



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105232037 A

(43) 申请公布日 2016. 01. 13

(21) 申请号 201510776402. 5

(22) 申请日 2015. 11. 13

(71) 申请人 张希梅

地址 054012 河北省邢台市邢台县冀家村乡
西庄村 19 号

(72) 发明人 张希梅

(51) Int. Cl.

A61B 5/0452(2006. 01)

A61B 5/0476(2006. 01)

A61B 5/00(2006. 01)

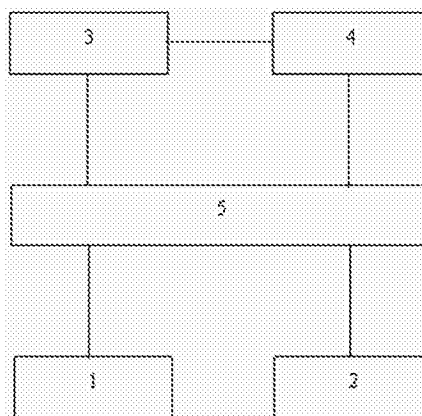
权利要求书3页 说明书6页 附图1页

(54) 发明名称

一种变电站在线监测装置的使用方法

(57) 摘要

本发明涉及一种变电站在线监测装置,其包括提取设备、识别设备、存储芯片、电极、低通滤波器等。通过采用本发明,避免了以往只能人工手动进行,效率低下,不方便的问题。本发明通过在线智能监测系统来进行,从而满足电力部门变电站在线监测装置的智能化要求。



1. 一种变电站在线监测装置的使用方法,该方法包括:

1) 提供一种变电站在线监测装置,所述监测装置包括脑电波参数提取设备、心电图参数提取设备、年龄段识别设备、SD 存储芯片和飞思卡尔 IMX6 芯片,所述 SD 存储芯片预先存储了不同年龄段的各个生理参数阈值,所述脑电波参数提取设备对被测人员脑电波状态进行监控,所述心电图参数提取设备基于被测人员匹配的年龄段的心电图参数阈值对被测人员的心电图参数进行监控,所述飞思卡尔 IMX6 芯片与所述年龄段识别设备和所述 SD 存储芯片连接,用于实现被测人员的年龄段匹配;

2) 使用所述在线监测装置。

2. 如权利要求 1 所述的方法,其特征在于,所述监测装置包括:

SD 存储卡,预先存储了面部灰度范围,所述面部灰度范围用于将图像中的人体面部与背景分离,所述 SD 存储卡还预先存储了四种灰度化面部模版,所述四种灰度化面部模版为通过对基准幼儿年龄段面部、基准儿童年龄段面部、基准成人年龄段面部和基准老人年龄段面部分别进行拍摄所得到的面部图像执行灰度化处理而获得,所述 SD 存储卡还用于预先存储年龄段生理参数对照表,所述年龄段生理参数对照表保存了幼儿年龄段、儿童年龄段、成人年龄段和老年年龄段四种年龄段中的每一种年龄段对应的基准脉搏范围、基准窦性心率范围、基准 PR 间隔范围、基准 QT 间期范围、基准血糖上限浓度、基准血糖下限浓度、基准血氧饱和度上限浓度和基准血氧饱和度下限浓度;

摄像设备包括半球形透明罩、辅助照明子设备和 CMOS 摄像头,所述半球形透明罩用于容纳所述辅助照明子设备和所述 CMOS 摄像头,所述辅助照明子设备为所述 CMOS 摄像头的拍摄提供辅助照明,所述 CMOS 摄像头对被测人员面部拍摄以获得被测人员面部图像;

