



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 111818958 B

(45) 授权公告日 2023. 08. 29

(21) 申请号 201880090539.7

(22) 申请日 2018.12.28

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 111818958 A

(43) 申请公布日 2020.10.23

(30) 优先权数据
62/611565 2017.12.29 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2020.08.28

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2018/097059 2018.12.28

(87) PCT国际申请的公布数据
W02019/129833 EN 2019.07.04

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司
地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 C·J·麦克拉肯 C·科拉伊齐

(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 刘兆君

(51) Int.Cl.
A61M 16/16 (2006.01)
A61M 11/04 (2006.01)

(56) 对比文件
CN 107106808 A, 2017.08.29
JP 2010170879 A, 2010.08.05
JP 2004139894 A, 2004.05.13
US 2017321914 A1, 2017.11.09
CN 106139344 A, 2016.11.23
CN 102481432 A, 2012.05.30

审查员 贾慧丹

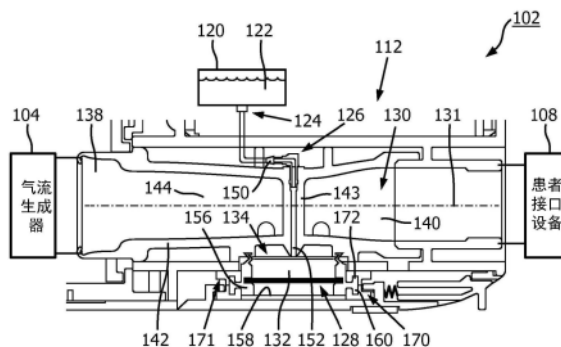
权利要求书2页 说明书13页 附图14页

(54) 发明名称

加湿器和包括该加湿器的气道压力支持系统

(57) 摘要

一种用于气道压力支持系统的加湿器,所述气道压力支持系统用于将加湿的呼吸气流递送到患者的气道。所述加湿器包括水室、导管、喷嘴、加热器板以及多个加热元件。所述喷嘴被流体地连接到所述水室并且具有出口,所述出口被配置为根据从所述水室接收到的水来产生水滴。所述加热器板被耦合到壁部分并且暴露于所述导管的内部路径。所述加热器板具有面向所述喷嘴的第一侧面和背离所述喷嘴的相反的第二侧面,所述第一侧面被定位为接收来自所述喷嘴的所述水滴。所述多个加热元件被耦合到所述加热器板的所述第二侧面。



1. 一种用于气道压力支持系统的加湿器(512),所述气道压力支持系统用于将加湿的呼吸气流递送到患者的气道,所述气道压力支持系统包括患者接口设备和气流生成器,所述气流生成器被配置为生成要通过所述患者接口设备被递送到所述患者的所述气道的所述呼吸气流,所述加湿器包括:

水室,其被构造为容纳一定体积的水;

导管(530),其包括:

第一端部(538),其被构造为被流体地连接到所述气流生成器,

相对的第二端部(540),其被构造为被流体地连接到所述患者接口设备,以及

壁部分(542),其限定在所述第一端部与所述第二端部之间延伸的内部路径(544),所述内部路径被构造为在所述第一端部与所述第二端部之间传送所述呼吸气流;

喷嘴(526),其被流体地连接到所述水室并且具有出口(552),所述出口被配置为根据从所述水室接收到的水来产生水滴;

加热器板(528),其被耦合到所述壁部分并且暴露于所述内部路径,所述加热器板具有面向所述喷嘴的第一侧面(529)和背离所述喷嘴的相反的第二侧面(531),所述第一侧面被定位为接收来自所述喷嘴的所述水滴;以及

多个加热元件(571、573),其被耦合到所述加热器板的所述第二侧面,其特征在于,所述加湿器还包括被耦合到所述加热器板的所述第二侧面的热敏电阻(575);并且其中,所述热敏电阻被设置为比所述多个加热元件靠近所述喷嘴的所述出口的程度更靠近所述喷嘴的所述出口。

2. 根据权利要求1所述的加湿器,其中,所述喷嘴被设置为围绕纵轴(527);其中,所述纵轴延伸通过所述加热器板的所述第一侧面和所述第二侧面;并且其中,所述纵轴不经过所述多个加热元件中的加热元件。

3. 根据权利要求2所述的加湿器,其中,所述加热器板的所述第一侧面具有中心位置(533),所述中心位置被设置为比所述加热器板的所述第一侧面上的任何其他位置更靠近所述喷嘴的所述出口。

4. 根据权利要求1所述的加湿器,其中,所述加热器板的所述第一侧面具有中心位置(533),所述中心位置被设置为比所述加热器板的所述第一侧面上的任何其他位置更靠近所述喷嘴的所述出口;其中,所述第二侧面具有与所述第一侧面的所述中心位置直接相对的中心位置(535);其中,所述热敏电阻被设置在所述加热器板的所述第二侧面的所述中心位置处,并且所述多个加热元件与所述第二侧面的所述中心位置间隔开至少半径(R);并且其中,所述喷嘴的所述出口被设置在所述第一侧面的所述中心位置上方的高度(H)处。

5. 根据权利要求4所述的加湿器,其中,所述高度在大约4毫米至大约X毫米的范围内;并且其中, $X=R/\tan(\theta)$,其中R是所述半径,并且 θ 是所述加热器板的平面与水平面之间的最大操作角。

6. 根据权利要求5所述的加湿器,其中,所述最大操作角为大约20度。

7. 根据权利要求6所述的加湿器,其中,所述半径为大约3毫米。

8. 根据权利要求7所述的加湿器,其中,所述高度为大约6毫米。

9. 根据权利要求1所述的加湿器,其中,所述热敏电阻与所述多个加热元件中的每个加热元件间隔开至少3毫米。

10.一种用于将加湿的呼吸气流递送到患者的气道的气道压力支持系统,所述气道压力支持系统包括:

患者接口设备;

气流生成器,其被配置为生成要通过所述患者接口设备被递送到所述患者的所述气道的所述呼吸气流;以及

根据权利要求1-9所述的加湿器(512)。

加湿器和包括该加湿器的气道压力支持系统

技术领域

[0001] 本发明涉及用于将加湿气流递送到患者的气道的气道压力支持系统。本发明还涉及用于气道压力支持系统的加湿器。

背景技术

[0002] 许多人在睡眠期间都会遭受呼吸障碍的困扰。睡眠呼吸暂停是全世界数百万人遭受到这种睡眠呼吸障碍的困扰的常见示例。一种类型的睡眠呼吸暂停是阻塞性睡眠呼吸暂停(OSA),这是一种因气道(通常是上气道或咽部区)阻塞而无法呼吸所造成的睡眠反复中断的状况。通常认为气道阻塞至少部分是因使上气道段稳定的肌肉总体松弛而引起组织使气道塌陷造成的。另一种类型的睡眠呼吸暂停综合症是中枢性呼吸暂停,它是因为没有来自脑部的呼吸中枢的呼吸信号而导致呼吸停止。无论是阻塞性呼吸暂停状况,中枢性呼吸暂停状况还是混合性呼吸暂停状况(阻塞性呼吸暂停状况与中枢性呼吸暂停状况的组合),呼吸暂停状况都被定义为完全或几乎停止呼吸,例如峰值呼吸气流减少了90%或更多。

[0003] 那些患有睡眠呼吸暂停的人在睡眠期间会经历睡眠片段化和间歇性的通气完全停止或几乎完全停止,并伴有严重的氧合血红蛋白饱和度降低。这些症状会在临床上转化为白天极端嗜睡、心律不齐、肺动脉高压、充血性心力衰竭和/或认知功能障碍。睡眠呼吸暂停的其他后果包括右心室功能障碍、清醒期间和睡眠期间的二氧化碳滞留,以及持续降低的动脉血氧张力。睡眠呼吸暂停患者可能会因这些因素以及在驾驶和/或操作潜在危险装备时发生事故的风险增加而导致高死亡风险。

[0004] 即使患者没有遭受完全或几乎完全的气道阻塞,也已知在仅部分气道阻塞的情况下也会发生不利影响,例如,从睡眠中醒来。部分气道阻塞通常会导致浅呼吸(被称为呼吸不足)。呼吸不足通常被定义为峰值呼吸气流减少了50%或更多。其他类型的睡眠呼吸障碍包括但不限于上气道阻力综合症(UARS)和气道振动(例如,咽壁振动,这通常被称为打鼾)。

[0005] 众所周知,通过对患者的气道施加持续气道正压通气(CPAP)来处置睡眠呼吸障碍。该正压有效地“夹住了”气道,从而维持通向肺部的开放通道。还已知提供了一种正压治疗,其中,被递送给患者的气体压力随着患者的呼吸循环而变化或者随着患者的呼吸努力而变化,以提高患者的舒适度。这种压力支持技术被称为双水平压力支持,其中,被递送给患者的吸气气道正压(IPAP)高于呼气气道正压(EPAP)。还已知提供了一种正压治疗,其中,基于检测到的患者状况(例如,患者是否正在经历呼吸暂停和/或呼吸不足)来自动调节压力。这种压力支持技术被称为自动滴定型压力支持,因为该压力支持设备试图向患者提供仅与处置呼吸障碍所需的压力一样高的压力。

[0006] 刚刚描述的压力支持治疗涉及将患者接口设备放置在患者的面部上,该患者接口设备包括具有柔软的柔性密封垫的面罩部件。该面罩部件可以是但不限于覆盖患者的鼻子的鼻罩,覆盖患者鼻子和嘴巴的鼻/口罩或者覆盖患者的面部的全面罩。这样的患者接口设备还可以采用其他患者接触部件,例如,前额支撑件、脸颊垫和下巴垫。患者接口设备通常通过头戴式设备部件被紧固到患者的头部。患者接口设备被连接到气体递送管或导管并将

压力支持设备与患者的气道接口连接,使得能够将呼吸气流从压力/流量生成设备递送到患者的气道。

[0007] WO 2016/036260 A1公开了一种用于在气体被提供到患者的气道之前对经过气体通道的气体提供加湿的呼吸加湿系统。所述呼吸加湿系统可以包括:液体流控制器,其提供受控液体流;加热系统,其包括加热表面,所述加热表面被配置为被定位在气体通道中并且对经过所述气体通道的气体提供加湿,其中,所述加热系统接收所述受控液体流;以及一个或多个硬件处理器,其通过以指令指示所述液体流控制器调节在所述加热系统处接收的所述受控液体流来确定性地控制经过所述气体通道的气体的湿度水平。

[0008] WO 2012/080923 A1提供了利用对雾化雾的加热对要被提供给患者的气体进行加湿的系统和方法。一种加湿单元提供了向患者提供气体的患者回路。所述加湿单元包括:液体室,其接收来自液体源的液体;雾化器,其将来自所述液体室的液体雾化;雾化室,其接收来自所述雾化器的雾化液体;以及热源,其将所述雾化液体转换成在所述患者回路中对气体进行加湿的蒸汽。

[0009] DE 4312793 A1公开了一种包括蒸发器的设备,所述蒸发器能够被加热到高于100℃的温度。所述蒸发器的蒸发室经由收缩部与呼吸气体管线连通。泵将水分批输送到所述蒸发室中。所述泵的容积输出和所述蒸发器的加热能力适于使进入所述蒸发室的水迅速蒸发。

[0010] 加湿器常常被提供在PAP机器与用户接口之间或者与之集成在一起,以便对由PAP机器生成的相对干燥的压缩空气进行加湿。通常,加湿器能够被分类为加热型或逾越型。

[0011] 加热型加湿器具有内置加热器,该内置加热器可以提高在CPAP机器与面罩之间传送的温度的温度。在冷空气中呼吸可能会感到不适并导致喉咙疼痛。当今市场上的大多数机器都使用加热型加湿器,因为它们倾向于提供舒适的呼吸条件。

[0012] 逾越型加湿器之所以这样命名,是因为在从机器到面罩的过程中,空气实际上会“逾越”加湿器中的水。它的芯会吸收湿气,并且类似于加热型加湿器,它会使空气更易于呼吸且对喉咙的刺激也较小。

发明内容

[0013] 因此,本发明的目的是提供改进的加湿器和包括该加湿器的气道压力支持系统。

[0014] 作为所公开的构思的一个方面,提供了一种用于气道压力支持系统的加湿器,所述气道压力支持系统用于将加湿的呼吸气流递送到患者的气道。所述气道压力支持系统包括患者接口设备和气流生成器。所述气流生成器被配置为生成要通过所述患者接口设备被递送到所述患者的所述气道的所述呼吸气流,所述加湿器包括:水室,其被构造为容纳一定体积的水;导管,其包括第一端部、相对的第二端部,以及壁部分,所述第一端部被构造为被流体地连接到所述气流生成器,所述相对的第二端部被构造为被流体地连接到所述患者接口设备,所述壁部分限定在所述第一端部与所述第二端部之间延伸的内部路径,所述内部路径被构造为在所述第一端部与所述第二端部之间传送所述呼吸气流;喷嘴,其被流体地连接到所述水室并且具有出口,所述出口被配置为根据从所述水室接收到的水来产生水滴;加热器板,其被耦合到所述壁部分并且暴露于所述内部路径,所述加热器板具有面向所述喷嘴的第一侧面和背离所述喷嘴的相反的第二侧面,所述第一侧面被定位为接收来自所

