



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106580350 A

(43)申请公布日 2017. 04. 26

(21)申请号 201611116357.1

(22)申请日 2016.12.07

(71)申请人 中国民用航空总局第二研究所

地址 610041 四川省成都市二环路南二段
17号

(72)发明人 张建平 邹翔 张平 杨晓嘉
罗启铭 李震 陈振玲 姜薇

(74)专利代理机构 北京酷爱智慧知识产权代理
有限公司 11514

代理人 任媛

(51)Int.Cl.

A61B 5/16(2006.01)

A61B 5/11(2006.01)

A61B 5/048(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

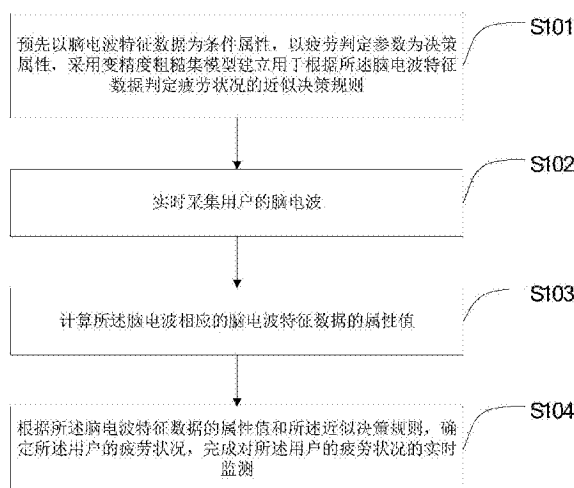
权利要求书3页 说明书16页 附图2页

(54)发明名称

一种疲劳状况监测方法及装置

(57)摘要

本发明提供一种疲劳状况监测方法及装置。其中所述方法包括：预先以脑电波特征数据为条件属性，以疲劳判定参数为决策属性，采用变精度粗糙集模型建立用于根据所述脑电波特征数据判定疲劳状况的近似决策规则；然后，实时采集用户的脑电波；再计算所述脑电波相应的脑电波特征数据的属性值；最后，根据所述脑电波特征数据的属性值和所述近似决策规则，确定所述用户的疲劳状况，完成对所述用户的疲劳状况的实时监测。本发明方法简单、易于实现且成本较低，同时具有较高的准确性和实时性。



1. 一种疲劳状况监测方法,其特征在于,包括:

预先以脑电波特征数据为条件属性,以疲劳判定参数为决策属性,采用变精度粗糙集模型建立用于根据所述脑电波特征数据判定疲劳状况的近似决策规则;

实时采集用户的脑电波;

计算所述脑电波相应的脑电波特征数据的属性值;

根据所述脑电波特征数据的属性值和所述近似决策规则,确定所述用户的疲劳状况,完成对所述用户的疲劳状况的实时监测。

2. 根据权利要求1所述的疲劳状况监测方法,其特征在于,所述脑电波特征数据包括慢 α 波功率百分比、 α 波和 β 波的功率比值以及 θ 波和慢 α 波的功率比值。

3. 根据权利要求1所述的疲劳状况监测方法,其特征在于,所述疲劳判定参数包括:眼睑闭合时间占比、平均睁眼程度、最长眼睛闭合时间或眨眼频率。

4. 根据权利要求1所述的疲劳状况监测方法,其特征在于,所述以脑电波特征数据为条件属性,以疲劳判定参数为决策属性,采用变精度粗糙集模型建立用于根据所述脑电波特征数据判定疲劳状况的近似决策规则,包括:

分别在疲劳状态下和非疲劳状态下采集多个样本用户的脑电波和疲劳判定参数,其中,所述疲劳判定参数与所述脑电波具有被采集人员一致性和采集时间一致性;

计算所述脑电波相应的脑电波特征数据的属性值,将多个所述样本用户的所述脑电波特征数据的属性值和所述疲劳判定参数作为样本数据;

根据所述样本数据,以所述样本用户的集合为论域,以所述脑电波特征数据为条件属性,以所述疲劳判定参数为决策属性,以所述脑电波特征数据的属性值和所述疲劳判定参数的属性值的集合为值域,建立信息系统;

根据所述信息系统,建立应用于变精度粗糙集模型的初始决策表;

将所述脑电波特征数据的属性值和所述疲劳判定参数的属性值分别划分为多个等级,获得所述脑电波特征数据的等价划分和所述疲劳判定参数的等价划分;其中,将所述疲劳判定参数的属性值按照是否表征疲劳状态划分为两个等级;

将所述论域根据所述脑电波特征数据的等价划分划分为多个等价类,获得所述论域关于所述脑电波特征数据的等价划分,以及将所述论域根据所述疲劳判定参数的等价划分划分为多个等价类,获得所述论域关于所述疲劳判定参数的等价划分;

计算所述脑电波特征数据和所述疲劳判定参数的 β 依赖性;

根据所述 β 依赖性计算所述脑电波特征数据的 β 近似约简;

将所述脑电波特征数据的所有 β 近似约简求交集,确定所述脑电波特征数据的 β 近似核;

确定所述论域关于所述 β 近似核的等价划分;

根据所述论域关于所述 β 近似核的等价划分以及所述论域关于所述疲劳判定参数的等价划分确定用于根据所述脑电波特征数据判定疲劳状况的近似决策规则。

5. 根据权利要求4所述的疲劳状况监测方法,其特征在于,所述根据所述脑电波特征数据的属性值和所述近似决策规则,确定所述用户的疲劳状况,包括:

将所述脑电波特征数据的属性值与所述脑电波特征数据的等价划分进行比对,确定所述脑电波特征数据的属性值在所述脑电波特征数据的等价划分中相应的等级,记为所述脑

电波特征数据的属性值对应的等级；

确定所述脑电波特征数据的属性值对应的等级对应的所述论域关于所述 β 近似核的等价划分中的等价类，记为所述脑电波特征数据的属性值对应的等价类；

根据所述近似决策规则和所述脑电波特征数据的属性值对应的等价类确定所述用户的疲劳状况。

6. 根据权利要求5所述的疲劳状况监测方法，其特征在于，所述近似决策规则的数学表达为：

$$\begin{cases} r_{ij}: X_i \rightarrow Y_j, & \text{当 } X_i \cap Y_j \neq \emptyset, \quad 1 \leq i \leq m, \quad j = 1, 2 \\ \mu_{ij} = |X_i \cap Y_j| / |X_i| \end{cases}$$

其中， r_{ij} 表示近似决策规则， X_i 表示所述脑电波特征数据的属性值对应的等价类， m 表示所述等价类的数量， Y_j 表示所述论域关于所述疲劳判定参数的等价划分中的等价类； μ_{ij} 表示所述近似决策规则 r_{ij} 的置信度， μ_{ij} 值越高，代表该近似决策规则的正确概率越大；

所述根据所述近似决策规则和所述脑电波特征数据的属性值对应的等价类确定所述用户的疲劳状况，具体包括：

将所述脑电波特征数据的属性值对应的等价类输入所述近似决策规则，以及计算相应的置信度；

若 $X_i \cap Y_1 \neq \emptyset$ ， $X_i \cap Y_2 = \emptyset$ ，则判定该用户的疲劳状况为疲劳；

若 $X_i \cap Y_2 \neq \emptyset$ ， $X_i \cap Y_1 = \emptyset$ ，则判定该用户的疲劳状况为不疲劳；

若 $X_i \cap Y_1 \neq \emptyset$ ， $X_i \cap Y_2 \neq \emptyset$ ，则在 $\mu_{i1} > \mu_{i2}$ 时判定该用户的疲劳状况为疲劳，在 $\mu_{i1} < \mu_{i2}$ 时判定该用户的疲劳状况为不疲劳。

7. 根据权利要求1所述的疲劳状况监测方法，其特征在于，所述计算所述脑电波相应的脑电波特征数据的属性值，包括：

对所述脑电波进行小波去噪，获得去噪后的脑电波；

计算去噪后的所述脑电波相应的脑电波特征数据的属性值。

8. 一种疲劳状况监测装置，其特征在于，包括：

决策规则预设模块，用于预先以脑电波特征数据为条件属性，以疲劳判定参数为决策属性，采用变精度粗糙集模型建立用于根据所述脑电波特征数据判定疲劳状况的近似决策规则；

实时采集模块，用于实时采集用户的脑电波；

特征数据计算模块，用于计算所述脑电波相应的脑电波特征数据的属性值；

疲劳状况确定模块，用于根据所述脑电波特征数据的属性值和所述近似决策规则，确定所述用户的疲劳状况，完成对所述用户的疲劳状况的实时监测。

9. 根据权利要求8所述的疲劳状况监测装置，其特征在于，所述决策规则预设模块，包括：

数据采集单元，用于分别在疲劳状态下和非疲劳状态下采集多个样本用户的脑电波和疲劳判定参数，其中，所述疲劳判定参数与所述脑电波具有被采集人员一致性和采集时间一致性；

样本数据计算单元，用于计算所述脑电波相应的脑电波特征数据的属性值，将多个所

述样本用户的所述脑电波特征数据的属性值和所述疲劳判定参数作为样本数据；

信息系统建立单元,用于根据所述样本数据,以所述样本用户的集合为论域,以所述脑电波特征数据为条件属性,以所述疲劳判定参数为决策属性,以所述脑电波特征数据的属性值和所述疲劳判定参数的属性值的集合为值域,建立信息系统；

