



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110755077 A

(43)申请公布日 2020.02.07

(21)申请号 201911127403.1

(22)申请日 2019.11.18

(71)申请人 北华大学

地址 132021 吉林省吉林市龙潭区新山街1号

(72)发明人 张玉欣 金江春植 白晶

(74)专利代理机构 北京高沃律师事务所 11569

代理人 杨媛媛

(51)Int.Cl.

A61B 5/085(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61M 16/00(2006.01)

G06F 17/11(2006.01)

G06F 17/16(2006.01)

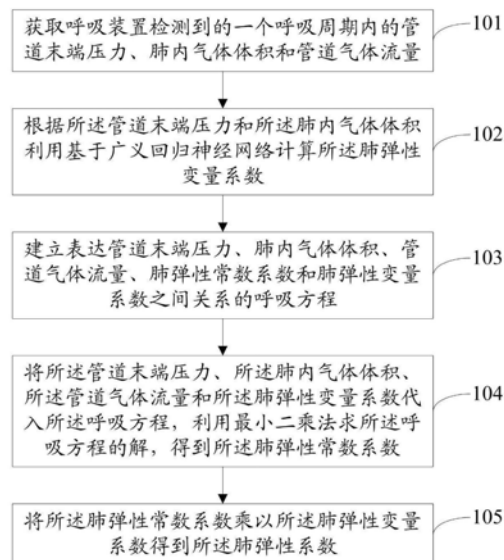
权利要求书3页 说明书12页 附图5页

(54)发明名称

一种基于呼吸装置的肺弹性系数测量方法及系统

(57)摘要

本发明公开一种基于呼吸装置的肺弹性系数测量方法及系统。肺弹性系数为肺内部压力与肺体积的商。该测量方法包括：获取呼吸装置检测到的一个呼吸周期内的管道末端压力、肺内气体体积和管道气体流量；根据管道末端压力和肺内气体体积利用基于广义回归神经网络计算所述肺弹性变量系数；建立表达管道末端压力、肺内气体体积、管道气体流量、肺弹性常数系数和肺弹性变量系数之间关系的呼吸方程；将管道末端压力、肺内气体体积、管道气体流量和肺弹性变量系数代入呼吸方程，利用最小二乘法求呼吸方程的解，得到肺弹性常数系数；将肺弹性常数系数乘以肺弹性变量系数得到肺弹性系数。本发明能够适用于呼吸装置的实时调节和自动调节。



1. 一种基于呼吸装置的肺弹性系数测量方法,所述肺弹性系数为肺内部压力与肺体积的商;所述肺弹性系数为肺弹性常数系数和肺弹性变量系数相乘的积,其特征在于,该测量方法包括:

获取呼吸装置检测到的一个呼吸周期内的管道末端压力、肺内气体体积和管道气体流量;

根据所述管道末端压力和所述肺内气体体积利用基于广义回归神经网络计算所述肺弹性变量系数;

建立表达管道末端压力、肺内气体体积、管道气体流量、肺弹性常数系数和肺弹性变量系数之间关系的呼吸方程;

将所述管道末端压力、所述肺内气体体积、所述管道气体流量和所述肺弹性变量系数代入所述呼吸方程,利用最小二乘法求所述呼吸方程的解,得到所述肺弹性常数系数;

将所述肺弹性常数系数乘以所述肺弹性变量系数得到所述肺弹性系数;所述肺弹性系数用于调节所述呼吸装置的通气量和/或通气压力。

2. 根据权利要求1所述的基于呼吸装置的肺弹性系数测量方法,其特征在于,所述根据所述管道末端压力和所述肺内气体体积利用基于广义回归神经网络计算所述肺弹性变量系数,具体包括:

将一个呼吸周期内的管道末端压力和肺内气体体积数据作为样本数据,从呼气阶段的样本数据中选取N个数据中心点,从吸气阶段的样本数据中选取N个数据中心点;

$$\text{按照公式 } f_g(V) = \frac{\sum_{i=1}^N P_i e^{-\frac{\|V-V_i\|^2}{2\sigma^2}}}{\sum_{i=1}^N e^{-\frac{\|V-V_i\|^2}{2\sigma^2}}} \text{ 计算所述肺弹性变量系数, 其中 } f_g(V) \text{ 为肺弹性变}$$

量系数, i 表示各数据中心点, P_i 为第 i 个数据中心点的管道末端压力, V 为除数据中心点以外的其他样本数据的肺内气体体积, V_i 为第 i 个数据中心点的肺内气体体积, σ 为光滑因子。

3. 根据权利要求1所述的基于呼吸装置的肺弹性系数测量方法,其特征在于,所述建立表达管道末端压力、肺内气体体积、管道气体流量、肺弹性常数系数和肺弹性变量系数之间关系的呼吸方程,具体包括:

建立基本呼吸方程:

$$P_{ao}(t) + a\dot{P}_{ao}(t) = P_l(t) + P_r(t) + b\ddot{V}(t) + P_{eea} + e(t)$$

其中 $P_{ao}(t)$ 为管道末端压力, $\dot{P}_{ao}(t)$ 为 $P_{ao}(t)$ 的一阶导数, $P_l(t)$ 为肺内部压力, $P_r(t)$ 为呼吸装置管道压力损耗, $V(t)$ 为肺内气体体积, $\ddot{V}(t)$ 为 $V(t)$ 的二阶导数, P_{eea} 为呼吸末端肺泡压力, $e(t)$ 为误差值;

将所述基本呼吸方程进行关系转换,得到转换后的呼吸方程:

$$P_{ao}(t) = -a\dot{P}_{ao}(t) + cf_g(V)V(t) + r_1\dot{V}(t) + r_2|F(t)|F(t) + b\dot{V}(t) + P_{eea} + e(t)$$

其中 cf_g 构成所述肺弹性系数, c 为肺弹性常数系数, f_g 为肺弹性变量系数, $\dot{V}(t)$ 为 $V(t)$

的一阶导数, $F(t)$ 为管道气体流量, $\dot{F}(t)$ 为 $F(t)$ 的一阶导数, a 、 c 、 f_g 、 r_1 、 r_2 、 b 均为系数;

将所述转换后的呼吸方程转换为矩阵形式, 得到矩阵表达式:

$$P_{ao}(t) = \varphi_g^T(t) \theta_g + e(t)$$

$$\text{其中, } \varphi_g(t) \text{ 为已知量矩阵, } \varphi_g(t) = \begin{bmatrix} -\dot{P}_{ao}(t) \\ f_g(V)V(t) \\ \dot{V}(t) \\ |F(t)|F(t) \\ \dot{F}(t) \\ 1.0 \end{bmatrix}, \theta_g \text{ 为待求量矩阵, } \theta_g = \begin{bmatrix} a \\ c \\ r_1 \\ r_2 \\ b \\ P_{eea} \end{bmatrix}。$$

4. 根据权利要求3所述的基于呼吸装置的肺弹性系数测量方法, 其特征在于, 所述将所述管道末端压力、所述肺内气体体积、所述管道气体流量和所述肺弹性变量系数代入所述呼吸方程, 利用最小二乘法求所述呼吸方程的解, 得到所述肺弹性常数系数, 具体包括:

对所述矩阵表达式的两侧进行积分运算, 得到积分表达式;

将所述管道末端压力、所述肺内气体体积、所述管道气体流量和所述肺弹性变量系数代入所述积分表达式, 利用最小二乘法求解, 得到所述待求量矩阵内各元素的值。

5. 一种基于呼吸装置的肺弹性系数测量系统, 所述肺弹性系数为肺内部压力与肺体积的商; 所述肺弹性系数为肺弹性常数系数和肺弹性变量系数相乘的积, 其特征在于, 该测量系统包括:

获取模块, 用于获取呼吸装置检测到的一个呼吸周期内的管道末端压力、肺内气体体积和管道气体流量;

肺弹性变量系数计算模块, 用于根据所述管道末端压力和所述肺内气体体积利用基于广义回归神经网络计算所述肺弹性变量系数;

呼吸方程建立模块, 用于建立表达管道末端压力、肺内气体体积、管道气体流量、肺弹性常数系数和肺弹性变量系数之间关系的呼吸方程;

最小二乘求解模块, 用于将所述管道末端压力、所述肺内气体体积、所述管道气体流量和所述肺弹性变量系数代入所述呼吸方程, 利用最小二乘法求所述呼吸方程的解, 得到所述肺弹性常数系数;

肺弹性系数确定模块, 用于将所述肺弹性常数系数乘以所述肺弹性变量系数得到所述肺弹性系数; 所述肺弹性系数用于调节所述呼吸装置的通气量和/或通气压力。

6. 根据权利要求5所述的基于呼吸装置的肺弹性系数测量系统, 其特征在于, 所述肺弹性变量系数计算模块包括:

中心点选取单元, 用于将一个呼吸周期内的管道末端压力和肺内气体体积数据作为样本数据, 从呼气阶段的样本数据中选取N个数据中心点, 从吸气阶段的样本数据中选取N个数据中心点;

肺弹性变量系数计算单元,用于按照公式 $f_g(V) = \frac{\sum_{i=1}^N P_i e^{-\frac{\|V-V_i\|}{2\sigma^2}}}{\sum_{i=1}^N e^{-\frac{\|V-V_i\|}{2\sigma^2}}}$ 计算所述肺弹性变

量系数,其中 $f_g(V)$ 为肺弹性变量系数, i 表示各数据中心点, P_i 为第 i 个数据中心点的管道末端压力, V 为除数据中心点以外的其他样本数据的肺内气体体积, V_i 为第 i 个数据中心点的肺内气体体积, σ 为光滑因子。

7. 根据权利要求5所述的基于呼吸装置的肺弹性系数测量系统,其特征在于,所述呼吸方程建立模块包括:

基本呼吸方程建立单元,用于建立基本呼吸方程:

$$P_{ao}(t) + a\dot{P}_{ao}(t) = P_l(t) + P_r(t) + b\ddot{V}(t) + P_{eea} + e(t)$$

其中 $P_{ao}(t)$ 为管道末端压力, $\dot{P}_{ao}(t)$ 为 $P_{ao}(t)$ 的一阶导数, $P_l(t)$ 为肺内部压力, $P_r(t)$ 为呼吸装置管道压力损耗, $V(t)$ 为肺内气体体积, $\ddot{V}(t)$ 为 $V(t)$ 的二阶导数, P_{eea} 为呼吸末端肺泡压力, $e(t)$ 为误差值;

关系转换单元,用于将所述基本呼吸方程进行关系转换,得到转换后的呼吸方程:

$$P_{ao}(t) = -a\dot{P}_{ao}(t) + cf_g(V)V(t) + r_1\dot{V}(t) + r_2|F(t)|F(t) + b\dot{F}(t) + P_{eea} + e(t)$$

其中 cf_g 构成所述肺弹性系数, c 为肺弹性常数系数, f_g 为肺弹性变量系数, $\dot{V}(t)$ 为 $V(t)$ 的一阶导数, $F(t)$ 为管道气体流量, $\dot{F}(t)$ 为 $F(t)$ 的一阶导数, a 、 c 、 f_g 、 r_1 、 r_2 、 b 均为系数;

矩阵转换单元,用于将所述转换后的呼吸方程转换为矩阵形式,得到矩阵表达式:

$$P_{ao}(t) = \varphi_g^T(t)\theta_g + e(t)$$

$$\text{其中, } \varphi_g(t) \text{ 为已知量矩阵, } \varphi_g(t) = \begin{bmatrix} -\dot{P}_{ao}(t) \\ f_g(V)V(t) \\ \dot{V}(t) \\ |F(t)|F(t) \\ \dot{F}(t) \\ 1.0 \end{bmatrix}, \theta_g \text{ 为待求量矩阵, } \theta_g = \begin{bmatrix} a \\ c \\ r_1 \\ r_2 \\ b \\ P_{eea} \end{bmatrix}.$$

8. 根据权利要求7所述的基于呼吸装置的肺弹性系数测量系统,其特征在于,所述最小二乘求解模块包括:

积分单元,用于对所述矩阵表达式的两侧进行积分运算,得到积分表达式;

最小二乘求解单元,用于将所述管道末端压力、所述肺内气体体积、所述管道气体流量和所述肺弹性变量系数代入所述积分表达式,利用最小二乘法求解,得到所述待求量矩阵内各元素的值。

一种基于呼吸装置的肺弹性系数测量方法及系统

技术领域

[0001] 本发明涉及呼吸装置领域,特别是涉及一种基于呼吸装置的肺弹性系数测量方法及系统。

背景技术

[0002] 当处于特殊环境下进行作业(例如水中营救溺水人员)或为临床病人供氧时通常需要具备呼吸装置。现有的呼吸装置大多具有自动调节通气量和/或通气压力的功能。

[0003] 目前自动调节通气量的方式一般按照分钟通气量=潮气量×通气频率来估算的。其中成人的潮气量根据体重按照6~8ml/kg估算,儿童的潮气量根据体重按照15~23ml/kg估算,成人通气频率为14~20次/分,儿童通气频率为18~40次/分。

[0004] 自动调节通气压力的方式一般为为保证通气安全设置压力上下限。成人压力上限一般为50~60cmH₂O,儿童压力上限一般为20~40cmH₂O。

[0005] 通气量和通气压力的双重调节方式一般为以固定压力通气,通气量不足时以固定容量的通气量来补充。该调节方式需要监测肺功能指标从而自动调节。但所监测的功能指标局限于潮气量的测定,而潮气量的测定的任何误差都会导致呼吸装置自动调控的失误。

[0006] 对于呼吸装置的自动调节,比较理想的状态是根据人体的差异进行自适应调节。该差异体现在肺弹性系数等特性上。虽然肺弹性系数能够很好的适用于呼吸装置的自动调节,但肺弹性系数的测量需要暂时阻断人的呼吸气流,给人带来一定的痛苦,不适用于呼吸装置的实时调节和自动调节。

发明内容

[0007] 本发明的目的是提供一种基于呼吸装置的肺弹性系数测量方法及系统,适用于呼吸装置的实时调节和自动调节。

[0008] 为实现上述目的,本发明提供了如下方案:

[0009] 一种基于呼吸装置的肺弹性系数测量方法,所述肺弹性系数为肺内部压力与肺体积的商;所述肺弹性系数为肺弹性常数系数和肺弹性变量系数相乘的积,该测量方法包括:

[0010] 获取呼吸装置检测到的一个呼吸周期内的管道末端压力、肺内气体体积和管道气体流量;

[0011] 根据所述管道末端压力和所述肺内气体体积利用基于广义回归神经网络计算所述肺弹性变量系数;

[0012] 建立表达管道末端压力、肺内气体体积、管道气体流量、肺弹性常数系数和肺弹性变量系数之间关系的呼吸方程;

[0013] 将所述管道末端压力、所述肺内气体体积、所述管道气体流量和所述肺弹性变量系数代入所述呼吸方程,利用最小二乘法求所述呼吸方程的解,得到所述肺弹性常数系数;

[0014] 将所述肺弹性常数系数乘以所述肺弹性变量系数得到所述肺弹性系数;所述肺弹性系数用于调节所述呼吸装置的通气量和/或通气压力。

[0015] 可选的,所述根据所述管道末端压力和所述肺内气体体积利用基于广义回归神经网络计算所述肺弹性变量系数,具体包括:

[0016] 将一个呼吸周期内的管道末端压力和肺内气体体积数据作为样本数据,从呼气阶段的样本数据中选取N个数据中心点,从吸气阶段的样本数据中选取N个数据中心点;

[0017] 按照公式 $f_g(V) = \frac{\sum_{i=1}^N P_i e^{-\frac{\|V-V_i\|^2}{2\sigma^2}}}{\sum_{i=1}^N e^{-\frac{\|V-V_i\|^2}{2\sigma^2}}}$ 计算所述肺弹性变量系数,其中 $f_g(V)$ 为肺弹性

变量系数,i表示各数据中心点, P_i 为第i个数据中心点的管道末端压力,V为除数据中心点以外的其他样本数据的肺内气体体积, V_i 为第i个数据中心点的肺内气体体积, σ 为光滑因子。

[0018] 可选的,所述建立表达管道末端压力、肺内气体体积、管道气体流量、肺弹性常数系数和肺弹性变量系数之间关系的呼吸方程,具体包括:

[0019] 建立基本呼吸方程:

$$[0020] \quad P_{ao}(t) + a\dot{P}_{ao}(t) = P_l(t) + P_r(t) + b\ddot{V}(t) + P_{eea} + e(t)$$

[0021] 其中 $P_{ao}(t)$ 为管道末端压力, $\dot{P}_{ao}(t)$ 为 $P_{ao}(t)$ 的一阶导数, $P_l(t)$ 为肺内部压力, $P_r(t)$ 为呼吸装置管道压力损耗, $V(t)$ 为肺内气体体积, $\ddot{V}(t)$ 为 $V(t)$ 的二阶导数, P_{eea} 为呼吸末端肺泡压力, $e(t)$ 为误差值;

[0022] 将所述基本呼吸方程进行关系转换,得到转换后的呼吸方程:

$$[0023] \quad P_{ao}(t) = -a\dot{P}_{ao}(t) + cf_g(V)V(t) + r_1\dot{V}(t) + r_2|F(t)|F(t) + b\dot{F}(t) + P_{eea} + e(t)$$

