



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106963373 A

(43)申请公布日 2017. 07. 21

(21)申请号 201710237807.0

(22)申请日 2017.04.12

(71)申请人 博睿康科技(常州)股份有限公司

地址 213000 江苏省常州市武进区科教城
现代工业中心8号楼A座227

(72)发明人 黄肖山 胥红来 印二威

(51)Int. Cl.

A61B 5/0476(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

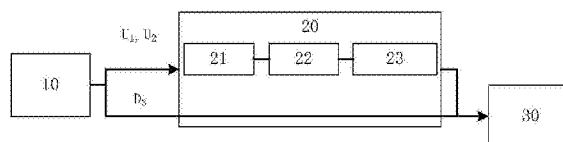
权利要求书3页 说明书7页 附图3页

(54)发明名称

一种脑电自适应滤波方法

(57)摘要

一种脑电自适应滤波方法和装置,所述装置包括信号采集单元、模拟信号处理单元和自适应滤波单元,所述信号采集单元用于采集用户头皮脑电信号、空间电磁信号和电极运动信号,产生脑电电压信号 U_1 、空间电磁电压信号 U_2 和电极运动数字信号 D_3 ;所述模拟信号处理单元将所采集的电压信号 U_1 和 U_2 进一步放大至毫伏级,并对 U_1 和 U_2 分别进行滤波和AD转换处理,分别生成数字信号 D_1 和 D_2 ,与 D_3 一并送入自适应滤波单元;所述自适应滤波单元利用所述模拟信号处理单元处理得到的空间电磁信号 D_2 和电极运动信号 D_3 ,采用共模参考方法和盲信号分离算法对脑电信号 D_1 进行滤波处理。本发明能够有效减轻脑电信号采集过程中电磁辐射和运动伪迹的干扰,提高脑电信号的信噪比。



1. 一种脑电自适应滤波装置,包括信号采集单元、模拟信号处理单元和自适应滤波单元,其特征在于:

所述信号采集单元用于采集用户头皮脑电信号、空间电磁信号和电极运动信号,产生脑电电压信号 U_1 、空间电磁电压信号 U_2 和电极运动数字信号 D_3 ;

所述模拟信号处理单元将所采集的电压信号 U_1 和 U_2 进一步放大至毫伏级,并对 U_1 和 U_2 分别进行滤波和AD转换处理,分别生成数字信号 D_1 和 D_2 ,与 D_3 一并送入所述自适应滤波单元;

所述自适应滤波单元利用所述模拟信号处理单元处理得到的空间电磁信号 D_2 和电极运动信号 D_3 ,采用共模参考方法和盲信号分离算法对脑电信号 D_1 进行滤波处理,去除运动和空间电磁辐射对脑电信号采集的伪迹干扰。

2. 根据权利要求1所述的脑电自适应滤波装置,其特征在于,所述信号采集单元包括脑电电极、共模电极、前置放大电路、运动传感器和屏蔽线。

3. 根据权利要求2所述的脑电自适应滤波装置,其特征在于,所述共模电极露出端涂有绝缘材料,并不采集脑电信号。

4. 根据权利要求2所述的脑电自适应滤波装置,其特征在于,所述的前置放大电路对所采集的脑电信号和空间电磁信号进行初步放大,以减小模拟信号传输过程中的干扰,提高脑电信号信噪比。

5. 根据权利要求2所述的脑电自适应滤波装置,其特征在于,所述的运动传感器为9轴MEMS运动传感器,其内部包括3轴加速度计、3轴磁力计和3轴陀螺仪,用于提供更加全面的电极运动信息。

6. 一种脑电自适应滤波方法,其特征在于,包括信号采集步骤、模拟信号处理步骤和自适应滤波步骤,其中:

所述信号采集步骤包括,采集用户头皮脑电信号、空间电磁信号和电极运动信号,产生脑电电压信号 U_1 、空间电磁电压信号 U_2 和电极运动数字信号 D_3 ;

所述模拟信号处理步骤包括,将所采集的电压信号 U_1 和 U_2 进一步放大至毫伏级,并对 U_1 和 U_2 分别进行滤波和AD转换处理,分别生成数字信号 D_1 和 D_2 ,送入所述自适应滤波单元;

所述自适应滤波步骤包括,利用所述模拟信号处理步骤处理得到的空间电磁信号 D_2 和电极运动信号 D_3 ,采用盲信号分离算法对脑电信号 D_1 进行滤波处理,去除运动对脑电信号采集的伪迹干扰。

7. 根据权利要求6所述的脑电自适应滤波方法,其特征在于,所述盲信号分离方法选自典型相关分析(Canonical Correlation Analysis)CCA算法或独立成分分析(Independent Component Correlation)ICA算法。

8. 根据权利要求7所述的脑电自适应滤波方法,其特征在于,在采用所述CCA算法进行自适应滤波过程中,设 $X(t)$ 为所采集的脑电信号,令 $Y(t) = X(t-1)$,并将 X 和 Y 的线性组合称之为相关性变量:

$$u = a_1x_1 + a_2x_2 + \dots + a_nx_n = A^T X \quad (1)$$

$$v = b_1y_1 + b_2y_2 + \dots + b_ny_n = B^T Y \quad (2)$$

采用CCA算法求得 u 和 v 相关性系数最大时所对应的权重向量 A 和 B ,表达式如下:

$$\max_{A,B}(\rho(u,v)) = \max_{A,B} \left(\frac{A^T C_{xy} B}{\sqrt{A^T C_{xx} A} \sqrt{B^T C_{yy} B}} \right) \quad (3)$$

