(19)国家知识产权局

(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 110711305 B
(45)授权公告日 2023.07.25

(21)申请号 201910982478.1
(22)申请日 2009.05.27
(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 110711305 A
(43)申请公布日 2020.01.21
(30)优先权数据
61/056,335 2008.05.27 US
(62)分案原申请数据
200980127131.3 2009.05.27
(73)专利权人 菲舍尔和佩克尔保健有限公司
地址 新西兰奥克兰
(72)发明人 S·塔特科夫 C·M·克龙
P·霍金斯 J·C·韩
K·P·奥唐奈
A·R·D·萨默维尔
(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司 72002
专利代理师 王丽军
(51)Int.Cl.
A61M 16/16(2006.01)
A61M 16/00(2006.01)
A61M 16/08(2006.01)
(56)对比文件
EP 1634614 A2,2006.03.15
US 2004221844 A1,2004.11.11
US 2006113690 A1,2006.06.01
US 6050260 A,2000.04.18
CN 1557509 A,2004.12.29
CN 1370085 A,2002.09.18
审查员 贾亚茹

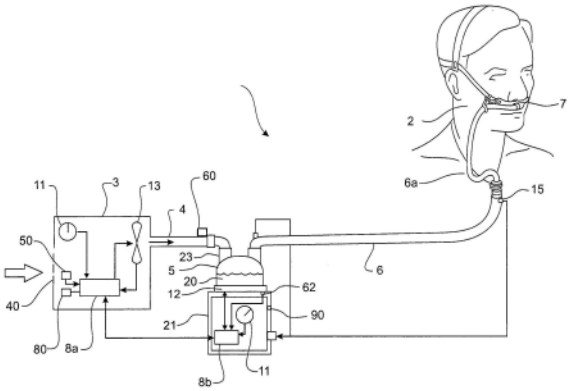
权利要求书5页 说明书31页 附图15页

(54)发明名称

用于精确湿度控制的增湿器室温度控制

(57)摘要

一种呼吸辅助系统，用于将一个加热的、增湿的气体流递送给使用者；该系统包括一个增湿器单元，该增湿器单元容纳并加热一定体积的水、并且在使用中经由一个进入端口接收来自一个气体源的气体流，该气体流经由一个排出端口穿过该增湿器并且离开；该系统进一步具有：一个温度传感器，它测量进入该增湿器单元的气体温度；一个环境温度传感器，它测量气体在它们进入该增湿器室之前的温度；以及一个流量传感器，它测量该气体流的流量；该系统还具有一个控制器，该控制器接收来自这些温度和流量传感器的数据、并且响应地确定一个控制输出，该控制输出对供给该增湿器单元的功率进行调节从而在该增湿器单元的排出端口实现所希望的输出。



CN 110711305 B

1.一种高流量治疗呼吸辅助系统，用于为多种治疗性目的将气体递送给患者，该呼吸辅助系统包括：

集成在壳体中的流量发生器和增湿器；

增湿器，其包括被适配为用于容纳一定体积的水的一个增湿器室和被适配为用于加热所述一定体积的水的一个加热板，所述增湿器还包括一个进入端口和一个排出端口，所述增湿器被适配为用于经由所述进入端口接收气体流，加热并增湿所述气体流，并且允许所述气体流经由所述排出端口离开所述增湿器，

一个环境温度传感器，其被适配为用于在所述气体流经由所述进入端口进入所述增湿器之前测量所述气体流的温度，

一个导管，其被适配为用于将所述气体流经由一个患者接口递送给所述患者，所述导管包括被适配为用于加热所述导管内的气体流的一个加热丝，所述导管还包括被适配为用于连接到二级未加热软管的患者端；

所述二级未加热软管，其被适配为用于接收离开所述导管的患者端的气体流并且将所述气体流递送到所述患者接口；

一个患者端温度传感器，其被适配为用于测量所述气体流在所述导管的患者端处的温度；

一个流量传感器，其被适配为用于测量所述气体流穿过所述呼吸辅助系统的流率；和

一个控制器，其被适配为用于：

使用反馈机构操作流量发生器以将气体的流率调节到所要求的水平；

接收与由所述患者端温度传感器测量的所述气体流的温度相关的数据、与由所述流量传感器测量的流率相关的数据、以及与由所述环境温度传感器测量的温度相关的数据，

基于与由所述流量传感器测量的流率相关的数据以及与由所述环境温度传感器测量的温度相关的数据确定一个目标患者端气体温度，其中所述目标患者端气体温度基于由所述流量传感器测量的流率或由所述环境温度传感器测量的所述温度的变化而变化，

使所述目标患者端气体温度与由所述患者端温度传感器测量的气体流的温度相比较并且控制所述加热丝以便维持或改变所述气体流的温度，从而实现所述目标患者端气体温度并且在所述患者接口处实现所希望的温度。

2.如权利要求1所述的呼吸辅助系统，其中所述控制器被适配为用于：

基于所述目标患者端气体温度与由所述患者端温度传感器测量的气体流的温度之间的比较来确定加热丝功率，并且

将确定的加热丝功率应用到加热丝以便维持或改变所述气体流的温度，从而实现所述目标患者端气体温度并且在所述患者接口处实现所希望的温度。

3.如权利要求1所述的呼吸辅助系统，其中所述环境温度传感器被适配为用于测量在所述气体进入所述增湿器之前的一个点处的气体的温度，所述控制器进一步被适配为用于接收来自所述环境温度传感器的数据并且使用所述数据来确定一个控制输出。

4.如权利要求3所述的呼吸辅助系统，其中所述控制输出涉及所述患者端处对于一个给定的流量水平而言的一个目标温度，所述控制输出对供给至所述增湿器的功率进行调节以便使在所述患者端处的所述测量的温度与所述目标温度相匹配。

5.如权利要求3所述的呼吸辅助系统，其中所述控制输出是由载入所述控制器中的一

个基于规则的系统确定的。

6.如权利要求3所述的呼吸辅助系统，其中所述控制输出是由载入所述控制器中的至少一个数学公式确定的。

7.如权利要求3所述的呼吸辅助系统，其中所述控制输出是由载入所述控制器中的一个查找表确定的。

8.如权利要求1所述的呼吸辅助系统，其中希望的湿度通过一个使用者设定的目标露点温度提供。

9.如权利要求8所述的呼吸辅助系统，其中所述目标患者端气体温度是在31℃-38℃的范围内。

10.如权利要求8所述的呼吸辅助系统，其中所述使用者设定目标露点温度提供了基本上44mg H_2O/升空气的绝对湿度水平。

11.如权利要求1所述的呼吸辅助系统，其中所述环境温度传感器是位于所述进入端口处或其附近以测量气体在它们基本上进入所述增湿器时的温度。

12.如权利要求3所述的呼吸辅助系统，其中所述呼吸辅助系统进一步包括一个排出端口温度传感器，该排出端口温度传感器被适配为用于测量离开所述增湿器的气体的温度，所述控制器进一步被适配为用于接收来自所述排出端口温度传感器的与该测量的温度相关的排出端口数据，所述控制器进一步使用所述排出端口数据来确定所述控制输出。

13.如权利要求3所述的呼吸辅助系统，其中所述呼吸辅助系统还具有一个湿度传感器，该湿度传感器被适配为用于测量进入所述呼吸辅助系统的大气气体的湿度，所述控制器接收与该测量的湿度相关的数据，所述控制器还通过使用所述与该测量的湿度相关的数据来确定所述控制输出。

14.如权利要求3所述的呼吸辅助系统，其中所述呼吸辅助系统还具有一个压力传感器，该压力传感器被适配为用于测量进入所述呼吸辅助系统的大气气体的压力，所述控制器接收与该测量的压力相关的数据，所述控制器还通过使用所述与该测量的压力相关的数据来确定所述控制输出。

15.如权利要求1所述的呼吸辅助系统，其中所述系统进一步具有一个显示器，该显示器被适配为用于显示室出口露点温度。

16.如权利要求15所述的呼吸辅助系统，其中所述显示器被适配为用于显示离开所述室的气体的绝对湿度水平。

17.如权利要求15所述的呼吸辅助系统，其中所述显示器被适配为用于显示绝对湿度以及室出口露点温度。

18.如权利要求1所述的呼吸辅助系统，其中所述呼吸辅助系统进一步包括一个控制单元，其被适配为用于在使用中接收来自一个远端中央源的气体流，所述控制单元位于所述中央源与所述增湿器之间的气体路径内，所述控制单元接收所述气体流并且使所述气体流经由所述增湿器与所述控制单元之间的一个气体连接路径继续流向所述增湿器，所述控制单元还具有多个使用者控件，这些使用者控件被适配为用于使得使用者能够设定所希望的使用者设定流率。

19.如权利要求18所述的呼吸辅助系统，其中所述控制单元进一步包括一个文丘里管，该文丘里管被适配为用于将来自所述中央源的气体流与大气气体在将它们通向所述增湿

器之前进行混合。

20.如权利要求1所述的呼吸辅助系统，其中所述气体源是一个鼓风机单元，它在使用中与所述增湿器流体连通，所述鼓风机单元具有一个可调节的可变速风扇单元以及多个使用者控件，该风扇单元被适配为用于将一定范围的流率上的所述气体流递送给所述增湿器，这些使用者控件被适配为用于使得使用者能够设定一个所希望的使用者设定流率，所述控制器被适配为用于控制供给至所述鼓风机单元的功率以便产生所述使用者设定流率。

21.如权利要求3所述的呼吸辅助系统，其中所述增湿器是具有一个加热基底的一个增湿器室，并且所述呼吸辅助系统进一步具有一个加热板，该加热板被适配为用于通过向所述加热基底提供热能而将所述增湿器室的内含物加热，所述呼吸辅助系统进一步具有一个加热板温度传感器，它被适配为用于测量所述加热板的温度并且将这种温度测量值提供给所述控制器，所述控制器通过对所有的所述测量的温度以及所述测量的流率进行评定而确定所述控制输出并且调节至少供给至所述加热板的功率将所述测量的排出端口温度与所述目标温度匹配。

22.如权利要求21所述的呼吸辅助系统，其中，如果对于一个给定的预设定时间段，达到了所述患者端温度的目标值、并且对应的加热板温度高于存储在所述控制器的存储器中的一个设定值，则所述控制器评定所述增湿器正在经历高的对流热损失并且根据一种改变的或不同的控制算法、数学公式或查找表来确定所述控制输出。

23.如权利要求3所述的呼吸辅助系统，其中所述控制器进一步被适配为用于测量对于一个给定的预设定时间段由所述加热丝抽取的功率，并且如果所抽取的功率高于所述控制器的存储器中存储的一个值，则所述控制器评定所述增湿器正在经历高的对流热损失并且根据一种改变的或不同的控制算法、数学公式或查找表来确定所述控制输出。

24.如权利要求21所述的呼吸辅助系统，其中所述控制器进一步被适配为用于测量对于一个给定的预设定时间段由所述加热板抽取的功率，并且如果所抽取的功率高于所述控制器的存储器中存储的一个值，则所述控制器评定所述增湿器正在经历高的对流热损失并且根据一种改变的或不同的控制算法、数学公式或查找表来确定所述控制输出。

25.如权利要求21所述的呼吸辅助系统，其中所述控制器进一步被适配为用于测量对于一个给定的预设定时间段由所述加热板抽取的功率、并且将此与所述控制器的存储器中存储的一组预存储的值进行比较，如果测量的抽取功率不是与所述一组预存储的值基本相似，则所述控制器应用一个反线性矫正因子。

26.如权利要求25所述的呼吸辅助系统，其中所述测量的功率值以及所述一组预存储的值必须在+/-2%以内。

27.如权利要求1所述的呼吸辅助系统，还包括一个排出端口温度传感器，其被适配为用于测量气体流在所述增湿器的排出端口处的温度，

其中由所述控制器确定的所述目标患者端气体温度大于由所述排出端口温度传感器测量的温度。

28.如权利要求1所述的呼吸辅助系统，其中所述控制器被配置用于至少部分地基于下述来确定所述目标患者端气体温度：载入所述控制器的存储器中的一个基于规则的系统，载入所述存储器中的一个数学公式，或载入所述存储器中的一个查找表。

29.如权利要求1所述的呼吸辅助系统，其中所述控制器进一步被配置用于调节被递送

给所述加热丝的功率，以基本上实现一个使用者设定的目标露点温度。

30.如权利要求29所述的呼吸辅助系统，其中所述使用者设定目标露点温度与基本上44mg H_2O/升空气的绝对湿度水平相关。

31.如权利要求1所述的呼吸辅助系统，进一步包括位于一个中央气体源与所述增湿器之间的气体流路径内的一个流量控制器，所述流量控制器被适配为用于接收所述气体流并且将所述气体流递送到所述增湿器，所述流量控制器包括多个使用者控件，这些使用者控件被适配为用于使得使用者能够设定所希望的使用者设定流率。

32.如权利要求1所述的呼吸辅助系统，还包括一个鼓风机，它与所述增湿器流体连通，所述鼓风机包括一个可调节的可变速风扇，其被适配为用于将一定范围的流率上的所述气体流递送给所述增湿器，所述鼓风机还包括多个使用者控件，其被适配为用于使得使用者能够设定一个使用者设定流率，其中所述控制器被进一步适配为用于调节至少被递送至所述鼓风机的功率以便产生所述使用者设定流率。

33.如权利要求1所述的呼吸辅助系统，其中所述增湿器还包括：

一个加热板温度传感器，它被适配为用于测量所述加热板的温度，

其中所述控制器进一步被适配为用于基于由所述加热板传感器测量的温度来调节至少被递送至所述加热板的功率。

34.如权利要求1所述的呼吸辅助系统，其中所述控制器进一步被适配为用于调节被递送到所述加热丝的功率，以便维持或改变所述气体流的温度，从而实现所述所希望的温度以及在所述患者接口处的希望的绝对湿度。

35.如权利要求34所述的呼吸辅助系统，其中希望的湿度与在31℃-39℃的范围内的一个使用者设定的目标露点温度相关联。

36.如权利要求1所述的呼吸辅助系统，其中所述控制器被适配为用于进一步基于在所述气体流进入所述增湿器之前的所述气体流的压力来确定所述目标患者端气体温度。

37.如权利要求1所述的呼吸辅助系统，其中所述控制器被适配为用于基于预加载的数据集来确定所述目标患者端气体温度。

38.一种高流量治疗呼吸辅助系统，用于为多种治疗性目的将气体递送给患者，该呼吸辅助系统包括：

集成在壳体中的流量发生器和增湿器；增湿器，其被适配为用于经由一个进入端口接收一个气体流，加热并增湿所述气体流，并且允许所述气体流经由一个排出端口离开所述增湿器；

一个环境温度传感器，其被适配为用于测量在所述气体流经由所述进入端口进入所述增湿器之前的所述气体流的温度；

一个导管，其被适配为用于将所述气体流递送至一个患者接口，所述导管包括被适配为用于加热所述导管内的气体流的一个加热丝；

一个患者端温度传感器，其被适配为用于测量离开所述导管的所述气体流的温度；

一个流量传感器，其被适配为用于测量所述气体流的流率；和

一个控制器，其被适配为用于：

使用反馈机构操作流量发生器以将气体的流率调节到所要求的水平；

基于由所述流量传感器测量的流率以及由所述环境温度传感器测量的温度确定一个

目标患者端气体温度，其中所述目标患者端气体温度基于由所述流量传感器测量的流率或由所述环境温度传感器测量的所述温度的变化而变化，

使所述目标患者端气体温度与由所述患者端温度传感器测量的气体流的温度相比较并且控制所述加热丝以便维持或改变所述气体流的温度，从而实现所述目标患者端气体温度。

39.如权利要求38所述的呼吸辅助系统，其中所述控制器被适配为用于：

基于所述目标患者端气体温度与由所述患者端温度传感器测量的气体流的温度之间的比较来确定加热丝功率，并且

将确定的加热丝功率应用到加热丝以便维持或改变所述气体流的温度，从而实现所述目标患者端气体温度。

40.如权利要求38所述的系统，进一步包括一个排出端口温度传感器，该排出端口温度传感器被适配为用于测量气体流在所述排出端口处的温度，其中由所述控制器确定的所述目标患者端气体温度大于由所述排出端口温度传感器测量的温度。

41.如权利要求38所述的系统，其中所述控制器进一步被配置用于调节被递送给所述加热丝的功率，以基本上实现一个使用者设定的目标露点温度。

42.如权利要求38所述的系统，其中所述环境温度传感器是位于所述进入端口处或其附近并且被适配为用于测量气体流在它们基本上进入所述增湿器时的温度。

43.如权利要求38所述的系统，其中所述控制器进一步被配置用于调节被递送给所述加热丝的功率，以便维持或改变所述气体流的温度，从而在所述患者接口处实现一个希望的温度。

44.如权利要求43所述的系统，其中所述控制器进一步被配置用于调节被递送给所述加热丝的功率，以便维持或改变所述气体流的温度，从而在所述患者接口处实现一个希望的绝对湿度。

45.如权利要求44所述的系统，其中希望的湿度与在31℃-39℃的范围内的一个使用者设定的目标露点温度相关联。

用于精确湿度控制的增湿器室温度控制

[0001] 本申请是申请号为“201510363061.9”发明名称为“用于精确湿度控制的增湿器室温度控制”的发明专利申请的分案申请，该申请又是2009年5月27日提交的申请号为“200980127131.3”发明名称为“用于精确湿度控制的增湿器室温度控制”的发明专利申请的分案申请。

技术领域

[0002] 本发明涉及用于控制一种装置中的湿度水平以及流率的多种方法和器具，出于治疗性目的该装置向一个使用者提供加热的增湿的气体流。本发明具体涉及用于控制装置中的气体流的湿度的多种方法和器具，这些装置提供增湿的空气用于：呼吸增湿治疗、高流率氧气治疗、CPAP治疗、Bi-PAP治疗、OPAP治疗等、或者增湿用于吹入法或锁孔手术(keyhole surgery)的气体。

背景技术

[0003] 为治疗性目的向患者提供增湿气体流的装置或系统在本领域中是熟知的。用于提供这种类型的治疗(例如呼吸增湿)的系统具有一种结构，在该结构中气体从一个气体源递送至一个增湿器室。当这些气体通过该增湿器室中的热水、或穿过加热的增湿的空气，它们变得饱含水蒸气。然后这些加热的增湿的气体经由一个气体导管以及使用者接口递送至在该增湿器室下游的使用者或患者。该气体递送系统可以是一种由多个分开的单元组装而成的模块系统，其中该气体源是一种辅助的呼吸单元或鼓风机单元。即，该增湿器室/加热器以及鼓风机单元是分开的(模块的)部件。这些模块在使用中通过连接导管串联连接以允许气体从鼓风机单元通向增湿器单元。可替代地，该呼吸辅助器具可以是一种集成系统，其中该鼓风机单元和增湿器单元在使用中被包含在同一个壳体内。在模块系统和集成系统两者中，由鼓风机单元所提供的气体通常是源自周围的大气。第三种普遍形式的呼吸辅助系统(典型地在医院使用)是这样一种，其中该呼吸辅助系统接收了它所使用的来自中央气体源、典型地来自使用区域的外部(例如，一个病房)的气体的至少一部分。一个气体导管或类似物被连接在例如安装在病房(或类似物)的墙壁中的一个入口之间。在使用中该气体导管或者直接连接到该增湿器室上、或者如果需要可以将一个递减控制单元(step-down control unit)或类似物串联连接在该气体入口与增湿器室之间。这种类型的呼吸辅助系统通常在患者或使用者可能要求氧气治疗的情况下使用，其中该氧气是从该中央气体源供应。通常来自该气体源的纯氧在递送给患者或使用者之前与大气空气进行共混，例如通过使用位于该递减控制单元中的文丘里管。在这种类型的系统中，其中这些气体的至少一些是从一个中央源递送的，不需要一个单独的流量发生器或鼓风机-这些气体在压力下从该入口递送，其中该递减控制单元将压力和流量改变至所需要的水平。

[0004] 图1中示出了一种仅使用大气气体的模块系统的已知现有技术类型的一个实例。

[0005] 在典型的集成和模块系统中，大气气体被吸入或以其他方式进入一个主要“鼓风机”或辅助呼吸单元，它在其出口处提供了一种气流。鼓风机单元和增湿器单元配对或者以

其他方式刚性地连接到该鼓风机单元上。例如，该增湿器单元通过一种滑行或推动式连接而配对至该鼓风机单元，这确保了该增湿器单元刚性地连接至该主要鼓风机单元上并且在它上面牢固地保持在位。这种类型的一个系统的实例是在US 7,111,624中显示并描述的斐雪派克医疗保健(Fisher and Paykel Healthcare)的“滑行式”水室系统('slide-on' water chamber system)。这种设计的一个变体是一种滑行式(slide-on)或可夹式(clip-on)的设计，其中该室在使用中被封闭在该集成单元的一个部分的内部。这种类型的设计的一个实例在WO 2004/112873中进行了描述。

[0006] 通过气体导管和接口向患者提供加热的、增湿的气体流的系统已经遇到的问题之一是对该气体的特征的适当控制。很清楚，令人希望的是将该气体递送给患者(即，在它离开使用者接口时)，该气体正好处于恰当的温度、湿度、流量、以及氧气分量(如果患者正经受氧气治疗)以便提供所要求的治疗。如果气体没有以正确的或所要求的特征提供给患者，则一种治疗方案可以变得无效。通常，最令人希望的情形是以恒定的流率将用水蒸气完全饱和(即，以基本上100％的相对湿度)的气体递送给使用者。治疗方案的其他类型或变体可能要求小于100％的相对湿度。呼吸回路不是稳态系统，并且难以保证将气体以基本上正确的特征递送给使用者。在递送点可能难以在一定范围的环境温度、环境湿度水平、以及一定范围的气体流量上实现这种结果。一种气流的温度、流量和湿度全都是互相关联的特征。当一个特征改变时，其他的也将改变。许多外部变量可以影响呼吸回路中的气体并且使得难以在基本上恰当的温度、流量和湿度下将气体递送给使用者。作为一个实例，将患者或使用者与增湿器出口之间的递送导管暴露在环境大气条件下，则当该加热的增湿的气体沿着增湿器室的出口与使用者接口之间的导管行进时该气体可能发生冷却。这种冷却可能导致导管内的“出雨”(rain-out)(即，冷凝物在导管的内表面上形成)。因为WO01/13981中详细解释的原因，出雨是极不希望的。

