(19)国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 118871153 A
(43)申请公布日 2024.10.29

(21)申请号 202280087277.5
(22)申请日 2022.11.15
(30)优先权数据
63/264,088 2021.11.15 US
(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2024.07.02
(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/IB2022/060952 2022.11.15
(87)PCT国际申请的公布数据
WO2023/084492 EN 2023.05.19
(71)申请人 费雪派克医疗保健有限公司
地址 新西兰
(72)发明人 P·A·斯卡普 E·B·斯托克斯 E·M-Y·奥 E·德夫里克 刘柏岩 邓志帆 N·布迪拉贾 N·B·拉查里 L·M·杰梅尔 R·I·苏罗委兹
(74)专利代理机构 中国贸促会专利商标事务所有限公司 11038
专利代理师 高文静
(51)Int.Cl.
A61M 13/00(2006.01)
A61M 16/00(2006.01)
A61M 16/08(2006.01)
A61M 16/10(2006.01)
A61M 16/16(2006.01)

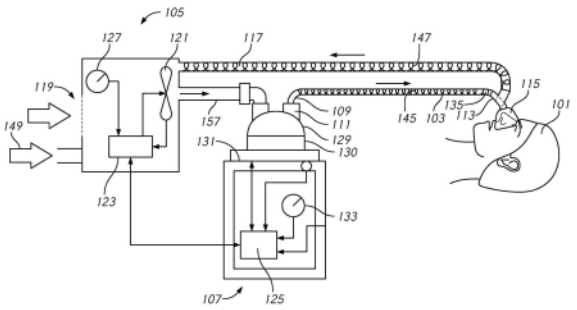
权利要求书8页 说明书102页 附图53页

(54)发明名称

气体供应系统中的水分检测和管理

(57)摘要

可以使用导管的电性质来检测导管、特别是用于供应呼吸或外科手术气体的气体供应系统导管中的水分状况。还可以在气体供应系统的另一部件中检测水分状况。可以管理检测到的水分状况以减少和/或去除系统中的过量水分。



CN 118871153 A

1.一种被配置成向使用者递送气体流的加湿器系统,该加湿器系统包括:

加湿器,该加湿器被配置成加热和加湿这些气体;

导管,该导管被配置成将这些气体从该加湿器运送到该使用者;

至少一个传感器,该至少一个传感器被配置成基于该系统的部件中存在的水分量输出至少一个传感器信号;以及

控制器,该控制器被配置成控制该加湿器的操作,其中,该控制器被进一步配置成:

至少部分地基于该至少一个传感器信号确定指示该部件中存在的水分量的至少一个值,以及

基于指示该部件中存在的水分量的该至少一个值执行一个或多个水分管理响应。

2.如权利要求1所述的加湿器系统,其中,该导管进一步包括至少第一导电元件和第二导电元件,该至少一个传感器信号包括使用该至少第一导电元件和第二导电元件中的一个或多个生成的信号。

3.如权利要求2所述的加湿器系统,其中,该至少一个信号指示该第一导电元件与该第二导电元件之间的电容。

4.如权利要求2至3中任一项所述的加湿器系统,其中,该至少一个信号指示该第一导电元件与该第二导电元件之间的电容变化。

5.如权利要求2至4中任一项所述的加湿器系统,其中,该第一导电元件和该第二导电元件分隔开某一距离,该距离被配置成允许在该第一导电元件与该第二导电元件之间感测电容变化。

6.如权利要求2至5中任一项所述的加湿器系统,进一步包括介电材料,该介电材料位于该第一导电元件与该第二导电元件之间。

7.如权利要求2至6中任一项所述的加湿器系统,其中,该控制器被配置成基于该第一导电元件和/或该第二导电元件的测量值的比较来确定指示水分的该至少一个值。

8.如权利要求2至7中任一项所述的加湿器系统,其中,该至少一个信号指示该第一导电元件或该第二导电元件的温度。

9.如权利要求2至8中任一项所述的加湿器系统,其中,该至少一个信号指示该第一导电元件或该第二导电元件的温度变化。

10.如权利要求2至8中任一项所述的加湿器系统,其中,该至少一个信号指示该第一导电元件与该第二导电元件之间的介质的热导率,或者该至少一个信号指示接近该第一导电元件或该第二导电元件的介质的热导率。

11.如权利要求2至10中任一项所述的加湿器系统,其中,该至少一个信号指示该第一导电元件或该第二导电元件的电阻。

12.如权利要求2至11中任一项所述的加湿器系统,其中,该第一导电元件或该第二导电元件包括彼此断开电连接的至少两个部分。

13.一种被配置成向使用者递送气体流的加湿器系统,该加湿器系统包括:

加湿器,该加湿器被配置成加热和加湿这些气体;

至少一个传感器,该至少一个传感器被配置成基于该系统的部件中存在的水分量和/或湿度量输出至少一个传感器信号;以及

控制器,该控制器被配置成控制该加湿器的操作,其中,该控制器被进一步配置成:

基于该至少一个传感器信号确定指示该部件中存在的水分量和/或湿度量的值,以及

基于指示该部件中存在的水分量和/或湿度量的值来确定该气体流的湿度。

14.如权利要求13所述的加湿器系统,其中,该导管进一步包括至少第一导电元件和第二导电元件,该至少一个传感器信号包括使用该至少第一导电元件和第二导电元件中的一个或多个生成的信号。

15.如权利要求14所述的加湿器系统,其中,该至少一个信号指示该第一导电元件与该第二导电元件之间的电容。

16.如权利要求14至15中任一项所述的加湿器系统,其中,该至少一个信号指示该第一导电元件与该第二导电元件之间的电容变化。

17.如权利要求14至16中任一项所述的加湿器系统,其中,该第一导电元件和该第二导电元件分隔开某一距离,该距离被配置成允许在该第一导电元件与该第二导电元件之间感测电容变化。

18.如权利要求14至17中任一项所述的加湿器系统,进一步包括介电材料,该介电材料位于该第一导电元件与该第二导电元件之间。

19.如权利要求18所述的加湿器系统,其中,该介电材料是蒸气或液体可渗透的。

20.如权利要求19所述的加湿器系统,其中,该蒸气可渗透的介电材料允许水蒸发到环境空气,同时抑制液态水和呼吸气体传递到环境空气。

21.如权利要求14至20中任一项所述的加湿器系统,其中,该控制器被配置成基于该第一导电元件和/或该第二导电元件的测量值的比较来确定指示水分的该至少一个值。

22.一种被配置成向使用者递送气体流的加湿器系统,该加湿器系统包括:

加湿器,该加湿器被配置成加热和加湿这些气体;

与第一位置相关联的第一传感器,该第一传感器被配置成基于该第一位置处存在的水分量输出至少一个第一传感器信号;

与第二位置相关联的第二传感器,该第二传感器被配置成基于该第二位置处存在的水分量输出至少一个第二传感器信号;以及

控制器,该控制器被配置成控制该加湿器的操作,其中,该控制器被进一步配置成:

基于第一传感器信号确定指示该第一位置处存在的湿度量和/或水分量的第一值,以及

基于第二传感器确定指示该第二位置处存在的湿度量和/或水分量的第二值。

23.如权利要求22所述的加湿器系统,其中,该第一位置与该系统的第一部件相关联。

24.如权利要求22或23所述的加湿器系统,其中,该第二位置与该系统的第二部件相关联。

25.如权利要求23或24所述的加湿器系统,其中,该第一部件和/或该第二部件包括以下中的至少一个:

导管;

该导管的一部分;

连接器;

暴露于该气体流的腔室的一部分;和/或

患者接口。

26.如权利要求25所述的加湿器系统,其中,该连接器包括一个或多个适配器。

27.如权利要求25或26所述的加湿器系统,其中,该连接器连接两个导管或者是连接吸气导管、呼气导管和患者接口供应导管的Y形件。

28.如权利要求22至27中任一项所述的加湿器系统,其中,在该系统的正常操作期间,该第一位置在该第二位置的上游。

29.如权利要求22至28中任一项所述的加湿器系统,其中,该控制器被配置成通过以下方式确定该系统中发生无流和/或流量低于阈值:

在该第一位置处检测到第一预定量的水分;以及

在该第一位置处检测到预定量的水分后的预定时间段,确定没有在第二位置处检测到第二预定量的水分。

30.如权利要求22至29中任一项所述的加湿器系统,其中,该控制器被配置成基于来自该第一位置处的第一温度传感器和该第二位置处的第二温度传感器的读数、响应于在该第一位置处检测到该第一预定量的水分并且在该第一位置处检测到预定量的水分后的预定时间段内没有在该第二位置处检测到该第二预定量的水分来确定这些气体的流量在范围内。

31.如权利要求30所述的加湿器系统,其中,该第一温度传感器位于该加湿器的腔室出口处。

32.如权利要求30或31所述的加湿器系统,其中,该第二温度传感器位于吸气导管的患者端或患者供应导管的远端处或附近,该患者供应导管被配置成将这些气体从该加湿器运送至该使用者。

33.如权利要求22至32中任一项所述的加湿器系统,其中,该控制器被配置成响应于上游位置处的水分大于下游位置处的水分来确定流动方向是正确的。

34.如权利要求22至33中任一项所述的加湿器系统,其中,该控制器被配置成响应于上游位置处的水分小于下游位置处的水分来确定流动方向是不正确的。

35.如权利要求33或34所述的加湿器系统,其中,该吸气导管包括该上游位置。

36.如权利要求33至35中任一项所述的加湿器系统,其中,定位在该气体源与该加湿器之间的导管包括该下游位置。

37.如权利要求22至36中任一项所述的加湿器系统,包括与该系统的第三位置相关联的第三传感器,其中,该第三传感器被配置成基于该第三位置处存在的水分量输出至少一个第三传感器信号。

38.如权利要求37所述的第三位置,其中,该第三位置在该第一位置和该第二位置的上游。

39.如权利要求37至38中任一项所述的加湿器系统,其中,该第一位置在吸气导管处。

40.如权利要求37至39中任一项所述的加湿器系统,其中,该第三位置在呼气导管处。

41.如权利要求37至40中任一项所述的加湿器系统,其中,该第二位置在加湿腔室的腔室入口处。

42.如权利要求37至41中任一项所述的加湿器系统,其中,该控制器被配置成基于从该加湿器检测到的水分的方向来确定流动方向,其中,该控制器被配置成响应于正确连接时在该加湿器的上游的部件中检测到水分来检测逆流状况。

43.一种能够用于气体供应系统中的加湿器系统,该加湿器系统包括:

加湿器,该加湿器被配置成加热和加湿这些气体;

导管,该导管被配置成将这些气体从该加湿器运送到该使用者,该导管进一步包括:

第一导电元件;以及

第二导电元件;以及

控制器,该控制器被配置成监测在该第一导电元件与该第二导电元件之间形成的电容器的电容和/或电容变化,以检测紧邻该导管或与该导管接触的皮肤的存在。

44.如权利要求43所述的加湿系统,其中,监测该电容和/或电容变化包括测量在该第一导电元件与该第二导电元件之间形成的电容器的时间常数、谐振频率、时间常数的变化、或谐振频率的变化。

45.如权利要求43或44所述的加湿系统,其中,该控制器被配置成基于监测到的电容和/或电容变化来检测该电容器的电容率变化。

46.如权利要求43至45中任一项所述的加湿系统,其中,该控制器被配置成将检测到的电容率变化与一个或多个电容率阈值进行比较。

47.如权利要求46所述的加湿系统,其中,该控制器被配置成响应于检测到的电容率变化超过该一个或多个电容率阈值来检测到紧邻该导管或与该导管接触的皮肤的存在。

48.如权利要求43至47中任一项所述的加湿系统,其中,该控制器被配置成响应于检测到紧邻该导管或与该导管接触的皮肤的存在而输出警报。

49.如权利要求48所述的加湿系统,其中,该控制器被配置成响应于检测到紧邻该导管或与该导管接触的皮肤的存在连续地或间歇地达预定义的持续时间而输出警报。

50.如权利要求49所述的加湿系统,其中,该预定义的持续时间基于预期的导管表面温度是可变的。

51.如权利要求43至50中任一项所述的加湿器系统,其中,该导管包括在该第一导电元件与该第二导电元件之间的介电材料。

52.如权利要求43至51中任一项所述的加湿器系统,其中,该第一导电元件和该第二导电元件围绕该导管的至少一段长度螺旋缠绕。

53.如权利要求43至52中任一项所述的加湿器系统,其中,该第一导电元件与该第二导电元件在该导管内、穿过该导管或围绕该导管螺旋缠绕。

54.如权利要求43至53中任一项所述的加湿器系统,其中,该第一导电元件和该第二导电元件形成导管壁的一部分。

55.如权利要求43至54中任一项所述的加湿器系统,其中,该第一导电元件是感测导线。

56.如权利要求43至55中任一项所述的加湿器系统,其中,该第一导电元件是加热丝。

57.如权利要求43至56中任一项所述的加湿器系统,其中,该第二导电元件是感测导线。

58.如权利要求43至57中任一项所述的加湿器系统,其中,该第二导电元件是加热丝。

59.如权利要求43至58中任一项所述的加湿器系统,其中,该第一导电元件和该第二导电元件分隔开某一距离,该距离被配置成允许在该第一导电元件与该第二导电元件之间感测电容变化。

60.如权利要求43至59中任一项所述的加湿器系统,其中,该第一导电元件或该第二导电元件包括彼此断开电连接的至少两个部分。

61.如权利要求60所述的加湿器系统,其中,该至少两个部分彼此串联。

62.如权利要求60所述的加湿器系统,其中,该至少两个部分彼此并联。

63.一种确定被配置成向患者提供气体的医用加湿器的状况的方法,该方法包括:

减少联接到该医用加湿器的呼吸管的加热丝的功率,其中,该医用加湿器包括加热板和基于温度的流量传感器;

测量冷凝物度量;

确定所测得的冷凝物度量是否满足预期冷凝物度量;以及

响应于所测得的冷凝物度量不满足该预期冷凝物度量,将该医用加湿器的状况输出到该医用加湿器的控制器,其中,输出该医用加湿器的状况包括忽略来自该基于温度的流量传感器的读数以控制该医疗加湿器。

64.如权利要求63所述的方法,其中,确定所测得的冷凝物度量是否满足该预期冷凝物度量包括将该呼吸管中的冷凝物水平与预定阈值进行比较。

65.如权利要求64所述的方法,其中,所测得的冷凝物度量不满足该预期冷凝物度量包括该呼吸管中的冷凝物水平大于该预定阈值。

66.如权利要求63至65中任一项所述的方法,其中,输出该医用加湿器的状况进一步包括停用该基于温度的流量传感器。

67.如权利要求63至66中任一项所述的方法,其中,减少该加热丝的功率包括关闭加热丝的功率。

68.如权利要求63至67中任一项所述的方法,其中,输出该医用加湿器的状况包括实施替代性方法以确定指示这些气体的流量的值。

69.如权利要求63至68中任一项所述的方法,其中,该替代性方法包括不需要来自传感器的进一步输入的算法方法。

70.如权利要求63至69中任一项所述的方法,其中,输出该医用加湿器的状况包括调整该医用加湿器的设置以显示在该医用加湿器的用户界面上。

71.如权利要求70所述的方法,其中,调整该医用加湿器的设置包括以下中的至少一个:

调整PID系数;

增加控制回路定时;和/或

应用该加热板的设定点的最大增加。

72.如权利要求63至69中任一项所述的方法,其中,该状况是氦氧混合气模式。

73.如权利要求63至69中任一项所述的方法,其中,输出该医用加湿器的状况包括确定气体源类型。

74.如权利要求63至73中任一项所述的方法,其中,减少或关闭呼吸管的加热丝的功率达预定时间段。

75.如权利要求63至74中任一项所述的方法,进一步包括去除由于减少该加热丝的功率而形成的冷凝物。

76.一种确定被配置成向患者提供气体的医用加湿器的状况的方法,该方法包括:

减少联接到该医用加湿器的呼吸管的加热丝的功率,其中,该医用加湿器包括加热板;

测量冷凝物度量;

确定所测得的冷凝物度量是否满足预期冷凝物度量;以及

响应于所测得的冷凝物度量不满足该预期冷凝物度量,将该医用加湿器的状况输出到该医用加湿器的控制器。

77.如权利要求76所述的方法,其中,减少该呼吸管的加热丝的功率包括关闭该加热丝的功率。

78.如权利要求76所述的方法,其中,减少该呼吸管的加热丝的功率达预定时间段。

79.如权利要求76至78中任一项所述的方法,其中,确定所测得的冷凝物度量是否满足该预期冷凝物度量包括将该呼吸管中的冷凝物水平与预定阈值进行比较。

80.如权利要求79所述的方法,其中,所测得的冷凝物度量不满足该预期冷凝物度量包括该呼吸管中的冷凝物水平大于该预定阈值。

81.如权利要求79所述的方法,其中,所测得的冷凝物度量不满足该预期冷凝物度量包括该呼吸管中的冷凝物水平小于该预定阈值。

82.如权利要求81所述的方法,其中,该状况包括逆流状况。

83.如权利要求82所述的方法,其中,所测得的冷凝物度量不满足该预期冷凝物度量包括连接到该医用加湿器和气体源的干线的冷凝物水平高于该呼吸管的冷凝物水平。

84.如权利要求81所述的方法,其中,输出该状况进一步包括输出逆流警报。

85.如权利要求82所述的方法,其中,该状况包括该医用加湿器刚刚启动或出现故障。

86.如权利要求76至79中任一项所述的方法,其中,该医用加湿器的状况包括无流或水尽。

87.如权利要求86所述的方法,进一步包括:通过执行流测试或水尽测试来确认该确定。

88.如权利要求76至87中任一项所述的方法,进一步包括在音频或视觉信息中向该患者指示该状况。

89.如权利要求76至81中任一项所述的方法,其中,所测得的冷凝物度量不满足该预期冷凝物度量包括干燥该呼吸管中的冷凝的持续时间大于预定阈值持续时间。

90.如权利要求89所述的方法,其中,响应于干燥该呼吸管中的冷凝的持续时间大于预定阈值持续时间,输出包括该呼吸管被覆盖的状况。

91.如权利要求76至81中任一项所述的方法,其中,测量冷凝物度量包括测量吸气支管的第一区段中的第一冷凝物度量和该吸气支管的第二区段中的第二冷凝物度量;

其中,确定所测得的冷凝物度量是否满足预期冷凝物度量包括比较该吸气支路的第一区段的第一冷凝物度量和该吸气支路的第二区段的第二冷凝物度量,

其中,该状况包括保育箱与该医用加湿器一起使用。

92.如权利要求91所述的方法,其中,响应于该第一区段的第一冷凝物度量大于该第二区段的第二冷凝物度量来确定该保育箱被使用。

93.如权利要求91至92中任一项所述的方法,其中,该第一冷凝物度量和该第二冷凝物度量各自对应于存在冷凝。

94.如权利要求93所述的方法,其中,该吸气支路的第一区段中存在冷凝而该吸气支路

的第二区段中不存在冷凝指示该保育箱正在使用中。

95.如权利要求91至94中任一项所述的方法,进一步包括当使用该保育箱时,减少递送到该吸气支管的第二区段处的加热丝的功率。

96.如权利要求91至95中任一项所述的方法,进一步包括当使用该保育箱时,增加递送到该吸气支管的第一区段处的加热丝的功率。

97.如权利要求76至81中任一项所述的方法,其中,该状况是该呼吸管的取向。

98.如权利要求97所述的方法,其中,所测得的冷凝物度量不满足该预期冷凝物度量包括在该呼吸管的患者端处的测得的冷凝物度量大于在该医用加湿器的加湿腔室的出口处的测得的冷凝物度量。

99.如权利要求97或98所述的方法,其中,所测得的冷凝物度量不满足该预期冷凝物度量包括在该患者端处的测得的冷凝物度量大于在该患者端与该出口之间的区域处的测得的冷凝物度量。

100.如权利要求76至99中任一项所述的方法,进一步包括去除因减少该加热丝的功率而形成的冷凝物。

101.一种确定被配置成向患者提供气体的加湿器的状况的方法,该方法包括:

确定启动条件;

减少联接到呼吸管并包括加热板的医用加湿器的加热板的功率;

确定测得的冷凝物度量是否满足预期冷凝物度量;以及

基于所测得的冷凝物度量是否不满足该预期冷凝物度量,将该加湿器的状况输出到该加湿器的控制器。

102.如权利要求101所述的方法,其中,该启动条件包括确定该加湿器已上电的持续时间和确定指示该加湿器刚刚开启的持续时间。

103.如权利要求101或102所述的方法,进一步包括响应于所测得的冷凝物度量满足该预期冷凝物度量而恢复状态或正常控制。

104.如权利要求101至103中任一项所述的方法,其中,该状况包括该呼吸管被污染的警报。

105.如权利要求101至104中任一项所述的方法,其中,该加湿器刚刚上电。

106.如权利要求101至105中任一项所述的方法,进一步包括关掉该加热板并确保该加热板处于充分冷却的温度。

107.如权利要求101至106中任一项所述的方法,进一步包括当检测到冷凝物时发出回路水分警报。

108.一种控制联接到加湿器系统的加湿器的吸气管的加热元件的功率的方法,该方法包括:

测量该加湿器系统的冷凝物度量;

确定所测得的冷凝物度量是否满足预期冷凝物度量;以及

至少基于所测得的冷凝物度量是否满足该预期冷凝物度量来控制该加热元件的功率。

109.如权利要求108所述的方法,其中,确定所测得的冷凝物度量是否满足该预期冷凝物度量包括检测所测得的冷凝物度量是否大于预定阈值。

110.如权利要求109所述的方法,进一步包括:响应于所测得的冷凝物度量大于该预定

阈值而增加该加热元件的功率。

111.如权利要求109或110所述的方法,进一步包括:响应于所测得的冷凝物度量小于该预定阈值而减少该加热元件的功率。

112.如权利要求108所述的方法,进一步包括:确定该加热元件的功率是否处于最大。

113.如权利要求112所述的方法,进一步包括:当该加热元件的功率处于最大时,降低该加湿器系统的加湿器的加热板的设定点。

114.如权利要求113所述的方法,其中,降低该加热板的设定点进一步基于确定所测得的冷凝物满足该预期冷凝物度量。

115.如权利要求108至114中任一项所述的方法,其中,该吸气管在患者端处是无传感器的。

116.如权利要求108至115中任一项所述的方法,其中,在没有来自位于该患者端处的传感器的输入的情况下确定所测得的冷凝物度量是否满足该预期冷凝物度量。

117.如权利要求108至116中任一项所述的方法,其中,该加湿器系统在该系统的加湿腔室的出口处是无传感器的。

118.一种被配置成向使用者递送气体流的加湿器系统,该加湿器系统包括:

加湿器,该加湿器被配置成加热和加湿这些气体;

至少一个传感器,该至少一个传感器被配置成基于该系统的部件中存在的水分量输出至少一个传感器信号;以及

控制器,该控制器被配置成控制该加湿器的操作,其中,该控制器被进一步配置成:

至少部分地基于该至少一个传感器信号确定指示该部件中存在的水分量的至少一个值,以及

基于指示该部件中存在的水分量的该至少一个值执行一个或多个水分管理响应。

气体供应系统中的水分检测和管理

技术领域

[0001] 本披露内容涉及检测导管中的水分。更具体地,本披露内容描述了一种能够检测冷凝、湿度和/或体液中的一种或多种的存在、量和/或位置的呼吸或外科手术气体输送系统。

背景技术

[0002] 呼吸辅助装置和外科手术吹入器通过导管系统向患者提供气体流或加压气体流。对于使用这些设备和类似设备的一系列应用,对供应的气体进行加湿是有益的。这些应用包括吸入气体和/或在外科手术期间将气体供应到患者外科手术部位。通过导管提供加湿的气体的缺点是可能在导管内形成冷凝。除了冷凝之外,其他类型的水分也可能从患者、任选的热湿交换器(HME)、任选的雾化器和/或环境(诸如经由带室内的呼吸机,或例如通过液体或蒸气可渗透的导管壁)引入导管。水分可以包括体液,诸如唾液、血液粘液等。本申请可以参考水作为示例,但将理解,水也可以更一般地用水分或任何其他液体代替。

发明内容

[0003] 加湿的气体可能在其穿过气体源与气体递送目的地之间的导管系统时冷却。这可能导致水分(或液体)诸如冷凝物随着气体冷却形成在导管内部。除了冷凝物之外,水分还可以指水、体液(诸如唾液、血液或粘液)或导管中存在任何液体。通常不期望在呼吸辅助装置和外科手术吹入器中形成水分。例如,导管中的冷凝可能导致称为“因雨而中断”的情况。当水分形成并且可能沿导管系统的壁向下行进时发生因雨而中断。水分可能会集中在导管系统的较低部分中,或者它可能跑出导管系统进入患者的呼吸系统、身体,回到气体源中或回到呼吸机返回或与呼吸辅助装置或外科手术吹入器的导管连接的其他设备中。所有这些因雨而中断效应都是不期望的并且可能导致许多并发症。类似地,来自其他源(包括患者、其他设备和/或环境)的流体可能是不期望的和/或出于其他原因应进行监测。

[0004] 如本文所使用的,短语“导管系统”涵盖在气体源与患者之间输送气体和/或将呼出的气体从患者输送到呼吸辅助装置或外科手术吹入器的另一部件的任何导管(在本文中也被称为管)、连接器或患者接口。例如,如下文进一步详细讨论的,导管系统可以包括以下中的一个或多个:吸气管、干线、气体供应器管、呼气管、吹入管、连接器、Y形件、患者管、和/或患者接口(包括罩、鼻插管、鼻垫、气管内导管、气管切开插管、外科手术插管等)。进一步地,水分、冷凝物、冷凝和液体在本披露内容中通常同义使用,如本领域技术人员根据本文这些术语的上下文使用将理解的。本领域技术人员应当理解,术语干线(或干燥管线)可能并不总是输送干燥气体(例如,当使用夹带空气的呼吸机或夹带空气的吹气系统时,或者在反向流经系统的情况下等)。

[0005] 呼吸辅助装置和外科手术吹气器(在本文中统称为气体供应系统)可以在导管系统内(诸如在导管系统的任何或所有部件的壁中)采用一条或多条加热丝,以提供热源。当气体穿过导管系统时,该一条或多条加热丝允许导管将气体的温度和/或相对湿度控制在

期望值或范围,从而减少冷凝的可能性。一条或多条传感器导线也可以包括在管腔内或同样在导管系统的壁中。该一条或多条传感器导线通常用于将流经导管和/或患者接口的加湿的气体的温度测量信息从一个或多个温度传感器输送回气体供应系统的控制器。气体供应系统可以使用反馈控制系统中的温度测量信息来调整由该一条或多条加热丝或气体供应系统的其他部件提供的热量。

[0006] 即使使用加热丝,冷凝和因雨而中断仍可能发生,并且来自其他源的流体仍可能被引入回路系统。本披露内容提供检测回路系统中的水分。可以通过测量或推断导管系统内或嵌入导管系统壁中的两个或更多个间隔开的电导体的电容、电抗和/或阻抗或电容、电抗和/或阻抗的变化来检测水分。这些电导体可以是例如一条或多条导线,诸如一条或多条加热丝和/或一条或多条传感器导线。替代性地或另外,专用导体可以设置在包括导管的管腔或其壁的导管系统内或嵌入在其中。电容可以是本征电容/寄生电容。该测量可以使用(多条)导线的时间响应和/或频率响应。还可以通过测量如本文所披露的电阻变化和/或诸如RF信号等无线信号的变化来检测水分。

[0007] 本披露内容提供了一种可用于气体供应系统中的加湿器系统,该加湿器系统包括:加湿器;导管,该导管包括第一导电元件和第二导电元件;以及控制器,该控制器被配置成使用该第一导电元件和该第二导电元件中的一个或多个来监测信号以至少部分地基于该信号来确定指示该导管中的水分的值。

[0008] 在一些配置中,该信号可以指示第一导电元件与第二导电元件之间的电容。

[0009] 在一些配置中,该信号可以指示第一导电元件与第二导电元件之间的电容变化。

[0010] 在一些配置中,控制器可以包括信号发生器。

[0011] 在一些配置中,控制器可以包括一个或多个硬件和/或软件处理器。

[0012] 在一些配置中,该第一导电元件和该第二导电元件可以分隔开某一距离,该距离被配置成允许在该第一导电元件与该第二导电元件之间感测电容变化。

[0013] 在一些配置中,加湿器系统还可以包括介电材料,该介电材料位于该第一导电元件与该第二导电元件之间。

[0014] 在一些配置中,该介电材料可以是蒸气或液体可渗透的。

[0015] 在一些配置中,该蒸气可渗透的介电材料可以允许水蒸发到环境空气,同时抑制液态水和呼吸气体传递到环境空气。

[0016] 在一些配置中,控制器可以被配置成根据第一导电元件和/或第二导电元件的测量值的比较来确定指示水分的值。

[0017] 在一些配置中,指示水分的值可以包括电路的时间常数,该电路包括与参考电阻器串联的第一导电元件或第二导电元件。

[0018] 在一些配置中,该信号可以指示包括第一导电元件和/或第二导电元件的电路的时间常数或谐振频率。

[0019] 在一些配置中,该信号可以指示包括第一导电元件和/或第二导电元件的电路的时间常数的变化或谐振频率的变化。

[0020] 在一些配置中,指示导管中的水分的值可以对应于导管的电感。

[0021] 在一些配置中,指示导管中的水分的值可以对应于导管的电感变化。

[0022] 在一些配置中,加湿器系统还可以包括谐振电路,其中电感器与电容器并联放置。

[0023] 在一些配置中,谐振电路可以与第一导电元件、第二导电元件或第一导电元件和第二导电元件两者并联电连接。

[0024] 在一些配置中,谐振电路可以被调谐以在被信号充分激发时表现出谐振行为。

[0025] 在一些配置中,谐振电路可以被调谐以在被信号激发时表现出谐振行为,其中信号已经被选择成激发谐振电路。

[0026] 在一些配置中,控制器可以被配置成结合正常控制功率向第一导电元件施加附加功率。

[0027] 在一些配置中,加湿器系统还可以包括AC电源。

[0028] 在一些配置中,加湿器系统还可以包括DC电源。

[0029] 在一些配置中,该信号可以指示第一导电元件或第二导电元件的温度。

[0030] 在一些配置中,该信号可以指示第一导电元件或第二导电元件的温度变化。

[0031] 在一些配置中,该信号可以指示第一导电元件与第二导电元件之间的介质的热导率,或者该信号可以指示接近第一导电元件或第二导电元件的介质的热导率。

[0032] 在一些配置中,该信号可以指示第一导电元件与第二导电元件之间的介质的热导率变化,或者该信号可以指示接近第一导电元件或第二导电元件的介质的热导率变化。

[0033] 在一些配置中,第一导电元件或第二导电元件的温度变化可以是基本上线性的。

[0034] 在一些配置中,该信号可以指示第一导电元件与第二导电元件之间的温度差。

[0035] 在一些配置中,第二导电元件可以测量该信号。

[0036] 在一些配置中,该信号可以对应于第二导电元件的电阻,第二导电元件的电阻随着第二导电元件的温度而变化。

[0037] 在一些配置中,第一导电元件或第二导电元件可以进一步包括热敏电阻。

[0038] 在一些配置中,第一导电元件或第二导电元件可以进一步包括二极管。

[0039] 在一些配置中,二极管可以与热敏电阻并联电连接。

[0040] 在一些配置中,二极管可以与热敏电阻并联电连接,并且基本上邻近热敏电阻定位。

[0041] 在一些配置中,第一导电元件和第二导电元件可以彼此相邻。

[0042] 在一些配置中,第一导电元件和第二导电元件可以彼此不相邻。

[0043] 在一些配置中,第一导电元件和第二导电元件可以在导管的珠粒内。

[0044] 在一些配置中,第一导电元件可以测量信号。

[0045] 在一些配置中,该信号可以指示第一导电元件或第二导电元件的电阻。

[0046] 在一些配置中,该信号可以指示第一导电元件与第二导电元件之间的介质的电阻。

[0047] 在一些配置中,第一导电元件或第二导电元件可以包括彼此断开电连接的至少两个部分。

[0048] 在一些配置中,第一导电元件和第二导电元件可以针对第一导电元件的长度的一部分以及针对第二导电元件的长度的一部分与其他导电元件电隔离。

[0049] 在一些配置中,至少两个部分可以突出到导管的管腔中。该至少两个部分可以与该导管的内壁齐平。

[0050] 在一些配置中,至少两个部分可以布置在管壁内并且与导管的管腔气动联接。

[0051] 在一些配置中,可以彼此断开电连接的至少两个部分可以彼此串联。

[0052] 在一些配置中,可以彼此断开电连接的至少两个部分可以彼此并联。

[0053] 在一些配置中,控制器可以至少部分地基于信号的幅度和/或相位来确定指示导管中的水分的值。

[0054] 在一些配置中,加湿器系统还可以包括信号发生器。

[0055] 在一些配置中,信号的频率可以在30Hz与300GHz之间。

[0056] 在一些配置中,信号的频率可以在1MHz与100MHz之间。

[0057] 在一些配置中,信号的频率可以为约10MHz。

[0058] 在一些配置中,第一导电元件和/或第二导电元件可以是信号的波长的四分之一。

[0059] 在一些配置中,信号的波长可以是第一导电元件和/或第二导电元件的长度的四倍。

[0060] 在一些配置中,信号发生器可以将信号注入第一导电元件中。

[0061] 在一些配置中,第一导电元件可以被配置成发射器。

[0062] 在一些配置中,第二导电元件可以被配置成接收器以接收由第一导电元件传输的信号。

[0063] 在一些配置中,信号的幅度和/或相位可以由射频换能器测量。

[0064] 在一些配置中,射频换能器可以是AM接收器、RF采样ADC或RF整流器。

[0065] 在一些配置中,加湿器系统还可以包括滤波器以对信号进行滤波。

[0066] 在一些配置中,滤波器可以包括高通或带通滤波器。

[0067] 在一些配置中,滤波器可以配置成过滤掉市电频率。

[0068] 在一些配置中,滤波器可以配置成过滤掉50Hz-60Hz之间的频率。

[0069] 在一些配置中,发射器可以包括环形天线。

[0070] 在一些配置中,接收器可以包括环形天线。

[0071] 在一些配置中,发射器可以包括单极天线。

[0072] 在一些配置中,发射器可以包括单极天线。

[0073] 在一些配置中,第一导电元件可以电耦合到第一开关。

[0074] 在一些配置中,第二导电元件可以电耦合到第二开关。

[0075] 在一些配置中,第一开关可以被配置成断开第一导电元件的一端的电连接。

[0076] 在一些配置中,第二开关可以被配置成断开第二导电元件的一端的电连接。

[0077] 在一些配置中,第一开关和/或第二开关可以位于以下中的任一个中:加热器底座、传感器盒、所述导管、外部部件或中间连接器。

[0078] 在一些配置中,控制器可以被配置成如果指示水分的值下降到低于第一阈值则输出警报。

[0079] 在一些配置中,控制器可以被配置成如果指示冷凝的值超过第二阈值则输出警报。

[0080] 在一些配置中,警报指示不可接受的水分水平。

[0081] 在一些配置中,控制器可以被配置成响应于指示导管中的水分和/或湿度的值而自动减少呼吸或吹入气体的湿度。

[0082] 在一些配置中,递送给患者的湿度的减少可以通过减少加热板功率来实现。

[0083] 在一些配置中,导管可以是复合导管。

[0084] 在一些配置中,导管可以包括蒸气和/或液体可渗透的珠粒。

[0085] 在一些配置中,可渗透的珠粒可以允许水蒸发到环境空气,同时抑制液态水和呼吸气体传递到环境空气。

[0086] 在一些配置中,可渗透珠粒可以是以下中的一个或多个:具有极端亲水性质的活化全氟化聚合物材料、亲水性热塑性塑料、可透气热塑性共聚酯、表现出可透气特性的机织处理织物、或亲水性聚酯嵌段共聚物。

[0087] 在一些配置中,第一导电元件和第二导电元件可以围绕导管的至少一段长度螺旋缠绕。

[0088] 在一些配置中,第一导电元件和第二导电元件可以在导管内、穿过导管或围绕导管螺旋缠绕。

[0089] 在一些配置中,第一导电元件和第二导电元件可以形成导管壁的一部分。

[0090] 在一些配置中,第一导电元件可以是感测导线。

[0091] 在一些配置中,第一导电元件可以是加热丝。

[0092] 在一些配置中,第二导电元件可以是感测导线。

[0093] 在一些配置中,第二导电元件可以是加热丝。

[0094] 本披露内容提供了一种检测用于运送呼吸或手术气体的气体供应系统的导管中的水分指示的方法,该方法包括至少部分地基于导管的性质来确定水分的存在和/或水平。

[0095] 在一些配置中,水分的存在或水平的确定可以根据导管的介电特性推断。

[0096] 在一些配置中,特性的确定可以包括将信号施加到导管中的第一导电元件。

[0097] 在一些配置中,特性的确定可以包括测量第一导电元件与第二导电元件之间的电容。

[0098] 在一些配置中,特性的确定可以包括基于施加的信号测量第一导电元件与第二导电元件之间的电容。

[0099] 在一些配置中,特性的确定包括测量包括第一导电元件的电路的时间常数或谐振频率的指示。

[0100] 在一些配置中,特性的确定可以包括处理指示电感的值。

[0101] 在一些配置中,特性的确定可以进一步包括测量第一导电元件的电阻的指示。

[0102] 在一些配置中,特性的确定可以进一步包括测量温度的指示。

[0103] 在一些配置中,特性的确定可以进一步包括测量热导率的指示。

[0104] 在一些配置中,特性的确定可以进一步包括测量信号的幅度和/或相位。

[0105] 在一些配置中,导管可以是本文披露的导管实施方式中的任何导管实施方式的导管。

[0106] 在一些配置中,该方法使用本文披露的任何加湿器系统的加湿器系统。

[0107] 本披露内容提供了一种检测用于运送加湿的气体的导管中的水分的方法,该方法包括提供由电介质分隔开并且位于该导管内、周围或之上的两个导电元件以及测量电容或电容的变化以指示该导管内的水分或冷凝物的量度。

[0108] 本披露内容提供了一种检测用于运送加湿的气体的导管中的水分的方法,该方法包括提供位于该导管内、周围或之上的两个导电元件以及测量电阻或电阻的变化以指示该

导管内的水分或冷凝物的量度。

[0109] 在一些配置中,该方法使用本文披露的导管实施方式中的任何导管实施方式的导管。

[0110] 在一些配置中,该方法使用本文披露的任何加湿器系统的加湿器系统。

[0111] 本披露内容提供了一种检测用于运送加湿的气体的导管中的水分的方法,该方法包括提供位于该导管内、周围或之上的两个导电元件以及测量时间常数、谐振频率、时间常数的变化或谐振频率的变化以指示该导管内的水分或冷凝物的量度。

[0112] 在一些配置中,该方法使用本文披露的导管实施方式中的任何导管实施方式的导管。

[0113] 在一些配置中,该方法使用本文披露的任何加湿器系统的加湿器系统。

[0114] 本披露内容提供了一种检测用于运送加湿的气体的导管中的水分的方法,该方法包括提供位于该导管内、周围或之上的两个导电元件以及测量电阻或电阻的变化以指示该导管内的水分或冷凝物的量度。

[0115] 在一些配置中,该方法使用本文披露的导管实施方式中的任何导管实施方式的导管。

[0116] 在一些配置中,该方法使用本文披露的任何加湿器系统的加湿器系统。

[0117] 本披露内容提供了一种检测用于运送加湿的气体的导管中的水分的方法,该方法包括提供位于该导管内、周围或之上的两个导电元件以及测量温度或温度的变化以指示该导管内的水分或冷凝物的量度。

[0118] 在一些配置中,该方法使用本文披露的导管实施方式中的任何导管实施方式的导管。

[0119] 在一些配置中,该方法使用本文披露的任何加湿器系统的加湿器系统。

[0120] 本披露内容提供了一种检测用于运送加湿的气体的导管中的水分的方法,该方法包括提供位于该导管内、周围或之上的两个导电元件以及测量热导率或热导率的变化以指示该导管内的水分或冷凝物的量度。

[0121] 在一些配置中,该方法使用本文披露的导管实施方式中的任何导管实施方式的导管。

[0122] 在一些配置中,该方法使用本文披露的任何加湿器系统的加湿器系统。

[0123] 本披露内容提供了一种检测用于运送加湿的气体的导管中的水分的方法,该方法包括提供位于该导管内、周围或之上的两个导电元件以及测量信号的幅度和/或相位或者信号的幅度和/或相位的变化以指示该导管内的水分或冷凝物的量度。

[0124] 在一些配置中,该方法使用本文披露的导管实施方式中的任何导管实施方式的导管。

[0125] 在一些配置中,该方法使用本文披露的任何加湿器系统的加湿器系统。

[0126] 本披露内容提供了外部附件。外部附件的示例是在呼吸加湿系统或外科手术加湿系统中与加湿器一起使用的盒。

[0127] 本披露内容提供了一种用于与呼吸加湿系统或外科手术加湿系统中的加湿器一起使用的盒,该盒包括:一个或多个传感器,该一个或多个传感器用于感测该加湿器的可移除加湿腔室中的气体流的性质;第一电连接器,该第一电连接器被配置成与该加湿器的对

应电连接器进行电连接;第二电连接器,该第二电连接器被配置成与吸气导管的对应电连接器进行电连接,该吸气导管可与该盒可移除地接合,其中,该第二电连接器可以包括至少第一电端子或焊盘和第二电端子或焊盘,该第一电端子或焊盘和该第二电端子或焊盘被配置成与第一导电元件和第二导电元件电耦合,该第一导电元件和该第二导电元件沿该吸气导管的长度的至少一部分延伸;以及控制器,该控制器与该一个或多个传感器以及该第一导电元件和该第二电连接器通信地耦合。

