



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109171691 A

(43)申请公布日 2019.01.11

(21)申请号 201811243195.7

(22)申请日 2018.10.24

(71)申请人 重庆科技学院

地址 401331 重庆市沙坪坝区大学城东路
20号

(72)发明人 廖晓玲 徐文峰 徐紫宸 阳园凯
王琳玲

(74)专利代理机构 北京元本知识产权代理事务
所 11308

代理人 黎昌莉

(51)Int.Cl.

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/113(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

权利要求书2页 说明书10页 附图5页

(54)发明名称

一种睡眠呼吸检测系统及其检测方法

(57)摘要

本发明涉及医疗电子技术领域,具体地公开了一种睡眠呼吸检测系统,包括多路呼吸采集模块、模数转换模块、信号处理器以及信号显示分析器,所述多路呼吸采集模块包括用于拾取人体喉部位置声音的拾音器、用于检测人体胸腹部压力信号的压力检测器,所述模数转换模块包括信号放大器和滤波器,所述拾音器与所述信号放大器电连接,所述压力检测器与所述信号放大器电连接,所述信号放大器与所述滤波器电连接,所述滤波器与所述信号处理器电连接,所述信号处理器与所述信号显示分析器电连接。本发明的设计应用于家庭或医院,帮助人们及时发现健康问题,及时预防,把治病变成提前预防,提高人们的生活水平。



1. 一种睡眠呼吸检测系统,其特征在于:包括多路呼吸采集模块、模数转换模块、信号处理器以及信号显示分析器,所述多路呼吸采集模块包括用于拾取人体喉部位置声音的拾音器、用于检测人体胸腹部压力信号的的压力检测器,用于检测人体体温的温度传感器,所述模数转换模块包括信号放大器和滤波器,所述拾音器与所述信号放大器电连接,所述压力检测器与所述信号放大器电连接,所述温度传感器与所述信号放大器电连接,所述信号放大器与所述滤波器电连接,所述滤波器与所述信号处理器电连接,所述信号处理器与所述信号显示分析器电连接。

2. 根据权利要求1所述的一种睡眠呼吸检测系统,其特征在于:所述多路呼吸采集模块还包括用于检测呼吸引起胸部运动迹象的雷达生命体征监测仪。

3. 根据权利要求1所述的一种睡眠呼吸检测系统,其特征在于:所述压力检测器包括用于检测人体胸腹部压力信号的的压力传感器及将压力传感器固定于人体胸腹部的束缚带。

4. 根据权利要求3所述的一种睡眠呼吸检测系统,其特征在于:所述压力传感器包括由上而下的压敏层、具有优良机械性能的聚酯薄膜层、导电电路层。

5. 根据权利要求4所述的一种睡眠呼吸检测系统,其特征在于:所述压敏层采用纳米级压敏材料制成。

6. 根据权利要求4所述的一种睡眠呼吸检测系统,其特征在于:所述导电电路层采用高导电材料制成。

7. 一种睡眠呼吸检测方法,其特征在于:包括以下步骤:

步骤一:呼吸信号检测:主要包括以下:

在被检测者的喉咙部位放置一个小型的拾音器,在其睡眠呼吸时有微弱的声音变化,检测到的声音频率信号传输至信号放大器;

将压力传感器与束缚带相结合,然后固定在患者的胸腹部,当患者睡眠呼吸时,通过压力产生形变,因此压力传感器可以检测到压力信号并将该压力信号传输至信号放大器;

通过温度传感器检测人体温度获得体温信号;

步骤二:信号模数转换:

信号放大器接收声音频率信号、压力信号以及体温信号并将三个信号放大后传输至滤波器;

滤波器接收放大后的声音频率信号、压力信号以及体温信号并进行滤波处理;

步骤三:信号处理:

单片机接收并识别经过步骤二处理后的信号,其中,

对声音频率信号进行频谱分析;根据下列模型计算出呼吸频率;

$$f = (F_2 - F_1) / (t_2 - t_1) * m$$

其中f为呼吸频率, F_2 为时间 t_2 对应的压力信号值, F_1 为时间 t_1 对应的压力信号值,m为常数, $0.99 \leq m \leq 1.01$, $10\text{ms} < t_2 - t_1 < 100\text{ms}$;

步骤四:储存与显示:

显示器接收步骤三处理后的信号并显示;

存储器对步骤三处理后的信号进行存储。

8. 根据权利要求7所述的一种睡眠呼吸检测方法,其特征在于:所述压力传感器包括由上而下的压敏层、具有优良机械性能的聚酯薄膜层、导电电路层;所述压敏层采用纳米级压

敏材料制成;所述导电电路层采用高导电材料制成。

9.根据权利要求7所述的一种使用用于钢格板制造的钢筋焊接机的钢筋焊接方法,其特征在于:所述压力传感器串联两个固定电阻通过下面的公式来测量输出电压,

$$V_{out}=V_{cc}*R_0/(R_0+R_s)$$

上述公式中, V_{out} 为输出电压, V_{cc} 为端电压, R_0 、 R_s 分别为两个固定电阻阻值。

10.根据权利要求7所述的一种使用用于钢格板制造的钢筋焊接机的钢筋焊接方法,其特征在于:所述步骤1中还包括使用热成像相机来测量颈部区域,颈动脉复杂区域和鼻部区域的温度变化,经放大和滤波处理后进行小波分析推导呼吸速率。

