



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110575146 A

(43)申请公布日 2019.12.17

(21)申请号 201910892628.X

(22)申请日 2019.09.20

(71)申请人 福建工程学院

地址 350000 福建省福州市闽侯县上街镇
福州地区大学新校区学园路

(72)发明人 罗堪 刘肖 邹复民 李建兴
马莹 陈炜 黄炳法

(74)专利代理机构 福州君诚知识产权代理有限公司 35211

代理人 戴雨君

(51)Int.Cl.

A61B 5/02(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

G06F 17/16(2006.01)

G06K 9/00(2006.01)

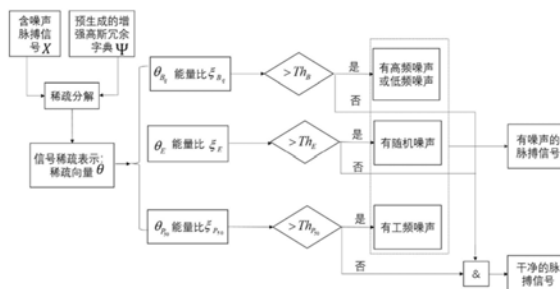
权利要求书3页 说明书6页 附图1页

(54)发明名称

一种基于增强的高斯冗余字典脉搏信号噪声检测方法

(57)摘要

本发明公开一种基于增强的高斯冗余字典脉搏信号噪声检测方法,利用构造的加强的高斯冗余字典,得到可以稀疏向量,在通过归一化,得到不同噪声矩阵的能量比,最后通过阈值比较法,确定脉搏信号是否含有噪声以及含有的噪声的类型。本发明不止可以用于检测脉搏信号的噪声及类型,也可以用于检测心电信号等其他信号的噪声及类型。



1. 一种基于增强的高斯冗余字典脉搏信号噪声检测方法,其特征在于:其包括以下步骤:

步骤1,预生成增强的高斯冗余字典,增强的高斯冗余字典的数学模型为:

$$\Psi = [D_1 \ D_2 \ D_3 \ \dots \ D_u \ B_1 \ B_2 \ B_3 \ \dots \ B_q \ E \ P_{50}] \quad (1)$$

其中, u 个 $N \times N$ 维的高斯字典 D_u 对应无噪声脉搏信号, q 个 $N \times N$ 维的高斯字典 B_q 对应低频和高频噪声,1个 $N \times N$ 维单位矩阵 E 对应随机噪声,以及1个 $N \times N$ 维的频率为50Hz的正弦矩阵 P_{50} 对应50Hz的工频噪声的干扰;

步骤2,获取含有噪声的脉搏信号,并计算获取该脉搏信号对应增强的高斯冗余字典的稀疏向量; $\theta = [\theta_{D_1} \ \theta_{D_2} \ \theta_{D_3} \ \dots \ \theta_{D_u} \ \theta_{B_1} \ \theta_{B_2} \ \theta_{B_3} \ \dots \ \theta_{B_q} \ \theta_E \ \theta_{P_{50}}]^T$ (7)

其中, $\theta_{D_1} \ \theta_{D_2} \ \theta_{D_3} \ \dots \ \theta_{D_u}$ 表示高斯字典稀疏向量, $\theta_{B_1} \ \theta_{B_2} \ \theta_{B_3} \ \dots \ \theta_{B_q}$ 表示检测低频和高频噪声的稀疏向量, θ_E 表示检测随机噪声的稀疏向量, $\theta_{P_{50}}$ 表示检测工频噪声的稀疏向量;

步骤3,分别计算稀疏向量的每个矩阵的能量比,具体如下:

稀疏向量 θ 中向量 θ_{D_u} 、 θ_{B_q} 、 θ_E 、 $\theta_{P_{50}}$ 的能量值分别为:

$$E_{D_u} = \sum_{i=1}^{uN} (\theta_{D_u}(i,1))^2 \quad (8)$$

$$E_{B_q} = \sum_{i=1}^{qN} (\theta_{B_q}(i,1))^2 \quad (9)$$

$$E_E = \sum_{i=1}^N (\theta_E(i,1))^2 \quad (10)$$

$$E_{P_{50}} = \sum_{i=1}^N (\theta_{P_{50}}(i,1))^2 \quad (11)$$

其中, E_{D_u} 、 E_{B_q} 、 E_E 、 $E_{P_{50}}$ 分别表示向量 θ_{D_u} 、 θ_{B_q} 、 θ_E 、 $\theta_{P_{50}}$ 的能量值; uN 、 qN 、分别表示向量 θ_{D_u} 、 θ_{B_q} 的长度, N 表示向量 θ_E 和 $\theta_{P_{50}}$ 的长度;