[0128] 在一些配置中,盒可以可移除地附接到加湿器并且控制器可以被配置成在使用中测量指示可移除吸气导管的第一导电元件与第二导电元件之间的电容的信号。

[0129] 本披露内容提供了一种用于与呼吸加湿系统或外科手术加湿系统中的加湿器一起使用的盒,该盒包括:一个或多个传感器,该一个或多个传感器用于感测该加湿器的可移除加湿腔室中的气体流的性质;第一电连接器,该第一电连接器被配置成与该加湿器的对应电连接器进行电连接;第二电连接器,该第二电连接器被配置成与吸气导管的对应电连接器进行电连接,该吸气导管可与该盒可移除地接合,其中,该第二电连接器可以包括至少第一电端子或焊盘和第二电端子或焊盘,该第一电端子或焊盘和该第二电端子或焊盘被配置成与第一导电元件和第二导电元件电耦合,该第一导电元件和该第二导电元件沿该吸气导管的长度的至少一部分延伸;以及控制器,该控制器与该一个或多个传感器以及该第一导电元件和该第二电连接器通信地耦合。

[0130] 在一些配置中,盒可以可移除地附接到加湿器并且控制器可以被配置成在使用中测量指示可移除吸气导管的包括第一导电元件和第二导电元件的电路的时间常数或谐振频率的信号。

[0131] 本披露内容提供了一种用于与呼吸加湿系统或外科手术加湿系统中的加湿器一起使用的盒,该盒包括:一个或多个传感器,该一个或多个传感器用于感测该加湿器的可移除加湿腔室中的气体流的性质;第一电连接器,该第一电连接器被配置成与该加湿器的对应电连接器进行电连接;第二电连接器,该第二电连接器被配置成与吸气导管的对应电连接器进行电连接,该吸气导管可与该盒可移除地接合,其中,该第二电连接器可以包括至少第一电端子或焊盘和第二电端子或焊盘,该第一电端子或焊盘和该第二电端子或焊盘被配置成与第一导电元件和第二导电元件电耦合,该第一导电元件和该第二导电元件沿该吸气导管的长度的至少一部分延伸;以及控制器,该控制器与该一个或多个传感器以及该第一导电元件和该第二电连接器通信地耦合。

[0132] 在一些配置中,盒可以可移除地附接到加湿器并且控制器可以被配置成在使用中测量指示可移除吸气导管的第一导电元件或第二导电元件的电阻的信号。

[0133] 本披露内容提供了一种用于与呼吸加湿系统或外科手术加湿系统中的加湿器一起使用的盒,该盒包括:一个或多个传感器,该一个或多个传感器用于感测该加湿器的可移除加湿腔室中的气体流的性质;第一电连接器,该第一电连接器被配置成与该加湿器的对应电连接器进行电连接;第二电连接器,该第二电连接器被配置成与吸气导管的对应电连接器进行电连接,该吸气导管可与该盒可移除地接合,其中,该第二电连接器可以包括至少第一电端子或焊盘和第二电端子或焊盘,该第一电端子或焊盘和该第二电端子或焊盘被配置成与第一导电元件和第二导电元件电耦合,该第一导电元件和该第二导电元件沿该吸气导管的长度的至少一部分延伸;以及控制器,该控制器与该一个或多个传感器以及该第一

导电元件和该第二电连接器通信地耦合。

[0134] 在一些配置中,盒可以可移除地附接到加湿器并且控制器可以被配置成在使用中测量指示可移除吸气导管的第一导电元件或第二导电元件的温度的信号。

[0135] 本披露内容提供了一种用于与呼吸加湿系统或外科手术加湿系统中的加湿器一起使用的盒,该盒包括:一个或多个传感器,该一个或多个传感器用于感测该加湿器的可移除加湿腔室中的气体流的性质;第一电连接器,该第一电连接器被配置成与该加湿器的对应电连接器进行电连接;第二电连接器,该第二电连接器被配置成与吸气导管的对应电连接器进行电连接,该吸气导管可与该盒可移除地接合,其中,该第二电连接器可以包括至少第一电端子或焊盘和第二电端子或焊盘,该第一电端子或焊盘和该第二电端子或焊盘被配置成与第一导电元件和第二导电元件电耦合,该第一导电元件和该第二导电元件沿该吸气导管的长度的至少一部分延伸;以及控制器,该控制器与该一个或多个传感器以及该第一导电元件和该第二电连接器通信地耦合。

[0136] 在一些配置中,盒可以可移除地附接到加湿器并且控制器可以被配置成在使用中测量指示可移除吸气导管的第一导电元件与第二导电元件之间的介质的热导率的信号。

[0137] 本披露内容提供了一种用于与呼吸加湿系统或外科手术加湿系统中的加湿器一起使用的盒,该盒包括:一个或多个传感器,该一个或多个传感器用于感测该加湿器的可移除加湿腔室中的气体流的性质;第一电连接器,该第一电连接器被配置成与该加湿器的对应电连接器进行电连接;第二电连接器,该第二电连接器被配置成与吸气导管的对应电连接器进行电连接,该吸气导管可与该盒可移除地接合,其中,该第二电连接器可以包括至少第一电端子或焊盘和第二电端子或焊盘,该第一电端子或焊盘和该第二电端子或焊盘被配置成与第一导电元件和第二导电元件电耦合,该第一导电元件和该第二导电元件沿该吸气导管的长度的至少一部分延伸;以及控制器,该控制器与该一个或多个传感器以及该第一导电元件和该第二电连接器通信地耦合。

[0138] 在一些配置中,盒可以可移除地附接到加湿器并且控制器可以被配置成在使用中测量可移除吸气导管的第一导电元件与第二导电元件之间的信号的幅度和/或相位或者信号的幅度和/或相位的变化。

[0139] 本披露内容提供了一种可用于气体供应系统中的加湿器,该加湿器包括加湿腔室,该加湿腔室被配置成对气体供应进行加湿;吸气导管连接器,该吸气导管连接器被配置成与包括第一导电元件和第二导电元件的吸气导管连接;控制器,所述控制器被配置成使用所述第一导电元件和所述第二导电元件中的一个或多个来监测信号以至少部分地基于所述信号来确定指示所述导管中的水分的值。

[0140] 在一些配置中,控制器可以进一步配置成监测信号。

[0141] 在一些配置中,该信号可以指示第一导电元件与第二导电元件之间的电容。

[0142] 在一些配置中,该信号可以指示第一导电元件与第二导电元件之间的电容变化。

[0143] 在一些配置中,该信号可以指示第一导电元件或第二导电元件的时间常数或谐振频率。

[0144] 在一些配置中,该信号可以指示第一导电元件或第二导电元件的温度。

[0145] 在一些配置中,该信号可以指示第一导电元件或第二导电元件的温度变化。

[0146] 在一些配置中,该信号可以指示第一导电元件或第二导电元件之间的介质的热导

率,或者一个或多个信号指示接近第一导电元件或第二导电元件的介质的热导率。

[0147] 在一些配置中,该信号可以指示第一导电元件与第二导电元件之间的介质的热导率变化,或者一个或多个信号指示接近第一导电元件或第二导电元件的介质的热导率变化。

[0148] 在一些配置中,该信号可以指示第一导电元件与第二导电元件之间的温度差。

[0149] 在一些配置中,指示水分的值可以是信号的幅度和/或相位或者信号的幅度和/或相位的变化。

[0150] 在一些配置中,控制器可以包括信号发生器。

[0151] 在一些配置中,控制器可以包括一个或多个硬件和/或软件处理器。

[0152] 在一些配置中,加湿器可以进一步包括本文披露的导管实施方式中的任何导管实施方式的导管。

[0153] 本披露内容提供了一种与呼吸气体供应系统或外科手术气体供应系统一起使用的导管,该导管包括:第一导电元件;与该第一导电元件隔开一定距离的第二导电元件,该距离被配置成允许该第一导电元件与该第二导电元件之间存在电容效应,使得该电容效应在存在水分的情况下变化;以及材料,该材料将该第一导电元件与该第二导电元件分隔开。

[0154] 在一些配置中,导电元件中的至少一个导电元件可以是加热丝或传感器导线中的一个或多个。

[0155] 在一些配置中,导管可以进一步包括控制器,该控制器被配置成通过确定第一导电元件与第二导电元件之间的电容或电容变化来确定导管内水分的存在和/或指示。

[0156] 在一些配置中,控制器可以是一个或多个微处理器。

[0157] 在一些配置中,控制器可以使用第一导电元件和第二导电元件通过测量存在于第一导电元件与第二导电元件之间的容抗和/或电感来确定导管内的水分的存在或指示。

[0158] 在一些配置中,第一导电元件和第二导电元件可以放置得足够近以允许可测量的电容,但相距足够远以允许由于水分的存在而引起的电容的可测量变化。

[0159] 本披露内容提供了一种与呼吸气体供应系统或外科手术气体供应系统一起使用的导管,该导管包括:第一导电元件;第二导电元件,其中,第一导电元件和第二导电元件中的一个或多个可以被配置成提供指示导管中水分的存在或量的时间常数或谐振频率的测量值。

[0160] 在一些配置中,导管可以进一步包括谐振电路,其中,电感元件与电容元件并联电连接。

[0161] 在一些配置中,第一导电元件和第二导电元件中的一个或多个可以被配置成与谐振电路并联电连接,其中,电感元件与电容元件并联电连接。

[0162] 在一些配置中,谐振电路可以在导管外部。

[0163] 在一些配置中,谐振电路可以被调谐以在被信号激发时表现出谐振行为。

[0164] 在一些配置中,第一导电元件和第二导电元件中的一个或多个可以被配置成与信号发生器并联电连接。

[0165] 在一些配置中,导管可以包括控制器,该控制器被配置成通过确定时间常数、谐振频率、时间常数的变化或谐振频率的变化来确定导管内水分的存在和/或指示。

[0166] 在一些配置中,第一导电元件和第二导电元件中的一个或多个可以被配置成与控

制器并联电连接。

[0167] 在一些配置中,控制器可以包括信号发生器。

[0168] 在一些配置中,控制器可以是一个或多个微处理器。

[0169] 本披露内容提供了一种与呼吸气体供应系统或外科手术气体供应系统一起使用的导管,该导管包括:第一导电元件;第二导电元件,其中,该第一导电元件和该第二导电元件中的一个或多个被配置成提供对指示导管中水分的存在或量的电阻性质的测量。

[0170] 在一些配置中,第一导电元件或第二导电元件可以包括彼此断开电连接的至少两个部分。

[0171] 在一些配置中,至少两个部分可以突出到导管的管腔中。

[0172] 在一些配置中,至少两个部分可以与导管的内壁齐平。

[0173] 在一些配置中,至少两个部分可以布置在管壁内并且可以与导管的管腔气动联接。

[0174] 在一些配置中,可以彼此断开电连接的至少两个部分可以彼此串联。

[0175] 在一些配置中,可以彼此断开电连接的至少两个部分可以彼此并联。

[0176] 在一些配置中,导管可以进一步包括控制器,该控制器被配置成通过确定电阻或电阻变化来确定导管内水分的存在和/或指示。

[0177] 在一些配置中,控制器可以是一个或多个微处理器。

[0178] 本披露内容提供了一种与呼吸气体供应系统或外科手术气体供应系统一起使用的导管,该导管包括:第一导电元件;第二导电元件,其中,该第一导电元件和该第二导电元件中的一个或多个被配置成提供对指示导管中水分的存在或量的温度或热导率性质的测量。

[0179] 在一些配置中,第一导电元件或第二导电元件可以进一步包括热敏电阻。

[0180] 在一些配置中,第一导电元件或第二导电元件可以进一步包括二极管。

[0181] 在一些配置中,二极管可以与热敏电阻并联电连接。

[0182] 在一些配置中,二极管可以与热敏电阻并联电连接,并且基本上邻近热敏电阻定位。

[0183] 在一些配置中,第一导电元件和第二导电元件可以彼此相邻。

[0184] 在一些配置中,第一导电元件和第二导电元件可以彼此不相邻。

[0185] 在一些配置中,第一导电元件和第二导电元件可以在导管的珠粒内。

[0186] 在一些配置中,导管可以进一步包括控制器,该控制器被配置成通过确定第一导电元件或第二导电元件的温度、热导率、温度变化、或热导率变化来确定导管内水分的存在和/或指示。

[0187] 在一些配置中,控制器可以被配置成结合正常控制功率向第一导电元件施加附加功率。

[0188] 在一些配置中,控制器可以是一个或多个微处理器。

[0189] 本披露内容提供了一种与呼吸气体供应系统或外科手术气体供应系统一起使用的导管,该导管包括:第一导电元件;第二导电元件,其中,该第一导电元件和该第二导电元件中的一个或多个被配置成测量指示导管中水分的存在或量的信号的幅度和/或相位或信号的幅度和/或相位的变化。

[0190] 在一些配置中,第一导电元件可以被配置成发射器。

[0191] 在一些配置中,第二导电元件可以被配置成接收器以接收由第一导电元件传输的信号。

[0192] 在一些配置中,发射器可以包括环形天线。

[0193] 在一些配置中,接收器可以包括环形天线。

[0194] 在一些配置中,发射器可以包括单极天线。

[0195] 在一些配置中,接收器可以包括单极天线。

[0196] 在一些配置中,第一导电元件可以电耦合到第一开关。

[0197] 在一些配置中,第二导电元件可以电耦合到第二开关。

[0198] 在一些配置中,第一开关可以被配置成断开第一导电元件的一端的电连接并且第二开关可以被配置成断开第二导电元件的一端的电连接。

[0199] 在一些配置中,导管可以进一步包括控制器,该控制器被配置成通过确定第一导电元件或第二导电元件中的信号的幅度和/或相位或者信号的幅度和/或相位的变化来确定导管内水分的存在和/或指示。

[0200] 在一些配置中,控制器可以是一个或多个微处理器。

[0201] 在一些配置中,该材料可以是流体可渗透的材料。

[0202] 在整个本披露内容中,“液体”和“流体”可互换使用。

[0203] 在一些配置中,第一导电元件和第二导电元件可以是细长丝。

[0204] 在一些配置中,细长丝可以被电绝缘护套包围。

[0205] 在一些配置中,第一导电元件和第二导电元件可以围绕导管的长度的至少一部分螺旋缠绕。

[0206] 在一些配置中,第一导电元件和第二导电元件从导管的一端延伸到导管的另一端。

[0207] 在一些配置中,第一导电元件和第二导电元件仅延伸从导管的一端到导管的另一端的长度的一部分。

[0208] 在一些配置中,导管可以包括控制器和/或与控制器通信,该控制器被配置成通过确定第一导电元件与第二导电元件之间的电容或电容变化来确定导管内水分的存在和/或指示。

[0209] 在一些配置中,导管可以是复合导管。

[0210] 在一些配置中,第一导电元件和第二导电元件形成导管的壁的一部分。

[0211] 在一些配置中,第一导电元件和第二导电元件可以形成设置在复合导管中的珠粒的一部分。

[0212] 在一些配置中,替代性地,第一导电元件和第二导电元件可以设置在导管中,使得第一导电元件和第二导电元件可以在导管内自由移动。

[0213] 在一些配置中,该材料可以是蒸气和/或液体可渗透的材料。

[0214] 在一些配置中,该材料可以允许水蒸发到环境空气,同时抑制液态水和呼吸气体传递到环境空气。

[0215] 在一些配置中,该材料可以是以下中的一个或多个:蒸气可渗透珠粒可以是具有极端亲水性质的活化全氟化聚合物材料、亲水性热塑性塑料、可透气热塑性共聚酯、表现出

可透气特性的机织处理织物、或亲水性聚酯嵌段共聚物。

[0216] 在一些配置中,导管可以进一步包括配置成使用毛细管作用来使水分移动的微结构。

[0217] 在一些配置中,蒸气和/或液体可渗透的材料可以是介电材料。

[0218] 在一些配置中,导管可以进一步包括被配置成跨过第一导电元件和/或第二导电元件的一部分芯吸水分的微结构。

[0219] 在一些配置中,导管可以进一步包括被配置成在第一导电元件与第二导电元件之间通过毛细管作用输送水分的开口。

[0220] 在一些配置中,导管可以进一步包括被配置成在第一导电元件与第二导电元件之间输送水分的芯吸材料。

[0221] 在一些配置中,第一导电元件和第二导电元件可以是带状导线。

[0222] 在一些配置中,第一导电元件和第二导电元件可以被包含在可渗透的、不可渗透的、或部分可渗透和不可渗透的珠粒内。

[0223] 在一些配置中,第一导电元件和第二导电元件和珠粒可以被共挤出。

[0224] 在一些配置中,导管可以进一步包括导电网格。

[0225] 在一些配置中,第一导电元件与第二导电元件之间的间距可以根据导管内存在的水分的存在和/或量而是可变的。

[0226] 在一些配置中,该材料可以导致第一导电元件和第二导电元件基于水分的存在而接触或分离。

[0227] 在一些配置中,该材料可以包括被配置成允许第一导电元件与第二导电元件之间的水分并影响第一导电元件与第二导电元件之间的电容效应的开口、锁孔、凹陷、通道和/或空隙。

[0228] 在一些配置中,第一导电元件和第二导电元件可以对导管的接触敏感。

[0229] 在一些配置中,该材料可以包括手风琴形状,该手风琴形状在存在水分的情况下膨胀或收缩,从而使第一导电元件和第二导电元件移动得相距更远或更靠近在一起。

[0230] 在一些配置中,该材料可以导致第一导电元件和第二导电元件基于水分的存在而接触或分离。

[0231] 本披露内容提供了一种可用于气体供应系统中的加湿器系统,该加湿器系统包括:加湿器;导管,该导管包括导电元件;以及控制器,该控制器被配置成使用该导电元件监测信号以至少部分地基于该信号确定指示该导管中的水分的值。

[0232] 在一些配置中,该信号可以指示导电元件的时间常数或谐振频率。

[0233] 在一些配置中,该信号可以指示导电元件的时间常数的变化或谐振频率的变化。

[0234] 在一些配置中,该值可以指示与导管的电感对应的导管中的水分。

[0235] 在一些配置中,指示导管中的水分的值可以对应于导管的电感的变化。

[0236] 在一些配置中,加湿器系统可以进一步包括谐振电路,其中,电感元件与电容元件并联电连接。

[0237] 在一些配置中,谐振电路可以与导电元件并联电连接。

[0238] 在一些配置中,加湿器系统可以进一步包括信号发生器。

[0239] 在一些配置中,控制器可以包括信号发生器。

[0240] 在一些配置中,控制器可以包括一个或多个硬件和/或软件处理器。

[0241] 在一些配置中,谐振电路可以被调谐以在被信号充分激发时表现出谐振行为。

[0242] 在一些配置中,谐振电路可以被调谐以在被信号激发时表现出谐振行为,其中信号已经被选择成激发谐振电路。

[0243] 在一些配置中,控制器可以被配置成结合正常控制功率向导电元件施加附加功率。

[0244] 在一些配置中,加湿器系统可以进一步包括AC电源。

[0245] 在一些配置中,加湿器系统可以进一步包括DC电源。

[0246] 在一些配置中,该信号可以指示导电元件的温度。

[0247] 在一些配置中,该信号可以指示导电元件的温度变化。

[0248] 在一些配置中,该信号可以指示接近导电元件的介质的热导率。

[0249] 在一些配置中,该信号可以指示接近导电元件的介质的热导率变化。

[0250] 在一些配置中,导电元件的温度变化可以是基本上线性的。

[0251] 在一些配置中,导电元件可以进一步包括热敏电阻。

[0252] 在一些配置中,导电元件可以进一步包括二极管。

[0253] 在一些配置中,二极管可以与热敏电阻并联电连接。

[0254] 在一些配置中,二极管可以与热敏电阻并联电连接,并且基本上邻近热敏电阻定位。

[0255] 在一些配置中,导电元件可以在导管的珠粒内。

[0256] 在一些配置中,导电元件可以测量信号。

[0257] 在一些配置中,控制器可以被配置成如果指示水分的值下降到低于第一阈值则输出警报。

[0258] 在一些配置中,控制器可以被配置成如果指示水分的值超过第二阈值则输出警报。

[0259] 在一些配置中,警报指示不可接受的水分水平。

[0260] 在一些配置中,警报指示不可接受的水分水平。

[0261] 在一些配置中,控制器可以被配置成响应于指示导管中的水分和/或湿度的值而自动减少呼吸或吹入气体的湿度。

[0262] 在一些配置中,递送送给导管的湿度的减少可以通过减少加热板功率来实现。

[0263] 在一些配置中,导管可以是复合导管。

[0264] 在一些配置中,导管可以包括蒸气和/或液体可渗透的珠粒。

[0265] 在一些配置中,可渗透的珠粒可以允许水蒸发到环境空气,同时抑制液态水和呼吸气体传递到环境空气。

[0266] 在一些配置中,可渗透珠粒可以是以下中的一个或多个:具有极端亲水性质的活化全氟化聚合物材料、亲水性热塑性塑料、可透气热塑性共聚酯、表现出可透气特性的机织处理织物、或亲水性聚酯嵌段共聚物。

[0267] 在一些配置中,导电元件可以围绕导管的至少一段长度螺旋缠绕。

[0268] 在一些配置中,导电元件可以在导管内、穿过导管或围绕导管螺旋缠绕。

[0269] 在一些配置中,导电元件可以形成导管壁的一部分。

[0270] 在一些配置中,导电元件可以是感测导线。该导电元件可以是加热丝。

[0271] 本披露内容提供了一种检测用于运送加湿的气体的导管中的水分的方法,该方法包括提供位于该导管内、周围或之上的导电元件以及测量时间常数、谐振频率、时间常数的变化、或谐振频率的变化以指示该导管内的水分或冷凝物的量度。

[0272] 在一些配置中,该方法使用本文披露的导管实施方式中的任何导管实施方式的导管。

[0273] 在一些配置中,该方法使用本文披露的任何加湿器系统的加湿器系统。

[0274] 本披露内容提供了一种检测用于运送加湿的气体的导管中的水分的方法,该方法包括提供位于该导管内、周围或之上的导电元件以及测量温度或温度的变化以指示该导管内的水分或冷凝物的量度。

[0275] 在一些配置中,该方法使用本文披露的导管实施方式中的任何导管实施方式的导管。

[0276] 在一些配置中,该方法使用本文披露的任何加湿器系统的加湿器系统。

[0277] 本披露内容提供了一种检测用于运送加湿的气体的导管中的水分的方法,该方法包括提供位于该导管内、周围或之上的导电元件以及测量热导率或热导率的变化以指示该导管内的水分或冷凝物的量度。

[0278] 在一些配置中,该方法使用本文披露的导管实施方式中的任何导管实施方式的导管。

[0279] 在一些配置中,该方法使用本文披露的任何加湿器系统的加湿器系统。

[0280] 本披露内容提供了一种用于与呼吸加湿系统或外科手术加湿系统中的加湿器一起使用的盒,该盒包括:一个或多个传感器,该一个或多个传感器用于感测该加湿器的可移除加湿腔室中的气体流的性质;第一电连接器,该第一电连接器被配置成与该加湿器的对应电连接器进行电连接;第二电连接器,该第二电连接器被配置成与吸气导管的对应电连接器进行电连接,该吸气导管可与该盒可移除地接合,其中,该第二电连接器可以包括至少一个电端子或焊盘,该至少一个电端子或焊盘被配置成与导电元件电耦合,该导电元件沿该吸气导管的长度的至少一部分延伸;以及控制器,该控制器与该一个或多个传感器以及该第一电连接器和该第二电连接器通信地耦合。

[0281] 在一些配置中,盒可以可移除地附接到加湿器并且控制器可以被配置成在使用中测量指示可移除吸气导管的包括导电元件的电路的时间常数或谐振频率的信号。

[0282] 本披露内容提供了一种用于与呼吸加湿系统或外科手术加湿系统中的加湿器一起使用的盒,该盒包括:一个或多个传感器,该一个或多个传感器用于感测该加湿器的可移除加湿腔室中的气体流的性质;第一电连接器,该第一电连接器被配置成与该加湿器的对应电连接器进行电连接;第二电连接器,该第二电连接器被配置成与吸气导管的对应电连接器进行电连接,该吸气导管可与该盒可移除地接合,其中,该第二电连接器可以包括至少一个电端子或焊盘,该至少一个电端子或焊盘被配置成与导电元件电耦合,该导电元件沿该吸气导管的长度的至少一部分延伸;以及控制器,该控制器与该一个或多个传感器以及该第一电连接器和该第二电连接器通信地耦合。

[0283] 在一些配置中,盒可以可移除地附接到加湿器,并且控制器可以被配置成在使用中测量指示可移除吸气导管的导电元件的温度的信号。

[0284] 本披露内容提供了一种用于与呼吸加湿系统或外科手术加湿系统中的加湿器一起使用的盒,该盒包括:一个或多个传感器,该一个或多个传感器用于感测该加湿器的可移除加湿腔室中的气体流的性质;第一电连接器,该第一电连接器被配置成与该加湿器的对应电连接器进行电连接;第二电连接器,该第二电连接器被配置成与吸气导管的对应电连接器进行电连接,该吸气导管可与该盒可移除地接合,其中,该第二电连接器可以包括至少一个电端子或焊盘,该至少一个电端子或焊盘被配置成与导电元件电耦合,该导电元件沿该吸气导管的长度的至少一部分延伸;以及控制器,该控制器与该一个或多个传感器以及该第一电连接器和该第二电连接器通信地耦合。

[0285] 在一些配置中,盒可以可移除地附接到加湿器,并且控制器可以被配置成在使用中测量指示接近可移除吸气导管的导电元件的介质的热导率的信号。

[0286] 本披露内容提供了一种可用于气体供应系统中的加湿器,该加湿器包括加湿腔室,该加湿腔室被配置成对气体供应进行加湿;吸气导管连接器,该吸气导管连接器被配置成与包括导电元件的吸气导管连接;控制器,该控制器被配置成使用该导电元件监测信号以至少部分地基于该信号确定指示该导管中的水分的值。

[0287] 在一些配置中,该信号可以指示导电元件的时间常数或谐振频率。

[0288] 在一些配置中,该信号可以指示导电元件的温度。

[0289] 在一些配置中,该信号可以指示接近导电元件的介质的热导率。

[0290] 在一些配置中,控制器可以包括信号发生器。

[0291] 在一些配置中,控制器可以包括一个或多个硬件和/或软件处理器。

[0292] 在一些配置中,加湿器可以进一步包括本文披露的导管实施方式中的任何导管实施方式的导管。

[0293] 本披露内容提供了一种与呼吸气体供应系统或外科手术气体供应系统一起使用的导管,该导管包括导电元件,其中,该导电元件被配置成提供对指示导管中水分的存在或量的时间常数或谐振频率的测量。

[0294] 在一些配置中,导管可以进一步包括谐振电路,其中,电感元件与电容元件并联电连接。

[0295] 在一些配置中,谐振电路可以在导管外部。

[0296] 在一些配置中,谐振电路可以被调谐以在被信号充分激发时表现出谐振行为。

[0297] 在一些配置中,谐振电路可以被调谐以在被信号激发时表现出谐振行为,其中信号已经被选择成激发谐振电路。

[0298] 在一些配置中,导电元件可以配置成与信号发生器并联电连接。

[0299] 在一些配置中,导管可以进一步包括控制器,该控制器被配置成通过确定时间常数、谐振频率、时间常数的变化或谐振频率的变化来确定导管内水分的存在和/或指示。

[0300] 在一些配置中,导电可以被配置成与控制器并联电连接。

[0301] 在一些配置中,控制器可以包括信号发生器。

[0302] 在一些配置中,控制器可以包括一个或多个微处理器。

[0303] 本披露内容提供了一种与呼吸气体供应系统或外科手术气体供应系统一起使用的导管,该导管包括导电元件,其中,该导电元件被配置成提供指示导管中水分的存在或量的温度或热导率性质的测量值。

[0304] 在一些配置中,导电元件可以进一步包括热敏电阻。

[0305] 在一些配置中,导电元件可以进一步包括二极管。

[0306] 在一些配置中,二极管可以与热敏电阻并联电连接。

[0307] 在一些配置中,二极管可以与热敏电阻并联电连接,并且基本上邻近热敏电阻定位。

[0308] 在一些配置中,导电元件可以在导管的珠粒内。

[0309] 在一些配置中,导管可以进一步包括控制器,该控制器被配置成通过确定导电元件的温度和/或温度变化和/或通过确定接近导电元件的介质的热导率和/或接近导电元件的介质的热导率变化来确定导管内水分的存在和/或指示。

[0310] 在一些配置中,控制器可以被配置成结合正常控制功率向导电元件施加附加功率。

[0311] 在一些配置中,控制器可以是一个或多个微处理器

[0312] 本披露内容可以应用于具有两个导电元件的任何已知导管。

[0313] 在一些配置中,该材料可以是流体可渗透的材料。

[0314] 在一些配置中,导电元件可以是细长丝。

[0315] 在一些配置中,细长丝可以被电绝缘护套包围。

[0316] 在一些配置中,导电元件可以围绕导管的长度的至少一部分螺旋缠绕。

[0317] 在一些配置中,导电元件可以从导管的一端延伸到导管的另一端。

[0318] 在一些配置中,导电元件可以仅延伸从导管的一端到导管的另一端的长度的一部分。

[0319] 在一些配置中,导管可以是复合导管。

[0320] 在一些配置中,导电元件可以形成导管的壁的一部分。

[0321] 在一些配置中,导电元件可以形成设置在复合导管中的珠粒的一部分。替代性地,该第一导电元件和第二导电元件可以布置在该导管中,使得该第一导电元件和第二导电元件可以在该导管内自由移动。

[0322] 在一些配置中,该材料可以是蒸气和/或液体可渗透的材料。

[0323] 在一些配置中,该材料可以允许水蒸发到环境空气,同时抑制液态水和呼吸气体传递到环境空气。

[0324] 在一些配置中,该材料可以是以下中的一个或多个:蒸气可渗透珠粒可以是具有极端亲水性质的活化全氟化聚合物材料、亲水性热塑性塑料、可透气热塑性共聚酯、表现出可透气特性的机织处理织物、或亲水性聚酯嵌段共聚物。

[0325] 在一些配置中,导管可以进一步包括配置成使用毛细管作用来使水分移动的微结构。

[0326] 在一些配置中,蒸气和/或液体可渗透的材料可以是介电材料。

[0327] 在一些配置中,导管可以进一步包括被配置成跨过导电元件的一部分芯吸水分的微结构。

[0328] 在一些配置中,导管可以进一步包括配置成通过毛细作用输送水分的开口。该导管进一步可以包括芯吸材料,该芯吸材料被配置成输送水分。

[0329] 在一些配置中,导电元件可以是带状导线。

[0330] 在一些配置中,导电元件可以被包含在可渗透的、不可渗透的、或部分可渗透和不可渗透的珠粒内。

[0331] 在一些配置中,导电元件和珠粒可以被共挤出。

[0332] 在一些配置中,导管可以进一步包括导电网格。

[0333] 在一些配置中,导电元件可以对导管的接触敏感。

[0334] 根据本披露内容的加湿器系统可以向使用者递送气体流。加湿器可以提供可以加热和加湿气体的加湿器、将气体从加湿器运送到使用者的导管、可以基于系统的部件中存在的水分量输出至少一个传感器信号的至少一个传感器、以及控制加湿器的操作的控制器。控制器可以至少部分地基于至少一个传感器信号确定指示部件中存在的水分量的至少一个值,并且基于指示部件中存在的水分量的至少一个值执行一个或多个水分管理响应。

[0335] 在一些配置中,一个或多个水分管理可以包括以下中的一个或多个:生成至少一个通知和/或警报、改变供应给加湿器加热器的功率、改变供应给至少一个导管加热器的功率、改变加湿器的模式、和/或改变可以是加湿系统的一部分的呼吸机的参数。

[0336] 在一些配置中,该部件可以包括导管、导管的一部分、连接器、可以暴露于气体流的腔室的一部分、和/或患者接口。

[0337] 在一些配置中,系统的部件中存在的水分可以包括冷凝物和/或系统的部件的蒸气可渗透的和/或液体可渗透的材料中的水。

[0338] 在一些配置中,蒸气可渗透的材料可以是可透气材料。

[0339] 在一些配置中,指示部件中存在的水分量的至少一个值可以包括指示系统的部件中的冷凝物量的值和/或指示系统的部件的蒸气可渗透的和/或液体可渗透的材料中的水量的值中的至少一个。指示部件中存在的水分量的值可以是指示系统的部件中的冷凝物量的值与指示蒸气可渗透的和/或指示系统的部件的蒸气可渗透的和/或液体可渗透的材料中的水量的值的总和。

[0340] 在一些配置中,控制器可以基于加湿器的湿度输出确定指示部件中存在的水分量的至少一个值。

[0341] 在一些配置中,控制器可以基于指示部件中存在的水分量的至少一个值来确定部件中可能存在预定水分水平。

[0342] 在一些配置中,控制器可以基于将指示部件中存在的水分量的至少一个值与至少一个阈值进行比较来确定部件中可以存在预定水分水平。

[0343] 在一些配置中,可以响应于至少一个至少一个值高于至少一个阈值来确定存在预定水分水平。

[0344] 在一些配置中,可以响应于至少一个值低于至少一个阈值来确定存在预定水分度水平。

[0345] 在一些配置中,至少一个阈值可以包括绝对值阈值、值变化阈值、最大传感器输出的百分比阈值、百分比变化阈值、随时间变化的百分比阈值、梯度阈值、和/或交叉阈值。

[0346] 在一些配置中,最大传感器输出可以提供指示导管的蒸气和/或液体材料可能水分饱和的输出。

[0347] 在一些配置中,最大传感器输出可以提供指示可能存在预定或可接受的水分量的输出。

[0348] 在一些配置中,百分比阈值可以是80%。

[0349] 在一些配置中,百分比阈值可以是90%

[0350] 在一些配置中,百分比阈值可以是100%。

[0351] 在一些配置中,当输出与特定阈值多次交叉时,可能会出现交叉阈值。这可以任选地在预定时间段内进行。

[0352] 在一些配置中,系统可以响应于确定部件中存在预定水分水平而生成至少一个通知和/或警报。

[0353] 在一些配置中,控制器可以基于指示部件中存在的水分量的至少一个值与至少一个冷凝物阈值之间的比较来确定部件中冷凝物的存在。

[0354] 在一些配置中,控制器可以基于指示部件中存在的水分量的至少一个值与至少一个水量阈值之间的比较来确定系统的部件的蒸气可渗透的和/或液体可渗透的材料中预定水量的存在。预定水量可以任选地指示蒸气和/或液体可渗透的材料的饱和。

[0355] 在一些配置中,控制器可以控制加湿器的加热器和/或导管的加热器以实现湿度目标。

[0356] 在一些配置中,湿度目标可以包括露点目标、绝对目标和/或相对湿度目标。

[0357] 在一些配置中,控制器可以响应于确定部件中存在预定水分量而降低气体流的湿度目标,并且任选地降低绝对湿度和/或相对湿度目标。

[0358] 在一些配置中,加湿器可以包括配置成加热加湿液体的加热器。

[0359] 在一些配置中,加热器可以包括加热板。

[0360] 在一些配置中,导管可以包括至少一条加热丝以加热导管中的气体流。

[0361] 在一些配置中,控制器可以通过改变加湿器的加热器的至少一个操作参数来降低气体流的绝对湿度。

[0362] 在一些配置中,控制器可以通过改变加湿器的加热器的至少一个操作参数来降低气体流的相对湿度。

[0363] 在一些配置中,改变包括降低或限制或停用气体流的相对湿度。

[0364] 在一些配置中,至少一个操作参数可以包括加热器温度设定点和/或加热器的功率。

[0365] 在一些配置中,控制器可以通过改变导管的加热器的至少一个操作参数来降低气体流的相对湿度目标。在一些配置中,改变可以包括增加操作参数。

[0366] 在一些配置中,导管的至少一个加热器的操作参数可以是患者端温度设定点和/或到导管的至少一个加热器的功率。

[0367] 在一些配置中,加湿器的加热器和/或导管的加热器的操作参数可以基于指示部件中存在的水分量的至少一个值而改变。

[0368] 在一些配置中,控制器可以响应于在最初确定可能存在预定水分水平之后预定时间段内确定部件中仍然存在预定水分水平而进一步降低绝对湿度目标和/或相对湿度目标。

[0369] 在一些配置中,控制器可以响应于在最初确定可能存在预定水分水平之后确定部件中不再存在预定水分水平而返回到正常操作,和/或返回到气体流的原始绝对湿度和/或相对湿度目标。

[0370] 在一些配置中,控制器可以响应于在最初确定可能存在预定水分水平之后确定部件中不再存在预定水分水平而返回到正常操作,和/或返回到气体流的原始绝对湿度和/或相对湿度目标。

[0371] 在一些配置中,控制器可以响应于检测到部件中不存在水分或存在少量水分来确定部件中可能不再存在预定水分水平。

[0372] 在一些配置中,控制器可以响应于检测到部件中不存在冷凝物或存在少量冷凝物而确定部件中可能不再存在预定水分水平。

[0373] 在一些配置中,导管的至少一部分或系统的另一部件可以包括蒸气可渗透发和/或液体可渗透的材料。

[0374] 在一些配置中,导管可以包括至少第一导电元件和第二导电元件,至少一个传感器信号包括使用至少第一导电元件和第二导电元件中的一个或多个产生的信号。

[0375] 在一些配置中,第一导电元件和第二导电元件可以围绕导管的至少一段长度螺旋缠绕。

[0376] 在一些配置中,第一导电元件与第二导电元件在导管内、穿过导管或围绕导管螺旋缠绕。

[0377] 在一些配置中,第一导电元件和第二导电元件用于导管壁的一部分。

[0378] 在一些配置中,第一导电元件可以是感测导线

[0379] 在一些配置中,第一导电元件可以是至少一条加热丝。

[0380] 在一些配置中,第二导电元件可以是至少一条加热丝。

[0381] 在一些配置中,蒸气可渗透的和/或液体可渗透的材料可以是介电材料。

[0382] 在一些配置中,介电材料可以是蒸气或液体可渗透的。

[0383] 在一些配置中,蒸气可渗透的介电材料可以允许水蒸发到环境空气中,同时抑制液态水和呼吸气体传递到环境空气。

[0384] 在一些配置中,其他部件可以包括患者接口。

[0385] 在一些配置中,其他部件可以包括连接器和/或适配器。

[0386] 在一些配置中,导管可以包括复合导管。

[0387] 在一些配置中,导管可以包括蒸气和/或液体可渗透珠粒。

[0388] 在一些配置中,蒸气可渗透的珠粒允许水蒸发到环境空气,同时抑制液态水和呼吸气体传递到环境空气。

[0389] 在一些配置中,蒸气可渗透珠粒可以是具有极端亲水性质的活化全氟化聚合物材料、亲水性热塑性塑料、可透气热塑性共聚酯、表现出可透气特性的机织处理织物、和/或亲水性聚酯嵌段共聚物。

[0390] 在一些配置中,该信号可以指示第一导电元件与第二导电元件之间的电容。

[0391] 在一些配置中,该信号可以指示第一导电元件与第二导电元件之间的电容变化。

[0392] 在一些配置中,第一导电元件和第二导电元件分隔开某一距离,该距离被配置成允许在第一导电元件与第二导电元件之间感测电容变化。

[0393] 在一些配置中,加湿器系统可以进一步包括介电材料,该介电材料位于第一导电元件与第二导电元件之间。

[0394] 在一些配置中,控制器可以基于第一导电元件和/或第二导电元件的测量结果的

比较来确定指示水分的该至少一个值。

[0395] 在一些配置中,该信号可以指示第一导电元件或第二导电元件的温度。

[0396] 在一些配置中,该信号可以指示第一导电元件或第二导电元件的温度变化。

[0397] 在一些配置中,该信号可以指示第一导电元件与第二导电元件之间的介质的热导率,或者至少一个信号可以指示接近第一导电元件或第二导电元件的介质的热导率。

[0398] 在一些配置中,该信号可以指示第一导电元件或第二导电元件的电阻。

[0399] 在一些配置中,第一导电元件或第二导电元件包括彼此断开电连接的至少两个部分。

[0400] 在一些配置中,这两个部分可以彼此串联。

[0401] 在一些配置中,加湿器系统可以进一步包括信号发生器,其中,控制器可以至少部分地基于至少一个信号的幅度和/或相位来确定指示导管中的水分量的至少一个值。

[0402] 在一些配置中,指示导管中的水分量的至少一个值可以对应于导管的电感。

[0403] 在一些配置中,指示导管中的水分量的至少一个值对应于导管的电感变化。

[0404] 在一些配置中,部件中存在的预定水分水平可以指示系统的部件的蒸气可渗透的和/或液体可渗透的材料中的预定水量。

[0405] 在一些配置中,控制器可以响应于确定部件中存在预定水分水平而最初改变导管的至少一条加热丝的操作参数。在一些配置中,改变可以包括降低、限制或停用操作参数。在一些配置中,降低或限制包括将至少一条加热丝的功率降低或限制到3.0W/m至7.0W/m的范围。

[0406] 在一些配置中,控制器可以维持导管的加热丝的最初改变后的操作参数。

[0407] 在一些配置中,维持导管的至少一条加热丝的最初改变后的操作参数可以增加蒸气可渗透和/或液体可渗透的材料的水分饱和度。这种改变可以任选地是增加到预定水分饱和度。

