



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110946587 A

(43)申请公布日 2020.04.03

(21)申请号 201911318826.1

A61B 5/024(2006.01)

(22)申请日 2019.12.19

A61B 5/00(2006.01)

(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 刘成业 颜广
赵兴文 张琳 张延波

(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 5/11(2006.01)

A61B 5/113(2006.01)

A61B 5/05(2006.01)

A61B 5/08(2006.01)

权利要求书2页 说明书6页 附图2页

(54)发明名称

一种淋浴中跌倒的快速检测方法及系统

(57)摘要

本公开提供了一种淋浴中跌倒的快速检测方法及系统,连续多次观测并分别计算每次观测的体动频率观测范围内功率谱密度和,通过与跌倒中和跌倒后的功率密度和门限值的对比,进行跌倒的预报警,通过呼吸频率观测范围内的功率谱密度和与获得的相应情况下的回波干扰水平的对比,进行跌倒确认;本公开适用于非接触非视觉式跌倒检测,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. 一种淋浴中跌倒的快速检测方法,其特征在于,包括以下步骤:

构建信号模型,分别在无人且水龙头不出水以及无人且水龙头出水的情况下,在预设时间内采集待检测区域的雷达回波信号,并且调整水流速度多次采集;

以跌倒过程中在预设时间段内采集的雷达回波信号,确定体动频率观测范围的起止频率,计算体动频率观测范围内的功率谱密度和;

连续多次观测并分别计算每次观测的体动频率观测范围内功率谱密度和,通过与跌倒中和跌倒后的功率密度和门限值的对比,进行跌倒的预报警。

2. 如权利要求1所述的淋浴中跌倒的快速检测方法,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1所述的淋浴中跌倒的快速检测方法,其特征在于,根据体动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,根据起始点计算体动频率观测范围内的功率谱密度和。

4. 如权利要求1所述的淋浴中跌倒的快速检测方法,其特征在于,连续两次观测并分别计算每次观测的功率谱密度和,当第一次观测得到的体动频率观测范围内功率谱密度和大于跌倒中功率密度和门限值,且第二次观测得到的体动频率观测范围内功率谱密度和小于跌倒后功率密度和门限值时,进行跌倒的预报警。

5. 如权利要求1所述的淋浴中跌倒的快速检测方法,其特征在于,预报警后进行跌倒的确认,具体为:

以跌倒后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和;

在无人并且水龙头不出水和无人并且水龙头出水的情况下,在预设时间内采集回波信号,分别多次计算无水流、有水流且多种流速情况下的回波干扰水平;

通过呼吸频率观测范围内的功率谱密度和与获得的相应情况下的回波干扰水平的对比,进行跌倒确认。

6. 如权利要求5所述的淋浴中跌倒的快速检测方法,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和。

7. 如权利要求5所述的淋浴中跌倒的快速检测方法,其特征在于,通过呼吸频率观测范围内的功率谱密度和与获得的相应情况下的回波干扰水平的对比,进行跌倒确认,具体为:

当呼吸频率观测范围内的功率谱密度大于获得的相应情况下的回波干扰水平与第一预设系数的乘积,且能够持续预设时间时,确认跌倒。

8. 如权利要求5所述的淋浴中跌倒的快速检测方法,其特征在于,无水流、有水流且多

种流速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。

9.一种淋浴中跌倒的快速检测系统,其特征在于,包括处理器和设置在检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,所述处理器利用权利要求1-8任一项所述的淋浴中跌倒的快速检测方法进行跌倒检测。

10.如权利要求9所述的淋浴中跌倒的快速检测系统,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检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。

一种淋浴中跌倒的快速检测方法及系统

技术领域

[0001] 本公开涉及跌倒检测技术领域，特别涉及一种淋浴中跌倒的快速检测方法及系统。

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] 淋浴中跌倒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，甚至有可能诱发心脑血管疾病。在智慧医养设备和装置研究中，淋浴跌倒的检测也将备受关注。

