



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110236571 A

(43)申请公布日 2019. 09. 17

(21)申请号 201910358857.3

(22)申请日 2019.04.30

(71)申请人 深圳六合六医疗器械有限公司

地址 518000 广东省深圳市龙华新区观澜
街道上径社区五和310号金科工业园
厂房A栋4楼部分

(72)发明人 王作第

(74)专利代理机构 深圳市精英专利事务所

44242

代理人 任哲夫

(51)Int.Cl.

A61B 5/16(2006.01)

A61B 5/02(2006.01)

A61B 5/026(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

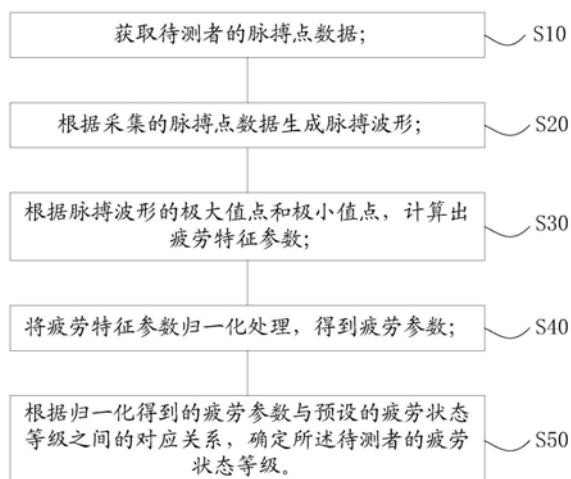
权利要求书2页 说明书6页 附图2页

(54)发明名称

疲劳状态检测方法、装置、设备及存储介质

(57)摘要

本发明提供了一种疲劳状态检测方法、装置、设备及存储介质,所述方法包括,获取待测者的脉搏点数据;根据采集的脉搏点数据生成脉搏波形;根据脉搏波形的极大值点和极小值点,计算出疲劳特征参数;将疲劳特征参数归一化处理,得到疲劳参数;根据归一化得到的疲劳参数与预设的疲劳状态等级之间的对应关系,确定所述待测者的疲劳状态等级。本发明的有益效果在于:该方法能够更精确地分析计算出疲劳状态的变化趋势,能够对待测者的疲劳状态状况起到预警作用。



1. 一种疲劳状态检测方法,其特征在于:所述疲劳状态检测方法包括,
获取待测者的脉搏点数据;
根据采集的脉搏点数据生成脉搏波形;
根据脉搏波形的极大值点和极小值点,计算出疲劳特征参数;
将疲劳特征参数归一化处理,得到疲劳参数;
根据归一化得到的疲劳参数与预设的疲劳状态等级之间的对应关系,确定所述待测者的疲劳状态等级。
2. 如权利要求1所述的疲劳状态检测方法,其特征在于:所述疲劳特征参数包括有血流速度、血管半径、速率、血管的外周阻力、心脏每次搏动的幅度、心跳间隙、心跳间隔、分段切点、分层切点、时序对应点。
3. 如权利要求2所述的疲劳状态检测方法,其特征在于:所述根据获取的脉搏波形数据计算出疲劳特征参数,具体包括,
计算血流速度,对一段脉搏波形进行积分;根据采样频率,计算出数值点速度,数值点的速度反比即为血流速度;
计算血管半径,所述血管半径为脉搏波形的极大值和极小值的比例系数;
计算速率,所述速率是脉搏波形上的脉搏点数据的速度变化速率;
计算外周阻力,所述外周阻力是脉搏波形的降中峡点与极值点的比值;
计算心脏每次搏动的搏幅,所述心脏每次搏动的搏幅为脉搏波形的极大值;
计算线条间隙,所述线条间隙为每两次搏动的极值点的连线;
计算心跳间隔,所述心跳间隔为心脏每两次搏动的极小值间隔;
计算分段切点,所述分段切点为将一段连续的脉搏波形分割成8段的分割点的数值;
计算分层切点,所述分层切点为将8段中的每段分割为7个小段的数值;
计算时序对应点,所述时序对应点为存储标准值的时序,用于和新采集的数值比对参考。
4. 如权利要求2所述的疲劳状态检测方法,其特征在于:所述疲劳特征参数还包括平面切面点、差分阈值点、心搏出量;所述根据获取的脉搏波形数据计算出疲劳特征参数还包括,
计算平面切面点,所述平面切点为一个脉搏波形可以等分两边面积的点;
计算差分阈值点,所述差分阈值点为心脏每一次搏动的极大值点和极小值点。
计算心搏出量,计算公式为: $sv = (0.283 / (k * k)) (Ps - Pd) * T$;
其中, $k = (Ps - Pm) / (Ps - Pd)$, T 为心动周期, Ps 是极大值, Pd 是极小值, Pm 是降中峡点值。
5. 如权利要求3所述的疲劳状态检测方法,其特征在于:所述血流速度包括由心脏流向大脑的速度及由心脏流向四肢的速度;所述疲劳状态检测方法还包括,根据流向脑部的血流速度及流向四肢的血流速度,分析疲劳状态以验证所述待测者的疲劳状态是否与预设的疲劳状态等级相匹配,若不匹配,则重新对疲劳参数进行计算。
6. 如权利要求5所述的疲劳状态检测方法,其特征在于:所述疲劳状态检测方法还包括,当流向脑部的血流速度大于预设值时,判断血压收缩压和舒张压是否增大,若是,则确定待测者的疲劳状态等级上升。
7. 如权利要求1所述的疲劳状态检测方法,其特征在于:在根据采集的脉搏点数据生成

