



(12)实用新型专利

(10)授权公告号 CN 206979487 U

(45)授权公告日 2018.02.09

(21)申请号 201621447117.5

(22)申请日 2016.12.27

(73)专利权人 深圳大学

地址 518000 广东省深圳市南山区南海大道3688号

(72)发明人 王滔滔 张立豪 张胜利

(74)专利代理机构 深圳市科吉华烽知识产权事务所(普通合伙) 44248

代理人 经国富

(51)Int.Cl.

A61B 5/08(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

H04B 17/30(2015.01)

H04B 17/391(2015.01)

(ESM)同样的发明创造已同日申请发明专利

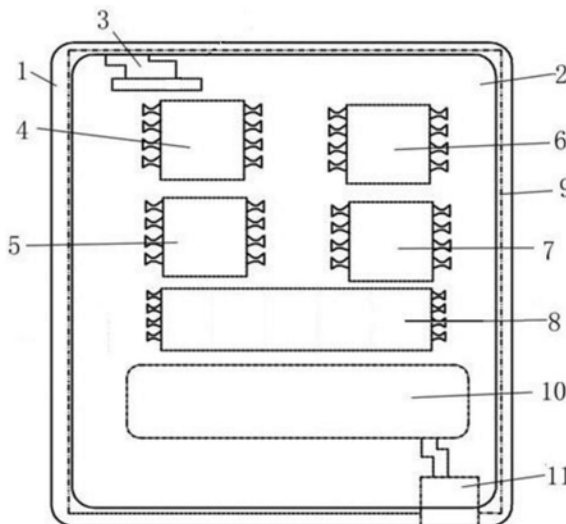
权利要求书1页 说明书4页 附图3页

(54)实用新型名称

一种无线场强呼吸检测仪

(57)摘要

本实用新型提出了一种无线场强呼吸检测仪,包括外壳、置于外壳内的主板以及无线局网接收天线,其特征在于,所述主板上集成无线局网信号处理芯片、快速傅里叶变换芯片、Hamp1e滤波器芯片、滑动平均滤波器芯片、中央处理器和显示屏;所述无线局网信号处理芯片将接收到无线局域网信号的CSI信息估计出来;所述Hamp1e滤波器芯片和所述滑动平均滤波器芯片对CSI数据校正进行准处理;所述快速傅里叶变换芯片找出具有最大频谱密度所对应的频率;所述中央处理器根据最大频谱密度所对应的频率计算得到呼吸频率;所述显示屏显示呼吸频率值。本实用新型不需要专业的可穿戴的传感器,能够作为人们日常开展长期监测人体健康的应用型产品,具有很强的应用和商业价值。



1. 一种无线场强呼吸检测仪,包括外壳、置于外壳内的主板以及无线局网接收天线,其特征在于,所述主板上集成无线局网信号处理芯片、快速傅里叶变换芯片、Hample滤波器芯片、滑动平均滤波器芯片、中央处理器和显示屏;所述无线局网接收天线接收无线局域网信号;所述无线局网信号处理芯片将接收到无线局域网信号的CSI信息估计出来,并存储到存储器,经过N次存储后得到一个按时间先后顺序存放的长度为N的向量;Hample滤波器芯片与滤除上述长度为N的CSI数据的异常值;所述滑动平均滤波器芯片与Hample滤波器芯片相连,所述滑动平均滤波器芯片用来过滤掉不可能是呼吸速率信号的高频干扰信号,最后得到校准后CSI数据 x ;所述快速傅里叶变换芯片换将校准后CSI数据 x 变换到频域 $X=FFT(x)$,找出具有最大频谱密度所对应的频率;所述中央处理器根据最大频谱密度所对应的频率计算得到呼吸频率;所述显示屏显示呼吸频率值。

