



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 110870769 B

(45) 授权公告日 2022.08.09

(21) 申请号 201811021478.7

CN 106691474 A, 2017.05.24

(22) 申请日 2018.09.03

CN 107137080 A, 2017.09.08

(65) 同一申请的已公布的文献号

CN 104138249 A, 2014.11.12

申请公布号 CN 110870769 A

CN 105147251 A, 2015.12.16

(43) 申请公布日 2020.03.10

CN 101843501 A, 2010.09.29

(73) 专利权人 香港理工大学深圳研究院

CN 108211307 A, 2018.06.29

地址 518057 广东省深圳市南山区高新园

CN 104411356 A, 2015.03.11

南区粤兴一道18号香港理工大学产学

CN 105105708 A, 2015.12.02

研大楼205室

TW 201617027 A, 2016.05.16

(72) 发明人 谭启涛 张明 王岩 李增勇

US 2014088442 A1, 2014.03.27

(74) 专利代理机构 深圳中一专利商标事务所

US 2013184539 A1, 2013.07.18

44237

KR 20160131590 A, 2016.11.16

专利代理师 官建红

US 2015182160 A1, 2015.07.02

(51) Int. Cl.

US 5349963 A, 1994.09.27

A61B 5/369 (2021.01)

谭启涛, 王岩, 李增勇, 等. 基于近红外光谱血氧检测的肌肉疲劳评估. 《第十二届全国生物力学学术会议暨第十四届全国生物流变学学术会议会议论文摘要汇编》. 2018, (续)

A61B 5/145 (2006.01)

(56) 对比文件

审查员 陈佳

CN 103598885 A, 2014.02.26

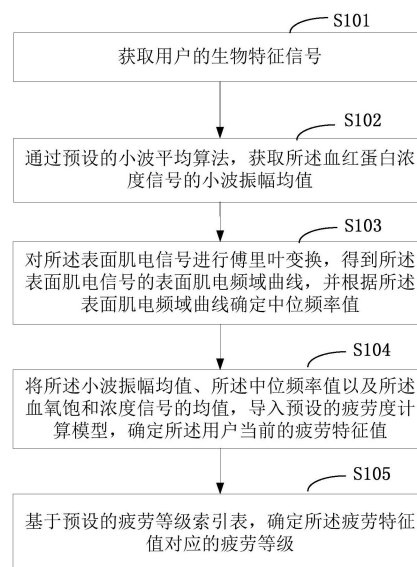
权利要求书2页 说明书12页 附图5页

(54) 发明名称

一种肌肉疲劳等级的检测方法及设备

(57) 摘要

本发明适用于信息处理技术领域,提供了一种肌肉疲劳等级的检测方法及设备,包括:获取用户的生物特征信号;通过预设的小波平均算法,获取血红蛋白浓度信号的小波振幅均值;对表面肌电信号进行傅里叶变换,得到表面肌电信号的表面肌电频域曲线,并根据表面肌电频域曲线确定中位频率值;将小波振幅均值、中位频率值以及血氧饱和浓度信号的均值,导入预设的疲劳度计算模型,确定用户当前的疲劳特征值;基于预设的疲劳等级索引表,确定疲劳特征值对应的疲劳等级。本发明通过肌电信号可以确定当前用户肌肉的肌肉纤维的活性状态,而通过血氧信号则可以确定肌肉的代谢状态,从而对肌肉疲劳状态有一个较为全面的判定,提高了肌肉疲劳等级的检测准确性。



CN 110870769 B

[接上页]

(56) 对比文件

张立,宋高晴.划船运动员静力及动力性肌

肉运动疲劳时肌氧含量的变化特征及对EMG参数的影响.《体育科学》.2006,

1. 一种肌肉疲劳等级的检测方法,其特征在于,包括:

获取用户的生物特征信号;所述生物特征信号包括:血红蛋白浓度信号、血氧饱和度信号以及表面肌电信号;

通过预设的小波平均算法,获取所述血红蛋白浓度信号的小波振幅均值;

对所述表面肌电信号进行傅里叶变换,得到所述表面肌电信号的表面肌电频域曲线,并根据所述表面肌电频域曲线确定中位频率值;

将所述小波振幅均值、所述中位频率值以及所述血氧饱和度信号的均值,导入预设的疲劳度计算模型,确定所述用户当前的疲劳特征值;

基于预设的疲劳等级索引表,确定所述疲劳特征值对应的疲劳等级;

所述通过预设的小波平均算法,获取所述血红蛋白浓度信号的小波振幅均值,包括:

将所述血红蛋白浓度信号进行小波变换,得到关于所述血红蛋白浓度信号的时频曲线;

从所述时频曲线中截取预设频段的时频区域曲线;

基于所述时频区域曲线的小波振幅,计算所述时频曲线的积分均值,将所述积分均值识别为所述小波振幅均值;

在所述基于预设的疲劳等级索引表,确定所述疲劳特征值对应的疲劳等级之前,还包括:

获取所述用户处于肌肉放松状态下的基准生物参数;所述基准生物参数包括:基准小波振幅、基准中频参数以及基准血氧均值;

根据所述基准小波振幅、所述基准中频参数以及所述基准血氧均值生成所述疲劳度计算模型,并将所述基准生物参数对应的疲劳特征值识别为初始疲劳值;

获取所述用户在额定运动强度后的疲劳生物参数;所述疲劳生物参数包括:疲劳小波振幅、疲劳中频参数以及疲劳血氧均值;

将所述疲劳小波振幅、所述疲劳中频参数以及所述疲劳血氧均值导入所述疲劳度计算模型,计算所述用户的疲劳上限值;

基于所述疲劳上限值以及所述初始疲劳值,生成所述疲劳等级索引表。

2. 根据权利要求1所述的检测方法,其特征在于,所述疲劳度计算模型具体为:

$$FLI = \alpha \frac{WA}{WA_0} + \beta \frac{mTOI}{mTOI_0} - (\alpha + \beta) \frac{MDF}{MDF_0}$$

其中,FLI为所述疲劳特征值;WA为所述小波振幅均值;WA_0为所述基准小波振幅;mTOI为所述血氧饱和度信号的均值;mTOI_0为所述基准血氧均值;MDF为所述中位频率值;MDF_0为所述基准中频参数; α 以及 β 为预设系数。

3. 根据权利要求1-2任一项所述的检测方法,其特征在于,所述获取用户的生物特征信号,包括:

接收复合测量探头发送的探测信号;所述复合测量探头放置于所述用户的待测肌肉的皮肤表面;

对所述探测信号进行放大处理,将放大后的所述探测信号识别为所述生物特征信号。

4. 一种终端设备,其特征在于,包括:

生物信号获取单元,用于获取用户的生物特征信号;所述生物特征信号包括:血红蛋白

浓度信号、血氧饱和度信号以及表面肌电信号；

小波振幅均值获取单元，用于通过预设的小波平均算法，获取所述血红蛋白浓度信号的小波振幅均值；

中位频率值获取单元，用于对所述表面肌电信号进行傅里叶变换，得到所述表面肌电信号的表面肌电频域曲线，并根据所述表面肌电频域曲线确定中位频率值；

疲劳特征值计算单元，用于将所述小波振幅均值、所述中位频率值以及所述血氧饱和度信号的均值，导入预设的疲劳度计算模型，确定所述用户当前的疲劳特征值；

疲劳等级确定单元，用于基于预设的疲劳等级索引表，确定所述疲劳特征值对应的疲劳等级；

所述小波振幅均值获取单元，包括：

小波变换单元，用于将所述血红蛋白浓度信号进行小波变换，得到关于所述血红蛋白浓度信号的时频曲线；

时频曲线截取单元，用于从所述时频曲线中截取预设频段的时频区域曲线；

时频曲线积分单元，用于基于所述时频区域曲线的小波振幅，计算所述时频曲线的积分均值，将所述积分均值识别为所述小波振幅均值；

所述终端设备还包括：

基准生物参数确定单元，用于获取所述用户处于肌肉放松状态下的基准生物参数；所述基准生物参数包括：基准小波振幅、基准中频参数以及基准血氧均值；

初始疲劳值计算单元，用于根据所述基准小波振幅、所述基准中频参数以及所述基准血氧均值生成所述疲劳度计算模型，并将所述基准生物参数对应的疲劳特征值识别为初始疲劳值；

疲劳参数获取单元，用于获取所述用户在额定运动强度后的疲劳生物参数；所述疲劳生物参数包括：疲劳小波振幅、疲劳中频参数以及疲劳血氧均值；

疲劳上限值计算单元，用于将所述疲劳小波振幅、所述疲劳中频参数以及所述疲劳血氧均值导入所述疲劳度计算模型，计算所述用户的疲劳上限值；

疲劳等级索引表生成单元，用于基于所述疲劳上限值以及所述初始疲劳值，生成所述疲劳等级索引表。

5. 一种终端设备，包括存储器、处理器以及存储在所述存储器中并可在所述处理器上运行的计算机程序，其特征在于，所述处理器执行所述计算机程序时实现如权利要求1至3任一项所述方法的步骤。

