



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 112972857 B

(45) 授权公告日 2025. 01. 07

(21) 申请号 202110156642.0
(22) 申请日 2016.09.09
(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 112972857 A
(43) 申请公布日 2021.06.18

(30) 优先权数据
62/216,232 2015.09.09 US
62/380,195 2016.08.26 US
(62) 分案原申请数据
201680065542.4 2016.09.09
(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 刘伯彦 皮特·艾伦·西库普
安东尼·詹姆斯·纽兰
马尔克姆·大卫·史密斯 司平
海尔加德·乌斯图伊森
马修·罗伯特·威尔逊
伊恩·李·韦·坤

斯纳亚·阿尔纳希
保罗·詹姆斯·东金
卡尔·安东尼·麦库尔
戴维·罗伯特·肯普斯 林雅仪
卡勒姆·麦克唐纳·罗丝
戴维·约翰·西姆司

(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

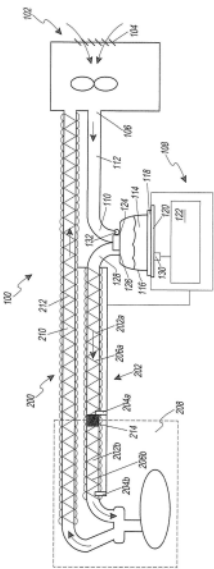
(51) Int.Cl.
A61M 16/08 (2006.01)
A61M 16/16 (2006.01)
A61M 16/10 (2006.01)
A61M 16/01 (2006.01)

(56) 对比文件
CN 103933651 A, 2014.07.23
CN 103528134 A, 2014.01.22

审查员 赵云鹏
权利要求书2页 说明书66页 附图62页

(54) 发明名称
对呼吸回路的分区加热

(57) 摘要
本发明公开一种对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支路，该吸气支路包括包含第一加热丝电路的第一节段以及包含第二加热丝电路的第二节段。该吸气支路可以包括中间连接器，该中间连接器包括将该第一加热丝电路电联接至该第二加热丝电路上的连接电路。该吸气支路可以被配置成以两种模式来运行，其中，在第一模式中，电功率经过该第一电连接向该第一加热丝电路提供电力而不向该第二加热丝电路提供电力，并且在第二模式中，电功率经过该第一电连接向该第一加热丝电路和该第二加热丝电路二者提供电力。



1. 一种呼吸加湿系统,包括:

吸气支路,该吸气支路包括具有第一加热丝的第一节段、具有第二加热丝的第二节段以及温度传感器,该第一和第二加热丝配置成加热流经该吸气支路的呼吸气体,该温度传感器被定位在该第二节段的患者端处或者附近,其中该第一加热丝和第二加热丝是电联接的,该第一加热丝形成第一加热器电路,并且该第一和第二丝一起形成第二加热器电路;

包括硬件处理器的控制模块,该硬件处理器被配置成与该温度传感器和该第一和第二加热丝电连通,该硬件处理器被配置成用于执行软件指令,所述软件指令致使该处理器选择性地控制提供至该第一和第二加热器电路的电力,其中,该处理器被配置成使用:

该第一加热器电路以满足维持该吸气支路的温度曲线所需的该第一加热器电路的电力需求;和/或

该第二加热器电路以满足降低或者消除设定点温度和由该温度传感器测量的患者端温度之间的差值所需的该第二加热器电路的电力需求,

来控制该呼吸气体的加热。

2. 如权利要求1所述的呼吸加湿系统,其中,该处理器配置成确定该第一加热器电路的电力需求,并在开环控制模式下操作。

3. 如权利要求1所述的呼吸加湿系统,其中,将该第一加热器电路的电力需求设定为用于控制该第一加热器电路的特定占空比。

4. 如权利要求3所述的呼吸加湿系统,包括在该系统的流动路径中的流量传感器,并且该处理器配置成测量该呼吸气体的流量,其中,该特定占空比是至少部分地被该流量传感器测量的该呼吸气体的流量确定的固定占空比值。

5. 如权利要求3或4所述的呼吸加湿系统,其中,使用配置成可应用于大多数情形的模型来确定该特定占空比。

6. 如权利要求1所述的呼吸加湿系统,其中,该第一加热器电路的电力需求独立于环境条件。

7. 如权利要求1所述的呼吸加湿系统,其中,该第一加热器电路的电力需求配置成实现该第一节段中的目标温度曲线。

8. 如权利要求7所述的呼吸加湿系统,其中,该目标温度曲线相对于该第二加热器电路利用该第一加热器电路中较大量的加热。

9. 如权利要求7或8所述的呼吸加湿系统,其中,该第一节段中的该目标温度曲线将该第一节段中的该呼吸气体加热至该设定点温度以上。

10. 如权利要求1所述的呼吸加湿系统,其中,该第一加热器电路的电力需求至少部分地基于该第二加热器电路的电力需求。

11. 如权利要求1所述的呼吸加湿系统,其中,该第一加热器电路的电力需求考虑了该第二加热器电路的电力需求。

12. 如权利要求1所述的呼吸加湿系统,其中,该处理器配置成确定该第二加热器电路的电力需求,并在闭环控制模式下操作。

13. 如权利要求1所述的呼吸加湿系统,其中,该第一加热器电路的电力需求是:

i) 通过该第一加热器电路的加热来满足;

ii) 部分地通过该第一加热器电路的加热来满足、并且部分地通过该第二加热器电路

的加热来满足;或者

iii) 通过该第二加热器电路的加热来满足。

14. 如权利要求1所述的呼吸加湿系统,其中,该处理器被配置成使用:

该第二加热器电路作为控制该吸气支路中的加热的主要装置;和

该第一加热器电路提供补充加热。

15. 如权利要求1所述的呼吸加湿系统,包括温度传感器,该温度传感器位于该吸气支路的一部分上,并被配置成测量该吸气支路的表面温度。

对呼吸回路的分区加热

[0001] 本申请是申请日为2016年09月09日,申请号为201680065542.4,PCT国际申请号为PCT/NZ2016/050144,且发明名称为“对呼吸回路的分区加热”的发明专利申请的分案申请。

[0002] 援引并入

[0003] 本申请与以下申请相关:2012年11月14日提交的名称为“对呼吸回路的分区加热(ZONE HEATING FOR RESPIRATORY CIRCUITS)”的美国临时申请号61/726,532;2013年3月14日提交的名称为“对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日提交的名称为“对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日提交的名称为“用于加湿系统的连接件(CONNECTIONS FOR HUMIDICATION SYSTEM)”的美国临时申请号61/877,784;2013年9月13日提交的名称为“医用管道及制造方法(MEDICAL TUBES AND METHODS OF MANUFACTURE)”的美国临时申请号61/877,622;2013年9月13日提交的名称为“加湿系统(HUMIDIFICATION SYSTEM)”的美国临时申请号61/877,566;以及2015年9月9日提交的名称为“对呼吸回路的分区加热”的美国临时申请号62/216,232;以及2016年8月26日提交的名称为“对呼吸回路的分区加热”的美国临时申请号62/380,195,所述申请中的每个申请通过援引以其全部内容并入本文。

[0004] 此外,2012年5月30日提交的名称为“医用管道及制造方法”的PCT申请号PCT/IB 2012/001786、2013年12月4日提交的名称为“医用管道及制造方法”的PCT申请号PCT/NZ 2013/000222、以及2013年11月14日提交的名称为“对呼吸回路的分区加热”的PCT申请号PCT/NZ 2013/000208也通过援引以其全部内容并入本文。

技术领域

[0005] 本披露总体上涉及用于向使用者提供经加湿气体的加湿系统、并且更具体地涉及在与加湿系统一起使用的呼吸回路中加热气体。

背景技术

[0006] 许多气体加湿系统为各种医疗程序(包括呼吸治疗、腹腔镜检查等)提供经加热加湿的气体。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、以及流量。为了在递送给使用者时维持所希望的特性,呼吸回路可以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。这些导管加热器可以被控制来向气体提供热量,使得气体以所希望的特性例如温度和/或湿度到达使用者。加湿系统可以包括温度传感器,该温度传感器向加湿控制器提供反馈,该加湿控制器可以调节和/或修改被递送至这些导管加热器的电力,以在沿着相关联导管的位置处实现目标温度。

发明内容

[0007] 本文描述的系统、方法和装置具有创新的方面,这些方面中没有单方面是不可缺少的或单独地能获得其期望属性的。在不限制权利要求的范围的情况下,现将概述一些

有利的特征。

[0008] 一些实施例提供了一种用于呼吸回路的吸气支路。本文描述的吸气支路特别适用于以下情形：经加热加湿的气体必须穿过两种不同的环境。这在例如婴儿保温箱（其中的温度显著高于周围环境，或者给患者递送气体的导管的一部分位于毛毯下方）中可能是个问题。然而，本文披露的实施例可以用于向患者递送经加热和/或经加湿的气体的任何环境，并且不限于在吸气支路穿过两种不同环境的情况下使用。

[0009] 该吸气支路可以包括该吸气支路的第一节段，该第一节段包括形成导管的第一结构，该导管被配置成用于输送经加湿气体，并且其中该吸气支路的第一节段包括第一加热丝电路。该吸气支路可以包括该吸气支路的第二节段，该第二节段包括形成导管的第二结构，该导管被配置成用于输送经加湿气体，其中第二结构被配置成机械联接至该第一节段的第一结构以形成用于经加湿气体的延长导管，并且其中该吸气支路的第二节段包括第二加热丝电路。该吸气支路可以包括中间连接器，该中间连接器包括将该第一加热丝电路电联接至该第二加热丝电路上的连接电路，该中间连接器可以联接至该吸气支路的第一节段的患者端以及该吸气支路的第二节段的腔室端从而形成用于该经加湿气体的单一导管。该中间连接器可以被该吸气支路的第一节段的一部分、该吸气支路的第二节段的一部分、或该吸气支路的第一和第二节段二者的一部分覆盖，使得该中间连接器在该吸气支路内部。

[0010] 该吸气支路可以被配置成以两种加热模式运行。在第一加热模式中，电功率经过该中间连接器以向该第一加热丝电路提供电力而不向该第二加热丝电路提供电力。在第二加热模式中，电功率经过该中间连接器以向该第一加热丝电路和第二加热丝电路二者提供电力。例如，该中间连接器可以包括电气部件，这些电气部件被配置成至少部分地基于电流流向和/或电压极性来沿着不同路径引导电功率。该中间连接器可以包括以下导电迹线，这些导电迹线可以在第一加热丝电路中的一根或多根丝与第二加热丝电路中的一根或多根丝之间提供短路（例如，直接电连接，而无电气部件介入）。该中间连接器可以包括以下导电迹线，这些导电迹线将第一加热丝电路中的一根或多根丝电联接至第二加热丝电路中的一根或多根丝，其中这些导电迹线包括电气部件，例如但不限于：二极管、晶体管、电容器、电阻器、逻辑门、集成电路等等。在某些实施例中，该中间连接器包括电联接至第一加热丝电路和第二加热丝电路二者上的二极管。在某些实施例中，该吸气支路可以进一步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，该吸气支路进一步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支路的第二节段的患者端处。该吸气支路可以被配置成以两种感测模式运行。在第一感测模式中，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。在第二感测模式中，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二者的信号。在这样的实施例中，算法可以至少部分地基于并行地从第一和第二传感器二者接收到的信号来确定第一传感器所测量的参数。在某些实施例中，该中间连接器包括电联接至第一传感器电路和第二传感器电路二者上的二极管。该患者端连接器可以被配置成提供针对第二传感器电路的电连接部。类似地，患者端连接器可以被配置成提供针对第二加热丝电路的电连接部。这些传感器可以是温度传感器、湿度传感器、流量传感器或类似物。该第一和第二传感器可以是配置成用于测量诸如温度、湿度、流量、氧气百分比等的一个或多个参数的传感器。在一

些实施例中,该第一和第二传感器被配置成用于测量至少一个类似参数(例如,温度、湿度、流量等)。在一些实施例中,可以包括多于两个传感器并可以将其定位在该中间连接器和/或患者端连接器处。

[0011] 一些实施例提供了一种具有吸气支路和控制器的呼吸加湿系统。该吸气支路可以包括:具有第一加热丝电路的第一节段;具有第二加热丝电路的第二节段;具有连接器电路的中间连接器,该连接器电路被配置成用于将该第一加热丝电路电联接至该第二加热丝电路上;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成用于在第一模式与第二模式之间选择性地切换,其中在该第一模式中,该控制器通过该连接器电路向该第一加热丝电路提供电功率,并且在第二模式中,该控制器向该第一和第二加热丝电路提供电功率。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这两个传感器的输入而在模式之间切换。在某些实施例中,切换是至少部分地基于包括温度、流量、湿度、电力中的一个或多个、或其任何组合在内的参数完成的。这些参数可以从第一传感器、第二传感器、或这两个传感器的组合得出或直接得到。在某些实施例中,该第一和第二模式是由电源所提供的电流流向或电压极性限定的。在一些实施例中,该呼吸加湿系统可以包括多于两个传感器,这些传感器提供用于控制该吸气支路的加热的输入。

[0012] 一些实施例提供了一种可以包括吸气支路的双支路回路。这样的吸气支路可以包括:具有第一加热丝电路的第一节段;该吸气支路的具有第二加热丝电路的第二节段;具有连接器电路的中间连接器,该连接器电路被配置成用于将该第一加热丝电路电联接至该第二加热丝电路上;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。该双支路回路还可以包括具有呼气加热丝电路的呼气支路。该双支路系统可以进一步包括连接至该吸气支路和呼气支路上的接口。该双支路系统可以进一步包括控制器,该控制器被适配成用于在第一模式与第二模式之间选择性地切换,其中在该第一模式中,该控制器通过该连接器电路向该第一加热丝电路提供电功率,并且在第二模式中,该控制器向该第一和第二加热丝电路提供电功率。在某些实施例中,呼气支路的加热是使用该呼气加热丝电路进行,独立于使用第一和第二加热丝电路对该吸气支路的加热。在某些实施例中,呼气支路与该吸气支路的第一节段中的第一加热丝电路并联地和/或与第一以及第二加热丝电路并联地被供电。在某些实施例中,呼气支路可以被设计成仅在该第一模式中、仅在该第二模式中、或在该第一模式以及该第二模式二者中被供电。在某些实施例中,该接口通过Y形件进行连接。可以引入任何合适的患者接口。患者接口是广义术语并且被本领域的普通技术人员赋予了其普通且惯常的含义(也就是说,它不限于特殊或自定义的含义),并且包括但不限于罩(例如气管罩、面罩以及鼻罩)、插管以及鼻枕。

[0013] 在一些实施例中,提供了一种分段式吸气支路,其中这些节段的结构包括长形管道。这些长形管道可以包括具有中空本体的第一长形构件,该第一长形构件螺旋地缠绕以至少部分地形成导管,该导管具有纵向轴线、沿着该纵向轴线延伸的内腔、以及环绕该内腔的中空壁。这些长形管道可以包括第二长形构件,该第二长形构件螺旋地缠绕并且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道的内腔的至少一部分。在某些实现方式中,该第一长形构件在纵截面中形成多个泡体,这些泡体在该内腔处具有平坦化表面。在某些实现方式中,相邻泡体由该第二长形构件上方的空隙隔开。在某些实现方

式中,相邻泡体不是彼此直接相连的。在某些实现方式中,该多个泡体具有穿孔。

[0014] 一些实施例提供了一种具有两个控制回路的呼吸加湿系统。该呼吸加湿系统可以包括吸气支路,该吸气支路包括具有第一加热丝的第一节段、具有第二加热丝的第二节段。该呼吸加湿系统还可以包括传感器,该传感器被定位在该第二节段的患者端处以用于测量患者端参数。该第一和第二加热丝是电联接的,该第一加热丝形成第一加热器电路,并且该第一丝和第二丝形成了第二加热器电路。该呼吸加湿系统可以包括硬件控制器,该硬件控制器被配置用于接收传感器的输出。该硬件控制器可以进一步被配置成用于在该传感器的输出与患者端参数设定点之间的差小于预定阈值时向该第一加热器电路提供电功率、并且在该传感器的输出值与该患者端参数设定点之间的差等于或大于该预定阈值时向该第二加热器电路提供电功率。当该硬件控制器向该第一加热器电路提供电功率时,该硬件控制器可以被配置成向该第一加热器电路提供最大电力。在一些实施例中,该呼吸加湿系统可以进一步包括具有连接器电路的中间连接器,该连接器电路被配置成用于将该第一和第二加热丝电连接。在一些实施例中,该患者端参数可以是温度。在一些实施例中,该第一加热丝和第二加热丝可以暴露于不同的周围环境下。在一些实施例中,该第一加热丝和第二加热丝可以暴露于不同的环境温度下。在一些实施例中,被供应给第一和/或第二加热器电路的电力可以由PID控制方案确定。

[0015] 一些实施例提供了一种具有两个控制回路的呼吸加湿系统。该呼吸加湿系统可以包括吸气支路,该吸气支路具有第一加热丝的第一节段、具有第二加热丝的第二节段、以及被定位在第二节段的患者端处以用于测量患者端参数的温度传感器。该第一和第二加热丝可以是电联接的,该第一加热丝形成第一加热器电路,并且该第一丝和第二丝形成了第二加热器电路,该第一和第二加热丝被配置成用于加热经过该吸气支路的呼吸气体。该呼吸加湿系统可以包括流量传感器,该流量传感器处于该系统的流动路径中并且被配置成用于测量所述呼吸气体的流量。该呼吸加湿系统可以包括硬件处理器,该硬件处理器与第一和第二加热丝以及温度传感器和流量传感器处于电连通。该硬件处理器可以被配置成用于执行软件指令,所述软件指令可以致使该处理器控制该第一和第二加热器电路。当该传感器的输出与患者端参数设定点之间的差小于预定误差阈值时,该处理器可以被配置成使用该第一加热器电路来将所述呼吸气体加热直至在该第一加热丝中达到最大温度。当该传感器的输出与该患者端参数设定点之间的差等于或大于该预定误差阈值时,该处理器可以被配置成使用该第二加热器电路来加热所述呼吸气体。被提供至该第一加热器电路的最大电力可以是基于该流量的第一最大值或第二最大值,该第一最大值大于该第二最大值。

[0016] 在一些实施例中,该最大功率可以在测得流量大于流量阈值时是该第一最大值,并且在测得流量小于该流量阈值时是该第二最大值。在一些实施例中,该流量阈值可以在约2.4lpm与约5lpm之间。在一些实施例中,该流量阈值可以为约3.5lpm。在一些实施例中,该流量阈值可以为约3lpm。

[0017] 在其他实施例中,当该第一最大功率被提供至该第一加热器电路、并且测得流量减小至从高流量到低流量的阈值时,被提供至该第一加热器电路的最大功率可以切换为该第二最大功率。当该第二最大功率被提供至该第一加热器电路、并且流量增大至从低流量到高流量的阈值时,被提供至该第一加热器电路的最大功率可以切换为该第一最大功率,该从高流量到低流量的阈值小于该从低流量到高流量的阈值。在一些实施例中,该从高流

量到低流量的阈值可以在约2.4lpm与约5lpm之间。在一些实施例中,该从低流量到高流量的阈值为约6.5lpm。

[0018] 在具有流量传感器的一些实施例中,该吸气支路的第一节段的与该第二节段相邻的部分可以与该第二节段暴露于相同的周围环境下。在一些实施例中,该第一节段的该部分和该第二节段可以位于保温箱内部,并且该第一节段的其余部分可以位于该保温箱外部。

附图说明

[0019] 遍及所有附图,可以重复使用附图标记来指示参考要素之间的一般对应性。提供附图是为了展示本文所描述的示例性实施例并且不旨在限制本披露的范围。

[0020] 图1展示了用于向使用者递送经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,该呼吸回路包括在每个节段中具有传感器的分段式吸气支路。

[0021] 图2展示了用于加湿系统的分段式吸气支路,该分段式吸气支路具有中间连接器,该中间连接器被配置成用于联接这两个节段中的加热丝和传感器。

[0022] 图3A和3B展示了示例性电路图,包括用于向呼吸回路的分段式吸气支路中的加热丝提供电力的有源整流电源,其中该电路被配置成在第一模式中向该吸气支路的第一节段中的加热丝供电、并且在第二模式中向这两个节段中的加热丝供电。

[0023] 图4A-4D展示了具有吸气支路和呼气支路的示例性加湿系统,其中这些加湿系统被配置成控制这两个支路中的加热丝。

[0024] 图5展示了示例性系统的框图,该系统被配置用于检测吸气支路的延伸段的存在并且向吸气支路中的加热丝、吸气支路的延伸端、以及呼气支路提供电力。

[0025] 图6A和6B展示了加湿系统中的示例性电路图,其中这些电路被配置成从两个传感器读取数据。

[0026] 图7展示了加湿系统中的示例性电路图,其中该电路被配置成使用两个晶体管来读取温度数据。

[0027] 图8A和8B展示了用于具有吸气支路和呼气支路的呼吸回路的硬件配置的示例性图,该吸气支路具有第一节段和第二节段。

[0028] 图9展示了加湿系统的示例性实施例,该加湿系统利用中间连接器中的微控制器来测量数据以控制加热、并读取吸气支路中的传感器值。

[0029] 图10展示了用于吸气支路的示例性中间连接器的框图,其中该中间连接器使用了微控制器。

[0030] 图11展示了图10中展示的中间连接器中所包含的示例性功率模块和数据线路转换器的电路图。

[0031] 图12展示了与图10中展示的中间连接器结合使用的示例性双光耦合器电路的电路图,用于在电源板上的控制侧与AC侧之间提供双向数据通信。

[0032] 图13展示了结合有用于与具有带至少两个节段的吸气支路的呼吸回路一起使用的数字温度传感器的示例性加湿系统的电路图。

[0033] 图14A和14B展示了中间连接器的示例性印刷电路板(“PCB”)。

[0034] 图14C和14D展示了中间连接器的示例性实施例。

- [0035] 图15A展示了患者端连接器的示例性PCB。
- [0036] 图15B-15E展示了患者端连接器的示例性实施例。
- [0037] 图16A-16E展示了用于分段式吸气支路的安插限位器的示例性实施例。
- [0038] 图17A展示了示例性复合管道的区段的侧视平面图。
- [0039] 图17B展示了与图17A的示例性复合管道相似的管道的顶部部分的纵截面。
- [0040] 图17C展示了另一个纵截面,用于展示复合管道中的第一长形构件。
- [0041] 图17D展示了管道的顶部部分的另一个纵截面。
- [0042] 图17E展示了管道的顶部部分的另一个纵截面。
- [0043] 图18A展示了复合管道中的第二长形构件的横截面。
- [0044] 图18B展示了第二长形构件的另一个横截面。
- [0045] 图18C展示了另一个示例性第二长形构件。
- [0046] 图18D展示了另一个示例性第二长形构件。
- [0047] 图18E展示了另一个示例性第二长形构件。
- [0048] 图18F展示了另一个示例性第二长形构件。
- [0049] 图18G展示了另一个示例性第二长形构件。
- [0050] 图19A-C展示了被配置成用于提高热效率的第一长形构件形状的实例。
- [0051] 图19D-F展示了被配置成用于提高热效率的细丝安排的实例。
- [0052] 图20A-C展示了第一长形构件堆叠的实例。
- [0053] 图21A展示了被配置成独立控制两个加热器的示例性电路图。
- [0054] 图21B展示了被配置成对两个加热器提供门控控制的示例性电路图。
- [0055] 图21C展示了被配置成在对两个加热器的独立控制与门控控制之间切换的示例性电路图。
- [0056] 图22A展示了包括逻辑模块和模式继电器的示例性电路图,该模式继电器被配置成实现对两个加热器、或分段式加热器的控制。
- [0057] 图22B展示了被配置成控制两个加热器的模式继电器的框图。
- [0058] 图22C展示了被配置成控制分段式加热器的模式继电器的框图。
- [0059] 图23展示了示例性电路图,该示例性电路图被配置成在对两个加热器的独立控制或对两个加热器的门控控制之间切换、并且用于提供关于图22A中展示的示例性电路图所描述的功能。
- [0060] 图24A展示了被配置成并行控制两个加热器的示例性电路图。
- [0061] 图24B展示了图24A中展示的加热器模块的示例性配置,其中这些加热器均包括二极管以控制电流的流动。
- [0062] 图24C展示了在图24A中展示的示例性电路图,其被配置成通过使用加热器模块来控制分段式加热器。
- [0063] 图24D展示了图24C中展示的加热器模块的示例性配置。
- [0064] 图25A-25C展示了另一个示例性电路图,其被配置成使用有源整流电路来并行控制两个加热器。
- [0065] 图26展示了用于控制分段式加热器的示例性方法的流程图。
- [0066] 图27展示了示例性的目标温度曲线。

- [0067] 图28展示了功能性框图,用于展示控制模块的处理部件、与加热器节段相关的需求、以及应用控制模块的确定结果之间的关系。
- [0068] 图29展示了示例性控制算法的流程图。
- [0069] 图30展示了示例性PID控制方案的流程图。
- [0070] 图31展示了另一种示例性控制算法的流程图。
- [0071] 图32A-C展示了示例性中间连接器。
- [0072] 图33A-C展示了用于中间连接器的示例性盖件。
- [0073] 图34展示了带有通过二极管直接联接在一起的加热丝的吸气支路和延伸支路的示例性实施例。
- [0074] 图35展示了另一种示例性控制算法的流程图。
- [0075] 图36展示了另一种示例性控制算法的流程图。
- [0076] 图37展示了另一个示例性PID控制方案的流程图。
- [0077] 图38展示了用于与加湿系统一起使用的吸气导管的另一个示例性实施例。
- [0078] 图39A-B展示了吸气支路和延伸支路相对于保温箱的示例性构型。
- [0079] 图40展示了具有低流量控制部分的另一种示例性控制算法的流程图。
- [0080] 图41展示了另一个示例性低流量控制部分的流程图。
- [0081] 图42展示了中间连接器的另一个示例性PCB。
- [0082] 图43展示了患者端连接器的另一个示例性PCB。
- [0083] 图44A-B展示了腔室端连接器的示例性PCB。

具体实施方式

[0084] 本文描述了分段式吸气支路、多区加热、以及吸气和/或呼气支路加热的某些实施例和实例。本领域技术人员将了解,本披露扩展超出了这些具体披露的实施例和/或用途以及其明显的修改和等效物。因此,意图是本文披露的披露范围不应被本文描述的任何特定的实施例限制。

[0085] 本文描述了用于向呼吸加湿系统的呼吸回路中的分段式吸气支路提供热量、或者向吸气和/或呼气支路提供热量的系统和方法。应了解的是,虽然本文大部分描述是在呼吸回路中的分段式吸气和/或呼气支路的背景下,但是在希望在分段式气体递送导管中提供差分加热或者对诸如呼吸应用、外科手术应用或其他应用中的单独气体递送导管提供独立加热的其他情境下,也可以实施本披露的一个或多个特征。

[0086] 本披露在向导管提供热量的背景下涉及加热丝、加热元件、和/或加热器。例如,加热丝是广义术语、并且被本领域的普通技术人员赋予了其普通且惯常的含义(也就是说,它不限于特殊或自定义的含义)、并且包括但不限于在提供电功率时产生热量的加热条和/或导电元件。此类加热元件的实例包括由导电金属(例如,铜)、导电聚合物、印在导管表面上的导电油墨、用于在导管上创建迹线的导电材料等制成的丝。此外,本披露在气体递送的背景下涉及导管、支路以及医用管道。例如,管道是广义术语、并且被本领域的普通技术人员赋予了其普通且惯常的含义、并且包括但不限于具有各种各样截面的通路(例如,圆柱形通路和非圆柱形通路)。某些实施例可以引入复合管道,该复合管道可以总体上被定义为包括两个或更多个部分、或者确切地的一些实施例中包括两个或更多个部件的管道,如下文更

详细地描述的。包括所披露的医用管道的分段式支路还可以用于呼吸回路中,例如连续、可变或双水平气道正压(PAP)系统或另一种形式的呼吸治疗。术语“导管”和“支路”应以类似于管道的方式来解释。

[0087] 当经加热加湿的呼吸管道被用于保温箱或温控环境(或存在温度变化的任何区域,例如在用于烧伤伤者的辐射加热器周围、或在患者所使用的毛毯下方)时,该呼吸管道可以穿过至少两个不同的区域:较低温度区域(例如,保温箱外部的区域)以及较高温度的区域(例如,保温箱内部的区域)。如果通过单一加热器来将管道沿其整个长度进行加热,则这些区域之一取决于哪个区域被感测(例如,哪个区域包含温度传感器)而倾向于处于不希望的、不适宜的、或非最佳的温度下。如果加热器受控于保温箱内部的传感器(例如,患者端温度传感器),则该保温箱外部的区段将倾向于太冷,这可能导致冷凝。相反,如果加热器受控于保温箱外部的传感器,则该保温箱内部的区段倾向于太热,这可能导致被提供至患者的气体过热。相应地,本披露描述了对分段式呼吸管道中的热量提供控制的系统和方法,其中每个节段具有向控制模块提供反馈的相关联传感器。虽然本文针对两个区域描述了若干个实施例,但是此类系统还可以被扩展以适应与额外的区域、节段、或区域一起使用。例如,在包括三个温度区域的实施例中,可以至少部分地基于这些区域中的三个不同的温度传感器来加热呼吸管道的节段。此外,在此披露的实施例可以至少部分地基于患者端处的参数来控制被递送至呼吸管道的热量,从而绕过或忽略沿着该导管位于中间点处的一个或多个传感器。此外,本文披露的实施例可以使用由以下传感器提供的参数来控制被递送至呼吸管道的热量,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、氧气传感器等。

[0088] 控制模块可以监测并且控制多个区域或区段中的加热温度。该控制模块可以被配置成使用本文描述的连接组件实施例来在第一模式中向呼吸管道的第一区段、并且在第二模式中向整个呼吸管道提供热量。本文描述的实施例可以在没有悬空导线、暴露的连接器和/或患者端电连接部的情况下使用。如本文使用的悬空导线包括延伸到呼吸管道外、经过呼吸管道内部、并且作为该呼吸管道的一部分被并入、模制或以其他方式形成或包含的电连接部。该控制模块可以被定位在加湿器内或其外部。在一些实施例中,该控制模块被定位在加湿器内,以用于:控制与吸气支路的第一节段、吸气支路的第二节段、以及呼气支路相关联的加热丝;并且读取来自与吸气支路的第一和第二节段和/或呼气支路相关联的传感器的参数。在一些实施例中,该控制模块被配置成独立地控制与吸气支路相关联的加热丝以及与呼气支路相关联的加热丝。

[0089] 该控制模块还可以适应性地改变这些节段的温度。例如,该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、基于间期的、或其他方案,例如中断或基于事件的监测。例如,对温度传感器的监测可以基于:来自模数转换器的读数值;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。

[0090] 在一些实施例中,可以在使用过程中至少部分地基于来自与每个节段相关联的传感器的反馈来改变被递送至吸气支路的第一节段和吸气支路的第二节段的电力之比。例如,可以改变该电力之比,使得每个节段被加热至减少或消除冷凝的温度。作为另外的实

例,可以改变该电力之比,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、氧气传感器、流量传感器等)的反馈来连续地改变该电力之比。可以以不同的方式来改变该电力之比。例如,可以通过改变电力信号(包括但不限于,电压和/或电流)的振幅、电力信号的持续时间、电力信号的占空比、或对电力信号的其他适当改变来改变该电力之比。在实施例中,通过改变所提供的电流的振幅来改变该电力之比。类似地,在一些实施例中,可以在使用过程中至少部分地基于来自与每个支路相关联的传感器的反馈来改变被递送至吸气支路和呼气支路的电力之比。

[0091] 一些实施例提供了一种包括加热丝的吸气支路,所述加热丝不在气体路径内、而是被包含在将所述加热丝与气体路径分开并且还将所述加热丝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丝提供电力并且读取这些传感器的电路系统是在吸气支路内部的,使得它不暴露于外部环境中。在一些实施例中,加热丝被模制到吸气或呼气管道中,使得在该管道的互补节段中的加热丝末端接触中间连接器,从而使得这些加热丝电联接至该中间连接器上,其中该中间连接器可以被配置成提供用于加热丝控制和/或传感器读取的电路系统。在一些实施例中,可以调制、修改、和/或改变被应用于加热丝的电源的占空比,以在气体流经相关节段或支路时改变递送供至所述气体的热量的量。

[0092] 本文描述的一些实施例提供了一种被配置成用于向患者或其他使用者递送温的经加湿气体的呼吸加湿系统。该气体穿过液体腔室,该液体腔室填充有使用加热板被加热的液体(例如,水)。该液体在该腔室中蒸发并且与流过该腔室的气体相组合,由此将所述气体加热和/或加湿。经加湿气体可以被引导至吸气支路,该吸气支路具有与之相关联的一根或多根加热丝。这些加热丝可以被选择性地供电以向该经加湿气体提供限定的、希望的、适当的、或选定的量的热量。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或温控环境结合使用。该温控环境可以是基本上密封的环境,其中该环境内的温度被严格控制在预定义的温度限值内。所提及的温控环境限定了包括严格温度控制的密封包壳。吸气支路可以是分段式的,使得第一节段在保温箱外部,并且第二节段在保温箱内部。此外,第一组加热丝可以与第一节段相关联,并且第二组加热丝可以与第二节段相关联。该加湿系统可以被配置成在第一模式中向第一组加热丝、并且在第二模式中向第一组和第二组加热丝提供电力。在一些实施例中,该加湿系统可以被配置成在第一模式中向第一组加热丝、并且在第二模式中向第二组加热丝提供电力。在一些实施例中,第一区段或第一组加热丝被加热,并且仅在温控环境或保温箱中例如由于气流、或在该保温箱内的管道的传感器上放置风扇或毛毯而存在突然变化的情况下,第一和第二加热丝组两者被加热。该吸气支路可以在每个节段的一端处包括传感器以向加湿系统提供反馈,以用于选择向这些节段中的加热丝组递送的电力。在一些实施例中,可以仅在整个管道的一端处定位传感器,并且可以将该传感器定位在温控环境或保温箱或辐射加温器内。在一些实施例中,该加湿系统可以包括具有相关联加热丝的呼气支路,所述加热丝也被该加湿系统选择性地控制。在本披露中,参照吸气支路来描述分段式支路。然而,所描述的特征可以也可以应用于呼气支路。

[0093] 呼吸加湿系统

[0094] 图1展示了用于向使用者递送经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,该呼吸回路包括在每个节段中具有传感器204a、204b的分段式吸气支路202。分段式吸气支路202可以与保温箱208(如图所示)或与沿着吸气支路202的不

同节段存在不同温度的另一个系统结合使用、例如与辐射加温器或温控环境结合使用。分段式吸气支路202可以用于向吸气支路的不同节段202a、202b提供不同水平的热量,以减少或防止冷凝、和/或控制被递送至使用者的气体的温度。

[0095] 所展示的呼吸加湿系统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包括通风机、或其他正压发生装置。在一些实现方式中,气体源可以是加压气体储器,并且气体可以通过医院中的壁式气体源等出口来供应。加压气体源102包括入口104和出口106。

[0096] 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、空气与氧气混合物、气体混合物等)。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。在所展示的构型中,加湿单元108与气体源102分离并且可去除地可连接至气体源102上。在所展示的构型中,加湿单元108被示出为与加压气体源102分离,其中加湿单元108的入口110通过导管112连接至加压气体源102的出口106上。在一些实现方式中,加压气体源102和加湿单元108可以集成到单一壳体中。

[0097] 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,但是所展示的加湿单元108是包括加湿腔室114和通向加湿腔室114的入口110的迂回式加湿器(pass-over humidifier)。在一些实现方式中,加湿腔室114包括本体116,该本体具有附接至其上的基座118。可以在加湿腔室116内限定隔室,该隔室被适配成容纳一定体积的液体,所述液体可以被穿过基座118传导或提供的热量所加热。在一些实现方式中,基座118被适配成接触加热板120。加热板120可以通过控制器122或其他适合的部件来控制,使得可以改变和控制传递至液体中的热量。

[0098] 加湿单元108的控制器122可以控制呼吸加湿系统100的各个部件的操作。虽然所展示的系统被展示为使用单一控制器122,但是在其他配置中可以使用多个控制器。这多个控制器可以通信或者可以提供单独的功能,因而这些控制器不需要通信。在一些实现方式中,控制器122可以包括微处理器、处理器、带有包含计算机程序软件代码的相关联存储器或存储装置的逻辑电路系统。在此类实现方式中,控制器122可以根据例如包含在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、或这多个控制器中的至少一个可以与呼吸回路定位在一起,即附接至呼吸回路上或集成为呼吸回路的一部分。

[0099] 加湿腔室114的本体116包括限定了加湿腔室114的入口110的端口124以及限定了出口128的端口126。随着加湿腔室114内包含的液体被加热,液体蒸气与穿过入口端口124被引入加湿腔室114中的气体混合。气体与蒸气的混合物穿过出口端口126离开加湿腔室114。

[0100] 呼吸加湿系统100包括呼吸回路200,该呼吸回路包括连接至出口128上的吸气支路202,该出口限定了加湿单元108的出口端口126。吸气支路202将离开加湿腔室114的气体与水蒸气的混合物朝向使用者传送。吸气支路202可以包括沿着吸气支路202定位的加热元件206,其中加热元件206被配置成沿着吸气支路202减少冷凝、控制到达使用者的气体的温度、维持气体的湿度、或这些的任意组合。加热元件206可以升高或维持吸气支路202所传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可以是限定了电阻加热器的丝。通过增大或维持离开加湿腔室114的气体与水蒸气混合物的温度,水蒸气较不可能从

混合物中冷凝出来。

[0101] 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内的使用者维持希望的环境,例如选定的、限定的、或希望的温度。因此,在保温箱208内,内部环境温度可以与保温箱208外部的温度不同。因此,保温箱208沿着吸气支路202引起、限定、产生、或维持不同的温度区域,其中内部温度典型地比外部温度更热。沿着吸气支路202具有至少两个不同的温度区域在向使用者递送气体的过程中可能造成问题,例如沿着吸气支路202发生冷凝、递送温度过高的气体、或这二者。

[0102] 呼吸加湿系统100可以包括与加热元件212相关联的呼气支路210。在一些实施例中,呼气支路210和吸气支路202可以使用适合的装配件(例如,Y形件)相连。在一些实施例中,呼吸加湿系统100可以与毛毯下方的辐射加热器结合使用、或者使用在产生两个或更多个温度区域的其他系统或情形中。本文描述的系统和方法可以与此类系统一起使用并且不限于引入了保温箱的实现方式。

[0103] 吸气支路202可以被分为节段202a和202b,其中第一节段202a可以是吸气支路202的在保温箱208外部的部分,并且第二节段202b(例如,保温箱延伸段)可以是吸气支路202的在保温箱208内部的部分。第一节段202a和第二节段202b可以具有不同长度或相同长度。在一些实施例中,第二节段202b可以比第一节段202a更短,并且在某些实现方式中,第二节段202b可以是第一节段202a的约一半长。第一节段202a具有的长度例如可以为至少约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。第二节段202b具有的长度例如可以为至少约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。

[0104] 吸气支路202a、202b的节段可以彼此联接以形成用于气体递送的单一导管。在一些实施例中,第一节段202a可以包括一根或多根第一加热丝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。控制器122可以被配置成在第二节段202b没有联接至第一节段202a上的情况下控制第一加热丝206a、并且读取第一传感器204a。此外,当第二节段202b联接至第一节段202a上时,控制器122可以被配置成控制其相应节段中的第一加热丝206a和第二加热丝206b、并且读取第一传感器204a和第二传感器204b。在一些实施例中,控制器122可以被配置成在附接了第二节段202b时控制相应的第一加热丝206a和第二加热丝206b、并且读取相应的第一传感器204a和第二传感器204b;并且在未附接第二节段202b时控制第一加热丝206a、并且读取第一传感器204a,而不必更改控制器122或加湿单元108。因此,无论吸气支路202包括第一节段202a和第二节段202b二者还是仅包括第一节段202a,都可以使用同一控制器122和/或加湿单元108。在一些实施例中,控制器122可以进一步被配置成控制呼气支路210中的加热丝212,而不必更改控制器122或加湿单元108。相应地,呼吸加湿系统100可以在附接了或未附接第二节段202b、和/或在附接了或未附接呼气支路210的情况下起作用。应理解的是,在没有第二节段202b的情况下,吸气支路202的第一节段202a可以充当独立式吸气支路,就像当患者接口附接至该第一节段的一端上以向患者提供气体时。在一些配置中,控制器122可以控制第一节段202a和第二节段202b二者、或简单地控制第一节段202a、或简单地控制第二节段202b。

[0105] 在一种配置中,控制器122被配置成仅基于来自传感器204b的读数来控制第一节

段202a和第二节段202b、或仅第一节段202a。在这种配置中,吸气管道202可以仅包括被定位在第二节段的一端处的一个传感器204b、而没有中间传感器204a。

[0106] 在一些实施例中,第一节段202a和第二节段202b永久性地结合在一起以形成用于气体递送的单一导管。如在此使用的,永久性结合可以是指,节段202a、202b以例如难以将所述节段分离的方式、例如通过使用粘合剂、摩擦配合、包覆模制、机械连接器等结合在一起。在一些实施例中,第一节段202a和第二节段202b被配置成可释放地相联接。例如,第一节段202a可以无需第二节段202b地用于气体递送,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一导管。在一些实施例中,第一节段202a和第二节段202b可以被配置成使得它们可以仅以一种配置联接在一起。例如,第一节段202a可以具有限定的腔室端(例如,沿着经加湿气体流向患者的方向最靠近腔室114或加湿单元108的这端)、以及限定的患者端(例如,沿着经加湿气体流向患者的方向最靠近患者的这端),其中,腔室端被配置成联接至腔室114和/或加湿单元108处的部件上。第二节段202b可以具有限定的腔室端和限定的患者端,其中腔室端被配置成仅联接至第一节段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的任一端相联。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的患者端相联。类似的,第二节段202b的患者端可以被配置成不与第一节段202a的任一端相联。相应地,第一节段202a和第二节段202b可以被配置成仅以一种方式相联以形成用于气体递送的单一导管。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相联。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。作为另一个实例,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/或腔室端可以联接至第二节段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/或患者端可以联接至第二节段202b的腔室端或患者端上。

[0107] 呼吸加湿系统100可以包括中间连接器214,该中间连接器可以被配置成将吸气支路202的第一节段202a和第二节段202b的元件电联接。中间连接器214可以被配置成将第一节段202a中的加热丝206a电联接至第二节段202b中的加热丝206b上,以使得能够使用控制器122来控制加热丝206a、206b。中间连接器214可以被配置成将第二节段202b中的第二传感器204b电联接至第一节段中的第一传感器204a上,以使得控制器122能够获取其相应的输出。中间连接器214可以包括电气部件,所述电气部件使得能够选择性地控制加热丝206a、206b和/或选择性地读取传感器204a、204b。例如,中间连接器214可以包括如下电气部件,所述电气部件在第一模式中引导电力经过第一加热丝206a、并且在第二模式中引导电力经过第一加热丝206a和第二加热丝206b。中间连接器214上包含的电气部件可以包括例如但不限于: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支路202内部,使得它与外部因素显著地屏蔽开(例如,小于1%的来自吸气支路202外部的环境中的水、颗粒、污染物等接触到中间连接器214)。在一些实施例中,中间连接器214上的电气部件中的一些可以被配置成与吸气支路202内的经加湿气体物理地隔离,以减少或防止可能由于暴露于湿度中而造成的损害。在一些实施例中,中间连接器214可以包括相对便宜的无源电气部件以减少成本和/或增大可靠性。

[0108] 吸气支路202可以在吸气支路202a、202b的相应节段中包括传感器204a、204b。第一传感器204a可以被定位在第一节段202a的一端附近、靠近保温箱208,使得源自第一传感器204a的参数对应于进入第二节段202b中的经加湿气体的参数。第二传感器204b可以被定位在第二节段202b的一端附近,使得源自第二传感器204b的参数对应于被递送至患者或使用者的经加湿气体的参数。传感器204a、204b的输出可以作为反馈被发送至控制器122以用于控制被递送至吸气支路202a、202b的节段的加热元件206a、206b的电力。在一些实施例中,传感器204a、204b之一或二者可以是温度传感器、湿度传感器、氧气传感器、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,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。由传感器提供的或源自这些传感器的参数可以包括例如但不限于:温度、湿度、氧气含量、流量、或这些的任意组合,等。

[0109] 控制器122可以被配置成:控制加热丝206a和206b;从传感器204a和204b接收反馈;提供逻辑以控制给加热丝206a和206b的电力;响应于传感器204a和204b的读数来调整对加热丝206a和206b的控制;检测吸气支路202的第二节段202b的存在;根据传感器204a和204b的读数得出参数等。在一些实施例中,控制器122包括被配置成向加热丝递送电功率的电源。该电源可以是交流源或直流源。在一些实施例中,控制器122可以从加热板传感器130接收输入。加热板传感器130可以对控制器122提供关于加热板120的温度和/或电力使用的信息。在一些实施例中,控制器122可以从流量传感器132接收输入。可以使用任何适合的流量传感器132,并且可以将流量传感器132定位在环境空气与加湿腔室114之间、或加压气体源102与加湿腔室114之间。在所展示系统中,流量传感器132被定位在加湿腔室114的入口端口124上。

[0110] 分段式吸气支路

[0111] 图2展示了与呼吸加湿系统100一起使用的分段式吸气支路202的一部分,分段式吸气支路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成将相应节段202a和202b中的第一加热丝206a联接至第二加热丝206b上、并且将第一传感器204a联接至第二传感器204b上。联接这两个节段202a和202b可以包括将所述节段机械地联接以形成单一导管,经加湿气体可以穿过该单一导管被递送至使用者,其中将节段202a和202b机械地联接可以使得通过中间连接器214来将相应的加热丝206a、206b和相应的传感器204a、204b电联接。

[0112] 分段式吸气支路202可以包括形成内腔的结构216,经加湿气体可以经过该内腔。结构216可以包括在结构216的壁内形成的多条路径,所述路径被配置成容纳加热丝206a或206b,使得加热丝206a或206b与行经该内腔的经加湿气体屏蔽开、和/或被结构216的外表面覆盖,使得它们不被暴露。例如,结构216可以是螺旋泡管(spiral bubble tube),其中加热丝路径是模制在该管道中的线圈。结构216可以包括任何类型的适合材料、并且可以包括隔离材料和/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机械地相联时,加热丝206a和206b以与中间连接器214电联接的方式包绕在中间连接器214上。在一些实施例中,第一节段202a和/或中间连接器214可以排除用于连接至第二节段202b上的任何悬空导线,由此有助于第二节段202b与第一节段202a相连。

[0113] 结构216在第一节段202a和第二节段202b的互补端处可以被配置成容纳中间连接

器214。因此,中间连接器214可以在吸气支路202内部。在一些实施例中,第一节段202a和第二节段202b的互补端可以被配置成将中间连接器214与前行穿过吸气支路202的经加湿气体屏蔽开。在一些实施例中,中间连接器214既在吸气支路202内部又与该导管中的经加湿气体屏蔽开,由此减少或消除中间连接器214上的电连接部的暴露。在示例性构型中,中间连接器或至少中间连接器214的在内腔内部的部分是用有机硅或塑料材料包覆模制而成以形成保护层或涂层。

[0114] 在一些实施例中,第一加热丝206a可以包括两根丝218和220,并且第二加热丝206b可以包括两根丝222和224。第一节段202a中的这两根丝218和220可以通过电气部件228彼此电联接,其中,所述电联接产生穿过丝218、电气部件228的至少一部分、以及丝220的电气路径。类似地,第二节段202b中的这两根丝222和224可以通过电气部件228彼此电联接、和/或在节段202b的与中间连接器202b相反的这端处例如通过患者端连接器(未示出)电短接在一起,如本文参照图3A、3B、8A、8B、9、以及13更详细描述。通过在中间连接器214处将第二节段202b的丝222和224相联接,减少或消除了吸气支路202的患者端处的电连接部,这可以降低成本、系统复杂性、和/或对患者造成的风险。

[0115] 中间连接器214可以被配置成允许单一控制器控制给加热丝206a、206b的电力,其中该控制器可以是本文参照图1描述的加湿器控制器122。在一些实施例中,加湿器控制器122控制加热丝,而无需位于中间连接器214上的任何额外的控制功能。例如,中间连接器214可以包括没有任何逻辑电路系统的无源部件,其中这些无源部件将电力引导至由控制器122选择的加热丝206a和/或206b。这可以允许使用相对便宜的部件来设计中间连接器214、并且可以减小该设计的复杂性。

[0116] 在一些实施例中,这两个节段202a和202b的加热可以使用每个节段202a和202b中最多四根丝来实现。例如,在第一节段202a中,这四根丝可以包括第一加热丝218、第二加热丝220、传感器信号丝228、以及传感器返回丝230。在第二节段202b中,这四根丝可以包括第一加热丝222、第二加热丝224、传感器信号丝232、以及传感器返回丝234。通过在连接点226处将第二加热丝222、224联接至第一加热丝218、220上,并且通过在连接点226处将第二传感器丝232、234联接至第一传感器丝228、230上,在节段202a或202b中不包括多于四根丝的情况下,控制器可以被配置成向第一加热丝206a和第二加热丝206b独立地提供电力、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,加热丝206a和206b的控制以及传感器204a和204b的读取可以通过使用每个节段中少于四根丝(例如,使用3根丝或使用2根丝)、或使用每个节段中多于四根丝(例如,使用5根丝、使用6根丝、使用7根丝、使用8根丝、或使用多于8根丝)来实现。

[0117] 中间连接器214可以包括电气部件228,该电气部件被配置成允许控制器122选择性地控制加热丝206a、206b。控制器122可以被配置成使用两种模式来控制吸气支路202的加热,其中第一控制模式包括向第一节段中的加热丝206a提供电力,并且第二控制模式包括向第一节段202a和第二节段202b中的加热丝206a和206b提供电力。因此,控制器122可以被配置成独立地控制加热丝区段。这种能力允许当不存在第二节段202b时控制器122通过仅根据第一控制模式来控制吸气支路202的加热而控制该吸气支路的加热,由此允许呼吸加湿系统100用于各种各样的情形中而无需更改控制器122或加湿单元108。在一些实施例中,这些控制模式可以包括以下模式:仅向第二节段202b中的加热丝206b提供电力。在一些

实施例中,控制器122包括提供电流的电源。第一和第二控制模式可以至少部分地基于由电源供应的电压,其中,正电压或正电流可以触发第一控制模式,并且负电压和负电流可以触发第二控制模式。在一些实施例中,电源向加热丝206a和206b提供经整流的AC或DC电,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,可以用可以切换输出信号的极性的任何电力供应源来实现对呼吸回路200中的加热的控制。在一些实施例中,可以通过调整被施加到加热丝206a、206b的电力的占空比来调整被提供至加热丝206a、206b的电力的量。例如,可以使用脉冲宽度调制(PWM)来对加热丝206a、206b供电,并且可以调整PWM信号的占空比来控制所递送的电力。在另一个实例中,可以通过控制电力信号的振幅来调整被提供至加热丝206a、206b的电力的量。

[0118] 中间连接器214可以包括电气部件230,所述电气部件被配置成允许控制器122选择性地读取传感器204a、204b。选择性读取可以通过使用电流源来实现,其中在丝228至230上施加正电流可以致使控制器122测量来自第一传感器204a的信号,并且在丝228和230上施加负电流可以致使控制器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二者的信号,如本文参照图6A、6B和7描述的。控制器122可以使用来自传感器204a、204b的读数来例如通过使用脉冲宽度调制而调整给加热丝206a、206b的电力。第一传感器204a可以被定位在第一节段202a和第二节段202b的相连部或相交部附近,以向控制器122提供进入第二节段202b中的气体的参数,进入第二节段可以对应于进入保温箱或其他具有不同环境温度的此类区域中。第二传感器204b可以被定位在第二节段202b的患者端处,以向控制器122提供被递送至患者的气体的参数、或在患者之前的最终零件(例如,Y形件)之前的气体的参数。控制器122可以使用这些读数来调整给加热丝206a、206b的电力,以将吸气支路202的患者端处的气体温度维持在目标温度或适合温度。该目标温度或适合温度可以至少部分地取决于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部、但不附接至呼吸回路上。通过测量该保温箱内部的参数,例如可以计算第二节段202b的温度。

[0119] 控制器122可以在第一和第二控制模式中独立地控制所递送的电力的量,如本文描述的。至少部分地基于来自传感器204a和/或204b的反馈,控制器122可以在第一和第二控制模式中独立地调整所递送的电力,由此使得第一节段202a与第二节段202b之间的加热器电力之比改变。

[0120] 在一些实施例中,第一传感器204a被定位在吸气支路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可以包括机械部件,该机械部件减小跨第一温度传感器204a的气体流的紊流,这可以增大传感器204a的读数的准确度。例如,机械连接器可以具有空气动力学截面,参照图15B-15E针对患者端连接器描述了其实例。在一些实施例中,减小紊流的机械部件(例如,吸气管道内的横构件特征)还将传感器204a固定在气体流体内。在一些实施例中,中间连接器214和该机械部件被配置成将传感器204a与中间连接器214上的电气部件热隔离,这在例如传感器204a是温度传感器的情况下可能是有利的。

[0121] 在一些实施例中,中间连接器214除了图2中所展示的连接点226之外还包括额外

的连接点。这些额外的连接点可以用于将进一步的功能引入呼吸回路中,例如引入存储器装置(PROM)或(EPROM)、微控制器、额外的电路等。

[0122] 中间连接器电路

[0123] 图3A展示了示例性中间连接器214的电路图,该电路图包括用于向呼吸回路的分段式吸气支路中的加热丝提供电力的有源整流电源,其中该电路被配置成在第一模式中向该吸气支路的第一节段中的加热丝R1和R2供电、并且在第二模式中向这两个节段中的加热丝R1、R2、R3和R4供电。通过在中间连接器214上提供二极管D1和D2、并且提供开关S1和S2,可以使得电力交替地施加经过加热丝R1和R2(其中电阻器代表加热丝)、或经过加热丝R1、R2、R3、和R4。

[0124] 在该图中使用对应于电力供应源的端子的VP和VN表示电源。在实施例中,电压供应源是交流(AC)电力供应源。替代性地,该电源可以是直流(DC)电力供应源。虽然在这个实施例在被描述为二极管,但是D1和D2可以包括多种不同类型的流量控制装置中的任一种,例如但不限于:整流器、晶体管、继电器、开关、三端双向可控硅开关元件、金属氧化物半导体场效应管、晶闸管(SCR)、恒温器等。

