



(12) 发明专利

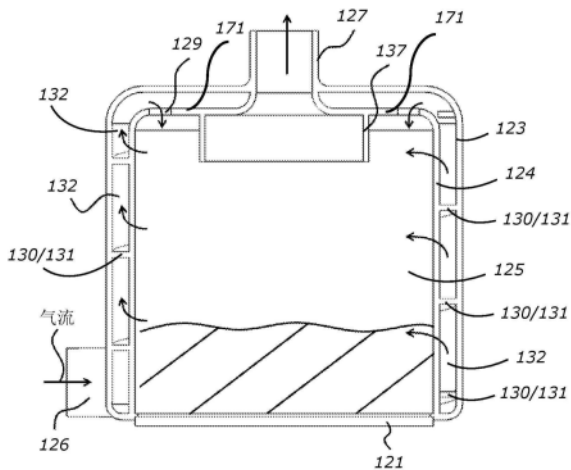
(10) 授权公告号 CN 111787967 B

(45) 授权公告日 2023. 09. 01

(21) 申请号 201880078880.0	(72) 发明人 鲍国华
(22) 申请日 2018.11.29	(74) 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司 11127
(65) 同一申请的已公布的文献号 申请公布号 CN 111787967 A	专利代理师 王小东 黄纶伟
(43) 申请公布日 2020.10.16	(51) Int.Cl. A61M 16/16 (2006.01)
(30) 优先权数据 62/595,216 2017.12.06 US	(56) 对比文件 DE 10016005 A1,2001.12.06 WO 2012135912 A1,2012.10.11 US 2016045704 A1,2016.02.18 CN 101583395 A,2009.11.18 CN 205268793 U,2016.06.01
(85) PCT国际申请进入国家阶段日 2020.06.05	审查员 朱书华
(86) PCT国际申请的申请数据 PCT/IB2018/059481 2018.11.29	
(87) PCT国际申请的公布数据 W02019/111110 EN 2019.06.13	
(73) 专利权人 费雪派克医疗保健有限公司 地址 新西兰奥克兰	权利要求书2页 说明书13页 附图10页

(54) 发明名称
加湿器

(57) 摘要
提供了一种用于呼吸治疗系统的加湿器,该加湿器包括加湿腔室,该加湿腔室具有与外壁间隔开的内壁,以在内壁与外壁之间形成壁空腔。气体流动路径位于壁空腔内。诸如空气的气体沿着气体流动路径从加湿腔室的入口流动到加湿腔室的出口。可选地,气体流动路径可以遵循穿过壁空腔的螺旋路线。



1. 一种用于呼吸治疗系统的加湿腔室,所述加湿腔室被构造成将流体保持在流体贮存器中,并且所述加湿腔室包括:

基部、顶壁和外侧壁,所述外侧壁在所述基部和所述顶壁之间延伸;

内侧壁,所述内侧壁与所述外侧壁以一距离间隔开以在所述内侧壁和所述外侧壁之间形成壁空腔,所述内侧壁至少部分地限定所述流体贮存器;

引导件,所述引导件从所述内侧壁横跨所述壁空腔延伸到所述外侧壁,所述引导件限定穿过所述壁空腔的绝缘通道;

腔室入口,所述腔室入口用于接收呼吸气体,所述腔室入口包括进入所述壁空腔的开口;

流体贮存器入口,所述流体贮存器入口提供供气体从所述壁空腔流动到所述流体贮存器的路径;

递送出口,所述递送出口用于将呼吸气体从所述流体贮存器递送到所述加湿腔室外部;

其中,所述绝缘通道、所述流体贮存器入口和所述流体贮存器提供在所述腔室入口和所述递送出口之间延伸的腔室气体流动路径。

2. 根据权利要求1所述的加湿腔室,其中,所述加湿腔室包括内顶壁,所述内顶壁形成所述流体贮存器内的加湿空间的顶部,所述流体贮存器入口延伸穿过所述内顶壁。

3. 根据权利要求2所述的加湿腔室,其中,所述加湿腔室的所述基部、所述内侧壁和所述内顶壁形成所述流体贮存器。

4. 根据权利要求1所述的加湿腔室,其中,所述加湿腔室还包括加热元件,所述加热元件被构造成被加热以便向所述加湿腔室中的所述流体提供热量。

5. 根据权利要求1所述的加湿腔室,其中,所述腔室入口包括穿过所述外侧壁进入所述壁空腔中的开口。

6. 根据权利要求1所述的加湿腔室,其中,所述引导件被构造成使得所述绝缘通道包括介于所述腔室入口与所述流体贮存器入口之间的螺旋部分。

7. 根据权利要求1所述的加湿腔室,其中,所述引导件包括限定穿过所述壁空腔的所述绝缘通道的至少一个挡板。

8. 根据权利要求1所述的加湿腔室,其中,所述引导件包括一个或多个挡板,所述一个或多个挡板具有相对于所述加湿腔室的所述基部而言的基本上垂直的定向并且限定穿过所述壁空腔的曲折气体流动路径。

9. 根据权利要求7所述的加湿腔室,其中,所述引导件包括一个或多个倾斜挡板,所述一个或多个倾斜挡限定穿过所述壁空腔的气体流动路径。

10. 根据权利要求9所述的加湿腔室,其中,所述一个或多个倾斜挡限定穿过所述壁空腔的螺旋气体流动路径。

11. 根据权利要求10所述的加湿腔室,其中,所述螺旋气体流动路径包括三圈。

12. 根据权利要求1所述的加湿腔室,其中,所述内侧壁和/或外侧壁是透明的或半透明的。

13. 根据权利要求1所述的加湿腔室,其中,所述腔室入口定位成靠近所述加湿腔室的所述基部。

14. 根据权利要求1所述的加湿腔室,其中,所述壁空腔围绕所述加湿腔室的所述内侧壁。

15. 一种用于呼吸治疗系统的加湿器,所述加湿器包括根据权利要求1至14中任一项所述的加湿腔室。

加湿器

技术领域

[0001] 本公开总体上涉及呼吸气体治疗。更具体地,本公开涉及用于与呼吸气体治疗系统一起使用的气体加湿装置。

背景技术

[0002] 患有呼吸疾病的患者可能难以进行有效呼吸。在一些情况下,为患者提供能够改善患者的通气的治疗是有用的。在一些情况下,患者可以被提供有呼吸治疗系统,该呼吸治疗系统包括气体源、可以用于将气体传输到患者的气道的接口、以及在气体源与接口之间延伸的导管。从气体源递送到患者的气道的气体可以有助于促进患者的充分通气。气体源可以包括例如空气或适于吸气的其它气体(例如氧气或一氧化氮)的容器、能够将气体通过导管推进到接口的机械鼓风机、或两者的一些组合。呼吸治疗系统可以包括气体加湿器,该气体加湿器可以对穿过呼吸治疗系统的气体进行加湿和加热,以改善患者舒适度和/或改善患者的呼吸疾病的预后诊断。气体加湿器可以包括水贮存器和用于加热水贮存器中的水的加热元件。随着水升温,形成水蒸汽,该水蒸汽可以加入穿过气体加湿器的气体流。这种呼吸治疗系统包括CPAP(持续气道正压通气)系统、无创通气(NIV)和鼻用高流量系统。

[0003] 传统的气体加湿器通常加热加湿腔室的流体贮存器内的流体。这通常是通过在加湿器的基部使用金属板来实现的,该金属板使用外部热源来加热。使呼吸气体或空气流过流体贮存器以加热和加湿气体。

发明内容

[0004] 根据第一方面,提供了一种用于呼吸治疗系统的加湿器,该加湿器包括:基部、顶壁以及在基部和顶壁之间延伸的一个或多个外侧壁,以形成加湿腔室,流体源能够被保持在该加湿腔室内。在优选形式中,流体贮存器位于加湿腔室中。加湿器还包括用于接收呼吸气体的至少一个入口、用于递送加湿的呼吸气体的出口以及在入口和出口之间延伸的气体流动路径。一个或多个内侧壁与外侧壁以一距离间隔开以形成壁空腔。

[0005] 在一种形式中,壁空腔可以至少部分地填充有热绝缘材料。例如,壁空腔可以至少部分地填充有气体或泡沫材料。

[0006] 替代地或另外地,该气体流动路径的至少一部分可以在穿过该流体贮存器或该加湿腔室之前位于该壁空腔内。在一种形式中,加湿器包括引导系统,该引导系统包括至少一个挡板,该至少一个挡限定穿过壁空腔的气体流动路径。例如,壁空腔可以包括一个或多个挡板,该一个或多个挡板具有相对于加湿器的基部而言的基本上垂直的定向并且限定穿过壁空腔的曲折气体流动路径。在另一种形式中,壁空腔包括一个或多个倾斜挡板,该一个或多个倾斜挡限定穿过壁空腔的气体流动路径。替代地,壁空腔可包括一个或多个螺旋挡板,该一个或多个螺旋挡限定穿过壁空腔的螺旋气体流动路径。优选地,一个或多个倾斜挡限定穿过壁空腔的螺旋气体流动路径。在一种形式中,螺旋气体流动路径包括三圈。

[0007] 可选地,内壁和/或外壁可以是透明的或半透明的。

- [0008] 在一种形式中,加湿器的入口定位成靠近加湿器的基部。
- [0009] 可选地,入口定位成靠近加湿器的顶壁。
- [0010] 在一种形式中,多个入口设置成靠近加湿器的基部或顶壁。
- [0011] 优选地,加湿器的内侧壁和外侧壁是基本上圆柱形的。
- [0012] 根据第二方面,提供了一种用于呼吸治疗系统的加湿腔室,该加湿腔室被构造成将流体保持在流体存储器中,并且该加湿腔室包括:基部、顶壁和在基部和顶壁之间延伸的外侧壁;内侧壁,该内侧壁与外侧壁以一距离间隔开以在内侧壁和外侧壁之间形成壁空腔,内侧壁至少部分地限定流体存储器;引导件,该引导件从内侧壁横跨壁空腔延伸到外侧壁,该引导件限定穿过壁空腔的绝缘通道;腔室入口,该腔室入口用于接收呼吸气体,腔室入口包括进入壁空腔的开口;流体存储器入口,该流体存储器入口提供供气体从壁空腔流动到流体存储器的路径;以及递送出口,该递送出口用于将呼吸气体从流体存储器递送到加湿腔室外部。绝缘通道、流体存储器入口和流体存储器提供在腔室入口和递送出口之间延伸的腔室气体流动路径。
- [0013] 在一种形式中,加湿腔室包括内顶壁,该内顶壁形成加湿空间的顶部,流体存储器入口延伸穿过该内顶壁。优选地,加湿腔室的基部、内侧壁和内顶壁形成流体存储器。
- [0014] 在一种形式中,加湿腔室还包括加热元件,该加热元件被构造成被加热以便向加湿腔室中的流体提供热量。
- [0015] 可选地,腔室入口包括穿过外侧壁进入壁空腔的开口。
- [0016] 在一种形式中,引导件被构造成使得绝缘通道包括在腔室入口和流体存储器入口之间的螺旋部分。
- [0017] 根据第三方面,提供了一种用于呼吸治疗系统的加湿器,该加湿器包括本发明的第二方面的加湿腔室。
- [0018] 本发明包括前述内容,并且还设想以下仅给出实施例的构造。