年龄段识别设备包括 Daubechies 小波滤波子设备、中值滤波子设备、尺度变换增强子设备、目标分割子设备和目标识别子设备;所述 Daubechies 小波滤波子设备与所述 CMOS 摄像头连接,用于对所述被测人员面部图像采用基于 2 阶 Daubechies 小波基的小波滤波处理,以滤除所述被测人员面部图像中的高斯噪声,获得小波滤波图像;所述中值滤波子设备与所述 Daubechies 小波滤波子设备连接,用于对所述小波滤波图像执行中值滤波处理,以滤除所述小波滤波图像中的散射成分,获得中值滤波图像;所述尺度变换增强子设备与所述中值滤波子设备连接,用于对所述中值滤波图像执行尺度变换增强处理,以增强图像中目标与背景的对比度,获得增强图像;所述目标分割子设备与所述尺度变换增强子设备和所述 SD 存储卡分别连接,将所述增强图像中像素灰度值在所述面部灰度范围内的所有像素组成面部子图像,所述面部子图像从所述被测人员面部图像的背景处分离获得;所述目标识别子设备与所述目标分割子设备和所述 SD 存储卡分别连接,将所述面部子图像与四种灰度化面部模版匹配,输出匹配度最高的灰度化面部模板所对应的年龄段作为被测人员的年龄段;

检测电极,设置在被测人员头部上,用于检测大脑的神经元活动通过离子传导到达大脑皮层而形成的电压变化量;

前置差分放大器,与所述检测电极连接,用于对所述电压变化量进行放大;

低通滤波器,与所述前置差分放大器连接,用于将放大后的电压变化量进行 100Hz 低通滤波,以输出第一滤波信号;

两级工频陷波器,与所述低通滤波器连接,用于对所述第一滤波信号进行两级工频陷

波处理,以输出陷波信号;

高通滤波器,与所述两级工频陷波器连接,用于对所述陷波信号进行 0.1Hz 高通滤波,以输出第二滤波信号;

电平调节电路,与所述高通滤波器连接,对所述第二滤波信号进行电平调节处理,以为后续模数转换做准备;

第一模数转换电路,与所述电平调节电路连接,将经过电平调节处理后的第二滤波信号进行 8 位的模数转换,以获得被测人员的脑电波数字信号;

信号采集设备,包括多个医用电极和多个运动轨迹传感器,所述多个医用电极分别设置在被测人员体表处的多个固定位置,用于提取被测人员心电场在体表处的多个固定位置分别产生的多个电压,每一个运动轨迹传感器紧邻一个医用电极放置,用于提取对应位置处被测人员因为呼吸和人体运动而产生的漂移心电电压信号;

运动轨迹消除设备,与所述多个医用电极和所述多个运动轨迹传感器别连接,将每一个医用电极产生的每一个电压与对应运动轨迹传感器产生的漂移心电电压信号求和,以获得对应的目标电压;

导联电路,与所述运动轨迹消除设备连接,用于接收多个目标电压,基于所述多个目标电压计算心电电压差并输出;

信号放大电路,与所述导联电路连接,用于接收所述心电电压差并对所述心电电压差放大;

带通滤波电路,与所述信号放大电路连接,用于滤除放大后的心电电压差中的噪声成分以获得滤波电压差;

第二模数转换电路,与所述带通滤波电路连接,用于对滤波电压差进行模数转换,以获得数字化电压差;

心电图参数提取电路,与所述第二模数转换器连接,基于所述数字化电压差提取被测人员的窦性心率和 QT 间期;

飞思卡尔 IMX6 芯片,与所述第一模数转换电路和所述心电图参数提取电路分别连接,用于分别接收脑电波数字信号、窦性心率和 QT 间期,当所述脑电波数字信号中出现 α 波和 β 波时,输出浅睡眠识别信号,当所述脑电波数字信号中出现 θ 波和 δ 波时,输出深睡眠识别信号,当所述窦性心率在预设窦性心率范围之外时,发出窦性心率异常识别信号,当所述 QT 间期在预设 QT 间期范围之外时,发出 QT 间期异常识别信号;

其中,飞思卡尔 IMX6 芯片还与年龄段识别设备和 SD 存储卡分别连接,基于年龄段识别设备输出的被测人员的年龄段在所述年龄段生理参数对照表中确定基准脉搏范围、基准窦性心率范围、基准 PR 间隔范围、基准 QT 间期范围、基准血糖上限浓度、基准血糖下限浓度、基准血氧饱和度上限浓度和基准血氧饱和度下限浓度,并作为预设脉搏范围、预设窦性心率范围、预设 PR 间隔范围、预设 QT 间期范围、预设血糖上限浓度、预设血糖下限浓度、预设血氧饱和度上限浓度和预设血氧饱和度下限浓度;

