



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 105877749 A

(43)申请公布日 2016.08.24

(21)申请号 201610407597.0

(22)申请日 2016.06.08

(71)申请人 电子科技大学

地址 611731 四川省成都市高新区(西区)
西源大道2006号

(72)发明人 陈超 颜红梅 黄伟 刘秩铭

(74)专利代理机构 电子科技大学专利中心
51203

代理人 张杨

(51)Int.Cl.

A61B 5/08(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

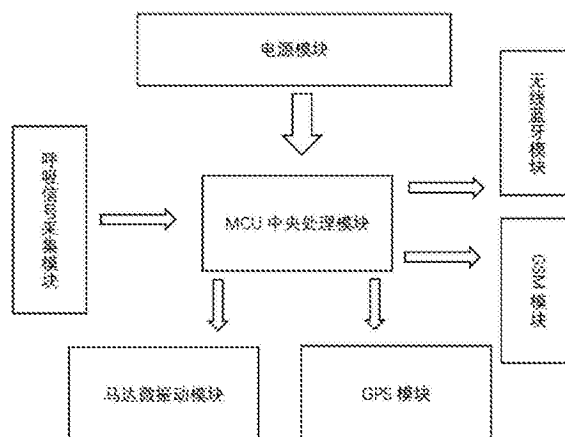
权利要求书3页 说明书7页 附图4页

(54)发明名称

一种基于呼吸信号的自动报警求助设备及其检测方法

(57)摘要

本发明属于生命安全、生物医学工程以及可穿戴设备领域,具体涉及一种基于呼吸信号的自动报警求助设备及其检测方法。本发明通过检测呼吸状态,即用户事先把正常呼吸、急促呼吸和屏息三种呼吸状态进行 $n \geq 1$ 个呼吸状态的排列组合,设定成一种特定呼吸状态顺序。当用户遇到紧急情况就按照这种事先设定的特定呼吸状态改变自身呼吸状况,进而使设备产生和发送报警求助信号。本发明装置通过检测用户的呼吸过程中是否出现设定的特定呼吸状态从而明确用户是否处于紧急状况。本发明的设备具有隐蔽、误报率低、安全有效的紧急求助、减少使用者紧急状况下负面情绪和求助条件的可控性设定等优点。



1. 一种基于呼吸信号的自动报警求助设备,其特征在于:包括电源模块、呼吸信号采集模块、马达微振动模块、GPS模块、无线蓝牙模块、GSM模块和MCU中央处理模块;

所述电源模块包含锂电池、电压转换电路和充放电管理保护电路;为整个设备提供电源保护功能和所需的各种工作电压;

锂电池为整个设备提供能源;充放电管理保护电路用来管理和保护锂电池充放电过程,防止过压、过流和欠压现象损坏锂电池工作性能;电压转换电路用来把锂电池提供的电压转换成工作电压以供给其他的模块使用;

所述呼吸信号采集模块用于采集用户的呼吸信号并把呼吸信号数据输送至MCU中央处理模块;

所述马达微振动模块给予用户触觉反馈的作用;当设备检测到用户做出设定的特定呼吸状态时或设备成功报警时,由MCU中央处理模块控制马达微振动模块进行一连串的振动从而提醒用户设备已经检测到或完成用户的要求;

所述GPS模块为设备提供用户的地理位置;当设备检测到用户做出特定呼吸状态时,MCU中央处理模块打开GPS模块,GPS模块实时监测用户的地理位置,并将其传给MCU中央处理模块;

所述无线蓝牙模块用于用户通过外部的智能手机或电脑与MCU中央处理模块进行通信;

所述GSM模块插有电话卡用于拨打110、亲友号码和发送MCU中央处理模块提供的实时地理位置信息,并在拨打电话完成后反馈一个信息至MCU中央处理模块;

所述MCU中央处理模块控制除开电源模块外的各个模块,通过无线蓝牙模块与手机或电脑通信进行特定呼吸状态和亲友号码的设定,并且对接收到的呼吸信号数据进行处理、分析,并确认呼吸信号是否为设定的特定呼吸状态;是则通过GSM模块拨打求助电话,并同时打开GPS模块,实时地监测用户的地理位置,并通过GSM模块持续发出;求助完成后MCU中央处理模块接收GSM模块的反馈信息,然后控制马达微振动模块给予用户触觉反馈;否则继续监测呼吸信号。

2. 如权利要求1所述基于呼吸信号的自动报警求助设备,其特征在于:所述特定呼吸状态为 $n \geq 1$ 个呼吸状态进行排列组合;呼吸状态为:正常呼吸、急促呼吸或屏息,每个呼吸状态中均包括次数和时间,且特定呼吸状态通过事先设定。

3. 如权利要求1所述基于呼吸信号的自动报警求助设备,其特征在于:所述电压转换电路为+3.3V&+1.8V生成电路。

4. 如权利要求1所述基于呼吸信号的自动报警求助设备,其特征在于:所述呼吸信号采集模块包括呼吸信号传感器、高频电流信号产生电路、电压-电阻转换电路以及模/数转换电路;高频电流信号产生电路通过呼吸信号传感器向人体注入高频电流信号,同时呼吸信号传感器测量人体的电压,通过电压-电阻转换电路将其转换成胸腔阻抗值,模/数转换电路将胸腔阻抗值转换成数字信号输送至MCU中央处理模块。

5. 如权利要求1所述基于呼吸信号的自动报警求助设备的检测方法,包括以下步骤:

步骤1、基于先验信息或快速傅里叶变换FFT明确需要检测的呼吸信号当中是否含有直流成分;

所述先验信息是指根据呼吸信号测量方法来明确所需检测的呼吸信号是否带有直流

成分;

所述快速傅里叶变换是指对信号进行时域到频域的转换然后分析0Hz成分的大小从而明确所需检测的呼吸信号是否带有直流成分;

步骤2、通过阈值算法或特征算法把需要检测的呼吸信号转换成只含有-1,1两种值的方波信号;对于不含有直流成分的呼吸信号首选阈值算法作为转换方法,对于含有直流成分的呼吸信号首选特征算法作为转换方法;

所述的阈值算法是指:将所需检测的呼吸信号中的每点按照特殊映射 $f_1(n)$ 进行阈值比较从而得到一组与输入数据等长的只含有-1,1两种值的方波信号;如果某点数值大于X值, $f_1(n)$ 设为1;如果某点数值小于-X值, $f_1(n)$ 设为-1;如果某点数值处于-X和X之间时, $f_1(n)$ 保持 $f_1(n-1)$ 的值;

$$f_1(n) = \begin{cases} 1, & x_{(n)} > X \\ -1, & x_{(n)} < -X \\ f_1(n-1), & -X \leq x_{(n)} \leq X \end{cases} (n = 0, 1, \dots)$$

其中,n为所需检测的呼吸信号中某点; $x_{(n)}$ 为所需检测的呼吸信号中n点的值; $f_1(n-1)$ 为n-1点的方波信号值;X值大小取决于先验信息、数值可调; $f_1(n)$ 为本步骤输出的方波信号;

所述的特征算法是指:首先,寻找所需检测的呼吸信号中的极大值和极小值;具体过程如下:

