(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107928645 A
(43)申请公布日 2018.04.20

(21)申请号 201711085223.2

(22)申请日 2017.11.07

(71)申请人 中国环境科学研究院
地址 100012 北京市朝阳区洼里乡大羊坊8号

(72)发明人 赵秀阁 王丹璐 邹滨 杨立新 王剑锋 段小丽 魏永杰 张金良

(74)专利代理机构 北京易正达专利代理有限公司 11518
代理人 程宝妹

(51)Int.Cl.
A61B 5/0205(2006.01)
A61M 16/00(2006.01)

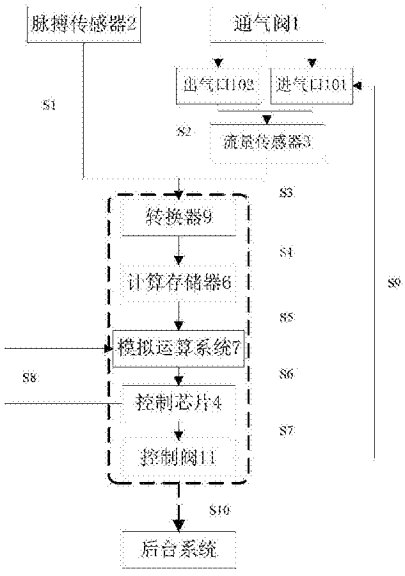
权利要求书2页 说明书7页 附图3页

(54)发明名称

一种受试者呼吸量实时感测与智能调控系统及其实现方法

(57)摘要

本发明公开了一种受试者呼吸量实时感测与智能调控系统及其实现方法，包括：通气阀，在进气口处设有用于监测进气口流量的流量传感器；脉搏传感器用于监测心率；转换器，用于将进气口气体流速和心率监测结果数据进行转换，并通过计算存储器进行适配传输至模拟运算系统；模拟运算系统，用于通过预设的心率-呼吸量控制模型，对心率数据与呼吸量数据进行拟合运算，并将相关关系赋值到控制芯片；控制芯片，用于根据实时传输的心率值计算得到呼吸量，将呼吸量和实测呼吸量作对比，然后向控制阀发出控制指令。采用本发明，能够建立人群行为模式的精准估算与自动控制系统和为准确地获得受试人群空气暴露行为模式监测的重要参数提供科学依据。



CN 107928645 A

1.一种受试者呼吸量实时感测与智能调控系统，包括通气阀；其特征在于，还包括脉搏传感器、流量传感器、控制芯片、计算存储器、模拟运算系统、转换器和控制阀；其中：

通气阀包括单向的进气口和单向的出气口；所述进气口处设有用于监测进气口流量的流量传感器；

脉搏传感器用于监测心率；

转换器，用于将进气口流速和心率监测结果数据通过进行转换，并通过计算存储器进行适配，然后传输至模拟运算系统；

模拟运算系统，用于通过预设的心率-呼吸量控制模型，对心率数据与呼吸量数据进行拟合运算，并将相关关系赋值到控制芯片；

控制芯片，用于根据实时传输的心率值计算得到呼吸量，将呼吸量和实测呼吸量作对比，然后向控制阀发出控制指令。

2.根据权利要求1所述的受试者呼吸量实时感测与智能调控系统，其特征在于，所述通气阀的进气口处还设有能够调节进气口阀门开孔大小的进气口阀门控制器。

3.根据权利要求1所述的受试者呼吸量实时感测与智能调控系统，其特征在于，所述脉搏传感器为采用光电容积法的脉搏传感器。

4.根据权利要求1所述的受试者呼吸量实时感测与智能调控系统，其特征在于，所述流量传感器为采用基于MEMS技术核心芯片级热膜式微小流量检测流量传感器。

5.根据权利要求1所述的受试者呼吸量实时感测与智能调控系统，其特征在于，所述转换器为单片机。

6.一种受试者呼吸量实时感测与智能调控系统的实现方法，其特征在于，包括如下步骤：

A、使用脉搏传感器测量受试者的心率，利用通气阀和流量传感器3进行呼吸量测量，以及对心率和呼吸量数据进行转换的步骤；

B、对脉搏传感器的数据经转换器后得到的结果和对流量传感器的流量检测数据经转换器后的结果进行计算和存储的步骤；

C.将计算存储器中的数据传输至模拟运算系统，对心率数据与呼吸量数据进行拟合运算的步骤；

D.在控制芯片中，将上述的模拟计算关系结果传送至控制芯片程序，并在控制芯片程序中写入判断逻辑以判断模拟运算结果与呼吸量的实际检测结果是否一致；

E.利用控制阀的进气口阀门控制器接收控制芯片发送的控制指令，调节进气口阀门的大小。

7.根据权利要求6所述受试者呼吸量实时感测与智能调控系统的实现方法，其特征在于，步骤C具体包括：

在模拟运算系统中，将计算存储器中数据传输至模拟运算系统中，将心率数据与呼吸量数据进行拟合运算，包括一次线性拟合、二次拟合、多次拟合、指数拟合；经过上述拟合计算后，分别对各拟合结果的拟合优度进行检验，对拟合采用拟合优度最好的心率与呼吸量的关系，将其传输至控制芯片中运行的程序，由该程序对心率-呼吸量的关系做出反馈。