其中, ρ 代表相关性系数, C_{xx} 和 C_{yy} 分别代表X和Y的自协方差矩阵, C_{xy} 代表X和Y的互协方差矩阵;接下来,最大化问题可通过求解特征值 λ 得出:

$$\begin{cases} C_{xx}^{-1} C_{xy} C_{yy}^{-1} C_{yx} A = \lambda A \\ C_{yy}^{-1} C_{yx} C_{xx}^{-1} C_{xy} B = \lambda B \end{cases} \quad (4)$$

其中, $\lambda = \rho^2$, 特征值 λ 的每一个分量 λ_i 对应着CCA的成分 u_i 和 v_i ;接下来,计算CCA成分 u_i 与运动信号 D_3 的相关性:

$$\rho_i(u_i, D_3) = \frac{\sum_{t=1}^N u_i(t) \cdot D_3(t)}{\sqrt{\sum_{t=1}^N u_i^2(t)} \sqrt{\sum_{t=1}^N D_3^2(t)}} \quad (5)$$

最后,通过去除与运动信号 D_3 相关性强的CCA成分 u_i ,并重构出滤波后的脑电信号。

9. 根据权利要求7所述的脑电自适应滤波方法,其特征在于,在采用所述ICA算法进行自适应滤波过程中,假设采集到的 n 导脑电信号($x_1 \cdots x_n$)由 n 个相互独立的成分组合而成:

$$x_j = a_{j1}S_1 + a_{j2}S_2 + \dots + a_{jn}S_n \quad (6)$$

令 $n \times n$ 维矩阵A的每个元素为 a_{ij} ,则有:

$$X = AS \quad (7)$$

令 $W = A^{-1}$,那么

$$S = WX \quad (8)$$

假设随机变量 s_i 有概率密度函数 $p_s(s_i)$,那么给定时刻原信号的联合分布为:

$$p(s) = \prod_{i=1}^n p_s(s_i) \quad (9)$$

故 $p(x)$ 可表示为:

$$p(x) = p_s(Wx) |W| = |W| \prod_{i=1}^n p_s(w_i^T x) \quad (10)$$

设 $g(s) = \frac{1}{1+e^{-s}}$,经公式推导可得:

$$W := W + \alpha \left(\begin{bmatrix} 1-2g(w_1^T x_i) \\ 1-2g(w_2^T x_i) \\ \vdots \\ 1-2g(w_n^T x_i) \end{bmatrix} x_i^T + (W^T)^{-1} \right) \quad (11)$$

通过迭代计算出 W 后,便可得到 $s_i = Wx_i$ 来还原出各ICA成分;最后,通过与公式(5)相似的方法计算个ICA成分与运动信号 D_3 的相关性:

$$\rho_i(s_i, D_3) = \frac{\sum_{t=1}^N s_i(t) \cdot D_3(t)}{\sqrt{\sum_{t=1}^N s_i^2(t)} \sqrt{\sum_{t=1}^N D_3^2(t)}} \quad (12)$$

最后,通过去除与运动信号 D_3 相关性强的ICA成分 s_i ,并重构出滤波后的脑电信号。

一种脑电自适应滤波方法

技术领域

[0001] 本发明主要涉及到脑-机接口及医疗器械技术领域,特指一种基于共模脑电极和MEMS运动传感器输入信号的脑电自适应滤波方法。

背景技术

[0002] 脑-机接口技术是一种不需要外围神经和肌肉的参与,直接通过检测大脑神经活动来识别人的意图,并将其转换成计算机控制指令,从而实现人脑对外部设备操作控制的先进人机控制与交互技术。脑-机接口技术研究的初衷是为了患有严重运动功能障碍的患者恢复与外界环境的控制与交互能力,帮助残疾人进行辅助运动和运动康复,提高他们的生活质量。自从20世纪70年代被提出以来,随着相关学科快速发展,脑-机接口的技术和理论研究已经取得了长足的进展,并已经在针对医疗康复、助老助残控制与交互技术研究领域,以及陪护与康复训练机器人、智能假肢与外骨骼机器人等产业应用中表现出了强大的应用潜力,其重要的科学研究价值和广泛的应用前景受到国内外学者和高科技公司的广泛关注。

[0003] 由于脑电信号的采集具有操作方便、安全无损伤和时间分辨率高等优点,自从1973年脑-机接口被提出以来一直被广泛应用于脑机交互的研究中,成为脑-机接口系统最主要的信号源。然而,由于被试者头皮与脑电电极之间的接触阻抗会直接影响到脑电信号的信噪比,脑电电极帽的佩戴者的运动会产生非常明显的伪迹干扰。加之,在实际应用环境中通常会伴随着较为复杂的电磁辐射,进而对脑电信号产生明显的电磁干扰。这使得脑-机接口系统目前只能应用于具有一定电磁屏蔽条件的实验室环境中,并要求被试者保持身体静止不动。在实际应用过程中,用户运动和空间电磁干扰是不可避免的,这对脑电采集系统的稳定性提出了极高的要求。