则稀疏向量的每个矩阵的能量比为:

$$\xi_{B_q} = \frac{E_{B_q}}{E_{D_u} + E_{B_q} + E_E + E_{P_{50}}} \quad (12)$$

$$\xi_E = \frac{E_E}{E_{D_u} + E_{B_q} + E_E + E_{P_{50}}} \quad (13)$$

$$\xi_{P_{50}} = \frac{E_{P_{50}}}{E_{D_u} + E_{B_q} + E_E + E_{P_{50}}} \quad (14)$$

其中, ξ_{B_q} 、 ξ_E 、 $\xi_{P_{50}}$ 分别表示矩阵 E_{B_q} 、 E_E 、 $E_{P_{50}}$ 占总能量的比值;

步骤4,将每个矩阵的能力比分别与各自的最佳阈值比较,判断是否存在对应类型的噪声;

当 $\xi_{B_q} > Th_B$ 时,则脉搏信号中存在高频噪声和低频噪声,

当 $\xi_E > Th_E$ 时,则脉搏信号中存在随机噪声,

当 $\xi_{B_0} > Th_P$ 时,则脉搏信号中存在工频噪声,

当以上条件都不满足时,则证明该段脉搏信号为干净的脉搏信号;

其中, Th_B 、 Th_E 、 Th_P 分别表示检测高频噪声和低频噪声、随机噪声、工频噪声的阈值。

2. 根据权利要求1所述的一种基于增强的高斯冗余字典脉搏信号噪声检测方法,其特征在于: u 个 $N \times N$ 维的高斯字典 D_u 中的元素 $d_d(i, j)$ 为:

$$d_d(i, j) = e^{-\frac{(i-1-N/2-j+1)^2}{2a_d^2}} \quad (2)$$

其中, $i, j \in [1, N]$ 为矩阵中元素所在的行和列, a_d 为形态参数,对应 D_u 共有 u 个;

a_d 参数生成的 D_u 满足以最小的稀疏向量 θ_c 表示任意一段无噪声的脉搏信号 $cPPG$;

$$\begin{aligned} cPPG &= D_u \times \theta_c \\ s.t. \quad \min(\|\theta_c\|_1) \end{aligned} \quad (3)$$

其中, $cPPG$ 为干净的脉搏信号, θ_c 为干净脉搏信号经过稀疏分解后得到的稀疏向量,且 θ_c 满足其1范数具有最小值。

3. 根据权利要求2所述的一种基于增强的高斯冗余字典脉搏信号噪声检测方法,其特征在于:确定形态参数 a_d 的具体方法为:随机选择若干段干净的脉搏信号, a_d 在一定的搜索范围内取值生成 D_u ,通过网格搜索的方式确定满足公式(3)时,最少个数的 a_d 组合即为最优的 D_u 生成参数。

4. 根据权利要求1所述的一种基于增强的高斯冗余字典脉搏信号噪声检测方法,其特征在于: q 个 $N \times N$ 维的高斯字典 B_q 中的元素 $d_b(i, j)$ 为:

$$d_b(i, j) = e^{-\frac{(i-1-N/2-j+1)^2}{2a_b^2}} \quad (4)$$

其中, $i, j \in [1, N]$ 为矩阵中元素所在的行和列, a_b 为噪声形态参数,对应 B_q 共有 q 个;

a_b 参数生成的 B_q 满足能够以最小的稀疏向量 θ_n 来表示任意一段低频和高频噪声 nS ;

$$\begin{aligned} nS &= B_p \times \theta_n \\ s.t. \quad \min(\|\theta_n\|_1) \end{aligned} \quad (5)$$

其中, nS 为低频和高频噪声, θ_n 为噪声经过稀疏分解后得到的稀疏向量,且 θ_n 满足其1范数具有最小值。

5. 根据权利要求1所述的一种基于增强的高斯冗余字典脉搏信号噪声检测方法,其特征在于:

1个 $N \times N$ 单位矩阵 E 为主对角线元素为1,其它位置元素为0的方阵。

1个 $N \times N$ 正弦矩阵 P_{50} 的元素为 $p_{50}(i, j)$:

$$p_{50}(i, j) = \sin(2\pi * 50 * (i-1-j+1)/fs) \quad (6)$$

其中, $i, j \in [1, N]$ 为矩阵中元素所在的行和列。

6. 根据权利要求1所述的一种基于增强的高斯冗余字典脉搏信号噪声检测方法,其特征在于:步骤2中采用基追踪算法、贪婪算法、IRLS算法或SLO对含噪声脉搏信号进行稀疏分

解得到稀疏向量。

7. 根据权利要求1所述的一种基于增强的高斯冗余字典脉搏信号噪声检测方法, 其特征在于: 步骤4中确定最佳阈值 Th_B 、 Th_E 、 Th_P 的方法为: 随机选取若干段含噪声的脉搏信号, 每段脉搏信号先人工标记噪声; 再用从阈值搜索范围中选取一组阈值, 通过本发明的方法判断噪声; 统计预测结果, 预测正确为TP, 预测错误为FP, 则该组阈值的准确率为:

$$ACC = \frac{TP}{TP + FP} \quad (15)$$

通过网格搜索的方式, 确定准确率最高的该组阈值即为最佳阈值。

一种基于增强的高斯冗余字典脉搏信号噪声检测方法

技术领域

[0001] 本发明涉及信号噪声检测领域,尤其涉及一种基于增强的高斯冗余字典脉搏信号噪声检测方法。

背景技术

[0002] 人体脉象信号在中国传统医学(中医)和现代医学(西医)中具有重要的临床诊断价值。古代就有“问病以知其外,察脉以知其内”,“病家不用开口,便知病症根由”的说法,这充分说明了脉象信号包含有丰富的人体健康状况信息。为了客观定量地揭示脉象的机理,自20世纪80年代以来,许多研究者致力于人体脉搏信号的检测和分析。但是,人体脉搏信号是一种微弱信号,信噪比较低。正常人的脉象信号在0~20Hz频率范围内,且大约99%的能量分布在0~10Hz之间,在检测和采集时,由于受仪器、人体等方面的影响,所采集的信号中常存在如下噪声:基线漂移、人体呼吸等低频干扰,频率小于1Hz;肌电干扰,是由于肢体抖动、肌肉紧张而引起的干扰,它的频率范围较大;工频干扰以及高频噪声。在健康监护工作中,干扰信号的准确识别对降低误报警次数、提高信号分析的准确性意义重大。因此,对脉搏信号噪声检测是一项十分重要的工作。

[0003] 现有的脉搏信号检测方法有以下几种方案:(1)基于动态时间扭曲的方法:通过基于动态时间扭曲的方法来定位脉搏信号中的干扰信号。该方法主波的误检测会导致错误的匹配结果,引起干扰信号的漏检和误检。(2)形态学分析的方法:通过决策树对脉搏信号的质量进行评估分级。该方法需要提取脉搏信号中多个质量指标,算法计算时间长、复杂度高。(3)时间序列符号化的方法。将脉搏信号降维为符号序列后形成字符串,通过比较字符串的距离来实现脉搏信号干扰段的检测。该方法过程复杂,运算时间长。

发明内容

[0004] 本发明的目的在于提供一种基于增强的高斯冗余字典脉搏信号噪声检测方法。

[0005] 本发明采用的技术方案是:

[0006] 一种基于增强的高斯冗余字典脉搏信号噪声检测方法,其包括以下步骤:

[0007] 步骤1,预生成增强的高斯冗余字典,增强的高斯冗余字典的数学模型为:

$$[0008] \psi = [D_1 D_2 D_3 \cdots D_u B_1 B_2 B_3 \cdots B_q E P_{50}] \quad (1)$$

[0009] 其中,u个 $N \times N$ 维的高斯字典 D_u 对应无噪声脉搏信号,q个 $N \times N$ 维的高斯字典 B_q 对应低频和高频噪声,1个 $N \times N$ 维单位矩阵E对应随机噪声,以及1个 $N \times N$ 维的频率为50Hz的正弦矩阵 P_{50} 对应50Hz的工频噪声的干扰;

