



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109147951 A

(43)申请公布日 2019.01.04

(21)申请号 201811091924.1

(22)申请日 2018.09.19

(71)申请人 中国人民解放军第三〇五医院
地址 100017 北京市西城区文津街甲13号

(72)发明人 姬军 王景华 蒋知新 高佳硕
肖宏

(74)专利代理机构 北京中北知识产权代理有限公司 11253

代理人 冯梦洪

(51)Int.Cl.

G16H 50/30(2018.01)

G06K 9/00(2006.01)

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

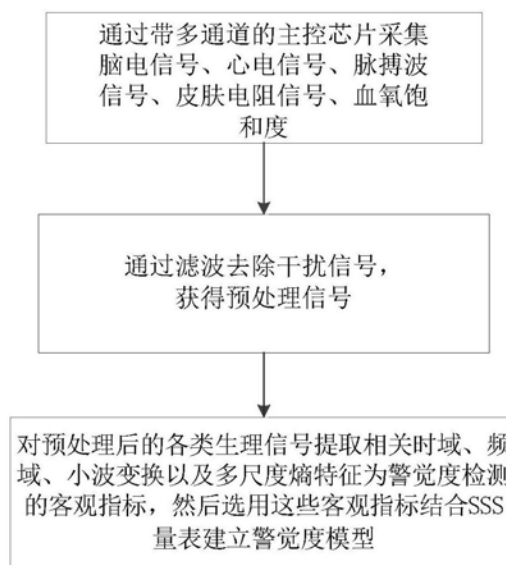
权利要求书1页 说明书4页 附图2页

(54)发明名称

一种大脑警觉度的监测报警方法

(57)摘要

本申请公开一种大脑警觉度的监测报警方法,其寻找出最优的能够反映大脑警觉度变化的生理信号或生理信号组合。这种大脑警觉度的监测报警方法,其包括以下步骤:(1)通过带多通道的主控芯片采集脑电信号、心电信号、脉搏波信号、皮肤电阻信号、血氧饱和度;(2)通过滤波去除干扰信号,获得预处理信号;(3)对预处理后的各类生理信号提取相关时域、频域、小波变换以及多尺度熵特征为警觉度检测的客观指标,然后选用这些客观指标结合SSS量表建立警觉度模型。



1. 一种大脑警觉度的监测报警方法,其特征在于:其包括以下步骤:

(1) 通过带多通道的主控芯片采集脑电信号、心电信号、脉搏波信号、皮肤电阻信号、血氧饱和度;

(2) 通过滤波去除干扰信号,获得预处理信号;

(3) 对预处理后的各类生理信号提取相关时域、频域、小波变换以及多尺度熵特征为警觉度检测的客观指标,然后选用这些客观指标结合SSS量表建立警觉度模型。

2. 根据权利要求1所述的大脑警觉度的监测报警方法,其特征在于:所述主控芯片为美信公司生产的MAX32625芯片。

3. 根据权利要求2所述的大脑警觉度的监测报警方法,其特征在于:所述步骤(1)中脑电信号通过使用干电极来采集。

4. 根据权利要求2所述的大脑警觉度的监测报警方法,其特征在于:所述步骤(1)中心电信号是通过在人体各个部位一定距离的任意两点或三点放置电极,构成心电图导联;心电信号对心率变异性的分析,首先从采集的心电信号中图区R波,然后提取出RR间期信号;之后使用时域或频域的方法对获得的RR间期信号进行分析,其中时域的方法包括的指标有:均值、标准差、差值的均方根以及其非线性特征。

5. 根据权利要求2所述的大脑警觉度的监测报警方法,其特征在于:所述步骤(1)中脉搏波信号采集脉搏波中的PR间期信号以与RR间期相同的处理方式反映大脑警觉度的变化,还博客脉搏波中的主峰幅值,波峰潜伏期。