[0408] 在一些配置中,控制器可以进一步改变导管的至少一条加热丝的操作参数。

[0409] 在一些配置中,控制器可以在已经维持最初改变后的操作参数之后预定时间进一步改变导管的加热丝的操作参数。

[0410] 在一些配置中,进一步的改变可以是操作参数的增加。

[0411] 在一些配置中,控制器可以响应于确定部件中存在预定水分水平而改变导管的加热器的操作参数。

[0412] 在一些配置中,预定水平可以是最大传感器输出的百分比阈值。在一些配置中,百分比阈值可以是80%。在一些配置中,百分比阈值可以是90%。在一些配置中,百分比阈值可以是100%。完全饱和的可渗透材料可以处于100%。

[0413] 在一些配置中,最大传感器输出可以是指示导管的珠粒可能水分饱和的输出。

[0414] 在一些配置中,最大传感器输出可以是指示可能存在预定或可接受的水分量的输出。

[0415] 在一些配置中,控制器可以维持导管的至少一条加热丝的改变后的操作参数以允许经由蒸发到大气来干燥蒸气可渗透的和/或液体可渗透的材料。

[0416] 在一些配置中,加湿器系统可以维持改变后的操作参数增加水分可以穿过蒸气可渗透的材料转移到大气的速率。

[0417] 在一些配置中,改变后的操作参数可以包括将到至少一条加热丝的功率增加到10W/m与14W/m之间。

[0418] 在一些配置中,控制器可以在已经维持改变后的操作参数之后预定时间内返回到导管的至少一个加热器的正常或原始操作参数。

[0419] 在一些配置中,控制器可以在返回到正常或原始操作参数之前多次重复增加和维持操作参数然后降低和维持操作参数。

[0420] 在一些配置中,控制器可以响应于确定部件中的预定水分水平下降到低于阈值而返回到导管的至少一个加热器的正常或原始操作参数。在一些配置中,阈值可以是百分比阈值。在一些配置中,百分比阈值可以是20%。在一些配置中,百分比阈值可以是15%。在一些配置中,百分比阈值可以是0%。

[0421] 在一些配置中,控制器可以响应于确定蒸气可渗透的和/或液体可渗透的材料中的预定水分子数量下降到低于水分子阈值而返回到导管的至少一条加热丝的正常或原始操作参数。

[0422] 在一些配置中,控制器可以响应于确定部件中的预定冷凝物水平下降到低于冷凝物阈值而返回到导管的至少一条加热丝的正常或原始操作参数。

[0423] 在一些配置中,导管的至少一条加热丝的操作参数可以包括患者端温度设定点和/或至少一条加热丝的功率。

[0424] 在一些配置中,控制器可以经由导管的加热器增加蒸气可渗透的材料的温度以增加水从材料的一侧传递到材料的相反侧的速率。

[0425] 在一些配置中,控制器可以经由导管的加热器增加液体可渗透的材料的温度以增加液体可渗透的材料中的液态水到大气的蒸发速率。

[0426] 在一些配置中,控制器可以控制蒸气可渗透的和/或液体可渗透的材料与大气之间的相对湿度梯度大于蒸气可渗透的和/或液体可渗透的材料与导管的管腔之间的相对湿度梯度。

[0427] 在一些配置中,加湿器系统可以包括水分排放组件,该水分排放组件被配置成收集冷凝物和/或将冷凝物运送回加湿腔室。

[0428] 在一些配置中,水分排放组件可以包括被配置成收集冷凝物的聚水器。

[0429] 在一些配置中,水分排放组件包括电子地耦合到控制器的至少一个阀。控制器可以基于至少一个传感器信号致动至少一个阀。

[0430] 在一些配置中,控制器可以响应于确定部件中存在预定水分水平而将至少一个阀致动到打开位置。

[0431] 在一些配置中,控制器可以响应于确定部件中存在预定冷凝物水平而将至少一个阀致动到打开位置。

[0432] 在一些配置中,水分排放组件可以包括水分输送组件,该水分输送组件被配置成将收集在聚水器或导管中的水分输送回加湿腔室。

[0433] 在一些配置中,水分排放组件可以进一步包括输送导管和/或泵。在一些配置中,泵可以是蠕动泵。

[0434] 在一些配置中,控制器可以基于指示部件中存在的水分量的至少一个值来确定腔室溢出事件。

[0435] 在一些配置中,该部件可以位于加湿器的加湿腔室的出口附近。

[0436] 在一些配置中,传感器可以包括位于导管的远端附近的温度传感器。

[0437] 在一些配置中,控制器可以响应于确定预定水分量的存在、基于由温度传感器感测的气体流的温度来确定露点温度或指示气体流的露点温度的值。

[0438] 在一些配置中,控制器可以响应于确定存在预定冷凝物量、基于由温度传感器感测的气体流的温度来确定露点温度或指示露点温度的值。

[0439] 在一些配置中,露点温度或指示露点温度的值可以是由温度传感器感测到的气体流的温度。

[0440] 在一些配置中,控制器可以基于确定的露点温度或指示确定的露点温度的值来控制加湿器的加热器或导管的加热器。

[0441] 在一些配置中,控制器可以降低导管加热器的操作参数以增加导管中的相对湿度并诱导冷凝物的形成。

[0442] 在一些配置中,控制器可以控制离开加湿器的气体达到露点温度设定点。

[0443] 在一些配置中,控制器可以响应于确定患者端温度可能大于露点温度设定点及可能存在预定水分水平来确定用于加湿器的气体源可能是环境空气或来自带室内的呼吸机。

[0444] 在一些配置中,当控制器确定用于加湿器的气体源是环境空气或来自带室内的呼吸机时,控制器可以将加湿器的温度设定点控制为恒定值。

[0445] 在一些配置中,温度设定点可以是腔室出口设定点。

[0446] 在一些配置中,腔室出口设定点可以对应于气体的露点。

[0447] 在一些配置中,控制器可以响应于导管连接到加湿器和/或在加湿器的操作之前基于指示导管中的水分量的至少一个值来确定导管中存在预定水分水平。

[0448] 在一些配置中,控制器可以基于阈值与指示导管中水分量的至少一个值之间的比较来确定导管中存在预定水分水平。

[0449] 在一些配置中,当导管可能首先连接到加湿器时,控制器可以确定导管中存在预定水分水平。

[0450] 在一些配置中,导管中存在预定水分水平可以是可能需要新的未使用的导管或导管需要被检查故障或进一步干燥的水平。

[0451] 在一些配置中,控制器可以响应于确定导管中存在预定水分水平而产生警报。

[0452] 在一些配置中,警报可以包括视觉和/或音频指示。

[0453] 在一些配置中,控制器可以通过防止导管的加热器通电和/或防止在加湿器连接到导管时使用加湿器来响应于确定导管中存在预定水分水平而防止导管与加湿器一起使用。

[0454] 在一些配置中,导管可以不包括患者端传感器。

[0455] 在一些配置中,基于部件中存在的水分量的至少一个传感器信号可以进一步包括与部件中气体的湿度有关的信号。

[0456] 在一些配置中,与部件中的气体的加湿器有关的信号可以从至少一个信号中过滤掉或者被控制器忽略。

[0457] 在一些配置中,控制器可以基于至少一个传感器信号确定指示部件中存在的水分量的至少一个值,并响应于基于该值确定部件中存在预定水分量而控制气体源的功能以减

少水分。

[0458] 在一些配置中,该功能可以包括减少潮气量、增加吸气上升时间、减少吸气与呼气比、升高入口气体温度、和/或减少夹带的空气的量和/或切换到壁装式或瓶式气体源。

[0459] 在一些配置中,气体源可以包括呼吸机。

[0460] 在一些配置中,气体源可以包括流发生器。

[0461] 在一些配置中,控制器可以基于至少一个传感器信号确定指示部件中存在的水分量的至少一个值,并且基于指示部件中存在的水分量的至少一个值确定加湿腔室的水尽状况。

[0462] 在一些配置中,可以响应于检测到部件中的水分量和/或湿度量的增加来确定没有水尽状况。

[0463] 在一些配置中,可以响应于部件中的水分量和/或湿度量的增加高于阈值来确定没有水尽状况。

[0464] 在一些配置中,可以响应于检测到部件中的水分量和/或湿度量没有增加来确定水尽状况。

[0465] 在一些配置中,可以响应于部件中的水分量和/或湿度量的增加低于阈值来确定水尽状况。

[0466] 在一些配置中,水尽状况包括不存在水或存在预定水平的水。

[0467] 在一些配置中,控制器可以增加加湿器的加热板的功率和/或减少导管的至少一条加热丝的功率,该导管被配置成将来自加湿器的气体提供给使用者以便增加湿度和/或增加水分。

[0468] 在一些配置中,增加的水分可以是冷凝物或蒸气可渗透的和/或液体可渗透的材料中的水。

[0469] 在一些配置中,控制器可以在响应于确定预定水分量和/或湿度量低于阈值而增加加热板的功率和/或减少至少一条加热丝的功率之后确定水尽状况。

[0470] 加湿器系统可以向使用者递送气体流。加湿器系统可以包括用于加热和加湿气体的加湿器、基于系统的部件中存在的水分量和/或湿度输出至少一个传感器信号的至少一个传感器、以及用于控制加湿器的操作的控制器,其中,控制器可以基于至少一个传感器信号确定指示部件中存在的水分量和/或湿度量的至少一个值,并且基于指示部件中存在的水分量和/或湿度量的至少一个值确定气体流的湿度。

[0471] 在一些配置中,控制器可以在基于该值检测到存在水分时假设100%的相对湿度。

[0472] 在一些配置中,位于导管的远端附近的温度传感器可以将气体从加湿器运送到使用者。控制器可以基于指示部件中存在的水分量和/或湿度量的至少一个值来确定存在预定水分水平。控制器可以将气体流的露点确定为气体流的湿度。

[0473] 在一些配置中,湿度可以是露点温度、相对湿度值或绝对湿度值。

[0474] 在一些配置中,控制器可以基于湿度控制加湿器和/或导管的加热器以控制目标湿度。

[0475] 在一些配置中,控制器可以基于指示部件中存在的水分量和/或湿度量的至少一个值来确定存在预定水分水平。

[0476] 在一些配置中,控制器可以基于确定的露点温度或指示确定的露点温度的值来控

制加湿器系统的至少一个操作参数。

[0477] 在一些配置中,控制器可以基于确定的露点温度和指示确定的露点温度的值来控制加湿器的加热器或导管的加热器。

[0478] 在一些配置中,加湿器的加热器的操作参数可以包括加热板温度设定点和加热板的功率中的至少一个。

[0479] 在一些配置中,导管的加热器的操作参数可以包括患者端温度设定点和至少一条加热丝的功率中的至少一个。

[0480] 在一些配置中,确定的露点温度或指示确定的露点温度的值可以是由温度传感器感测到的气体流的温度。

[0481] 在一些配置中,控制器可以降低导管加热器的操作参数以增加导管中的相对湿度并诱导冷凝物的形成。

[0482] 在一些配置中,控制器可以控制导管的加热器达到患者端温度设定点。

[0483] 在一些配置中,目标患者端温度可以大于确定的露点温度或指示确定的露点温度的值。

[0484] 在一些配置中,确定的气体流的湿度可以是相对湿度或绝对湿度。

[0485] 在一些配置中,至少一个传感器的输出可以被滤波以获得至少一个信号的可以与部件中的湿度相关的部分。

[0486] 在一些配置中,加湿器可以不包括患者端传感器。

[0487] 在一些配置中,加湿器系统可以包括流发生器。

[0488] 在一些配置中,流发生器和加湿器可以在单个外壳中。

[0489] 在一些配置中,导管可以包括至少第一导电元件和第二导电元件。至少一个传感器信号可以包括使用至少第一导电元件和第二导电元件中的一个或多个生成的信号。

[0490] 在一些配置中,第一导电元件和第二导电元件可以围绕导管的至少一段长度螺旋缠绕。

[0491] 在一些配置中,第一导电元件与第二导电元件可以在导管内、穿过导管或围绕导管螺旋缠绕。

[0492] 在一些配置中,第一导电元件和第二导电元件形成导管壁的一部分。

[0493] 在一些配置中,第一导电元件可以是感测导线。

[0494] 在一些配置中,第一导电元件可以是至少一条加热丝。

[0495] 在一些配置中,第二导电元件可以是感测导线。

[0496] 在一些配置中,第二导电元件可以是至少一条加热丝。

[0497] 在一些配置中,至少一个信号可以指示第一导电元件与第二导电元件之间的电容。

[0498] 在一些配置中,至少一个信号可以指示第一导电元件与第二导电元件之间的电容变化。

[0499] 在一些配置中,第一导电元件和第二导电元件可以分隔开某一距离,该距离可以允许在第一导电元件与第二导电元件之间感测电容变化。

[0500] 在一些配置中,加湿器系统可以包括介电材料,该介电材料位于第一导电元件与第二导电元件之间。

[0501] 在一些配置中,介电材料可以是蒸气或液体可渗透的。

[0502] 在一些配置中,蒸气可渗透的介电材料可以允许水蒸发到环境空气中,同时抑制液态水和呼吸气体传递到环境空气。

[0503] 在一些配置中,控制器可以基于第一导电元件和/或第二导电元件的测量结果的比较来确定指示水分的该至少一个值。

[0504] 在一些配置中,至少一个信号可以指示第一导电元件或第二导电元件的温度。

[0505] 在一些配置中,至少一个信号可以指示第一导电元件或第二导电元件的温度变化。

[0506] 在一些配置中,至少一个信号可以指示第一导电元件与第二导电元件之间的介质的热导率,或者至少一个信号可以指示接近第一导电元件或第二导电元件的介质的热导率。

[0507] 在一些配置中,至少一个信号可以指示第一导电元件或第二导电元件的电阻。

[0508] 在一些配置中,第一导电元件或第二导电元件可以包括彼此断开电连接的至少两个部分。

[0509] 在一些配置中,至少两个部分可以彼此串联。

[0510] 在一些配置中,至少两个部分可以彼此平行。

[0511] 在一些配置中,加湿器系统可以进一步包括信号发生器。控制器可以至少部分地基于至少一个信号的幅度和/或相位来确定指示导管中的水分量的至少一个值。

[0512] 在一些配置中,指示导管中的水分量的至少一个值对应于导管的电感。

[0513] 在一些配置中,指示导管中的水分量的至少一个值可以对应于导管的电感变化。

[0514] 加湿器系统可以向使用者递送气体流。加湿器系统可以包括加热和加湿气体的加湿器、与第一位置相关联的第一传感器、与第二位置相关联的第二传感器、以及控制加湿器的操作的控制器。第一传感器可以基于第一位置处存在的水分量输出至少一个第一传感器信号。第二传感器可以基于第二位置处存在的水分量输出至少一个第二传感器信号。控制器可以基于第一传感器信号确定指示第一位置处存在的湿度量和/或水分量的第一值,以及基于第二传感器确定指示第二位置处存在的湿度量和/或水分量的第二值。

[0515] 在一些配置中,第一位置可以与系统的第一部件相关联。

[0516] 在一些配置中,第二位置可以与系统的第二部件相关联。

[0517] 在一些配置中,第一部件和/或第二部件可以包括导管、导管的一部分、连接器、可以暴露于气体流的腔室的一部分、和/或患者接口。

[0518] 在一些配置中,连接器可以包括一个或多个适配器。

[0519] 在一些配置中,在系统的正常操作期间,第一位置可以在第二位置的上游。

[0520] 在一些配置中,控制器可以通过在第一位置处检测到第一预定量的水分以及在第一位置处检测到预定量的水分后的预定时间段内确定在第二位置处没有检测到第二预定量的水分来确定系统中可能发生无流和/或低于阈值的流量。

[0521] 在一些配置中,控制器可以基于来自第一位置处的第一温度传感器和第二位置处的第二温度传感器的读数响应于在第一位置处检测到第一预定量的水分并且在第一位置处检测到预定量的水分后的预定时间段内没有在第二位置处检测到第二预定量的水分来确定气体的流量可能在范围内。

[0522] 在一些配置中,第一温度传感器可以位于加湿器的腔室出口处。

[0523] 在一些配置中,第二温度传感器可以位于吸气导管的患者端或患者供应导管的远端处或附近,该患者供应导管被配置成将气体从加湿器运送至使用者。

[0524] 在一些配置中,控制器可以响应于上游位置处的水分大于下游位置处的水分来确定流动方向可能是正确的。

[0525] 在一些配置中,吸气导管可以包括上游位置。

[0526] 在一些配置中,定位在气体源与加湿器之间的导管可以包括下游位置。

[0527] 在一些配置中,加湿器系统可以包括与系统的第三位置相关联的第三传感器。第三传感器可以基于第三位置处存在的水分量输出至少一个第三传感器信号。

[0528] 在一些配置中,第三位置可以在第一位置和第二位置的上游。

[0529] 在一些配置中,第一位置可以在吸气导管处。

[0530] 在一些配置中,第三位置可以在呼气导管处。

[0531] 在一些配置中,第二位置可以在加湿腔室的腔室入口处。

[0532] 在一些配置中,控制器可以被配置成基于从加湿器检测到的水分的方向来确定流动方向。当正确连接时,控制器可以配置成响应于在加湿器上游的部件中检测到水分来检测逆流状况。

[0533] 根据本披露内容的加湿器系统可以向使用者递送气体流。加湿器可以提供可以加热和加湿气体的加湿器、将气体从加湿器运送到使用者的导管、可以基于系统的部件中存在的水分量输出至少一个传感器信号的至少一个传感器、以及控制加湿器的操作的控制器。控制器可以基于至少一个传感器信号确定指示部件中存在的水分量的值,并响应于基于该值确定部件中存在预定水分量而控制气体源的功能以减少水分。

[0534] 在一些配置中,该功能可以包括减少潮气量、增加吸气上升时间、减少吸气与呼气比、升高入口气体温度、和/或减少夹带的空气的量和/或切换到壁装式或瓶式气体源。

[0535] 在一些配置中,气体源可以包括呼吸机。

[0536] 在一些配置中,气体源可以包括流发生器。

[0537] 在一些配置中,导管可以包括至少第一导电元件和第二导电元件。至少一个传感器信号可以包括使用至少第一导电元件和第二导电元件中的一个或多个生成的信号。

[0538] 在一些配置中,第一导电元件和第二导电元件可以围绕导管的至少一段长度螺旋缠绕。

[0539] 在一些配置中,第一导电元件与第二导电元件可以在导管内、穿过导管或围绕导管螺旋缠绕。

[0540] 在一些配置中,第一导电元件和第二导电元件形成导管壁的一部分。

[0541] 在一些配置中,第一导电元件可以是感测导线。

[0542] 在一些配置中,第一导电元件可以是至少一条加热丝。

[0543] 在一些配置中,第二导电元件可以是感测导线。

[0544] 在一些配置中,第二导电元件可以是至少一条加热丝。

[0545] 在一些配置中,至少一个信号可以指示第一导电元件与第二导电元件之间的电容。

[0546] 在一些配置中,至少一个信号可以指示第一导电元件与第二导电元件之间的电容

变化。

[0547] 在一些配置中,第一导电元件和第二导电元件可以分隔开某一距离,该距离可以允许在第一导电元件与第二导电元件之间感测电容变化。

[0548] 在一些配置中,加湿器系统可以包括介电材料,该介电材料位于第一导电元件与第二导电元件之间。

[0549] 在一些配置中,介电材料可以是蒸气或液体可渗透的。

[0550] 在一些配置中,蒸气可渗透的介电材料可以允许水蒸发到环境空气中,同时抑制液态水和呼吸气体传递到环境空气。

[0551] 在一些配置中,控制器可以基于第一导电元件和/或第二导电元件的测量结果的比较来确定指示水分的该至少一个值。

[0552] 在一些配置中,至少一个信号可以指示第一导电元件或第二导电元件的温度。

[0553] 在一些配置中,至少一个信号可以指示第一导电元件或第二导电元件的温度变化。

[0554] 在一些配置中,至少一个信号可以指示第一导电元件与第二导电元件之间的介质的热导率,或者至少一个信号可以指示接近第一导电元件或第二导电元件的介质的热导率。

[0555] 在一些配置中,至少一个信号可以指示第一导电元件或第二导电元件的电阻。

[0556] 在一些配置中,第一导电元件或第二导电元件可以包括彼此断开电连接的至少两个部分。

[0557] 在一些配置中,至少两个部分可以彼此串联。

[0558] 在一些配置中,至少两个部分可以彼此平行。

[0559] 在一些配置中,加湿器系统可以进一步包括信号发生器。控制器可以至少部分地基于至少一个信号的幅度和/或相位来确定指示导管中的水分量的至少一个值。

[0560] 在一些配置中,指示导管中的水分量的至少一个值对应于导管的电感。

[0561] 在一些配置中,指示导管中的水分量的至少一个值可以对应于导管的电感变化。

[0562] 根据本披露内容的加湿器系统可以向使用者递送气体流。加湿器可以提供可以加热和加湿气体的加湿器、将气体从加湿器运送到使用者的导管、可以基于系统的部件中存在的水分量输出至少一个传感器信号的至少一个传感器、以及控制加湿器的操作的控制器。控制器可以基于至少一个传感器信号确定指示部件中存在的水分量的至少一个值,并且基于指示部件中存在的水分量的至少一个值确定加湿腔室的水尽状况。

[0563] 在一些配置中,可以响应于检测到部件中的水分量和/或湿度量的增加来确定没有水尽状况。

[0564] 在一些配置中,可以响应于部件中的水分量和/或湿度量的增加高于阈值来确定没有水尽状况。

[0565] 在一些配置中,可以响应于检测到部件中的水分量和/或湿度量没有增加来确定水尽状况。

[0566] 在一些配置中,可以响应于部件中的水分量和/或湿度量的增加低于阈值来确定水尽状况。

[0567] 在一些配置中,水尽状况包括不存在水或存在预定水平的水。

[0568] 在一些配置中,控制器可以增加加湿器的加热板的功率和/或减少导管的至少一条加热丝的功率,该导管被配置成将来自加湿器的气体提供给使用者以便增加湿度和/或增加水分。

[0569] 在一些配置中,增加的水分可以是冷凝物或蒸气可渗透的和/或液体可渗透的材料中的水。

[0570] 在一些配置中,控制器可以在响应于确定预定水分量和/或湿度量低于阈值而增加加热板的功率和/或减少至少一条加热丝的功率之后确定水尽状况。

[0571] 在一些配置中,导管可以包括至少第一导电元件和第二导电元件。至少一个传感器信号可以包括使用至少第一导电元件和第二导电元件中的一个或多个生成的信号。

[0572] 在一些配置中,第一导电元件和第二导电元件可以围绕导管的至少一段长度螺旋缠绕。

[0573] 在一些配置中,第一导电元件与第二导电元件可以在导管内、穿过导管或围绕导管螺旋缠绕。

[0574] 在一些配置中,第一导电元件和第二导电元件形成导管壁的一部分。

[0575] 在一些配置中,第一导电元件可以是感测导线。

[0576] 在一些配置中,第一导电元件可以是至少一条加热丝。

[0577] 在一些配置中,第二导电元件可以是感测导线。

[0578] 在一些配置中,第二导电元件可以是至少一条加热丝。

[0579] 在一些配置中,至少一个信号可以指示第一导电元件与第二导电元件之间的电容。

[0580] 在一些配置中,至少一个信号可以指示第一导电元件与第二导电元件之间的电容变化。

[0581] 在一些配置中,第一导电元件和第二导电元件可以分隔开某一距离,该距离可以允许在第一导电元件与第二导电元件之间感测电容变化。

[0582] 在一些配置中,加湿器系统可以包括介电材料,该介电材料位于第一导电元件与第二导电元件之间。

[0583] 在一些配置中,介电材料可以是蒸气或液体可渗透的。

[0584] 在一些配置中,蒸气可渗透的介电材料可以允许水蒸发到环境空气中,同时抑制液态水和呼吸气体传递到环境空气。

[0585] 在一些配置中,控制器可以基于第一导电元件和/或第二导电元件的测量结果的比较来确定指示水分的该至少一个值。

[0586] 在一些配置中,至少一个信号可以指示第一导电元件或第二导电元件的温度。

[0587] 在一些配置中,至少一个信号可以指示第一导电元件或第二导电元件的温度变化。

[0588] 在一些配置中,至少一个信号可以指示第一导电元件与第二导电元件之间的介质的热导率,或者至少一个信号可以指示接近第一导电元件或第二导电元件的介质的热导率。

[0589] 在一些配置中,至少一个信号可以指示第一导电元件或第二导电元件的电阻。

[0590] 在一些配置中,第一导电元件或第二导电元件可以包括彼此断开电连接的至少两

个部分。

[0591] 在一些配置中,至少两个部分可以彼此串联。

[0592] 在一些配置中,至少两个部分可以彼此平行。

[0593] 在一些配置中,加湿器系统可以进一步包括信号发生器。控制器可以至少部分地基于至少一个信号的幅度和/或相位来确定指示导管中的水分量的至少一个值。

[0594] 在一些配置中,指示导管中的水分量的至少一个值对应于导管的电感。

[0595] 在一些配置中,指示导管中的水分量的至少一个值可以对应于导管的电感变化。

[0596] 加湿器系统可以用于气体供应系统。加湿器系统可以包括用于加热和加湿气体的加湿器、用于将气体从加湿器运送到使用者的导管。导管可以包括第一导电元件、第二导电元件和控制器,该控制器被配置成监测在该第一导电元件与该第二导电元件之间形成的电容器的电容和/或电容变化,以检测紧邻该导管或与该导管接触的皮肤的存在。

[0597] 在一些配置中,电容和/或电容变化包括测量在该第一导电元件与该第二导电元件之间形成的该电容器的时间常数、谐振频率、时间常数的变化、或谐振频率的变化。

[0598] 在一些配置中,控制器可以基于监测的电容和/或电容变化来检测电容器的电容率变化。

[0599] 在一些配置中,控制器可以将检测到的电容率变化与一个或多个电容率阈值进行比较。

[0600] 在一些配置中,控制器可以响应于检测到的电容率变化超过一个或多个电容率阈值来检测到紧邻导管或与导管接触的皮肤的存在。

[0601] 在一些配置中,控制器可以响应于检测到紧邻导管或与导管接触的皮肤的存在而输出警报。

[0602] 在一些配置中,控制器可以响应于检测到紧邻导管或与导管接触的皮肤的存在连续地或间歇地达预定义的持续时间而输出警报。

[0603] 在一些配置中,预定义的持续时间可以基于预期的导管表面温度是可变的。

[0604] 在一些配置中,导管可以包括在第一导电元件与第二导电元件之间的介电材料。

[0605] 在一些配置中,第一导电元件和第二导电元件围绕导管的至少一段长度螺旋缠绕。

[0606] 在一些配置中,第一导电元件与第二导电元件在导管内、穿过导管或围绕导管螺旋缠绕。

[0607] 在一些配置中,第一导电元件和第二导电元件形成导管壁的一部分。

[0608] 在一些配置中,第一导电元件可以是感测导线。

[0609] 在一些配置中,第一导电元件可以是加热丝。

[0610] 在一些配置中,第二导电元件可以是感测导线。

[0611] 在一些配置中,第二导电元件可以是加热丝。

[0612] 在一些配置中,第一导电元件和第二导电元件可以分隔开某一距离,以允许在第一导电元件与第二导电元件之间感测电容变化。

[0613] 在一些配置中,第一导电元件或第二导电元件可以包括彼此断开电连接的至少两个部分。

[0614] 在一些配置中,至少两个部分可以彼此串联。

[0615] 在一些配置中,至少两个部分可以彼此平行。

[0616] 根据本披露内容的向使用者递送气体流的方法可以使用可以是加湿器系统的一部分的加湿器的控制器。加湿器可以提供可以加热和加湿气体的加湿器、将气体从加湿器运送到使用者的导管、可以基于系统的部件中存在的水分量输出至少一个传感器信号的至少一个传感器、以及控制加湿器的操作的控制器。该方法包括至少部分地基于至少一个传感器信号确定指示部件中存在的水分量的至少一个值,并且基于指示部件中存在的水分量的至少一个值执行一个或多个水分管理响应。

[0617] 在一些配置中,一个或多个水分管理可以包括以下中的一个或多个:生成至少一个通知和/或警报、改变供应给加湿器加热器的功率、改变供应给至少一个导管加热器的功率、改变加湿器的模式、和/或改变可以是加湿系统的一部分的呼吸机的参数。

[0618] 在一些配置中,该部件可以包括导管、导管的一部分、连接器、可以暴露于气体流的腔室的一部分、和/或患者接口。

[0619] 在一些配置中,系统的部件中存在的水分可以包括冷凝物和/或系统的部件的蒸气可渗透的和/或液体可渗透的材料中的水。

[0620] 在一些配置中,蒸气可渗透的材料可以是可透气材料。

[0621] 在一些配置中,指示部件中存在的水分量的至少一个值可以包括指示系统的部件中的冷凝物量的值和/或指示系统的部件的蒸气可渗透的和/或液体可渗透的材料中的水量的值中的至少一个。指示部件中存在的水分量的值可以是指示系统的部件中的冷凝物量的值与指示蒸气可渗透的和/或指示系统的部件的蒸气可渗透的和/或液体可渗透的材料中的水量的值的总和。

[0622] 在一些配置中,该方法可以进一步包括基于加湿器的湿度输出确定指示部件中存在的水分量的至少一个值。

[0623] 在一些配置中,该方法可以进一步包括基于指示部件中存在的水分量的至少一个值来确定部件中可以存在预定水分水平。

[0624] 在一些配置中,该方法可以进一步包括基于将指示部件中存在的水分量的至少一个值与至少一个阈值进行比较来确定部件中可能存在预定水分水平。

[0625] 在一些配置中,可以响应于至少一个至少一个值高于至少一个阈值来确定存在预定水分水平。

[0626] 在一些配置中,可以响应于至少一个值低于至少一个阈值来确定存在预定水分度水平。

[0627] 在一些配置中,至少一个阈值可以包括绝对值阈值、值变化阈值、最大传感器输出的百分比阈值、百分比变化阈值、随时间变化的百分比阈值、梯度阈值、和/或交叉阈值。

[0628] 在一些配置中,最大传感器输出可以提供指示导管的蒸气和/或液体材料可能水分饱和的输出。

[0629] 在一些配置中,最大传感器输出可以提供指示可能存在预定或可接受的水分量的输出。

[0630] 在一些配置中,百分比阈值可以是80%。

[0631] 在一些配置中,百分比阈值可以是90%

[0632] 在一些配置中,百分比阈值可以是100%。

[0633] 在一些配置中,当输出与特定阈值多次交叉时,可能会出现交叉阈值。这可以任选地在预定时间段内进行。

[0634] 在一些配置中,该方法可以进一步包括响应于确定部件中存在预定水分水平而生成至少一个通知和/或警报。

[0635] 在一些配置中,该方法可以进一步包括基于指示部件中存在的水分量的至少一个值与至少一个冷凝物阈值之间的比较来确定部件中冷凝物的存在。

[0636] 在一些配置中,该方法可以进一步包括基于指示部件中存在的水分量的至少一个值与至少一个水量阈值之间的比较来确定系统的部件的蒸气可渗透的和/或液体可渗透的材料中预定水量的存在。预定水量可以任选地指示蒸气和/或液体可渗透的材料的饱和。

[0637] 在一些配置中,该方法可以进一步包括控制加湿器的加热器和/或导管的加热器以实现湿度目标。

[0638] 在一些配置中,湿度目标可以包括露点目标、绝对目标和/或相对湿度目标。

[0639] 在一些配置中,该方法可以进一步包括响应于确定部件中存在预定水分量而降低气体流的湿度目标,并且任选地降低绝对湿度和/或相对湿度目标。

[0640] 在一些配置中,加湿器可以包括配置成加热加湿液体的加热器。

[0641] 在一些配置中,加热器可以包括加热板。

[0642] 在一些配置中,导管可以包括至少一条加热丝以加热导管中的气体流。

[0643] 在一些配置中,该方法可以进一步包括通过改变加湿器的加热器的至少一个操作参数来降低气体流的绝对湿度。

[0644] 在一些配置中,该方法可以进一步包括通过改变加湿器的加热器的至少一个操作参数来降低气体流的相对湿度。

[0645] 在一些配置中,改变包括降低或限制或停用气体流的相对湿度。

[0646] 在一些配置中,至少一个操作参数可以包括加热器温度设定点和/或加热器的功率。

[0647] 在一些配置中,该方法可以进一步包括通过改变导管的加热器的至少一个操作参数来降低气体流的相对湿度目标。在一些配置中,改变可以包括增加操作参数。

[0648] 在一些配置中,导管的至少一个加热器的操作参数可以是患者端温度设定点和/或到导管的至少一个加热器的功率。

[0649] 在一些配置中,加湿器的加热器和/或导管的加热器的操作参数可以基于指示部件中存在的水分量的至少一个值而改变。

[0650] 在一些配置中,该方法可以进一步包括响应于在最初确定可能存在预定水分水平之后预定时间段内确定部件中仍然存在预定水分水平而降低绝对湿度目标和/或相对湿度目标。

[0651] 在一些配置中,该方法可以进一步包括响应于在最初确定可能存在预定水分水平之后确定部件中不再存在预定水分水平而返回到正常操作,和/或返回到气体流的原始绝对湿度和/或相对湿度目标。

[0652] 在一些配置中,该方法可以进一步包括响应于在最初确定可能存在预定水分水平之后确定部件中不再存在预定水分水平而返回到正常操作,和/或返回到气体流的原始绝对湿度和/或相对湿度目标。

[0653] 在一些配置中,该方法可以进一步包括响应于检测到部件中不存在水分或存在少量水分来确定部件中可能不再存在预定水分水平。

[0654] 在一些配置中,该方法可以进一步包括响应于检测到部件中不存在冷凝物或存在少量冷凝物而确定部件中可能不再存在预定水分水平。

[0655] 在一些配置中,导管的至少一部分或系统的另一部件可以包括蒸气可渗透发和/或液体可渗透的材料。

[0656] 在一些配置中,导管可以包括至少第一导电元件和第二导电元件,至少一个传感器信号包括使用至少第一导电元件和第二导电元件中的一个或多个产生的信号。

[0657] 在一些配置中,第一导电元件和第二导电元件可以围绕导管的至少一段长度螺旋缠绕。

[0658] 在一些配置中,第一导电元件与第二导电元件在导管内、穿过导管或围绕导管螺旋缠绕。

[0659] 在一些配置中,第一导电元件和第二导电元件用于导管壁的一部分。

[0660] 在一些配置中,第一导电元件可以是感测导线

[0661] 在一些配置中,第一导电元件可以是至少一条加热丝。

[0662] 在一些配置中,第二导电元件可以是至少一条加热丝。

[0663] 在一些配置中,蒸气可渗透的和/或液体可渗透的材料可以是介电材料。

[0664] 在一些配置中,介电材料可以是蒸气或液体可渗透的。

[0665] 在一些配置中,蒸气可渗透的介电材料可以允许水蒸发到环境空气中,同时抑制液态水和呼吸气体传递到环境空气。

[0666] 在一些配置中,其他部件可以包括患者接口。

[0667] 在一些配置中,其他部件可以包括连接器和/或适配器。

[0668] 在一些配置中,导管可以包括复合导管。

[0669] 在一些配置中,导管可以包括蒸气和/或液体可渗透珠粒。

[0670] 在一些配置中,蒸气可渗透的珠粒允许水蒸发到环境空气,同时抑制液态水和呼吸气体传递到环境空气。

[0671] 在一些配置中,蒸气可渗透珠粒可以是具有极端亲水性质的活化全氟化聚合物材料、亲水性热塑性塑料、可透气热塑性共聚酯、表现出可透气特性的机织处理织物、和/或亲水性聚酯嵌段共聚物。

[0672] 在一些配置中,该信号可以指示第一导电元件与第二导电元件之间的电容。

[0673] 在一些配置中,该信号可以指示第一导电元件与第二导电元件之间的电容变化。

[0674] 在一些配置中,第一导电元件和第二导电元件分隔开某一距离,该距离被配置成允许在第一导电元件与第二导电元件之间感测电容变化。

[0675] 在一些配置中,加湿器系统可以进一步包括介电材料,该介电材料位于第一导电元件与第二导电元件之间。

[0676] 在一些配置中,该方法可以进一步包括基于第一导电元件和/或该第二导电元件的测量结果的比较来确定指示水分的至少一个值。

[0677] 在一些配置中,该信号可以指示第一导电元件或第二导电元件的温度。

[0678] 在一些配置中,该信号可以指示第一导电元件或第二导电元件的温度变化。

[0679] 在一些配置中,该信号可以指示第一导电元件与第二导电元件之间的介质的热导率,或者至少一个信号可以指示接近第一导电元件或第二导电元件的介质的热导率。

[0680] 在一些配置中,该信号可以指示第一导电元件或第二导电元件的电阻。

[0681] 在一些配置中,第一导电元件或第二导电元件包括彼此断开电连接的至少两个部分。

[0682] 在一些配置中,这两个部分可以彼此串联。

[0683] 在一些配置中,加湿器系统可以进一步包括信号发生器,其中,控制器可以至少部分地基于至少一个信号的幅度和/或相位来确定指示导管中的水分量的至少一个值。

[0684] 在一些配置中,指示导管中的水分量的至少一个值可以对应于导管的电感。

[0685] 在一些配置中,指示导管中的水分量的至少一个值对应于导管的电感变化。

[0686] 在一些配置中,部件中存在的预定水分水平可以指示系统的部件的蒸气可渗透的和/或液体可渗透的材料中的预定水量。

[0687] 在一些配置中,该方法可以进一步包括响应于确定部件中存在预定水分水平而最初改变导管的至少一条加热丝的操作参数。在一些配置中,改变可以包括降低、限制或停用操作参数。在一些配置中,降低或限制包括将至少一条加热丝的功率降低或限制到3.0W/m至7.0W/m的范围。

[0688] 在一些配置中,该方法可以进一步包括维持导管的加热丝的最初改变后的操作参数。

[0689] 在一些配置中,维持导管的至少一条加热丝的最初改变后的操作参数可以增加蒸气可渗透和/或液体可渗透的材料的水分饱和度。这种改变可以任选地是增加到预定水分饱和度。

[0690] 在一些配置中,该方法可以进一步包括改变导管的至少一条加热丝的操作参数。

[0691] 在一些配置中该方法可以进一步包括在已经维持最初改变后的操作参数之后预定时间内改变导管的加热丝的操作参数。

[0692] 在一些配置中,进一步的改变可以是操作参数的增加。

[0693] 在一些配置中,该方法可以进一步包括响应于确定部件中存在预定水分水平而改变导管的加热器的操作参数。

[0694] 在一些配置中,预定水平可以是最大传感器输出的百分比阈值。在一些配置中,百分比阈值可以是80%。在一些配置中,百分比阈值可以是90%。在一些配置中,百分比阈值可以是100%。完全饱和的可渗透材料可以处于100%。

[0695] 在一些配置中,最大传感器输出可以是指示导管的珠粒可能水分饱和的输出。

[0696] 在一些配置中,最大传感器输出可以是指示可能存在预定或可接受的水分量的输出。

[0697] 在一些配置中,该方法可以进一步包括维持导管的至少一条加热丝的改变后的操作参数以允许经由蒸发到大气来干燥蒸气可渗透的和/或液体可渗透的材料。

[0698] 在一些配置中,该方法可以进一步包括维持改变后的操作参数增加水分可以穿过蒸气可渗透的材料转移到大气的速率。

[0699] 在一些配置中,改变后的操作参数可以包括将到至少一条加热丝的功率增加到10W/m与14W/m之间。

[0700] 在一些配置中,该方法可以进一步包括在已经维持改变后的操作参数之后预定时间内返回到导管的至少一个加热器的正常或原始操作参数。

[0701] 在一些配置中,该方法可以进一步包括在返回到正常或原始操作参数之前多次重复增加和维持操作参数然后降低和维持操作参数。

[0702] 在一些配置中,该方法可以进一步包括响应于确定部件中的预定水分水平下降到低于阈值而返回到导管的至少一个加热器的正常或原始操作参数。在一些配置中,阈值可以是百分比阈值。在一些配置中,百分比阈值可以是20%。在一些配置中,百分比阈值可以是15%。在一些配置中,百分比阈值可以是0%。

[0703] 在一些配置中,该方法可以进一步包括响应于确定蒸气可渗透的和/或液体可渗透的材料中的预定水分子数量下降到低于水分子阈值而返回到导管的至少一条加热丝的正常或原始操作参数。

[0704] 在一些配置中,该方法可以进一步包括响应于确定部件中的预定冷凝物水平下降到低于冷凝物阈值而返回到导管的至少一条加热丝的正常或原始操作参数。

[0705] 在一些配置中,导管的至少一条加热丝的操作参数可以包括患者端温度设定点和/或至少一条加热丝的功率。

[0706] 在一些配置中,该方法可以进一步包括经由导管的加热器升高蒸气可渗透的材料的温度以增加水从材料的一侧传递到材料的相反侧的速率。

[0707] 在一些配置中,该方法可以进一步包括经由导管的加热器升高液体可渗透的材料的温度以增加液体可渗透的材料中的液态水到大气的蒸发速率。

[0708] 在一些配置中,该方法可以进一步包括控制蒸气可渗透的和/或液体可渗透的材料与大气之间的相对湿度梯度大于蒸气可渗透的和/或液体可渗透的材料与导管的管腔之间的相对湿度梯度。

