



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 113133759 A

(43) 申请公布日 2021.07.20

(21) 申请号 202110376956.1

A61B 5/00 (2006.01)

(22) 申请日 2021.04.08

A41D 13/11 (2006.01)

(71) 申请人 贵州宇悦生命科技股份有限公司

地址 550025 贵州省贵阳市贵安新区高端
装备制造产业园南部园区1号楼1611
办公室

(72) 发明人 银庆宇 冉龙露 杨朝永 古锦明
谢立军

(74) 专利代理机构 贵阳中新专利商标事务所
52100

代理人 李亮

(51) Int. Cl.

A61B 5/08 (2006.01)

A61B 5/087 (2006.01)

A61B 5/091 (2006.01)

权利要求书2页 说明书12页 附图4页

(54) 发明名称

一种基于大数据的呼吸辅助健康监测系统及使用控制方法

(57) 摘要

本发明公开了一种基于大数据的呼吸辅助与健康监测系统,涉及卫生防护和智能设备技术领域,包括面罩端、硬件控制端、软件控制端以及数据处理服务平台,面罩端设有排气口,排气口设有第一过滤片,硬件控制端包括第二过滤片、送气装置、气体测量装置以及控制模块,控制模块包括控制板以及控制芯片,气体测量装置包括气压传感器和气体流速测量装置;本发明结构简单,功能全面,防护性强,便于用户自主检测自身呼吸健康状况;本发明还包括其使用控制方法,该方法步骤简单,操作方便,通过大数据分析能够随时全面分析用户的呼吸健康状况功能全面,并辅助用户对自身呼吸状况加以改进或保持,无需使用专门的医疗检测设备进行检测分析,实用性强。

1. 一种基于大数据的呼吸辅助与健康监测系统,其特征在於:包括面罩端(1)、通过送气管(2)与面罩端(1)连接的硬件控制端(3)、与硬件控制端(3)连接的软件控制端(4)以及与软件控制端(4)无线连接的数据处理服务平台(5),所述面罩端(1)设有排出用户呼出气体的排气口,所述排气口设有第一过滤片,所述硬件控制端(3)包括过滤外部气体的第二过滤片(31)、推送过滤气体的送气装置(32)、检测流入送气管(2)过滤空气的气体测量装置以及分别与送气装置(32)和气体测量装置连接的控制模块(33),控制模块包括控制板以及安装在控制板上的控制芯片,所述气体测量装置包括气压传感器(34)和气体流速测量装置(35)。

2. 如权力要求1所述的基于大数据的呼吸辅助与健康监测系统,其特征在於,所述硬件控制端(3)还包括数据存储装置,所述数据存储装置与控制芯片连接。

3. 一种基于大数据的呼吸辅助与健康监测系统的使用控制方法,其特征在於,包括以下步骤:

S1: 选用已预先测定过过滤系数的第一过滤片;

S2: 硬件控制端(3)的气体测量装置实时获取用户呼吸时间 t 时的气体参数;

S3: 控制芯片根据气体参数进行计算确定送气装置(32)的控制值与呼吸参数,并控制送气装置(32)工作;

S4: 送气装置(32)根据控制芯片的控制值实现送气速率的调节,以使面罩端(1)用户面部恒定保持最佳呼吸气压值 P_r ;

S5: 硬件控制端(3)将呼吸参数传输给软件控制端(4)进行显示,并经过软件控制端(4)传输给数据处理服务平台(5);

S6: 软件控制端(4)请求呼吸健康检测报告,数据处理服务平台(5)根据积累数据与同类型用户进行对比分析形成呼吸健康检测报告,并发送至软件控制端(4)。

4. 如权力要求3所述的基于大数据的呼吸辅助与健康监测系统的使用控制方法,其特征在於,所述最佳呼吸气压值 P_r 的数值通过软件控制端(4)可以进行自主设定,所述第一滤片过滤系数 k_2 通过软件控制端(4)可以进行选取。

5. 如权力要求4所述的基于大数据的舒适呼吸辅助系统的使用控制方法,其特征在於,所述最佳呼吸气压值 P_r 的数值为数据处理服务平台(5)通过同类型用户对比分析确定。

6. 如权力要求3所述的基于大数据的舒适呼吸辅助系统的使用控制方法,其特征在於,所述气体测量装置为气压传感器(34),所述送气装置(32)的控制值为 $speed = k * \Delta P + b$, $\Delta P = P_1(t) - P_r$,其中 ΔP 为呼吸过程中的气体压力与最佳呼吸气压之间的压差值, $P_1(t)$ 为用户呼吸过程中呼吸时间 t 时的气体压力值, k 为控制系数且 $k < 0$, b 为修正系数,所述控制系数和修正系数通过有限次实验获取;所述呼吸参数指的是呼吸频率 f ,所述呼吸频率 $f = 1 / (t_2 - t_0)$, $\Delta P > 0$ 的起始时间为呼气起始时间 t_0 , $\Delta P < 0$ 的起始时间为吸气起始时间 t_1 ,第二次 $\Delta P > 0$ 的起始时间为吸气终止时间 t_2 ,所述呼气起始时间 t_0 与吸气起始时间 t_1 相邻。

7. 如权力要求6所述的基于大数据的呼吸辅助与健康监测系统的使用控制方法,其特征在於,所述气体测量装置还包括气体流速检测装置(35),则所述呼吸参数还包括呼气量 Q_1 、吸气量 Q_2 ,所述呼气量 $Q_1 = \int_{t_0}^{t_1} \{F_1(t) - F_0(t)\} dt$,吸气量 $Q_2 = \int_{t_1}^{t_2} \{F_1(t) - F_0(t)\} dt$,呼吸频率 $f = 1 / (t_2 - t_0)$,其中 t 时送气流量 $F_1(t) = k_1 * t * v$,送气管截面积 $k_1 = \pi * r^2$, v 为送气管气体流速, r

为送气管的半径值, t 时空气面罩端排气量 $F_0(t) = k_2 * t * \Delta P(t)$, 面罩端(1)内外压差值 $\Delta P(t) = P_1(t) - P_0(t)$, k_2 为第一过滤片的过滤系数, 所述第一过滤片的过滤系数可以通过实验获得, $P_1(t)$ 为呼吸时间 t 时面罩内部的气压值, $P_0(t)$ 为呼吸时间 t 时面罩外部的大气压力值。

8. 如权力要求7所述的基于大数据的呼吸辅助与健康监测系统的使用控制方法, 其特征在于, 所述呼气起始时间 t_0 、吸气起始时间 t_1 与吸气终止时间 t_2 替换为通过下述方式确定, 面罩内外的流量差 $\Delta F(t) = F_1(t) - F_0(t)$, 当 $\Delta F(t) < 0$ 的起始时间为呼气起始时间 t_0 , 当 $\Delta F(t) > 0$ 的起始时间为吸气起始时间 t_1 , 第二次 $\Delta F(t) > 0$ 的起始时间为吸气终止时间 t_2 , 所述呼气起始时间 t_0 与吸气起始时间 t_1 相邻。

9. 如权力要求3所述的基于大数据的呼吸辅助与健康监测系统的使用控制方法, 其特征在于, 所述步骤S3替换以下步骤:

S31: 在预设呼吸周期内, 控制芯片根据气体参数进行计算确定送气装置(32)的控制值与呼吸参数, 将呼吸周期内的控制值与呼吸参数存储入数据存储装置且根据控制值控制送气装置(32)工作;

S32: 超过预设呼吸周期后控制芯片根据气体参数进行计算确定送气装置(32)的控制值并与调取数据存储装置的控制值进行对比, 如一致则后续呼吸周期控制芯片直接从数据存储装置调取的送气装置(32)控制值传输给送气装置并控制送气装置(32)工作, 若不一致则预设呼吸周期重新开始, 并转到步骤S31。

10. 如权力要求9所述的基于大数据的呼吸辅助与健康监测系统的使用控制方法, 其特征在于, 在控制芯片直接从数据存储装置调取的送气装置(32)控制值传输给送气装置并控制送气装置(32)工作过程中, 控制芯片持续根据气体参数进行计算确定送气装置(32)的控制值并与调取数据存储装置的控制值进行对比, 如一致则将控制芯片根据气体参数进行计算确定的呼吸参数存储入数据存储装置, 若不一致则预设呼吸周期重新开始, 并转到步骤S31。

