

(12) 按照专利合作条约所公布的国际申请

(19) 世界知识产权组织
国际局

(43) 国际公布日
2014 年 6 月 26 日 (26.06.2014)



(10) 国际公布号
WO 2014/094415 A1

- (51) 国际专利分类号:
A61B 5/085 (2006.01) A61B 5/053 (2006.01)
- (21) 国际申请号: PCT/CN2013/078374
- (22) 国际申请日: 2013 年 6 月 28 日 (28.06.2013)
- (25) 申请语言: 中文
- (26) 公布语言: 中文
- (30) 优先权:
201210557165.X 2012 年 12 月 20 日 (20.12.2012) CN
- (71) 申请人: 中山大学 (SUN YAT-SEN UNIVERSITY)
[CN/CN]; 中国广东省广州市海珠区新港西路 135 号, Guangdong 510275 (CN)。
- (72) 发明人: 蒋庆 (JIANG, Qing); 中国广东省广州市海珠区新港西路 135 号, Guangdong 510275 (CN)。汪洪彬 (WANG, Hongbin); 中国广东省广州市海珠区新港西路 135 号, Guangdong 510275 (CN)。宋嵘 (SONG, Rong); 中国广东省广州市海珠区新港西路 135 号, Guangdong 510275 (CN)。
- (74) 代理人: 广州粤高专利商标代理有限公司 (YOGO PATENT & TRADE MARK AGENCY LIMITED COMPANY); 中国广东省广州市天河区体育西路

191 号中石化大厦 B 塔 3912 室, Guangdong 510620 (CN)。

(81) 指定国 (除另有指明, 要求每一种可提供的国家保护): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW。

(84) 指定国 (除另有指明, 要求每一种可提供的地区保护): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 欧亚 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 欧洲 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG)。

本国际公布:

— 包括国际检索报告 (条约第 21 条(3))。

(54) Title: METHOD AND APPARATUS FOR IDENTIFYING SLEEP BREATHING PATTERN BASED ON BIOIMPEDANCE

(54) 发明名称: 基于生物电阻抗的睡眠呼吸模式识别方法及装置

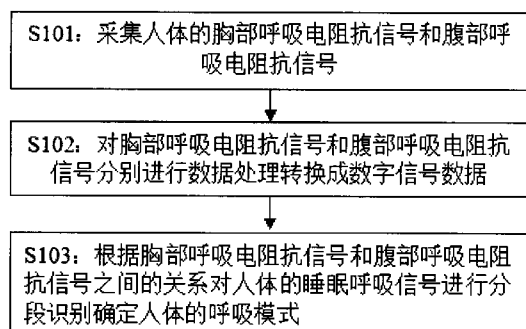


图 1 / Fig. 1

- S101 Collect a thorax breathing bioimpedance signal and an abdomen breathing bioimpedance signal of a human body
- S102 Perform data processing on the thorax breathing bioimpedance signal and the abdomen breathing bioimpedance signal respectively to convert them to digital signal data
- S103 Perform segmentation and identification on sleep breathing signals of the human body to determine a breathing pattern of the human body based on relationships between the thorax breathing bioimpedance signal and the abdomen breathing bioimpedance signal

(57) Abstract: A method and an apparatus for identifying a sleep breathing pattern based on bioimpedance. The method comprises: collecting thorax and abdomen breathing bioimpedance signals of a human body; and segmenting the thorax breathing bioimpedance signal that is already digital signal data based on an amplitude change, analyzing an amplitude change relationship, a frequency spectrum difference relationship and a signal phase relationship between the corresponding thorax and abdomen breathing bioimpedance signals in each segment and establishing a parameter model, and performing classification and identification on sleep breathing signals of the human body based on the parameter model to determine a breathing pattern. The method has a good anti-interference effect, and can accurately identify a sleep breathing pattern of a human body in real time.

(57) 摘要: 一种基于生物电阻抗的睡眠呼吸模式识别方法及装置。所述方法包括: 采集人体的胸部和腹部呼吸电阻抗信号; 对已为数字信号数据的胸部呼吸电阻抗信号根据幅值变化进行分段, 分析各分段内对应的胸部和腹部呼吸电阻抗信号之间的幅值变化关系、频谱差异关系和信号相位关系并建立参数模型, 根据参数模型对人体的睡眠呼吸信号进行分类识别确定呼吸模式。该方法抗干扰效果好, 能实时准确识别出人体睡眠的呼吸模式。



WO 2014/094415 A1

基于生物电阻抗的睡眠呼吸模式识别方法及装置

技术领域

本发明涉及医疗监测领域，尤其涉及一种基于生物电阻抗的睡眠呼吸模式识别方法及装置。

背景技术

目前临床多采用多导睡眠监测仪（PSG）对患者睡眠情况进行监测，该设备笨重，操作复杂，需要患者在睡眠监护中心进行检查，不方便随身携带。对简单监测患者睡眠呼吸暂停的方法多采用口鼻气流传感器进行检测，该方法能够有效地监测睡眠呼吸的暂停次数，但却无法有效地分类识别睡眠呼吸暂停为阻塞型暂停、中枢型暂停还是混合型暂停。而对于睡眠呼吸暂停的患者来说，需要有效地监测及记录患者睡眠呼吸中的呼吸模式，帮助医生诊断识别睡眠呼吸中呼吸暂停的类型，为患者制定有效的治疗方案以及评估治疗方案的有效性。但是目前的睡眠呼吸监测方法及装置都无法满足上述要求。

生物电阻抗技术利用了生物组织及器官的电特性提取人体生理与病理信息的无创监测技术。人体组织与器官具有独特的电特性，组织与器官的状态或功能变化将伴随相应的电特性改变。比如现有技术中有利用膈肌疲劳程度的变化与胸部呼吸电阻抗信号及腹部呼吸电阻抗信号的波峰的同步程度建立对应关系，根据胸部呼吸电阻抗信号及腹部呼吸电阻抗信号的波峰的同步程度的差异将膈肌疲劳程度分为不同的类型。这样的应用使得生物电阻抗技术在临床医学方面体现出了它无创无损、便于长时间监护及低成本的优势，使得生物电阻抗技术应用于临床医学具有很大的潜力与价值。

