



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110946555 A

(43)申请公布日 2020.04.03

(21)申请号 201911318841.6

(22)申请日 2019.12.19

(71)申请人 山东省科学院自动化研究所

地址 250014 山东省济南市历下区科院路
19号

(72)发明人 田现忠 李向东 赵兴文 颜广
张琳 张延波 刘成业

(74)专利代理机构 济南圣达知识产权代理有限公司 37221

代理人 李琳

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/05(2006.01)

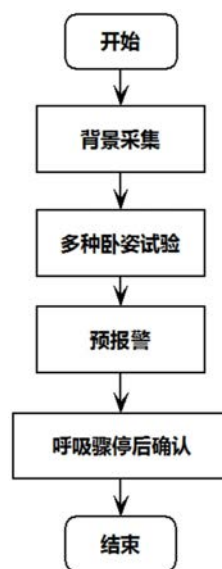
权利要求书2页 说明书5页 附图2页

(54)发明名称

一种呼吸骤停检测报警系统

(57)摘要

本公开提供了一种呼吸骤停检测报警系统,包括处理器和设置在监测区域的与处理器通信连接的至少一个雷达传感器,所述雷达传感器用于发射电磁波并接收回波信号,所述处理器用于根据采集的发射电磁波和回波信息进行呼吸骤停检测,利用无人卧床情况下回波幅度的最小值、无人卧床情况下的回波干扰水平以及四种卧姿下计算得到的功率谱密度和的最小值确定呼吸骤停预报警条件,当实时接收到的回波信号满足预报警条件时,进行呼吸骤停的预报警;本公开适用于非接触非视觉式检测方式,无需佩戴,不影响正常活动,不侵犯个人隐私,极大的提高了检测的实用性,具有极高的推广价值。



1. 一种呼吸骤停检测报警系统,其特征在于,包括处理器和设置在监测区域的与处理器通信连接的至少一个雷达传感器,所述雷达传感器用于发射电磁波并接收回波信号,所述处理器用于根据采集的发射电磁波和回波信息进行呼吸骤停检测,具体步骤如下:

构建信号模型,以无人卧床情况下在预设时间段内采集的回波信号,确定此时的回波平均幅度和回波干扰水平,根据回波平均幅度确定无人卧床情况下回波幅度的最小值;

以四种卧姿下且尽量保持身体不动的情况下在预设时间段内采集的回波信号,确定呼吸频率观测范围的起止频率,计算呼吸频率观测范围内的功率谱密度之和,得到四种卧姿下计算得到的功率谱密度和的最小值;

利用无人卧床情况下回波幅度的最小值、无人卧床情况下的回波干扰水平以及四种卧姿下计算得到的功率谱密度和的最小值确定呼吸骤停预报警条件,当实时接收到的回波信号满足预报警条件时,进行呼吸骤停的预报警。

2. 如权利要求1所述的呼吸骤停检测报警系统,其特征在于,所述信号模型具体为:

$$s(t) = r(t) + h(t) + b(t) + w(t)$$

A/D转换后的基带信号,具体为:

$$S(n) = R(n) + H(n) + B(n) + W(n)$$

其中, $s(t)$ 表示基带模拟信号, $r(t)$ 表示呼吸运动模拟信号, $h(t)$ 表示心跳运动模拟信号, $b(t)$ 表示随机体动模拟信号, $w(t)$ 表示噪声和杂波模拟信号, $s(t)$ 表示基带数字信号, $r(t)$ 表示呼吸运动数字信号, $h(t)$ 表示心跳运动数字信号, $b(t)$ 表示随机体动数字信号, $w(t)$ 表示噪声和杂波数字信号。

3. 如权利要求2所述的呼吸骤停检测报警系统,其特征在于,无人卧床情况下的回波干扰水平,具体为:

$$w_0 = \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^N X(n)^2}{N}}$$

其中, N 为快速傅里叶变换的长度, $X(n)^2$ 为快速傅里叶变换后的功率密度。

4. 如权利要求1所述的呼吸骤停检测报警系统,其特征在于,根据呼吸频率观测范围的起止频率确定在快速傅里叶变换后的频谱上对应的起始点,根据起始点计算呼吸频率观测范围内的功率谱密度之和,得到四种卧姿下计算得到的功率谱密度和的最小值。

