



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110495893 A

(43)申请公布日 2019. 11. 26

(21)申请号 201910696446.5

(22)申请日 2019.07.30

(71)申请人 西安交通大学

地址 710049 陕西省西安市咸宁西路28号

(72)发明人 张小栋 孙沁漪 李瀚哲 蒋志明

王亚宾 刘广跃

(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 李鹏威

(51)Int.Cl.

A61B 5/16(2006.01)

A61B 5/0488(2006.01)

A61B 5/0476(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

G06K 9/00(2006.01)

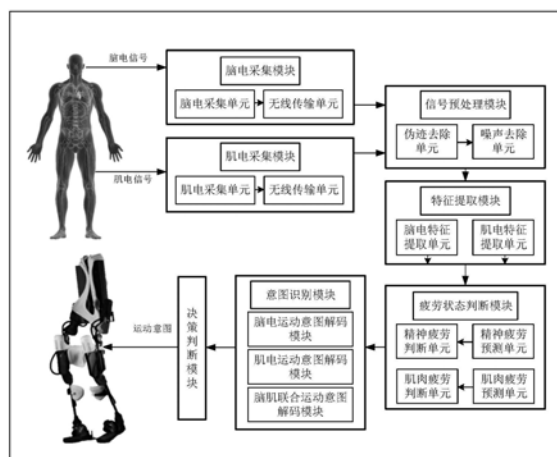
权利要求书4页 说明书10页 附图2页

(54)发明名称

一种运动意图连续脑肌电多层次动态融合识别系统及方法

(57)摘要

本发明公开了一种运动意图连续脑肌电多层次动态融合识别系统及方法,包括脑电采集模块、肌电采集模块、信号预处理模块、特征提取模块、疲劳状态判断模块、意图识别模块以及决策判断模块;本发明通过对脑电和肌电的采集,实时判断人体肌肉和精神的疲劳状态,根据不同的疲劳状态和疲劳程度,采用不同的运动意图识别方法,充分发挥了不同生物电信号的优势,克服了不同疲劳状态和疲劳程度带来的意图识别准确率下降的缺陷,最终实现高鲁棒性、高准确性的识别。



1. 一种运动意图连续脑机电多层次动态融合识别系统,其特征在于,包括:

信号采集模块,用于对使用者的脑电和肌电信号进行采集并输出;信号采集模块包括脑电采集单元、肌电采集单元与无线传输单元;脑电采集单元与脑电帽连接,肌电采集单元与肌电电极连接,最后经无线传输单元输出;

脑电帽,穿戴在使用者头部,将电极布置于大脑中央区域的FCz、FC1、FC2、C1、C2、C3、C4、CP1、CP2和Cz通道,以用于采集使用者大脑皮层的脑电信号;

肌电电极,布置在使用者相应肌肉上,用于采集使用者运动时肌肉产生的肌电信号;

信号预处理模块,用于对使用者的脑电和肌电信号进行滤波消噪、伪迹去除预处理;

特征提取模块,用于对使用者的脑电和肌电信号进行特征提取;特征提取模块包括脑电特征提取单元和肌电特征提取单元;

疲劳状态判断模块,用于检测使用者精神和肌肉的状态,判断是否疲劳;疲劳状态判断模块包括精神疲劳预测单元、精神疲劳判断单元、肌肉疲劳预测单元以及肌肉疲劳判断单元;精神疲劳预测单元采用基于脑电的功率谱分析精神疲劳状态,肌肉疲劳预测单元采用边际熵计算分析肌肉疲劳状态;

肌电运动意图解码模块,用于根据肌电信息识别运动意图;

脑电运动意图解码模块,用于根据脑电信息识别运动意图;

脑机电联合运动意图解码模块,用于融合脑电和肌电的特征矢量,联合脑电和肌电的特征识别运动意图;脑机电联合运动意图解码模块包括脑机电特征融合单元和脑机电融合决策单元;

决策判断模块,用于根据对肌肉和精神疲劳状态判断的结果综合肌电运动意图解码模块、脑电运动意图解码模块和脑机电联合运动意图解码模块的决策,得到运动意图最终的识别结果;

以及外骨骼模块,用于为使用者提供助力。

2. 一种采用权利要求1所述系统的运动意图连续脑机电多层次动态融合识别方法,其特征在于,包括以下步骤:

步骤1:对使用者的脑电和肌电信号进行采集;

分别用脑电和肌电采集仪对使用者进行脑电和肌电采集,采样后发送至预处理模块;

步骤2:信号预处理模块对接收的脑电信号和肌电信号进行预处理;

对脑电信号进行基线校准,0.5-49Hz带通滤波,小波阈值去噪去除伪迹和噪声处理;肌电信号进行5-200Hz带通滤波,陷波滤波器去除工频干扰,小波阈值去噪去除伪迹和噪声;

步骤3:利用特征提取模块对使用者的脑电信号和肌电信号进行特征提取,得到脑电特征向量 x_1 和肌电特征向量 x_2 ;

步骤4:利用疲劳状态判断模块对使用者进行状态判断;

步骤5:根据疲劳状态判断模块的输出结果,分别采用脑电运动意图解码模块、肌电运动意图解码模块或脑机电联合运动意图解码模块得到运动意图;

步骤6:利用决策判断模块对肌电运动意图解码模块、脑电运动意图解码模块以及脑机电联合运动意图解码模块输出的运动意图进行加权D-S证据融合;

步骤7:将获得的意图输出给外骨骼模块。

3. 根据权利要求2所述的运动意图连续脑机电多层次动态融合识别方法,其特征在于,

步骤1中采用Neruoscan64导联脑电采集系统,选定国际标准10/20系统中布置于大脑中央区域的FCz、FC1、FC2、C1、C2、C3、C4、CP1、CP2和Cz通道的脑电信号以及胫骨前肌和股四头肌的表面肌电信号,1000Hz采样后发送至预处理模块。

4. 根据权利要求2所述的运动意图连续脑肌电多层次动态融合识别方法,其特征在于,脑电特征与肌电特征的提取方法如下:

使用连续、重叠的200ms时窗对脑电信号及肌电信号进行分割,后将信号传输入后续模块进行分析;在每个分析时窗中,脑电特征提取自各通道脑电信号,肌电特征提取自各通道肌电信号;

离线训练分类器,标记各时窗将其分别与四类行走步态相位对应,分别为:最初双足支撑期、单足支撑期、最终双足支撑期和摆动期;当200ms时窗滑动至两步态相位交叉处,以占比更大的步态相位标记此时窗;根据所需识别的意图种类训练多个分类器;

在线识别时,根据所需识别的意图种类训练多个分类器,首先判断步态相位,后由选取相应分类器得到具体的意图种类,经后处理算法输出连续、平滑的意识流;在一次意图识别结束后,时窗向后移动12ms,进行下一次意图识别直至整轮结束。

