



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109318207 A

(43)申请公布日 2019.02.12

(21)申请号 201811321061.2

A61B 5/0476(2006.01)

(22)申请日 2018.11.07

A61B 5/0488(2006.01)

(71)申请人 西安交通大学

地址 710049 陕西省西安市碑林区咸宁西路28号

(72)发明人 张小栋 李瀚哲 李睿 陆竹风
杨昆才 尹贵

(74)专利代理机构 西安通大专利代理有限责任
公司 61200

代理人 徐文权

(51)Int.Cl.

B25J 9/00(2006.01)

B25J 9/16(2006.01)

B25J 13/08(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

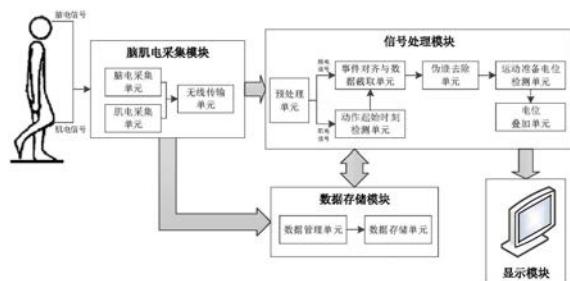
权利要求书3页 说明书7页 附图1页

(54)发明名称

一种利用肌电定时的下肢运动准备电位检
测系统及方法

(57)摘要

本发明公开了一种利用肌电定时的下肢运动准备电位检测系统及方法,包括脑肌电采集模块、信号处理模块、数据存储模块以及显示模块;脑肌电采集模块、数据存储模块和显示模块与信号处理模块均存在信息传递与交互。在本发明针对用户下肢自主运动事件的运动准备电位提取问题,利用下肢肌电信号实现对下肢自主运动起始时刻进行检测,并对脑电数据进行事件对齐和数据截取,从而对脑电数据进行运动伪迹的去除,以此检测下肢自主运动事件时运动准备电位,同时获取多次事件下叠加平均的运动准备电位,为用户下肢运动意图的预先感知和外骨骼机器人的柔顺控制提供基础。



1. 一种利用肌电定时的下肢运动准备电位检测系统,其特征在于,包括:
脑肌电采集模块,包括脑电采集单元、肌电采集单元以及无线传输单元;
信号处理模块,包括预处理单元,以及均与预处理单元电连接的事件对齐和数据截取单元和动作起始时刻检测单元;事件对齐和数据截取单元依次连接伪迹去除单元、运动准备电位检测单元和电位叠加单元进行处理;
数据存储模块,包括数据管理单元和数据存储单元;以及显示模块。
2. 根据权利要求1所述的利用肌电定时的下肢运动准备电位检测系统,其特征在于,脑电采集单元与脑电帽电连接,肌电采集单元与肌电电极电连接;
脑电帽,穿戴在用户头部,用于拾取用户的头皮脑电信号;
肌电电极,布置在用户下肢的相应肌肉位置,用于拾取用户的下肢肌电信号,并经信号特征提取,来定时用户下肢自主运动的动作起始时刻。
3. 根据权利要求2所述的利用肌电定时的下肢运动准备电位检测系统,其特征在于,脑电帽采用集成无线通信单元的便携式脑电帽NeuroScan。
4. 一种采用权利要求1-3任意一项所述系统的利用肌电定时的下肢运动准备电位检测方法,其特征在于,包括以下步骤:
步骤1:通过脑肌电采集模块实时采集用户在下肢自主运动时的脑电和肌电信号,并将采集到的脑电和肌电信号通过无线传输单元发送至信号处理模块;
步骤2:首先对接收的脑电和肌电信号分别进行预处理,消除脑肌电信号中的噪声和基线漂移,再将脑电信号和肌电信号传输至信号处理模块的肌电处理单元和脑电处理单元;
步骤3:肌电处理单元对预处理之后的肌电信号进行用户下肢自主运动的动作起始时刻检测;
步骤4:脑电处理单元对预处理后的脑电信号进行基于肌电定时的脑电信号数据下肢自主运动事件对齐及数据截取,并对截取之后的脑电数据进行基于MEMD的运动伪迹去除,以此进行单次下肢自主运动事件中的运动准备电位的检测,同时对将本次事件下的运动准备电位和已有下肢自主运动事件下的运动准备电位进行叠加平均,获得多次下肢自主运动事件下叠加平均的运动准备电位;
步骤5:采用显示器用以实时呈现所采集的脑电信号、肌电信号、单次下肢自主运动事件下的运动准备电位以及多次事件下叠加平均的运动准备电位;
步骤6:对所采集的原始脑电和肌电信号、预处理后的脑电和肌电信号、用户下肢自主运动的动作起始时刻检测结果、单次下肢自主运动事件下的运动准备电位以及多次事件下叠加平均的运动准备电位;按照用户设定的数据格式及时间逻辑进行存储。
5. 根据权利要求4所述的利用肌电定时的下肢运动准备电位检测方法,其特征在于,步骤3的具体方法如下:

步骤3-1:将肌电信号进行Hilbert变换并取绝对值;

$$H(n) = |x(n) * h(n)|$$

$$h(n) = \frac{1 - (-1)^n}{n\pi} = \begin{cases} 0 & n \text{ 为偶数} \\ \frac{2}{n\pi} & n \text{ 为奇数} \end{cases}$$

其中, $x(n)$ 为肌电信号序列, $H(n)$ 为原始信号 $x(n)$ 的Hilbert变换后取绝对值的信号序

列；

步骤3-2：设置平滑窗对肌电信号进行平滑处理，之后对肌电信号进行去均值与归一化处理；

$$env(n) = H(n) * W(m)$$

$$env(n) = env(n) - \sum_{n=1}^N env(n) / N$$

$$env(n) = env(n) / \max(env(n))$$

其中， $env(n)$ 为经过卷积、去均值和归一化后的信号序列， $W(m)$ 为平滑窗函数， m 为自定义窗长；

步骤3-3：设置滑动窗、计算初始阈值，采用滑动窗逐次滑动检测肌电信号是否处于活动状态，从而获得肌电信号的状态函数；

$$TH = \alpha \cdot \frac{\sum_{n=1}^N env(n)}{N}$$

$$s(n) = \begin{cases} 1 & env(i) > TH, i \in [i, i+l] \\ 0 & \text{且 } TH = \frac{\sum_{n=i}^{i+l} env(n)}{l} + \beta \cdot \left| \frac{\sum_{n=1}^N env(n)}{N} - \frac{\sum_{n=i}^{i+l} env(n)}{l} \right| \end{cases}$$

其中， $s(n)$ 是二值化状态函数， TH 为阈值， α 和 β 均为阈值因子， l 为滑动窗长；

步骤3-4：进行状态函数滤波，以消除在活动态和静息态内因尖峰信号引起的伪活动检测。

6. 根据权利要求5所述的利用肌电定时的下肢运动准备电位检测方法，其特征在于，步骤3-4的具体方法如下：

步骤3-4-1：将得到的状态函数 $s(n)$ 中，将序列“1”之间间距的小于 T_1 的数据全置为“1”，以避免在肌肉活动时出现的静息状态；

步骤3-4-2：将步骤3-4-1得到的状态函数 $s(n)$ 中，将序列“0”之间间距的小于 T_2 的数据全置为“0”，以消除在正常无动作情况下，肌肉静息时出现的尖峰信号带来的影响；

根据滤波后的状态函数判断用户下肢是否发生动作，若下肢未产生动作，将重新采集用户的脑电和肌电数据；若产生动作，利用确定用户下肢自主运动的起始时刻，从而以此进行用户下肢自主运动时脑电信号的定时。

7. 根据权利要求4所述的利用肌电定时的下肢运动准备电位检测方法，其特征在于，步骤4的具体方法如下：

步骤4-1：根据预处理后的脑电信号数据，以下肢运动起始时刻数据点为零时刻，截取零时刻前后各 T_s 的脑电数据定义为有效数据段，定义数据时间范围为 $-T \sim T_s$ ，以实现脑电信号的下肢自主运动事件对齐；

步骤4-2：利用MEMD方法对截取后的脑电数据进行运动伪迹去除；

步骤4-3：对去除运动伪迹后的脑电信号进行 $0.1 \sim 10\text{Hz}$ 带宽滤波，再降采样至 200Hz ，并进行信号去均值、信号幅值归一化处理，检测单次下肢自主运动事件中的运动准备电位；

步骤4-4:对将本次事件下的运动准备电位和已有下肢自主运动事件下的运动准备电位进行叠加平均,获得多次下肢自主运动事件下叠加平均的运动准备电位。

8.根据权利要求7所述的利用肌电定时的下肢运动准备电位检测方法,其特征在于,步骤4-2的具体方法如下:

步骤4-2-1:采用Hammersley序列采样法,在(n-1)维球面上获取n维空间的方向向量;

步骤4-2-2:计算脑电信号v(t)沿每个方向向量 $X^{0k} = [x_1^{0k}, x_2^{0k}, \dots, x_n^{0k}]$ 上的映射 P^{0k} ;

步骤4-2-3:计算所有方向向量的映射信号 $\{P^{0k}(t)\}_{k=1}^K$ 极值对应的瞬时时刻 $\{P_i^{0k}(t)\}_{k=1}^K$, i 表示极值点位置, $i \in [1, T]$;

步骤4-2-4:用多元样条插值函数插值极值点 $[t_i^{0k}, v(t_i^{0k})]$,得到K个多元包络 $\{e^{0k}(t)\}_{k=1}^K$;