5. 如权利要求1所述的呼吸骤停检测报警系统,其特征在于,无人卧床情况下回波幅度的最小值等于无人卧床情况下回波幅度与第一系数的乘积。

6. 如权利要求1所述的呼吸骤停检测报警系统,其特征在于,所述第一系数为不小于5的预设常数。

7. 如权利要求1所述的呼吸骤停检测报警系统,其特征在于,呼吸骤停的呼吸骤停预报警条件,具体为:

实时采集到的回波信号的回波幅度小于无人卧床情况下回波幅度的最小值;

实时采集到的回波信号的呼吸频率观测范围内的功率谱密度之和小于四种卧姿下计算得到的功率谱密度和的最小值,且实时采集到的回波信号的呼吸频率观测范围内的功率谱密度之和大于第二系数与无人卧床情况下回波干扰水平的乘积;

实时采集到的回波信号的回波幅度和呼吸频率观测范围内的功率谱密度之和均呈下

降趋势。

8.如权利要求7所述的呼吸骤停检测报警系统,其特征在于,所述第二系数为不小于3的预设常数。

9.如权利要求1所述的呼吸骤停检测报警系统,其特征在于,进行呼吸骤停的预报警后进行呼吸骤停的确认,确认呼吸骤停的判决条件,具体为:

实时采集到的回波信号的呼吸频率观测范围内的功率谱密度之和小于三倍的无人卧床情况下的回波干扰水平。

10.如权利要求1所述的呼吸骤停检测报警系统,其特征在于,所述雷达传感器采用宽天线波束设计,所述天线波束为圆锥形或者椭圆锥形,信号波形为脉冲式或者连续波或者调频连续波;

在检测过程中,雷达传感器不间断获取监测区域内反射回来的信号幅度和相位,并完成相应的解调处理,输出不含载波信息的基带数字信号。

一种呼吸骤停检测报警系统

技术领域

[0001] 本公开涉及无线电雷达技术领域,特别涉及一种呼吸骤停检测报警系统。

背景技术

[0002] 本部分的陈述仅仅是提供了与本公开相关的背景技术,并不必然构成现有技术。

[0003] 睡眠中呼吸骤停是一种非常具有危险性的、突发式的并且不易察觉的异常情况,如不及时干预后果严重。在智慧医养设备和装置研究中,呼吸骤停的检测也将备受关注。

[0004] 本公开发明人发现,已有的呼吸监测装置多采用接触式方式,具体表现为心电监护仪和手环两种形式。心电监护仪虽然准确性高,但采用接触粘贴式传感器,舒适性差影响正常活动,并且造价昂贵,并不适合养老院或居家长期使用;手环有监测心率和血压的功能,有的还可定位和通话,甚至能够摔倒报警,但是续航能力差,易发误报。

发明内容

[0005] 为了解决现有技术的不足,本公开提供了一种呼吸骤停检测报警系统,实现了卧床睡眠中呼吸骤停的快速和准确检测。

[0006] 为了实现上述目的,本公开采用如下技术方案:

[0007] 一种呼吸骤停检测报警系统,包括处理器和设置在监测区域的与处理器通信连接的至少一个雷达传感器,所述雷达传感器用于发射电磁波并接收回波信号,所述处理器用于根据采集的发射电磁波和回波信息进行呼吸骤停检测,具体步骤如下:

[0008] 构建信号模型,以无人卧床情况下在预设时间段内采集的回波信号,确定此时的回波平均幅度和回波干扰水平,根据回波平均幅度确定无人卧床情况下回波幅度的最小值;

[0009] 以四种卧姿下且尽量保持身体不动的情况下在预设时间段内采集的回波信号,确定呼吸频率观测范围的起止频率,计算呼吸频率观测范围内的功率谱密度之和,得到四种卧姿下计算得到的功率谱密度和的最小值;

