



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107595288 A

(43)申请公布日 2018.01.19

(21)申请号 201710845599.2

(22)申请日 2017.09.19

(71)申请人 华克胜

地址 274031 山东省菏泽市牡丹区曹州西路2888号

(72)发明人 华克胜

(74)专利代理机构 北京志霖恒远知识产权代理
事务所(普通合伙) 11435

代理人 崔静

(51) Int. Cl.

A61B 5/08(2006.01)

A61B 5/087(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

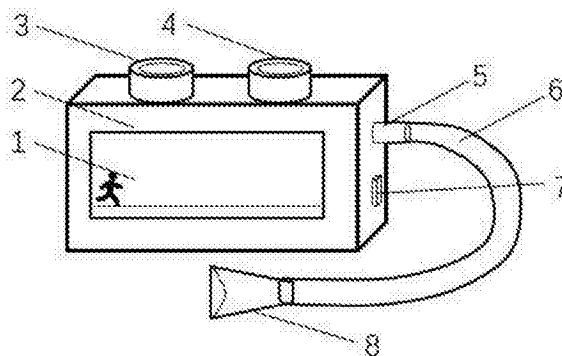
权利要求书5页 说明书11页 附图1页

(54)发明名称

一种呼吸功能增强测定仪

(57)摘要

本发明属于医疗康复技术领域,公开了一种呼吸功能增强测定仪,所述呼吸功能增强测定仪设置有:呼吸测定仪本体;出气阀和吸气阀套接在所述呼吸测定仪本体上端开孔处;所述出气阀和吸气阀设置有档位调节旋钮;呼吸管胶接在所述呼吸测定仪本体右端;显示屏嵌接在所述呼吸测定仪本体外侧。本发明可自动调节出气阀和吸气阀的阀门大小,来控制呼吸阻力;显示屏上显示呼出或吸入气体的信息,有利于使用者呼吸功能的康复或增强。



1. 一种呼吸功能增强测定仪,其特征在于,所述呼吸功能增强测定仪设置有:
呼吸测定仪本体;

出气阀和吸气阀套接在所述呼吸测定仪本体上端开孔处;所述出气阀和吸气阀内均镶嵌有档位调节阀;所述出气阀和吸气阀外部均镶嵌有自动控制结构;所述自动控制结构通过连杆连接档位调节阀;所述自动控制结构通过无线或有线连接呼吸测定仪本体;

呼吸管胶接在所述呼吸测定仪本体右端;

显示屏嵌接在所述呼吸测定仪本体外侧;

软管一端套接呼吸管,另一端套接吹嘴;

所述呼吸测定仪本体内安装有电源,开关嵌装在呼吸测定仪本体右侧;

所述显示屏和开关通过导线连接呼吸测定仪本体内电源;

所述出气阀和吸气阀内均镶嵌有气体流量测定模块、气体压力测量模块;所述气体流量测定模块、气体压力测量模块均通过无线连接呼吸测定仪本体;

所述呼吸测定仪本体内嵌有数据采集模块、第一比较器、第二比较器以及单片机;

所述数据采集模块与第一比较器有线连接,第一比较器和第二比较器有线相连;所述第一比较器和第二比较器的输出端均与所述单片机有线相连;

所述数据采集模块通过无线分别与气体流量测定模块、气体压力测量模块连接;

所述气体流量测定模块的数字调制信号 $x(t)$ 的分数低阶模糊函数表示为:

$$\chi(\tau, f) = \int_{-\infty}^{\infty} [x(t + \tau/2)]^{<a>} [x^*(t - \tau/2)]^{} e^{-j2\pi ft} dt;$$

其中, τ 为时延偏移, f 为多普勒频移, $0 < a, b < a/2$, $x^*(t)$ 表示 $x(t)$ 的共轭,当 $x(t)$ 为实信号时, $x(t)^{<p>} = |x(t)|^{<p>} \text{sgn}(x(t))$;当 $x(t)$ 为复信号时, $[x(t)]^{<p>} = |x(t)|^{<p>} x^*(t)$;

所述气体压力测量模块的根据气体压力测量模块内置的压力测量组件发射的光谱得到气体压力参数,光谱发射率在所选定的波长处与压力有近似相同的线性关系,即:

$$\varepsilon_{i2} = \varepsilon_{i1} [1 + k(T_2 - T_1)];$$

式中, ε_{i1} 是波长为 λ_i ,压力为 T_1 时的光谱发射率; ε_{i2} 是波长为 λ_i ,压力为 T_2 时的光谱发射率; T_1 、 T_2 分别为两个不同时刻的压力; k 为系数;

V_{i1} 为第一个压力 T_1 下的第 i 个通道的输出信号, V_{i2} 为第一个压力 T_2 下的第 i 个通道的输出信号, T_1 压力下的发射率 $\varepsilon_{i1} \in (0, 1)$,通过随机选取一组 ε_{i1} ,由下式计算在参数 ε_{i1} 下实际得到的 T_{i1} :

$$T_{i1} = \frac{1}{\frac{1}{T'} + \frac{\lambda_i}{c_2} \ln \frac{\varepsilon_{i1} V_{i1}'}{V_{i2}}};$$

设 $k \in (-\eta, \eta)$,通过随机选取一个 k ,在第二个压力 T_2 下的发射率 ε_{i2} 的表达式为:

$$\varepsilon_{i2} = \varepsilon_{i1} [1 + k(T_{i2} - T_{i1})];$$

由下式计算在参数 ε_{i1} 下实际得到的 T_{i2} :

$$T_{i2} = \frac{1}{\frac{1}{T'} + \frac{\lambda_i}{c_2} \ln \frac{\varepsilon_{i1} [1 + k(T_{i2} - T_{i1})] V_{i1}'}{V_{i2}}};$$

所述数据采集模块对气体流量测定模块、气体压力测量模块测量的数据进行处理,处

理方法包括：

采集到N个样本用作训练集X,采用下式求出样本平均值m:

$$m = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i$$

其中, $x_i \in$ 样本训练集 $X = (x_1, x_2, \dots, x_N)$;

求出散布矩阵S:

$$S = \sum_{i=1}^N (x_i - m)(x_i - m)^T;$$

求出散布矩阵的特征值 λ_i 和对应的特征向量 e_i ,其中, e_i 便是主分量,将特征值从大到小依次排列 $\lambda_1, \lambda_2, \dots$;

取出p个值, $\lambda_1, \lambda_2, \dots, \lambda_p$ 确定出流量范围或压力范围 $E = (e_1, e_2, \dots, e_p)$,在此范围上,训练样本X中,每个元素投影到该范围的点由下式得到:

$$x^t_i = E^T x_i, t=1, 2, \dots, N;$$

由上式得到的是将原向量经过PCA降维后的p维向量;

所述单片机包括:

时序控制模块,由程序控制器获取指令,根据所述指令产生指令执行周期,将所述指令执行周期向状态信号模块发送;

状态信号模块,接收所述时序控制模块发送的指令执行周期,根据所述指令执行周期指示所述指令执行时所处的时钟周期,所述指令执行周期包括至少两个时钟周期;

所述时序控制模块根据所述状态信号模块指示的所述指令执行时所处的时钟周期,在所述指令执行时所处的倒数第二个时钟周期向所述程序存储器发送读取下一条指令的控制信号,以及在所述指令执行时所处的最后一个时钟周期从所述程序控制器读取下一条指令;

所述时序控制模块根据所述指令产生时序控制信号,将所述时序控制信号向读写控制模块和运算模块发送;

所述读写控制模块根据所述时序控制信号,从数据存储器读取数据或者向数据存储器写入数据;

所述运算模块根据所述时序控制信号,对从数据存储器读取的数据进行处理;

所述时序控制模块在所述下一条指令执行时所处的第一个时钟周期产生时序控制信号,将所述时序控制信号向所述读写控制模块和运算模块发送;

