



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110575145 A

(43)申请公布日 2019.12.17

(21)申请号 201910892620.3

(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 李建兴 邹复民
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)

G06K 9/62(2006.01)

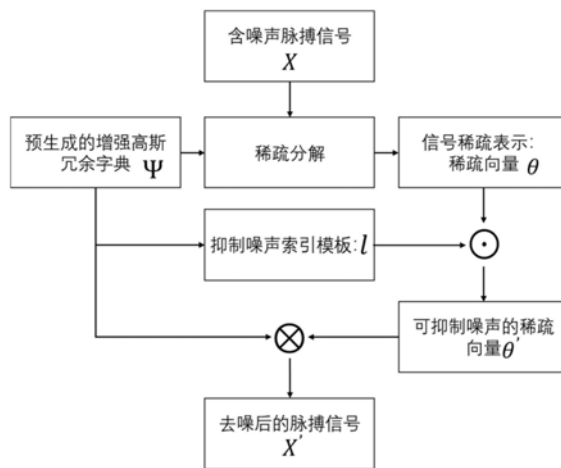
权利要求书2页 说明书5页 附图1页

(54)发明名称

一种基于增强的高斯冗余字典脉搏信号去噪方法

(57)摘要

本发明能够有效的抑制脉搏信号的高频噪声、低频噪声、基线漂移、工频干扰和肌电干扰等噪声,有效提高了信噪比。本发明去噪后的信号没有多余震荡,极大地提高了运算效率,节约了大量资源,可以用于低功耗的前端脉搏信号采集,为后续脉搏波特征提取及分类进一步工作提供了很好的效果。本发明不止可以用于去除脉搏信号的噪声,也可以用于去除心电信号等其他信号的噪声。



1. 一种基于增强的高斯冗余字典脉搏信号去噪方法,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:

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

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;

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

$$\text{稀疏向量}; \theta = [\theta_{D_1} \ \theta_{D_2} \ \theta_{D_3} \ \cdots \ \theta_{D_u} \ \theta_{B_1} \ \theta_{B_2} \ \theta_{B_3} \ \cdots \ \theta_{B_q} \ \theta_E \ \theta_{P_{50}}]^T \quad (8)$$

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;

步骤3,构建抑制噪声索引模板向量 1 ,采用 p 个 $N \times 1$ 维且元素值为1的向量与 k 个 $N \times 1$ 维且元素值为0的向量拼接组合的转置得到抑制噪声索引模板向量 1 ,其表达式为:

$$1 = [1_{N \times 1}, 1_{N \times 1}, \cdots, 1_{N \times 1}, 0_{N \times 1}, 0_{N \times 1}, \cdots, 0_{N \times 1}]^T \quad (7)$$

步骤4,基于增强的高斯冗余字典对含噪声脉搏信号进行去噪处理,具体步骤如下

步骤4-1,将脉搏信号 x 基于增强高斯冗余字典 ψ 线性表示为:

$$x = \psi \theta \quad (9)$$

其中, θ 为脉搏信号 x 对应 ψ 的稀疏向量;

步骤4-2,利用抑制噪声索引模板向量点乘稀疏向量 θ 获得抑制噪声成分的无噪声脉搏信号稀疏向量估计 θ' 。

$$\theta' = 1 \cdot \theta \quad (10)$$

步骤4-3,利用矩阵乘法对信号进行重构得到干净的脉搏信号 x' 为:

$$x' = \psi \theta' \quad (11)$$

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去噪方法,其特征在于:步骤1中 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去噪方法,其特征在于:步骤1中确定形态参数 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去噪方法,其特征在

于:步骤1中 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_d 为噪声形态参数, 对应 B_q 共有 q 个;
 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高频噪声 nS ;

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

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去噪方法, 其特征在于: 步骤1中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。

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去噪方法, 其特征在于: 步骤1中1个 $N \times N$ 正弦矩阵 P_{50} 的元素 $p_{50}(i, j)$ 的表达式为:

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

其中, $i, j \in [1, N]$ 为矩阵中元素所在的行和列。

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去噪方法, 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算法对含噪声脉搏信号进行稀疏分解得到稀疏向量。

一种基于增强的高斯冗余字典脉搏信号去噪方法

技术领域

[0001] 本发明涉及信号噪声处理技术领域,尤其涉及一种基于增强的高斯冗余字典脉搏信号去噪方法。

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。因此,对脉搏信号的去噪是一项十分重要的工作。

[0003] 现有的脉搏信号去噪方法有以下几种方案:(1) 阈值去噪方法,按照一定的预设阈值压缩信号的变换系数,然后用被压缩后的系数重构信号以达到消除噪声的目的。该方法虽然提高了信号的信噪比,但当信号具有突变的不连续点或信噪比较低时,阈值法去噪会出现伪吉布斯现象,即在不连续点附近的信号会在原有的信号电平上上下下跳变。