其中,所述两级工频陷波器采用带通滤波抵消方式设计,用于抵消所述第一滤波信号中的工频分量,所述工频分量为 50Hz 频率分量;

其中,所述心电电压差包括多个电压差。

3. 如权利要求 2 所述的方法,其特征在于:

所述 CMOS 摄像头获得的被测人员面部图像的分辨率为 3840×2160 。

4. 如权利要求 2 所述的方法,其特征在於,所述监测装置还包括:

无线通信电路,与飞思卡尔 IMX6 芯片连接,用于无线发送浅睡眠识别信号、深睡眠识别信号、窦性心率异常识别信号或 QT 间期异常识别信号。

5. 如权利要求 2 所述的方法,其特征在於:

Daubechies 小波滤波子设备、中值滤波子设备、尺度变换增强子设备、目标分割子设备和目标识别子设备分别采用不同的 CPLD 芯片来实现。

6. 如权利要求 2 所述的方法,其特征在於:

Daubechies 小波滤波子设备、中值滤波子设备、尺度变换增强子设备、目标分割子设备和目标识别子设备被实现在同一块 CPLD 芯片中。

一种变电站在线监测装置的使用方法

技术领域

[0001] 本发明涉及电力领域,尤其涉及一种变电站在线监测装置的使用方法。

背景技术

[0002] 由于人们对于环保的要求越来越高,变电站已经不适于在人口密度较大的区域进行设置,其往往选择比较偏远的地区。由于位置偏僻,需要对里面的工作人员进行在线监测以保障其健康和变电站的正常运行。

[0003] 人的一生,从成长到死亡要经历多个年龄段。联合国世界卫生组织对年龄段的划分如下:0到2岁半为幼儿,2岁半到6岁为儿童,7到17岁为少年,18到40岁为青年,41到65岁为中年,66岁以后为老年。为了简单起见,一些国家将:0到2岁半为幼儿,2岁半到6岁为儿童,7到65岁为成人,66岁以后为老年,作为主要的年龄划分方式。

[0004] 不同年龄段的人其各个生理参数所分布的区间不同,如果采用具有相同参数阈值的检测仪器对不同年龄段的人进行生理状态检测,可能会得到完全不同的检测结果,其间极有可能会发生误诊,严重的会导致过度医疗或者耽误病情。然而,现有技术中并不存在能够基于不同年龄段选择不同生理参数阈值的医疗器件,甚至缺乏人工识别年龄段、在识别结果上人工调整生理参数阈值的技术方案。

[0005] 同时,现有技术中的各种生理参数检测仪器都存在检测机制单一,每一个仪器一般只用于检测一项生理参数;以及检测机制落后,检测仪器的结构冗余度不高,精度不够精确的缺陷,导致即使对于同一年龄段的人进行检测,检测精度也难以满足医疗要求,仪器运行的功耗比也较高,性价比不够合理。

[0006] 为此,本发明提出了一种变电站在线监测装置,将心电图检测设备和脑电波检测设备集中在一个检测仪器内同时工作,优化现有的检测设备的结构,更关键的是,对于划分的四个年龄段的待测人员,采用高精度图像识别的技术进行年龄段识别,并根据年龄段识别的结果自适应地设置不同的生理参数预警阈值,从而实现医疗仪器的智能化检测。

发明内容

[0007] 为了解决现有技术存在的技术问题,本发明提供了一种变电站在线监测装置,将脑电波检测设备和心电图检测设备集中在一个检测仪器内同时工作,优化现有的检测设备的结构,更关键的是,对于划分的四个年龄段的待测人员,采用高精度图像识别的技术进行年龄段识别,并根据年龄段识别的结果自适应地设置各个不同的生理参数预警阈值,从而提高检测结果的精度。

[0008] 根据本发明的一方面,提供了一种变电站在线监测装置,所述监测装置包括脑电波参数提取设备、心电图参数提取设备、年龄段识别设备、SD存储芯片和飞思卡尔IMX6芯片,所述SD存储芯片预先存储了不同年龄段的各个生理参数阈值,所述脑电波参数提取设备对被测人员脑电波状态进行监控,所述心电图参数提取设备基于被测人员匹配的年龄段的心电图参数阈值对被测人员的心电图参数进行监控,所述飞思卡尔IMX6芯片与所述年

