



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106344023 A

(43)申请公布日 2017.01.25

(21)申请号 201610988277.9

A61B 5/00(2006.01)

(22)申请日 2016.11.10

(71)申请人 重庆邮电大学

地址 400065 重庆市南岸区南山街道崇文路2号

(72)发明人 赵志强 於少文 倪代辉 张颜
林金朝 庞宇 李国权 周前能
曾垂省 王岫鑫 程和伟 钱鹰

(74)专利代理机构 北京一格知识产权代理事务
所(普通合伙) 11316

代理人 滑春生

(51)Int.Cl.

A61B 5/08(2006.01)

A61B 5/11(2006.01)

A61B 5/113(2006.01)

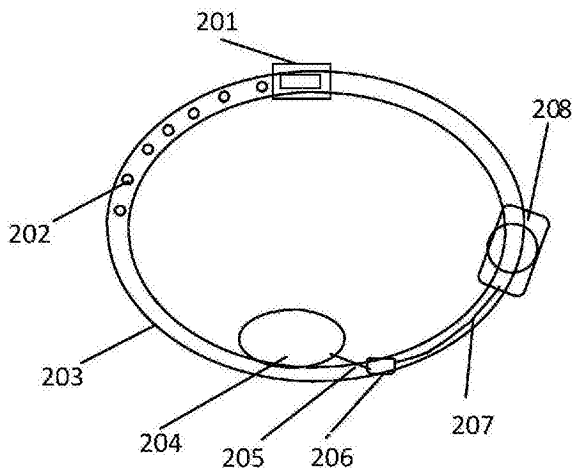
权利要求书1页 说明书5页 附图2页

(54)发明名称

一种基于气压和加速度的非稳态呼吸波检测装置

(57)摘要

本发明涉及医疗器械技术领域,特别涉及一种基于气压和加速度的非稳态呼吸波检测装置;包括:皮带,所述皮带上设置有通过数据线相连接的气压传感器和呼吸波探测器,所述气压传感器通过橡胶管与气囊相连接;所述呼吸波探测器包括:加速度传感器,以及与所述气压传感器和加速度传感器耦接的微控制器;所述微控制器利用气压传感器传来的信息和加速度传感器传来的信息得到人体运动时的呼吸波;本发明采用皮带结构来构建检测装置,方便使用,并且采用气压和加速度信号来检测呼吸波信号,提高了检测准确性,并对检测信号进行多次滤波,分阶段滤除噪声和干扰,检测性能极大提高。



1. 一种基于气压和加速度的非稳态呼吸波检测装置,其特征在于:包括:皮带(203),所述皮带(203)上设置有通过数据线(207)相连接的气压传感器206和呼吸波探测器(208),所述气压传感器(206)通过橡胶管(205)与气囊(204)相连接;

所述呼吸波探测器(208)包括:加速度传感器(2082),以及与所述气压传感器(206)和加速度传感器(2082)耦接的微控制器(2081);

所述微控制器(2081)利用气压传感器(206)传来的信息和加速度传感器(2082)传来的信息得到人体运动时的呼吸波。

2. 根据权利要求1所述基于气压和加速度的非稳态呼吸波检测装置,其特征在于:所述皮带(203)还带有皮带卡扣(201)和皮带卡孔(202),所述皮带卡孔(202)用于固定皮带卡扣(201)。

3. 根据权利要求1所述基于气压和加速度的非稳态呼吸波检测装置,其特征在于:所述皮带(203)内侧设置有凹槽,所述气囊(204)通过系带(209)设置在皮带(203)内侧的该凹槽中。

4. 根据权利要求1所述基于气压和加速度的非稳态呼吸波检测装置,其特征在于:所述数据线(207)设置在皮带(203)的夹层中

5. 根据权利要求1所述基于气压和加速度的非稳态呼吸波检测装置,其特征在于:所述加速度传感器(2082)为三轴加速度传感器ADXL362。

6. 根据权利要求1所述基于气压和加速度的非稳态呼吸波检测装置,其特征在于:所述气压传感器(206)为MS5540-CM。

7. 根据权利要求1所述基于气压和加速度的非稳态呼吸波检测装置,其特征在于:所述微控制器(2081)为STM32F103处理器。

8. 根据权利要求1所述基于气压和加速度的非稳态呼吸波检测装置,其特征在于:所述微控制器(2081)利用气压传感器(206)传来的信息和加速度传感器(2082)传来的信息得到人体运动时的呼吸波,包括:

步骤A:对加速度传感器采集到的人体三维加速度信息进行加权平均运算,得到人体运动时的噪声信号;

步骤B:将气压传感器采集到的人体呼吸信号与加速度传感器采集到的人体运动噪声信号进行差分运算,得到第一变换信号;

步骤C:对第一变换信号进行z变换得到第二变换信号;

步骤D:设计呼吸低通滤波器传递函数;

步骤E:利用呼吸滤波器对第二变换信号进行滤波,得到第三变换信号;

步骤F:将第三变换信号进行复频域转换逆变换得到第四变换信号;

步骤G:对第四变换信号进行数字形态学滤波得到第五变换信号,用数字形态学滤波器去除基线漂移;

步骤H:对第五变换信号进行平滑滤波,得到人体运动时的呼吸波信号。

一种基于气压和加速度的非稳态呼吸波检测装置

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械技术领域,特别涉及一种基于气压和加速度的非稳态呼吸波检测装置。

背景技术

[0002] 呼吸监测是评估生命状态最重要的手段之一,其重要性不言而喻。由于呼吸障碍具有不可预测性,一旦发生了呼吸障碍,短时间内就会有生命危险。因此呼吸障碍高危人群,包括手术后的病人、易患上婴儿猝死综合症(Sudden Infant Death Syndrome, SIDS)的婴儿、睡眠呼吸中止症患者等,对呼吸监测系统有着迫切而广泛的应用需求。

[0003] 人们通过呼吸波可以了解到至少三种参数并推断出相应人体状态,比如(1)呼吸频率:呼吸每分钟超过24次称为呼吸频率加快,见于呼吸疾病、心血管疾病、贫血和发热等症状;每分钟少于10次称为呼吸频率减慢,是呼吸中枢抑制的表现,见于麻醉、安眠药中毒、颅内压增高、尿毒症、肝昏迷等症状;(2)呼吸深度:呼吸加深见于糖尿病及尿毒症酸中毒,呼吸深而慢称为库斯莫尔(Kussmaul's respiration)呼吸;呼吸变浅见于肺气肿,呼吸肌麻痹及镇静剂过量等;(3)呼吸节律:表现为一段呼吸暂停之后,随之以一连串吸气量逐次增大的通气,速率加快,出现气促,随后呼吸的深度与速率迅速降低,又进入一段呼吸暂停,如此有规律地反复循环,这是一种呼吸中枢兴奋性降低的表现,表示病情严重,见于中枢神经系统疾病和脑部血液循环障碍如脑动脉硬化、心力衰竭、颅内压增高、尿毒症、糖尿病昏迷和高山病等症状;以及间期多变,节律严重不规律的呼吸困难症状,如比奥呼吸(Biot breathing)等,见于脑炎、脑膜炎、中暑、颅脑损伤等。因此,及时而准确地掌握此类信息可以有效帮助用户获得体征信息,便于医护人员诊断。

[0004] 中国专利CN103169449A中主要涉及一种在强噪声环境下(例如超宽带雷达应用于地质灾害废墟下生命搜救等)识别呼吸信号的方法,该专利采用呼吸信号的谐波结构确定滤波参数,进行滤波处理,从而确定是否存在呼吸信号。当呼吸信息存在时,该方法还包括后续的呼吸率计算和目标距离估算模块。但是,该专利提出的技术只涉及呼吸频率一个参数,没有检测和利用呼吸波信号,影响检测信息的准确性。中国专利CN201210007225提供了一种呼吸信息检测方法及装置,对信号进行预处理,滤除高频的噪声信号后再进行A/D转换得出呼吸信号,该方法滤除的是电子设备的热噪声,无法对抗人体运动造成的噪声。