[0010] 步骤2,获取含有噪声的脉搏信号,并计算获取该脉搏信号对应增强的高斯冗余字典的稀疏向量;

$$[0011] \theta = [\theta_{D_1} \theta_{D_2} \theta_{D_3} \cdots \theta_{D_u} \theta_{B_1} \theta_{B_2} \theta_{B_3} \cdots \theta_{B_q} \theta_E \theta_{P_{50}}]^T \quad (7)$$

[0011] 其中, $\theta_{D_1} \theta_{D_2} \theta_{D_3} \cdots \theta_{D_u}$ 表示高斯字典稀疏向量, $\theta_{B_1} \theta_{B_2} \theta_{B_3} \cdots \theta_{B_q}$ 表示检测低频和高频噪声的稀疏向量, θ_E 表示检测随机噪声的稀疏向量, $\theta_{P_{50}}$ 表示检测工频噪声的稀疏向量;

[0012] 步骤3,分别计算稀疏向量的每个矩阵的能量比:

[0013] 稀疏向量 θ 中向量 θ_{D_u} 、 θ_{B_q} 、 θ_E 、 $\theta_{P_{30}}$ 的能量值分别为:

$$[0014] \quad E_{D_u} = \sum_{i=1}^{uN} (\theta_{D_u}(i,1))^2 \quad (8)$$

$$[0015] \quad E_{B_q} = \sum_{i=1}^{qN} (\theta_{B_q}(i,1))^2 \quad (9)$$

$$[0016] \quad E_E = \sum_{i=1}^N (\theta_E(i,1))^2 \quad (10)$$

$$[0017] \quad E_{P_{30}} = \sum_{i=1}^N (\theta_{P_{30}}(i,1))^2 \quad (11)$$

[0018] 其中, E_{D_u} 、 E_{B_q} 、 E_E 、 $E_{P_{30}}$ 分别表示向量 θ_{D_u} 、 θ_{B_q} 、 θ_E 、 $\theta_{P_{30}}$ 的能量值; uN 、 qN 、分别表示向量 θ_{D_u} 、 θ_{B_q} 的长度, N 表示向量 θ_E 和 $\theta_{P_{30}}$ 的长度;

[0019] 则稀疏向量的每个矩阵的能量比为:

$$[0020] \quad \xi_{B_q} = \frac{E_{B_q}}{E_{D_u} + E_{B_q} + E_E + E_{P_{30}}} \quad (12)$$

$$[0021] \quad \xi_E = \frac{E_E}{E_{D_u} + E_{B_q} + E_E + E_{P_{30}}} \quad (13)$$

$$[0022] \quad \xi_{P_{30}} = \frac{E_{P_{30}}}{E_{D_u} + E_{B_q} + E_E + E_{P_{30}}} \quad (14)$$

[0023] 其中, ξ_{B_q} 、 ξ_E 、 $\xi_{P_{30}}$ 分别表示矩阵 E_{B_q} 、 E_E 、 $E_{P_{30}}$ 占总能量的比值;

[0024] 步骤4,将每个矩阵的能力比分别与各自的最佳阈值比较,判断是否存在对应类型的噪声;

[0025] 当 $\xi_{B_q} > Th_b$ 时,则脉搏信号中存在高频噪声和低频噪声,

[0026] 当 $\xi_E > Th_E$ 时,则脉搏信号中存在随机噪声,

[0027] 当 $\xi_{P_{30}} > Th_p$ 时,则脉搏信号中存在工频噪声,

[0028] 当以上条件都不满足时,则该段脉搏信号为干净的脉搏信号。

[0029] 其中, Th_b 、 Th_E 、 Th_p 分别表示检测高频噪声和低频噪声、随机噪声、工频噪声的阈值。

[0030] 进一步地, u 个 $N \times N$ 维的高斯字典 D_u 中的元素 $d_d(i, j)$ 为:

$$[0031] \quad d_d(i, j) = e^{-\frac{(i-1-N/2-j+1)^2}{2a_d^2}} \quad (2)$$

[0032] 其中, $i, j \in [1, N]$ 为矩阵中元素所在的行和列, a_d 为形态参数,对应 D_u 共有 u 个;

