



## (12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105411586 A

(43) 申请公布日 2016. 03. 23

(21) 申请号 201610005299. 9

(22) 申请日 2016. 01. 02

(71) 申请人 无锡桑尼安科技有限公司

地址 214000 江苏省无锡市锡山区东亭街道  
迎宾北路 1 号

(72) 发明人 不公告发明人

(51) Int. Cl.

A61B 5/0476(2006. 01)

A61B 5/02(2006. 01)

A61B 5/1171(2016. 01)

A61B 5/00(2006. 01)

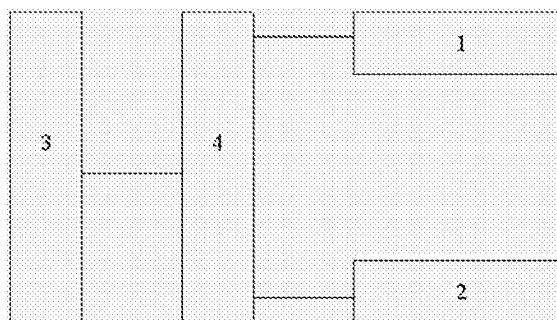
权利要求书3页 说明书6页 附图1页

### (54) 发明名称

基于人种检测的生理参数检测仪

### (57) 摘要

本发明涉及一种基于人种检测的生理参数检测仪,所述检测仪包括脉搏监控子系统、脑电波监控子系统、人种检测子系统和 AT89C51 单片机,所述脉搏监控子系统基于所述人种检测子系统的检测结果对被测人员脉搏状态进行监控,所述脑电波监控子系统对被测人员脑电波状态进行监控,所述 AT89C51 单片机基于所述脉搏监控子系统和所述脑电波监控子系统的监控结果确定被测人员的生理状态。通过本发明,能够在对被测人员进行医疗监护的同时,将人种因素考虑进去,从而提高了监护的效果。



1. 一种基于人种检测的生理参数检测仪,所述检测仪包括脉搏监控子系统、脑电波监控子系统、人种检测子系统和 AT89C51 单片机,所述脉搏监控子系统基于所述人种检测子系统的检测结果对被测人员脉搏状态进行监控,所述脑电波监控子系统对被测人员脑电波状态进行监控,所述 AT89C51 单片机基于所述脉搏监控子系统和所述脑电波监控子系统的监控结果确定被测人员的生理状态。

2. 如权利要求 1 所述的基于人种检测的生理参数检测仪,其特征在于,所述检测仪包括:

图像采集设备,用于对被测人员面部进行拍摄,以获得被测人员面部图像;

对比度增强设备,与所述图像采集设备连接,用于接收所述被测人员面部图像并对其进行对比度增强处理,以获得增强图像;

中值滤波设备,与所述对比度增强设备连接,用于对所述增强图像执行像素窗口  $5 \times 5$  的中值滤波,以滤除所述增强图像中的点噪声,获得中值滤波图像;

低通滤波设备,与所述中值滤波设备连接,用于去除所述中值滤波图像中的随机噪声,获得低通滤波图像;

同态滤波设备,与所述低通滤波设备连接,用于对所述低通滤波图像执行压缩亮度范围处理,以获得同态滤波图像;

特征提取设备,与所述同态滤波设备连接,包括图像分割子设备和特征向量识别子设备,所述图像分割子设备用于将所述同态滤波图像中的面部目标从拍摄背景处识别并分割出来以获得面部子图像;所述特征向量识别子设备与所述图像分割子设备连接,基于所述面部子图像确定被测人员面部的 8 个几何特征:欧拉孔数、圆度、角点数、凸凹度、光滑度、长径比、紧密度和主轴角度,并将所述 8 个几何特征组成特征向量;

人种识别设备,与所述特征提取设备连接,采用 8 输入 4 输出的单隐层 BP 神经网络,以被测人员面部的 8 个几何特征作为输入层神经元,输出层为被测人员的人种类型,所述被测人员的人种类型为白色人种、黄色人种、棕色人种和黑色人种四种类型中的一种;

FLASH 存储芯片,用于预先存储人种生理参数对照表,所述人种生理参数对照表保存了白色人种、黄色人种、棕色人种和黑色人种四种类型中的每一种类型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;

第一电阻,一端与 5V 电源连接,另一端与红外接收二极管的正端连接;

第二电阻,一端与 5V 电源连接,另一端与第三电阻的一端连接;

