



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107518872 A

(43)申请公布日 2017. 12. 29

(21)申请号 201610441702.2

(22)申请日 2016.06.20

(71)申请人 深圳市量子慧智科技有限公司

地址 518109 广东省深圳市龙华新区龙华
街道油松路天汇大厦B栋541

(72)发明人 曾平桂 周智华 陈龙昌 谢瑞芳
程小明

(74)专利代理机构 深圳市鼎言知识产权代理有
限公司 44311

代理人 迟飞飞

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0205(2006.01)

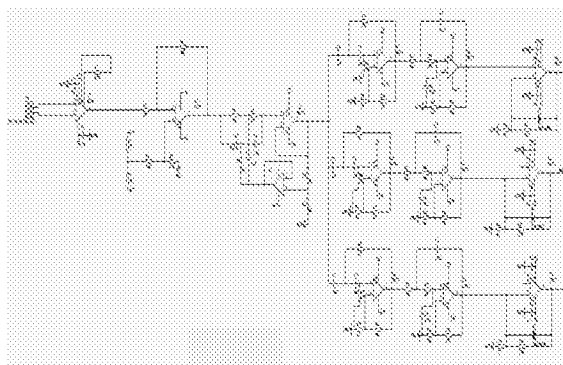
权利要求书2页 说明书8页 附图3页

(54)发明名称

一种基于压电传感器的打鼾监测器及监测方法

(57)摘要

本发明涉及一种基于压电传感器的打鼾监测器及监测方法,所述打鼾监测器包括:压电传感器及打鼾监测系统;其中压电传感器包括:第一运算放大器至第十三运算放大器、第一电容至第二十三电容、第一电阻至第四十一电阻及第一二极管至第三二极管。本发明的打鼾监测器具有分析模块,通过所述分析模块根据接收到的鼾声信号、心率信号及呼吸信号采用打鼾识别算法进行比较运算以判断使用者是否打鼾及打鼾程度的强弱,还包括通过一应用程序控制电路将接收到的生命体征信号上传至一远端服务器上的应用程序中储存。



1. 一种基于压电传感器的打鼾监测器, 其特征在于, 包括: 压电传感器及打鼾监测系统; 所述压电传感器进一步包括: 至少一个带通滤波器、至少一个第一电流放大器及至少一个第一电压放大器。

2. 如权利要求1所述的打鼾监测器, 其特征在于, 每个所述带通滤波器包括: 第六电容、第九电容、第十三电阻、第十四电阻、第十五电阻、第十六电阻及第五运算放大器, 所述第六电容的一端连接信号输入端, 所述第六电容的另一端连接所述第十三电阻的一端以及所述第九电容的一端, 所述第九电容的另一端连接所述第十四电阻的一端以及所述第五运算放大器的第三端, 所述第十四电阻的另一端接地, 所述第五运算放大器的第二端连接所述第十五电阻的一端以及所述第十六电阻的一端, 所述第十五电阻的另一端接地, 所述第十六电阻的另一端连接所述第五运算放大器的第一端, 所述第五运算放大器的第四端连接电源正极, 所述第五运算放大器的第五端连接电源负极, 所述第五运算放大器的第一端连接所述第十三电阻的另一端; 其中, 每个所述第一电流放大器包括: 第十二电容、第十三电容、第十七电阻、第二十七电阻、第二十八电阻、第二十九电阻及第八运算放大器, 所述第五运算放大器的第一端连接所述第十七电阻的一端, 所述第十七电阻的另一端连接所述第十二电容的一端及所述第二十七电阻的一端, 所述第二十七电阻的另一端连接所述第八运算放大器的第三端及所述第十三电容的一端, 所述第十三电容的另一端接地, 所述第八运算放大器的第二端连接所述第二十八电阻的一端及所述第二十九电阻的一端, 所述第二十八电阻的另一端接地, 所述第二十九电阻的另一端连接所述第八运算放大器的第一端及所述第十二电容的另一端, 所述第八运算放大器的第四端连接电源正极, 所述第八运算放大器的第五端连接电源负极; 其中, 每个所述第一电压放大器包括: 第十八电容、第十九电容、第三十六电阻、第三十七电阻、第十一运算放大器及第一二极管, 所述第八运算放大器的第一端连接所述第十一运算放大器的第三端, 所述第十一运算放大器的第二端连接所述第三十六电阻的一端、第三十七电阻的一端以及所述第一二极管, 所述第三十六电阻的另一端接地, 所述第三十七电阻的另一端连接所述第一二极管的另一端以及所述第十一运算放大器的第一端, 所述第十一运算放大器的第四端连接电源正极及所述第十八电容的一端, 所述第十八电容的另一端接地, 所述第十一运算放大器的第五端连接电源负极及所述第十九电容的一端, 所述第十九电容的另一端接地。

3. 如权利要求1所述的基于压电传感器的打鼾监测器, 其特征在于, 所述压电传感器进一步包括滤波器, 所述滤波器包括: 第三电容、第四电容、第五电容、第八电阻、第九电阻、第十电阻、第十一电阻、第十二电阻、第三运算放大器及第四运算放大器, 信号输入端连接所述第八电阻的一端以及所述第三电容的一端, 所述第三电容的另一端连接所述第四电容的一端以及所述第十电阻的一端, 所述第八电阻的另一端连接所述第九电阻的一端以及所述第五电容的一端, 所述第九电阻的另一端连接所述第四电容的另一端以及所述第三运算放大器的第三端, 所述第三运算放大器的第二端连接所述所述第三运算放大器的第一端以及所述第十一电阻的一端, 所述第三运算放大器第四端连接电源正极, 所述第三运算放大器的第五端连接电源负极, 所述第十电阻的另一端连接所述第五电容的另一端以及所述第四运算放大器的第一端, 所述第四运算放大器的第二端连接所述第十一电阻的另一端以及所述第十二电阻的一端, 所述第四运算放大器的第三端连接所述第四运算放大器的第一端, 所述第十二电阻的另一端接地, 所述第三运算放大器的第一端连接每个所述第六电容的一

