



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109171706 A

(43)申请公布日 2019.01.11

(21)申请号 201811159369.1

(22)申请日 2018.09.30

(71)申请人 南京信息工程大学

地址 211500 江苏省南京市六合区王桥路
59号雨庭广场

(72)发明人 李远禄 蒋民 赵伟静 李俊
周慧敏 孙双龙

(74)专利代理机构 南京钟山专利代理有限公司
32252

代理人 戴朝荣

(51)Int.Cl.

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

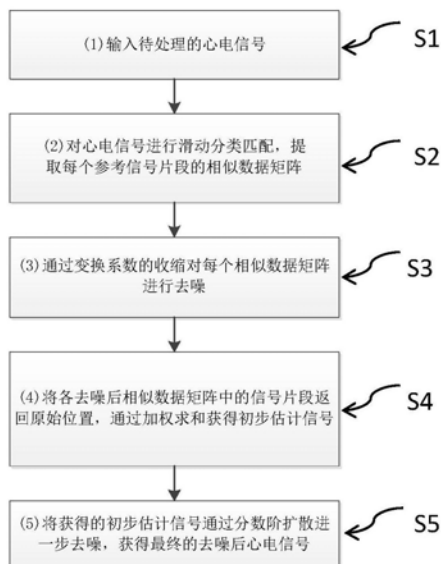
权利要求书2页 说明书7页 附图1页

(54)发明名称

基于分类匹配和分数阶扩散的心电信号去噪方法和系统

(57)摘要

本发明提供一种基于分类匹配和分数阶扩散的心电信号去噪方法,包括以下步骤:S1.输入待处理的心电信号;S2.对心电信号进行滑动分类匹配,提取每个参考信号片段的相似数据矩阵;S3.通过变换系数的收缩对每个相似数据矩阵进行去噪;S4.将各去噪后相似数据矩阵中的信号片段返回原始位置,通过加权求和获得初步估计信号;S5.将获得的初步估计信号通过分数阶扩散进一步去噪,获得最终的去噪后的心电信号。本发明能够在去除心电信号高频噪声的同时,进一步去除心电信号中的同频段低频噪声,并保护心电信号中的细节特征信息。



1. 一种基于分类匹配和分数阶扩散的心电信号去噪方法,其特征在于,所述方法包括以下步骤:

S1. 输入待处理的心电信号;

S2. 对心电信号进行滑动分类匹配,提取每个参考信号片段的相似数据矩阵;

S3. 通过变换系数的收缩对每个相似数据矩阵进行去噪;

S4. 将各去噪后相似数据矩阵中的信号片段返回原始位置,通过加权求和获得初步估计信号;

S5. 将获得的初步估计信号通过分数阶扩散进一步去噪,获得最终的去噪后的心电信号。

2. 根据权利要求1所述的基于分类匹配和分数阶扩散的心电信号去噪方法,其特征在于,步骤S2中,对心电信号进行滑动分类匹配,提取每个参考信号片段的相似数据矩阵的步骤包括:

S21. 选择待处理的心电信号的某一参考片段并在一大小固定为 n 的搜索窗口内搜索心电信号中与参考片段相似的信号片段,将所有相似的信号片段堆叠成一相似数据矩阵;

S22. 通过向后移位 p 来选择下一个参考信号片段,在搜索窗口内搜索相似的信号片段并堆叠形成下一个相似数据矩阵;

S23. 重复上述步骤S22,提取每个参考信号片段对应的相似数据矩阵。

3. 根据权利要求2所述的基于分类匹配和分数阶扩散的心电信号去噪方法,其特征在于,所述相似数据矩阵为二维数据矩阵。

4. 根据权利要求1所述的基于分类匹配和分数阶扩散的心电信号去噪方法,其特征在于,在所述步骤S3中,通过变换系数的收缩对每个相似数据矩阵进行去噪的步骤包括:

S31. 对所述相似数据矩阵进行二维离散余弦变换;

S32. 将变换后的系数进行阈值收缩;

