



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104784792 A

(43) 申请公布日 2015. 07. 22

(21) 申请号 201510158968. 1

(22) 申请日 2015. 04. 03

(71) 申请人 深圳市科曼医疗设备有限公司

地址 518052 广东省深圳市南山区南山大道
南油第四工业区五栋七楼南侧、四栋六
层、四栋一层

(72) 发明人 成其新 赵晨 马建新

(74) 专利代理机构 广州华进联合专利商标代理
有限公司 44224

代理人 生启

(51) Int. Cl.

A61M 16/00(2006. 01)

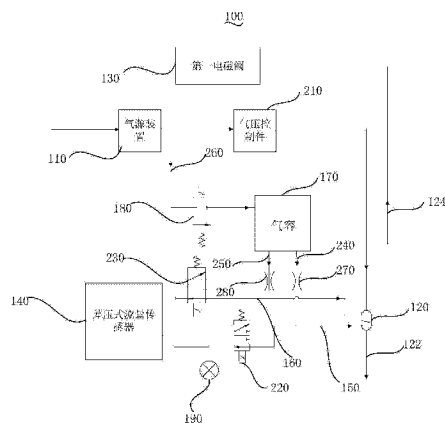
权利要求书2页 说明书6页 附图1页

(54) 发明名称

呼吸机及其除水汽的气路系统

(57) 摘要

本发明涉及一种呼吸机及其除水汽的气路系统。该除水汽的气路系统的第一电磁阀安装于与外界相通的出气管道上；第一监测管道和第二监测管道的两端均分别与用于产生气流压差的差压发生装置和差压式流量传感器连通；气容通过第一连接管道与第一监测管道连通，通过第二连接管道与第二监测管道连通，通过第三连接管道与气源装置连通；第二电磁阀设置于第三连接管道上；当压力传感器检测的气压值达到预设气压值时，第二电磁阀关闭；当患者呼气时，气容放气以阻止患者呼出的气体流向第一监测管道和第二监测管道。上述除水汽的气路系统能够有效地避免在监测管道中形成冷凝水的问题，且除水汽过程更加的安全。



1. 一种呼吸机的除水汽的气路系统,其特征在于,包括:

气源装置,用于提供气源;

差压发生装置,用于产生气流压差,所述差压发生装置通过管道与所述气源装置连通,所述差压发生装置上还连接有供患者呼吸的呼吸管道及与外界连通的出气管道;

第一电磁阀,安装于所述出气管道上,用于控制所述出气管道与外界的连通;

差压式流量传感器,用于监测患者呼吸时的气体流量;

第一监测管道,两端分别与所述差压发生装置和所述差压式流量传感器连通;

第二监测管道,两端分别与所述差压发生装置和所述差压式流量传感器连通;

气容,通过第一连接管道与所述第一监测管道连通,通过第二连接管道与所述第二监测管道连通,通过第三连接管道与所述气源装置连通;

第二电磁阀,设置于所述第三连接管道上,用于控制所述第三连接管道的连通和阻断;

压力传感器,设置于所述第一监测管道或所述第二监测管道上,所述压力传感器用于检测所述差压发生装置中的气压值;

电路控制单元,与所述差压式流量传感器、所述第一电磁阀、所述第二电磁阀和所述压力传感器均电连接,所述电路控制单元控制所述第一电磁阀和所述第二电磁阀的开启和关闭,所述电路控制单元设有一与所述压力传感器检测的气压值做比对的预设气压值;

其中,当所述压力传感器检测的气压值达到所述预设气压值时,所述第二电磁阀关闭;当所述患者呼气时,所述气容放气以阻止患者呼出的气体流向所述第一监测管道和所述第二监测管道。

2. 根据权利要求 1 所述的呼吸机的除水汽的气路系统,其特征在于,还包括:

第一限流件,设置于所述第一连接管道上;

第二限流件,设置于所述第二连接管道上;

