



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105411578 A

(43) 申请公布日 2016. 03. 23

(21) 申请号 201610001999. 0

(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 5/0452(2006. 01)

A61B 5/145(2006. 01)

A61B 5/0245(2006. 01)

A61B 5/00(2006. 01)

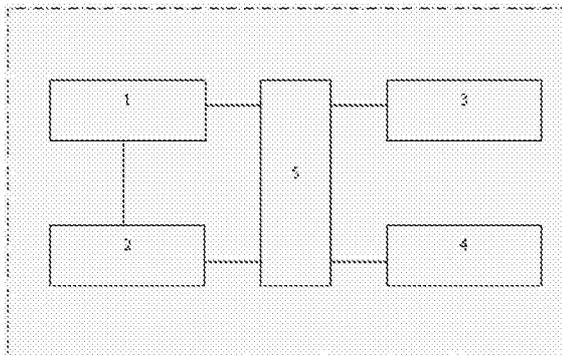
权利要求书3页 说明书6页 附图1页

(54) 发明名称

一种自动化病人状态检测方法

(57) 摘要

本发明涉及一种自动化病人状态检测方法，该方法包括：1) 提供一种自动化病人状态检测平台，所述检测平台包括图像信息采集设备、CF 存储卡、心电图检测设备、血糖检测设备和飞思卡尔 MC9S12 芯片，所述图像信息采集设备用于采集被测人员的图像数据，所述飞思卡尔 MC9S12 芯片与所述图像信息采集设备和所述 CF 存储卡分别连接，用于基于被测人员的图像数据在所述 CF 存储卡的存储数据中匹配出被测人员的人种类型，并基于所述人种类型确定能用于所述心电图检测设备和所述血糖检测设备的生理参数阈值；2) 使用所述检测平台。



1. 一种自动化病人状态检测方法,该方法包括:

1) 提供一种自动化病人状态检测平台,所述检测平台包括图像信息采集设备、CF存储卡、心电图检测设备、血糖检测设备和飞思卡尔MC9S12芯片,所述图像信息采集设备用于采集被测人员的图像数据,所述飞思卡尔MC9S12芯片与所述图像信息采集设备和所述CF存储卡分别连接,用于基于被测人员的图像数据在所述CF存储卡的存储数据中匹配出被测人员的人种类型,并基于所述人种类型确定能用于所述心电图检测设备和所述血糖检测设备的生理参数阈值;

2) 使用所述检测平台。

2. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述检测平台包括:

CF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脸面部与背景分离,所述CF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白色人种面部、基准黄色人种面部、基准棕色人种面部和基准黑色人种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CF存储卡还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;

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;

面部特征检测设备包括自适应递归滤波设备、中值滤波设备、尺度变换增强子设备、目标分割子设备和目标识别子设备;所述自适应递归滤波设备与所述CMOS摄像头连接,用于对所述被测人员面部图像采用自适应递归滤波处理,以滤除所述被测人员面部图像中的高斯噪声,获得自适应递归滤波图像;所述中值滤波设备与所述自适应递归滤波设备连接,用于对所述自适应递归滤波图像执行中值滤波处理,以滤除所述自适应递归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CF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CF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人种类型作为被测人员的人种类型;

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;

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;

直接数字频率合成器,用于产生频率和相位能够调整的正弦波信号以作为射频频率源用作混频使用;

脉冲序列发生器,用于产生脉冲序列;

混频器,与所述直接数字频率合成器和所述脉冲序列发生器分别连接,采用脉冲序列对正弦波信号进行混频调制;

功率放大器,与所述混频器连接,用于将混频调制后的信号进行放大;

开关电源,用作探头与功率放大器之间的接口电路,将放大后的信号加载到探头的射频收发线圈中;

钕铁硼永磁型磁体结构,在容纳被测人员手指的空间内产生一个场强均匀的静态磁场;

探头,放置在被测人员手指位置,缠绕射频收发线圈以将加载的信号送入所述钕铁硼永磁型磁体结构内,产生核磁共振现象,还用于将经过被测人员手指内氢质子共振后获得的衰减信号送出;