6. 一种计算机可读存储介质，所述计算机可读存储介质存储有计算机程序，其特征在于，所述计算机程序被处理器执行时实现如权利要求1至3任一项所述方法的步骤。

一种肌肉疲劳等级的检测方法及设备

技术领域

[0001] 本发明属于信息处理技术领域,尤其涉及一种肌肉疲劳等级的检测方法及设备。

背景技术

[0002] 随着社会的进步,人们越来越意识到运动对保持身体健康的重要作用,并在生活和工作之余积极参加各类体育锻炼,但运动过度带来的肌肉疲劳和由此导致的运动损伤也困扰着很多运动爱好者。因此,肌肉局部疲劳的定量准确检测,对预防运动损伤和避免慢性肌骨系统疾病有重要的意义。

[0003] 现有的肌肉疲劳检测技术,主要是通过表面肌电信号来进行确定用户的肌肉疲劳度,但肌电信号主要是肌纤维膜内外离子紊乱和兴奋-收缩耦合作用波动引起,无法更好地体现肌肉当前的代谢活动状态,由此可见,通过表面肌电信号来确定肌肉的疲劳度,不能全面反映肌肉的疲劳状态,准确度较低。

发明内容

[0004] 有鉴于此,本发明实施例提供了一种肌肉疲劳等级的检测方法及设备,以解决现有的肌肉疲劳等级的检测技术,通过表面肌电信号来确定肌肉的疲劳度,不能全面反映肌肉的疲劳状态,准确度较低的问题。

[0005] 本发明实施例的第一方面提供了一种肌肉疲劳等级的检测方法,所述肌肉疲劳等级的检测方法包括:

[0006] 获取用户的生物特征信号;所述生物特征信号包括:血红蛋白浓度信号、血氧饱和度信号以及表面肌电信号;

[0007] 通过预设的小波平均算法,获取所述血红蛋白浓度信号的小波振幅均值;

[0008] 对所述表面肌电信号进行傅里叶变换,得到所述表面肌电信号的表面肌电频域曲线,并根据所述表面肌电频域曲线确定中位频率值;

[0009] 将所述小波振幅均值、所述中位频率值以及所述血氧饱和浓度信号的均值,导入预设的疲劳度计算模型,确定所述用户当前的疲劳特征值;

[0010] 基于预设的疲劳等级索引表,确定所述疲劳特征值对应的疲劳等级。

[0011] 本发明实施例的第二方面提供了一种终端设备,所述终端设备包括:

[0012] 生物信号获取单元,用于获取用户的生物特征信号;所述生物特征信号包括:血红蛋白浓度信号、血氧饱和度信号以及表面肌电信号;

[0013] 小波振幅均值获取单元,用于通过预设的小波平均算法,获取所述血红蛋白浓度信号的小波振幅均值;

[0014] 中位频率值获取单元,用于对所述表面肌电信号进行傅里叶变换,得到所述表面肌电信号的表面肌电频域曲线,并根据所述表面肌电频域曲线确定中位频率值;

[0015] 疲劳特征值计算单元,用于将所述小波振幅均值、所述中位频率值以及所述血氧饱和浓度信号的均值,导入预设的疲劳度计算模型,确定所述用户当前的疲劳特征值;

[0016] 疲劳等级确定单元,用于基于预设的疲劳等级索引表,确定所述疲劳特征值对应的疲劳等级。

[0017] 本发明实施例的第三方面提供了一种终端设备,包括存储器、处理器以及存储在所述存储器中并可在所述处理器上运行的计算机程序,所述处理器执行所述计算机程序时实现第一方面的各个步骤。

[0018] 本发明实施例的第四方面提供了一种计算机可读存储介质,所述计算机可读存储介质存储有计算机程序,所述计算机程序被处理器执行时实现第一方面的各个步骤。

[0019] 实施本发明实施例提供的一种肌肉疲劳等级的检测方法及设备具有以下有益效果:

[0020] 本发明实施例获取的生物特征信号中,不仅包含肌电信号,还包含用户的血红蛋白浓度信号以及血氧饱和度信号,通过肌电信号可以确定当前用户肌肉的肌肉纤维的活性状态,而通过血红蛋白浓度信号以及血氧饱和度信号构成的血氧信号则可以确定肌肉的代谢状态,间接确定乳酸浓度和磷酸浓度,从而对肌肉疲劳状态有一个较为全面的判定,基于上述三类生物特征信号,确定与之对应的特征值,并导入疲劳度计算模型,从而确定当前的疲劳等级,让用户对肌肉的疲劳状态有一个较为直观的认知,提高了肌肉疲劳等级的检测准确性,也方便用户基于该肌肉疲劳度制定运动计划。

附图说明

[0021] 为了更清楚地说明本发明实施例中的技术方案,下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动性的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0022] 图1是本发明第一实施例提供的一种肌肉疲劳等级的检测方法的实现流程图;

[0023] 图2是本发明第二实施例提供的一种肌肉疲劳等级的检测方法的具体实现流程图;

[0024] 图3是本发明第三实施例提供的一种肌肉疲劳等级的检测方法S102的具体实现流程图;

[0025] 图4a是本发明第四实施例提供的一种肌肉疲劳等级的检测方法S101的具体实现流程图;

[0026] 图4b是本发明一实施例提供的复合测量探头的结构框图;

[0027] 图4c是本发明一实施例提供的一种终端设备的结构框图;

[0028] 图5是本发明另一实施例提供的一种终端设备的结构框图;

[0029] 图6是本发明再一实施例提供的一种终端设备的示意图。

具体实施方式

[0030] 为了使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚明白,以下结合附图及实施例,对本发明进行进一步详细说明。应当理解,此处所描述的具体实施例仅仅用以解释本发明,并不用于限定本发明。

[0031] 在本发明实施例中,流程的执行主体为终端设备,该终端设备包括但不限于个人

电脑、移动终端、平板电脑等安装有肌肉疲劳等级的检测程序的终端,获取用户的生物特征信号,来确定用户的肌肉疲劳等级。图1示出了本发明第一实施例提供的肌肉疲劳等级的检测方法的实现流程图,详述如下:

[0032] 在S101中,获取用户的生物特征信号;所述生物特征信号包括:血红蛋白浓度信号、血氧饱和度信号以及表面肌电信号。

[0033] 在本实施例中,终端设备可以设置有生物特征信号的采集模块,在该情况下,用户可以将采集模块布放于所需检测的肌肉上,通过终端设备的采集模块获取待测试肌肉当前的表面肌电信号以及血氧信号,采集模块通过串行接口将采集到的上述生物特征信号传输给终端设备的处理模块,并执行S102的相关操作。终端设备也可以接收其他装置发送的生物特征信号,在该情况下,用户可以通过独立的生物信号采集装置获取待检测肌肉的生物特征信号,该生物信号采集装置在采集完成后,与终端设备建立通信连接,该通信连接可以为有线通信连接或无线通信连接,例如生物特征信号部署于用户侧,将采集到的生物特征信号通过互联网发送给部署于远端机房的终端设备,特别地,终端设备可以部署于医院中心机房,用于处理所有待检测用户发送的肌肉疲劳等级检测请求。可选地,终端设备在接收到该生物特征信号后,可以对该用户的合法性进行鉴权,若识别该用户为合法的用户,则对该生物特征信号进行肌肉疲劳等级的检测流程;反之,若该用户为非法用户,则返回请求无效信息。