S33. 对阈值收缩后的系数进行离散余弦反变换得到去噪后的相似片段。

5. 根据权利要求1所述的基于分类匹配和分数阶扩散的心电信号去噪方法,其特征在于,在所述步骤S4中,将各去噪后相似数据矩阵中的信号片段返回原始位置,通过加权求和获得初步估计信号包括:

处理所有参考信号段,获取每个参考信号片段位于心电信号不同位置坐标处的相似信号片段的估计集合。

6. 根据权利要求1或者5所述的基于分类匹配和分数阶扩散的心电信号去噪方法,其特征在于,如果心电信号的同一位置坐标上存在不同的局部片段估计值,为该位置坐标上参考信号不同的所有估计值设置与对应参考信号相关的权重,将所有局部估计的加权平均之和作为初步的估计信号。

7. 根据权利要求1所述的基于分类匹配和分数阶扩散的心电信号去噪方法,其特征在于,在所述步骤S5中,将获得的初步估计信号通过分数阶扩散进一步去噪,获得最终的去噪后心电信号的步骤为:

将初步的估计信号通过时间分数阶扩散模型进行扩散滤波,将时间分数阶扩散方程的数值解作为最终的滤波结果。

8. 根据权利要求7所述的基于分类匹配和分数阶扩散的心电信号去噪方法,其特征在

于,利用有限差分法对所述时间分数阶扩散方程进行数值算法,所求的数值解作为最终的去噪后的心电信号。

9.一种基于分类匹配和分数阶扩散的心电信号去噪系统,其特征在于,包括:

用以输入待处理的心电信号的模块;

用以对心电信号进行滑动分类匹配,提取每个参考信号片段的相似数据矩阵的模块;

用以通过变换系数的收缩对每个相似数据矩阵进行去噪的模块;

用以将各去噪后相似数据矩阵中的信号片段返回原始位置,通过加权求和获得初步估计信号的模块;

用以将获得的初步估计信号通过分数阶扩散进一步去噪,获得最终的去噪后的心电信号的模块。

基于分类匹配和分数阶扩散的心电信号去噪方法和系统

技术领域

[0001] 本发明涉及信号噪声处理技术领域,具体而言涉及一种基于分类匹配和分数阶扩散的心电信号去噪方法和系统。

背景技术

[0002] 随着临床医学的发展,心电信号已经成为了一个用于医疗诊断的重要工具。心电信号在提取过程中,往往会受到噪声的干扰,为了不影响进一步分析诊断,心电信号的去噪成为了必要的处理步骤之一。

[0003] 现有的心电信号去噪方法有很多种,包括小波变换方法,经验模态法等。它们在去除心电信号的高频噪声方面都取得了较好的效果,但是它们都有一个相同的缺点,它们无法有效地去除有心电信号同频率的低频段噪声。

[0004] 随着偏微分方程理论的发展,偏微分方程逐渐成为一种新型的信号处理工具,基于偏微分方程的信号处理方法将离散信号表示成连续的数学模型,利用偏微分方程完善的数值分析理论对信号进行处理。经典非线性扩散滤波就是基于偏微分方程的信号处理方法,但是它只考虑了上一时刻的扩散结果,并未将所有历史时刻作为参考,存在一定的局限性。

发明内容

[0005] 本发明目的在于提供一种基于分类匹配和分数阶扩散的心电信号去噪方法和系统,在去除心电信号高频噪声的同时,进一步去除心电信号中的同频段低频噪声,并保护心电信号中的细节特征信息。

[0006] 为达成上述目的,本发明提出一种基于分类匹配和分数阶扩散的心电信号去噪方法,该方法包括以下步骤:

[0007] S1.输入待处理的心电信号;

[0008] S2.对心电信号进行滑动分类匹配,提取每个参考信号片段的相似数据矩阵;

[0009] S3.通过变换系数的收缩对每个相似数据矩阵进行去噪;

[0010] S4.将各去噪后相似数据矩阵中的信号片段返回原始位置,通过加权求和获得初步估计信号;

