(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 107361960 B
(45)授权公告日 2020.11.06

(21)申请号 201710251473.2

(22)申请日 2013.11.14

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 107361960 A

(43)申请公布日 2017.11.21

(30)优先权数据
61/726,532 2012.11.14 US
61/786,141 2013.03.14 US
61/877,736 2013.09.13 US
61/877,784 2013.09.13 US
61/877,622 2013.09.13 US
61/877,566 2013.09.13 US

(62)分案原申请数据
201380070329.9 2013.11.14

(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 马修·利亚姆·巴斯韦尔
海伦·库迪
托马斯·詹姆斯·爱德华兹
加文·沃什·米拉尔
海尔加德·乌斯图伊森
安德烈·范·沙尔克维克
伊恩·李·韦·关 司平
斯纳亚·阿尔纳希
凯伦·迈克尔·奥查德
伊卜拉欣·艾尔-蒂埃 (续)

(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
代理人 白少俊

(51)Int.Cl.
A61G 11/00(2006.01)
A61M 16/08(2006.01)
A61M 16/10(2006.01)
A61M 16/16(2006.01)

(56)对比文件
DE 102007003454 A1,2008.07.31
US 6367510 B1,2002.04.09
DE 19958296 C1,2001.09.20
CN 101390445 A,2009.03.18
CN 101808689 A,2010.08.18

审查员 安然

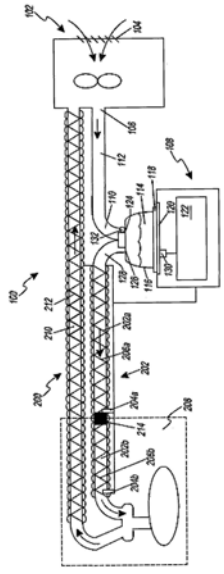
权利要求书2页 说明书37页 附图34页

(54)发明名称

用于呼吸回路的分区加热

(57)摘要

本发明涉及用于呼吸回路的分区加热。一些实施例提供了一种用于呼吸回路的吸气肢,该吸气肢包括:包括第一加热线电路的第一节段以及包括第二加热线电路的第二节段。该吸气肢可以包括中间连接器,该中间连接器包括将该第一加热线电路电联接到该第二加热线电路上的连接电路。该吸气肢可以被配置用于在两种模式下操作,其中在第一模式下,电功率流过第一电连接部以便向该第一加热线电路提供功率而不向该第二加热线电路提供功率,并且在第二模式下,电功率流过该第一电连接部以便向该第一加热线电路和该第二加热线电路两者提供功率。



CN 107361960 B

[转续页]

[接上页]

(72)发明人 埃尔默·本森·斯多克斯 马修·罗伯特·威尔逊
查尔斯·克里斯多夫·诺斯 保罗·詹姆斯·东金

1.一种用于医用管的连接器,所述医用管配置成将加湿气体递送到患者,所述连接器包括:

第一连接电路,其配置成电耦合到第一加热线回路和第二加热线回路,所述第一加热线回路包括一个或多个第一加热线,并且所述第二加热线回路包括一个或多个第二加热线;

第二连接电路,其配置成电耦合到第一传感器线回路和第二传感器线回路,所述第一传感器线回路包括一个或多个第一传感器线,并且所述第二传感器线回路包括一个或多个第二传感器线;以及

第一二极管,其电耦合到所述第一连接电路,所述第一二极管配置成允许电流沿第一方向流动通过所述第一加热线回路,并且允许电流沿第二方向流动通过所述第二加热线回路;

其中,所述一个或者多个第一和第二加热线独立于配置成加热另一管的一个或者多个加热线,所述另一管将气体远离所述患者递送。

2.根据权利要求1所述的连接器,其中:

所述第一加热线回路包括所述第一连接电路和所述一个或多个第一加热线;

所述第二加热线回路包括所述第一连接电路,所述一个或多个第一加热线以及所述一个或多个第二加热线;以及

所述第一二极管还配置成阻止电流沿所述第二方向流动通过所述第一加热线回路。

3.根据权利要求1所述的连接器,还包括第二二极管,其电耦合到所述第一连接电路。

4. 根据权利要求1所述的连接器,还包括:

第一传感器,其电耦合到所述第二连接电路;以及

第三二极管和第一信号二极管中的一者,

所述第三二极管电耦合到所述第一传感器和所述第二连接电路,并且被配置成允许电流沿所述第一方向流动通过所述第一传感器线回路并且允许电流沿所述第二方向流动通过所述第二传感器线回路,并且

所述第一信号二极管电耦合到所述第一传感器和所述第二连接电路,所述第一信号二极管被配置成允许电流沿所述第一方向流动通过所述第二传感器线回路,并且允许电流沿所述第二方向流动通过所述第一传感器线回路。

5.根据权利要求1所述的连接器,其中在电源和所述连接器之间布置有一个或多个开关。

6.根据权利要求4所述的连接器,还包括第二传感器,其电耦合到所述第二连接电路。

7.根据权利要求6所述的连接器,还包括所述第三二极管并且还包括第四二极管,所述第四二极管电耦合到所述第二传感器和所述第二连接电路。

8.根据权利要求6所述的连接器,包括所述第一信号二极管并且还包括第二信号二极管,所述第二信号二极管电耦合到所述第二传感器和所述第二连接电路。

9.根据权利要求7或8所述的连接器,其中所述第一和第二传感器是配置成测量温度的热敏电阻器。

10.根据权利要求7或8所述的连接器,其中所述第一和第二传感器是配置成测量温度的晶体管。

11.根据权利要求7或8所述的连接器，其中所述第一和第二传感器是数字温度传感器，所述数字温度传感器的各个具有用于通信和供电的单条线。

12.根据权利要求1所述的连接器，其中所述一个或多个传感器线连接到温度传感器、流量传感器、氧浓度传感器或湿度传感器中的一者。

13.根据权利要求4所述的连接器，其中所述第一传感器被布置成远离其他有源电部件和无源电部件。

14.根据权利要求4所述的连接器，其中所述连接器包括具有突出特征的中间连接器，并且所述第一传感器位于所述中间连接器的所述突出特征处。

15.根据权利要求1所述的连接器，其被配置成将呼吸回路中的管的两段机械连接和电连接。

16.根据权利要求15所述的连接器，其中所述连接器在所述管的内部并且包括空气动力学截面，以减少流动通过所述管的气体的湍流。

17.根据权利要求1所述的连接器，还包括印刷电路板。

18.根据权利要求17所述的连接器，其中所述印刷电路板包括用于所述一个或多个第一加热线、所述一个或多个第二加热线、所述一个或多个第一传感器线和所述一个或多个第二传感器线中任一者的连接垫。

19.根据权利要求1所述的连接器，还包括控制器。

20.根据权利要求19所述的连接器，其中传递到所述第一加热线回路和所述第二加热线回路的功率的比率通过所述控制器持续改变。

21.根据权利要求1所述的连接器，其中所述连接器通过控制器控制，所述控制器位于直接或间接连接到所述连接器的加湿单元。

22.根据权利要求21所述的连接器，其中传递到所述第一加热线回路和所述第二加热线回路的功率的比率通过所述控制器持续改变。

23.根据权利要求1所述的连接器，还包括位置限制器。

用于呼吸回路的分区加热

[0001] 本申请是费雪派克医疗保健有限公司于2013年11月14日提交的、题目为“用于呼吸回路的分区加热”的中国专利申请201380070329.9的分案申请。

[0002] 交叉引用

[0003] 本申请根据35U.S.C.§119(e)要求以下申请的优先权权益:2012年11月14日提交的标题为“ZONE HEATING FOR RESPIRATORY CIRCUITS(用于呼吸回路的分区加热)”的美国临时申请号61/726,532;2013年3月14日提交的标题为“ZONE HEATING FOR RESPIRATORY CIRCUITS(用于呼吸回路的分区加热)”的美国临时申请号61/786,141;2013年9月13日提交的标题为“ZONE HEATING FOR RESPIRATORY CIRCUITS(用于呼吸回路的分区加热)”的美国临时申请号61/877,736;2013年9月13日提交的标题为“CONNECTIONS FOR HUMIDICATION SYSTEM(用于加湿系统的连接)”的美国临时申请号61/877,784;2013年9月13日提交的标题为“MEDICAL TUBES AND METHODS OF MANUFACTURE(医用管及制造方法)”的美国临时申请号61/877,622;以及2013年9月13日提交的标题为“HUMIDIFICATION SYSTEM(加湿系统)”的美国临时申请号61/877,566,这些申请中的每一个均以其全文通过引用结合在此。

[0004] 另外,2012年5月30日提交的标题为“MEDICAL TUBES AND METHODS OF MANUFACTURE(医用管及制造方法)”的PCT申请号PCT/IB 2012/001786也以其全文通过引用结合在此。

技术领域

[0005] 本披露总体上涉及用于向使用者提供加湿气体的加湿系统,并且更具体地,涉及对用于加湿系统的呼吸回路中的气体进行加热。

背景技术

[0006] 许多气体加湿系统递送用于不同医疗程序的加热的和加湿的气体,这些医疗程序包括呼吸治疗、腹腔镜检查等。这些系统可以被配置成使用来自传感器的反馈来控制温度、湿度和流速。为了在向使用者递送时维持所期望的特性,呼吸回路可具有与气体导管相关联的加热器,其中这些加热器在气体流向使用者和/或从使用者流出时向气体提供热量。可以控制导管加热器以便向气体提供热量,这样使得具有所期望的特性如温度和/或湿度的气体到达使用者。加湿系统可包括用以向加湿控制器提供反馈的温度传感器,该加湿控制器可以调整和/或修改向导管加热器递送的功率以便在沿相关联导管的一定位置处实现目标温度。

发明内容

[0007] 在此所述的系统、方法和装置具有创新方面,这些方面中没有单一方面是不可缺少的或单独地能获得其期望属性的。在不限制权利要求书的范围的情况下,现将概述一些有利的特征。

[0008] 一些实施例提供了用于呼吸回路的吸气肢。在此所述的吸气肢在其中加热的和加

湿的气体必须穿过两种不同环境的情况下特别有用。这在例如其中温度显著高于周围环境的婴儿保温箱中或在向患者递送气体的导管的一部分是在毯子下方的情况下可能是一个问题。然而，在此所披露的实施例可用于其中向患者递送加热的和/或加湿的气体的任何环境中，并且不限于用于吸气肢穿过两种不同环境的情况。

[0009] 吸气肢可包括该吸气肢的第一节段，该第一节段包括形成被配置用于运输加湿气体的导管的第一结构，并且其中该吸气肢的该第一节段包括第一加热线电路。该吸气肢可包括该吸气肢的第二节段，该第二节段包括形成被配置用于运输加湿气体的导管的第二结构，其中该第二结构被配置用于机械地联接到该第一节段的该第一结构上以形成用于加湿气体的延长导管，并且其中该吸气肢的该第二节段包括第二加热线电路。该吸气肢可包括中间连接器，该中间连接器包括将该第一加热线电路电联接到该第二加热线电路上的连接电路，其中该中间连接器可以被联接到该吸气肢的该第一节段的患者端和该吸气肢的该第二节段的腔室端上以形成用于加湿气体的单根导管。该中间连接器可由该吸气肢的该第一节段的一部分、该吸气肢的该第二节段的一部分、或该吸气肢的该第一节段和该第二节段两者的一部分覆盖，这样使得该中间连接器是在该吸气肢的内部。

[0010] 吸气肢可以被配置用于在两种加热模式下操作。在第一加热模式下，电功率穿过中间连接器以便向第一加热线电路提供功率而不向第二加热线电路提供功率。在第二加热模式下，电功率穿过中间连接器以便向第一加热线电路和第二加热线电路两者提供功率。例如，该中间连接器可包括被配置用于至少部分地基于电流流动的方向和/或电压的极性而沿不同路径引导电功率的电部件。该中间连接器可包括导电轨道，这些导电轨道可在该第一加热线电路中的一根或多根导线与该第二加热线电路中的一根或多根导线之间提供短路(例如，无居间电部件的直接电连接)。该中间连接器可包括导电轨道，这些导电轨道将该第一加热线电路中的一根或多根导线电联接到该第二加热线电路中的一根或多根导线上，其中这些导电轨道包括电部件，例如像但不限于二极管、晶体管、电容器、电阻器、逻辑门、集成电路等。在某些实施例中，该中间连接器包括被电联接到第一加热线电路和第二加热线电路两者上的二极管。在某些实施例中，该吸气肢还可包括具有被定位在该中间连接器处的第一传感器的第一传感器电路。在某些实施例中，该吸气肢还包括具有被定位在患者端连接器处的第二传感器的第二传感器电路，该患者端连接器被定位在该吸气肢的该第二节段的患者端处。该吸气肢可以被配置用于在两种感测模式下操作。在第一感测模式下，接收来自第一传感器的信号而不接收来自第二传感器的信号。在第二感测模式下，接收来自第二传感器的信号而不接收来自第一传感器的信号。在一些实施例中，感测包括并行地接收来自第一传感器和第二传感器两者的信号。在这类实施例中，算法可至少部分地基于并行地从第一传感器和第二传感器两者接收的信号来确定由第一传感器测量的参数。在某些实施例中，该中间连接器包括被电联接到第一传感器电路和第二传感器电路两者上的二极管。该患者端连接器可以被配置用于为第二传感器电路提供电连接。类似地，该患者端连接器可以被配置用于为第二加热线电路提供电连接。这些传感器可以是温度传感器、湿度传感器、流量传感器等。第一传感器和第二传感器可以是被配置用于测量一个或多个参数(如温度、湿度、流速、氧百分比等)的传感器。在一些实施例中，第一传感器和第二传感器被配置用于测量至少一个相似的参数(例如，温度、湿度、流速等)。在一些实施例中，可包括多于两个传感器并且这些传感器可以被定位在中间连接器和/或患者端连接器处。

[0011] 一些实施例提供了带有吸气肢和控制器的呼吸加湿系统。该吸气肢可包括:具有第一加热线电路的第一节段;具有第二加热线电路的第二节段;具有连接器电路的中间连接器,该连接器电路被配置用于将该第一加热线电路电联接到该第二加热线电路上;被定位在该第一节段的患者端处的第一传感器;以及被定位在该第二节段的患者端处的第二传感器。该控制器可以被适配用于选择性地在第一模式与第二模式之间进行切换,其中在该第一模式下该控制器通过连接器电路向该第一加热线电路提供电功率,并且在第二模式下该控制器向该第一加热线电路和第二加热线电路提供电功率。在某些实施例中,该呼吸加湿系统至少部分地基于来自一个或两个传感器的输入而在多种模式之间进行切换。在某些实施例中,该切换是至少部分地基于参数来完成的,这些参数包括温度、流量、湿度、功率或这些参数的任何组合中的一个或多个。这些参数可以直接从第一传感器、第二传感器或这两个传感器的组合导出或获得。在某些实施例中,第一模式和第二模式是由电源提供的电流流动的方向或电压的极性来限定。在一些实施例中,该呼吸加湿系统可包括提供用于控制对吸气肢的加热的输入的多于两个传感器。

[0012] 一些实施例提供了可包括吸气肢的双肢回路。这种吸气肢可包括:具有第一加热线电路的第一节段;该吸气肢的具有第二加热线电路的第二节段;具有连接器电路的中间连接器,该连接器电路被配置用于将该第一加热线电路电联接到该第二加热线电路上;被定位在该第一节段的患者端处的第一传感器;以及被定位在该第二节段的患者端处的第二传感器。该双肢回路还可包括具有呼气加热线电路的呼气肢。该双肢系统可进一步包括被连接到吸气肢和呼气肢上的接口。该双肢系统可进一步包括被适配用于选择性地在第一模式与第二模式之间进行切换的控制器,其中在该第一模式下该控制器通过连接器电路向该第一加热线电路提供电功率,并且在第二模式下该控制器向该第一加热线电路和第二加热线电路提供电功率。在某些实施例中,独立于使用第一加热线电路和第二加热线电路对吸气肢的加热,对呼气肢的加热是使用呼气加热线电路来执行。在某些实施例中,以与吸气肢的第一节段中的第一加热线电路并联和/或与第一加热线电路和第二加热线电路并联的方式对呼气肢进行供电。在某些实施例中,呼气肢可以被设计成仅在第一模式下、仅在第二模式下、或在第一模式和第二模式两者下被供电。在某些实施例中,接口是通过三通件连接的。可以结合任何适合的患者接口。患者接口是广义术语,并且对本领域的普通技术人员给出了它的通常且惯常的含义(也就是说,它不限于特殊或自定义的含义),并且包括但不限于遮罩(如气管罩、面罩以及鼻罩)、套管以及鼻枕。

[0013] 在一些实施例中,提供了分段式吸气肢,其中这些节段的结构包括长形管。这些长形管可包括第一长形构件,该第一长形构件包括螺旋状缠绕以至少部分地形成导管的中空本体,该导管具有纵向轴线、沿该纵向轴线延伸的管腔、以及环绕该管腔的中空壁。这些长形管可包括第二长形构件,该第二长形构件是螺旋状缠绕的并结合在该第一长形构件的相邻圈之间,该第二长形构件形成该长形管的管腔的至少一部分。在某些实现方式中,该第一长形构件在纵向截面上形成多个泡状物,这些泡状物在该管腔上具有一个平的表面。在某些实现方式中,通过在该第二长形构件上方的间隙将相邻的泡状物分开。在某些实现方式中,相邻的泡状物彼此之间不直接连接。在某些实现方式中,多个泡状物具有穿孔。

附图说明

[0014] 在全部附图中，可以重复使用参考数字来指示参考元件之间的一般对应性。提供附图来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。

[0015] 图1示出了用于向使用者递送加湿气体的示例性呼吸加湿系统，该呼吸加湿系统具有呼吸回路，该呼吸回路包括每个节段中具有传感器的分段式吸气肢。

[0016] 图2示出了用于加湿系统的分段式吸气肢，该分段式吸气肢具有被配置用于联接两个节段中的加热线和传感器的中间连接器。

[0017] 图3A和图3B示出了包括用于向呼吸回路的分段式吸气肢中的加热线提供功率的有源整流电源的示例性电路图，其中该电路被配置用于在第一模式下为吸气肢的第一节段中的加热线供电并且在第二模式下为两个节段中的加热线供电。

[0018] 图4A-4D示出了具有吸气肢和呼气肢的示例性加湿系统，其中这些加湿系统被配置用于控制两个肢中的加热线。

[0019] 图5示出了被配置用于检测吸气肢延伸部的存在并且向吸气肢、吸气肢延伸部和呼气肢中的加热线提供功率的示例性系统的框图。

[0020] 图6A和图6B示出了加湿系统中的示例性电路图，其中这些电路被配置用于从两个传感器读取数据。

[0021] 图7示出了加湿系统中的示例性电路图，其中该电路被配置用于使用两个晶体管来读取温度数据。

[0022] 图8A和图8B示出了用于具有吸气肢和呼气肢的呼吸回路的硬件配置的示例图，该吸气肢具有第一节段和第二节段。

[0023] 图9示出了利用中间连接器中的微控制器来测量用于控制加热的数据并且读取吸气肢中的传感器值的加湿系统的示例性实施例。

[0024] 图10示出了用于吸气肢的示例性中间连接器的框图，其中该中间连接器使用微控制器。

[0025] 图11中示出了用于图10中所示的中间连接器中所包括的示例性电源模块和数据线转换器的电路图。

[0026] 图12示出了与图10中所示的中间连接器结合使用以提供控制侧与电源板上的AC侧之间的双向数据通信的示例性双光耦合器电路的电路图。

[0027] 图13示出了结合数字温度传感器的示例性加湿系统的电路图，这些数字温度传感器用于具有带至少两个节段的吸气肢的呼吸回路。

[0028] 图14A和图14B示出了中间连接器的示例性印刷电路板(“PCB”)。

[0029] 图14C和图14D示出了中间连接器的示例性实施例。

[0030] 图15A示出了用于患者端连接器的示例性PCB。

[0031] 图15B-15E示出了患者端连接器的示例性实施例。

[0032] 图16A-16E示出了用于分段式吸气肢的位置限制器的示例性实施例。

[0033] 图17A示出了示例性复合管的截面的侧视平面图。

[0034] 图17B示出了类似于图17A的示例性复合管的管的顶部部分的纵向截面。

[0035] 图17C示出了图示说明复合管中的第一长形构件的另一个纵向截面。

[0036] 图17D示出了管的顶部部分的另一个纵向截面。

[0037] 图17E示出了管的顶部部分的另一个纵向截面。

[0038] 图18A示出了复合管中的第二长形构件的横向截面。

[0039] 图18B示出了第二长形构件的另一个横向截面。

[0040] 图18C示出了另一个示例性第二长形构件。

[0041] 图18D示出了另一个示例性第二长形构件。

[0042] 图18E示出了另一个示例性第二长形构件。

[0043] 图18F示出了另一个示例性第二长形构件。

[0044] 图18G示出了另一个示例性第二长形构件。

[0045] 图19A-19C示出了被配置用于提高热效率的第一长形构件形状的实例。

[0046] 图19D-19F示出了被配置用于提高热效率的细丝安排的实例。

[0047] 图20A-20C示出了第一长形构件堆叠的实例。

具体实施例

[0048] 在此描述了分段式吸气肢和多区加热的特定实施例和实例。本领域的普通技术人员将了解，本披露是在具体披露的实施例和/或用途及其明显的更改和其等效披露之上进行延展的。因此，意图在此披露的本披露的范围不应当受在此描述的任何特定实施例限定。

[0049] 在此描述了用于向呼吸加湿系统的呼吸回路中的分段式吸气肢提供热量的系统和方法。应当理解的是，虽然在此的大部分描述是在呼吸回路中的分段式吸气肢的背景下进行的，但本披露的一个或多个特征也可以在其中期望在分段式气体递送回路中提供差温加热的其他情境(如呼吸应用、手术应用或其他应用)中实现。

[0050] 本披露在向导管提供热量的背景下引用加热线、加热元件和/或加热器。例如，加热线是广义术语，并且对本领域的普通技术人员给出了它的通常且惯常的含义(也就是说，它不限于特殊或自定义的含义)，并且包括但不限于加热条和/或在被提供电功率时产生热量的导电元件。这类加热元件的实例包括由导电金属(例如铜)、导电聚合物、印刷在导管表面上的导电油墨、用于在导管上产生轨道的导电材料等制成的导线。此外，本披露在气体递送的背景下引用导管、肢和医用管。例如，管是广义术语，并且对本领域的普通技术人员给出了它的通常且惯常的含义，并且包括但不限于具有各种各样截面的通路，如圆柱形和非圆柱形通路。某些实施例可以结合复合管，该复合管总体上可被定义为包括两个或更多个部分、或具体地在一些实施例中两个或更多个部件的管，如以下更详细地描述的。包括所披露的医用管的分段式肢也可以用在呼吸回路如连续的、可变的或双水平气道正压(PAP)系统或其他形式的呼吸疗法中。术语导管和肢应当以与管类似的方式进行解释。

[0051] 当加热的、加湿的呼吸管被用于保温箱(或其中存在温度变化的任何区域，如用于烧伤患者的辐射加温器周围或在患者所使用的毯子下方)时，呼吸管将穿过至少两个不同的区：低温区(如在保温箱外部的区)和高温区(如在保温箱内部的区)。如果该管是沿其全长被加热的，那么这些区中的一个将趋向于处于不合期望的、不合适的或非最佳的温度下，这取决于哪个区被感测(例如，哪个区包括温度传感器)。如果根据保温箱内部的传感器(如根据患者端温度传感器)控制加热线，那么在保温箱外部的区段将趋向于太冷，这可能导致冷凝。相反，如果根据保温箱外部的传感器控制加热线，那么在保温箱内部的区段将趋向于太热，这可能导致向患者提供过热气体。因此，本披露描述了对分段式呼吸管中的热量进行

控制的系统和方法，其中每个节段具有向控制模块提供反馈的相关联传感器。虽然在此相对于两个区来描述若干实施例，但这种系统还可扩展至适用于在具有另外的区、节段或区域的情况下使用。例如，在包括三个温度区的实施例中，可以至少部分地基于这些区中的三个不同温度传感器来对呼吸管的节段进行加热。此外，在此所披露的实施例可以绕过或忽略位于沿呼吸管的多个中间点处的传感器中的一个或多个而基于患者端处的参数来控制向该管递送的热量。另外，在此所披露的实施例可以使用由传感器提供的参数来控制向呼吸管递送的热量，这些传感器包括例如但不限于温度传感器、湿度传感器、流量传感器、氧传感器等。

[0052] 控制模块可以监测并控制多个区或区段中的加热温度。该控制模块可以被配置用于使用在此所述的连接器组件的实施例来在第一模式下向呼吸管的第一区段提供热量并且在第二模式下向整个呼吸管提供热量。在此所述的实施例可以在没有跨线(flying lead)、暴露的连接器和/或患者端电连接部的情况下使用。如在此所使用，跨线包括在呼吸管外部延伸、穿过这些呼吸管内部并且结合、模制或以其他方式形成为或被包括为这些呼吸管的一部分的电连接部。该控制模块可以位于加湿器内或其外部。在一些实施例中，控制器位于加湿器内以便控制与吸气肢的第一节段、吸气肢的第二节段和呼气肢相关联的加热线并且从与吸气肢的第一节段和第二节段和/或呼气肢相关联的传感器读取参数。

[0053] 控制模块还可以适应性地改变节段的温度。例如，控制模块可以监测与一个或多个节段相关联的温度传感器。该监测可以是连续的、基于时间间隔的、或其他方案，如基于中断或事件的监测。例如，对温度传感器的监测可以是基于：从模拟数字转换器读取值、确定电压或电流、感测逻辑条件、读取恒温装置、测量热敏电阻器值、测量电阻温度检测器、测量热电偶的电压、或用于感测温度的其他方法，包括但不限于使用半导体结型传感器、红外或热辐射传感器、温度计、指示器等。在一些实施例中，温度传感器是热敏电阻器。

[0054] 在一些实施例中，在使用过程中，可以至少部分地基于来自与吸气肢的第一节段和吸气肢的第二节段相关联的传感器的反馈来改变向每个节段递送的功率的比率。例如，可以改变功率的比率，其方式为使得每个节段被加热到减少或消除冷凝的温度。又例如，可以改变功率的比率以使得不向患者提供过热气体。在一些实施例中，可以基于来自传感器(例如，温度传感器、湿度传感器、氧传感器、流量传感器等)的反馈而连续地改变功率的比率。可以用不同的方式来改变功率的比率。例如，可以通过改变功率信号(包括但不限于电压和/或电流)的幅度、功率信号的持续时间、功率信号的占空比，或对功率信号的其他适合的改变来改变功率的比率。在实施例中，通过改变所提供的电流的量值来改变功率的比率。

[0055] 一些实施例提供了包括加热线的吸气肢，这些加热线不是在气体路径内，而是被包括在将它们与气体路径分开并且还将它们与外部环境隔离的材料内。在一些实施例中，用于向这些节段中的加热线提供功率并且读取传感器的电路系统是在吸气肢内部，这样使得该电路系统不会暴露于外部环境。在一些实施例中，加热线被模制到吸气管或呼气管中，这样使得该管的互补节段中的加热线的端部接触中间连接器以使得这些加热线电联接到该中间连接器上，其中该中间连接器可以被配置用于提供用于加热线控制和/或传感器读取的电路系统。在一些实施例中，可以修改或改变应用于加热线的电源的占空比，以便改变在气体沿相关联的节段流动时向气体递送的热量的量。