[0033] a_d 参数生成的 D_u 满足以最小的稀疏向量 θ_c 表示任意一段无噪声的脉搏信号cPPG;

$$\begin{aligned}
 & cPPG = D_u \times \theta_c \\
 [0034] \quad & s.t. \min(\|\theta_c\|_1)
 \end{aligned} \tag{3}$$

[0035] 其中, $cPPG$ 为干净的脉搏信号, θ_c 为干净脉搏信号经过稀疏分解后得到的稀疏向量, 且 θ_c 满足其 1 范数具有最小值。

[0036] 进一步地, 形态参数 a_d 通过实验方法来确定, 具体方法为: 随机选择若干段干净的脉搏信号, a_d 在一定的搜索范围内取值生成 D_u , 通过网格搜索的方式确定满足公式 (3) 时, 最少个数的 a_d 组合即为最优的 D_u 生成参数。

[0037] 进一步地, q 个 $N \times N$ 维的高斯字典 B_q 中的元素 $d_b(i, j)$ 为:

$$[0038] \quad d_b(i, j) = e^{-\frac{(i-1-N/2-j+1)^2}{2a_b^2}} \tag{4}$$

[0039] 其中, $i, j \in [1, N]$ 为矩阵中元素所在的行和列, a_d 为噪声形态参数, 对应 B_q 共有 q 个;

[0040] a_d 参数生成的 B_q 满足能够以最小的稀疏向量 θ_n 来表示任意一段低频和低频噪声 nS ;

$$\begin{aligned}
 & nS = B_p \times \theta_n \\
 [0041] \quad & s.t. \min(\|\theta_n\|_1)
 \end{aligned} \tag{5}$$

[0042] 其中, nS 为低频和低频噪声, θ_n 为噪声经过稀疏分解后得到的稀疏向量, 且 θ_n 满足其 1 范数具有最小值; B_q 的噪声形态参数 a_b 通过实验方法来确定。

[0043] 进一步地, 1 个 $N \times N$ 单位矩阵 E 为主对角线元素为 1, 其它位置元素为 0 的方阵。

[0044] 1 个 $N \times N$ 正弦矩阵 P_{50} 的元素为 $p_{50}(i, j)$:

$$[0045] \quad p_{50}(i, j) = \sin(2 * \pi * 50 * (i - 1 - j + 1 / fs)) \tag{6}$$

[0046] 其中, $i, j \in [1, N]$ 为矩阵中元素所在的行和列。

[0047] 进一步地, 步骤 2 中采用基追踪 (Basis Pursuit, BP) 算法、贪婪算法、IRLS (Iterative Re-weighted Least Squares) 算法或 SL0 对含噪声脉搏信号进行稀疏分解得到稀疏向量。

[0048] 进一步地, 步骤 4 中确定最佳阈值 Th_B 、 Th_E 、 Th_P 的方法为: 随机选取若干段含噪声的脉搏信号, 每段脉搏信号先人工标记噪声; 再用从阈值搜索范围中选取一组阈值, 通过本发明的方法判断噪声; 统计预测结果, 预测正确为 TP, 预测错误为 FP, 则该组阈值的准确率为:

$$[0049] \quad ACC = \frac{TP}{TP + FP} \tag{15}$$

[0050] 通过网格搜索的方式, 确定准确率最高的该组阈值即为最佳阈值。

[0051] 本发明采用以上技术方案, 在预生成的增强的高斯冗余字典 Ψ 上, 利用已经公开的信号稀疏分解方法, 如基追踪 (Basis Pursuit, BP) 算法、贪婪算法、IRLS (Iterative Re-weighted Least Squares) 算法或 SL0 (Smooth Norm) 算法, 对含噪声脉搏信号 x 进行稀疏分解得到稀疏向量 θ 。计算出 θ 不同向量的能量比, 再与预设的阈值进行比较来判断是否含有噪声及其噪声类型。

[0052] 本发明能够有效的检测出脉搏信号是否含有噪声, 也可以检测出高频噪声、低频噪声、基线漂移、工频干扰和肌电干扰等噪声的类型, 为后续脉搏波特征提取及噪声的去除

