



## (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110267699 A

(43)申请公布日 2019.09.20

(21)申请号 201780058287.5

安东·彼得琴科

(22)申请日 2017.07.24

(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

(30)优先权数据

62/365,664 2016.07.22 US

代理人 田云

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.03.21

(51)Int.Cl.

A61M 16/00(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/NZ2017/050101 2017.07.24

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/016977 EN 2018.01.25

(71)申请人 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 保罗·詹姆斯·东金

萨尔曼·曼苏尔·贾维德 颜晨杰

皮特·艾伦·西库普

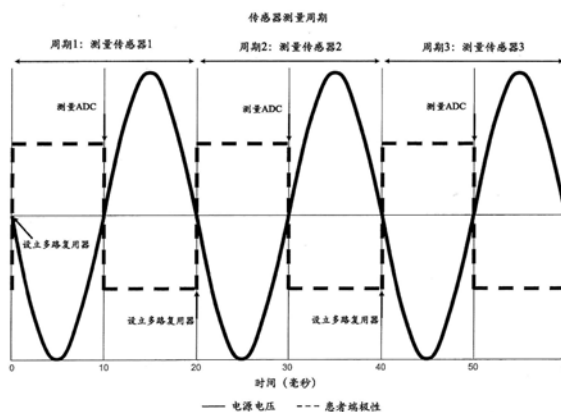
权利要求书3页 说明书17页 附图6页

(54)发明名称

用于呼吸回路的感测

(57)摘要

一些实施例提供了一种呼吸辅助装置,该呼吸辅助装置包括用于在其中输送气体的导管,该导管包括电路系统。该电路系统可以包括至少一个加热线部分和至少一个传感器线部分,该加热线部分用于在使用中加热该导管中的气体,并且该传感器线部分包括用于监测该导管中的气体的参数的至少一个传感器。还提供了一种控制器,该控制器用于控制向该加热线部分提供AC功率或AC电压;并且控制对该传感器的选择性读取。该控制器可以被配置用于在提供至该加热线部分的该AC功率波形的特定部分处或附近读取该传感器。



1. 一种用于呼吸辅助装置的控制器,该呼吸辅助装置包括用于在其中输送气体的导管,该导管包括电路系统,该电路系统包括至少一个加热线部分和至少一个传感器线部分,该加热线部分用于在使用中加热该导管中的气体,该传感器线部分包括用于在使用中监测该导管中的气体的参数的至少一个传感器,该控制器被配置用于:

控制向该加热线部分提供AC功率或AC电压;并且

控制对该传感器的选择性读取,

其中,该控制器被配置用于在提供至该加热线部分的AC功率波形的特定部分处或附近读取该传感器。

2. 如权利要求1所述的控制器,其中,该AC功率或电压波形的所述特定部分在该AC功率或电压波形的第一过零点、优选在下降过零点处或附近或之后并且在该AC功率或电压波形的第二过零点处或之前开始,该第一过零点和该第二过零点是相同类型的连续过零点。

3. 如权利要求2所述的控制器,被配置用于在第三过零点与第四过零点之间控制重复对该传感器的所述选择性读取,该第二过零点、该第三过零点和该第四过零点是相同类型的连续过零点。

4. 如任一前述权利要求所述的控制器,包括或者可通信地耦合到用于监测该AC功率或电压波形的监测器,其中,该控制器至少部分地基于指示所监测的AC功率或电压波形的信号或来自所监测的AC功率或电压波形的信号来控制何时选择性地读取该传感器。

5. 如权利要求4所述的控制器,其中,该控制器被配置用于使用该监测器来检测该AC功率或电压波形的过零点,优选是下降过零点。

6. 如权利要求4所述的控制器,其中,该控制器被配置用于使用该监测器来检测该AC功率或电压波形的除过零点之外的部分。

7. 如权利要求6所述的控制器,被适配用于至少部分地基于所检测的该AC功率或电压波形的非过零点部分的定时来建立过零点的定时。

8. 如任一前述权利要求所述的控制器,被适配用于至少部分地基于该AC功率波形的一个或多个已知和/或所检测的特性来至少部分地建立该AC功率或电压波形的该特定部分的定时。

9. 如权利要求8所述的控制器,其中,该AC功率或电压波形的所述(多个)特性包括该AC功率或电压波形的频率。

10. 如任一前述权利要求所述的控制器,其中,该至少一个加热线部分包括可连接到所述AC功率或电压的至少一根加热线。

11. 如权利要求10所述的控制器,包括两根或四根所述加热线。

12. 如任一前述权利要求所述的控制器,其中,该至少一个传感器线部分包括至少一根传感器线。

13. 如权利要求12所述的控制器,包括两根所述传感器线。

14. 如权利要求12或13所述的控制器,当从属于权利要求10或11时,其中,所述(多根)传感器线的至少一部分被定位成邻近所述(多根)加热线的至少相应部分。

15. 如权利要求14所述的控制器,其中,该加热线部分和该传感器线部分包括独立电路。

16. 如前述权利要求中任一项所述的控制器,包括或耦合到多路复用器,其中,该多路

复用器耦合到或被配置用于耦合到该传感器线部分。

17. 如权利要求16所述的控制器,其中,该多路复用器耦合到多根传感器线以使得能够读取耦合到这些传感器线的相应传感器。

18. 如权利要求16或17所述的控制器,被配置用于在该AC功率或电压波形的正上升沿处和/或在该AC功率或电压波形的正相位期间重置该多路复用器。

19. 如权利要求18所述的控制器,被配置用于在该AC功率或电压波形的下降沿期间使用该多路复用器来读取该(这些)传感器。

20. 如前述权利要求中任一项所述的控制器,包括或者通信地耦合到存储器,该存储器用于存储诸如相位信息等与该AC功率或电压波形相关的信息、和/或与该传感器线部分的(多个)该传感器相关的信息。

21. 如前述权利要求中任一项所述的控制器,包括至少两个传感器,其中,该控制器被配置用于在该AC功率或电压波形的第一过零点、优选在下降过零点处或附近或之后并且在该AC功率或电压波形的第二过零点处或之前控制对所述传感器中的第一传感器的读取,该第一过零点和该第二过零点是相同类型的连续过零点,并且其中,该控制器被配置用于在第三过零点处或附近或之后并在第四过零点处或之前控制对所述传感器中的第二传感器的读取,该第一过零点、该第二过零点、该第三过零点和该第四过零点是相同类型的连续过零点。

22. 如前述权利要求中任一项所述的控制器,其中,该导管包括可连接在一起以提供细长导管的第一分段或部分和第二分段或部分,其中,该控制器被配置用于接收指示该第一分段和/或第二段的存在和/或不存在的信号,并且根据哪个(哪些)分段存在和/或不存在来实施控制。

23. 如权利要求22所述的控制器,其中,如果确定仅该第一分段存在,则该控制器采用第一模式,该第一模式优选地适用于成人用户和/或其中环境条件沿着该导管的长度基本相同的应用。

24. 如权利要求23所述的控制器,被配置用于控制施加到该至少一个加热线部分的功率,使得:

其波形从平坦转变到全周期的负半周期,和/或

其波形从全周期的正半周期转变到平坦。

25. 如权利要求22所述的控制器,其中,如果确定该第二段存在,则该第一分段包括第一加热线部分并且该第二段包括第二加热线部分,其中,该控制器被配置用于在第一时间段期间控制选择性施加到该第一加热线部分的功率,并且在第二时间段内控制选择性施加到该第一加热线部分和第二加热线部分两者和/或仅施加到该第二加热线部分的功率。

26. 如权利要求25所述的控制器,被适配用于:

控制施加到该第一加热线部分的功率,使得其波形从平坦转变到两个正半周期中的第一正半周期和/或在两个正半周期之后转变到平坦,和/或

控制施加到该第二加热线部分的功率,使得其波形从平坦或断开转变到两个负半周期中的第一负半周期和/或在两个负半周期之后转变到平坦,和/或

控制施加到这两个加热线部分的功率,使得其波形从平坦或断开转变到两个负半周期

中的第一负半周期和/或在两个负半周期之后转变到平坦。

27. 如任一前述权利要求所述的控制器,被适配用于确定该AC功率或电压的频率。

28. 一种呼吸辅助装置,包括:

用于在其中输送气体的导管,该导管包括电路系统,该电路系统包括:

至少一个加热线部分,用于在使用中加热该导管中的气体;以及

至少一个传感器线部分,包括用于监测该导管中的气体的参数的至少一个传感器;以及

如前述权利要求中任一项所述的控制器。

29. 如权利要求28所述的呼吸辅助装置,其中,所述至少一个加热线部分和/或所述至少一个传感器线部分终止于该导管的第一端处或附近,优选地终止于该导管的一端的20mm内,更优选地终止于该导管的一端的10mm内,并且更加优选地终止于该导管的一端的5mm内,所述端在使用中是该管的患者端。

30. 如权利要求28或29所述的呼吸辅助装置,其中,所述至少一个加热线部分和/或所述至少一个传感器线部分耦合到印刷电路板PCB。

31. 如权利要求30所述的呼吸辅助装置,其中,所述PCB定位在形成该导管的壁内部和/或周围和/或之内。

32. 如权利要求30或31所述的呼吸辅助装置,其中,所述PCB设置在该导管的第二端处或附近。

33. 如权利要求30至32中任一项所述的呼吸辅助装置,其中,该或至少一个所述传感器安装在该PCB上或安装到该PCB。

34. 如权利要求28至33中任一项所述的控制器,其中,所述(多根)加热线通过被设置在该导管中和/或在该导管周围和/或在形成该导管的壁内而与该导管的长度的至少一部分相关联。

35. 如权利要求28至34中任一项所述的控制器,其中,所述(多根)传感器线通过设置在该导管中和/或在该导管周围和/或在形成该导管的壁内而与该导管的长度的至少一部分相关联。

36. 如权利要求28至35中任一项所述的呼吸辅助装置,包括两根所述加热线和两根所述传感器线,这些线被设置或嵌入在该导管的壁中并且螺旋地卷绕以加热线1、传感器线1、传感器线2和加热线2的顺序进行安排。

37. 一种呼吸加湿系统,包括:

如权利要求1至27中任一项所述的控制器;和/或

如权利要求28至36中任一项所述的呼吸辅助装置。

38. 一种呼吸加湿的方法,包括:

控制向医疗管的加热线部分提供AC功率或电压;以及

在提供至该加热线部分的AC功率或电压波形的特定部分处或附近控制对传感器的选择性读取,该传感器设置在该医疗管中或耦合到该医疗管或以其他方式与该医疗管相关联。

39. 一种用作如前述权利要求中任一项所提及的导管的医疗导管。

## 用于呼吸回路的感测

### 发明背景

#### 技术领域

[0001] 本披露总体上涉及用于向用户提供经加湿的气体的系统、装置和方法,并且更具体地涉及其用于与加湿系统的呼吸回路一起使用的应用,这些加湿系统包含对一个或多个元件(诸如加热器线圈)的感测、和驱动或供电两者。

