



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 109009028 B

(45)授权公告日 2020.01.03

(21)申请号 201811008035.4

A61B 5/16(2006.01)

(22)申请日 2018.08.31

A61B 5/00(2006.01)

(65)同一申请的已公布的文献号

A61B 5/0488(2006.01)

申请公布号 CN 109009028 A

审查员 杨静萱

(43)申请公布日 2018.12.18

(73)专利权人 江苏盖睿健康科技有限公司

地址 215104 江苏省苏州市吴中经济开发区塔韵路188号塔韵大厦7层

(72)发明人 张新静 王晓东 胡继松 杨豪放

(74)专利代理机构 苏州国诚专利代理有限公司

32293

代理人 李思睿

(51)Int.Cl.

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

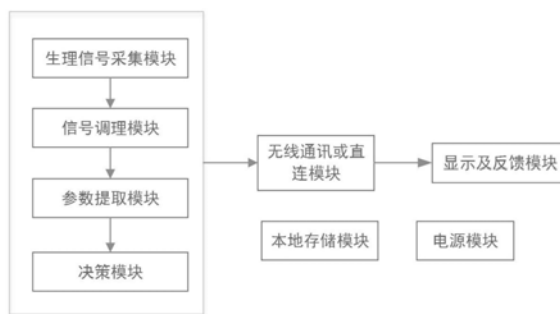
权利要求书3页 说明书9页 附图2页

(54)发明名称

一种反映人体疲劳程度的穿戴式设备

(57)摘要

本发明涉及一种反映人体疲劳程度的穿戴式设备,该设备包括:生理信号采集模块、信号调理模块、参数提取模块、决策模块;其中,生理信号采集模块用于采集被检测者的生理信号;该生理信号采集模块的输出端与信号调理模块的输入端连接;该信号调理模块用于对生理信号进行信号调理;信号调理模块的输出端与参数提取模块的输入端连接;该参数提取模块用于提取特定时间窗内的时域和频域参数;该参数提取模块的输出端连接决策模块的输入端;该决策模块用于判断被检测者的疲劳程度。



1. 基于反映人体疲劳程度的穿戴式设备的人体疲劳程度判断方法,其特征在于:

所述反映人体疲劳程度的穿戴式设备包括:生理信号采集模块、信号调理模块、参数提取模块、决策模块;其中,生理信号采集模块用于采集被检测者的生理信号;该生理信号采集模块的输出端与信号调理模块的输入端连接;该信号调理模块用于对生理信号进行信号调理;信号调理模块的输出端与参数提取模块的输入端连接;该参数提取模块用于提取特定时间窗内的时域和频域参数;该参数提取模块的输出端连接决策模块的输入端;该决策模块用于判断被检测者的疲劳程度;

所述人体疲劳程度判断方法包括:

S1. 生理信号采集步骤;

S2. 将上述检测数据通过信号调理模块进行处理,分别得到心电信号、呼吸信号、肌电信号、标准体温,上述S2进一步包括:

S21. 通过信号调理模块将心电电极获得的信号进行信号调理,通过不同频带滤波,提取心电电极信号中的心电信号、呼吸信号和肌电信号,采用了不同频段的带通滤波来提取信号;采用低于0.5Hz的第一低通滤波提取呼吸信号,采用5-15Hz的第二带通滤波提取心电信号并采用第三带阻滤波滤除50Hz工频干扰,采用20-150Hz的第四带通滤波提取肌电信号;

S22. 对体温信号进行温度补偿,得到标准体温,

具体的,温度传感器设置为n个,标准体温 =  $(i_1T_1+i_2T_2+i_3T_3+\dots+i_nT_n)$ ;其中n为测量温度点个数, $i_1\sim i_n$ 为各温度点对应的参数, $i_1+i_2+i_3+\dots+i_n=1$ ,在检测前,对于体表温度的检测位置进行系统设定,并通过补偿模块读取本地存储模块中的相应的数据表获得不同部位体温的加权值,并通过加权值进一步获得一组参数组合;

S3. 根据S2步骤中获得心电信号、呼吸信号、肌电信号、标准体温,通过参数提取模块进一步提取相应地特征值;

S4. 通过决策模块,根据体温的变化趋势,设定心电、呼吸和肌电信号的阈值的上下限,分别判定正常或者异常,并进行逻辑组合得到疲劳程度模型,进一步判断疲劳程度;

其中,根据体温信号的变化趋势设置阈值的方式为:

体温信号变化趋势,分为以下三段函数,其中CT[K]表示标准体温信号随时间变化的趋势函数, $T' [i]$ 表示特定时间窗内标准体温-时间函数对时间的导数:

$$CT[K] = \begin{cases} \frac{T'[i+1] - T'[i]}{|T'[i+1] - T'[i]|} > 0 \text{ 时,} \\ \frac{T'[i+1] - T'[i]}{|T'[i+1] - T'[i]|} < 0 \text{ 时,} \\ T'[i+1] - T'[i] = 0 \text{ 时,} \end{cases}$$

根据不同的函数段在数据表中确定LF/HF、RMSSD、呼吸频次最大值、呼吸频次最小值、呼吸频次均值、呼吸频次标准差、肌电信号中位频率、肌电信号平均频率的参数的最高阈值(TH)和最低阈值(TL);并且以CT[K]函数段的不同取值范围为判断条件,各个参数的最高阈

值 (TH) 和最低阈值 (TL) 的数值不同;

其中,数据表的预存数据为:

当 $CT[K]>0$ 时,LF/HF的最高阈值 (TH) 为70%,最低阈值 (TL) 为15%,RMSSD的最高阈值 (TH) 为30,最低阈值 (TL) 为11,呼吸频次最大值的最高阈值 (TH) 为60次/分,最低阈值 (TL) 为36次/分,呼吸频次最小值的最高阈值 (TH) 为35次/分,最低阈值 (TL) 为10次/分,呼吸频次均值的最高阈值 (TH) 为44次/分,最低阈值 (TL) 为17次/分,呼吸频次标准差的最高阈值 (TH) 为10次/分,最低阈值 (TL) 为2次/分,肌电信号中位频率的最高阈值 (TH) 为350Hz,最低阈值 (TL) 为100Hz,肌电信号平均频率的最高阈值 (TH) 为400Hz,最低阈值 (TL) 为140Hz;

当 $CT[K]<0$ 时,LF/HF的最高阈值 (TH) 为63%,最低阈值 (TL) 为20%,RMSSD的最高阈值 (TH) 为45,最低阈值 (TL) 为20,呼吸频次最大值的最高阈值 (TH) 为75次/分,最低阈值 (TL) 为24次/分,呼吸频次最小值的最高阈值 (TH) 为27次/分,最低阈值 (TL) 为18次/分,呼吸频次均值的最高阈值 (TH) 为50次/分,最低阈值 (TL) 为27次/分,呼吸频次标准差的最高阈值 (TH) 为7次/分,最低阈值 (TL) 为2次/分,肌电信号中位频率的最高阈值 (TH) 为300Hz,最低阈值 (TL) 为100Hz,肌电信号平均频率的最高阈值 (TH) 为480Hz,最低阈值 (TL) 为100Hz;

当 $CT[K]=0$ 时,LF/HF的最高阈值 (TH) 为80%,最低阈值 (TL) 为35%,RMSSD的最高阈值 (TH) 为45,最低阈值 (TL) 为15,呼吸频次最大值的最高阈值 (TH) 为65次/分,最低阈值 (TL) 为20次/分,呼吸频次最小值的最高阈值 (TH) 为30次/分,最低阈值 (TL) 为12次/分,呼吸频次均值的最高阈值 (TH) 为45次/分,最低阈值 (TL) 为20次/分,呼吸频次标准差的最高阈值 (TH) 为10次/分,最低阈值 (TL) 为3次/分,肌电信号中位频率的最高阈值 (TH) 为350Hz,最低阈值 (TL) 为100Hz,肌电信号平均频率的最高阈值 (TH) 为480Hz,最低阈值 (TL) 为150Hz;

当测量获得的参数特征低于最高阈值 (TH) 且高于最低阈值 (TL),将参数的状态变量  $state[i]$  设置为逻辑1,此时参数处于正常状态;当参数超出最高阈值 (TH) 或最低阈值 (TL) 时,即为异常状态,此时  $state[i]$  设置为0,其中  $i$  为对应参数的编号;

心电、肌电和呼吸信号经过阈值比较处理后,其状态函数为分别为:

$State_{\text{心电}}[i] = \{state_{\text{LF/HF}}[i], state_{\text{RMSSD}}[i]\};$

$State_{\text{肌电}}[i] = \{state_{\text{中位频率}}[i], state_{\text{平均频率}}[i]\};$

$State_{\text{呼吸}}[i] = \{state_{\text{最大值}}[i], state_{\text{最小值}}[i], state_{\text{均值}}[i], state_{\text{标准差}}[i]\};$ 其中各个状态函数表示为相应的0或者1状态;

对上述  $state$  进行逻辑运算,逻辑运算方式为:  $(State_{\text{心电}}[i] \& State_{\text{肌电}}[i]) | (State_{\text{心电}}[i] \& State_{\text{呼吸}}[i]) | (State_{\text{心电}}[i] \& State_{\text{呼吸}}[i]) | (State_{\text{心电}}[i] \& State_{\text{肌电}}[i] \& State_{\text{呼吸}}[i]);$ 其中“&”表示逻辑“与”,用“|”表示逻辑“或”,用“( )”表示最高优先等级;

根据上述  $state$  逻辑运算能够获得各个参数的状态逻辑函数,上述状态逻辑函数为表征不同疲劳程度对应的模型;根据上述状态逻辑函数与预存在本地存储模块中的多个疲劳程度模型进行对比和拟合,结合体温信号参数的情况,从而判断该状态逻辑函数对应的疲劳程度模型,并且确定疲劳程度。

2. 根据权利要求1所述的人体疲劳程度判断方法,其特征在于:所述步骤S3进一步包括:

S31. 从心电信号中提取心率变异性特征值;

S32. 从呼吸信号中提取呼吸频次的最大值、最小值等特征值;

S33. 从肌电信号中提取中位频率和平均频率等特征值；

S34. 从标准体温信号中提取体温的最大值、最小值、均值和标准差等特征值。

3. 根据权利要求1所述的人体疲劳程度判断方法,其特征在於:生理信号采集模块包括心电电极以及体温采集模块,其分别用于采集心电电极生理信号和体温生理信号。

4. 根据权利要求1所述的人体疲劳程度判断方法,其特征在於:信号调理模块包括滤波电路。

5. 根据权利要求1所述的人体疲劳程度判断方法,其特征在於:心电电极包括两个或者两个以上的心电电极。

6. 根据权利要求1所述的人体疲劳程度判断方法,其特征在於:该设备进一步包括无线通信模块、本地存储模块、显示及反馈模块和电源模块。

## 一种反映人体疲劳程度的穿戴式设备

### 技术领域

[0001] 本发明涉及人体疲劳检测技术领域,特别涉及一种反映人体疲劳程度的穿戴式设备。

### 背景技术

[0002] 现代社会快节奏的生活方式,给人们带来精神疲劳,长期处于疲劳状态得不到恢复,可能会导致出现心理或身体上的疾患。

[0003] 目前,对精神疲劳主要的检测手段包括主观检测和客观检测,主观检测主要是通过被试的主观感受进行判断的,差异性大。而客观检测主要是通过获取人体生理信号,并建立与疲劳的对应性关系,人为因素影响较小,且能在工作、生活中连续进行检测,评估结果准确可靠。