发明内容

本发明解决的技术问题是克服现有技术的不足，提供一种基于生物电阻抗技术实时准确识别患者睡眠呼吸模式的方法。

本发明还提供一种基于生物电阻抗实时准确识别患者睡眠呼吸模式的识别装置。

为解决上述技术问题，本发明第一个发明目的的技术方案如下：

一种基于生物电阻抗的睡眠呼吸模式识别方法，包括如下步骤：

(a) 采集人体的胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号；

(b) 对胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号分别进行数据处理转换成数字信号数据；

(c) 根据胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号之间的关系对人体的睡眠呼吸信号进行分段识别确定人体的呼吸模式。

作为一种优选方案，所述步骤(a)的具体步骤为：

通过固定在人体胸前乳头左侧（或右侧）区域及对应的背部投影位置的一对激励电极和固定在人体肚脐左侧（或右侧）区域及对应的背部投影位置的另一对激励电极同步输入电流激励；

通过固定在人体胸前乳头右侧（或左侧）区域及对应的背部投影位置的一对信号检测电极和固定在人体肚脐右侧（或左侧）区域及对应的背部投影位置的另一对信号检测电极同步采集人体胸部和腹部的电压幅值数据，经计算后得到胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号。

作为一种优选方案，所述步骤(b)的具体步骤为：对胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号分别依次进行滤波和模数转换处理获得数字信号类

型的胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号。

作为一种优选方案，所述步骤（c）的具体步骤为：

（c1）根据已为数字信号数据的胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号之间的幅值变化关系及相位关系进行一一对应的幅值变化分段及相位关系分段。

（c2）分析获取各相位关系分段信号内的胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号之间的频谱变化关系。根据幅值变化关系、相位关系和频谱变化关系对胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号进行分类识别确定人体的睡眠呼吸模式。

作为一种优选方案，所述步骤（c1）的具体步骤为：

（c11）设定极大值点变化阈值 A_1 ；

（c12）利用滑动窗函数对已为数字信号数据的胸部呼吸电阻抗信号进行处理，提取滑动窗函数内的呼吸信号极大值点的平均值 Y_i ，将相邻滑动窗函数内平均值的差的绝对值 $|Y_{i+1}-Y_i|$ 与极大值点变化阈值 A_1 进行比较，如果该绝对值 $|Y_{i+1}-Y_i|$ 大于极大值点变化阈值 A_1 ，则后一个滑动窗函数内的数据起点为一个幅值变化分段点；

（c13）以第一个幅值变化分段点为起点，提取相邻的幅值变化分段点之间的胸部呼吸电阻抗信号作为幅值变化分段信号，依据同样的幅值变化分段点对腹部呼吸电阻抗信号进行分段获取相对应的幅值变化分段信号；

（c14）对胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号相对应的幅值变化分段信号内的呼吸电阻抗信号加上滑动窗函数，分别提取滑动窗函数内的胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号的信号波峰出现的一系列时刻 t_{ci} 和

t_{ai} ;

(c15) 计算获取滑动窗函数内的胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗

$$\text{信号的相位关系 } G = \frac{\sum_{i=1}^n |t_{ai} - t_{bi}|}{n};$$

(c16) 设定相位阈值 A_2 , 将相位关系 G 与相位阈值 A_2 进行比较, 如果 G 值大于相位阈值 A_2 , 则该滑动窗函数的数据起点为一个相位关系分段点;

(c17) 以每段幅值变化分段信号的起点和终点分别为该段信号第一个和最后一个相位关系分段点, 提取相邻的相位关系分段点之间的胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号为相位关系分段信号;

作为更进一步的优选方案, 所述步骤 (c2) 的具体步骤为:

(c21) 分别提取各相位关系分段信号内的胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号的极大值点 P_{ci} 和 P_{ai} ;

(c22) 计算各相位关系分段信号内的胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电

$$\text{阻抗信号的极大值点的平均值 } F_c = \frac{\sum_{i=1}^n P_{ci}}{n} \text{ 和 } F_a = \frac{\sum_{i=1}^n P_{ai}}{n};$$

(c23) 利用 $F = \frac{F_c}{F_a}$ 计算获取各相位关系分段信号内的胸部呼吸电阻抗

信号和腹部呼吸电阻抗信号之间的幅值变化关系;

(c24) 分别计算各相位关系分段信号内的胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号的频谱;

(c25) 计算各相位关系分段信号内的胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电

阻抗信号在设定频率范围内的频谱积分 $I_c = \int_{f_1}^{f_2} W_c df$ 和 $I_a = \int_{f_1}^{f_2} W_a df$;

(c26) 利用 $I = \frac{I_c}{I_a}$ 计算获取各相位关系分段信号内的胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号之间的频谱变化关系;

(c27) 建立睡眠呼吸模式 M 和胸部呼吸电阻抗信号与腹部呼吸电阻抗信号之间的相位关系 G 、幅值变化关系 F 及频谱变化关系 I 的参数模型关系式 $M=G \cdot F \cdot I$ 。计算各相位关系分段信号内的 M 值, 根据 M 值的范围判断各相位关系分段信号的呼吸模式。

本发明第二个发明目的的技术方案如下:

一种基于生物电阻抗的睡眠呼吸模式识别装置, 包括电极和监测仪, 其中,

电极包括激励电极和检测电极。激励电极, 佩戴在人体胸部和腹部位置, 用于提供激励电流至人体组织; 检测电极, 佩戴在人体胸部和腹部位置, 用于接收人体胸部和腹部的电压信号;

所述监测仪的硬件部分包括:

激励电流模块, 用于为激励电极提供稳定的电流激励;

多通道开关模块, 与电极、激励电流模块和阻抗计算模块连接, 用于向不同部位的激励电极提供电流激励、接收检测电极的电压信号和接收检测电极的电压信号传输给阻抗计算模块;

阻抗计算模块, 与多通道开关模块连接, 根据检测电极提供的电压信号计算出胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号;

主控模块，与阻抗计算模块连接，用于对胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号进行模数转换并对信号进行分析处理，然后分类识别确定人体的呼吸模式；