2. 根据权利要求1所述的呼吸检测仪,其特征在于:所述呼吸检测仪还包括锂电池。

3. 根据权利要求2所述的呼吸检测仪,其特征在于:所述主板还集成充电接口,所述充电接口用于给锂电池充电。

一种无线场强呼吸检测仪

技术领域

[0001] 本实用新型涉及呼吸检测技术领域,尤其涉及一种无线场强呼吸检测仪。

背景技术

[0002] 人体呼吸状况能够指明人的基本身体机能状态,是评估人身体健康的重要手段,能够确定各种潜在身体健康问题。例如,人在睡眠时候的呼吸频率将能够明确帮助对于呼吸骤停和哮喘等疾病的诊断和治疗。

[0003] 现有技术中用于检测呼吸频率的方案可分为四组:基于专业的传感器,智能手机配套可穿戴传感器,非触摸式传感器和基于射频信号的方法。

[0004] 1、基于专业的传感器的方法,以多导睡眠扫描技术为例,是通过让病人穿戴多个传感器来感知病人的呼吸频率。该方法系统费用高昂而且只限制于医院和门诊场所使用。

[0005] 2、基于智能手机配套可穿戴传感器的方法,则利用智能手机内置加速器和麦克风、或者结合智能手机和可佩戴传感器(如智能手环)来实现家用睡眠侦测的功能。该方法只提供了粗略的侦测数据,如检测人的活动动作、打鼾以及一些常规的睡眠事件,而不能检测呼吸速率这样高精细的人体呼吸状况。

[0006] 3、基于非触摸式传感器的方法,是在床褥上安装传感器,或安装用来捕捉胸腔变动的摄像头从而检测呼吸速率。该方法所用的设备都需要专业的安装。

[0007] 4、基于射频信号的方法,则利用多普勒雷达、超宽带技术、频率调制连续波雷达(FMCW)或者接收信号强度来检测呼吸速率。利用多普勒雷达、超宽带技术、FMCW的方案都需要依赖FMCW雷达或者多普勒雷达这样的特殊硬件,这导致了系统费用昂贵,复杂度高,所以大规模部署使用是不切实际的。而通过无线传感器节点中提取出的接收信号强度(RSS)的测量值来检测呼吸速率,则需要额外的无线网络基础设施和布置高密度的传感器节点,同时粗略的信道状态信息不能够精确计算出呼吸频率值。

[0008] 综上所述,传统检测睡眠时人体呼吸状况的方法需要病人入住医院并穿戴上专用的传感器设备,其过程非常不方便且费用昂贵。进一步的,由于病人在医院这个不熟悉环境下的睡眠,监测出的结果可能也会有所偏差,而且医院还需长期提供用于睡眠侦测的医疗设备和场地,这对于院方也是不小的成本开销。因此,人们都非常期待有一种无创,低成本,能长期运行且不需要去医院等特定场所佩戴专用仪器的人体呼吸状况检测方法。

实用新型内容

[0009] 本实用新型的目的在于克服现有技术中的缺陷,提出一种研发低成本,无需穿戴专用传感器设备的、可供长期使用的人体呼吸状况检测方法及无线场强呼吸检测仪。

[0010] 为达上述目的,本实用新型通过以下技术方案实现:

[0011] 一种无线场强呼吸检测仪,包括外壳、置于外壳内的主板以及无线局网接收天线,其特征在于,所述主板上集成无线局网信号处理芯片、快速傅里叶变换芯片、Hample滤波器芯片、滑动平均滤波器芯片、中央处理器和显示屏;所述无线局网接收天线接收无线局域网

信号;所述无线局网信号处理芯片将接收到无线局域网信号的CSI信息估计出来,并存储到存储器,经过N次存储后得到一个按时间先后顺序存放的长度为N的向量;Hample滤波器芯片与滤除上述长度为N的CSI数据的异常值;所述滑动平均滤波器芯片与Hample滤波器芯片相连,所述滑动平均滤波器芯片用来过滤掉不可能是呼吸速率信号的高频干扰信号,最后得到校准后CSI数据x;所述快速傅里叶变换芯片将校准后CSI数据x变换到频域 $X=FFT(x)$,找出具有最大频谱密度所对应的频率;所述中央处理器根据最大频谱密度所对应的频率计算得到呼吸频率;所述显示屏显示呼吸频率值。