8.根据权利要求6所述受试者呼吸量实时感测与智能调控系统的实现方法，其特征在于，步骤D具体包括：

判断是否一致的过程为：

(预测值-实测值)/实测值≤±20％；

当判断结果为一致时，系统正常运行，不发出改变通气阀入口大小的指令。

9.根据权利要求6或8所述受试者呼吸量实时感测与智能调控系统的实现方法，其特征在于，步骤D进一步包括：

当判断结果不一致时，控制芯片在向控制阀发出需要调整进气口大小的指令时，通过控制芯片将重新调整通气阀进气口大小的参数赋值，发送给模拟运算系统进行重新运算控制参数指令的步骤。

10.根据权利要求6或8所述受试者呼吸量实时感测与智能调控系统的实现方法，其特征在于，步骤E进一步包括：在需要改变通气阀的大小时，通过控制阀发出改变通气阀进气口大小的指令的步骤；具体为：

当通气阀进气口流速改变超过正常范围±20％，则进气口阀门增加或减少一片叶轮。

一种受试者呼吸量实时感测与智能调控系统及其实现方法

技术领域

[0001] 本发明涉及行为模式呼吸量监测控制技术，尤其涉及一种受试者呼吸量实时感测与智能调控系统及其实现方法。

背景技术

[0002] 在行为模式呼吸量监测控制技术中，基于直接测量和模型计算开展空气暴露风险评价均需用到呼吸量，呼吸量已经成为决定评价结果准确性的关键性因子。

[0003] 当前，空气污染已成为影响人体健康的重要因素，环境与健康工作作为一项重要的任务已经在如火如荼的开展。我国现有的人群呼吸量推荐值是依据国外估算模型获取的，由于种族、社会经济条件和生活习惯等差异，导致评价结果不能客观反映我国实际情况，且无法反映呼吸量的动态变化。人在不同运动状态下，呼吸量存在较大差异，但不同运动状态下呼吸量准确测定和精准估算研究开展较少。

[0004] 目前行为模式呼吸量监测控制技术主要存在如下不足：

[0005] 1)呼吸量监测主要用于医学中病患的呼吸量检测及供氧方面，仪器设备较大，监测一段时间内的结果，但不能够实时监测，也不可用于大人群动态行为模式监测；

[0006] 2)在行为模式呼吸量监测控制方面，现在主要采用的是间接测量法，主要包括能量测定法，心率监测、热量测定、加速度计测量法等，监测后需要人为计算，不能实现实时及呼吸量的动态估算；

[0007] 3)现有常用的根据人体能量代谢参数值计算的呼吸量为估算值，存在不能够反应实际呼吸量的缺点。

[0008] 4)现有的行为模式呼吸量监测控制方面重点在于监测一段时间内的心率与呼吸量的关系，并未涉及到实时的心率与呼吸量的反向控制。

发明内容

[0009] 有鉴于此，本发明的主要目的在于提供一种受试者呼吸量实时感测与智能调控系统及其实现方法，旨在建立一种面向我国人群行为模式的精准估算与自动控制系统，和准确地获得受试人群空气暴露行为模式监测的重要参数提供科学依据。