飞思卡尔MC9S12芯片,与所述探头连接,接收所述衰减信号,分析所述衰减信号的谱线,并计算其中葡萄糖所占比例,从而获取被测人员的血糖浓度;飞思卡尔MC9S12芯片还与所述心电图参数提取电路连接以接收被测人员的窦性心率和QT间期;

其中,所述飞思卡尔MC9S12芯片当所述血糖浓度在预设血糖上限浓度时,发出血糖浓度过高识别信号,当所述血糖浓度在预设血糖下限浓度时,发出血糖浓度过低识别信号,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,所述心电电压差包括多个电压差;

其中,飞思卡尔MC9S12芯片还与面部特征检测设备和CF存储卡分别连接,基于面部特征检测设备输出的被测人员的人种类型在所述人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所述的方法,其特征在于:

所述探头缠绕的射频收发线圈为鸟笼线圈、螺旋管线圈、鞍状线圈、相控阵列线圈和环

状线圈中的一种。

4. 如权利要求2所述的方法,其特征在于:

所述直接数字频率合成器所采用的频率合成选用直接数字合成、模拟锁相环和数字锁相环中的一种。

5. 如权利要求2所述的方法,其特征在于:

所述飞思卡尔MC9S12芯片与所述面部特征检测设备被集成在一块电路板上。

6. 如权利要求2所述的方法,其特征在于:

所述自适应递归滤波设备、所述中值滤波设备、所述尺度变换增强设备、所述目标分割设备和所述目标识别设备被实现在同一块FPGA芯片中。

一种自动化病人状态检测方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医护领域,尤其涉及一种自动化病人状态检测方法。

背景技术

[0002] 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,如果对不同人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。

[0003] 现有技术中缺乏基于人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。

[0004] 为此,本发明提出了一种自动化病人状态检测平台,将经过结构优化的高精度的血糖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,从而提高医疗设备的检测效率和精度。

发明内容

[0005] 为了解决现有技术存在的技术问题,本发明提供了一种自动化病人状态检测平台,将血糖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,提供了一种自动化病人状态检测平台,所述检测平台包括图像信息采集设备、CF存储卡、心电图检测设备、血糖检测设备和飞思卡尔MC9S12芯片,所述图像信息采集设备用于采集被测人员的图像数据,所述飞思卡尔MC9S12芯片与所述图像信息采集设备和所述CF存储卡分别连接,用于基于被测人员的图像数据在所述CF存储卡的存储数据中匹配出被测人员的人种类型,并基于所述人种类型确定能用于所述心电图检测设备和所述血糖检测设备的生理参数阈值。

[0007] 更具体地,在所述自动化病人状态检测平台中,包括:CF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脸面部与背景分离,所述CF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白色人种面部、基准黄色人种面部、基准棕色人种面部和基准黑色人种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CF存储卡还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;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;面部特征检测设备包括自适应递归滤波设备、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;所述自适应递归滤波设备与所述CMOS摄像头连接,用于对所述被测人员面部图像采用自适应递归滤波处理,以滤除所述被测人员面部图像中的高斯噪声,获得自适应递归滤波图像;所述中值滤波设备与所述自适应递归滤波设备连接,用于对所述自适应递归滤波图像执行中值滤波处理,以滤除所述自适应递归滤波图像中的散射成分,获得中值滤波图像;所述尺度变换增强设备与所述中值滤波设备连接,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;所述目标分割设备与所述尺度变换增强设备和所述CF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;所述目标识别设备与所述目标分割设备和所述CF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人种类型作为被测人员的人种类型;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;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;直接数字频率合成器,用于产生频率和相位能够调整的正弦波信号以作为射频频率源用作混频使用;脉冲序列发生器,用于产生脉冲序列;混频器,与所述直接数字频率合成器和所述脉冲序列发生器分别连接,采用脉冲序列对正弦波信号进行混频调制;功率放大器,与所述混频器连接,用于将混频调制后的信号进行放大;开关电源,用作探头与功率放大器之间的接口电路,将放大后的信号加载到探头的射频收发线圈中;钕铁硼永磁型磁体结构,在容纳被测人员手指的空间内产生一个场强均匀的静态磁场;探头,放置在被测人员手指位置,缠绕射频收发线圈以将加载的信号送入所述钕铁硼永磁型磁体结构内,产生核磁共振现象,还用于将经过被测人员手指内氢质子共振后获得的衰减信号送出;飞思卡尔MC9S12芯片,与所述探头连接,接收所述衰减信号,分析所述衰减信号的谱线,并计算其中葡萄糖所占比例,从而获取被测人员的血糖浓度;飞思卡尔MC9S12芯片还与所述心电图参数提取电路连接以接收被测人员的窦性心率和QT间期;其中,所述飞思卡尔MC9S12芯片当所述血糖浓度在预设血糖上限浓度时,发出血糖浓度过高识别信号,当所述血糖浓度在预设血糖下限浓度时,发出血糖浓度过低识别信号,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,所述心电电压差包括多个电压差;其中,飞思卡尔MC9S12芯片还与面部特征检测设备和CF存储卡分别连接,基于面部特征检测设备输出的被测人员的人种类型在所述人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,在所述自动化病人状态检测平台中:所述探头缠绕的射频收发线圈为鸟笼线圈、螺旋管线圈、鞍状线圈、相控阵列线圈和环状线圈中的一种。