中断定时模块,根据所述状态信号模块指示的所述指令执行时所处的时钟周期,在所述指令执行时所处的最后一个时钟周期进行中断仲裁,当具有所响应的中断时,在所述下一条指令执行时所处的倒数第二个时钟周期,控制所述时序控制模块暂停从所述程序控制器读取指令;

所述第一比较器与第二比较器对数据采集模块处理后的信号 $s(t)$ 进行非线性变换,按如下公式进行:

$$f[s(t)] = \frac{s(t) * \ln|s(t)|}{|s(t)|} = s(t)c(t);$$

其中 $s(t) = \sum_{m=1}^M Aa(m)p(t - mT_b) \exp(j2\pi f_c t + \varphi(m))$, A 表示信号的幅度, $a(m)$ 表示信号的码元符号, $p(t)$ 表示成形函数, f_c 表示信号的载波频率, $\varphi(m)$ 表示信号的相位, 通过该非线性变换后得到:

$$f[s(t)] = s(t) \frac{\ln|Aa(m)|}{|Aa(m)|};$$

所述自动控制结构通过无线或有线连接时序控制模块, 用于对档位调节阀的自动控制。

2. 如权利要求1所述的呼吸功能增强测定仪, 其特征在于, 所述运算模块对从数据存储器读取的数据进行处理的方法包括:

从数据存储器读取的时序控制模块产生的跳频混合信号时频域矩阵

$\tilde{X}_1(p, q), \tilde{X}_2(p, q), \dots, \tilde{X}_M(p, q)$ 进行预处理, 包括:

对 $\tilde{X}_1(p, q), \tilde{X}_2(p, q), \dots, \tilde{X}_M(p, q)$ 进行去低能量预处理, 即在每一采样时刻 p , 将 $\tilde{X}_1(p, q), \tilde{X}_2(p, q), \dots, \tilde{X}_M(p, q)$ 幅值小于门限 ε 的值置0, 得到 $\bar{X}_1(p, q), \bar{X}_2(p, q), \dots, \bar{X}_M(p, q)$, 门限 ε 的设定根据接收信号的平均能量来确定。

3. 如权利要求2所述的呼吸功能增强测定仪, 其特征在于, 从数据存储器读取的时序控制模块产生的跳频混合信号时频域矩阵

$\tilde{X}_1(p, q), \tilde{X}_2(p, q), \dots, \tilde{X}_M(p, q)$ 进行预处理, 还包括:

找出 p 时刻 ($p=0, 1, 2, \dots, P-1$) 非零的时频域数据, 用 $\bar{X}_1(p, \bar{q}_p), \bar{X}_2(p, \bar{q}_p), \dots, \bar{X}_M(p, \bar{q}_p)$ 表示, 其中 \bar{q}_p 表示 p 时刻时频响应 $\bar{X}_1(p, q), \bar{X}_2(p, q), \dots, \bar{X}_M(p, q)$ 非0时对应的频率索引, 对这些非零数据归一化预处理, 得到预处理后的向量 $b(p, q) = [b_1(p, q), b_2(p, q), \dots, b_M(p, q)]^T$, 其中

$$b_m(p, q) = \begin{cases} \frac{\bar{X}_m(p, q)}{\bar{X}_1(p, q)}, & q = \bar{q}_p, \quad m = 1, 2, \dots, M. \\ 0, & q \neq \bar{q}_p \end{cases}$$

4. 如权利要求2所述的呼吸功能增强测定仪, 其特征在于, 所述运算模块对从数据存储器读取的数据进行处理的方法还包括: 从数据存储器读取的时序控制模块产生的跳频混合信号时频域矩阵

$\tilde{X}_1(p, q), \tilde{X}_2(p, q), \dots, \tilde{X}_M(p, q)$ 进行预处理后, 还需进行:

利用聚类算法估计每一跳的跳变时刻以及各跳对应的归一化的混合矩阵列向量、跳频频率; 在 p ($p=0, 1, 2, \dots, P-1$) 时刻, 对 \bar{q}_p 表示的频率值进行聚类, 得到的聚类中心个数 \hat{N}_p 表示 p 时刻存在的载频个数, \hat{N}_p 个聚类中心则表示载频的大小, 分别用 $f_o^n(p), n=1, 2, \dots, \hat{N}_p$ 表示; 对每一采样时刻 p ($p=0, 1, 2, \dots, P-1$), 利用聚类算法对 $b(p, \bar{q}_p)$ 进行聚类, 同样可得到 \hat{N}_p

个聚类中心,用 $\hat{\mathbf{b}}_{n,p}^0, n=1,2,\dots,\hat{N}_p$ 表示;对所有 \hat{N}_p 求均值并取整,得到源信号个数的估计 \hat{N} ,即:

$$\hat{N} = \text{round}\left(\frac{1}{P} \sum_{p=0}^{P-1} \hat{N}_p\right);$$

找出 $\hat{N}_p \neq \hat{N}$ 的时刻,用 p_h 表示,对每一段连续取值的 p_h 求中值,用 $\bar{p}_h(l), l=1,2,\dots$ 表示第 l 段相连 p_h 的中值,则 $\bar{p}_h(l)$ 表示第 l 个频率跳变时刻的估计;根据估计得到的 $\hat{\mathbf{b}}_{n,p}^0, n=1,2,\dots,\hat{N}, p \neq p_h$ 以及第四步中估计得到的频率跳变时刻估计出每一跳对应的 \hat{N} 个混合矩阵列向量 $\hat{\mathbf{a}}_n(l)$,具体公式为:

$$\hat{\mathbf{a}}_n(l) = \begin{cases} \frac{1}{\bar{p}_h(l)} \cdot \sum_{p=1, p \neq p_h}^{\bar{p}_h(l)} \hat{\mathbf{b}}_{n,p}^0 & l=1, \\ \frac{1}{\bar{p}_h(l) - \bar{p}_h(l-1)} \cdot \sum_{p=\bar{p}_h(l-1)+1, p \neq p_h}^{\bar{p}_h(l)} \hat{\mathbf{b}}_{n,p}^0 & l>1, \end{cases} \quad n=1,2,\dots,\hat{N}$$

这里 $\hat{\mathbf{a}}_n(l) = [\hat{a}_{n,1}(l), \hat{a}_{n,2}(l), \dots, \hat{a}_{n,M}(l)]^T$ ($n=1,2,\dots,\hat{N}$)表示第 l 跳对应的 \hat{N} 个混合矩阵列向量估计值;估计每一跳对应的载频频率,用 $\hat{f}_{c,n}(l)$ ($n=1,2,\dots,\hat{N}$)表示第 l 跳对应的 \hat{N} 个频率估计值,计算公式如下:

$$\hat{f}_{c,n}(l) = \begin{cases} \frac{1}{\bar{p}_h(l)} \cdot \sum_{p=1, p \neq p_h}^{\bar{p}_h(l)} f_o^n(p) & l=1, \\ \frac{1}{\bar{p}_h(l) - \bar{p}_h(l-1)} \cdot \sum_{p=\bar{p}_h(l-1)+1, p \neq p_h}^{\bar{p}_h(l)} f_o^n(p) & l>1, \end{cases} \quad n=1,2,\dots,\hat{N} \quad .$$

5. 如权利要求4所述的呼吸功能增强测定仪,其特征在于,根据估计得到的归一化混合矩阵列向量估计时频域跳频源信号。

6. 如权利要求5所述的呼吸功能增强测定仪,其特征在于,对不同跳频点之间的时频域跳频源信号进行拼接;估计第 l 跳对应的 \hat{N} 个入射角度,用 $\hat{\theta}_n(l)$ 表示第 l 跳第 n 个源信号对应的入射角度, $\hat{\theta}_n(l)$ 的计算公式如下:

$$\hat{\theta}_n(l) = \frac{1}{M-1} \sum_{m=2}^M \sin^{-1} \left[\frac{\text{angle}(\hat{a}_{n,m}(l) / \hat{a}_{n,m-1}(l)) * c}{2\pi \hat{f}_{c,n}(l) d} \right] \quad n=1,2,\dots,\hat{N}$$