[0010] 为达到上述目的，本发明的技术方案是这样实现的：

[0011] 一种受试者呼吸量实时感测与智能调控系统，包括通气阀，还包括脉搏传感器、流量传感器、控制芯片、计算存储器、模拟运算系统、转换器和控制阀；其中：

[0012] 通气阀包括单向的进气口和单向的出气口；所述进气口处设有用于监测进气口流量的流量传感器；

[0013] 脉搏传感器用于心率监测；

[0014] 转换器，用于将进气口流速和心率监测结果数据通过进行转换，并通过计算存储器进行适配，然后传输至模拟运算系统；

[0015] 模拟运算系统，用于通过预设的心率-呼吸量控制模型，对心率数据与呼吸量数据

进行拟合运算，并将相关关系赋值到控制芯片；

[0016] 控制芯片，用于根据实时传输的心率值计算得到呼吸量，将呼吸量和实测呼吸量作对比，然后向控制阀发出控制指令。

[0017] 其中，所述通气阀的进气口处还设有能够调节进气口阀门开孔大小的进气口阀门控制器。

[0018] 所述脉搏传感器为采用光电容积法的脉搏传感器。

[0019] 所述流量传感器为采用基于MEMS技术核心芯片级热膜式微小流量检测流量传感器。

[0020] 所述转换器为单片机。

[0021] 一种受试者呼吸量实时感测与智能调控系统的实现方法，包括如下步骤：

[0022] A、使用脉搏传感器测量受试者的心率，利用通气阀和流量传感器3进行呼吸量测量，以及对心率和呼吸量数据进行转换的步骤；

[0023] B、对脉搏传感器的数据经转换器后得到的结果和对流量传感器的流量检测数据经转换器后的结果进行计算和存储的步骤；

[0024] C.将计算存储器中的数据传输至模拟运算系统，对心率数据与呼吸量数据进行拟合运算的步骤；

[0025] D.在控制芯片中，将上述的模拟计算关系结果传送至控制芯片程序，并在控制芯片程序中写入判断逻辑以判断模拟运算结果与呼吸量的实际检测结果是否一致；

[0026] E.利用控制阀的进气口阀门控制器接收控制芯片发送的控制指令，调节进气口阀门的大小。

[0027] 其中，步骤C具体包括：

[0028] 在模拟运算系统中，将计算存储器中数据传输至模拟运算系统中，将心率数据与呼吸量数据进行拟合运算，包括一次线性拟合、二次拟合、多次拟合、指数拟合；经过上述拟合计算后，分别对各拟合结果的拟合优度进行检验，对拟合采用拟合优度最好的心率与呼吸量的关系，将其传输至控制芯片中运行的程序，由该程序对心率-呼吸量的关系做出反馈。

[0029] 步骤D具体包括：

[0030] 判断是否一致的过程为：

[0031] (预测值-实测值)/实测值≤±20％；

[0032] 当判断结果为一致时，系统正常运行，不发出改变通气阀入口大小的指令。

[0033] 步骤D进一步包括：

[0034] 当判断结果不一致时，控制芯片在向控制阀发出需要调整进气口大小的指令时，通过控制芯片将重新调整通气阀进气口大小的参数赋值，发送给模拟运算系统进行重新运算控制参数指令的步骤。

[0035] 步骤E进一步包括：在需要改变通气阀的大小时，通过控制阀发出改变通气阀进气口大小的指令的步骤；具体为：

[0036] 当通气阀进气口流速改变超过正常范围±20％，则进气口阀门增加或减少一片叶轮。

[0037] 本发明受试者呼吸量实时感测与智能调控系统及其实现方法，相较于现有技术具

有如下有益效果：

[0038] 1)本发明的系统能够通过实时监测，实现基于脉搏传感器心率与呼吸量关系的呼吸量实时感知测量，提高了监测结果的时效性；

[0039] 2)本发明采用的模拟计算系统支持采用不同算法，能够减少耗时，可以实时得到不同行为模式状态下心率与呼吸量的关系，高效而及时；

[0040] 3)本发明采用反向控制机制能够实现基于心率与呼吸量关系修正与外置面罩进气量阀门控制的呼吸量智能调控，可配合不同的运动状态调节控制范围，改进了单一静态控制的缺陷，可以得到更好的心率与呼吸量的动态关系，进一步提高了监测结果的准确性；

[0041] 4)本发明的呼吸量实时感测与智能调控系统及其实现方法，为行为模式呼吸量研究提供了更加便捷的监测方法。

附图说明

[0042] 图1为本发明实施例受试者呼吸量实时感测与智能调控系统的原理示意图；

[0043] 图2为采用图1所示受试者呼吸量实时感测与智能调控系统的通气阀及脉搏传感器的面罩结构示意图；

[0044] 图3a、图3b、图3c分别为图2所示通气阀的正面、剖面和进气口阀门示意图；

[0045] 图4为图1所示使用脉搏传感器2测量受试者的心率的过程示意图；

[0046] 图5为图1所示对脉搏传感器2的数据经转换器9后得到的结果和对流量传感器3的流量检测数据经转换器9后的结果进行存储的过程示意图；

[0047] 图6为图1将计算存储器6中的数据传输至模拟运算系统7，对心率数据与呼吸量数据进行拟合运算的过程示意图；

[0048] 图7为图1所示将模拟计算关系结果传送至控制芯片程序，并在控制芯片程序中写入判断逻辑以判断模拟运算结果与呼吸量的实际检测结果的过程示意图。

具体实施方式

[0049] 下面结合附图及本发明的实施例对本发明受试者呼吸量实时感测与智能调控系统及其实现方法作进一步详细的说明。

[0050] 图1为本发明实施例受试者呼吸量实时感测与智能调控系统的原理示意图。

[0051] 如图1所示，该受试者呼吸量实时感知测量与智能调控系统，包括呼吸量自控供应子系统。其中：

[0052] 所述的呼吸量自控供应子系统，主要包括通气阀1、脉搏传感器2、流量传感器3、控制芯片4、计算存储器6、模拟运算系统7、转换器9和控制阀11。所述流量传感器3为气流流量传感器，优选微型的流量传感器。

[0053] 较佳地，该受试者呼吸量实时感知测量与智能调控系统，还可以包括数据传输系统5(图未示出)，数据传输系统5优选实时无线传输模块和后台服务器(参考图5)。

[0054] 图2为采用图1所示受试者呼吸量实时感测与智能调控系统的通气阀及脉搏传感器的面罩结构示意图；图3a、图3b、图3c分别为图2所示通气阀的正面、剖面和进气口阀门示意图。