[0034] 在本实施例中,为了提高肌肉检测识别的准确率,终端设备可以设置一生物特征信号的采集周期,例如采集周期可以为100秒,通过生物特征信号采集装置或终端设备的采集模块采集待检测的肌肉的生物信号,终端设备在接收到采集开始指令或检测到信号幅值大于启动阈值,则启动采集计时器,当该采集计时器的计数值到达预设的采集周期时,则将采集周期内获取到的生物信号进行汇聚,得到生物特征信号。优选地,终端设备除了设置有采集周期外,还可以设置有采集次数,例如采集次数为3次,采集周期为10s,则终端设备对待检测肌肉进行三次为期10秒的生物信号采集操作,并基于三组采集得到的生物特征信号进行加权平均,从而生物特征信号。通过多次采集取平均,可以提高生物特征信号的准确性。

[0035] 在本实施例中,由于在计算待检测的肌肉疲劳等级时需要获取待检测肌肉的表面肌电信号,以及包含血红蛋白浓度以及血氧饱和度的血氧信号,终端设备可以通过两个独立的采集元件来获取生物特征信号,例如通过肌电采集贴片附着于待检测的肌肉表面,获取表面肌电信号,然后再通过红外光谱血氧检测器,获取用户的血氧信号,并对该血氧信号进行解析,得到血红蛋白浓度信号以及血氧饱和度信号,终端设备接收上述两个采集元件反馈的信号生成生物特征信号。优选地,终端设备可以将采集血氧信号的采集元件与采集表面肌电信号的元件进行集成,通过一个采集元件来获取包含表面肌电信号以及血氧信号的生物特征信号,终端设备对该生物特征信号进行解析,分离出表面肌电信号、血红蛋白浓度信号以及血氧饱和度信号。

[0036] 优选地,该血氧信号的采集元件具体为包含双光源的红外光谱血氧检测元件,其中,该检测元件包含第一近红外光源、第二近红外光源以及近红外接收器,第一近红外光源的近红外光波长为760nm,第二近红外光源的近红外波长为850nm,近红外光接收器接收第一近红外光源以及第二近红外光源反射的光信号,从而构成近红外光谱血氧检测通道,可

以实时记录局部肌肉组织的血氧水平参数,从而得到血红蛋白浓度信号以及血氧饱和度信号,优选地,血氧信号的采集元件的采样频率为10Hz。该表面肌电信号的采集元件可以包括第一氯化银电极、第二氯化银电极以及氯化银参考电极,上述三个电极共同构成表面肌电检测通道,可实时记录选定肌肉的表面肌电信号,优选地,该表面肌电信号的采集元件的采样频率为1000Hz。

[0037] 在S102中,通过预设的小波平均算法,获取所述血红蛋白浓度信号的小波振幅均值。

[0038] 在本实施例中,终端设备在接收到生物特征信号后,会将生物特征信号分离为表面肌电信号、血红蛋白浓度信号以及血氧饱和度浓度信号,分别提取上述三路信号的特征参数,并基于提取得到的特征参数确定该用户的肌肉疲劳等级。终端设备在解析出血血红蛋白浓度信号后,将该信号导入到预设的小波平均算法进行处理,从而将该算法的输出结果识别为小波振幅均值。由于血红蛋白浓度信号是基于时域特性进行采集的,为了能够确定待检测肌肉的代谢特性,需要结合时域特征以及频域特征对该血红蛋白浓度信号进行分析,而通过傅里叶变换虽然可以确定血红蛋白浓度信号的频域特征,但却会消除了其时域上的相关参数,因此本实施例通过对血红蛋白浓度信号进行小波变换,从而得到了一随频率改变的“时间-频率”窗口,同时保留了血红蛋白浓度信号在时频域的特性,便于确定该局部肌肉的代谢特性,以便确定该待检测肌肉的疲劳程度,提高了肌肉疲劳等级的准确性。

[0039] 可选地,终端设备在将血红蛋白浓度信号导入到小波平均算法之前,可以对该信号进行预处理。具体地,终端设备通过放大电路以及滤波电路对该血红蛋白信号进行预处理,过滤了血红蛋白信号中的环境噪声,并通过放大电路来突出该血红蛋白信号内波峰与波谷之间的差异,从而终端设备更能够对该信号中包含的特征信息进行提取,提高小波振幅均值的准确率。需要说明的是,终端可以基于放大电路的放大倍率,确定缩小倍率,并基于该缩小倍率对识别得到的小波振幅均值进行还原处理,避免因放大电路而导致计算得到的小波振幅均值失真。

[0040] 在S103中,对所述表面肌电信号进行傅里叶变换,得到所述表面肌电信号的表面肌电频域曲线,并根据所述表面肌电频域曲线确定中位频率值。

[0041] 在本实施例中,终端设备为了确定表面肌电信号的中位频率,需要首先对该表面肌电信号进行傅里叶变换,将表面肌电信号从时域信号转换为一频域信号,即关于该表面肌电信号的表面肌电频域曲线。终端设备在确定了表面肌电信号的表面肌电频率曲线后,可以确定该表面肌电信号的频域分布情况,并确定表面肌电信号的中位频率值。

[0042] 优选地,由于人体肌电信号具有一定的频率范围,终端设备在识别中位频率前,可以对该表面肌电信号进行预处理,将在频率范围外的曲线段进行滤除,从而能够提高中位频率的准确性。由于在表面肌电频率曲线中出现了在频率范围外的频率值,则必然并非人体肌肉表面的电信号形成的,有可能是采集的过程中引入了环境噪声,例如信号传输的过程中,串行链路中的电信号影响了原有的信号波形,从而引入了新的频段的信息。终端设备可以通过设置频率范围,来对无效的噪声信号进行滤除。

[0043] 在S104中,将所述小波振幅均值、所述中位频率值以及所述血氧饱和浓度信号的均值,导入预设的疲劳度计算模型,确定所述用户当前的疲劳特征值。

[0044] 在本实施例中,终端设备在获取了血氧饱和浓度信号后,会确定各个采集时刻的

浓度值,从而计算对应的血氧饱和浓度均值。将血氧饱和浓度均值、小包振幅均值以及中位频率值导入到预设的疲劳度计算模型内,计算得到用户的待检测肌肉当前的疲劳特征值。由于该疲劳特征值不仅考虑了表面肌电信号,还考虑血氧信号,从而疲劳特征值能够有效地表征该肌肉在神经性层面上的活跃程度,还可以表征肌肉的代谢情况,从而对肌肉疲劳程度有一个较为全面的判断。可选地,该疲劳度计算模型可以为每个参数值设置对应的加权重,从而对上述三个参数值进行加权求和,将该结果作为当前的疲劳特征值。举例性地,该疲劳度计算模型可以为: $FLI = \alpha \cdot WA + \beta \cdot mTOLI + x \cdot MDF$ 。其中,FLI为疲劳特征值,WA为小波振幅均值,mTOLI为血氧饱和浓度信号的均值,MDF为中位频率值, α 、 β 以及 x 为上述三个参数值的加权重。

[0045] 需要说明的是,终端设备可以通过三条并发线程,分别对血红蛋白浓度信号、血氧饱和浓度信号以及表面肌电信号进行参数值提取的操作。即S102、S103以及S104中计算血氧饱和浓度信号的均值三个操作可以并发进行,也可以基于预设的运算次序依次执行,在此不作限定。

[0046] 在S105中,基于预设的疲劳等级索引表,确定所述疲劳特征值对应的疲劳等级。

[0047] 在本实施例中,终端设备在确定了用户当前的疲劳特征值后,可以通过预设的疲劳等级索引表,查询该疲劳特征值对应的疲劳等级。具体地,该疲劳等级索引表可以为一个哈希函数,终端设备将该疲劳特征值导入到哈希函数内,则可以输出对应的疲劳等级。该疲劳特征值的数值越大,则表示该用户的疲劳程度越高,对应的疲劳等级也越高;而该疲劳特征值越小,则表示该用户肌肉的疲劳程度越低,对应的疲劳等级也越低。即疲劳特征值与疲劳等级之间是呈正相关的关系的。优选地,若用户的肌肉处于完全放松状态,则对应的疲劳特征值为0,对应的疲劳等级也为0级。