$\hat{a}_{n,m}(l)$ 表示第 l 跳估计得到的第 n 个混合矩阵列向量 $\hat{\mathbf{a}}_n(l)$ 的第 m 个元素, c 表示光速,即 $v_c = 3 \times 10^8$ 米/秒;判断第 l ($l=2,3,\dots$)跳估计的源信号与第一跳估计的源信号之间的对应关系,判断公式如下:

$$m_n^{(l)} = \arg \min_m |\hat{\theta}_m^{(l)} - \hat{\theta}_n^{(1)}|, \quad n=1,2,\dots,\hat{N};$$

其中 $m_n^{(l)}$ 表示第 l 跳估计的第 $m_n^{(l)}$ 个信号与第一跳估计的第 n 个信号属于同一个源信号;将不同跳频点估计到的属于同一个源信号的信号拼接在一起,作为最终的时频域源信号估计,用 $Y_n(p, q)$ 表示第 n 个源信号在时频点 (p, q) 上的时频域估计值, $p=0,1,2,\dots,P$,

$q=0,1,2,\dots,N_{\text{fft}}-1$,即:

$$Y_n(p,q) = \begin{cases} S_n(p,q) & \text{当 } p \text{ 属于第 } l \text{ 跳时} \\ S_{m_i^{(l)}}(p,q) & \text{当 } p \text{ 属于第 } l \text{ 跳时} \end{cases}$$

7. 如权利要求6所述的呼吸功能增强测定仪,其特征在于,根据源信号时频域估计值,恢复时域跳频源信号;对每一采样时刻 p ($p=0,1,2,\dots$)的频域数据 $Y_n(p,q)$, $q=0,1,2,\dots,N_{\text{fft}}-1$ 做 N_{fft} 点的IFFT变换,得到 p 采样时刻对应的时域跳频源信号,用 $y_n(p,q_t)$ ($q_t=0,1,2,\dots,N_{\text{fft}}-1$)表示;对上述所有时刻得到的时域跳频源信号 $y_n(p,q_t)$ 进行合并处理,得到最终的时域跳频源信号估计,具体公式如下:

$$s_n[kC:(k+1)C-1] = \begin{cases} \sum_{m=0}^k y_n[m,(k-m)C:(k-m+1)C-1] & k < K_c \\ \sum_{m=k-K_c+1}^k y_n[m,(k-m)C:(k-m+1)C-1] & k \geq K_c \end{cases} \quad k=0,1,2,\dots$$

这里 $K_c=N_{\text{fft}}/C$, C 为短时傅里叶变换加窗间隔的采样点数, N_{fft} 为FFT变换的长度。

一种呼吸功能增强测定仪

技术领域

[0001] 本发明属于医疗康复技术领域,尤其涉及一种呼吸功能增强测定仪。

背景技术

[0002] 目前为解决临床后病人肺不张,或提高肺活量,所用方法为吹气球或吹瓶子等,因吹气是深呼气动作,其结果使肺的体积变小,故不能很好的起到使肺部膨胀的作用(手术后病人尽快使健肺复张膨胀是很重要的),此方法也不能观察肺功能的变化情况,固无标度。现有的增加呼吸功能仪器的比较枯燥,不能达到理想的效果。

[0003] 呼吸气体测量系统一般有气体传感、测量、处理、通信和显示等功能。一般根据运行样式气体监控系统分为分流(侧流)的和不分流(主流)的。分流的气体测量系统把一部分样品气体从采样地点经采样管运送到样品室,以便在样品室用气体传感器测量气体成分。采样地点一般在连接于患者的导气管的呼吸通路内或患者的导气管附近的地点。而不分流的气体测量系统则不把气体从呼吸通路或患者的导气管移走,而测定穿过配置于呼吸通路内样品室的气体的成分。

[0004] 现有技术中,一种主流气体测量系统包括配置于呼吸通路内的样品室从而时患者吸入和/或呼出的气体穿过所述样品室。连接于样品室的气体传感器生成探测或测量信号,例如,表示样品室内样品气体中气体成分的电压信号。气体传感器与位于呼吸通路的样品室连通并包括输出相应于待测定气体性能的检测信号的部件。

[0005] 例如,在可测定二氧化碳的普通的气体测量系统中,气体传感器有红外辐射源,设置有围绕二氧化碳吸收带。所述红外辐射沿与穿过样品室的呼吸气体流流动通道垂直地路线传播。这种普通的系统内的气体传感器还有测量所传播的辐射的光测器。样品气体内的二氧化碳吸收某些波长的辐射并通过其它波长的辐射。

[0006] 重量轻的多心软电缆把光测器的探测信号输出传送到气体监控器,由气体监控器计算二氧化碳(CO₂)的分压力。在一般的主流系统中,所述气体监控器是盒内的一个独立装置,盒有终端,电缆有选择地连接于所述端子。在盒内,所述气体监控器包括把从气体传感器传来的探测信号变为诸如透射系数的值的处理部件,所述值用于生成样品室内气体样品的具体气体成分浓度的信息。把这种表示分析出的气体浓度的值提供给也位于盒内的主系统,所述主系统以许多方法中的任何一种使用所述信息。例如,所述主系统可以显示指定气体的信息为波形的信息,或者显示为分压力单位值例如毫米汞柱的信息,或者显示为例如百分率(%)的浓度单位的信息。所述主系统可以用所述信息计算其它变量,然后把所述变量显示出来或传送给另一系统,例如,中心站。

[0007] 在本例中,计算出的二氧化碳分压力通过起主系统作用的输出装置,例如安装于所述盒外面的显示器,一般以柱形图(capnogram)的形式显示为图形。因此,气体监控器包含控制气体传感器运行并根据所述气体传感器的输出信号向主系统提供气体测量函数的处理部件。这种普通的主流气体测量系统的例子在授予诺德尔等人的美国专利4,914,720号中作了说明。

[0008] 主流气体测量系统的优点是样品室直接位于呼吸通路,产生清楚明白的气体浓度波形,这种波形能更如实地实时反映一般可能使用侧流办法的导气管内被测定气体,例如,二氧化碳的变化中的分压力。另外,把又称为小杯或导气管接合器的样品室配置于呼吸气体流内,无需像侧流气体测量系统内要求的那样进行气体采样和除垢。

[0009] 主流气体测量系统有大的安装基础。可是,有日益增多的主流气体测量系统用户希望或要求使用侧流气体测量系统。这些用户寻求在其现有的患者监控器上增加侧流气体测量能力的简单且容易的办法而不必完全或部分更换现有的主流气体测量系统。然而现有的主流气体测量系统却不能使用户轻易地增加侧流取样功能,因为这些主流气体测量系统是专为主流测量工作制造的。

[0010] 有些制造商已经用在一个外壳内安装具有主流和侧流两种功能的气体监控系统的办法应对这种进退两难的情况。这种办法当然是比较昂贵的。使用侧流式气体清除系统内的主流气体测量系统也是人们所了解的。例如,授予Mace等人的美国专利4,958,075号(“475专利”)公开了安装一种包括侧流气体测量系统所需的大部分硬件的侧流气体测量系统,所述大部分硬件例如包括长管、沿所述长管长度方向配置的样品室和把气体抽进所述管子的泵。然而,‘475专利公开的系统没有像一般装置那样在与样品室连接的盒内安装的气体传感器,而安装的是与样品室结合的主流式气体传感器。实际上,‘475专利说明的是侧流系统的气体监控器功能移到包含气体传感器功能的盒外面。可以明白,这种解决办法仍要使用专门的连接于泵的接合器以及配置阀门,和在同一盒内的控制电路。