报警模块，与主控模块连接，用于对超时的呼吸暂停进行报警提醒；

电源模块，为以上各个模块提供模拟电压和数字电压；

监测仪，通过激励电流模块产生激励电流提供给多通道开关模块，多通道开关模块选择导通不同通路后将激励电流传输至激励电极，激励电极将激励电流注入人体，同时检测电极采集胸部和腹部的电压信号后将其发送至多通道开关模块，多通道开关模块将接收的电压信号发送至阻抗计算模块，阻抗计算模块根据电压信号计算出胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号，最后将胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号送入主控模块转化为数字信号后进行信号的分析处理并分段识别确定人体的呼吸模式。

与现有技术相比，本发明技术方案的有益效果是：

本发明能将不同呼吸模式的测量数据进行统一处理，有效排除生理活动的干扰、工频干扰等影响，抗干扰效果好，能清晰准确显示测量数据，其操作更安全方便，能够快速准确识别出睡眠呼吸中不同时刻的呼吸模式，能够为医护人员对患者疾病的检测、诊断及治疗提供辅助参考信息。

附图说明

图 1 为本发明中基于生物电阻抗的睡眠呼吸模式识别方法具体实施例的流程图；

图 2 为本发明中电极在人体上的测试图；

图 3 为本发明中通过滤波处理后的胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信

号的示意图;

图 4 为本发明中利用滑动窗函数对胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号进行处理的示意图;

图 5 为本发明中利用滑动窗函数对幅值变化分段信号内的胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号的相位关系图;

图 6 为本发明的基于生物电阻抗的睡眠呼吸模式识别装置具体实施例的结构示意图;

具体实施方式

下面结合附图和实施例对本发明的技术方案做进一步的说明。

在实验过程中得到,胸部和腹部的电阻抗幅值变化与呼吸信号变化具有很强的相关性,因此,本发明通过采集胸部及腹部呼吸电阻抗信号,结合实验中获得的胸部呼吸电阻抗信号及腹部呼吸电阻抗信号参数模型关系,采用分段进行相位、幅值及频谱的比较,将不同呼吸信号分类识别为不同的呼吸模式。

如图 1 所示,为本发明中基于生物电阻抗的睡眠呼吸模式识别方法具体实施例的流程图,本具体实施例的基于生物电阻抗的睡眠呼吸模式识别方法的具体步骤包括:

步骤 S101: 采集人体的胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号;

步骤 S102: 对胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号分别进行数据处理转换成数字信号数据;

步骤 S103: 根据胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号之间的关系对胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号进行分段、识别并确定人体的

呼吸模式。

在具体实施过程中，步骤 S101 采用四极法测量患者胸部和腹部的人体电阻抗值。具体为，如图 2 所示，两对激励电极 I_p 、 I_n 及两对检测电极 V_p 、 V_n 分别固定在胸部及腹部相应位置。通过固定在人体胸前乳头左侧区域及对应的背部投影位置的一对激励电极 I_p 、 I_n 和固定在人体肚脐左侧区域及对应的背部投影位置的另一对激励电极 I_p 、 I_n 输入电流激励；通过固定在人体胸前乳头右侧区域及对应的背部投影位置的一对信号检测电极 V_p 、 V_n 和固定在人体肚脐右侧区域及对应的背部投影位置的另一对信号检测电极 V_p 、 V_n 采集人体胸部和腹部的电压信号，经计算后得到胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号；作为一种备选方案，胸部和腹部位置的激励电极与检测电极可以交换粘帖位置。

此外，本发明采用多通道开关技术实现实时采集胸部及腹部的生物电阻抗信号，在保证采集胸部呼吸电阻抗信号及腹部呼吸电阻抗信号之间的时间差远小于呼吸信号周期的情况下简化了硬件电路的设计。

在步骤 S102 中，由于各电极贴在人体胸部和腹部，会受到其他生理信号的干扰，同时可能伴有偶尔的电极接触问题产生的阻抗过载现象，因此，对于采集到的电阻抗信号，需要进行数据处理，具体地，对胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号分别进行滤波处理，然后将其通过模数转换处理转变成数字信号类型的胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号。滤波可以采用带通滤波器的处理方法实现，带通滤波器可采用切比雪夫带通滤波器，阶数为 4 阶，通带频率为 0.1Hz-4Hz。同时将高于 100 欧姆的数据均取其前一时刻的数据来代替，目的是减少干扰，使采用曲线更平滑。图 3 为经过滤波

后的胸部呼吸电阻抗信号及腹部呼吸电阻抗信号数据。

在步骤 S103 中, 本具体实施例通过如下步骤对胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号进行分段:

步骤 S1031: 设定极大值点变化阈值 A_1 ;

步骤 S1032: 利用滑动窗函数对已为数字信号数据的胸部呼吸电阻抗信号进行处理, 提取滑动窗函数内的呼吸信号极大值点的平均值 Y_i , 将相邻滑动窗函数内平均值的差的绝对值 $|Y_{i+1}-Y_i|$ 和极大值点变化阈值 A_1 进行比较, 如果绝对值 $|Y_{i+1}-Y_i|$ 大于 A_1 , 则后一个滑动窗函数的数据起点为一个幅值变化分段点, 以第一个幅值变化分段点为起点, 提取相邻的幅值变化分段点之间的胸部呼吸电阻抗信号作为幅值变化分段信号, 依据同样的幅值变化分段点对腹部呼吸电阻抗信号进行分段获取相对应的幅值变化分段信号;

具体地, 如图 4 所示, 对已为数字信号类型的胸部呼吸电阻抗信号加一定窗宽 W_1 的滑动窗函数, 提取窗函数内的胸部呼吸电阻抗信号的极大值点, 然后计算窗函数内的极大值点的平均值。将窗函数按给定的步长 L_1 在胸部呼吸电阻抗信号上滑动, 依次计算出窗函数内的极大值点 P_{ci} , 然后计算该窗函

