



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 108309261 B

(45)授权公告日 2020.05.22

(21)申请号 201810142202.8

A61B 5/1455(2006.01)

(22)申请日 2018.02.11

A61B 5/00(2006.01)

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 108309261 A

(43)申请公布日 2018.07.24

(73)专利权人 西安交通大学

地址 710049 陕西省西安市碑林区咸宁西路28号

(72)发明人 陈翔 李津 白中博 张旭

杨华奎 黄培原

(74)专利代理机构 西安通大专利代理有限责任

公司 61200

代理人 徐文权

(51)Int.Cl.

A61B 5/0205(2006.01)

(56)对比文件

CN 101911083 A,2010.12.08,

CN 104055499 A,2014.09.24,

CN 103462597 A,2013.12.25,

CN 106021941 A,2016.10.12,

US 2013/0023776 A1,2013.01.24,

审查员 杨星

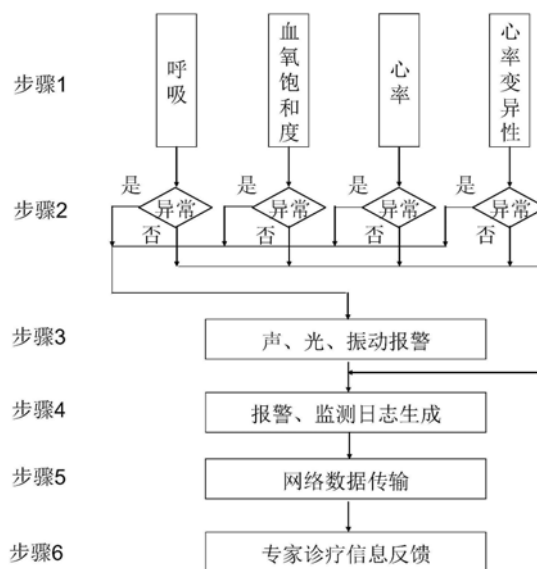
权利要求书2页 说明书7页 附图2页

(54)发明名称

一种猝死预警方法及装置和系统

(57)摘要

本发明公开一种猝死预警方法及装置和系统,方法包括,1.生理信息提取检测;提取测试对象的检测其呼吸、血氧饱和度、心率和心率变异性信息,得到呼吸率、AHI指数、动脉血氧饱和度、心率、彭加莱图指标SD1和SD2共计六项监测指标;2.生理信息异常检测;对步骤1获得的各项生理信息进行异常检测并计算预警等级;异常检测时,结果异常则执行步骤3,结果正常则继续检测;3.声、光和振动报警;驱动报警器发声、发光和发出振动,并给出相应的预警等级;预警等级越高表明猝死危险性越高,预警等级大于3需要就医,大于5则需要紧急就医。装置包括,呼吸传感器模块、血氧饱和度传感器模块、心率传感器模块、微处理器模块。



1. 一种猝死预警装置,其特征在于,包括,

用于提取检测使用者呼吸信息的呼吸传感器模块,得到呼吸率和AHI指数;呼吸传感器模块提取检测的呼吸信息用于反映呼吸系统的工作状态,分别监测呼吸率以及睡眠时的呼吸暂停低通气指数AHI;

所述呼吸率由公式(1)检测描述:

$$RRESP = \frac{60}{T_{RESP}} \quad (1)$$

其中, T_{RESP} 为检测所得呼吸波中的呼吸间期;

所述呼吸暂停低通气指数AHI指每小时睡眠时间内呼吸暂停加低通气的次数;

用于提取检测使用者血氧饱和度信息的血氧饱和度传感器模块,得到动脉血氧饱和度;

用于提取检测使用者心率信息和心率变异性信息的心率传感器模块,分别得到心率、彭加莱图指标SD1和SD2;心率传感器模块提取检测的彭加莱图指标SD1和SD2用于同时反映心血管系统和神经系统的工作状态;

所述心率变异性的提取与检测采用心率变异性的非线性分析方法,计算心率间期彭家莱图的标准差SD1和SD2,如公式(6)和(7)描述;

$$SD1^2 = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} (D'_i)^2 \quad (6)$$

$$SD2^2 = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} (D''_i)^2 \quad (7)$$

其中, D'_i 和 D''_i 如公式(8)和(9)描述,N为心率间期总数:

$$D'_i = \frac{1}{\sqrt{2}} |TRR_n - TRR_{n+1}| \quad (8)$$

$$D''_i = \frac{1}{\sqrt{2}} |TRR_n + TRR_{n+1} - 2\overline{TRR}| \quad (9)$$

其中, TRR_n 和 TRR_{n+1} 分别为第n与第n+1个心率间期, $\overline{TRR}$ 为全部心率间期序列的间期均值,n为自然数;

用于进行异常检测并计算预警等级的微处理器模块;

微处理器模块接收呼吸传感器模块、血氧饱和度传感器模块和心率传感器模块传来的生理信号;输出报警信息和原始数据至报警模块、数据传输模块和数据存储模块;

微处理器模块异常检测时,结果异常则输出报警信息,并给出相应的预警等级,预警等级越高表明猝死危险性越高;结果正常则继续检测;