[0010] 利用无人卧床情况下回波幅度的最小值、无人卧床情况下的回波干扰水平以及四种卧姿下计算得到的功率谱密度和的最小值确定呼吸骤停预报警条件,当实时接收到的回波信号满足预报警条件时,进行呼吸骤停的预报警。

[0011] 作为可能的一些实现方式,所述信号模型具体为:

[0012] $s(t) = r(t) + h(t) + b(t) + w(t)$

[0013] A/D转换后的基带信号,具体为:

[0014] $S(n) = R(n) + H(n) + B(n) + W(n)$

[0015] 其中, $s(t)$ 表示基带模拟信号, $r(t)$ 表示呼吸运动模拟信号, $h(t)$ 表示心跳运动模拟信号, $b(t)$ 表示随机体动模拟信号, $w(t)$ 表示噪声和杂波模拟信号, $s(t)$ 表示基带数字信号, $r(t)$ 表示呼吸运动数字信号, $h(t)$ 表示心跳运动数字信号, $b(t)$ 表示随机体动数字信号, $w(t)$ 表示噪声和杂波数字信号。

[0016] 作为进一步的限定,无人卧床情况下的回波干扰水平,具体为:

$$[0017] \quad w_0 = \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^N X(n)^2}{N}}$$

[0018] 其中,N为快速傅里叶变换的长度, $X(n)^2$ 为快速傅里叶变换后的功率密度。

[0019] 作为可能的一些实现方式,根据呼吸频率观测范围的起止频率确定在快速傅里叶变换后的频谱上对应的起始点,根据起始点计算呼吸频率观测范围内的功率谱密度之和,得到四种卧姿下计算得到的功率谱密度和的最小值。

[0020] 作为可能的一些实现方式,无人卧床情况下回波幅度的最小值等于无人卧床情况下回波幅度与第一系数的乘积。

[0021] 作为进一步的限定,所述第一系数为不小于5的预设常数。

[0022] 作为可能的一些实现方式,呼吸骤停的呼吸骤停预报警条件,具体为:

[0023] 实时采集到的回波信号的回波幅度小于无人卧床情况下回波幅度的最小值;

[0024] 实时采集到的回波信号的呼吸频率观测范围内的功率谱密度之和小于四种卧姿下计算得到的功率谱密度和的最小值,且实时采集到的回波信号的呼吸频率观测范围内的功率谱密度之和大于第二系数与无人卧床情况下回波干扰水平的乘积;

[0025] 实时采集到的回波信号的回波幅度和呼吸频率观测范围内的功率谱密度之和均呈下降趋势。

[0026] 作为进一步的限定,所述第二系数为不小于3的预设常数。

[0027] 作为可能的一些实现方式,进行呼吸骤停的预报警后进行呼吸骤停的确认,确认呼吸骤停的判决条件,具体为:

[0028] 实时采集到的回波信号的呼吸频率观测范围内的功率谱密度之和小于三倍的无人卧床情况下的回波干扰水平。

[0029] 作为可能的一些实现方式,所述雷达传感器采用宽天线波束设计,所述天线波束为圆锥形或者椭圆锥形,信号波形为脉冲式或者连续波或者调频连续波;

[0030] 在检测过程中,雷达传感器不间断获取监测区域内反射回来的信号幅度和相位,并完成相应的解调处理,输出不含载波信息的基带数字信号。

[0031] 与现有技术相比,本公开的有益效果是:

[0032] 1、本公开所述的系统适用于非接触非视觉式检测方式,无需佩戴不影响正常活动,不侵犯个人隐私,极大的提高了检测的实用性,具有极高的推广价值。

[0033] 2、本公开所述的系统适用于多种信号形式的雷达传感器,适合脉冲式、点频连续波和调频连续波等多种信号波形,只要天线波束能覆盖监测范围即可。

[0034] 3、本公开所述的系统采用预报警加后确认的方式,既保证了实时性又兼顾了准确性。

[0035] 4、本公开所述的系统对使用环境没有苛刻要求,通过背景采集方式了解环境信息,极大的提高了检测系统的实用性和检测的准确性。

[0036] 5、本公开所述的系统中门限灵活可调,可根据不同人群灵活调整,也可通过长时间观察大数据学习等方式进一步提高检测准确性。

附图说明

[0037] 图1为本公开实施例1提供的呼吸骤停检测方法的整体流程示意图。

[0038] 图2为本公开实施例1提供的呼吸骤停检测方法的详细流程示意图。

具体实施方式

[0039] 应该指出,以下详细说明都是示例性的,旨在对本公开提供进一步的说明。除非另有指明,本文使用的所有技术和科学术语具有与本公开所属技术领域的普通技术人员通常理解相同含义。

[0040] 需要注意的是,这里所使用的术语仅是为了描述具体实施方式,而非意图限制根据本公开的示例性实施方式。如在这里所使用的,除非上下文另外明确指出,否则单数形式也意图包括复数形式,此外,还应当理解的是,当在本说明书中使用术语“包含”和/或“包括”时,其指明存在特征、步骤、操作、器件、组件和/或它们的组合。

[0041] 在不冲突的情况下,本申请中的实施例及实施例中的特征可以相互组合。

[0042] 实施例1:

[0043] 本公开实施例1提供了一种呼吸骤停检测报警系统,呼吸骤停检测方法的整体流程示意图如图1所示,以小型雷达传感器为硬件基础,小型雷达传感器采用宽天线波束设计,根据其安装位置角度、重点监测区域和检测距离等不同设计不同的天线波束宽度,可以是圆锥形也可以是椭圆锥形。小型雷达传感器使用的信号波形可以是脉冲式(单极型或双极型、一阶或多阶高斯脉冲)、连续波、调频连续波(FMCW)等多种形式。在检测过程中,雷达传感器不间断获取监测区域内反射回来的信号幅度和相位,并完成相应的解调处理,输出不含载波信息的基带数字信号。

[0044] 非接触式呼吸骤停检测方法基于多普勒效应,即观测回波的幅度和相位并和发射波形比较,通过回波的幅度和相位变化提取信息。监测范围内的人体活动产生多普勒效应。规律的呼吸运动和心跳运动将使基带数字信号中包含频谱相对单一的和呼吸运动频次相关的谱线。人体各部位的体动也将会产生多普勒效应,使基带数字信号中包含随机频谱成分。

[0045] 目前并没有非接触式呼吸骤停检测装置,本实施例提供的呼吸骤停检测系统,其优点之一是适用于多种雷达传感器,雷达传感器可使用不同的天线和信号波形,只需提供解调后的幅度和相位信息即可;其优点之二是自动识别报警,实时性好准确率高。

[0046] 呼吸骤停检测方法的详细流程示意图如图2所示,具体如下:

[0047] (一) 构建信号模型

[0048] 采用如下信号模型表示模拟基带信号:

[0049] $s(t) = r(t) + h(t) + b(t) + w(t)$

[0050] 其中, $s(t)$ 表示基带模拟信号, $r(t)$ 表示呼吸运动, $h(t)$ 表示心跳运动, $b(t)$ 表示随机体动(不包括呼吸和心跳运动), $w(t)$ 表示噪声和杂波。A/D转换后的基带信号可表示为:

[0051] $S(n) = R(n) + H(n) + B(n) + W(n)$

[0052] 采样率为 f_s ,频率分辨率为:

[0053]
$$\Delta f = \frac{f_s}{N}$$

[0054] (二) 背景采集

[0055] 背景采集是指在跌倒没有发生的情况下采集传感器回波信号,即在无人卧床情况下长时间采集回波信号。

[0056] 背景采集的目的是在呼吸骤停没有发生的情况下考察杂波和噪声水平。由于传感器安装位置固定,并且地面和床体金属部分电磁波反射较强,需要提前观测,减小其对检测性能的影响。另外,传感器本身的噪声水平也会随环境温度变化起伏,也需长时间观测。噪声和杂波水平的高低和检测判决门限的选择直接相关。