[0005] 另一方面,也有一些现有技术采用了气囊作为气压检测的部件,但气囊设置不合理导致对气压的检测不准确。

发明内容

[0006] 有鉴于此,本发明的主要目的是提供一种基于气压和加速度的非稳态呼吸波检测装置,以提供一种高精度、低功耗、实时对人体呼吸波检测的新型检测装置。

[0007] 一种基于气压和加速度的非稳态呼吸波检测装置,包括:皮带203,所述皮带203上设置有通过数据线207相连接的气压传感器206和呼吸波探测器208,所述气压传感器206通

过橡胶管205与气囊204相连接；

[0008] 所述呼吸波探测器208包括：加速度传感器2082，以及与所述气压传感器206和加速度传感器2082耦接的微控制器2081；

[0009] 所述微控制器2081利用气压传感器206传来的信息和加速度传感器2082传来的信息得到人体运动时的呼吸波。

[0010] 优选地，所述皮带203还带有皮带卡扣201和皮带卡孔202，所述皮带卡孔202用于固定皮带卡扣201。

[0011] 优选地，所述气囊204设置在皮带203的内侧，通过系带209均匀地固定在皮带203上。

[0012] 优选地，所述数据线207设置在皮带203的夹层中

[0013] 优选地，所述加速度传感器2082为三轴加速度传感器ADXL362。

[0014] 优选地，所述气压传感器206为MS5540-CM。

[0015] 优选地，所述微控制器2081为STM32F103处理器。

[0016] 优选地，所述微控制器2081利用气压传感器206传来的信息和加速度传感器2082传来的信息得到人体运动时的呼吸波，包括：

[0017] 步骤A：对加速度传感器采集到的人体三维加速度信息进行加权平均运算，得到人体运动时的噪声信号；

[0018] 步骤B：将气压传感器采集到的人体呼吸信号与加速度传感器采集到的人体运动噪声信号进行差分运算，得到第一变换信号；

[0019] 步骤C：对第一变换信号进行z变换得到第二变换信号；

[0020] 步骤D：设计呼吸低通滤波器传递函数；

[0021] 步骤E：利用呼吸滤波器对第二变换信号进行滤波，得到第三变换信号；

[0022] 步骤F：将第三变换信号进行复频域转换逆变换得到第四变换信号；

[0023] 步骤G：对第四变换信号进行数字形态学滤波得到第五变换信号，用数字形态学滤波器去除基线漂移；

[0024] 步骤H：对第五变换信号进行平滑滤波，得到人体运动时的呼吸波信号

[0025] 本发明采用皮带结构来构建检测装置，方便使用，并且采用气压和加速度信号来检测呼吸波信号，提高了检测准确性，并对检测信号进行多次滤波，分阶段滤除噪声和干扰，检测性能极大提高。

附图说明

[0026] 图1是本发明一种基于气压和加速度的非稳态呼吸波检测装置优选实施例结构示意图；

[0027] 图2是本发明一种基于气压和加速度的非稳态呼吸波检测装置另一优选实施例结构示意图；

[0028] 图3是本发明一种基于气压和加速度的非稳态呼吸波检测装置呼吸波探测器优选实施例结构示意图。

具体实施方式

[0029] 下面结合附图,对本发明涉及一种基于气压和加速度的非稳态呼吸波检测装置的优选实施例进行详细的描述,对于未描述的实现方式,可以采用现有技术。通过下面对实施例的描述,将更加有助于公众理解本发明,但不能也不应当将申请人所给出的具体的实施例视为对本发明技术方案的限制,任何对部件或技术特征的定义进行改变和/或对整体结构作形式的而非实质的变换都应视为本发明的技术方案所限定的保护范围。

[0030] 图1所示为本发明一种基于气压和加速度的非稳态呼吸波检测装置优选实施例结构示意图,包括:皮带203,所述皮带203上设置有通过数据线207相连接的气压传感器206和呼吸波探测器208,所述气压传感器206通过橡胶管205与气囊204相连接;

[0031] 所述皮带203还带有皮带卡扣201和皮带卡孔202,所述皮带卡孔202用于固定皮带卡扣201,以便于将整个装置紧紧地围在人体腰部、胸部等,得到准确的测试数据;皮带所用材料不限于牛皮、人造革、尼龙,且皮带上的皮带卡孔202可有多,用于调节皮带的松紧。