数内的极大值点的平均值 $F_{ci} = \frac{\sum_{i=1}^n P_{ci}}{n}$ 。对平均值 F_{ci} 的变化设定极大值点变化

阈值 A_1 , 当相邻平均值 F_{ci} 的变化 $|F_{ci}-F_{c(i+1)}|$ 超过极大值点变化阈值 A_1 时, 则产生此平均值 $F_{c(i+1)}$ 的窗函数的起点为胸部呼吸电阻抗信号的一个幅值变化分段点, 同时对相应位置的腹部呼吸电阻抗信号进行分段, 胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号的分段一一对应。滑动窗函数的宽度 W_1 可以根据不同的采样率 f 设定不同值, 一般设定窗函数的宽度点数为 $30*f$, 即采用 30 秒

的呼吸数据作为滑动窗函数的宽度。同时可以设定滑动窗函数的步长 L_1 为窗函数的宽度 W_1 。滑动窗函数的宽度 W_1 及步长 L_1 均可根据需要进行调整。一般设定极大值点变化阈值 A_1 为 0.1，也可以根据胸部呼吸电阻抗信号的变化程度调整为其他值。

由于各个人在静息状态下呼吸阻抗信号的幅值变化程度具有个体性差异，所以本具体实施例在监测过程中可以增加一个计算呼吸阻抗幅值变化平均值的步骤，该步骤获取各个人在静息状态下的呼吸阻抗幅值变化的平均值。该平均值作为判断胸部呼吸阻抗及腹部呼吸阻抗变化程度的参考标准，能够有效的保证整个算法的有效性，排除异常变化的干扰。

步骤 S1033：对胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号相对应的幅值变化分段信号内的呼吸电阻抗信号加上滑动窗函数，分别提取滑动窗函数内的胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号的信号波峰出现的一系列时刻 t_{ai} 和 t_{bi} ；计算获取滑动窗函数内的胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信

$$\text{号的相位关系 } G = \frac{\sum_{i=1}^n |t_{ai} - t_{bi}|}{n};$$

步骤 S1034：设定相位阈值 A_2 ，将相位关系 G 与相位阈值 A_2 进行比较，如果 G 值大于相位阈值 A_2 ，则该滑动窗函数的数据起点为一个相位关系分段点，以每段幅值变化分段信号的起点和终点分别为该段信号第一个和最后一个相位关系分段点，提取相邻的相位关系分段点之间的胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号为相位关系分段信号；

具体地，如图 5 所示，对胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号相对应分段内的呼吸电阻抗信号同时加上窗宽为 W_2 ，步长为 L_2 的滑动窗函数，

然后分别提取窗函数内的胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号的信号

波峰出现的一系列时刻 t_{ai} 和 t_{bi} ，最后采用公式 $G = \frac{\sum_{i=1}^n |t_{ai} - t_{bi}|}{n}$ 计算窗函数内的胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号的相位关系；接着对胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号的相位关系设定相位阈值 A_2 ，当表示胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号相位关系的 G 值小于阈值 A_2 时，则使 $G=1$ ；当表示胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号相位关系的 G 值大于阈值 A_2 时，则使 $G=2$ ，同时以产生此 G 值的窗函数内的数据起点为胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号的一个相位关系分段点，以每段幅值变化分段信号的起点和终点分别为该段信号第一个和最后一个相位关系分段点，提取相邻的相位关系分段点之间的胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号为相位关系分段信号，且胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号的相位关系分段信号一一对应。滑动窗函数的宽度 W_2 可以根据不同的采样率 f 设定不同的值，一般设定窗函数的宽度点数为 $30*f$ ，即采用 30 秒的呼吸数据作为滑动窗函数的宽度。同时设定滑动窗函数的步长 L_2 为窗函数的宽度 W_2 。滑动窗函数的宽度 W_2 及步长 L_2 均可根据需要进行调整。一般根据呼吸频率设定胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号的相位关系的变化阈值 A_2 为 1，也可以根据呼吸频率的变化调整为其他值。

步骤 S1035: 分别提取各相位关系分段信号内的胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号的极大值点 P_{ci} 和 P_{ai} ；计算各相位关系分段信号内的胸部呼

吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号的极大值点的平均值 $F_c = \frac{\sum_{i=1}^n P_{ci}}{n}$ 和

$$F_a = \frac{\sum_{i=1}^n P_{ai}}{n};$$

步骤 S1036: 利用 $F = \frac{F_c}{F_a}$ 计算获取各相位关系分段信号内的胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号之间的幅值变化关系;

步骤 S1037: 计算各相位关系分段信号内的胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号的频谱; 然后计算各相位关系分段信号内的胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号在设定频率范围内的频谱积分 $I_c = \int_{f_1}^{f_2} W_c df$ 和

$$I_a = \int_{f_1}^{f_2} W_a df; \text{ 设定频率范围可以根据经验值设定, 一般设置为 } 0.1-1\text{Hz};$$

步骤 S1038: 利用 $I = \frac{I_c}{I_a}$ 计算获取各相位关系分段信号内的胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号之间的频谱变化关系; 各分段数据的频谱变化关系包括各分段信号内的胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号的频谱成分的差异及各自的功率谱的特征。由于带通滤波器的作用, 有效的频谱成分范围为 0.2-0.45HZ, 其他频谱成分被有效的滤除。不同的呼吸模式状态下, 胸部呼吸电阻抗信号的频谱与腹部呼吸电阻抗信号的频谱具有显著差异, 相同的频率成分在胸部呼吸电阻抗信号频谱及腹部呼吸电阻抗信号频谱中占有不同的比重, 这些数据都可以通过实验获取, 从而建立不同呼吸模式下胸部呼吸电阻抗信号的频谱成分与腹部呼吸电阻抗信号的频谱成分的关系。

步骤 S1039: 建立睡眠呼吸模式 M 和胸部呼吸电阻抗信号与腹部呼吸电

阻抗信号之间的相位关系 G 、幅值变化关系 F 及频谱变化关系 I 的参数模型关系式 $M=G \cdot F \cdot I$ 。计算各相位关系分段信号内的 M 值，根据 M 值的范围判断各相位关系分段信号内呼吸信号的呼吸模式。其中 G 值的计算可以直接利用步骤 S1033 中求取的 G 值， M 值的不同对应于不同的呼吸模式，呼吸模式对应的 M 值范围可以根据实验经验获取；具体地，当 M 值为 10~20 时，识别该分段的睡眠呼吸模式为胸式呼吸；当 M 值为 2~6 时，识别该分段的睡眠呼吸模式为顺式腹式呼吸；当 M 值大于 20 时，识别该分段的睡眠呼吸模式为逆式腹式呼吸；当 M 值为 7~10 时，识别该分段的睡眠呼吸模式为中枢型呼吸暂停；当 M 值小于 2 时，识别该分段的睡眠呼吸模式为阻塞型呼吸暂停。