述喷嘴的所述水滴;以及多个加热元件,其被耦合到所述加热器板的所述第二侧面。

[0015] 作为所公开的构思的另一方面,提供了一种气道压力支持系统,所述气道压力支持系统包括患者接口设备、气流生成器以及前述加湿器。

[0016] 在参考附图考虑以下描述和权利要求书的情况下,本发明的这些和其他目的、特征和特性,以及操作方法和有关的结构元件和零件组合的功能和制造的经济性将变得更加明显,所有附图均形成本说明书的部分,其中,在各个附图中同样的附图标记指代对应的部分。然而,应当明确理解,附图仅是出于图示和描述的目的,并非旨在作为对本发明的限制的定义。如在说明书和权利要求书中所使用的,单数形式的“一”、“一个”和“该”包括复数引用,除非上下文另有明确指示。

附图说明

[0017] 图1是根据一个特定的非限制性实施例的气道压力支持系统的示意图,其中,可以实施本发明的各种实施例,其中,该气道压力支持系统的患者接口设备被示为被设置在患者的面部上;

[0018] 图2是根据本发明的一个特定的非限制性实施例的加湿器的示意图,其中,可以实施本发明的各种其他示例性实施例;

[0019] 图3是根据本发明的一个特定的非限制性实施例的另一气道压力支持系统和用于该另一气道压力支持系统的加湿器的局部示意性立面剖视图,该图是沿着位于通过加湿器的空气流路径的纵轴上的平面截取的;

[0020] 图4是图3的加湿器的立面剖视图,该图是沿着垂直于通过加湿器的空气流路径的纵轴的平面截取的;

[0021] 图5是根据本发明的一个特定的非限制性实施例的另一气道压力支持系统和用于该另一气道压力支持系统的加湿器的局部示意性立面剖视图,该图是沿着位于通过加湿器的空气流路径的纵轴上的平面截取的;

[0022] 图6是图5的加湿器的部分的简化剖视图,该图是沿着图5的线A-A截取的;

[0023] 图7是根据本发明的一个特定的非限制性实施例的另一加湿器的部分的简化剖视图;

[0024] 图8是根据一个特定的非限制性实施例的另一气道压力支持系统和用于该另一气道压力支持系统的加湿器的示意图,其中,可以实施本发明的各种实施例;

[0025] 图9和图10分别是针对图8的气道压力支持系统和用于该气道压力支持系统的加湿器的水室和过滤器的等距视图和主视图,它们被示为水室处于第一位置中;

[0026] 图11A和图11B是图8的针对气道压力支持系统和用于该气道压力支持系统的加湿器的水室和过滤器的剖视图,它们分别被示为水室处于第一位置和第二位置中;

[0027] 图12是图9-11的水室和过滤器的分解等距视图;

[0028] 图13和图14分别是图12的水室和过滤器的主视图和等距视图,它们被示为水室塌陷到第二位置;

[0029] 图15是根据一个特定的非限制性实施例的针对气道压力支持系统的另一加湿器的部分的示意图,其中,可以实施本发明的各种实施例;

[0030] 图16是图15的加湿器的部分的简化的俯视平面图;

[0031] 图17是图15的加湿器的部分的另一示意图,该图被示为加湿器旋转了最大操作角;

[0032] 图18是根据本发明的一个特定的非限制性实施例的气道压力支持系统的气流生成器和加湿器的示意图;

[0033] 图19是根据本发明的一个特定的非限制性实施例的用于启动加湿器的方法的流程图;

[0034] 图20是根据本发明的一个特定的非限制性实施例的示例性泵的示意性剖视图;

[0035] 图21是根据本发明的一个特定的非限制性实施例的泵的示例性接线示意图;并且

[0036] 图22是根据本发明的一个特定的非限制性实施例的用于操作电磁泵的示例性功率输送曲线。

具体实施方式

[0037] 根据需要,本文公开了本发明的详细实施例;然而,应当理解,所公开的实施例仅仅是本发明的示例,其可以以各种形式实施。因此,本文公开的特定结构和功能细节不应被解释为是限制性的,而仅仅是作为权利要求的基础以及作为教导本领域技术人员以实际上任何适当的详细结构来不同地应用本发明的代表性基础。

[0038] 本文使用的单数形式的“一”、“一个”或“该”包括复数引用,除非上下文明确指示。本文使用的两个或更多个部分或部件被“耦合”的表述将意指:只要发生连接,这些部分直接地或间接地(即,通过一个或多个中间部分或部件)接合或共同操作。本文使用的“直接耦合”意指两个元件直接地彼此接触。本文使用的“固定耦合”或“固定的”意指两个部件被耦合以便在保持相对彼此的恒定取向的情况下作为一个整体进行移动。

[0039] 本文使用的“整体”一词意指创建为单个工件或单元的部件。亦即,包括分别创建并且然后耦合在一起作为一单元的工件的部件不是“整体”部件或实体。本文使用的两个或更多部分或部件一个接一个“接合”的表述意指多个部件直接地或通过一个或多个中间部分或部件向另一个施加力。本文使用的术语“数个”意指一或大于一的整数(即,多个)。

[0040] 本文使用的方位短语,例如并且不限于,顶部、底部、左侧、右侧、上部、下部、前部、后部及其衍生物,涉及附图中示出的元件的取向,并且不限制权利要求书,除非在文中明确地记载。

[0041] 图1是根据一个特定的非限制性实施例的气道压力支持系统2的示意图,其中,可以实施本发明的各种实施例。压力支持系统2包括气流生成器4、递送导管6、被构造为围绕患者的气道接合的患者接口设备8,以及用于将患者接口设备8紧固到患者(P)的头部的头带10。气流生成器4被构造为生成要通过患者接口设备8被递送到患者P的气道的呼吸气流。呼吸气流可以由被提供在与气流生成器4(例如,在图1中的虚线中示出的气流生成器)所共有的壳体14中的加湿器12或者以单独单元的形式位于压力生成设备4的外部的加湿器12进行加热和/或加湿。如下面进一步详细讨论的,加湿器12是滴灌型加湿器。

[0042] 气流生成器4可以包括但不限于通气机、恒压支持设备(例如,连续气道正压设备或CPAP设备)、可变压力设备(例如,由Philips Respironics(宾夕法尼亚州默里斯维尔)制造和分销的BiPAP®设备、Bi-Flex®设备或C-Flex™设备),以及自动滴定压力支持设备。递送导管6被构造为将呼吸气流从气流生成器4传送到患者接口设备8。递送导管6和患者接

口设备8常常被统称为患者回路。

[0043] BiPAP®设备是一种双水平设备,其中,被提供给患者的压力会随着患者的呼吸循环而变化,使得在吸气期间递送的压力要高于在呼气期间递送的压力。自动滴定压力支持系统是一种压力会随着患者的状况(例如,患者是否正在打鼾,或者是否正在经历呼吸暂停或呼吸不足)而变化的系统。本发明预想到气流生成器4是用于将气流递送到患者的气道或者用于升高患者的气道处的气体压力的任何常规系统,包括以上概述的压力支持系统以及无创通气系统。虽然本文在其中利用加压气流的示例性实施例中进行了描述,但是将意识到,本文描述的本发明的实施例也可以容易地用于其他通常为非加压的应用中(例如但不限于用于高流量治疗应用中)。

[0044] 在示例性实施例中,患者接口设备8包括患者密封组件16,患者密封组件16在所图示的实施例中是全面罩。然而,将意识到,患者密封组件16可以被替换为其他类型的患者密封组件(例如但不限于鼻/口罩、鼻垫或任何其他促进将呼吸气流递送到患者的气道的装置),而仍然保持在本发明的范围内。还将意识到,仅出于示例性目的来提供头戴式设备10,并且可以采用任何合适的头戴式设备装置而不脱离本发明的范围。

[0045] 参考图2,滴灌型加湿器12包括水室20,水室20被构造为容纳一定体积的水22。由电磁致动泵(例如,电磁泵24)或其他合适的机构将水以预定速率从水室20转移到被设置在加热器板28上方的滴头26。滴头26和加热器板28被设置在导管30内,导管30在第一端部38(即,入口)与相对的第二端部40(即,出口)之间延伸。第一端部38被构造为例如但不限于从气流生成器4接收呼吸气流,该呼吸气流然后(如空心箭头所示)由导管30引导到第二端部40(并且进一步引导到患者)。被递送到加热器板28的水22的量是电磁泵24的容积和滴头26的几何形状的函数。

[0046] 图3是根据本发明的一个特定的非限制性实施例的包括加湿器112(也参见图4)的另一气道压力支持系统102的局部示意性立面剖视图。气道压力支持系统102包括类似的部件,并且在功能上类似于上面讨论的气道压力支持系统2。正因如此,相似的数字将用于指代相似的部件。加湿器112包括水室120、泵124、喷嘴126、加热器板128、导管130以及分离器特征(例如但不限于凹穴132)。导管130包括第一端部138、相对的第二端部140以及壁部分142,壁部分142限定在第一端部138与第二端部140之间延伸的内部路径144。第一端部138被流体地连接到气流生成器104,并且第二端部140被流体地连接到患者接口设备108。因此,将意识到,导管130的内部路径144被构造为在第一端部138与第二端部140之间递送由气流生成器104生成的呼吸气流。此外,导管130的壁部分142包括大体上被居中设置的接收部分143,接收部分143延伸通过内部路径144并且被定位为大体上垂直于导管130的纵轴131。如图所示,喷嘴126至少部分地延伸通过接收部分143。

[0047] 继续参考图3,在一个示例性实施例中,加湿器112还包括接收构件134和多个框架构件170、171,每个框架构件170、171被耦合到导管130的壁部分142。接收构件134和框架构件170、171协作以将加热器板128耦合到导管130。凹穴132由接收构件134限定。一旦已经讨论了接收构件134和框架构件170、171的配置以及水122的流动路线,就将在下面讨论凹穴132的功能。

[0048] 接收构件134可以包括环形主体部分156和从主体部分156径向向外延伸的舌形构件160。此外,主体部分156还具有面向凹槽区域158的内部。如图3所示,加热器板128的外周

位于凹槽区域158中并与其接合。接收构件134可以由任何被构造为维持加热器板128的定位而不会在结构上受到损害的材料(例如但不限于硅树脂)制成。框架构件170、171(其在示例性实施例中由刚性热塑性材料制成)可以通过本领域已知的任何合适的机构进行耦合(例如但不限于通过卡扣配合机构进行耦合,被焊接在一起来进行耦合)并且优选形成凹槽区域172。虽然结合两个框架构件170、171描述了所公开的构思,但是将意识到,类似的合适的替代性加湿器也可以包括一个框架构件以耦合到接收构件,而不脱离所公开的构思的范围。如图所示,接收构件134的舌形构件160位于凹槽区域172中,以便通过舌形和凹槽机构将接收构件134耦合到框架构件170、171。然而,将意识到,所公开的构思预想到合适的替代性耦合机构。

[0049] 喷嘴126被流体地连接到水室120并且被配置为根据从水室120接收到的水122来产生水滴。更具体地,喷嘴126具有被流体地连接到水室120的入口150和水滴从其离开喷嘴126的相对的出口152。加热器板128(其被耦合到壁部分142)被定位为接收来自喷嘴126的水滴。在一个示例性实施例中,当从图3和图4的角度观看时,加热器板128位于出口152的正下方。此外,加热器板128暴露于内部路径144。正因如此,在操作中,当水滴离开出口152并且撞击加热器板128时,加热器板128被配置为使水滴蒸发,从而对从导管130的第一端部138流向第二端部140的呼吸气流进行加湿。

[0050] 现在将结合图3和图4来详细讨论凹穴132的功能。如图所示,凹穴132(其被耦合到壁部分142)从内部路径144延伸开。以这种方式,凹穴132被配置为将从喷嘴126的出口152流到加热器板128的水滴与呼吸气流屏蔽开。这显著降低了水被不期望地吹入患者接口设备108的可能性。例如,在不期望水积聚在加热器板128上的情况下(例如不会很快从出口152迅速蒸发掉和/或迅速离开出口152),通过将出口152定位在凹穴132中并且将加热器板128定位在出口152下方,通常会将水保持在气流的下方或之外。正因如此,气流通常将不足以迫使任何积聚的水通过导管130的第二端部140并且进入患者接口设备108。相反,积聚的水(如果有的话)通常会保持在加热器板128上和/或与限定凹穴132的接收构件134接合。另外,在不期望的倾斜状态的情况(其中气道压力支持系统102被无意地倾斜而使其未能平放在其所位于的表面上)下,离开出口152的未能立即蒸发的水通常将会保持在凹穴132中。

[0051] 图5是根据本发明的一个特定的非限制性实施例的包括加湿器212(也参见图6)的另一气道压力支持系统202的局部示意性立面剖视图。气道压力支持系统202包括类似的部件,并且在功能上类似于上面讨论的气道压力支持系统2和102。正因如此,相似的数字将用于指代相似的部件。另外,为了便于说明和公开的经济性,将仅详细讨论显著的区别。