5. 根据权利要求2或4所述的运动意图连续脑肌电多层次动态融合识别方法,其特征在于:

a. 脑电特征提取:根据4层小波包分解得到脑电信号小波包系数方差的特征提取结果;使用200ms长度、12ms增量的滑动时窗对各通道脑电信号进行连续采样,获得数据根据小波包分解算法进行特征提取:

$$x_1 = [\bar{f}_1, \bar{f}_2, \bar{f}_3 \dots \bar{f}_M] \quad (1)$$

其中, $\bar{f}_i$ 表示脑电信号i通道的特征, $i=1, 2, 3, \dots, M$;

b. 肌电特征提取:计算肌电信号的积分肌电值、斜率符号改变次数、波形长度以及过零点次数;使用200ms长度、12ms增量的滑动时窗对各通道肌电信号进行连续采样,计算每时窗内肌电信号的积分肌电值、波形长度、过零点数以及斜率改变次数作为特征值:

$$x_2 = [\bar{g}_1, \bar{g}_2, \bar{g}_3 \dots \bar{g}_N] \quad (2)$$

其中, $\bar{g}_j$ 表示肌电信号j通道的特征, $j=1, 2, 3, \dots, N$;

其中,肌电的积分肌电值、斜率符号改变次数、波形长度、过零点次数计算公式如下:

(1) 积分肌电值计算公式:

$$x_{EMG} = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} |x(i)| \quad (3)$$

其中, N为设定时间段内的肌电数据点数;

(2) 波形长度计算公式:

$$l_0 = \sum_{k=0}^L |\Delta x_k| \quad (4)$$

其中, $\Delta x_k = x_k - x_{k-1}$, x_k 是第k个样本;

(3) 过零点数计算公式:

$$ZC = \sum_{i=0}^{N-1} \text{sgn}(-x_i x_{i-1}) \quad (5)$$

$$\text{sgn}(x) = \begin{cases} 1 & \text{如果 } x > 0 \\ 0 & \text{其他} \end{cases} \quad (6)$$

(4) 斜率改变次数计算公式:

$$SSC = \sum_{i=0}^{N-1} \text{sgn}((x_i - x_{i-1})(x_i - x_{i+1})) \quad (7)$$

$$\text{sgn}(x) = \begin{cases} 1 & \text{如果 } x > 0 \\ 0 & \text{其他} \end{cases}。$$

6. 根据权利要求1所述的运动意图连续脑肌电多层次动态融合识别方法,其特征在于,步骤4中状态判断的具体方法如下:

步骤4-1: 计算当前脑电的合并指标r:

$$r = \frac{\theta + \alpha}{\beta} = \frac{\sum_{\theta_{min}}^{\theta_{max}} P_i + \sum_{\alpha_{min}}^{\alpha_{max}} P_i}{\sum_{\beta_{min}}^{\beta_{max}} P_i} \quad (8)$$

其中,P表示功率谱, θ 、 α 、 β 分别为3个频段脑电信号,其中 θ 为0.5-4Hz频段的脑电波, α 为8-13Hz频段的脑电波、 β 为13-30Hz频段的脑电波;

步骤4-2: 计算当前肌电信号的边际熵:

$$HHE = -\sum_{i=1}^n p_i (\ln p_i) \quad (9)$$

其中, $h(i)$ 为Hilbert边际谱; $p_i = \frac{h(i)}{\sum h(i)}$ 表示第i个频率对应幅值的概率;

步骤4-3: 根据脑电合并指标r判断精神是否疲劳:

获取正常人的脑电信号,与疲劳时的脑电进行对比,设定脑电信号合并指标阈值 r_H ;若满足 $r \leq r_H$ 则精神疲劳,否则精神不疲劳;

步骤4-4: 根据肌电信号边际熵阈值HHE判断肌肉是否疲劳:

获取正常人的肌电信号,与疲劳时的肌电进行对比,设定肌电信号边际熵阈值 HHE_H ;

若满足 $HHE \leq HHE_H$ 则肌肉疲劳,否则肌肉不疲劳;

步骤4-5: 若精神与肌肉均处于疲劳状态,则计算相对精神疲劳程度 r' 及相对肌肉疲劳程度 h' :

$$r' = \frac{r - r_H}{r_H} \quad (10)$$

$$h' = \frac{HHE - HHE_H}{HHE_H} \quad (11)。$$

7. 根据权利要求6所述的运动意图连续脑肌电多层次动态融合识别方法,其特征在于,步骤5中,得到脑电运动意图解码模块、肌电运动意图解码模块以及脑肌电联合运动意图解码模块的具体方法如下:

将脑电特征向量 $x_1 = [\bar{f}_1, \bar{f}_2, \bar{f}_3 \dots \bar{f}_M]$ 单独作为训练样本的输入,利用模式识别算法建立输出输入之间的关系,得到所述脑电运动意图解码模块;

将肌电特征向量 $x_2 = [\bar{g}_1, \bar{g}_2, \bar{g}_3 \dots \bar{g}_N]$ 单独作为训练样本的输入,利用模式识别算法建立输出输入之间的关系,得到所述肌电运动意图解码模块。

8. 根据权利要求1或7所述的运动意图连续脑肌电多层次动态融合识别方法,其特征在于,得到脑肌电联合运动意图解码模块的具体方法如下:

利用脑肌电特征融合单元将获得脑电特征向量及肌电特征向量分别进行CCA降维后,将综合的新变量串行融合为特征矢量:

$$x = [\bar{f}_1, \bar{f}_2, \bar{f}_3 \dots \bar{f}_M, \bar{g}_1, \bar{g}_2, \bar{g}_3 \dots \bar{g}_N]$$

其中, $\bar{f}_i$, $\bar{g}_j$ 分别表示脑电信号i通道的特征和肌电信号j通道的特征: $i=1, 2, 3, \dots, M$; $j=1, 2, 3, \dots, N$;

利用脑肌电融合决策单元对上述脑电信号的特征和肌电信号的特征进行分类,得到所述脑肌电联合运动意图解码模块;分类是采用核函数为径向基函数RBF的多级SVM进行的。

9. 根据权利要求7所述的运动意图连续脑肌电多层次动态融合识别方法,其特征在于,步骤6中,加权D-S证据融合的方法如下:

脑电运动意图解码模块输出的决策权重 $W_1 = 1 - r'$, 肌电运动意图解码模块输出的决策权重 $W_2 = 1 - h'$;

