



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109009101 A

(43)申请公布日 2018. 12. 18

(21)申请号 201810842340.7

(22)申请日 2018.07.27

(71)申请人 杭州电子科技大学

地址 310018 浙江省杭州市下沙高教园区2
号大街

(72)发明人 吴占雄 徐东 吴东南 曾毓
高明煜

(74)专利代理机构 杭州君度专利代理事务所
(特殊普通合伙) 33240

代理人 朱月芬

(51)Int.Cl.

A61B 5/0476(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

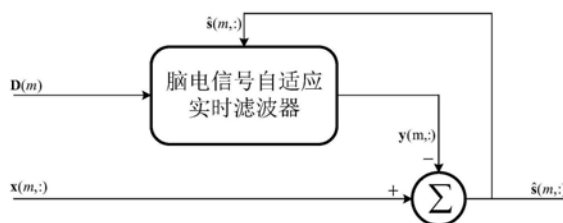
权利要求书1页 说明书3页 附图1页

(54)发明名称

一种脑电信号自适应实时去噪方法

(57)摘要

本发明公开了一种脑电信号自适应实时去噪方法;本发明先对采样矩阵X进行中心化处理,计算采样矩阵X的协方差矩阵,并计算其特征值与特征向量,计算滤波自适用系数、滤波器系数、噪音信号y源信号;最后得到源信号矩阵;本发明在计算复杂度与收敛速度间取得了平衡,便于在PFGA中实现,可满足脑电信号实时采集需求。本发明收敛速度快,不易改变波形形状,可有效去除生理伪迹与电路噪声。



1. 一种脑电信号自适应实时去噪方法,该方法具体如下:

假设N为EEG信号采样通道数目,Q为EEG信号采样个数,源信号矩阵为 $S=[s_1, s_2, \dots, s_N]_{Q \times N}$, EEG采样矩阵为 $X=[x_1, x_2, \dots, x_N]_{Q \times N}$, $Y_{Q \times N}$ 为加性噪音矩阵,则有如下方程:

$$X=S+Y \quad (1)$$

目标是从观测矩阵X来求得源信号矩阵S,以达到去噪目的;具体步骤如下:

步骤1:对采样矩阵X进行中心化处理:

$$X_0=X-U^T H \quad (2)$$

其中 $U[m]=\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N X(m, n)$, $H[n]=1, m=1, 2, \dots, Q, n=1, 2, \dots, N$; $X(m, n)$ 为第m个通道

采集到的第n个电压值;

步骤2:计算采样矩阵X的协方差矩阵,并计算其特征值与特征向量:

$$C=E[XX^T] \quad (3)$$

其中 $E[\cdot]$ 为期望值;由于协方差矩阵C为正定对称矩阵,其特征向量为实数且正交;假设D为X协方差矩阵C的特征值组成的矢量;

步骤3:对于 $m=1, \dots, Q-1$:

步骤3.1:计算滤波自适用系数 Φ :

$$\Phi(m+1,:) = \alpha \Phi(m,:) + \beta X_o^2(m,:) \quad (4)$$

其中 $0 < \alpha < 1, 0 < \beta$, $\Phi(1,:) = [1/2, \dots, 1/2]$; $\Phi(m+1,:)$ 与 $\Phi(m,:)$ 分别表示系数矩阵 $\Phi_{Q \times N}$ 的第m+1行与第m行矢量; $X_o(m,:)$ 代表 X_0 的第m行矢量;

步骤3.2:计算滤波器系数w:

$$w(m+1,:) = w(m,:) + \Phi(m,:) X_o(m,:) D(m) \quad (5)$$

其中 $w(m+1,:)$ 与 $w(m,:)$ 分别表示w的第m+1与m行矢量; $D(m)$ 表示D的第m个分量; $w(1,:) = [0, \dots, 0]$;

步骤3.3:估算噪音信号y:

$$y(m,:) = w^T(m,:) D(m) \quad (6)$$

上标T表示转置; $y(m,:)$ 表示Y第m行矢量;

步骤3.4:计算源信号:

$$\hat{s}(m,:) = x(m,:) - y(m,:) \quad (7)$$

$\hat{s}(m,:)$ 表示S的第m行评估值, $x(m,:)$ 为X第m行矢量;