[0004] 为了研制可用于实际应用环境中的脑-机交互系统,达到系统稳定可靠的实用化标准,近年来研究人员开始关注基于盲信号分离方法的脑电信号滤波处理算法。但是,由于用户运动和空间电磁辐射引起的噪声信号强度大且成分复杂,仅基于这种滤波手段难以实现对脑电信号信噪比的有效提高,亟需发展新的滤波技术来去除上述伪迹的干扰。

发明内容

[0005] 针对现有技术存在的技术问题,本发明的目的在于提供一种原理简单、实现简便、能够提高脑电采集信噪比的基于共模电极和MEMS运动传感器输入信号的脑电自适应滤波方法。

[0006] 为解决上述技术问题,本发明采用以下技术方案:

[0007] 一种基于共模电极和MEMS运动传感器输入信号的脑电自适应滤波装置,包括信号采集单元、模拟信号处理单元和自适应滤波单元,其中:

[0008] 所述信号采集单元用于采集用户头皮脑电信号、空间电磁信号和电极运动信号,产生脑电电压信号 U_1 、空间电磁电压信号 U_2 和电极运动数字信号 D_3 ;

[0009] 所述模拟信号处理单元将所采集的电压信号 U_1 和 U_2 进一步放大至毫伏级,并对 U_1 和 U_2 分别进行滤波和AD转换处理,分别生成数字信号 D_1 和 D_2 ,送入所述自适应滤波单元;

[0010] 所述自适应滤波单元利用所述模拟信号处理单元处理得到的空间电磁信号 D_2 和电极运动信号 D_3 ,采用盲信号分离算法对脑电信号 D_1 进行滤波处理,去除运动对脑电信号采集的伪迹干扰。

[0011] 作为本发明的进一步改进:

[0012] 所述信号采集单元包括脑电电极、共模电极、前置放大电路、9轴MEMS运动传感器和屏蔽线。

[0013] 所述脑电电极与共模电极的电极材料、大小、形状等参数,以及信号数字化之前所经过的处理过程均完全相同。唯一不同之处是所述共模电极露出端涂有绝缘材料,并不采集脑电信号。

[0014] 所述前置放大电路对所采集的脑电信号和空间电磁信号进行初步放大,以减小模拟信号传输过程中的干扰,提高脑电信号信噪比。

[0015] 所述9轴MEMS运动传感器内部包括3轴加速度计、3轴磁力计和3轴陀螺仪,用于提供更加全面的电极运动信息。

[0016] 所述自适应滤波单元首先采用共模参考方法,在各电极所对应的通道中进行 D_1 - D_2 操作,用于去除空间电磁辐射所引起的伪迹干扰,得到脑电信号 D_p 。之后,将所述脑电信号 D_p 和电极运动信号 D_3 按特定滑动时间窗口进行数据分割,并采用典型相关分析(Canonical Correlation Analysis, CCA)或独立成分分析(Independent Component Correlation, ICA)等盲信号分离方法训练运动伪迹数据模板 D_d 。最后,针对特定滑动时间窗口内的数据执行 D_p - D_d 操作,进而消除运动伪迹干扰。

[0017] 所述信号采集单元将设置在电极帽的国际10/20标准的每一个电极位置上。所述模拟信号处理单元与自适应滤波单元将置于脑电放大器中。

[0018] 本发明还提供了一种基于共模电极和MEMS运动传感器输入信号的脑电自适应滤波方法,包括信号采集步骤、模拟信号处理步骤和自适应滤波步骤,其中:

[0019] 所述信号采集步骤包括,采集用户头皮脑电信号、空间电磁信号和电极运动信号,产生脑电电压信号 U_1 、空间电磁电压信号 U_2 和电极运动数字信号 D_3 ;

[0020] 所述模拟信号处理步骤包括,将所采集的电压信号 U_1 和 U_2 进一步放大至毫伏级,并对 U_1 和 U_2 分别进行滤波和AD转换处理,分别生成数字信号 D_1 和 D_2 ,送入所述自适应滤波单元;

[0021] 所述自适应滤波步骤包括,利用所述模拟信号处理步骤处理得到的空间电磁信号 D_2 和电极运动信号 D_3 ,采用CCA或ICA盲信号分离算法对脑电信号 D_1 进行滤波处理,去除运动对脑电信号采集的伪迹干扰。

[0022] 在采用所述CCA算法进行自适应滤波过程中,设 $X(t)$ 为所采集的脑电信号,令 $Y(t) = X(t-1)$,并将 X 和 Y 的线性组合称之为相关性变量:

$$[0023] \quad u = a_1x_1 + a_2x_2 + \dots + a_nx_n = A^T X \quad (1)$$

$$[0024] \quad v = b_1y_1 + b_2y_2 + \dots + b_ny_n = B^T Y \quad (2)$$

[0025] 采用CCA算法求得 u 和 v 相关性系数最大时所对应的权重向量 A 和 B ,表达式如下:

$$[0026] \quad \max_{A,B}(\rho(u,v)) = \max_{A,B} \left(\frac{A^T C_{xy} B}{\sqrt{A^T C_{xx} A} \sqrt{B^T C_{yy} B}} \right) \quad (3)$$

