声和基线漂移的脉搏波信号, 完成对脉搏波信号的去噪处理。本实施例得到的滤除高频噪声和基线漂移的脉搏波信号如图7所示。

[0092] 本实施例中, 首先对含噪脉搏波信号进行5层的双数复小波分解, 再利用贝叶斯最大后验估计的双树复小波阈值去噪对5层的小波系数进行处理, 然后进行双树复小波逆变换得到去除了高频噪声的脉搏波信号; 随后, 采用滑窗法识别出去除高频噪声后的脉搏波信号的波谷点, 再采用三次样条插值法拟合出波谷曲线, 最后将得到的去除了高频噪声的脉搏波信号减去拟合出的波谷曲线, 从而得到滤除了高频噪声和基线漂移的脉搏波信号。从图7所示的本实施例降噪处理结果可以看出, 原始高频噪声和基线漂移等低频噪声都得到了很好地滤除, 并且很好地保留了脉搏波信号的总体特征信息, 其中脉搏波信号的边界和纹理特征也得到了很好地保留, 突出了信号突变部分, 为获取脉搏波特征信息、基于脉搏波的心血管疾病研究以及基于脉搏波的无创连续血压检测设备的研发提供了技术基础。

[0093] 最后说明的是, 以上实施例仅用以说明本发明的技术方案而非限制, 尽管参照较佳实施例对本发明进行了详细说明, 本领域的普通技术人员应当理解, 可以对本发明的技术方案进行修改或者等同替换, 而不脱离本发明技术方案的宗旨和范围, 其均应涵盖在本发明的权利要求范围当中。

