



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105769122 B

(45)授权公告日 2018.10.12

(21)申请号 201610150793.4
 (22)申请日 2016.03.16
 (65)同一申请的已公布的文献号
 申请公布号 CN 105769122 A
 (43)申请公布日 2016.07.20
 (73)专利权人 中国科学院电子学研究所
 地址 100080 北京市海淀区北四环西路19号
 (72)发明人 方震 盛婷钰 赵湛 陈贤祥 杜利东
 (74)专利代理机构 北京理工大学专利中心 11120
 代理人 仇蕾安 高燕燕
 (51)Int.Cl.
 A61B 5/00(2006.01)
 A61B 5/0452(2006.01)
 (56)对比文件
 CN 101991418 A,2011.03.30,

CN 104545888 A,2015.04.29,
 CN 101489478 A,2009.07.22,
 CN 104640591 A,2015.05.20,
 CN 101815465 A,2010.08.25,
 CN 1736324 A,2006.02.22,
 CN 104257353 A,2015.01.07,
 CN 102481127 A,2012.05.30,
 US 6415174 B1,2002.07.02,
 JP 2005102781 A,2005.04.21,
 WO 2014113599 A1,2014.07.24,
 US 2015164411 A1,2015.06.18,
 刘洪艳.睡眠呼吸暂停低通气综合征患者动态心电图时间RR间期散点图的变化.《心电图杂志(电子版)》.2012,第1卷(第2期),第94-96页.
 王双玲等.基于VC++6.0家庭式睡眠呼吸测试仪系统.《中国医学物理学》.2010,第2010卷(第4期),第2047-2050页.

审查员 常振楠

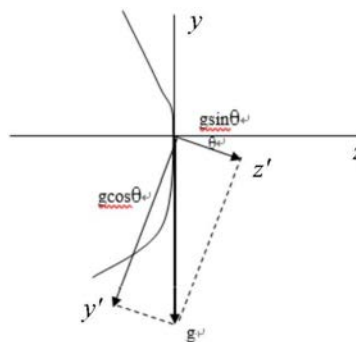
权利要求书2页 说明书7页 附图3页

(54)发明名称

一种睡眠呼吸暂停低通气指数的测量设备

(57)摘要

本发明公开了一种睡眠呼吸暂停低通气指数的测量方法。本发明采用了含有两个心电电极和一个三轴加速度计的贴片进行测试,避免了待测者产生不适的问题。而且,本发明通过分析传感器采集的数据,结合睡眠姿势获得了三路呼吸信号,并将三路信号进行了融合,获得了一个融合信号,使测试的结果更为准确。由于心脏上的交感神经和迷走神经的分布和支配并不对称。为了避免因上述情况导致的第一呼吸信号的测量值不准确的问题,本发明还对第一呼吸信号进行了修正,以提高准确性。



1. 一种睡眠呼吸暂停低通气指数的测量设备,其特征在于,所述设备为贴片式测量设备,包括一个可以依附在人体皮肤上的贴片和一个用于进行数据采集和处理的电子模块;其中,贴片包括采集单导双极心电图的两个心电电极;所述电子模块的具体测量方法为:

步骤一、将两个心电电极采集到的单导双极心电图进行分析,电子模块分别采用以下两种方法,获得两路呼吸信号:

1)、根据心率变异性理论,采集R峰到R峰间期时间序列,处理获得第一呼吸信号BR1;

2)、查找单导双极心电图中所有R峰在时间窗口阈值内的相邻的最大值和最小值,并求差,获得一系列心电图QRS波振幅,之后,对获得的所有心电图QRS波振幅进行重采样,得到振幅随时间变化的连续波形,对所述波形进行低通滤波,获得第二呼吸信号BR2;

步骤二、以贴片式测量设备所在位置作为原点,电子模块将人体的宽度方向、身高方向和胸廓前后方向分别对应地作为x轴、y轴和z轴方向,建立人体三维坐标系;无论当前待测者为仰卧状态还是侧卧状态:

在先呼气并憋住的状态下,电子模块找到人体三维坐标系中与重力方向相垂直的两个坐标轴,定义为N1和N2;

之后,在吸气并憋住的状态下,电子模块获取偏转角度 α 和偏转角度 β ,其中,N1相对于吸气并憋住状态时的坐标轴偏转角度为 α ,N2相对于吸气并憋住状态时的坐标轴偏转角度为 β ;

将偏转角度 α 和偏转角度 β 近似相等,定义偏转角度为 θ ;计算重力在呼气并憋住状态下坐标轴N1的分量以及在吸气并憋住状态下坐标轴N1的分量,获得重力的改变量;计算在呼气并憋住状态下坐标轴N2的分量以及在吸气并憋住状态下坐标轴N2的分量,获得重力的改变量;将获得的两个改变量进行融合,获得第三呼吸信号BR3;

步骤三、电子模块根据BR1、BR2和BR3三路信号赋予权值,并进行加权平均后,获得融合修正后的呼吸信号;

其中,BR1、BR2和BR3三路信号赋予权值的具体方法为:

第1步:选取时间窗口,获得在所述时间窗口内当前呼吸信号所有波峰点和波谷点的值,相邻的波峰值减去波谷值作为波形振幅,获得波形振幅的平均值并与设定的预期标准值P相减并取绝对值,得到 f_1 ;

