



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105615884 A

(43) 申请公布日 2016. 06. 01

(21) 申请号 201610158552. 4

(22) 申请日 2016. 03. 17

(71) 申请人 杨松

地址 510000 广东省广州市越秀区寺右新马路 126 号 2107 房

(72) 发明人 杨松

(74) 专利代理机构 深圳市明日今典知识产权代理有限公司 (普通合伙) 44343

代理人 王杰辉

(51) Int. Cl.

A61B 5/08(2006. 01)

A61B 5/11(2006. 01)

A61B 5/00(2006. 01)

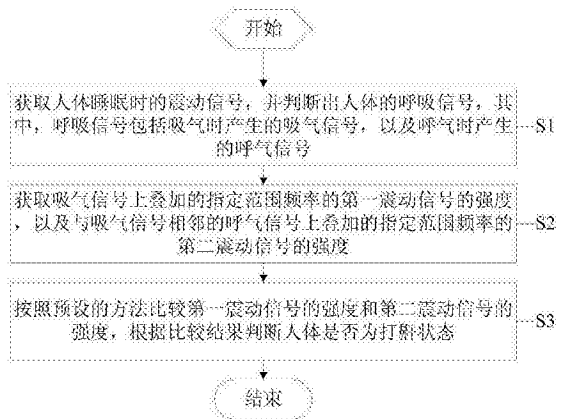
权利要求书2页 说明书7页 附图2页

(54) 发明名称

检测鼾症的方法和装置

(57) 摘要

本发明揭示了一种检测鼾症的方法和装置, 其中方法包括: 获取人体睡眠时的震动信号, 并判断出人体的呼吸信号, 其中, 呼吸信号包括吸气时产生的吸气信号, 以及呼气时产生的呼气信号; 获取吸气信号上叠加的指定范围频率的第一震动信号的强度, 以及与吸气信号相邻的呼气信号上叠加的指定范围频率的第二震动信号的强度; 按照预设的方法比较第一震动信号的强度和第二震动信号的强度, 根据比较结果判断人体是否为打鼾状态。本发明由于与呼吸动作同步检测, 可以避免咳嗽、说话以及空气中传播的声音信号等引发的干扰, 从而大大提高判断鼾症的准确性; 同时, 本方法和装置仅需在已有的睡眠传感器上稍作软件上的修改就可以实现, 不必额外增加硬件支出。



1. 一种检测鼾症的方法,其特征在于,包括:

获取人体睡眠时的震动信号,并判断出人体的呼吸信号,其中,呼吸信号包括吸气时产生的吸气信号,以及呼气时产生的呼气信号;

获取吸气信号上叠加的指定范围频率的第一震动信号的强度,以及与吸气信号相邻的呼气信号上叠加的指定范围频率的第二震动信号的强度;

按照预设的方法比较第一震动信号的强度和第二震动信号的强度,根据比较结果判断人体是否为打鼾状态。

2. 根据权利要求1所述的检测鼾症的方法,其特征在于,所述按照预设的方法比较第一震动信号的强度和第二震动信号的强度,根据比较结果判断人体是否为打鼾状态的步骤,包括:

分别对第一震动信号和第二震动信号进行强度积分处理,然后比较处理后的两个数据,判断人体是否为打鼾状态。

3. 根据权利要求1或2所述的检测鼾症的方法,其特征在于,所述按照预设的方法比较第一震动信号的强度和第二震动信号的强度,根据比较结果判断人体是否为打鼾状态的步骤,包括:

将第一震动信号的强度和第二震动信号的强度进行比值运算;

将所得的比值与预设的阈值比较,根据比较结果判断人体是否为打鼾状态。

4. 根据权利要求3所述的检测鼾症的方法,其特征在于,所述将所得的比值与预设的阈值比较,根据比较结果判断人体是否为打鼾状态的步骤,包括:

当使用第一震动信号的强度除以第二震动信号的强度时,所得结果大于等于设定的第一阈值时,判定人体为打鼾状态;

当使用第二震动信号的强度除以第一震动信号的强度时,所得结果小于或等于设定的第二阈值时,判定人体为打鼾状态。

5. 根据权利要求3所述的检测鼾症的方法,其特征在于,所述将所得的比值与预设的阈值比较,根据比较结果判断人体是否为打鼾状态的步骤,包括:

当第一震动信号的强度和第二震动信号的强度进行比值运算的比值与预设的阈值比较,连续指定次数符合打鼾状态特征时,判定人体处于打鼾状态。

6. 一种检测鼾症的装置,其特征在于,包括:

第一获取单元,用于获取人体睡眠时的震动信号,并判断出人体的呼吸信号,其中,呼吸信号包括吸气时产生的吸气信号,以及呼气时产生的呼气信号;