[0125] 开关S1和S2在电源的VP与VN端子之间切换。在实施例中,AC电周期的每半个周期切换开关S1和S2,使得在每半个周期期间从电源汲取大致相等的电流。图3A中所展示的电路可以用于以两种控制模式来控制加热器R1、R2、R3、和R4,其中第一控制模式对应于仅向R1和R2提供电力,并且第二控制模式对应于向R1、R2、R3、和R4提供电力。为了仅向第一节段202a中的加热器R1和R2提供电力(对应于第一控制模式),在电源的正周期期间,开关S1连接至VP并且开关S2连接至VN,并且在电源的负周期期间,开关S1连接至VN并且开关S2连接至VP。在第一控制模式中,电流流经R1、R2、和D1,而D2防止电流流经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提供电力(对应于第二控制模式),在电源的正周期期间,开关S1连接至VN并且开关S2连接至VP,并且在电源的负周期期间,开关S1连接至VP并且开关S2连接至VN。在第二控制模式中,电流流经R1、R2、R3、R4和D2,而D1防止电流绕过加热器R3和R4而跨这些丝短路。可以通过向系统添加逻辑的硬件或软件来实现开关S1和S2的切换,如本文参照图5描述的。在一些实施例中,在AC电力周期的过零点处执行开关S1和S2的切换。在一些实施例中,过零电路系统的下降沿和上升沿不是延迟相同的量,并且电路在过零点附近不是有效的。因此,开关S1和S2可以在存在或不存在过零切换检测和/或逻辑的情况下执行。

[0126] 二极管D1和D2可以消耗电路中的电力并且因此产生热量。在一些实施例中,可以在希望在相对高温环境下降低功耗的情况下使用肖特基二极管。肖特基二极管可以在最大结温附近工作,以减小或最小化功耗,这在本文所描述的呼吸加湿系统的某些实现方式中可能是希望的。在一些实施例中,二极管产生的热量可能影响传感器204a的温度读数。为了减小这种影响,这些二极管可以热连接至回路的气流路径上。为了减小这种影响并且驱散二极管产生的热量,可以在中间连接器214上包括热联接至周围环境的散热件或散热片。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,传感器204a(例如,热敏电阻器或其他温度传感器)可以与这些部件热隔离并且物理地定位在离所述其他部件相对远处,如参照图14A-B和图15描述的。

[0127] 图3B展示了示例性中间连接器214的另一电路图,该电路图包括用于向呼吸回路

的分段式吸气支路中的加热丝提供电力的有源整流电源,其中该电路被配置成在第一模式中向该吸气支路的第一节段中的加热丝R1和R2供电、并且在第二模式中向这两个节段中的加热丝R1、R2、R3和R4供电。如图3B所示,可以仅提供二极管D1,并且仍可以控制电力经过加热丝R1和R2或经过加热丝R1至R4的路径,如之前参照图3A描述的。消除了图3A的电路中所显示的D2。图3B所示的仅具有一个二极管D1的电路可以实现该电路产生的热量较少、零件成本降低、以及电路板较小。图3B所示的电路的其余部分以类似于图3A的描述的方式运行。在没有D2的实施例中,如图3B所示,大部分电流流经R1、R2、和D1,其中仅剩余电流流经R3和R4。流经R3和R4的剩余电流可能微不足道,使得它不影响加湿系统的性能。

[0128] 除了参照图3A和3B所描述的AC操作之外,类似的电路可以用DC供应源来操作。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、或其他控制输入来切换。在这样的实施例中,图3A或3B中所展示的电路还可以用于以两种控制模式来控制加热器R1、R2、R3、和R4,其中第一控制模式对应于仅向R1和R2提供电力,并且第二控制模式对应于向R1至R4提供电力。为了仅向第一节段202a中的加热器R1和R2提供电力(对应于第一控制模式),开关S1连接至VP并且开关S2连接至VN。在第一控制模式中,电流流经R1、R2、和D1。在图3A所示的电路中,D2防止电流流经R3和R4。然而,D2是可选部件,如图3B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提供电力(对应于第二控制模式),开关S1连接至VN并且开关S2连接至VP。在第二控制模式中,电流流经R1、R2、R3、R4,而D1防止电流绕过R3和R4而跨这些丝短路。如之前描述的,可以通过向系统添加逻辑的硬件或软件来实现切换,如本文参照图5描述的。

[0129] 对吸气和呼气支路加热器的控制

[0130] 图1还展示了具有吸气支路202和呼气支路210的示例性呼吸加湿系统100,其中加湿系统100被配置成控制这两个支路中的加热丝206、212。在一些实施例中,呼气支路210中的呼气加热丝212可以在加湿单元108和控制器122之外电联接至吸气加热丝206上,使得可以在不影响其他控制模式并且无需额外的开关晶体管的情况下实现对呼气加热丝212的控制。类似地,呼气加热丝212可以在加湿单元108内电联接至吸气加热丝206上。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、或类似地方实现呼气加热丝212与吸气加热丝206的连接。因此,控制器122可以在患者端处没有额外电连接部的情况下控制呼气加热丝212,所述额外电连接部的存在可能增大风险、系统复杂性、以及成本。图4A-4D、图8A和8B示出了呼气加热丝212和吸气加热丝206在加湿单元108内部的电联接的实例。

[0131] 参照图4A,加湿单元108可以结合有开关或继电器S3和S4,以在对吸气加热丝和呼气加热丝的独立控制与相依赖控制之间进行选择。在一些实施例中,当具有适当标识(例如通过由加湿单元108检测和/或测量的识别电阻器)的管道(例如,吸气支路或呼气支路)连接至加湿单元108上时,这些开关或继电器被激活。例如,当这些开关没有被激活(例如,S3、S4均断开)时,可以单个地和/或独立地控制吸气支路中的加热丝和/或呼气支路中的加热丝。

[0132] 当连接了适当管道或者系统以其他方式确定为适当的时,开关S3和S4可以闭合以同时控制吸气支路和呼气支路。加湿单元108可以包括吸气电源INSP和呼气电源EXP,其中该系统可以在每个电源中实施切换,如本文参照图3A和3B描述的。例如,参照图3A,吸气电

源可以具有开关S1和S2,所述开关被配置成向加热器R1至R4选择性地引导正周期和负周期。类似地,参照图4A,呼气电源EXP可以包括多个开关,所述开关被配置成向具有加热器R5和R6的呼气支路选择性地引导电力。在一些实施例中,当开关S3和S4闭合时,呼气电源EXP中的这两个开关断开,使得通过吸气电源INSP向吸气加热丝和呼气加热丝提供电力。在一些实施例中,加湿单元108不包括呼气电源EXP。在这样的实施例中,吸气电源INSP被用于在开关S3和S4断开时向吸气加热丝提供电力、并且在开关S3和S4闭合时向吸气加热丝和呼气加热丝二者提供电力。因此,吸气支路加热丝206可以以与之前相同的方式来控制,但是现在该系统可以使用开关S3、S4来通过使用统一的电路和/或控制系统来同时控制给呼气加热丝212和吸气加热丝206的电力。举例而言,加湿单元108可以关于吸气支路202以两种模式来运行(例如,第一模式是加湿单元108向加热器R1和R2提供电力,并且第二模式是向加热器R1至R4提供电力)而同时选择性地控制该呼气支路中的加热器R5和R6的电力,使得加湿单元108可以不向加热器R5和R6提供电力、或者在以第一模式、第二模式、或这两种模式运行时向加热器R5和R6提供电力。如之前描述的,可以在加湿单元108内部或外部进行吸气支路202与呼气支路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所述连接。

[0133] 在一些实施例中,可以在图1所示的中间连接器214处实现被配置成用于将呼气加热丝212连接至控制器122上的呼气回路。该呼气回路可以用若干种方式中的一种或多种方式被连接。例如,该呼气回路可以与第一节段202a中的加热丝206a或与第二节段202b中的加热丝206b并联连接。在一些实施例中,中间连接器214可以包括使呼气回路在中间连接器214上可用的内部架空或悬空导线。在一些实施例中,中间连接器214可以连接至添加的第三通道,以使得在吸气回路与呼气回路之间不存在架空导线。可以向控制器122添加加热丝驱动控制电路来适应此类实施例。

[0134] 图4B展示了加湿系统的示例性实施例,该加湿系统结合有电力供应源405以通过开关或继电器S1至S6与二极管D1的组合向吸气加热丝R1至R4以及呼气加热丝R5和R6二者提供电力。在所展示的实施例中,该加湿系统被配置成在仅吸气支路的第一节段中的吸气加热丝R1、R2正在接收电力(例如,在第一操作模式中)或者在这两个节段中的吸气加热丝R1至R4正在接收电力(例如,在第二操作模式中)时向呼气加热丝提供电力。电力供应源405可以是任何适合的电力供应源,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力供应源。在一些实施例中,电力供应源405是变压器,该变压器对交流电信号提供以下电压: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。

[0135] 继续参照图4B,该加湿系统可以被配置成在电力供应源405以负周期提供电力时以第一操作模式向呼气加热丝R5、R6提供电力。为此,开关S1、S2、S5、S6闭合,并且开关S3、S4断开。电流从电力供应源405的负端子流经开关S2并且分支出去以向吸气支路和呼气支路二者中的加热丝提供电力。在吸气支路中,电流流向吸气加热丝R2、接着经过二极管D1流向吸气加热丝R1、并且接着经过开关S1返回至电力供应源405上的正端子。在呼气支路中,电流经过开关S6流向呼气加热丝R5、接着流向呼气加热丝R6、并且接着经过开关S5和S1返回至电力供应源405上的正端子。

[0136] 类似地,继续参照图4B,该加湿系统可以被配置成在电力供应源405以正周期提供

电力时以第一操作模式向呼气加热丝R5、R6提供电力。为此,开关S3、S4、S5、S6闭合,并且开关S1、S2断开。电流从电力供应源405的正端子流经开关S3并且分支出去以向吸气支路和呼气支路二者中的加热丝提供电力。在吸气支路中,电流经过开关S6流向吸气加热丝R2、接着经过二极管D1流向吸气加热丝R1、并且接着经过开关S5和S4返回至电力供应源405上的负端子。在呼气支路中,电流流向呼气加热丝R5、接着流向呼气加热丝R6、并且接着经过开关S4返回至电力供应源405上的负端子。

[0137] 继续参照图4B,该加湿系统可以被配置成在电力供应源405以正周期提供电力时以第二操作模式向呼气加热丝R5、R6提供电力。为此,开关S1、S2、S5、S6闭合,并且开关S3、S4断开。电流从电力供应源405的正端子流经开关S1并且分支出去以向吸气支路和呼气支路二者中的加热丝提供电力。在吸气支路中,电流流向吸气加热丝R1、接着绕过二极管D1流向吸气加热丝R3、接着流向吸气加热丝R4、接着流向吸气加热丝R2、并且接着经过开关S2返回至电力供应源405上的负端子。在呼气支路中,电流经过开关S5流向呼气加热丝R6、接着流向呼气加热丝R5、并且接着经过开关S6和S2返回至电力供应源405上的负端子。

[0138] 类似地,继续参照图4B,该加湿系统可以被配置成在电力供应源405以负周期提供电力时以第二操作模式向呼气加热丝R5、R6提供电力。为此,开关S3、S4、S5、S6闭合,并且开关S1、S2断开。电流从电力供应源405的负端子流经开关S4并且分支出去以向吸气支路和呼气支路二者中的加热丝提供电力。在吸气支路中,电流经过开关S5流向吸气加热丝R1、接着绕过二极管D1流向吸气加热丝R3、接着流向吸气加热丝R4、接着流向吸气加热丝R2、并且接着经过开关S6和S3返回至电力供应源405上的正端子。在呼气支路中,电流流向呼气加热丝R6、接着流向呼气加热丝R5、并且接着经过开关S3返回至电力供应源405上的正端子。

[0139] 图4C展示了加湿系统的示例性实施例,该加湿系统结合有电力供应源405以通过开关或继电器S1至S6与二极管D1、D2的组合向吸气加热丝R1至R4以及呼气加热丝R5和R6二者提供电力。在所展示的实施例中,该加湿系统被配置成仅在该吸气支路的第一节段中的吸气加热丝R1、R2正在接收电力(例如,仅在第一操作模式中)时向呼气加热丝提供电力。

[0140] 继续参照图4C,该加湿系统可以被配置成在电力供应源405以负周期提供电力时以第一操作模式向呼气加热丝R5、R6提供电力。为此,开关S1、S2、S5、S6闭合,并且开关S3、S4断开。电流从电力供应源405的负端子流经开关S2并且分支出去以向吸气支路和呼气支路二者中的加热丝提供电力。在吸气支路中,电流流向吸气加热丝R2、接着经过二极管D1流向吸气加热丝R1、并且接着经过开关S1返回至电力供应源405上的正端子。在呼气支路中,电流经过开关S6和二极管D2流向呼气加热丝R5、接着流向呼气加热丝R6、并且接着经过开关S5和S1返回至电力供应源405上的正端子。

[0141] 类似地,继续参照图4C,该加湿系统可以被配置成在电力供应源405以正周期提供电力时以第一操作模式向呼气加热丝R5、R6提供电力。为此,开关S3、S4、S5、S6闭合,并且开关S1、S2断开。电流从电力供应源405的正端子流经开关S3并且分支出去以向吸气支路和呼气支路二者中的加热丝提供电力。在吸气支路中,电流经过开关S6流向吸气加热丝R2、接着经过二极管D1流向吸气加热丝R1、并且接着经过开关S5和S4返回至电力供应源405上的负端子。在呼气支路中,电流经过二极管D2流向呼气加热丝R5、接着流向呼气加热丝R6、并且接着经过开关S4返回至电力供应源405上的负端子。

[0142] 继续参照图4C,该加湿系统可以被配置成在电力供应源405以正周期提供电力时

以第二操作模式仅向吸气加热丝R1至R4提供电力(而不向呼气加热丝R5、R6提供电力)。为此,开关S1、S2、S5、S6闭合,并且开关S3、S4断开。电流从电力供应源405的正端子经过开关S1流向吸气加热丝R1,该电流接着绕过二极管D1并流向吸气加热丝R3、流向吸气加热丝R4、流向吸气加热丝R2、并且经过开关S2返回至电力供应源405上的负端子。在正周期中在开关如所描述地配置时,电流由于二极管D2而不流经呼气加热丝,该二极管阻挡电流流经该电路。

[0143] 类似地,继续参照图4C,该加湿系统可以被配置成在电力供应源405以负周期提供电力时以第二操作模式仅向吸气加热丝R1至R4提供电力(而不向呼气加热丝R5、R6提供电力)。为此,开关S3、S4、S5、S6闭合,并且开关S1、S2断开。电流从电力供应源405的正端子经过开关S4和S5流向吸气加热丝R1,该电流接着绕过二极管D1并流向吸气加热丝R3、流向吸气加热丝R4、流向吸气加热丝R2、并且经过开关S6和S3返回至电力供应源405上的负端子。在负周期中在开关如所描述地配置时,电流由于二极管D2而不流经呼气加热丝,该二极管阻挡电流流经该电路。

[0144] 图4D展示了加湿系统的示例性实施例,该加湿系统结合有电力供应源405以通过开关或继电器S1至S6与二极管D1的组合来向吸气加热丝R1和R4以及呼气加热丝R5和R6二者提供电力,其中呼气加热丝R5、R6在吸气支路的第一节段中的加热丝的患者侧上电联接至吸气加热丝R1至R4上,这可以在中间连接器处发生,例如本文描述的任何中间连接器。如参照图4D描述的,呼气加热丝R5、R6在中间连接器处联接至吸气加热丝R1至R4上,但是可以使用在第一节段中的吸气加热丝之后的任何适合的位置来联接吸气支路和呼气支路中的加热丝。在所展示的实施例中,该加湿系统被配置成仅在该吸气支路的两个节段中的吸气加热丝R1至R4正在接收电力(例如,仅在第二操作模式中)时向呼气加热丝提供电力。

[0145] 继续参照图4D,该加湿系统可以被配置成在电力供应源405以正周期提供电力时以第二操作模式向吸气加热丝R1至R4和呼气加热丝R5、R6提供电力。为此,开关S1、S2、S5、S6闭合,并且开关S3、S4断开。电流从电力供应源405的正端子经过开关S1流向吸气加热丝R1、接着绕过二极管D1并且分支出去以向吸气支路的第二节段以及呼气支路二者中的加热丝提供电力。在吸气支路的第二节段中,电流流向吸气加热丝R3、接着流向吸气加热丝R4、返回至中间连接器。在呼气支路中,电流流向R5并且接着流向R6,返回至中间连接器。电流接着流经吸气加热丝R2并且接着经过开关S2返回至电力供应源405上的负端子。

[0146] 类似地,继续参照图4D,该加湿系统可以被配置成在电力供应源405以负周期提供电力时以第二操作模式向呼气加热丝R5、R6提供电力。为此,开关S3、S4、S5、S6闭合,并且开关S1、S2断开。电流从电力供应源405的负端子经过开关S4和S5流向吸气加热丝R1、接着绕过二极管D1并且分支出去以向吸气支路的第二节段以及呼气支路二者中的加热丝提供电力。在吸气支路的第二节段中,电流流向吸气加热丝R3、接着流向吸气加热丝R4、返回至中间连接器。在呼气支路中,电流流向R5并且接着流向R6,返回至中间连接器。电流接着流经吸气加热丝R2并且接着经过开关S6和S3返回至电力供应源405上的正端子。

[0147] 继续参照图4D,该加湿系统可以被配置成在电力供应源405以负周期提供电力时以第一操作模式仅向该吸气支路的第一节段中的吸气加热丝R1和R2提供电力(而不向呼气加热丝R5、R6提供电力)。为此,开关S1、S2、S5、S6闭合,并且开关S3、S4断开。电流从电力供应源405的负端子经过开关S2流向吸气加热丝R2,该电流接着经过二极管D1流向吸气加热

丝R1、并且接着经过开关S1返回至电力供应源405上的正端子。

[0148] 类似地,继续参照图4D,该加湿系统可以被配置成在电力供应源405以正周期提供电力时以第一操作模式仅向该吸气支路的第一节段中的吸气加热丝R1和R2提供电力(而不向呼气加热丝R5、R6提供电力)。为此,开关S3、S4、S5、S6闭合,并且开关S1、S2断开。电流从电力供应源405的正端子经过开关S3和S6流向吸气加热丝R2,该电流接着经过二极管D1流向吸气加热丝R1、并且经过开关S5和S4返回至电力供应源405上的负端子。

[0149] 用于控制吸气加热器、分段式吸气加热器和/或呼气加热器的其他电路设计和配置是可能的。可以通过控制器或控制模块、例如参照图1描述的控制器122来控制对给各个加热器的电功率的控制。该控制模块可以被配置成协调开关的断开和闭合以便选择性地控制该一个或多个加热器的电功率。例如,可以断开和闭合开关来控制被递送至加热器的电力的量。在某些实现方式中,电源提供交流电,并且可以控制开关来通过使用例如脉冲宽度调制技术来调制给一个或多个加热器的电功率的量。作为另一个实例,该控制模块可以协调开关的操作以控制向哪些加热器或加热器节段递送电功率。在一些实施例中,待加热的每个区域或加热丝可以包括专用电源。这可以使得能够去除被配置成调节加热丝电路中的电流流动的二极管。在一些实施例中,控制算法可以使用流量信息来直接控制第一加热器节段的固定占空比。在一些实施例中,控制算法可以使用环境温度读数或测量值来将第一加热器节段的固定占空比直接控制为定制值。

[0150] 在一些实施例中,控制模块可以使用中点处或在患者端与腔室端之间的温度测量值。例如,控制模块可以利用这样的中点温度测量值来适配第一加热器节段的占空比以维持目标中点温度。第一加热器节段的占空比可以被适配以相对于与腔室输出温度相关的腔室输出露点(湿度)维持目标温度差。第一加热器节段的占空比可以连续被适配以相对于测得的患者端温度维持目标温度差。如果占空比在定制时间段上保持100%并且患者端温度比目标设定点低了定制量,同时已经确定流量为非零,则该腔室输出温度可以有利地至少部分地基于组合式第一与第二加热器节段的占空比而减小所计算出的目标水平(由患者端温度限定)。

[0151] 在一些实施例中,至少可以实现该系统中用于温度反馈控制的单一测量点,并且这可以被定位在系统输出端处。这样的构型可能足以实现目标气体条件。在某些实现方式中,如果针对已知的环境操作条件建立了每个区域的热传递特征的先验知识,则双区域系统可以不包括温度传感器。在这样的系统中,可以针对每个区域来建立单独的电力水平,使得可以根据对经过该系统的质量流量的准确测量以及对进入气体递送系统中的气体条件的了解来获得目标气体输出条件。

[0152] 图21A展示了示例性电路图2000a,该电路图被配置成独立地控制两个加热器H1、H2(例如,吸气加热器、呼气加热器、分段式加热器等)。如在此使用的,独立控制可以是指,向这两个加热器之一递送电功率并不确定是否向另一个加热器递送电功率。例如,开关S1和S3可以闭合并且开关S2和S4可以断开,以仅向加热器H1递送电力,开关S1和S3可以断开并且开关S2和S4可以闭合以仅向加热器H2递送电力,或者开关S1至S4可以闭合以向这两个加热器H1、H2递送电力。

[0153] 电路2000a可以包括被配置成提供电功率的电源2002。电源2002可以是交流电或直流电的电源。电源2002可以是电压源或电流源。电路2000a可以包括主继电器2004,该主

继电器被配置成向电路2000a的部件递送电功率。在系统检测到故障状况时或者在系统决定切断到这些加热器和/或该呼吸回路的其他电气部件的电功率时,主继电器2004可以断开(例如,进入不允许电流流动的状态)。

[0154] 在一些实施例中,该系统可以被配置成检测在低功率电路与高功率电路之间何时有可能短路(例如,加热丝与传感器丝之间的短路)。当高功率电路和低功率电路从共用源接收电功率和/或从共用电路接收电功率时,可能存在短路。在某些实现方式中,高功率电路和低功率电路从变压器接收电功率,该变压器对电功率(例如,来自AC电源)进行整流、针对高功率电路减小(或增大)输出电压(例如,使用分压器)、并且针对低功率电路减小输出电压(例如,使用分压器)。例如,高功率电路可以被配置成提供约22V,并且低功率电路可以被配置成提供约3.3V。其他电压也是可能的。例如,高功率电路提供的电压可以为至少约50V、至少约30V和/或小于约50V、至少约20V和/或小于约30V、或至少约10V和/或小于约25V。作为另一个实例,低功率电路提供的电压可以为至少约5V、至少约3V和/或小于约5V、至少约2V和/或小于约3.5V、或至少约1.5V和/或小于约2V。低功率电路上的实际电压可以取决于由联接至低功率电路上的一个或多个温度传感器测得的温度。例如,在提供约3.3V的低功率电路中,测量到约50°C的温度的热敏电阻器可以输出约0V的电压,并且测量到约20°C的温度的热敏电阻器可以输出约1.2V的电压。

[0155] 该系统可以包括第一比较器,该第一比较器连接至一系列分压器的输出端,这些分压器电联接至被配置成提供用于低功率电路的电压的变压器输出端上。第一比较器可以在电压超过预期电压(例如,比较器被配置用于检测的电压)时提供超出范围信号。例如,在预期范围在0与1.2V或1.5V之间的情况下,该比较器可以被配置成在电压超过1.2V或1.5V时提供指示可能短路的信号。该系统可以包括第二比较器,该第二比较器接地并且被配置成在电压为负时提供指示可能短路的信号。该系统可以被配置成在检测到预期范围之外的电压时立即(例如,实时或几乎实时)提供指示可能短路的信号。在一些实现方式中,该系统可以包括以下逻辑,该逻辑被配置成将短路信号忽略掉、触发警报、和/或关掉或减小到高功率电路和/或低功率电路的电力。如果系统接收超出范围信号,则该系统可以断开主继电器2004以切断到电气部件(例如,加热丝、传感器等)的电功率。在存在从高功率电路到低功率电路的电压泄漏(这可能将低功率电路上的电压增大至预期范围之外)可能发生短路。类似地,如果被供应至高功率电路的负偏置电压泄漏至低功率电路,则该低功率电路上的电压可能变成负的。

[0156] 电路2000a可以包括开关S1至S4,以控制该加热器H1、H2的电功率。如在此使用的,术语“开关”可以用于指示电气开关和/或被配置成控制电流流动的电气部件和/或机电部件的任何其他组合。例如,开关可以包括MOSFET、二极管、晶体管、或这些的组合,等。加热器H1、H2可以是本文描述的加热器中的任一个。

[0157] 电路2000a可以包括被配置成控制开关S1至S4的控制模块2006。控制模块2006可以被配置成向开关提供信号以指示该接收开关的希望状态。例如,控制模块可以向开关S1和S3或开关S2和S4发送信号(例如,超过阈值电压的电压)以控制其闭合。控制模块2006可以被配置成使用一个信号来控制开关S1和S3并且使用另一个信号来控制开关S2和S4。以此方式,开关对(例如,开关S1、S3和/或开关S2、S4)可以将其操作同步(例如,在或接近同一时刻断开和闭合)。电路2000a被配置成通过独立地控制开关对S1、S3和开关对S2、S4的断开和

闭合来独立地控制加热器H1、H2。

[0158] 图21B展示了被配置成对加热器H1、H2提供门控控制的示例性电路图2000b。电路2000b类似于电路2000a,但是到由开关S2和S4控制的线路的电功率流动是分别由开关S1和S3来控制的。以此方式,控制模块2006可以提供对加热器H1、H2的门控控制。如本文使用的,门控控制可以是指,到加热器H1的电功率流动可以被开关S1和S3控制,而到加热器H2的电功率流动可以被开关S1和S3控制在第一水平、并且被开关S2和S4控制在第二水平。例如,取决于开关S2和S4的状态,当开关S1和S3闭合时,电功率可以流向加热器H2。然而,如果开关S1和S3断开,则开关S2和S4的状态不相关,因为电功率不流向加热器H2。以此方式,硬件可以控制加热器H1、H2的操作。这实现了对加热器H2的门控控制,因为控制模块2006可以使用开关S1和S3来控制到加热器H2的电力(例如,提供闸门以使加热器H2获得电功率)。这在以下情况下可能是有益的:希望对加热器H1、H2进行硬件控制以便除了加热器的软件控制之外还提供额外的控制机构。例如,加湿设备上的控制软件可以请求对加热器H2供电,但是该请求可以被硬件配置超越。

[0159] 图21C展示了被配置成在对加热器H1、H2的独立控制与门控控制之间切换的示例性电路图2000c。控制模块2006可以控制开关S5、S6以将电路2000c选择性地布置成独立控制配置(类似于本文参照图21A描述的电路2000a)、或门控控制配置(类似于本文参照图21B描述的电路2000b)。电路200c提供了电路2000a、2000b二者的益处并且选择具有控制模块2006的希望的、适当的、和/或适合的配置。

[0160] 图22A展示了示例性电路图2100a,该电路图包括逻辑模块2008和模式继电器2010,该模式继电器被配置成使得能够控制两个加热器(例如,吸气加热器和呼气加热器)或分段式加热器(例如,分段式吸气导管中的加热器)。电路图2100a类似于本文参照图21A-21C描述的电路图2000a、2000b和2000c,包括电源2002、主继电器2004、以及控制模块2006。开关S1至S4以类似于电路图2000a的方式来配置。然而,逻辑模块2008与控制模块2006对接以控制开关S1至S4。此外,模式继电器2010针对不同的加热器配置提供动态配置。

[0161] 逻辑模块2008从控制模块2006接收控制信号SW1、SW2并且至少部分地基于来自控制模块2006的模式信号MODE来处理这些信号。该模式信号MODE可以指示用于电路2100a的既定的、选定的、或希望的模式。例如,该模式信号MODE可以用于向逻辑模块2008指示:电路2100a的操作应是独立地控制加热器或分段式加热器。基于控制信号SW1、SW2以及模式信号MODE,逻辑模块2008输出开关信号HW1、HW2以分别控制开关对S1、S3和S2、S4。

[0162] 在某些实现方式中,模式信号MODE可以用于向逻辑模块2008指示独立式加热器控制模式。在这种情况下,逻辑模块2008可以被配置成通过少许更改或无需更改来将控制信号SW1、SW2传递至输出开关信号HW1、HW2。以此方式,控制模块2006可以独立地控制两个加热器。在一些实施例中,模式继电器2010接收到的操作模式指示类似于模式信号MODE所提供的指示。响应于所接收到的指示,模式继电器2010可以提供针对线路1-4(对应于由开关S1-S4控制的线路)的电连接。例如,如图22B所示,模式继电器2010可以提供针对线路1-4的电通路以使得能够独立地控制加热器H1、H2,类似于本文参照图21A描述的电路2000a的操作。

[0163] 在某些实现方式中,模式信号MODE可以用于向逻辑模块2008指示分段式加热器控制模式。在这种情况下,逻辑模块2008可以被配置成输出开关控制信号HW1、HW2,以选择性

地控制开关S1至S4向分段式加热器提供经整流电信号。以此方式,控制模块2006可以控制分段式加热器,如本文的其他地方描述的。在一些实施例中,模式继电器2010接收到的操作模式指示类似于模式信号MODE所提供的指示。响应于所接收到的指示,模式继电器2010可以提供针对线路1-4(对应于由开关S1-S4控制的线路)的电连接。例如,如图22C所示,模式继电器2010可以将线路1和4电联接并且将线路2和3电联接,以使得能够控制包括加热器节段H1和H2的分段式加热器,类似于本文描述的被配置成控制分段式加热器的其他电路的操作。在这种模式中,模式继电器2010至少部分地基于开关S1至S4的配置以及电压/电流的极性来提供开启加热器节段H1或加热器节段H1和H2二者的能力。

[0164] 例如,在分段式加热器模式中,控制模块2006可以使用控制信号SW1来指示以下希望或请求:向加热器节段H1、H2二者提供电力。作为响应,逻辑模块2008可以提供:开关控制信号HW1,以控制开关S1和S3在来自电源2002的信号极性为正的期间闭合;以及开关控制信号HW2,以控制开关S2和S4在来自电源2002的信号极性为负的期间闭合。类似地,控制模块2006可以使用控制信号SW2来指示以下希望或请求:仅向加热器节段H1提供电力。作为响应,逻辑模块2008可以提供:开关控制信号HW2,以控制开关S2和S4在来自电源2002的信号极性为正的期间闭合;以及开关控制信号HW1,以控制开关S1和S3在来自电源2002的信号极性为负的期间闭合。以此方式,逻辑模块2008能够实现对给分段式加热器H1、H2的电压/电流的整流。

[0165] 逻辑模块2008实现了在以分段加热器控制运行时可以实现的安全锁存器。逻辑模块2008可以被配置成如果控制信号SW1、SW2指示请求以其所请求模式运行,则设定这两个开关控制信号HW1、HW2以控制开关S1至S4断开。这可以用于减少或防止与向分段式加热器提供电力相关联的故障。例如,电力供应源2002可以用于提供交流电、或进而提供正和负偏置的电压。这些电流和/或偏置电压可以由开关S1至S4控制。将开关S1至S4全部闭合可能致使两个方向的电流或这两个正和负偏置的电压同时被提供至加热器电路2100a,这可能对系统造成损坏。逻辑模块2008可以包括锁存器,当控制模块2006(例如,通过软件或硬件故障)激活不兼容的加热器驱动器时(例如,在这两个开关组S1、S3和S2、S4被激活或闭合时),该锁存器断开主继电器2004。

[0166] 图23展示了示例性电路图2100b,该电路图被配置成在对两个加热器的独立控制(例如,本文参照图21A描述的电路图2000a)或门控控制(例如,本文参照图21B描述的电路图2000b)之间切换、并且提供相对于图22A所示的示例性电路图2100a描述的功能。电路图2100b提供了本文参照图21C描述的电路图2000c的切换功能、以及由本文参照图22A描述的电路图2100a提供的功能。为了实现这种功能,控制模块2006可以提供额外的控制信号SW3,逻辑模块2008可以使用该信号来提供开关控制信号HW3以操作开关S5和S6。开关S5和S6可以被配置成使得当以独立式加热器控制模式运行以及以分段式加热器控制模式运行时,开关S1和S2并联并且开关S3和S4并联。开关S5和S6可以被配置成使得当以门控式加热器控制模式运行时,开关S1和S2串联并且开关S3和S4串联。逻辑模块2008可以执行额外的检查以至少部分地基于模式信号MODE来验证控制信号SW3是适当的,其中该模式信号可以被配置成提供以下指示:选择、请求、或希望以独立式加热器控制模式、门控式加热器控制模式、或分段式加热器控制模式来运行。

[0167] 图24A展示了被配置成并行控制两个加热器H1、H2的示例性电路图2200。电路2200

可以被配置成联接至加热器模块2012a上,该加热器模块2012a包括加热器H1、H2。电路2200可以被配置成提供针对加热器模块2012a的电连接,所述电连接类似于模式继电器2010(当它以本文参照图22C描述的方式配置时)提供的。电路2200可以相对于电路2100a以其他方式被配置,如本文参照图22A描述的。

[0168] 参照图24A,电路2200可以被配置成并行对加热器模块2012a中的加热器H1、H2供电。在一些实施例中,加热器模块2012a可以包括一个或多个二极管以引导或限制电流流向加热器模块2012a中的一个或多个加热器。例如,图24B展示了加热器模块2012a的示例性配置,其中加热器H1、H2都包括二极管以控制电流的流动。二极管D1、D2可以用于控制电功率何时流经相关联的加热器H1、H2以提供额外的控制能力。

[0169] 图24B还展示了简化电路图,例示了电路2200的功能,其中加热器模块2012a被配置成包括二极管D1、D2。当开关S1和S3闭合(并且开关S2和S4断开)时,电源2002提供的正电流流经加热器H1但不流经加热器H2,并且电源2002提供的负电流流经加热器H2但不流经加热器H1。类似地,当开关S2和S4闭合(并且开关S1和S3断开)时,电源2002提供的正电流流经加热器H2但不流经加热器H1,并且电源2002提供的负电流流经加热器H1但不流经加热器H2。以此方式,控制模块可以协调开关对S1、S3和S2、S4的断开和闭合以及电源2002提供的电压或电流的极性以选择性地将加热器H1、H2通电。在一些实现方式中,二极管D1、D2可以被配置成具有不同的偏置,使得电流与所描述的相反地流经加热器H1、H2。在某些实现方式中,二极管D1或D2中的任一个可以被去除,使得在加热器H1、H2之一中电流被限制,而在另一个中不被限制。

[0170] 图24C展示了被配置成通过使用加热器模块2012b来控制分段式加热器的示例性电路图2200。在这种配置中,当电路2100a中的模式继电器2010被配置成将线路1和4电联接并且将线路2和3电联接以使得能够控制包括加热器节段H1和H2的分段式加热器时(如本文参照图22C描述的),具有加热器模块2012b的电路2200以与电路2100a类似的方式运行。图24D展示了加热器模块2012b的示例性配置以及电路2200的简化电路图,以例示当开关处于不同配置时该电路的功能。如本文其他地方描述的,当电源2002提供的是正电流并且开关S1、S3闭合时,或者当电源2002提供的是负电流并且开关S2、S4闭合时,可以对这两个加热器节段H1、H2供电。如本文其他地方描述的,当电源2002提供的是负电流并且开关S1、S3闭合时,或者当电源2002提供的是正电流并且开关S2、S4闭合时,可以对加热器节段H1供电。

[0171] 电路图2200可以有利地允许实现与不同加热器模块的连接以允许单一电路设计来操作不同的加热器配置。这还可以简化控制系统设计、软件设计、并且提高用于不同呼吸设备的部件的互操作性。

[0172] 图25A-25C展示了通过使用有源整流电路来控制分段式加热器的示例性电路图2500,该有源整流电路使用类背靠背的MOSFET以快速且精细地控制来自A/C电源2502的电流方向。为了有助于描述示例性电路2500如何控制分段式加热器,图25B和25C将开关S1-S4展示为二极管,以使得更容易理解在电路中针对特定控制模式并且针对断开和闭合的开关的特定配置所得到的电流流动,如下文描述的。然而,应理解的是,开关S1-S4是电气开关,例如MOSFET,如图25A展示的。

[0173] 有源整流电路2500可以起作用来通过选择性地切换MOSFET S1、S2、S3、和S4来向目标加热器节段H1和/或H2提供电流。例如,图25B展示了向加热器节段H1和H2提供电力的

电路配置。当电源2502提供的是正电流时,MOSFET S1和S3可以闭合(例如,接通)并且MOSFET S2和S4可以断开(例如,切断),并且当电源2502提供的是负电流时,MOSFET S1和S3可以断开(例如,切断),并且MOSFET S2和S4可以闭合(例如,接通)。图25C展示了向加热器节段H1提供电力的电路配置。当电源2502提供的是正电流时,MOSFET S1和S3可以断开(例如,切断)并且MOSFET S2和S4可以闭合(例如,接通),并且当电源2502提供的是负电流时,MOSFET S1和S3可以闭合(例如,接通),并且MOSFET S2和S4可以断开(例如,切断)。

[0174] 在一些实施例中,呼气加热器电联接至第一加热器节段H1上。在这样的实施例中,呼气加热器在第一加热器节段H1接收电力时接收电力。

[0175] 电路图2500有利地允许使用单一电源和患者端温度传感器(例如,热敏电阻器)来控制分段式加热器。例如,电路图2500可以在将第一加热器节段H1连接至第二加热器节段H2上的中间连接器上不包含温度传感器的系统中使用。电路图2500可以使用控制系统来实现,该控制系统被配置成改变MOSFET对的切换以加热第一加热器节段H1(例如,吸气支路的内环路HW1)或第一加热器节段H1和第二加热器节段H2(例如,包括吸气支路和延伸支路的吸气支路外环路HW2),这将在下文中更详细地描述。HW2可以包括H1和H2二者,即沿着整个管道的整个加热电路。

[0176] 检测吸气支路的连接上的延伸段

[0177] 图5展示了示例性系统500的框图,该系统被配置成使用延伸段检测模块502来检测吸气支路的延伸段的存在;并且向吸气支路(例如,该吸气支路的第一节段)中的、吸气支路的延伸段(例如,该吸气支路的第二节段)中的、和/或呼气支路中的加热丝提供电力。逻辑模块504(可以包括硬件、软件、或这二者的某种组合)可以被配置成提供能够实现针对不同控制模式描述的切换的逻辑,如例如参照图3A、3B、4、8A和8B描述的。逻辑模块504可以从集成电路506接收信号,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是完全或部分地嵌在集成电路506中的软件,用于转换来自集成电路506的信号。逻辑模块504与集成电路506的组合可以被配置成检测过零水平、或电压或电流从正转换成负之处或反过来、并且根据控制模式来改变开关的状态。逻辑模块504可以根据希望的、选定的、限定的电力输出来输出PWM信号508a、508b,其中PWM信号被递送至吸气加热丝(INSP HW)、呼气加热丝(EXP HW)、或这二者。

[0178] 在一些实施例中,系统500可以包括延伸段检测模块502,该延伸段检测模块被配置成检测第二节段202b是否连接至呼吸回路200上。如果连接了第二节段202b,延伸段检测模块502可以产生“启动信号”。逻辑模块504可以接收该“启动”信号并且相应地调整切换。在一些实施例中,“启动信号”向逻辑模块504指示:系统500将不独立且同时地控制吸气回路和呼气回路。

[0179] 在一些实施例中,延伸段检测模块502可以被配置成通过接通吸气回路和呼气回路二者并且检测是否检测到硬件过电流事件,来检测第二节段202b的存在。如果在任一个被独立地接通时没有检测到过流事件,但是在二者一起接通时检测到,则延伸段检测模块502可以产生指示第二节段202b被连接上的“启动信号”。在一些实施例中,延伸段检测模块502可以通过使用电流测量来检测识别电阻器或每个区段中的加热丝的电阻而检测第二节段202b的存在。至少部分地基于对这各个区段的电流检测,延伸段检测模块502可以在当如上文参照图3A、3B、4、8A和8B所描述地实施不同控制模式时针对不同周期的电流测量值不

同的情况下,产生“启动”信号。

[0180] 传感器电路

[0181] 图6A和6B展示了呼吸加湿系统100中的示例性电路图,其中电路600被配置成从两个传感器R1和R2读取数据。参照图6A和6B,传感器R1和R2使用电阻器表示,但是可以使用任何适合类型的传感器,例如但不限于:温度传感器、湿度传感器、流量传感器、氧气传感器等。在一些实施例中,所述传感器可以是温度传感器、例如热敏电阻器。在这样的实施例中,传感器R1和R2分别代表在中间连接器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中的两根丝、使用电路600结合加湿器控制器122中的电流源或电压源和开关来测量这两个热敏电阻器R1和R2。虽然参照图6A和6B的描述涉及热敏电阻器,但这适应于其他适当的传感器,这些传感器影响向其所关联的电路提供的电压和/或电流。

[0182] 为了选择性地读取传感器R1和R2,通过线路602和604以任一极性供应电流。为了测量患者端传感器R2,加湿器控制器122设定开关将顶部电流供应源接地。电流接着从底部电流供应源流经R2并且经过该开关流至大地。电流被二极管D1阻挡流经R1。加湿器控制器122可以被配置成用于测量从底部电流供应源到地面的电压降、并且至少部分地基于所供应的电流和测量的电压来得出传感器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。加湿器控制器122接着可以设定该开关将底部电流供应源接地。电流接着从顶部电流供应源流经R1和R2并且经过该开关流至大地。加湿器控制器122可以被配置成用于测量从顶部电流供应源到地面的电压降、并且至少部分地基于所供应的电流、测量的电压、以及所记录的测量R2的电阻得到的结果来得出传感器R1的电阻。在一些实施例中,在得出R1的电阻时考虑了跨D1的电压降。在图6A所展示的实施例中,通过将D1放置成靠近R1,可以计算二极管D1的温度,该温度可以用于计算跨D1的电压降。图6A中展示的配置的一个潜在优点在于,患者端处的传感器R2的测量可以更准确,因为这些测量是在未经过二极管的情况下(如在图6B的实施例中展示的,可能引入不确定性或误差)进行的。

[0183] 在一些实施例中,如图6B所示,可以对中间连接器214添加额外的二极管D2。在这样的实施例中,加湿器控制器122可以被配置成用于以与图6A中展示的且在上文描述的实施例相似的方式来测量传感器R1和R2。区别在于,当测量传感器R1时,电流流经R1和D1并且不流经R2,因为二极管D2阻挡电流流经R2。以此方式,传感器R1的测量可以基本上与传感器R2的测量隔离或分离。与得出传感器R1的电阻相似,在得出传感器R2的电阻时可以考虑跨二极管D2的电压降。通过将D1和D2放置成靠近R1,可以计算这些二极管的温度,这些温度可以分别用于计算跨D1和D2的电压降。

[0184] 在某些实施例中,传感器R1、R2的测量是在连接至图6A或6B的电路上的控制器中运行的软件中进行的。通过这样的软件可以控制被供应至该电路的电流的方向和量。通过使用例如模数转换器来测量电压,可以获得对传感器R1、R2的电阻的准确测量。为了最小化或消除二极管D1和/或D2所造成的变化的影响,该软件可以供应相同方向的两个不同电流(I1和I2)。这将产生与这两个不同电流(I1和I2)相对应的两个不同电压读数(V1和V2)。使用这两个电压和电流,该软件可以求解二极管D1、D2的电压降以及传感器R1、R2的电阻。例如对于传感器R1,可以用以下方程来求解电压降:
$$V_{降} = (V1 \cdot I2 - V2 \cdot I1) / ((V1 - V2) / R2 + I2 -$$

I1))。可以用以下方程来计算传感器R1的电阻： $R1 = (V2 - V_{降}) / (I2 - V2/R2)$ 。在实施例中，计算出的V降相对于测得的V降具有恒定误差，该恒定误差在软件中被校正。在实施例中，将V降增大了约15%作为误差补偿。

[0185] 在一些实施例中，可以去除传感器R1和R2(例如，热敏电阻器)。在这样的实施例中，该系统可以包括更准确的传感器。这可以允许使用对称的中间连接器(例如，机械上和电气上独立的连接器)。例如，该中间连接器可以以两种方式物理地连接并且还操作来将吸气支路的多个节段机械地相联并且向分段式加热器的目标节段引导电功率。在本文描述的一些实施例中，如果该连接器被向后插入，则这些二极管和其他电气部件可能被配置成使得这些控制算法向分段式加热器的不希望部分提供电力。

[0186] 图7展示了呼吸加湿系统100中的示例性电路图，其中电路700被配置成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这些晶体管的基极端子与发射极端子的pn结的温度效应。加湿器控制器122中电流的切换可以与参照图6A和6B所描述的电路中相同，或者它可以如图所示是交替的配置。例如，所展示的切换配置使用了两个开关与两个电源和两个地线，用于选择性地对这些丝提供电功率。在第一配置中，顶部开关将顶部电源电连接至丝702，并且底部开关将地线电连接至丝704。在第二配置中，顶部开关将地线电连接至丝702，并且底部开关将底部电源电连接至丝704。通过使用晶体管Q1和Q2作为温度传感器，可以去除这些二极管，因为这些晶体管提供了温度传感器以及二极管的功能。

[0187] 呼吸回路硬件配置

[0188] 图8A展示了用于呼吸回路200的硬件配置800的示例图，该呼吸回路具有吸气支路的第一节段202a、吸气支路的第二节段202b、以及呼吸支路210。硬件配置800可以包括加湿器108，该加湿器被配置成用于经开关或继电器S3和S4联接加热丝HW1和HW2的接线、并且联接传感器204a、204b的接线。在一些实施例中，传感器盒802可以被配置成用于联接加热丝HW1、HW2的接线和传感器204a、204b的接线。开关S3、S4可以用于选择性地控制给呼气支路210的加热丝HW2的电力，如参照图4A所描述的，其具有与参照图4B-4D所描述的相似的功能。在一些实施例中，开关S3和S4均默认在断开位置、并且在适当的管道连接至加湿器108(例如，具有适当的识别电阻器的吸气支路或呼气支路)上时被闭合。以此方式，硬件配置800可以用于向加热丝HW1和/或加热丝HW2提供电力。与加热丝HW2是否正在接收电功率无关，加热丝HW1可以用两种模式来控制。在第一模式中，第一加热丝206a接收电功率，而第二加热丝206b不接收电功率。在第二模式中，第一加热丝206a和第二加热丝206b接收电功率。在所展示的实施例中，在以第一模式或第二模式之一来控制加热丝HW1时，加热丝HW2能够被供电。应理解的是，可以选择性地控制呼气支路的加热丝HW2，同时吸气支路的加热丝HW1保持在单一模式中。例如，当以第一模式(或第二模式)控制吸气支路的加热丝HW1时，呼气支路的加热丝HW2可以至少部分地基于开关S3和S4的操作而交替地接收或不接收电力，而加热丝HW1的控制模式无任何改变。类似地，当吸气支路的加热丝HW1在第一模式与第二模式之间变化时，呼气支路的加热丝HW2可以保持接收电力。

[0189] 硬件配置800可以包括中间印刷电路板(PCB)214，该印刷电路板包括两个二极管，其中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可以包括散热片，用于耗散二极管D1、D3产生的热量以减小对传感器204a的影响。硬件配置800可

以包括具有两根加热丝和一个传感器204b的患者端PCB804,其中加热丝206b是直接电联接的。在第一操作模式中,电功率被提供至HW1,使得电流流经加热丝206a并且流经二极管D1,而基本上没有电流流经加热丝206b(例如,流经加热丝206a的电流的少于1%流经加热丝206b)。在第二操作模式中,电功率可以被提供至HW1使得电流流经加热丝206a和206b。该第一和第二操作模式可以至少部分地由流经加热丝HW1的电流方向控制。

[0190] 在某些实施例中,可以向硬件配置800添加二极管D2和D4,如图8B所示。在这样的实施例中,可以改变用于该感测电路的软件以考虑增加的热量。在一些实施例中,信号二极管D3、D4被定位成彼此靠近,使得它们经历相同或相似的环境条件以减小由于不同的环境温度造成的差异效应。而电路200以与图8A所示电路相似的方式工作。

[0191] 在一些实施例中,将图8A与图8B进行比较,去除二极管D4改善了患者端的感测可靠性。例如,二极管可能在断开位置中失效。如果二极管D4在断开时失效,则读取患者端温度可能是不可能的。在图8A所示的电路中,如果二极管D3失效,患者端传感器204b仍可以被读取。去除二极管D2可以具有类似的优点。

[0192] 在一些实施例中,传感器盒802可以被定位在加湿系统100内或在该系统外部。

[0193] 带有具有微控制器的连接器的示例性分段式吸气支路

[0194] 图9展示了呼吸加湿系统100的示例性实施例,该加湿系统利用中间连接器214中的微控制器来测量数据以控制加热、并读取吸气支路202中的传感器值。在一些实施例中,可以在传感器盒中、加湿器中、中间连接器214中、或其任意组合中引入一个或多个微控制器。所述微控制器在例如被引入传感器盒上时提供如本文描述的类似功能。所展示的示例性实施例使用一根加热丝作为共用参照物(连接至VN的丝)、并且将这两根加热丝HW1、HW2和传感器丝连接至该共用参照物。该示例性实施例还将这两个传感器204a、204b的读数转换为中间连接器214中的数字信号以发送至加湿器控制器122。这可以通过将传感器204a、204b连接至共用参考点并且发送数字参数读数来减小或消除隔离问题,该数字参数读数可以被传送经过控制器122上的光耦合器,该光耦合器将隔离该信号,如本文参照图12描述的。使用这个示例性实施例可以允许实现两个独立的控制通道来加热吸气支路202a、202b的仅第一区段202a或第一以及第二区段,以提供所希望的、所选择的、或限定的加热控制。

[0195] 图10展示了用于吸气支路202的中间连接器214的框图,其中中间连接器214使用了微控制器。该微控制器可以用于测量来自热敏电阻器204a和204b的模拟信号并且使用模数转换器(ADC)将该模拟信号转换为数字信号。转换得到的数字信号可以经由单一数据线路被发送至加湿器控制器122。该数据线路可以用于允许微控制器与加湿器控制器122之间通信以提供温度数据。该数据线路可以用于通过在不发送数据时在加湿器控制器122上使得该数据线路拉高而向微控制器提供电力。该功率模块和数据线路转换器可以包括电容器和二极管,使得在数据线路置高时,该电容器被充电。被充电的电容器可以用于在数据线路用于通信时对微控制器供电。图11展示了示例性功率模块和数据线路转换器的电路图。

[0196] 使用这种配置的温度感测可以使用中间连接器214上的电流源或电压源实现,该电流源或电压源用于驱动这些热敏电阻器,使得它们可以被该微控制器读取。这可以例如使用晶体管或op-amp(运算放大器)完成。数据线路通信可以使用基于时隙的方案来实现,其中每个逻辑级以预定义的时隙被发送和读取。以此方式,可以使用一根丝实现加湿器控制器122与微控制器之间的双向通信。

[0197] 加湿器控制器122可以包括被称为VN的DC电力供应源。可以包括电容器,该电容器可以在加热丝通电时充电、并且可以在加热丝断电时向微控制器提供电力。加湿器控制器122可以包括双光耦合器电路1200,如图12所示。该双光耦合器电路可以用于隔离信号并且在控制器122与电力供应源之间实现双向数据通信。

[0198] 在一些实施例中,校准数据可以存储在微控制器上,当呼吸回路被连接时可以读取所述校准数据。在一些实施例中,可以存储部件识别号码或序列号以确定所连接回路的起点。

[0199] 具有数字温度传感器的分段式吸气支路

[0200] 图13展示了示例性呼吸加湿系统100的电路图,该呼吸加湿系统结合有与呼吸回路200一起使用的数字温度传感器204a、204b,该呼吸回路具有第一节段202a和中间连接器214,该中间连接器联接了第二节段202b以形成吸气支路202。类似于参照图9描述的设计,数字温度传感器204a、204b可以利用单一线路来进行通信和供电,从而简化电路设计并且减少系统100中使用的接线的量。图13所示的设计可以将温度传感器与数据通信实施为单一芯片而不是电路元件的组合,这可能是希望的。

[0201] 中间连接器板

[0202] 图14A和14B展示了中间连接器214的示例性中间PCB 250,相应附图展示了中间PCB 250的两侧。中间PCB 250包括连接垫252、254以用于加热丝和传感器连接。连接垫252、254被配置成位于中间PCB 250的相反两侧上,以有助于与围绕吸气支路螺旋地缠绕的加热丝的连接。

[0203] 中间PCB 250包括传感器连接垫256,以用于该传感器,例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。传感器可以通过中间PCB 250上的信号连接垫258联接至二极管(例如,参照图8B描述的二极管D3)。如图所示,中间PCB 250包括空隙262,该空隙被配置成将传感器与其他电气部件和迹线热隔离。在一些实施例中,空隙262可以填充有隔离材料以将连接至传感器连接垫256上的传感器进一步热隔离。此外,中间PCB 250可以被配置成例如通过突出特征257来将传感器与其他有源和/或无源电气部件间隔开。

[0204] 中间PCB 250包括电力连接垫260以使二极管通过中间PCB 250上的电迹线而电联接至加热丝上。该二极管可以是参照图3B、6B、或8B描述的二极管D1。电力连接垫260可以电联接且热联接至散热件264上以辅助耗散热量,从而减少或最小化对联接至传感器连接垫256上的传感器的参数读数的准确性的影响。

[0205] 图14C和14D展示了中间连接器214的示例性实施例,该中间连接器包括中间PCB 250和中间连接元件263。中间连接元件263可以被配置成将流经吸气支路的经加湿气体的一部分引导穿过由中间连接元件263形成的导管。中间PCB 250上的传感器接着可以提供与流经中间连接元件263的气体的参数相对应的信号,该参数表示该吸气支路中的该点处的经加湿气体的至少一种特性(例如,温度、湿度、流量、氧气百分比等)。在一些实施例中,中间连接元件263被配置成对中间PCB 250提供机械支撑以将其定位在吸气支路内。在一些实施例中,中间连接元件263被配置成提供机械支撑来在中间连接器214处或附近将吸气支路的两个节段结合在一起。

[0206] 中间连接器214包括在中间PCB 250的第一侧上的第一连接垫252以及在中间PCB

250的第二侧上的第二连接垫254,该第二侧位于中间PCB 250的相反侧上。第一连接垫252和第二连接垫254可以被配置成对分段式吸气支路的相应第一节段和第二节段中的加热丝提供电触点,如本文描述的。在一些实施例中,吸气支路的节段中的加热丝是螺旋地缠绕的。中间PCB 250被配置成将第一节段中的螺旋缠绕的加热丝和/或信号丝(例如,温度传感器丝)电联接至第二节段中的螺旋缠绕的加热丝和/或信号丝上。