[0012] 进一步地,所述呼吸检测仪还包括锂电池。

[0013] 进一步地,所述主板还集成充电接口,所述充电接口用于给锂电池充电。

[0014] 本实用新型的有益效果是:本实用新型提出了一种无线场强呼吸检测仪,包括外壳、置于外壳内的主板以及无线局网接收天线,其特征在于,所述主板上集成无线局网信号处理芯片、快速傅里叶变换芯片、Hample滤波器芯片、滑动平均滤波器芯片、中央处理器和显示屏;所述无线局网信号处理芯片将接收到无线局域网信号的CSI信息估计出来;所述Hample滤波器芯片和所述滑动平均滤波器芯片对CSI数据校准处理;所述快速傅里叶变换芯片找出具有最大频谱密度所对应的频率;所述中央处理器根据最大频谱密度所对应的频率计算得到呼吸频率;所述显示屏显示呼吸频率值。本实用新型不需要专业的可穿戴的传感器,能够作为人们日常开展长期监测人体健康的应用型产品,具有很强的应用和商业价值。

附图说明

[0015] 图1是本实用新型的无线场强呼吸检测仪的结构图;

[0016] 图2是WiFi信号CSI数据采集过程示意图;

[0017] 图3是数据校准前后CSI数据比较示意图;

[0018] 图4是CSI数据的功率谱密度示意图。

具体实施方式

[0019] 下面通过具体实施方式结合附图对本实用新型作进一步详细说明。

[0020] 本实用新型从现有移动终端(如智能手机、笔记本电脑等)提取802.11WiFi无线信号的信道状态信息(Channel State Information,CSI),并利用其来获得人在睡眠期间呼吸引起的无线信号上的微弱变化,从而达到跟踪检测人体呼吸状况的目的。具体地说,基于RSS的方法只提供了粗略的WiFi信号的信道信息,它只能得到接收信号在整个信号带宽上的平均功率。而精细的基于OFDM的802.11a/g/n WiFi信号的CSI则能够描述信号从发射端传播到接收端发生整个信道带宽上,每个子载波的幅度和相位的细微变化,从而得到关于信道散射,信道衰落和随着距离而衰减的功率等因素对接收信号产生的影响。举个例子,在802.11a/g/n中,20M带宽的OFDM信道(载波)被分为52个子载波。可以分别提取这52个窄带信号的幅度和相位,来提取出一些微小的波动。

[0021] 本实用新型的无线场强呼吸检测仪,如附图4所示,包括外壳(1)、置于外壳内的主板(2)以及无线局网接收天线(3),其特征在于,所述主板上集成无线局网信号处理芯片(4)、快速傅里叶变换芯片(5)、Hample滤波器芯片(6)、滑动平均滤波器芯片(7)、中央处理

器(8)和显示屏(9):所述无线局网接收天线接收无线局域网信号;所述无线局网信号处理芯片将接收到无线局域网信号的CSI信息估计出来,并存储到存储器,经过N次存储后得到一个按时间先后顺序存放的长度为N的向量;Hampel滤波器芯片与滤除上述CSI数据异常值;所述滑动平均滤波器芯片与Hampel滤波器芯片相连,所述滑动平均滤波器芯片用来来过滤掉不可能是呼吸速率信号的高频干扰信号,最后得到校准后CSI数据x,x是长度为N的向量;所述快速傅里叶变换芯片将校准后CSI数据x变换到频域 $X=FFT(x)$,找出具有最大频谱密度所对应的频率;所述中央处理器根据最大频谱密度所对应的频率计算得到呼吸频率;所述显示屏显示呼吸频率值。所述呼吸检测仪还包括锂电池(10),所述主板还集成充电接口(11),所述充电接口用于给锂电池充电。