龄段识别设备和所述 SD 存储芯片连接,用于实现被测人员的年龄段匹配。

[0009] 更具体地,在所述变电站在线监测装置中,包括:SD 存储卡,预先存储了面部灰度范围,所述面部灰度范围用于将图像中的人体面部与背景分离,所述 SD 存储卡还预先存储了四种灰度化面部模版,所述四种灰度化面部模版为通过对基准幼儿年龄段面部、基准儿童年龄段面部、基准成人年龄段面部和基准老人年龄段面部分别进行拍摄所得到的面部图像执行灰度化处理而获得,所述 SD 存储卡还用于预先存储年龄段生理参数对照表,所述年龄段生理参数对照表保存了幼儿年龄段、儿童年龄段、成人年龄段和老年年龄段四种年龄段中的每一种年龄段对应的基准脉搏范围、基准窦性心率范围、基准 PR 间隔范围、基准 QT 间期范围、基准血糖上限浓度、基准血糖下限浓度、基准血氧饱和度上限浓度和基准血氧饱和度下限浓度;摄像设备包括半球形透明罩、辅助照明子设备和 CMOS 摄像头,所述半球形透明罩用于容纳所述辅助照明子设备和所述 CMOS 摄像头,所述辅助照明子设备为所述 CMOS 摄像头的拍摄提供辅助照明,所述 CMOS 摄像头对被测人员面部拍摄以获得被测人员面部图像;年龄段识别设备包括 Daubechies 小波滤波子设备、中值滤波子设备、尺度变换增强子设备、目标分割子设备和目标识别子设备;所述 Daubechies 小波滤波子设备与所述 CMOS 摄像头连接,用于对所述被测人员面部图像采用基于 2 阶 Daubechies 小波基的小波滤波处理,以滤除所述被测人员面部图像中的高斯噪声,获得小波滤波图像;所述中值滤波子设备与所述 Daubechies 小波滤波子设备连接,用于对所述小波滤波图像执行中值滤波处理,以滤除所述小波滤波图像中的散射成分,获得中值滤波图像;所述尺度变换增强子设备与所述中值滤波子设备连接,用于对所述中值滤波图像执行尺度变换增强处理,以增强图像中目标与背景的对比度,获得增强图像;所述目标分割子设备与所述尺度变换增强子设备和所述 SD 存储卡分别连接,将所述增强图像中像素灰度值在所述面部灰度范围内的所有像素组成面部子图像,所述面部子图像从所述被测人员面部图像的背景处分离获得;所述目标识别子设备与所述目标分割子设备和所述 SD 存储卡分别连接,将所述面部子图像与四种灰度化面部模版匹配,输出匹配度最高的灰度化面部模板所对应的年龄段作为被测人员的年龄段;检测电极,设置在被测人员头部上,用于检测大脑的神经元活动通过离子传导到达大脑皮层而形成的电压变化量;前置差分放大器,与所述检测电极连接,用于对所述电压变化量进行放大;低通滤波器,与所述前置差分放大器连接,用于将放大后的电压变化量进行 100Hz 低通滤波,以输出第一滤波信号;两级工频陷波器,与所述低通滤波器连接,用于对所述第一滤波信号进行两级工频陷波处理,以输出陷波信号;高通滤波器,与所述两级工频陷波器连接,用于对所述陷波信号进行 0.1Hz 高通滤波,以输出第二滤波信号;电平调节电路,与所述高通滤波器连接,对所述第二滤波信号进行电平调节处理,以为后续模数转换做准备;第一模数转换电路,与所述电平调节电路连接,将经过电平调节处理后的第二滤波信号进行 8 位的模数转换,以获得被测人员的脑电波数字信号;信号采集设备,包括多个医用电极和多个运动轨迹传感器,所述多个医用电极分别设置在被测人员体表处的多个固定位置,用于提取被测人员心电场在体表处的多个固定位置分别产生的多个电压,每一个运动轨迹传感器紧邻一个医用电极放置,用于提取对应位置处被测人员因为呼吸和人体运动而产生的漂移心电电压信号;运动轨迹消除设备,与所述多个医用电极和所述多个运动轨迹传感器别连接,将每一个医用电极产生的每一个电压与对应运动轨迹传感器产生的漂移心电电压信号求和,以获得对应的目标电压;导联电路,与所述运动轨迹消除设备