[0024] 其中 cf_g 构成所述肺弹性系数,c为肺弹性常数系数, f_g 为肺弹性变量系数, $\dot{V}(t)$ 为 $V(t)$ 的一阶导数, $F(t)$ 为管道气体流量, $\dot{F}(t)$ 为 $F(t)$ 的一阶导数,a、c、 f_g 、 r_1 、 r_2 、b均为系数;

[0025] 将所述转换后的呼吸方程转换为矩阵形式,得到矩阵表达式:

$$[0026] \quad P_{ao}(t) = \varphi_g^T(t)\theta_g + e(t)$$

$$[0027] \quad \text{其中, } \varphi_g(t) \text{ 为已知量矩阵, } \varphi_g(t) = \begin{bmatrix} -\dot{P}_{ao}(t) \\ f_g(V)V(t) \\ \dot{V}(t) \\ |F(t)|F(t) \\ \dot{F}(t) \\ 1.0 \end{bmatrix}, \theta_g \text{ 为待求量矩阵, } \theta_g = \begin{bmatrix} a \\ c \\ r_1 \\ r_2 \\ b \\ P_{eea} \end{bmatrix}。$$

[0028] 可选的,所述将所述管道末端压力、所述肺内气体体积、所述管道气体流量和所述肺弹性变量系数代入所述呼吸方程,利用最小二乘法求所述呼吸方程的解,得到所述肺弹

性常数系数,具体包括:

[0029] 对所述矩阵表达式的两侧进行积分运算,得到积分表达式;

[0030] 将所述管道末端压力、所述肺内气体体积、所述管道气体流量和所述肺弹性变量系数代入所述积分表达式,利用最小二乘法求解,得到所述待求量矩阵内各元素的值。

[0031] 一种基于呼吸装置的肺弹性系数测量系统,所述肺弹性系数为肺内部压力与肺体积的商;所述肺弹性系数为肺弹性常数系数和肺弹性变量系数相乘的积,该测量系统包括:

[0032] 获取模块,用于获取呼吸装置检测到的一个呼吸周期内的管道末端压力、肺内气体体积和管道气体流量;

[0033] 肺弹性变量系数计算模块,用于根据所述管道末端压力和所述肺内气体体积利用基于广义回归神经网络计算所述肺弹性变量系数;

[0034] 呼吸方程建立模块,用于建立表达管道末端压力、肺内气体体积、管道气体流量、肺弹性常数系数和肺弹性变量系数之间关系的呼吸方程;

[0035] 最小二乘求解模块,用于将所述管道末端压力、所述肺内气体体积、所述管道气体流量和所述肺弹性变量系数代入所述呼吸方程,利用最小二乘法求所述呼吸方程的解,得到所述肺弹性常数系数;

[0036] 肺弹性系数确定模块,用于将所述肺弹性常数系数乘以所述肺弹性变量系数得到所述肺弹性系数;所述肺弹性系数用于调节所述呼吸装置的通气量和/或通气压力。

[0037] 可选的,所述肺弹性变量系数计算模块包括:

[0038] 中心点选取单元,用于将一个呼吸周期内的管道末端压力和肺内气体体积数据作为样本数据,从呼气阶段的样本数据中选取N个数据中心点,从吸气阶段的样本数据中选取N个数据中心点;

[0039] 肺弹性变量系数计算单元,用于按照公式 $f_g(V) = \frac{\sum_{i=1}^N P_i e^{-\frac{\|V-V_i\|}{2\sigma^2}}}{\sum_{i=1}^N e^{-\frac{\|V-V_i\|}{2\sigma^2}}}$ 计算所述肺弹性

变量系数,其中 $f_g(V)$ 为肺弹性变量系数,i表示各数据中心点, P_i 为第i个数据中心点的管道末端压力,V为除数据中心点以外的其他样本数据的肺内气体体积, V_i 为第i个数据中心点的肺内气体体积, σ 为光滑因子。

[0040] 可选的,所述呼吸方程建立模块包括:

[0041] 基本呼吸方程建立单元,用于建立基本呼吸方程:

$$[0042] \quad P_{ao}(t) + a\dot{P}_{ao}(t) = P_l(t) + P_r(t) + b\ddot{V}(t) + P_{eea} + e(t)$$

[0043] 其中 $P_{ao}(t)$ 为管道末端压力, $\dot{P}_{ao}(t)$ 为 $P_{ao}(t)$ 的一阶导数, $P_l(t)$ 为肺内部压力, $P_r(t)$ 为呼吸装置管道压力损耗, $V(t)$ 为肺内气体体积, $\ddot{V}(t)$ 为 $V(t)$ 的二阶导数, P_{eea} 为呼吸末端肺泡压力, $e(t)$ 为误差值;

[0044] 关系转换单元,用于将所述基本呼吸方程进行关系转换,得到转换后的呼吸方程:

$$[0045] \quad P_{ao}(t) = -a\dot{P}_{ao}(t) + cf_g(V)V(t) + r_1\dot{V}(t) + r_2|F(t)|F(t) + b\dot{F}(t) + P_{eea} + e(t)$$

[0046] 其中 cf_g 构成所述肺弹性系数, c 为肺弹性常数系数, f_g 为肺弹性变量系数, $\dot{V}(t)$ 为 $V(t)$ 的一阶导数, $F(t)$ 为管道气体流量, $\dot{F}(t)$ 为 $F(t)$ 的一阶导数, a 、 c 、 f_g 、 r_1 、 r_2 、 b 均为系数;

[0047] 矩阵转换单元,用于将所述转换后的呼吸方程转换为矩阵形式,得到矩阵表达式:

$$[0048] \quad P_{ao}(t) = \varphi_g^T(t)\theta_g + e(t)$$

$$[0049] \quad \text{其中, } \varphi_g(t) \text{ 为已知量矩阵, } \varphi_g(t) = \begin{bmatrix} -\dot{P}_{ao}(t) \\ f_g(V)V(t) \\ \dot{V}(t) \\ |F(t)|F(t) \\ \dot{F}(t) \\ 1.0 \end{bmatrix}, \theta_g \text{ 为待求量矩阵, } \theta_g = \begin{bmatrix} a \\ c \\ r_1 \\ r_2 \\ b \\ P_{eea} \end{bmatrix}。$$

[0050] 可选的,所述最小二乘求解模块包括:

[0051] 积分单元,用于对所述矩阵表达式的两侧进行积分运算,得到积分表达式;

[0052] 最小二乘求解单元,用于将所述管道末端压力、所述肺内气体体积、所述管道气体流量和所述肺弹性变量系数代入所述积分表达式,利用最小二乘法求解,得到所述待求量矩阵内各元素的值。

[0053] 根据本发明提供的具体实施例,本发明公开了以下技术效果:本发明的基于呼吸装置的肺弹性系数测量方法及系统,在获取到呼吸装置直接采集到的数据的基础上利用广义回归神经网络计算肺弹性变量系数,在得到肺弹性变量系数的基础上利用呼吸装置直接采集到的数据对呼吸方程进行求解得到肺弹性常数系数,从而实现肺弹性系数的测量。本发明依托广义回归神经网络计算肺弹性变量系数,从而直接得到肺弹性变量系数,并为肺弹性常数系数的计算建立基础,实现了直接利用呼吸装置采集的数据进行肺弹性系数的测量,避免阻断人的呼吸气流,适用于呼吸装置的实时调节和自动调节。

附图说明

[0054] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动性的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0055] 图1为本发明实施例1的基于呼吸装置的肺弹性系数测量方法的方法流程图;

[0056] 图2为婴儿使用呼吸装置时呼吸装置采集到的管道末端压力曲线图;

[0057] 图3为婴儿使用呼吸装置时呼吸装置采集到的肺内气体体积曲线图;

[0058] 图4为婴儿使用呼吸装置时呼吸装置采集到的管道气体流量曲线图;

[0059] 图5为婴儿吸气时管道末端压力与肺内气体体积的关系曲线图;

[0060] 图6为婴儿呼气时管道末端压力与肺内气体体积的关系曲线图;

- [0061] 图7为吸气时肺内部静态压力的真实值与本发明的估计值的对比结果图；
- [0062] 图8为呼气时肺内部静态压力的真实值与本发明的估计值的对比结果图；
- [0063] 图9为本发明实施例2的基于呼吸装置的肺弹性系数测量系统的系统结构图。

具体实施方式

[0064] 下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0065] 为使本发明的上述目的、特征和优点能够更加明显易懂,下面结合附图和具体实施方式对本发明作进一步详细的说明。

[0066] 实施例1:

[0067] 该实施例1提供一种基于呼吸装置的肺弹性系数测量方法,所述肺弹性系数为肺内部压力与肺体积的商;所述肺弹性系数为肺弹性常数系数和肺弹性变量系数相乘的积。

[0068] 图1为本发明实施例1的基于呼吸装置的肺弹性系数测量方法的方法流程图。

[0069] 参见图1,该测量方法包括:

[0070] 步骤101:获取呼吸装置检测到的一个呼吸周期内的管道末端压力(管道末端压力表示的是用户气道压力) $P_{ao}(t)$ 、肺内气体体积 $V(t)$ 和管道气体流量 $F(t)$ 。

[0071] 以处于呼吸窘迫状态的某个婴儿为例。采样间隔 $T=0.005$ 秒,即采样频率200Hz,采样点数为 $N_0=229$,其中吸气点数 N_1 是116,呼气点数 N_2 是113。

[0072] 图2为婴儿使用呼吸装置时呼吸装置采集到的管道末端压力曲线图。

[0073] 图3为婴儿使用呼吸装置时呼吸装置采集到的肺内气体体积曲线图。

[0074] 图4为婴儿使用呼吸装置时呼吸装置采集到的管道气体流量曲线图。

[0075] 图5为婴儿吸气时管道末端压力与肺内气体体积的关系曲线图。

[0076] 图6为婴儿呼气时管道末端压力与肺内气体体积的关系曲线图。

[0077] 获取的样本数据参见图2~图6。

[0078] 步骤102:根据所述管道末端压力和所述肺内气体体积利用基于广义回归神经网络计算所述肺弹性变量系数。

[0079] 广义回归神经网络(General Regression Neural Network,GRNN)是径向基网络(Radial basis function network,RBF)的变形形式,具有良好的非线性逼近能力,训练更为方便。

[0080] 该步骤102具体包括:

[0081] 1、将一个呼吸周期内的管道末端压力和肺内气体体积数据作为样本数据,从呼气阶段的样本数据中选取 N 个数据中心点,从吸气阶段的样本数据中选取 N 个数据中心点;

[0082] 2、按照公式 $f_g(V) = \frac{\sum_{i=1}^N P_i e^{-\frac{\|V-V_i\|}{2\sigma^2}}}{\sum_{i=1}^N e^{-\frac{\|V-V_i\|}{2\sigma^2}}}$ (通过将 $f_g(V)$ 定义为GRNN网络输出函数形式

得到) 计算所述肺弹性变量系数, 其中 $f_g(V)$ 为肺弹性变量系数, i 表示各数据中心点, P_i 为第 i 个数据中心点的管道末端压力, V 为除数据中心点以外的其他样本数据的肺内气体体积, V_i 为第 i 个数据中心点的肺内气体体积, σ 为光滑因子。

[0083] 根据呼吸样本值分布, 设定GRNN网络隐含层神经元个数 $N=7$ 。 P_i 和 V_i 分别是隐含层第 i 个中心点对应的呼吸样本的 $P_{ao}(t)$ 值和 $V(t)$ 值, 每一个隐含层神经元即为一个数据中心点, 在吸气样本中选择7个数据点做为数据中心点, 对全部吸气样本进行GRNN网络输出值计算; 在呼气样本中选择7个数据点做为数据中心点, 对全部呼气样本进行GRNN网络输出值计算。

[0084] 隐含层数据中心点的选择, 中心点的选择要尽可能平均分布在整个呼吸周期中, 不能过分集中。

[0085] 步骤103: 建立表达管道末端压力、肺内气体体积、管道气体流量、肺弹性常数系数和肺弹性变量系数之间关系的呼吸方程;

[0086] 该步骤103, 具体包括:

[0087] 1、建立基本呼吸方程:

[0088]
$$P_{ao}(t) + a\dot{P}_{ao}(t) = P_l(t) + P_r(t) + b\ddot{V}(t) + P_{eea} + e(t)$$

[0089] 其中 $P_{ao}(t)$ 为管道末端压力, $\dot{P}_{ao}(t)$ 为 $P_{ao}(t)$ 的一阶导数, $P_l(t)$ 为肺内部压力, $P_r(t)$ 为呼吸装置管道压力损耗, $V(t)$ 为肺内气体体积, $\ddot{V}(t)$ 为 $V(t)$ 的二阶导数, P_{eea} 为呼吸末端肺泡压力, $e(t)$ 为误差值, 包含方程误差和测量噪声; a 和 b 为常系数。

[0090] 2、将所述基本呼吸方程进行关系转换

[0091] 肺内部压力表达式 $P_l(t) = cf_g(V)V(t)$

[0092] 其中 $cf_g(V)$ 是肺弹性系数。肺内部压力表达式描述的肺内部压力 $P_l(t)$ 与肺内气体体积 V 的关系, 就是肺的静态特性。 c 是待求的肺弹性常数系数。

[0093] 呼吸装置管道压力损耗表达式 $P_r(t) = f_r(F)F(t)$

[0094] 其中 $f_r(F)$ 是气道阻力。

[0095] 气体流量和气体体积的关系式 $F(t) = \dot{V}(t) = \frac{d}{dt}V(t)$, 所以 $P_r(t) = f_r(\dot{V})\dot{V}(t)$ 。如

果考虑到气体流量的二阶作用, $f_r(\dot{V}) = r_1 + r_2|\dot{V}|$, 此时 $P_r(t) = (r_1 + r_2|\dot{V}|)\dot{V}(t)$ 。

[0096] 将 $P_l(t)$ 、 $P_r(t)$ 代入到呼吸系统方程, 可得:

[0097]
$$P_{ao}(t) + a\dot{P}_{ao}(t) = cf_g(V)V(t) + (r_1 + r_2|\dot{V}|)\dot{V}(t) + b\ddot{V}(t) + P_{eea} + e(t)$$

[0098] 利用气体流量和气体体积的关系式 $F(t) = \dot{V}(t) = \frac{d}{dt}V(t)$ 对上式进行改写, 可得转

换后的呼吸方程:

$$[0099] \quad P_{ao}(t) = -a\dot{P}_{ao}(t) + cf_g(V)V(t) + r_1\dot{V}(t) + r_2|F(t)|F(t) + b\dot{F}(t) + P_{eea} + e(t)$$

[0100] 其中 cf_g 构成所述肺弹性系数, c 为肺弹性常数系数, f_g 为肺弹性变量系数, $\dot{V}(t)$ 为 $V(t)$ 的一阶导数, $F(t)$ 为管道气体流量, $\dot{F}(t)$ 为 $F(t)$ 的一阶导数, a 、 c 、 f_g 、 r_1 、 r_2 、 b 均为系数。

[0101] 3、将所述转换后的呼吸方程转换为矩阵形式,得到矩阵表达式:

$$[0102] \quad P_{ao}(t) = \varphi_g^T(t)\theta_g + e(t)$$

$$[0103] \quad \text{其中, } \varphi_g(t) \text{ 为已知量矩阵, } \varphi_g(t) = \begin{bmatrix} -\dot{P}_{ao}(t) \\ f_g(V)V(t) \\ \dot{V}(t) \\ |F(t)|F(t) \\ \dot{F}(t) \\ 1.0 \end{bmatrix}, \theta_g \text{ 为待求量矩阵, } \theta_g = \begin{bmatrix} a \\ c \\ r_1 \\ r_2 \\ b \\ P_{eea} \end{bmatrix}。$$

[0104] 步骤104:将所述管道末端压力、所述肺内气体体积、所述管道气体流量和所述肺弹性变量系数代入所述呼吸方程,利用最小二乘法求所述呼吸方程的解,得到所述肺弹性常数系数;

[0105] 该步骤104具体包括:

[0106] 1、对所述矩阵表达式的两侧进行积分运算,得到积分表达式。

[0107] 矩阵表达式是连续时间函数模型,而呼吸样本 $P_{ao}(t)$ 、 $V(t)$ 、 $F(t)$ 均为等时间间隔 T 的采样数据,因此,对矩阵表达式采用数值积分运算的方法进行处理。对矩阵表达式左右两端进行 $[kT, (k-1)T]$ 的积分,其中 $k=1, 2, 3, \dots, N_0$, N_0 是呼吸样本个数, $l=20$ 。

[0108] 矩阵表达式左侧进行数值积分运算结果定义为 $p(k)$,则:

$$[0109] \quad p(k) = \int_{(k-l)T}^{kT} P_{ao}(t)dt \approx \sum_{j=0}^l g_j P_{ao}(k-j)$$

[0110] 其中 g_j 是利用复合梯形公式法进行数值积分时的系数 $g_j = \begin{cases} 0.5T, & j=0, l \\ T, & j=1, 2, \dots, l-1 \end{cases}$

[0111] 定义 $\varphi_g(t)$ 对应的数值积分运算结果为 $\phi_g(k)$,定义 $e(t)$ 对应的数值积分运算结果为 $e(k)$,则:

$$\begin{aligned}
 \phi_g(k) &= \sum_{j=0}^l g_j \phi_g(k-j) \\
 [0112] \quad &= \begin{bmatrix} -P_{ao}(k) + P_{ao}(k-l) \\ \sum_{j=0}^l g_j f_g(V) V(k-j) \\ V(k) - V(k-l) \\ \sum_{j=0}^l g_j |F(k-j)| F(k-j) \\ F(k) - F(k-l) \\ lT \end{bmatrix}
 \end{aligned}$$

$$[0113] \quad e(k) = \int_{(k-l)T}^{kT} e(t) dt \approx \sum_{j=0}^l g_j e(k-j)$$