[0022] 具体地,本实用新型首先,利用一个802.11a/g/n接入点(Access Point,AP)搭建了一个WiFi网络。在一个802.11a/g/n WiFi网络中,AP将会不断周期性的广播Beacon信号,其默认周期为 $T=0.1$ 秒。每个Beacon信号的头部包含一个802.11前导码(Long Training Sequence,LTS)。移动终端对接收到的Beacon信号作处理,从LTS前导码中将每个子载波上的CSI估计出来(这些工作可由标准WiFi芯片完成)。该数据获取过程如附图2所示。

[0023] 令 $H_{n,k}$ 表示从第n个Beacon中提取的关于第k个子载波的频域CSI。首先,对第n个Beacon上测得的所有子载波的CSI进行如下平均操作:

$$[0024] \quad p_n = \frac{1}{N_{ST}} \sum_{k=1}^{N_{ST}} \|H_{n,k}\|^2 \quad (1)$$

[0025] 其中, N_{ST} 是一个LTS前导码上使用的子载波数目, p_n 为第n个时刻的信道强度值。将所求得信道强度值,按时间先后顺序放在一个长度为N的向量中, $p = [p_{n-N+1}, p_{n-N+2}, \dots, p_n]^T$,N为每次的处理长度。

[0026] 接下来进行数据校准,利用Hampel滤波器滤除CSI数据异常值:

$$[0027] \quad y = \text{Hampel}(t, p, DX, \text{Threshold}) \quad (2)$$

[0028] 函数 $\text{Hampel}(\cdot)$ 是Hampel滤波器,长度为N的向量y是Hampel滤波器处理后的数据,t、DX、Threshold是Hampel滤波器的参数。函数 $\text{Hampel}(\cdot)$ 滤波器的工作原理和参数设置如下:令t为首项为1,公差为1,末项值等于p向量所含元素总数值的等差数列,DX=0.01,Threshold=0.01。Hampel滤波器工作原理参照非专利文献1:(Mining Imperfect Data: Dealing with Contamination and Incomplete Records by Ronald K.Pearson.chapter1.4.2Outlier detection procedures,chapter 3.2.2The Hampel identifier,chapter4.3.4The Hampel filter)。

[0029] 再利用滑动平均滤波器来过滤掉不可能是呼吸速率信号的高频干扰信号,

[0030] $r = \text{Smooth}(y, N_w)$ (3) 函数 $\text{Smooth}(\cdot)$ 是滑动平均滤波器,长度为N的向量r是滑动平均滤波器处理后的数据,参数 N_w 是滑动平均滤波器窗口大小。滑动平均滤波器工作原理和参数设置如下:采用移动平均法,用低通滤波器对y向量中的元素进行光滑处理,并将计算值依次返回到r向量中, N_w 表示为移动平均滤波器的窗宽,这里设置 $N_w=30$,以 $N_w=5$ 为例,令 r_i 表示r的第i个元素, y_i 表示y的第i个元素,则:

$$[0031] \quad r_1 = y_1$$

$$[0032] \quad r_2 = (y_1 + y_2 + y_3) / 3$$

$$[0033] \quad r_3 = (y_1 + y_2 + y_3 + y_4 + y_5) / 5$$

[0034] $r_4 = (y_2 + y_3 + y_4 + y_5 + y_6) / 5$

[0035] 为了去掉大幅度身体动作等造成的突然大干扰,再进行如下的去本地直流操作。令 r_i 为向量 r 中的第 i 个数据, $i = n - N + 1, n - N + 2, \dots, n$ 。去本地直流操作表达为

$$[0036] \quad x_i = r_i - \frac{1}{W} \sum_{j=1+i-W/2}^{i+W/2} r_j \quad (4)$$

[0037] 其中 W 为去本地直流观察窗大小, x_i 是去直流后的第 i 个数据。将 x_i 按顺序入长度为 N 向量中 $x = [x_{n-N+1}, x_{n-N+2}, \dots, x_n]^T$ 。则 x 就是校准完毕后的CSI数据。附图3是一次采集的原始CSI数据 p 和校准后的CSI数据 x 。