一种基于大数据的呼吸辅助健康监测系统及使用控制方法

技术领域

[0001] 本发明涉及卫生防护和智能设备技术领域,特别是涉及一种基于大数据的呼吸辅助健康监测系统及使用控制方法。

背景技术

[0002] 呼吸是指机体与外界环境之间气体交换的过程,吸入氧气呼出二氧化碳。一般情况下,机体可以直接与外界环境直接进行气体交互,但是随着全球空气污染情况日趋严重以及传染疾病的大肆流行,人们逐渐加强自身的呼吸防护与呼吸健康意识,不再直接与外界环境进行空气接触,纷纷佩戴呼吸防护用具。目前市场上常见的防护用具一般分为供气式和空气过滤式:供气式是指将与有害物隔离的干净气源,通过动力作用如压空机、压缩气瓶装置等,经气体导管及面罩送到人的面部供人呼吸;空气过滤式,工作原理是使含有害物的空气通过口罩的滤料过滤进化后再被人吸入,然而采用供气式呼吸防护用具不能很好的控制呼吸过程中的供气风压,容易对用户使用造成气压挤压面部的不适感,减低舒适性,采用过滤式呼吸防护用具则容易因为过滤材料产生呼吸阻力,造成呼吸困难,不能使二氧化碳及时排除。此外目前市面上的呼吸防护装置大多仅能起到防护作用,却不能满足人们对于加了解自身呼吸状况的需求,因此提供一种辅助提高人体呼吸舒适性与满足呼吸健康监测功能的系统成为了必要。

[0003] 专利文件《防霾口罩》(公开号:CN205385881U)提供了一种口罩,更确切地说,是防霾口罩。其包括口罩本体,所述口罩本体上设有可塑性鼻夹,所述口罩本体包括外壳、空气过滤净化层以及内表面,所述内表面的边缘设有硅胶或水凝胶,所述外壳为硬质的轻质材料制得,所述空气过滤净化层可更换,可拆卸。本实用新型的气密性好、更加舒适、安装有风扇或压缩空气装置,使呼吸更顺畅。本实用新型过滤效果更好、可检测空气质量、可加热低温空气,使用方便,设计科学合理。本实用新型可通过软件系统进行控制装置,可将空气质量数据并上传云端共享,软件系统可设置空气质量提醒,自动记录口罩使用情况等。本实用新型结构设计科学,使用效果好,具有很好的推广价值。但专利文件提供的防霾口罩所有元器件都集中在了口罩本体上,这样很容易造成口罩本体过重,给佩戴该口罩的用户头部造成负担,降低舒适感,且虽然本实用新型有通过利用气压测量装置实现送风大小的控制,却未能很好的说明其控制操作方法,不能进行定量的控制,不利于提高人体舒适度,且也没有检测人体呼吸健康状况的功能。

发明内容

[0004] 为解决现有技术存在的问题,本发明提出一种结构简单、操作方便且能够及时检测呼吸健康状况的基于大数据的呼吸辅助健康监测系统及使用控制方法。

[0005] 本发明提供了一种基于大数据的呼吸辅助与健康监测系统,包括面罩端、通过送气管与面罩端连接的硬件控制端、与硬件控制端连接的软件控制端以及与软件控制端无线连接的数据处理服务平台,所述面罩端设有排出用户呼出气体的排气口,所述排气口设有

第一过滤片,所述硬件控制端包括过滤外部气体的第二过滤片、推送过滤气体的送气装置、检测流入送气管过滤空气的气体测量装置以及分别与送气装置和气体测量装置连接的控制模块,控制模块包括控制板以及安装在控制板上的控制芯片,所述气体测量装置包括气压传感器和气体流速测量装置。

[0006] 进一步地,所述硬件控制端还包括数据存储装置,所述数据存储装置与控制芯片连接。

[0007] 本发明还提供了一种基于大数据的呼吸辅助与健康监测系统的使用控制方法,其特征在于,包括以下步骤:

[0008] S1:选用已预先测定过过滤系数的第一过滤片;

[0009] S2:硬件控制端的气体测量装置实时获取用户呼吸时间t时的气体参数;

[0010] S3:控制芯片根据气体参数进行计算确定送气装置的控制值与呼吸参数,并控制送气装置工作;

[0011] S4:送气装置根据控制芯片的控制值实现送气速率的调节,以使面罩端用户面部恒定保持最佳呼吸气压值Pr;

[0012] S5:硬件控制端将呼吸参数传输给软件控制端进行显示,并经过软件控制端传输给数据处理服务平台;

[0013] S6:软件控制端请求呼吸健康检测报告,数据处理服务平台根据积累数据与同类型用户进行对比分析形成呼吸健康检测报告,并发送至软件控制端。

[0014] 进一步地,所述最佳呼吸气压值Pr的数值通过软件控制端可以进行自主设定,所述第一滤片过滤系数 k_2 通过软件控制端可以进行选取。

[0015] 进一步地,所述最佳呼吸气压值Pr的数值为数据处理服务平台通过同类型用户对对比分析确定。

[0016] 进一步地,所述气体测量装置为气压传感器,所述送气装置的控制值为 $speed = k * \Delta P + b$, $\Delta P = P_1(t) - P_r$,其中 ΔP 为呼吸过程中的气体压力与最佳呼吸气压之间的压差值, $P_1(t)$ 为用户呼吸过程中呼吸时间t时的气体压力值,k为控制系数且 $k < 0$,b为修正系数,所述控制系数和修正系数通过有限次实验获取;所述呼吸参数指的是呼吸频率f,所述呼吸频率 $f = 1 / (t_2 - t_0)$, $\Delta P > 0$ 的起始时间为呼气起始时间 t_0 , $\Delta P < 0$ 的起始时间为吸气起始时间 t_1 ,第二次 $\Delta P > 0$ 的起始时间为吸气终止时间 t_2 ,所述呼气起始时间 t_0 与吸气起始时间 t_1 相邻。

[0017] 进一步地,所述气体测量装置还包括气体流速检测装置,则所述呼吸参数还包括

呼气量 Q_1 、吸气量 Q_2 ,所述呼气量 $Q_1 = \int_{t_0}^{t_1} \{F_1(t) - F_0(t)\} dt$,吸气量 $Q_2 = \int_{t_1}^{t_2} \{F_1(t) - F_0(t)\} dt$,呼吸

频率 $f = 1 / (t_2 - t_0)$,其中t时送气流量 $F_1(t) = k_1 * t * v$,送气管截面积 $k_1 = \pi * r^2$,v为送气管气体流速,r为送气管的半径值,t时空气面罩端排气量 $F_0(t) = k_2 * t * \Delta P(t)$,面罩端内外压差值 $\Delta P(t) = P_1(t) - P_0(t)$, k_2 为第一过滤片的过滤系数,所述第一过滤片的过滤系数可以通过实验获得, $P_1(t)$ 为呼吸时间t时面罩内部的气压值, $P_0(t)$ 为呼吸时间t时面罩外部的大气压力值。

[0018] 进一步地,所述呼气起始时间 t_0 、吸气起始时间 t_1 与吸气终止时间 t_2 替换为通过下述方式确定,面罩内外的流量差 $\Delta F(t) = F_1(t) - F_0(t)$,当 $\Delta F(t) < 0$ 的起始时间为呼气起

始时间 t_0 ,当 $\Delta F(t) > 0$ 的起始时间为吸气起始时间 t_1 ,第二次 $\Delta F(t) > 0$ 的起始时间为吸气终止时间 t_2 ,所述呼气起始时间 t_0 与吸气起始时间 t_1 相邻。

[0019] 进一步地,所述步骤S3替换以下步骤:

[0020] S31:在预设呼吸周期内,控制芯片根据气体参数进行计算确定送气装置的控制值与呼吸参数,将呼吸周期内的控制值与呼吸参数存储入数据存储装置且根据控制值控制送气装置工作;

[0021] S32:超过预设呼吸周期后控制芯片根据气体参数进行计算确定送气装置的控制值并与调取数据存储装置的控制值进行对比,如一致则后续呼吸周期控制芯片直接将数据存储装置调取的送气装置控制值传输给送气装置并控制送气装置工作,若不一致则预设呼吸周期重新开始,并转到步骤S31。