[0052] 如图5和图6所示,加湿器212的分离器特征为从导管230的壁部分242径向向内延伸的壁部分(例如但不限于,通常为平面构件232)的形式。在一个示例性实施例中,平面构件232和壁部分242形成由单件材料制成的整体部件。如图5和图6所示,平面构件232被定位在第一端部238与加热器板228之间。正因如此,将认识到,平面构件232为加湿器212提供的优点与凹穴132为加湿器112提供的优点基本相同。

[0053] 更具体地,在操作中,平面构件232最大限度地减小了来自水室220的积聚的水被吹入患者接口设备208的可能性。因此,平面构件232有利地防止了这种可能性并且/或者确保了水滴从液体到蒸汽的相变的发生而不太可能发生水滴被呼吸气体的速度分量带离第二端部240的情况。

[0054] 如图5所示,加湿器212通常没有凹穴。加热器板228可以被定位在壁部分242的高度处或在其上方(即,从图5的角度看)。在图5的示例中,加热器板228通常被定位在与导管230的壁部分242相同的高度处,并且接收部分243比加湿器112的接收部分143短,使得其通常终止于内部路径244中。因此,喷嘴226的出口252通常被定位在内部路径244中。此外,平面构件232用作阻挡来自气流生成器204的气流的屏障。也就是说,从气流生成器204进入第一端部238的气体通常将不具有在加热器板228上的直接路线,否则可能导致积聚的水(例如,可能蒸发不充分的水和/或可能因离开喷嘴226过快而积聚的水)被不期望地被吹过第二端部240并进入患者接口设备208。然而,加热器板228仍然暴露于内部路径244,并且因此而起到将水蒸发到内部路径244中的作用,从而允许加湿的气体离开第二端部240并且被递送到患者接口设备208。

[0055] 图7是根据本发明的一个特定的非限制性实施例的另一加湿器312的部分的简化剖视图。加湿器312与上面讨论的加湿器212基本相同。正因如此,相似的数字将用于指代相似的部件。另外,为了便于说明和公开的经济性,将仅详细讨论显著的区别。

[0056] 如图7所示,壁部分332具有面向加热器板328的大致凹形表面333。将意识到,虽然壁部分332为加湿器312提供的优点与对应的平面构件232为加湿器212提供的优点基本相同,但是壁部分332还提供了额外的优点。具体地,在操作中,壁部分332的凹形几何形状通常使呼吸气流以相对较小的湍流经过导管330。也就是说,通常将防止呼吸气流直接流过加热器板328,并且将使呼吸气流以被壁部分328平滑地偏转的方式流过加热器板328。

[0057] 将意识到,加湿器112、212和312提供了所公开的构思的不同示例。具体地,加湿器112、212和312中的每个加湿器都提供了独特的机构,通过该机构使得水免于进入气流并被吹入对应的患者接口设备108和208(以及包括加湿器312的气道压力支持系统的患者接口设备)。虽然加湿器112、212和312各自通过分离器特征132、232和332实现了该目的,但是将意识到,本文还预想到合适的替代性分离器特征来起到最大程度地减小和/或防止水进入气流的作用。

[0058] 图8是根据一个特定的非限制性实施例的包括加湿器412的另一气道压力支持系统402的示意图,其中,可以实施本发明的各种实施例。气道压力支持系统402包括类似的部件,并且在功能上类似于上面讨论的气道压力支持系统2、102和202(以及包括加湿器312的气道压力支持系统)。正因如此,相似的数字将用于指代相似的部件。

[0059] 气流生成器404被配置为使呼吸气流经过导管430并且进一步到达患者接口设备408。喷嘴426被配置为根据从水室420接收到的水422来产生水滴。加热器板428(其被耦合到导管430的壁部分442并且暴露于内部路径444)被定位为接收来自喷嘴426的水滴。以这种方式,当水滴蒸发并且进入气流时,加湿的呼吸气体能够通过患者接口设备408被递送给患者。

[0060] 根据所公开的构思,加湿器412以及因此气道压力支持系统402还被配置为最大程度地减小溶解固体(例如但不限于钙、镁、钾、钠、氯化物、硫酸盐)连同其他有机物从水室420被带到泵424和/或在水滴撞击加热器板428并且蒸发到内部路径444中之后留在加热器板428上的可能性。例如,虽然通常建议将用于气道压力支持系统的加湿器与蒸馏水一起使用,但是用户通常会使用市售的瓶装水或自来水(例如,来自井或市政供水系统的水),其中可能含有不想要的污染物。虽然不建议使用这些替代类型的水并且这些替代类型的水通常

不会对加湿器的操作产生不利影响,但是它们可能会对泵的长期使用带来问题并且通常会使加热器板上残留有上述污染物。如果残留物的量太大,则通常必须更换加湿器的部件。为了解决这些关心问题,加湿器412还包括过滤器433和任选的过滤仪447。

[0061] 图9-14示出了水室420和过滤器433的不同视图。参考图12,水室420包括柔性主体部分461、盖463、环形保持构件465以及基座467。水室420的主体部分461包括入口469和相对的出口471。盖463被选择性地耦合到入口469并且具有经过其中的限定的排气通道473。正因如此,排气通道473被配置为在使用期间其中的水位下降时允许空气进入水室420。保持构件465将主体部分461的出口471连接到基座467。如图12所示,基座467具有主体部分475,主体部分475被选择性地被耦合到水室420的主体部分461的出口471,并且基座467具有经过其中的限定的通道部分477。

[0062] 过滤器433具有壳体435,壳体435具有入口437和相对的出口439。此外,过滤器433的壳体435被构造为容纳过滤介质441(在图12中部分地示出)。在一个示例性实施例中,过滤器433的入口437能螺纹连接到基座467的通道部分477并且与水室420的主体部分461的出口471流体地连接。正因如此,过滤器433的壳体435可以被直接耦合到水室420。然而,将意识到,所公开的构思预想到合适的替代性耦合机构(例如但不限于经由螺钉和/或螺栓、卡扣和/或直角转弯特征进行耦合)。另外,预想到水室(未示出)可以具有任何合适的替代数量的通道,以允许水从水室排放到过滤器中。此外,水室包括合适的替代性部件并且具有合适的替代性配置也在所公开的构思的范围内。

[0063] 过滤介质441包括被选择为当水422经过过滤器433时从水422中去除大部分溶解固体并因此使其准备沸腾的过滤器元件(图8)。过滤介质441的过滤器元件可以包括以下各项中的一项或多项:粗颗粒不锈钢网筛、去除氯和细菌的活性炭、去除许多溶解固体的离子交换树脂、包含树脂的纤维网和/或任何其他合适的部件。还预想到,过滤器433的出口439还可以包含止回阀,以防止水在加湿器412的组装完成之前流动。

[0064] 水室420在便携性方面也提供了改进的优点。更具体地,水室420被配置为从第一(扩展)位置(如图9-11A所示)塌陷到第二(塌陷)位置(如图11B、图13和图14所示)。为了这样起作用,水室420的主体部分461优选由柔软的柔性材料(例如但不限于硅树脂)制成。当水室420处于第二位置(图11B、图13和图14)时,入口469位于内部并且相对于出口471是大致同心的。更具体地,主体部分461具有多个脊状部分481、483、485。脊状部分481从出口471延伸,脊状部分485从入口469延伸,并且脊状部分483在脊状部分481、485之间延伸。如图9-11A中最清楚地示出,当水室420处于第一位置中时,脊状部分481、483、485各自处于延伸位置中并且相对于彼此并不是同心的。如图11B、图13和图14所示,当水室420处于第二位置中时,脊状部分481、483、485处于塌陷位置中,使得它们各自大体上位于相同的高度处(参见图11B和图13)。正因如此,水室420比现有的水室更易于运输,因为当未充满水时,水室420能够被相对容易地配置而使其体积较小并因此更易于携带和存储。在一个示例性实施例中,当水室420处于扩展位置中时,水室420从加湿器412的壳体向外突出;并且当水室420处于塌陷位置中时,水室420通常与加湿器412的壳体的顶表面齐平。

[0065] 再次参考图8,过滤仪447具有入口449、出口451、在入口449与出口451之间延伸的主体部分453以及被定位在主体部分453中的机构455。入口449被流体地连接到过滤器433的出口439。过滤仪447的主体部分453被构造为将水从过滤仪447的入口449传送到过滤仪

447的出口451。提供了加湿器412的一种示例性配置,其中,泵424被流体地连接在水室420的出口471与喷嘴426之间。在优选实施例中,泵424被流体地连接在过滤仪447的出口451与喷嘴426之间。

[0066] 过滤仪447的机构455被构造为测量通过主体部分453传送的水的过滤数据。在一个示例性实施例中,机构455与气流生成器404的处理设备(未编号)电连接,以便将过滤数据传达到气流生成器404。因此,过滤器433和过滤仪447协作以向加湿器412提供在水422未被蒸馏的情况下从水422中去除溶解固体的机制。

[0067] 更具体地,在水422已经经过过滤介质441并且离开过滤器433的出口439之后,水422进入过滤仪447的入口449。在一个示例性实施例中,过滤仪447是具有两个金属探头(例如但不限于涂覆有诸如金之类的材料以最大限度地减小腐蚀的铜探头)的总溶解固体测量仪。探头可以具有相同的尺寸(例如但不限于,直径为1.5毫米,暴露于水的长度大致为2毫米),并且可以以大致5毫米的中心间距离平行放置。当包含探头的机构455与气流生成器404电连接时,将意识到,气流生成器404的板电路被配置为测量两个探头之间的电导率。可以将电导率测量结果转换为百万分之几(在下文中被称为“PPM”),这提供了对经过过滤仪447的水中所含的溶解固体的量的指示。

[0068] 在优选实施例中,应当理解,经过过滤器433的水中的溶解固体含量应小于30PPM。如果过滤仪447测量的溶解固体测量结果超过30PPM,则过滤仪447与气流生成器404之间的电连接将使气流生成器404向用户提供关于水质太差(例如含有过多的溶解固体)和需要更换过滤器的指示(例如,屏幕读数)。此外,可以预想到,加湿器412可能不会在溶解固体含量超过30PPM的情况下工作,以便保护泵424和加热器板428。此外,加湿器412还被配置为使得:一旦水中的溶解固体含量达到20PPM,就将在气流生成器404上告知用户过滤器已经接近其使用寿命并且应当立即更换过滤器。

[0069] 一旦水422已经经过了过滤仪447,水422就可以流入泵424,泵424生成压力以将水422移动到喷嘴426。如先前所讨论的,喷嘴426被配置为根据水422来生成水滴,并且加热器板428被配置为接收水滴。

[0070] 因此,将意识到,气道压力支持系统402和用于气道压力支持系统402的加湿器412被有利地构造为与任何饮用水(例如,自来水、瓶装水、蒸馏水)一起工作。具体地,蒸馏水通常不含有问题的溶解固体(否则可能会损害加湿器412的部件(例如,泵424和加热器板428))。当使用自来水和瓶装水时,虽然不建议使用加湿器412的用户使用这种水,但是在水离开出口439之前将会有利地由过滤介质441过滤以去除许多溶解固体。此外,除了包括过滤器433之外,过滤仪447的故障保险装置还提供了向用户警告离开过滤器433的出口439的水质的额外优点。也就是说,虽然过滤器433通常被配置为从水中去除溶解固体,但是随时间对过滤器433的长期使用可能会损害其从水中去除溶解固体的能力。正因如此,过滤仪447提供了解决该关心问题的机制。也就是说,如上面所讨论的,机构455易于被构造为向用户警告离开过滤器433的出口439的水质。如果质量不合适(例如大于30PPM),则用户可以在气流生成器404上接收指示需要更换过滤介质441的指示。一旦过滤介质441已经被用户更换,则非蒸馏水(虽然不是优选的)将再次被可靠地过滤并被传送到泵424和加热器板428,这时,在水中包含相对较少的溶解固体。正因如此,加湿器412是通用的,因为它易于被配置为与蒸馏水和非蒸馏水一起使用,而无需担心损害操作部件(例如,泵424和加热器板428)

的完整性。

[0071] 图15是根据本发明的一个特定的非限制性实施例的用于气道压力支持系统的另一加湿器512的放大部分的示意图。加湿器512包括类似的部件,并且在功能上类似于上面讨论的加湿器12、112、212、312和412。正因如此,相似的数字将用于指代相似的部件。

[0072] 导管530包括第一端部538、第二端部540、壁部分542,壁部分542限定在第一端部538与第二端部540之间延伸的内部路径544。喷嘴526具有出口552,出口552被配置为根据从水室(未示出)接收到的水来产生水滴。如图所示,加热器板528具有面向喷嘴526的第一侧面529和背离喷嘴526的相反的第二侧面531。第一侧面529被定位为接收来自喷嘴526的水滴。在一个示例性实施例中,加湿器512还包括被耦合到加热器板528的第二侧面531的多个加热元件571、573。加热元件571、573被配置为对加热器板528进行加热,以使撞击第一侧面529的水滴蒸发,从而将呼吸气体加湿。

[0073] 另外,加湿器512还可以包括被耦合到加热器板528的第二侧面531的热敏电阻575。热敏电阻575所在的位置可以比加热元件571、573所在的位置更靠近喷嘴526的出口552。热敏电阻575可以(例如经由处理单元)被电连接到包括加湿器512的气道压力支持系统的气流生成器,并且允许处理单元监测加热器板528的温度。以这种方式,热敏电阻575提供了检测离开出口552的水滴是否撞击到加热器板528的机制。