[0007] 为了辅助实现用具有所希望的特征的气体来递送气体流，现有技术的系统已经使用了传感器(例如，温度和湿度传感器)，它们遍布该呼吸回路位于不同的位置。通常使用热敏电阻作为温度传感器，因为这些是可靠的且便宜的。湿度传感器(如在US6,895,803中所描述的那种)适合用于为治疗性目的而将加热的增湿的气体递送给使用者的系统。

[0008] 为了实现以正确的温度和湿度将气体递送给患者，有必要测量或感知递送点处的气体特征、或者由取自该系统中的别处的测量值来计算或估算递送点处的特征。为了直接测量递送点处的气体参数，必须将传感器定位在递送点处或者接近它-或者在患者导管的末端处或者在该接口内。位于气体递送点处或接近它的传感器将给出气体状态的最精确指示。然而，当设计一种呼吸回路时，一种考虑是要保证在该呼吸回路中所使用的部件能以高的可靠性重复地彼此连接和断开。另一种考虑是在使用中要将患者携带的重量保持在最小值，并且因此令人希望的是将该导管的患者端处的传感器数目保持在最小值、或者完全消除对这些的需要。还令人希望的是将系统中的传感器的总数保持在最小值，以便减小成本和复杂性(例如，增大数目的电动和气动连接)。

[0009] 为了克服或回避该问题或权衡气体特征的精确测量值对比复杂性对比成本对比患者携带重量对比可靠性，可以将多个传感器定位在该系统内的不同的其他的点处以测量这些点处的气体参数，并可以通过一个控制器使用来自这些传感器的读数以便计算递送点处的气体特征。然后该控制器相应地调节该系统的输出参数(例如，风扇速度、供给增湿器

室加热板的功率等等)。进行这种类型的计算的一种系统和方法的一个实例在WO2001/13981中进行了披露,该文件描述了在导管的患者端处没有传感器的一种器具。为了测量该加热板温度,将一个温度传感器定位在该加热板附近。估算了穿过增湿器室的气体流量,然后通过一个中央控制器确定了对于该加热板而言适当的功率水平。该控制器估算了为实现递送给患者的气体的最佳温度和湿度而供给增湿器加热板的功率、以及导管加热丝所要求的功率。

[0010] 估算这些气体特征的系统和方法(如WO 2001/13981中披露的系统和方法)的一个可能的缺点在于所使用的估算和算法不如必需的那样精确。存在许多可变因素,它们可以有害地影响该控制器所使用的计算法则的精确性。在设计该算法时这些因素可能未纳入考虑。例如,该器具并且特别是该增湿器室可能经受由外部气流造成的对流热损失("抽引"),特别是在进行通风的空间内。该空气的流速在大小、方向以及波动频率上发生变化。列举一个实例,参见标题为"accuracy limitations for low velocity measurements and draft assessment in rooms"(Volume 13,number 6 of HVAC&R Research)的文中,作者为Melikov,Z Popiolek和M.C.G.Silva),在房间的被占区域内已经鉴定平均空气流速从低于0.05m/s到高达0.6m/s、紊流强度从小于10%到高达70%、并且速度波动的频率高达2Hz,这些构成了所测量的波动速度的标准偏差的90%。

[0011] WO 2001/13981中披露的系统未必能够提供为了精确控制湿度而不发生实质性的出雨(rainout)所必须的控制精度。使用者或制造商可能被迫去协调在较低湿度水平的气体的递送、对抗增大的出雨可能性、对抗所用传感器的数量以及它们在呼吸回路中的位置。例如,当由压缩机或鼓风机(特别是在一种集成鼓风机/增湿器呼吸辅助系统中)递送给增湿器室的进入气体具有增高的温度时,应该对该室的温度进行精确补偿以获得所希望的露点。如果进入该室的空气是暖的并且空气温度随着流量的增大而增大,那么一种设定的计算法则的不精确性将增大。

[0012] 应进一步注意现有技术的系统时常测量/计算并显示增湿器室出口的温度。显示温度读数通常不足以让使用者做出有见解的决定,因为温度并不总是与气体湿度状态直接相关。这归因于多个因素,其中以下是一些例子,而不是详尽的清单。

[0013] 1.进入气体的高的温度。

[0014] 2.非常低或非常高的流率。

[0015] 3.增湿器室通过该增湿器室周围的环境空气的对流而冷却。

[0016] 4.该室内部外出和进入的气体的混合。

[0017] 5.水在室壁或连接管上的冷凝,特别是在低的环境温度的条件下。

[0018] 6.高湿度下精确温度测量的问题("湿球"效应)。

[0019] 7.进入气体的湿度水平上的变化。

[0020] 此外,使用者也许并不总是要求气体暖至体温以及100%的湿度。一种特定的治疗方案可能要求高的或者100%的湿度水平,但这对于使用面罩的使用者可能是不希望的,因为具有高湿度的调节的气体可能让使用者在其皮肤上感觉不舒服。

[0021] 将这种类型的系统中的一个另外的问题概述如下:正常的是,在多种系统(如以上概述的那些)中将风扇速度(模块单元以及集成单元)或压力/流量水平(医院,远端源单元)设定在一个恒定的水平,假定这将会提供一种遍布该系统的恒定流率(或可替代地,如果在

该系统中使用一种中央气体源，则假定来自远端源的进入气体的流率保持恒定）。正如以上概述的相同或相似的原因，恒定流率是令人希望的。当使用另外的或补充的氧气、将其与大气气体共混时，恒定流率也是非常令人希望的。一种恒定的流率将有助于将氧气分量保持在所希望的水平。

[0022] 因为这些气体特征是相互关联的，所以流率的改变可能导致递送给使用者的气体的湿度、温度或氧气分量的显著改变。然而，穿过该系统的流量可能受多个不同的相互关联的变量所影响，这些变量（例如，风扇的速度）与气体源无关。这些可以包括由使用者接口在使用者上的位置改变、递送管道在使用中弯曲方式的改变等等所造成的增大（或减小）的流动阻力。例如，如果该接口被改变成不同大小或形状的接口、或完全不同类型的接口，该流率也将改变。

[0023] 因此存在对一种系统和方法的需要，其提供了用于控制气体流的湿度或温度、或两者的增大的控制精度，而同时以正确的温度、湿度和压力将气体递送给患者用于有效治疗。还存在对一种系统的需要，该系统对使用期间穿过该系统的流动阻力方面的改变进行补偿以便提供所希望水平的基本恒定的流率。

发明内容

[0024] 本发明的一个目的是提供一种集成的鼓风机/增湿器系统，该系统在某种程度上克服了以上缺点、或者它为使用者提供了一种有用的选择。

[0025] 在第一方面，本发明广义上为一种呼吸辅助系统，用于为多种治疗性目的将一个加热的、增湿的气体流递送给使用者，该呼吸辅助系统包括：

[0026] 具有一个进入端口和一个排出端口的一个增湿器单元，所述增湿器单元在使用中被适配为用于经由所述进入端口接收来自一个气体源的气体流，所述增湿器单元进一步在使用中被适配为用于容纳并加热一定体积的水，在使用中所述气体流穿过所述增湿器单元并且变为加热的并增湿的，所述加热的、增湿的气体经由所述增湿器单元的排出端口离开所述增湿器单元，

[0027] 一个排出端口温度传感器，被适配为用于测量离开所述增湿器单元的气体的温度，

[0028] 一个环境温度传感器，被适配为用于测量离开所述气体进入所述增湿器单元之前的一个点处的气体温度，

[0029] 一个流量传感器，被适配为用于测量所述气体流穿过所述系统的实际流率，

[0030] 一个控制器，被适配为用于接收来自所述环境温度传感器的与测量的温度相关的数据、来自所述排出端口温度传感器的与测量的温度相关的数据、以及来自所述流量传感器的与所述实际流率相关的数据，所述控制器响应地确定一种控制输出，所述控制输出对供给至所述增湿器单元的功率进行调节以便在所述增湿器单元排出端口处实现所希望的输出。

[0031] 优选地，所述控制输出涉及在所述排出端口处对于一个给定的流量水平的一个目标温度，并且所述希望的输出是一个目标温度，所述控制输出对供给至所述增湿器单元的所述功率进行调节以便使在所述排出端口处的所述测量的温度与所述目标温度相匹配。

[0032] 优选地，所述控制输出是由载入所述控制器中的一个基于规则的系统确定的。

[0033] 优选地，所述控制输出是由载入所述控制器中的至少一个数学公式确定的。

[0034] 优选地，所述控制输出是由载入所述控制器中的一个查找表确定的。

[0035] 优选地，所述希望的输出是一个目标露点温度。

[0036] 优选地，所述目标露点温度是在31℃-39℃的范围内。

[0037] 优选地，所述使用者设定目标露点温度提供了一个基本上44mg H_2O/升空气的绝对湿度水平。

[0038] 可替代地，所述希望的输出是一个目标绝对湿度。

[0039] 可替代地，所述希望的输出是一个目标温度和相对湿度。

[0040] 优选地，所述呼吸辅助系统还具有多个使用者控件，被适配为用于使得使用者能够设定一个穿过所述系统的气体的所希望的使用者设定流率。

[0041] 优选地，所述呼吸辅助器具进一步包括一个控制单元，被适配为用于在使用中接收来自一个远端中央源的气体流，所述控制单元位于所述中央源与所述增湿器单元之间的气体路径内，所述控制单元接收所述气体流并且使所述气体流经由在所述增湿器单元与所述控制单元之间的一个气体连接路径继续流向所述增湿器单元，所述使用者控件被适配为用于使得使用者能够通过所述控制单元设定所希望的使用者设定流率。

[0042] 优选地，所述控制单元进一步包括一个文丘里管，该文丘里管被适配为用于将来自所述中央源的气体流与大气气体在将它们通向所述增湿器单元之前进行混合。

[0043] 优选地，所述气体源是一个鼓风机单元，它在使用中与所述增湿器单元流体连通，所述鼓风机单元具有一个可调节的可变速风扇单元以及多个使用者控件，该风扇单元被适配为用于将一定范围的流率上的所述气体流递送给所述增湿器单元，这些使用者控件被适配为用于使得使用者能够设定一个所希望的使用者设定流率，所述控制器被适配为用于控制供给至所述鼓风机单元的功率以便产生所述使用者设定流率。

[0044] 优选地，所述增湿器单元是具有一个加热基底的一个增湿器室，并且所述呼吸辅助系统进一步具有一个加热板，该加热板被适配为用于通过向所述加热基底提供热能而将所述增湿器室的内含物进行加热，

[0045] 所述呼吸辅助系统进一步具有一个加热板温度传感器，它被适配为用于测量所述加热板的温度并且将这种温度测量值提供给所述控制器，所述控制器通过对所有的所述测量的温度以及所述测量的流率进行评定而确定所述控制输出。

[0046] 优选地，如果对于一个给定的预设定时间段，达到了所述室气体出口温度的目标值、并且对应的加热板温度高于存储在所述控制器的存储器中的一个设定值，则所述控制器评定所述增湿器单元正在经历高的对流热损失并且根据一种改变的或不同的规则集、数学公式或查找表来确定所述控制输出。

[0047] 优选地，所述控制器进一步被适配为用于测量对于一个给定的预设定时间段由所述加热板抽取的功率，并且如果所抽取的功率高于存储在所述控制器的存储器中的一个值，则所述控制器评定所述增湿器单元正在经历高的对流热损失并且根据一种改变的或不同的控制算法、数学公式或查找表来确定所述控制输出。

[0048] 优选地，所述控制器进一步被适配为用于测量对于一个给定的预设定时间段由所述加热板抽取的功率、并且将此与存储在所述控制器的存储器中的一组预存储的值进行比较，如果测量的抽取功率不是与所述预存储的一组值基本相似，则所述控制器应用一个反

线性矫正因子。

[0049] 优选地,所述测量的数据值以及所述存储的数据值必须在+/-2%以内。

[0050] 优选地,所述环境温度传感器是位于所述进入端口处或其附近以测量气体在它们基本上进入所述增湿器单元时的温度。

[0051] 可替代地,所述环境温度传感器被适配为用于测量气体在它们基本上进入所述呼吸辅助系统时的预进入温度,所述控制器对所述预进入温度应用了一个矫正因子。

[0052] 优选地,所述控制器被适配为用于接收至少所述使用者设定流率以及来自所述流量探针或流量传感器的所述实际流率数据,所述控制器具有多个粗调控制参数以及多个微调控制参数,所述控制器将所述使用者设定流率与所述实际流率进行比较,只要所述实际流率与所述使用者设定流率匹配在一个公差即存储在所述控制器中的所述公差的值之内,则所述控制器使用所述微调控制参数来调节所述风扇的输出以便将所述实际流率与所述使用者设定流率匹配;如果所述使用者设定流率与所述实际流率之差在所述公差之外,则所述控制器使用所述粗调控制参数来调节所述风扇的输出以便将所述实际流率与所述使用者设定流率匹配。

[0053] 优选地,所述粗调控制参数是一个第一P.I.D.滤波器并且所述微调控制参数是一个第二P.I.D.滤波器。

[0054] 优选地,所述实际流率数据是由所述至少一个流量探针测量的,所述实际流率数据从所述使用者设定流率数据中被减掉并且指示这个差值的信号被发送给所述第一和第二P.I.D.滤波器两者,所述控制器使用所述第一P.I.D.滤波器或所述第二P.I.D.滤波器的输出之一来调节所述风扇的输出以便将所述实际流率与所述使用者设定流率匹配。

[0055] 优选地,所述流率是以20与30Hz之间的采样速率进行采样的。

[0056] 更优选地,所述采样速率是25Hz。

[0057] 优选地,使所述实际流率数据在从所述使用者设定流率数据中减掉之前穿过一个第一低通滤波器。

[0058] 优选地,所述第一低通滤波器具有一个截止频率,该截止频率高至足以允许内呼吸的流量变化不减弱地通过。

[0059] 优选地,还使所述实际流率数据穿过一个平均滤波器。

[0060] 优选地,所述平均滤波器是一个第二低通滤波器。

[0061] 优选地,所述平均滤波器的输出代替来自所述流量探针的直接流率数据被反馈给所述控制器。

[0062] 优选地,所述控制器接收来自所述平均滤波器的平均流率并将此与所述使用者设定流率进行比较,如果所述使用者设定流率与所述实际流率之差在一个存储在所述控制器的存储器中的公差值之外,则所述控制器使用粗调控制参数来将流率调节至所述使用者设定流率,如果所述差值在所述公差之内,则所述控制器使用微调控制参数。

[0063] 优选地,所述公差是3L/min。

[0064] 可替代地,所述公差是可变的、并且是由所述流量探针测量的所述实际流率的一个百分比值。

[0065] 优选地,所述百分比值是在1%-3%之间。

[0066] 可替代地,所述百分比值是在3%-5%之间。

[0067] 可替代地,所述百分比值是在5%-7%之间。

[0068] 可替代地,所述百分比值是在7%-10%之间。

[0069] 可替代地,所述控制器进一步包括一个补偿滤波器、一个低通滤波器、一个高通滤波器、以及一个P.I.D.滤波器,指示来自所述流量探针的实际流率的所述信号并行地穿过所述低通滤波器以及所述高通滤波器,所述低通滤波器产生了一个低通输出信号,所述高通滤波器产生了一个穿过所述补偿滤波器的高通输出信号,将所述低通输出信号从所述使用者设定流率信号中减去并且传送到所述P.I.D滤波器中,将来自所述P.I.D滤波器的输出信号以及来自所述补偿滤波器的输出信号相加并与所述使用者设定流率进行比较,如果所述输出信号的总和与该使用者设定流率之差是在所述控制器的存储器中包含的一个预设定公差之外,则所述控制器使用所述粗调控制参数来调节所述风扇的输出以便将所述实际流率与所述使用者设定流率匹配。

[0070] 优选地,所述控制器还包括从所述风扇到所述补偿滤波器的一种反馈信号,这样使得给所述风扇单元的输入信号包括来自所述P.I.D.滤波器的输出信号以及来自所述补偿滤波器的输出信号。

[0071] 优选地,所述公差是3L/min。

[0072] 可替代地,所述公差是可变的、并且是由所述流量探针测量的所述实际流率的一个百分比值。

[0073] 优选地,所述百分比值是在1%-3%之间。

[0074] 可替代地,所述百分比值是在3%-5%之间。

[0075] 可替代地,所述百分比值是在5%-7%之间。

[0076] 可替代地,所述百分比值是在7%-10%之间。

[0077] 优选地,所述控制单元特别地被适配为用于接收氧气作为来自所述远端源的所述气体,所述至少一个流量探针被适配为用于测量从所述远端源接收的气体的流率并且将流率测量值继续传送给所述控制器,所述控制器被适配为用于基于已知的系统尺寸而确定所述来自大气的气体的流率,所述控制器由所述流率和所述系统尺寸来确定所述共混空气中的氧气的分量。

[0078] 优选地,所述控制单元被适配为用于接收氧气作为来自所述远端源的所述气体,所述至少一个流量探针被适配为用于测量从所述远端源接收的气体的流率,所述系统进一步包括一个第二流量探针,该第二流量探针被适配为用于测量所述从大气中接收的气体的流率,所述控制器由所述流率来确定所述共混空气中的氧气的分量。

[0079] 优选地,所述系统被适配为使得当使用者改变所述使用者设定流率时这会改变所述氧气分量。

[0080] 可替代地,所述控制器被适配为用于接收至少所述使用者设定流率以及来自所述流量探针的所述实际流率数据,所述控制器具有多个粗调控制参数以及多个微调控制参数,所述控制器将所述使用者设定流率与所述实际流率进行比较,只要所述实际流率与所述使用者设定流率匹配在一个公差即存储在所述控制器内的所述公差的值之内,则所述控制器使用所述微调控制参数来调节所述风扇的输出以便将所述实际流率与所述使用者设定流率匹配;如果所述使用者设定流率与所述实际流率之差在所述公差之外,则所述控制器使用所述粗调控制参数来调节所述风扇的输出以便将所述实际流率与所述使用者设定

流率匹配。

[0081] 优选地,所述粗调控制参数是一个第一P.I.D.滤波器并且所述微调控制参数是一个第二P.I.D.滤波器。

[0082] 优选地,所述实际流率数据是由所述至少一个流量探针测量的,所述实际流率数据从所述使用者设定流率数据中减掉并且指示这个差值的信号被发送给所述第一和第二P.I.D.滤波器两者,所述控制器使用所述第一P.I.D.滤波器或所述第二P.I.D.滤波器的输出之一来调节所述风扇的输出以便将所述实际流率与所述使用者设定流率匹配。

[0083] 优选地,所述流率是以20与30Hz之间的采样速率进行采样的。

[0084] 更优选地,所述采样速率是25Hz。

[0085] 优选地,使所述实际流率数据在从所述使用者设定流率数据中减掉之前穿过一个第一低通滤波器。

[0086] 优选地,所述第一低通滤波器具有一个截止频率,该截止频率高至足以允许内呼吸的流量变化不减弱地通过。

[0087] 优选地,还使所述实际流率数据穿过一个平均滤波器。

[0088] 优选地,所述平均滤波器是一个第二低通滤波器。

[0089] 优选地,所述平均滤波器的输出代替来自所述流量探针的直接流率数据被反馈给所述控制器。

[0090] 优选地,所述控制器接收来自所述平均滤波器的平均流率并将此与所述使用者设定流率进行比较,如果所述使用者设定流率与所述实际流率之差在一个存储在所述控制器的存储器中的公差值之外,则所述控制器使用粗调控制参数来将流率调节至所述使用者设定流率,如果所述差值在所述公差之内,则所述控制器使用微调控制参数。

[0091] 优选地,所述公差是3L/min。

[0092] 可替代地,所述公差是可变的、并且是由所述流量探针测量的所述实际流率的一个百分比值。

[0093] 优选地,所述百分比值是在1%-3%之间。

[0094] 可替代地,所述百分比值是在3%-5%之间。

[0095] 可替代地,所述百分比值是在5%-7%之间。

[0096] 可替代地,所述百分比值是在7%-10%之间。

[0097] 可替代地,所述控制器进一步包括一个补偿滤波器、一个低通滤波器、一个高通滤波器、以及一个P.I.D.滤波器,指示来自所述流量探针的实际流率的所述信号并行地穿过所述低通滤波器以及所述高通滤波器,所述低通滤波器产生了一个低通输出信号,所述高通滤波器产生了一个穿过所述补偿滤波器的高通输出信号,将所述低通输出信号从所述使用者设定流率信号中减去并且传送到所述P.I.D滤波器中,将来自所述P.I.D滤波器的输出信号以及来自所述补偿滤波器的输出信号相加并与所述使用者设定流率进行比较,如果所述输出信号的总和与该使用者设定流率之差是在所述控制器的存储器中包含的一个预设定公差之外,则所述控制器使用所述粗调控制参数来调节所述风扇的输出以便将所述实际流率与所述使用者设定流率匹配。

[0098] 优选地,所述控制器还包括从所述风扇到所述补偿滤波器的一种反馈信号,这样使得给所述风扇单元的输入信号包括来自所述P.I.D.滤波器的输出信号以及来自所述补

偿滤波器的输出信号。

[0099] 优选地,所述公差是3L/min。

[0100] 可替代地,所述公差是可变的、并且是由所述流量探针测量的所述实际流率的一个百分比值。

[0101] 优选地,所述百分比值是在1%-3%之间。

[0102] 可替代地,所述百分比值是在3%-5%之间。

[0103] 可替代地,所述百分比值是在5%-7%之间。

[0104] 可替代地,所述百分比值是在7%-10%之间。

[0105] 优选地,所述系统进一步包括一个显示器,该显示器被适配为用于显示室出口露点温度。

[0106] 可替代地,所述显示器被适配为用于显示离开所述室的气体的绝对湿度水平。

[0107] 可替代地,所述显示器被适配为用于显示绝对湿度以及室出口露点温度。

[0108] 优选地,所述呼吸辅助系统还具有一个湿度传感器,该湿度传感器被适配为用于测量进入所述呼吸辅助系统的大气气体的湿度,所述控制器接收与该测量的湿度相关的数据,