端。

4. 如权利要求3所述的基于压电传感器的打鼾监测器,其特征在于,所述压电传感器进一步包括第二电压放大器,所述第二电压放大器包括:第二电阻、第三电阻、第四电阻、第五电阻、第六电阻、第七电阻及第二运算放大器;信号输入端连接所述第二电阻的一端,所述第二电阻的另一端连接所述第三电阻的一端以及所述第二运算放大器的第二端,所述第二运算放大器的第三端连接所述第四电阻的一端及所述第五电阻的一端,所述第五电阻的另一端接地,所述第四电阻的另一端连接所述第六电阻的一端及所述第七电阻的一端,所述第六电阻的另一端连接电源正极,所述第七电阻的另一端连接电源负极,所述第二运算放大器的第四端连接电源负极,所述第二运算放大器的第五端连接电源正极,所述第二运算放大器的第一端连接所述第三电阻的另一端、所述第八电阻的一端以及所述第三电容的一端。

5. 如权利要求4所述的基于压电传感器的打鼾监测器,其特征在于,所述压电传感器进一步包括第二电流放大器,所述第二电流放大器包括:第一电容、第二电容、第一电阻及第一运算放大器;所述第一运算放大器的第三端和第二端连接信号输入端,所述第一运算放大器的第四端连接所述第一电容的一端及电源正极,所述第一电容的另一端接地,所述第一运算放大器第五端连接所述第二电容及电源负极,所述第二电容的另一端接地,所述第一运算放大器的第六端连接所述第一电阻的一端,所述第一电阻的另一端连接所述第一运算放大器的第七端,所述第一运算放大器的第一端连接所述第二电阻的一端。

6. 如权利要求1所述的基于压电传感器的打鼾监测器,其特征在于,所述打鼾监测系统还包括:时钟电路,所述时钟电路提供一时间信号;及中央控制单元,所述中央控制单元接收时间信号,并根据接收到的时间信号判断季节、白天或黑夜及时间。

7. 如权利要求1所述的基于压电传感器的打鼾监测器,其特征在于,还包括:控制电路;及服务器,所述控制电路将接收到的生命体征信号上传至一远端服务器上并储存。

8. 一种使用用权利要求1-7任一项所述的打鼾监测器的打鼾监测方法,其特征在于,包括:通过压电传感器采集用户睡眠时的生理信息信号,并发送所述生理信息信号至分析模块;所述分析模块根据预设规则判断用户是否打鼾,并输出判断信息至执行模块;所述执行模块根据所述判断信息执行动作。

9. 如权利要求8所述的打鼾监测方法,其特征在于,所述生理信息包括:打鼾、打鼾信号、心率及呼吸。

10. 如权利要求9所述的打鼾监测方法,其特征在于,所述通过压电传感器采集用户睡眠时的生理信息,并发送所述生理信息至分析模块进一步包括:通过一直流放大电路对生理信息信号进行放大后输出至调零电路;通过所述调零电路对放大后的生理信息信号进行调零后输出至滤波电路;通过所述滤波电路对调零后的生理信息信号进行滤波后输出至选频电路;通过所述选频电路对滤波后的生理信息信号进行选频后分离出鼾声信号、心率信号及呼吸信号,并输出至单边放大电路;通过所述单边放大电路对分离出的打鼾、打鼾信号、心率信号及呼吸信号进行功率放大后输出至所述分析模块;以及,还包括通过一应用程序控制电路将接收到的生命体征信号发送给MCU。

一种基于压电传感器的打鼾监测器及监测方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种电子与电气或通讯工程类产品,特别是一种基于压电传感器的打鼾监测器。

背景技术

[0002] 打鼾问题一直困扰着低质量睡眠人群和打鼾者周边睡眠人群,现有的打鼾监测主要是鼾声识别,主要分为以下几类:

第一类,基于Mic的止鼾枕。通过Mic来监测鼾声,当鼾声(或者噪音)足够大时,系统才能通过Mic监测到鼾声,此类方法的误操作率高;

第二类,通过鼾声识别芯片,采集打鼾者的鼾声,将鼾声信号发送到控制系统,判别为打鼾状态则向电机发送信号。此类技术的不足之处在于无法精准识别杂音,对打鼾的判别不准确。

[0003] 综上所述现有技术中的打鼾监测的鼾声识别的准确率和灵敏度不高,容易引起误操作。本打鼾监测电路采用压电传感器有效的解决了这一问题,精准的识别打鼾。

发明内容

[0004] 为解决打鼾监测的鼾声识别准确率、灵敏度不高、容易引起误操作的技术问题,本发明提供一种基于压电传感器的打鼾监测器,包括:压电传感器及打鼾监测系统;所述压电传感器进一步包括:至少一个带通滤波器、至少一个第一电流放大器及至少一个第一电压放大器。