[0027] 其中, ρ 代表相关性系数, C_{xx} 和 C_{yy} 分别代表 X 和 Y 的自协方差矩阵, C_{xy} 代表 X 和 Y 的互协方差矩阵。接下来, 最大化问题可通过求解特征值 λ 得出:

$$[0028] \quad \begin{cases} C_{xx}^{-1} C_{xy} C_{yy}^{-1} C_{yx} A = \lambda A \\ C_{yy}^{-1} C_{yx} C_{xx}^{-1} C_{xy} B = \lambda B \end{cases} \quad (4)$$

[0029] 其中, $\lambda = \rho^2$ 。特征值 λ 的每一个分量 λ_i 对应着 CCA 的成分 u_i 和 v_i 。接下来, 计算 CCA 成分 u_i 与运动信号 D_3 的相关性:

$$[0030] \quad \rho_i(u_i, D_3) = \frac{\sum_{t=1}^N u_i(t) \cdot D_3(t)}{\sqrt{\sum_{t=1}^N u_i^2(t)} \sqrt{\sum_{t=1}^N D_3^2(t)}} \quad (5)$$

[0031] 最后, 通过去除与运动信号 D_3 相关性强的 CCA 成分 u_i , 并重构出滤波后的脑电信号。

[0032] 在采用所述 ICA 算法进行自适应滤波过程中, 假设采集到的 n 导脑电信号 ($x_1 \dots x_n$) 由 n 个相互独立的成分组合而成:

$$[0033] \quad x_j = a_{j1}S_1 + a_{j2}S_2 + \dots + a_{jn}S_n \quad (6)$$

[0034] 令 $n \times n$ 维矩阵 A 的每个元素为 a_{ij} , 则有:

$$[0035] \quad X = AS \quad (7)$$

[0036] 令 $W = A^{-1}$, 那么

$$[0037] \quad S = WX \quad (8)$$

[0038] 假设随机变量 s_i 有概率密度函数 $p_s(s_i)$, 那么给定时刻原信号的联合分布为:

$$[0039] \quad p(s) = \prod_{i=1}^n p_s(s_i) \quad (9)$$

[0040] 故 $p(x)$ 可表示为:

$$[0041] \quad p(x) = p_s(Wx) |W| = |W| \prod_{i=1}^n p_s(w_i^T x) \quad (10)$$

[0042] 设 $g(s) = \frac{1}{1+e^{-s}}$, 经公式推导可得:

[0043] 一种脑电自适应滤波方法

技术领域

[0044]

[0045] 本发明主要涉及到脑-机接口及医疗器械技术领域, 特指一种基于共模脑电极和 MEMS 运动传感器输入信号的脑电自适应滤波方法。

背景技术

[0046]

[0047] 脑-机接口技术是一种不需要外围神经和肌肉的参与, 直接通过检测大脑神经活动来识别人意图, 并将其转换成计算机控制指令, 从而实现人脑对外部设备操作控制的

先进人机控制与交互技术。脑-机接口技术研究的初衷是为了患有严重运动功能障碍的患者恢复与外界环境的控制与交互能力,帮助残疾人进行辅助运动和运动康复,提高他们的生活质量。自从20世纪70年代被提出以来,随着相关学科快速发展,脑-机接口的技术和理论研究已经取得了长足的进展,并已经在针对医疗康复、助老助残控制与交互技术研究领域,以及陪护与康复训练机器人、智能假肢与外骨骼机器人等产业应用中表现出了强大的应用潜力,其重要的科学研究价值和广泛的应用前景受到国内外学者和高科技公司的广泛关注。

[0048] 由于脑电信号的采集具有操作方便、安全无损伤和时间分辨率高等优点,自从1973年脑-机接口被提出以来一直被广泛应用于脑机交互的研究中,成为脑-机接口系统最主要的信号源。然而,由于被试者头皮与脑电电极之间的接触阻抗会直接影响到脑电信号的信噪比,脑电电极帽的佩戴者的运动会产生非常明显的伪迹干扰。加之,在实际应用环境中通常会伴随着较为复杂的电磁辐射,进而对脑电信号产生明显的电磁干扰。这使得脑-机接口系统目前只能应用于具有一定电磁屏蔽条件的实验室环境中,并要求被试者保持身体静止不动。在实际应用过程中,用户运动和空间电磁干扰是不可避免的,这对脑电采集系统的稳定性提出了极高的要求。

[0049] 为了研制可用于实际应用环境中的脑-机交互系统,达到系统稳定可靠的实用化标准,近年来研究人员开始关注基于盲信号分离方法的脑电信号滤波处理算法。但是,由于用户运动和空间电磁辐射引起的噪声信号强度大且

$$[0050] \quad W := W + \alpha \begin{pmatrix} 1 - 2g(w_1^T x_i) \\ 1 - 2g(w_2^T x_i) \\ \vdots \\ 1 - 2g(w_n^T x_i) \end{pmatrix} x_i^T + (W^T)^{-1} \quad (11)$$

[0051] 通过迭代计算出W后,便可得到 $s_i = Wx_i$ 来还原出各ICA成分。最后,通过与公式(5)相似的方法计算个ICA成分与运动信号 D_3 的相关性:

$$[0052] \quad \rho_i(s_i, D_3) = \frac{\sum_{t=1}^N s_i(t) \cdot D_3(t)}{\sqrt{\sum_{t=1}^N s_i^2(t)} \sqrt{\sum_{t=1}^N D_3^2(t)}} \quad (12)$$