[0048] 可选地,终端设备设置有多个疲劳等级阈值,分别对应不同的肌肉疲劳提示操作。若检测到用户当前的疲劳等级超过任一疲劳等级阈值,则执行该疲劳等级阈值对应的肌肉疲劳提示操作。举例性地,终端设备设置有两个疲劳等级,分别为6级以及8级。当检测到用户当前的疲劳等级为7时,由于超过了疲劳等级阈值6级,则会执行疲劳等级6级对应的疲劳提示操作,例如提示用户需要休息10分钟后,在进行运动。而当用户当前肌肉的疲劳等级为9级时,由于超过了疲劳等级阈值6级以及疲劳等级8级两个等级,终端设备会选取最高的一个疲劳等级阈值对应的疲劳提示操作,例如要求用户立即停止运动,直到疲劳等级下降至3级以下后,才进行运动。通过当用户肌肉的疲劳等级超过一定数值时,终端设备会输出对应的提示信息,以使用户及时调整自身的运动计划,避免肌肉损伤。

[0049] 以上可以看出,本发明实施例提供的一种肌肉疲劳等级的检测方法通过获取的生物特征信号中,不仅包含肌电信号,还包含用户的血红蛋白浓度信号以及血氧饱和度信号,通过肌电信号可以确定当前用户肌肉的肌肉纤维的活性状态,而通过血红蛋白浓度信号以及血氧饱和度信号构成的血氧信号则可以确定肌肉的代谢状态,间接确定乳酸浓度和磷酸浓度,从而对肌肉疲劳状态有一个较为全面的判定,基于上述三类生物特征信号,确定与之对应的特征值,并导入疲劳度计算模型,从而确定当前的疲劳等级,让用户对肌肉的疲劳状态有一个较为直观的认知,提高了肌肉疲劳等级的检测准确性,也方便用户基于该肌肉疲劳度制定运动计划。

[0050] 图2示出了本发明第二实施例提供的一种肌肉疲劳等级的检测方法的具体实现流

程图。参见图2所示,相对于图1所述实施例,本实施例提供的一种肌肉疲劳等级的检测方法在所述基于预设的疲劳等级索引表,确定所述疲劳特征值对应的疲劳等级之前,还包括S201~S205,详述如下:

[0051] 进一步地,在所述基于预设的疲劳等级索引表,确定所述疲劳特征值对应的疲劳等级之前,还包括:

[0052] 在S201中,获取所述用户处于肌肉放松状态下的基准生物参数;所述基准生物参数包括:基准小波振幅、基准中频参数以及基准血氧均值。

[0053] 在本实施例中,由于不同用户的身体体质不同,为了提高疲劳等级检测的准确性,终端设备在确定用户的疲劳等级之前,可以为每个用户配置一个与自身相匹配的疲劳等级索引表,该S201可以在S105之前的任一步骤执行,优选地,该步骤可以在S101之前执行,即用户在确定当前的肌肉疲劳程度之前,需要生成与之对应的疲劳等级索引表,并与该用户的用户信息进行关联。终端设备可以基于该用户的用户信息,查询是否已存在该用户的疲劳等级索引表,若存在,则跳过S201至S205的相关操作,直接生成该用户的疲劳等级。反之,若检测到并未存在该用户对应的疲劳等级索引表,终端设备则执行S201的操作。

[0054] 在本实施例中,终端设备会获取用户处于肌肉放松状态的基准生物参数。例如获取该用户的处于肌肉放松状态下的表面肌电信号、血氧饱和浓度信号以及血红蛋白浓度信号,并通过S102、103以及S104的步骤,确定出用户处于肌肉放松状态下对应的基准小波振幅、基准中频参数以及基准血氧均值。由于肌肉处于完全放松状态,则表示此时肌肉并不存在任何疲劳感,可以基于该参数值确定疲劳特征值的下限值。

[0055] 可选地,用户处于肌肉放松状态具体指的是:在获取该用户的基准生物特征参数之前的至少48小时内,该用户需要避免任何锻炼活动,通过终端设备的生物信号采集模块,同时采集该用户在静息状态下待检测肌肉的表面肌电EMG信号、血氧饱和浓度 Δ tHb信号以及血红蛋白浓度TOI信号,可选地,采样周期为100秒,其中EMG采样频率为1000Hz, Δ tHb信号以及TOI信号采样频率为10Hz。

[0056] 在S202中,根据所述基准小波振幅、所述基准中频参数以及所述基准血氧均值生成所述疲劳度计算模型,并将所述基准生物参数对应的疲劳特征值识别为初始疲劳值。

[0057] 在本实施例中,终端设备在获取了用户的基准生物参数后,可以基于该基准生物参数生成疲劳度计算模型。具体地,终端设备可以将上述基准生物参数作为基准量,来设置每个参数值对应的权重值,从而能够是的该疲劳度计算模型与该用户自身的身体素质相匹配。

例如,该疲劳度计算模型可以为:
$$FLI = \alpha \frac{WA}{WA_0} + \beta \frac{mTOI}{mTOI_0} + \chi \frac{MDF}{MDF_0}$$
,其中,WA_0

为所述基准小波振幅;mTOI_0为所述基准血氧均值;MDF_0为所述基准中频参数。

[0058] 在本实施例中,终端设备在调整连通疲劳度计算模型后,可以将基准生物参数导入到该计算模型内,确定用户处于完全放松状态下对应的疲劳特征值,并将该疲劳特征值事儿逼围初始疲劳值。优选地,该初始疲劳值为0。

[0059] 在S203中,获取所述用户在额定运动强度后的疲劳生物参数;所述疲劳生物参数包括:疲劳小波振幅、疲劳中频参数以及疲劳血氧均值。

[0060] 在本实施例中,终端设备在确定了疲劳值的下限值后,需要获取该用户疲劳值的上限值。因此,在该情况下,终端设备会输出一个运动量提示信息,要求用户基于该运动量

提示信息进行额定强度的运动,从而是用户的肌肉处于完全疲劳状态,并采集处于完全疲劳状态下,该用户的生物特征信号,从而得到疲劳生物参数。获取疲劳特征参数的方式与获取基准生物参数的方式完全相同,具体采集方式可以参照S201或S101的相关描述,在此不再赘述。

[0061] 可选地,该用户处于额定运动强度状态具体为:要求用户以80%的最大自主收缩力进行肌肉训练,每组12次,训练4组,每组之间休息30秒,4组训练结束之后,肌肉已达到最大程度的疲劳状态。

[0062] 在S204中,将所述疲劳小波振幅、所述疲劳中频参数以及所述疲劳血氧均值导入所述疲劳度计算模型,计算所述用户的疲劳上限值。

[0063] 在本实施例中,终端设备在获取了疲劳生物参数后,可以将上述三个参数导入到疲劳度计算模型内,计算疲劳生物参数对应的疲劳特征值,并将该疲劳特征值识别为疲劳上限值。

[0064] 在S205中,基于所述疲劳上限值以及所述初始疲劳值,生成所述疲劳等级索引表。

[0065] 在本实施例中,终端设备在确定了疲劳上限值以及初始疲劳值后,则可以确定了用户肌肉疲劳特征值的取值范围,该用户的疲劳特征值一般情况下会小于疲劳上限值且大于初始疲劳值。终端设备可以基于预设的疲劳等级数,对该取值范围进行等额划分,从而每个划分得到的区间对应一个疲劳等级,若某一疲劳特征值落入到任一疲劳等级对应的区间内,则表示用户的待检测肌肉处于该疲劳等级。对取值范围进行等额划分后,则可以生成该疲劳等级索引表。

[0066] 在本发明实施例中,终端设备在对用户肌肉进行疲劳等级检测之前,首先确定该用户的疲劳特征值的上限值以及初始值,并生成该用户对应的疲劳等级索引表,从而能够提高疲劳等级计算的准确性。

