



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 110960778 B

(45) 授权公告日 2022. 09. 30

(21) 申请号 201911282261.6

(22) 申请日 2014.03.14

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 110960778 A

(43) 申请公布日 2020.04.07

(30) 优先权数据
61/790,424 2013.03.15 US
61/789,754 2013.03.15 US
61/925,099 2014.01.08 US

(62) 分案原申请数据
201480025039.7 2014.03.14

(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

(72) 发明人 罗伯特·安德鲁·戴维·米尔恩
蒂莫西·迪伊·基尔克

(74) 专利代理机构 北京东方亿思知识产权代理
有限责任公司 11258

专利代理师 刘耘

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

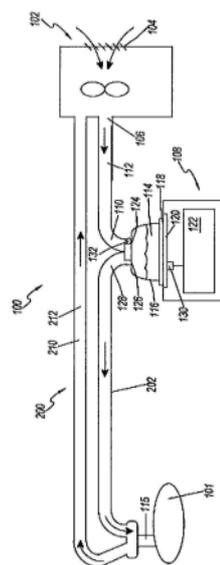
(56) 对比文件
GB 0617322 D0, 2006.10.11
CN 102753229 A, 2012.10.24
US 2003188746 A1, 2003.10.09

审查员 薛然婷

权利要求书2页 说明书18页 附图21页

(54) 发明名称
用于医疗回路的组件

(57) 摘要
本发明公开一种用于医疗回路的组件。提供了一种呼气支路,该呼气支路被配置成将加湿气体从患者移除,并且被配置成通过沿该支路提供定制温度谱来提供改善的干燥性能。还提供用于向患者提供加湿气体和/或从患者移除加湿气体的支路,这些支路在恒定体积流速下具有增加的气体停留时间。可以通过提供包括多个内腔的支路来实现增加的停留时间。



1. 一种适用于呼吸回路中的呼气支路,该呼气支路包括:
被配置成接收第一温度和第一相对湿度下的气体的第一开口;
被配置成允许该气体流出该支路的第二开口,该气体具有第二温度和第二相对湿度;
导管,该导管包括靠近该第一开口的第一端,靠近该第二开口的第二端,以及在该第一端与该第二端之间延伸并且在内部界定腔的壁,当使用时气体在该第一端向该第二端的方向上流动通过该腔,并且其中所述壁的至少一部分包括被配置成允许水蒸气透过但实质上阻挡液体水透过的透气性材料;以及
沿着该导管设置的至少两个加热线区段,该至少两个加热线区段中的每一者被配置成独立地被控制,以控制在该导管的该第一端和该第二端之间的该气体的温度降,由此增大该气体的干燥。
2. 如权利要求1所述的呼气支路,其中该至少两个加热线区段中的加热线区段设置在在该第一端附近或者在该第一端处,并且被配置成控制该气体在该第一端附近的温度降。
3. 如权利要求1所述的呼气支路,其中该至少两个加热线区段被配置成选择性地接收电力,以向该呼气支路中的该气体提供热。
4. 如权利要求3所述的呼气支路,还包括设置在该至少两个加热线区段之间的至少一个连接器,该至少一个连接器被配置成电联接该至少两个加热线区段。
5. 如权利要求4所述的呼气支路,其中该至少一个连接器包括电子元件,该电子元件被配置成引导该电力在第一工作模式中通过第一加热线区段的一个或者多个第一加热线;以及在第二工作模式中通过该第一加热线区段的该一个或者多个第一加热线和第二加热线区段的一个或者多个第二加热线。
6. 如权利要求4所述的呼气支路,其中该至少一个连接器在该呼气支路的内部。
7. 如权利要求4所述的呼气支路,其中该至少一个连接器被配置成与在该呼气支路内流动的气体物理性隔离。
8. 如权利要求1所述的呼气支路,其中该至少两个加热线区段被配置成控制该气体的温度高于该气体沿着该导管的露点温度介于 0.9°C 至 1°C 之间。
9. 如权利要求1-8中任一项所述的呼气支路,其中该至少两个加热线区段被配置成控制该气体沿着该导管的温度降,使得该气体的温度保持高于该气体沿着该导管的露点温度。
10. 如权利要求9所述的呼气支路,其中该至少两个加热线区段控制该温度降,使得该气体的温度和该气体沿着该导管的该露点温度之差大致恒定。
11. 如权利要求9所述的呼气支路,其中该至少两个加热线区段控制从该第一端到距该第一端300mm距离的温度降低率小于或者等于 $0.01^{\circ}\text{C}/\text{mm}$ 。
12. 如权利要求9所述的呼气支路,其中该至少两个加热线区段控制该温度降,使得该气体的绝对湿度谱基本与该气体的露点温度谱平行。
13. 如权利要求9所述的呼气支路,其中该至少两个加热线区段被配置成基本消除该壁的该第一端处和该壁的该第二端处的凝雨效应。
14. 如权利要求1-8中任一项所述的呼气支路,其中该至少两个加热线区段配置成控制该气体沿着该导管的温度降,使得在该第一端处的相对湿度和在该第二端处的相对湿度在90%和99%之间。

15. 如权利要求14所述的呼气支路,其中该至少两个加热线区段根据干燥率控制沿着该导管的温度降,以保持该气体沿着该导管的相对湿度在目标相对湿度范围内。

16. 如权利要求15所述的呼气支路,其中该目标相对湿度范围是在90%和99%之间。

17. 如权利要求14所述的呼气支路,其中该气体在该第一端处的相对湿度或者该气体在该第二端处的相对湿度或者两者至少是95%。

18. 如权利要求14所述的呼气支路,其中该气体在该第一端处的相对湿度或者该气体在该第二端处的相对湿度或者两者至少是99%。

19. 如权利要求1-8中任一项所述的呼气支路,还包括设置在该导管的该壁的外表面上的绝热材料。

20. 如权利要求19所述的呼气支路,其中该绝热材料的量沿着该导管的长度而变化。

21. 如权利要求19所述的呼气支路,其中该绝热材料被配置成控制该气体的温度高于该气体的露点温度介于0.9°C至1°C之间。

用于医疗回路的组件

[0001] 本申请是申请日为2014年03月14日,申请号为201480025039.7,PCT国际申请号为PCT/NZ2014/000039,且发明名称为“用于医疗回路的组件”的发明专利申请的分案申请。

[0002] 通过引用结合至本文

[0003] 本申请要求于2013年3月15日提交的名为“带有定制温度谱的干燥型呼气支路”的美国临时申请61/790,424,于2013年3月15日提交的名为“带有定制温度谱及多腔配置的干燥型呼气支路”的美国临时申请61/789,754,以及于2014年1月8日提交的名为“用于医疗回路的组件”的美国临时申请61/925,099的优先权,上述申请均通过引用以其全文结合于此。

技术领域

[0004] 本申请大体涉及医疗回路的组件,特别涉及在阻塞性呼吸暂停,新生儿护理,呼吸式加湿以及包括吹入式系统在内的手术加湿系统中使用的为患者提供和/或从其移除加湿气的医疗回路的组件。

背景技术

[0005] 在医疗回路中,不同的组件运送到患者和来自患者的天然或人工加湿的气体。例如,在CPAP(持续气道正压)或是辅助呼吸回路中,患者吸入的气体由热加湿单元产生,然后通过吸气支路输送至患者接口,例如呼吸罩。另一个例子是,在吹入式回路中,通过手术加湿支路向胸腔输送加湿气体(通常是CO₂)。该方法可以防止患者体内器官出现“干燥脱水”的情况,并且减少术后康复所需要的时间。

[0006] 在这些医疗应用中,这些气体优选地在具有接近饱和水平的湿度的条件下并且在接近体温处(通常在33°C与37°C之间的温度处)被输送。冷凝或“凝雨”可以随着高湿度呼吸气体冷却而在组件的内部表面上形成。仍然需要用于允许在医疗回路中改进湿度和冷凝物管理的组件。因此,在此描述的某些组件和方法的目的在于改善现有技术系统的一个或多个问题,或者至少为公众提供一种有用的选择。

发明内容

[0007] 本发明涉及在医疗回路中所使用的支路。支路是一个宽泛的术语,在不加限制的情况下,对于本领域的普通技术人员(即,不限于特殊或是自定义含义)它的一般含义包括但不限于管线,导管及输送气体的装置组件。这里披露的这些支路可以用于多种设备以提高气流的停留时间(即,一定体积的气体在支路流动的平均时间)。

[0008] 本披露的具体实施例涉及的呼气支路从患者引出,通过定制和控制的方式降低从患者接口流出气流的绝对湿度和露点,从而消除凝水。本申请适用于不同医疗环境,包括但不限于呼吸声加湿和新生儿护理。当本发明用于移除患者呼出的空气时,此处所述的支路能够实现降低气体在商用产品上露点的效果,例如Evaqua 2™导管(新西兰奥克兰费舍尔贝克尔医疗健康有限公司)。

[0009] 本披露另一实施例涉及流向患者的气流的湿化。特别地,至少一个实施例涉及适

用于加湿单元中的支路。本申请适用于多种医疗环境包括但不限于阻塞性睡眠呼吸暂停(例如CPAP)以及手术加湿设备。当本发明应用于向患者输送湿化气体时,此处所述的支路能够实现提高气体在已有商用产品上露点的效果。

[0010] 此处的这些系统、方法和装置具有创新方面,这些方面中没有单方面是不可缺少的或单独地能获得其令人希望的属性的。在不限制权利要求书的范围的情况下,下文概述一些有利的特征。

[0011] 总体而言,呼气支路被配置成在气体到达呼吸机之前干燥流经呼气支路气体。该呼气支路可以被配置成充分干燥气体,以减少或是去除呼吸机中的凝水。干燥至少可以通过该支路的表面积和/或恒定体积流速下气体在呼气支路的停留时间按部分控制。一些实施例实现有利于提供具有定制温度谱的呼气支路,其可将流经呼气支路的气体干燥、减少或是预防支路凝雨消音,和/或减少或是预防呼吸机内凝水。

[0012] 在一些实施例中,干燥型呼气支路中气体的干燥通过控制流经干燥型呼气支路内气体的温度来改进或优化以保持气体温度与其露点温度的近似恒定。在一些实施例中,该温度差小于大约 2°C ,小于大约 1.5°C ,或是介于大约 0.9°C 至大约 1°C 。在一些实施例中,在干燥型呼气支路中的该气体的改善的或优化的干燥是通过将该气体的相对湿度保持在约90%与约99%之间,在约95%与约99%之间,或在约95%与约97%之间完成的。在一些实施例中,这种改进或优化以保持露点温度和绝对湿度沿呼气支路长度的近似线性来实现。在一些实施例中,气体从呼气支路起始至干燥型呼气支路的前300mm或是400mm的温降小于 $0.01^{\circ}\text{C}/\text{mm}$,或是介于 0°C 至大约 $0.009^{\circ}\text{C}/\text{mm}$,且沿呼气支路长度范围内总的温降小于大约 10°C ,或是介于大约 3°C 至大约 10°C 。相应地,这里披露的干燥型呼气支路及温度控制装置可以被配置成定制气体的温度谱,从而提高或优化气体的干燥,减小或消除回路凝雨效应,和/或减少或消除呼吸机中的凝水。在一些实施例中,公开的干燥型呼气支路提供适宜干燥的气体,该气体通过定制温度控制过程在支路或是呼吸机避免凝水。

[0013] 一些实施例所提供的干燥型呼气支路是被配置成包括一个具有第一端和第二端的与呼气支路等长的壁的呼吸回路。该壁限定内部空间,所述壁的至少一部分由可透气性材料制成,该材料被配置成允许水蒸气透过而阻挡大部分液体水透过。该干燥型呼气支路包括在支路壁第一端的一个第一开口,该第一开口被配置成接收具有第一温度及第一相对湿度的气体。干燥型呼气支路包括一个在壁第二端的第二开口,该第二开口被配置成允许气体流出该呼气支路,其中流出该干燥型呼气支路的气体具有第二温度和第二相对湿度。该干燥型呼气支路被配置以使沿干燥型呼气支路长度上气体温度与其露点温度具有近似恒定的差值。