连接,用于接收多个目标电压,基于所述多个目标电压计算心电电压差并输出;信号放大电路,与所述导联电路连接,用于接收所述心电电压差并对所述心电电压差放大;带通滤波电路,与所述信号放大电路连接,用于滤除放大后的心电电压差中的噪声成分以获得滤波电压差;第二模数转换电路,与所述带通滤波电路连接,用于对滤波电压差进行模数转换,以获得数字化电压差;心电图参数提取电路,与所述第二模数转换器连接,基于所述数字化电压差提取被测人员的窦性心率和QT间期;飞思卡尔IMX6芯片,与所述第一模数转换电路和所述心电图参数提取电路分别连接,用于分别接收脑电波数字信号、窦性心率和QT间期,当所述脑电波数字信号中出现 α 波和 β 波时,输出浅睡眠识别信号,当所述脑电波数字信号中出现 θ 波和 δ 波时,输出深睡眠识别信号,当所述窦性心率在预设窦性心率范围之外时,发出窦性心率异常识别信号,当所述QT间期在预设QT间期范围之外时,发出QT间期异常识别信号;其中,飞思卡尔IMX6芯片还与年龄段识别设备和SD存储卡分别连接,基于年龄段识别设备输出的被测人员的年龄段在所述年龄段生理参数对照表中确定基准脉搏范围、基准窦性心率范围、基准PR间隔范围、基准QT间期范围、基准血糖上限浓度、基准血糖下限浓度、基准血氧饱和度上限浓度和基准血氧饱和度下限浓度,并作为预设脉搏范围、预设窦性心率范围、预设PR间隔范围、预设QT间期范围、预设血糖上限浓度、预设血糖下限浓度、预设血氧饱和度上限浓度和预设血氧饱和度下限浓度;其中,所述两级工频陷波器采用带通滤波抵消方式设计,用于抵消所述第一滤波信号中的工频分量,所述工频分量为50Hz频率分量;其中,所述心电电压差包括多个电压差。

[0010] 更具体地,在所述变电站在线监测装置中:所述CMOS摄像头获得的被测人员面部图像的分辨率为 3840×2160 。

[0011] 更具体地,在所述变电站在线监测装置中,所述监测装置还包括:无线通信电路,与飞思卡尔IMX6芯片连接,用于无线发送浅睡眠识别信号、深睡眠识别信号、窦性心率异常识别信号或QT间期异常识别信号。

[0012] 更具体地,在所述变电站在线监测装置中:Daubechies小波滤波子设备、中值滤波子设备、尺度变换增强子设备、目标分割子设备和目标识别子设备分别采用不同的CPLD芯片来实现。

[0013] 更具体地,在所述变电站在线监测装置中:Daubechies小波滤波子设备、中值滤波子设备、尺度变换增强子设备、目标分割子设备和目标识别子设备被实现在同一块CPLD芯片中。

附图说明

[0014] 以下将结合附图对本发明的实施方案进行描述,其中:

[0015] 图1为本发明的变电站在线监测装置的第一实施例的结构方框图。

[0016] 附图标记:1脑电波参数提取设备;2心电图参数提取设备;3年龄段识别设备;4SD存储芯片;5飞思卡尔IMX6芯片

具体实施方式

[0017] 下面将参照附图对本发明的变电站在线监测装置的实施方案进行详细说明。

[0018] 处于不同年龄段的人,在外形上呈现不同的特点,同时,在内在上,其各个生理参

数都分布在不同的范围内。

[0019] 从外形上看,不同的年龄段在肤色、眼色、发色、身高等特征上有所区别。从内部结构上看,不同的年龄段在各项生理参数分布范围上也各不相同,如果对不同年龄段采用相同的生理参数阈值进行监控,监控的结果可能离正确值相差甚远。如果出现误诊现象,例如过度医疗甚至耽误病情,都是被测人员不能承受的。