步骤4-2-5:球空间K个方向向量,其n元均值 $m(t)$ 为:

$$m(t) = \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K e^{0k}(t)$$

步骤4-2-6:通过 $h(t) = v(t) - m(t)$ 提取本征模态分量 $h(t)$,如果 $h(t)$ 满足多元IMF判断标准,那么就将 $v(t) - h(t)$ 结果作为步骤2步的输入信号,继续步骤4-2-2至步骤4-2-6,提取新的多元IMF分量 $h(t)$;否则,将 $h(t)$ 当作步骤4-2-1的输入信号,继续执行步骤4-2-2至步骤4-2-6;

经过多次上述MEMD分解过程,脑电信号 $\{v(t)\}_{i=1}^T = \{[v_1(t), v_2(t), \dots, v_n(t)]\}$ 被分解为一系列IMF分量 $\{h(t)\}_{k=1}^q$ 和余项 $r(t)$ 的加和形式;

$$v(t) = \sum_{i=1}^q h_i(t) + r_n(t)$$

其中, q 为IMF的数量; $h_i(t) = \{h_1(t), h_2(t), \dots, h_n(t)\}$, $r_i(t) = \{r_{n,1}(t), r_{n,2}(t), \dots, r_{n,n}(t)\}$ 分别对应于n元脑电信号的n组IMF分量和n个余量;n元信号每一元变量对应的IMF在n个通道中按频率尺度对齐,形成多元IMF;

步骤4-2-7:每个通道下的脑电信号被分解为多个IMF分量,对于每个IMF分量进行傅里叶变换,找出每个IMF分量信号的主频,设定将IMF分量中主频低于0.5Hz的分量舍弃,将其余分量和余项进行信号重构以实现对脑电信号中运动伪迹的去除。

一种利用肌电定时的下肢运动准备电位检测系统及方法

【技术领域】

[0001] 本发明属于事件相关电位检测领域,具体涉及一种利用肌电定时的下肢运动准备电位检测系统及方法。

【背景技术】

[0002] 近年来,随着外骨骼机器人的不断发展,其功能的特殊性在国防军事和工农业生产等领域具备重要的应用前景。但外骨骼机器人的相关关键技术仍需开展更为深入的研究才能满足实际的需求;尤其是在用户运动感知方面,其感知结果直接影响人对外骨骼机器人的决策和控制,是外骨骼机器人实际应用的关键技术之一。现有比较成熟的感知方式是利用力位信息来获取穿戴者的运动意图,从而进行交互控制。然而,由于外骨骼机器人的力位信息产生于运动开始之后,再加上机器人机械系统响应以及信号采集处理等影响而产生的延时,故对于外骨骼机器人的交互控制而言存在一定时间滞后性,不能很好地实现机器人的柔顺性控制。

[0003] 而运动准备电位(readiness potential,RP)是用户在执行刺激诱发运动或自发运动时调用大脑中与运动相关的认知资源而产生负值低频电位变化,是一种是在时间上严格跟随肢体运动的事件相关电位。运动准备电位特征变化开始于运动前约1.5-0.5s,利用该电位可实现对用户运动意图的预测,有效解决现有控制信息源的时间滞后性问题,有利于外骨骼机器人柔顺控制的实现。

[0004] 现有的运动准备电位检测方法是采用在刺激条件下进行检测的方法,通过叠加平均来减少背景随机噪声的干扰,从而可以较好地识别运动准备电位。但存在明显的缺陷是需刺激诱发,而且叠加平均掩盖了单次运动准备电位之间的差异,最重要的是不能满足自发性和实时性的要求,不利于运动准备电位的现实应用。

【发明内容】

[0005] 本发明的目的在于克服上述现有技术的缺点,提供一种利用肌电定时的下肢运动准备电位检测系统及方法,旨在检测用户下肢自主运动时其运动准备电位,为用户下肢运动意图的预先感知及其外骨骼机器人的柔顺控制提供基础。

[0006] 为达到上述目的,本发明采用以下技术方案予以实现:

[0007] 一种利用肌电定时的下肢运动准备电位检测系统,包括:

[0008] 脑肌电采集模块,包括脑电采集单元、肌电采集单元以及无线传输单元;

[0009] 信号处理模块,包括预处理单元,以及均与预处理单元电连接的事件对齐和数据截取单元和动作起始时刻检测单元;事件对齐和数据截取单元依次连接伪迹去除单元、运动准备电位检测单元和电位叠加单元进行处理;

[0010] 数据存储模块,包括数据管理单元和数据存储单元;以及显示模块。

[0011] 本发明进一步的改进在于:

[0012] 脑电采集单元与脑电帽电连接,肌电采集单元与肌电电极电连接;