决策表建立单元,用于根据所述信息系统,建立应用于变精度粗糙集模型的初始决策表；

第一等价划分单元,用于将所述脑电波特征数据的属性值和所述疲劳判定参数的属性值分别划分为多个等级,获得所述脑电波特征数据的等价划分和所述疲劳判定参数的等价划分；其中,将所述疲劳判定参数的属性值按照是否表征疲劳状态划分为两个等级；

第二等价划分单元,用于将所述论域根据所述脑电波特征数据的等价划分划分为多个等价类,获得所述论域关于所述脑电波特征数据的等价划分,以及将所述论域根据所述疲劳判定参数的等价划分划分为多个等价类,获得所述论域关于所述疲劳判定参数的等价划分；

依赖性计算单元,用于计算所述脑电波特征数据和所述疲劳判定参数的 β 依赖性；

近似简约单元,用于根据所述 β 依赖性计算所述脑电波特征数据的 β 近似约简；

近似核确定单元,用于将所述脑电波特征数据的所有 β 近似约简求交集,确定所述脑电波特征数据的 β 近似核；

第三等价划分单元,用于确定所述论域关于所述 β 近似核的等价划分；

近似决策规则确定单元,用于根据所述论域关于所述 β 近似核的等价划分以及所述论域关于所述疲劳判定参数的等价划分确定用于根据所述脑电波特征数据判定疲劳状况的近似决策规则。

10. 根据权利要求9所述的疲劳状况监测装置,其特征在于,所述疲劳状况确定模块,包括：

数据分级单元,用于将所述脑电波特征数据的属性值与所述脑电波特征数据的等价划分进行比对,确定所述脑电波特征数据的属性值在所述脑电波特征数据的等价划分中相应的等级,记为所述脑电波特征数据的属性值对应的等级；

等价类确定单元,用于确定所述脑电波特征数据的属性值对应的等级对应的所述论域关于所述 β 近似核的等价划分中的等价类,记为所述脑电波特征数据的属性值对应的等价类；

疲劳状况确定单元,用于根据所述近似决策规则和所述脑电波特征数据的属性值对应的等价类确定所述用户的疲劳状况。

一种疲劳状况监测方法及装置

技术领域

[0001] 本发明涉及疲劳监测技术领域,具体涉及一种疲劳状况监测方法及装置。

背景技术

[0002] 随着空中交通流量的日益增长,空中交通管制员的工作负荷越来越大,其疲劳程度对空中交通系统安全水平有着重要影响。国际民航组织已经为疲劳风险管理制定了Doc9966规章制度手册。欧美发达国家也先后将针对飞行员的疲劳检测系统或者方法扩展到管制员疲劳检测应用上。中国民航局以国际民航组织Doc9966为指导,也在CCAR-121文件中明确了疲劳风险管理的规则。

[0003] 到目前为止,国内外研究者提出了多种疲劳检测与管理方法和体系。第一种方法,收集大量被测者的问卷表格,用于疲劳判定和预测,研究人员会根据被测者的回答结果结合经验进行打分以确定疲劳程度,这样难免会受到研究者主观判断的影响;第二种方法:有相当一部分正在使用的方法均是通过观察较长时间内(如连续几十天)被测者的表现,从而建立疲劳趋势预测图表,再根据图表来判定在某一段时间内管制员是否疲劳。这样就直接忽略了管制员当前身体状况,可能对检测结果造成一定的影响;第三种方法:当前已有的适用于实时疲劳检测的方法大多采用对面部特征进行采集和识别的方法,这种方法需要高精度视频检测设备随时拍摄管制员,从成本角度分析不具备优势。

[0004] 第一种方法的不足:受到研究者主观的影响,使对被测者的疲劳判定和预测不准确;第二种方法的不足:不能进行实时检测,根据被测者的一段时间表现来推测某一段时间内该管制员是否疲劳,忽略了当前管制员的身体状况,使疲劳判定和预测不准确;第三种方法的不足:虽然进行了实时监测管制员的疲劳状态,但该方法的实现需要高精度的视频检测设备,成本高,不适用。

[0005] 综上,目前迫切需要一种准确性较高且成本较低的实时疲劳状况监测方案。

发明内容

[0006] 针对现有技术中的缺陷,本发明提供一种疲劳状况监测方法及装置,以提供一种准确性较高且成本较低的实时疲劳状况监测方案。

[0007] 第一方面,本发明提供一种疲劳状况监测方法,包括:

[0008] 预先以脑电波特征数据为条件属性,以疲劳判定参数为决策属性,采用变精度粗糙集模型建立用于根据所述脑电波特征数据判定疲劳状况的近似决策规则;

[0009] 实时采集用户的脑电波;

[0010] 计算所述脑电波相应的脑电波特征数据的属性值;

[0011] 根据所述脑电波特征数据的属性值和所述近似决策规则,确定所述用户的疲劳状况,完成对所述用户的疲劳状况的实时监测。

[0012] 可选的,所述脑电波特征数据包括慢 α 波功率百分比、 α 波和 β 波的功率比值以及 θ 波和慢 α 波的功率比值。

[0013] 可选的,所述疲劳判定参数包括:眼睑闭合时间占比、平均睁眼程度、最长眼睛闭合时间或眨眼频率。

[0014] 可选的,所述以脑电波特征数据为条件属性,以疲劳判定参数为决策属性,采用变精度粗糙集模型建立用于根据所述脑电波特征数据判定疲劳状况的近似决策规则,包括:

[0015] 分别在疲劳状态下和非疲劳状态下采集多个样本用户的脑电波和疲劳判定参数,其中,所述疲劳判定参数与所述脑电波具有被采集人员一致性和采集时间一致性;

[0016] 计算所述脑电波相应的脑电波特征数据的属性值,将多个所述样本用户的所述脑电波特征数据的属性值和所述疲劳判定参数作为样本数据;

[0017] 根据所述样本数据,以所述样本用户的集合为论域,以所述脑电波特征数据为条件属性,以所述疲劳判定参数为决策属性,以所述脑电波特征数据的属性值和所述疲劳判定参数的属性值的集合为值域,建立信息系统;

[0018] 根据所述信息系统,建立应用于变精度粗糙集模型的初始决策表;

[0019] 将所述脑电波特征数据的属性值和所述疲劳判定参数的属性值分别划分为多个等级,获得所述脑电波特征数据的等价划分和所述疲劳判定参数的等价划分;其中,将所述疲劳判定参数的属性值按照是否表征疲劳状态划分为两个等级;

[0020] 将所述论域根据所述脑电波特征数据的等价划分划分为多个等价类,获得所述论域关于所述脑电波特征数据的等价划分,以及将所述论域根据所述疲劳判定参数的等价划分划分为多个等价类,获得所述论域关于所述疲劳判定参数的等价划分;

[0021] 计算所述脑电波特征数据和所述疲劳判定参数的 β 依赖性;

[0022] 根据所述 β 依赖性计算所述脑电波特征数据的 β 近似约简;

[0023] 将所述脑电波特征数据的所有 β 近似约简求交集,确定所述脑电波特征数据的 β 近似核;

[0024] 确定所述论域关于所述 β 近似核的等价划分;

[0025] 根据所述论域关于所述 β 近似核的等价划分以及所述论域关于所述疲劳判定参数的等价划分确定用于根据所述脑电波特征数据判定疲劳状况的近似决策规则。

[0026] 可选的,所述根据所述脑电波特征数据的属性值和所述近似决策规则,确定所述用户的疲劳状况,包括:

[0027] 将所述脑电波特征数据的属性值与所述脑电波特征数据的等价划分进行比对,确定所述脑电波特征数据的属性值在所述脑电波特征数据的等价划分中相应的等级,记为所述脑电波特征数据的属性值对应的等级;

[0028] 确定所述脑电波特征数据的属性值对应的等级对应的所述论域关于所述 β 近似核的等价划分中的等价类,记为所述脑电波特征数据的属性值对应的等价类;

[0029] 根据所述近似决策规则和所述脑电波特征数据的属性值对应的等价类确定所述用户的疲劳状况。

[0030] 可选的,所述近似决策规则的数学表达为:

$$[0031] \quad \begin{cases} r_{ij}: X_i \rightarrow Y_j, & \text{当 } X_i \cap Y_j \neq \emptyset, \quad 1 \leq i \leq m, \quad j = 1, 2 \\ \mu_{ij} = |X_i \cap Y_j| / |X_i| \end{cases}$$

[0032] 其中, r_{ij} 表示近似决策规则, X_i 表示所述脑电波特征数据的属性值对应的等价类, m 表示所述等价类的数量, Y_j 表示所述论域关于所述疲劳判定参数的等价划分中的等价类;