[0022] 进一步地,在控制芯片直接从数据存储装置调取的送气装置控制值传输给送气装置并控制送气装置工作过程中,控制芯片持续根据气体参数进行计算确定送气装置的控制值并与调取数据存储装置的控制值进行对比,如一致则将控制芯片根据气体参数进行计算确定的呼吸参数存储入数据存储装置,若不一致则预设呼吸周期重新开始,并转到步骤S31。

[0023] 本发明相对于现有技术,其优点在于:

[0024] 1、本发明的进气口在硬件控制端,排气口在面罩端,通过送气装置实现面罩端内部的空气压力大于外部的大气压力,保证用户呼出气体单向从排气口排除,硬件控制端持续向面罩端输送新鲜的空气,用户呼出气体通过压差及时排除,保证了用户持续呼吸清新、干净、卫生的外部空气,且本发明相比于以往的将送风装置集成为一体,降低了用户面部佩戴的负重,使用起来更为舒适。此外硬件控制端通过气体测量装置能够及时获取用户呼吸数据并传输给软件控制端和数据处理服务平台,采用气压传感器或压差传感器主要用于控制送风速率确定送气装置控制量,采用气体流速测量装置或空气流量计可以确定单位时间内流入送气管的流量,便于更好的从定量角度确定用户的呼吸潮气量,有利于对用户呼吸数据参数的全方位监控,便于数据处理服务平台获取全面的呼吸数据进行分析对比,用户可以直观的通过软件控制端获取自己的呼吸信息,包括呼吸量,呼吸压强与呼吸频率,数据处理服务平台可以连接若干个不同的软件控制端,获取多个用户的呼吸数据,并通过用户数据和医疗数据的对比,评估呼吸健康指数,生成呼吸健康报告下发软件控制端,用户可以根据呼吸健康报告进行针对性的改进与锻炼,无需使用专门的医疗器械进行检测,使用便捷,且成本低廉。

[0025] 2、本发明在硬件控制端设有数据存储装置,便于硬件控制端与面罩端单独进行使用,当硬件控制端与软件控制端断开时,硬件控制端获取的数据可以直接单独存储到数据存储装置,一旦硬件控制端与软件控制端连接,即可将数据存储装置的存储信息传输给软件控制端和数据处理服务平台,增强了本发明的适用性。

[0026] 3、本发明的使用控制方法区别于传统辅助的呼吸机类呼吸辅助方法,使用控制方法简单,控制流程简洁,特别适用于需要佩戴呼吸防护用具的场景,在保证防护效果的同时能够更好的给用户带来舒适的呼吸体验,有利于大规模广泛应用;此外,本发明还能及时检测用户的呼吸参数,将呼吸参数及时保存与上传数据处理服务平台,通过大量的用户连接数据处理服务平台并上传数据,利用大数据分析手段可以实现用户数据、同类型用户以及

医疗数据进行对比分析形成呼吸健康指数评分,生成的呼吸健康报告,便于用户方便快捷的了解自身呼吸健康状况,并加以持续或改进,提高用户呼吸健康防护意识。

[0027] 4、本发明的使用控制方法根据人体在不改变身体状态时呼吸状态保持一致性的特点,通过调用记录数据实现呼吸辅助控制,区别于现有技术中需要时刻通过气压传感器判断后再进行计算控制,保证了更好的人机同步效果,降低了因控制步骤过多而造成的延时现象,同时将气压传感器作为辅助监控设备,克服因身体状态改变造成呼吸状态改变致使辅助效果出现偏差的问题产生,舒适与适用性更强。

附图说明

[0028] 为了更清楚地说明本发明具体实施方式或现有技术中的技术方案,下面将对具体实施方式或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图是本发明的一些实施方式,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0029] 图1是本发明的系统框架示意图。

[0030] 图2是本发明面罩端与硬件控制端结构示意图。

[0031] 图3为本发明实施例的使用控制方法一流程示意图。

[0032] 图4为本发明实施例的使用控制方法二流程示意图。

[0033] 图中:1、面罩端;2、送气管;3、硬件控制端;31、第二滤片;32、送气装置;33、控制模块;34压力传感器;35、气体流速测量装置;36、电池模块;4、软件控制端;5、数据处理服务平台。

具体实施方式

[0034] 下面将详细描述本发明的各个方面的特征和示例性实施例。在下面的详细描述中,提出了许多具体细节,以便提供对本发明的全面理解。但是,对于本领域技术人员来说很明显的是,本发明可以在不需要这些具体细节中的一些细节的情况下实施。下面对实施例的描述仅仅是为了通过示出本发明的示例来提供对本发明的更好的理解。

[0035] 如图1所述,本发明提供了一种基于大数据的呼吸辅助与健康监测系统,包括面罩端1、通过送气管2与面罩端1连接的硬件控制端3、与硬件控制端3连接的软件控制端4以及与软件控制端4无线连接的数据处理服务平台5,所述面罩端1设有排出用户呼出气体的排气口,所述排气口设有第一过滤片,所述硬件控制端3包括过滤外部气体的第二过滤片31、推送过滤气体的送气装置32、检测流入送气管2过滤空气的气体测量装置以及分别与送气装置32和气体测量装置连接的控制模块33,控制模块33包括控制板以及安装在控制板上的控制芯片,所述气体测量装置包括气压传感器34和气体流速测量装置35。

[0036] 本发明的面罩端1完全覆盖用户的口鼻部位,通过送气管2与硬件控制端4连接,硬件控制端3包括过滤外部气体的第二过滤片31、推送过滤气体的送气装置32、检测流入送气管2过滤空气的气体测量装置、分别与送气装置32和气体测量装置连接的控制模块33以及与送气装置32、气体测量装置、控制模块33连接的电池模块36,送气装置32优选为电机风扇或空气压缩机,气体测量装置包括气压传感器34或压差传感器以及气体流速测量装置35或空气流量计,电池模块为干电池、锂电池、蓄电池中的至少一种,控制模块33包括控制板以

及安装在控制板上的控制芯片,硬件控制端3还包括无线通信模块,用于与软件控制端4进行无线连接,优选为蓝牙模块,软件控制端4为手机端的APP程序或电脑端的应用程序,软件控制端通过通信网络与数据处理服务平台5连接,数据处理服务平台5可以连接多个不同的软件控制端4。

[0037] 本发明采用气压传感器34或压差传感器主要用于控制送风速率,采用及气体流速测量装置35或空气流量计确定单位时间内流入送气管2的流量,便于更好的从定量角度确定用户的呼吸潮气量,有利于对用户呼吸数据参数的全方位监控,便于数据处理服务平台5获取全面的呼吸数据进行分析对比,生成呼吸健康报告。

[0038] 本发明的进气口在硬件控制端3,排气口在面罩端1,通过送气装置32实现面罩端1内部的空气压力大于外部的大气压力,保证用户呼出气体单向从排气口排除,硬件控制端3持续向面罩端1输送新鲜的空气,用户呼出气体通过压差及时排除,保证了用户持续呼吸清新、干净、卫生的外部空气,且本发明相比于以往的将送风装置集成为一体,降低了用户面部佩戴的负重,使用起来更为舒适。此外硬件控制3端通过气体测量装置能够及时获取用户呼吸数据并传输给软件控制端4和数据处理服务平台5,采用气压传感器34或压差传感器主要用于控制送风速率确定送气装置32控制量,采用气体流速测量装置35或空气流量计可以确定单位时间内流入送气管2的流量,便于更好的从定量角度确定用户的呼吸潮气量,有利于对用户呼吸数据参数的全方位监控,便于数据处理服务平台5获取全面的呼吸数据进行分析对比,用户可以直观的通过软件控制端4获取自己的呼吸信息,包括呼吸量,呼吸压强与呼吸频率,数据处理服务平台4可以连接若干个不同的软件控制端4,获取多个用户的呼吸数据,并通过用户数据和医疗数据的对比,评估呼吸健康指数,生成呼吸健康报告下发软件控制端4,用户可以根据呼吸健康报告进行针对性的改进与锻炼,无需使用专门的医疗器械进行检测,使用便捷,且成本低廉。本发明的软件控制端4还能够通过调取第三方应用程序信息获取用户的基本运动情况并与获取的呼吸信息对比,更为完善的实现呼吸健康指数评分,所述基本运动情况主要为微信或支付宝提供的运动步数情况,所述呼吸健康指数评分主要通过数据处理服务平台5中用户数据与同类型用户数据、医疗数据分析对比获得。

