



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106805945 B

(45)授权公告日 2019.06.18

(21)申请号 201710054115.2

(22)申请日 2017.01.22

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 106805945 A

(43)申请公布日 2017.06.09

(73)专利权人 合肥工业大学
地址 230009 安徽省合肥市包河区屯溪路
193号

(72)发明人 陈勋 徐雪远 陈强 成娟 刘羽

(74)专利代理机构 安徽省合肥新安专利代理有
限责任公司 34101

代理人 陆丽莉 何梅生

(51)Int.Cl.
A61B 5/00(2006.01)

(56)对比文件

US 2007038382 A1,2007.02.15,
CN 101869477 A,2010.10.27,
CN 104688220 A,2015.06.10,
CN 104720797 A,2015.06.24,
CN 105342605 A,2016.02.24,
CN 106236080 A,2016.12.21,
US 2003055355 A1,2003.03.20,

审查员 余红敏

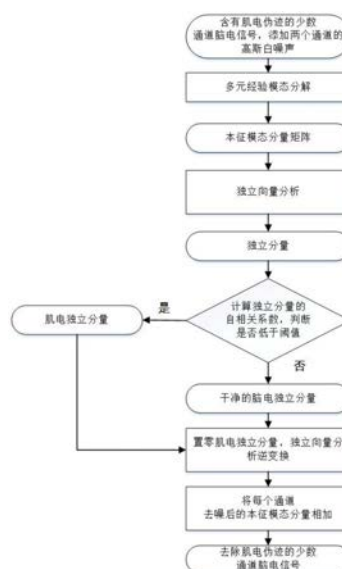
权利要求书1页 说明书6页 附图5页

(54)发明名称

一种少数通道的脑电信号中肌电伪迹的消除方法

(57)摘要

本发明公开了一种少数通道的脑电信号中肌电伪迹的消除方法,包括:1、首先用多元经验模态分解对少数通道脑电信号同时进行分解,得到少数通道的本征模态分量矩阵;2、对少数通道的本征模态分量矩阵用独立变量分析进行盲信号分离;3、用自相关系数判定含肌电伪迹的分量,置零肌电伪迹分量,通过独立变量分析逆变换得到不含肌电伪迹的分量矩阵;4、根据原本征模态分量矩阵的排列顺序,将对应通道的本征模态分量依次相加,最终得到干净的脑电信号。本发明能完全去除肌电伪迹对脑电信号的影响,从而提高脑电信号分析的准确性。



1. 一种少数通道的脑电信号中肌电伪迹的消除方法,其特征是按如下步骤进行:

步骤一:由脑电测量设备采集并记录t时刻N通道的脑电信号,记为: $X(t) = [x_1(t), x_2(t), \dots, x_n(t), \dots, x_N(t)]^T$, $x_n(t)$ 为t时刻第n通道的脑电信号, T 为矩阵的转置; $1 \leq n \leq N, N \geq 3$;

添加m个通道的高斯白噪声后构成N+m通道的输入信号,记为:

$\hat{X}(t) = [x_1(t), x_2(t), \dots, x_n(t), \dots, x_N(t), w_1(t), w_2(t), \dots, w_m(t)]^T$, $w_m(t)$ 为t时刻的第m个通道的高斯白噪声; $1 \leq m < N$;

步骤二:应用多元经验模态分解法将所述N+m通道的输入信号 $\hat{X}(t)$ 分解为(N+m)P个本征模态分量,其中,N通道的脑电信号通道 $X(t)$ 中的第n通道的脑电信号 $x_n(t)$ 所对应的P个本征模态分量记为: $I_n(t) = [i_{1(n)}(t), i_{2(n)}(t), \dots, i_{p(n)}(t), \dots, i_{P(n)}(t)]^T$; $i_{p(n)}(t)$ 为t时刻第n通道的脑电信号 $x_n(t)$ 所对应的第p个本征模态分量; $1 \leq p \leq P$;

只提取脑电信号对应的本征模态分量,从而获得t时刻N通道的脑电信号 $X(t)$ 的本征模态分量矩阵,记为: $I(t) = [I_1(t); I_2(t); \dots; I_n(t); \dots; I_N(t)]$;

步骤三:用独立变量分析法对所述本征模态分量矩阵 $I(t)$ 进行盲源信号的分离,得到混合矩阵 A 、逆混合矩阵 W 和源信号矩阵 $Y(t) = [y_1(t), y_2(t), \dots, y_b(t), \dots, y_{NP}(t)]^T$; $y_b(t)$ 表示第b个源信号,并有: $I(t) = AY(t)$ 或 $Y(t) = WI(t)$; $1 \leq b \leq NP$;

步骤四:求取所述源信号矩阵 $Y(t)$ 中的第b个源信号 $y_b(t)$ 的自相关系数值 r_b ,当所述自相关系数 r_b 低于所设定的阈值 e 时,则所述第b个源信号 $y_b(t)$ 为含有肌电伪迹的源信号;将被判定为肌电伪迹的源信号均置为零,从而得到不含有肌电伪迹的源信号矩阵 $\tilde{Y}(t)$; $e \in (0, 1)$;

