



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107981844 A

(43)申请公布日 2018.05.04

(21)申请号 201711298375.0

(22)申请日 2017.12.08

(71)申请人 绵眠(上海)智能科技有限公司

地址 200333 上海市普陀区祁连山路1035
弄339号1幢1369室

(72)发明人 张博宁

(74)专利代理机构 北京联瑞联丰知识产权代理
事务所(普通合伙) 11411

代理人 黄冠华

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

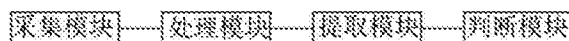
权利要求书1页 说明书4页 附图1页

(54)发明名称

一种基于压电薄膜的鼾声识别方法及系统

(57)摘要

本发明公开了一种基于压电薄膜的鼾声识别方法系统,步骤如下:步骤1,通过压电薄膜获得人体睡眠时的生命体征信号;步骤2,对步骤1获得的生命体征信号进行放大得到放大生命体征信号,将放大生命体征信号经过滤波得到声音信号和呼吸信号;步骤3,将步骤2得到的声音信号进行处理获得声音功率波形,将呼吸信号进行处理获得呼吸波形,将声音功率波形与呼吸波形进行匹配,当声音功率波形与呼吸波形匹配为同步时,则认定此次呼吸发生了打鼾行为。本发明采用压电薄膜来获取人睡觉时的生命体征信号,方法简单准确、可靠、成本较低特点;采用声音功率波形与呼吸波形进行同步匹配的方法,有效的避免了环境杂音的干扰,抗干扰能力强、识别的准确率高。



1. 一种基于压电薄膜的鼾声识别方法,其特征在于,步骤如下:

步骤1,通过压电薄膜获得人体睡眠时的生命体征信号;

步骤2,对步骤1获得的生命体征信号进行放大得到放大生命体征信号,将放大生命体征信号经过滤波得到声音信号和呼吸信号;

步骤3,将步骤2得到的声音信号进行处理获得声音功率波形,将呼吸信号进行处理获得呼吸波形,将声音功率波形与呼吸波形进行匹配,当声音功率波形与呼吸波形匹配为同步时,则认定此次呼吸发生了打鼾行为。

2. 根据权利要求1所述的基于压电薄膜的鼾声识别方法,其特征在于,所述步骤3为将所述步骤2得到的声音信号进行声纹特征提取,将根据持续打鼾时检测到的声音信号所提取的声纹特征预设为打鼾声纹特征,将实时检测到的声音信号所提取的声纹特征与打鼾声纹特征进行比对,识别鼾声和非鼾声的声纹特征。

3. 根据权利要求2所述的基于压电薄膜的鼾声识别方法,其特征在于,步骤3中所述的声纹特征提取采用MFCC、LPCC、LPC方法中的任意一种,把声音信号中具有辨识性的声纹成分提取出来,然后把其他的干扰信息扔掉,以此获得更为准确数据。

4. 根据权利要求2所述的基于压电薄膜的鼾声识别方法,其特征在于,所述步骤2还包括将放大生命体征信号经过滤波得到呼吸信号,所述步骤3还包括计算呼吸信号的呼吸振动幅度值,根据持续正常睡眠时检测到的呼吸信号的呼吸振动幅度值获得呼吸振动阈值,在最近一次检测到的所述呼吸信号的呼吸振动幅度值大于所述呼吸振动阈值时,认定最近一次检测到的呼吸信号所对应的呼吸发生了鼾声。

5. 根据权利要求1所述的基于压电薄膜的鼾声识别方法,其特征在于,所述压电薄膜位于人体的头部或胸腔的下面。

6. 根据权利要求1所述的基于压电薄膜的鼾声识别方法,其特征在于,所述压电薄膜安装在枕头或床垫上。

7. 一种鼾声识别系统,其特征在于,包括依次连接的采集模块、处理模块、提取模块、判断模块;采集模块,所述采集模块能够获得人睡眠时的生命体征信号,处理模块,所述处理模块对生命体征信号进行放大、滤波处理得到声音信号,提取模块,所述提取模块能够对声音信号进行声纹特征提取,并且将根据持续打鼾时检测到的声音信号所提取的声纹特征预设为打鼾声纹特征,判断模块,设置为将实时检测到的声音信号所提取的声纹特征与打鼾声纹特征进行比对,识别鼾声和非鼾声的声纹特征。