[0004] 现有客观检测设备常采用光体积扫描计提取脉搏波信号,并以此计算心率,脉搏波信号受运动干扰、设备与体表间隙影响较大,信号处理复杂。采用腋下体温信号,需要单独的传感器模块,应用不方便;测量判断准确性有所限制。

### 发明内容

[0005] 本发明所要解决的技术问题是:间接心率计算方法复杂度高且信号干扰较大;体温采集应用不方便;测量判断准确性有所限制等问题。

[0006] 本发明解决其技术问题所采取的技术方案是:

[0007] 一种反映人体疲劳程度的穿戴式设备,该设备包括:生理信号采集模块、信号调理模块、参数提取模块、决策模块;其中,生理信号采集模块用于采集被检测者的生理信号;该生理信号采集模块的输出端与信号调理模块的输入端连接;该信号调理模块用于对生理信号进行信号调理;信号调理模块的输出端与参数提取模块的输入端连接;该参数提取模块用于提取特定时间窗内的时域和频域参数;该参数提取模块的输出端连接决策模块的输入端;该决策模块用于判断被检测者的疲劳程度。

[0008] 进一步地,生理信号采集模块包括心电电极以及体温采集模块,其分别用于采集心电电极生理信号和体温生理信号。

[0009] 进一步地,体温采集模块包括温度传感器以及补偿模块;其中,温度传感器与被测试者的皮肤接触,其用来检测被检测者的体温变化;并通过补偿模块,用于将被检测者的体温其转换为标准体温。

[0010] 进一步地,信号调理模块包括滤波电路。

[0011] 进一步地,心电电极包括两个或者两个以上的心电电极。

[0012] 进一步地,该设备进一步包括无线通信模块、本地存储模块、显示及反馈模块和电源模块。

[0013] 基于所述的反映人体疲劳程度的穿戴式设备的人体疲劳程度判断方法,该方法包括:

- [0014] S1.生理信号采集步骤；
- [0015] S2.将上述检测数据通过信号调理模块进行处理,分别得到心电信号、呼吸信号、肌电信号、标准体温；
- [0016] S3.根据S2步骤中获得心电信号、呼吸信号、肌电信号、标准体温,通过参数提取模块进一步提取相应地特征值；
- [0017] S4.通过决策模块,根据体温的变化趋势,设定心电、呼吸和肌电信号的阈值的上下限,分别判定正常或者异常,并进行逻辑组合,得到疲劳程度模型,进一步判断疲劳程度。
- [0018] 进一步地,所述S2进一步包括：
- [0019] S21.通过信号调理模块将心电电极获得的信号进行信号调理,通过不同频带滤波,提取心电电极信号中的心电信号、呼吸信号和肌电信号；
- [0020] S22.对体温信号进行温度补偿,得到标准体温。
- [0021] 进一步地,所述步骤S3进一步包括：
- [0022] S31.从心电信号中提取心率变异性特征值；
- [0023] S32.从呼吸信号中提取呼吸频次的最大值、最小值等特征值；
- [0024] S33.从肌电信号中提取中位频率和平均频率等特征值；
- [0025] S34.从标准体温信号中提取体温的最大值、最小值、均值和标准差等特征值。
- [0026] 进一步地,所述S22步骤,具体包括:通过多个测试点的体表温度的加权平均值来确定标准体温或者通过对一个测试点得体表温度进行补偿来确定标准体温。
- [0027] 本发明提供的反映人体疲劳程度的穿戴式设备,具有以下有益效果:1)直接采集心电信号,降低设备硬件和软件分析的复杂度;2)将体温传感器集成到设备中,佩戴方便;提供了多参数、便携的可穿戴方式,可以让用户自如的实时监测;3)结合心电、肌电、呼吸、体温信号多参数进行逻辑组合运算或者采用归一化后的逻辑组合运算,提高了判断的科学性和准确性。

## 附图说明

- [0028] 图1为本发明提供的反映人体疲劳程度的穿戴式设备的整体结构示意图。
- [0029] 图2为信号调理模块中的滤波电路图。
- [0030] 图3为基于本发明提供的反映人体疲劳程度的穿戴式设备的检测方法的流程图。

## 具体实施方式

- [0031] 下面将参照附图对本发明进行更详细的描述,其中表示了本发明的优选实施例,应该理解本领域技术人员可以修改在此描述的本发明而仍然实现本发明的有益效果。因此,下列描述应当被理解为对于本领域技术人员的广泛知道,而并不作为对本发明的限制。
- [0032] 为了清楚,不描述实际实施例的全部特征。在下列描述中,不详细描述公知的功能和结构,因为它们会使本发明由于不必要的细节而混乱。应当认为在任何实际实施例的开发中,必须作出大量实施细节以实现开发者的特定目标。
- [0033] 为使本发明的目的、特征更明显易懂,下面结合附图对本发明的具体实施方式作进一步的说明。需要说明的是,附图均采用非常简化的形式且均使用非精准的比率,仅用一方便、清晰地辅助说明本发明实施例的目的。