6. 根据权利要求2所述的大脑警觉度的监测报警方法,其特征在于:所述步骤(1)中皮肤电阻信号通过皮肤电阻测量传感器来采集。

7. 根据权利要求2所述的大脑警觉度的监测报警方法,其特征在于:所述步骤(1)中血氧饱和度通过fNIRS技术实现或光学传感器来采集。

8. 根据权利要求1所述的大脑警觉度的监测报警方法,其特征在于:所述步骤(2)通过FIR滤波器对采集到的信号进行滤波来实现。

一种大脑警觉度的监测报警方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械的技术领域,尤其涉及一种大脑警觉度的监测报警方法。

背景技术

[0002] 警觉度是指人在执行某项任务长时间维持注意力或警惕性的水平。“时钟实验”作为一种检测警觉度是否下降的方法或者诱导警觉度下降的模型,尤其是心理运动警觉度任务(PVT)被认为是研究睡眠剥夺后警觉度变化的黄金标准。目前,针对警觉度测量的实验任务也趋于多样化。

[0003] 在多种多样的警觉度测量试验任务中,人们发现随着警觉度实验任务的进行,被试者的警觉度呈下降趋势,同时人体的生理信号也会发生一定的变化。故人们开始研究警觉度的变化同生理信号变化之间的关系,以期通过检测生理信号的变化实时监测大脑警觉度的变化,并通过适当措施和设备在警觉度下降时进行提醒,以减少经济损失的发生。

[0004] 目前我国对警觉度研究也有很多,大多都属于民事应用方面如用于监测疲劳驾驶。

[0005] 综合国内外对警觉度检测的研究,大多是结合生理信号检测法以及警觉度任务实验方法相结合,研究评价警觉度的最具潜力的生理信号,寻找合适的算法分析分析生理信号与大脑警觉度之间的联系。

[0006] 目前具有研究有价值的生理信号有以下几种:

[0007] 1) 脑电信号

[0008] 脑电信号(EEG)是神经脑细胞电生理活动在大脑皮层或头皮表面的总体反映,直接反映大脑活动,被认为是研究大脑警觉状态,脑力疲劳状态等的可信赖指标。如Akerstedt等研究认为脑电信号的Delta波段(0.5-4HZ)、Theta波段(4-8HZ) Alpha波段(8-12HZ)以及Beta波段(13-20HZ)均可用来监测警觉度的变化,Papadelis等研究认为脑电信号是评价警觉度最具潜力的指标。典型脑电信号波形图如图1所示。

[0009] 2) 心电信号

[0010] 在心电信号的研究中,主要是对RR间期变化情况的研究,即心率变异性。心率变异性主要受人体自主神经控制,自主神经系统包括交感神经系统和副交感神经系统。交感神经系统对被试者的压力感和紧张状态起主要的支配作用,易引起呼吸急促、血压升高和心律变快等症状,而当被试者平静且放松时,副交感神经系统活动增强,使呼吸趋于平缓、血压有所下降以及心率减缓。心率变异性能够较灵敏的反映出警觉度相关的变化。目前心电信号是最具价值的与警觉度相关生理信号。如图2所示为典型心电信号示意图。

[0011] 3) 脉搏波信号

[0012] 脉搏,即是脉的波动或跳动。心脏不停地做周期性的收缩与舒张运动,引起动脉管内的压力、容积及其血流状态等变化,这些变化在动脉中向前传播,使人们能感触到体表的反映即为脉搏。如图3所示为典型的脉搏波波形图。

[0013] 脉搏的基本波形为三峰波,图3中, h_1 为主波幅值,即脉搏波基线到主波波峰的高

度值,左心室收缩力越强、大动脉顺应性越好,主波幅值越大。 t_1 为脉搏波起点到主波波峰的时间差值,称为波峰潜伏期,它对应左心室快速射血期。脉搏波信号能反映心血管压力的变化情况。有研究表明,当疲劳程度加深时,脉搏波主波幅值下降,而主波波峰潜伏期变化则不明显,脉搏波与警觉度的相关研究比较少。

[0014] 脉搏波与心电信号同属于心源性信号,对脉搏波研究的另一个方向是如同心电信号,提取脉搏波的PR间期信号,从时域和频域两个方面按分析脉搏波信号同大脑警觉度的关系。