脉搏波形之前,还包括数据筛选的步骤,具体为:

判断脉搏数据点是否在预设的误差区间内,若在,则该脉搏数据点为有效数据;若不在,则该数据为无效数据;将无效数据剔除。

8.一种疲劳状态检测装置,其特征在于:所述疲劳状态检测装置包括,

数据获取模块,用于获取待测者的脉搏点数据;

波形生成模块,用于根据采集的脉搏点数据生成脉搏波形;

特征参数计算模块,用于根据脉搏波形的极大值点和极小值点,计算出疲劳特征参数;

归一化模块,用于将疲劳特征参数归一化处理,得到疲劳参数;

疲劳等级确定模块,用于根据归一化得到的疲劳参数与预设的疲劳状态等级之间的对应关系,确定所述待测者的疲劳状态等级。

9.一种疲劳状态检测设备,其特征在于:包括存储器、处理器及存储在所述存储器上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如权利要求1至7中任意一项所述的疲劳状态检测方法。

10.一种存储介质,其特征在于:所述存储介质存储有计算机程序,所述计算机程序包括程序指令,所述程序指令当被处理器执行时使所述处理器执行如权利要求1至7任意一项所述的疲劳状态检测方法。

疲劳状态检测方法、装置、设备及存储介质

技术领域

[0001] 本发明涉及检测领域,尤其是指一种疲劳状态检测方法、装置、设备及存储介质。

背景技术

[0002] 当今社会健康是人们最关注的热门话题,但是在繁忙的工作当中根本没时间去管理自己的健康。尤其是身体表现出来的一些状态,比如疲劳,有的人身体其他状态都很好,就是表现出来疲劳,去医院体测又检测不出来什么疾病。随着时间的推移,整个人都慢慢变得比较消极起来,同时负面的影响也渐渐的都表现出来了,严重影响到工作和生活。如果能早点发现这种情况,早点预防和科学管理自己的健康,是完全可以避免这种事态的发展。而现有的疲劳的检测方法,计算出来的疲劳状态的准确度低,不能满足人们更高的要求,因此,我们需要对现有疲劳状态检测方法提出改进。

发明内容

[0003] 本发明所要解决的技术问题是:提供一种疲劳状态检测方法、装置、设备及存储介质,旨在提高疲劳状态的检测精度。

[0004] 为了解决上述技术问题,本发明采用的技术方案为:一种疲劳状态检测方法,所述疲劳状态检测方法包括,

[0005] 获取待测者的脉搏点数据;

[0006] 根据采集的脉搏点数据生成脉搏波形;

[0007] 根据脉搏波形的极大值点和极小值点,计算出疲劳特征参数;