①将所需检测的呼吸信号中的每点与其下一点做差,得一组差值数据 $\text{diff}_1(n)$;

$$\text{diff}_1(n) = x_{(n+1)} - x_{(n)} (n = 0, 1, \dots)$$

其中,n为所需检测的呼吸信号中某点;n+1为所需检测的呼吸信号中n点的下一点; $x_{(n)}$ 为所需检测的呼吸信号中n点的值; $x_{(n+1)}$ 为所需检测的呼吸信号中n+1点的值; $\text{diff}_1(n)$ 为输出的差值数据;

②寻找 $\text{diff}_1(n)$ 数据中符合 $\text{diff}_1(n) \geq 0$ 且 $\text{diff}_1(n-1) \leq 0$ 或 $\text{diff}_1(n) \leq 0$ 且 $\text{diff}_1(n-1) \geq 0$ 条件的点;这些点即为所需找的呼吸信号中的极大值和极小值;

然后,对信号中的所有极值点进行分析;具体过程如下:

①将每个极点与其下一个极点做差,得一组差值数据 $\text{diff}_2(m)$;

$$\text{diff}_2(m) = x_{(m+1)} - x_{(m)}$$

其中,m为呼吸信号中某极值点坐标;m+1为m点后下一个极值点坐标; $x_{(m)}$ 为所需检测的呼吸信号中极值点m对应的值; $x_{(m+1)}$ 为所需检测的呼吸信号中极值点m+1对应的值; $\text{diff}_2(m)$ 为输出的差值数据;

②对 $\text{diff}_2(m)$ 数据进行分析,将所需检测的呼吸信号中的每点按照特殊映射 $f_2(n)$ 进行转换从而得到一组与输入数据等长的只含有-1,1两种值的方波信号;如果 $\text{diff}_2(m)$ 值大于D且极值点m和极值点m+1的时间间隔大于T,则把极值点m和极值点m+1之间的所有 $f_2(n)$ 设为1;如果 $\text{diff}_2(m)$ 值小于-D且极值点m和极值点m+1的时间间隔大于T,则把极值点m和极值点m+1之间的所有 $f_2(n)$ 设为-1;其余的 $f_2(n)$ 保持上一个 $f_2(n-1)$ 的值;

$$f_2(n) = \begin{cases} 1, & (m < n < m+1) \text{ and } \text{diff}_2(m) > D \text{ and } (t_{m+1} - t_m) > T \\ -1, & (m < n < m+1) \text{ and } \text{diff}_2(m) < -D \text{ and } (t_{m+1} - t_m) > T \\ f_2(n-1), & \text{else} \end{cases}$$

其中, n 为所需检测的呼吸信号中某点, m 为呼吸信号中某极值点坐标, $m+1$ 为 m 点后下一个极值点坐标, $\text{diff}_2(m)$ 为极值点 m 对应的差值数据, t_m 为极值点 m 对应的时刻, t_{m+1} 为极值点 $m+1$ 对应的时刻; D 值大小取决于先验信息、数值可调; $0.0 < T \leq 1.5$ 秒,取决于先验信息; $f_2(n)$ 为本步骤输出的方波信号;

步骤3、通过跳变点提取算法寻找出步骤2产生的方波信号中的跳变点并把这些点构成跳变点序列;

所述的跳变点提取算法是指:

①将步骤2产生的方波信号中每点与其下一点做差,得一组差值信号 $\text{diff}_3(n)$

$$\text{diff}_3(n) = y_{(n+1)} - y_{(n)} (n=0, 1, \dots)$$

其中, n 为所需检测的方波信号中某点, $y_{(n)}$ 为所需检测的方波信号中 n 点的值, $y_{(n+1)}$ 为所需检测的方波信号中 $n+1$ 点的值, $\text{diff}_3(n)$ 为输出的差值数据;

②对 $\text{diff}_3(n)$ 数据进行分析;当 $\text{diff}_3(n)$ 不为0时,则代表方波信号在 n 点处发生跳变,即 n 点和 $n+1$ 点为所要寻找的跳变点从而加入跳变点序列;当 $\text{diff}_3(n)$ 为0时,则代表方波信号在 n 点处没有发生跳变,即 n 点和 $n+1$ 点不为所要寻找的跳变点从而不加入跳变点序列;

步骤4、计算步骤3中跳变点序列中相邻两点之间的时间间隔,然后去除那些间隔为一个采样周期的间隔,将剩余的时间间隔按序构成时间间隔序列;

步骤5、将步骤4中所得的时间间隔序列进行特殊映射 $f_3(n)$ 得到一组由0,1,2三种值构成的序列;如果步骤4中所得的时间间隔序列中某点对应的的时间间隔小于 T_0 ,则把 $f_3(n)$ 设为1;如果步骤4中所得的时间间隔序列中某点对应的的时间间隔大于 T_1 ,则把 $f_3(n)$ 设为2;其余 $f_3(n)$ 设为0:

$$f_3(n) = \begin{cases} 0, & T_0 < t_{(n)} < T_1 \\ 1, & t_{(n)} \leq T_0 \\ 2, & t_{(n)} \geq T_1 \end{cases} \quad (n=0, 1, \dots)$$

其中, n 为步骤4中产生的时间间隔序列中的某个点, $t_{(n)}$ 为 n 点所对应的的时间间隔, $0 < T_0 \leq 1.5$ 秒,其值大小取决于先验信息, $3 \text{秒} < T_1$,其值大小取决于先验信息, $f_3(n)$ 为输出的由0,1,2三种值构成的序列;

步骤6、判断步骤5中所得的序列中是否含有0、1和2按照特定顺序构成的组合,即符合设定的特定呼吸状态;当发现符合时MCU中央处理模块控制马达微震动模块给予用户第一次触觉反馈,认为用户处于紧急状况需要进行报警求助,并执行报警求助,同时MCU中央处理模块打开GPS模块,通过GPS模块实时监测用户位置信息;当不符合时,即认为用户处于正常状态,保持监测;

步骤7、报警求助执行后,即接收到GSM模块的反馈信息后,MCU中央处理模块控制马达微震动模块给予用户第二次触觉反馈,并且MCU中央处理模块实时地把GPS模块得到的用户位置信息通过GSM模块持续发送到用户亲友手机上。

6.如权利要求5所述基于呼吸信号的自动报警求助设备的检测方法,其特征在于:所述报警求助是指MCU中央处理模块通过GSM模块拨打110和亲友号码。

一种基于呼吸信号的自动报警求助设备及其检测方法

技术领域

[0001] 本发明属于生命安全、生物医学工程以及可穿戴设备领域,具体涉及一种基于呼吸信号的自动报警求助设备及其检测方法。

技术背景

[0002] 随着社会的进步人们所处的治安环境状况越来越好,但是一些恶劣事件还是偶有发生,例如儿童被拐、夜跑女性被劫杀等。如果在这些事件中被害人可以及时地、隐蔽地报警,那么很多恶性事件都可以被及时地中止。