计算预警等级时,初始预警等级为0,当呼吸率、动脉血氧饱和度、心率、SD1和SD2之中每出现一种指标异常则预警等级加1,当AHI指数轻度异常加1、中度异常加2和重度异常加3;

报警模块用于根据微处理器模块输出的报警信息,进行声、光和振动报警,发声、发光和发出振动中的至少一种报警提醒使用者或使用者监护人;

数据传输模块和数据存储模块分别用于原始数据的传输和存储。

2. 根据权利要求1所述的一种猝死预警装置,其特征在于,所述的微处理器模块采用MSP430单片机;数据存储模块采用MicroSD卡模块或FLASH模块。

3. 根据权利要求1所述的一种猝死预警装置,其特征在于,血氧饱和度传感器模块提取检测的动脉的血氧饱和度信息用于同时反映呼吸系统和心血管系统工作状态;

所述动脉血氧饱和度由波长分别为660nm红光和940nm红外光双波长光电容积波传感器提取检测,由公式(2)和(4)或(3)和(4)描述:

$$S_pO_2 = \alpha - \beta R \quad (2)$$

$$S_pO_2 = \alpha - \beta R - \gamma R^2 \quad (3)$$

$$R = \frac{I_{AC}^{660}/I_{DC}^{660}}{I_{AC}^{940}/I_{DC}^{940}} \quad (4)$$

其中, I_{AC}^{660} 、 I_{AC}^{940} 分别为红光、红外光强度的交流分量, I_{DC}^{660} 、 I_{DC}^{940} 分别为红光、红外光强度的直流分量; α 、 β 以及 γ 分别为经验值;

公式(2)为血氧饱和度与R值的一阶线性关系,在一阶关系不能满足线性度要求时,采用二阶公式(3)来描述。

4. 根据权利要求1所述的一种猝死预警装置,其特征在于,心率传感器模块提取检测的心率信息用于反应心血管系统工作状态;

所述心率的由公式(5)检测描述:

$$HR = \frac{60}{T_{RR}} \quad (5)$$

其中, T_{RR} 为体表心电图或光电容积波中的心率间期。

5. 根据权利要求1所述的一种猝死预警装置,其特征在于,微处理器模块异常检测时,正常呼吸率为10~24次/分钟,超过24次/分钟或低于10次/分钟为异常;

AHI小于等于5为正常,大于5且小于等于15为轻度异常,大于15且小于等于30为中度异常,大于30为重度异常;

动脉血氧饱和度正常值为大于等于90%,低于90%为异常;

心率正常值在60~100次/分钟之间,超过100次/分钟或低于60次/分钟为异常;

彭加莱图指标SD1和SD2,以经验值SD1大于等于10ms且SD2大于等于20ms为正常,SD1小于10ms或SD2小于20ms为异常。

6. 一种猝死预警系统,其特征在于,包括,

如权利要求1-5任意一项所述的猝死预警装置,用于采集各项生理信号、判断生理信号是否异常并对异常信息进行报警处理;猝死预警装置中的微处理器异常检测结果为正常则记录生成监测日志;异常检测结果为异常通过报警装置报警后,记录生成报警日志;

用于将猝死预警装置采集到的生理信息以及生成的报警、监测日志传送到网络服务器的移动终端或计算机;

用于对移动终端或计算机送来的生理信息以及报警、监测日志进行进一步的大数据分析处理及存储备份的网络服务器;网络服务器将监测所得异常数据推送至医护终端;

连接至网络服务器的医护终端;用于医生对上传的生理信息以及报警、监测日志进行分析、处理,进行猝死风险预警评估,并制定形成相应的诊疗指导意见,通过网络反馈给使用者或使用者监护人;

所述猝死预警装置通过有线或无线方式与移动终端或计算机之间进行数据通信。

一种猝死预警方法及装置和系统

技术领域

[0001] 本发明涉及生物医学工程领域,具体为一种猝死预警方法及装置和系统。

背景技术

[0002] 世界卫生组织定义猝死(Sudden Death)为:“平素身体健康或貌似健康的患者,在出乎意料的短时间内,因自然疾病而突然死亡。”根据世界卫生组织报告,全球十大死亡原因中,与猝死直接相关的就有缺血性心脏病、卒中以及高血压心脏病。仅此三条,2000至2012年间全球死亡1520万人,占全部死亡原因的25%以上;猝死死亡人数逐年上升、死亡分布范围从中低收入国家、中高收入国家到高收入国家十分广泛。具有死亡人数多、发病比例高、死亡人数逐年升高、发病人群分布广范的特点,是世界范围内的严重疾病。我国每年有180万人死于猝死,平均每分钟有3~4人猝死。

[0003] 绝大多数的猝死源于心搏骤停,40%的心搏骤停没有被发现或发生在睡眠中;70%~80%心搏骤停发生在家中,死于医院外或家中者占72%~80%。从猝死的原因和分类上来看,主要原因是心血管系统、呼吸系统以及神经系统的疾病,三者合计占到猝死事件的80~90%。而消化系统、泌尿生殖系统以及其它疾病的总和仅占10~20%。按照现有的猝死预防体系,分别对疾病人群和高危人群进行一级预防和二级预防来提高发病后的生存率。但由于近1/3的猝死事件事先没有明显心血管病征兆,使得现有公共卫生预防体系难以对全部人群提供有效防护。