[0109] 所述控制器还通过使用所述与该测量的湿度相关的数据来确定所述控制输出。

[0110] 优选地,所述呼吸辅助系统还具有一个压力传感器,该压力传感器被适配用于测量进入所述呼吸辅助系统的大气气体的压力,所述控制器接收与该测量的压力相关的数据,

[0111] 所述控制器还通过使用所述与该测量的压力相关的数据来确定所述控制输出。

[0112] 优选地,所述系统进一步包括一个递送导管以及使用者接口,它被配置为在使用中接收来自所述排出端口的所述加热的、增湿的气体用于递送给所述使用者,所述递送导管具有被适配为用于加热在所述导管内的气体的一个加热丝。

[0113] 优选地,所述呼吸辅助系统进一步具有一个患者端温度传感器,它被适配为用于测量所述气体流在所述患者处或其附近的温度,测量的患者端温度被反馈给所述控制器,所述控制器调节供给至所述加热丝的功率以便维持在所述导管内的所述气体流的温度。

[0114] 优选地,所述控制器接收所述测量的患者端温度数据,所述控制器还通过使用所述与测量的患者端温度数据相关的数据来确定所述控制输出。

[0115] 优选地,所述控制器进一步被适配为用于测量对于一个给定的预设定时间段由所述加热丝抽取的功率,并且如果所述加热丝抽取的所述功率高于存储在所述控制器的存储器中的一个值,则所述控制器评定所述增湿器单元正在经历高的对流热损失并且根据一种改变的或不同的规则集、数学公式或查找表来确定所述控制输出。

[0116] 在第二方面,本发明广义上为一种呼吸辅助系统,用于为多种治疗性目的将一个加热并增湿的气体流递送给使用者,该呼吸辅助系统包括:

[0117] 具有一个进入端口和一个排出端口的一个增湿器单元,所述增湿器单元在使用中被适配为用于经由所述进入端口接收来自一个气体源的气体流,所述增湿器单元进一步在使用中被适配为用于容纳并加热一定体积的水,在使用中所述气体流穿过所述增湿器单元并且变为加热的并增湿的,所述加热并增湿的气体经由所述增湿器单元的排出端口离开所述增湿器单元,

[0118] 一个递送导管以及使用者接口，被配置为在使用中接收来自所述排出端口的所述加热并增湿的气体用于递送给所述使用者，所述递送导管具有被适配为用于加热所述导管内的气体的一个加热丝，

[0119] 一个患者端温度传感器，被适配为用于测量所述患者处或其附近的所述气体流的温度，

[0120] 一个流量探针，被适配为用于测量所述气体流穿过所述系统的实际流率，

[0121] 所述呼吸辅助系统进一步包括一个控制器，该控制器被适配为用于接收来自所述患者端温度传感器的与测量的温度相关的数据、以及来自所述流量探针的与所述实际流率相关的数据，所述控制器响应地确定一种控制输出，所述控制输出对供给至少所述加热丝的功率进行调节以便维持或改变所述导管内的所述气体流的温度，从而在所述接口处实现所希望的患者端温度和绝对湿度。

[0122] 优选地，所述系统还具有一个环境温度传感器，它被适配为用于测量在所述气体进入所述增湿器单元之前的一个点处的气体的温度，所述控制器进一步被适配为用于接收来自所述环境温度传感器的数据并且使用所述数据来确定所述控制输出。

[0123] 优选地，所述控制输出涉及所述患者端处对于一个给定的流量水平而言的一个目标温度，所述控制输出对供给至所述增湿器单元的所述功率进行调节以便使在所述患者端处的所述测量的温度与所述目标温度相匹配。

[0124] 优选地，所述控制输出是由载入所述控制器中的一个基于规则的系统确定的。

[0125] 可替代地，所述控制输出是由载入所述控制器中的至少一个数学公式确定的。

[0126] 可替代地，所述控制输出是由载入所述控制器中的一个查找表确定的。

[0127] 优选地，所述希望的湿度是一个使用者设定的目标露点温度。

[0128] 优选地，所述目标温度是在31℃-38℃的范围内。

[0129] 优选地，所述使用者设定目标露点温度提供了基本上44mg H_2O/升空气的绝对湿度水平。

[0130] 优选地，所述环境温度传感器是位于所述进入端口处或其附近以测量气体在它们基本上进入所述增湿器单元时的温度。

[0131] 优选地，所述呼吸辅助系统进一步包括一个排出端口温度传感器，该排出端口温度传感器被适配为用于测量离开所述增湿器单元的气体的温度，

[0132] 所述控制器进一步被适配为用于接收来自所述排出端口温度传感器的与该测量的温度相关的数据，所述控制器进一步使用所述排出端口数据来确定所述控制输出。

[0133] 优选地，所述呼吸辅助系统还具有一个湿度传感器，该湿度传感器被适配为用于测量进入所述呼吸辅助系统的大气气体的湿度，所述控制器接收与该测量的湿度相关的数据，

[0134] 所述控制器还通过使用所述与该测量的湿度相关的数据来确定所述控制输出。

[0135] 优选地，所述呼吸辅助系统还具有一个压力传感器，该压力传感器被适配为用于测量进入所述呼吸辅助系统的大气气体的压力，所述控制器接收与该测量的压力相关的数据，

[0136] 所述控制器还通过使用所述与该测量的压力相关的数据来确定所述控制输出。

[0137] 优选地，所述系统进一步包括一个显示器，该显示器被适配为用于显示室出口露

点温度。

[0138] 优选地，所述显示器被适配为用于显示离开所述室的气体的绝对湿度水平。

[0139] 可替代地，所述显示器被适配为用于显示绝对湿度以及室出口露点温度。

[0140] 优选地，所述呼吸辅助装置进一步包括一个控制单元，被适配为用于在使用中接收来自一个远端中央源的气体流，所述控制单元位于所述中央源与所述增湿器单元之间的气体路径内，所述控制单元接收所述气体流并且使所述气体流经由所述增湿器单元与所述控制单元之间的一个气体连接路径继续流向所述增湿器单元，所述控制单元还具有多个使用者控件，这些使用者控件被适配为用于使得使用者能够设定所希望的使用者设定流率。

[0141] 优选地，所述控制单元进一步包括一个文丘里管，该文丘里管被适配为用于将来自所述中央源的气体流与大气气体在将它们通向所述增湿器单元之前进行混合。

[0142] 优选地，所述气体源是一个鼓风机单元，它在使用中与所述增湿器单元流体连通，所述鼓风机单元具有一个可调节的可变速风扇单元以及多个使用者控件，该风扇单元被适配为用于将一定范围的流率上的所述气体流递送给所述增湿器单元，这些使用者控件被适配为用于使得使用者能够设定一个所希望的使用者设定流率，所述控制器被适配为用于控制供给至所述鼓风机单元的功率以便产生所述使用者设定流率。

[0143] 优选地，所述增湿器单元是具有一个加热基底的一个增湿器室，并且所述呼吸辅助系统进一步具有一个加热板，该加热板被适配为用于通过向所述加热基底提供热能而将所述增湿器室的内含物加热，

[0144] 所述呼吸辅助系统进一步具有一个加热板温度传感器，它被适配为用于测量所述加热板的温度并且将这种温度测量值提供给所述控制器，所述控制器通过对所有的所述测量的温度以及所述测量的流率进行评定而确定所述控制输出并且调节至少供给至所述加热板的功率将所述测量的排出端口温度与所述目标温度匹配。

[0145] 优选地，如果对于一个给定的预设定时间段，达到了所述患者端温度的目标值、并且对应的加热板温度高于存储在所述控制器的存储器中的一个设定值，则所述控制器评定所述增湿器单元正在经历高的对流热损失并且根据一种改变的或不同的控制算法、数学公式或查找表来确定所述控制输出。

[0146] 优选地，所述控制器进一步被适配为用于测量对于一个给定的预设定时间段由所述加热丝抽取的功率，并且如果所抽取的功率高于所述控制器的存储器中存储的一个值，则所述控制器评定所述增湿器单元正在经历高的对流热损失并且根据一种改变的或不同的控制算法、数学公式或查找表来确定所述控制输出。

[0147] 优选地，所述控制器进一步被适配为用于测量对于一个给定的预设定时间段由所述加热板抽取的功率，并且如果所抽取的功率高于所述控制器的存储器中存储的一个值，则所述控制器评定所述增湿器单元正在经历高的对流热损失并且根据一种改变的或不同的控制算法、数学公式或查找表来确定所述控制输出。

[0148] 优选地，所述控制器进一步被适配为用于测量对于一个给定的预设定时间段由所述加热板抽取的功率、并且将此与所述控制器的存储器中存储的一组预存储的值进行比较，如果测量的抽取功率不是与所述预存储的一组值基本相似，则所述控制器应用一个反线性矫正因子。

[0149] 优选地，所述测量的数据值以及所述存储的数据值必须在+/-2%以内。

[0150] 在第三方面，本发明广义上为一种呼吸辅助系统，用于为多种治疗性目的将一个加热并增湿的气体流递送给使用者，该呼吸辅助系统包括：

[0151] 一个控制单元，被适配为用于接收来自一个远端源的气体供应，

[0152] 具有一个进入端口和一个排出端口的一个增湿器单元，所述增湿器单元在使用中被适配为用于经由所述进入端口接收来自所述控制单元的气体流，所述增湿器单元进一步在使用中被适配为用于容纳并加热一定体积的水，在使用中所述气体流穿过所述增湿器单元并且变为加热并增湿的，所述加热并增湿的气体经由所述增湿器单元的排出端口离开所述增湿器单元，

[0153] 多个使用者控件，被适配为用于至少允许使用者设定一个使用者设定流率，

[0154] 至少一个流量探针，被适配为用于测量穿过所述系统的实际流率并且将代表所述实际流率的一个信号传送给所述控制器，

[0155] 一个控制器，被适配为用于接收至少所述使用者设定流率以及来自所述流量探针的所述实际流率数据，其中所述控制器具有粗调控制参数以及微调控制参数，所述控制器将所述使用者设定流率与所述实际流率进行比较，只要所述实际流率与所述使用者设定流率匹配在一个公差即存储在所述控制器中的所述公差的值之内，则所述控制器使用所述微调控制参数来调节所述风扇的输出以便将所述实际流率与所述使用者设定流率匹配；如果所述使用者设定流率与所述实际流率之差在所述公差之外，则所述控制器使用所述粗调控制参数来调节所述风扇的输出以便将所述实际流率与所述使用者设定流率匹配。

[0156] 优选地，所述粗调控制参数是一个第一P.I.D.滤波器并且所述微调控制参数是一个第二P.I.D.滤波器。

[0157] 优选地，所述实际流率数据是由所述至少一个流量探针测量的，所述实际流率数据从所述使用者设定流率数据中被减掉并且指示这个差值的信号被发送给所述第一和第二P.I.D.滤波器两者，所述控制器使用所述第一P.I.D.滤波器或所述第二P.I.D.滤波器的输出之一来调节所述风扇的输出以便将所述实际流率与所述使用者设定流率匹配。

[0158] 优选地，所述流率是以20与30Hz之间的采样速率进行采样的。

[0159] 优选地，所述采样速率是25Hz。

[0160] 优选地，使所述实际流率数据在从所述使用者设定流率数据中减掉之前穿过一个第一低通滤波器。

[0161] 优选地，所述第一低通滤波器具有一个截止频率，该截止频率高至足以允许内呼吸的流量变化不减弱地通过。

[0162] 优选地，还使所述实际流率数据穿过一个平均滤波器。

[0163] 优选地，所述平均滤波器是一个第二低通滤波器。

[0164] 优选地，所述平均滤波器的输出代替来自所述流量探针的直接流率数据被反馈给所述控制器。

[0165] 优选地，所述控制器接收来自所述平均滤波器的平均流率并将此与所述使用者设定流率进行比较，如果所述使用者设定流率与所述实际流率之差在一个存储在所述控制器的存储器中的公差值之外，则所述控制器使用粗调控制参数来将流率调节至所述使用者设定流率，如果所述差值在所述公差之内，则所述控制器使用微调控制参数。

[0166] 优选地，所述公差是3L/min。

[0167] 可替代地,所述公差是可变的、并且是由所述流量探针测量的所述实际流率的一个百分比值。

[0168] 优选地,所述百分比值是在1%-3%之间。

[0169] 可替代地,所述百分比值是在3%-5%之间。

[0170] 可替代地,所述百分比值是在5%-7%之间。

[0171] 可替代地,所述百分比值是在7%-10%之间。

[0172] 优选地,所述控制器进一步包括一个补偿滤波器、一个低通滤波器、一个高通滤波器、以及一个P.I.D.滤波器,指示来自所述流量探针的实际流率的所述信号并行地穿过所述低通滤波器以及所述高通滤波器,所述低通滤波器产生了一个低通输出信号,所述高通滤波器产生了一个穿过所述补偿滤波器的高通输出信号,将所述低通输出信号从所述使用者设定流率信号中减去并且传送到所述P.I.D滤波器中,将来自所述P.I.D滤波器的输出信号以及来自所述补偿滤波器的输出信号相加并与所述使用者设定流率进行比较,如果所述输出信号的总和与该使用者设定流率之差是在所述控制器的存储器中包含的一个预设定公差之外,则所述控制器使用所述粗调控制参数来调节所述风扇的输出以便将所述实际流率与所述使用者设定流率匹配。

[0173] 优选地,所述控制器还包括从所述风扇到所述补偿滤波器的一种反馈信号,这样使得给所述风扇单元的输入信号包括来自所述P.I.D.滤波器的输出信号以及来自所述补偿滤波器的输出信号。

[0174] 优选地,所述公差是3L/min。

[0175] 可替代地,所述公差是可变的、并且是由所述流量探针测量的所述实际流率的一个百分比值。

[0176] 优选地,所述百分比值是在1%-3%之间。

[0177] 可替代地,所述百分比值是在3%-5%之间。

[0178] 可替代地,所述百分比值是在5%-7%之间。

[0179] 可替代地,所述百分比值是在7%-10%之间。

[0180] 优选地,所述控制单元进一步被适配为用于接收来自所述远端源以及大气两者的气体,从而将所述大气气体与所述远端源气体在将所述气体传送给所述增湿器之前进行共混。

[0181] 优选地,所述控制单元被适配为用于接收氧气作为来自所述远端源的所述气体,所述至少一个流量探针被适配为用于测量从所述远端源接收的气体的流率并且将流率测量值继续传送给所述控制器,所述控制器被适配为用于基于已知的系统尺寸而确定所述来自大气的气体的流率,所述控制器包含一个查找表以便确定所述共混空气中的氧气的分量。

[0182] 优选地,所述控制单元被适配为用于接收氧气作为来自所述远端源的所述气体,所述至少一个流量探针被适配为用于测量从所述远端源接收的气体的流率,所述系统进一步包括一个第二流量探针,该第二流量探针被适配为用于测量所述从大气中接收的气体的流率,所述控制器包含一个查找表以便确定所述共混空气中的氧气的分量。

[0183] 优选地,所述系统被适配为使得使用者可以通过所述使用者控件而改变所述氧气分量。

[0184] 在第四方面，本发明广义上为一种呼吸辅助系统，用于为多种治疗性目的将一个加热的、增湿的气体流递送给使用者，该呼吸辅助系统包括：

[0185] 一个可调节的变速风扇单元，被适配为用于接收来自一个源的气体、并且将所述气体作为一个气体流在一定范围的流率上进行递送，

[0186] 具有一个进入端口和一个排出端口的一个增湿器单元，所述增湿器单元在使用中被适配为用于经由所述进入端口接收所述气体流，所述增湿器单元进一步在使用中被适配为用于容纳并加热一定体积的水，在使用中所述气体流穿过所述增湿器单元并且变为加热并增湿的，所述加热并增湿的气体经由所述增湿器单元的排出端口离开所述增湿器单元，

[0187] 多个使用者控件，被适配为至少允许使用者设定一个使用者设定流率，

[0188] 一个流量探针，被适配为用于测量穿过所述系统的实际流率，

[0189] 一个控制器，被适配为用于接收至少所述使用者设定流率以及来自所述流量探针的所述实际流率数据并且进一步被适配为用于控制所述风扇单元，所述控制器具有粗调控制参数以及微调控制参数，所述控制器将所述使用者设定流率与所述实际流率进行比较，只要所述实际流率与所述使用者设定流率匹配在一个公差即存储在所述控制器中的所述公差的值之内，则所述控制器使用所述微调控制参数来调节所述风扇的输出以便将所述实际流率与所述使用者设定流率匹配；如果所述使用者设定流率与所述实际流率之差在所述公差之外，则所述控制器使用所述粗调控制参数来调节所述风扇的输出以便将所述实际流率与所述使用者设定流率匹配。

[0190] 优选地，所述粗调控制参数是一个第一P.I.D.滤波器并且所述微调控制参数是一个第二P.I.D.滤波器。

[0191] 优选地，所述实际流率数据是由所述至少一个流量探针测量的，所述实际流率数据从所述使用者设定流率数据中被减掉并且指示这个差值的信号被发送给所述第一和第二P.I.D.滤波器两者，所述控制器使用所述第一P.I.D.滤波器或所述第二P.I.D.滤波器的输出之一来调节所述风扇的输出以便将所述实际流率与所述使用者设定流率匹配。

[0192] 优选地，所述流率是以20与30Hz之间的采样速率进行采样。

[0193] 优选地，所述采样速率是25Hz。

[0194] 优选地，使所述实际流率数据在从所述使用者设定流率数据中减掉之前穿过一个第一低通滤波器。

[0195] 优选地，所述第一低通滤波器具有一个截止频率，该截止频率高至足以允许内呼吸的流量变化不减弱地通过。

[0196] 优选地，还使所述实际流率数据穿过一个平均滤波器。

[0197] 优选地，所述平均滤波器是一个第二低通滤波器。

[0198] 优选地，所述平均滤波器的输出代替来自所述流量探针的直接流率数据被反馈给所述控制器。

[0199] 优选地，所述控制器接收来自所述平均滤波器的平均流率并将此与所述使用者设定流率进行比较，如果所述使用者设定流率与所述实际流率之差在一个存储在所述控制器的存储器中的公差值之外，则所述控制器使用粗调控制参数来将流率调节至所述使用者设定流率，如果所述差值在所述公差之内，则所述控制器使用微调控制参数。

[0200] 优选地，所述公差是3L/min。

[0201] 可替代地,所述公差是可变的、并且是由所述流量探针测量的所述实际流率的一个百分比值。

[0202] 优选地,所述百分比值是在1%-3%之间。

[0203] 可替代地,所述百分比值是在3%-5%之间。

[0204] 可替代地,所述百分比值是在5%-7%之间。

[0205] 可替代地,所述百分比值是在7%-10%之间。

[0206] 优选地,所述控制器进一步包括一个补偿滤波器、一个低通滤波器、一个高通滤波器、以及一个P.I.D.滤波器,指示来自所述流量探针的实际流率的所述信号并行地穿过所述低通滤波器以及所述高通滤波器,所述低通滤波器产生了一个低通输出信号,所述高通滤波器产生了一个穿过所述补偿滤波器的高通输出信号,将所述低通输出信号从所述使用者设定流率信号中减去并且传送到所述P.I.D滤波器中,将来自所述P.I.D滤波器的输出信号以及来自所述补偿滤波器的输出信号相加并与所述使用者设定流率进行比较,如果所述输出信号的总和与该使用者设定流率之差是在所述控制器的存储器中包含的一个预设定公差之外,则所述控制器使用所述粗调控制参数来调节所述风扇的输出以便将所述实际流率与所述使用者设定流率匹配。

[0207] 优选地,所述控制器还包括从所述风扇到所述补偿滤波器的一种反馈信号,这样使得给所述风扇单元的输入信号包括来自所述P.I.D.滤波器的输出信号以及来自所述补偿滤波器的输出信号。

[0208] 优选地,所述公差是3L/min。

[0209] 可替代地,所述公差是可变的、并且是由所述流量探针测量的所述实际流率的一个百分比值。

[0210] 优选地,所述百分比值是在1%-3%之间。

[0211] 可替代地,所述百分比值是在3%-5%之间。

[0212] 可替代地,所述百分比值是在5%-7%之间。

[0213] 可替代地,所述百分比值是在7%-10%之间。

[0214] 在广义上还可以认为本发明在于在本申请的说明书中单独地或共同地提及或指出的部分、要素以及特征,以及所述部分、要素和特征中的任一项或任意两项或多项的任何组合,并且当提及了在本发明所涉及的领域中已知的等效物的具体整体时,此类已知的等效物被认为如同单独列出的那样结合在此。

[0215] 如在本说明书中使用的术语“包括”是指“至少部分地由其组成”,即当解释本说明书中包括该术语的陈述时,在每一陈述中以该术语开头的这些特征全都需要存在但是其他特征也可以存在。

附图说明

[0216] 下面参照附图来描述本发明的一种优选形式,在这些附图中:

[0217] 图1示出了使用者从一种已知的现有技术类型的模块鼓风机/增湿器呼吸辅助系统中接收增湿空气的一个示意图。

[0218] 图2a示出了使用者从本发明的一个变体中接收增湿空气的一个示意图,其中使用者佩戴了鼻罩并且从一种模块鼓风机/增湿器呼吸辅助系统中接收空气。

[0219] 图2b示出了使用者从本发明的另一个变体中接收增湿空气的一个示意图，其中使用者佩戴了鼻套管并且从一种模块鼓风机/增湿器呼吸辅助系统中接收空气。

[0220] 图3示出了使用者从本发明的另一个变体中接收增湿空气的一个示意图，其中使用者佩戴了鼻罩并且从一种集成鼓风机/增湿器呼吸辅助系统中接收空气。

[0221] 图4示出了使用者从本发明的另一个变体中接收增湿空气的一个示意图，其中使用者佩戴了鼻套管，该呼吸辅助系统经由一个壁入口从一个中央源接收气体并且将这些气体提供给一个控制单元，该控制单元将这些气体提供给与该控制单元成直线的并且在其下游的一个增湿器室。

[0222] 图5示出了用于图2或3的呼吸辅助系统的数据集的一个图形表示，该图形显示了代表对于给定的流量和环境温度而言的一定范围的环境大气温度、以及一定范围的目标温度的七个不同的恒定流率的曲线，这些数据在使用中被载入该系统控制器中。