[0003] 虽然说市面上已经有一些能够起到紧急报警作用的设备。例如,名称为“一种紧急报警器”的实用新型专利(授权公告号CN 204440608 U)。当用户遇到危险时可以通过其上面的按键发送紧急呼救信号。又如,名称为“一种SOS按键结构及其老人手机”的实用新型专利(授权公告号CN 202617219 U)。当老年人遇到危险时可以通过其上面的紧急按键进行发送SOS信号。但是这些报警设备都需要用户去按某个或者某些特殊按键。这种方式既不够隐蔽,当遇到歹徒时做出这些特殊动作有可能会激怒歹徒使得事件更加恶化;这种方式又不够安全有效,当被害人处于被绑等严重限制自身活动的状况下,很难有效的触发这些设备的报警功能,并且由于用户在移动状态下,可能会触碰到,从而出现误报的情况。

[0004] 因此开发一种隐蔽、不误报和安全有效的紧急求助和报警的设备和方法具有重要的意义。

发明内容

[0005] 本发明的目的是为了解决上述技术问题,提供了一种基于呼吸信号的自动报警求助设备及其检测方法。图1、图2示出了本发明的设备及其检测方法示意图。

[0006] 一种基于呼吸信号的自动报警求助设备,包括电源模块、呼吸信号采集模块、马达微振动模块、GPS模块、无线蓝牙模块、GSM模块和MCU中央处理模块;

[0007] 所述电源模块包含锂电池、电压转换电路和充放电管理保护电路;为整个设备提供电源保护功能和所需的各种工作电压;

[0008] 锂电池为整个设备提供能源;充放电管理保护电路用来管理和保护锂电池充放电过程,防止过压、过流和欠压现象损坏锂电池工作性能;电压转换电路用来把锂电池提供的电压转换成工作电压以供给其他的模块使用;

[0009] 所述呼吸信号采集模块用于采集用户的呼吸信号并把呼吸信号数据输送至MCU中央处理模块;

[0010] 所述马达微振动模块给予用户触觉反馈的作用;当设备检测到用户做出设定的特定呼吸状态时或设备成功报警时,由MCU中央处理模块控制马达微振动模块进行一连串的振动从而提醒用户设备已经检测到或完成用户的要求;

[0011] 所述GPS模块为设备提供用户的地理位置;当设备检测到用户做出特定呼吸状态时,MCU中央处理模块打开GPS模块,GPS模块实时监测用户的地理位置,并将其传给MCU中央

处理模块；

[0012] 所述无线蓝牙模块用于用户通过外部的智能手机或者电脑与MCU中央处理模块进行通信；

[0013] 所述GSM模块插有电话卡用于拨打110、亲友号码和发送MCU中央处理模块提供的实时地理位置信息，并在拨打电话完成后反馈一个信息至MCU中央处理模块；

[0014] 所述MCU中央处理模块控制除开电源模块外的各个模块，通过无线蓝牙模块与手机或电脑通信并使其进行特定呼吸状态和亲友号码的设定，并且对接收到的呼吸信号数据进行处理、分析，并确认呼吸信号是否为设定的特定呼吸状态；是则通过GSM模块拨打求助电话，并同时打开GPS模块，实时地监测用户的地理位置，并通过GSM模块持续发出；求助完成后MCU中央处理模块接收GSM模块的反馈信息，然后控制马达微振动模块给予用户触觉反馈；否则继续监测呼吸信号。

[0015] 所述特定呼吸状态为 $n \geq 1$ 个呼吸状态进行排列组合；呼吸状态为：正常呼吸、急促呼吸或屏息，每个呼吸状态中均包括次数和时间，且通过事先设定。

[0016] 所述电压转换电路为+3.3V&+1.8V生成电路。

[0017] 所述呼吸信号采集模块包括呼吸信号传感器、高频电流信号产生电路、电压-电阻转换电路以及模/数转换电路；高频电流信号产生电路通过呼吸信号传感器向人体注入高频电流信号，同时呼吸信号传感器测量人体的电压，通过电压-电阻转换电路将其转换成胸腔阻抗值，模/数转换电路将胸腔阻抗值转换成数字信号输送至MCU中央处理模块。

[0018] 上述基于呼吸信号的自动报警求助设备的检测方法，包括以下步骤：

[0019] 步骤1、基于先验信息或快速傅里叶变换FFT明确需要检测的呼吸信号当中是否含有直流成分；

[0020] 所述先验信息是指根据呼吸信号测量方法来明确所需检测的呼吸信号是否带有直流成分；

[0021] 所述快速傅里叶变换是指对信号进行时域到频域的转换然后分析0Hz成分的大小从而明确所需检测的呼吸信号是否带有直流成分；

[0022] 步骤2、通过阈值算法或特征算法把需要检测的呼吸信号转换成只含有-1,1两种值的方波信号；对于不含有直流成分的呼吸信号首选阈值算法作为转换方法，对于含有直流成分的呼吸信号首选特征算法作为转换方法；

[0023] 所述阈值算法是指：将所需检测的呼吸信号中的每点按照特殊映射 $f_1(n)$ 进行阈值比较从而得到一组与输入数据等长的只含有-1,1两种值的方波信号；如果某点数值大于X值， $f_1(n)$ 设为1；如果某点数值小于-X值， $f_1(n)$ 设为-1；如果某点数值处于-X和X之间时， $f_1(n)$ 保持 $f_1(n-1)$ 的值；

$$[0024] \quad f_1(n) = \begin{cases} 1, & x_{(n)} > X \\ -1, & x_{(n)} < -X \\ f_1(n-1), & -X \leq x_{(n)} \leq X \end{cases} \quad (n = 0, 1, \dots)$$

[0025] 其中，n为所需检测的呼吸信号中某点； $x_{(n)}$ 为所需检测的呼吸信号中n点的值； $f_1(n-1)$ 为n-1点的方波信号值；X值大小取决于先验信息、数值可调； $f_1(n)$ 为本步骤输出的方波信号；

[0026] 所述特征算法是指：首先，寻找所需检测的呼吸信号中的极大值和极小值；具体如

下:

[0027] ①将所需检测的呼吸信号中的每点与其下一点做差,得一组差值数据 $\text{diff}_1(n)$;

[0028] $\text{diff}_1(n) = x_{(n+1)} - x_{(n)} (n=0, 1, \dots)$

[0029] 其中, n 为所需检测的呼吸信号中某点; $n+1$ 为所需检测的呼吸信号中 n 点的下一点; $x_{(n)}$ 为所需检测的呼吸信号中 n 点的值; $x_{(n+1)}$ 为所需检测的呼吸信号中 $n+1$ 点的值; $\text{diff}_1(n)$ 为输出的差值数据;

[0030] ②寻找 $\text{diff}_1(n)$ 数据中符合 $\text{diff}_1(n) \geq 0$ 且 $\text{diff}_1(n-1) \leq 0$ 或 $\text{diff}_1(n) \leq 0$ 且 $\text{diff}_1(n-1) \geq 0$ 条件的点;这些点即为所需找的呼吸信号中的极大值和极小值;

[0031] 然后,对信号中的所有极值点进行分析;具体过程如下:

[0032] ①将每个极点与其下一个极点做差,得一组差值数据 $\text{diff}_2(m)$;