第2步:根据第1步获得的当前呼吸信号波形振幅平均值,获得对应的呼吸信号波形振幅的标准差,并作为系数 f_2 ;

第3步:用第1步的时间窗口,选取当前呼吸信号中的所有最小值点,并计算标准差,并作为系数 f_3 ;

根据 $E = f_1 + f_2 + f_3$,获得组合系数E;并根据 $Q = f(E) = e^{-\frac{E}{\tau}}$,获得对应呼吸信号的权值;其中, τ 是一个大于零的常数;

步骤四、电子模块采用线性支持向量机对步骤三中获得的呼吸融合信号进行分类,判断当前是否存在呼吸暂停情况;并根据 $EPH = \frac{P}{(P+N)} \times \frac{3600}{WL}$,获得一小时内发生呼吸暂停情况的事件数EPH;WL是步骤三中选定的时间窗口长度; $\frac{3600}{WL}$ 的物理含义是一小时内的

窗口数量;P为累积一小时内有事件的分钟数,N为没有发生事件的分钟数;

步骤五、电子模块采用多导睡眠数据库中保留的EPH结果和睡眠呼吸暂停低通气指数AHI结果,用最小二乘估计的方法使用二阶回归模型拟合EPH和AHI值之间的关系 $y = \beta_2 x^2 + \beta_1 x + \beta_0$;其中,x是EPH的值,y是非负的AHI值, β_2 是二次效应的参数, β_1 是线性效应参数,截距 β_0 设置为零;获得参数 β_2 、 β_1 和 β_0 ;建立模型;在实际使用时,根据获得一小时内发生的事件数x,代入 $y = \beta_2 x^2 + \beta_1 x + \beta_0$ 中,即可获得睡眠呼吸暂停低通气指数。

2. 如权利要求1所述的测量设备,其特征在于,

对步骤一中获得的第一呼吸信号BR1进行修正:

首先,待测者呈仰卧状态,采用步骤一中提取第一呼吸信号BR1的方法,提取前n次的振幅,求其平均值,定义为A;一般地, $n=5$;

待测者呈左侧卧位状态,采用步骤一中提取第一呼吸信号BR1的方法,提取前n次的振幅,求其平均值,定义为A';根据 $t = \frac{A}{A'}$,获得左侧卧位的比例因子t;

待测者呈右侧卧位状态,采用步骤一中提取第一呼吸信号BR1的方法,提取前n次的振幅,求其平均值,定义为A'';根据 $t' = \frac{A}{A''}$,获得右侧卧位的比例因子t';

在实际测试时,根据被测者当前状态,选择相应的比例因子,对第一呼吸信号进行修正,获得修正后的信号BR1_{修正}。

3. 如权利要求1所述的测量设备,其特征在于,所述预期标准值P的具体取值为:

第一呼吸信号设为50ms,第二呼吸信号设为100 μ V,第三呼吸信号设为0.01g。

4. 如权利要求1所述的测量设备,其特征在于,所述两个心电电极分别固定在贴片两头,每一电极被水凝胶圆盘覆盖,并以125Hz采样频率记录待测者的单导双极心电图;所述电子模块包含嵌入式处理器、三轴加速度计和无线收发器。

5. 如权利要求1所述的测量设备,其特征在于,所述贴片式测量设备的贴服位置为以下三个位置中的任意一个位置:

- (1) 在左边锁骨中线的第二肋间上方;
- (2) 垂直贴在胸骨左缘;
- (3) 水平于在左边锁骨中线的第六肋间空间。

一种睡眠呼吸暂停低通气指数的测量设备

技术领域

[0001] 本发明涉及家用医疗设备领域,具体涉及一种睡眠呼吸暂停低通气指数的测量设备。

背景技术

[0002] 睡眠呼吸暂停低通气综合征(Sleep ApneaH ypopnea Syndrome,SAHS)是指各种原因导致睡眠状态下反复出现呼吸暂停、低通气、高碳酸血症和/或睡眠中断,从而使人体发生一系列病理生理改变的临床综合征。我国对此病的初步流行病学调查结果显示患病率为4%左右,以我国13亿人口计算,中国目前至少有5200万睡眠呼吸暂停综合征患者。因此,睡眠呼吸的监护是预防和诊治睡眠呼吸障碍的重要环节之一。

[0003] 睡眠呼吸障碍的严重程度可以用睡眠呼吸暂停低通气指数(AHI)来表示。目前AHI的值主要通过医院睡眠中心的多导睡眠图(PSG)测试获得,并根据公式:睡眠呼吸暂停低通气指数=[(呼吸暂停次数+低通气次数)/睡眠时间(分钟)]×60。其中,AHI<5:无SAHS/健康;5<AHI<15:轻微SAHS;15<AHI<30:中度SAHS;AHI>30严重SAHS。

[0004] 多导睡眠图(PSG)是公认的量化AHI评价睡眠呼吸暂停综合征严重程度的黄金标准。但是,多导睡眠图的测试费用非常的高昂,且必须在专门的睡眠实验室中测试获得,需要专业人员进行操作,获得多导睡眠图的结果通常需要两个星期。相比在患者的家庭环境中,实验室测试环境可能会显著影响正常的睡眠模式,并可能导致更多的呼吸暂停低通气事件,需要一种便携式呼吸障碍设备来替代。目前,便携式设备测量呼吸障碍的方法有:

[0005] (1)采用胸部绑带直接测量体表的位移,这种接触式的方法需要给胸廓施加一定的预压力,这会使受试者产生不适感,同时必然会对原始呼吸造成影响。

[0006] (2)使用温度、压力、湿度和气流传感器作为鼻孔传感器,根据温度、湿度或气流的变化来测呼吸,这种传感器佩戴不方便且不雅观,也容易影响受试者的正常呼吸。

[0007] (3)使用麦克风测量鼾声,这种方法易受外界噪声干扰,并且一些呼吸暂停患者夜间并不会打鼾。

[0008] (4)使用血氧探头,无法直接探测呼吸运动,只有在呼吸暂停时间较长,造成血氧饱和度有显著下降时,才能检测到呼吸暂停事件。

[0009] 此外,上述的便携式测量设备只能判断发生了呼吸暂停事件,不具备量化和校准AHI的功能,尤其对于间接测呼吸气流的方法来说,采集信号时没有考虑到睡姿对其的影响,导致所测结果往往与标准多导睡眠图测试结果有较大差异。

发明内容

[0010] 有鉴于此,本发明提供了一种睡眠呼吸暂停低通气指数的测量设备,能够便捷准确的获得睡眠呼吸暂停低通气指数,且对于患者来说,此测量设备舒适。

[0011] 一种睡眠呼吸暂停低通气指数的测量设备,所述设备贴片式测量设备,包括一个可以依附在人体皮肤上的贴片和一个用于进行数据采集和处理的电子模块;其中,贴片包

括采集单导双极心电图的两个心电电极;所述电子模块的具体测量方法为:

[0012] 步骤一、将两个心电电极采集到的单导双极心电图进行分析,电子模块分别采用以下两种方法,获得两路呼吸信号:

[0013] 1)、根据心率变异性理论,采集R峰到R峰间期时间序列,处理获得第一呼吸信号BR1;

[0014] 2)、查找单导双极心电图中所有R峰在时间窗口阈值内的相邻的最大值和最小值,并求差,获得一系列心电图QRS波振幅,之后,对获得的所有心电图QRS波振幅进行重采样,得到振幅随时间变化的连续波形,对所述波形进行低通滤波,获得第二呼吸信号BR2;

[0015] 步骤二、以贴片式测量设备所在位置作为原点,电子模块将人体的宽度方向、身高方向和胸廓前后方向分别对应地作为x轴、y轴和z轴方向,建立人体三维坐标系;无论当前待测者为仰卧状态还是侧卧状态:

[0016] 在先呼气并憋住的状态下,电子模块找到人体三维坐标系中与重力方向相垂直的两个坐标轴,定义为N1和N2;

[0017] 之后,在吸气并憋住的状态下,电子模块获取偏转角度 α 和偏转角度 β ,其中,

[0018] N1相对于吸气并憋住状态时的坐标轴偏转角度为 α ,

[0019] N2相对于吸气并憋住状态时的坐标轴偏转角度为 β ;将偏转角度 α 和偏转角度 β 近似相等,定义偏转角度为 θ ;计算重力在呼气并憋住状态下坐标轴N1的分量以及在吸气并憋住状态下坐标轴N1的分量,获得重力的改变量;计算在呼气并憋住状态下坐标轴N2的分量以及在吸气并憋住状态下坐标轴N2的分量,获得重力的改变量;将获得的两个改变量进行融合,获得第三呼吸信号BR3;

[0020] 步骤三、电子模块根据BR1、BR2和BR3三路信号赋予权值,并进行加权平均后,获得融合修正后的呼吸信号;

[0021] 其中,BR1、BR2和BR3三路信号赋予权值的具体方法为:

[0022] 第1步:选取时间窗口,获得在所述时间窗口内当前呼吸信号所有波峰点和波谷点的值,相邻的波峰值减去波谷值作为波形振幅,获得波形振幅的平均值并与设定的预期标准值P相减并取绝对值,得到 f_1 ;

[0023] 第2步:根据第1步获得的当前呼吸信号波形振幅平均值,获得对应的呼吸信号波形振幅的标准差,并作为系数 f_2 ;

[0024] 第3步:用第1步的时间窗口,选取当前呼吸信号中的所有最小值点,并计算标准差,并作为系数 f_3 ;

[0025] 根据 $E = f_1 + f_2 + f_3$,获得组合系数E;并根据 $Q = f(E) = e^{-\frac{E}{\tau}}$,获得对应呼吸信号的权值;其中, τ 是一个大于零的常数;

[0026] 步骤四、电子模块采用线性支持向量机对步骤三中获得的呼吸融合信号进行分类,判断当前是否存在呼吸暂停情况;并根据 $EPH = \frac{P}{(P+N)} \times \frac{3600}{WL}$,获得一小时内发生呼

吸暂停情况的事件数EPH;WL是步骤三中选定的时间窗窗口长度; $\frac{3600}{WL}$ 的物理含义是一小时内的窗口数量;P为累积一小时内有事件的分钟数,N为没有发生事件的分钟数;