第二获取单元,用于获取吸气信号上叠加的指定范围频率的第一震动信号的强度,以及与吸气信号相邻的呼气信号上叠加的指定范围频率的第二震动信号的强度;

判断单元,用于按照预设的方法比较第一震动信号的强度和第二震动信号的强度,根据比较结果判断人体是否为打鼾状态。

7. 根据权利要求6所述的检测鼾症的装置,其特征在于,所述判断单元,包括:

积分模块,用于分别对第一震动信号和第二震动信号进行强度积分处理,然后比较处理后的两个数据,判断人体是否为打鼾状态。

8. 根据权利要求6或7所述的检测鼾症的装置,其特征在于,所述判断单元,包括:

比值运算模块,用于将第一震动信号的强度和第二震动信号的强度进行比值运算;

判断模块,用于将所得的比值与预设的阈值比较,根据比较结果判断人体是否为打鼾状态。

9.根据权利要求8所述的检测鼾症的装置,其特征在于,所述判断模块,包括:

第一判断子模块,用于当使用第一震动信号的强度除以第二震动信号的强度时,所得结果大于等于设定的第一阈值时,判定人体为打鼾状态;或者,

第二判断子模块,当使用第二震动信号的强度除以第一震动信号的强度时,所得结果小于或等于设定的第二阈值时,判定人体为打鼾状态。

10.根据权利要求8所述的检测鼾症的装置,其特征在于,所述判断模块,包括:

第三判断子模块,用于当第一震动信号的强度和第二震动信号的强度进行比值运算的比值与预设的阈值比较,当连续指定次数符合打鼾状态特征时,判定人体处于打鼾状态。

检测鼾症的方法和装置

技术领域

[0001] 本发明涉及到鼾症检测领域,特别是涉及到一种检测鼾症的方法和装置。

背景技术

[0002] 鼾症(又被称为:打鼾、打呼噜睡眠呼吸滞阻等)是一种普遍存在的睡眠时伴生现象,目前大多数人认为这是司空见惯的,而不以为然,还有人把打呼噜看成睡得香的表现。其实打呼噜是健康的大敌,由于打呼噜使睡眠呼吸滞阻,造成大脑、血液严重缺氧,形成低血氧症,可能诱发高血压、脑心病、心率失常、心肌梗死、心绞痛等,如果夜间呼吸暂停时间超过120秒容易在凌晨发生猝死。

[0003] 所以有效地评估进而阻止人体鼾症是非常有必要的。现有技术包括在枕头中、床垫中等设置震动装置,当检测到人体处于鼾症状态时,启动震动装置,变换人体的睡眠体位或唤醒使用者,可以有效地控制使用者的鼾症状态。但是现有技术中鼾症状态的检测一般通过检测人体的口腔发出的声音进行判断,当人体说话、或者外部声音与判断标准重合时,会引发误判,所以现有技术检测人体鼾症存在特异性低的缺陷。

发明内容

[0004] 本发明的主要目的为提供一种相对于声波检测鼾症更加准确的检测鼾症的方法和装置。

[0005] 为了实现上述发明目的,本发明提出一种检测鼾症的方法,包括:

[0006] 获取人体睡眠时的震动信号,并判断出人体的呼吸信号,其中,呼吸信号包括吸气时产生的吸气信号,以及呼气时产生的呼气信号;

[0007] 获取吸气信号上叠加的指定范围频率的第一震动信号的强度,以及与吸气信号相邻的呼气信号上叠加的指定范围频率的第二震动信号的强度;

[0008] 按照预设的方法比较第一震动信号的强度和第二震动信号的强度,根据比较结果判断人体是否为打鼾状态。

[0009] 进一步地,所述按照预设的方法比较第一震动信号的强度和第二震动信号的强度,根据比较结果判断人体是否为打鼾状态的步骤,包括:

[0010] 分别对第一震动信号和第二震动信号进行强度积分处理,然后比较处理后的两个数据,判断人体是否为打鼾状态。

[0011] 进一步地,所述按照预设的方法比较第一震动信号的强度和第二震动信号的强度,根据比较结果判断人体是否为打鼾状态的步骤,包括:

[0012] 将第一震动信号的强度和第二震动信号的强度进行比值运算;

[0013] 将所得的比值与预设的阈值比较,根据比较结果判断人体是否为打鼾状态。

[0014] 进一步地,所述将所得的比值与预设的阈值比较,根据比较结果判断人体是否为打鼾状态的步骤,包括:

[0015] 当使用第一震动信号的强度除以第二震动信号的强度时,所得结果大于等于设定

的第一阈值时,判定人体为打鼾状态;

[0016] 当使用第二震动信号的强度除以第一震动信号的强度时,所得结果小于或等于设定的第二阈值时,判定人体为打鼾状态。

[0017] 进一步地,所述将所得的比值与预设的阈值比较,根据比较结果判断人体是否为打鼾状态的步骤,包括:

[0018] 当第一震动信号的强度和第二震动信号的强度进行比值运算的比值与预设的阈值比较,连续指定次数符合打鼾状态特征时,判定人体处于打鼾状态。

[0019] 本发明还提供一种检测鼾症的装置,包括:

[0020] 第一获取单元,用于获取人体睡眠时的震动信号,并判断出人体的呼吸信号,其中,呼吸信号包括吸气时产生的吸气信号,以及呼气时产生的呼气信号;

[0021] 第二获取单元,用于获取吸气信号上叠加的指定范围频率的第一震动信号的强度,以及与吸气信号相邻的呼气信号上叠加的指定范围频率的第二震动信号的强度;

[0022] 判断单元,用于按照预设的方法比较第一震动信号的强度和第二震动信号的强度,根据比较结果判断人体是否为打鼾状态。

[0023] 进一步地,所述判断单元,包括:

[0024] 积分模块,用于分别对第一震动信号和第二震动信号进行强度积分处理,然后比较处理后的两个数据,判断人体是否为打鼾状态。

[0025] 进一步地,所述判断单元,包括:

[0026] 比值运算模块,用于将第一震动信号的强度和第二震动信号的强度进行比值运算;

[0027] 判断模块,用于将所得的比值与预设的阈值比较,根据比较结果判断人体是否为打鼾状态。

[0028] 进一步地,所述判断模块,包括:

[0029] 第一判断子模块,用于当使用第一震动信号的强度除以第二震动信号的强度时,所得结果大于或等于设定的第一阈值时,判定人体为打鼾状态;或者,

[0030] 第二判断子模块,当使用第二震动信号的强度除以第一震动信号的强度时,所得结果小于或等于设定的第二阈值时,判定人体为打鼾状态。

[0031] 进一步地,所述判断模块,包括:

[0032] 第三判断子模块,用于当第一震动信号的强度和第二震动信号的强度进行比值运算的比值与预设的阈值比较,当连续指定次数符合打鼾状态特征时,判定人体处于打鼾状态。

[0033] 本发明的检测鼾症的方法和装置,通过吸气信号叠加的指定频率信号的强度与呼气信号叠加的指定频率信号的强度进行比较,判断人体是否处于鼾症状态,由于使用接触式传感采集呼吸信号,可以与呼吸动作同步检测,可以避免咳嗽、说话以及空气中传播的声音信号等引发的干扰,同时,本方法和装置仅仅在已有的睡眠传感器(置于枕头、床垫的微小信号感应装置)上稍作软件上的修改就可以实现,不必额外增加硬件支出;其增加的软件模块也十分简单,仅仅对呼吸信号不同相位的高频频信号进型检波和滤波处理,然后进型除法运算等进行对即可。

附图说明

- [0034] 图1为本发明一实施例的检测鼾症的方法的流程示意图；
- [0035] 图2为本发明一实施例的人体鼾症时的呼吸信号的信号状态示意图；
- [0036] 图3为本发明一实施例的人体为打鼾时的呼吸信号的信号状态示意图；
- [0037] 图4为本发明一实施例的根据比较结果判断人体是否为打鼾状态的流程示意图；
- [0038] 图5为本发明一实施例的检测鼾症的装置的结构示意框图；
- [0039] 图6为本发明一实施例的判断单元的结构示意框图。
- [0040] 本发明目的的实现、功能特点及优点将结合实施例,参照附图做进一步说明。

具体实施方式

- [0041] 应当理解,此处所描述的具体实施例仅仅用以解释本发明,并不用于限定本发明。
- [0042] 参照图1至图3,本发明实施例提出一种检测鼾症的方法,包括步骤:
- [0043] S1、获取人体睡眠时的震动信号,并判断出人体的呼吸信号,其中,呼吸信号包括吸气时产生的吸气信号,其相应电信号表现为长达1-3秒的基线上升曲线;以及呼气时产生的呼气信号,相应电信号表现为长达1-3秒的基线下降曲线,;
- [0044] S2、获取吸气信号上叠加的指定范围频率的第一震动信号的强度,相应电信号表现为叠加在吸气信号基线上的300Hz附近的较高频率信号,以及与吸气信号相邻的呼气信号上叠加的指定范围频率的第二震动信号的强度,相应电信号表现为叠加在呼气信号基线上的300Hz附近的较高频率信号;
- [0045] S3、按照预设的方法比较第一震动信号的强度和第二震动信号的强度,根据比较结果判断人体是否为打鼾状态。
- [0046] 如上述步骤S1所述,获取人体睡眠时的震动信号的方法可以为通过设置有微动信号感应装置的枕头或床垫等采集,该震动信号一般包含了人体的心跳、呼吸、翻身的信息,本发明只需要通过检波、滤波等处理得到呼吸信号即可。上述呼吸信号包括吸气信号和呼气信号,即人体呼吸过程的一个周期内包含的过程,比如吸气---呼气为一个周期,或者呼气---吸气为一个周期等。在人体打鼾时,主要是人体吸气时受到阻碍,而发出“呼噜”声,而呼气时则一般不会出现“呼噜”声,所以将呼吸信号进行细致的区分可以方便后续分析的说明。
- [0047] 如上述步骤S2所述,人体睡眠时的呼吸频率一般为0.2Hz~0.5Hz,当人体打鼾时,会出现200Hz~300Hz的震动信号,其会叠加到呼吸信号上,更准确的说是叠加到吸气信号上,所以叠加到呼吸信号上的200Hz~300Hz的震动信号的强度,可以反应出人体睡眠时是否出现打鼾。
- [0048] 如上述步骤S3所述,参照图2,人体打鼾状态出现时,吸气信号上叠加的第一震动信号的强度与呼气信号上叠加的第二震动信号的强度会明显不同,比如第一震动信号的强度明显大于第二震动信号;参照图3,而当第一震动信号的强度和第二震动信号的强度大体相同时,则说明人体没有打鼾。上述预设的方法包括多种,比如将第一震动信号的强度与第二信号的强度相减,得到的结果值的绝对值与预设的阈值相比,如果结果值的绝对值大于或等于预设的阈值,则可以认为人体处于打鼾状态等。