[0033] $\text{diff}_2(m) = x_{(m+1)} - x_{(m)}$

[0034] 其中, m 为呼吸信号中某极值点坐标; $m+1$ 为 m 点后下一个极值点坐标; $x_{(m)}$ 为所需检测的呼吸信号中极值点 m 对应的值; $x_{(m+1)}$ 为所需检测的呼吸信号中极值点 $m+1$ 对应的值; $\text{diff}_2(m)$ 为输出的差值数据;

[0035] ②对 $\text{diff}_2(m)$ 数据进行分析,将所需检测的呼吸信号中的每点按照特殊映射 $f_2(n)$ 进行转换从而得到一组与输入数据等长的只含有-1,1两种值的方波信号;如果 $\text{diff}_2(m)$ 值大于 D 且极值点 m 和极值点 $m+1$ 的时间间隔大于 T ,则把极值点 m 和极值点 $m+1$ 之内的所有 $f_2(n)$ 设为1;如果 $\text{diff}_2(m)$ 值小于 $-D$ 且极值点 m 和极值点 $m+1$ 的时间间隔大于 T ,则把极值点 m 和极值点 $m+1$ 之内的所有 $f_2(n)$ 设为-1;其余的 $f_2(n)$ 保持上一个 $f_2(n-1)$ 的值;

[0036]
$$f_2(n) = \begin{cases} 1, & (m < n < m+1) \text{ and } \text{diff}_2(m) > D \text{ and } (t_{m+1} - t_m) > T \\ -1, & (m < n < m+1) \text{ and } \text{diff}_2(m) < -D \text{ and } (t_{m+1} - t_m) > T \\ f_2(n-1), & \text{else} \end{cases}$$

[0037] 其中, n 为所需检测的呼吸信号中某点, m 为呼吸信号中某极值点坐标, $m+1$ 为 m 点后下一个极值点坐标, $\text{diff}_2(m)$ 为极值点 m 对应的差值数据, t_m 为极值点 m 对应的时刻, t_{m+1} 为极值点 $m+1$ 对应的时刻; D 值大小取决于先验信息、数值可调; $0.0 < T \leq 1.5$ 秒,取决于先验信息; $f_2(n)$ 为本步骤输出的方波信号;

[0038] 步骤3、通过跳变点提取算法寻找出步骤2产生的方波信号中的跳变点并把这些点构成跳变点序列;

[0039] 所述的跳变点提取算法是指:

[0040] ①将步骤2产生的方波信号中每点与其下一点做差,得一组差值信号 $\text{diff}_3(n)$

[0041] $\text{diff}_3(n) = y_{(n+1)} - y_{(n)} (n=0, 1, \dots)$

[0042] 其中, n 为所需检测的方波信号中某点, $y_{(n)}$ 为所需检测的方波信号中 n 点的值, $y_{(n+1)}$ 为所需检测的方波信号中 $n+1$ 点的值, $\text{diff}_3(n)$ 为输出的差值数据;

[0043] ②对 $\text{diff}_3(n)$ 数据进行分析;当 $\text{diff}_3(n)$ 不为0时,则代表方波信号在 n 点处发生跳变,即 n 点和 $n+1$ 点为所要寻找的跳变点从而加入跳变点序列;当 $\text{diff}_3(n)$ 为0时,则代表方波信号在 n 点处没有发生跳变,即 n 点和 $n+1$ 点不为所要寻找的跳变点从而不加入跳变点序列;

[0044] 步骤4、计算步骤3中跳变点序列中相邻两点之间的时间间隔,然后去除那些间隔为一个采样周期的间隔,将剩余的时间间隔按序构成时间间隔序列;

[0045] 步骤5、将步骤4中所得的时间间隔序列进行特殊映射 $f_3(n)$ 得到一组由0,1,2三种值构成的序列;如果步骤4中所得的时间间隔序列中某点对应的时间间隔小于 T_0 ,则把 $f_3(n)$ 设为1;如果步骤4中所得的时间间隔序列中某点对应的时间间隔大于 T_1 ,则把 $f_3(n)$ 设为2;其余 $f_3(n)$ 设为0:

$$[0046] \quad f_3(n) = \begin{cases} 0, & T_0 < t_{(n)} < T_1 \\ 1, & t_{(n)} \leq T_0 \\ 2, & t_{(n)} \geq T_1 \end{cases} \quad (n=0,1,\dots)$$

[0047] 其中, n 为步骤4中产生的时间间隔序列中的某个点, $t_{(n)}$ 为 n 点所对应的时间间隔, $0 < T_0 \leq 1.5$ 秒,其值大小取决于先验信息, $3 \text{秒} < T_1$,其值大小取决于先验信息, $f_3(n)$ 为输出的由0,1,2三种值构成的序列;

[0048] 步骤6、判断步骤5中所得的序列中是否含有0、1和2按照特定顺序构成的组合,即符合设定的特定呼吸状态;当发现符合时MCU中央处理模块控制马达微震动模块给予用户第一次触觉反馈,认为用户处于紧急状况需要进行报警求助,并执行报警求助,同时MCU中央处理模块打开GPS模块,通过GPS模块实时监测用户位置信息;当不符合时,即认为用户处于正常状态,保持监测;

[0049] 步骤7、报警求助执行后,即接收到GSM模块的反馈信息后,MCU中央处理模块控制马达微震动模块给予用户第二次触觉反馈,并且MCU中央处理模块实时地把GPS模块得到的用户位置信息通过GSM模块持续发送到用户亲友手机上。

[0050] 所述报警求助是指MCU中央处理模块通过GSM模块拨打110和亲友号码。

[0051] 本发明通过检测人为主动产生的呼吸变化,即用户事先把正常呼吸(包括正常呼吸的次数和时间)、急促呼吸(包括急促呼吸的次数和时间)和屏息(包括屏息的次数和时间)三种呼吸状态进行 $n \geq 1$ 个呼吸状态的排列组合,并设定成一种特定呼吸状态。当用户遇到紧急情况就按照这种事先设定的特定呼吸状态改变自身呼吸状况,进而使设备产生和发送报警求助信号。本发明装置通过检测用户的呼吸过程中是否出现这种设定的特定呼吸状态从而明确用户是否处于紧急状况。实现了误报率低至不误报的可调控,求助方式隐蔽并且安全有效。并且当检测到特定呼吸状态和报警求助完成时,设备给予用户触觉反馈从而减少使用者紧急状况下负面情绪。

[0052] 正常成年人每次呼吸时间在3-6秒(吸气时间不小于1.5秒、呼气时间不小于1.5秒),换言之正常人每次正常呼吸都会产生一个时长为3-6秒的带有波动的呼吸信号。另外,当人主动急促呼吸时可以产生一个时长小于3秒(一般为1秒左右)的带有波动的呼吸信号,而当人主动屏息时可以产生数秒甚至数十秒的几乎没有波动的呼吸信号。

[0053] 综上所述,本发明的设备实现了求助隐蔽、误报率低、安全有效的紧急求助、减少使用者紧急状况下负面情绪和求助条件的可控性设定。

附图说明

[0054] 图1为本发明的检测方法示意图;