[0009] 更具体地,在所述自动化病人状态检测平台中:所述直接数字频率合成器所采用的频率合成选用直接数字合成、模拟锁相环和数字锁相环中的一种。

[0010] 更具体地,在所述自动化病人状态检测平台中:所述飞思卡尔MC9S12芯片与所述面部特征检测设备被集成在一块集成电路板上。

[0011] 更具体地,在所述自动化病人状态检测平台中:所述自适应递归滤波设备、所述中值滤波设备、所述尺度变换增强设备、所述目标分割设备和所述目标识别设备被实现在同一块FPGA芯片中。

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为本发明的自动化病人状态检测平台的第一实施例的结构方框图。

[0014] 附图标记:1图像信息采集设备;2 CF存储卡;3心电图检测设备;4血糖检测设备;5飞思卡尔MC9S12芯片

具体实施方式

[0015] 下面将参照附图对本发明的自动化病人状态检测平台的实施方案进行详细说明。

[0016] 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。

[0017] 因此,本发明提出了一种自动化病人状态检测平台,能够将被测人员的血糖信号和心电图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。

[0018] 图1为本发明的自动化病人状态检测平台的第一实施例的结构方框图,所述检测平台包括图像信息采集设备、CF存储卡、心电图检测设备、血糖检测设备和飞思卡尔MC9S12芯片,所述图像信息采集设备用于采集被测人员的图像数据,所述飞思卡尔MC9S12芯片与所述图像信息采集设备和所述CF存储卡分别连接,用于基于被测人员的图像数据在所述CF存储卡的存储数据中匹配出被测人员的人种类型,并基于所述人种类型确定能用于所述心

电图检测设备和所述血糖检测设备的生理参数阈值。

[0019] 接着,继续对本发明的自动化病人状态检测平台的第二实施例的具体结构进行进一步的说明。

[0020] 所述检测平台包括:CF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脸面部与背景分离,所述CF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白色人种面部、基准黄色人种面部、基准棕色人种面部和基准黑色人种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CF存储卡还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。

[0021] 所述检测平台包括: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。

[0022] 所述检测平台包括:面部特征检测设备,包括自适应递归滤波设备、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;所述自适应递归滤波设备与所述CMOS摄像头连接,用于对所述被测人员面部图像采用自适应递归滤波处理,以滤除所述被测人员面部图像中的高斯噪声,获得自适应递归滤波图像;所述中值滤波设备与所述自适应递归滤波设备连接,用于对所述自适应递归滤波图像执行中值滤波处理,以滤除所述自适应递归滤波图像中的散射成分,获得中值滤波图像;所述尺度变换增强设备与所述中值滤波设备连接,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;所述目标分割设备与所述尺度变换增强设备和所述CF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;所述目标识别设备与所述目标分割设备和所述CF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人种类型作为被测人员的人种类型。