#### 背景技术

[0002] 许多气体加湿系统递送经加热和加湿的气体以用于各种医疗程序(包括呼吸治疗、腹腔镜检查等)。这些系统可以被配置用于使用来自传感器的反馈来控制温度、湿度和流速。为了在递送至用户时维持令人期望的特性,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至和/或流自用户时为气体提供热量。可以控制导管加热器来为气体提供热量,从而使得到达用户的气体具有令人期望的特性,诸如,温度和/或湿度。加湿系统可以包括用于向加湿控制器提供反馈的温度传感器,该加湿控制器可以调整和/或修改递送至导管加热器的功率以在沿着相关联的导管的某一位置处实现目标温度。可以附加地或替代地提供其他传感器,这些其他传感器例如测量气体和/或系统的一个或多个部件(诸如,患者接口或导管)的流量、压力、或湿度、或其他特性中的任何一个或多个。

[0003] 于2015年3月17日提交的名称为“MEDICAL TUBES FOR RESPIRATORY SYSTEMS(用于呼吸系统的医疗管)”的PCT申请号PCT/NZ2015/050028中披露了一些示例呼吸回路部件,并且该申请的全部内容通过引用并入本文。

[0004] 于2014年11月14日提交的名称为“ZONE HEATING FOR RESPIRATORY CIRCUITS(用于呼吸回路分区加热)”的PCT申请号PCT/NZ2013/000208披露了用于加湿系统的呼吸回路,该申请的全部内容通过引用并入本文。更具体地,描述了用于监测加湿系统内的参数并至少部分地基于这些参数来调整该加湿系统的操作的安排。例如,可以监测呼吸回路的吸气导管中的气体温度,并且相应地调整供应到用于加热吸气导管中的气体的加热线的功率。

[0005] 根据在PCT申请号PCT/NZ2013/000208中披露的一些实施例,传感器和加热线在箍套处或其附近终止于导管的一端。这种安排可以方便地提供导管到气源的气动连接,同时在加热线和传感器线与更宽的控制/电源电路系统之间建立电连接。进一步地,加热线和传感器线被披露为沿着管长度的至少一部分彼此邻近地定位并连接到公共电路板。虽然这种安排可以减小部件的总数并简化制造,但已发现,供应到加热线的功率产生了影响来自连接到传感器线的传感器的读数的准确度的噪声。对于在PCT/NZ2013/000208中披露的婴儿多区域实施例,当患者端温度设定点接近40°C时,可能引入 $\pm 0.3^{\circ}\text{C}$ 范围内的误差,并且对于成人管实施例,可能引入 $\pm 0.15^{\circ}\text{C}$ 左右的误差。这些误差的任何可能减小都期望整体上提高系统的性能,尤其是其加湿方面。

## 发明内容

[0006] 本文所描述的系统、方法、和设备具有创新方面,这些方面中没有哪个单一方面是必不可少的或单独地负责其令人期望的属性。在不限制权利要求的范围的情况下,现在将概述有利特征中的一些。

[0007] 本发明在本文中整体上参考吸气分支或通过应用于吸气分支进行描述。然而,本发明不限于此并且具有更广泛的应用。例如,本发明可以应用于呼气分支和/或用于在注气程序期间提供和/或移除气体目的的分支等。因此,对吸气分支的引用仅作为参考。

[0008] 根据本发明的一方面,提供了一种用于呼吸辅助装置的控制器,该呼吸辅助装置包括用于在其中输送气体的导管,该导管包括电路系统,该电路系统包括至少一个加热线部分和至少一个传感器线部分,该加热线部分用于在使用中加热该导管中的气体,该传感器线部分包括用于在使用中监测该导管中的气体的参数的至少一个传感器,该控制器被配置用于:

控制向该加热线部分提供AC功率或AC电压;并且

控制对该传感器的选择性读取,

其中,该控制器被配置用于在提供至该加热线部分的AC功率波形的特定部分处或附近读取该传感器。

[0009] 该控制器可以被安排成使得该AC功率或电压波形的所述特定部分在该AC功率或电压波形的第一过零点、优选在下降过零点处或附近或之后并且在该AC功率或电压波形的第二过零点处或之前开始,该第一过零点和该第二过零点是相同类型的连续过零点。

[0010] 该控制器可以被配置用于在第三过零点与第四过零点之间控制重复对该传感器的所述选择性读取,该第二过零点、该第三过零点和该第四过零点是相同类型的连续过零点。

[0011] 该控制器可以包括或者可通信地耦合到用于监测该AC功率或电压波形的监测器,其中,该控制器至少部分地基于指示所监测的AC功率或电压波形的信号或来自于所监测的AC功率或电压波形的信号来控制何时选择性地读取该传感器。该控制器可以被配置用于使用该监测器来检测该AC功率或电压波形的过零点,优选是下降过零点。该控制器可以被配置用于使用该监测器来检测该AC功率或电压波形的除过零点之外的部分。该控制器可以被适配用于至少部分地基于所检测的AC功率或电压波形的非过零点部分的定时来建立过零点的定时。

[0012] 该控制器可以被适配用于至少部分地基于该AC功率波形的一个或多个已知和/或所检测的特性来至少部分地建立该AC功率或电压波形的该特定部分的定时。该AC功率或电压波形的所述(多个)特性可以包括其频率。

[0013] 该至少一个加热线部分可以包括可连接到所述AC功率或电压的至少一根加热线。可以存在两根或四根所述加热线。

[0014] 该至少一个传感器线部分可以包括至少一根传感器线。可以存在两根所述传感器线。所述(多根)传感器线的至少一部分可以被定位成邻近所述(多根)加热线的至少相应部分。加热线部分和传感器线部分可以包括独立电路。

[0015] 该控制器可以包括或耦合到多路复用器,其中,该多路复用器耦合到或被配置用于耦合到该传感器线部分。该多路复用器可以耦合到多个传感器线以使得能够读取耦合到

该传感器线的相应传感器。该控制器可以被配置用于在该AC功率或电压波形的正上升沿处和/或在该AC功率或电压波形的正相位期间重置该多路复用器。该控制器可以被配置用于在该AC功率或电压波形的下降沿期间使用该多路复用器来读取(多个)传感器。

[0016] 该控制器可以包括或通信地耦合到存储器,该存储器用于存储诸如相位信息等与该AC功率或电压波形相关的信息、和/或与传感器线部分的(多个)传感器相关的信息。

[0017] 该控制器可以包括至少两个传感器,其中,该控制器被配置用于在该AC功率或电压波形的第一过零点、优选在下降过零点处或附近或之后并且在该AC功率或电压波形的第二过零点处或之前控制对所述传感器中的第一传感器的读取,该第一过零点和该第二过零点是相同类型的连续过零点,并且其中,该控制器被配置用于在第三过零点处或附近或之后并在第四过零点处或之前控制对所述传感器中的第二传感器的读取,该第一过零点、该第二过零点、该第三过零点和该第四过零点是相同类型的连续过零点。

[0018] 该导管可以包括可连接在一起以提供细长导管的第一分段或部分和第二分段或部分,其中,该控制器被配置用于接收指示该第一和/或第二分段的存在和/或不存在的信号,并且根据哪个(哪些)分段存在和/或不存在来实施控制。如果确定仅该第一分段存在,则该控制器可以采用第一模式,该第一模式优选地适用于成人用户和/或环境条件沿着导管长度基本上相同的应用。该控制器可以被配置用于控制施加到该至少一个加热线部分的功率,使得:

其波形从平坦转变到全周期的负半周期,和/或

其波形从全周期的正半周期转变到平坦。

如果确定该第二分段存在,则该第一分段可以包括第一加热线部分并且该第二分段包括第二加热线部分,其中,该控制器可以被配置用于在第一时间段期间控制选择性施加到该第一加热线部分的功率,并且在第二时间段内控制选择性施加到该第一加热线部分和该第二加热线部分两者和/或仅施加到该第二加热线部分的功率。

[0019] 该控制器可以被适配用于:

控制施加到该第一加热线部分的功率,使得其波形从平坦转变到两个正半周期中的第一正半周期和/或在两个正半周期之后转变到平坦,和/或

控制施加到该第二加热线部分的功率,使得其波形从平坦或断开转变到两个负半周期中的第一负半周期和/或在两个负半周期之后转变到平坦,和/或

控制施加到这两个加热线部分的功率,使得其波形从平坦或断开转变到两个负半周期中的第一负半周期和/或在两个负半周期之后转变到平坦。

[0020] 该控制器可以被适配用于确定该AC功率或电压的频率。

[0021] 根据本发明的另一个方面,提供了一种呼吸辅助装置,包括:

用于在其中输送气体的导管,该导管包括电路系统,该电路系统包括:

至少一个加热线部分,用于在使用中加热该导管中的气体;以及

至少一个传感器线部分,包括用于监测该导管中的气体的参数的至少一个传感器;以及

如以上陈述中任一项所述的控制器。

[0022] 至少一个加热线部分和/或所述至少一个传感器线部分可以终止于该导管的第一端或其附近,优选地,终止于该导管的一端的20mm内,更优选地终止于该导管的一端的10mm

内,并且更加优选地终止于该导管的一端的5mm内,所述端在使用中是管的患者端。

[0023] 该至少一个加热线部分和/或所述至少一个传感器线部分可以耦合到印刷电路板PCB。该PCB可以定位在形成导管的壁之中和/或周围和/或内部。该PCB可以设置在导管的第二端处或附近。该或至少一个所述传感器可以安装在该PCB上或安装到该PCB。

[0024] 该(这些)加热线可以通过设置在导管中和/或其周围和/或设置在形成导管的壁内来与导管长度的至少一部分相关联。

[0025] 该(这些)传感器线可以通过设置在导管中和/或其周围和/或设置在形成导管的壁内来与导管长度的至少一部分相关联。

[0026] 该呼吸辅助装置可以包括两根所述加热线和两根所述传感器线,这些线设置或嵌入在导管的壁中并且螺旋地卷绕以加热线1、传感器线1、传感器线2和加热线2的顺序进行安排。

[0027] 根据本发明的另一个方面,提供了一种呼吸加湿系统,包括:

如以上陈述中任一项所述的控制器;和/或

如以上陈述中任一项所述的呼吸辅助装置。

[0028] 根据本发明的另一方面,提供了一种呼吸加湿的方法,包括:

控制向医疗管的加热线部分提供AC功率或电压;以及

在提供至该加热线部分的AC功率或电压波形的特定部分处或附近,控制对传感器的选择性读取,该传感器设置在医疗管中或耦合到医疗管或以其他方式与医疗管相关联。

[0029] 一种用作如以上陈述中任一项所提及的导管的医疗导管。

[0030] 一些实施例提供了用于呼吸回路的吸气分支、和/或包括吸气分支的系统 and/或方法。本文所描述的吸气分支尤其用于或适用于通过吸气分支输送经加热和加湿的气体的情况。根据一些实施例,经加热和加湿的气体可以穿过两个不同的环境。这在例如其中温度显著高于周围环境的婴儿保温箱中或者在其中将气体递送至患者的导管的一部分是在毯子下方的情况下可能是一个问题。然而,本文披露的一些实施例可以用于其中将经加热的和/或加湿的气体递送至患者的任何环境中,并且不限于用于其中吸气分支穿过两种不同环境的情况。