附图说明

- [0019] 从本文参考以下附图的详细描述中,具体实施方式及其修改对于本领域技术人员将变得显而易见,其中:
- [0020] 图1是包括加湿系统的呼吸治疗系统的一种形式的示意图;
- [0021] 图2是根据本发明的加湿腔室的一种形式的立体图;
- [0022] 图3是图2的加湿腔室的俯视图;
- [0023] 图4是图2的加湿腔室的侧视图;
- [0024] 图5是图2的加湿腔室的仰视图;
- [0025] 图6是沿图4的线B-B截取的横截面俯视图;
- [0026] 图7是沿图3的线A-A截取的剖视立体图;
- [0027] 图8是沿图3的线A-A截取的横截面侧视图;
- [0028] 图9是沿图4的线B-B截取的剖视立体图;
- [0029] 图10是沿图4的线B-B截取的横截面俯视图;
- [0030] 图11是根据本发明的加湿腔室的又一种形式的局部剖视侧视图,其中腔室壁包括竖直挡板系统;

[0031] 图12是根据本发明的加湿腔室的又一种形式的示意性横截面图,其中腔室壁包括螺旋挡板系统,并且该腔室还包括流动发生器,该流动发生器从腔室壁空腔中的绝缘通道获取暖空气,并将该空气吹入该腔室的流体贮存器中;

[0032] 图13是根据本发明的加湿腔室的另一形式的侧视图,其中入口和出口都位于该腔室的顶部处;

[0033] 图14是根据本发明的加湿腔室的又一形式的示意性横截面图,其中腔室基部包括由支撑件支撑的加热元件;

[0034] 图15是比较本发明的加湿腔室的入口空气与出口空气之间的温度差和现有技术的加湿腔室的温度差的图表;

[0035] 图16是比较本发明的加湿腔室的入口空气和出口空气之间的绝对湿度差和现有技术的加湿腔室的绝对湿度差的图表;以及

[0036] 图17是根据本发明的加湿腔室的另一形式的示意性横截面图,其示出了腔室入口、出口和穿过腔室壁空腔的流体流动路径的替代构造。

具体实施方式

[0037] 总体上,本发明涉及一种用于在呼吸治疗系统中加湿呼吸气体的加湿器。例如,加湿器可以与CPAP、双水平、无创通气、鼻用高流量或其它呼吸治疗系统一起使用,或者可以形成CPAP、双水平、无创通气、鼻用高流量或其它呼吸治疗系统的一部分。

[0038] 参考图1,示出了呼吸治疗系统100的可能构造。在所示的构造中,呼吸治疗系统100可以包括流动发生器101。流动发生器101可以包括气体入口102和气体出口104。流动发生器101可以包括鼓风机106。鼓风机106可以包括马达。马达可以包括定子和转子。转子可以包括轴。推进器可以链接到轴。在使用中,推进器可与轴同时旋转以从气体入口102吸入气体。流动发生器101可以包括用户接口108,该用户接口可以包括一个或多个按钮、旋钮、拨盘、开关、杆、触摸屏、扬声器、显示器和/或用户可以使用以查看数据和/或将命令输入到流动发生器101中以控制其操作和/或呼吸治疗系统100的其它部件的操作的其它输入或输出模块。流动发生器101可以使气体穿过气体出口104到达第一导管110。第一导管110可将气体传送至气体加湿器112,该气体加湿器112可用于在气体中夹带水分以提供加湿的气流。气体加湿器112可以包括加湿器入口116和加湿器出口118。气体加湿器112可以包括流体,例如水或适合用于气体加湿的另一种液体或流动固体(在本公开的其它地方统称为水)。气体加湿器112还可以包括加热器,该加热器可以用于加热气体加湿器112中的水,以促进水蒸发和/或夹带在气流中和/或增加穿过气体加湿器112的气体的温度。加热器可以例如包括电阻加热元件。气体加湿器112可以包括用户接口150,该用户接口150可以包括一个或多个按钮、旋钮、拨盘、开关、杆、触摸屏、扬声器、显示器和/或用户可以使用以查看数据和/或将命令输入到气体加湿器112中以控制其操作和/或呼吸治疗系统100的其它方面的操作的其它输入或输出模块。在本公开的其它地方和附图中描述了气体加湿器112的各种构造。然后,气体可以从加湿器出口118传送到第二导管152。第二导管152可以包括导管加热器。

[0039] 导管加热器可用于将热量添加到穿过第二导管152的气体。该热量可以减少或消除夹带在气流中的水蒸汽沿着第二导管152的壁冷凝的可能性。导管加热装置可包括位于

第二导管152的壁中、壁上、壁周围或壁附近的一个或多个电阻线。穿过第二导管152的气体然后可进入患者接口154,该患者接口可将呼吸治疗系统100气动地链接到患者的气道。患者接口154可以包括密封或非密封接口,并且可以包括例如鼻罩、口罩、口鼻罩、全面罩、鼻枕罩、鼻插管、气管内导管、上述任意的组合或一些其它气体输送系统或设备。

[0040] 在所示的构造中,并且如上文所暗示的,呼吸治疗系统100可以如下操作。由于鼓风机106的马达的推进器的旋转,气体可以通过气体入口102被吸入到流动发生器101中。然后,气体可被推出气体出口104并沿着第一导管110推进。气体可以通过加湿器入口116进入气体加湿器112。一旦在气体加湿器112中,气体可以沿着气体流动路径传送到加湿器的出口118。当气体沿着流动路径传送时,气体在经过或接近流体时夹带水分,所述流体例如是气体加湿器112中的水。可选地,水/流体可以被保持在气体加湿器112中的水贮存器内。水可以由加热装置加热,这可以辅助对穿过气体加湿器112的气体进行加湿和/或加热。气体可以通过加湿器出口118离开气体加湿器112并且进入第二导管152。气体可以从第二导管152传送到患者接口154,其中气体可以被吸入到患者的气道中以辅助治疗呼吸障碍。总之,在使用中,气体可以穿过从流动发生器101的气体入口102延伸到患者接口154的气体流动路径。

[0041] 所示的构造不应被认为是限制性的,并且呼吸治疗系统100的许多其它构造是可能的。在一些构造中,流动发生器101可以例如包括压缩气体(例如,空气、氧气等)的源或容器。流动发生器101或容器可以包括阀,该阀可以被调节以控制离开容器的气体的流动。在一些构造中,流动发生器101可以使用这样的压缩气体源和/或另一气体源来代替鼓风机106。在一些构造中,鼓风机106可以与另一气体源结合使用。在一些构造中,鼓风机106可以包括机动鼓风机或者可以包括风箱装置或适于产生气流的一些其它结构。在一些构造中,流动发生器101可以通过气体入口102吸入大气气体。在一些构造中,流动发生器101可以适于通过气体入口102吸入大气气体并且通过相同的气体入口102或不同的气体入口接收其它气体(例如,氧气、一氧化氮、二氧化碳等)。在又一种形式中,气体(例如氧气、一氧化氮、二氧化碳等)可以在鼓风机的下游被引入。例如,在双水平治疗中,可以在第二导管处引入补充氧气以与加热和加湿的气体一起递送。

[0042] 在一些构造中,流动发生器101和气体加湿器112可以是集成的或者可以共享壳体。在一些构造中,第一导管110可以不存在。在一些这样的构造中,流动发生器101可以例如将气体直接连通到气体加湿器112。

[0043] 在一些构造中,呼吸治疗系统100可以包括位于流动发生器101、气体加湿器112、第一导管110或第二导管152、患者接口154或呼吸治疗系统100的另一部件上的单个用户接口。在一些构造中,可以使用位于远程计算装置上的用户接口来无线地致动呼吸治疗系统100的部件的操作,该远程计算装置可以是平板电脑、移动电话、个人数字助理或另一装置。在一些构造中,可以由控制器来控制流动发生器101、气体加湿器112或呼吸治疗系统100的其它部件或方面的操作。控制器可以包括微处理器。控制器可以位于呼吸治疗系统100的流动发生器101、气体加湿器112或其它部件之中或之上,或者位于远程计算装置上。在一些构造中,可以使用多个控制器。

[0044] 在一些构造中,呼吸治疗系统100可以包括:用于检测呼吸治疗系统100中的气体的各种特性的一个或多个传感器,所述各种特性包括压力、流率、温度、绝对湿度、相对湿

度、焓、气体成分、氧气浓度和/或二氧化碳浓度,用于检测患者或患者的健康的各种特性的一个或多个传感器,所述各种特性包括心率、EEG信号、EKG/ECG信号、血氧浓度、血液CO₂浓度和血糖,和/或用于检测呼吸治疗系统100外部的的气体或其它对象的各种特性的一个或多个传感器,所述各种特性包括环境温度和/或环境湿度。通过使用闭环或开环控制系统(例如,通过使用上述控制器),传感器中的一个或多个可以用于辅助对呼吸治疗系统100(包括气体加湿器112)的部件的控制。在一些构造中,呼吸治疗系统100可以利用包括可以与一个或多个患者的气道连接的吸气和呼气气体通路的多分支系统。

[0045] 呼吸治疗系统100的构造还可以用于不涉及向患者的气道提供气体的其它应用。例如,呼吸治疗系统100可以替代地用于在腹腔镜手术中提供吹入气体。这可以例如通过用外科手术套管替换患者接口154来实践,该外科手术套管可以插入已经用套管针穿刺的腹腔中。另外,本公开的加湿系统的某些特征、方面和优点可以用于涉及气体的加湿的其它应用,包括房间加湿器或燃料电池加湿器。

[0046] 进一步注意气体加湿器112。如图2至图14中所示,加湿器112可以包括绝缘加湿腔室120,该绝缘加湿腔室包括基部121、顶壁122以及在基部121与顶壁122之间延伸的一个或多个外侧壁123。在一种形式中,顶壁122可以包括可打开的盖。盖可以被构造成从腔室120铰接。盖可以被构造成从腔室120脱离或分离,以从腔室120完全移除。腔室的基部121的至少一部分通常由热传导材料形成,例如金属,以允许热量从加热元件传递到腔室内的流体。在优选形式中,金属是铝或不锈钢。在一种形式中,如图14所示,基部包括加热元件或由加热元件构成,该加热元件直接加热腔室120中的流体,例如水。气体加湿器112或加湿腔室120可以是集成单元的一部分,该集成单元还包括流动发生器101,或者加湿器112或加湿腔室120可以包括可以容易地与流动发生器101附接和分离的单独模块。

[0047] 加湿腔室120可以包括用于保持流体(通常是水)的流体贮存器125,使得穿过加湿腔室的气体被加湿。在一些形式中,流体贮存器125将芯保持在加湿腔室120内。

[0048] 加湿腔室120还包括用于从流动发生器接收呼吸气体的至少一个入口126,以及递送出口127,加热的加湿的呼吸气体通过该递送出口喷射,用以在气体已经穿过加湿腔室之后递送到患者。加湿腔室入口126可具有17mm、或约15至约20mm的内径,并且出口127可具有19.5mm、或约15至约20mm的内径。因此,入口的内径与出口的内径之间的比率可以是17:19.5,或者可以在约1:1.3和1.3:1之间。气体流动路径在入口126和出口127之间延伸。

[0049] 在一种形式中,加湿腔室120还包括与外侧壁(一个或多个)123间隔开的一个或多个内侧壁124,以形成壁空腔128并且使加湿腔室120绝缘。内壁124至少部分地限定流体贮存器125。内壁124可具有1.35mm的厚度,或在约1mm至约2mm之间的厚度。外壁123可以具有2.5mm的厚度,或者在约1.5mm至约3mm之间的厚度。内壁和外壁可以具有相同的厚度或不同的厚度。在一种形式中,内壁可以包括热传导材料,外壁可以包括热绝缘材料。