[0011] 综上所述,现有技术存在的问题是:现有的增加呼吸功能仪器的功能单一,结构简单,呼吸康复效果慢;而且现有技术的不能为使用户提供一种用于循序渐进的主流系统测定装置。

发明内容

[0012] 针对现有技术存在的问题,本发明提供了一种呼吸功能增强测定仪。

[0013] 本发明是这样实现的,一种呼吸功能增强测定仪,所述呼吸功能增强测定仪设置有:

[0014] 呼吸测定仪本体;

[0015] 出气阀和吸气阀套接在所述呼吸测定仪本体上端开孔处;所述出气阀和吸气阀内均镶嵌有档位调节阀;所述出气阀和吸气阀外部均镶嵌有自动控制结构;所述自动控制结构通过连杆连接档位调节阀;所述自动控制结构通过无线或有线连接呼吸测定仪本体;

[0016] 呼吸管胶接在所述呼吸测定仪本体右端;

[0017] 显示屏嵌接在所述呼吸测定仪本体外侧;

[0018] 软管一端套接呼吸管,另一端套接吹嘴;

[0019] 所述呼吸测定仪本体内安装有电源,开关嵌装在呼吸测定仪本体右侧;

[0020] 所述显示屏和开关通过导线连接呼吸测定仪本体内电源;

[0021] 所述出气阀和吸气阀内均镶嵌有气体流量测定模块、气体压力测量模块;所述气体流量测定模块、气体压力测量模块均通过无线连接呼吸测定仪本体;

[0022] 所述呼吸测定仪本体内嵌有数据采集模块、第一比较器、第二比较器以及单片机;

[0023] 所述数据采集模块与第一比较器有线连接,第一比较器和第二比较器有线相连;

所述第一比较器和第二比较器的输出端均与所述单片机有线相连；

[0024] 所述数据采集模块通过无线分别与气体流量测定模块、气体压力测量模块连接；

[0025] 所述气体流量测定模块的数字调制信号 $x(t)$ 的分数低阶模糊函数表示为：

$$[0026] \quad \chi(\tau, f) = \int_{-\infty}^{\infty} [x(t + \tau/2)]^{<a>} [x^*(t - \tau/2)]^{} e^{-j2\pi ft} dt;$$

[0027] 其中， τ 为时延偏移， f 为多普勒频移， $0 < a, b < \alpha/2$ ， $x^*(t)$ 表示 $x(t)$ 的共轭，当 $x(t)$ 为实信号时， $x(t)^{<p>} = |x(t)|^{<p>} \text{sgn}(x(t))$ ；当 $x(t)$ 为复信号时， $[x(t)]^{<p>} = |x(t)|^{p-1} x^*(t)$ ；

[0028] 所述气体压力测量模块的根据气体压力测量模块内置的压力测量组件发射的光谱得到气体压力参数，光谱发射率在所选定的波长处与压力有近似相同的线性关系，即：

$$[0029] \quad \varepsilon_{i2} = \varepsilon_{i1} [1 + k(T_2 - T_1)];$$

[0030] 式中， ε_{i1} 是波长为 λ_i ，压力为 T_1 时的光谱发射率； ε_{i2} 是波长为 λ_i ，压力为 T_2 时的光谱发射率； T_1 、 T_2 分别为两个不同时刻的压力； k 为系数；

[0031] V_{i1} 为第一个压力 T_1 下的第 i 个通道的输出信号， V_{i2} 为第一个压力 T_2 下的第 i 个通道的输出信号， T_1 压力下的发射率 $\varepsilon_{i1} \in (0, 1)$ ，通过随机选取一组 ε_{i1} ，由下式计算在参数 ε_{i1} 下实际得到的 T_{i1} ：

$$[0032] \quad T_{i1} = \frac{1}{\frac{1}{T'} + \frac{\lambda_i}{c_2} \ln \frac{\varepsilon_{i1} V_i'}{V_{i2}}};$$

[0033] 设 $k \in (-\eta, \eta)$ ，通过随机选取一个 k ，在第二个压力 T_2 下的发射率 ε_{i2} 的表达式为：

$$[0034] \quad \varepsilon_{i2} = \varepsilon_{i1} [1 + k(T_{i2} - T_{i1})];$$

[0035] 由下式计算在参数 ε_{i1} 下实际得到的 T_{i2} ：

$$[0036] \quad T_{i2} = \frac{1}{\frac{1}{T'} + \frac{\lambda_i}{c_2} \ln \frac{\varepsilon_{i1} [1 + k(T_{i2} - T_{i1})] V_i'}{V_{i2}}};$$

[0037] 所述数据采集模块对气体流量测定模块、气体压力测量模块测量的数据进行处理，处理方法包括：

[0038] 采集到 N 个样本用作训练集 X ，采用下式求出样本平均值 m ：

$$[0039] \quad m = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i;$$

[0040] 其中， $x_i \in$ 样本训练集 $X = (x_1, x_2, \dots, x_N)$ ；

[0041] 求出散布矩阵 S ：

$$[0042] \quad S = \sum_{i=1}^N (x_i - m)(x_i - m)';$$

[0043] 求出散布矩阵的特征值 λ_i 和对应的特征向量 e_i ，其中， e_i 便是主分量，将特征值从大到小依次排列 $\lambda_1, \lambda_2, \dots$ ；

[0044] 取出 p 个值， $\lambda_1, \lambda_2, \dots, \lambda_p$ 确定出流量范围或压力范围 $E = (e_1, e_2, \dots, e_p)$ ，在此范围上，训练样本 X 中，每个元素投影到该范围的点由下式得到：

$$[0045] \quad x'_{i,t} = E t x_i, t = 1, 2, \dots, N;$$

[0046] 由上式得到的是将原向量经过PCA降维后的p维向量；

[0047] 所述单片机包括：

[0048] 时序控制模块，由程序控制器获取指令，根据所述指令产生指令执行周期，将所述指令执行周期向状态信号模块发送；

[0049] 状态信号模块，接收所述时序控制模块发送的指令执行周期，根据所述指令执行周期指示所述指令执行时所处的时钟周期，所述指令执行周期包括至少两个时钟周期；

[0050] 所述时序控制模块根据所述状态信号模块指示的所述指令执行时所处的时钟周期，在所述指令执行时所处的倒数第二个时钟周期向所述程序存储器发送读取下一条指令的控制信号，以及在所述指令执行时所处的最后一个时钟周期从所述程序控制器读取下一条指令；

[0051] 所述时序控制模块根据所述指令产生时序控制信号，将所述时序控制信号向读写控制模块和运算模块发送；

[0052] 所述读写控制模块根据所述时序控制信号，从数据存储器读取数据或者向数据存储器写入数据；

[0053] 所述运算模块根据所述时序控制信号，对从数据存储器读取的数据进行处理；

[0054] 所述时序控制模块在所述下一条指令执行时所处的第一个时钟周期产生时序控制信号，将所述时序控制信号向所述读写控制模块和运算模块发送；

[0055] 中断定时模块，根据所述状态信号模块指示的所述指令执行时所处的时钟周期，在所述指令执行时所处的最后一个时钟周期进行中断仲裁，当具有所响应的中断时，在所述下一条指令执行时所处的倒数第二个时钟周期，控制所述时序控制模块暂停从所述程序控制器读取指令；

[0056] 所述第一比较器与第二比较器对数据采集模块处理后的信号s(t)进行非线性变换，按如下公式进行：

$$[0057] \quad f[s(t)] = \frac{s(t) * \ln|s(t)|}{|s(t)|} = s(t)c(t) ;$$

[0058] 其中 $s(t) = \sum_{m=1}^M Aa(m)p(t - mT_b) \exp(j2\pi f_c t + \varphi(m))$ ，A表示信号的幅度，a(m)表示信号的码元符号，p(t)表示成形函数， f_c 表示信号的载波频率， $\varphi(m)$ 表示信号的相位，通过该非线性变换后得到：

$$[0059] \quad f[s(t)] = s(t) \frac{\ln|Aa(m)|}{|Aa(m)|}。$$

[0060] 所述自动控制结构通过无线或有线连接时序控制模块，用于对档位调节阀的自动控制。

[0061] 进一步，所述运算模块对从数据存储器读取的数据进行处理的方法包括：

[0062] 从数据存储器读取的时序控制模块产生的跳频混合信号时频域矩阵

[0063] $\tilde{X}_1(p, q), \tilde{X}_2(p, q), \dots, \tilde{X}_M(p, q)$ 进行预处理，包括：