[0049] 本实施例中,上述按照预设的方法比较第一震动信号的强度和第二震动信号的强度,根据比较结果判断人体是否为打鼾状态的步骤S3,包括:

[0050] S31、分别对第一震动信号和第二震动信号进行强度积分处理,然后比较处理后的两个数据,判断人体是否为打鼾状态。

[0051] 如上述步骤S31所述,第一震动信号和第二震动信号进行强度积分处理,可以得到两个相当于强度的结果,所得结果更加直观,方便两个数据进行比较运算。

[0052] 参照图4,本实施例中,上述按照预设的方法比较第一震动信号的强度和第二震动信号的强度,根据比较结果判断人体是否为打鼾状态的步骤,包括:

[0053] S301、将第一震动信号的强度和第二震动信号的强度进行比值运算;

[0054] S302、将所得的比值与预设的阈值比较,根据比较结果判断人体是否为打鼾状态。

[0055] 如上述步骤S301所述,当人体正常睡眠时,第一震动信号的强度和第二震动信号的强度基本相同,所以两者之间的比值为1左右。

[0056] 如上述步骤S302所述,当人体处于打鼾状态时,两者的比值者会大于一指定阈值,或者小于另一指定阈值,比值的结果根据第一震动信号的强度和第二震动信号的强度哪一个作为分母相关。如在一具体实施例中,当使用第一震动信号的强度除以第二震动信号的强度时,所得结果大于等于设定的第一阈值时,判定人体为打鼾状态,本实施例中,第一阈值一般选用1.5;在另一具体实施例中,当使用第二震动信号的强度除以第一震动信号的强度时,所得结果小于或等于设定的第二阈值时,判定人体为打鼾状态,本实施例中,第二阈值一般选用0.67。

[0057] 本实施例中,上述将所得的比值与预设的阈值比较,根据比较结果判断人体是否为打鼾状态的步骤S302,包括:

[0058] S3021、当第一震动信号的强度和第二震动信号的强度进行比值运算的比值与预设的阈值比较,连续指定次数符合打鼾状态特征时,判定人体处于打鼾状态。

[0059] 如上述步骤S3021所述,上述连续指定次数符合打鼾状态特征是指,当连续的几个呼吸周期内,每一个呼吸信号的第一震动信号的强度和第二震动信号的强度进行比值运算的比值与预设的阈值比较,都表示人体睡眠时可能处于打鼾状态,那么就可以确定该人体正处于打鼾状态。由于与呼吸动作同步检测,多个呼吸动作符合打鼾状态特征才做出判断,可以避免咳嗽、说话等引发的干扰,同时,其它的震动信号由于难以多次与呼吸动作同步,所以难以造成错误识别,大大地提高打鼾状态的识别准确性。

[0060] 在一具体实施例中,在一枕头内设置震动装置和检测鼾症的装置,当检测鼾症的装置检测到人体处于打鼾状态时,控制震动装置震动;检测鼾症的装置包括微动信号感应装置等硬件结构,当人体的头部压迫到枕头上时,微动信号感应装置可以采集到人体的震动信号,其检测过程为:

[0061] 1、微动信号感应装置采集人体的微动信号,并获取微动信号中的呼吸信号;

[0062] 2、检测鼾症的装置获取呼吸信号中吸气信号上叠加的震动频率为150Hz的第一震动信号,以及获取呼气信号叠加的震动频率为150HZ的第二震动信号;

[0063] 3、然后分别对第一震动信号和第二震动信号进行强度积分处理,分别得到代表第一震动信号和第二震动信号强度的第一结果和第二结果;