[0067] 进一步地,作为本发明的另一实施例,所述疲劳度计算模型具体为:

$$[0068] \quad FLI = \alpha \frac{WA}{WA_0} + \beta \frac{mTOLI}{mTOI_0} - (\alpha + \beta) \frac{MDF}{MDF_0}$$

[0069] 其中,FLI为所述疲劳特征值;WA为所述小波振幅均值;WA_0为所述基准小波振幅;mTOLI为所述血氧饱和浓度信号的均值;mTOI_0为所述基准血氧均值;MDF为所述中位频率值;MDF_0为所述基准中频参数; α 以及 β 为预设系数。

[0070] 在本实施例中,通过基准生物参数对上述每个类型的参数值进行标准化转换,可以确定当前时刻超出肌肉状态放松状态下的百分比,从而计算出对应的标准化后的参数值,再进行加权运算,使得疲劳度计算模型与每个用户自身的身体素质更为匹配。优选地, α 的取值可以为0.3, β 可以为0.2。

[0071] 在本发明实施例中,终端设备通过将基准生物参数添加到疲劳度计算模型内,从而提高疲劳特征值的准确性。

[0072] 图3示出了本发明第三实施例提供的一种肌肉疲劳等级的检测方法S102的具体实现流程图。参见图3所示,相对于图1与图2所述实施例,本实施例提供的一种肌肉疲劳等级的检测方法中S102包括S1021~S1023,详述如下:

[0073] 进一步地,所述通过预设的小波平均算法,获取所述血红蛋白浓度信号的小波振幅均值,包括:

[0074] 在S1021中,将所述血红蛋白浓度信号进行小波变换,得到关于所述血红蛋白浓度信号的时频曲线。

[0075] 在本实施例中,由于小波变换属于时间和频率的局部变换,因而能有效地从信号中提取信息,通过伸缩和平移等运算功能可对函数或信号进行多尺度的细化分析,因而通过小波变换后的血红蛋白浓度信号,从时域特征的信号曲线可以转换为包含时域以及频域特征的视频曲线。

[0076] 优选地,终端设备在对血红蛋白浓度信号进行小波变换之前,可以通过带通滤波器对该信号进行预处理,过滤掉血红蛋白浓度信号中的噪声,并对滤波后的血红蛋白浓度信号进行小波变换。

[0077] 在S1022中,从所述时频曲线中截取预设频段的时频区域曲线。

[0078] 在本实施例中,终端设备设置有一频段范围,终端设备会基于该频段范围从时频曲线中截取落入该频段范围的时频曲线,并将截取后的视频曲线识别为视频区域曲线。优选地,终端设备从时频曲线中提取0.052-0.145Hz频率段内的小波振幅。

[0079] 在S1023中,基于所述时频区域曲线的小波振幅,计算所述时频曲线的积分均值,将所述积分均值识别为所述小波振幅均值。

[0080] 在本实施例中,终端设备在获取了视频区域曲线后,会对小波振幅维度进行时域以及频域的积分运算,并基于积分区间,对积分值再进行求平均,从而得到时频区域曲线的积分均值,并将该积分均值识别为小波振幅均值。

[0081] 在本发明实施例中,通过对血红蛋白浓度信号进行小波变换,并提取对应频段的时频曲线进行积分平均计算,从而能够提高小波振幅均值的准确率。

[0082] 图4a示出了本发明第四实施例提供的一种肌肉疲劳等级的检测方法S101的具体实现流程图。参见图4a所示,相对于图1以及图2所述实施例,本实施例提供的一种肌肉疲劳等级的检测方法S101包括:S1011~S1012,详述如下:

[0083] 进一步地,所述获取用户的生物特征信号,包括:

[0084] 在S1011中,接收复合测量探头发送的探测信号;所述复合测量探头放置于所述用户的待测肌肉的皮肤表面。

[0085] 在本实施例中,终端设备可以通过一复合测量探头同时获取用户的表面肌电信号、血红蛋白浓度信号以及血氧饱和浓度信号。具体地,终端设备将该复合测量探头放置于用户的待测肌肉的皮肤表面,该复合测量探头会从接触区域获取该局部肌肉的表面肌电信号,并通过近红外光谱血氧检测技术获取血红蛋白浓度信号以及血氧饱和浓度信号,将采集到的信号反馈给终端设备。

[0086] 图4b是本发明一实施例提供的复合测量探头的结构框图。如图4b所示,一种复合测量探头,包括第一近红外光源401、第二近红外光源402、近红外光接收器403、第一氯化银电极404、第二氯化银电极405、氯化银参考电极406、橡胶探头底座407和数据线408。其中,第一近红外光源401的近红外光波长为760nm,第二近红外光源402的近红外光波长为850nm,并与近红外光接收器403构成近红外光谱血氧检测通道,可以实时记录局部肌肉组织的血氧水平参数,即血红蛋白浓度信号以及血氧饱和浓度信号,采样频率为10Hz。第一氯化银电极404、第二氯化银电极405和氯化银参考电极406共同构成表面肌电检测通道,可实时记录选定肌肉的表面肌电信号,采样频率为1000Hz。第一近红外光源401、第二近红外光

源402、近红外光接收器403、第一氯化银电极404以及第二氯化银电极405封装在橡胶探头底座407中,其中第一近红外光源401、第二近红外光源402和近红外光接收器403的连线与第一氯化银电极404以及第二氯化银电极405的连线垂直。橡胶探头底座407具备较好的柔韧性,使用时可实现一定程度的弯曲,保证测量时所有的传感器都与用户皮肤紧密贴合。氯化银参考电极406通过柔性数据线与复合测量探头连接。采集到的生理特征信号通过数据线408与终端设备连接,实现数据实时传输。

[0087] 在S1012中,对所述探测信号进行放大处理,将放大后的所述探测信号识别为所述生物特征信号。

[0088] 在本实施例中,终端设备在接收到复合测量探头反馈的探测信号后,可以通过内置的放大电路对该信号进行放大处理,从而能够使得信号波形更为陡峭,特征更为明显,从而提高识别的准确性,并将放大处理后的探测信号识别为生物特征信号。

[0089] 图4c为本发明一实施例提供的一种终端设备的结构框图。如图4c所示,该终端设备包括复合测量探头41,放大电路模块42和终端设备内置的数据分析模块43。其中复合测量探头41放置于被测肌肉表面的皮肤上,氯化银参考电极固定在选定肌肉的临近关节突出位置的皮肤表面,实时记录选定肌肉的血氧初始信号和表面肌电原始信号,并将数据传输给放大电路模块42,处理后得到组织血氧信号和表面肌电信号,再传输给数据分析模块43。

[0090] 在本发明实施例中,通过复合探头采集用户的探测信号,并通过放大电路对探测信号进行放大处理,从而能够提高生物特征信号的准确性以及信号采集效率。

[0091] 应理解,上述实施例中各步骤的序号的大小并不意味着执行顺序的先后,各过程的执行顺序应以其功能和内在逻辑确定,而不对本发明实施例的实施过程构成任何限定。

[0092] 图5示出了本发明一实施例提供的一种终端设备的结构框图,该终端设备包括的各单元用于执行图1至图4a对应的实施例中的各步骤。具体请参阅图1至图4a所对应的实施例中的相关描述。为了便于说明,仅示出了与本实施例相关的部分。

[0093] 参见图5,所述终端设备包括:

[0094] 生物信号获取单元51,用于获取用户的生物特征信号;所述生物特征信号包括:血红蛋白浓度信号、血氧饱和度信号以及表面肌电信号;

[0095] 小波振幅均值获取单元52,用于通过预设的小波平均算法,获取所述血红蛋白浓度信号的小波振幅均值;

[0096] 中位频率值获取单元53,用于对所述表面肌电信号进行傅里叶变换,得到所述表面肌电信号的表面肌电频域曲线,并根据所述表面肌电频域曲线确定中位频率值;

[0097] 疲劳特征值计算单元54,用于将所述小波振幅均值、所述中位频率值以及所述血氧饱和浓度信号的均值,导入预设的疲劳度计算模型,确定所述用户当前的疲劳特征值;