[0008] 将疲劳特征参数归一化处理,得到疲劳参数;

[0009] 根据归一化得到的疲劳参数与预设的疲劳状态等级之间的对应关系,确定所述待测者的疲劳状态等级。

[0010] 进一步的,所述疲劳特征参数包括有血流速度、血管半径、速率、血管的外周阻力、心脏每次搏动的幅度、心跳间隙、心跳间隔、分段切点、分层切点、时序对应点。

[0011] 进一步的,所述根据获取的脉搏波形数据计算出疲劳特征参数,具体包括,

[0012] 计算血流速度,对一段脉搏波形进行积分;根据采样频率,计算出数值点速度,数值点的速度反比即为血流速度;

[0013] 计算血管半径,所述血管半径为脉搏波形的极大值和极小值的比例系数;

[0014] 计算速率,所述速率是脉搏波形上的脉搏点数据的速度变化速率;

[0015] 计算外周阻力,所述外周阻力是脉搏波形的降中峡点与极值点的比值;

[0016] 计算心脏每次搏动的搏幅,所述心脏每次搏动的搏幅为脉搏波形的极大值;

[0017] 计算线条间隙,所述线条间隙为每两次搏动的极值点的连线;

[0018] 计算心跳间隔,所述心跳间隔为心脏每两次搏动的极小值间隔;

[0019] 计算分段切点,所述分段切点为将一段连续的脉搏波形分割成8段的分割点的数值;

- [0020] 计算分层切点,所述分层切点为将8段中的每段分割为7个小段的数值;
- [0021] 计算时序对应点,所述时序对应点为存储标准值的时序,用于和新采集的数值比对参考。
- [0022] 进一步的,所述疲劳特征参数还包括平面切面点、差分阈值点、心搏出量;所述根据获取的脉搏波形数据计算出疲劳特征参数还包括,
- [0023] 计算平面切面点,所述平面切点为一个脉搏波形可以等分两边面积的点;
- [0024] 计算差分阈值点,所述差分阈值点为心脏每一次搏动的极大值点和极小值点。
- [0025] 计算心搏出量,计算公式为: $sv = (0.283 / (k * k)) (Ps - Pd) * T$;
- [0026] 其中, $k = (Ps - Pm) / (Ps - Pd)$,T为心动周期,Ps是极大值,Pd是极小值,Pm是降中峡点值。
- [0027] 进一步的,所述血流速度包括由心脏流向大脑的速度及由心脏流向四肢的速度;所述疲劳状态检测方法还包括,根据流向脑部的血流速度及流向四肢的血流速度,分析疲劳状态以验证所述待测者的疲劳状态是否与预设的疲劳状态等级相匹配,若不匹配,则重新对疲劳参数进行计算。
- [0028] 进一步的,所述疲劳状态检测方法还包括,当流向脑部的血流速度大于预设值时,判断血压收缩压和舒张压是否增大,若是,则确定待测者的疲劳状态等级上升。
- [0029] 进一步的,在根据采集的脉搏点数据生成脉搏波形之前,还包括数据筛选的步骤,具体为;
- [0030] 判断脉搏数据点是否在预设的误差区间内,若在,则该脉搏数据点为有效数据;若不在,则该数据为无效数据;将无效数据剔除。
- [0031] 一种疲劳状态检测装置,所述疲劳状态检测装置包括,
- [0032] 数据获取模块,用于获取待测者的脉搏点数据;
- [0033] 波形生成模块,用于根据采集的脉搏点数据生成脉搏波形;
- [0034] 特征参数计算模块,用于根据脉搏波形的极大值点和极小值点,计算出疲劳特征参数;
- [0035] 归一化模块,用于将疲劳特征参数归一化处理,得到疲劳参数;
- [0036] 疲劳等级确定模块,用于根据归一化得到的疲劳参数与预设的疲劳状态等级之间的对应关系,确定所述待测者的疲劳状态等级。
- [0037] 一种疲劳状态检测设备,包括存储器、处理器及存储在所述存储器上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如上任意一项所述的疲劳状态检测方法。
- [0038] 一种存储介质,所述存储介质存储有计算机程序,所述计算机程序包括程序指令,所述程序指令当被处理器执行时使所述处理器执行如上任意一项所述的疲劳状态检测方法。
- [0039] 本发明的技术效果在于:通过将采集到待测者的脉搏点数据形成脉搏波形,根据脉搏波形的极大值点和极小值点,计算出疲劳特征参数,归一化处理后得到疲劳参数,根据疲劳参数与疲劳等级的对应关系,得到待测者的疲劳状态等级;该方法能够更精确地分析计算出疲劳状态的变化趋势,能够对待测者的疲劳状态状况起到预警作用。