[0039] 所述硬件控制端3还包括数据存储装置,所述数据存储装置与控制芯片连接,本发明在硬件控制端3设有数据存储装置,便于硬件控制端3与面罩端1单独进行使用,当硬件控制端3与软件控制端4断开时,硬件控制端3获取的数据可以直接单独存储到数据存储装置,一旦硬件控制端3与软件控制端4连接,即可将数据存储装置的存储信息传输给软件控制端4和数据处理服务平台5,增强了本发明的适用性。

[0040] 本发明还提供了一种基于大数据的呼吸辅助与健康监测系统的使用控制方法,包括以下步骤:

[0041] S1:选用已预先测定过过滤系数的第一过滤片;

[0042] 本发明出厂时还可以设定最佳呼吸气压值 P_r ,所述的最佳呼吸气压值 P_r 为大众呼吸时普遍感受待的最佳风压,既能保证面罩端1存在一定压差便于用户呼气时排除废气,又能保证用户正常呼吸,不会因为气压过大造成面部不适与呼吸困难,所述最佳呼吸气压值 P_r 的范围为大于环境压力50-80Pa,所述最佳呼吸气压值 P_r 的设定通过出厂预设也可用过数据服务处理平台5进行调取设定。

[0043] 本发明所述的最佳呼吸气压值 P_r 为大众呼吸时普遍感受待的最佳风压,既能保证

面罩端1存在一定压差便于用户呼气时排除废气,又能保证用户正常呼吸,不会因为气压过大造成面部不适与呼吸困难,所述最佳呼吸气压值 P_r 的范围为大于环境压力50-80Pa,所述最佳呼吸气压值 P_r 的设定通过出厂预设也可用过数据服务处理平台5进行调取设定。

[0044] 本发明出厂设定最佳呼吸气压值 P_r 的方法为,通过医学数据分析和实际测试可以知道正常成年人呼吸的空气量为400~600ml/次,呼吸频率为12~20次/min,为满足大多数人呼气量,取人呼吸空气量500ml/次,呼吸频率取16次/min,则每分钟吸入的空气量为500ml/次*16次/min=8000ml/min=8L/min。面罩端1生产成功后,对面罩端1进行模拟佩戴,控制送气量为8L/min,并检测此时面部获得的气压值 P_r ,并将此气压值 P_r 录入硬件控制端3的控制芯片中,实现初始最佳呼吸气压值 P_r 设定。

[0045] 本发明出厂标定过滤系数 k_2 的方法为通过控制第一过滤片两侧的压力差,检测第一过滤片的空气泄漏量,并通过压力差和泄漏量之间的关系确定过滤系数 k_2 ,并将过滤系数 k_2 录入硬件控制端3的控制芯片,如第一过滤片涉及不同规格,则将对应规格的过滤系数 k_2 全部录入到硬件控制端3的控制芯片,当更换不同规格的第一过滤片时,可通过软件控制端4修改设定过滤系数 k_2 。

[0046] 本发明的过滤系数 k_2 ,可以是一个固定的过滤参数值,使面罩端1内外压差 $\Delta P(t)$ 与面罩排气量 $F_0(t)$ 呈函数关系,也可以是一定的过滤系数 k_2 表格值,面罩端1内外压差 $\Delta P(t)$ 与面罩排气量 $F_0(t)$ 存在一一对应关系,并将这过滤系数 k_2 表格值录入硬件控制端3的控制芯片,使用过程中根据面罩端1内外压差 $\Delta P(t)$ 直接调取面罩排气量 $F_0(t)$,进行后续计算。

[0047] 本发明厂过程中还包括校准气体测量装置测量精度,所述校准方法属于本领域技术人员常规技术手段,在此不做详细描述。

[0048] S2:硬件控制端3的气体测量装置实时获取用户呼吸时间 t 时气体参数,本发明呼吸过程中的气体参数主要包括气压值和气体流速;

[0049] S3:控制芯片根据气体参数进行计算确定送气装置32的控制值与呼吸参数,并控制送气装置工作,本发明送气装置32的控制量为电机风扇的转速或空气压缩装置的移速,呼吸参数主要包括呼吸频率、呼气量、吸气量以及呼吸时间;

[0050] S4:送气装置32根据控制芯片的控制值实现送气速率的调节,以使面罩端1用户面部恒定保持最佳呼吸气压值 P_r ;

[0051] S5:硬件控制端3将呼吸参数传输给软件控制端4进行显示,并经过软件控制端4传输给数据处理服务平台5;

[0052] 本发明硬件控制端3将呼吸参数传输给软件控制端4后进行显示,便于用户直观的了解自己的呼吸状况,同时软件控制端4还能够将用户的呼吸参数传输给数据处理服务平台5,以使用户需要呼吸健康报告时,数据处理服务平台5可以通过用户数据、同类型用户以及医疗数据进行对比分析生成报告,本发明说的同类型用户指的是具有相同特征的同类型用户,所述特征包括但不限于性别、年龄、身高、体重。

[0053] S6:软件控制端4请求呼吸健康检测报告,数据处理服务平台5根据积累数据与同类型用户进行对比分析形成呼吸健康检测报告,并发送至软件控制端4。

[0054] 所述最佳呼吸气压值 P_r 的数值通过软件控制端4可以进行自主设定,所述第一滤片过滤系数 k_2 通过软件控制端4可以进行选取。

[0055] 本发明运行时,用户可以通过软件控制端4设定最佳呼吸气压值 P_r ,用户通过软件控制端4控制硬件控制端3自动送气,达到用户感知最为舒适时,确定最佳呼吸气压值 P_r ,并反馈给硬件控制器3确定为最佳呼吸气压值 P_r ,用户可以根据不同规格的第一滤片选取对应的过滤系数 k_2 ,以保证呼吸参数的准确。

[0056] 所述最佳呼吸气压值 P_r 的数值为数据处理服务平台5通过同类型用户对比分析确定,本发明所指的同类型用户指的是具有相同特征的一类用户,所述特征包括但不限于性别、年龄、身高、体重。

[0057] 所述气体测量装置为气压传感器34,所述送气装置的控制值为 $speed = k * \Delta P + b$, $\Delta P = P_1(t) - P_r$,其中 ΔP 为呼吸过程中的气体压力与最佳呼吸气压之间的压差值, $P_1(t)$ 为用户呼吸过程中呼吸时间 t 时的气体压力值, k 为控制系数且 $k < 0$, b 为修正系数,所述控制系数和修正系数通过有限次实验获取,本发明的控制值为电机风扇的转速或空气压缩机的位移速率,所述的控制值与呼吸过程中的气体压力与最佳呼吸气压之间的压差值的大小成负相关关系;所述呼吸参数指的是呼吸频率 f ,所述呼吸频率 $f = 1 / (t_2 - t_0)$, $\Delta P > 0$ 时,用户为呼气状态, ΔP 越大,电机风扇的转速或空气压缩机的位移速率越小,起始时间为呼气起始时间 t_0 , $\Delta P < 0$ 时, ΔP 越小,电机风扇的转速或空气压缩机的位移速率越大,起始时间为吸气起始时间 t_1 ,第二次 $\Delta P > 0$ 的起始时间为吸气终止时间 t_2 ,所述呼气起始时间 t_0 与吸气起始时间 t_1 相邻。

[0058] 所述气体测量装置还包括气体流速检测装置35,则所述呼吸参数还包括呼气量 Q_1 、吸气量 Q_2 ,所述呼气量 $Q_1 = \int_{t_0}^{t_1} \{F_1(t) - F_0(t)\} dt$,吸气量 $Q_2 = \int_{t_1}^{t_2} \{F_1(t) - F_0(t)\} dt$,呼吸频率 $f = 1 / (t_2 - t_0)$,其中 t 时送气流量 $F_1(t) = k_1 * t * v$,送气管截面积 $k_1 = \pi * r^2$, v 为送气管气体流速, r 为送气管的半径值, t 时空气面罩端排气量 $F_0(t) = k_2 * t * \Delta P(t)$,面罩端内外压差值 $\Delta P(t) = P_1(t) - P_0(t)$, k_2 为第一过滤片的过滤系数,所述第一过滤片的过滤系数可以通过有限次实验获得, $P_1(t)$ 为呼吸时间 t 时面罩内部的气压值, $P_0(t)$ 为面罩外部呼吸时间 t 时的大气压力值。