[0038] 校准后CSI数据 x 的波形周期即反映了人体呼吸时胸部上下起伏的周期(可以从附图3中观察得到)。

[0039] 接下来的呼吸速率检测步骤,就是要从校准后的CSI信号数据中提取出呼吸频率。具体的,呼吸速率检测步骤分析所测得CSI时间序列数据的频谱密度。频谱密度将CSI数据从时域变到频域,并在频域将其能量分布情况表示出来。因为一个理想的周期正弦信号(由呼吸周期变化引起)将在频域为一个单峰值,于是可以找出具有最大频谱密度的频率。该频率值即为所估计的呼吸速率。用数学公式说明如下。首先通过快速傅里叶变(FFT)换将校准后CSI数据 x 变换到频域 $X = \text{FFT}(x)$,这里向量 X 为 x 的频谱密度。在测得频谱密度之后,找出具有最大频谱密度所对应的频率

$$[0040] \quad \hat{i} = \arg \max_{i=1,2,\dots,N} \|X_i\|^2 \quad (5)$$

[0041] 上式中 X_i 为向量 X 的第 i 个分量,也就是频谱密度在第 i 个频率上的系数。最终,呼吸频率的估计由下式给出

$$[0042] \quad R_b = 60\hat{i} \frac{1}{NT} \quad (6)$$

[0043] 其中, T 是AP广播Beacon的时间间隔,在通常的802.11a/g/n WiFi网络中为0.1秒, R_b 的单位为次每分钟。

[0044] 由上式可以看出,FFT长度 N 决定呼吸频率估计的分辨率, N 越大,分辨率就越精细,估计就会更精确。但是过大的 N 会造成FFT计算量太高,并且为了收集足够长的数据向量,处理时延也会加大。因此, N 决定了本实用新型的性能和复杂度的折中。

[0045] 实用新型人发现,通常512~1024的FFT长度已经可以给出非常好的估计精度并且不会引入太多复杂度。利用其中一次实验所测量的CSI的频谱密度,并图示于附图4中。这里采样FFT长度为 $N = 512$ 。很容易发现,具有最大功频谱密度值的频率为 $\hat{i} = 11$ 。将 $\hat{i} = 11, N = 512, T = 0.1$ 代入式(6),可以计算出该实验者进行实验时,呼吸频率为 $R_b = 13$ 次每分钟。

[0046] 以上内容是结合具体的优选实施方式对本实用新型所作的进一步详细说明,不能认定本实用新型的具体实施只局限于这些说明。对于本实用新型所属技术领域的普通技术人员来说,在不脱离本实用新型构思的前提下,还可以做出若干简单推演或替换,都应当视为属于本实用新型的保护范围。

