



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 107174236 B

(45)授权公告日 2020.03.10

(21)申请号 201710478982.9

审查员 刘统

(22)申请日 2017.06.21

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 107174236 A

(43)申请公布日 2017.09.19

(73)专利权人 广东工业大学

地址 510062 广东省广州市越秀区东风东
路729号大院

(72)发明人 蔡念 叶倩 张阳 池浩源 王晗

(74)专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限
公司 11227

代理人 罗满

(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

一种基于优化理论的心电信号去噪方法及
装置

(57)摘要

本发明公开了一种基于优化理论的心电信号去噪方法,包括:对接收到的心电信号进行预处理,获取存储心跳周期的心跳矩阵;基于优化理论对心跳矩阵进行优化分解,获取去噪后的心电信号矩阵;本发明通过对接收到的心电信号进行预处理,获取存储心跳周期的心跳矩阵,可以获取包含心电信号和肌电噪声的心跳矩阵;通过基于优化理论对心跳矩阵进行优化分解,获取去噪后的心电信号矩阵,可以将心跳矩阵中肌电噪声与心电信号分离,从而可以获取去除肌电噪声的心电信号,有效的抑制了肌电噪声,同时保留了心电信号的有效信息。此外,本发明还公开了一种基于优化理论的心电信号去噪装置,同样具有上述有益效果。



1. 一种基于优化理论的心电信号去噪方法,其特征在于,包括:

对接收到的心电信号进行预处理,获取存储心跳周期的心跳矩阵;

基于优化理论对所述心跳矩阵进行优化分解,获取去噪后的心电信号矩阵;

所述对接收到的心电信号进行预处理,获取存储心跳周期的心跳矩阵,包括:

对所述心电信号进行去基线、去工频噪声和QRS波形检测,获取QRS波形区间和对应的基准点;

将所述QRS波形区间中每个心跳周期对应的基准点之前的预设数量个样本点作为起始点,将所述QRS波形区间中每个心跳周期对应的基准点之前所述预设数量加1个样本点作为上一个心跳周期的终止点,获取存储全部心跳周期的心跳矩阵M;

其中, $M \in R^{RR_{\max} * J}$, $M = [t_{i,j}]_{i=1, j=1}^{i=RR_{\max}, j=J}$, RR_{\max} 为最长的RR区间,每个RR区间为各自对应的一个心跳周期,所述基准点为 $\{b_j | j=1, 2, \dots, J\}$, t 为所述心跳矩阵M中的元素, $R^{RR_{\max} * J}$ 为维数为 $RR_{\max} * J$ 维的实数矩阵;

所述基于优化理论对所述心跳矩阵进行优化分解,获取去噪后的心电信号矩阵,包括:

令 $A_0 = E_0 = 0, Y_0 = M, A \in R^{RR_{\max} * J}, E \in R^{RR_{\max} * J}, Y \in R^{RR_{\max} * J}, \mu > 0, \rho > 1$ 以及 $k=0$; 其中, k 为迭代次数, A_0, E_0 和 Y_0 分别为迭代次数为0的心电信号矩阵、噪声矩阵和拉格朗日乘子矩阵, μ 为调节参数, ρ 为预设的标量值;

分别利用 $A_{k+1} = \text{prox}_{\|\cdot\|_{w^*}, \mu_k^{-1}}[M - E_k + \mu_k^{-1}Y_k]$ 、 $E_{k+1} = S_{\gamma \mu_k^{-1}}[M - A_k + \mu_k^{-1}Y_k]$ 、 $Y_{k+1} = Y_k + \mu_k(M - A_{k+1} - E_{k+1})$ 、 $\mu_{k+1} = \rho \cdot \mu_k$ 和 $k=k+1$ 更新 $A_{k+1}, E_{k+1}, Y_{k+1}, \mu_{k+1}$ 和 k ; 其中, γ 为预先设置的调节参数;

判断是否满足 $\|M - A_{k+1} - E_{k+1}\|_F \leq \delta \|M\|_F$ 或 k 的数值达到预设的最大迭代次数; 其中, $\delta = 10^{-7}$, $\|\cdot\|_F$ 为Frobenius范数;

若是,则将此时的 A_k 作为所述心电信号矩阵;

若否,则执行所述分别利用 $A_{k+1} = \text{prox}_{\|\cdot\|_{w^*}, \mu_k^{-1}}[M - E_k + \mu_k^{-1}Y_k]$ 、 $E_{k+1} = S_{\gamma \mu_k^{-1}}[M - A_k + \mu_k^{-1}Y_k]$ 、 $Y_{k+1} = Y_k + \mu_k(M - A_{k+1} - E_{k+1})$ 、 $\mu_{k+1} = \rho \cdot \mu_k$ 和 $k=k+1$ 更新 $A_{k+1}, E_{k+1}, Y_{k+1}, \mu_{k+1}$ 和 k 的步骤。