[0114] 呼吸方程的数值积分运算方程为：

$$[0115] \quad p(k) = \phi_g^T(k) \theta_g + e(k)$$

[0116] 2、将所述管道末端压力、所述肺内气体体积、所述管道气体流量和所述肺弹性变量系数代入所述积分表达式，利用最小二乘法求解，得到所述待求量矩阵内各元素的值。

[0117] 将呼吸样本数据 $P_{ao}(t)$ 代入到积分公式 $p(k)$ 可以求出 $p(k)$ ，将呼吸样本数据 $V(t)$ 、 $F(t)$ 代入积分公式 $\phi_g(k)$ 可以求出 $\phi_g(k)$ 。 k 的取值范围是 $[1+1, N_0]$ ，如果 $l=20$ ，则 k 的取值范围是 $[21, N_0]$ 。

[0118] 设由 $p(k)$ ， $k=1+1, \dots, N_0$ ，组成的矩阵的转置矩阵为 P ，即 $P = [p(1+1), p(1+2), \dots, p(N_0)]^T$ ； $\phi_g(k)$ ， $k=1+1, \dots, N_0$ ，组成的矩阵的转置矩阵为 Φ ，即 $\Phi = [\phi_g(1+1), \phi_g(1+2), \dots, \phi_g(N_0)]^T$ ； $e(k)$ ， $k=1+1, \dots, N_0$ ，组成的矩阵的转置矩阵为 e ，即 $e = [e(1+1), e(1+2), \dots, e(N_0)]^T$ 。

[0119] 因此呼吸方程的数值积分运算方程可以写为

$$[0120] \quad p = \Phi \theta_g + e$$

[0121] 定义 $\hat{\theta}_g$ 是利用最小二乘法求出的 θ_g 的估计值， $\hat{\theta}_g$ 矩阵中的参数为 θ_g 矩阵参数的估计值，定义为 $(\hat{\theta}_g)^T = [\hat{a}, \hat{c}, \hat{r}_1, \hat{r}_2, \hat{b}, \hat{P}_{eea}]$ ，

$$[0122] \quad \hat{\theta}_g = (\Phi^T \Phi)^{-1} \Phi^T P$$

[0123] 从而计算得到矩阵 θ_g 中的各个参数。

[0124] 定义最小二乘法估计误差是 J ，则：

$$[0125] \quad J = (P - \Phi \theta_g)^T (P - \Phi \theta_g)$$

[0126] 步骤105：将所述肺弹性常数系数乘以所述肺弹性变量系数得到所述肺弹性系数；所述肺弹性系数用于调节所述呼吸装置的通气量和/或通气压力。

[0127] 将计算出来的参数 $\hat{c}$ 和步骤102出来的 $f_g(V)$ 相乘得到肺弹性系数估计值 $\hat{c}f_g(V)$ 。

[0128] 当需要调节通气量或通气压力时,可以基于肺弹性系数的计算结果进行进一步计算:

[0129] 将实时测量的 $V(t)$ 值乘以肺弹性系数估计值求出此时肺内部静态压力 $P_1(t)$ 的估计值 $\hat{P}_1(t)$ 。

[0130] 将矩阵 $\hat{\theta}_g$ 和步骤102计算出来的 $f_g(V)$ 代入呼吸方程,可以得到符合用户呼吸特性的呼吸方程。

[0131] 根据参数 $\hat{r}_1$ 、 $\hat{r}_2$ 以及实时测量的 $V(t)$ 求出时呼吸装置管道丢失压力 $P_r(t)$ 的估计值。

[0132] 下面通过静态数据拟合实验对本实施例1的方案进行详细说明:

[0133] 针对步骤101中的呼吸数据样本,利用本发明的方案计算吸气样本的肺内部静态压力 $P_1(t)$ 估算值,从而构建图7中曲线;计算呼气样本的肺内部静态压力 $P_1(t)$ 估算值,从而构建图8中曲线。吸气样本的最小二乘法估计误差是 $J=0.0038$;呼气样本的最小二乘法估计误差是 $J=0.0025$ 。

[0134] 图7、图8中矩形数据点,是利用特殊的实验方法测出的病人在吸气、呼气过程中肺内部 $P_1(t)$ 的真实值,即肺静态值。

[0135] 从图7和图8可以看出,本方案计算的 $P_1(t)$ 值曲线对肺静态值拟合较好。

[0136] 肺呼吸时和吸气时的静态特性并不完全相同,图7、图8的仿真实验结果显示的 $P_1(t)$ 值曲线不是完全重合的曲线,也印证了这个特点。

[0137] 误差分析:

[0138] ①对图7中吸气样本的 $P_1(t)$ 估算值进行数据拟合。由于吸气样本估算值共116个,数据点过多,全部用来进行曲线拟合计算量过大,且准确性降低。采用分段数据点参与的方式进行曲线拟合。以图7中的8个静态数据的 $P_{a0}(t)$ 值为中心,分别选择6个 $P_1(t)$ 估算值点进行曲线拟合。

[0139] 以图8中静态点A为例,A点实测的 $P_1=7.4$, $V=3.6$ 。在116个吸气样本的 $P_1(t)$ 估算值中选择第25到第30个数据点进行拟合,这6个点的 $P_1(t)$ 值分别为 $[6.2420, 6.7217, 7.1942, 7.6519, 8.0867, 8.4980]$, V 值分别为 $[3.2124, 3.4127, 3.6100, 3.8011, 3.9827, 4.1544]$ 。

[0140] 采用二阶多项式进行曲线拟合,即 $V=a_0+a_1P_1+a_2P_1^2$,代入这6个点数据得到的拟合多项式为 $V=0.609+0.4167P_1+0.0001P_1^2$ 。当 $P_1=7.4$ 时,拟合得出的 $V=3.6959$ 。与A点的 V 实测值之间误差为0.0959。

[0141] 采用同样的方法,计算出的图7中8个吸气静态数据点的误差值如表1所示,平均绝对值误差为0.1693;图8中的8个呼气静态数据点的误差值如表2所示,平均绝对值误差为:0.3728。误差值符合实际应用需求。

[0142] 综上,依据本发明的方法,对肺弹性量值估算得出肺内压力的方法,误差值较小。

[0143] 表1图7中8个吸气静态数据点的误差值

[0144]	吸气静态点	1	2	3	4	5	6	7	8
	静态 P 实测值	11	4.2	12.2	4.2	9	12.8	8.7	7.4
	静态 V 实测值	5	2.5	5.8	2.3	4.5	6	4.6	3.6
	本文方法拟合的 V 值	5.0842	2.4254	5.5507	2.4254	4.3641	5.7718	4.2388	3.6959
	V 误差绝对值	0.0842	0.0746	0.2493	0.1254	0.1359	0.2282	0.3612	0.0959

[0145] 表2图8中的8个呼气静态数据点的误差值

[0146]	呼气静态点	1	2	3	4	5	6	7	8
	静态 P 实测值	11.5	7.1	9.5	2.9	5.7	10.5	4.7	9.3
	静态 V 实测值	5.8	4	4.6	0.6	3.2	5.2	1.9	4.8
	本文方法拟合的 V 值	5.1651	3.7816	4.5936	1.3586	3.1914	4.8878	2.6759	4.5327
	V 误差绝对值	0.6349	0.2184	0.0064	0.7586	0.0086	0.3122	0.7759	0.2673

[0147] 实施例2:

[0148] 该实施例2提供一种基于呼吸装置的肺弹性系数测量系统。所述肺弹性系数为肺内部压力与肺体积的商;所述肺弹性系数为肺弹性常数系数和肺弹性变量系数相乘的积。

[0149] 图9为本发明实施例2的基于呼吸装置的肺弹性系数测量系统的系统结构图。

[0150] 参见图9,该测量系统包括:

[0151] 获取模块201,用于获取呼吸装置检测到的一个呼吸周期内的管道末端压力、肺内气体体积和管道气体流量;

[0152] 肺弹性变量系数计算模块202,用于根据所述管道末端压力和所述肺内气体体积利用基于广义回归神经网络计算所述肺弹性变量系数;

[0153] 呼吸方程建立模块203,用于建立表达管道末端压力、肺内气体体积、管道气体流量、肺弹性常数系数和肺弹性变量系数之间关系的呼吸方程;

[0154] 最小二乘求解模块204,用于将所述管道末端压力、所述肺内气体体积、所述管道气体流量和所述肺弹性变量系数代入所述呼吸方程,利用最小二乘法求所述呼吸方程的解,得到所述肺弹性常数系数;