[0055] 如图2所示，脉搏传感器2用于进行心率监测。

[0056] 如图3a、图3b、图3c所示，当受试者戴上设有所述呼吸量实时感测与智能调控系统的面罩在呼吸时，吸入的空气从通气阀1的进气口101进入，入口为单向阀；呼出的空气则从出气口102排出，出口也为单向阀，只出气不进气。

[0057] 如图3b所示，所述进气口101处设有进气口滤网1011和进气口单向控制器1012，所述进气口单向控制器1012用于控制进入进气口1011的气流只能单向进入通气阀1内。

[0058] 此外，在所述进气口101的内部还设有进气口阀门1013，用于控制进入进气口101的气流的流速大小(也就是单位时间内的流量)。所述进气口阀门1013与进气口阀门控制器1014相连，所述进气口阀门控制器1014还与设于通气阀1内的流量传感器3相连，用于根据流量传感器3监测的进气口101和出气口102的流速，将用于控制流速的控制信号发送到进气口阀门控制器1014。

[0059] 所述进气口101和出气口102的流速，均与流量传感器3相关。

[0060] 请参考图1，所述流量传感器3在监测进气口101和出气口102的流速时，将所测得的流速和心率的结果通过转换器9进行转换和适配，然后将该结果传输至计算存储器6，数据在计算存储器6中进行计算和存储(参考图4)，再传输至模拟运算系统7。由模拟运算系统7利用预设的心率-呼吸量控制模型，对心率和测量得到的入口呼吸量(即进气口流量)之间的关系进行相关关系分析，得到最佳相关关系式。然后再将相关关系赋值到控制芯片4；由控制芯片4根据实时传输的心率值计算得到呼吸量，将呼吸量和实测呼吸量作对比，从而向控制阀11发出控制指令。

[0061] 当偏差较大时，需要重新计算相关模型，从而得到新的控制模型并进行控制。所测数据最终通过实时无线传输模块10传输至后台服务器。

[0062] 参考图1，本发明实施例受试者呼吸量实时感测与智能调控系统的实现过程，包括如下步骤：

[0063] 步骤S1：使用脉搏传感器2测量受试者的心率。

[0064] 这里，所述脉搏传感器2采用光电容积法，利用人体组织在血管搏动时造成透光率不同来进行脉搏测量，后通过转换器对测量得到的信号进行处理。根据研究，一般情况下光源采用对动脉血中氧和血红蛋白有选择性波长的发光二极管(波长范围500nm～700nm)，当光束透过人体外周血管，由于动脉搏动充血容积变化导致这束光的透光率发生改变，此时由光电变换器接收经人体组织反射的光线，转变为电信号并将其放大和输出。由于脉搏是随心脏的搏动而周期性变化的信号，动脉血管容积也周期性变化，因此光电变换器的电信号变化周期就是脉搏率。采用转换器9得到的变化周期就是脉搏，一般情况下人为脉搏和心率相一致。

[0065] 在本实施例中，转换器9可采用单片机如arduino等来实现，将脉搏传感器2的电信号转换为数字信号，数字信号传输至计算存储器6后通过计算转换为心率数值进行后续计算。根据研究和实际测量方法，一般情况下心率测量需持续1min，当运动状态改变后5min之后测量心率，因此在进行循环计算时，采用心率数值为5min后量需测量大于1min所得到的结果。在本发明的系统中采用PulseSensor脉搏传感器。附图4所示为步骤一实现流程。

[0066] 步骤S2：利用通气阀1(进气口101、出气口102)和流量传感器3进行呼吸量测量的步骤。

[0067] 所述的呼吸量测量的过程如下：采用双通道通气阀，分为进气口101和出气口102，

进气口101和出气口102的气体均为单向流动，其中进气口101设置进气口阀门1012(参考图3a、图3b、图3c)，其开孔可分为6个等级，开孔大小由进气口阀门控制器1014收到的控制指令的控制。其中，所述进气口阀门控制器1014为控制阀11的一部分。

[0068] 现阶段呼吸设备的流量传感器3的主流工作方式分为热丝式、晶体热膜式、超声式、压力感应式、压差式等。本发明实施例中流量传感器3采用基于MEMS技术核心芯片级热膜式微小流量检测流量传感器，该传感器由四个铂金薄膜电阻构成。其加热器左右两侧各设有一个高阻抗电阻，其中一个用来检测流速和流向，另一个电阻用来检测气体的温度。靠近加热元件的两个电阻连接成一个电桥，用于产生检测流速和流向功能的一个输出信号。

[0069] 在没有产生气体流量的情况下，上述这两个电阻达到同样的加热状态。当有气流量存在时，其中一个电阻的温度比另一个低很多，具体哪个电阻温度变低由流向决定，流量传感器3的加热时间和响应时间非常短，可用于呼吸流量检测。

[0070] 当检测到进气口有气流产生时，流量传感器3将信号传输至转换器9，转换器9对流量信号进行处理，得到模拟计算可用的数字信号。流量传感器3可检测呼吸气流进气口101和出气口102的流速，在数据传输后会根据气流方向采用入口流速进行模拟，当进气口阀门控制器1014收到阀门开孔大小改变的控制指令(控制信号)时，会对阀门大小进行调节，阀门开孔最小为1/6孔径大小，最大为全开。阀门叶片分为6片，在进行改变时，控制器会依次控制与开孔相邻的叶片来改变大小。