[0004] 中国专利CN 103932688A公布了一种猝死预警装置及应用猝死装置的手表,通过绿光LED检测脉搏信息并结合三轴加速度传感器获取的人体运动信息对猝死进行预警,能够在一定程度上反映心血管系统疾病引起的异常。中国专利CN 104688250A公布了一种用于精神紧张判断及心脏性猝死的预警方法及预警系统,通过集成的肌电传感器和心率传感器获得精神紧张导致的肌电异常信号以及心率异常导致的心率减速力、连续心率减速力异常信号,能够反映心理以及心血管系统疾病引起的异常。

[0005] 以上述方法为代表的现有猝死预警方法和预警装置,通常以光电容积脉搏波为主检测脉搏或心率信号,辅以运动信息监测、精神紧张程度导致的肌电异常监测分别实现对心血管系统疾病引起异常的监测预警,监测指标单一,对于呼吸系统、神经系统等其它系统疾病引起的异常难以监测、预警。漏警率、虚警率较高,不足以对绝大多数猝死因素以及全部人群提供监测和预警。

发明内容

[0006] 针对现有技术中存在的问题,本发明提供一种猝死预警方法及装置和系统,所述方法通过对四个生理信号的监测以多源信息融合的方式实现对主要导致80~90%猝死的心血管系统、神经系统以及呼吸系统疾病的预防监测;所述装置结构简单、易于实现、小体积、低功耗。

[0007] 本发明是通过以下技术方案来实现:

[0008] 一种猝死预警方法,包括如下步骤,

[0009] 步骤1,生理信息提取检测;提取测试对象的检测其呼吸、血氧饱和度、心率和心率变异性信息,得到呼吸率、AHI指数、动脉血氧饱和度、心率、彭加莱图指标SD1和SD2共计六项监测指标;

[0010] 步骤2,生理信息异常检测;对步骤1获得的各项生理信息进行异常检测并计算预警等级;

[0011] 异常检测时,结果异常则执行步骤3,结果正常则继续检测;

[0012] 计算预警等级时,初始预警等级为0,当呼吸率、动脉血氧饱和度、心率、SD1和SD2之中每出现一种指标异常则预警等级加1,当AHI指数轻度异常加1、中度异常加2和重度异常加3;

[0013] 步骤3,声、光和振动报警;驱动报警器发声、发光和发出振动中的至少一种报警提醒使用者或使用者监护人,并给出相应的预警等级;预警等级越高表明猝死危险性越高,预警等级大于3需要就医,大于5则需要紧急就医。

[0014] 优选的,步骤3之后还包括如下步骤,

[0015] 步骤4,报警或监测日志生成;步骤2中的异常检测结果为正常则记录生成监测日志;步骤2中的异常检测结果为异常通过步骤3的报警后,记录生成报警日志;

[0016] 步骤5,网络数据传输;将所获得的原始生理信号、生成的报警和监测日志传输至网络服务器端,进行数据分析处理和存储备份;

[0017] 步骤6,专家诊疗信息反馈;网络服务器将监测所得异常数据推送至医护终端,由医学专家进行猝死风险预警评估,并制定相应的诊疗指导意见,通过网络反馈给使用者或使用者监护人。

[0018] 优选的,呼吸信息用于反映呼吸系统的工作状态,分别监测呼吸率以及睡眠时的呼吸暂停低通气指数AHI;

[0019] 所述呼吸率由公式(1)检测描述:

$$[0020] \quad \text{RESP} = \frac{60}{T_{\text{RESP}}} \quad (1)$$

[0021] 其中, T_{RESP} 为检测所得呼吸波中的呼吸间期;

[0022] 所述呼吸暂停低通气指数AHI指每小时睡眠时间内呼吸暂停加低通气的次数。

[0023] 优选的,动脉的血氧饱和度信息用于同时反映呼吸系统和心血管系统工作状态;

[0024] 所述动脉血氧饱和度由波长分别为660nm红光和940nm红外光双波长光电容积波传感器检测,由公式(2)和(4)或(3)和(4)描述:

$$[0025] \quad S_pO_2 = \alpha - \beta R \quad (2)$$

$$[0026] \quad S_pO_2 = \alpha - \beta R - \gamma R^2 \quad (3)$$

$$[0027] \quad R = \frac{I_{AC}^{660}/I_{DC}^{660}}{I_{AC}^{940}/I_{DC}^{940}} \quad (4)$$

[0028] 其中, I_{AC}^{660} 、 I_{AC}^{940} 分别为红光、红外光强度的交流分量, I_{DC}^{660} 、 I_{DC}^{940} 分别为红光、红外光强度的直流分量; α 、 β 以及 γ 分别为经验值;

[0029] 公式(2)为血氧饱和度与R值的一阶线性关系,在一阶关系不能满足线性度要求时,采用二阶公式(3)来描述。

[0030] 优选的,心率信息用于反应心血管系统工作状态;

[0031] 所述心率的由公式(5)检测描述:

$$[0032] \quad HR = \frac{60}{T_{RR}} \quad (5)$$

[0033] 其中, T_{RR} 为体表心电图或光电容积波中的心率间期。

[0034] 优选的,彭加莱图指标SD1和SD2用于同时反映心血管系统和神经系统的工作状态;