[0207] 在一些实施例中,中间PCB 250包括第一部分,该第一部分沿着直径或弦线延伸跨过由中间连接元件263形成的内腔,使得中间PCB 250的一部分将气体的流动路径的至少一部分总体上一分为二。中间PCB 250的第一部分可以由包覆模制组合物包覆模制而成。中间PCB 250可以包括第二部分251,该第二部分与该第一部分相邻、从中间连接元件263的外部在背离内腔的方向上向外伸出。中间PCB 250的第二部分251包括一个或多个连接垫252,所述连接垫被配置成接纳来自该吸气支路的第一节段的一根或多根丝。中间PCB 250可以包括第三部分253,该第三部分与该第一部分相邻、从中间连接元件263的外部在背离内腔的方向上并且在与第二部分251相反的方向上向外伸出。第三部分253可以包括位于中间PCB 250上的一个或多个连接垫254,所述连接垫被配置成接纳来自吸气支路的第二节段的一根或多根丝。中间PCB250可以包括一个或多个导电迹线,所述导电迹线被配置成将第二部分251的一个或多个连接垫252电联接至第三部分253的一个或多个连接垫254上、并且被配置成在吸气支路的第一节段中的丝与第二节段的丝之间提供电连接。

[0208] 在一些实施例中,中间PCB 250可以将用于丝的接触垫的数量限制为四个。在这样的实施例中,这些丝可以重叠并且维持管道的连续性。在这样的实施例中可能有利的是维持这些丝的取向和/或顺序。

[0209] 图34展示了吸气支路3405和延伸支路3410的示例性实施例,这些支路的加热丝3402、3404通过二极管3420直接联接在一起。在一些实施例中,中间连接器214可以被配置成包括二极管以将丝3402、3404直接相连。例如,丝3402、3404可以是被激光烧蚀的,使得它们暴露出。二极管3420可以被配置成在没有如本文描述的传感器和中间PCB的情况下跨加热丝3402、3404接触这些丝。在这样的配置中,吸气支路和延伸支路可以被有利地配置成使得不存在未被加热区段。类似地,这种配置可以减少或消除冷凝物、枝晶生长、加热丝或感测丝电短路、中间连接器中的印刷电路板、电路断路和/或流动阻力。

[0210] 患者端连接器板

[0211] 图15A展示了患者端连接器804的示例性患者端PCB 270。患者端PCB 270包括连接垫272以用于加热丝和传感器的连接。连接垫272被配置成在患者端PCB 270的仅一侧上,以连接至来自吸气支路的螺旋缠绕的加热丝和信号丝上。连接垫272中的两个可以彼此直接电联接作为电通路。加热丝可以联接至连接垫272上,这些连接垫是直接电联接的。其余两个连接垫272可以电联接至传感器连接垫274上。去往和来自传感器连接垫274的电迹线278可以被配置成减小或最小化迹线的宽度、并且增大或最大化该迹线的长度以将连接至传感器连接垫274上的传感器热隔离。患者端PCB 270可以包括类似的突出特征276,如关于图14A和14B所示的PCB 250所描述的。突出特征276可以被配置成将传感器与患者端PCB 270上的电流和部件的影响热隔离。

[0212] 图15B-15E展示了患者端连接器804的示例性实施例。图15B和15D展示了作为吸气支路202的一部分被包覆模制而成的患者端PCB 270的示例性实施例。相应地在图15C和15E

中展示的患者端PCB 270的截面可以被配置成是空气动力学的以减小或最小化被递送至患者的气体的紊流。

[0213] 分段式吸气支路安插限位器

[0214] 图16A-16E展示了用于分段式吸气支路202的安插限位器280的示例性实施例。图16A展示了示例性安插限位器280,该安插限位器被配置成具有较大的腔室端282(例如,更靠近气体供应源的那端)、较小的患者端284、以及具有凹槽288的尖锐拐角286,护孔圈294可以放在该凹槽中。安插限位器280可以被配置成防止或减少中间连接器或吸气支路202的节段连接点(例如,中间PCB 250所处的地方)穿过开口292进入保温箱290中。较小端284可以被配置成进入保温箱290中,而较大端282可以被配置成通过与护孔圈294相接触而防止或阻挡进入保温箱开口292中。在一些实施例中,安插限位器280被配置成将中间PCB 250的位置基本上固定在离保温箱或限定了不同温度环境的其他此类点为目标或希望距离之内。目标或希望距离可以小于或等于约20cm、小于或等于10cm、小于或等于约5cm、或约0cm。图16B示出了与泡管202一起使用的示例性安插限位器280,其中安插限位器被定位在离保温箱290进口292距离d1处。

[0215] 图16C展示了安插限位器280的示例性实施例,该安插限位器被配置成夹紧或固定至物体上,例如衣服、毛毯、或与患者分开的另一个物体。安插限位器280被固定至吸气支路202上并且被配置成能够沿着吸气支路202移动以调整吸气支路202的布置。图16D展示了与保温箱290一起使用时的具有安插限位器280的吸气支路202,该安插限位器用于阻挡或防止中间PCB连接器250进入保温箱290中。图16E展示了与患者一起使用时的具有安插限位器280的吸气支路202,其中安插限位器280被固定至患者的毛毯上以阻挡或防止吸气支路202相对于患者和/或毛毯移动。安插限位器280还可以与呼气支路或与气体递送系统结合使用的其他医用管道一起使用。

[0216] 与呼吸加湿系统一起使用的分段式医用管道

[0217] 图17A示出了示例性复合管道1201的区段的侧视平面视图,该管道可以与参照图1描述的呼吸加湿系统100结合使用。复合管道1201可以用作吸气支路202、并且可以被配置成如本文描述的提供辅助防止气体沿着该管道冷凝的热学上有益的特性。复合管道1201包括多个长形构件,所述长形构件被包绕并且相结合以形成通路,其中所述多个长形构件可以包括本文描述的加热丝中的一根或多根。至少部分地基于将加热丝嵌在复合管道1201的壁中,将复合管道1201用作吸气支路202可以减少冷凝和凝结沉降(rainout)、并且沿着吸气支路202的长度维持更希望的或目标的温度曲线。该复合管道的壁可以提供更大的热质量,以抵抗温度变化并相对于支路202外部的环境温度增大壁的隔热影响。因此,可以更准确地控制沿着支路202的长度(包括经过任何数量的不同温度环境)的温度,并且可以花费较少的电力或能量来控制被递送至患者的气体的温度。在一些实施例中,复合管道1201可以用作呼气支路210。

[0218] 总体上,复合管道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,并且被本领域的普通技术人员赋予了其普通且惯例的含义(也就是说,它不限于特殊或自定义的含义)并且包括不限于:一体的部分、一体的部件、和不同的部件。因此,虽然图17A展示了由两个不同部件制成的实施例,但是应了解的是,在其他实施例中,第一长形构件1203和第二长形构件1205还可以代表由单一材料形成的管道中的区域。因此,第一长形

构件1203可以代表管道的中空部分,而第二长形构件1205代表管道的对该中空部分增加结构支撑的结构支撑或增强部分。该中空部分和该结构支撑部分可以具有螺旋形构型,如本文描述的。复合管道1201可以用于形成如本文描述的吸气支路202和/或呼气支路210、如下文描述的共轴管道、以及如本披露中的其他地方描述的任何其他管道。

[0219] 在这个实例中,第一长形构件1203包括中空本体,该第一长形构件螺旋地缠绕而至少部分地形成长形管道,该长形管道具有纵向轴线LA-LA以及沿着该纵向轴线LA-LA延伸的内腔1207。在至少一个实施例中,第一长形构件1203是管道。优选地,第一长形构件1203是柔性的。此外,第一长形构件1203优选地是透明地或至少半透明或半不透明的。光学透明度允许护理人员或使用检查内腔1207的堵塞或污染物或确认水分的存在。各种各样的塑料(包括医用级塑料在内)适合于第一长形构件1203的本体。适合的材料的实例包括聚烯烃弹性体、聚醚嵌段酰胺、热塑性共聚酯弹性体、EPDM-聚丙烯混合物、以及热塑性聚氨酯。

[0220] 第一长形构件1203的中空本体结构有助于复合管道1201的隔离特性。隔离管道1201是希望的,因为如本文解释的它防止或减少热量损失。这可以允许管道1201将气体从加热器/加湿器递送至患者,同时以减少或最小化的能耗基本上维持气体的经调节状态。

[0221] 在至少一个实施例中,第一长形构件1203的中空部分填充有气体。该气体可以是空气,空气由于其低导热性(在300K下为 $2.62 \times 10^{-2} \text{W/m} \cdot \text{K}$)以及非常低的成本而是希望的。还可以有利地使用比空气更粘性的气体,因为较高的粘度降低了对流热传递。因此,例如氩气(在300K下为 $17.72 \times 10^{-3} \text{W/m} \cdot \text{K}$)、氮气(在300K下为 $9.43 \times 10^{-3} \text{W/m} \cdot \text{K}$)、以及氙气(在300K下为 $5.65 \times 10^{-3} \text{W/m} \cdot \text{K}$)等气体可以提高隔离性能。这些气体中的每一种都是无毒的、化学惰性的、阻燃的、且可商购的。第一长形构件1203的中空部分可以在管道的两端处被密封,从而致使其内的气体是基本上停滞的。替代性地,该中空部分可以是用于将来自管道的患者端的压力反馈传送至控制器的次要气动连接件、例如压力取样线路。第一长形构件1203可以是可选地穿孔的。例如,第一长形构件1203的表面在面向外的表面(与内腔1207相反)上是穿孔的。在另一个实施例中,第一长形构件1203的中空部分填充有液体。液体的实例可以包括水或其他具有高热容量的生物相容性液体。例如,可以使用纳米流体。具有适合的热容量的示例性纳米流体包括水以及例如铝等物质的纳米颗粒。

[0222] 第二长形构件1205也被螺旋地缠绕并结合到第一长形构件1203上、在第一长形构件1203的相邻圈之间。第二长形构件1205形成该长形管道的内腔1207的至少一部分。第二长形构件1205充当第一长形构件1203的结构支撑件。

[0223] 在至少一个实施例中,第二长形构件1205在基部(接近内腔1207)处较宽并且在顶部处较窄。例如,第二长形构件的形状可以是总体上三角形、总体上T形、或总体上Y形。然而,满足对应第一长形构件1203的形廓的任何形状是适合的。

[0224] 优选地,第二长形构件1205是柔性的,以有助于该管道的弯折。希望地,第二长形构件1205的柔性小于第一长形构件1203。这改善了第二长形构件1205结构地支撑第一长形构件1203的能力。例如,第二长形构件1205的模量优选地为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。此外,第二长形构件1205可以封装或容纳传导性材料,例如细丝并且确切地是加热细丝或传感器(未示出)。加热细丝可以将潮湿空气可以在其上形成冷凝物的冷表面最小化。加热细丝还可以用于改变复合管道1201的内腔1207内的气体的温度曲线。各种各

样的聚合物和塑料(包括医用级塑料在内)适合于第二长形构件1205的本体。适合的材料的实例包括聚烯烃弹性体、聚醚嵌段酰胺、热塑性共聚酯弹性体、EPDM-聚丙烯混合物、以及热塑性聚氨酯。在某些实施例中,第一长形构件1203和第二长形构件1205可以由相同的材料制成。第二长形构件1205还可以由与第一长形构件1203不同颜色的材料制成、并且可以是透明的、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可以由透明塑料制成,并且第二长形构件1205可以由不透明的蓝色(或其他颜色)塑料制成。

[0225] 这种包括柔性中空本体和一体式支撑件的螺旋缠绕结构可以提供抗压碎性,同时使管道壁足够柔性而准许短半径弯折而不扭结、闭塞或塌缩。优选地,该管道可以围绕25mm直径的金属圆筒弯折而不扭结、闭塞或塌缩,如在根据ISO 5367:2000(E)的随着弯折增加流动阻力的测试中所限定的。这种结构还可以提供平滑的内腔1207表面(管道孔),这帮助保持该管道免于沉积物并且改善气体流动。已经发现该中空本体改善了管道的隔离特性,同时允许该管道保持轻量。

[0226] 如上文解释的,复合管道1201可以用作呼吸回路中的呼气管道和/或吸气管道、或呼吸回路的一部分。优选地,复合管道1201至少用作吸气管道。

[0227] 图17B示出了图17A的示例性复合管道1201的顶部部分的纵截面。图17B具有与图17A相同的取向。这个实例进一步展示了第一长形构件1203的中空本体形状。如在这个实例中看到的,第一长形构件1203在纵截面中形成了多个中空泡体。第一长形构件1203的一部分1209与第二长形构件1205的相邻包层(wrap)重叠。第一长形构件1203的一部分1211形成了内腔(管道孔)的壁。

[0228] 已经发现,在第一长形构件1203的相邻圈之间、即在相邻泡体之间具有空隙1213意外地改善了复合管道1201的总体隔离特性。因此,在某些实施例中,相邻泡体由空隙1213隔开。此外,某些实施例包括以下实现结果:在相邻泡体之间提供空隙1213增大了热传递电阻率(R值)并且相应地减小了复合管道1201的热传递传导率。还发现这种空隙配置通过准许较短半径弯折而改善了复合管道1201的柔性。T形第二长形构件1205(如图17B所示)可以帮助在相邻泡体之间维持空隙1213。然而,在某些实施例中,相邻泡体相接触。例如,相邻泡体可以粘接在一起。

[0229] 可以在第二长形构件1205中布置一种或多种传导性材料以加热或感测气体流。在这个实例中,第二长形构件1205中包封了两个加热细丝1215,该“T”的竖直部分的每侧上各一个。加热细丝1215包括传导性材料,例如铝(Al)和/或铜(Cu)的合金、或传导性聚合物。优选地,形成第二长形构件1205的材料被选择为当加热细丝1215达到其工作温度时与加热细丝1215中的金属不发生反应。细丝1215可以与内腔1207间隔开,使得这些细丝不暴露给内腔1207。在复合管道的一端处,多个细丝对可以形成连接环路。

[0230] 在至少一个实施例中,在第二长形构件1205中布置了多根细丝。这些细丝可以电连接在一起而共享共用轨道。例如,可以在第二长形构件1205的第一侧上布置第一细丝、例如加热细丝。可以在第二长形构件1205的第二侧上布置第二细丝、例如感测细丝。可以在第一细丝与第二细丝之间布置第三细丝、例如接地细丝。第一、第二和/或第三细丝可以在第二长形构件1205的一端处连接在一起。

[0231] 图17C示出了图17B中的泡体的纵截面。如图所示,第一长形构件1203的与第二长形构件1205的相邻包层重叠的部分1209的特征为一定程度的粘接区域1217。较大的粘接区

域改善了管道在第一和第二长形构件的对接处的抗分层性。额外地或替代性地,珠泡(bead)和/或泡体(bubble)的形状可以被适配成增大粘接区域1217。例如,图17D在左侧上示出了相对小的粘接区域。图19B还例示了较小的粘接区域。相比之下,图17E因为珠泡的大小和形状而具有比图17D所示的大得多的粘接区域。图19A和19C还展示了较大的粘接区域。下文中更详细地讨论了这些附图中的每一个。应了解的是,虽然在某些实施例中,图17E、19A和19C中的配置可能是优选的,但是在其他实施例中可以根据可能希望的来利用其他配置(包括图17D、19B和其他变体在内)。

[0232] 图17D示出了另一个复合管道的顶部部分的纵截面。图17D具有与图17B相同的取向。这个实例进一步展示了第一长形构件1203的中空本体形状、并且例示了第一长形构件1203如何在纵向截面中形成多个中空泡体。在这个实例中,这些泡体通过空隙1213彼此完全隔开。总体上三角形的第二长形构件1205支撑第一长形构件1203。

[0233] 图17E示出了另一个复合管道的顶部部分的纵截面。图17E具有与图17B相同的取向。在图17E的实例中,加热细丝1215比图17B中的细丝1215彼此相隔更远。已经发现,增大加热细丝之间的空间可以改善加热效率,并且某些实施例包括这种实现方式。加热效率是指输入到管道的热量的量与从该管道输出或从该管道可回收的能量的量之比。总体来讲,从管道耗散的能量(或热量)越多,加热效率越低。为了获得改善的加热性能,可以将加热细丝1215沿着管道的孔等距地(或大约等距地)间隔开。替代性地,可以将细丝1215定位在第二长形构件1205的极端处,这可以提供更简单的制造。

[0234] 接下来参照图18A至18G,所述附图例示了第二长形构件1205的示例性构型。图18A示出了具有的形状类似于图17B所示的T形的第二长形构件1205的截面。在这个示例性实施例中,第二长形构件1205不具有加热细丝。还可以对第二长形构件1205利用其他形状,包括如下文描述的T形、以及三角形的变体。

[0235] 图18B示出了具有T形截面的另一个示例性第二长形构件1205。在这个实例中,在第二长形构件1205中在“T”的竖直部分的任一侧上的切口1301中嵌入了加热细丝1215。在一些实施例中,可以在挤出过程中在第二长形构件1205中形成切口1301。替代性地,可以在挤出之后在第二长形构件1205中形成切口1301。例如,切割工具可以在第二长形构件1205中形成切口。优选地,在挤出之后不久随着将加热细丝1215挤压或拉入(机械地固定)到第二长形构件1205中通过加热细丝来形成切口,同时第二长形构件1205相对柔软。替代性地,可以在该长形构件的基部上安装(例如,粘附、粘接、或部分地嵌入)一根或多根加热细丝,使得所述细丝暴露给管道内腔。在这样的实施例中,可能希望的是以隔离的方式包含细丝以减小在可燃气体(例如氧气)经过管道内腔时起火的风险。

[0236] 图18C示出了又一个第二长形构件1205的截面。第二长形构件1205具有总体上三角形形状。在这个实例中,加热细丝1215嵌在三角体的相对侧上。

[0237] 图18D示出了又一个第二长形构件1205的截面。第二长形构件1205包括四个凹槽1303。在该截面轮廓中,这些凹槽1303是凹坑或凹口。在一些实施例中,凹槽1303可以有助于形成切口(未示出)以嵌装细丝(未示出)。在一些实施例中,凹槽1303有助于细丝(未示出)的定位,所述细丝被挤压或拉入、并且由此而嵌在第二长形构件1205中。在这个实例中,这四个初始凹槽1303有助于放置多达四根细丝,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,加热细丝可以位于第二长形构件1205的外侧上。感测细丝可以位于内侧上。

[0238] 图18E示出了又一个第二长形构件1205的截面。第二长形构件1205具有T形轮廓以及多个用于放置加热细丝的多个凹槽1303。

[0239] 图18F示出了又一个第二长形构件1205的截面。第二长形构件1205中包封了四根加热细丝1215,该“T”的竖直部分的每侧上各两根。如下文中更详细解释的,第二长形构件1205中包封了这些细丝,因为第二长形构件1205是围绕细丝挤出的。没有形成用于嵌装加热细丝1215的切口。在这个实例中,第二长形构件1205还包括多个凹槽1303。由于第二长形构件1205中包封了加热细丝1215,因此未使用凹槽1303来促进形成切口以嵌装加热细丝。在这个实例中,凹槽1303可以促进将嵌入的加热细丝隔开,这使得在例如终止加热细丝时使各个内芯更容易剥离。

[0240] 图18G示出了又一个第二长形构件1205的截面。第二长形构件1205具有总体上三角形形状。在这个实例中,第二长形构件1205的形状类似于图18C,但是第二长形构件1205中包封了四根细丝1215,这四根细丝全部都在第二长形构件1205的底部三分之一中居中并且沿着总体上水平轴线布置。

[0241] 如上文解释的,可能希望增大细丝之间的距离以改善加热效率。然而,在一些实施例中,当在复合管道1201中引入加热细丝1215时,细丝1215可以被定位成在第二长形构件1205中相对居中。居中定位促进了复合管道的鲁棒性以便再使用,这部分地是因为该位置减小了细丝在复合管道1201反复挠曲后折断的可能性。使细丝1215居中还可以减小由于细丝1215被涂覆有隔离层并且从气体路径去除而造成点燃危险的风险。

[0242] 如上文解释的,其中一些实例展示了细丝1215在第二长形构件1205中的适合放置。在上述的包括多于一根细丝1215的实例中,细丝1215总体上沿着水平轴线对齐。替代性的构型也是适合的。例如,两根细丝可以沿着竖直轴线或沿着对角线对齐。四根细丝可以沿着竖直轴线或沿着对角线对齐。四根细丝可以以十字形构型对齐,其中一根细丝布置在第二长形构件的顶部处,一根细丝布置在第二长形构件的底部(靠近管道内腔)处,并且两根细丝布置在“T”、“Y”的相反臂上或三角形底边上。

[0243] 表1A和1B示出了本文描述的医用管道的一些优选尺寸以及这些尺寸的一些优选范围。这些尺寸是指管道的横截面。在这些表中,内腔直径表示管道的内直径。间距表示沿着管道轴向测量的两个重复点之间的距离、即第二长形构件的相邻“T”的竖直部分的尖端之间的距离。泡体宽度表示泡体的宽度(最大外直径)。泡体高度表示泡体离管道内腔的高度。珠泡高度表示第二长形构件离管道内腔的最大高度(例如,“T”的竖直部分的高度)。珠泡宽度表示第二长形构件的最大宽度(例如,“T”的水平部分的宽度)。泡体厚度表示泡体壁的厚度。

[0244] 表1A

[0245]

特征	婴儿		成人	
	尺寸 (mm)	范围 (±)	尺寸 (mm)	范围 (±)
内腔直径	11	1	18	5
间距	4.8	1	7.5	2

[0246]	泡体宽度	4.2	1	7	1
	珠泡宽度	2.15	1	2.4	1
	泡体高度	2.8	1	3.5	0.5
	珠泡高度	0.9	0.5	1.5	0.5
	泡体厚度	0.4	0.35	0.2	0.15

[0247] 表1B

特征	婴儿		成人	
	尺寸 (mm)	范围 (±)	尺寸 (mm)	范围 (±)
内腔直径	11	1	18	5
间距	4.8	1	7.5	2
[0248] 泡体宽度	4.2	1	7	1
珠泡宽度	2.15	1	3.4	1
泡体高度	2.8	1	4.0	0.5
珠泡高度	0.9	0.5	1.7	0.5
泡体厚度	0.4	0.35	0.2	0.15

[0249] 表2A和2B分别提供了表1A和1B中描述的管道的管道特征的尺寸之间的示例性比率。

[0250] 表2A

[0251]	比率	婴儿	成人
	内腔直径:间距	2.3:1	2.4:1
	间距:泡体宽度	1.1:1	1.1:1
	间距:珠泡宽度	2.2:1	3.1:1
	泡体宽度:珠泡宽度	2.0:1	2.9:1
	内腔直径:泡体高度	3.9:1	5.1:1
	内腔直径:珠泡高度	12.2:1	12.0:1
	泡体高度:珠泡高度	3.1:1	2.3:1
	内腔直径:泡体厚度	27.5:1	90.0:1

[0252] 表2B

[0253]	比率	婴儿	成人
	内腔直径 : 间距	2.3 : 1	2.4 : 1
[0254]	间距 : 泡体宽度	1.1 : 1	1.1 : 1
	间距 : 珠泡宽度	2.2 : 1	2.2 : 1
	泡体宽度 : 珠泡宽度	2.0 : 1	2.1 : 1
	内腔直径 : 泡体高度	3.9 : 1	4.5 : 1
	内腔直径 : 珠泡高度	12.2 : 1	10.6 : 1
	泡体高度 : 珠泡高度	3.1 : 1	2.4 : 1
	内腔直径 : 泡体厚度	27.5 : 1	90.0 : 1

[0255] 下表示出了复合管道(标记为“A”)的一些示例性特性,该复合管道如本文描述的具有集成在第二长形构件内部的加热细丝。为了比较,还给出了具有螺旋地缠绕在管道的孔内部的加热细丝的Fisher&Paykel型号RT100可抛弃式波纹管(标记为“B”)的特性。

[0256] 根据ISO 5367:2000 (E)的附录A进行流动阻力(RTF)的测量。结果在下表3中示出。如下文看到的,复合管道的RTF小于型号RT100管道的RTF。

[0257] 表3

[0258]		RTF (cm H ₂ O)			
	流量 (L/min)	3	20	40	60
	A	0	0.05	0.18	0.38
	B	0	0.28	0.93	1.99

[0259] 管道内的冷凝物或“凝结沉降”是指在气体流量为20L/min并且室温为18℃时每天收集的冷凝物的重量。经加湿空气连续从腔室流经该管道。记录了每天测试之前和之后的管道重量。执行了三个连贯的测试,其中管道在每个测试之间被干燥。结果在下表4中示出。结果示出了,复合管道中的凝结沉降显著少于型号RT100管道中的凝结沉降。

[0260] 表4

[0261]	管道	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
[0262]	之后的重量 (g)	139.90	140.00	139.20	190.20	178.80	167.10
	冷凝物重量 (g)	3.7	3.3	2.5	79.20	67.70	56.00

[0263] 电力请求是指冷凝物测试期间消耗的电力。在这个测试中,环境空气维持在18℃。加湿腔室(参见例如图1中的加湿腔室114)由MR850加热器基座供电。这些管道中的加热细丝独立地由DC电力供应源供电。设定不同的流速,并且使腔室静置到在腔室输出处为37℃。接着,改变给电路的DC电压以在电路输出端处产生40℃的温度。记录为了维持该输出温度而需要的电压并且计算所得的电力。结果在表5中示出。结果示出了,复合管道A比管道B使用了显著更多的电力。这是因为管道B在管道孔中使用了螺旋形加热细丝来将气体从37℃加热至40℃。复合管道不倾向于快速加热气体,因为加热细丝位于管道的壁中(嵌在第二长形构件中)。替代地,复合管道被设计用于维持气体温度并且通过将管道孔维持在高于经加湿气体的露点的温度下来防止凝结沉降。

[0264] 表5

[0265]	流量 (L/min)	40	30	20
	管道A,所请求的功率 (W)	46.8	38.5	37.8
	管道B,所请求的功率 (W)	28.0	27.5	26.8

[0266] 通过使用三点弯折测试来测试管道柔性。将管道放在三点弯折测试夹具中并且与Instron 5560测试仪器一起使用来测量负载和延伸。将每个管道样本测试三次:从而测量

管道在被施加负载下的延伸量,以获得相应的平均刚度常数。表6中再现了管道A和管道B的平均刚度常数。

[0267] 表6

[0268]	管道	刚度 (N/mm)
	A	0.028
	B	0.088

[0269] 如上文所描述,加热丝206可以被放置在吸气支路202和/或呼气支路210内以通过将管道壁温度维持在露点温度之上来减小管道中凝结沉降的风险。

[0270] 热特性

[0271] 在结合有加热细丝1215的复合管道1201的实施例,热量可以通过第一长形构件1203的壁损失,从而导致不均匀的加热。如上文解释的,用于补偿所述热量损失的一种方式是在第一长形构件1203的壁处施加外部加热源,这帮助调节温度并且抵消热量损失。然而,还可以使用用于优化热特性的其他方法。

[0272] 接下来参照图19A至19C,所述附图例示了泡体高度用于改善热特性的示例性配置(即,从面向内腔的表面到形成最大外直径的表面测得的第一长形构件1203的截面高度)。

[0273] 可以选择泡体的尺寸以减少复合管道1201的热量损失。总体上,增大泡体的高度增大了管道1201的有效热阻,因为较大的泡体高度准许第一长形构件1203容纳更多的隔离空气。然而,已经发现,在某个泡体高度处,空气密度的变化致使管道1201内发生对流,由此增大热量损失。并且,在某个泡体高度处,表面积变大到使得通过表面而损失的热量超过了增大的泡体高度带来的益处。某些实施例包括这些结果。

[0274] 泡体的曲率半径和曲率可以对确定希望的泡体高度有用。物体的曲率被定义为该物体的曲率半径的倒数。因此,物体具有的曲率半径越大,物体的弯曲度越小。例如,平坦表面将具有无限大的曲率半径并且因此曲率为0。

[0275] 图19A示出了复合管道的顶部部分的纵截面。图19A示出了复合管道1201的实施例,其中泡体具有较大的高度。在这个实例中,泡体具有相对小的曲率半径并且因此具有大曲率。并且,泡体的高度比第二长形构件1205的高度大了大致三到四倍。

[0276] 图19B示出了另一个复合管道的顶部部分的纵截面。图19B示出了复合管道1201的实施例,其中泡体的顶部是平坦化的。在这个实例中,泡体具有非常大的曲率半径、但小的曲率。并且,泡体的高度与第二长形构件1205大致相同。

[0277] 图19C示出了另一个复合管道的顶部部分的纵截面。图19C示出了复合管道1201的实施例,其中泡体的宽度大于泡体的高度。在这个实例中,泡体具有在图19A与图19B之间的曲率半径和曲率,并且泡体上部部分的半径的中心在泡体之外(与图19A相比)。泡体的左侧和右侧上的转折点大约在该泡体的中间(高度方向上)(对照如图19A中在泡体的下部部分中)。并且,泡体的高度是第二长形构件1205的大致两倍,从而得到在图19A与图19B之间的泡体高度。

[0278] 图19A的构型使得管道的热量损失最小。19B的构型使得管道的热量损失最大。图19C的构型具有在图19A与19B的构型之间的中等热量损失。然而,图19A的构型中大的外表面积和对流热传递导致低效的加热。因此,在图19A-19C的这三个泡体安排中,图19C被确定为具有最佳的总体热特性。当向这三个管道输入相同的热能时,图19C的构型沿着管道的长

度产生最大的温度升高。图19C的泡体足够大以增大隔离空气体积,但是没有大到足以造成显著的对流热量损失。图19B的构型被确定具有最差的热特性,即,图19B的构型沿着管道的长度产生最小的温度升高。图19A的构型具有中等热特性并且允许实现小于图19C的构型的温度升高。

[0279] 应了解的是,虽然在某些实施例中图19C的构型可能是优选的,但是在其他实施例中可以根据可能希望的来利用其他构型(包括图19A、19B的构型和其他变体在内)。

[0280] 表7示出了图19A、19B和19C各自所示的构型的泡体高度、管道外直径、以及曲率半径。

[0281] 表7

管道(图)	19A	19B	19C
泡体高度(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

[0283] 接下来参照图19C至19F,所述附图例示了加热元件1215的示例性定位,其形状类似于泡体形状以改善热特性。加热元件1215的位置可以改变复合管道1201内的热特性。

[0284] 图19C示出了另一个复合管道的顶部部分的纵截面。图19C示出了复合管道1201的实施例,其中加热元件1215居中地定位在第二长形构件1205中。这个实例示出了彼此靠近但不靠近泡体壁的加热元件1215。

[0285] 图19D示出了另一个复合管道的顶部部分的纵截面。图19D示出了复合管道1201的实施例,其中加热元件1215在第二长形构件1205中与图19C相比相隔更远。这些加热元件更靠近泡体壁并且对复合管道1201内的热量提供更好的调节。

[0286] 图19E示出了另一个复合管道的顶部部分的纵截面。图19E示出了复合管道1201的实施例,其中加热元件1215沿第二长形构件1205的竖直轴线上间隔开。在这个实例中,加热元件1215等距地靠近每个泡体壁。

[0287] 图19F示出了另一个复合管道的顶部部分的纵截面。图19F示出了复合管道201的实施例,其中加热元件1215在第二长形构件1205的相反端处间隔开。尤其与图19C-19E相比,加热元件1215靠近泡体壁。

[0288] 在图19C-19F的四种细丝安排中,图19F被确定具有最佳的热特性。由于其类似的泡体形状,这所有构型都经历相似的管道热量损失。然而,当向所述管道输入相同的热能时,图19F的细丝构型沿着管道的长度产生最大的温度升高。图19D的构型被确定具有第二好的热特性并且沿着管道的长度产生第二大的温度升高。图19C的构型表现得第二好。图19E的构型具有最差的性能并且当输入相同量的热量时沿着管道的长度产生最小的温度升高。

[0289] 应了解的是,虽然在某些实施例中图19F的构型可能是优选的,但是在其他实施例中可以根据可能希望的来利用其他构型(包括图19C、19D、19E的构型和其他变体在内)。

[0290] 接下来参照图20A至20C,所述附图例示了用于堆叠第一长形构件1203的示例性构型。已经发现,在某些实施例中可以通过堆叠多个泡体来改善热量分布。这些实施例在使用内部加热细丝1215时可以更有益。图20A示出了另一个复合管道的顶部部分的纵截面。图20A示出了没有任何堆叠的复合管道1201的截面。

[0291] 图20B示出了另一个复合管道的顶部部分的纵截面。图20B示出了具有堆叠式泡体的另一个示例性复合管道1201。在这个实例中,两个泡体上下堆叠而形成第一长形构件1203。与图20A相比,维持了总的泡体高度,但是泡体间距是图20A的一半。并且,图20B的实施例具有仅略微减小的空气体积。泡体的堆叠减少了泡体1213之间的空隙中的自然对流和热传递、并且降低了总热阻。堆叠式泡体中的热量流动路径增大,从而允许热量更容易地穿过复合管道1201分布。

[0292] 图20C示出了另一个复合管道的顶部部分的纵截面。图20C示出了具有堆叠式泡体的复合管道1201的另一个实例。在这个实例中,三个个泡体上下堆叠而形成第一长形构件1203。与图20A相比,维持了总的泡体高度,但是泡体间距是图20A的三分之一。并且,图20B的实施例具有仅略微减小的空气体积。泡体的堆叠减少了泡体1213之间的空隙中的自然对流和热传递。

[0293] 额外的示例性中间连接器

[0294] 图32A-C展示了中间连接器3200的其他实例,该中间连接器包括中间PCB 3205和中间连接元件3210。中间PCB 3205可以包括被配置成保护它免于浸水的保形涂层。例如,水可以沿着中间PCB 3205的形廓。中间连接器3200可以包括多个特征,所述特征被配置成将珠泡定位在适合于附接丝(例如用于本文描述的电路的加热或感测元件)的位置中。中间PCB 3205可以部分地延伸穿过中间连接元件3210。例如,中间PCB 3205的一部分可以延伸至中间连接元件3210的管道之外,并且一部分可以部分地延伸穿过中间连接元件3210的内腔部分。在一些实现方式中,中间PCB 3205的延伸进入内腔中的部分是穿过该内腔的路程的约三分之一。这可以相对于一路延伸穿过内腔的中间PCB提供相对较少的流动阻力。

[0295] 在一些实施例中,中间PCB 3205在操作过程中至少部分地由于中间PCB 3205上的二极管而产生热量。中间PCB 3205产生的热量可以帮助蒸发过量的冷凝物。

[0296] 中间连接器3200可以包覆模制而成以将部件固定在位并且密封这部分。在一些实施例中,可以应用蛤壳,该蛤壳可以提供与中间连接器3200的增大的隔离。

[0297] 中间连接器3200可以包括管道止挡件3220,该管道止挡件被配置成阻止管道旋转太远,因为它可以被配置成卡在泡管与珠泡之间。管道止挡件3220可以被配置成被定位成与PCB成180度和/或270度,以正确地定位管道的正确对准。管道止挡件3220可以被配置成为管道提供附接点。中间连接器3200可以包括一个或多个桥3222,所述桥被配置成将珠泡升高以允许聚合物在其下方流动以减少浸水。在一些实施例中,该一个或多个桥3222可以被定位在中间连接器3200的每一侧上。中间连接器3200可以包括卡槽3224,所述卡槽被配置成将丝(例如,加热丝)在槽缝中固持在位。中间连接器3200可以包括指示符、例如箭头3226,所述指示符被配置成指示中间连接器3200的取向以确保二极管面向正确路径。箭头3226还可以帮助减少或防止浸水。中间连接器3200可以包括浸水环3228,该浸水环围绕中间连接器3200形成完整的环路。浸水环3228可以被配置成限制或消除水浸入到PCB 3205的暴露区域。

[0298] 在一些实施例中,中间连接元件3210可以具有约1-2mm厚的壁并且可以具有在4mm与15mm之间的直径。在一些实现方式中,中间连接元件3210的内直径可以为约8mm-9mm,并且外直径可以为约11.5mm。中间连接元件3210的外直径可以被配置成足够大以减小流动阻力。中间连接元件3210中的较小通路可以是指气体更快地穿过它,这可以减少冷凝。

[0299] 中间连接器3200可以包括过程辅助件3230,该过程辅助件被配置成将连接的管道正确对准,使得泡体接合该管道并且将其固持在位。中间连接器3200可以包括销3232,所述销被配置成定位盖件(例如,本文参照图33描述的蛤壳3300)、并且通过摩擦配合(例如,它可以与该盖件中的匹配凹陷相接合)将其固位。在一些实现方式中,中间连接器3200包括3个或4个销。这些销3232可以被配置成具有足够的长度,使得它们穿过包覆模制物突出以实现对准和/或定位的目的。这些销3232可以被定位在中间连接器3200的任一侧上,使得它们被定位在与所展示位置例如成90度。在一些实施例中,中间连接器3200包括槽缝3234,所述槽缝充当进行加工的键锁机构以减少不正确定向的可能性。

[0300] 图33A-C展示了可以应用于中间连接器(例如,本文参照图32描述的中间连接器3200)的蛤壳3300的实例。蛤壳3300可以被配置成对包覆模制的中间连接器、例如中间连接器3200提供美学盖件。蛤壳3300还可以被配置成保护PCB免于损坏。

[0301] 蛤壳3300包括联接在一起的两个半件3305a、3305b。在一些实施例中,这两个半件3305a、3305b永久性地联接在一起(例如,将这两个半件脱联接涉及至少部分地损坏或破坏蛤壳3300;或者需要至少约30N的力来将蛤壳3300的这两个半件3305a、3305b分开)。每个半件3305a、3305b可以由同一件式工具形成并且可以是对称的,使得一个半件可以旋转且仍与另一个半件配合。蛤壳3300可以包括卡扣配合连接,所述卡扣配合连接包括夹子3309a和夹子接纳机构3309b。夹子3309a可以是从蛤壳3300的两个沿对角线相对的盖件延伸的突出夹子对。夹子3309a可以被配置成与互补的夹子接纳机构3309b相互作用并且形成蛤壳3300的主要联接特征,以减小半件3305a、3305b之间的空隙,从而保持该空隙闭合并且保持两端关闭。蛤壳3300可以包括凹形定位槽缝3307a,该凹形定位槽缝被配置成与凸形定位销3307b相接合。在一些实现方式中,凹形定位槽缝3307a可以包括略微向内的锥形,这需要力来将凸形定位销3307b插入。凸形定位销3307b可以被配置成压力配合到蛤壳3300的另一个半件上的对应凹形定位槽缝3307a中。如果卡扣配合连接失效,这可以充当备用连接。

[0302] 蛤壳3300包括多个特征,例如肋3310a、3310b,以确保正确地组装该蛤壳。至少部分地由于这两个半件3305a、3305b被配置成使得它们在不正确组装时不能彼此完全接合,这是可能发生的。盖件3300可以包括水平肋3310a,以用于减少中间连接器和竖直肋3310b的竖直移动从而减小该中间连接器的水平移动。竖直肋3310b可以被配置成使得中央肋较长,使得它更靠近包覆模制物并且能够减小该包覆模制物的旋转。肋3310a、3310b可以总体上被配置成接纳该包覆模制的中间连接器的销并且将其定位。例如,肋3310a、3310b可以被配置成通过将包覆模制的中间连接器(例如,本文参照图32描述的中间连接器3200的销3232)推动到偏离中心来防止或阻碍不正确的定位,这还可以防止或阻碍第二销的接合。

[0303] 蛤壳3300可以包括联接区域3315,该联接区域包括凸出区段和切除区域。联接区域3315可以被配置成与蛤壳3300的另一个半件上的对应区域相互作用。联接区域3315可以被配置成防止在这两个半件3305a、3305b之间形成粗糙边缘,从而得到更好的总体光洁度、并且可以帮助引导这两个半件的正确对准。联接区域3315可以被配置成是与该蛤壳的另一个半件上的对应联接区域对称。蛤壳3300可以包括内部切除区域3320,该内部切除区域被配置成允许获得空间以使突出的包覆模制PCB配合在区域3320内。

[0304] 在一些实施例中,包覆模制的中间连接器3200可以被配置成在至少四个不同的位置中配合在蛤壳3300内。中间连接器3200可以包括例如三个销,这三个销相对于中间连接

器3200不是居中的。在一些实施例中,该中央销可以相对于其他销而不是中间连接器3200居中。

[0305] 在一些实施例中,包覆模制的中间连接器3200包括三个或更多个销3220,以用于将包覆模制的中间连接器3200固定地紧固至蛤壳3300上。这些销3220可以被配置成减少围绕水平轴线的水平和/或竖直平移和/或旋转,如本文参照图32A-C描述的。在一些实施例中,可以使用四个销3220来有效地将包覆模制的中间连接器3200放置并定位在蛤壳3300内。在这样的实施例中,蛤壳3300的这两个半件3305a、3305b可以不是对称的。此外,第四个销可以将丝向外推动,从而由于覆盖这些丝的包覆模制材料量减少而潜在地增大将这些丝暴露的机会。这些销3220可以被配置成足够长以使得它们与肋3310a、3310b相接触,从而减小或防止包覆模制的中间连接器3200的旋转。在一些实施例中,中央销可以比其他销更长。此外,这些销3220可以被配置成足够厚以获得机械鲁棒性。

[0306] 蛤壳3300和包覆模制的中间连接器可以包括以下部件:所述部件在安装或制造过程中减少或防止包覆模制的中间连接器在蛤壳3300内的不对准。在一些实施例中,当包覆模制的中间连接器不正确地放置在蛤壳3300内,该包覆模制的中间连接器可以在蛤壳3300内移动,由此阻止这两个半件3305a、3305b正确地联接。这可能导致这两个半件3305a、3305b变得脱连接,并且使蛤壳3300与包覆模制的中间连接器脱联接。

[0307] 蛤壳3300的大小可以基于既定用途来确定。例如,蛤壳3300的大小可以根据保温箱一侧中的开口的大小来确定。蛤壳3300可以被配置成配合在保温箱的开口内,以允许管道被放置在保温箱内。但是,如果蛤壳3300太小,则材料强度可能减小到可接受平水以下。这相对于夹紧机构可能尤其如此。在一些实施例中,蛤壳3300被配置成紧贴,而不接触包覆模制的中间连接器。因此,可能难以在蛤壳3300内包括额外的结构或特征。

[0308] 在制造过程中,管道可以在包覆模制之前缠绕到中间连接器的任一端上。蛤壳3300可以被配置成靠近管道但接触极少或没有接触,因为这可能对蛤壳3300施加压力。蛤壳3300可以由包括聚丙烯、乙酰基等材料或其他具有相似性质的材料制成。

[0309] 在一些实施例中,盖件(例如,蛤壳3300)可以包括可以用于联接该盖件的两个半件的活动铰链。这个活动铰链可以提供简单的机构来组装该盖件。在一些实施例中,该盖件中集成了内部铰链,该铰链可以与夹子组合以提供有效的联接机构。

[0310] 在一些实施例中,该盖件可以包括多个销,这些销被用于代替蛤壳3300的水平肋和竖直肋。这些销可以被配置成提供与蛤壳3300的肋3310a、3310b相同的定位功能。在某些实现方式中,该盖件可以使用较少的销或不使用销。这可以允许中间连接器旋转、并且可以阻止该中间连接器滑动。在一些实现方式中,这些定位销的末端可以是平坦化的,使得插入件形成了定位点。

[0311] 在一些实施例中,中间连接器上的包覆模制物可以形成外盖件。在一些实施例中,盖件可以被成形为使得它与包覆模制的中间连接器的形状相匹配。在这样的构型中,该盖件可以是不对称部件。该形状可以被配置成减少该盖件与中间连接器之间的接触。

[0312] 在一些实施例中,该盖件的半件可以使用紫外线(UV)胶水、粘合剂、或使用该盖件上的凸形和凹形定位销相联接,以形成压力配合联接。

[0313] 对分段式加热器的控制

[0314] 图26展示了用于控制例如具有加热器的吸气支路中的分段式加热器的示例性方

法的流程图,该吸气支路联接至同样具有加热器的延伸支路上。该控制方法可以通过加湿系统(如本文描述的)或其他控制模块来实施。照这样,并且为了便于描述,以下方法被描述为由控制模块执行,但是该方法的一个或多个步骤或该方法的单一步骤的一部分可以由加湿系统中的部件的任意组合来执行。在一些实施例中,方法2600可以每秒运行至少一次,以提供对加湿系统的基本上连续控制和精细控制。

[0315] 在步骤2605中,控制模块确定第一加热器节段(例如,吸气支路中的加热器)的电力需求。这可以例如使用开环控制来完成。默认占空比可以被确定为至少部分地根据流经加湿系统的气体流量确定的第一加热器节段电力需求。在一些实施例中,这种默认占空比可以被用于控制第一加热器节段、并且是使用被配置成可应用于大多数情形的模型来确定的。有利的是,这可以允许控制模块在大多数情形期间应用相同的控制参数。例如,这可以意味着控制模块针对不同的环境条件不改变其控制参数。

[0316] 该电力需求可以被配置成使得控制模块维持目标温度曲线,图27展示了其实例。在一些实施例中,目标温度曲线利用第一加热器节段中较大的加热来减少冷凝物(例如,相对于延伸支路的第二加热器节段)。例如,第一加热器节段可以被控制来将吸气支路加热到高于设定点以给予气体相对较低的湿度。这可以有效地控制当气体在流经延伸支路之后到达患者时所述气体的冷却,从而允许所述气体维持高的绝对湿度。

[0317] 在步骤2610中,控制模块确定组合式吸气支路与延伸支路的患者端处的温度,该温度是使用患者端温度传感器确定的。该控制模块可以被配置成频繁地(例如,每秒一次、每秒两次等)监测这个温度传感器。响应于所确定的温度,该控制模块可以改变占空比以实现目标温度曲线、患者端处的气体的目标绝对或相对湿度、和/或患者端处的气体的目标温度。

[0318] 在步骤2615中,该控制模块确定设定点温度与患者端处的测得温度之间的差。为了便于参考,这个差的值被称为误差,但是不应被推断或理解为这个值表示错误或其他无意的结果。

[0319] 在步骤2620中,控制模块确定第一加热器节段与第二加热器节段的组合(例如,吸气支路和联接至该吸气支路上的延伸支路)的电力需求。该电力需求可以相对于流量与该支路的长度成比例。例如,控制模块可以按每单位长度的电力来确定电力需求。

[0320] 电力需求可以表达为: $DC_{12}=K_p * e + K_i * \int e \, dt$,其中 DC_{12} 是针对第一与第二加热器节段的组合该控制模块的输出(例如,功率、占空比等), K_p 是比例-积分-微分(PID)控制方案中的比例系数, K_i 是PID方案中的积分系数,并且 e 是误差(即,设定点温度与如在步骤2615中确定的测得温度之间的当前差)。控制模块可以被配置成减小或消除误差。例如,控制模块可以被配置成响应于被递送至相应加热器节段的电力来考虑对温度造成的短期和长期影响,而控制给加热器节段的电力以将当前温度带到设定点。

[0321] 在PID控制方案中, K_p 的值可以与系统内的温度变化速率相关。考虑了短期和长期影响,改变 K_p 可以实现系统内的目标的或适合的温度变化速率,以达到设定点温度。以上等式中 K_p 和 e 的乘积可以被称为PID方案中的比例项。

[0322] 在PID控制方案中, K_i 的值可以与系统接近稳态运行时该系统实现目标设定点的速度相关。 K_i 还可以与系统升温多快相关。该误差的积分值(例如, $\int e \, dt$)表示在系统已经运行的时间上累积的误差。以上等式中 K_i 与累积误差的乘积可以被称为PID方案中的积分项。

[0323] 在一些实施例中,PID控制方案中不存在微分项。

[0324] 在步骤2625中,控制模块选择性地加热第一和第二加热器节段以满足各自的电力需求。在一些实施例中,可以超过第一加热器节段的电力需求。在一些实现方式中,控制模块可以实施以下算法:该算法允许取决于其他控制参数而超过第一加热器节段的电力需求,如本文参照图29描述的。

[0325] 控制模块可以被配置成考虑要满足的第一加热器节段电力需求,其中以下条件中的至少一个条件适用:(1)该第一加热器节段的电力需求通过第一加热器节段的加热来满足;(2)该第一加热器节段的电力需求部分地通过第一加热器节段的加热来满足、并且部分地通过第二加热器节段的加热来满足,其中第一和第二加热器节段的组合的占空比贡献了总需求,并且任何的不足是通过第一加热器节段的加热来满足(参照图28描述了其实例);或(3)第一加热器节段的需求通过第一与第二加热器节段的组合的加热来满足。

[0326] 图28展示了功能性框图2800,用于展示控制模块的处理部件、与加热器节段相关的需求、以及应用所得占空比确定结果之间的关系。例如,控制模块可以如本文参照图26和/或30描述的来实施PID控制器2802。PID控制器2802可以被配置成至少部分地基于控制模块所确定的需求来控制第一和第二加热器节段2806的组合(例如,吸气支路的联接至该吸气支路的延伸段上的外环路),如本文参照图26描述的。控制模块可以如本文参照图26、29和/或31描述的来实施控制算法2804。控制算法2804可以至少部分地基于控制模块所确定的需求来控制第一加热器节段2808。控制模块可以使用PID控制器2802基于所确定的占空比2810向第一和第二加热器节段施加电力,以满足第一和第二加热器节段2806的需求。类似,控制模块可以使用控制算法2804基于所确定的占空比2812向第一加热器节段施加电力,以满足第一加热器节段2808的需求。在一些实施例中,控制算法可以至少部分地基于第一与第二加热器节段的组合的需求来确定第一加热器节段的占空比2812,因为向加热器节段的组合施加的电力影响第一节段中的气体的温度和湿度。例如,如本文参照图26描述的,第一加热器节段的需求可以部分或完全地由第一与第二加热器节段的组合的需求来满足。在某些实现方式中,PID控制器2802可以被配置为用于控制组合式吸气支路和延伸段(例如,第一和第二加热器节段)中的加热的主要装置,并且用于吸气支路(例如,第一加热器节段)的控制算法2804可以充当提供补充加热的方式,该补充加热在特定的操作阶段期间(例如,在启动期间、升温时间段、改变温度期间等)可以是特别适当的。

[0327] 图29展示了由控制模块实施的用于控制分段式加热器的示例性控制算法2900的流程图。在步骤2902中,控制模块通过将第一加热器节段的需求设定为固定占空比值来以开环控制模式运行。在一些实现方式中,可以将该固定占空比初始地设为80%。该占空比值可以被增量或减量,如控制算法中的步骤所确定的。

[0328] 在步骤2904中,控制模块确定加湿系统是否处于待机状态。在一些实施例中,控制模块可以通过检查存储在局部变量中的值来确定加湿系统处于待机状态。如果加湿系统处于待机状态,则控制模块转到步骤2906,以确定患者端温度(T_{pe})在时间窗口(例如,约1分钟)内是否增大了多于变化阈值 T_{th} (例如,约 2°C)。这可以有效地确定是否向加湿系统添加了流量。如果在步骤2906中确定已经添加了流量,则在步骤2908中,控制模块退出待机状态。

[0329] 当该单元不处于待机状态(如在步骤2904中确定的)时或者在退出步骤2908之后,

在步骤2910中,控制模块确定加热板温度是否超过加热板温度阈值 T_{th_hp} (例如,约 50°C)。这可以对应于升温时间段。如果控制单元确定加热板温度超过加热板温度阈值,则在步骤2912中,控制模块确定第一和第二加热器节段(例如,外区段)的组合的占空比 DC_{12} 是否大于约99%,并且患者端温度 T_{pe} 是否小于设定点温度减去温度值 T_{near} ,该温度值被配置用于确定患者端温度何时接近设定点温度。在一些实施例中, T_{near} 的值可以为约 2°C 。如果控制模块确定第一和第二加热器节段的组合为大于约99%并且患者端温度小于设定点温度减去 T_{near} ,则可能的是,加湿系统中不存在流动条件。例如,在加湿系统正在应用约100%占空比,但是患者端温度不足够接近设定点的情况下,可能不存在流动条件。如果这为真,则控制模块转到步骤2914以考虑系统中的潜在干扰(例如,将冷的物品放到系统上)并等待定制的时间量 t_{wait} (例如,约5分钟)。如果已经长于时间 t_{wait} ,则控制模块转到步骤2916并且进入待机状态直至向加湿系统施加或再施加流量。在待机状态下,控制模式将第一加热器节段的占空比设定为0%并且将第一与第二加热器节段的组合的占空比设定为约40%。

[0330] 如果步骤2910、2912、或2914中的任一步骤中的确定结果为否,则控制模块转到步骤2918,以使用PID控制方案来控制第一与第二加热器节段的组合实现患者端的目标设定点。在一些实施例中,PID控制方案是本文参照图30描述的方法。例如,控制模块可以基于患者端处的当前测得温度与设定点之间的差来控制组合式第一与第二加热器节段实现目标设定点。在某些实现方式中,该控制是同测得温度与温度设定点之间的差成比例的。在步骤2920中,控制模块可以监测定时器以确定定制的时间阈值(例如,30秒)何时期满。可以将这个定制的时间阈值设定为允许有足够的时间让PID控制器生效。控制模块实施PID控制方案以实现以下占空比:所述占空比满足相关需求,即在步骤2922中确定的需求。例如,PID控制方案可以被实施来针对第一与第二加热器节段的组合实现占空比 DC_{12} 、和/或针对第一加热器节段实现占空比 DC_1 ,其中第一加热器节段的占空比考虑了第一和第二加热器节段的组合的需求。

[0331] 在定制的时间阈值期满之后,控制模块可以转到步骤2924,以确定(a)组合式第一与第二加热器节段的占空比是否等于0%,(b)患者端温度是否超过设定点(例如,约 39°C),以及(c)第一加热器节段的占空比是否大于占空比阈值(例如,约40%)。在组合式第一与第二加热器节段停止加热气体的情况下这个测试可以为真,由此指示减小吸气支路的温度曲线是适当的。例如,这可以通过减小第一加热器节段的占空比来实现。因此,如果这为真,则在步骤2926中,控制模块将加热器周期的占空比减量了减量值(例如,2%)。如果不为真,则控制模块转到步骤2928,以确定(a)组合式第一与第二加热器节段的占空比是否大于第一加热器节段的占空比加上常数 c (例如,测试是否满足 $DC_{12} > DC_1 + c$,其中 c 可以为约20%),以及(b)第一加热器节段的占空比是否小于内部区段阈值 DC_{1th} (例如,约80%)。该常数可以是定制的,使得初始占空比值加上该常数为100%(例如,初始占空比值可以为80%,所以常数可以为20%)。在增大第一加热器节段的占空比以维持吸气支路的温度曲线可能适合的情况下,这个测试为真。因此,如果这个测试为真,则控制模块转到步骤2930,以将第一加热器节段的占空比增大一个增量值(例如,约2%)。如果不为真,则控制模块返回至上文描述的步骤2922。在步骤2932中,如果控制模块将第一加热器节段的占空比增量或减量,则控制模块重设该定时器。接着控制可以返回至步骤2922。