[0055] 图2为本发明的设备结构示意框图;

[0056] 图3为实施例设定的特定呼吸状态示意图;

[0057] 图4为带有特定呼吸状态顺序的使用阈值算法的结果图;

[0058] 图5为不带有特定呼吸状态顺序的使用阈值算法的结果图；

[0059] 图6为带有特定呼吸状态顺序的使用特征算法的结果图；

[0060] 图7为不带有特定呼吸状态顺序的使用特征算法的结果图。

具体实施方案

[0061] 下面结合附图和具体的实施对本发明做进一步的阐述。

[0062] 选用电压转换电路为+3.3V&+1.8V生成电路。图3为本实施例设定的特定呼吸状态示意图，事先设定急促呼吸3次然后紧接着屏息4秒以上作为特定呼吸状态。当发现用户出现急促呼吸3次然后屏息4秒以上的现象即认为用户处于紧急状况从而帮助用户报警求助。

[0063] 对于图3所示的特定呼吸状态，上述基于呼吸信号的自动报警求助设备的检测方法，包括以下步骤：

[0064] 步骤1、基于先验信息或快速傅里叶变换FFT明确需要检测的呼吸信号当中是否含有直流成分；

[0065] 所述先验信息是指根据呼吸信号测量方法来明确所需检测的呼吸信号是否带有直流成分；

[0066] 所述快速傅里叶变换是指对信号进行时域到频域的转换然后分析0Hz成分的大小从而明确所需检测的呼吸信号是否带有直流成分；

[0067] 步骤2、通过阈值算法或特征算法把需要检测的呼吸信号转换成只含有-1,1两种值的方波信号；对于不含有直流成分的呼吸信号首选阈值算法作为转换方法，对于含有直流成分的呼吸信号首选特征算法作为转换方法；

[0068] 所述的阈值算法是指：将所需检测的呼吸信号中的每点按照特殊映射 $f_1(n)$ 进行阈值比较从而得到一组与输入数据等长的只含有-1,1两种值的方波信号；如果某点数值大于X值， $f_1(n)$ 设为1；如果某点数值小于-X值， $f_1(n)$ 设为-1；如果某点数值处于-X和X之间时， $f_1(n)$ 保持 $f_1(n-1)$ 的值；

$$[0069] \quad f_1(n) = \begin{cases} 1, & x_{(n)} > X \\ -1, & x_{(n)} < -X \\ f_1(n-1), & -X \leq x_{(n)} \leq X \end{cases} \quad (n=0,1,\dots)$$

[0070] 其中，n为所需检测的呼吸信号中某点； $x_{(n)}$ 为所需检测的呼吸信号中n点的值； $f_1(n-1)$ 为n-1点的方波信号值；X值取0.00005； $f_1(n)$ 为本步骤输出的方波信号；

[0071] 所述的特征算法是指：首先，寻找所需检测的呼吸信号中的极大值和极小值；具体过程如下：

[0072] ①将所需检测的呼吸信号中的每点与其下一点做差，得一组差值数据 $\text{diff}_1(n)$ ；

$$[0073] \quad \text{diff}_1(n) = x_{(n+1)} - x_{(n)} \quad (n=0,1,\dots)$$

[0074] 其中，n为所需检测的呼吸信号中某点；n+1为所需检测的呼吸信号中n点的下一点； $x_{(n)}$ 为所需检测的呼吸信号中n点的值； $x_{(n+1)}$ 为所需检测的呼吸信号中n+1点的值； $\text{diff}_1(n)$ 为输出的差值数据；

[0075] ②寻找 $\text{diff}_1(n)$ 数据中符合 $\text{diff}_1(n) \geq 0$ 且 $\text{diff}_1(n-1) \leq 0$ 或 $\text{diff}_1(n) \leq 0$ 且 $\text{diff}_1(n-1) \geq 0$ 条件的点；这些点即为所需找的呼吸信号中的极大值和极小值；

[0076] 然后，对信号中的所有极值点进行分析；具体过程如下：

[0077] ①将每个极点与其下一个极点做差,得一组差值数据 $\text{diff}_2(m)$;

[0078] $\text{diff}_2(m) = x_{(m+1)} - x_{(m)}$

[0079] 其中, m 为呼吸信号中某极值点坐标; $m+1$ 为 m 点后下一个极值点坐标; $x_{(m)}$ 为所需检测的呼吸信号中极值点 m 对应的值; $x_{(m+1)}$ 为所需检测的呼吸信号中极值点 $m+1$ 对应的值; $\text{diff}_2(m)$ 为输出的差值数据;

[0080] ②对 $\text{diff}_2(m)$ 数据进行分析,将所需检测的呼吸信号中的每点按照特殊映射 $f_2(n)$ 进行转换从而得到一组与输入数据等长的只含有-1,1两种值的方波信号;如果 $\text{diff}_2(m)$ 值大于 D 且极值点 m 和极值点 $m+1$ 的时间间隔大于 T ,则把极值点 m 和极值点 $m+1$ 之内的所有 $f_2(n)$ 设为1;如果 $\text{diff}_2(m)$ 值小于 $-D$ 且极值点 m 和极值点 $m+1$ 的时间间隔大于 T ,则把极值点 m 和极值点 $m+1$ 之内的所有 $f_2(n)$ 设为-1;其余的 $f_2(n)$ 保持上一个 $f_2(n-1)$ 的值;

[0081]
$$f_2(n) = \begin{cases} 1, & (m < n < m+1) \text{ and } \text{diff}_2(m) > D \text{ and } (t_{m+1} - t_m) > T \\ -1, & (m < n < m+1) \text{ and } \text{diff}_2(m) < -D \text{ and } (t_{m+1} - t_m) > T \\ f_2(n-1), & \text{else} \end{cases}$$

[0082] 其中, n 为所需检测的呼吸信号中某点, m 为呼吸信号中某极值点坐标, $m+1$ 为 m 点后下一个极值点坐标, $\text{diff}_2(m)$ 为极值点 m 对应的差值数据, t_m 为极值点 m 对应的时刻, t_{m+1} 为极值点 $m+1$ 对应的时刻; D 值取0.00005; T 值取0.3; $f_2(n)$ 为本步骤输出的方波信号;

[0083] 步骤3、通过跳变点提取算法寻找出步骤2产生的方波信号中的跳变点并把这些点构成跳变点序列;

[0084] 所述的跳变点提取算法是指:

[0085] ①将步骤2产生的方波信号中每点与其下一点做差,得一组差值信号 $\text{diff}_3(n)$

[0086] $\text{diff}_3(n) = y_{(n+1)} - y_{(n)} (n=0,1,\dots)$

[0087] 其中, n 为所需检测的方波信号中某点, $y_{(n)}$ 为所需检测的方波信号中 n 点的值, $y_{(n+1)}$ 为所需检测的方波信号中 $n+1$ 点的值, $\text{diff}_3(n)$ 为输出的差值数据;