[0709] 在一些配置中,加湿器系统可以包括水分排放组件,该水分排放组件被配置成收集冷凝物和/或将冷凝物运送回加湿腔室。

[0710] 在一些配置中,水分排放组件可以包括被配置成收集冷凝物的聚水器。

[0711] 在一些配置中,水分排放组件可以包括电子地耦合到控制器的至少一个阀。该方法可以进一步包括基于至少一个传感器信号致动至少一个阀。

[0712] 在一些配置中,该方法可以进一步包括响应于确定部件中存在预定水分水平而将至少一个阀致动到打开位置。

[0713] 在一些配置中,该方法可以进一步包括响应于确定部件中存在预定冷凝物水平而将至少一个阀致动到打开位置。

[0714] 在一些配置中,水分排放组件可以包括水分输送组件,该水分输送组件被配置成将收集在聚水器或导管中的水分输送回加湿腔室。

[0715] 在一些配置中,水分排放组件可以进一步包括输送导管和/或泵。在一些配置中,泵可以是蠕动泵。

[0716] 在一些配置中,该方法可以进一步包括基于指示部件中存在的水分量的至少一个值来确定腔室溢出事件。

[0717] 在一些配置中,该部件可以位于加湿器的加湿腔室的出口附近。

[0718] 在一些配置中,传感器可以包括位于导管的远端附近的温度传感器。

[0719] 在一些配置中,该方法可以进一步包括响应于确定预定水分量的存在、基于由温度传感器感测的气体流的温度来确定露点温度或指示气体流的露点温度的值。

[0720] 在一些配置中,该方法可以进一步包括响应于确定存在预定冷凝物量、基于由温度传感器感测的气体流的温度来确定露点温度或指示露点温度的值。

[0721] 在一些配置中,露点温度或指示露点温度的值可以是由温度传感器感测到的气体流的温度。

[0722] 在一些配置中,该方法可以进一步包括基于确定的露点温度或指示确定的露点温度的值来控制加湿器的加热器或导管的加热器。

[0723] 在一些配置中,该方法可以进一步包括降低导管加热器的操作参数以增加导管中的相对湿度并诱导冷凝物的形成。

[0724] 在一些配置中,该方法可以进一步包括控制离开加湿器的气体达到露点温度设定点。

[0725] 在一些配置中,该方法可以进一步包括响应于确定患者端温度可能大于露点温度设定点及可能存在预定水分水平来确定用于加湿器的气体源可能是环境空气或来自带室内的呼吸机。

[0726] 在一些配置中,该方法可以进一步包括在确定用于加湿器的气体源是环境空气或来自带室内的呼吸机之后,将加湿器的温度设定点控制为恒定值。

[0727] 在一些配置中,温度设定点可以是腔室出口设定点。

[0728] 在一些配置中,腔室出口设定点可以对应于气体的露点。

[0729] 在一些配置中,该方法可以进一步包括响应于导管连接到加湿器和/或在加湿器的操作之前基于指示导管中的水分量的至少一个值来确定导管中存在预定水分水平。

[0730] 在一些配置中,该方法可以进一步包括基于阈值与指示导管中水分量的至少一个值之间的比较来确定导管中存在预定水分水平。

[0731] 在一些配置中,该方法可以进一步包括在导管可能首先连接到加湿器时,确定导管中存在预定水分水平。

[0732] 在一些配置中,导管中存在预定水分水平可以是可能需要新的未使用的导管或导管需要被检查故障或进一步干燥的水平。

[0733] 在一些配置中,该方法可以进一步包括响应于确定导管中存在预定水分水平而产生警报。

[0734] 在一些配置中,警报可以包括视觉和/或音频指示。

[0735] 在一些配置中,该方法可以进一步包括通过防止导管的加热器上电和/或防止在加湿器连接到导管时使用加湿器来响应于确定导管中存在预定水分水平而防止导管与加湿器一起使用。

[0736] 在一些配置中,导管可以不包括患者端传感器。

[0737] 在一些配置中,基于部件中存在的水分量的至少一个传感器信号可以进一步包括与部件中气体的湿度有关的信号。

[0738] 在一些配置中,与部件中的气体的加湿器有关的信号可以从至少一个信号中过滤掉或者被控制器忽略。

[0739] 在一些配置中,该方法可以进一步包括基于至少一个传感器信号确定指示部件中

存在的水分量的至少一个值,并响应于基于该值确定部件中存在预定水分量而控制气体源的功能以减少水分。

[0740] 在一些配置中,该功能可以包括减少潮气量、增加吸气上升时间、减少吸气与呼气比、升高入口气体温度、和/或减少夹带的空气的量和/或切换到壁装式或瓶式气体源。

[0741] 在一些配置中,气体源可以包括呼吸机。

[0742] 在一些配置中,气体源可以包括流发生器。

[0743] 在一些配置中,该方法可以进一步包括基于至少一个传感器信号确定指示部件中存在的水分量的至少一个值,并且基于指示部件中存在的水分量的至少一个值确定加湿腔室的水尽状况。

[0744] 在一些配置中,可以响应于检测到部件中的水分量和/或湿度量的增加来确定没有水尽状况。

[0745] 在一些配置中,可以响应于部件中的水分量和/或湿度量的增加高于阈值来确定没有水尽状况。

[0746] 在一些配置中,水尽状况可以包括不存在水或存在预定水平的水。

[0747] 在一些配置中,该方法可以进一步包括增加加湿器的加热板的功率和/或减少导管的至少一条加热丝的功率,该导管被配置成将来自加湿器的气体提供给使用者以便增加湿度和/或增加水分。

[0748] 在一些配置中,增加的水分可以是冷凝物或蒸气可渗透的和/或液体可渗透的材料中的水。

[0749] 在一些配置中,该方法可以进一步包括在响应于确定预定水分量和/或湿度量低于阈值而增加加热板的功率和/或减少至少一条加热丝的功率之后确定水尽状况。

[0750] 根据本披露内容的向使用者递送气体流的方法可以使用可以是加湿器系统的一部分的加湿器的控制器。加湿器系统可以包括用于加热和加湿气体的加湿器、基于系统的部件中存在的水分量和/或湿度量输出至少一个传感器信号的至少一个传感器、以及控制加湿器的操作的控制器。该方法可以包括基于至少一个传感器信号确定指示部件中存在的水分量和/或湿度量的至少一个值、以及基于指示部件中存在的水分量和/或湿度量的至少一个值确定气体流的湿度。

[0751] 在一些配置中,该方法可以进一步包括在基于该值检测到存在水分时假设100%的相对湿度。

[0752] 在一些配置中,位于导管的远端附近的温度传感器可以将气体从加湿器运送到使用者。该方法可以进一步包括基于指示部件中存在的水分量和/或湿度量的至少一个值来确定存在预定水分水平。该方法可以进一步包括将气体流的露点确定为气体流的湿度。

[0753] 在一些配置中,湿度可以是露点温度、相对湿度值或绝对湿度值。

[0754] 在一些配置中,控制器可以基于湿度控制加湿器和/或导管的加热器以控制目标湿度。

[0755] 在一些配置中,该方法可以进一步包括基于指示部件中存在的水分量和/或湿度量的至少一个值来确定存在预定水分水平。

[0756] 在一些配置中,该方法可以进一步包括基于确定的露点温度或指示确定的露点温度的值来控制加湿器系统的至少一个操作参数。

[0757] 在一些配置中,该方法可以进一步包括基于确定的露点温度或指示确定的露点温度的值来控制加湿器的加热器和导管的加热器。

[0758] 在一些配置中,加湿器的加热器的操作参数可以包括加热板温度设定点和加热板的功率中的至少一个。

[0759] 在一些配置中,导管的加热器的操作参数可以包括患者端温度设定点和至少一条加热丝的功率中的至少一个。

[0760] 在一些配置中,确定的露点温度或指示确定的露点温度的值可以是由温度传感器感测到的气体流的温度。

[0761] 在一些配置中,该方法可以进一步包括降低导管加热器的操作参数以增加导管中的相对湿度并诱导冷凝物的形成。

[0762] 在一些配置中,该方法可以进一步包括控制导管的加热器达到患者端温度设定点。

[0763] 在一些配置中,目标患者端温度可以大于确定的露点温度或指示确定的露点温度的值。

[0764] 在一些配置中,确定的气体流的湿度可以是相对湿度或绝对湿度。

[0765] 在一些配置中,至少一个传感器的输出可以被滤波以获得至少一个信号的可以与部件中的湿度相关的部分。

[0766] 在一些配置中,加湿器系统可以包括流发生器。

[0767] 在一些配置中,流发生器和加湿器可以在单个外壳中。

[0768] 在一些配置中,导管可以包括至少第一导电元件和第二导电元件。至少一个传感器信号可以包括使用至少第一导电元件和第二导电元件中的一个或多个生成的信号。

[0769] 在一些配置中,第一导电元件和第二导电元件可以围绕导管的至少一段长度螺旋缠绕。

[0770] 在一些配置中,第一导电元件与第二导电元件可以在导管内、穿过导管或围绕导管螺旋缠绕。

[0771] 在一些配置中,第一导电元件和第二导电元件形成导管壁的一部分。

[0772] 在一些配置中,第一导电元件可以是感测导线。

[0773] 在一些配置中,第一导电元件可以是至少一条加热丝。

[0774] 在一些配置中,第二导电元件可以是感测导线。

[0775] 在一些配置中,第二导电元件可以是至少一条加热丝。

[0776] 在一些配置中,至少一个信号可以指示第一导电元件与第二导电元件之间的电容。

[0777] 在一些配置中,至少一个信号可以指示第一导电元件与第二导电元件之间的电容变化。

[0778] 在一些配置中,第一导电元件和第二导电元件可以分隔开某一距离,该距离可以允许在第一导电元件与第二导电元件之间感测电容变化。

[0779] 在一些配置中,加湿器系统可以包括介电材料,该介电材料位于第一导电元件与第二导电元件之间。

[0780] 在一些配置中,介电材料可以是蒸气或液体可渗透的。

[0781] 在一些配置中,蒸气可渗透的介电材料可以允许水蒸发到环境空气中,同时抑制液态水和呼吸气体传递到环境空气。

[0782] 在一些配置中,该方法可以进一步包括基于第一导电元件和/或该第二导电元件的测量结果的比较来确定指示水分的至少一个值。

[0783] 在一些配置中,至少一个信号可以指示第一导电元件或第二导电元件的温度。

[0784] 在一些配置中,至少一个信号可以指示第一导电元件或第二导电元件的温度变化。

[0785] 在一些配置中,至少一个信号可以指示第一导电元件与第二导电元件之间的介质的热导率,或者至少一个信号可以指示接近第一导电元件或第二导电元件的介质的热导率。

[0786] 在一些配置中,至少一个信号可以指示第一导电元件或第二导电元件的电阻。

[0787] 在一些配置中,第一导电元件或第二导电元件可以包括彼此断开电连接的至少两个部分。

[0788] 在一些配置中,至少两个部分可以彼此串联。

[0789] 在一些配置中,至少两个部分可以彼此平行。

[0790] 在一些配置中,加湿器系统可以进一步包括信号发生器。该方法可以进一步包括至少部分地基于至少一个信号的幅度和/或相位来确定指示导管中的水分量的至少一个值。

[0791] 在一些配置中,指示导管中的水分量的至少一个值对应于导管的电感。

[0792] 在一些配置中,指示导管中的水分量的至少一个值可以对应于导管的电感变化。

[0793] 根据本披露内容的向使用者递送气体流的方法可以使用可以是加湿器系统的一部分的加湿器的控制器。加湿器系统可以包括加热和加湿气体的加湿器、与第一位置相关联的第一传感器、与第二位置相关联的第二传感器、以及控制加湿器的操作的控制器。第一传感器可以基于第一位置处存在的水分量输出至少一个第一传感器信号。第二传感器可以基于第二位置处存在的水分量输出至少一个第二传感器信号。该方法可以进一步包括基于第一传感器信号确定指示第一位置处存在的湿度量和/或水分量的第一值、以及基于第二传感器确定指示第二位置处存在的湿度量和/或水分量的第二值。

[0794] 在一些配置中,第一位置可以与系统的第一部件相关联。

[0795] 在一些配置中,第二位置可以与系统的第二部件相关联。

[0796] 在一些配置中,第一部件和/或第二部件可以包括导管、导管的一部分、连接器、可以暴露于气体流的腔室的一部分、和/或患者接口。

[0797] 在一些配置中,连接器可以包括一个或多个适配器。

[0798] 在一些配置中,在系统的正常操作期间,第一位置可以在第二位置的上游。

[0799] 在一些配置中,该方法可以进一步包括通过在第一位置处检测到第一预定量的水分以及在第一位置处检测到预定量的水分后的预定时间段内确定在第二位置处没有检测到第二预定量的水分来确定系统中可能发生无流和/或低于阈值的流量。

[0800] 在一些配置中,该方法可以进一步包括基于来自第一位置处的第一温度传感器和第二位置处的第二温度传感器的读数响应于在第一位置处检测到第一预定量的水分并且在第一位置处检测到预定量的水分后的预定时间段内没有在第二位置处检测到第二预定

量的水分来确定气体的流量可能在范围内。

[0801] 在一些配置中,第一温度传感器可以位于加湿器的腔室出口处。

[0802] 在一些配置中,第二温度传感器可以位于吸气导管的患者端或患者供应导管的远端处或附近,该患者供应导管被配置成将气体从加湿器运送至使用者。

[0803] 在一些配置中,该方法可以进一步包括响应于上游位置处的水分大于下游位置处的水分来确定流动方向可能是正确的。

[0804] 在一些配置中,吸气导管可以包括上游位置。

[0805] 在一些配置中,定位在气体源与加湿器之间的导管可以包括下游位置。

[0806] 在一些配置中,加湿器系统可以包括与系统的第三位置相关联的第三传感器。第三传感器可以基于第三位置处存在的水分量输出至少一个第三传感器信号。

[0807] 在一些配置中,第三位置可以在第一位置和第二位置的上游。

[0808] 在一些配置中,第一位置可以在吸气导管处。

[0809] 在一些配置中,第三位置可以在呼气导管处。

[0810] 在一些配置中,第二位置可以在加湿腔室的腔室入口处。

[0811] 在一些配置中,该方法可以进一步包括基于从加湿器检测到的水分的方向来确定流动方向。该方法可以进一步包括当连接正确时,响应于在加湿器上游的部件中检测到水分来检测逆流状况。

[0812] 根据本披露内容的向使用者递送气体流的方法可以使用可以是加湿器系统的一部分的加湿器的控制器。加湿器可以提供可以加热和加湿气体的加湿器、将气体从加湿器运送到使用者的导管、可以基于系统的部件中存在的水分量输出至少一个传感器信号的至少一个传感器、以及控制加湿器的操作的控制器。该方法可以进一步包括基于至少一个传感器信号确定指示部件中存在的水分量的值,并响应于基于该值确定部件中存在预定水分量而控制气体源的功能以减少水分。

[0813] 在一些配置中,该功能可以包括减少潮气量、增加吸气上升时间、减少吸气与呼气比、升高入口气体温度、和/或减少夹带的空气的量和/或切换到壁装式或瓶式气体源。

[0814] 在一些配置中,气体源可以包括呼吸机。

[0815] 在一些配置中,气体源可以包括流发生器。

[0816] 在一些配置中,导管可以包括至少第一导电元件和第二导电元件。至少一个传感器信号可以包括使用至少第一导电元件和第二导电元件中的一个或多个生成的信号。

[0817] 在一些配置中,第一导电元件和第二导电元件可以围绕导管的至少一段长度螺旋缠绕。

[0818] 在一些配置中,第一导电元件与第二导电元件可以在导管内、穿过导管或围绕导管螺旋缠绕。

[0819] 在一些配置中,第一导电元件和第二导电元件形成导管壁的一部分。

[0820] 在一些配置中,第一导电元件可以是感测导线。

[0821] 在一些配置中,第一导电元件可以是至少一条加热丝。

[0822] 在一些配置中,第二导电元件可以是感测导线。

[0823] 在一些配置中,第二导电元件可以是至少一条加热丝。

[0824] 在一些配置中,至少一个信号可以指示第一导电元件与第二导电元件之间的电

容。

[0825] 在一些配置中,至少一个信号可以指示第一导电元件与第二导电元件之间的电容变化。

[0826] 在一些配置中,第一导电元件和第二导电元件可以分隔开某一距离,该距离可以允许在第一导电元件与第二导电元件之间感测电容变化。

[0827] 在一些配置中,加湿器系统可以包括介电材料,该介电材料位于第一导电元件与第二导电元件之间。

[0828] 在一些配置中,介电材料可以是蒸气或液体可渗透的。

[0829] 在一些配置中,蒸气可渗透的介电材料可以允许水蒸发到环境空气中,同时抑制液态水和呼吸气体传递到环境空气。

[0830] 在一些配置中,该方法可以进一步包括基于第一导电元件和/或该第二导电元件的测量结果的比较来确定指示水分的至少一个值。

[0831] 在一些配置中,至少一个信号可以指示第一导电元件或第二导电元件的温度。

[0832] 在一些配置中,至少一个信号可以指示第一导电元件或第二导电元件的温度变化。

[0833] 在一些配置中,至少一个信号可以指示第一导电元件与第二导电元件之间的介质的热导率,或者至少一个信号可以指示接近第一导电元件或第二导电元件的介质的热导率。

[0834] 在一些配置中,至少一个信号可以指示第一导电元件或第二导电元件的电阻。

[0835] 在一些配置中,第一导电元件或第二导电元件可以包括彼此断开电连接的至少两个部分。

[0836] 在一些配置中,至少两个部分可以彼此串联。

[0837] 在一些配置中,至少两个部分可以彼此平行。

[0838] 在一些配置中,加湿器系统可以进一步包括信号发生器。该方法可以进一步包括至少部分地基于至少一个信号的幅度和/或相位来确定指示导管中的水分量的至少一个值。

[0839] 在一些配置中,指示导管中的水分量的至少一个值对应于导管的电感。

[0840] 在一些配置中,指示导管中的水分量的至少一个值可以对应于导管的电感变化。

[0841] 根据本披露内容的向使用者递送气体流的方法可以使用可以是加湿器系统的一部分的加湿器的控制器。加湿器可以提供可以加热和加湿气体的加湿器、将气体从加湿器运送到使用者的导管、可以基于系统的部件中存在的水分量输出至少一个传感器信号的至少一个传感器、以及控制加湿器的操作的控制器。该方法可以进一步包括基于至少一个传感器信号确定指示部件中存在的水分量的至少一个值、并且基于指示部件中存在的水分量的至少一个值确定加湿腔室的水尽状况。

[0842] 在一些配置中,可以响应于检测到部件中的水分量和/或湿度量的增加来确定没有水尽状况。

[0843] 在一些配置中,可以响应于部件中的水分量和/或湿度量的增加高于阈值来确定没有水尽状况。

[0844] 在一些配置中,水尽状况包括不存在水或存在预定水平的水。

[0845] 在一些配置中,该方法可以进一步包括增加加湿器的加热板的功率和/或减少导管的至少一条加热丝的功率,该导管被配置成将来自加湿器的气体提供给使用者以便增加湿度和/或增加水分。

[0846] 在一些配置中,增加的水分可以是冷凝物或蒸气可渗透的和/或液体可渗透的材料中的水。

[0847] 在一些配置中,该方法可以进一步包括在响应于确定预定水分量和/或湿度量低于阈值而增加加热板的功率和/或减少至少一条加热丝的功率之后确定水尽状况。

[0848] 在一些配置中,导管可以包括至少第一导电元件和第二导电元件。至少一个传感器信号可以包括使用至少第一导电元件和第二导电元件中的一个或多个生成的信号。

[0849] 在一些配置中,第一导电元件和第二导电元件可以围绕导管的至少一段长度螺旋缠绕。

[0850] 在一些配置中,第一导电元件与第二导电元件可以在导管内、穿过导管或围绕导管螺旋缠绕。

[0851] 在一些配置中,第一导电元件和第二导电元件形成导管壁的一部分。

[0852] 在一些配置中,第一导电元件可以是感测导线。

[0853] 在一些配置中,第一导电元件可以是至少一条加热丝。

[0854] 在一些配置中,第二导电元件可以是感测导线。

[0855] 在一些配置中,第二导电元件可以是至少一条加热丝。

[0856] 在一些配置中,至少一个信号可以指示第一导电元件与第二导电元件之间的电容。

[0857] 在一些配置中,至少一个信号可以指示第一导电元件与第二导电元件之间的电容变化。

[0858] 在一些配置中,第一导电元件和第二导电元件可以分隔开某一距离,该距离可以允许在第一导电元件与第二导电元件之间感测电容变化。

[0859] 在一些配置中,加湿器系统可以包括介电材料,该介电材料位于第一导电元件与第二导电元件之间。

[0860] 在一些配置中,介电材料可以是蒸气或液体可渗透的。

[0861] 在一些配置中,蒸气可渗透的介电材料可以允许水蒸发到环境空气中,同时抑制液态水和呼吸气体传递到环境空气。

[0862] 在一些配置中,该方法可以进一步包括基于第一导电元件和/或该第二导电元件的测量结果的比较来确定指示水分的至少一个值。

[0863] 在一些配置中,至少一个信号可以指示第一导电元件或第二导电元件的温度。

[0864] 在一些配置中,至少一个信号可以指示第一导电元件或第二导电元件的温度变化。

[0865] 在一些配置中,至少一个信号可以指示第一导电元件与第二导电元件之间的介质的热导率,或者至少一个信号可以指示接近第一导电元件或第二导电元件的介质的热导率。

[0866] 在一些配置中,至少一个信号可以指示第一导电元件或第二导电元件的电阻。

[0867] 在一些配置中,第一导电元件或第二导电元件可以包括彼此断开电连接的至少两

个部分。

[0868] 在一些配置中,至少两个部分可以彼此串联。

[0869] 在一些配置中,至少两个部分可以彼此平行。

[0870] 在一些配置中,加湿器系统可以进一步包括信号发生器。该方法可以进一步包括至少部分地基于至少一个信号的幅度和/或相位来确定指示导管中的水分量的至少一个值。

[0871] 在一些配置中,指示导管中的水分量的至少一个值对应于导管的电感。

[0872] 在一些配置中,指示导管中的水分量的至少一个值可以对应于导管的电感变化。

[0873] 根据本披露内容的向使用者递送气体流的方法可以使用可以是加湿器系统的一部分的加湿器的控制器。加湿器系统可以包括用于加热和加湿气体的加湿器、用于将气体从加湿器运送到使用者的导管。导管可以包括第一导电元件、第二导电元件。该方法可以进一步包括监测在第一导电元件与第二导电元件之间形成的电容器的电容和/或电容变化,以检测紧邻导管或与导管接触的皮肤的存在。

[0874] 在一些配置中,电容和/或电容变化包括测量在该第一导电元件与该第二导电元件之间形成的该电容器的时间常数、谐振频率、时间常数的变化、或谐振频率的变化。

[0875] 在一些配置中,该方法可以进一步包括基于监测到的电容和/或电容变化来检测电容器的电容率变化。

[0876] 在一些配置中,该方法可以进一步包括将检测到的电容率变化与一个或多个电容率阈值进行比较。

[0877] 在一些配置中,该方法可以进一步包括响应于检测到的电容率变化超过一个或多个电容率阈值来检测到紧邻导管或与导管接触的皮肤的存在。

[0878] 在一些配置中,该方法可以进一步包括响应于检测到紧邻导管或与导管接触的皮肤的存在而输出警报。

[0879] 在一些配置中,该方法可以进一步包括响应于检测到紧邻导管或与导管接触的皮肤的存在连续地或间歇地达预定义的持续时间而输出警报。

[0880] 在一些配置中,预定义的持续时间可以基于预期的导管表面温度是可变的。

[0881] 在一些配置中,导管可以包括在第一导电元件与第二导电元件之间的介电材料。

[0882] 在一些配置中,第一导电元件和第二导电元件围绕导管的至少一段长度螺旋缠绕。

[0883] 在一些配置中,第一导电元件与第二导电元件在导管内、穿过导管或围绕导管螺旋缠绕。

[0884] 在一些配置中,第一导电元件和第二导电元件形成导管壁的一部分。

[0885] 在一些配置中,第一导电元件可以是感测导线。

[0886] 在一些配置中,第一导电元件可以是加热丝。

[0887] 在一些配置中,第二导电元件可以是感测导线。

[0888] 在一些配置中,第二导电元件可以是加热丝。

[0889] 在一些配置中,第一导电元件和第二导电元件可以分隔开某一距离,以允许在第一导电元件与第二导电元件之间感测电容变化。

[0890] 在一些配置中,第一导电元件或第二导电元件可以包括彼此断开电连接的至少两

个部分。

[0891] 在一些配置中,至少两个部分可以彼此串联。

[0892] 在一些配置中,至少两个部分可以彼此平行。

[0893] 本披露内容包括一种确定被配置成向患者提供气体的医用加湿器的状况的方法。该方法可以包括:减少联接到医用加湿器的呼吸管的加热丝的功率,其中,医用加湿器可以包括加热板和基于温度的流量传感器;测量冷凝物度量;确定所测得的冷凝物度量是否满足预期冷凝物度量;以及响应于所测得的冷凝物度量不满足预期冷凝物度量,将医用加湿器的状况输出到医用加湿器的控制器,其中,输出医用加湿器的状况可以包括忽略来自基于温度的流量传感器的读数以控制医疗加湿器。

[0894] 在一些配置中,该方法可以进一步包括确定所测得的冷凝物度量是否满足预期冷凝物度量包括将呼吸管中的冷凝物水平与预定阈值进行比较。

[0895] 在一些配置中,所测得的冷凝物度量不满足预期冷凝物度量可以包括呼吸管中的冷凝物水平大于预定阈值。

[0896] 在一些配置中,其中,输出医用加湿器的状况可以包括停用基于温度的流量传感器。

[0897] 在一些配置中,其中,减少加热丝的功率可以包括关闭加热丝的功率。

[0898] 在一些配置中,其中,输出医用加湿器的状况可以包括实施替代性方法以确定指示这些气体的流量的值。

[0899] 在一些配置中,其中,替代性方法可以包括不需要来自传感器的进一步输入的算法方法。

[0900] 在一些配置中,其中,输出医用加湿器的状况可以包括调整医用加湿器的设置以显示在医用加湿器的用户界面上。

[0901] 在一些配置中,其中,调整该医用加湿器的设置可以包括以下中的至少一个:调整PID系数;增加控制回路定时;和/或施加加热板的设定点的最大增加。

[0902] 在一些配置中,其中,该状况可以是氦氧混合气模式。

[0903] 在一些配置中,其中,输出医用加湿器的状况可以包括确定气体源类型。

[0904] 在一些配置中,其中,可以减少或关闭呼吸管的加热丝的功率达预定时间段。

[0905] 一种确定被配置成向患者提供气体的医用加湿器的状况的方法,该方法包括:减少联接到该医用加湿器的呼吸管的加热丝的功率,其中,该医用加湿器包括加热板;测量冷凝物度量;确定所测得的冷凝物度量是否满足预期冷凝物度量;以及响应于所测得的冷凝物度量不满足预期冷凝物度量,将该医用加湿器的状况输出到医用加湿器的控制器。

[0906] 在一些配置中,其中,减少呼吸管的加热丝的功率可以包括关闭加热丝的功率。

[0907] 在一些配置中,其中,可以减少呼吸管的加热丝的功率达预定时间段。

[0908] 在一些配置中,其中,确定所测得的冷凝物度量是否满足预期冷凝物度量可以包括将呼吸管中的冷凝物水平与预定阈值进行比较。

[0909] 在一些配置中,其中,所测得的冷凝物度量不满足预期冷凝物度量可以包括呼吸管中的冷凝物水平大于预定阈值。

[0910] 在一些配置中,其中,所测得的冷凝物度量不满足预期冷凝物度量可以包括呼吸管中的冷凝物水平小于预定阈值。

[0911] 在一些配置中,其中,该状况可以包括逆流状况。

[0912] 在一些配置中,其中,所测得的冷凝物度量不满足预期冷凝物度量可以包括连接到医用加湿器和气体源的干线的冷凝物水平高于呼吸管的冷凝物水平。

[0913] 在一些配置中,其中,输出该状况可以包括输出逆流警报。

[0914] 在一些配置中,其中,该状况可以包括医用加湿器刚刚启动或出现故障。

[0915] 在一些配置中,其中,医用加湿器的状况可以包括无流或水尽。

[0916] 在一些配置中,该方法可以包括通过执行流测试或水尽测试来确认该确定。

[0917] 在一些配置中,该方法可以包括在音频或视觉信息中向患者指示状况。

[0918] 在一些配置中,其中,所测得的冷凝物度量不满足预期冷凝物度量可以包括干燥呼吸管中的冷凝的持续时间大于预定阈值持续时间。

[0919] 在一些配置中,其中,响应于干燥呼吸管中的冷凝的持续时间大于预定阈值持续时间,输出包括呼吸管被覆盖的状况。

[0920] 在一些配置中,其中,测量冷凝物度量可以包括测量吸气支管的第一区段中的第一冷凝物度量和吸气支管的第二区段中的第二冷凝物度量;其中,确定所测得的冷凝物度量是否满足预期冷凝物度量包括比较吸气支路的第一区段的第一冷凝物度量和吸气支路的第二区段的第二冷凝物度量,其中,该状况包括保育箱正在与医用加湿器一起使用。

[0921] 在一些配置中,其中,可以响应于第一区段的第一冷凝物度量大于第二区段的第二冷凝物度量来确定保育箱被使用。

[0922] 在一些配置中,其中,第一冷凝物度量和第二冷凝物度量可以各自对应于存在冷凝。

[0923] 在一些配置中,其中,吸气支路的第一区段中存在冷凝而吸气支路的第二区段中不存在冷凝可以指示保育箱正在使用中。

[0924] 在一些配置中,该方法可以包括当使用保育箱时,减少递送到吸气支管的第二区段处的加热丝的功率。

[0925] 在一些配置中,该方法可以包括当使用保育箱时,增加递送到吸气支管的第一区段处的加热丝的功率。

[0926] 在一些配置中,其中,该状况可以是呼吸管的取向。

[0927] 在一些配置中,其中,所测得的冷凝物度量不满足预期冷凝物度量可以包括在呼吸管的患者端处的测得的冷凝物度量大于在医用加湿器的加湿腔室的出口处的测得的冷凝物度量。

[0928] 在一些配置中,其中,所测得的冷凝物度量不满足预期冷凝物度量可以包括在患者端处的测得的冷凝物度量大于在患者端与出口之间的区域处的测得的冷凝物度量。

[0929] 一种确定被配置成向患者提供气体的加湿器的状况的方法,该方法包括:确定启动条件;减少联接到呼吸管并包括加热板的医用加湿器的加热板的功率;确定测得的冷凝物度量是否满足预期冷凝物度量;以及基于所测得的冷凝物度量不满足预期冷凝物度量,将加湿器的状况输出到加湿器的控制器。

[0930] 在一些配置中,其中,启动条件可以包括确定加湿器已上电的持续时间和确定指示加湿器刚刚开启的持续时间。

[0931] 在一些配置中,该方法可以包括响应于所测得的冷凝物度量满足预期冷凝物度量

而恢复状态或正常控制。

[0932] 在一些配置中,其中,该状况可以包括呼吸管被污染的警报。

[0933] 在一些配置中,其中,加湿器可能刚刚上电。

[0934] 在一些配置中,该方法可以包括关掉加热板并确保加热板处于充分冷却的温度。

[0935] 在一些配置中,该方法可以包括当检测到冷凝物时发出回路水分警报。

[0936] 一种控制联接到加湿器系统的加湿器的吸气管的加热元件的功率的方法,该方法包括:测量该加湿器系统的冷凝物度量;确定所测得的冷凝物度量是否满足预期冷凝物度量;以及至少基于所测得的冷凝物度量是否满足预期冷凝物度量来控制加热元件的功率。

[0937] 在一些配置中,其中,确定所测得的冷凝物度量是否满足预期冷凝物度量可以包括检测所测得的冷凝物度量是否大于预定阈值。

[0938] 在一些配置中,该方法可以包括响应于所测得的冷凝物度量大于预定阈值而增加加热元件的功率。

[0939] 在一些配置中,该方法可以包括响应于所测得的冷凝物度量小于预定阈值而减少加热元件的功率。

[0940] 在一些配置中,该方法可以包括确定加热元件的功率是否处于最大。

[0941] 该方法可以包括当加热元件的功率处于最大时,降低加湿器系统的加湿器的加热板的设定点。

[0942] 在一些配置中,其中,降低加热板的设定点可以基于确定测量的冷凝物满足预期冷凝物度量。

[0943] 在一些配置中,其中,吸气管在患者端处可以是无传感器的。

[0944] 在一些配置中,其中,可以在没有来自位于患者端处的传感器的输入的情况下确定所测得的冷凝物度量是否满足预期冷凝物度量。

[0945] 在一些配置中,其中,加湿器系统在系统的加湿腔室的出口处可以是无传感器的。

[0946] 一种识别加湿器系统的管类型的方法可以包括确定管的电容值并将电容值映射到管类型。

[0947] 在一些配置中,该方法可以在加湿器系统启动时执行。

[0948] 尽管主要关于呼吸辅助装置和外科手术吹入器进行了讨论,但应当理解,本申请提供的水分检测披露内容也可以应用于期望检测水分的存在或程度的导管或加湿气体运输系统的其他医疗或非医疗用途。

附图说明

[0949] 参考某些实施方式的附图描述了本披露内容的这些和其他特征、方面和优点,这些附图旨在示意性地展示某些实施方式并且不限制本披露内容。

[0950] 图1A示意性地展示了示例呼吸加湿器系统。

[0951] 图1B展示了示例加湿器。

[0952] 图1C展示了示例加热器底座和盒。

[0953] 图1D展示了示例加湿器,其中电动气动连接器与图1B的加湿器断开连接。

[0954] 图1E展示了示例加热器底座和加湿腔室。

[0955] 图1F展示了示例盒。

[0956] 图1G展示了图1B的加湿器的电动气动连接器。

[0957] 图2示意性地展示了示例外科手术加湿器系统。

[0958] 图3A示出了示例复合导管的一部分的侧平面视图。

[0959] 图3B示出了类似于图3A的示例复合导管的管的顶部部分的纵向截面。

[0960] 图3C示出了另一个纵向截面,该另一个纵向截面展示了复合导管中的第一长形构件。

[0961] 图4A展示了与复合导管的不可渗透的珠粒的冷凝交互。

[0962] 图4B展示了与复合导管的可渗透的珠粒的冷凝交互。

[0963] 图5A展示了使用电容来检测冷凝的冷凝检测系统的示例建模电路系统。

[0964] 图5B展示了使用电容来检测冷凝的冷凝检测系统的示例建模电路系统。

[0965] 图6展示了使用由电感得出的时间常数或谐振频率检测冷凝的冷凝检测系统的示例建模电路系统。

[0966] 图7A展示了使用电阻来检测冷凝的冷凝检测系统的示例建模电路系统。

[0967] 图7B展示了使用电阻来检测冷凝的冷凝检测系统的示例建模电路系统。

[0968] 图8A展示了使用电阻和短路来检测冷凝的冷凝检测系统的示例建模电路系统。

[0969] 图8B展示了使用电阻和短路来检测冷凝的冷凝检测系统的示例建模电路系统。

[0970] 图9A示意性地展示了使用信号衰减检测冷凝的示例冷凝检测系统。

[0971] 图9B展示了被配置成使用信号衰减检测水分的导管壁结构。

[0972] 图10A展示了使用信号衰减检测冷凝的冷凝检测系统的示例建模电路系统。

[0973] 图10B展示了使用信号衰减检测冷凝的具有单极天线的冷凝检测系统的示例建模电路系统。

[0974] 图11A展示了从珠粒中的导线辐射的热量。

[0975] 图11B展示了使用温度或热导率检测冷凝的冷凝检测系统的示例建模电路系统。

[0976] 图12展示了冷凝检测系统中电阻器电压与时间常数的关系表。

[0977] 图13A展示了冷凝检测模式的流程图。

[0978] 图13B展示了冷凝测量模式的流程图。

[0979] 图13C展示了使用谐振频率的冷凝测量模式的流程图。

[0980] 图13D展示了使用信号衰减的冷凝测量模式的流程图。

[0981] 图13E展示了使用热导率的冷凝测量模式的流程图。

[0982] 图14展示了具有被配置成检测水分的多种导管壁结构的示例珠粒。

[0983] 图15展示了具有开口的珠粒的示例配置。

[0984] 图16展示了具有开口的珠粒的第二示例配置。

[0985] 图17A展示了管壁的一部分的示例配置截面。

[0986] 图17B展示了管壁的一部分的第二示例配置截面。

[0987] 图18展示了具有平行元件的管壁的一部分。

[0988] 图19展示了元件可以枢转的管壁的一部分。

[0989] 图20展示了导管壁的可渗透的壁部分的示例。

[0990] 图21展示了导管壁的可渗透的壁部分的第二示例。

[0991] 图22展示了示例导管配置,其中元件在同一平面中,平行于外部导管壁的表面。

[0992] 图23展示了示例导管的截面,其中元件纵向设置、平行于管腔并且围绕管的圆周等距地间隔开。

[0993] 图24展示了示例导管的截面,其中附加导电元件缠绕在导管壁的外侧上。

[0994] 图25展示了示例导管的截面,其中两个网格的单独股线可以被绝缘和多路复用。

[0995] 图26展示了加湿器控制器实施多种水分管理措施的示例方法。

[0996] 图27展示了用于水分管理的绝对湿度降低的示例方法。

[0997] 图28展示了用于水分管理的相对湿度降低的示例方法。

[0998] 图29展示了使用干燥策略的水分管理的示例方法。

[0999] 图30展示了用于水分管理的自动冷凝物排放的示例方法。

[1000] 图31A展示了湿度感测的示例被动方法。

[1001] 图31B展示了湿度感测的示例主动方法。

[1002] 图32A展示了使用本文披露的水分检测的流量相关感测的示例方法。

[1003] 图32B展示了使用本文披露的水分检测的流量相关感测的示例方法。

[1004] 图32C展示了使用本文披露的水分检测的流量相关感测的示例方法。

[1005] 图32D展示了使用本文披露的水分检测的流量相关感测的示例方法。

[1006] 图33展示了示例水尽检测方法。

[1007] 图34A展示了连接正确的示例加湿器系统。

[1008] 图34B展示了连接正确的示例加湿器系统。

[1009] 图35A展示了连接不正确的示例加湿器系统。

[1010] 图35B展示了连接不正确的示例加湿器系统。

[1011] 图35C展示了连接不正确的示例加湿器系统。

[1012] 图35D展示了连接不正确的示例加湿器系统。

[1013] 图36展示了可以提供高流量呼吸支持的示例加湿器系统。

[1014] 图37展示了用于基于本文披露的冷凝物检测/测量方法的气体类型和带室内的通气口检测的示例过程的流程图。

[1015] 图38A展示了用于基于本文披露的冷凝物检测/测量方法的无流/水尽检测的示例过程的流程图。

[1016] 图38B展示了用于基于本文披露的冷凝物检测/测量方法的无流/水尽检测的示例过程的流程图。

[1017] 图38C展示了使用对无湿度的检测来进行故障检测的示例过程的流程图。

[1018] 图39展示了用于基于本文披露的电容测量的逆流检测的示例过程的流程图。

[1019] 图40展示了用于基于本文披露的冷凝物检测/测量方法的被覆盖的管检测的示例过程的流程图。

[1020] 图41展示了用于基于本文披露的冷凝物检测/测量方法的被污染的管检测的示例过程的流程图。

[1021] 图42展示了用于基于本文披露的冷凝物检测/测量方法的保育箱使用检测的示例过程的流程图。

[1022] 图43展示了用于基于本文披露的冷凝物检测/测量方法的管类型检测的示例过程的流程图。

[1023] 图44展示了用于基于本文披露的冷凝物检测/测量方法的管取向检测的示例过程的流程图。

[1024] 图45展示了用于基于本文披露的冷凝物检测/测量方法计算到吸气管加热元件功率的功率的示例过程的流程图。

[1025] 图46展示了用于基于本文披露的冷凝物检测/测量方法计算到吸气管加热元件的多个区的功率的示例过程的流程图。

[1026] 图47展示了以四重螺旋布置的气泡管4701的示例纵向截面。

具体实施方式

[1027] 尽管下面描述了某些实施方式和示例,但是本领域技术人员将认识到,本披露内容扩展超出明确披露的实施方式和/或使用以及其明显的修改和等效物。因此,其旨在使本披露内容的在此所披露的范围不应受到下面描述的任何特定实施方式的限制。例如,本披露内容中提供的尺寸是示例而非限制性的。类似地,虽然主要关于呼吸加湿系统或外科手术加湿系统进行了描述,但本披露内容适用于期望测量水分的任何管布置。以下示例描述了对水分(例如冷凝物、水、体液(诸如唾液、血液或粘液)或导管中的任何液体)的存在和任选地量和/或位置的检测,但是所披露的方法和装置可以替代性地或另外地被应用于检测导管系统内气体的湿度和/或其他水分或流体的存在。

[1028] 示例气体供应系统

[1029] 图1示意性地展示了包括导管系统的示例呼吸辅助装置,该导管系统包括一个或多个导管103、117、患者接口115和Y形件113。呼吸辅助装置可以是呼吸机,连续的、可变的或双水平正气道压力(PAP)系统,或提供另一种形式的呼吸治疗,例如高流量治疗。

[1030] 气体可以在图1的呼吸回路中如下运送:干燥或相对干燥的气体从气体源105通过干线管或供应管157到达加湿器107,该加湿器加湿干燥气体。气体源105可以是例如呼吸机或鼓风机。气体源105可以与加湿器107分离或与加湿器107集成在单个外壳中。