[0223] 图6示出了用于图2、3或4的呼吸辅助系统的一个替代的数据集的图形表示，将该替代数据与图5中图形地示出的表中的等效数据进行比较或与其并列使用，该曲线图的线示出了代表对于一定范围的环境大气温度(其中环境空气极少运动)、以及对于给定流量和环境温度的一定范围的目标温度而言的两个不同的温度流量的曲线，并且在具有高的对流热损失(来自增湿室)的一定范围的环境温度上示出了相同的稳定流量，来自该查找表的数据在使用中被载入该系统控制器中。

[0224] 图7示出了适合用于图2、3、或4的呼吸辅助系统的一种控制器与如图2、3或4中所示的优选形式的呼吸辅助系统的其他部件之间的一些连接的图示。

[0225] 图8a示出了使用一种呼吸辅助系统(如图2、3或4中所示的)在高的环境温度的条件下测量的流量、露点、室排出温度或室出口温度的实验数据的一个曲线图。

[0226] 图8b示出了一个与图8a类似的曲线图，是对于低环境温度的条件而言的。

[0227] 图9示出了图2或图3的呼吸辅助系统用来调节穿过该系统的流量(使得当该系统的几何形状改变时它保持基本恒定)的一种控制系统的编程的一部分的图示，该控制机构包含两个P.I.D.控制滤波器，一个用于从设定流量的大的偏离且一个用于小的偏离，该控制机构还包含一个平均滤波器，位于反馈路径上以便将测量的流量与设定流量进行比较。

[0228] 图10a示出了图2或图3的呼吸辅助系统所使用的一种控制系统的编程的一部分的图示，使得可以用一个低通滤波器(也作为该编程的一部分而结合)来控制平均以及内呼吸流量，并且用于确定使用粗调还是微调流量控制。

[0229] 图10b示出了一种结合了双重反馈回路的用于在图2或图3的系统中改进的流量控制的一种控制器系统的编程的一部分的图示，该双重反馈回路允许分开的控制滤波器，使得可以控制平均以及内呼吸流量。

[0230] 图11示出了图10b的系统的一个示意图，其中添加了从流量发生器到补偿滤波器的一个另外的反馈路径，以便辅助补偿图2、3或4中所示的呼吸系统的非线性性质。

[0231] 图12示出了对于多个实例接口的电动机速度的曲线图，证明了对于面罩或鼻套管(它们要求不同的电动机速度，其中该系统保持稳定并且在高速度以及低速度两者下都产生适当的湿度水平)可以将湿度控制到适当的水平。

具体实施方式

[0232] 图2a和2b中示出了使用者2从一种根据本发明的第一变体或实施方案的模块辅助呼吸单元以及增湿器系统1接收空气的一个示意图。系统1为了治疗性目的(例如,用来减小阻塞性睡眠呼吸暂停的发病率、提供CPAP治疗、为了治疗性目的提供增湿、或类似情形)将加热的增湿的气体的加压气流提供给使用者2。下面详细描述系统1。

[0233] 该辅助呼吸单元或鼓风机单元3具有一个内部压缩器单元、流量发生器或风扇单元13-可以将此统称为流量控制机构。来自大气的空气经由一个大气入口40进入鼓风机单元3的壳体,并且被吸入穿过风扇单元13。风扇单元13的输出是可调节的-风扇速度是可变的。该加压气体流离开风扇13以及鼓风机单元3并且经由一个连接导管4行进到一个增湿器室5,从而经由一个进入端口或入口23进入增湿器室5之中。增湿器室5在使用中包含一定体积的水20。在该优选实施方案中,在使用中增湿器室5是位于一个增湿器基底单元21(它具有一个加热板12)的顶上。该加热板12供电来加热室5的基底并因此加热室5的内含物。当室5中的水被加热时它蒸发,并且增湿器室5内的气体(在水20的表面以上)变成加热并增湿的。经由进入端口23进入增湿器室5的气体流在被加热的水上穿过(或穿过这些加热的增湿的气体-适用于大的室和流量)并且当它这样做时变成加热并增湿的。该气体流然后经由一个排出端口或出口端口9离开增湿器室5并且进入一个递送导管6中。当参考本发明在本说明书中提及“增湿器单元”时,应该将它视为是指至少室5、以及若适当时基底单元21和加热板12。该加热的增湿的气体沿着递送导管6的长度通过并且经由使用者接口7被提供给患者或使用者2。该导管6可以通过加热丝(未示出)或类似物进行加热以帮助防止出雨。图2a中所示的使用者接口7是一个鼻罩,它围绕并覆盖了使用者2的鼻子。然而,应该注意一个鼻套管(如图2b中所示)、全罩式面罩、气管造口装配件(tracheostomy fitting)、或任何其他合适的使用者接口可以取代所示的鼻罩。一个中央控制器或控制系统8位于或者该鼓风机壳体(控制器8a)或者增湿器基底单元(控制器8b)内。在这种类型的模块系统中,优选的是使用一个分开的鼓风机控制器8a和增湿器控制器8b,并且最优选的是将控制器8a、8b连接(例如,通过线缆或类似物)因而它们可以在使用中彼此连通。控制系统8经由位于增湿器基底单元21上或鼓风机单元3上、或者两者上的使用者控件11接收使用者输入信号。在这些优选实施方案中,控制器8还接收来自多个传感器的输入,这些传感器位于遍布系统1的多个不同的点处。图7示出了传给以及来自控制器8的一些输入和输出的图示。应该指出没有示出所有可能的连接以及输入和输出-图7代表了这些连接中的一些并且是一个代表性实例。下面将更详细地描述这些传感器以及它们的位置。响应于来自控件11的使用者输入、以及从这些传感器所接收的信号,控制系统8确定了一种控制输出,在该优选实施方案中它发送信号以便调节供给至增湿器室加热板12的功率以及风扇13的速度。下面将更详细地说明确定该控制器如何确定控制输出的编程。

[0234] 图3中示出了使用者2从根据本发明的第二种形式的一种集成鼓风机/增湿器系统100中接收空气的一个示意图。该系统以非常类似于图2中所示并且以上面描述的模块系统1的方式运行,除了增湿器室105已与鼓风机单元103整合而形成一种集成单元110之外。位于该集成单元110的壳体内部的风扇单元113提供了一个加压气体流。增湿器室105内的水120被加热板112(在这个实施方案中它是鼓风机单元103的结构的一个整体部分)加热。空气经由进入端口123进入增湿器室105之中,并且经由排出端口109离开增湿器室105。气体

流经由递送导管106和接口107提供给使用者2。控制器108包含在集成单元100的外壳内。使用者控件111位于单元100的外表面上。

[0235] 图4中示出了使用者2从另外一种形式的呼吸辅助系统200中接收空气的一个示意图。系统200总体上可以被表征为一个远端源系统，并且经由壁入口1000接收来自远端源的空气。壁入口1000经由一个入口导管201连接至一个控制单元202上，该控制单元接收来自入口1000的气体。控制单元202具有传感器250、260、280、290，它们分别测量进入气体流的湿度、温度、压力以及流量。该气体流然后被提供给增湿器室205，其中该气体流是被加热并增湿的并且以类似于以上概述的方式被提供给使用者。应该注意的是，当对于一种远端源系统如系统200提及“增湿器单元”时，应该将其视为是指结合了控制单元202-来自远端源的气体可以或者直接或者经由该控制单元202连接至一个入口上(以便减小压力或类似情形)，但是该控制单元和增湿器室应解释为属于整个“增湿器单元”。若要求时，通过将该中央源当作0_2源、或者通过将大气空气与经由位于控制单元202内的文丘里管90或类似物的来自中央源的进入0_2进行共混，系统200可以向使用者提供0_2或0_2分量。优选的是控制单元202还具有一个阀门或一种类似机构来充当一种流量控制机构以便调节穿过系统200的气体的流率。

[0236] 传感器

[0237] 图2、3和4中所示的模块和集成系统1、100和200具有位于遍布该系统的多个点处的多个传感器。下面将关于呼吸辅助系统1来对它们进行描述。

[0238] 如图2中所示的模块系统1的优选形式具有至少在以下优选位置的以下传感器：

[0239] 1)一个环境温度传感器60，位于鼓风机壳体内、附近或上面，被配置或适配为用于测量来自大气的进入空气的温度。最优选的是温度传感器60位于风扇单元13后面(下游)的气体流中、并且尽可能地接近增湿器室的入口或进入口。

[0240] 2)一个增湿器单元排出端口温度传感器63，位于室出口9处、或者位于递送导管6的器具末端(与患者端相对)。出口温度传感器63被配置或适配为用于测量气体流在排出室5(在任一构型中，可以考虑排出端口温度传感器63是在室排出端口9的近端)时的温度。

[0241] 类似地，在图3所示的集成系统100和图4的系统200中将传感器安排在基本相同的位置。例如，对于图3的集成系统，将一个环境温度传感器160定位于恰好在增湿器室进入端口123之前(上游)的气体流中的鼓风机壳体内。将一个室出口温度传感器163定位在室出口109处并且配置用于测量气体流在排出室105(在任一构型中，可以考虑出口温度传感器163是在室出口109的近端)时的温度。可替代地，对于任一实施方案，可以将这个传感器定位在递送导管106的器具端(与患者端相对)。对于图4中所示的呼吸辅助系统使用类似的编号系统-环境温度传感器260、风扇单元213、位于室出口209处的室出口温度传感器263等等。

[0242] 还优选的是呼吸辅助系统1(和100、200)还具有一个位于邻近加热板12的一个加热板温度传感器62，被配置用于测量该加热板的温度。该具有加热板温度传感器的呼吸辅助系统是优选的，因为它给出了对加热板状态的即时指示。然而，为了简化本发明用于实践，对于该系统具有加热板温度传感器并不是绝对必需的。

[0243] 还最优选的是这些系统具有一个流量探针-在系统1中的流量探针61-位于风扇单元13的上游并且被配置用于测量气体流量。流量探针的优选位置是风扇单元的上游，尽管可以将该流量探针定位在该风扇的下游，或者任何其他合适的地方。再次，优选的是流量探

针形成该系统的一部分，但是为了简化本发明用于实践，对于流量探针是该系统的一部分并不是绝对必需的。

[0244] 下面将详细地描述呼吸辅助系统1的布局和运行。系统100与200的运行和布局是基本上相同的，除非必要，将不进行详细说明。

[0245] 对于呼吸辅助系统1，来自所有传感器的读数被反馈给控制系统8。控制系统8还接收了来自使用者控件11的输入。

[0246] 此外，将在后面更详细地描述可替代的另外的传感器以及它们的布局。

[0247] 湿度控制方法

[0248] 在最优选的实施方案中，控制系统8具有至少一个预载入控制器中的数据集。对于一种具有特定部件的特定系统构型(例如，具有一个用来收集数据的具体的特定的鼓风机单元和增湿器单元的系统1或系统100、或系统200)，形成该数据集的数据是在控制的条件下(例如，在一个试验区域或实验室)预测量或预计算的。在使用中该数据将在典型地遇到的多个条件范围下进行收集，然后将预测量的(预设定的)数据作为整体的软件或硬件载入用于这些生产系统的控制器8中，或者作为在例如用于湿度控制的模糊逻辑算法中待使用的数据。

[0249] 图5中作为曲线图示出了特别适用于系统1的一个数据集。X轴示出了一个从18℃至35℃的环境温度的范围。在使用中，在该呼吸辅助系统中在室5前面或上游的气体的环境温度是由环境温度传感器60测量的，并且这些环境温度数据被传递给控制器8。最优选的是温度传感器60测量恰好在气体进入室5之前的气体的环境温度。为了创造该数据集，将一种典型的系统1放置在可以将环境温度在一定温度范围保持在一个已知的恒定水平的一个环境中。

[0250] 在使用中的这种优选的形式中，使用者通过调节控件11来选择流量。控制器8接收来自使用者控件11的输入并且调节风扇速度以基本上匹配这个请求流量(或者通过将风扇速度改变至对于具体的呼吸回路构型而言已知的基本上与所要求的流量相对应的速度，或者通过使用流量探针61测量流量并且使用一种反馈机构经由控制器8将流量调节至所要求或请求的水平)。在图5的曲线图中示出了对于七个不同的恒定风扇速度的七个不同的恒定流率。线70-76对应于不同的流量如下：线70-流量15升/分钟。线71-流量20升/分钟。线72-流量25升/分钟。线73-流量30升/分钟。线74-流量35升/分钟。线75-流量40升/分钟。线76-流量45升/分钟。

[0251] Y轴示出了目标室温度的范围。即，对于任何给定的风扇速度(流量和压力)以及任何给定的环境温度，对于在室5中水20上的气体存在“最好”或“理想的”目标出口温度-如Y轴上所示的目标出口温度。这个“理想的”温度是对于给定的恒定流率以及恒定环境温度的露点温度。即，气体可以以所要求的饱和度(所要求的湿度水平)离开室5并然后以正确的温度和压力递送给使用者2用于有效治疗的温度。当气体离开室5时，由室出口温度传感器63测量气体温度。控制器8被适配为用于接收由室出口温度传感器63测量的温度数据以及与进入室5的气体的温度(如由环境温度传感器60所测量的)相关的数据。如上所述，之前已经将该流量设定在一个恒定值，因而控制器8已经“知道”了该恒定流率。因为控制器8“知道”了流量以及环境温度两者，所以它可以例如从结合到预载入数据集(例如，图5中图解示出的数据)中的范围来查找“理想的”目标出口温度。然后，控制器8对于给定的已知流量和环

境温度将测量的室出口温度值与该“理想的”目标室温度进行比较。如果所测量的目标温度值并不匹配“理想”的目标值，则控制器8产生或确定一种合适的控制输出、并且相应地调节供给加热板的功率，或者增加该功率以增加在室5内的气体的温度、或减小功率以减小该气体温度。控制器8以这种方式调节功率，以便将在出口或排出端口测得的温度与所要求的目标温度相匹配。在该优选的实施方案中，控制器8通过它来调节输出特征的机构是通过一种比例-积分-求导控制器(P.I.D.控制器)或现有技术中已知的多种类似机构中的任何一种。

[0252] 该控制器还可以产生或确定一种适当的控制输出，是通过例如使用一种载入控制器8中的模糊逻辑控制算法、或者利用测量的温度和流率数据作为方程式中的变量的数学公式。

[0253] 数学公式的实例在下面示出。这些总体上对应于在图5中图解地示出的从15至45升/分钟的流量范围的数据。

[0254]

45	$T_{CS} = -0.0005T_{amb}^4 + 0.055T_{amb}^3 - 2.1234T_{amb}^2 + 35.785T_{amb} - 186.31$
40	$T_{CS} = -0.0005T_{amb}^4 + 0.0578T_{amb}^3 - 2.2311T_{amb}^2 + 37.554T_{amb} - 196.98$
35	$T_{CS} = -0.0006T_{amb}^4 + 0.0625T_{amb}^3 - 2.4283T_{amb}^2 + 41.178T_{amb} - 221.29$
30	$T_{CS} = -0.0006T_{amb}^4 + 0.0669T_{amb}^3 - 2.6156T_{amb}^2 + 44.613T_{amb} - 244.25$
25	$T_{CS} = -0.0006T_{amb}^4 + 0.0696T_{amb}^3 - 2.7315T_{amb}^2 + 46.76T_{amb} - 258.75$
20	$T_{CS} = -0.0007T_{amb}^4 + 0.0736T_{amb}^3 - 2.8942T_{amb}^2 + 49.651T_{amb} - 277.53$
15	$T_{CS} = -0.0007T_{amb}^4 + 0.0776T_{amb}^3 - 3.0612T_{amb}^2 + 52.611T_{amb} - 296.71$

[0255] 实例：使用者2的治疗方案指定了一定的流量和压力，例如45升/分钟的流量。设定鼓风机或风扇单元13的速度(通过控件11)以便以这个流量递送气体。如果流量探针61是该系统的一部分，则这个流量可以通过将来自该流量传感器或流量探针61的实时流量读数反馈给控制器8而动态调节，其中控制器8在必要时调节风扇速度。这可以通过一个P.I.D.控制器进行，该控制器包括如下面详细描述的控制8的一部分、或者类似物。优选的是对流量进行动态调节和监测。然而，如果流量探针不是该系统的一部分，那么就由风扇速度来假定或计算流量，并且假定它对于恒定的风扇功率水平是恒定的。图5的曲线图上的线76示出了45升/分钟的流量。在这个实例中，使用者2睡在一个具有基本上30℃的环境温度的卧室内。30℃的空气进入该呼吸辅助器具，并且在它穿过风扇以及壳体内的连接通道时，它轻微地变暖。环境温度传感器60测量了空气恰好在它进入增湿器室之前的温度。因为已知了环境温度和流量，所以控制器8可以计算出所要求的目标温度，如在图5的曲线图的Y轴上所示的。对于这个特别的实例，可以看出室目标温度为42℃。室出口温度传感器63测量了气体在离开室5时的温度(出口点的气体温度将与室内含物20上面的空间内的气体具有基本上相同温度)。如果由室出口温度传感器63测量的气体温度不是42℃，那么控制器8确定并产生一个合适的控制输出，它相应地改变供给加热板12的功率。如上所述，如果由环境温度传感器60测量的环境温度变化了，可以将此反馈给控制器8并且在适当时使用一个P.I.D.控制算法或类似物来改变输出。

[0256] 本系统超越现有技术中披露的系统的优点之一如下：在现有技术的系统中，当环境温度接近目标露点温度时，加热板将抽取更小的功率并且不将增湿器室中的水的温度提

高很多。因此，气体将在它们离开该室时趋向于不是完全饱和的。以上概述的方法通过以下方式克服了这个问题，即对一种已知构型的系统使用环境温度或更优选地室入口温度、室出口温度以及流量的值，以便产生一个目标室出口温度，它被认为对于气体饱和以及递送给使用者一个设定的流量和特定的环境温度而言是基本上最好的或“理想的”温度。

[0257] 另一个优点是系统1可以精确控制湿度水平而不需要一个精确的湿度传感器。

[0258] 另一个优点是当气体由压缩机或鼓风机递送给增湿器室、并且这种进入气体具有增加的温度时，可以对该室温度进行精确补偿以实现所希望的露点。如果进入该室的空气或气体是温的、并且还在温度随着流量的增加而增加的情况下，这是特别有利的。在运行中，任何流量发生器造成了在来自大气的入口与出口之间的空气温度的增加。在一些类型的流量发生器中这种温度上的变化可以更显著。该系统的部件的温度可以在系统首次激活的时间与后来的一些时间(例如，跨越合理延长的时间段，如1-2小时)之间变化。即，该系统的部件可以在系统运行时变热，该系统要花费一些时间来达到稳定的运行状态。如果这些部件位于空气进入系统的点与空气进入该室的点之间的空气路径中或附近，则这些气体的温度将改变-当气体沿着这个路径行进时将存在一些从这些部件到气体的热传递。因此可以看出对气体进入室时的温度进行测量减小了在控制计算中引入温度测量值误差的可能性，因为当系统已经达到稳定运行状态时，气体在该系统的进入点的温度可能与气体在该室的进入点的温度不相同。然而，已经普遍地发现，虽然最优选的是测量该室的进入点的气体温度，但是在大多数情况下也可接受的是测量大气的气体温度。

[0259] 以上描述的方法对于集成器具100或器具200是基本类似的，尽管查找表中的预设定或预测量并且预载入的值可能不同，因为该器具具有略微不同的构型。在其他形式中，使用者可以选择一个压力速率(并且该数据集将对压力值而不是流量值进行修改)。

[0260] 已经发现以上描述的器具和方法超越现有技术中已知的系统和方法提供了在递送给使用者2的点处的气体特征的改善的控制。以上描述的系统和方法在某种程度上克服了现有技术的方法和器具的问题。以上描述的系统和方法控制了输出特征，其目的是在室出口处产生完全饱和的气体，即，离开该室的气体是在给定温度的露点处或非常接近露点。这些系统输出特征是对于目标露点温度而不是室出口温度而改变。

[0261] 如果该系统具有一个使用者显示器，那么可以显示露点(或替代地，绝对湿度，或者露点和绝对湿度两者)而不是室出口温度。如以上概述的，该室出口温度可以是对离开增湿器室的气体的湿度水平的一种不准确的指示。已经用一种模块系统实验地验证了这与图2是基本上类似的。在流量的全范围(从大约15升/分钟至大约45升/分钟)上测量了数据。室出口温度和室出口处的露点形成了所测量数据的一部分。该数据是对于一个基本恒定的环境温度而测量的(尽管这也可以贯穿该测试进行测量以去除不确定性)。在图8a和8b中图解地示出了收集的数据，这些图相对于X轴上的时间在Y轴上显示了流量。在图8a的曲线图中，该数据是对于高环境温度的条件而收集的。测量的流量在该曲线图上由点801示出。线802示出了环境温度。线803示出了测量的室出口温度。线804a示出了测量的露点(测量的Td)。线805a示出了显示的露点(显示的Td)。如可以看出，环境温度基本保持相同(随着时间略微增加)。室出口温度从39℃改变至41℃。实际测量的出口露点在一个基本恒定的水平附近波动。然而，这些波动或变化多半在流量过渡期间中发生。显示的露点对于整个流量范围保持恒定。

[0262] 图8b示出了一个与图8a类似的曲线图，但是是对于低环境温度(即，18℃-20℃)的条件以及在范围45-15升/分钟中上的流量。室出口温度并未显示，因为它非常接近于露点。应该注意的是在这种优选形式中，只有当温度达到30℃时才显示露点。在湿度太低时患者不应该使用该增湿器。可以看出环境温度的振荡已经造成在测量的露点中出现了瞬变行为。然而，尽管这样，如线805b所示出的显示的露点(显示的Td)可以看成是对实际露点(线804b示出的测量的Td)非常一致的“追踪”。应该注意的是在12分钟处，流量从45升/分钟迅速翻转至15升/分钟，从而造成了小的过冲(overshoot)，如在图8b的曲线图上可以看出。在45-40升/分钟的高流量处，加热板可以不维持目标温度并且湿度输出低于Td 37℃。这反映在所显示的露点中。