μ_{ij} 表示所述近似决策规则 r_{ij} 的置信度, μ_{ij} 值越高,代表该近似决策规则的正确概率越大;

[0033] 所述根据所述近似决策规则和所述脑电波特征数据的属性值对应的等价类确定所述用户的疲劳状况,具体包括:

[0034] 将所述脑电波特征数据的属性值对应的等价类输入所述近似决策规则,以及计算相应的置信度;

[0035] 若 $X_i \cap Y_1 \neq \emptyset$, $X_i \cap Y_2 = \emptyset$,则判定该用户的疲劳状况为疲劳;

[0036] 若 $X_i \cap Y_2 \neq \emptyset$, $X_i \cap Y_1 = \emptyset$,则判定该用户的疲劳状况为不疲劳;

[0037] 若 $X_i \cap Y_1 \neq \emptyset$, $X_i \cap Y_2 \neq \emptyset$,则在 $\mu_{i1} > \mu_{i2}$ 时判定该用户的疲劳状况为疲劳,在 $\mu_{i1} < \mu_{i2}$ 时判定该用户的疲劳状况为不疲劳。

[0038] 可选的,所述计算所述脑电波相应的脑电波特征数据的属性值,包括:

[0039] 对所述脑电波进行小波去噪,获得去噪后的脑电波;

[0040] 计算去噪后的所述脑电波相应的脑电波特征数据的属性值。

[0041] 第二方面,本发明提供一种疲劳状况监测装置,包括:

[0042] 决策规则预设模块,用于预先以脑电波特征数据为条件属性,以疲劳判定参数为决策属性,采用变精度粗糙集模型建立用于根据所述脑电波特征数据判定疲劳状况的近似决策规则;

[0043] 实时采集模块,用于实时采集用户的脑电波;

[0044] 特征数据计算模块,用于计算所述脑电波相应的脑电波特征数据的属性值;

[0045] 疲劳状况确定模块,用于根据所述脑电波特征数据的属性值和所述近似决策规则,确定所述用户的疲劳状况,完成对所述用户的疲劳状况的实时监测。

[0046] 可选的,所述脑电波特征数据包括慢 α 波功率百分比、 α 波和 β 波的功率比值以及 θ 波和慢 α 波的功率比值。

[0047] 可选的,所述疲劳判定参数包括:眼睑闭合时间占比、平均睁眼程度、最长眼睛闭合时间或眨眼频率。

[0048] 可选的,所述决策规则预设模块,包括:

[0049] 数据采集单元,用于分别在疲劳状态下和非疲劳状态下采集多个样本用户的脑电波和疲劳判定参数,其中,所述疲劳判定参数与所述脑电波具有被采集人员一致性和采集时间一致性;

[0050] 样本数据计算单元,用于计算所述脑电波相应的脑电波特征数据的属性值,将多个所述样本用户的所述脑电波特征数据的属性值和所述疲劳判定参数作为样本数据;

[0051] 信息系统建立单元,用于根据所述样本数据,以所述样本用户的集合为论域,以所述脑电波特征数据为条件属性,以所述疲劳判定参数为决策属性,以所述脑电波特征数据的属性值和所述疲劳判定参数的属性值的集合为值域,建立信息系统;

[0052] 决策表建立单元,用于根据所述信息系统,建立应用于变精度粗糙集模型的初始决策表;

[0053] 第一等价划分单元,用于将所述脑电波特征数据的属性值和所述疲劳判定参数的属性值分别划分为多个等级,获得所述脑电波特征数据的等价划分和所述疲劳判定参数的等价划分;其中,将所述疲劳判定参数的属性值按照是否表征疲劳状态划分为两个等级;

[0054] 第二等价划分单元,用于将所述论域根据所述脑电波特征数据的等价划分划分为

多个等价类,获得所述论域关于所述脑电波特征数据的等价划分,以及将所述论域根据所述疲劳判定参数的等价划分划分为多个等价类,获得所述论域关于所述疲劳判定参数的等价划分;

[0055] 依赖性计算单元,用于计算所述脑电波特征数据和所述疲劳判定参数的 β 依赖性;

[0056] 近似简约单元,用于根据所述 β 依赖性计算所述脑电波特征数据的 β 近似约简;

[0057] 近似核确定单元,用于将所述脑电波特征数据的所有 β 近似约简求交集,确定所述脑电波特征数据的 β 近似核;

[0058] 第三等价划分单元,用于确定所述论域关于所述 β 近似核的等价划分;

[0059] 近似决策规则确定单元,用于根据所述论域关于所述 β 近似核的等价划分以及所述论域关于所述疲劳判定参数的等价划分确定用于根据所述脑电波特征数据判定疲劳状况的近似决策规则。

[0060] 可选的,所述疲劳状况确定模块,包括:

[0061] 数据分级单元,用于将所述脑电波特征数据的属性值与所述脑电波特征数据的等价划分进行比对,确定所述脑电波特征数据的属性值在所述脑电波特征数据的等价划分中相应的等级,记为所述脑电波特征数据的属性值对应的等级;

[0062] 等价类确定单元,用于确定所述脑电波特征数据的属性值对应的等级对应的所述论域关于所述 β 近似核的等价划分中的等价类,记为所述脑电波特征数据的属性值对应的等价类;

[0063] 疲劳状况确定单元,用于根据所述近似决策规则和所述脑电波特征数据的属性值对应的等价类确定所述用户的疲劳状况。

[0064] 可选的,所述近似决策规则的数学表达为:

$$[0065] \quad \begin{cases} r_{ij}: X_i \rightarrow Y_j, & \text{当 } X_i \cap Y_j \neq \emptyset, \quad 1 \leq i \leq m, \quad j = 1, 2 \\ \mu_{ij} = |X_i \cap Y_j| / |X_i| \end{cases}$$

[0066] 其中, r_{ij} 表示近似决策规则, X_i 表示所述脑电波特征数据的属性值对应的等价类, m 表示所述等价类的数量, Y_j 表示所述论域关于所述疲劳判定参数的等价划分中的等价类; μ_{ij} 表示所述近似决策规则 r_{ij} 的置信度, μ_{ij} 值越高,代表该近似决策规则的正确概率越大;

[0067] 所述疲劳状况确定单元,具体包括:

[0068] 等价类输入子单元,用于将所述脑电波特征数据的属性值对应的等价类输入所述近似决策规则,以及计算相应的置信度;

[0069] 第一疲劳状况判定子单元,用于若 $X_i \cap Y_1 \neq \emptyset$, $X_i \cap Y_2 = \emptyset$,则判定该用户的疲劳状况为疲劳;

[0070] 第二疲劳状况判定子单元,用于若 $X_i \cap Y_2 \neq \emptyset$, $X_i \cap Y_1 = \emptyset$,则判定该用户的疲劳状况为不疲劳;

[0071] 第三疲劳状况判定子单元,用于若 $X_i \cap Y_1 \neq \emptyset$, $X_i \cap Y_2 \neq \emptyset$,则在 $\mu_{i1} > \mu_{i2}$ 时判定该用户的疲劳状况为疲劳,在 $\mu_{i1} < \mu_{i2}$ 时判定该用户的疲劳状况为不疲劳。

[0072] 由上述技术方案可知,本发明提供一种疲劳状况监测方法,包括:预先以脑电波特征数据为条件属性,以疲劳判定参数为决策属性,采用变精度粗糙集模型建立用于根据所述脑电波特征数据判定疲劳状况的近似决策规则;然后,实时采集用户的脑电波;再计算

所述脑电波相应的脑电波特征数据的属性值;最后,根据所述脑电波特征数据的属性值和所述近似决策规则,确定所述用户的疲劳状况,完成对所述用户的疲劳状况的实时监测。本发明利用变精度粗糙集模型确定脑电波特征数据和能够直接反映用户疲劳状况的疲劳判定参数之间的关系,建立根据所述脑电波特征数据判定疲劳状况的近似决策规则,这样,即可实时采集用户的脑电波,根据脑电波计算出相应的脑电波特征数据,进而根据所述脑电波特征数据和所述近似决策规则判定用户的疲劳状况,实现对用户疲劳状况的实时监测。由于脑电波的采集通过现有的脑电波采集器即可实现,而脑电波采集器成本相对较低,因此,本方法简单、易于实现且成本较低;同时,利用变精度粗糙集模型可以有效保证判定结果的准确性;另外,在预先确定近似决策规则的情况下,只需要根据脑电波计算出脑电波特征数据即可快速计算出相应的疲劳状况判定结果,监测实时性也较好。

[0073] 本发明提供的所述疲劳状况监测装置,与本发明提供的所述疲劳状况监测方法出于相同的发明构思,具有相同的有益效果。

附图说明

[0074] 为了更清楚地说明本发明具体实施方式或现有技术中的技术方案,下面将对具体实施方式或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍。在所有附图中,类似的元件或部分一般由类似的附图标记标识。附图中,各元件或部分并不一定按照实际的比例绘制。

[0075] 图1示出了本发明第一实施例所提供的一种疲劳状况监测方法的流程图;