对基本概率分配函数进行加权处理,证据权系数 $W_i(A) \rightarrow [0, 1]$, 计算得到加权概率分配函数:

$$W_m(A) = W(A) \times m(A) \quad (12)$$

则信度函数Bel和似真度函数Pl为:

$$Bel(A) = \sum_{B \subseteq A} W_m(B) \quad (13)$$

$$Pl(A) = 1 - Bel(\bar{A}) = \sum_{B \cap A \neq \emptyset} W_m(B) \quad (14)$$

其中, $[Bel(A), Pl(A)]$ 为A的信度区间;则归一化常数K为:

$$K = \sum_{B \cap A \neq \emptyset} W_m(A_i) \cdot W_m(B_j) \quad (15)$$

其中, A_i, B_j 为不同的行走模式;

$$W_m(A) = \begin{cases} 0 & A = \emptyset \\ \frac{\sum_{A_i \cap B_j = A} W_m(A_i) \cdot W_m(B_j)}{1 - K} & A \neq \emptyset \end{cases} \quad (16)$$

根据使用者的状态,决策判断模块输出的运动意图分为以下三类:

i. 使用者仅存在肌肉疲劳,此时肌电运动意图解码模块输出的权重为0,脑电运动意图解码模块输出最终的运动意图;

ii. 使用者仅存在精神疲劳,此时脑电运动意图解码模块输出的权重为0,肌电运动意图解码模块输出最终的运动意图;

iii. 使用者脑电、肌电均疲劳,根据相对精神疲劳程度 r' 以及相对肌肉疲劳程度 h' 对脑电运动意图解码模块、肌电运动意图解码模块及脑肌电联合运动意图解码模块输出的决策进行加权D-S证据融合。

一种运动意图连续脑肌电多层次动态融合识别系统及方法

【技术领域】

[0001] 本发明属于人机交互技术领域,涉及一种运动意图连续脑肌电多层次动态融合识别系统及方法。

【背景技术】

[0002] 目前,下肢外骨骼技术已广泛应用于神经康复、军事等领域。其中,针对下肢外骨骼中人体运动意图的准确快速识别又是其核心研究内容。

[0003] 现有针对外骨骼人体运动意图的识别方法主要有基于力学信息的意图识别和基于生物电信息的意图识别,其中,采用力学信息的意图识别主要利用人体运动学和动力学信息,而采用生物电信号的运动意图识别方法主要采用单一肌电的识别。力学信息较生物电信号采集方便,且信号平稳,然而由于信息本身的特点,只有使用者开始运动后才能得到,具有较为严重的滞后性。同时,运动学动力学信息无法较好的反映人体状态,无法对人体起到监测作用;单纯的力学信息也并不能直接反映人的运动意图,难以实现柔顺控制。

[0004] 基于生物电信息的意图识别可以很好的解决基于力学信息识别意图带来的控制滞后的问题。其中,肌电信号是众多肌纤维中运动单元运动准备电位在时间和空间上的叠加,与使用者的行走模式紧密相关的同时,还能精准地反映其运动意图。由于肌电对运动意图响应迅速,蕴含肌肉力、关节力矩、关节运动角度等丰富的信息,可以实现多模式交叉控制,具有高信噪比、高空间分辨率的特点,已经被广泛地应用于机械臂的控制中,但是相较于力学信息,肌电个体差异性大,具有显著的时变特性,会受干扰(如毛发、汗液等);脑电信号是中枢神经活动在大脑皮层或头皮的反映,相较肌电,它更加微弱且易受干扰,无法进行人体精细活动的解析,还处于实验室阶段,但它直接反应人体大脑活动,蕴含丰富的意图信息,具有实现真正人体柔顺控制外骨骼的潜力,且有较好的时间超前性,能够提前感应人体运动意图,解决了其他信息源时间滞后的问题,可较好实现运动意图的预测。而采用单一肌电或单一脑电的运动意图识别具有明显的不足,融合二者的特性相互弥补各自的缺陷,极大提高识别的鲁棒性和准确性,实现对更多运动模式的精准预测。

[0005] 现有的脑肌信息融合(如专利CN106963372A)多注重于决策层的融合,在此层级的融合计算简便,但会丢失大量原始信息,引起识别率的下降;而多层级的融合将极大地提高识别系统的准确性和鲁棒性。专利(CN108681396A)提出一种基于脑肌信息融合的运动意图的识别方法,未全面考虑长时间使用后使用者精神和肌肉状态对脑肌电信息的影响。此时由于肌肉和精神的疲劳,肌肉的兴奋性、收缩性下降;神经兴奋性下降,注意力难以集中,带来运动预测结果的准确性也将下降。以上意图识别方法的不足,都极大地降低了助力下肢外骨骼机器人的人机协调性,阻碍了其发展,不利于外骨骼技术的推广。

【发明内容】

[0006] 本发明的目的在于克服上述现有技术的缺点,提供一种运动意图连续脑肌电多层次动态融合识别系统及方法,可根据使用者的精神和肌肉状态实时更换意图识别的方法,

结合特征层融合以及决策层融合,具有较高的稳定性、准确性和鲁棒性,为外骨骼的实现更加柔顺的控制提供基础。

[0007] 为达到上述目的,本发明采用以下技术方案予以实现:

[0008] 一种运动意图连续脑肌电多层次动态融合识别系统,包括:

[0009] 信号采集模块,用于对使用者的脑电和肌电信号进行采集并输出;信号采集模块包括脑电采集单元、肌电采集单元与无线传输单元;脑电采集单元与脑电帽连接,肌电采集单元与肌电电极连接,最后经无线传输单元输出;

[0010] 脑电帽,穿戴在使用者头部,将电极布置于大脑中央区域的FCz、FC1、FC2、C1、C2、C3、C4、CP1、CP2和Cz通道,以用于采集使用者大脑皮层的脑电信号;

[0011] 肌电电极,布置在使用者相应肌肉上,用于采集使用者运动时肌肉产生的肌电信号;

[0012] 信号预处理模块,用于对使用者的脑电和肌电信号进行滤波消噪、伪迹去除预处理;

[0013] 特征提取模块,用于对使用者的脑电和肌电信号进行特征提取;特征提取模块包括脑电特征提取单元和肌电特征提取单元;

[0014] 疲劳状态判断模块,用于检测使用者精神和肌肉的状态,判断是否疲劳;疲劳状态判断模块包括精神疲劳预测单元、精神疲劳判断单元、肌肉疲劳预测单元以及肌肉疲劳判断单元;精神疲劳预测单元采用基于脑电的功率谱分析精神疲劳状态,肌肉疲劳预测单元采用边际熵计算分析肌肉疲劳状态;

[0015] 肌电运动意图解码模块,用于根据肌电信息识别运动意图;

[0016] 脑电运动意图解码模块,用于根据脑电信息识别运动意图;

[0017] 脑肌电联合运动意图解码模块,用于融合脑电和肌电的特征矢量,联合脑电和肌电的特征识别运动意图;脑肌电联合运动意图解码模块包括脑肌电特征融合单元和脑肌电融合决策单元;