[0015] 4) 皮肤电阻信号

[0016] 皮肤电产生的机制十分复杂且受多重生理因素的调节和影响,人们并不清楚皮肤电产生的具体原因,而目前认为汗腺活动是产生和影响皮肤电活动的重要因素已有实验证明。

[0017] 当人体处于不同的生理心理状态下,皮肤汗腺所分泌的汗液也不同,从而皮肤电阻也不同,如当被试者进入睡眠状态时皮肤电阻会上升,而当人集中注意做难度较大的任务时,皮肤电阻会下降。

[0018] 5) fNIRS

[0019] fNIRS为功能性近红外光谱成像技术,其原理是生物组织中的氧合血红蛋白(HbO)和脱氧血红蛋白(Hb)等成分对波长为700-900nm的近红外光具有不同的吸收光谱特性。因此,同时测量不同时间内两个不同的波长的近红外光,利用修正的Beer-Lambert定律,就可以将测量到的光密度信号转换成HbO和Hb浓度信号。HbO与Hb的浓度变化能够反应大脑活跃程度的变化,通常大脑活动性越强,警觉度越高,对应的HbO、Hb浓度就越高。

[0020] 6) 眼电信号(EOG)

[0021] 眼电信号(EOG)是睡眠研究中用来检测睡眠阶段的标准信号,而警觉度与睡意有着紧密的联系,因此EOG信号被认为是一种能够直接反映警觉度状态变化的生理信号。EOG信号记录的是视网膜与角膜之间的电位差,以及眼球运动时眼动肌所产生的电位,是毫伏级的信号信噪比较高,对信号放大器要求较低。

[0022] 7) 基于表情特征参数

[0023] 基于表情特征的警觉度研究主要通过人脸瞳孔、嘴、鼻等进行精确定位,使用眼睛闭合程度、闭合时间、点头频率、人脸朝向、人眼注意方向以及嘴的张开程度等特征,对大脑警觉度进行估计。

[0024] 8) 其他生理信号

[0025] 有警觉度相关的其他生理信号还有人体体温、血氧饱和度、基础代谢率等。

[0026] 由上所述,多种生理信号的改变与大脑警觉度的变化有关,但是导致生理信号变化的因素众多,不可能仅仅由于单一生理信号的改变就认为是大脑警觉度得改变引起的。

发明内容

[0027] 为克服现有技术的缺陷,本发明要解决的技术问题是提供了一种大脑警觉度的监测报警方法,其寻找出最优的能够反映大脑警觉度变化的生理信号或生理信号组合。

[0028] 本发明的技术方案是:这种大脑警觉度的监测报警方法,其包括以下步骤:

[0029] (1) 通过带多通道的主控芯片采集脑电信号、心电信号、脉搏波信号、皮肤电阻信

号、血氧饱和度；

[0030] (2) 通过滤波去除干扰信号，获得预处理信号；

[0031] (3) 对预处理后的各类生理信号提取相关时域、频域、小波变换以及多尺度熵特征为警觉度检测的客观指标，然后选用这些客观指标结合SSS量表建立警觉度模型。

[0032] 由于这种大脑警觉度的监测报警方法通过带多通道的主控芯片采集脑电信号、心电信号、脉搏波信号、皮肤电阻信号、血氧饱和度；通过滤波去除干扰信号，获得预处理信号；对预处理后的各类生理信号提取相关时域、频域、小波变换以及多尺度熵特征为警觉度检测的客观指标，然后选用这些客观指标结合SSS量表建立警觉度模型；因此寻找出了最优的能够反映大脑警觉度变化的生理信号或生理信号组合。