根据上述发明的基于生物电阻抗的睡眠呼吸模式识别方法,本发明还提供了一种基于生物电阻抗的睡眠呼吸模式识别装置，以下就本发明的基于生物电阻抗的睡眠呼吸模式识别方法装置的具体示例进行详细说明。

本实施例的基于生物电阻抗的睡眠呼吸模式识别装置，包括：电极和监测仪，其中，

电极包括激励电极和检测电极。激励电极，佩戴在人体胸部和腹部位置，用于提供激励电流至人体组织；检测电极，佩戴在人体胸部和腹部位置，用于接收人体胸部和腹部的电压信号；

如图 6 所示，所述监测仪的硬件部分包括：

激励电流模块，用于为激励电极提供稳定的电流激励；

多通道开关模块，与电极、激励电流模块和阻抗计算模块连接，用于向不同部位的激励电极提供电流激励、接收检测电极的电压信号和接收检测电极的电压信号传输给阻抗计算模块；

阻抗计算模块，与多通道开关模块连接，根据检测电极提供的电压信号计算出胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号；

主控模块，与阻抗计算模块连接，用于对胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号进行模数转换并对信号进行分析处理，然后分类识别确定人体的呼吸模式；

报警模块，与主控模块连接，用于对超时的呼吸暂停进行报警提醒；

电源模块，为以上各个模块提供模拟电压和数字电压，

监测仪，通过激励电流模块产生激励电流提供给多通道开关模块，多通道开关模块选择导通不同通路后将激励电流传输至激励电极，激励电极将激励电流注入人体，同时检测电极采集胸部和腹部的电压信号后将其发送至多通道开关模块，多通道开关模块将接收的电压信号发送至阻抗计算模块，阻抗计算模块根据电压信号计算出胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号，最后将胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号送入主控模块转化为数字信号后进行信号的分析处理并分段识别确定人体的呼吸模式。

如图 2 所示，测试前先将测试电极贴于人体，可以采用四极法测量人体电阻抗，具体地，将两对激励电极 I_p 、 I_n 及两对检测电极 V_p 、 V_n 分别固定在胸部及腹部相应位置。胸部激励电极正极 I_p 固定在右胸乳头左侧，激励电极负极 I_n 固定在激励电极 I_p 在背部的投影位置；胸部检测电极 V_p 固定在右胸乳头右侧，检测电极 V_n 固定在检测电极 V_p 在背部的投影位置；腹部激励电极正极 I_p 固定在肚脐左侧，激励电极负极 I_n 固定在激励电极 I_p 在背部的投影位置；腹部检测电极 V_p 固定在肚脐右侧，检测电极 V_n 固定在检测电极 V_p 在背部的投影位置。

放置好检测电极后，启动监测仪即可正常工作，获取胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号后进行信号的分析处理，然后分段识别确定人体的呼吸模式；

本发明的装置由激励电流模块可提供频率范围 10~100KHz，幅值范围为 0.5-5mA 稳定的激励电流输入人体，由检测电极获取人体的电压信号经阻抗计算模块后得到人体的电阻抗信号，接着送入主控模块完成初步滤波及模拟数字转换后进行信号的分析处理，然后分段识别确定人体的呼吸模式。作为一种补充方式，监测仪可将转换后的数字信号发送至电脑进行信号的分析处理及分段识别。

1. 一种基于生物电阻抗的睡眠呼吸模式识别方法，其特征在于，包括如下步骤：

(a) 采集人体的胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号；

(b) 对胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号分别进行数据处理转换成数字信号数据；

(c) 根据胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号之间的关系对人体的睡眠呼吸信号进行分段识别确定人体的呼吸模式。

2. 根据权利要求 1 所述的基于生物电阻抗的睡眠呼吸模式识别方法，其特征在于，所述步骤 (a) 的具体步骤为：

通过固定在人体胸前乳头左侧或右侧区域及对应的背部投影位置的一对激励电极和固定在人体肚脐左侧或右侧区域及对应的背部投影位置的另一对激励电极同步输入电流激励；

通过固定在人体胸前乳头右侧或左侧区域及对应的背部投影位置的一对信号检测电极和固定在人体肚脐右侧或左侧区域及对应的背部投影位置的另一对信号检测电极同步采集人体胸部和腹部的电压幅值数据，经计算后得到胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号。

3. 根据权利要求 1 所述的基于生物电阻抗的睡眠呼吸模式识别方法，其特征在于，所述步骤 (c) 的具体步骤为：

(c1) 根据已为数字信号数据的胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号之间的幅值变化关系及相位关系进行一一对应的幅值变化分段及相位关系分段；

(c2) 分析获取各相位关系分段内胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号之间的频谱变化关系；根据各相位关系分段信号的幅值变化关系、相位关系和频谱变化关系对胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号进行分类识别并确定人体的睡眠呼吸模式。

4. 根据权利要求 3 所述的基于生物电阻抗的睡眠呼吸模式识别方法，其特征在于，所述步骤 (c1) 的具体步骤为：

(c11) 设定极大值点变化阈值；

(c12) 利用滑动窗函数对已为数字信号数据的胸部呼吸电阻抗信号进行处理，提取相邻滑动窗函数内的呼吸信号极大值点的平均值，将相邻滑动窗函数内的平均值的差的绝对值与极大值点变化阈值进行比较，如果该绝对值大于极大值点变化阈值，则后一个滑动窗函数内的数据起点为一个幅值变化分段点；

(c13) 以第一个幅值变化分段点为起点，提取相邻的幅值变化分段点之间的胸部呼吸电阻抗信号作为幅值变化分段信号，依据同样的幅值变化分段点对腹部呼吸电阻抗信号进行分段获取相对应的幅值变化分段信号；