第三电阻,另一端接地,并具有与第二电阻相同的阻值;

第一双路运算放大器,用于产生 2.5V 的基准电压,其正端与第二电阻的另一端连接,负端与第一电容的一端连接,输出端与红外发射二极管的负端连接,负端还与红外发射二极管的负端连接;

第一电容,另一端接地;

第四电阻,一端与红外发射二极管的负端连接;

第二双路运算放大器,正端与第四电阻的另一端连接,负端与红外接收二极管的正端连接,输出端作为脉搏电压;

第五电阻,并联在第二双路运算放大器负端和第二双路运算放大器输出端之间;

第二电容,并联在第二双路运算放大器负端和第二双路运算放大器输出端之间;

红外发射二极管,设置在被测人员耳部毛细血管位置,用于发射红外光,红外发射二极管的负端与红外接收二极管的正端连接;

红外接收二极管,设置在被测人员耳部毛细血管位置,位于所述红外发射二极管的相对位置,用于接收透射被测人员耳部毛细血管后的红外光;

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;

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;

AT89C51 单片机,采用并行输入输出接口与所述模数转换电路连接以获得所述脑电波数字信号,采用串行输入输出接口与所述第二双路运算放大器的输出端连接以获得所述脉搏电压,当所述脉搏电压在预设脉搏范围之外时,发出脉搏异常识别信号,当所述脑电波数字信号中出现  $\alpha$  波和  $\beta$  波时,输出浅睡眠识别信号,当所述脑电波数字信号中出现  $\theta$  波和  $\delta$  波时,输出深睡眠识别信号;

其中,当 AT89C51 单片机发出脉搏异常识别信号、浅睡眠识别信号或深睡眠识别信号时,AT89C51 单片机同时发出异常状态信号,否则,AT89C51 单片机同时发出正常状态信号;

其中,当红外发射二极管和红外接收二极管之间无脉搏时,脉搏电压为 2.5V,当红外发射二极管和红外接收二极管之间存在跳动的脉搏时,血脉使耳部透光性变差,脉搏电压大于 2.5V;

其中,第一双路运算放大器和第二双路运算放大器都为 TI 公司的双路运算放大器;

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,AT89C51 单片机还与入种识别设备和 FLASH 存储芯片分别连接,基于入种识别设备输出的被测人员的入种类型在所述入种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。

3. 如权利要求 2 所述的基于入种检测的生理参数检测仪,其特征在于,所述检测仪还包括:

无线通信电路,与 AT89C51 单片机连接,用于发送异常状态信号或正常状态信号。

4. 如权利要求 3 所述的基于人种检测的生理参数检测仪,其特征在于:

无线通信电路为 GPRS 移动通信接口、3G 移动通信接口和 4G 移动通信接口中的一种。

5. 如权利要求 3 所述的基于人种检测的生理参数检测仪,其特征在于:

无线通信电路将异常状态信号或正常状态信号发送到远端的医疗救护中心的服务器处。

6. 如权利要求 3 所述的基于人种检测的生理参数检测仪,其特征在于:

AT89C51 单片机与无线通信电路集成在一块集成电路板上。

## 基于人种检测的生理参数检测仪

### 技术领域

[0001] 本发明涉及医疗监护领域,尤其涉及一种基于人种检测的生理参数检测仪。

### 背景技术

[0002] 现有技术中存在多种生理参数检测仪器,用于对被测人员的身体的各项生理参数进行检测,一旦出现生理参数超过预设限值的情况,立即启动报警装置通知医护人员或被测人员本人,以快速寻找应急措施,避免事态的进一步发展。

[0003] 然而,现有技术中的各种生理参数检测仪器都存在以下缺陷:(1)检测机制单一,每一个仪器一般只用于检测一项生理参数;(2)检测机制落后,检测仪器的结构冗余度不高,精度不够精确;(3)由于被测人员存在四种人种,由于历史的积累和进化的不同步,每一种人种的生理参数的预警阈值都不相同,现有技术缺乏基于人种检测的智能化检测手段,导致检测结果偏差较大。

[0004] 因此,本发明提出了一种基于人种检测的生理参数检测仪,能够将被测人员的脉搏信号和脑电波信号放在一个检测机制下进行检测,同时改善现有的生理参数检测设备的结构,实现不同人种不同检测预警阈值的检测模式,从而提高检测结果的精度。