[0031] 吸气分支可以包括吸气分支的第一分段,该第一分段包括形成导管的第一结构,该导管被配置用于传送加湿气体,并且其中,吸气分支的第一分段包括第一加热线部分或电路。吸气分支可以包括吸气分支的第二分段,该第二分段包括形成导管的第二结构,导管被配置用于传送加湿气体,其中,第二结构被配置用于机械地联接至或以其他方式接合到第一分段的第一结构或与该第一结构整体制成以形成用于加湿气体的延伸导管,并且其中,吸气分支的第二分段包括第二加热线部分或电路。吸气分支可以包括中间连接器,该中间连接器包括将第一加热线电路电耦合至第二加热线电路的连接电路,其中,中间连接器可以耦合至吸气分支的第一分段的患者端以及吸气分支的第二分段的腔室端以形成用于加湿气体的单根导管。中间连接器可以被吸气分支的第一分段的一部分、吸气分支的第二分段的一部分、或吸气分支的第一分段和第二分段两者的一部分覆盖,从而使得中间连接器在吸气分支的内部。

[0032] 吸气分支可以被配置用于在两种加热模式下操作。在第一加热模式下,电功率穿过中间连接器以便向第一加热线电路提供功率而不向第二加热线电路提供功率。在第二加



热模式下,电功率穿过中间连接器以便向第一加热线电路和第二加热线电路两者提供功率。例如,中间连接器可以包括被配置用于至少部分地基于电流流动方向和/或电压极性来沿不同的路径指引电功率的电气部件。中间连接器可以包括导电迹线,该导电迹线可以在第一加热线电路中的一根或多根线与在第二加热线电路中的一根或多根线之间提供短路(例如,没有介入电气部件的直接电气连接)。中间连接器可以包括导电迹线,该导电迹线将第一加热线电路中的一根或多根线电耦合至第二加热线电路中的一根或多根线,其中,导电迹线包括电气部件,诸如,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。在某些实施例中,中间连接器包括电耦合至第一加热线电路和第二加热线电路两者的二极管。在某些实施例中,吸气分支可以进一步包括第一传感器部分或电路,该第一传感器部分或电路具有定位在中间连接器处的第一传感器。在某些实施例中,吸气分支进一步包括第二传感器电路,该第二传感器电路具有定位在患者端连接器处的第二传感器,患者端连接器定位在吸气分支的第二分段的患者端处。吸气分支可以被配置用于在两种感测模式下操作。在第一感测模式下,接收来自第一传感器的信号,而不接收来自第二传感器的信号。在第二感测模式下,接收来自第二传感器的信号,而不接收来自第一传感器的信号。在一些实施例中,感测包括并行地接收来自第一传感器和第二传感器两者的信号。在这些实施例中,算法可以确定由第一传感器至少部分地基于从第一传感器和第二传感器两者并行地接收的信号而测量的参数。在某些实施例中,中间连接器包括电耦合至第一传感器电路和第二传感器电路两者的二极管。患者端连接器可以被配置用于为第二传感器电路提供电连接。类似地,患者端连接器可以被配置用于为第二加热线电路提供电连接。传感器可以是温度传感器、湿度传感器、流量传感器等。第一传感器和第二传感器可以是被配置用于测量一个或多个参数(如,温度、湿度、流速、氧气百分比等)的传感器。在一些实施例中,第一传感器和第二传感器被配置用于测量至少一个类似参数(例如,温度、湿度、流速等)。在一些实施例中,多于两个传感器可以被包括并且可以被定位在中间连接器处和/或患者端连接器处。

[0033] 一些实施例提供了一种具有吸气分支和控制器的呼吸加湿系统。吸气分支可以包括:具有第一加热线部分或电路的第一分段、具有第二加热线部分或电路的第二分段、具有连接器电路的中间连接器,该连接器电路被配置用于将第一加热线电路电耦合至第二加热线电路、定位在第一分段的患者端处的第一传感器、以及定位在第二分段的患者端处的第二传感器。控制器可以被适配用于选择性地第一模式与第二模式之间切换,其中,在第一模式下,控制器通过连接器电路将电功率提供至第一加热线电路,并且在第二模式下,控制器将电功率提供至第一加热线电路和第二加热线电路。在某些实施例中,呼吸加湿系统至少部分地基于来自两个传感器之一或两者的输入而在模式之间切换。在某些实施例中,至少部分地基于包括温度、流量、湿度、功率中的一个或多个的参数或者这些参数的任意组合来完成切换。可以直接从第一传感器、第二传感器、或这两个传感器的组合导出或得出这些参数。在某些实施例中,第一模式和第二模式是由电源所提供的电流流动方向或电压极性限定的。在一些实施例中,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对吸气分支的加热的输入。

[0034] 一些实施例提供了双分支电路,该双分支电路可以包括吸气分支。这种吸气分支可以包括:具有第一加热线部分或电路的第一分段、吸气分支的具有第二加热线部分或电

路的第二段、具有被配置用于将第一加热线电路电耦合至第二加热线电路的连接器电路的中间连接器、定位在第一分段的患者端处的第一传感器、以及定位在第二段的患者端处的第二传感器。双分支电路还可以包括具有呼气加热线电路的呼气分支。双分支系统可以进一步包括连接至吸气分支和呼气分支的接口。双分支系统可以进一步包括控制器,该控制器被适配用于选择性地第一模式与第二模式之间切换,其中,在第一模式下,控制器通过连接器电路将电功率提供至第一加热线电路,并且在第二模式下,控制器将电功率提供至第一加热线电路和第二加热线电路。在某些实施例中,对呼气分支的加热是使用呼气加热线电路执行的,与使用第一加热线电路和第二加热线电路对吸气分支的加热无关。在某些实施例中,呼气分支与在吸气分支的第一分段中的第一加热线电路并行地被供电,和/或与第一加热线电路和第二加热线电路并行地被供电。在某些实施例中,呼气分支可以被设计成用于仅在第一模式、仅在第二模式、或者既在第一模式又在第二模式中被供电。在某些实施例中,接口经由Y型件连接。可以结合任何适当的患者接口。患者接口是广义术语并且将为本领域普通技术人员给出其平常的或习惯的含义(即,其不将局限于特殊的或自定义含义)并且包括但不限于罩(如气管罩、面罩和鼻罩)、插管和鼻垫。

[0035] 在一些实施例中,提供了分段式吸气分支,其中,分段的结构包括细长管。细长管可以包括第一细长构件,该第一细长构件包括中空体,中空体螺旋地缠绕以至少部分地形成具有纵向轴的导管、沿着纵向轴延伸的管腔、以及包围管腔的中空壁。细长管可以包括第二细长构件,该第二细长构件在第一细长构件的相邻匝线之间螺旋地缠绕并接合,该第二细长构件形成细长管的管腔的至少一部分。在某些实现方式中,第一细长构件在纵向截面中形成多个泡状物,这些泡状物在管腔处具有平坦的表面。在某些实现方式中,相邻泡状物由在第二细长构件之上的间隙分开。在某些实现方式中,相邻泡状物并不直接彼此相连接。在某些实现方式中,多个泡状物具有穿孔。

[0036] 在一些实施例中,提供了医疗导管(如吸气分支),该医疗导管包括导管、连接到用于气动地耦合到气源的导管的一端的连接器或箍套、加热线部分、传感器线部分和用于朝向期望目的地输送气体的出口。例如,出口可以包括用于连接到患者接口的连接器或箍套。加热线部分可以各自包括一根或多根加热线,这些加热线沿着导管长度的至少一部分行进以便在气体流经导管时加热气体。类似地,一根或多根传感器线可以沿着导管长度的至少一部分行进,从而将传感器耦合到控制单元。虽然传感器可以定位在任何点处,但通常期望在导管的患者端处或附近包括温度传感器以便获得递送至患者的气体的温度的准确指示。因此,一些实施例提供了沿导管的整个长度或基本上整个长度行进的(一根或多根)加热线和(一根或多根)传感器线两者。根据一些实施例,加热线部分和传感器线部分的患者端连接到公共电路板。一个或多个传感器可以被安装到电路板并使用传感器线部分进行读取。

[0037] 在一些实施例中,加热线部分连接到AC电源并且传感器线部分也耦合到其,以便使得能够选择性地读取包括在传感器线部分中或耦合到传感器线部分的(多个)传感器。根据一些实施例,监测AC电源的波形和/或使用波形的已知特性来检测或确定AC电源波形的一个或多个过零点(优选是下降过零点)的定时。根据这些实施例,优选地在过零点处或附近或之后读取(多个)传感器。优选地,在过零点的 $\pm 25\text{ms}$ 内、更优选地在 $\pm 15\text{ms}$ 内、更优选地在 $\pm 10\text{ms}$ 内、更优选地在 $\pm 5\text{ms}$ 内、以及更加优选地在约 $\pm 3\text{ms}$ 内读取传感器。根据一些目前优选的实施例,在过零点的 $\pm 150\mu\text{s}$ 内、更优选地在过零点的 $\pm 100\mu\text{s}$ 内、以及更加优选地

在过零点的 $\pm 50\mu\text{s}$ 内进行读取。可以通过使用测量传感器时的中断来实现减小的范围。这些范围适用于对过零点处或附近或之后的其他参考,但为了简洁起见未进行重复。进一步地,优选地在相同类型(即,上升或下降)的后一过零点之前读取(多个)传感器。可以根据需要重复对(多个)传感器的读取,其中,优选地保持过零点关系。以这种方式控制对(多个)传感器的读取可以将传感器误差减小到接近零,因为施加到加热线的功率对传感器线信号的干扰是极小的。进一步地,施加到至少一些传感器(例如,热敏电阻器)的电压极性的改变可能导致读数的干扰。基本上,信号需要一些时间来稳固或稳定,并且因此优选地在紧邻过零点之前的时间段内发生感测。

[0038] 在一些实施例中,提供了包括第一分段和第二分段的医疗导管(诸如吸气分支)。两个分段被优选地安排和接合或可连接,使得气体从第一分段的第一端流到第一分段的第二段,流到第二分段的第一端并且然后流到第二分段的第二段。根据这些实施例,第一加热线部分可以设置在第一分段中,并且第二加热线部分可以设置在第二分段中。第一加热线部分和第二加热线部分在第一模式下和第二模式下是可配置的,在该第一模式下,仅第一加热线部分被激活(即,产生热量),并且在该第二模式下,第一加热线部分和第二加热线部分两者都被激活。如先前所讨论的,在导管输送气体通过不同环境的情况下,诸如以便从保温箱外部向保温箱内部的婴儿输送气体,这种安排可以是期望的。例如,二极管可以设置在第一加热线部分与第二加热线部分的中间,使得当AC电源的电流在一个方向上流动时,仅第一加热线部分被供电,并且当电流在另一个方向上流动时,这两个加热线部分都被供电。可以使用其他电路/切换安排。根据一些实施例,至少一个传感器可以被设置在第二分段的第二段处或附近,即,在导管的患者端处。例如,可以设置热敏电阻来测量在导管中流动的气体的温度。可以设置传感器线以便于对(多个)传感器的读取。根据一些实施例,传感器线和加热线可在第一分段的第一端处或附近连接到AC电源和/或控制器。这种连接可以经由箍套(诸如在PCT/NZ2013/000208中描述的那些)方便地进行。在分段可释放地连接的情况下,可以使用类似的箍套连接器,并且再次参考PCT/NZ2013/000208。类似于先前实施例,可以在第二分段的第二段处或附近将传感器安装到电路板,其中加热线和传感器线接合到电路板。优选地,监测AC电源的波形和/或使用波形的已知特性来检测或确定AC电源波形的一个或多个过零点(优选是下降过零点)的定时。根据这些实施例,优选地在过零点处或附近或之后读取(多个)传感器。进一步地,优选地在相同类型的后一过零点之前读取(多个)传感器。可以根据需要重复对(多个)传感器的读取,其中,优选地保持过零点关系。以这种方式控制(多个)传感器的读取可以将传感器误差减小到接近零。