附图说明

[0033] 图1为典型脑电信号波形图。

[0034] 图2为典型心电信号波形图。

[0035] 图3为典型脉搏波波形图。

[0036] 图4为根据本发明的大脑警觉度的监测报警方法的流程图。

具体实施方式

[0037] 本发明的总体技术路线为首先设计一款便携式多通道生理信号采集记录系统，设计与工作相似的警觉度检测任务，利用设计的多生理信号采集系统采集并记录警觉度检测任务过程中的生理信号，结合斯坦福嗜睡量表 (Stanford Sleepiness Scale, SSS) 判断警觉度任务实验前后大脑警觉度的变化，分析各生理信号与警觉度变化的关系，并寻找最优的能够反映大脑警觉度变化的生理信号或生理信号组合。

[0038] 如图4所示，这种大脑警觉度的监测报警方法，其包括以下步骤：

[0039] (1) 通过带多通道的主控芯片采集脑电信号、心电信号、脉搏波信号、皮肤电阻信号、血氧饱和度；

[0040] (2) 通过滤波去除干扰信号，获得预处理信号；

[0041] (3) 对预处理后的各类生理信号提取相关时域、频域、小波变换以及多尺度熵特征为警觉度检测的客观指标，然后选用这些客观指标结合SSS量表建立警觉度模型。

[0042] 由于这种大脑警觉度的监测报警方法通过带多通道的主控芯片采集脑电信号、心电信号、脉搏波信号、皮肤电阻信号、血氧饱和度；通过滤波去除干扰信号，获得预处理信号；对预处理后的各类生理信号提取相关时域、频域、小波变换以及多尺度熵特征为警觉度检测的客观指标，然后选用这些客观指标结合SSS量表建立警觉度模型；因此寻找出了最优的能够反映大脑警觉度变化的生理信号或生理信号组合。

[0043] 优选地，所述主控芯片为美信公司生产的MAX32625芯片。MAX32625是一款超低功耗，高性能ARM Cortex-M4F微控制器，自带浮点运算单元是一款应用与可穿戴医疗设备的理想产品。本款芯片器件集超低功耗，高效信号处理功能与易用性于一体，内部96MHZ振荡器提供高性能，内部4MHZ振荡器提供低功耗，适合要求随时就绪监控的应用。

[0044] 器件外设管理单元 (PMU) 支持智能外设控制，多达6通道，大大降低功耗。同时器件含有多个SPI、UART和I2C串口，支持连接各种外部传感器。完全可以用来设计本课题提出的

多通道生理信号采集系统。

[0045] 如前文所述,目前已证明有多种生理信号可以用来监测警觉度的变化,但是,不是所有警觉度相关的生理信号可以在本课题中使用。本文在已有生理信号的基础上选择最适合的生理信号来监测大脑警觉度的变化。可以反映警觉度变化的生理信号还有很多,如基于表情特征的生理信号、皮肤温度信号等等。但是警觉度的变换导致的皮肤温度的变化很小,而工作的环境温度变化范围较大,不适合在本课题中使用,而基于表情特征的生理信号,如闭眼时间、闭眼频率、脸部朝向等的采集需要视频采集系统,也不适合在所有环境中使用,故本发明中对这些生理信号不予考虑。

[0046] 优选地,所述步骤(1)中脑电信号通过使用干电极来采集。避免了涂抹导电膏的麻烦,同时减少被试者长时间参与实验产生的不适感。

[0047] 优选地,所述步骤(1)中心电信号是通过在人体各个部位一定距离的任意两点或三点放置电极,构成心电图导联;心电信号对心率变异性的分析,首先从采集的心电信号中图区R波,然后提取出RR间期信号;之后使用时域或频域的方法对获得的RR间期信号进行分析,其中时域的方法包括的指标有:均值、标准差、差值的均方根以及其非线性特征。

[0048] 优选地,所述步骤(1)中脉搏波信号采集脉搏波中的PR间期信号以与RR间期相同的处理方式反映大脑警觉度的变化,还提取脉搏波中的主峰幅值,波峰潜伏期。

[0049] 优选地,所述步骤(1)中皮肤电阻信号通过皮肤电阻测量传感器来采集。

[0050] 优选地,所述步骤(1)中血氧饱和度通过fNIRS技术实现或光学传感器来采集。

[0051] 优选地,所述步骤(2)通过FIR滤波器对采集到的信号进行滤波来实现。

[0052] 以上所述,仅是本发明的较佳实施例,并非对本发明作任何形式上的限制,凡是依据本发明的技术实质对以上实施例所作的任何简单修改、等同变化与修饰,均仍属本发明技术方案的保护范围。