8. 根据权利要求7所述的鼾声识别系统,其特征在于,所述获取模块为压电薄膜,所述处理模块为与所述压电薄膜电连接的信号放大器、与所述信号放大器电连接的滤波器,所述提取模块为声纹提取器,所述判断模块为处理器。

一种基于压电薄膜的鼾声识别方法及系统

技术领域

[0001] 本发明涉及鼾声识别方法,特别涉及一种基于压电薄膜的鼾声识别方法系统。

背景技术

[0002] 鼾症(医学术语为睡眠呼吸暂停综合症,又称为打鼾或者打呼噜)是一种普遍存在的睡眠现象。通常将人熟睡后鼾声响度增大超过60 分贝以上,妨碍正常呼吸时的气体交换称为鼾症。轻度的鼾症对人体健康影响不大,但5%鼾症患者兼有睡眠期间不同程度的憋气现象,即伴有睡眠呼吸暂停的鼾症,可导致不同程度缺氧。较严重的鼾症更是人体健康的大敌。

[0003] 由于鼾症会使睡眠呼吸反复暂停,容易造成大脑、血液严重缺氧,形成低血氧症,从而诱发高血压、脑心病、心率失常、心肌梗死以及心绞痛等疾病。容易对人体多种系统、多种器官造成伤害。儿童鼾症还会影响身体与智力发育。夜间呼吸暂停时间超过120秒还容易在凌晨发生猝死。

[0004] 鼾症与阻塞性睡眠呼吸暂停是上气道阻塞由轻到重的两个发展阶段。一般认为有50%的鼾症患者可发展为阻塞性睡眠呼吸暂停。研究发现,上气道阻塞或通气不畅皆可发生鼾症和阻塞性睡眠呼吸暂停。因此,实现对鼾声定量的检测,分析,进而提出治疗改善的方法,是一件非常有意义的事情。

[0005] 目前个人消费类电子常用的鼾声检测方法为通过检测声音的周期性来判断是否是鼾声,这种方法成本低,但抗干扰能力差。在安静环境下,可以检测出鼾声,但是当有语音或其他与鼾声频率相近的声音干扰时,会把语音或其他与鼾声频率相近的声音,误检测为鼾声,因此,现有的鼾声检测方法的检测准确率较低。

发明内容

[0006] 本发明的目的在于提供一种高效、可靠的基于压电薄膜的鼾声识别方法,旨在解决现有的鼾声检测方法的检测准确率较低的问题。

[0007] 为了实现上述技术目的,达到上述技术效果,本发明通过以下技术方案实现:

[0008] 一种基于压电薄膜的鼾声识别方法,步骤如下:

[0009] 步骤1,通过压电薄膜获得人体睡眠时的生命体征信号;

[0010] 步骤2,对步骤1获得的生命体征信号进行放大得到放大生命体征信号,将放大生命体征信号经过滤波得到声音信号和呼吸信号;

[0011] 步骤3,将步骤2得到的声音信号进行处理获得声音功率波形,将呼吸信号进行处理获得呼吸波形,将声音功率波形与呼吸波形进行匹配,当声音功率波形与呼吸波形匹配为同步时,则认定此次呼吸发生了打鼾行为。

[0012] 进一步地,所述步骤3为将所述步骤2得到的声音信号进行声纹特征提取,将根据持续打鼾时检测到的声音信号所提取的声纹特征预设为打鼾声纹特征,将实时检测到的声音信号所提取的声纹特征与打鼾声纹特征进行比对,识别鼾声和非鼾声的声纹特征。