步骤4:最后得到源信号矩阵S:

$$S=[\hat{s}_1, \hat{s}_2, \dots, \hat{s}_m, \dots, \hat{s}_Q]^T \quad (8)。$$

一种脑电信号自适应实时去噪方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种去噪方法,具体涉及一种脑电信号自适应实时去噪方法。

背景技术

[0002] 脑电信号 (Electroencephalograph, EEG) 是脑神经细胞电生理活动在大脑皮层或头皮上的反映,可通过电极采集到。脑电信号包含丰富生理信息,对脑电信号进行有效滤波处理可提高特征提取与分类的准确度。EEG信号有如下特点:EEG信号为弱生理信号,量值为微伏级,幅值一般为 $0.1 \sim 100 \mu\text{V}$; EEG信号频率分布于 $0.5 \sim 3000 \text{Hz}$,信号能量主要集中在 $2 \sim 30 \text{Hz}$ 之间;易受到噪声干扰,包括眼电干扰、肌电干扰、仪器高频电磁噪声干扰及采集环境工频干扰等;EEG信号是非平稳随机信号,从信号本身难以发现其所代表的神经活动,为神经指令识别或临床诊断造成困难。因此必须在采集和分析EEG数据时去噪。EEG信号是典型的复杂非平稳信号,需要分析其瞬时频率和瞬时能量。

发明内容

[0003] 本发明针对现有技术的不足,提出了一种脑电信号自适应实时去噪方法。

[0004] 本发明一种脑电信号自适应实时去噪方法,该方法具体如下:

[0005] 假设 N 为EEG信号采样通道数目, Q 为EEG信号采样个数,源信号矩阵为 $S = [s_1, s_2, \dots, s_N]_{Q \times N}$, EEG采样矩阵为 $X = [x_1, x_2, \dots, x_N]_{Q \times N}$, $Y_{Q \times N}$ 为加性噪音矩阵,则有如下方程:

$$[0006] \quad X = S + Y \quad (1)$$

[0007] 目标是从观测矩阵 X 来求得源信号矩阵 S ,以达到去噪目的。具体步骤如下:

[0008] 步骤1:对采样矩阵 X 进行中心化处理:

$$[0009] \quad X_0 = X - U^T H \quad (2)$$

[0010] 其中 $U[m] = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N X(m, n)$, $H[n] = 1, m = 1, 2, \dots, Q, n = 1, 2, \dots, N$ 。 $X(m, n)$ 为第 m 个通道采集到的第 n 个电压值。

[0011] 步骤2:计算采样矩阵 X 的协方差矩阵,并计算其特征值与特征向量:

$$[0012] \quad C = E[XX^T] \quad (3)$$

[0013] 其中 $E[\cdot]$ 为期望值。由于协方差矩阵 C 为正定对称矩阵,其特征向量为实数且正交。假设 D 为 X 协方差矩阵 C 的特征值组成的矢量,用来计算滤波系数。

[0014] 步骤3:对于 $m = 1, \dots, Q-1$:

[0015] 步骤3.1:计算滤波自适应系数 Φ :

$$[0016] \quad \Phi(m+1, :) = \alpha \Phi(m, :) + \beta X_0^2(m, :) \quad (4)$$

[0017] 其中 $0 < \alpha < 1, 0 < \beta, \Phi(1, :) = [1/2, \dots, 1/2]$ 。 $\Phi(m+1, :)$ 与 $\Phi(m, :)$ 分别表示系数矩阵 $\Phi_{Q \times N}$ 的第 $m+1$ 行与第 m 行矢量。 $X_0(m, :)$ 代表 X_0 的第 m 行矢量。

[0018] 步骤3.2:计算滤波器系数 w :

$$[0019] \quad \mathbf{w}(m+1,:) = \mathbf{w}(m,:) + \boldsymbol{\varphi}(m,:) \mathbf{X}_o(m,:) \mathbf{D}(m) \quad (5)$$

[0020] 其中 $\mathbf{w}(m+1,:)$ 与 $\mathbf{w}(m,:)$ 分别表示 $\mathbf{w}$ 的第 $m+1$ 与 m 行矢量。 $\mathbf{D}(m)$ 表示 $\mathbf{D}$ 的第 m 个分量。 $\mathbf{w}(1,:) = [0, \dots, 0]$ 。