[0023] 所述检测平台包括: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。

[0024] 所述检测平台包括: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。

[0025] 所述检测平台包括: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;直接数字频率合成器,用于产生频率和相位能够调整的正弦波信号以作为射频频率源用作混频使用;脉冲序列发生器,用于产生脉冲序列。

[0026] 所述检测平台包括:混频器,与所述直接数字频率合成器和所述脉冲序列发生器分别连接,采用脉冲序列对正弦波信号进行混频调制;功率放大器,与所述混频器连接,用于将混频调制后的信号进行放大;开关电源,用作探头与功率放大器之间的接口电路,将放大后的信号加载到探头的射频收发线圈中;钕铁硼永磁型磁体结构,在容纳被测人员手指的空间内产生一个场强均匀的静态磁场;探头,放置在被测人员手指位置,缠绕射频收发线圈以将加载的信号送入所述钕铁硼永磁型磁体结构内,产生核磁共振现象,还用于将经过被测人员手指内氢质子共振后获得的衰减信号送出。

[0027] 所述检测平台包括:飞思卡尔MC9S12芯片,与所述探头连接,接收所述衰减信号,分析所述衰减信号的谱线,并计算其中葡萄糖所占比例,从而获取被测人员的血糖浓度;飞思卡尔MC9S12芯片还与所述心电图参数提取电路连接以接收被测人员的窦性心率和QT间期。

[0028] 其中,所述飞思卡尔MC9S12芯片当所述血糖浓度在预设血糖上限浓度时,发出血糖浓度过高识别信号,当所述血糖浓度在预设血糖下限浓度时,发出血糖浓度过低识别信号,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。

[0029] 其中,所述心电电压差包括多个电压差;其中,飞思卡尔MC9S12芯片还与面部特征检测设备和CF存储卡分别连接,基于面部特征检测设备输出的被测人员的人种类型在所述人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。

[0030] 可选地,在所述自动化病人状态检测平台中:所述探头缠绕的射频收发线圈为鸟笼线圈、螺旋管线圈、鞍状线圈、相控阵列线圈和环状线圈中的一种;所述直接数字频率合成器所采用的频率合成选用直接数字合成、模拟锁相环和数字锁相环中的一种;所述飞思卡尔MC9S12芯片与所述面部特征检测设备被集成在一块电路板上;以及,所述自适应递归滤波设备、所述中值滤波设备、所述尺度变换增强设备、所述目标分割设备和所述目标识别设备被实现在同一块FPGA芯片中。

[0031] 另外,FPGA(Field-Programmable Gate Array),即现场可编程门阵列,他是在PAL、GAL、CPLD等可编程器件的基础上进一步发展的产物。他是作为专用集成电路(ASIC)领域中的一种半定制电路而出现的,既解决了定制电路的不足,又克服了原有可编程器件门电路数有限的缺点。

[0032] 以硬件描述语言(Verilog或VHDL)所完成的电路设计,可以经过简单的综合与布局,快速的烧录至FPGA上进行测试,是现代IC设计验证的技术主流。这些可编辑元件可以被

用来实现一些基本的逻辑门电路(比如AND、OR、XOR、NOT)或者更复杂一些的组合功能比如解码器或数学方程式。在大多数的FPGA里面,这些可编辑的元件里也包含记忆元件例如触发器(Flip-flop)或者其他更加完整的记忆块。系统设计师可以根据需要通过可编辑的连接把FPGA内部的逻辑块连接起来,就好像一个电路试验板被放在了一个芯片里。一个出厂后的成品FPGA的逻辑块和连接可以按照设计者而改变,所以FPGA可以完成所需要的逻辑功能。

[0033] FPGA一般来说比ASIC(专用集成电路)的速度要慢,实现同样的功能比ASIC电路面积要大。但是他们也有很多的优点比如可以快速成品,可以被修改来改正程序中的错误和更便宜的造价。厂商也可能会提供便宜的但是编辑能力差的FPGA。因为这些芯片有比较差的可编辑能力,所以这些设计的开发是在普通的FPGA上完成的,然后将设计转移到一个类似于ASIC的芯片上。另外一种方法是用CPLD(Complex Programmable Logic Device,复杂可编程逻辑器件)。FPGA的开发相对于传统PC、单片机的开发有很大不同。FPGA以并行运算为主,以硬件描述语言来实现;相比于PC或单片机(无论是冯诺依曼结构还是哈佛结构)的顺序操作有很大区别。