步骤五:利用式(1)得到不含有肌电伪迹的本征模态分量矩阵 $\tilde{I}(t)$:

$$\tilde{I}(t) = A\tilde{Y}(t) \quad (1)$$

步骤六:将所述不含有肌电伪迹的本征模态分量矩阵 $\tilde{I}(t)$ 中按照行的顺序,依次取出P个本征模态分量为一个矩阵,其中,第n通道的脑电信号 $x_n(t)$ 所对应的P个不含有肌电伪迹的本征模态分量第记为 $\tilde{I}_n(t) = [\tilde{i}_{1(n)}(t), \tilde{i}_{2(n)}(t), \dots, \tilde{i}_{p(n)}(t), \dots, \tilde{i}_{P(n)}(t)]^T$, $\tilde{i}_{p(n)}(t)$ 表示第n通道的脑电信号 $x_n(t)$ 的去掉肌电伪迹后的第p个本征模态分量,从而得到去掉肌电伪迹后的N通道的本征模态分量矩阵,记为 $\tilde{I}(t) = [\tilde{I}_1(t); \tilde{I}_2(t); \dots; \tilde{I}_n(t); \dots; \tilde{I}_N(t)]$;

步骤七:利用式(2)得到去掉肌电伪迹后的第n通道的干净脑电信号 $\tilde{x}_n(t)$,从而获得去掉肌电伪迹后的N通道的脑电信号 $\tilde{X}(t) = [\tilde{x}_1(t), \tilde{x}_2(t), \dots, \tilde{x}_n(t), \dots, \tilde{x}_N(t)]^T$:

$$\tilde{x}_n(t) = \sum_{p=1}^P \tilde{i}_{p(n)}(t) \quad (2)$$

一种少数通道的脑电信号中肌电伪迹的消除方法

技术领域

[0001] 本发明属于脑电信号处理技术领域,具体涉及一种基于多元经验模态分解和独立向量分析,从少数通道脑电信号中自动识别肌电伪迹并消除的新方法,主要应用于人脑相关疾病和人脑功能的研究。

背景技术

[0002] 脑电图作为一种记录脑神经细胞的电生理活动的设备,由于脑电信号具有高时域分辨率、便携和无创性等特点,已被广泛应用于临床疾病诊断、大脑特诊和睡眠模式等方面的研究。然而脑电信号作为微弱的电生理信号,经常受到如心电、眼电和肌电等多种伪迹的干扰,影响后续对脑电分析的准确性。另外,由于肌电信号具有幅值大、频域分布广和复杂的地域分布等特点,导致肌电伪迹是众多干扰源中最难消除的干扰伪迹。

[0003] 在过去数十年中,研究人员已经提出多种方法用于去除脑电信号中的肌电伪迹。最早临床人员普遍采用低通滤波器来去除肌电干扰。然而,若肌电干扰与感兴趣的脑电信号的频谱重叠,频率滤波器不仅会抑制肌电干扰,而且可能会滤掉有价值的脑电信号。

[0004] 后来,盲源分离算法独立成分分析(ICA)被用于从多通道脑电信号中去除伪迹干扰。独立成分分析利用高阶统计量将脑电信号分解成相互统计独立的分量。通过人为观察判定哪些独立分量中包含肌电,置零含有肌电的分量后,通过独立成分分析逆变换得到干净的脑电信号。实验证明独立成分分析在去除眼电和心电伪迹具有良好的表现,然而去除肌电伪迹的表现并不是很理想。因为通过独立成分分析得到的大部分独立分量中往往既包含脑电也包含肌电。

[0005] 为此,一些学者提出用盲源分离算法典型相关分析(CCA)来解决脑电中肌电伪迹的消除问题。由于肌电伪迹的特性与白噪声相类似,因此肌电伪迹相比脑电信号具有较低的自相关性。典型相关分析利用二阶统计量将脑电信号分解成一些互不相关而自相关性最大的典型变量。求取这些典型变量的自相关系数,若低于设定阈值,则该典型变量被判定是肌电变量,置零这些典型变量后,通过典型相关分析逆变换得到干净的脑电信号。典型相关分析能把肌电伪迹集中于少数典型变量中,通过设置自相关系数阈值,可以实现去除肌电干扰的目的。实验证明典型相关分析比独立成分分析具有更好的去肌电伪迹效果。然而,独立成分分析和典型相关分析均要求记录脑电的电极数量多于潜在信号源的数量。在这种限制条件下,独立成分分析和典型相关分析不能被直接应用于单通道脑电信号中,且在通道数较少和肌电干扰非常严重的情况下,无法准确地恢复脑电信号和去除肌电伪迹。

[0006] 为此,研究人员提出两步式处理方式用于解决单通道的肌电去噪问题。首先利用总体平均经验模态分解或者小波变换将单通道信号分解为多维信号,然而利用独立成分分析或者典型相关分析对该多维信号进行处理。由此而被提出的方法包括EEMD-CCA、EEMD-ICA、Wavelet-ICA和Wavelet-CCA。然而这些单通道的处理方法忽略了通道之间的关联性信息,只考虑了单个通道内的信息,从而导致了无法完全去除肌电伪迹。

发明内容

[0007] 本发明为了克服现有技术的不足之处,提出了一种少数通道的脑电信号中肌电伪迹的消除方法,以期能完全去除肌电伪迹对脑电信号的影响,从而提高脑电信号分析的准确性。