一种睡眠呼吸检测系统及其检测方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗电子技术领域,特别是涉及一种睡眠呼吸检测系统及其检测方法。

背景技术

[0002] 随着人们生活压力的不断增大,睡眠质量也逐渐降低,人们也开始关注睡眠质量并且开始注重睡眠健康,与睡眠疾病监测及诊断相关的研究渐渐兴起。

[0003] 睡眠呼吸紊乱是影响睡眠质量的主要因素。阻塞性睡眠呼吸暂停综合征(OSAS)是睡眠呼吸紊乱最常见的原因。它容易发生低氧血症,高碳酸血症和心脏病疾病。由于睡眠呼吸疾病可能致命,所以对这类患者进行有效的实时监测和早期预警对于社区保健或家庭护理尤为重要。

[0004] 随着人们对呼吸健康越来越重视,呼吸检测可以了解呼吸道,肺泡和胸部运动的生理和病理状态,对某些呼吸系统疾病如哮喘,慢性支气管炎和肺气肿的诊断具有重要的参考价值等等。因此,临床上逐渐出现呼吸信号的监测。睡眠呼吸暂停指的是在睡眠的过程中,有大于十秒以上鼻子和胸腔内没有气流流动。通气不足意味着睡眠呼吸流量减少30%以上,血液的血氧饱和度降低 $\geq 4\%$ 。可以看出,睡眠呼吸检测[1]的主要参数是呼吸信号和氧饱和度。

[0005] 目前市面上多用多导睡眠记录仪进行睡眠监测,但其成本较高,且操作复杂,难以满足家庭及日常生活便捷和高效的要求。因此针对家庭或社区保健对睡眠呼吸疾病监测的需要,本发明基于单片机设计一款便捷式睡眠呼吸监测仪及睡眠呼吸检测方法,用于日常生活中人们对睡眠呼吸信号的监测。

发明内容

[0006] 本发明要解决的技术问题是克服现有技术存在的不足,提供一种睡眠呼吸检测系统及其检测方法。

[0007] 为了解决上述技术问题,本发明采用以下技术方案:

[0008] 本发明的目的之一在于提供一种睡眠呼吸检测系统,包括多路呼吸采集模块、模数转换模块、信号处理器以及信号显示分析器,所述多路呼吸采集模块包括用于拾取人体喉部位置声音的拾音器、用于检测人体胸腹部压力信号的的压力检测器,用于检测人体体温的温度传感器,所述模数转换模块包括信号放大器和滤波器,所述拾音器与所述信号放大器电连接,所述压力检测器与所述信号放大器电连接,所述温度传感器与所述信号放大器电连接,所述信号放大器与所述滤波器电连接,所述滤波器与所述信号处理器电连接,所述信号处理器与所述信号显示分析器电连接。

[0009] 作为优选,所述多路呼吸采集模块还包括用于检测呼吸引起胸部运动迹象的雷达生命体征监测仪。雷达生命体征监测仪实质上是一种非接触式呼吸监测系统,用于监测距离超过10米的运动员的生命。使用多普勒效应来检测呼吸引起的胸部运动的迹象。

[0010] 进一步的,所述压力检测器包括用于检测人体胸腹部压力信号的压力传感器及将压力传感器固定于人体胸腹部的束缚带。

[0011] 进一步,所述压力传感器包括由上而下的压敏层、具有优良机械性能的聚酯薄膜层、导电电路层。

[0012] 进一步,所述压敏层采用纳米级压敏材料制成。

[0013] 作为优选,所述导电电路层采用高导电材料制成。

[0014] 本发明的目的之二在于提供一种睡眠呼吸检测方法,包括以下步骤:

[0015] 步骤一:呼吸信号检测:主要包括以下:

[0016] 在被检测者的喉咙部位放置一个小型的拾音器,在其睡眠呼吸时有微弱的声音变化,检测到的声音频率信号传输至信号放大器;

[0017] 将压力传感器与束缚带相结合,然后固定在患者的胸腹部,当患者睡眠呼吸时,通过压力产生形变,因此压力传感器可以检测到压力信号并将该压力信号传输至信号放大器;

[0018] 通过温度传感器检测人体温度获得体温信号;

[0019] 步骤二:信号模数转换:

[0020] 信号放大器接收声音频率信号、压力信号以及体温信号并将三个信号放大后传输至滤波器;

[0021] 滤波器接收放大后的声音频率信号、压力信号以及体温信号并进行滤波处理;

[0022] 步骤三:信号处理:

[0023] 单片机接收并识别经过步骤二处理后的信号,其中,

[0024] 对声音频率信号进行频谱分析;根据下列模型计算出呼吸频率;

[0025] $f = (F_2 - F_1) / (t_2 - t_1) * m$

[0026] 其中 f 为呼吸频率, F_2 为时间 t_2 对应的压力信号值, F_1 为时间 t_1 对应的压力信号值, m 为常数, $0.99 \leq m \leq 1.01$, $10\text{ms} < t_2 - t_1 < 100\text{ms}$;

[0027] 步骤四:储存与显示:

[0028] 显示器接收步骤三处理后的信号并显示;

[0029] 存储器对步骤三处理后的信号进行存储。

[0030] 作为优选,所述压力传感器包括由上而下的压敏层、具有优良机械性能的聚酯薄膜层、导电电路层;所述压敏层采用纳米级压敏材料制成;所述导电电路层采用高导电材料制成。

[0031] 作为优选,所述压力传感器串联两个固定电阻通过下面的公式来测量输出电压,

[0032] $V_{\text{out}} = V_{\text{cc}} * R_0 / (R_0 + R_s)$

[0033] 上述公式中, V_{out} 为输出电压, V_{cc} 为端电压, R_0 、 R_s 分别为两个固定电阻阻值。

[0034] 作为优选,所述步骤1中还包括使用热成像相机来测量颈部区域,颈动脉复杂区域和鼻部区域的温度变化,经放大和滤波处理后进行小波分析推导呼吸速率。

[0035] 有益效果在于:本设计结合单片机和压力传感器,通过压力传感器采集睡眠呼吸信号,运送到单片机进行数据采集和电路控制,再导入到屏幕上进行数据分析和评估。

[0036] 睡眠呼吸健康状况是人们经常被忽视的健康问题之一,通过对人体呼吸信号和血氧饱和度这两个重要信号的采集以及分析和研究,来判断人们的睡眠健康状况,改善人们

的生活并且有效的预防睡眠呼吸疾病的发生,特别是老年人没办法意识到自己的睡眠健康状况,在家里也常常被年轻人忽略,因此本发明的设计可以应用于家庭或医院,帮助人们及时发现健康问题,及时预防,把治病变成提前预防,提高人们的生活水平。

附图说明

[0037] 为了更清楚地说明本发明具体实施方式或现有技术中的技术方案,下面将对具体实施方式或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍。在所有附图中,类似的元件或部分一般由类似的附图标记标识。附图中,各元件或部分并不一定按照实际的比例绘制。

[0038] 图1为本发明的系统结构框图;

[0039] 图2为本发明的电阻随压力变化曲线图;

[0040] 图3为本发明的 $\log_{10}$ 处理后的线性曲线图;

[0041] 图4为本发明的压力传感器串联分压电路图;

[0042] 图5为本发明的压力传感器串联分压放大电路图;

[0043] 图6为本发明的分压器放大电路图与压力线性曲线图;

[0044] 图7为本发明的压力阈值开关电路图;

[0045] 图8为本发明的ISP下载器下载程序到单片机图;

[0046] 图9为本发明的系统内部总体结构框图;

具体实施方式

[0047] 现在结合说明书附图对本发明做进一步的说明。

[0048] 实施例1:

[0049] 睡眠呼吸监测的本质是通过监测呼吸信号来评估人体睡眠的质量。市面上的睡眠呼吸监测仪要求必须能提供直接的诊断数据,一般提供的睡眠呼吸诊断数据包括呼吸频率,体温,眼动,脉搏以及血氧等数据。根据人体信号的特点结合需要,本发明拟选择其中的呼吸、体温、脉搏、心电四种生理信号进行检测,且主要集中在呼吸信号上。根据系统需要,如图1所示的结构框图,本发明主要分成三个部分:信号采集、信号处理、信号显示分析。

[0050] 高性能微处理器ATmega16被用作本实施例当中的单片机芯片,通过放大器,滤波电路来处理心电图,呼吸,颈动脉波和体温等生理信号。调整到有效范围内(0~25V)后,送到处理器设置好的端口。单片机对数据进行分析,并优化处理,单片机编写程序设定好临界值并采集实时AD进行比较,然后定时通过单片机计数,记录呼吸频率。

[0051] 首先,呼吸声检测方法:通过在被检测者的喉咙部位放置一个小型的拾音器,患者在睡眠呼吸时有微弱的声音变化,再通过频谱分析来估算患者的睡眠呼吸频率。

[0052] 体温检测方法:在人体腋下放置一温度传感器用于检测人体体温,检测到的人体体温经过处理后显示并记录,可获得体温随时间变化的曲线;

[0053] 呼吸气流检测:呼吸气流检测包括检测呼吸时气体的流量,以及检测呼吸时气流引起的温度变化及压力变化。呼吸流量检测方法包括容量呼气测试和速度呼气测试。钟式燃气表是体积呼吸检测方法之一。本发明使用的燃气表是直读式仪表,结构简单,使用方便,阅读直观,但不能空白记录。