[0050] 在优选形式中,加湿腔室120包括圆柱形外壁123和与外壁123间隔开的圆柱形内壁124。在另一种形式中,加湿腔室120可以包括在拐角处接合以形成基本上正方形或矩形的外壳的四个外壁,以及也在拐角处接合以使得加湿腔室具有基本上正方形或矩形形状的内壁。同样,内壁与外壁间隔开。应当理解,加湿腔室可以是任何合适的形状,这由腔室的壁的数量和定向决定。例如,腔室可以具有三个外壁以形成三角形形状或六个外壁以形成六边形形状。通常,内壁形成与外壁相同的形状,并且与外壁等距地间隔开。因此,空腔具

有基本上均匀的厚度。然而,在一些形式中,内壁(一个或多个)可以是与外壁不同的形状。在这种布置中,内壁和外壁可能不是等距地间隔开的,使得壁空腔可能具有不一致的厚度。例如,该加湿腔室可以包括四个外壁以形成基本上正方形的形状并且包括单个内壁以形成基本上圆柱形的形状。

[0051] 壁空腔128可以用于使加湿腔室120绝缘。例如,壁空腔128可以至少部分地填充有热绝缘材料,诸如泡沫或玻璃或塑料或聚苯乙烯或任何其它合适的热绝缘材料。

[0052] 在一种形式中,热绝缘材料可以包括气体,例如呼吸气体。例如,气体流动路径的至少一部分在穿过流体贮存器125之前可位于壁空腔128内。在该实施方式中,加湿腔室120的入口(一个或多个)126可以与壁空腔128流体连通,该壁空腔可以包括通向加湿腔室内的流体贮存器125的一个或多个开口。通向流体贮存器125的每个开口形成贮存器入口129。优选地,流体贮存器入口(一个或多个)129位于腔室120的上部部分上,如图6至图8所示。在一种形式中,腔室120包括形成在分配构件(例如分配板)中的多个流体贮存器入口129。在一种形式中,该加湿腔室120包括在内顶壁171中的一个或多个贮存器入口129。在一种形式中,内顶壁171可形成一个或多个内壁124的一部分。流体入口129被布置成将来自壁空腔128的气流分配成使之横跨加湿腔室120内的加湿区域。加湿区域是加湿腔室120内的位于流体贮存器125内的流体的表面上方的区域。优选地,流体入口129被布置成将气流基本上均匀地分配成使之横跨加湿区域。提供了从腔室入口(一个或多个)126穿过壁空腔128和水贮存器入口129、横跨流体贮存器125、并从腔室的递送出口128出来的气体流动路径,加热的、加湿的气体沿着该气体流动路径被递送给患者。气体流动路径因此可以穿过壁空腔128。

[0053] 在一种形式中,壁空腔128可包括引导系统130,该引导系统130引导空气以遵循穿过壁空腔128的迂回或曲折路径。在一种形式中,引导系统130可以是横跨壁空腔128从一个或多个内侧壁124延伸到一个或多个外侧壁123的引导件131的形式。在一种形式中,引导件131可以是引导壁131的形式。引导系统130可以横跨壁空腔128水平地延伸。引导系统130可以相对于腔室基部121以一定角度定向。因此,引导系统130可以围绕内侧壁(一个或多个)124的周边延伸,以限定穿过壁空腔的螺旋或盘旋路径。换句话说,引导系统130以及因此引导件131可以是螺旋结构,该螺旋结构在内侧壁(一个或多个)124和外侧壁(一个或多个)123之间延伸,并且从基部121或从基部121附近朝向顶壁122向上延伸。在一种形式中,引导系统130包括一个或多个引导件131,该一个或多个引导件131被构造成增加穿过壁空腔128的气体流动路径的长度。在一种形式中,一个或多个引导件131可以是一个或多个挡板131的形式,该一个或多个挡板被构造成增加穿过加湿腔室120的壁空腔128的气体流动路径的长度。引导系统挡板131可具有2mm或约1.0至约2.5mm的厚度。腔室入口126可以包括穿过一个或多个外侧壁123进入壁空腔的开口。

[0054] 由引导系统130引导的空气所遵循的流动路径在本说明书中被称为绝缘通道132。绝缘通道132可以具有4.6mm或在约4.0mm至约5.5mm之间的厚度(外壁123和内壁124的相对的表面之间的距离),该厚度是壁空腔的优选厚度(即,加湿腔室的外壁123和内壁124之间的优选距离)。绝缘通道132可具有28mm或约25至约30mm的第二厚度或高度(该第二厚度或高度是引导系统挡板上的下部位置的顶表面与引导系统挡板正上方的上部位置的底表面之间的距离,或超过下部位置旋转一整圈盘旋),从而提供约112.5-165mm²的通道横截面面

积。

[0055] 在一个实施方式中,如图7和图8所示,引导系统130包括一个或多个倾斜挡板131,该一个或多个倾斜挡板131设置在壁空腔128中以限定螺旋或盘旋绝缘通道132。螺旋绝缘通道132形成了穿过壁空腔128的螺旋气体流动路径。在这种形式中,螺旋挡板(一个或多个)131在外壁123和内壁124之间的空腔128内盘旋。绝缘通道132可以在加湿腔室入口(一个或多个)126和流体贮存器入口(一个或多个)129之间包括任何合适圈数的螺旋,以实现空气在绝缘通道132内的期望停留时间。例如,绝缘通道132在壁空腔128内可以包括两圈、三圈、四圈、五圈或更多圈。优选地,绝缘通道132包括三圈。绝缘通道132可以是具有约53mm半径和约30mm螺距的螺旋。在至少一个实施方式中,该螺距可以是加湿腔室120的高度的约1/3。替代地,绝缘通道132可以是具有半径 R_{helix} 和螺距 P_{helix} 的螺旋,其中:

$$[0056] \quad R_{helix} = R_{chamber} + \frac{T}{2}$$

[0057] 以及:

$$[0058] \quad P_{helix} = \frac{H_{chamber}}{N_{turns}}$$

[0059] 其中 $R_{chamber}$ 是加湿腔室120的从中心点到内壁的外表面的半径,T是绝缘通道132在从腔室120的中心的径向方向上的厚度, $H_{chamber}$ 是加湿腔室120的高度,或者是腔室基部121与腔室120的顶壁122之间的距离,并且 N_{turns} 是螺旋的圈的数量。

[0060] 在至少一个实施方式中,绝缘通道132具有约 $0.1 * R_{helix}$ 的厚度,并且因此:

$$[0061] \quad R_{helix} = R_{chamber} + X * R_{chamber} = (1.1) R_{chamber}$$

[0062] 在至少一个实施方式中, $N_{turns} = 3$,因此:

$$[0063] \quad P_{helix} = \frac{H_{chamber}}{3}$$

[0064] 在呼吸气体/空气被吹入加湿腔室120的入口126中之后,空气沿着气体流动路径穿过螺旋绝缘通道132。然后,空气穿过一个或多个流体贮存器入口129被引导到流体贮存器125,在此空气在穿过递送出口127之前被加湿。在一种形式中,如图6至图8所示,出口挡板137防止被引导到水贮存器中的空气直接穿过出口127。由出口挡板137引起的阻碍通过降低空气从流体贮存器入口129直接流到递送出口127的能力而使空气在流体贮存器125内循环更长时间。这改善了绝缘加湿腔室120的加湿性能。递送出口127提供了供呼吸气体从流体贮存器125到加湿腔室120的外部的流动路径。递送出口127和/或流体路径可以穿过内顶壁。

[0065] 在又一种形式中,如图11所示,引导系统130包括一个或多个挡板131,该一个或多个挡板具有相对于加湿腔室120的基部121而言的基本上垂直的定向。然而,在其它形式中,挡板可以与垂直方向成角度。挡板131可设置在壁空腔128中,以限定穿过壁空腔128的曲折或蜿蜒的气体流动路径和绝缘通道132。在这种布置中,当空气围绕内壁124从腔室入口(一个或多个)126移动至加湿腔室的流体贮存器入口(一个或多个)129时,空气可以上下成Z形。挡板可以是任何合适的形式。在一种形式中,挡板包括从内壁径向延伸到外壁的板构件。

[0066] 在又一种形式中,如图12所示,加湿腔室120包括一个或多个腔室入口126,如上所述。入口(一个或多个)126优选地位于腔室120的上部部分140处,并靠近腔室的顶壁122。入

口(一个或多个)126与穿过腔室的壁空腔128的绝缘通道132流体连通。在所示的实施方式中,绝缘通道132是围绕腔室的内壁124环绕的螺旋通道。然而,在其它形式中,绝缘通道可以是蜿蜒通道,该绝缘通道以基本上竖直或对角的构造围绕腔室的内壁上下蛇行。绝缘通道132与第一出口133流体连通。第一出口133优选地定位成靠近腔室的基部121。第一出口133与流动发生器135的入口134流体连通,该流动发生器还包括流动发生器出口136。流动发生器出口136与腔室内的一个或多个流体贮存器入口129流体连通。如图12所示,流体贮存器入口(一个或多个)129优选地位于腔室120的上部部分上。加湿腔室120还包括递送出口127,加热的加湿的气体可以穿过该递送出口。优选地,递送出口127位于腔室的顶壁122中或腔室的上部部分中,靠近顶壁122。递送出口127包括延伸穿过腔室的壁空腔128的导管部分。

[0067] 在该实施方式中,空气通过绝缘加湿腔室的顶部附近的腔室入口126进入,并朝向第一下部腔室出口133穿过螺旋绝缘通道132。当空气穿过绝缘通道132时,空气因来自位于内壁124的另一侧上的流体贮存器125内的加热的流体和空气的热传递而变暖。暖空气穿过流动发生器入口134,并且被吹送穿过流动发生器135,在该处更多的热量因来自流动发生器马达的能量和热耗散而被添加。暖空气通过发生器出口136离开流动发生器135,并且通过穿过流体贮存器入口(一个或多个)129而被吹入绝缘加湿腔室的流体贮存器125中。空气在流体贮存器125中被进一步加热,并且在穿过加湿腔室的用以递送给患者的递送出口127之前还被加湿。

[0068] 在这种构造中,空气在经过腔室基部121和腔室120的下部区域时变暖,并且因流动发生器135而进一步变暖。然后,变暖的空气沿着短的流动路径流到流体贮存器入口(一个或多个)129,使得变暖的空气到达流体贮存器125所用的时间比变暖的空气穿过图7至图11所示实施方式的绝缘通道132所用的时间短。在那些实施方式中,空气在其流动路径中较早地经过腔室基部121和腔室120的下部区域。然后,空气在进入流体贮存器125之前穿过腔室120的较冷的上部区域。因此,图12所示的实施方式可以更快地将暖空气递送到流体贮存器125,以提供用于加热和加湿空气的更有效的系统。

[0069] 使用任一前述实施方式中的螺旋或蜿蜒绝缘通道具有许多益处。被引导穿过绝缘通道的空气在被吹入流体贮存器之前环绕绝缘加湿腔室的内壁。这允许通过控制绝缘加湿腔室的参数来控制绝缘通道中的空气停留时间,所述参数诸如绝缘通道的横截面面积、厚度、高度或长度。通过增加绝缘通道的横截面表面面积,例如通过增加通道的厚度(即,加湿腔室120的内壁与外壁之间的距离),可以以恒定的空气流速增加绝缘通道内的空气停留时间。增加停留时间可以增加从水贮存器传递到进入的空气中的热量,该热量通常被浪费,因此减少了加热流体贮存器内的空气所需的能量。