[0008] 本发明为解决技术问题,采用如下技术方案:

[0009] 本发明一种少数通道的脑电信号中肌电伪迹的消除方法的特点是按如下步骤进行:

[0010] 步骤一:由脑电测量设备采集并记录t时刻N通道的脑电信号,记为: $X(t) = [x_1(t), x_2(t), \dots, x_n(t), \dots, x_N(t)]^T$, $x_n(t)$ 为t时刻第n通道的脑电信号,T为矩阵的转置; $1 \leq n \leq N, N \geq 3$;

[0011] 添加m个通道的高斯白噪声后构成N+m通道的输入信号,记为:

$\hat{X}(t) = [x_1(t), x_2(t), \dots, x_n(t), \dots, x_N(t), w_1(t), w_2(t), \dots, w_m(t)]^T$, $w_m(t)$ 为t时刻的第m个通道的高斯白噪声; $1 \leq m < N$;

[0012] 步骤二:应用多元经验模态分解法将所述N+m通道的输入信号 $\hat{X}(t)$ 分解为(N+m)P个本征模态分量,其中,N通道的脑电信号通道X(t)中的第n通道的脑电信号 $x_n(t)$ 所对应的P个本征模态分量记为: $I_n(t) = [i_{1(n)}(t), i_{2(n)}(t), \dots, i_{p(n)}(t), \dots, i_{P(n)}(t)]^T$; $i_{p(n)}(t)$ 为t时刻第n通道的脑电信号 $x_n(t)$ 所对应的第p个本征模态分量; $1 \leq p \leq P$;

[0013] 只提取脑电信号对应的本征模态分量,从而获得t时刻N通道的脑电信号X(t)的本征模态分量矩阵,记为: $I(t) = [I_1(t); I_2(t); \dots; I_n(t); \dots; I_N(t)]$;

[0014] 步骤三:用独立变量分析法对所述本征模态分量矩阵I(t)进行盲源信号的分离,得到混合矩阵A、逆混合矩阵W和源信号矩阵 $Y(t) = [y_1(t), y_2(t), \dots, y_b(t), \dots, y_{NP}(t)]^T$; $y_b(t)$ 表示第b个源信号,并有: $I(t) = AY(t)$ 或 $Y(t) = WI(t)$; $1 \leq b \leq NP$;

[0015] 步骤四:求取所述源信号矩阵Y(t)中的第b个源信号 $y_b(t)$ 的自相关系数值 r_b ,当所述自相关系数 r_b 低于所设定的阈值e时,则所述第b个源信号 $y_b(t)$ 为含有肌电伪迹的源信号;将被判定为肌电伪迹的源信号均置为零,从而得到不含有肌电伪迹的源信号矩阵 $\tilde{Y}(t)$; $e \in (0, 1)$;

[0016] 步骤五:利用式(1)得到不含有肌电伪迹的本征模态分量矩阵 $\tilde{I}(t)$:

$$[0017] \quad \tilde{I}(t) = A\tilde{Y}(t) \quad (1)$$

[0018] 步骤六:将所述不含有肌电伪迹的本征模态分量矩阵 $\tilde{I}(t)$ 中按照行的顺序,依次取出P个本征模态分量为一个矩阵,其中,第n通道的脑电信号 $x_n(t)$ 所对应的P个不含有肌电伪迹的本征模态分量第记为 $\tilde{I}_n(t) = [\tilde{i}_{1(n)}(t), \tilde{i}_{2(n)}(t), \dots, \tilde{i}_{p(n)}(t), \dots, \tilde{i}_{P(n)}(t)]^T$, $\tilde{i}_{p(n)}(t)$ 表示第n通道的脑电信号 $x_n(t)$ 的去掉肌电伪迹后的第p个本征模态分量,从而得到去除肌电伪迹后的N通道的本征模态分量矩阵,记为 $\tilde{I}(t) = [\tilde{I}_1(t); \tilde{I}_2(t); \dots; \tilde{I}_n(t); \dots; \tilde{I}_N(t)]$;

[0019] 步骤七:利用式(2)得到去除肌电伪迹后的第n通道的干净脑电信号 $\tilde{x}_n(t)$,从而获

得去除肌电伪迹后的N通道的脑电信号 $\tilde{X}(t) = [\tilde{x}_1(t), \tilde{x}_2(t), \dots, \tilde{x}_n(t), \dots, \tilde{x}_N(t)]^T$:

$$[0020] \quad \tilde{x}_n(t) = \sum_{p=1}^P \tilde{i}_{p(n)}(t) \quad (2)。$$

[0021] 本发明不仅能去除肌电对脑电的影响,同时能减少脑电信息在处理过程中的丢失,与已有技术相比,本发明的有益效果具体体现在:

[0022] 1、本发明利用少数通道的信号关联性,结合多元经验模态分解和独立变量分析两种算法,不仅能达到去除肌电伪迹的目的,同时保证脑电信号的波形和幅值在处理后被恢复。本发明适用于少数通道的便携式脑电设备中,对脑电设备的微型化应用具有重要意义。