2. 根据权利要求1所述的基于优化理论的心电信号去噪方法,其特征在于,所述基于优化理论对所述心跳矩阵进行优化分解,获取去噪后的心电信号矩阵,还包括:

基于所述优化理论对所述心跳矩阵进行优化分解,获取噪声矩阵。

3. 一种基于优化理论的心电信号去噪装置,其特征在于,包括:

获取模块,用于对接收到的心电信号进行预处理,获取存储心跳周期的心跳矩阵;

优化模块,用于基于优化理论对所述心跳矩阵进行优化分解,获取去噪后的心电信号矩阵;

所述获取模块,包括:

预处理子模块,用于对所述心电信号进行去基线、去工频噪声和QRS波形检测,获取QRS波形区间和对应的基准点;

获取子模块,用于将所述QRS波形区间中每个心跳周期对应的基准点之前的预设数量

个样本点作为起始点,将所述QRS波形区间中每个心跳周期对应的基准点之前所述预设数量加1个样本点作为上一个心跳周期的终止点,获取存储全部心跳周期的心跳矩阵M;

其中, $M \in R^{RR_{\max} * J}$, $M = [t_{i,j}]_{i=1, j=1}^{i=RR_{\max}, j=J}$, RR_{\max} 为最长的RR区间,每个RR区间为各自对应的一个心跳周期,所述基准点为 $\{b_j | j=1, 2, \dots, J\}$, t 为所述心跳矩阵M中的元素, $R^{RR_{\max} * J}$ 为维数为 $RR_{\max} * J$ 维的实数矩阵;

所述优化模块,包括:

初始化子模块,用于令 $A_0 = E_0 = 0, Y_0 = M, A \in R^{RR_{\max} * J}, E \in R^{RR_{\max} * J}, Y \in R^{RR_{\max} * J}, \mu > 0, \rho > 1$ 以及 $k=0$;其中, k 为迭代次数, A_0, E_0 和 Y_0 分别为迭代次数为0的心电信号矩阵、噪声矩阵和拉格朗日乘子矩阵, μ 为调节参数, ρ 为预设的标量值;

迭代子模块,用于分别利用 $A_{k+1} = \underset{\|\cdot\|_{w^*, \mu_k}}{\text{prox}} [M - E_k + \mu_k^{-1} Y_k]$ 、

$E_{k+1} = S_{\gamma \mu_k^{-1}} [M - A_k + \mu_k^{-1} Y_k]$ 、 $Y_{k+1} = Y_k + \mu_k (M - A_{k+1} - E_{k+1})$ 、 $\mu_{k+1} = \rho \cdot \mu_k$ 和 $k = k+1$ 更新 $A_{k+1}, E_{k+1}, Y_{k+1}, \mu_{k+1}$ 和 k ;其中, γ 为预先设置的调节参数;

判断子模块,用于判断是否满足 $\|M - A_{k+1} - E_{k+1}\|_F \leq \delta \|M\|_F$ 或 k 的数值达到预设的最大迭代次数;其中, $\delta = 10^{-7}$, $\|\cdot\|_F$ 为Frobenius范数;若否,则向所述迭代子模块发送启动信号;若是,则将此时的 A_k 作为所述心电信号矩阵。

4.根据权利要求3所述的基于优化理论的心电信号去噪装置,其特征在于,所述优化模块,还包括:

优化子模块,用于基于所述优化理论对所述心跳矩阵进行优化分解,获取噪声矩阵。

一种基于优化理论的心电信号去噪方法及装置

技术领域

[0001] 本发明涉及生物医学信号处理领域,特别涉及一种基于优化理论的心电信号去噪方法及装置。

背景技术

[0002] 随着医学临床的发展,心电图(ECG,electrocardiographic signal,心电信号)已经成为一个被用于诊断心脏病变的最重要的工具。心电信号的获取通常是通过在被测对象的上部躯体放置相应的电极传感器而采集得到。而心电信号在测量过程中不可避免地引入一些噪声,如工频噪声,基线漂移,肌电噪声等。如何有效地排除各种干扰和噪声,准确提取出有用的心电波形,是心脏病智能诊断的一个重要内容。

[0003] 现有技术中,心电信号的去噪方法主要为基于滤波器的方法。如高通滤波器可以有效地抑制基线漂移,而低通滤波器可以有效地对工频噪声进行抑制。小波变换同样也被应用在心电信号去噪领域。基于小波变换的方法可以看作是基于滤波器方法的扩展。最近基于经验模式分解的方法也被应用于心电信号去噪领域。通过将心电信号分解为不同的固有模态函数(intrinsic mode functions,IMFs),经验模式分解通过选择相应的固有模态函数以重建干净ECG信号。然而,尽管上述方法可以对基线漂移和工频噪声的去噪取得较好的效果,但是由于肌电噪声(EMG,electromyographic noise)的噪声频谱会与去噪后的心电信号的频谱出现重叠,使得上述方法均无法有效的将频谱重叠的肌电噪声进行去除,并不能对肌电噪声进行有效抑制。因此,如何对肌电噪声进行有效抑制,并保留心电信号的有效信息,是现今急需解决的问题。