[0004] 本公开发明人发现，现有的跌倒检测器多采用穿戴式（手环）或视觉方式，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，跌落报警准确率低。视觉方式采用小型摄像头和快速图像处理方法，但易受环境影响，不适用淋浴场景，还有侵犯隐私嫌疑。是否卧床的方式采用压力敏感床垫造价较高，不能检测跌落。呼吸活动检测采用接触式仪器仪表，影响正常活动，并不适合养老院或居家长期使用。

发明内容

[0005] 为了解决现有技术的不足，本公开提供了一种淋浴中跌倒的快速检测方法及系统，实现了淋浴中跌倒非接触、非视觉的快速和准确检测。

[0006] 为了实现上述目的，本公开采用如下技术方案：

[0007] 本公开第一方面提供了一种淋浴中跌倒的快速检测方法。

[0008] 一种淋浴中跌倒的快速检测方法，包括以下步骤：

[0009] 构建信号模型，分别在无人且水龙头不出水以及无人且水龙头出水的情况下，在预设时间内采集待检测区域的雷达回波信号，并且调整水流速度多次采集；

[0010] 以跌倒过程中在预设时间段内采集的雷达回波信号，确定体动频率观测范围的起止频率，计算体动频率观测范围内的功率谱密度和；

[0011] 连续多次观测并分别计算每次观测的体动频率观测范围内功率谱密度和，通过与跌倒中和跌倒后的功率密度和门限值的对比，进行跌倒的预报警。

[0012] 作为可能的一些实现方式，所述信号模型具体为：

[0013] $s(t) = r(t) + h(t) + b(t) + w(t)$

[0014] A/D转换后的基带信号，具体为：

[0015] $S(n) = R(n) + H(n) + B(n) + W(n)$

[0016] 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。

[0017] 作为可能的一些实现方式，根据体动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，根据起始点计算体动频率观测范围内的功率谱密度和。

[0018] 作为可能的一些实现方式,连续两次观测并分别计算每次观测的功率谱密度和,当第一次观测得到的体动频率观测范围内功率谱密度和大于跌倒中功率密度和门限值,且第二次观测得到的体动频率观测范围内功率谱密度和小于跌倒后功率密度和门限值时,进行跌倒的预报警。

[0019] 作为可能的一些实现方式,预报警后进行跌倒的确认,具体为:

[0020] 以跌倒后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和;

[0021] 在无人并且水龙头不出水和无人并且水龙头出水的情况下,在预设时间内采集回波信号,分别多次计算无水流、有水流且多种流速情况下的回波干扰水平;

[0022] 通过呼吸频率观测范围内的功率谱密度和与获得的相应情况下的回波干扰水平的对比,进行跌倒确认。

[0023] 作为进一步的限定,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和。

[0024] 作为进一步的限定,通过呼吸频率观测范围内的功率谱密度和与获得的相应情况下的回波干扰水平的对比,进行跌倒确认,具体为:

[0025] 当呼吸频率观测范围内的功率谱密度大于获得的相应情况下的回波干扰水平与第一预设系数的乘积,且能够持续预设时间时,确认跌倒。

[0026] 作为进一步的限定,无水流、有水流且多种流速情况下的回波干扰水平,具体为:

[0027]
$$w_0 = \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^N X(n)^2}{N}}$$

[0028] 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。

[0029] 本公开第二方面提供了一种淋浴中跌倒的快速检测系统。

[0030] 一种淋浴中跌倒的快速检测系统,包括处理器和设置在检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,所述处理器利用本公开第一方面所述的淋浴中跌倒的快速检测方法进行跌倒检测。

[0031] 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;

[0032] 在检测过程中,雷达传感器不间断获取检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。

[0033] 与现有技术相比,本公开的有益效果是:

[0034] 1、本公开所述的跌倒检测装置及系统,适用于非接触非视觉式跌倒检测,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。

[0035] 2、本公开所述的跌倒检测装置及系统,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,只要能覆盖监测范围即可。

[0036] 3、本公开所述的跌倒检测装置及系统,综合利用多种信息,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。

[0037] 4、本公开所述的跌倒检测装置及系统,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,极大的提高了跌倒检测的准确性。