[0023] 2、本发明步骤二中使用多元经验模态分解对N通道脑电信号求解其本征模态分量。相对于传统的总体平均经验模态分解,多元经验模态分解利用通道之间的相关信息,能够将多通道脑电信号中的对应本征模态分量排成一行,并且能更加精确地估计本征模态分量。另外,现有技术中的总体平均经验模态分解法采用对信号直接添加白噪声的做法,可能会导致一部分白噪声混合在本征模态分量中,将这些本征模态分量进行处理,会影响到之后的信号分离,最终影响到去噪的性能。而本发明中所采用的多元经验模态分解采取添加两通道的白噪声信号,脑电记录信号和白噪声信号的本征模态分量相互独立,即脑电记录信号的本征模态分量的提取不受所添加的白噪声影响,从而克服了现有技术中的缺点。

[0024] 3、本发明步骤三中,将多个通道的脑电信号的本征模态分量同时进行盲源信号分离。这一做法能够为接下来使用的独立成分分析提供更多的源信号相关信息,促使脑电源和肌电源更为精确地分离到不同的独立成分中去。

[0025] 4、本发明步骤三中,使用独立成分分析法进行盲源信号分离。相对于独立成分分析和典型相关分析,独立变量分析结合了上述两种方法的优点,同时采取二阶统计量和高阶统计量,能够将肌电源和脑电源分离开,更好地解决源信号分离的问题。

附图说明

[0026] 图1为本发明方法的主流程图;

[0027] 图2a为本发明3通道干净脑电信号示意图;

[0028] 图2b为本发明3通道的肌电干扰源示意图;

[0029] 图2c为本发明被肌电伪迹干扰的3通道混合的脑电信号示意图;

[0030] 图2d为本发明通过本发明方法得到前24个成分示意图;

[0031] 图2e为本发明通过本发明方法得到后24个成分示意图;

[0032] 图2f为本发明通过本发明方法得到的去除肌电伪迹后重建的脑电信号示意图。

[0033] 图3a为本发明通过本发明方法处理模拟脑电信号的相对均方根的示意图;

[0034] 图3b为本发明通过本发明方法处理模拟脑电信号的相关系数的示意图;

[0035] 图4a为本发明21通道的真实癫痫脑电信号示意图;

[0036] 图4b为本发明通过本发明方法处理真实癫痫脑电信号所得重建脑电信号示意图。

具体实施方式

[0037] 下面分别通过模拟脑电信号与真实癫痫脑电信号为例,结合附图来说明一种少数通道的脑电信号中肌电伪迹的消除方法具体的实施方式。

[0038] 1. 模拟脑电信号

[0039] 在这一部分,将说明一个实例,如图1所示,以此介绍本发明的具体实施方式,

[0040] 步骤一:由脑电测量设备采集并记录t时刻N通道的脑电信号,记为: $X(t) = [x_1(t), x_2(t), \dots, x_n(t), \dots, x_N(t)]^T$, $x_n(t)$ 为t时刻第n通道的脑电信号,T为矩阵的转置; $1 \leq n \leq N, N \geq 3$;

[0041] 本实施例中,由脑电测量设备采集并记录t时刻3通道的脑电信号,记为: $X(t) = [x_1(t), x_2(t), x_3(t)]^T$ 。其中, $X_{EEG}(t)$ (图2a)和 $X_{EMG}(t)$ (图2b)分别表示3通道的真实干净脑电信号和肌电伪迹信号, $X(t) = X_{EEG}(t) + \lambda X_{EMG}(t)$ (图2c,由信噪比SNR=1.5计算 λ 为41.6733),其中 $X_{EEG}(t) = [x_{EEG1}(t), x_{EEG2}(t), x_{EEG3}(t)]^T$, $X_{EMG}(t) = [x_{EMG1}(t), x_{EMG2}(t), x_{EMG3}(t)]^T$ 。

[0042] 信噪比定义: $SNR = RMS(X_{EEG}) / RMS(\lambda \cdot X_{EMG})$,其中RMS表示均方根,

$$RMS(X_{EEG}) = \sqrt{\frac{1}{N \cdot S} \sum_{i=1}^N \sum_{t=1}^S x_{EEGi}^2(t)} \text{ 和 } RMS(X_{EMG}) = \sqrt{\frac{1}{N \cdot S} \sum_{i=1}^N \sum_{t=1}^S x_{EMGi}^2(t)}。$$

[0043] 添加m个通道的高斯白噪声后构成N+m通道的输入信号,记为:

$\hat{X}(t) = [x_1(t), x_2(t), \dots, x_n(t), \dots, x_N(t), w_1(t), w_2(t), \dots, w_m(t)]^T$, $w_m(t)$ 为t时刻的第m个通道的高斯白噪声; $1 \leq m < N$;

[0044] 本实施例中,在X(t)内添加2个通道的高斯白噪声,即输入信号

$\hat{X}(t) = [x_1(t), x_2(t), x_3(t), w_1(t), w_2(t)]^T$, 采样频率为500Hz,共记录了10秒信号,即每通道共有T=5000个采样点;

[0045] 步骤二:应用多元经验模态分解法将N+m通道的输入信号 $\hat{X}(t)$ 分解为(N+m)P个本征模态分量,其中,N通道的脑电信号通道X(t)中的第n通道的脑电信号 $x_n(t)$ 所对应的P个本征模态分量记为: $I_n(t) = [i_{1(n)}(t), i_{2(n)}(t), \dots, i_{p(n)}(t), \dots, i_{P(n)}(t)]^T$; $i_{p(n)}(t)$ 为t时刻第n通道的脑电信号 $x_n(t)$ 所对应的第p个本征模态分量; $1 \leq p \leq P$;