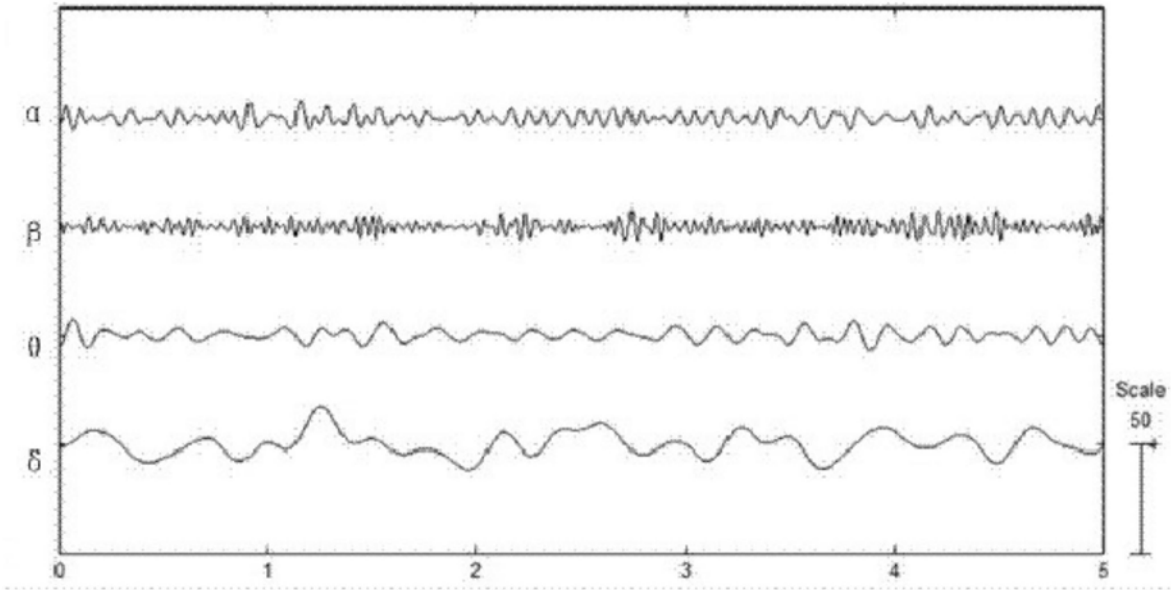


图1

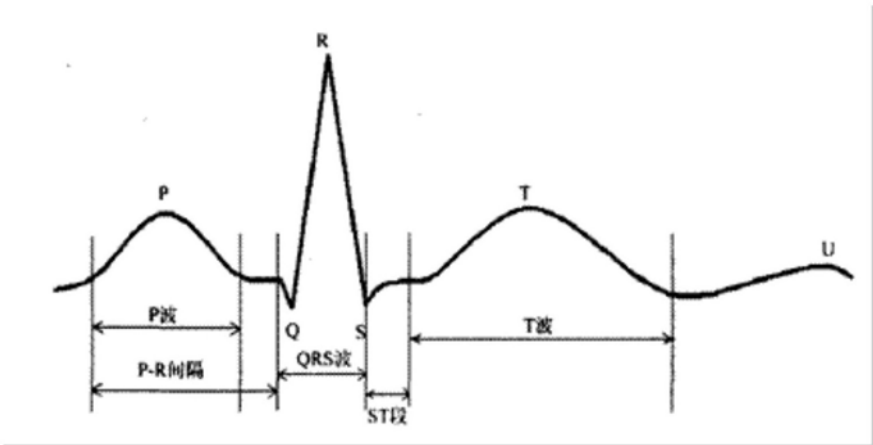


图2

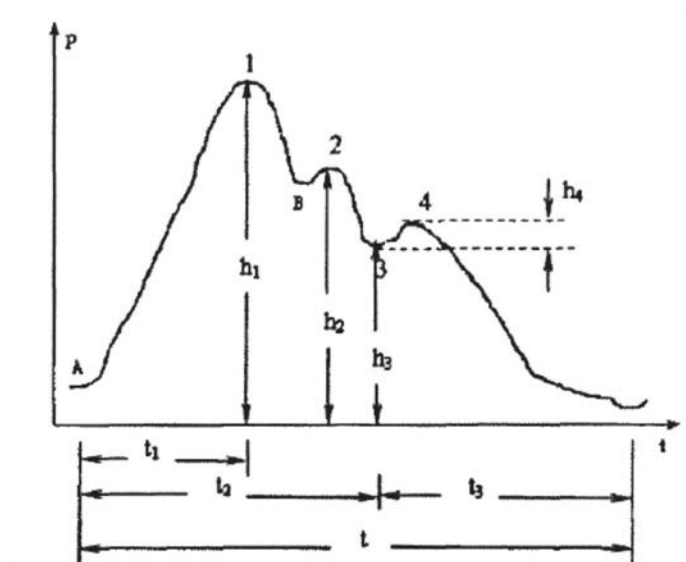


图3

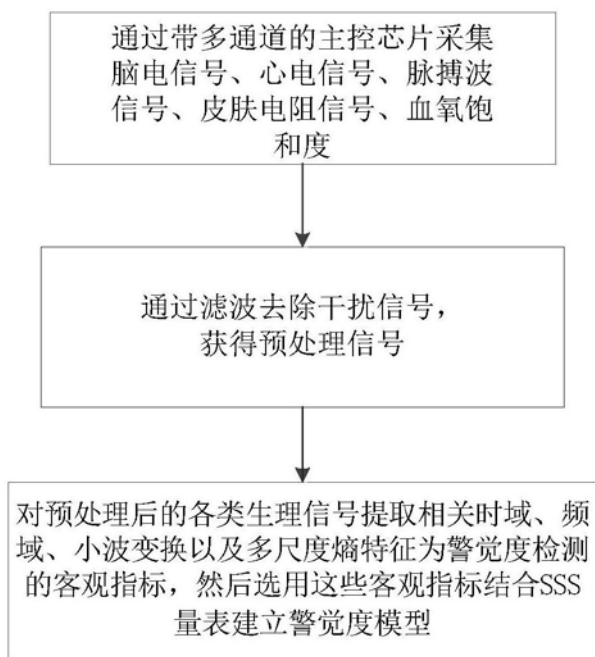


图4

专利名称(译)	一种大脑警觉度的监测报警方法		
公开(公告)号	CN109147951A	公开(公告)日	2019-01-04
申请号	CN201811091924.1	申请日	2018-09-19
[标]申请(专利权)人(译)	中国人民解放军第三〇五医院		
申请(专利权)人(译)	中国人民解放军第三〇五医院		
当前申请(专利权)人(译)	中国人民解放军第三〇五医院		
[标]发明人	姬军 王景华 蒋知新 高佳硕 肖宏		
发明人	姬军 王景华 蒋知新 高佳硕 肖宏		
IPC分类号	G16H50/30 G06K9/00 A61B5/0205 A61B5/00		
CPC分类号	G16H50/30 A61B5/0205 A61B5/7235 G06K9/00523		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本申请公开一种大脑警觉度的监测报警方法，其寻找出最优的能够反映大脑警觉度变化的生理信号或生理信号组合。这种大脑警觉度的监测报警方法，其包括以下步骤：(1)通过带多通道的主控芯片采集脑电信号、心电信号、脉搏波信号、皮肤电阻信号、血氧饱和度；(2)通过滤波去除干扰信号，获得预处理信号；(3)对预处理后的各类生理信号提取相关时域、频域、小波变换以及多尺度熵特征为警觉度检测的客观指标，然后选用这些客观指标结合SSS量表建立警觉度模型。