[0011] S5.将获得的初步估计信号通过分数阶扩散进一步去噪,获得最终的去噪后心电信号。

[0012] 进一步的,在所述步骤S2中,对信号进行滑动分类匹配,提取每个参考片段的相似数据矩阵的步骤为:

[0013] S21.选择待处理的心电信号的某一参考片段并在一大小固定为n的搜索窗口内搜索心电信号中与参考片段相似的信号片段,将所有相似的信号片段堆叠成一相似数据矩阵;

[0014] 将待处理的心电信号的某一参考片段设定成 Z_{x_R} ($x_R \in X \subset \mathbf{Z}$ 空间域),生成的相似

数据矩阵设定为 $Z_{S_{x_R}}$,优选的,生成的相似数据矩阵为二维数据矩阵。

[0015] 步骤S21可以进一步表述为:选择待处理的心电信号的某一参考片段 Z_{x_R} ($x_R \in X \subset \mathbf{Z}$ 空间域)并在大小固定为n的搜索窗口内搜索与参考片段相似的信号片段,在搜索结束后,将这些相似片段堆叠成二维数据矩阵 $Z_{S_{x_R}}$;

[0016] S22.通过向后移位p来选择下一个参考片段,依旧在搜索窗口内搜索相似片段并堆叠形成下一个相似数据矩阵;

[0017] S23.重复上述步骤,提取出每个参考片段对应的相似数据矩阵;

[0018] 所述n、p均大于零。

[0019] 进一步的,在所述步骤S3中,通过变换系数的收缩对每个相似数据矩阵进行去噪的步骤为:

[0020] S31.对所述相似数据矩阵进行二维离散余弦变换;

[0021] S32.将变换后的系数进行阈值收缩;

[0022] S33.对阈值收缩后的系数进行离散余弦反变换得到去噪后的相似片段。

[0023] 以前述二维数据矩阵 $Z_{S_{x_R}}$ 为例,代入具体的公式,通过变换系数的收缩对每个相似数据矩阵进行去噪的具体步骤为:

[0024] S31.对得到的相似数据矩阵进行二维离散余弦变换 $T_{2D}(Z_{S_{x_R}})$;

[0025] S32.将变换后的系数进行阈值收缩 $\gamma(T_{2D}(Z_{S_{x_R}}), \lambda_{thr})$;

[0026] S33.对阈值收缩后的系数进行离散余弦反变换得到去噪后的相似片段 $\hat{Y}_{S_{x_R}} = T_{2D}^{-1}(\gamma(T_{2D}(Z_{S_{x_R}}), \lambda_{thr}))$ 。

[0027] 进一步的,在所述步骤S4中,将各去噪后相似数据矩阵中的信号片段返回原始位置,通过加权求和获得初步估计信号包括:

[0028] 处理所有参考信号段,获取每个参考信号片段位于心电信号不同位置坐标处的相似信号片段的估计集合。

[0029] 其中,如果心电信号的同一位置坐标上存在不同的局部片段估计值,为该位置坐标上参考信号不同的所有估计值设置与对应参考信号相关的权重,将所有局部估计的加权平均之和作为初步的估计信号。

[0030] 具体的,所述步骤S4包括:

[0031] 在处理完所有参考信号段后,可以得到以 $Z_{x_R} (\forall x_R \in X)$ 为参考信号片段且位于不同位置 $x (x \in S_{x_R})$ 处的相似信号片段的估计集合 $\hat{Y}_{x \in S_{x_R}}^{x_R}$ 。需要注意一点,对于同一位置坐标,

可能存在不同的局部片段估计值。例如, $\hat{Y}_{x_b}^{x_a}$ 和 $\hat{Y}_{x_b}^{x_b}$ 都是 x_b 处的估计值,但是它们是由不同的参考信号得到的。对位于同一位置但参考信号不同的所有估计值来说,它们分别有着与参

考信号相关的权重 ω_{x_R} 。初步的估计信号 \hat{y} 可以通过
$$\hat{y}(x) = \frac{\sum_{x_R \in X} \sum_{x_m \in S_{x_R}} \omega_{x_R} \hat{Y}_{x_m}^{x_R}(x)}{\sum_{x_R \in X} \sum_{x_m \in S_{x_R}} \omega_{x_R} \chi_{x_m}(x)}, \forall x \in X$$