[0071] 步骤S3：对心率和呼吸量数据进行转换的步骤。

[0072] 这里，在对心率与呼吸量数据进行转换时，需要将脉搏传感器2和流量传感器3检测所得的电信号传输至转换器9，由转换器9将电信号转换成数字信号。所述的转换器9具体可为模/数(A/D)转换器。

[0073] 步骤S4：对脉搏传感器2的数据经转换器9后得到的结果和对流量传感器3的流量检测数据经转换器9后的结果进行计算和存储的步骤。

[0074] 参考图5，在计算存储器6中，保存脉搏数据经过转换器后的结果和流量检测经过转换器后的结果。在此处，脉搏数据经过简单的运算得到心率数据，同时根据流量数据的方向，判断流量数值是否为进气口流量数值，提取进气口流量数值作为后续的计算依据。同时在此处将数据进行存储和传输的操作，传输分为传输至模拟运算系统和后台服务器。

[0075] 计算存储器6可采用大容量SD卡和单片机实现，在单片机上运行采用C语言或其他编程语言设计的程序，对心率和入口流量进行提取、赋值：

[0076] (1)HR(心率)＝Pulse(脉搏)

[0077] (2)entrance direction＝0,exit direction＝1,ifflow direction＝0,pick up data,elsejudge flow direction。

[0078] 实时传输至后台的数据采用WIFI或GPRS模块实现，传输至模拟运算系统的数据采用串口连接实现。

[0079] 步骤S5：将计算存储器6中的数据传输至模拟运算系统7，对心率数据与呼吸量数据进行拟合运算的步骤。

[0080] 参考图6，在模拟运算系统中，将计算存储器中数据传输至模拟运算系统中，将心率数据与呼吸量数据进行拟合运算，依次进行一次线性拟合：

[0081] HR＝a*Pulse+b,a、b为常数；

[0082] HR＝a*LOG(Pulse)+b,a、b为常数；

[0083] 二次拟合：

[0084] HR＝a*Pulse^2+b*Pulse+c,a、b、c为常数。

[0085] 多次拟合：

[0086] HR＝a*Pulse^b+c,a、b、c为常数。

[0087] 指数拟合：

[0088] HR＝a*e^(b+c*Pulse)+d,a、b、c、d为常数。

[0089] 在经过上述拟合后，分别对各拟合结果的拟合优度进行检验，对拟合采用拟合优度最好的心率与呼吸量的关系，将其传输至控制芯片4中运行的程序，由该程序对心率-呼吸量的关系做出反馈。

[0090] 模拟运算结束之后，在不改变通气阀入口大小的情况下，新的心率与呼吸量关系只进行运算，不传输至控制芯片程序。模拟运算在单片机上进行。一般情况下，正常成年人每分钟呼吸大约16-20次，呼吸与脉搏的比是1:4，即每呼吸1次，脉搏搏动4次。为保证运算结果的准确性，运算每5min进行一次，当通气阀进气口改变后，稳定5min后计算的心率与呼吸量关系，并传输至控制芯片程序。

[0091] 步骤S6：在控制芯片4中，将上述的模拟计算关系结果传送至控制芯片程序，并在控制芯片程序中写入判断逻辑以判断模拟运算结果与呼吸量的实际检测结果是否一致。参考图7。

[0092] 具体判断是否一致的公式为：

[0093] (预测值-实测值)/实测值≤±20％；

[0094] 当判断结果为一致时，系统正常运行，不发出改变通气阀入口大小的指令；当不一致时，则向控制阀发出改变通气阀进气口大小的指令，详见步骤S8。

[0095] 当进气口阀门改变后，则采用模拟运算系统7重新传输的心率与呼吸量关系进行控制，此时上一关系自动删除。

[0096] 在本发明实施例中，该控制芯片4优选采用单片机即单片微控制器来实现。

[0097] 步骤S7：利用控制阀11接收控制芯片4发送的控制信息/控制指令，控制进气口101进气口阀门的大小。

[0098] 在上述的整体流程中，数据及运算过程实时通过WIFI或GPRS传输至后台服务器中进行整合。

[0099] 优选地，在具体实施例中，所述计算存储器6、模拟运算系统7、控制芯片4均可进行集成处理，以减少元件所占空间。同时，为减少呼吸自控系统的外置设备重量，提高可穿戴性，所述的转换器9、计算存储器6、模拟运算系统7、控制芯片4还可放置在后台服务器或后台设备中完成。

[0100] 在该受试者呼吸量实时感测与智能调控系统的实现过程中，较佳地，还包括步骤8和步骤9。

[0101] 步骤S8：当控制芯片4在向控制阀11发出需要调整进气口大小的指令时，需通过控制芯片4将重新调整通气阀进气口大小的参数赋值，发送给模拟运算系统7进行重新运算控制参数指令的步骤。