[0046] 只提取脑电信号对应的本征模态分量,从而获得t时刻N通道的脑电信号X(t)的本征模态分量矩阵,记为: $I(t) = [I_1(t); I_2(t); \dots; I_n(t); \dots; I_N(t)]$;

[0047] 本实施例中,将输入信号 $\hat{X}(t)$ 分解为 $(3+2) \times 16 = 80$ 个本征模态分量,其中,3通道的脑电信号通道X(t)中的第n通道的脑电信号 $x_n(t)$ 所对应的16个本征模态分量记为 $I_n(t) = [i_{1(n)}(t), i_{2(n)}(t), \dots, i_{p(n)}(t), \dots, i_{16(n)}(t)]^T$;只提取脑电信号对应的本征模态分量,从而获得t时刻3通道的脑电信号X(t)的本征模态分量矩阵,记为: $I(t) = [I_1(t); I_2(t); I_3(t)]$;

[0048] 步骤三:用独立变量分析法对本征模态分量矩阵I(t)进行盲源信号的分离,得到混合矩阵A、逆混合矩阵W和源信号矩阵 $Y(t) = [y_1(t), y_2(t), \dots, y_b(t), \dots, y_{NP}(t)]^T$; $y_b(t)$ 表示第b个源信号,并有: $I(t) = AY(t)$ 或 $Y(t) = WI(t)$; $1 \leq b \leq NP$;本实施例中,得到源信号矩

阵 $Y(t) = [y_1(t), y_2(t), \dots, y_b(t), \dots, y_{48}(t)]^T$; $1 \leq b \leq 48$, 其中源信号如图2d和图2e;

[0049] 步骤四: 求取源信号矩阵 $Y(t)$ 中的第 b 个源信号 $y_b(t)$ 的自相关系数值 r_b , 当自相关系数 r_b 低于所设定的阈值 $e=0.95$ 时, 则第 b 个源信号 $y_b(t)$ 为含有肌电伪迹的源信号; 将被判定为肌电伪迹的源信号均置为零, 从而得到不含有肌电伪迹的源信号矩阵 $\tilde{Y}(t)$;

[0050] 步骤五: 利用式(1)得到不含有肌电伪迹的本征模态分量矩阵 $\tilde{I}(t)$:

$$[0051] \quad \tilde{I}(t) = A\tilde{Y}(t) \quad (1)$$

[0052] 步骤六: 将不含有肌电伪迹的本征模态分量矩阵 $\tilde{I}(t)$ 中按照行的顺序, 依次取出 P 个本征模态分量为一个矩阵, 其中, 第 n 通道的脑电信号 $x_n(t)$ 所对应的 P 个不含有肌电伪迹的本征模态分量第记为 $\tilde{I}_n(t) = [\tilde{i}_{1(n)}(t), \tilde{i}_{2(n)}(t), \dots, \tilde{i}_{p(n)}(t), \dots, \tilde{i}_{P(n)}(t)]^T$, $\tilde{i}_{p(n)}(t)$ 表示第 n 通道的脑电信号 $x_n(t)$ 的去除肌电伪迹后的第 p 个本征模态分量, 从而得到去除肌电伪迹后的 N 通道的本征模态分量矩阵, 记为 $\tilde{I}(t) = [\tilde{I}_1(t); \tilde{I}_2(t); \dots; \tilde{I}_n(t); \dots; \tilde{I}_N(t)]$;

[0053] 本实施例中, 依次取出16个本征模态分量为一个矩阵, 其中, 第 n 通道的脑电信号 $x_n(t)$ 所对应的16个不含有肌电伪迹的本征模态分量第记为 $\tilde{I}_n(t) = [\tilde{i}_{1(n)}(t), \tilde{i}_{2(n)}(t), \dots, \tilde{i}_{p(n)}(t), \dots, \tilde{i}_{16(n)}(t)]^T$, 从而得到去除肌电伪迹后的3通道的本征模态分量矩阵, 记为 $\tilde{I}(t) = [\tilde{I}_1(t); \tilde{I}_2(t); \tilde{I}_3(t)]$;

[0054] 步骤七: 利用式(2)得到去除肌电伪迹后的第 n 通道的干净脑电信号 $\tilde{x}_n(t)$, 从而获得去除伪迹后的 N 通道的脑电信号 $\tilde{X}(t) = [\tilde{x}_1(t), \tilde{x}_2(t), \dots, \tilde{x}_n(t), \dots, \tilde{x}_N(t)]^T$:

$$[0055] \quad \tilde{x}_n(t) = \sum_{p=1}^P \tilde{i}_{p(n)}(t) \quad (2)。$$

[0056] 本实施例中, 获得3通道的脑电信号 $\tilde{X}(t) = [\tilde{x}_1(t), \tilde{x}_2(t), \tilde{x}_3(t)]^T$, 如图2f所示;

[0057] 将脑电信号 $\tilde{X}(t)$ 与模拟的干净真实脑电信号 $X_{EEG}(t)$ 进行对比, 从图2a和图2f中可以清晰地观察到肌电伪迹大部分被消除, 并且很好地保留了原干净真实脑电信号的细节信息, 说明了本发明对少数通道脑电信号中肌电伪迹消除的有效性。