附图说明

- [0040] 下面结合附图详述本发明的具体结构。
- [0041] 图1为本发明一具体实施例的疲劳状态检测方法流程图；
- [0042] 图2为本发明一具体实施例的疲劳状态检测装置模块框图；
- [0043] 图3为本发明一具体实施例的脉搏波形图；
- [0044] 其中,Ps:极大值点;Pd:极小值点;Pm:降中峡点。

具体实施方式

[0045] 为详细说明本发明的技术内容、构造特征、所实现目的及效果,以下结合实施方式并配合附图详予说明。

[0046] 参阅图1,本发明的一具体实施例为:一种疲劳状态检测方法,所述疲劳状态检测方法包括,

- [0047] S10、获取待测者的脉搏点数据；
- [0048] S20、根据采集的脉搏点数据生成脉搏波形；
- [0049] S30、根据脉搏波形的极大值点和极小值点,计算出疲劳特征参数；
- [0050] S40、将疲劳特征参数归一化处理,得到疲劳参数；
- [0051] S50、根据归一化得到的疲劳参数与预设的疲劳状态等级之间的对应关系,确定所述待测者的疲劳状态等级。

[0052] 其中,归一化的数学方法为:例如一个集合(2,3,4,5)有四个数字,归一化之后, $2+3+4+5=14$;得到的新的集合就是(2/14,3/14,4/14,5/14),新集合值相加之和是最大是1;然后对得到的新值和与最大值之间的比值之和得到疲劳参数。

[0053] 本实施例中,通过将采集到待测者的脉搏点数据形成脉搏波形,根据脉搏波形的极大值点和极小值点,计算出疲劳特征参数,归一化处理后得到疲劳参数,根据疲劳参数与疲劳等级的对应关系,得到待测者的疲劳状态等级;该方法能够更精确地分析计算出疲劳状态的变化趋势,能够对待测者的疲劳状态状况起到预警作用。

[0054] 优选地,所述疲劳特征参数包括有血流速度、血管半径、速率、血管的外周阻力、心脏每次搏动的幅度、心跳间隙、心跳间隔、分段切点、分层切点、时序对应点。

[0055] 在一具体实施例中,所述根据获取的脉搏波形数据计算出疲劳特征参数,具体包括,

- [0056] 计算血流速度,对一段脉搏波形进行积分;根据采样频率,计算出数值点速度,数值点的速度反比即为血流速度;
- [0057] 计算血管半径,所述血管半径为脉搏波形的极大值和极小值的比例系数;
- [0058] 计算速率,所述速率是脉搏波形上的脉搏点数据的速度变化速率;
- [0059] 参阅图3,计算外周阻力,所述外周阻力是脉搏波形的降中峡点与极值点的比值;
- [0060] 计算心脏每次搏动的搏幅,所述心脏每次搏动的搏幅为脉搏波形的极大值;
- [0061] 计算线条间隙,所述线条间隙为每两次搏动的极值点的连线;
- [0062] 计算心跳间隔,所述心跳间隔为心脏每两次搏动的极小值间隔;
- [0063] 计算分段切点,所述分段切点为将一段连续的脉搏波形分割成8段的分割点的数值;

[0064] 计算分层切点,所述分层切点为将8段中的每段分割为7个小段的数值;

[0065] 计算时序对应点,所述时序对应点为存储标准值的时序,用于和新采集的数值比对参考。

[0066] 本实施例中,我们每次测试的脉搏点数据的时间长度是90秒,包括有40000多个数据点,每通过400左右的脉搏数据点就可以计算出上面的疲劳特征参数,因此可以计算出十多组疲劳特征参数,通过对十多组疲劳特征参数做线性归化,模糊统计分布在什么位置上的数据多,就选取这个位置的数据作为分析数据,能够使得计算出来的结果更加准确。