[0098] 疲劳等级确定单元55,用于基于预设的疲劳等级索引表,确定所述疲劳特征值对应的疲劳等级。

[0099] 可选地,所述终端设备还包括:

[0100] 基准生物参数确定单元,用于获取所述用户处于肌肉放松状态下的基准生物参数;所述基准生物参数包括:基准小波振幅、基准中频参数以及基准血氧均值;

[0101] 初始疲劳值计算单元,用于根据所述基准小波振幅、所述基准中频参数以及所述

基准血氧均值生成所述疲劳度计算模型,并将所述基准生物参数对应的疲劳特征值识别为初始疲劳值;

[0102] 疲劳参数获取单元,用于获取所述用户在额定运动强度后的疲劳生物参数;所述疲劳生物参数包括:疲劳小波振幅、疲劳中频参数以及疲劳血氧均值;

[0103] 疲劳上限值计算单元,用于将所述疲劳小波振幅、所述疲劳中频参数以及所述疲劳血氧均值导入所述疲劳度计算模型,计算所述用户的疲劳上限值;

[0104] 疲劳等级索引表生成单元,用于基于所述疲劳上限值以及所述初始疲劳值,生成所述疲劳等级索引表。

[0105] 可选地,所述疲劳度计算模型具体为:

$$[0106] \quad FLI = \alpha \frac{WA}{WA_0} + \beta \frac{mTOLI}{mTOI_0} - (\alpha + \beta) \frac{MDF}{MDF_0}$$

[0107] 其中,FLI为所述疲劳特征值;WA为所述小波振幅均值;WA_0为所述基准小波振幅;mTOLI为所述血氧饱和浓度信号的均值;mTOI_0为所述基准血氧均值;MDF为所述中位频率值;MDF_0为所述基准中频参数; α 以及 β 为预设系数。

[0108] 可选地,所述小波振幅均值获取单元52包括:

[0109] 小波变换单元,用于将所述血红蛋白浓度信号进行小波变换,得到关于所述血红蛋白浓度信号的时频曲线;

[0110] 时频曲线截取单元,用于从所述时频曲线中截取预设频段的时频区域曲线;

[0111] 时频曲线积分单元,用于基于所述时频区域曲线的小波振幅,计算所述时频曲线的积分均值,将所述积分均值识别为所述小波振幅均值。

[0112] 可选地,所述生物信号获取单元51包括:

[0113] 探测信号接收单元,用于接收复合测量探头发送的探测信号;所述复合测量探头放置于所述用户的待测肌肉的皮肤表面;

[0114] 探测信号放大单元,用于对所述探测信号进行放大处理,将放大后的所述探测信号识别为所述生物特征信号。

[0115] 因此,本发明实施例提供的终端设备同样在获取的生物特征信号时,不仅包含肌电信号,还包含用户的血红蛋白浓度信号以及血氧饱和度信号,通过肌电信号可以确定当前用户肌肉的肌肉纤维的活性状态,而通过血红蛋白浓度信号以及血氧饱和度信号构成的血氧信号则可以确定肌肉的代谢状态,间接确定乳酸浓度和磷酸浓度,从而对肌肉疲劳状态有一个较为全面的判定,基于上述三类生物特征信号,确定与之对应的特征值,并导入疲劳度计算模型,从而确定当前的疲劳等级,让用户对肌肉的疲劳状态有一个较为直观的认知,提高了肌肉疲劳等级的检测准确性,也方便用户基于该肌肉疲劳度制定运动计划。

[0116] 图6是本发明另一实施例提供的一种机器人的示意图。如图6所示,该实施例的机器人6包括:处理器60、存储器61以及存储在所述存储器61中并可在所述处理器60上运行的计算机程序62,例如肌肉疲劳等级的检测程序。所述处理器60执行所述计算机程序62时实现上述各个肌肉疲劳等级的检测方法实施例中的步骤,例如图1所示的S101至S105。或者,所述处理器60执行所述计算机程序62时实现上述各装置实施例各单元的功能,例如图5所示模块51至55功能。

[0117] 示例性的,所述计算机程序62可以被分割成一个或多个单元,所述一个或者多个

单元被存储在所述存储器61中,并由所述处理器60执行,以完成本发明。所述一个或多个单元可以是能够完成特定功能的一系列计算机程序指令段,该指令段用于描述所述计算机程序62在所述机器人6中的执行过程。例如,所述计算机程序62可以被分割成生物信号获取单元、小波振幅均值获取单元、中位频率值获取单元、疲劳特征值计算单元以及疲劳等级确定单元,各单元具体功能如上所述。

[0118] 所述机器人可包括,但不仅限于,处理器60、存储器61。本领域技术人员可以理解,图6仅仅是机器人6的示例,并不构成对机器人6的限定,可以包括比图示更多或更少的部件,或者组合某些部件,或者不同的部件,例如所述终端设备还可以包括输入输出设备、网络接入设备、总线等。

[0119] 所称处理器60可以是中央处理单元(Central Processing Unit,CPU),还可以是其他通用处理器、数字信号处理器(Digital Signal Processor,DSP)、专用集成电路(Application Specific Integrated Circuit,ASIC)、现成可编程门阵列(Field-Programmable Gate Array,FPGA)或者其他可编程逻辑器件、分立门或者晶体管逻辑器件、分立硬件组件等。通用处理器可以是微处理器或者该处理器也可以是任何常规的处理器等。

[0120] 所述存储器61可以是所述机器人6的内部存储单元,例如机器人6的硬盘或内存。所述存储器61也可以是所述终端设备6的外部存储设备,例如所述终端设备6上配备的插接式硬盘,智能存储卡(Smart Media Card,SMC),安全数字(Secure Digital,SD)卡,闪存卡(Flash Card)等。进一步地,所述存储器61还可以既包括所述机器人6的内部存储单元也包括外部存储设备。所述存储器61用于存储所述计算机程序以及所述终端设备所需的其他程序和数据。所述存储器61还可以用于暂时地存储已经输出或者将要输出的数据。

[0121] 所属领域的技术人员可以清楚地了解到,为了描述的方便和简洁,仅以上述各功能单元、模块的划分进行举例说明,实际应用中,可以根据需要而将上述功能分配由不同的功能单元、模块完成,即将所述装置的内部结构划分成不同的功能单元或模块,以完成以上描述的全部或者部分功能。实施例中的各功能单元、模块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,上述集成的单元既可以采用硬件的形式实现,也可以采用软件功能单元的形式实现。另外,各功能单元、模块的具体名称也只是为了便于相互区分,并不用于限制本申请的保护范围。上述系统中单元、模块的具体工作过程,可以参考前述方法实施例中的对应过程,在此不再赘述。

[0122] 在上述实施例中,对各个实施例的描述都各有侧重,某个实施例中未详述或记载的部分,可以参见其它实施例的相关描述。

[0123] 本领域普通技术人员可以意识到,结合本文中所公开的实施例描述的各示例的单元及算法步骤,能够以电子硬件、或者计算机软件和电子硬件的结合来实现。这些功能究竟以硬件还是软件方式来执行,取决于技术方案的特定应用和设计约束条件。专业技术人员可以对每个特定的应用来使用不同方法来实现所描述的功能,但是这种实现不应认为超出本发明的范围。

[0124] 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。

[0125] 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。上述集成的单元既可以采用硬件的形式实现,也可以采用软件功能单元的形式实现。

[0126] 以上所述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精神和范围,均应包含在本发明的保护范围之内。