[0032] 优选地,如图2所示,所述皮带203内侧设置有凹槽(图中未示出),所述气囊204通过系带209设置在皮带203内侧的该凹槽中,以便将气囊204均匀地固定在皮带上,本方式使得气囊204均匀地分布在皮带203的内侧,当气囊204与人体身体部位接触时可以提高接触面积,本实施例合理地设置气囊以便提高检测气压变化的准确性。

[0033] 优选地,所述数据线207设置在皮带203的夹层中,一般来说皮带203有两层结构,将数据线207设置在两层结构之间,一是可以使数据线的长度最短,二是可以较好地保护数据线207不受损坏。

[0034] 图3所示为本发明一种非稳态呼吸波检测装置呼吸波探测器208的结构示意图,包括:加速度传感器2082,以及与所述气压传感器206和加速度传感器2082耦接的微控制器2081,微控制器2081可将处理后的数据经由有线/无线的方式发送至远端服务器,或者将处理后的数据发送到显示器2084,其中,所述显示器2084可以与呼吸波探测器208集成,也可以与呼吸波探测器208分离设置。所述微控制器2081综合利用气压传感器206传来的信息和加速度传感器2082传来的信息得到人体运动时的呼吸波。

[0035] 本发明加速度传感器2082可以为三轴加速度传感器ADXL362;ADXL362是一款超低功耗、3轴MEMS加速度计,输出数据速率为100Hz时功耗低于2 μ A,它采用全数据速率对传感器的整个带宽进行采样,提供12位输出分辨率;测量范围为 $\pm 2g$ 、 $\pm 4g$ 及 $\pm 8g$, $\pm 2g$ 范围内的分辨率为1mg/LSB。括阈值可调的睡眠和唤醒工作模式,在该模式下当测量速率为6HZ左右时功耗低至270nA。

[0036] 本发明气压传感器206可以为MS5540-CM;MS5540是一个SMD模块,包括一个压力传感器和一个模数转换电路,输出是16位的数字信号,该模块包含6个可读取的系数用于高精度的软件补偿,MS5540C具有自动电源开关(ON/OFF)、低功耗、低电压的特点,一个3线的接口完成与单片机的所有通信,金属SPI接口,大气压的测量范围为10~1100mb(200PSI),大气压分辨率为0.1mbar,16AD转换,温度检测范围为-40 $^{\circ}$ C~+85 $^{\circ}$ C,工作温度为-40 $^{\circ}$ C~+85 $^{\circ}$ C,工作电压为2.2V~3.6V静态电压。

[0037] 本发明微控制器2081可以为STM32F103处理器,比如属于意法半导体(ST)公司的32位ARM微控制器,其内核Cortex-M3。芯片集成定时器,CAN,ADC,SPI,I2C,USB,UART,等多种功能;最高72MHz工作频率,最大64K字节的SRAM,2.0~3.6V供电和I/O引脚,2个12位模数转换器,1 μ s转换时间(多达16个输入通道)-3个16位定时器,每个定时器有多达4个用于输

入捕获/输出比较/PWM或脉冲计数的通道和增量编码器输入多达9个通信接口,2个I2C接口SMBus/PMBus,3个USART接口,2个SPI接口(18M位/秒)。

[0038] 微控制器2081综合利用气压传感器206传来的信息和加速度传感器2082传来的信息得到人体运动时的呼吸波信号,包括:

[0039] 步骤A:对加速度传感器采集到的人体三维加速度信息(即运动噪声)进行加权平均运算,得到人体运动时的噪声信号:

$$[0040] \quad \overline{S_i} = \frac{\sum_{i=1}^n X_i + Y_i + Z_i}{3} \quad (1)$$

[0041] 上式中 X_i, Y_i, Z_i 为三轴加速度信息,取值范围为0—65533; $\overline{S_i}$ 为人体运动时的噪声信号, i 表示序号。