[0332] 图30展示了示例性PID控制方案3000的流程图,该控制方案被配置成使用组合式第一与第二加热器节段来提供闭环控制以实现患者端处的目标温度设定。该PID控制方案可以用于确定组合式第一与第二加热器节段的占空比。

[0333] 在步骤3002中,控制模块通过确定测得温度 T_{pe} 与温度设定点 T_{set} 之间的差来将PID参数初始化,该差被称为误差 e : $e = T_{set} - T_{pe}$ 。在步骤3004中,控制模块将PID控制方案的比例项设定为常数 K_p 与误差 e 的乘积: $P = K_p * e$ 。在某些实现方式中,常数 K_p 被设定为约10。在步骤3006中,控制模块将PID控制方案的微分项 D 设定为0。还可以使用其他值。

[0334] 在步骤3008中,控制模块确定误差是否小于或等于温度差阈值 T_{diff} (例如,约100)。这可以用于确定何时适合将PID控制方案的积分项 I 设定为0,如步骤3010中所示。如果当前温度在温度设定点的温度差阈值以内,则控制模块可以转到步骤3011,以将PID控制方案的积分项 I 指派为上一个或前一个积分项加上误差 e 的分数 K_i : $I = I_{prev} + K_i * e$ 。在某些实现方式中,分数 K_i 可以为约0.05。在步骤3012中,控制模块可以进一步检查积分项 I 在可接受或适合的边界以内(例如, $-2 < I < 100$),并且如果它在该适合范围之外,则控制模块可以将该积分项设定为边界值。

[0335] 在步骤3014中,控制模块将占空比确定为比例项 P 、积分项 I 、以及微分项 D 之和: $DC = P + I + D$ 。如由控制模块在步骤3015中确定的,如果占空比大于100%并且积分项大于前一个积分项(例如, $I > I_{prev}$),则在步骤3016中,控制模块将积分项重设为其前一个值并且在步骤3018中重新计算占空比。在步骤3020中,控制模块将占空比的值界定在0与100之间(例如,如果它小于0,则控制模块将占空比设定为0,并且如果占空比大于100,则控制模块将占空比设定为100)。

[0336] 图31展示了可以由加湿系统中的控制模块实施的另一种示例性控制算法3100的流程图。在步骤3102中,控制模块确定加湿系统的流量范围。在步骤3104中,控制模块基于所确定的流量范围来确定第一加热器节段的需求。在一些实施例中,流量范围可以是流量与对应需求的级别。例如,流量范围可以分为低流量范围、中等流量范围、或高流量范围,并且可以针对低流量范围来确定低流量需求,可以针对中等流量范围来确定中等流量需求,并且可以针对高流量范围来确定高流量需求。在一些实施例中,流量范围可以重叠。在某些实现方式中,控制模块确定流量范围,以确定第一加热器节段仅在启动时的初始需求。在此类情形下,控制模块可以使用第一与第二加热器节段的组合的需求来实现对加湿系统的大部分控制。在这种初始设定之后,控制算法3100的其余部分可以调整第一加热器节段的需求。

[0337] 在步骤3106中,控制模块确定加湿系统是否处于待机状态。例如,控制模块可以通过检查存储在局部变量中的值来确定加湿系统处于待机状态。如果加湿系统处于待机状态,则控制模块转到步骤3108,以确定患者端温度(T_{pe})在约1分钟内是否增大了多于 2°C 。这可以有效地确定是否向加湿系统添加了流量。如果在步骤3108中确定已经添加了流量,则在步骤3110中,控制模块退出待机状态。

[0338] 当该单元不处于待机状态(如在步骤3106中确定的)时,在步骤3112中,控制模块确定加热板温度是否超过约 50°C 。这可以对应于升温时间段。如果控制单元确定加热板温度超过约 50°C ,则在步骤3114中,控制模块确定第一与第二加热器节段(例如,外区段)的占空比是否大于约99%,并且患者端温度 T_{pe} 是否小于设定点温度减去温度值 T_{near}

(例如,约2℃)。如果控制模块确定这为真,则可能的是,在加湿系统中不存在流动条件。例如,在加湿系统正在应用约100%占空比,但是患者端温度不足够接近设定点的情况下,可能不存在流动条件。如果这为真,则控制模块转到步骤3116以考虑系统中的潜在干扰(例如,将冷的物品放到系统上)并等待约5分钟。如果已经超过约5分钟,则控制模块转到步骤3118并且进入待机状态直至向加湿系统施加或再施加流量。在待机状态下,控制模式将第一加热器节段的占空比设定为0%并且将第一与第二加热器节段的组合的占空比设定为约40%。

[0339] 如果步骤3112、3114、或3116中的任一步骤中的确定结果为否,则控制模块转到步骤3120,以使用PID控制方案来控制第一与第二加热器节段的组合实现患者端的目标设定点。在一些实施例中,PID控制方案是本文参照图30描述的方法。例如,控制模块可以基于患者端处的当前测得温度与设定点之间的差来控制组合式第一与第二加热器节段实现目标设定点。在某些实现方式中,该控制是同测得温度与温度设定点之间的差成比例的。控制模块实施PID控制方案以实现以下占空比:所述占空比满足相关需求,即在步骤3122中确定的需求。例如,PID控制方案可以被实施来针对第一与第二加热器节段的组合实现占空比DC₁₂、和/或针对第一加热器节段实现占空比DC₁,其中第一加热器节段的占空比考虑了第一和第二加热器节段的组合的需求。

[0340] 控制模块转到步骤3124,以确定(a)组合式第一与第二加热器节段的占空比是否等于0%,(b)患者端温度是否超过设定点(例如,约39℃),以及(c)第一加热器节段的占空比是否大于占空比阈值(例如,约40%)。在组合式第一与第二加热器节段停止加热气体的情况下这个测试可以为真,由此指示减小吸气支路的温度曲线是适当的。例如,这可以通过减小第一加热器节段的占空比来实现。因此,如果这为真,则在步骤3126中,控制模块在这为真的同时每30秒将加热器周期的占空比减量了减量值(例如,2%)。如果不为真,则控制模块转到步骤3128,以确定(a)组合式第一与第二加热器节段的占空比是否大于第一加热器节段的占空比加上常数(例如,测试是否满足 $DC_{12} > DC_1 + c$,其中常数可以为约20%),以及(b)第一加热器节段的占空比是否小于内部区段阈值(例如,约80%)。该常数可以是定制的,使得初始占空比值加上该常数为100%(例如,初始占空比值可以为80%,所以常数可以为20%)。在增大第一加热器节段的占空比以维持吸气支路的温度曲线可能适合的情况下,这个测试为真。因此,如果这个测试为真,则控制模块转到步骤3130,以将第一加热器节段占空比增大一个增量值(例如,约2%)。如果不为真,则控制模块可以返回至上文描述的步骤3122或步骤3106。如果控制模块将第一加热器节段的占空比增量或减量,则控制模块可以返回至步骤3122或步骤3106。

[0341] 额外的控制系统

[0342] 接下来描述用于图25A-C的电路图2500的另一个示例性控制系统。如上文描述的,电路图2500可以在将吸气支路中的第一加热器节段H1连接至延伸支路中的第二加热器节段H2上的中间连接器中不包含温度传感器的系统中使用。可以使用控制系统来实施电路图2500,该控制系统被配置成改变MOSFET对的切换以在内环路HW1或外环路HW2中进行加热。环路HW1(图25C所示)可以包括吸气节段的第一加热器节段H1。环路HW2(图25B所示)可以包括第一加热器节段H1和第二加热器节段H2。可以向环路HW1提供电力以加热H1,或者向HW2提供电力以加热H1和H2二者,这取决于电压的极性。在本申请中,电力可以包括电功率、电

压、和/或电流。可以通过以如图25C所示的切换安排来接通/关掉MOSFETS以激活环路HW1。二极管/开关可以是MOSFETS。可以切换所提供电力的极性以仅激活环路HW2,如图25B所示。控制器可以被配置成操作MOSFETS以根据需要来切换极性并且向加热丝提供适当的占空比。

[0343] 图35展示了用于控制这些环路HW1和HW2的示例性控制算法3500。在所展示的实施例中,可以相继地控制环路HW1和HW2,由此允许算法3500顺利地进行。控制器可以继续重复所有的步骤以确定HW1或HW2占空比的输出是否需要被控制以及被控制在什么水平。控制器可以在步骤3502处确定在患者端传感器(例如,图13所示的传感器204b)测得的患者端温度与患者端设定点之间的误差。可以基于该误差、使用本领域已知的PID控制器来控制HW1和HW2占空比各自的输出。控制器可以可选地经历一个或多个在步骤3510中初始系统就绪检查。如果系统没有就绪,可以执行系统重设3505。如果系统就绪,则在步骤3515处,可以基于测得的患者端温度与患者端温度设定点之间的误差来确定HW1占空比的输出。HW1占空比的输出可以可选地基于具有一组常数的标准PID控制器。在一些实施例中,PID控制器可以实施如图37所示的PID控制方案3700,这在下文中更详细地描述。控制器可以基于误差和这组常数来确定每个项(例如,比例项、积分项、和微分项)的输出。所述常数可以是针对系统预先确定的并且被存储在存储器或查找表或任何其他适合的格式中。所述常数可以取决于条件变化而更改,因为系统可以储存可以与多种环境相关的多个常数。一个非限制性实例是导管的一部分在或不在保温箱内部。

[0344] 在一个实施例中,包括吸气支路和延伸支路的整个吸气导管沿着其长度暴露于同一周围环境下。在这个实施例中,控制器可以用作控制HW2占空比的输出(步骤3515处)的正常PID控制器。由于测得的患者端温度与患者端温度设定点之间的误差可能大,因此可以使用一组常数来加热环路HW2。所述误差可能大是因为吸气导管的患者端暴露于环境温度下,该环境温度可能比患者端温度设定点低得多。在这个实施例中,在步骤3520处,算法3500可以输出大的HW2占空比。接着在步骤3625处,算法3500可以确定HW1占空比的输出。在这个实施例中,由于HW1占空比的输出可以与HW2占空比的输出反向相关,因此可以将HW1占空比设置为0%。如果HW2占空比的输出足够大,则可以将HW1占空比的输出设定为0%。这可能发生在患者端温度与患者端设定点之间存在大的误差值时。

[0345] 随着加热丝H1和H2通过向环路HW2提供的电力而加热,该误差可以减小到适当的误差阈值以内。如上文描述的,控制器可以连续地运行算法3500,从而连续地监测该误差。在这个实施例中,当该误差在适当的误差阈值以内时,环路HW1可以被激活以实现温度控制。下文将参照另一个实施例来更详细地描述被激活环路HW1。

[0346] 在另一个实施例中,吸气支路和延伸支路可以暴露于不同的周围环境下。例如,延伸节段可以被置于受控环境例如保温箱、或其他适合的装置(封闭系统)之内。该受控环境可以至少控制该环境内的温度和/或湿度。当延伸支路被插入保温箱中时,患者端传感器可以读取更接近设定点值的较高温度值,因为保温箱内的温度升高到高于环境温度。因此,与延伸支路暴露于环境温度时相比,该误差可以较小。当误差在预定阈值以内时(这典型地是延伸支路被置于保温箱内部的情况),环路HW1可以被激活。在非限制性实例中,误差阈值可以等于或小于2.5℃。在步骤3525处,控制器可以确定HW1占空比的输出。在一些实施例中,控制器可以提供对HW1占空比的输出的PID控制3700,如图37所示。由于该误差通过H1的加

热被进一步减小,因此HW1占空比的输出可以进一步增大,因为在步骤3515中确定的HW2占空比的输出被进一步减小。

[0347] 继续参照保温箱环境,控制器被配置成控制被供应至环路HW1的电力,以将H1通电到最大容量,直到H1达到预定表面温度阈值。该表面温度阈值可以防止吸气支路太热而使得加湿系统变得操纵或使用起来不安全。在一些实施例中,该表面温度阈值可以由法规标准来规定。该预定表面温度阈值可以与被供应至环路HW1的最大电力/电压相关。该最大电力/电压可以基于经验数据来设定。

[0348] 另外,由于当控制器向环路HW1供应电力(在步骤3530处)时H2未通电并且因此未加热,因此跨延伸支路从中间连接器到患者端可能存在温度下降。这种温度下降可以由于保温箱内的熟知冷却特征而以已知的衰减速度进行。可以控制被供应至环路HW1的电力以在延伸支路起始处实现一定温度,使得跨延伸支路的温度下降可以产生希望的患者端温度。图27展示了吸气导管在这个保温箱环境中的示例性加热曲线。在吸气导管联接了加湿腔室的这端处,温度可以高于或低于患者端温度,这取决于腔室出口温度设定点。控制器可以确定腔室出口温度与测得的患者端温度之间的差并且可以相应地调整HW1占空比的输出。吸气支路的温度可以沿着该吸气支路的长度(可以在中间连接器处结束)升高、并且可以沿着延伸支路从中间连接器到患者端逐渐减小,当环路HW1被激活时该延伸支路不加热。

[0349] 在控制算法3500中,环路HW1可以进行加湿系统的大部分加热。如果该误差超过阈值,环路HW2就可以接管。此外,控制器可以将HW2占空比的输出维持为低值。一方面,HW2占空比的低输出可以有利地减小延伸支路在保温箱内部过热的可能性,由此增大加湿系统的安全性。例如,HW2占空比的低输出可以防止保温箱内的婴儿或操纵吸气导管的护理人员被灼伤。与此同时,可以将H1加热至表面温度阈值,以有利地防止在吸气支路中发生冷凝。另一方面,HW2占空比的低输出可以有利地允许环路HW2对环境变化快速地作出响应、并且维持如图27所示的加热曲线。环境中的突变可以包括但不限于:保温箱内部的温度变化、气流、冷的环境温度等。此外,向环路HW2供应电力可以进一步有利地提供更稳定的加热曲线。该更稳定的加热曲线可以通过在环路HW2被激活时减小或消除振荡来实现。当仅激活环路HW1时,由于由从吸气支路前行到患者端的经加热气体传递热量、并在患者端传感器处检测到该热量所需的时间,而可能发生振荡。由于在加热器节段H1和H2二者被激活时,患者端传感器可以检测到比仅环路HW1被激活时更快的温度变化响应,可以减小振荡。

[0350] 在一些实施例中,由于PID控制方案被配置成减小误差,因此HW2占空比的输出可以达到0%的稳态,并且环路HW2仅被激活来对环境中的突变作出反应,如上文描述的。该稳态可以由于当误差在阈值以内时环路HW2的比例项和微分项被减小到基本上为0而实现。在其他实施例中,HW2占空比的输出可能不实现稳态、而是具有低值。例如但不限于,当吸气导管处于冷环境条件下时,位于保温箱外部的吸气支路中的气体的冷却可能增加。这种快速冷却可能是由于较低的环境温度,这可能致使从管道中的经加热加湿气体到周围环境的热量耗散速率更大。向激活的回路HW2中的H1和H2二者供应电力(在3530处)可以补偿吸气支路中的气体的增大冷却、并且实现希望的患者端温度。

[0351] 图36展示了用于控制HW1和HW2占空比的输出的另一种示例性控制算法3600。控制算法3600可以具有与控制算法3500相同的特征,除了如下文描述的。相应地,控制算法3600的特征可以被引入控制算法3500的特征中,并且控制算法3500的特征可以被引入控制算法

3600的特征中。

[0352] 控制器可以连续地运行算法3600。算法3600的连续运行可以提供对加湿系统的基本上连续且精细的控制。控制器可以以确定测得的患者端温度与患者端设定点之间的误差来开始3602。在一些实施例中,该患者端设定点可以独立于吸气导管中的气体流量。该设定点可以是腔室出口温度设定点的函数。例如,可以将患者端温度设定点设定成高于或低于腔室出口温度设定点。如果加湿系统处于非常冷的周围环境下,则患者端设定点可以改变。另外,算法3600的连续运行可以允许该系统在存在显著过热时的任何时刻进行重设3605。在所展示的实施例中,重设3605可以将PID控制算法中所使用的误差项重设为0并且将HW1和HW2占空比的输出重设为0%。

[0353] 如图36所示,控制器可以通过一系列检查3610、3615、3620、3625来开始算法3600,以确保所有传感器都在工作,所有警报器都在工作,并且该系统处于操作条件下。这些检查可以是可选的。确切地,控制器可以检查(3610)是否需要执行重设。在一些实施例中,控制器可以被编程用于基于预定算法来确定是否需要执行重设。在其他实施例中,该系统可以具有用户界面以允许使用者或护理人员手动地重设该系统。例如,当所需条件被满足时,可以通过使用开/关按钮来关掉和开启装置、拔下装置的电源插头、或用软件自动地完成重设。如果在步骤3610处不需要进行重设,则在步骤3615处,控制器可以确定系统是否就绪来运行算法3600。如果系统没有就绪,则可以执行重设3605。如果系统就绪,则控制器可以确定患者端传感器的状态和加湿腔室出口处的传感器的状态3620。如果传感器没有响应或不按设计地运行,则可以将系统重设3605。如果传感器的状态令人满意,则在步骤3625中,控制器可以确定高温控制件或高温警报器是否处于活动状态。如果测得温度高于过热温度阈值,则可以激活重设3605,以防止吸气导管过热。在一些实施例中,如果患者端温度超过过热温度阈值,则被配置用于控制过热的单独软件模块可以接管。这个过热模块可以将HW1和HW2占空比的输出都设定为0。重设3605可以被进行来防止PID控制方案3630、3680的积分误差项累积。

[0354] 继续参照图36,在确定患者端温度低于设定点之后并且在这系列的可选的检查之后,控制器可以确定HW2占空比的输出以将系统带到患者端设定点温度。在步骤3630处,控制器可以实施PID控制方案以获得HW2占空比的输出。在所展示的实施例中,PID控制步骤3630可以通过本领域已知的PID控制方案来执行。总体上,PID控制方案中控制器对于HW1或HW2的输出可以用以下等式来表达: $DC = K_p * e + K_i * \int e \, dt + K_d * de/dt$,其中DC是HW1或HW2占空比的输出, K_p 是比例系数, K_i 是积分系统,并且 K_d 是微分系数。另外, e 是如在步骤3602中确定的误差。此外, $\int e \, dt$ 是误差积分,即从时刻0到当前时刻 t 的过去误差的积分, de/dt 是电流误差(即,微分项)的变化速率。PID控制方案可以被配置成减小或消除该误差。

[0355] 图37展示了示例性PID控制方案3700。可以将PID系数3705、PID极限值3710、以及误差项3715输入PID控制方案3700中。如上文描述的,PID系数3705可以包括比例系数 K_p 、积分系数 K_i 、微分系数 K_d 、以及被引入积分项的误差。在一些实施例中,比例系数可以通过测试而确定的基于系统的项。在一些实施例中,微分系数 K_d 可以是针对系统的加热板(未示出)、和/或环路HW1和HW2确定的。例如, K_d 可以根据经验来确定。包括微分系数 K_d 的PID控制方案3700可以增大系统的稳定性并且在矫正误差时减小过冲。在一些实施例中,可以使用PI控制方案来代替PID控制方案3700,从而排除微分项。PI控制方案中,控制器的输出可以

表达为： $DC = K_p * e + K_i * \int e \, dt$ 。PID极限值3710可以包括HW1和HW2占空比的最小和最大积分项、以及最小和最大输出极限值。误差项3715可以包括当前误差、误差积分、以及前一个误差。

[0356] 根据上文描述的输入，控制器可以计算比例项3720，在上文描述的等式中，该比例项是系统的比例系数 K_p 与当前误差的乘积。控制器还可以计算微分项3725，在上文描述的等式中，该微分项是微分系数 K_d 与当前误差的变化速率 de/dt 的乘积。在步骤3735中，控制器可以计算误差积分。接着在步骤3740处，控制器可以执行误差项检查。例如，控制器可以检查任何PID变量的误差项。

[0357] 在误差项检查3740之后，接着在步骤3780处，可以如下地计算控制器的输出： $DC = \text{比例项} + K_i * \text{误差积分} + \text{微分项}$ 。在步骤3795处，控制器可以将从步骤3780计算出的输出界定至该控制器的最大和最小输出极限值。控制器可以将该控制器的所得输出3795提供给图37的步骤3630、或步骤3680，这将在下文描述。

[0358] 返回图36，在步骤3635处，控制器可以基于步骤3630中的PID控制来输出被界定在0%至100%之间的HW2占空比。算法3600可以使用HW2占空比的输出来控制患者端温度，以维持如图27所示的加热曲线。如上文描述的，HW2的输出可以低，从而允许环路HW2对突变快速地作出响应，同时还通过防止延伸支路过热而增大患者和护理人员的安全性。

[0359] 算法3600还可以使用HW2占空比的输出来控制HW1占空比的输出。在将HW2占空比的输出提供至步骤3640以计算HW1占空比的输出的PID极限值之前，在步骤3645处，控制器可以过滤HW2占空比的原始输出。该过滤可以衰减HW1占空比的输出。滤波器可以允许消除来自被加热的环路HW2的噪音，这进而可以允许衰减HW1占空比的输出。如图36所示，控制器可以相继地控制HW2和HW1占空比的输出，这可以有利的提供可用的电功率、电压或电流的简单分配。接着，在步骤3630处对HW2占空比的输出的PID控制、以及在步骤3680处对HW1占空比的输出的PID控制可以一起作用以提供对系统的更稳定控制。如果HW1占空比的输出致使患者端温度变得太热或太冷，则HW2占空比的输出可以对过热或欠热进行补偿。在一些实施例中，HW2占空比的输出可以是负值，以对PID控制算法的积分项进行快速改变。当在步骤3630处，HW2占空比的输出为负值，则在步骤3635处，控制器可以将HW2占空比的输出界定为0。控制器还可以在过热条件下快速降低HW1占空比的输出。

[0360] 继续参照图36，在步骤3640中，控制器可以确定HW1占空比的输出的PID极限值。确切地，在步骤3650处，控制器可以计算HW1占空比的最大输出。同样如上文描述的，可以将HW1占空比的最大输出设置端值，以防止吸气支路超过表面温度阈值而使得它操纵或使用起来不安全。在一些实施例中，可以使用包括HW1占空比的最大端值输出和HW2占空比的被界定的输出在内的函数来计算HW1占空比的最大输出。在一个实施例中，确定HW1占空比的输出还可以包括补偿这两个加热器节段H1和H2的电阻之差的项。

[0361] 接着，控制器可以确定根据步骤3650计算出的HW1占空比的最大输出是否为负值。如果所计算出的HW1占空比的最大输出为负值，则在步骤3660中，控制器可以将HW1占空比的最大输出设定为0%。如果所计算出的HW1占空比的最大输出不是负值，则在步骤3675处，控制器可以将HW1占空比的输出界定至0%与HW1占空比的最大输出极限值（包含端点）之间。在一些实施例中，可以通过用100%减去HW2占空比的输出来计算HW1占空比的最大输出极限值。

[0362] 根据步骤3640计算出的PID极限值,在步骤3680处,控制器可以执行对HW1占空比的输出的PID控制。在步骤3685处,控制器可以输出HW1占空比。在一个实施例中,控制器可以使用图37的PID控制方案来对HW1占空比的输出执行PID控制。控制器还可以在对HW1占空比的输出进行PID控制(步骤3680处)后将系统重设3605。

[0363] 图38展示了吸气导管3802的另一个示例性实施例,该吸气导管可以使用算法3500、3600来控制。图35的吸气导管3802可以具有与图1的吸气导管202相同的特征,除了如下文描述的。吸气导管3802的特征可以被引入吸气导管202的特征中,并且吸气导管202的特征可以被引入图38的吸气导管3802中。

[0364] 如图38所示,吸气导管3802可以与保温箱3808(如图所示)或与沿着吸气支路3802的不同节段存在不同温度的另一个系统结合使用、例如与辐射加热器结合使用。吸气导管3802可以包括两个节段。第一节段或吸气支路3802a可以在保温箱3808外部,并且第二节段或延伸支路3802b可以在保温箱3808内部。第一节段3802a可以包括一根或多根第一内加热丝3806a,并且第二节段3802b可以包括一根或多根第二内加热丝3806b。第一内加热丝3806a和第二内加热丝3806b可以具有与图2的第一加热丝206a和第二加热丝206b相同的特征。吸气导管3802可以具有气体腔3803。第一内加热丝3806a和第二内加热丝3806b可以围绕气体腔3802缠绕。

[0365] 继续参照图38,吸气支路3802可以包括中间连接器3814,该中间连接器具有中间电路,该中间电路被配置成将吸气导管3802的第一节段3802a和第二节段3802b的元件相联接。在一些实施例中,中间连接器3814可以被配置成将第一内加热丝3806a物理且电气地联接至第二内加热丝3806b上。此外,吸气导管3802可以包括一根或多根外加热丝3807。外加热丝3807可以具有与第一内加热丝3806a和第二内加热丝3806b相同或不同的特征。在一些实施例中,外加热丝3807可以围绕吸气导管3802缠绕。在其他实施例中,外加热丝3807可以被定位在气体腔3803内部。在所展示的实施例中,外加热丝3807可以呈螺旋形构型。然而,本领域普通技术人员应了解的是,外加热丝3807的数量或构型不受限制。

[0366] 控制器(图9所示)可以被配置成控制形成控制内环(环路HW1)的第一内加热丝3806a。控制器还可以被配置成控制形成控制外环(环路HW2)的外加热丝3807。图25A-C展示了吸气导管3802的电路图2500,其中H1对应于第一内加热丝3806a,并且H2对应于外加热丝3807。

[0367] 吸气支路3802可以包括一个或多个传感器,并且控制器可以被配置成接收该一个或多个传感器的输出。如图38所示,传感器3804b可以被定位在第二节段3802b的患者端附近,使得得自传感器3804b的参数(患者端温度)可以对应于被递送至患者或使用者的经加湿气体的参数。在一些实施例中,传感器3804b可以以与上文描述的传感器204a、204b相同的方式起作用。传感器3804b的输出可以作为反馈被发送至控制器以用于控制被递送至HW2环路和HW1环路的电力、电压、和/或电流。

[0368] 针对低流量条件的额外控制系统

[0369] 如本文描述的,结合有图25A-C的电路图2500的加湿系统可以与保温箱一起使用。与保温箱一起使用的非限制性实例可以是当加湿系统以新生儿治疗模式运行并且连接至保温箱内的婴儿患者上时。图39A展示了加湿系统的吸气导管3902和保温箱3908的示例性既定构型。具有加热丝节段H1 3906a的吸气支路3902a可以保持在保温箱3908外部并且暴

露于周围环境中。具有加热丝节段H2 3906b的延伸支路3902b可以被置于保温箱3908内部并且典型地暴露于与周围环境相比升高的温度下。在如图39A所示的既定构型中,中间连接器3914可以位于保温箱3908与周围环境之间的接口处。

[0370] 然而,吸气导管3902可能易于移动。例如,当吸气导管3902仍连接至保温箱3908内的患者上时,保温箱3908可能移动。在另一个实例中,保温箱3908内的并且连接至加湿系统上的婴儿患者可能乱动。因此,吸气支路3902a的节段3902c可能错误地偏移进入保温箱3908中,如由图39B中的箭头所指示的。节段3902c的长度可以变化。

[0371] 在图39A和39B中,图35-36的控制算法3500、3600可以致使环路HW1(包括H1 3906a)在误差小于预定阈值时被加热至表面温度阈值。控制算法3500、3600可以致使环路HW2(包括H1 3906a和H2 3906b)在误差大于预定阈值时被加热到维持患者端设定点。保温箱3908内部的升高的温度可以减小将HW2占空比增大的需要、并且可以使得环路HW1具有高占空比以进行大部分加热。由于节段3902c是环路HW1的一部分,节段3902c具有的表面温度可以高于延伸支路3902b,因为在主要控制方案中主要加热HW1。

[0372] 然而,当加湿系统处于低流量条件下并且节段3902c位于保温箱内部(如图39B所示)时,节段3902c与延伸支路3902b之间的表面温度差可以大于节段3902c位于保温箱3908外部(如图39A所示)时。在新生儿治疗模式中可能更经常出现低流量条件,因为可能以比成人更低的流量来向婴儿递送气体。本领域普通技术人员应了解的是,对于其他患者,也可以以低流量来递送气体。在一些实施例中,当流量低于预定值时可能发生低流量。在一些实施例中,当流量低于约2.4升每分钟(1pm)至约51pm时可能发生低流量。在一些实施例中,当流量低于约51pm时可能发生低流量。在一些实施例中,当流量低于约3.51pm时可能发生低流量。在一些实施例中,当流量低于约31pm时可能发生低流量。低流量条件的定义不进行限制。低流量条件可以增大气体的热量损失,因为气体前行穿过吸气导管3902耗时更长。患者端传感器3904b感测到经加热气体也可能耗时更长。较大的热量损失、和/或检测增大的患者端温度的延迟可能导致测得的患者端温度与患者端设定点之间的误差大。该大误差进而可能致使控制器输出的HW2占空比比正常或高流量条件下更高,直至吸气支路3902a(包括在保温箱3908内部的节段3902c)达到表面温度阈值。

[0373] 当系统处于低流量条件下时保温箱3908内部的节段3902c的一个问题可能是节段3902c过热。该过热可能是由于保温箱3908内的热量难以耗散。保温箱内的热量损失是同保温箱温度与节段3902c的表面温度之差成比例的。保温箱内的升高的温度导致保温箱温度与节段3902c的表面温度之差小。因此,由环路HW1的在节段3902c中的这部分产生的极少热量(由于在低流量条件下较高的HW1占空比)可以被传递到保温箱内部。替代地,热量可以在节段3902c的表面上累积。节段3902c的表面上热量累积可能显著,因为加热丝3906a、3906b嵌在吸气导管3902的壁3916中。所累积的热量可以致使在保温箱内的节段3902c的表面温度超过表面温度阈值。

[0374] 节段3902c的过热可能危害到保温箱3908内的患者,因为节段3902c与位于保温箱3908之外时相比现在更靠近患者。节段3902c的过热还可能导致不符合由法规机构设定的法规或温度标准,当表面温度阈值由这些法规或温度标准规定时。相应地,重要的是,在低流量条件下在节段3902c偏移至保温箱3908内时防止节段3902c超过表面温度阈值。

[0375] 图40展示了用于在低流量条件下解决节段3902c的过热问题的控制算法4000。控

制算法4000可以减小节段3902c的表面温度超过表面温度阈值的可能性,即使节段3902c移动到保温箱3908内部。控制算法4000可以具有与图36的控制算法3600相同的特征,除了如下文描述的。相应地,图40的控制算法4000的特征可以被引入图36的控制算法3600的特征中,并且图36的控制算法3600的特征可以被引入图40的控制算法4000的特征中。基于控制算法4000,使用防止表面温度超过预定义阈值的适合端值或极限值来确定向被提供给HW1和/或HW2的占空比或电力设定端值。在控制算法4000内预定义所述占空比端值或极限值。所述占空比端值或极限值可以被定义为百分数或特定值。可以基于系统参数或基于系统模型来限定极限值或端值。在图40的实例中,端值或极限值可以是写死的或预定义的。在替代性构型中,该系统可以包括温度传感器,该温度传感器被定位在管道的一部分上或中间连接器上。该系统可以包括第一温度传感器和第二温度传感器,该第一温度传感器被定位在第一节段的一部分上以确定第一节段的表面温度,并且该第二温度传感器被定位在第二节段上以确定该第二节段的表面温度。可以更改控制算法4000以基于测得的表面温度值来确定占空比端值或极限值。

[0376] 如图40所示,在步骤4002处,加湿系统的控制器、例如图1所示的控制器122,可以确定测得的患者端温度与患者端设定点之间的误差并且在步骤4010、4015、4020、4025中执行一系列检查。这系列检查可以确保所有传感器和警报器在工作,并且该系统处于操作条件下。这些检查可以是可选的。如果控制器在步骤4010、4015、4020、4025中的任一步骤中检测到任何问题,则可以执行重设4005以清除误差积分以及HW1和HW2占空比的输出。

[0377] 继续参照图40,在确定患者端温度低于设定点之后并且在这系列可选的检查之后,控制器可以确定为了将系统带到患者端设定点温度而需要的HW2占空比的输出。在步骤4030处,控制器可以实施PID控制方案以获得HW2占空比的输出。在所展示的实施例中,PID控制步骤4030可以通过如本文描述的且图37所展示的PID控制方案来执行。基于步骤4030中的PID控制,在步骤4035处,控制器可以输出被界定在0%与100%之间的HW2占空比。在一个非限制性实例中,HW2的占空比可以被界定为70%的上限值,即,可由驱动电路递送的最大功率的70%。设定70%的端值或极限值以确保管道(即,管道的这两个区段)的表面温度不超过表面温度阈值。

[0378] 在如上文描述的在步骤4045处过滤HW2占空比的原始输出之后,算法4000还可以使用HW2占空比的输出来控制HW1占空比的输出。在步骤4040中,控制器可以确定HW1占空比的输出的PID极限值。在所展示的实施例中,控制算法4000可以具有包括步骤4050、4050H、4050L的流量控制部分。确切地,控制器可以首先在步骤4050确定系统的流量是否高于预定阈值。在一些实施例中,可以使用被布置在加湿器壳体上的集成流量传感器来测量流量。在一些实施例中,流量传感器可以被定位在加湿器的出口和/或入口处。

[0379] 控制器可以基于将测得流量与预定阈值进行比较来划分对HW1占空比的最大输出的计算。可以使用包括HW1占空比的高流量或低流量最大端值输出和HW2占空比的被界定输出在内的函数来计算HW1占空比的最大输出。HW1占空比的低流量最大端值输出(“低流量端值”)可以小于HW1占空比的高流量最大端值输出(“高流量端值”)。如果测得流量高于预定阈值,则在步骤4050H处,控制器可以根据高流量端值来计算HW1占空比的最大输出。如果测得流量等于或小于预定阈值,则在步骤4050L处,控制器可以根据低流量端值来计算HW1占空比的最大输出。在一个实施例中,确定HW1占空比的输出还可以包括补偿这两个加热丝节

段H1和H2的电阻之差的项。在一个非限制性实例中,HW1占空比的低流量端值被确定为来自驱动电路的可能最大可获得电力输出的37%。

[0380] 在一些实施例中,低流量端值可能不影响HW2占空比的输出。HW2占空比的输出可以高达100%,尽管为低流量端值。在一个实施例中,如果HW2占空比的输出在0%与低流量端值之间,则HW1占空比的输出可以是低流量端值与HW2占空比的输出之间的差;如果HW2占空比的输出等于或大于低流量端值,则HW1占空比的输出可以为0%。低流量端值可能不需要影响HW2占空比的输出,因为可以通过患者端温度来控制HW2占空比的输出,该患者端温度比表面温度阈值低得多。另外,保温箱3908内的升高的温度可以减小对非常高的HW2占空比来维持患者端温度的需要。

[0381] 在一些实施例中,吸气导管内产生的冷凝物的量可以保持低,因为较小量的气体以低流量流经吸气导管,虽然低流量端值可能导致较少的热量可用于将冷凝物最少化。另外,可以对吸气支路提供更好的隔离以补偿由于低流量端值而产生较少的热量。

[0382] 步骤4050H和4050L中的划分可以确保环路HW1在高流量条件下仍被加热至表面温度阈值、但是与在低流量条件下的低流量端值所确定的相比在较小程度上被加热。在非限制性实例中,基于对被提供给HW1的输出提供的占空比来将环路HW1加热至表面温度阈值。所述划分是有利的,因为节段3902c偏移 to 保温箱3908内在高流量调节下可能不导致节段3902c过热。然而,需要低流量端值来减小低流量条件下的最大HW1占空比,使得节段3902c的表面温度不超过表面温度阈值,即使节段3902c移动到保温箱3908内。

[0383] 在根据步骤4050H或4050L计算HW1占空比的最大输出之后,在步骤4055处,控制器可以确定所计算的HW1占空比的最大输出为负值。如果所计算出的HW1占空比的最大输出为负值,则在步骤4060中,控制器可以将HW1占空比的最大输出设定为0%。如果所计算出的HW1占空比的最大输出不是负值,则在步骤4075处,控制器可以将HW1占空比的输出界定在0%与HW1占空比的最大输出极限值(包含端点)之间。在一些实施例中,可以通过用100%减去HW2占空比的输出来计算HW1占空比的最大输出极限值。

[0384] 根据步骤4040计算出的PID极限值,在步骤4080处,控制器可以执行对HW1占空比的输出的PID控制。接着在步骤4085处,控制器可以输出HW1占空比。在一个实施例中,控制器可以使用图37的PID控制方案来对HW1占空比的输出执行PID控制。控制器可以在对HW1占空比的输出进行PID控制(步骤4080处)后将系统重设4005。

[0385] 转向图41,可以在本文描述的控制算法中实施另一个示例性流量控制部分4150。流量控制部分4150可以在控制算法3500中作为步骤3525的一部分实施、或者在控制算法3600中作为步骤3650的一部分实施。流量控制部分4150还可以代替控制算法4000的步骤4045、4050H、4050L。

[0386] 在流量控制部分4150中,控制器可以利用不同的阈值来确定是否应使用高流量端值或低流量端值来计算HW1占空比的最大输出。在步骤4152处,控制器可以首先确定系统当前处于高流量端值还是低流量端值下以计算HW1占空比的最大输出。

[0387] 如果系统当前处于高流量端值下,则在步骤4154处,控制器可以确定测得流量是否高于预定低流量阈值。如果测得流量高于预定低流量阈值,则在步骤4150H处,控制器可以继续使用高流量端值来计算HW1占空比的最大输出。如果测得流量下降到等于或低于预定低流量阈值,则控制器可以切换到步骤4150L,以使用低流量端值来计算HW1占空比的最

大输出。

[0388] 如果系统当前处于低流量端值下,则控制器可以确定测得流量是否低于预定高流量阈值。如果测得流量小于预定高流量阈值,则在步骤4150L处,控制器可以继续使用低流量端值来计算HW1占空比的最大输出。如果测得流量达到或超过预定高流量阈值,则控制器可以切换到步骤4150H以使用高流量端值来计算HW1占空比的最大输出。

[0389] 在一些实施例中,高流量阈值可以高于低流量阈值。可以根据经验来确定低流量阈值和高流量阈值。在一些实施例中,这些阈值可以是装置或传感器特异性的。在一些实施例中,低流量阈值可以为约2.4lpm至约5lpm。在一些实施例中,低流量阈值可以为约3.5lpm。在一些实施例中,低流量阈值可以为约5lpm。在一些实施例中,低流量阈值可以为约6.5lpm。当系统从低流量条件移动到高流量条件时,以不同的流量阈值来切换占空比可以减小在低流量/高流量边界处的振荡。

[0390] 中点/中间PCB设计的额外实施例

[0391] 图42展示了中间连接器214、3514的另一个示例性中间PCB 4250。上文结合图32A-C描述了可以如何在吸气支路内组装中间PCB的详细描述。中间PCB 4250可以包括二极管4265。二极管4265可以允许取决于所供应电压的极性来控制HW1或HW2(如图25A-C所示)。与图14A-B的PCB 250不同,中间PCB 4250可以不具有热敏电阻器。没有热敏电阻器可以有利地允许控制器更有效地起作用。

[0392] 如图42所示,中间PCB 4250可以具有总体上矩形形状,该形状具有两个长边4254、4256和两个短边4258、4260。二极管4265可以被定位在长边4256之一附近且在长边4256的中点附近。中间PCB 4250可以包括连接垫4252以用于加热丝和/或传感器的连接。连接垫4252可以被配置成位于中间PCB 4250的同一侧上并且在槽缝4253的前侧(图42所示)和后侧(未示出)二者上。如图42所示,中间PCB 4250可以沿着长边4254具有两组四个连接垫4252,其中二极管4265的每侧上各两个连接垫。中间PCB 4250可以在短边4258、4260中的每一边上进一步具有定位槽缝4264。这些定位槽缝可以辅助在模制过程中将PCB对准。具有两个定位槽缝可以减小PCB在模制过程中的摆动或移动。这些槽缝、中间PCB 4250的形状、以及连接垫4252的安排可以有利地允许更容易地制造并组装中间PCB 4250。中间PCB 4250的形状和连接垫4252的安排还可以减小短路和噪音的可能性。中间PCB 4250的短边4258、4260各自在短边4258、4260与长边4256相接的地方可以具有对角线边缘4262。对角线边缘4262可以帮助维持气体的良好流动曲线。此外,中间PCB 4250不延伸穿过吸气支路的整个直径、而是由于短边的减小的长度而可以延伸该直径的大致1/3。短边4258、4260可以有利地减小吸气支路内的流动阻力(上文描述的)。

[0393] 患者端连接器PCB设计的额外实施例

[0394] 图43展示了患者端连接器的另一个示例性患者端PCB 4370。患者端PCB 4370可以与图15A的患者端PCB 270相同的方式起作用。然而,患者端PCB 4370可以比图15A的患者端PCB 270更长从而更容易模制。患者端PCB 4370还可以具有定位槽缝,使得PCB 4370仅可以以一种取向安装到组装工具上以便更容易地组装。如图43所示,患者端PCB 4370可以具有多个上部定位槽缝4373、以及一个下部定位槽缝4375。这些定位槽缝可以辅助在模制过程中将PCB对准。一旦PCB 4370组装好,PCB4370的位于上部定位槽缝4373下方或在下部定位槽缝4375下方的部分就可以折断。

[0395] 患者端PCB 4370还可以包括连接垫4372以用于加热丝和/或传感器的连接。连接垫4372可以被配置成位于患者端PCB 4370的任一端上。在所展示的实施例中,患者端PCB 4370可以在槽缝4373的前侧上具有两个连接垫4372。虽然图43中未示出,但是患者端PCB 4370还可以在槽缝4373的后侧上具有两个连接垫4372。在PCB 4370的任一端上具有连接垫4372可以有利地防止或减少浸水。患者端PCB 4370还可以具有热敏电阻器4374。与图15A的患者端PCB 270不同,患者端PCB 4370上的热敏电阻器4374可以被定位成靠近患者端PCB 4370的中心。在一些实施例中,患者端PCB 4370可以具有从连接垫4372到热敏电阻器4374的呈基本上直线的迹线。本领域普通技术人员应了解的是,可以在患者端PCB 4370上布置任何适当的迹线安排。热敏电阻器4374的位置还可以允许更容易地制造PCB 4370。

[0396] 在一些实施例中,可以不存在下部定位槽缝4375。在其他实施例中,患者端PCB4370可以不包括位于上部定位槽缝4373下方的部分。在一个实施例中,患者端PCB4370可以不是模制的并且可以终止在上部定位槽缝4373下方。

[0397] 腔室端PCB设计的实施例

[0398] 图44A-B展示了用于连接至盒(如图8A所示)上的互补连接器上的、可以包括电连接垫的示例性腔室端PCB 4490。在2016年6月16日提交的名称为“加湿系统连接件(HUMIDIFICATION SYSTEM CONNECTIONS)”的美国专利申请号15/105,531以及2016年3月11日提交的名称为“用于加湿系统的连接件(CONNECTIONS FOR HUMIDIFICATION SYSTEM)”的美国专利申请号15/021,673中描述了腔室端PCB的形状和功能的详细描述,所述申请各自的全部内容通过援引并入本文。如图44B所示,展示了腔室端PCB 4490的上部部分的详细视图,腔室端PCB 4490可以具有位于同一侧上的多个连接垫4492。在如图44A-B所示的非限制性实例中,腔室端PCB 4490可以具有被定位在PCB 4490的右侧上的四个连接垫4492。在其他实施例中,这些连接垫可以均被定位在PCB 4490的左侧上或任何其他适合的一侧上。PCB 4490是经等离子体处理的以减少浸水。

[0399] 如在图44B中更清楚地示出,连接垫4492可以是成角度的。腔室端PCB 4490还可以具有深槽缝4494,所述深槽缝比上文提及的美国专利申请号15/021,673和15/105,531中所描述的更深。深槽缝4494和成角度的连接垫4492可以有利地允许实现正确且均匀的丝拉伸并且减小丝乱动的风险。腔室端PCB 4490可以容纳以一定角度上升并且笔直地定位到腔室端PCB 4490上的平坦化的标签。

[0400] 示例性实施例

[0401] 以下是在本披露的范围内的示例性实施例的带编号的清单。所列出的示例性实施例不得以任何方式解释为限制这些实施例的范围。所列出的示例性实施例的不同特征可以被删除、添加或组合,以形成附加实施例,这些是本披露的一部分:

[0402] 1.一种医用管道,包括:

[0403] 该医用管道的第一节段,该第一节段包括:

[0404] 第一结构,该第一结构形成被配置成用于输送经加湿气体的导管;以及

[0405] 第一加热丝电路;

[0406] 该医用管道的第二节段,该第二节段包括:

[0407] 第二结构,该第二结构形成被配置成用于输送该经加湿气体的导管;以及

[0408] 第二加热丝电路;以及

[0409] 中间连接器,该中间连接器包括将该第一加热丝电路电联接至该第二加热丝电路上的连接电路,该中间连接器联接至该医用管道的该第一节段的患者端以及该医用管道的该第二节段的腔室端从而形成用于该经加湿气体的单一导管,

[0410] 其中该中间连接器的至少一部分被该医用管道的该第一节段的一部分、和/或该医用管道的该第二节段的一部分覆盖,使得该中间连接器在该医用管道内部,

[0411] 其中,在第一模式中,电功率经过该连接电路以向该第一加热丝电路提供电力而不向该第二加热丝电路提供电力,并且在第二模式中,电功率经过该连接电路以向该第一加热丝电路和该第二加热丝电路二者提供电力。

[0412] 2.如实施例1所述的医用管道,其中,该连接电路包括二极管。

[0413] 3.如实施例1至2中任一项所述的医用管道,进一步包括被定位在该第一节段的患者端处的第一传感器。

[0414] 4.如实施例3所述的医用管道,其中,该第一传感器是温度传感器或湿度传感器中的一种。

[0415] 5.如实施例1至4中任一项所述的医用管道,进一步包括被定位在该医用管道的该第二节段的患者端处的第二传感器。

[0416] 6.如实施例5所述的医用管道,其中,该第二传感器是温度传感器或湿度传感器中的一种。

[0417] 7.如实施例1至6中任一项所述的医用管道,其中,该第一结构包括长形管道,该长形管道包括:

[0418] 包括中空本体的第一长形构件,该第一长形构件螺旋地缠绕以至少部分地形成该导管,该导管具有纵向轴线、沿着该纵向轴线延伸的内腔、以及环绕该内腔的中空壁;

[0419] 第二长形构件,该第二长形构件螺旋地缠绕并且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道的内腔的至少一部分。

[0420] 8.如实施例7所述的医用管道,其中,该第一长形构件在纵截面中形成多个泡体,这些泡体在该内腔处具有平坦化表面。

[0421] 9.如实施例8所述的医用管道,其中,相邻泡体由该第二长形构件上方的空隙隔开。

[0422] 10.如实施例8所述的医用管道,其中,相邻泡体不是彼此直接相连的。

[0423] 11.如实施例8所述的医用管道,其中,该多个泡体具有穿孔。

[0424] 12.一种呼吸加湿系统,包括:

[0425] 吸气支路,该吸气支路包括:该吸气支路的具有第一加热丝电路的第一节段;该吸气支路的具有第二加热丝电路的第二节段;具有连接器电路的中间连接器,该连接器电路被配置成用于将该第一加热丝电路电联接至该第二加热丝电路上;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

[0426] 控制器;

[0427] 其中该控制器被适配成用于在第一模式与第二模式之间选择性地切换,其中在该第一模式中,该控制器通过该连接器电路向该第一加热丝电路提供电功率,并且在第二模式中,该控制器向该第一和第二加热丝电路提供电功率。

[0428] 13.如实施例12所述的系统,其中,该切换是基于来自一个或这两个传感器的输入

来完成的。

[0429] 14.如实施例13所述的系统,其中,该来自一个或这两个传感器的输入包括温度、流量、湿度、以及电力中的一者或多者。

[0430] 15.如实施例12至14中任一项所述的系统,其中,该第一和第二模式是通过电源所提供的电流方向来限定的。

[0431] 16.如实施例12至15中任一项所述的系统,其中,该控制器被适配成用于在第一传感器读取模式与第二传感器读取模式之间选择性地切换,其中在该第一传感器读取模式中,该控制器读取来自该第二传感器的信号,并且在该第二传感器读取模式中,该控制器读取来自该第一传感器和该第二传感器二者的信号。

[0432] 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。

[0433] 18.一种双支路回路,包括:

[0434] 吸气支路,该吸气支路包括:该吸气支路的具有第一加热丝电路的第一节段;该吸气支路的具有第二加热丝电路的第二节段;具有连接器电路的中间连接器,该连接器电路被配置成用于将该第一加热丝电路电联接至该第二加热丝电路上;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;

[0435] 呼气支路;

[0436] 连接至该吸气支路和该呼气支路的接口;以及

[0437] 控制器;

[0438] 其中该控制器被适配成用于在第一模式与第二模式之间选择性地切换,其中在该第一模式中,该控制器通过该连接器电路向该第一加热丝电路提供电功率,并且在第二模式中,该控制器向该第一和第二加热丝电路提供电功率。

[0439] 19.如实施例XXX所述的双支路回路,其中,该呼气支路包括呼气加热丝电路。

[0440] 20.如实施例XXX所述的双支路回路,其中,该呼气支路使用呼气加热丝电路被加热。

[0441] 21.如实施例XXX所述的双支路回路,其中,该呼气加热丝电路与该吸气支路的第一节段中的第一加热丝电路并联地被供电。

[0442] 22.如实施例XXX所述的双支路回路,其中,该呼气加热丝电路可被配置成仅在该第一模式中、仅在该第二模式中、或在该第一模式以及该第二模式二者中被供电。

[0443] 23.如实施例18至22中任一项所述的双支路回路,其中,该接口通过Y形件进行连接。

[0444] 24.一种分段式吸气支路,被配置成沿着至少两个节段被加热,该吸气支路的每个节段包括:

[0445] 包括中空本体的第一长形构件,该第一长形构件螺旋地缠绕以至少部分地形成长形管道,该长形管道具有纵向轴线、沿着该纵向轴线延伸的内腔、以及环绕该内腔的中空壁;

[0446] 第二长形构件,该第二长形构件螺旋地缠绕并且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道的内腔的至少一部分。

[0447] 25.一种医用管道,包括:

[0448] 两个节段,每个节段包括:

[0449] 长形中空本体,该长形中空本体螺旋地缠绕以形成长形管道,该长形管道具有纵向轴线、沿着该纵向轴线延伸的内腔、以及环绕该内腔的中空壁,其中该长形中空本体在横截面上具有限定了该中空本体的至少一部分的壁;

[0450] 增强部分,该增强部分沿着该长形中空本体的长度延伸、螺旋地位于该长形中空本体的相邻圈之间,其中该增强部分形成该长形管道的内腔的一部分;

[0451] 嵌入或包裹在该增强部分内的一根或多根导电细丝;

[0452] 其中该增强部分比该长形中空本体的壁相对更厚或更刚性;

[0453] 附接至该第一节段上的节段连接器,该节段连接器包括:

[0454] 多个连接垫,这些连接垫被配置成当该第一节段物理地联接至该第二节段时将该第一节段的导电细丝电联接至该第二节段的导电细丝;以及

[0455] 电联接至该第一节段的导电细丝上的功率二极管,

[0456] 其中该功率二极管在被提供具有第一极性的电信号时允许向该第一节段的导电细丝递送电功率、并且防止向该第二节段的导电细丝递送电功率,并且

[0457] 其中该功率二极管在被提供具有第二极性的电信号时允许向该第一节段的导电细丝以及该第二节段的导电细丝提供电功率。

[0458] 26.一种连接器,包括:

[0459] 第一加热丝引入连接部,该第一加热丝引入连接部被配置成电联接至第一引入加热丝上;

[0460] 第二加热丝引入连接部,该第二加热丝引入连接部被配置成电联接至第二引入加热丝上;

[0461] 第一加热丝引出连接部,该第一加热丝引出连接部被配置成电联接至第一引出加热丝上并且电联接至该第一加热丝引入连接部上;

[0462] 第二加热丝引出连接部,该第二加热丝引出连接部被配置成电联接至第二引出加热丝上并且电联接至该第二加热丝引入连接部上;

[0463] 第一信号线引入连接部,该第一信号线引入连接部被配置成电联接至第一引入信号线上;

[0464] 第二信号线引入连接部,该第二信号线引入连接部被配置成电联接至第二引入信号线上;

[0465] 第一信号线引出连接部,该第一信号线引出连接部被配置成电联接至第一引出信号线上并且电联接至该第一信号线引入连接部上;

[0466] 第二信号线引出连接部,该第二信号线引出连接部被配置成电联接至第二引入信号线上并且电联接至该第二信号线引入连接部上;

[0467] 电联接至该第一加热丝引入连接部和该第二加热丝引入连接部上的功率二极管,该功率二极管被配置成允许电流从该第二引入加热丝流向该第一引入加热丝、并且防止电流从该第一引入加热丝流向该第二引入加热丝;

[0468] 电联接至该第一信号线引入连接部上的传感器;以及

[0469] 电联接至该传感器和该第二信号线引入连接部上的信号二极管,该信号二极管被配置成允许电流从该第二引入信号线经过该传感器流向该第一引入信号线、并且防止电流

从该第一引入信号线经过该传感器流向该第二引入信号线。

[0470] 27.一种呼吸加湿系统,包括:

[0471] 吸气支路,该吸气支路包括:具有第一加热丝的第一节段;具有第二加热丝的第二节段;以及传感器,该传感器被定位在该第二节段的患者端处以测量患者端参数,其中该第一加热丝和第二加热丝是电连接的,该第一加热丝形成第一加热器电路,并且该第一丝和第二丝形成第二加热器电路;以及

[0472] 硬件控制器,其中该硬件控制器被配置成用于接收该传感器的输出,该硬件控制器进一步被配置成用于在该传感器的输出与患者端参数设定点之间的差小于预定阈值时向该第一加热器电路提供电功率、并且在该传感器的输出与该患者端参数设定点之间的差等于或大于该预定阈值时向该第二加热器电路提供电功率,

[0473] 其中当该硬件控制器向该第一加热器电路提供电功率时,该硬件控制器被配置成向该第一加热器电路提供最大电力。

[0474] 28.一种呼吸加湿系统,包括:

[0475] 吸气支路,该吸气支路包括:具有第一加热丝的第一节段;具有第二加热丝的第二节段;以及传感器,该传感器被定位在该第二节段的患者端处以测量患者端参数,其中该第一加热丝和第二加热丝是电连接的,该第一加热丝形成第一加热器电路,并且该第一丝和第二丝形成第二加热器电路,该第一加热丝和第二加热丝被配置成用于加热经过该吸气支路的呼吸气体;