[0064] 对 $\tilde{X}_1(p, q), \tilde{X}_2(p, q), \dots, \tilde{X}_M(p, q)$ 进行去低能量预处理，即在每一采样时刻p，将

$\tilde{X}_1(p, q), \tilde{X}_2(p, q), \dots, \tilde{X}_M(p, q)$ 幅值小于门限 ε 的值置 0, 得到 $\bar{\tilde{X}}_1(p, q), \bar{\tilde{X}}_2(p, q), \dots, \bar{\tilde{X}}_M(p, q)$, 门限 ε 的设定根据接收信号的平均能量来确定。

[0065] 进一步, 从数据存储器读取的时序控制模块产生的跳频混合信号时频域矩阵

[0066] $\tilde{X}_1(p, q), \tilde{X}_2(p, q), \dots, \tilde{X}_M(p, q)$ 进行预处理, 还包括:

[0067] 找出 p 时刻 ($p=0, 1, 2, \dots, P-1$) 非零的时频域数据, 用 $\bar{\tilde{X}}_1(p, \bar{q}_p), \bar{\tilde{X}}_2(p, \bar{q}_p), \dots, \bar{\tilde{X}}_M(p, \bar{q}_p)$ 表示, 其中 \bar{q}_p 表示 p 时刻时频响应 $\tilde{X}_1(p, q), \tilde{X}_2(p, q), \dots, \tilde{X}_M(p, q)$ 非 0 时对应的频率索引, 对这些非零数据归一化预处理, 得到预处理后的向量 $\mathbf{b}(p, q) = [b_1(p, q), b_2(p, q), \dots, b_M(p, q)]^T$, 其中

$$[0068] \quad b_m(p, q) = \begin{cases} \frac{\bar{\tilde{X}}_m(p, q)}{\bar{\tilde{X}}_1(p, q)} & , \quad q = \bar{q}_p \\ 0 & , \quad q \neq \bar{q}_p \end{cases}, \quad m = 1, 2, \dots, M。$$

[0069] 进一步, 所述运算模块对从数据存储器读取的数据进行处理的方法还包括: 从数据存储器读取的时序控制模块产生的跳频混合信号时频域矩阵

[0070] $\tilde{X}_1(p, q), \tilde{X}_2(p, q), \dots, \tilde{X}_M(p, q)$ 进行预处理后, 还需进行:

[0071] 利用聚类算法估计每一跳的跳变时刻以及各跳对应的归一化的混合矩阵列向量、跳频频率; 在 p ($p=0, 1, 2, \dots, P-1$) 时刻, 对 \bar{q}_p 表示的频率值进行聚类, 得到的聚类中心个数 \hat{N}_p 表示 p 时刻存在的载频个数, \hat{N}_p 个聚类中心则表示载频的大小, 分别用 $f_o^n(p), n=1, 2, \dots, \hat{N}_p$ 表示; 对每一采样时刻 p ($p=0, 1, 2, \dots, P-1$), 利用聚类算法对 $\mathbf{b}(p, \bar{q}_p)$ 进行聚类, 同样可得到 \hat{N}_p 个聚类中心, 用 $\mathbf{b}_{n,p}^0, n=1, 2, \dots, \hat{N}_p$ 表示; 对所有 \hat{N}_p 求均值并取整, 得到源信号个数的估计 \hat{N} , 即:

$$[0072] \quad \hat{N} = \text{round}\left(\frac{1}{P} \sum_{p=0}^{P-1} \hat{N}_p\right);$$

[0073] 找出 $\hat{N}_p \neq \hat{N}$ 的时刻, 用 p_h 表示, 对每一段连续取值的 p_h 求中值, 用

[0074] $\bar{p}_h(l), l=1, 2, \dots$ 表示第 l 段相连 p_h 的中值, 则 $\bar{p}_h(l)$ 表示第 l 个频率跳变时刻的估计; 根据估计得到的 $\mathbf{b}_{n,p}^0, n=1, 2, \dots, \hat{N}, p \neq p_h$ 以及第四步中估计得到的频率跳变时刻估计出每一跳对应的 \hat{N} 个混合矩阵列向量 $\hat{\mathbf{a}}_n(l)$, 具体公式为:

$$[0075] \quad \hat{\mathbf{a}}_n(l) = \begin{cases} \frac{1}{\bar{p}_h(l)} \cdot \sum_{p=1, p \neq p_h}^{\bar{p}_h(l)} \mathbf{b}_{n,p}^0 & l=1, \\ \frac{1}{\bar{p}_h(l) - \bar{p}_h(l-1)} \cdot \sum_{p=\bar{p}_h(l-1)+1, p \neq p_h}^{\bar{p}_h(l)} \mathbf{b}_{n,p}^0 & l>1, \end{cases} \quad n=1, 2, \dots, \hat{N}$$

[0076] 这里 $\hat{\mathbf{a}}_n(l) = [\hat{a}_{n,1}(l), \hat{a}_{n,2}(l), \dots, \hat{a}_{n,M}(l)]^T$ ($n=1, 2, \dots, \hat{N}$) 表示第 l 跳对应的 \hat{N} 个混合矩阵列向量估计值; 估计每一跳对应的载频频率, 用 $\hat{f}_{c,n}(l)$ ($n=1, 2, \dots, \hat{N}$) 表示第 l 跳对应

的 \hat{N} 个频率估计值,计算公式如下:

$$[0077] \quad \hat{f}_{c,n}(l) = \begin{cases} \frac{1}{\bar{p}_h(l)} \cdot \sum_{p=1, p \neq p_h}^{\bar{p}_h(l)} f_o^n(p) & l=1, \\ \frac{1}{\bar{p}_h(l) - \bar{p}_h(l-1)} \cdot \sum_{p=\bar{p}_h(l-1)+1, p \neq p_h}^{\bar{p}_h(l)} f_o^n(p) & l>1, \end{cases} \quad n=1, 2, \dots, \hat{N} \quad \circ$$

[0078] 进一步,根据估计得到的归一化混合矩阵列向量估计时频域跳频源信号。

[0079] 进一步,对不同跳频点之间的时频域跳频源信号进行拼接;估计第1跳对应的 \hat{N} 个入射角度,用 $\hat{\theta}_n(l)$ 表示第1跳第n个源信号对应的入射角度, $\hat{\theta}_n(l)$ 的计算公式如下:

$$[0080] \quad \hat{\theta}_n(l) = \frac{1}{M-1} \sum_{m=2}^M \sin^{-1} \left[\frac{\text{angle}(\hat{a}_{n,m}(l) / \hat{a}_{n,m-1}(l)) * c}{2\pi \hat{f}_{c,n}(l) d} \right] \quad n=1, 2, \dots, \hat{N}$$

[0081] $\hat{a}_{n,m}(l)$ 表示第1跳估计得到的第n个混合矩阵列向量 $\hat{a}_n(l)$ 的第m个元素,c表示光速,即 $v_c=3 \times 10^8$ 米/秒;判断第1($l=2, 3, \dots$)跳估计的源信号与第一跳估计的源信号之间的对应关系,判断公式如下:

$$[0082] \quad m_n^{(l)} = \arg \min_m |\hat{\theta}_m^{(l)} - \hat{\theta}_n^{(1)}|, \quad n=1, 2, \dots, \hat{N};$$