发明内容

[0004] 本发明的目的是提供一种基于优化理论的心电信号去噪方法及装置,以利用优化分解的方式,将肌电噪声与心电信号分离,对肌电噪声进行有效抑制,并保留心电信号的有效信息。

[0005] 为解决上述技术问题,本发明提供一种基于优化理论的心电信号去噪方法,包括:

[0006] 对接收到的心电信号进行预处理,获取存储心跳周期的心跳矩阵;

[0007] 基于优化理论对所述心跳矩阵进行优化分解,获取去噪后的心电信号矩阵。

[0008] 可选的,所述对接收到的心电信号进行预处理,获取存储心跳周期的心跳矩阵,包括:

[0009] 对所述心电信号进行去基线、去工频噪声和QRS波形检测,获取QRS波形区间和对应的基准点;

[0010] 将所述QRS波形区间中每个心跳周期对应的基准点之前的预设数量个样本点作为起始点,将所述QRS波形区间中每个心跳周期对应的基准点之前所述预设数量加1个样本点作为上一个心跳周期的终止点,获取存储全部心跳周期的心跳矩阵M;

[0011] 其中, $M \in R^{RR_{\max} * J}$, $M = [t_{i,j}]_{i=1, j=1}^{i=RR_{\max}, j=J}$, RR_{\max} 为最长的RR区间,每个RR区间为

各自对应的一个心跳周期,所述基准点为 $\{b_j | j=1, 2, \dots, J\}$, t 为所述心跳矩阵 M 中的元素, $R^{RR_{\max} * J}$ 为维数为 $RR_{\max} * J$ 维的实数矩阵。

[0012] 可选的,所述基于优化理论对所述心跳矩阵进行优化分解,获取去噪后的心电信号矩阵,包括:

[0013] 令 $A_0 = E_0 = 0, Y_0 = M, A \in R^{RR_{\max} * J}, E \in R^{RR_{\max} * J}, Y \in R^{RR_{\max} * J}, \mu > 0, \rho > 1$ 以及 $k = 0$;其中, k 为迭代次数, A_0, E_0 和 Y_0 分别为迭代次数为0的心电信号矩阵、噪声矩阵和拉格朗日乘子矩阵, μ 为调节参数, ρ 为预设的标量值;

[0014] 分别利用 $A_{k+1} = \text{prox}_{\|\cdot\|_{w^*}, \mu_k^{-1}}[M - E_k + \mu_k^{-1}Y_k]$ 、 $E_{k+1} = S_{\gamma \mu_k^{-1}}[M - A_k + \mu_k^{-1}Y_k]$ 、 $Y_{k+1} = Y_k + \mu_k(M - A_{k+1} - E_{k+1})$ 、 $\mu_{k+1} = \rho \cdot \mu_k$ 和 $k = k+1$ 更新 $A_{k+1}, E_{k+1}, Y_{k+1}, \mu_{k+1}$ 和 k ;其中, γ 为预先设置的调节参数;

[0015] 判断是否满足 $\|M - A_{k+1} - E_{k+1}\|_F \leq \delta \|M\|_F$ 或 k 的数值达到预设的最大迭代次数;其中, $\delta = 10^{-7}$, $\|\cdot\|_F$ 为Frobenius范数;

[0016] 若是,则将此时的 A_k 作为所述心电信号矩阵;

[0017] 若否,则执行所述分别利用 $A_{k+1} = \text{prox}_{\|\cdot\|_{w^*}, \mu_k^{-1}}[M - E_k + \mu_k^{-1}Y_k]$ 、 $E_{k+1} = S_{\gamma \mu_k^{-1}}[M - A_k + \mu_k^{-1}Y_k]$ 、 $Y_{k+1} = Y_k + \mu_k(M - A_{k+1} - E_{k+1})$ 、 $\mu_{k+1} = \rho \cdot \mu_k$ 和 $k = k+1$ 更新 $A_{k+1}, E_{k+1}, Y_{k+1}, \mu_{k+1}$ 和 k 的步骤。

[0018] 可选的,所述基于优化理论对所述心跳矩阵进行优化分解,获取去噪后的心电信号矩阵,还包括:

[0019] 基于所述优化理论对所述心跳矩阵进行优化分解,获取噪声矩阵。

[0020] 此外,本发明还提供了一种基于优化理论的心电信号去噪装置,包括:

[0021] 获取模块,用于对接收到的心电信号进行预处理,获取存储心跳周期的心跳矩阵;

[0022] 优化模块,用于基于优化理论对所述心跳矩阵进行优化分解,获取去噪后的心电信号矩阵。

[0023] 可选的,所述获取模块,包括:

[0024] 预处理子模块,用于对所述心电信号进行去基线、去工频噪声和QRS波形检测,获取QRS波形区间和对应的基准点;

[0025] 获取子模块,用于将所述QRS波形区间中每个心跳周期对应的基准点之前的预设数量个样本点作为起始点,将所述QRS波形区间中每个心跳周期对应的基准点之前所述预设数量加1个样本点作为上一个心跳周期的终止点,获取存储全部心跳周期的心跳矩阵 M ;

[0026] 其中, $M \in R^{RR_{\max} * J}$, $M = [t_{i,j}]_{i=1, j=1}^{i=RR_{\max}, j=J}$, RR_{\max} 为最长的RR区间,每个RR区间为各自对应的一个心跳周期,所述基准点为 $\{b_j | j=1, 2, \dots, J\}$, t 为所述心跳矩阵 M 中的元素, $R^{RR_{\max} * J}$ 为维数为 $RR_{\max} * J$ 维的实数矩阵。

[0027] 可选的,所述优化模块,包括:

[0028] 初始化子模块,用于令 $A_0 = E_0 = 0, Y_0 = M, A \in R^{RR_{\max} * J}, E \in R^{RR_{\max} * J}, Y \in R^{RR_{\max} * J}, \mu > 0, \rho > 1$ 以及 $k = 0$;其中, k 为迭代次数, A_0, E_0 和 Y_0 分别为迭代次数为0的心电

信号矩阵、噪声矩阵和拉格朗日乘子矩阵, μ 为调节参数, ρ 为预设的标量值;

[0029] 迭代子模块, 用于分别利用 $A_{k+1} = \underset{\|\cdot\|_{w^*}, \mu_k^{-1}}{\text{prox}} [M - E_k + \mu_k^{-1} Y_k]$ 、

$E_{k+1} = S_{\gamma \mu_k^{-1}} [M - A_k + \mu_k^{-1} Y_k]$ 、 $Y_{k+1} = Y_k + \mu_k (M - A_{k+1} - E_{k+1})$ 、 $\mu_{k+1} = \rho \cdot \mu_k$ 和 $k = k+1$ 更新 A_{k+1} 、 E_{k+1} 、

Y_{k+1} 、 μ_{k+1} 和 k ; 其中, γ 为预先设置的调节参数;

[0030] 判断子模块, 用于判断是否满足 $\|M - A_{k+1} - E_{k+1}\|_F \leq \delta \|M\|_F$ 或 k 的数值达到预设的最大迭代次数; 其中, $\delta = 10^{-7}$, $\|\cdot\|_F$ 为 Frobenius 范数; 若否, 则向所述迭代子模块发送启动信号; 若是, 则将此时的 A_k 作为所述心电信号矩阵。

[0031] 可选的, 所述优化模块, 还包括:

[0032] 优化子模块, 用于基于所述优化理论对所述心跳矩阵进行优化分解, 获取噪声矩阵。

[0033] 本发明所提供的一种基于优化理论的心电信号去噪方法, 包括: 对接收到的心电信号进行预处理, 获取存储心跳周期的心跳矩阵; 基于优化理论对所述心跳矩阵进行优化分解, 获取去噪后的心电信号矩阵;

[0034] 可见, 本发明通过对接收到的心电信号进行预处理, 获取存储心跳周期的心跳矩阵, 可以获取包含心电信号和肌电噪声的心跳矩阵; 通过基于优化理论对心跳矩阵进行优化分解, 获取去噪后的心电信号矩阵, 可以将心跳矩阵中肌电噪声与心电信号分离, 从而可以获取去除肌电噪声的心电信号, 有效的抑制了肌电噪声, 同时保留了心电信号的有效信息。此外, 本发明还提供了一种基于优化理论的心电信号去噪装置, 同样具有上述有益效果。

附图说明

[0035] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案, 下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍, 显而易见地, 下面描述中的附图仅仅是本发明的实施例, 对于本领域普通技术人员来讲, 在不付出创造性劳动的前提下, 还可以根据提供的附图获得其他的附图。

[0036] 图1为本发明实施例所提供的一种基于优化理论的心电信号去噪方法的流程图;

[0037] 图2为本发明实施例所提供的一种基于优化理论的心电信号去噪装置的结构图。

具体实施方式

[0038] 为使本发明实施例的目的、技术方案和优点更加清楚, 下面将结合本发明实施例中的附图, 对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述, 显然, 所描述的实施例是本发明一部分实施例, 而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例, 本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例, 都属于本发明保护的范围。

[0039] 请参考图1, 图1为本发明实施例所提供的一种基于优化理论的心电信号去噪方法的流程图。该方法可以包括:

[0040] 步骤101: 对接收到的心电信号进行预处理, 获取存储心跳周期的心跳矩阵。

[0041] 其中, 对心电信号进行的预处理可以包括去基线、去工频噪声和QRS波形检测, 获取一系列的QRS和对应的基准点 $\{b_j | j=1, 2, \dots, J\}$, 在此基础上, 为了更好地应对肌电噪声