[0476] 其中该第一加热丝和第二加热丝被配置成是与硬件处理器电连通的,该硬件处理器被配置成用于执行软件指令,所述软件指令致使该处理器控制该第一加热器电路和第二加热器电路,其中当该传感器的输出与患者端参数设定点之间的差小于预定阈值时,该处理器被配置成用于使用该第一加热器电路来将所述呼吸气体加热直至在该第一加热丝中达到最大温度,并且当该传感器的输出与该患者端参数设定点之间的差等于或大于该预定阈值时,该处理器被配置成用于使用该第二加热器电路来加热所述呼吸气体。

[0477] 29.一种呼吸加湿系统,包括:

[0478] 硬件处理器,该硬件处理器被配置成与吸气支路的第一节段中的第一加热丝电路和该吸气支路第二节段中的第二加热丝电路通信,该硬件处理器还被配置成与被配置用于将该第一加热丝电路电连接至该第二加热丝电路上的中间连接器中的连接器电路通信,该硬件处理器进一步被配置成与被定位在该第一节段的患者端处的第一传感器和被定位在该第二节段的患者端处的第二传感器通信;

[0479] 其中该硬件处理器被配置成用于执行软件指令,所述软件指令致使该处理器在第一模式与第二模式之间选择性地切换,其中在该第一模式中,该处理器通过该连接器电路向该第一加热丝电路提供电功率,并且在第二模式中,该处理器向该第一和第二加热丝电路提供电功率。

[0480] 30.一种呼吸加湿系统,包括:

[0481] 吸气支路,该吸气支路包括:该吸气支路的具有第一加热丝电路的第一节段;该吸气支路的具有第二加热丝电路的第二节段;具有连接器电路的中间连接器,该连接器电路被配置成用于将该第一加热丝电路电连接至该第二加热丝电路上;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;

[0482] 其中该第一和第二加热丝电路、该连接器电路、以及该第一和第二传感器各自被配置成与硬件控制器通信,其中该硬件控制器被适配成用于在第一模式与第二模式之间选择性地切换,其中在该第一模式中,该硬件控制器通过该连接器电路向该第一加热丝电路提供电功率,并且在第二模式中,该硬件控制器向该第一和第二加热丝电路提供电功率。

[0483] 31.一种双支路回路,包括:

[0484] 吸气支路,该吸气支路包括:该吸气支路的具有第一加热丝电路的第一节段;该吸气支路的具有第二加热丝电路的第二节段;具有连接器电路的中间连接器,该连接器电路被配置成用于将该第一加热丝电路电联接至该第二加热丝电路上;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;

[0485] 呼气支路;以及

[0486] 连接至该吸气支路和该呼气支路的接口;

[0487] 其中该第一和第二加热丝电路、该连接器电路、以及该第一和第二传感器各自被配置成与硬件控制器通信,其中该硬件控制器被适配成用于在第一模式与第二模式之间选择性地切换,其中在该第一模式中,该硬件控制器通过该连接器电路向该第一加热丝电路提供电功率,并且在第二模式中,该硬件控制器向该第一和第二加热丝电路提供电功率。

[0488] 32.一种呼吸加湿系统,包括:

[0489] 加热器电路,该加热器电路包括第一加热器、第二加热器、第一开关对、和第二开关对以及电源;

[0490] 其中该加热器电路被配置成与该硬件控制模块通信,该硬件控制模块被适配成用于通过选择性地断开和闭合该第一开关对来控制电流从该电源流向该第一加热器、并且通过选择性地断开和闭合该第二开关对来控制电流从该电源流向该第二加热器,

[0491] 其中该第一开关对和该第二开关对能够独立于彼此选择性地断开和闭合,由此提供对该第一加热器和第二加热器的独立控制。

[0492] 33.一种呼吸加湿系统,包括:

[0493] 硬件处理器,该硬件处理器被配置成与加热器电路通信,该加热器电路包括第一加热器、第二加热器、第一开关对、和第二开关对以及电源;

[0494] 其中该硬件处理器被配置成用于执行软件指令,所述软件指令致使该处理器通过选择性地断开和闭合该第一开关对来控制电流从该电源流向该第一加热器、并且通过选择性地断开和闭合该第二开关对来控制电流从该电源流向该第二加热器,

[0495] 其中该第一开关对和该第二开关对能够独立于彼此选择性地断开和闭合,由此提供对该第一加热器和第二加热器的独立控制。

[0496] 34.一种呼吸加湿系统,包括:

[0497] 加热器电路,该加热器电路包括第一开关对、第二开关对、电源、主继电器、以及模式继电器;

[0498] 其中该加热器电路被配置成与逻辑模块和控制模块通信,

[0499] 其中该控制模块被适配成用于向该逻辑模块提供控制信号,以通过选择性地断开和闭合该第一和第二开关对来控制电流从该电源流向该模式继电器,

[0500] 其中该控制模块被适配成用于向该逻辑模块提供模式信号,该模式信号包括第一模式信号和第二模式信号,

[0501] 其中该第一开关对和该第二开关对能够独立于彼此选择性地断开和闭合。

[0502] 35.一种呼吸加湿系统,包括:

[0503] 加热器电路,该加热器电路包括第一开关对、第二开关对、电源、主继电器、以及加热器模块;

[0504] 其中该加热器电路被配置成与逻辑模块和控制模块通信,

[0505] 其中该控制模块被适配成用于向该逻辑模块提供控制信号,以通过选择性地断开和闭合该第一和第二开关对来控制电流从该电源流向该加热器模块,

[0506] 其中该控制模块被适配成用于向该逻辑模块提供模式信号,该模式信号包括第一模式信号和第二模式信号,

[0507] 其中该第一开关对和该第二开关对能够独立于彼此选择性地断开和闭合。

[0508] 36.如权利要求32至36中任一项所述的呼吸加湿系统,进一步包括流量传感器,该流量传感器处于该系统的流动路径中并且被配置成用于测量气体的流量;其中被提供至该第一加热器电路的最大功率具有第一最大值和第二最大值,该第一最大值大于该第二最大值,并且其中该最大功率在测得流量大于流量阈值时是该第一最大值,并且在测得流量小于该流量阈值时是该第二最大值。

[0509] 37.如权利要求32至36中任一项所述的呼吸加湿系统,进一步包括流量传感器,该流量传感器处于该系统的流动路径中并且被配置成用于测量气体的流量;其中被提供至该第一加热器电路的最大功率具有第一最大值和第二最大值,该第一最大值大于该第二最大值,其中当该第一最大功率被提供至该第一加热器电路、并且测得流量减小至从高流量到低流量的阈值时,被提供至该第一加热器电路的最大功率切换为该第二最大功率,并且当该第二最大功率被提供至该第一加热器电路、并且该流量增大至从低流量到高流量的阈值时,被提供至该第一加热器电路的最大功率切换为该第一最大功率,该从高流量到低流量的阈值小于该从低流量到高流量的阈值。

[0510] 已经参照附图描述了具有双区域加热控制的呼吸加湿系统以及相关联的部件和方法的实例。附图示出了各个系统和模块以及它们之间的连接。所述各个模块和系统可以组合成不同的构型,并且所述各个模块与系统之间的连接可以呈现物理或逻辑的连接。已经呈现了附图中的表示以便清楚地展示与提供双区域加热控制相关的原理,并且已经提供了关于模块或系统的划分的细节以便于描述,而不是试图描绘单独的物理实施例。这些实例和附图旨在展示而不限制本披露的范围。例如,本文的原理可以应用于呼吸加湿器以及其他类型的加湿系统、包括手术加湿器在内。本文的原理可应用于呼吸应用中以及其他要沿着经受变化的环境温度的多个节段来控制气体温度的情境中。

[0511] 如本文使用的,术语“处理器”广泛地指代用于执行指令的任何适合的装置、逻辑块、模块、电路、或元件组合。例如,控制器122可以包括任何常规的通用单芯片或多芯片微处理器,例如 **Pentium®** 处理器、**MIPS®** 处理器、**PowerPC®** 处理器、**AMD®** 处理器、**ARM®** 处理器、或 **ALPHA®** 处理器。此外,控制器122可以包括任何常规的专用微处理器,例如数字信号处理器或微控制器。结合本文所披露的实施例所描述的各种说明性的逻辑块、模块以及电路与可以用被设计成用于执行在此所描述的功能的通用处理器、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、或其任何组合一起来实现或执行,或者可以是主处理器

中的纯软件。例如,逻辑模块504可以是不使用任何额外的和/或专用硬件元件的由软件实现的功能块。还可以将控制器122实现为计算装置的组合,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、一个或多个微处理器与DSP核相结合、或任何其他此类配置。

[0512] 数据存储装置可以指代允许数据被存储并被处理器检索的电子电路系统。数据存储装置可以指代外部的装置或系统,例如磁盘驱动器或固态驱动器。数据存储装置还可以指代直接连接到通信总线或控制器122上的快速半导体存储装置(芯片),例如随机存取存储器(RAM)或各种形式的只读存储器(ROM)。其他类型的数据存储装置包括磁泡存储器和磁芯存储器。数据存储装置可以是被配置成将数据存储在非瞬态介质中的物理硬件。

[0513] 虽然本文披露了某些实施例和实例,但是创造性的主题超出具体披露的实施例而扩展到其他替代实施例和/或用途、并且扩展到其他修改和等同物。因此,权利要求或其所附实施例的范围不受本文描述的任何特定实施例的限制。例如,在本文披露的任何方法或过程中,这些方法或过程的动作或操作可以以任何适合的顺序执行、并且不一定局限于任何具体披露的顺序。各种操作可以以有助于理解某些实施例的方式依次描述为多个分立的步骤,但是,描述的顺序不应被解释为意指这些操作是依赖于顺序的。此外,本文描述的结构可以实施为集成部件或单独的部件。出于比较各个实施例的目的,描述了这些实施例的某些方面和优点。不一定所有此类方面或优点都被任一特定实施例实现。因此,例如,可以实现或优化如本文所传授的一个优点或一组优点的方式来执行各个实施例,而不一定实现同样可以在本文传授或建议的其他方面或优点。

[0514] 此处所用的条件语言,尤其如“可(can)”、“可以(could)”、“可能(might)”、“可(may)”、“例如”等,除非另外明确说明或在使用的背景下作其他理解,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,此类条件语言通常并不旨在暗示这些特征、元件和/或状态以任何方式被一个或多个实施例所需要。如在此所使用的,术语“包括”、“包括了”、“包含”、“包含了”、“具有”、“有”或其任意其他变型旨在涵盖非排他性的包含。例如,包括一系列要素的过程、方法、物品或设备不必仅限于那些要素,而是可以包括没有明确列出的或者为此类过程、方法、物品或者设备所固有的其他要素。此外,术语“或”以其包含的意义(而不是其排他的意义)来使用,使得当用于例如连接要素清单时,术语“或”是指所述清单中的一个、一些或全部要素。除非另外指明,否则例如短语“X、Y和Z中的至少一个”等连接语言在如通常用于传送物品、物件等背景下进行理解,可以是X、Y或Z。因此,这样的连接语言通常并不旨在暗示某些实施方式要求至少一个X、至少一个Y、和至少一个Z各自都存在。如本文使用的,“约”或“大致”这些词可以是指,值在所阐述值的 $\pm 10\%$ 以内、 $\pm 5\%$ 以内或 $\pm 1\%$ 以内。

[0515] 本文描述的方法和过程可以在由一个或多个通用和/或专用计算机执行的软件代码模块中实施并且通过这些软件代码模块而部分地或完全自动化。词语“模块”是指在硬件和/或固件中实施的逻辑、或软件指令的集合,可能具有用编程语言(例如,C或C++)编写的入口点和出口点。软件模块可以被编译并链接到可执行程序中、安装在动态链接的库中、或者可以用例如BASIC、Perl或Python等解释性编程语言来编写。应理解的是,软件模块可以从其他模块或从它们自己调用、和/或可以响应于检测到的事件或中断而被调用。软件指令可以嵌入固件中、诸如可擦除可编程只读存储器(EPROM)中。将进一步了解的是,硬件模块

可以包括连接的逻辑单元(例如,门和触发器)、和/或可以包括例如可编程门阵列、专用集成电路和/或处理器等可编程单元。本文描述的模块可以被实施为软件模块,但也可以用硬件和/或固件来呈现。此外,虽然在一些实施例中,模块可以被单独编译,但是在其他实施例中,模块可以表示单独编译程序的指令子集并且可以不具有可用于其他逻辑程序单元的接口。

[0516] 在某些实施例中,代码模块可以被实施和/或存储在任何类型的计算机可读媒质或其他计算机存储装置中。在一些系统中,输入到系统的数据(和/或元数据)、由系统生成的数据、和/或由系统使用的数据可以存储在任何类型的计算机数据储存库(例如,关系数据库和/或平面文件系统)中。本文描述的任何系统、方法和过程可以包括被配置成准许与使用者、操作者、其他系统、部件、程序等等交互的接口。

[0517] 应该强调的是,可以对本文描述的实施例作出许多改变和修改,其要素应被理解为在其他可接受的实例之中。所有此类修改和改变在此都旨在包含在本披露的范围内并且由以下权利要求保护。另外,上文披露中的任何内容都不旨在暗示任何特定的部件、特征或过程步骤是必要或必不可少的。