[0263] 现在将描述进一步优选的变体以及实施方案，它们增加了对这些气体特征的改善的控制。

[0264] 进一步的可替代的传感器布局

[0265] 在以上概述的器具和方法的一个变体中，该系统(系统1或系统100或系统200)还具有如下概述的另外的传感器。

[0266] 1)一个患者端温度传感器15(或115或215)定位在递送导管6的患者端(或可替代地在接口7里面或上面)。即，在患者处或递送点处或其附近。当在本说明书中阅读时，应该将‘患者端’或‘使用者端’看作是指或者接近递送导管(例如，递送导管6)的使用者端、或者在患者接口7里面或上面。除非另外指明一个特定位置，否则应用这一点。在任一构型中，可以认为患者端温度传感器15是在使用者或患者2处或与其接近。来自患者端温度传感器15的读数被反馈给控制器8并且用来保证递送点处的气体温度基本上与室出口处的气体的目标患者温度(该目标患者温度是在该室出口处的目标露点温度)相匹配。如果来自患者端温度传感器15的读数表明气体温度在它经过递送导管6的长度时正在下降，那么控制器8可以增加供给导管加热丝(在图2a上显示为丝75-在图3和4中所示的呼吸辅助系统200和400、以及图2b中所示的系统的替代优选形式中未示出但存在)的功率来维持该气体温度。如果可供给导管加热丝75的功率不能够允许递送点处的气体与在室出口9处的露点温度相等，那么控制器8降低该目标室出口温度(以降低该露点温度)。控制器8将该室出口温度降低至导管加热丝能够递送给患者的最大气体温度(如由患者端温度传感器15测量的)处或其附近的一个水平。控制器8载有一个预定数据集并且通过使用这个数据(这与图5中的图解形式所示的类似)来调节供给加热板、或导管加热丝、或两者的功率。对于恒定的流量水平并且对于由环境温度传感器60测量的一个测量环境温度(它可以改变)，存在一个理想的患者端温度。控制器8调节功率输出或加热板以及导管的输出以便将在导管的患者端的温度(如由温度传感器15测量的)与这个理想温度进行匹配。

[0267] 如果已知了该系统中的气体的其他条件-气体条件，则以上方法可以对精确度进行进一步精化。例如，如果已知了至鼓风机的进入气体的湿度水平、或者这些进入气体的气体压力。为了实现这一点，以上描述的系统1、100和200的替代实施方案还可以具有一个位于进入气体的路径中的气体条件传感器(例如，一个湿度传感器或压力传感器)。对于模块系统1，显示了一个位于大气入口40的近端的湿度传感器50。对于集成系统100，将此作为一个湿度传感器150(等等)示出。在与以上概述的控制方法类似的一种形式中，控制器8预先载有一个湿度水平数据集。对于恒定的流量、以及已知的环境或外部湿度水平，在室出口处

(或者在递送给使用者的点处)存在一个理想的气体温度。该数据集包含对于一定范围的环境湿度以及流量的这些理想值,类似于图5的曲线图中所示的值。控制器8调节加热板或加热丝或两者的功率输出,以便将所测量的室出口温度(或患者端温度)与由该控制器的存储器中的数据集取回的‘理想’温度相匹配。以一种类似的方式,如果已知了去往增湿器室鼓风机的进入气体的压力水平,则以上方法可以对于精确度进行精化,即在去往增湿室的进入气体的路径中定位一个压力传感器(对于模块系统是在图2中的进入气体路径中所示的压力传感器80)。对于集成系统,在图3中的进入气体路径中示出了压力传感器180。对于中央气体源的系统,在图4中的进入气体路径中示出了压力传感器280。应该注意的是,如果将用于该数据集的数据对于恒定的流量、环境温度和另外的气体条件(例如,湿度或压力)的条件进行图解地绘制,将要求这些曲线图在三个轴(X、Y和Z)上进行绘制,当这些曲线图在绘制时将是‘三维的’。

[0268] 下面概述了该呼吸辅助系统的布局或构造上的另一个变体:

[0269] 预期在一些实施方案中气体在41℃下离开该室。随着气体沿着主要递送管或导管朝接口通过,它们从在室出口处的41℃被加热至在主要递送软管6末端处的44℃。在该主要递送软管的末端,这些气体进入一个更小的二级未加热递送软管,例如图2b上所示的6a。当它们穿过二级软管6a时,这些气体从44℃的温度冷却到37℃(当它们进入使用者接口7时)。37℃被认为是对于患者而言最佳的递送温度。

[0270] 现在将对以上概述的方法的一种另外的精化(使用或不使用另外的传感器)进行描述。

[0271] 对于对流热损失以及流量发生器的热量获得的补偿

[0272] 如现有技术部分中概述的,本领域中已知的一个问题是当存在着可能影响输出特征的很多变量时对一个系统的这些输出特征的精确控制。已经发现这些变量中对于气体输出特征有影响的一个是来自增湿器室5的对流热损失。这种对流可以由自然因素如房间内的温度梯度-“自然或自由对流”或者由空气的强制运动-“强制对流”造成。强制对流可以例如由一个通风机或空调器造成。增湿器室的对流冷却可以实质性地影响在该增湿器室出口处的露点温度。在增湿器室(如系统1的室5)的外表面上的一个空气流将致使该室内部的温度下降。为了对此进行补偿,在加热板处要求更大的功率来提高室5的内含物的温度。通过出口温度传感器63测量该室出口的输出温度,并且当控制器8记录室出口处的温度的下降时它将‘看见’温度损失。控制器8将增加供给加热板12的功率来对此进行补偿(对应地增加由加热板温度传感器62测量的加热板温度)。这种功率增加的作用是为了增加从水到气体的热传递比率以及该室内部的气体的水分压,并且因此存在一个露点温度的增加。

[0273] 未沸腾的水的蒸发由低传质速率理论以及与热传递直接相关的质量(水)传递控制。所以这种蒸发取决于进入气体的温度(并且更少地取决于其湿度)、水的温度、流量和压力。流量不仅决定了气体在水上的流量并且还决定了水的运动。例如,水的搅拌(强制对流)将增加蒸发。在该控制器的过渡模式期间,蒸发速率更高。这种过度模式的特征为加热板中的温度的更大振荡并且可能通过提高努珊数(Nusselt number)及其质量传递模拟(mass transfer analogue)舍伍德数(Sherwood number)造成了水中的紊流(自由对流)的增加。这在高的环境温度下、或者更特别地在进入增湿器的气体处于高温的条件下、以及在室出口气体温度显著高于露点时是更显著的。对流热损失致使露点增加到接近于该气体的温

度。

[0274] 升高的在露点以上的室出口温度造成了该控制系统中的不稳定性。流量的任何波动或对流热损失将造成质量(水)传递以及随后的气体的湿度的快速增加。在图8a中展示了这种不稳定性,其中在高的环境温度下测量的空气露点(804)发生循环而在室出口处测量的温度(803)保持相对稳定。

[0275] 这是结合了流量发生器和增湿器两者(如CPAP鼓风机、BiPAP或无创通气机等,例如参见图1、2和3)并且具有一个典型的在31-32度的目标露点(而不是接近于37℃的体温的露点(具有37℃的露点的高的湿度典型地用于高流量治疗以及有创通气中))的呼吸支持装置中一个典型的湿度输出控制问题。该流量发生器将致使室入口处的温度增加到超过通常的环境温度(22℃-24℃)几度。该入口温度可能变得非常接近或者甚至超过31℃-32℃。增加的环境(大气)温度显著加重了这个问题。该增加的室入口温度要求将空气加热到大约36℃-41℃或甚至更高(取决于流量)以实现31℃-32℃的露点。患者的生理呼吸或机械通气可能也影响增湿室中的流量并且因此影响该室内的空气的暴露时间。所有这些条件联合产生了在室出口处的可变的湿度输出。如果将增湿室暴露于环境(这通常是实际情况),则对流热损失也可以显著改变该湿度输出。

[0276] 该对流热损失('抽引')是由在通风设备特别是该增湿器室的上面以及周围的气流产生的。这在该室至少部分地被暴露的设计中(特别在通风的空间内)可能是特别显著的。该空气的流动速度在大小、方向以及波动频率上发生变化。在房间的被占区域内已经确定平均空气速度从低于0.05m/s到高达0.6m/s、紊流强度从小于10%到高达70%、并且速度波动的频率高达2Hz,这些构成了测量的波动速度的标准偏差的90%。

[0277] 该对流热损失还可以通过测量该室上方的流动强度或紊流强度(或两者)来进行估算。这可以使用热、激光或声波的风力测定用安装在该设备(例如,增湿器基底单元21)上的传感器来测量在增湿器室5处或其附近的流量或紊流强度而实现。

[0278] 对于精确的湿度控制,对对流热损失进行补偿是令人希望的。如果控制器8具有一个'对流补偿'数据集或多个集来依靠的优点、或者如果该控制器具有一种替代的'对流补偿'方法的优点,那么这种补偿变得更容易。该控制器可以用一个模糊逻辑型基于规则的系统进行编程。

[0279] 图5中图解地示出的数据集是在存在极小至没有对流热损失的条件下计算的。该数据适合在存在低的环境空气运动的条件下使用。在以上概述的器具和方法的多个替代方式、或变体中,当对流热损失达到某一水平时(例如,如果控制器8注意到了由加热板温度传感器62测量的加热板温度的大的阶跃变化),那么控制器8将转换到使用替代数据作为输入。例如,对于一种模糊逻辑控制算法、一个或多个数学公式、或类似物,该数据将用作输入。

[0280] 图6示出了如果或者当环境条件在使用期间改变到一种'高对流'条件时-如果在使用期间在该器具(特别是该增湿器室)上方存在一个空气流,并且因此存在着从低对流热损失条件到高对流热损失条件的改变时所使用的一部分数据。图6的替代数据是以与图5中所示的表格相同的方式产生的,但是这些预测量和预载入的条件(流量和环境温度)是对于其中至少该室5(或105或205)正经历高水平的对流热损失的一种系统而言。该目标温度相应地改变。在图6中,示出了用于一种"高对流热损失"条件下的一部分替代数据。示出了两

条曲线501和502，代表15升/分钟(501)和45升/分钟(502)的稳定流量。以与图5中所示数据相似的方式示出了对于给定的稳定流量和环境温度而言的一个范围的环境温度(X轴)以及一个范围的目标室出口温度(Y轴)。为了对比的目的，还将来自图5的两条等效的稳定流量线(15升/分钟和45升/分钟)作为线503(15升/分钟)和504(45升/分钟)在该图上示出。可以看出当该器具经受‘高流量’条件时，如Y轴上所示的目标室出口温度比该器具经受‘低抽引’或低水平的对流热损失条件时更低。

[0281] 类似地，可以计算出替代的规则集并载入控制器8中。该控制器可以在多个替代的模糊逻辑规则集之间转换，这取决于通过以上概述的一种或多种方法测量或评定的环境条件-例如，当对流热损失达到控制器8所评定(注意到了由加热板温度传感器62测量的加热板温度的大的阶跃变化)的某一水平时。

[0282] 为了控制器8评定它是否应该使用代表低对流热损失还是高对流热损失的数据，热损失的评定是必需的。在该优选实施方案中，这是由加热板12为了维持正确的室出口温度所要求的功率进行计算的。控制器8预载有对于已知环境温度和流量的加热板功率的数据值(可替代地该控制器利用模糊逻辑规则集)。控制器8评定是否该增湿器室正在高对流热损失的条件还是低对流热损失的条件下运行，并且相应地调节或改变它的控制输出(例如，通过利用模糊逻辑规则集来改变运行条件)。该‘最高对流热损失’的条件被定义为当所控制的室出口温度接近于露点并且该室的进一步冷却不增加湿度时的条件(快速运动的空气)。‘低对流热损失’被定义为当所控制的室出口温度被提升到该露点温度以上时的条件(静止的空气)。下面对这进行进一步解释：

[0283] 正常地，控制器8使用‘低对流热损失’的算法或规则集。当室5通过对流从外部被冷却时(‘高对流热损失’)，湿度输出将增加。对于以上概述的方法(即，使用图5中所示数据)，该目标室出口温度使用与一个加热板温度范围和/或该加热板的工作期相对应的查找表数据(或一个规则集)。对于一个给定的时间段，如果达到该室气体出口温度的目标值并且对应的加热板温度高于一个设定极限，则控制器8将转换到代表“高对流热损失”的数据(这种改变也可以作为规则之一结合到一个模糊逻辑规则集中)。应该注意的是，如果使用没有加热板温度传感器的系统，那么可以使用加热板功率工作期代替加热板温度来计算这个转换点-即，对于一个给定的时间段，如果达到一个目标室气体出口温度并且所述加热板抽取的功率高于设定值。

[0284] 控制器8将使该目标室气体出口温度降低一个适当的值。

[0285] 实例：在优选的实施方案中，对于图3的系统100，如果达到了该室气体出口温度的目标值39.5℃、并且对应的加热板温度(或计算出的功率)持续5分钟高于60℃-65℃，那么控制器8将确定一个使该目标室气体出口温度减小0.25℃的控制输出。

[0286] 这个新的值也具有一个新的对应的加热板温度和/或工作期(即，室气体出口温度38.4℃以及加热板温度87℃)。所以，该目标露点温度被逐步增大直到它具有适当的对应的加热板温度(通过控制器8中的模糊逻辑算法)。如果该加热板温度显著高于对应的室气体出口温度，则更快地达到新的目标值。例如，如果该加热板温度高出10℃以上，则在更少的时间内达到新的目标值(即，0.5℃以下)，等等。目标室气体出口温度的这种下降可能根据流量和/或环境/气体室入口温度而变化。例如，在45升/分钟的流量以及23℃的环境温度下，这种下降可以是对于每5℃的加热板温度为0.1℃。在环境温度30℃下，它可以是对于每

5℃的加热板温度为0.7℃。而且，该目标温度的下降可以是非线性的。

[0287] 在多个替代实施方案中，可以使用该加热板温度、加热板工作期、加热板功率、被加热管的工作期、或被加热管的功率来估计对流热损失。该被加热的管具有更大的表面积并且因此将更快地对于对流变化作出反应。

[0288] 当对流热损失正在减小时(在已经增加之后)，反过来应用与以上概述的相同的原则。室气体出口温度增加或减小的时间极限和步骤可以改变。

[0289] 显示的露点能以一种方式进行校正，即在过渡时间的过程中追踪实际露点。

[0290] 在其他多个替代实施方案中，对于不同水平的对流热损失可以使用多个数据集，其中控制器8使用这些数据集中的一个、一些或全部来确定对于不同对流热损失范围的控制输出，例如通过使用模糊逻辑算法、数学公式或类似物。

[0291] 在又一个替代实施方案中，通过使用一个单一的数据集可以避免使用多个数据集，并且按如下修改目标室出口温度。如果已知流量、环境温度和加热板功率的使用或加热板温度，可以根据对于给定的环境温度和流量的加热板功率(或温度)的水平(已知的并且变化的)来修改该目标室出口温度。以此方式，例如，可以由所使用的加热板功率计算出‘抽引’或对流热损失的水平。通过对用来产生图5的曲线图的例如在数据集中的数据应用一个校正因子或校正算法，将该目标室出口温度进行修改以便提供对于一个范围的对流热损失条件的精确露点控制。例如，如果使用加热板功率，则这种计算可以如下进行：已知对用于低对流热损失条件的任何给定的目标室出口温度和流量所要求的加热板功率、并且将这些值存储在控制器8的存储器中。在使用中，控制器8接收与加热板所用功率相关的数据、并且将此与所存储的数据进行比较。如果测得的数据值与存储的数据值不是基本相似的(在优选形式中是在+/-2%以内)，则该控制器应用一个反线性校正因子。例如，如果测得的加热板功率比存储的值高出10%(指示了一种高的对流热损失)，则该控制器将该目标室出口温度降低10%。

[0292] 应该注意的是可以使用加热板温度或以上概述的其他方法中的任一种(例如，加热板温度、导管功率等等)代替在上面的实例中概述的加热板功率。

[0293] 以一种类似的方式，如果已知这些气体条件中的一项或多项，则可以对控制器8的存储器中存储的数据(环境条件)应用一种校正算法或校正因子。测量并载入该数据的环境条件是已知的(例如，湿度和压力)。如果测量的气体条件偏离了这些基线条件某个百分比(例如，多于20%)，那么该控制器可以对目标室出口温度应用一个校正因子。

[0294] 在图1、2和3中示意性地呈现的一种偶联的鼓风机和增湿器的多个实施方案中，通常该室入口温度将随着来自流量发生器的流量、或压力、或两者的增加而增大。可以使用一种或多种模糊逻辑算法根据环境温度或室出口/入口温度、以及电动机速度而定义校正的室入口温度。电动机速度的增加通常伴随有室入口温度的增加。此外，该控制器可以使用已知的电动机速度根据一个附连在递送导管的患者端的已知接口而定义湿度和温度方案。例如，在算法中可以使用与面罩接口(如与鼻套管相对)关联的较低的电动机速度控制来自该系统的湿度输出达到一个对于面罩的适当水平。当使用面罩时，31℃的露点是需要的。一个小的或大的鼻套管、或气管造口术配件要求37℃的露点。这在图12中示出，该图示出了用于多个示例性接口(对于鼻套管应用要求较高的风扇RPM，而对于面罩应用要求较低的风扇RPM)的电动机速度的曲线图。通过使用以上概述的控制方法可以保持电动机的RPM输出更

稳定。图12中所示的实验结果证实了对于面罩或鼻套管(它们要求不同的电动机速度,其中系统保持稳定并且在高速和低速两者下都产生一个适当的湿度水平)都可以将湿度控制在适当水平。x轴示出了使用时间(以秒计)。y轴示出了电动机速度(RPM)。线1201示出了用于小鼻套管的系统的电动机速度。线1202示出了用于大鼻套管的系统的电动机速度。线1203示出了用于气管造口术接口的系统的电动机速度。线1204示出了用于面罩的系统的电动机速度。

[0295] 存在其他的潜在方式,其中可以对鼓风机的延迟的“自加热”效应(因为它逐渐升温或发热)进行补偿。

[0296] 首先,在稳定工作一个时间段(例如,一小时、两小时等)后,该湿度控制算法可以从使用室入口温度作为一个变量转换到使用加热板温度。

[0297] 其次,在该控制算法中可以执行一个时间分量(例如,在工作一小时后,可以将目标室出口温度增加例如0.5℃)。

[0298] 第三,可以使用“发热补偿因子”。这个因子可以使用:工作时间、加热器的工作期、加热板温度进行计算。如果该工作期或加热板温度在稳定的流量以及环境温度的条件下随时间变化,那么这表明来自鼓风机的空气正随时间变得更热,并且必须对这进行补偿。

[0299] 用于恒定流率的控制

[0300] 在本发明的最优选的形式中,系统1、100或200还具有一个流量控制系统,被适配为用于控制穿过系统的流量并且保持它尽可能接近地与所希望的使用者设定的水平对齐。如以上概述的,该系统中的气体的流率和湿度是相互关联的。如以上概述的,在现有技术的系统中,通常是将风扇设定在一个恒定的速度,并且假定如果风扇速度保持恒定,则流量将保持基本恒定,或者递送给患者的点处的压力是恒定的。然而,该流量可能受到系统内的变化的影响(这会影响湿度),即使供给风扇的功率保持恒定、或者风扇速度保持恒定。如果该导管、或接口、或这两者具有相对低的流动阻力时,这是尤其真实的。测量的或实际的流量的大小对比使用者设定流率的大小之间的差异或偏差可以表征为“大偏差”或“小偏差”。在该优选实施方案中,实际流率与希望的(使用者设定的)流量之间的差异决定了控制器8是使用微调控制还是粗调控制以便将实际流率与所希望的流量进行匹配。

[0301] 例如,在系统1的优选形式中,当首次将系统开启或激活时,它在使用之前“加温”。随着它的加温,流量接近使用者设定点。使用者通常在这个加温期过程中不佩戴其接口,并且可以不将该接口连接到递送导管上。当使用者戴上其接口、或者将该接口连接到导管上时,流量将随着流动阻力的即将增加而减少。这会让使用者不舒服。还可能发生其他不想要的副作用-例如所递送氧气的浓度的改变、或者所递送的湿度的改变。由增加的流动阻力产生的流量变化将会很大或者是总流量中的一个大的比例或百分比,并且可以产生从使用者设定流率测量的流量的大的偏差。大的流量偏差的另一个实例是,例如当将使用者接口从一个全罩式面罩改变或换为一个鼻罩或鼻套管时。将存在一种可以表征为从使用者设定流率的大偏差的流量变化-测量的流量与使用者设定的流量之差将是大的。例如,如果将小孔鼻套管换为大孔鼻套管时,也会发生大的偏差。

[0302] 相比之下,对于遍布系统的流量存在着可以表征为“小偏差”的变化。对于造成从使用者设定流率的“小偏差”的系统的变化的一些实例如下:如果递送导管的几何形状改变(例如,如果使用者在睡眠中翻身并改变了递送导管屈曲或弯曲的方式),那么将存在流量

上的相对小的或小的变化或百分比变化，并且从使用者设定流率的实际流率的偏差也将是小的。例如，如果在使用者脸上或在其鼻孔内的使用者接口的位置改变，也可能发生从使用者设定流率的小偏差。

[0303] 为了本说明书的目的，按如下设定基础流量：由使用者限定该“使用者设定流率”。不断地或周期性地测量穿过该系统的流量，从而给出该“实际流率”(例如，通过流量探针61)。只要测量的实际流率与使用者设定流率匹配在一个预定义的公差(例如，3升/分钟)之内，控制器8就可以将该流量表征为在公差内，即，在实际测量的流量与使用者设定流率之间不存在‘大偏差’。如果测量的流量与使用者设定流率相差了超过3升/分钟的预定义公差或者从设定基础流量起更多，那么控制器8以与上面概述的类似的方式将此表征为‘大偏差’。相比之下，如果在测量的流量与使用者设定流率之间存在的差异小于3升/分钟，那么将此表征为小偏差。还应该注意的是，在多个替代实施方案中，该控制器可以从使用者设定流率的一个百分比偏差开始工作，而不是从一个经验变化，如以上描述的优选实施方案的3升/分钟。

[0304] 在该优选实施方案中，载入控制器8中的控制系统或控制算法被设计为在粗调控制与微调控制之间进行转换，这取决于是否存在一个大偏差还是一个小偏差。如果该控制器‘看到’了流量上的一个大偏差或一种阶跃变化，那么它使用粗调控制参数来将该流量恢复至使用者设定的流量。如果流量在缓慢变化，或者如果存在流量上的小偏差，那么控制器8使用微调控制参数来调节该流量。