中的奇异点噪声,还可以包括将QRS波形区间中每个心跳周期对应的基准点之前的预设数量个样本点作为起始点,将QRS波形区间中每个心跳周期对应的基准点之前预设数量加1个样本点作为上一个心跳周期的终止点的改变心跳周期的步骤,如选择当前心跳周期基准点之前的s个样本点作为起始点,以下一个心跳周期基准点之前的s+1个样本点作为终止点,从而心跳周期可以被存储在心跳矩阵。对于对心电信号进行的预处理的具体方式,可以由设计人员自行设置,只要可以获取存储心跳周期的心跳矩阵,本实施例对此不受任何限制。

[0042] 具体的,获取的心跳矩阵可以为通过上述方式改变了心跳周期的心跳矩阵

$M = [t_{i,j}]_{i=1,j=1}^{i=RR_{\max},j=J}$, 如:

$$[0043] \quad M = \begin{bmatrix} x(b_1 - s) & \cdots & x(b_j - s) \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ x(b_2 - s - 2) & \cdots & x(b_{j+1} - s - 3) \\ x(b_2 - s - 1) & \cdots & x(b_{j+1} - s - 2) \\ x(b_2 - s - 1) & \cdots & x(b_{j+1} - s - 1) \\ x(b_2 - s - 1) & \cdots & x(b_{j+1} - s - 1) \end{bmatrix} \quad (1)$$

[0044] 其中, $M \in R^{RR_{\max} * J}$, RR_{\max} 为最长的RR区间,每个RR区间为各自对应的一个心跳周期,t为心跳矩阵M中的元素, $R^{RR_{\max} * J}$ 为维数为 $RR_{\max} * J$ 维的实数矩阵。

[0045] 步骤102:基于优化理论对心跳矩阵进行优化分解,获取去噪后的心电信号矩阵。

[0046] 具体的,对于基于优化理论对心跳矩阵进行优化分解的具体方式,可以为建立如下的增广拉格朗日函数作为心跳矩阵的优化函数:

$$[0047] \quad L(A, E, Y, \mu) = \|A\|_{w,*} + \gamma \|E\|_1 + \langle Y, M - A - E \rangle + \frac{\mu}{2} \|M - A - E\|_F^2 \quad (2)$$

[0048] 其中, $L(A, E, Y, \mu)$ 为优化函数, μ 为调节参数, Y 为拉格朗日乘子矩阵, $\|A\|_{w,*} = \sum_i w_i \sigma_i(A)$, $w = [w_1, \dots, w_i, \dots, w_n]^T$, 且 $w_i \geq 0$, $\sigma_i(A)$ 为A的第i个奇异值, $\|E\|_1$ 为噪声矩阵E中元素绝对值之和, $\|\cdot\|_F$ 为Frobenius范数, $\langle \dots \rangle$ 为矩阵内积运算符。

[0049] 从而可以求解获得矩阵心跳A更新公式如下:

[0050] 固定 $L(A, E, Y, \mu)$ 中其他参数更新A

$$[0051] \quad \begin{aligned} A^* &= \operatorname{argmin}_A L(A, E_k, Y_k, \mu_k) \\ &= \operatorname{argmin}_A \|A\|_{w,*} + \langle Y_k, M - A - E_k \rangle + \frac{\mu_k}{2} \|M - A - E_k\|_F^2 \\ &= \operatorname{argmin}_A \mu_k^{-1} \|A\|_{w,*} + \frac{1}{2} \|A - (M - E_k + \mu_k^{-1} Y_k)\|_F^2 \end{aligned} \quad (3)$$

[0052] 可以将式(3)改写为以下形式的最小化问题:

$$[0053] \quad \operatorname{prox}_{\|\cdot\|_{w,*}, \varepsilon}[Y] = \operatorname{argmin}_X \frac{1}{2} \|X - Y\|_F^2 + \varepsilon \|X\|_{w,*} \quad (4)$$

$$[0054] \quad \operatorname{prox}_{\|\cdot\|_{w,*}, \varepsilon}[Y] = US_{\varepsilon w}[\Sigma]V^T \quad (5)$$