[0064] 4、将第一结果除以第二结果,如果比值结果大于或等于1.5,则认为人体符合打鼾

状态特征；

[0065] 5、如果连续五个呼吸周期，获取到的比值结果均符合大于等于1.5，则认定人体处于打鼾状态，并控制震动装置震动，改变人体头部的体位等，阻止人体打鼾的状态。

[0066] 本实施例的检测鼾症的方法，由于与呼吸动作同步检测，多个呼吸动作符合打鼾状态特征才判定人体处于打鼾状态，可以避免咳嗽、说话等引发的干扰，同时，其它的震动信号由于难以多次与呼吸动作同步，也难以造成错误识别，所以其可靠性极高；简单易行，本方法仅仅在已有的睡眠传感器（置于枕头、床垫的微动信号感应装置）上稍作软件上的修改就可以实现，不必额外增加硬件支出；其增加的软件模块也十分简单，仅仅对呼吸信号不同相位的高频信号进行检波和滤波处理，然后进行除法运算进行比对即可。

[0067] 参照图5，本发明实施例还提供一种检测鼾症的装置，包括：

[0068] 第一获取单元10，用于获取人体睡眠时的震动信号，并判断出人体的呼吸信号，其中，呼吸信号包括吸气时产生的吸气信号，其相应电信号表现为长达1-3秒的基线上升曲线；以及呼气时产生的呼气信号，其相应电信号表现为长达1-3秒的基线下降曲线；

[0069] 第二获取单元20，用于获取吸气信号上叠加的指定范围频率的第一震动信号的强度，其相应电信号表现为叠加在吸气信号基线上的300Hz附近的较高频率信号；以及与吸气信号相邻的呼气信号上叠加的指定范围频率的第二震动信号的强度，相应电信号表现为叠加在呼气信号基线上的300Hz附近的较高频率信号；

[0070] 判断单元30，用于按照预设的方法比较第一震动信号的强度和第二震动信号的强度，根据比较结果判断人体是否为打鼾状态。

[0071] 如上述第一获取单元10，获取人体睡眠时的震动信号的方法可以为通过设置有微动信号感应装置的枕头或床垫等采集，该震动信号一般包含了人体的心跳、呼吸、翻身的信息，本发明只需要通过检波、滤波等处理得到呼吸信号即可。上述呼吸信号包括吸气信号和呼气信号，即时人体呼吸过程的一个周期内包含的过程，比如吸气---呼气为一个周期，或者呼气---吸气为一个周期等。在人体打鼾时，主要是人体吸气时受到阻碍，而发出“呼噜”声，而呼气时则一般不会出现“呼噜”声，所以将呼吸信号进行细致的区分可以方便后续分析的说明。

[0072] 如上述第二获取单元20，人体睡眠时的呼吸频率一般为0.2Hz~0.5Hz，当人体打鼾时，会出现200Hz~300Hz的震动信号，其会叠加到呼吸信号上，更准确的说是叠加到吸气信号上，所以叠加到呼吸信号上的200Hz~300Hz的震动信号的强度，可以反应出人体睡眠时是否出现打鼾。打鼾状态出现时，吸气信号上叠加的第一震动信号的强度与呼气信号上叠加的第二震动信号的强度会明显不同，而当第一震动信号的强度和第二震动信号的强度大体相同时，则说明人体没有打鼾。

[0073] 如上述判断单元30，参照图2，人体打鼾状态出现时，吸气信号上叠加的第一震动信号的强度与呼气信号上叠加的第二震动信号的强度会明显不同，比如第一震动信号的强度明显大于第二震动信号；参照图3，而当第一震动信号的强度和第二震动信号的强度大体相同时，则说明人体没有打鼾。上述预设的方法包括多种，比如将第一震动信号的强度与第二信号的强度相减，得到的结果值的绝对值与预设的阈值相比，如果结果值的绝对值大于或等于预设的阈值，则可以认为人体处于打鼾状态等。

[0074] 参照图6，本发明实施例中，上述判断单元30，包括：

[0075] 积分模块31,用于分别对第一震动信号和第二震动信号进行强度积分处理,然后比较处理后的两个数据,判断人体是否为打鼾状态。

[0076] 如上述积分模块31,第一震动信号和第二震动信号进行强度积分处理,可以得到两个相当于强度的结果,所得结果更加直观,方便两个数据进行比较运算。

[0077] 本发明实施例中,上述判断单元30,包括:

[0078] 比值运算模块32,用于将第一震动信号的强度和第二震动信号的强度进行比值运算;