[0035] 所述心率变异性的提取与检测采用心率变异性的非线性分析方法,计算心率间期彭家莱图的标准差SD1和SD2,如公式(6)和(7)描述:

$$[0036] \quad SD1^2 = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} (D'_i)^2 \quad (6)$$

$$[0037] \quad SD2^2 = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} (D''_i)^2 \quad (7)$$

[0038] 其中, D'_i 和 D''_i 如公式(8)和(9)描述,N为心率间期总数:

$$[0039] \quad D'_i = \frac{1}{\sqrt{2}} |T_{RR_n} - T_{RR_{n+1}}| \quad (8)$$

$$[0040] \quad D''_i = \frac{1}{\sqrt{2}} |T_{RR_n} + T_{RR_{n+1}} - 2\overline{T_{RR}}| \quad (9)$$

[0041] 其中, T_{RR_n} 和 $T_{RR_{n+1}}$ 分别为第n与第n+1个心率间期, $\overline{T_{RR}}$ 为全部心率间期序列的间期均值,n为自然数。

[0042] 优选的,步骤2中,

[0043] 正常呼吸率为10~24次/分钟,超过24次/分钟或低于10次/分钟为异常;

[0044] AHI小于等于5为正常,大于5且小于等于15为轻度异常,大于15且小于等于30为中度异常,大于30为重度异常;

[0045] 动脉血氧饱和度正常值为大于等于90%,低于90%为异常;

[0046] 心率正常值在60~100次/分钟之间,超过100次/分钟或低于60次/分钟为异常;

[0047] 彭加莱图指标SD1和SD2,以经验值SD1大于等于10ms且SD2大于等于20ms为正常,SD1小于10ms或SD2小于20ms为异常。

[0048] 一种猝死预警装置,包括,

[0049] 用于提取检测使用者呼吸信息的呼吸传感器模块;

[0050] 用于提取检测使用者血氧饱和度信息的血氧饱和度传感器模块;

[0051] 用于提取检测使用者心率信息和心率变异性信息的心率传感器模块;

[0052] 用于进行异常检测并计算预警等级的微处理器模块;微处理器模块接收呼吸传感器模块、血氧饱和度传感器模块和心率传感器模块传来的生理信号;输出报警信息和原始数据至报警模块、数据传输模块和数据存储模块;报警模块用于根据微处理器模块的输出进行声、光和振动报警;数据传输模块和数据存储模块分别用于原始数据的传输和存储。

[0053] 优选的,所述的微处理器模块采用MSP430单片机;数据存储模块采用MicroSD卡模块或FLASH模块。

[0054] 一种猝死预警系统,包括,

[0055] 如上所述的猝死预警装置,用于采集各项生理信号、判断生理信号是否异常并对异常信息进行报警处理;

[0056] 用于将猝死预警装置采集到的生理信息以及报警、监测日志传送到网络服务器的移动终端或计算机；

[0057] 用于对移动终端或计算机送来的生理信息以及报警、监测日志进行进一步的大数据分析处理及存储备份的网络服务器；

[0058] 连接至网络服务器的医护终端；用于医生对上传的生理信息以及报警、监测日志进行分析、处理，形成诊疗指导意见并反馈给使用者或使用者监护人执行；

[0059] 所述猝死预警装置通过有线或无线方式与移动终端或计算机之间进行数据通信。

[0060] 与现有技术相比，本发明具有以下有益的技术效果：

[0061] 本发明通过对四种生理信息的六个监测指标以多源信息融合的方式构建了预警等级，以同时监测与心血管系统、呼吸系统以及神经系统性能高度相关的呼吸RESP、血氧饱和度SpO₂、心率HR以及可以表征自主神经活动状态的心率变异性HRV信息，代替现有仅对心血管系统心率信息进行监测的技术。通过对这四种生理信号的监测对主要导致80~90%猝死的心血管系统、神经系统以及呼吸系统疾病进行了预防监测。扩大了监测范围，降低了预警的漏警率，解决了近1/3的猝死事件事先没有明显心血管病征兆的问题；通过对预警等级的具体化进行等级划分，解决了虚警率高的现状。能够通过互联网方便地构建猝死预警网络系统，扩大了猝死预警保护范围，能够满足家庭、社区、大中型医疗机构等不同应用场合的需求。

附图说明

[0062] 图1为本发明猝死预警方法的步骤流程示意图。

[0063] 图2为本发明猝死预警装置的结构示意图。

[0064] 图3为本发明构成的猝死预警系统网络结构图。

[0065] 图4a为猝死者生前心率变异性分析的彭加莱图。

[0066] 图4b为健康人心率变异性分析的彭加莱图。

具体实施方式

[0067] 下面结合具体的实施例对本发明做进一步的详细说明，所述是对本发明的解释而不是限定。

[0068] 本发明一种猝死预警方法及装置和系统，能够解决现有猝死预警方法监测指标单一，对于呼吸系统、神经系统等其它系统疾病引起的异常难以监测和预警；漏警率、虚警率较高，不足以对绝大多数猝死因素以及全部人群提供监测和预警的问题。

