



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108652650 A

(43)申请公布日 2018.10.16

(21)申请号 201810505524.4

(22)申请日 2018.05.24

(71)申请人 中国航天员科研训练中心

地址 100094 北京市海淀区北清路26号院

(72)发明人 焦学军 姜劲 曹勇 王立志

李启杰

(74)专利代理机构 长沙星耀专利事务所(普通合伙) 43205

代理人 许伯严

(51)Int.Cl.

A61B 5/18(2006.01)

A61B 5/02(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

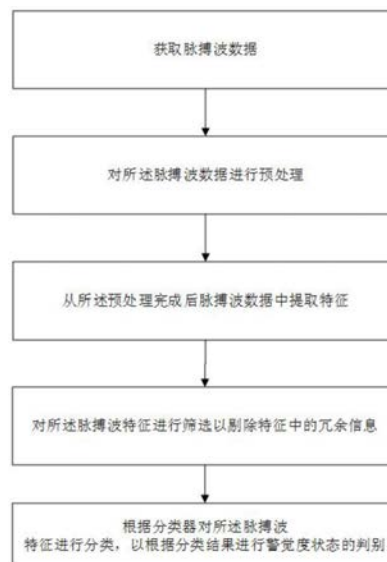
权利要求书2页 说明书5页 附图2页

(54)发明名称

基于脉搏波信号的警觉度实时检测方法
及系统

(57)摘要

本发明公开了一种基于脉搏波信号的警觉度实时检测方法及系统,它涉及生命科学技术领域。其检测步骤为:通过多生理参数采集仪器获取脉搏波数据,对所述脉搏波数据进行预处理,降噪并滤除各类生理干扰,从所述预处理完成后的脉搏波数据中提取生理特征,对所述生理特征进行筛选,以剔除所述脉搏波特征中的冗余信息,根据分类器对所述脉搏波特征进行分类,以根据分类结果进行警觉度状态判别。本发明可以直接检测操作者警觉度状态,操作方便,不易受干扰,具有较强的实时性和较高的正确率,在操作者警觉度状态监测领域展现了巨大的潜力。



1. 基于脉搏波信号的警觉度实时检测方法, 其特征在于, 其步骤为:

- (1) 通过多生理参数采集仪器获取脉搏波数据;
- (2) 对所述脉搏波数据进行预处理, 降噪并滤除各类生理干扰, 提高脉搏波信号的可靠性;
- (3) 从所述预处理完成后的脉搏波数据中提取生理特征;
- (4) 对所述生理特征进行筛选, 以剔除所述脉搏波特征中的冗余信息;
- (5) 根据分类器对所述脉搏波特征进行分类, 以根据分类结果进行警觉度状态判别。

2. 根据权利要求1所述的基于脉搏波信号的警觉度实时检测方法, 其特征在于, 所述的步骤(1)中多生理参数采集仪器采用光电传感器, 使用光电传感器采集实验者脉搏波信号, 并通过光电转换为电压信号; 所述光电传感器可佩戴于实验者左右耳垂, 或小指指尖位置。

3. 根据权利要求1所述的基于脉搏波信号的警觉度实时检测方法, 其特征在于, 所述的步骤(2)脉搏波数据预处理步骤为: 对所述脉搏波数据由500Hz降采样到100Hz; 对降采样后脉搏波信号进行滤波处理和小波滤波处理。

4. 根据权利要求1所述的基于脉搏波信号的警觉度实时检测方法, 其特征在于, 所述的步骤(3)中特征提取包括时域特征和频域特征, 时域特征有波谷幅值、波峰幅值、次级波峰幅值、波谷间期、波峰间期、次级波峰间期、波峰潜伏期、次级波峰潜伏期以及次级波峰与波峰之间间隔时间这9个特征;