[0013] 进一步地,步骤3中所述的声纹特征提取采用MFCC、LPCC、LPC方法中的任意一种,把声音信号中具有辨识性的声纹成分提取出来,然后把其他的干扰信息扔掉,以此获得更为准确数据。

[0014] 进一步地,所述步骤2还包括将放大生命体征信号经过滤波得到呼吸信号,所述步骤3还包括计算呼吸信号的呼吸振动幅度值,根据持续正常睡眠时检测到的呼吸信号的呼吸振动幅度值获得呼吸振动阈值,在最近一次检测到的所述呼吸信号的呼吸振动幅度值大于所述呼吸振动阈值时,认定最近一次检测到的呼吸信号所对应的呼吸发生了鼾声。

[0015] 进一步地,所述压电薄膜位于人体的头部或胸腔的下面。

[0016] 进一步地,所述压电薄膜安装在枕头或床垫上。

[0017] 本发明还提供了一种鼾声识别系统,包括依次连接的采集模块、处理模块、提取模块、判断模块;采集模块,所述采集模块能够获得人睡眠时的生命体征信号,处理模块,所述处理模块对生命体征信号进行放大、滤波处理得到声音信号,提取模块,所述提取模块能够对声音信号进行声纹特征提取,并且将根据持续打鼾时检测到的声音信号所提取的声纹特征预设为打鼾声纹特征,判断模块,设置为将实时检测到的声音信号所提取的声纹特征与打鼾声纹特征进行比对,识别鼾声和非鼾声的声纹特征。

[0018] 进一步地,所述获取模块为压电薄膜,所述处理模块为与所述压电薄膜电连接的信号放大器、与所述信号放大器电连接的滤波器,所述提取模块为声纹提取器,所述判断模块为处理器。

[0019] 本发明的有益效果是:

[0020] 与现有技术相比较,本发明采用压电薄膜来获取人睡觉时的生命体征信号,方法简单可靠、成本较低,而且能够准确、及时的得到人睡眠时的多种信号;同时,采用声音功率波形与呼吸波形进行同步匹配的方法,有效的避免了环境杂音的干扰,抗干扰能力强、识别的准确率高。

附图说明

[0021] 图1为本发明中鼾声识别系统的原理框图;

[0022] 图2为本发明中鼾声识别系统的详细原理框图。

具体实施方式

[0023] 为使本发明的目的、特征、优点能够更加的明显和易懂,下面对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,下面所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而非全部实施例。基于本发明中的实施例,本领域的技术人员所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0024] 实施例1

[0025] 一种基于压电薄膜的鼾声识别方法,步骤如下:

[0026] 步骤1,将压电薄膜设置在床单上,人体睡觉时压电薄膜处于人体胸腔的下面,通过压电薄膜获得人体睡眠时的生命体征信号;

[0027] 步骤2,对步骤1获得的生命体征信号通过信号放大器进行放大得到放大生命体征信号,将放大生命体征信号经过滤波得到声音信号和呼吸信号;

[0028] 步骤3,将步骤2得到的声音信号进行处理获得声音功率波形,将呼吸信号进行处理获得呼吸波形,将声音功率波形与呼吸波形进行匹配,当声音功率波形与呼吸波形匹配为同步时,则判定此次呼吸发生了打鼾行为。

[0029] 可以理解的,打鼾时鼾声肯定是伴随着呼吸同时进行的,因此鼾声频率与呼吸频率为同步进行时则发生了打鼾,设置连续多次呼吸的呼吸波形与声音功率波形同步匹配时,则判定连续多次呼吸的时间内发生了打鼾行为,连续多次呼吸的设置可以为2-8次呼吸。

[0030] 实施例2

[0031] 一种基于压电薄膜的鼾声识别方法,步骤如下:

[0032] 步骤1,将压电薄膜设置在睡衣的背面上,人体睡觉时压电薄膜处于人体胸腔的下面,通过压电薄膜获得人体睡眠时的生命体征信号;