[0102] 这样，在改变通气阀进气口的大小后，重新为控制芯片的参数赋值。

[0103] 步骤S9：在需要改变通气阀的大小时，通过控制阀发出改变通气阀进气口大小的指令的步骤。

[0104] 当通气阀进气口流速改变超过正常范围±20％，则进气口阀门增加或减少一片叶轮，依次类推。

[0105] 进一步地，还包括：

[0106] 步骤S10：将上述的每个步骤的数据通过所述后台系统传输至后台服务器的步骤。参考图5。

[0107] 这样，以便于实现后台的实时监控和数据优化及再利用。

[0108] 将本发明实施例的受试者呼吸量实时感测与智能调控系统应用于人群空气暴露行为模式监测面罩上，通过将脉搏传感器和进气口、出气口的微型流量传感器监测结果数据传输至计算存储器，进行处理和存储后将数据传输至模拟运算系统中，将心率数据与呼吸量数据进行拟合运算，依次进行一次线性拟合、二次拟合、多次拟合、指数拟合，在进行拟合后，对拟合采用拟合优度最好的心率与呼吸量的模型，将该模型赋值到控制芯片，由控制芯片中判断程序判断实测呼吸量与拟和呼吸量的大小，如差值超出±20％则向控制阀发出指令，改变通气阀进气口大小。后重新计算最优关系并赋值到控制芯片，由控制芯片控制进气口大小。该过程为循环过程，每当通气阀进气口大小改变时，重新赋值最优关系。

[0109] 其中，在设定的模拟运算程序下进行运算，运算后进行控制系统指令判断程序筛选，将筛选结果赋值至控制系统，控制系统通过对传输数据的判断，控制通气阀1进气口101的进气量，当进气口101的大小发生变化后，赋值到控制系统的指令判断程序进行重新赋值，如此循环，同时，数据及模拟结果通过实时传输模块传输至后台服务器。

[0110] 该系统通过在行为模式监测系统中引入了呼吸量与心率的实时监测系统，实时监测运算模拟模块，对呼吸量和心率的潜在关系进行实时的监控，并通过实时监控对行为模式监测系的进气量进行实时的反向循环动态控制，可以得到实时的心率与呼吸量的动态关系，进一步提高监测结果的准确性。因此能够非常好的实现对呼吸量进行循环动态智能控制，使采用该系统的呼吸面罩适用于任何受试者。

[0111] 以上所述，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。

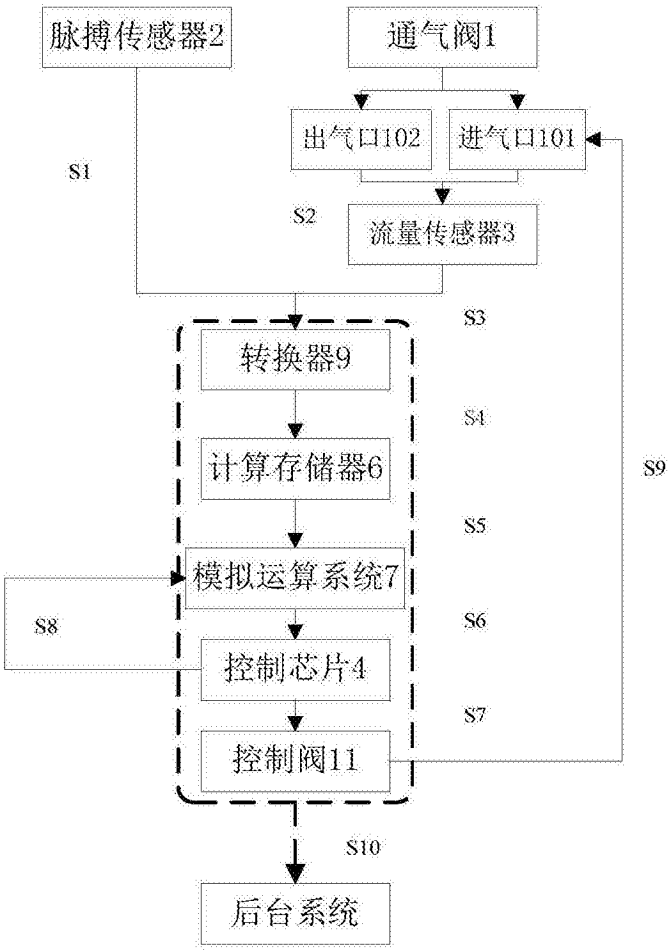

脉搏传感器2
通气阀1
出气口102
进气口101
S1
S2
流量传感器3
S3
转换器9
S4
计算存储器6
S9
S5
模拟运算系统7
S8
S6
控制芯片4
S7
控制阀11
S10
后台系统