[0053] 最后,通过去除与运动信号 D_3 相关性强的ICA成分 s_i ,并重构出滤波后的脑电信号。

[0054] 与现有技术相比,本发明的优点在于:

[0055] 1、本发明所述共模电极所采集的空间电磁信号可以有效减轻脑电信号采集过程中电磁辐射的干扰,使脑电采集设备可以适用于非屏蔽应用场景。

[0056] 2、本发明所述MEMS运动传感器所采集的电极运动信号可以有效减轻运动伪迹对脑电采集的干扰,提高在运动状态下脑电采集的信噪比。

[0057] 3、通过本发明所述系统,用户可以实现用户运动、车辆驾驶等室外环境中的脑电信号采集,进一步增强了脑电采集系统的实用性。

[0058] 4、本发明所述自适应滤波方法实施简单、通用性强,同时适用于目前市场上的湿电极和干电极脑电采集设备。

附图说明

[0059] 图1是本发明的脑电自适应滤波装置结构示意图。

[0060] 图2是本发明在具体应用过程时电极安放位置的示意图。

[0061] 图3是本发明信号采集单元的示意图。

[0062] 图4是本发明自适应滤波单元滤波过程的流程图。

具体实施方式

[0063] 以下将结合说明书附图和具体实施例对本发明做进一步详细说明。

[0064] 如图1所示,本发明的基于共模电极和MEMS运动传感器输入信号的脑电自适应滤波装置,包括信号采集单元10、模拟信号处理单元20和自适应滤波单元30,各组成模块依次相连。

[0065] 所述信号采集单元10用于采集用户头皮脑电信号、空间电磁信号和电极运动信号,产生脑电电压信号U1、空间电磁电压信号U2和电极运动数字信号D3,并将采集到的脑电信号和空间电磁信号初步放大。

[0066] 所述模拟信号处理单元20将所采集的电压信号U1和U2进一步放大至毫伏级,并对U1和U2分别进行滤波和AD转换处理,分别生成数字信号D1和D2,送入所述自适应滤波单元30。

[0067] 所述自适应滤波单元30利用所述模拟信号处理单元20处理得到的空间电磁信号D2和电极运动信号D3,采用盲信号分离算法对脑电信号D1进行滤波处理,去除运动对脑电信号采集的伪迹干扰。

[0068] 所述自适应滤波单元30首先采用共模参考方法,在各电极所对应的通道中进行D1-D2操作,用于去除空间电磁辐射所引起的伪迹干扰,得到脑电信号Dp。之后,将所述脑电信号Dp和电极运动信号D3按特定滑动时间窗口进行数据分割,并采用典型相关分析(Canonical Correlation Analysis,CCA)或独立成分分析(Independent Component Correlation,ICA)等盲信号分离方法训练运动伪迹数据模板Dd。最后,针对特定滑动时间窗口内的数据执行Dp-Dd操作,进而消除运动伪迹干扰。

[0069] 所述信号采集单元将设置在电极帽的国际10/20标准的每一个电极位置上。所述模拟信号处理单元与自适应滤波单元将置于脑电放大器中。

[0070] 如图2所示,在一优选的实施例中,所述信号采集单元10安装于64导国际10/20标准的电极帽。所述模拟信号处理单元与自适应滤波单元将置于脑电放大器中。

[0071] 优选地,信号采集单元10采用64导电极帽,记录Fp1、Fp2、AFz、AF3、AF4、AF7、AF8、Fz、F1、F2、F3、F4、F5、F6、F7、F8、FCz、FC1、FC2、FC3、FC4、FC5、FC6、FT7、FT8、FT9、FT10、Cz、C1、C2、C3、C4、C5、C6、T7、T8、CPz、CP1、CP2、CP3、CP4、CP5、CP6、TP7、TP8、TP9、PZ、P1、P2、P3、P4、P5、P6、P7、P8、POz、PO3、PO4、PO7、PO8、PO9、PO10、Oz、O1、O2等64个点EEG数据,以一侧乳突为参考电极点REF,接地电极GND置于前额发际下0.5cm。通常滤波带通0.1~40Hz,头皮与电极之间的阻抗 $<5k\Omega$ 。

[0072] 如图3所示,本实施例中,信号采集单元包括脑电电极、共模电极、前置放大电路、9轴MEMS运动传感器和屏蔽线。

[0073] 在一优选的实施例中,脑电电极和共模电极均采用AgCl电极。其电极材料、大小、形状等参数,以及信号数字化之前所经过的处理过程均完全相同。唯一不同之处是所述共模电极露出端涂有绝缘材料,并不采集脑电信号。前置放大电路,可对所采集的脑电信号和空间电磁信号进行初步放大,以减小模拟信号传输过程中的干扰,提高脑电信号信噪比。9轴MEMS运动传感器,内部包括3轴加速度计、3轴磁力计和3轴陀螺仪,用于提供更加全面的电极运动信息。

[0074] 如图4所示,为本发明自适应滤波单元的滤波处理过程进行了直观的表述,其具体实现步骤如下:

[0075] 1、自适应滤波单元接收模拟信号处理单元传来的脑电信号D1、空间电磁信号D2和电极运动信号D3。

[0076] 2、采用共模参考方法,在各电极所对应的通道中进行D1-D2操作,用于去除空间电磁辐射所引起的伪迹干扰,得到去屏蔽后的脑电信号Dp。

[0077] 3、将去屏蔽干扰后的脑电信号Dp和运动信号D3按特定滑动时间窗口进行数据分割。

[0078] 4、采用典型相关分析(Canonical Correlation Analysis,CCA)或独立成分分析(Independent Component Correlation,lCA)等盲信号分离方法将所采集的脑电信号分解,生成CCA或lCA成分。