提供了很好的基础。本发明不止可以用于检测脉搏信号的噪声及类型，也可以用于检测心电图信号等其他信号的噪声及类型。

附图说明

[0053] 以下结合附图和具体实施方式对本发明做进一步详细说明；

[0054] 图1为本发明一种基于增强的高斯冗余字典脉搏信号噪声检测方法的流程示意图。

具体实施方式

[0055] 如图1所示，本发明一种基于增强的高斯冗余字典脉搏信号噪声检测方法，其包括以下步骤：

[0056] 步骤1，预生成增强的高斯冗余字典，针对长度为N，采样率为 f_s 的脉搏波信号，增强的高斯冗余字典的数学模型为：

$$[0057] \quad \psi = [D_1 \ D_2 \ D_3 \ \cdots \ D_u \ B_1 \ B_2 \ B_3 \ \cdots \ B_q \ E \ P_{50}] \quad (1)$$

[0058] 其中， u 个 $N \times N$ 维的高斯字典 D_u 对应无噪声脉搏信号， q 个 $N \times N$ 维的高斯字典 B_q 对应低频和低频噪声，1个 $N \times N$ 维单位矩阵 E 对应随机噪声，以及1个 $N \times N$ 维的频率为50Hz的正弦矩阵 P_{50} 对应50Hz的工频噪声的干扰；

[0059] 进一步地， u 个 $N \times N$ 维的高斯字典 D_u 中的元素 $d_d(i, j)$ 为：

$$[0060] \quad d_d(i, j) = e^{-\frac{(i-1-N/2-j+1)^2}{2a_d^2}} \quad (2)$$

[0061] 其中， $i, j \in [1, N]$ 为矩阵中元素所在的行和列， a_d 为形态参数，对应 D_u 共有 u 个；

[0062] a_d 参数生成的 D_u 满足以最小的稀疏向量 θ_c 表示任意一段无噪声的脉搏信号 $cPPG$ ；

$$[0063] \quad \begin{aligned} cPPG &= D_u \times \theta_c \\ s.t. \quad &\min(\|\theta_c\|_1) \end{aligned} \quad (3)$$

[0064] 其中， $cPPG$ 为干净的脉搏信号， θ_c 为干净脉搏信号经过稀疏分解后得到的稀疏向量，且 θ_c 满足其1范数具有最小值。

[0065] 进一步地，形态参数 a_d 通过实验方法来确定，具体方法为：随机选择若干段干净的脉搏信号， a_d 在一定的搜索范围内取值生成 D_u ，通过网络搜索的方式确定满足公式(3)时，最少个数的 a_d 组合即为最优的 D_u 生成参数。

[0066] 进一步地， q 个 $N \times N$ 维的高斯字典 B_q 中的元素 $d_b(i, j)$ 为：

$$[0067] \quad d_b(i, j) = e^{-\frac{(i-1-N/2-j+1)^2}{2a_b^2}} \quad (4)$$

[0068] 其中， $i, j \in [1, N]$ 为矩阵中元素所在的行和列， a_b 为噪声形态参数，对应 B_q 共有 q 个；

[0069] a_b 参数生成的 B_q 满足能够以最小的稀疏向量 θ_n 来表示任意一段低频和低频噪声 nS ；

$$[0070] \quad \begin{aligned} nS &= B_p \times \theta_n \\ s.t. \quad &\min(\|\theta_n\|_1) \end{aligned} \quad (5)$$

[0071] 其中, nS 为低频和高频噪声, θ_n 为噪声经过稀疏分解后得到的稀疏向量, 且 θ_n 满足其 1 范数具有最小值; B_q 的噪声形态参数 a_b 通过实验方法来确定。

[0072] 进一步地, 1 个 $N \times N$ 单位矩阵 E 为主对角线元素为 1, 其它位置元素为 0 的方阵。

[0073] 1 个 $N \times N$ 正弦矩阵 P_{50} 的元素为 $p_{50}(i, j)$:

$$[0074] \quad p_{50}(i, j) = \sin(2 * \pi * 50 * (i - j + 1 / fs)) \quad (6)$$

[0075] 其中, $i, j \in [1, N]$ 为矩阵中元素所在的行和列。

[0076] 步骤 2, 获取含有噪声的脉搏信号, 并采用基追踪 (Basis Pursuit, BP) 算法、贪婪算法、IRLS (Iterative Re-weighted Least Squares) 算法或 SL0 对含噪声脉搏信号进行稀疏分解, 计算获取该脉搏信号对应增强的高斯冗余字典的稀疏向量;

$$[0077] \quad \theta = [\theta_{D_1} \theta_{D_2} \theta_{D_3} \cdots \theta_{D_u} \theta_{B_1} \theta_{B_2} \theta_{B_3} \cdots \theta_{B_q} \theta_E \theta_{P_{50}}]^T \quad (7)$$