[0018] 决策判断模块,用于根据对肌肉和精神疲劳状态判断的结果综合肌电运动意图解码模块、脑电运动意图解码模块和脑肌电联合运动意图解码模块的决策,得到运动意图最终的识别结果;

[0019] 以及外骨骼模块,用于为使用者提供助力。

[0020] 一种运动意图连续脑肌电多层次动态融合识别方法,包括以下步骤:

[0021] 步骤1:对使用者的脑电和肌电信号进行采集;

[0022] 分别用脑电和肌电采集仪对使用者进行脑电和肌电采集,采样后发送至预处理模块;

[0023] 步骤2:信号预处理模块对接收的脑电信号和肌电信号进行预处理;

[0024] 对脑电信号进行基线校准,0.5-49Hz带通滤波,小波阈值去噪去除伪迹和噪声处理;肌电信号进行5-200Hz带通滤波,陷波滤波器去除工频干扰,小波阈值去噪去除伪迹和噪声;

[0025] 步骤3;利用特征提取模块对使用者的脑电信号和肌电信号进行特征提取,得到脑电特征向量 x_1 和肌电特征向量 x_2 ;

[0026] 步骤4:利用疲劳状态判断模块对使用者进行状态判断;

[0027] 步骤5:根据疲劳状态判断模块的输出结果,分别采用脑电运动意图解码模块、肌电运动意图解码模块或脑肌电联合运动意图解码模块得到运动意图;

[0028] 步骤6:利用决策判断模块对肌电运动意图解码模块、脑电运动意图解码模块以及脑肌电联合运动意图解码模块输出的运动意图进行加权D-S证据融合;

[0029] 步骤7:将获得的意图输出给外骨骼模块。

[0030] 本发明进一步的改进在于:

[0031] 步骤1中采用Neruoscan64导联脑电采集系统,选定国际标准10/20系统中布置于大脑中央区域的FCz、FC1、FC2、C1、C2、C3、C4、CP1、CP2和Cz通道的脑电信号以及胫骨前肌和股四头肌的表面肌电信号,1000Hz采样后发送至预处理模块。

[0032] 脑电特征与肌电特征的提取方法如下:

[0033] 使用连续、重叠的200ms时窗对脑电信号及肌电信号进行分割,后将信号传输入后续模块进行分析;在每个分析时窗中,脑电特征提取自各通道脑电信号,肌电特征提取自各通道肌电信号;

[0034] 离线训练分类器,标记各时窗将其分别与四类行走步态相位对应,分别为:最初双足支撑期、单足支撑期、最终双足支撑期和摆动期;当200ms时窗滑动至两步态相位交叉处,以占比更大的步态相位标记此时窗;根据所需识别的意图种类训练多个分类器;

[0035] 在线识别时,根据所需识别的意图种类训练多个分类器,首先判断步态相位,后由选取相应分类器得到具体的意图种类,经后处理算法输出连续、平滑的意识流;在一次意图识别结束后,时窗向后移动12ms,进行下一次意图识别直至整轮结束。

[0036] a.脑电特征提取:根据4层小波包分解得到脑电信号小波包系数方差的特征提取结果;使用200ms长度、12ms增量的滑动时窗对各通道脑电信号进行连续采样,获得数据根据小波包分解算法进行特征提取:

$$[0037] \quad x_1 = [\bar{f}_1, \bar{f}_2, \bar{f}_3 \dots \bar{f}_M] \quad (1)$$

[0038] 其中, $\bar{f}_i$ 表示脑电信号i通道的特征, $i=1, 2, 3, \dots, M$;

[0039] b.肌电特征提取:计算肌电信号的积分肌电值、斜率符号改变次数、波形长度以及过零点次数;使用200ms长度、12ms增量的滑动时窗对各通道肌电信号进行连续采样,计算每时窗内肌电信号的积分肌电值、波形长度、过零点数以及斜率改变次数作为特征值:

$$[0040] \quad x_2 = [\bar{g}_1, \bar{g}_2, \bar{g}_3 \dots \bar{g}_N] \quad (2)$$

[0041] 其中, $\bar{g}_j$ 表示肌电信号j通道的特征, $j=1, 2, 3, \dots, N$;

[0042] 其中,肌电的积分肌电值、斜率符号改变次数、波形长度、过零点次数计算公式如下:

[0043] (1) 积分肌电值计算公式:

$$[0044] \quad x_{EMG} = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} |x(i)| \quad (3)$$

[0045] 其中,N为设定时间段内的肌电数据点数;

[0046] (2) 波形长度计算公式:

$$[0047] \quad l_0 = \sum_{k=0}^L |\Delta x_k| \quad (4)$$

[0048] 其中, $\Delta X_k = X_k - X_{k-1}$, X_k 是第 k 个样本;

[0049] (3) 过零点数计算公式:

$$[0050] \quad ZC = \sum_{i=0}^{N-1} \text{sgn}(-x_i x_{i-1}) \quad (5)$$

$$[0051] \quad \text{sgn}(x) = \begin{cases} 1 & \text{如果 } x > 0 \\ 0 & \text{其他} \end{cases} \quad (6)$$

[0052] (4) 斜率改变次数计算公式:

$$[0053] \quad SSC = \sum_{i=0}^{N-1} \text{sgn}((x_i - x_{i-1})(x_i - x_{i+1})) \quad (7)$$

$$[0054] \quad \text{sgn}(x) = \begin{cases} 1 & \text{如果 } x > 0 \\ 0 & \text{其他} \end{cases}。$$

[0055] 步骤4中状态判断的具体方法如下:

[0056] 步骤4-1: 计算当前脑电的合并指标 r :

$$[0057] \quad r = \frac{\theta + \alpha}{\beta} = \frac{\sum_{\theta_{\min}}^{\theta_{\max}} P_i + \sum_{\alpha_{\min}}^{\alpha_{\max}} P_i}{\sum_{\beta_{\min}}^{\beta_{\max}} P_i} \quad (8)$$

[0058] 其中, P 表示功率谱, θ 、 α 、 β 分别为3个频段脑电信号, 其中 θ 为0.5-4Hz频段的脑电波, α 为8-13Hz频段的脑电波, β 为13-30Hz频段的脑电波;

[0059] 步骤4-2: 计算当前肌电信号的边际熵:

$$[0060] \quad HHE = -\sum_{i=1}^n p_i (\ln p_i) \quad (9)$$

[0061] 其中, $h(i)$ 为Hilbert边际谱; $p_i = \frac{h(i)}{\sum h(i)}$ 表示第 i 个频率对应幅值的概率;

[0062] 步骤4-3: 根据脑电合并指标 r 判断精神是否疲劳:

[0063] 获取正常人的脑电信号, 与疲劳时的脑电进行对比, 设定脑电信号合并指标阈值 r_H ; 若满足 $r \leq r_H$ 则精神疲劳, 否则精神不疲劳;

[0064] 步骤4-4: 根据肌电信号边际熵阈值 HHE 判断肌肉是否疲劳:

[0065] 获取正常人的肌电信号, 与疲劳时的肌电进行对比, 设定肌电信号边际熵阈值 HHE_H ;

[0066] 若满足 $HHE \leq HHE_H$ 则肌肉疲劳, 否则肌肉不疲劳;

[0067] 步骤4-5: 若精神与肌肉均处于疲劳状态, 则计算相对精神疲劳程度 r' 及相对肌肉疲劳程度 h' :

$$[0068] \quad r' = \frac{r - r_H}{r_H} \quad (10)$$

$$[0069] \quad h' = \frac{HHE - HHE_H}{HHE_H} \quad (11)。$$

[0070] 步骤5中, 得到脑电运动意图解码模块、肌电运动意图解码模块以及脑肌电联合运动意图解码模块的具体方法如下:

[0071] 将脑电特征向量 $x_1 = [\bar{f}_1, \bar{f}_2, \bar{f}_3 \dots \bar{f}_M]$ 单独作为训练样本的输入, 利用模式识别

算法建立输出输入之间的关系,得到所述脑电运动意图解码模块;

[0072] 将肌电特征向量 $x_2 = [\bar{g}_1, \bar{g}_2, \bar{g}_3 \dots \bar{g}_N]$ 单独作为训练样本的输入,利用模式识别算法建立输出输入之间的关系,得到所述肌电运动意图解码模块。

[0073] 得到脑肌电联合运动意图解码模块的具体方法如下:

[0074] 利用脑肌电特征融合单元将获得脑电特征向量及肌电特征向量分别进行CCA降维后,将综合的新变量串行融合为特征矢量:

$$[0075] \quad x = [\bar{f}_1, \bar{f}_2, \bar{f}_3 \dots \bar{f}_M, \bar{g}_1, \bar{g}_2, \bar{g}_3 \dots \bar{g}_N]$$

[0076] 其中, $\bar{f}_i$, $\bar{g}_j$ 分别表示脑电信号 i 通道的特征和肌电信号 j 通道的特征: $i=1, 2, 3, \dots, M; j=1, 2, 3, \dots, N$;

[0077] 利用脑肌电融合决策单元对上述脑电信号的特征和肌电信号的特征进行分类,得到所述脑肌电联合运动意图解码模块;分类是采用核函数为径向基函数RBF的多级SVM进行的。

[0078] 步骤6中,加权D-S证据融合的方法如下:

[0079] 脑电运动意图解码模块输出的决策权重 $W_1 = 1 - r'$, 肌电运动意图解码模块输出的决策权重 $W_2 = 1 - h'$;

[0080] 对基本概率分配函数进行加权处理,证据权系数 $W_i(A) \rightarrow [0, 1]$, 计算得到加权概率分配函数:

$$[0081] \quad W_m(A) = W(A) \times m(A) \quad (12)$$

[0082] 则信度函数Bel和似真度函数Pl为:

$$[0083] \quad Bel(A) = \sum_{B \subseteq A} W_m(B) \quad (13)$$

$$[0084] \quad Pl(A) = 1 - Bel(\bar{A}) = \sum_{B \cap A \neq \emptyset} W_m(B) \quad (14)$$

[0085] 其中, $[Bel(A), Pl(A)]$ 为A的信度区间;则归一化常数K为:

$$[0086] \quad K = \sum_{B \cap A \neq \emptyset} W_m(A_i) \cdot W_m(B_j) \quad (15)$$

[0087] 其中, A_i, B_j 为不同的行走模式;

$$[0088] \quad W_m(A) = \begin{cases} 0 & A = \emptyset \\ \frac{\sum_{A_i \cap B_j = A} W_m(A_i) \cdot W_m(B_j)}{1 - K} & A \neq \emptyset \end{cases} \quad (16)$$

[0089] 根据使用者的状态,决策判断模块输出的运动意图分为以下三类:

[0090] i. 使用者仅存在肌肉疲劳,此时肌电运动意图解码模块输出的权重为0,脑电运动意图解码模块输出最终的运动意图;

[0091] ii. 使用者仅存在精神疲劳,此时脑电运动意图解码模块输出的权重为0,肌电运动意图解码模块输出最终的运动意图;

[0092] iii. 使用者脑电、肌电均疲劳,根据相对精神疲劳程度 r' 以及相对肌肉疲劳程度 h' 对脑电运动意图解码模块、肌电运动意图解码模块及脑肌电联合运动意图解码模块输出的决策进行加权D-S证据融合。

[0093] 与现有技术相比,本发明具有以下有益效果:

[0094] 本发明通过对脑电和肌电的采集,实时判断人体肌肉和精神的疲劳状态,根据不同的疲劳状态和疲劳程度,采用不同的运动意图识别方法,充分发挥了不同生物电信号的优势,克服了不同疲劳状态和疲劳程度带来的意图识别准确率下降的缺陷,最终实现高鲁棒性、高准确性的识别。

【附图说明】

[0095] 图1为本发明的系统结构示意图;

[0096] 图2为本发明的方法流程图。

【具体实施方式】

[0097] 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,不是全部的实施例,而并非要限制本发明公开的范围。此外,在以下说明中,省略了对公知结构和技术的描述,以避免不必要的混淆本发明公开的概念。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。

[0098] 在附图中示出了根据本发明公开实施例的各种结构示意图。这些图并非是按比例绘制的,其中,为了清楚表达的目的,放大了某些细节,并且可能省略了某些细节。图中所示出的各种区域、层的形状及它们之间的相对大小、位置关系仅是示例性的,实际中可能由于制造公差或技术限制而有所偏差,并且本领域技术人员根据实际所需可以另外设计具有不同形状、大小、相对位置的区域/层。

[0099] 本发明公开的上下文中,当将一层/元件称作位于另一层/元件“上”时,该层/元件可以直接位于该另一层/元件上,或者它们之间可以存在居中层/元件。另外,如果在一种朝向中一层/元件位于另一层/元件“上”,那么当调转朝向时,该层/元件可以位于该另一层/元件“下”。

[0100] 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”、“第二”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。

[0101] 下面结合附图对本发明做进一步详细描述:

[0102] 参见图1,本发明运动意图连续脑肌电多层次动态融合识别系统,包括:

[0103] 信号采集模块,用于对使用者的脑电和肌电信号进行采集并输出;信号采集模块包括脑电采集单元、肌电采集单元与无线传输单元;脑电采集单元与脑电帽连接,肌电采集单元与肌电电极连接,最后经无线传输单元输出;