[0056] 在此所述的一些实施例提供了被配置用于向患者或其他使用者递送温暖的、加湿

的气体的吸气加湿系统。该气体穿过液体室，该液体室填充有使用加热板加热的液体(例如水)。液体在该腔室中蒸发并且与在该液体上方流动的气体结合，从而对该气体进行加热和/或加湿。加湿气体可以被引导至吸气肢，该吸气肢具有与其相关联的一根或多根加热线。可以选择性地对这些加热线进行供电以便向加湿气体提供限定的、期望的、适当的或选定量的热量。在一些实施例中，呼吸加湿系统可以与保温箱或辐射加温器结合使用。该吸气肢可以是分段式的，这样使得第一节段在保温箱外部而第二节段在保温箱内部。此外，第一组加热线可以与第一节段相关联，并且第二组加热线可以与第二节段相关联。该加湿系统可以被配置用于在第一模式下向第一组加热线提供功率并且在第二模式下向第一组加热线和第二组加热线提供功率。在一些实施例中，该加湿系统可以被配置用于在第一模式下向第一组加热线提供功率并且在第二模式下向第二组加热线提供功率。该吸气肢可包括位于每个节段端部处的传感器，该传感器用于向该加湿系统提供反馈，以便用于在选择要向这些节段中的各组加热线递送的功率中使用。在一些实施例中，该加湿系统可包括呼气肢，该呼气肢具有同样由该加湿系统选择性地控制的相关联加热线。在本申请中，参考吸气肢来描述分段式肢。然而，所描述的特征也可以应用于呼气肢。

[0057] 呼吸加湿系统

[0058] 图1示出了用于向使用者递送加湿气体的示例性呼吸加湿系统100，该呼吸加湿系统100具有呼吸回路200，该呼吸回路包括每个节段中具有传感器204a、204b的分段式吸气肢202。分段式吸气肢202可以与保温箱208结合使用，如图所示，或者与其中沿吸气肢202的不同节段存在不同温度的另一个系统结合使用，如与辐射加温器结合使用。分段式吸气肢202可用于向吸气肢的不同节段202a、202b提供不同水平的热量，以便减少或防止冷凝和/或控制向使用者递送的气体的温度。

[0059] 所示呼吸加湿系统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包括呼吸机或其他正压发生装置。加压气体源102包括入口104和出口106。

[0060] 加压气体源102向加湿单元108提供流体流(例如氧气、麻醉气体、空气等)。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。在图示的配置中，加湿单元108被示出为与加压气体源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。

[0061] 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，但所示加湿单元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。在一些实现方式中，加湿室114包括具有附接到其上的基座118的本体116。可以在加湿室116内限定隔室，该隔室被适配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。可通过控制器122或其他适合的部件对加热板120进行控制，这样使得可以改变并控制向液体中传递的热量。

[0062] 加湿单元108的控制器122可以控制呼吸加湿系统100的不同部件的操作。虽然所示系统被示出为使用单个控制器122，但在其他配置中可使用多个控制器。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不必进行通信。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，具有包含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(如包含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。控制器122或多个控制器中的至少一个可以位于呼吸回路内、附接到呼吸回路上或整合为呼吸回路的一部分。

[0063] 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被引入加湿室114中的气体混合。气体与蒸汽的混合物通过出口端口126离开加湿室114。

[0064] 呼吸加湿系统100包括呼吸回路200，该呼吸回路包括被连接到出口128上的吸气肢202，该出口限定加湿单元108的出口端口126。吸气肢202朝向使用者运送离开加湿室114的气体与水蒸气的混合物。吸气肢202可包括沿吸气肢202定位的加热元件206，其中加热元件206被配置用于减少沿吸气肢202的冷凝、控制到达使用者的气体的温度、维持该气体的湿度、或这些的任何组合。加热元件206可升高或维持由吸气肢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导线。通过增加或维持离开加湿室114的气体与水蒸气混合物的温度，水蒸气不太可能从该混合物冷凝出来。

[0065] 呼吸加湿系统100可以与保温箱208结合使用。保温箱208可以被配置用于为保温箱208内的使用者维持所期望环境，如选定的、限定的或期望的温度。因此，在保温箱208内，内部环境温度可能不同于保温箱208外部的温度。因此，保温箱208沿吸气肢202产生、限定、形成或维持不同温度区，其中内部温度通常比外部温度更热。沿吸气肢202具有至少两个温度区在向使用者递送气体的过程中可以产生多种问题，如沿吸气肢202的冷凝、递送具有过高温度的气体或两者。

[0066] 呼吸加湿系统100可包括具有相关联加热元件212的呼吸肢210。在一些实施例中，呼气肢210和吸气肢202可以使用适合的接头(例如，三通件)来连接。在一些实施例中，呼吸加湿系统100可以与辐射加温器结合使用、在毯子下方使用、或在形成两个或更多个温度区的其他系统或情况中使用。在此所述的系统和方法可以与这类系统一起使用并且不限于结合保温箱的实现方式。

[0067] 吸气肢202可以被分成节段202a和202b，其中第一节段202a可以是吸气肢202的位于保温箱208外部的一部分，并且第二节段202b(例如保温箱延伸部)可以是吸气肢202的位于保温箱208内部的一部分。第一节段202a和第二节段202b可以具有不同的长度或相同的长度。在一些实施例中，第二节段202b可以短于第一节段202a，并且在某些实现方式中，第二节段202b可以是第一节段202a的约一半那么长。例如，第一节段202a可具有至少约0.5m和/或小于或等于约2m、至少约0.7m和/或小于或等于约1.8m、至少约0.9m和/或小于或等于约1.5m、或至少约1m和/或小于或等于约1.2m的长度。例如，第二节段202b可具有至少约0.2m和/或小于或等于约1.5m、至少约0.3m和/或小于或等于约1m、至少约0.4m和/或小于或等于约0.8m、或至少约0.5m和/或小于或等于约0.7m的长度。

[0068] 吸气肢的节段202a、202b可以彼此联接以形成用于气体递送的单根导管。在一些实施例中，第一节段202a可包括一根或多根第一加热线206a和一个或多个第一传感器204a，并且可以在没有第二节段202b的情况下使用。在第二节段202b未被联接到第一节段202a上的情况下，控制器122可以被配置用于控制第一加热线206a并且读取第一传感器204a。此外，当第二节段202b被联接到第一节段202a上时，控制器122可以被配置用于控制

第一加热线206a和第二加热线206b并且读取它们的对应节段中的第一传感器204a和第二传感器204b。在一些实施例中，控制器122可以被配置用于：在无需对控制器122或加湿单元108进行修改的情况下，在第二节段202b被附接时，控制对应的第一加热线206a和第二加热线206b并且读取对应的第一传感器204a和第二传感器204b；并且在第二节段202b未被附接时，控制第一加热线206a并且读取第一传感器204a。因此，不论吸气肢202包括第一节段202a和第二节段202b两者还是仅包括第一节段202a，同一个控制器122和/或加湿单元108都可以使用。在一些实施例中，控制器122可以进一步被配置用于：在无需对控制器122或加湿单元108进行修改的情况下，控制呼气肢210中的加热线212。因此，呼吸加湿系统100可以在第二节段202b被附接或未被附接和/或呼气肢210被附接或未被附接的情况下起作用。

[0069] 在一些实施例中，第一节段202a和第二节段202b永久性地连结在一起以形成用于气体递送的单根导管。如此处所使用，永久性地连结可意味着节段202a、202b以使得难以将这些节段分开的方式连结在一起，如通过使用粘合剂、摩擦配合、包覆模制、机械连接器等。在一些实施例中，第一节段202a和第二节段202b被配置成是可释放地联接的。例如，第一节段202a可以在没有第二节段202b的情况下用于气体递送，或者第一节段202a和第二节段202b可以联接在一起以形成用于气体递送的单根导管。在一些实施例中，第一节段202a和第二节段202b可以被配置成使得他们仅能够以一种配置联接在一起。例如，第一节段202a可具有限定的腔室端(例如，沿加湿气体流到患者的方向最接近腔室114或加湿单元108的端部)和限定的患者端(例如，沿加湿气体流到患者的方向最接近患者的端部)，其中该腔室端被配置成联接到腔室114和/或加湿单元108处的部件上。第二节段202b可具有限定的腔室端和限定的患者端，其中该腔室端被配置成仅联接到第一节段202a的患者端上。第一节段202a的腔室端可以被配置成不与第二节段202b的任一端部联接。类似地，第一节段202a的患者端可以被配置成不与第二节段202b的患者端联接。类似地，第二节段202b的患者端可以被配置成不与第一节段202a的任一端部联接。因此，第一节段202a和第二节段202b可以被配置成仅单向地联接以形成用于气体递送的单根导管。在一些实施例中，第一节段202a和第二节段202b可以被配置成以各种各样的配置来联接。例如，第一节段202a和第二节段202b可以被配置成不包括限定的患者端和/或限定的腔室端。又例如，第一节段202a和第二节段202b可以被配置成使得第一节段202a的患者端和/或腔室端可以联接到第二节段202b的腔室端或患者端上。类似地，第一节段202a和第二节段202b可以被配置成使得第二节段202a的腔室端和/或患者端可以联接到第二节段202b的腔室端或患者端上。

[0070] 呼吸加湿系统100可包括中间连接器214，该中间连接器可以被配置用于电联接吸气肢202的第一节段202a和第二节段202b的元件。中间连接器214可以被配置用于将第一节段202a中的加热线206a电联接到第二节段202b中的加热线206b上，以便使得能够使用控制器122对加热线206a、206b进行控制。中间连接器214可以被配置用于将第二节段202b中的第二传感器204b电联接到第一节段中的第一传感器204a上，以便使得控制器122能够获取它们的对应输出。中间连接器214可包括使得能够选择性地控制加热线206a、206b和/或选择性地读取传感器204a、204b的电部件。例如，中间连接器214可包括在第一模式下引导功率穿过第一加热线206a并且在第二模式下引导功率穿过第一加热线206a和第二加热线206b的电部件。中间连接器214上所包括的电部件可包括：例如但不限于电阻器、二极管、晶体管、继电器、整流器、开关、电容器、电感器、集成电路、微控制器、微处理器、RFID芯片、无

线通信传感器等。在一些实施例中，中间连接器214可以被配置成在吸气肢202内部，这样使得它基本上与外部元素屏蔽开(例如，少于1％的来自吸气肢202外部的水、微粒、污染物等接触中间连接器214)。在一些实施例中，中间连接器214上的一些电部件可以被配置成与吸气肢202内的加湿气体物理隔离开，以便减少或防止可能由暴露于湿气造成的损坏。在一些实施例中，中间连接器214可包括相对便宜的无源电部件以降低成本和/或增加可靠性。

[0071] 吸气肢202可包括位于吸气肢的对应节段202a、202b中的传感器204a、204b。第一传感器204a可以被定位在第一节段202a的端部附近、靠近保温箱208，这样使得从第一传感器204a导出的参数对应于进入第二节段202b的加湿气体的参数。第二传感器204b可以被定位在第二节段202b的端部附近，这样使得从第二传感器204b导出的参数对应于向患者或使用者递送的加湿气体的参数。传感器204a、204b的输出可以作为反馈向控制器122发送，以便用于在控制向吸气肢的节段202a、202b的加热元件206a、206b递送的功率中使用。在一些实施例中，传感器204a、204b中的一个或两个可以是温度传感器、湿度传感器、氧传感器、流量传感器等。温度传感器可以是任何适合类型的温度传感器，包括：例如但不限于热敏电阻器、热电偶、数字温度传感器、晶体管等。由这些传感器提供或从这些传感器导出的参数可包括：例如但不限于温度、湿度、氧含量、流速、或这些参数的任何组合等。

[0072] 控制器122可以被配置用于：控制加热线206a和206b、接收来自传感器204a和204b的反馈、提供用以控制流到加热线206a和206b的功率的逻辑、响应于来自传感器204a和204b的读数调整对加热线206a和206b的控制、检测吸气肢202的第二节段202b的存在、从来自传感器204a和204b的读数导出参数等。在一些实施例中，控制器122包括被配置用于向这些加热线递送电功率的电源。电源可以是交流电源或直流电源。在一些实施例中，控制器122可接收来自加热板传感器130的输入。加热板传感器130可向控制器122提供有关加热板120的温度和/或功率使用的信息。在一些实施例中，控制器122可接收来自流量传感器132的输入。任何适合的流量传感器132都可以使用并且流量传感器132可以被定位在环境空气与加湿室114之间或加压气体源102与加湿室114之间。在所示系统中，流量传感器132被定位在加湿室114的入口端口124上。

[0073] 分段式吸气肢

[0074] 图2示出了用于呼吸加湿系统100的分段式吸气肢202的一部分，分段式吸气肢202包括第一节段202a和第二节段202b并且具有中间连接器214，该中间连接器被配置用于将对应节段202a和202b中的第一加热线206a联接到第二加热线206b上并且将第一传感器204a联接到第二传感器204b上。联接两个节段202a和202b可包括机械地联接这些节段以形成单根导管，通过该单根导管可以向使用者递送加湿气体，其中机械地联接节段202a和202b可导致通过中间连接器214电联接对应加热线206a和206b以及对应传感器204a和204b。

[0075] 分段式吸气肢202可包括形成加湿气体可穿过的管腔的结构216。结构216可包括形成在结构216的壁内的路径，这些路径被配置用于容纳加热线206a或206b，这样使得加热线206a或206b与行进穿过管腔的加湿气体屏蔽开和/或被结构216的外表面覆盖从而使得它们不暴露。例如，结构216可以是螺旋泡沫管，其中加热线路径是模制成管的线圈。结构216可包包含任何类型的适合材料并且可包括绝缘材料和/或柔性材料。在一些实施例中，结构216和中间连接器214可以被配置成使得：当第一节段202a和第二节段202b机械地联接

时，加热线206a和206b以电联接到中间连接器214上的方式盘绕在中间连接器214上。在一些实施例中，第一节段202a和/或中间连接器214可不包括用于连接到第二节段202b上的任何跨线，从而有利于第二节段202b连接到第一节段202a上。

[0076] 在第一节段202a和第二节段202b的互补端部处，结构216可以被配置用于容纳中间连接器214。因此，中间连接器214可以是在吸气肢202内部。在一些实施例中，第一节段202a和第二节段202b的互补端部可以被配置用于将中间连接器214与行进穿过吸气肢202的加湿气体屏蔽开。在一些实施例中，中间连接器214既在吸气肢202内部又与导管中的加湿气体屏蔽开，从而减少或消除中间连接器214上的电连接部的暴露。

[0077] 在一些实施例中，第一加热线206a可包括两根导线218和220，并且第二加热线206b可包括两根导线222和224。第一节段202a中的两根导线218和220可通过电部件228彼此电联接，其中该电联接形成穿过导线218、电部件228的至少一部分以及导线220的电路径。类似地，第二节段202b中的两根导线222和224可通过电部件228彼此电联接和/或在节段202b的与中间连接器202b相反的端部处电短接在一起，如通过患者端连接器(未示出)，如在此参照图3A、图3B、图8A、图8B、图9和图13更详细地描述。通过在中间连接器214处联接第二节段202b的导线222和224，减少或消除了吸气肢202的患者端处的电连接部，这可以降低成本、系统复杂性和/或对患者的风险。

[0078] 中间连接器214可以被配置用于允许单个控制器来控制流到加热线206a、206b的功率，其中该控制器可以是如在此参照图1所描述的加湿器控制器122。在一些实施例中，加湿器控制器122在无位于中间连接器214上的任何另外的控制功能的情况下控制加热线。例如，中间连接器214可包括不具有任何逻辑电路系统的无源部件，其中这些无源部件将功率引导至加热线206a和/或206b，如由控制器122所选择。这可允许使用相对便宜的部件来设计中间连接器214并且可降低设计的复杂性。

[0079] 在一些实施例中，可以在每个节段202a、202b中使用最多四根导线来实现对两个节段202a和202b的加热。例如，在第一节段202a中，四根导线可包括第一加热线218、第二加热线220、信号传感器导线228以及返回传感器导线230。在第二节段202b中，四根导线可包括第一加热线222、第二加热线224、信号传感器导线232以及返回传感器导线234。通过在连接点226处将第二加热线222、224第一加热线218、220，并且通过在连接点226处将第二传感器导线232、234联接到第一传感器导线228、230上，控制器可以被配置用于：在任一节段202a或202b中均不包括多于四根导线的情况下，独立地向第一加热线206a和第二加热线206b提供功率并且独立地从传感器204a和204b读取传感器数据。在一些实施例中，可以在每个节段中使用少于四根导线(例如，使用3根导线或使用2根导线)或在每个节段中使用多于四根导线(例如，使用5根导线、使用6根导线、使用7根导线、使用8根导线、或使用多于8根导线)来实现对加热线206a和206b的控制和对传感器204a和204b的读取。

[0080] 中间连接器214可包括被配置用于允许控制器122选择性地控制加热线206a、206b的电部件228。控制器122可以被配置用于使用两种模式来控制对吸气肢202的加热，其中第一控制模式包括向第一节段中的加热线206a提供功率，并且第二控制模式包括向第一节段202a中的加热线206a和第二节段202b中的加热线206b提供功率。因此，控制器122可以被配置用于独立地控制多个加热线区段。这种能力允许控制器122在第二节段202b不存在时仅通过根据第一控制模式控制对吸气肢202的加热来控制对该吸气肢的加热，从而允许在不

修改控制器122或加湿单元108的情况下在多种情况下使用呼吸加湿系统100。在一些实施例中，控制模式可包括其中仅向第二节段202b中的加热线206b递送功率的模式。在一些实施例中，控制器122包括提供电流的电功率源。第一控制模式和第二控制模式可以是至少部分地基于由该电源供应的电压，其中正电压或正电流可触发第一控制模式并且负电压或负电流可触发第二控制模式。在一些实施例中，该电源向加热线206a、206b提供整流的AC或DC功率，并且整流或极性的改变触发控制模式的改变。通过切换控制模式，可利用能够切换输出信号的极性的任何电源来实现对呼吸回路200中的加热的控制。在一些实施例中，可通过调整施加到加热线206a、206b的功率的占空比来调整向加热线206a、206b提供的功率的量。例如，可使用脉冲宽度调制(PWM)来为加热线206a、206b供电，并且可调整PWM信号的占空比来控制所递送的功率。在另一个实例中，可通过控制功率信号的幅度来调整向加热线206a、206b提供的功率的量。

[0081] 中间连接器214可包括被配置用于允许控制器122选择性地读取传感器204a、204b的电部件230。选择性读取可通过使用电流源来实现，其中跨导线228至230施加正电流可引起控制器122测量来自第一传感器204a的信号并且跨线228和230施加负电流可引起控制器122测量来自第二传感器204b或来自第一传感器204a和第二传感器204b两者的信号，如在此参照图6A、图6B和图7所描述。控制器122可使用来自传感器204a、204b的读数来使用例如脉冲宽度调制调整流到加热线206a、206b的功率。第一传感器204a可以被定位在第一节段202a和第二节段202b的连接部或相交处附近，以便向控制器122提供进入第二节段202b的气体的参数，进入该第二节段可对应于进入保温箱或具有不同环境温度的其他这类区域。第二传感器204b可以被定位在第二节段202b的患者端处，以便向控制器122提供向患者递送的气体的参数或在患者之前的最后零件(如三通件)前的气体的参数。控制器122可以使用这些读数来调整流到加热线206a、206b的功率，以便将吸气肢202的患者端处的气体的温度维持在目标温度或适合温度。目标温度或适合温度可至少部分地根据其被使用的应用和环境而变化，并且可以为约37℃、约40℃、至少约37℃和/或小于或等于约38℃、至少约36.5℃和/或小于或等于约38.5℃、至少约36℃和/或小于或等于约39℃、至少约35℃和/或小于或等于约40℃、至少约37℃和/或小于或等于约41℃、或至少约39.5℃和/或小于或等于约40.5℃。在一些实施例中，第二传感器204b可以被定位在保温箱内而不是附接到呼吸回路上。例如，通过测量保温箱内的参数，可以计算第二节段202b的温度。

[0082] 控制器122可以独立地在第一控制模式和第二控制模式下控制所递送的功率的量，如在此所描述。至少部分地基于来自传感器204a和/或204b的反馈，控制器122可以独立地在第一控制模式和第二控制模式下调整所递送的功率，从而导致第一节段202a与第二节段202b之间的加热器功率比率改变。

[0083] 在一些实施例中，第一传感器204a被定位在吸气肢202内的气体流内。在一些实施例中，中间连接器214或第一节段202a可包括减少跨第一温度传感器204a的气体流中的湍流的机械部件，这可提高传感器204a的读数的准确性。例如，机械连接器可具有空气动力学截面，其实例参照图15B-15E、针对患者端连接器来描述。在一些实施例中，减少湍流的机械部件(例如，吸气导管内的横向构件特征)还将传感器204a固定在气体流内。在一些实施例中，中间连接器214和该机械部件被配置用于将传感器204a与中间连接器214上的电部件热隔离，这在传感器204a是例如温度传感器的情况下可能是有利的。

[0084] 在一些实施例中，除图2中所示的连接点26之外，中间连接器214包括另外的连接点。这些另外的连接点可用于将其他功能结合到呼吸回路中，例如像结合内存装置(PROM)、微控制器、另外的电路等。

[0085] 中间连接器电路

[0086] 图3A示出了包括用于向呼吸回路的分段式吸气肢中的加热线提供功率的有源整流电源的示例性中间连接器214的电路图，其中该电路被配置用于在第一模式下为吸气肢的第一节段中的加热线R1和R2供电并且在第二模式下为两个节段中的加热线R1、R2、R3和R4供电。可替代地，通过在中间连接器214上提供二极管D1和D2并提供开关S1和S2，可施加功率穿过加热线R1和R2或穿过加热线R1、R2、R3和R4，其中电阻器表示加热线。

[0087] 电源在图中使用VP和VN来表示，VP和VN对应于电源的端子。在实施例中，电源是交流(AC)电源。可替代地，电源可以是直流(DC)电源。虽然在这个实施例中被描述为二极管，但D1和D2可包括多种不同类型的控流装置中的任一种，例如像但不限于整流器、晶体管、继电器、开关、三端双向可控硅元件、场效应晶体管、半导体闸流管(SCR)、恒温器等。

[0088] 开关S1和S2在电源的VP端子与VN端子之间进行切换。在实施例中，开关S1和S2是每AC功率循环的半循环进行切换，这样使得在每半个循环过程中从电源汲取近似相等的电流。图3A中所示的电路可用于在两种控制模式下控制加热器R1、R2、R3和R4，其中第一控制模式对应于仅向R1和R2提供功率，并且第二控制模式对应于向R1、R2、R3和R4提供功率。为了仅向第一节段202a中的加热器R1和R2提供功率(对应于第一控制模式)，在电源的正循环过程中开关S1连接到VP上并且开关S2连接到VN上，并且在电源的负循环过程中开关S1连接到VN上并且开关S2连接到VP上。在第一控制模式下，电流流过R1、R2和D1，而D2阻止电流流过R3和R4。为了向第一节段202a和第二节段202b中的加热器R1、R2、R3和R4提供功率(对应于第二控制模式)，在电源的正循环过程中开关S1连接到VN上并且开关S2连接到VP上，并且在电源的负循环过程中开关S1连接到VP上并且开关S2连接到VN上。在第二控制模式下，电流流过R1、R2、R3、R4和D2，而D1阻止电流跨这些导线短路从而绕过加热器R3和R4。开关S1和S2的切换可通过为系统添加逻辑的硬件或软件来实现，如在此参照图5所描述。在一些实施例中，开关S1和S2的切换是在AC功率循环的零交叉时执行的。在一些实施例中，零交叉电路系统的下降沿和上升沿并非延迟相同的量，并且电路在接近零交叉时是不活动的。因此，开关S1和S2的切换可以在具有或不具有零交叉切换检测和/或逻辑的情况下执行。

[0089] 二极管D1和D2可以耗散电路中的功率，并且因此产生热量。在一些实施例中，在相对高温的环境中期望减少功率耗散的情况下可以使用肖特基二极管。肖特基二极管可以在接近最大结温下操作以减少或最小化功率耗散，这在在此所述的呼吸加湿系统的某些实现方式中可能是合乎期望的。在一些实施例中，由二极管产生的热量可影响传感器204a的温度读数。为了减小这种影响，可以将二极管热连接到电路的气流路径上。为了减小这种影响并且消散由二极管产生的热量，在中间连接器214上可以包括热联接到周围环境的散热器或散热垫。为了减小这种影响以及中间连接器214上的其他部件的影响，可以将传感器204a(例如，热敏电阻器或其他温度传感器)与这些部件热隔离并且物理定位成距这些其他部件相对较远，如参照图14A-14B和图15所描述。

[0090] 图3B示出了包括用于向呼吸回路的分段式吸气肢中的加热线提供功率的有源整流电源的示例性中间连接器214的另一个电路图，其中该电路被配置用于在第一模式下为

吸气肢的第一节段中的加热线R1和R2供电并且在第二模式下为两个节段中的加热线R1、R2、R3和R4供电。如图3B中所示，可以仅提供二极管D1，并且仍然可以控制穿过加热线R1和R2或穿过加热线R1至R4的功率路径，如先前参照图3A所描述。消除了在图3A的电路中所示的二极管D2。图3B中所示的仅具有一个二极管D1的电路可使得减少由电路产生的热量、降低零件成本并使电路板缩小。图3B中所示的电路的剩余部分以与图3A的说明类似的方式操作。在不具有D2的实施例中，如图3B中所示，大部分电流流过R1、R2和D1，而仅残余电流流过R3和R4。通过R3和R4的残余电流可忽略不计，这样使得它不影响加湿系统的性能。

[0091] 除了参照图3A和图3B所述的AC操作之外，类似的电路可以利用DC供应源操作。开关S1和S2可以至少部分地基于例如时间、供应源的输出电流、来自传感器的反馈或其他控制输入进行切换。在这种实施例中，图3A或图3B中所示的电路还可用于在两种控制模式下控制加热器R1、R2、R3和R4，其中第一控制模式对应于仅向R1和R2提供功率，并且第二控制模式对应于向R1至R4提供功率。为了仅向第一节段202a中的加热器R1和R2提供功率(对应于第一控制模式)，开关S1连接到VP上并且开关S2连接到VN上。在第一控制模式下，电流流过R1、R2和D1。在图3A所示的电路中，D2阻止电流流过R3和R4。然而，D2是任选的部件，如图3B中所示。为了向第一节段202a和第二节段202b中的加热器R1、R2、R3和R4提供功率(对应于第二控制模式)，开关S1连接到VN上并且开关S2连接到VP上。在第二控制模式下，电流流过R1、R2、R3、R4，而D1阻止电流跨这些导线短路从而绕过加热器R3和R4。如先前所描述，切换可通过为系统添加逻辑的硬件或软件来实现，如在此参照图5所描述。

[0092] 对吸气肢加热器和呼气肢加热器的控制

[0093] 图1还示出了具有吸气肢202和呼气肢210的示例性呼吸加湿系统100，其中该加湿系统100被配置用于控制两个肢中的加热线206、212。在一些实施例中，呼气肢210中的加热线212可以电联接到在加湿单元108和控制器122外部的吸气加热线206上，这样使得可以在不影响其他控制模式并且不具有另外的切换晶体管的情况下实施对呼气加热线212的控制。类似地，呼气加热线212可以电联接到加湿单元108内的吸气加热线206上。呼气加热线212到吸气加热线206的连接可以在加湿系统108中、在中间连接器214上、在加湿系统108处的传感器盒中或类似位置处完成。因此，控制器122可以在患者端处没有另外的电连接部的情况下控制呼气加热线212，另外的电连接部的存在可增加风险、系统复杂性和成本。图4A-4D、图8A和图8B中示出加湿单元108内部的呼气加热线212和吸气加热线206的电联接的实例。