[0042] 步骤B:将气压传感器采集到的人体呼吸信号 W_i 与加速度传感器采集到的人体运动噪声信号 S_i 进行差分运算,得到第一变换信号:

$$[0043] \quad X(n) = W_i - \overline{S_i} \quad (2)$$

[0044] 步骤C:对第一变换信号 $X(n)$ 进行z变换得到第二变换信号 $X(z)$;

[0045] z变换采用本领域常用技术,不作详细描述。

[0046] 步骤D:设计呼吸低通滤波器传递函数 $H(z)$;

[0047] 成人平静时的呼吸频率约为每分钟12-20次,所以在设计低通数字滤波器的时候设置带通截止频率为 $f_p = 2\text{Hz}$,带通最大衰减为 $a_p = 3\text{dB}$,阻带截止频率

[0048] $f_s = 10\text{Hz}$,阻带最小衰减 $a_s = 60\text{dB}$,设计流程如下

[0049] 确定呼吸低通滤波器的阶数:

$$[0050] \quad K_{sp} = \sqrt{\frac{10^{0.1a_p} - 1}{10^{0.1a_s} - 1}} = 0.0316; \quad \lambda_{sp} = \frac{2\pi f_s}{2\pi f_p} = 5; \quad N = -\frac{\lg K_{sp}}{\lg \lambda_{sp}} = 4.29$$

[0051] 确定滤波器阶数 $N = 5$;

[0052] 得出其极点为: $S_0 = e^{j\frac{3}{5}\pi}$; $S_1 = e^{j\frac{4}{5}\pi}$; $S_2 = e^{j\pi}$; $S_3 = e^{j\frac{6}{5}\pi}$; $S_4 = e^{j\frac{7}{5}\pi}$

[0053] 归一化传递函数为:

$$[0054] \quad H_a(p) = \frac{1}{\prod_{k=0}^4 (p - P_k)} \quad (3)$$

[0055] 得到的极点值: $-0.3090 \pm j0.9511$; $-0.8090 \pm j0.5878$; -1.0000

[0056] 将极点代入到归一化函数中,得到 $H_a(p)$ 的分母是 P 的 N 阶多项式,用下式表示:

$$[0057] \quad H_a(p) = \frac{1}{b_0 + b_1 p + b_2 p^2 + b_3 p^3 + b_4 p^4 + p^5} \quad (4)$$

[0058] 查表得式中 $b_0 = 1.0000$, $b_1 = 3.2361$, $b_2 = 5.2361$, $b_3 = 5.2361$, $b_4 = 3.2361$

$$[0059] \quad H_a(p) = \frac{1}{(p^2 + 0.6180p + 1)(p^2 + 1.06180p + 1)(p + 1)} \quad (5)$$

[0060] 将 $H_a(p)$ 去归一化,求3dB的截止频率 Ω_c 。

$$[0061] \quad \Omega_c = \Omega_p \left(10^{0.1a_p} - 1 \right)^{\frac{1}{2N}} = 2\pi \bullet 5.2755 \text{ rad/s} \quad (6)$$

[0062] 将 $p = s / \Omega_c$ 代入 $H_a(p)$ 中得到滤波器传递函数,

$$[0063] \quad H_a(s) = \frac{\Omega_c^5}{s^5 + b_4 \Omega_c s^4 + b_3 \Omega_c^2 s^3 + b_2 \Omega_c^3 s^2 + b_1 \Omega_c^4 s + b_0 \Omega_c^5} \quad (7)$$

[0064] 将 s 平面上的 $H_a(s)$ 转换到转换成 z 平面的 $H(z)$, 即令 $s = c \frac{1-z^{-1}}{1+z^{-1}}$ 、 $c = \frac{2}{T}$, T 为采样间隔, 得到:

$$[0065] \quad H(z) = \frac{a_0 + a_1 z^{-1} + a_2 z^{-2} + \dots + a_5 z^{-5}}{1 + b_1 z^{-1} + b_2 z^{-2} + \dots + b_5 z^{-5}} \quad (8)$$

[0066] 步骤E: 利用呼吸滤波器对第二变换信号进行滤波, 得到第三变换信号 $Y(z)$:

$$[0067] \quad Y(z) = X(z) \bullet H(z) \quad (9)$$

[0068] 步骤F: 将第三变换信号 $Y(z)$ 进行复频域转换逆变换得到第四变换信号 $Y(n)$;