[0070] 加湿腔室可以被构造成通过在腔室中提供最佳停留时间或空气来优化其性能,以使热传递的程度最大化,但不会达到腔室和从腔室流出的空气变得太热而存在安全危险或使患者不愉快的程度。例如,如果空气在绝缘通道中停留太短的时间段,则空气可能不会吸收如其可能吸收的那么多的热量。然而,如果空气在绝缘通道中停留太长时间,则空气在移除热量方面变得不太有效,并且腔室和/或腔室内的空气可能变得过热。因此,期望构造绝缘通道以提供这些参数之间的平衡以获得最佳性能。这可以通过例如选择通道的圈数的数量、通道的尺寸以及内壁和外壁的尺寸和材料来实现,而不管通道是螺旋的还是蜿蜒的或

两者的组合。这些参数也可以考虑用于优化进入腔室的空气的压降。

[0071] 各种腔室入口和递送出口构造可以与本发明的加湿腔室一起使用。在一种形式中,如图2至图11所示,腔室120可以包括定位成靠近腔室的基部121的一个或多个腔室入口126。递送出口127可以定位在顶壁122或腔室120的上部部分上或靠近顶壁122或腔室120的上部部分。在另一种形式中,如图13所示,腔室入口126可基本上平行于递送出口127。可选地,腔室入口126和递送出口127位于加湿腔室120上的相同或相似的竖直高度处。该实施方式可以特别适于医院中使用的加湿器,在医院中,通常优选的是,加湿腔室的腔室入口和递送出口是同轴的和/或处于相似或相同的竖直高度。在这种形式中,加湿腔室120可以包括入口通道126a,该入口通道126a与腔室入口(一个或多个)126和绝缘通道132流体连通。空气穿过腔室入口(一个或多个)126并穿过入口通道126a,该入口通道可包括如图所示的竖直管,或者例如螺旋管或盘旋管。然后,空气在穿过一个或多个流体贮存器入口129并进入流体贮存器125之前进入并沿着加湿腔室的绝缘通道132传送。加热的空气在流体贮存器125中被进一步加热,并且在穿过递送出口127用以递送给患者之前还被加湿。

[0072] 在一种形式中,如图14所示,该加湿腔室120可以包括基部121,该基部包括直接加热流体贮存器125内的水的加热元件138或由该加热元件组成。在这种形式中,腔室入口126和出口127之间的空气/气体流动路径可以包括在腔室基部121中的加热元件138下方经过的区段,以允许热量从加热元件138传递到沿着加热元件138下方的气体流动路径经过的空气。在这种构造中,流过腔室120的空气能够通过来自加热元件138的热传递而被更多地加热。在一种形式中,腔室基部121中的加热元件138由一个或多个支撑件139支撑。每个支撑件139可被构造成保持或引导一个或多个电连接件,诸如电线,该一个或多个电连接件穿过支撑件139或沿着支撑件139延伸以给加热元件138供电。加湿腔室120可以包括任何其它合适形式的电触头,例如插头,通过该电触头可以给加热元件供电。在一种形式中,加湿器112可以包括感应加热器,以经由感应来加热加湿腔室基部121中的加热元件138。在这种形式中,加热元件138不需要一个或多个支撑件139来保持或引导到加热元件138的电线/电连接件。在一种形式中,加热器板可以设置在加热元件138与加湿腔室120的内部之间。加热元件138可连接到加热器板的下侧。加热元件138可以物理地连接到加热器板。例如,加热元件138可以用粘合剂、双面胶带、胶水、螺钉和/或闩锁装置连接到加热器板。

[0073] 图17示出了加湿腔室120的另一种形式。图17的加湿腔室120可以基本上类似于先前公开的加湿腔室120,至少显著的区别在于,呼吸气体从流动发生器穿过入口126递送,并且在呼吸气体穿过绝缘通道132时经过加热元件138和一个或多个支撑件139。呼吸气体经过加热元件138和流动发生器下游的一个或多个支撑件139。呼吸气体被引导经过加热元件138,并且来自加热元件138的热量被传递到呼吸气体。每个支撑件139可再次被构造成保持或引导一个或多个电连接件,诸如电线,该一个或多个电连接件穿过支撑件139或沿着支撑件139延伸以给加热元件供电。呼吸气体被引导穿过绝缘通道132,并经由一个或多个贮存器入口129进入流体贮存器125。一个或多个贮存器入口129可以类似于参照图6描述的贮存器入口129。呼吸气体被加湿并被引导穿过出口127并继续被朝向用户引导。这种构造是有利的,因为在加热元件128的操作期间,可能存在从加热元件128的底部耗散的热能的损失。在所示的构造中,该能量的至少一些由经过加热元件128的下侧的呼吸气体捕获。在一种形式中,加热器板可以设置在加热元件138与加湿腔室120的内部之间。加热元件138可连接到

加热器板的下侧。加热元件138可以物理地连接到加热器板。例如,加热元件138可以用粘合剂、双面胶带、胶水、螺钉和/或闩锁装置连接到加热器板。

[0074] 可选地,加湿腔室120的(一个或多个)外壁123和/或内壁124可以是透明的或半透明的。例如,腔室的一个或两个壁123、124可以由塑料材料制成,例如聚碳酸酯或聚丙烯,其优选地是透明的或半透明的。在这种形式中,从腔室的外部可以看到腔室内流体贮存器125中的流体的液位。因此,使用者可以容易地识别何时需要填充流体贮存器。腔室的内表面或外表面可以被标记,以提供腔室将被填充的理想和/或最大水位的指示。

[0075] 可以使用任何合适的制造工艺来形成加湿腔室120。例如,加湿腔室120可以被注射模制为一个部件。替代地,如果外壁123、内壁124和/或引导系统挡板(一个或多个)131需要不同的材料,则每个部件可以以本领域技术人员已知的任何数量的方式来分别地模制或制造,然后分别地附接。可以使用任何合适的附接方法来附接部件,例如通过干涉配合、粘附、超声波焊接、射频焊接。

[0076] 在一种形式中,外壁123和/或内壁124的内表面和/或外表面可以涂覆有反射涂层,该反射涂层适于反射从腔室120内的加热本体辐射的热能,该加热本体例如是加热器板和流体贮存器125内的水。在另一种形式中,外壁123和/或内壁124可以由热反射材料形成。在这两种形式中,由于热能可以更容易地横跨内壁124传递和/或穿过外壁123的热损失减少,所以可以向加湿腔室120提供进一步的效率。

[0077] 绝缘加湿腔室120的引导系统130提供了一种加湿器以及使用具有提高的能量效率的腔室120的呼吸治疗系统。例如,在标准的加湿腔室中,至少一些热量从腔室基部、流体贮存器内的流体和/或空气通过加湿腔室的壁耗散到外部环境。热损失通常是通过传导和辐射产生的。然而,在本发明的加湿腔室120中,因为进入的空气在进入流体贮存器125之前循环穿过壁空腔128内的围绕腔室的内壁(一个或多个)124的绝缘通道132,所以通常耗散到环境中的一部分热量反而被传递到进入的空气。这减少了热损失,并且还减少了加热流体贮存器125内的气体所需的能量和时间。外壁123和循环穿过绝缘通道132的空气用作另一绝缘层。在穿过绝缘通道132时吸收热能的空气允许通常是废热的热量被回收。

[0078] 引导系统130的另一个优点是,它可以对空气在流体贮存器内的分配提供更大的控制。如果引导系统130没有就位,则通过降低在壁空腔的某些区域中发生停滞的可能性,引导系统还可对空气在壁空腔中被加热的程度提供更大的控制。

[0079] 与加湿腔室120的设计相关的关键参数是穿过该腔室的气流的压降。如果压降太大,即使通过减少能量损失使腔室性能更好,性能增益也可能被压力源处所需的功率增加抵消以克服压降。

[0080] 在一种形式中,加湿腔室入口126可以布置成与绝缘加湿腔室120的周边基本相切,例如与具有圆柱形外壁123的腔室的圆周基本相切。这种入口定向减小了由绝缘加湿腔室120产生的压降。

[0081] 已经进行了测试以将具有引导系统130的绝缘加湿腔室120的压降与现有技术的费雪派克医疗保健公司(Fisher&Paykel Healthcare)的HC300加湿腔室的压降进行比较。这些测试以40L/min的流速向两个腔室提供空气。测试表明,具有引导系统的绝缘加湿腔室的压降为0.63cmH₂O,而HC300腔室的压降为0.21cmH₂O。

[0082] 具有引导系统的绝缘加湿腔室的性能也已经被测试,并且与现有技术的HC300加

湿腔室在与费雪派克医疗保健公司的HC200 CPAP(持续气道正压通气)系统一起使用时的性能进行了比较。

[0083] 图15示出了比较绝缘加湿腔室和HC300加湿腔室的入口空气与出口空气之间的温度差的图表。数据示出为利用以45W供电的加热器板。该图表示出了当两个腔室被递送相同量的功率时,本发明的绝缘加湿腔室以比HC300腔室明显更快的速率加热进入的空气。性能差异由与HC300数据相比的绝缘加湿腔室数据的较高梯度指示。除此之外,即使两个腔室都以相同的功率水平来操作,绝缘加湿腔室也能够将空气加热到比HC300腔室更高的总体温度。因此,该测试表明本发明的绝缘加湿腔室表现出优于现有技术腔室的性能。在进行的测试中,稳态温度的差异相差大约40%。

[0084] 本发明的绝缘加湿腔室的加湿性能也与HC300加湿腔室的加湿性能进行了比较,其中两个腔室接收相同量的功率(45W)。图16示出了比较绝缘加湿腔室和HC300加湿腔室的入口空气与出口空气之间的绝对湿度差的图表。如从图16可以看出,与穿过HC300腔室的空气相比,绝缘加湿腔室将穿过该腔室的空气加湿到更大程度。

[0085] 来自上述测试的原始数据的快照示出于表1和表2中。

绝缘加湿腔室 HP 功率 (W)	入口				EOC			
	S1_T	S1_RH	S1_AH	S1_Eth	S2_T	S2_RH	S2_AH	S2_Eth
45	25.97	32.52	7.9	43.3	32.49	84.64	29.38	96.7
35	25.30	33.43	7.83	42.4	31.77	72.75	23.96	84.2
30	25.49	32.07	7.59	42.1	30.76	68.68	21.88	78.6
25	25.57	30.77	7.32	41.6	29.40	66.14	19.34	71.7

[0087] 表1:绝缘加湿腔室温度实验数据

HC300 HP 功率 (W)	入口				EOC			
	S1_T	S1_RH	S1_AH	S1_Eth	S2_T	S2_RH	S2_AH	S2_Eth
45	26.09	32.82	8.03	43.7	31.02	88.68	28.30	92.8
35	25.82	31.34	7.57	42.4	29.38	78.65	22.98	79.5
30	25.84	29.53	7.15	41.5	28.48	70.77	19.79	71.7
25	25.54	29.93	7.1	41.1	27.53	67.25	17.71	66.2

[0090] 表2:HC300温度实验数据

[0091] T=温度 Eth=焓

[0092] RH=相对湿度 EOC=腔室的端部

[0093] AH=绝对湿度

[0094] 表3中示出了与HC300腔室相比的绝缘加湿腔室(IHC)的改进的总结。

[0095]