[0079] 5、计算各CCA或lCA成分与运动伪迹运动信号D3的相关性系数。

[0080] 6、去除脑电信号中与运动伪迹相关性高的CCA或lCA成分。

[0081] 7、重构去除伪迹成分的脑电信号,并输出滤波后的脑电信号。

[0082] 在采用所述CCA算法进行自适应滤波过程中,设 $X(t)$ 为所采集的脑电信号,令 $Y(t) = X(t-1)$,并将X和Y的线性组合称之为相关性变量:

$$[0083] \quad u = a_1x_1 + a_2x_2 + \dots + a_nx_n = A^T X \quad (1)$$

$$[0084] \quad v = b_1y_1 + b_2y_2 + \dots + b_ny_n = B^T Y \quad (2)$$

[0085] 采用CCA算法求得u和v相关性系数最大时所对应的权重向量A和B,表达式如下:

$$[0086] \quad \max_{A,B}(\rho(u,v)) = \max_{A,B} \left(\frac{A^T C_{xy} B}{\sqrt{A^T C_{xx} A} \sqrt{B^T C_{yy} B}} \right) \quad (3)$$

[0087] 其中, ρ 代表相关性系数, C_{xx} 和 C_{yy} 分别代表X和Y的自协方差矩阵, C_{xy} 代表X和Y的互协方差矩阵。接下来,最大化问题可通过求解特征值 λ 得出:

$$[0088] \quad \begin{cases} C_{xx}^{-1} C_{xy} C_{yy}^{-1} C_{yx} A = \lambda A \\ C_{yy}^{-1} C_{yx} C_{xx}^{-1} C_{xy} B = \lambda B \end{cases} \quad (4)$$

[0089] 其中, $\lambda = \rho^2$ 。特征值 λ 的每一个分量 λ_i 对应着CCA的成分 u_i 和 v_i 。接下来,计算CCA成分 u_i 与运动信号D3的相关性:

$$[0090] \quad \rho_i(u_i, D_3) = \frac{\sum_{t=1}^N u_i(t) \cdot D_3(t)}{\sqrt{\sum_{t=1}^N u_i^2(t)} \sqrt{\sum_{t=1}^N D_3^2(t)}} \quad (5)$$

[0091] 最后,通过去除与运动信号D3相关性强的CCA成分 u_i ,并重构出滤波后的脑电信号。

[0092] 在采用所述ICA算法进行自适应滤波过程中,假设采集到的n导脑电信号($x_1 \dots x_n$)由n个相互独立的成分组合而成:

$$[0093] \quad x_j = a_{j1}s_1 + a_{j2}s_2 + \dots + a_{jn}s_n \quad (6)$$

[0094] 令 $n \times n$ 维矩阵A的每个元素为 a_{ij} ,则有:

$$[0095] \quad X = AS \quad (7)$$

[0096] 令 $W = A^{-1}$,那么

$$[0097] \quad S = WX \quad (8)$$

[0098] 假设随机变量 s_i 有概率密度函数 $p_s(s_i)$,那么给定时刻原信号的联合分布为:

$$[0099] \quad p(s) = \prod_{i=1}^n p_s(s_i) \quad (9)$$

[0100] 故 $p(x)$ 可表示为:

$$[0101] \quad p(x) = p_s(Wx) |W| = |W| \prod_{i=1}^n p_s(w_i^T x) \quad (10)$$

[0102] 设 $g(s) = \frac{1}{1+e^{-s}}$,经公式推导可得:

$$[0103] \quad W := W + \alpha \begin{pmatrix} 1 - 2g(w_1^T x_i) \\ 1 - 2g(w_2^T x_i) \\ \vdots \\ 1 - 2g(w_n^T x_i) \end{pmatrix} x_i^T + (W^T)^{-1} \quad (11)$$

[0104] 通过迭代计算出W后,便可得到 $s_i = Wx_i$ 来还原出各ICA成分。最后,通过与公式(5)相似的方法计算个ICA成分与运动信号 D_3 的相关性:

$$[0105] \quad \rho_i(s_i, D_3) = \frac{\sum_{t=1}^N s_i(t) \cdot D_3(t)}{\sqrt{\sum_{t=1}^N s_i^2(t)} \sqrt{\sum_{t=1}^N D_3^2(t)}} \quad (12)$$

[0106] 最后,通过去除与运动信号 D_3 相关性强的ICA成分 s_i ,并重构出滤波后的脑电信号。

[0107] 本发明的优点在于共模电极和MEMS运动传感器输入信号的引入可以有效减轻脑电信号采集过程中空间电磁辐射和运动伪迹的干扰,使脑电采集设备可以适用于用户运动、车辆驾驶等实际应用环境中,提高脑电采集系统的实用性。此外,本发明所述自适应滤波方法实施简单、通用性强,同时适用于目前市场上的湿电极和干电极脑电采集设备。

[0108] 以上仅是本发明的优选实施方式,本发明的保护范围并不局限于上述实施例,凡属于本发明思路下的技术方案均属于本发明的保护范围。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前提下的若干改进和润饰,应视为本发明的保护范围。