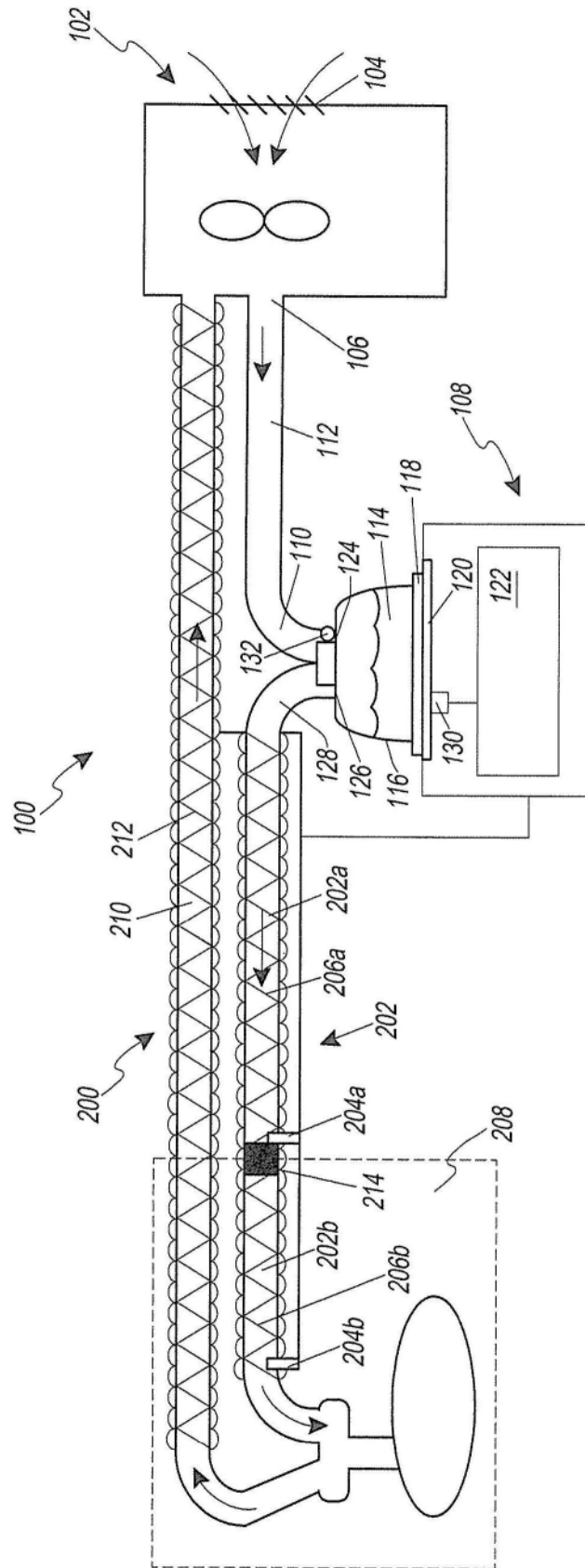


图1

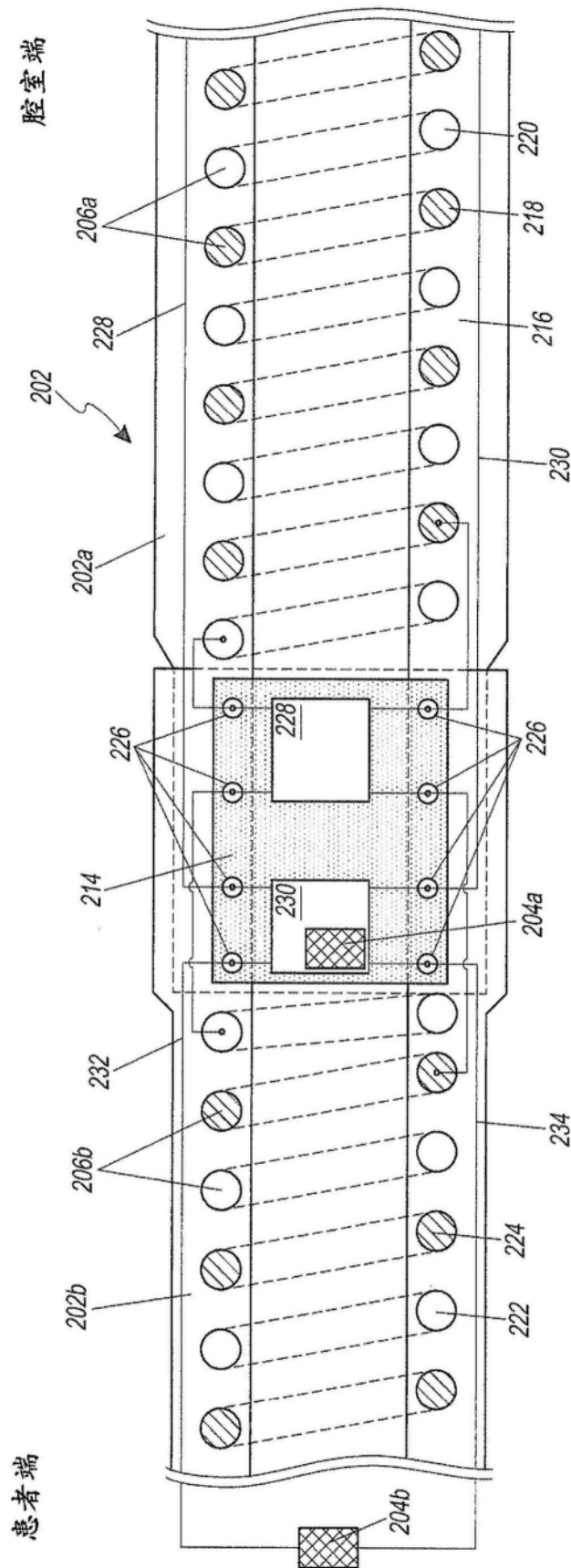


图2

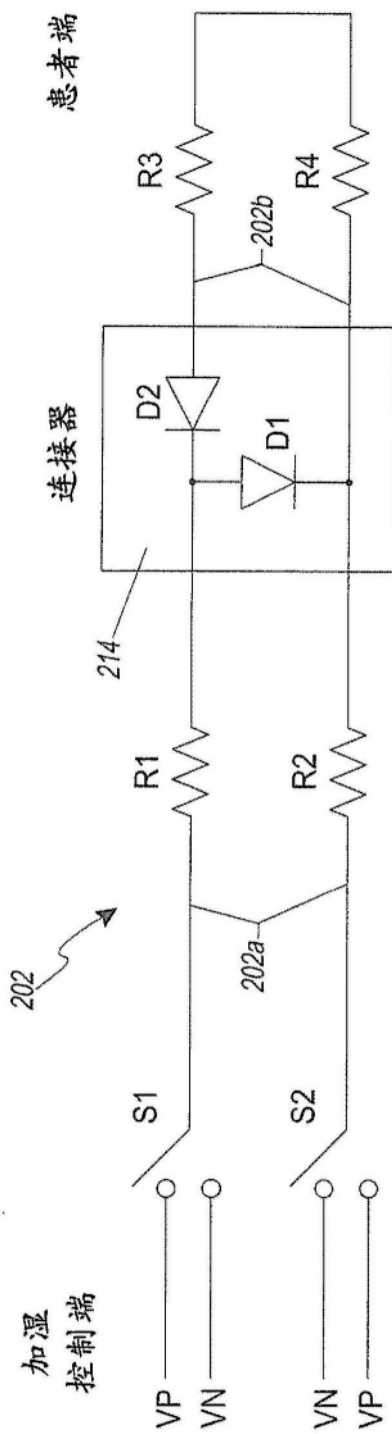


图3A

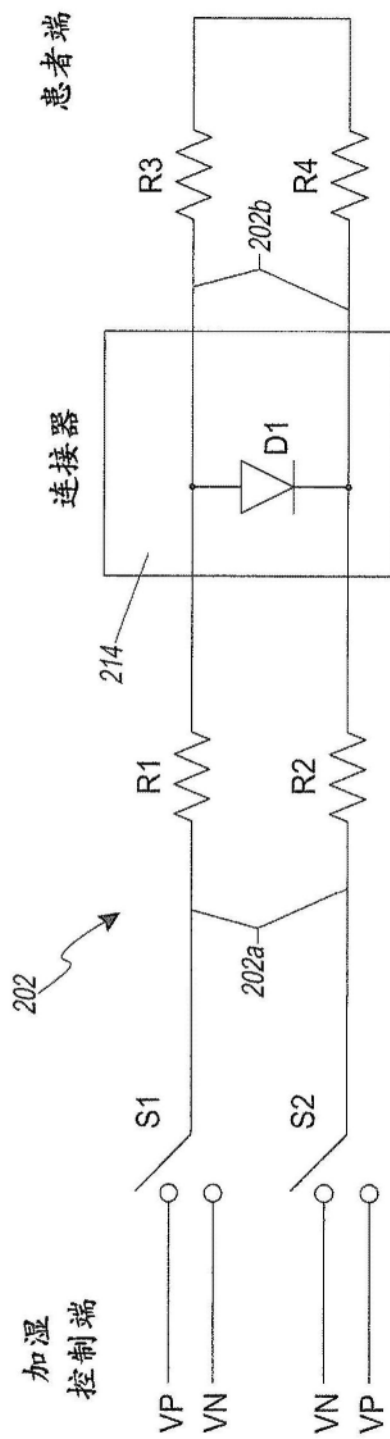


图3B

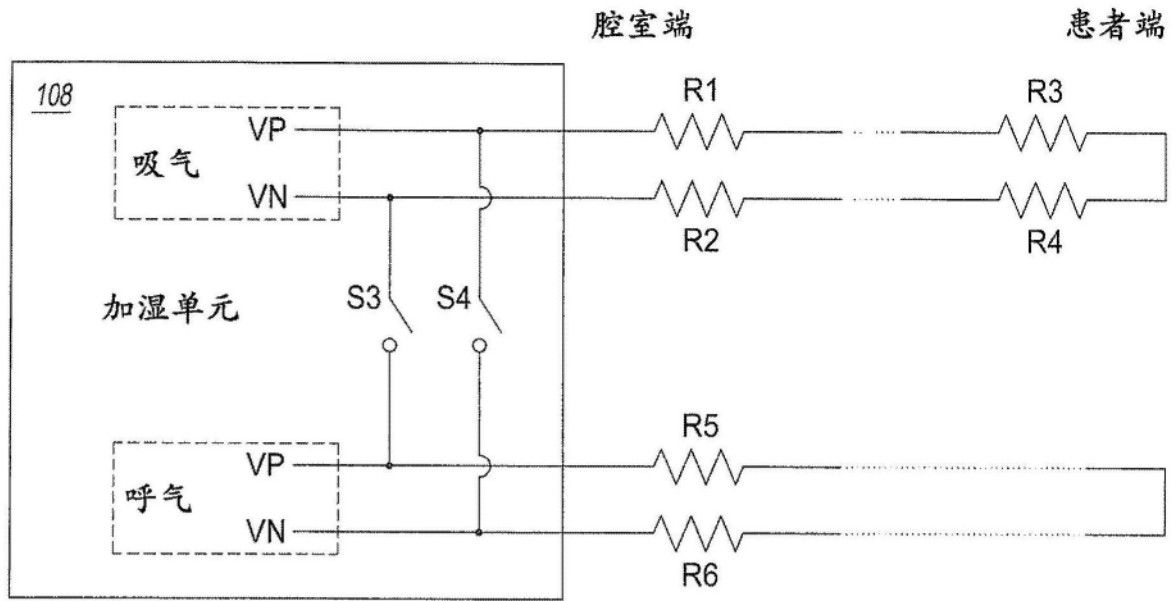


图4A

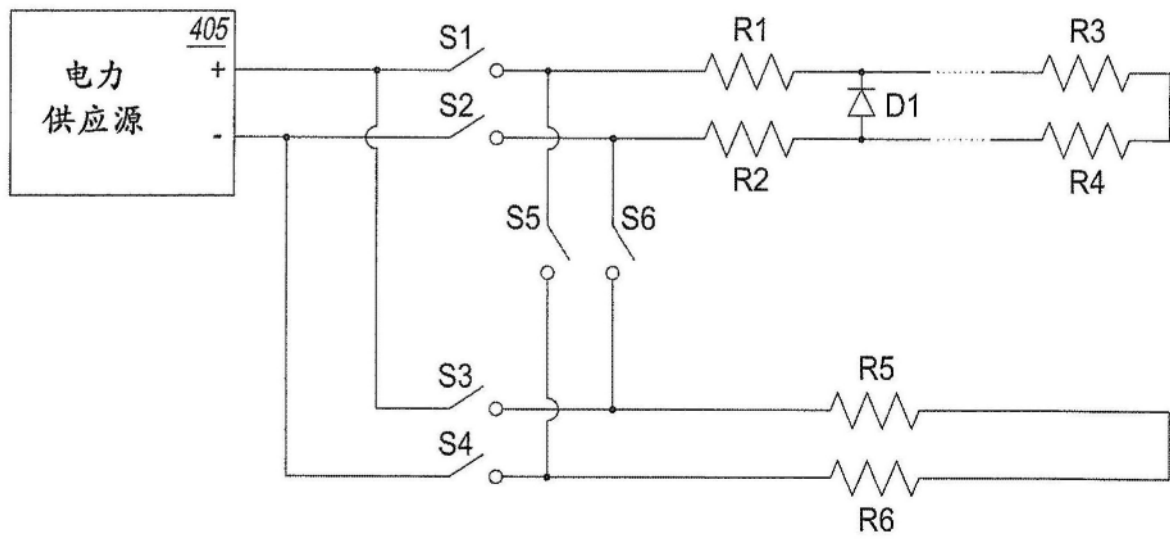


图4B

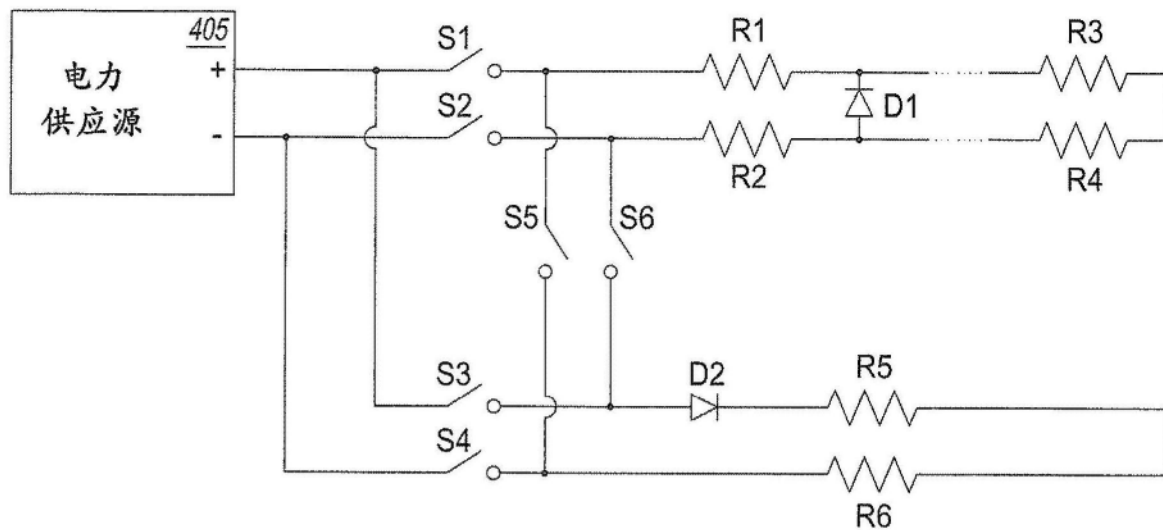


图4C

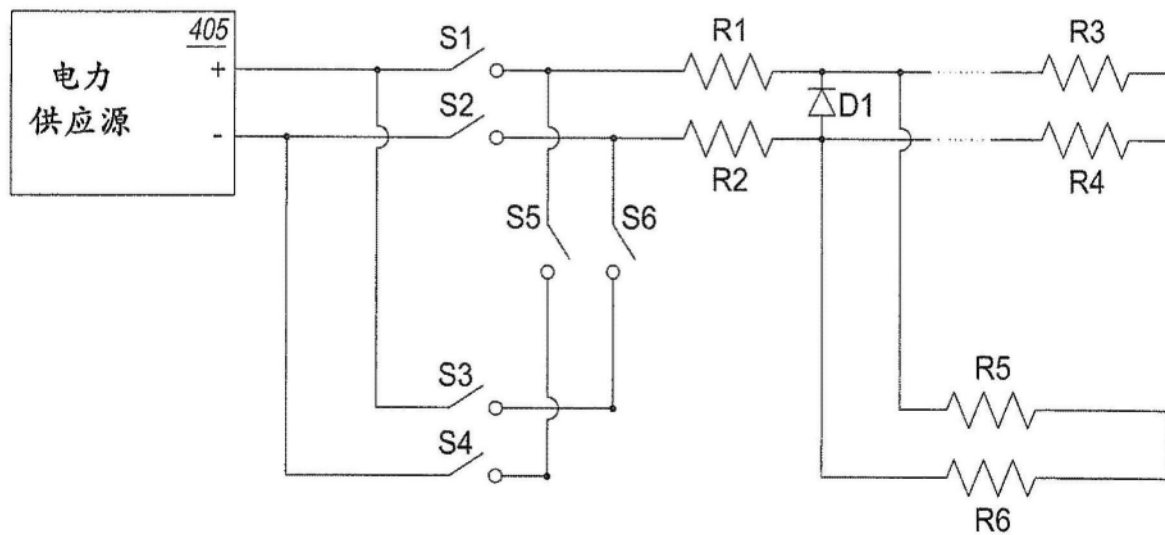


图4D

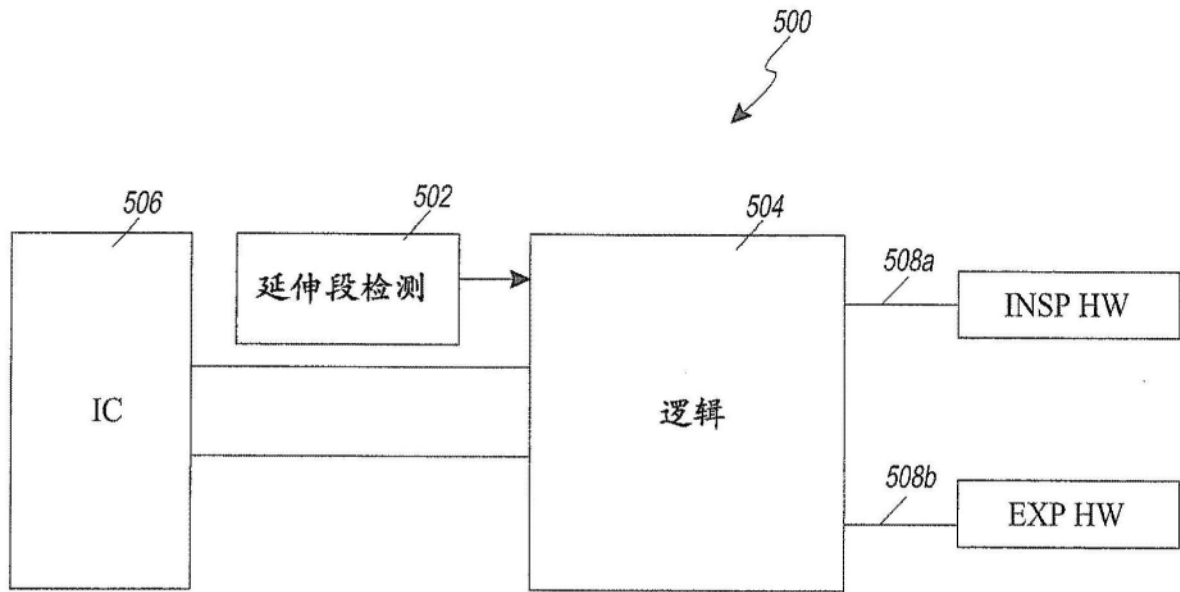


图5

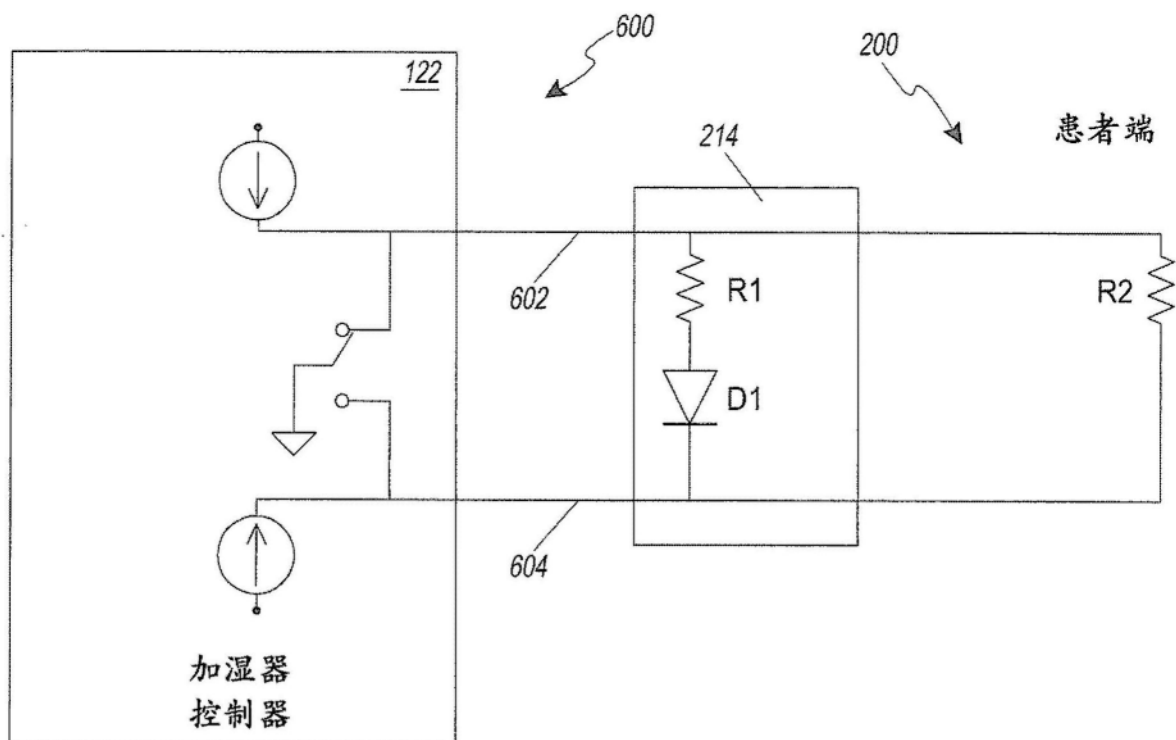


图6A

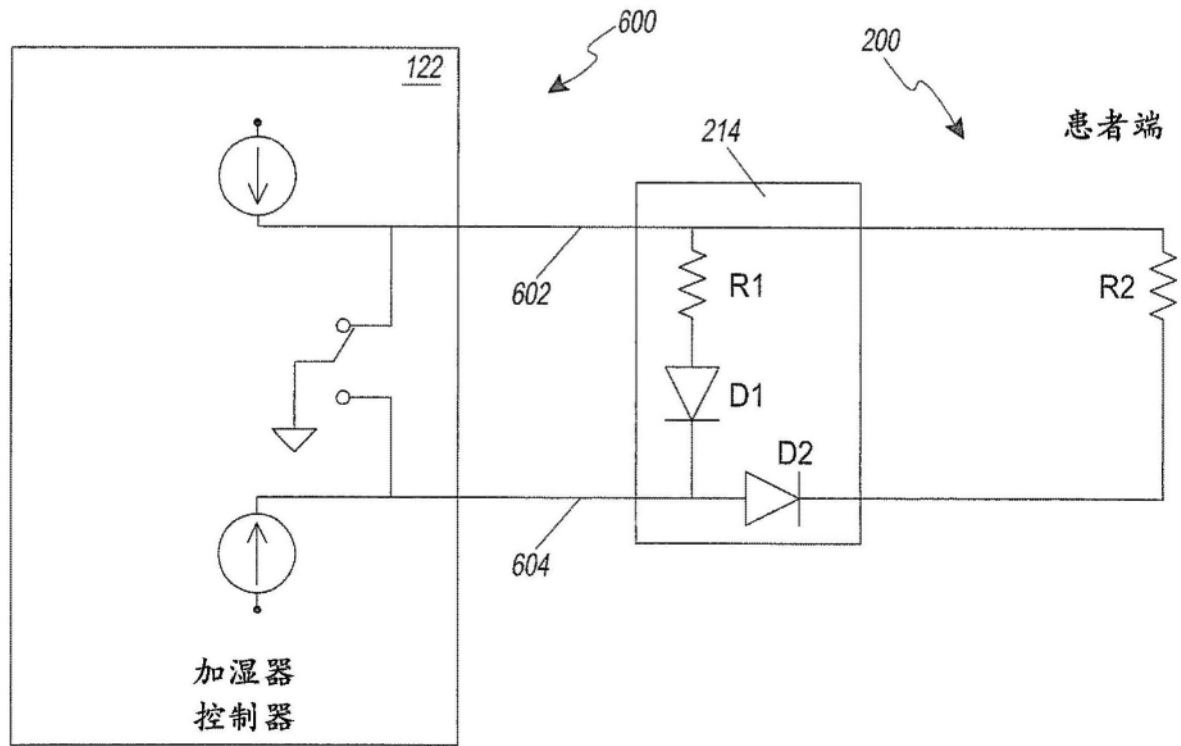


图6B

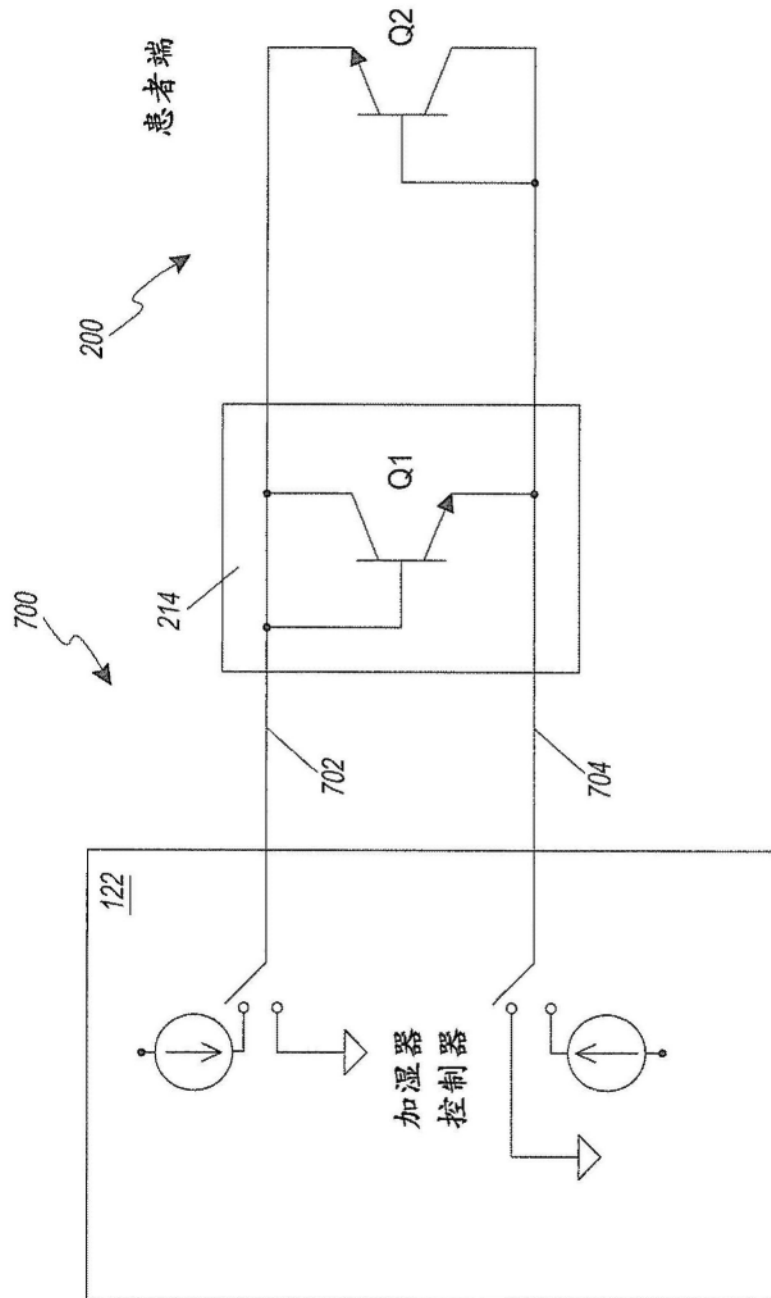


图7

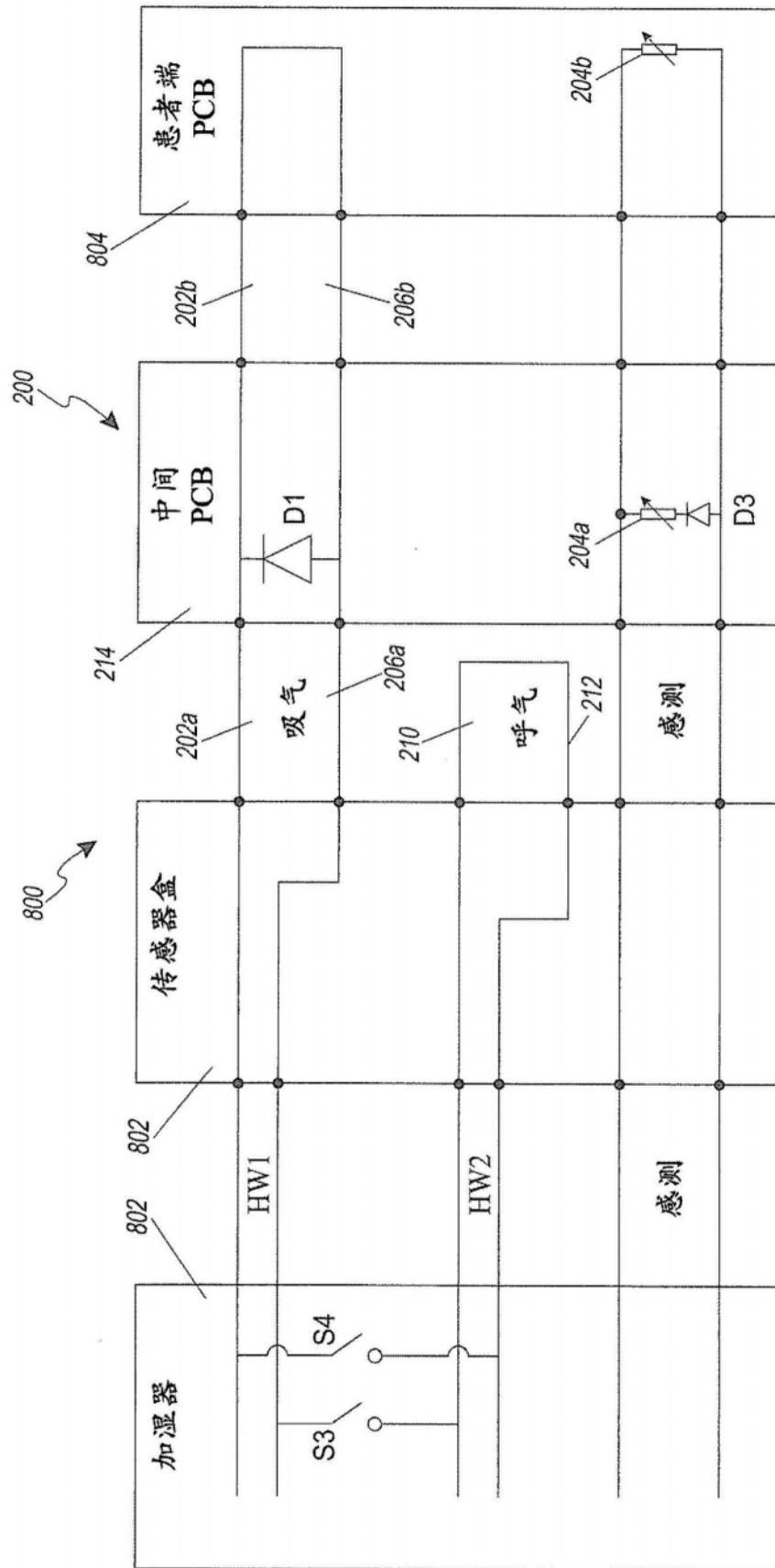


图8A

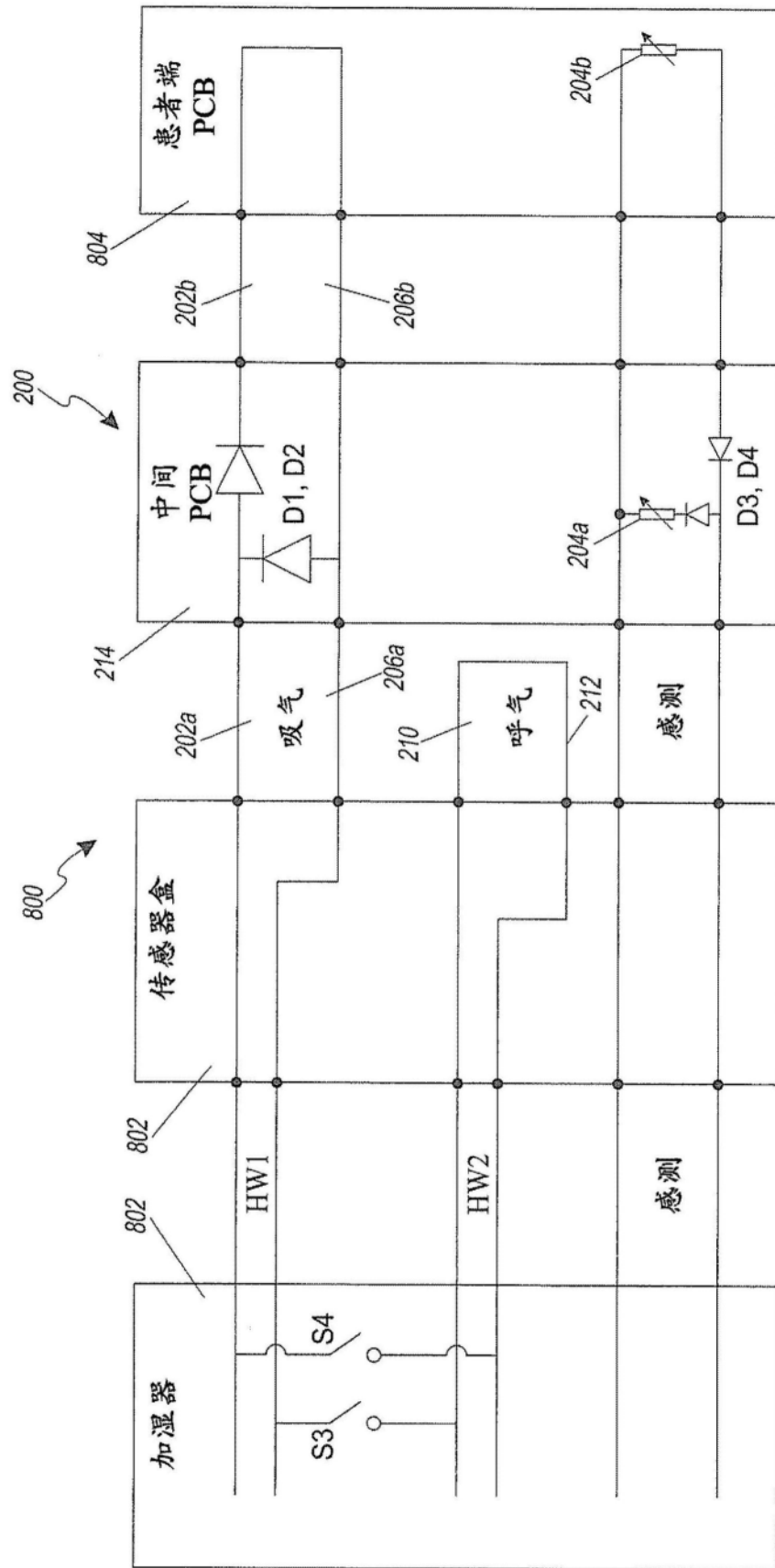


图8B

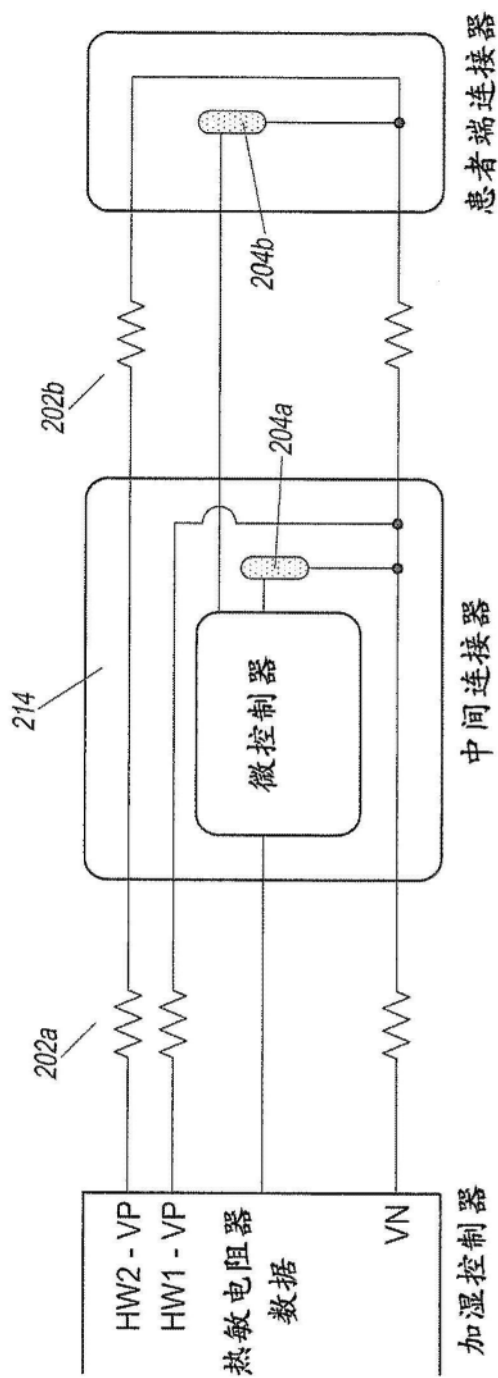


图9

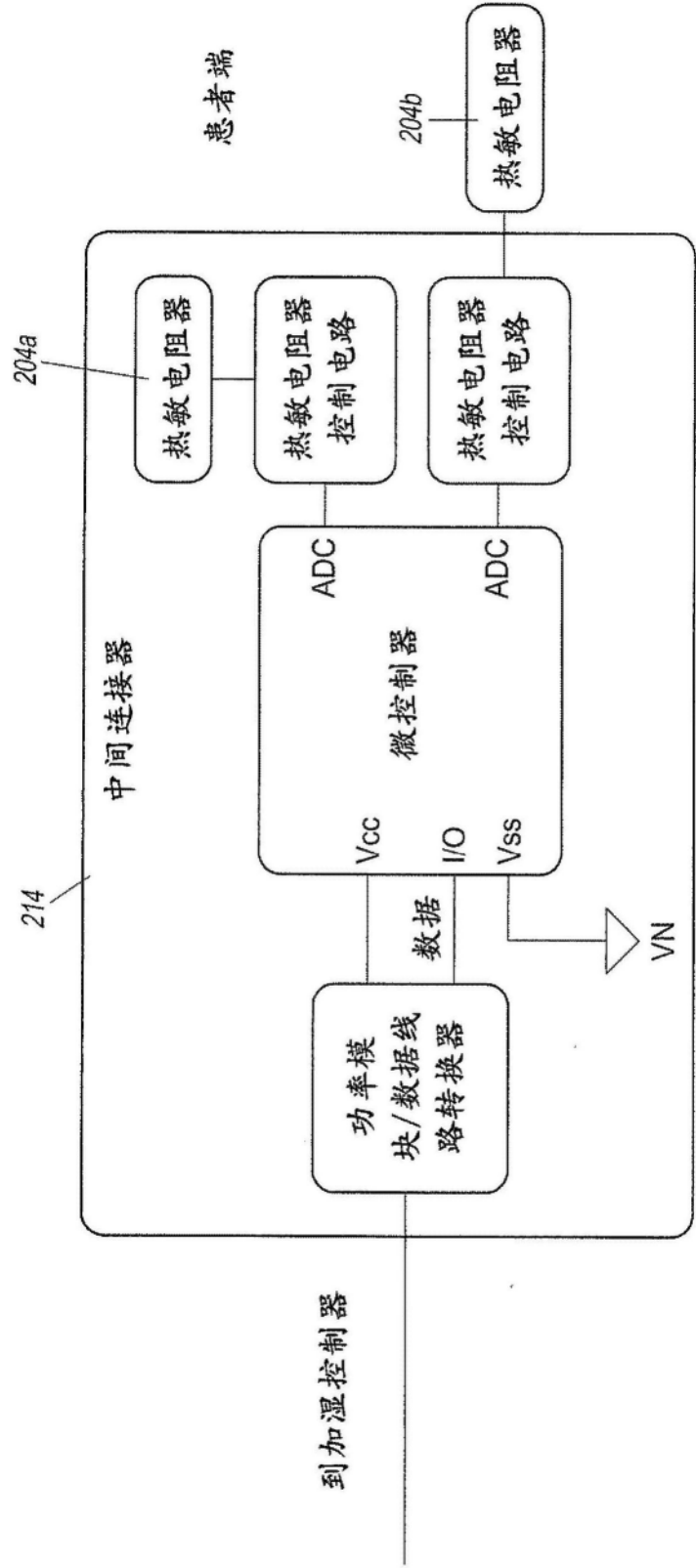


图10

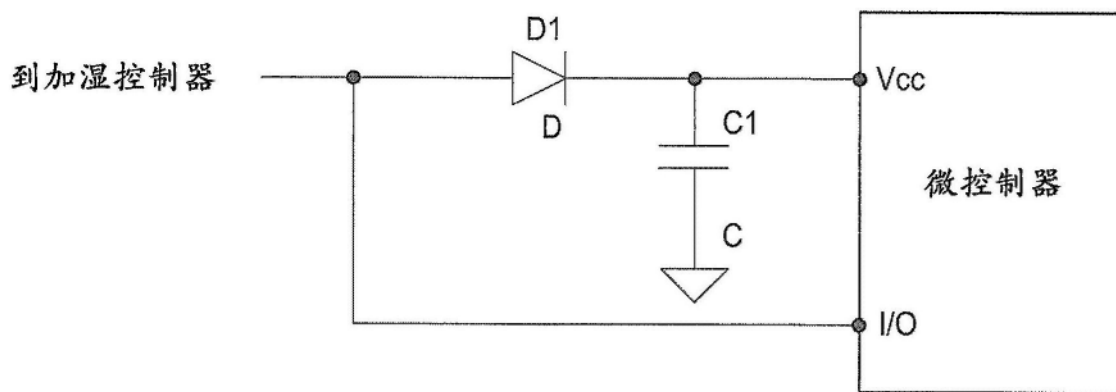


图11

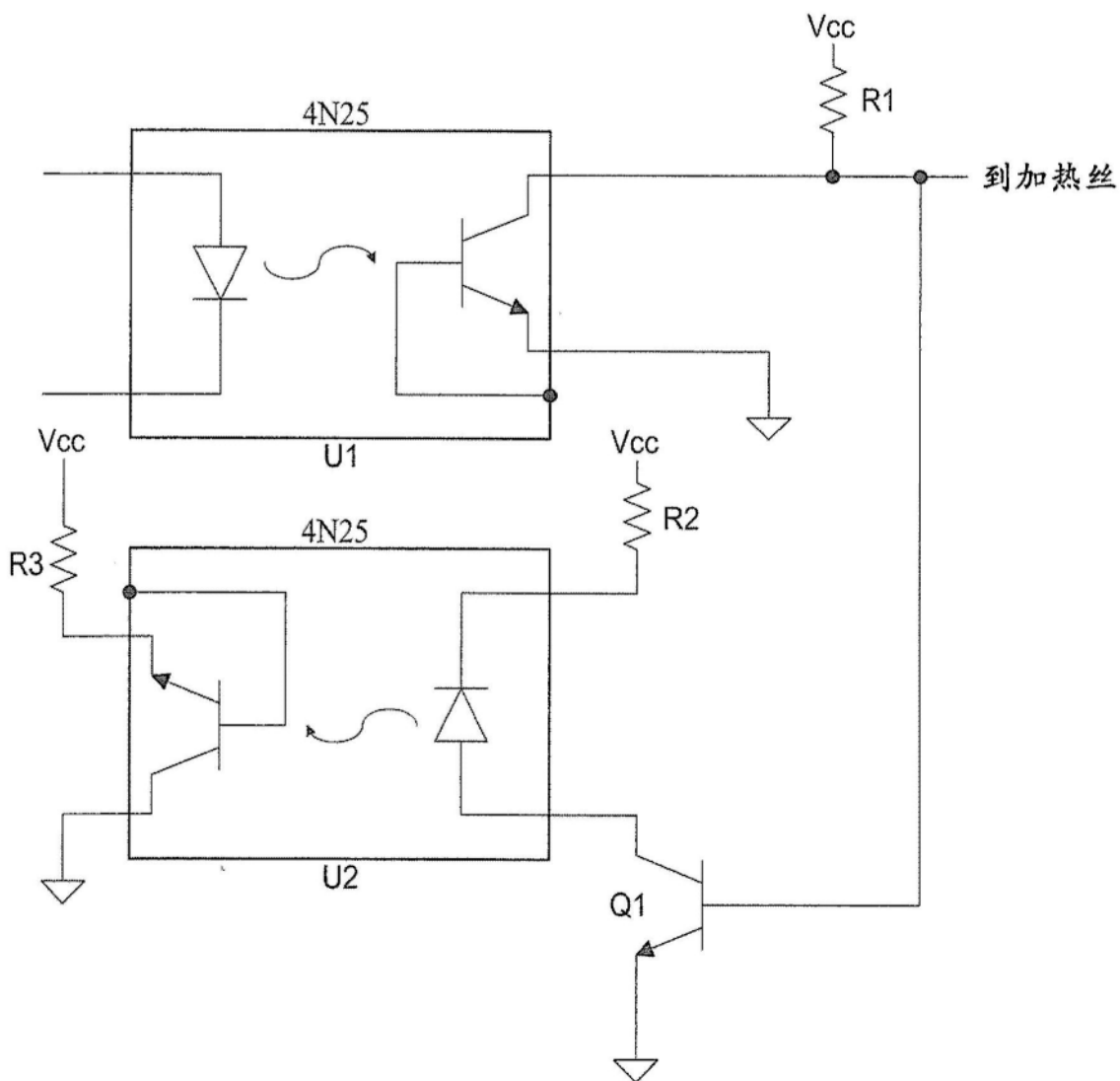


图12

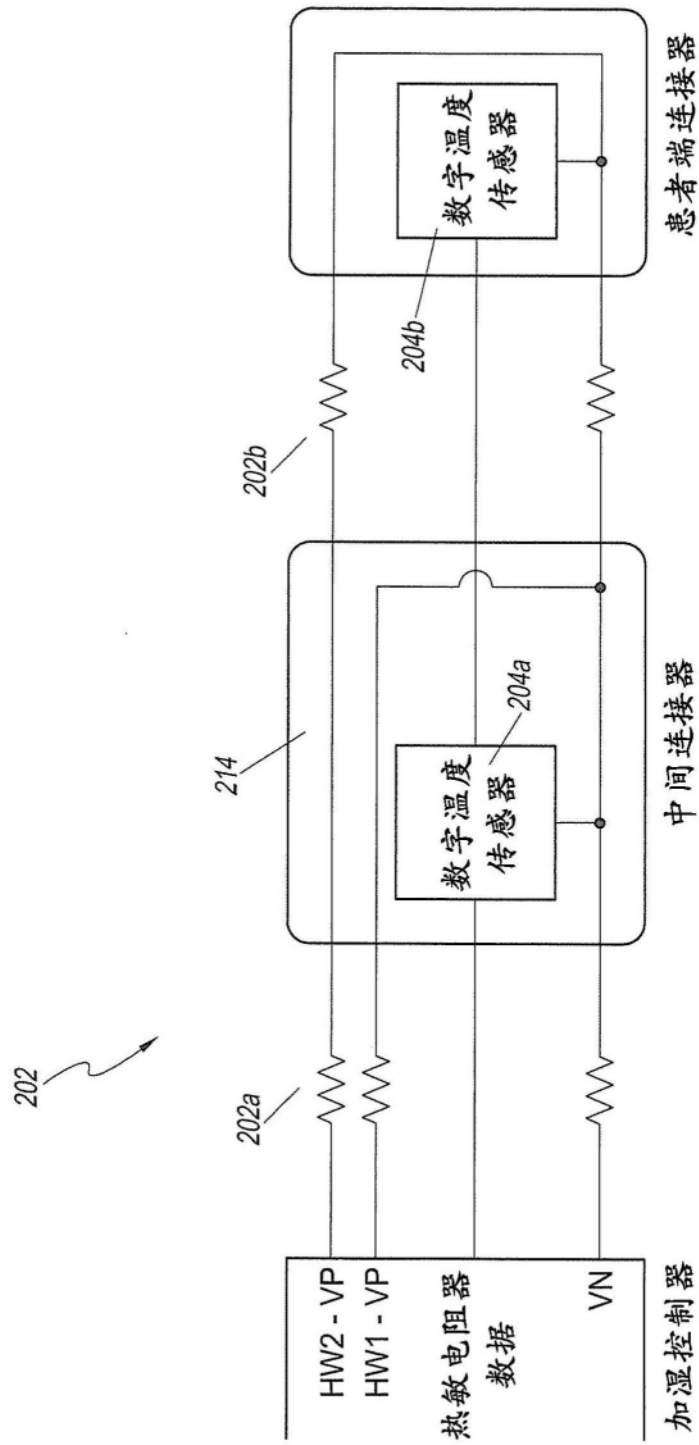


图13

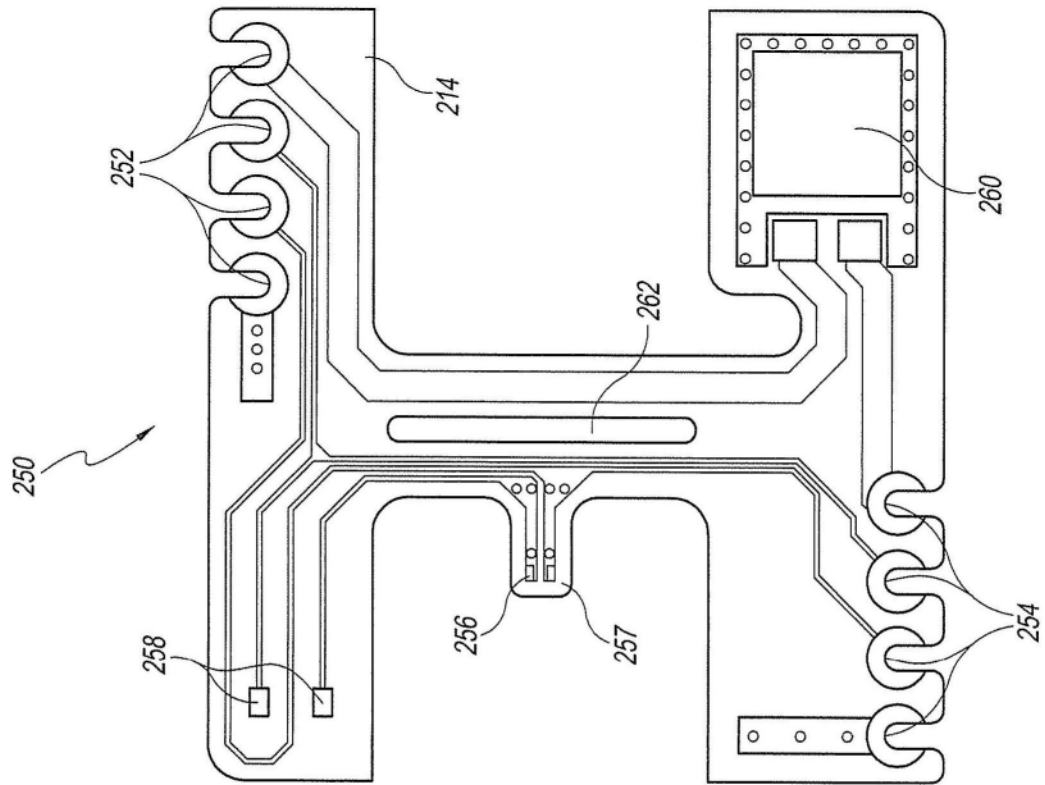


图14A

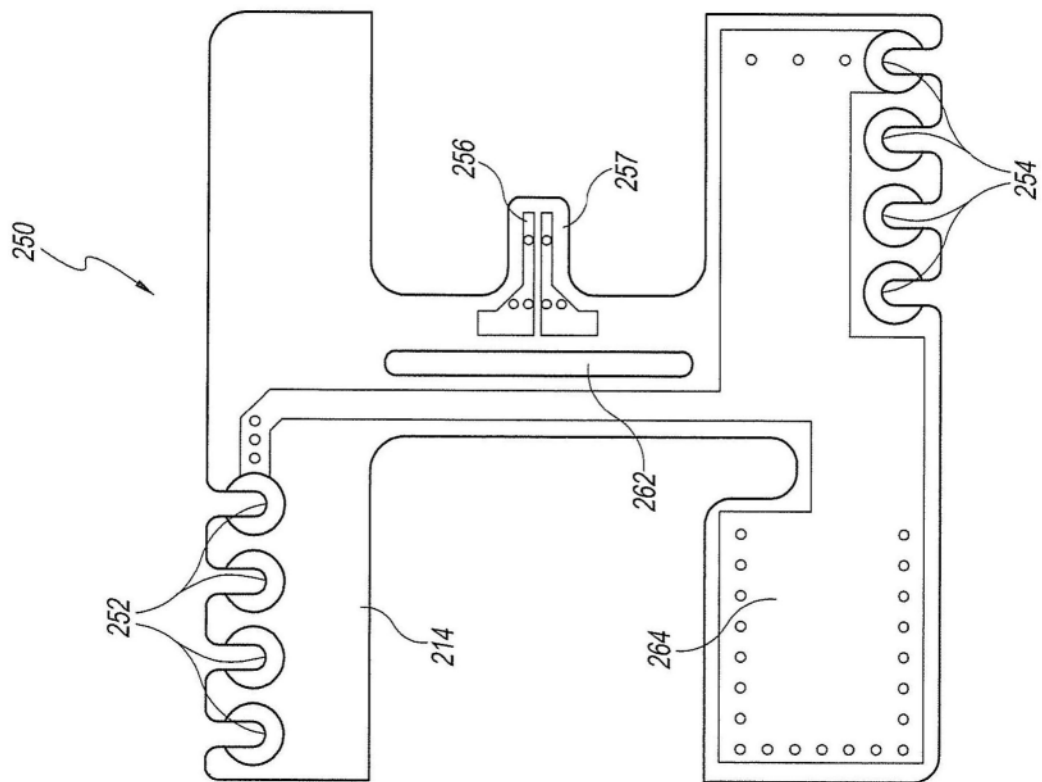


图14B

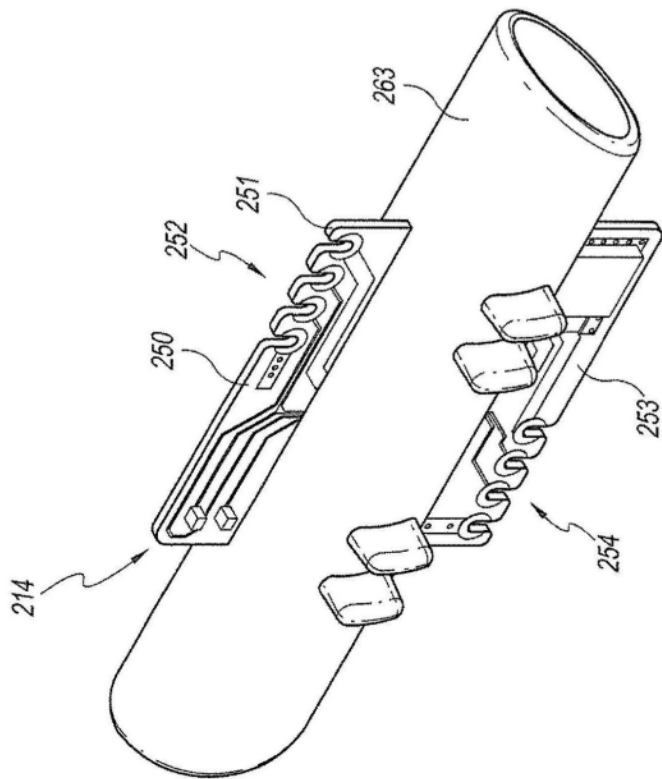


图 14C

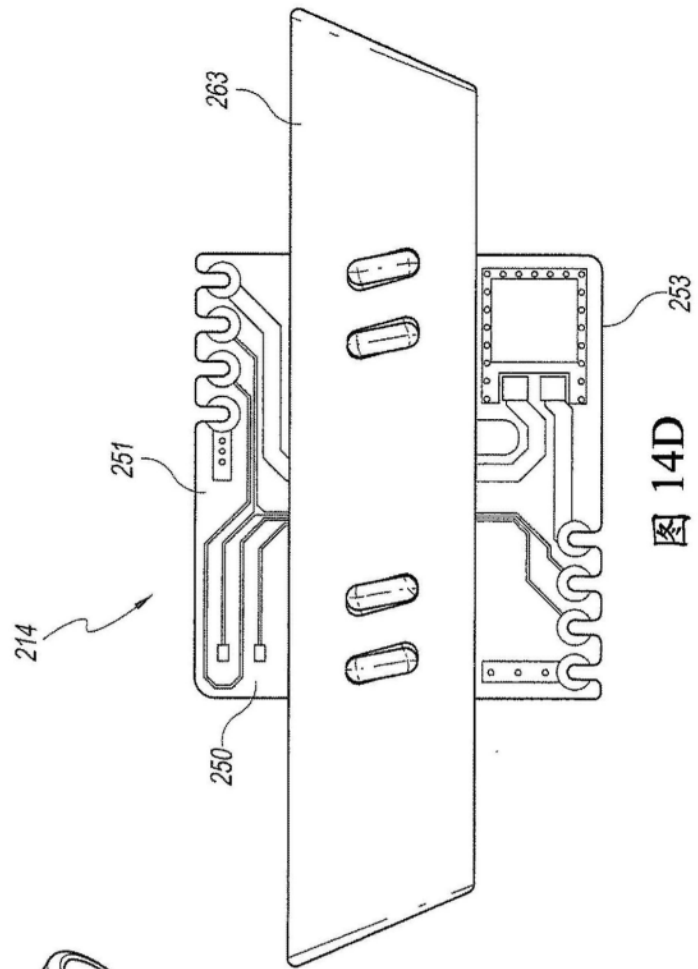


图 14D

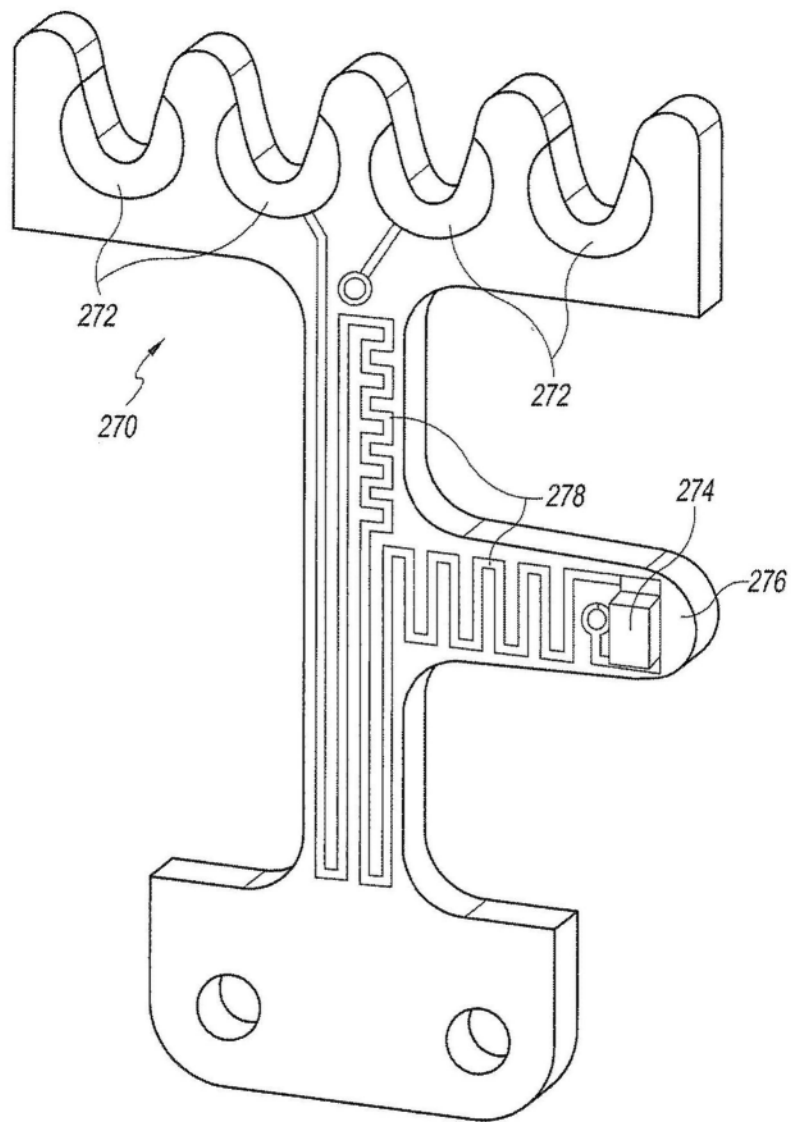


图15A

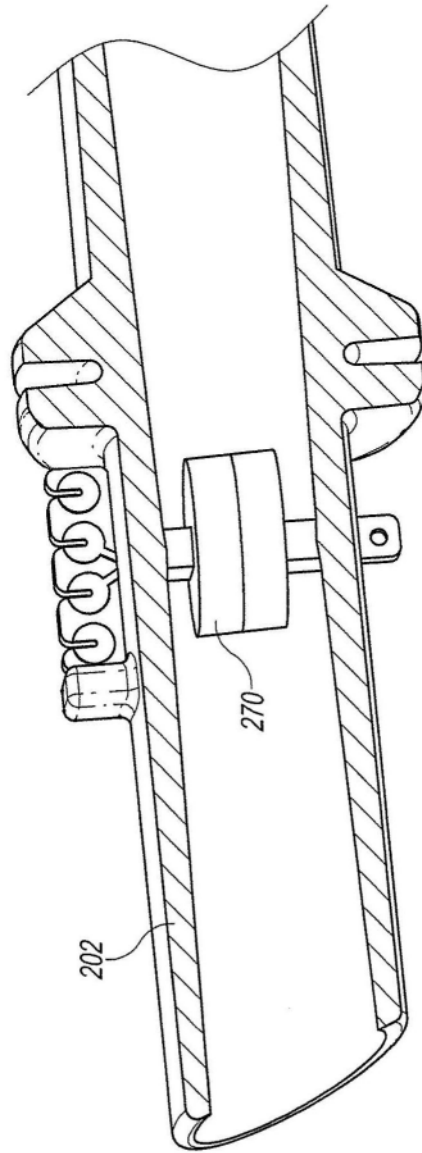


图15B

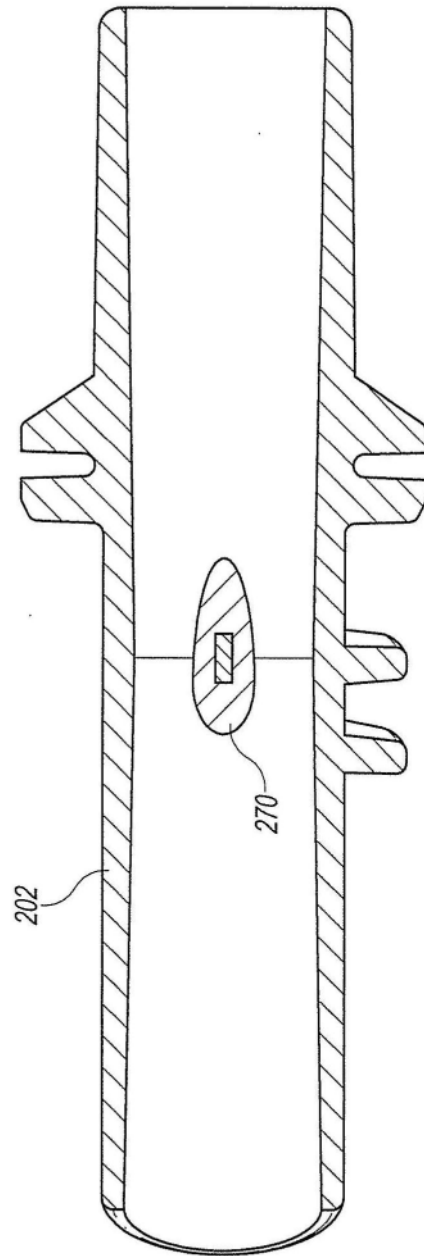


图15C

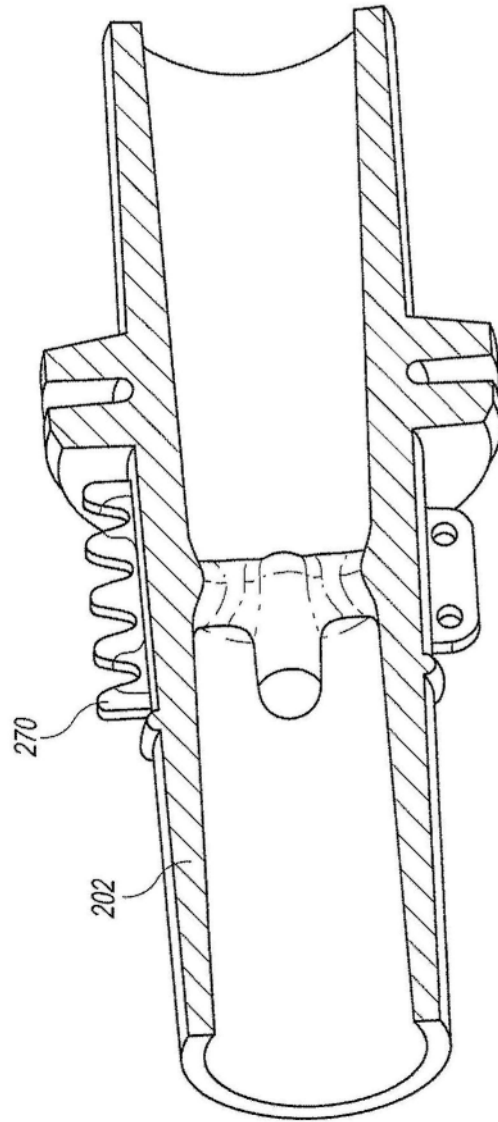


图15D

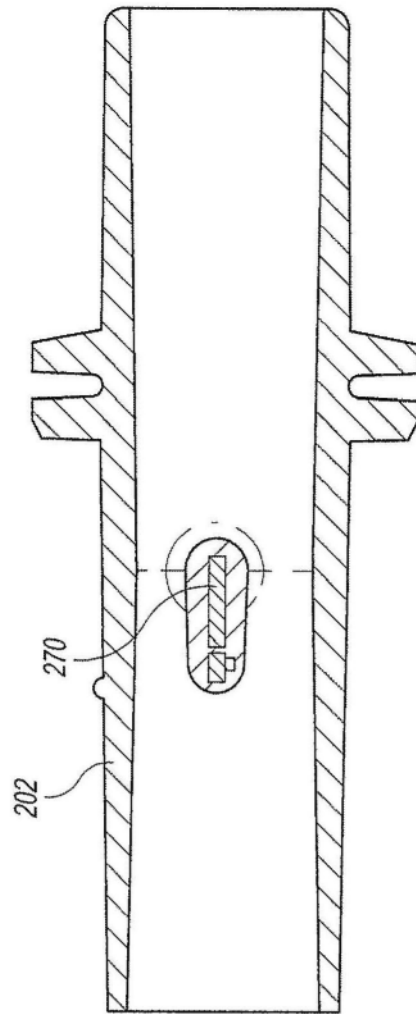


图15E

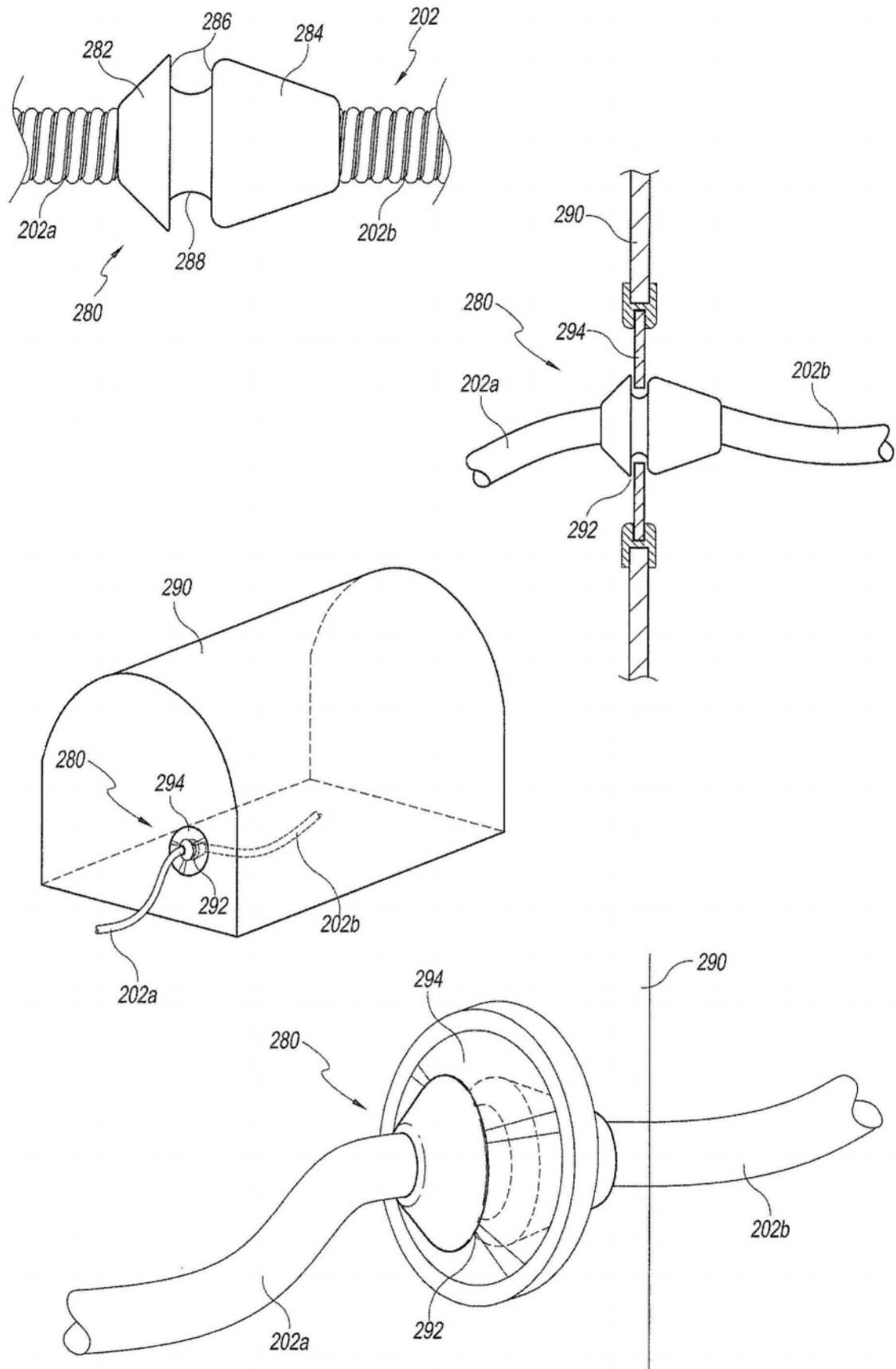


图16A

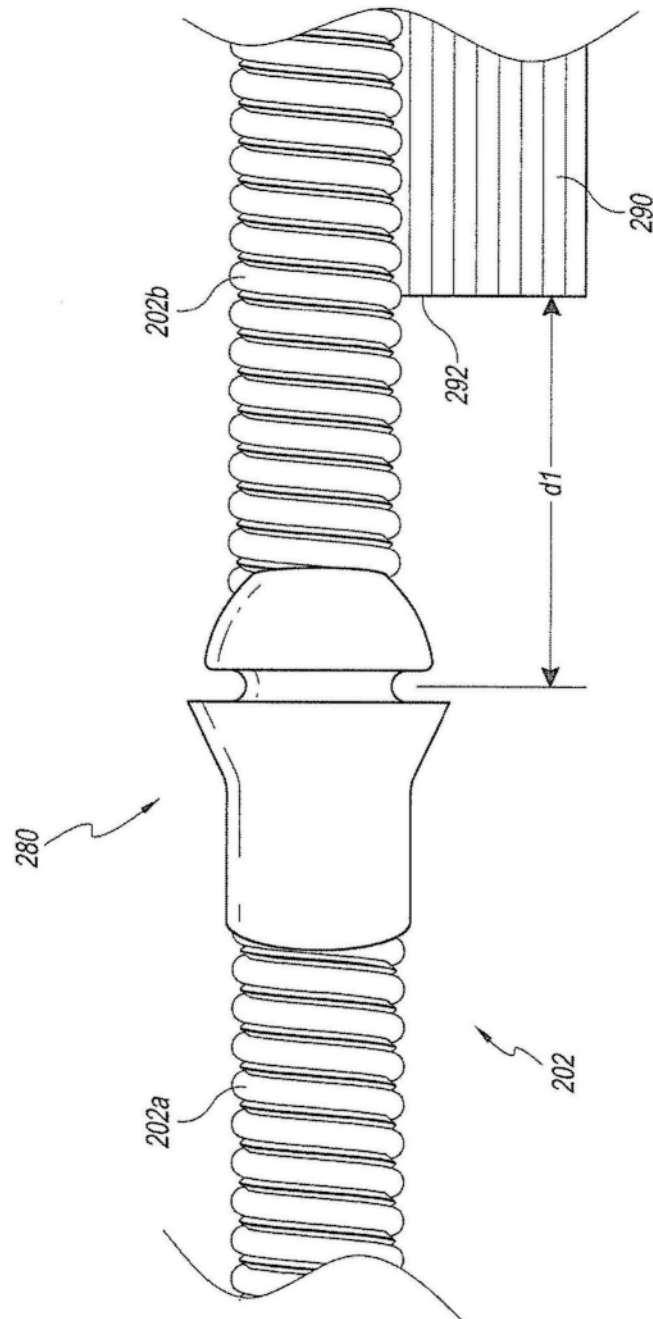


图16B

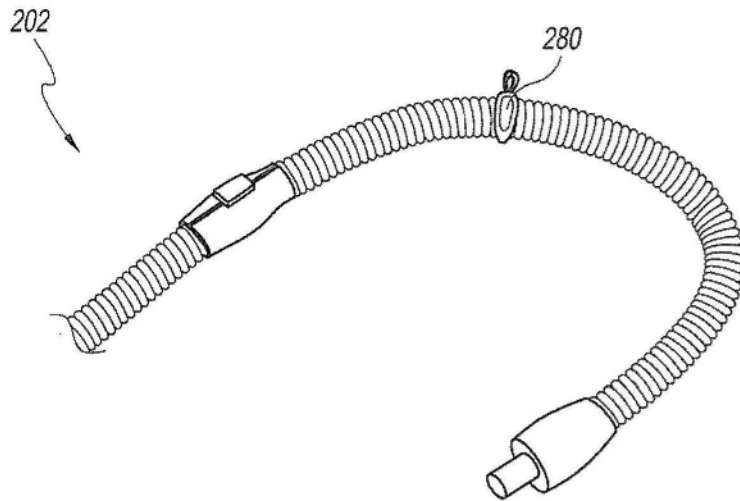