[0039] 对于本领域技术人员显而易见的是,相对于下降过零点定时的传感器的优选受控读取可以应用于本文所描述的任何实施例。

[0040] 实施例还提供了一种用于控制与医疗导管相关联的传感器的读取的控制器,该控制器被配置用于在为医疗导管的电路系统供电的AC电源的过零点(优选为下降过零点)处或附近或之后读取所述传感器。优选地,在相同类型的所述AC电源的下一个下降过零点之前执行所述读取。控制器的进一步特征可以从前面的陈述中得出。

[0041] 实施例还提供了一种呼吸辅助装置和/或呼吸加湿系统,该装置和/或系统被适配用于在相关联的AC电源的过零点(优选为下降过零点)处或附近或之后读取传感器。优选地,在所述AC电源的下一个过零点之前执行所述读取。呼吸辅助装置和/或呼吸加湿系统的

进一步特征可以从前面的陈述中得出,并且事实上,所述装置和/或系统可以包括所述导管和/或被适配用于促进一个或多个传感器的所述受控读取的所述控制器。

[0042] 实施例还提供相应的方法。

## 附图说明

[0043] 贯穿附图,可以重复使用参考标号以指示引用元素之间的一般对应关系。附图被提供用于展示本文描述的示例实施例并且不旨在限制本披露的范围。

[0044] 图1是用于将呼吸气体递送到患者的呼吸系统的示意图。

[0045] 图2展示了用于将加湿气体递送给用户的示例呼吸加湿系统,该呼吸加湿系统具有呼吸回路,该呼吸回路包括分段式吸气分支,其中,在每个分段中具有传感器。

[0046] 图3展示了具有吸气分支的呼吸回路的示例硬件配置,该吸气分支具有第一分段和第二分段。

[0047] 图4展示了具有吸气分支的呼吸回路的示例硬件配置。

[0048] 图5是示出图3和图4中所描绘的电源AC周期与加热线的加热线周期之间的关系图表。

[0049] 图6是描绘传感器的测量值相对于电源电压波形的图表。

## 具体实施方式

[0050] 本文描述了包括吸气分支、分段式吸气分支和多区域加热的医疗电路部件的某些实施例和示例。本领域技术人员将认识到,本披露扩展超出明确披露的实施例和/或使用以及其明显的修改和其等效物。因此,其旨在本文披露的本披露的范围不应受到本文描述的任何特定实施例的限制。

[0051] 本披露在将热量提供给导管的背景中引用了加热线、加热元件和/或加热器。例如,加热线是广义术语并且将为本领域普通技术人员给出其平常的或习惯的含义(即,其不局限于特殊的或自定义的含义),并且包括但不限于加热器带和/或当提供电功率时产生热量的导电元件。这种加热元件的示例包括由导电金属(例如,铜)制成的线、导电聚合物、印刷在导管的表面上的导电墨、用于在导管上创建迹线的导电材料等等。此外,本披露在气体递送的背景中引用导管、分支和医疗管。例如,管是广义术语并且将为本领域普通技术人员给出其平常的或习惯的含义,并且包括但不限于具有各种截面的通道,如圆柱形和非圆柱形通道。某些实施例可以结合复合管,该复合管通常可以被限定为包括两个或更多个部分的管,或者具体地,在一些实施例中如以下更详细描述包括两个或更多个部件。包括所披露的医疗管的分段式分支还可以用于呼吸回路中,如连续的、可变的或双水平气道正压通气(PAP)系统或其他形式的呼吸治疗。术语导管和分支应以类似于管的方式被解释。

[0052] 当经加热的、加湿的呼吸管用于保温箱(或其中存在温度变化的任何区域,如用于烧伤受害者的辐射加温器周围,或在由患者使用的毯子下方)时,呼吸管将穿过至少两个不同的区域:较低温度区域(诸如在保温箱外部的区域)以及较高温度区域(诸如在保温箱内部的区域)。如果管沿着其全长被加热,则这些区域之一将倾向于在非期望的、不合适的或非最优的温度处,这取决于哪个区域被感测(例如,哪个区域包含温度传感器)。如果加热线被控制至在保温箱内部的传感器(如至患者端温度传感器),则在保温箱外部的部分将倾向

于极冷,这会导致冷凝。相反地,如果加热线被控制至在保温箱外部的传感器,则在保温箱内部的部分将倾向于极热,这会导致过热的气体被提供给患者。因此,本披露的一些实施例描述了提供对分段式呼吸管中提供热量进行控制的系统和方法,其中,每个分段具有将反馈提供至控制模块的相关联的传感器。尽管本文关于两个区域描述了几个实施例,但这种系统还可以被扩展以应用于在附加的区域、分段或区域的情况下使用。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在这些区域中的三个不同的温度传感器来加热呼吸管的分段。此外,本文披露的实施例可以基于在患者端处的参数来控制被递送至呼吸管的热量,绕过或忽略在沿着管的中间点处的传感器中的一个或多个。另外,本文披露的实施例可以使用由传感器提供的参数来控制被递送至呼吸管的热量,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。其他实施例在使得能够将不同区域加热到不同水平的同时可以使用更少的传感器。例如,根据一个实施例,提供两个分段,并且单个温度传感器与呼吸管相关联,优选地在管的患者端处或者朝向或靠近管的患者端。根据这个实施例,分段可以被配置成使得仅加热第一分段或加热两个分段,其中就通过管的气体流动路径而言,第一分段优选为最远离患者的分段。

[0053] 控制模块可以监测并控制加热温度。控制模块可以被配置用于使用本文描述的连接组件的实施例来在第一模式下将热量提供给呼吸管的第一部分并且在第二模式下将热量提供给整个呼吸管。控制模块可以检测呼吸管的第一和/或第二部分的存在。为实现这点,可以检测呼吸管的一个或多个部分的存在和/或不存在,其中相应地至少部分地修改对气体特性的控制。可以在没有跨线、暴露连接器和/或患者端电连接的情况下使用本文描述的实施例。如本文使用的跨线包括电连接,该电连接在呼吸管的外部延伸、内部地通过呼吸管、并且结合、模制或以其他方式形成或被包括作为呼吸管的一部分。控制模块可以定位在加湿器内部或在其外部。在一些实施例中,控制器定位在加湿器内以控制与吸气分支的第一分段、吸气分支的第二分段以及呼气分支相关联的加热线,并且读取来自与吸气分支的第一分段和第二分段和/或呼气分支相关联的传感器的参数。

[0054] 控制模块还可以适应性地改变这些分段的温度。例如,控制模块可以监测与一个或多个分段相关联的温度传感器。该监测可以是连续的、基于间隔的或者其他方案(如中断或事件)的监测。例如,对温度传感器的监测可以基于以下各项:从模数转换器读取数值、确定电压或电流、感测逻辑状况、读取恒温设备、测量热敏电阻值、测量电阻温度检测器、测量热电偶的电压、或者用于感测温度的其他方法,包括但不限于使用半导体结型传感器、红外或热辐射传感器、温度计、指示器等等。在一些实施例中,温度传感器是热敏电阻。

[0055] 在一些实施例中,在使用过程中,可以至少部分地基于来自(多个)传感器的反馈来改变被递送至吸气分支的第一分段与吸气分支的第二分段的功率比。例如,可以改变功率比,其方式为使得每个分段被加热到减少或消除冷凝的温度。作为进一步的示例,可以改变功率比,从而使得不将过热的气体提供给患者。在一些实施例中,可以基于来自(多个)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功率比。可以以不同的方式改变功率比。例如,可以通过改变功率信号(包括但不限于电压和/或电流)的幅值、功率信号的持续时间、功率信号的占空比、或功率信号的其他合适改变而改变功率比。在实施例中,通过改变所提供的电流的幅值而改变功率比。

[0056] 一些实施例提供包括加热线的吸气分支,这些加热线不在气体路径中,而是被包

含在材料中,该材料将加热线与气体路径分隔开并且还将它们与外部环境隔离开。在一些实施例中,用于为加热线提供功率并且用于读取(多个)传感器的电路系统是在吸气分支的内部,从而使得该电路系统不暴露于外部环境。在一些分段式管实施例中,加热线被模制到吸气或呼气管中,从而使得在管的补充分段中的加热线的端接触中间连接器,从而使得加热线电耦合至中间连接器,其中,该中间连接器可以被配置用于提供用于加热线控制和/或传感器读取的电路系统。在一些实施例中,可以修改和改变应用于加热线的电源的占空比,以便改变在气体沿着相关联的分段流动时递送至气体的热量的量。

[0057] 本文描述的一些实施例提供了一种呼吸加湿系统,该呼吸加湿系统被配置用于将温暖的、加湿的气体递送至患者或其他用户。气体通过用液体(例如,水)填充的液体腔室,该液体是使用加热器板加热的。液体在腔室中蒸发并且与流过其的气体组合,由此加热和/或加湿气体。加湿气体可以被指引至具有与其相关联的一根或多根加热线的吸气分支。可以选择性地为加热线供电以便向加湿气体提供限定的、期望的、合适的或选定量的热量。在一些实施例中,呼吸加湿系统可以与保温箱或辐射加温器结合使用。吸气分支可以是分段式的,从而使得第一分段在保温箱外部而第二分段在保温箱内部。此外,第一组加热线可以与第一分段相关联而第二组加热线可以与第二分段相关联。加湿系统可以被配置用于在第一模式下为第一组加热线提供功率并且在第二模式下为第一组和第二组加热线提供功率。在一些实施例中,加湿系统可以被配置用于在第一模式下为第一组加热线提供功率并且在第二模式下为第二组加热线提供功率。吸气分支可以包括在每个分段或一个分段的一端处的传感器,这些传感器用于为加湿系统提供反馈以用于在选择要递送至分段中的多组加热线的功率中使用。在一些实施例中,加湿系统可以包括具有相关联的加热线的呼气分支,这些加热线也由加湿系统选择性地控制。在本申请中,参照吸气分支对分段式分支进行描述。然而,所描述的特征可以应用于呼气分支以及其他医疗管。

#### 呼吸加湿系统

[0058] 图1示出了呼吸系统1,其可包括但不限于以下部件:加压气源2(如鼓风机或通风机),被适配用于产生将被递送到患者3的气体的供应;加湿设备4,被适配用于调节气体的供应;医疗管6,被适配用于将气体递送到患者接口8,该患者接口然后将气体递送到患者3;以及连接器16,被适配用于将医疗管6连接到加湿设备4。