[0005] 优选地,每个所述带通滤波器包括:第六电容、第九电容、第十三电阻、第十四电阻、第十五电阻、第十六电阻及第五运算放大器,所述六电容的一端连接信号输入端,所述第六电容的另一端连接所述第十三电阻的一端以及所述第九电容的一端,所述第九电容的另一端连接所述第十四电阻的一端以及所述第五运算放大器的第三端,所述第十四电阻的另一端接地,所述第五运算放大器的第二端连接所述第十五电阻的一端以及所述第十六电阻的一端,所述第十五电阻的另一端接地,所述第十六电阻的另一端连接所述第五运算放大器的第一端,所述第五运算放大器的第四端连接电源正极,所述第五运算放大器的第五端连接电源负极,所述第五运算放大器的第一端连接所述第十三电阻的另一端;其中,每个所述第一电流放大器包括:第十二电容、第十三电容、第十七电阻、第二十七电阻、第二十八电阻、第二十九电阻及第八运算放大器,所述第五运算放大器的第一端连接所述第十七电阻的一端,所述第十七电阻的另一端连接所述第十二电容的一端及所述第二十七电阻的一端,所述第二十七电阻的另一端连接所述第八运算放大器的第三端及所述第十三电容的一端,所述第十三电容的另一端接地,所述第八运算放大器的第二端连接所述第二十八电阻的一端及所述第二十九电阻的一端,所述第二十八电阻的另一端接地,所述第二十九电阻的另一端连接所述第八运算放大器的第一端及所述第十二电容的另一端,所述第八运算放大器的第四端连接电源正极,所述第八运算放大器的第五端连接电源负极;其中,每个所述

第一电压放大器包括：第十八电容、第十九电容、第三十六电阻、第三十七电阻、第十一运算放大器及第一二极管，所述第八运算放大器的第一端连接所述第十一运算放大器的第三端，所述第十一运算放大器的第二端连接所述第三十六电阻的一端、第三十七电阻的一端以及所述第一二极管，所述第三十六电阻的另一端接地，所述第三十七电阻的另一端链接所述第一二极管的另一端以及所述第十一运算放大器的第一端，所述第十一运算放大器的第四端连接电源正极及所述第十八电容的一端，所述第十八电容的另一端接地，所述第十一运算放大器的第五端连接电源负极及所述第十九电容的一端，所述第十九电容的另一端接地。

[0006] 优选地，所述压电传感器进一步包括滤波器，所述滤波器包括：第三电容、第四电容、第五电容、第八电阻、第九电阻、第十电阻、第十一电阻、第十二电阻、第三运算放大器及第四运算放大器，信号输入端连接所述第八电阻的一端以及所述第三电容的一端，所述第三电容的另一端连接所述第四电容的一端以及所述第十电阻的一端，所述第八电阻的另一端连接所述第九电阻的一端以及所述第五电容的一端，所述第九电阻的另一端连接所述第四电容的另一端以及所述第三运算放大器的第三端，所述第三运算放大器的第二端连接所述所述第三运算放大器的第一端以及所述第十一电阻的一端，所述第三运算放大器第四端连接电源正极，所述第三运算放大器的第五端连接电源负极，所述第十电阻的另一端连接所述第五电容的另一端以及所述第四运算放大器的第一端，所述第四运算放大器的第二端连接所述第十一电阻的另一端以及所述第十二电阻的一端，所述第四运算放大器的第三端连接所述第四运算放大器的第一端，所述第十二电阻的另一端接地，所述第三运算放大器的第一端连接每个所述第六电容的一端。

[0007] 优选地，所述压电传感器进一步包括第二电压放大器，所述第二电压放大器包括：第二电阻、第三电阻、第四电阻、第五电阻、第六电阻、第七电阻及第二运算放大器；信号输入端连接所述第二电阻的一端，所述第二电阻的另一端连接所述第三电阻的一端以及所述第二运算放大器的第二端，所述第二运算放大器的第三端连接所述第四电阻的一端及所述第五电阻的一端，所述第五电阻的另一端接地，所述第四电阻的另一端连接所述第六电阻的一端及所述第七电阻的一端，所述第六电阻的另一端连接电源正极，所述第七电阻的另一端连接电源负极，所述第二运算放大器的第四端连接电源负极，所述第二运算放大器的第五端连接电源正极，所述第二运算放大器的第一端连接所述第三电阻的另一端、所述第八电阻的一端以及所述第三电容的一端。

[0008] 优选地，所述压电传感器进一步包括第二电流放大器，所述第二电流放大器包括：第一电容、第二电容、第一电阻及第一运算放大器；所述第一运算放大器的第三端和第二端连接信号输入端，所述第一运算放大器的第四端连接所述第一电容的一端及电源正极，所述第一电容的另一端接地，所述第一运算放大器第五端连接所述第二电容及电源负极，所述第二电容的另一端接地，所述第一运算放大器的第六端连接所述第一电阻的一端，所述第一电阻的另一端连接所述第一运算放大器的第七端，所述第一运算放大器的第一端连接所述第二电阻的一端。

[0009] 优选地，所述打鼾监测系统还包括：时钟电路，所述时钟电路提供一时间信号；及中央控制单元，所述中央控制单元接收时间信号，并根据接收到的时间信号判断季节、白天或黑夜及时间。

[0010] 优选地,还包括:控制电路;及服务器,所述控制电路将接收到的生命体征信号上传至一远端服务器上并储存。

[0011] 本发明进一步还涉及使用所述的打鼾监测器的打鼾监测方法,包括:

通过压电传感器采集用户睡眠时的生理信息信号,并发送所述生理信息信号至分析模块;所述分析模块根据预设规则判断用户是否打鼾,并输出判断信息至执行模块;所述执行模块根据所述判断信息执行动作。

[0012] 优选地,所述生理信息包括:打鼾、打鼾信号、心率及呼吸。

[0013] 优选地,所述通过压电传感器采集用户睡眠时的生理信息,并发送所述生理信息至分析模块进一步包括:通过一直流放大电路对生理信息信号进行放大后输出至调零电路;通过所述调零电路对放大后的生理信息信号进行调零后输出至滤波电路;通过所述滤波电路对调零后的生理信息信号进行滤波后输出至选频电路;通过所述选频电路对滤波后的生理信息信号进行选频后分离出鼾声信号、心率信号及呼吸信号,并输出至单边放大电路;通过所述单边放大电路对分离出的鼾声信号、心率信号及呼吸信号进行功率放大后输出至所述分析模块;以及,还包括通过一应用程序控制电路将接收到的生命体征信号上传至一远端服务器上的应用程序中储存。

[0014] 进一步优选地,所述打鼾监测器包括:压电传感器及打鼾监测系统;所述压电传感器进一步包括:至少一个带通滤波器、至少一个第一电流放大器及至少一个第一电压放大器;其中,每个所述带通滤波器包括:第六电容、第九电容、第十三电阻、第十四电阻、第十五电阻、第十六电阻及第五运算放大器,所述六电容的一端连接信号输入端,所述第六电容的另一端连接所述第十三电阻的一端以及所述第九电容的一端,所述第九电容的另一端连接所述第十四电阻的一端以及所述第五运算放大器的第三端,所述第十四电阻的另一端接地,所述第五运算放大器的第二端连接所述第十五电阻的一端以及所述第十六电阻的一端,所述第十五电阻的另一端接地,所述第十六电阻的另一端连接所述第五运算放大器的第一端,所述第五运算放大器的第四端连接电源正极,所述第五运算放大器的第五端连接电源负极,所述第五运算放大器的第一端连接所述第十三电阻的另一端;其中,每个所述第一电流放大器包括:第十二电容、第十三电容、第十七电阻、第二十七电阻、第二十八电阻、第二十九电阻及第八运算放大器,所述第五运算放大器的第一端连接所述第十七电阻的一端,所述第十七电阻的另一端连接所述第十二电容的一端及所述第二十七电阻的一端,所述第二十七电阻的另一端连接所述第八运算放大器的第三端及所述第十三电容的一端,所述第十三电容的另一端接地,所述第八运算放大器的第二端连接所述第二十八电阻的一端及所述第二十九电阻的一端,所述第二十八电阻的另一端接地,所述第二十九电阻的另一端连接所述第八运算放大器的第一端及所述第十二电容的另一端,所述第八运算放大器的第四端连接电源正极,所述第八运算放大器的第五端连接电源负极;其中,每个所述第一电压放大器包括:第十八电容、第十九电容、第三十六电阻、第三十七电阻、第十一运算放大器及第一二极管,所述第八运算放大器的第一端连接所述第十一运算放大器的第三端,所述第十一运算放大器的第二端连接所述第三十六电阻的一端、第三十七电阻的一端以及所述第一二极管,所述第三十六电阻的另一端接地,所述第三十七电阻的另一端链接所述第一二极管的另一端以及所述第十一运算放大器的第一端,所述第十一运算放大器的第四端连接电源正极及所述第十八电容的一端,所述第十八电容的另一端接地,所述第十一运算放

大器的第五端连接电源负极及所述第十九电容的一端,所述第十九电容的另一端接地。

[0015] 上述的基于压电传感器的打鼾监测器,所述压电传感器进一步包括滤波器,所述滤波器包括:第三电容、第四电容、第五电容、第八电阻、第九电阻、第十电阻、第十一电阻、第十二电阻、第三运算放大器及第四运算放大器,信号输入端连接所述第八电阻的一端以及所述第三电容的一端,所述第三电容的另一端连接所述第四电容的一端以及所述第十电阻的一端,所述第八电阻的另一端连接所述第九电阻的一端以及所述第五电容的一端,所述第九电阻的另一端连接所述第四电容的另一端以及所述第三运算放大器的第三端,所述第三运算放大器的第二端连接所述所述第三运算放大器的第一端以及所述第十一电阻的一端,所述第三运算放大器第四端连接电源正极,所述第三运算放大器的第五端连接电源负极,所述第十电阻的另一端连接所述第五电容的另一端以及所述第四运算放大器的第一端,所述第四运算放大器的第二端连接所述第十一电阻的另一端以及所述第十二电阻的一端,所述第四运算放大器的第三端连接所述第四运算放大器的第一端,所述第十二电阻的另一端接地,所述第三运算放大器的第一端连接每个所述第六电容的一端。

[0016] 上述的基于压电传感器的打鼾监测器,所述压电传感器进一步包括第二电压放大器,所述第二电压放大器包括:第二电阻、第三电阻、第四电阻、第五电阻、第六电阻、第七电阻及第二运算放大器;信号输入端连接所述第二电阻的一端,所述第二电阻的另一端连接所述第三电阻的一端以及所述第二运算放大器的第二端,所述第二运算放大器的第三端连接所述第四电阻的一端及所述第五电阻的一端,所述第五电阻的另一端接地,所述第四电阻的另一端连接所述第六电阻的一端及所述第七电阻的一端,所述第六电阻的另一端连接电源正极,所述第七电阻的另一端连接电源负极,所述第二运算放大器的第四端连接电源负极,所述第二运算放大器的第五端连接电源正极,所述第二运算放大器的第一端连接所述第三电阻的另一端、所述第八电阻的一端以及所述第三电容的一端。