[0076] 图2示出了本发明第二实施例所提供的一种疲劳状况监测装置的示意图。

具体实施方式

[0077] 下面将结合附图对本发明技术方案的实施例进行详细的描述。以下实施例仅用于更加清楚地说明本发明的技术方案,因此只是作为示例,而不能以此来限制本发明的保护范围。

[0078] 需要注意的是,除非另有说明,本申请使用的技术术语或者科学术语应当为本发明所属领域技术人员所理解的通常意义。

[0079] 本申请提供一种疲劳状况监测方法及装置。下面结合附图对本发明的实施例进行说明。

[0080] 本发明的整体构思是,首先检测一组间接反映疲劳程度但十分重要的人体生理指标(脑电波),然后计算所述脑电波相应的脑电波特征数据,之后建立脑电波特征数据与公认能够直接反映疲劳程度的指标(疲劳判定参数,例如PERCLOS值,由眼睑闭合程度计算得到的值)之间的关系。这样,在实时监测中只用通过简单经济的方式检测间接指标就能精准的估计出用户当前的PERCLOS值,从而得到其疲劳判据。因此,本发明可以使实时疲劳检测变得更为简单,且可以有效降低成本。

[0081] 需要说明的是,本发明提供的实施例中主要以管制员的疲劳状况监测进行示例性说明,但本发明提供的所述疲劳状况监测方法并不限于监测管制员的疲劳状况,还可应用于其他需要监测用户疲劳状况的情景,例如,驾驶员的疲劳状况监测、飞行员的疲劳状况监测、工程设备操作人员的疲劳状况监测等等,其监测目的是相同的,都是为了避免疲劳导致异常、事故的发生,技术方案也是相同的,因此均在本发明的保护范围之内。

[0082] 图1示出了本发明第一实施例所提供的一种疲劳状况监测方法的流程图,如图1所示,本发明第一实施例提供的一种疲劳状况监测方法包括以下步骤:

[0083] 步骤S101:预先以脑电波特征数据为条件属性,以疲劳判定参数为决策属性,采用变精度粗糙集模型建立用于根据所述脑电波特征数据判定疲劳状况的近似决策规则。

[0084] 所述脑电波特征数据是根据脑电波的波形、功率、频谱等特性确定的特征数据,例如慢 α 波功率百分比、 α 波和 β 波的功率比值以及 θ 波和慢 α 波的功率比值等,本发明实施例主要以上述三种脑电波特征数据为例进行说明,但其并不限制本申请的保护范围,其他形式的脑电波特征数据如 θ 波和 β 波的功率比值、 δ 波的功率等也可用于实现本发明,均在本发明的保护范围之内。

[0085] 脑电波是大脑皮层大量神经元的突触后电位总和的结果。现代科学研究已经知道,人脑工作时会产生自己的脑电波,可用电子扫描仪检测出,至少有四个重要的波段,即至少有四种不同的脑电波: δ 波(1—3Hz)、 θ 波(4—7Hz)、 α 波(8—13Hz)、 β 波(14—30Hz)。

[0086] 其中, α 波,是当人们放松身心、沉思时的脑波,它以每秒钟8~12周波的频率运行着,当人们在做“白日梦”或遐思时,脑波就会呈现这种模式,这种模式下的人应该是处于放松式的清醒状态中。 β 波,是一种有意识的脑波,它以每秒钟13~25周波的频率运行着,当人们处于清醒、专心、保持警觉的状态,或者是在思考、分析、说话和积极行动时,头脑就会发出这种脑波。 θ 波,是人们沉于幻想或刚入眠时发出的脑波,它以每秒钟4~7周波的频率运行着,这正好属于“半梦半醒”的朦胧时段,在这种状态下,人的心灵正在处理白天接收的资讯,而许多的灵感可能就在这个时候突现。 δ 波,当人在婴儿期或智力发育不成熟、成年人在极度疲劳和昏睡状态下,可出现这种波段,它以每秒钟0.5~3周波的频率运行。

[0087] 所述疲劳判定参数是指能够直接用来反映疲劳程度的指标,如眼睑闭合时间占比、平均睁眼程度、最长眼睛闭合时间或眨眼频率等,都是根据用户在疲劳状况下眼部的生理反应抽象出来的能够准确、直接的判断用户疲劳状况的指标。其中,眼睑闭合时间占比又称PERCLOS值,指在一定的时间内眼睛闭合时所占的时间比例,是目前业界公认的准确性最高的疲劳判定参数。

[0088] PERCLOS (Percentage of Eyelid Closure over the Pupil, over Time, 简称PERCLOS) 其定义为单位时间内(一般取1分钟或者30秒)眼睛闭合一定比例(50%、70%或80%)所占的时间。

[0089] PERCLOS的测量的参数是指在单位时间内眼睛闭合程度超过某一阈值(70%、80%)的时间占总时间的百分比。PERCLOS方法的常用标准如下:

[0090] P70:指眼睑遮住瞳孔的面积超过70%就计为眼睛闭合,统计在一定时间内眼睛闭合时所占的时间比例。

[0091] P80:指眼睑遮住瞳孔的面积超过80%就计为眼睛闭合,统计在一定时间内眼睛闭合时所占的时间比例。

[0092] EM:指眼睑遮住瞳孔的面积超过一半就计为眼睛闭合,统计在一定时间内眼睛闭合时所占的时间比例。其计算公式为:

$$[0093] \quad \text{PERCLOS} = \frac{\text{眼睛闭合时间 (超过 80\%、70\%或 50\%)}}{\text{检测总时间}} \times 100\%$$

[0094] PERCLOS值越大,说明眼睛接近闭合的时间越长,疲劳的可能就越大。在实际应用

中,需要设置一PERCLOS阈值,当PERCLOS值超过该PERCLOS阈值时,即可认定为疲劳。在本发明提供的一个实施例中,使用P70标准计算PERCLOS值,PERCLOS阈值设为50%,即,在一定时间内,在总眨眼次数中P70眨眼大于50%即判定为疲劳。以管制员为例,将眼睑闭合程度大于70%的眼睛状态判断为闭合状态,以初始时刻管制员清醒时的上下眼睑最大距离为标准,若以后得到的距离小于此距离的70%则判断为闭合。

[0095] 需要说明的是,本发明并不限定PERCLOS的使用标准和阈值,本领域人员可以结合实际情况灵活选择PERCLOS的使用标准和阈值,以对用户的疲劳状况进行直接、准确的判定,其均在本发明的保护范围之内。

[0096] 本步骤S101中,需要预先采集大量的样本数据,根据所述样本数据,利用变精度粗糙集模型确定近似决策规则。确定近似决策规则的过程具体可以包括以下步骤(步骤S10101-步骤S10111):

[0097] 步骤S10101:分别在疲劳状态下和非疲劳状态下采集多个样本用户的脑电波和疲劳判定参数,其中,所述疲劳判定参数与所述脑电波具有被采集人员一致性和采集时间一致性。

[0098] 本发明实施例中,可利用脑电波采集器、脑电波扫描仪等采集样本用户的脑电波,所述脑电波包括样本用户在疲劳状态下采集的脑电波和在非疲劳状态下采集的脑电波;为了建立脑电波和疲劳判定参数之间的对应关系,在采集所述脑电波的同时,针对相同的样本用户还需要同步采集其疲劳判定参数。

[0099] 在本发明实施例中,所述疲劳判定参数可以选用PERCLOS值,现有技术中公开有多种PERCLOS值的采集方式,本发明可结合实际应用场景灵活选用其中的任意一种,其均在本发明的保护范围之内,例如,可以通过高清智能算法摄像机对被测者脸部特征进行全程实时录像,采集多个样本用户(疲劳状态下和非疲劳状态下)的眼睑闭合程度,计算PERCLOS值,此种情形下,可以根据摄制的录像的帧数计算PERCLOS值,例如,在P80标准下,将闭合程度大于80%的眼睛状态判断为闭合状态。以初始时刻用户清醒时的上下眼睑最大距离为标准,若以后得到的距离小于此距离的80%则判断为闭合。假设实验视频帧率10f/s,分辨率为640×480,时长60s。则以每6s视频作为1个检测单元,间隔0.33s取1帧作眼睛状态检测。统计每个检测单元内18帧图像的状态,得到眼睛闭合帧数和处理的总帧数,依据下式计算相应的PERCLOS值:

$$[0100] \quad \text{PERCLOS} = \frac{\text{眼睛闭合帧数}}{\text{总帧数}} \times 100\%$$

[0101] 采集过程中,需要注意所述疲劳判定参数与所述脑电波的被采集人员一致性和采集时间一致性(即对同一个人同时采集脑电波和疲劳判定参数)。

[0102] 步骤S10102:计算所述脑电波相应的脑电波特征数据的属性值,将多个所述样本用户的所述脑电波特征数据的属性值和所述疲劳判定参数作为样本数据。

[0103] 在采集到所述脑电波后,即可根据所述脑电波计算相应的脑电波特征数据的属性值,如前所述,脑电波主要包括δ波(1—3Hz)、θ波(4—7Hz)、α波(8—13Hz)和β波(14—30Hz),即可根据上述脑电波的波谱计算慢α波功率百分比、α波和β波的功率比值以及θ波和慢α波的功率比值等脑电波特征数据。