[1031] 加湿器107经由端口111连接到导管(诸如吸气管103)的端部109。吸气管103任选地使用Y形件113通过患者接口115连接到患者101。任选的呼气导管(诸如呼气管117)也通过Y形件113连接到患者接口115。呼气管117可以被配置成将呼出气体从患者101移走。如图1所展示的,呼气管117将来自患者101的呼出气体返回到气体源105。替代性地,吸气管103直接连接到患者接口115而无需Y形件113。在这样的实施方式中,允许呼出的气体直接流向周围环境,而不需要呼气管。

[1032] 吸气管103可以包括导电元件,诸如加热器、传感器和/或水分检测元件145。类似地,呼气管117可以包括加热器、传感器和/或水分检测元件147。进一步地,Y形件113和患者接口115还可以包括加热器、传感器和/或水分检测元件。如下面将进一步详细解释的,加热器、传感器和/或水分检测元件145、147可以是导线或丝。

[1033] 如图1的示例呼吸辅助装置所示,干燥的或相对干燥的气体通过通气口119进入气体源105。风扇121可以通过经由通气口119吸入空气或其他气体来改善进入气体源105的气体流。风扇121例如可以是变速风扇,其中电子控制器123控制风扇速度。在一些实施方式中,电子控制器123还可以由第二电子控制器125控制,反之亦然。

[1034] 加湿器107可以包括加湿腔室129,该加湿腔室包含一定量的水130或其他合适的

加湿液体。加湿腔室129可以从加湿器107移除。加湿腔室129可以包括与加湿器107上的加热板131接触或相关联的高导热底座(例如,铝底座)。本披露内容中的示例描述了作为加湿器的加热器的加热板和作为管的加热器的加热丝。将理解,加湿器的其他加热器是可能的(例如,加热丝或其他类型的加热元件)并且导管的其他加热器是可能的(例如,另一种类型的加热器元件)。

[1035] 加湿器107还可以包括电子控件。例如,在图1中,加湿器107包括电子、模拟或数字控制器125。控制器125可以是执行存储在相关联存储器中的计算机软件命令的基于微处理器的控制器。响应于经由用户界面133和/或集成传感器提供的湿度、温度或其他反馈值,控制器125确定热量、流量、压力和/或用于向患者(本文中也被称为使用者)提供加湿的气体的其他变量。用户界面133可以是一个或多个硬件按钮和/或显示器或触摸屏显示器。用户界面133可以向使用者提供音频和/或视觉反馈。当检测到冷凝时,可以向使用者提供任何数量的警报、警告、反馈、指导或指令以指示冷凝状况的存在、程度或补救措施。例如,用户界面133可以在检测到冷凝时提供警报。用户界面133可以提供冷凝的视觉指示。用户界面133还可以提供动画来指导使用者如何正确地排放冷凝。

[1036] 可以使用任何合适的患者接口。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和习惯的含义(即,其不局限于特殊的或自定义含义)并且包括但不限于罩(诸如气管罩、面罩和鼻罩)、气管内导管、气管切开插管、插管和鼻垫。温度探针135可以并入或在Y形件113附近连接到吸气管103,或直接连接到Y形件113或患者接口115。温度探针135监测患者接口115附近或患者接口处的气体流的温度。加热丝(诸如水分检测元件145)可以用于调整患者接口115、Y形件113和/或吸气管103的温度,以将气体流的温度维持在饱和温度(即气体流的露点温度)以上,从而减少不利的冷凝的机会,和/或递送最佳温度的气体以进行患者治疗(例如,吸气管的患者端处40℃和/或患者处37℃以进行非侵入性治疗)。如图1所示,呼出的气体任选地经由呼气管117从患者接口115返回到气体源105。

[1037] 图1的系统可以容易地适用于涉及向使用者或患者供应加热的和/或加湿的气体流的其他应用,包括但不限于腹腔镜检查等。这种应用可以使用替代性气体、操作参数(例如,流量、压力、温度或湿度)和患者接口。进一步地,尽管关于单独的呼吸机和加湿器系统示出,但应当理解,本披露内容也可以与集成式呼吸机/鼓风机和加湿器系统一起使用。

[1038] 图1的系统还可以通过端口149向使用者提供氧气(O_2)或O_2部分。图1的系统可以从远程源接收O_2和/或通过将大气与来自远程源的进入的O_2混合来接收。大气与进入的O_2的混合可以通过文丘里管(Venturi)或位于气体源105或加湿器107中的类似入口发生。

[1039] 图1B更详细地展示了示例呼吸加湿器。除了下面描述的差异之外,加湿器在其他方面与图1所示的系统的加湿器107类似。

[1040] 所示的加湿器包括具有加热板152的加热器底座151、用户界面154和控制器125(参见图1);可移除且可更换的加湿腔室153;以及可移除且可更换的盒155。图1C至图1F更详细地展示了盒155。如图1B和图1D所示,吸气管159可以连接到盒155。加湿腔室153由加热器底座151接纳,与加热板152热接触。在一些实施例中,盒155也可以与加热器底座成一体或永久连接到加热器底座,而不是可移除且可更换的。

[1041] 盒155容纳电子设备和一个或多个传感器,该一个或多个传感器在使用中感测流经加湿腔室153的气体的一个或多个性质。传感器可以设置在探针上,这些探针在使用中从

盒155突出并穿过加湿腔室153的入口或出口中的孔。盒155还包括电连接器161,该电连接器与加热器底座151形成电连接以用于与控制器通信(例如,串行通信)。盒155可以进一步部分地或全部地容纳被配置成确定或推断吸气管159的电容或电容变化并将此电容或电容变化经由电连接器161传送至控制器的电子设备,如下文进一步详细描述的。因此,盒155优选地包括与传感器和控制器通信耦合的微控制器。替代性地或另外地,设置在加热器底座151内的控制器可以部分地或整体被配置成根据经由电连接从传感器接收的数据来确定或推断电容。

[1042] 在使用中,从气体源接收气体流的干线管157的出口与加湿腔室153的入口气动耦合,并且包括电动气动连接器161的吸气管159与盒155电耦合,并与加湿腔室153的出口气动耦合以将加湿的气体流朝向患者运送。电动气动连接器161与加湿腔室153和/或盒155形成可释放且可锁定的连接,并且包括释放按钮163。

[1043] 在图1G中更详细地示出的电动气动连接器161包括电端子或焊盘171,该电端子或焊盘分别与嵌入在吸气管159内的一对传感器导线173和一对加热丝175耦合,从而形成相应的感测回路和加热回路。电端子或焊盘171可以与嵌入在电动气动连接器161内的识别电阻器或其他识别元件电耦合,加湿器可以使用该识别电阻器或其他识别元件来识别与盒155耦合的吸气管的类型。替代性地,可以使用图43所示的并在下文进一步描述的方法来识别与盒155耦合的吸气管的类型。如进一步详细描述的,吸气导管159内的水分可以根据电隔离的加热回路与感测回路之间的电容测量来检测。连接器161可以进一步包括附加的导线或导体,该附加的导线或导体被配置成单独地或者与传感器导线173或加热丝175中的一个或多个组合地检测吸气管159内的水分。对应的水分检测端子或焊盘171可以连接到附加的导线或导体。替代性地,附加的导线或导体可以与代替识别电阻器或其他识别元件的“识别”端子或焊盘电耦合,并且可以任选地具有每种管模型独有的预定电阻(或预定范围内的电阻)、电容或谐振频率。这种布置提供了识别和水分检测的双重功能。例如,加湿器可以使用具有特定电阻的水分检测导线来将管识别为被配置用于电容性水分检测,和/或启用盒和/或加热器底座的校准以使用该特定管模型进行水分检测。

[1044] 电动气动连接器161的上述电端子或焊盘171被配置成与盒(图1B和图1D的155)上的对应焊盘或端子形成电连接。因此,在具有可移除且可更换的盒155的实施例中,现有的加湿器底座可以改装有更换盒,该更换盒包括检测吸气管中的水分所需的任何附加的电子设备和/或电焊盘或端子。类似地,如有必要,所披露的加湿器(诸如图1C至图1E中所示的加湿器)可以改装有更换盒以与替代性吸气导管相容。替代性地,电动气动连接器和盒的电端子或焊盘可以布置成使得所选“核心”端子或焊盘与两个或更多个不同盒的对应端子或焊盘电连接,而“任选的”端子或焊盘仅与配置成使用这些连接的所选盒的特定端子或焊盘电连接。管可以对应于基于端子或焊盘的特定盒。

[1045] 在吸气导管159的远(患者)端,设置有温度传感器,该温度传感器与一对嵌入的感测导线173电耦合,从而形成感测回路,并且加热丝175也彼此电耦合,从而形成加热回路。上述连接器161的附加导线或导体可以类似地在管的远端处电耦合,但是这在至少一些实施方式中可能不是必需的。

[1046] 盒155可以进一步包括被配置用于连接到呼气导管(图1A的147)的对应连接器以向呼气加热丝供电的连接器和/或电缆。在一些实施方式中,盒155和呼气导管147可以替代

性地或另外地被配置成检测呼气管147中的水分,其中连接器和/或电缆提供所需的电连接。

[1047] 图2展示了可以在例如腹腔镜手术中使用的示例外科手术吹气设备。腹腔镜插管207可以例如经由鲁尔锁连接器4连接到气体递送导管206。插管207可以用于将气体递送到手术部位,诸如患者2的体腔内。插管207可以包括用于将气体和/或一个或多个外科手术器械引入到手术腔中的一个或多个通道。外科手术器械可以是镜、电烙术工具或任何其他器械。外科手术器械可以耦合到成像设备,该成像设备可以具有屏幕。成像设备可以是外科手术堆叠体的一部分,该外科手术堆叠体可以包括多种外科手术工具和/或装置。

[1048] 加湿器腔室205可以任选地或优选地经由另外的导管204串联连接到气体供应器9。气体供应器9可以向加湿器腔室205提供一种或多种吹入气体,诸如二氧化碳。气体供应器可以提供连续气体流或间歇气体流。当气体穿过加湿器腔室205时,这些气体可以被加湿,该加湿器腔室可以包含水量220。

[1049] 包含加湿器腔室205的加湿器可以是任何合适类型或种类的加湿器。加湿器腔室205可以包括塑料形成的腔室,该腔室具有对其进行密封的金属或其他导电底座。该底座在使用期间可以与加热板212接触。包含在腔室205中的水量220可以由加热板212加热,该加热板可以在加湿器的控制器或控制装置208的控制下。可以加热腔室205内的水量220使得该一定量的水蒸发,将水蒸气与流经腔室205的气体混合以加热和加湿气体。

[1050] 控制器或控制装置208可以容纳在加湿器底座单元221中,该加湿器底座单元也可以容纳加热板212。加热板212可以具有在其中的或与其热接触的电加热元件。加湿器底座单元221和/或加热板212可以可移除地与加湿器腔室205接合。加湿器腔室205还可以替代性地或另外地包括一体的加热器。

[1051] 温度传感器也可以位于出口209处或附近以监测从出口209离开加湿器腔室205的加湿的气体的温度。还可以任选地并入附加传感器,例如,用于在患者处和/或沿着气体递送导管206的任何地方感测气体的特性(诸如温度、湿度、流量或其他)。温度传感器可以通过气体递送导管206内、贯穿或围绕该气体递送导管的传感器导线连接到控制器208。

[1052] 气体可以穿过加湿器的出口209排出并进入气体递送导管206。气体可以经由插管207移动穿过气体递送导管206进入患者2的手术腔中,由此使手术腔内充气并维持手术腔内压力。优选地,离开加湿器腔室205的出口209的气体的相对湿度可以为约100%。气体沿气体递送导管206行进。与以上讨论的所有各种示例加湿器系统一样,可能发生“因雨而中断”,使得水蒸气可能凝结在气体递送导管206的壁上。冷凝物可能具有不期望的效应,诸如不利地降低递送给患者的气体的含水量。为了减少和/或最小化气体递送导管206内冷凝的发生,可以在气体递送导管206内、贯穿或围绕该气体递送导管设置加热丝210。加热丝210可以电子地连接到加湿器底座单元221,例如通过气体递送导管206的电动气动连接器。

[1053] 复合管

[1054] 图3A示出了示例复合导管或复合管301的一部分的侧平面视图。通常,复合管301包括第一长形构件303和第二长形构件305。构件是广义术语并且将为本领域普通技术人员给出其平常的和习惯的含义,不局限于特殊的或自定义含义并且包括但不限于整体部分、整体部件和差异部件。因此,虽然图3A展示了由两个不同的部件制成的实施方式,但是将理解,在其他实施方式中,第一长形构件303和第二长形构件305也可以表示由单一材料形成

的管中的区域。在一些配置中,第一长形构件303可以如下所述表示管的中空部分,而第二长形构件305可以表示管的向中空部分增加结构支撑的结构性支撑或加强部分。如本文中描述的,中空部分和结构支撑部分可以具有螺旋配置。复合管301可以用于形成如上所述的任何类型的系统的吸气管和/或呼气管、如下所述的同轴管或本披露内容中别处所述的任何其他管。

[1055] 在此示例中,第一长形构件303包括螺旋缠绕以至少部分地形成具有纵向轴线LA-LA的细长管的中空本体和沿纵向轴线LA-LA延伸的管腔307。在至少一个实施方式中,第一长形构件303是螺旋形管状构件。优选地,第一长形构件303是柔性的。此外,第一长形构件303优选地是透明的,或者至少是半透明的或半不透明的。一定程度的光学透明度允许护理人员或使用者检查管腔307的堵塞或污染物,或者确认冷凝物的存在。各种塑料(包括医用级塑料)适用于第一长形构件303的本体。合适材料的示例包括聚烯烃弹性体、块聚醚酰胺、热塑性共聚酯弹性体、EPDM-聚丙烯混合物以及热塑性聚氨酯。

[1056] 第一长形构件303的中空本体结构有助于复合管301的绝缘性质。绝缘管301是令人期望的,因为它减少热损失。这可以允许管301将气体从加热器-加湿器递送到患者,同时以比非绝缘管(或缺少用于绝缘的中空本体部件的管)更少的能量消耗改善热损失和冷凝形成。

[1057] 第一长形构件303的中空部分可以任选地填充有气体。气体可以是空气,空气由于其热传导性低(在300K处为2.62×10^{-2}W/mK)以及成本非常低而是令人期望的。还可以有利地使用比空气粘性更大的气体,因为更高的粘性减少了对流热传递。因此,诸如氩气(在300K时为17.72×10^{-3}W/mK)、氮气(在300K时为9.43×10^{-3}W/mK)和氙气(在300K时为5.65×10^{-3}W/mK)等气体可以提高绝缘性能。这些气体中的每种气体是无毒的、化学惰性的、抑制燃烧的并且可商购的。第一长形构件303的中空部分可以在管的两端处被密封,从而使内部的气体基本上停滞。替代性地,中空部分可以是二级气动连接件,诸如用于将压力反馈从管的患者端输送至控制器的压力样本线。第一长形构件303可以任选地是穿孔的。例如,第一长形构件303的表面可以在与管腔307相反的面向外的表面上是穿孔的。第一长形构件303的中空部分也可以任选地填充有液体。液体的示例可以包括水或具有高热容量的其他生物可容性液体。例如,可以使用纳米流体。具有合适热容量的示例纳米流体包括水和具有诸如铝等物质的纳米颗粒。

[1058] 第二长形构件305也在第一长形构件303的相邻匝之间螺旋缠绕并联接到第一长形构件303。第二长形构件305形成细长管的管腔307的至少一部分。第二长形构件305充当用于第一长形构件303的结构性支撑。

[1059] 第二长形构件305可以任选地在基部(接近管腔307)处更宽并且在顶部处更窄。例如,第二长形构件305可以是大体三角形、大体T形或大体Y形。然而,满足对应的第一长形构件303的轮廓的任何形状都是合适的。

[1060] 第二长形构件305可以是柔性的,以便于管的弯曲。第二长形构件305的柔性可以没有第一长形构件303那么大。这提高了第二长形构件305在结构上支撑第一长形构件303的能力。例如,第二长形构件305的模量优选为30MPa-50MPa(或约30Mpa-50MPa)。第一长形构件303的模量小于第二长形构件305的模量。第二长形构件305可以是实心的或多半实心的。此外,第二长形构件305可以包封或容纳导电材料,诸如加热元件、感测导线或天线。在

一些实施例中,第二长形构件305可以被挤出。加热元件(在本文中也被称为加热丝、加热细丝或细丝)可以最小化可以在其上从充满水分的空气形成冷凝物的冷表面。加热元件也可以用于更改复合管301的管腔307中的气体的温度分布。感测导线可以与传感器(诸如温度传感器)耦合,集成在管的远端内或以其他方式设置在管的远端处,在使用中提供测量结果,这些测量结果可以由气体供应系统(诸如加湿器107)在反馈控制系统中用来调整由一条或多条加热丝或气体供应系统的其他部件提供的热量。多种聚合物和塑料(包括医用级塑料)适用于第二长形构件305的本体。合适材料的示例包括聚烯烃弹性体、块聚醚酰胺、热塑性共聚酯弹性体、EPDM-聚丙烯混合物、热塑性聚氨酯、热凝物和热致变色材料。在一些配置中,第一长形构件303和第二长形构件305可以由相同的材料制成。第二长形构件305也可以由与第一长形构件303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,第一长形构件303可以由透明塑料制成,而第二长形构件305可以由不透明的蓝色(或其他颜色)塑料制成。在下面描述了、特别是参考可渗透或可透气材料描述了另外的材料选项。

[1061] 此螺旋缠绕的包括柔性中空本体以及整体支撑件的结构可以提供抗压性,同时使导管壁足够柔性以准许在不扭结、堵塞或塌陷的情况下短半径弯曲。优选地,例如,如根据ISO 5367:2014(E)在通过弯曲增加流动阻力的测试中所定义的,管可以绕25mm直径金属柱体弯曲而不扭结、堵塞或塌陷。这种结构还可以提供基本光滑的管腔307表面(管孔),这帮助保持管没有沉积物并改进气体流。已经发现第一长形构件303的中空本体改进了管的绝缘性质,同时允许管保持轻重量。然而在其他实施方式中,如下面所描述的,非光滑的管腔表面或管孔可能是优选的。

[1062] 复合管301可以用作导管系统中的呼气管和/或吸气管,或导管系统的一部分。

[1063] 第一长形构件303和第二长形构件305(具有包封的加热元件和感测导线)可以各自以双螺旋布置彼此相邻地挤出到旋转心轴上以形成连续长度的管。可以将连续长度的管切割成适用于导管系统的任何期望的长度(在该过程中切断加热元件和感测导线)并在每一端处用适当的连接器终止。例如,参考图1的系统,吸气导管可以在一端处以腔室端连接器终止,用于与加湿腔室129气动耦合以及与加湿器107(或加湿器的盒)电耦合,并且在另一端处以患者端连接器终止,用于与Y形件135或患者接口115气动耦合。患者端连接器可以包括集成式温度传感器,该集成式温度传感器与切断的感测导线电耦合以形成感测电路。在患者端连接器处或附近,切断的加热元件也可以彼此电耦合以形成加热电路。替代性地,加热元件和/或感测导线可以由患者端连接器中的相应加热端子和/或感测端子终止,用于与导管系统的另一部件电耦合。在腔室端连接器处,切断的加热元件和感测导线可以与集成在腔室端连接器内的相应加热端子和感测端子电耦合。腔室端连接器可以被配置用于同时与加湿腔室129的出口气动耦合并与加湿器107电耦合。替代性地,腔室端连接器可以包括电插座,例如,用于分别与加湿腔室129和加湿器107独立地气动耦合和电耦合。

[1064] 在一些实施方式中,管可以进一步设置有一个或多个中间连接器,诸如包括二极管的中点连接器,该二极管通过以第一极性或第二极性向加热丝供电使得管的第一半或第一部分或整个长度能够被选择性地加热。例如,管的第一半或第一部分可以以第一极性通电,并且管的整个长度可以以第二极性通电。中点连接器可以另外地或替代性地包括另外的传感器,诸如温度传感器。替代性地,管的两个或更多个区域可以被配置成完全独立于彼

此被控制,使得可以选择性地加热和/或感测这些区域中的任何一个或多个区域。

[1065] 图3B示出了图3A的示例复合管301的顶部部分的纵向截面。图3B具有与图3A相同的取向。此示例进一步展示了第一长形构件303的中空本体形状。如在此示例中所见,第一长形构件303形成封闭部分309的纵向截面。第一长形构件303的截面在图3B中表现为“气泡”。第一长形构件303的部分309与第二长形构件305的相邻缠绕部重叠。第一长形构件303的部分311形成管腔的壁(管孔)。

[1066] 第一长形构件303的相邻匝之间的间隙313可以改进复合管301的整体绝缘性质。此外,相邻气泡之间的间隙313可以增加热传递阻率(R值),并相应地降低复合管301的热传递传导性。这种间隙配置还通过准许更短半径的弯曲改进了复合管301的柔性。如图3B所示,T形第二长形构件305可以帮助维持相邻气泡之间的间隙313。然而,第一长形构件303的相邻部分可以配置成接触。例如,相邻部分可以结合在一起或不需要结合在一起。在这种结合配置中或当相邻部分没有结合时,可以包括长形构件,诸如T形第二长形构件305或其他形状的构件,该长形构件可透水或由芯吸材料制成,以便改进存在冷凝物时的电容测量,如下文进一步描述的。

[1067] 一种或多种导电材料(在本文中称为“元件”、“导电元件”或“细丝”)可以设置在第二长形构件305中以用于加热和/或感测气体流。在此示例中,两个元件315被包封在第二长形构件305中,在“T”的竖直部分的两侧各一个。元件315包括导电材料,诸如铝(Al)和/或铜(Cu)的合金,或导电聚合物。优选地,形成第二长形构件305的材料被选择为当元件315达到其操作温度时不与元件315中的金属反应。元件315可以与管腔307间隔开,使得元件不暴露于管腔307。在复合管的一端处,元件对可以形成连接回路。

[1068] 多个元件可以设置在第二长形构件305中。这些元件可以电连接在一起以共享共轨。例如,第一元件(诸如加热元件)可以设置在第二长形构件305的第一侧上。第二元件(诸如感测元件或导线)可以设置在第二长形构件305的第二侧上。任选的第三元件(诸如图3C中示出为接地元件)可以设置在第一元件与第二元件之间。第一元件、第二元件和/或第三元件可以在第二长形构件305的一端处连接在一起。第三元件还可以被配置成耗散功率以加热管和/或气体,并且加湿器可以包括偏置发生器电路,该偏置发生器电路被配置成使得与第二长形构件305耦合的传感器能够被读取而不管加热丝是否通电。也可以有四条导线,如图4A至图4B所示(两个加热元件形成一对,两个感测导线形成一对),其中每对的相应端在管的远端处电连接或连续,使得加热电路和感测电路彼此独立。布置可以包括一条、两条、三条、四条或更多条导线。可以使用与复合管的气动连接器分离或集成的电连接器将这些元件连接到气体供应系统。螺旋缠绕导管的节距(例如,第一长形构件和第二长形构件的节距)可以变化(例如,减小)以增强导管的一些区域中的电容测量,如下文进一步详细描述的。

[1069] 在其他实施方式中,管可以设置有一个或多个附加导线或导电元件,通常被称为电容导线,特别设置用于提供与另一导线或电路的电容耦合的目的。(多条)电容导线不必像加热丝和感测导线通常那样形成闭合回路或电路。(多条)电容导线也不必延伸管的全长。在一些实施方式中,可以存在多个不同长度的(多条)电容导线,这可以允许检测管内任何水分的大致位置。

[1070] 在一些实施方式中,复合管可以包括以四重螺旋布置缠绕的第一长形构件和第二

长形构件的相应对。图47示出了以四重螺旋布置的气泡管4701的截面。管4701包括第一对第一长形构件4710和第二长形构件4720,以及第二对第一长形构件4730和第二长形构件4740。特别地,感测导线可以设置在第二长形构件之一中(例如,在第二长形构件4740中),而加热丝和至少一条电容导线设置在另一个第二长形构件中(例如,在第二长形构件4720中),这些第二长形构件各自由一对第一长形构件4710、4730分别分隔开。这对第一长形构件可以彼此相同或不同。可以优选这种布置以在加热丝与电容导线之间提供依赖于水分的电容耦合,同时最小化可能影响传感器读数的与感测导线的任何电容耦合。

[1071] 复合管的以上描述并不意味着限制,而仅作为示例提供。应当理解,任何其他类型的导管都可以与本披露内容的冷凝检测一起使用。这包括在管的壁和/或管腔中包含加热检测元件、传感器检测元件和/或冷凝物检测元件的任何大小、形状或构造的管,诸如在管内或管外自由浮动或悬挂(如图3C所示)或附接到管内或管外的一个或多个位置的元件。如图3C所示,管391包括壁393和浮动或悬挂元件395。本领域技术人员应当理解,管腔内部的"浮动"元件(没有包封在壁中)可以如图所示设置,或者可以盘绕或缠绕在管腔内并用保持器保持在管腔中的适当位置,或者可以以本领域已知的其他配置设置。如下面进一步详细描述的,可以根据相邻元件之间的电容变化检测水分。不同的导管结构具有不同的性质,可以利用这些性质来增强这种检测。例如,螺旋缠绕元件(诸如上文关于图3A至图3B描述的加热元件和感测导线)由于元件的长度可以具有相对高的电容性质并且可以检测导管壁上任何地方的冷凝物。另一方面,管内的浮动元件可以具有如下优点,即它将趋向于安置在导管的、冷凝也可能积聚的底部处,这在一些布置中可能是优选的。浮动元件也不需要与管一起被挤出,从而准许浮动元件的设计(例如,材料、制造方法和/或沿浮动元件的长度的尺寸变化)具有更大的灵活性。如本领域技术人员将理解的,存在在使用中并且在本领域中已知的许多不同类型的管和元件,其中任何一种都可以与本披露内容一起使用。

[1072] 冷凝检测

[1073] 基于电容和电感的冷凝检测

[1074] 当两个或更多个元件或导线位于导管内时,它们之间可能存在寄生电容(电抗和/或电感)。尽管这种寄生电容可能会对传感器测量产生负面影响,并且因此已采取措施来减轻寄生电容的影响(例如,如WO 2018116187A1中所讨论的,该文献通过援引以其全文并入本文),但是已经发现寄生电容可能取决于导管内的水分,并且因此,寄生电容可以用作湿度、水分、流体和/或冷凝(为了简洁起见,在本文中统称为"冷凝")的指示和/或量度。申请人出人意料地发现,以这种方式,元件可以被视为电容器的"板",并且可以观察和测量由于水分的存在引起的电容变化。在一些实施方式中,电容的测量不需要任何类型或种类的任何传感器暴露于导管中气体的流动路径,而在其他实施方式中,可以使用任何已知的传感器来测量电容。通过利用导管内现有的导电元件(例如,现有的加热丝或传感器元件或导线),这种发现提供了一种廉价且准确的解决方案来检测导管内冷凝的存在和/或数量,而无需对导管或气体供应系统进行实质性改变。替代性地,可以在管中包括专门用于此目的的附加导电元件。这可以允许管被设计成最小化来自与感测导线的寄生电容的负面或不期望的影响,和/或以其他方式增强对冷凝物的敏感性而不损害加热丝和/或感测导线的性能。例如,加热元件和水分检测元件可以设置成彼此非常接近,其中感测导线间隔开和/或嵌入在不可渗透的材料中。在另一种布置中,管可以包括嵌入导管壁中的感测导线以及在

管腔内自由浮动的加热元件和专用冷凝物检测导线或水分检测元件,如图3C中部分所示。在另一种布置中,如上面披露的,感测导线可以与加热元件和水分检测元件或导线设置在四重螺旋管中单独的第二长形构件305中。

[1075] 两个电隔离的导电元件(例如,对于感测元件、加热元件等)之间的介电常数以及因此电容将根据元件之间的距离以及冷凝物在导管的内壁表面上的存在或量(或者,在蒸气可渗透的壁材料的情况下,移动到壁中的单独水分子的量)而不同。通常,介电常数和电容是正相关的。导电元件附近(例如导管的内壁表面上)的水分可能对电容产生寄生效应或外围效应。换句话说,如果元件处于固定距离,则导管的固有电容可以根据管中存在的冷凝的量和接近度而变化。元件分隔开的距离需要设计考虑,以便正确平衡元件使用。例如,元件应该足够接近以产生可检测的电容,又间隔足够远使得有足够的水分变化来产生可检测的电容变化。因此,元件分隔开的距离可以设计成使得元件足够接近以产生可检测的电容,又间隔足够远使得有足够的水分变化来产生可检测的电容变化。

[1076] 尽管主要结合导线或细丝(诸如加热丝或传感器导线)描述了导电元件(为简洁起见,在本文中称为“元件”),但应当理解,这些元件可以是物理导线以外的某物。例如,这些元件可以是导电板、聚合物、边带(tape)或带(ribbon)、导电墨水、导电丝线或任何其他导电材料。

[1077] 图4A示意性地展示了导管壁401,该导管壁这次包括导电加热和感测元件415的相应对,以及存在于管的内壁上的冷凝物407将如何影响电隔离的任何两条导线之间的电介质。在一些实施方式中,图3A至图3B中的长形构件305是珠粒405。例如在图4A中,珠粒405是流体不可渗透的。因此,这种布置中的冷凝物407与加热元件和感测元件415相邻而不是直接位于其间,但已经发现导致导电元件之间的寄生电容的可测量变化。替代性地或另外地,如下面进一步详细描述的,可以修改珠粒405的轮廓以提高对冷凝物的敏感性,例如通过在相邻导电元件之间设置通道,该通道对管腔开放以在元件415中的两个元件之间接纳冷凝物407。

[1078] 为了增加元件415之间的电容,可以以交替或交错布置的方式并排设置导线,即按照加热-感测-加热-感测的顺序。可以替代性地使用其他布置,诸如加热-感测-感测-加热或加热-加热-感测-感测。

[1079] 图4B示意性地展示了第二示例,其中珠粒405是蒸气可渗透的和/或流体可渗透的。已经发现,蒸气可渗透的材料增强了冷凝对导线之间的寄生电容耦合的影响,使得可以更精确地对该寄生电容耦合进行检测。在一个示例中,材料可以是蒸气可渗透的,使得该材料允许水分子蒸发到环境空气,同时有效地阻止液态水和呼吸气体传递到环境空气。尽管通常不期望在吸气管中使用蒸气或流体可渗透的材料,因为该材料会降低递送到患者的气体的湿度,但如果该材料仅用于珠粒405,则气体的这种干燥将被最小化。进一步地,可以用不是蒸气或流体可渗透的材料的另一种材料外部覆盖该材料,以允许蒸气或流体出于测量目的而渗透,但不允许蒸气或流体泄漏到周围环境。例如,在图3B中,如果长形构件303的近端部分联接在一起,则蒸气或液体可渗透的长形构件305将不会泄漏到环境。

[1080] 珠粒405可以由例如以下中的一个或多个制成:具有极端亲水性质的活化全氟化聚合物材料(诸如NAFION品牌产品)、亲水性热塑性塑料、表现出可透气特性的机织处理织物、亲水性聚酯嵌段共聚物(诸如SYMPATEX品牌产品)、可透气热塑性共聚酯(TPC)(更具体

地具有聚醚软链段的透气共聚酯)(包括诸如ARNITEL®VT 3108或具有类似可透气性质或更可透气性质的材料等材料)、或允许水蒸气蒸发到环境空气同时抑制或阻止液态水和呼吸气体传递到环境的任何其他材料。使用这种材料,单独分子409可以通过扩散穿过珠粒,直接影响任何两个电隔离的导线或元件之间的介电常数。由于管内壁上存在冷凝物,介电常数也将受到影响。应当注意,本领域的技术人员将理解导线可以通过护套隔离以防止短路和/或腐蚀。

[1081] 下文中并且在整个本说明书中,允许水分子经由溶液扩散机制穿过材料的整体壁,但不允许液态水大量通过或呼吸气体大量流动一直穿过壁的材料被描述为"可透气"材料。本领域技术人员应当理解,壁中的水分子以分子方式分散在介质中,因此不具有状态(固体、液体或气体),尽管这些分子有时在本领域中被称为蒸气(例如,穿透速率通常被称为水蒸气穿透速率等)。应当进一步理解的是,整体壁不包含从一个主表面到另一个主表面的开放通道或通孔,使得病毒能够经由孔流机制被携带与空气或液态水滴一起穿过这些通道或孔。应当进一步理解,与所有聚合物一样,呼吸气体(诸如氧气、二氧化碳或氮气)的一些小分子运输可能以痕量或微量(即,不是"大量"流)发生,对于如本文所限定的可透气材料,这种小分子运输的速率通常至少比水分子的速率低一个数量级。此外,对于递送到患者或从患者递送的呼吸气体特别相关,呼吸气体的这种小分子运输量将低于符合相关标准所允许的量,例如,在ISO 2367:2014第5.4节的泄漏测试中通过附件E中阐述的方法进行的测试,该文献通过引用以其全文并入本文。

[1082] 也可以使用导管内的其他元件结构。例如,元件不需要包含在导管的壁内,但可以允许在导管内浮动。在这样的配置中,元件很可能停留在管的最低部分处的冷凝物中,这可以允许改进冷凝物检测。进一步地,蒸气和/或液体可渗透的材料可以用于包围和联接元件以改进冷凝物测量。替代性地,如图3C中所示,吸收液态水、芯吸和/或亲水性材料397(诸如棉花、有机或无机织物或纤维、或开孔泡沫材料)可以用于包围和联接元件399以改进冷凝物测量。这种材料还提供抑制冷凝物朝向最不期望有冷凝物的传感器、患者或呼吸机或其他气体源移动的优点。另外地或替代性地,导管可以包括微结构(诸如通道)以通过毛细管作用朝向和/或沿适当的测量元件运送液体冷凝物。下面关于图8至图18描述了这些结构的进一步示例。

[1083] 管的内壁还可以具有开口(包括例如凹陷、波纹、谷、方形通道和/或不同大小和形状的起伏)以促使冷凝物积聚在开口中。例如,这可以包括平行或螺旋波纹或具有与相关元件相邻的谷的纵向通道,使得冷凝物积聚在会影响元件之间的电容的地方。这可以通过减少冷凝流入患者接口的可能性来为患者提供安全,并且还可以提供特定的测量部位。

[1084] 在一些实施方式中,可以通过产生沿一个或多个元件穿过管的信号来执行电容测量。这用于由检测器507检测和测量依赖于该元件与一个或多个相邻元件之间的固有电容"C"的时间常数。该过程在图5中示意性地表示。供应功率阶跃变化或脉冲或一系列脉冲可以用作生成的信号来测量电容的变化。这些测量可以与温度传感测量或加热丝使用中的一个或两个同时发生或交错。也可以通过任何已知的测量或确定电容的方法来测量电容。

[1085] 图5A示意性地展示了信号发生器501、导管系统503、电阻器R505和检测器507。信号发生器501、电阻器505和检测器507通常集成在与导管系统503电连通的加湿器内,诸如在以上所描述的盒和/或加热器底座中。导管系统503由可变电容器C表示。导管系统的导电

元件也将具有它们自己的电阻,例如由加热器、传感器和/或电容测量元件引起的电阻,但是为了清楚起见将其省略。元件和电阻器R 505的串联电阻连同导管系统503的电容C形成具有特征时间常数的电路。时间常数可以在数学上表示为$\tau=RC$,其中τ表示通过电阻器将电容从零初始充电电压充电到施加的电压的大约63.2%($1-e^{-1}$)或者通过同一电阻器将电容器放电至其初始充电电压的大约36.8%(e^{-1})所需的时间。如果电阻R与元件电阻相比非常大,则元件电阻可以忽略不计,并且近似时间常数τ将等于电阻R乘以导管的电容C。如果电阻R是常数,则时间常数与导管的电容成正比。

[1086] 电容将根据导管中冷凝物的量而变化。可以通过导管设计将导管中的电容与冷凝物的量配置为正相关。因此,可以从指示电容的测量值(诸如时间常数τ)与预定阈值的比较来推断导管中冷凝物的存在。替代性地或另外地,可以从指示电容的测量值的绝对测量结果来推断导管中冷凝物的近似量。替代性地或另外地,可以通过比较指示电容随时间变化的值的两个或更多个测量结果来推断水当前是在管中冷凝还是蒸发。

[1087] 电阻器R两端的电压V_R为:

[1088] [1]$V_R=V_{in}e^{-t/RC}$

[1089] 其中,R是电阻器的值,C是管的电容,并且V_{in}是信号发生器输出。

[1090] 还可以看出:

[1091] [2]$V_{in}=V_C+V_R$

[1092] [3]$V_R=V_{in}-V_C$

[1093] 可以通过任何合适的方式测量电阻器R两端的电压,例如通过使用检测器,该监测器的输出可以通过使用微控制器的通用输入/输出(GPIO)引脚读取。另外地或替代性地,诸如快速傅里叶变换(FFT)等频域技术可以用于推断电容。例如,信号发生器501可以被配置成生成特定频率的信号。在任何给定频率下,电容将展现出阻碍电流流动的电抗X_C,其中$X_C=1/2(\pi fC)$并且f是频率。导管系统503和电阻器R 505然后形成分压器,由此检测器507可以被配置成检测表示特定电容或冷凝水平的特定电压水平。

[1094] 替代性地,管电容可以包含在RC振荡器电路中以确定冷凝的存在和/或量。图5B是示例RC振荡器电路,尽管可以使用任何类似的RC振荡器电路。图5B中的示例RC振荡器电路可以具有全部电连接的可变管电容C 511、振荡器电阻器R 513、运算放大器515、第一电阻器517和第二电阻器519。振荡器电路可以电连接到频率传感器。频率传感器可以位于加热器底座、外部附件、传感器盒、中间管连接器中或在管本身内。

[1095] 频率传感器将确定振荡器电路的输出频率。例如,频率传感器可以通过计数固定时间窗口内出现多少个脉冲来测量振荡器输出的频率,该频率进而可以用于确定振荡器电路的频率。振荡器电路的输出频率可以与可变管电容的变化成正比—具体地,如果电容增加,则振荡频率将降低,如下面的等式所示,其中k是表示电阻器R1与R2之间比率的常数。

[1096] [4]$f \cong k\frac{1}{2\pi RC}$

[1097] 管电容将根据管中冷凝物的量而变化。可以从指示电容的测量值(诸如频率f)与预定阈值的比较来推断管中冷凝物的存在。替代性地或另外地,可以从指示电容的测量值的绝对测量结果来推断导管中冷凝物的近似量。替代性地或另外地,可以通过比较指示电容随时间变化的值的两个或更多个测量结果来推断水当前是在管中冷凝还是蒸发。

[1098] 替代性地,可以将固定电感器添加到电路中,并且从电阻器-电感器-电容器(RLC)或电感器-电容器(LC)电路的谐振频率计算或推断出电容。在基于电感的检测系统中,可以测量呼吸管中一条或多条导线的电感以检测冷凝的存在。例如,呼吸管的珠粒(例如,图4A的珠粒405)中的嵌入的导线可以被配置成充当电感器。电感器的电感是电感器核心内存在的介质的渗透率的函数。空气和水具有不同的相对渗透率,因此呼吸管的可以在一端测量的电感可能由于呼吸管内水分含量的变化而变化。

[1099] 图6是示例基于电感的冷凝检测系统,其示意性地展示了LC型电路600,该电路的第一部件601可以电连接到第二部件610。第一部件601可以被建模为第一电感器$L_{管}$603与第一电容器$C_{管}$602并联。第二部件可以被建模为第二电感器$L_{槽}$611与第二电容器$C_{槽}$613、激励器模块615(例如,传感器)和控制器617并联。在一些实施方式中,第一电感器$L_{管}$603、第一电容器$C_{管}$602、第二电感器$L_{槽}$611、第二电容器$C_{槽}$613或其任何组合是实际的电部件,诸如电感器和电容器。在一些实施方式中,第一电感器$L_{管}$603、第一电容器$C_{管}$602、第二电感器$L_{槽}$611、第二电容器$C_{槽}$613或其任何组合是固有电容或电感的结果。第二电感器$L_{槽}$611与第二电容器$C_{槽}$613的组合可以被称为是谐振槽(resonant tank)、谐振电路、储能电路(tank circuit)、调谐电路、LC网络或LC振荡器或在被激发时将展现出谐振行为的电感器与电容器的任何其他并联组合。谐振槽可以电连接到激励器模块615,该激励器模块进而电连接到控制器617。

[1100] 在一些实施方式中,第二部件610在板上并且可以位于加湿器加热器底座中(例如,图1B的加热器底座151),而第一部件601在板外并且可以在管中(例如,图1B的吸气管159)。如此,谐振槽可以位于加湿器加热器底座中并且与嵌入的导线之一和激励器模块615并联连接。可以通过能量注入来激发谐振槽。能量注入的一个示例是电流的阶跃变化,该阶跃变化可以由激励器模块615在控制器617的方向上注入。因此将观察到以被称为“谐振频率”(ω)的频率发生的电流和电压的振荡。

[1101] 替代性地,谐振槽、激励器模块615、控制器617或者谐振槽、激励器模块615和控制器617的任何组合可以位于外部附件、传感器盒、中间管连接器中或管本身内。

[1102] 在一些实施例中,第一部件601和第二部件610未电连接。例如,谐振槽可以不电连接到第一部件601,而是可以包括围绕管缠绕的单独的导线。这可以为谐振槽产生高电感。在一些实施例中,谐振槽的单独导线实施方式在管的壁内,但在珠粒外部(在第一部件嵌入珠粒405中的实施例中)。

[1103] 谐振频率取决于电路中的电感和电容。$L_{槽}$和$C_{槽}$是已知的并且通过设计固定的;因此,可以从第一电感器$L_{管}$或第一电容器$C_{管}$的变化来推断谐振频率的变化。