### 发明内容

[0005] 为了解决现有技术存在的技术问题,本发明提供了一种基于人种检测的生理参数检测仪,将脉搏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,对于世界上现存的四种人种,采用高精度图像识别的技术进行人种识别,并根据人种识别的结果自适应地设置各个生理参数预警阈值,从而保障检测结果的合理性和科学性。

[0006] 根据本发明的一方面,提供了一种基于人种检测的生理参数检测仪,所述检测仪包括脉搏监控子系统、脑电波监控子系统、人种检测子系统和 AT89C51 单片机,所述脉搏监控子系统基于所述人种检测子系统的检测结果对被测人员脉搏状态进行监控,所述脑电波监控子系统对被测人员脑电波状态进行监控,所述 AT89C51 单片机基于所述脉搏监控子系统和所述脑电波监控子系统的监控结果确定被测人员的生理状态。

[0007] 更具体地,在所述基于人种检测的生理参数检测仪中,包括:图像采集设备,用于对被测人员面部进行拍摄,以获得被测人员面部图像;对比度增强设备,与所述图像采集设备连接,用于接收所述被测人员面部图像并对其进行对比度增强处理,以获得增强图像;中值滤波设备,与所述对比度增强设备连接,用于对所述增强图像执行像素窗口  $5 \times 5$  的中值滤波,以滤除所述增强图像中的点噪声,获得中值滤波图像;低通滤波设备,与所述中值滤波设备连接,用于去除所述中值滤波图像中的随机噪声,获得低通滤波图像;同态滤波设备,与所述低通滤波设备连接,用于对所述低通滤波图像执行压缩亮度范围处理,以获得同态滤波图像;特征提取设备,与所述同态滤波设备连接,包括图像分割子设备和特征向量识别子设备,所述图像分割子设备用于将所述同态滤波图像中的面部目标从拍摄背景处识别

并分割出来以获得面部子图像；所述特征向量识别子设备与所述图像分割子设备连接，基于所述面部子图像确定被测人员面部的 8 个几何特征：欧拉孔数、圆度、角点数、凸凹度、光滑度、长径比、紧密度和主轴角度，并将所述 8 个几何特征组成特征向量；人种识别设备，与所述特征提取设备连接，采用 8 输入 4 输出的单隐层 BP 神经网络，以被测人员面部的 8 个几何特征作为输入层神经元，输出层为被测人员的人种类型，所述被测人员的人种类型为白色人种、黄色人种、棕色人种和黑色人种四种类型中的一种；FLASH 存储芯片，用于预先存储人种生理参数对照表，所述人种生理参数对照表保存了白色人种、黄色人种、棕色人种和黑色人种四种类型中的每一种类型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；第一电阻，一端与 5V 电源连接，另一端与红外接收二极管的正端连接；第二电阻，一端与 5V 电源连接，另一端与第三电阻的一端连接；第三电阻，另一端接地，并具有与第二电阻相同的阻值；第一双路运算放大器，用于产生 2.5V 的基准电压，其正端与第二电阻的另一端连接，负端与第一电容的一端连接，输出端与红外发射二极管的负端连接，负端还与红外发射二极管的负端连接；第一电容，另一端接地；第四电阻，一端与红外发射二极管的负端连接；第二双路运算放大器，正端与第四电阻的另一端连接，负端与红外接收二极管的正端连接，输出端作为脉搏电压；第五电阻，并联在第二双路运算放大器负端和第二双路运算放大器输出端之间；第二电容，并联在第二双路运算放大器负端和第二双路运算放大器输出端之间；红外发射二极管，设置在被测人员耳部毛细血管位置，用于发射红外光，红外发射二极管的负端与红外接收二极管的正端连接；红外接收二极管，设置在被测人员耳部毛细血管位置，位于所述红外发射二极管的相对位置，用于接收透射被测人员耳部毛细血管后的红外光；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；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；AT89C51 单片机，采用并行输入输出接口与所述模数转换电路连接以获得所述脑电波数字信号，采用串行输入输出接口与所述第二双路运算放大器的输出端连接以获得所述脉搏电压，当所述脉搏电压在预设脉搏范围之外时，发出脉搏异常识别信号，当所述脑电波数字信号中出现  $\alpha$  波和  $\beta$  波时，输出浅睡眠识别信号，当所述脑电波数字信号中出现  $\theta$  波和  $\delta$  波时，输出深睡眠识别信号；其中，当 AT89C51 单片机发出脉搏异常识别信号、浅睡眠识别信号或深睡眠识别信号时，AT89C51 单片机同时发出异常状态信号，否则，AT89C51 单片机同时发出正常状态信号；其中，当红外发射二极管和红外接收二极管之间无脉搏时，脉搏电压为 2.5V，当红外发射二极管和红外接收二极管之间存在跳动的脉搏时，血脉使耳部透光性变差，脉搏电压大于 2.5V；其中，第一双路运算放大器和第二双路运算放大器都为 TI 公司的双路运算放大器；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,AT89C51 单片机还与入种识别设备和 FLASH 存储芯片分别连接,基于入种识别设备输出的被测人员的入种类型在所述入种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。