[0074] 继续参考图15,加热器板528的第一侧面529和第二侧面531的对应的中心位置533、535均比第一侧面529和第二侧面531上的任何其他对应位置更靠近出口552。中心位置533可以被定位在中心位置535的正对面。当从俯视平面图观看时(例如参见图16),中心位置533、535被定位在出口552的正下方。在一个示例性实施例中,热敏电阻575被定位在第二侧面531的中心位置535处。如图所示,喷嘴526通常被定位为围绕延伸通过第一侧面529和第二侧面531的纵轴527,并且纵轴527不经过加热元件571、573。

[0075] 因此,将意识到,加热器板528的中心通常位于“无热区”,这在图16中最清楚地描绘出,该“无热区”没有任何加热元件。具体地,加热元件571、573的最内边界被示为外部虚线圆圈,并且其内部空间是“无热区”。如图所示,加热元件571、573与中心位置533、535间隔开至少半径R。

[0076] 参考图17,现在将详细讨论对喷嘴526的出口552与加热器板528的间隔的确定。如图所示,出口552被定位在第一侧面529的中心位置533上方的高度H处。发明人已经发现,当H小于大约4毫米时,由水滴撞击加热器板428引起的沸腾的气泡将常常弹起并撞击出口552,这种情况可能导致喷嘴426从水室吸取比期望情况更多的水。正因如此,发明人已经发现,H优选在大约4毫米至大约X毫米的范围内,其中, $X = (\text{半径}R) / \text{切线}(\theta)$ 。

[0077] 在图17所示的示例中,加湿器512已经倾斜到最大操作角 θ 。角 θ 可以对应于加湿标准ISO 8185:2007或任何其他预定的最大SAGE操作角。在一个示例性实施例中,角 θ 为大约20度,并且半径R为大约3毫米。换句话说,热敏电阻575可以与加热元件571、573中的每个加热元件间隔开至少3毫米。因此,在一个示例性实施例中,H可以为大约6毫米。在该高度处,撞击加热器板528的水通常将与出口552相距足够远,从而不会导致喷嘴526无意中从水室中吸取比所需情况更多的水。此外,在该高度处,撞击加热器板528的水滴通常将足够接近,从而在无意的或不期望的倾斜条件(例如,高至最大操作角 θ)的情况下,热敏电阻575仍将能够检测到水滴是否撞击到加热器板528。

[0078] 图18是根据本发明的一个特定的非限制性实施例的气道压力支持系统602的气流生成器604和加湿器612的示意图。类似于先前讨论的加湿器装置,加湿器612包括用于将水流622从水室620供应到滴头626的泵624。滴头626被定位为将水滴递送到加热器板628,加热器板628具有如关于图15-图17的实施例所讨论的那样布置的热敏电阻675和加热元件671、673。压力支持系统602包括处理单元601,处理单元601可以是加湿器612的部分(如图 所示)、气流生成器604的部分或者作为单独的元件。处理单元601包括处理部分和存储部分,该处理部分可以是例如微处理器、微控制器或一些其他合适的处理设备,该存储部分可以在该处理部分内部或者能操作性地耦合到该处理部分并为数据和软件提供存储介质,该数据和软件能由处理部分运行以用于控制气流生成器604、泵624和加热元件671和673的操作以及用于接收来自气流生成器604的元件和热敏电阻675的输入。

[0079] 在图19中示出了可以根据本发明的一个特定的非限制性实施例执行的示例方法700的流程图,方法700可以由处理设备601在启动加湿器612的过程中执行。方法700开始于702处,其中,接收对接通系统602的指示。通常,这样的指示是从输入设备(未示出)接收的,该输入设备例如是电源按钮或可以由患者、护理人员或其他人员致动以发起压力处置会话的其他合适装置。一旦在702处接收到该指示,就如在704处所示向气流生成器604供电,使得空气流开始经过加湿器612的导管630并且向前到达患者。如在706处所示,允许在第一预定时间内持续进行这样的流动,在本发明的示例性实施例中,该第一预定时间为10秒,但是也可以采用其他时间增量而不脱离本发明的范围。

[0080] 接下来,如在708处所示,由被提供给加热元件671和673中的一个或多个加热元件的电源将加热器板628的温度从大致周围环境的温度升高到第一预定温度。在本发明的示例性实施例中,这样的第一预定温度为大约50°C,但是也可以采用其他温度而不脱离本发明的范围。如先前关于图15-17的装置所讨论的,通过监测热敏电阻675的电阻很容易确定加热器板628的温度。

[0081] 一旦加热器板628的温度已经达到第一预定温度,就例如在710处所示在第二预定时间段内将温度保持在第一预定温度。在本发明的示例性实施例中,这样的第二预定时间段是10秒,但是也可以采用其他时间增量而不脱离本发明的范围。一旦第二预定时间段过去了,就如在712处所示从预定倒数时间启动倒数计时器而进行倒计时,并且如在714处所示向泵624供应足够的功率,以便以第一预定占空比开始操作泵624。在本发明的示例性实施例中,这样的第一预定占空比为大约20%的占空比,但是也可以采用其他合适的占空比而不脱离本发明的范围。在本发明的示例性实施例中,倒数计时器被设置为五分钟,但是也可以利用其他时间段而不脱离本发明的范围。

[0082] 一旦泵624在714处开始运行,就如在716处所示(经由热敏电阻675)监测加热器板628的温度。如在718和720中所示,这样的监测将持续进行,直到检测到温度下降或者倒数计时器到达零为止。如果在718中检测到温度下降之前,倒数计时器在720处达到零,从而指示没有水撞击到加热器板628(由于水室620中缺水,泵故障,水室620与喷嘴626之间的某处发生堵塞或其他问题),则如722所示关闭泵624并且如在724处所示关闭加热器元件671和673。任选地,可以经由任何合适的手段向患者提供信号或消息以指示加湿器已经关闭。任选地,如果在倒数计时器到达零之前在718处检测到温度下降,从而指示一个或多个水滴撞击到加热器板628(即,因撞击加热器板的水滴蒸发而引起板的温度略有下降),则如在726

处所示在等待第三预定时间段之后,在728处将泵624的占空比提高到预定的第二占空比。在本发明的示范性实施例中,这样的第二占空比为大约25%的占空比,但是也可以采用其他合适的占空比而不脱离本发明的范围。在本发明的示范性实施例中,这样的第三预定时间段为二十秒,但是也可以采用其他合适的时间增量而不脱离本发明的范围。

[0083] 在728处提高泵的占空比之后,如在730处所示将加热器板628的温度提高到大约第二预定温度(与正常操作温度一致)。在本发明的示范性实施例中,这样的第二预定温度为大约120°C,但是也可以采用其他合适的温度而不脱离本发明的范围。在达到第二预定温度之后,加湿器继续进行正常操作。根据前述内容将意识到,方法700提供了一种启动机制,该启动机制保持加热器板不被完全供电,直到确认水被递送到加热器板为止。另外,通过在低温下润湿加热器板,任何先前沉积在加热器板上的固体(其来自水室中提供的水中的杂质)不会分解并释放到空气流中。因此,这样的方法还减少/消除了有害气体的释放,否则这些有害气体会从这样的固体中释放出来。

[0084] 图20是根据本发明的一个特定的非限制性实施例的示范性电磁泵(例如,图18的泵624)的示意性剖视图。泵624包括壳体680,壳体680具有被限定在其中的入口682和出口684。泵624还包括可变形隔膜构件686,可变形隔膜构件686与壳体680的部分一起限定泵送室688。泵送室688经由仅允许流体流入泵送室688的单向入口阀690与入口682分开,并且经由仅允许流体从泵送室688流出的单向递送阀692与出口684分开。泵624还包括螺线管694,当通过向端子T施加功率而将螺线管694通电时,螺线管694使电枢696引起隔膜构件686变形,从而减小了泵送室688的容积并因此迫使流体经由递送阀692从泵送室688流出并从出口684排出。泵624还包括拉紧的弹簧构件698,以便将电枢696朝向螺线管694拉回,由此将隔膜构件686移回初始位置并增加泵送室688的容积。随着泵送室688的容积的增加,流体会经由入口682和入口阀690被拉入泵送室688。

[0085] 图21是根据本发明的一个特定的非限制性实施例的用于向滴灌型加湿器中的泵(例如,图18和图20的泵624)供电的示范性泵装置800的示范性接线示意图。电源699为螺线管694的端子T选择性地提供功率,电源699经由开关S被电连接到端子T。开关S由合适的微处理器(例如,先前结合图18描述的处理单元601)控制。通过使用开关S的高频脉冲宽度调制(PWM),可以根据期望的曲线向螺线管694供电。在图22中示出了根据本发明的一个特定的非限制性实施例的一种这样的功率曲线802的示例,该功率曲线802用于为电磁泵的螺线管(例如,泵624的螺线管694)的单次致动供电。

[0086] 功率曲线802在对应于电枢696从开始位置到完全延伸位置的移动的泵容积范围804与总延伸时间806之间延伸,总延伸时间806在图22中示出的示例中以相对方式(即,在以完全延伸时间为100%的延伸时间的定义下表示的花费时间)表示。为了提供螺线管的安静运行,功率曲线通常包括:初始部分808,其通常以第一总速率增加;中间部分810,其通常以大于第一总速率的第二总速率增加;以及最终部分812,其以第三总速率减小。初始部分808从电枢696的初始(缩回)定位814(即,0,0)延伸到第二定位816,第二定位816大约为范围804和时间806两者的20%(即,大约20,20)。初始部分808通常以缓慢的速率在初始定位814附近增加,然后在第二定位816附近增加。中间部分810通常从第二定位816延伸到第三定位818,第三定位818大约为范围804的40%和时间806的20%(即,大约40,60)。中间部分810通常初始以较大速率增加而接近第二定位816,然后以通常稍微较慢速率增加而接近第

三定位818。最终部分812通常从第三定位818延伸到通常完全延伸的最终定位820，最终定位820大约为范围804的40%和时间的60%（即，大约100,100）。最终部分812通常以第一速率在第三定位818附近减小，然后以减小的速率在最终定位820附近减小。在本发明的示例性实施例中，在电枢696缩回期间，根据功率曲线802的镜像（围绕经过100,100的垂直轴产生镜像）向螺线管694供电，以便选择性地抵消由弹簧696在使电枢696以受控方式返回初始定位0,0的过程中施加的力。通过使用（一条或多条）这样的预定功率曲线，螺线管696以安静的方式运行，这减少/消除了对系统602的用户的潜在干扰。

[0087] 螺线管驱动泵（例如，图20的泵624）可能需要标称功率水平对泵隔膜628和阀690和692进行致动，并且具有足够的功率来克服静力以使流体移动通过泵。但是，这样的系统可能需要启动例程，在启动例程中，需要比标称水平更大的功率水平来克服初始静态条件。如果流体泵长时间闲置，则单向流动阀（例如，690和692）可能会卡死，在这种情况下，标称泵送功率不足以克服静力。克服这种初始卡死状态的方法是在启动阶段期间将泵驱动能量调制为泵系统的共振频率或接近泵系统的共振频率（+/-大约5%）。以共振频率驱动泵可以为主动单向阀提供最大作用力并且为被动单向阀提供更大的功率。在其中利用H电桥式功率驱动器实施向电磁致动器供电的示例性实施例中，能够在共振频率下将螺线管的电力极性在正向极性与反向极性之间交替。该方法可以递送相等的功率以释放两个单向阀。

[0088] 在权利要求中，括号内的任何附图标记都不应被解释为对权利要求的限制。词语“包括”或“包含”并不排除除了权利要求中列出的元件或步骤以外的元件或步骤的存在。在列举了若干单元的装置权利要求中，这些单元中的若干单元可以由同一个硬件项来实施。元件之前的词语“一”或“一个”并不排除多个这样的元件的存在。在列举了若干单元的任何装置权利要求中，这些单元中的若干单元可以由同一个硬件项来实施。某些元件被记载在互不相同的从属权利要求中的事实并不指示不能有利地使用这些元件的组合。

[0089] 虽然已经基于当前被认为是最实用和优选的实施例，出于图示的目的详细描述了本发明，但是应当理解，这样的详情仅出于所述目的，并且本发明不限于所公开的实施例，而是相反，旨在涵盖在权利要求的精神和范围内的修改和等效布置。例如，应当理解，本发明预期任何实施例的一个或多个特征能够在可能的范围内与任何其他实施例的一个或多个特征组合。