[0069] 本发明以同时监测与心血管系统、呼吸系统以及神经系统性能高度相关的呼吸RESP、血氧饱和度SpO₂、心率HR以及可以表征自主神经活动状态的心率变异性HRV信息，代替现有仅对心血管系统心率信息进行监测的技术。通过对这四种生理信号的监测以多源信息融合的方式实现对主要导致80~90%猝死的心血管系统、神经系统以及呼吸系统疾病的预防监测。扩大了监测范围，降低了预警的漏警率，解决了近1/3的猝死事件事先没有明显心血管病征兆的问题。通过对四种生理信息的六个监测指标以多源信息融合的方式构建了预警等级，对呼吸率、动脉血氧饱和度、心率、SD1、SD2之中每出现一种指标异常则预警等级加1；AHI指数严重程度每增加一级则预警等级加1；使用者预警等级越高表明猝死危险性越

高,预警等级大于3需要就医,大于5则需要紧急就医。改变了现有技术缺乏预警等级划分,虚警率高的现状。

[0070] 参见图1,本发明的猝死预警方法包括下述步骤:

[0071] 步骤1,生理信息提取检测。对测试对象以相应的单个或多个传感器分别提取检测其呼吸、血氧饱和度、心率和心率变异性信息。呼吸信息主要反映呼吸系统的工作状态,分别监测呼吸率以及睡眠时的呼吸暂停低通气指数(apnea hypopnea index,AHI);动脉的血氧饱和度信息同时反映呼吸系统和心血管系统工作状态;心率信息主要反应心血管系统工作状态;心率变异性非线性分析方法获得的彭加莱图指标SD1、SD2同时反映心血管系统和神经系统的工作状态。通过对上述生理参数的监测,可以简单、方便地了解心血管系统、呼吸系统以及神经系统的工作状况。其中,检测呼吸信息、血氧饱和度信息、心率信息和心率变异性信息为并列关系,执行时不存在先后关系;

[0072] 步骤2,生理信息异常检测。对步骤1获得的各项生理信息进行异常检测并计算预警等级。

[0073] 步骤3,声、光和振动报警。如由步骤2所得生理信息异常检测结果为异常,则驱动报警器发声、发光和发出振动中的至少一种提醒使用者或使用者监护人密切关注使用者身体状况,根据提示的预警等级采取相应就医或急救措施。如检测结果为正常则忽略此步骤进行步骤4。

[0074] 步骤4,报警或监测日志生成。根据步骤2所得生理信息异常检测结果分别建立报警或监测日志,如结果为异常则记录报警日志,如结果为正常则记录监测日志。

[0075] 步骤5,网络数据传输。将所获得的原始生理信号和生成的报警、监测日志通过互联网传输至网络服务器端,进行进一步的数据分析处理和存储备份。

[0076] 步骤6,专家诊疗信息反馈。网络服务器将监测所得异常数据推送至医护终端,由医学专家进行猝死风险预警评估,并制定相应的诊疗指导意见,通过网络反馈给使用者或使用者监护人。

[0077] 优选地,步骤1中,所述呼吸率的检测由公式(1)描述:

$$[0078] \quad \text{RESP} = \frac{60}{T_{\text{RESP}}} \quad (1)$$

[0079] 其中, T_{RESP} 为检测所得呼吸波中的呼吸间期,单位为秒。

[0080] 优选地,步骤1中,所述呼吸暂停低通气指数(AHI)指每小时睡眠时间内呼吸暂停加低通气的次数。呼吸暂停是指睡眠过程中口鼻呼吸气流完全停止10秒以上;低通气是指睡眠过程中呼吸气流强度较基础水平降低50%以上,并伴有血氧饱和度较基础水平下降>4%或微觉醒。

[0081] 优选地,步骤1中,所述动脉血氧饱和度由波长分别为660nm红光和940nm红外光双波长光电容积波传感器检测,由公式(2)和(4)或(3)和(4)描述:

$$[0082] \quad S_pO_2 = \alpha - \beta R \quad (2)$$

$$[0083] \quad S_pO_2 = \alpha - \beta R - \gamma R^2 \quad (3)$$

$$[0084] \quad R = \frac{I_{AC}^{660}/I_{DC}^{660}}{I_{AC}^{940}/I_{DC}^{940}} \quad (4)$$

[0085] 其中, I_{AC}^{660} 、 I_{AC}^{940} 分别为红光、红外光强度的交流分量, I_{DC}^{660} 、 I_{DC}^{940} 分别为红光、

红外光强度的直流分量。因此,在一个心搏间期内获得了红光和红外光强度的直流和交流分量时,就可以计算出R值,进而计算出该心搏周期内的血氧饱和度。

[0086] α 、 β 以及 γ 分别为经验值,通过定标来确定。公式(2)为血氧饱和度与R值的一阶线性关系,在一阶关系不能满足线性度要求时,可以采用二阶公式(3)来描述。

[0087] 优选地,步骤1中,所述心率的检测由公式(5)描述:

$$[0088] \quad HR = \frac{60}{T_{RR}} \quad (5)$$

[0089] 其中, T_{RR} 为体表心电图或光电容积波中的心率间期,单位为秒。

[0090] 优选地,步骤1中,心率变异性的提取与检测采用心率变异性的非线性分析方法,计算心率间期彭加莱图的标准差SD1、SD2,如公式(6),(7)描述:

$$[0091] \quad SD1^2 = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} (D'_i)^2 \quad (6)$$

$$[0092] \quad SD2^2 = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} (D''_i)^2 \quad (7)$$