[0059] 如本文所描述的患者接口8可以指面罩、鼻罩、鼻套管、口罩、气管罩或鼻枕。

[0060] 如本文所描述的加湿设备4可以指调节气体的任何设备。这可以包括对气体加热和/或对气体加湿。

[0061] 如本文所描述的气体可以指空气、氧气、二氧化碳、或任何此类气体的混合物、或任何此类气体与可以经由患者接口8递送到患者3的一种或多种药物或气溶胶的组合。

[0062] 如本文所描述的医疗管6可以指管、导管、管路或软管。医疗管6可以包括一根或多根线。一根或多根线可以包括至少一根加热线、至少一根传感器线、和/或任何其他类型的电导体。一根或多根线可以在医疗管6内部。一根或多根线可以沿着医疗管6的内表面或外表面平放。一根或多根线可以螺旋地缠绕到医疗管6上或缠绕到医疗管6中,使得一根或多根线可以嵌入医疗管6的壁中。

[0063] 医疗管6优选被加热。医疗管6可以包括绝缘件,以减少在医疗管6内形成冷凝物。如果医疗管6内经加热、加湿的气体在传输期间冷却,则可形成冷凝物。为了减少或消除冷

凝物形成,可以加热医疗管6。这种加热可以由包括一根或多根加热线的一根或多根线提供。

[0064] 可以提供医疗管6的终止部分以使一根或多根线在连接器16处终止,使得可以在医疗管6与呼吸系统1的部件之间形成电连接。连接器16可以在医疗管6与呼吸系统1的部件之间提供气动连接。如本文所描述的呼吸系统1的部件可以指患者接口或加湿设备。连接器16可以在医疗管6与呼吸系统1的部件之间的提供电连接和气动连接中的任一者或两者。

[0065] 一根或多根线还可以包括一根或多根感测线。一根或多根感测线可以用于感测气体特性,如温度、流量、湿度或压力。在一些实施例中,一根或多根感测线可以用于感测温度。在一些实施例中,一根或多根感测线可以连接到可用于感测这些气体特性中的一个或多个的一个或多个传感器。

[0066] 图2展示了用于将加湿气体递送给用户的另一示例呼吸加湿系统100,呼吸加湿系统100具有呼吸回路200,该呼吸回路包括在每个分段中具有传感器204a、204b的分段式吸气分支202。如所展示的,分段式吸气分支202可以与保温箱208结合使用,或者与其中沿着吸气分支202的不同分段存在不同温度的另一个系统结合使用,如与辐射加温器结合使用。分段式吸气分支202可以用于向吸气分支202a、202b的不同分段提供不同水平的热量以减少或防止冷凝和/或控制递送至用户的气体的温度。

[0067] 呼吸加湿系统100包括加压气源102。在一些实现方式中,加压气源102包括风扇、鼓风机等等。在一些实现方式中,加压气源102包括呼吸机或其他正压发生设备。加压气源102包括入口104和出口106。

[0068] 加压气源102将流体流(例如,氧气、麻醉气体、空气等)提供至加湿单元108。流体流从加压气源102的出口106流向加湿单元108的入口110。在所展示的配置中,加湿单元108被示出为与加压气源102是分开,其中,加湿单元108的入口110通过导管112连接至加压气源102的出口106。在一些实现方式中,加压气源102和加湿单元108可以被整合到单个外壳中。

[0069] 虽然其他类型的加湿单元可以与在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是越过型(pass-over)加湿器,该加湿器包括加湿腔室114以及至加湿腔室114的入口110。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的基部118。可以在被适配用于容纳一定体积的液体的加湿腔室116内限定隔腔室,该液体可以由通过基部118传导或提供的热量加热。在一些实现方式中,基部118被适配用于与加热器板120接触。可以通过控制器122或其他合适的部件来控制加热器板120,从而使得可以改变或控制被传送至液体中的热量。

[0070] 加湿单元108的控制器122可以控制呼吸加湿系统100的各种部件的操作。虽然所展示的系统被展示为是使用单个控制器122,但是在其他配置中可以使用多个控制器。该多个控制器可以通信或者可以提供单独的功能并因此,该控制器不需要通信。在一些实现方式中,控制器122可以包括微处理器、处理器或者具有相关联的存储器或存储设备的逻辑电路系统,该存储器或存储设备包含用于计算机程序的软件代码。在这些实现方式中,控制器122可以根据如包含在计算机程序中的指令并且还响应于内部或外部输入来控制呼吸加湿系统100的操作。控制器122或多个控制器中的至少一个控制器可以与呼吸回路一起定位,附接至呼吸回路上或者整合为呼吸回路的一部分。



[0071] 加湿腔室114的本体116包括限定入口110的端口124,以及限定加湿腔室114的出口128的端口126。随着包含在加湿腔室114内的液体被加热,液体蒸汽与通过入口端口124引入到加湿腔室114中的气体混合。气体与蒸汽的混合物通过出口端口126离开加湿腔室114。

[0072] 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的吸气分支202,该出口限定了加湿单元108的出口端口126。吸气分支202向用户输送从加湿腔室114离开的气体与水蒸汽的混合物。吸气分支202可以包括沿着吸气分支202定位的加热元件206,其中,该加热元件206被配置用于减少沿着吸气分支202冷凝、控制到达用户的气体的温度、维持气体的湿度或者这些的任何组合。加热元件206可以升高或维持由吸气分支202输送的气体和水蒸汽混合物的温度。在一些实现方式中,加热元件206可以是限定电阻加热器的线。通过增加或维持离开加湿腔室114的气体和水蒸汽混合物的温度,水蒸汽不太可能从混合物中冷凝出来。

[0073] 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内的用户维持期望的环境,如选定的、限定的或期望的温度。因此,在保温箱208内,内部环境温度可能与保温箱208外部的温度不同。因此,保温箱208沿着吸气分支202导致、限定、创建或维持不同的温度区域,其中,内部温度通常比外部温度更热。沿着吸气分支202具有至少两个不同的温度区域可能在将气体递送至用户的过程中造成问题,如沿着吸气分支202冷凝、递送温度过高的气体、或者两者。

[0074] 呼吸加湿系统100可以包括与加热元件212相关联的呼气分支210。在一些实施例中,呼气分支210和吸气分支202可以使用合适的配件(例如,Y型件)相连接。在一些实施例中,呼吸加湿系统100可以与辐射加热器结合使用、在毯子下方使用、或者在创建两个或更多个温度区域的其他系统或情形中使用。本文描述的系统和方法可以与这种系统一起使用并且不局限于结合保温箱的实现方式。

[0075] 吸气分支202可以被划分为分段202a和202b,其中,第一分段202a可以是吸气分支202的在保温箱208外部的一部分并且第二分段202b(例如,保温箱延伸部分)可以是吸气分支202的在保温箱208内部的一部分。第一分段202a和第二分段202b可以是不同的长度或相同的长度。在一些实施例中,第二分段202b可以比第一分段202a短,并且,在某些实现方式中,第二分段202b可以约为第一分段202a的长度的一半。例如,第一分段202a可以具有以下为以下各项的长度: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。例如,第二分段202b可具有为以下各项的长度: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。

[0076] 吸气分支202a、202b的分段可以彼此耦合以形成用于气体递送的单个导管。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线206a和一个或多个第一传感器204a,并且可以在没有第二分段202b的情况下使用。在第二分段202b没有耦合至第一节段202a的情况下,控制器122可以被配置用于控制第一加热线206a并且读取第一传感器204a。此外,当第二分段202b耦合至第一节段202a时,控制器122可以被配置用于控制第一加热线206a和第二加热线206b并且读取在其对应分段中的第一传感器204a和第二传感器204b。在



一些实施例中,在不修改控制器122或加湿单元108的情况下,控制器122可以被配置用于:当第二分段202b被附接时,控制对应的第一加热线206a和第二加热线206b并且读取对应的第一传感器204a和第二传感器204b;并且当第二分段202b未附接时,控制第一加热线206a以及用于读取第一传感器204a。因此,无论吸气分支202是包括第一分段202a和第二分段202b两者还是仅包括第一分段202a,都可以使用相同的控制器122和/或加湿单元108。在一些实施例中,在不修改控制器122或加湿单元108的情况下,控制器122可以进一步被配置用于控制在呼气分支210中的加热线212。因此,呼吸加湿系统100可以在具有或没有第二分段202b附接和/或具有或没有呼气分支210附接的情况下工作。

[0077] 在一些实施例中,第一分段202a和第二分段202b被永久地接合在一起以形成用于气体递送的单个导管。如在此使用的,永久接合可以指如通过使用粘合剂、摩擦配件、包模、机械连接器等将分段202a、202b接合在一起,其方式使得难以将这两个分段分开。在一些实施例中,第一分段202a和第二分段202b被配置成可释放地耦合。例如,第一分段202a在没有第二分段202b的情况下可以用于气体递送,或者第一分段202a和第二分段202b可以耦合在一起以形成用于气体递送的单个导管。在一些实施例中,第一分段202a和第二分段202b可以被配置为使得它们可以仅按一种配置耦合在一起。例如,第一分段202a可以具有限定的腔室端(例如,沿着加湿气体流至患者的方向最接近腔室114或加湿单元108的端)以及限定的患者端(例如,沿着加湿气体流至患者的方向最接近患者的端),其中,该腔室端被配置成耦合至在腔室114和/或加湿单元108处的部件上。第二分段202b可以具有限定的腔室端以及限定的患者端,其中,该腔室端被配置成仅耦合至第一分段202a的患者端。第一分段202a的腔室端可以被配置成不与第二分段202b的任一端耦合。类似地,第一分段202a的患者端可以被配置成不与第二分段202b的患者端耦合。类似地,第二分段202b的患者端可以被配置成不与第一分段202a的任一端耦合。因此,第一分段202a和第二分段202b可以被配置成仅以一种方式耦合以形成用于气体递送的单个导管。在一些实施例中,第一分段202a和第二分段202b可以被配置成以各种各样的配置耦合。例如,第一分段202a和第二分段202b可以被配置成不包括限定的患者端和/或限定的腔室端。作为另一个示例,第一分段202a和第二分段202b可以被配置成使得第一分段202a的患者端和/或腔室端可以耦合至第二分段202b的腔室端或者患者端。类似地,第一分段202a和第二分段202b可以被配置成使得第二分段202a的腔室端和/或患者端可以耦合至第二分段202b的腔室端或者患者端。

[0078] 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用于电耦合吸气分支202的第一分段202a和第二分段202b的元件。中间连接器214可以被配置用于将第一分段202a中的加热线206a电耦合至第二分段202b中的加热线206b,以便使得能够使用控制器122控制加热线206a、206b。中间连接器214可以被配置用于将第二分段202b中的第二传感器204b电耦合至第一分段中的第一传感器204a,从而使得控制器122能够获得其对应的输出。中间连接器214可以包括使得能够选择性地控制加热线206a、206b和/或选择性地读取传感器204a、204b的电气部件。例如,中间连接器214可以包括在第一模式下引导功率通过第一加热线206a并且在第二模式下引导通量通过第一加热线206a和第二加热线206b的电气部件。中间连接器214上所包括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、无线通信传感器等等。在一些实施例中,中间连接器214可以被配置成在吸气分支202内部,