[0055] 其中,式(4)和式(5)中的X和Y为展示 $prox_{\|\cdot\|_{w_i}, \varepsilon}[\cdot]$ 公式的两个符号,式(4)和式(5)中的 $Y=U\Sigma V^T$,为Y的奇异值分解(singular value decomposition, SVD)与本实施例中的 Y_k 和 Y_{k+1} 无关, $S_{\varepsilon_w}[\Sigma]$ 为泛化软阈值算子(generalized soft-thresholding operator)。

$$[0056] \quad S_{\varepsilon_w}[\Sigma]_{ii} = \max(\Sigma_{ii} - \varepsilon w_i, 0) \quad (6)$$

$$[0057] \quad w_i = \frac{C}{\sigma_i(X) + \varepsilon} \quad (7)$$

[0058] 其中,式(7)中C为常参数, ε 为可以数值较小的参数以避免分母为0。

[0059] 可以理解的是,对于上述问题的求解在 $\sigma_1 \geq \dots \geq \sigma_n \geq 0$ 和 $0 \leq w_1 \leq \dots \leq w_n$ 的条件下得到。因此,第(k+1)次迭代的心跳矩阵 A_{k+1} 可以通过 $prox_{\|\cdot\|_{w_i}, \varepsilon}[\cdot]$ 进行更新:

$$[0060] \quad A_{k+1} = prox_{\|\cdot\|_{w_i}, \mu_k}^{-1}[M - E_k + \mu_k^{-1}Y_k] \quad (8)$$

[0061] 求解噪声矩阵更新公式可以如下:

[0062] 固定 $L(A, E, Y, \mu)$ 中其他参数更新E

$$[0063] \quad E^* = \underset{E}{\operatorname{argmin}} L(A_k, E, Y_k, \mu_k) \\ = \underset{E}{\operatorname{argmin}} \gamma \|E\|_1 + \langle Y_k, M - A_k - E \rangle + \frac{\mu_k}{2} \|M - A_k - E\|_F^2 \quad (9)$$

$$= \underset{E}{\operatorname{argmin}} \gamma \mu_k^{-1} \|E\|_1 + \frac{1}{2} \|E - (M - A_k + \mu_k^{-1}Y_k)\|_F^2$$

[0064] 式(9)中的解可以通过以下形式获得:

$$[0065] \quad S_{\tau}[Y] = \underset{x}{\operatorname{argmin}} \underset{x}{\operatorname{argmin}} \frac{1}{2} \|X - Y\|_F^2 + \tau \|X\|_1 \quad (10)$$

$$[0066] \quad S_{\tau}[x] = \begin{cases} x - \tau, & \text{if } x > \tau \\ x + \tau, & \text{if } x < -\tau \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases} \quad (11)$$

[0067] 其中, τ 为常数且 $\tau > 0$, $x \in \mathbb{R}$, $S_{\tau}[x]$ 为收缩算子(shrinkage operator),式(10)和式(11)中的X和Y为展示 $S_{\tau}[\cdot]$ 公式的两个符号,与式(4)和式(5)中的X和Y无关,式(10)和式(11)中的Y与本实施例中的 Y_k 和 Y_{k+1} 无关。

[0068] 因此,第(k+1)次迭代的噪声矩阵 E_{k+1} 可以通过 $S_{\tau}[\cdot]$ 进行更新:

$$[0069] \quad E_{k+1} = S_{\gamma \mu_k}^{-1}[M - A_k + \mu_k^{-1}Y_k] \quad (12)$$

[0070] 第(k+1)次迭代的拉格朗日乘子矩阵 Y_{k+1} 可以为:

$$[0071] \quad Y_{k+1} = Y_k + \mu_k (M - A_{k+1} - E_{k+1}) \quad (13)$$

[0072] 迭代停止准则可以为当 $\|M - A_{k+1} - E_{k+1}\|_F \leq \delta \|M\|_F$ 或 k 的数值达到预设的最大迭代次数时停止迭代。其中, $\delta = 10^{-7}$ 。

[0073] 可以理解的是,本步骤的具体过程可以为先进行初始化,令 $A_0 = E_0 = 0$, $Y_0 = M$, $A \in \mathbb{R}^{RR_{\max} \times J}$, $E \in \mathbb{R}^{RR_{\max} \times J}$, $Y \in \mathbb{R}^{RR_{\max} \times J}$, $\mu > 0$, $\rho > 1$ 以及 $k = 0$;再进行迭代,分别利用式

(8)、(12)、(13)、 $\mu_{k+1} = \rho \cdot \mu_k$ 和 $k = k+1$ 更新 A_{k+1} 、 E_{k+1} 、 Y_{k+1} 、 μ_{k+1} 和 k ；然后判断是否满足 $\|M - A_{k+1} - E_{k+1}\|_F \leq \delta \|M\|_F$ 或 k 的数值达到预设的最大迭代次数；若是，则将此时的 A_k 作为所述心电信号矩阵；若否，则再次执行迭代的步骤。

[0074] 需要说明的是，对于式(12)中预先设置的调节参数 γ 的获取方式，可以为获取步骤101获取心跳矩阵 M 后，接收由用户或设计人员输入的数值；也可以为设计人员或用户设置好后存储的数值；还可以为其他方式获取的数值。只要可以获取式(12)中调节参数 γ 的数值，对于具体的获取方式，本实施例不做任何限制。