[0094] 参照图4A，加湿单元108可结合开关或继电器S3和S4，以便在对吸气加热线和呼气加热线的独立控制与从属控制之间进行选择。在一些实施例中，在具有适当识别的管(例如吸气肢或呼气肢)被连接到加湿单元108上时，如通过由加湿单元108检测和/或测量到的识别电阻器，这些开关或继电器被激活。例如，当这些开关未被激活(例如，开关S3、S4均断开)时，可以单独地和/或独立地控制吸气肢中的加热线和/或呼气肢中的加热线。

[0095] 当适当的管被连接或系统以其他方式确定适当时，开关S3和S4可以闭合以同时控制吸气肢和呼气肢。加湿单元108可包括吸气电源INSP和呼气电源EXP，其中系统可在每个电源中实施切换，如在此参照图3A和图3B所描述。例如，参照图3A，吸气电源可具有被配置用于选择性地将正循环和负循环引导至加热器R1至R4的开关S1和S2。类似地，参照图4A，呼气电源EXP可包括被配置用于选择性地将功率引导至具有加热器R5和R6的呼气肢的开关。

在一些实施例中，当开关S3和S4闭合时，呼气电源EXP中的两个开关可断开，这样使得由吸气电源INSP向吸气加热线和呼气加热线提供功率。在一些实施例中，加湿单元108不包括呼气电源EXP。在这类实施例中，吸气电源INSP用于：在开关S3和S4断开时向吸气加热线提供功率，并且在开关S3和S4闭合时向吸气加热线和呼气加热线两者提供功率。因此，可以使用与之前相同的方式来控制吸气肢加热线206，但系统可以使用开关S3、S4来同时控制流到使用统一电气电路和/或控制系统的呼气加热线212和吸气加热线206的功率。以举例的方式，加湿单元108可以相对于吸气肢202在两种模式(例如，第一模式是其中加湿单元108向加热器R1和R2提供功率的情况并且第二模式是其中它向加热器R1至R4提供功率的情况)下操作，同时选择性地控制流到呼气肢中的加热器R5和R6的功率，这样使得加湿单元108可以在以第一模式、第二模式或两种模式操作的同时不向加热器R5和R6提供功率或向加热器R5和R6提供功率。如先前所描述，可以在加湿单元108内部或外部进行吸气肢202与呼气肢210之间的连接。在实施例中，在传感器盒、中间连接器214或另一个位置中进行该连接。

[0096] 在一些实施例中，被配置用于将呼气加热线212连接到控制器122上的呼气电路可以在图1所示的中间连接器214处实施。呼气电路可以若干方式中的一种或多种来连接。例如，呼气电路可以与第一节段202a中的加热线206a或与第二节段202b中的加热线206b并联连接。在一些实施例中，中间连接器214可包括使得呼气电路在中间连接器214上可用的内部跨线。在一些实施例中，中间连接器214可以被连接到添加的第三通道上，这样使得在吸气电路与呼气电路之间不存在跨线。加热线驱动控制电路可被添加到控制器122上以适应这类实施例。

[0097] 图4B示出了结合电源405以便通过开关或继电器S1至S6和二极管D1的组合向吸气加热线R1至R4以及呼气加热线R5和R6两者提供功率的加湿系统的示例性实施例。在所示实施例中，该加湿系统被配置用于：当仅吸气肢的第一节段中的吸气加热线R1、R2正在接收功率时(例如，在第一操作模式下)或当两个节段中的吸气加热线R1至R4都正在接收功率时(例如，在第二操作模式下)向呼气加热线提供功率。电源405可以是任何适合的电源，包括例如以正弦波、锯齿波、方波或其他形式提供交流电的电源。在一些实施例中，电源405是变压器，该变压器提供具有至少约22VAC、至少约5VAC或小于或等于约30VAC、至少约10VAC或小于或等于约25VAC、至少约12VAC或小于或等于约22VAC的电压的交流电信号。

[0098] 继续参照图4B，该加湿系统可以被配置用于当电源405正在负循环中提供功率时在第一操作模式下呼气加热线R5、R6提供功率。为此，开关S1、S2、S5、S6闭合并且开关S3、S4断开。电流从电源405的负端子流出、穿过开关S2和支路，以便向吸气肢和呼气肢两者中的加热线提供功率。在吸气肢中，电流流到吸气加热线R2，然后穿过二极管D1到达吸气加热线R1，并且然后通过开关S1返回到电源405上的正端子。在呼气肢中，电流流过开关S6到达呼气加热线R5，然后到达呼气加热线R6，并且然后通过开关S5和S1返回到电源405上的正端子。

[0099] 类似地，继续参照图4B，该加湿系统可以被配置用于当电源405正在正循环中提供功率时在第一操作模式下向呼气加热线R5、R6提供功率。为此，开关S3、S4、S5、S6闭合并且开关S1、S2断开。电流从电源405的正端子流出、穿过开关S3和支路，以便向吸气肢和呼气肢两者中的加热线提供功率。在吸气肢中，电流流过开关S6到达吸气加热线R2，然后穿过二极管D1到达吸气加热线R1，并且然后通过开关S5和S4返回到电源405上的负端子。在呼气肢

中，电流流到呼气加热线R5，然后到达呼气加热线R6，并且然后通过开关S4返回到电源405上的负端子。

[0100] 继续参照图4B，该加湿系统可以被配置用于当电源405正在正循环中提供功率时在第二操作模式下向呼气加热线R5、R6提供功率。为此，开关S1、S2、S5、S6闭合并且开关S3、S4断开。电流从电源405的正端子流出、穿过开关S1和支路，以便向吸气肢和呼气肢两者中的加热线提供功率。在吸气肢中，电流流到吸气加热线R1，然后绕过二极管D1流到吸气加热线R3，然后到达加热线R4、然后到达吸气加热线R2，并且然后通过开关S2返回到电源405上的负端子。在呼气肢中，电流流过开关S5到达呼气加热线R6，然后到达呼气加热线R5，并且然后通过开关S6和S2返回到电源405上的负端子。

[0101] 类似地，继续参照图4B，该加湿系统可以被配置用于当电源405正在负循环中提供功率时在第二操作模式下向呼气加热线R5、R6提供功率。为此，开关S3、S4、S5、S6闭合并且开关S1、S2断开。电流从电源405的负端子流出、穿过开关S4和支路，以便向吸气肢和呼气肢两者中的加热线提供功率。在吸气肢中，电流流过开关S5到达吸气加热线R1，然后绕过二极管D1流到吸气加热线R3，然后到达吸气加热线R4、然后到达吸气加热线R2，并且然后通过开关S6和S3返回到电源405上的正端子。在呼气肢中，电流流到呼气加热线R6，然后到达呼气加热线R5，并且然后通过开关S3返回到电源405上的正端子。

[0102] 图4C示出了结合电源405以便通过开关或继电器S1至S6和二极管D1、D2的组合向吸气加热线R1至R4以及呼气加热线R5和R6两者提供功率的加湿系统的示例性实施例。在所示实施例中，该加湿系统被配置用于：仅当吸气肢的第一节段中的吸气加热线R1、R2正在接收功率时(例如，仅在第一操作模式下)向呼气加热线提供功率。

[0103] 继续参照图4C，该加湿系统可以被配置用于当电源405正在负循环中提供功率时在第一操作模式下向呼气加热线R5、R6提供功率。为此，开关S1、S2、S5、S6闭合并且开关S3、S4断开。电流从电源405的负端子流出、穿过开关S2和支路，以便向吸气肢和呼气肢两者中的加热线提供功率。在吸气肢中，电流流到吸气加热线R2，然后穿过二极管D1到达吸气加热线R1，并且然后通过开关S1返回到电源405上的正端子。在呼气肢中，电流流过开关S6和二极管D2到达呼气加热线R5，然后到达呼气加热线R6，并且然后通过开关S5和S1返回到电源405上的正端子。

[0104] 类似地，继续参照图4C，该加湿系统可以被配置用于当电源405正在正循环中提供功率时在第一操作模式下向呼气加热线R5、R6提供功率。为此，开关S3、S4、S5、S6闭合并且开关S1、S2断开。电流从电源405的正端子流出、穿过开关S3和支路，以便向吸气肢和呼气肢两者中的加热线提供功率。在吸气肢中，电流流过开关S6到达吸气加热线R2，然后穿过二极管D1到达吸气加热线R1，并且然后通过开关S5和S4返回到电源405上的负端子。在呼气肢中，电流流过二极管D2到达呼气加热线R5，然后到达呼气加热线R6，并且然后通过开关S4返回到电源405上的负端子。

[0105] 继续参照图4C，该加湿系统可以被配置用于：当电源405正在正循环中提供功率时在第二操作模式下仅向吸气加热线R1至R4提供功率(而不向呼气加热线R5、R6提供功率)。为此，开关S1、S2、S5、S6闭合并且开关S3、S4断开。电流从电源405的正端子流出、穿过开关S1到达吸气加热线R1，然后电流绕过二极管D1并且流到吸气加热线R3、到达吸气加热线R4、到达吸气加热线R2并且通过开关S2回到电源405上的负端子。电流由于二极管D2而并未流

过呼气加热线，在这些开关如所描述那样配置的情况下二极管D2在正循环时阻断电流流过那个电路。

[0106] 类似地，继续参照图4C，该加湿系统可以被配置用于：当电源405正在负循环中提供功率时在第二操作模式下仅向吸气加热线R1至R4提供功率(而不向呼气加热线R5、R6提供功率)。为此，开关S3、S4、S5、S6闭合并且开关S1、S2断开。电流从电源405的正端子流出、穿过开关S4和S5到达吸气加热线R1，然后电流绕过二极管D1并且流到吸气加热线R3、到达吸气加热线R4、到达吸气加热线R2并且通过开关S6和S3回到电源405上的负端子。电流由于二极管D2而并未流过呼气加热线，在这些开关如所描述那样配置的情况下二极管D2在负循环时阻断电流流过那个电路。

[0107] 图4D示出了结合电源405以便通过开关或继电器S1至S6和二极管D1的组合向吸气加热线R1至R4以及呼气加热线R5和R6两者提供功率的加湿系统的示例性实施例，其中呼气加热线R5、R6在吸气肢的第一节段中的加热线的患者侧上电联接到吸气加热线R1至R4上，该电联接可通过如在此所述的中间连接器中的任一个的中间连接器发生。如参照图4D所描述，呼气加热线R5、R6在中间连接器处联接到吸气加热线R1至R4上，但在第一节段中的吸气加热线之后的任何适合位置都可以用于联接吸气肢和呼气肢中的加热线。在所示实施例中，该加湿系统被配置用于：仅当吸气肢的两个节段中的吸气加热线R1至R4都正在接收功率时(例如，仅在第二操作模式下)向呼气加热线提供功率。

[0108] 继续参照图4D，该加湿系统可以被配置用于：当电源405正在正循环中提供功率时在第二操作模式下向吸气加热线R1至R4提供功率并且向呼气加热线R5、R6提供功率。为此，开关S1、S2、S5、S6闭合并且开关S3、S4断开。电流从电源405的正端子流出、穿过开关S1到达吸气加热线R1，然后绕过二极管D1和支路，以便向吸气肢的第二节段和呼气肢两者中的加热线提供功率。在吸气肢的第二节段中，电流流到吸气加热线R3，然后到达吸气加热线R4，从而返回到中间连接器。在呼气肢中，电流流到R5并且然后到达R6，从而回到中间连接器。然后，电流流过吸气加热线R2并且然后通过开关S2返回到电源405上的负端子。

[0109] 类似地，继续参照图4D，该加湿系统可以被配置用于当电源405正在负循环中提供功率时在第二操作模式下向呼气加热线R5、R6提供功率。为此，开关S3、S4、S5、S6闭合并且开关S1、S2断开。电流从电源405的负端子流出、穿过开关S4和S5到达吸气加热线R1，然后绕过二极管D1和支路，以便向吸气肢的第二节段和呼气肢两者中的加热线提供功率。在吸气肢的第二节段中，电流流到吸气加热线R3，然后到达吸气加热线R4，从而返回到中间连接器。在呼气肢中，电流流到R5并且然后到达R6，从而回到中间连接器。然后，电流流过吸气加热线R2并且然后通过开关S6和S3返回到电源405上的正端子。

[0110] 继续参照图4D，该加湿系统可以被配置用于：当电源405正在负循环中提供功率时第一操作模式下仅向吸气肢的第一节段中的吸气加热线R1和R2提供功率(而不向呼气加热线R5、R6提供功率)。为此，开关S1、S2、S5、S6闭合并且开关S3、S4断开。电流从电源405的负端子流出、穿过开关S2到达吸气加热线R2，然后电流流过二极管D1到达吸气加热线R1，并且然后通过开关S1返回到电源405上的正端子。

[0111] 类似地，继续参照图4D，该加湿系统可以被配置用于：当电源405正在正循环中提供功率时第一操作模式下仅向吸气肢的第一节段中的吸气加热线R1和R2提供功率(而不向呼气加热线R5、R6提供功率)。为此，开关S3、S4、S5、S6闭合并且开关S1、S2断开。电流从电源

405的正端子流出、穿过开关S3和S6到达吸气加热线R2，然后电流流过二极管D1到达吸气加热线R1，并且然后通过开关S5和S4往回返回到电源405上的负端子。

[0112] 检测吸气肢的连接的延伸部

[0113] 图5示出了示例性系统500的框图，该示例性系统被配置用于使用延伸部检测模块502检测吸气肢延伸部的存在并且向吸气肢(例如，吸气肢的第一节段)、吸气肢延伸部(例如，吸气肢的第二节段)和/或呼气肢中的加热线提供功率。可包括硬件、软件或两者的某种组合的逻辑模块504可以被配置用于提供实现针对不同控制模式所述的切换(如参照例如图3A、图3B、图4、图8A和图8B所描述)的逻辑。逻辑模块504可接收来自集成电路506的信号，该集成电路是呼吸加湿系统100的一部分。在一些实施例中，逻辑模块504是完全或部分地嵌入集成电路506内的转换来自集成电路506的信号的软件。逻辑模块504和集成电路506的组合可以被配置用于检测零电平交叉或电压或电流从正向负或相反转变的情况，并且根据控制模式改变开关的状态。逻辑模块504可以根据期望的、选定的或限定的功率输出而输出PWM信号508a、508b，其中PWM信号被递送至吸气加热线(INSP HW)、呼气加热线(EXP HW)或两者。

[0114] 在一些实施例中，系统500可包括被配置用于检测第二节段202b是否被连接到呼吸回路200上的延伸部检测模块502。如果第二节段202b被连接，那么延伸部检测模块502可产生“使能信号”。逻辑模块504可接收该“使能信号”并且相应地调整切换。在一些实施例中，该“使能信号”向逻辑模块504指示系统500将不会独立地且同时地控制吸气电路和呼气电路。

[0115] 在一些实施例中，延伸部检测模块502可以被配置用于通过接通吸气电路和呼气电路两者并且检测是否检测到硬件过流事件来检测第二节段202b的存在。如果在任一电路单独接通时未检测到过流事件而在两个电路一起接通时检测到过流事件，那么延伸部检测模块502可以产生指示第二节段202b被连接的“使能信号”。在一些实施例中，延伸部检测模块502可通过使用电流测量值检测每个区段中的识别电阻器或加热线的电阻来检测第二节段202b的存在。至少部分地基于各个区段的电流测量值，如果在实施不同控制模式(如以上参照图3A、图3B、图4、图8A和图8B所描述)的情况下不同循环的电流测量值不同，那么延伸部检测模块502可产生“使能信号”。

[0116] 传感器电路

[0117] 图6A和图6B示出了呼吸加湿系统100中的示例性电路图，其中电路600被配置用于从传感器R1和R2读取数据。参照图6A和图6B，使用电阻器来表示传感器R1和R2，但可以使用任何适合类型的传感器，例如像但不限于温度传感器、湿度传感器、流量传感器、氧传感器等。在一些实施例中，这些传感器可以是温度传感器，如热敏电阻器。在这类实施例中，传感器R1和R2对应地表示在中间连接器214处的第一热敏电阻器以及在呼吸回路200的患者端处(例如，在患者端连接器上)的第二热敏电阻器。可以使用呼吸回路200中的两根导线、结合加湿器控制器122中的电流源或电压源和开关使用电路600来测量两个热敏电阻器R1和R2。虽然参照图6A和图6B的说明涉及热敏电阻器，但它适用于其他适合传感器，这些其他适合传感器影响向它们所相关联的电路提供的电压和/或电流。

[0118] 为了选择性地读取传感器R1和R2，在任一极性下通过线路602和604供应电流。为了测量患者端传感器R2，加湿器控制器122将开关设定成使顶部电流供应源接地。然后，电

流从底部电流供应源流出、穿过R2并通过开关流到接地端。由二极管D1阻断电流穿过R1。加湿器控制器122可以被配置用于测量从底部电流供应源到接地端的电压降，并且至少部分地基于所供应的电流和所测量的电压来导出传感器R2的电阻。为了测量被定位在中间连接器214处的传感器R1，加湿器控制器122可以读取患者端传感器R2并且记录结果。随后，加湿器控制器122可以将开关设定成使底部电流供应源接地。然后，电流从顶部电流供应源流出、穿过R1和R2，通过开关流到接地端。加湿器控制器122可以被配置用于测量从顶部电流供应源到接地端的电压降，并且至少部分地基于所供应的电流、所测量的电压以及所记录的来自测量R2的电阻的结果来导出传感器R1的电阻。在一些实施例中，在导出R1的电阻时考虑到跨D1的电压降。在图6A所示的实施例中，通过将D1放置在R1附近，可以计算二极管D1的温度，该温度可用于计算跨D1的电压降。图6A中所示的配置的一个潜在优点是：对患者端处的传感器R2的测量可能更准确，因为这些测量是在不流过二极管的情况下进行的，如图6B的实施例中所示，流过二极管可能会引入不确定因素或误差。

[0119] 在一些实施例中，如图6B中所示，可以将另外的二极管D2添加到中间连接器214上。在这类实施例中，加湿器控制器122可以被配置用于以与图6A中所示且以上所描述的实施例类似的方式来测量传感器R1和R2。不同的是，当测量传感器R1时，因为二极管D2阻断电流流过R2，电流流过R1和D1而未流过R2。以这种方式，基本上可以将对传感器R1的测量与对传感器R2的测量隔离或分开。类似于导出传感器R1的电阻，在导出传感器R2的电阻时可以考虑到跨二极管D2的电压降。通过将D1和D2放置在R1附近，可以计算这些二极管的温度，这些温度可对应地用于计算跨D1和D2的电压降。

[0120] 在某些实施例中，对传感器R1、R2的测量是在软件中执行，该软件在被连接到图6A或图6B的电路上的控制器中运行。向该电路供应的电流的方向和量可由这种软件来控制。传感器R1、R2的电阻的准确测量值可通过使用例如模拟数字转换器测量电压来获得。为了最小化或消除由二极管D1和/或D2引起的差异的影响，该软件可以在同一个方向上供应两个不同的电流(I1和I2)。这将产生对应于这两个不同电流(I1和I2)的两个不同电压读数(V1和V2)。使用这两个电压和电流，该软件可以解出二极管D1、D2的电压降和传感器R1、R2的电阻。例如，对于传感器R1，可以利用以下等式解出电压降：V降＝((V1*I2-V2*I1)/((V1-V2)/R2+I2-I1))。可以使用以下等式计算传感器R1的电阻：R1＝(V2-V降)/(I2-V2/R2)。在实施例中，所计算的V降与所测量的V降具有恒定误差，该误差在软件中得以校正。在实施例中，因为误差补偿，V降增加了约15％。

[0121] 图7示出了呼吸加湿系统100中的示例性电路图，其中电路700被配置用于使用充当温度传感器的两个晶体管Q1和Q2来读取温度数据。温度测量可以是至少部分地基于晶体管的基极端子和发射极端子的pn结的温度效应。加湿器控制器122中的电流切换可以与参照图6A和图6B所述的电路的电流切换相同，或者它可以是替代配置，如图所示。例如，所示的切换配置使用两个开关与两个电源和两个接地端来选择性地向这些导线提供电功率。在第一配置中，顶部开关将顶部电源电连接到导线702上，并且底部开关将接地端电连接到导线704上。在第二配置中，顶部开关将接地端电连接到导线702上，并且底部开关将底部电源电连接到导线704上。通过使用晶体管Q1和Q2作为温度传感器，可以去除二极管，因为这些晶体管提供温度传感器和二极管的功能。

[0122] 呼吸回路硬件配置

[0123] 图8A示出了用于具有吸气肢的第一节段202a、吸气肢的第二节段202b和呼气肢210的呼吸回路200的硬件配置800的示例图。硬件配置800可包括加湿器108，该加湿器被配置用于通过开关或继电器S3和S4联接加热线HW1和HW2的布线和用于传感器204a、204b的布线。在一些实施例中，传感器盒802可以被配置用于联接加热线HW1、HW2的布线和用于传感器204a、204b的布线。开关S3、S4可用于选择性地控制流到呼气肢210的加热线HW2的功率，如参照图4A所描述、具有参照图4B-4D所述的类似功能。在一些实施例中，开关S3和S4都默认处于断开位置，并且在适当的管被连接到加湿器108上(例如，具有适当的识别电阻器的吸气肢或呼气肢)时闭合。以这种方式，硬件配置800可用于向加热线HW1和/或加热线HW2提供功率。与加热线HW2是否正在接收电功率无关，可以在两种模式下控制加热线HW1。在第一模式下，第一加热线206a接收电功率而第二加热线206b不接收电功率。在第二模式下，第一加热线206a和第二加热线206b都接收电功率。在所示实施例中，当正在第一模式或第二模式中的任一模式下控制加热线HW1时，能够对加热线HW2进行供电。应当理解，当吸气肢的加热线HW1保持处于单一模式下时，可以选择性地控制呼气肢的加热线HW2。例如，当正在第一模式(或第二模式)下控制吸气肢的加热线HW1时，在加热线HW1的控制模式无任何改变的情况下，呼气肢的加热线HW2可以可替代地至少部分地基于开关S3和S4的操作来接收或不接收功率。类似地，当吸气肢的加热线HW1在第一模式与第二模式之间改变时，呼气肢的加热线HW2可保持接收功率。

[0124] 硬件配置800可包括中间印刷电路板(PCB)214，该中间PCB具有两个二极管，一个二极管是功率二极管D1并且另一个二极管是信号二极管D3。中间PCB 214可包括用于消散由二极管D1、D3产生的热量以降低对传感器204a的影响的散热垫。硬件配置800可包括具有两根加热线和一个传感器204b的患者端PCB 804，其中加热线206b是直接电联接的。在第一操作模式下，可以向HW1提供电功率，这样使得电流流过加热线206a并且流过二极管D1而基本上没有电流流过加热线206b(例如，小于穿过加热线206a的电流的1％流过加热线206b)。在第二操作模式下，可以向HW1提供电功率，这样使得电流流过加热线206a和206b。第一操作模式和第二操作模式可以至少部分地由电流流过加热线HW1的方向控制。

[0125] 在某些实施例中，可以将二极管D2和D4添加到硬件配置800上，如图8B中所示。在这种实施例中，可以更改用于感测电路的软件以考虑到增加的热量。在一些实施例中，信号二极管D3、D4被定位成靠近彼此，因此它们经历相同或类似的环境条件，从而降低由不同环境温度引起的差别效应。另外，电路200以与图8A中所示的电路类似的方式操作。

[0126] 在一些实施例中，比较图8A与图8B，去除二极管D4改进了患者端感测可靠性。例如，二极管在断开位置可能出现故障。如果二极管D4未能断开，那么也许不可能读取患者端温度。在图8A中所示的电路中，如果二极管D3出现故障，那么仍然可以读取患者端传感器204b。去除二极管D2可具有类似的优点。

[0127] 在一些实施例中，传感器盒802可位于加湿系统100内或该系统外部。

[0128] 带有具有微控制器的连接器的示例性分段式吸气肢

[0129] 图9示出了利用中间连接器214中的微控制器来测量用于控制加热的数据并且读取吸气肢202中的传感器值的呼吸加湿系统100的示例性实施例。在一些实施例中，一个或多个微控制器可以结合在传感器盒、加湿器、中间连接器214或这些的任何组合中。微控制器在被结合在例如传感器盒上时提供与在此所述类似的功能。所示示例性实施例使用一根

加热线作为共用基准源电路(common reference)(被连接到VN上的导线),并且将两根加热线HW1、HW2和传感器导线连接到该共用基准源电路上。该示例性实施例还在中间连接器214中将两个传感器204a、204b的读数转换成数字信号以便发送至加湿器控制器122。这可以通过将传感器204a、204b连接(reference)至共用基准点上并且通过发送数字参数读数来减少或消除隔离问题,该数字参数读数可通过控制器122上的光耦合器来传递,该光耦合器将会隔离该信号,如在此参照图12所描述。使用这个示例性实施例可允许获得两个独立的控制通道,以便仅对第一区段202a进行加热或对吸气肢的第一区段202a和第二区段202b进行加热,从而提供期望的、选定的或限定的加热控制。

[0130] 图10示出了用于吸气肢202的中间连接器214的框图,其中该中间连接器214使用微控制器。该微控制器可用于测量来自热敏电阻器204a和204b的模拟信号,并且使用模拟数字转换器(ADC)将该模拟信号转换成数字信号。所转换的数字信号可以在单条数据线上被发送至加湿器控制器122。该数据线可以用于允许在该微控制器与加湿器控制器122之间进行通信以提供温度数据。在不发送数据时,通过拉高加湿器控制器122上的数据线,该数据线可以用于向微控制器提供功率。电源模块和数据线转换器可包括电容器和二极管,这样使得该电容器在数据线为高时被充电。已充电电容器可用于在数据线被用于通信时为微控制器供电。图11中示出了用于示例性电源模块和数据线转换器的电路图。

[0131] 使用这种配置的温度感测可通过以下方式实现:使用中间连接器214上的电流源或电压源来驱动热敏电阻器,因此这些热敏电阻器可以由微控制器读取。这可以使用例如晶体管或运算放大器来完成。数据线通信可以使用基于时隙的方法来实现,在该方法中,可以在预定义的时隙中发送并读取每个逻辑电平。以这种方式,可使用一根导线来允许加湿器控制器122与微控制器之间的双向通信。

[0132] 加湿器控制器122可包括被标记为VN的DC电源。可包括电容器,该电容器在加热线接通时可被充电并且在加热线被切断时可向微控制器提供功率。加湿器控制器122可包括双光耦合器电路1200,如图12中所示。该双光耦合器电路可用于隔离信号并且用于控制器122与电源之间的双向数据通信。

[0133] 在一些实施例中,可将校准数据储存在微控制器上,该校准数据可以在呼吸回路被连接时被读取。在一些实施例中,可以储存零件标识号或序列号以便确定所连接电路的来源。

[0134] 具有数字温度传感器的分段式吸气肢

[0135] 图13示出了结合了用于呼吸回路200的数字温度传感器204a、204b的示例性呼吸加湿系统100的电路图,该呼吸回路具有第一节段202a以及联接第二节段202b以形成吸气肢202的中间连接器214。数字温度传感器204a、204b可利用单条线进行通信和供电,从而简化了电路设计并且减少了系统100中所使用的导线的量,这类似于参照图9所描述的设计。图13中所示的设计可将温度传感器和数据通信实施为单个芯片而不是电路元件的组合,这可能是合乎期望的。