[0014] 在实施例的一些方面,该干燥型呼气支路进一步包括与壁外表面相结合的绝热材料。该绝热材料被配置成控制气体的温降以改善沿呼气支路长度上气体的干燥。在一些实施例中,沿呼气支路长度上的绝热材料的总量实质上是不变的。沿呼气支路长度上绝热材料的数量可以是变化的。

[0015] 在一些方面,干燥型呼气支路可包括加热线,加热线被配置成选择性接受电功率以提供气体在干燥型呼气支路中的热量。在一些方面,加热线被配置成控制气体的温降,从而改善沿呼气支路长度上气体的干燥。在另一方面,该干燥型呼气支路包括两个或以上的加热线,该加热线被配置成控制气体温度以一定量高于露点温度。在另一方面,该加热线具

有沿呼气支路长度方向可变的节距间距,并且,在一些实现方式中,距离第一端越远该节距间距越大。在一些实施方式中,该加热线包括至少两个部分,这两个部分被配置成用控制电路独立控制。

[0016] 在一些方面,该干燥型呼气支路中的流速被配置成提高透气性。例如,通过增大该干燥型呼气支路的横截面可提高透气性。

[0017] 在一些方面,增大停留时间可以提高透气性。在一些方面,气体的绝对湿度谱基本与气体的露点温度谱平行。在一些方面,该干燥型呼气支路被配置成基本消除支路的第一端和第二端的凝雨效应。在一些方面,该干燥型呼气支路被配置成基本消除位于支路第二端的呼吸机中的凝雨效应。

[0018] 一些实施例提供了用于呼吸回路的干燥型呼气支路。该干燥型呼气支路包括一个带有第一端和第二端的与呼气支路长度等长的壁,该壁围成内部空间,并且所述壁的至少一部分由透气性材料组成,该透气性材料被配置成可允许水蒸气透过,而阻挡大部分液体水透过。该干燥型呼气支路包括一个在壁第一端的一个第一开口,该第一开口被配置成接收具有第一温度及第一相对湿度的气体。该干燥型呼气支路包括一个在壁第二端的第二开口,该第二开口被配置成允许气体流出呼气支路,其中流出干燥型呼气支路的气体具有第二温度和第二相对湿度。该干燥型呼气支路被配置以使第一相对湿度和第二相对湿度近似相等,且沿该干燥型呼气支路任意一点的相对湿度近似等于第一相对湿度。

[0019] 在一些方面,气体的相对湿度至少为大约95%,或至少为大约99%。在一些方面,沿该干燥型呼气支路长度上的温降是根据干燥率控制的,从而保持相对湿度在目标湿度值,其中该目标湿度值介于大约90%至大约99%,介于大约95%至大约99%,或介于大约95%至大约97%。

[0020] 一些实施例提供的呼吸回路中的干燥型呼气支路包括一个具有第一端和第二端的与呼气支路等长的壁,该壁围成内部空间,所述壁的至少一部分由透气性材料构成,该透气性材料被配置成允许水蒸气透过而大部分阻挡液体水透过。该干燥型呼气支路可以包括一个在该壁第一端的第一开口,该第一开口被配置成接收具有第一温度及第一湿度的气体。该干燥型呼气支路可以包括一个在壁第二端的第二开口,该第二开口被配置为用于允许气体从干燥型呼气支路中流出,流出该干燥型呼气支路出口的气体具有第二温度和第二相对湿度。该干燥型呼气支路可被配置为沿呼气支路程度上气体温度保持高于气体露点温度。在一些方面,该干燥型呼气支路被配置以使沿干燥型呼气支路长度上气体温度与气体露点温度的差值接近恒定。

[0021] 在一些方面,该干燥型呼气支路也包括壁外表面的绝热材料。在进一步的方面,该绝热材料被设置以控制气体温度高于露点温度的差值介于大约0.9°C至1°C。在另一方面,沿呼气支路长度上的该绝热材料的数量基本恒定。在另一方面,沿呼气支路长度上的该绝热材料的数量是变化的。

[0022] 在一些方面,从第一端至距离第一端距离大约300mm位置的温降率小于或等于大约0.01°C/mm。

[0023] 在一些方面,该干燥型呼气支路还包括加热线,该加热线被配置成选择性接受电功率以提供干燥型呼气支路中气体所需的热量。在进一步的方面,该加热线被配置成控制气体温度高于露点温度的差值介于大约0.9°C至1°C。在另一方面,该干燥型呼气支路还包

括第二加热器,该第二加热器被设置成用于控制气体温度下降率。在另一方面,该加热线沿呼气支路长度上的节距间距可变。进一步地,越远离第一端,该节距间距越大。在另一方面,加热线至少包括两段,该两段被配置成可以由控制电路独立控制。

[0024] 在一些方面,干燥型呼气支路的停留时间被配置成提高透气性。在进一步的方面,干燥型呼气支路的停留时间的减小可提高透气性。

[0025] 在一些方面,气体的绝对湿度谱与气体的露点谱基本平行。

[0026] 在一些方面,所述干燥型呼气支路被配置为基本消除第一端壁和第二端壁上的凝雨效应。

[0027] 一些实施例所提供的呼吸回路中的干燥型呼气支路包括一个带有第一端和第二端的与呼气支路等长的壁,该壁限定出内部空间,所述壁的至少一部分包括透气性材料,该透气性材料被配置为允许水蒸气透过而实质上阻挡液体水透过。该干燥型呼气支路包括一个在壁第一端的一个第一开口,该第一开口被配置成接收具有第一温度及第一相对湿度的气体。该干燥型呼气支路包括一个在壁第二端的第二开口,该第二开口被配置成允许气体流出呼气支路,其中流出干燥型呼气支路的气体具有第二温度和第二相对湿度。该干燥型呼气支路被配置以使第一相对湿度与第二相对湿度近似介于大约90%与大约99%之间。

[0028] 在一些方面,气体的第一相对湿度或第二相对湿度或二者至少大约为95%。在一些方面,气体的第一相对湿度或第二相对湿度或二者至少大约为99%。在一些方面,沿呼气支路长度上的温降根据干燥率来控制,以保持气体沿呼气支路长度的相对湿度在目标相对湿度范围内。在进一步的方面,目标相对湿度范围介于大约90%至大约99%。

[0029] 一些实施例所提供的呼吸回路中的干燥型呼气支路包括一个带有第一端和第二端的与呼气支路等长的壁,该壁限定出内部空间,所述壁的至少一部分由透气性材料构成,该透气性材料被配置为允许水蒸气透过而实质上阻挡液体水透过。该干燥型呼气支路包括一个在壁第一端的一个第一开口,该第一开口被配置成接收具有第一温度及第一相对湿度的气体。该干燥型呼气支路包括一个在壁第二端的第二开口,该第二开口被配置成允许气体流出呼气支路,其中流出干燥型呼气支路的气体具有第二温度和第二相对湿度。该干燥型呼气支路被配置以使沿干燥型呼气支路长度气体的温度大约高于气体露点温度,及气体的相对湿度近似介于大约90%至99%。

[0030] 在一些方面,该干燥型呼气支路被配置以使沿干燥型呼气支路长度气体温度近似高于气体露点温度1°C。

[0031] 一些实施例所提供的呼吸回路中的干燥型呼气支路包括一个带有第一端和第二端的与呼气支路等长的壁,该壁限定出内部空间,所述壁的至少一部分由透气性材料构成,该透气性材料被配置为允许水蒸气透过而实质上阻挡液体水透过。该干燥型呼气支路包括一个在壁第一端的一个第一开口,该第一开口被配置成接收具有第一温度及第一相对湿度的气体。该干燥型呼气支路包括一个在壁第二端的第二开口,该第二开口被配置成允许气体流出呼气支路,其中流出干燥型呼气支路的气体具有第二温度和第二相对湿度。该干燥型呼气支路被配置以使沿干燥型呼气支路长度气体温度近似高于气体露点温度1°C。

[0032] 一些实施例提供了具有多腔设计的向患者输送或输出加湿气体的支路。该支路特别适用于输送和干燥从患者输出的加湿气体。该支路包括多腔配置,每一腔具有第一端和第二端,腔内部由壁限定,所述壁的至少一部分是由透气性材料构成,该透气性材料被配置

成允许水蒸气透过而基本阻挡液态水通过。该支路包括被配置用于接收具有入口温度及入口相对湿度的流经支路气体的气体入口。该支路包括被配置用于允许气体流出支路的气体出口,该气体具有流出支路出口的出口温度及出口相对湿度。该支路可被配置以提高相对于流经相似尺寸、相似材料的具有单腔结构的呼气支路的流经该呼气支路的气体的干燥度。该支路可被配置以使沿支路长度气体温度与气体露点温度的差值近似恒定。

[0033] 在一些方面,该多腔配置包括多个导管。在进一步的方面,多个导管被配置以提高一定体积流速下气体在支路中的停留时间。

[0034] 在一些方面,该支路还包括被配置成向流经呼气支路气体提供热量的加热线。在一些方面,该加热线被配置以向近支路入口的气体输送热量多于近支路出口的气体。

[0035] 一些实施例提供了向患者输送或输出加湿气体的具有多腔设计的支路。如上所述,该支路特别适用于从患者处输出和干燥加湿气体。该支路包括多腔配置,每一腔具有第一端和第二端,腔内部由壁限定,所述壁的至少一部分是由透气性材料构成,该透气性材料被配置成允许水蒸气透过而基本阻挡液态水通过。该支路包括被配置用于接收具有入口温度及入口相对湿度的流经支路气体的气体入口。该支路包括被配置用于允许气体流出支路的气体出口,该气体具有流出支路出口的出口温度及出口相对湿度。

[0036] 在一些实施例中,该被配置以提高流经相似尺寸、相似材料的具有单腔结构的呼气支路的流经该呼气支路的气体的干燥度支路。该支路被配置以使第一相对湿度和第二相对湿度近似相等,及沿支路长度任意一点的相对湿度近似等于第一相对湿度。

[0037] 一些实施例提供了医疗回路中的支路,该支路包括多腔设计,其中每个腔具有第一端、第二端以及由壁限定出的腔,所述壁的至少一部分由透气性材料构成,该透气性材料被配置成允许水蒸气透过而基本阻挡液体水透过。该支路包括被配置用于接收具有入口温度及入口相对湿度的流经支路气体的气体入口。该支路包括被配置用于允许气体流出支路的气体出口,其中流出支路的气体具有出口温度及出口相对湿度。多腔设计可被配置以提高相对于流经相似尺寸、相似材料的具有单腔结构的呼气支路的流经该呼气支路的气体的干燥度。该支路可被配置以使成沿支路长度的气体的温度高于气体露点温度。

[0038] 在一些方面,该多腔配置包括多个导管。在进一步的方面,多个导管被配置成减小每个腔中的流速。

[0039] 在一些方面,该支路还包括被配置成向流经呼气支路气体提供热量的加热线。进一步地,该加热线被配置成向近支路入口的气体输送热量多于近支路出口的气体。

[0040] 在一些方面,该腔的数量小于或等于5。进一步地,该腔的数量等于3。

[0041] 一些实施例提供了医疗回路中的支路,该支路包括多腔设计,其中每个腔具有第一端、第二端以及由壁限定出的腔,所述壁的至少一部分由透气性材料构成,该透气性材料被配置成允许水蒸气透过而基本阻挡液体水透过。该支路包括被配置用于接收具有入口温度及入口相对湿度的流经支路气体的气体入口。该支路包括被配置用于允许气体流出支路的气体出口,其中流出支路的气体具有出口温度及出口相对湿度。多腔设计可被配置以提高相对于流经相似尺寸、相似材料的具有单腔结构的呼气支路的流经该呼气支路的气体的干燥度。该支路被配置成第一相对湿度和第二相对湿度近似介于大约90%至大约99%。在一些方面,该腔的数量小于或等于5。