[0038] 5、本公开所述的跌倒检测装置及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

[0039] 图1为本公开实施例1提供的淋浴中跌倒的快速检测方法的整体流程示意图。

[0040] 图2为本公开实施例1提供的淋浴中跌倒的快速检测方法的详细流程示意图。

具体实施方式

[0041] 应该指出,以下详细说明都是例示性的,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的相同含义。

[0042] 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。

[0043] 在不冲突的情况下,本公开中的实施例及实施例中的特征可以相互组合。

[0044] 实施例1:

[0045] 本公开实施例1提供了淋浴中跌倒的快速检测方法,淋浴中跌倒的快速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。

[0046] 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。

[0047] 非接触式跌倒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成分。

[0048] 现有的非接触式淋浴跌倒检测方式多数只用到频率信息或幅度信息,并且只采集和处理跌倒过程中的信号,时间窗口短和利用单一信息导致检测的准确率不高。

[0049] 本实施例所述的淋浴跌倒检测方法,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。其优点之二是综合使用多种信息,对跌倒过程中和跌倒后的信号均作采集和处理,准确率更高。

[0050] 本实施例提供的淋浴中跌倒的快速检测方法的详细流程示意图如图2所示,具体如下:

[0051] (一) 构建信号模型

[0052] 采用如下信号模型表示模拟基带信号:

[0053] $s(t) = r(t) + h(t) + b(t) + w(t)$

[0054] 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), $n(t)$ 表示噪声和杂波。

[0055] A/D转换后的基带信号可表示为:

[0056] $S(n) = R(n) + H(n) + B(n) + W(n)$

[0057] 采样率为 f_s , 频率分辨率为:

$$[0058] \quad \Delta f = \frac{f_s}{N}$$

[0059] (二) 背景采集

[0060] 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, 分两步进行。第一步, 在无人并且水龙头不出水的情况下长时间采集回波信号。第二步, 在无人并且水龙头出水的情况下长时间采集回波信号, 并且调整水流速度多次采集。背景采集的目的是在跌倒没有发生的情况下考察杂波和噪声水平。由于浴室是封闭空间, 并且地面和墙面相对光滑电磁波反射较强并且会出现多次散射, 需要提前观测, 减小其对检测性能的影响。

[0061] 其次, 水流也会产生多普勒效应, 水流大小不同产生的多普勒效应大小也不同。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直接相关。

[0062] 在背景采集中, 呼吸 $R(n)$ 、心跳 $H(n)$ 和体动 $B(n)$ 均为0。首先对 $S(n)$ 进行FFT运算, FFT的长度为 N :

[0063] $X = \text{fft}(S)$

[0064] 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:

$$[0067] \quad w_0 = \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^N X(n)^2}{N}} \text{ 分别计算无水流、有水流多种}$$

[0068] (三) 跌倒过程中检测

[0069] 在跌倒过程中, 回波中信号的幅度和相位都会发生变化, 具体是: 信号幅度会产生尖峰, 强体动导致体动多普勒谱线幅度变大、相位变化明显, 摔倒后信号幅度变小, 多普勒谱线幅度变小。可认为摔倒后体动多普勒效应消失或明显减小, 但仍存在呼吸和心跳活动。

[0070] $S(n) = R(n) + H(n) + B(n) + W(n)$

[0071] 幅度表示为:

[0072] $A(n) = |S(n)|$

[0073] 体动观测频率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] 体动观测频率 (f_1, f_2) 内的总功率谱密度之和为：