[0104] 脑电帽,穿戴在使用者头部,依据国际10-20标准系统将电极布置于大脑中央区域的FCz、FC1、FC2、C1、C2、C3、C4、CP1、CP2和Cz通道,以用于采集使用者大脑皮层的脑电信号;

[0105] 肌电电极,布置在使用者下肢相应肌肉上,用于采集使用者下肢运动时肌肉产生的肌电信号;

[0106] 信号预处理模块,用于对使用者的脑电和肌电信号进行滤波消噪、伪迹去除等预处理;

[0107] 特征提取模块,用于对使用者的脑电和肌电信号进行特征提取;特征提取模块包括脑电特征提取单元和肌电特征提取单元;

[0108] 疲劳状态判断模块,用于检测使用者精神和肌肉的状态,判断是否疲劳;疲劳状态判断模块包括精神疲劳预测单元、精神疲劳判断单元、肌肉疲劳预测单元以及肌肉疲劳判断单元;精神疲劳预测单元采用基于脑电的功率谱分析精神疲劳状态,肌肉疲劳预测单元采用边际熵计算分析肌肉疲劳状态;

[0109] 肌电运动意图解码模块,用于单独使用肌电信息识别运动意图;

[0110] 脑电运动意图解码模块,用于单独使用脑电信息识别运动意图;

[0111] 脑肌电联合运动意图解码模块,用于融合脑电和肌电的特征矢量,联合脑电和肌电的特征识别运动意图,脑肌电联合运动意图解码模块包括脑肌电特征融合单元和脑肌电融合决策单元;

[0112] 决策判断模块,用于根据对肌肉和精神疲劳状态判断的结果综合肌电运动意图解码模块、脑电运动意图解码模块和脑肌电联合运动意图解码模块的决策,得到运动意图最终的识别结果;

[0113] 外骨骼模块,用于接收决策判断模块输出的识别结果,解码出下肢外骨骼各关节角位移和角速度后,可根据外骨骼结构反解得到各关节电机的运动指令,将运动指令输送至运动控制卡,由运动控制卡规划下肢外骨骼的运动轨迹,并控制伺服电机驱动外骨骼各关节电机的运动,为用户提供相应运动状态的助力。

[0114] 参见图2,本发明还公开了一种基于下肢运动意图连续脑肌电多层次动态融合识别方法,包括以下步骤:

[0115] 步骤1:对使用者的脑电和肌电信号进行采集。

[0116] 分别用脑电和肌电采集仪对使用者进行脑电和肌电采集,本实施例中采用Neruoscans64导联脑电采集系统,选定国际标准10/20系统中布置于大脑中央区域的FCz、FC1、FC2、C1、C2、C3、C4、CP1、CP2和Cz通道的脑电信号以及胫骨前肌和股四头肌的表面肌电信号,1000Hz采样后发送至预处理模块。

[0117] 步骤2:信号预处理模块对接收的脑电信号和肌电信号进行预处理。

[0118] 对脑电进行基线校准,0.5-49Hz带通滤波,小波阈值去噪去除伪迹和噪声处理;肌电进行5-200Hz带通滤波,陷波滤波器去除工频干扰,小波阈值去噪去除伪迹和噪声。

[0119] 步骤3:之后信号传输输入特征提取模块,对使用者的脑电和肌电信号进行特征提取,包括脑电特征提取单元和肌电特征提取单元;

[0120] 步骤3-1:在脑电特征提取单元中,根据4层小波包分解得到脑电信号小波包系数方差等特征提取结果。使用200ms长度、12ms增量的滑动时窗对各通道脑电信号进行连续采样,获得数据根据小波包分解算法进行特征提取:

$$[0121] \quad x_1 = [\bar{f}_1, \bar{f}_2, \bar{f}_3 \dots \bar{f}_M] \quad (1)$$

[0122] 其中, $\bar{f}_i$ 表示脑电信号 i 通道的特征, $i=1,2,3,\dots,M$ 。

[0123] 步骤3-2:在肌电特征提取单元中,计算肌电的积分肌电值、斜率符号改变次数、波形长度、过零点次数。同样使用200ms长度、12ms增量的滑动时窗对各通道肌电信号进行连续采样,计算每时窗内肌电信号的积分肌电值、波形长度、过零点次数、斜率改变次数作为特征值:

$$[0124] \quad x_2 = [\bar{g}_1, \bar{g}_2, \bar{g}_3 \dots \bar{g}_N] \quad (2)$$

[0125] 其中, $\bar{g}_j$ 表示肌电信号 j 通道的特征, $j=1,2,3,\dots,N$ 。

[0126] 其中,肌电的积分肌电值、斜率符号改变次数、波形长度、过零点次数计算公式如下:

[0127] (1) 积分肌电值计算公式:

$$[0128] \quad x_{EMG} = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} |x(i)| \quad (3)$$

[0129] N 为设定时间段内的肌电数据点数;

[0130] (2) 波形长度计算公式:

$$[0131] \quad l_0 = \sum_{k=0}^L |\Delta x_k| \quad (4)$$

[0132] 其中, $\Delta x_k = x_k - x_{k-1}$, x_k 是第 k 个样本。

[0133] (3) 过零点次数计算公式:

$$[0134] \quad ZC = \sum_{i=0}^{N-1} \text{sgn}(-x_i x_{i-1}) \quad (5)$$

$$[0135] \quad \text{sgn}(x) = \begin{cases} 1 & \text{如果 } x > 0 \\ 0 & \text{其他} \end{cases} \quad (6)$$

[0136] (4) 斜率改变次数计算公式:

$$[0137] \quad SSC = \sum_{i=0}^{N-1} \text{sgn}((x_i - x_{i-1})(x_i - x_{i+1})) \quad (7)$$

$$[0138] \quad \text{sgn}(x) = \begin{cases} 1 & \text{如果 } x > 0 \\ 0 & \text{其他} \end{cases}$$

[0139] 步骤4:脑电特征提取模块与肌电特征提取模块中,使用连续、重叠的200ms时窗对脑电信号及肌电信号进行分割,后将信号传输入后续模块进行分析。在每个分析时窗中,脑电特征提取自各通道脑电信号,肌电特征提取自各通道肌电信号。离线训练分类器时,标记各时窗将其分别与四类下肢行走步态相位对应,分别为:最初双足支撑期、单足支撑期、最终双足支撑期、摆动期。当200ms时窗滑动至两步态相位交叉处,以占比更大的步态相位标记此时窗。根据所需识别的意图种类训练多个分类器。

[0140] 在线识别时,根据所需识别的意图种类训练多个分类器,首先判断步态相位,后由选取相应分类器得到具体的意图种类,经后处理算法输出连续、平滑的意识流。在一次意图识别结束后,时窗向后移动12ms,进行下一次意图识别直至整轮结束。