来计算获得,它是所有局部估计的加权平均之和。

[0032] 进一步的,在所述步骤S5中,将获得的初步估计信号通过分数阶扩散进一步去噪,获得最终的去噪后心电信号的步骤为:

[0033] 将初步的估计信号通过时间分数阶扩散模型进行扩散滤波,将时间分数阶扩散方程的数值解作为最终的滤波结果。

[0034] 优选的,利用有限差分法对所述时间分数阶扩散方程进行数值算法,所求的数值解作为最终的去噪后的心电信号

[0035] 具体的,将初步的估计信号 \hat{y} 通过时间分数阶扩散方程进行扩散滤波,方程的数值解就是最终的滤波结果。时间分数阶扩散方程设定如下:

$$[0036] \quad \begin{cases} \frac{\partial^\alpha u(x,t)}{\partial t^\alpha} = g[u(x,t)] \frac{\partial^2 u(x,t)}{\partial x^2}, & \alpha \in [1,2), \\ u(x,0) = f(x), \quad \frac{\partial u(x,0)}{\partial t} = 0, & 0 \leq x \leq L, \end{cases}$$

[0037] 其中, α 是时间分数阶导数的阶次, $f(x)$ 是在区间 $[0, L]$ 上的初始信号,

$g[u(x,t)] = \exp\left[-\left(\frac{u(x,t)}{\lambda}\right)^2\right]$ 为扩散函数。利用有限差分法对时间分数阶扩散方程进行

数值算法:

[0038] 对于 α 阶的时间分数阶Caputo导数定义如下:

$$[0039] \quad \frac{\partial^\alpha u(x,t)}{\partial t^\alpha} = \frac{1}{\Gamma(2-\alpha)} \int_0^t \frac{\partial^2 u(x,\xi)}{\partial \xi^2} \frac{1}{(t-\xi)^{\alpha-1}} d\xi, \quad 1 < \alpha < 2$$

[0040] 它的离散形式为:

$$[0041] \quad \frac{\partial^\alpha u_i^k}{\partial t^\alpha} \cong \omega_{\alpha,\tau} \left[(u_i^k - u_i^{k-1}) + \sum_{j=2}^k (b_j^{(\alpha)} - b_{j-1}^{(\alpha)}) (u_i^{k-j+1} - u_i^{k-j}) \right]$$

[0042] 其中, $\omega_{\alpha,\tau} = \frac{\tau^{-\alpha}}{\Gamma(3-\alpha)}$, $b_j^{(\alpha)} = j^{2-\alpha} - (j-1)^{2-\alpha}$, 并且 $1 = b_1^{(\alpha)} > b_2^{(\alpha)} > \dots > b_k^{(\alpha)}$ 。

[0043] 则其隐式差分算法为:

$$[0044] \quad \omega_{\alpha,\tau} (u_i^1 - u_i^0) = g_i^0 \frac{u_{i-1}^1 - 2u_i^1 + u_{i+1}^1}{h^2} \quad (k=1)$$

$$[0045] \quad \omega_{\alpha,\tau} \left[u_i^k - u_i^{k-1} + \sum_{j=2}^k (b_j^{(\alpha)} - b_{j-1}^{(\alpha)}) (u_i^{k-j+1} - u_i^{k-j}) \right] = g_i^{k-1} \frac{u_{i-1}^k - 2u_i^k + u_{i+1}^k}{h^2} \quad (k \geq 2)$$