[0004] (2) 小波变换去噪方法。脉搏信号和噪声在小波变换下有不同的性质,通过小波分解系数进行处理达到信号和噪声分离的目的。但是该方法计算较复杂。(3) 数字滤波(FIR, IIR)去噪方法。通过设计获得数字滤波器系数,利用乘法,延时,累加计算实现噪声去除。但是该方法不能处理与信号存在频谱混叠部分的噪声。

发明内容

[0005] 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去噪方法。

[0006] 本发明采用的技术方案是:

[0007] 一种基于增强的高斯冗余字典脉搏信号去噪方法,其包括以下步骤:

[0008] 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:

$$[0009] \quad \psi = [D_1 \ D_2 \ D_3 \ \cdots \ D_u \ B_1 \ B_2 \ B_3 \ \cdots \ B_q \ E \ P_{50}] \quad (1)$$

[0010] 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;

[0011] 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;

$$[0011] \quad \theta = [\theta_{D_1} \ \theta_{D_2} \ \theta_{D_3} \ \cdots \ \theta_{D_u} \ \theta_{B_1} \ \theta_{B_2} \ \theta_{B_3} \ \cdots \ \theta_{B_q} \ \theta_E \ \theta_{P_{50}}]^T \quad (8)$$

[0012] 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, $\theta_{P_{30}}$ 表示检测工频噪声的稀疏向量;

[0013] 步骤3,构建抑制噪声索引模板向量 1 ,采用 p 个 $N \times 1$ 维且元素值为1的向量与 k 个 $N \times 1$ 维且元素值为0的向量拼接组合的转置得到抑制噪声索引模板向量 1 ,其表达式为:

$$[0014] \quad 1 = [1_{N \times 1}, 1_{N \times 1}, \dots, 1_{N \times 1}, 0_{N \times 1}, 0_{N \times 1}, \dots, 0_{N \times 1}]^T \quad (7)$$

[0015] 其中,0元素乘以任何数结果为0,1元素乘以任何数结果为被乘数本身;

[0016] 步骤4,基于增强的高斯冗余字典对含噪声脉搏信号进行去噪处理,具体步骤如下

[0017] 步骤4-1,将脉搏信号 x 基于增强高斯冗余字典 ψ 线性表示为:

$$[0018] \quad x = \psi \theta \quad (9)$$

[0019] 其中, θ 为脉搏信号 x 对应 ψ 的稀疏向量;

[0020] 步骤4-2,利用抑制噪声索引模板向量点乘稀疏向量 θ 获得抑制噪声成分的无噪声脉搏信号稀疏向量估计 θ' 。

$$[0021] \quad \theta' = 1 \cdot \theta \quad (10)$$

[0022] 步骤4-3,利用矩阵乘法对信号进行重构得到干净的脉搏信号 x' 为:

$$[0023] \quad x' = \psi \theta' \quad (11)$$

[0024] 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:

$$[0025] \quad d_d(i, j) = e^{-\frac{(i-1-N/2-j+1)^2}{2a_d^2}} \quad (2)$$

[0026] 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;

[0027] 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 $cPPG$;

$$[0028] \quad \begin{aligned} cPPG &= D_u \times \theta_c \\ s.t. \quad &\min(\|\theta_c\|_1) \end{aligned} \quad (3)$$

[0029] 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。

[0030] 进一步地,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。

[0031] 进一步地, q 个 $N \times N$ 维的高斯字典 B_q 中的元素 $d_b(i, j)$ 表达式为:

$$[0032] \quad d_b(i, j) = e^{-\frac{(i-1-N/2-j+1)^2}{2a_b^2}} \quad (4)$$

[0033] 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;

[0034] 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 ;

$$[0035] \quad \begin{aligned} nS &= B_q \times \theta_n \\ s.t. \quad &\min(\|\theta_n\|_1) \end{aligned} \quad (5)$$

[0036] 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。

[0037] 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。

[0038] 进一步地,1个 $N \times N$ 正弦矩阵 P_{50} 的元素 $p_{50}(i, j)$ 的表达式为:

$$[0039] \quad p_{50}(i, j) = \sin(2 * \pi * 50 * (i - 1 - j + 1 / f_s)) \quad (6)$$

[0040] 其中, $i, j \in [1, N]$ 为矩阵中元素所在的行和列。

[0041] 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。

[0042] 本发明采用以上技术方案,利用构造的增强的高斯冗余字典,再通过抑制噪声的索引模板向量,得到可以抑制掉噪声的稀疏向量,最后重构出干净的脉搏信号。

[0043] 本发明能够有效的抑制脉搏信号的高频噪声、低频噪声、基线漂移、工频干扰和肌电干扰等噪声,有效提高了信噪比。本发明去噪后的信号没有多余震荡,极大地提高了运算效率,节约了大量资源,可以用于低功耗的前端脉搏信号采集,为后续脉搏波特征提取及分类进一步工作提供了很好的效果。本发明不止可以用于去除脉搏信号的噪声,也可以用于去除心电信号等其他信号的噪声。