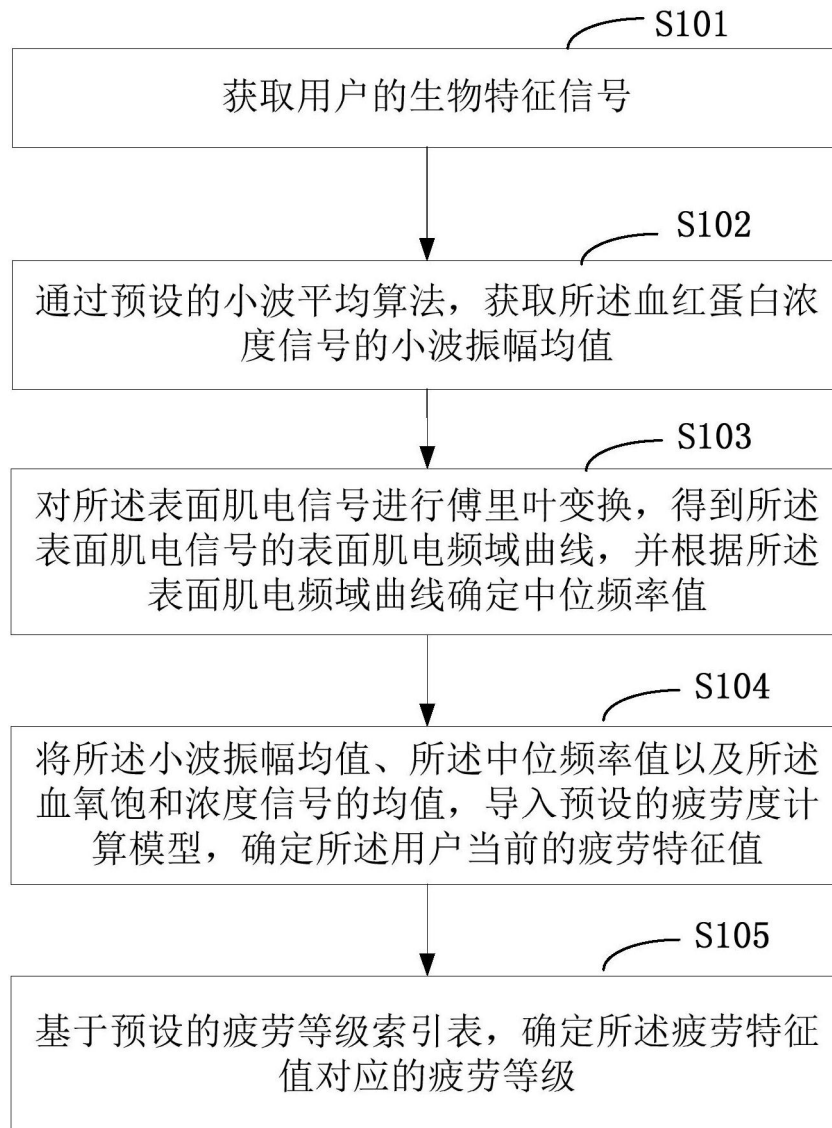


图1

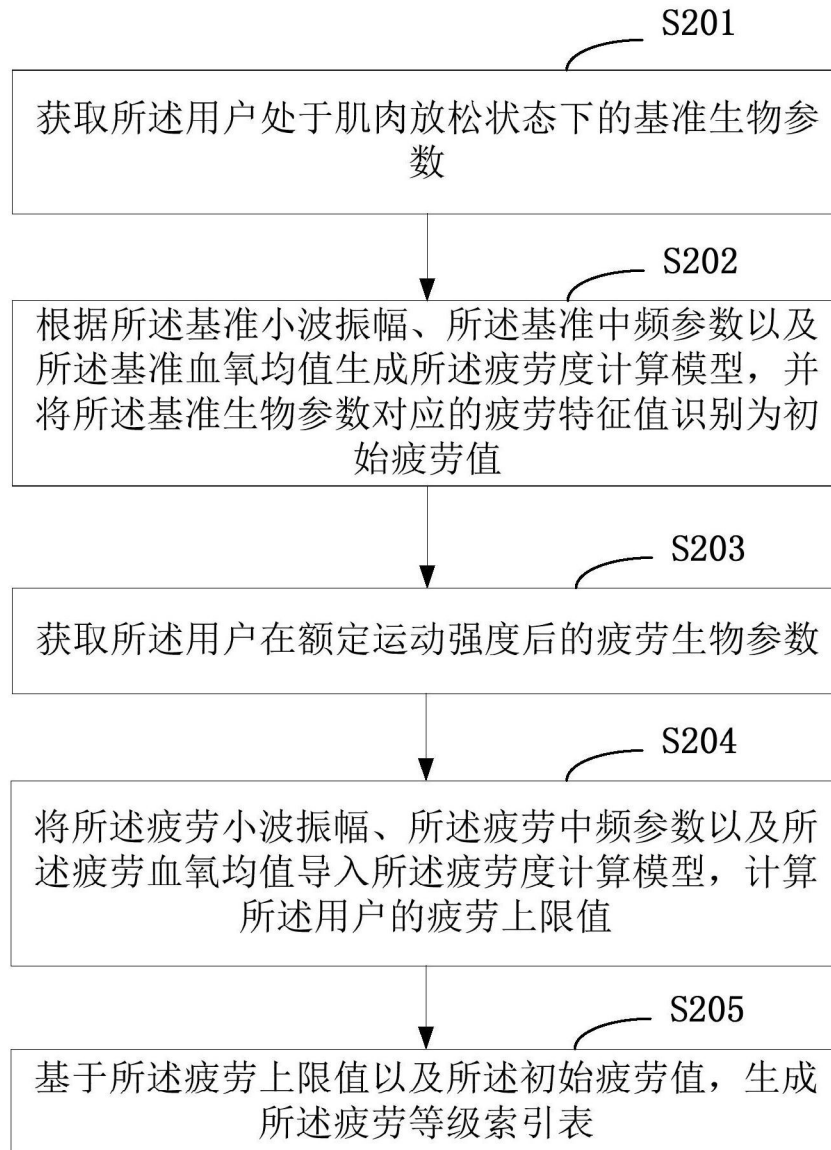


图2

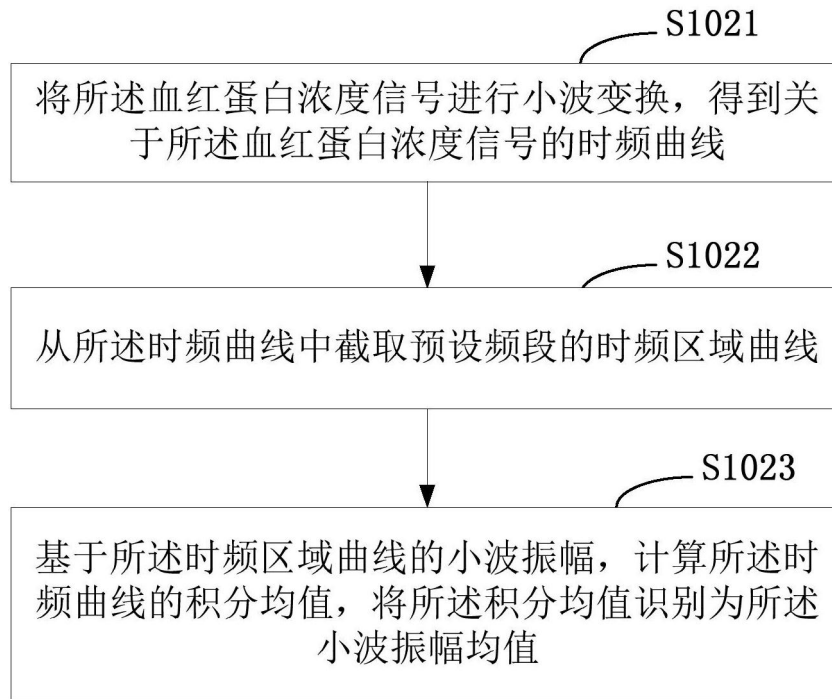


图3

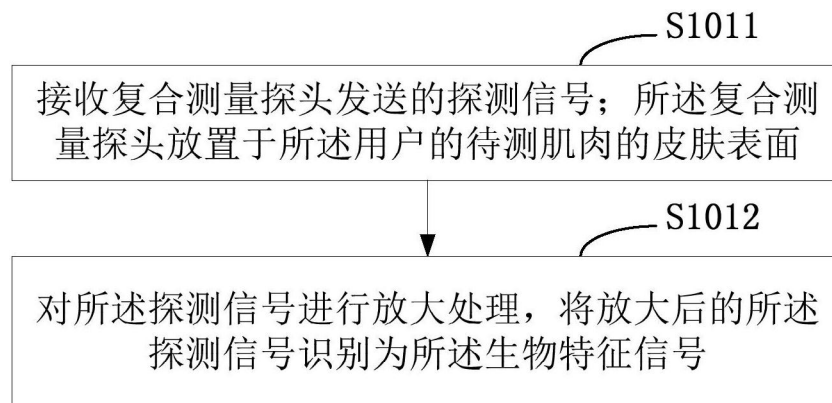


图4a