$\Delta(\text{EOC-入口})$				
HP 功率 (W)	AI 腔室 丙烯酸			
	T	RH	AH	Eth
45	6.52	52.12	21.48	53.47
35	6.47	39.32	16.13	41.74
30	5.27	36.61	14.29	36.48
25	3.83	35.37	12.02	30.05
HC300 腔室				
HP 功率 (W)	T	RH	AH	Eth
45	4.93	55.86	20.27	49.17
35	3.56	47.31	15.41	37.15
30	2.64	41.24	12.64	30.17
25	1.99	37.32	10.61	25.07
HP 功率 (W)	$\% = (\text{AI} - \text{HC300})/\text{HC300}$			
45	32.25	-6.70	5.97	8.75
35	81.74	-16.89	4.67	12.36
30	99.62	-11.23	13.05	20.94
25	92.46	-5.23	13.29	19.83

[0096] 表3:绝缘加湿腔室优于HC300腔室的改进

[0097] 该表示出了在加热器板功率为45W时,与HC300相比,绝缘加湿腔室在出口处产生高出约32.3%的温度。净输出绝对湿度在45W时增加了约6%。另外,在45W时净输出焓增加了约8.8%。

[0098] 因此,可以看出,本发明的绝缘加湿腔室相对于现有的加湿腔室提供了相同的操作参数,但具有更高的能量效率。特别地,因为加热加湿腔室内的空气和调节加湿腔室内的水的温度需要较少的能量,所以绝缘加湿腔室允许包括腔室的加湿器和呼吸治疗系统以比现有加湿器和呼吸治疗系统低的功率水平来操作。例如,穿过通道的空气循环路径允许通常通过加湿腔室的壁损失的一些热量再循环,从而减少以恒定参数操作系统所需的电能。本发明的绝缘加湿腔室还提供比已知加湿腔室更快的加湿响应。绝缘加湿腔室的另一个优点是,由于低热损失和快速热响应,可以比现有技术的腔室更容易和更精确地控制热输出。

[0099] 通过将内壁和/或外壁的内表面和/或外表面涂覆反射涂层,有可能进一步改进绝缘加湿腔室的性能,所述反射涂层适于反射从腔室内的加热本体辐射的热能,加热本体例如为加热器板和流体贮存器内的水。

[0100] 本发明的前述描述包括其优选形式。在不背离本发明范围的情况下可以对其进行修改。

[0101] 本说明书中使用的词语“包括”是指“至少部分地由其组成”。当解释本说明书中包括词语“包括”的每个语句时,也可以存在除了以该术语为前缀的那个或那些特征之外的特征。相关词语如“包括”和“包含”将以相同的方式解释。

[0102] 在前述描述中,当参考具有已知等同物的整体或部件时,这些整体或部件如同单独阐述一样结合于此。

[0103] 所公开的方法、设备和系统还可以被广泛地认为包括在本公开中单独地或共同地提及或指示的部件、元件和特征,以及所述部件、元件或特征中的两个或更多个的任何或所

有组合。

[0104] 除非本文另有说明,本文中范围的列举仅旨在用作单独提及落入该范围内的每个单独的子范围或值的速记方法,并且每个单独的子范围或值被结合到说明书中,如同其在本文中被单独列举的。

[0105] 在本说明书中对任何现有技术的参考不是并且不应该被认为是承认或以任何形式暗示该现有技术形成世界上任何国家的努力领域中的公知常识的一部分。

[0106] 已经参考气体加湿系统与呼吸治疗系统的使用描述了本公开的一些构造的某些特征、方面和优点。然而,如所描述的气体加湿系统的使用的某些特征、方面和优点可以有利地与需要气体的加湿的其它治疗或非治疗系统一起使用。本公开的方法和设备的某些特征、方面和优点可以等同地应用于与其它系统一起使用。

[0107] 尽管已经根据某些实施方式描述了本公开,但是对于本领域普通技术人员显而易见的其它实施方式也在本公开的范围内。因此,在不脱离本公开的精神和范围的情况下,可以进行各种改变和修改。例如,各种部件可以根据需要被重新定位。此外,并非所有的特征、方面和优点都是实践本公开所必需的。因此,本公开的范围旨在仅由所附权利要求限定。