[0033] 步骤2,对步骤1获得的生命体征信号通过信号放大器进行放大得到放大生命体征信号,将放大生命体征信号经过滤波得到声音信号和呼吸信号;

[0034] 步骤3,将步骤2得到的声音信号进行处理获得声音功率波形,将呼吸信号进行处理获得呼吸波形,将声音功率波形与呼吸波形进行匹配,当连续三次呼吸的声音功率波形与呼吸波形匹配为同步时,则判定此连续三次呼吸发生了打鼾行为。

[0035] 实施例3

[0036] 本发明的一种基于压电薄膜的鼾声识别方法,包括如下步骤:

[0037] 一种基于压电薄膜的鼾声识别方法,步骤如下:

[0038] 步骤1,通过设置在枕头上的压电薄膜获得人睡眠时的生命体征信号;生命体征信号能够反应人睡眠时的各种状态。

[0039] 步骤2,对步骤1获得的生命体征信号通过放大器进行放大得到放大生命体征信号,将放大生命体征信号通过高通滤波器得到声音信号。

[0040] 步骤3,将步骤2得到的声音信号通过MFCC的方法进行声纹特征提取,将根据持续打鼾时检测到的声音信号所提取的声纹特征预设为打鼾声纹特征,将实时检测到的声音信号所提取的声纹特征与打鼾声纹特征进行比对,识别鼾声和非鼾声的声纹特征。

[0041] 进一步地,所述步骤2还包括将放大生命体征信号经过滤波得到呼吸信号,所述步骤3还包括计算呼吸信号的呼吸振动幅度值,根据持续正常睡眠时检测到的呼吸信号的呼吸振动幅度值获得呼吸振动阈值,在最近一次检测到的所述呼吸信号的呼吸振动幅度值大于所述呼吸振动阈值时,认定最近一次检测到的呼吸信号所对应的呼吸发生了鼾声。

[0042] 进一步地,所述步骤2还包括将放大生命体征信号进行滤波得到心率信号,所述步骤3还包括计算心率信号的心率值,根据持续正常睡眠时检测到的心率信号的心率值获得心率阈值,在一段时间内检测到的所述心率信号的心率值大于所述心率阈值,认定这段时间为打鼾时间。

[0043] 实施例4

[0044] 一种基于压电薄膜的鼾声识别方法,步骤如下:

[0045] 步骤1,通过设置在所述枕头和床垫上的压电薄膜获得人体睡眠时的生命体征信号;枕头上的压电薄膜处于人体的头部正下方,床垫上的压电薄膜处于人体体腔的正下方。

[0046] 步骤2,对步骤1获得的生命体征信号通过放大器进行放大得到放大生命体征信

号,将放大生命体征信号经过滤波器得到声音信号和呼吸信号。

[0047] 步骤3,将步骤2得到的声音信号通过LPCC方法进行声纹特征提取,将根据持续打鼾时检测到的声音信号所提取的声纹特征预设为打鼾声纹特征,将实时检测到的声音信号所提取的声纹特征与打鼾声纹特征进行比对,识别鼾声和非鼾声的声纹特征,计算呼吸信号的呼吸振动幅度值,根据持续正常睡眠时检测到的呼吸信号的呼吸振动幅度值获得呼吸振动阈值,最近一次检测到的所述呼吸信号的呼吸振动幅度值大于所述呼吸振动阈值时,认定最近一次检测到的呼吸信号所对应的呼吸发生了鼾声。由于打鼾时呼吸信号和声音信号是相对应的,因此只有呼吸信号和声音信号同时判断为打鼾时才能确认此次呼吸发生了打鼾。

[0048] 作为本发明的一个优选,根据持续正常睡眠时检测到的呼吸信号的呼吸振动幅度值获得呼吸振动阈值,包括:对呼吸信号进行高通滤波,计算所述高通滤波后的呼吸信号的滑动平均值;对于一次呼吸,将高通滤波后的呼吸信号的最大值与所述滑动平均值之间的差值,作为该次呼吸的呼吸振动幅度值,根据多次呼吸的呼吸振动幅度值获得所述呼吸振动阈值。