所述频域特征通过小波包分解方式计算得出: 对去噪后的信号采用db3小波基进行6层小波包分解, 信号被对应分解为64个子频带, 每个子频带宽度为 $50\text{Hz}/64=0.78\text{Hz}$; 定义某一频带能量为该频段下小波系数的平方和, 即

$$E_i = \sum_{k=1}^N |C_i(k)|^2 \quad (i=1, 2 \dots I) \quad (1)$$

式(1)中, I为小波包分解层数, N为每层小波系数个数, $C_i(k)$ 为第i层小波的第k个系数, 整个信号的总能量定义为

$$E_{total} = \sum_{i=1}^I E_i \quad (2)$$

则频带i占总能量的比例为

$$P_i = E_i / E_{total} \quad (3)$$

经小波包分解后, 64个子频带的能量概率 P_i 作为脉搏波的频域特征。

5. 根据权利要求1所述的基于脉搏波信号的警觉度实时检测方法, 其特征在于, 所述的步骤(4)对脉搏波特征进行筛选包括采用Relief算法进行特征权值计算并筛选: 当评价某个样本中特征的权重时, 首先在所有同类别的样本中找出一个最邻近的样本Y, 接着再找到一个不同类别最近邻样本Z; 当某个特征点再X和Y之间非常接近, 但是X和Z之间距离又特别远, 那么满足这样条件的特征点看做是区分不同类别较为重要的点, 给这些点赋一个较高的权重; 当样本数据是离散的, 则样本特征点之间的距离通过公式(4)计算:

$$\text{diff}(\mathbf{S}^i, \mathbf{Y}^i) = \begin{cases} 0, & \mathbf{S}^i = \mathbf{Y}^i \\ 1, & \mathbf{S}^i \neq \mathbf{Y}^i \end{cases} \quad (4)$$

当样本数据是连续的, 则样本特征点之间的距离通过向量之间的欧氏距离来刻画, 如

式(5)。

$$\text{diff}(S^i, Y^i) = |S^i - Y^i| \quad (5)。$$

6.根据权利要求1所述的基于脉搏波信号的警觉度实时检测方法,其特征在于,所述的步骤(5)中对警觉度判别算法采用支持向量机分类器。

7.基于脉搏波信号的警觉度实时检测系统,其特征在于,包括采集模块(210)、预处理模块(220)、提取模块(230)、筛选模块(240)和判别模块(250),采集模块(210)、预处理模块(220)、提取模块(230)、筛选模块(240)、判别模块(250)依次相连,所述采集模块(210)用于获取脉搏波数据,预处理模块(220)用于对脉搏波信号滤除各类生理干扰,提取模块(230)用于提取脉搏波信号的各类特征,筛选模块(240)用于对所提特征进行筛选,简化建模复杂度;判别模块(250)用于根据分类器对所述脑电特征进行分类,以根据分类结果进行警觉度状态识别。

基于脉搏波信号的警觉度实时检测方法及系统

技术领域

[0001] 本发明涉及的是生命科学技术领域,具体涉及基于脉搏波信号的警觉度实时检测方法及系统。

背景技术

[0002] 上世纪90年代以来,警觉度的研究越来越受广大科研机构 and 公司的青睐,目前,警觉度的检测手段主要有主观问卷检测法、行为学数据检测法以及生理参数检测法现阶段。相关检测技术中,主观问卷检测手段受受试者主观意图影响较大,行为学数据是对行为的一种趋势预测,因此,其准确性和实时性并不是很高,生理信号检测法凭借着客观、可靠,能够直接反映受试者的生理变化得到了广大研究者的认可,在所有生理信号用于警觉度检测的研究当中。脉搏波信号的采集更为便捷,数据容量更小,从警觉度实时检测实现的角度上来看,脉搏波优势明显,更具应用前景。基于此,为了克服现有技术警觉度检测复杂且易受干扰的缺陷,设计一种基于脉搏波信号的警觉度实时检测方法及系统尤为必要。

发明内容

[0003] 针对现有技术上存在的不足,本发明目的是在于提供一种基于脉搏波信号的警觉度实时检测方法及系统,能够准确检测出操作者警觉度状态,操作方便,不易受干扰,实用性强,易于推广使用。

[0004] 为了实现上述目的,本发明是通过如下的技术方案来实现:基于脉搏波信号的警觉度实时检测方法,其步骤为:

[0005] (1) 通过多生理参数采集仪器获取脉搏波数据;

[0006] (2) 对所述脉搏波数据进行预处理,降噪并滤除各类生理干扰,提高脉搏波信号的可靠性;

[0007] (3) 从所述预处理完成后的脉搏波数据中提取生理特征;

[0008] (4) 对所述生理特征进行筛选,以剔除所述脉搏波特征中的冗余信息;