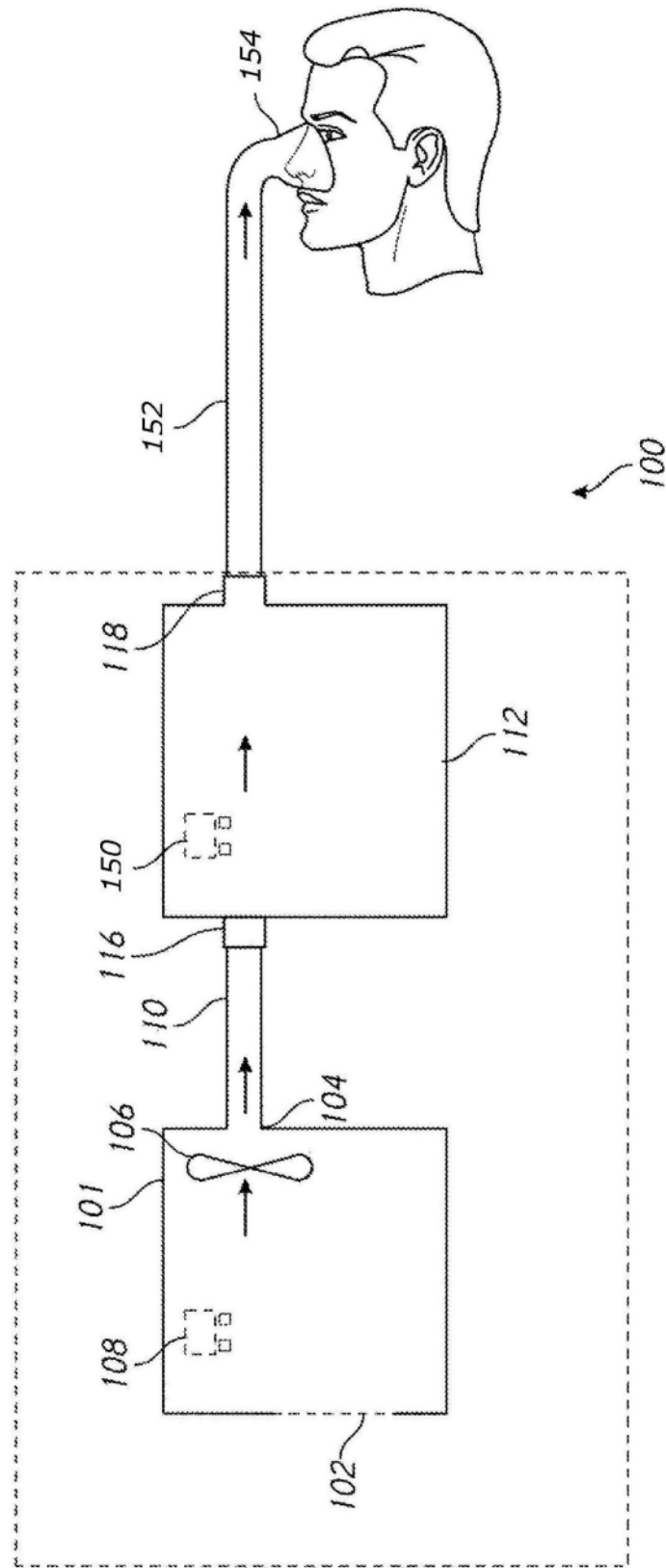


图1

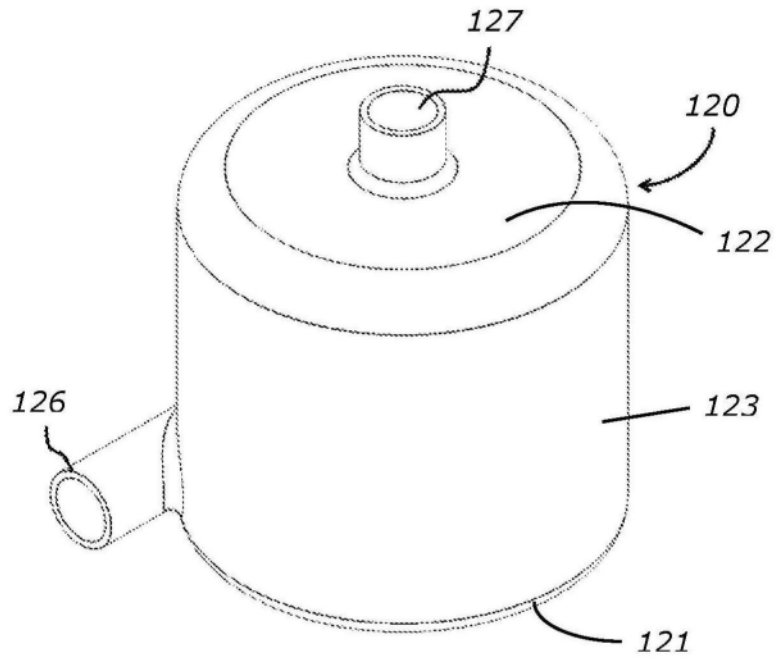


图2

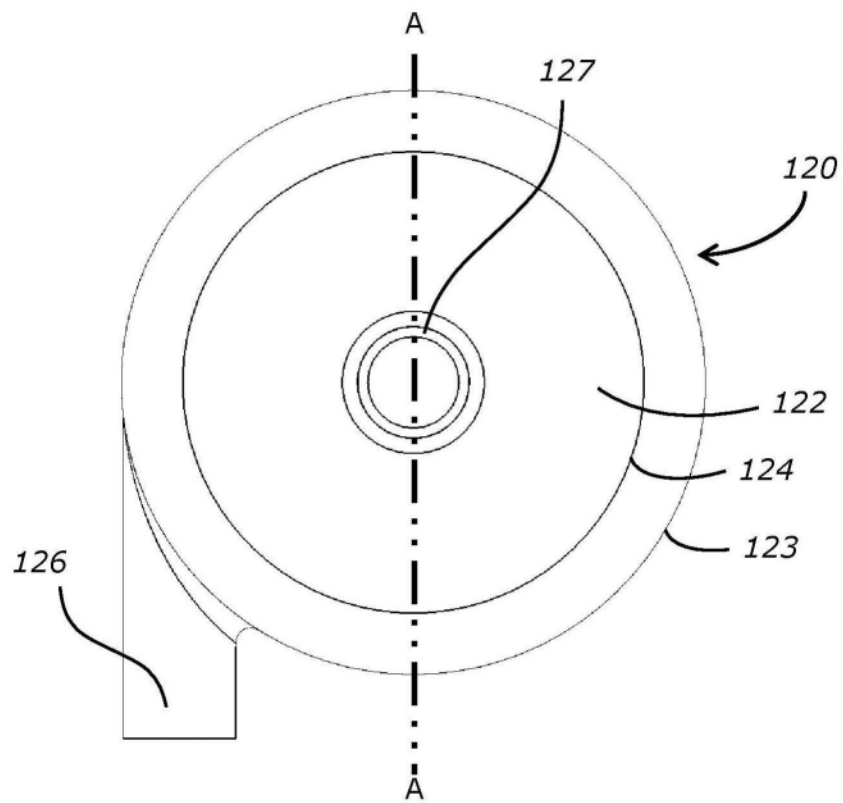


图3

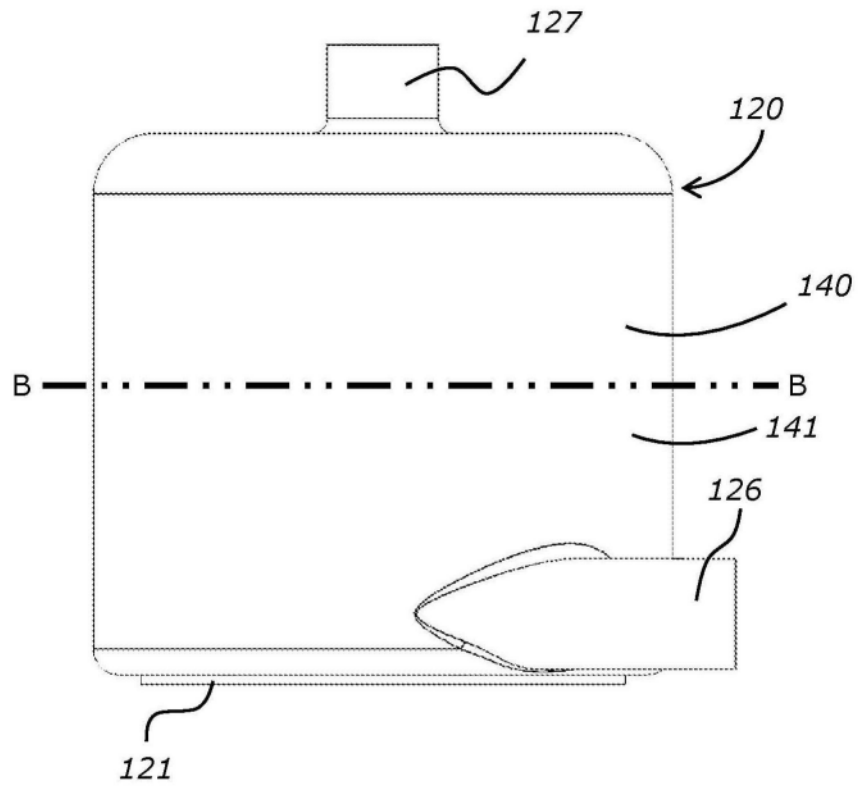


图4

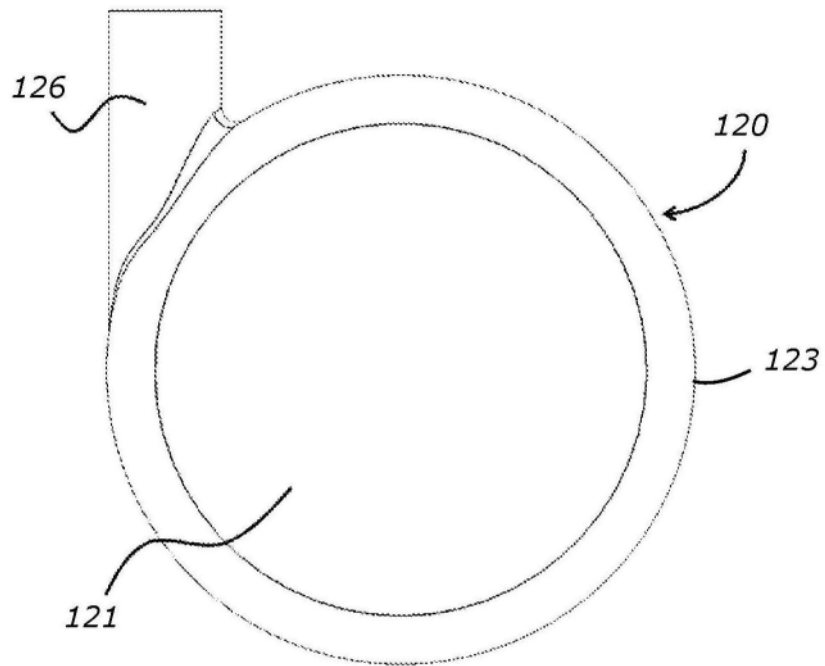


图5

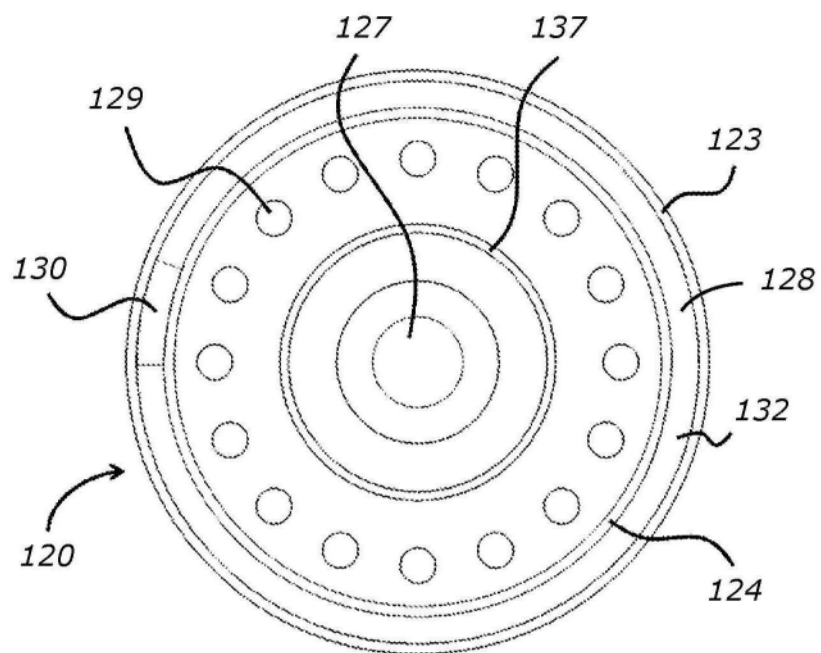