[0136] 中间连接器板

[0137] 图14A和图14B示出了中间连接器214的示例性中间PCB 250,对应的图示出了中间PCB 250的两侧。中间PCB 250包括用于加热线和传感器连接的连接垫252、254。连接垫252、254被配置成是在中间PCB 250的相反侧上,以便有利于与螺旋状缠绕在吸气肢围绕的加热

线连接。

[0138] 中间PCB 250包括用于传感器(如热敏电阻器或其他温度测量部件、或湿度传感器、或流量传感器等)的传感器连接垫256。传感器可通过中间PCB 250上的信号连接垫258而联接到二极管(例如,参照图8B所述的二极管D3)上。如图所示,中间PCB 250包括被配置用于将传感器与其他电部件和轨道热隔离的间隙262。在一些实施例中,间隙262可以填充有绝缘材料,以便进一步将连接到传感器连接垫256上的传感器热隔离。另外,中间PCB 250可以被配置用于如利用突出特征257将传感器定位成远离其他有源和/或无源电部件。

[0139] 中间PCB 250包括用于通过中间PCB 250上的电轨道而电联接到加热线上的二极管的功率连接垫260。该二极管可以是参照图3B、图6B或图8B所描述的二极管D1。功率连接垫260可电联接并且热联接到散热器264上以帮助散热、减小或最小化对联接到传感器连接垫256上的传感器的参数读数的准确性的影响。

[0140] 图14C和图14D示出了包括中间PCB 250和中间连接元件263的中间连接器214的示例性实施例。中间连接元件263可以被配置用于引导流过吸气肢的加湿气体的一部分穿过由中间连接元件263形成的导管。随后,中间PCB 250上的传感器可提供对应于流过中间连接元件263的气体的参数的信号,该参数表示吸气肢中的那个点处的加湿气体的至少一种特性(例如,温度、湿度、流速、氧百分比等)。在一些实施例中,中间连接元件263被配置用于对中间PCB 250提供机械支撑,以便将中间PCB定位在吸气肢内。在一些实施例中,中间连接元件263被配置用于提供机械支撑,以便在中间连接器214处或附近将吸气肢的两个节段结合在一起。

[0141] 中间连接器214包括在中间PCB 250的第一侧上的第一联接垫252以及在中间PCB 250的第二侧上的第二连接垫254,该第二侧是在中间PCB250的相反侧上。第一连接垫252和第二连接垫254可以被配置用于提供用于如在此所描述的分段式吸气肢的对应的第一节段和第二节段中的加热线的电触点。在一些实施例中,吸气肢的节段中的加热线是螺旋状缠绕的。中间PCB 250被配置用于将第一节段中的螺旋状缠绕的加热线和/或信号线(例如,温度传感器导线)电联接到第二节段中的螺旋状缠绕的加热线和/或信号线上。

[0142] 在一些实施例中,中间PCB 250包括沿直径或弦线横跨由中间连接元件263形成的管腔延伸的第一部分,这样使得中间PCB 250的一部分总体上将气体的流动路径的至少一部分二等分。中间PCB 250的第一部分可以由包覆模制组合物包覆模制。中间PCB 250可包括与第一部分相邻、在远离管腔的方向上从中间连接元件263的外部向外突出的第二部分251。中间PCB 250的第二部分251包括被配置用于接收来自吸气肢的第一节段的一根或多根导线的一个或多个连接垫252。中间PCB 250可包括与第一部分相邻、在远离管腔的方向上并且在与第二部分251相反的方向上从中间连接元件263的外部向外突出的第三部分253。第三部分253可包括位于中间PCB 250上的一个或多个连接垫254,该一个或多个连接垫被配置用于接收来自吸气肢的第二节段的一根或多根导线。中间PCB 250可包括一个或多个导电轨道,该一个或多个导电轨道被配置用于将第二部分251的一个或多个连接垫252电联接到第三部分253的一个或多个连接垫254上,并且被配置用于在吸气肢的第一节段中的导线与第二节段中的导线之间提供电连接。

[0143] 患者端连接器板

[0144] 图15A示出了患者端连接器804的示例性患者端PCB 270。患者端PCB 270包括用于

加热线和传感器连接的连接垫272。连接垫272被配置成仅位于患者端PCB 270的一侧上，以便连接到来自吸气肢的螺旋状缠绕的加热线和信号线上。连接垫272中的两个可彼此直接电连接成为电通路。这些加热线可被联接到直接电联接的这些连接垫272上。剩余的两个连接垫272可被电联接到传感器连接垫274上。去往和来自传感器连接垫274的电轨道278可以被配置用于减小或最小化迹线的宽度并且增加或最大化该轨道的长度，以便将连接到传感器连接垫274上的传感器热隔离。患者端PCB 270可包括与参照图14A和图14B所示的PCB 250所描述类似的突出特征276。突出特征276可以被配置用于进一步将传感器热隔离以免受患者端PCB 270上的电流和电部件的影响。

[0145] 图15B-15E示出了患者端连接器804的示例性实施例。图15B和图15D示出了包覆模制为吸气肢202的一部分的患者端PCB 270的示例性实施例。对应地在图15C和图15E中示出的患者端PCB 270的截面可以被配置成是空气动力学的，以便减小或最小化向患者递送的气体中的湍流。

[0146] 分段式吸气肢位置限制器

[0147] 图16A-16E示出了用于分段式吸气肢202的位置限制器280的示例性实施例。图16A示出了被配置成具有较大腔室端282(例如，更接近气体供应源的端部)、较小患者端284以及具有凹槽288的锐角转角286的示例性位置限制器280，索环294可以被放置到该凹槽中。位置限制器280可以被配置用于阻止或减少吸气肢202的中间连接器或节段连接点(例如，中间PCB 250所处的位置)通过开口292进入保温箱290的可能性。较小端284可以被配置用于进入保温箱290而较大端282可以被配置用于通过与索环294接触而阻止或抵制通过保温箱开口292进入。在一些实施例中，位置限制器280被配置用于基本上将中间PCB 250的位置固定在与保温箱或限定不同温度环境的其他这种点相距的目标距离或期望距离内。该目标距离或期望距离可小于或等于约20cm、小于或等于约10cm、小于或等于约5cm、或约0cm。图16B示出了用于与泡状管202一起使用的示例性位置限制器280，其中该位置限制器被定位成与保温箱290的入口292相距距离d1。

[0148] 图16C示出了被配置用于夹紧或被固定到物体如衣服、毯子或与患者分离的另一个物体上的位置限制器280的示例性实施例。位置限制器280被固定到吸气肢202上，并且被配置成能够沿吸气肢202移动以便调整吸气肢202的位置。图16D示出了具有用于保温箱290的位置限制器280的吸气肢202，该位置限制器用于抵制或阻止中间PCB连接器250进入保温箱290中。图16E示出了具有用于患者的位置限制器280的吸气肢202，其中位置限制器280被固定到患者的毯子上以便抵制或阻止吸气肢202相对于患者和/或毯子移动。位置限制器280还可以用于呼气肢或与气体递送系统结合使用的其他医用管。

[0149] 用于与呼吸加湿系统一起使用的分段式医用管材

[0150] 图17A示出了示例性复合管1201的一个区段的侧视平面图，该复合管可以与参照图1所述的呼吸加湿系统100结合使用。复合管1201可以用作吸气肢202，并且如在此所描述，可以被配置用于提供有助于防止气体沿该管冷凝的热学有益的特性。复合管1201包括盘绕并结合以形成通路的多个长形构件，其中该多个长形构件可包括在此所述的一根或多根加热线。至少部分地基于包埋在复合管1201的壁中的加热线，将复合管1201用作吸气肢202可以减少冷凝和雨洗效应(rain out)并且沿吸气肢202的长度维持更合乎期望的或目标温度曲线。该复合管的壁可提供更大的热质量，从而可抵制温度改变并且提高这些壁对

于肢202外部的环境温度的隔离效果。因此，可以更准确地控制沿肢202的长度(包括穿过任何数量的不同温度环境)的温度，并且在控向患者递送的气体的温度方面可以消耗较少的功率或能量。在一些实施例中，复合管1201可以用作呼气肢210。

[0151] 总体上，复合管1201包括第一长形构件1203和第二长形构件1205。构件是广义术语，并且对本领域的普通技术人员给出了它的普通且惯例的含义(即，它不限于特殊或自定义的含义)，而且包括但不限于整体部分、整体部件和不同部件。因此，虽然图17A示出了由两个不同部件制成的实施例，但应当理解在其他实施例中，第一长形构件1203和第二长形构件1205还可以表示由单一材料形成的管中的区域。因此，第一长形构件1203可表示管的中空部分，而第二长形构件1205表示该管的结构支撑或加强部分，其为该中空部分添加结构支撑。该中空部分和该结构支撑部分可具有如在此所述的螺旋配置。复合管1201可用于形成如在此所述的吸气肢202和/或呼气肢210、如下所述的同轴管、或如在本披露的其他地方所述的任何其他管。

[0152] 在这个实例中，第一长形构件1203包括中空本体，该中空本体螺旋状缠绕以至少部分地形成长形管，该长形管具有纵向轴线LA-LA和沿该纵向轴线LA-LA延伸的管腔1207。在至少一个实施例中，第一长形构件1203是管。优选地，第一长形构件1203是柔性的。此外，第一长形构件1203优选地是透明的，或至少是半透明的或半不透明的。一定透光度使得护理者或使用者可检查管腔1207是否有堵塞或污染物或确定是否有潮气存在。多种塑料，包括医用级塑料，适用于第一长形构件1203的本体。适合材料的实例包括聚烯烃弹性体、聚醚酰胺嵌段物、热塑性共聚酯弹性体、EPDM-聚丙烯混合物和热塑性聚氨酯。

[0153] 第一长形构件1203的中空本体结构有助于复合管1201的隔离特性。绝缘管1201是合乎期望的，因为如在此所解释的，它防止或减少热损失。这可允许管1201从加热加湿器向患者递送气体，同时以减少的或最小的能量消耗基本上维持该气体的受限状态。

[0154] 在至少一个实施例中，第一长形构件1203的中空部分中充满了气体。该气体可以是空气，因为其低导热性(在300K时为$2.62x10^{-2}W/m \cdot K$)以及非常低的成本而是合乎期望的。还可有利地使用比空气更粘的气体，因为较高的粘度降低对流热传递。因此，气体如氩气(在300K时为$17.72x10^{-3}W/m \cdot K$)、氪气(在300K时为$9.43x10^{-3}W/m \cdot K$)和氙气(在300K时为$5.65x10^{-3}W/m \cdot K$)可增加隔离性能。这些气体中的每一种都是无毒的、化学惰性的、防火的、且可商购的。第一长形构件1203的中空部分可在管的两端被密封，导致其内的气体实质上是停滞的。可替代地，该中空部分可以是二次气动连接，如用于从该管的患者端向控制器传送压力反馈的压力样品线。第一长形构件1203可以任选地被穿孔。比如，第一长形构件1203的表面可在与管腔1207相反的、面向外部的表面上被穿孔。在另一个实施例中，第一长形构件1203的中空部分中充满了液体。液体的实例可包括水或具有高热容量的其他生物相容的液体。比如，可使用纳米流体。具有适合的热容量的示例性纳米流体包括水和物质(如铝)的纳米粒子。

[0155] 第二长形构件1205也是螺旋状缠绕的，并在第一长形构件1203的相邻圈之间结合至第一长形构件1203。第二长形构件1205形成该长形管的管腔1207的至少一部分。第二长形构件1205充当第一长形构件1203的结构支撑。

[0156] 在至少一个实施例中，第二长形构件1205在基座处(管腔1207近侧)较宽，并在顶部处较窄。例如，该第二长形构件的形状可以是总体上三角形的、总体上T形的、或总体上Y

形的。然而，符合相应的第一长形构件1203的轮廓的任何形状都是适合的。

[0157] 优选地，第二长形构件1205是柔性的，以便有利于该管的弯曲。合乎期望地，第二长形构件1205比第一长形构件1203的柔性低。这改善第二长形构件1205对第一长形构件1203进行结构支撑的能力。例如，第二长形构件1205的模量优选地是30-50MPa(或约30-50MPa)。第一长形构件1203的模量小于第二长形构件1205的模量。第二长形构件1205可以是实心的，或大部分是实心的。另外，第二长形构件1205可封装或包住导电材料，如细丝，并且具体地是加热细丝或传感器(未示出)。加热细丝可使潮湿空气可能形成的冷凝物的冷表面最小化。还可使用加热细丝来改变复合管1201的管腔1207中的气体的温度曲线。多种聚合物和塑料，包括医用级塑料，适用于第二长形构件1205的本体。适合材料的实例包括聚烯烃弹性体、聚醚酰胺嵌段物、热塑性共聚酯弹性体、EPDM-聚丙烯混合物和热塑性聚氨酯。在某些实施例中，第一长形构件1203和第二长形构件1205可由相同的材料制成。第二长形构件1205还可由与第一长形构件1203颜色不同的材料制成，并可以是透明的、半透明的或不透明的。例如，在一个实施例中，第一长形构件1203可由透明塑料制成，第二长形构件1205可由不透明的蓝色(或其他颜色)塑料制成。

[0158] 包括柔性的中空本体和整体支撑件的这种螺旋状缠绕的结构可提供抗挤压性，同时使该管壁具有足够的柔性，容许小半径弯曲而不会折曲、闭塞或塌缩。优选地，该管可围绕直径为25mm的金属圆柱体进行弯曲而不会折曲、闭塞或塌缩，如在根据ISO 5367:2000(E)的随着弯曲而增加流动阻力的实验中所限定的。这种结构还可以提供光滑的管腔1207表面(管孔)，这有助于使该管避免沉积并改善气体流。已发现该中空本体可提高管的隔离特性，同时允许该管保持轻重量。

[0159] 如上面所解释的，复合管1201可用作呼吸回路或呼吸回路的一部分中的呼气管和/或吸气管。优选地，复合管1201至少被用作吸气管。

[0160] 图17B示出了图17A的示例性复合管1201的顶部部分的纵向截面。图17B具有与图17A相同的取向。这个实例进一步说明了第一长形构件1203的中空本体的形状。如在这个实例中所见的，第一长形构件1203在纵向截面上形成了多个中空泡状物。第一长形构件1203的部分1209重叠在第二长形构件1205的相邻匝上。第一长形构件1203的部分1211形成了该管腔(管孔)的壁。

[0161] 发现在第一长形构件1203的相邻圈之间、也就是在相邻的泡状物之间具有间隙1213出乎意料地提高了复合管1201的整体绝缘性。因此，在某些实施例中，相邻泡状物由间隙1213分开。此外，包括了在相邻泡状物之间提供间隙1213的实现的某些实施例增加了热传递阻率(R值)，并且相应地减小了复合管1201的热传递传导率。还发现这种间隙配置通过允许较短半径的弯曲来提高复合管1201的柔性。T形的第二长形构件1205，如图17B所示，可帮助维持在相邻泡状物之间的间隙1213。然而，在某些实施例中，相邻的泡状物是接触的。例如，相邻的泡状物可被结合在一起。

[0162] 一个或多个导电材料可被设置在第二长形构件1205中，用于加热或感测该气体流。在这个实例中，两根加热细丝1215被封装在第二长形构件1205中，该“T”形的竖直部分的任一侧上有一根加热细丝。加热细丝1215包含导电材料，如铝(Al)和/或铜(Cu)的合金、或导电聚合物。优选地，当加热细丝1215达到其操作温度时，所选的形成第二长形构件1205的材料与加热细丝1215中的金属无电抗。这些细丝1215可与管腔1207间隔开，这样使得这

些细丝不会暴露在管腔1207中。在该复合管的一个端部处，成对的细丝可被形成为连接环。

[0163] 在至少一个实施例中，多根细丝被设置在第二长形构件1205中。这些细丝可被电连接在一起以共享共轨。例如，第一细丝，如加热细丝，可被设置在第二长形构件1205的第一侧上。第二细丝，如感测细丝，可被设置在第二长形构件1205的第二侧上。第三细丝，如接地细丝，可被设置在第一细丝与第二细丝之间。第一细丝、第二细丝和/或第三细丝可在第二长形构件1205的一个端部处被连接在一起。

[0164] 图17C示出了图17B中的泡状物的纵向截面。如图所示，第一长形构件1203的重叠在第二长形构件1205的相邻匝上的部分1209的特征是结合区1217的程度。较大的结合区提高该管在第一长形构件和第二长形构件的接口处对层离的抵抗性。另外地或可替代地，泡珠和/或泡状物的形状可被适配成增大结合区1217。例如，图17D示出了在左手侧上的相对小的结合区。图19B也展示了较小的结合区。相比之下，图17E具有比图17D所示的结合区大得多的结合区，这是因为泡珠的大小和形状。另外，图19A和图19C示出了较大的结合区。以下对这些图中的每一个进行更详细的论述。应当了解，尽管图17E、图19A和图19C中的配置在某些实施例中是优选的，但如可能期望的，其他配置、包括图17D、图19B以及其他变体中所示的配置可被用在其他实施例中。

[0165] 图17D示出了另一个复合管的顶部部分的纵向截面。图17D具有与图17B相同的取向。这个实例进一步说明了第一长形构件1203的中空本体的形状，并且展示了第一长形构件1203是如何在纵向截面上形成多个中空泡状物的。在这个实例中，这些泡状物是被间隙1213完全彼此分离的。总体上三角形的第二长形构件1205支撑第一长形构件1203。

[0166] 图17E示出了另一个复合管的顶部部分的纵向截面。图17E具有与图17B相同的取向。在图17E的实例中，加热细丝1215与图17B中的细丝1215相比与彼此间隔更远。发现增加加热细丝之间的空间可提高加热效率，并且某些实施例包括了这一实现。加热效率是指输入该管的热量与从该管输出或可收回的能量的量的比率。一般而言，从该管消散的能量(或热量)越大，加热效率越低。为了提高加热性能，加热细丝1215可沿着管的孔被等距离(或基本上等距离)地间隔开。可替代地，细丝1215可被定位在第二长形构件1205的末端，这可提供更简单的制造。

[0167] 下面参照图18A至图18G，这些图展示了用于第二长形构件1205的示例性配置。图18A示出了第二长形构件1205的截面，该第二长形构件的形状与图17B所示的T形相似。在这个示例性实施例中，第二长形构件1205不具有加热细丝。也可以利用第二长形构件1205的其他形状，包括如下面所描述的T形的变体以及三角形。

[0168] 图18B示出了另一个示例性第二长形构件1205，该第二长形构件具有T形截面。在这个实例中，加热细丝1215被包埋在第二长形构件1205中的切口1301中，该“T”形的竖直部分的任一侧上有一根加热细丝。在一些实施例中，切口1301可在挤出过程中形成于第二长形构件1205中。可替代地，切口1301可在挤出之后形成于第二长形构件1205中。例如，切削刀具可在第二长形构件1205中形成切口。优选地，这些切口当由加热细丝1215在以下情况时形成：在挤出之后不久、第二长形构件1205相对较软时，将加热细丝1215压入或拉入(机械固定)到第二长形构件1205中。可替代地，可将一根或多根加热细丝安装(例如附接、结合或部分包埋)在该长形构件的基座上，这样使得将这根或这些细丝暴露在管的管腔中。在这类实施例中，期望这根或这些细丝是绝缘的，从而在如氧气等可燃气体穿过管的管腔时降

低起火的危险。

[0169] 图18C以截面示出了又一个示例性第二长形构件1205。第二长形构件1205具有总体上三角形的形状。在这个实例中，加热细丝1215被包埋在该三角形的相对侧上。

[0170] 图18D以截面示出了又一个示例性第二长形构件1205。第二长形构件1205包括四个凹槽1303。凹槽1303在横面轮廓上可以是压痕或沟纹。在一些实施例中，凹槽1303可有利于形成用于包埋细丝(未示出)的切口(未示出)。在一些实施例中，凹槽1303有利于细丝(未示出)的定位，这些细丝可被压入或拉入并且因此被包埋在第二长形构件1205中。在这个实例中，这四个启动凹槽1303有利于多达四根细丝的放置，例如四根加热细丝、四根感测细丝、两根加热细丝和两根感测细丝、三根加热细丝和一根感测细丝、或一根加热细丝和三根感测细丝。在一些实施例中，加热细丝可位于第二长形构件1205的外侧。感测细丝可位于内侧。

[0171] 图18E以截面示出了再一个示例性第二长形构件1205。第二长形构件1205具有T形的轮廓以及用于放置加热细丝的多个凹槽1303。

[0172] 图18F以截面示出了又一个示例性第二长形构件1205。四根细丝1215被封装在第二长形构件1205中，该“T”形的竖直部分的任一侧上有两根细丝。如以下更详细地解释的，这些细丝被封装在第二长形构件1205中，因为第二长形构件1205是在这些细丝周围挤出的。没有形成切口来包埋加热细丝1215。在这个实例中，第二长形构件1205还包括多个凹槽1303。因为加热细丝1215是被封装在第二长形构件1205中的，所以凹槽1303并不用于帮助形成用于包埋加热细丝的切口。在这个实例中，凹槽1303可有助于分离被包埋的加热细丝，这使得在例如端接加热细丝时更易剥离各个芯体。

[0173] 图18G以截面示出了又一个示例性第二长形构件1205。第二长形构件1205具有总体上三角形的形状。在这个实例中，第二长形构件1205的形状与图18C中的形状相似，但四根细丝1215被封装在第二长形构件1205中，所有细丝都位于第二长形构件1205的底部的中心并沿着总体上水平的轴线被设置。

[0174] 如上面所解释的，可能期望增加细丝之间的距离以便提高加热效率。然而，在一些实施例中，当加热细丝1215被结合到复合管1201中时，细丝1215可被定位在第二长形构件1205的相对中心。中心式定位提高了复合管再使用的稳健性，这部分地是由于这种定位降低细丝在复合管1201的反复折曲时折断的可能性。使细丝1215在中心还可降低着火危险的风险，因为细丝1215被涂布有多个绝缘层并从气体路径被移除。

[0175] 如上面所解释的，一些实例对细丝1215在第二长形构件1205中的适合位置进行了说明。在包括多于一根细丝1215的前述实例中，细丝1215总体上是沿水平轴线排列的。替代的配置也适用。例如，两根细丝可以是沿垂直轴线或沿对角轴线排列的。四根细丝可以是沿垂直轴线或对角轴线排列的。四根细丝可以被排列成十字形的配置，其中一根细丝被设置在第二长形构件的顶部处，一根细丝被设置在该第二长形构件的底部处(接近该管的管腔)，并且两根细丝被设置在“T”形、“Y”形或三角形基座的相对的臂上。

[0176] 表1A和表1B示出了在此所述的医用管的一些优选尺寸以及这些尺寸的一些优选范围。这些尺寸是指管的横向截面。在这些表中，管腔直径表示管的内直径。螺距表示沿着该管轴向测量的在两个重复点之间的距离，也就是在第二长形构件的相邻“T”形的垂直部分的尖头之间的距离。泡状物宽度表示一个泡状物的宽度(最大外直径)。泡状物高度表示

一个泡状物距离该管的管腔的高度。泡珠高度表示第二长形构件距离该管的管腔的最大高度(例如“T”形的垂直部分的高度)。泡珠宽度表示第二长形构件的最大宽度(例如“T”形的水平部分的宽度)。泡状物厚度表示泡状物壁的厚度。

[0177] 表1A

特征	婴儿		成人	
	尺寸（mm）	范围（±）	尺寸（mm）	范围（±）
管腔直径	11	1	18	5
螺距	4.8	1	7.5	2
泡状物宽度	4.2	1	7	1
泡珠宽度	2.15	1	2.4	1
泡状物高度	2.8	1	3.5	0.5
泡珠高度	0.9	0.5	1.5	0.5
泡状物厚度	0.4	0.35	0.2	0.15

[0178]

[0179] 表1B

特征	婴儿		成人	
	尺寸（mm）	范围（±）	尺寸（mm）	范围（±）
管腔直径	11	1	18	5
螺距	4.8	1	7.5	2
泡状物宽度	4.2	1	7	1
泡珠宽度	2.15	1	3.4	1
泡状物高度	2.8	1	4.0	0.5
泡珠高度	0.9	0.5	1.7	0.5
泡状物厚度	0.4	0.35	0.2	0.15

[0180]

[0181] 表2A和表2B提供了对应地在表1A和表1B中所描述的管的管尺寸特征之间的示例性比率。

[0182] 表2A

[0183]

比率	婴儿	成人
管腔直径:螺距	2.3:1	2.4:1
螺距:泡状物宽度	1.1:1	1.1:1
螺距:泡珠宽度	2.2:1	3.1:1
泡状物宽度:泡珠宽度	2.0:1	2.9:1
管腔直径:泡状物高度	3.9:1	5.1:1
管腔直径:泡珠高度	12.2:1	12.0:1
泡状物高度:泡珠高度	3.1:1	2.3:1
管腔直径:泡状物厚度	27.5:1	90.0:1

[0184] 表2B

[0185]

比率	婴儿	成人
管腔直径:螺距	2.3:1	2.4:1
螺距:泡状物宽度	1.1:1	1.1:1
螺距:泡珠宽度	2.2:1	2.2:1
泡状物宽度:泡珠宽度	2.0:1	2.1:1
管腔直径:泡状物高度	3.9:1	4.5:1
管腔直径:泡珠高度	12.2:1	10.6:1
泡状物高度:泡珠高度	3.1:1	2.4:1
管腔直径:泡状物厚度	27.5:1	90.0:1

[0186] 下面的表中示出了复合管(标记为“A”)的一些示例性特性,如在此所描述的,该复合管具有整合在第二长形构件内部的加热细丝。为了对比,还呈现了斐雪派克(Fisher&Paykel)型号RT100一次性波纹管(标记为“B”)的特性,该一次性波纹管具有螺旋缠绕在该管的孔内侧的加热细丝。

[0187] 根据ISO 5367:2000(E)的附件A来执行对流阻(RTF)的测量。结果汇总在表3中。如下面所示的,该复合管的RTF低于型号RT100管的RTF。

[0188] 表3

[0189]

	RTF（cm H_2O）			
流速（L/min）	3	20	40	60
A	0	0.05	0.18	0.38
B	0	0.28	0.93	1.99

[0190] 管内的冷凝物或“雨洗物”是指每天在20L/min气体流速和18℃的室温下收集的冷凝物的重量。加湿空气从腔室连续流经该管。在测试前每一天以及测试后每一天记录管重。进行三次连续测试,在各测试之间干燥该管。结果在表4中示出。结果显示,在该复合管中的雨洗效应显著低于型号RT100管。

[0191] 表4

[0192]

管	A（第 1 天）	A（第 2 天）	A（第 3 天）	B（第 1 天）	B（第 2 天）	B（第 3 天）
之前的重量（g）	136.20	136.70	136.70	111.00	111.10	111.10
之后的重量（g）	139.90	140.00	139.20	190.20	178.80	167.10
冷凝物的重量（g）	3.7	3.3	2.5	79.20	67.70	56.00

[0193] 功率需求是指在冷凝测试过程中消耗的功率。在这项测试中,环境空气被保持在18℃。加湿室(参见例如图1中的加湿室114)是由MR850加热基座供电。在该管中的加热细丝

独立地由DC电源供电。建立不同的流速，并且在腔室输出端处，使该腔室的温度保持在37℃。然后，改变电路的DC电压从而在电路输出端处产生40℃的温度。记录维持该输出温度所需的电压，并计算得到的功率。结果在表5中示出。这些结果显示复合管A使用的功率显著多于管B。这是因为管B使用管孔中的螺旋加热细丝来将气体从37℃加热至40℃。该复合管并不倾向于迅速加热气体，因为加热细丝是位于该管的壁中(包埋在第二长形构件中)。替代地，该复合管被设计用于维持气体温度，并且通过维持管孔温度高于加湿气体的露点来防止雨洗效应。