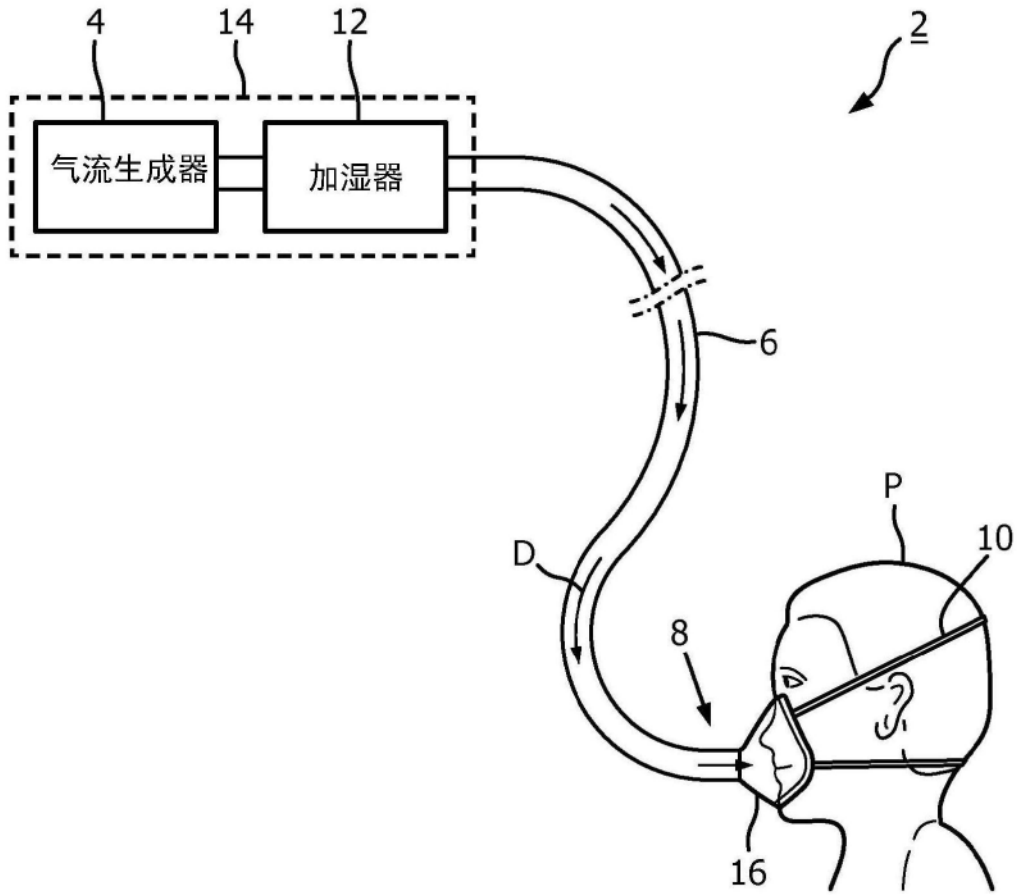


图1

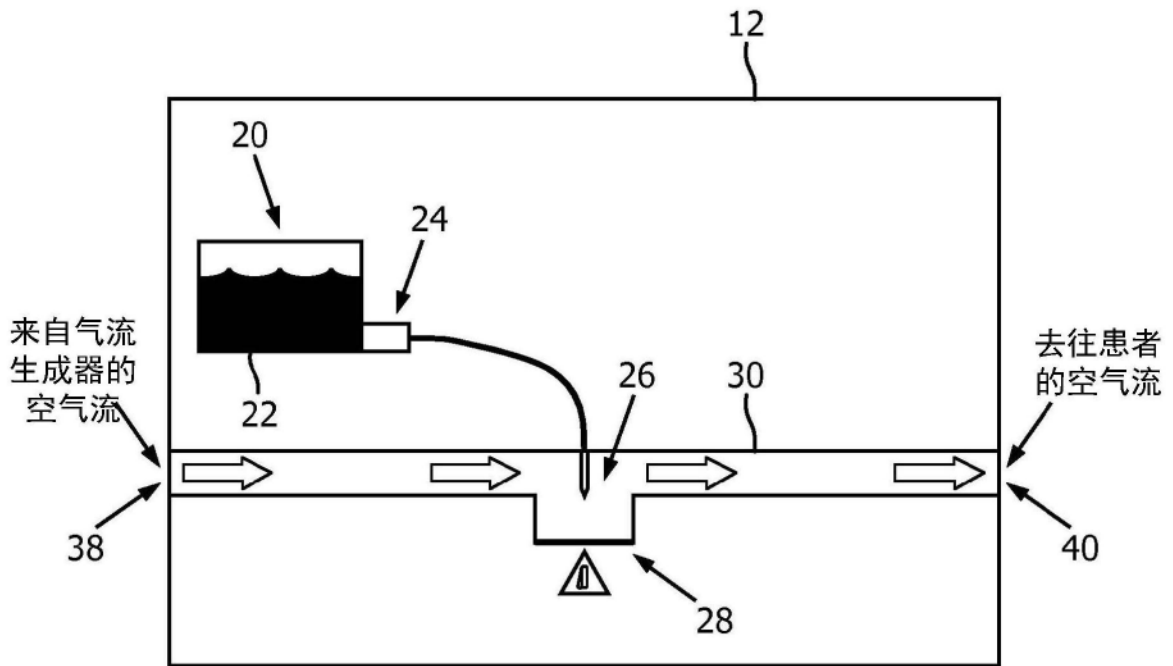


图2

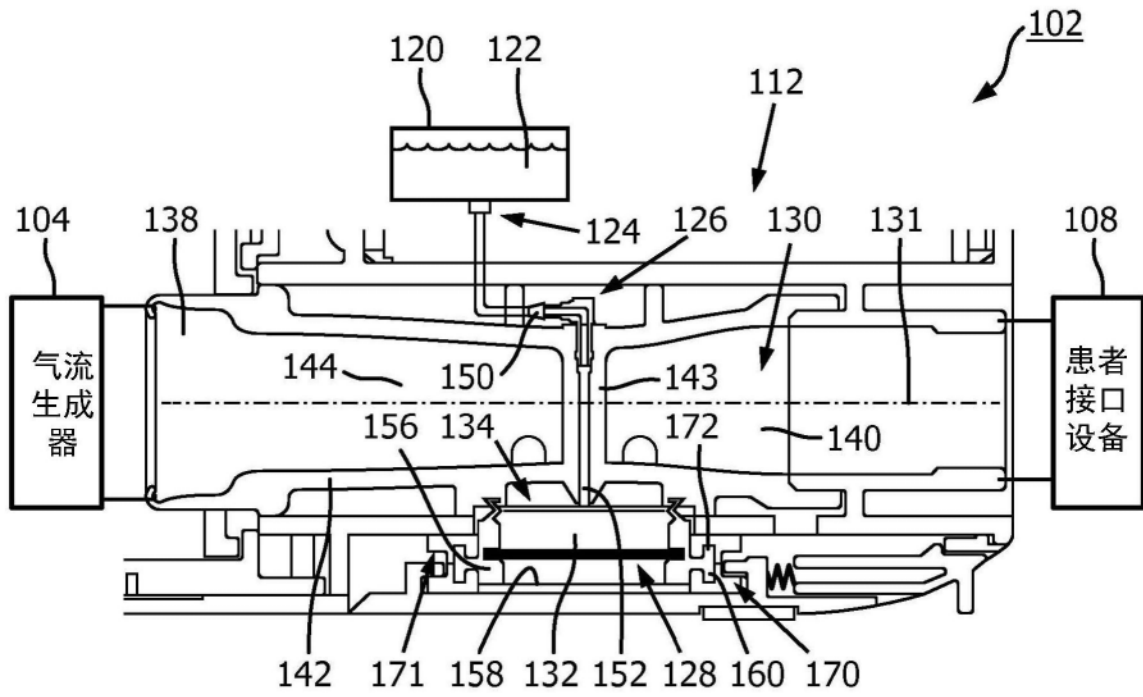


图3

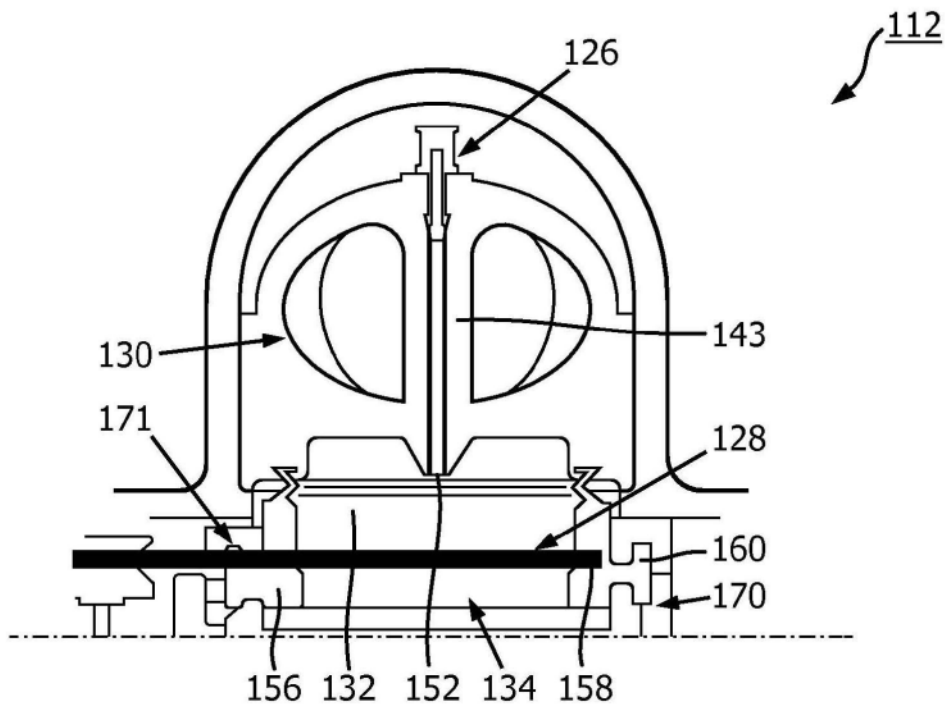


图4

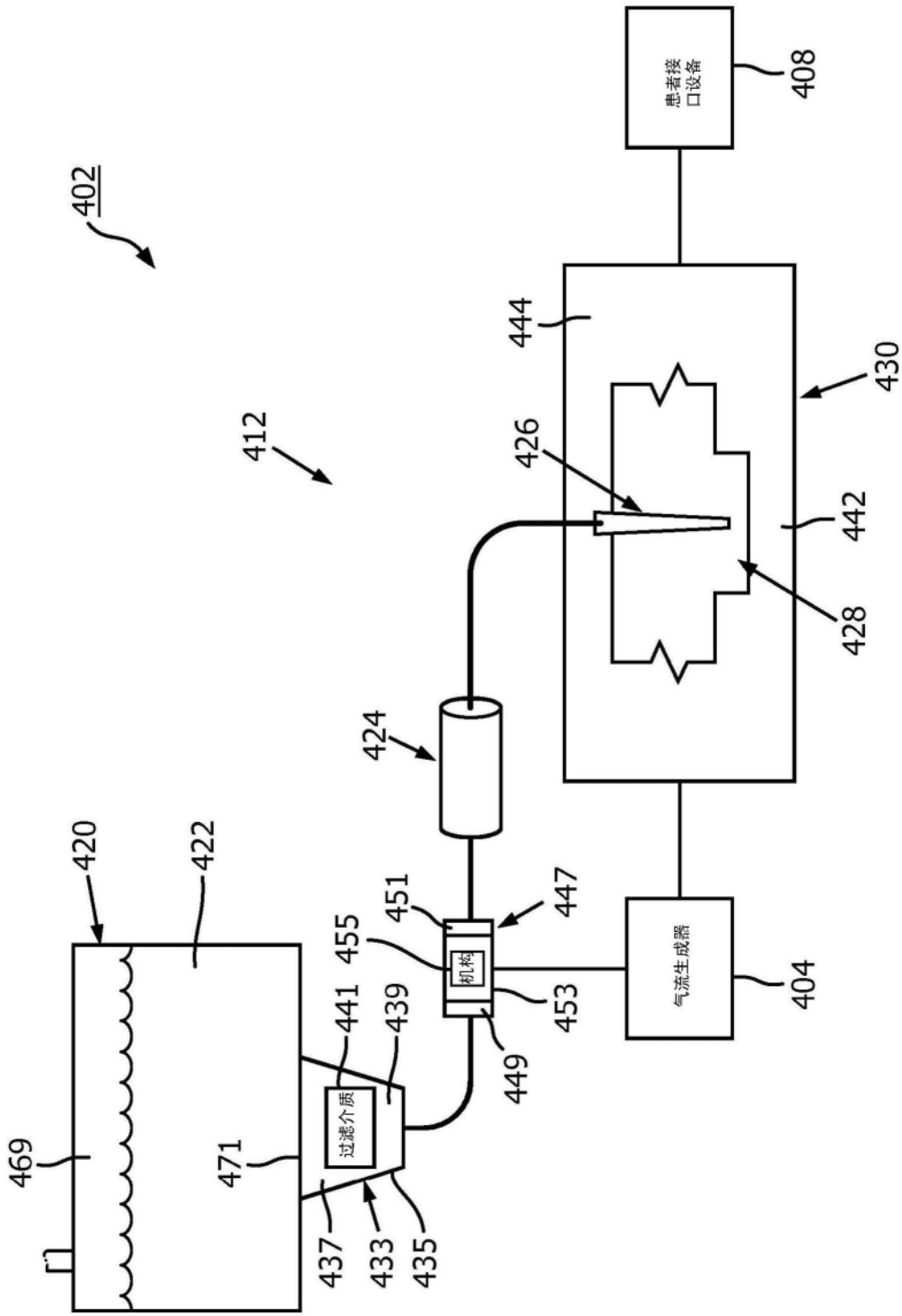


图8