[0021] 步骤3.3:估算噪音信号 $\mathbf{y}$:

$$[0022] \quad \mathbf{y}(m,:) = \mathbf{w}^T(m,:) \mathbf{D}(m) \quad (6)$$

[0023] 上标 T 表示转置。 $\mathbf{y}(m,:)$ 表示 $\mathbf{Y}$ 第 m 行矢量。

[0024] 步骤3.4:计算源信号:

$$[0025] \quad \hat{\mathbf{s}}(m,:) = \mathbf{x}(m,:) - \mathbf{y}(m,:) \quad (7)$$

[0026] $\hat{\mathbf{s}}(m,:)$ 表示 $\mathbf{S}$ 的第 m 行评估值, $\mathbf{x}(m,:)$ 为 $\mathbf{X}$ 第 m 行矢量。

[0027] 步骤4:最后得到源信号矩阵 $\mathbf{S}$:

$$[0028] \quad \mathbf{S} = [\hat{\mathbf{s}}_1, \hat{\mathbf{s}}_2, \dots, \hat{\mathbf{s}}_m, \dots, \hat{\mathbf{s}}_Q]^T \quad (8)$$

[0029] 本发明的有益效果:本发明在计算复杂度与收敛速度间取得了平衡,便于在FPGA中实现,可满足脑电信号实时采集需求。本发明收敛速度快,不易改变波形形状,可有效去除生理伪迹与电路噪声。

附图说明

[0030] 图1为本发明的电信号自适应实时滤波流程图。

具体实施方式

[0031] 如图1所示,一种脑电信号自适应实时去噪方法,该方法具体如下:

[0032] 假设 N 为EEG信号采样通道数目, Q 为EEG信号采样个数,源信号矩阵为 $\mathbf{S} = [\mathbf{s}_1, \mathbf{s}_2, \dots, \mathbf{s}_N]_{Q \times N}$,EEG采样矩阵为 $\mathbf{X} = [\mathbf{x}_1, \mathbf{x}_2, \dots, \mathbf{x}_N]_{Q \times N}$, $\mathbf{Y}_{Q \times N}$ 为加性噪音矩阵,则有如下方程:

$$[0033] \quad \mathbf{X} = \mathbf{S} + \mathbf{Y} \quad (1)$$

[0034] 目标是从观测矩阵 $\mathbf{X}$ 来求得源信号矩阵 $\mathbf{S}$,以达到去噪目的。本发明具体步骤如下:

[0035] 步骤1:对采样矩阵 $\mathbf{X}$ 进行中心化处理:

$$[0036] \quad \mathbf{X}_0 = \mathbf{X} - \mathbf{U}^T \mathbf{H} \quad (2)$$

[0037] 其中 $\mathbf{U}[m] = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N \mathbf{X}(m,n)$, $\mathbf{H}[n] = 1, m=1, 2, \dots, Q, n=1, 2, \dots, N$ 。 $\mathbf{X}(m,n)$ 为第 m 个通道采集到的第 n 个电压值。

[0038] 步骤2:计算采样矩阵 $\mathbf{X}$ 的协方差矩阵,并计算其特征值与特征向量:

$$[0039] \quad \mathbf{C} = \mathbf{E}[\mathbf{X}\mathbf{X}^T] \quad (3)$$

[0040] 其中 $\mathbf{E}[\cdot]$ 为期望值。由于协方差矩阵 $\mathbf{C}$ 为正定对称矩阵,其特征向量为实数且正交。假设 $\mathbf{D}$ 为 $\mathbf{X}$ 协方差矩阵 $\mathbf{C}$ 的特征值组成的矢量,用来计算滤波系数。

[0041] 步骤3:对于 $m=1, \dots, Q-1$:

[0042] 步骤3.1:计算滤波自适应系数 $\boldsymbol{\varphi}$:

$$[0043] \quad \boldsymbol{\varphi}(m+1,:) = \alpha \boldsymbol{\varphi}(m,:) + \beta \mathbf{X}_o^2(m,:) \quad (4)$$

[0044] 其中 $0 < \alpha < 1, 0 < \beta, \boldsymbol{\varphi}(1,:) = [1/2, \dots, 1/2]$ 。 $\boldsymbol{\varphi}(m+1,:)$ 与 $\boldsymbol{\varphi}(m,:)$ 分别表示系数矩阵