[0194] 表5

[0195]

流速(L/min)	40	30	20
管A，所需的功率(W)	46.8	38.5	37.8
管B，所需的功率(W)	28.0	27.5	26.8

[0196] 通过使用三点弯曲试验来测试管的柔性。将管放在三点弯曲试验夹具中，并与Instron 5560测试系统仪一起使用，来测量负荷和延伸。对每个管样品进行三次测试；测量该管在所施加的负荷下的延伸，从而得到对应的平均刚度常数。管A和管B的平均刚度常数可再现在表6中。

[0197] 表6

[0198]

管	刚度(N/mm)
A	0.028
B	0.088

[0199] 如上文所描述的，加热线206可以被放置在吸气肢202和/或呼气肢210内以通过维持管壁温度高于露点温度来减小管中雨洗的风险。

[0200] 垫特性

[0201] 在结合加热细丝1215的复合管1201的实施例中，热量可通过第一长形构件1203的壁而损失，从而导致不均匀加热。如上面所解释的，补偿这些热损失的一种方法是在第一长形构件1203的壁处应用外部加热源，这有助于调节温度并对抗热损失。然而，也可使用用于优化热特性的其他方法。

[0202] 下面参照图19A至图19C，这些图展示了改善热特性的泡状物高度(即，从面向内管腔的表面至形成最大外直径的表面所测量的第一长形构件1203的截面高度)的示例性配置。

[0203] 可对泡状物的尺寸进行选择，以便降低复合管1201的热损失。通常，增加泡状物的高度增加管1201的有效热阻，因为较大的泡状物高度使得第一长形构件1203容纳更多的绝缘空气。然而，发现在特定的泡状物高度，空气密度的变化引起管1201内的对流，从而增加了热损失。还有，在特定的泡状物高度，表面积变得很大，这样使得通过表面的热损失超过了泡状物的增加的高度的益处。某些实施例包括了这些实现。

[0204] 泡状物的曲率半径和曲率可用于确定期望的泡状物高度。物体的曲率被定义为该物体的曲率半径的倒数。因此，物体的曲率半径越大，该物体的曲率越小。例如，平坦表面将具有无穷大的曲率半径，并因此曲率是0。

[0205] 图19A示出了复合管的顶部部分的纵向截面。图19A示出了复合管1201的实施例，其中泡状物具有大的高度。在这个实例中，该泡状物具有相对小的曲率半径，并且因此具有

大的曲率。还有，该泡状物的高度比第二长形构件1205的高度高约三至四倍。

[0206] 图19B示出了另一个复合管的顶部部分的纵向截面。图19B示出了复合管1201的实施例，其中泡状物的顶端为平面的。在这个实例中，该泡状物具有非常大的曲率半径，但是具有小的曲率。还有，该泡状物的高度与第二长形构件1205的高度近似相同。

[0207] 图19C示出了另一个复合管的顶部部分的纵向截面。图19C示出了复合管1201的实施例，其中泡状物的宽度大于该泡状物的高度。在这个实例中，泡状物的曲率半径和曲率是在图19A与图19B之间，并且该泡状物的上部部分的半径的中心是在该泡状物的外部(与图19A相比)。泡状物的左侧和右侧的转折点大约在该泡状物的中部(在高度上)(与该泡状物的下部部分相对，如图19A中那样)。还有，泡状物的高度是第二长形构件1205的高度的大约两倍，使得泡状物高度在图19A与19B示出的高度之间。

[0208] 图19A的配置使管的热损失是最低的。图19B的配置使管的热损失是最高的。图19C的配置的热损失是在图19A与图19B的配置之间。然而，在图19A的配置中的大的外表面面积和对流热传递导致低效加热。因此，在图19A-19C的三种泡状物安排中，确定图19C具有最佳总体热特性。当将相同的热能输入这三个管时，图19C的配置使得沿该管的长度的温度上升是最大的。图19C的泡状物大到足以增加绝缘空气量，但还不够大到足以引起显著的对流热损失。确定图19B的配置具有最差的热特性，即图19B的配置使得沿该管的长度的温度上升是最小的。图19A的配置具有中级热特性，并且其使得温度上升比图19C的配置低。

[0209] 应当了解，尽管图19C的配置在某些实施例中是优选的，但如可能期望的，其他配置、包括图19A、图19B以及其他变体中所示的配置可被用在其他实施例中。

[0210] 表7示出了图19A、图19B和图19C中各自示出的泡状物的高度、管的外直径、以及这些配置的曲率半径。

[0211] 表7

[0212]

管(图)	19A	19B	19C
泡状物的高度(mm)	3.5	5.25	1.75
外直径(mm)	21.5	23.25	19.75
曲率半径(mm)	5.4	3.3	24.3

[0213] 下面参照图19C至图19F，这些图展示了加热元件1215的示例性定位，该加热元件具有改善热特性的类似的泡状物形状。加热元件1215的定位可改变复合管1201内的热特性。

[0214] 图19C示出了另一个复合管的顶部部分的纵向截面。图19C示出了复合管1201的实施例，其中加热元件1215位于第二长形构件1205的中心。这个实例示出了彼此靠近而不靠近泡状物壁的加热元件1215。

[0215] 图19D示出了另一个复合管的顶部部分的纵向截面。图19D示出了复合管1201的实施例，其中与图19C相比，加热元件1215在第二长形构件1205中彼此间隔得更远。这些加热元件更靠近泡状物壁，并提供了在复合管1201内的较好的热调整。

[0216] 图19E示出了另一个复合管的顶部部分的纵向截面。图19E示出了复合管1201的实施例，其中加热元件1215的顶端在第二长形构件1205的垂直轴线上彼此间隔。在这个实例中，加热元件1215等距地靠近每个泡状物壁。

[0217] 图19F示出了另一个复合管的顶部部分的纵向截面。图19F示出了复合管201的实

施例，其中加热元件1215间隔开、位于第二长形构件1205的相对端处。加热元件1215靠近泡状物壁，尤其是与图19C-19E相比而言。

[0218] 在图19C-19F的四种细丝安排中，确定图19F具有最佳热特性。因为它们具有相似的泡状物形状，所有配置的管的热损失是相似的。然而，当向管中输入相同的热能时，图19F的细丝配置使得沿该管的长度的温度上升是最大的。确定图19D的配置具次佳的热特性，并且沿该管的长度的温度上升是第二大的。图19C的配置的表现是再次佳的。图19E的配置具有最差的性能，并且当输入相同量的热量时，使得沿该管的长度的温度上升是最小的。

[0219] 应当了解，尽管图19F的配置在某些实施例中是优选的，但如可能期望的，其他配置、包括图19C、图19D、图19E以及其他变体中所示的配置可被用在其他实施例中。

[0220] 下面参照图20A至图20C，这些图展示了用于堆叠第一长形构件1203的示例性配置。发现在某些实施例中，通过堆叠多个泡状物可以改善热分布。当使用内部加热细丝1215时，这些实施例是可以更有益的。图20A示出了另一个复合管的顶部部分的纵向截面。图20A示出了无任何堆叠的复合管1201的截面。

[0221] 图20B示出了另一个复合管的顶部部分的纵向截面。图20B示出了另一个示例性复合管1201，其具有堆叠的泡状物。在这个实例中，两个泡状物的顶部彼此堆叠而形成第一长形构件1203。与图20A相比，总泡状物高度保持不变，但该泡状物的螺距是图20A的一半。还有，在图20B中的实施例只有空气量的轻微减少。泡状物的堆叠减少了在泡状物1213之间的间隙中的自然对流和热传递，并降低总体热阻。在堆叠的泡状物中，热量流动路径增加，从而使得热量更易于通过复合管1201分布。

[0222] 图20C示出了另一个复合管的顶部部分的纵向截面。图20C示出了复合管1201的另一个实例，其具有堆叠的泡状物。在这个实例中，三个泡状物的顶部彼此堆叠而形成第一长形构件1203。与图20A相比，总泡状物高度保持不变，但该泡状物的螺距是图20A的三分之一。还有，在图20B中的实施例只有空气量的轻微减少。泡状物的堆叠减少了在泡状物1213之间的间隙中的自然对流和热传递。

[0223] 示例性实施例

[0224] 以下是在本披露的范围内的示例性实施例的编号列表。列出的这些示例性实施例决不应当被解释为限制这些实施例的范围。列出的这些示例性实施例的不同特征可以被去除、添加或组合以形成另外的实施例，这些另外的实施例是本披露的一部分：

[0225] 1.一种医用管，该医用管包括：

[0226] 该医用管的第一节段，该第一节段包括：

[0227] 第一结构，该第一结构形成被配置用于运输加湿气体的导管；以及

[0228] 第一加热线电路；

[0229] 该医用管的第二节段，该第二节段包括：

[0230] 第二结构，该第二结构形成被配置用于运输该加湿气体的导管；以及

[0231] 第二加热线电路；以及

[0232] 中间连接器，该中间连接器包括将该第一加热线电路电联接到该第二加热线电路上的连接电路，该中间连接器被联接到该医用管的该第一节段的患者端和该医用管的该第二节段的腔室端上以形成用于该加湿气体的单根导管，

[0233] 其中该中间连接器的至少一部分是由该医用管的该第一节段的一部分和该医用

管的该第二节段的一部分覆盖，这样使得该中间连接器是在该医用管内部，

[0234] 其中在第一模式下，电功率流过该连接电路以便向该第一加热线电路提供功率而不向该第二加热线电路提供功率，并且在第二模式下，电功率流过该连接电路以便向该第一加热线电路和该第二加热线电路两者提供功率。

[0235] 2.如实施例1所述的医用管，其中该连接电路包括二极管。

[0236] 3.如实施例1至2中任一项所述的医用管，该医用管进一步包括被定位在该第一节段的该患者端处的第一传感器。

[0237] 4.如实施例3所述的医用管，其中该第一传感器是温度传感器或湿度传感器中的一种。

[0238] 5.如实施例1至4中任一项所述的医用管，该医用管进一步包括被定位在该医用管的该第二节段的患者端处的第二传感器。

[0239] 6.如实施例5所述的医用管，其中该第二传感器是温度传感器或湿度传感器中的一种。

[0240] 7.如实施例1至6中任一项所述的医用管，其中该第一结构包括长形管，该长形管包括：

[0241] 第一长形构件，该第一长形构件包括螺旋状缠绕以至少部分地形成该导管的中空本体，该导管具有纵向轴线、沿该纵向轴线延伸的管腔、以及环绕该管腔的中空壁；

[0242] 第二长形构件，该第二长形构件是螺旋状缠绕的并结合在该第一长形构件的相邻圈之间，该第二长形构件形成该长形管的管腔的至少一部分。

[0243] 8.如实施例7所述的医用管，其中该第一长形构件在纵向截面上形成多个泡状物，这些泡状物在该管腔上具有一个平的表面。

[0244] 9.如实施例8所述的医用管，其中相邻泡状物是由在该第二长形构件上方的间隙分开。

[0245] 10.如实施例8所述的医用管，其中相邻泡状物并不是彼此直接连接的。

[0246] 11.如实施例8所述的医用管，其中该多个泡状物具有多个穿孔。

[0247] 12.一种呼吸加湿系统，该呼吸加湿系统包括：

[0248] 吸气肢，该吸气肢包括：该吸气肢的具有第一加热线电路的第一节段；该吸气肢的具有第二加热线电路的第二节段；具有连接器电路的中间连接器，该中间连接器被配置用于将该第一加热线电路电联接到该第二加热线电路上；被定位在该第一节段的患者端处的第一传感器；以及被定位在该第二节段的患者端处的第二传感器；以及

[0249] 控制器；

[0250] 其中该控制器被适配用于选择性地在第一模式与第二模式之间进行切换，其中在该第一模式下该控制器通过该连接器电路向该第一加热线电路提供电功率，并且在第二模式下该控制器向该第一加热线电路和该第二加热线电路提供电功率。

[0251] 13.如实施例12所述的系统，其中该切换是基于来自一个或两个传感器的输入而完成的。

[0252] 14.如实施例13所述的系统，其中该来自一个或两个传感器的输入包括温度、流量、湿度以及功率中的一个或多个。

[0253] 15.如实施例12至14中任一项所述的系统，其中该第一模式和该第二模式是由电

源提供的电流的方向限定的。

[0254] 16.如实施例12至15中任一项所述的系统，其中该控制器被适配用于选择性地在第一传感器读取模式与第二传感器读取模式之间进行切换，其中在该第一传感器读取模式下该控制器从该第二传感器读取信号并且在该第二传感器读取模式下该控制器从该第一传感器和该第二传感器两者读取信号。

[0255] 17.如实施例12至16中任一项所述的系统，其中该第一传感器和该第二传感器是温度传感器。

[0256] 18.一种双肢回路，该双肢回路包括：

[0257] 吸气肢，该吸气肢包括：该吸气肢的具有第一加热线电路的第一节段；该吸气肢的具有第二加热线电路的第二节段；具有连接器电路的中间连接器，该中间连接器被配置用于将该第一加热线电路电联接到该第二加热线电路上；被定位在该第一节段的患者端处的第一传感器；以及被定位在该第二节段的患者端处的第二传感器；

[0258] 呼气肢；

[0259] 接口，该接口被连接到该吸气肢和该呼气肢上；以及

[0260] 控制器；

[0261] 其中该控制器被适配用于选择性地在第一模式与第二模式之间进行切换，其中在该第一模式下该控制器通过该连接器电路向该第一加热线电路提供电功率，并且在第二模式下该控制器向该第一加热线电路和该第二加热线电路提供电功率。

[0262] 19.如实施例18所述的双肢回路，其中该呼气肢包括呼气加热线电路。

[0263] 20.如实施例19所述的双肢回路，其中该呼气肢是使用该呼气加热线电路来加热的。

[0264] 21.如实施例19所述的双肢回路，其中该呼气加热线电路是与该吸气肢的该第一节段中的该第一加热线电路并联地被供电。

[0265] 22.如实施例21所述的双肢回路，其中该呼气加热线电路可以被配置成仅在该第一模式下、仅在该第二模式下、或在该第一模式和该第二模式两者下被供电。

[0266] 23.如实施例18至22中任一项所述的双肢回路，其中该接口是通过三通件连接的。

[0267] 24.一种分段式吸气肢，该分段式吸气肢被配置成沿至少两个节段被加热，该吸气肢的每个节段包括：

[0268] 第一长形构件，该第一长形构件包括螺旋状缠绕以至少部分地形成长形管的中空本体，该长形管具有纵向轴线、沿该纵向轴线延伸的管腔、以及环绕该管腔的中空壁；

[0269] 第二长形构件，该第二长形构件是螺旋状缠绕的并结合在该第一长形构件的相邻圈之间，该第二长形构件形成该长形管的管腔的至少一部分。

[0270] 25.一种医用管，该医用管包括：

[0271] 两个节段，每个节段包括：

[0272] 伸长中空本体，该伸长中空本体螺旋状缠绕以形成长形管，该长形管具有纵向轴线、沿该纵向轴线延伸的管腔、以及环绕该管腔的中空壁，其中该伸长中空本体在横向截面上具有限定该中空本体的至少一部分的壁；

[0273] 加强部分，该加强部分沿该伸长中空本体的长度延伸，该加强部分被螺旋状定位在该伸长中空本体的相邻圈之间，其中该加强部分形成该长形管的该管腔的一部分；

[0274] 一根或多根导电细丝，该一根或多根导电细丝被包埋或封装在该加强部分内；

[0275] 其中该加强部分相对于该伸长中空本体的壁是更厚的或更刚性的；

[0276] 节段连接器，该节段连接器被附接到该第一节段上，该节段连接器包括：

[0277] 连接垫，该连接垫被配置用于在该第一节段被物理联接到该第二节段上时将来自该第一节段的这些导电细丝电联接到来自该第二节段的这些导电细丝上；以及

[0278] 功率二极管，该功率二极管被电联接到该第一节段的这些导电细丝上，

[0279] 其中该功率二极管在被提供第一极性的电信号时，允许向该第一节段的这些导线细丝递送电功率并且阻止向该第二节段的这些导电细丝递送电功率，并且

[0280] 其中该功率二极管在被提供第二极性的电信号时，允许向该第一节段的这些导电细丝和该第二节段的这些导电细丝提供电功率。

[0281] 26.一种连接器，该连接器包括：

[0282] 第一加热线传入连接部，该第一加热线传入连接部被配置用于电联接到第一传入加热线上；

[0283] 第二加热线传入连接部，该第二加热线传入连接部被配置用于电联接到第二传入加热线上；

[0284] 第一加热线传出连接部，该第一加热线传出连接部被配置用于电联接到第一传出加热线上并且电联接到该第一加热线传入连接部上；

[0285] 第二加热线传出连接部，该第二加热线传出连接部被配置用于电联接到第二传出加热线上并且电联接到该第二加热线传入连接部上；

[0286] 第一信号线传入连接部，该第一信号线传入连接部被配置用于电联接到第一传入信号线上；

[0287] 第二信号线传入连接部，该第二信号线传入连接部被配置用于电联接到第二传入信号线上；

[0288] 第一信号线传出连接部，该第一信号线传出连接部被配置用于电联接到第一传出信号线上并且电联接到该第一信号线传入连接部上；

[0289] 第二信号线传出连接部，该第二信号线传出连接部被配置用于电联接到第二传入信号线上并且电联接到该第二信号线传入连接部上；

[0290] 功率二极管，该功率二极管被电联接到该第一加热线传入连接部和该第二加热线传入连接部上，该功率二极管被配置用于允许电流从该第二传入加热线流向该第一传入加热线并且阻止电流从该第一传入加热线流向该第二传入加热线；

[0291] 传感器，该传感器被电联接到该第一信号线传入连接部上；以及

[0292] 信号二极管，该信号二极管被电联接到该传感器和该第二信号线传入连接部上，该信号二极管被配置用于允许电流从该第二传入信号线流过该传感器到达该第一传入信号线并且阻止电流从该第一传入信号线流过该传感器到达该第二传入信号线。

[0293] 结论

[0294] 已参照附图对具有双区加热控制和相关联部件的呼吸加湿系统及方法的实例进行了描述。这些图示出了不同的系统和模块以及它们之间的连接。这些不同的模块和系统可在不同的配置中结合，并且在这些不同的模块和系统之间的连接可存在物理链路或逻辑链路。已提供了图中的表达来清楚地说明与提供双区加热控制有关的原理，并且提供了有

关模块或系统分区的细节，使之易于描述，而并非试图勾勒单独的物理实施例。这些实例和附图旨在图示说明，而不是对在此所述的本发明的范围进行限制。例如，在此所述的原理可被应用于呼吸加湿器以及其他类型的加湿系统，包括手术加湿器。在此所述的原理可被用于呼吸应用以及其中将要沿经受不同环境温度的多个节段控制气体温度的其他情境中。

[0295] 如在此所用的，术语“处理器”广义地是指任何适合的装置、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，如数字信号处理器或微控制器。与在此所披露的实施例结合描述的这些不同的示例性逻辑块、模块和电路可用下述器件实施或执行：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、离散硬件部件、或被设计用于执行在此所述的功能的其任何组合，或者可以是主处理器中的纯软件。例如，逻辑模块504可以是不利用任何另外的和/或专门的硬件元件的软件实施的功能块。控制器122可以被实施为计算装置的组合，例如DSP与微处理器的组合、微控制器与微处理器的组合、多个微处理器、与DSP芯结合的一个或多个微处理器、或任何其他此类配置。

[0296] 数据储存器可以是指允许数据被存储并由处理器检索的电子电路系统。数据储存器可以是指外部装置或系统，例如磁盘驱动器或固态驱动器。数据储存器还可以是指快速半导体储存器(芯片)，例如随机存取内存(RAM)或不同形式的只读内存(ROM)，它们可与通信总线或控制器122直接连接。其他类型的数据储存器包括磁泡内存和磁芯内存。数据储存器可以是被配置用于在非暂存介质中储存信息的物理硬件。

[0297] 尽管在此对某些优选实施例和实例进行了披露，但发明主题可延伸超过这些具体披露的实施例至其他替代性实施例和/或用途，并延伸至其修改及等同物。由此，在此所附的权利要求书或实施例的范围不被在此所描述的任何具体实施例限制。例如，在在此所披露的任何方法或过程中，该方法或过程的行为或操作能以任何适合的顺序实施，而无需被限于任何具体披露的顺序。虽然可以将不同操作以可以有助于理解特定实施例的方式描述为依次的多个离散操作；然而，描述的顺序不应当被解释为暗示这些操作是依赖顺序的。此外，在此所述的结构可被体现为整体部件或单独的部件。为了对不同的实施例进行比较，对这些实施例的某些方面和优点进行了描述。无需由任何具体的实施例达到所有这些方面或优点。由此，例如，本发明能以达到或优化如在此所教授的一个或一组优点的方式来实施，而不需要实现如在此所教授或建议的其他方面或优点。

[0298] 此处所用的条件语言，如尤其是“可(can)”、“可以(could)”、“可能(might)”、“可(may)”、“例如”等，除非另外明确声明或在使用的背景下以其他方式进行理解，否则通常旨在传达：某些实施例包括而其他实施例不包括某些特征、元件和/或状态。因此，此类条件语言总体上不旨在暗示特征、元件和/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”、“包括了”、“包含”、“包含了”、“具有”、“具有了”或其任何其他变体旨在涵盖非排他性包含。例如，包括一列元件的过程、方法、制品或装置不必仅限于这些元件，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元件。还有，术语“或”以其包含性含义(而不是以其排他性含义)使用，这样使得在用于例如连接一列元件时，术语“或”表示该列中的一个、一些或所有元件。连接语言如短语“X、Y和Z中的至少一

个”,除非明确声明,否则在使用的背景下以其他方式理解为一般用于传达项目、术语等可以是X、Y或Z。因此,这种连接语言总体并不旨在暗示某些实施例需要X中的至少一个、Y中的至少一个和Z中的至少一个各自呈现。如在此所用的,词“约”或“近似”可表示值是在所陈述的值的±10%之内、±5%之内或±1%之内。

[0299] 在此所述的方法和过程可部分或全部自动地通过由一个或多个通用和/或专用计算机来执行的软件代码模块来体现。词“模块”是指体现为硬件和/或固件的逻辑,或体现为软件指令的集合,可能具有入口点和出口点,以编程语言来编写,例如像C或C++。可编绘软件模块并将其与可执行程序链接、在动态链接程式库中安装,或能以解译程序语言来编写软件模块,例如像BASIC、Perl或Python。应当了解,软件模块可以是从其他模块或从其自身可召用的,和/或可响应检测到的事件或中断来调用。软件指令可被嵌在固件中,如可擦除可编程只读内存(EPROM)。应当进一步理解,硬件模块可包括所连接的逻辑单元,如门和触发器,和/或可包括可编程单元,如可编程门阵列、专用集成电路和/或处理器。在此所述的模块可被作为软件模块来实现,但也可能体现在硬件和/或固件中。此外,尽管在一些实施例中模块可被分别编译,但在其他实施例中,模块可代表分别编译的程序的指令的子集,并可不具有可接入其他逻辑编程单元的接口。

[0300] 在某些实施例中,代码模块可以在任何类型的计算机可读介质或其他计算机储存装置中实现和/或储存。在一些系统中,输入到系统中的数据(和/或元数据)、由系统生成的数据和/或由系统使用的数据可被储存在任何类型的计算机数据存储库中,如关系数据库和/或平面文件系统。在此所述的系统、方法以及过程中的任何一个可包括接口,该接口被配置用于允许与使用者、操作者、其他系统、部件、程序等进行交互。

[0301] 应当强调,可以对在此所述的实施例做出许多变更和修改,其元素要被理解为是在其他可接受的实例中的。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,在前述的披露中未暗示任何具体的部件、特征或过程是需要或必需。

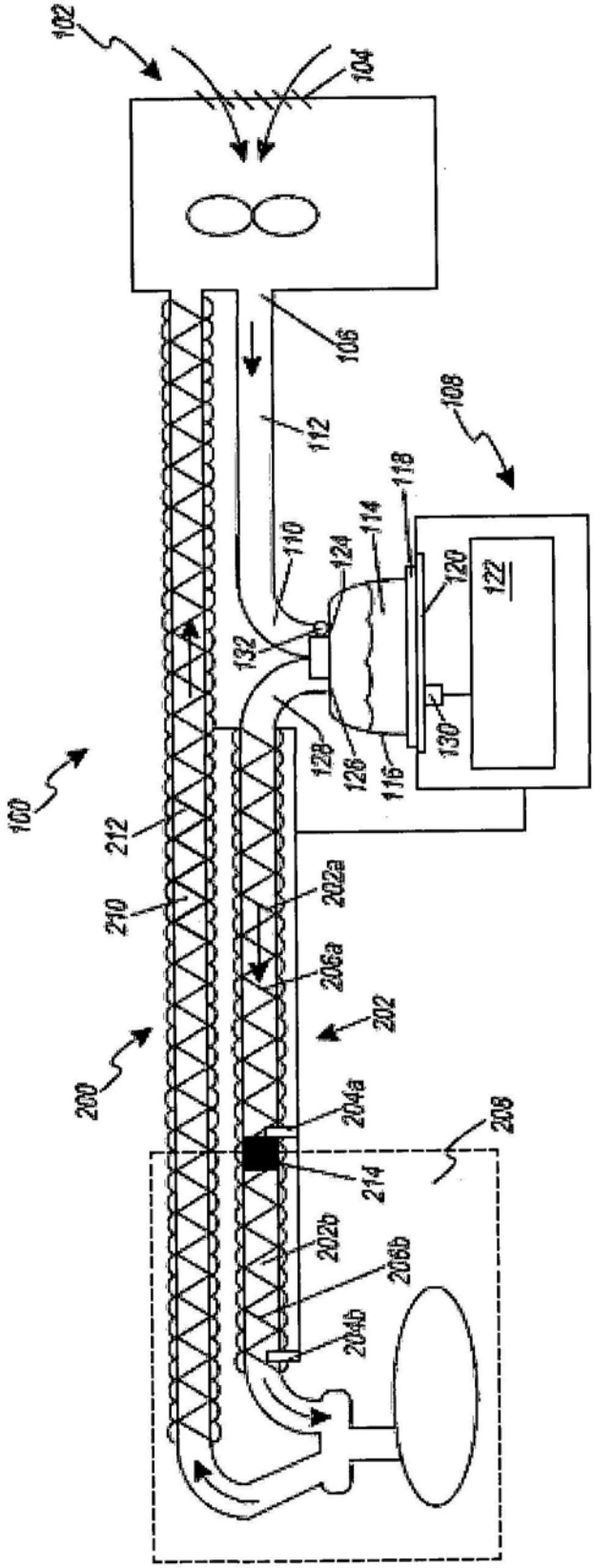

102
104
106
108
112
118
114
110
124
120
122
132
130
128
126
116
100
212
210
202a
206a
202
200
204a
208
214
202b
206b
204b