图6

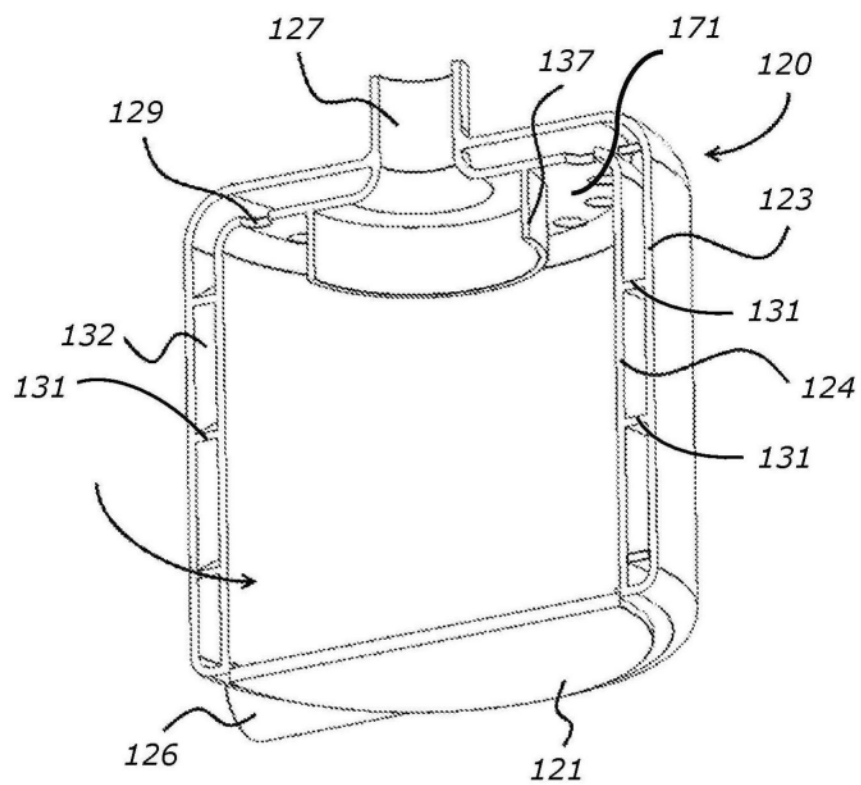


图7

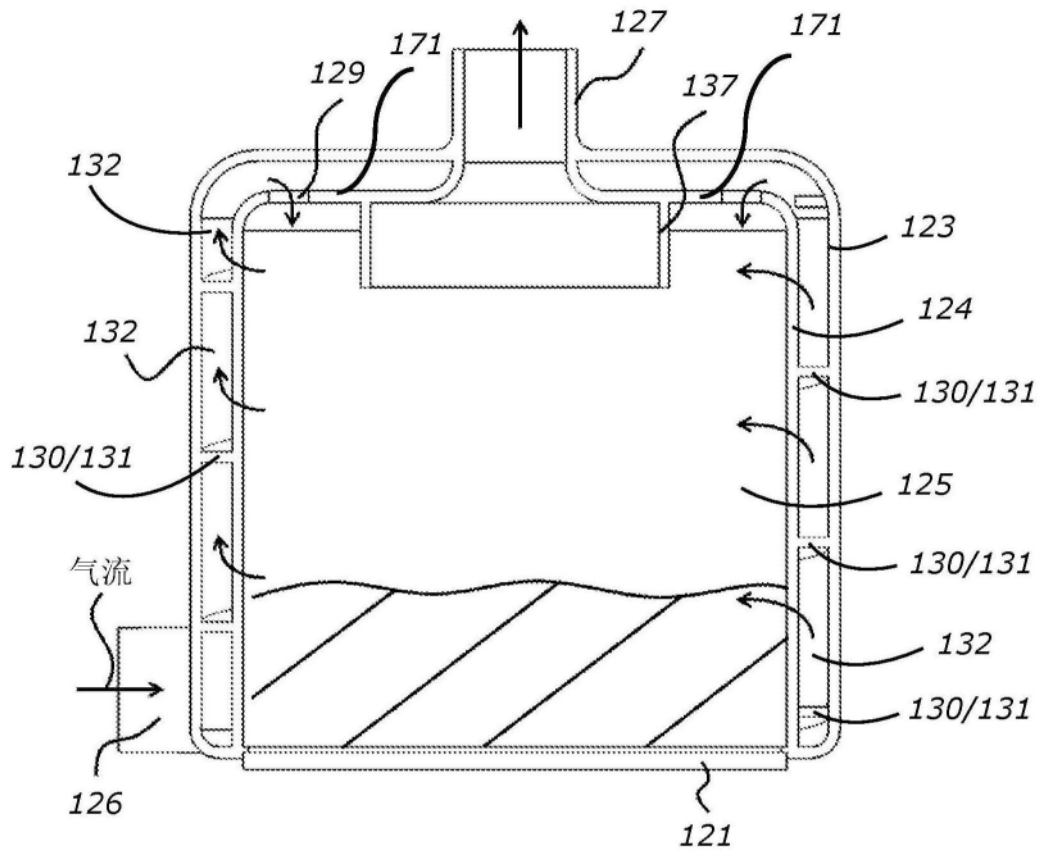


图8

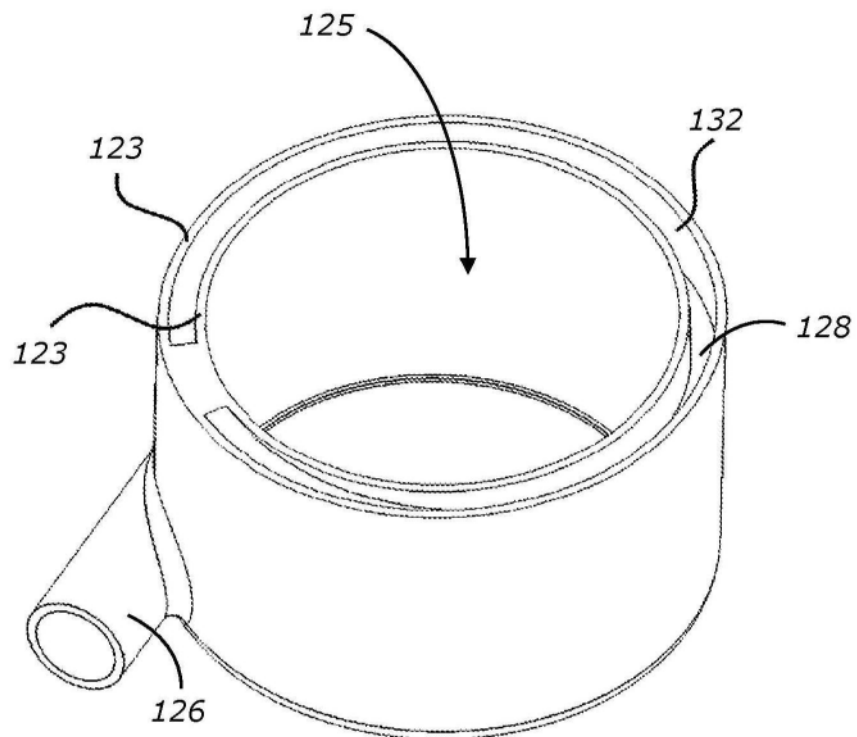


图9

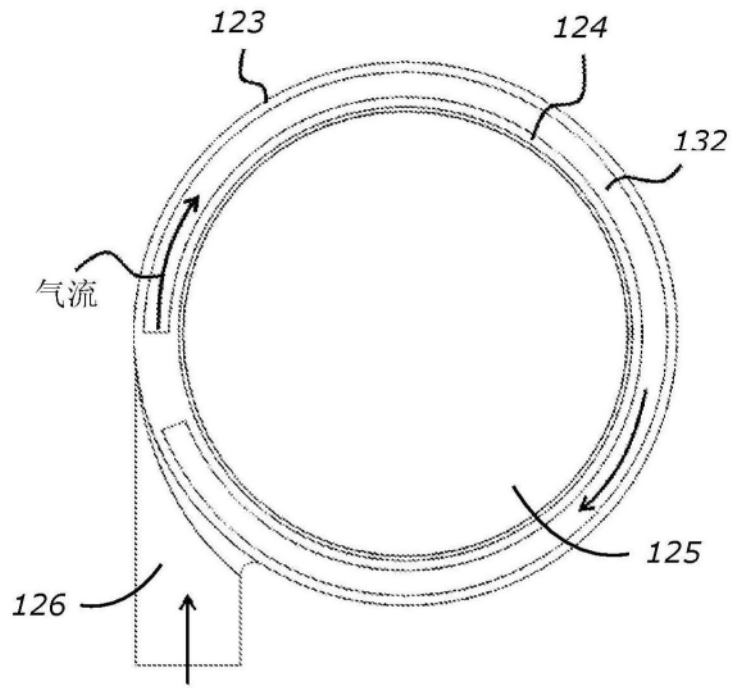


图10

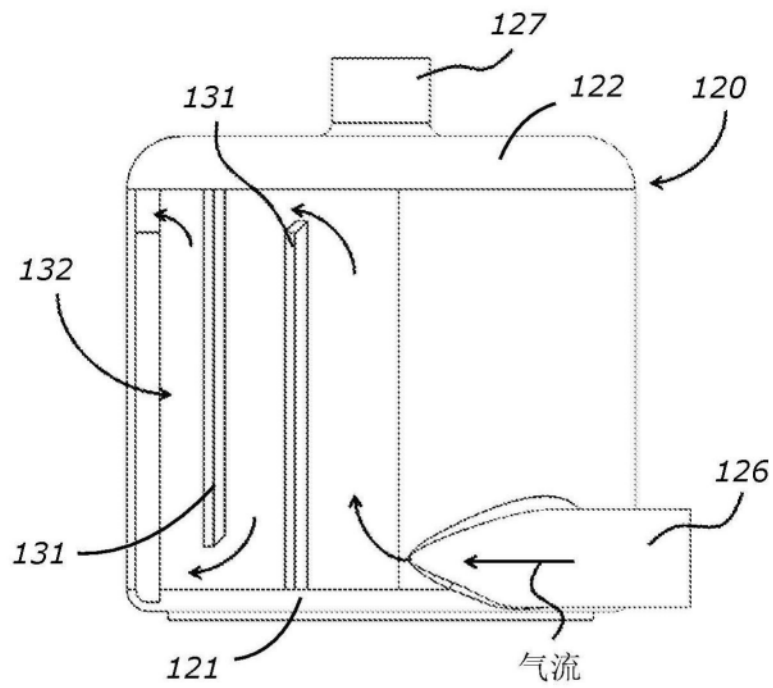


图11