- [0013] 脑电帽,穿戴在用户头部,用于拾取用户的头皮脑电信号;
- [0014] 肌电电极,布置在用户下肢的相应肌肉位置,用于拾取用户的下肢肌电信号,并经信号特征提取,来定时用户下肢自主运动时的运动准备电位的动作起始时刻。
- [0015] 脑电帽采用集成无线通信单元的便携式脑电帽NeuroScan。
- [0016] 一种利用肌电定时的下肢运动准备电位检测方法,包括以下步骤:
- [0017] 步骤1:通过脑肌电采集模块实时采集用户在下肢自主运动时的脑电和肌电 信号,并将采集到的脑电和肌电信号通过无线传输单元发送至信号处理模块;
- [0018] 步骤2:首先对接收的脑电和肌电信号分别进行预处理,消除脑肌电信号中的噪声和基线漂移,再将脑电信号和肌电信号传输至信号处理模块的肌电处理单元和脑电处理单元;
- [0019] 步骤3:肌电处理单元对预处理之后的肌电信号进行用户下肢自主运动的动作起始时刻检测;
- [0020] 步骤4:脑电处理单元对预处理后的脑电信号进行基于肌电定时的脑电信号 数据下肢自主运动事件对齐及数据截取,并对截取之后的脑电数据进行基于 MEMD的运动伪迹去除,以此进行单次下肢自主运动事件中的运动准备电位的 检测,同时对将本次事件下的运动准备电位和已有下肢自主运动事件下的运动准备电位进行叠加平均,获得多次下肢自主运动事件下叠加平均的运动准备电位;
- [0021] 步骤5:采用显示器用以实时呈现所采集的脑电信号、肌电信号、单次下肢 自主运动事件下的运动准备电位以及多次事件下叠加平均的运动准备电位;
- [0022] 步骤6:对所采集的原始脑电和肌电信号、预处理后的脑电和肌电信号、用 户下肢自主运动的动作起始时刻检测结果、单次下肢自主运动事件下的运动准备 电位以及多次事件下叠加平均的运动准备电位;按照用户设定的数据格式及时间 逻辑进行存储。
- [0023] 其进一步的改进在于:
- [0024] 步骤3的具体方法如下:
- [0025] 步骤3-1:将肌电信号进行Hilbert变换并取绝对值;
- [0026] $H(n) = |x(n) * h(n)|$
- [0027]
$$h(n) = \frac{1 - (-1)^n}{n\pi} = \begin{cases} 0 & n \text{ 为偶数} \\ \frac{2}{n\pi} & n \text{ 为奇数} \end{cases}$$
- [0028] 其中,x (n) 为肌电信号序列,H (n) 为原始信号x (n) 的Hilbert变换后取绝对值 的信号序列;
- [0029] 步骤3-2:设置平滑窗对肌电信号进行平滑处理,之后对肌电信号进行去均 值与 归一化处理;
- [0030] $env(n) = H(n) * W(m)$
- [0031] $env(n) = env(n) - \sum_{n=1}^N env(n) / N$
- [0032] $env(n) = env(n) / \max(env(n))$
- [0033] 其中,env (n) 为经过卷积、去均值和归一化后的信号序列,W (m) 为平滑窗函 数,m 为自定义窗长;

[0034] 步骤3-3:设置滑动窗、计算初始阈值,采用滑动窗逐次滑动检测肌电信号 是否处于活动状态,从而获得肌电信号的状态函数;

$$[0035] TH = \alpha \cdot \frac{\sum_{n=1}^N env(n)}{N}$$

$$[0036] s(n) = \begin{cases} 1 & env(i) > TH, i \in [i, i+l] \\ 0 & \text{且 } TH = \frac{\sum_{n=i}^{i+l} env(n)}{l} + \beta \cdot \left| \frac{\sum_{n=1}^N env(n)}{N} - \frac{\sum_{n=i}^{i+l} env(n)}{l} \right| \end{cases}$$

[0037] 其中,s (n) 是二值化状态函数,TH为阈值,α和β均为阈值因子,l为滑动 窗长;

[0038] 步骤3-4:进行状态函数滤波,以消除在活动态和静息态内因尖峰信号引起 的伪活动检测。

[0039] 步骤3-4的具体方法如下:

[0040] 步骤3-4-1:将得到的状态函数s (n) 中,将序列“1”之间间距的小于T₁的数据 全置为“1”,以避免在肌肉活动时出现的静息状态;

[0041] 步骤3-4-2:将步骤3-4-1得到的状态函数s (n) 中,将序列“0”之间间距的小于 T₂的数据全置为“0”,以消除在正常无动作情况下,肌肉静息时出现的尖峰信号 带来的影响;

[0042] 根据滤波后的状态函数判断用户下肢是否发生动作,若下肢未产生动作,将 重新采集用户的脑电和肌电数据;若产生动作,利用确定用户下肢自主运动的起 始时刻,从而以此进行用户下肢自主运动时脑电信号的定时。

[0043] 步骤4的具体方法如下:

[0044] 步骤4-1:根据预处理后的脑电信号数据,以下肢运动起始时刻数据点为零 时刻,截取零时刻前后各T_s的脑电数据定义为有效数据段,定义数据时间范围 为-T~T_s,以实现脑电信号的下肢自主运动事件对齐;

[0045] 步骤4-2:利用MEMD方法对截取后的脑电数据进行运动伪迹去除;