[0042] 一些实施例中提供了用于呼吸回路中的支路,该支路包括腔数不超过6的多腔设

计配置,其中每个腔具有第一端、第二端以及由壁限定出的腔,所述壁的至少一部分由透气性材料构成,该透气性材料被配置成允许水蒸气透过而基本阻挡液体水透过。该支路包括被配置用于接收具有入口温度及入口相对湿度的流经支路气体的气体入口。该支路包括被配置用于允许气体流出支路的气体出口,其中流出支路的气体具有出口温度及出口相对湿度。多腔设计可被配置以提高相对于流经相似尺寸、相似材料的具有单腔结构的呼气支路的流经该呼气支路的气体的干燥度。

[0043] 在至少一个实施例中,提供的支路可以用于医疗回路中,该回路包括被配置用于接收具有第一温度及第一相对湿度气体的第一开口;被配置成用于允许气体流出支路第二开口,其中气体具有第二温度及第二相对湿度;以及多个导管,每个导管由一个第一近端处的第一开口,一个第二近端处的第二开口,以及在端和第二端之间沿伸的、限定出腔的壁,该腔用于气体从第一端流向第二端,其中所述的壁的至少一部分由透气性材料构成,该透气性材料被配置成允许水蒸气透过而基本阻挡液体水的通过。

[0044] 在不同实施例中,前述支路具有以下特性中的一者、一些、或全部,以及在本披露中的其他地方所描述的特性。该透气性材料可以是泡沫状的。该材料的厚度基本一致。该支路包括三个导管。多个导管可以是波纹状的。泡沫材料的空隙率大于40%。该支路的气动柔度小于10mL/kPa/m。该泡沫材料的空隙率大约是45%。支路的气动柔度小于3mL/kPa/m。多个导管在第一开口和第二开口之间扭绞或编织。该导管还可包括一个或以上的被配置将多个导管固持在一起的紧固机构。每个紧固机构可以包括多个波瓣,并且这些导管中的每一个穿过这些波瓣中的一个。每个紧固机构可以包括多个环的三叶瓣,并且这些导管中的每一个穿过这些环中的一个。该支路还包括一个连接器,包括包括孔口的单式部分,该孔口界定该第一开口或该第二开口,包括多个通道的多歧化部分,每个通道被配置成连接到该多个导管中的一个,以及包括基座的内部尖拱,该基座附接到在该多个通道之间的该多歧化部分或形成于该多歧化部分上,该尖拱在该单式部分的方向上沿伸,并且被配置成引导气体从该多歧化部分向该单式部分或从该单式部分向该多歧化部分流动。该支路还包括至少一个被配置成用于向流经滚路的气体提供热量的加热线。至少其中一个导管的壁能够环绕或是被嵌入在被配置成向流经内腔气体提供热量的加热线上。至少一个导管的腔能够环绕被配置成向流经腔的气体提供热量的加热线。该支路可以是呼气支路,该第一开口可以被配置成接收从患者接口输送的气体。

[0045] 在至少一个实施例中,一个适用于医疗回路中的支路的装置,包括孔口的单式部分,该孔口被配置成连接到患者接口或加湿装置,包括多个通道的多歧化部分,每个通道被配置成连接到该多个导管中的一个,以及包括基座的内部尖拱,该基座附接到在该多个通道之间的该多歧化部分或形成于该多歧化部分上,该尖拱在该单式部分的方向上沿伸,并且被配置成引导气体从该多歧化部分向该单式部分或从该单式部分向该多歧化部分流动。

[0046] 在不同实施例中,前述装置具有以下特性中的一者、一些、或全部,以及在本披露中的其他地方所描述的特性。多歧化部分包括多个通道。

[0047] 在至少一个实施例中,使用于医疗回路的支路包括被配置成用于接收具有第一温度及第一相对湿度的第一开口;被配置成用于允许气体流出支路第二开口,气体具有第二温度及第二相对湿度;以及用于增大在第一开口和第二开口之间支路中流动气体的保留时

间的装置。

[0048] 在不同实施例中,前述支路具有以下特性中的一者、一些、或全部,以及在本披露中的其他地方所描述的特性。增大停留时间的装置包括在第一开口和第二开口之间设置的多个导管,这些导管中的每一个包括在第一开口和第二开口之间沿伸的壁以及壁限定出的腔,在使用过程中,气体在腔中从第一开口流向第二开口。壁的至少一部分可以包括透气性泡沫材料,该材料允许水蒸气透过而实质上阻挡液体水透过。

[0049] 下面更加详细地描述了这些和其他实施例。

附图说明

[0050] 在附图中,引用数字可以重复使用以表明引用元素中的整体相互关系。提供附图以示出在此所述的示例性实施例并且不旨在限制本披露的范围。

[0051] 图1示出了一个用于向使用者输送加湿气体的示例呼气支路,该呼气加湿系统具有一个呼吸回路,该回路包括被配置成具有作为沿干燥型呼气支路的距离函数的线性温度谱的干燥型呼气支路。

[0052] 图2示出了作为沿呼气支路位置函数的气体温度平面图。

[0053] 图3示出了采用变化的绝热层以控制沿支路的气体温度的干燥型呼气支路。

[0054] 图4示出了具有两区段的干燥型呼气支路,该两区段包括透气性绝热层以控制支路始端的和终端的温降。

[0055] 图5示出了具有多个加热线的干燥型呼气支路,这些加热线的节距间距在不同区段不相同。

[0056] 图6示出了具有螺旋状加热线的干燥型呼气支路,该加热线的节距间距在不同区段不相同。

[0057] 图7示出了具有直加热线的干燥型呼气支路,在该加热线内具有节距间距变化的区。

[0058] 图8示出了具有多个区段的干燥型呼气支路,其中系统被配置成独立控制加热线的不同区段。

[0059] 图9示出了具有加热线的干燥型呼气支路,该加热线在患者端向回反折用于控制干燥型呼气支路前端温降。

[0060] 图10示出了干燥型呼吸回路,其结合变化绝热层与具有变化节距的加热线。

[0061] 图11A-11B示出了干燥型呼气支路的不同多腔配置。

[0062] 图11C-11D示出了被配置成采用不同截面形状以增大表面积了的干燥型呼气支路。

[0063] 图12示出了干燥型呼气支路,其结合多腔与变化绝热层。

[0064] 图13示出了具有与图11D中那些干燥型呼气支路具有类似截面以及沿支路长度变化节距间距的加热线的干燥型呼气支路。

[0065] 图14示出了具有多腔设计并在每个腔中结合加热线的干燥型呼气支路。

[0066] 图15示出了用于在医疗回路中输送加湿气体的支路的不同多腔配置。

[0067] 图16示出了与多腔支路一同使用的紧固机构。

[0068] 图17A-17D示出了与多腔支路一端或两端一同使用的连接器。图17E示出了多腔支

路上使用中的连接器。

具体实施方式

[0069] 用于医疗回路中输送加湿气体的支路的具体实施方式和实施例在此处详述。本领域技术人员应当理解本披露不局限于具体的实施例和/或显而易见的修改和其等效取代的范围。因此,本发明要求保护的范 围不局限于以下描述的任何 一个具体实施例。

[0070] 希望提供一种在医疗回路中使用的透气性支路。透气性在此用含义为明显可透过水蒸气并且实质上无法透过液体水和大量气体流。透气性可以令人希望地减少或预防凝雨效应的发生。“凝雨效应,”或者凝水是流经支路的高湿度气体与支路壁在低温接触时发生的问题。但是,凝雨效应受多种因素影响,包括不仅是支路中的温度谱,还包括气体流速,组件几何形状,以及用于制造组件的材料本身的透气性。通常,之所以透气性支路是令人希望的是因为其可以容纳从管道内的高湿度气流至支路内低湿度环境中的水,以降低支路的凝雨效应。相反地,根据应用场合,透气特性也令人希望地使从容纳高湿度环境中的水流至且湿化流经支路的气流。

[0071] 进一步地,透气特性有利于控制流经支路的气体温度和/或相对湿度。温度和/或相对湿度控制可以限制或预防下游/上游装置或是接口的凝水和支路中的凝雨效应,从而改善气体的干燥度或以上的结合。

[0072] 此处描述的用于医疗回路中输送加湿气体的支路包括被配置成通过水蒸气而基本阻挡液体水通过的透气性材料。任何合适的透气性材料均可用。但是,特别适用的透气性材料在2010年12月22日提交的名为“医疗回路组件”的PCT公开书WO 2011/077250中详述,在此通过引用的方式以其全文结合至此作为说明书的一部分。在上述公开书中,透气性材料被配置成泡沫状材料用于透过水蒸气而基本阻挡液体水透过。透气性泡沫材料包括聚合物混合物。透气性泡沫材料包括柔性链段聚醚的热塑性弹性体。透气性泡沫材料包括柔性链段聚醚的共聚多酯热塑性弹性体。透气性泡沫材料包括柔性链段聚醚的热塑性弹性体。

[0073] 下文通过引用至少图1进一步详述在医疗回路中的呼气支路。此处呼气支路被广义地定义为在医疗回路中从患者向外输出加湿气体的支路。呼气支路适用于呼吸设备中使用的呼气回路。对于不加热的呼气支路而言,气体沿支路向呼吸机、环境或是气体源输送,气体的冷凝率要高于干燥率。因此,气体的温度有可能下降至露点温度以下,引起呼气支路内部的凝水。对于加热的呼气支路而言,气体在高温的时间可能会过长。当气体被干燥时,气体相对湿度的下降(部分的支路中的气体温度相对恒定),会阻碍进一步的干燥,这是由于在相对湿度处于或接近大约100%时,干燥的效率更高。如果气体没有被充分干燥,而呼吸机的温度已经下降,那么凝水就会在在呼吸机内发生。

[0074] 相应地,在一些实施例中,维持支路中相对湿度在基本恒定值,有利改善或优化沿呼气支路长度的干燥。在一些实施例中,维持相对湿度介于大约90%至大约99%,介于大约95%至大约99%,或介于大约95%至大约97%可改善或优化干燥。该方法同样有利于降低气体沿支路长度的温度,使得气体在呼气支路出口的温度等于或者接近呼吸机、气体源或环境温度。

[0075] 降低湿度和/或温度的有效方法是采用沿支路长度的定制方式。例如,定制呼气支路第一部分的温度下降率是有利的,以使其不超过大约0.01°C/mm,或使温降介于大约0°C/

mm至大约0.009°C/mm。在一些实施例中,限制呼气支路从起始端至距离起始端300mm或是400mm在规定范围内的温度下降是有利的。控制整个支路的总温降小于或等于大约10°C和/或介于大约3°C至10°C之间是有利的。在一些实施例中,支路中的干燥受相对湿度的限制。在一些实施例中,控制温度沿支路的下降呈线性或接近线性是令人希望的。

[0076] 因此,此处描述的呼气支路已经被配置成通过控制支路内的环境来实现减少或消除呼吸机内凝雨效应或是凝水的目的。例如,对于相对湿度为大约95%的气体,呼气支路可被配置成定制温度谱以使气体温度与露点温度的差值小于大约1.5°C,小于大约1°C,或是介于大约0.9°C至大约1°C之间。支路的加热或是绝热可被配置成保持温度在露点温度线与绝对湿度线之间的几乎没有或没有凝水在呼气支路内或是呼吸机中发生的“非凝水窗”内。

[0077] 在一些实施例中,可以减小凝水、凝雨效应,并且提供此处所述益处的示例温度谱的位置为从支路始端至前300mm或是400mm的初温降位置(例如,从患者接口)的,其斜率介于大约0°C/mm至大约0.01°C/mm。在一些实施例中,介于大约3°C至大约10°C总的温度谱下降可以提供至少上文所述的至少一些优点。

[0078] 呼气支路的实施例在此处参见其在呼吸系统中的使用加以说明。应当理解的是,此处描述的该支路可以应用于多种希望增大气流从第一环境至具有不同温度和/或湿度的第二环境的停留时间的场合,例如孵化系统、手术加湿系统等。