[0104] 考虑到采集的脑电波可能存在噪声,为了保证后续处理和计算的准确性,避免噪

音影响后续对疲劳状态判定的准确性,在本发明提供的一个实施例中,所述计算所述脑电波相应的脑电波特征数据的属性值,包括:

[0105] 对所述脑电波进行小波去噪,获得去噪后的脑电波;

[0106] 计算去噪后的所述脑电波相应的脑电波特征数据的属性值。

[0107] 其中,小波去噪是包括三个基本步骤:首先对带噪声的原始信号进行多层小波分解;然后对变换得到的多层小波系数进行处理,以去除其中包含的噪声;最后对处理后的小波系数进行小波逆变换还原信号。

[0108] 采用小波去噪有如下的优点:

[0109] (1)、低熵性,小波系数的稀疏分布,使得图象变换后的熵降低;

[0110] (2)、多分辨率,由于采用了多分辨率的方法,所以可以非常好地刻画信号的非平稳特征,如边缘、尖峰、断点等;

[0111] (3)、去相关性,因为小波变换可以对信号进行去相关,且噪声在变换后有白化趋势,所以小波域比时域更利于去噪;

[0112] (4)、选基灵活性,由于小波变换可以灵活选择变换基,从而对不同应用场合,对不同的研究对象,可以选用不同的小波母函数,以获得最佳的效果。

[0113] 步骤S10103:根据所述样本数据,以所述样本用户的集合为论域,以所述脑电波特征数据为条件属性,以所述疲劳判定参数为决策属性,以所述脑电波特征数据的属性值和所述疲劳判定参数的属性值的集合为值域,建立信息系统。

[0114] 以所述脑电波特征数据包括慢 α 波功率百分比、 α 波和 β 波的功率比值、 θ 波和慢 α 波的功率比值三种,以所述疲劳判定参数为PERCLOS值,以管制员的疲劳检测为例,建立信息系统, $S=(U,A,V,f)$,其中 U 代表论域,可用所有接受测试的管制员集合定义; A 代表属性集合,此处将慢 α 波功率百分比、 α 波和 β 波的功率比值、和 θ 波和慢 α 波的功率比值设为条件属性,即条件属性集合 $C=\{\text{慢}\alpha\text{波功率百分比},\alpha\text{波和}\beta\text{波的功率比值},\theta\text{波和慢}\alpha\text{波的功率比值}\}$,设PERCLOS值为决策属性,即决策属性集合 $D=\{\text{PERCLOS值}\}$,于是有 $A=C\cup D$, $C\cap D=\emptyset$; V 代表值域,即属性取值范围; $f:U\times A\rightarrow V$ 为信息函数,代表论域中元素某个属性的取值。

[0115] 步骤S10104:根据所述信息系统,建立应用于变精度粗糙集模型的初始决策表。

[0116] 仍以上述管制员的疲劳检测为例,根据上述信息系统和样本数据,可以根据变精度粗糙集模型建立相应的初始决策表,例如下表:

[0117]

	条件属性			决策属性
管制员	慢 α 波功率百分比	α 波和 β 波的功率比值	θ 波和慢 α 波的功率比值	PERCLOS 值
u_1	pl_1	dp_1	sp_1	pc_1
u_2	pl_2	dp_2	sp_2	pc_2
u_3	pl_3	dp_3	sp_3	pc_3
...	...	...	...	...
u_n	pl_n	dp_n	sp_n	pc_n

[0118] 步骤S10105:将所述脑电波特征数据的属性值和所述疲劳判定参数的属性值分别划分为多个等级,获得所述脑电波特征数据的等价划分和所述疲劳判定参数的等价划分;其中,将所述疲劳判定参数的属性值按照是否表征疲劳状态划分为两个等级。

[0119] 本步骤采用等价类划分法实施,一方面,采用等价类划分法将所述脑电波特征数据的属性值划分为多个等级,将划分的结果记为所述脑电波特征数据的等价划分,需要说明的是,由于所述脑电波特征数据有多种,本步骤是对每一种脑电波特征数据分别进行等价类划分,获得的是每种脑电波特征数据各自的等价划分;另一方面,采用等价类划分法将所述疲劳判定参数的属性值根据是否表征疲劳状态划分为两个等级,将划分的结果记为所述疲劳判定参数的等价划分。

[0120] 需要说明的是,本发明中,等价划分是指采用等价类划分法进行等价类划分的划分结果,一个等价划分由多个等价类(等级)组成。

[0121] 仍以上述管制员的疲劳检测为例,根据变精度粗糙集模型,将慢 α 波功率百分比、 α 波和 β 波的功率比值、 θ 波和慢 α 波的功率比值以及PERCLOS值进行等价类划分,由医学专业数据为依据,将慢 α 波功率百分比、 α 波和 β 波的功率比值和 θ 波和慢 α 波的功率比值分为不同的等级,获得慢 α 波功率百分比、 α 波和 β 波的功率比值、 θ 波和慢 α 波的功率比值的等价划分。比如,可以将慢 α 波功率百分比每分钟为60,61,62划分为一个等级。

[0122] 设条件属性集合 $C = \{PL, DP, SP\}$,其中PL代表慢 α 波功率百分比,DP代表 α 波和 β 波的功率比值,SP代表 θ 波和慢 α 波的功率比值,决策属性集合 $D = \{PC\}$,其中PC代表PERCLOS值。

[0123] 对于测试结果中的所有慢 α 波功率百分比值集合 $V_{PL} = \{pl_i | 1 \leq i \leq n\}$,由医学专业人员将其分为 k 个取值区间, $V_{PL,1}, V_{PL,2}, \dots, V_{PL,k}$,并为每一个区间分配的一个等级指数,如为 $V_{PL,1}$ 分配等级指数1,为 $V_{PL,k}$ 分配等级指数 k 。于是,对于 $\forall pl_i \in V_{PL}$,如果 $pl_i \in V_{PL,j}, 1 \leq j \leq k$,则令 $pl_i = j$ 。类似地,可以 α 波和 β 波的功率比值属性值、 θ 波和慢 α 波的功率比值属性值、和PERCLOS值做相应等价类划分。特别地,对于PERCLOS值,只分为两类,如果数值大于0.5,

则将取值变为1,代表疲劳,否则将取值变为0,代表不疲劳。

[0124] 步骤S10106:将所述论域根据所述脑电波特征数据的等价划分划分为多个等价类,获得所述论域关于所述脑电波特征数据的等价划分,以及将所述论域根据所述疲劳判定参数的等价划分划分为多个等价类,获得所述论域关于所述疲劳判定参数的等价划分。

[0125] 仍以上述管制员的疲劳检测为例,在步骤S10105之后分别对四项属性,将属性值相同的个体归为一类。由此,可以得到U关于慢 α 波功率百分比、 α 波和 β 波的功率比值、 θ 波和慢 α 波的功率比值、以及PERCLOS值的等价划分,分别记为U/PL,U/DP,U/SP,U/PC。

[0126] 步骤S10107:计算所述脑电波特征数据和所述疲劳判定参数的 β 依赖性。

[0127] 仍以上述管制员的疲劳检测为例,将U关于慢 α 波功率百分比、 α 波和 β 波的功率比值、 θ 波和慢 α 波的功率比值、以及PERCLOS值进行等价类划分后,通过计算,得到属性集合C的等价划分,属性集合C中包括慢 α 波功率百分比、 α 波和 β 波的功率比值、 θ 波和慢 α 波的功率比值;同理还可以得到属性集合C中各个子集的等价划分;

[0128] 然后计算属性集合C和决策属性集合D的 β 依赖性。

[0129] 其中, β 符号的含义为:错误分类率,对使用粗糙集方法设计分类规则的精确程度的一种刻画,即通过设置不同大小的 β 值,代表研究者能够接受的分类规则准确概率,如设置 $\beta=0.2$,则代表研究者能够接受的分类规则的准确概率为80%。

[0130] 具体过程如下:

[0131] 定义1:对于任意个体 $u_i \in U$,设有属性 φ ,记集合 $[u_i]_{\varphi}$ 为 u_i 关于 φ 的等价类, $[u_i]_{\varphi}$ 中的所有个体的 φ 属性值都与 u_i 相同。

[0132] 对于属性值集合 $C = \{PL, DP, SP\}$, $[u_i]_C = \bigcap_{\varphi \in C} [u_i]_{\varphi} = [u_i]_{PL} \cap [u_i]_{DP} \cap [u_i]_{SP}$ 。由此,可以求出 $\forall u_i \in U$ 关于C的等价类,进而可以得到论域U关于属性集合C的等价划分,记为U/C。类似地,也可以得到论域U关于属性集合 $C - \{PL\}$ 的等价划分U/C - {PL},论域U关于属性集合 $C - \{DP\}$ 的等价划分U/C - {DP},以及论域U关于属性集合 $C - \{SP\}$ 的等价划分U/C - {SP}。