[0305] 为了避免与杂波或者与患者呼吸关联的在系统触发粗调控制上的系统或测量偏差，所使用的实际测量的流量是在大于少数呼吸周期的一个时间段上计算出的平均流率，而不是瞬时测量的流量。

[0306] 作为控制器8的一部分而结合的、并且作用于系统1(或100、或200)使流量平滑的目的是给正经历增湿治疗的使用者递送恒定流率的一个或多个预载控制系统(或一种或多种控制算法、或模糊逻辑规则集)是有用的，因为它允许设定并且获知流量。该流量与所使用的接口、接口在使用者上的适合性、以及使用者呼吸的深度无关。如果使用者正例如通过使用系统200时而经历0_2治疗时，这是特别有用的。如果由例如一个中央气体供应源所提供的0_2(经由一个壁入口和导管提供至增湿器室)的流量是已知的(由流量探针测量)，并且来自一个分开的大气供应源的流量是已知的(或者由一个分开的流量探针测得、或者使用该控制器中的一种算法由系统的尺寸(例如，文丘里管的尺寸)以及测量的流量计算出)，那么载入控制器208的一个查找表可以计算出共混的增湿的空气中的0_2分量。例如，对于同一个使用者，一个套管接口与一个气管接口之间的气流差异典型地是5升/分钟或更大。如果来自的大气和中央供应源的分开的流量是已知的，则对于这些接口中任一种可以通过控件11将0_2分量设定至已知的值而不需要一个0_2传感器。而且，通过具有一种带有反馈至控制器208并且不考虑该接口或患者的呼吸方式而设定流量的流量传感器的系统，可以如在此的概述而精确地控制湿度。因此，利用一个预设定的流量，该呼吸辅助系统可以递送精确的氧气分量和湿度而不需要一个氧气传感器或湿度传感器。精确的流量控制使得能够进行共混氧气的精确递送。精确的流量控制还使得能够进行对递送给患者的气体中的湿度水平的精确控制。

[0307] 在图9中示出了一个示意图，显示了一种控制系统300的运行。在该优选形式中，控

制器8(或108或208)载有一个控制系统300。控制器8使用来自一个P.I.D.滤波器313的P.I.D.控制算法作为粗调控制参数或大偏差控制参数。在滤波器313中,该'P'或比例部分如301示出,该'I'或整体部分如302示出,并且该'D'或求导部分(derivative part)如303示出。在该控制子系统或算法中,示出了风扇单元13,其中流量探针61在该风扇单元13的下游示出。来自控件11的使用者输入如箭头304示出。反馈信号307a示出为从控制系统或子系统的输出返回到前端或输入端、即将与指示使用者设定流率-使用者输入304的信号一起输送进滤波器313(应该注意的是当在本说明书中使用短语'使用者设定流率'时,可以将它当作是指使用者输入信号304)。箭头311示出了进入风扇单元13的输入,它是来自P.I.D.滤波器313(或者大偏差控制滤波器313a或者小偏差控制滤波器313b)的输出或信号。

[0308] 从图9可以看出滤波器313被分成一个'大偏差控制滤波器'(313a)和一个'小偏差控制滤波器'(313b)。控制器8依据以上概述的参数在这两个滤波器之间转换。

[0309] 应当注意的是该粗调流量控制或'大偏差'控制可以通过使用加热板温度、或管温度、或这两者作为输入而实现。如果该温度在某个变化速率以上变化(一个大偏差),则该控制器开始粗调控制。该控制器还可以使用加热板或加热丝(或这两者)的功率或工作期,并且使用一种查找表、公式或模糊逻辑算法。(这种流量控制可以单独使用或者作为一种备用控制系统)。它对于氧气治疗可能不够精确但是可以潜在地应用于外科增湿或高流量治疗(没有02)中。

[0310] 也可以使用来自氧气传感器(富含02的空气)的数据作为输入用于流量控制的模糊逻辑(02%的变化可以反映流量变化)。

[0311] 以上描述的流量控制方法和系统可以进一步精化以便控制吸气-呼气周期过程中的流量,如下面进行描述。

[0312] 内呼吸(Intra-breath)控制

[0313] 以上描述的流量控制方法着手解决平均流率-即,在大于多个呼吸周期(例如,三个或更多个吸气-呼气周期)的一个时间段上的平均流率。对于实施一种控制系统来维持呼吸(吸气/呼气)过程上的恒定流率的存在着一种需要。下面描述了可以实现这的一种优选方式。

[0314] 穿过导管的流量将随着患者吸气和呼气(即,跨越一次呼吸或呼吸周期的过程)而变化。流量在一个呼吸的过程上将变化的百分比量值取决于多个因素-例如,管/接口的结合的阻力、鼻孔中的套管周围的泄露或密封以及进行呼吸的尺度(size)。一种很高阻力的导管与套管的结合不大可能需要一种控制系统用于维持一个呼吸过程上的恒定流率。然而,一种低阻力的接口如用于系统1、100或200的鼻套管更有可能需要一种控制系统-流量上的变化可能相对地较大。

[0315] 在一些情况下,流量变化可能实际上是有益的-它可以减小使用者呼吸所要求的操作,并且它可能对于使用者是更舒服的,因为在呼气过程中鼻子处的压力更低(相比于一种恒定流率装置的另外情形)。在其他情况下,具有穿过该管道的更恒定的流量可能是有益的。这将在呼气过程中给出更大的压力并且造成更高的PEEP。这对于治疗一些呼吸疾病是有用并且有利的。对于一个相对低阻力的管(以及鼓风机的低反压力),吸气与呼气之间的流量变化可以相对大,例如是5L/min或更大。当使用者设定流率相对低时,这种变化将更大。控制呼吸过程中的流量一般比控制平均流率更难。这是因为作为鼓风机单元13的一部

分使用的电动机的时间响应通常与呼吸速率是相当的。需要采取护理以保证该呼吸系统如呼吸辅助系统1在所有运行条件下将是稳定的、但是维持足够快的响应。这是通过对这些控制参数的仔细选择而完成的。例如，如果使用一种P.I.D.系统，则P、I和D的增益必须非常仔细地进行设定。

[0316] 这种内呼吸控制方法在如下的优选形式中进行实施，参考图10a。

[0317] 首先，以允许提取内呼吸变化的一个速率对流量采样。在该优选实施方案中，采样速率是在25Hz的区域内(例如20-30Hz，即通过流量探针61(或161或261)在每秒20与30次之间测量流量)。在呼吸辅助系统1的优选形式中使用的流量探针61必须能够足够快地对变化作出响应以便实现这种响应。如以上概述的，将P.I.D.控制算法预载入以便在控制器8中使用。关于该‘D’或求导项303a或303b的一个问题是小量值的测量或过程杂波可能造成输出的大量值的改变。在本发明的优选形式中，为了保证响应是足够快速的，这个滤波器是不存在的。可替代地，如图10a所示，使用了一个低通滤波器321，它具有一个截止频率，该截止频率高至足以允许内呼吸的流量变化不减弱地或几乎不减弱地通过。这增加了微调控制系统的响应时间因而平均的以及内呼吸的变化两者都将得到补偿。需要采取护理以保证该控制滤波器的参数被选择为确保将造成使用者不舒服的不想要的影响(如过冲和振荡)在所用流量的整个范围上并且对于使用的所有患者接口都不会发生。

[0318] 该系统也可以在不存在滤波器321时使用。然而，移除这个滤波器可能要求使用一个更精确的流量控制器。所用的增加将必须被保持为足够小以确定杂波不会不利地影响行为-这可能造成一种不理想的性能，例如，该流量可能不如人们希望的那样恒定。

[0319] 如以上概述的，控制器8通过不断地接收来自流量探针61的输入而使用微调或者粗调控制，在该优选实施方案中，该流量探针在每秒20与30次之间对流量采样。利用这一瞬时流量通过使用例如一个低通滤波器320来计算大于少数呼吸周期的时间段上的平均流率，该低通滤波器是用来计算平均流率与使用者设定的或希望的流量的偏差的。在该优选实施方案中，如果测量的平均流率与使用者设定的或希望的流量相差了一个预先设定的值(例如，大于3升/分钟)，那么控制器8使用粗调控制参数或‘大流量偏差’313a将该流量调节到使用者设定的水平。如果该平均流率从平均数偏离了15%的比例、或者多于3升/分钟，那么控制器8或108开始粗调控制。否则，使用微调控制或小流量偏差313b。

[0320] 为了保证在粗调控制过程中维持稳定的运行，可以将使用滤波器320的输出得到的平均流率(而不是图10a中所示的瞬时测量流量)反馈到该控制器中。

[0321] 在一个变体或第二优选的形式或实施方案中，控制器8通过使信号307a(指示实际流率的信号)并行地通过一个低通滤波器308以及一个高通滤波器309对产生自呼吸周期的流量变化进行补偿，如图10b中所示。该低通滤波器产生了一个输出信号307b。高通滤波器309产生了一个反馈至补偿滤波器306的输出信号315。来自该P.I.D控制器的输出信号311以及来自补偿滤波器306的输出信号312a被用来控制风扇单元13中的风扇的速度。这具有的优点是允许独立于该内呼吸控制滤波器而对用于平均值的P.I.D.滤波器313进行设定。这使得更容易设计一种稳定且坚牢的控制系统。

[0322] 图10b中所示的双重反馈回路允许分开的P.I.D.增益，以便可以控制平均以及内呼吸流量。关于使用微调还是粗调控制来调节平均流率的这个决定是通过检查前述的低通滤波器307b与使用者设定流率的偏差而做出的。

[0323] 现有技术的系统遇到的又一个困难是该呼吸辅助系统是一种非线性的系统-该系统的开环增益随着该呼吸辅助系统的状态而变化。即,鼓风机压力或电动机速度上的一个给定的变化将产生流量上的变化,这取决于该呼吸辅助系统的当前状态。例如,如果鼓风机单元3正在高流量条件下运行,并且总的流量因为使用者呼气而变化了某一量值,那么为了补偿这种变化所要求的压力或电动机速度上的变化将与该鼓风机单元3在低流量下运行时不相同。这可能造成关于稳定性的问题,并且现有技术的控制系统有可能在一些流量值或电动机速度下变得不稳定。而且有可能的是该响应时间可能变得太慢而不能充分补偿内呼吸的变化。在响应时间与扰动相似的一种系统中,例如在流量改变的速度与风扇单元13的时间响应相似的系统中,这可能是特别成问题的。

[0324] 存在着许多种可以进行修改从而帮助克服这些影响的不同的控制器。一种方法是使用具有一个带有参数的控制滤波器的控制器,这些参数作为系统状态的函数而改变。例如,如果使用一种P.I.D.控制器,这些P、I和D参数可能是不恒定的然而却是平均(或甚至瞬时)流量、或鼓风机压力或电动机速度或使用者设定流率的函数。

[0325] 图11示出了可以如何实现这的一个示意图。该控制系统与图10中所示的以及以上描述的相同,但是增加了从流量发生器或风扇单元13到补偿滤波器306的一个反馈信号316。因此在这个变体中给风扇单元13的输入信号将是来自P.I.D.滤波器313的输出信号311、以及来自补偿滤波器306的信号312b。

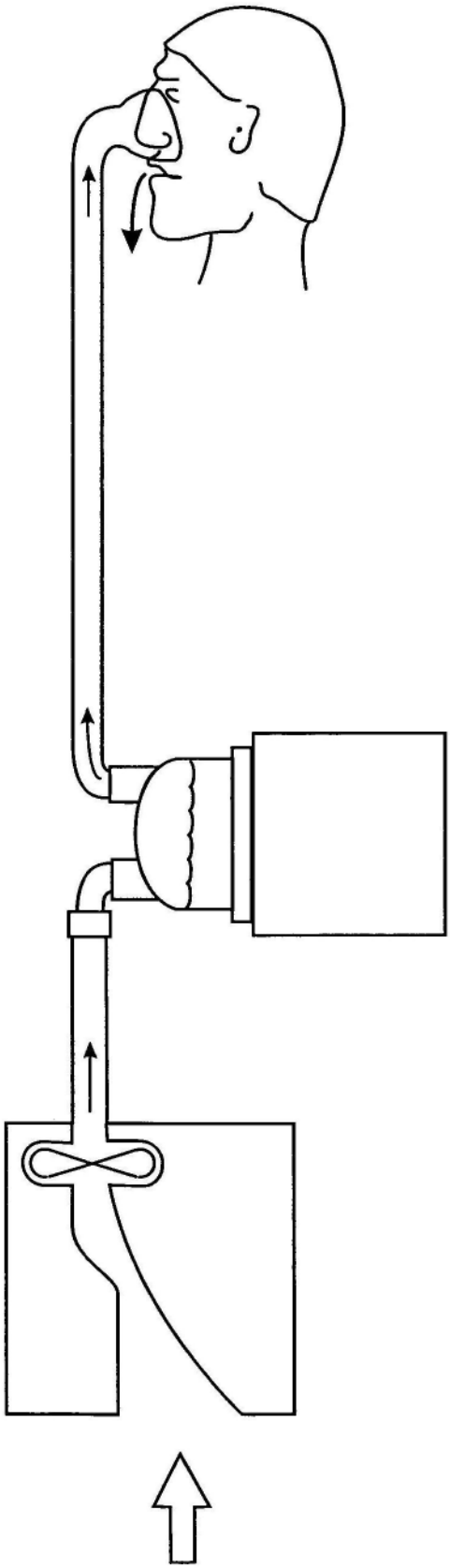


图1

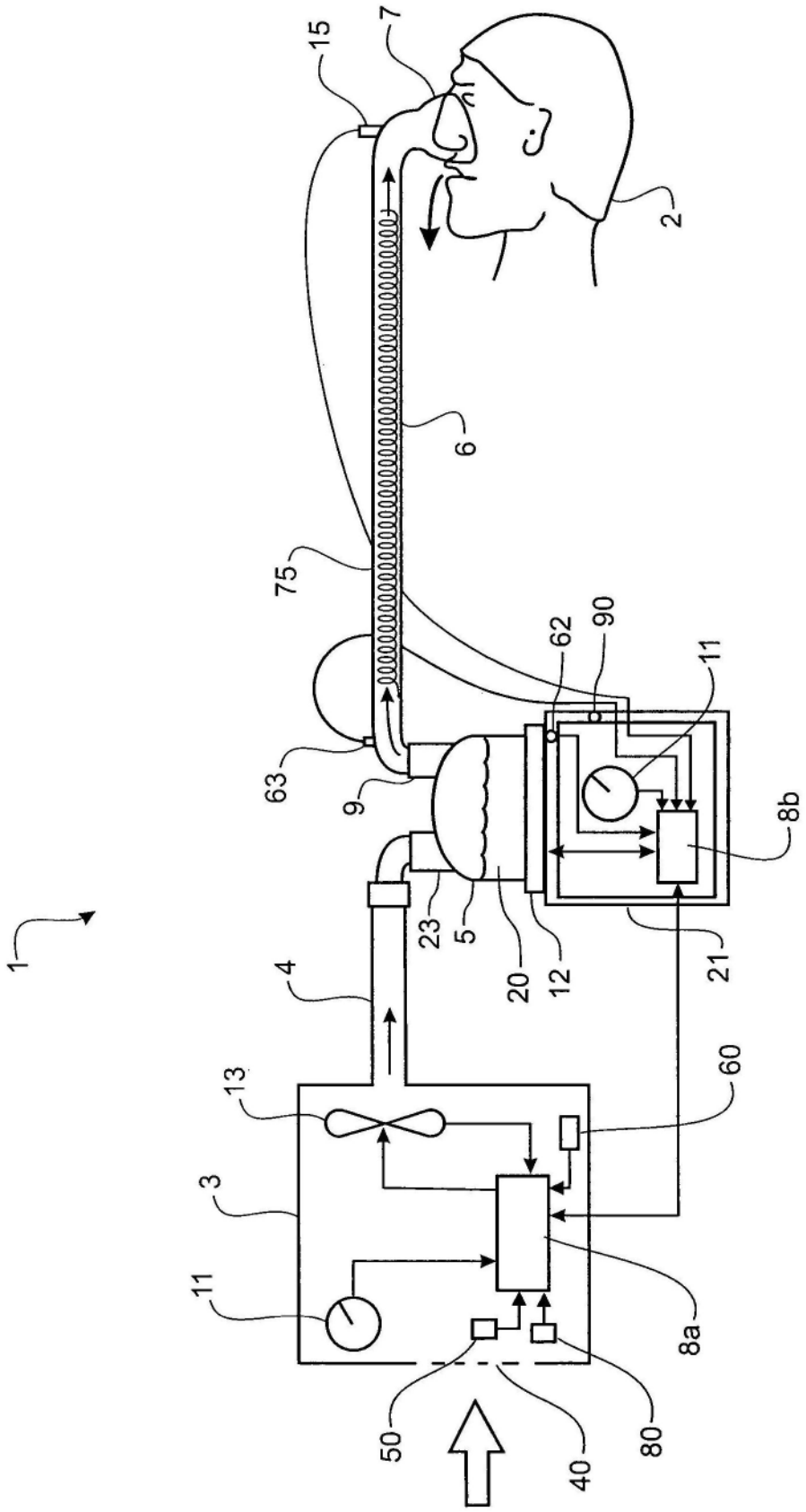


图2a

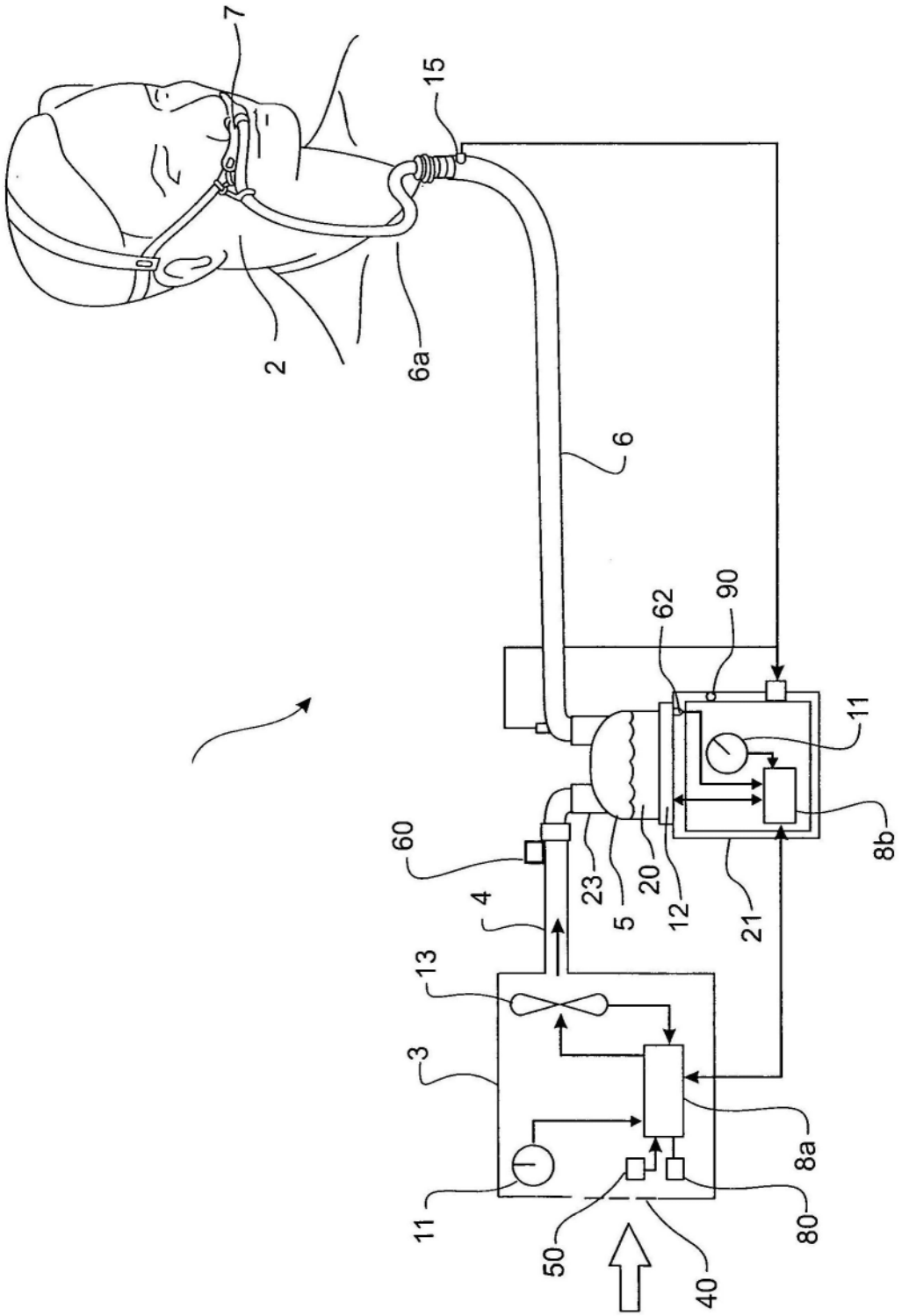


图2b

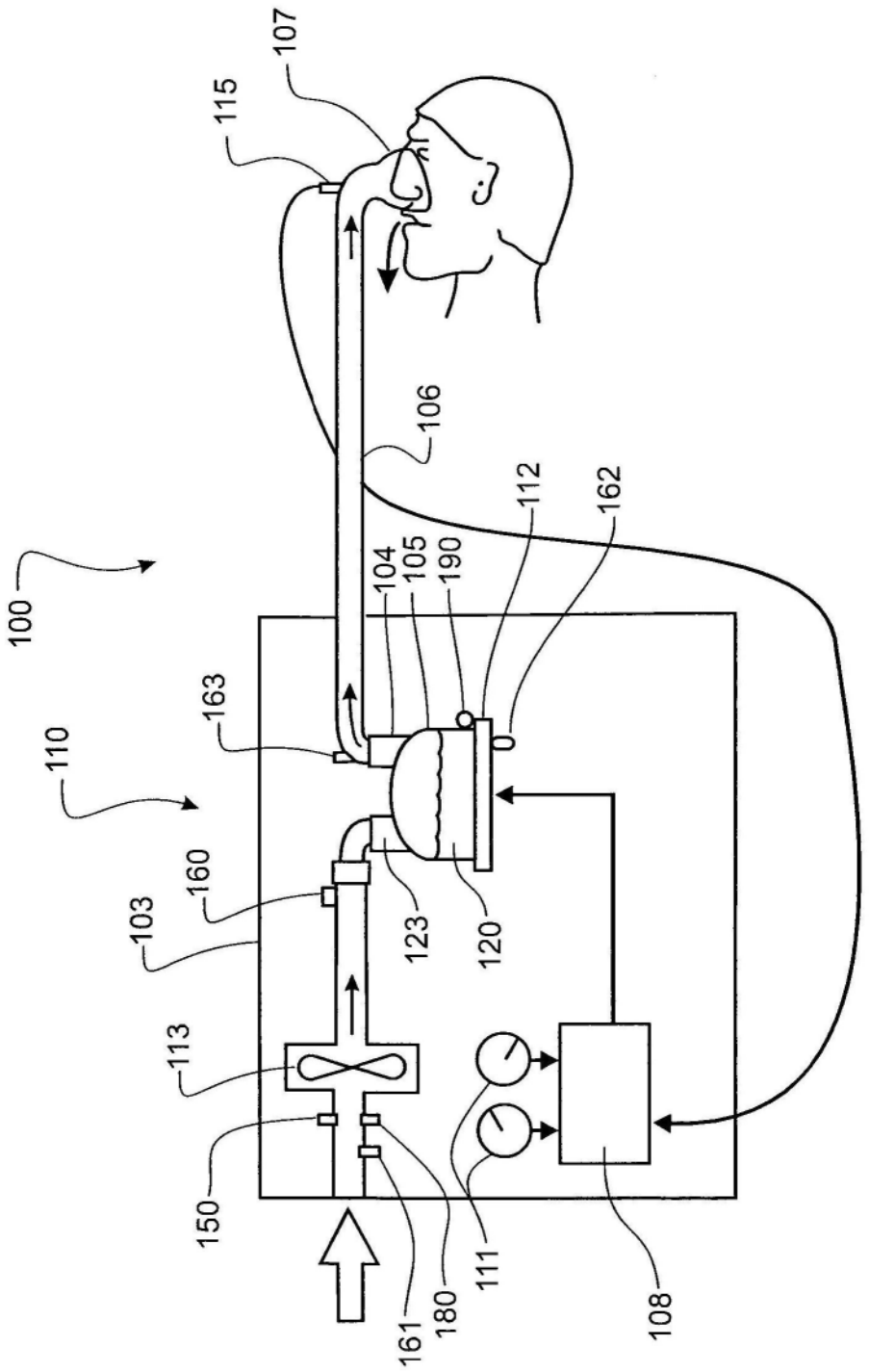

107
115
106
112
162
100
104
105
190
163
110
160
103
123
120
113
150
161
180
111
108