[0067] 在一具体实施例中,所述疲劳特征参数还包括平面切面点、差分阈值点、心搏出量;所述根据获取的脉搏波形数据计算出疲劳特征参数还包括,

[0068] 计算平面切面点,所述平面切点为一个脉搏波形可以等分两边面积的点;

[0069] 计算差分阈值点,所述差分阈值点为心脏每一次搏动的极大值点和极小值点。

[0070] 参阅图3,计算心搏出量,计算公式为: $sv = (0.283 / (k * k)) (Ps - Pd) * T$;

[0071] 其中, $k = (Ps - Pm) / (Ps - Pd)$,T为心动周期,Ps是极大值,Pd是极小值,Pm是降中峡点值。

[0072] 在一具体实施例中,所述血流速度包括由心脏流向大脑的速度及由心脏流向四肢的速度;所述疲劳状态检测方法还包括,根据流向脑部的血流速度及流向四肢的血流速度,分析疲劳状态以验证所述待测者的疲劳状态是否与预设的疲劳状态等级相匹配,若不匹配,则重新对疲劳参数进行计算。

[0073] 在一具体实施例中,所述疲劳状态检测方法还包括,当流向脑部的血流速度大于预设值时,判断血压收缩压和舒张压是否增大,若是,则确定待测者的疲劳状态等级上升。

[0074] 在一具体实施例中,在根据采集的脉搏点数据生成脉搏波形之前,还包括数据筛选的步骤,具体为;

[0075] 判断脉搏数据点是否在预设的误差区间内,若在,则该脉搏数据点为有效数据;若不在,则该数据为无效数据;将无效数据剔除。

[0076] 本实施例中,因为收集到的脉搏点数据有些是存在问题的,我们通过样本量选取,筛选出符合我们分析的数据,具体的筛选方法:考虑心脏每搏的输出点数限制285,采样频率的最大值限制485,合格率的筛选大于等于12。在这个基础之上,再次进行数据模型参数的选取,这样就至少可以提高30%的准确度。

[0077] 参阅图2,一种疲劳状态检测装置,所述疲劳状态检测装置包括,

[0078] 数据获取模块,用于获取待测者的脉搏点数据;

[0079] 波形生成模块,用于根据采集的脉搏点数据生成脉搏波形;

[0080] 特征参数计算模块,用于根据脉搏波形的极大值点和极小值点,计算出疲劳特征参数;

[0081] 归一化模块,用于将疲劳特征参数归一化处理,得到疲劳参数;