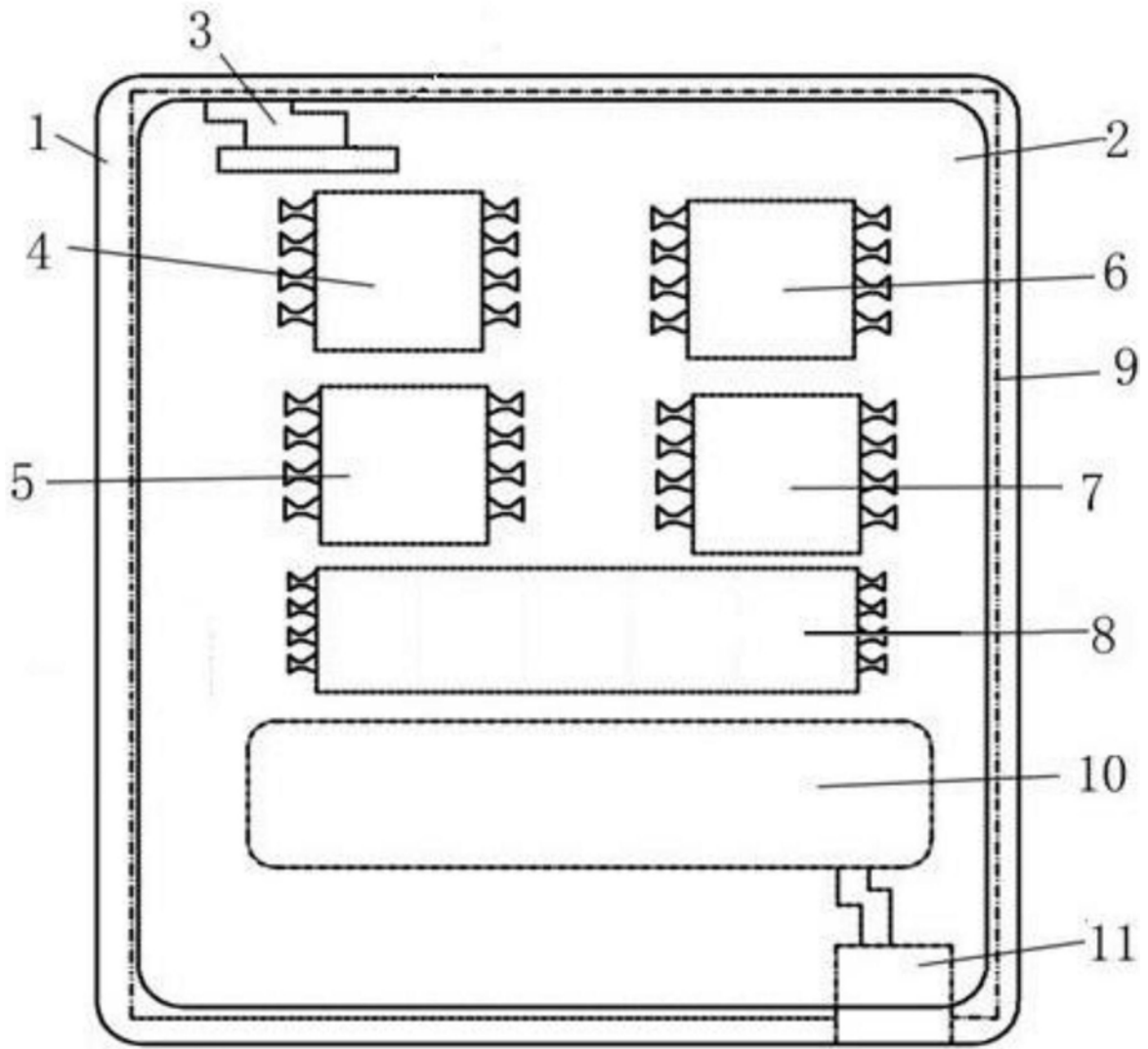


图1

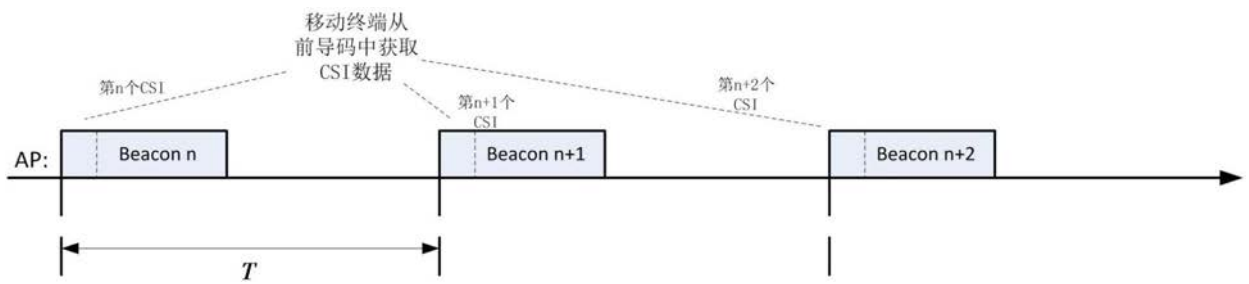


图2

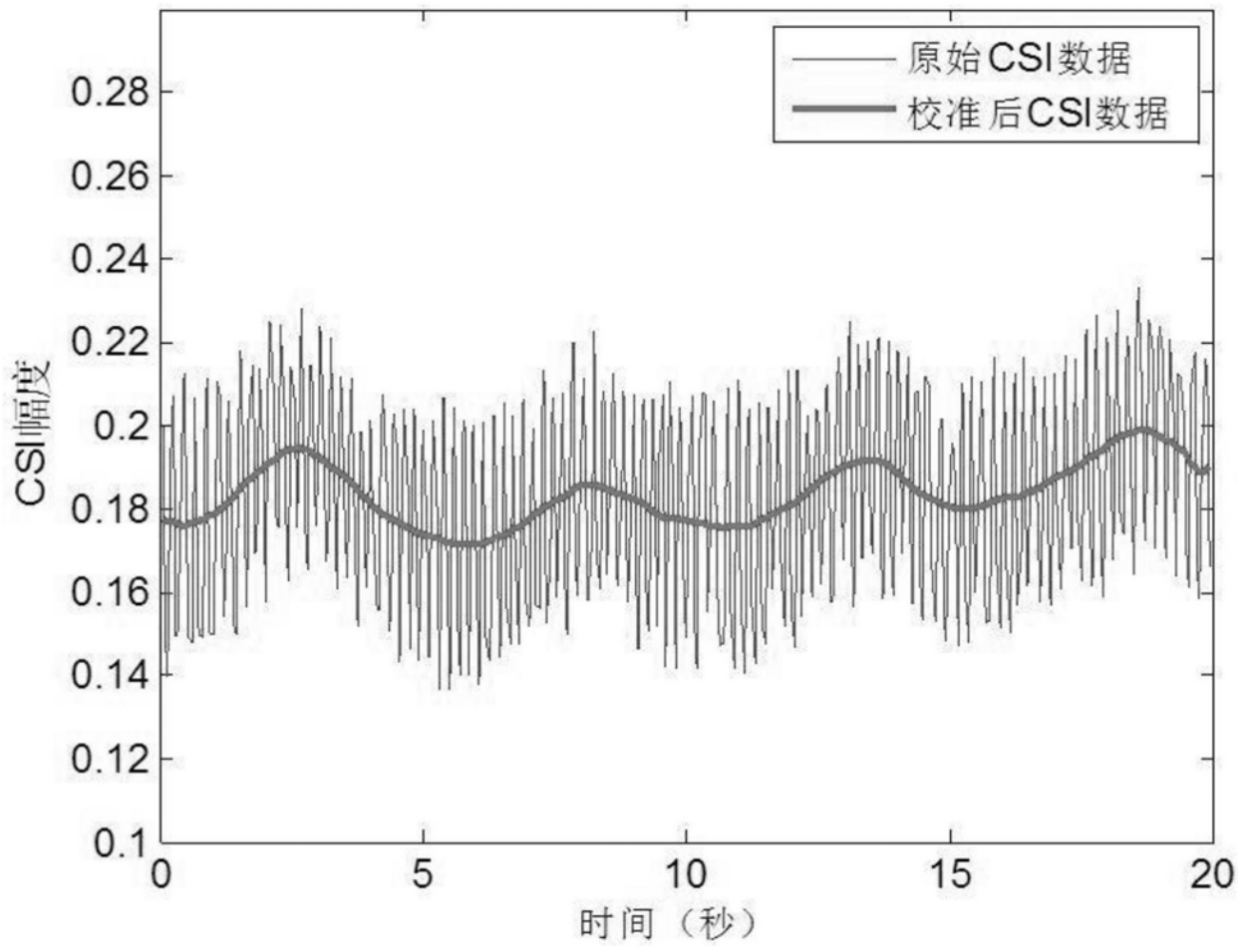


图3

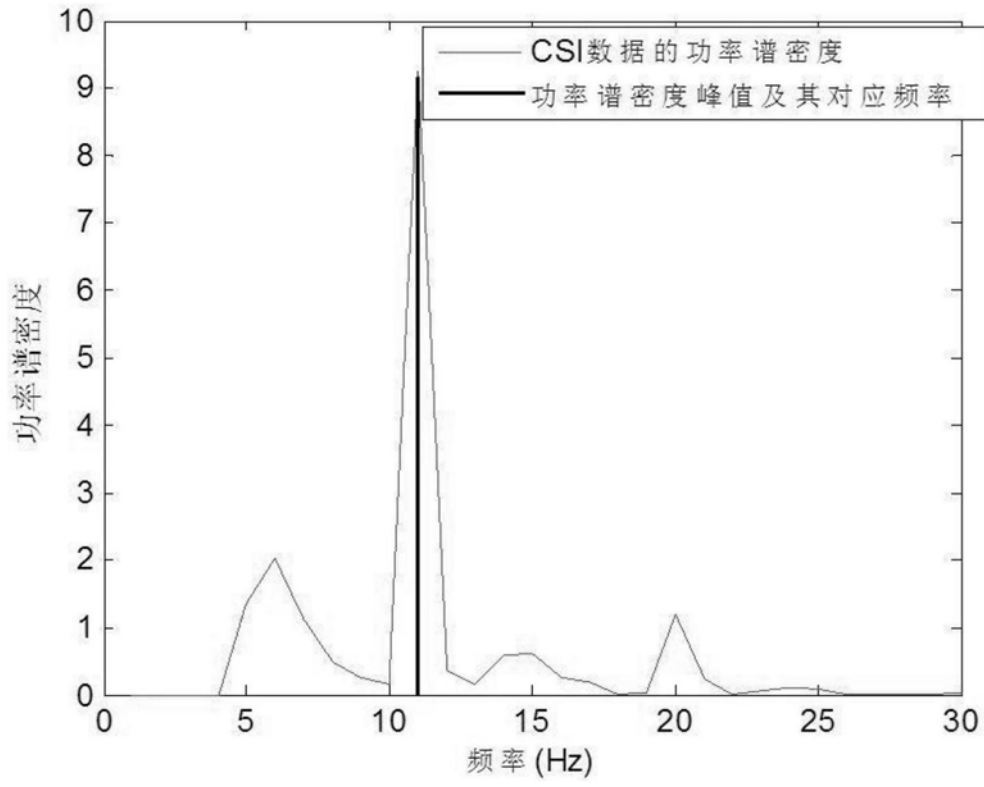


图4

| | | | |
|----------------|------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译) | 一种无线场强呼吸检测仪 | | |
| 公开(公告)号 | CN206979487U | 公开(公告)日 | 2018-02-09 |