[0059] 所述呼气起始时间 t_0 、吸气起始时间 t_1 与吸气终止时间 t_2 替换为通过下述方式确定,面罩内外的流量差 $\Delta F(t) = F_1(t) - F_0(t)$,当 $\Delta F(t) < 0$ 的起始时间为呼气起始时间 t_0 ,当 $\Delta F(t) > 0$ 的起始时间为吸气起始时间 t_1 ,第二次 $\Delta F(t) > 0$ 的起始时间为吸气终止时间 t_2 ,所述呼气起始时间 t_0 与吸气起始时间 t_1 相邻。

[0060] 所述步骤S3替换以下步骤:

[0061] S31:在预设呼吸周期内,控制芯片根据气体参数进行计算确定送气装置32的控制值与呼吸参数,将呼吸周期内的控制值与呼吸参数存储入数据存储装置且根据控制值控制送气装置32工作;

[0062] S32:超过预设呼吸周期后控制芯片根据气体参数进行计算确定送气装置32的控制值并与调取数据存储装置的控制值进行对比,如一致则后续呼吸周期控制芯片直接从数据存储装置调取的送气装置32控制值传输给送气装置并控制送气装置32工作,若不一致则预设呼吸周期重新开始,并转到步骤S31。

[0063] 在控制芯片直接从数据存储装置调取的送气装置32控制值传输给送气装置32并控制送气装置32工作过程中,控制芯片持续根据气体参数进行计算确定送气装置32的控制

值并与调取数据存储装置的控制值进行对比,如一致则将控制芯片根据气体参数进行计算确定的呼吸参数存储入数据存储装置,若不一致则预设呼吸周期重新开始,并转到步骤S31。

[0064] 实施例

[0065] 一种基于大数据的呼吸辅助与健康监测系统,包括面罩端1、通过送气管2与面罩端1连接的硬件控制端3、与硬件控制端3蓝牙连接的软件控制端4以及与软件控制端4通信网络连接的数据处理服务平台5,面罩端1全覆盖用户的口鼻部位,所述面罩端1有排出用户呼出气体的排气口,所述排气口设有第一过滤片,所述硬件控制端3包括过滤外部气体的第二过滤片32、推送过滤气体的离心电机、检测流入送气管2过滤空气的气体测量装置、分别与送气装置32和气体测量装置连接的控制模块33以及与离心电机、气体测量装置、控制模块33连接的电池模块36,电池模块为干电池、锂电池、蓄电池中的至少一种,控制模块33包括控制板、数据存储模块以及安装在控制板上的控制芯片,所述气体测量装置包括气压传感器34和气体流速检测装置35,所述数据处理服务平台5连接多个不同的软件控制端4。

[0066] 一种基于大数据的呼吸辅助与健康监测系统的使用控制方法,包括以下步骤:

[0067] S1:出厂时预先标定第一过滤片过滤系数 k_2 ,或通过软件控制端4重新设定最佳呼吸气压值 P_r 和选取第一过滤片过滤系数 k_2 ;

[0068] 本发明出厂时还可以设定最佳呼吸气压值 P_r ,所述的最佳呼吸气压值 P_r 为大众呼吸时普遍感受待的最佳风压,既能保证面罩端1存在一定压差便于用户呼气时排除废气,又能保证用户正常呼吸,不会因为气压过大造成面部不适与呼吸困难,所述最佳呼吸气压值 P_r 的范围为大于环境压力50-80Pa,所述最佳呼吸气压值 P_r 的设定通过出厂预设也可用数据服务处理平台5进行调取设定。

[0069] 本发明所述的最佳呼吸气压值 P_r 为大众呼吸时普遍感受待的最佳风压,既能保证面罩端1存在一定压差便于用户呼气时排除废气,又能保证用户正常呼吸,不会因为气压过大造成面部不适与呼吸困难,所述最佳呼吸气压值 P_r 的范围为大于环境压力50-80Pa,所述最佳呼吸气压值 P_r 的设定通过出厂预设也可用过数据服务处理平台5进行调取设定。

[0070] 本发明出厂设定最佳呼吸气压值 P_r 的方法为,通过医学数据分析和实际测试可以知道正常成年人呼吸的空气量为400~600ml/次,呼吸频率为12~20次/min,为满足大多数人呼气量,取人呼吸空气量500ml/次,呼吸频率取16次/min,则每分钟吸入的空气量为500ml/次*16次/min=8000ml/min=8L/min。面罩端1生产成功后,对面罩端1进行模拟佩戴,控制送气量为8L/min,并检测此时面部获得的气压值 P_r ,并将此气压值 P_r 录入硬件控制端3的控制芯片中,实现初始最佳呼吸气压值 P_r 设定。

[0071] 本发明出厂标定过滤系数 k_2 的方法为通过控制第一过滤片两侧的压力差,检测第一过滤片的空气泄漏量,并通过压力差和泄漏量之间的关系确定过滤系数 k_2 ,并将过滤系数 k_2 录入硬件控制端3的控制芯片,如第一过滤片涉及不同规格,则将对应规格的过滤系数 k_2 全部录入到硬件控制端3的控制芯片,当更换不同规格的第一过滤片时,可通过软件控制端4修改设定过滤系数 k_2 。

[0072] 本发明的过滤系数 k_2 ,可以是一个固定的过滤参数值,使面罩端1内外压差 $\Delta P(t)$ 与面罩排气量 $F_0(t)$ 呈函数关系,也可以是一定的过滤系数 k_2 表格值,面罩端1内外压差 ΔP

(t)与面罩排气量 $F_0(t)$ 存在一一对应关系,并将这过滤系数 k_2 表格值录入硬件控制端3的控制芯片,使用过程中根据面罩端1内外压差 $\Delta P(t)$ 直接调取面罩排气量 $F_0(t)$,进行后续计算。

[0073] 本发明厂过程中还包括校准气体测量装置测量精度,所述校准方法属于本领域技术人员常规技术手段,在此不做详细描述。

[0074] 本发明还可以软件控制端4自主设定方式为用户通过软件控制端4控制硬件控制端3自动送气,达到用户感知最为舒适时,确定最佳呼吸气压值 P_r ,并反馈给硬件控制器3确定为最佳呼吸气压值 P_r ,或者用户根据数据处理服务平台5通过用户数据、同类型用户以及医疗数据进行对比分析生成的呼吸健康报告在软件控制端4设定并反馈给硬件控制器3确定为最佳呼吸气压值 P_r ,本发明说的同类型用户指的是具有相同特征的同类型用户,所述特征包括但不限于性别、年龄、身高、体重;

[0075] S2:硬件控制端3的气压传感器34获取用户呼吸时间 t 时气体压力值 $P_1(t)$ 和气体流速检测装置35获取用户呼吸时间 t 时送气管气体流速 v ;

[0076] S3:控制芯片根据体压力值 $P_1(t)$ 和送气管气体流速 v 进行计算确定离心电机的转速控制值 $speed$ 与呼吸参数,呼吸参数主要包括呼气量 Q_1 、吸气量 Q_2 、呼吸频率 f ,并将离心电机的转速控制值 $speed$ 和呼气量 Q_1 、吸气量 Q_2 、呼吸频率 f 存入数据存储装置以及根据转速控制值 $speed$ 控制离心电机工作;

[0077] 本发明转速控制值 $speed = k * \Delta P + b$, $\Delta P = P - P_r$,其中 ΔP 为呼吸过程中的气体压力与最佳呼吸气压之间的压差值, k 为控制系数且 $k < 0$, b 为修正系数,所述控制系数和修正系数通过有限次实验获取;