[0058] 为了评估本发明在不同信噪比下的去噪表现, 选择相对均方根误差(RRMSE)和相关系数(CC)两个性能指标作为评价指标。相对均方根误差定义如下:

$$[0059] \quad RRMSE = \text{RMS}(X_{EEG} - \tilde{X}) / \text{RMS}(X_{EEG})$$

[0060] RRMSE值越小表明去噪效果越好。第二个性能指标是相关系数CC。此处使用相关系数作为性能指标, 将去除伪迹后得到的信号与原始干净脑电信号相比较, 可直观展示脑电信号去除伪迹前后的结构相似度, 相关系数的值越高说明数据恢复得越好。图3a、图3b展示了本发明方法在不同信噪比下的去除肌电伪迹和保留有用脑电信息的表现, 从中均可以看出本发明方法在不同信噪比均能很好地去除肌电伪迹。由于电极在头皮上安装位置的相邻性, 各个通道采集的脑电信号往往包含一定数量的相同源, 本发明所使用的多元经验模态分解法, 利用了这些相同源的信息, 有助于盲源分离算法更加准确地恢复脑电源。

[0061] 2. 实测脑电信号

[0062] 接下来将一段真实癫痫脑电数据作为实验对象,使用本发明算法进行去除伪迹处理,并评价本发明方法的表现。图4a是21通道的真实癫痫发作脑电信号,该信号的采样频率是250Hz,共采得10s的数据,每通道共有2500个采样点。从图4a中可以看出该脑电信号被眼电和肌电两种伪迹所污染。在Fp1和Fp2通道的2.5、3.5、6和7.5s附近可以清楚地观测到眼电伪迹。同样在F7、T3、T5、C3、T1通道的0s-3.9s处以及F8、T4、F4、C4、P4的5s-10s处可以发现肌电伪迹。癫痫发作可在通道T2、F8、T4、T6被观察到,一部分发作区域被肌电伪迹严重干扰,这会影响到后续脑电信号的分析和对癫痫发作区域定位工作,因此消除肌电伪迹干扰是十分有必要的。

[0063] 首先将上述脑电信号分为7组,其中每组包含地形图位置相对接近的三个通道。按照实例一的步骤对上述7组数据分别进行处理,使用本发明方法得到的去除肌电伪迹后重建的脑电信号如图4b。通过对比图4a、图4b,可以发现应用本发明,肌电伪迹不仅被消除得非常干净,脑电信号中的关键细节信息也被完整地保留了下来。例如,在通道F8、T4、T6中被肌电伪迹干扰的癫痫发作脑电部分,肌电伪迹已经被完全消除了,而且其中的眼电伪迹无论是波形还是幅度都被完整的保存下来。

[0064] 综上,本发明作为一种解决少数通道情况下肌电伪迹消除难题的全新方法,无论是模拟实验还是真实癫痫脑电信号,均证明了本方法去噪的良好效果。另外本发明采取自动监测并消除肌电伪迹的策略,避免了人为干预造成的影响。本发明适用于少数通道的便携式脑电设备,对脑电设备的微型化应用具有重要意义。