[0141] 步骤5:疲劳状态判断模块对使用者进行状态判断,具体方法如下:

[0142] 步骤5-1:计算当前脑电的合并指标 r :

$$[0143] \quad r = \frac{\theta + \alpha}{\beta} = \frac{\sum_{\theta_{min}}^{\theta_{max}} P_i + \sum_{\alpha_{min}}^{\alpha_{max}} P_i}{\sum_{\beta_{min}}^{\beta_{max}} P_i} \quad (8)$$

[0144] 其中,P表示功率谱, θ 、 α 、 β 为脑电信号 θ (0.5-4Hz)、 α (8-13Hz)、 β (13-30Hz) 3个频段的脑电波。

[0145] 步骤5-2:计算当前肌电的边际熵:

$$[0146] \quad HHE = -\sum_{i=1}^n p_i (\ln p_i) \quad (9)$$

[0147] 其中, $h(i)$ 为Hilbert边际谱; $p_i = \frac{h(i)}{\sum h(i)}$,表示第*i*个频率对应幅值的概率

[0148] 步骤5-3:根据计算出的脑电合并指标*r*判断精神是否疲劳:

[0149] 获取正常人的脑电信号,与疲劳时的脑电进行对比,设定脑电信号合并指标阈值 r_H ;满足 $r \leq r_H$ 则精神疲劳,否则精神不疲劳。

[0150] 步骤5-4:根据肌电信号边际熵阈值HHE判断肌肉是否疲劳:

[0151] 获取正常人的肌电信号,与疲劳时的肌电进行对比,设定肌电信号边际熵阈值HHE_H;

[0152] 满足 $HHE \leq HHE_H$ 则肌肉疲劳,否则肌肉不疲劳。

[0153] 步骤5-5:若精神与肌肉均处于疲劳状态,则另需计算相对精神疲劳程度*r'*及相对肌肉疲劳程度*h'*:

$$[0154] \quad r' = \frac{r - r_H}{r_H} \quad (10)$$

$$[0155] \quad h' = \frac{HHE - HHE_H}{HHE_H} \quad (11)$$

[0156] 步骤6:脑电运动意图解码模块以及肌电运动意图解码模块分别用于单独使用肌电或脑电进行运动意图的识别。

[0157] 其中,脑电运动意图解码模块,用于将脑电特征 $x_1 = [\bar{f}_1, \bar{f}_2, \bar{f}_3 \dots \bar{f}_M]$ 单独作为训练样本的输入,利用模式识别算法建立输出输入之间的关系,得到所述脑电运动意图解码模块。

[0158] 肌电运动意图解码模块,用于将肌电特征 $x_2 = [\bar{g}_1, \bar{g}_2, \bar{g}_3 \dots \bar{g}_N]$ 单独作为训练样本的输入,利用模式识别算法建立输出输入之间的关系,得到所述肌电运动意图解码模块。

[0159] 步骤7:脑肌电联合运动意图解码模块用于融合脑电和肌电的特征矢量,联合脑电和肌电的特征识别运动意图。包括脑肌电特征融合单元和脑肌电融合决策单元;

[0160] 脑肌电特征融合单元,用于将获得脑电特征向量及肌电特征向量分别进行CCA降维后,将综合的新变量串行融合为特征矢量:

$$[0161] \quad x = [\bar{f}_1, \bar{f}_2, \bar{f}_3 \dots \bar{f}_M, \bar{g}_1, \bar{g}_2, \bar{g}_3 \dots \bar{g}_N]$$

[0162] 其中, $\bar{f}_i$, $\bar{g}_j$ 分别表示脑电信号*i*通道的特征和肌电信号*j*通道的特征: $i=1, 2, 3, \dots, M$; $j=1, 2, 3, \dots, N$ 。

[0163] 脑肌电融合决策单元采用核函数为径向基函数(RBF)的多级SVM对特征进行分类。

[0164] 步骤8:决策判断模块,用于在使用者至少存在精神或肌肉疲劳其中一种疲劳状态时,对肌电运动意图解码模块、脑电运动意图解码模块以及脑肌电联合运动意图解码模块输出的决策判断进行加权D-S证据融合,融合过程如下:

[0165] 脑电运动意图解码模块输出的决策权重 W_1 为 $W_1=1-r'$,肌电运动意图解码模块输出的决策权重 $W_2=1-h'$ 。

[0166] 对基本概率分配函数进行加权处理,证据权系数 $W_i(A) \rightarrow [0,1]$,计算得到加权概率分配函数:

$$[0167] \quad W_m(A) = W(A) \times m(A) \quad (12)$$

[0168] 则可得信度函数Bel和似真度函数Pl为:

$$[0169] \quad Bel(A) = \sum_{B \subseteq A} W_m(B) \quad (13)$$

$$[0170] \quad Pl(A) = 1 - Bel(\bar{A}) = \sum_{B \cap A \neq \emptyset} W_m(B) \quad (14)$$

[0171] $[Bel(A), Pl(A)]$ 为A的信度区间。

[0172] 归一化常数K为:

$$[0173] \quad K = \sum_{B \cap A \neq \emptyset} W_{m_1}(A_i) \cdot W_{m_2}(B_j) \quad (15)$$

[0174] 其中, A_i, B_j 为不同的行走模式。

$$[0175] \quad W_m(A) = \begin{cases} 0 & A = \emptyset \\ \frac{\sum_{A_i \cap B_j = A} W_{m_1}(A_i) \cdot W_{m_2}(B_j)}{1-K} & A \neq \emptyset \end{cases} \quad (16)$$

[0176] 就使用者的状态分为以下三类:

[0177] (1)使用者仅存在肌肉疲劳,此时肌电运动意图解码模块输出的权重为0,脑电运动意图解码模块输出最终的运动意图;

[0178] (2)使用者仅存在精神疲劳,此时脑电运动意图解码模块输出的权重为0,肌电运动意图解码模块输出最终的运动意图;

[0179] (3)使用者脑电、肌电均疲劳,根据权利要求3计算出的相对精神疲劳程度 r' 以及相对肌肉疲劳程度 h' 对脑电运动意图解码模块、肌电运动意图解码模块及脑肌电联合运动意图解码模块输出的决策进行加权D-S证据融合。

[0180] 将获得的意图按照一定的编码格式输出给外骨骼模块。

[0181] 步骤9:外骨骼模块接收到决策判断模块输出的识别结果,解码出下肢外骨骼各关节角位移和角速度后,可根据外骨骼结构反解得到各关节电机的运动指令,将运动指令输送至运动控制卡,由运动控制卡规划下肢外骨骼的运动轨迹,并控制伺服电机驱动外骨骼各关节电机的运动,为使用者提供相应运动状态的助力。