图1

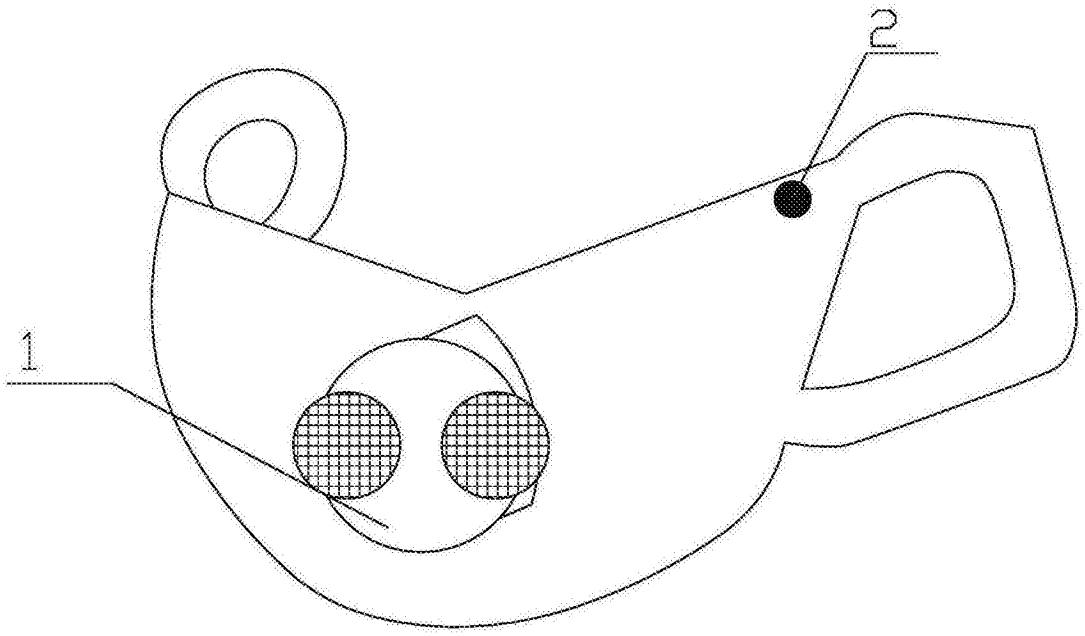

2
1

图2

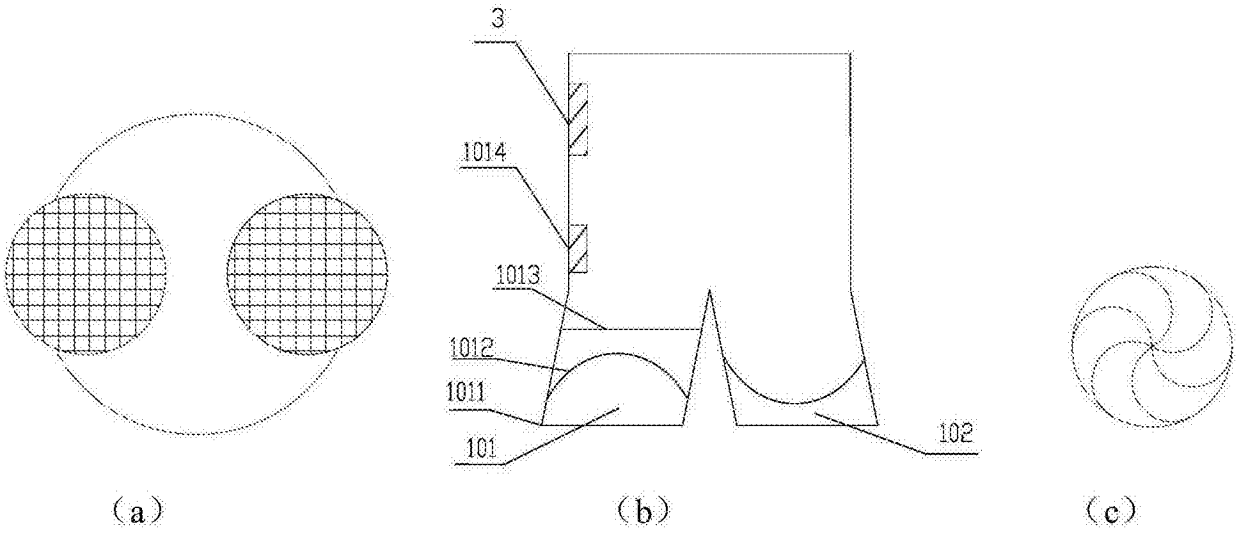

3
1014
1013
1012
1011
101
102
（a）
（b）
（c）

图3

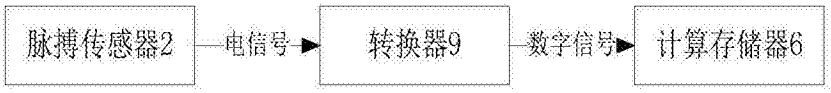

脉搏传感器2
电信号
转换器9
数字信号
计算存储器6

图4

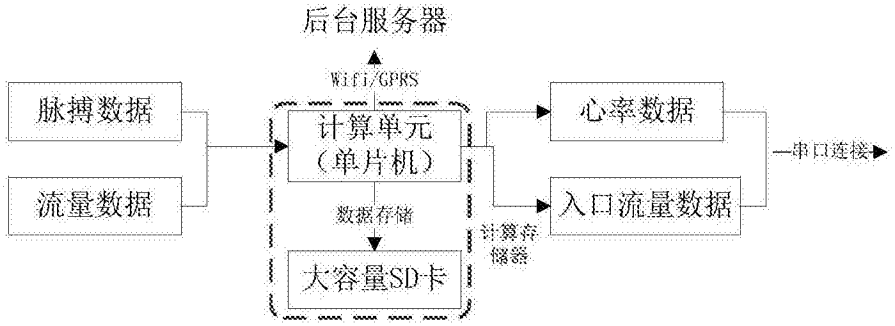

后台服务器
Wifi/GPRS
脉搏数据
流量数据
计算单元
（单片机）
数据存储
大容量SD卡
计算存储器
心率数据
入口流量数据
串口连接