[1104] 系统的谐振频率(ω)可以由通过以下表达式确定的整体系统电感L和整体系统电容C来确定:

[1105] [5] $$\omega = \frac{1}{\sqrt{LC}}$$

[1106] [6] $$L = \frac{1}{\frac{1}{L_{管}} + \frac{1}{L_{槽}}}$$ 和$C = C_{管} + C_{槽}$

[1107] 如其中$L_{槽}$和$C_{槽}$是已知的并且通过设计固定的以上等式中所见,谐振频率受$L_{管}$或$C_{管}$两者的影响。如果$L_{管}$比$C_{管}$大得多(例如,一个或多个数量级),则因此$L_{管}$是管模型中的主导元素。测得的谐振频率的变化可以与$L_{管}$的变化相关联并且$C_{管}$可以被忽略。

[1108] 由于电感与渗透率有关系并且水的渗透率比空气的渗透率低,因此当管内冷凝物的量增加时,$L_{管}$会减小。这将反映在测得的谐振频率中,该谐振频率将相应地增加。$L_{管}$(忽略$C_{管}$)的正确表达式为:

[1109] [7] $$L_{管} = \frac{L_{槽}}{(\omega^2 L_{槽} C_{槽}) - 1}$$

[1110] 由于除ω和$L_{管}$之外的所有参数都是固定的,因此如果$L_{管}$减小,则ω必须增加。

[1111] 替代性地,如果$C_{管}$比$L_{管}$大得多(例如,一个或多个数量级),则因此$C_{管}$是管模型中的主导元素。测得的谐振频率的变化可以与$C_{管}$的变化相关联并且$L_{管}$可以被忽略。

[1112] 由于电容与电容率(permittivity)有关系,并且水的电容率比空气/珠粒材料的电容率高得多,因此$C_{管}$在存在水分的情况下会增加。这将反映在测得的谐振频率中,该谐振频率将相应地减少。忽略$L_{管}$,$C_{管}$可以近似为:

[1113] [8] $$C_{管} = \frac{1}{\omega^2 L_{槽}} - C_{槽}$$

[1114] 在这种情况下,仅ω和$C_{管}$会变化,因此谐振频率会随管电容的增加而减小。

[1115] 在一些实施方式中,管可以被配置成使得$C_{管}$比$L_{管}$大得多。在一些实施方式中,管可以被配置成使得$L_{管}$比$C_{管}$大得多。

[1116] 将谐振槽与任何嵌入的管导线并联连接以测量管电感从而对LC槽的整体电感做出贡献,这利用了长形线圈和水的固有电感,以及特别是当谐振槽由激励器模块615主动激发时,该长形线圈和水的存在将如何影响谐振槽的谐振频率。

[1117] 通过测量谐振槽的谐振频率,其中电感包括已知的标称值$L_{槽}$和未知的$L_{管}$或$C_{管}$(无论哪一个都被配置为大得多)以及已知的标称值$C_{槽}$,执行加湿的设备的控制器可以确定$L_{管}$或$C_{管}$的近似值,这些值因管中冷凝的存在而变化。因此,$L_{管}$或$C_{管}$的值和/或$L_{管}$或$C_{管}$如何随时间变化可以提供管中冷凝存在和/或冷凝物的数量的指标。

[1118] 第一电感器$L_{管}$603和第一电容器$C_{管}$602中的任一个或两个可以是用于为第一部件601提供必要的电感和/或电容的元件的组合。在一些实施方式中,第二电感器$L_{槽}$611和第二电容器$C_{槽}$613中的任一个或两个可以是用于为第二部件610提供必要的电感和/或电容的元件的组合。

[1119] 在一些实施方式中,激励器模块615(例如,传感器)不是第二部件610的一部分,而是激励器模块615是第一部件601的一部分。在其他实施方式中,激励器模块615是任选的并且可以不是第二部件610或第一部件601的一部分。

[1120] 在一些实施方式中,LC电路600是RLC电路。

[1121] 在一些实施方式中,可以采用用于测量谐振频率的替代性设备或电路来代替激励器模块615、控制器617或其组合。示例替代方案包括以下各项或类似的设备和电路或其组合中的任一者:数字信号处理器和模拟运算放大器电路。

[1122] 本文披露的水分(例如,冷凝物)检测/感测技术的一些特征可以使用用于检测和监测水分和/或湿度的替代性方式来实现。

[1123] 尽管已经主要关于基于电容的传感器信号描述了水分检测/感测技术,但是可以使用其他传感器信号,例如如上所述电感、电阻、RF信号衰减和热导率的变化。根据所使用

的传感器信号,水分检测的实施方式中可能存在一些差异。例如,基于电感的方法仍然通过测量依赖于电感的LC或RLC电路的谐振频率的变化来检测气体流的温度是否等于或低于露点温度。在这种情况下,系统硬件和检测标准(以软件/固件的方式实现的)可能类似于基于电容的方法,但是有适当的差异。这样的差异可以包括适合电感变化的不同阈值。作为另一个示例,如果使用RF信号衰减方法,则水分检测方法可以与基于电容的方法有更多的不同,部分是因为这种方法需要主动传输RF信号才能起作用,并且RF信号传播质量与水分存在之间的关系与电抗(例如,电容和电感)的不同。

[1124] 管类型检测

[1125] 除了水分检测之外,本文披露的电容测量还可以用于检测加湿器系统中的管或导管的类型。例如,可以基于电容测量来检测所使用的吸气管的类型。每个管可以包括两条平行导线,这些导线可以是加热丝或加热丝线圈或感测导线。管内两条平行导线或导线线圈之间的近似电容的示例公式如下所示:

[1126] $$C = \left[\frac{\varepsilon_r \varepsilon_0 \pi}{\ln\left(\frac{2s}{d}\right)}\right] D$$

[1127] 其中C是两条平行导线之间的电容;D是管内单独导线的长度;s是两条平行导线的中心之间的距离;d是单独导线的直径;ε_r是导线周围空间的相对电容率,并且;ε_0是自由空间的电容率。当两条平行导线的直径相等(d1=d2=d)且两个导体之间的距离大于或远大于它们的直径(d<<s)时,上述公式可以近似两条平行导线之间的电容。

[1128] 管的电容值可以通过改变上面所示公式中的参数中的任何参数来改变。在一些示例中,两条平行加热丝线圈之间的距离可以变化。这将引起两条平行导线的中心之间的距离s发生变化。在一些示例中,两条平行加热丝线圈的长度可以变化。这可能会改变D,即管内单独导线的长度。在一些示例中,可以调整两个导体之间的介电材料。这可以通过每种管类型使用不同的材料和/或通过在管中的感测导线之间去除或添加介电材料来完成。这可能改变ε_r,即导线周围空间的相对电容率。在一些示例中,可以调整两条平行加热丝的直径。这可能改变d,即单独导线的直径。

[1129] 图43展示了确定加湿器系统内的管类型的过程的示意图。在框4310,系统的控制器(例如,加湿器的控制器)可以测量管的电容值。在框4320,控制器可以将测量的电容值映射到管类型。系统的控制器可以包括存储查找表的存储设备或允许将测量的电容值与管类型相匹配的数据库等。在框4330,控制器可以基于检测到的管类型调整对管的控制(例如,控制到加热丝的功率或管中传感器的设定点)和/或对加热器底座(或盒)的控制(例如,调整加热板的功率或加热器底座或盒中传感器的设定点)。任选地,系统可以在基于管类型调整控制之前或之后询问系统的使用者关于期望的治疗或控制模式(基于例如患者类型或治疗类型或两者)或系统参数设置(诸如温度或流量传感器等的设定点)以确认或批准调整后的控制。这可以经由本领域已知的和本文描述的任何合适的用户界面、显示器和/或输入设备来实现。

[1130] 患者类型可以包括例如婴儿或新生儿患者、儿科患者、成年患者等。治疗类型可以包括例如高流量气体治疗(通常通过未密封接口大于15升/分钟的气体或更高)、非侵入性通气(通常通过密封接口,诸如罩)、侵入性通气(绕过患者的上气道)、封闭式外科手术(腹

腔镜或锁孔外科手术)、开放式外科手术(外科手术部位开放的外科手术)、麻醉(通常针对以高于30升/分钟的气体流量经由未密封接口进行全身麻醉的呼吸暂停患者)等。

[1131] 基于电阻的检测

[1132] 水和冷凝物也可能比珠粒材料更具导电性。如此,可以在管导线的某些段或位置处测量电阻以确定是否存在冷凝。

[1133] 图7A是基于电阻的冷凝检测系统的示例示意图,其示意性地展示了位于珠粒710中的第一检测导线701和第二检测导线703。在一些实施方式中,第一检测导线701和第二检测导线703可以是相同的导线,也可以是不同的导线。水分可以被吸收到珠粒710中,这可以在第一检测导线701与第二检测导线703之间产生低电阻路径707,这将允许电流705在第一检测导线701与第二检测导线703之间流动。电流705可以被认为是泄漏电流。第一检测导线701和第二检测导线703连接到一个或多个传感器,传感器可以测量第一检测导线701和/或第二检测导线703上的电阻或电流。

[1134] 在一些实施方式中,第一检测导线701和第二检测导线703在珠粒710内彼此平行延伸。在一些实施方式中,第一检测导线701和第二检测导线703在珠粒710内彼此平行延伸,使得第一检测导线701和第二检测导线703距珠粒的中心或中心线的距离相等。在一些实施方式中,第一检测导线701和第二检测导线703在珠粒710内彼此平行延伸,使得第一检测导线701和第二检测导线703距珠粒的中心或中心线的距离不相等。

[1135] 在一些实施方式中,第一检测导线701和第二检测导线703未电连接到珠粒710一端处的任何其他导线或部件,因此这两种检测导线在珠粒的一端处将是开路的,从而不允许电流沿第一检测导线701和第二检测导线703流动。

[1136] 当在第一检测导线701与第二检测导线703之间的一个位置或多个位置处存在更多水分时,一个或多个传感器将在第一检测导线701和/或第二检测导线703上测量到更多电流。

[1137] 一些实施方式中,第一检测导线701和第二检测导线703可以是加热丝、热敏电阻丝或珠粒710中的任何其他导线。

[1138] 图7B是基于电阻的冷凝检测系统的示例示意图,其示意性地展示了位于珠粒710中的第一组检测导线721、第二组检测导线723和第三组检测导线725。水分可以被吸收到珠粒710中,这可以在一组检测导线之间产生低电阻路径,这将允许电流在该组检测导线之间流动。例如,水分可以被吸收到珠粒710中,这在第一组检测导线721之间产生低电阻路径,使得电流在第一组检测导线之间流动。

[1139] 在一些实施方式中,水分可以被吸收到珠粒710中,这可以在不同组检测导线中的一个或多个检测导线之间产生低电阻路径,这将允许电流流动。例如,水分可以被吸收到珠粒710中,这在第一组检测导线721中的一条导线与第二组检测导线723中的另一条导线之间产生低电阻路径,使得电流流动。

[1140] 在一些实施方式中,第一检测导线701和第二检测导线703未电连接到珠粒710一端处的任何其他导线或部件,因此这两种检测导线在珠粒的一端处将是开路的,从而不允许电流沿第一检测导线701和第二检测导线703流动。

[1141] 在一些实施方式中,第一组检测导线721的长度不同于第二组检测导线723的长度。在一些实施方式中,第二组检测导线721的长度不同于第三组检测导线723的长度。例

如,第一组检测导线721可以延伸珠粒710的长度的三分之一,第二组检测导线723可以延伸珠粒710的长度的三分之二,并且第三组检测导线725可以延伸珠粒710的整个长度。任何一组检测导线可以是沿珠粒710或珠粒710的一部分的任何长度。

[1142] 在一些实施方式中,第一组检测导线721中的一条导线的长度与第一组检测导线721中的另一条导线的长度不同。例如,第一组检测导线721中的一条导线可以延伸珠粒710的长度的三分之一,而第一组检测导线721中的另一条导线可以延伸珠粒710的长度的三分之二。任何一组检测导线可以是沿该部分的任何长度。一组检测导线中的任何导线可以是沿珠粒710或珠粒710的一部分的任何长度。

[1143] 在一些实施方式中,较长的一组检测导线可以沿其长度对较短的一组检测导线的长度绝缘,这将防止或减轻电流沿该较短的一组的检测导线的长度在不同组的导线之间流动。例如,第二组检测导线723具有沿第二组检测导线723的长度对第一组检测导线721的长度的绝缘731,并且第三组检测导线725具有沿第三组检测导线725的长度对第二组检测导线723的长度的绝缘731。这种绝缘可以是任何形式的水分绝缘。水分绝缘的示例可以包括珠粒710中水不可渗透的膜或材料层,或者珠粒710中吸收水分少于珠粒710的其他部分的膜或材料层。

[1144] 在一些实施方式中,有超过三组检测导线位于珠粒710中。在一些实施方式中,有少于三组检测导线位于珠粒710中。

[1145] 在一些实施方式中,第一组检测导线721、第二组检测导线723和第三组检测导线725的任何组合中的任何检测导线可以是加热丝、热敏电阻丝或珠粒710中的任何其他导线。

[1146] 应当理解,检测导线可以多于或少于三组。还应当理解,第一组检测导线721、第二组检测导线723和第三组检测导线725的以上描述可与任何其他组检测导线互换。

[1147] 基于短路的检测

[1148] 另外地,水或冷凝可能在某个阈值处导致一条导线或多条导线之间的电短路。这可能发生是因为水或冷凝可能比珠粒材料更具导电性。图8A是基于短路的冷凝检测系统的示例示意图,其示意性地展示了通过管内壁810暴露于导管的管腔811的一条或多条检测导线801,其中,一条或多条检测导线801电连接到加热器底座或传感器盒中的电源和测量部件。一条或多条检测导线801可以具有暴露于导管的管腔811的一个或多个暴露部分813。在一些实施方式中,暴露部分813从一条或多条检测导线801凸出到导管的管腔811中。一条或多条检测导线801可以在整个管上间隔开管的整个长度或仅管的长度的一部分。在一些实施方式中,一条或多条检测导线周期性地间隔开。一条或多条检测导线801可以电连接到电源。在一些实施方式中,与一条或多条检测导线801电连接的电源是一个或多个离散电源。

[1149] 一条或多条检测导线801的一个或多个暴露部分813可以用于检测冷凝。例如,一条或多条检测导线801可以有一个或多个暴露部分813,这些暴露部分通常提供100MΩ的测量电阻。然而,当暴露部分813中的一个或多个一起因水分而短路时(例如,在潜在短路位置815处),测量电阻可能下降到90MΩ或更低。替代性地,测量电流可能会变化以示出可能因冷凝而形成的短路。潜在短路位置815可能在不同检测导线801的一个或多个暴露部分813之间或在同一检测导线801的多个暴露部分之间。这样的短路位置815可以用于沿管的长度检测冷凝。在一些实施方式中,一条或多条检测导线801的一个或多个暴露部分813可以被

配置成检测管的截面中的水分,例如通过使一个或多个暴露部分沿管具有相等长度或接近相等长度。

[1150] 一条或多条检测导线801可以用于精确地寻找冷凝所在的位置。例如,沿两条检测导线801可能存在电阻下降。这可能意味着在两条检测导线中的一个或多个暴露部分813周围和/或之间存在冷凝,从而导致短路。

[1151] 替代性地,一条或多条检测导线801可以是加热丝、热敏电阻丝或管中的任何其他导线中的一种或组合。

[1152] 图8B是基于短路的冷凝检测系统的示例示意图,其示意性地展示了珠粒830中的检测导线821,其中,检测导线821电连接到加热器底座或传感器盒中的电源和测量部件。检测导线821可以具有一个或多个暴露于珠粒通道831的暴露部分833。在一些实施方式中,暴露部分833从检测导线821凸出到珠粒通道831中。检测导线821可以穿过珠粒830延伸管的整个长度或仅管的长度的一部分。例如,检测导线821可以有一个或多个暴露部分833,这些暴露部分可以提供100MΩ的测量电阻。然而,当暴露部分833中的一个或多个一起因水分而短路时(例如,在潜在短路位置835处),测量电阻可能下降到90MΩ或更低。潜在短路位置835可以使彼此串联或并联的一个或多个暴露部分833短路。替代性地,测量电流可能会增加。

[1153] 水或冷凝比空气更具导电性。类似地,水或冷凝可能比珠粒材料更具导电性。这将允许水或冷凝在暴露部分833处使检测导线821的电路部分或完全短路,由此在用于检测水或冷凝的测量部件处减小测量电阻或增大测量电流。

[1154] 珠粒830可以具有冷凝分流通道(例如,将在后面描述的图15的一个或多个开口903)。检测导线821的段可以周期性地暴露于通道内部。在一些实施方式中,检测导线可以不是完整的电路(例如,在患者端开路)。因此,当水分被转移到珠粒通道中时,水可以完成检测导线的暴露部分之间的电路。这可以通过测量导线电阻或电流来检测,在珠粒通道中没有冷凝的情况下,该电阻可能非常高,除非电路完整,否则该电流可能非常低。

[1155] 在一些实施方式中,基于电阻的冷凝检测系统还可以能够通过经由一条或多条检测导线801、821测量所测量的点处的电阻或电流的变化来检测存在多少水或冷凝。

[1156] 如果一个或多个检测点位于管中冷凝非常容易发生的已知点处(例如在可能会下垂而导致冷凝物聚集的管中间点处),则基于电阻的冷凝检测系统可能有用。由于加湿器和管布置在患者的床边,管可能会下垂。

[1157] 替代性地,检测导线821可以是加热丝、热敏电阻丝或珠粒830中的任何其他导线中的一种或组合。

[1158] 基于射频(RF)衰减的检测

[1159] 水和冷凝是高频信号的不良传播介质。此属性可以用于检测呼吸管中是否存在冷凝。

[1160] 图9A是基于RF衰减的冷凝检测系统的示例示意图,其示意性展示了传感器盒901、发射器911(Tx)和接收器913(Rx)。传感器盒901可以具有控制器903、信号发生器905和信号测量部件907。

[1161] 在图9A的示例示意图中,控制器903电连接到信号发生器905和信号测量部件907。信号发生器905电连接到发射器911。信号测量部件907电连接到接收器913。

[1162] 控制器903可以指导信号发生器905产生要由发射器911发射的信号915。信号915然后由接收器913接收,然后在信号测量部件907处被测量。一旦信号915被测量,信号测量部件907就可以将信号915的测量信息传送到控制器903以确定如何响应。当冷凝被引入发射器911与接收器913之间的传输路径时,当接收器913接收到信号915时,冷凝会导致该信号的信号衰减显著增加。衰减是当信号通过介质传播时信号幅度或强度的降低。因此,接收器913处接收的信号将是信号915的衰减版本。可以通过测量接收到的信号的幅度来检测发射器911与接收器913之间水的存在。接收到的信号的幅度还可以用于确定发射器911与接收器913之间存在多少水或冷凝。

[1163] 信号的频率可以涵盖很宽的频谱,即通过水或冷凝进行传输会使信号衰减的任何频率。例如,这可以包括30Hz-300GHz的频带。在一些实施方式中,信号具有在1MHz-100MHz频带中的频率。在一些实施方式中,信号的频率为大约10MHz。在大约10MHz处,发射器911和接收器913的天线的长度可以是信号波长的四分之一。四分之一波长天线可以用于谐振,这可以最大化发射的信号915的功率,并且因此最大化接收的信号的功率。在一些实施方式中,水的谐振频率(约2.45GHz)是信号915的频率。使用水的谐振频率可能会在接收器天线处产生最低的信噪比,这也可能会增加对冷凝变化的敏感性。

[1164] 信号发生器905可以是任何合适的高频信号发生器。类似地,信号测量部件907可以是任何合适的高频换能器,诸如AM接收器、RF整流器电路或RF采样ADC。

[1165] 在一些实施方式中,控制器903、信号发生器905和信号测量部件907的任何组合可以位于底座中(例如,图1B中的底座151)或呼吸管的一部分中(例如,图1B中的呼吸管159)。

[1166] 图9B提供了在基于RF衰减的冷凝检测系统中具有包括加热丝922和热敏电阻丝924的嵌入导线的管珠920的示例截面。在此示例中,射频信号由信号发生器(例如,图9A的信号发生器905)注入到加热丝922中,使加热丝922充当信号926的发射器。热敏电阻丝924充当信号926的接收器并且将该信号带到信号测量部件(例如,图9A的信号测量部件907)。

[1167] 在图9B的示例实施方式中,加热丝922与热敏电阻丝924相邻。在一些实施方式中,加热丝922和热敏电阻丝924不是相邻的导线。

[1168] 图10A是基于RF衰减的冷凝检测系统的示例示意图,该系统使用加热丝1011作为发射器(例如,图9A的发射器911)并且使用热敏电阻丝1013作为接收器(例如,图9A的接收器913)。图10A示意性展示了传感器盒1001、加热丝1011和热敏电阻丝1013。传感器盒1001可以具有信号发生器1003、滤波器1005和信号测量部件1007。

[1169] 在图10A的示例示意图中,信号发生器1003电连接到加热丝1011。热敏电阻丝电连接到滤波器1005,该滤波器进而电连接到信号测量部件1007。信号发生器1003、滤波器1005和信号测量部件1007电连接到传感器盒1001中的其他部件或加湿器的其他部件。

[1170] 信号发生器1003产生由加热丝1011传输的信号1015。然后信号1015由热敏电阻丝1013接收。加热丝1011用作发射器并且热敏电阻丝1013用作接收器,如关于图9A所描述的。接收到的信号然后可以由滤波器1005进行滤波以消除除了由信号发生器1003生成的一个或多个频率之外的无关频率,使得在信号测量部件1007处仅测量信号1015的衰减版本。示例滤波器可以是高通滤波器或带通滤波器。滤波器还可以被配置成过滤掉市电频率,其中,市电频率是指市电的频率。市电是来自墙壁/插头插座或电网的电力。

[1171] 如关于图9A所描述的,接收到的信号的幅度可以用于检测加热丝1011与热敏电阻

丝1013之间水的存在或确定其间存在的水或冷凝的量。

[1172] 加热丝1011和热敏电阻丝1013可以是与其他导线分离的用于在珠粒中承载信号的导线。在一些实施方式中,加热丝1011和热敏电阻丝1013不是用于在珠粒中承载信号的分离的导线。

[1173] 在一些实施方式中,没有滤波器1005。如此,信号测量部件1007测量热敏电阻丝1013上的任何信号。在一些实施方式中,可能存在用于将加热丝信号与其他RF信号分离和/或将热敏电阻丝信号与其他RF信号分离的附加滤波器或替代性滤波器配置。这允许区分加热丝和/或热敏电阻丝上的冷凝检测信号与其他RF信号,诸如用于除冷凝检测之外的目的的信号。

[1174] 在图10A中,加热丝1011和热敏电阻丝1013两者电连接到传感器盒1001和/或加湿器。如此,加热丝1011和热敏电阻丝1013两者形成环形天线。该实施方式可以适用于发射和接收较低频率的信号1015,因为环形天线可以在低于30MHz的频率下有效。

[1175] 信号发生器1003可以是用于加热丝1011或热敏电阻丝1013上的其他信号的信号发生器中的离散信号发生器。

[1176] 图10B是类似于图10A的基于RF衰减的冷凝检测系统的示例示意图。同样,加热丝1011用作发射器并且热敏电阻丝1013用作接收器。然而,在图10B的示例实施方式中,采用开关1004、1008将加热丝1011和热敏电阻丝1013中的每一个的一端与加湿器或传感器盒1001的其他部分断开连接。通过断开加热丝1011和热敏电阻丝1013中的每一个的一端,形成单极天线。在一些实施方式中,由加热丝1011和热敏电阻丝1013形成的单极天线是四分之一波长单极天线。开关1004、1008位于以下各项中的任一项中:加热器底座、传感器盒、所述导管、外部部件或中间连接器。具有区域加热的新生气泡管是示例中间连接器。

[1177] 参考图9B,加热丝1011与热敏电阻丝1013相邻。在一些实施方式中,加热丝1011和热敏电阻丝1013不是相邻的导线。

[1178] 在一些实施方式中,开关1004、1008、信号发生器1003、滤波器1005和信号测量部件1007的任何组合位于底座(例如,图1B中的加热器底座151)或加湿器的其他部分(例如,图1B中的盒155)中。在一些实施方式中,开关1004、1008、信号发生器1003、滤波器1005和信号测量部件1007的任何组合位于呼吸管中(例如,在图1B中的吸气管159的中间点处)。在一些实施方式中,开关1004、1008、信号发生器1003、滤波器1005和信号测量部件1007的任何组合位于可附接到底座或管的盒(例如,图1B中的盒155)中。在一些实施方式中,开关1004、1008、信号发生器1003、滤波器1005和信号测量部件1007的任何组合位于底座与管两者之间。

[1179] 基于热的检测

[1180] 某些介质或介质特性会影响热传递的效率和/或大小。水的热导率可能与珠粒材料的热导率不同。类似地,水的比热容可能不同于珠粒材料的比热容。水与珠粒材料的热导率的差异和/或比热容的差异可以用于检测呼吸管中是否存在冷凝。当珠粒周围和/或中出现冷凝时,嵌入的管导线对之间的热传导可以得到改善。

[1181] 图11A是两条导线之间的热导率的示例图。图11A展示了热敏电阻丝1113、加热丝1111和表示加热丝1111与热敏电阻丝1113之间的距离的半径r 1117。

[1182] 在存在线性热源的情况下,热导率与温度变化率之间的关系如下所表示

[1183] [9] $T(r,t)=\frac{\dot{q}}{4\pi\lambda}\ln\left[\frac{4at}{r^2}-\gamma\right]$

[1184] 温度T是半径r和时间t的函数,其中λ是热导率,$\dot{q}$是线性热源的比热输出,γ是欧拉常数并且a是热扩散率。

[1185] 给定固定的半径r,可以在两个离散的时间点处测量温度T,并且可以很容易地计算出温度变化,而无需了解热扩散率或实际半径:

[1186] [10] $\Delta T=T(r,t_2)-T(r,t_1)$

[1187] 重排热导率:

[1188] [11] $\lambda=\frac{\dot{q}}{4\pi}\frac{\ln\left(\frac{t_2}{t_1}\right)}{\Delta T}$

[1189] 此步骤需要假设对流热损失为零,如果在线性区内进行测量,则该假设将是准确的。存在其中温度T的变化与ln(t)的变化呈线性关系的区。该线性区可以是时间相关的,使得在初始温度演变之后存在时间窗口,但在平稳之前,T与ln(t)之间存在近似线性关系。

[1190] 在一些实施方式中,冷凝检测系统使用热导率来检测冷凝的存在和/或存在的量。例如,可以通过对加热丝1111施加功率的阶跃变化并测量热敏电阻丝1113或加热丝1111本身的随后温度上升来检测冷凝。

[1191] 可以在珠粒中、珠粒上或管中的其他地方检测到水。珠粒中的水将对热导率的影响最大,但如果水在管中的任何地方,则都可以检测到热导率的变化。

[1192] 图11B是基于热导率的冷凝检测系统的示例示意图,该系统使用作为热源的加热丝1111、以及热敏电阻丝1113。图11B示意性展示了传感器盒1101、加热丝1111和热敏电阻丝1113。热敏电阻丝1113可以包括旁路(分路)二极管1117和热敏电阻器1119,该热敏电阻器通过使用旁路二极管1117而被绕过。

[1193] 在图11B的示例示意图中,传感器盒1101电连接到加热丝1111和热敏电阻丝1113两者。在一些实施方式中,加热丝1111和热敏电阻丝1113中的一个或两个电连接到加热器底座或加湿器的其他部件。

[1194] 可以通过对加热丝1111施加功率的阶跃变化并测量热敏电阻丝1113或加热丝1111本身的随后温度上升来检测冷凝。在一些实施方式中,功率的阶跃变化针对固定的时间段。在一些实施方式中,可以应用功率水平的任何改变,无论是负还是正。

[1195] 在一些实施方式中,测量热敏电阻丝1113的温度。此处,线性热源(加热丝1111)与被测量本体(热敏电阻丝1113)之间的半径r很小但非零。由于导体(加热丝1111和热敏电阻丝1113都可以是导体)的电阻与温度之间的线性比例关系,可以通过测量导线电阻容易地推断出温度。然而,可能期望经由旁路消除热敏电阻器1119的电阻对热敏电阻丝1113的测量电阻的贡献,例如,在沿管的已知位置处(例如,与热敏电阻器1119相邻)使用并联连接的二极管1117。通过消除热敏电阻器1119的电阻,导线的电阻是测量的电阻的主要贡献者。在一些实施方式中,旁路接近管的患者端处的热敏电阻器1119。

[1196] 热敏电阻丝1113的温度对来自加热丝1111的热量的响应可能存在延迟。热敏电阻丝1113的这种加热延迟是由于在观察到热敏电阻丝1113处的加热之前需要将热量传导离开加热丝1111到热敏电阻丝1113。这种延迟可以克服在加热丝1111上的功率阶跃变化之后可以短暂观察到的瞬时温度不一致。

[1197] 在一些实施方式中,测量加热丝1111本身的温度。尽管先前描述的相同原理适用于本实施方式,但代替地预期半径r(在温度表达式[9]中)为零。当功率的阶跃变化施加到加热丝1111时,珠粒材料的热导率将影响热传导或从加热丝1111消散离开的程度。例如,离开加热丝1111的热传导的速率或热量从加热丝1111消散的速率关于存在于加热丝1111周围的冷凝量而变化。因此,电阻与温度之间的线性比例关系可以再次用于通过测量导线电阻来推断温度。本实施方式可以是有利的,因为可以不需要附加的硬件部件来实施冷凝检测系统。

[1198] 在一些实施方式中,可以激励热敏电阻丝1113并且测量加热丝1111的温度。在一些实施方式中,可以激励多条导线(例如,加热丝和/或热敏电阻丝)并且测量一条导线的温度。在一些实施方式中,可以激励一条加热丝1111或热敏电阻丝1113并且测量多条导线(例如,加热丝和/或热敏电阻丝)的温度。

[1199] 在一些实施方式中,加热丝1111和热敏电阻丝1113在珠粒布线布置中是相邻的。在一些实施方式中,加热丝1111和热敏电阻丝1113在珠粒布线布置中不是相邻的。

[1200] 在一些实施方式中,阶跃变化是用于激励加热丝1111的AC功率的阶跃变化。在一些实施方式中,阶跃变化是在DC功率中。在一些实施方式中,在激励加热丝1111之前,需要应用附加的电路系统来将AC功率整流为DC。在一些实施方式中,多个功率信号交错。例如,用于为电连接到导线的电路供电的控制功率与功率的阶跃变化在导线上交错。

[1201] 在一些实施方式中,可以通过使用设备(例如,热电偶)来测量热敏电阻丝1113或加热丝1111的温度。在一些实施方式中,可以通过测量导线的温度的其他已知方式来测量热敏电阻丝1113或加热丝1111的温度。

[1202] 一般适用于所有冷凝检测方法

[1203] 应当理解,虽然一些导线在以上可以被描述为加热丝、感测导线、加热丝或热敏电阻丝,但是这些导线能够完成这些功能的任何组合。

[1204] 应当理解,这些冷凝检测系统不相互排斥。任何冷凝检测系统,包括任何冷凝检测系统的实施方式,可以彼此组合使用,例如以提供错误检查或冗余。冷凝检测系统的任何输出可以相对于彼此加权。在一些实施方式中,由于增加的准确度或精确度,某些冷凝检测系统可能被更重地加权。

[1205] 信号发生器

[1206] 信号发生器可以用于生成电压信号。可以使用任何生成信号的方法,包括来自控制器的I/O引脚的脉冲。激励器模块可以是信号发生器。类似地,许多上述冷凝检测方法可能需要多个离散信号发生器或能够产生多个离散信号的信号发生器。

[1207] 在一些实施方式中,可以从信号发生器生成5V方波信号。一个示例信号发生器是脉冲宽度调制(PWM)加热丝电流,其生成可控制的周期性“脉冲”以加热呼吸管。在一个这样的配置中,时间常数比PWM周期短,使得电容在PWM信号的连续“接通”周期之间完全放电。替代性地,可以选择性地或周期性地将PWM加热丝电流的占空比设置为0%,持续PWM加热丝电流的两个或更多个连续周期以使电容器完全放电,和/或设置为100%,持续两个或更多个连续周期以使电容完全充电并且允许测量时间常数,如下面进一步详细描述的。

[1208] 导管模型

[1209] 如以上所讨论的,导管系统可以包括元件电阻和固有电容C,但是如果电阻器R明

显大于元件电阻,则元件电阻可以被忽略。

[1210] 检测电路系统

[1211] 检测电路系统可以包括比较器。比较器将电阻器R两端的电压与阈值电压进行比较。如果电阻器两端的电压大于阈值电压,则比较器可以被配置成输出二进制1(高(HIGH)),如果电阻器两端的电压低于阈值电压,则输出二进制0(低(LOW))。阈值电压可以对应于e^{-1}或施加到元件的电压脉冲的36.8%。然而,可以使用任何合适的替代性阈值电压。图12对"干"管和"湿"管的比较器输出进行比较。如图12所展示的,为了便于理解,X轴和Y轴单位已被归一化,然而实际测量结果可能会有所不同。

[1212] 在图12中,"脉冲"表示信号发生器电压—例如,5V方波或脉冲,该信号发生器电压已在图中归一化。"阈值"表示阈值电压。阈值电压可以是任何值——例如,信号发生器电压的36.8%。"V0"和"V1"分别表示干管和湿管的电阻器R两端的电压,并且"D0"和"D1"相应地表示检测器输出。

[1213] 如图12所展示的,D1对应于比D0更大的时间常数。更大的时间常数是由管内"干"与"湿"条件的差异引起的,这引起元件之间的绝对电容率的差异。电容器C最初被放电。即,电容器C两端的电压VC为0V。当信号发生器在正向周期上升期间从0V变为+5V时,电容器充当短路,并且因此电容器两端的电压为0V。即,电容器的第一端子和第二端子都为5V。从$V_R = V_{in} - V_C$已知电阻器R两端的瞬时电压将因此与信号发生器输出相同。流过R的合成电流决定了电容器C然后充电的速率。随着电容器C充电并且其两端的电压增加,电阻器R两端的电压开始衰减。当电容器完全充电时,电阻器R两端的电压变为0V。当电容器放电时在信号发生器电压从+5V变为0V时会发生这种情况的逆转。在这种情况下,电阻器两端将具有负电压。电压再次越过阈值线的点将使比较器输出为LOW。因此,可以生成表示管的时间常数的脉冲。可以经由控制器的GPIO引脚测量时间常数的持续时间。可以使用测量间隔或持续时间的任何其他合适的方法,例如所生成脉冲的间隔或持续时间。

[1214] 将理解,阈值点(在本文中也称为预定阈值)可以通过任何合适的方式可选择,包括通过控制器,基于任何数量的操作条件,包括例如但不限于治疗类型、患者类型、环境条件、导管类型、长度、和/或构造。

[1215] 还应该看到,可以实施多个阈值,使得控制器可以根据管中冷凝物的程度做出不同的响应,或者在"湿"或"干"条件检测之间提供滞后。另外地,冷凝物水平可以作为连续统检测,使得控制算法可以具有取决于冷凝物水平和/或其他输入的可变输出,而不是简单地在预定阈值处切换模式。

[1216] 冷凝检测过程

[1217] 呼吸辅助装置可以在水分检测模式与正常操作模式之间切换。当呼吸辅助装置处于正常操作模式时,该装置进行如关于图1至图2所描述的正常操作。当呼吸辅助装置处于水分检测模式时,呼吸辅助装置使用以上所描述的检测水分的方法中的一种或多种方法。在一些实施方式中,可以存在多种水分检测模式和/或多种正常操作模式,例如主要检测模式和次要检测模式。示例主要检测模式可以涉及检测冷凝的存在,而示例次要检测可以涉及检测冷凝的量。这些多种水分检测模式和/或多种正常操作模式可以执行一种或多种水分检测操作和/或正常操作性操作。

[1218] 在一些实施方式中,呼吸辅助装置在水分检测模式与正常操作模式之间周期性地

切换。在一些实施方式中,呼吸辅助装置在进入正常操作模式之前以水分检测模式开始。在一些实施方式中,呼吸辅助装置可以在水分检测模式与正常操作模式之间手动切换。在一些实施方式中,某些条件的存在可以将呼吸辅助装置从某些水分检测模式和/或正常操作模式切换到其他水分检测模式和/或正常操作模式。

[1219] 替代性地,呼吸辅助装置可以在水分检测操作与正常操作性操作之间切换。在一些实施方式中,水分检测与正常操作模式结合或并行完成。这可能涉及交错正常操作模式/操作和冷凝检测模式/操作。例如,呼吸辅助装置可以使用时分复用来交错正常操作模式/操作和冷凝检测模式/操作。

[1220] 应该知道,呼吸辅助装置也可以进入其他模式。呼吸辅助装置可以进入其他模式,这些模式可以检测除冷凝之外的不同状况或操作呼吸辅助装置的其他功能,例如检测水尽、逆流或本文所述的其他功能。

[1221] 在一些实施方式中,退出水分检测模式可以基于未检测到冷凝的预定的一段时间、满足或不满足某些阈值、或通过了足够成功的无冷凝测试。

[1222] 图13A展示了用于使用导管中的至少两个导电元件的固有电容来检测冷凝物的存在的流程图示例算法。冷凝物检测可以独立于正常操作或与正常操作一起起作用。例如,在执行冷凝检测时,正常操作可能会暂停一段时间。在另一个示例中,冷凝物检测可以与正常操作结合作用,从而以与正常操作不同的频率操作。

[1223] 如图13A所示,冷凝物检测模式通过以下方式操作:生成信号1303、接收响应于生成的信号而返回的信号1305、确定时间常数1307、将该时间常数与预定阈值进行比较1309、以及确定该时间常数是否高于预定阈值1311。如果在1311处时间常数高于预定阈值,则系统确定存在不期望的冷凝物的量并且实施冷凝缓解策略1313。如果在1311处,时间常数不高于预定阈值,则确定管中不存在不期望的冷凝物的量,并且系统在1315处切换回正常加热丝或传感器控制模式。在实施冷凝缓解策略后,系统在1315处切换回正常加热丝或传感器控制模式。

[1224] 替代性地,代替单一预定时间常数阈值,可以使用具有不同粒度(例如,“干”、“低”、“中”和“高”或1-10的范围)的多个阈值来量化冷凝条件或测量冷凝物的量。图13B展示了用于检测冷凝指示的流程图示例算法。指示可以是相对的冷凝程度(例如,低、中或高);冷凝的趋势(例如,增加或减少);冷凝的量(例如,5ml冷凝物);正在经历冷凝的导管的百分比或导管的一部分;或以上的任何组合。

[1225] 如图13B所示,冷凝物测量模式通过以下方式操作:生成信号1323、接收返回的信号1325、确定时间常数1427、确定冷凝的指示1329和实施冷凝缓解策略1331。

[1226] 如图13C所示,用于基于电感的检测的示例冷凝物检测模式,该模式通过以下方式操作:测量系统(例如,图6的电感检测系统600)的谐振频率1341、测量系统的谐振频率1343并确定呼吸管的谐振频率是否超过第一阈值或下降到低于第二阈值1343。如果在1343处谐振频率超过第一阈值或下降到低于第二阈值,则系统确定存在不期望的冷凝物量并且实施冷凝缓解策略1345(例如,设置冷凝警报)。如果在1345处谐振频率没有超过第一阈值或下降到低于第二阈值,则确定管中不存在不期望的冷凝物量并且系统在预定时间间隔之后再次测量谐振频率1341。在实施冷凝缓解策略之后,系统在预定时间间隔后再次测量谐振频率1341。

[1227] 如图13D所示,用于基于信号衰减的检测的示例冷凝物检测模式,该模式通过以下方式操作:将补充信号注入到加热丝或加热丝信号中1351、在热敏电阻丝上接收信号1353、测量在热敏电阻丝上接收到的信号的幅度1355以及确定该幅度是否低于阈值1357。如果在1357处接收到的信号的幅度低于预定阈值,则系统确定存在不期望的冷凝物量并且实施冷凝缓解策略1359(例如,设置冷凝警报)。如果在1357处,接收到的信号的幅度不低于预定阈值,则确定管中不存在不期望的冷凝物量并且系统在预定时间间隔后再次将补充信号注入到加热丝或加热丝信号中1351。在实施冷凝缓解策略之后,系统在预定时间间隔之后再次将补充信号注入到加热丝或加热丝信号中1351。

[1228] 如图13E所示,用于基于热的检测的示例冷凝检测模式,该模式通过以下方式操作:施加加热丝功率的阶跃变化1361、测量加热丝或热敏电阻丝的温度上升1363、计算加热丝或热敏电阻丝的热导率1365以及确定加热丝或热敏电阻丝的热导率是否高于阈值1367。如果在1367处加热丝或热敏电阻丝的热导率高于预定阈值,则系统确定存在不期望的冷凝物量并且实施冷凝缓解策略1369(例如,设置冷凝警报)。如果在1367处,加热丝或热敏电阻丝的热导率不高于预定阈值,则确定管中不存在不期望的冷凝物量并且系统在预定时间间隔之后再次施加加热丝功率的阶跃变化1361。在实施冷凝缓解策略之后,系统在预定时间间隔之后再次施加加热丝功率的阶跃变化1361。