[0008] 更具体地,在所述基于入种检测的生理参数检测仪中,所述检测仪还包括:无线通信电路,与 AT89C51 单片机连接,用于发送异常状态信号或正常状态信号。

[0009] 更具体地,在所述基于入种检测的生理参数检测仪中:无线通信电路为 GPRS 移动通信接口、3G 移动通信接口和 4G 移动通信接口中的一种。

[0010] 更具体地,在所述基于入种检测的生理参数检测仪中:无线通信电路将异常状态信号或正常状态信号发送到远端的医疗救护中心的服务器处。

[0011] 更具体地,在所述基于入种检测的生理参数检测仪中:AT89C51 单片机与无线通信电路集成在一块集成电路板上。

## 附图说明

[0012] 以下将结合附图对本发明的实施方案进行描述,其中:

[0013] 图 1 为本发明的基于入种检测的生理参数检测仪的第一实施例的结构方框图。

[0014] 附图标记:1 脉搏监控子系统;2 脑电波监控子系统;3 入种检测子系统;4AT89C51 单片机

## 具体实施方式

[0015] 下面将参照附图对本发明的基于入种检测的生理参数检测仪的实施方案进行详细说明。

[0016] 入种,也称作种族,在生物学上,人类各个种族都同属于一个物种,即智人。各个人种的体质形态一般来说是和他们的生活环境相适应的。入种是具有共同遗传体质特征的人类群体。不同的种族相当于一个物种下的若干变种,虽然他们都起源于一个共同祖先。

[0017] 当今世界存在四大人种,即黄色人种,又称作为蒙古人种,白色人种,又称作为高加索人种,黑色人种,又称作为尼格罗人种,以及棕色人种,又称作为澳大利亚人种。

[0018] 从外形上看,不同的人种在肤色、眼色、发色、发型、头型、身高等特征上有所区别,但这些特征差异是由于人类在一定地域内长期适应当地自然环境,又经过长期隔离所形成的。从内部结构上看,不同的人种在各项生理参数分布范围上也各不相同,如果对不同入种采用相同的生理参数阈值进行监控,监控的结果可能大相径庭。

[0019] 现有技术中缺乏基于入种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。

[0020] 为此,本发明搭建了一种基于入种检测的生理参数检测仪,将经过结构优化的高精度的脉搏监控设备和脑电波监控设备集成在一个检测仪器中,同时采用有针对性的人种

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参数的科学性检测和预警。

[0021] 图1为本发明的基于人种检测的生理参数检测仪的第一实施例的结构方框图,所述检测仪包括脉搏监控子系统、脑电波监控子系统、人种检测子系统和AT89C51单片机,所述脉搏监控子系统基于所述人种检测子系统的检测结果对被测人员脉搏状态进行监控,所述脑电波监控子系统对被测人员脑电波状态进行监控,所述AT89C51单片机基于所述脉搏监控子系统和所述脑电波监控子系统的监控结果确定被测人员的生理状态。

[0022] 接着,继续对本发明的基于人种检测的生理参数检测仪的第二实施例的具体结构进行进一步的说明。

[0023] 所述检测仪包括:图像采集设备,用于对被测人员面部进行拍摄,以获得被测人员面部图像;对比度增强设备,与所述图像采集设备连接,用于接收所述被测人员面部图像并对其进行对比度增强处理,以获得增强图像;中值滤波设备,与所述对比度增强设备连接,用于对所述增强图像执行像素窗口 $5 \times 5$ 的中值滤波,以滤除所述增强图像中的点噪声,获得中值滤波图像;低通滤波设备,与所述中值滤波设备连接,用于去除所述中值滤波图像中的随机噪声,获得低通滤波图像;同态滤波设备,与所述低通滤波设备连接,用于对所述低通滤波图像执行压缩亮度范围处理,以获得同态滤波图像。