[0046] 步骤4-3:对去除运动伪迹后的脑电信号进行0.1~10Hz带宽滤波,再降采样 至200Hz,并进行信号去均值、信号幅值归一化处理,检测单次下肢自主运动事 件中的运动准备电位;

[0047] 步骤4-4:对将本次事件下的运动准备电位和已有下肢自主运动事件下的运 动准备电位进行叠加平均,获得多次下肢自主运动事件下叠加平均的运动准备电 位。

[0048] 步骤4-2的具体方法如下:

[0049] 步骤4-2-1:采用Hammersley序列采样法,在(n-1)维球面上获取n维空间的 方向向量;

[0050] 步骤4-2-2:计算脑电信号v (t) 沿每个方向向量X^{0k} = [x₁^{0k}, x₂^{0k}, ..., x_n^{0k}] 上的映射P^{0k};

[0051] 步骤4-2-3:计算所有方向向量的映射信号 {P^{0k} (t) }^K_{k=1}极值对应的瞬时时刻 {P_i^{0k} (t) }^K_{k=1},i表示极值点位置,i ∈ [1, T];

[0052] 步骤4-2-4:用多元样条插值函数插值极值点 [t_i^{0k}, v (t_i^{0k})], 得到K个多元包络 {e^{0k}

$\{t\}_{k=1}^K$;

[0053] 步骤4-2-5: 球空间K个方向向量, 其n元均值 $m(t)$ 为:

$$[0054] m(t) = \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K e^{\theta k}(t)$$

[0055] 步骤4-2-6: 通过 $h(t) = v(t) - m(t)$ 提取本征模态分量 $h(t)$, 如果 $h(t)$ 满足多元IMF 判断标准, 那么就将 $v(t) - h(t)$ 结果作为步骤2步的输入信号, 继续步骤4-2-2至 步骤4-2-6, 提取新的多元IMF分量 $h(t)$; 否则, 将 $h(t)$ 当作步骤4-2-1的输入信 号, 继续执行步 骤4-2-2至步骤4-2-6;

[0056] 经过多次上述MEMD分解过程, 脑电信号 $\{v(t)\}_{i=1}^T = \{[v_1(t), v_2(t), \dots, v_n(t)]\}$ 被分解为一系列IMF分量 $\{h(t)\}_{k=1}^q$ 和余项 $r(t)$ 的加和形式;

$$[0057] v(t) = \sum_{i=1}^q h_i(t) + r_n(t)$$

[0058] 其中, q 为IMF的数量; $h_i(t) = \{h_1(t), h_2(t), \dots, h_n(t)\}$, $r_i(t) = \{r_{n,1}(t), r_{n,2}(t), \dots, r_{n,n}(t)\}$ 分别对应于n元脑电信号的n组IMF分量和n个余量; n元信号每一元变量对 应的IMF在n个通道中按频率尺度对齐, 形成多元IMF;

[0059] 步骤4-2-7: 每个通道下的脑电信号被分解为多个IMF分量, 对于每个IMF 分量进 行傅里叶变换, 找出每个IMF分量信号的主频, 设定将IMF分量中主频 低于0.5Hz的分量舍 弃, 将其余分量和余项进行信号重构以实现对脑电信号中运 动伪迹的去除。

[0060] 与现有技术相比, 本发明具有以下有益效果:

[0061] 本发明针对用户下肢自主运动事件的运动准备电位提取问题, 利用下肢肌电 信号实现对下肢自主运动起始时刻进行检测, 并对脑电数据进行事件对齐和数据 截取, 从而对脑电数据进行运动伪迹的去除, 以此检测下肢自主运动事件时运动 准备电位, 同时获取多次事件下叠加平均的运动准备电位, 为用户下肢运动意图 的预先感知及其外骨骼机器人的柔顺控制提供基础。

【附图说明】

[0062] 图1为本发明的硬件结构图;

[0063] 图2为本发明的算法流程图。

[0064] 为了使本技术领域的人员更好地理解本发明方案, 下面将结合本发明实施例 中的附图, 对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述, 显然, 所描述 的实施例仅仅是本发明一部分的实施例, 而不是全部的实施例。基于本发明中的 实施例, 本领域普通技术 人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实 施例, 都应当属于本发明保护 的范围。

[0065] 需要说明的是, 本发明的说明书和权利要求书及上述附图中的术语“第一”、“第 一”等是用于区别类似的对象, 而不必用于描述特定的顺序或先后次序。应该 理解这样使 用的数据在适当情况下可以互换, 以便这里描述的本发明的实施例能 够以除了在这里图 示或描述的那些以外的顺序实施。此外, 术语“包括”和“具有” 以及他们的任何变形, 意图 在于覆盖不排他的包含, 例如, 包含了一系列步骤或 单元的过程、方法、系统、产品或设备 不必限于清楚地列出的那些步骤或单元, 而是可包括没有清楚地列出的或对于这些过程、