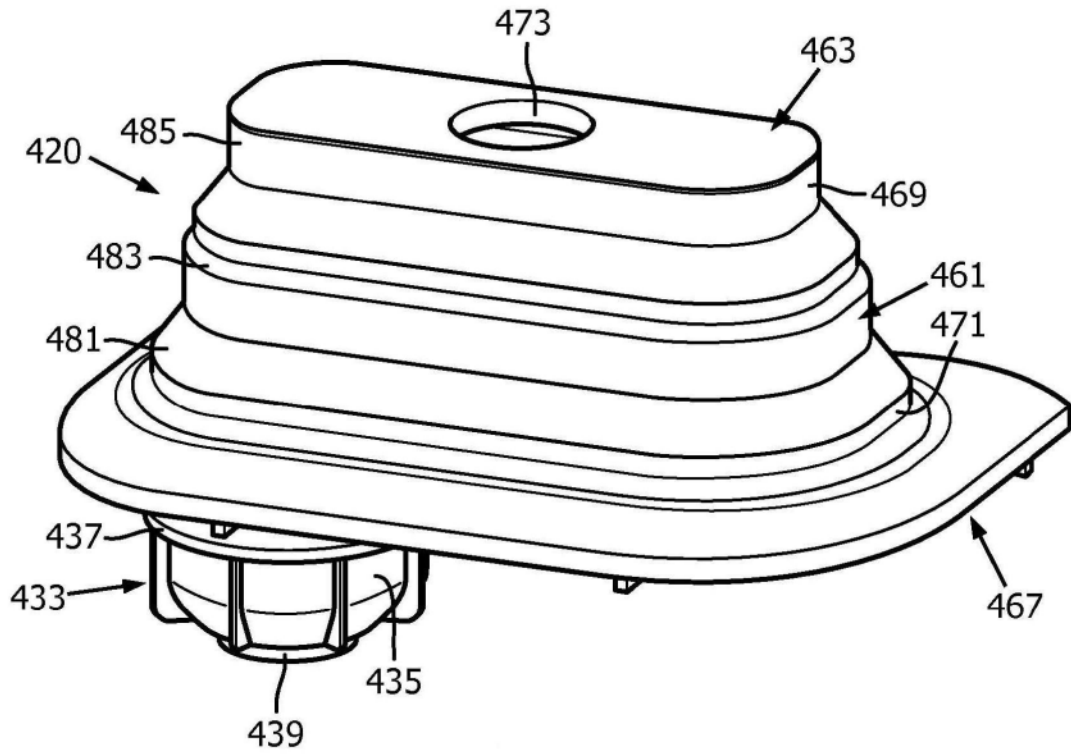


图9

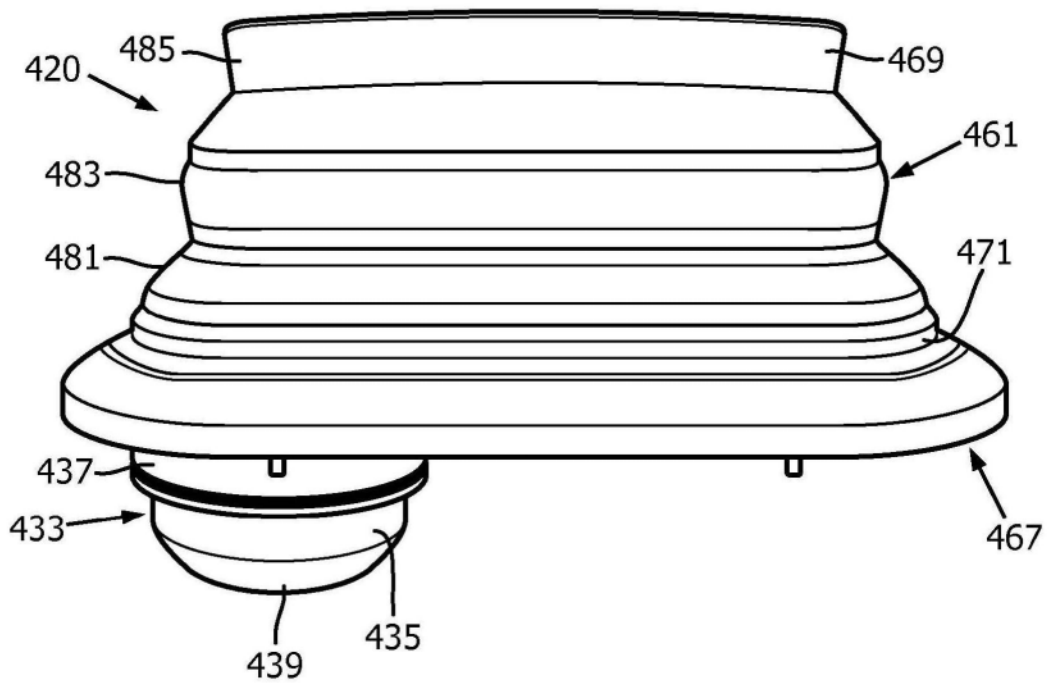


图10

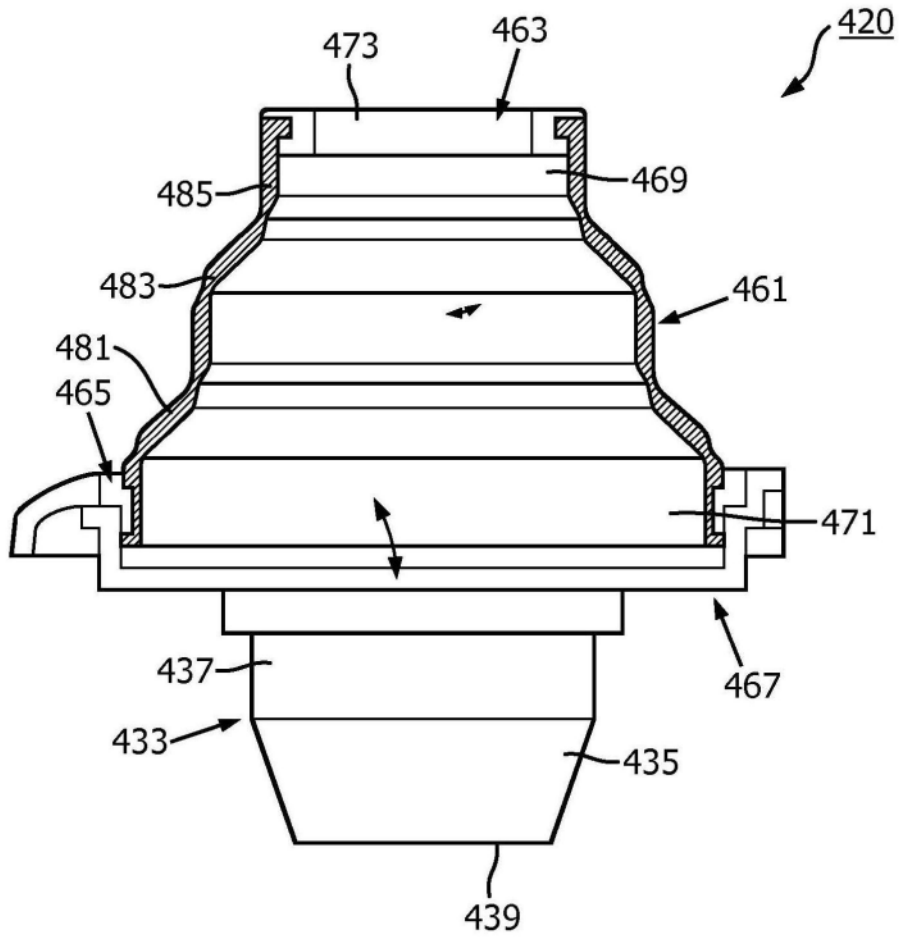


图11A

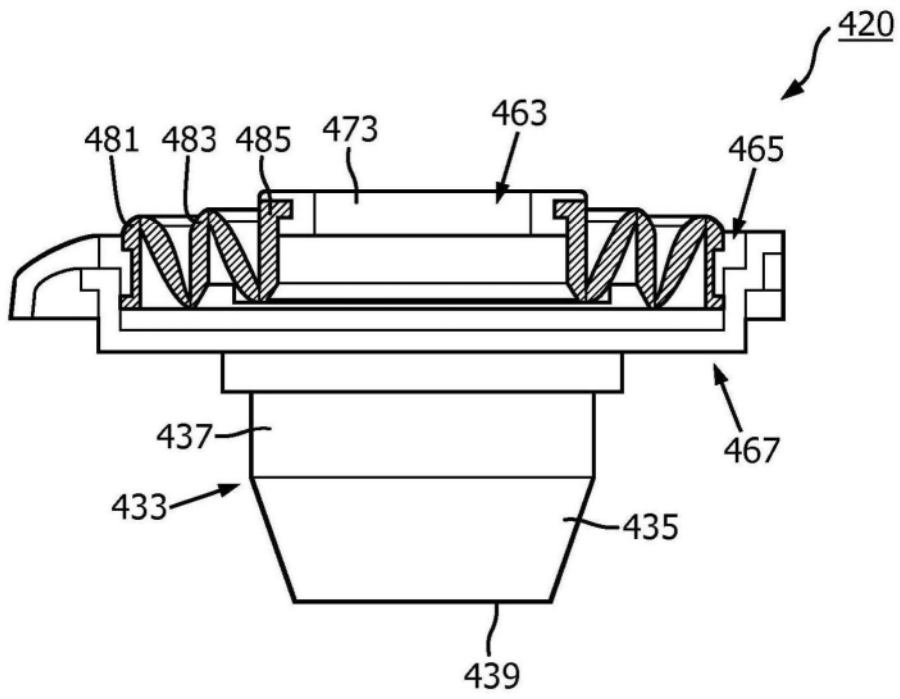


图11B

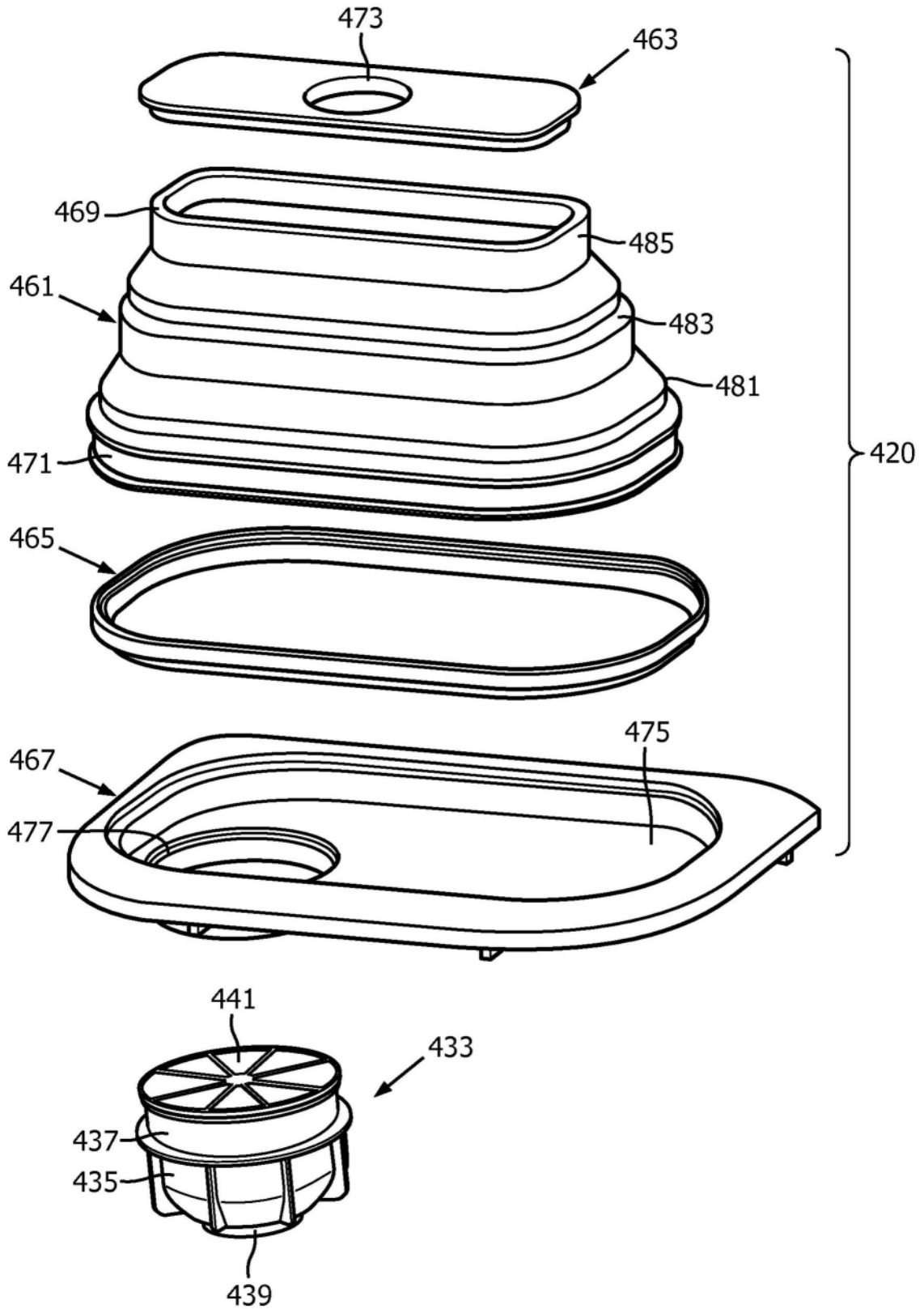


图12