[0049] 作为本发明的一个优选,所述步骤2还包括将放大生命体征信号进行滤波得到心率信号,所述步骤3还包括计算心率信号的心率值,根据持续正常睡眠时检测到的心率信号的心率值获得心率阈值,在一段时间内检测到的所述心率信号的心率值大于所述心率阈值,认定这段时间为打鼾时间。

[0050] 本发明还提供了一种鼾声识别系统,如图1所示,包括:采集模块,所述采集模块能够得到人睡眠时的生命体征信号,处理模块,所述处理模块对生命体征信号进行放大、滤波处理得到声音信号和呼吸信号;提取模块,所述算法模块能够对声音信号进行特征提取,并且将根据持续打鼾时检测到的声音信号所提取的声纹特征预设为打鼾声纹特征,同时还能计算呼吸信号的呼吸振动幅度值,根据持续正常睡眠时检测到的呼吸信号的呼吸振动幅度值获得呼吸振动阈值;判断模块,设置为将实时检测到的声音信号所提取的声纹特征与打鼾声纹特征进行比对,识别鼾声和非鼾声的声纹特征,当最近一次检测到的所述呼吸信号的呼吸振动幅度值大于所述呼吸振动阈值时,认定最近一次检测到的呼吸信号所对应的呼吸发生了打鼾,只有当同一时间的声音信号和呼吸信号都被判断为打鼾时才能认定这段时间为真正的打鼾。

[0051] 可以理解的,如图2所示,获取模块为压电薄膜,处理模块为与压电薄膜电连接的信号放大器、与信号放大器电连接的滤波器,提取模块为声纹提取器,判断模块为处理器。

[0052] 上述虽然对本发明的具体实施方式进行了描述,但并非对本发明保护范围的限制,所属领域技术人员应该明白,在本发明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发明的保护范围内。

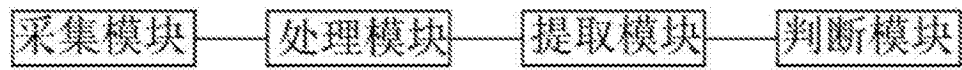


图1

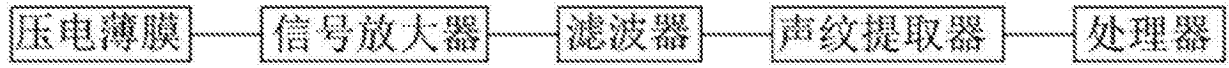


图2

专利名称(译)	一种基于压电薄膜的鼾声识别方法及系统		
公开(公告)号	CN107981844A	公开(公告)日	2018-05-04
申请号	CN201711298375.0	申请日	2017-12-08
[标]申请(专利权)人(译)	绵眠(上海)智能科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	绵眠(上海)智能科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	绵眠(上海)智能科技有限公司		
[标]发明人	张博宁		
发明人	张博宁		
IPC分类号	A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/4818 A61B5/72 A61B5/7225 A61B5/7282		
代理人(译)	黄冠华		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种基于压电薄膜的鼾声识别方法系统，步骤如下：步骤1，通过压电薄膜获得人体睡眠时的生命体征信号；步骤2，对步骤1获得的生命体征信号进行放大得到放大生命体征信号，将放大生命体征信号经过滤波得到声音信号和呼吸信号；步骤3，将步骤2得到的声音信号进行处理获得声音功率波形，将呼吸信号进行处理获得呼吸波形，将声音功率波形与呼吸波形进行匹配，当声音功率波形与呼吸波形匹配为同步时，则认定此次呼吸发生了打鼾行为。本发明采用压电薄膜来获取人睡觉时的生命体征信号，方法简单准确、可靠、成本较低特点；采用声音功率波形与呼吸波形进行同步匹配的方法，有效的避免了环境杂音的干扰，抗干扰能力强、识别的准确率高。