[0083] 其中 $m_n^{(1)}$ 表示第1跳估计的第 $m_n^{(1)}$ 个信号与第一跳估计的第n个信号属于同一个源信号;将不同跳频点估计到的属于同一个源信号的信号拼接在一起,作为最终的时频域源信号估计,用 $Y_n(p, q)$ 表示第n个源信号在时频点(p, q)上的时频域估计值, $p=0, 1, 2, \dots, P, q=0, 1, 2, \dots, N_{\text{fft}}-1$,即:

$$[0084] \quad Y_n(p, q) = \begin{cases} S_n(p, q) & \text{当} p \text{属于第} l \text{跳时} \\ S_{m_n^{(l)}}(p, q) & \text{当} p \text{属于第} l \text{跳时} \end{cases} \circ$$

[0085] 进一步,根据源信号时频域估计值,恢复时域跳频源信号;对每一采样时刻p($p=0, 1, 2, \dots$)的频域数据 $Y_n(p, q)$, $q=0, 1, 2, \dots, N_{\text{fft}}-1$ 做 N_{fft} 点的1FFT变换,得到p采样时刻对应的时域跳频源信号,用 $y_n(p, q_t)$ ($q_t=0, 1, 2, \dots, N_{\text{fft}}-1$)表示;对上述所有时刻得到的时域跳频源信号 $y_n(p, q_t)$ 进行合并处理,得到最终的时域跳频源信号估计,具体公式如下:

$$[0086] \quad s_n[kC:(k+1)C-1] = \begin{cases} \sum_{m=0}^k y_n[m, (k-m)C:(k-m+1)C-1] & k < K_c \\ \sum_{m=k-K_c+1}^k y_n[m, (k-m)C:(k-m+1)C-1] & k \geq K_c \end{cases} \quad k=0, 1, 2, \dots$$

[0087] 这里 $K_c=N_{\text{fft}}/C$,C为短时傅里叶变换加窗间隔的采样点数, N_{fft} 为FFT变换的长度。

[0088] 本发明的优点及积极效果为:可调节出气阀和吸气阀的阀门大小,来控制呼吸阻力;显示屏上显示有呼出或吸入气体的信息,有利于使用者呼吸功能的康复或增强。

[0089] 本发明通过相关实验证明:本发明集模块、数据采集、处理于一体,比现有技术的数据获得准确率由93.32%提高到97.85%。

[0090] 本本发明单片机数据处理方法,充分保证了各个传输数据不断的变化中,有准确处理后的数据,为智能化的控制起到关键作用。

[0091] 本发明在呼吸功能增加测定仪利用云计算和大数据,为其在医疗设备领域开辟了新的使用用途。

附图说明

[0092] 图1是本发明实施例提供的呼吸功能增加测定仪;

[0093] 图2是本发明实施例提供的出气阀档位调节示意图;

[0094] 图3是本发明实施例提供的吸气阀档位调节示意图;

[0095] 图中:1、显示屏;2、呼吸测定仪本体;3、出气阀;4、吸气阀;5、呼吸管;6、软管;7、开关;8、吹嘴。

具体实施方式

[0096] 为能进一步了解本发明的发明内容、特点及功效,兹例举以下实施例,并配合附图1至附图3详细说明如下。

[0097] 下面结合附图1至附图3对本发明的结构作详细的描述。

[0098] 如附图1至附图3所示,本发明实施例提供的呼吸功能增强测定仪包括:显示屏1、呼吸测定仪本体2、出气阀3、吸气阀4、呼吸管5、软管6、开关7、吹嘴8。

[0099] 出气阀3和吸气阀4套接在呼吸测定仪本体2上端开孔处,呼吸管5胶接在呼吸测定仪本体2右端,软管6一端套接呼吸管5,另一端套接吹嘴8。

[0100] 呼吸测定仪本体1内安装有电源,显示屏1嵌接在呼吸测定仪本体2外侧,开关7嵌装在呼吸测定仪本体1右侧。

[0101] 出气阀3和吸气阀4设置有档位调节阀。

[0102] 吹嘴8套接在软管6一端,吹嘴可更换。

[0103] 显示屏1和开关7通过导线连接呼吸测定仪本体2内电源。

[0104] 所述出气阀和吸气阀内均镶嵌有气体流量测定模块、气体压力测量模块;所述气体流量测定模块、气体压力测量模块均通过无线连接呼吸测定仪本体;

[0105] 所述呼吸测定仪本体内嵌有数据采集模块、第一比较器、第二比较器以及单片机;

[0106] 所述数据采集模块与第一比较器有线连接,第一比较器和第二比较器有线相连;所述第一比较器和第二比较器的输出端均与所述单片机有线相连;

[0107] 所述数据采集模块通过无线分别与气体流量测定模块、气体压力测量模块连接;

[0108] 所述气体流量测定模块的数字调制信号 $x(t)$ 的分数低阶模糊函数表示为:

$$[0109] \quad \chi(\tau, f) = \int_{-\infty}^{\infty} [x(t + \tau/2)]^{<a>} [x^*(t - \tau/2)]^{} e^{-j2\pi ft} dt;$$

[0110] 其中, τ 为时延偏移, f 为多普勒频移, $0 < a, b < a/2$, $x^*(t)$ 表示 $x(t)$ 的共轭,当 $x(t)$ 为实信号时, $x(t)^{<p>} = |x(t)|^{<p>} \text{sgn}(x(t))$;当 $x(t)$ 为复信号时, $[x(t)]^{<p>} = |x(t)|^{p-1} x^*(t)$;

[0111] 所述气体压力测量模块的根据气体压力测量模块内置的压力测量组件发射的光谱得到气体压力参数,光谱发射率在所选定的波长处与压力有近似相同的线性关系,即:

$$[0112] \quad \varepsilon_{i2} = \varepsilon_{i1} [1 + k(T_2 - T_1)];$$

[0113] 式中, ε_{i1} 是波长为 λ_i ,压力为 T_1 时的光谱发射率; ε_{i2} 是波长为 λ_i ,压力为 T_2 时的光谱

发射率; T_1 、 T_2 分别为两个不同时刻的压力; k 为系数;

[0114] V_{i1} 为第一个压力 T_1 下的第 i 个通道的输出信号, V_{i2} 为第一个压力 T_2 下的第 i 个通道的输出信号, T_1 压力下的发射率 $\varepsilon_{i1} \in (0, 1)$, 通过随机选取一组 ε_{i1} , 由下式计算在参数 ε_{i1} 下实际得到的 T_{i1} :

$$[0115] \quad T_{i1} = \frac{1}{\frac{1}{T'} + \frac{\lambda_i}{c_2} \ln \frac{\varepsilon_{i1} V_{i1}'}{V_{i2}}};$$

[0116] 设 $k \in (-\eta, \eta)$, 通过随机选取一个 k , 在第二个压力 T_2 下的发射率 ε_{i2} 的表达式为:

$$[0117] \quad \varepsilon_{i2} = \varepsilon_{i1} [1 + k(T_{i2} - T_{i1})];$$

[0118] 由下式计算在参数 ε_{i1} 下实际得到的 T_{i2} :

$$[0119] \quad T_{i2} = \frac{1}{\frac{1}{T'} + \frac{\lambda_i}{c_2} \ln \frac{\varepsilon_{i1} [1 + k(T_{i2} - T_{i1})] V_{i1}'}{V_{i2}}};$$

[0120] 所述数据采集模块对气体流量测定模块、气体压力测量模块测量的数据进行处理, 处理方法包括:

[0121] 采集到 N 个样本用作训练集 X , 采用下式求出样本平均值 m :

$$[0122] \quad m = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i$$

[0123] 其中, $x_i \in$ 样本训练集 $X = (x_1, x_2, \dots, x_N)$;

[0124] 求出散布矩阵 S :

$$[0125] \quad S = \sum_{i=1}^N (x_i - m)(x_i - m)^T;$$

[0126] 求出散布矩阵的特征值 λ_i 和对应的特征向量 e_i , 其中, e_i 便是主分量, 将特征值从大到小依次排列 $\lambda_1, \lambda_2, \dots$;