[0079] 图1示出了用于向使用者输送加湿气体的示例呼吸系统100,加湿系统100包括呼吸回路200,呼吸回路200包括吸气支路202和呼气支路210。示出的呼吸加湿系统100包括加压气体源102。在一些实现方式中,加压气体源102包括风扇、鼓风机等。在一些实现方式中,加压气体源102包括呼吸机或其它正压发生装置。该加压气体源102包括入口104和出口106。

[0080] 加压气体源102可向加湿单元108提供流体(例如,氧气、麻醉气、空气等等)。该流体流从加压气体源102的出口106流向加湿单元108的入口110。在示出的配置中,示出了加湿单元108与加压气体源102是分开的,其中加湿单元108的入口110通过导管112连接到加压气体源102的出口106上。在一些实现方式中,加压气体源102与加湿单元108可以整合到单个壳体中。

[0081] 气体由吸气支路202通过患者接口115流向患者101。呼气支路210也连接至患者接口115。呼气支路210被配置成将呼出的湿气从患者101输送出去。此处,呼气支路210将从患者接口115呼出的湿气输送至气体源102。此外,呼出的湿气可以被直接排送至周围环境或是其他附件设备,例如空气净化器/过滤器(未显示)。任何适宜的患者接口115都可以被合并进来。患者接口是一个广义的术语,为本领域普通技术人员一般习惯上理解的含义(即,不限于特殊或是自定义含义),包括但不限于口罩(例如面罩和鼻罩)、插管以及鼻枕罩。患者接口通常是限定使用过程中接收暖湿呼气的流体位置。

[0082] 虽然其他类型的加湿单元可以与本披露中所描述的某些特征、方面和优点一起使用,但示出的加湿单元108是包括加湿室114和通向加湿室114的入口110的迂回加湿器。在一些实施方式中,该加湿室114包括一个连接于基座118的壳体116。在加湿室116内限定隔室,该隔室被适配成用于容纳可以由通过基座118传导或提供的热量加热的一定体积的液体。在一些实现方式中,基座118被适配成接触加热板120。该加热板120可以通过控制器122或者其他可改变传入液体液量的适配组件控制。

[0083] 加湿单元108的控制器122可以控制呼吸加湿系统100的不同组件的操作。虽然示出的系统中使用的是单个控制器122,但是其他配置中也可使用多个控制器。该多个控制器可进行通信,或可提供单独的功能并且因此这些控制器无需通信。在一些实现方式中,控制器122可包括微处理器、处理器或逻辑电路系统,其具有包括用于计算机程序的软件编码的相关联内存或储存器。在这类实现方式中,控制器122可根据指令(如包括在该计算机程序内的指令)并且还响应于内部或外部输入来控制呼吸加湿系统100的操作。

[0084] 加湿室114的本体116包括限定入口110的端口124以及限定加湿室114的出口128的端口126。当加湿室114内所容纳的液体被加热时,液体蒸汽与通过入口端口124引入加湿室114中的气体混合。气体与蒸汽的混合物通过出口端口126退出加湿室114。

[0085] 加湿系统100包括呼吸回路200,该呼吸回路200包括连接至限定加湿单元108的出口端口126的出口128的吸气支路202。吸气支路202向使用者运送退出开加湿室114的气体与水蒸气的混合物。吸气支路202包括沿吸气支路202设置的加热元件206,其中加热元件206被配置成减少沿吸气支路202的凝水,以控制气体输送至使用者的温度,或者二者皆有。加热元件206可升高或维持由吸气支路202运送的气体与水蒸气混合物的温度。在一些实现方式中,加热元件206可以是限定电阻加热器的加热线。通过提高或维持离开加湿室114的气体和与水蒸气混合物的温度,水蒸气不容易从混合物中凝结出来。

[0086] 呼气支路

[0087] 加湿系统100包括被配置成从使用者向气体源102输送呼出气体的呼气支路210。呼气支路210包括具有位于患者处的用于接收失效或呼出气体的第一端和位于气体源102处的第二端的壁,该两端的间距为呼气支路的长度。壁可限定出气体运输的空间(例如,单腔或多腔),壁的至少一部分包括透气性材料。

[0088] 如果沿呼气支路210冷却得过快,气体将会变得过饱和而无法快速通过透气层。这会至少部分地引起呼气支路210近患者端的凝雨效应。如果气体冷却得过慢,凝雨效应会在接近呼气支路210的第二端发生,也就是相对热的气体与气体源102或者环境的冷气接触的地方。为了减少或预防呼气支路中的凝雨效应,需要控制气体性质或呼气支路210。例如,通过控制气体在呼气支路210中的温度谱及其他变量,以改善呼气支路210的透气性。在一些实施例中,可通过提高呼气支路210中的输送时间来提高呼气支路210的透气性,在一些实施例中,上述目的可以通过降低流体流速或是增加呼气支路210的流动长度来实现。增大呼气支路中的输送时间可能会增加一些实施例中气体经过呼气壁的热量损失。如果热量损失太快,就会出现上面所述的凝雨效应。在一些实施例中,通过提供沿呼气支路210的实质上线性的温度谱,和/或增加呼气支路210中的输送时间可将呼气支路中的透气性提高大约40%至大约70%或更多。同样的,在一些实施例中,呼气支路210被配置成具有实质上线性的温度谱,从而气体沿呼气支路210长度方向上温降为线性。相关地,在一些实施例中,呼气支路210被配置成保持气体温度与其露点温度的差值在呼气支路210的长度上基本恒定。类似地,在一些实施例中,呼气支路210被配置成保持气体的相对湿度在呼气支路210长度上介于大约95%至大约99%之间。

[0089] 在一些实施例中,呼气支路210包括被配置成控制呼气支路温度谱的绝热层。在一些实施例中,呼气支路210包括沿呼气支路210设置的辅助加热元件212,其中所述的加热元件212被配置成保持沿呼气支路202的温降基本为线性,从而控制气体的相对湿度,控制气

体相对露点温度的温度,或是上述的任意组合。

[0090] 加热元件212可被加湿系统100中的控制器122或通过其他方式选择性控制。控制器122被配置成控制加热元件210以接收系统中传感器的反馈信号,进而对加热元件212的电源进行逻辑控制,从而相应传感器反应的温度调节控制加热元件212,等等。在一些实施例中,控制器122包括被配置成向加热元件212提供电力的电源。例如,控制器122可以通过传输变化的功率、电流、电压或是以上的组合给加热元件212来控制由加热元件212传递的热量。控制器122可以通过脉冲宽度调制实现对加热元件212的控制。控制器122可以采用实质上恒定的功率直到呼气支路210内部达到所需的温度。在一些实施例中,呼气支路210包括一个或是多个被配置成向控制器或是使用者提供有关呼气支路210中气体特征的传感器,所述的气体参数包括,其中气体特征包括沿呼气支路210中上任意一点或多个点的温度、相对湿度、绝对湿度、或是上述的任意组合。在一些实现方式中,加热元件206可以是限定电阻加热器的加热线。

[0091] 在一些实施例中,呼气支路210包括结合在加热元件212上的绝热层。在一些实施例中,加热元件210被配置成提供分区加热,以使呼气支路210的不同部分能够接受不等量的热量。上述目的可以通过,例如,采用多个加热线或是不同缠绕密度、或节距间距的单个加热线来实现。

[0092] 定制温度谱的示例呼气支路

[0093] 图2示出了状如沿呼气支路位置函数的气体温度平面图。标注为“对照”的两虚线平面图示出了被配置成使用透气性材料干燥气体的一些呼气支路。标注为“改善的干燥”的四条实线绘图示出了使用此处描述的实施例的结果。它们代表了流经呼气支路的气体干燥提高或是优化的情况。标注为“凝水”的六条平面图代表支路内或呼吸机内出现凝雨效应或凝水情况的呼气支路的温度谱。这些呼气支路中从呼气支路始端到距始端大约300mm或是400mm的温降超过大约 $0.009^{\circ}\text{C}/\text{mm}$ 或是 $0.01^{\circ}\text{C}/\text{mm}$,且支路的总温降超过大约 10°C 或是介于大约 3°C 至大约 10°C 。

[0094] 表1列出了关于图2中的两组“对照”和4组“改善的干燥”平面图的绝对湿度和露点湿度值的信息。表格中列出出口气体的入口绝对湿度(“AH In”)和出口绝对湿度(“AH Out”)以及露点温度(“DPT”)。

[0095] 表1示例呼气支路的绝对湿度和露点温度

样品	AH In [mg/L]	AH Out [mg/L]	DPT [$^{\circ}\text{C}$]
对照1	44.1	35.0	32.7
对照2	43.4	28.3	28.7
提高1	43.4	25.1	26.5
提高2	45.3	26.5	27.5
提高3	42.3	26.3	27.4
提高4	43.2	24.9	26.4

[0097] 示例呼气支路

[0098] 示例呼气支路实施例在以下描述。此处描述的及图中所阐述的不同的实施例旨在阐述实现减少呼吸机中凝水和/或呼气支路凝雨效应的目标的不同实现方式。许多可能的不同改变或置换不超出此处描述示例的范围。因此,应当理解的是以下实施例不应被解

释为限定本披露的范围,本披露的保护范围不局限于所列举的实施例。

[0099] 通常,示例呼气支路设计被配置成处理从呼气支路到环境或是外环境的能量辐射引起的呼气支路入口过快的温降的情况,该情况会导致的相应部分支路的凝水。当外部温度相对较低,流速相对较小和/或是外部相对湿度相对较高时(引起呼气支路透气性下降的因素),这种情况较为普遍。在上述情况下,减小温度变化率是有利的。

[0100] 相关地,如果是在呼气支路透气性减小或是受限的条件下,相对高的地出口温度有利于控制支路出口(例如,连接呼吸机或是气体源入口处)的凝水。例如,当内部相对湿度较高,或是流速较高时,呼气支路的透气性会下降。

[0101] 因此,此处描述的示例呼气支路被配置成解决诸多可能引起凝水的状况。这些设计可以被修改为更令人希望地处理某一种情况,或是加强对与某个问题相关的效率的提高。此处描述的呼气支路可被配置成处理外部温度较低,流速较低或是外部相对湿度较低的情况。

[0102] 图3示出了带有变化绝热层214的可控制沿支路气体温度的呼气支路210。单个导管的几个不同部分的绝热值不同。图3中以不同尺寸的绝热材料214示出绝热值。但是,绝热元件214的物理尺寸不必沿长度减小,沿长度的物理尺寸可以是基本一致的。为了提高绝热元件214的隔热效果,可以增加绝热材料214的厚度、绝热材料214的密度,或是采用不同绝热材料。绝热值可被配置成提供在多种温度、相对湿度和/或流速范围下相对线性或是微凹的温度谱。在一些实施例中,绝热段沿支路是不离散的,基本连续的,或是被配置成一部分绝热段基本连续而另一部分的绝热值离散变化。绝热层的数量可以是任何适合的数字,包括例如,2、3、4、5、6、7、8、10、15、20、50中的数量或是更多。

[0103] 图4示出了包括通过两段透气性绝热层214控制支路始端和终端温降的呼气支路210。之所以这种配置是有利的,是因为绝热材料214被用于气体冷却相对较快的位置。绝热层214的绝热值、材料特性以及配置位置可被配置成提供此处所述的优点。这也包括额外的绝热区段。

[0104] 图5显示了带有不同段节距间距不等的多个加热线212或是变化节距间距的单个加热线212或二者组合的呼气支路210。这里体现了主动的温度控制机构。如此,加热线212可通过所述的控制机构与控制器122偶联,此处的描述参见图1。类似地,图4-9所述的加热线也可以用加热线控制。

[0105] 加热线212可被配置成位于支路外部且沿支路的间距不同。在近患者端,间距可以较近从而产生相比近支路出口端更多的热量。在一些实施例中,可在不同区域采用不同缠绕密度来实现近线性的温度谱。在一些实施例中,具有不同间距的区段的数量可以是2、3、4、5、6、7、8、10、15、20、25、50或是更多,或是缠绕间距实质上随距患者端的距离平稳增长。在一些实施例中,加热线212包括多个、单独的可被同时和/或单独控制的加热元件。