[1229] 注意,对于所披露的所有方法,冷凝物检测阈值可以不是严格的量值阈值,并且可以代替地是变化率、持续变化率、量值的持续增加或减少、趋势或其他统计测量阈值。可以使用多个阈值——例如,软阈值和硬阈值。阈值可以是上限阈值或下限阈值,并且可以用于设置加湿器在其内运行的允许范围。此外,响应于超过阈值,可以考虑任何替代响应,如下面讨论的冷凝缓解策略,而不是专门设置警报。例如,可以触发听觉、视觉和/或视听警报、警告或提示。更进一步地,触发器可以用作冷凝缓解策略中的反馈。注意,对于所有披露的方法,如果该方法描述了上限阈值(例如,该方法描述了超过阈值),则该方法也可以使用下限阈值。同样,如果该方法描述了下限阈值(例如,该方法描述了下降到低于阈值),则该方法也可以使用上限阈值。此外,以上方法中描述的预定时间间隔可以基于当前条件和/或用户输入而变化。

[1230] 所披露的方法中的任何方法可能不具有指示冷凝存在的纯二进制输出。使用经实验确定的值或存储在存储器中的已知关系,任何方法都可以用于量化存在的冷凝量(例如,10mL、15mL、20mL等)。该存储器可以位于加热器底座、外部附件、传感器盒、导管或中间连接器中。

[1231] 替代性地,冷凝的检测基于时间常数信号的先前和当前持续时间的差异,而不是持续时间的绝对值。增大的时间常数指示管中的冷凝物增加。时间常数减小指示干燥管。时间常数也可以与以上讨论的任何冷凝指示相关。该方法的优点在于在不需要下面所描述的校准程序的情况下不受电容随时间变化或从一个管到下一个管的变化的影响。

[1232] 校准

[1233] 应当理解,管之间的干电容和时间常数将存在固有可变性。例如,这种变化可能是由于不同的管配置,或者对于给定的管配置,是由于环境条件、部件或制造公差或供应商/材料变化。如此,每个管可以任选地包括指示符(诸如电阻器值、电容、谐振频率或EPROM),该指示符允许气体供应系统标识管的模型和/或特定管,和/或向气体供应系统提供该特定

管或管模型的电容或时间常数阈值信息。气体供应系统(例如,加湿器)可以被配置成校准自身以与连接的管一起使用。可以在制造管时单独测量电容或时间常数阈值信息并编程到EPROM中,或者可以用适合该管模型的标称值(例如,平均值或典型值)对加湿器或EPROM进行编程。替代性地,气体供应系统(诸如加湿器)可以被编程以在加湿器预热的同时或之前执行校准例程(例如,最初测量干管的时间常数)。

[1234] 在一些实施方式中,特性干电容本身可以至少部分地用于标识连接到气体供应系统的管。例如,设计用于成人呼吸治疗的管可能具有干电容,该干电容与设计用于新生儿呼吸治疗的管的干电容不同。加湿器可以通过测量干电容来标识管并且相应地选择适当的操作参数。例如,适当的操作参数可以存储在加湿器控制器的查找表(LUT)中。

[1235] 导管布置

[1236] 可以使用各种布置改进冷凝检测。以下布置可以与上面详细描述的复合导管或任何其他类型的导管(包括波纹导管、螺旋导管、挤压导管)或本领域技术人员已知的任何其他导管结合使用。应当理解,下面的结构中的每个结构都可以单独集成或组合在一起。因此,虽然单独描述下面的结构,但是这些结构或这些结构的方面可以混合和组合在一起。图14至图25中的每一个分别以截面展示图3A和图4A的管的第二长形构件305或珠粒405的不同实施方式,其中,管腔将定位在所展示的截面下方。

[1237] 图14展示了内部导管壁1401的一部分(诸如复合导管的珠粒),该内部导管壁的一部分包括可以限定一个或多个微通道的微结构1403。如本文所使用的,术语“微结构”是指尺寸小于约2.3mm并且优选地在1微米(μm)至1000微米范围内的结构。已经发现,液体在微通道中的移动主要基于表面力,而不是惯性力或重力,并且如果微结构的特征尺寸小于水的毛细管长度(其在室温下为约2.3mm),则表面力通常占主导。已经发现,为了促进芯吸,具有高纵横比和/或高表面能(平衡接触角度小于约π/2)的结构是令人期望的。表面活性剂可以导致接近0°的接触角,因此可以轻松进行芯吸。微通道内的微结构或纳米结构的凸块可以起到固定固体/液体/蒸气接触线、增加表面积的作用和/或用作冷凝的成核位点。

[1238] 所展示的微结构1403经由微通道沿壁1401的长度芯吸冷凝物,跨元件1405的更大部分分布冷凝物以改进电容测量。替代性地或另外地,微结构(诸如横向微通道)可以邻近壁1401设置在复合管的至少一部分的第一长形构件303的内表面上,以朝向元件1405运送液体。微通道深度梯度可以用于控制液体在特定方向上的移动,例如,朝向元件1405。已经发现,液体倾向于向更深的通道方向移动。梯度还可以加速或以其他方式改进液体的芯吸。替代性地或另外地,第一长形构件303和第二长形构件305的内表面可以分别包括亲水性和疏水性材料或涂层以将冷凝物引导向元件1405。

[1239] 图15展示了内部导管壁1501的一部分(诸如复合导管的珠粒),该内部导管壁的一部分包括一个或多个开口1503(例如,凹陷、孔、锁孔、通道或空隙)。这些一个或多个开口1503可以将冷凝物吸入到一个或多个开口1503中,从而使元件1505之间的电容变化。可以通过例如毛细管作用或重力吸入冷凝物,或者开口1503可以填充有可渗透的或吸收性材料。包括这种珠粒的管可以任选地进一步包括第一长形构件的内表面上的微结构以朝向一个或多个开口1503运送冷凝物。这可以进一步改进冷凝物检测算法的敏感性和/或响应时间。

[1240] 图16展示了内部导管壁1601的一部分(诸如复合导管的珠粒),该内部导管壁的一

部分具有类似于图15中包括的那些开口的一个或多个开口1603。在图16的示例中,导管壁或珠粒的一部分包括可渗透的区1607,诸如蒸气和/或液体可渗透的区。积聚在开口1603中的冷凝物可以通过扩散到周围环境而消散。在这种布置中,两个导电元件1611可以包括基本上平行的板或带状导线以增加其电容耦合。加热回路或电路可以由元件1605之一和元件1611之一形成,并且感测回路或电路可以由元件1605、1611中的每一个元件中的另一个元件形成。替代性地,两个元件1605都可以包括专用水分检测元件。可以在元件1605或元件1611之间检测电容。

[1241] 图17A展示了内部导管壁1701的一部分,诸如复合导管的珠粒,诸如图3B、图4A或图4B中展示的那些复合导管。内部导管壁1701包括不可渗透的材料1709和不可渗透的材料中的间隙1713,导致可渗透的材料1707变宽。可渗透的材料可以是蒸气可渗透的或液体可渗透的或两者的组合。例如,可渗透的材料1707的内部部分可以是液体可渗透的,而外部部分可以是仅蒸气可渗透的。可渗透的材料1707也可以通过第二不可渗透的材料与环境空气分隔开。可渗透的材料1707可以任选地通过电导体1711与不可渗透的材料1709分隔开,这些电导体可以采用导电板或导电带的形式。一个导体1711可以形成加热电路的一部分,并且另一个形成感测电路或水分检测元件或电路的一部分。板或带的增加的表面积增加了这些板或带之间的电容耦合。替代性地,两个导体1711都可以包括专用水分检测元件。元件1705可以替代性地包括在可渗透的材料1707内。水分子可以穿过间隙1713进入可渗透的材料1707。在导管的管腔侧处的相对较小的间隙1713确保从供应给患者的加湿的呼吸气体中损失相对较少的水蒸气,例如湿度。另一方面,液体冷凝物可以通过微结构、开口等被引导朝向间隙1713,以提高冷凝物检测算法对冷凝物的敏感性。在被设计用作其中可能期望使呼出气体干燥的呼气支管的管中,间隙1713可以大得多或者可以完全省略不可渗透的材料1709。可渗透的材料的两侧上的电导体1711可以测量或推断对应于电导体1711之间存在的冷凝量的电容或电容变化。

[1242] 可以替代性地或另外地使用导致导电元件(如本文中讨论的导线、丝或板等)之间的距离物理变化并且因此导致电容变化的配置。在这样的布置中,电容可能与水分负相关。例如,图18展示了导管壁1801的一部分,例如复合导管的珠粒,该导管壁的一部分包括包封在不渗透的区中的基本上平行的元件1811、可渗透的区1807和空心区1803。元件1811可以各自包括专用水分检测元件,这些专用水分检测元件彼此不电耦合,其中,每个元件1811有效地形成图5的模型中的电容器C 503的平行板之一。可渗透的区1807可以被配置成改变长度(例如,膨胀)以根据管中存在的冷凝物的量物理地改变元件1811的距离。例如,可渗透的区可以具有在冷凝物渗透可渗透的区1807时会延长/拉直的手风琴形状。元件1811可以被配置成水平地移动(如所展示的)或竖直地移动或以一定角度移动。尽管该配置被示出为正方形或矩形,但该配置可以是允许元件以某种方式与冷凝物分离的任何形状。进一步地,可渗透的区的长度可以与水分正相关或负相关(例如,在存在冷凝物的情况下分别地膨胀或收缩),尽管优选的是对元件1811之间的电容的影响补充或远远超过电容率的变化引起的影响。

[1243] 作为另一个示例,导管壁中包括的可渗透的材料可以使元件角度变化。图19展示了这样的配置,其中元件1911可以随着可渗透的材料膨胀而枢转。元件可以具有枢转点1915和/或保持机构1917。可以随元件移动的更近或离得更远来测量元件之间的电容。在图

18的实施方式的变型中,上部(最外侧)可渗透的区1807可以替代地是不可渗透的材料和/或在存在水分的情况下大小/形状不改变的可渗透的材料。因此,下部可渗透的区1807的伸长(或收缩)将在元件1811之间产生角度,从而改变这些元件之间的电容。不可渗透的外部材料还将最小化水分损失和呼吸气体的不期望的干燥。

[1244] 可渗透的材料的膨胀也可以使用于二进制冷凝物检测的开关状结构闭合或断开。例如,图20和图21展示了包括元件2003、2005、2103、2105的导管壁的可渗透壁部分。如所展示的,这些元件在存在冷凝的情况下断开或闭合。当元件2003、2005或2103、2105接触时,闭合电路,从而充当开关。开关可以是常开的(NO),如图20所示,也可以是常闭的(NC),如图21所示。元件2003、2005、2103、2105可以沿管的长度是连续的,或者可以在沿管的长度的特定位置处设置一个或多个离散的开关。

[1245] 在一些实施方式中,一个或多个惠斯通电桥电路(Wheatstone bridge circuit)具有定位在导管周围的一个或多个位置处的应变仪。一个或多个应变仪可以沿珠粒定位并且被配置成使得如果珠粒的形状改变(诸如膨胀或收缩),则该一个或多个应变仪将通过换能器产生信号。可以将该信号发送到控制器以指示冷凝的存在和/或量。

[1246] 接近敏感外部导管壁

[1247] 导管壁的距离敏感外部也可以被包括作为冷凝检测的附加或替代功能。检测是否有床上用品、患者肢体或其他异物接触或接近导管的外部可以作为安全机制。例如,该安全机制可以防止导管表面温度过热并且可能灼伤患者的情况。

[1248] 电容率是电磁性质,该电磁性质有助于电容器的电容,并且可以以法拉每米(F/m)为单位来测量。相对电容率是电容器中的介电材料/介质的性质。紧邻呼吸导管的皮肤的存在可能导致介电介质的相对电容率的变化,相对电容率的变化可以使用本文披露的基于电容的感测来检测或测量(例如,通过测量时间常数、谐振频率、时间常数的变化、或本文披露的两个导电元件之间的电容器的谐振频率的变化)。加湿器控制器可以使用电容率阈值来确定紧邻呼吸导管的皮肤的存在。电容率阈值还可以用于区分不同的物体,诸如皮肤与毯子。检测紧邻呼吸导管的皮肤或其他物体可以用于限制或控制呼吸管的加热元件,以降低表面温度并确保暴露的表面温度是安全的,例如,对于靠近患者或患者端连接器的大约250mm的导管,可能有44℃限制,而对于管的其余部分,可能有更高的限制,例如48℃。在双区加热呼吸导管的情况下,仅导管的患者接近部分的加热丝可以被如此限制。

[1249] 可以通过将元件放置在靠近导管的外表面的位置来执行检测人员(诸如患者或操作员)是否接触导管壁。元件可以被配置成使得元件之间的介电特性将响应于皮肤接触表面而改变。可以基于电容的变化率或者通过检测邻近管腔的导线与邻近管的外部表面的导线之间的电容来将异物的接近与冷凝区分开。

[1250] 图22(未按比例)展示了示例导管配置,其中元件2205和2203设置在基本上同一平面中,平行于外部导管壁2201的表面。当手指或其他身体部位接触外部表面时,介电特性将变化,从而引起电容的可测量的变化。

[1251] 作为另一个示例,图17B展示了图17A的导管壁部分。在图17B中,附加元件1715结合在导管壁的外表面附近。来自身体部位(诸如手指)的接触将引起电容的可测量的变化。

[1252] 在一些实施例中,皮肤接触的检测还可以用于在接触时经过预定时间段之后产生警报、警示、警告等。例如,如果检测到接触并且持续长于一分钟、10分钟或任何其他合适的

持续时间,则可以发出警报。接触可能不需要是持续的,而是在持续时间内是间歇的,以考虑到移动、信号噪声、灵敏度等。警报的触发可以基于接触的持续时间和预期的呼吸导管表面温度两者。例如,如果导管表面温度为约48℃,则可能会在持续或间歇接触一分钟后触发警报,而如果温度仅为约43℃,则在触发警报之前可能会过去更长的持续时间(例如10分钟)。

[1253] 切换的电路

[1254] 在一些布置中,管可以包括导线对,该导线对可以在管的远端处选择性地彼此电耦合。导线可以闭合以形成加热或感测回路或电路,以及断开使得该导线对有效地形成电容器的平行板。

[1255] 管的远端可以包括开关,诸如继电器。管可以进一步包括一条或多条控制导线,以使加湿器能够控制开关的操作以选择性地为加热或感测回路供电,或者测量导线之间的电容。

[1256] 这对导线可以包括电感器,该电感器被选择成有效地对相对低的频率提供短路,但对相对高的频率提供开路。具体地,电感器可以被选择为对直流(DC)或低频(例如,50/60Hz)交流(AC)加热丝电流影响很小(如果有的话),但有效地阻止可以用于测量导线对之间的电容的高频(例如,1kHz以上)信号。电感器可以进一步用于通过确定电路的谐振频率来确定导线之间的电容,如以上所描述的。干管的谐振频率可以进一步用于标识特定管模型并且相应地配置加湿器或气体源。

[1257] 网格导体

[1258] 可以替代性地或另外地使用导电网格来确定冷凝的存在。在一种实施方式中,如图25所展示的,管2501具有外壁,该外壁包括由可渗透的介电材料2504或空气间隙隔开的第一(或内)网格2502和第二(或外)同轴网格2503。管可以进一步包括不可渗透的外层,尤其是在用作吸气导管时,以防止呼吸气体过度干燥。冷凝物可以被可渗透的介电材料2504吸收或扩散,从而修改介电常数并且因此修改第一网格2502与第二网格2503之间的电容。网格2502、2503可以增加导管的可以检测到冷凝的表面积。网格2502、2503中的一个或两个可以由导电箔或编织护套代替。内箔可以是穿孔的,或者可以包括具有间隙的螺旋缠绕条带,以允许冷凝物穿过进入介电材料2504。网格2502、2503中的一个或两个可以任选地形成加热电路的一部分。与加热丝相比,网格2502、2503增加的表面积可以时加热更均匀和冷凝减少。也可以通过加热电路的功率输入来确认或检测冷凝,因为冷凝的蒸发冷却可能由于网格的较大表面积而增加功率需求。

[1259] 检测冷凝的位置

[1260] 还可以检测导管内的冷凝位置。例如,导管可以包括分段或区域以允许确定冷凝的位置。例如,片段可以行进导管的一定长度,从而产生沿该导管长度的区域。如以上所描述的,管可以包括两个或更多个连续且独立可控的区域。可以独立检查每个区域中的电容。在朝向管的开始或中间(该管通常可以在加湿器与患者之间悬垂在该处)的区域中增加的电容可以指示移动的冷凝物聚集在管的低点。另一方面,在管的患者端的区域中增加的电容可以指示管内的体液。这些区域的长度可以相等或不相等。

[1261] 如上面关于图20所披露的,元件2003、2005可以形成一个或多个NO开关。在存在冷凝物的情况下,开关闭合以形成电路。所得电路的长度将与检测到的冷凝物与加湿器的距

离成比例,并且可以由所得电路的电阻确定冷凝物的位置。

[1262] 替代性地,多个导电元件(例如,导线)可以沿管向下延伸不同的长度,以确定管内冷凝的大致位置。

[1263] 替代性地或另外地,可以确定冷凝物的圆周位置。导管可以分成延伸导管(或区域)的长度的多个扇区,诸如象限。例如,图23示出了包括象限2309的导管2301的截面,其中元件2305纵向设置、平行于管腔并且围绕管的圆周等距地间隔开。元件2305可以用于检测如本文先前讨论的冷凝的存在或量。象限可以与导管壁一起被挤出作为制造过程的一部分或在导管构造后添加。象限可以用于通过测量每条相邻导线之间的电容来确定冷凝聚集的圆周位置(例如,管的下部)。替代性地或另外地,导管可以包括悬挂在管腔内的中心导线2311,并且可以确定中心导线与每条圆周导线之间的电容。象限可以与上面的段组合以提供更准确的冷凝位置。在图23的管的变型中,如图24所示(未按比例),附加的导电元件(例如,网格、带或其他结构)可以以大约等于管(或管的区域)的长度的节距缠绕在导管壁的外侧上。即,附加元件优选地从管(或区域)的一端到另一端围绕管不超过一整圈。可以独立地测量或推断附加卷绕元件与每个嵌入式元件2305之间的电容。附加卷绕元件与元件2305中的任何一个或多个元件之间的电容增加指示管的在卷绕元件与相应元件2305交叉的点处或附近的冷凝。尽管图24的管包括四条嵌入的导线,但另外的导线可以用于提高分辨率。类似地,可以使用多于一条卷绕导线。

[1264] 类似地,在图25的管的变型中,第一网格2502和第二网格2503中的任一个或两个的单独股线可以被绝缘和多路复用。通过选择性地测量或推断沿第一方向延伸的每一股线与沿不同方向延伸的每一股线之间的电容,可以确定冷凝物的一个或多个位置。

[1265] 在又其他实施方式中,可以由管配置确定特定的一个或多个位置中的冷凝,在该管配置中导体之间的电容仅在沿管的长度的(多个)所选位置处取决于水分或更取决于水分。例如,这可以通过以下来实现:改变导体沿管长度的节距、间距、表面积、形状或排列;仅在沿管长度的(多个)所选位置处在导体之间设置可渗透的材料;仅在沿管长度的(多个)所选位置处设置开口;或在沿管长度的(多个)所选位置处设置取决于水分的开关。例如,可能期望在管的一部分处(该一部分在使用中通常悬垂最低并积聚可能会限制或阻塞管腔的移动冷凝物)检测冷凝物或在管的最靠近患者的部分处检测体液。在管的其他区,可以最小化或减小电容以改善传感器读数中的误差。

[1266] 其他水分检测方法

[1267] 替代性地或另外地,对于以上所描述的水分检测系统和方法,导管还可以被配置成根据水分的存在而改变颜色或透明度。例如,当不存在冷凝时导管可以是透明的,但在存在冷凝的情况下变得不透明或颜色鲜艳(反之亦然)。这样的变化向患者、护士或其他人员提供了导管中水分的存在和/或位置的视觉指示。

[1268] 加湿器的控制器可以响应本文披露的水分(例如,加湿器的部件中的蒸气可渗透的和/或液体可渗透的材料中的冷凝物和/或水)检测。该响应可以包括各种措施以减少进一步冷凝发生(或其可能性)和/或从呼吸回路中去除现有水分。本文披露的水分检测的应用可以例如通过实现更准确的冷凝管理和/或湿度控制在加湿性能和安全性方面改进加湿器系统的操作。此外,本文披露的水分检测系统和方法可以另外地或替代性地应用于焓估计、水尽检测、零/反向流检测、皮肤接触检测等。

[1269] 水分管理

[1270] 在图13A至图13E中,实施水分(例如,冷凝)减轻策略1313、1331、1345、1359和1369可以包括向操作员报告冷凝的存在或指示、向操作员报告冷凝量、报告冷凝量是否正在增加或减少、提供视觉指导以安全地从导管中去除冷凝物、提供视觉或听觉警报、或自动对气体供应系统实施操作改变(例如,降低绝对湿度或升高气体的温度)。当冷凝减轻策略已经成功并将冷凝减少到低于不期望的量时,系统可以向操作员报告冷凝的存在或指示不存在、向操作员报告冷凝量减少、报告冷凝的减少率、报告减少趋势、提供视觉或听觉警报、或自动对气体供应系统实施操作改变(例如,增加绝对湿度或降低气体的温度)。在一些配置中,系统可以基于如上冷凝检测,询问使用者(例如,经由显示器或用户界面)他们是否想要改变模式、对电路采取任何行动等,然后遵循使用者的指导。进一步地,系统可以对改变的设置做出适当的建议,以供使用者批准或确认。

[1271] 加湿器的控制器可以被配置(例如,通过实施存储在存储器中的软件指令)成在水分的不可接受的量或存在使用上述先前描述的方法中的任何方法被检测到时改变负责湿度递送的某些操作参数。例如,当基于电容的检测方法所设想的电路的时间常数的持续时间超过预定阈值时,可以改变操作参数。例如,可以为对应于干管的时间常数的持续时间设置预定阈值。当根据检测方法,时间常数的持续时间由于冷凝堆积而超过或下降到低于预定阈值时,控制器可以改变操作设定点或参数(诸如腔室出口设定点),以减少腔室的湿度输出。例如,可以减少供应给加湿器的加热板的功率(如在本披露内容中所使用的,其应当广义地理解为指代每单位时间的能量的量并且可以根据占空比、经由脉宽调制、经由调压器等被供应),以减少添加到供应给呼吸管的呼吸气体的水分水平,和/或可以增加供应给呼吸管加热丝的功率,以防止加湿的气体的温度下降到低于其露点。一旦时间常数的持续时间下降到低于或根据检测方法超过预定阈值(或在一段时间后),控制器就可以恢复正常操作/先前操作。阈值可以变化或使用不同阈值以提供滞后并且避免操作模式之间的振荡。

[1272] 当在加湿器系统的部件中检测到水分时,呼吸导管中加湿的气体的温度大约等于、略低于或低于气体的露点温度。该部件可以包括导管或导管的一部分、连接器、适配器、接触于气体流的加湿腔室的一部分、和/或患者接口。

[1273] 当检测到水分时,加湿器的控制器可以采取各种措施来管理水分,包括减少进一步冷凝发生(或其可能性)和/或从呼吸回路中去除现有水分。如图26所示,当在决策框2602处检测到任何水分(例如,蒸气可渗透的和/或液体可渗透的材料中的冷凝物和/或水)时,加湿器的控制器可以采取多个措施中的一个或多个措施来更新加湿器的操作,以管理检测到的水分。控制器可以基于被配置成输出至少一个传感器信号的至少一个传感器来检测存在预定水分水平。至少一个传感器信号可以包括本文披露的水分检测传感器信号中的任何水分检测传感器信号、或任何其他合适的水分检测传感器。尽管对于一些传感器类型,至少一个传感器信号可以包括基于加湿器的部件中存在的水分和湿度的信息,但是与部件中气体的湿度有关的信号的任何部分(其数量级小于与水分有关的信号的部分)可以从至少一个信号中过滤掉或被控制器忽略。至少一个传感器信号的输出可以包括指示水分的至少一个值,该至少一个值可以包括指示指示蒸气可渗透的和/或液体可渗透的材料中的冷凝物的值和/或水的值。传感器输出可以包括蒸气可渗透的和/或液体可渗透的材料中的冷凝物和水的组合。控制器可以过滤和/或以其他方式处理传感器输出以将输出分成用于蒸气可

渗透的和/或液体可渗透的材料中的冷凝物和水的单独值。这可以基于例如与每种冷凝物和水分的存在相关联的范围或例如其他信号处理技术。当传感器输出达到预定阈值和/或当存在指示蒸气和/或液体可渗透的材料的饱和的预定水量时,控制器可以确定蒸气可渗透的和/或液体可渗透的材料饱和。在一些情况下,控制器可以确定当蒸气可渗透的和/或液体可渗透的材料饱和时存在冷凝物。在一些情况下,传感器输出可以能够确定管中水分水平的状态。可以由控制器确定的水分水平的状态可以包括蒸气可渗透的和/或液体可渗透的材料饱和或不饱和和/或存在冷凝物。预定水分水平可能不需要是物理量(例如,20g或其他)。预定水分水平可以基于系统和特定传感器的特性通过实验确定。预定水分水平可以指示至少一个传感器所在的部件中的预定冷凝物水平、部件的蒸气可渗透的和/或液体可渗透的(其可以是例如可透气的)材料中的预定水量、或冷凝物和水的总和。控制器可以基于指示部件中存在的水分量的至少一个值与至少一个冷凝物阈值之间的比较来确定部件中冷凝物的存在。控制器可以进一步基于指示部件中存在的水分量的至少一个值与至少一个水量阈值之间的比较来确定系统的部件的蒸气可渗透的和/或液体可渗透的材料中预定水量的存在。任选地,预定水量可以指示蒸气和/或液体可渗透的材料的饱和。

[1274] 如果基于水分水平高于或低于至少一个阈值确定预定水分水平(也称为过量水分,即高于预定水分水平,包括高于阈值的冷凝物,和/或蒸气和/或液体可渗透的材料中的水高于阈值)不存在,则控制器可以持续且重复地评估水分水平。高于至少一个阈值的水分量可以是高于预定水平的冷凝物或高于预定水平的蒸气可渗透的和/或液体可渗透的材料中的水。至少一个阈值可以是以下中的任何一个:最大传感器输出的绝对值阈值、值变化阈值、百分比阈值(例如,约80%、约90%、约100%、或其间的任何值);百分比变化阈值、随时间变化的百分比阈值、梯度阈值、和/或交叉阈值。交叉阈值可以涉及阈值可以如何被触发预定次数,这可以是在预定时间段的持续时间内。最大传感器输出可以是例如指示导管的珠粒完全水分饱和的输出。替代性地,最大传感器输出可以基于管中可接受的或安全的冷凝物量。

[1275] 只要水分检测/感测系统或方法能够至少产生指示呼吸回路中存在水分的信号,水分检测/感测系统和方法可以针对各种特征(例如水分管理、湿度控制、传感器替换、水尽检测和/或回路状况检测)实施。可实施特征的范围可以依赖于水分检测/感测系统和方法可用的信息。

[1276] 如果控制器在决策框2602处确定存在过量水分,则控制器可以进行更新加湿器的操作以管理过量水分。更新后的操作可以包括以下中的一个或多个:生成至少一个通知和/或警报(其可以显示在加湿器或另一设备(诸如呼吸机或中央监控系统)上)、改变加热板和/或加热丝的功率、和/或改变加湿器的模式。决策框2602可以在管理检测到的水分的所有示例方法中实施,诸如图27至图30的决策框2702、2802、2902、3002。尽管本披露内容的示例方法的附图提及“冷凝物”,但是这些方法可以在使用本文披露的系统和方法检测到任何水分(即,包括加湿器系统的蒸气可渗透的和/或液体可渗透的材料中的冷凝物和水)的情况下实施。

[1277] 这样的水分管理方法可以包括但不限于降低气体流2604的湿度。湿度可以是气体流2604的露点、气体流2604的绝对湿度目标或气体流2606的相对湿度目标(它们中的每一个同样可以由温度值近似)。水分管理方法可以经由蒸气可渗透的和/或液体可渗透的材料

(例如,在导管的珠粒中或以如本文披露的其他方式)2608主动将水分驱动到环境空气中,并主动排放呼吸回路2610中的冷凝物。冷凝物的主动诱导可以是水分管理响应的一部分或检测气体流的湿度的一部分。控制器也可以替代地或另外地与外部设备通信以减少加湿器系统中的水分。加湿器控制器可以响应于在决策框2602中检测到过量水分而实施本文披露的水分管理方法中的一种或多种。这些水分管理方法可以以任何顺序和/或组合地、独立地和/或同时地执行。例如,在检测到过量水分时,控制器可以首先激活冷凝物排放阀作为初步响应,目的是立即减少冷凝物量。在主动排放之后,控制器可以执行本文披露的剩余方法(例如,并行地)以进一步消除剩余水分和/防止或减少冷凝物的进一步形成。例如,在激活排放阀之后,可以首先控制加热丝功率,以使得任何残余水分移动到大气中,然后转向更多是针对防止冷凝物形成的控制措施。在其他示例配置中,可以包括、省略或排序某些步骤以实现不同的水分管理响应。下面将描述这些方法中每一个的附加细节,包括参考图27至图30的描述。

[1278] 在实施本文披露的水分管理方法或响应之后,控制器可以在决策框2612、2614、2616、2618处通过使用与在决策框2602处应用的相同或相似的阈值来评估过量水分是否仍然存在。响应于检测到部件中不存在水分或存在少量水分,控制器可以确定部件中不再存在过量水分。少量水分可以包括特定系统(即,例如加湿器、管组和/或呼吸机配置)的可接受的冷凝物量,可接受的冷凝物量可以根据系统中部件的类型、启用的治疗模式以及导管内水分的位置而不同。少量可以是例如约5mL。控制器可以具有检测不可移动和可移动冷凝物的能力,这可以基于传感器结构、传感器输出滤波和/或信号处理、或至少一个阈值或阈值范围。当检测到可移动冷凝物时,控制器可以具有进一步的响应并且可以进一步改变导管或加湿器的至少一个操作参数或者将多于一个的响应加在一起。如果不再存在过量水分,控制器可以退出该过程。通过退出该过程,控制器可以返回到正常操作(即,没有响应于决策框2602处的水分检测而引入的减少/限制/停用的操作参数限制的操作)和/或恢复到加湿器的原始操作参数(即,在控制器进行到决策框2602之前)。替代性地,在退出该过程之后,控制器可以重复相同的或另一个水分检测过程。

[1279] 本文披露的水分管理响应可以控制系统以更好地控制系统中的水分。水分管理响应可以确保部件中的水分不会进一步增加(例如,以确保不会进一步形成冷凝物)。水分管理还可以允许冷凝物重新蒸发。这可以允许导管干燥,例如经由下文进一步描述的干燥策略。

[1280] 绝对湿度降低

[1281] 图26至图27展示了加湿器控制器响应于检测到水分更新加湿器的操作以通过降低给予流过加湿腔室的气体的湿度(即,绝对湿度)量来去除水分和/或防止进一步水分出现的示例方法2604。如图26的方法2604所示,控制器可以降低气体流的绝对湿度目标。绝对湿度的降低可以降低腔室出口露点温度,这可以在露点温度与气体温度之间提供更多缓冲。具有较低绝对湿度但被加热到相同温度的气体可以能够在冷凝开始发生之前维持更多的冷却。

[1282] 如图27所示,控制器可以通过减少加热板的输出来在步骤2704处降低绝对湿度目标。加热板输出的减少可以通过控制器改变加热板的以下操作参数中的至少一个来实现:降低设定点(例如,腔室出口或加热板温度设定点)、和/或降低加热板的功率或限制(甚至

关闭)加热板的功率。例如,通过降低湿度目标,例如腔室出口露点设定点可以从约37℃降低至约36℃、约35℃、约34℃等。

[1283] 在步骤2706处,控制器可以使用定时器将来自步骤2704的加热板的改变后的操作参数维持预定义的时间。在预定义的时间之后,控制器可以在决策框2708处重新评估是否存在过量水分,如上文参考决策框2612所述。如果仍然存在过量水分,则控制器可以返回到步骤2704。如果不再存在过量水分,则控制器可以退出过程2604。通过退出过程2604,控制器可以返回到正常操作和/或恢复到气体流的原始绝对湿度目标。

[1284] 相对湿度降低

[1285] 图26和图28展示了加湿器控制器响应于检测到水分来更新加湿器的操作以通过降低气体的相对湿度来去除水分和/或防止进一步冷凝发生的示例方法2606。相对于气体总水携带容量的水蒸气量或湿度量是相对湿度("RH")。减少气体的相对湿度可以为在水蒸气从气体流中冷凝之前发生的冷却提供附加的缓冲。此外,减少相对湿度会导致气体较不饱和。因此,对于给定的湿度,当气体冷却时(例如,由于冷气),气体在凝结之前冷却的容忍度可能更大。

[1286] 加湿器控制器可以通过改变加湿器的加热板和/或导管(例如,吸气导管)的至少一条加热丝的一个或多个操作参数来降低相对湿度目标。如图26的方法2606和图28在步骤2804处所示,控制器可以增加加热丝的操作参数(例如,加热丝功率或占空比和/或患者端温度设定点)以加热气体,假设绝对湿度恒定,这可以提高气体流的蒸气携带容量,从而降低相对湿度目标。在步骤2804处,加湿器控制器可以另外地或替代性地减少或限制加热板的操作参数,例如加热板温度设定点和/或加热板的功率。替代性地,除了加热丝控制改变之外,基于定时器可以使加热板停用短暂的时间段,如下面进一步讨论的。

[1287] 在步骤2806,控制器可以使用定时器将步骤2804处的加热板和/或加热丝的改变后的操作参数维持预定义的时间。在预定义的时间之后,控制器可以在决策框2808处重新评估决策框2802处的是否存在过量水分,如上文参考决策框2614所述。如果仍然存在过量水分,则控制器可以返回到步骤2804。如果不再存在过量水分,则控制器可以退出过程2606。通过退出过程2606,控制器可以返回到正常操作和/或恢复到气体流的原始相对湿度目标。

[1288] 相对湿度目标的降低可以在与保育箱一起使用的新生儿多区域呼吸回路中实施,以降低呼吸回路中冷凝的形成。在这样的加湿器系统(其可以包括如本文披露的区域加热功能)中,吸气导管的第一段在保育箱外部,其可以暴露于周围环境,而吸气导管的第二段在保育箱内部。例如,可以使用本文和WO 2014/077706 A1(其披露内容通过援引并入本文)中披露的能够进行多区加热的导管。类似地,导管的第一段和第二段能够独立地或不同地被加热。保育箱的环境可以比周围环境温暖。因此,气体流在导管的第二段内冷却和凝结的可能性可能较低。可能难以确定两种环境中的气体流的温度,特别是当导管仅具有患者端传感器时。此外,腔室出口传感器可以仅允许测量导管开始处而不是导管的刚好在保育箱之前的位置处的气体。通过降低相对湿度目标,控制器可以更准确地加热导管以降低或防止冷凝。如果使用本文披露的水分检测系统和方法在导管的第一段中检测到水分,则控制器可以增加第一段中的加热丝的功率而不改变到第二段中的加热丝的功率。这可能是有益的,因为到第二段的功率可以不受影响并且可以不响应于在第一段中检测到水分而被过度

加热,这可以得到对患者端处的气体温度的更准确控制。

[1289] 此外,这种相对湿度目标的降低也可以适用于多区成人呼吸回路,例如,其中无意中将毯子放置在吸气导管的一部分上。如果在导管中的位置处(例如,在患者端处)至少一个温度传感器读数高于正常操作,则可以降低加热丝对气体的加热,并且可能发生冷凝。发生这种情况时,呼吸回路的、温度传感器读取较高温度的部分可以降低功率,而不是降低所有加热丝的功率。

[1290] 干燥策略

[1291] 如上所述,呼吸回路的导管可以包括蒸气可渗透的和/或液体可渗透的材料。这种蒸气和/或液体可渗透的材料可以是部件(例如,导管)的壁的一部分。图4B中示出了这种可渗透材料的示例。图4B中的吸气导管的珠粒405可以包括蒸气可渗透的和/或液体可渗透的材料。替代性地或另外地,加湿器系统的其他部件(例如,连接器、适配器和/或患者接口或患者接口连接管)或管的其他部件(诸如中空长形构件)可以包括蒸气可渗透的和/或可渗透液体的材料。

[1292] 使用珠粒405作为示例,加湿器控制器可以首先通过允许或驱动蒸气可渗透的和/或液体可渗透的材料水饱和来去除导管中的水分,然后使导管的加热丝通电以引起水从珠粒405移动到大气中(例如通过蒸发或通过溶液扩散)。

[1293] 图26和图29展示了导管干燥策略的示例方法作为水分管理响应的示例。控制器可以控制一个或多个加热器以控制导管的干燥(即,去除部件和/或蒸气和/或液体可渗透的材料中的冷凝物和/或去除水分)。这些策略可以经由例如蒸发或溶液扩散到大气以经由蒸气可渗透的和/或液体可渗透的材料从部件去除水分来增加部件和/或蒸气可渗透的和/或液体可渗透的材料的干燥速率。干燥速率是水分(例如冷凝物和/或蒸气和/或液体可渗透的材料中的水分)可以从部件穿过蒸气可渗透的和/或液体可渗透的材料传递到大气和/或从蒸气可渗透的和/或液体可渗透的材料传递到大气的速率。在决策框2902处检测到过量水分(例如存在冷凝物)时,加湿器控制器可以在步骤2904处减少加热丝占空比或功率。例如,加热丝占空比可以降低至约0W至10W之间的任何值,或加热丝功率密度可以降低至约3.0W/m至约7.0W/m。

[1294] 控制器然后可以监测水分(例如,经由至少部分地基于至少一个传感器信号—即电容—的指示部件中存在的水分量的值),直到它达到预定阈值。例如,阈值可以是百分比阈值,其值在指示蒸气可渗透的和/或液体可渗透的材料(例如珠粒)完全水分饱和的预定最大值的约80%与约100%之间并包含这两个值,或高于约50%或高于约60%,或高于约70%。预定阈值可以与蒸气和/或液体可渗透的材料的预定水分饱和度相关联。在一些情况下,控制器可以基于电容来控制加热操作参数以控制干燥速率。干燥速率可以与水通过蒸气可渗透的材料的传递速率和/或水通过液体可渗透的材料的蒸发速率有关。例如,控制器可以控制加热丝操作参数以达到可以对应于干燥速率的传感器输出(或例如指示水分的值)。当检测到水分量高于预定水平时,控制器可以改变至少一个操作参数以试图使部件变干。这种改变可以包括重复或周期性地增加和减少至少一个操作参数,或随时间改变至少一个操作参数的幅度,和/或改变增加和减少至少一个操作参数的频率。如图26所示,控制器可以在步骤2904之后运行定时器预定义的时间并且假设已经达到阈值。另外地或替代性地,如图29所示,控制器可以在步骤2904之后的决策框2906处确定珠粒和/或回路的电容

和/或水分是否大于预定阈值。控制器可以在步骤2904之后连续地或间歇地执行决策框2906。如果珠粒和/或回路的电容和/或水分不大于预定阈值,则控制器可以返回到步骤2904以进一步降低和/或维持至少一个操作参数。

[1295] 如果控制器确定珠粒和/或回路的电容和/或水分大于预定阈值(和/或如果预定义的时间已经过去),则在步骤2908处,控制器可以增加至少一个操作参数,例如,加热丝占空比或功率。可以增加加热丝操作参数(例如加热丝功率或占空比),使得提供的功率为大约15W至20W或更高,或者到加热丝的功率密度可以增加到约10W/m至约14W/m,以将水分驱动出蒸气可渗透的和/或液体可渗透的材料并进入导管周围的周围环境中。在步骤2908之后,控制器可以运行定时器预定义的时间,并且假设蒸气可渗透的和/或液体可渗透的材料已经干燥到干燥阈值。干燥阈值可以是电容已经下降到低于约50%、或约40%或约30%、约20%、或约15%、或更低或其他。另外地或替代性地,如图29所示,控制器可以在决策框2910处确定蒸气可渗透的和/或液体可渗透的材料和/或回路的电容和/或水分是否低于干燥阈值。控制器可以在步骤2908之后连续地或间歇地执行决策框2910。如果蒸气可渗透的和/或液体可渗透的材料和/或回路的电容和/或水分不低于干燥阈值,则控制器可以返回到步骤2908以进一步增加加热丝占空比或功率和/或维持增加的加热丝占空比或功率更长的时间段。控制器可以多次重复该过程或任何等效的过程变型,直到检测到的水分数量(或其指标)是可接受的或下降到低于干燥阈值。干燥度阈值可以不限于所提供的示例,而是可以确定为患者安全可接受的水平。

[1296] 如果控制器确定在蒸气可渗透的和/或液体可渗透的材料和/或回路中检测到的水分数量低于干燥阈值,则控制器可以在决策框2912处重新评估决策框2902处的加湿器系统中是否存在过量水分(即,系统的部件内的冷凝物和/或蒸气可渗透的和/或液体可渗透的材料内的水),如上文参考决策框2616所述,如通过将检测到的水分水平与阈值进行比较。例如,阈值可以是百分比阈值,例如0%、15%或20%或其间的任何值。如果仍然存在过量水分,则控制器可以返回到步骤2904。如果不再存在过量水分,则控制器可以退出过程2608。通过退出过程2608,控制器可以返回到正常操作和/或恢复到加热丝的原始操作参数。

[1297] 在一些实施例中,即使在一段时间之后,在决策框2906处蒸气可渗透的和/或液体可渗透的材料中的水分也不可能达到饱和。这可以表明不再有过量水分并且可以恢复正常操作,或者可以退出冷凝管理措施。此外,电容阈值可以不基于绝对值,诸如已知最大容量的百分比。电容阈值可以是相对梯度阈值。即,控制器可以识别电容变化率以确定蒸气可渗透的和/或液体可渗透的材料是饱和的还是干燥的。例如,当识别出电容的平台(plateau)或滚降(roll-off)或指示水分量的值时,控制器可以确定珠粒饱和,因为珠粒将不再能够吸收更多的水并且电容因此保持稳定。