[0078] 其中, $\theta_{D_1} \theta_{D_2} \theta_{D_3} \cdots \theta_{D_u}$ 表示高斯字典稀疏向量, $\theta_{B_1} \theta_{B_2} \theta_{B_3} \cdots \theta_{B_q}$ 表示检测低频和高频噪声的稀疏向量, θ_E 表示检测随机噪声的稀疏向量, $\theta_{P_{50}}$ 表示检测工频噪声的稀疏向量;

[0079] 步骤 3, 分别计算稀疏向量的每个矩阵的能量比:

[0080] 稀疏向量 θ 中向量 θ_{D_u} 、 θ_{B_q} 、 θ_E 、 $\theta_{P_{50}}$ 的能量值分别为:

$$[0081] \quad E_{D_u} = \sum_{i=1}^{uN} (\theta_{D_u}(i, 1))^2 \quad (8)$$

$$[0082] \quad E_{B_q} = \sum_{i=1}^{qN} (\theta_{B_q}(i, 1))^2 \quad (9)$$

$$[0083] \quad E_E = \sum_{i=1}^N (\theta_E(i, 1))^2 \quad (10)$$

$$[0084] \quad E_{P_{50}} = \sum_{i=1}^N (\theta_{P_{50}}(i, 1))^2 \quad (11)$$

[0085] 其中, E_{D_u} 、 E_{B_q} 、 E_E 、 $E_{P_{50}}$ 分别表示向量 θ_{D_u} 、 θ_{B_q} 、 θ_E 、 $\theta_{P_{50}}$ 的能量值; uN 、 qN 、 N 分别表示向量 θ_{D_u} 、 θ_{B_q} 的长度, N 表示向量 θ_E 和 $\theta_{P_{50}}$ 的长度;

[0086] 则稀疏向量的每个矩阵的能量比为:

$$[0087] \quad \xi_{B_q} = \frac{E_{B_q}}{E_{D_u} + E_{B_q} + E_E + E_{P_{50}}} \quad (12)$$

$$[0088] \quad \xi_E = \frac{E_E}{E_{D_u} + E_{B_q} + E_E + E_{P_{50}}} \quad (13)$$

$$[0089] \quad \xi_{P_{50}} = \frac{E_{P_{50}}}{E_{D_u} + E_{B_q} + E_E + E_{P_{50}}} \quad (14)$$

[0090] 其中, ξ_{B_q} 、 ξ_E 、 $\xi_{P_{50}}$ 分别表示矩阵 E_{B_q} 、 E_E 、 $E_{P_{50}}$ 占总能量的比值;

[0091] 步骤 4, 将每个矩阵的能力比分别与各自的最佳阈值比较, 判断是否存在对应类型的噪声;

[0092] 当 $\xi_{B_q} > Th_B$ 时,则脉搏信号中存在高频噪声和低频噪声,

[0093] 当 $\xi_E > Th_E$ 时,则脉搏信号中存在随机噪声,

[0094] 当 $\xi_{P_{30}} > Th_P$ 时,则脉搏信号中存在工频噪声,

[0095] 当以上条件都不满足时,则该段脉搏信号为干净的脉搏信号。

[0096] 其中, Th_B 、 Th_E 、 Th_P 分别表示检测高频噪声和低频噪声、随机噪声、工频噪声的阈值。

[0097] 进一步地,步骤4中确定最佳阈值 Th_B 、 Th_E 、 Th_P 的方法为:随机选取若干段含噪声的脉搏信号,每段脉搏信号先人工标记噪声;再用从阈值搜索范围中选取一组阈值,通过本发明的方法判断噪声;统计预测结果,预测正确为TP,预测错误为FP,则该组阈值的准确率为:

$$[0098] \quad ACC = \frac{TP}{TP + FP} \quad (15)$$

[0099] 通过网格搜索的方式,确定准确率最高的该组阈值即为最佳阈值。

[0100] 本发明采用以上技术方案,在预生成的增强的高斯冗余字典 Ψ 上,利用已经公开的信号稀疏分解方法,如基追踪(Basis Pursuit, BP)算法、贪婪算法、IRLS (Iterative Reweighted Least Squares) 算法或SLO (Smooth Norm) 算法,对含噪声脉搏信号 x 进行稀疏分解得到稀疏向量 θ 。计算出 θ 不同向量的能量比,再与预设的阈值进行比较来判断是否含有噪声及其噪声类型。