图5

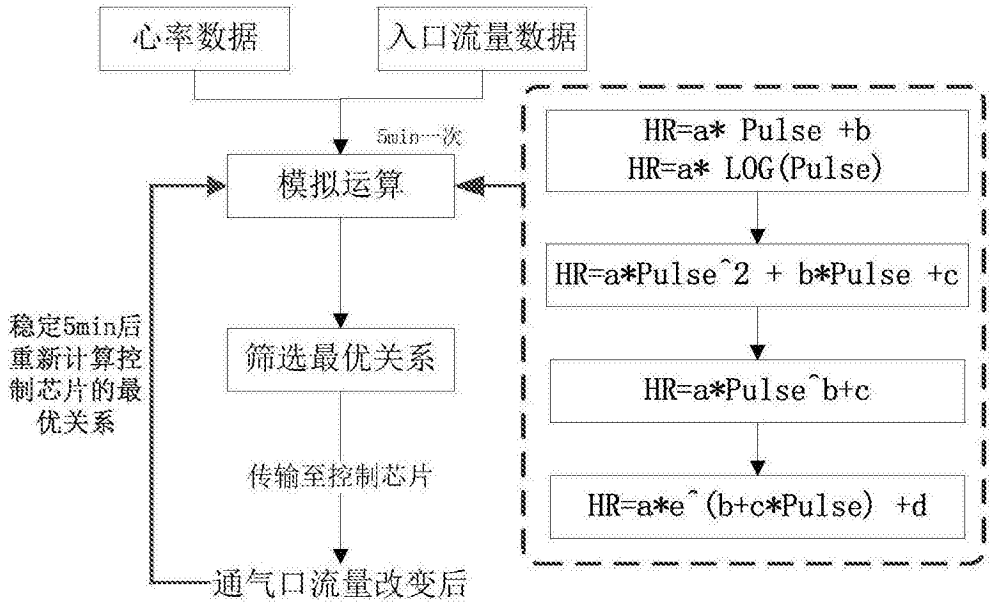

心率数据
入口流量数据
5min一次
模拟运算
筛选最优关系
传输至控制芯片
通气口流量改变后
稳定5min后重新计算控制芯片的最优关系
HR=a* Pulse +b
HR=a* LOG(Pulse)
HR=a*Pulse^2 + b*Pulse +c
HR=a*Pulse^b+c
HR=a*e^(b+c*Pulse) +d

图6

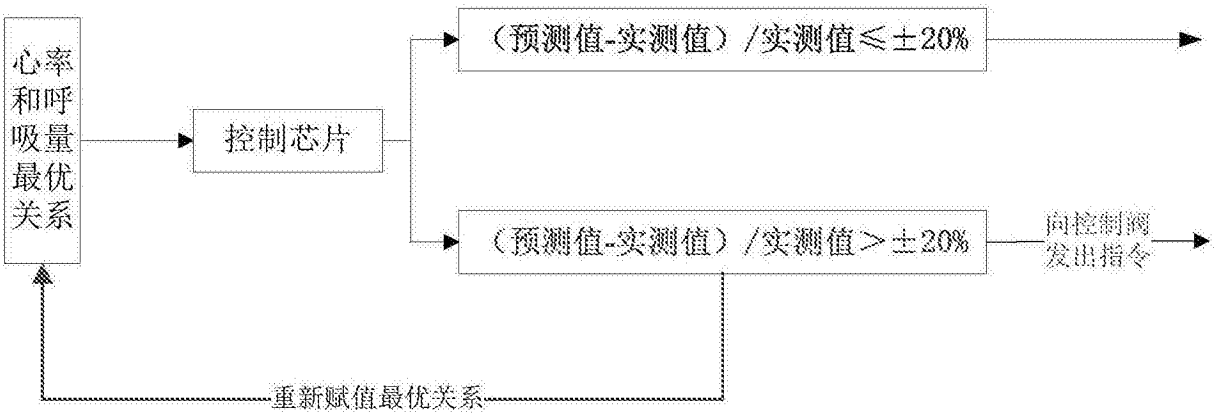

心率和呼吸量最优关系
控制芯片
（预测值-实测值）/实测值≤±20%
（预测值-实测值）/实测值＞±20%
向控制阀发出指令
重新赋值最优关系

图7