[0133] 定义2:对于两个集合,E,F,令

$$[0134] \quad C(E, F) = \begin{cases} 1 - \frac{|E \cap F|}{|E|}, & |E| > 0 \\ 0, & |E| = 0 \end{cases}$$

[0135] 为集合E关于集合F的相对错误分类率。

[0136] 定义3:对于论域U,属性(或属性集合)R,则U/R代表U关于R的一个等价划分。U/R为一集合族,其中的每一个子集合对应一个等价类。于是,对于 $\forall X \subseteq U$,定义X关于R的 β 正域为

$$[0137] \quad \underline{R}_{\beta}X = \bigcup \{E \in U/R \mid C(E, X) \leq \beta\}$$

[0138] 其中, $0 \leq \beta < 1$ 。接下来分别计算决策属性集{D}与条件属性集C的 β 依赖性,

$$[0139] \quad \gamma(C, D, \beta) = |\text{pos}(C, D, \beta)| / |U|$$

[0140] 其中, $\text{pos}(C, D, \beta) = \bigcup_{Y \in U/D} \underline{U/C}_{\beta}Y$ 。

[0141] 类似地,可以计算{D}与条件属性集 $C - \{PL\}$ 、 $C - \{DP\}$ 、 $C - \{SP\}$, {PL}、{DP}、{SP}的 β 依赖性。

[0142] 步骤S10108:根据所述 β 依赖性计算所述脑电波特征数据的 β 近似约简。

[0143] 仍以上述管制员的疲劳检测为例,在步骤S10107后,可继续求出条件属性集合C的 β 近似约简。具体可采用以下函数逻辑实现:

- [0144] IF $\gamma(C, D, \beta) = \gamma(C - \{PL\}, D, \beta)$
- [0145] IF $\gamma(C, D, \beta) \neq \gamma(DP, D, \beta) \&\& \gamma(C, D, \beta) \neq \gamma(SP, D, \beta)$
- [0146] C- {PL} 是C的一个 β 近似约简
- [0147] END
- [0148] END
- [0149] ELSE IF $\gamma(C, D, \beta) = \gamma(C - \{DP\}, D, \beta)$
- [0150] IF $\gamma(C, D, \beta) \neq \gamma(PL, D, \beta) \&\& \gamma(C, D, \beta) \neq \gamma(SP, D, \beta)$
- [0151] C- {DP} 是C的一个 β 近似约简
- [0152] END
- [0153] END
- [0154] ELSE IF $\gamma(C, D, \beta) = \gamma(C - \{SP\}, D, \beta)$
- [0155] IF $\gamma(C, D, \beta) \neq \gamma(PL, D, \beta) \&\& \gamma(C, D, \beta) \neq \gamma(DP, D, \beta)$
- [0156] C- {SP} 是C的一个 β 近似约简
- [0157] END
- [0158] END
- [0159] ELSE
- [0160] C唯一的 β 近似约简就是其本身
- [0161] END
- [0162] 步骤S10109:将所述脑电波特征数据的所有 β 近似约简求交集,确定所述脑电波特征数据的 β 近似核。
- [0163] 仍以上述管制员的疲劳检测为例,在步骤S10108后,将C的所有 β 近似约简求交集,得到C的 β 近似核。
- [0164] 步骤S10110:确定所述论域关于所述 β 近似核的等价划分。
- [0165] 步骤S10111:根据所述论域关于所述 β 近似核的等价划分以及所述论域关于所述疲劳判定参数的等价划分确定用于根据所述脑电波特征数据判定疲劳状况的近似决策规则。
- [0166] 仍以上述管制员的疲劳检测为例,根据U关于决策属性集合D(Perclos值)的等价划分,结合上述C的 β 近似核,建立近似决策规则(实质上就是慢 α 波功率百分比、 α 波和 β 波的功率比值、 θ 波和慢 α 波的功率比值同Perclos值之间的关系),经计算得到置信度。
- [0167] 具体过程如下:
- [0168] 条件属性集C的 β 近似核有可能包含一个、两个、或者三个属性。设其核为Core,则可以求得论域U关于Core的等价划分U/Core,设为 $X_1, X_2, X_3, \dots, X_m$ 。同时,如前所述,可以得到论域U关于决策属性集合D的等价划分, Y_1, Y_2 。于是有决策规则如下:
- [0169]
$$\begin{cases} r_{ij}: X_i \rightarrow Y_j, & \text{当 } X_i \cap Y_j \neq \emptyset, & 1 \leq i \leq m, & j = 1, 2 \\ \mu_{ij} = |X_i \cap Y_j| / |X_i| \end{cases}$$
- [0170] 其中, r_{ij} 表示近似决策规则, X_i 表示所述脑电波特征数据的属性值对应的等价类, m 表示所述等价类的数量, Y_j 表示所述论域关于所述疲劳判定参数的等价划分中的等价类; μ_{ij} 表示所述近似决策规则 r_{ij} 的置信度, μ_{ij} 值越高,代表该近似决策规则的正确概率越大。
- [0171] 步骤S102:实时采集用户的脑电波。

[0172] 本步骤,可利用脑电波采集器、脑电波扫描仪等采集样本用户的脑电波。

[0173] 步骤S103:计算所述脑电波相应的脑电波特征数据的属性值。

[0174] 在实时采集到用户的脑电波后,即可计算所述脑电波相应的脑电波特征数据的属性值。

[0175] 需要说明的是,本步骤计算的用户的脑电波特征数据的种类应该是与步骤S101中使用的脑电波特征数据的种类是相同的,如步骤S101中采集的是慢 α 波功率百分比、 α 波和 β 波的功率比值、 θ 波和慢 α 波的功率比值三种,则本步骤计算的脑电波特征数据也是慢 α 波功率百分比、 α 波和 β 波的功率比值、 θ 波和慢 α 波的功率比值三种。

[0176] 步骤S104:根据所述脑电波特征数据的属性值和所述近似决策规则,确定所述用户的疲劳状况,完成对所述用户的疲劳状况的实时监测。

[0177] 在计算出用户的脑电波特征数据的属性值后,即可将所述脑电波特征数据的属性值输入步骤S101建立的所述近似决策规则,即可快速判定出所述用户的实时的疲劳状况。

[0178] 本步骤S104具体可以包括:

[0179] 将所述脑电波特征数据的属性值与所述脑电波特征数据的等价划分进行比对,确定所述脑电波特征数据的属性值在所述脑电波特征数据的等价划分中相应的等级,记为所述脑电波特征数据的属性值对应的等级;

[0180] 确定所述脑电波特征数据的属性值对应的等级对应的所述论域关于所述 β 近似核的等价划分中的等价类,记为所述脑电波特征数据的属性值对应的等价类;

[0181] 根据所述近似决策规则和所述脑电波特征数据的属性值对应的等价类确定所述用户的疲劳状况。

[0182] 其中,根据步骤S101,所述近似决策规则的数学表达为:

$$[0183] \quad \begin{cases} r_{ij}: X_i \rightarrow Y_j, & \text{当 } X_i \cap Y_j \neq \emptyset, \quad 1 \leq i \leq m, \quad j = 1, 2 \\ \mu_{ij} = |X_i \cap Y_j| / |X_i| \end{cases}$$

[0184] 其中, r_{ij} 表示近似决策规则, X_i 表示所述脑电波特征数据的属性值对应的等价类, m 表示所述等价类的数量, Y_j 表示所述论域关于所述疲劳判定参数的等价划分中的等价类; μ_{ij} 表示所述近似决策规则 r_{ij} 的置信度, μ_{ij} 值越高,代表该近似决策规则的正确概率越大;

[0185] 则所述根据所述近似决策规则和所述脑电波特征数据的属性值对应的等价类确定所述用户的疲劳状况,具体包括:

[0186] 将所述脑电波特征数据的属性值对应的等价类输入所述近似决策规则,以及计算相应的置信度;

[0187] 若 $X_i \cap Y_1 \neq \emptyset$, $X_i \cap Y_2 = \emptyset$,则判定该用户的疲劳状况为疲劳;

[0188] 若 $X_i \cap Y_2 \neq \emptyset$, $X_i \cap Y_1 = \emptyset$,则判定该用户的疲劳状况为不疲劳;

[0189] 若 $X_i \cap Y_1 \neq \emptyset$, $X_i \cap Y_2 \neq \emptyset$,则在 $\mu_{i1} > \mu_{i2}$ 时判定该用户的疲劳状况为疲劳,在 $\mu_{i1} < \mu_{i2}$ 时判定该用户的疲劳状况为不疲劳。

[0190] 通过上述步骤,当输入一个管制人员的脑电波后,即可判断出该管制员是否处于疲劳状态。

[0191] 至此,通过步骤S101至步骤S104,完成了本发明第一实施例所提供的一种疲劳状况监测方法的流程。本发明利用变精度粗糙集模型确定脑电波特征数据和能够直接反映用