(c14) 对幅值变化分段信号内的胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号加上滑动窗函数, 分别提取滑动窗函数内的胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号的信号波峰出现的一系列时刻;

(c15) 根据提取的一系列时刻计算滑动窗函数内的胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号之间的相位关系 G ;

(c16) 设定相位阈值, 将相位关系 G 与相位阈值进行比较, 如果 G 值大于相位阈值, 则该滑动窗函数的数据起点为一个相位关系分段点;

(c17) 以每段幅值变化分段信号的起点和终点分别为该段信号第一个和最后一个相位关系分段点, 提取相邻的相位关系分段点之间的胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号为相位关系分段信号。

5. 根据权利要求 3 所述的基于生物电阻抗的睡眠呼吸模式识别方法, 其特征在于, 所述步骤 (c2) 的具体步骤为:

(c21) 分别提取各相位关系分段信号内的胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号的极大值点;

(c22) 根据极大值点计算各相位关系分段信号内的胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号的极大值点的平均值;

(c23) 计算各相位关系分段信号内的胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号的极大值点的平均值的比值, 获得信号之间的幅值变化关系 F ;

(c24) 计算各相位关系分段信号内的胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号的频谱;

(c25) 计算各相位关系分段信号内的胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号在设定频率范围内的频谱积分;

(c26) 计算各相位关系分段信号内的胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号的频谱积分的比值, 获得信号之间的频谱变化关系 I ;

(c27) 建立睡眠呼吸模式 M 和胸部呼吸电阻抗信号与腹部呼吸电阻抗信号之间的相位关系 G 、幅值变化关系 F 及频谱变化关系 I 的参数模型关系式 $M=G \cdot F \cdot I$; 计算各相位关系分段信号内的胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号的 M 值, 根据 M 值的范围判断各段呼吸信号的呼吸模式。

6. 一种基于生物电阻抗的睡眠呼吸模式识别装置, 其特征在于, 包括电极和监测仪, 其中,

电极包括激励电极和检测电极; 激励电极, 佩戴在人体胸部和腹部位置, 用于提供激励电流

至人体组织；检测电极，佩戴在人体胸部和腹部位置，用于接收人体胸部和腹部的电压信号；

所述监测仪的硬件部分包括：

激励电流模块，用于为激励电极提供电流激励；

多通道开关模块，与电极、激励电流模块和阻抗计算模块连接，用于向不同部位的激励电极提供电流激励、接收检测电极的电压信号和接收检测电极的电压信号传输给阻抗计算模块；

阻抗计算模块，与多通道开关模块连接，根据检测电极提供的电压信号计算出胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号；

主控模块，与阻抗计算模块连接，用于对胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号进行模数转换并对信号进行分析处理，然后分类识别确定人体的呼吸模式；

报警模块，与主控模块连接，用于对超时的呼吸暂停进行报警提醒；

电源模块，为以上各个模块提供模拟电压和数字电压；

监测仪，通过激励电流模块产生激励电流提供给多通道开关模块，多通道开关模块选择导通不同通路后将激励电流传输至激励电极，激励电极将激励电流注入人体，同时检测电极采集胸部和腹部的电压信号后将其发送至多通道开关模块，多通道开关模块将接收的电压信号发送至阻抗计算模块，阻抗计算模块根据电压信号计算出胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号，最后将胸部呼吸电阻抗信号和腹部呼吸电阻抗信号送入主控模块转化为数字信号后进行信号的分析处理并分段识别确定人体的呼吸模式。