[0027] 步骤五、电子模块采用多导睡眠数据库中保留的EPH结果和睡眠呼吸暂停低通气指数AHI结果,用最小二乘估计的方法使用二阶回归模型拟合EPH和AHI值之间的关系 $y = \beta_2 x^2 + \beta_1 x + \beta_0$;其中, x 是EPH的值, y 是非负的AHI值, β_2 是二次效应的参数, β_1 是线性效应参数,截距 β_0 设置为零;获得参数 β_2 、 β_1 和 β_0 ;建立模型;在实际使用时,根据获得一小时内发生的事件数 x ,代入 $y = \beta_2 x^2 + \beta_1 x + \beta_0$ 中,即可获得睡眠呼吸暂停低通气指数。

[0028] 较佳地,对步骤一中获得的第一呼吸信号BR1进行修正:

[0029] 首先,待测者呈仰卧状态,采用步骤一中提取第一呼吸信号BR1的方法,提取前 n 次的振幅,求其平均值,定义为 A ;一般地, $n=5$;

[0030] 待测者呈左侧卧位状态,采用步骤一中提取第一呼吸信号BR1的方法,提取前 n 次的振幅,求其平均值,定义为 A' ;根据 $t = \frac{A}{A'}$,获得左侧卧位的比例因子 t ;

[0031] 待测者呈右侧卧位状态,采用步骤一中提取第一呼吸信号BR1的方法,提取前 n 次的振幅,求其平均值,定义为 A'' ;根据 $t' = \frac{A}{A''}$,获得右侧卧位的比例因子 t' ;

[0032] 在实际测试时,根据被测者当前状态,选择相应的比例因子,对第一呼吸信号进行修正,获得修正后的信号BR1_{修正}。

[0033] 较佳地,所述预期标准值 P 的具体取值为:

[0034] 第一呼吸信号设为50ms,第二呼吸信号设为100 μ V,第三呼吸信号设为0.01g。

[0035] 较佳地,所述两个心电电极分别固定在贴片两头,每一电极被水凝胶圆盘覆盖,并以125Hz采样频率记录待测者的单导双极心电图;所述电子模块包含嵌入式处理器、三轴加速度计和无线收发器。

[0036] 较佳地,所述贴片式测量设备的贴服位置为以下三个位置中的任意一个位置:

[0037] (1) 在左边锁骨中线的第二肋间上方;

[0038] (2) 垂直贴在胸骨左缘;

[0039] (3) 水平于在左边锁骨中线的第六肋间空间。

[0040] 有益效果:

[0041] 1、本发明可以提供一个连续多夜睡眠呼吸暂停监测的使用方便、成本低廉的解决方案,可以得到AHI值和筛选SAHS。

[0042] 2、本发明使用含有两个心电电极和一个三轴加速度计的贴片形设备进行测试,避免了待测者产生不适的问题。而且,本发明通过分析传感器采集的数据,结合睡眠姿势获得了三路呼吸信号,并将三路信号进行了融合,获得了一个融合信号,使测试的结果更为准确。

[0043] 3、由于心脏上的交感神经和迷走神经其分布和支配并不对称。为了避免因上述情况引起心率变化导致的第一呼吸信号的测量值不准确的问题,本发明还对第一呼吸信号进行了修正,以提高准确性。

附图说明

[0044] 图1为直立状态下人体呼吸和吸气时重力在 z 轴和 y 轴产生投影的示意图。

[0045] 图2为直立状态下人体呼吸和吸气时重力在 x 轴和 y 轴产生投影的示意图。

- [0046] 图3为仰卧状态下的力学分析示意图。
[0047] 图4为侧卧状态下的力学分析示意图。
[0048] 图5为测量AHI算法流程图。
[0049] 图6为贴片式传感器的佩戴位置示意图。
[0050] 图7为第二呼吸信号获取原理图。
[0051] 图8为贴片式传感器结构示意图。

具体实施方式

[0052] 下面结合附图并举实施例,对本发明进行详细描述。

[0053] 本发明提供了一种睡眠呼吸暂停低通气指数的测量设备,该设备所采用的装置具体结构如下:

[0054] 本发明所采用的装置为贴片式测量设备;该测量设备底部为一个可以依附在人体皮肤上的贴片,顶部是一个用于进行数据采集和处理的电子模块;其中贴片包含两个心电电极和电池,其中,所述心电电极分别固定在贴片两头,每一电极被水凝胶圆盘覆盖,并以125Hz采样频率记录待测者的单导双极心电图;所述电子模块包含嵌入式处理器、三轴加速度计和无线收发器。

[0055] 将上述的测量设备贴服在靠近心脏的位置,其贴服位置可参考五导联心电监护仪的电极片位置放置,这样一来,获得的心电图波形振幅较大;如图2所示,这些位置在:(1)在左边锁骨中线的第二肋间上方,主要反映左右心房的电位变化;(2)垂直贴在胸骨左缘,主要反映右心室的电位变化;(3)水平于在左边锁骨中线的第六肋间空间,主要反映左心室的电位变化。

[0056] 步骤一、将测量设备上的两个心电电极采集到的单导双极心电图进行分析,获得两路呼吸信号;其具体获得方式为:

[0057] 方法一、由心率变异性理论可知,交感神经活动的增加或者迷走神经活动的减少导致心脏活动的加速。相反地,交感神经活动的减少或者迷走神经活动的增加导致心脏活动的减缓。在呼吸过程中,体内迷走神经和交感神经发生变化,势必会引起心率变化。即吸气时心率增加(R峰至R峰间隔减少),呼气时心率减少(R峰至R峰间隔增加)。其中,R峰为心电图中的专业名词;因此R峰至R峰间期时间序列可以被处理得到呼吸信号。使用小波算法检测单导双极心电图中的R峰,相邻的两个R峰之间的时间作为R峰至R峰间期时间序列。首先,对获得的R峰至R峰间期时间序列进行4Hz重采样;之后,对重采样点进行线性插值;采用截止频率为0.7Hz的低通滤波器进行滤波,便可获得第一呼吸信号BR1。

[0058] 方法二、由于在呼吸周期中,胸壁运动赋予心脏机械运动,并且不受自主神经系统影响,这种变化表现为QRS复合波的振幅调制,如图3所示。R峰值检测后,在R峰周围的100ms(两侧各50ms)窗口中找到最大值和最小值(V_{\max} 和 V_{\min}),测量 $V_{\max}-V_{\min}$ 作为心电图QRS波振幅。QRS波振幅测量也是以4Hz重采样,之后采用截止频率为0.7Hz的低通滤波器进行滤波,便可获得第二呼吸信号BR2。

[0059] 步骤二、由于心脏上的交感神经和迷走神经的分布和支配并不对称。交感神经主要位于心脏右侧,而迷走神经主要位于心脏左侧。在左侧卧位时,可以兴奋交感神经,心跳变快,心率增加;而右侧卧位时,迷走神经兴奋,心跳变慢,心率减少。由于步骤一中获得的

第一呼吸信号是根据心率的变异性理论获得的,所以,睡姿的改变,势必会影响获得的第一呼吸信号。譬如:当被测者的睡姿由左侧卧转为仰卧或右侧卧时,心率由快至慢,但这种情况并不代表呼吸暂停或低通气。故需将此误差消除。具体为:

[0060] 将仰卧状态下的第一呼吸信号BR1平均振幅A作为标准值:

[0061] 提取左侧卧位后第一呼吸信号的前五次的平均振幅A',取 $t = \frac{A}{A'}$ 作为左侧卧位的比例因子。在实际测试时,若被测者的当前睡姿为左侧卧位,则将提取到的第一呼吸信号BR1的幅值乘以t即可获得排除睡姿干扰的第一呼吸信号。

[0062] 同样地,提取右侧卧位后第一呼吸信号的前五次的平均振幅A'',取 $t' = \frac{A}{A''}$ 作为右侧卧位的比例因子。在实际测试时,若被测者的当前睡姿为左侧卧位,则将提取到的第一呼吸信号BR1的幅值乘以t'即可获得排除睡姿干扰的第一呼吸信号。

[0063] 所以,根据上述情况,获得第一呼吸信号在修正后的信号为:

[0064] $BR1_{修正} = c \times BR1 \times T + (1-c) \times BR1$ (1)

[0065] 其中,T代表比例因子,当三轴加速度计检测到被测者当前为左侧卧位是, $T = t$;当三轴加速度计检测到被测者当前为右侧卧位是, $T = t'$;如果睡姿改变到非仰卧状态置系数c为1。

[0066] 步骤三、由于第一呼吸信号和第二呼吸信号都是通过心电信号进行计算获得的,为了能够更加准确的获得被测者的实际呼吸信号,本发明还采用了三轴加速度计,对被测者的实际呼吸所产生的胸部周期性的运动进行测量。

[0067] 由于呼吸会导致胸部周期性运动,故本发明基于上述特征,将贴片式测量设备放置在胸口位置处,从而可以根据电子模块中的三轴加速度计的倾斜角度的周期性变化分析呼吸信号。

[0068] 首先,初始化三轴加速度计;被测者带上贴片式测量设备后,直立、呼气并憋住。

[0069] 如图1和2所示,以贴片式测量设备所在位置作为原点,将人体的宽度方向、身高方向和胸廓前后方向分别对应地作为x轴、y轴和z轴方向,建立贴片式测量设备的第一坐标系。由于呼吸时胸腔会产生变化,通过胸腔的变化程度,即可查明其呼吸状态。由于人体呼吸会对胸腔产生上、下、左、右、前和后的移动。也就是说,会对坐标系三个方向均会产生影响,但具体产生影响的程度是不一样的,为了简化运算,本发明将通过对比人体呼吸变化时三个方向的各自的敏感度,选取前两个最为敏感的方向作为获得第三呼吸信号的选取依据。具体为:

[0070] 在当前人体呼气并憋住的状态下,测试重力对三个方向上所产生的力的作用,进行投影后得:x轴投影量为0;y轴的投影量为g;z轴投影量为0;