[0034] 本实施例提供了一种反映人体疲劳程度的穿戴式设备,如图1所示,该设备包括:生理信号采集模块、信号调理模块、参数提取模块、决策模块、无线通信模块、本地存储模块、显示及反馈模块和电源模块。其中,生理信号采集模块用于采集被检测者的生理信号。该生理信号采集模块的输出端与信号调理模块的输入端连接,该信号调理模块用于对生理信号进行信号调理。信号调理模块的输出端与参数提取模块的输入端连接。该参数提取模块用于提取特定时间窗内的时域和频域参数。该参数提取模块的输出端连接决策模块的输入端。该决策模块用于判断被检测者的疲劳程度。

[0035] 下面对本申请提供的反映人体疲劳程度的穿戴式设备的主要模块进行介绍:

[0036] 生理信号采集模块

[0037] 生理信号采集模块包括心电电极以及体温采集模块,其分别用于采集心电电极生理信号和体温生理信号。

[0038] 其中,心电电极包括两个或者两个以上的电极,该心电电极可以优选地设置在一心率带上,也可以通过金属线和普通织物的混合编织方法形成穿着衣物,如紧身的测量背心等。该两个或者两个以上的电极至少与被测量者左胸前心脏上方的位置紧密固定接触,从而获得被检测者的心电电极生理信号。上述心电电极生理信号通过后期处理,能够分离出心电信号、呼吸信号及肌电信号三种信号,即心电电极生理信号包括心电信号、呼吸信号及肌电信号。

[0039] 优选地,如果电极设置在心率带上,那么该心率带可通过无线通讯连接与其他部件实现通讯,具体的连接方式可以为局域网、蓝牙或者Zigbee。如果电极通过混合编织的方法形成,也可以通过在衣物中预留金属线编织形成的外接线路来实现与其他的部件的通讯。

[0040] 体温采集模块包括温度传感器以及补偿模块。其中,温度传感器暴露在可穿戴设备表面,并且与被测试者的皮肤接触,其用来检测被检测者的体温变化。优选地,该温度传感器可以和心电极一起安装在心率带或者紧身衣物上,从而更加准确地获得该被检测人员体温信号。通过温度传感器采集体表温度信号,并通过补偿模块,将其转换为标准体温,以表示人体的真实体温信号。

[0041] 具体地,温度传感器可以设置为多个,优选为4个。该多个温度传感器可以分置于被检测者身体的多个部位,例如头部、胸部、上臂、腋下等4位置。标准体温 $= (i_1T_1+i_2T_2+i_3T_3+\dots+i_nT_n)$ ;其中 $n$ 为测量温度点个数, $T_1\sim T_n$ 各个测量点的体表温度, $i_1\sim i_n$ 为各温度点对应的参数, $i_1+i_2+i_3+\dots+i_n=1$ 。在检测前,对于体表温度的检测位置进行系统设定,并通过补偿模块读取本地存储模块中的相应的数据表获得不同部位体温的加权值,并通过加权值进一步获得一组参数组合。

[0042] 作为替换例,温度传感器也可以设置为一个,该一个温度传感器可以选择置于被检测者身体的一个部位,例如头部、胸部、上臂、腋下等。通过测量上述位置的体表温度 $T$ ,并通过补偿模块读取本地存储模块中的相应数据表中的修正值,将特定位置的体表温度转换为标准体温,该标准体温 $= T+T_c$ 。其中, $T_c$ 为修正值。在检测前,对于体表温度的检测位置进行系统设定,并通过补偿模块读取本地存储模块中的相应的数据表获得测量部位相应的修正值,并将体表温度与修正值拟合获得标准体温。

[0043] 上述生理信号采集模块采集的心电电极生理信号和体温生理信号,通过无线或者

有线通信设备发送到本地存储模块存储。

#### [0044] 信号调理模块

[0045] 信号调理模块使用滤波电路对生理信号中进行分频带检测,从而将电电极生理信号进行调理处理,分别得到心电信号、呼吸信号、肌电信号。

[0046] 信号调理模块包括滤波电路,如图2所示。该信号调理模块包括低通滤波部分,线性部分和谐振部分。其中,低通滤波部分采用一阶低通滤波方式,信号经由放大器进行低通滤波。由于采用了放大器,而不是电感滤波,能够获得较好的衰减性能。经低通滤波部分的信号,进一步通过线性部分和谐振部分处理实现分频处理滤波。

[0047] 采用结构来实现滤波,使滤波器具有严格的线性相位特性;另一方面,滤波器系数都采用的整次幂,故可以用简单的移位运算来代替传统的浮点乘法,运算效率非常高。而且,该低通滤波器可以很容易扩展成高通、带通和带阻型的简单整系数滤波器。

[0048] 在信号滤波处理时,由于不同信号的特点,采用了不同频段的带通滤波来提取信号。具体地,由于呼吸信号低于0.5Hz,因此采用第一带通滤波提取呼吸信号;心电信号中的QRS主波频率约5-15Hz,因此采用第二带通滤波提取心电信号;肌电信号的能量主要集中在20-150Hz,因此采用第三带阻滤波滤除50Hz工频干扰,采用第四带通滤波提取肌电信号。上述第一、二、四带通频率与相应的信号频率相对应,第三带阻频率为50Hz。

[0049] 优选地,为降低存储空间,可考虑对信号进行降采样处理。

#### [0050] 参数提取模块

[0051] 参数提取模块用于对信号调理后的信号进行参数提取分析。

[0052] 对于上述心电信号,参数提取模块对其进行心率变异性分析,提取某个时间窗内的时域和频域参数,其中频域参数LF/HF可用于评估交感神经和副交感神经的平衡性;RMSSD为时间窗内相邻窦性心博期间差值的方均根。其中,上述时间窗内的时域优选为5min。

[0053] 对上述呼吸信号,提取某个时间窗内呼吸频次最大值、最小值、均值及标准差,并利用z-Score方法,计算连续5min的各参数的归一化值,归一化值能在一定程度上降低个体差异性,而突出其变化性。上述时间窗优选为30s。呼吸信号亦可通过心率变异性指标的低频成分提取。