图16C

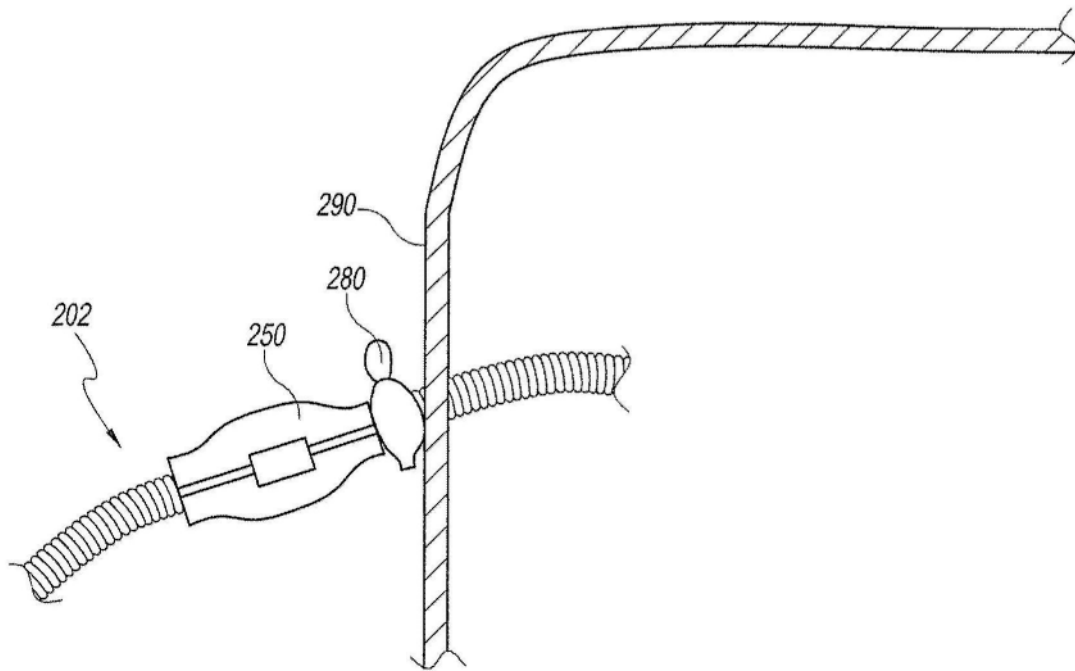


图16D

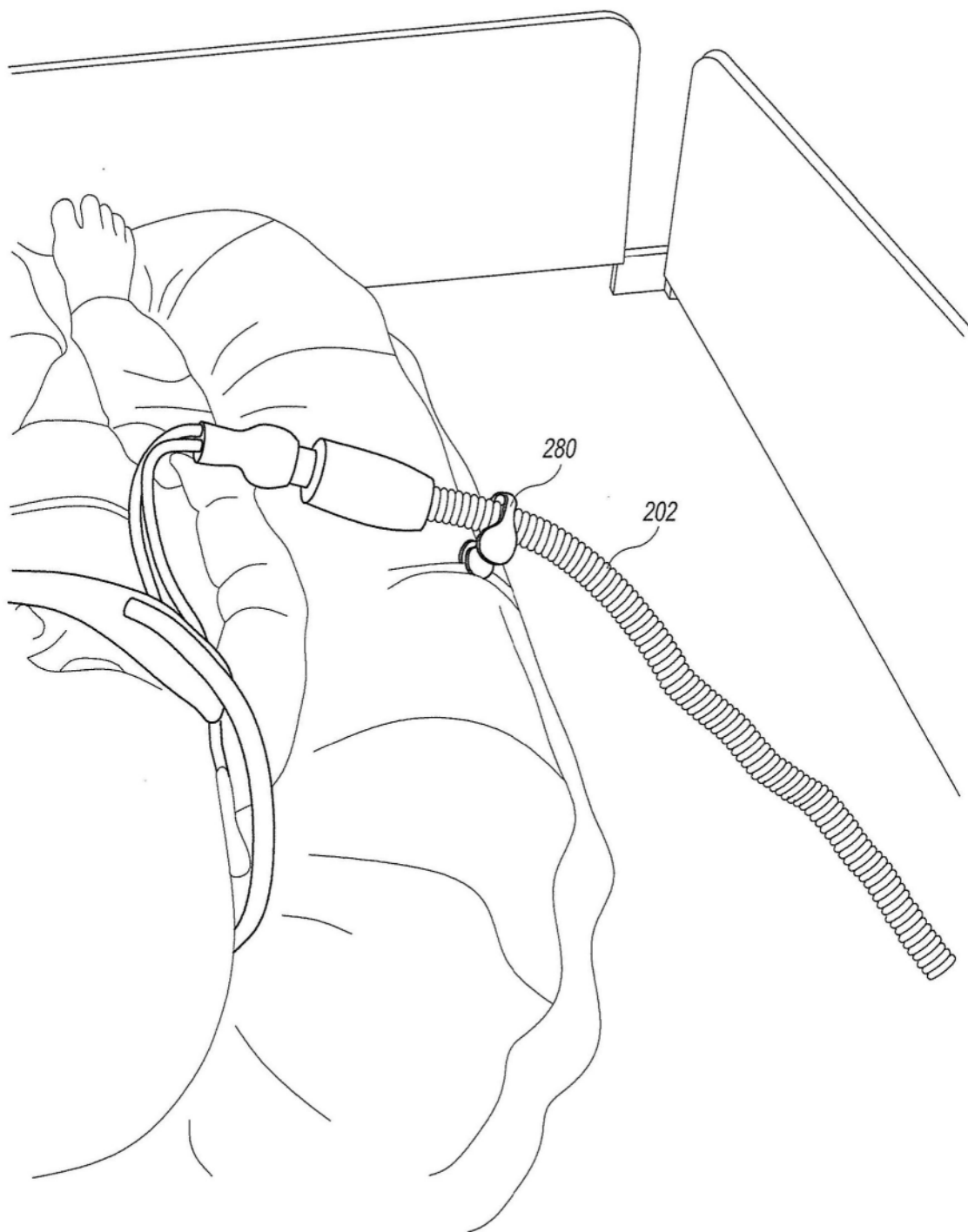


图16E

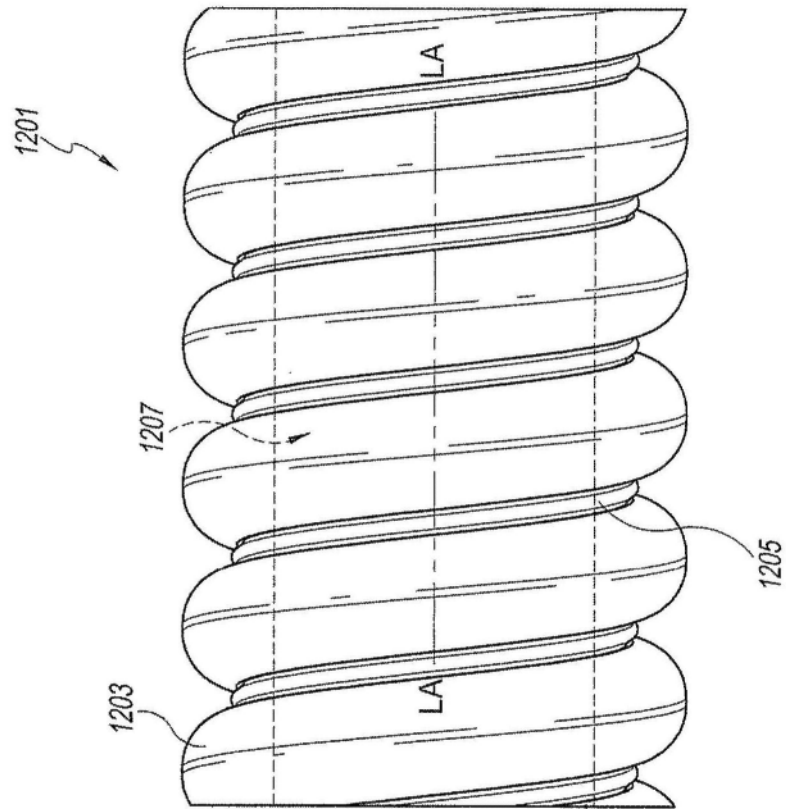


图17A

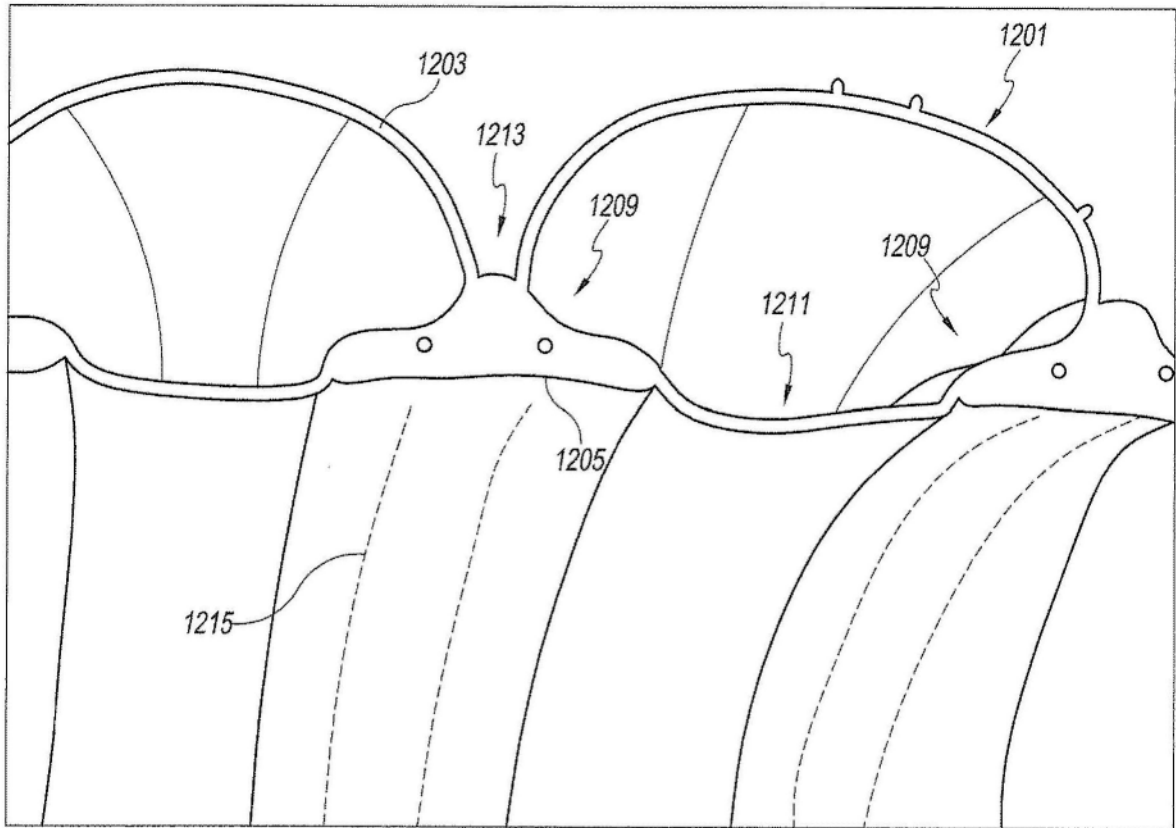


图17B

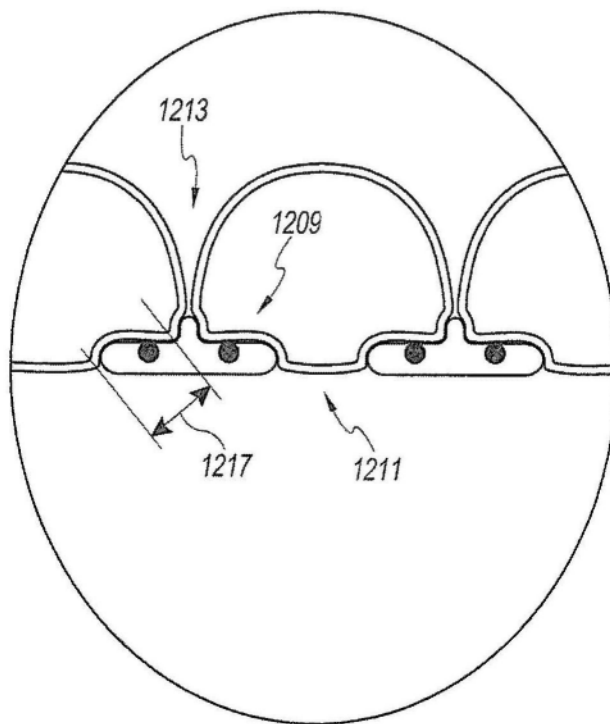


图17C

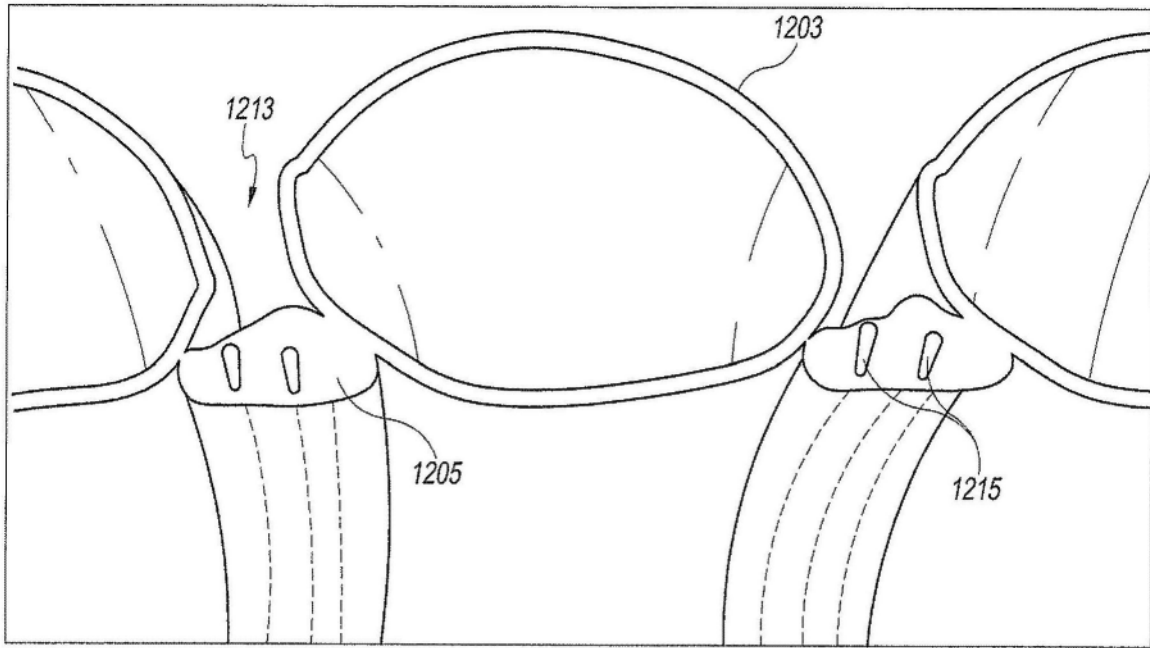


图17D

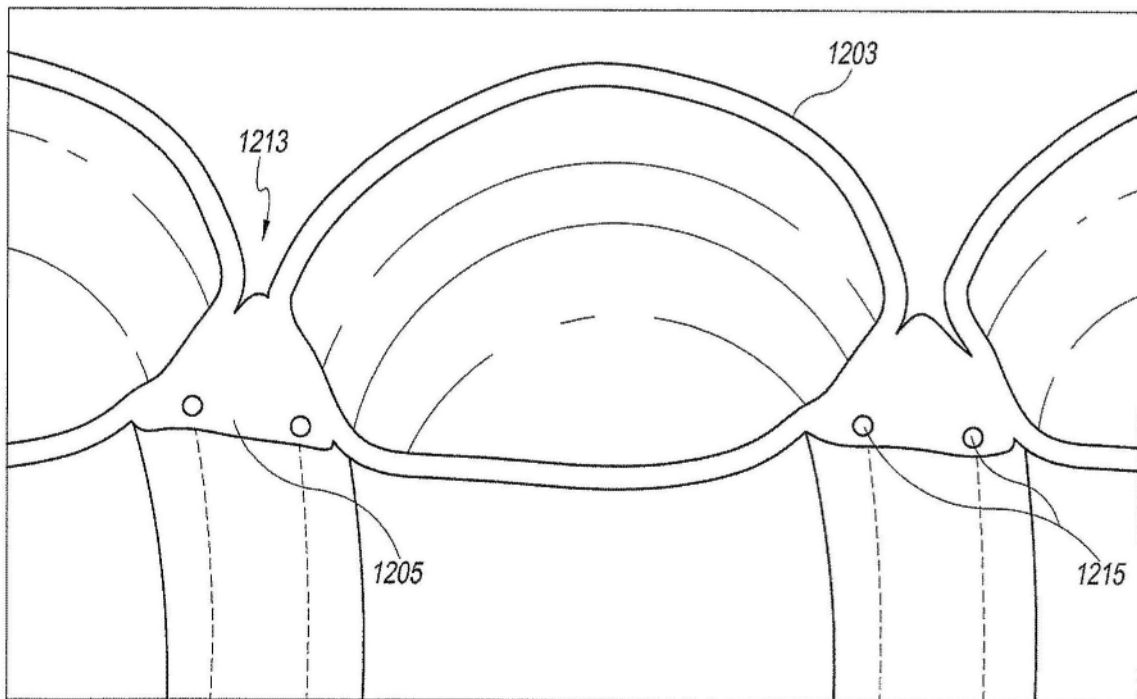


图17E

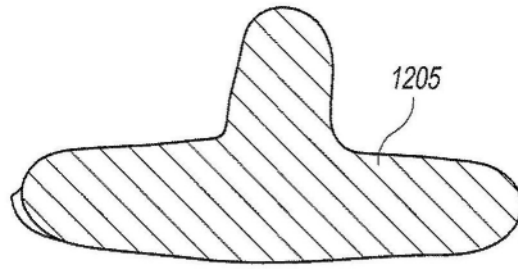


图18A

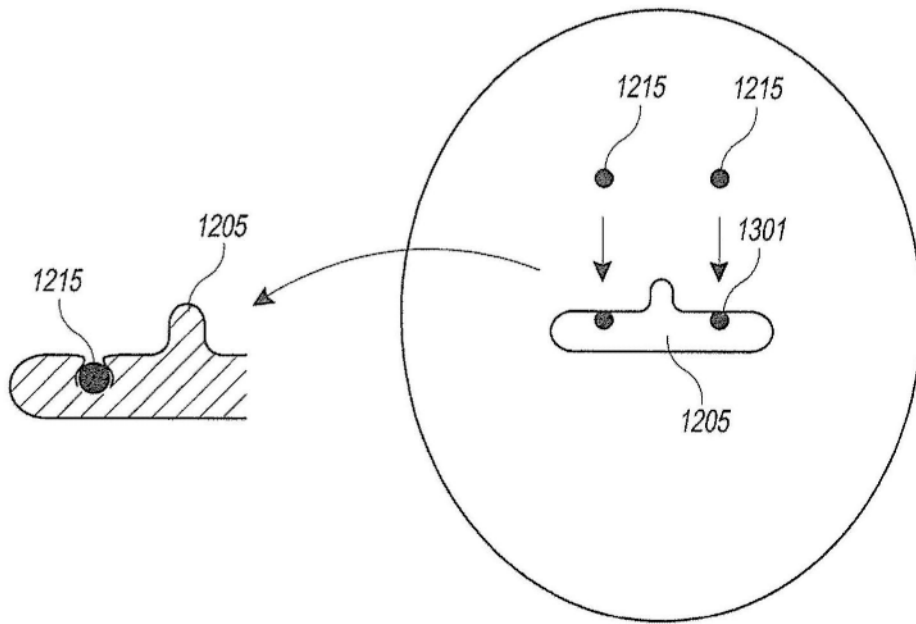


图18B

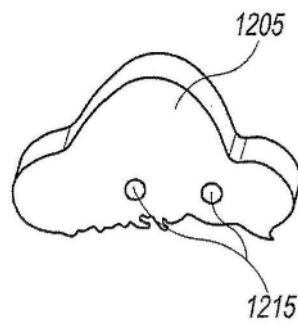


图18C

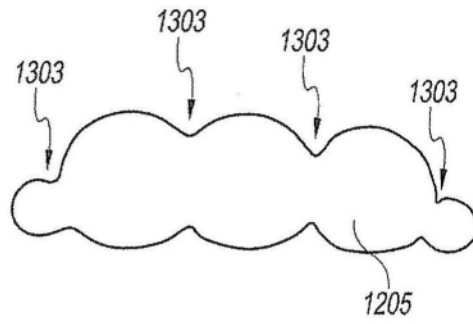


图18D

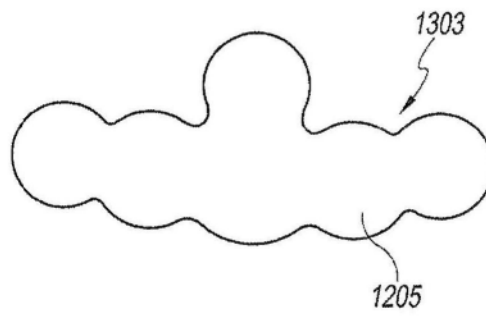


图18E

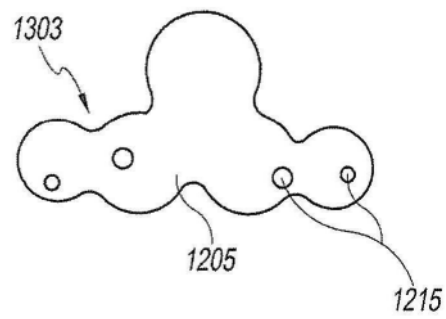


图18F

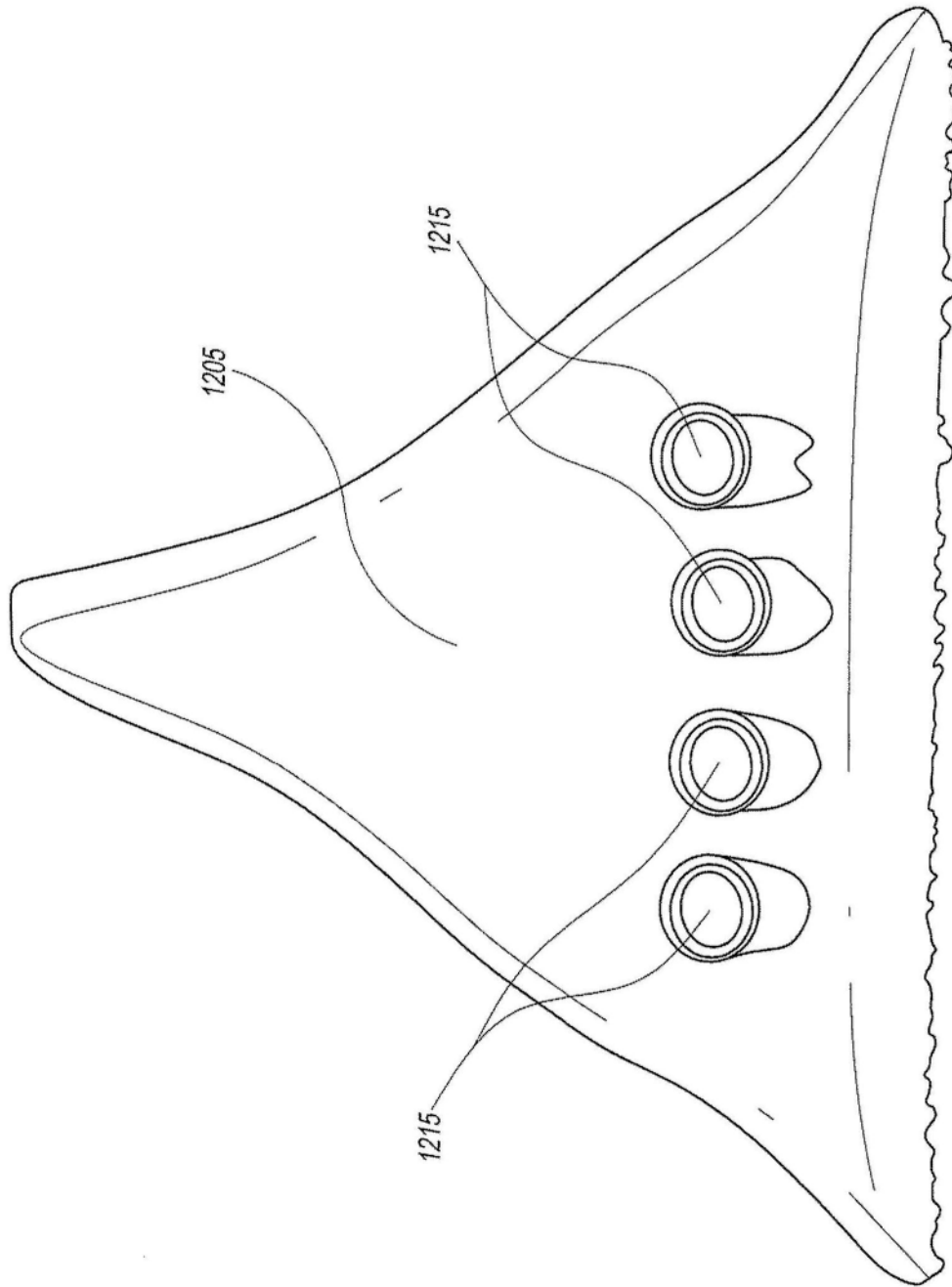


图18G

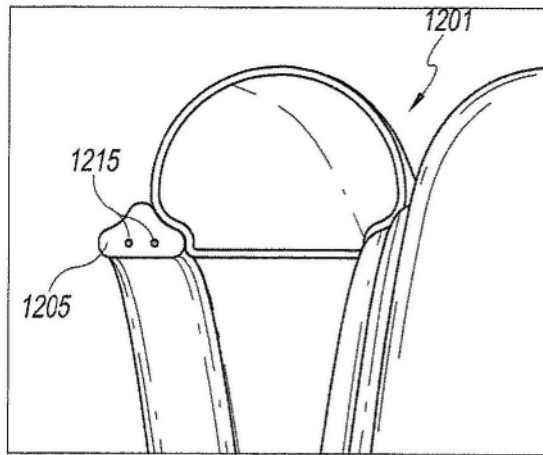


图19A

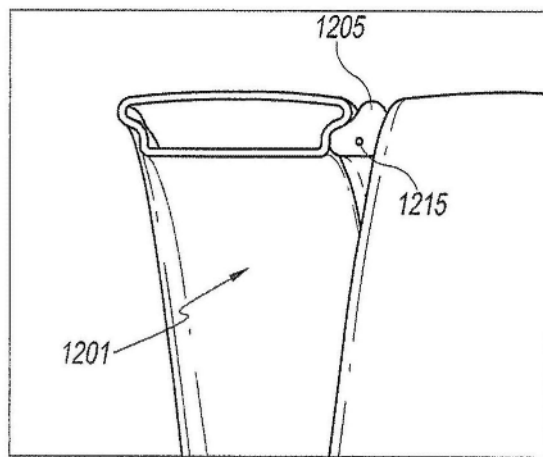


图19B

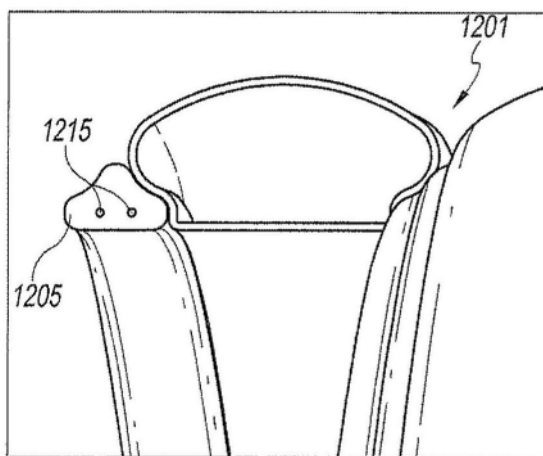


图19C

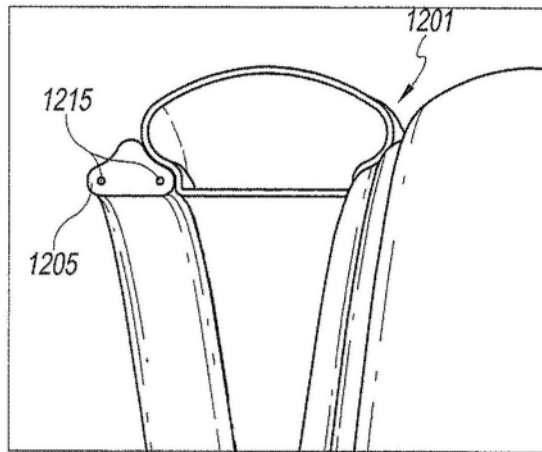


图19D

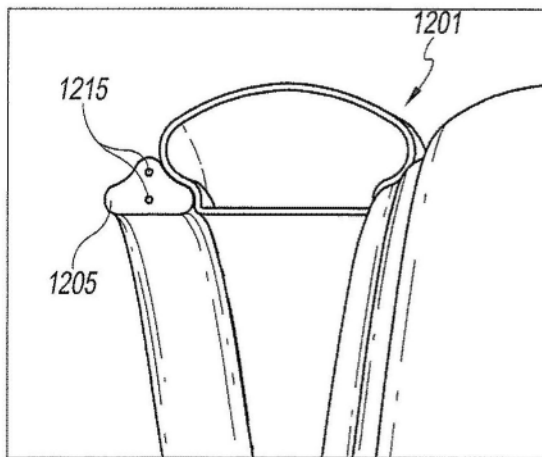


图19E

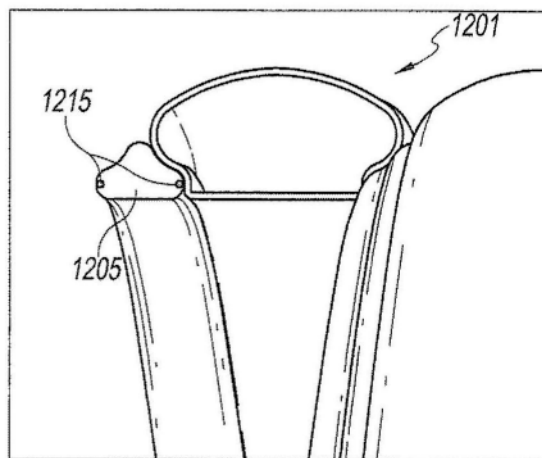


图19F

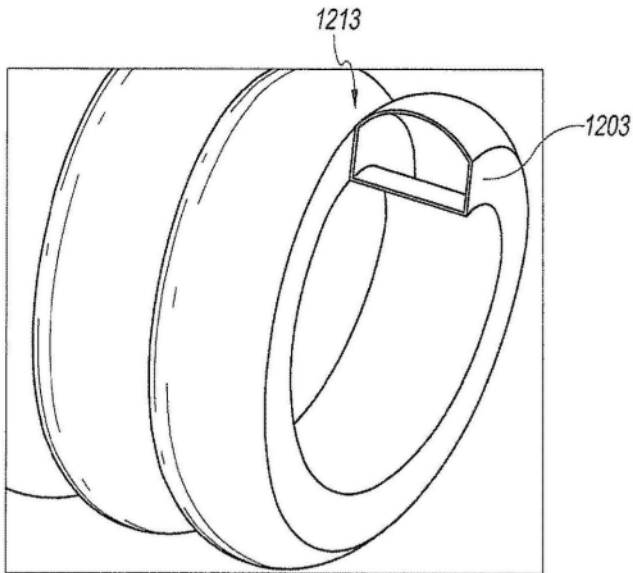


图 20A

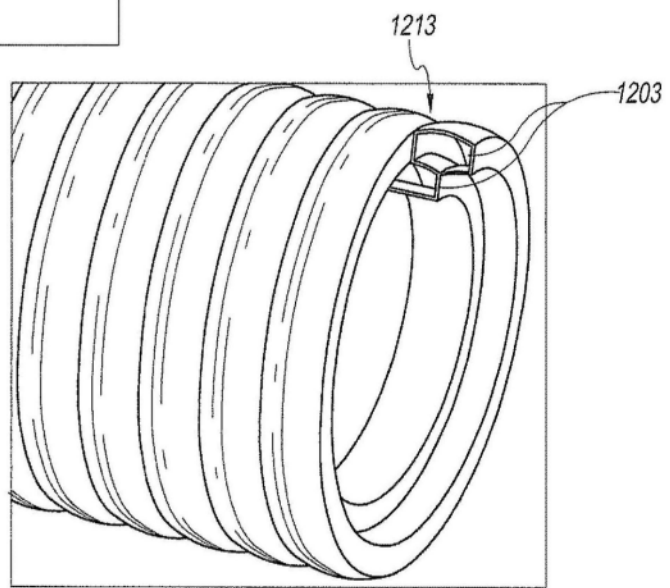


图 20B

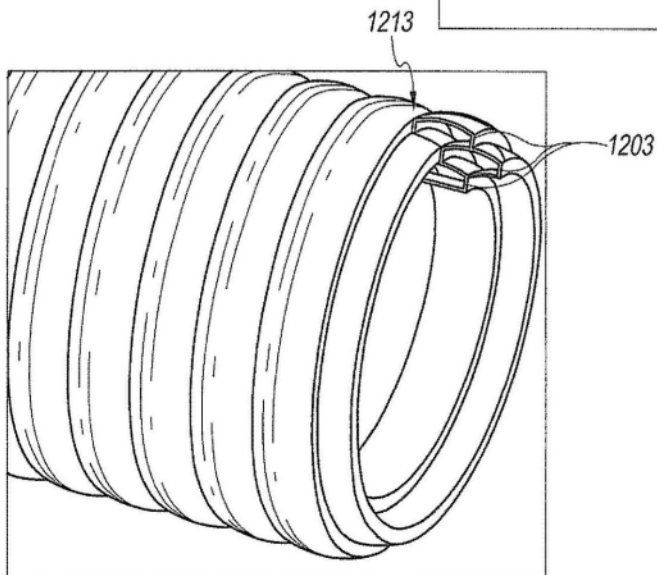


图 20C

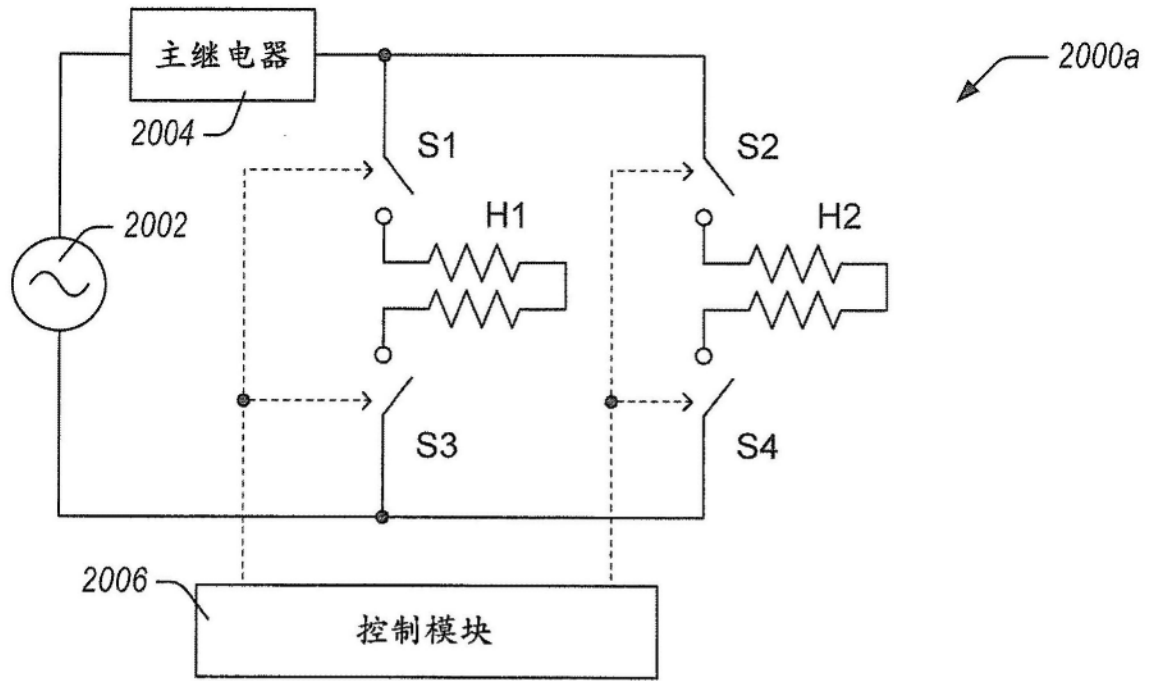


图21A

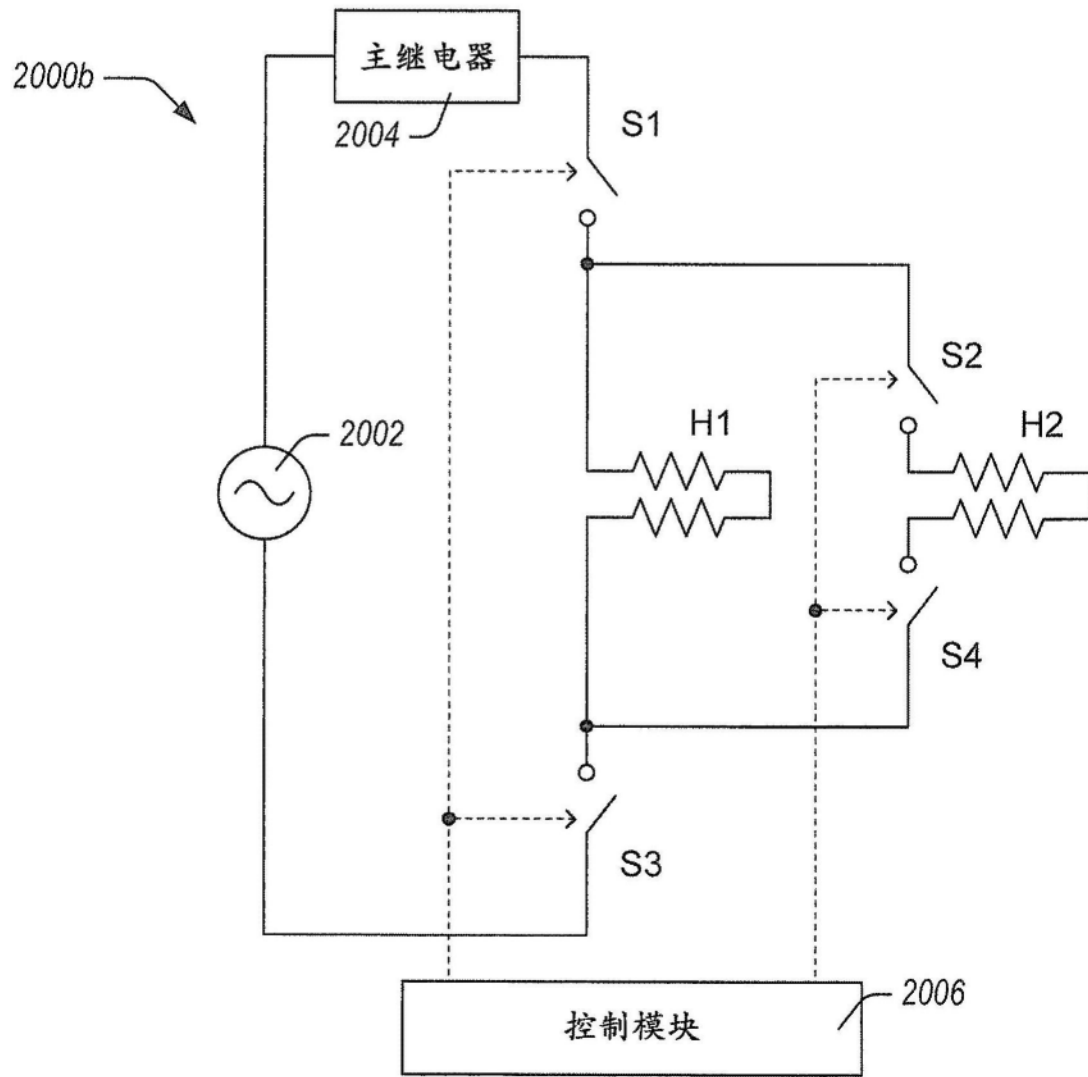


图21B

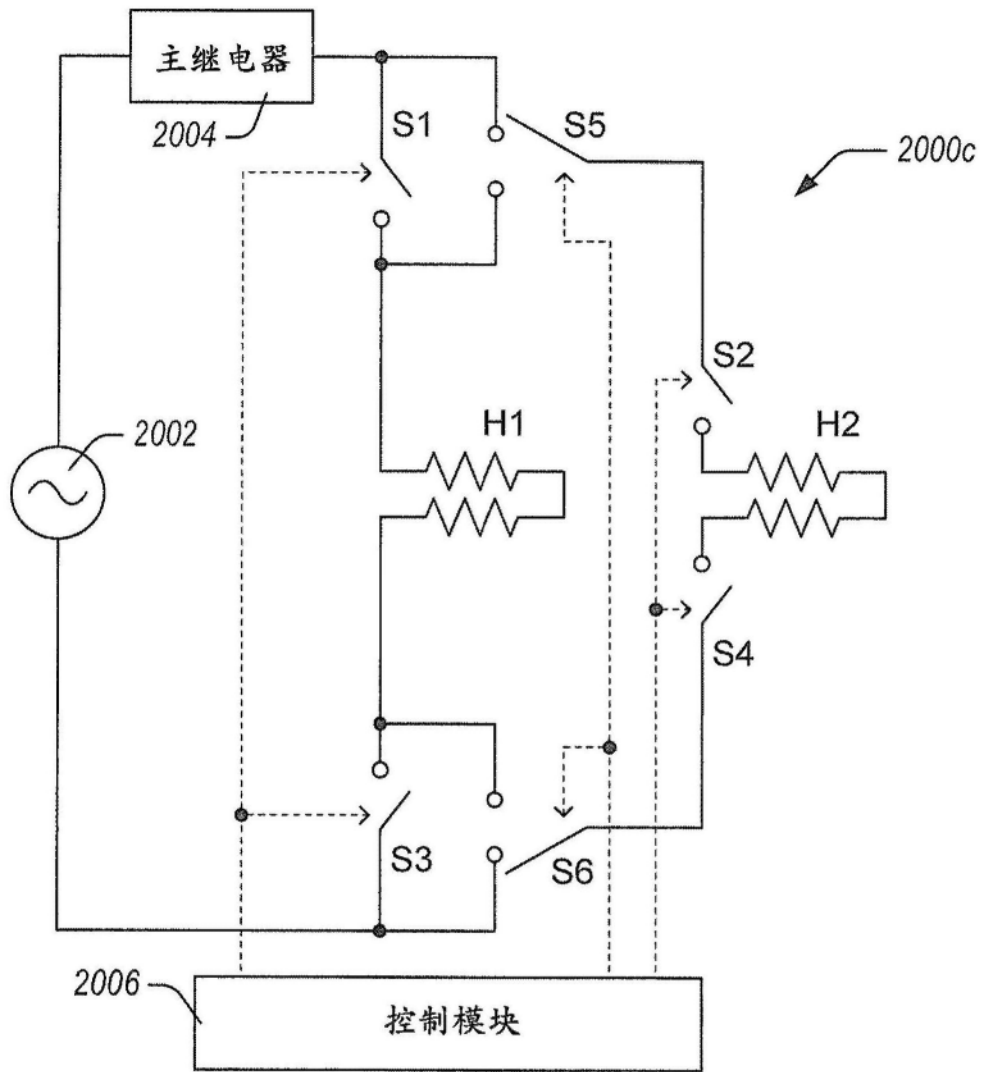


图21C

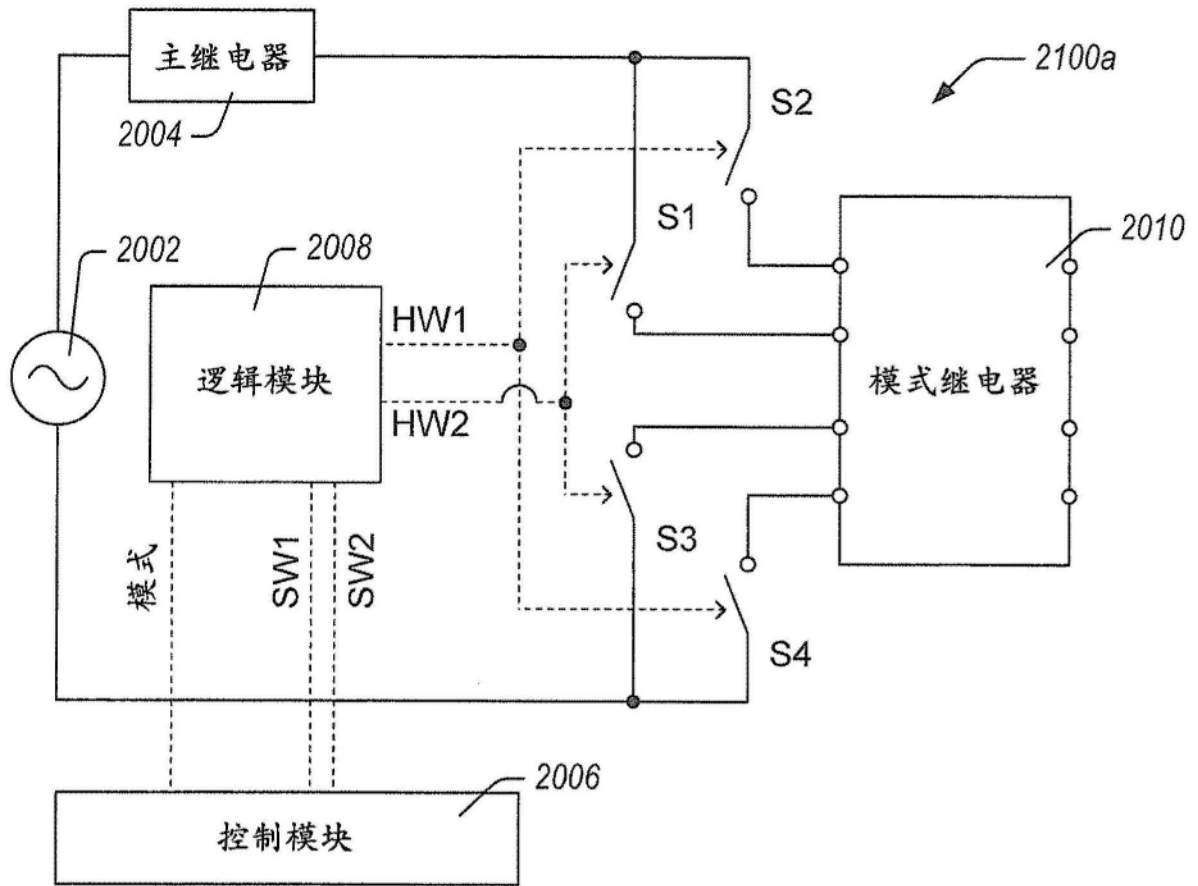


图22A

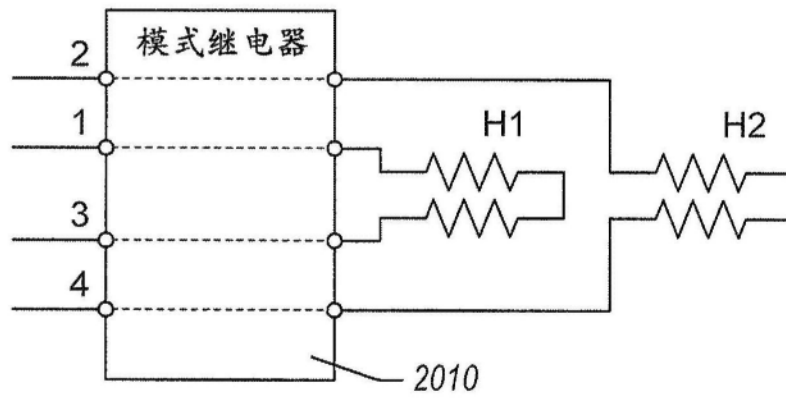


图22B

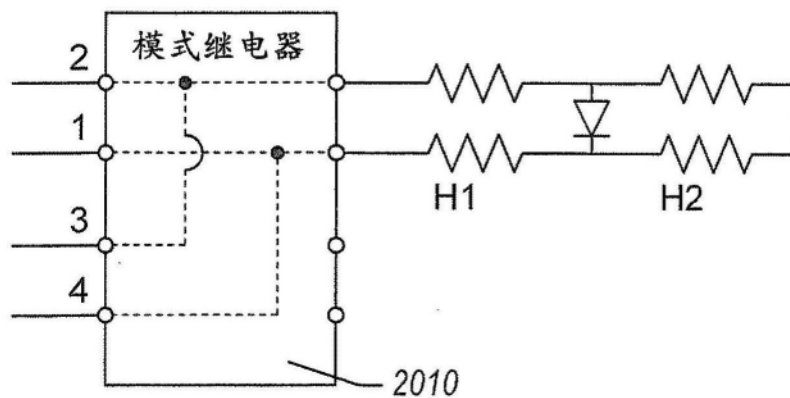


图22C

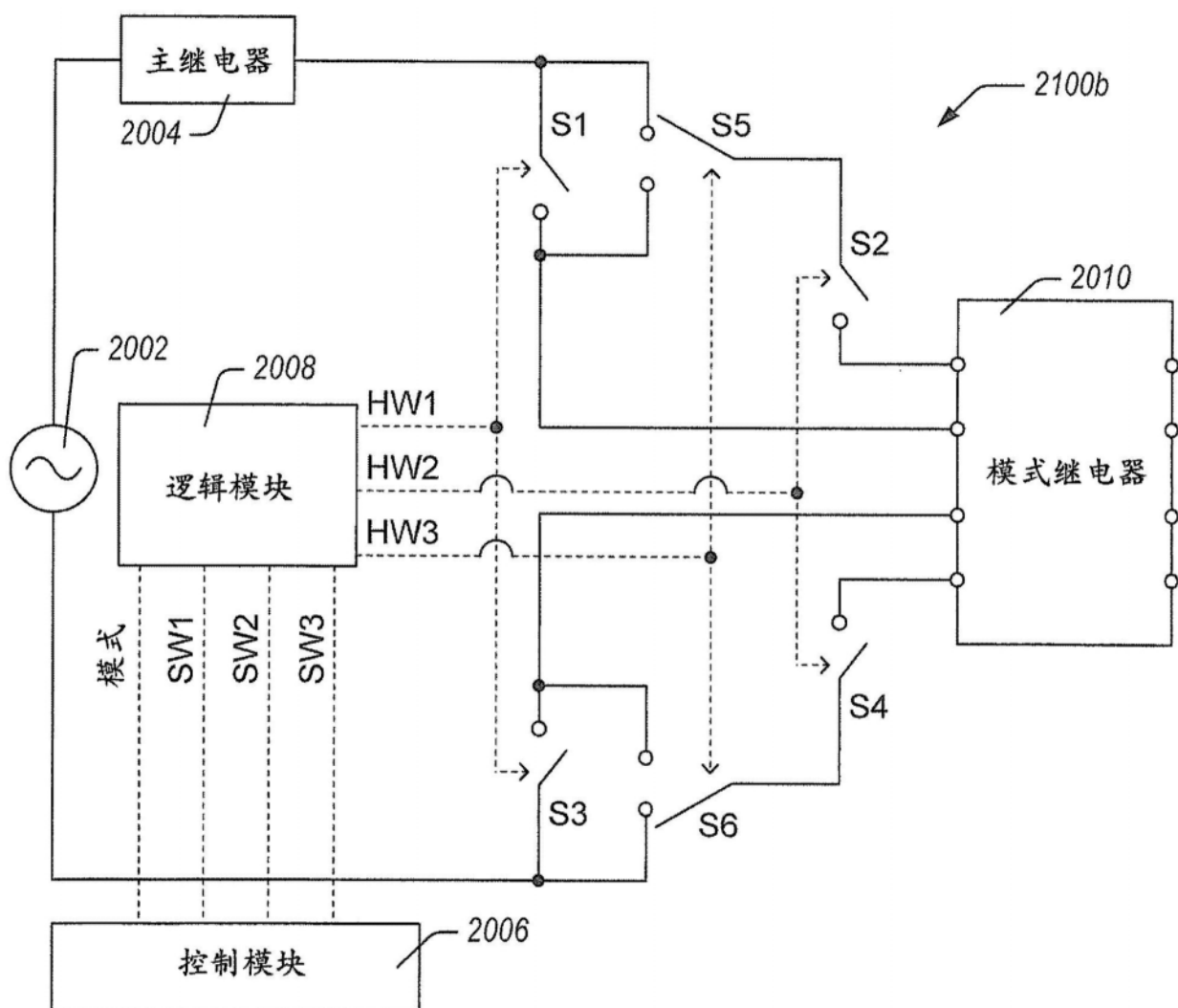