[0020] 现有技术中缺乏基于年龄段识别的生理参数检测机制,同时,现有技术中的每一种生理参数仪一般只检测单一的生理参数,无法进行综合检测,以及现有的生理参数仪结构冗余度高,检测精度偏低,需要对其结构进行一定的优化。

[0021] 为此,本发明搭建了一种变电站在线监测装置,将经过结构优化的高精度的脑电波监控设备和心电图监控设备集成在一个检测仪器中,同时采用有针对性的年龄段识别设备对被测人员进行识别,在此基础上,完成对被测人员的生理状态的准确检测和识别。

[0022] 图 1 为本发明的变电站在线监测装置的第一实施例的结构方框图,所述监测装置包括脑电波参数提取设备、心电图参数提取设备、年龄段识别设备、SD 存储芯片和飞思卡尔 IMX6 芯片,所述 SD 存储芯片预先存储了不同年龄段的各个生理参数阈值,所述脑电波参数提取设备对被测人员脑电波状态进行监控,所述心电图参数提取设备基于被测人员匹配的年龄段的心电图参数阈值对被测人员的心电图参数进行监控,所述飞思卡尔 IMX6 芯片与所述年龄段识别设备和所述 SD 存储芯片连接,用于实现被测人员的年龄段匹配。

[0023] 接着,继续对本发明的变电站在线监测装置的第二实施例的具体结构进行进一步的说明。

[0024] 所述监测装置包括:SD 存储卡,预先存储了面部灰度范围,所述面部灰度范围用于将图像中的人体面部与背景分离,所述 SD 存储卡还预先存储了四种灰度化面部模版,所述四种灰度化面部模版为通过对基准幼儿年龄段面部、基准儿童年龄段面部、基准成人年龄段面部和基准老人年龄段面部分别进行拍摄所得到的面部图像执行灰度化处理而获得,所述 SD 存储卡还用于预先存储年龄段生理参数对照表,所述年龄段生理参数对照表保存了幼儿年龄段、儿童年龄段、成人年龄段和老年年龄段四种年龄段中的每一种年龄段对应的基准脉搏范围、基准窦性心率范围、基准 PR 间隔范围、基准 QT 间期范围、基准血糖上限浓度、基准血糖下限浓度、基准血氧饱和度上限浓度和基准血氧饱和度下限浓度。

[0025] 所述监测装置包括:摄像设备包括半球形透明罩、辅助照明子设备和 CMOS 摄像头,所述半球形透明罩用于容纳所述辅助照明子设备和所述 CMOS 摄像头,所述辅助照明子设备为所述 CMOS 摄像头的拍摄提供辅助照明,所述 CMOS 摄像头对被测人员面部拍摄以获得被测人员面部图像。

[0026] 所述监测装置包括:年龄段识别设备,包括 Daubechies 小波滤波子设备、中值滤波子设备、尺度变换增强子设备、目标分割子设备和目标识别子设备;所述 Daubechies 小波滤波子设备与所述 CMOS 摄像头连接,用于对所述被测人员面部图像采用基于 2 阶 Daubechies 小波基的小波滤波处理,以滤除所述被测人员面部图像中的高斯噪声,获得小波滤波图像;所述中值滤波子设备与所述 Daubechies 小波滤波子设备连接,用于对所述小波滤波图像执行中值滤波处理,以滤除所述小波滤波图像中的散射成分,获得中值滤波图像;所述尺度变换增强子设备与所述中值滤波子设备连接,用于对所述中值滤波图像执行尺度变换增强处理,以增强图像中目标与背景的对比度,获得增强图像;所述目标分割子设

备与所述尺度变换增强子设备和所述 SD 存储卡分别连接,将所述增强图像中像素灰度值在所述面部灰度范围内的所有像素组成面部子图像,所述面部子图像从所述被测人员面部图像的背景处分离获得;所述目标识别子设备与所述目标分割子设备和所述 SD 存储卡分别连接,将所述面部子图像与四种灰度化面部模版匹配,输出匹配度最高的灰度化面部模版所对应的年龄段作为被测人员的年龄段。