[0054] 呼吸气流通常会改变口腔和鼻腔底部的温度。因此,呼吸气流检测的方法实际上

是通过压力传感器来实现的。随着呼吸气流通过,温度变化不大(1至2℃),因此经常使用热敏电阻传感器。但是传感器长时间与人体接触会因其附近温度的变化,造成测量误差。因此,这种方法不适合长期不间断的测试。

[0055] 压力检测方法:压力类型检测方法通过压力传感器来检测呼吸产生的压力形变,间接检测到呼吸频率。传感器采用压电效应,将传感器与束缚带相结合,然后固定在患者的胸腹部,当患者睡眠呼吸时,通过压力产生形变,因此压力传感器可以检测到压力信号,因此间接地测量到呼吸信号。本发明主要采用这种方法来检测呼吸信号,且需要选择合适的传感器,因此涉及到传感器的设计。

[0056] 本发明的压力传感器主要由三层构成,压敏层、导电电路层、聚酯薄膜层;当传感区受到应力时,底层的相互断开的线路将通过顶层的压敏层传导,端口的电阻输出值就会随着压力而变化。

[0057] 如图2所示的是采用本发明的压力传感器测出的人体胸腹部睡眠呼吸时的电阻随压力变化的曲线图;

[0058] 将坐标值进行对数 $\log_{10}$ 处理后的线性度很高,如图3所示为 $\log_{10}$ 处理后的线性曲线图。

[0059] 本实施例中的压力传感器是通过串联固定电阻,来测量固定电阻两端的输出电压。其部分电路图如图4所示,公式是:

$$[0060] \quad V_{\text{out}} = V_{\text{cc}} * R_0 / (R_0 + R_s)$$

[0061] 上述公式中, V_{out} 为输出电压, V_{cc} 为端电压, R_0 、 R_s 分别为两个固定电阻阻值。

[0062] 通常情况下,固定电阻阻值的取值范围不得超过传感器应用电阻阻值范围的1/2到1/3。另外,通过选择适当的固定电阻可以使压力和输出电压在一定压力范围内呈现一定程度的线性关系。根据测量电路的阻抗要求,如图5所示,分压器后加一个运算放大器,对信号进行放大。分压器放大电路图与压力线性曲线图如图6所示。

[0063] 本发明的压力传感器还可以接一个压力阈值开关,如图7所示的,它由一个惠斯通电桥和一个电压比较器构成。输出的高电平可以为后面附加的器件提供触发信号,比如外接一个继电器来控制开关、进而控制LED灯,还可以接蜂鸣器,当出现电压过大时可以触发蜂鸣器实现警报。

[0064] 传感器采集到的呼吸信号不能直接传送给单片机,因此需要设计一个模电转换模块,将采集到的呼吸信号转换成可以被识别的电压信号,再通过AD输出,传输给单片机开发板的端口。

[0065] 常见的处理睡眠呼吸信号的单片机包括51单片机系列,MSP430等,常见缺点:内部储存空间不够,需要扩展引脚,本设计选择了Atmega16单片机芯片。

[0066] 优点:

[0067] (1) 系统在16K字节内可编程Flash(具有同时读写的能力,即RWW)。

[0068] (2) 拥有32个通用I/O口线,32个通用工作寄存器。

[0069] (3) 支持片内调试与编程,无需扩展引脚。

[0070] Atmega16芯片是一款十分强大的内部储存芯片,拥有足够多的引脚可以进行与端口连接,无需再扩展引脚。而且当其中的闪存区更新时,引导闪存程序继续运行,RWW操作实现。ATmega16成为一款功能强大的微控制器和微处理器。为许多内部植入的控制应用提供

方便的解决方案。ATmega16具有一套完整的编程和系统开发工具,包括:C编译器,宏程序集,程序调试器/软件模拟器,仿真器和评估板。

[0071] Atmega16单片机根据对声音频率信号进行频谱分析可以获得一呼吸频率值;再根据下列模型计算出呼吸频率;

[0072] $f = (F_2 - F_1 / t_2 - t_1) * m$

[0073] 其中f为呼吸频率, F_2 为时间 t_2 对应的压力信号值, F_1 为时间 t_1 对应的压力信号值,m为常数, $0.99 \leq m \leq 1.01$, $10\text{ms} < t_2 - t_1 < 100\text{ms}$;

[0074] 通常上述m值都为1,根据上述模型计算得到一个根据压力检测获得的呼吸频率值和根据声音频率信号频谱分析得到的呼吸频率值,分别记为f1和f2存储并通过LED显示器显示以利于后续的分析。

[0075] 所以本单片机主要实现的一个功能是速度计数。本实施例对本单片机的该性能进行测试,首先通过程序编程,编制出单片机定时闪烁的程序和数字时钟定时计数的程序,通过ISP下载器,将变好的程序下载到单片机,观察程序是否正确,单片机开发板是否正常显示技术功能。如图8所示的是ISP下载器下载程序到单片机图。