[0034] 早在1980年代中期,FPGA已经在PLD设备中扎根。CPLD和FPGA包括了一些相对大数量的可编辑逻辑单元。CPLD逻辑门的密度在几千到几万个逻辑单元之间,而FPGA通常是在几万到几百万。CPLD和FPGA的主要区别是他们的系统结构。CPLD是一个有点限制性的结构。这个结构由一个或者多个可编辑的结果之和的逻辑组列和一些相对少量的锁定的寄存器组成。这样的结果是缺乏编辑灵活性,但是却有可以预计的延迟时间和逻辑单元对连接单元高比率的优点。而FPGA却是有很多的连接单元,这样虽然让他可以更加灵活的编辑,但是结构却复杂的多。

[0035] 采用本发明的自动化病人状态检测平台,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血糖监控设备和心电图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,避免误诊情况发生。

[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。

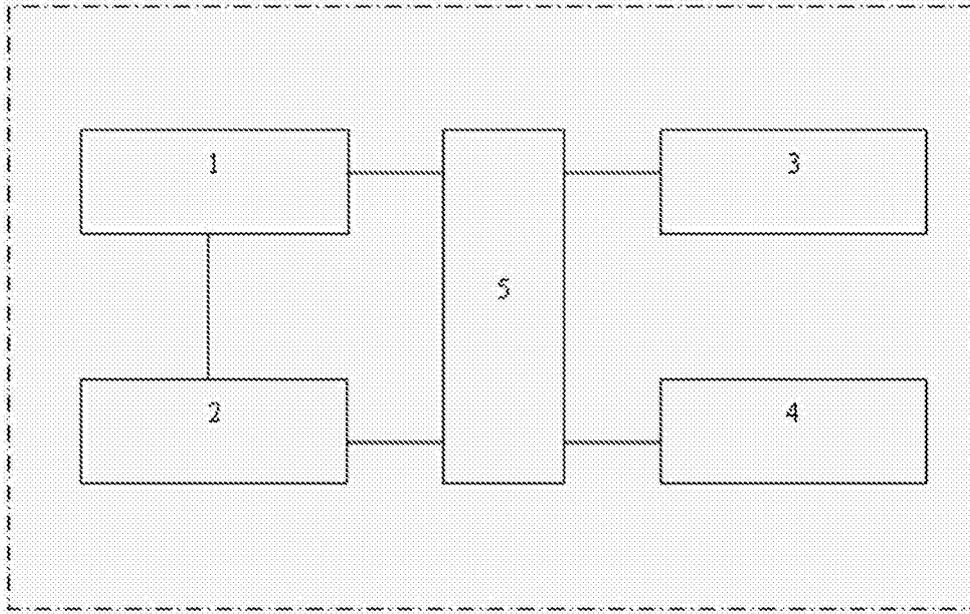


图1

专利名称(译)	一种自动化病人状态检测方法		
公开(公告)号	CN105411578A	公开(公告)日	2016-03-23
申请号	CN201610001999.0	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	A61B5/0452 A61B5/145 A61B5/0245 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/04012 A61B5/02455 A61B5/0452 A61B5/14532 A61B5/7203 A61B5/725 A61B5/746		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种自动化病人状态检测方法，该方法包括：1)提供一种自动化病人状态检测平台，所述检测平台包括图像信息采集设备、CF存储卡、心电图检测设备、血糖检测设备和飞思卡尔MC9S12芯片，所述图像信息采集设备用于采集被测人员的图像数据，所述飞思卡尔MC9S12芯片与所述图像信息采集设备和所述CF存储卡分别连接，用于基于被测人员的图像数据在所述CF存储卡的存储数据中匹配出被测人员的人种类型，并基于所述人种类型确定能用于所述心电图检测设备和所述血糖检测设备的生理参数阈值；2)使用所述检测平台。