附图说明

[0044] 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;

[0045] 图1为本发明一种基于增强的高斯冗余字典脉搏信号去噪方法的流程示意图。

具体实施方式

[0046] 如图1所示,本发明公开了一种基于增强的高斯冗余字典脉搏信号去噪方法,其包括以下步骤:

[0047] 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:

$$[0048] \quad \psi = [D_1 \ D_2 \ D_3 \ \dots \ D_u \ B_1 \ B_2 \ B_3 \ \dots \ B_q \ E \ P_{50}] \quad (1)$$

[0049] 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;

[0050] 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:

$$[0051] \quad d_d(i, j) = e^{-\frac{(i-1-N/2-j+1)^2}{2a_d^2}} \quad (2)$$

[0052] 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;

[0053] 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 $cPPG$;

$$[0054] \quad \begin{aligned} cPPG &= D_u \times \theta_c \\ s.t. \quad \min(\|\theta_c\|_1) \end{aligned} \quad (3)$$

[0055] 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。

[0056] 进一步地,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。

[0057] 进一步地, q 个 $N \times N$ 维的高斯字典 B_q 中的元素 $d_b(i, j)$ 表达式为:

$$[0058] \quad d_b(i, j) = e^{-\frac{(i-1-N/2-j+1)^2}{2a_b^2}} \quad (4)$$

[0059] 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;

[0060] 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高频噪声 nS ;

$$[0061] \quad \begin{aligned} nS &= B_p \times \theta_n \\ \text{s.t. } \min(\|\theta_n\|_1) \end{aligned} \quad (5)$$

[0062] 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 l_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。

[0063] 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。

[0064] 进一步地, 1 个 $N \times N$ 正弦矩阵 P_{50} 的元素 $p_{50}(i, j)$ 的表达式为:

$$[0065] \quad p_{50}(i, j) = \sin(2 * \pi * 50 * (i-1-j+1) / fs) \quad (6)$$

[0066] 其中, $i, j \in [1, N]$ 为矩阵中元素所在的行和列。

[0067] 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; $\theta = [\theta_{D_1} \theta_{D_2} \theta_{D_3} \cdots \theta_{D_u} \theta_{B_1} \theta_{B_2} \theta_{B_3} \cdots \theta_{B_q} \theta_E \theta_{P_{50}}]^T$ (8)

[0068] 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;

[0069] 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 SLO 对含噪声脉搏信号进行稀疏分解得到稀疏向量。

[0070] 步骤 3, 构建抑制噪声索引模板向量 1 , 采用 p 个 $N \times 1$ 维且元素值为 1 的向量与 k 个 $N \times 1$ 维且元素值为 0 的向量拼接组合的转置得到抑制噪声索引模板向量 1 , 其表达式为:

$$[0071] \quad 1 = [1_{N \times 1}, 1_{N \times 1}, \cdots, 1_{N \times 1}, 0_{N \times 1}, 0_{N \times 1}, \cdots, 0_{N \times 1}]^T \quad (7)$$

[0072] 其中, 0 元素乘以任何数结果为 0, 1 元素乘以任何数结果为被乘数本身;

[0073] 步骤 4, 基于增强的高斯冗余字典对含噪声脉搏信号进行去噪处理, 具体步骤如下

[0074] 步骤 4-1, 将脉搏信号 x 基于增强高斯冗余字典 ψ 线性表示为:

$$[0075] \quad x = \psi \theta \quad (9)$$

[0076] 其中, θ 为脉搏信号 x 对应 ψ 的稀疏向量;

[0077] 步骤 4-2, 利用抑制噪声索引模板向量点乘稀疏向量 θ 获得抑制噪声成分的无噪声脉搏信号稀疏向量估计 θ' 。

$$[0078] \quad \theta' = 1 \cdot \theta \quad (10)$$

[0079] 步骤 4-3, 利用矩阵乘法对信号进行重构得到干净的脉搏信号 x' 为:

$$[0080] \quad x' = \psi \theta' \quad (11)$$

[0081] 本发明采用以上技术方案, 利用构造的增强的高斯冗余字典, 再通过抑制噪声的索引模板向量, 得到可以抑制掉噪声的稀疏向量, 最后重构出干净的脉搏信号。