[0054] 对肌电信号进行功率谱分析,提取其中位频率和平均频率。

[0055] 对上述体温信号,提取某个时间窗内(优选的30s)体温信号的最大值、最小值、均值及标准差,并利用z-Score方法,计算连续5min的各参数的归一化值,归一化值能在一定程度上降低个体差异性,而突出其变化性。对于上述标准体温代表的体温信号,拟合其标准体温与时间变化的函数 $T' [t]$ 。

#### [0056] 决策模块

[0057] 决策模块根据体温信号的变化趋势,为心电、肌电和呼吸信号设置自适应的阈值上下限,分别为TH和TL,当参数特征低于TH且高于TL,将参数的状态变量 $state[i]$ 设置为逻辑1,此时参数处于正常状态。当参数超出TH或低于TL时,即为异常状态,此时 $state[i]$ 设置为0,其中i为对应参数的编号。

[0058] 具体地,根据体温信号的变化趋势设置阈值的方式为:

[0059] 体温信号变化趋势,分为以下三段函数,其中CT[K]表示标准体温信号随时间变化

的趋势函数,  $T'[i]$  表示特定时间窗内标准体温-时间函数对时间的导数:

$$[0060] \quad CT[K] = \begin{cases} \frac{T'[i+1] - T'[i]}{|T'[i+1] - T'[i]|} > 0 \text{ 时,} \\ \frac{T'[i+1] - T'[i]}{|T'[i+1] - T'[i]|} < 0 \text{ 时,} \\ T'[i+1] - T'[i] = 0 \text{ 时,} \end{cases}$$

[0061] 根据不同的函数段在数据表中确定各个参数的阈值, 上述数据表存储于本地存储模块中, 决策模块可以从上述存储模块中读取该数据表进行计算。数据表如下表所示:

函数	CT[K]>0		CT[K]<0		CT[K]=0	
	TH	LH	TH	LH	TH	LH
LF/HF	70%	15%	63%	20%	80%	35%
RMSSD	30	11	45	20	45	15
呼吸频次 最大值 (次/分)	60	36	75	24	65	20
呼吸频次 最小值 (次/分)	35	10	27	18	30	12
呼吸频次 均值(次/ 分)	44	17	50	27	45	20
呼吸频次 标准差 (次/分)	10	2	7	2	10	3
肌电信号 中位频率 (Hz)	350	100	300	100	350	100
肌电信号 平均频率 (Hz)	400	140	480	100	480	150

[0063] 上述表格的数据获得是通过临床分析数据确定, 在实际使用中可以根据不同的临床分析数据对上述表格的阈值进行修订, 上述表格作为优选实施例进行展示。

[0064] 当参数特征低于TH且高于TL, 将参数的状态变量state[i]设置为逻辑1, 此时参数处于正常状态。当参数超出TH或低于TL时, 即为异常状态, 此时state[i]设置为0, 其中i为对应参数的编号。

[0065] 因此, 心电、肌电和呼吸信号经过阈值比较处理后, 其状态函数为分别为:

[0066] State心电[i] = {state LF/HF[i], state RMSSD[i]};

[0067] State肌电[i] = {state中位频率[i], state平均频率[i]};

[0068] State呼吸[i] = {state最大值[i], state最小值[i], state均值[i], state标准差

[i]};其中上述各个状态参数表示为相应的0或者1状态。

[0069] 对上述state进行逻辑运算,如全部状态的逻辑与,所述逻辑运算包括逻辑与、逻辑或、逻辑非、异或及同或中的至少一种,并且可通过不同的逻辑运算,得到不同疲劳程度对应的模型,从而判断被检测者的疲劳程度。作为优选实施例,上述逻辑运算方式可以为:(State心电[i]&State肌电[i])|(State心电[i]&State呼吸[i])|(State心电[i]&State呼吸[i])|(State心电[i]&State肌电[i]&State呼吸[i]);其中“&”表示逻辑“与”,用“|”表示逻辑“或”用“( )”表示最高优先等级。

[0070] 作为一种替换实施例,对于上述各个状态函数state[i]可以在预先进行了归一化处理后,在进行逻辑计算,从而提高逻辑运算模型的准确性。上述归一化处理方式可以采用本领域公知的归一化模型进行。

[0071] 根据上述state逻辑运算能够获得各个参数的状态逻辑函数,上述函数为表征不同疲劳程度对应的模型。根据上述状态逻辑函数可以与预存在本地存储模块中的多个疲劳程度模型进行对比和拟合,结合体温信号参数的情况,从而判断该状态逻辑函数对应的疲劳程度模型,并且确定疲劳程度。

[0072] 显示及反馈模块

[0073] 显示与反馈模块包括LED灯静态提醒,马达动态提醒,或发现疲劳事件时与手机自动通讯,通过短信或APP通知,智能提醒用户。

[0074] 无线通信模块

[0075] 使得设备与智能终端进行连接,将数据或结果显示在手机端、PC端或无线传输到云平台上。

[0076] 本地存储模块

[0077] 本地存储模块用于在本地连续存储采集到的原始数据,或经过信号调理的数据,及状态参数等。本次存储模块还预存了标准体温补偿的数据表、参数的阈值数据表等,以供在后续的数据处理中进行计算使用。

[0078] 电源供电模块

[0079] 为可穿戴设备供电,以满足设备独立工作的需求。电源充电方式包括无线充电、USB充电,或其他直连充电方式。

[0080] 下面结合附图3说明基于上述提高睡眠监测准确性的可穿戴设备的一种睡眠监测方法。

[0081] 如图3所示,上述睡眠监测方法包括:

[0082] S1.生理信号采集步骤;

[0083] 其中,通过信号采集模块中的心电电极和温度传感器,分别采集被检测者的心电电极生理信号和体温生理信号。

[0084] S2.将上述检测数据通过信号调理模块进行处理,分别得到心电信号、呼吸信号、肌电信号、标准体温。

[0085] 其中,上述S2进一步包括:

[0086] S21.通过信号调理模块将心电电极获得的信号进行信号调理,通过不同频带滤波,提取心电电极信号中的心电信号、呼吸信号和肌电信号。

[0087] 具体地,通过信号调理模块根据不同信号的频带特点,采用了不同频段的带通滤

波来提取信号。呼吸信号低于0.5Hz,心电信号中的QRS主波频率约5-15Hz,肌电信号的能量主要集中在20-150Hz,因此采用第一低通滤波提取呼吸信号,采用第二带通滤波提取心电信号,采用第三带阻滤波滤除50Hz工频干扰,采用第四带通滤波提取肌电信号。优选地,为降低存储空间,可考虑对信号进行降采样处理。

[0088] S22.对体温信号进行温度补偿,得到标准体温。

[0089] 温度传感器可以设置为多个,优选为4个。该多个温度传感器可以分置于被检测者身体的多个部位,例如头部、胸部、上臂、腋下等4位置。标准体温 =  $(i_1T_1+i_2T_2+i_3T_3+\dots+i_nT_n)$ ;其中n为测量温度点个数, $i_1\sim i_n$ 为各温度点对应的参数, $i_1+i_2+i_3+\dots+i_n=1$ 。在检测前,对于体表温度的检测位置进行系统设定,并通过补偿模块读取本地存储模块中的相应的数据表获得不同部位体温的加权值,并通过加权值进一步获得一组参数组合。

[0090] 作为替换例,温度传感器也可以设置为一个,该一个温度传感器可以选择置于被检测者身体的一个部位,例如头部、胸部、上臂、腋下等。通过测量上述位置的体表温度T,并通过补偿模块读取本地存储模块中的相应数据表中的修正值,将特定位置的体表温度转换为标准体温,该标准体温 =  $T+T_c$ 。其中, $T_c$ 为修正值。在检测前,对于体表温度的检测位置进行系统设定,并通过补偿模块读取本地存储模块中的相应的数据表获得测量部位相应的修正值,并将体表温度与修正值拟合获得标准体温。

[0091] S3.根据S2步骤中获得心电信号、呼吸信号、肌电信号、标准体温和运动数据,通过参数提取模块进一步提取相应地特征值。

[0092] 具体地,上述步骤S3进一步包括:

[0093] S31.从心电信号中提取心率变异性特征值,例如:LF/HF,RMSSD等;

[0094] S32.从呼吸信号中提取呼吸频次的最大值、最小值等特征值;

[0095] S33.从肌电信号中提取中位频率和平均频率等特征值;

[0096] S34.从标准体温信号中提取体温的最大值、最小值、均值和标准差等特征值;

[0097] S4.通过决策模块,根据体温的变化趋势,设定心电、呼吸和肌电信号的阈值的上下限,分别判定正常或者异常,并进行逻辑组合或者建立归一化模型,得到疲劳程度。

[0098] 具体地,根据体温信号的变化趋势设置阈值的方式为:

[0099] 体温信号变化趋势,分为以下三段函数,其中CT[K]表示标准体温信号随时间变化的趋势函数, $T'[i]$ 表示特定时间窗内标准体温-时间函数对时间的导数:

$$[0100] \quad CT[K] = \begin{cases} \frac{T'[i+1] - T'[i]}{|T'[i+1] - T'[i]|} > 0 \text{ 时,} \\ \frac{T'[i+1] - T'[i]}{|T'[i+1] - T'[i]|} < 0 \text{ 时,} \\ T'[i+1] - T'[i] = 0 \text{ 时,} \end{cases}$$

[0101] 根据不同的函数段在数据表中确定各个参数的阈值,上述数据表存储于本地存储模块中,数据表如下表所示:

[0102]

函数 阈值	CT[K]>0		CT[K]<0		CT[K]=0	
	TH	LH	TH	LH	TH	LH
LF/HF	70%	15%	63%	20%	80%	35%
RMSSD	30	11	45	20	45	15
呼吸频次 最大值 (次/分)	60	36	75	24	65	20
呼吸频次 最小值 (次/分)	35	10	27	18	30	12
呼吸频次 均值(次/ 分)	44	17	50	27	45	20
呼吸频次 标准差 (次/分)	10	2	7	2	10	3
肌电信号 中位频率 (Hz)	350	100	300	100	350	100
肌电信号 平均频率 (Hz)	400	140	480	100	480	150

[0103] 上述表格的数据获得是通过临床分析数据确定,在实际使用中可以根据不同的临床分析数据对上述表格的阈值进行修订,上述表格作为优选实施例进行展示。

[0104] 当参数特征低于TH且高于TL,将参数的状态变量state[i]设置为逻辑1,此时参数处于正常状态。当参数超出TH或低于TL时,即为异常状态,此时state[i]设置为0,其中i为对应参数的编号。

[0105] 因此,心电、肌电和呼吸信号经过阈值比较处理后,其状态函数为分别为:

[0106] State心电[i] = {state LF/HF[i], state RMSSD[i]};

[0107] State肌电[i] = {state中位频率[i], state平均频率[i]};

[0108] State呼吸[i] = {state最大值[i], state最小值[i], state均值[i], state标准差[i]};其中上述各个状态参数表示为相应的0或者1状态。