从而使得其基本上与外部元素屏蔽(例如,来自吸气分支202外部环境的少于1%的水、微粒、污染物等接触中间连接器214)。在一些实施例中,在中间连接器214上的电气部件中的一些可以被配置用于与吸气分支202内的加湿气体物理地隔离开,以便减少或防止可能由暴露于湿气引起的损坏。在一些实施例中,中间连接器214可以包括相对廉价的无源电气部件以减少成本和/或提高可靠性。

[0079] 吸气分支202可以包括在吸气分支202a、202b的对应分段中的传感器204a、204b。第一传感器204a可以被定位成接近第一分段202a的端、靠近保温箱208,从而使得从第一传感器204a得出的参数与进入第二分段202b的加湿气体的参数相对应。第二传感器204b可以被定位成接近第二分段202b的端,从而使得从第二传感器204b得出的参数与被递送至患者或用户的加湿气体的参数相对应。传感器204a、204b的输出可以作为反馈被发送至控制器122以用于在控制递送至吸气分支202a、202b的分段的加热元件206a、206b的功率中使用。在一些实施例中,传感器204a、204b中的一者或两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当类型的温度传感器,包括例如但不限于热敏电阻、热电偶、数字温度传感器、晶体管等等。由传感器提供或从其中得到的参数可以包括例如但不限于温度、湿度、氧气含量、流速或这些参数的任何组合等等。

[0080] 控制器122可以被配置用于:控制加热线206a和206b、接收来自传感器204a和204b的反馈、提供逻辑以控制至加热线206a和206b的功率、响应于来自传感器204a和204b的读数来调整对加热线206a和206b的控制、检测吸气分支202的第二分段202b的存在(例如,第二分段202b可以具有与其相关联的识别元件,诸如专用电阻器或者专门或主要用于识别目的的其他元件,或者可以使用第二分段的固有特性,诸如热敏电阻具有在预定范围内的电阻)、从来自传感器204a和204b的读数中得出参数等等。在一些实施例中,控制器122包括被配置用于将电功率递送至加热线的电源。电源可以是交流或直流源。在一些实施例中,控制器122可以接收来自加热器板传感器130的输入。加热器板传感器130可以向控制器122提供与加热器板120的温度和/或功率利用率有关的信息。在一些实施例中,控制器122可以接收来自流量传感器132的输入。可以使用任何合适的流量传感器132,并且流量传感器132可以被定位在周围空气与加湿腔室114之间或者在加压气源102与加湿腔室114之间。在所展示的系统,流量传感器132被定位在加湿腔室114的入口端口124上。

[0081] 对第二分段的存在的检测可以用于改变对装置的控制。例如,可以使用适用于向保温箱内的婴儿提供加湿气体的控制算法。因此,可以使用适用温度曲线和/或值和/或范围,并且可以调节所递送的气体的流量和/或压力。

#### 呼吸回路硬件配置

[0082] 图3展示了呼吸回路200的硬件配置800的示例图,该呼吸回路具有吸气分支的第一分段202a、吸气分支的第二分段202b,并且可以包括呼气分支(未示出)或者可以将呼出气体排放到大气中。硬件配置800可以包括加湿器108,该加湿器被配置用于耦合加热线HW1的接线和传感器204的接线。在一些实施例中,传感器盒802可以被配置用于耦合加热线HW1的接线和传感器204的接线。可以以两种模式控制加热线HW1。在第一模式下,第一加热线206a接收电功率,而第二加热线206b不接收。在第二模式下,第一加热线206a和第二加热线206b都接收电功率。

[0083] 硬件配置800可以包括中间印刷电路板(PCB)214,该中间PCB包括功率二极管D1中

间PCB 214可以包括以消散由二极管D1产生的热量以便减少对传感器204的影响的加热垫。硬件配置800可以包括患者端PCB 804,该患者端PCB具有两根加热线和传感器204,其中加热线206b直接电耦合。在第一操作模式下,电功率可以被提供给HW1,从而使得电流流过加热线206a并且流过二极管D1,同时基本上没有电流流过加热线206b(例如,少于1%的通过加热线206a的电流流过加热线206b)。在第二操作模式下,电功率可以被提供给HW1,从而使得电流流过加热线206a和206b。第一操作模式和第二操作模式可以至少部分地受电流流过加热线HW1的方向控制。

[0084] 在一些实施例中,传感器盒802可以定位在加湿系统100内或系统外部。

[0085] 图4展示了呼吸系统1的吸气分支6的硬件配置900的示例图,该呼吸系统可以包括呼气分支(未示出)或者可以将呼出气体排放到大气中。硬件配置900可以包括加湿器4,该加湿器被配置用于耦合加热线HW1的接线和传感器204的接线。在一些实施例中,传感器盒802可以被配置用于耦合加热线HW1的接线和传感器204的接线。

[0086] 硬件配置900可以包括患者端PCB 804,该患者端PCB具有两根加热线和传感器204,其中,加热线206直接电耦合。可以向HW1提供电功率,使得电流流过加热线206并产生热量。

[0087] 其他配置(包括其中呼气分支被加热和/或设置有一个或多个附加传感器的实施例)可以在没有PCT/NZ2013/00208的发明的情况下得到,但实现本文披露的新型传感器读取控制。

[0088] 图1至图4中所示系统的实施例可以包括正弦脉冲宽度调制(SPWM)驱动器,该驱动器提供将加热器板和加热线打开或关闭,加热器板用于加热加湿腔室的内容物,并且加热线例如是吸气导管的加热线HW1。例如,驱动器可以供应两个100位模式,一个用于加热器板并且一个用于加热线。位模式中的每个位可以使SPWM驱动器将对应加热器切换成打开或关闭。可以在电源电压的每个下降过零点处进行切换,以减小由于从零功率到最大功率水平的急剧转变而引起的电源上的应力。下降沿或上升沿的选择是略随意的,重要的是在过零点处并且仅在每个全AC周期发生切换。因此,对于50Hz电源和60Hz电源,加热器可以分别以每秒50次(每20ms)或每秒60次(每16.67ms)切换成打开或关闭。这是有用的,因为传感器(例如,患者端热敏电阻)的测量周期可以与电源周期对齐,该电源周期和加热线周期已经对齐。

[0089] 图5是示出图3和图4中所描绘的电源AC周期与加热线的加热线周期之间的关系的图表。

[0090] 图6是描绘传感器的测量值相对于电源电压波形的图表。当在电源周期上发生下降过零点时,可以采取各种设置步骤来准备传感器读取,包括将感测线上的极性切换为正。当在电源周期上出现上升零点时,进行测量并反转感测线上的极性。在预测上升过零点的情况下,可以通过分析电源电压来检测下降过零点和频率。

### 结论

[0091] 已经参照附图描述了具有传感器读取控制的呼吸加湿系统以及相关部件和方法的示例。附图示出了各系统和模块以及它们之间的连接。这些不同的模块和系统可在不同的配置中组合,并且在这些不同的模块和系统之间的连接可以存在物理链路或逻辑链路。附图中的表示已经被呈现用于清楚地展示与提供传感器读取控制有关的原理,并且提

供了有关模块或系统的分区的细节已经被提供以便描述而不是尝试勾勒单独的物理实施例。示例和附图旨在说明而非限制本文所描述的发明的范围。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热系统（包括外科加湿器）。本文的原理可以应用在呼吸应用中以及在其他场景中，其中，将沿着经受不同环境温度的多个分段控制气体的温度。

[0092] 如在本文使用的，术语“处理器”广义地指任何用于执行指令的适当设备、逻辑块、模块、电路或元件组合。例如，如本文所引用的控制器可以包括任何常规的通用单芯片或多芯片微处理器，如 **Pentium®** 处理器、**MIPS®** 处理器、**Power PC®** 处理器、**AMD®** 处理器、**ARM®** 处理器或者 **ALPHA®** 处理器。此外，控制器可以包括任何常规的专用微处理器，如数字信号处理器或微控制器。结合本文披露的实施例所描述的各说明性逻辑块、模块和电路可以用通用处理器、数字信号处理器 (DSP)、专用集成电路 (ASIC)、现场可编程门阵列 (FPGA) 或其他可编程逻辑器件、分立门或晶体管逻辑、分立硬件部件、或者被设计成用于执行本文所描述的功能的其任何组合来实施或者执行，或者可以是主处理器中的纯软件。例如，逻辑模块 504 可以是不利用任何附加的和/或专门硬件元件的软件实施功能块。控制器可以被实施为计算设备的组合，例如，DSP 和微处理器的组合、微控制器和微处理器的组合、多个微处理器、与 DSP 芯结合的一个或多个微处理器、或任何其他这种配置。

[0093] 数据存储设备可以指允许数据由处理器存储并检索的电子电路系统。数据存储设备可以指外部设备或系统，例如，磁盘驱动器或固态驱动器。数据存储设备还可以指快速半导体存储设备（芯片），例如，随机存取存储器 (RAM) 或各种形式的只读存储器 (ROM)，该数据存储设备直接连接至通信总线或控制器。其他类型的数据存储设备包括磁泡存储器和磁芯存储器。数据存储设备可以是配置用于将数据存储在非瞬态介质中的物理硬件。

[0094] 尽管本文披露了某些实施例和示例，发明性主题延伸超过具体披露的实施例至其他替代性实施例和/或用途，并且延伸至其修改及等效物。因此，在此所附权利要求或实施例的范围不被本文描述的任何具体的实施例限制。例如，在本文披露的任何方法或过程中，该方法或过程的动作或操作可以以任何适当的顺序被执行并且不必局限于任何具体披露的顺序。进而，各操作可以被描述为多个分立操作，其方式使得可以帮助理解某些实施例；然而，描述的顺序不应解释为暗示这些操作是依赖于顺序的。此外，本文描述的结构可以被体现为集成部件或单独的部件。出于比较各部件的目的，对这些实施例的某些方面和优点进行描述。不必由任何具体的实施例实现所有这些方面或优点。因此，例如，各实施例可以被执行成其方式使得实现或优化如本文所教授的一个优点或一组优点，而不一定实现如本文还可能教授或建议的其他方面或优点。

[0095] 本文所使用的条件语言，如“可以 (can)”、“可以 (could)”、“可能 (might)”、“可能 (may)”、“例如 (e.g.)”等等，除非特别地另外声明，或者以其他方式如所使用的在上下文中被理解，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，这类条件语言通常不旨在暗示特征、元件和/或状态以任何方式被要求用于一个或多个实施例。如本文所使用的，术语“包括 (comprises)”、“包括 (comprising)”、“包含 (includes)”、“包含 (including)”、“具有 (has)”、“具有 (having)”或其任意其他变体旨在涵盖非排他性包含物。例如，包括一系列元件的过程、方法、物品或者装置不必仅限于那些元件，而是可以包括没有明确列出的或者对于这种过程、方法、物品或者装置固有的其他元件。同样地，术语“或”以其包含的意义（而不是以其排他性含义）被使用，这样使得其在用

于例如连接元素的列表时,术语“或”是指列表中的一个、一些或所有元素。除非另有明确说明,否则如短语“X、Y和Z中的至少一个(at least one of X,Y and Z)”的联合语言在上下文中以其他方式被理解为大体用于传达项目、术语等可以是X、Y或Z。因此,这种联合语言通常不旨在暗示某些实施例需要至少一个X、至少一个Y和至少一个Z都各自存在。如本文使用的,单词“约(about)”或“近似(approximately)”可以意味着在所阐明的值的 $\pm 10\%$ 内、 $\pm 5\%$ 内或 $\pm 1\%$ 内。