其中,所述第一限流件和所述第二限流件用于限制所述气容放气的速率。

3. 根据权利要求 2 所述的呼吸机的除水汽的气路系统,其特征在于,所述第一限流件为气阻或节流阀。

4. 根据权利要求 2 所述的呼吸机的除水汽的气路系统,其特征在于,所述第二限流件为气阻或节流阀。

5. 根据权利要求 1 所述的呼吸机的除水汽的气路系统,其特征在于,还包括用于校准所述差压式流量传感器的第三电磁阀和第四电磁阀,所述第三电磁阀设置于所述第一监测管道上,并与所述电路控制单元电连接;所述第四电磁阀设置于所述第二监测管道上,并与所述电路控制单元电连接。

6. 根据权利要求 1 所述的呼吸机的除水汽的气路系统,其特征在于,所述压力传感器位于所述第一连接管道和所述差压式流量传感器之间;或者,所述压力传感器位于所述第二连接管道和所述差压式流量传感器之间。

7. 根据权利要求 1 所述的呼吸机的除水汽的气路系统,其特征在于,所述气源装置为涡轮风机或高压气源组件。

8. 根据权利要求 1 所述的呼吸机的除水汽的气路系统,其特征在于,还包括设置在连接所述气源装置和所述差压发生装置的管道上的气压控制件,且所述气压控制件位于所述

气源装置与所述差压发生装置之间。

9. 根据权利要求 8 所述的呼吸机的除水汽的气路系统,其特征在于,所述气压控制件为限压阀或自由吸气阀。

10. 一种呼吸机,其特征在于,包括权利要求 1 ~ 9 任意一项所述的呼吸机的除水汽的气路系统。

呼吸机及其除水汽的气路系统

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗设备领域,尤其涉及一种呼吸机及其除水汽的气路系统。

背景技术

[0002] 在医疗中使用的呼吸机常常采用外置差压式流量传感器进行近患者端的流量和压力监测,外置差压式流量传感器能够准确监测患者的吸入和呼出潮气量,可靠性高,成本相对热丝式流量传感器低,因此,在呼吸机中广泛使用。

[0003] 由于现有的采用差压式传感器的呼吸机在使用过程中,患者呼出的气体会进入流量传感器的两个监测管道,而呼出气体中带有大量的水汽,容易在监测管道中产生冷凝水,时间一长,冷凝水会停留在监测管道中,造成流量传感器监测不准确,甚至是损坏流量传感器监测,造成设备故障。而现有的解决方法中,有采用加热的方式去除水汽,防止产生冷凝水,也有采用高压高速气流将冷凝水吹走的方式。然而,以上两种方式都存在不足,加热去除水汽的方式需要增加一个加热装置,存在成本高,工艺复杂的特点,容易产生高温危险。采用高压高速气流将冷凝水吹走的方式,其需要采用高压气源,还必须要用一个减压阀调节压力,且一旦除水汽的开关电磁阀发生故障,就相当于患者与高压气源直接连接在一起,将高压气源引向患者,这样非常危险。

发明内容

[0004] 鉴于此,有必要提供一种能够避免在监测管道中形成冷凝水的问题、且较为安全的呼吸机的除水汽的气路系统。

[0005] 此外,还提供一种含有上述除水汽的气路系统的呼吸机。

[0006] 一种呼吸机的除水汽的气路系统,包括:

[0007] 气源装置,用于提供气源;

[0008] 差压发生装置,用于产生气流压差,所述差压发生装置通过管道与所述气源装置连通,所述差压发生装置上还连接有供患者呼吸的呼吸管道及与外界连通的出气管道;

[0009] 第一电磁阀,安装于所述出气管道上,用于控制所述出气管道与外界的连通;

[0010] 差压式流量传感器,用于监测患者呼吸时的气体流量;

[0011] 第一监测管道,两端分别与所述差压发生装置和差压式流量传感器连通;

[0012] 第二监测管道,两端分别与所述差压发生装置和差压式流量传感器连通;

[0013] 气容,通过第一连接管道与所述第一监测管道连通,通过第二连接管道与所述第二监测管道连通,通过第三连接管道与所述气源装置连通;

[0014] 第二电磁阀,设置于所述第三连接管道上,用于控制所述第三连接管道的连通和阻断;