[0046] 假定 $u_0^k = u_1^k$, $u_{M-1}^k = u_M^k$, 将上式写成矩阵格式为:

$$[0047] \quad U^1 = [B^0]^{-1} U^0$$

$$[0048] \quad U^k = [B^{k-1}]^{-1} \left[U^{k-1} - \sum_{j=2}^k (b_j^{(\alpha)} - b_{j-1}^{(\alpha)}) (U^{k-j+1} - U^{k-j}) \right], k \geq 2$$

$$[0049] \quad \text{其中, } [B^{k-1}] = \begin{bmatrix} 1+\beta_1^{k-1} & -\beta_1^{k-1} & & & & & \\ -\beta_2^{k-1} & 1+2\beta_2^{k-1} & -\beta_2^{k-1} & & & & \\ & & \ddots & \ddots & & & \\ & & & -\beta_{M-2}^{k-1} & 1+2\beta_{M-2}^{k-1} & -\beta_{M-2}^{k-1} & \\ & & & & -\beta_{M-1}^{k-1} & 1+\beta_{M-1}^{k-1} & \end{bmatrix}, \quad U^k = \begin{bmatrix} u_1^k \\ u_2^k \\ \vdots \\ u_{M-1}^k \end{bmatrix}$$

[0050] 通过上述数值算法对时间分数阶扩散方程进行求解,所求的数值解即为扩散后的结果,也就是最终的去噪后的心电信号。

[0051] 基于前述方法,本发明还提及一种基于分类匹配和分数阶扩散的心电信号去噪系统,包括以下模块:

[0052] 1) 用以输入待处理的心电信号的模块;

[0053] 2) 用以对心电信号进行滑动分类匹配,提取每个参考信号片段的相似数据矩阵的模块;

[0054] 3) 用以通过变换系数的收缩对每个相似数据矩阵进行去噪的模块;

[0055] 4) 用以将各去噪后相似数据矩阵中的信号片段返回原始位置,通过加权求和获得初步估计信号的模块;

[0056] 5) 用以将获得的初步估计信号通过分数阶扩散进一步去噪,获得最终的去噪后的心电信号的模块。

[0057] 由以上本发明的技术方案,与现有相比,其显著的有益效果在于,本发明提供的方法将分类匹配与分数阶扩散相结合,通过分类匹配去除了心电信号中的高频噪声;在利用分数阶扩散进一步去除心电信号中低频噪声的同时,更好的保护了心电信号的细节特征,有利于下一步的分析诊断。

[0058] 应当理解,前述构思以及在下面更加详细地描述的额外构思的所有组合只要在这样的构思不相互矛盾的情况下都可以被视为本公开的发明主题的一部分。另外,所要求保护的的主题的所有组合都被视为本公开的发明主题的一部分。

[0059] 结合附图从下面的描述中可以更加全面地理解本发明教导的前述和其他方面、实施例和特征。本发明的其他附加方面例如示例性实施方式的特征和/或有益效果将在下面的描述中显见,或通过根据本发明教导的具体实施方式的实践中得知。

附图说明

[0060] 附图不意在按比例绘制。在附图中,在各个图中示出的每个相同或近似相同的组成部分可以用相同的标号表示。为了清晰起见,在每个图中,并非每个组成部分均被标记。现在,将通过例子并参考附图来描述本发明的各个方面的实施例,其中:

[0061] 图1是本发明的基于分类匹配和分数阶扩散的心电信号去噪方法的流程图。

具体实施方式

[0062] 为了更了解本发明的技术内容,特举具体实施例并配合所附图式说明如下。

[0063] 在本公开中参照附图来描述本发明的各方面,附图中示出了许多说明的实施例。本公开的实施例不必定意在包括本发明的所有方面。应当理解,上面介绍的多种构思和实施例,以及下面更加详细地描述的那些构思和实施方式可以以很多方式中任意一种来实

施,这是因为本发明所公开的构思和实施例并不限于任何实施方式。另外,本发明公开的一些方面可以单独使用,或者与本发明公开的其他方面的任何适当组合来使用。

[0064] 结合图1,本发明提出一种基于分类匹配和分数阶扩散的心电信号去噪方法,包括以下步骤:

[0065] S1. 输入待处理的心电信号。

[0066] S2. 对心电信号进行滑动分类匹配,提取每个参考信号片段的相似数据矩阵。

[0067] 具体的,包括如下步骤:

[0068] S21. 选择待处理的心电信号的某一参考片段 Z_{x_R} ($x_R \in X \subset \mathbf{Z}$ 空间域)并在大小固定为 n 的搜索窗口内搜索与参考片段相似的信号片段,在搜索结束后,将这些相似片段

堆叠成二维数据矩阵 $Z_{S_{x_R}}$,相似片段的度量通过距离公式 $d(Z_{x_R}, Z_x) = \frac{\|Z_{x_R} - Z_x\|_2^2}{N_1}$ 进行,获得

的相似片段的集合为 $S_{x_R} = \{x \in X \mid d(Z_{x_R}, Z_x) < \tau_{match}\}$,其中 τ_{match} 是两个信号片段被认为相似的最大距离。

[0069] S22. 通过向后移位 p 来选择下一个参考片段,依旧在搜索窗口内搜索相似片段并堆叠形成下一个相似数据矩阵。

[0070] S23. 重复上述步骤,提取出每个参考片段对应的相似数据矩阵。

[0071] S3. 通过变换系数的收缩对每个相似数据矩阵进行去噪。

[0072] 具体的,包括如下步骤:

[0073] S31. 对得到的相似数据矩阵进行二维离散余弦变换 $T_{2D}(Z_{S_{x_R}})$ 。

[0074] S32. 将变换后的系数进行阈值收缩 $\gamma(T_{2D}(Z_{S_{x_R}}), \lambda_{thr})$, γ 的定义为

$$\gamma(\lambda, \lambda_{thr}) = \begin{cases} \lambda, & |\lambda| > \lambda_{thr} \\ 0, & others \end{cases}, \text{其中, } \lambda_{thr} \text{ 是阈值参数。}$$

[0075] S33. 对阈值收缩后的系数进行离散余弦反变换得到去噪后的相似片段

$$\hat{Y}_{S_{x_R}} = T_{2D}^{-1}\left(\gamma\left(T_{2D}\left(Z_{S_{x_R}}\right), \lambda_{thr}\right)\right)。$$

[0076] S4. 将各去噪后相似数据矩阵中的信号片段返回原始位置,通过加权求和获得初步估计信号。

[0077] 具体的,包括如下步骤:

[0078] 在处理完所有参考信号段后,可以得到以 Z_{x_R} ($\forall x_R \in X$)为参考信号片段且位于不同位置 x ($x \in S_{x_R}$)处的相似信号片段的估计集合 $\hat{Y}_{x \in S_{x_R}}^{x_R}$ 。需要注意一点,对于同一位置坐标,

可能存在不同的局部片段估计值。例如, $\hat{Y}_{x_b}^{x_a}$ 和 $\hat{Y}_{x_b}^{x_b}$ 都是 x_b 处的估计值,但是它们是由不同的参考信号得到的。对位于同一位置但参考信号不同的所有估计值来说,它们分别有着与参

考信号相关的权重 ω_{x_R} ,其定义为 $\omega_{x_R} = \begin{cases} (N_{x_R})^{-1} & N_{x_R} \geq 1 \\ 1 & others \end{cases}$,其中 N_{x_R} 是在硬阈值收缩后保留

的(非零)系数的数目。初步的估计信号 \hat{y} 可以通过
$$\hat{y}(x) = \frac{\sum_{x_R \in X} \sum_{x_m \in S_{x_R}} \omega_{x_R} \hat{Y}_{x_m}^{x_R}(x)}{\sum_{x_R \in X} \sum_{x_m \in S_{x_R}} \omega_{x_R} \chi_{x_m}(x)}, \forall x \in X$$

来计算获得,它是所有局部估计的加权平均之和,其中,当 $x \in x_m$ 时, $\chi_{x_m}(x) = 1$,否则等于 $\chi_{x_m}(x) = 0$ 。

[0079] S5.将获得的初步估计信号通过分数阶扩散进一步去噪,获得最终的去噪后心电图信号。具体的,包括如下步骤:

[0080] 将初步的估计信号 \hat{y} 通过时间分数阶扩散方程进行扩散滤波,方程的数值解就是最终的滤波结果。时间分数阶扩散方程如下:

$$[0081] \begin{cases} \frac{\partial^\alpha u(x,t)}{\partial t^\alpha} = g[u(x,t)] \frac{\partial^2 u(x,t)}{\partial x^2}, & \alpha \in [1,2), \\ u(x,0) = f(x), \quad \frac{\partial u(x,0)}{\partial t} = 0, & 0 \leq x \leq L, \end{cases}$$

[0082] 其中, α 是时间分数阶导数的阶次, $f(x)$ 是在区间 $[0,L]$ 上的初始信号,

$g[u(x,t)] = \exp\left[-\left(\frac{u(x,t)}{\lambda}\right)^2\right]$ 为扩散函数。

[0083] 利用有限差分法对时间分数阶扩散方程进行数值算法:

[0084] 对于 α 阶的时间分数阶Caputo导数定义如下:

$$[0085] \frac{\partial^\alpha u(x,t)}{\partial t^\alpha} = \frac{1}{\Gamma(2-\alpha)} \int_0^t \frac{\partial^2 u(x,\xi)}{\partial \xi^2} \frac{1}{(t-\xi)^{\alpha-1}} d\xi, \quad 1 < \alpha < 2$$

[0086] 它的离散形式为:

$$[0087] \frac{\partial^\alpha u_i^k}{\partial t^\alpha} \cong \omega_{\alpha,\tau} \left[(u_i^k - u_i^{k-1}) + \sum_{j=2}^k (b_j^{(\alpha)} - b_{j-1}^{(\alpha)}) (u_i^{k-j+1} - u_i^{k-j}) \right]$$

[0088] 其中, $\omega_{\alpha,\tau} = \frac{\tau^{-\alpha}}{\Gamma(3-\alpha)}$, $b_j^{(\alpha)} = j^{2-\alpha} - (j-1)^{2-\alpha}$,并且 $1 = b_1^{(\alpha)} > b_2^{(\alpha)} > \dots > b_k^{(\alpha)}$ 。

[0089] 则其隐式差分算法为:

$$[0090] \omega_{\alpha,\tau} (u_i^1 - u_i^0) = g_i^0 \frac{u_{i-1}^1 - 2u_i^1 + u_{i+1}^1}{h^2} \quad (k=1)$$

$$[0091] \omega_{\alpha,\tau} \left[u_i^k - u_i^{k-1} + \sum_{j=2}^k (b_j^{(\alpha)} - b_{j-1}^{(\alpha)}) (u_i^{k-j+1} - u_i^{k-j}) \right] = g_i^{k-1} \frac{u_{i-1}^k - 2u_i^k + u_{i+1}^k}{h^2} \quad (k \geq 2)$$

[0092] 假定 $u_0^k = u_1^k$, $u_{M-1}^k = u_M^k$,将上式写成矩阵格式为:

$$[0093] U^1 = [B^0]^{-1} U^0$$

$$[0094] U^k = [B^{k-1}]^{-1} \left[U^{k-1} - \sum_{j=2}^k (b_j^{(\alpha)} - b_{j-1}^{(\alpha)}) (U^{k-j+1} - U^{k-j}) \right], k \geq 2$$

[0095] 其中, $[B^{k-1}] = \begin{bmatrix} 1+\beta_1^{k-1} & -\beta_1^{k-1} & & & & & \\ -\beta_2^{k-1} & 1+2\beta_2^{k-1} & -\beta_2^{k-1} & & & & \\ & \ddots & \ddots & \ddots & & & \\ & & & -\beta_{M-2}^{k-1} & 1+2\beta_{M-2}^{k-1} & -\beta_{M-2}^{k-1} & \\ & & & & -\beta_{M-1}^{k-1} & 1+\beta_{M-1}^{k-1} & \end{bmatrix}$, $U^k = \begin{bmatrix} u_1^k \\ u_2^k \\ \vdots \\ u_{M-1}^k \end{bmatrix}$