[0024] 所述检测仪包括:特征提取设备,与所述同态滤波设备连接,包括图像分割子设备和特征向量识别子设备,所述图像分割子设备用于将所述同态滤波图像中的面部目标从拍摄背景处识别并分割出来以获得面部子图像;所述特征向量识别子设备与所述图像分割子设备连接,基于所述面部子图像确定被测人员面部的8个几何特征:欧拉孔数、圆度、角点数、凸凹度、光滑度、长径比、紧密度和主轴角度,并将所述8个几何特征组成特征向量;人种识别设备,与所述特征提取设备连接,采用8输入4输出的单隐层BP神经网络,以被测人员面部的8个几何特征作为输入层神经元,输出层为被测人员的人种类型,所述被测人员的人种类型为白色人种、黄色人种、棕色人种和黑色人种四种类型中的一种;FLASH存储芯片,用于预先存储人种生理参数对照表,所述人种生理参数对照表保存了白色人种、黄色人种、棕色人种和黑色人种四种类型中的每一种类型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] 所述检测仪包括:第一电阻,一端与5V电源连接,另一端与红外接收二极管的正端连接;第二电阻,一端与5V电源连接,另一端与第三电阻的一端连接;第三电阻,另一端接地,并具有与第二电阻相同的阻值;第一双路运算放大器,用于产生2.5V的基准电压,其正端与第二电阻的另一端连接,负端与第一电容的一端连接,输出端与红外发射二极管的负端连接,负端还与红外发射二极管的负端连接。

[0026] 所述检测仪包括:第一电容,另一端接地;第四电阻,一端与红外发射二极管的负端连接;第二双路运算放大器,正端与第四电阻的另一端连接,负端与红外接收二极管的正端连接,输出端作为脉搏电压;第五电阻,并联在第二双路运算放大器负端和第二双路运算放大器输出端之间;第二电容,并联在第二双路运算放大器负端和第二双路运算放大器输出端之间;红外发射二极管,设置在被测人员耳部毛细血管位置,用于发射红外光,红外发射二极管的负端与红外接收二极管的正端连接;红外接收二极管,设置在被测人员耳部毛



细血管位置,位于所述红外发射二极管的相对位置,用于接收透射被测人员耳部毛细血管后的红外光;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。

[0027] 所述检测仪包括: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。

[0028] 所述检测仪包括: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。

[0029] 所述检测仪包括:AT89C51 单片机,采用并行输入输出接口与所述模数转换电路连接以获得所述脑电波数字信号,采用串行输入输出接口与所述第二双路运算放大器的输出端连接以获得所述脉搏电压,当所述脉搏电压在预设脉搏范围之外时,发出脉搏异常识别信号,当所述脑电波数字信号中出现 $\alpha$ 波和 $\beta$ 波时,输出浅睡眠识别信号,当所述脑电波数字信号中出现 $\theta$ 波和 $\delta$ 波时,输出深睡眠识别信号。

[0030] 其中,当AT89C51 单片机发出脉搏异常识别信号、浅睡眠识别信号或深睡眠识别信号时,AT89C51 单片机同时发出异常状态信号,否则,AT89C51 单片机同时发出正常状态信号;其中,当红外发射二极管和红外接收二极管之间无脉搏时,脉搏电压为2.5V,当红外发射二极管和红外接收二极管之间存在跳动的脉搏时,血脉使耳部透光性变差,脉搏电压大于2.5V;其中,第一双路运算放大器和第二双路运算放大器都为TI公司的双路运算放大器;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。

[0031] 其中,AT89C51 单片机还与入种识别设备和FLASH 存储芯片分别连接,基于入种识别设备输出的被测人员的入种类型在所述入种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。

[0032] 可选地,在所述检测仪中,还包括:无线通信电路,与AT89C51 单片机连接,用于发送异常状态信号或正常状态信号;无线通信电路为GPRS 移动通信接口、3G 移动通信接口和4G 移动通信接口中的一种;无线通信电路将异常状态信号或正常状态信号发送到远端的医疗救护中心的服务器处;以及可以将AT89C51 单片机与无线通信电路集成在一块电路板上。