[0015] 压力传感器,设置于所述第一监测管道或所述第二监测管道上,所述压力传感器用于检测所述差压发生装置中的气压值;

[0016] 电路控制单元,与所述差压式流量传感器、所述第一电磁阀、所述第二电磁阀和所

述压力传感器均电连接,所述电路控制单元控制所述第一电磁阀和所述第二电磁阀的开启和关闭,所述电路控制单元设有一与所述压力传感器检测的气压值做比对的预设气压值;

[0017] 其中,当所述压力传感器检测的气压值达到所述预设气压值时,所述第二电磁阀关闭;当所述患者呼气时,所述气容放气以阻止患者呼出的气体流向所述第一监测管道和所述第二监测管道。

[0018] 在其中一个实施例中,还包括:

[0019] 第一限流件,设置于所述第一连接管道上;

[0020] 第二限流件,设置于所述第二连接管道上;

[0021] 其中,所述第一限流件和所述第二限流件用于限制所述气容放气的速率。

[0022] 在其中一个实施例中,所述第一限流件为气阻或节流阀。

[0023] 在其中一个实施例中,所述第二限流件为气阻或节流阀。

[0024] 在其中一个实施例中,还包括用于校准所述差压式流量传感器的第三电磁阀和第四电磁阀,所述第三电磁阀设置于所述第一监测管道上,并与所述电路控制单元电连接;所述第四电磁阀设置于所述第二监测管道上,并与所述电路控制单元电连接。

[0025] 在其中一个实施例中,所述压力传感器位于所述第一连接管道和所述差压式流量传感器之间;或者,所述压力传感器位于所述第二连接管道和所述差压式流量传感器之间。

[0026] 在其中一个实施例中,所述气源装置为涡轮风机或高压气源组件。

[0027] 在其中一个实施例中,还包括设置在连接所述气源装置和所述差压发生装置的管道上的气压控制件,且所述气压控制件位于所述气源装置与所述差压发生装置之间。

[0028] 在其中一个实施例中,所述气压控制件为限压阀或自由吸气阀。

[0029] 一种呼吸机,包括上述呼吸机的除水汽的气路系统。

[0030] 上述除水汽的气路系统在工作过程中,患者通过呼吸管道吸气,此时,第一电磁阀关闭,第二电磁阀开启,气源装置向患者提供气源,气源装置提供的气源经过差压发生装置输送至患者,同时,由于第二电磁阀是开启的,气源装置还同时通过第三连接管道进入到气容,给气容充气,当差压发生装置中的气压值达到预设气压值时,第二电磁阀关闭;当患者呼气时,第一电磁阀开启,出气管道与外界相通,随着患者呼气,差压发生装置中的气流从出气管道流向外界,使得差压发生装置中的气压值变小,当差压发生装置中的气压值小于气容中的气压值时,气容开始放气,气容中的气体通过第一连接管道和第二连接管道,再分别经第一监测管道和第二监测管道流向差压发生装置,即分别形成从第一监测管道到差压发生装置的气流和从第二监测管道到差压发生装置的气流,阻止了差压发生装置中的气流流向第一监测管道和第二监测管道,即除水的过程正是患者呼气的同时,防止了患者呼出的水汽和差压发生装置中的冷凝水进入到第一监测管道和第二监测管道中,有效地避免了在第一监测管道和第二监测管道中形成冷凝水的问题,与传统的使用加热的方式去除水汽的方法以及采用高压高速气流将冷凝水吹走的方式相比,上述水汽的气路系统的除水过程与患者的呼吸过程相适应,采用的是患者的呼吸控制,更加的安全可靠。

附图说明

[0031] 图1为一实施方式的呼吸机的除水汽的气路系统的结构示意图。

具体实施方式

[0032] 为了便于理解本发明,下面将参照相关附图对本发明进行更全面的描述。附图中给出了本发明的较佳的实施例。但是,本发明可以以许多不同的形式来实现,并不限于本文所描述的实施例。相反地,提供这些实施例的目的是使对本发明的公开内容的理解更加透彻全面。