[0109] 对上述state进行逻辑运算,如全部状态的逻辑与,所述逻辑运算包括逻辑与、逻辑或、逻辑非、异或及同或中的至少一种,并且可通过不同的逻辑运算,得到不同疲劳程度对应的模型,从而判断被检测者的疲劳程度。作为优选实施例,上述逻辑运算方式可以为:  
 $(\text{State心电}[i] \& \text{State肌电}[i]) \mid (\text{State心电}[i] \& \text{State呼吸}[i]) \mid (\text{State心电}[i] \& \text{State呼吸}[i]) \mid (\text{State心电}[i] \& \text{State肌电}[i] \& \text{State呼吸}[i])$ ;其中“&”表示逻辑“与”,用“|”表示逻辑“或”用“( )”表示最高优先等级。

[0110] 作为一种替换实施例,对于上述各个状态函数state[i]可以在预先进行了归一化处理,在进行逻辑计算,从而提高逻辑运算模型的准确性。上述归一化处理方式可以采用

本领域公知的归一化模型进行。

[0111] 根据上述state逻辑运算能够获得各个参数的状态逻辑函数,上述函数为表征不同疲劳程度对应的模型。根据上述状态逻辑函数可以与预存在本地存储模块中的多个疲劳程度模型进行对比和拟合,结合体温信号参数的情况,从而判断该状态逻辑函数对应的疲劳程度模型,并且确定疲劳程度。

[0112] 本发明提供的反映人体疲劳程度的穿戴式设备,具有以下有益效果:1)直接采集心电信号,降低设备硬件和软件分析的复杂度;2)将体温传感器集成到设备中,佩戴方便;提供了多参数、便携的可穿戴方式,可以让用户自如的实时监测;3)结合心电、肌电、呼吸、体温信号多参数进行逻辑组合运算或者采用归一化后的逻辑组合运算,提高了判断的科学性和准确性。

[0113] 本领域内的技术人员应明白,本申请的实施例可提供为方法、装置、或计算机程序产品。因此,本申请可采用完全硬件实施例、完全软件实施例、或结合软件和硬件方面的实施例的形式。而且,本申请可采用在一个或多个其中包含有计算机可用程序代码的计算机可用存储介质(包括但不限于磁盘存储器、CD-ROM、光学存储器等)上实施的计算机程序产品的形式。

[0114] 以上显示和描述了本发明的基本原理、主要特征和优点。本行业的技术人员应该了解,本发明不受上述实施例的限制,上述实施例和说明书中描述的只是说明本发明的原理,在不脱离本发明精神和范围的前提下,本发明还会有各种变化和改进,这些变化和改进都落入要求保护的本发明范围内。本发明要求保护范围由所附的权利要求书及其等效物界定。