户疲劳状况的疲劳判定参数之间的关系,建立根据所述脑电波特征数据判定疲劳状况的近似决策规则,这样,即可实时采集用户的脑电波,根据脑电波计算出相应的脑电波特征数据,进而根据所述脑电波特征数据和所述近似决策规则判定用户的疲劳状况,实现对用户疲劳状况的实时监测。由于脑电波的采集通过现有的脑电波采集器即可实现,而脑电波采集器成本相对较低,因此,本方法简单、易于实现且成本较低;同时,利用变精度粗糙集模型可以有效保证判定结果的准确性;另外,在预先确定近似决策规则的情况下,只需要根据脑电波计算出脑电波特征数据即可快速计算出相应的疲劳状况判定结果,监测实时性也较好。

[0192] 在上述的第一实施例中,提供了一种疲劳状况监测方法,与之相对应的,本申请还提供一种疲劳状况监测装置。请参考图2,其为本发明第二实施例提供的一种疲劳状况监测装置的示意图。由于装置实施例基本相似于方法实施例,所以描述得比较简单,相关之处参见方法实施例的部分说明即可。下述描述的装置实施例仅仅是示意性的。

[0193] 本发明第二实施例提供一种疲劳状况监测装置,包括:

[0194] 决策规则预设模块101,用于预先以脑电波特征数据为条件属性,以疲劳判定参数为决策属性,采用变精度粗糙集模型建立用于根据所述脑电波特征数据判定疲劳状况的近似决策规则;

[0195] 实时采集模块102,用于实时采集用户的脑电波;

[0196] 特征数据计算模块103,用于计算所述脑电波相应的脑电波特征数据的属性值;

[0197] 疲劳状况确定模块104,用于根据所述脑电波特征数据的属性值和所述近似决策规则,确定所述用户的疲劳状况,完成对所述用户的疲劳状况的实时监测。

[0198] 在本发明提供的一个实施例中,所述脑电波特征数据包括慢 α 波功率百分比、 α 波和 β 波的功率比值以及 θ 波和慢 α 波的功率比值。

[0199] 在本发明提供的一个实施例中,所述疲劳判定参数包括:眼睑闭合时间占比、平均睁眼程度、最长眼睛闭合时间或眨眼频率。

[0200] 在本发明提供的一个实施例中,所述决策规则预设模块101,包括:

[0201] 数据采集单元,用于分别在疲劳状态下和非疲劳状态下采集多个样本用户的脑电波和疲劳判定参数,其中,所述疲劳判定参数与所述脑电波具有被采集人员一致性和采集时间一致性;

[0202] 样本数据计算单元,用于计算所述脑电波相应的脑电波特征数据的属性值,将多个所述样本用户的所述脑电波特征数据的属性值和所述疲劳判定参数作为样本数据;

[0203] 信息系统建立单元,用于根据所述样本数据,以所述样本用户的集合为论域,以所述脑电波特征数据为条件属性,以所述疲劳判定参数为决策属性,以所述脑电波特征数据的属性值和所述疲劳判定参数的属性值的集合为值域,建立信息系统;

[0204] 决策表建立单元,用于根据所述信息系统,建立应用于变精度粗糙集模型的初始决策表;

[0205] 第一等价划分单元,用于将所述脑电波特征数据的属性值和所述疲劳判定参数的属性值分别划分为多个等级,获得所述脑电波特征数据的等价划分和所述疲劳判定参数的等价划分;其中,将所述疲劳判定参数的属性值按照是否表征疲劳状态划分为两个等级;

[0206] 第二等价划分单元,用于将所述论域根据所述脑电波特征数据的等价划分划分为

多个等价类,获得所述论域关于所述脑电波特征数据的等价划分,以及将所述论域根据所述疲劳判定参数的等价划分划分为多个等价类,获得所述论域关于所述疲劳判定参数的等价划分;

[0207] 依赖性计算单元,用于计算所述脑电波特征数据和所述疲劳判定参数的 β 依赖性;

[0208] 近似简约单元,用于根据所述 β 依赖性计算所述脑电波特征数据的 β 近似约简;

[0209] 近似核确定单元,用于将所述脑电波特征数据的所有 β 近似约简求交集,确定所述脑电波特征数据的 β 近似核;

[0210] 第三等价划分单元,用于确定所述论域关于所述 β 近似核的等价划分;

[0211] 近似决策规则确定单元,用于根据所述论域关于所述 β 近似核的等价划分以及所述论域关于所述疲劳判定参数的等价划分确定用于根据所述脑电波特征数据判定疲劳状况的近似决策规则。

[0212] 在本发明提供的一个实施例中,所述疲劳状况确定模块104,包括:

[0213] 数据分级单元,用于将所述脑电波特征数据的属性值与所述脑电波特征数据的等价划分进行比对,确定所述脑电波特征数据的属性值在所述脑电波特征数据的等价划分中相应的等级,记为所述脑电波特征数据的属性值对应的等级;

[0214] 等价类确定单元,用于确定所述脑电波特征数据的属性值对应的等级对应的所述论域关于所述 β 近似核的等价划分中的等价类,记为所述脑电波特征数据的属性值对应的等价类;

[0215] 疲劳状况确定单元,用于根据所述近似决策规则和所述脑电波特征数据的属性值对应的等价类确定所述用户的疲劳状况。

[0216] 在本发明提供的一个实施例中,所述近似决策规则的数学表达为:

$$[0217] \quad \begin{cases} r_{ij}: X_i \rightarrow Y_j, & \text{当 } X_i \cap Y_j \neq \emptyset, \quad 1 \leq i \leq m, \quad j = 1, 2 \\ \mu_{ij} = |X_i \cap Y_j| / |X_i| \end{cases}$$

[0218] 其中, r_{ij} 表示近似决策规则, X_i 表示所述脑电波特征数据的属性值对应的等价类, m 表示所述等价类的数量, Y_j 表示所述论域关于所述疲劳判定参数的等价划分中的等价类; μ_{ij} 表示所述近似决策规则 r_{ij} 的置信度, μ_{ij} 值越高,代表该近似决策规则的正确概率越大;

[0219] 所述疲劳状况确定单元,具体包括:

[0220] 等价类输入子单元,用于将所述脑电波特征数据的属性值对应的等价类输入所述近似决策规则,以及计算相应的置信度;

[0221] 第一疲劳状况判定子单元,用于若 $X_i \cap Y_1 \neq \emptyset$, $X_i \cap Y_2 = \emptyset$,则判定该用户的疲劳状况为疲劳;

[0222] 第二疲劳状况判定子单元,用于若 $X_i \cap Y_2 \neq \emptyset$, $X_i \cap Y_1 = \emptyset$,则判定该用户的疲劳状况为不疲劳;

[0223] 第三疲劳状况判定子单元,用于若 $X_i \cap Y_1 \neq \emptyset$, $X_i \cap Y_2 \neq \emptyset$,则在 $\mu_{i1} > \mu_{i2}$ 时判定该用户的疲劳状况为疲劳,在 $\mu_{i1} < \mu_{i2}$ 时判定该用户的疲劳状况为不疲劳。

[0224] 以上,为本发明第二实施例提供的一种疲劳状况监测装置说明。

[0225] 本发明提供的一种疲劳状况监测装置与上述疲劳状况监测方法出于相同的发明构思,具有相同的有益效果,此处不再赘述。

[0226] 在本说明书的描述中,参考术语“一个实施例”、“一些实施例”、“示例”、“具体示例”、或“一些示例”等的描述意指结合该实施例或示例描述的具体特征、结构、材料或者特点包含于本发明的至少一个实施例或示例中。在本说明书中,对上述术语的示意性表述不必针对的是相同的实施例或示例。而且,描述的具体特征、结构、材料或者特点可以在任一个或多个实施例或示例中以合适的方式结合。此外,在不相互矛盾的情况下,本领域的技术人员可以将本说明书中描述的不同实施例或示例以及不同实施例或示例的特征进行结合和组合。

[0227] 需要说明的是,附图中的流程图和框图显示了根据本发明的多个实施例的系统、方法和计算机程序产品的可能实现的体系架构、功能和操作。在这点上,流程图或框图中的每个方框可以代表一个模块、程序段或代码的一部分,所述模块、程序段或代码的一部分包含一个或多个用于实现规定的逻辑功能的可执行指令。也应当注意,在有些作为替换的实现中,方框中所标注的功能也可以以不同于附图中所标注的顺序发生。例如,两个连续的方框实际上可以基本并行地执行,它们有时也可以按相反的顺序执行,这依所涉及的功能而定。也要注意的,框图和/或流程图中的每个方框、以及框图和/或流程图中的方框的组合,可以用执行规定的功能或动作的专用的基于硬件的系统来实现,或者可以用专用硬件与计算机指令的组合来实现。

[0228] 本发明实施例所提供的疲劳状况监测装置可以是计算机程序产品,包括存储了程序代码的计算机可读存储介质,所述程序代码包括的指令可用于执行前面方法实施例中所述的方法,具体实现可参见方法实施例,在此不再赘述。

[0229] 所属领域的技术人员可以清楚地了解到,为描述的方便和简洁,上述描述的系统、装置和单元的具体工作过程,可以参考前述方法实施例中的对应过程,在此不再赘述。