[0033] 需要说明的是,当元件被称为“固定于”另一个元件,它可以直接在另一个元件上或者也可以存在居中的元件。当一个元件被认为是“连接”另一个元件,它可以是直接连接到另一个元件或者可能同时存在居中元件。本文所使用的术语“垂直的”、“水平的”、“左”、“右”以及类似的表述只是为了说明的目的。

[0034] 除非另有定义,本文所使用的所有的技术和科学术语与属于本发明的技术领域的技术人员通常理解的含义相同。本文中在本发明的说明书中所使用的术语只是为了描述具体的实施例的目的,不是旨在于限制本发明。

[0035] 如图1所示,一实施方式的呼吸机,包括除水汽的气路系统100。该除水汽的气路系统100包括气源装置110、差压发生装置120、第一电磁阀130、差压式流量传感器140、第一监测管道150、第二监测管道160、气容170、第二电磁阀180、压力传感器190及电路控制单元(图未示)。

[0036] 气源装置110用于提供气源。具体的,气源装置110为涡轮风机或高压气源组件。当气源装置110为涡轮风机时,涡轮风机将空气吸入至呼吸机中。当气源装置110为高压气源组件时,该高压气源组件包括装有高压气源的气瓶及与高压气瓶连接的流量控制电磁阀时,由流量控制电磁阀控制进入气源的流速。

[0037] 差压发生装置120用于产生气流压差。差压发生装置120通过管道与气源装置110连通。差压发生装置120上连接有供患者呼吸的呼吸管道122及与外界连通的出气管道124。具体在图示的实施例中,出气管道124设置于连接差压发生装置120与气源装置110的管道上。其中,差压发生装置120可以为一个差压式流量传感器,即相当于是一个外置的差压式流量传感器,此时,出气管道124设置在连接差压发生装置120与气源装置110的管道上。

[0038] 进一步的,除水汽的气路系统100还包括设置在连接气源装置110和差压发生装置120的管道上的气压控制件210,且气压控制件210位于气源装置110与差压发生装置120之间。气压控制件210用于控制气源装置110和差压发生装置120的管道上的气压。其中,气压控制件210为限压阀或自由吸气阀。

[0039] 第一电磁阀130安装于出气管道124上,用于控制出气管道124与外界的连通。其中,当患者吸气时,第一电磁阀130关闭,使得气路系统中的气流不能流向外界;当患者呼气时,第一电磁阀130开启,此时,出气管道124与外界相通,气流经差压发生装置120至出气管道124流向外界。

[0040] 差压式流量传感器140用于监测患者呼吸时的气体流量。

[0041] 第一监测管道150的两端分别与差压发生装置120和差压式流量传感器140连通。

[0042] 第二监测管道160的两端分别与差压发生装置120和差压式流量传感器140连通。

[0043] 其中,差压式流量传感器 140 通过监测第一监测管道 150 和第二监测管道 160 中的气流压差来监测患者呼吸时的气体流量。

[0044] 进一步的,除水汽的气路系统 100 还包括用于校准差压式流量传感器 140 的第三电磁阀 220 和第四电磁阀 230,第三电磁阀 220 设置于第一监测管道 150 上;第四电磁阀 230 设置于第二监测管道 160 上。

[0045] 分别在第一监测管道 150 和第二监测管道 160 上设置第三电磁阀 220 和第四电磁阀 230 的作用是:在差压式流量传感器 140 发生漂移时,第三电磁阀 220 和第四电磁阀 230 通过切换通路,将差压式流量传感器 140 与第一监测管道 150、第二监测管道 160 断开,连通大气,从而进行差压式流量传感器 140 的校零,以保证差压式流量传感器 140 的准确性和可靠性。

[0046] 气容 170 通过第一连接管道 240 与第一监测管道 150 连通,通过第二连接管道 250 与第二监测管道 160 连通,通过第三连接管道 260 与气源装置 110 连通。当患者呼气时,气容 170 放气以阻止患者呼出的气体流向第一监测管道 150 和第二监测管道 160。