[0071] 之后,被测者吸气且憋住,使被测者的胸腔内充满气体,

[0072] 由于在吸气时,胸腔会产生变化,这时,每个轴系相对于呼气并憋住状态下所对应的轴系之间会产生夹角,由于产生的角度近似相等,故定义为偏转角为 θ ,通常情况下, θ 趋于0;计算重力方向相对于z轴的投影量为 $g_z = g \sin \theta$,重力方向相对于y轴的投影量为 $g_y = g \sin \theta$,重力方向相对于x轴的投影量为 $g_x = g \sin \theta$;

[0073] 此时,在直立时,被测者在呼气和吸气的情况下重力的改变量为: $\Delta g_y = g(1 - \cos$

θ), $\Delta g_z = g \sin \theta$ 和 $\Delta g_x = g \sin \theta$ 。当 θ 趋于 0 时, Δg_y 是 Δg_z 的高阶无穷小, 即胸部运动引起重力加速度在 z 轴投影变化较 y 轴大, 更便于测量; 同理, 当 θ 趋于 0 时, Δg_y 是 Δg_x 的高阶无穷小, 即胸部运动引起重力加速度在 x 轴投影变化较 y 轴大。所以可以推论出: 胸部运动时与重力方向垂直的方向是最敏感的, 与重力方向平行的方向最不敏感; 所以, 在进行测试时, 仅需考虑与重力方向垂直的两个方向的投影即可;

[0074] 为此, 在进行实际测试时, 仍按照直立时的方法建立坐标系进行分析, 可知:

[0075] 当侧卧时, 如图 3 所示, 重力加速度与 x 轴重合, 此时,

$$[0076] \quad BR_3 = \Delta g_y + \Delta g_z \quad (2)$$

[0077] 其中, BR_3 为由三轴加速度计测量的第三呼吸信号, Δg_y 代表呼吸和吸气时重力在 y 轴上的改变量; Δg_z 代表呼吸和吸气时重力在 z 轴上的改变量;

[0078] 当仰卧时, 如图 4 所示, 重力加速度与 z 轴重合, 此时,

$$[0079] \quad BR_3 = \Delta g_y + \Delta g_x \quad (3)$$

[0080] 其中, Δg_x 代表呼吸时重力在 x 轴上的改变量;

[0081] 步骤四、将步骤一、步骤二和步骤三中的三个呼吸信号进行融合并修正:

[0082] 根据

$$[0083] \quad BR_{\text{平均}} = \frac{Q_1 \text{修正} BR_1 \text{修正} + Q_2 BR_2 + Q_{\text{加速度计}} BR_3}{Q_1 \text{修正} + Q_2 + Q_{\text{加速度计}}} \quad (4)$$

[0084] 获得来自心率变化、QRS 波振幅和三轴加速度计采集的三个呼吸信号, 进行加权平均后的呼吸融合信号。其中, Q 为权值; 权值的选取将依照该路信号的质量是否合理且稳定来确定, 质量越好 Q 值越大, 质量越差 Q 值越小; 每一路信号的 Q 值具体设定依据如下: 针对每一路呼吸信号来说:

[0085] 第 1 步: 以某一段时间 (一分钟) 作为时间窗口, 获获得在所述时间窗口内, 当前呼吸信号所有波峰点和波谷点的值, 相邻的波峰值减去波谷值作为波形振幅, 计算波形振幅的平均值并与预期标准值 P 相减并取绝对值得到 f_1 , 其中, 所述的预期标准值 P 为经验值, 本实施例中, 第一呼吸信号设为 50ms , 第二呼吸信号设为 $100 \mu\text{V}$, 第三呼吸信号设为 0.01g ; 该系数表示所测此路呼吸信号平均振幅与预期标准偏差的大小, 偏差越大说明该信号越不符合预期。

[0086] 第 2 步: 根据第 1 步获得的当前呼吸信号波形振幅平均值, 获得对应的呼吸信号波形振幅的标准差, 并作为系数 f_2 ; 该系数表示所测此路呼吸信号每个波形振幅的稳定程度, 标准差越大, 说明该信号越不稳定。

[0087] 第 3 步: 以第 1 步的时间窗口, 选取当前呼吸信号中的所有最小值点, 并计算标准差, 并作为系数 f_3 ; 该系数表示所测此路呼吸信号波形最值的稳定程度, 标准差越大, 说明该信号最值越不稳定, 可能某处遭受外界噪声破坏。

[0088] 根据公式

$$[0089] \quad E = f_1 + f_2 + f_3 \quad (5)$$

[0090] 获得组合系数 E ; 由于系数 f_1 、 f_2 和 f_3 有效的反应了采集到的呼吸信号的质量, 系数值越大, 采集的信号的质量越差。所以, 将其组合后, 能够更加明显的展现出信号采集的质量。为此, 采用指数函数式表示上述概念, 即:

[0091] 选取函数

$$[0092] \quad Q = f(E) = e^{-\frac{E}{\tau}} \quad (6)$$

[0093] 其中, τ 是一个常数 ($\tau > 0$)。

[0094] 步骤五、根据步骤四中获得的呼吸融合信号,采用修正的周期图法进行谱估计,获得呼吸融合信号的信号特征,形成特征向量 (F_v);发送给线性支持向量机 (SVM),作为线性支持向量机 (SVM) 的输入。其信号特征的选取是根据心率变异性在频域的变化成分设定的,包括:极低频 (VLF)、低频 (LF) 和 高频 (HF) 通带功率、LF/HF 比率、谱峭度、谱熵和峰均值比。