[0106] 图6示出了具有螺旋加热线212的呼气支路210,该螺旋加热线212的节距间距在不同区段不同。加热线212可被设置在支路内部。缠绕配置参见与图5相似的配置。在一些实施例中,加热线212包括多个、单独的可被同时和/或单独控制的加热元件。

[0107] 图7示出了具有直加热线的干燥型呼气支路210,在该加热线内具有节距间距变化的区。节距间距变化可以类似于参考图5和图6在此描述的缠绕密度而配置。在一些实施例中,加热线212包括多个、单独的可被同时和/或单独控制的加热元件。

[0108] 图8示出了具有多个加热器区段的呼气支路210,其中系统被配置独立控制加热线212的不同区段。如图所示,加热器被划分为几区段,每个区段可以由控制器122通过连接器216a和216b选择性控制。这里可设置更多的配套连接器的区段,此处描述不局限于带有两个连接器的三个区段。

[0109] 连接器216a和216b偶联在第一和第二加热区段,使得控制器可以选择性地对呼气支路210的不同区段加热。连接器216a、216b被配置成与加热线212分段电偶联以确保控制器122对加热线212的控制。连接器216a、216b被配置成电偶联温度传感器(图中未显示)从而确保控制器122能接收它们各自的输出。连接器216a、216b包括能确保加热线212的选择性控制的电子元件。例如,连接器216a、216b包括在第一工作模式下使电流通过加热线212中的第一区段,而在第二工作模式下使电流通过加热线212中的第一区段和第二区段的电子元件。连接器216a、216b所包括的电子元件包括但不限于例如,电阻、二极管、晶体管、继电器、整流器、开关、电容、电感、集成电路、微控制器、微处理器等等。在一些实施例中,连接器216a、216b被配置成位于呼气支路210内部,并且实质上与外部元件屏蔽开。在一些实施例中,一些连接器216a、216b上的电子元件被配置成与呼气支路210内部的湿气物理性隔离,从而减少或预防由于暴露于潮湿引起的损坏。在一些实施例中,连接器216a、216b包括相对廉价的无源电子元件以降低成本和/或提高可靠性。

[0110] 图9示出了具有加热线212的干燥型呼气支路210,该加热线212在患者端向回反折用于控制干燥型呼气支路210前端温降。折叠的程度被配置成提供所希望的或有利的靠近支路210患者端的温度谱。例如,限制患者入口的起始温降有利于在此处提供额外的热量从而减少或预防近入口的凝雨效应。

[0111] 图10示出了干燥型呼吸回路210,其结合变化绝热层214与具有变化节距的加热线212。该实施例类似于图3和图6中元件的结合。相对恒定的绝热值和相对恒定的缠绕密度的区段不必重合。绝热值和/或缠绕密度之间的转化可以是变化的且互相独立于的。该实施例示出了消极和积极的控制方案都可以用于呼气支路210。

[0112] 非圆柱腔和/或多腔支路

[0113] 图11至15示出了采用非圆柱腔或是多腔设计的一些实施例。此处所使用的多腔支路被广义地定义为具有多于一个腔的支路,这样气体流过一个腔时与该气体流过任何其他腔时被至少一个壁分隔。非限定的多腔设计的实施例如图11A、11B、12、14和15所示。此处所使用的非圆柱支路被广义地定义为具有非圆柱形状的腔的支路。非限定的多腔设计的实施例如图11C、11D和13所示。具体的实施例包括上述要素的组合。例如,具有包括一个或者以上的非圆柱腔的多腔设计的支路。

[0114] 在一些实施例中,多腔支路包括扭绞的或编织在一起的多个导管。这种设计有利于减小支路中的气体体积流速,因为流动在每个腔中的气气流是等效的单腔支路的三分之一。较低的流量能增大液体从内腔周围蒸发的概率。这种配置同时也利于增大气体在支路中的停留时间,这是由于部分由于扭绞或编结单独导管的长度变长了,而支路的整体长度是较短的标准商用长度。延长停留时间能增加一定体积流速下支路的透气性,同时也增大液体从内腔周围蒸发的概率。

[0115] 尽管下面描述的支路参见呼气支路210,但应该理解的是此支路是通过增加停留时间而适宜在多种向患者输送或从患者输出湿气的环境中使用的支路。

[0116] 图11A-11B示出了不同的多腔配置。多腔支路210包括两个或以上的以不同方式及不同几何配置结合在一起的单独导管211。在一些实施例中,导管211之间物理分隔从而提高导管壁的透气性。在一些实施例中,支路210包括包裹着成束的导管211的绝热材料214,如图11B所示。图11A和11B示出了几种几何配置,但是也可能存在其他的配置。例如,图11C-11D所示的支路210不包括多个单独导管,但是被配置成采用不同截面形状以增大停留时间。特别地,图11D示出了许多不同的截面形状可能包括规则的和不规则的形状。此外,任何一种上述多腔实施例都可能包括绝热材料214,如图11D所示。在一些实施例中,导管211的形状沿支路长度的形状是变化的。例如,导管211导管在近患者端的截面形状是普通的圆形,可在支路长度的某一点变为三角形,然后又变成星形或是与图11C或11D实施例中的任何一种相类似的形状。这样可以改变沿支路长度上的表面积,以影响透气性,进而影响温度谱。

[0117] 图12显示了结合了多个导管211和变化绝热层214的支路210。类似于多腔设计,支路210代表一种消极的温度控制措施。在一些实施例中,采用多腔设计能提高支路210的透气性。使用绝热材料214可通过提高透气性减小增大的冷却速率。绝热材料可被配置成在不影响呼气支路210的透气性前提下减缓冷却。

[0118] 多腔支路中的单独导管通过希望的透气性材料制成。在至少一个实施例中,多腔支路210中的单独导管采用PCT公开书WO 2011/077250中所描述的波纹状泡沫材料和/或商用的Evaqua 2™导管。另一种适用材料是可透气的空隙率是约14%的聚酯热塑性橡胶。所述的材料由Evaqua™导管中购得。在至少一个实施例中,多腔支路中的每个导管是波纹状的。波纹状短管的最大外径(波峰处)是14.45mm(或大约14.45mm)或是15.15mm(或大约15.15mm)。波纹状导管的最小外径(波谷处)是12.7mm(或是12.7mm)。波纹的周期(波峰到波峰的距离)是3.14mm(或大约3.14mm)。波纹的振幅(波峰到波谷的距离)是1.7525mm(或大约1.7525mm)。壁的厚度在0.5mm到1.0mm的范围内(或是在大约0.5mm至大约1.0mm的范围内),特别是在0.6mm至0.9mm的范围内(或是在大约0.6mm至大约0.9mm的范围内)。例如,接近波纹波峰处的壁厚度在0.50mm至0.65mm的范围内(或是在大约0.50mm至大约0.65mm的范围内)。进一步举例,接近波纹波谷的壁厚度在0.80mm至1.0mm(或大约0.80mm至大约1.0mm)的范围内。

[0119] 若需要,导管包括加强筋。结合PCT公开书WO 2011/077250中的至少图7A、7B、8A及8B显示及描述了此类加强筋。所述的加强筋也从Evaqua 2™导管中购得。所公开书所述,加强筋用于加固泡沫与其它材料,降低支路气动柔性至可接受范围(小于10mL/kPa/m)。

[0120] 事实上,多腔配置可以采用自加固的方式,以减少或避免在导管壁内部及外部使用加强筋。因此,具体实施例中可去除加强筋。

[0121] 之所以去除加强筋是令人希望的,是因为可提高透气性。如PCT公开书WO 2011/077250的图7A、7B、8A及8B所示,在加强筋处的导管壁的厚度实质上大于加强筋之间导管壁厚度。因此,加强筋会降低支路整体的活性(透气性)面积。根据本披露可知不含加强筋的多腔导管配置的活性面积比Evaqua 2™导管多15%(或大约15)。

[0122] 表2比较了包括三个单独导管的多腔支路与不同的单腔支路的透气性。所有的导管/支路都由PCT公开书WO 2011/077250中所述的同一种材料制成。大号Evaqua 2™导管具有加强筋,并且泡沫材料的空隙率是0.35。多腔支路的单独导管不含有加强筋,并且泡沫材

料的空隙率是0.448。支路A是通有用加热线加热气体的成人用Evaqua 2™导管。支路B和C是通有未加热气体的成人用Evaqua 2™导管。支路D是通有未加热气体的多腔支路。所有实验采用的气体流速为20L/min,名义外部温度为18℃-19℃。实验的持续时间是6.5小时,总气流量7800L。估算入口气体的温度为36℃,相对湿度为98% (RH)。测量的结果为实验结束时出口气体的温度,出口气体的露点,支路外部的凝水量和支路内的凝水量。

[0123] 表2透气性能

[0124]

	支路A	支路B	支路C	支路D
流量,L/min	20	20	20	20
外部凝水量,g	2.2	5.8	6.7	0.9
内部凝水量,g	0	22.0	22.8	0.0
总凝水量,g	2.2	27.8	29.5	0.9
出口气体温度,℃	39.2	27.1	26.3	21.5
出口气体露点温度,℃	32.71	26.73	25.85	21.45

[0125] 结果表明支路A的总凝水量很低,但是露点温度很高。这样会增加支路外部凝水的可能性,例如,在呼吸机内部。支路B和C相对支路A具有较低的出口气体露点温度,但是总凝水量过高。支路D(多腔支路)具有所有样本中最低的凝水量和最低的出口气体露点温度。因此,支路D在支路外部的呼吸机中凝水的概率最小。

[0126] 多腔支路210的单独导管包括多个不含加强筋的单独导管,并且具有超乎预料的高空隙率以及小于10mL/kPa/m的气动柔度。在具体实施例中,多腔支路的导管包括三个不含加强筋的单独导管,空隙率在40%至50%的范围内(或大约40%至大约50%的范围内),例如45%(或大约45%),而多腔支路整体的气动柔度小于10mL/kPa/m。这种结果是出乎意料的,高空隙率的泡沫通常脆性较强,而不含加强筋的泡沫导管的脆性会更强。因此,人们通常预计所述的配置应该具有非常高的气动柔度。如表格3所示,尽管组件导管具有较高的空隙率且不含加强筋,多腔支路的气动柔度与波纹的、带加强筋的、单腔泡沫的、空隙率为35%±4%的Evaqua 2™导管相近。

[0127] 图3比较了多腔样本和单腔支路样本的气动柔度。所有的导管/支路都由PCT公开书W0 2011/077250中所述的同一种材料制成。支路A-C是含有加强筋的成人用Evaqua 2™导管,泡沫材料的空隙率为0.35。支路D是包括三个婴儿尺寸导管、不含加强筋的三腔支路,泡沫材料的空隙率是0.448。

[0128] 表3气动柔度

[0129]

支路	平均柔度,mL/kpa/m
A	2.74
B	2.51
C	2.69
D	2.61

[0130] 如表3所示,虽然支路D中的单独导管不含加强筋,但是支路D具有与支路A-C相当的气动柔度。

[0131] 图13和14所示的支路210显示了结合了图11A-11D的多腔设计的主动的温度控制方案。图13示出了具有图11D中支路210的类似截面以及沿支路长度变化节距间距的加热线

212的支路210,该支路与关于图6和图10的描述的支路相似。

[0132] 加热线212可用来限制气体因外部温度过低而出现的过快冷却。图14示出了采用多腔设计并在每个单独导管211中结合加热线212的支路210。通常,加热线212可纵向伸长大概单独导管211的长度。例如,如图14所示,加热线212实质上可以螺旋地缠绕在整个单独导管211上。但是,加热线可沿较短区段伸长。加热线212可以插入或被封装在单独导管211的壁内,或是被放置于腔内。图11所示的加热线212的节距是变化的。相反地,螺旋缠绕配置中加热线具有规律的节距。现有技术中已知的其他适用的加热线也包括在本披露的权利要求范围内。