[0047] 进一步的,第三电磁阀 220 位于第二连接管道 250 和差压式流量传感器 140 之间;第四电磁阀 230 位于第一连接管道 240 与差压式流量传感器 140 之间。

[0048] 第二电磁阀 180 设置于第三连接管道 260 上,用于控制第三连接管道 260 的连通和阻断。其中,当第二电磁阀 180 开启时,气源装置 110 对气容 170 充气。即当第二电磁阀 180 开启时,气源装置 110 和气容 170 之间是连通的,气源装置 110 通过第三连接管道 260 向气容 170 供气,对气容 170 充气。具体的,当患者吸气时,第二电磁阀 180 开启。

[0049] 为了进一步减小患者在呼吸过程中受到气流的冲击,除水汽的气路系统 100 还包括用于限制气容 170 放气的速率的第一限流件 270 和第二限流件 280。第一限流件 270 设置于第一连接管道 240 上,第二限流件 280 设置在第二连接管道 250 上。即气容 170 中的气体通过第一连接管道 240 和第二连接管道 250 时,分别经第一限流件 270 和第二限流件 280 限流后,再分别进入到第一监测管道 150 和第二监测管道 160。即设置第一限流件 270 和第二限流件 280 以控制气容 170 放气的速率,使气流流动缓慢,从而降低除水的速度,增加除水汽的时间,并减小气流对患者产生的冲击。

[0050] 其中,第一限流件 270 为气阻或节流阀。第二限流件 280 为气阻或节流阀。

[0051] 压力传感器 190 设置于第一监测管道 150 或第二监测管道 160 上。压力传感器 190 用于检测差压发生装置 120 中的气压值。进一步的,压力传感器 190 位于第一连接管道 240 和差压式流量传感器 140 之间;或者,压力传感器 190 位于第二连接管道 250 和差压式流量传感器 140 之间。具体在图示的实施例中,压力传感器 190 设置在第一监测管道 160 上,且压力传感器 190 位于第一连接管道 250 和差压式流量传感器 140 之间。

[0052] 电路控制单元控制整个呼吸机的电路,并对电信号进行处理。电路控制单元与差压式流量传感器 140、第一电磁阀 130、第二电磁阀 180 和压力传感器 190 均电连接。电路控制单元控制第一电磁阀 130 和第二电磁阀 180 的开启和关闭。电路控制单元根据患者的呼气和吸气来控制第一电磁阀 130 的开启和关闭。例如,通过给电路控制单元预设一个与患者相匹配的呼气时间和吸气时间,然后在吸气时间内控制第一电磁阀 130 关闭,在呼气时间内控制第一电磁阀 130 开启。

[0053] 其中,电路控制单元设有一与压力传感器 190 检测的气压值做比对的预设气压

值,当压力传感器 190 检测的气压值达到预设气压值时,电路控制单元控制第二电磁阀 180 关闭,气源装置 110 停止对气容 170 充气。具体的,当患者吸气时,电路控制单元控制第二电磁阀 180 开启,第一电磁阀 130 关闭;当患者呼气时,电路控制单元控制第一电磁阀 130 开启,此时,气容 170 放气,气容 170 中的气体通过第一连接管道 240、第二连接管道 250 分别进入第一监测管道 150 和第二监测管道 160,再经差压发生装置 120 从出气管道 124 流出。

[0054] 具体在本实施例中,电路控制单元也与第三电磁阀 220 和第四电磁阀 230 均电连接。

[0055] 具体的,气源装置 110 与电路控制单元也电连接。

[0056] 上述除水汽的气路系统 100 实现除水的过程如下:

[0057] 起始:第一电磁阀 130 和第二电磁阀 180 处于关闭状态。

[0058] 当患者吸气时:电路控制单元控制第二电磁阀 180 开启,气源装置 110 给患者供气,气源装置 110 提供的气体经差压发生装置 120,再经呼吸管道 122 供给患者。同时,由于第二电磁阀 180 开启,气源装置 110 通过第三连接管道 260 向气容 170 供气,即对气容 170 充气。当差压发生装置 120 中的气压值达到预设气压值时,第二电磁阀 180 关闭。