[0027] 所述监测装置包括:检测电极,设置在被测人员头部上,用于检测大脑的神经元活动通过离子传导到达大脑皮层而形成的电压变化量;前置差分放大器,与所述检测电极连接,用于对所述电压变化量进行放大;低通滤波器,与所述前置差分放大器连接,用于将放大后的电压变化量进行 100Hz 低通滤波,以输出第一滤波信号。

[0028] 所述监测装置包括:两级工频陷波器,与所述低通滤波器连接,用于对所述第一滤波信号进行两级工频陷波处理,以输出陷波信号;高通滤波器,与所述两级工频陷波器连接,用于对所述陷波信号进行 0.1Hz 高通滤波,以输出第二滤波信号;电平调节电路,与所述高通滤波器连接,对所述第二滤波信号进行电平调节处理,以为后续模数转换做准备。

[0029] 所述监测装置包括:第一模数转换电路,与所述电平调节电路连接,将经过电平调节处理后的第二滤波信号进行 8 位的模数转换,以获得被测人员的脑电波数字信号;信号采集设备,包括多个医用电极和多个运动轨迹传感器,所述多个医用电极分别设置在被测人员体表处的多个固定位置,用于提取被测人员心电场在体表处的多个固定位置分别产生的多个电压,每一个运动轨迹传感器紧邻一个医用电极放置,用于提取对应位置处被测人员因为呼吸和人体运动而产生的漂移心电电压信号。

[0030] 所述监测装置包括:运动轨迹消除设备,与所述多个医用电极和所述多个运动轨迹传感器别连接,将每一个医用电极产生的每一个电压与对应运动轨迹传感器产生的漂移心电电压信号求和,以获得对应的目标电压;导联电路,与所述运动轨迹消除设备连接,用于接收多个目标电压,基于所述多个目标电压计算心电电压差并输出。

[0031] 所述监测装置包括:信号放大电路,与所述导联电路连接,用于接收所述心电电压差并对所述心电电压差放大;带通滤波电路,与所述信号放大电路连接,用于滤除放大后的心电电压差中的噪声成分以获得滤波电压差;第二模数转换电路,与所述带通滤波电路连接,用于对滤波电压差进行模数转换,以获得数字化电压差;心电图参数提取电路,与所述第二模数转换器连接,基于所述数字化电压差提取被测人员的窦性心率和 QT 间期。

[0032] 所述监测装置包括:飞思卡尔 IMX6 芯片,与所述第一模数转换电路和所述心电图参数提取电路分别连接,用于分别接收脑电波数字信号、窦性心率和 QT 间期,当所述脑电波数字信号中出现 α 波和 β 波时,输出浅睡眠识别信号,当所述脑电波数字信号中出现 θ 波和 δ 波时,输出深睡眠识别信号,当所述窦性心率在预设窦性心率范围之外时,发出窦性心率异常识别信号,当所述 QT 间期在预设 QT 间期范围之外时,发出 QT 间期异常识别信号。

[0033] 其中,飞思卡尔 IMX6 芯片还与年龄段识别设备和 SD 存储卡分别连接,基于年龄段识别设备输出的被测人员的年龄段在所述年龄段生理参数对照表中确定基准脉搏范围、基准窦性心率范围、基准 PR 间隔范围、基准 QT 间期范围、基准血糖上限浓度、基准血糖下限浓度、基准血氧饱和度上限浓度和基准血氧饱和度下限浓度,并作为预设脉搏范围、预设窦性心率范围、预设 PR 间隔范围、预设 QT 间期范围、预设血糖上限浓度、预设血糖下限浓度、预

设血氧饱和度上限浓度和预设血氧饱和度下限浓度。

[0034] 其中,所述两级工频陷波器采用带通滤波抵消方式设计,用于抵消所述第一滤波信号中的工频分量,所述工频分量为 50Hz 频率分量;其中,所述心电电压差包括多个电压差。

[0035] 可选地,在所述变电站在线监测装置中:所述 CMOS 摄像头获得的被测人员面部图像的分辨率为 3840×2160 ;所述监测装置还包括:无线通信电路,与飞思卡尔 IMX6 芯片连接,用于无线发送浅睡眠识别信号、深睡眠识别信号、窦性心率异常识别信号或 QT 间期异常识别信号;Daubechies 小波滤波设备、中值滤波设备、尺度变换增强设备、目标分割设备和目标识别设备分别采用不同的 CPLD 芯片来实现;Daubechies 小波滤波设备、中值滤波设备、尺度变换增强设备、目标分割设备和目标识别设备被实现在同一块 CPLD 芯片中。