[0101] 本发明能够有效的检测出脉搏信号是否含有噪声,也可以检测出高频噪声、低频噪声、基线漂移、工频干扰和肌电干扰等噪声的类型,为后续脉搏波特征提取及噪声的去除提供了很好的基础。本发明不止可以用于检测脉搏信号的噪声及类型,也可以用于检测心电信号等其他信号的噪声及类型。

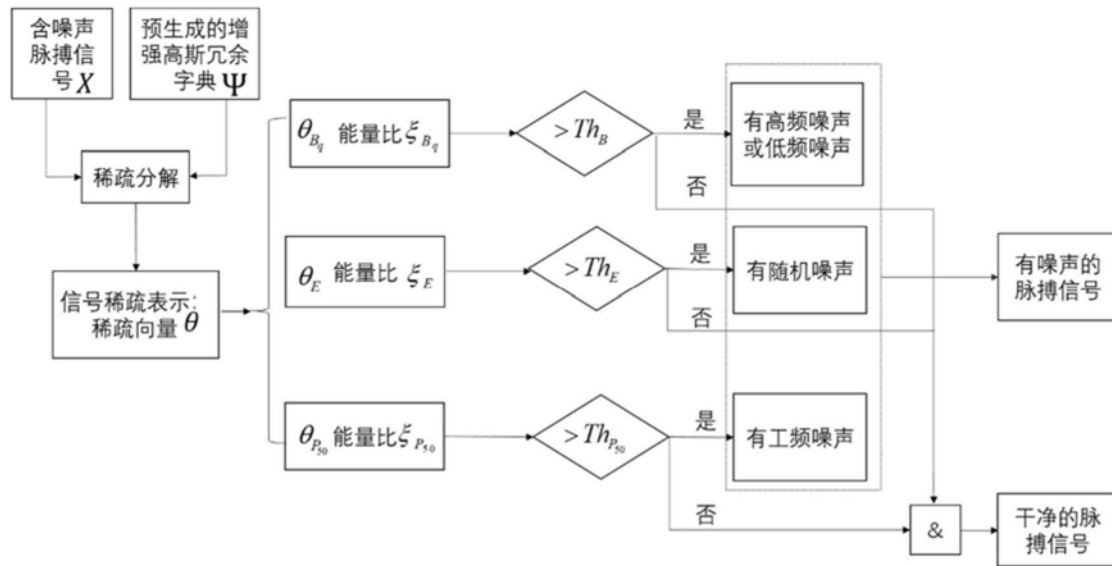


图1

专利名称(译)	一种基于增强的高斯冗余字典脉搏信号噪声检测方法		
公开(公告)号	CN110575146A	公开(公告)日	2019-12-17
申请号	CN201910892628.X	申请日	2019-09-20
[标]申请(专利权)人(译)	福建工程学院		
申请(专利权)人(译)	福建工程学院		
当前申请(专利权)人(译)	福建工程学院		
[标]发明人	罗堪 刘肖 邹复民 李建兴 马莹 陈炜 黄炳法		
发明人	罗堪 刘肖 邹复民 李建兴 马莹 陈炜 黄炳法		
IPC分类号	A61B5/02 A61B5/00 G06F17/16 G06K9/00		
CPC分类号	A61B5/02 A61B5/7203 G06F17/16 G06K9/0051		
代理人(译)	戴雨君		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开一种基于增强的高斯冗余字典脉搏信号噪声检测方法，利用构造的加强的高斯冗余字典，得到可以稀疏向量，在通过归一化，得到不同噪声矩阵的能量比，最后通过阈值比较法，确定脉搏信号是否含有噪声以及含有的噪声的类型。本发明不止可以用于检测脉搏信号的噪声及类型，也可以用于检测心电信号等其他信号的噪声及类型。