[0182] 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。

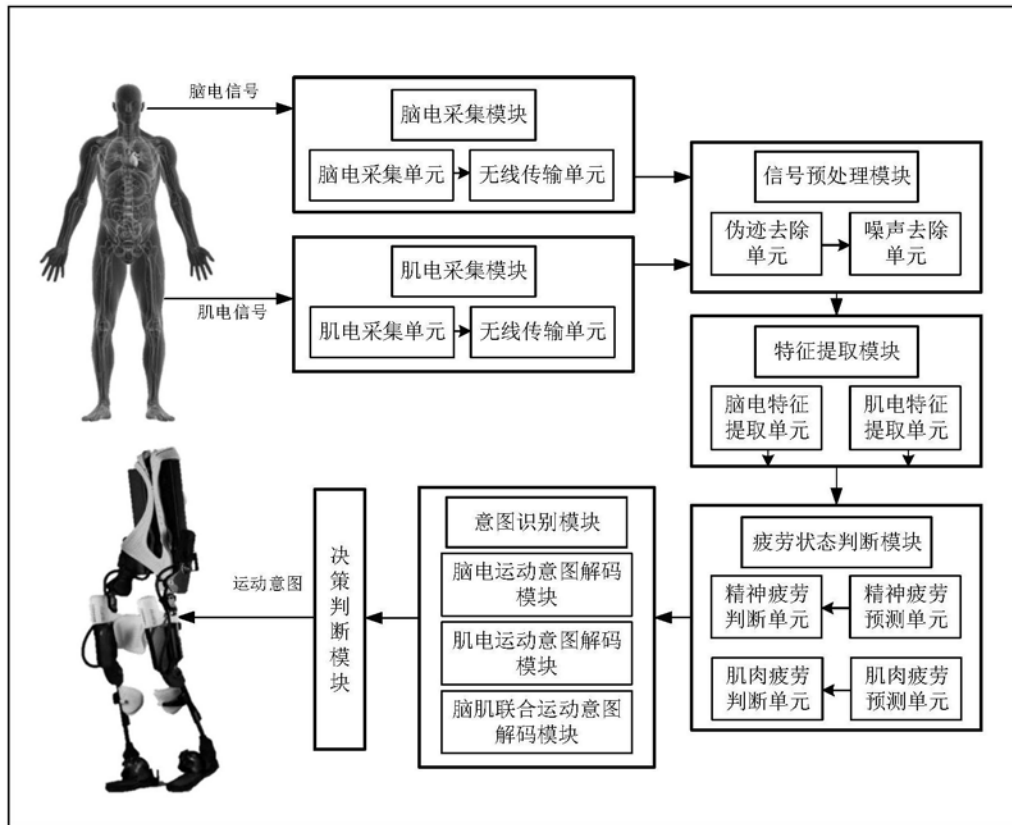


图1

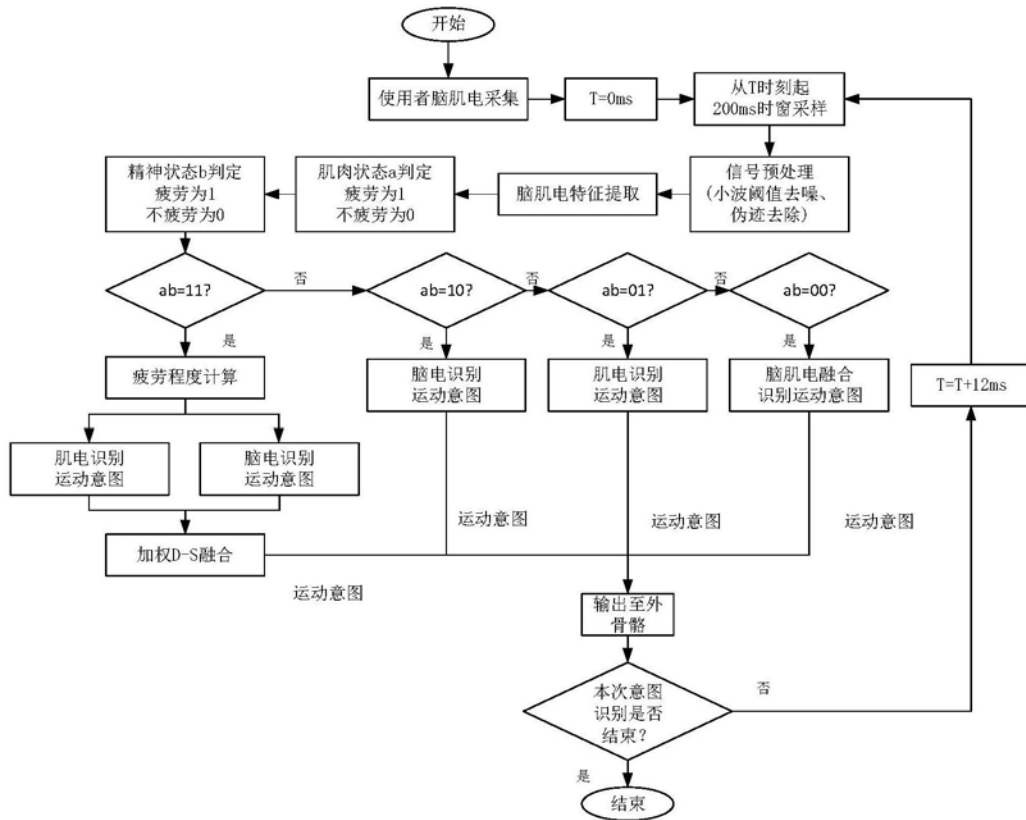


图2

专利名称(译)	一种运动意图连续脑肌电多层次动态融合识别系统及方法		
公开(公告)号	CN110495893A	公开(公告)日	2019-11-26
申请号	CN201910696446.5	申请日	2019-07-30
[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 蒋志明 王亚宾 刘广跃		
发明人	张小栋 孙沁漪 李瀚哲 蒋志明 王亚宾 刘广跃		
IPC分类号	A61B5/16 A61B5/0488 A61B5/0476 A61B5/00 G06K9/00		
CPC分类号	A61B5/0476 A61B5/0488 A61B5/16 A61B5/7267 G06K9/0051 G06K9/00523 G06K9/00536		
代理人(译)	李鹏威		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种运动意图连续脑肌电多层次动态融合识别系统及方法，包括脑电采集模块、肌电采集模块、信号预处理模块、特征提取模块、疲劳状态判断模块、意图识别模块以及决策判断模块；本发明通过对脑电和肌电的采集，实时判断人体肌肉和精神的疲劳状态，根据不同的疲劳状态和疲劳程度，采用不同的运动意图识别方法，充分发挥了不同生物电信号的优势，克服了不同疲劳状态和疲劳程度带来的意图识别准确率下降的缺陷，最终实现高鲁棒性、高准确性的识别。