[0155] 肺弹性系数确定模块205,用于将所述肺弹性常数系数乘以所述肺弹性变量系数得到所述肺弹性系数;所述肺弹性系数用于调节所述呼吸装置的通气量和/或通气压力。

[0156] 可选的,所述肺弹性变量系数计算模块202包括:

[0157] 中心点选取单元,用于将一个呼吸周期内的管道末端压力和肺内气体体积数据作为样本数据,从呼气阶段的样本数据中选取N个数据中心点,从吸气阶段的样本数据中选取N个数据中心点;

[0158] 肺弹性变量系数计算单元,用于按照公式 $f_g(V) = \frac{\sum_{i=1}^N P_i e^{-\frac{\|V-V_i\|}{2\sigma^2}}}{\sum_{i=1}^N e^{-\frac{\|V-V_i\|}{2\sigma^2}}}$ 计算所述肺弹性变

量系数,其中 $f_g(V)$ 为肺弹性变量系数, i 表示各数据中心点, P_i 为第 i 个数据中心点的管道末端压力, V 为除数据中心点以外的其他样本数据的肺内气体体积, V_i 为第 i 个数据中心点的肺内气体体积, σ 为光滑因子。

[0159] 可选的,所述呼吸方程建立模块203包括:

[0160] 基本呼吸方程建立单元,用于建立基本呼吸方程:

$$[0161] \quad P_{ao}(t) + a\dot{P}_{ao}(t) = P_l(t) + P_r(t) + b\ddot{V}(t) + P_{eea} + e(t)$$

[0162] 其中 $P_{ao}(t)$ 为管道末端压力, $\dot{P}_{ao}(t)$ 为 $P_{ao}(t)$ 的一阶导数, $P_l(t)$ 为肺内部压力, $P_r(t)$ 为呼吸装置管道压力损耗, $V(t)$ 为肺内气体体积, $\ddot{V}(t)$ 为 $V(t)$ 的二阶导数, P_{eea} 为呼吸末端肺泡压力, $e(t)$ 为误差值;

[0163] 关系转换单元,用于将所述基本呼吸方程进行关系转换,得到转换后的呼吸方程:

$$[0164] \quad P_{ao}(t) = -a\dot{P}_{ao}(t) + cf_g(V)V(t) + r_1\dot{V}(t) + r_2|F(t)|F(t) + b\dot{F}(t) + P_{eea} + e(t)$$

[0165] 其中 cf_g 构成所述肺弹性系数, c 为肺弹性常数系数, f_g 为肺弹性变量系数, $\dot{V}(t)$ 为 $V(t)$ 的一阶导数, $F(t)$ 为管道气体流量, $\dot{F}(t)$ 为 $F(t)$ 的一阶导数, a 、 c 、 f_g 、 r_1 、 r_2 、 b 均为系数;

[0166] 矩阵转换单元,用于将所述转换后的呼吸方程转换为矩阵形式,得到矩阵表达式:

$$[0167] \quad P_{ao}(t) = \varphi_g^T(t)\theta_g + e(t)$$

$$[0168] \quad \text{其中, } \varphi_g(t) \text{ 为已知量矩阵, } \varphi_g(t) = \begin{bmatrix} -\dot{P}_{ao}(t) \\ f_g(V)V(t) \\ \dot{V}(t) \\ |F(t)|F(t) \\ \dot{F}(t) \\ 1.0 \end{bmatrix}, \theta_g \text{ 为待求量矩阵, } \theta_g = \begin{bmatrix} a \\ c \\ r_1 \\ r_2 \\ b \\ P_{eea} \end{bmatrix}.$$

[0169] 可选的,所述最小二乘求解模块204包括:

[0170] 积分单元,用于对所述矩阵表达式的两侧进行积分运算,得到积分表达式;

[0171] 最小二乘求解单元,用于将所述管道末端压力、所述肺内气体体积、所述管道气体流量和所述肺弹性变量系数代入所述积分表达式,利用最小二乘法求解,得到所述待求量矩阵内各元素的值。

[0172] 根据本发明提供的具体实施例,本发明公开了以下技术效果:本发明的基于呼吸装置的肺弹性系数测量方法及系统,在获取到呼吸装置直接采集到的数据的基础上利用广义回归神经网络计算肺弹性变量系数,在得到肺弹性变量系数的基础上利用呼吸装置直接采集到的数据对呼吸方程进行求解得到肺弹性常数系数,从而实现肺弹性系数的测量。本发明依托广义回归神经网络计算肺弹性变量系数,从而直接得到肺弹性变量系数,并为肺弹性常数系数的计算建立基础,实现了直接利用呼吸装置采集的数据进行肺弹性系数的测量,避免阻断人的呼吸气流,适用于呼吸装置的实时调节和自动调节。

[0173] 本说明书中各个实施例采用递进的方式描述,每个实施例重点说明的都是与其他实施例的不同之处,各个实施例之间相同相似部分互相参见即可。对于实施例公开的系统而言,由于其与实施例公开的方法相对应,所以描述的比较简单,相关之处参见方法部分说明即可。

[0174] 本文中应用了具体个例对本发明的原理及实施方式进行了阐述,以上实施例的说

明只是用于帮助理解本发明的方法及其核心思想;同时,对于本领域的一般技术人员,依据本发明的思想,在具体实施方式及应用范围上均会有改变之处。综上所述,本说明书内容不应理解为对本发明的限制。