[0017] 上述的基于压电传感器的打鼾监测器,所述压电传感器进一步包括第二电流放大器,所述第二电流放大器包括:第一电容、第二电容、第一电阻及第一运算放大器;所述第一运算放大器的第三端和第二端连接信号输入端,所述第一运算放大器的第四端连接所述第一电容的一端及电源正极,所述第一电容的另一端接地,所述第一运算放大器第五端连接所述第二电容及电源负极,所述第二电容的另一端接地,所述第一运算放大器的第六端连接所述第一电阻的一端,所述第一电阻的另一端连接所述第一运算放大器的第七端,所述第一运算放大器的第一端连接所述第二电阻的一端。

[0018] 上述的基于压电传感器的打鼾监测器,所述打鼾监测系统还包括:时钟电路,所述时钟电路提供一时间信号;及中央控制单元,所述中央控制单元接收时间信号,并根据接收到的时间信号判断季节、白天或黑夜及时间。

[0019] 上述的基于压电传感器的打鼾监测器,还包括:控制电路;及服务器,所述控制电路将接收到的生命体征信号上传至一远端服务器上并储存。

[0020] 本发明还提供一种打鼾监测方法,使用上述任意一项打鼾监测器,包括:

通过压电传感器采集用户睡眠时的生理信息信号,并发送所述生理信息信号至分析模块;所述分析模块根据预设规则判断用户是否打鼾,并输出判断信息至执行模块;所述执行模块根据所述判断信息执行动作。

[0021] 上述的打鼾监测方法,所述生理信息包括:打鼾、打鼾信号、心率及呼吸。

[0022] 上述的打鼾监测方法,所述通过压电传感器采集用户睡眠时的生理信息,并发送所述生理信息至分析模块进一步包括:通过一直流放大电路对生理信息信号进行放大后输出至调零电路;通过所述调零电路对放大后的生理信息信号进行调零后输出至滤波电路;通过所述滤波电路对调零后的生理信息信号进行滤波后输出至选频电路;通过所述选频电路对滤波后的生理信息信号进行选频后分离出鼾声信号、心率信号及呼吸信号,并输出至单边放大电路;通过所述单边放大电路对分离出的鼾声信号、心率信号及呼吸信号进行功率放大后输出至所述分析模块。

[0023] 上述的打鼾监测方法,还包括通过一应用程序控制电路将接收到的生命体征信号上传至一远端服务器上的应用程序中储存。

[0024] 本发明的有益效果是通过采用压电传感器,精准识别打鼾,减少或避免误操作。

附图说明

[0025] 图1为本发明一实施例中的打鼾监测器的原理示意图。

[0026] 图2为本发明一实施例中的压电传感器的原理图。

[0027] 图3为本发明一实施例中的压电传感器的电路图。

[0028] 图4为本发明一实施例中的打鼾监测方法的流程图。

具体实施方式

[0029] 图1为依据本发明一实施例中的打鼾监测器的原理示意图。请参照图1,在本实施例中,打鼾监测器包括:压电传感器1及打鼾监测系统2。通过压电传感器1监测人体相关指标的参数信号。将参数信号发送给打鼾识别系统2,打鼾识别系统根据算法,精准识别睡眠时是否打鼾。具体技术方案为:压电传感器受到动作压力,发送电信号给信号处理电路。信号处理电路对信号进行降噪、滤波等处理,输出稳定的电信号给主控MCU。MCU对信号进行处理分析,根据算法判别是否打鼾,打鼾则输出打鼾信号,不打鼾则不动作。

[0030] 图2为依据本发明一实施例中的压电传感器的原理图。请参照图2,在本实施例中,压电传感器包括:电流放大器11、电压放大器12、滤波器13、带通滤波器14。其中电流放大器11连接电压放大器12,电压放大器12连接滤波器13,滤波器13连接带通滤波器14,带通滤波器14再次连接电流放大器11,最后再次连接电压放大器。

[0031] 图3为依据本发明一实施例中的压电传感器的电路图。请参照图2,在本实施例中,压电传感器包括:第一运算放大器、第二运算放大器、第三运算放大器、第四运算放大器、第五运算放大器、第六运算放大器、第七运算放大器、第八运算放大器、第九运算放大器、第十运算放大器、第十一运算放大器、第十二运算放大器、第十三运算放大器、第一电容、第二电容、第三电容、第四电容、第五电容、第六电容、第七电容、第八电容、第九电容、第十电容、第十一电容、第十二电容、第十三电容、第十四电容、第十五电容、第十六电容、第十七电容、第十八电容、第十九电容、第二十电容、第二十一电容、第二十二电容、第二十三电容、第一电阻、第二电阻、第三电阻、第四电阻、第五电阻、第六电阻、第七电阻、第八电阻、第九电阻、第十电阻、第十一电阻、第十二电阻、第十三电阻、第十四电阻、第十五电阻、第十六电阻、第十七电阻、第十八电阻、第十九电阻、第二十电阻、第二十一电阻、第二十二电阻、第二十三电阻、第二十四电阻、第二十五电阻、第二十六电阻、第二十七电阻、第二十八电阻、第二十九电