[0096] 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具体化并且经由该软件代码模块部分地或完全地自动化。单词“模块”是指体现在硬件和/或固件中的逻辑,或指软件指令的集合,可能地具有入口点和出口点,以编程语言书写,如例如C或C++。软件模块可以被编译并链接到可执行程序、被安装在动态链接库中,或者可以用解释性编程语言书写,如例如BASIC、Perl、或Python。将认识到,软件模块可以从其他模块或从它们自身被调用,和/或可以响应于检测到的事件或中断被调用。软件指令可以嵌入在固件(如可擦可编程只读存储器(EPROM))中。将进一步认识到,硬件模块可以包括连接的逻辑单元(如,门和触发器)和/或可以包括可编程单元(如,可编程门阵列、专用集成电路和/或处理器)。本文描述的模块可以被实施为软件模块,但是也可以以硬件和/或固件形式表示。另外,尽管在一些实施例中,模块可以被单独编译,但在其他实施例中,模块可以表示单独编译的程序的指令的子集,并且可能不具有可用于其他逻辑编程单元的接口。

[0097] 在某些实施例中,代码模块可以在任何类型的计算机可读介质中或其他计算机存储设备中实施和/或存储。在一些系统中,输入到系统中的数据(和/或元数据)、由系统生成的数据、和/或由系统使用的数据可以被存储在任何类型的计算机数据库中,如关系数据库和/或平面文件系统。本文描述的任何系统、方法和过程可以包括被配置用于准许与用户、操作员、其他系统、部件、程序等交互的接口。

[0098] 应强调的是,可以对本文描述的实施例进行许多变化和修改,其元素将被理解为是在其他可接受的示例当中的。所有这样的修改和变化本文均旨在包括在本披露的范围内并由以下权利要求书保护。进一步地,在前述披露中没有什么旨在暗示任何具体的部件、特性或过程步骤是必要的或至关重要的。