[0069] 该处复频域转换是指对频域信号 $Y(z)$ 变换为时域信号 $Y(n)$, 可以采用本领域常用技术, 如IFFT变换(离散傅里叶逆变换)等, 不再详述。

[0070] 步骤G: 对第四变换信号 $Y(n)$ 进行数字形态学滤波得到第五变换信号 $F(n)$, 用数字形态学滤波器去除基线漂移, $Y(n)$ 为通过数字低通滤波器后的数据, f_1 为形态学结构元素, $\bullet$ 表示闭运算, $\circ$ 表示开运算。其公式为:

$$[0071] \quad F(n) = (Y(n) \bullet f_1 \circ f_1 + Y(n) \circ f_1 \bullet f_1) / 2 \quad (10)$$

[0072] 步骤H: 对第五变换信号 $F(n)$ 进行平滑滤波, 得到人体运动时的呼吸波信号 $B(n)$, 平滑滤波公式为:

$$[0073] \quad B(n) = 1/4 [F(n-1) + 2F(n) + F(n+1)] \quad (11)$$

[0074] 本发明通过人体呼吸相对运动挤压气囊导致气囊内部气压变化, 将该气压变化情况传递至气压传感器, 气压传感器采取该信号后发送至呼吸波探测器, 本发明呼吸波探测器的微控制器将来自气压传感器的信号与呼吸波探测器内的加速度传感器测算的人体噪声信号进行差分运算, 并将该差分运算后的信号进行滤波处理, 得到最终的呼吸波信号。

[0075] 本发明采用皮带结构来构建检测装置, 方便使用, 并且采用气压和加速度信号来检测呼吸波信号, 提高了检测准确性, 并对检测信号进行多次滤波, 分阶段滤除噪声和干扰, 检测性能极大提高。

[0076] 以上所述, 以上实施例仅用以说明本发明的技术方案, 而非对其限制; 尽管参照前述实施例对本发明进行了详细的说明, 本领域的普通技术人员应当理解: 其依然可以对前述各实施例所记载的技术方案进行修改, 或者对其中部分技术特征进行等同替换; 而这些修改或者替换, 并不使相应技术方案的本质脱离本发明各实施例技术方案的精神和范围。