[0133] 图15示出了不同的用于支路210的多腔配置。如上所述,单独导管211可绕彼此扭绞以增加机械强度和/或支撑。单独单管经过扭绞使得每个导管的长度大于形成的支路210。这样可增大恒定流速下气体在支路中的停留时间,以获得更有利的温度谱、透气性及减少凝雨效应。在一些实施例中,多个单独导管211可以通过粘合剂固持在一起。在一些实施例中,多个单独导管可以采用紧固机构215固定在一起,例如,夹子、橡皮圈、绑带等等。在一些实施例中,多个单独导管可以采用护套214固持在一起,其中所述的护套214可为绝热型和/或被配置成具有美观的外形。扭绞的导管的数量是,例如2、3、4、5或是大于5。在至少一个实施例中,支路210包括三个导管。

[0134] 图16示出了用于支路的通过采用紧固机构215的三导管配置使用的示例紧固机构215。在该示例中,紧固机构215包括设置在三叶瓣上的多个环。图16所示的三叶瓣紧固机构215可以用挤压塑料、金属或是泡沫材料制成。

[0135] 三个导管211各自穿过图16所示的第一三叶瓣紧固机构215的环中的一个,然后扭绞或编织组成图15所示的支路。然后,三个导管211穿过设置在距第一三叶瓣紧固机构215所需距离的第二三叶瓣紧固机构215,然后再次扭绞或编织。然后,三个导管211穿过第三个设置在距第二个三叶瓣紧固机构215所需距离的第三三叶瓣紧固机构215,然后继续扭绞或编织。如果所需的配置是宽松的,那么三个导管211在穿过三叶瓣紧固机构215后无需扭绞或编织。例如,三个导管211在穿过第二三叶瓣紧固机构215的环后,扭绞或编结可消除。也可完全不采用扭绞或编结。此外,若所需配置是紧固的,在多个紧固机构215之间的三个导管211可进行多次编织。此处描述的方法不暗示对操作步骤的固定顺序。它也没有暗指需要任何一个步骤来实践该方法。实施例能以任何顺序实践,并且组合也是可实践的。

[0136] 三叶瓣紧固机构215的合适间距在150mm至500mm的范围内(或是在大约150mm至大约500mm的范围内),例如250mm或250mm左右。在一些实施例中,沿标准装管商用长度的支路可设置的多个紧固机构215的数量为,例如,在2至9的范围内,如2或3。优选地,紧固机构215与支路两端及彼此之间的间距是平均或基本平均的。例如,当采用两个紧固机构215时,一个设置于支路长度1/3位置,一个设置于支路长度2/3位置。两个紧固机构215的间距为500mm(或大约500mm)。9个紧固机构215的间距是150mm(或大约150mm)。在扭绞或编织配置中使用较少的紧固机构。

[0137] 上述的间距配置具有在不显著减小透气性的前提下预防单独导管分离的作用。研究发现当三叶瓣紧固机构215被紧密设置在一起时(例如,间距大约250mm),导管211外部的波纹所产生的摩擦力足以防止扭绞的松开。进一步研究发现,将单独导管211固持到一起的紧固机构215的数量不会显著影响支路整体的柔度。表4示出了带有不同个数三叶瓣紧固机

构215的三个导管211支路配置的柔度测试结果。通过对比,表5列出了单导管支路的柔度测试结果。表4和5中所述的导管/支路都由PCT公开书W0 2011/077250所述的同一种泡沫材料制成。表4中的支路是包括三根婴儿尺寸、不含加强筋的导管的三腔支路,泡沫材料的空隙率是0.448。表5中的“成人”支路是一根外径24mm的、含有加强筋的Evaqua 2™支路,并且泡沫材料的空隙率是0.35。表5中的“婴儿”支路是一根外径15mm的、含有加强筋的Evaqua 2™支路,泡沫材料的空隙率是0.448。

[0138] 表4作为紧固机构数量的函数的气动柔度

紧固机构的数量	灌流体积, mL	压力, kPa	体积/压力比	平均柔度, mL/kpa/m
1	36.69	5.997	6.12	4.08
[0139] 2	37.589	6.148	6.11	4.08
3	35.887	6.006	5.98	3.98
4	36.105	6.046	5.97	3.98
5	36.427	6.044	6.03	4.02

[0140] 表5单导管支路的气动柔度

支路	灌流体积, mL	压力, kPa	平均柔度, mL/kpa/m
[0141] 成人	32.022	6.027	3.54
婴儿	12.180	6.048	1.34

[0142] 上述的三叶瓣的形状为示例。导管211的数量将决定需要不同的环数量。例如,包括在四叶瓣中的四个环的紧固机构215可以与四导管配置一起使用;括在五叶瓣中的五个环的紧固机构215可以与五导管一起使用;以此类推。此外,上述实例描述的是大致对称的多波瓣形状,不对称的环配置也在考虑之中。

[0143] 图17A-17E示出了用于三腔支路210一端或两端上的三通连接器301。连接器301优选采用例如聚丙烯、聚四氟乙烯的塑料等材料制成的铸模组件。

[0144] 三通连接器301包括一个单式部分305和一个三歧化部分307。单式部分305包括一个适于与装置口连接的导管,该装置包括例如加湿器,加压气体源,或是患者接口的出口,例如鼻套管、面罩、鼻罩或是鼻/枕罩。令人希望地,单式部分305的导管具有用于所希望的装置或是病人接口的标准尺寸的医用锥。如图17E所示,三歧化部分307包括三根导管311,每根适于与导管211连接。

[0145] 如图17C和17D所示,三通连接器301可以包括一个内部尖拱315。此处内部尖拱被定义为一个锥形的、流线型的、类似子弹或鱼雷状的三维体。在图17C和17D示出了尖拱315的前缘。但是,这里使用的这个术语的广义含义和涵盖形状是具有尖头、圆头或是圆钝前缘,包括但不限于圆锥、金字塔、四面体、截头圆锥、截头金子塔或四面体,以及其他截头尖拱。尖拱315的基座(最宽的部分)大约位于三歧化部分307。尖拱315在单式部分305的方向上逐渐变尖细。尖拱315可以将从单式部分301流过的气流均匀分到三歧化部分307的三根导管311中。当气流流进单式部分301时,尖拱315也可以均匀地汇集将来自三歧化部分307的三根导管311的气流以改善层流。

[0146] 结论

[0147] 此处描述的用于医疗回路中的支路示例参见附图。附图清楚地表示出此所描述的原理,及有关为利于描述而提供的模块或系统分类的细节,并未试图描述分离的物理实施例。示例和附图是用于解释而非限制此处描述实施例的保护范围。例如,此处的原理可应用在其它回路中及包括手术加湿器的呼吸回路中使用的支路。

[0148] 如在此所用的,术语“处理器”广义地是指任何合适的装置、逻辑块、模块、电路、或用于执行指令的元件的组合。例如,控制器122可包括任何常规的、通用的单芯片或多芯片微处理器,如 **Pentium®** 处理器、**MIPS®** 处理器、**Power PC®** 处理器、**AMD®** 处理器、**ARM®** 处理器或 **ALPHA®** 处理器。此外,控制器122可包括任何常规的专用微处理器,如数字信号处理器。与在此所述描述的实施例相联系而示出的不同的逻辑块、模块和电路可用下述装置实施或执行:通用处理器、数字信号处理器(DSP)、专用集成电路(ASIC)、现场可编程门阵列(FPGA)、或其他可编程逻辑装置、离散门或晶体管逻辑、离散硬件组件、或设计以用于执行在此所述的功能的其任何组合。控制器122可与计算装置组合实施,例如DSP与微处理器的组合、多个微处理器、与DSP芯结合的一个或多个微处理器、或任何其他类似构造。

[0149] 数据储存器可指的是可储存并检索信息的电子电路,通常是计算机或数字数据。数据存储涉及外部装置或系统,例如磁盘驱动器或是固态硬盘。数据存储还可以涉及半导体快速存储(芯片),例如,随机存取存储器(Random Access Memory, RAM)或是不同形式的只读存储器(Read Only Memory, ROM),其直接连接于总线或是控制器122。其他形式的内存包括磁泡存储器和磁芯存储器。数据储存器可以是被配置成在非暂存介质中储存信息的物理硬件。

[0150] 此处所用的条件语言,如“可(can)”、“可以(could)”、“可能(might)”、“可(may)”、“例如”等,除非另外明确声明或如在文中使用的另外理解,否则通常旨在传达:某些实施例包括而其它实施例不包括某些特征、要素和/或状态。因此,此类条件语言一般不旨在暗示:特征、要素和/或状态以任何方式对于一个或多个实施例是必需的。如在此所用的,术语“包括”、“包含”、“包括”、“包括了”、“具有”、“具有了”或其任何其他变体旨在涵盖非排他性包括。例如,包括一系列要素的过程、方法、物品或装置不必仅限于这些要素,而是可包括未明确列出的或这种过程、方法、制品或装置所固有的其他要素。还有,术语“或”以其包括性含义(而不是以其排他性含义)使用,这样使得当其在用于例如连接一系列要素时,术语“或”表示该系列中的一个、一些或所有要素。结合性的语言,例如短语“X,Y和Z中的至少一个”,除非明确另外的说明,应结合术语通常的含义及上下文理解为,X,Y或Z。因此,上述结合性语言通常不暗指具体实施例中需要至少一个X,至少一个Y和至少一个Z。

[0151] 应当强调的是,可以对在此所述的实施例做出许多变更和修改,其元素应如在其其它可接受示例中一样理解。所有这些修改和变更旨在包括在本披露的范围内,并由以下权利要求书保护。此外,在前述的披露中不旨在暗示需要或必需任何具体的组件、特征或过程。