阻、第三十电阻、第三十一电阻、第三十二电阻、第三十三电阻、第三十四电阻、第三十五电阻、第三十六电阻、第三十七电阻、第三十八电阻、第三十九电阻、第四十电阻、第四十一电阻、第一二极管、第二二极管及第三二极管；

其中第一运算放大器的第三端和第二端连接信号输入端，第一运算放大器的第四端连接第一电容的一端及电源正极，第一电容的另一端接地，第一运算放大器第五端连接第二电容及电源负极，第二电容的另一端接地，第一运算放大器的第六端连接第一电阻的一端，第一电阻的另一端连接第一运算放大器的第七端，第一运算放大器的第一端连接第二电阻的一端，第二电阻的另一端连接第三电阻的一端以及第二运算放大器的第二端，第二运算放大器的第三端连接第四电阻的一端及第五电阻的一端，第五电阻的另一端接地，第四电阻的另一端连接第六电阻的一端及第七电阻的一端，第六电阻的另一端连接电源正极，第七电阻的另一端连接电源负极，第二运算放大器的第四端连接电源负极，第二运算放大器的第五端连接电源正极，第二运算放大器的第一端连接第三电阻的另一端、第八电阻的一端以及第三电容的一端，第三电容的另一端连接第四电容的一端以及第十电阻的一端，第八电阻的另一端连接第九电阻的一端以及第五电容的一端，第九电阻的另一端连接第四电容的另一端以及第三运算放大器的第三端，第三运算放大器的第二端连接第三运算放大器第一端以及第十一电阻的一端，第三运算放大器第四端连接电源正极，第三运算放大器的第五端连接电源负极，第十电阻的另一端连接第五电容的另一端以及第四运算放大器的第一端，第四运算放大器的第二端连接第十一电阻的另一端以及第十二电阻的一端，第四运算放大器的第三端连接第四运算放大器的第一端，第十二电阻的另一端接地，第三运算放大器的第一端连接第六电容的一端、第七电容的一端以及第八电容的一端，第六电容的另一端连接第十三电阻的一端以及第九电容的一端，第九电容的另一端连接第十四电阻的一端以及第五运算放大器的第三端，第十四电阻的另一端接地，第五运算放大器的第二端连接第十五电阻的一端以及第十六电阻的一端，第十五电阻的另一端接地，第十六电阻的另一端连接第五运算放大器的第一端，第五运算放大器的第四端连接电源正极，第五运算放大器的第五端连接电源负极，第五运算放大器的第一端连接第十三电阻的另一端以及第十七电阻的一端，第七电容的另一端连接第十八电阻的一端以及第十电容的一端，第十电容的另一端连接第十九电阻的一端以及第六运算放大器的第三端，第十九电阻的另一端接地，第六运算放大器的第二端连接第二十电阻的一端以及第二十一电阻的一端，第二十电阻的另一端接地，第二十一电阻的另一端连接第六运算放大器的第一端，第六运算放大器的第四端连接电源正极，第六运算放大器的第五端连接电源负极，第六运算放大器的第一端连接第十八电阻的另一端以及第二十二电阻的一端，第八电容的另一端连接第二十三电阻的一端以及第十一电容的一端，第十一电容的另一端连接第二十四电阻的一端以及第七运算放大器的第三端，第二十四电阻的另一端接地，第七运算放大器的第二端连接第二十五电阻的一端以及第二十六电阻的一端，第二十五电阻的另一端接地，第二十六电阻的另一端连接第七运算放大器的第一端，第七运算放大器的第四端连接电源正极，第七运算放大器的第五端连接电源负极，第七运算放大器的第一端连接第二十三电阻的另一端以及第二十七电阻的一端，

第十七电阻的另一端连接第十二电容的一端及第二十七电阻的一端，第二十七电阻的另一端连接第八运算放大器的第三端及第十三电容的一端，第十三电容的另一端接地，第

八运算放大器的第二端连接第二十八电阻的一端及第二十九电阻的一端,第二十八电阻的另一端接地,第二十九电阻的另一端连接第八运算放大器的第一端及第十二电容的另一端,第八运算放大器的第四端连接电源正极,第八运算放大器的第五端连接电源负极,

第二十二电阻的另一端连接第十四电容的一端及第三十电阻的一端,第三十电阻的另一端连接第九运算放大器的第三端及第十五电容的一端,第十五电容的另一端接地,第九运算放大器的第二端连接第三十一电阻的一端及第三十二电阻的一端,第三十一电阻的另一端接地,第三十二电阻的另一端连接第九运算放大器的第一端及第十四电容的另一端,第九运算放大器的第四端连接电源正极,第九运算放大器的第五端连接电源负极,第二十七电阻的另一端连接第十六电容的一端及第三十三电阻的一端,第三十三电阻的另一端连接第十运算放大器的第三端及第十七电容的一端,第十七电容的另一端接地,第十运算放大器的第二端连接第三十四电阻的一端及第三十五电阻的一端,第三十四电阻的另一端接地,第三十五电阻的另一端连接第十运算放大器的第一端及第十六电容的另一端,第十运算放大器的第四端连接电源正极,第九运算放大器的第五端连接电源负极,