[0096] 通过上述数值算法对时间分数阶扩散方程进行求解,所求的数值解即为扩散后的结果,也就是最终的去噪后的心电信号。

[0097] 基于前述方法,本发明还提及一种基于分类匹配和分数阶扩散的心电信号去噪系统,包括以下模块:

[0098] 1) 用以输入待处理的心电信号的模块;

[0099] 2) 用以对心电信号进行滑动分类匹配,提取每个参考信号片段的相似数据矩阵的模块;

[0100] 3) 用以通过变换系数的收缩对每个相似数据矩阵进行去噪的模块;

[0101] 4) 用以将各去噪后相似数据矩阵中的信号片段返回原始位置,通过加权求和获得初步估计信号的模块;

[0102] 5) 用以将获得的初步估计信号通过分数阶扩散进一步去噪,获得最终的去噪后的心电信号的模块。

[0103] 虽然本发明已以较佳实施例揭露如上,然其并非用以限定本发明。本发明所属技术领域中具有通常知识者,在不脱离本发明的精神和范围内,当可作各种的更动与润饰。因此,本发明的保护范围当视权利要求书所界定者为准。

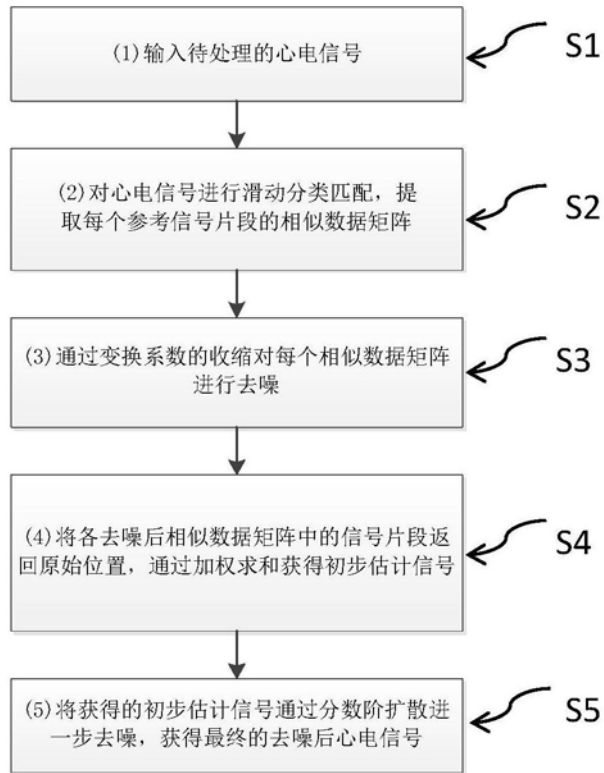


图1

专利名称(译)	基于分类匹配和分数阶扩散的心电信号去噪方法和系统		
公开(公告)号	CN109171706A	公开(公告)日	2019-01-11
申请号	CN201811159369.1	申请日	2018-09-30
[标]申请(专利权)人(译)	南京信息工程大学		
申请(专利权)人(译)	南京信息工程大学		
当前申请(专利权)人(译)	南京信息工程大学		
[标]发明人	李远禄 蒋民 赵伟静 李俊 周慧敏 孙双龙		
发明人	李远禄 蒋民 赵伟静 李俊 周慧敏 孙双龙		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0402 A61B5/04012 A61B5/7203 A61B5/7253		
代理人(译)	戴朝荣		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种基于分类匹配和分数阶扩散的心电信号去噪方法，包括以下步骤：S1.输入待处理的心电信号；S2.对心电信号进行滑动分类匹配，提取每个参考信号片段的相似数据矩阵；S3.通过变换系数的收缩对每个相似数据矩阵进行去噪；S4.将各去噪后相似数据矩阵中的信号片段返回原始位置，通过加权求和获得初步估计信号；S5.将获得的初步估计信号通过分数阶扩散进一步去噪，获得最终的去噪后的心电信号。本发明能够在去除心电信号高频噪声的同时，进一步去除心电信号中的同频段低频噪声，并保护心电信号中的细节特征信息。