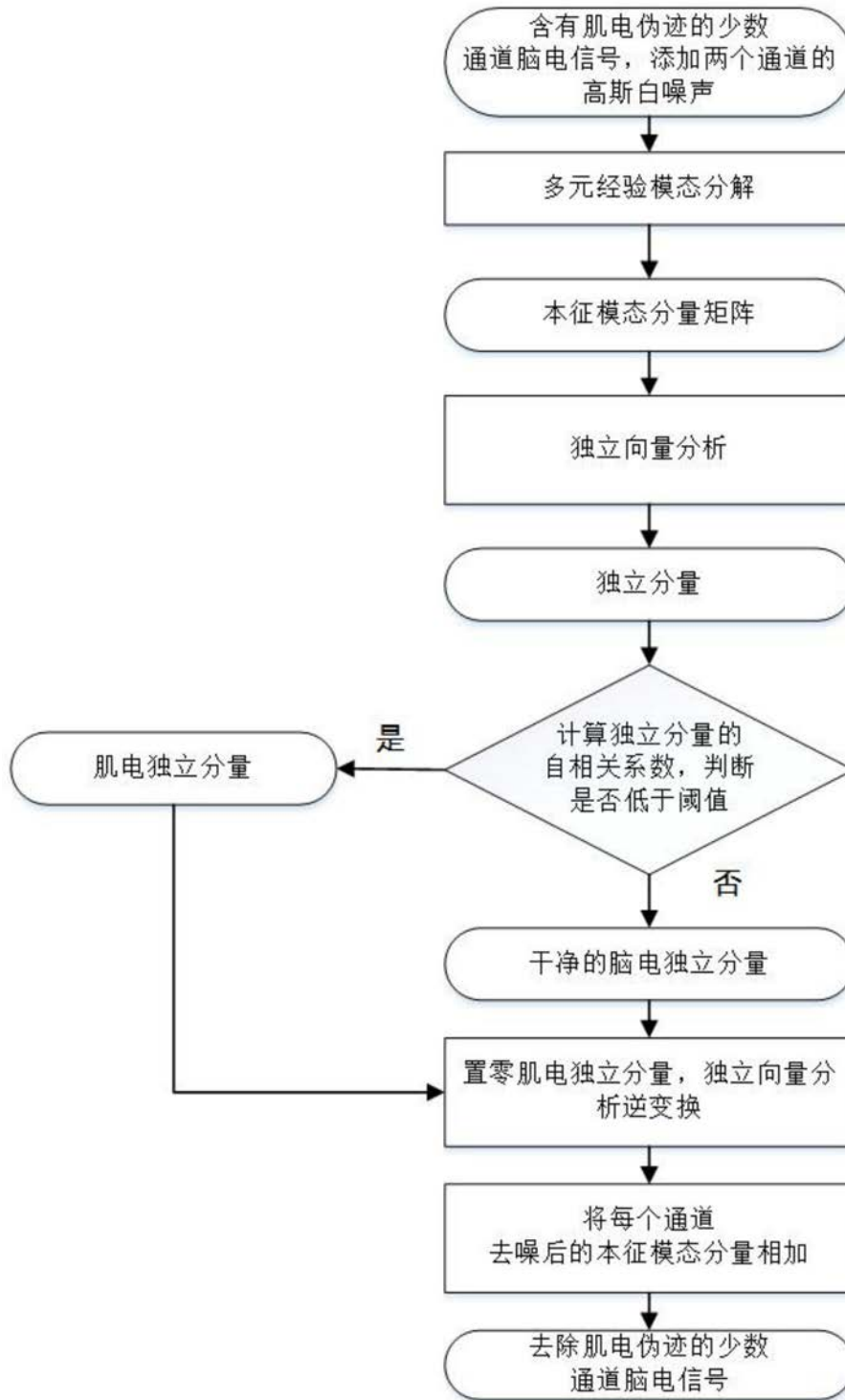


图1

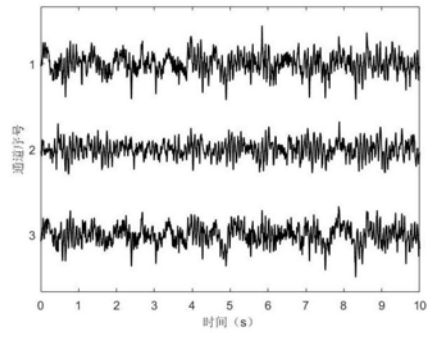


图2a

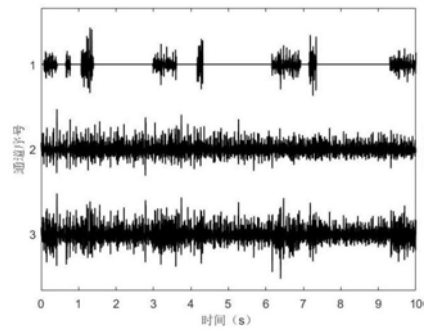


图2b

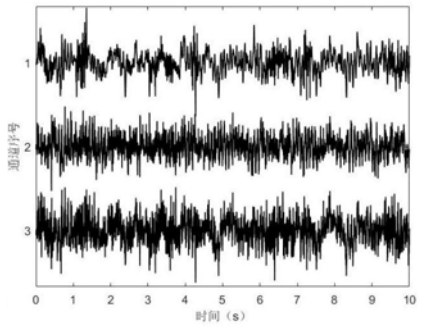


图2c

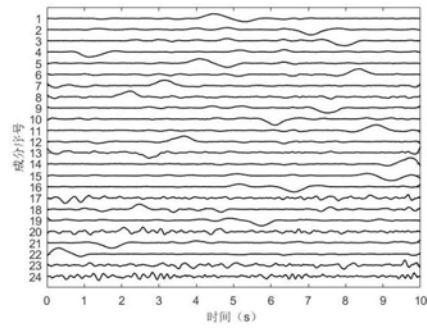


图2d

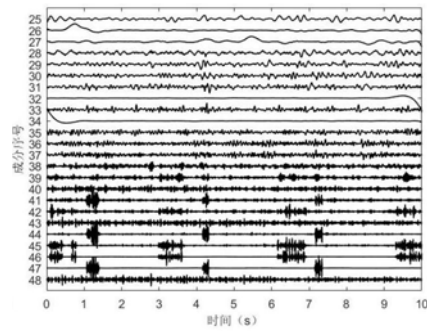


图2e

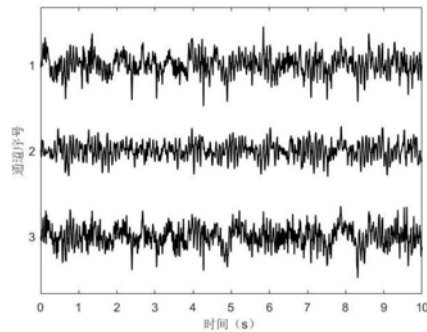


图2f

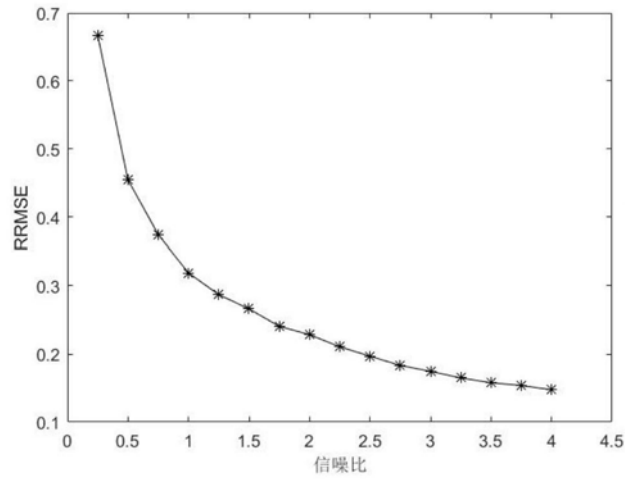


图3a

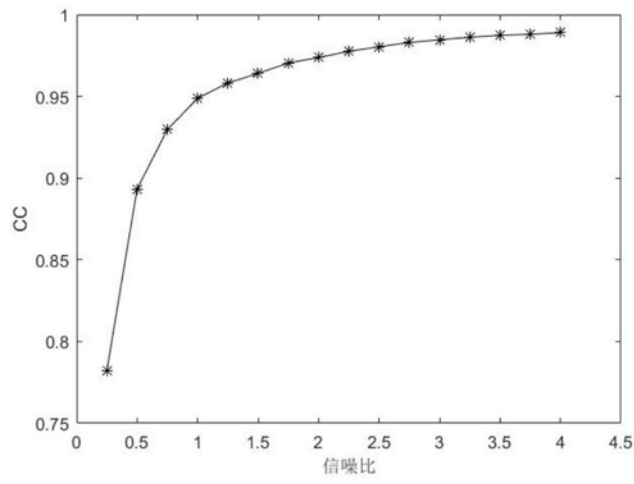


图3b

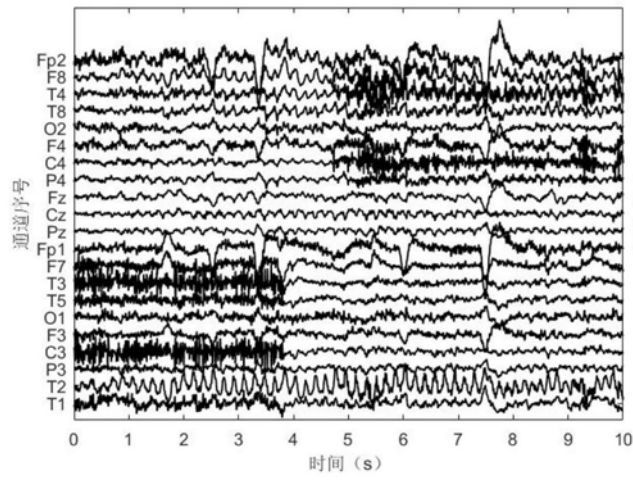


图4a

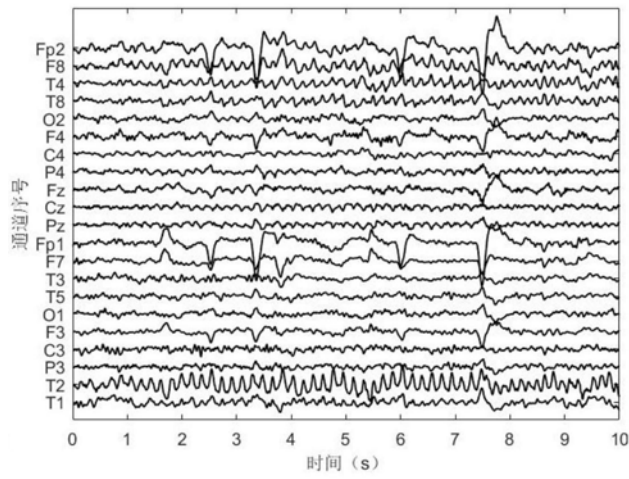


图4b

专利名称(译)	一种少数通道的脑电信号中肌电伪迹的消除方法		
公开(公告)号	CN106805945B	公开(公告)日	2019-06-18
申请号	CN201710054115.2	申请日	2017-01-22
[标]申请(专利权)人(译)	合肥工业大学		
申请(专利权)人(译)	合肥工业大学		
当前申请(专利权)人(译)	合肥工业大学		
[标]发明人	陈勋 徐雪远 陈强 成娟 刘羽		
发明人	陈勋 徐雪远 陈强 成娟 刘羽		
IPC分类号	A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/7203		
代理人(译)	何梅生		
审查员(译)	余红敏		
其他公开文献	CN106805945A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种少数通道的脑电信号中肌电伪迹的消除方法，包括：
 1、首先用多元经验模态分解对少数通道脑电信号同时进行分解，得到少数通道的本征模态分量矩阵；
 2、对少数通道的本征模态分量矩阵用独立变量分析进行盲信号分离；
 3、用自相关系数判定含肌电伪迹的分量，置零肌电伪迹分量，通过独立变量分析逆变换得到不含肌电伪迹的分量矩阵；
 4、根据原本征模态分量矩阵的排列顺序，将对应通道的本征模态分量依次相加，最终得到干净的脑电信号。本发明能完全去除肌电伪迹对脑电信号的影响，从而提高脑电信号分析的准确性。