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

[0079] 跌倒中的 P_B 门限记为 T_1 ，摔倒后的 P_B 门限记为 T_0 ，跌倒的预报警条件为：

$$[0080] \quad \begin{cases} P_B(t_1) > T_1 \\ P_B(t_2) < T_0 \end{cases}$$

[0081] 其中， $T_1 > T_0$ ， t_1 和 t_2 分别是连续两次观测的时间。

[0082] (四) 跌倒后确认

[0083] 为了进一步提高跌倒检测准确性，将对人体跌倒后的状态进行确认，和人体快速离开浴室进行区别。

[0084] 呼吸观测频率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：

$$[0085] \quad n_1 = \left\lceil \frac{f_1}{\Delta f} \right\rceil$$

$$[0086] \quad n_2 = \left\lceil \frac{f_2}{\Delta f} \right\rceil$$

[0087] 其中 $\lceil \cdot \rceil$ 表示向上取整操作。

[0088] 呼吸活动观测频率 (f_1, f_2) 内的总功率谱密度之和为：

$$[0089] \quad P_R = \sum_{n=n_1}^{n_2} X(n)^2$$

[0090] 确认摔倒的判决条件为：

$$[0091] \quad P_R > kw_0$$

[0092] 其中 k 为预先选定的常数，且持续时间超过一定时间长度。

[0093] 实施例2：

[0094] 本公开实施例2提供了一种淋浴中跌倒的快速检测系统，包括处理器和设置在检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，所述处理器利用本公开实施例1所述的淋浴中跌倒的快速检测方法进行跌倒检测。

[0095] 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。

[0096] 上述虽然结合附图对本公开的具体实施方式进行了描述,但并非对本公开保护范围的限制,所属领域技术人员应该明白,在本公开的技术方案的基础上,本领域技术人员不需要付出创造性劳动即可做出的各种修改或变形仍在本公开的保护范围以内。