说明书附图

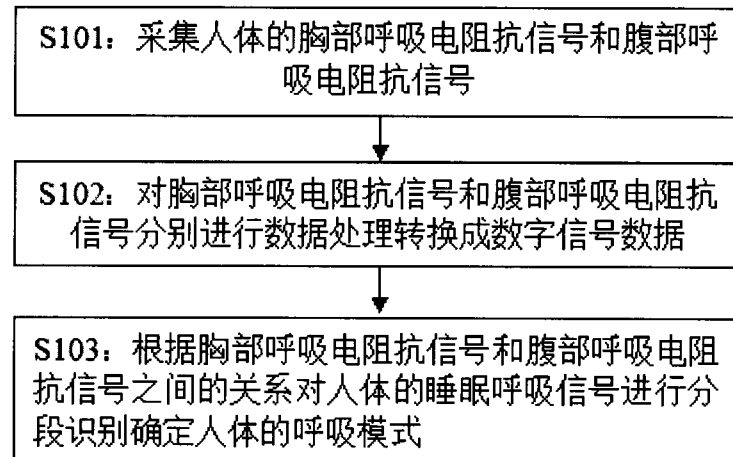


图 1

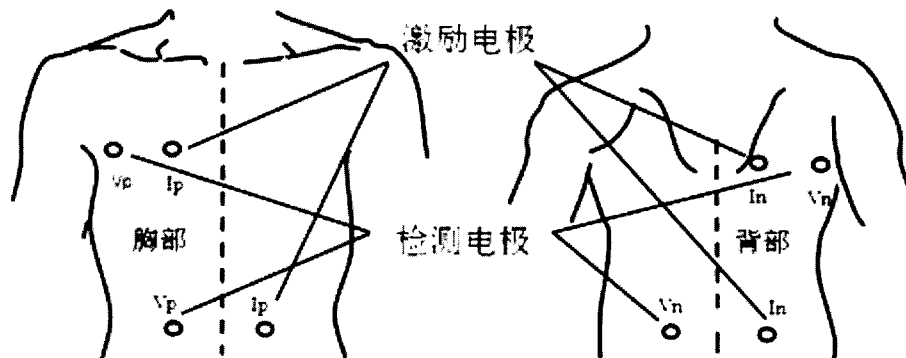


图 2

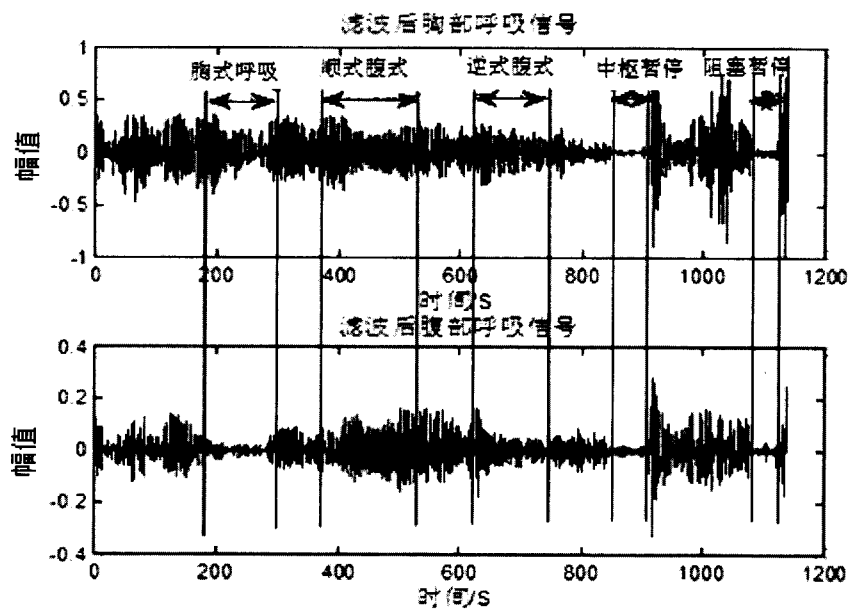


图 3

说明书附图

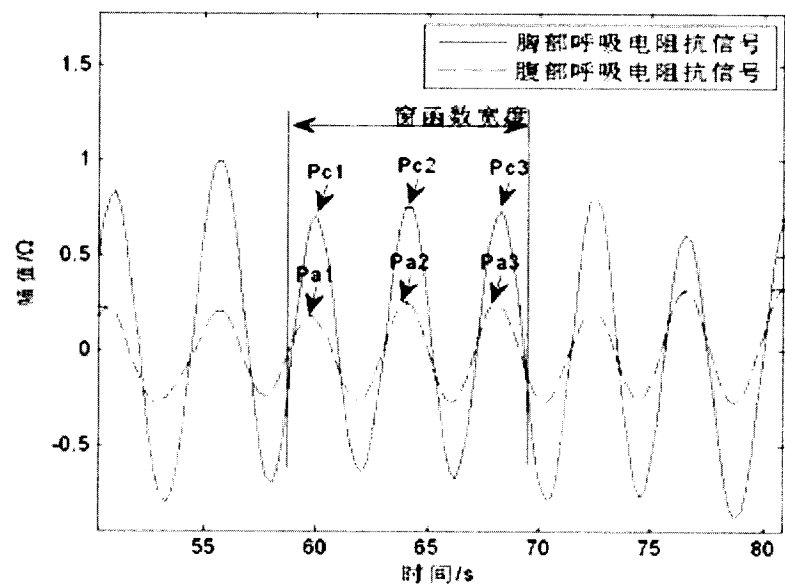


图 4

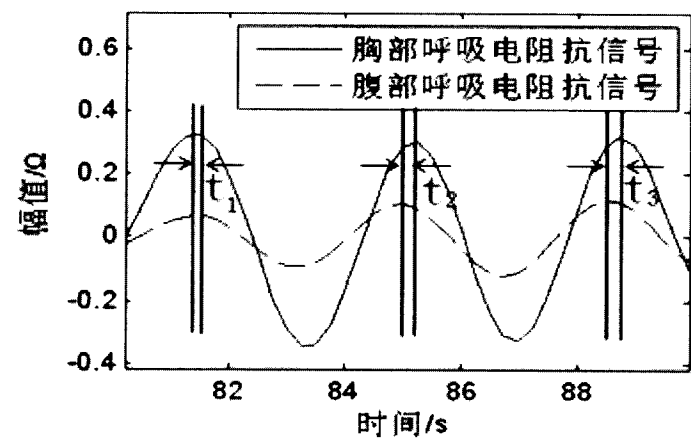


图 5

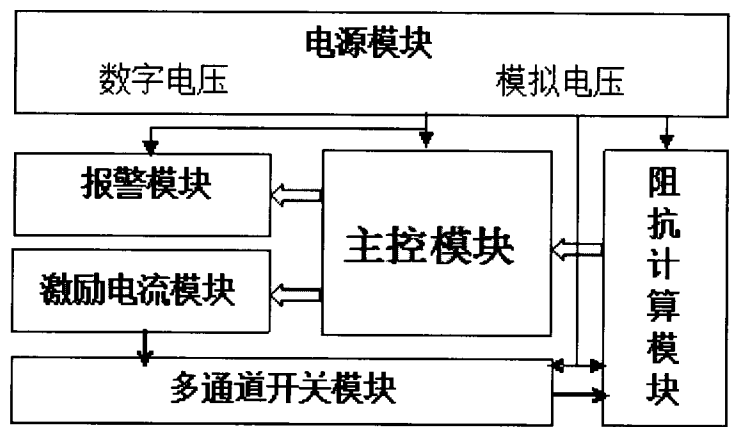


图 6

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2013/078374

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

See the extra sheet

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

IPC: A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

CNABS, CNTXT, CNKI: breathe, sleep, impedance, abdomen, stomach, thorax, classification, phase, amplitude, segmentation

VEN, WOTXT, USTXT, EPTXT, IEEE: breath+, respir+, sleep+, somnus, impedance, trans?thoracic, thoracic, thorax, chest, abdom+, stomach, paunch, apnea, apnoea, class+, segment+, amplitude, phase

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
PX	CN 103070683 A (SUN YAT-SEN UNIVERSITY), 01 May 2013 (01.05.2013), description, paragraphs [0005]-[0029], and figures 1-6	1-6
X	WANG, Hongbin et al., The multiple-way respiratory monitor system based on electrical impedance, Preceedings of the 32nd Anniversary Conference of Guangdong Society of Biomedical Engineering and the 2012 Academic Conference of Guangzhou (International) Biomedical Engineering, 01 September 2012, pages 140-146	1-3, 6
A	CN 1611182 A (SHANGHAI JIERUNSI TEXTILE PRODUCT INDUSTRY CO., LTD.), 04 May 2005 (04.05.2005), the whole document	1-6
A	CN 101953685 A (MINDRAY DS USA, INC.), 26 January 2011 (26.01.2011), the whole document	1-6
A	US 2005203431 A1 (GE MEDICAL SYSTEMS INFORMATION TECHNOLOGIES INC.), 15 September 2005 (15.09.2005), the whole document	1-6