[0230] 在本申请所提供的几个实施例中,应该理解到,所揭露的系统、装置和方法,可以通过其它的方式实现。以上所描述的装置实施例仅仅是示意性的,例如,所述单元的划分,仅仅为一种逻辑功能划分,实际实现时可以有另外的划分方式,又例如,多个单元或组件可以结合或者可以集成到另一个系统,或一些特征可以忽略,或不执行。另一点,所显示或讨论的相互之间的耦合或直接耦合或通信连接可以是通过一些通信接口,装置或单元的间接耦合或通信连接,可以是电性,机械或其它的形式。

[0231] 所述作为分离部件说明的单元可以是或者也可以不是物理上分开的,作为单元显示的部件可以是或者也可以不是物理单元,即可以位于一个地方,或者也可以分布到多个网络单元上。可以根据实际的需要选择其中的部分或者全部单元来实现本实施例方案的目的。

[0232] 另外,在本发明各个实施例中的各功能单元可以集成在一个处理单元中,也可以是各个单元单独物理存在,也可以两个或两个以上单元集成在一个单元中。

[0233] 所述功能如果以软件功能单元的形式实现并作为独立的产品销售或使用,可以存储在一个计算机可读取存储介质中。基于这样的理解,本发明的技术方案本质上或者说对现有技术做出贡献的部分或者该技术方案的部分可以以软件产品的形式体现出来,该计算机软件产品存储在一个存储介质中,包括若干指令用以使得一台计算机设备(可以是个人计算机,服务器,或者网络设备等)执行本发明各个实施例所述方法的全部或部分步骤。而前述的存储介质包括:U盘、移动硬盘、只读存储器(ROM, Read-Only Memory)、随机存取存

储器 (RAM, Random Access Memory)、磁碟或者光盘等各种可以存储程序代码的介质。

[0234] 最后应说明的是:以上各实施例仅用以说明本发明的技术方案,而非对其限制;尽管参照前述各实施例对本发明进行了详细的说明,本领域的普通技术人员应当理解:其依然可以对前述各实施例所记载的技术方案进行修改,或者对其中部分或者全部技术特征进行等同替换;而这些修改或者替换,并不使相应技术方案的本质脱离本发明各实施例技术方案的范围,其均应涵盖在本发明的权利要求和说明书的范围当中。

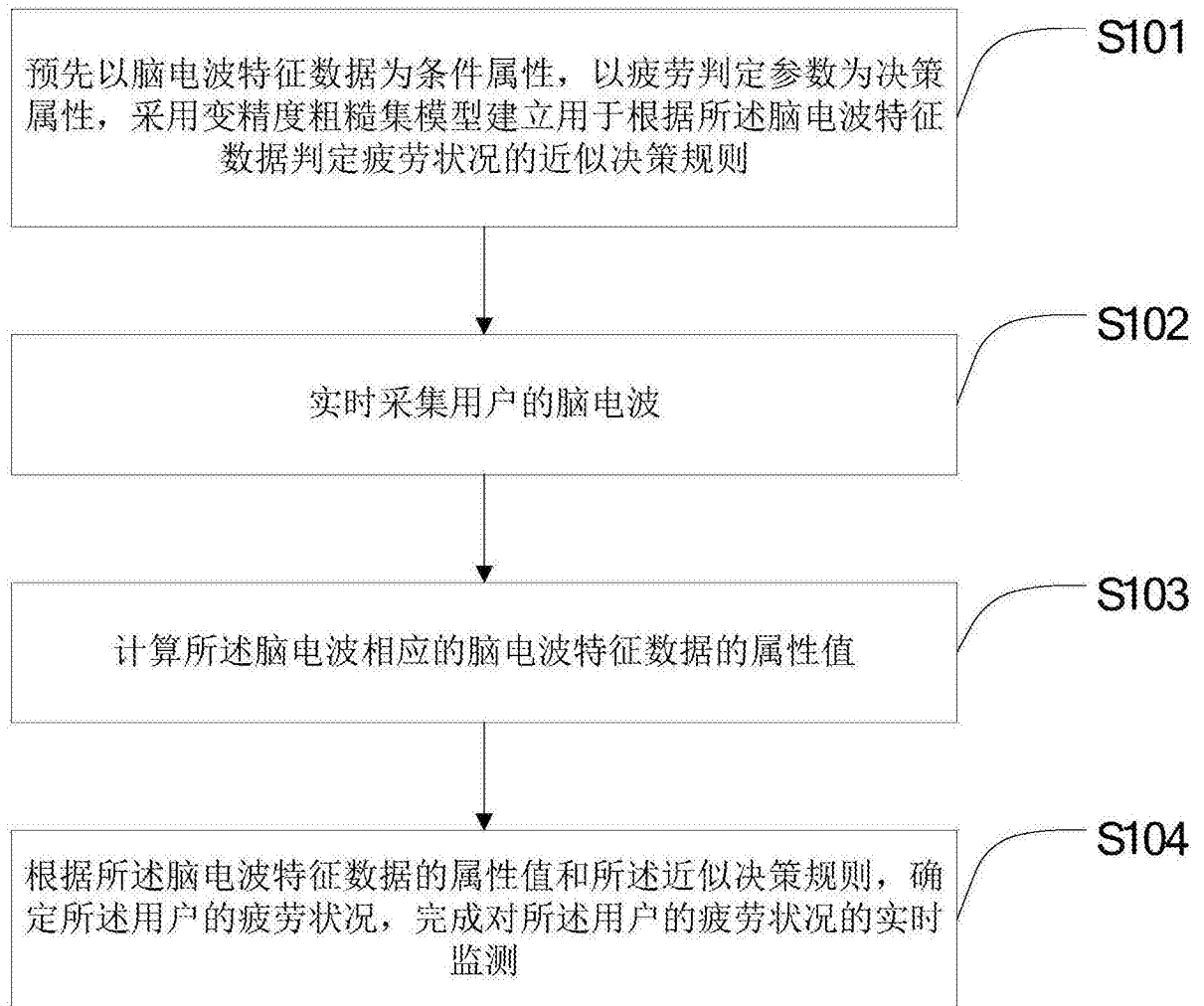


图1

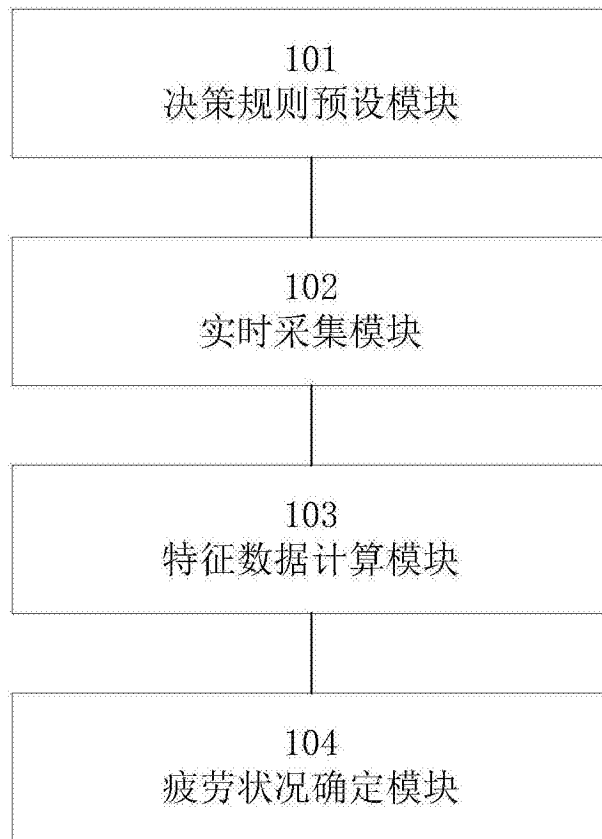


图2

专利名称(译)	一种疲劳状况监测方法及装置		
公开(公告)号	CN106580350A	公开(公告)日	2017-04-26
申请号	CN201611116357.1	申请日	2016-12-07
[标]申请(专利权)人(译)	中国民用航空总局第二研究所		
申请(专利权)人(译)	中国民用航空总局第二研究所		
当前申请(专利权)人(译)	中国民用航空总局第二研究所		
[标]发明人	张建平 邹翔 张平 杨晓嘉 罗启铭 李震 陈振玲 姜薇		
发明人	张建平 邹翔 张平 杨晓嘉 罗启铭 李震 陈振玲 姜薇		
IPC分类号	A61B5/16 A61B5/11 A61B5/048 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/16 A61B5/048 A61B5/1103 A61B5/7246		
代理人(译)	任媛		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种疲劳状况监测方法及装置。其中所述方法包括：预先以脑电波特征数据为条件属性，以疲劳判定参数为决策属性，采用变精度粗糙集模型建立用于根据所述脑电波特征数据判定疲劳状况的近似决策规则；然后，实时采集用户的脑电波；再计算所述脑电波相应的脑电波特征数据的属性值；最后，根据所述脑电波特征数据的属性值和所述近似决策规则，确定所述用户的疲劳状况，完成对所述用户的疲劳状况的实时监测。本发明方法简单、易于实现且成本较低，同时具有较高的准确性和实时性。