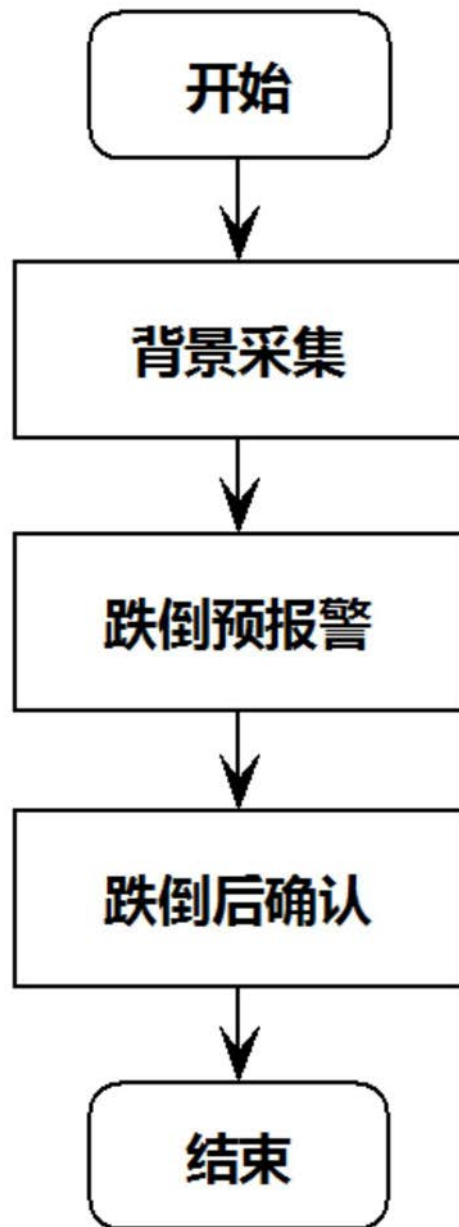


图1

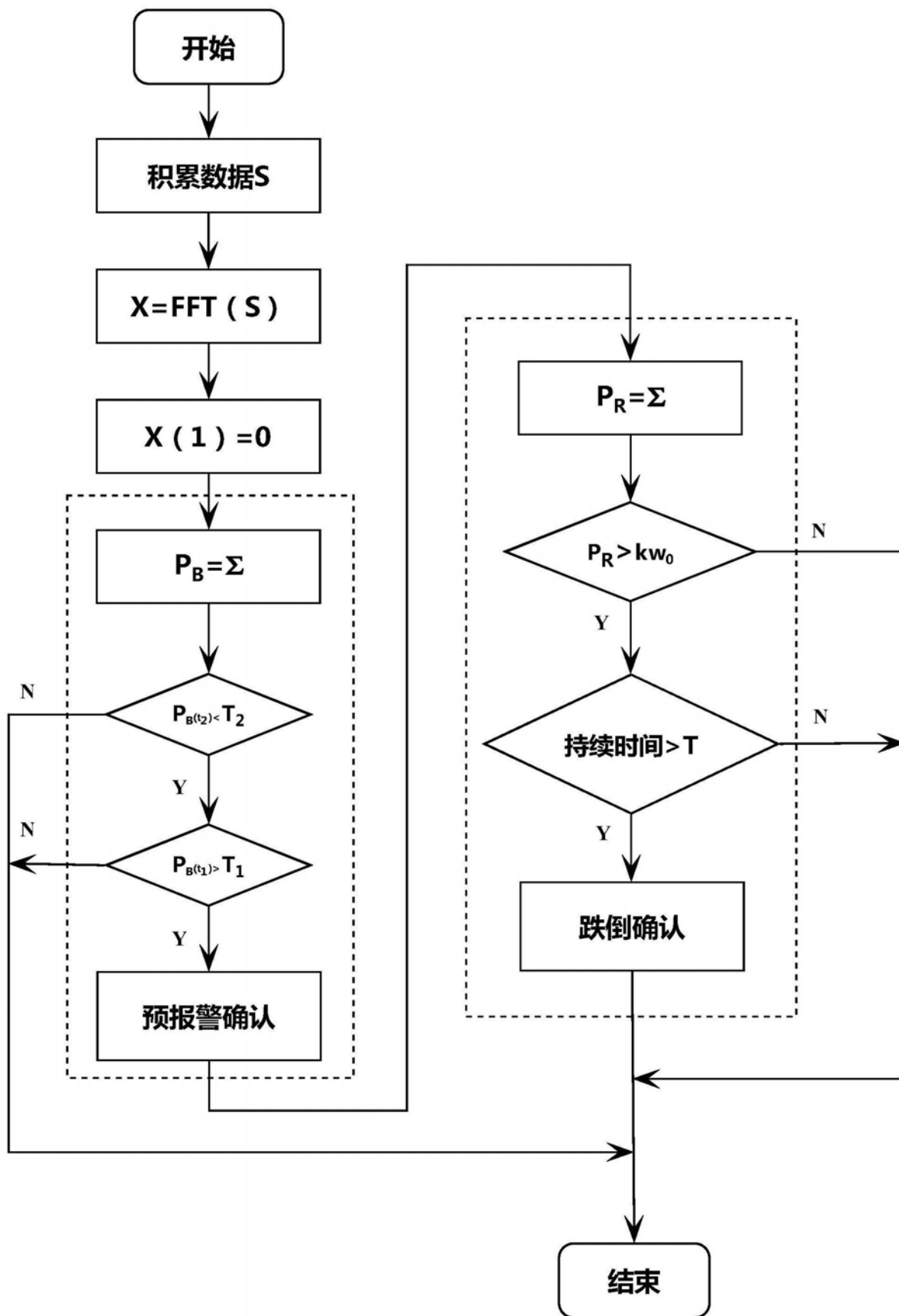


图2

专利名称(译)	一种淋浴中跌倒的快速检测方法及系统		
公开(公告)号	CN110946587A	公开(公告)日	2020-04-03
申请号	CN2019111318826.1	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 刘成业 颜广 赵兴文 张琳 张延波		
发明人	田现忠 李向东 刘成业 颜广 赵兴文 张琳 张延波		
IPC分类号	A61B5/11 A61B5/113 A61B5/05 A61B5/08 A61B5/024 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/024 A61B5/05 A61B5/0816 A61B5/1117 A61B5/113 A61B5/7235 A61B5/746		
代理人(译)	李琳		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本公开提供了一种淋浴中跌倒的快速检测方法及系统，连续多次观测并分别计算每次观测的体动频率观测范围内功率谱密度和，通过与跌倒中和跌倒后的功率密度和门限值的对比，进行跌倒的预报警，通过呼吸频率观测范围内的功率谱密度和与获得的相应情况下的回波干扰水平的对比，进行跌倒确认；本公开适用于非接触非视觉式跌倒检测，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。