图1

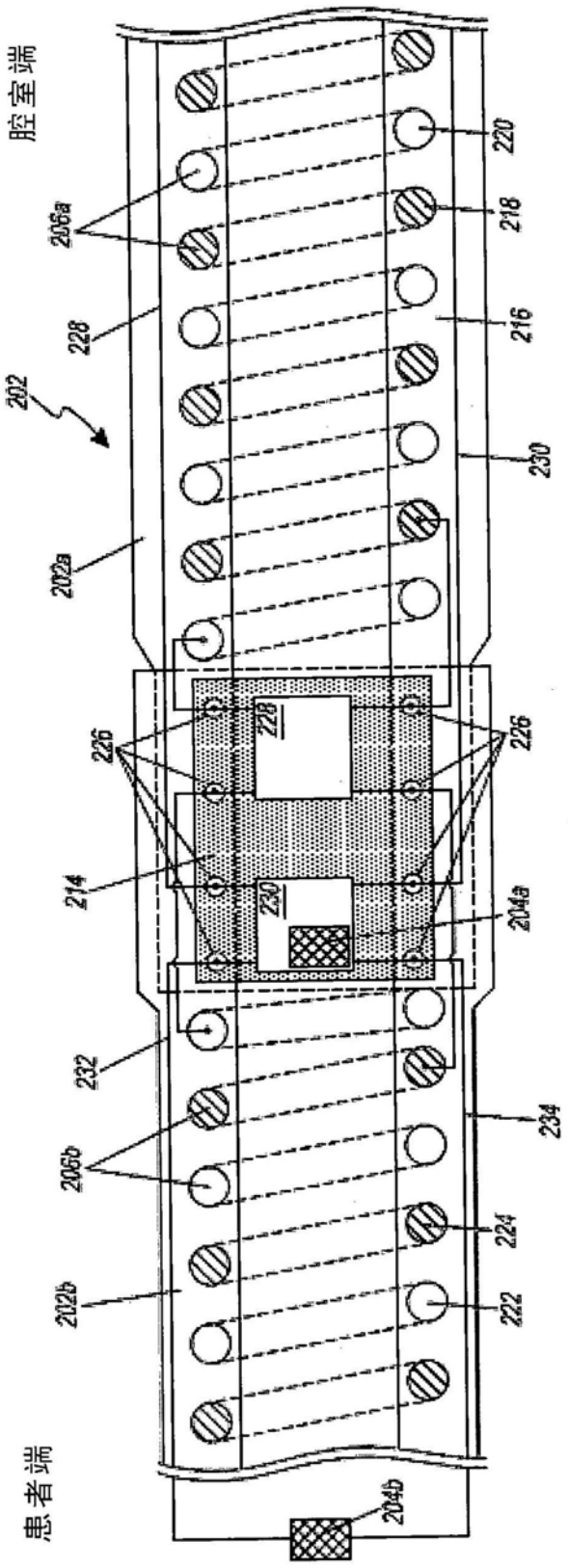

腔室端
220
218
206a
216
228
202
230
202a
226
228
226
214
230
204a
232
234
206b
224
202b
222
患者端
204b

图2

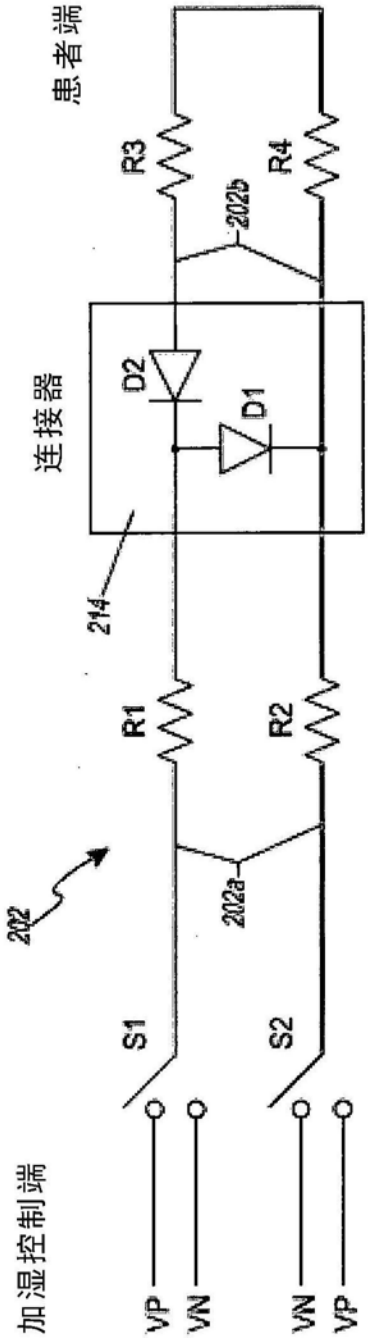


图3A

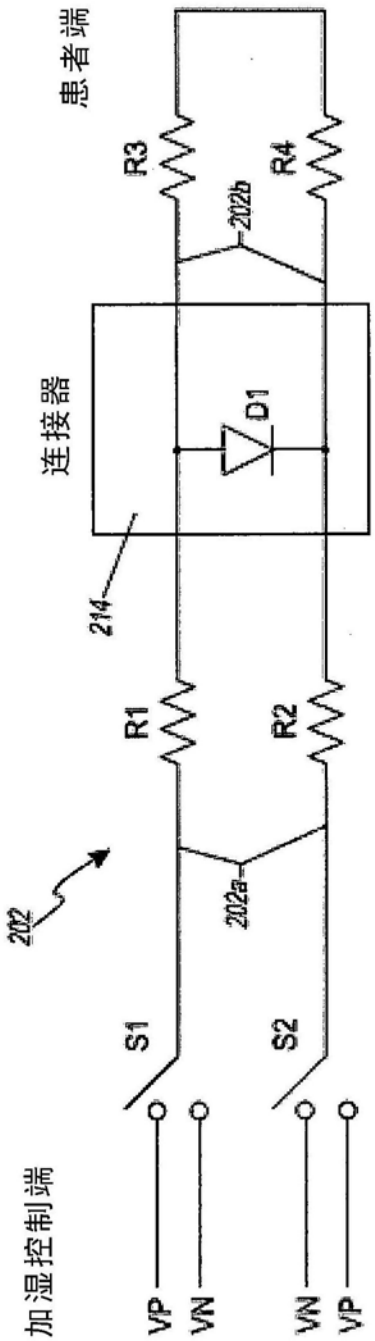


图3B

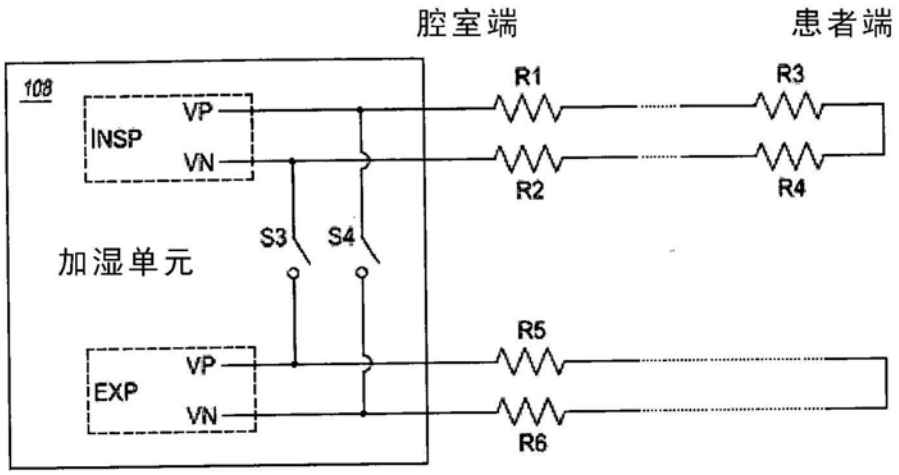

腔室端
患者端
108
INSP
VP
VN
EXP
VP
VN
加湿单元
S3
S4
R1
R2
R3
R4
R5
R6

图4A

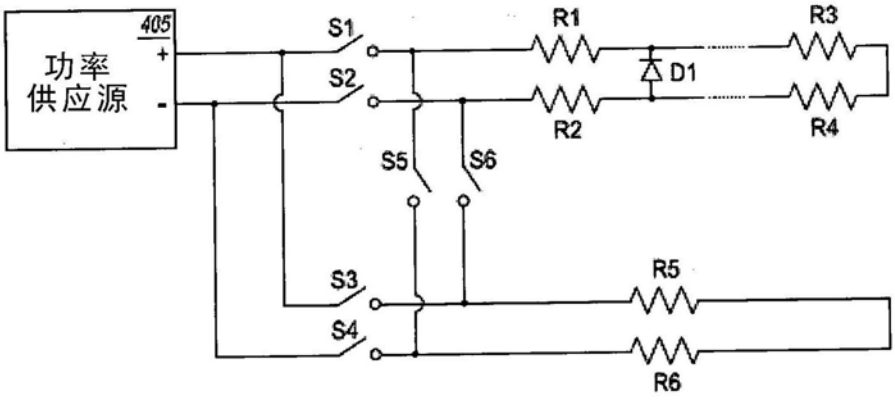

405
功率
供应源
+
-
S1
S2
S3
S4
S5
S6
R1
R2
R3
R4
R5
R6
D1

图4B

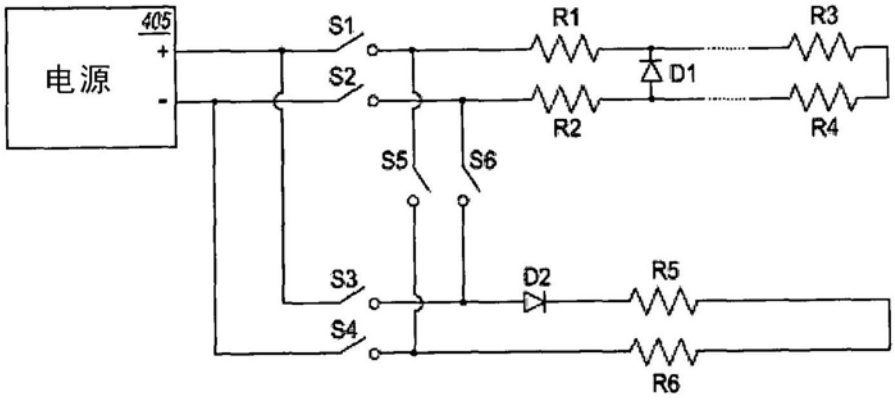

405
电源
+
-
S1
S2
S3
S4
S5
S6
R1
R2
R3
R4
R5
R6
D1
D2

图4C

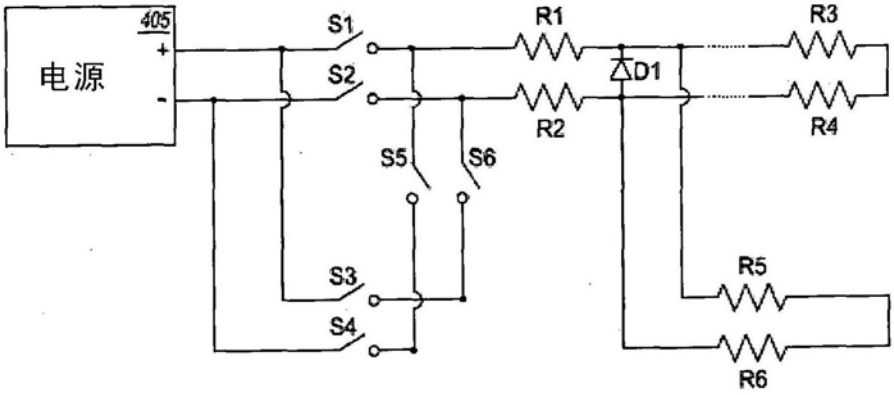

405
电源
+
-
S1
S2
S3
S4
S5
S6
R1
R2
R3
R4
R5
R6
D1

图4D

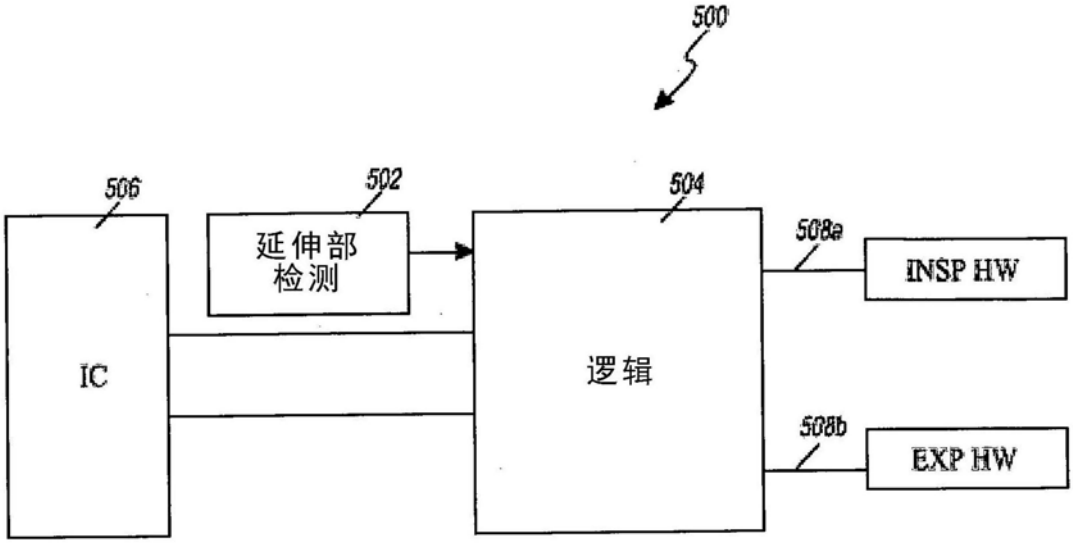

500
506
IC
502
延伸部
检测
504
逻辑
508a
INSP HW
508b
EXP HW

图5

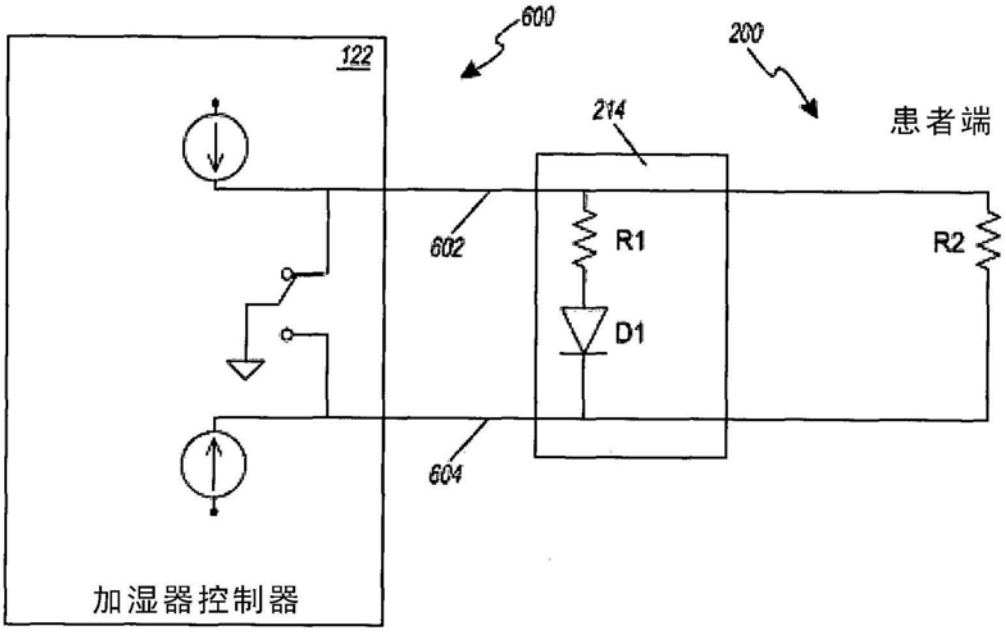

600
200
122
214
患者端
602
R1
R2
D1
604
加湿器控制器

图6A

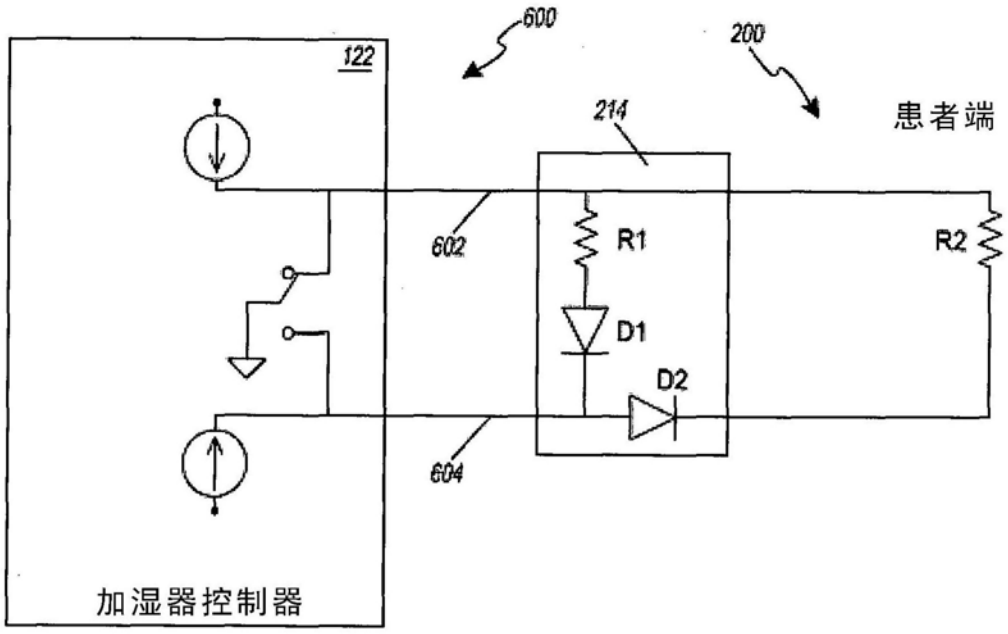

600
200
122
214
患者端
602
R1
R2
D1
D2
604
加湿器控制器

图6B

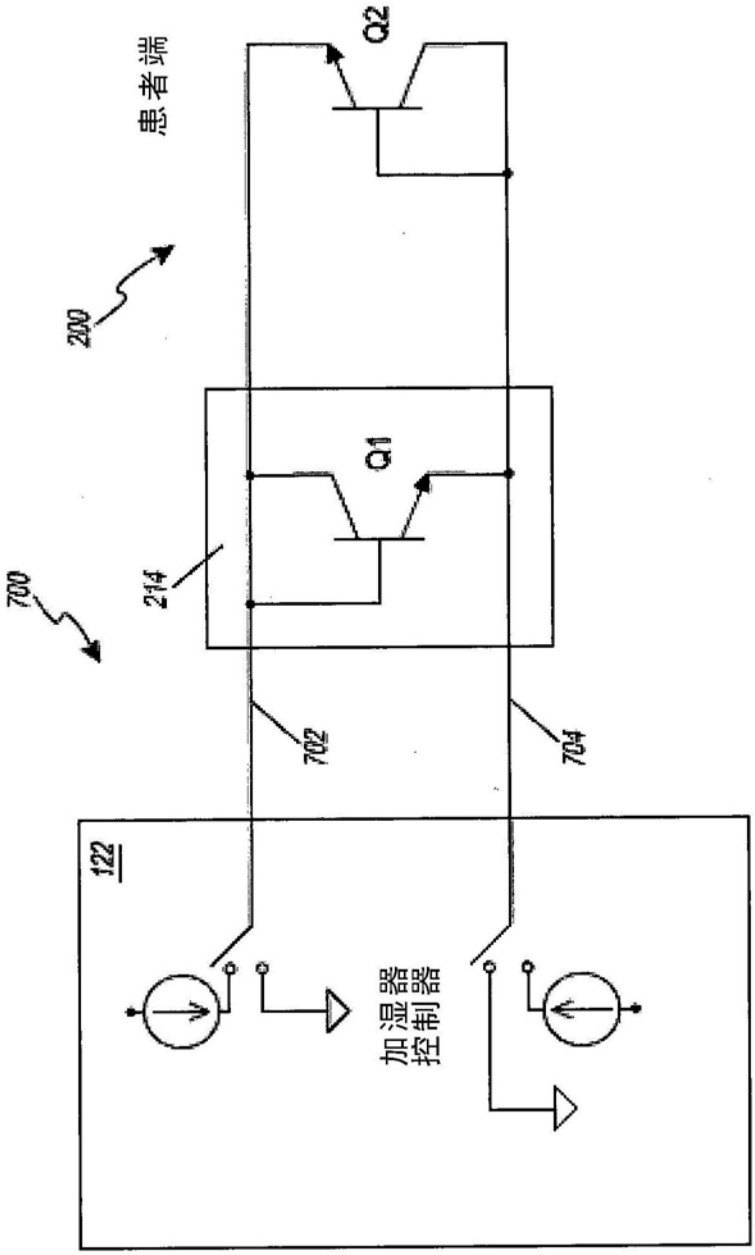


图7

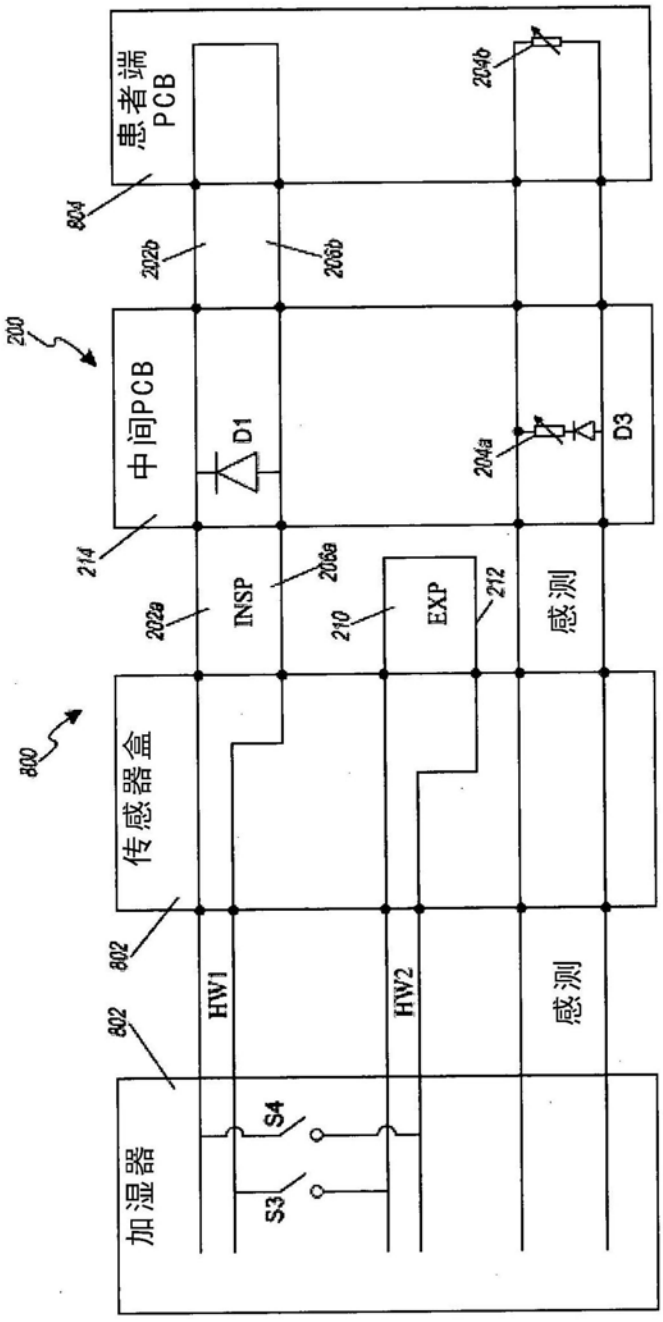

患者端PCB
204b
804
202b
206b
200
中间PCB
D1
204a
D3
214
202a
INSP
206a
210
EXP
212
感测
800
传感器盒
802
HW1
HW2
感测
802
加湿器
S4
S3

图8A

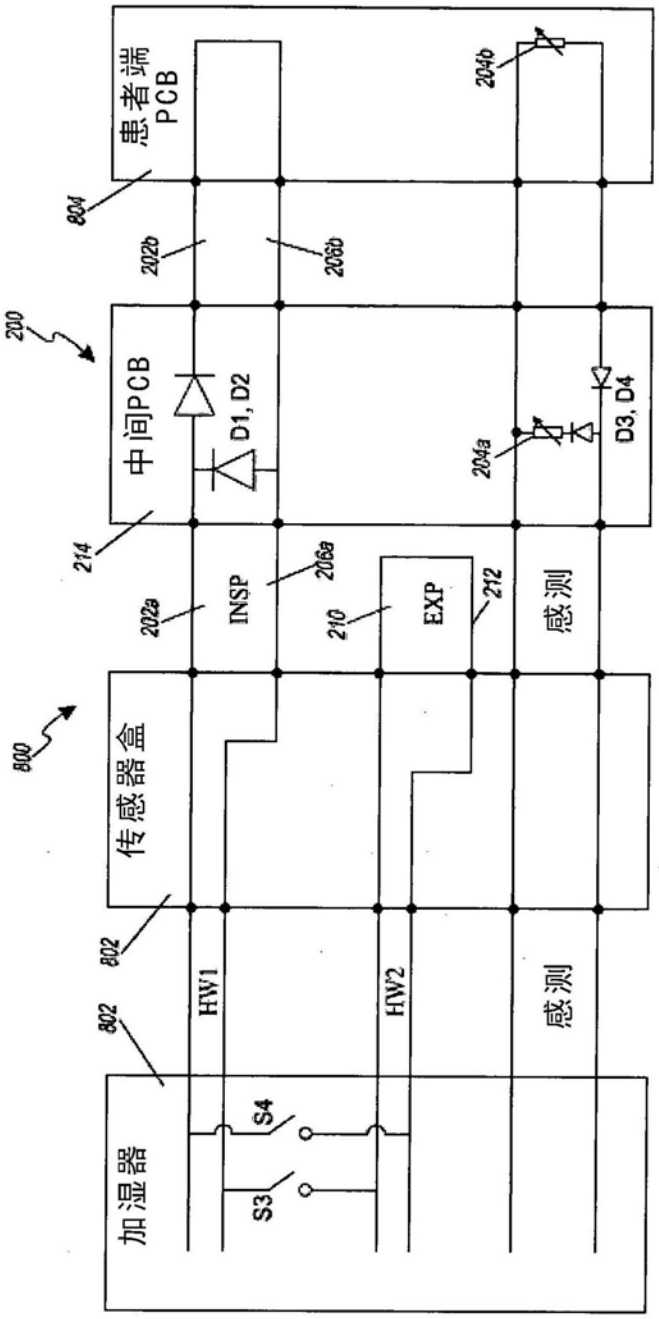

患者端
PCB
804
202b
206b
204b
200
中间PCB
D1, D2
D3, D4
204a
214
202a
INSP
206a
210
EXP
212
感测
800
传感器盒
802
HW1
HW2
感测
802
加湿器
S4
S3