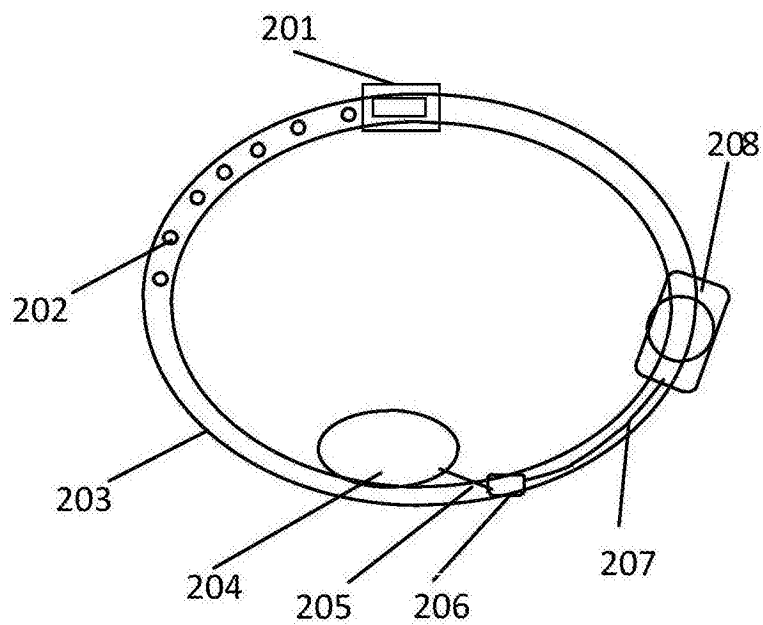


图1

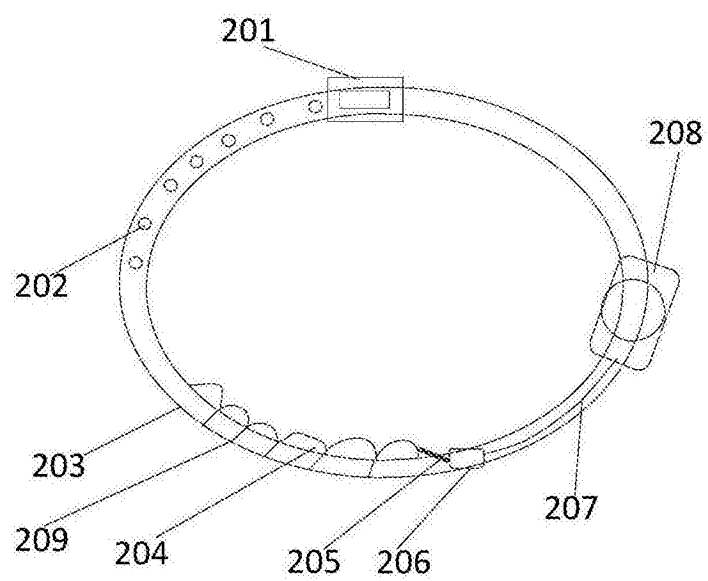


图2

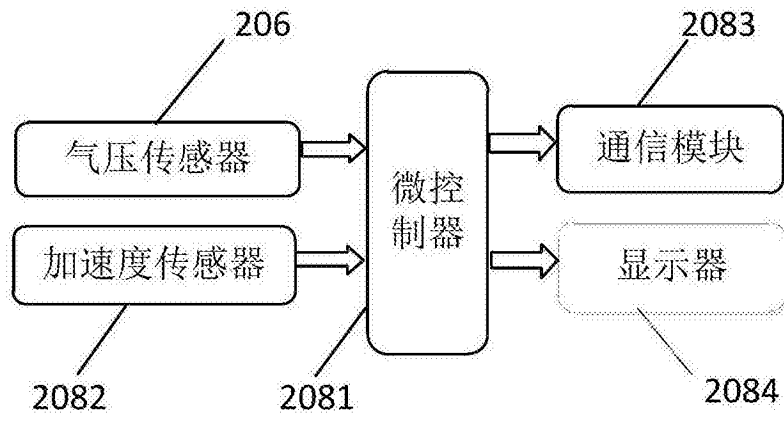


图3

专利名称(译)	一种基于气压和加速度的非稳态呼吸波检测装置		
公开(公告)号	CN106344023A	公开(公告)日	2017-01-25
申请号	CN201610988277.9	申请日	2016-11-10
[标]申请(专利权)人(译)	重庆邮电大学		
申请(专利权)人(译)	重庆邮电大学		
当前申请(专利权)人(译)	重庆邮电大学		
[标]发明人	赵志强 於少文 倪代辉 张颜 林金朝 庞宇 李国权 周前能 曾垂省 王岫鑫 程和伟 钱鹰		
发明人	赵志强 於少文 倪代辉 张颜 林金朝 庞宇 李国权 周前能 曾垂省 王岫鑫 程和伟 钱鹰		
IPC分类号	A61B5/08 A61B5/11 A61B5/113 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0002 A61B5/0816 A61B5/1118 A61B5/113 A61B5/6802 A61B5/7203 A61B5/7235 A61B5/725		
其他公开文献	CN106344023B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及医疗器械技术领域，特别涉及一种基于气压和加速度的非稳态呼吸波检测装置；包括：皮带，所述皮带上设置有通过数据线相连接的气压传感器和呼吸波探测器，所述气压传感器通过橡胶管与气囊相连接；所述呼吸波探测器包括：加速度传感器，以及与所述气压传感器和加速度传感器耦接的微控制器；所述微控制器利用气压传感器传来的信息和加速度传感器传来的信息得到人体运动时的呼吸波；本发明采用皮带结构来构建检测装置，方便使用，并且采用气压和加速度信号来检测呼吸波信号，提高了检测准确性，并对检测信号进行多次滤波，分阶段滤除噪声和干扰，检测性能极大提高。