| 申请号 | CN201621447117.5 | 申请日 | 2016-12-27 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 深圳大学 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 深圳大学 | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | 深圳大学 | | |
| [标]发明人 | 王滔滔 张立豪 张胜利 | | |
| 发明人 | 王滔滔 张立豪 张胜利 | | |
| IPC分类号 | A61B5/08 A61B5/00 H04B17/30 H04B17/391 | | |
| 外部链接 | Espacenet SIPO | | |

摘要(译)

本实用新型提出了一种无线场强呼吸检测仪，包括外壳、置于外壳内的主板以及无线局域网接收天线，其特征在于，所述主板上集成无线局域网信号处理芯片、快速傅里叶变换芯片、Hample滤波器芯片、滑动平均滤波器芯片、中央处理器和显示屏；所述无线局域网信号处理芯片将接收到无线局域网信号的CSI信息估计出来；所述Hample滤波器芯片和所述滑动平均滤波器芯片对CSI数据进行校准处理；所述快速傅里叶变换芯片找出具有最大频谱密度所对应的频率；所述中央处理器根据最大频谱密度所对应的频率计算得到呼吸频率；所述显示屏显示呼吸频率值。本实用新型不需要专业的可穿戴的传感器，能够作为人们日常开展长期监测人体健康的应用型产品，具有很强的应用和商业价值。