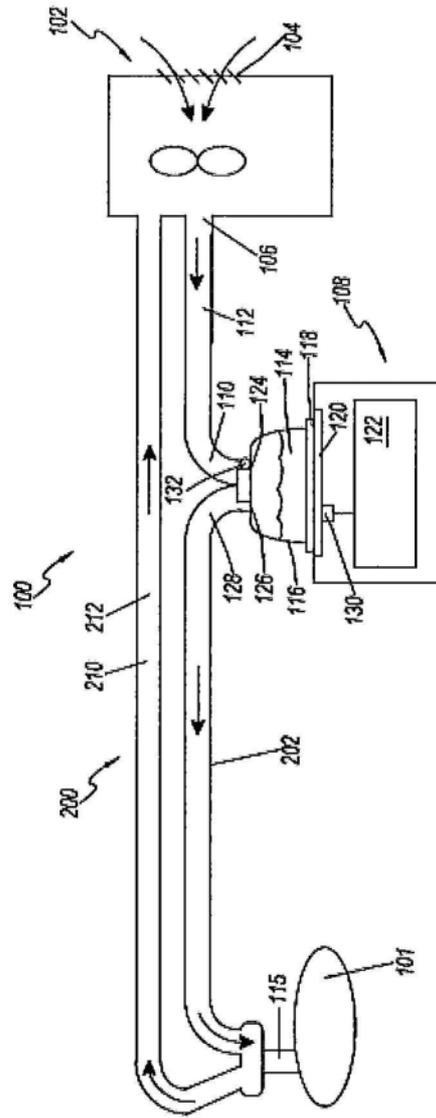


图1

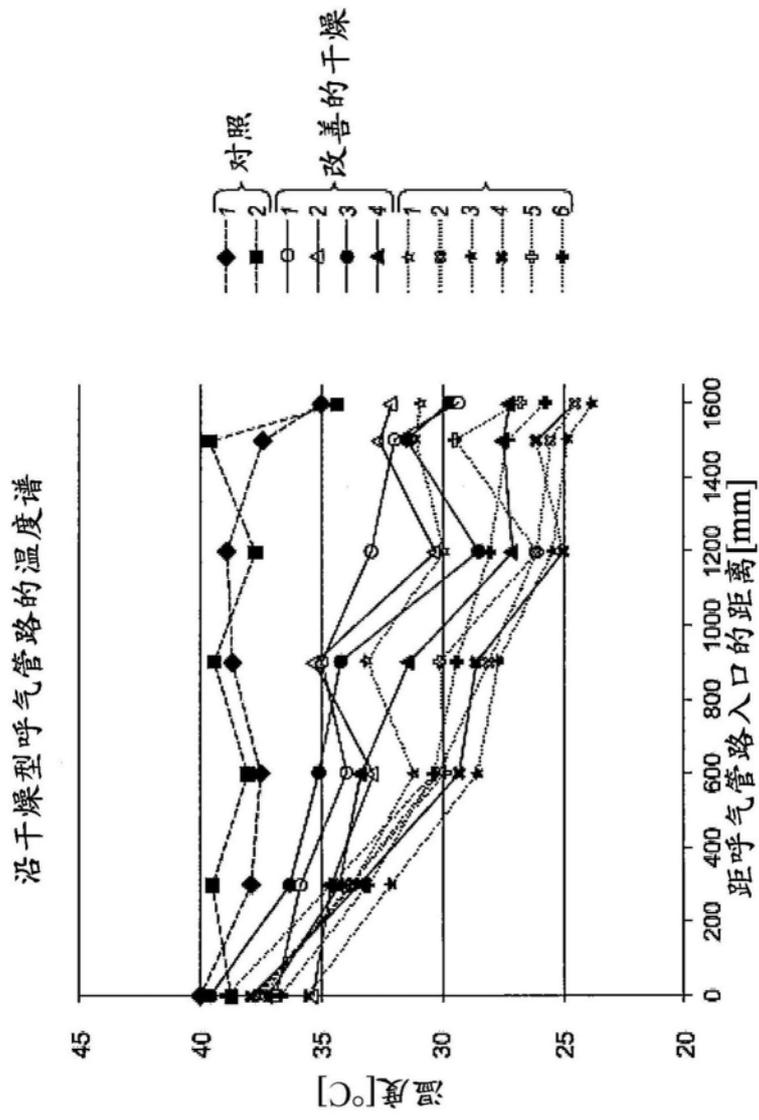


图2

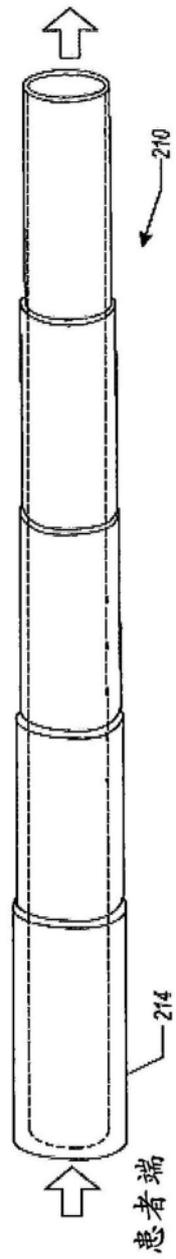


图3

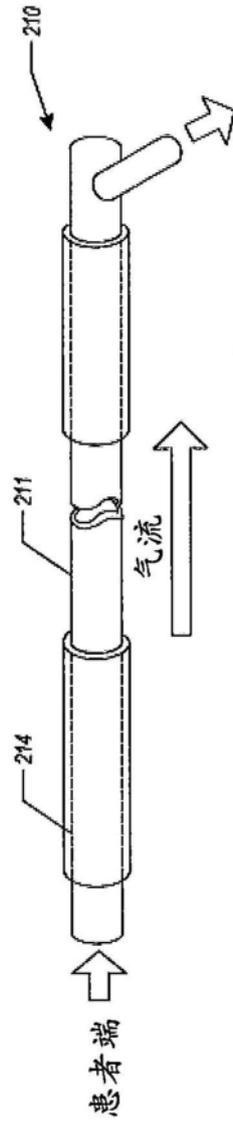


图4

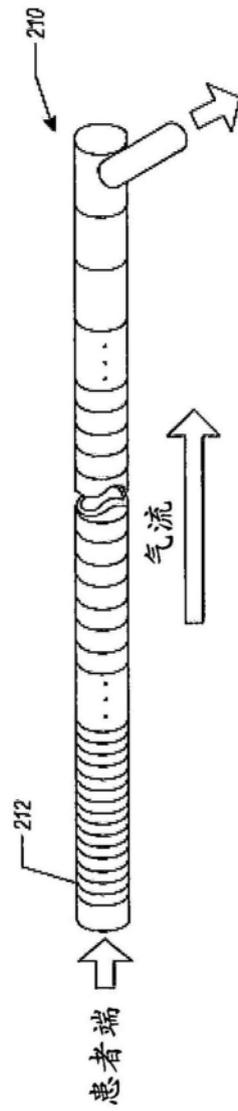


图5

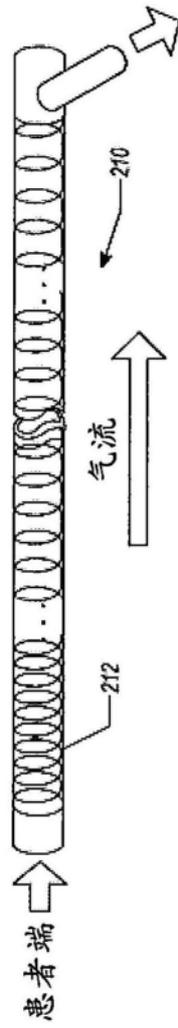


图6

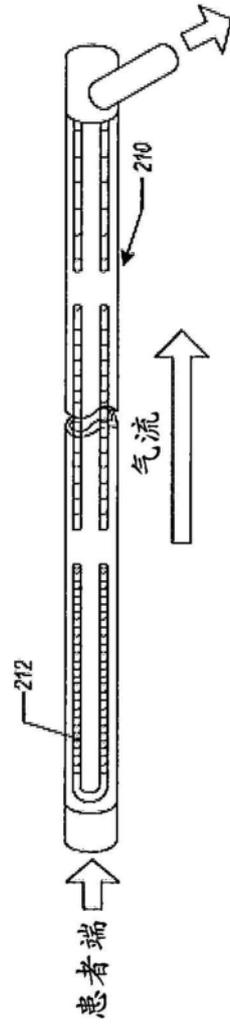


图7

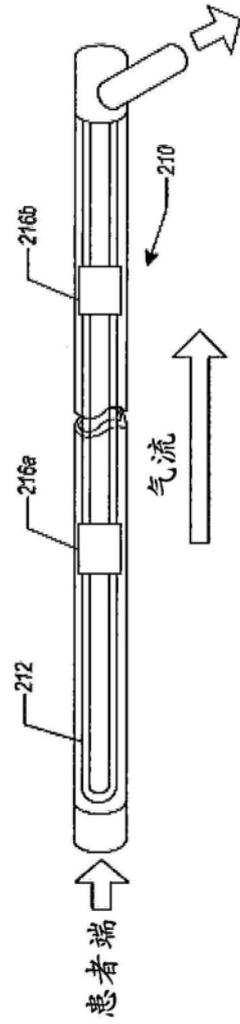


图8

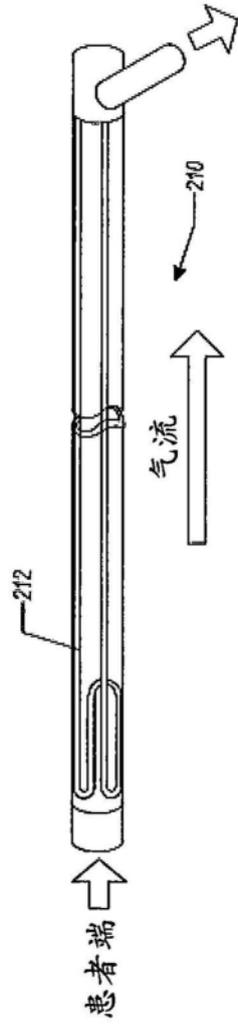


图9

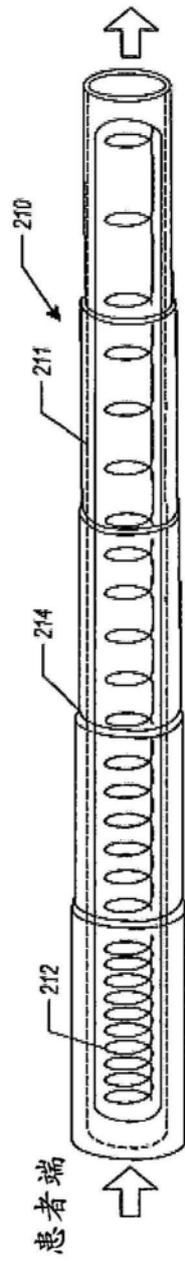


图10

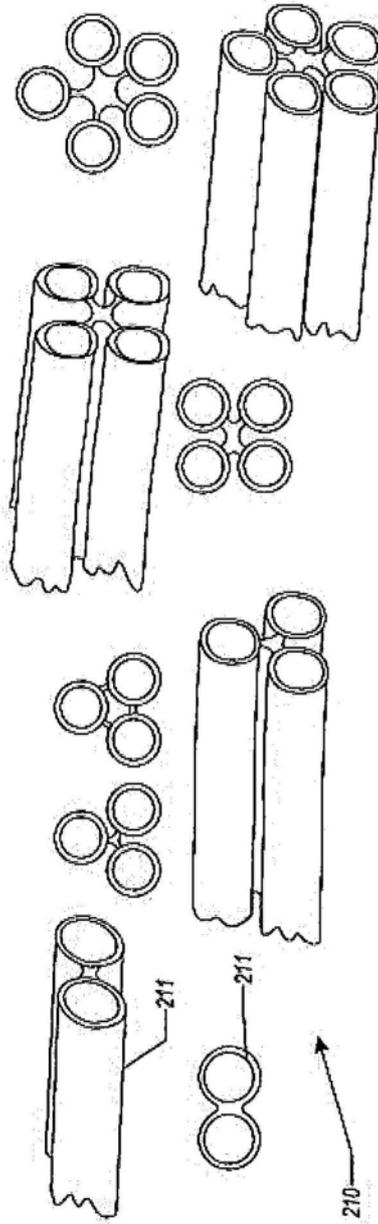


图11A

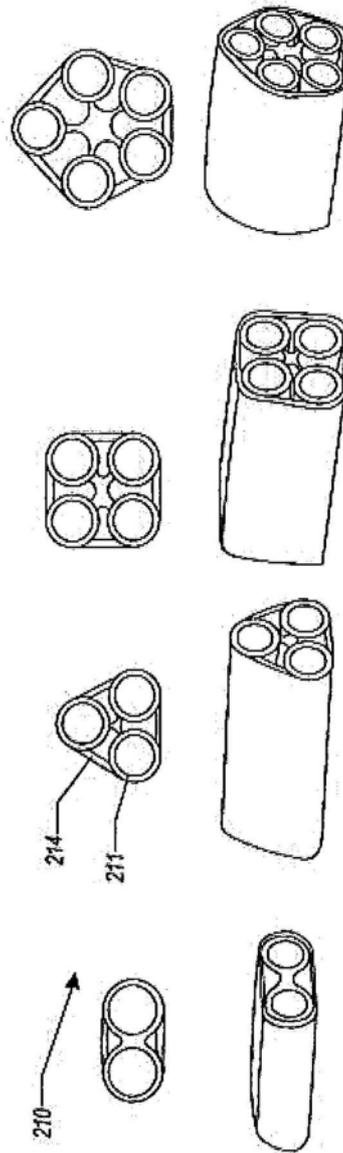


图11B

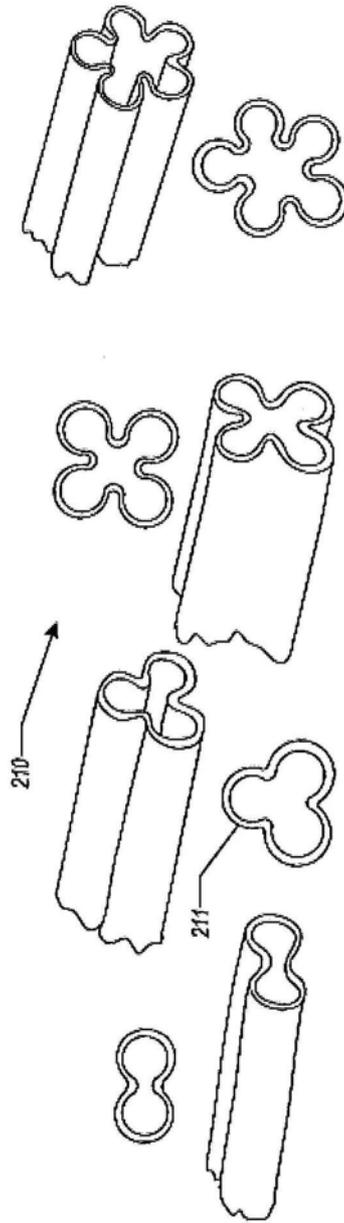


图11C

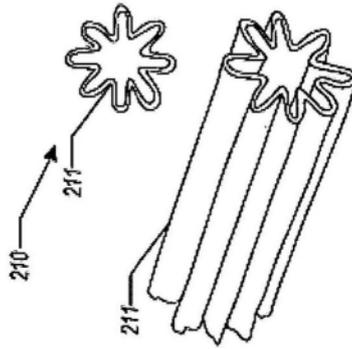
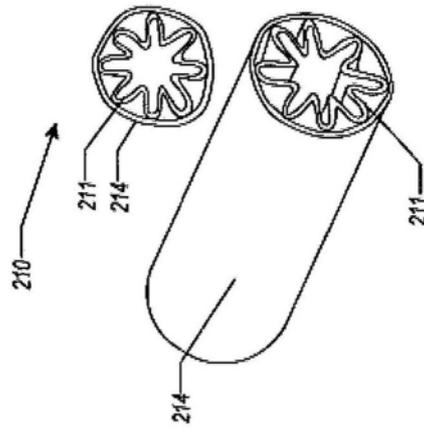