图3

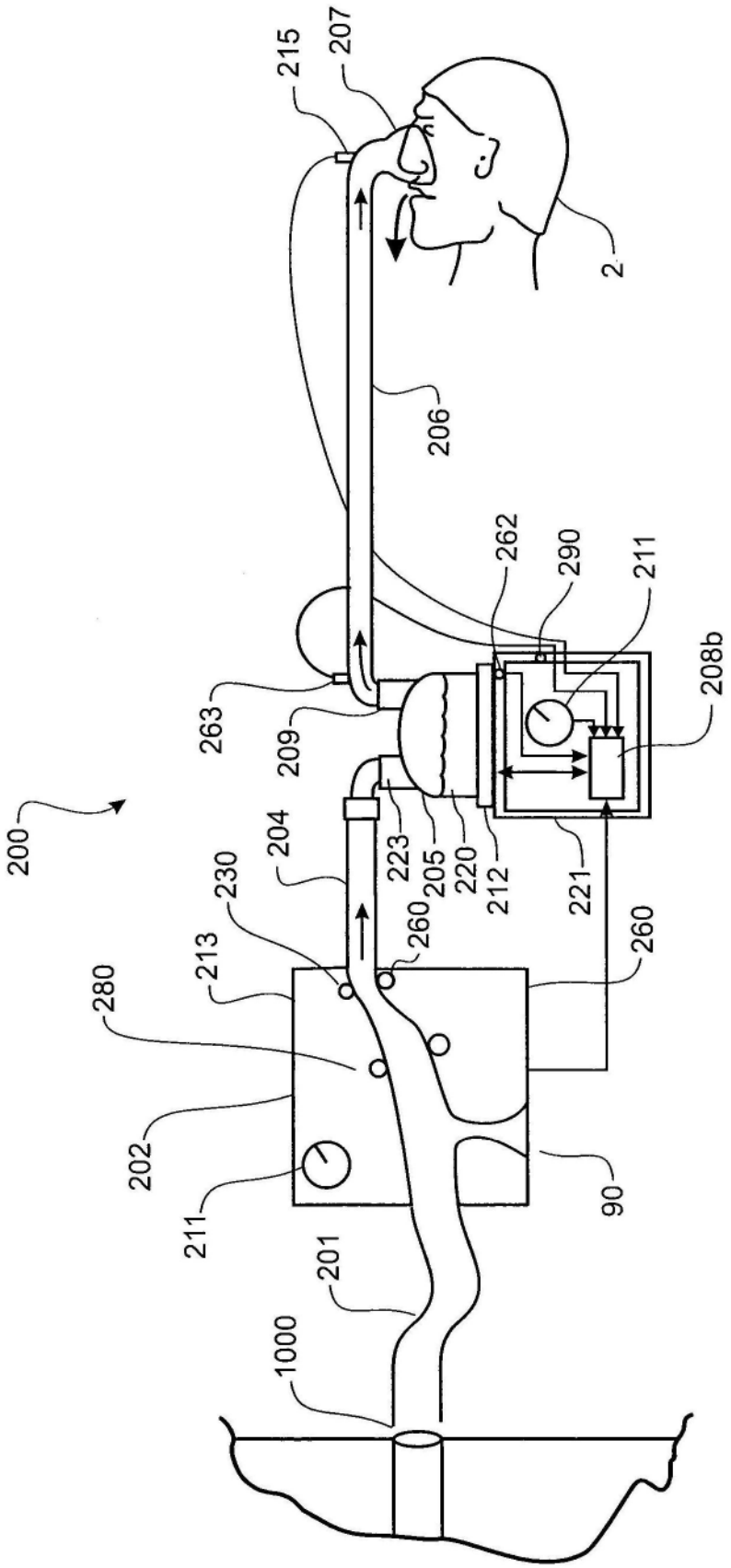

215
207
2
206
262
290
211
208b
263
209
200
204
223
205
220
212
221
230
260
260
213
280
202
211
90
201
1000

图4

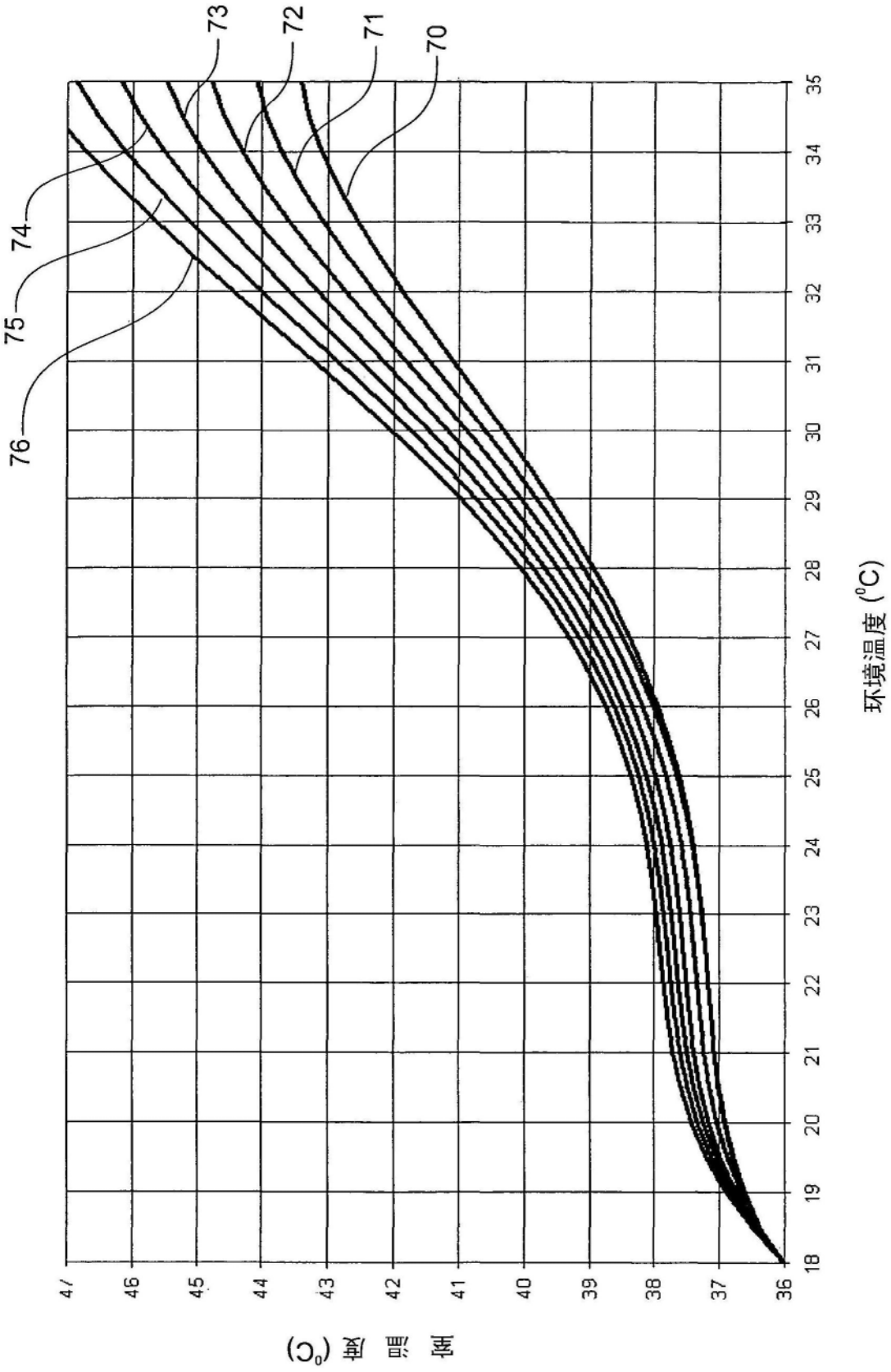

70
71
72
73
74
75
76
环境温度 (°C)
室 温 度 (°C)
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47

图5

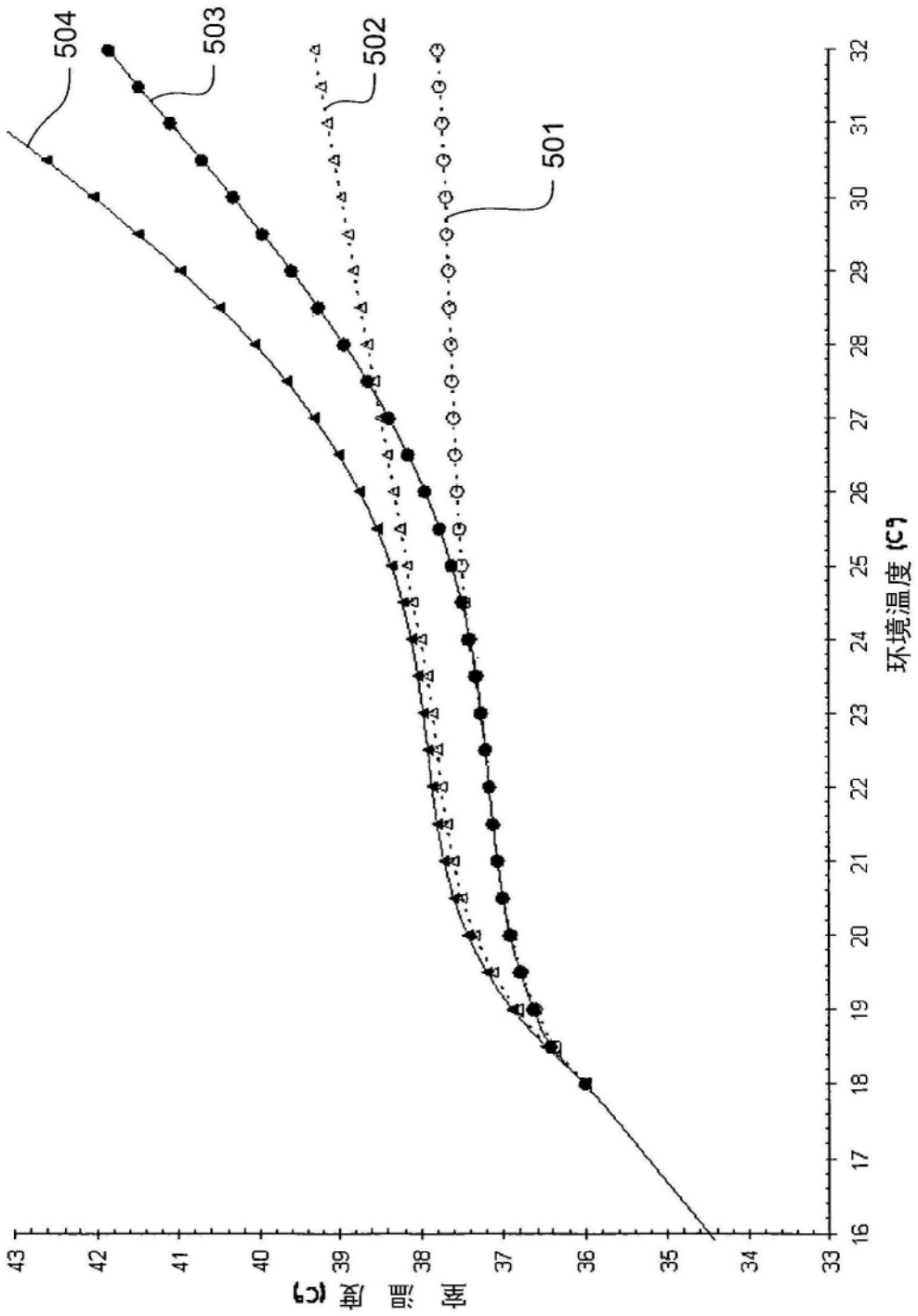

504
503
502
501
43
42
41
40
39
38
37
36
35
34
33
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
环境温度 (C°)

图6

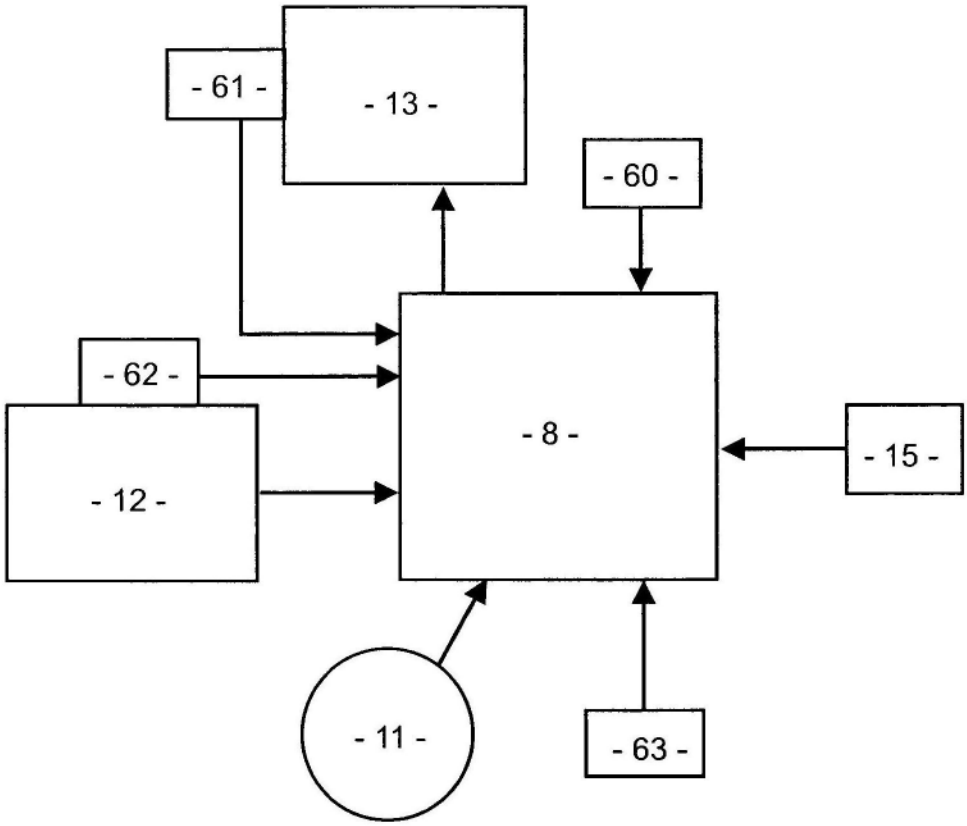


图7

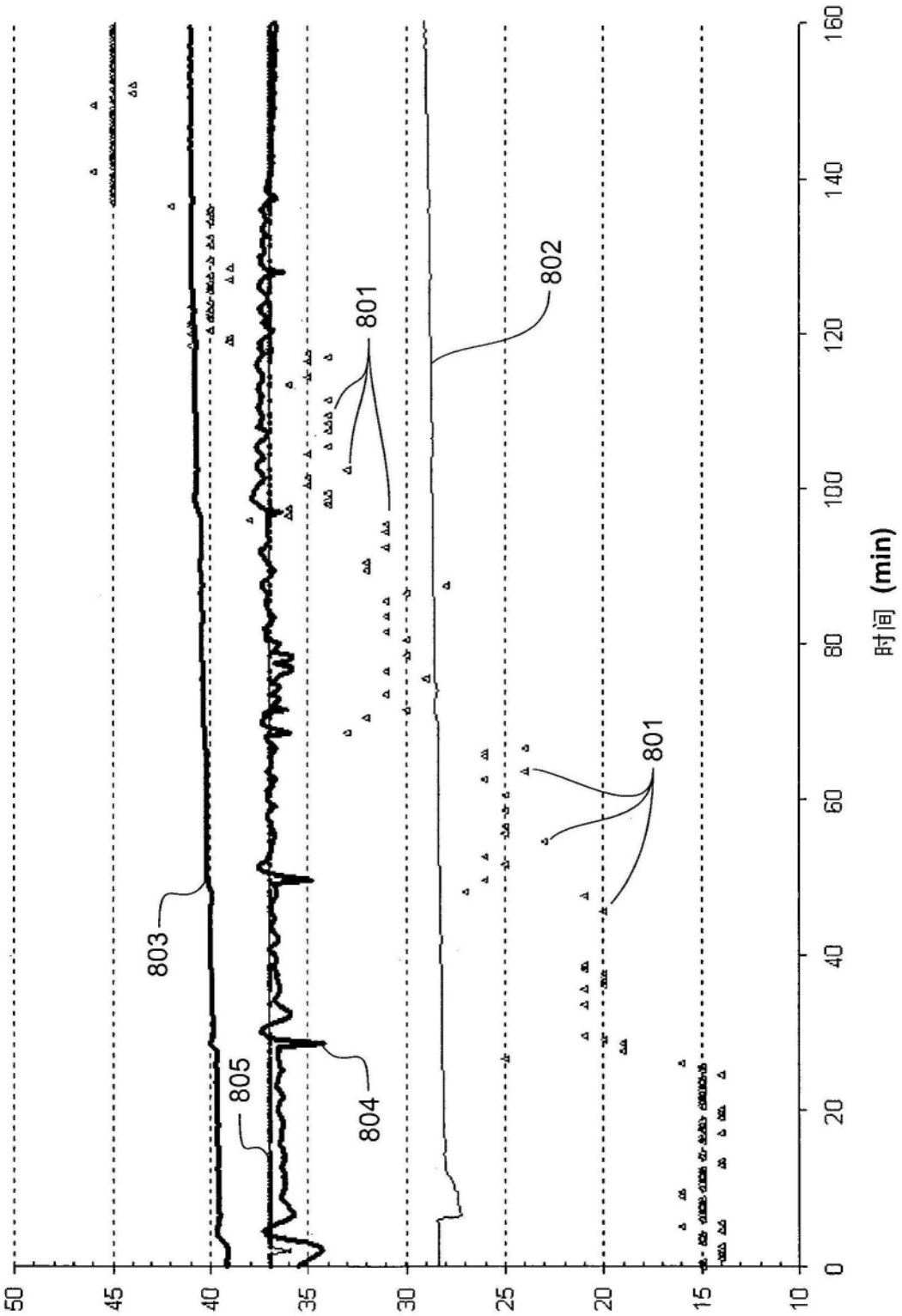

50
45
40
35
30
25
20
15
10
0
20
40
60
80
100
120
140
160
时间 (min)
801
802
803
804
805
801