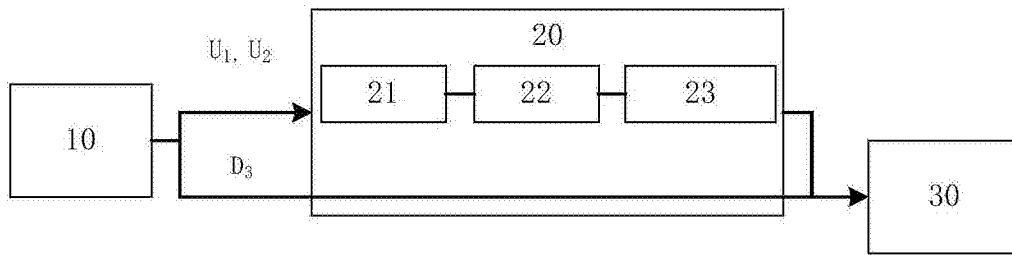


图1

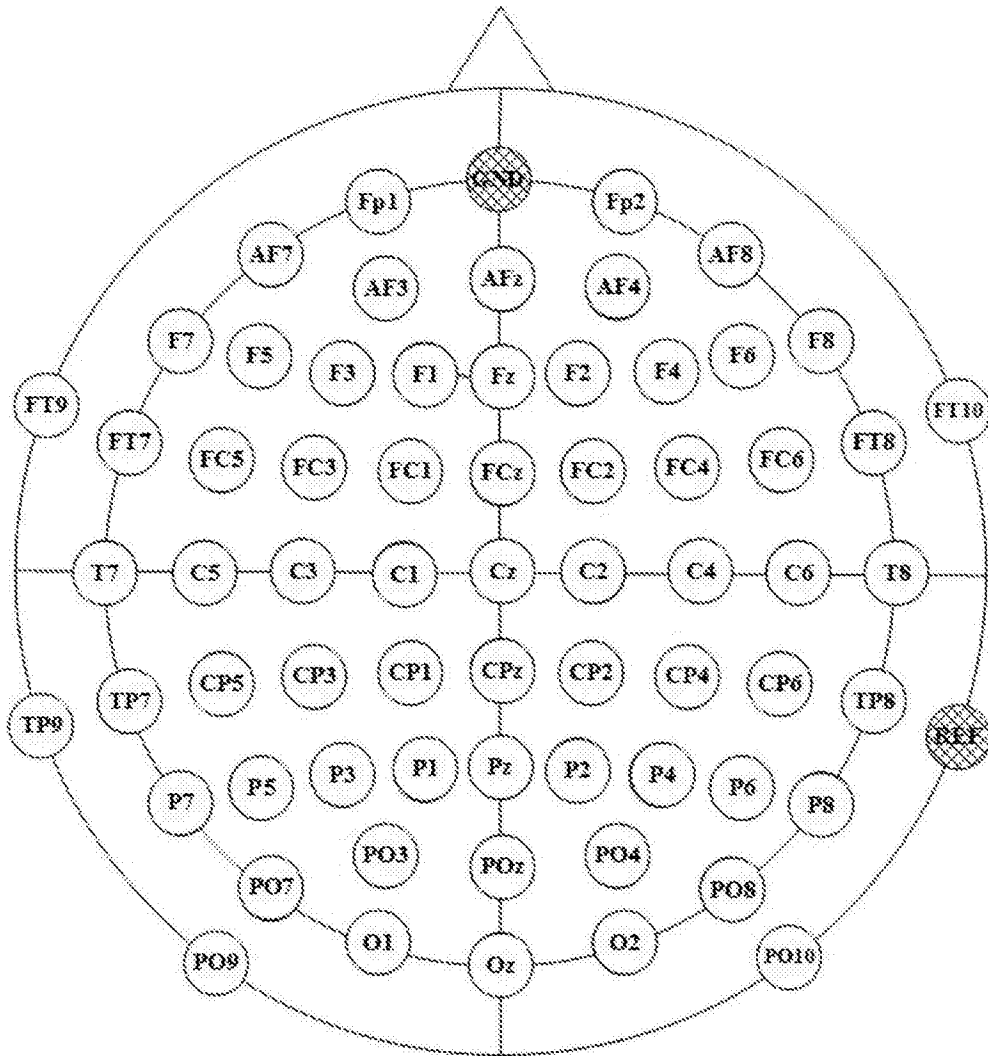


图2

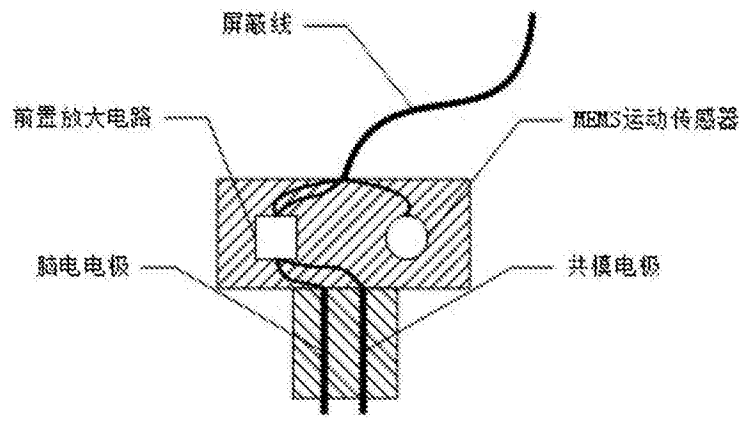


图3

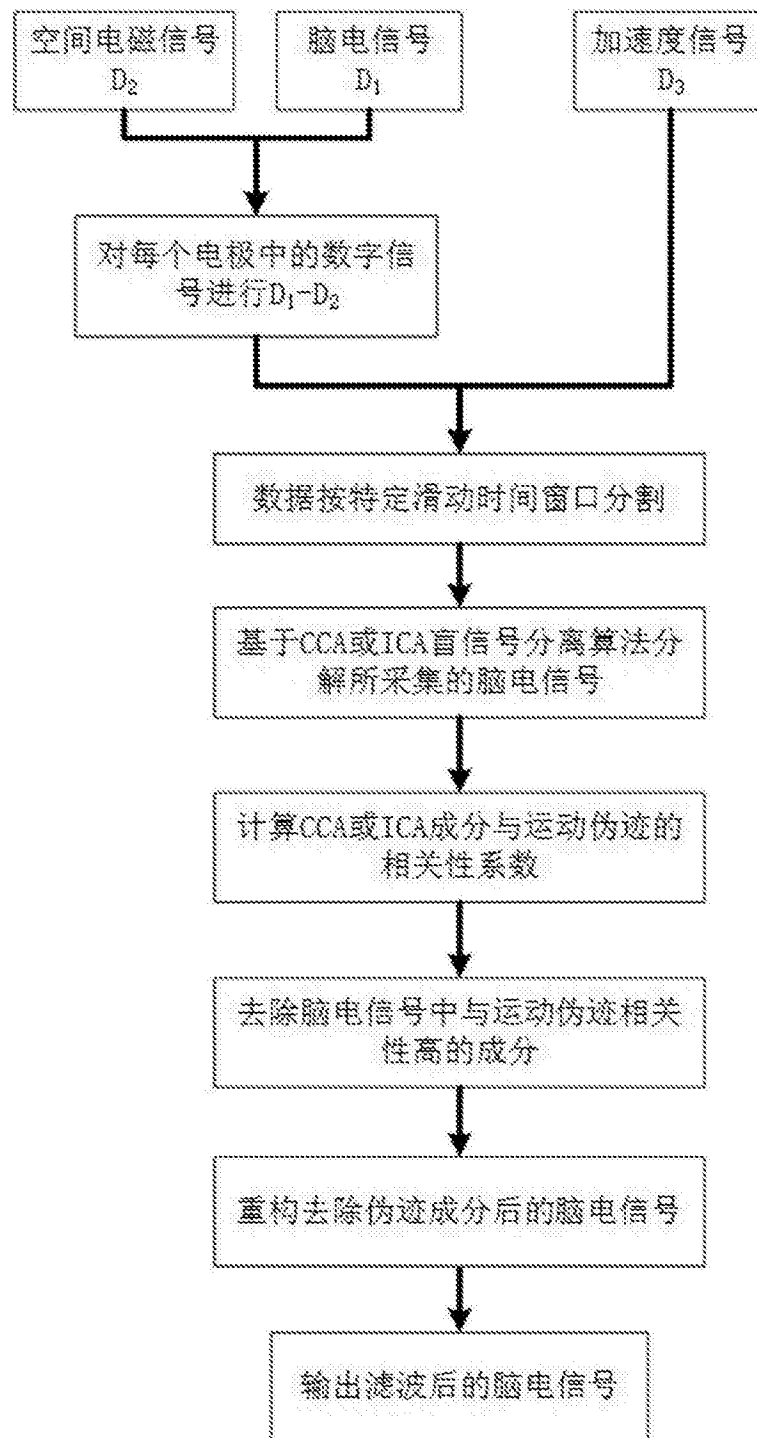


图4

专利名称(译)	一种脑电自适应滤波方法		
公开(公告)号	CN106963373A	公开(公告)日	2017-07-21
申请号	CN201710237807.0	申请日	2017-04-12
[标]申请(专利权)人(译)	博睿康科技常州股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	博睿康科技(常州)股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	博睿康科技(常州)股份有限公司		
[标]发明人	黄肖山 胥红来 印二威		
发明人	黄肖山 胥红来 印二威		
IPC分类号	A61B5/0476 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0476 A61B5/7203 A61B5/7225 A61B5/7235 A61B2503/22		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种脑电自适应滤波方法和装置，所述装置包括信号采集单元、模拟信号处理单元和自适应滤波单元，所述信号采集单元用于采集用户头皮脑电信号、空间电磁信号和电极运动信号，产生脑电电压信号U1、空间电磁电压信号U2和电极运动数字信号D3；所述模拟信号处理单元将所采集的电压信号U1和U2进一步放大至毫伏级，并对U1和U2分别进行滤波和AD转换处理，分别生成数字信号D1和D2，与D3一并送入自适应滤波单元；所述自适应滤波单元利用所述模拟信号处理单元处理得到的空间电磁信号D2和电极运动信号D3，采用共模参考方法和盲信号分离算法对脑电信号D1进行滤波处理。本发明能够有效减轻脑电信号采集过程中电磁辐射和运动伪迹的干扰，提高脑电信号的信噪比。