图8B

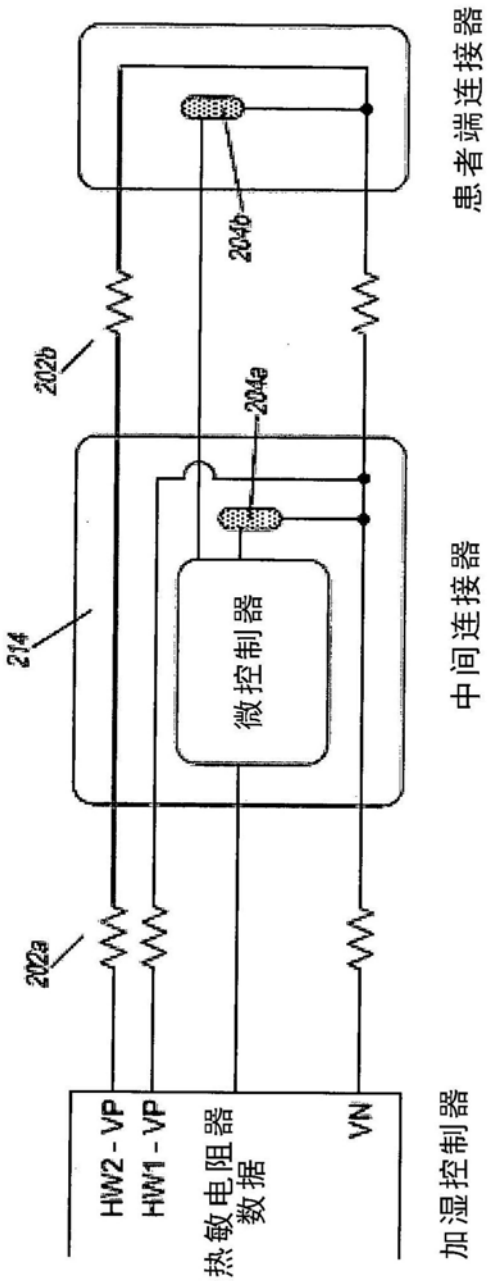

患者端连接器
204b
202b
204a
214
微控制器
中间连接器
202a
HW2 - VP
HW1 - VP
热敏电阻器数据
VN
加湿控制器

图9

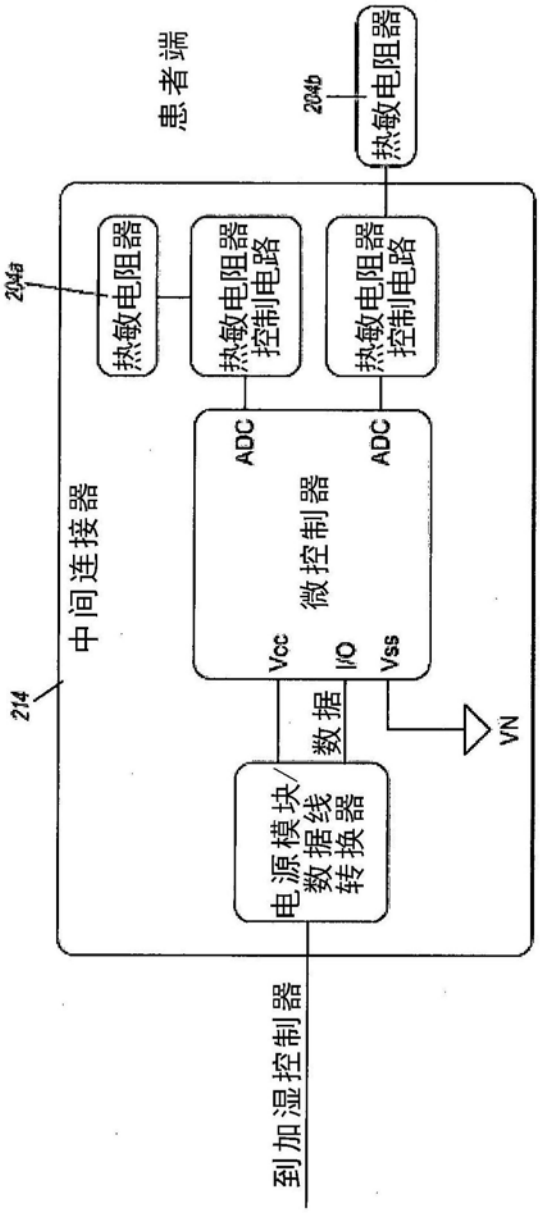

患者端
204b
热敏电阻器
204a
热敏电阻器
热敏电阻器控制电路
热敏电阻器控制电路
ADC
ADC
微控制器
Vcc
I/O
Vss
214
中间连接器
数据
VN
电源模块/数据线转换器
到加湿控制器

图10

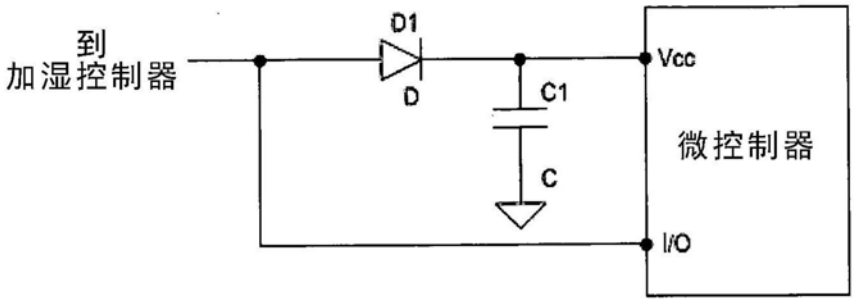

到加湿控制器
D1
D
C1
C
Vcc
微控制器
I/O

图11

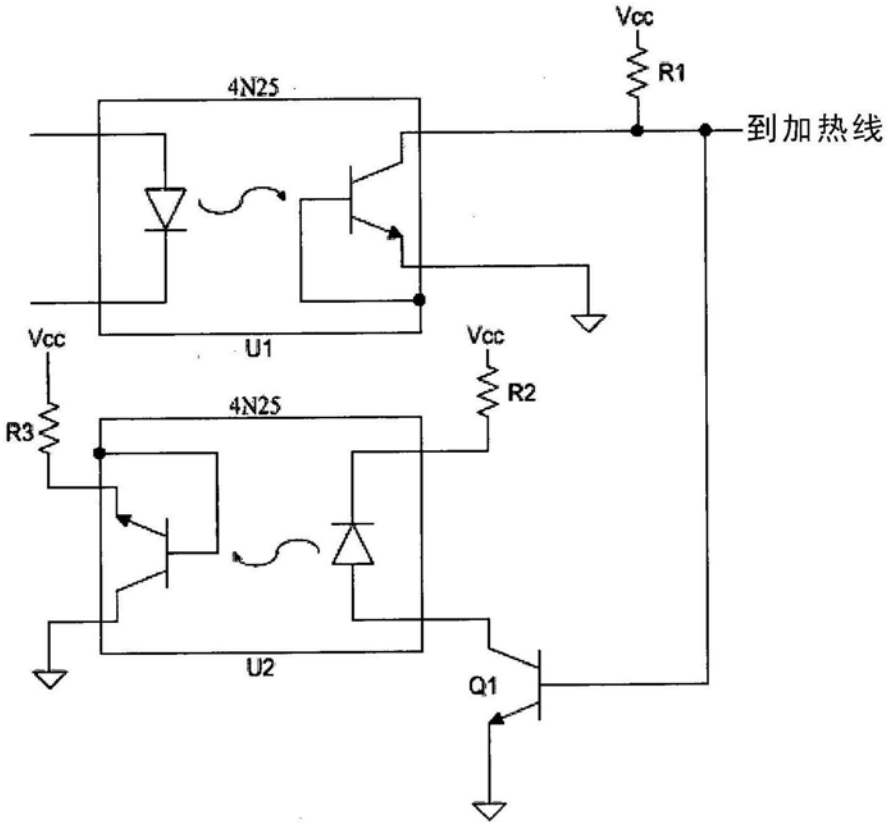


图12

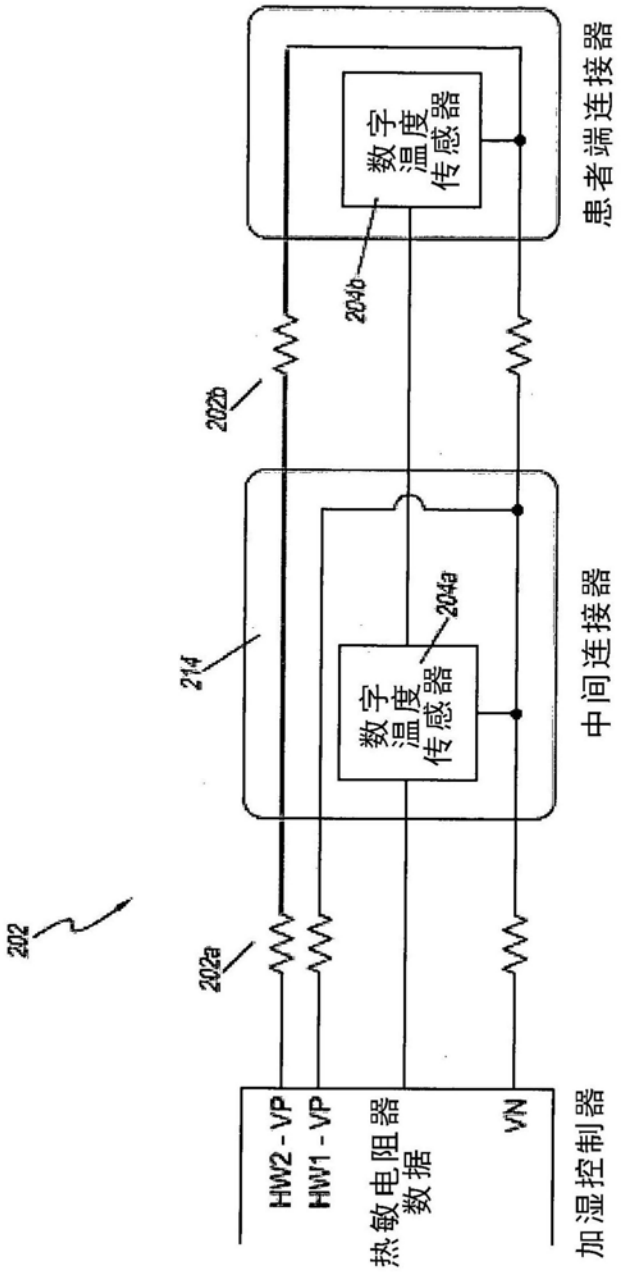

患者端连接器
数字温度传感器
204b
202b
214
中间连接器
204a
数字温度传感器
202
202a
HW2 - VP
HW1 - VP
热敏电阻器数据
VN
加湿控制器

图13

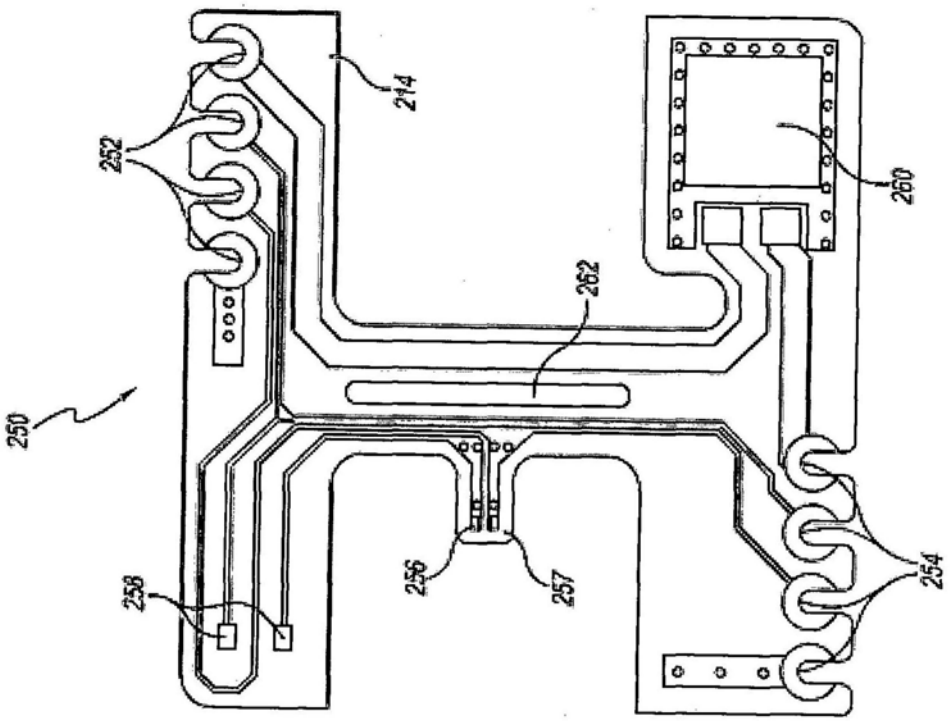

214
252
260
262
250
256
257
254
258

图14A

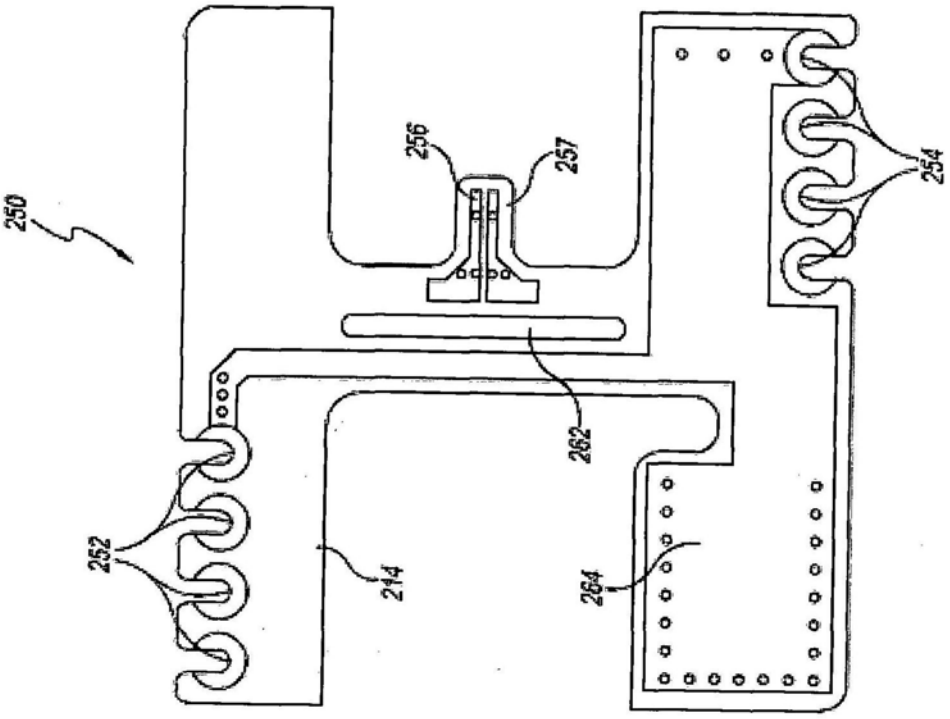

256
257
254
250
262
252
214
264

图14B

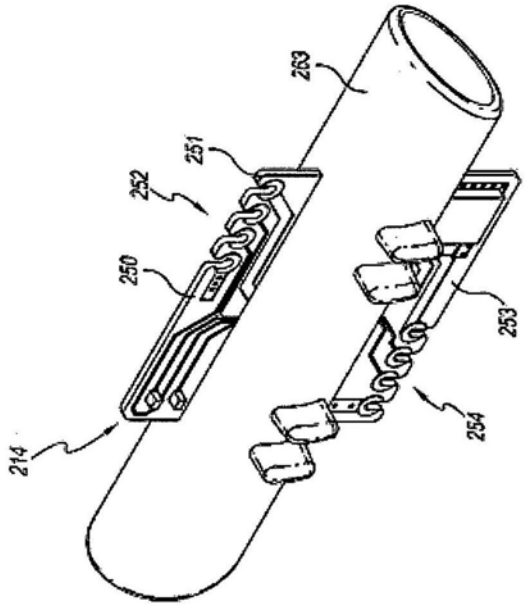


图14C

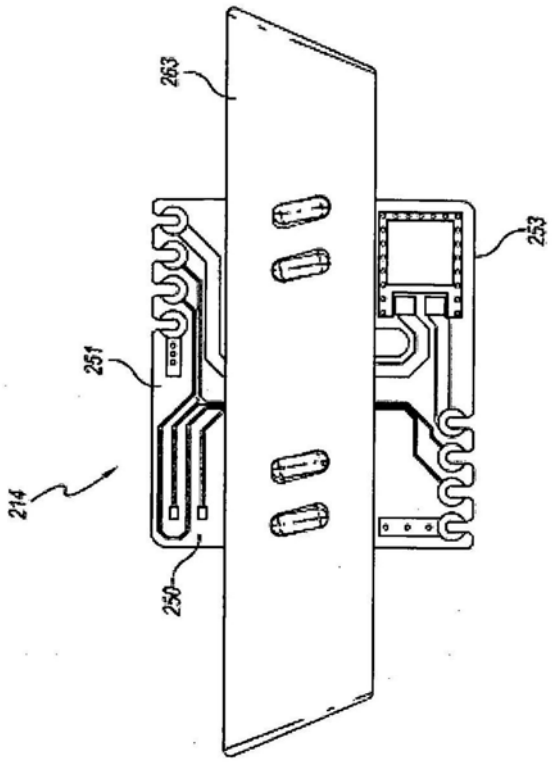


图14D

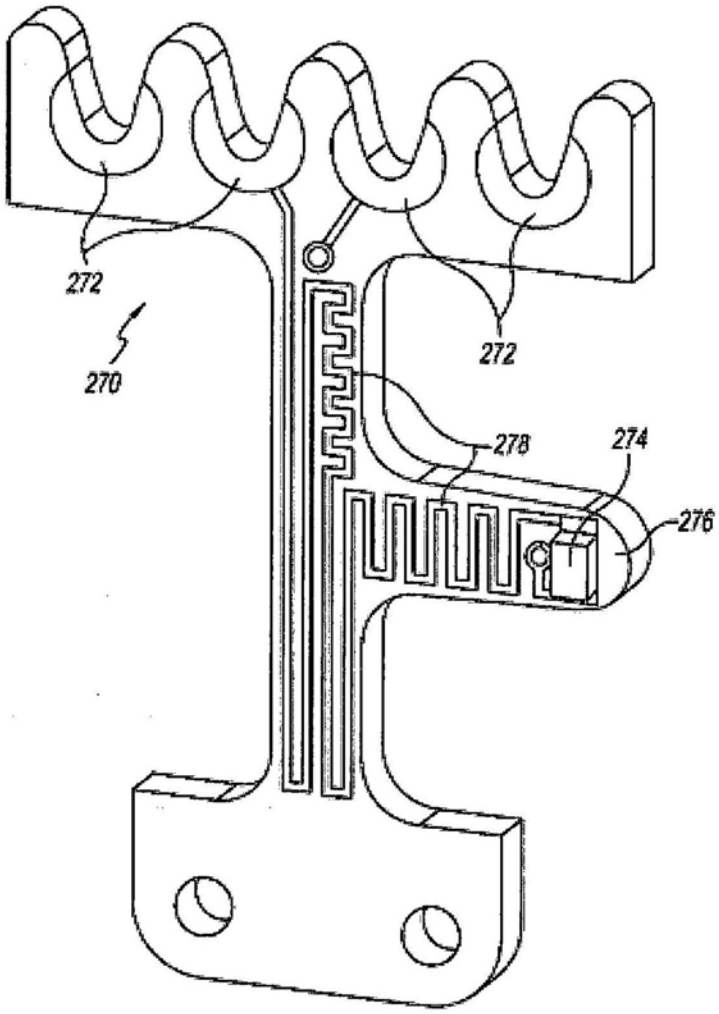


图15A

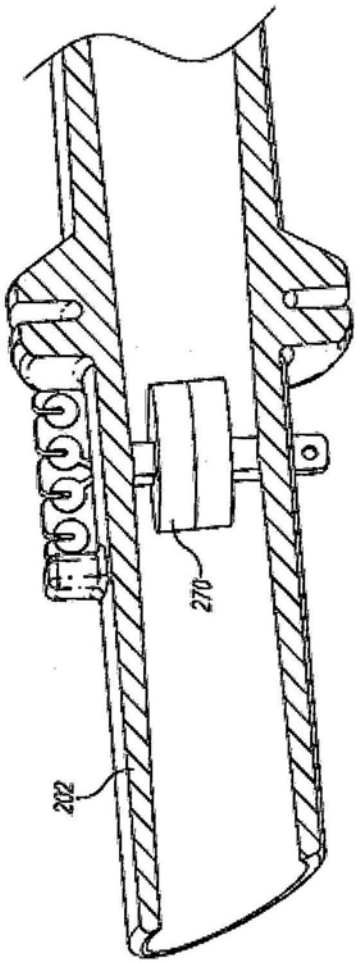


图15B

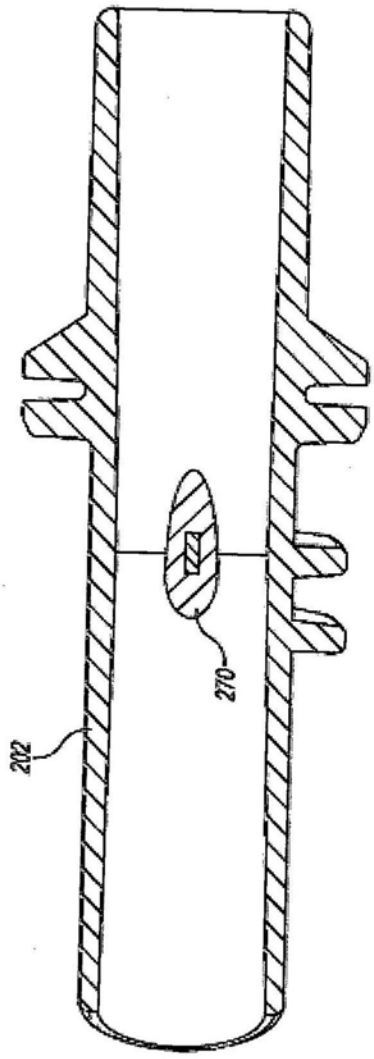


图15C

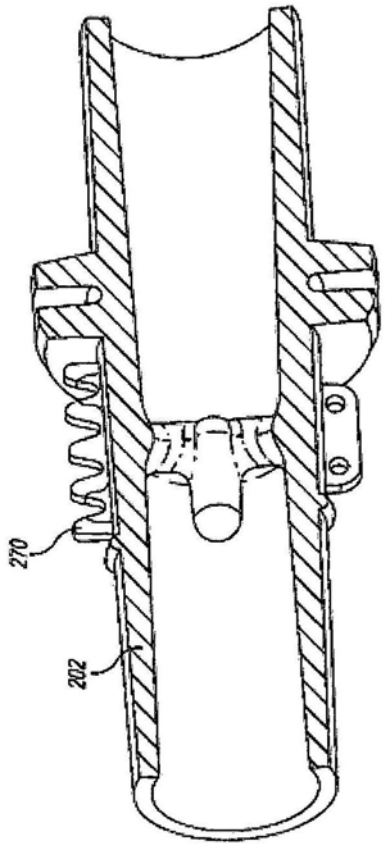


图15D

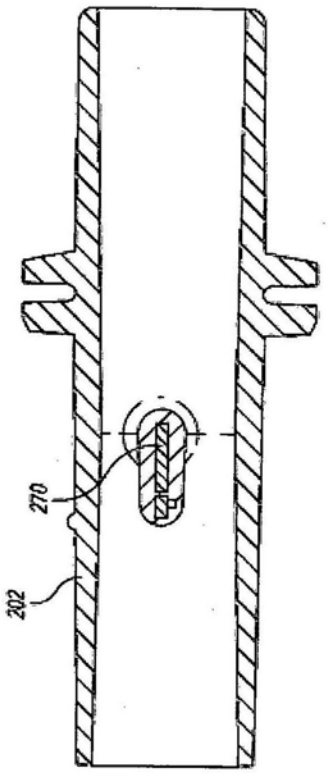


图15E

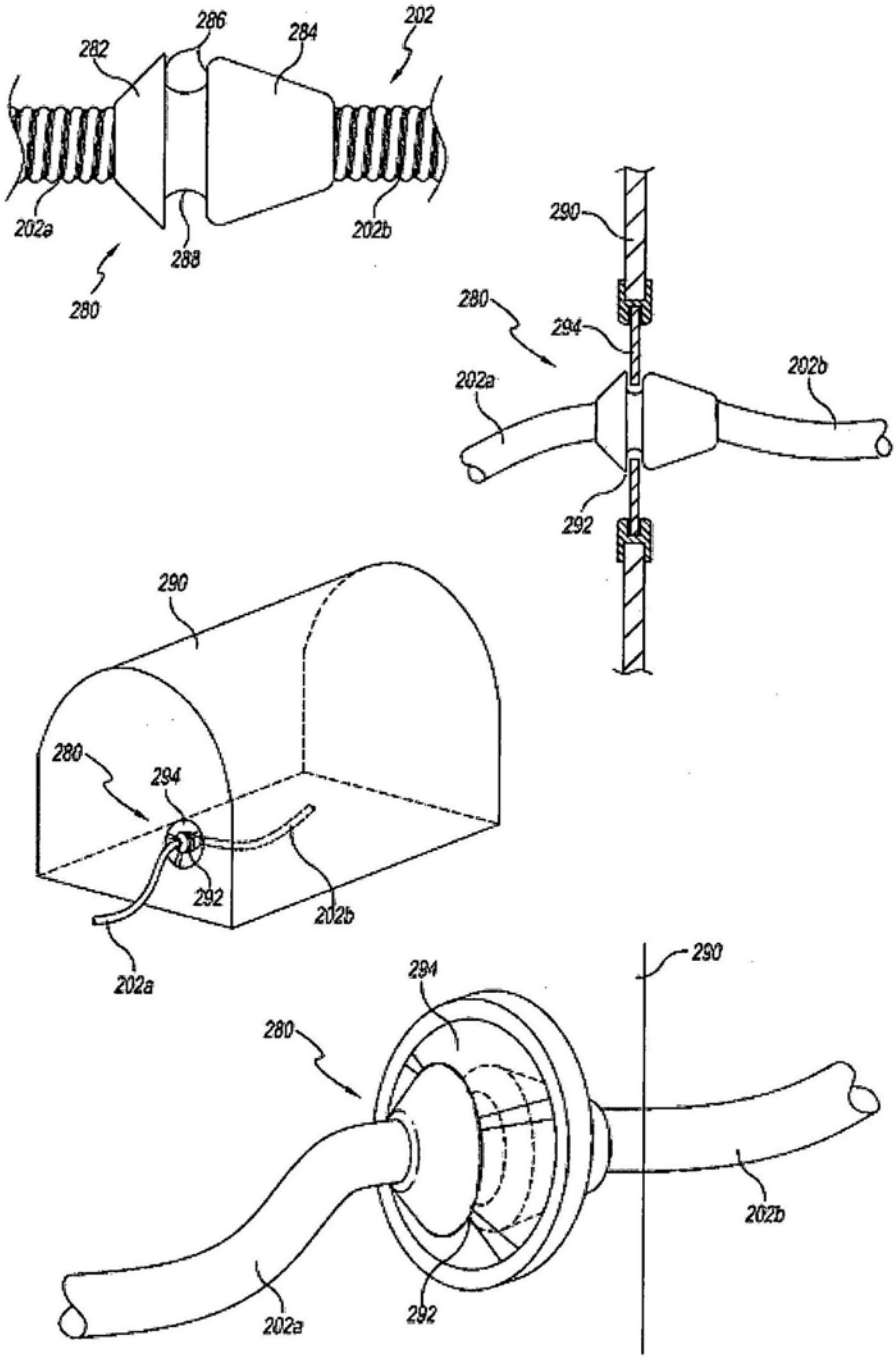

286
284
282
202
202a
202b
288
280
290
280
294
202a
202b
292
290
280
294
292
202b
202a
294
290
280
202b
202a
292