[0082] 疲劳等级确定模块,用于根据归一化得到的疲劳参数与预设的疲劳状态等级之间的对应关系,确定所述待测者的疲劳状态等级。

[0083] 进一步的,所述疲劳特征参数包括有血流速度、血管半径、速率、血管的外周阻力、心脏每次搏动的幅度、心跳间隙、心跳间隔、分段切点、分层切点、时序对应点。

[0084] 在一具体实施例中,所述特征参数计算模块具体用于,

- [0085] 计算血流速度,对一段脉搏波形进行积分;根据采样频率,计算出数值点速度,数值点的速度反比即为血流速度;
- [0086] 计算血管半径,所述血管半径为脉搏波形的极大值和极小值的比例系数;
- [0087] 计算速率,所述速率是脉搏波形上的脉搏点数据的速度变化速率;
- [0088] 计算外周阻力,所述外周阻力是脉搏波形的降中峡点与极值点的比值;
- [0089] 计算心脏每次搏动的搏幅,所述心脏每次搏动的搏幅为脉搏波形的极大值;
- [0090] 计算线条间隙,所述线条间隙为每两次搏动的极值点的连线;
- [0091] 计算心跳间隔,所述心跳间隔为心脏每两次搏动的极小值间隔;
- [0092] 计算分段切点,所述分段切点为将一段连续的脉搏波形分割成8段的分割点的数值;
- [0093] 计算分层切点,所述分层切点为将8段中的每段分割为7个小段的数值;
- [0094] 计算时序对应点,所述时序对应点为存储标准值的时序,用于和新采集的数值比对参考。
- [0095] 在一具体实施例中,所述疲劳特征参数还包括平面切面点、差分阈值点、心搏出量;所述特征参数计算模块还用于,
- [0096] 计算平面切面点,所述平面切点为一个脉搏波形可以等分两边面积的点;
- [0097] 计算差分阈值点,所述差分阈值点为心脏每一次搏动的极大值点和极小值点。
- [0098] 计算心搏出量,计算公式为: $sv = (0.283 / (k * k)) (Ps - Pd) * T$;
- [0099] 其中, $k = (Ps - Pm) / (Ps - Pd)$,T为心动周期,Ps是极大值,Pd是极小值,Pm是降中峡点值。
- [0100] 在一具体实施例中,所述血流速度包括由心脏流向大脑的速度及由心脏流向四肢的速度;所述疲劳状态检测装置还包括疲劳等级验证模块,用于根据流向脑部的血流速度及流向四肢的血流速度,分析疲劳状态以验证所述待测者的疲劳状态是否与预设的疲劳状态等级相匹配,若不匹配,则重新对疲劳参数进行计算。
- [0101] 在一具体实施例中,所述疲劳状态检测装置还包括血压监测模块,用于当流向脑部的血流速度大于预设值时,判断血压收缩压和舒张压是否增大,若是,则确定待测者的疲劳状态等级上升。
- [0102] 在一具体实施例中,所述疲劳状态检测装置还包括数据筛选模块,用于在根据采集的脉搏点数据生成脉搏波形之前,判断脉搏数据点是否在预设的误差区间内,若在,则该脉搏数据点为有效数据;若不在,则该数据为无效数据;将无效数据剔除。
- [0103] 一种疲劳状态检测设备,包括存储器、处理器及存储在所述存储器上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如上任意一项所述的疲劳状态检测方法。
- [0104] 一种存储介质,所述存储介质存储有计算机程序,所述计算机程序包括程序指令,所述程序指令当被处理器执行时使所述处理器执行如上任意一项所述的疲劳状态检测方法。
- [0105] 此处第一、第二……只代表其名称的区分,不代表它们的重要程度和位置有什么不同。
- [0106] 此处,上、下、左、右、前、后只代表其相对位置而不表示其绝对位置。以上所述仅为

本发明的实施例,并非因此限制本发明的专利范围,凡是利用本发明说明书及附图内容所作的等效结构或等效流程变换,或直接或间接运用在其他相关的技术领域,均同理包括在本发明的专利保护范围内。