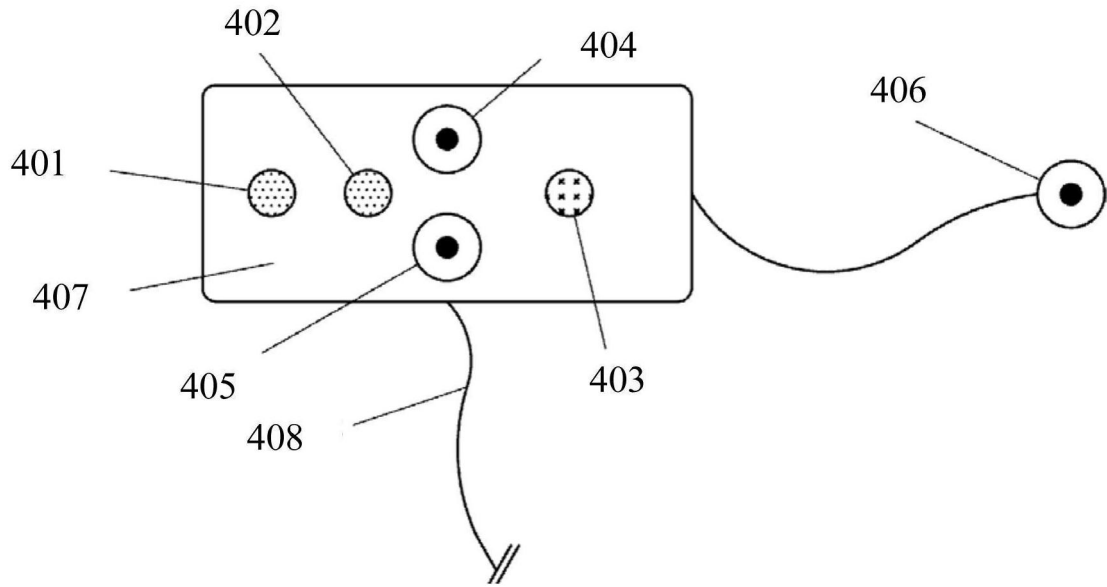


图4b

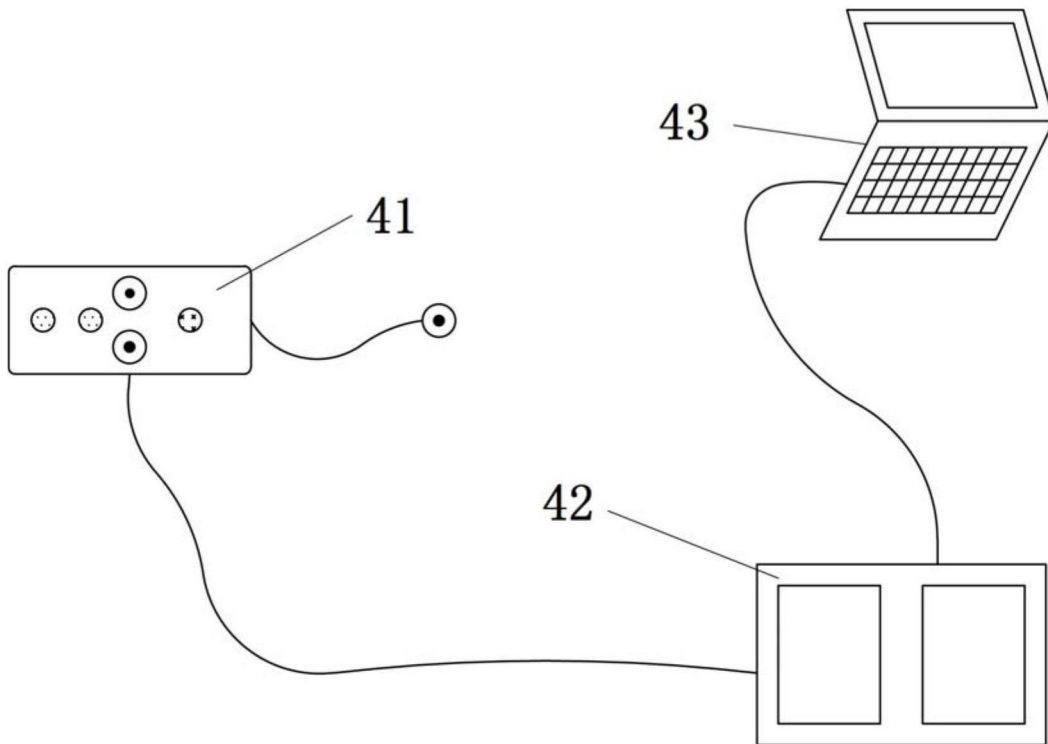


图4c

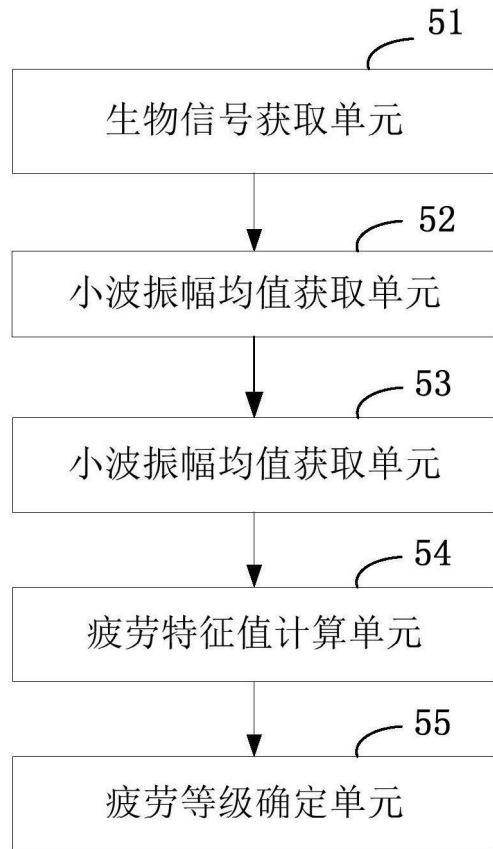


图5

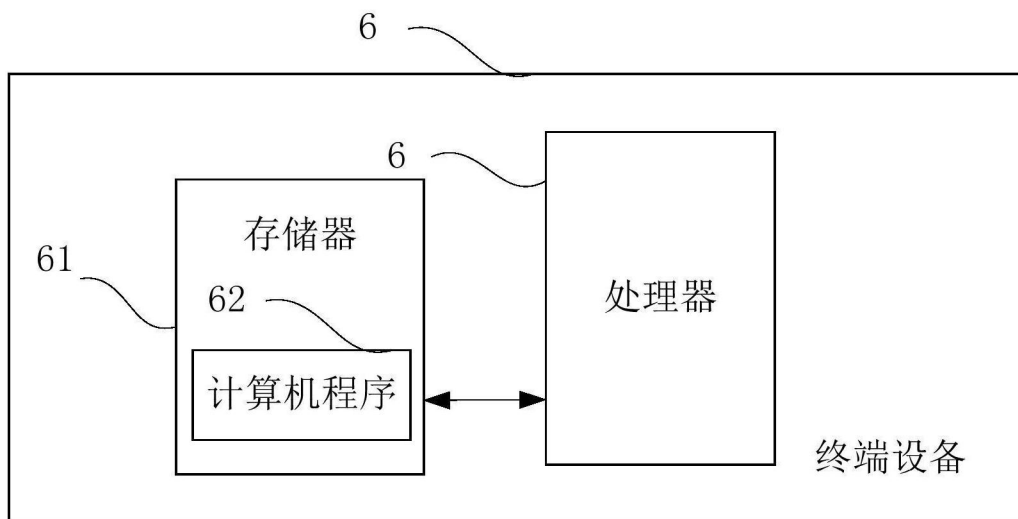


图6