第八运算放大器的第一端连接第十一运算放大器的第三端,第十一运算放大器的第二端连接第三十六电阻的一端、第三十七电阻的一端以及第一二极管,第三十六电阻的另一端接地,第三十七电阻的另一端链接第一二极管的另一端以及第十一运算放大器的第一端,第十一运算放大器的第四端连接电源正极及第十八电容的一端,第十八电容的另一端接地,第十一运算放大器的第五端连接电源负极及第十九电容的一端,第十九电容的另一端接地,第九运算放大器的第一端连接第十二运算放大器的第二端、第三十八电阻的一端、第三十九电阻的一端以及第二二极管的一端,第三十八电阻的另一端接地,第三十九电阻的另一端连接第二二极管的另一端以及第十二运算放大器的第一端,第十二运算放大器的第四端连接电源正极及第二十电容的一端,第二十电容的另一端接地,第十二运算放大器的第五端连接电源负极及第二十一电容的一端,第二十一电容的另一端接地,第十运算放大器的第一端连接第十三运算放大器的第二端、第四十电阻的一端、第四十一电阻的一端以及第三二极管的一端,第四十电阻的另一端接地,第四十一电阻的另一端连接第三二极管的另一端以及第十三运算放大器的第一端,第十三运算放大器的第四端连接电源正极及第二十二电容的一端,第二十二电容的另一端接地,第十三运算放大器的第五端连接电源负极及第二十三电容的一端,第二十三电容的另一端接地。

[0032] 作为一种选择,本发明一实施例中,打鼾监测系统还包括:时钟电路,时钟电路提供一时间信号;及中央控制单元,中央控制单元接收时间信号,并根据接收到的时间信号判断季节、白天或黑夜及时间。

[0033] 作为一种选择,本发明一实施例中,打鼾监测系统还包括:控制电路;及服务器,控制电路将接收到的生命体征信号发送给MCU。

[0034] 图4为依据本发明一实施例中的打鼾监测方法的流程图。参考图4,本发明还提供一种打鼾监测方法,包括:

S1:通过压电传感器采集用户睡眠时的生理信息信号,并发送生理信息信号至分析模块;

S2:分析模块根据预设规则判断用户是否打鼾,并输出判断信息至执行模块;

S3:执行模块根据判断信息执行动作。

[0035] 作为一种选择,本发明一实施例中,生理信息包括:打鼾、打鼾信号、心率及呼吸。

[0036] 作为一种选择,本发明一实施例中,通过压电传感器采集用户睡眠时的生理信息,并发送生理信息至分析模块进一步包括:通过一直流放大电路对生理信息信号进行放大后输出至调零电路;通过调零电路对放大后的生理信息信号进行调零后输出至滤波电路;通过滤波电路对调零后的生理信息信号进行滤波后输出至选频电路;通过选频电路对滤波后的生理信息信号进行选频后分离出鼾声信号、心率信号及呼吸信号,并输出至单边放大电路;通过单边放大电路对分离出的鼾声信号、心率信号及呼吸信号进行功率放大后输出至分析模块。

[0037] 作为一种选择,本发明一实施例中,分析模块根据预设规则判断用户是否打鼾,并输出判断信息至执行模块进一步包括:通过分析模块根据接收到的鼾声信号、心率信号及呼吸信号采用打鼾识别算法进行比较运算以判断使用者是否打鼾及打鼾程度的强弱。

[0038] 作为一种选择,本发明一实施例中,执行模块根据判断信息执行动作进一步包括:执行模块根据使用者是否打鼾及打鼾程度的强弱控制充放气电路,从而控制微型消音电机和气阀对一安全气囊进行充放气操作,进而适当调整使用者的睡姿以促使使用者缓解打鼾。

[0039] 作为一种选择,本发明一实施例中,还包括通过一时钟电路提供一时间信号,通过中央控制单元接收时间信号,并根据接收到的时间信号判断季节、白天或黑夜及时间。

[0040] 作为一种选择,本发明一实施例中,还包括通过一应用程序控制电路将接收到的生命体征信号上传至一远端服务器上的应用程序中储存。

[0041] 以上显示和描述了本发明的基本原理和主要特征和本发明的优点。本行业的技术人员应该了解,本发明不受上述实施例的限制,上述实施例和说明书中描述的只是说明本发明的原理,在不脱离本发明精神和范围的前提下,本发明还会有各种变化和改进,这些变化和改进都落入要求保护的本发明范围内。本发明要求保护范围由所附的权利要求书及其等效物界定。