[0093] 其中, D'_i 和 D''_i 如公式(8)、(9)描述,N为心率间期总数:

$$[0094] \quad D'_i = \frac{1}{\sqrt{2}} |TRR_n - TRR_{n+1}| \quad (8)$$

$$[0095] \quad D''_i = \frac{1}{\sqrt{2}} |TRR_n + TRR_{n+1} - 2\overline{TRR}| \quad (9)$$

[0096] 其中, TRR_n 和 TRR_{n+1} 分别为第n与第n+1个心率间期, $\overline{TRR}$ 为全部心率间期序列的间期均值,n为自然数:

[0097] 优选地,步骤2中,具体地,在临床应用中,正常成人呼吸率为10~24次/分钟,超过24次/分钟(称为浅呼吸)或低于10次/分钟(称为呼吸频率减慢)为异常;

[0098] 优选地,步骤2中,具体地,在临床应用中,AHI小于等于5为正常,大于5且小于等于15为轻度异常,大于15且小于等于30为中度异常,大于30为重度异常;

[0099] 优选地,步骤2中,具体地,在临床应用中,动脉血氧饱和度正常值为大于等于90%,低于90%(称为低氧血症)为异常;

[0100] 优选地,步骤2中,具体地,在临床应用中,正常成年人安静时的心率正常值在60~100次/分钟之间,超过100次/分钟(称为窦性心动过速)或低于60次/分钟(称为窦性心动过缓)为异常;

[0101] 优选地,步骤2中,具体地,在临床应用中,正常成年人的心率变异性非线性分析方法获得的彭加莱图指标SD1、SD2暂时没有相应的判断标准,以经验值SD1大于等于10ms且SD2大于等于20ms为正常,SD1小于10ms或SD2小于20ms为异常。

[0102] 附图4a和图4b给出了猝死者生前与健康人心率变异性分析的彭加莱图对比,图4a为猝死者生前心率变异性分析的彭加莱图,其SD1为7.8ms,SD2为12.4ms;图4b为健康人心率变异性分析的彭加莱图,其SD1为17.5ms,SD2为64.4ms;两者图形分布有明显差异。

[0103] 优选地,步骤2中,具体地,预警等级计算方法如下:

[0104] 上述呼吸率、AHI指数、动脉血氧饱和度、心率、心率变异性非线性分析方法获得的彭加莱图指标SD1、SD2共计6项监测指标中,呼吸率、动脉血氧饱和度、心率、SD1、SD2之中每出现一种指标异常则预警等级加1;AHI指数轻度异常加1、中度异常加2、重度异常加3;预警等级越高表明猝死危险性越高,预警等级大于3需要就医,大于5则需要紧急就医。

[0105] 与之相应地,猝死预警装置,参见图2,包括下述模块:

[0106] 模块1,呼吸传感器模块。即呼吸绑带、口鼻气流传感器、心电导联经胸阻抗或光电容积波传感器等各种呼吸率传感器,优选地,为可以提供口鼻气流信息的口鼻气流传感器或低成本光电容积波传感器。用于提取检测使用者呼吸信息。

[0107] 模块2,血氧饱和度传感器模块。可以检测指端毛细血管床、腕部桡动脉以及耳垂毛细血管床等部位血氧饱和度的光电传感器。可以是透射式或反射式。通过生物组织对波长为660nm的红光以及波长为940nm的红外光吸收和衰减获得氧合血红蛋白在血红蛋白中的比例来检测血液中的氧含量。优选地,为不受使用部位限制的双波长反射式光电容积波传感器。

[0108] 模块3,心率传感器模块。可以获得心率信息的单导联体表心电、透射式或反射式单/双波长光电脉搏心率计、脉搏血氧仪。用于提取检测反应自主神经状态的心率变异性信息,优选地,为采样率在500S/s以上的反射式双波长光电容积波传感器。

[0109] 模块4,微处理器模块。控制预警装置工作的中央处理器、控制器。优选地,使用TI公司的MSP430系列低功耗单片机。

[0110] 模块5,声、光、振动报警模块。由微型喇叭、LED报警灯和振动电机构成的声、光、振动报警模块。其声、光、振动报警频率由预警等级决定,预警等级越高则使用者面临的危险性越高,报警频率就越高。优选地,使用手机、平板电脑等移动终端。

[0111] 模块6,数据传输模块。通过蓝牙、WIFI等无线或有线数据传输方式将各传感器获得的原始数据传送至手机、平板电脑等移动终端或个人计算机等设备,再通过网络传输至网络服务器。优选地,使用手机、平板电脑等移动终端。

[0112] 模块7,数据存储模块。MicroSD卡模块、FLASH模块等数据存储模块,用于存储、记录各传感器获得的原始数据。根据需要上传至网络服务器端。优选地,使用手机、平板电脑等移动终端。

[0113] 相应地,猝死预警系统,参见图3,包括下述组件:

[0114] 组件1,预警装置。即本发明提出的猝死预警装置。用于采集各项生理信号、判断生理信号是否异常并对异常信息进行报警处理。所述猝死预警装置可通过有线或无线方式与组件2移动终端或组件3个人计算机之间进行数据通信。