[0076] 定时计数源程序:

```
#define uchar unsigned char
#define uint unsigned int
#include <iom16v.h>
#include <macros.h>
```

```
unsigned char t0_ovfnum;//t0 软件定时计数器
unsigned char t1_ovfnum;//t1 软件定时计数器
unsigned char t2_ovfnum;//t1 软件定时计数器
```

```
void timer0_init(void);//10ms
void timer1_init(void);//10ms
void timer2_init(void);//10ms
```

```
void main(void)
[0077] {
    unsigned char n;
    DDRD= 0xFF;
    PORTD=0xFF;
    timer0_init();//初始化定时器 0
    timer1_init();//初始化定时器 1
    timer2_init();//初始化定时器 2
    SEI();          //开总中断
    while(1)
    {
    }
}
```

```
//TIMER0 initialize - prescale:1024
// WGM: Normal
// desired value: 10mSec
```

```
// actual value: 9.984mSec (0.2%)
void timer0_init(void)//10ms
{
    TCCR0 = 0x00; //stop
    TCNT0 = 0xB2; //set count
    OCR0 = 0x4E; //set compare
    TCCR0 = 0x05; //start timer
    TIMSK |= 0x01; //timer interrupt sources
}

#pragma interrupt_handler timer0_ovf_isr:iv_TIM0_OVF
void timer0_ovf_isr(void)
{
    TCNT0 = 0xB2; //reload counter value
    t0_ovfnum ++;
    if(t0_ovfnum == 50)//500ms
    {
[0078]         t0_ovfnum = 0;
        PORTD ^= BIT(0); //LED 电平取反
        //LED_PORT ^= BIT(LED1);
    }
}

//TIMER1 initialize - prescale:64
// WGM: 0) Normal, TOP=0xFFFF
// desired value: 10mSec
// actual value: 10.000mSec (0.0%)
void timer1_init(void)
{
    TCCR1B = 0x00; //stop
    TCNT1H = 0xFB; //setup
    TCNT1L = 0x1E;
    OCR1AH = 0x04;
```

```

        OCR1AL = 0xE2;
        OCR1BH = 0x04;
        OCR1BL = 0xE2;
        ICR1H  = 0x04;
        ICR1L  = 0xE2;
        TCCR1A = 0x00;
        TCCR1B = 0x03; //start Timer
        TIMSK |= 0x04; //timer interrupt sources
    }

#pragma interrupt_handler timer1_ovf_isr:iv_TIM1_OVF
void timer1_ovf_isr(void)
{
    //TIMER1 has overflowed
    TCNT1H = 0xFB; //reload counter high value
    TCNT1L = 0x1E; //reload counter low value
    t1_ovfnum++;
[0079] if(t1_ovfnum == 100)//500ms
    {
        t1_ovfnum = 0;
        PORTD ^= BIT(1); //LED 电平取反
        //LED_PORT ^= BIT(LED3);
    }
}

//TIMER2 initialize - prescale:1024
// WGM: Normal
// desired value: 10mSec
// actual value: 9.984mSec (0.2%)
void timer2_init(void)
{
    TCCR2 = 0x00; //stop
    ASSR  = 0x00; //set async mode
    TCNT2 = 0xB2; //setup

```

```
OCR2 = 0x4E;
TCCR2 = 0x07; //start
TIMSK |= 0x40; //timer interrupt sources
}

#pragma interrupt_handler timer2_ovf_isr:iv_TIM2_OVF
void timer2_ovf_isr(void)
{
[0080] TCNT2 = 0xB2; //reload counter value
        t2_ovfnum ++;
        if(t2_ovfnum == 200)//500ms
        {
            t2_ovfnum = 0;
            PORTD^=BIT(2); //LED 电平取反
        }
}
```

[0081] 实验结果显示单片机在规定的时间内按照钟表的速度进行计数,开发板上的LED显示模块记录了这一定时计数过程。

[0082] 实施例2:

[0083] 本发明还能采用非接触方法来检测人体呼吸频率,非接触式检测方法可以克服接触式方法有些方面的不足。

[0084] 基于光的呼吸监测方法:该方法基于光栅视觉传感器和处理模块来检测呼吸。使用静态相机来捕捉胸腹部的呼吸运动,以确定呼吸频率。将高速台式计算机与摄像机连接起来,记录睡眠时呼吸运动引起的胸腹运动。

[0085] 基于红外成像技术的呼吸检测方法:人体在呼吸时,会产生很多颗粒,在吸入气体时同时也会吸进很多颗粒,但是人体呼出气流产生的颗粒比外界环境产生的颗粒要多,比如外部环境的背景(墙壁),所以呼出的颗粒会比背景发出更高的能量便于检测。在红外成像中,这种现象被认为是捕获的动态热量的一个特征。因此,可以通过高度敏感的红外成像系统监测呼吸功能。但是,由于这种现象强度低,转瞬即逝,特征值的处理是一个主要的技术难点。使用热成像相机来测量颈部区域,颈动脉复杂区域和鼻部区域的温度变化,然后使用小波分析技术来推导呼吸速率。