[0036] 另外,模数转换器即 A/D 转换器,或简称 ADC,通常是指一个将模拟信号转变为数字信号的电子元件。通常的模数转换器是将一个输入电压信号转换为一个输出的数字信号。由于数字信号本身不具有实际意义,仅仅表示一个相对大小。故任何一个模数转换器都需要一个参考模拟量作为转换的标准,比较常见的参考标准为最大的可转换信号大小。而输出的数字量则表示输入信号相对于参考信号的大小。

[0037] 模拟数字转换器的分辨率是指,对于允许范围内的模拟信号,它能输出离散数字信号值的个数。这些信号值通常用二进制数来存储,因此分辨率经常用比特作为单位,且这些离散值的个数是 2 的幂指数。例如,一个具有 8 位分辨率的模拟数字转换器可以将模拟信号编码成 256 个不同的离散值(因为 $2^8 = 256$),从 0 到 255(即无符号整数)或从 -128 到 127(即带符号整数),至于使用哪一种,则取决于具体的应用。

[0038] 采用本发明的变电站在线监测装置,针对现有技术中被测人员生理参数检测单一、结构不够优化以及缺乏基于年龄段识别的智能化检测机制的技术问题,将去冗余度后的高精度的心电图监控设备和脑电波监控设备汇集在一个检测仪器中,采用图像识别技术对被测人员年龄段进行有针对性的检测,并在年龄段识别的基础上完成对被测人员的生理状态的检测和预警。

[0039] 可以理解的是,虽然本发明已以较佳实施例披露如上,然而上述实施例并非用以限定本发明。对于任何熟悉本领域的技术人员而言,在不脱离本发明技术方案范围情况下,都可利用上述揭示的技术内容对本发明技术方案做出许多可能的变动和修饰,或修改为等同变化的等效实施例。因此,凡是未脱离本发明技术方案的内容,依据本发明的技术实质对以上实施例所做的任何简单修改、等同变化及修饰,均仍属于本发明技术方案保护的范围内。

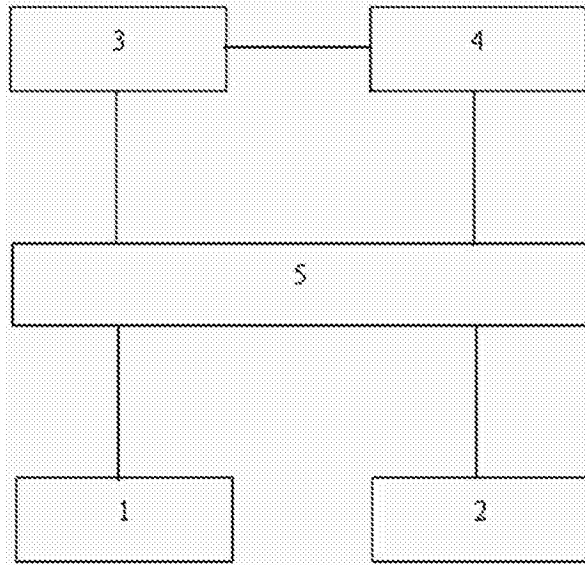


图 1

专利名称(译)	一种变电站在线监测装置的使用方法		
公开(公告)号	CN105232037A	公开(公告)日	2016-01-13
申请号	CN201510776402.5	申请日	2015-11-13
[标]申请(专利权)人(译)	张希梅		
申请(专利权)人(译)	张希梅		
当前申请(专利权)人(译)	张希梅		
[标]发明人	张希梅		
发明人	张希梅		
IPC分类号	A61B5/0452 A61B5/0476 A61B5/00		
其他公开文献	CN105232037B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种变电站在线监测装置，其包括提取设备、识别设备、存储芯片、电极、低通滤波器等。通过采用本发明，避免了以往只能人工手动进行，效率低下，不方便的问题。本发明通过在线智能监测系统来进行，从而满足电力部门变电站在线监测装置的智能化要求。