[0059] 当患者呼气时,第一电磁阀 130 开启,同时由于患者呼气,患者呼出的气体经差压发生装置 120 从出气管道 124 流向外界,使得差压发生装置 120 中的气压值变小,当差压发生装置 120 中的气压值小于气容 170 中的气压值时,气容 170 开始放气,气容 170 中的气体经第一连接管道 240 和第二连接管道 250 进入第一监测管道 150 和第二监测管道 160,再经差压发生装置 120 从出气管道 124 流向外界。

[0060] 因为患者呼气的同时气容 170 放气,使得第一监测管道 150 和第二监测管道 160 中均有向差压发生装置 120 流动的气流,阻止了患者呼出的气体进入到第一监测管道 150 和第二监测管道 160 中,且也阻止了差压发生装置 120 中的冷凝水进入到第一监测管道 150 和第二监测管道 160 中,有效地避免了第一监测管道 150 和第二监测管道 160 中形成冷凝水的问题。

[0061] 当第一连接管道 240 和第二连接管道 250 上分别设置有第一限流件 270 和第二限流件 280 时,气容 170 放出的气体经第一连接管道 240 和第二连接管道 250 时,经第一限流件 270 和第二限流件 280 限流后,再分别进入到第一监测管道 150 和第二监测管道 160。

[0062] 上述除水汽的气路系统 100 在工作过程中,患者通过呼吸管道 122 吸气,此时,第一电磁阀 130 关闭,第二电磁阀 180 开启,气源装置 110 向患者提供气源,气源装置 110 提供的气源经过差压发生装置 120 输送至患者,同时,由于第二电磁阀 180 是开启的,气源装置 110 还同时通过第三连接管道 260 进入到气容 170,给气容 170 充气,当差压发生装置 120 中的气压值达到预设气压值时,第二电磁阀 180 关闭;当患者呼气时,第一电磁阀 130 开启,出气管道 124 与外界相通,随着患者呼气,差压发生装置 120 中的气流从出气管道 124 流向外界,使得差压发生装置 120 中的气压值变小,当差压发生装置 120 中的气压值小于气容 170 中的气压值时,气容 170 开始放气,气容 170 中的气体通过第一连接管道 240 和第二连接管道 250,再分别经第一监测管道 150 和第二监测管道 160 流向差压发生装置 120,即分别形成从第一监测管道 150 到差压发生装置 120 的气流和从第二监测管道 160 到差压发生装置 120 的气流,阻止了差压发生装置 120 中的气流流向第一监测管道 150 和第二监测管道 160,即除水的过程正是患者呼气的同时,以防止了患者呼出的水汽和差压发生装置 120

中的冷凝水进入到第一监测管道 150 和第二监测管道 160 中,有效地避免了在第一监测管道 150 和第二监测管道 160 中形成冷凝水的问题,与传统的使用加热的方式去除水汽的方法以及采用高压高速气流将冷凝水吹走的方式相比,上述水汽的气路系统的除水过程与患者的呼吸过程相适应,采用的是患者的呼吸控制,更加的安全可靠。

[0063] 另外,第三电磁阀 220 设置在第二连接管道 250 和差压式流量传感器 140 之间,第四电磁阀 230 设置第一连接管道 240 与差压式流量传感器 140 之间,能够防止水汽进入第三电磁阀 220 和第四电磁阀 230,起到保护第三电磁阀 220 和第四电磁阀 230 的作用。

[0064] 且压力传感器 190 设置在第一连接管道 240 和差压式流量传感器 140 之间,或者是设置在第二连接管道 250 和差压式流量传感器 140 之间,能够防止水汽进入到压力传感器 190 中,起到保护压力传感器 190 的作用。

[0065] 由于上述呼吸机含有上述除水汽的气路系统 100,使得呼吸机具有较长的寿命,且更加的安全。

[0066] 以上所述实施例仅表达了本发明的几种实施方式,其描述较为具体和详细,但并不能因此而理解为对本发明专利范围的限制。应当指出的是,对于本领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明构思的前提下,还可以做出若干变形和改进,这些都属于本发明的保护范围。因此,本发明的保护范围应以所附权利要求为准。