[0075] 可以理解的是，对于本步骤中基于优化理论对心跳矩阵进行优化分解的具体方式，可以通过上述方式进行，也可以采用与上述方式相似的其他优化分解方式进行，只要可以获取去噪后的心电信号矩阵，也就是去除肌电噪声的心电信号，对于具体的优化分解方式，本实施例不做任何限制。对于进行优化分解后获取的内容，可以如本实施例所示，只获取去噪后的心电信号矩阵；还可以获取去噪后的心电信号矩阵和噪声矩阵(E_k)。本实施对此同样不做任何限制。

[0076] 本实施例中，本发明实施例通过对接收到的心电信号进行预处理，获取存储心跳周期的心跳矩阵，可以获取包含心电信号和肌电噪声的心跳矩阵；通过基于优化理论对心跳矩阵进行优化分解，获取去噪后的心电信号矩阵，可以将心跳矩阵中肌电噪声与心电信号分离，从而可以获取去除肌电噪声的心电信号，有效的抑制了肌电噪声，同时保留了心电信号的有效信息。

[0077] 请参考图2，图2为本发明实施例所提供的一种基于优化理论的心电信号去噪装置的结构图。该装置可以包括：

[0078] 获取模块100，用于对接收到的心电信号进行预处理，获取存储心跳周期的心跳矩阵；

[0079] 优化模块200，用于基于优化理论对心跳矩阵进行优化分解，获取去噪后的心电信号矩阵。

[0080] 可选的，获取模块100，可以包括：

[0081] 预处理子模块，用于对心电信号进行去基线、去工频噪声和QRS波形检测，获取QRS波形区间和对应的基准点；

[0082] 获取子模块，用于将QRS波形区间中每个心跳周期对应的基准点之前的预设数量个样本点作为起始点，将QRS波形区间中每个心跳周期对应的基准点之前预设数量加1个样本点作为上一个心跳周期的终止点，获取存储全部心跳周期的心跳矩阵 M ；

[0083] 其中， $M \in R^{RR_{max} * J}$ ， $M = [t_{i,j}]_{i=1, j=1}^{i=RR_{max}, j=J}$ ， RR_{max} 为最长的RR区间，每个RR区间为各自对应的一个心跳周期，基准点为 $\{b_j | j=1, 2, \dots, J\}$ ， t 为所述心跳矩阵 M 中的元素， $R^{RR_{max} * J}$ 为维数为 $RR_{max} * J$ 维的实数矩阵。

[0084] 可选的，优化模块200，可以包括：

[0085] 初始化子模块，用于令 $A_0 = E_0 = 0$ ， $Y_0 = M$ ， $A \in R^{RR_{max} * J}$ ， $E \in R^{RR_{max} * J}$ ， $Y \in R^{RR_{max} * J}$ ， $\mu > 0$ ， $\rho > 1$ 以及 $k=0$ ；其中， k 为迭代次数， A_0 、 E_0 和 Y_0 分别为迭代次数为0的心电信号矩阵、噪声矩阵和拉格朗日乘子矩阵， μ 为调节参数， ρ 为预设的标量值；

[0086] 迭代子模块，用于分别利用 $A_{k+1} = \text{prox}_{\|\cdot\|_{w^*}, \mu_k^{-1}}[M - E_k + \mu_k^{-1}Y_k]$ 、 $E_{k+1} = S_{\gamma \mu_k^{-1}}[M - A_k + \mu_k^{-1}Y_k]$ 、 $Y_{k+1} = Y_k + \mu_k(M - A_{k+1} - E_{k+1})$ 、 $\mu_{k+1} = \rho \cdot \mu_k$ 和 $k = k+1$ 更新 A_{k+1} 、 E_{k+1} 、 Y_{k+1} 、 μ_{k+1} 和 k ；其中， γ 为预先设置的调节参数；

[0087] 判断子模块，用于判断是否满足 $\|M - A_{k+1} - E_{k+1}\|_F \leq \delta \|M\|_F$ 或 k 的数值达到预设的最大迭代次数；其中， $\delta = 10^{-7}$ ， $\|\cdot\|_F$ 为 Frobenius 范数；若否，则向迭代子模块发送启动信号；若是，则将此时的 A_k 作为心电信号矩阵。

[0088] 可选的，优化模块200，还可以包括：

[0089] 优化子模块，用于基于优化理论对心跳矩阵进行优化分解，获取噪声矩阵。

[0090] 本实施例中，本发明实施例通过获取模块100对接收到的心电信号进行预处理，获取存储心跳周期的心跳矩阵，可以获取包含心电信号和肌电噪声的心跳矩阵；通过优化模块200基于优化理论对心跳矩阵进行优化分解，获取去噪后的心电信号矩阵，可以将心跳矩阵中肌电噪声与心电信号分离，从而可以获取去除肌电噪声的心电信号，有效的抑制了肌电噪声，同时保留了心电信号的有效信息。

[0091] 说明书中各个实施例采用递进的方式描述，每个实施例重点说明的都是与其他实施例的不同之处，各个实施例之间相同相似部分互相参见即可。对于实施例公开的装置而言，由于其与实施例公开的方法相对应，所以描述的比较简单，相关之处参见方法部分说明即可。