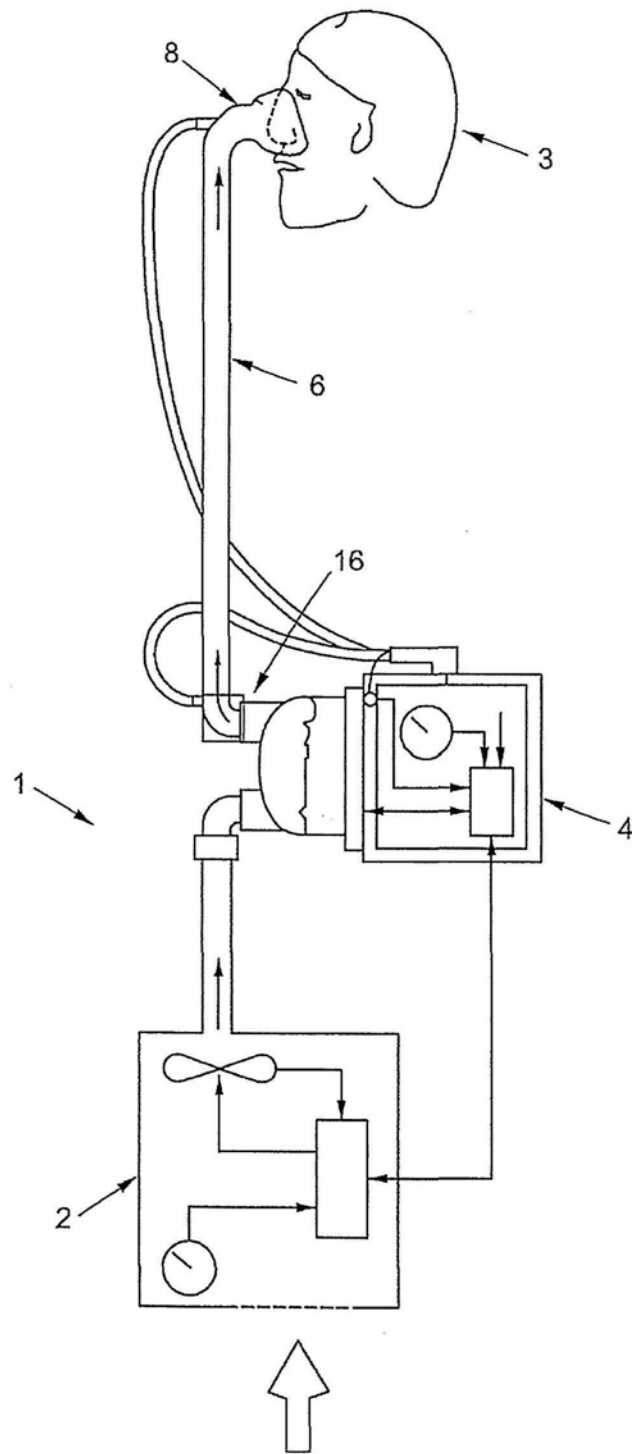


图1

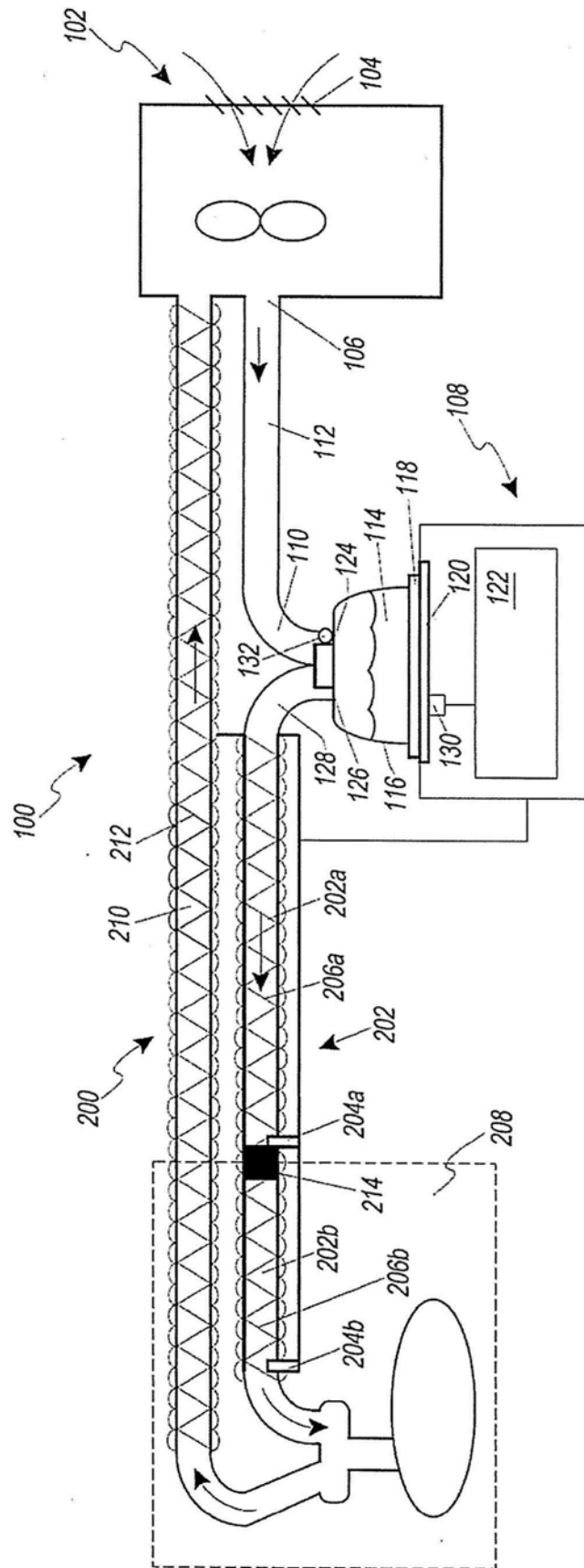


图2

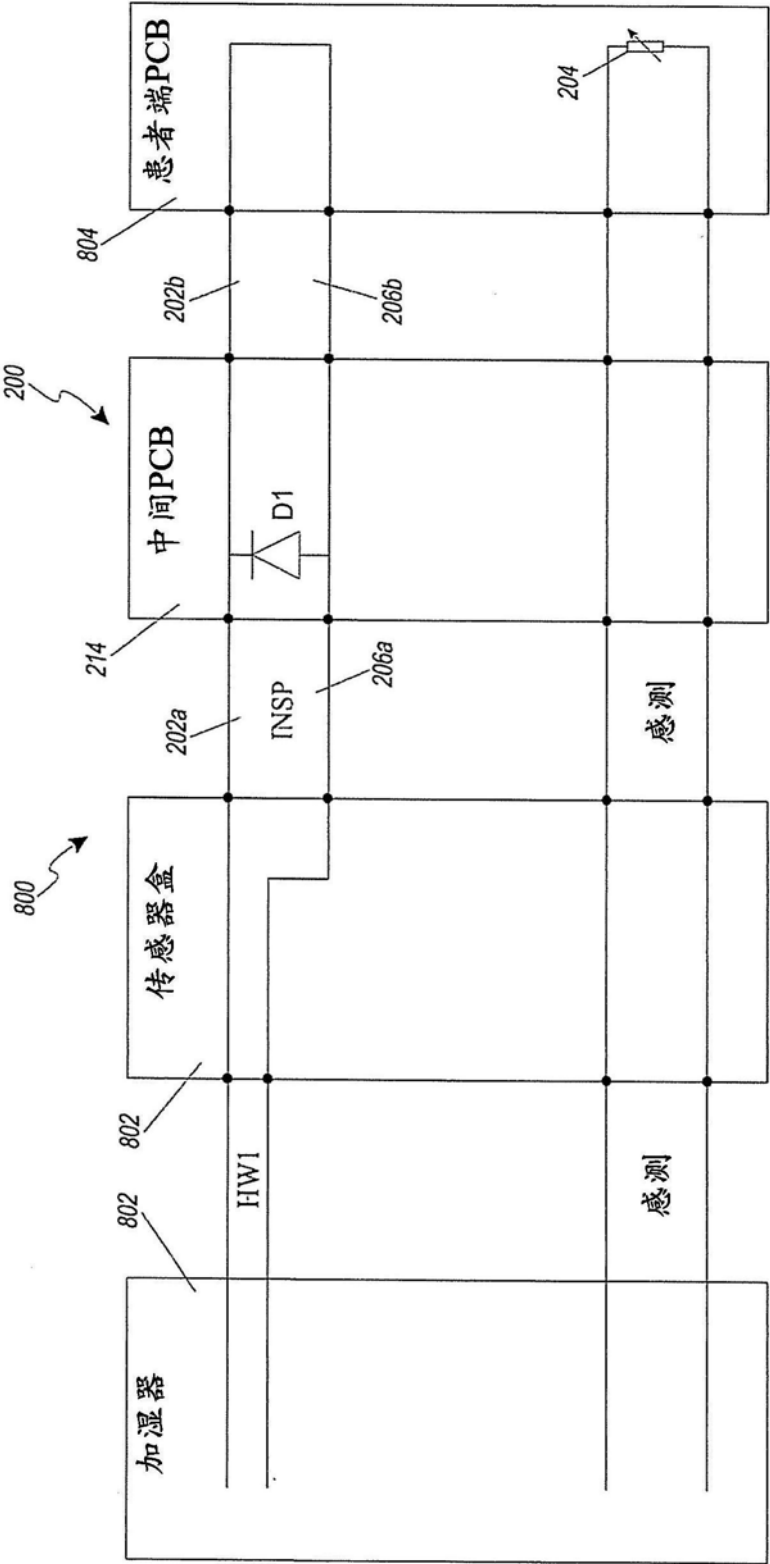


图3



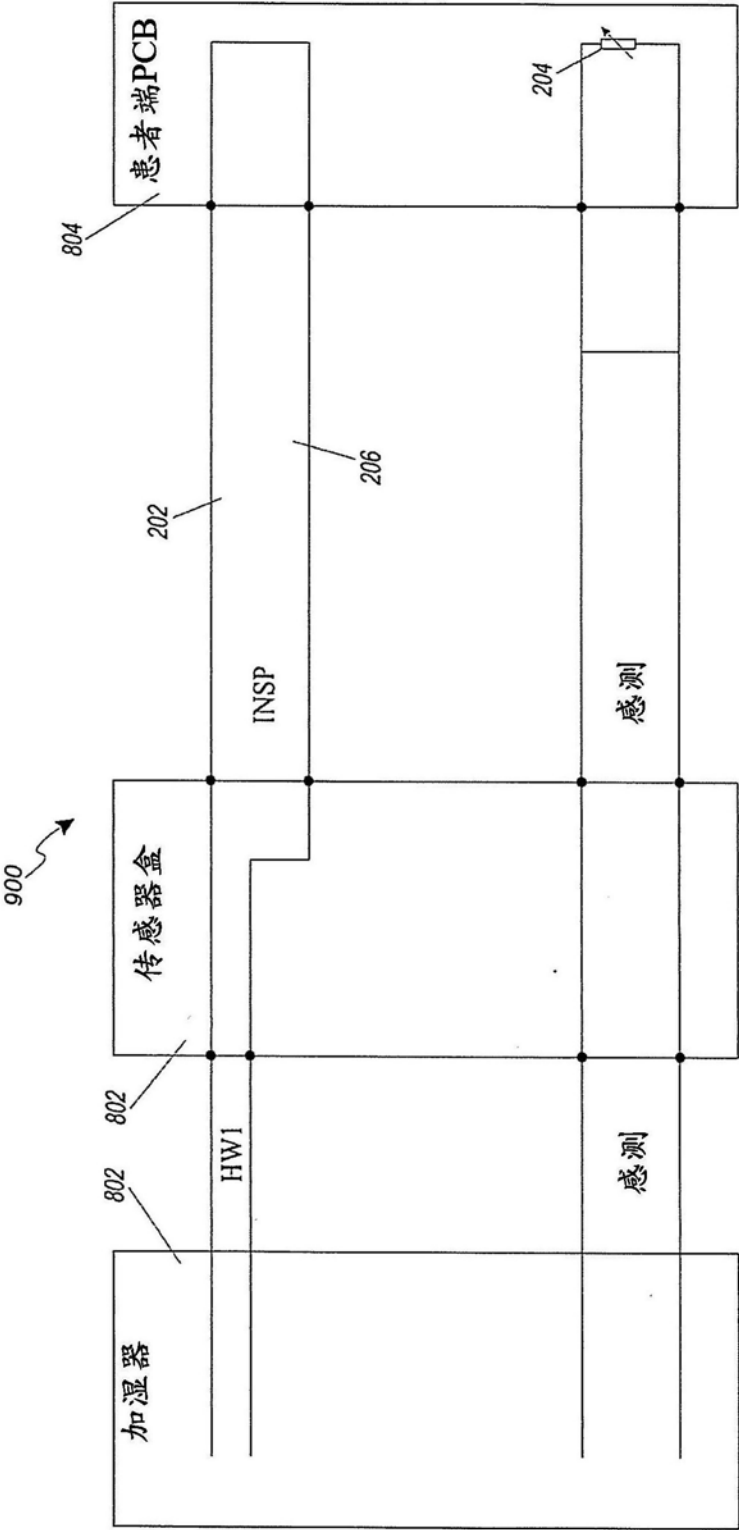


图4

(图 3)                      (图 4)                      (AC 电源)

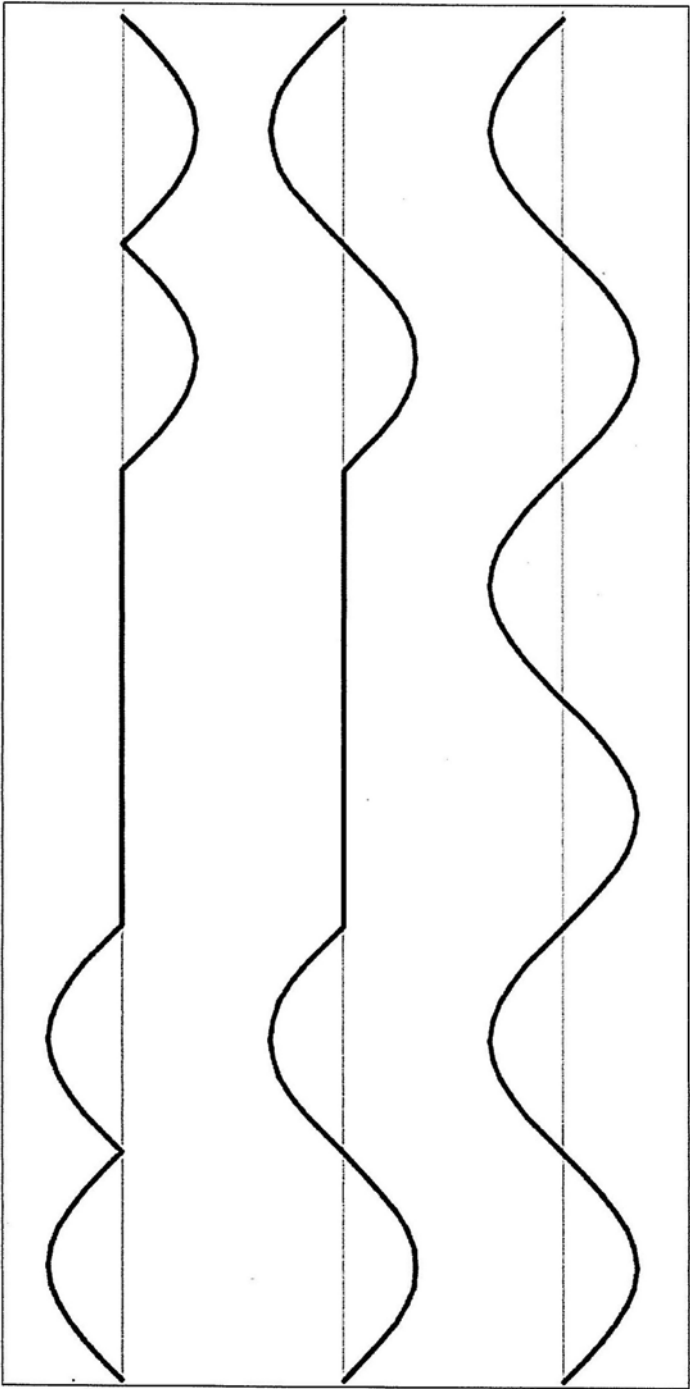


图5

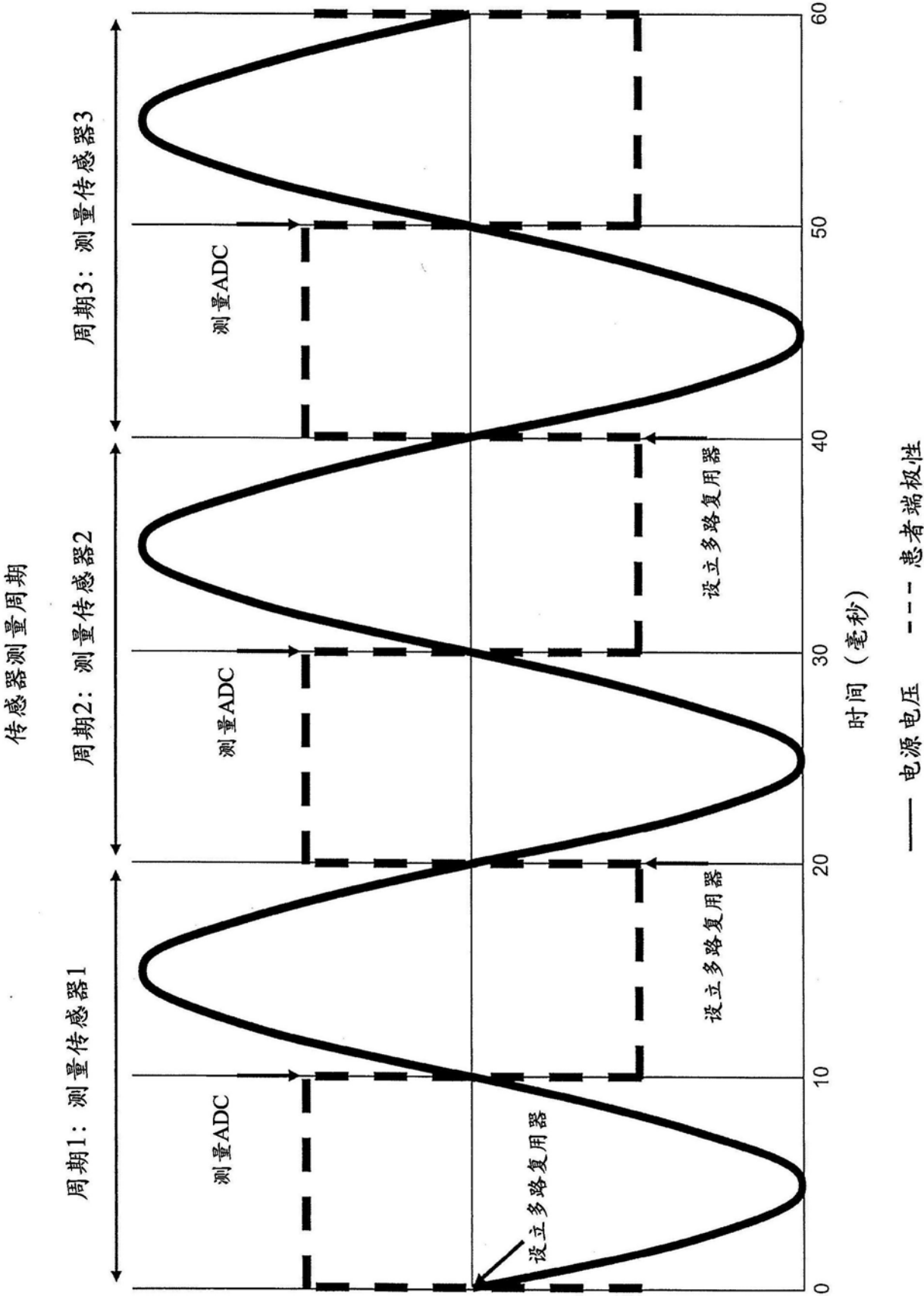


图6