[0127] 取出 p 个值, $\lambda_1, \lambda_2, \dots, \lambda_p$ 确定出流量范围或压力范围 $E = (e_1, e_2, \dots, e_p)$, 在此范围上, 训练样本 X 中, 每个元素投影到该范围的点由下式得到:

$$[0128] \quad x'_i = E t x_i, t = 1, 2, \dots, N;$$

[0129] 由上式得到的是将原向量经过PCA降维后的 p 维向量;

[0130] 所述单片机包括:

[0131] 时序控制模块, 由程序控制器获取指令, 根据所述指令产生指令执行周期, 将所述指令执行周期向状态信号模块发送;

[0132] 状态信号模块, 接收所述时序控制模块发送的指令执行周期, 根据所述指令执行周期指示所述指令执行时所处的时钟周期, 所述指令执行周期包括至少两个时钟周期;

[0133] 所述时序控制模块根据所述状态信号模块指示的所述指令执行时所处的时钟周期, 在所述指令执行时所处的倒数第二个时钟周期向所述程序存储器发送读取下一条指令的控制信号, 以及在所述指令执行时所处的最后一个时钟周期从所述程序控制器读取下一条指令;

[0134] 所述时序控制模块根据所述指令产生时序控制信号, 将所述时序控制信号向读写

控制模块和运算模块发送；

[0135] 所述读写控制模块根据所述时序控制信号，从数据存储器读取数据或者向数据存储器写入数据；

[0136] 所述运算模块根据所述时序控制信号，对从数据存储器读取的数据进行处理；

[0137] 所述时序控制模块在所述下一条指令执行时所处的第一个时钟周期产生时序控制信号，将所述时序控制信号向所述读写控制模块和运算模块发送；

[0138] 中断定时模块，根据所述状态信号模块指示的所述指令执行时所处的时钟周期，在所述指令执行时所处的最后一个时钟周期进行中断仲裁，当具有所响应的中断时，在所述下一条指令执行时所处的倒数第二个时钟周期，控制所述时序控制模块暂停从所述程序控制器读取指令；

[0139] 所述第一比较器与第二比较器对数据采集模块处理后的信号 $s(t)$ 进行非线性变换，按如下公式进行：

$$[0140] \quad f[s(t)] = \frac{s(t) * \ln|s(t)|}{|s(t)|} = s(t)c(t) ;$$

[0141] 其中 $s(t) = \sum_{m=1}^M Aa(m)p(t - mT_b) \exp(j2\pi f_c t + \varphi(m))$ ， A 表示信号的幅度， $a(m)$ 表示信号的码元符号， $p(t)$ 表示成形函数， f_c 表示信号的载波频率， $\varphi(m)$ 表示信号的相位，通过该非线性变换后得到：

$$[0142] \quad f[s(t)] = s(t) \frac{\ln|Aa(m)|}{|Aa(m)|}。$$

[0143] 所述自动控制结构通过无线或有线连接时序控制模块，用于对档位调节阀的自动控制。

[0144] 所述运算模块对从数据存储器读取的数据进行处理的方法包括：

[0145] 从数据存储器读取的时序控制模块产生的跳频混合信号时频域矩阵

[0146] $\tilde{X}_1(p, q), \tilde{X}_2(p, q), \dots, \tilde{X}_M(p, q)$ 进行预处理，包括：

[0147] 对 $\tilde{X}_1(p, q), \tilde{X}_2(p, q), \dots, \tilde{X}_M(p, q)$ 进行去低能量预处理，即在每一采样时刻 p ，将 $\tilde{X}_1(p, q), \tilde{X}_2(p, q), \dots, \tilde{X}_M(p, q)$ 幅值小于门限 ε 的值置 0，得到 $\bar{\tilde{X}}_1(p, q), \bar{\tilde{X}}_2(p, q), \dots, \bar{\tilde{X}}_M(p, q)$ ，门限 ε 的设定根据接收信号的平均能量来确定。

[0148] 从数据存储器读取的时序控制模块产生的跳频混合信号时频域矩阵

[0149] $\tilde{X}_1(p, q), \tilde{X}_2(p, q), \dots, \tilde{X}_M(p, q)$ 进行预处理，还包括：

[0150] 找出 p 时刻 ($p=0, 1, 2, \dots, P-1$) 非零的时频域数据，用 $\bar{\tilde{X}}_1(p, \bar{q}_p), \bar{\tilde{X}}_2(p, \bar{q}_p), \dots, \bar{\tilde{X}}_M(p, \bar{q}_p)$ 表示，其中 \bar{q}_p 表示 p 时刻时频响应 $\bar{\tilde{X}}_1(p, q), \bar{\tilde{X}}_2(p, q), \dots, \bar{\tilde{X}}_M(p, q)$ 非 0 时对应的频率索引，对这些非零数据归一化预处理，得到预处理后的向量 $b(p, q) = [b_1(p, q), b_2(p, q), \dots, b_M(p, q)]^T$ ，其中

$$[0151] \quad b_m(p, q) = \begin{cases} \frac{\tilde{X}_m(p, q)}{\tilde{X}_1(p, q)}, & q = \bar{q}_p, \\ 0, & q \neq \bar{q}_p \end{cases}, \quad m = 1, 2, \dots, M。$$

[0152] 所述运算模块对从数据存储器读取的数据进行处理的方法还包括：从数据存储器读取的时序控制模块产生的跳频混合信号时频域矩阵

[0153] $\tilde{X}_1(p, q), \tilde{X}_2(p, q), \dots, \tilde{X}_M(p, q)$ 进行预处理后, 还需进行：

[0154] 利用聚类算法估计每一跳的跳变时刻以及各跳对应的归一化的混合矩阵列向量、跳频频率；在 p ($p = 0, 1, 2, \dots, P-1$) 时刻, 对 \bar{q}_p 表示的频率值进行聚类, 得到的聚类中心个数 \hat{N}_p 表示 p 时刻存在的载频个数, \hat{N}_p 个聚类中心则表示载频的大小, 分别用 $f_o^n(p), n = 1, 2, \dots, \hat{N}_p$ 表示；对每一采样时刻 p ($p = 0, 1, 2, \dots, P-1$), 利用聚类算法对 $b(p, \bar{q}_p)$ 进行聚类, 同样可得到 \hat{N}_p 个聚类中心, 用 $b_{n,p}^0, n = 1, 2, \dots, \hat{N}_p$ 表示；对所有 \hat{N}_p 求均值并取整, 得到源信号个数的估计 \hat{N} , 即：

$$[0155] \quad \hat{N} = \text{round}\left(\frac{1}{P} \sum_{p=0}^{P-1} \hat{N}_p\right)；$$

[0156] 找出 $\hat{N}_p \neq \hat{N}$ 的时刻, 用 p_h 表示, 对每一段连续取值的 p_h 求中值, 用

[0157] $\bar{p}_h(l), l = 1, 2, \dots$ 表示第 l 段相连 p_h 的中值, 则 $\bar{p}_h(l)$ 表示第 l 个频率跳变时刻的估计；根据估计得到的 $b_{n,p}^0, n = 1, 2, \dots, \hat{N}, p \neq p_h$ 以及第四步中估计得到的频率跳变时刻估计出每一跳对应的 \hat{N} 个混合矩阵列向量 $\hat{a}_n(l)$, 具体公式为：

$$[0158] \quad \hat{a}_n(l) = \begin{cases} \frac{1}{\bar{p}_h(l)} \cdot \sum_{p=1, p \neq p_h}^{\bar{p}_h(l)} b_{n,p}^0 & l = 1, \\ \frac{1}{\bar{p}_h(l) - \bar{p}_h(l-1)} \cdot \sum_{p=\bar{p}_h(l-1)+1, p \neq p_h}^{\bar{p}_h(l)} b_{n,p}^0 & l > 1, \end{cases} \quad n = 1, 2, \dots, \hat{N}$$