[0086] 基于Bioradar的呼吸监测方法:一些研究人员已经报道了一种非接触式呼吸监测系统。该系统被称为雷达生命体征监测仪,用于监测距离超过10米的运动员的生命。使用多普勒效应来检测呼吸引起的胸部运动的迹象。

[0087] 实施例3:

[0088] 图9为本实施例的系统的总体内部结构设计图,通过内部结构图我们可以看到,呼吸信号接收端口外接压力传感器,与束缚带相结合固定在人体的胸腹部,内接模电转换模块,将压力信号转换为电信号,再接入无线传输模块,将电压信号发送给单片机ATmega处理器,当然也可以选择有线的输入连接,睡眠呼吸监测仪主体主要由四个部分组成,AD信号接收端口负责接收无线传输模块传输的电压信号,内接ATmega 16芯片处理器,上端接入ISP下载器,将编写好的程序下载到单片机中,下端接入LED显示屏,单片机处理分析数据后在LED显示屏上显示出来。

[0089] 无线传输模块的使用可以让患者不用将睡眠呼吸监测仪佩戴在身边,当家里有老人时,可以将束缚带佩戴在老人身上,而睡眠呼吸监测仪由子女保管,这样当老人出现睡眠呼吸异常时,检测仪会触发警报,屏幕上也会显示睡眠呼吸频率异常,子女可以第一时间去查看患者的健康状况,及时做出应变措施。

[0090] 以上各实施例仅用以说明本发明的技术方案,而非对其限制;尽管参照前述各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,或者对其中部分或者全部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范围,其均应涵盖在本发明的权利要求和说明书的范围当中。