方法、产品或设备固有的其它步骤或单元。

[0066] 下面结合附图对本发明做进一步详细描述：

[0067] 参见图1,本发明是利用下肢肌电定时和脑电信号检测用户下肢自主运动时 运动准备电位的系统,利用便携式脑电帽穿戴在用户的头部,同时将肌电电极布 置在下肢的相应肌肉位置,拾取人的头皮脑电信号和下肢肌电信号,并经信号特 征提取,来检测用户下肢自主运动时运动准备电位的方法;该系统具体包括:脑 电极及其脑电帽、肌电电极、脑肌电采集模块、信号处理模块、数据存储模块和 显示模块。

[0068] 脑肌电采集模块包括脑肌电采集单元和无线传输单元;信号处理包括预处理 单元、动作起始时刻检测单元、事件对齐和数据截取单元、伪迹去除单元、运动 准备电位检测单元和电位叠加单元;数据存储模块包括数据管理单元和数据存储 单元;显示模块包括显示器。

[0069] 脑肌电采集模块采用集成无线通信单元的便携式脑电帽NeuroScan,选定采 集国际标准10/20系统中位于大脑中央区的FCz、FC1、FC2、C1、C2、C3、C4、 CP1、CP2和Cz通道的脑 电信号以及下肢胫骨前肌的肌电信号。

[0070] 本发明还公开了一种利用肌电定时的下肢运动准备电位检测方法,包括以下 步骤:

[0071] 步骤1)为用户佩戴按照需求配置脑电极位置的脑电采集单元以及布置用户 下肢肌电电极的肌电采集单元,由脑肌电采集模块的脑肌电采集单元以1000Hz 的采样频率同步实时采集用户的脑电信号和肌电信号,并将获取脑电信号和肌电 信号由无线传输单元发送至信号处理模块;

[0072] 步骤2)信号处理模块对接收的各通道脑电信号和肌电信号进行分析。由预 处理单元对肌电信号数据进行滤波降噪和去均值预处理,以及对脑电信号数据进 行带通滤波和基线校准预处理;

[0073] 步骤3)由信号处理模块的动作起始时刻检测单元对肌电信号进行用户下肢 自主运动的起始时刻检测,其具体的方法如下;

[0074] 步骤3)中,将预处理之后的肌电信号数据进行用户下肢自主运动的动作起 始时刻检测,其具体实施步骤如下:

[0075] 3-1)将肌电信号进行Hilbert变换并取绝对值。

[0076] $H(n) = |x(n) * h(n)|$

$$[0077] h(n) = \frac{1 - (-1)^n}{n\pi} = \begin{cases} 0 & n \text{ 为偶数} \\ \frac{2}{n\pi} & n \text{ 为奇数} \end{cases}$$

[0078] 其中, $x(n)$ 为肌电信号序列, $H(n)$ 为原始信号 $x(n)$ 的Hilbert变换后取绝对值 的信号序列。

[0079] 3-2)设置适当的平滑窗对肌电信号进行平滑处理,之后对肌电信号进行去 均值与归一化处理。

[0080] $env(n) = H(n) * W(m)$

$$[0081] env(n) = env(n) - \sum_{n=1}^N env(n) / N$$

[0082] $\text{env}(n) = \text{env}(n) / \max(\text{env}(n))$

[0083] 其中, $\text{env}(n)$ 为经过卷积、去均值和归一化后的信号序列, $W(m)$ 为平滑窗函数, m 为自定义窗长。

[0084] 3-3) 设置滑动窗、计算初始阈值, 采用滑动窗逐次滑动检测肌电信号是否 处于活动状态, 从而获得肌电信号的状态函数。

$$[0085] TH = \alpha \cdot \frac{\sum_{n=1}^N \text{env}(n)}{N}$$

$$[0086] s(n) = \begin{cases} 1 & \text{env}(i) > TH, i \in [i, i+l] \\ 0 & \text{且 } TH = \frac{\sum_{n=i}^{i+l} \text{env}(n)}{l} + \beta \cdot \left| \frac{\sum_{n=1}^N \text{env}(n)}{N} - \frac{\sum_{n=i}^{i+l} \text{env}(n)}{l} \right| \end{cases}$$

[0087] 其中, $s(n)$ 是二值化状态函数, TH 为阈值, α 和 β 均为阈值因子, l 为滑动 窗长。

[0088] 3-4) 进行状态函数滤波, 以消除在活动态和静息态内因收缩过快和噪声等 尖峰信号引起的伪活动检测。

[0089] 3-4-1) 将得到的状态函数 $s(n)$ 中, 将序列“1”之间间距的小于 T_1 的数据全置 为“1”, 以避免在肌肉活动时由于收缩过快等原因偶尔出现的静息状态;

[0090] 3-4-2) 将上述3-4-1) 得到的状态函数 $s(n)$ 中, 将序列“0”之间间距的小于 T_2 的数据全置为“0”, 以消除在正常无动作情况下, 肌肉静息时偶尔出现的噪声等 尖峰信号带来的影响。