[0092] 专业人员还可以进一步意识到，结合本文中所公开的实施例描述的各示例的单元及算法步骤，能够以电子硬件、计算机软件或者二者的结合来实现，为了清楚地说明硬件和软件的可互换性，在上述说明中已经按照功能一般性地描述了各示例的组成及步骤。这些功能究竟以硬件还是软件方式来执行，取决于技术方案的特定应用和设计约束条件。专业技术人员可以对每个特定的应用来使用不同方法来实现所描述的功能，但是这种实现不应认为超出本发明的范围。

[0093] 结合本文中所公开的实施例描述的方法或算法的步骤可以直接用硬件、处理器执行的软件模块，或者二者的结合来实施。软件模块可以置于随机存储器 (RAM)、内存、只读存储器 (ROM)、电可编程ROM、电可擦除可编程ROM、寄存器、硬盘、可移动磁盘、CD-ROM、或技术领域内所公知的任意其它形式的存储介质中。

[0094] 以上对本发明所提供的基于优化理论的心电信号去噪方法及装置进行了详细介绍。本文中应用了具体个例对本发明的原理及实施方式进行了阐述，以上实施例的说明只是用于帮助理解本发明的方法及其核心思想。应当指出，对于本技术领域的普通技术人员来说，在不脱离本发明原理的前提下，还可以对本发明进行若干改进和修饰，这些改进和修饰也落入本发明权利要求的保护范围内。

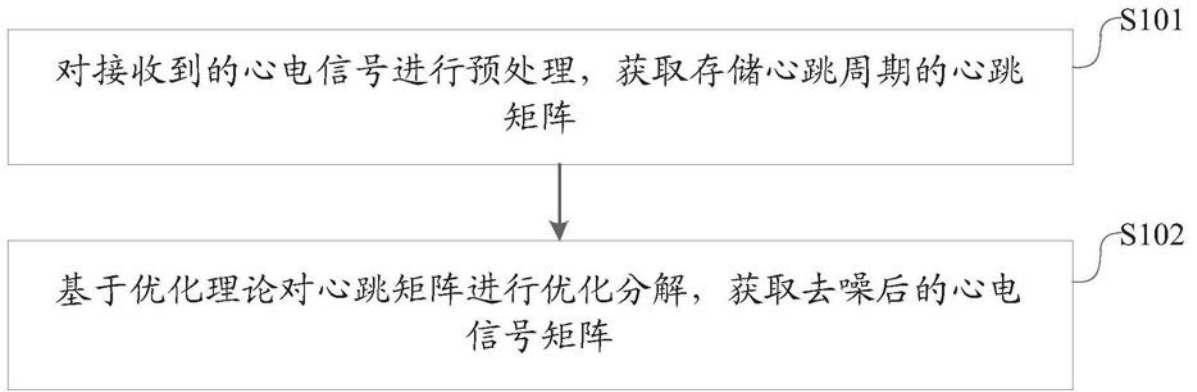


图1

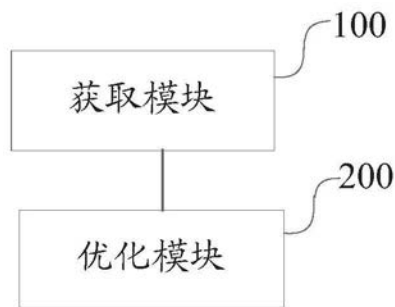


图2

专利名称(译)	一种基于优化理论的心电信号去噪方法及装置		
公开(公告)号	CN107174236B	公开(公告)日	2020-03-10
申请号	CN201710478982.9	申请日	2017-06-21
[标]申请(专利权)人(译)	广东工业大学		
申请(专利权)人(译)	广东工业大学		
当前申请(专利权)人(译)	广东工业大学		
[标]发明人	蔡念 叶倩 张阳 池浩堦 王晗		
发明人	蔡念 叶倩 张阳 池浩堦 王晗		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/04012 A61B5/0402 A61B5/7203 A61B5/7235		
代理人(译)	罗满		
审查员(译)	刘统		
其他公开文献	CN107174236A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种基于优化理论的心电信号去噪方法，包括：对接收到的心电信号进行预处理，获取存储心跳周期的心跳矩阵；基于优化理论对心跳矩阵进行优化分解，获取去噪后的心电信号矩阵；本发明通过对接收到的心电信号进行预处理，获取存储心跳周期的心跳矩阵，可以获得包含心电信号和肌电噪声的心跳矩阵；通过基于优化理论对心跳矩阵进行优化分解，获取去噪后的心电信号矩阵，可以将心跳矩阵中肌电噪声与心电信号分离，从而可以获取去除肌电噪声的心电信号，有效的抑制了肌电噪声，同时保留了心电信号的有效信息。此外，本发明还公开了一种基于优化理论的心电信号去噪装置，同样具有上述有益效果。