[0057] 在背景采集中,由于没有人卧床呼吸 $R(n)$ 、心跳 $H(n)$ 和体动 $B(n)$ 均为0。

[0058] 回波幅度表示为:

[0059]
$$A(n) = |S(n)|$$

[0060] 首先对 $S(n)$ 进行FFT运算,FFT的长度为 N :

[0061]
$$X = \text{fft}(S)$$

[0062] 频率分辨率为:

[0063]
$$\Delta f = \frac{f_s}{N}$$

[0064] X 去掉直流偏置:

[0065]
$$X(1) = 0$$

[0066] 去掉直流偏置后, X 的平方根值计算如下:

[0067]
$$w_0 = \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^N X(n)^2}{N}}$$
 计算的 w_0 并存储,认为 w_0 是

[0068] (三) 各种卧姿情况下的人体生命特征

[0069] 在正常卧床情况下,会有四种典型卧姿,分别是仰卧、俯卧和左右侧卧由于传感器安装位置固定,和床的相对位置固定,不同卧姿情况下的回波的强度不同,并且由于人体躯干和传感器天线之间的相对角度不同人体呼吸运动和心跳运动的多普勒响应也不同。一般认为仰卧和俯卧时,躯干正对传感器信号较强,左右侧卧时相对较弱。在侧卧弱信号条件下检测到人体呼吸和心跳运动特征及其变化趋势,成为技术关键点。

[0070] 首先,在仰卧并且尽量保持身体不动的情况下长时间采集数据,A/D转换后的基带数据表示为:

[0071]
$$S(n) = R(n) + H(n) + B(n) + W(n)$$

[0072] 在尽量保持不动的情况下,认为体动信号 $B(n)$ 为0,回波信号仅由呼吸信号 $R(n)$ 、心跳信号 $H(n)$ 和干扰信号 $W(n)$ 构成。在人体有微动的情况下,多普勒效应更加强烈,因此功率和幅度都会升高。

[0073] 呼吸频率观测范围的起止频率分别为 f_1 和 f_2 ,在FFT后的频谱上对应的起始点分别为:

$$[0074] \quad n_1 = \left\lceil \frac{f_1}{\Delta f} \right\rceil$$

$$[0075] \quad n_2 = \left\lceil \frac{f_2}{\Delta f} \right\rceil$$

[0076] 其中 $\lceil \cdot \rceil$ 表示向上取整操作。

[0077] 呼吸频率观测范围 (f_1, f_2) 内的功率谱密度之和称为呼吸多普勒功率,表示为:

$$[0078] \quad P_R = \sum_{n=n_1}^{n_2} X(n)^2$$

[0079] 多次采集并记录四种卧姿下的 P_R ,取其最小值记为 P_{Rmin} 。

[0080] (四)呼吸骤停预报警

[0081] 预报警是指在出现呼吸骤停迹象时给出提醒,如果后续检测确认误报则消除该提醒。呼吸骤停迹象表现为两方面:(1)回波幅度明显降低;(2)呼吸多普勒功率 P_R 下降。

[0082] 因此,呼吸骤停预报警的条件为:

[0083] (1) $A(n) < A_{min}$,其中 $A_{min} = k_1 \bar{A}$, k_1 为 ≥ 5 的预先选定的常数;

[0084] (2) $k_2 w_0 < P_R < \frac{P_{Rmin}}{2}$,其中为 ≥ 3 的预先选定的常数;

[0085] (3) A 和 P_R 均呈下降趋势,即第二次测量的 A 和 P_R 满足条件(1)和(2)。

[0086] (五)呼吸骤停确认

[0087] 为了进一步提高呼吸骤停检测准确性,将对呼吸骤停的状态进行确认。

[0088] 确认呼吸骤停的判决条件为:

[0089] $P_R < 3w_0$

[0090] 且连续两次测量保持上述状态。

[0091] 本公开适用于非接触非视觉式检测方式,不影响正常活动,不侵犯个人隐私;适用于多种信号形式的雷达传感器,适合脉冲式、点频连续波和调频连续波等多种信号波形,只要天线波束能覆盖监测范围即可;采用预报警加后确认的方式,既保证了实时性又兼顾了准确性;对使用环境没有苛刻要求,通过背景采集方式了解环境信息;门限灵活可调,可根据不同人群灵活调整,也可通过长时间观察大数据学习等方式进一步提高检测准确性。