[0091] 根据滤波后的状态函数判断用户下肢是否发生动作, 若下肢未产生动作, 将 重新采集用户的脑电和肌电数据; 若产生动作, 可利用确定用户下肢自主运动的 起始时刻, 从而以此进行用户下肢自主运动时脑电信号的定时。

[0092] 步骤4) 信号处理模块中的事件对齐与数据截取单元利用定时的下肢自主运动起始时刻对预处理之后的脑电数据进行事件对齐和数据截取, 以下肢运动起始 时刻数据点为零时刻, 截取零时刻前后各 T_s 的脑电数据定义为有效数据段, 定 义数据时间范围为 $-T \sim T_s$ 。

[0093] 步骤5) 信号处理模块中的伪迹去除单元对截取后的脑电数据利用MEMD 方法去除运动伪迹, 其步骤如下:

[0094] 5-1) 采用Hammersley序列采样法, 在 $(n-1)$ 维球面上获取 n 维空间的方向向量;

[0095] 5-2) 计算脑电信号 $v(t)$ 沿每个方向向量 $X^{0k} = [x_1^{0k}, x_2^{0k}, \dots, x_n^{0k}]$ 上的映射 P^{0k} 。

[0096] 5-3) 计算所有方向向量的映射信号 $\{P^{0k}(t)\}_{k=1}^K$ 极值对应的瞬时时刻 $\{P_i^{0k}(t)\}_{k=1}^K$, i 表示极值点位置, $i \in [1, T]$;

[0097] 5-4) 用多元样条插值函数插值极值点 $[t_i^{0k}, v(t_i^{0k})]$, 得到 K 个多元包络 $\{e^{0k}(t)\}_{k=1}^K$;

[0098] 5-5) 球空间 K 个方向向量, 其 n 元均值 $m(t)$ 为:

$$[0099] m(t) = \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K e^{0k}(t)$$

[0100] 5-6) 通过 $h(t) = v(t) - m(t)$ 提取本征模态分量 (Intrinsic Mode Function, IMF)

$h(t)$,如果 $h(t)$ 满足多元IMF判断标准,那么就将 $v(t) - h(t)$ 结果作为步骤(2)步 的输入信号,继续步骤4-2-2)至步骤4-2-6),提取新的多元IMF分量 $h(t)$;否则, 将 $h(t)$ 当作步骤4-2-1)的输入信号,继续执行步骤4-2-2)至步骤4-2-6);

[0101] 经过多次上述MEMD分解过程,脑电信号 $\{v(t)\}_{i=1}^T = \{[v_1(t), v_2(t), \dots, v_n(t)]\}$ 被分解为一系列IMF分量 $\{h(t)\}_{k=1}^q$ 和余项 $r(t)$ 的加和形式。

$$[0102] \quad v(t) = \sum_{i=1}^q h_i(t) + r_n(t)$$

[0103] 其中, q 为IMF的数量; $h_i(t) = \{h_1(t), h_2(t), \dots, h_n(t)\}$, $r_i(t) = \{r_{n,1}(t), r_{n,2}(t), \dots, r_{n,n}(t)\}$ 分别对应于n元脑电信号的n组IMF分量和n个余量。n元信号每一元变量对应的IMF在n个通道中按频率尺度对齐,形成多元IMF;

[0104] 5-7) 每个通道下的脑电信号被分解为多个IMF分量,对于每个IMF分量进行傅里叶变换,找出每个IMF分量信号的主频,设定将IMF分量中主频低于0.5Hz 的分量舍弃,将其余分量和余项进行信号重构以完成对脑电信号中运动伪迹的去除。

[0105] 步骤6)信号处理模块中的运动准备电位检测单元对去除伪迹后的脑电信号 进行运动准备电位的检测。首先,脑电信号进行0.1~10Hz带宽滤波;其次。对 脑电信号降采样至200Hz;最后,进行信号去均值、信号幅值归一化处理,检测 单次下肢自主运动事件中的运动准备电位。

[0106] 步骤7)信号处理模块中的电位叠加单元对当前下肢自主运动事件下的运动 准备电位和已有的运动准备电位进行叠加平均,获得多次下肢自主运动事件下平 均的运动准备电位。

[0107] 步骤8)数据存储模块和显示模块对原始脑电和肌电信号数据、过程数据及 运动准备电位检测结果进行管理、存储和实时显示。

[0108] 以上内容仅为说明本发明的技术思想,不能以此限定本发明的保护范围,凡 是按照本发明提出的技术思想,在技术方案基础上所做的任何改动,均落入本发 明权利要求书的保护范围之内。