$\Phi_{Q \times N}$ 的第 $m+1$ 行与第 m 行矢量。 $X_0(m, :)$ 代表 X_0 的第 m 行矢量。

[0045] 步骤3.2: 计算滤波器系数 w :

$$[0046] \quad \mathbf{w}(m+1, :) = \mathbf{w}(m, :) + \boldsymbol{\varphi}(m, :)\mathbf{X}_o(m, :)\mathbf{D}(m) \quad (5)$$

[0047] 其中 $w(m+1, :)$ 与 $w(m, :)$ 分别表示 w 的第 $m+1$ 与 m 行矢量。 $D(m)$ 表示 D 的第 m 个分量。 $w(1, :) = [0, \dots, 0]$ 。

[0048] 步骤3.3: 估算噪音信号 y :

$$[0049] \quad y(m, :) = \mathbf{w}^T(m, :)\mathbf{D}(m) \quad (6)$$

[0050] 上标 T 表示转置。 $y(m, :)$ 表示 Y 第 m 行矢量。

[0051] 步骤3.4: 计算源信号:

$$[0052] \quad \hat{\mathbf{s}}(m, :) = \mathbf{x}(m, :) - \mathbf{y}(m, :) \quad (7)$$

[0053] $\hat{\mathbf{s}}(m, :)$ 表示 S 的第 m 行评估值, $\mathbf{x}(m, :)$ 为 X 第 m 行矢量。

[0054] 步骤4: 最后得到源信号矩阵 S :

$$[0055] \quad \mathbf{S} = [\hat{\mathbf{s}}_1, \hat{\mathbf{s}}_2, \dots, \hat{\mathbf{s}}_m, \dots, \hat{\mathbf{s}}_Q]^T \quad (8)。$$

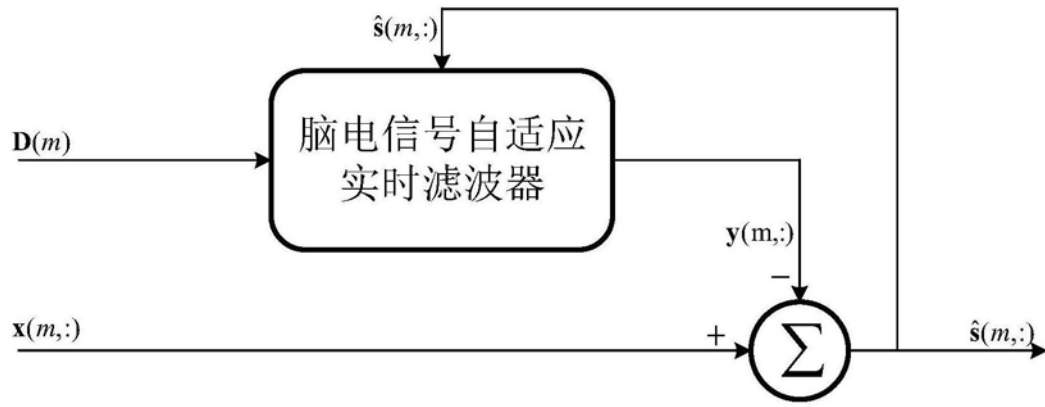


图1

专利名称(译)	一种脑电信号自适应实时去噪方法		
公开(公告)号	CN109009101A	公开(公告)日	2018-12-18
申请号	CN201810842340.7	申请日	2018-07-27
[标]申请(专利权)人(译)	杭州电子科技大学		
申请(专利权)人(译)	杭州电子科技大学		
当前申请(专利权)人(译)	杭州电子科技大学		
[标]发明人	吴占雄 徐东 吴东南 曾毓 高明煜		
发明人	吴占雄 徐东 吴东南 曾毓 高明煜		
IPC分类号	A61B5/0476 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0476 A61B5/04012 A61B5/7203		
代理人(译)	朱月芬		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种脑电信号自适应实时去噪方法；本发明先对采样矩阵 X 进行中心化处理，计算采样矩阵 X 的协方差矩阵，并计算其特征值与特征向量，计算滤波自适应系数、滤波器系数、噪音信号 y 源信号；最后得到源信号矩阵；本发明在计算复杂度与收敛速度间取得了平衡，便于在PFGA中实现，可满足脑电信号实时采集需求。本发明收敛速度快，不易改变波形形状，可有效去除生理伪迹与电路噪声。