图16A

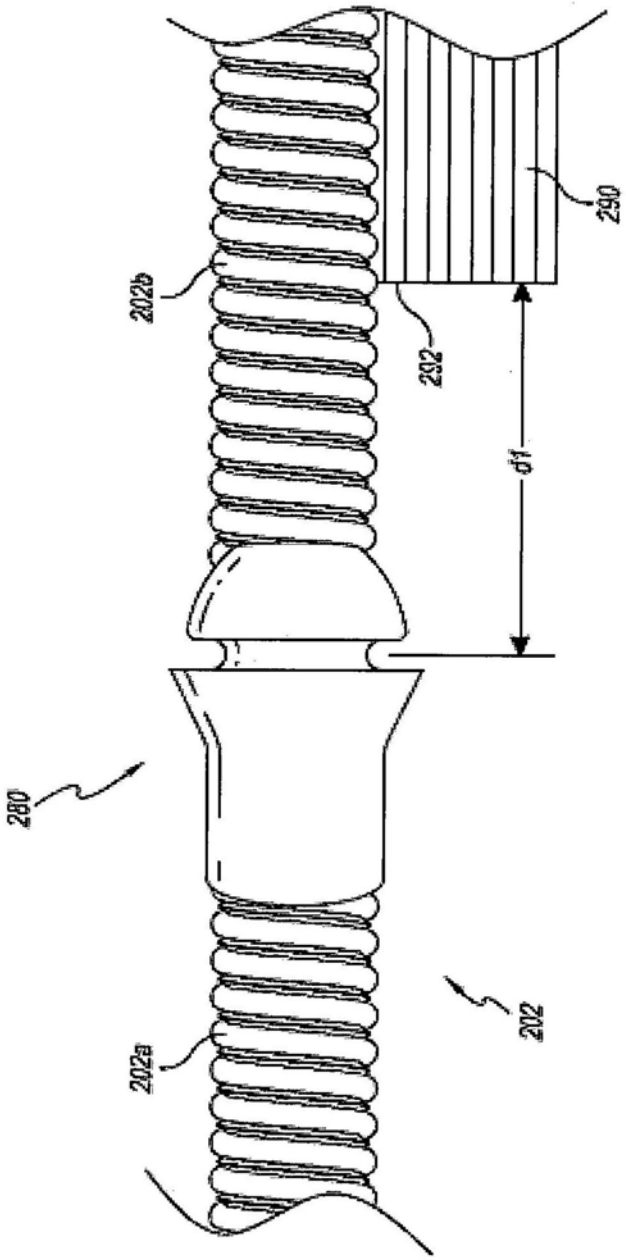


图16B

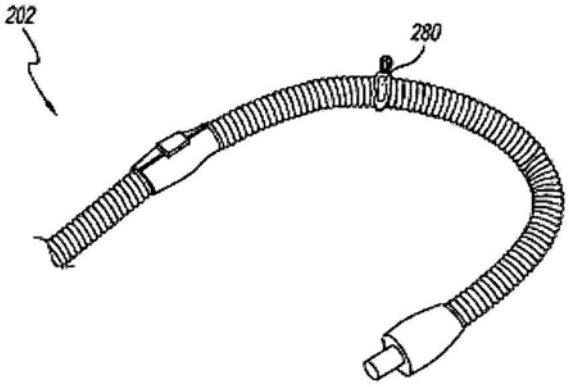


图16C

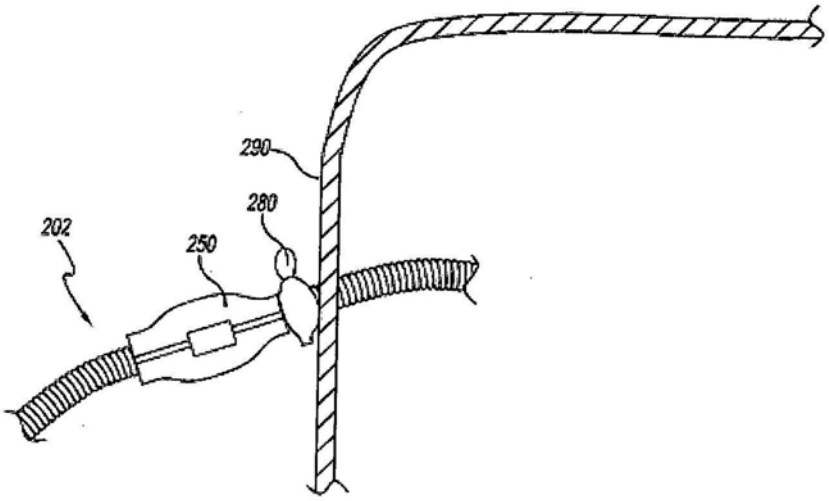


图16D

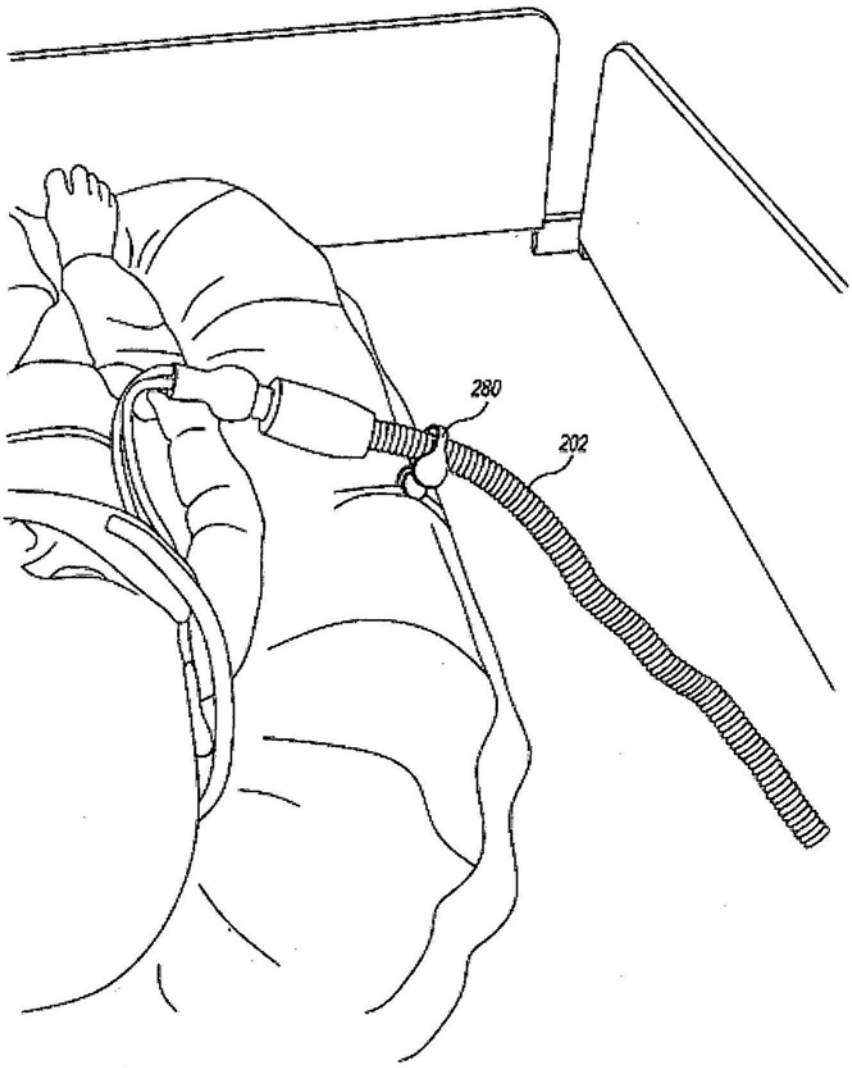


图16E

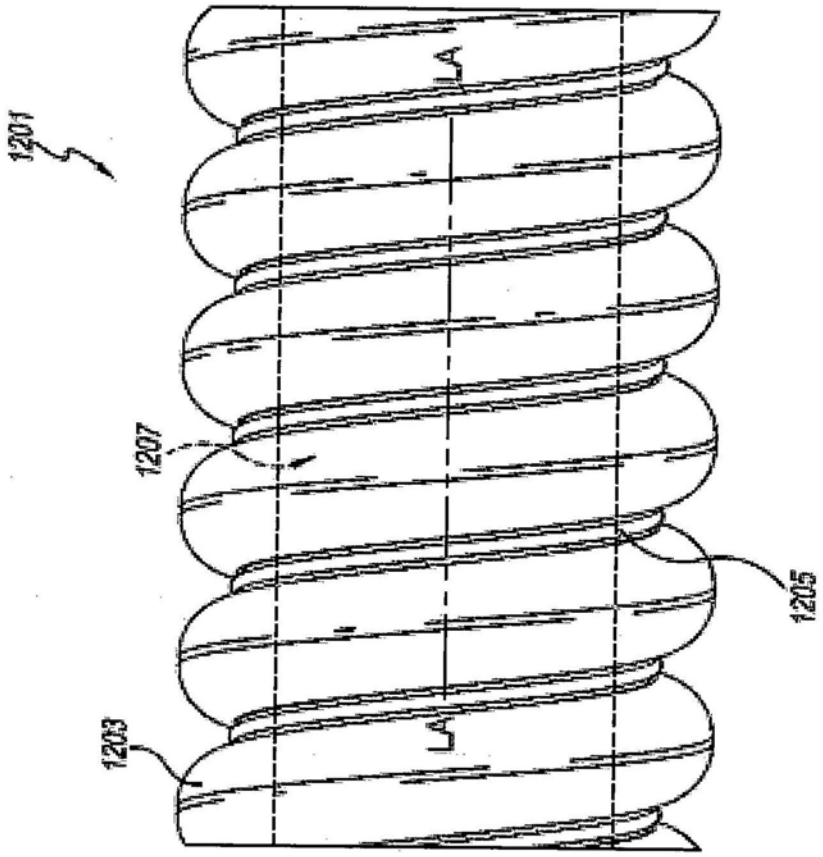

1201
LA
1207
1205
1203
LA

图17A

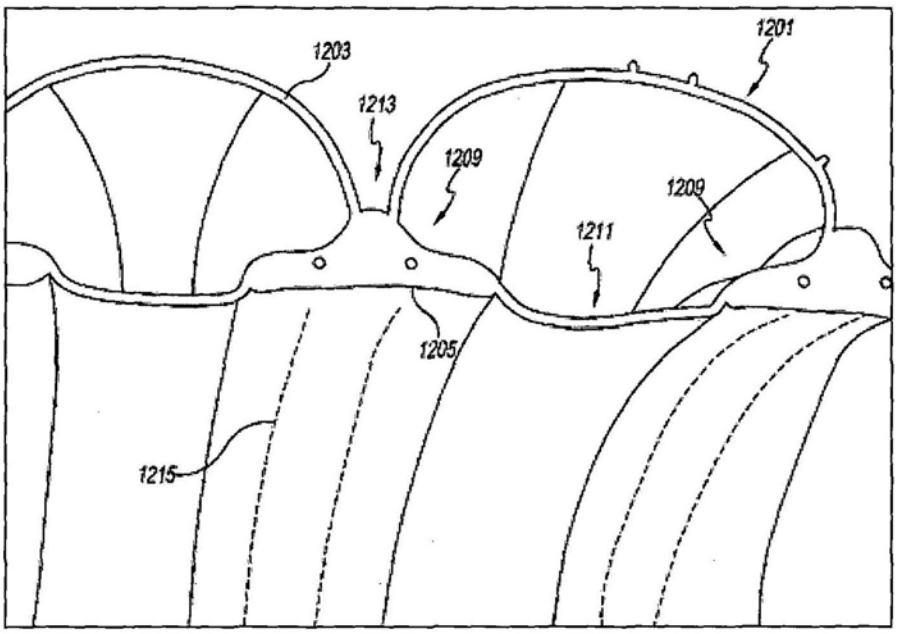

1203
1201
1213
1209
1209
1211
1205
1215

图17B

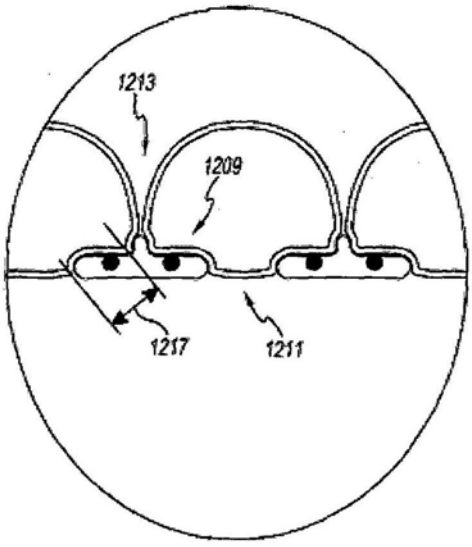


图17C

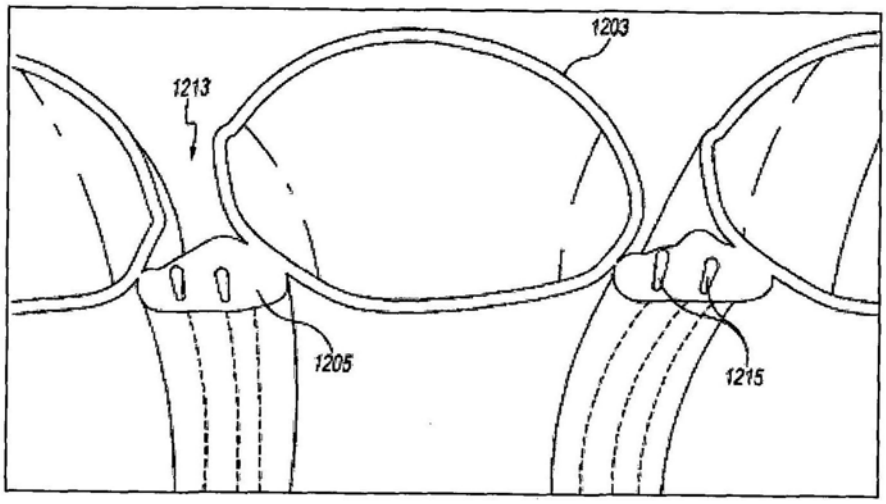


图17D

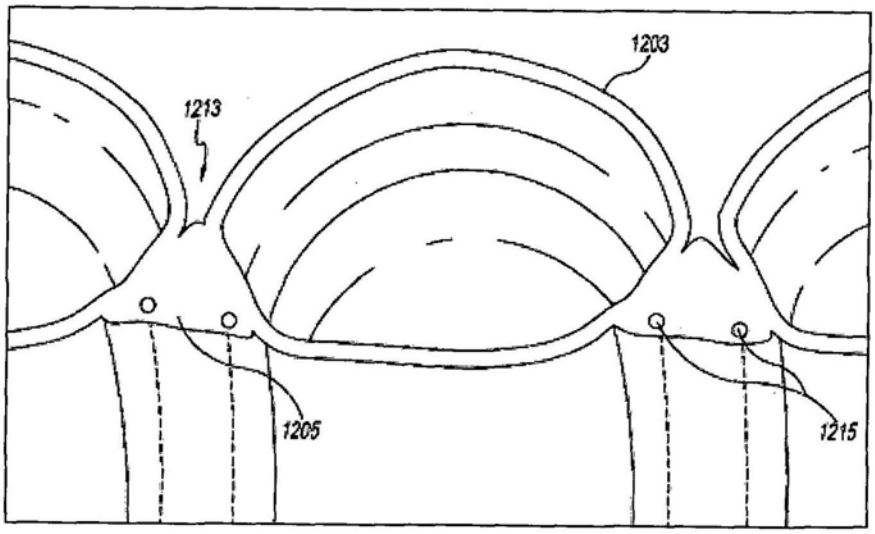


图17E

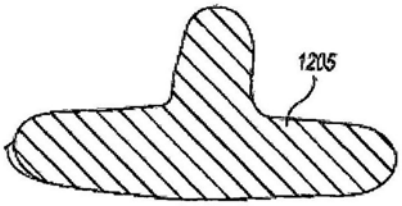


图18A

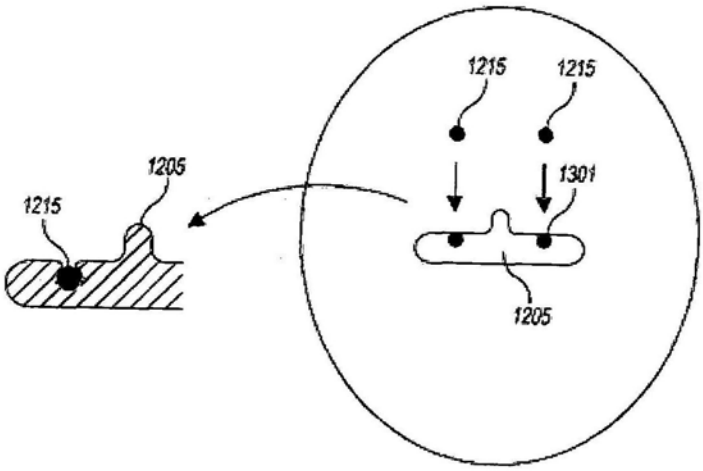


图18B

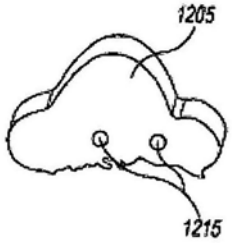


图18C

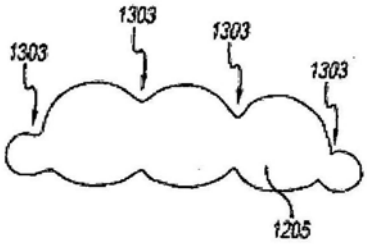


图18D

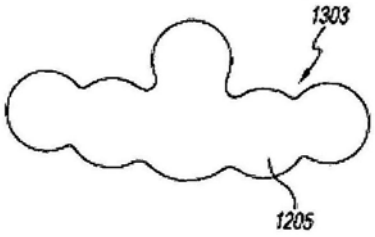


图18E

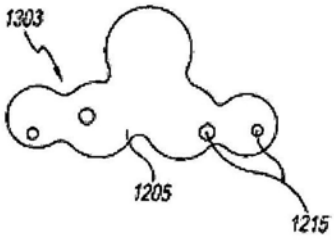


图18F

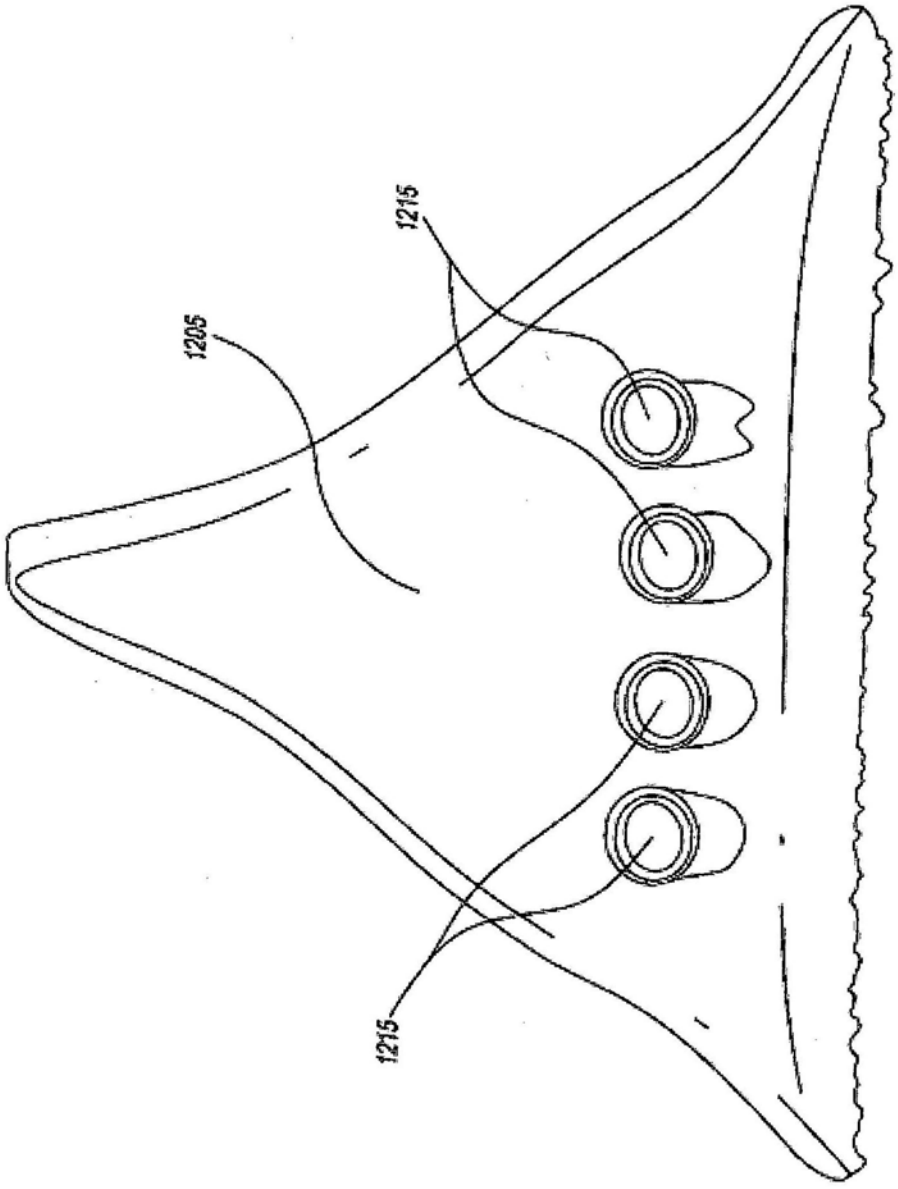


图18G

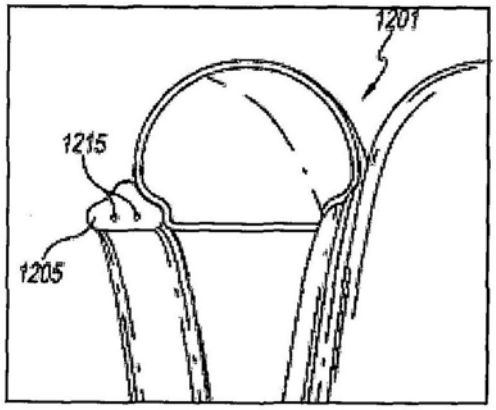


图19A

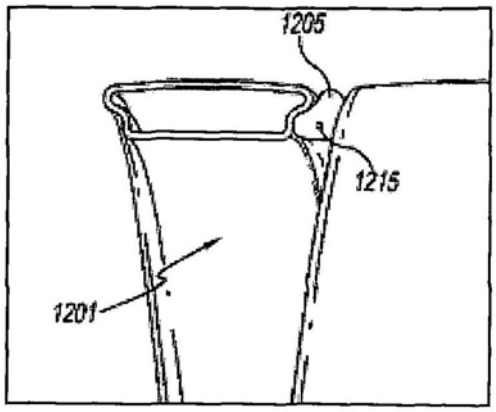


图19B

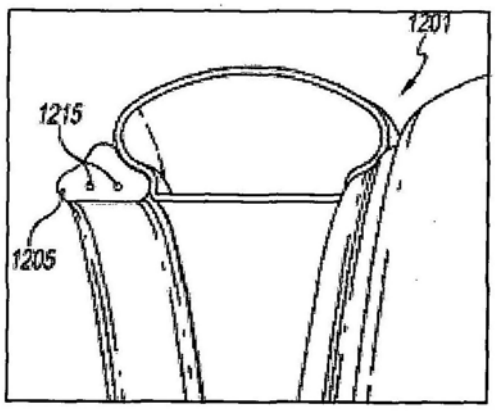


图19C

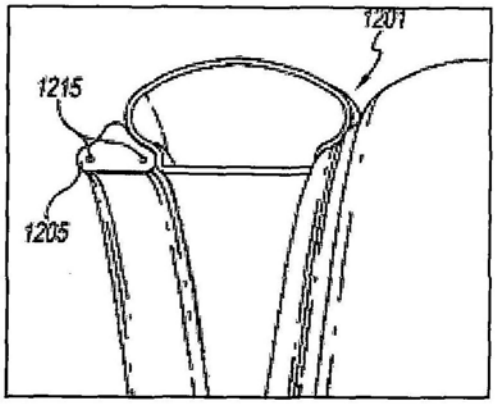


图19D

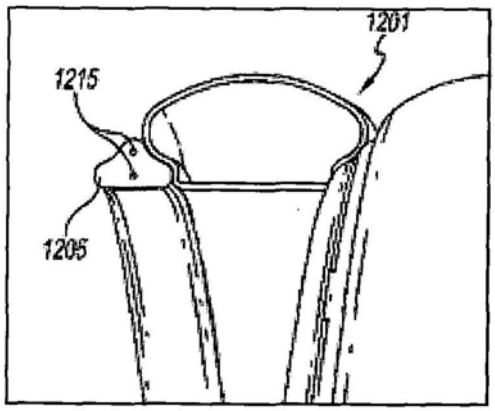


图19E

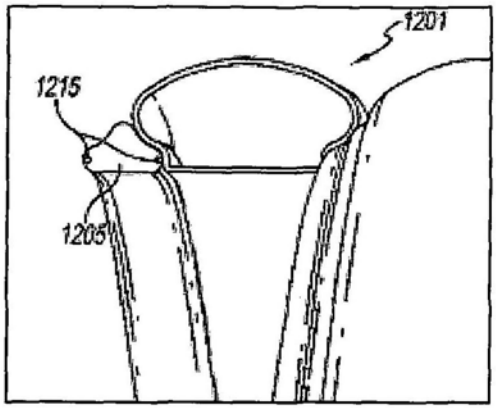


图19F

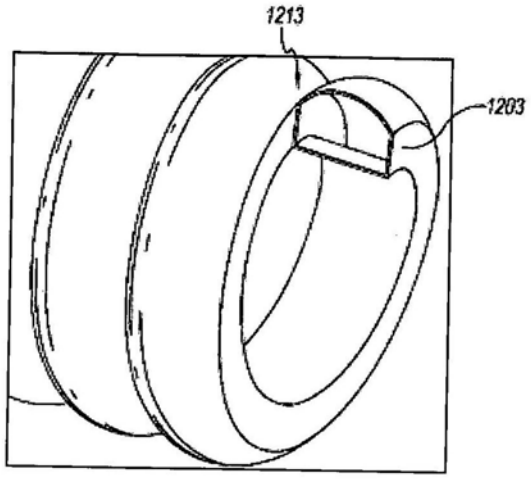


图20A

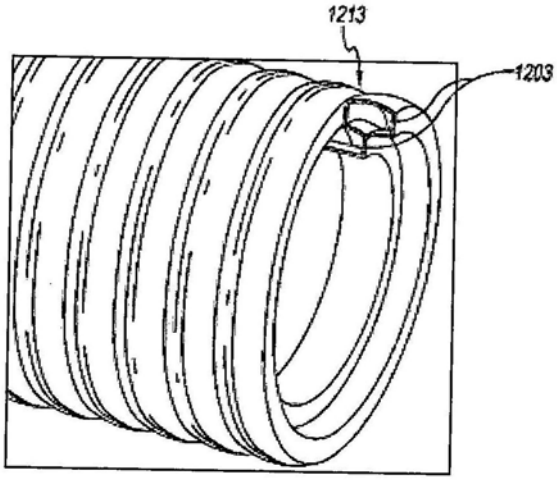


图20B

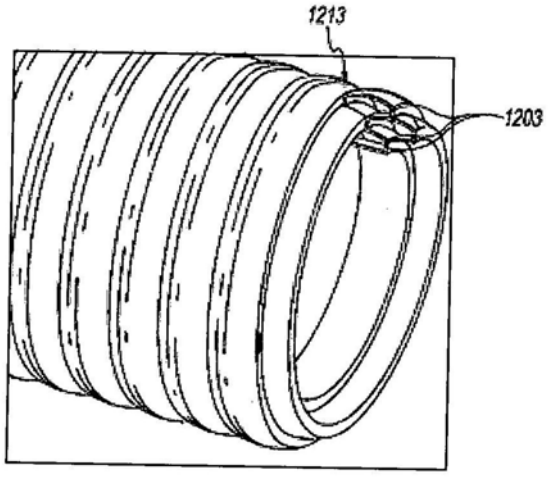


图20C