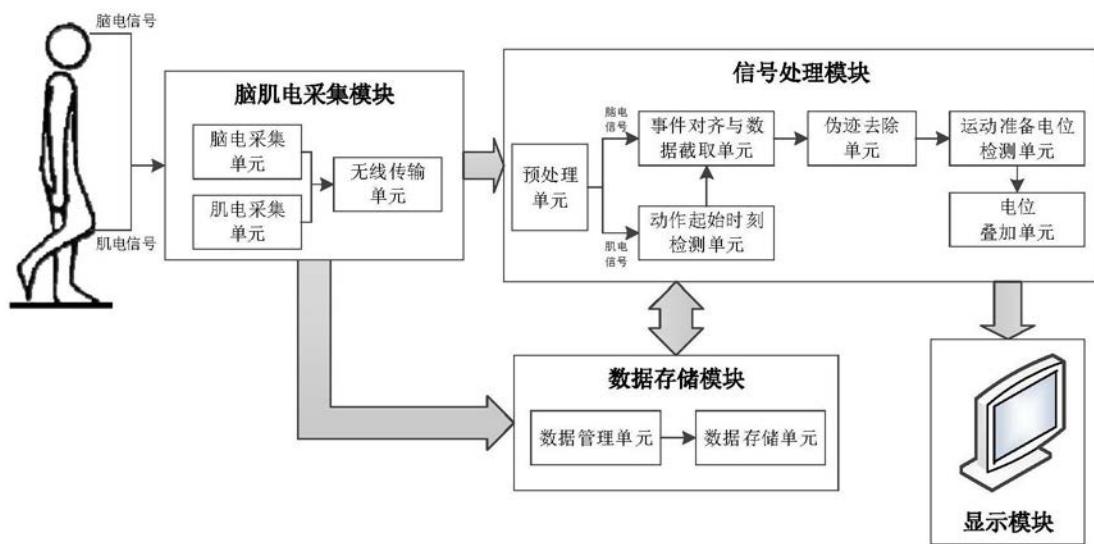


图1

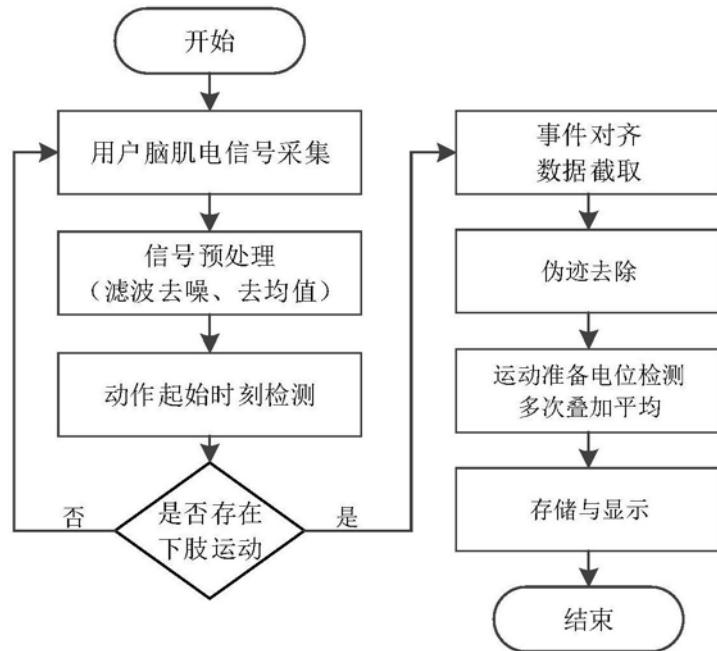


图2

专利名称(译)	一种利用肌电定时的下肢运动准备电位检测系统及方法		
公开(公告)号	CN109318207A	公开(公告)日	2019-02-12
申请号	CN201811321061.2	申请日	2018-11-07
[标]申请(专利权)人(译)	西安交通大学		
申请(专利权)人(译)	西安交通大学		
当前申请(专利权)人(译)	西安交通大学		
[标]发明人	张小栋 李瀚哲 李睿 陆竹风 杨昆才 尹贵		
发明人	张小栋 李瀚哲 李睿 陆竹风 杨昆才 尹贵		
IPC分类号	B25J9/00 B25J9/16 B25J13/08 A61B5/00 A61B5/0476 A61B5/0488		
CPC分类号	A61B5/0476 A61B5/0488 A61B5/6803 A61B5/7203 A61B5/7282 B25J9/0006 B25J9/161 B25J13/087		
代理人(译)	徐文权		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

本发明公开了一种利用肌电定时的下肢运动准备电位检测系统及方法，包括脑肌电采集模块、信号处理模块、数据存储模块以及显示模块；脑肌电采集模块、数据存储模块和显示模块与信号处理模块均存在信息传递与交互。在本发明针对用户下肢自主运动事件的运动准备电位提取问题，利用下肢肌电信号实现对下肢自主运动起始时刻进行检测，并对脑电数据进行事件对齐和数据截取，从而对脑电数据进行运动伪迹的去除，以此检测下肢自主运动事件时运动准备电位，同时获取多次事件下叠加平均的运动准备电位，为用户下肢运动意图的预先感知和外骨骼机器人的柔顺控制提供基础。