呼气量 $Q_1 = \int_{t_0}^{t_1} \{F_1(t) - F_0(t)\} dt$,吸气量 $Q_2 = \int_{t_1}^{t_2} \{F_1(t) - F_0(t)\} dt$,其中

t 时送气流量 $F_1(t) = k_1 * t * v$,送气管截面积 $k_1 = \pi * r^2$, v 为送气管气体流速, r 为送气管的半径值, t 时空气面罩端排气量 $F_0(t) = k_2 * t * \Delta P(t)$,面罩端内外压差值 $\Delta P(t) = P_1(t) - P_0(t)$, k_2 为第一过滤片的过滤系数,所述第一过滤片的过滤系数可以通过有限次实验获得, $P_1(t)$ 为 t 时面罩内部的气压值, $P_0(t)$ 为 t 时面罩外部的大气压力值;呼吸频率 $f = 1 / (t_2 - t_0)$,面罩内外的流量差 $\Delta F(t) = F_1(t) - F_0(t)$,当 $\Delta F(t) < 0$ 的起始时间为呼气起始时间 t_0 ,当 $\Delta F(t) > 0$ 的起始时间为吸气起始时间 t_1 ,第二次 $\Delta F(t) > 0$ 的起始时间为吸气终止时间 t_2 ,所述呼气起始时间 t_0 与吸气起始时间 t_1 相邻。

[0078] S4:离心电机根据控制芯片的离心电机转速控制值 $speed$ 工作实现送气速率的调节,以使面罩端1用户面部恒定保持最佳呼吸气压值 P_r ;

[0079] S5:硬件控制端3将呼吸参数传输给软件控制端4进行显示,并经过软件控制端4传输给数据处理服务平台5,本发明的呼吸参数在硬件控制端3与软件控制端4断开情况下,可以直接存储到数据存储装置中,一旦硬件控制端3与软件控制端4连接,即可通过软件控制端4传输给数据处理服务平台5;

[0080] S6:软件控制端4请求呼吸健康检测报告,数据处理服务平台5根据积累数据与同类型用户进行对比分析形成呼吸健康检测报告,并发送至软件控制端4。

[0081] 本发明的使用控制方法区别于传统辅助的呼吸机类呼吸辅助方法,使用控制方法简单,控制流程简洁,特别适用于需要佩戴呼吸防护用具的场景,在保证防护效果的同时能够更好的给用户带来舒适的呼吸体验,有利于大规模广泛应用;此外,本发明还能及时检测

用户的呼吸参数,将呼吸参数及时保存与上传数据处理服务平台5,通过大量的用户连接数据处理服务平台5并上传数据,利用大数据分析手段可以实现用户数据、同类型用户以及医疗数据进行对比分析生成的呼吸健康报告,便于用户方便快捷的了解自身呼吸健康状况,并加以持续或改进,提高用户呼吸健康防护意识。

[0082] 一种基于大数据的呼吸辅助与健康监测系统的使用控制方法,包括以下步骤:

[0083] S1:出厂时预先标定第一过滤片过滤系数 k_2 和校准气体测量装置测量精度,或通过软件控制端4重新设定最佳呼吸气压值 P_r 和选取第一过滤片过滤系数 k_2 ;

[0084] 本发明出厂时还可以设定最佳呼吸气压值 P_r ,所述的最佳呼吸气压值 P_r 为大众呼吸时普遍感受待的最佳风压,既能保证面罩端1存在一定压差便于用户呼气时排除废气,又能保证用户正常呼吸,不会因为气压过大造成面部不适与呼吸困难,所述最佳呼吸气压值 P_r 的范围为大于环境压力50-80Pa,所述最佳呼吸气压值 P_r 的设定通过出厂预设也可用数据处理服务处理平台5进行调取设定。

[0085] 本发明所述的最佳呼吸气压值 P_r 为大众呼吸时普遍感受待的最佳风压,既能保证面罩端1存在一定压差便于用户呼气时排除废气,又能保证用户正常呼吸,不会因为气压过大造成面部不适与呼吸困难,所述最佳呼吸气压值 P_r 的范围为大于环境压力50-80Pa,所述最佳呼吸气压值 P_r 的设定通过出厂预设也可用过数据处理服务处理平台5进行调取设定。

[0086] 本发明出厂设定最佳呼吸气压值 P_r 的方法为,通过医学数据分析和实际测试可以知道正常成年人呼吸的空气量为400~600ml/次,呼吸频率为12~20次/min,为满足大多数人呼气量,取人呼吸空气量500ml/次,呼吸频率取16次/min,则每分钟吸入的空气量为500ml/次*16次/min=8000ml/min=8L/min。面罩端1生产成功后,对面罩端1进行模拟佩戴,控制送气量为8L/min,并检测此时面部获得的气压值 P_r ,并将此气压值 P_r 录入硬件控制端3的控制芯片中,实现初始最佳呼吸气压值 P_r 设定。

[0087] 本发明出厂标定过滤系数 k_2 的方法为通过控制第一过滤片两侧的压力差,检测第一过滤片的空气泄漏量,并通过压力差和泄漏量之间的关系确定过滤系数 k_2 ,并将过滤系数 k_2 录入硬件控制端3的控制芯片,如第一过滤片涉及不同规格,则将对对应规格的过滤系数 k_2 全部录入到硬件控制端3的控制芯片,当更换不同规格的第一过滤片时,可通过软件控制端4修改设定过滤系数 k_2 。

[0088] 本发明的过滤系数 k_2 ,可以是一个固定的过滤参数值,使面罩端1内外压差 $\Delta P(t)$ 与面罩排气量 $F_0(t)$ 呈函数关系,也可以是一定的过滤系数 k_2 表格值,面罩端1内外压差 $\Delta P(t)$ 与面罩排气量 $F_0(t)$ 存在一一对应关系,并将这过滤系数 k_2 表格值录入硬件控制端3的控制芯片,使用过程中根据面罩端1内外压差 $\Delta P(t)$ 直接调取面罩排气量 $F_0(t)$,进行后续计算。

[0089] 本发明厂过程中还包括校准气体测量装置测量精度,所述校准方法属于本领域技术人员常规技术手段,在此不做详细描述。

[0090] 本发明还可以软件控制端4自主设定方式为用户通过软件控制端4控制硬件控制端3自动送气,达到用户感知最为舒适时,确定最佳呼吸气压值 P_r ,并反馈给硬件控制器3确定为最佳呼吸气压值 P_r ,或者用户根据数据处理服务平台5通过用户数据、同类型用户以及医疗数据进行对比分析生成的呼吸健康报告在软件控制端4设定并反馈给硬件控制器3确定为最佳呼吸气压值 P_r ,本发明说的同类型用户指的是具有相同特征的同类型用户,所述

特征包括但不限于性别、年龄、身高、体重；

[0091] S2:硬件控制端3的气压传感器34获取用户呼吸时间t时气体压力值 $P_1(t)$ 和气体流速检测装置35获取用户呼吸时间t时送气管气体流速v；

[0092] S31:在预设呼吸周期内,控制芯片根据体压力值 $P_1(t)$ 和送气管气体流速v进行计算确定离心电机的转速控制值speed与呼吸参数,呼吸参数主要包括呼气量 Q_1 、吸气量 Q_2 、呼吸频率f,并将离心电机的转速控制值speed和呼气量 Q_1 、吸气量 Q_2 、呼吸频率f存入数据存储装置以及根据转速控制值speed控制离心电机工作；

[0093] 本发明转速控制值 $speed = k * \Delta P + b$, $\Delta P = P - P_r$,其中 ΔP 为呼吸过程中的气体压力与最佳呼吸气压之间的压差值,k为控制系数且 $k < 0$,b为修正系数,所述控制系数和修正系数通过有限次实验获取；

呼气量 $Q_1 = \int_{t_0}^{t_1} \{F_1(t) - F_0(t)\} dt$, 吸气量 $Q_2 = \int_{t_1}^{t_2} \{F_1(t) - F_0(t)\} dt$, 其

中t时送气流量 $F_1(t) = k_1 * t * v$,送气管截面积 $k_1 = \pi * r^2$,v为送气管气体流速,r为送气管的半径值,t时空气面罩端排气量 $F_0(t) = k_2 * t * \Delta P(t)$,面罩端内外压差值 $\Delta P(t) = P_1(t) - P_0(t)$, k_2 为第一过滤片的过滤系数,所述第一过滤片的过滤系数可以通过有限次实验获得, $P_1(t)$ 为t时面罩内部的气压值, $P_0(t)$ 为t时面罩外部的大气压力值；呼吸频率 $f = 1 / (t_2 - t_0)$,面罩内外的流量差 $\Delta F(t) = F_1(t) - F_0(t)$,当 $\Delta F(t) < 0$ 的起始时间为呼气起始时间 t_0 ,当 $\Delta F(t) > 0$ 的起始时间为吸气起始时间 t_1 ,第二次 $\Delta F(t) > 0$ 的起始时间为吸气终止时间 t_2 ,所述呼气起始时间 t_0 与吸气起始时间 t_1 相邻。