图11D

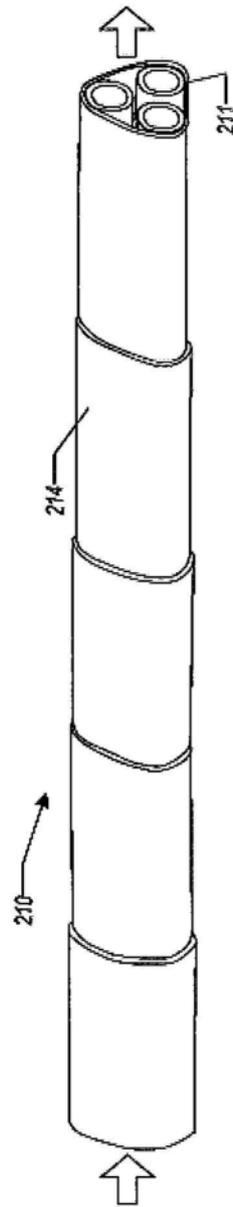


图12

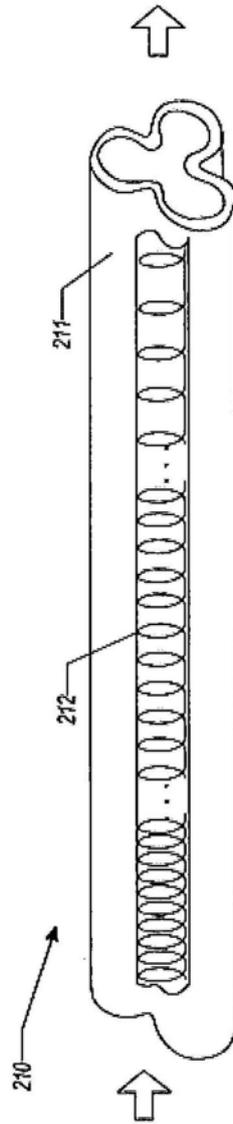


图13

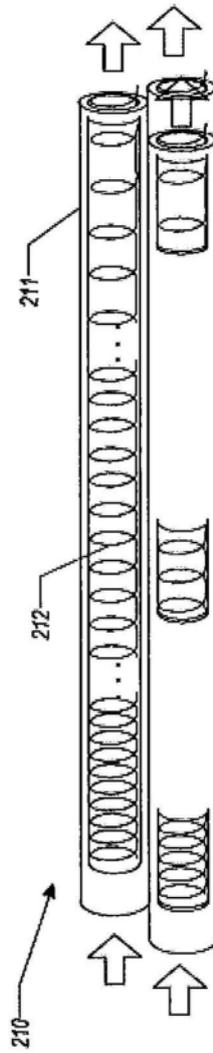


图14

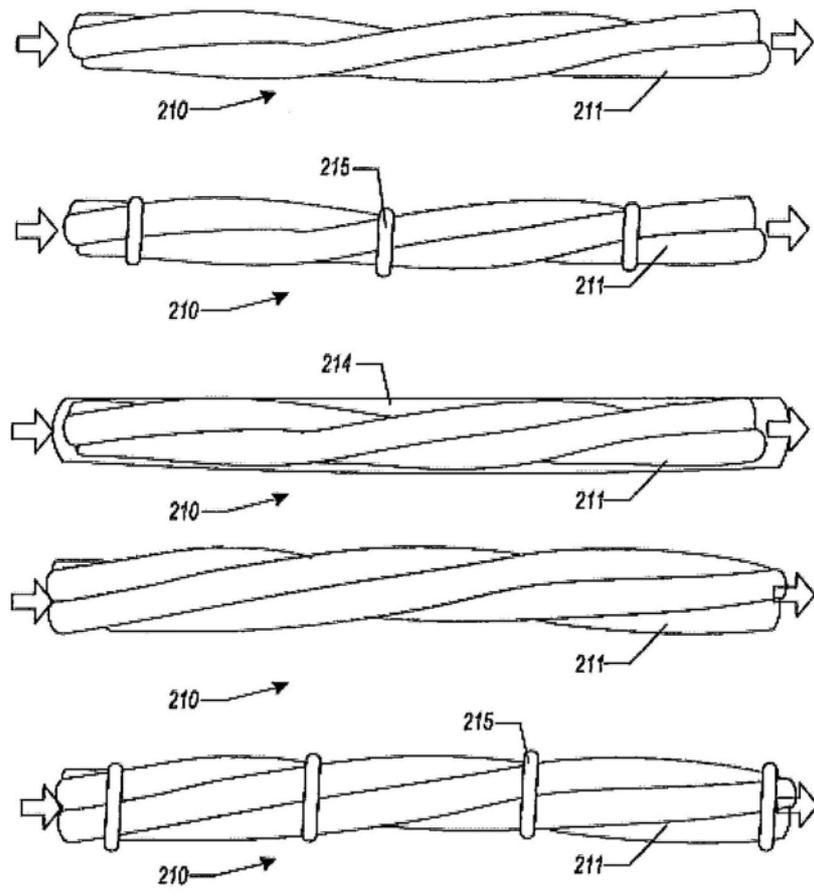


图15

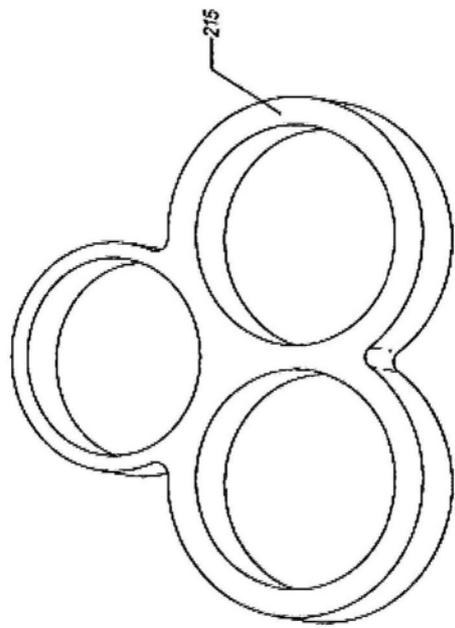


图16

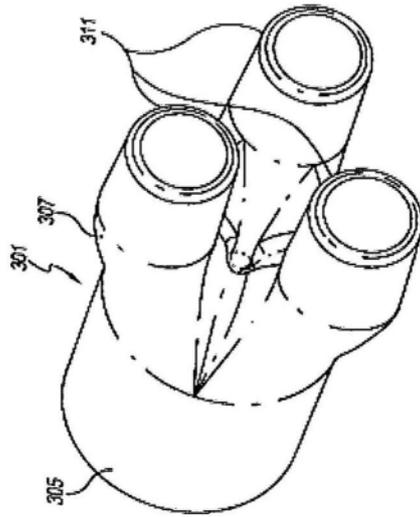


图17A

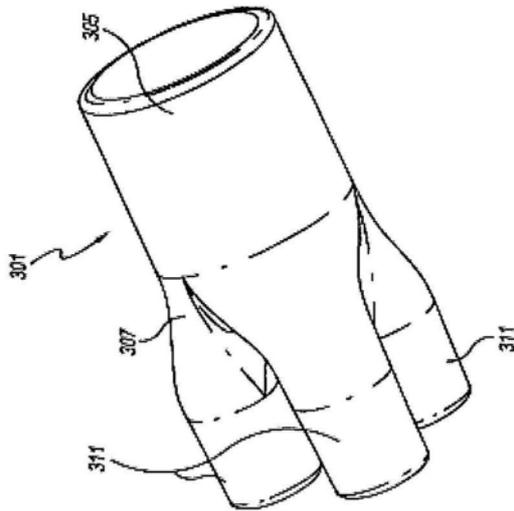


图17B

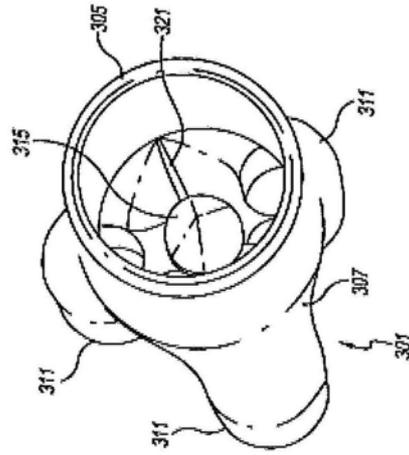


图17C

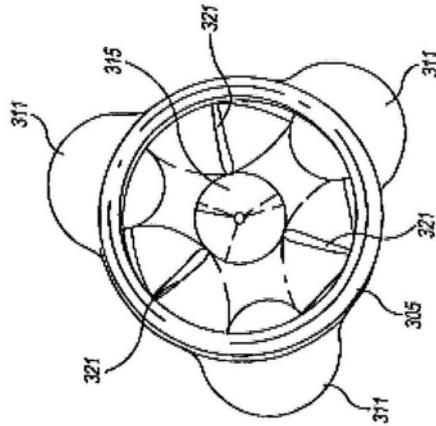


图17D

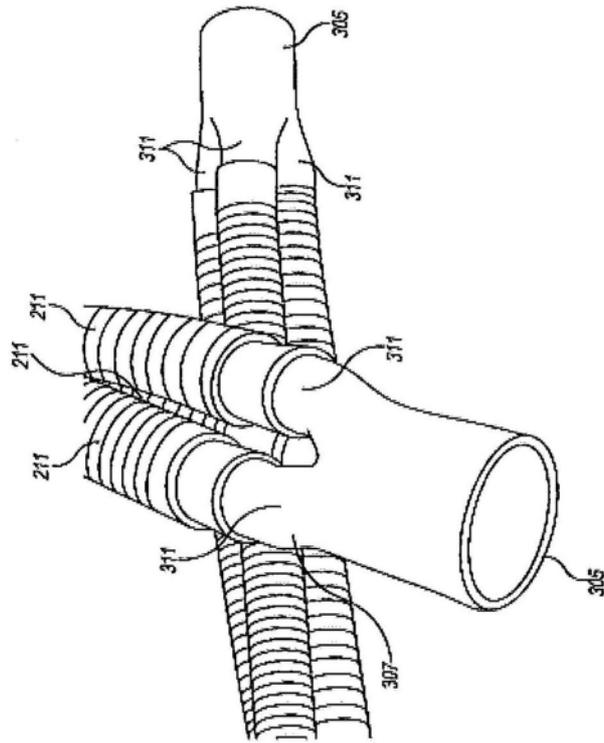


图17E