[0079] 判断模块33,用于将所得的比值与预设的阈值比较,根据比较结果判断人体是否为打鼾状态。

[0080] 如上述比值运算模块32,当人体正常睡眠时,第一震动信号的强度和第二震动信号的强度基本相同,所以两者之间的比值为1左右。

[0081] 如上述判断模块33,当人体处于打鼾状态时,两者的比值者会大于一指定阈值,或者小于另一指定阈值,比值的结果根据第一震动信号的强度和第二震动信号的强度哪一个作为分母相关。

[0082] 如在一具体实施例中,上述判断模块33包括第一判断子模块331,用于当使用第一震动信号的强度除以第二震动信号的强度时,所得结果大于等于设定的第一阈值时,判定人体为打鼾状态,本实施例中,第一阈值一般选用1.5;在另一具体实施例中,上述判断模块33包括第二判断子模块332,用于当使用第二震动信号的强度除以第一震动信号的强度时,所得结果小于或等于设定的第二阈值时,判定人体为打鼾状态,本实施例中,第二阈值一般选用0.67。

[0083] 本实施例中于,上述判断模块33,包括:

[0084] 第三判断子模块333,用于当第一震动信号的强度和第二震动信号的强度进行比值运算的比值与预设的阈值比较,当连续指定次数符合打鼾状态特征时,判定人体处于打鼾状态。

[0085] 如上述第三判断子模块333,上述连续指定次数符合打鼾状态特征是指,当连续的几个呼吸周期内,每一个呼吸信号的第一震动信号的强度和第二震动信号的强度进行比值运算的比值与预设的阈值比较,都表示人体睡眠时可能处于打鼾状态,那么就可以确定该人体正处于打鼾状态。由于与呼吸动作同步检测,多个呼吸动作符合打鼾状态特征才做出判断,可以避免咳嗽、说话等引发的干扰,同时,其它的震动信号由于难以多次与呼吸动作同步,所以难以造成错误识别,大大地提高打鼾状态的识别准确性。

[0086] 在一具体实施例中,在一枕头内设置震动装置和检测鼾症的装置,当检测鼾症的装置检测到人体处于打鼾状态时,控制震动装置震动;检测鼾症的装置包括微动信号感应装置等硬件结构,当人体的头部压迫到枕头上时,微动信号感应装置可以采集到人体的震动信号,其检测过程为:

[0087] 1、微动信号感应装置采集人体的微动信号,并获取微动信号中的呼吸信号;

[0088] 2、检测鼾症的装置获取呼吸信号中吸气信号上叠加的震动频率为150Hz的第一震动信号,以及获取呼气信号叠加的震动频率为150HZ的第二震动信号;

[0089] 3、然后分别对第一震动信号和第二震动信号进行强度积分处理,分别得到代表第一震动信号和第二震动信号强度的第一结果和第二结果;

[0090] 4、将第一结果除以第二结果,如果比值结果大于或等于1.5,则认为人体符合打鼾状态特征;

[0091] 5、如果连续五个呼吸周期,获取到的比值结果均符合大于等于1.5,则认定人体处于打鼾状态,并控制震动装置震动,改变人体头部的体位等,阻止人体打鼾的状态。

[0092] 本实施例的检测鼾症的方法,由于与呼吸动作同步检测,多个呼吸动作符合打鼾状态特征才判定人体处于打鼾状态,可以避免咳嗽、说话等引发的干扰,同时,其它的震动信号由于难以多次与呼吸动作同步,也难以造成错误识别,所以其可靠性极高;简单易行,本方法仅仅在已有的睡眠传感器(置于枕头、床垫的微动信号感应装置)上稍作软件上的修改就可以实现,不必额外增加硬件支出;其增加的软件模块也十分简单,仅仅对呼吸信号不同相位的高频信号进行检波和滤波处理,然后进行除法运算进行比对即可。

[0093] 以上所述仅为本发明的优选实施例,并非因此限制本发明的专利范围,凡是利用本发明说明书及附图内容所作的等效结构或等效流程变换,或直接或间接运用在其他相关的技术领域,均同理包括在本发明的专利保护范围内。