[0088] ②对 $\text{diff}_3(n)$ 数据进行分析;当 $\text{diff}_3(n)$ 不为0时,则代表方波信号在 n 点处发生跳变,即 n 点和 $n+1$ 点为所要寻找的跳变点从而加入跳变点序列;当 $\text{diff}_3(n)$ 为0时,则代表方波信号在 n 点处没有发生跳变,即 n 点和 $n+1$ 点不为所要寻找的跳变点从而不加入跳变点序列;

[0089] 步骤4、计算步骤3中跳变点序列中相邻两点之间的时间间隔,然后去除那些间隔为一个采样周期的间隔,将剩余的时间间隔按序构成时间间隔序列;

[0090] 步骤5、将步骤4中所得的时间间隔序列进行特殊映射 $f_3(n)$ 得到一组由0,1,2三种值构成的序列;如果步骤4中所得的时间间隔序列中某点对应的的时间间隔小于 T_0 ,则把 $f_3(n)$ 设为1;如果步骤4中所得的时间间隔序列中某点对应的的时间间隔大于 T_1 ,则把 $f_3(n)$ 设为2;其余 $f_3(n)$ 设为0:

[0091]
$$f_3(n) = \begin{cases} 0, & T_0 < t_{(n)} < T_1 \\ 1, & t_{(n)} \leq T_0 \\ 2, & t_{(n)} \geq T_1 \end{cases} \quad (n=0,1,\dots)$$

[0092] 其中, n 为步骤4中产生的时间间隔序列中的某个点, $t_{(n)}$ 为 n 点所对应的的时间间隔, T_0 值取1.25, T_1 值取4, $f_3(n)$ 为输出的由0,1,2三种值构成的序列;

[0093] 步骤6、判断步骤5中所得的序列中是否含有0、1和2按照特定顺序构成的组合,即符合设定的特定呼吸状态,如图3所示的特定呼吸状态下需要检测是否存在“1111112”这种

组合;当发现符合时MCU中央处理模块控制马达微震动模块给予用户第一次触觉反馈,认为用户处于紧急状况需要进行报警求助,并执行报警求助,同时MCU中央处理模块打开GPS模块,通过GPS模块实时监测用户位置信息;当不符合时,即认为用户处于正常状态,保持监测;

[0094] 步骤7、报警求助执行后,即接收到GSM模块的反馈信息后,MCU中央处理模块控制马达微震动模块给予用户第二次触觉反馈,并且MCU中央处理模块实时地把GPS模块得到的用户位置信息通过GSM模块持续发送到用户亲友手机上。

[0095] 本方法检测人为主动产生的呼吸变化具有十分高的准确性,具体效果如下:

[0096] 如图4带有特定呼吸状态顺序的使用阈值算法的结果图所示,图中第一个波形为所需检测的呼吸信号波形;第二个波形为经过阈值算法转换的方波波形,其中黑点为经过跳变点提取算法找到的跳变点;第三个波形为后续步骤处理的结果,其中虚线为检测到不含有特定呼吸状态顺序的部分,实线为检测到的含有特定呼吸状态顺序的部分。本方法准确地发现本次检测中带有某种事先设定的特定呼吸状态,即急促呼吸3次、屏息4秒。

[0097] 如图5不带有特定呼吸状态顺序的使用阈值算法的结果图所示,图中第一个波形为所需检测的呼吸信号波形;第二个波形为经过阈值算法转换的方波波形,其中黑点为经过跳变点提取算法找到的跳变点;第三个波形为后续步骤处理的结果,虚线为检测到不含有特定呼吸状态顺序的部分。本方法准确地发现本次检测中不带有某种事先设定的特定呼吸状态。

[0098] 如图6带有特定呼吸状态顺序的使用特征算法的结果图所示,图中第一个波形为所需检测的呼吸信号波形,其中黑点为经过特征算法找寻到各个极值点;第二个波形为经过特征算法转换的方波波形,其中黑点为经过跳变点提取算法找到的跳变点;第三个波形为后续步骤处理的结果,其中虚线为检测到不含有特定呼吸状态顺序的部分,实线为检测到的含有特定呼吸状态顺序的部分。本方法准确地发现本次检测中带有某种事先设定的特定呼吸状态,即急促呼吸3次、屏息4秒。

[0099] 如图7不带有特定呼吸状态顺序的使用阈值算法的结果图所示,图中第一个波形为所需检测的呼吸信号波形,其中黑点为经过特征算法找寻到各个极值点;第二个波形为经过特征算法转换的方波波形,其中黑点为经过跳变点提取算法找到的跳变点;第三个波形为后续步骤处理的结果,虚线为检测到不含有特定呼吸状态顺序的部分。本方法准确地发现本次检测中不带有某种事先设定的特定呼吸状态。