[0033] 另外,滤波器,顾名思义,是对波进行过滤的器件。“波”是一个非常广泛的物理概念,在电子技术领域,“波”被狭义地局限于特指描述各种物理量的取值随时间起伏变化的过程。该过程通过各类传感器的作用,被转换为电压或电流的时间函数,称之为各种物理量的时间波形,或者称之为信号。因为自变量时间是连续取值的,所以称之为连续时间信号,

又习惯地称之为模拟信号。

[0034] 随着数字式电子计算机技术的产生和飞速发展,为了便于计算机对信号进行处理,产生了在抽样定理指导下将连续时间信号变换成离散时间信号的完整的理论和方法。也就是说,可以只用原模拟信号在一系列离散时间坐标点上的样本值表达原始信号而不丢失任何信息,波、波形、信号这些概念既然表达的是客观世界中各种物理量的变化,自然就是现代社会赖以生存的各种信息的载体。信息需要传播,靠的就是波形信号的传递。信号在它的产生、转换、传输的每一个环节都可能由于环境和干扰的存在而畸变,甚至是在相当多的情况下,这种畸变还很严重,导致信号及其所携带的信息被深深地埋在噪声当中了。为了滤除这些噪声,恢复原本的信号,需要使用各种滤波器进行滤波处理。

[0035] 采用本发明的基于人种检测的生理参数检测仪,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人种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脉搏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人种进行有针对性的检测,并在人种识别的基础上完成对被测人员的生理状态的检测和预警,从而提高了检测结果的准确性。

[0036] 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。

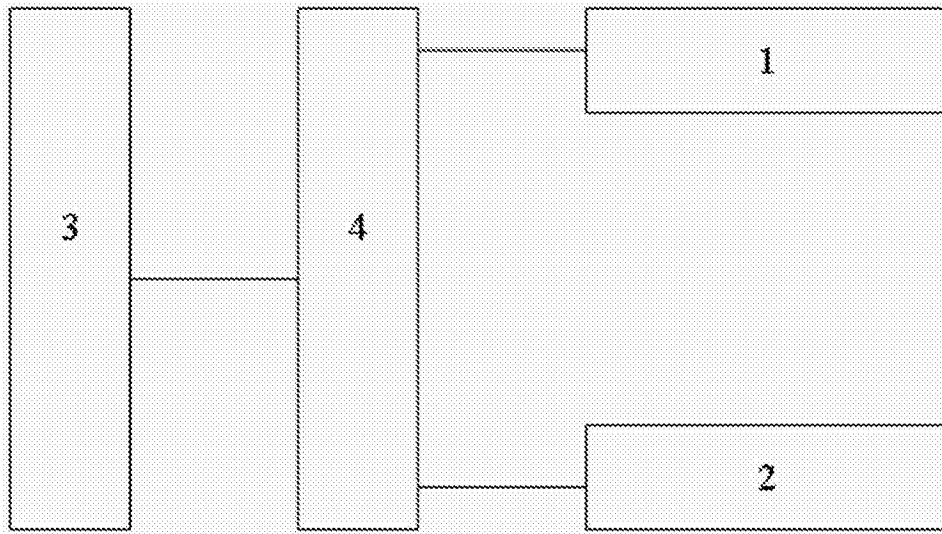


图 1

专利名称(译)	基于人种检测的生理参数检测仪		
公开(公告)号	<a href="#">CN105411586A</a>	公开(公告)日	2016-03-23
申请号	CN201610005299.9	申请日	2016-01-02
[标]申请(专利权)人(译)	无锡桑尼安科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	无锡桑尼安科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	无锡桑尼安科技有限公司		
[标]发明人	不公告发明人		
发明人	不公告发明人		
IPC分类号	A61B5/0476 A61B5/02 A61B5/1171 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0476 A61B5/02 A61B5/04018 A61B5/1176 A61B5/7203 A61B5/725 A61B5/746		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

#### 摘要(译)

本发明涉及一种基于人种检测的生理参数检测仪，所述检测仪包括脉搏监控子系统、脑电波监控子系统、人种检测子系统和AT89C51单片机，所述脉搏监控子系统基于所述人种检测子系统的检测结果对被测人员脉搏状态进行监控，所述脑电波监控子系统对被测人员脑电波状态进行监控，所述AT89C51单片机基于所述脉搏监控子系统和所述脑电波监控子系统的监控结果确定被测人员的生理状态。通过本发明，能够在对被测人员进行医疗监护的同时，将人种因素考虑进去，从而提高了监护的效果。