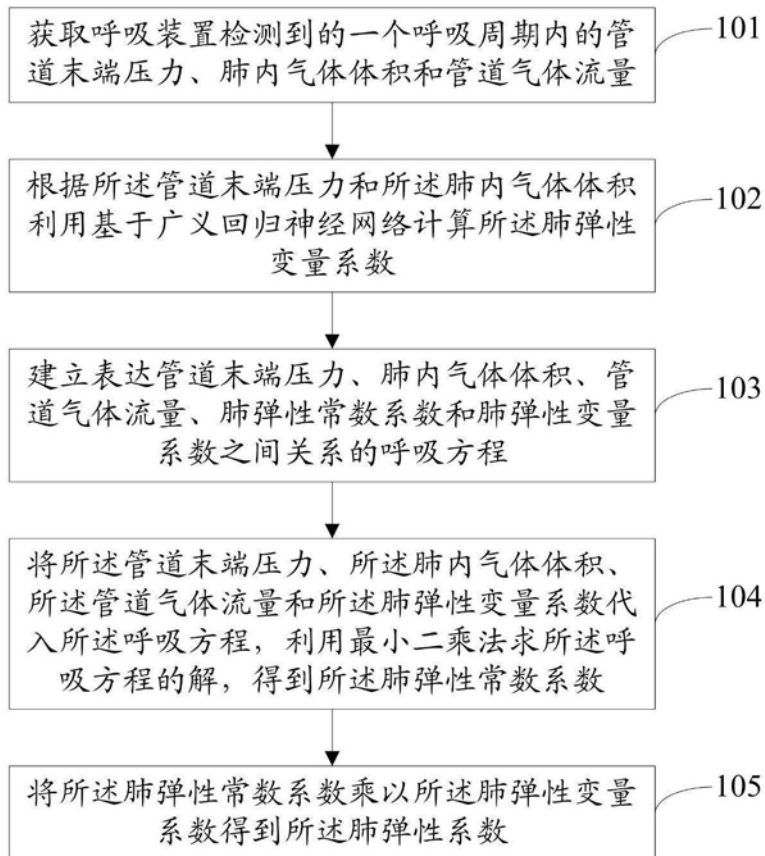


图1

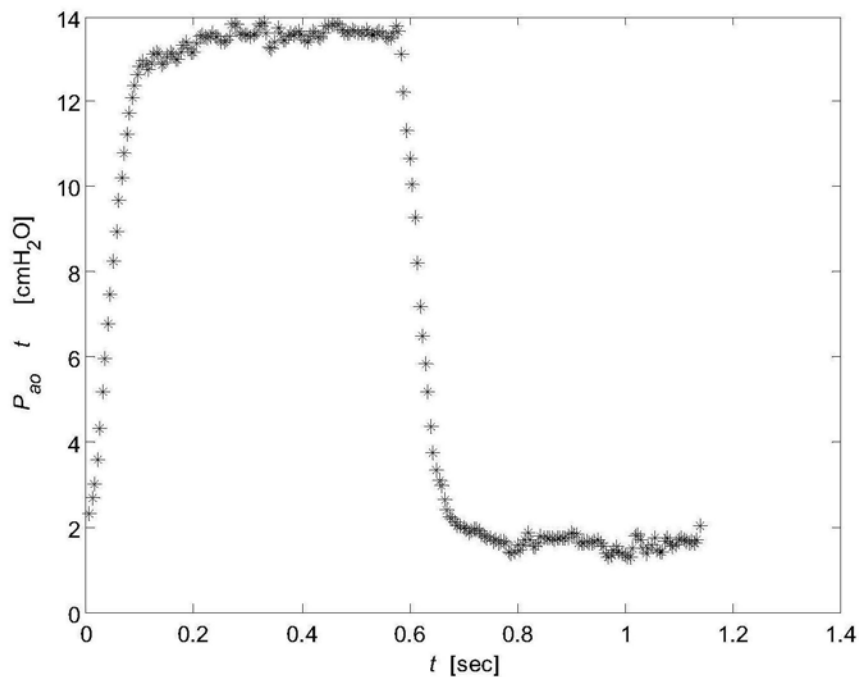


图2

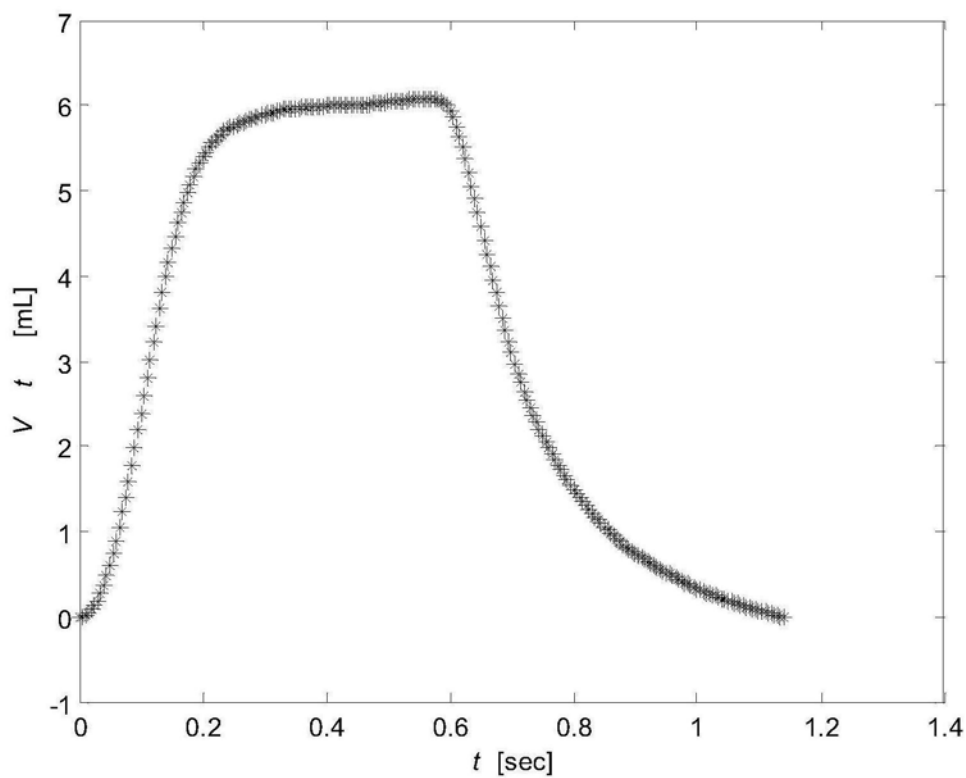


图3

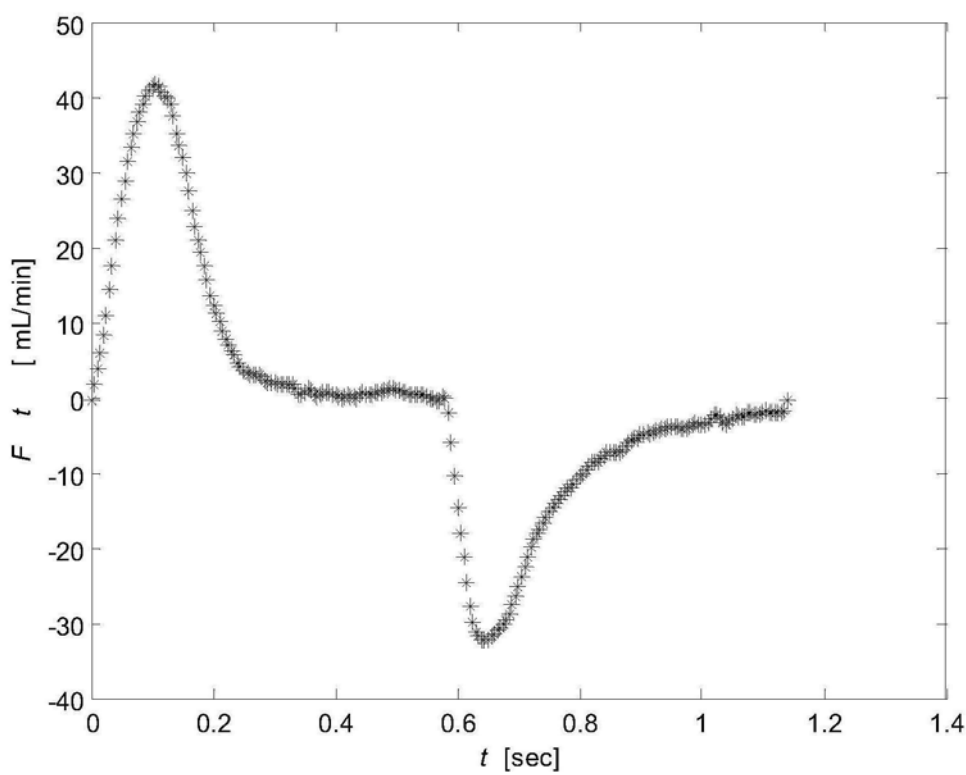


图4

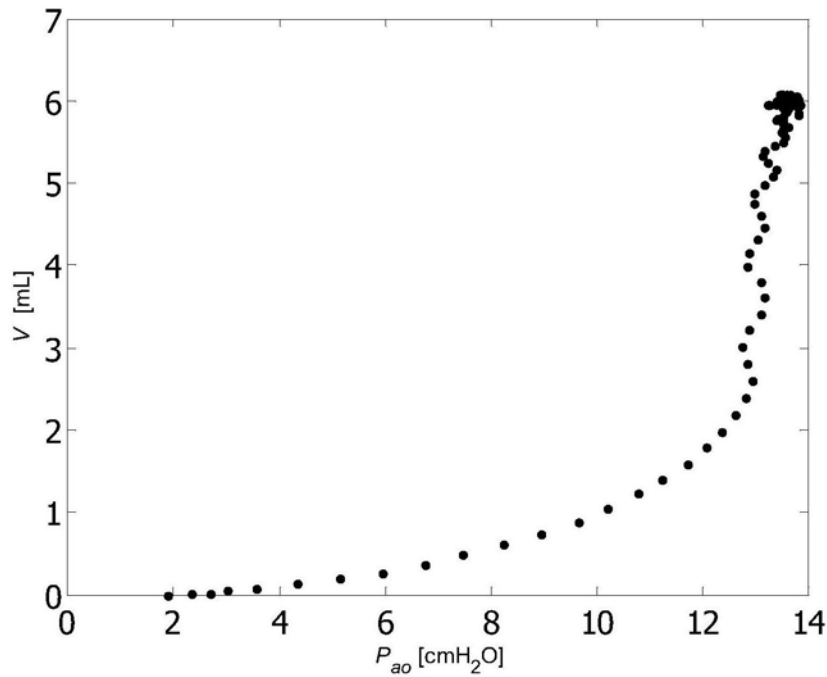


图5

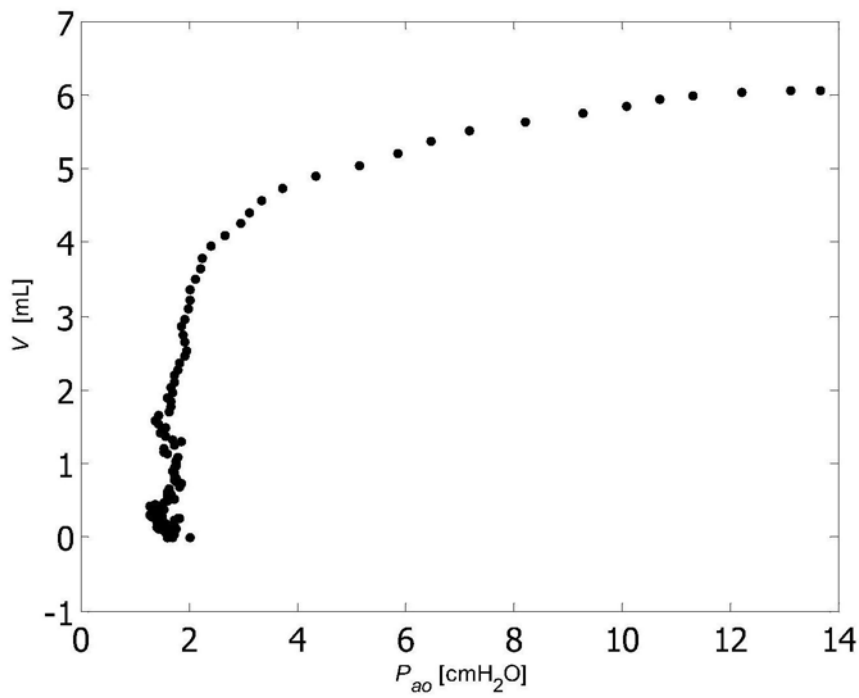


图6

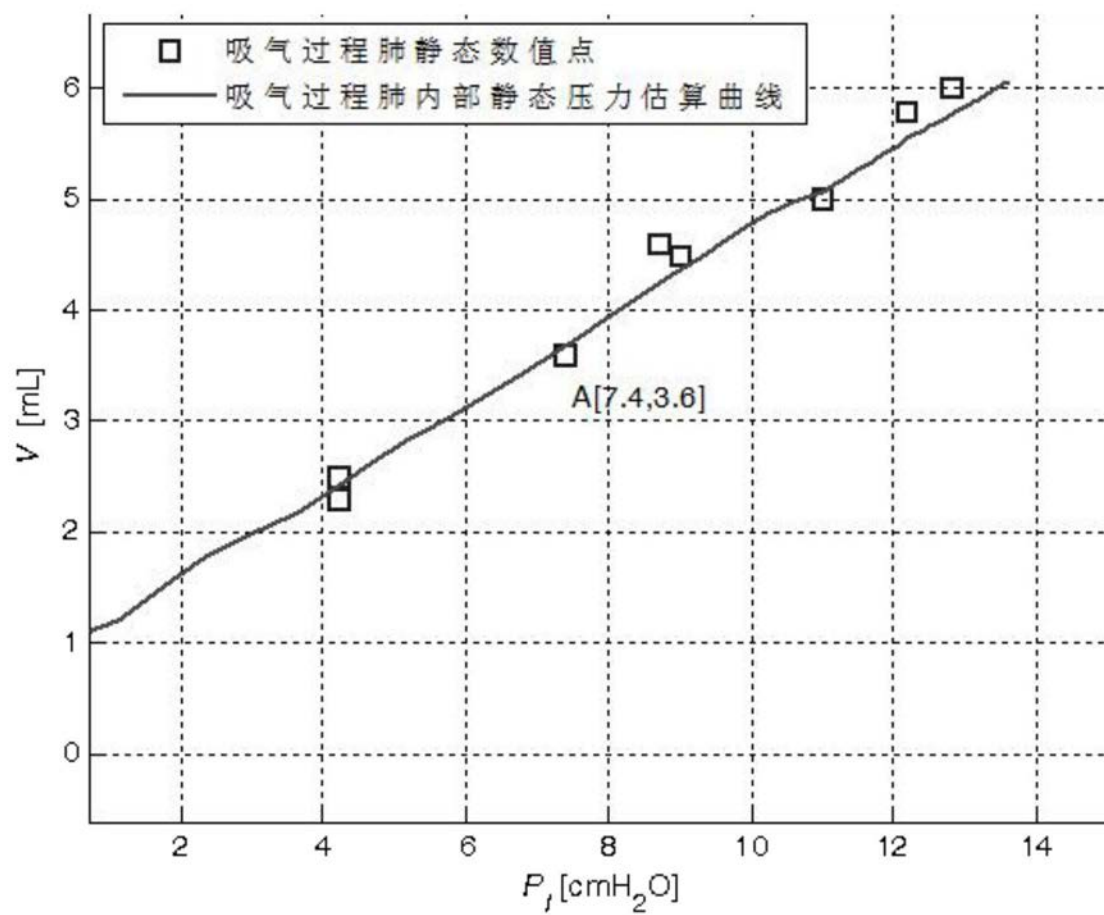


图7

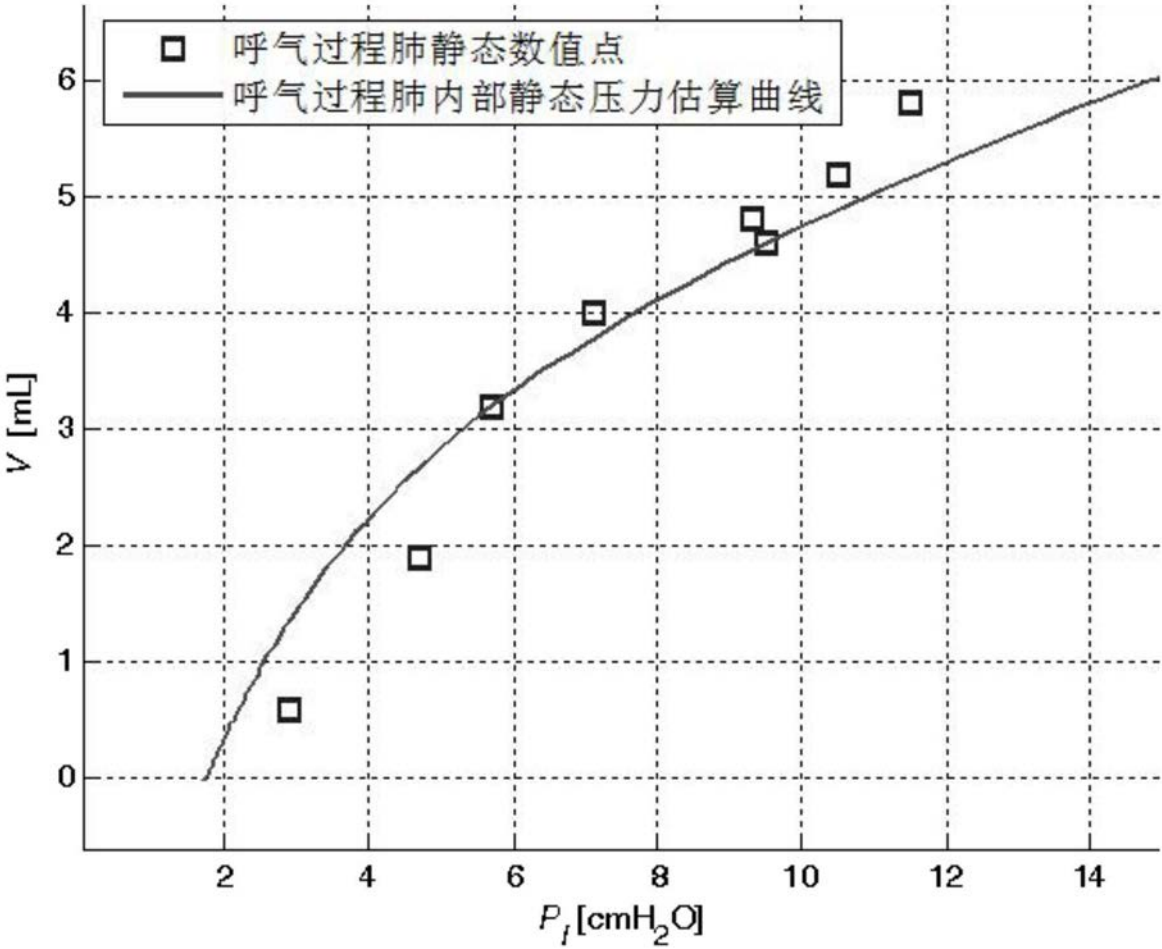


图8



图9

专利名称(译)	一种基于呼吸装置的肺弹性系数测量方法及系统		
公开(公告)号	CN110755077A	公开(公告)日	2020-02-07
申请号	CN201911127403.1	申请日	2019-11-18
[标]申请(专利权)人(译)	北华大学		
申请(专利权)人(译)	北华大学		
当前申请(专利权)人(译)	北华大学		
[标]发明人	张玉欣 白晶		
发明人	张玉欣 金江春植 白晶		
IPC分类号	A61B5/085 A61B5/00 A61M16/00 G06F17/11 G06F17/16		
CPC分类号	A61B5/085 A61B5/4836 A61B5/72 A61M16/0003 A61M2230/46 G06F17/11 G06F17/16 A61M2230/005		
代理人(译)	杨媛媛		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开一种基于呼吸装置的肺弹性系数测量方法及系统。肺弹性系数为肺内部压力与肺体积的商。该测量方法包括：获取呼吸装置检测到的一个呼吸周期内的管道末端压力、肺内气体体积和管道气体流量；根据管道末端压力和肺内气体体积利用基于广义回归神经网络计算肺弹性变量系数；建立表达管道末端压力、肺内气体体积、管道气体流量、肺弹性常数系数和肺弹性变量系数之间关系的呼吸方程；将管道末端压力、肺内气体体积、管道气体流量和肺弹性变量系数代入呼吸方程，利用最小二乘法求呼吸方程的解，得到肺弹性常数系数；将肺弹性常数系数乘以肺弹性变量系数得到肺弹性系数。本发明能够适用于呼吸装置的实时调节和自动调节。