[0094] S32:超过预设呼吸周期后控制芯片持续根据气体参数进行计算确定离心电机的转速控制值speed并与调取数据存储装置的控制值speed进行对比,如一致则控制芯片直接从数据存储装置调取的离心电机的转速控制值speed传输给离心电机并控制离心工作,并将控制芯片根据气体参数进行计算确定的呼吸参数存入数据存储装置,若不一致则预设呼吸周期重新开始,并转到步骤S31；

[0095] 本发明的呼吸周期是指包括用户完整呼吸过程的时间段,通过工厂预设或人工通过软件控制端修改,呼吸周期内包含的呼吸过程不少于一次；本发明在进行控制量对比过程中设有一定的修正值,此修正包括控制时间偏差与控制量大小的偏差修正,对比过程中控制芯片根据气体参数进行计算确定离心电机的转速控制值speed与调取数据存储装置的控制值speed对比在偏差范围内则认为对比一致,所述偏差值的设定本领域技术人员可以根据常规实验获得。

[0096] S4:离心电机根据控制芯片的离心电机转速控制值speed工作实现送气速率的调节,以使面罩端1用户面部恒定保持最佳呼吸气压值 P_r ；

[0097] S5:硬件控制端3将呼吸参数传输给软件控制端4进行显示,并经过软件控制端4传输给数据处理服务平台5,本发明的呼吸参数在硬件控制端3与软件控制端5断开情况下,可以直接存储到数据储存装置中,一旦硬件控制端3与软件控制端4连接,即可通过软件控制端4传输给数据处理服务平台5；

[0098] S6:软件控制端4请求呼吸健康检测报告,数据处理服务平台5根据积累数据与同类型用户进行对比分析形成呼吸健康检测报告,并发送至软件控制端4。

[0099] 本发明的使用控制方法根据人体在不改变身体状态时呼吸状态保持一致性的特点,通过调用记录数据实现呼吸辅助控制,区别于现有技术中需要时刻通过气压传感器判

断后再进行计算控制,保证了更好的人机同步效果,降低了因控制步骤过多而造成的延时现象,同时将气压传感器34作为辅助监控设备,克服因身体状态改变造成呼吸状态改变致使辅助效果出现偏差的问题产生,舒适与适用性更强。

[0100] 以上显示和描述了本发明的基本原理、主要特征和本发明的优点。本行业的技术人员应该了解,本发明不受上述实施例的限制,上述实施例和说明书中描述的只是说明本发明的原理,在不脱离本发明精神和范围的前提下本发明还会有各种变化和改进,这些变化和改进都落入要求保护的本发明范围内。本发明要求保护范围由所附的权利要求书及其等同物界定。