[0092] 以上所述仅为本公开的优选实施例而已,并不用于限制本公开,对于本领域的技术人员来说,本公开可以有各种更改和变化。凡在本公开的精神和原则之内,所作的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本公开的保护范围之内。

[0093] 以上所述仅为本公开的优选实施例而已,并不用于限制本公开,对于本领域的技术人员来说,本公开可以有各种更改和变化。凡在本公开的精神和原则之内,所作的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本公开的保护范围之内。

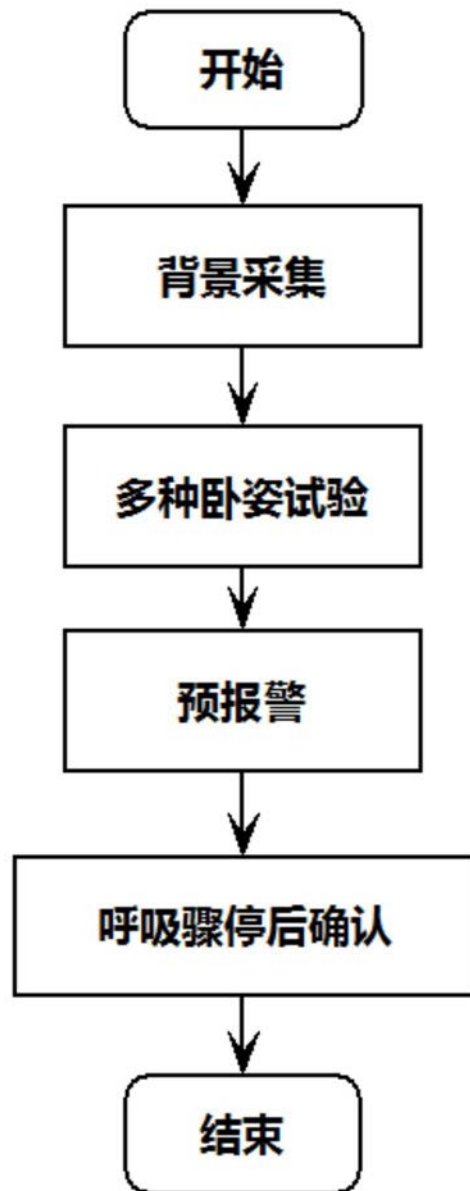


图1

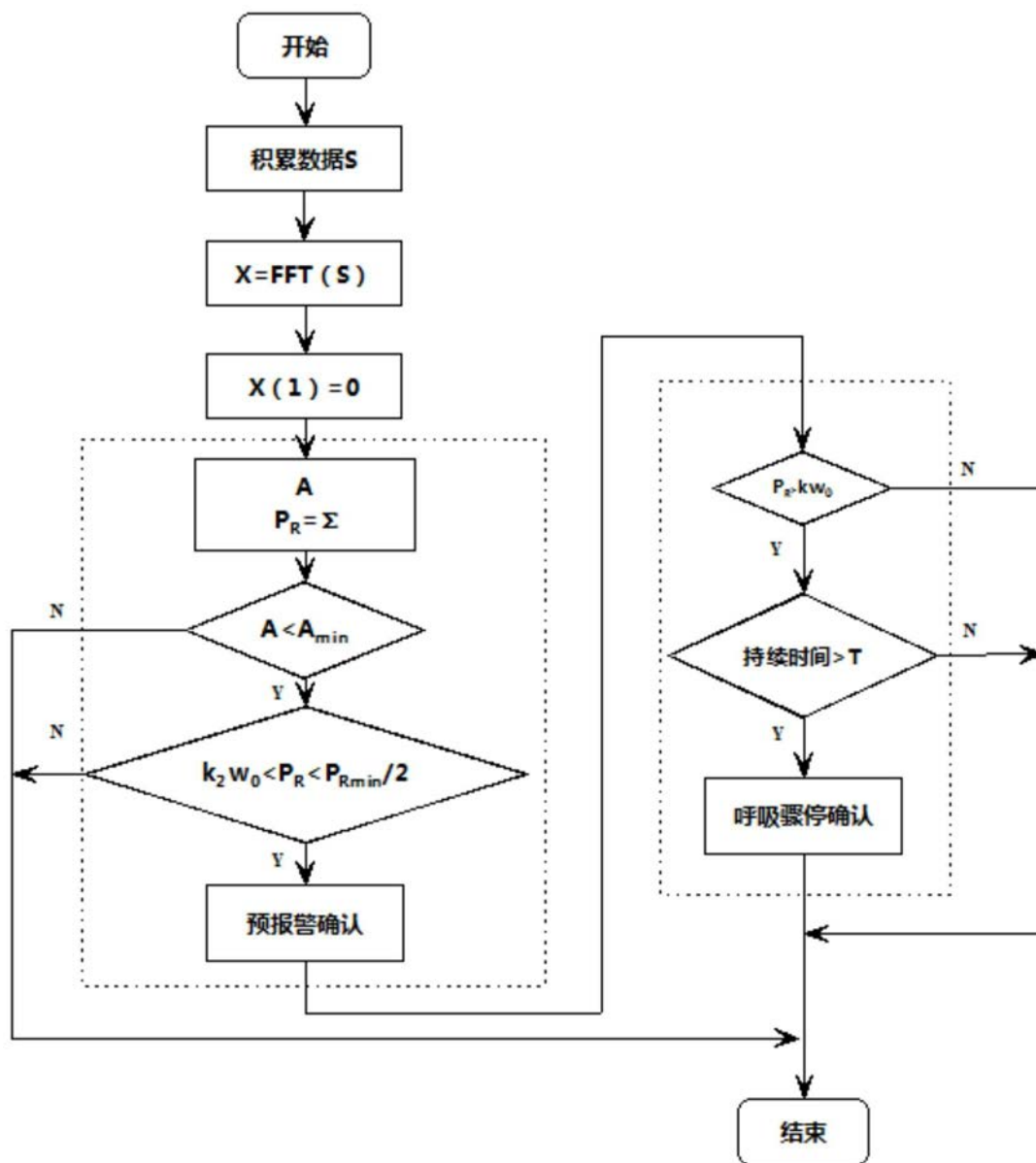


图2

专利名称(译)	一种呼吸骤停检测报警系统		
公开(公告)号	CN110946555A	公开(公告)日	2020-04-03
申请号	CN201911318841.6	申请日	2019-12-19
[标]申请(专利权)人(译)	山东省科学院自动化研究所		
申请(专利权)人(译)	山东省科学院自动化研究所		
当前申请(专利权)人(译)	山东省科学院自动化研究所		
[标]发明人	田现忠 李向东 赵兴文 颜广 张琳 张延波 刘成业		
发明人	田现忠 李向东 赵兴文 颜广 张琳 张延波 刘成业		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/05		
CPC分类号	A61B5/05 A61B5/4818 A61B5/7235 A61B5/7257 A61B5/7275 A61B5/7282 A61B5/746		
代理人(译)	李琳		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本公开提供了一种呼吸骤停检测报警系统，包括处理器和设置在监测区域的与处理器通信连接的至少一个雷达传感器，所述雷达传感器用于发射电磁波并接收回波信号，所述处理器用于根据采集的发射电磁波和回波信息进行呼吸骤停检测，利用无人卧床情况下回波幅度的最小值、无人卧床情况下的回波干扰水平以及四种卧姿下计算得到的功率谱密度和的最小值确定呼吸骤停预报警条件，当实时接收到的回波信号满足预报警条件时，进行呼吸骤停的预报警；本公开适用于非接触非视觉式检测方式，无需佩戴，不影响正常活动，不侵犯个人隐私，极大的提高了检测的实用性，具有极高的推广价值。