图23

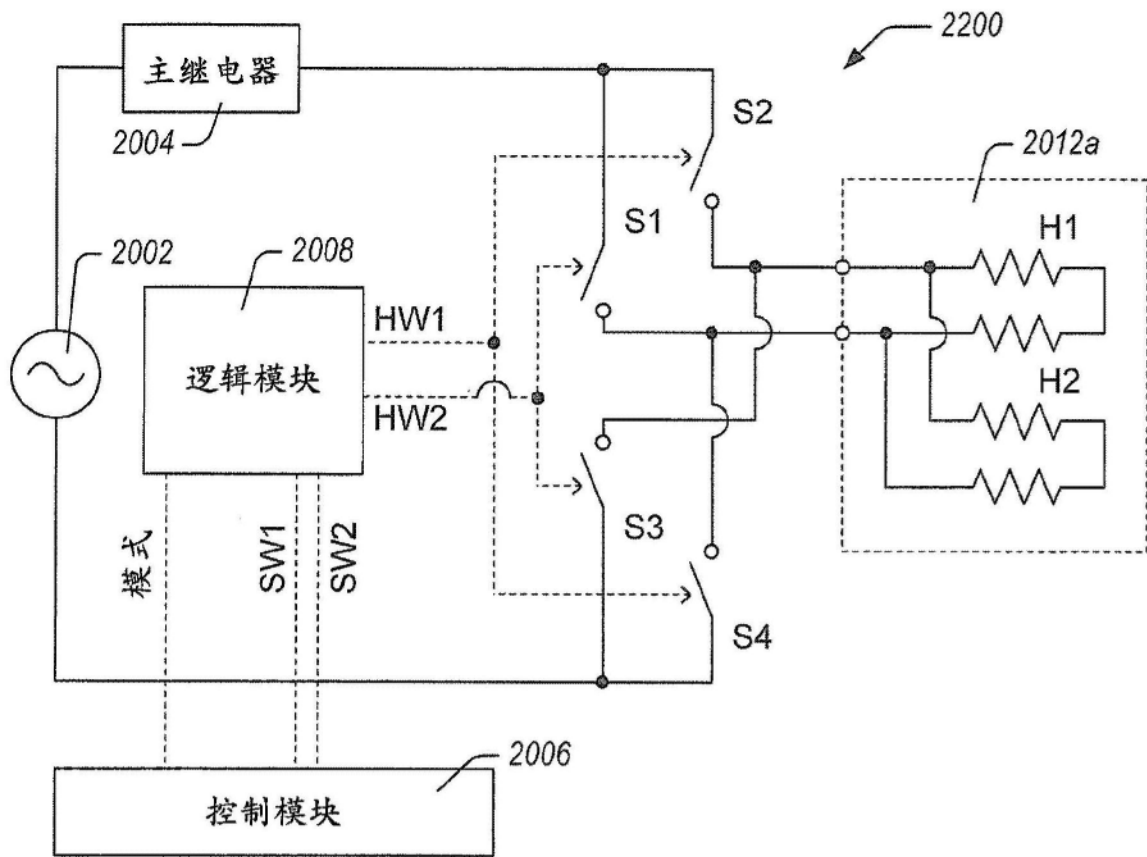


图24A

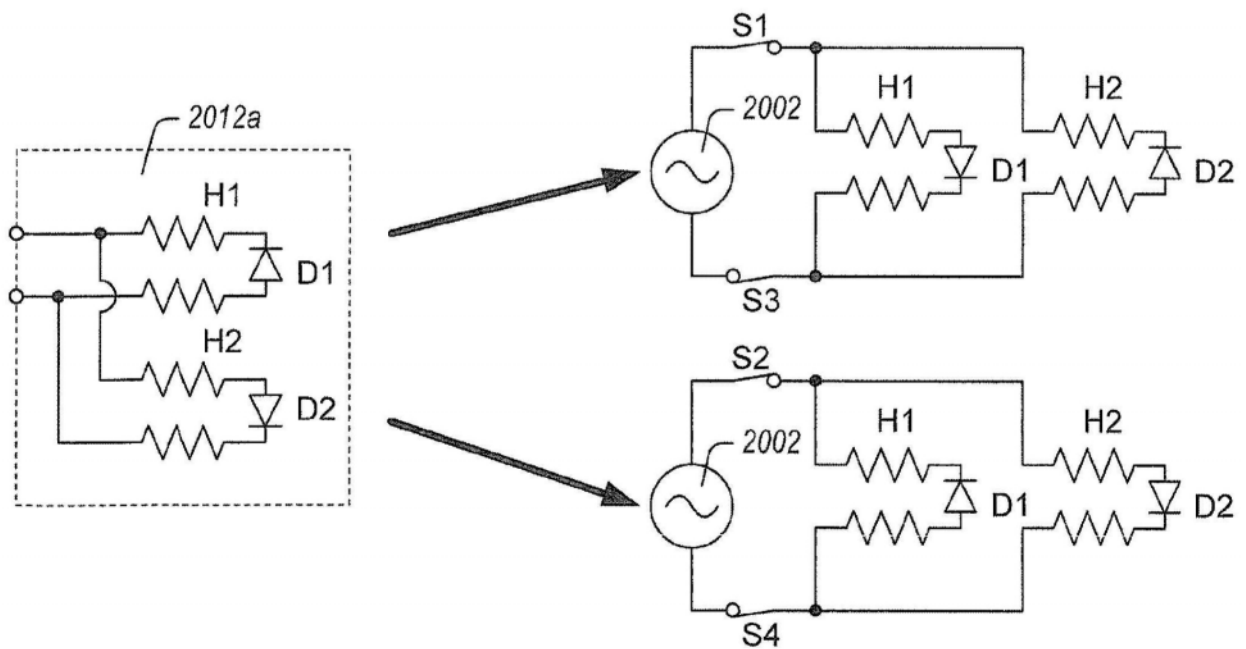


图24B

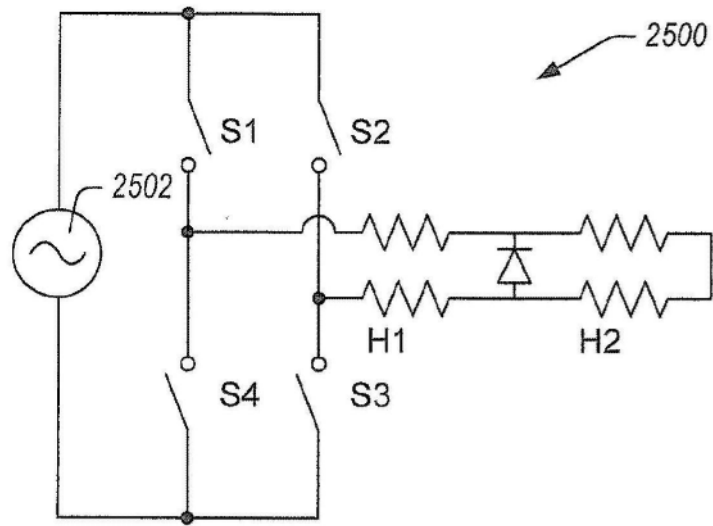


图25A

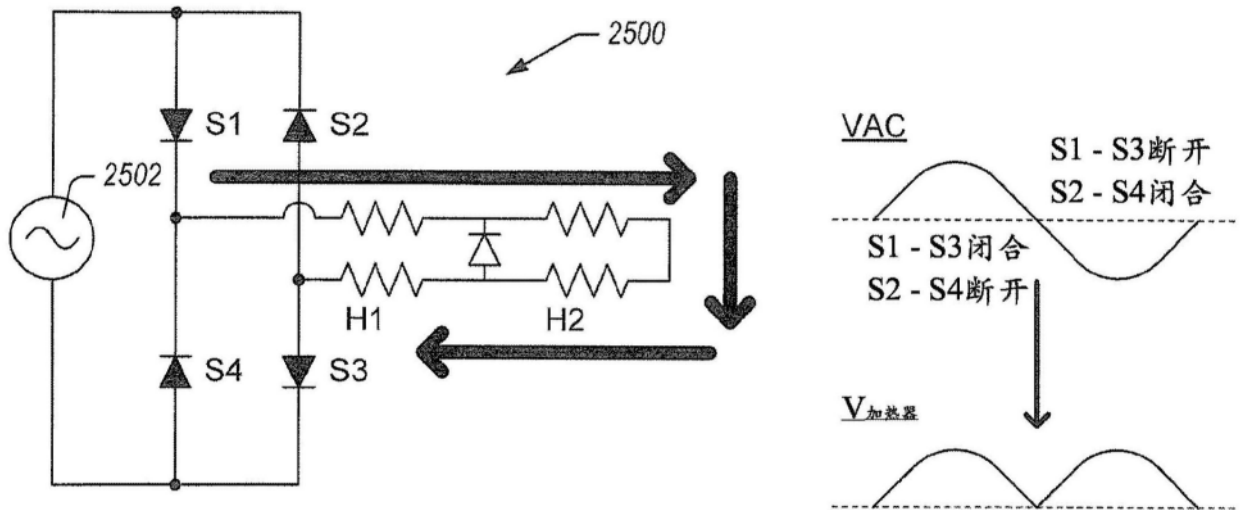


图25B

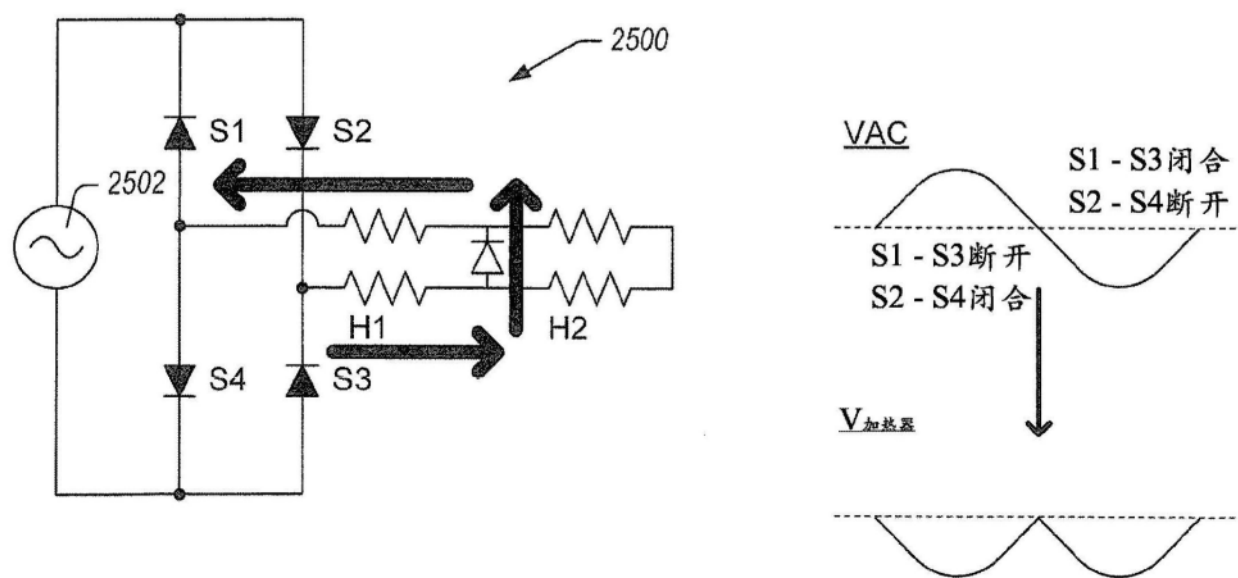


图25C

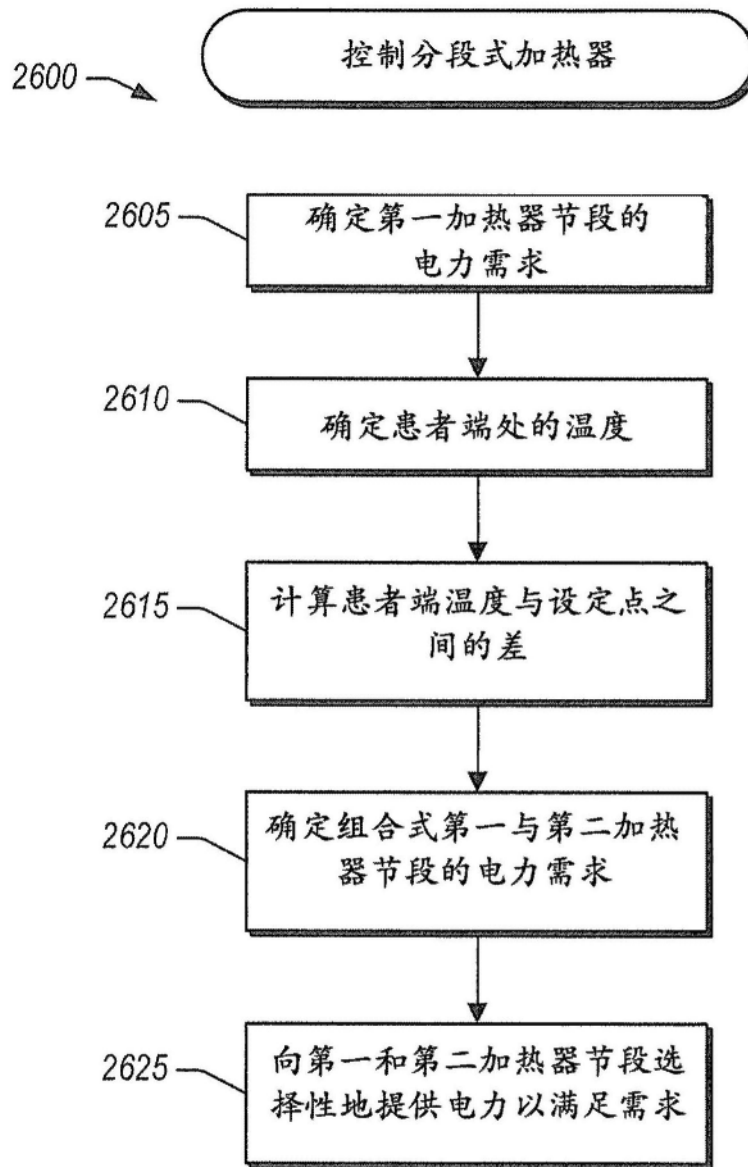


图26

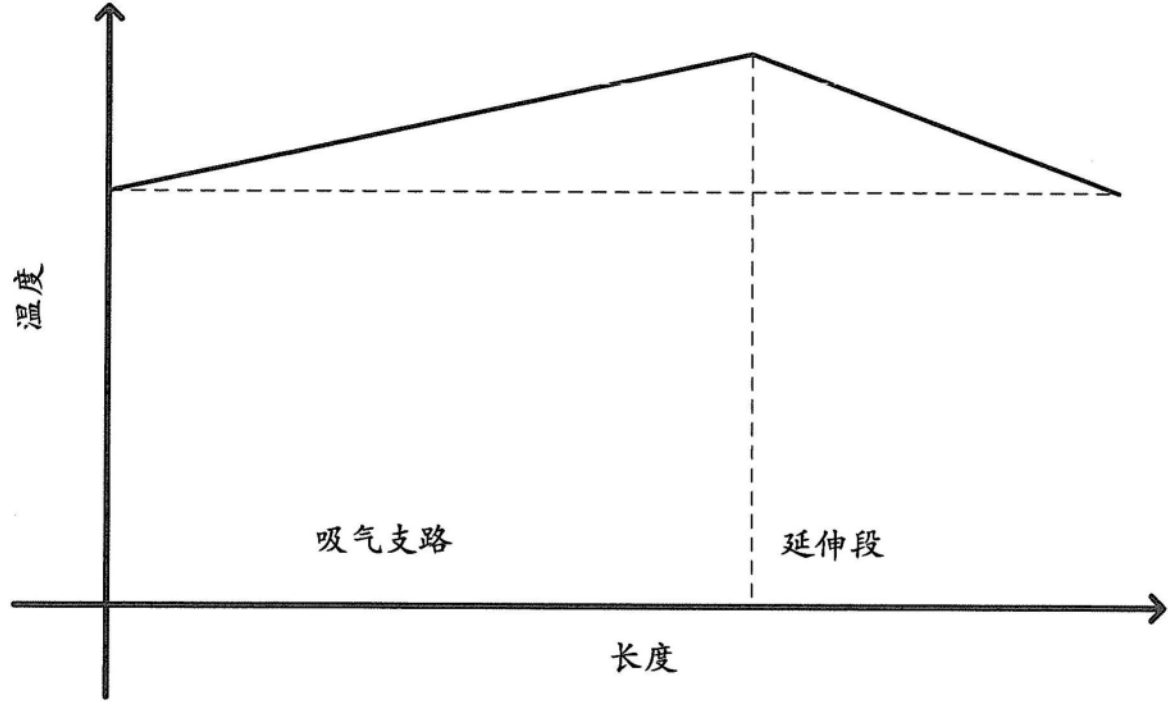


图27

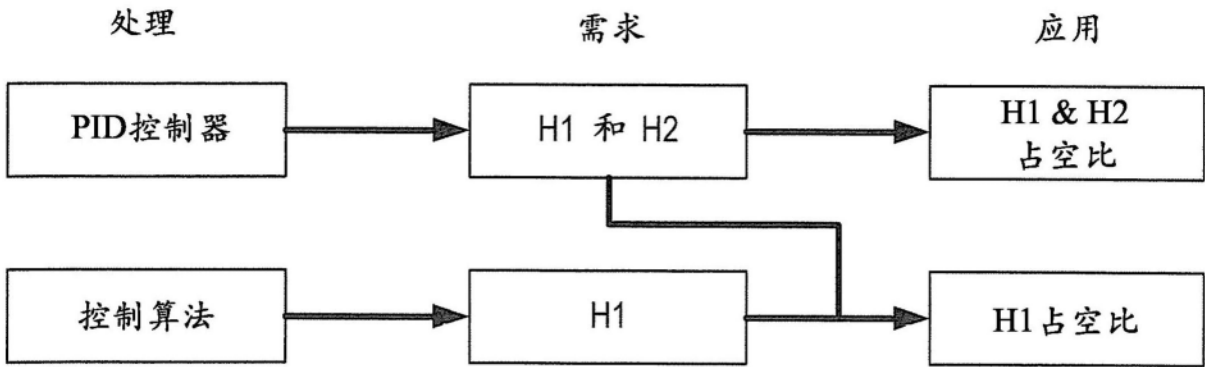


图28

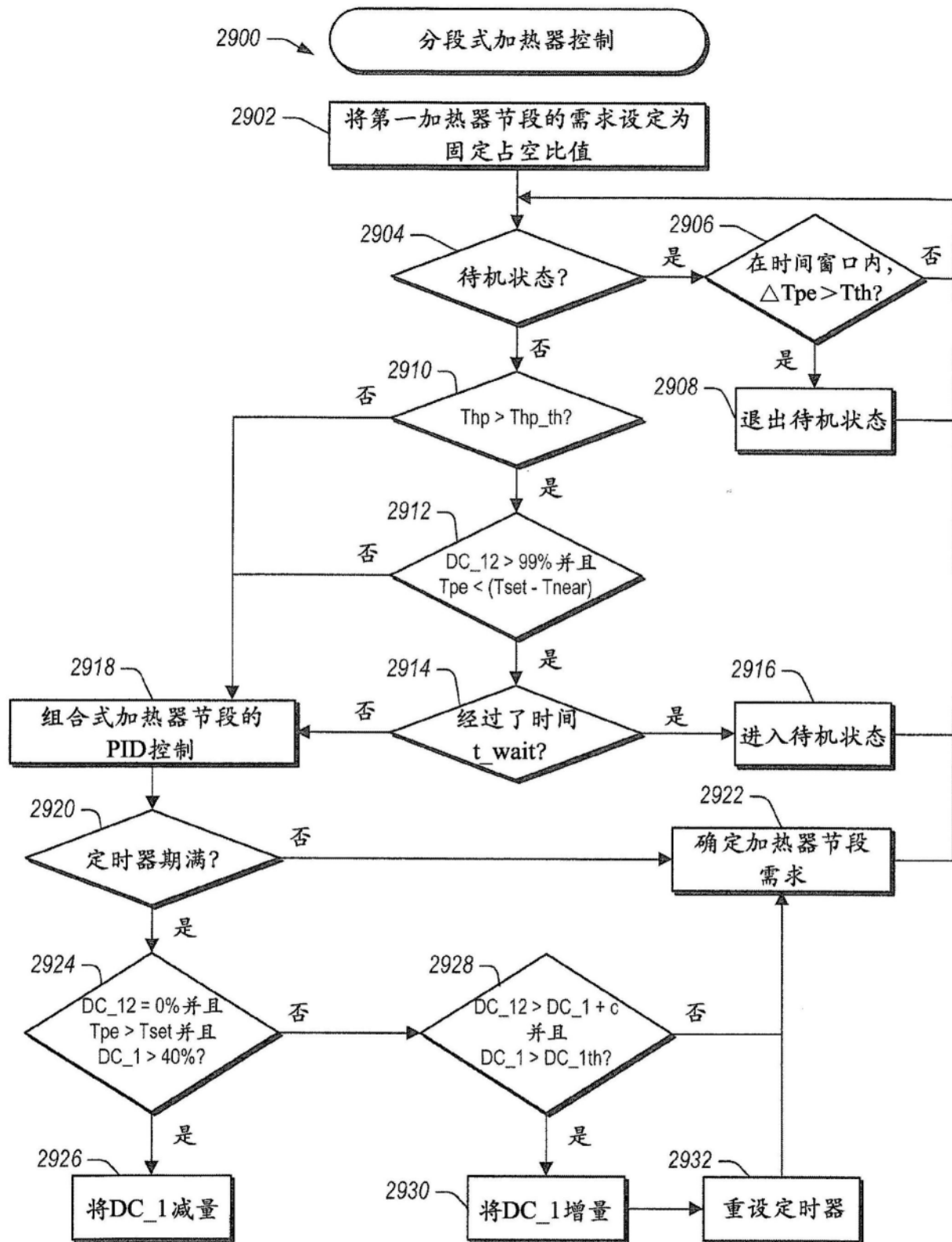


图29

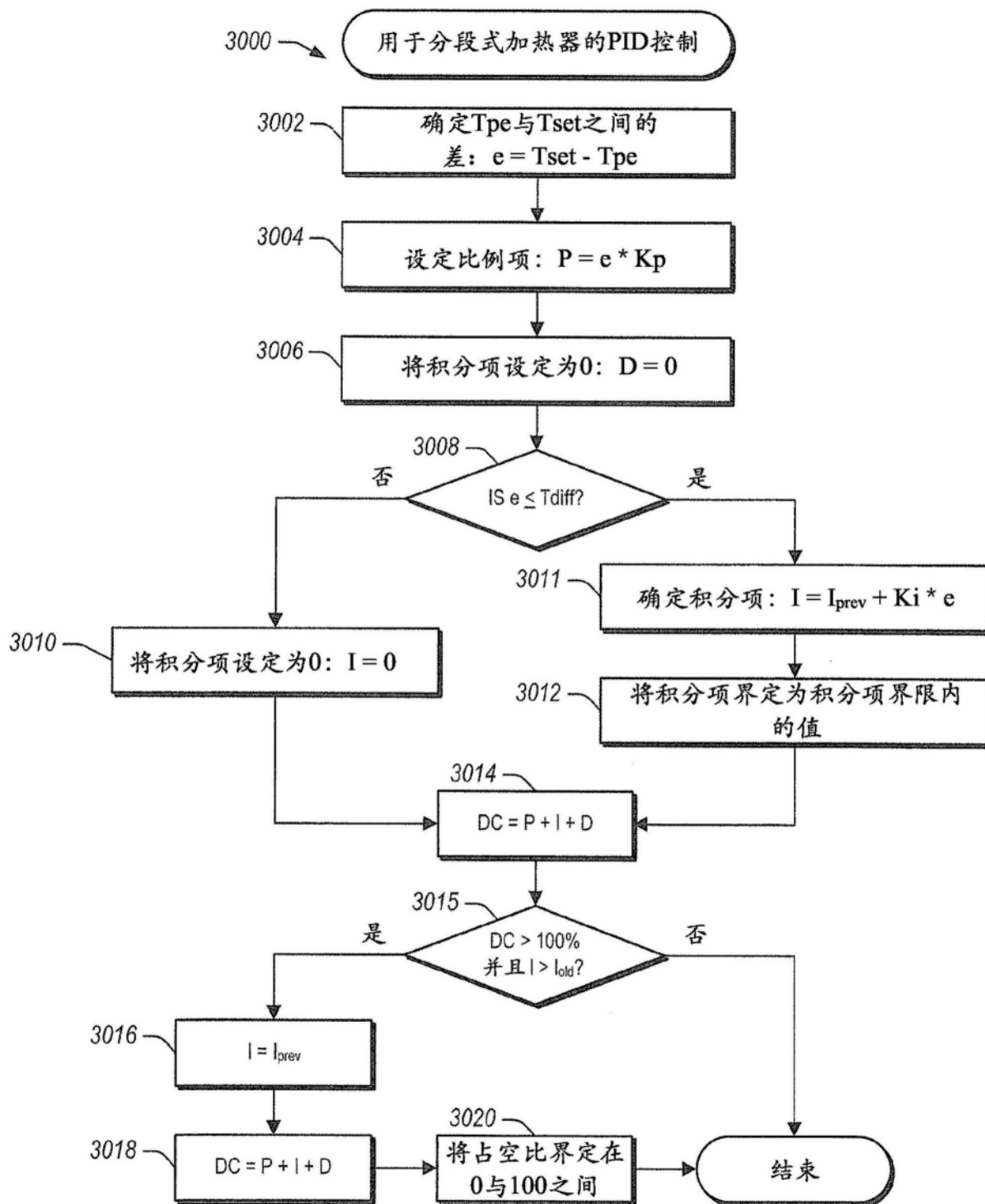


图30

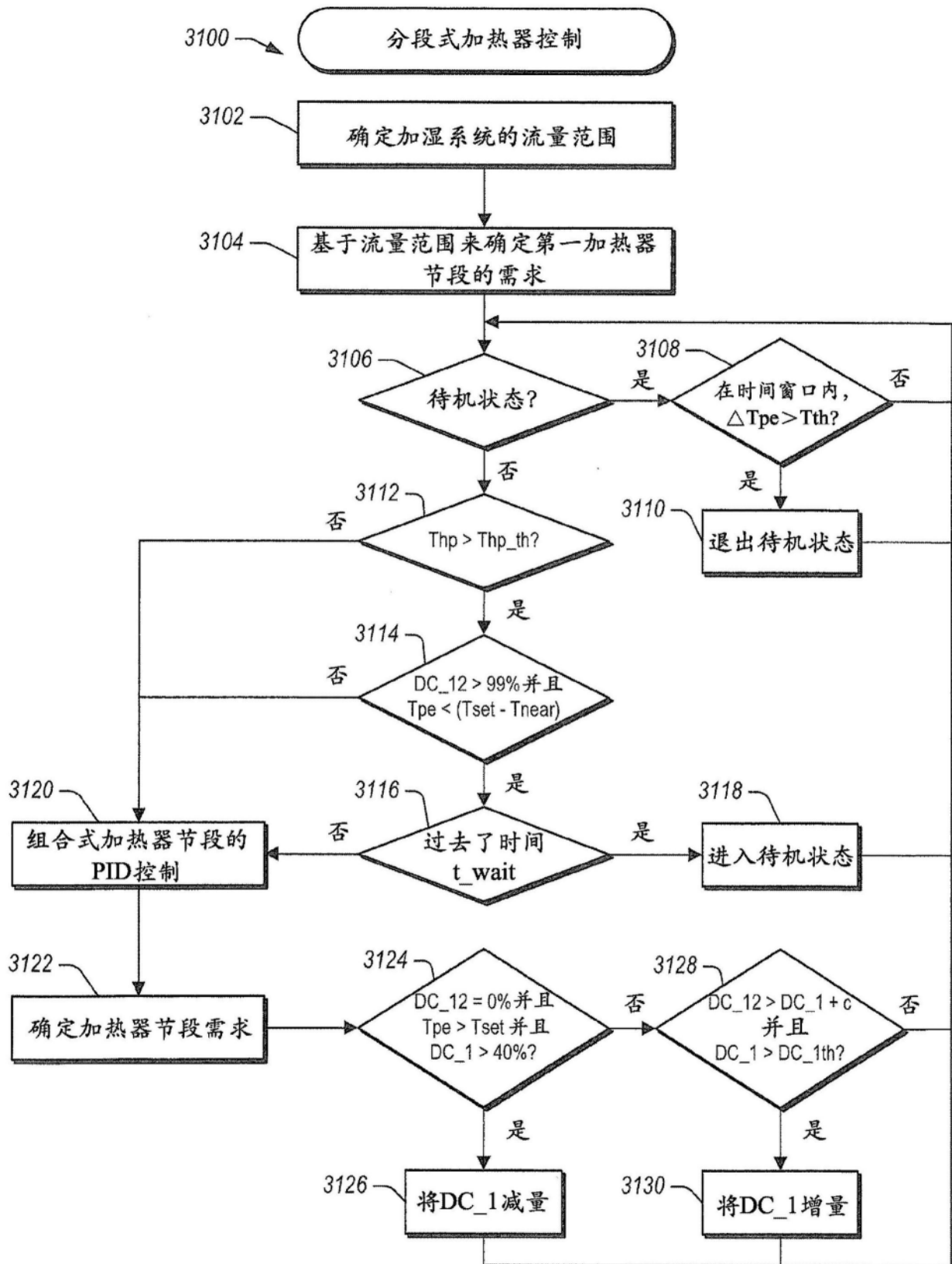


图31

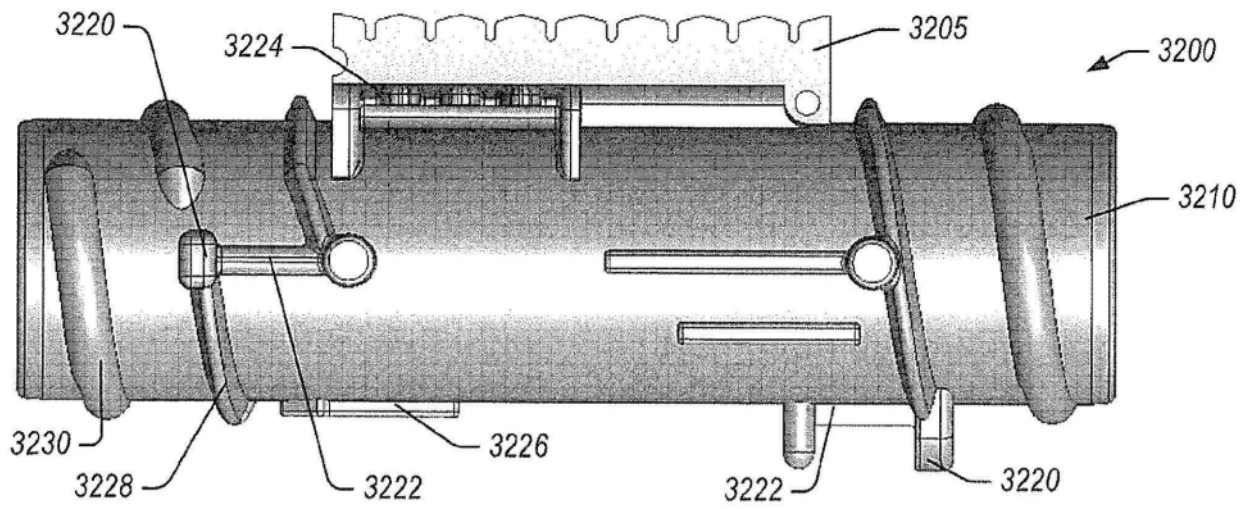


图32A

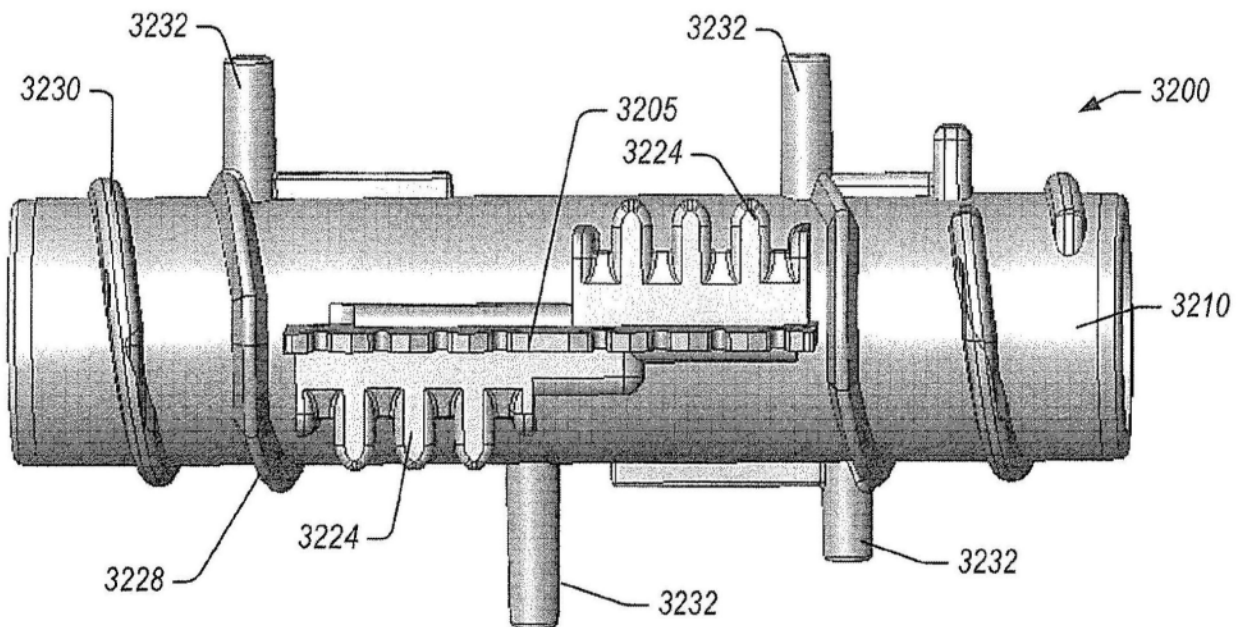


图32B

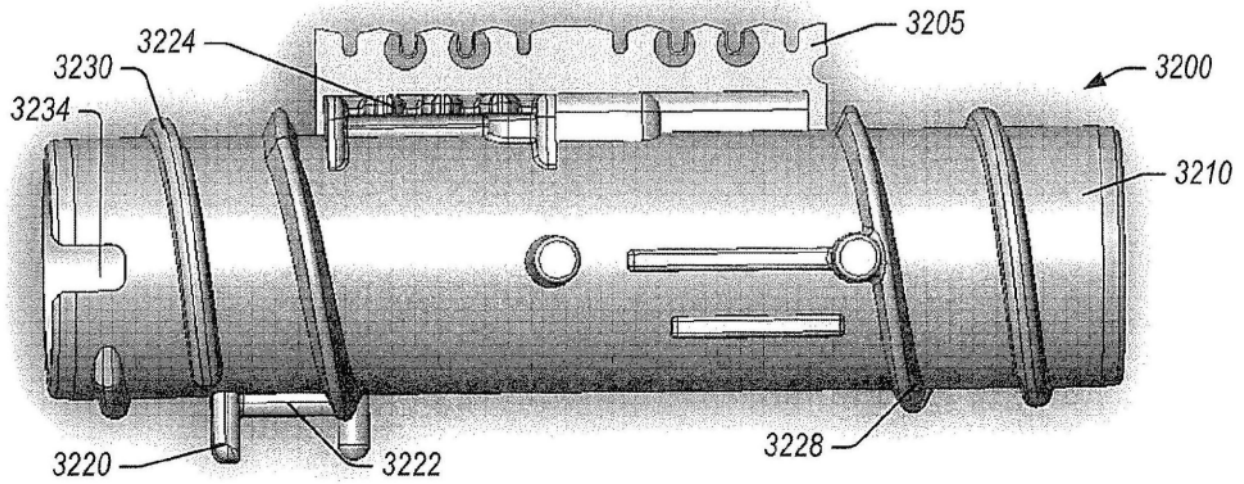


图32C

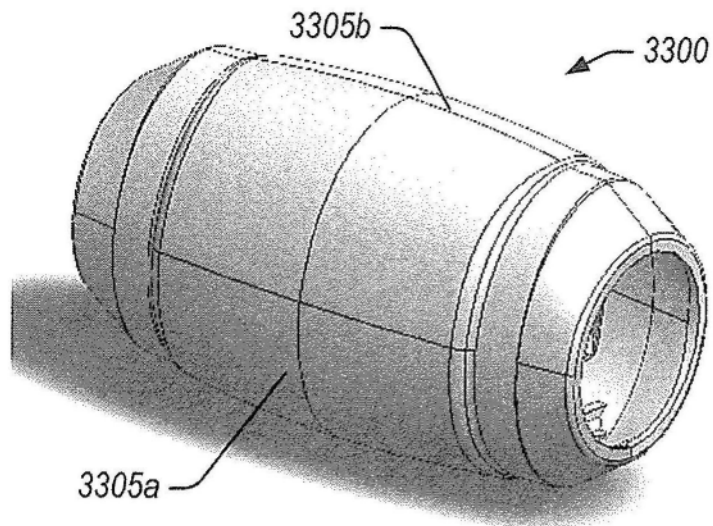


图33A

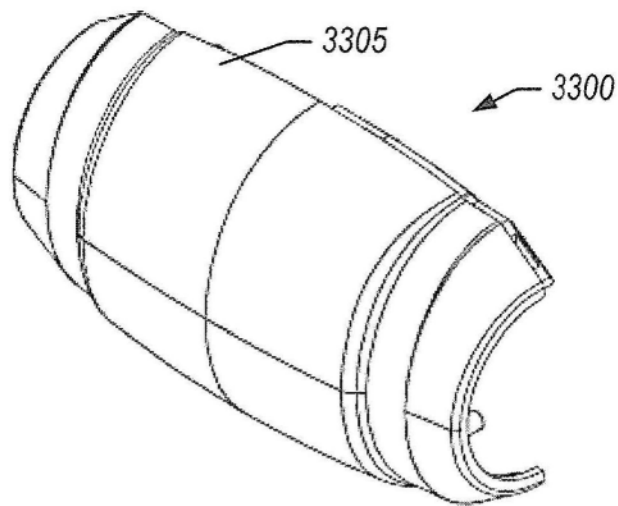


图33B

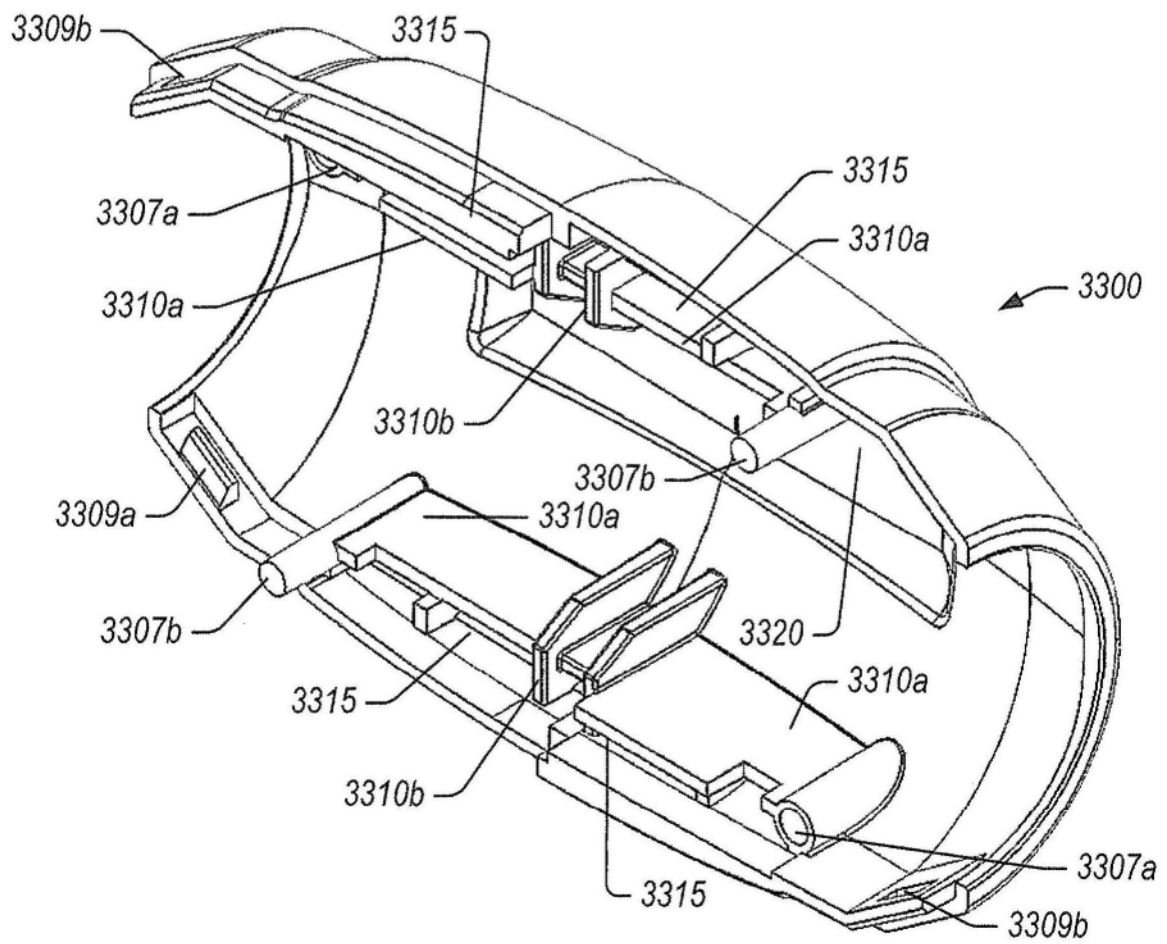


图33C

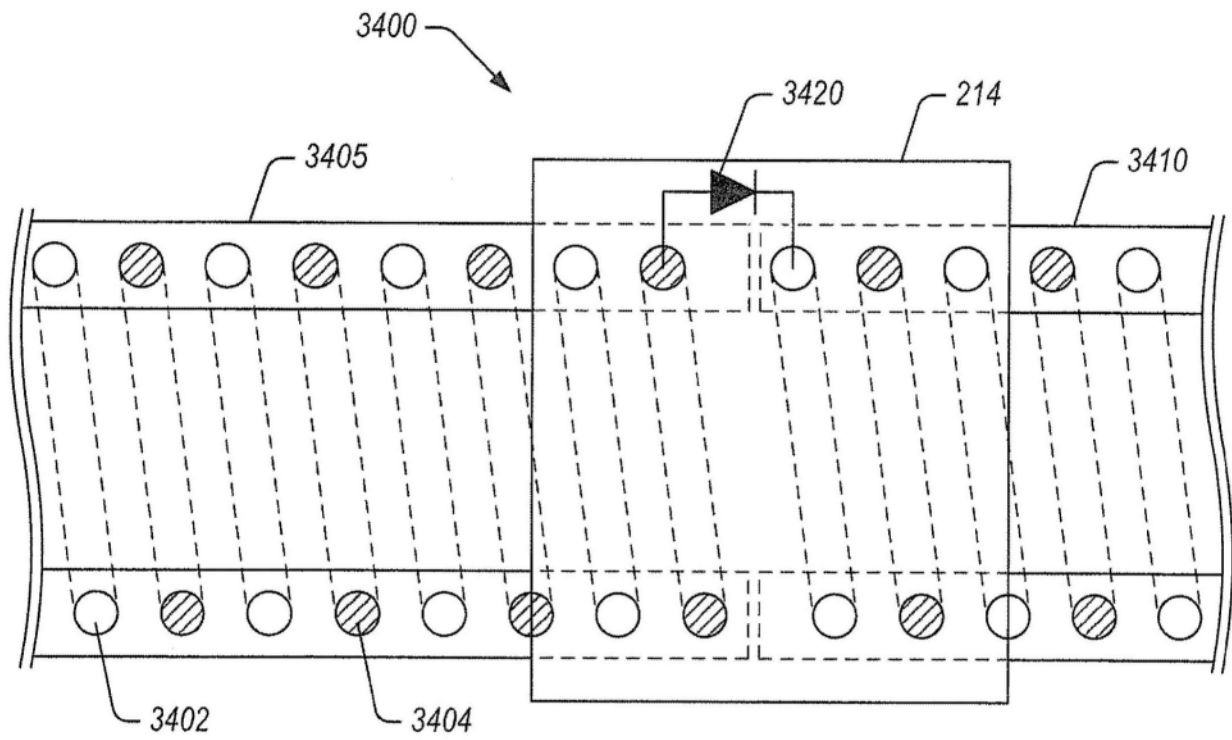


图34

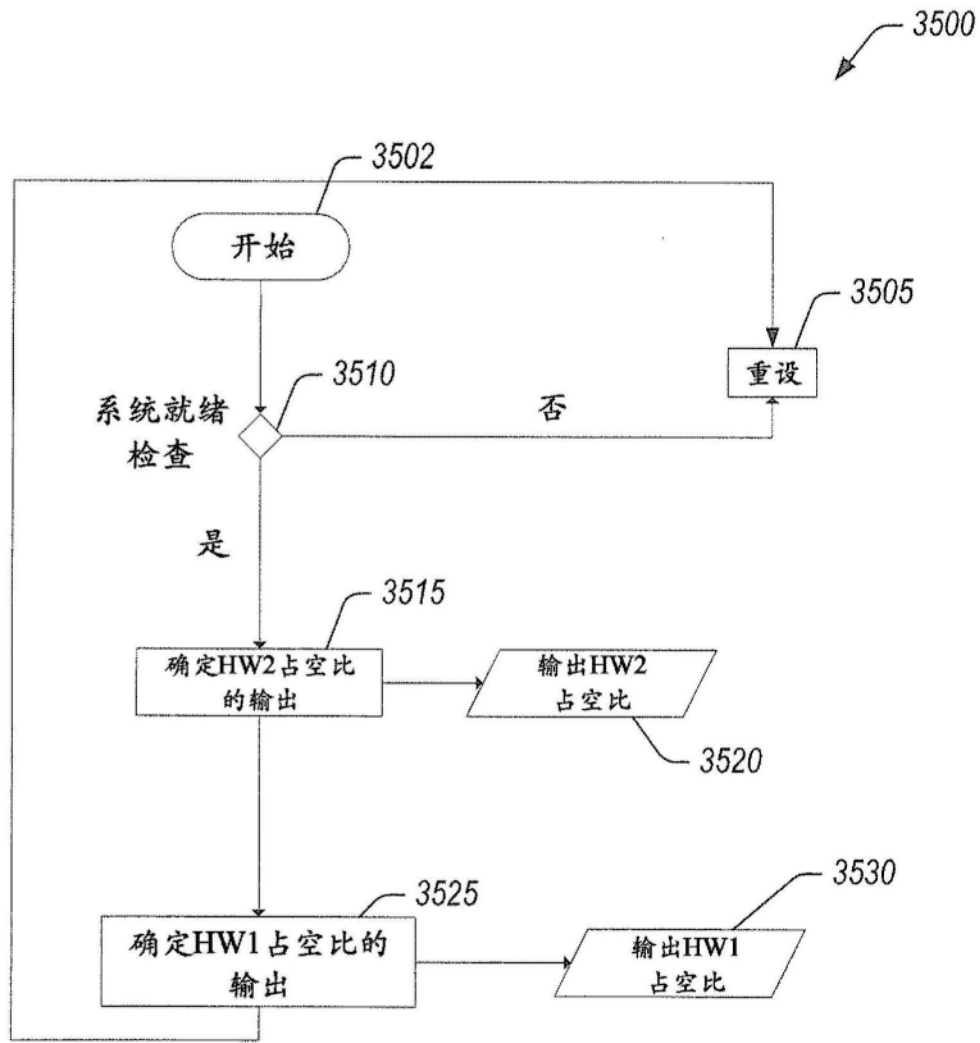


图35

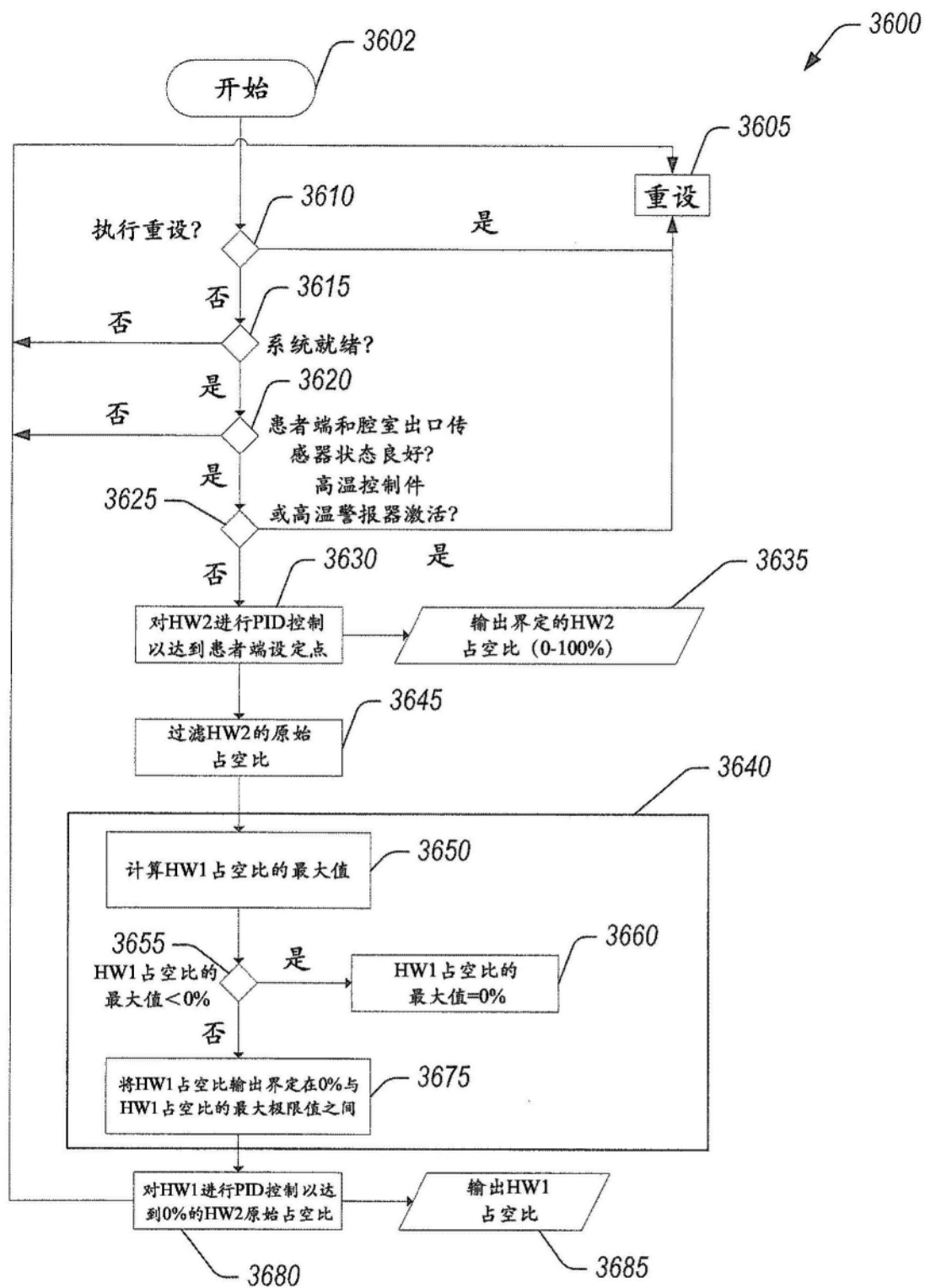


图36

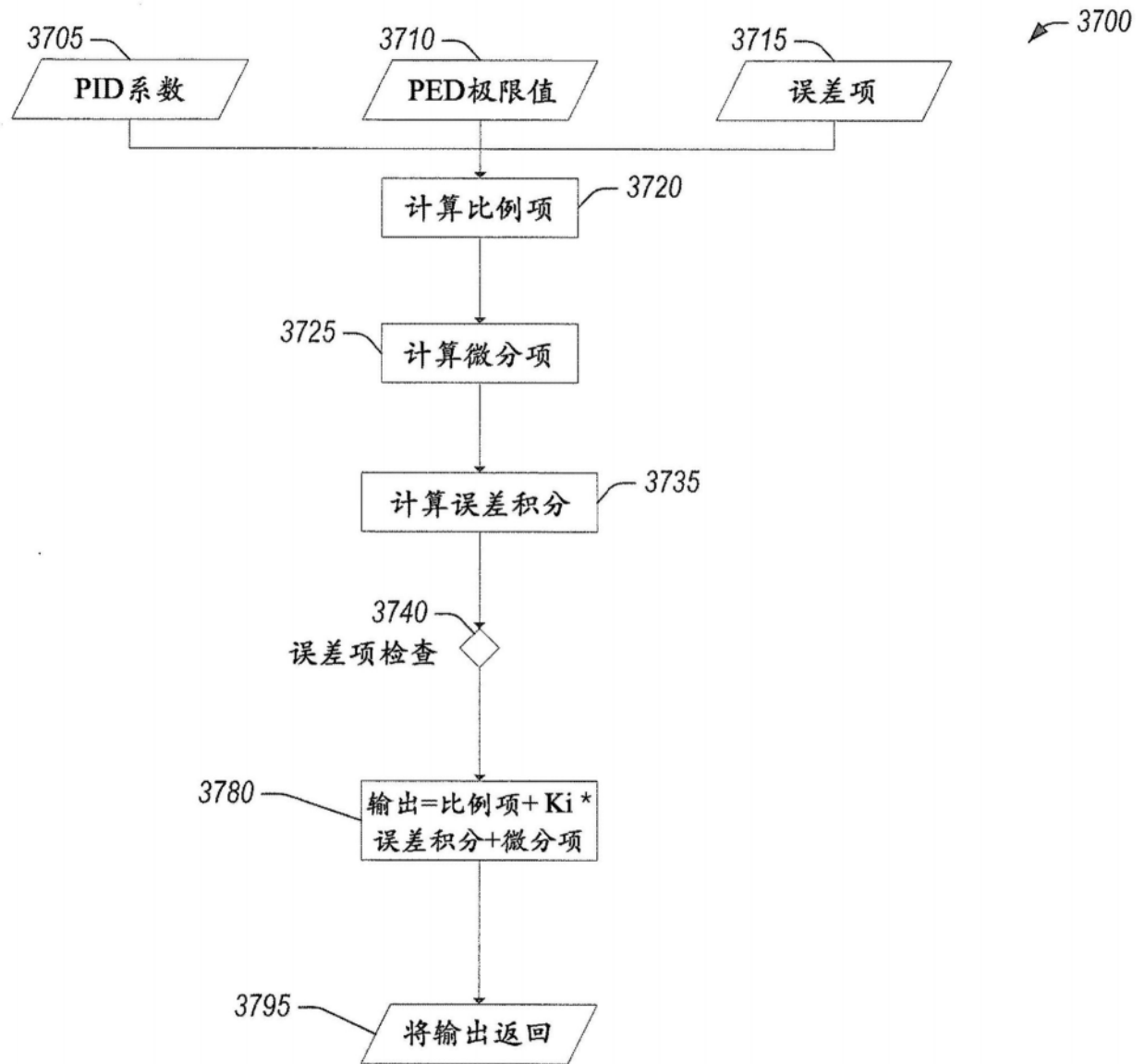


图37

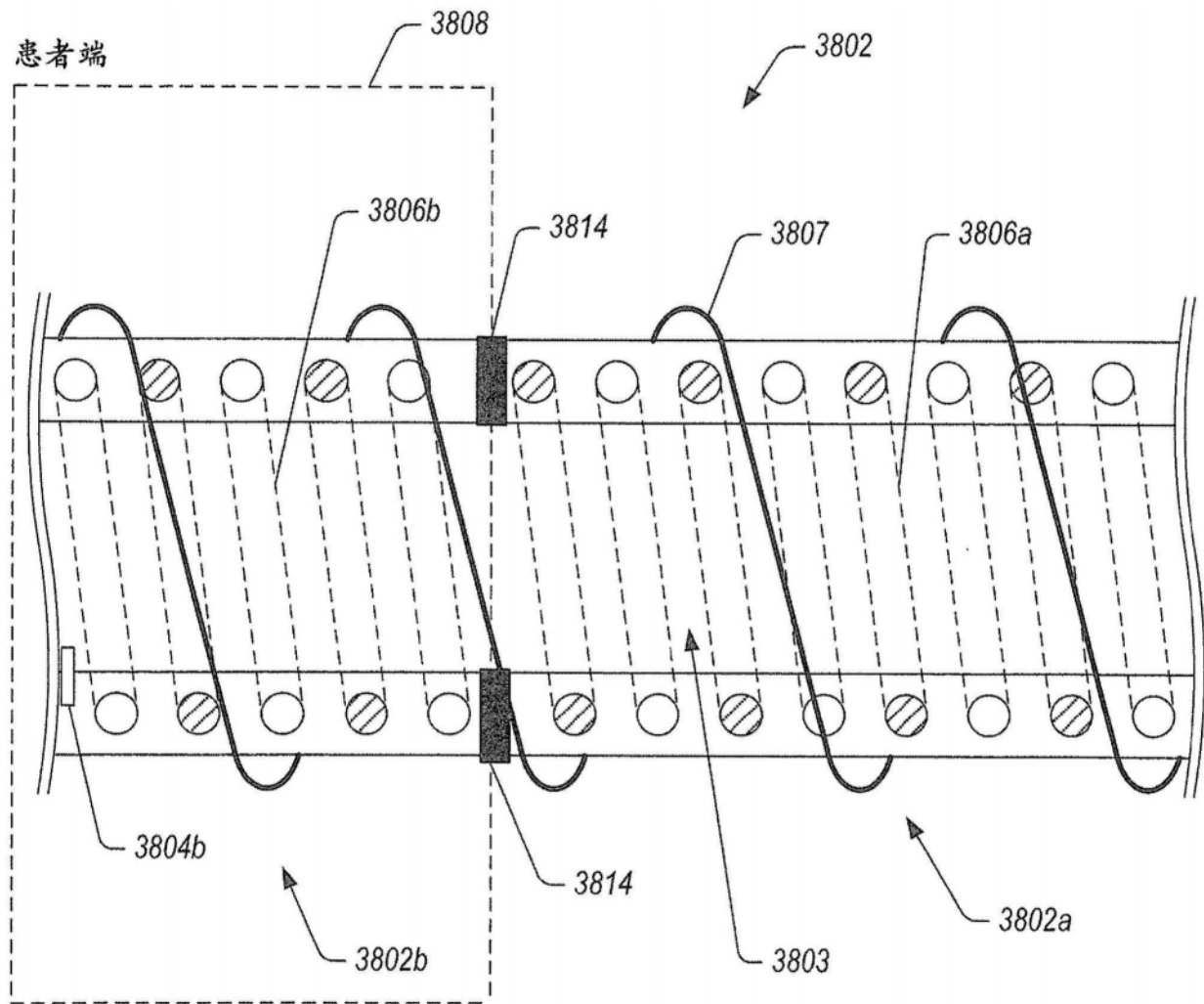


图38

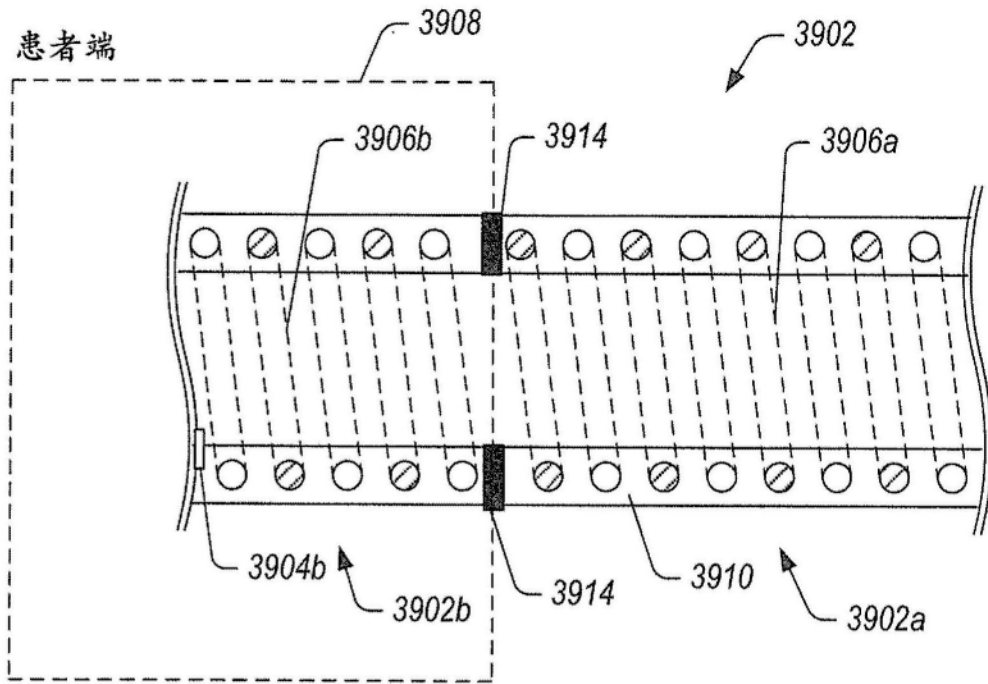


图39A

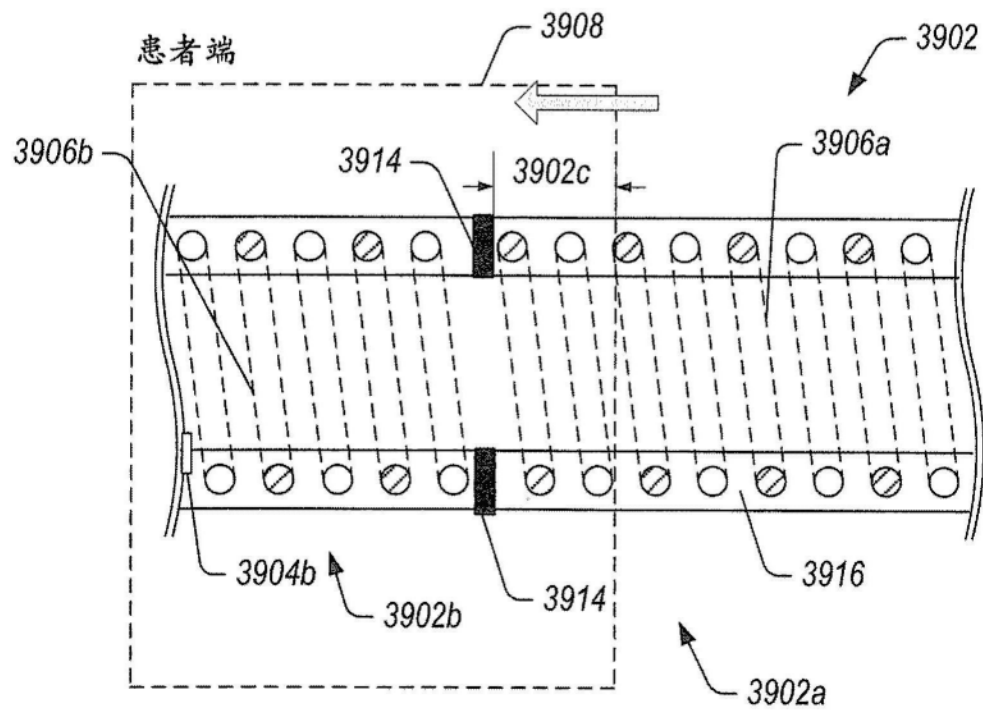


图39B

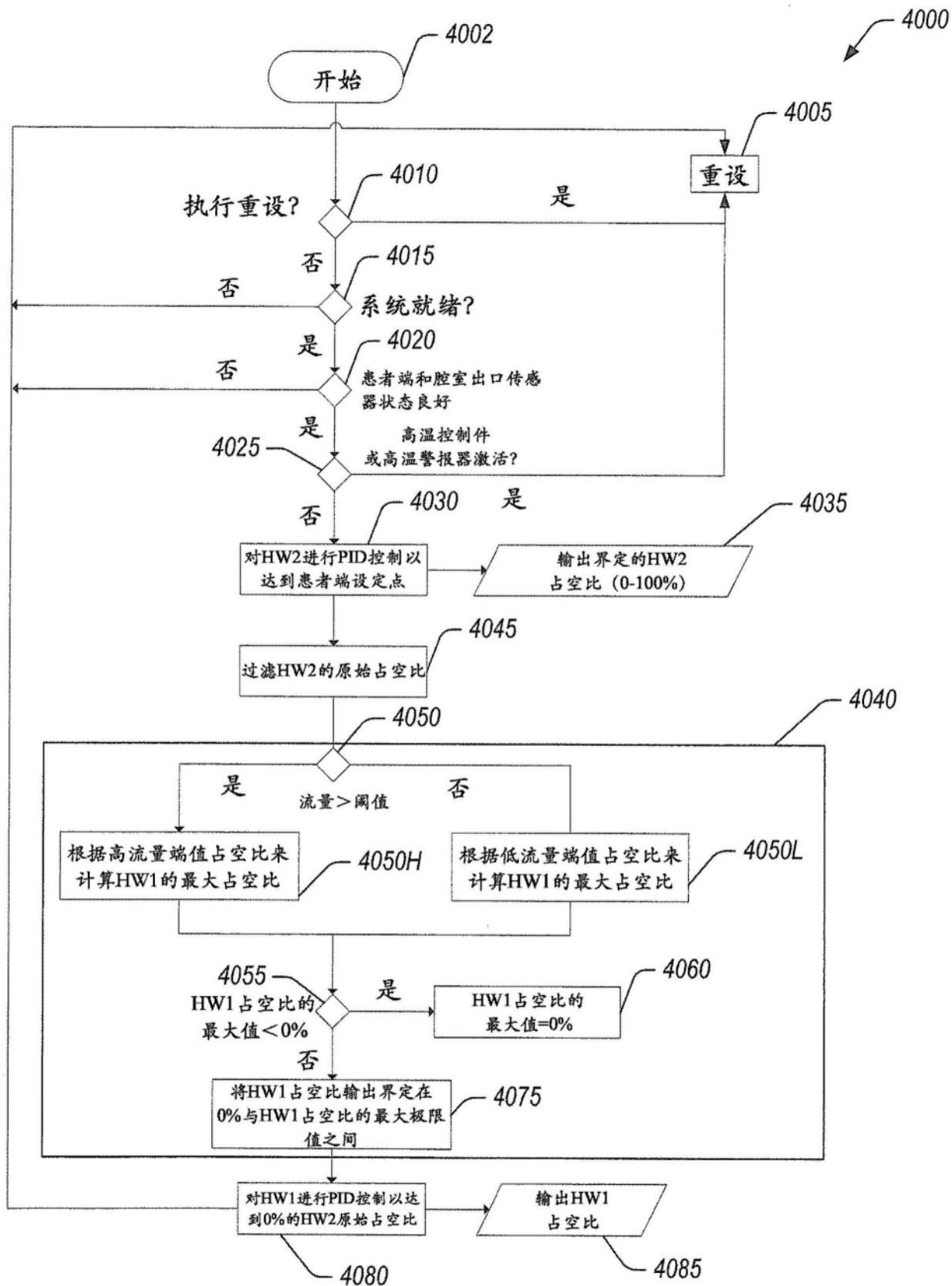


图40

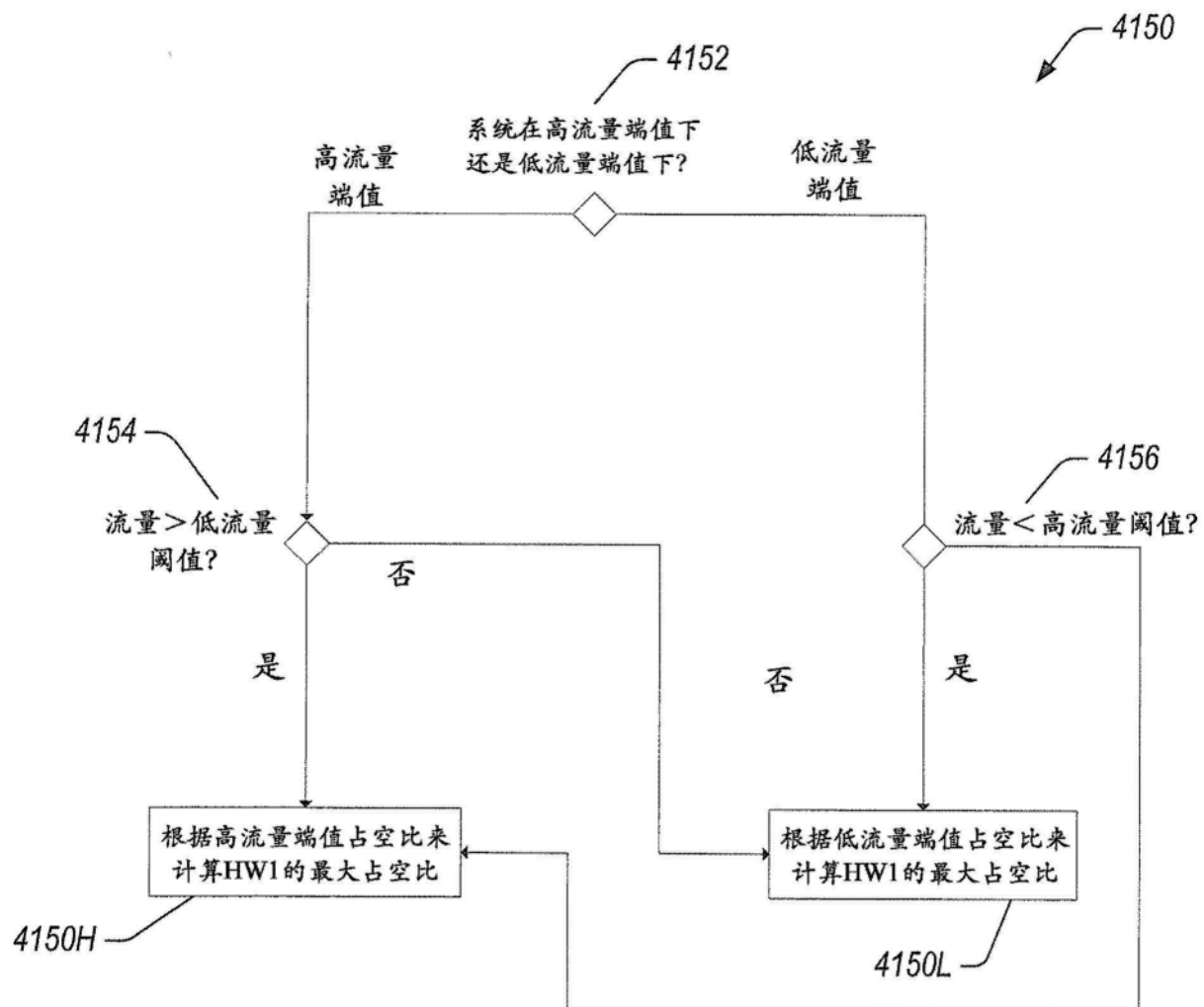


图41

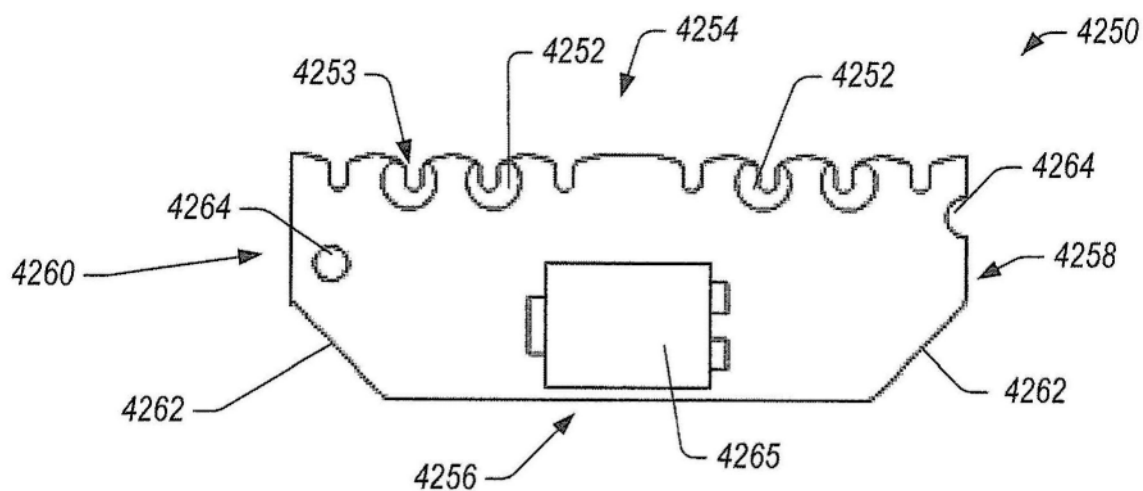


图42

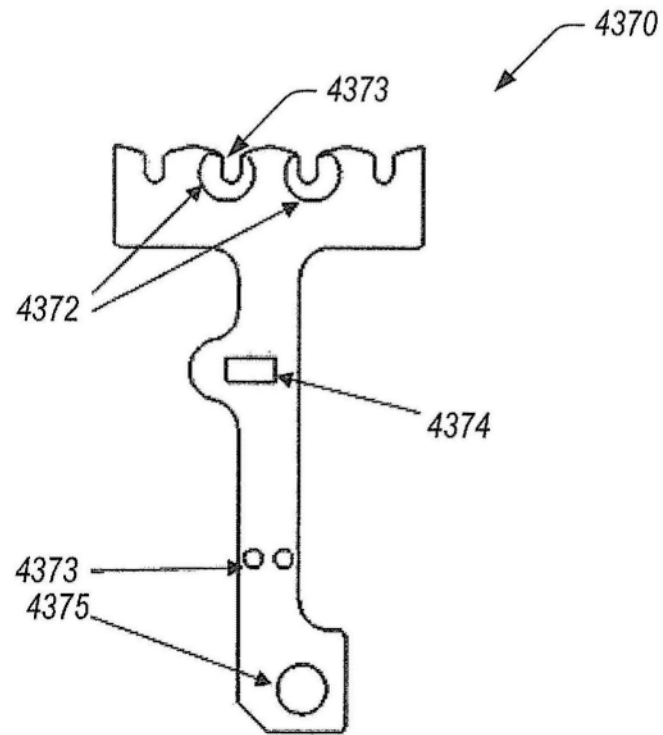


图43

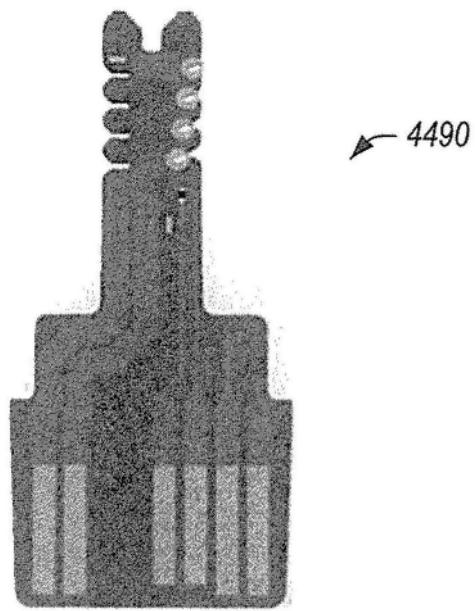


图44A

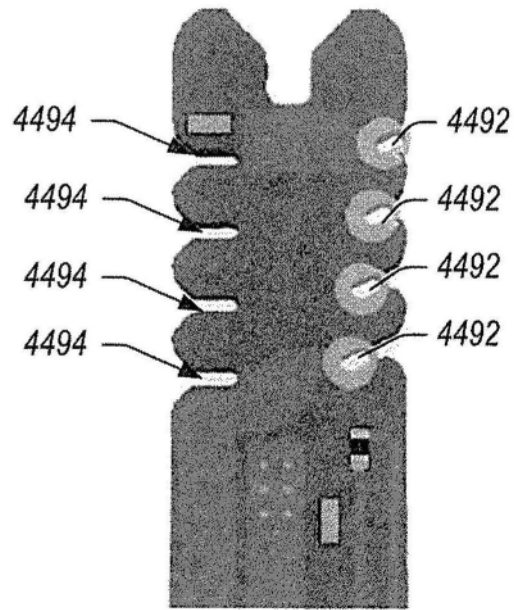


图44B