[0115] 组件2,移动终端。智能手机或平板电脑等,用于将猝死预警装置采集到的生理信息以及报警、监测日志传送到组件4网络服务器。

[0116] 组件3,计算机。个人计算机或笔记本电脑等,用于将猝死预警装置采集到的生理信息以及报警、监测日志传送到组件4网络服务器。

[0117] 组件4,网络服务器。对组件2移动终端或组件3计算机送来的生理信息以及报警、监测日志进行进一步的大数据分析处理及存储备份。

[0118] 组件5,医护终端。连接至网络服务器,由医生操作,对上传的生理信息以及报警、监测日志进行分析、处理,形成诊疗指导意见并反馈给使用者或使用者监护人执行。

[0119] 所形成的预警系统网络中,包括大量的预警装置、移动终端、计算机、医护终端以及多台网络服务器,可确保运行中及时、准确地处理所有使用者的各种异常生理信号和预警信息。

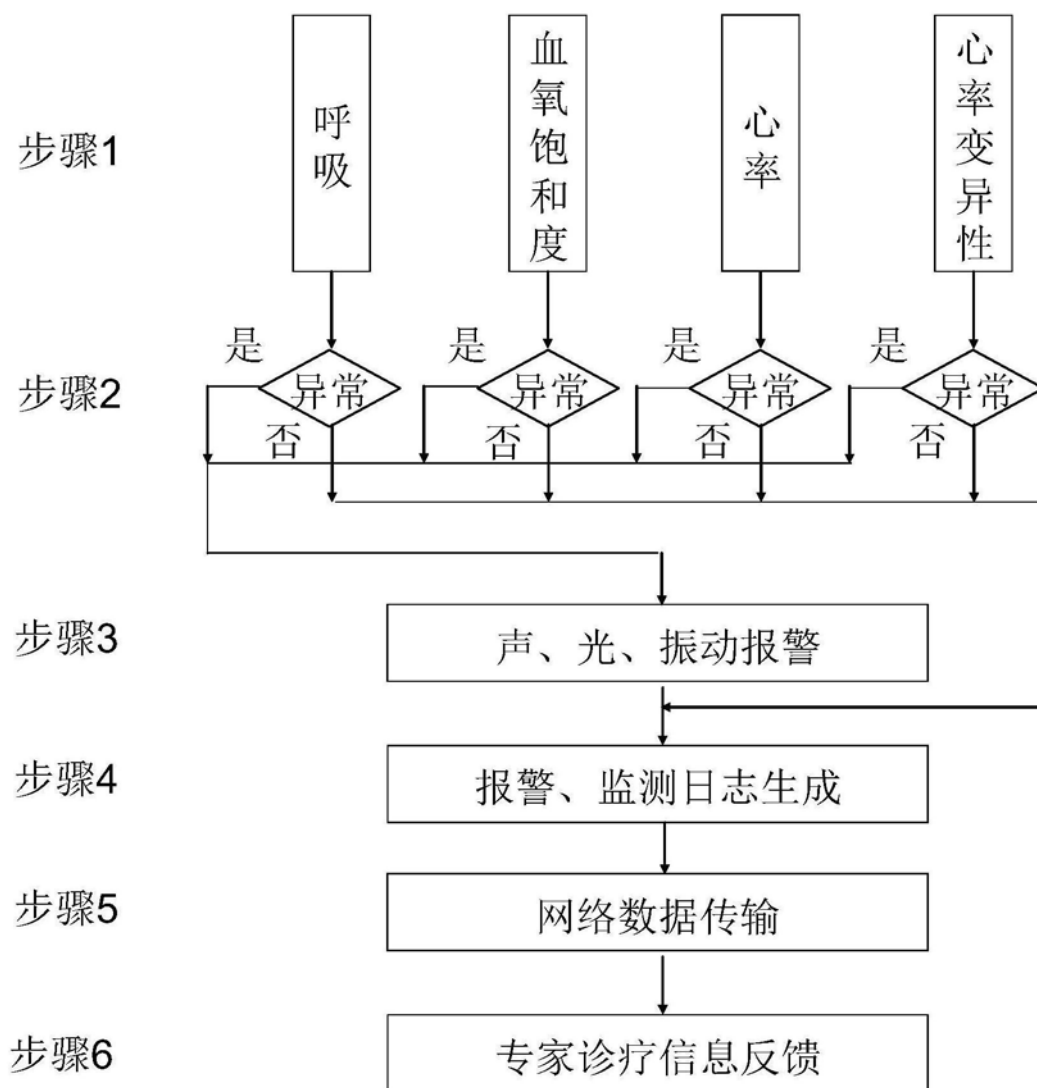


图1

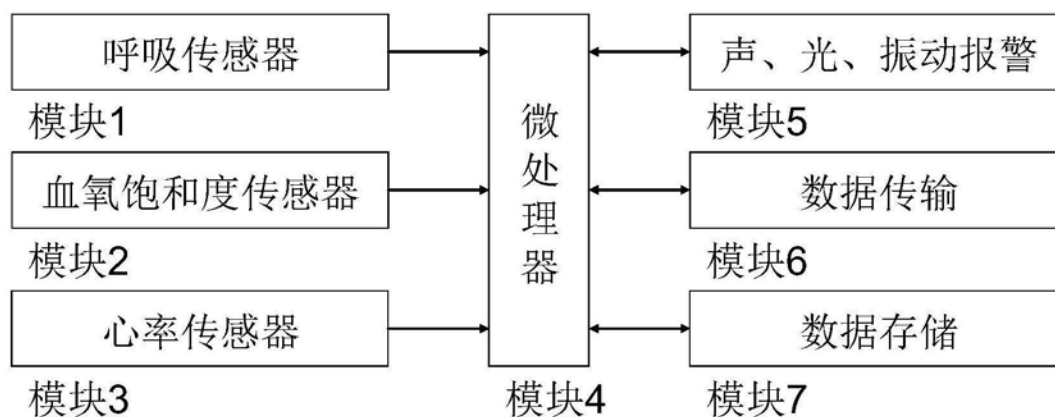


图2

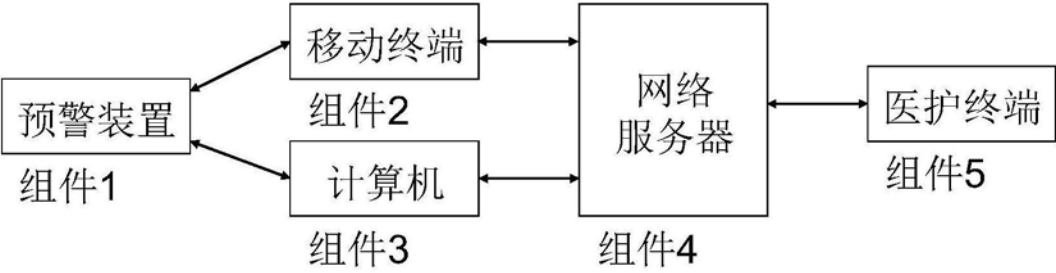


图3

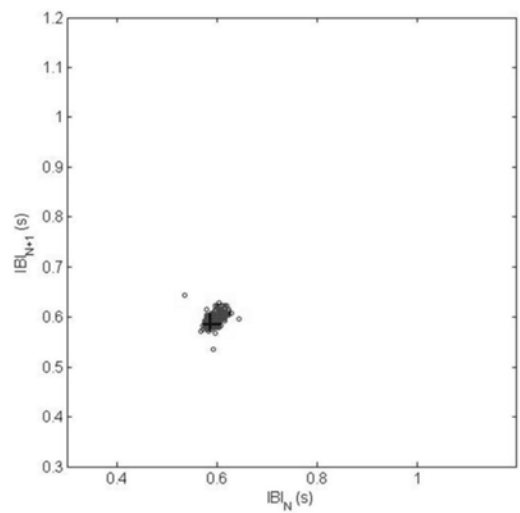


图4a

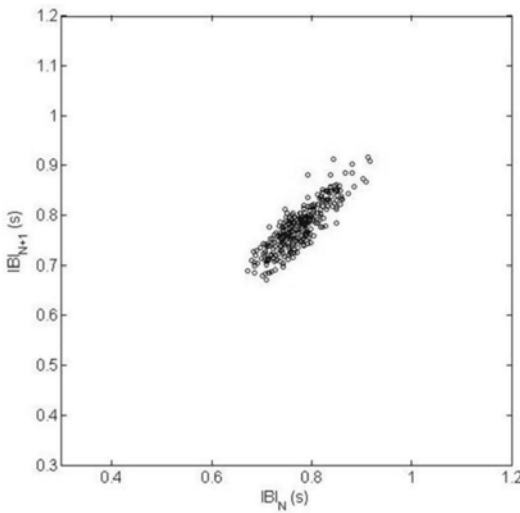


图4b

专利名称(译)	一种猝死预警方法及装置和系统		
公开(公告)号	CN108309261B	公开(公告)日	2020-05-22
申请号	CN201810142202.8	申请日	2018-02-11