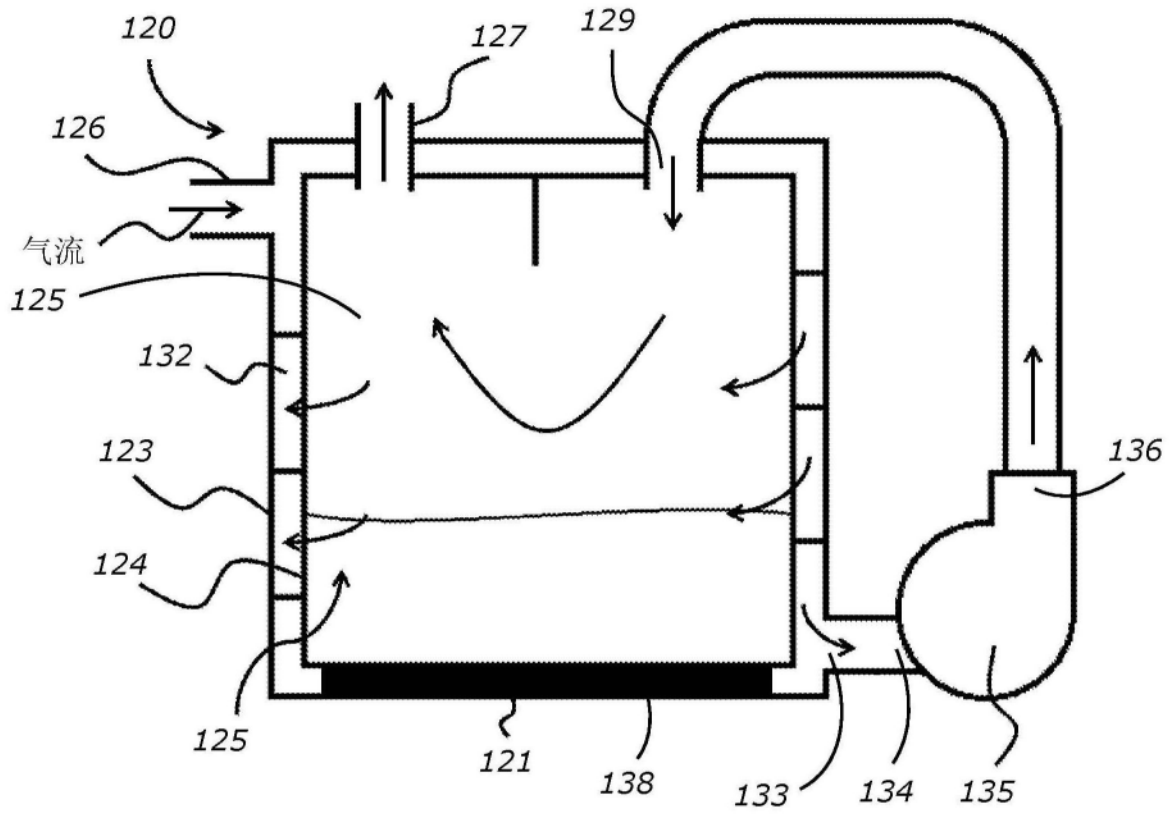


图12

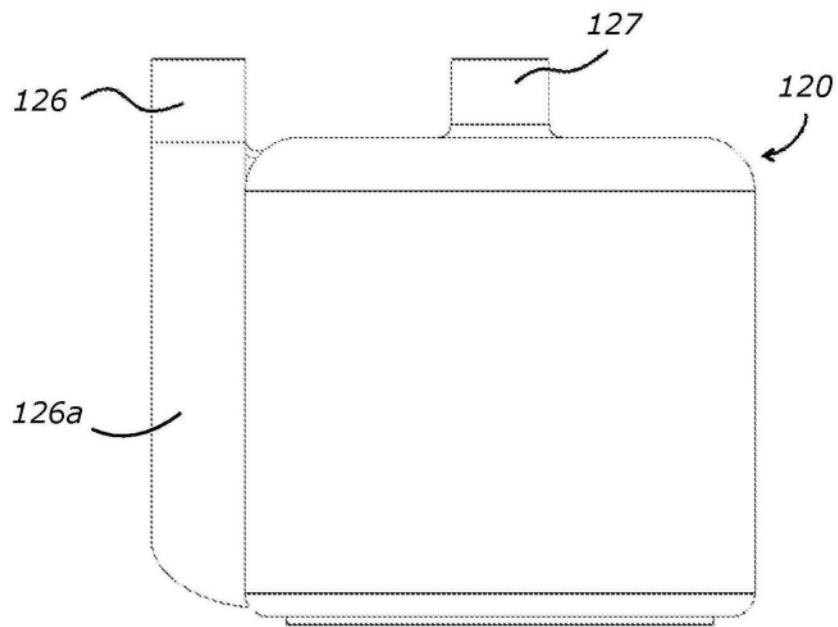


图13

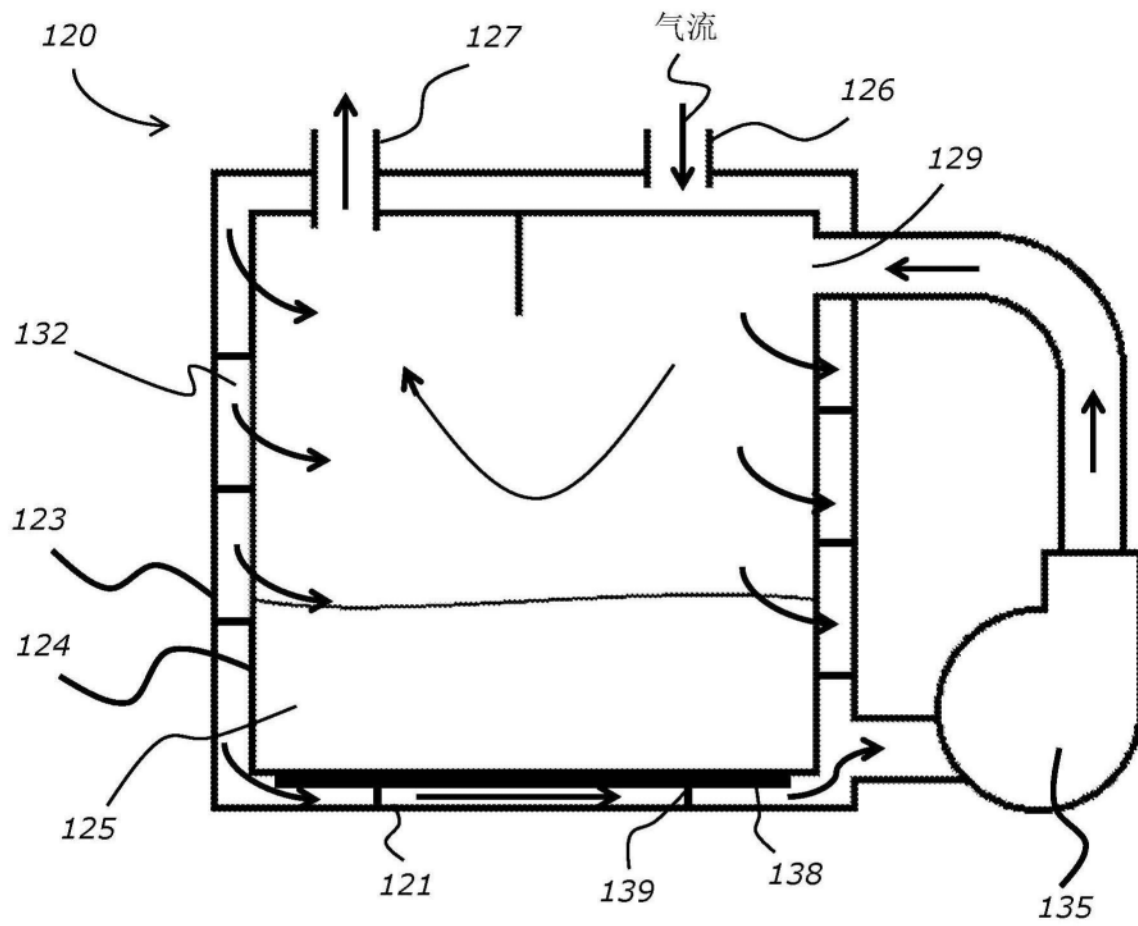


图14

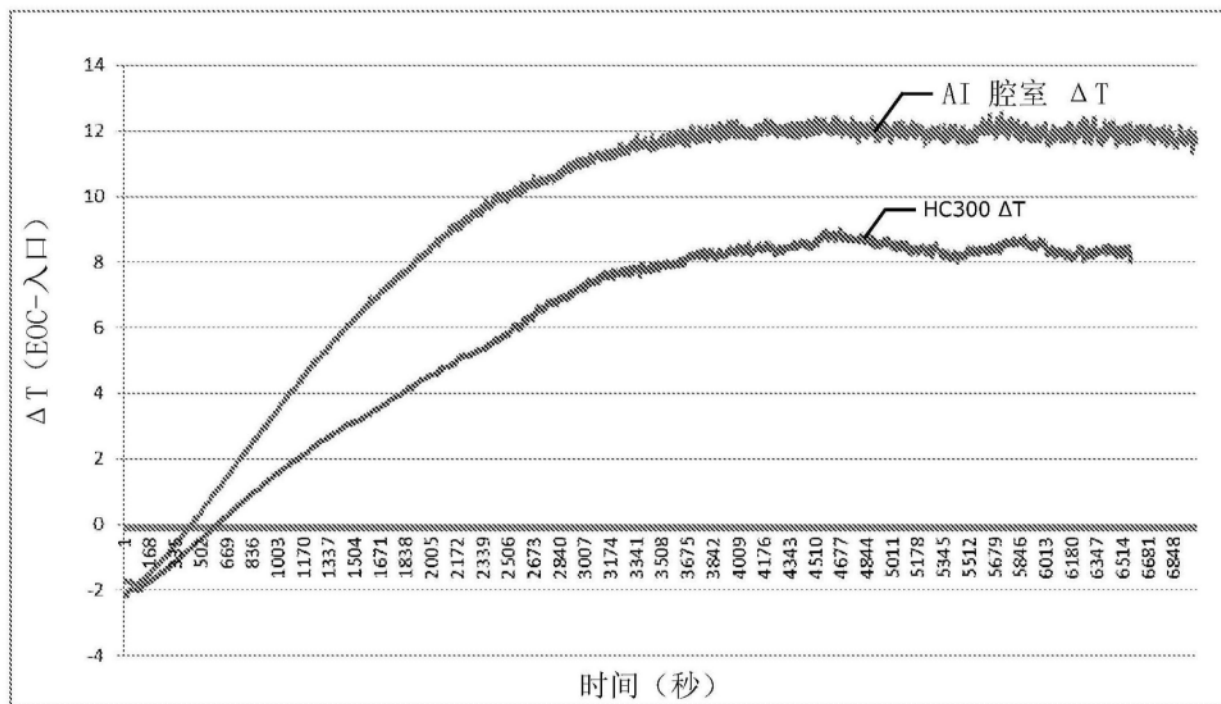


图15

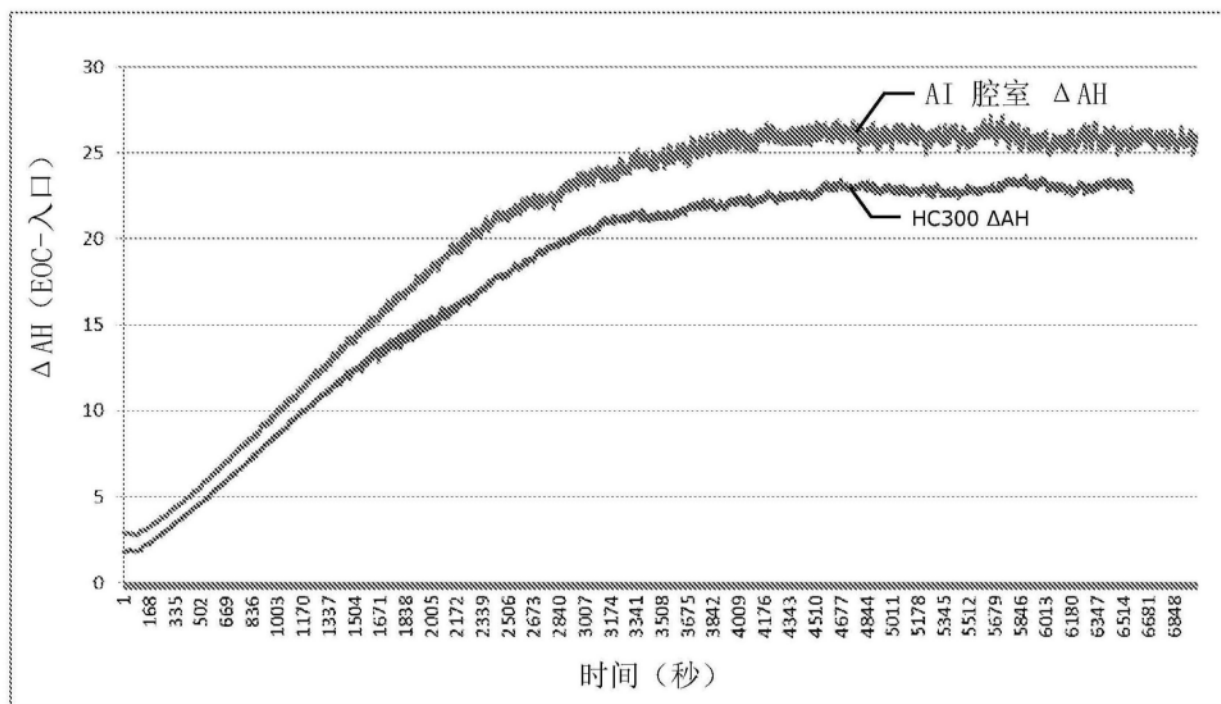


图16

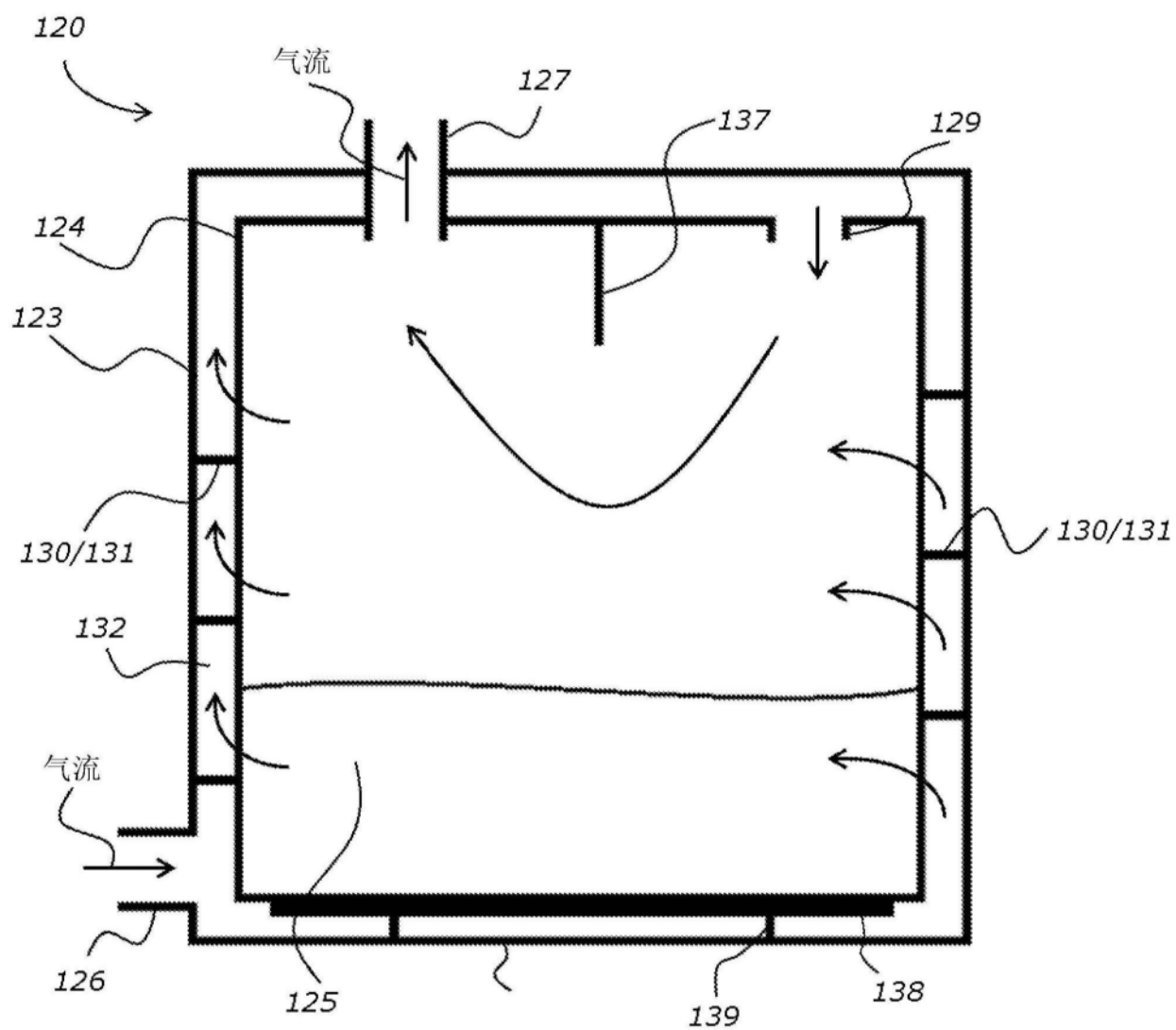


图17