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"&" document member of the same patent family
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

Date of the actual completion of the international search 22 September 2013 (22.09.2013)	Date of mailing of the international search report 17 October 2013 (17.10.2013)
Name and mailing address of the ISA/CN: State Intellectual Property Office of the P. R. China No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao Haidian District, Beijing 100088, China Facsimile No.: (86-10) 62019451	Authorized officer WEI, Na Telephone No.: (86-10) 61041020

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/CN2013/078374

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2012021900 A1 (RESPIRATORY MOTION INC.), 16 February 2012 (16.02.2012), the whole document	1-6
A	CN 201361029 Y (ZHOU, Hongjian), 16 December 2009 (16.12.2009), the whole document	1-6

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/CN2013/078374

Patent Documents referred in the Report	Publication Date	Patent Family	Publication Date
CN 103070683 A	01.05.2013	None	
CN 1611182 A	04.05.2005	CN 100444781 C	24.12.2008
CN 101953685 A	26.01.2011	US 2010268093 A1	21.10.2010
		US 8396537 B2	12.03.2013
		US 2013178719 A1	11.07.2013
US 2005203431 A1	15.09.2005	DE 102005011769 A1	29.09.2005
		US 7351208 B2	01.04.2008
WO 2012021900 A1	16.02.2012	US 2012041279 A1	16.02.2012
		WO 2013013153 A1	24.01.2013
		CA 2805124 A1	16.02.2012
		AU 2011289159 A1	14.02.2013
		US 2013023781 A1	24.01.2013
		CN 103153184 A	12.06.2013
		EP 2603138 A1	19.06.2013
CN 201361029 Y	16.12.2009	None	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2013/078374

CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 5/085 (2006.01) i

A61B 5/053 (2006.01) i

国际检索报告

国际申请号

PCT/CN2013/078374

A. 主题的分类

参见附加页

按照国际专利分类(IPC)或者同时按照国家分类和 IPC 两种分类

B. 检索领域

检索的最低限度文献(标明分类系统和分类号)

IPC: A61B

包含在检索领域中的除最低限度文献以外的检索文献

在国际检索时查阅的电子数据库(数据库的名称, 和使用的检索词(如使用))

CNABS, CNTXT, CNKI: 呼吸, 睡, 阻抗, 腹, 胃, 胸, 分类, 相位, 幅值, 分段

VEN, WOTXT, USTXT, EPTXT, IEEE: breath+, respir+, sleep+, somnus, impedance, trans?thoracic, thoracic, thorax, chest, abdom+, stomach, paunch, apnea, apnoea, class+, segment+, amplitude, phase

C. 相关文件

类 型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求
PX	CN 103070683 A (中山大学) 01.5 月 2013 (01.05.2013) 说明书第[0005]段至第[0029]段、附图 1-6	1-6
X	汪洪彬 等. 基于电阻抗技术的多通道呼吸监测系统. 广东省生物医学工程学会成立 32 周年纪念大会暨 2012 广州(国际)生物医学工程学术大会论文集. 01.9 月 2012, 第 140-146 页	1-3, 6
A	CN 1611182 A (上海洁润丝纺织品工业有限公司) 04.5 月 2005 (04.05.2005) 全文	1-6
A	CN 101953685 A (迈瑞 DS 美国有限责任公司) 26.1 月 2011(26.01.2011) 全文	1-6
A	US 2005203431 A1 (GE MEDICAL SYSTEMS INFORMATION TECHNOLOGIES INC.) 15.9 月 2005 (15.09.2005) 全文	1-6

☒ 其余文件在 C 栏的续页中列出。

☒ 见同族专利附件。

* 引用文件的具体类型:

“A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件

“E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利

“L” 可能对优先权要求构成怀疑的文件, 或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件(如具体说明的)

“O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件

“P” 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件

“T” 在申请日或优先权日之后公布, 与申请不相抵触, 但为了理解发明之理论或原理的在后文件

“X” 特别相关的文件, 单独考虑该文件, 认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性

“Y” 特别相关的文件, 当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时, 要求保护的发明不具有创造性

“&” 同族专利的文件

国际检索实际完成的日期

22.9 月 2013 (22.09.2013)

国际检索报告邮寄日期

17.10 月 2013 (17.10.2013)

ISA/CN 的名称和邮寄地址:

中华人民共和国国家知识产权局

中国北京市海淀区蓟门桥西土城路 6 号 100088

传真号: (86-10)62019451

授权官员

魏娜

电话号码: (86-10) **61041020**

C(续). 相关文件		
类 型	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求
A	WO 2012021900 A1 (RESPIRATORY MOTION INC.) 16.2 月 2012 (16.02.2012) 全文	1-6
A	CN 201361029 Y (周洪建) 16.12 月 2009 (16.12.2009) 全文	1-6

国际检索报告

关于同族专利的信息

国际申请号

PCT/CN2013/078374

检索报告中引用的 专利文件	公布日期	同族专利	公布日期
CN 103070683 A	01.05.2013	无	
CN 1611182 A	04.05.2005	CN 100444781 C	24.12.2008
CN 101953685 A	26.01.2011	US 2010268093 A1	21.10.2010
		US 8396537 B2	12.03.2013
		US 2013178719 A1	11.07.2013
US 2005203431 A1	15.09.2005	DE 102005011769 A1	29.09.2005
		US 7351208 B2	01.04.2008
WO 2012021900 A1	16.02.2012	US 2012041279 A1	16.02.2012
		WO 2013013153 A1	24.01.2013
		CA 2805124 A1	16.02.2012
		AU 2011289159 A1	14.02.2013
		US 2013023781 A1	24.01.2013
		CN 103153184 A	12.06.2013
		EP 2603138 A1	19.06.2013
CN 201361029 Y	16.12.2009	无	

主题的分类

A61B 5/085 (2006.01) i

A61B 5/053 (2006.01) i