图8a

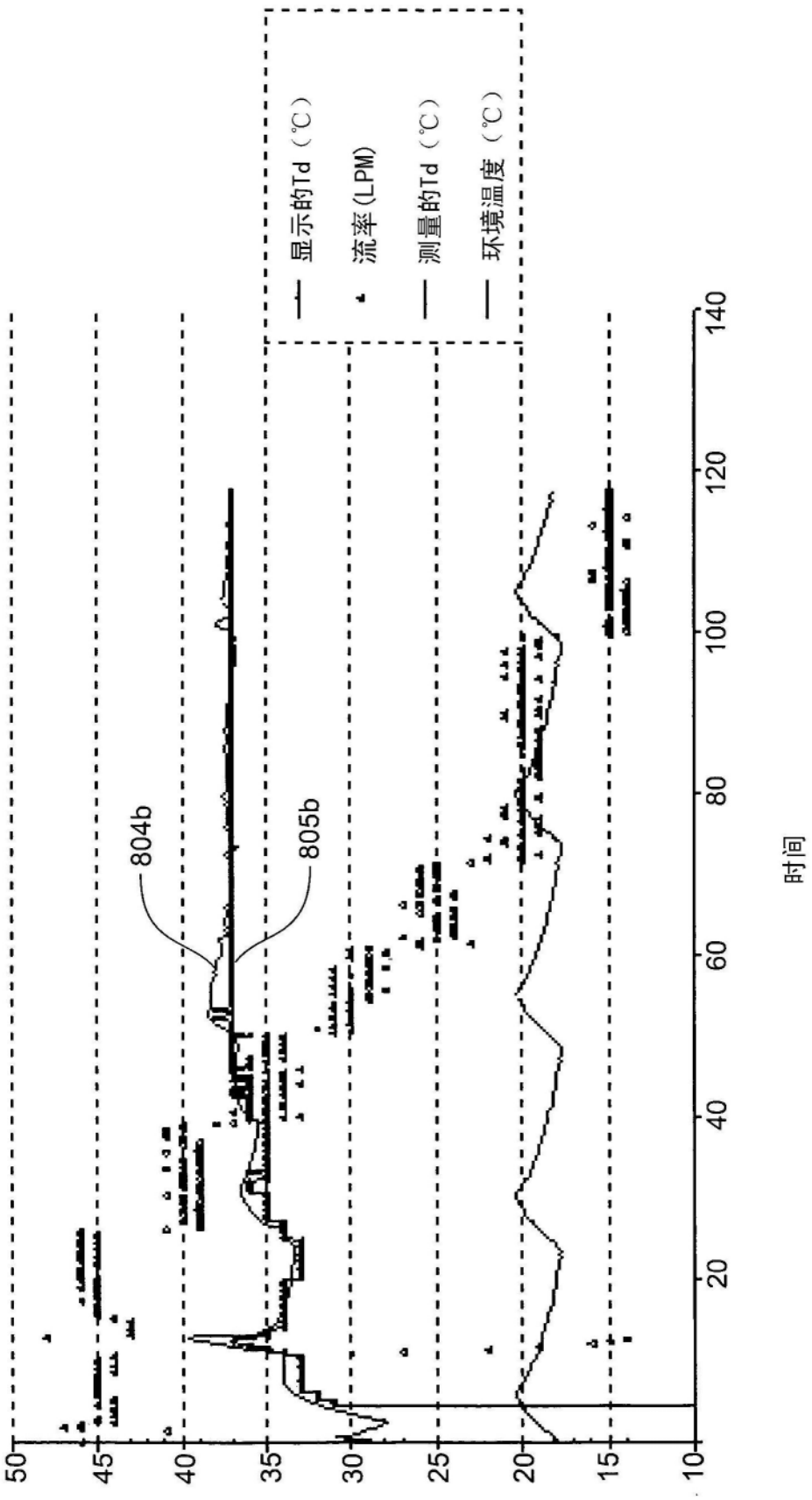

显示的Td（℃）
流率(LPM)
测量的Td（℃）
环境温度（℃）
804b
805b
50
45
40
35
30
25
20
15
10
20
40
60
80
100
120
140
时间

图8b

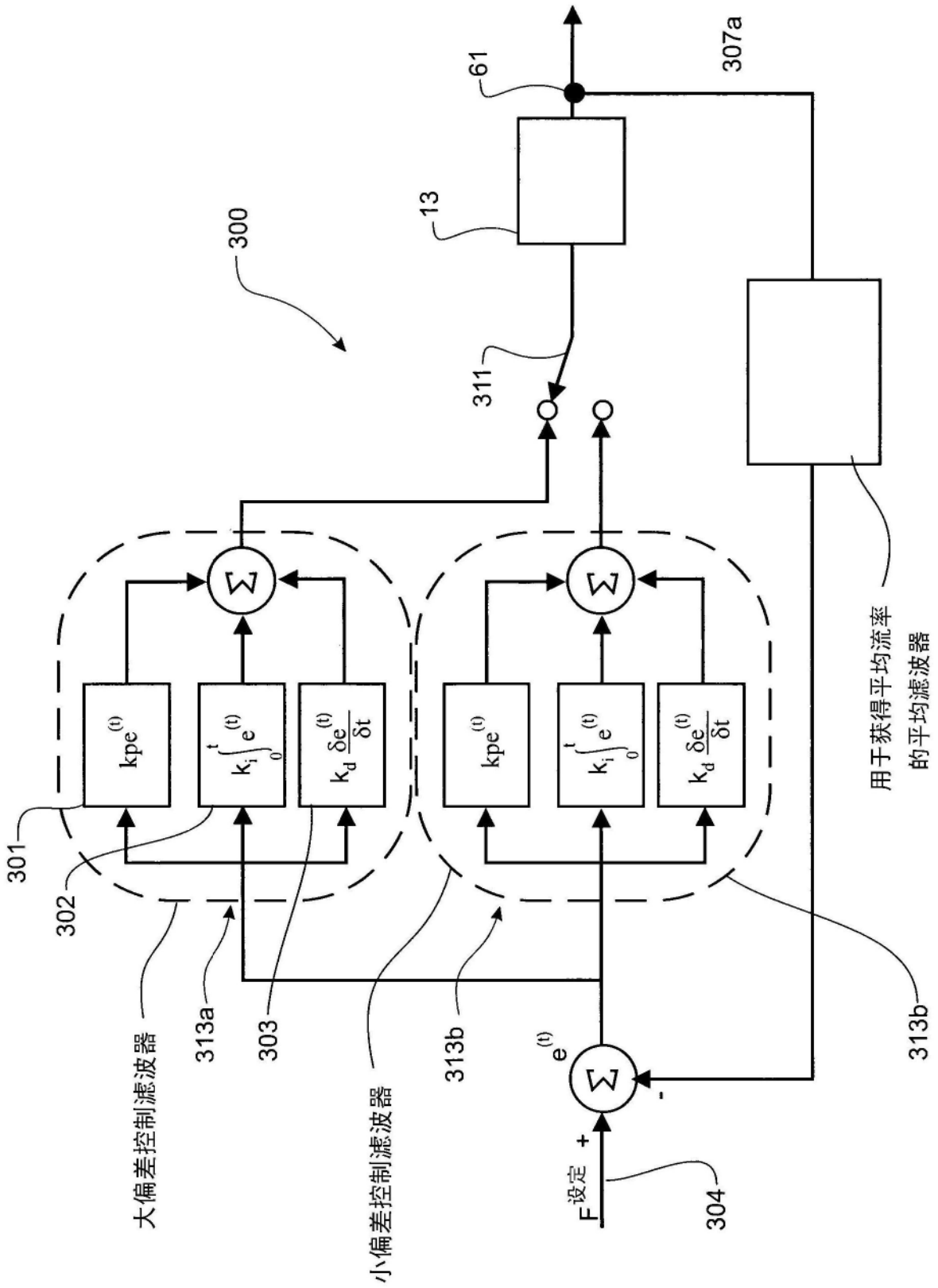

300
61
307a
13
311
301
302
303
313a
313b
313b
304
$kpe^{(t)}$
$k_i\int_0^t e^{(t)}$
$k_d\frac{\delta e^{(t)}}{\delta t}$
$e^{(t)}$
$F^{设定}$
+
-
大偏差控制滤波器
小偏差控制滤波器
用于获得平均流率
的平均滤波器

图9

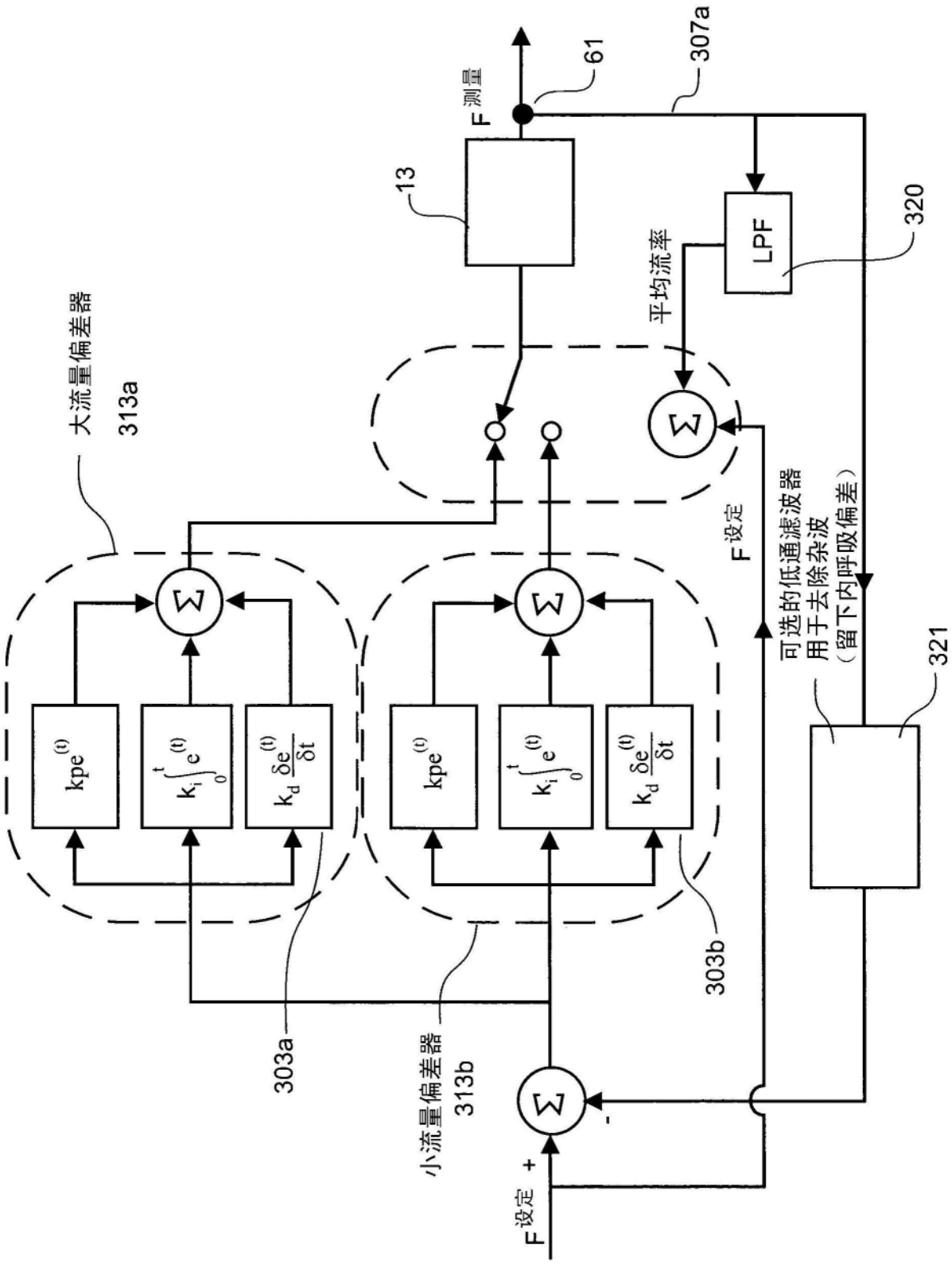

大流量偏差器
313a
kpe(t)
ki∫0t e(t)
kd δe(t)/δt
303a
小流量偏差器
313b
kpe(t)
ki∫0t e(t)
kd δe(t)/δt
303b
F设定
+
-
Σ
F测量
61
13
307a
平均流率
LPF
320
F设定
可选的低通滤波器
用于去除杂波
（留下内呼吸偏差）
321

图10a

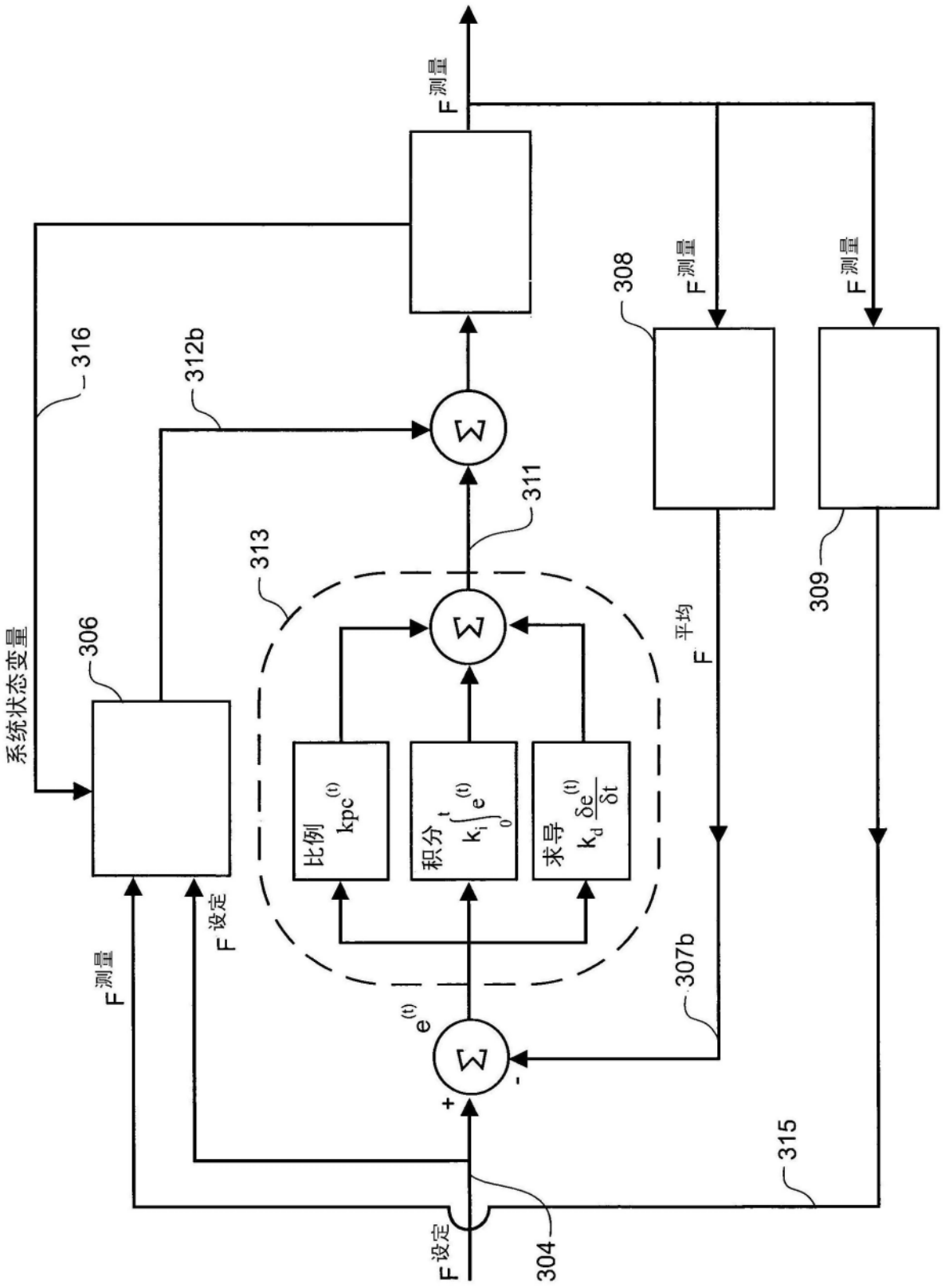

F测量
308
F测量
F测量
316
312b
311
313
309
306
系统状态变量
比例
$kpc^{(t)}$
积分
$k_i\int_0^t e^{(t)}$
求导
$k_d\frac{\delta e^{(t)}}{\delta t}$
F平均
F设定
F测量
307b
$e^{(t)}$
+
-
315
F设定
304

图10b

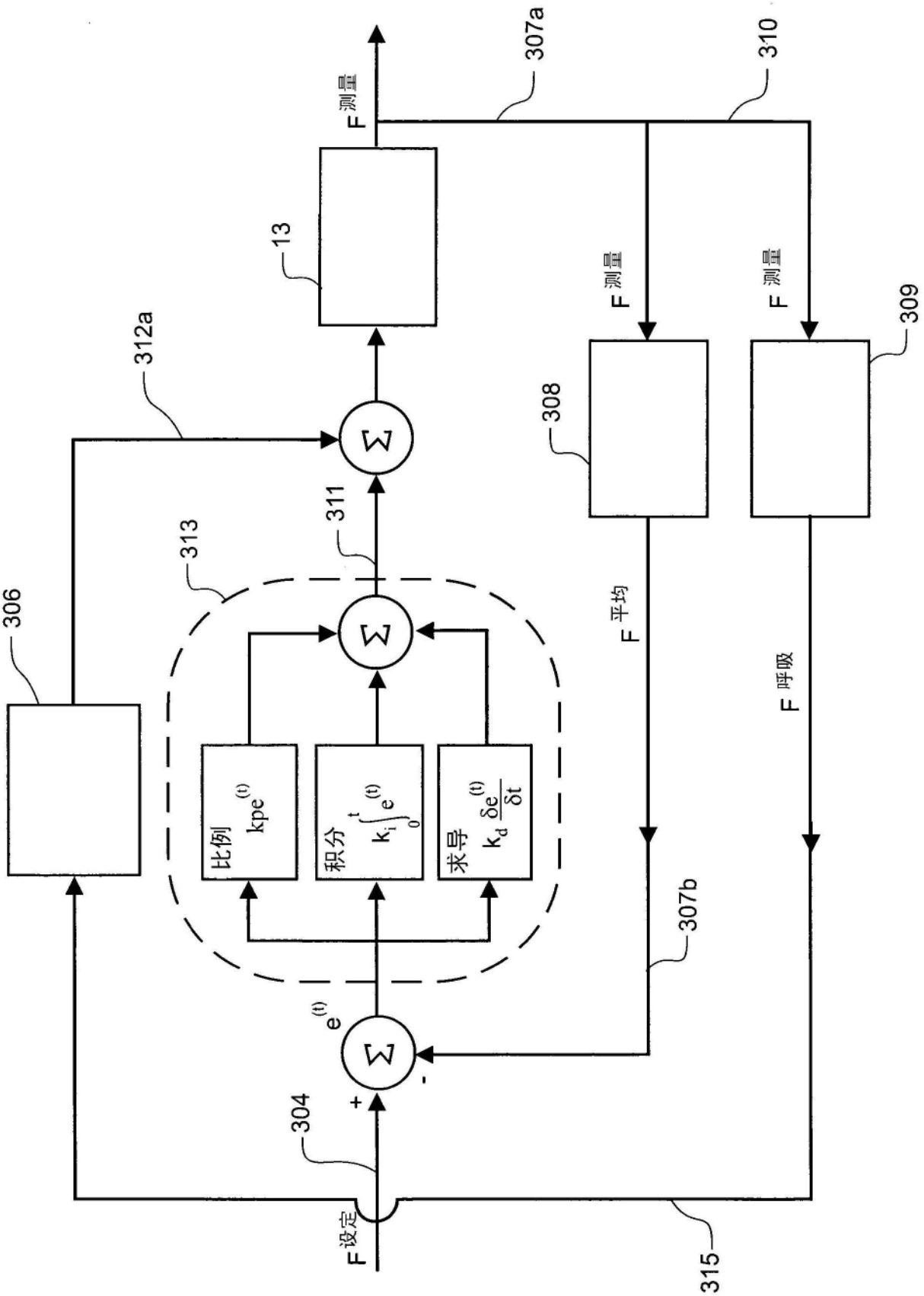

306
312a
313
比例
$k_p e^{(t)}$
积分
$k_i \int_0^t e^{(t)}$
求导
$k_d \frac{\delta e^{(t)}}{\delta t}$
311
13
$F^{测量}$
307a
310
$F^{测量}$
308
$F^{测量}$
309
$F^{平均}$
$F^{呼吸}$
307b
$e^{(t)}$
+
-
304
$F^{设定}$
315

图11

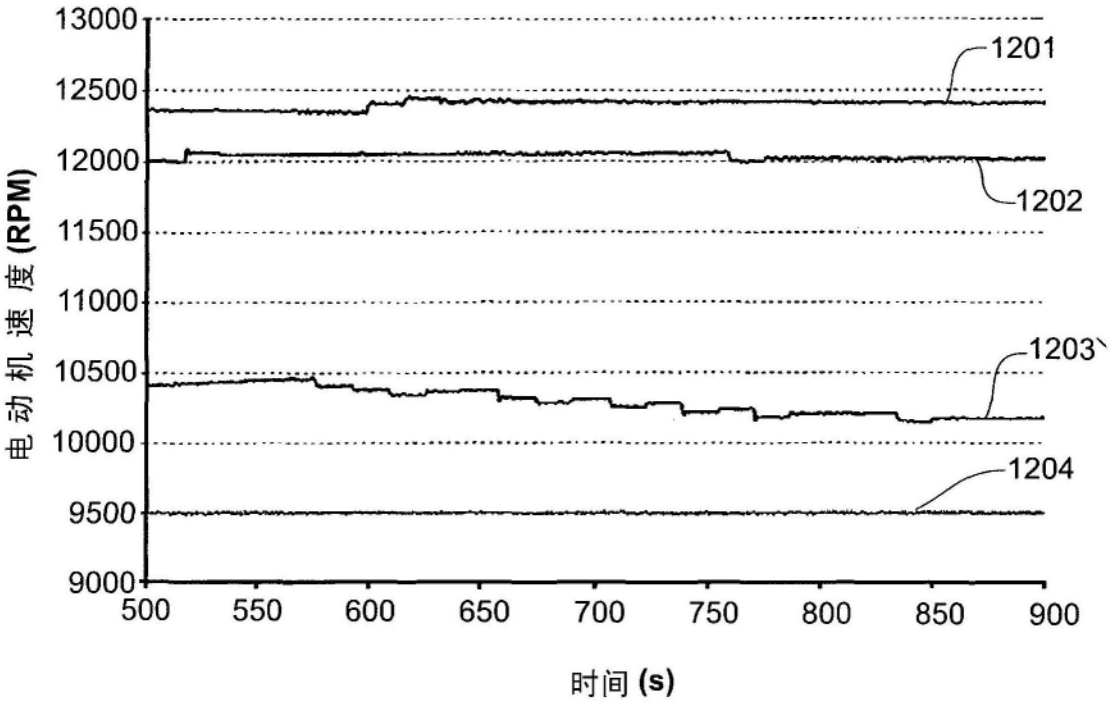

13000
12500
12000
11500
11000
10500
10000
9500
9000
电动机速度(RPM)
500
550
600
650
700
750
800
850
900
时间(s)
1201
1202
1203
1204

图12