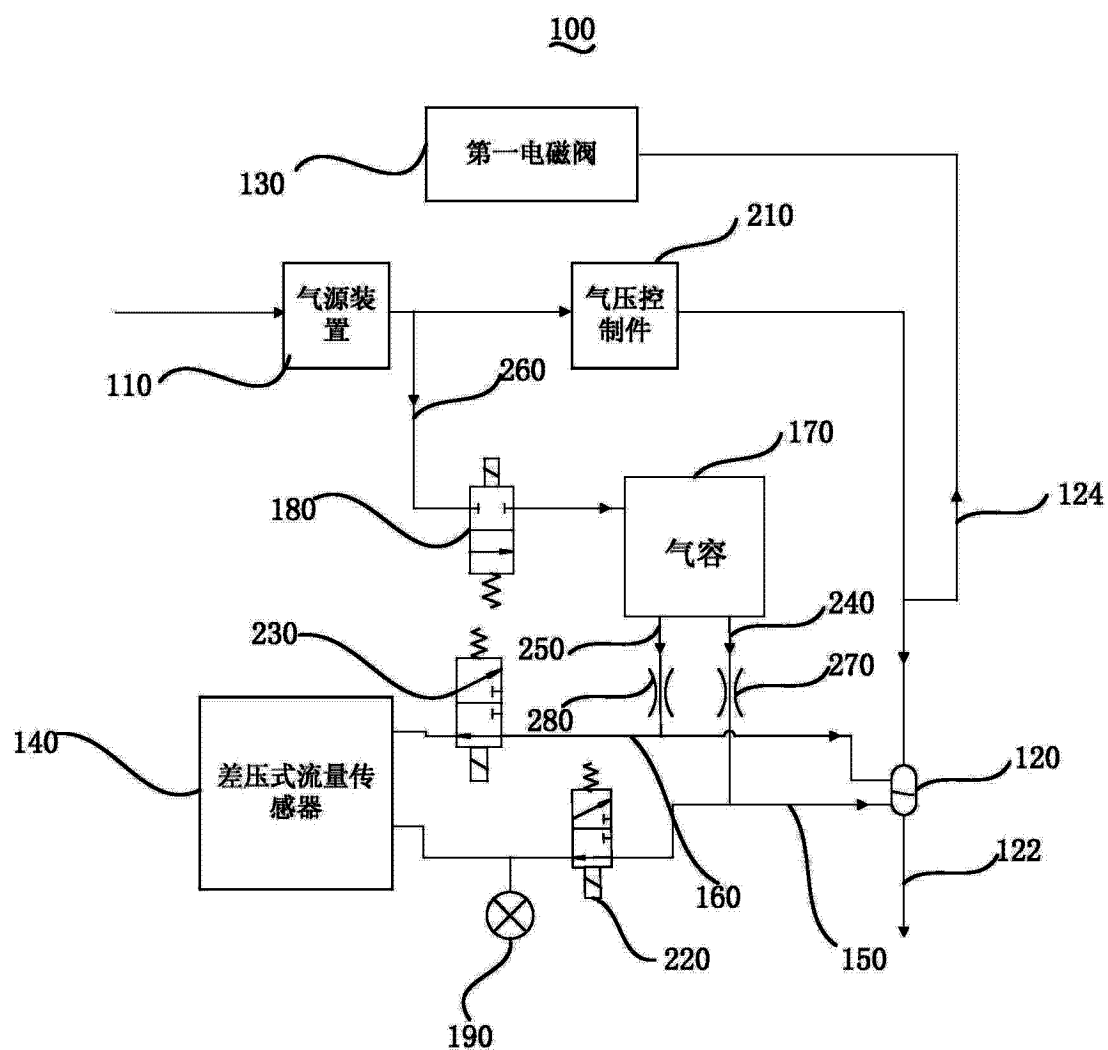


图 1