[标]申请(专利权)人(译)	西安交通大学		
申请(专利权)人(译)	西安交通大学		
当前申请(专利权)人(译)	西安交通大学		
[标]发明人	陈翔 李津 白中博 张旭 杨华奎 黄培原		
发明人	陈翔 李津 白中博 张旭 杨华奎 黄培原		
IPC分类号	A61B5/0205 A61B5/1455 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0205 A61B5/024 A61B5/02405 A61B5/08 A61B5/0816 A61B5/14551 A61B5/7405 A61B5/742 A61B5/7455 A61B5/746		
代理人(译)	徐文权		
审查员(译)	杨星		
其他公开文献	CN108309261A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开一种猝死预警方法及装置和系统，方法包括，1.生理信息提取检测；提取测试对象的检测其呼吸、血氧饱和度、心率和心率变异性信息，得到呼吸率、AHI指数、动脉血氧饱和度、心率、彭加莱图指标SD1和SD2共计六项监测指标；2.生理信息异常检测；对步骤1获得的各项生理信息进行异常检测并计算预警等级；异常检测时，结果异常则执行步骤3，结果正常则继续检测；3.声、光和振动报警；驱动报警器发声、发光和发出振动，并给出相应的预警等级；预警等级越高表明猝死危险性越高，预警等级大于3需要就医，大于5则需要紧急就医。装置包括，呼吸传感器模块、血氧饱和度传感器模块、心率传感器模块、微处理器模块。