[0082] 本发明能够有效的抑制脉搏信号的高频噪声、低频噪声、基线漂移、工频干扰和肌

电干扰等噪声,有效提高了信噪比。本发明去噪后的信号没有多余震荡,极大地提高了运算效率,节约了大量资源,可以用于低功耗的前端脉搏信号采集,为后续脉搏波特征提取及分类进一步工作提供了很好的效果。本发明不止可以用于去除脉搏信号的噪声,也可以用于去除心电信号等其他信号的噪声。

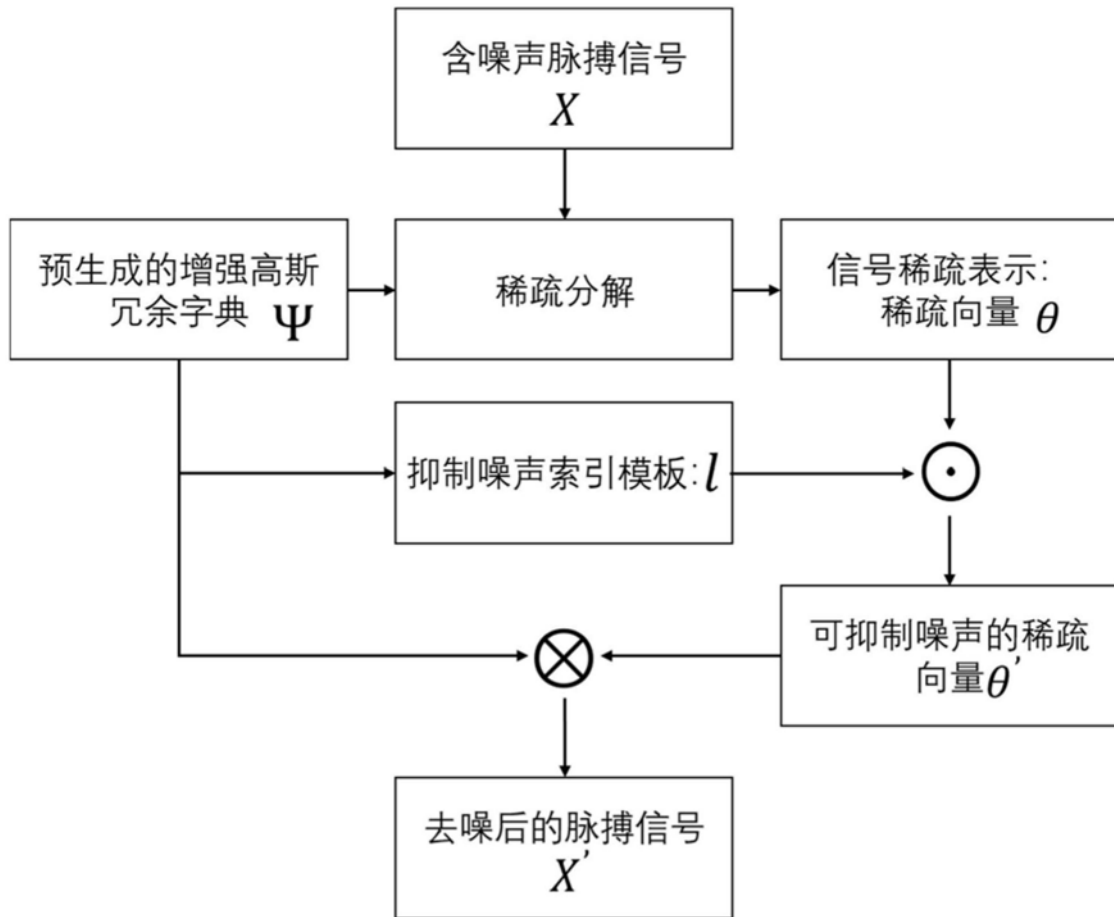


图1

专利名称(译)	一种基于增强的高斯冗余字典脉搏信号去噪方法		
公开(公告)号	CN110575145A	公开(公告)日	2019-12-17
申请号	CN201910892620.3	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 李建兴 邹复民 马莹 陈炜 黄炳法		
发明人	罗堪 刘肖 李建兴 邹复民 马莹 陈炜 黄炳法		
IPC分类号	A61B5/02 A61B5/00 G06K9/62		
CPC分类号	A61B5/02 A61B5/7203 A61B5/7235 G06K9/6217 G06K9/6267		
代理人(译)	戴雨君		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明能够有效的抑制脉搏信号的高频噪声、低频噪声、基线漂移、工频干扰和肌电干扰等噪声，有效提高了信噪比。本发明去噪后的信号没有多余震荡，极大地提高了运算效率，节约了大量资源，可以用于低功耗的前端脉搏信号采集，为后续脉搏波特征提取及分类进一步工作提供了很好的效果。本发明不止可以用于去除脉搏信号的噪声，也可以用于去除心电信号等其他信号的噪声。