[0009] (5) 根据分类器对所述脉搏波特征进行分类,以根据分类结果进行警觉度状态判别。

[0010] 作为优选,所述的步骤(1)中多生理参数采集仪器采用光电传感器,使用光电传感器采集实验者脉搏波信号,并通过光电转换为电压信号;所述光电传感器可佩戴于实验者左右耳垂,或小指指尖位置,采集设备轻便易携带,且数据传输方式为无线蓝牙传输。

[0011] 作为优选,所述的步骤(2)脉搏波数据预处理步骤为:对所述脉搏波数据由500Hz降采样到100Hz;对降采样后脉搏波信号进行滤波处理和小波滤波处理。

[0012] 作为优选,所述的步骤(3)中特征提取包括时域特征和频域特征,时域特征有波谷幅值、波峰幅值、次级波峰幅值、波谷间期、波峰间期、次级波峰间期、波峰潜伏期、次级波峰潜伏期以及次级波峰与波峰之间间隔时间这9个特征;

[0013] 所述频域特征通过小波包分解方式计算得出:对去噪后的信号采用db3小波基进

行6层小波包分解,信号被对应分解为64个子频带,每个子频带宽度为 $50\text{Hz}/64=0.78\text{Hz}$;定义某一频带能量为该频段下小波系数的平方和,即

$$[0014] \quad E_i = \sum_{k=1}^N |C_i(k)|^2 \quad (i=1,2\dots I) \quad (1)$$

[0015] 式(1)中,I为小波包分解层数,N为每层小波系数个数, $C_i(k)$ 为第i层小波的第k个系数,整个信号的总能量定义为

$$[0016] \quad E_{total} = \sum_{i=1}^I E_i \quad (2)$$

[0017] 则频带i占总能量的比例为

$$[0018] \quad P_i = E_i / E_{total} \quad (3)$$

[0019] 经小波包分解后,64个子频带的能量概率 P_i 作为脉搏波的频域特征。

[0020] 作为优选,所述的步骤(4)对脉搏波特征进行筛选包括采用Relief算法进行特征权值计算并筛选:当评价某个样本中特征的权重时,首先在所有同类别的样本中找出一个最邻近的样本Y,接着再找到一个不同类别最近邻样本Z;如果某个特征点再X和Y之间非常接近,但是X和Z之间距离又特别远,那么满足这样条件的特征点就可以看做是区分不同类别较为重要的点,可以给这些点赋一个较高的权重。如果样本数据是离散的,则样本特征点之间的距离通过公式(4)计算:

$$[0021] \quad \text{diff}(S^i, Y^i) = \begin{cases} 0, S^i = Y^i \\ 1, S^i \neq Y^i \end{cases} \quad (4)$$

[0022] 如果样本数据是连续的,则样本特征点之间的距离通过向量之间的欧氏距离来刻画,如式(5)。

$$[0023] \quad \text{diff}(S^i, Y^i) = |S^i - Y^i| \quad (5)$$

[0024] 作为优选,所述的步骤(5)中对警觉度判别算法采用支持向量机分类器。

[0025] 基于脉搏波信号的警觉度实时检测系统,包括采集模块、预处理模块、提取模块、筛选模块和判别模块,采集模块、预处理模块、提取模块、筛选模块、判别模块依次相连,所述采集模块用于获取脉搏波数据,预处理模块用于对脉搏波信号滤除各类生理干扰,提取模块用于提取脉搏波信号各类特征,筛选模块用于对所提特征进行筛选,简化建模复杂度;判别模块用于根据分类器对所述脑电特征进行分类,以根据分类结果进行警觉度状态识别。

[0026] 本发明的有益效果:本方法可以直接准确地检测操作者警觉度状态,具有较强的实时性和较高的正确率,操作方便,不易受干扰,在操作者警觉度状态监测领域展现了巨大的潜力;同时本系统通过无线蓝牙方式交互信息,设备佩戴方式轻巧便捷,便于使用。

附图说明

[0027] 下面结合附图和具体实施方式来详细说明本发明;

[0028] 图1为本发明的检测方法流程图;

[0029] 图2为本发明的检测系统结构框图;

[0030] 图3为本发明的脉搏波时域特征图。

具体实施方式

[0031] 为使本发明实现的技术手段、创作特征、达成目的与功效易于明白了解,下面结合具体实施方式,进一步阐述本发明。

[0032] 参照图1-3,本具体实施方式采用以下技术方案:基于脉搏波信号的警觉度实时检测方法,其步骤为:

[0033] (1) 使用光电传感器采集实验者脉搏波信号,并通过光电转换为电压信号;

[0034] (2) 对所述脉搏波数据进行预处理,降噪并滤除各类生理干扰,提高脉搏波信号的可靠性;预处理步骤为:对所述脉搏波数据由500Hz降采样到100Hz,对降采样后脉搏波信号进行滤波处理和小波滤波处理;

[0035] (3) 从所述预处理完成后的脉搏波数据中提取生理特征;特征提取包括时域特征和频域特征,时域特征有波谷幅值、波峰幅值、次级波峰幅值、波谷间期、波峰间期、次级波峰间期、波峰潜伏期、次级波峰潜伏期以及次级波峰与波峰之间间隔时间这9个特征;

[0036] (4) 对所述生理特征进行筛选,以剔除所述脉搏波特征中的冗余信息;

[0037] (5) 根据分类器对所述脉搏波特征进行分类,以根据分类结果进行警觉度状态判别,通过实验对警觉度状态进行标注,进而确定所述脉搏波信号与驾驶人警觉度状态之间的关系,对驾驶人警觉度状态做出估计。

[0038] 值得注意的是,所述步骤(1)光电传感器可佩戴于实验者左右耳垂,或小指指尖位置,光电传感器轻便易携带,且数据传输方式为无线蓝牙传输。

[0039] 步骤(2)由于脉搏波信号比较微弱,而且容易受到受试者轻微运动和工频噪声等的干扰,因此在提取脉搏波相关特征时需要先对脉搏波信号进行预处理,滤除各种噪声。脉搏波数据预处理的具体步骤如下:首先,将源信号采样率由原来的512Hz降低到100Hz,减少数据量的同时也方便后续数据处理过程;其次,以信号中的每个点周边5个点的平均值代替该点,对信号进行平滑;再次对信号进行0.5Hz-40Hz的带通滤波;最后,根据目标刺激的位置将数据分段,每一小段数据时间跨度为-2s到8s(以目标刺激开始时刻为参考)。

[0040] 步骤(3)中特征提取包括时域特征和频域特征,时域特征有波谷幅值、波峰幅值、次级波峰幅值、波谷间期、波峰间期、次级波峰间期、波峰潜伏期、次级波峰潜伏期以及次级波峰与波峰之间间隔时间这9个特征;参照图3中波谷、波峰和次级波峰对应的波形,两个相邻的波谷之间的时间差距为波谷间期,波峰间期与次级波峰间期定义类似,从波谷到相邻波峰之间的时间差定义为波峰潜伏期;波谷到刺激波峰之间的时间差定义为次级波峰潜伏期。每个目标刺激数据段跨度-2s到8s(以目标刺激开始时刻为参考)内数据的全部特征平均值作为一个样本。

[0041] 所述频域特征通过小波包分解方式计算得出:本发明中脉搏波信号的采样频率为100Hz,对应的脉搏波信号频率为0-50Hz。对去噪后的信号采用db3小波基进行6层小波包分解,信号被对应分解为64个子频带,每个子频带宽度为 $50\text{Hz}/64=0.78\text{Hz}$;定义某一频带能量为该频段下小波系数的平方和,即

$$[0042] \quad E_i = \sum_{k=1}^N |C_i(k)|^2 \quad (i=1,2,\dots,I) \quad (1)$$

[0043] 式(1)中,I为小波包分解层数,N为每层小波系数个数, $C_i(k)$ 为第i层小波的第k个

系数,整个信号的总能量定义为

$$[0044] \quad E_{total} = \sum_{i=1}^I E_i \quad (2)$$

[0045] 则频带*i*占总能量的比例为

$$[0046] \quad P_i = E_i / E_{total} \quad (3)$$

[0047] 经小波包分解后,64个子频带的能量概率 P_i 作为脉搏波的频域特征。

[0048] 步骤(4)中提取的特征包括时域9个,频域64个,特征总数达到了73个,将所有特征引入到模型当中,一方面模型时间复杂度太高,计算速率慢;另一方面,也很容易造成模型过拟合。因此,建立警觉度检测模型前,需要对特征进行筛选,剔除与警觉度状态变化无关特征。对脉搏波特征进行筛选包括采用Relief算法进行特征权值计算并筛选:当评价某个样本中特征的权重时,首先在所有同类别的样本中找出一个最邻近的样本Y,接着再找到一个不同类别最近邻样本Z;那么可以设想,如果某个特征点再X和Y之间非常接近,但是X和Z之间距离又特别远,那么满足这样条件的特征点看做是区分不同类别较为重要的点,可以给这些点赋一个较高的权重。Relief算法的具体实现如下描述:

[0049] 输入参数:训练样本空间X,样本个数为M,每个样本特征个数为N,

[0050] 迭代计算刺次数T(一般的,T取M)。

[0051] 输出参数:针对每个特征点 F_i 的权重 W_i 。

[0052] ①初始化:每个 F_i 特征的初始权重为0, $W_i=0$;

[0053] ②for $i=1$ to T do

[0054] ③随机从X中挑选一个实例样本记为S;

[0055] ④找到X中与S同类别下最邻近的样本 S_s , k 个不同类别下最近邻样本 S_{dk} ;

[0056] ⑤for $j=1$ to N do

[0057] ⑥ $W_i = W_i + \sum p_k \text{diff}(X^i, S_{dk}^i) / (N * T) - \text{diff}(X^i, S_s^i) / (N * T)$ p_k 表示的是第*k*类数据个数与总数据个数的比例;

[0058] ⑦end for

[0059] ⑧end for

[0060] ⑨return (W)。

[0061] 如果样本数据是离散的,则样本特征点之间的距离通过公式(4)计算:

$$[0062] \quad \text{diff}(S^i, Y^i) = \begin{cases} 0, & S^i = Y^i \\ 1, & S^i \neq Y^i \end{cases} \quad (4)$$

[0063] 当样本数据是连续的,则样本特征点之间的距离通过向量之间的欧氏距离来刻画,如式(5):

$$[0064] \quad \text{diff}(S^i, Y^i) = |S^i - Y^i| \quad (5)$$

[0065] 步骤(5)中对警觉度判别算法采用支持向量机(support vector machine,SVM)分类器。

[0066] 基于脉搏波信号的警觉度实时检测系统,包括采集模块210、预处理模块220、提取模块230、筛选模块240和判别模块250,采集模块210、预处理模块220、提取模块230、筛选模块240、判别模块250依次相连,所述采集模块210用于获取脉搏波数据,预处理模块220用于

对脉搏波信号滤除各类生理干扰,提取模块230用于提取脉搏波信号的各类特征,筛选模块240用于对所提特征进行筛选,简化建模复杂度;判别模块250用于根据分类器对所述脑电特征进行分类,以根据分类结果进行警觉度状态识别。

[0067] 本具体实施方式建立警觉度的类别模型之前,需要先对采集到的生理参数进行人为定标,作为分类算法的先验条件。本发明数据标注的依据有两部分:受试者的主观量表评分和行为学数据(目标反应时间以及目标反应正确率)。数据标注过程中,受试者被要求在实验开始前一天要正常休息,实验当天不能进行剧烈体力或者脑力劳动。整个实验持续时间为95min左右,实验一旦开始之后,中途不得退出。实验环境中无钟表,保证被试不知道当前时间。实验最开始的5min用来采集受试者静息状态信号,在该阶段中要求被试静坐,尽量减少脑力活动。紧接着连续3个时间段被试都执行相同的Mackworth时钟实验(MCT)。MCT是一个专门用于研究警觉度变化的实验,在该实验中,一指针围绕一个无参考点的表盘以固定角度和频率跳动,在不定时刻,指针会跳跃较大角度,该事件即称之为目标事件。实验中要求受试者识别出目标事件,并对之做出给定的反应。数据标注完成之后,还应该选择合适的分类器建立警觉度的检测模型。本发明中采用适用于小样本数据的SVM作为学习方法。

[0068] 本具体实施方式能直接准确地检测操作者警觉度状态,具有较强的实时性,操作方便,不易受干扰,在操作者警觉度状态监测领域展现了巨大的潜力,具有广阔的市场应用前景。

[0069] 以上显示和描述了本发明的基本原理和主要特征和本发明的优点。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,这些变化和进步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。