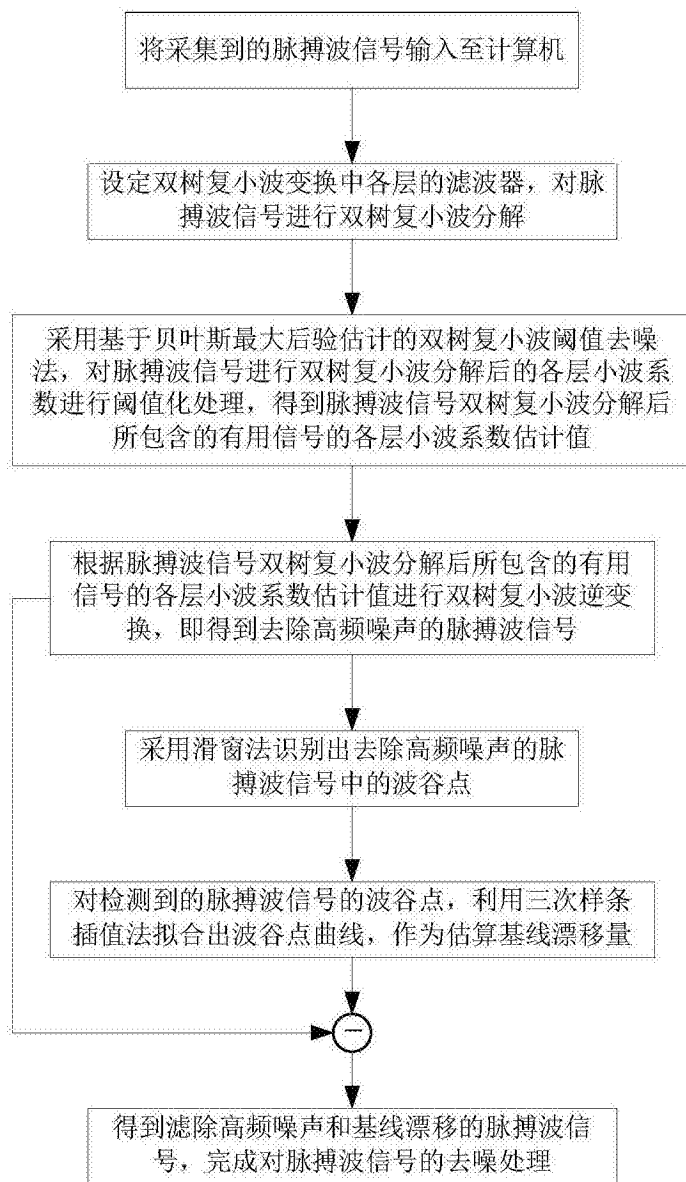


图1

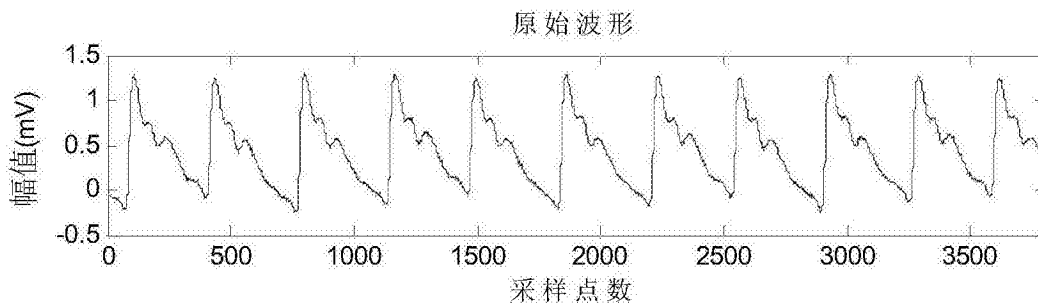


图2

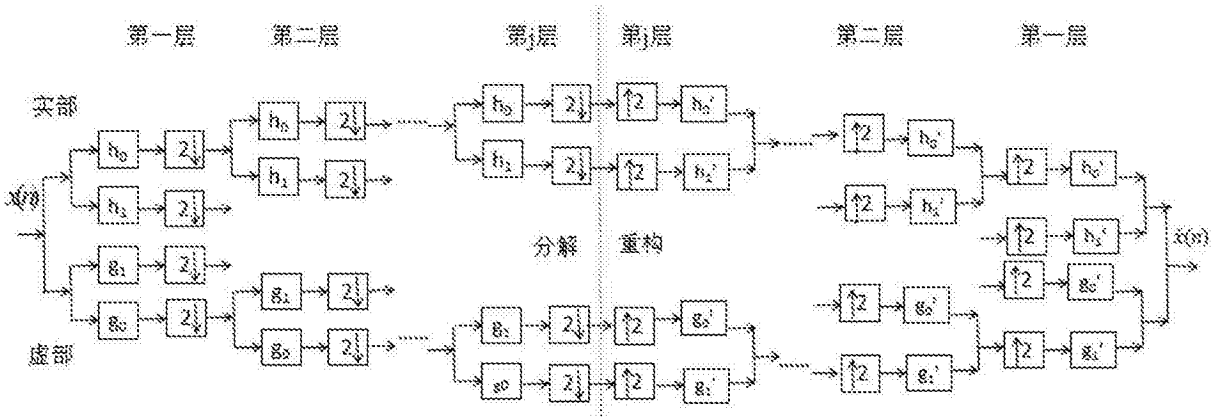


图3

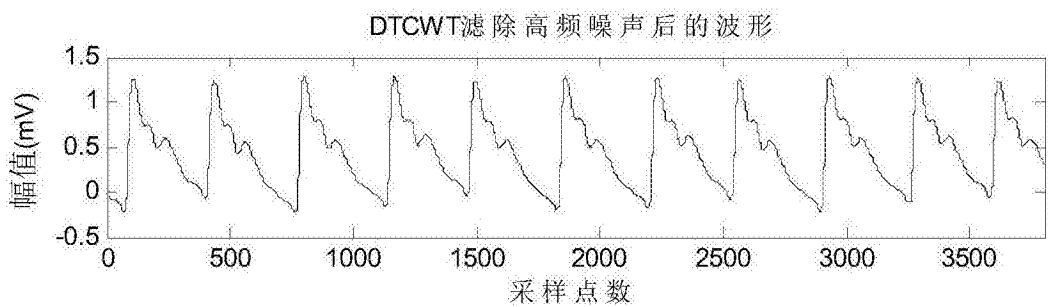


图4

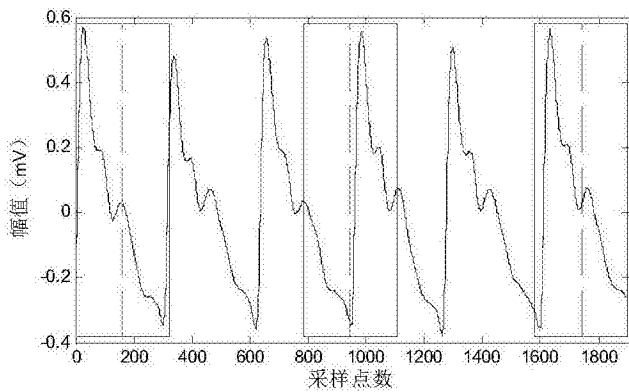


图5

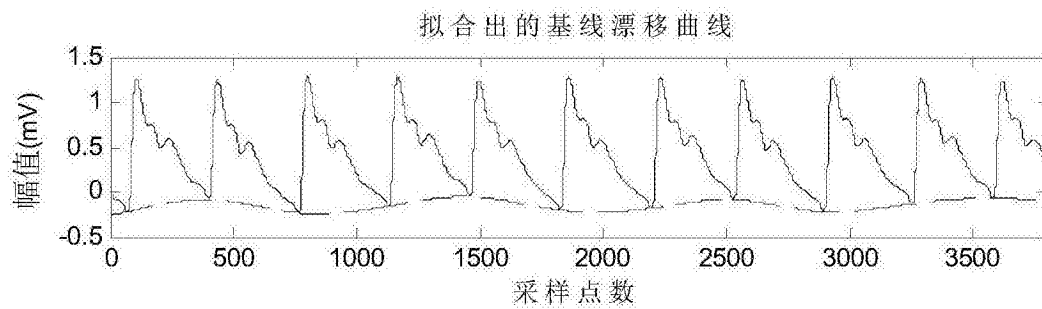


图6

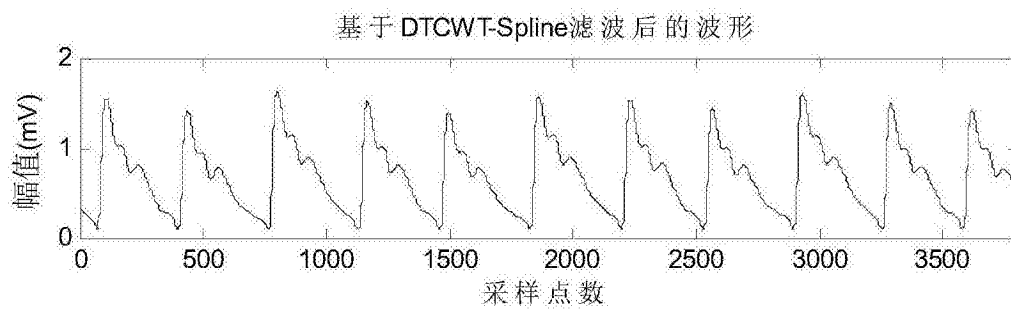


图7

专利名称(译)	基于DTCWT-Spline的脉搏波信号去噪处理方法		
公开(公告)号	CN107184187A	公开(公告)日	2017-09-22
申请号	CN201710533056.7	申请日	2017-07-03
[标]申请(专利权)人(译)	重庆大学		
申请(专利权)人(译)	重庆大学		
当前申请(专利权)人(译)	重庆大学		
[标]发明人	季忠 谭霞		
发明人	季忠 谭霞		
IPC分类号	A61B5/02 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02 A61B5/7203 A61B5/7235 A61B5/725 A61B5/7253		
代理人(译)	黄河		
其他公开文献	CN107184187B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种基于DTCWT-Spline的脉搏波信号去噪处理方法，其首先原始含噪的脉搏波信号进行双树复小波分解，对各层的小波系数采用贝叶斯最大后验估计阈值去噪，之后进行双树复小波逆变换得到滤除高频噪声后的脉搏波信号；将得到的去除高频噪声的脉搏波信号采用滑窗法检测识别出去除高频噪声的脉搏波信号中的波谷点，然后采用三次样条插值法拟合出波谷点曲线作为估算基线漂移量，最后用去除高频噪声的脉搏波信号减去估算基线漂移量，完成对脉搏波信号的去噪处理，能够有效地去除高频噪声和基线漂移，且较好地保持原始脉搏波信号的总体特征信息，该方法简单、计算量小以及占用内存小，为基于脉搏波的小型化、移动化无创连续血压检测设备研发提供了技术基础。