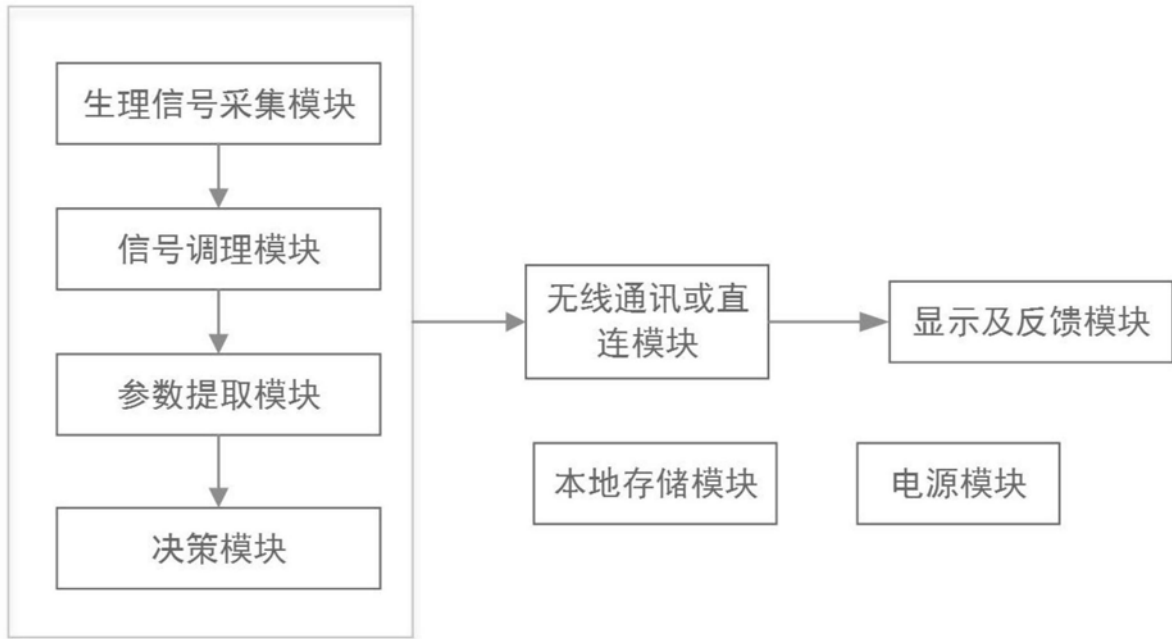


图1

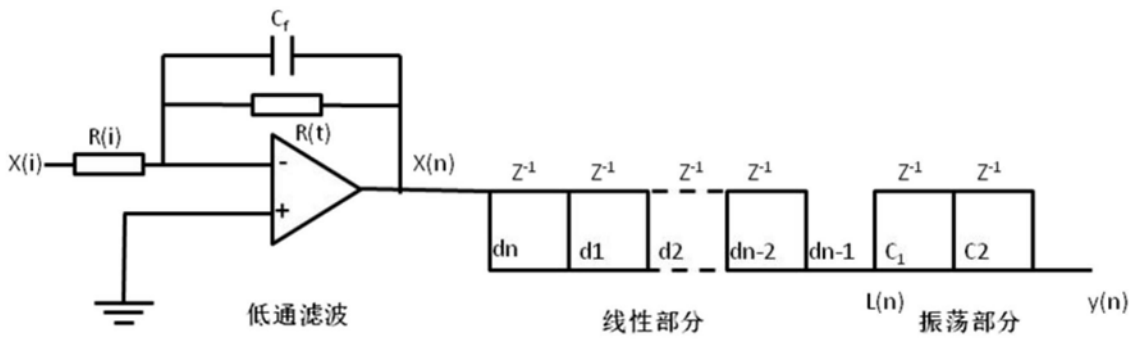


图2

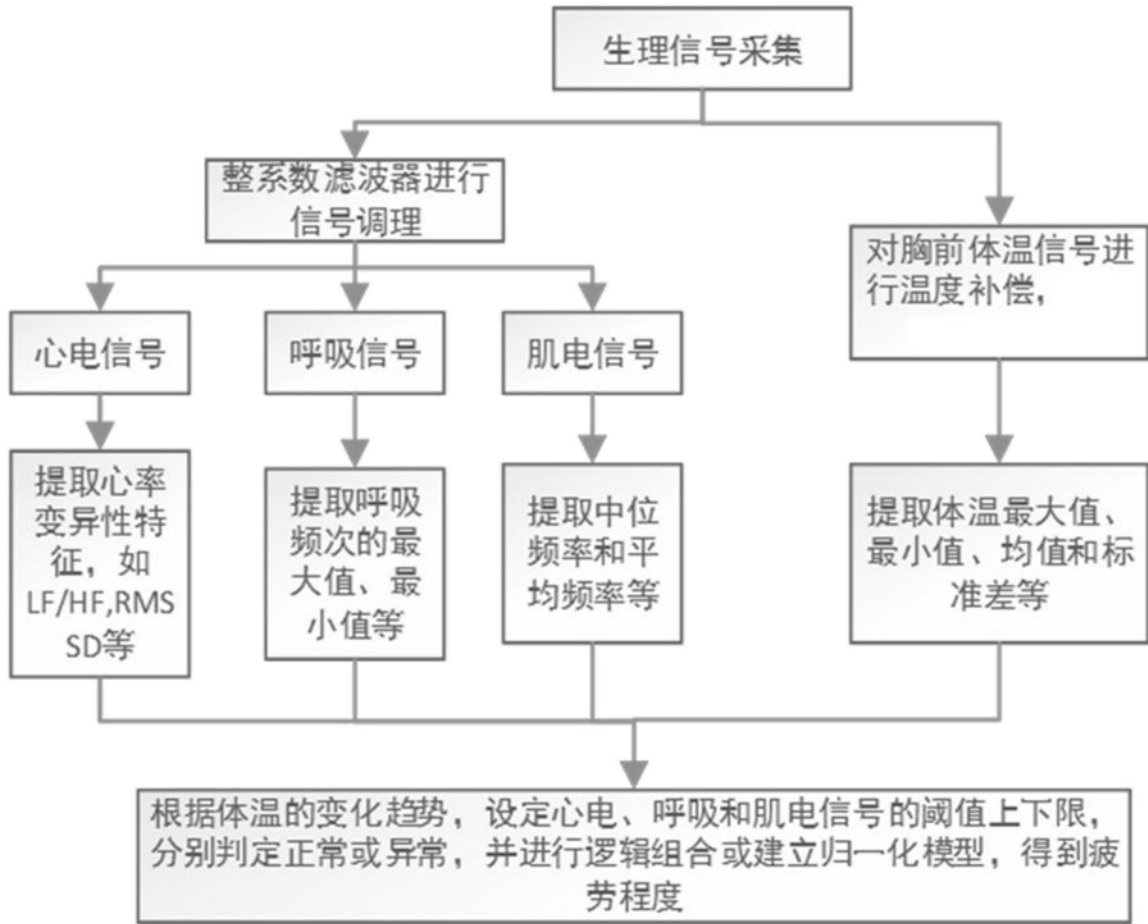


图3

专利名称(译)	一种反映人体疲劳程度的穿戴式设备		
公开(公告)号	<a href="#">CN109009028B</a>	公开(公告)日	2020-01-03
申请号	CN201811008035.4	申请日	2018-08-31
[标]申请(专利权)人(译)	江苏盖睿健康科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	江苏盖睿健康科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	江苏盖睿健康科技有限公司		
[标]发明人	张新静 王晓东 胡继松 杨豪放		
发明人	张新静 王晓东 胡继松 杨豪放		
IPC分类号	A61B5/0205 A61B5/0402 A61B5/16 A61B5/00 A61B5/0488		
CPC分类号	A61B5/0002 A61B5/02055 A61B5/0402 A61B5/0488 A61B5/08 A61B5/168 A61B5/6802 A61B5/7203 A61B5/7235 A61B5/725		
代理人(译)	李思睿		
其他公开文献	CN109009028A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明涉及一种反映人体疲劳程度的穿戴式设备，该设备包括：生理信号采集模块、信号调理模块、参数提取模块、决策模块；其中，生理信号采集模块用于采集被检测者的生理信号；该生理信号采集模块的输出端与信号调理模块的输入端连接；该信号调理模块用于对生理信号进行信号调理；信号调理模块的输出端与参数提取模块的输入端连接；该参数提取模块用于提取特定时间窗内的时域和频域参数；该参数提取模块的输出端连接决策模块的输入端；该决策模块用于判断被检测者的疲劳程度。