[0095] 步骤六、线性支持向量机 (SVM) 对步骤五中获得的呼吸融合信号进行分类,判断当前是否存在呼吸暂停情况;之后,根据公式:

$$[0096] \quad EPH = \frac{P}{(P+N)} \times \frac{3600}{WL} \quad (7)$$

[0097] 获得一小时内发生的事件数。WL 是步骤三中选定的时间窗窗口长度; $\frac{3600}{WL}$ 的物理含义是一小时内的窗口数量。累积一小时内有事件的分钟数 P 和没有事件的分钟数 N;

[0098] 步骤七、由于 AHI 代表的是一小时内出现呼吸暂停和低通气的次数,而 EPH 代表的是一小时内发生的事件数;而事件的设定则是发生/未发生呼吸暂停和低通气,故这里的 EPH 的值和 AHI 的值存在某种关系。

[0099] 本发明利用 MIT-BIH 的多导睡眠数据库 (MIT-BIH Polysomnographic Database) 对其中的病人进行模拟诊断,并对诊断的 EPH 结果与 PSG 诊断的 AHI 结果进行对比。发现 EPH 值与 AHI 值之间的关系是非线性的;

[0100] 因此,用最小二乘估计的方法使用二阶回归模型拟合 EPH 和 AHI 值之间的关系

$$[0101] \quad y = \beta_2 x^2 + \beta_1 x + \beta_0 \quad (8)$$

[0102] 其中, x 是 EPH 的值, y 是非负的 AHI 值, β_2 是二次效应的参数, β_1 是线性效应参数,截距 β_0 设置为零。

[0103] 将 MIT-BIH 的多导睡眠数据库的 EPH 结果和 AHI 结果代入公式,获得参数,进而求解得到 EPH 和 AHI 之间的数学关系表达式;

[0104] 在实际测试时,根据步骤四中获得的 EPH 结果,获得 AHI 的值,进而展现出被测者的呼吸暂停低通气的严重程度。最终计算结果可以通过无线方式传送到智能终端,可以实时查看和存储数据,从而达到实时测量睡眠呼吸暂停低通气指数的目的。

[0105] 综上所述,以上仅为本发明的较佳实施例而已,并非用于限定本发明的保护范围。凡在本发明的精神和原则之内,所作的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