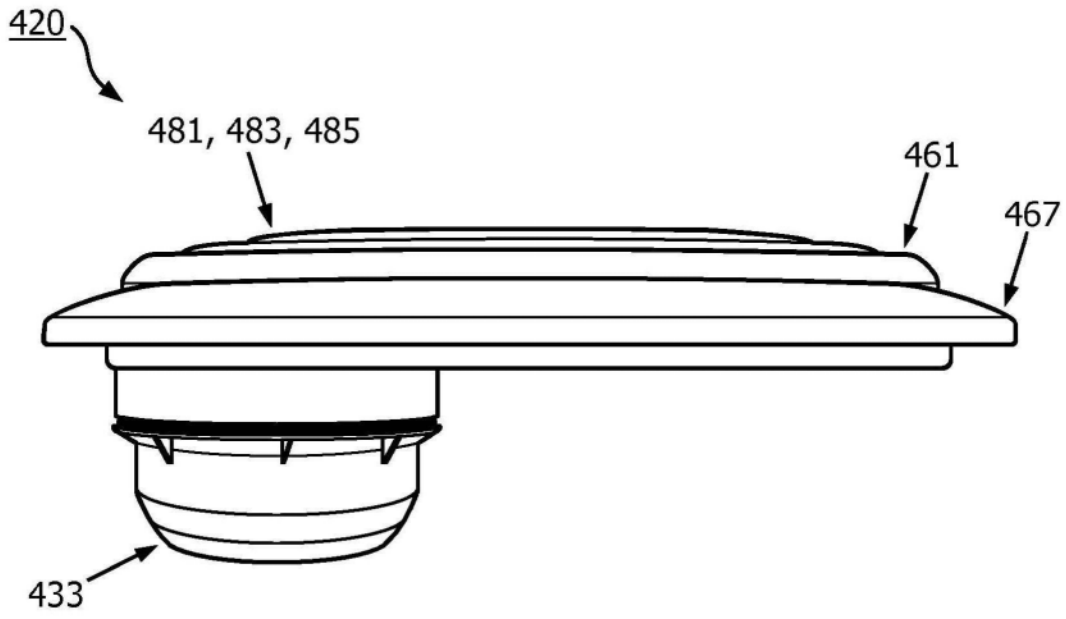


图13

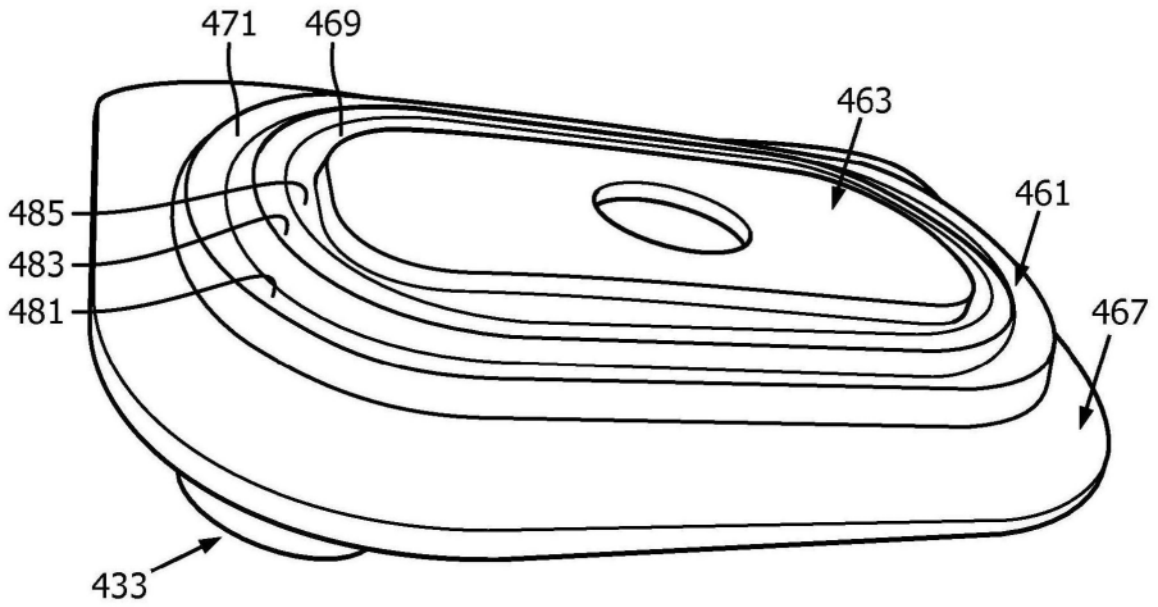


图14

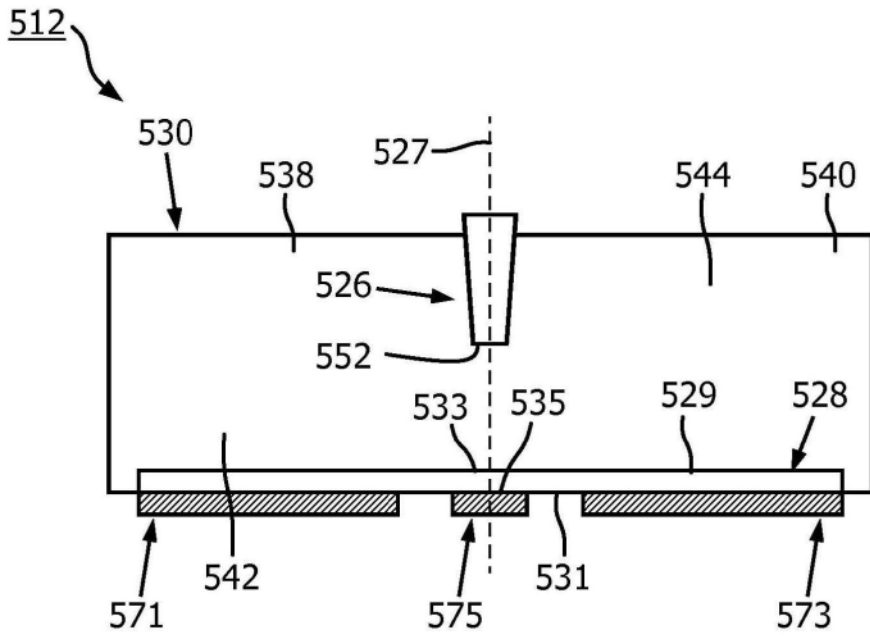


图15

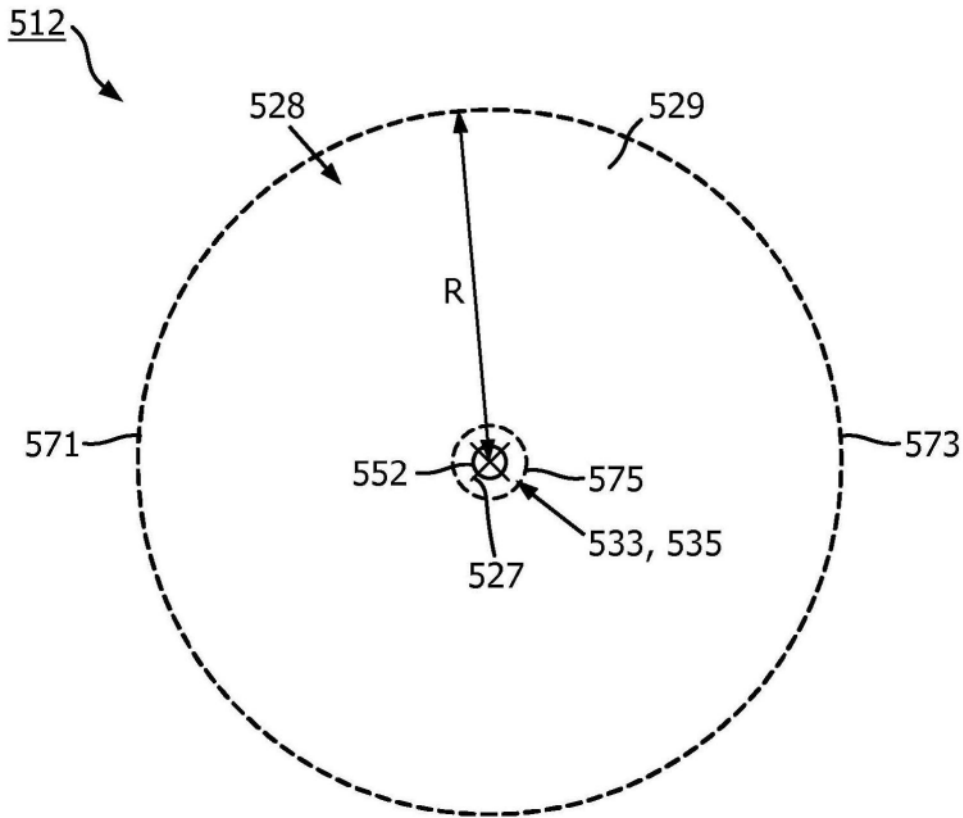


图16

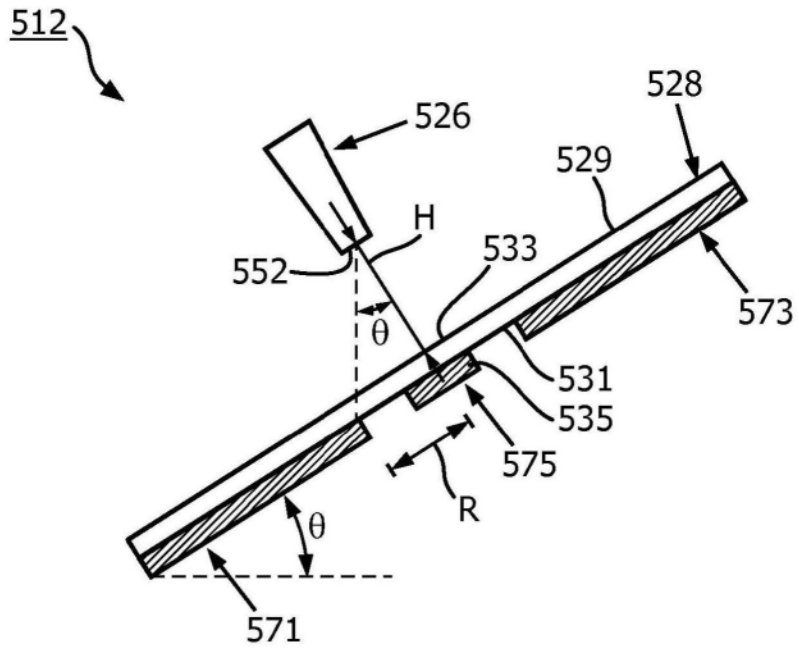


图17