图1

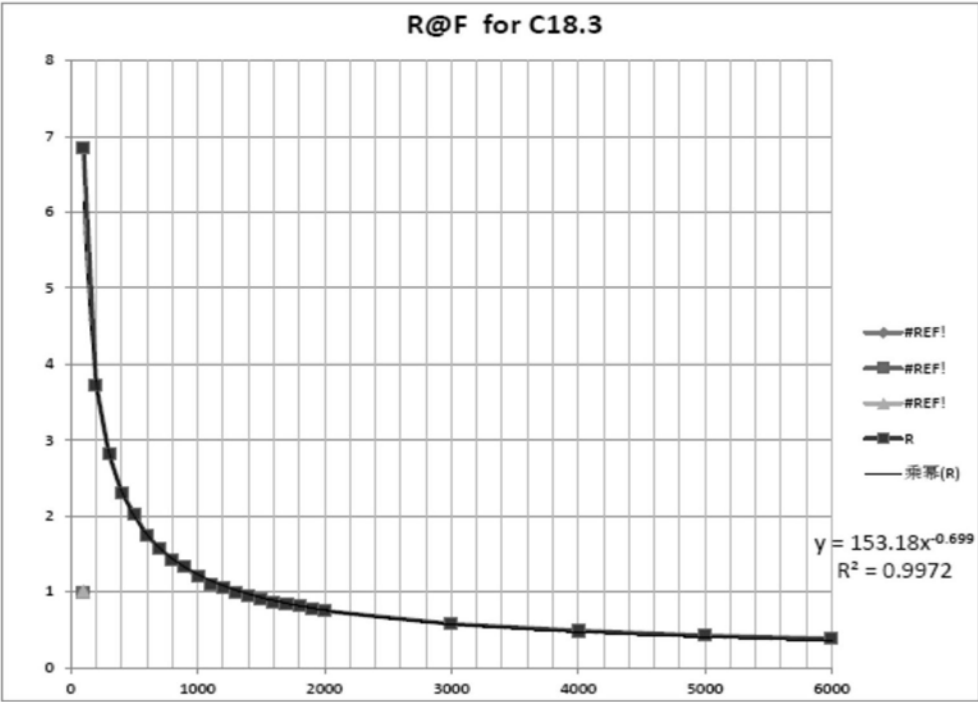


图2

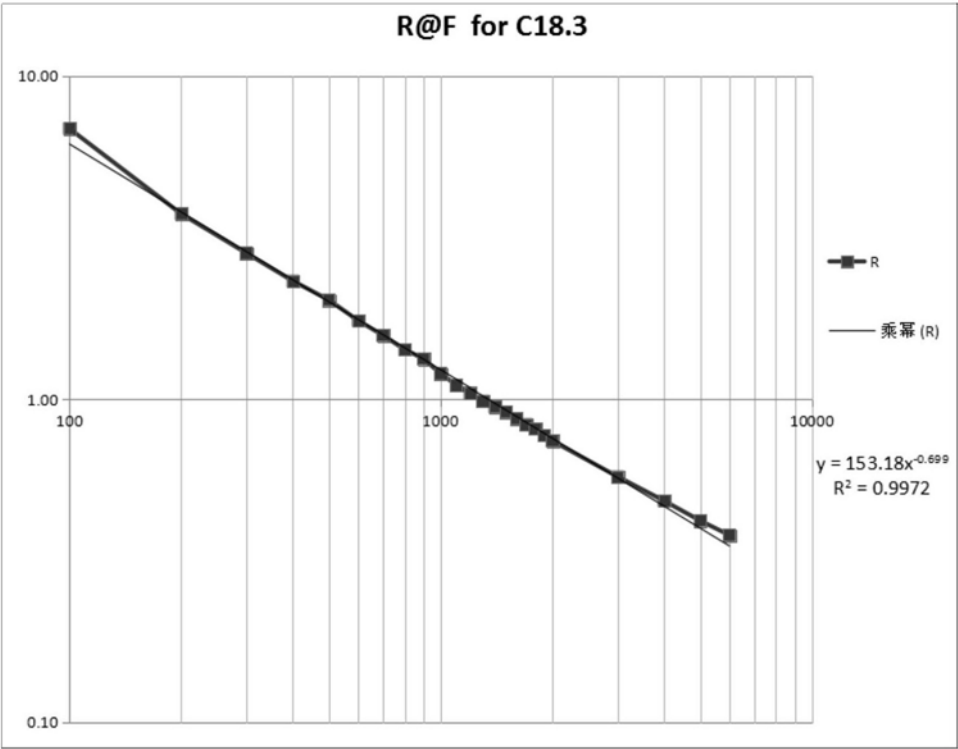


图3

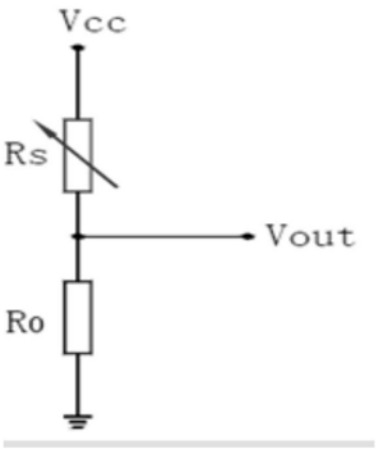


图4

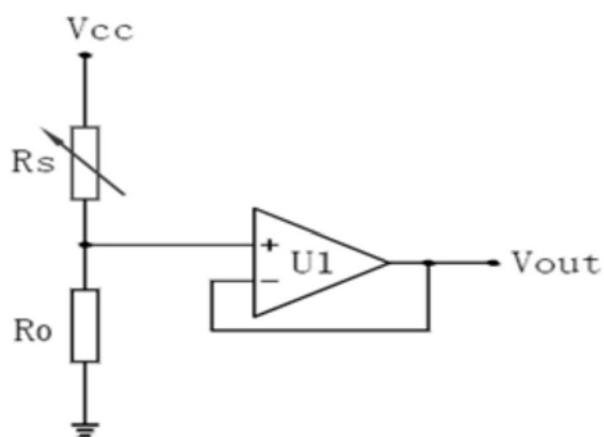


图5

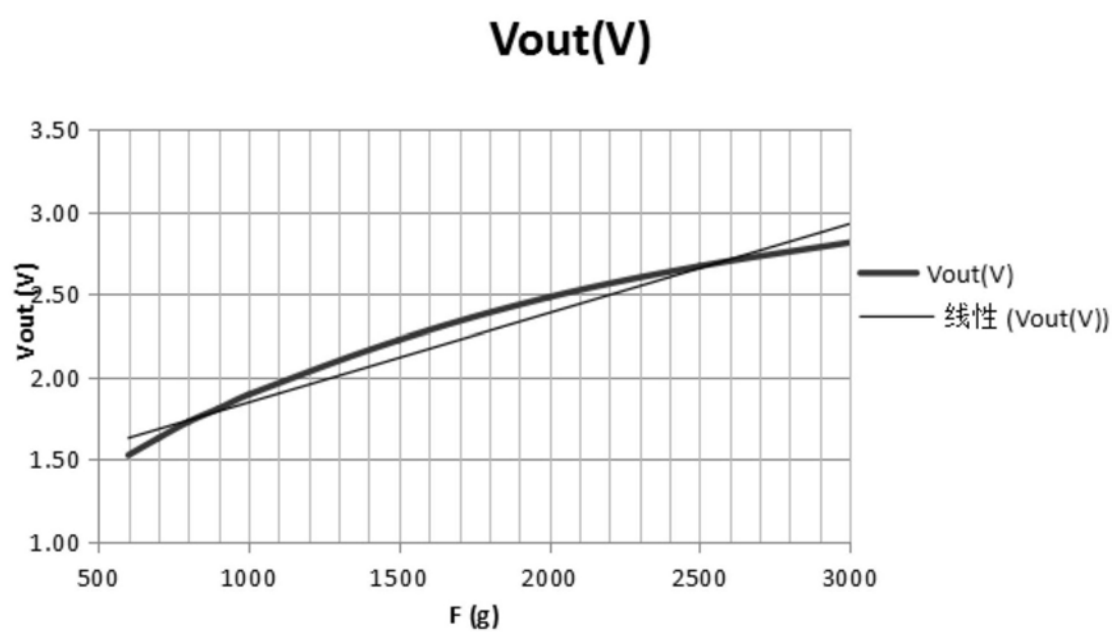


图6

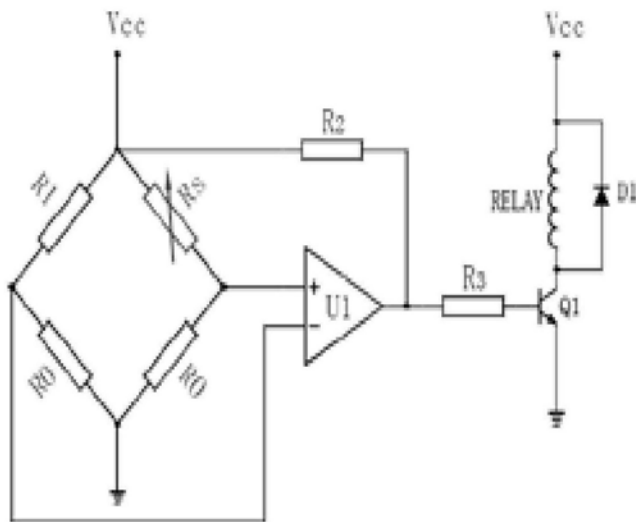


图7



图8

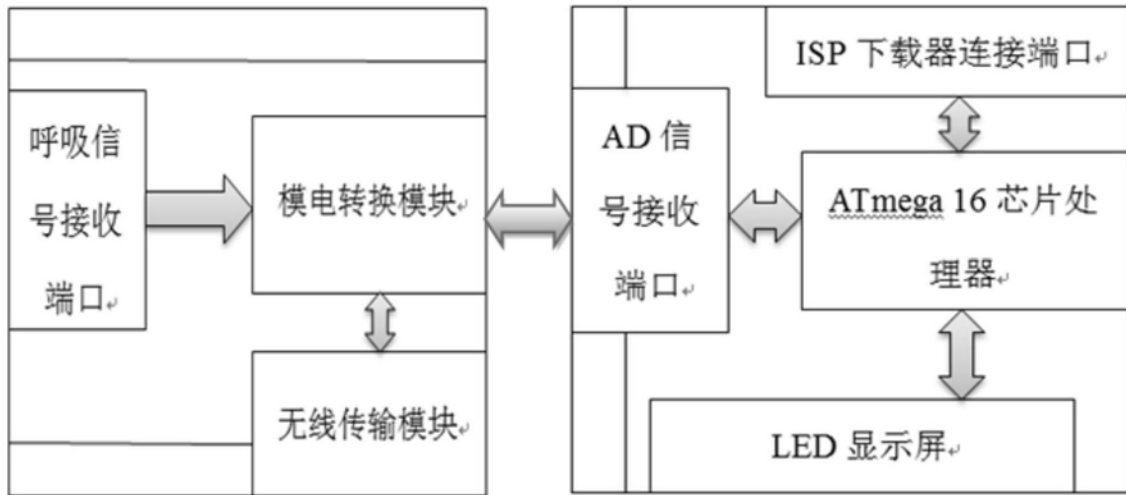


图9

专利名称(译)	一种睡眠呼吸检测系统及其检测方法		
公开(公告)号	CN109171691A	公开(公告)日	2019-01-11
申请号	CN201811243195.7	申请日	2018-10-24
[标]申请(专利权)人(译)	重庆科技学院		
申请(专利权)人(译)	重庆科技学院		
当前申请(专利权)人(译)	重庆科技学院		
[标]发明人	廖晓玲 徐文峰 徐紫宸 阳园凯 王琳玲		
发明人	廖晓玲 徐文峰 徐紫宸 阳园凯 王琳玲		
IPC分类号	A61B5/0205 A61B5/113 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02055 A61B5/0002 A61B5/0816 A61B5/113 A61B5/1135 A61B5/4806 A61B5/6802 A61B5/746 A61B2503/08		
代理人(译)	黎昌莉		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及医疗电子技术领域，具体地公开了一种睡眠呼吸检测系统，包括多路呼吸采集模块、模数转换模块、信号处理器以及信号显示分析器，所述多路呼吸采集模块包括用于拾取人体喉部位置声音的拾音器、用于检测人体胸腹部压力信号的的压力检测器，所述模数转换模块包括信号放大器和滤波器，所述拾音器与所述信号放大器电连接，所述压力检测器与所述信号放大器电连接，所述信号放大器与所述滤波器电连接，所述滤波器与所述信号处理器电连接，所述信号处理器与所述信号显示分析器电连接。本发明的设计应用于家庭或医院，帮助人们及时发现健康问题，及时预防，把治病变成提前预防，提高人们的生活水平。