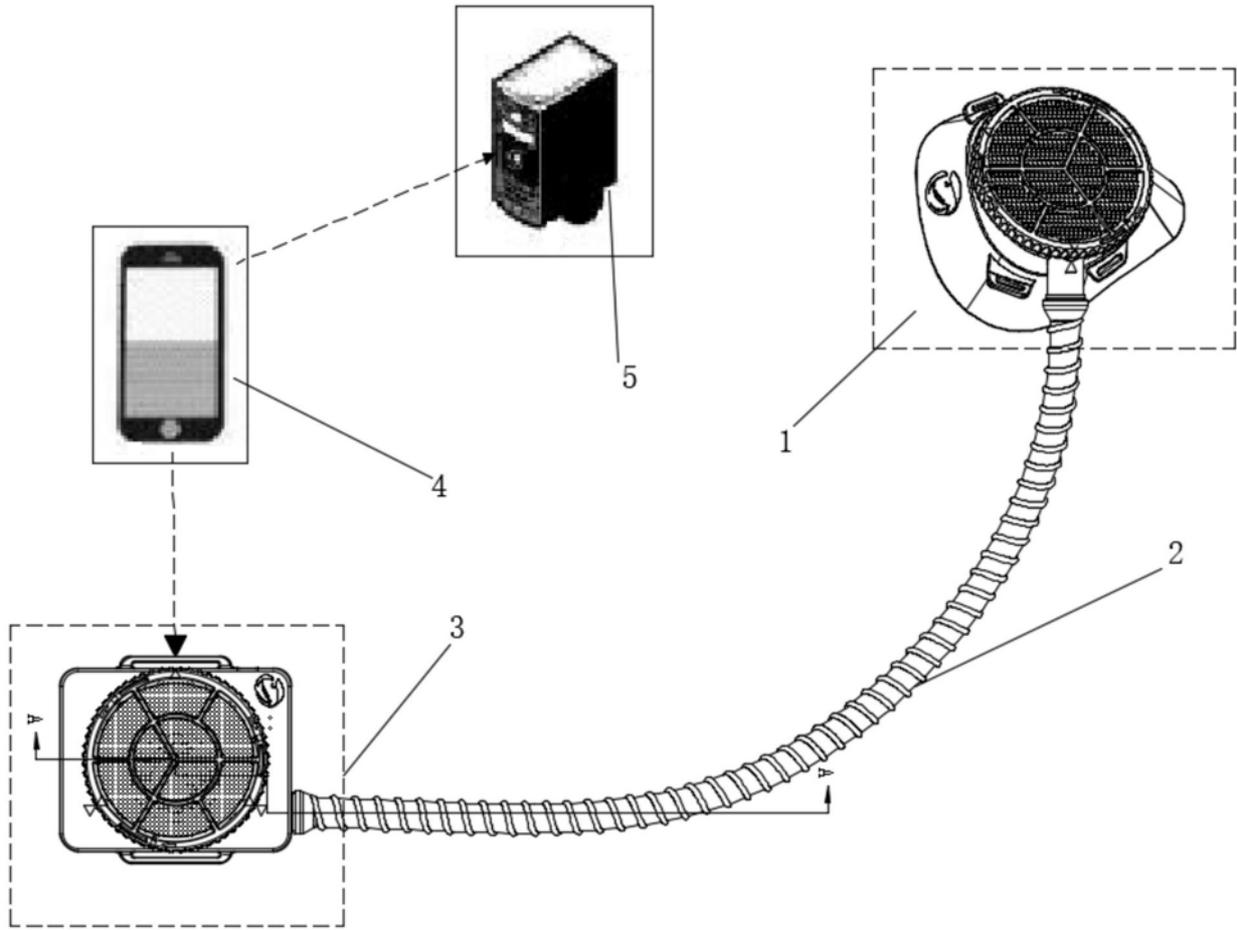


图1

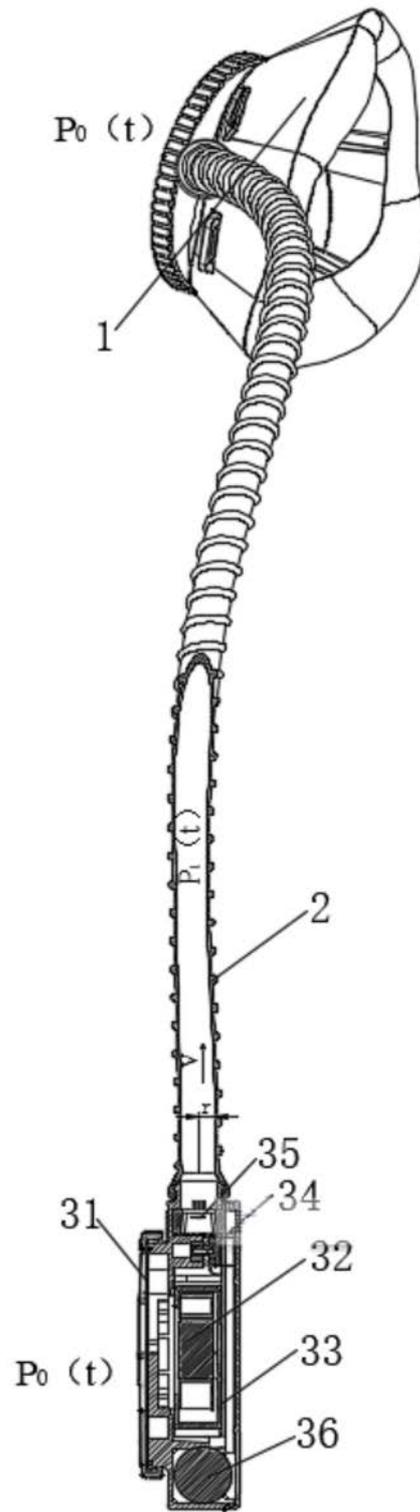


图2

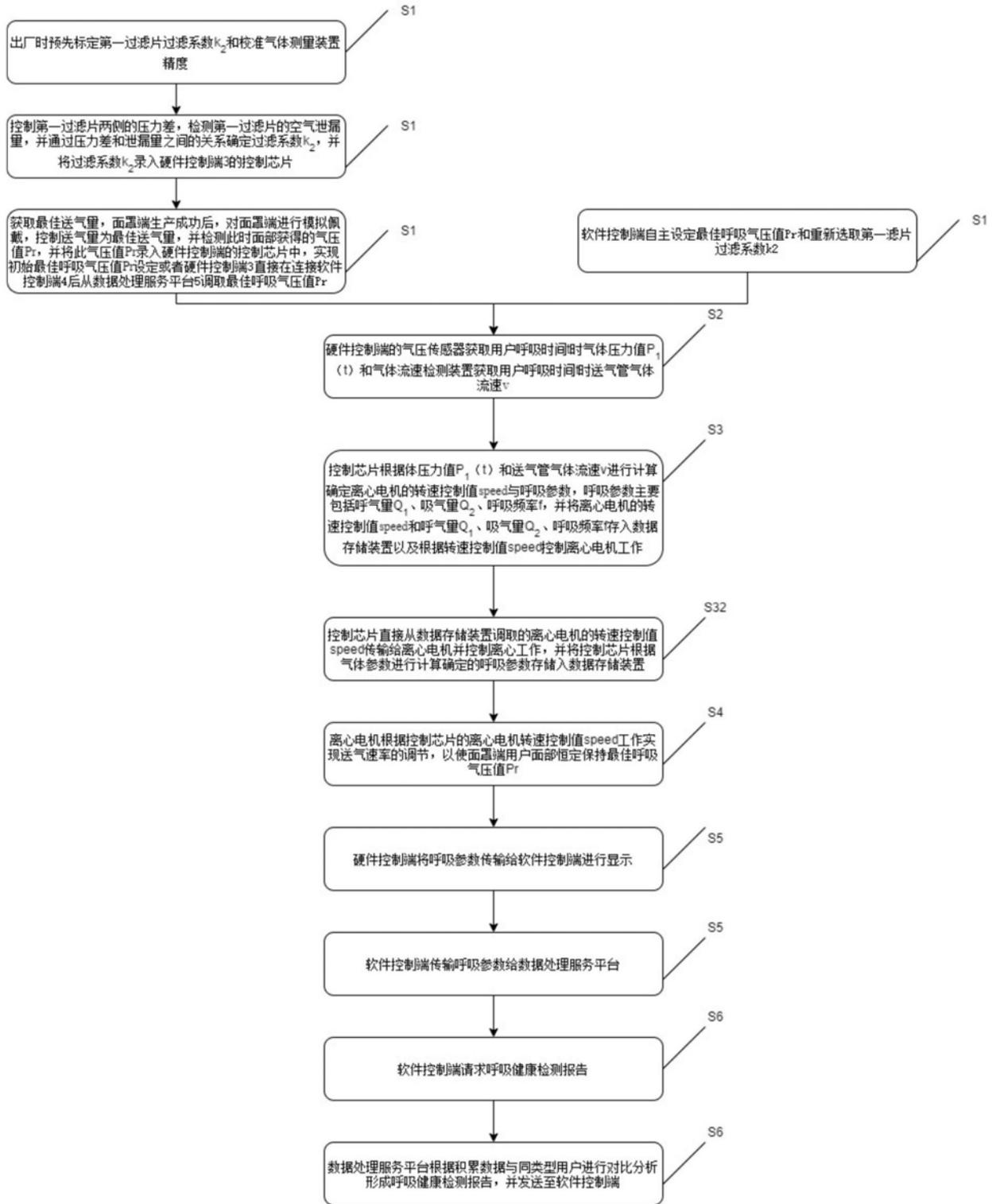


图3

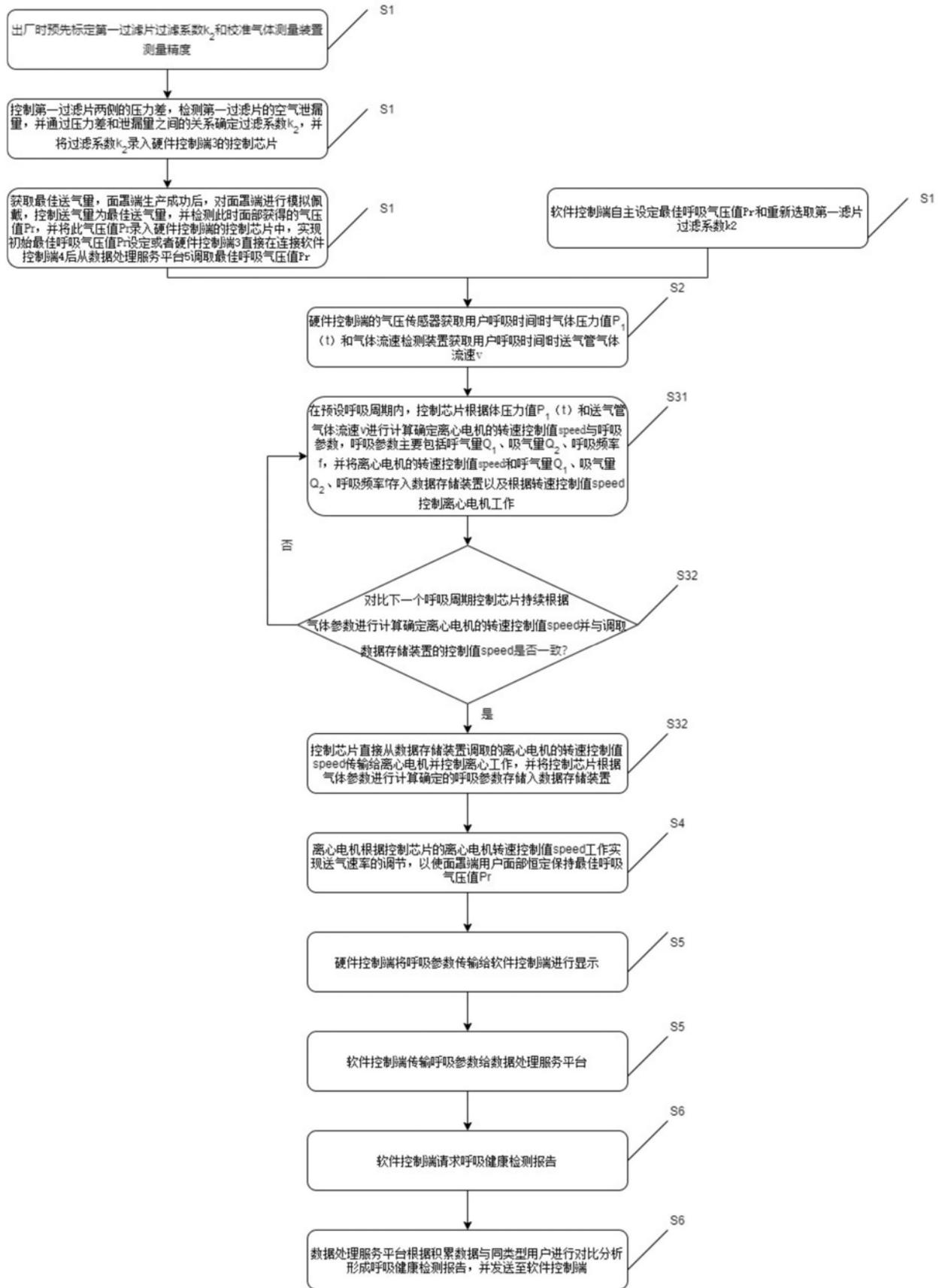


图4