[0159] 这里 $\hat{a}_n(l) = [\hat{a}_{n,1}(l), \hat{a}_{n,2}(l), \dots, \hat{a}_{n,M}(l)]^T$ ($n = 1, 2, \dots, \hat{N}$) 表示第 l 跳对应的 \hat{N} 个混合矩阵列向量估计值；估计每一跳对应的载频频率, 用 $\hat{f}_{c,n}(l)$ ($n = 1, 2, \dots, \hat{N}$) 表示第 l 跳对应的 \hat{N} 个频率估计值, 计算公式如下：

$$[0160] \quad \hat{f}_{c,n}(l) = \begin{cases} \frac{1}{\bar{p}_h(l)} \cdot \sum_{p=1, p \neq p_h}^{\bar{p}_h(l)} f_o^n(p) & l = 1, \\ \frac{1}{\bar{p}_h(l) - \bar{p}_h(l-1)} \cdot \sum_{p=\bar{p}_h(l-1)+1, p \neq p_h}^{\bar{p}_h(l)} f_o^n(p) & l > 1, \end{cases} \quad n = 1, 2, \dots, \hat{N}。$$

[0161] 根据估计得到的归一化混合矩阵列向量估计时频域跳频源信号。

[0162] 对不同跳频点之间的时频域跳频源信号进行拼接；估计第 l 跳对应的 \hat{N} 个入射角度, 用 $\hat{\theta}_n(l)$ 表示第 l 跳第 n 个源信号对应的入射角度, $\hat{\theta}_n(l)$ 的计算公式如下：

$$[0163] \quad \hat{\theta}_n(l) = \frac{1}{M-1} \sum_{m=2}^M \sin^{-1} \left[\frac{\text{angle}(\hat{a}_{n,m}(l) / \hat{a}_{n,m-1}(l)) * c}{2\pi \hat{f}_{c,n}(l)d} \right] \quad n=1, 2, \dots, \hat{N}$$

[0164] $\hat{a}_{n,m}(l)$ 表示第1跳估计得到的第n个混合矩阵列向量 $\hat{a}_n(l)$ 的第m个元素, c表示光速, 即 $v_c = 3 \times 10^8$ 米/秒; 判断第1 ($l=2, 3, \dots$) 跳估计的源信号与第一跳估计的源信号之间的对应关系, 判断公式如下:

$$[0165] \quad m_n^{(l)} = \arg \min_m |\hat{\theta}_m^{(l)} - \hat{\theta}_n^{(1)}|, \quad n=1, 2, \dots, \hat{N};$$

[0166] 其中 $m_n^{(1)}$ 表示第1跳估计的第 $m_n^{(1)}$ 个信号与第一跳估计的第n个信号属于同一个源信号; 将不同跳频点估计到的属于同一个源信号的信号拼接在一起, 作为最终的时频域源信号估计, 用 $Y_n(p, q)$ 表示第n个源信号在时频点 (p, q) 上的时频域估计值, $p=0, 1, 2, \dots, P, q=0, 1, 2, \dots, N_{\text{fft}}-1$, 即:

$$[0167] \quad Y_n(p, q) = \begin{cases} S_n(p, q) & \text{当 } p \text{ 属于第1跳时} \\ S_{m_n^{(l)}}(p, q) & \text{当 } p \text{ 属于第 } l \text{ 跳时} \end{cases}$$

[0168] 根据源信号时频域估计值, 恢复时域跳频源信号; 对每一采样时刻p ($p=0, 1, 2, \dots$) 的频域数据 $Y_n(p, q)$, $q=0, 1, 2, \dots, N_{\text{fft}}-1$ 做 N_{fft} 点的IFFT变换, 得到p采样时刻对应的时域跳频源信号, 用 $y_n(p, q_t)$ ($q_t=0, 1, 2, \dots, N_{\text{fft}}-1$) 表示; 对上述所有时刻得到的时域跳频源信号 $y_n(p, q_t)$ 进行合并处理, 得到最终的时域跳频源信号估计, 具体公式如下:

$$[0169] \quad s_n[kC:(k+1)C-1] = \begin{cases} \sum_{m=0}^k y_n[m, (k-m)C:(k-m+1)C-1] & k < K_c \\ \sum_{m=k-K_c+1}^k y_n[m, (k-m)C:(k-m+1)C-1] & k \geq K_c \end{cases} \quad k=0, 1, 2, \dots$$

[0170] 这里 $K_c = N_{\text{fft}}/C$, C为短时傅里叶变换加窗间隔的采样点数, N_{fft} 为FFT变换的长度。

[0171] 本发明将软管分别套接在呼吸管和吹嘴上, 通过开关选择吹气模式或吸气模式, 调节好适当的出气阀或吸气阀档位; 对吹嘴进行吹气或吸气, 显示屏显示呼出或吸入气体的信息, 并根据信息调整训练, 达到使用效果。

[0172] 以上所述仅是对本发明的较佳实施例而已, 并非对本发明作任何形式上的限制, 凡是依据本发明的技术实质对以上实施例所做的任何简单修改, 等同变化与修饰, 均属于本发明技术方案的范围。

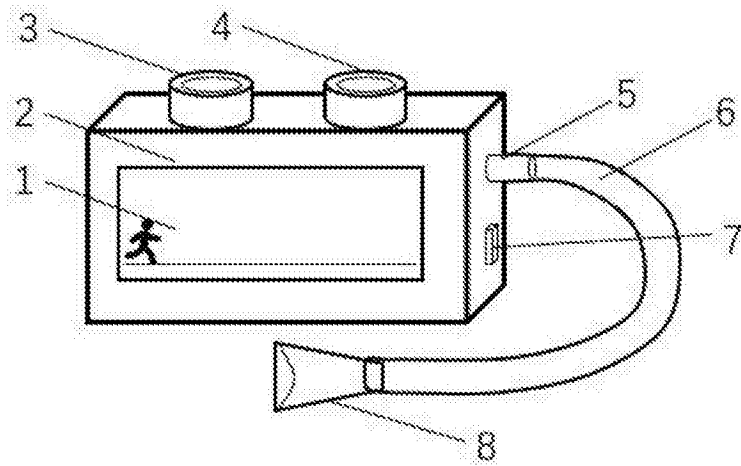


图1

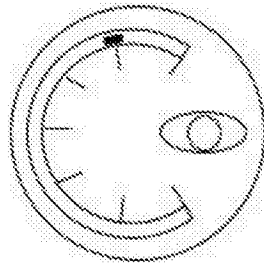


图2

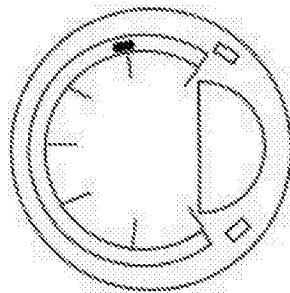


图3

专利名称(译)	一种呼吸功能增强测定仪		
公开(公告)号	CN107595288A	公开(公告)日	2018-01-19
申请号	CN2017110845599.2	申请日	2017-09-19
[标]发明人	华克胜		
发明人	华克胜		
IPC分类号	A61B5/08 A61B5/087 A61B5/00		
代理人(译)	崔静		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明属于医疗康复技术领域，公开了一种呼吸功能增强测定仪，所述呼吸功能增强测定仪设置有：呼吸测定仪本体；出气阀和吸气阀套接在所述呼吸测定仪本体上端开口处；所述出气阀和吸气阀设置有档位调节旋钮；呼吸管胶接在所述呼吸测定仪本体右端；显示屏嵌接在所述呼吸测定仪本体外侧。本发明可自动调节出气阀和吸气阀的阀门大小，来控制呼吸阻力；显示屏上显示呼出或吸入气体的信息，有利于使用者呼吸功能的康复或增强。