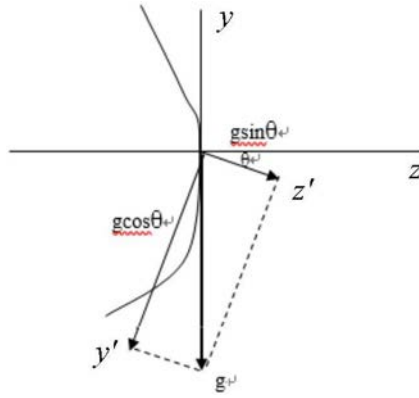


图1

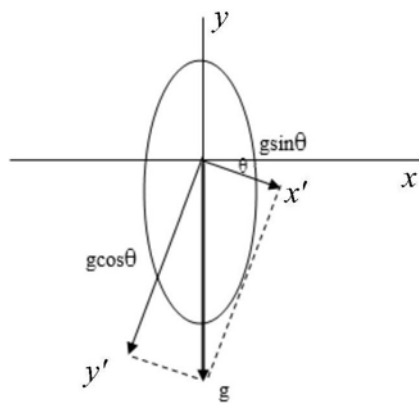


图2

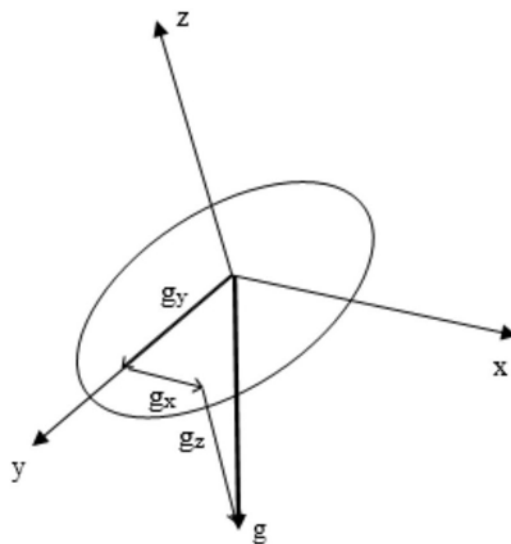


图3

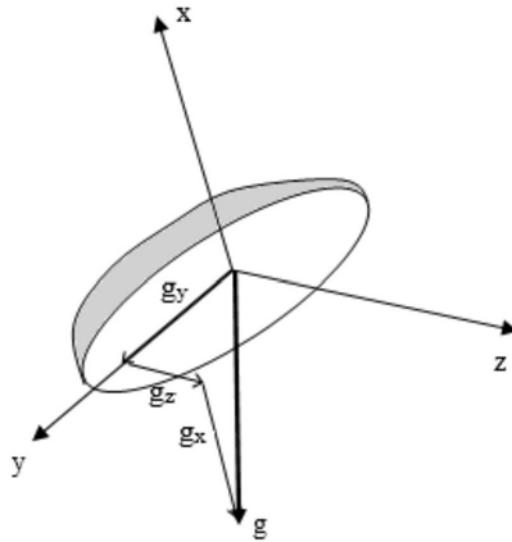


图4

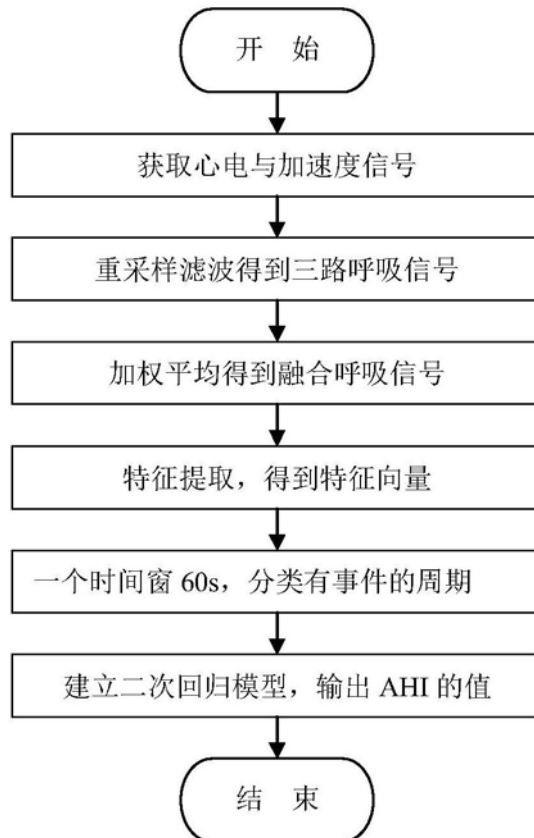


图5

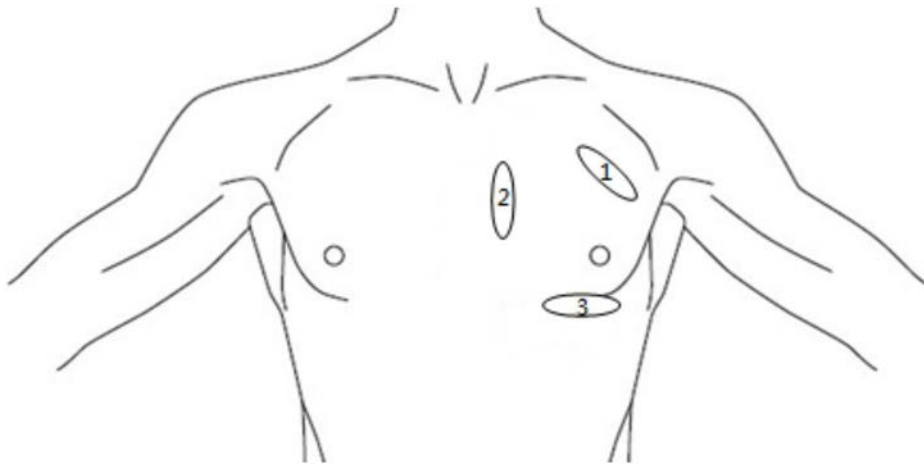


图6



图7

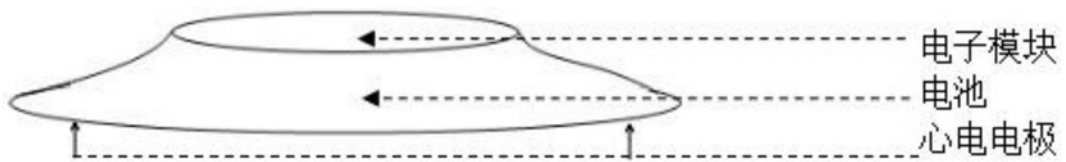


图8

专利名称(译)	一种睡眠呼吸暂停低通气指数的测量设备		
公开(公告)号	CN105769122B	公开(公告)日	2018-10-12
申请号	CN201610150793.4	申请日	2016-03-16
[标]申请(专利权)人(译)	中国科学院电子学研究所		
申请(专利权)人(译)	中国科学院电子学研究所		
当前申请(专利权)人(译)	中国科学院电子学研究所		
[标]发明人	方震 盛婷钰 赵湛 陈贤祥 杜利东		
发明人	方震 盛婷钰 赵湛 陈贤祥 杜利东		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0452		
CPC分类号	A61B5/04012 A61B5/0452 A61B5/4818 A61B5/6833 A61B5/7271		
代理人(译)	高燕燕		
其他公开文献	CN105769122A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种睡眠呼吸暂停低通气指数的测量方法。本发明采用了含有两个心电电极和一个三轴加速度计的贴片进行测试，避免了待测者产生不适的问题。而且，本发明通过分析传感器采集的数据，结合睡眠姿势获得了三路呼吸信号，并将三路信号进行了融合，获得了一个融合信号，使测试的结果更为准确。由于心脏上的交感神经和迷走神经的分布和支配并不对称。为了避免因上述情况导致的第一呼吸信号的测量值不准确的问题，本发明还对第一呼吸信号进行了修正，以提高准确性。