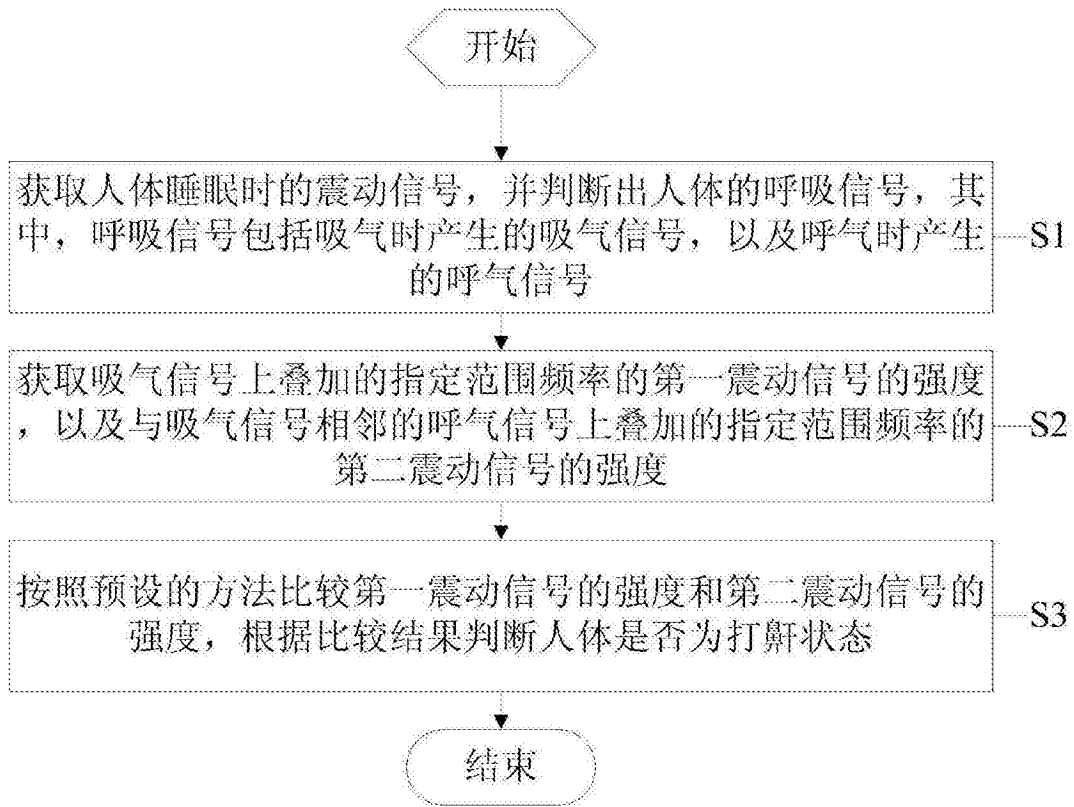


图1

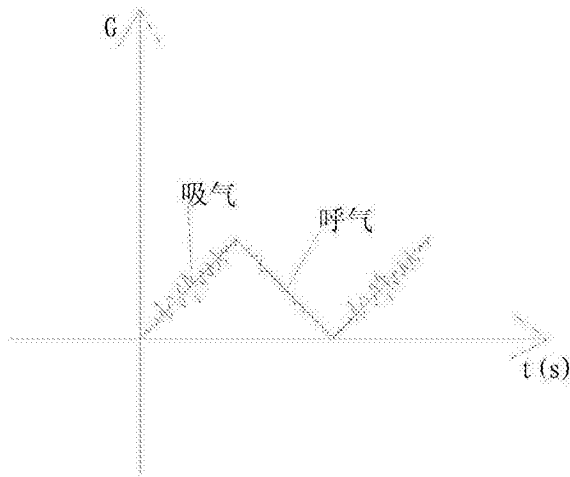


图2

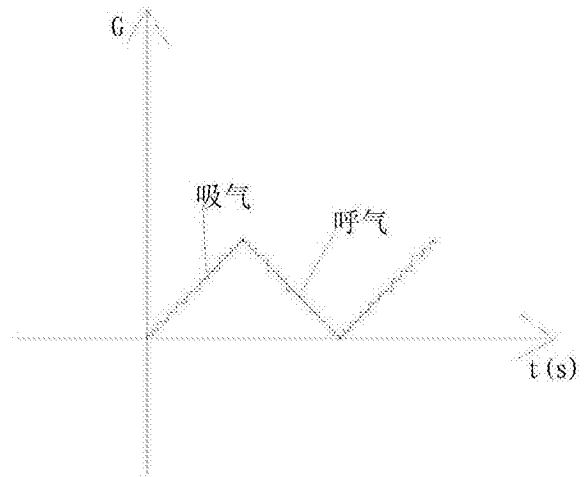