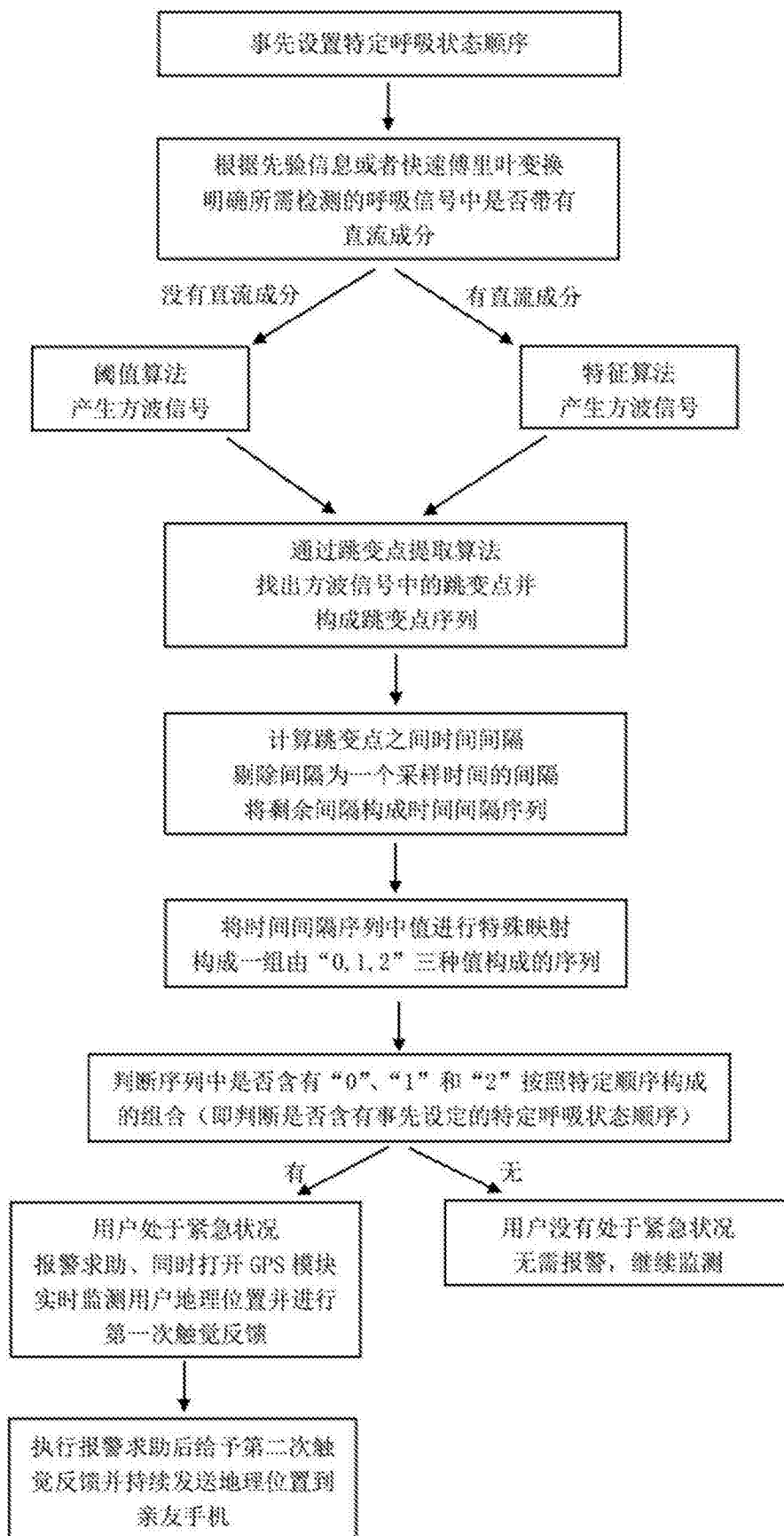


图1

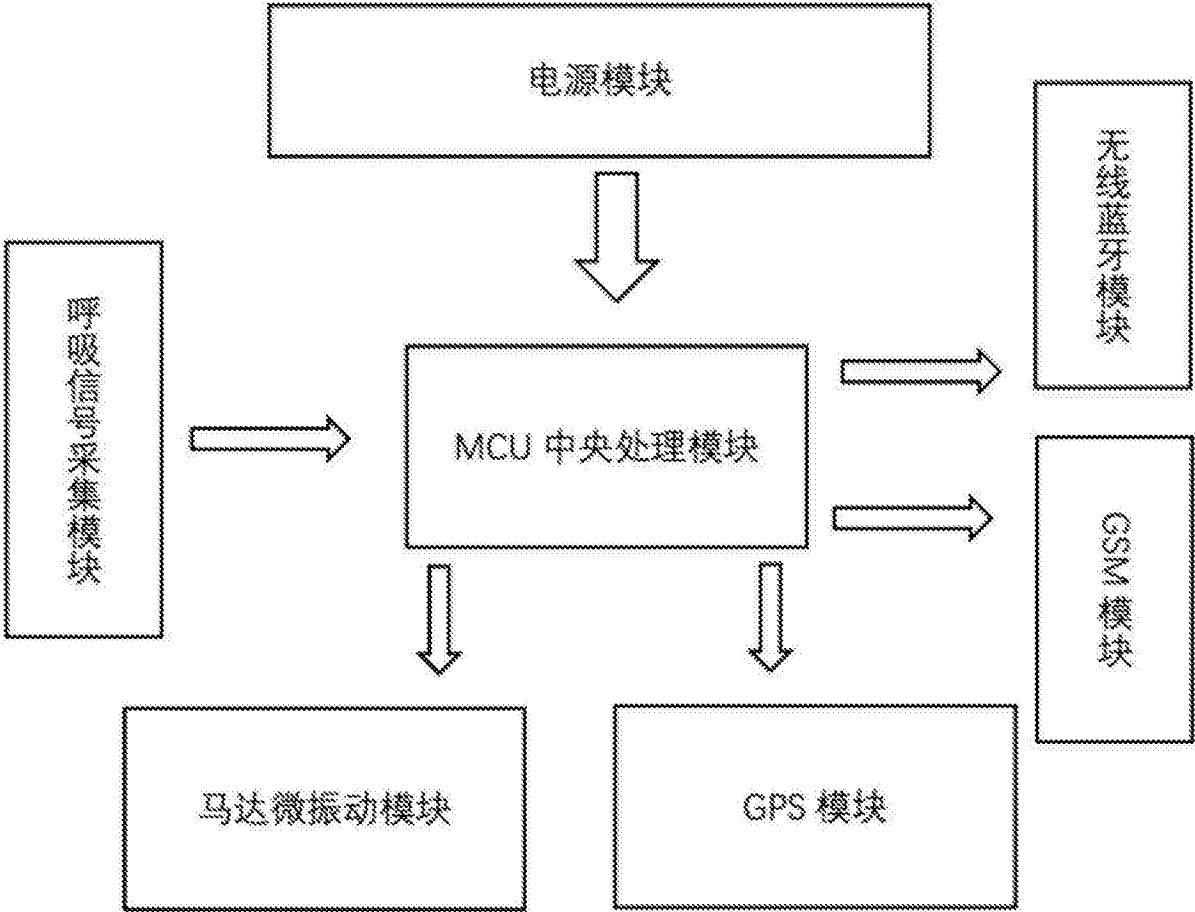


图2

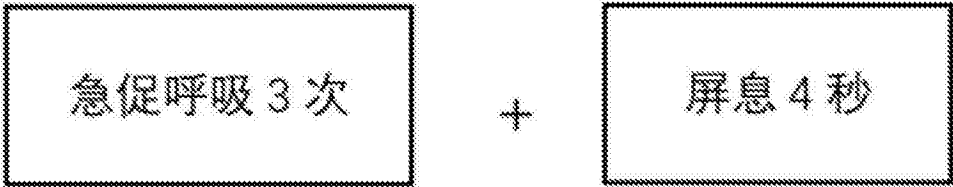


图3

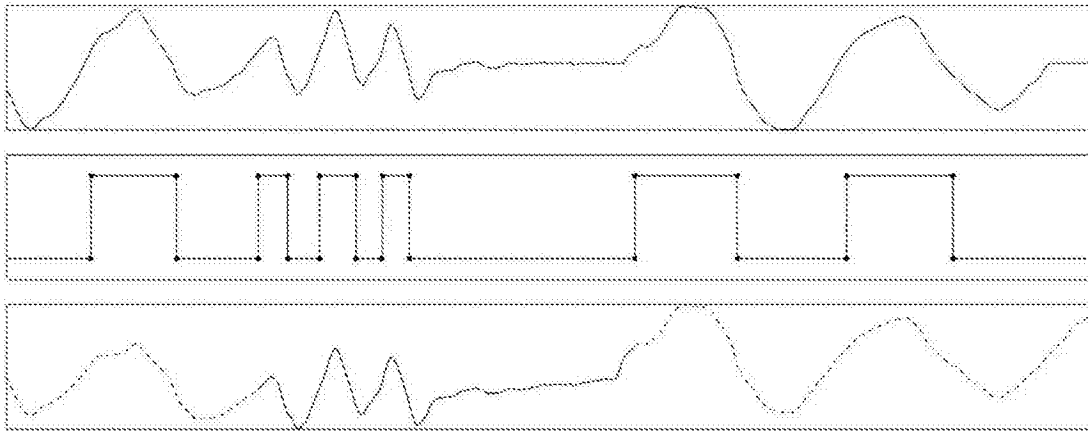


图4

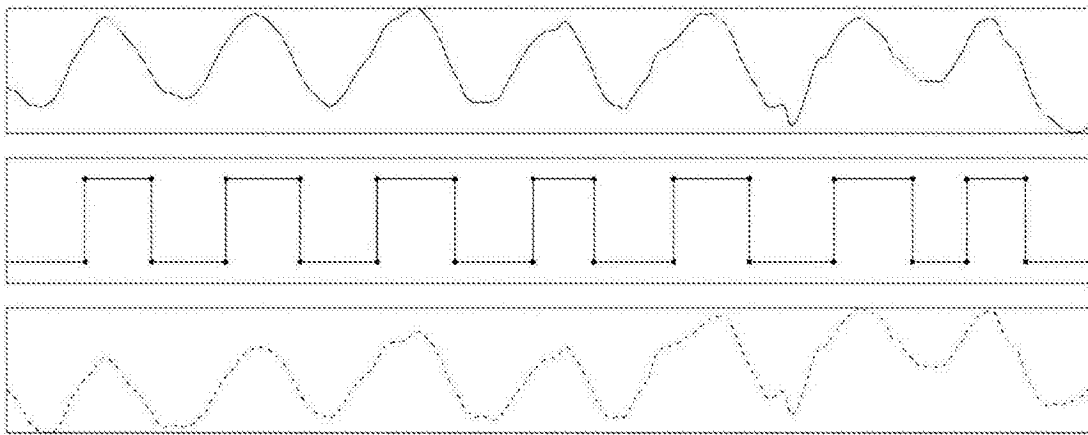


图5

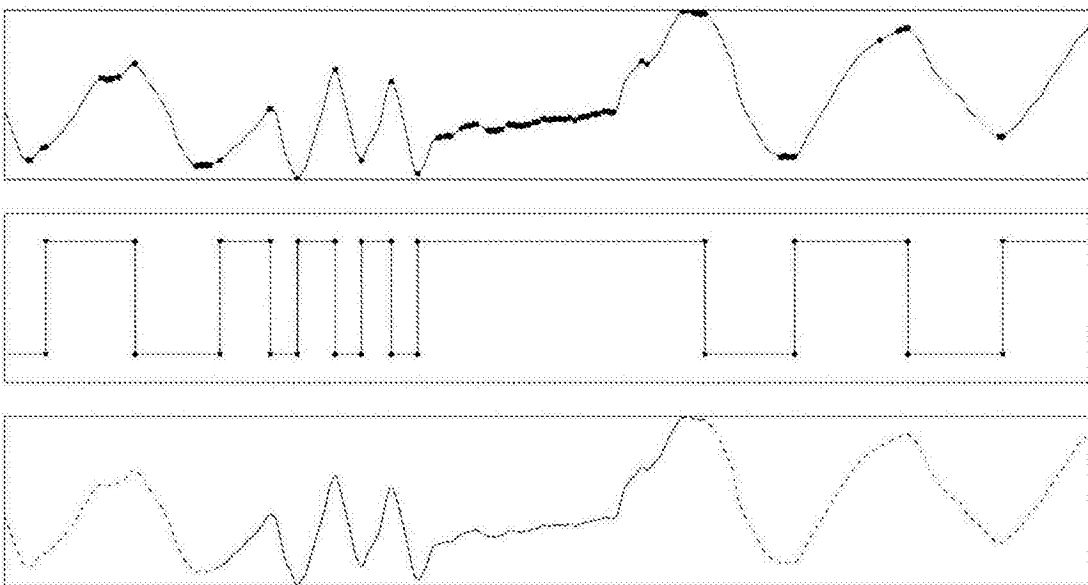


图6

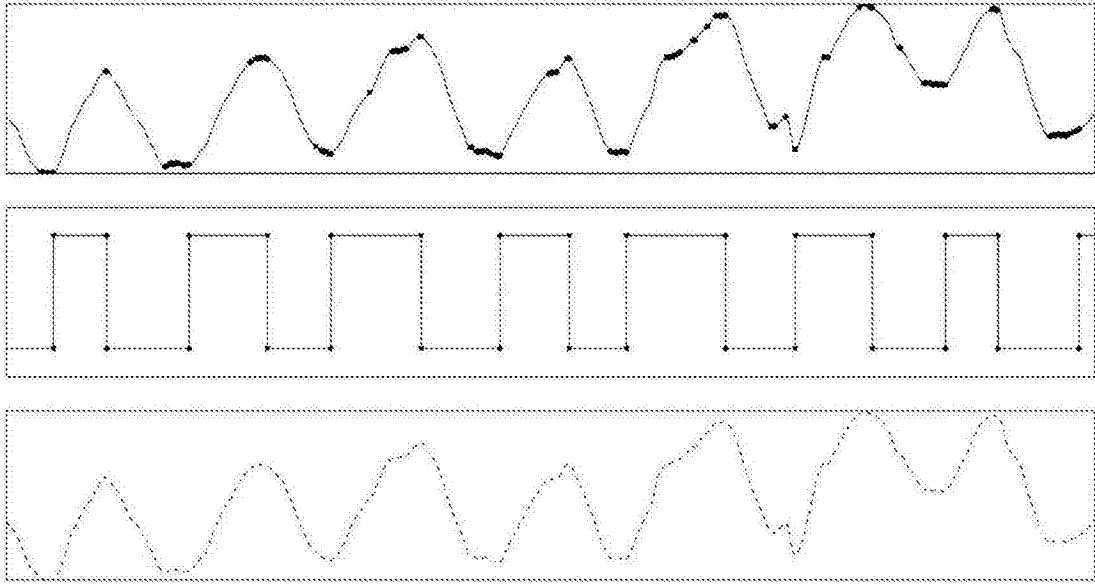


图7

专利名称(译)	一种基于呼吸信号的自动报警求助设备及其检测方法		
公开(公告)号	CN105877749A	公开(公告)日	2016-08-24
申请号	CN201610407597.0	申请日	2016-06-08
[标]申请(专利权)人(译)	电子科技大学		
申请(专利权)人(译)	电子科技大学		
当前申请(专利权)人(译)	电子科技大学		
[标]发明人	陈超 颜红梅 黄伟 刘秩铭		
发明人	陈超 颜红梅 黄伟 刘秩铭		
IPC分类号	A61B5/08 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/08 A61B5/0816 A61B5/0826 A61B5/6802 A61B5/7225 A61B5/746		
代理人(译)	张杨		
其他公开文献	CN105877749B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明属于生命安全、生物医学工程以及可穿戴设备领域，具体涉及一种基于呼吸信号的自动报警求助设备及其检测方法。本发明通过检测呼吸状态，即用户事先把正常呼吸、急促呼吸和屏息三种呼吸状态进行 $n \geq 1$ 个呼吸状态的排列组合，设定成一种特定呼吸状态顺序。当用户遇到紧急情况就按照这种事先设定的特定呼吸状态改变自身呼吸状况，进而使设备产生和发送报警求助信号。本发明装置通过检测用户的呼吸过程中是否出现设定的特定呼吸状态从而明确用户是否处于紧急状况。本发明的设备具有隐蔽、误报率低、安全有效的紧急求助、减少使用者紧急状况下负面情绪和求助条件的可控性设定等优点。