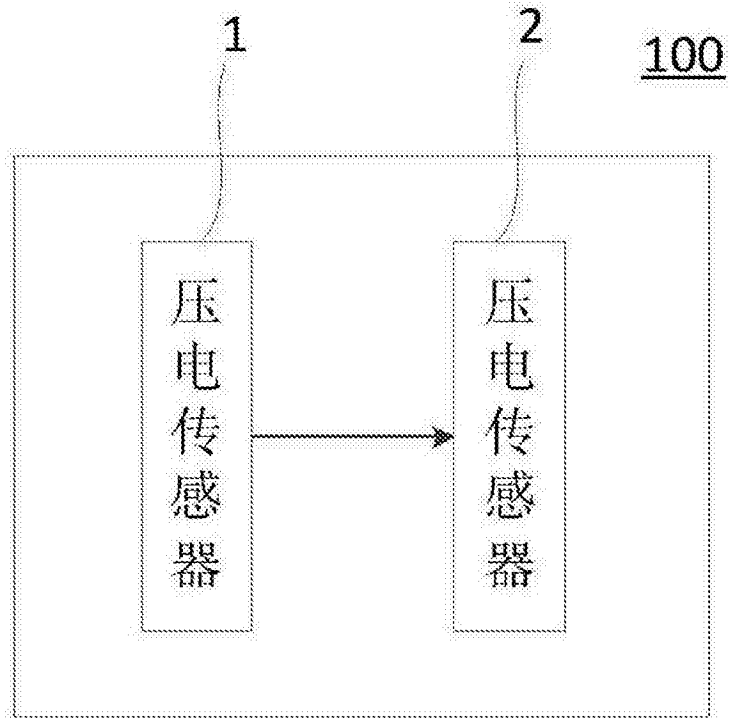


图1

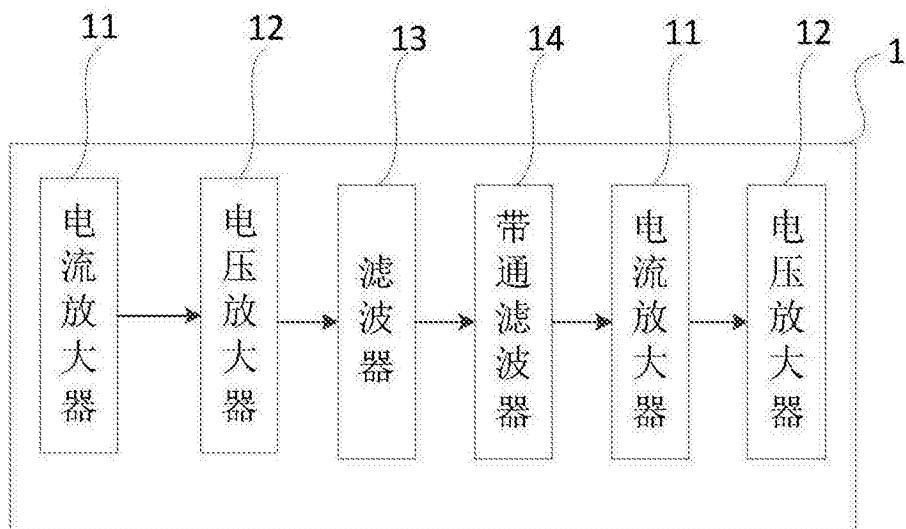


图2

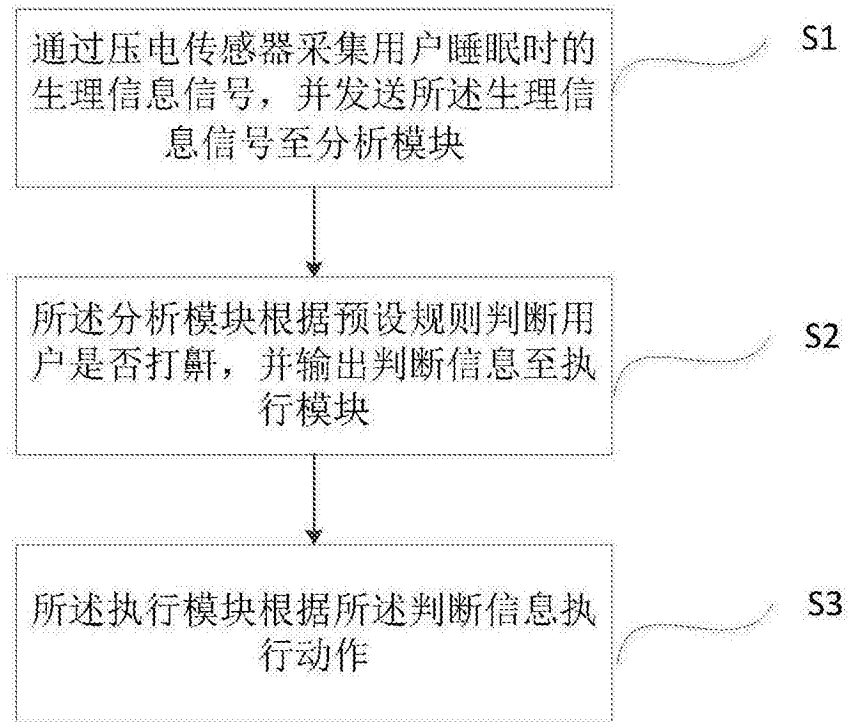


图4

专利名称(译)	一种基于压电传感器的打鼾监测器及监测方法		
公开(公告)号	CN107518872A	公开(公告)日	2017-12-29
申请号	CN201610441702.2	申请日	2016-06-20
[标]申请(专利权)人(译)	深圳市量子慧智科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳市量子慧智科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳市量子慧智科技有限公司		
[标]发明人	曾平桂 周智华 陈龙昌 谢瑞芳 程小明		
发明人	曾平桂 周智华 陈龙昌 谢瑞芳 程小明		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0205		
CPC分类号	A61B5/4806 A61B5/0205 A61B5/02444 A61B5/08 A61B5/4815		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种基于压电传感器的打鼾监测器及监测方法，所述打鼾监测器包括：压电传感器及打鼾监测系统；其中压电传感器包括：第一运算放大器至第十三运算放大器、第一电容至第二十三电容、第一电阻至第四十一电阻及第一二极管至第三二极管。本发明的打鼾监测器具有分析模块，通过所述分析模块根据接收到的鼾声信号、心率信号及呼吸信号采用打鼾识别算法进行比较运算以判断使用者是否打鼾及打鼾程度的强弱，还包括通过一应用程序控制电路将接收到的生命体征信号上传至一远端服务器上的应用程序中储存。