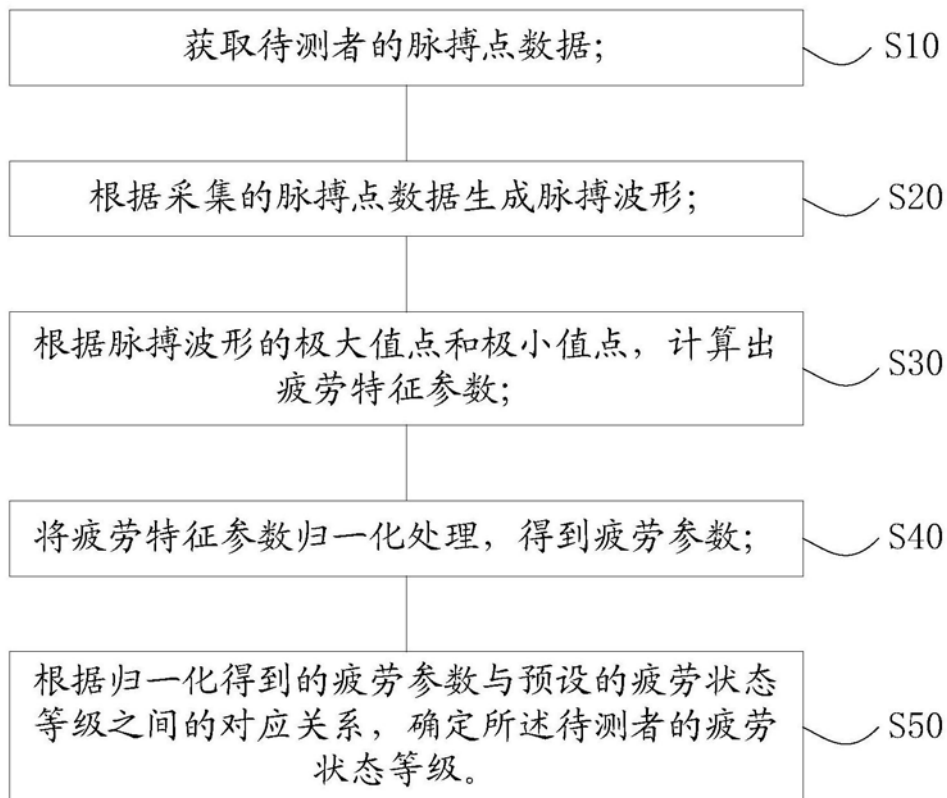


图1

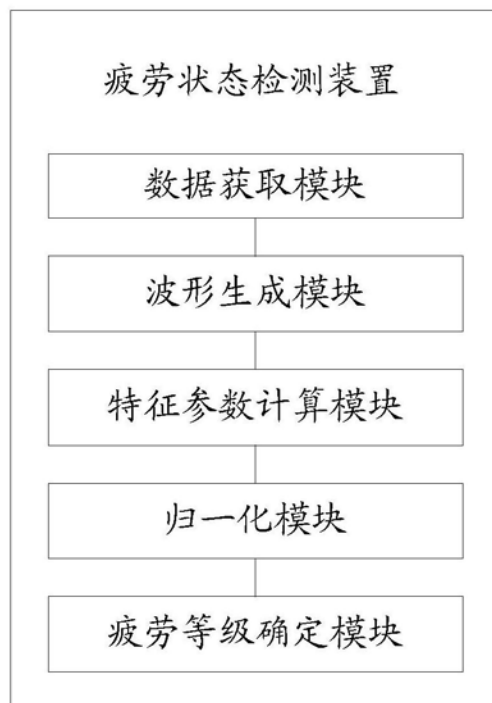


图2

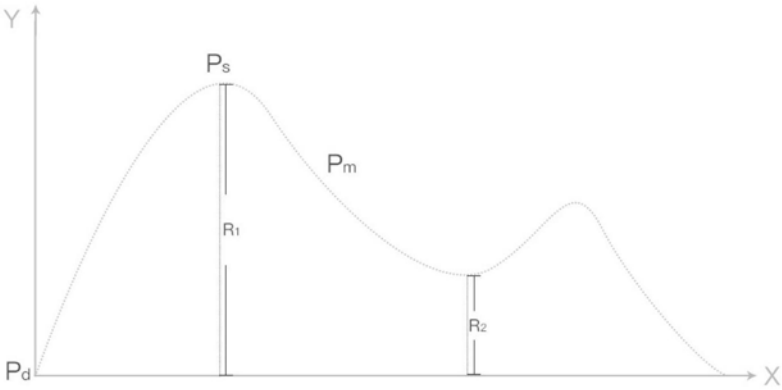


图3

专利名称(译)	疲劳状态检测方法、装置、设备及存储介质		
公开(公告)号	CN110236571A	公开(公告)日	2019-09-17
申请号	CN201910358857.3	申请日	2019-04-30
发明人	王作第		
IPC分类号	A61B5/16 A61B5/02 A61B5/026 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02 A61B5/02007 A61B5/02028 A61B5/026 A61B5/16 A61B5/72 A61B5/7275		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种疲劳状态检测方法、装置、设备及存储介质，所述方法包括，获取待测者的脉搏点数据；根据采集的脉搏点数据生成脉搏波形；根据脉搏波形的极大值点和极小值点，计算出疲劳特征参数；将疲劳特征参数归一化处理，得到疲劳参数；根据归一化得到的疲劳参数与预设的疲劳状态等级之间的对应关系，确定所述待测者的疲劳状态等级。本发明的有益效果在于：该方法能够更精确地分析计算出疲劳状态的变化趋势，能够对待测者的疲劳状态状况起到预警作用。