图3

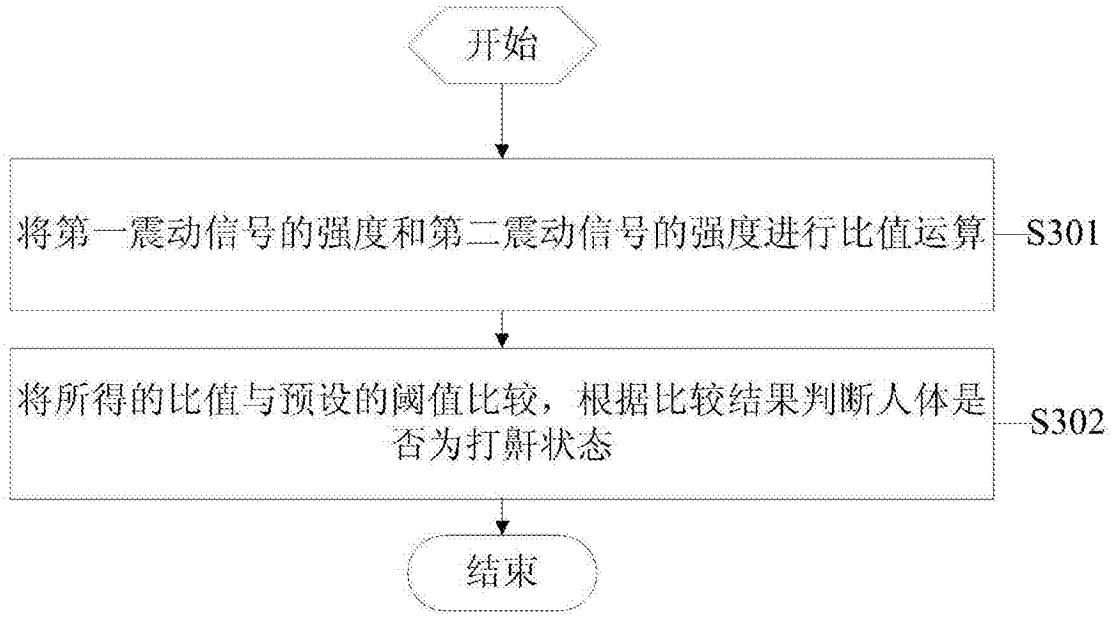


图4

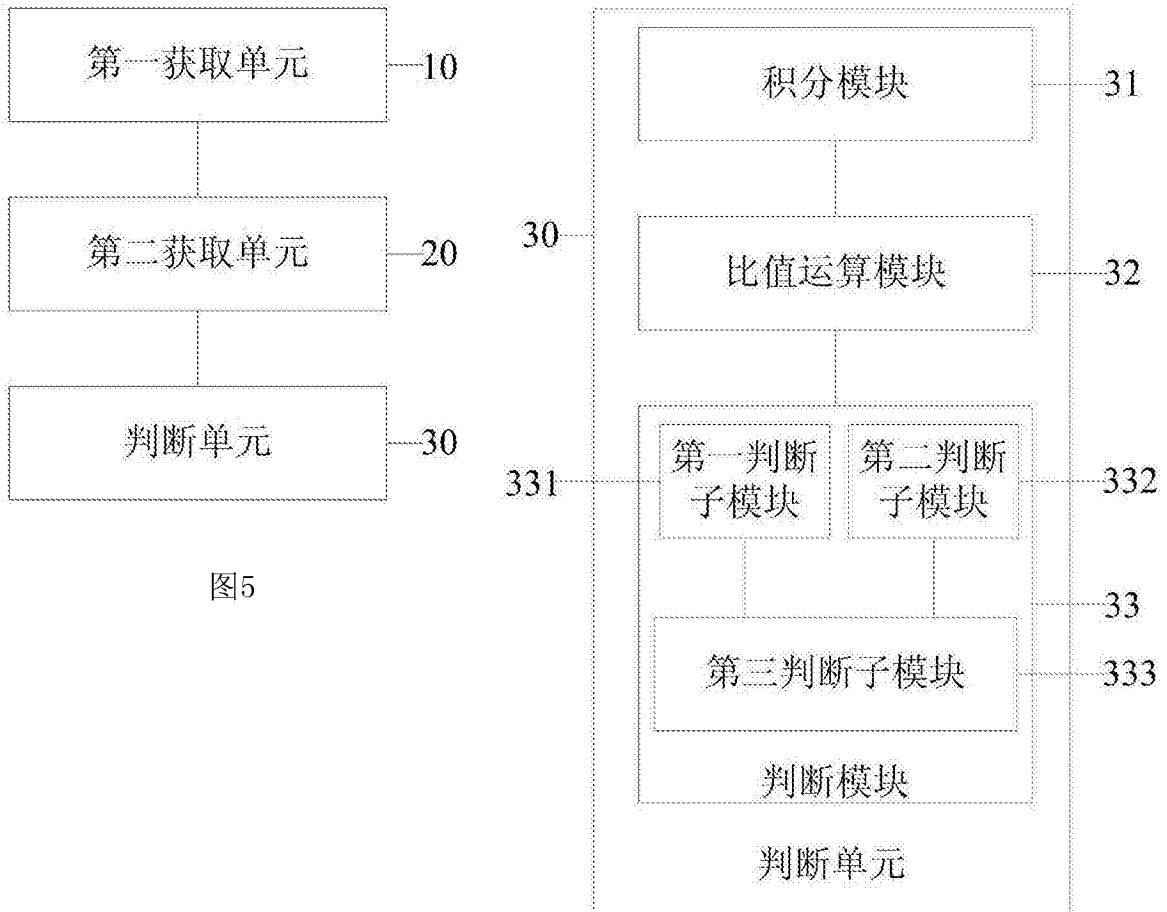


图5

图6