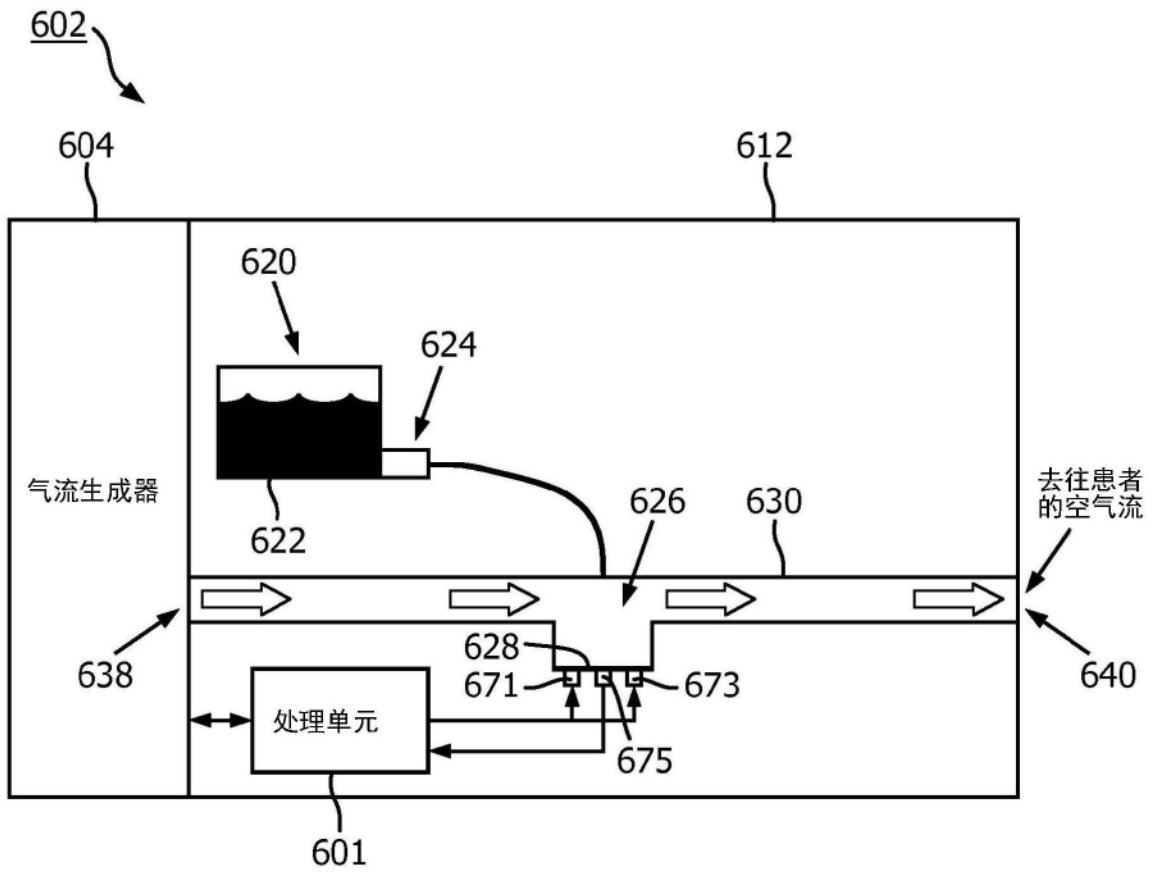


图18

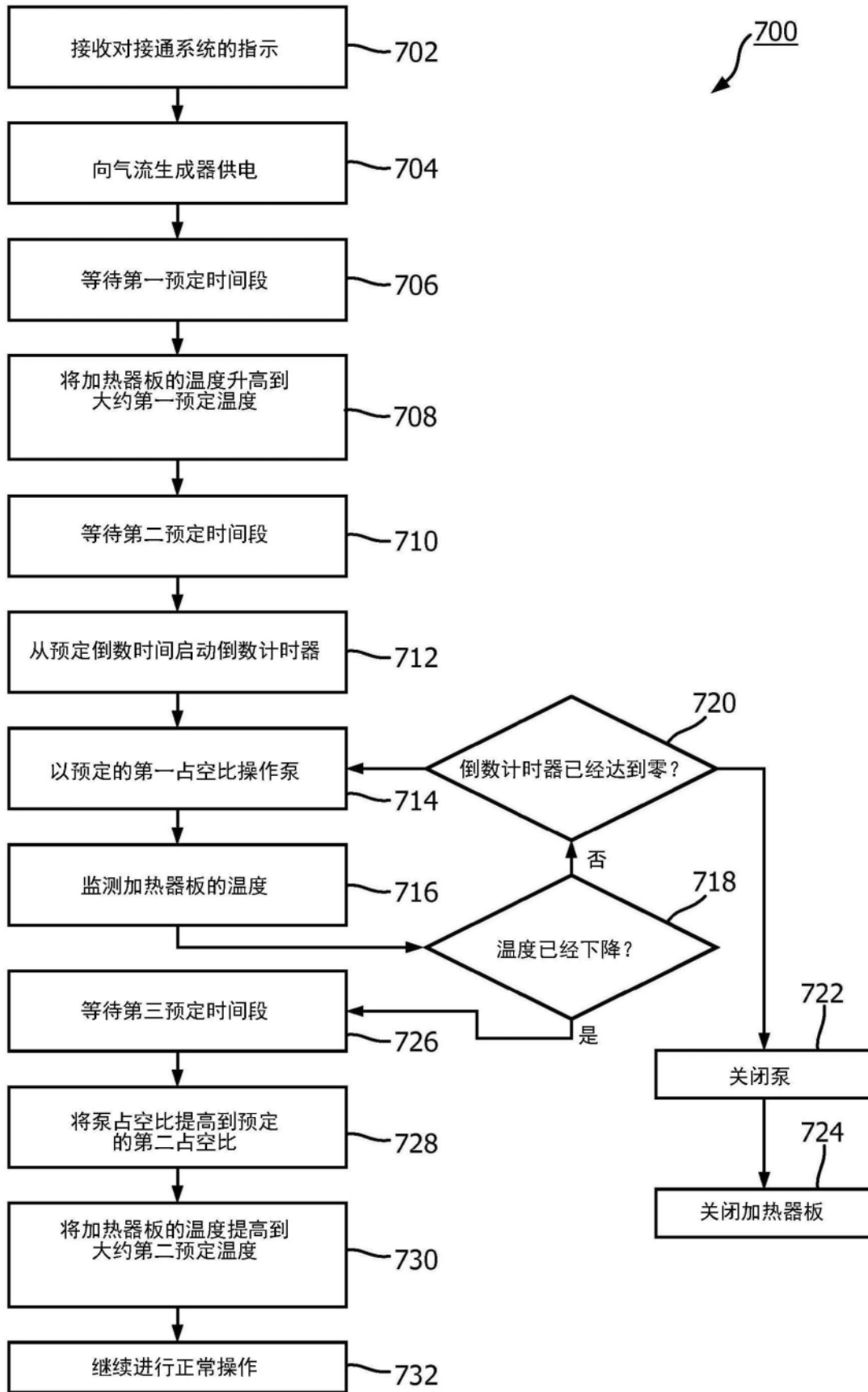


图19

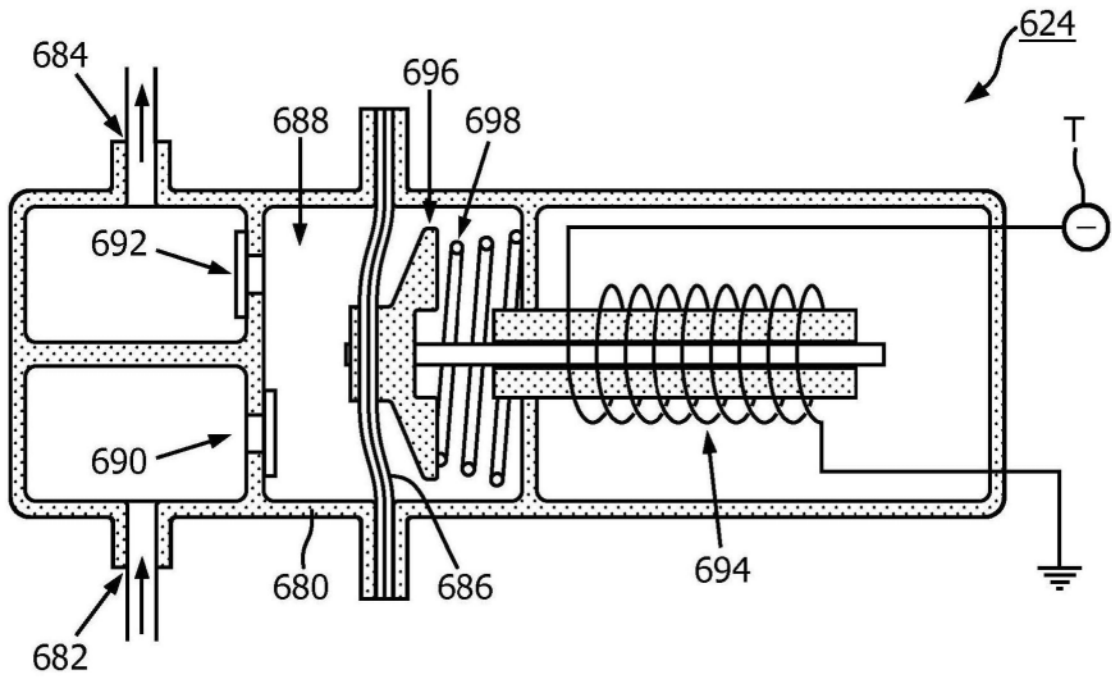


图20

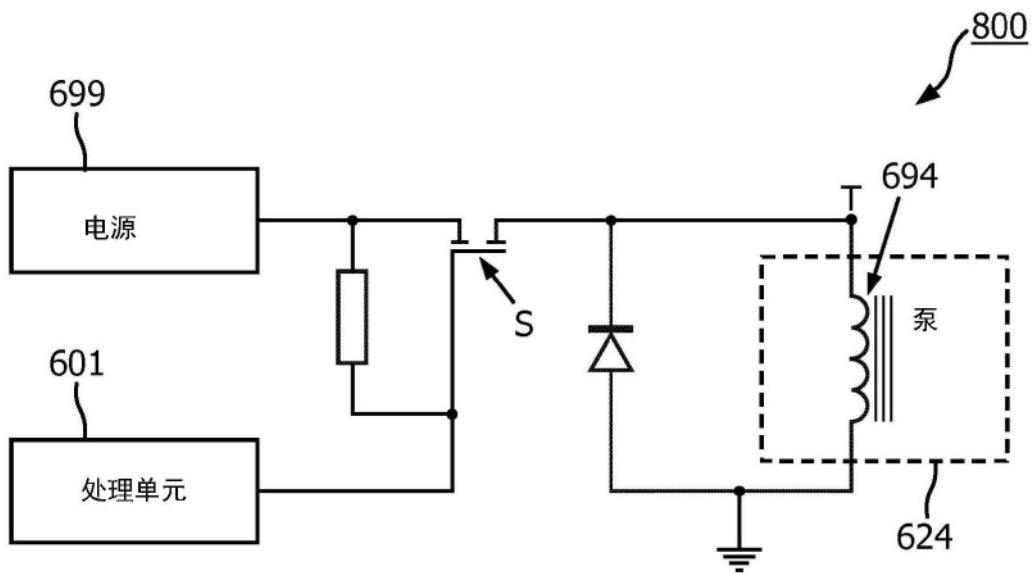


图21

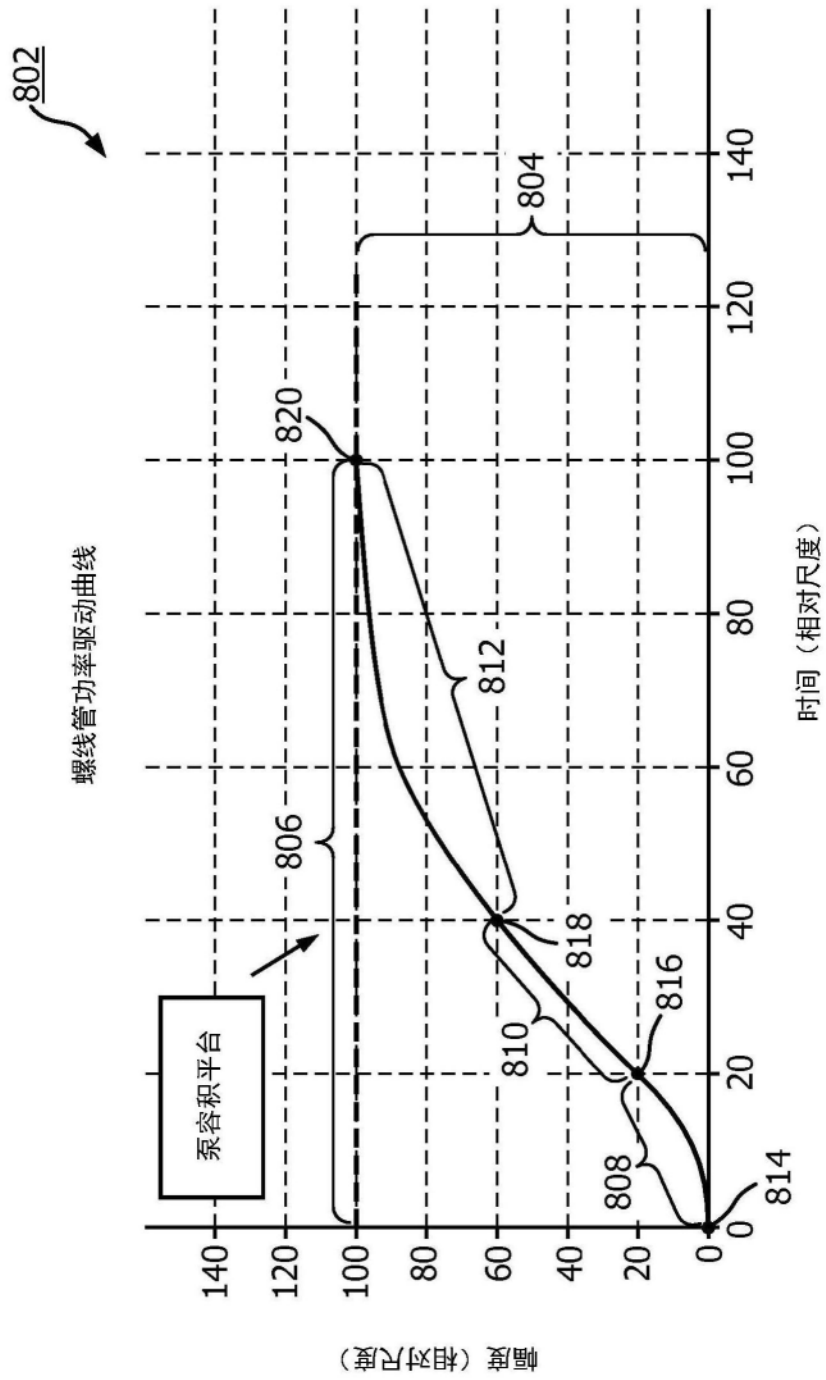


图22