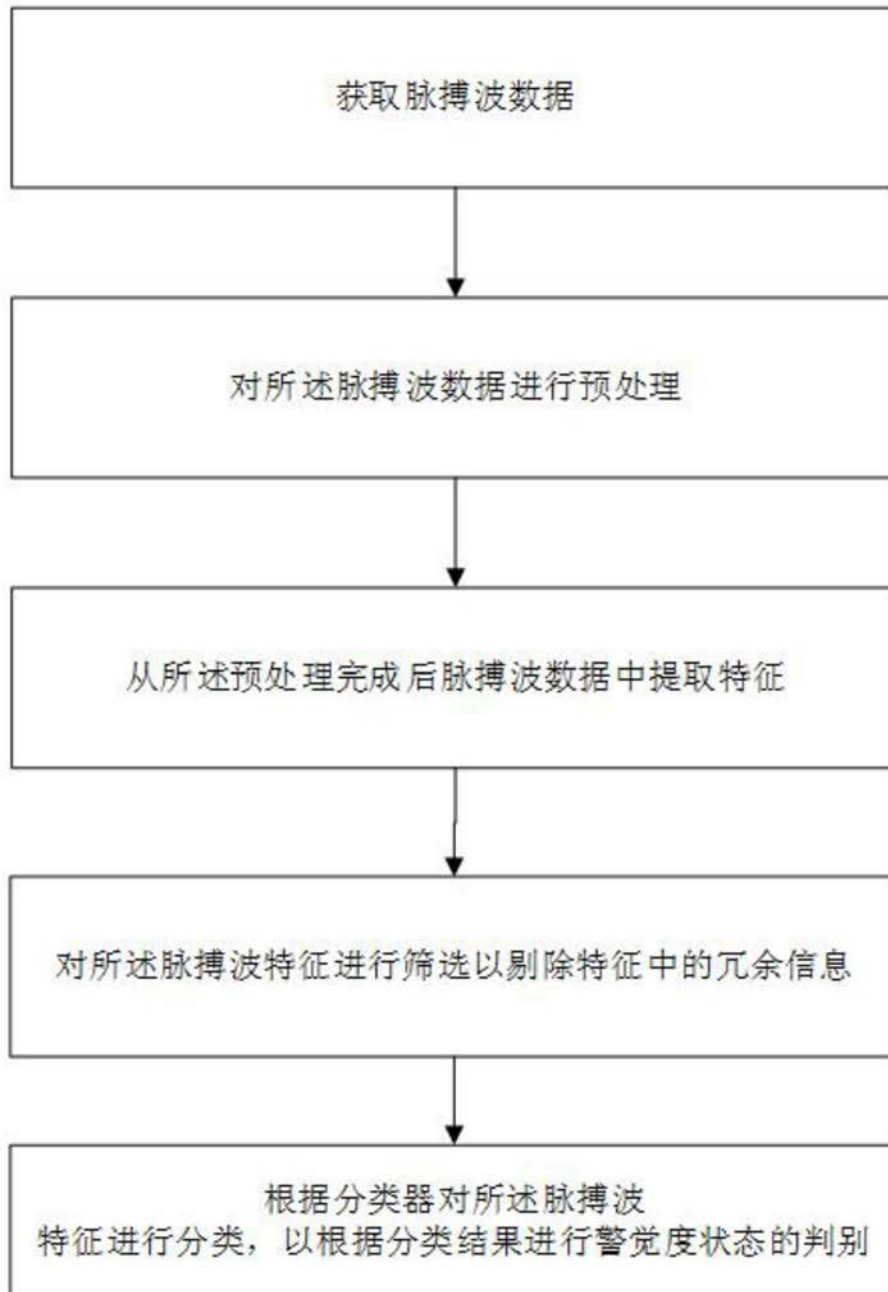


图1



图2

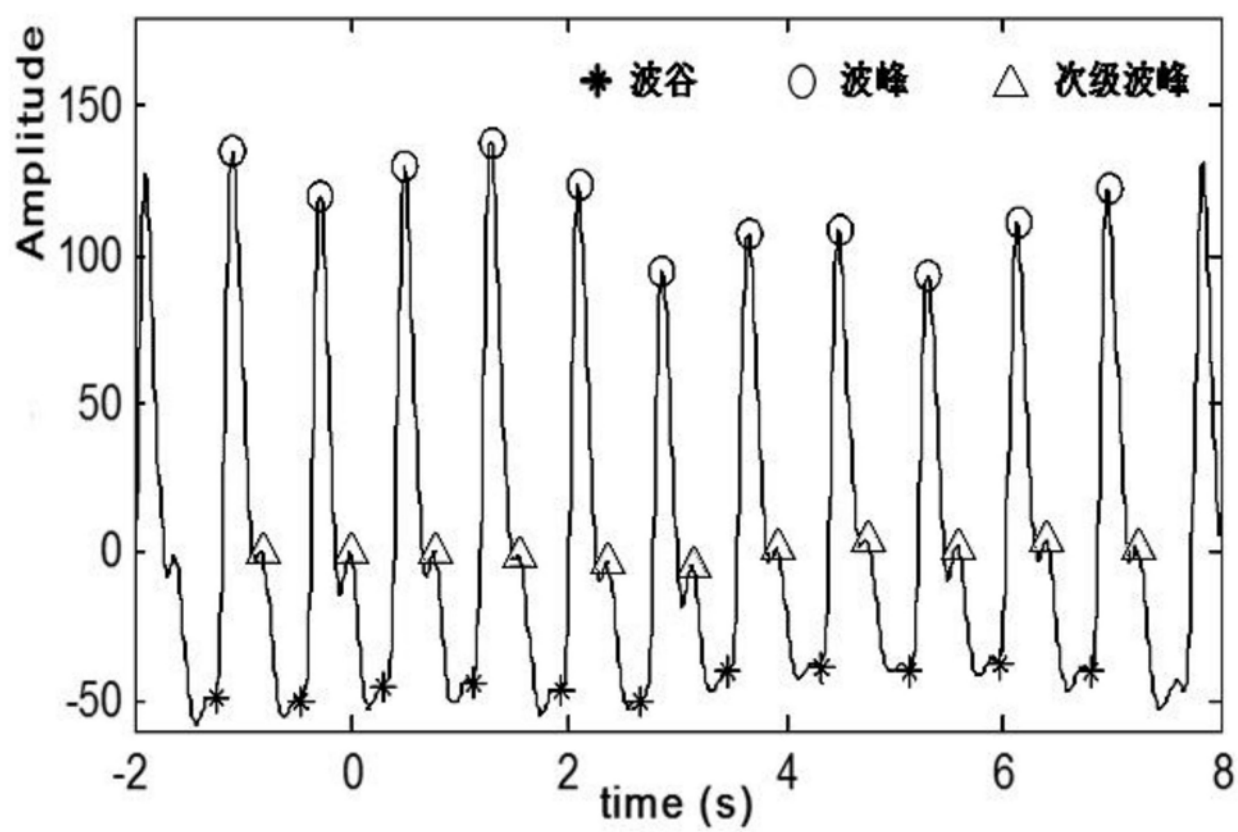


图3

专利名称(译)	基于脉搏波信号的警觉度实时检测方法及系统		
公开(公告)号	CN108652650A	公开(公告)日	2018-10-16
申请号	CN201810505524.4	申请日	2018-05-24
[标]申请(专利权)人(译)	中国航天员科研训练中心		
申请(专利权)人(译)	中国航天员科研训练中心		
当前申请(专利权)人(译)	中国航天员科研训练中心		
[标]发明人	焦学军 姜劲 曹勇 王立志 李启杰		
发明人	焦学军 姜劲 曹勇 王立志 李启杰		
IPC分类号	A61B5/18 A61B5/02 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/18 A61B5/02 A61B5/168 A61B5/6802 A61B5/6815 A61B5/6826 A61B5/7203 A61B5/7235 A61B5/7264 A61B2503/22		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种基于脉搏波信号的警觉度实时检测方法及系统，它涉及生命科学技术领域。其检测步骤为：通过多生理参数采集仪器获取脉搏波数据，对所述脉搏波数据进行预处理，降噪并滤除各类生理干扰，从所述预处理完成后的脉搏波数据中提取生理特征，对所述生理特征进行筛选，以剔除所述脉搏波特征中的冗余信息，根据分类器对所述脉搏波特征进行分类，以根据分类结果进行警觉度状态判别。本发明可以直接检测操作者警觉度状态，操作方便，不易受干扰，具有较强的实时性和较高的正确率，在操作者警觉度状态监测领域展现了巨大的潜力。