[1298] 确定何时增加或减少加热丝功率的这样的方法可以跨本文披露的不同导管模型通用和/或消除由于例如制造不一致引起的误差。在使用呼吸管进行加湿操作之前,控制器可以执行自校准过程,其中控制器检查一个或多个参数(例如,至少电容)以确定一组“基线”参数值。自校准过程可以任选地涉及人交互。例如,如果识别出异常参数值,则控制器可以请求手动检查。

[1299] 自动冷凝物排放

[1300] 本文披露的加湿器系统可以进一步包括水分排放组件,该水分排放组件可以收集冷凝物和/或将冷凝物运送回加湿腔室。水分排放组件可以包括聚水器,该聚水器可以收集在加湿器系统中(例如,在呼吸回路中)形成的冷凝物。该组件可以进一步包括定位在呼吸回路中的不同位置处的一个或多个可控阀。该组件可以与加湿器控制器通信,该加湿器控制器可以选择性地激活(多个)阀以响应于检测到水分的阈值量而将冷凝排放到一个或多个聚水器或其他合适的收集设备。此阈值可以与用于本文披露的其他水分管理措施的阈值相同或不同。

[1301] 对于吸气导管,聚水器可以定位在沿吸气导管的任何位置处。此外,在一些实施例中,可以使用多个聚水器。该位置可以是加湿器出口与患者之间的距离的大约四分之一,水分倾向于在此处汇集(例如,由于导管的下垂),或者常规临床布置中呼吸回路的吸气部分的物理上最冷的点(并且因此水分倾向于积聚的地方)。该位置通常也可以比下游位置更冷,因为气体流在行进时被呼吸导管加热。

[1302] 对于呼气导管,聚水器可以接近呼吸机(或其他气体源)定位,或定位在患者与呼吸机之间的距离的大约四分之三。

[1303] 水分(例如冷凝物的形式,)可以被输送回加湿腔室。这可以直接从导管本身或经由聚水器。水分排放组件可以包括水分输送组件,该水分输送组件可以将收集的水分输送回腔室。水分输送组件可以包括输送导管和/或泵。例如,可以使用蠕动泵来输送水分。附加地和/或替代性地,蠕动泵可以反向操作以将水分泵送回导管中以增加气体流的绝对湿度。例如,蠕动泵可以将收集的冷凝物泵送至超声波蒸发器,该超声波蒸发器可以将冷凝物蒸发成空中的液滴。这可以降低导管中的冷凝物量并且还进一步增加气体的绝对湿度。

[1304] 图26和图30展示了用于自动冷凝物排放的示例方法。响应于在决策框2602、3002中检测到过量水分,控制器可以在步骤3004处激活一个或多个冷凝物排放阀。控制器可以在步骤3006处使用定时器将阀维持在打开位置预定义的时间。在预定义的时间之后,控制器可以在决策框2618、3008处重新评估是否存在过量水分,如上文参考决策框2618所述。如果仍然存在过量水分,则控制器可以返回到步骤3004。如果不再存在过量水分,则控制器可以退出过程2610。通过退出过程2610,控制器可以关闭一个或多个阀。

[1305] 腔室溢出检测

[1306] 控制器可以替代性地或另外地使用本文披露的水分检测来检测腔室溢出。水从腔室溢出到呼吸回路(例如,吸气导管)可能由于腔室的过度填充或腔室在例如医院内的运送期间的倾斜而发生。溢出到吸气导管中的水可以通过本文描述的水分检测系统和方法中的任何水分检测系统和方法来检测。在一些实施例中,另外地或替代性地,水分感测可以在定位在气体源与加湿器之间的干线或气体供应管线导管的腔室端处或附近或者在腔室入口本身处或附近执行,这样可以检测到干线导管中的溢出。至少一个水分检测传感器所在的部件可以位于加湿腔室的出口附近。加湿器控制器可以基于至少一个阈值与指示部件中存在的水分量的至少一个值之间的比较来确定腔室溢出事件。与腔室溢出事件相关联的至少一个阈值高于与上述水分管理方法相关联的阈值。例如,控制器可以检测指示水分量的变量的变化。在此应用中,控制器可以检测测量的电容的梯度的急剧变化,该急剧变化可以指示吸气导管中水量的突然增加。替代性地,控制器可以基于测得的电容的一致/稳定高水平来检测溢出状况。替代性地,如果控制器适于接收与水分积聚的位置有关的信息,则控制器

可以基于与沿气体流动路径(例如,沿导管)更远的位置相比在接近加湿器的位置处成比例地更高的测得的电容来识别溢出状况。

[1307] 另外的和/或替代性地,控制器可以生成过量水分和/或溢出状况的通知或警报(例如,音频和/或视觉)。通知或警报可以由加湿器发出,和/或输出到连接的呼吸机、中央监测系统、远程设备、或与加湿器通信的任何其他合适的设备。

[1308] 湿度控制

[1309] 使用本文披露的水分检测,可以通过控制器确定(其可以包括估计)气体流的湿度来改进湿度控制。控制器可以对至少一个湿度检测信号或信号处理进行滤波以提取与信号的湿度分量有关的分量。湿度可以是相对湿度、绝对湿度或露点。控制器可以基于湿度控制加湿器和/或导管的加热器以控制目标湿度(例如经由闭环控制)。

[1310] 当检测到水分时,控制器的湿度感测算法可以假设气体在已知绝对湿度处处于100%相对湿度,或者使用不同的控制机制来控制湿度。替代性地或另外地,控制器可以主动地或被动地基于水分和患者端温度(或导管中的其他气体温度)的检测来确定露点。

[1311] 可以使用本文披露的用于湿度控制的水分检测来更精细地控制气体流的湿度。控制器可以基于气体流的湿度来控制湿度,和/或在气体流的湿度可以被确定或估计时简化湿度控制。例如,可以更准确地确定可能需要由加湿液体添加的湿度量并且可以更精确地控制加热板功率以使用确定或估计的露点在不超过100%相对湿度的情况下最大化加湿。在另一个示例中,可以更精确地控制呼吸导管的加热丝的功率,以保持气体温度高于确定或估计的露点,从而防止形成冷凝。

[1312] 当以下等式为真时,可能会形成冷凝:气体温度=露点温度(处于100%相对湿度)。如果没有检测到水分,则控制器可以能够假设气体温度高于露点,并基于此确定控制加湿器的操作。加湿器控制器可以被动或主动地测试上述等式。例如,控制器可以等待冷凝形成(被动),或者控制器可以主动诱导冷凝发生(主动)以确定或估计露点温度。被动方法可以包括定期轮询或以其他方式检查控制器的水分检测模块,而主动方法可以包括瞬时降低加热丝的功率以将气体温度降低足以诱导气液状态变化的少量,以形成冷凝物。可以同时监测总体的患者端温度或气体温度。

[1313] 图31A展示了确定或估计气体流的露点温度的示例被动方法。控制器可以使用本文披露的水分检测系统或方法中的任何水分检测系统或方法在决策框3102处确定是否存在预定水分水平。在加湿器在决策框3102处确定存在预定水分水平之后,控制器可以在步骤3104处获得来自患者端温度传感器3104的读数。然后控制器可以在步骤3106处确定或估计气体流的露点温度。确定或估计的露点温度可以是来自患者端温度传感器的读数。控制器可以在步骤3108处使用定时器等待一段时间,然后通过返回到步骤3102重新开始被动方法。

[1314] 图31B展示了确定或估计气体流的露点温度的示例主动方法。图31B中的方法包括图31A中的被动方法的所有步骤,除了控制器被配置成在决策框3102之前的步骤3100处降低加热丝占空比或功率或患者端温度设定点。该步骤可以诱导形成冷凝物。例如,患者端温度设定点可以从约37℃降低到约36℃、约35℃、约34℃等。一旦在决策框3102处检测到水分,控制器就可以在步骤3103处恢复到原始的加热丝占空比或功率或患者端温度设定点(即,在实施图31B中的方法之前的操作参数值)。来自患者端温度传感器的温度读数与水分

检测同时读取,这可以允许将特定温度与冷凝物开始形成的点相关联。

[1315] 下面将更详细地描述使用蒸气可渗透的和/或液体可渗透的材料的湿度感测、气体源或带室内的空气检测和湿度检测的另外两个应用。

[1316] 气体源/带室内的空气检测

[1317] 与来自压缩气体源(例如,瓶式或壁装式气体源)的干燥空气不同,环境或"室内"空气具有固有的湿度水平。加湿器可以在所选功率水平运行,在该功率水平,如果气体源是瓶式或壁装式气体源,则预期不会导致冷凝,但如果气体源是带室内空气的呼吸机,则将导致冷凝。在加湿器开始加热加湿腔室所包含的加湿液体之前,加湿器可能没有湿度传感器来测量室内空气的湿度。当带室内的呼吸机(例如,夹带室内空气的呼吸机)与加湿器一起使用时,加湿器不知道进入的湿度,并且可能会向流过腔室的气体流添加过量的绝对湿度/水分量。添加到气体流的过量水分量可以增加吸气管中的冷凝物形成。

[1318] 本披露内容的水分检测可以用于检测瓶式或壁装式气体源、或带室内空气的气体源是否与加湿器一起使用。例如,在加湿器开始加热加湿腔室所包含的加湿液体之前,可以根据导体之间的电容估计环境空气的湿度。替代性地,加湿器最初可以在所选功率水平运行预定的时段,在该功率水平,如果气体源是瓶式或壁装式气体源,则预期不会导致冷凝,但如果气体源是带室内空气的呼吸机,则会导致冷凝。可以通过在预定时段之后测量吸气管中的导体之间的电容来确定气体源的类型。

[1319] 此外,基于气体源的检测,湿度控制可能会改变。在正常控制中,控制器可以控制到目标湿度,例如37℃露点温度的特定露点。控制器可以假设进入的气体没有湿度。控制器还可以将患者端温度设置在高于露点的温度(例如,40℃,其可以高于露点3℃)处。如果在这些情况下发生冷凝,则目标湿度可能太高,因为进入的气体可能存在湿度,并且气体源可能是带室内的呼吸机。如果气体源是带室内的呼吸机,则控制器可以基于腔室出口设定点执行控制,因为控制器可以假设腔室出口设定点等于假设100%相对湿度的露点。然后,控制器还可以应用腔室出口温度限制,例如40℃、42℃或44℃。如果气体是干燥的,则控制器可以执行正常的湿度控制(即控制到特定露点)。

[1320] 为了提供合适的加湿水平,控制器可以根据腔室入口温度将腔室出口温度改变至期望的露点温度。例如,如果腔室入口处的气体流的温度被测量为37℃,则控制器可以将腔室出口温度控制到至少37℃或更高,以充分加湿气体。如上所述,当检测到水分时,气体的温度等于露点。使用此信息,可以假设将患者端温度控制到(例如)37℃以维持相同的足够的湿度水平是安全的。

[1321] 蒸气可渗透的和/或液体可渗透的导管

[1322] 另外地或替代性地,相对湿度或绝对湿度的检测或感测可以用于控制珠粒(或任何其他部件,包括蒸气可渗透的和/或液体可渗透的材料)的可透气性以例如通过改变如上文参考图26和图29描述的加热丝的操作参数来去除水分。例如,基于电容的水分检测系统和方法(或本文披露的任何其他水分检测系统和方法)可以被调谐以检测湿度(附加于或替代于检测水分)。

[1323] 如上所述,与湿度感测相比,电容的大小或其变化(即阈值)对于水分检测要大多个数量级。加湿器系统可以包括多个滤波器以选择或拒绝可以选择性地连接到电容感测硬件的频率部件(例如,RC、RL、LC或RLC、或其他电路,包括无源能量存储部件和/或有源能量

存储部件的组合),这些频率部件各自被调谐以分别用于感测水分或气体湿度的目的。一个或多个可控开关可以根据需要打开或关闭这些电路。滤波器(例如调谐电路)可以以软件的形式数字地实现。

[1324] 如上所述,对于一些蒸气可渗透的材料而言,确定穿过材料的水传递速率的一个因素至少是导管内外环境之间的相对湿度("RH")梯度的函数。水倾向于从RH较高的区域移动到RH较低的区域。因此,可以使用湿度感测硬件和控制器来确保导管内部以及沿着导管的RH始终高于外部,使得水在从导管内部到导管外部的方向上移动。使用本文披露的露点温度确定或估计,控制器可以维持或控制沿导管长度的此RH梯度以维持或控制沿导管的可透气性。例如,加热丝可以被通电以基于本文披露的湿度感测来维持气体的基线RH,该基线RH可以高于假设的大气RH水平。

[1325] 传感器替换/附加反馈

[1326] 另外地或替代性地,控制器可以使用本文披露的水分感测和/或湿度检测来获得在没有特定传感器的情况下可能无法以其他方式获得的其他信息。获得这种信息的能力可以减少有效地控制气体递送所需的传感器的数量,这可以提供节省成本的好处并降低系统复杂性。

[1327] 焓估算

[1328] 焓(诸如比焓)是露点温度的函数。潜热(其是比干热(即,基于气体的温度)更重要的焓贡献者)可以根据例如从图31A至图31B中的步骤3106获得的露点温度计算或推断。可以通过实施上文例如参考图31A至图31B描述的湿度感测过程来计算或估计露点温度。在一个示例中,可以使用以下等式来估计焓:

[1329] 气体的比湿度$=(M_{wv}/M_{air})(P_{sat}(T_d)/(P-P_{sat}(T_d))$

[1330] 其中M_{wv}是水蒸气的分子量,M_{air}是干燥空气的分子量,$P_{sat}(T_d)$是露点时的饱和蒸气压,并且P是大气压力(假设101.325kPa)。$P_{sat}(T_d)$可以使用等式$P_{sat}(T_d)=(611.21)\times e^{((18.678-T/234.5)(T/(T+257.154)))}$计算,其中T是以℃为单位的气体温度。

[1331] 控制器可以基于确定的或估计的露点来确定估计的焓并且控制露点温度目标以在需要时减少递送给使用者的焓。该焓估计可以用于加湿器控制器的加热元件(加热板和/或加热丝)控制系统,以确保在正常使用场景中超过一个或多个安全限制的焓不会被递送传递给患者。安全限制的示例可以包括标准定义的安全限制。另外地或替代性地,焓估计可以与附加的或现有的传感器(例如,温度传感器和/或流量传感器)耦合,以创建用于单一故障场景的更稳健的功能安全系统。

[1332] 用于没有患者端传感器的电路的反馈控制

[1333] 对于没有患者端传感器(例如,温度传感器)的电路,可能没有与递送到患者端处的气体相关的信息可用于控制器。然而,控制器可以基于多种因素来确定所需的加热丝占空比/功率。这些因素可以包括流量、目标患者端温度、腔室出口温度、和/或目标患者端温度与腔室出口温度之间的差异。通过采用本文披露的适当的水分检测技术,可以使输入信号可用于控制器。

[1334] 根据实施方式,输入信号可以包括与以下中的一个或多个有关的信息:水分的存在(例如,高于阈值)、水分数量/量、以及水分存在的位置(如本文所披露的)。

[1335] 在一个示例中,当检测到水分(例如,冷凝物)时,可以增加加热丝功率以减少水

分。当检测到的水分数量下降到低于阈值时,可以降下此功率调整。阈值也可以基于计算的或预定的速率逐渐降下,使得加湿器系统确保足够的水分数量将蒸发或符合本文披露的水分管理措施中的一个或多个。

[1336] 无需患者端传感器输入的吸气管加热元件功率控制

[1337] 在一些示例中,如果系统能够检测到吸气管中已经形成水分(例如,冷凝物),则可能不需要在患者端处有传感器,因为水分的检测是气体状况的量度。这在不期望在患者端处使用传感器的情况下可能是有益的。这些情况可以包括传感器可能受到其所处环境影响的场景。例如,患者端处的温度传感器可能会受到其在保育箱中的放置的影响,从而导致对吸气管的加热减少。这种对吸气管的加热的减少可能导致冷凝形成,这可能是不期望的。不具有患者端温度传感器的另一个示例原因将是降低导管的成本,只要仍然可以控制患者安全和系统的良好性能,这将是有益的。

[1338] 图45展示了响应于检测到水分来控制吸气管的加热元件(例如,加热丝)的功率的过程或方法。该方法可以包括提供最大加热丝功率。一旦不再检测到水分(例如,冷凝物),或者水分(例如,冷凝物)的存在已经下降到低于预定阈值,就可以恢复正常控制。如图45所示,在框4510处,加湿器系统的控制器可以设定加热板设定点(例如,温度设定点)。在框4520处,控制器可以确定是否检测到水分(例如,冷凝物)。此确定可以包括控制器测量冷凝物度量。此确定可以进一步包括控制器确定测得的冷凝物度量是否满足预期冷凝物度量(例如,通过大于或低于预定阈值或阈值范围)。此确定可以无需来自患者端处或加湿系统的腔室的出口处的传感器的输入做出。如果测得的冷凝物度量大于预定阈值或阈值范围,则测得的冷凝物度量可能不满足预期冷凝物度量。如果控制器检测到水分(例如,当测得的冷凝物度量大于预定阈值时),则在框4530处,控制器可以增加吸气管加热元件的功率。如果控制器没有检测到水分(例如,当测得的冷凝物度量小于预定阈值时),则在框4540处,控制器可以减少或维持加热元件的功率。在框4550处,控制器可以确定吸气管加热元件的功率是否处于最大值。如果吸气管加热元件的功率处于最大,则在框4560处,当加热元件的功率处于最大值时,控制器可以降低加湿器系统的加湿器的加热板的设定点。这可以包括降低加热板的设定点,直到测得的冷凝物满足预期冷凝物度量。这也可以包括不进一步增加加热板的设定点。如果到吸气管加热元件的功率不是处于最大,则在框4570处,控制器可以在返回到框4510之前等待预定的时间段。

[1339] 某些吸气管可以包括加热元件,这些加热元件布置成使得吸气管的不同部分可以被独立地通电或控制(例如,增加此区段的功率)以去除特定部分中的水分。这种吸气管的示例是可以用于新生儿应用或其他成人应用的双区吸气管。双区吸气管可以与保育箱一起使用。管的旨在位于保育箱内的区段可以称为“外部区段”。外部区段更靠近管的患者端。管的旨在放置在保育箱外部的区段可以称为“内部区段”。内部区段更靠近管的腔室端。如上面关于图3A中的一个或多个中间连接器所讨论的,管的不同区段可以根据管的区段的极性被加热。整个管(包括内部区段和外部区段两者)由设计成对管进行加热的加热电路的“外环”供电。内部区段由加热电路的“内环”供电。测量吸气管的那些不同区段处的水分(例如,冷凝物)可以是有利的。如果在外部区段中检测到水分,则加湿器系统的控制器可以增加外环的功率以减少外部区段中堆积的水分。如果在内部区段中检测到水分,则控制器可以增加内环的功率而不是增加外环的功率。只有增加内环的功率才可以降低使外部区段过热的

可能性,由于外部区段在保育箱内,因此外部区段可能已经比内部区段温度更高。

[1340] 图46展示了响应于检测到水分来控制双区吸气管的加热元件的功率的过程或方法。在框4610处,加湿器系统的控制器可以将加热板设定到设定点(例如,温度设定点)。在框4620处,控制器可以确定是否在呼吸管的外部区段中检测到水分。此确定可以进一步包括控制器确定测得的冷凝物度量是否满足预期冷凝物度量(例如,通过大于或低于预定阈值)。此确定可以无需来自患者端处或加湿系统的腔室的出口处的传感器的输入做出。如果测得的冷凝物度量大于预定阈值,则测得的冷凝物度量可能不满足预期冷凝物度量。如果在呼吸管的外部区段中检测到水分,则在框4630处,控制器可以增加引导至呼吸管的外部区段的加热元件的功率。这可以增加加热整个呼吸管的功率。如果在呼吸管的外部区段中没有检测到水分,则在框4640处,控制器可以减少外环的功率。在框4650处,类似于在框4620处的在外部区段中检测水分,控制器可以确定是否在呼吸管的内部区段中检测到水分。如果在呼吸管的内部区段中检测到水分,则在框4660处,控制器可以增加引导至呼吸管的内部区段(即,内环)的加热元件的功率。如果在呼吸管的内部区段中没有检测到水分,则在框4670处,控制器可以减少内环的功率。在框4680处,控制器可以确定内部区段或外部区段是否已经达到加热元件最大功率。如果任一区段的加热元件已经达到最大功率限制,则在框4690处,控制器可以降低加湿器的加热板的温度设定点。如果任一区段的加热元件都没有达到最大功率限制,则在框4695处,控制器可以等待预定的时间段,然后返回到框4610。

[1341] 流量传感器更换

[1342] 加湿器控制器可以不再需要用于各种湿度性能控制和水尽检测的流量传感器输入,因为使用本文披露的湿度感测来感测/推断露点温度的能力允许加湿器控制器基于气体流的饱和水平来控制加湿器的操作,而与流量无关。如此,可以去除腔室出口流量传感器,这具有包括节省成本和提高制造容易性在内的好处。

[1343] 此外,如果控制器具有与呼吸回路中水已经凝结的至少两个位置有关的信息以及沿呼吸导管的温度梯度的知识,则控制器可以确定流量。如图32A所示,加湿器控制器可以在步骤3202处接收来自与第一位置相关联的第一传感器的至少一个第一传感器信号以及在步骤3204处接收来自与第二位置相关联的第二传感器的至少一个第二传感器信号。每个传感器信号可以指示第一位置或第二位置处的水分水平或水分量。控制器可以在步骤3206处基于至少一个第一信号确定指示第一位置处的水分水平或水分量的第一值以及在步骤3208处基于至少一个第二信号确定指示第二位置处的水分水平或水分量的第二值。每个位置可以与加湿器系统的不同部件相关联。部件可以包括以下中的一个或多个:导管或其一部分、连接器(其可以连接两个导管或者是连接吸气导管、呼气导管和患者接口供应导管的Y形件)、适配器、暴露于气体流的加湿腔室的一部分、和/或患者接口。在加湿器系统的正常操作期间,第一位置可以在第二位置的上游。例如,第一位置可以是腔室出口。第二位置可以在吸气导管的患者端或患者接口供应导管的远端处或附近。

[1344] 如图32B所示,在已经完成图32A中的步骤之后,控制器可以另外地分别在步骤3210、3212处接收来自第一位置和第二位置处的温度传感器的读数。如果控制器首先在决策框3216处检测到第一位置处的第一水分量,则控制器可以在步骤3218处使用定时器等待一段时间,之后前进到决策框3220以确定第二位置处的水分水平或水分量是否低于第二

量。如果在决策框3220处第二位置处的水分水平或水分量低于第二量,则控制器可以基于第一位置和第二位置处的温度读数在步骤3222处确定气体的流量在特定范围内。

[1345] 在示例中,控制器可以通过检测呼吸回路区域中的水分形成并将该区的患者端温度与预期温度进行比较来开始。如果测量到该区的患者端温度高于腔室端温度设定点,假设离开腔室出口的气体是饱和的,则随着流量增加,水分(例如,冷凝物)可能会越来越远离腔室出口而形成。因此,基于检测到水分的位置,可以确定流量。

[1346] 无流检测

[1347] 另外地或替代性地,控制器可以使用本文披露的水分检测或感测的湿度水平来指示加湿器在没有从气体源提供的流量的情况下(或者在流量非常低的情况下)操作,该气体源可以是呼吸机、流发生器等。

[1348] 如图32A所示,加湿器控制器可以在步骤3202处接收来自与第一位置相关联的第一传感器的至少一个第一传感器信号以及在步骤3204处接收来自与第二位置相关联的第二传感器的至少一个第二传感器信号。每个传感器信号可以指示第一位置或第二位置处的水分水平或水分量。控制可以在步骤3206处基于至少一个第一信号确定指示第一位置处的水分水平或水分量的第一值以及在步骤3208处基于至少一个第二信号确定指示第二位置处的水分水平或水分量的第二值。每个位置可以与加湿器系统的不同部件相关联。另外,第一位置和第二位置可以是同一部件的不同位置(例如,导管的腔室端和中点或患者端)。部件可以包括以下中的一个或多个:导管或其一部分、连接器(其可以连接两个导管或者是连接吸气导管、呼气导管和患者接口供应导管的Y形件)、适配器、暴露于气体流的加湿腔室的一部分、和/或患者接口。在加湿器系统的正常操作期间,第一位置可以在第二位置的上游。在已经完成图32A中的步骤之后,如图32C所示,控制器可以前进到决策框3224。如果控制器首先在决策框3224处检测到第一位置处的第一水分量,则控制器可以在步骤3226处使用定时器等待一段时间,之后前进到决策框3228以确定第二位置处的水分水平或水分量是否低于第二量。如果在决策框3228处第二位置处的水分水平或水分量低于第二量,则控制器可以在步骤3230处确定系统中发生无流或低于阈值的流量。由于潮湿气体的自然移动,即使没有来自流发生器的强制流,也可以在第一位置处检测到一定程度的水分。预期第一位置处的水分量高于第二位置。

[1349] 在示例中,一旦在呼吸导管的腔室端、腔室入口或腔室出口处成功检测到第一量的水分,控制器可以允许预定时间段过去,然后检查是否在患者端处检测到第二量的水分。如果在呼吸导管的患者端处发现第二量(其可以与第一量的水平类似)的水分,则加湿器控制器可以假设系统中存在流。如果检测到的水分低于第二量或者如果不存在水分,则很可能没有气体流通过呼吸导管,并且控制器可以相应地生成通知或触发警报或警告。通知或警报可以显示在加湿器系统上或本文披露的另一设备上。

[1350] 如果提供多个水分检测位置(例如,沿着呼吸回路),则上述方法的准确性、灵敏度和/或检测时间提高。可以通过包括至少第三传感器来提供多个水分检测位置,该第三传感器基于第三位置处存在的水分水平来提供第三信号。第三位置可以允许确认无流。第三位置可以在第一位置和第二位置两者的上游。例如,第一位置可以在吸气导管处;第二位置可以在腔室入口处;并且第三位置可以在呼气导管处。

[1351] 这种无流检测方法也可以用作例如参考图31A至图31B描述的本文披露的湿度感

测方法的一部分。可以将患者端处的估计的湿度水平(例如估计或确定的露点温度)与加湿腔室出口处的估计的湿度水平进行比较。如果患者端处的湿度显著较低,则这可能表明系统中无流。作为结果,控制器可以产生如上所述的通知和/或警报。

[1352] 逆流检测

[1353] 另外地或替代性地,还可以使用水分检测方法中的至少一种来执行逆流检测。逆流可能是由于连接不正确引起的。图34A和图34B展示了连接正确的示例加湿器系统。气体可以在图34A和图34B中指示的箭头方向上流动。加湿系统1可以包括经由干线导管30与加湿器20处于液体连通的气体源10。在本披露内容中,气体源的示例是呼吸机。还可以设想其他气体源,例如壁装式气体源或压缩气体罐。干线导管30可以是管,该管被成形且配置用于将气体从气体源传递至加湿器20。干线导管是指用于将未加湿的(例如,干燥的或环境的)气体从气体源运送到加湿器20的导管(例如,管或波纹管)。当连接正确时(即,在操作配置中),干线导管气动地连接在气体源与加湿器之间。加湿器20可以包括多种部件,包括例如腔室26(参见图34A)和热源。热源可以包括加湿器热源,该加湿器热源用于加热腔室26的内容物以汽化腔室26的内容物,使得流经腔室的气体可以被汽化的内容物加湿。在一个示例中,热源用于加热并汽化水以加湿气体。热源还将经过腔室26的气体加热至期望的温度(例如,疗法温度)。加湿器热源的示例可以包括化学加热器、辐射加热器、感应加热器等。举例而言,热源可以是使用电阻加热器的加热板。加湿器20还可以任选地包括一个或多个处理器,诸如硬件和/或软件处理器。加湿器20可以包括控制器,该控制器可以包括一个或多个处理器和存储器。控制器可以控制加湿器20的操作,例如加湿器20的稳态操作。气体源可以是单向气体源、鼓风机、呼吸机单元、压缩空气罐、医院壁装式气体源、氧气瓶、或加压气体瓶。一些气体源可以尤其当患者被镇静模拟呼吸时向患者提供气体以及从患者体内抽出气体,并且促进患者体内的气体交换时。这些系统通常需要吸气导管和呼气导管。气体源还可以包括被配置用于递送高流量空气或气体、例如超过30L/min和/或多达150L/min的高流量气体源。气体源可以被配置用于递送其他范围内的气体流量,例如对应新生儿应用,流量可以小于8L/min。气体源供应的气体可以包括干燥空气、环境空气、氧气、和/或气体(例如,疗法气体或呼吸气体)的混合物。一个或多个控制器可以控制气体源10以产生处于期望的流量、温度、和/或压力的气体流。来自气体源出口12的气体可以包括干燥气体。

[1354] 干燥气体可以经由干线导管30提供至加湿器入口22。加湿器20的腔室26可以容装液体,诸如水。加湿器20可以具有热源、诸如加热板,以使水汽化来加湿并加热来自干线导管30的干燥气体。水可以从水源被供应至加湿器20。经加湿的气体可以离开加湿器出口24并进入吸气导管40中。加湿器入口22和出口24可以分别是加湿腔室26的入口和出口。

[1355] 吸气导管40(即,气体递送导管)可以向患者2提供加湿的气体。吸气导管40可以是将气体从加湿器载送至患者接口70的气体递送导管。吸气导管40(即,气体递送导管)可以气动地联接患者接口70和加湿器20。吸气导管40可以联接至患者接口70。尽管在图1中患者2被示为戴着罩,但是患者2可以佩戴本文披露的其他类型的患者接口70,诸如鼻插管或气管内导管。患者接口70还可以包括接口管,该接口管是管的短区段(可以被加热或未加热),并且吸气导管40可以联接或连接至接口管。管的短区段可以是可透气管。管的短区段可以将患者接口与吸气导管脱联接以防止患者接口移位。替代性地,吸气导管40可以在吸气导管连接端口62处联接到Y形件60(参见图34B)。Y形件60的患者接口连接部分66可以连接至

患者接口70。吸气导管40可以具有吸气热源以减少或防止冷凝物形成。吸气导管热源的示例可以包括加热丝、加热带、和/或水套加热。加湿系统1可以包括呼气导管50(即,气体运送导管或呼出气体运送导管)。呼气导管50可以是将气体引导远离患者的气体运送导管。呼气导管50可以将呼出气体引导远离患者、并且将呼出气体运送至气体源或可以将气体释放至大气的某个其他设备(例如,通气口)。呼气导管50可以将从患者2呼出的气体引回至气体源入口14。呼气导管50可以包括呼气导管热源,诸如加热丝、加热带、和/或水套加热。任选地,呼气导管50可以由蒸气和/或液体可渗透的材料形成,使得呼出的气体内的水分从呼出的气体传递到大气。在这方面,气体可以在行进穿过呼气导管50时被干燥。呼气导管50可以经由Y形件60的呼气导管连接部分64联接至患者接口70。

[1356] 图35A至图35D展示了连接不正确的示例加湿器系统。这些仅是示例性的,并且应了解的是,其他导管不正确连接也是可能的,例如将导管向后连接、和/或在回路中连接在与它们应正常连接到的不同的位置。

[1357] 如图35A所示,干线导管30和呼气导管50与气体源10的连接被颠倒。确切地,干线导管30不正确地联接至气体源入口14,并且呼气导管50不正确地联接至气体源出口12。因此,干燥气体可以直接流到患者2的呼气导管30中而不经加湿或加热,因为干燥气体不穿过加湿器20。干燥气体可以被呼气导管50中的呼气热源加热,其中,该加热不是被控制器恰当调节的。患者2呼出的气体可以穿过加湿器30变湿、然后返回至气体源10,导致在气体源10中形成冷凝。

[1358] 如图35B中所示,加湿器20中存在流动不正确状况。确切地,吸气导管40不正确地联接至气体源出口12和加湿器出口24,而是应联接至加湿器出口24和患者2。呼气导管50不正确地联接至加湿器入口端口22和患者2,而是应联接至患者2和气体源10。干线导管30不正确地联接至患者2和气体源入口14,而是应联接至气体源出口12和加湿器入口22。该系统接收来自吸气导管40中的患者端传感器、和位于加湿器入口22和/或出口24处的传感器的输出,这些输出不指示实际患者端温度、和/或入口/出口温度。由于传感器的不正确反馈导致来自这些传感器的不正确输出,加湿器热源和吸气热源可能不能恰当地起作用。离开加湿器入口22的用于患者2的气体可能不被加热,因为呼气导管50可能没有加热丝;或者可能被呼气导管50中的呼气导管热源加热,其中,该加热不是被控制器恰当调节的。从加湿器20运送加湿的气体的呼气导管50可能使得气体在到达患者2之前失去水分(即,变干)。

[1359] 如图35C所示,错误之一包括气体源入口14和出口12的连接被颠倒。确切地,干线导管30不正确地联接至气体源入口14和加湿器入口22。另一错误是呼气导管50不正确地联接至加湿器出口24和患者2。另一错误是干线导管40不正确地联接至患者2和气体源入口12。因此,干燥气体可以直接流到患者2的呼气导管30中而不经加湿或加热,因为干燥气体不穿过加湿器20。患者2呼出的气体可以在加湿器30中变湿、然后返回至气体源10。图35C中所示的配置可以导致加湿的气体返回气体源,而气体没有任何干燥。气体中的过量水分可能由于冷凝而潜在地对气体源造成损坏。

[1360] 如图35D所示,气体在正常方向上流动,但连接存在错误。确切地,呼气导管50不正确地联接至加湿器出口24和患者2。吸气导管40不正确地联接至气体源入口14和患者2。即,吸气导管40和呼气导管50已经从其在呼吸回路中的既定位置切换。因此,吸气导管40中的患者端传感器无法恰当地测量被递送给患者2的气体的温度、而是测量来自患者2的呼出气

体的温度。离开加湿器20的气体不能被加热以确保患者端温度达到患者端设定点。这可能是由于呼气导管50没有热源,或者呼气导管热源没有被接收来自吸气导管40中的传感器的患者端温度输入的控制器恰当地供能。到达患者2的气体可能随着气体行进穿过呼气导管50而超过或下降到低于患者端设定点。在可透气呼气导管的情况下,递送至患者的气体还具有次优湿度。图35D中所示的配置可以引起加湿的气体被递送到气体源10。运送呼出气体的吸气导管40可能不能像呼气导管50那样干燥气体。因此,可以保持吸气导管40中的湿度(不正确联接至气体源入口14和患者2),并且水分可以被递送至气体源10。如上文讨论的,此水分可能由于冷凝而潜在地对气体源10造成损坏。

[1361] 将参照图32A和图32D描述使用水分检测方法中的至少一种的逆流检测。如图32A所示,加湿器控制器可以在步骤3202处接收来自与第一位置相关联的第一传感器的至少一个第一传感器信号以及在步骤3204处接收来自与第二位置相关联的第二传感器的至少一个第二传感器信号。每个传感器信号可以指示第一位置或第二位置处的水分水平或水分量。控制可以在步骤3206处基于至少一个第一信号确定指示第一位置处的水分水平或水分量的第一值以及在步骤3208处基于至少一个第二信号确定指示第二位置处的水分水平或水分量的第二值。每个位置可以与加湿器系统的不同部件相关联。部件可以包括以下中的一个或多个:导管或其一部分、连接器(其可以连接两个导管或者是连接吸气导管、呼气导管和患者接口供应导管的Y形件)、适配器、暴露于气体流的加湿腔室的一部分、和/或患者接口。在加湿器系统的正常操作期间,第一位置可以在第二位置的上游,例如如图34B所示。如果上游部件湿度高于预定阈值,则第一位置可以检测到逆流。如图32D所示,在已经完成图32A中的步骤之后,控制器可以前进到决策框3232。如果控制器检测到第一(即连接正确时意味着上游)位置处的水分水平小于第二(即连接正确时意味着下游)位置处的水分水平,则控制器可以在步骤3234处确定流动方向正确。如果控制器检测到第一(即连接正确时意味着上游)位置处的水分水平大于第二(即连接正确时意味着下游)位置处的水分水平,则控制器可以在步骤3236处确定流动方向不正确。作为结果,控制器可以产生如上所述的通知和/或警报。第一位置可以在加湿器的上游并且第二位置可以在加湿器的下游。上游位置可以是干线而下游位置可以是呼气导管。

[1362] 另外地或替代性地,控制器可以接收来自第三传感器的基于第三位置处的水分水平的第三传感器信号。在示例中,控制器可以测量三个位置处的水分水平:干线上;吸气回路和呼气回路。干线可以在腔室入口旁边。在逆流的情况下,呼气回路和吸气回路中的水分水平可以低于腔室入口处检测到的水分水平。检测水尽状况与逆流状况之间的区别在于,在逆流情况下,患者端处的水分可以仍然是可检测的和/或水分可以仍然存在于患者端处。相比之下,在水尽状况下,患者端可能更干燥,而腔室出口可以有一些湿度/水分。

[1363] 外部设备通信

[1364] 附加于或替代于本文披露的水分管理方法,当在加湿器系统的部件中检测到水分时,加湿器可以与外部设备(诸如气体源(例如,呼吸机、气体混合器或其他合适的流/压力发生器))通信。当在呼吸回路中形成足够的水分水平时,呼吸机可将检测到的水分检测/归类为阻塞。在检测到水分后,加湿器控制器可以控制气体源的功能。例如,控制器可以向呼吸机传送阻塞类型是呼吸回路中的水分的结果。这可以允许呼吸机相应地做出响应。例如,呼吸机可以增加偏流以试图沿着导管使水分展开和/或增加蒸发效果以去除水分,或者增

加流量以将冷凝物推至聚水器,这可以防止可移动冷凝物影响呼吸模式。另外地或替代性地,加湿器可以直接将这种水分检测数据发送到呼吸机,该数据可以显示在呼吸机的用户界面上,或者这种信息可以传送到其他设备、诸如中央监控系统。

[1365] 呼吸机可以执行附加功能以减少或防止冷凝。这些功能可以包括但不限于例如减少潮气量、增加吸气上升时间、减少吸气与呼气比、增加入口气体温度以最小化回路中的水分、和/或通过降低夹带的室内空气的量和/或切换到“干燥”空气源(例如,壁装式或瓶式气体源)来降低进入的湿度。

[1366] 水尽检测

[1367] 因为加湿器控制器可以监测水分(例如,冷凝物)量以及甚至任选地监测位置,因此控制器可以使用本文披露的水分检测来可控地诱导安全或可容忍的水分(例如冷凝物)量,以用于检测水尽状况的目的。水尽检测可以基于对水分和/或湿度(例如降低到低于阈值)的确定。该阈值可以类似于上面结合水分管理响应和湿度感测所披露的阈值。控制器可以检测正常使用中的水分(例如,冷凝物),并识别指示水尽状况的水分(例如,冷凝物)量的减少。控制器可以确定水分(例如,冷凝物)量随时间的减少。响应于检测到减少,控制器可以增加加湿器的操作参数以增加加湿器系统的部件中的水分量(例如,冷凝物)。如果没有检测到增加,则控制器可以确定水尽状况。在水分检测传感器可以确定导管(或其他部件)中的湿度水平的一些情况下,可以基于导管(或其他部件)中的湿度减少来确定水尽状况。水尽状况可能是由于腔室没有水或有非常少量(或低水平)的水,例如,不足以在呼吸治疗的持续时间(或持续时间的剩余部分)内加湿气体。

[1368] 如图33所示,为了诱导形成安全或可容忍的冷凝物量,控制器可以改变加湿器的操作参数,例如,通过在步骤3302处增加加热板的功率并任选地同时降低加热丝的功率。可以在步骤3304处使用定时器将改变后的操作参数维持预定的时段,然后控制器前进到决策框3306。如果在改变后的操作参数已经维持一时段之后在决策框3306处没有检测到水分(例如,冷凝物)或水分(例如,冷凝物)水平不足,则控制器可以在步骤3308处确定加湿腔室中的水位为低或空。

[1369] 加热板和加热丝功率的确切变化可以针对一系列加湿器和呼吸机操作参数(例如,流量)预先确定,使得可以设置用于检测水分的适当阈值。例如,可能已知在某个露点设置下,在稳态下,将加热板功率增加加热板功率的百分之一并将加热丝功率降低加热丝功率的百分之一可以在预期的时间范围内诱导安全、小但可检测到数量的水分。限制对操作参数的改变可能有益于在正常操作下最小化对气体流递送的干扰和/或提高检测速度、准确性等。

[1370] 替代性地,可以校准控制器,使得可以在达到不安全量之前,快速检测到对由于增加加热板的功率和任选地减少加热丝的功率而形成的(任何)水分(例如,冷凝物)的检测,使得操作参数的改变不需要那么严格限制。任选地,该方法可以与本文披露的水分(例如,冷凝物)管理(例如,减少和/或去除)方法中的任何水分管理方法交错。

[1371] 预操作电路状况检测

[1372] 水分(例如,冷凝物和/或蒸气可渗透的和/或液体可渗透的材料中的水)检测方法可以用于在使用之前检测导管中水分的存在。当导管首次连接到加湿器时,预期导管中不存在任何水分(或超过小的可接受的阈值数量的水分)。如果重新使用导管,则导管应该刚

刚从包装中取出或者已经经历干燥程序。水分(或超过小的可接受的阈值数量的水分)的存在可能是由于在储存或运输期间暴露于水分、长时间暴露于大气(其包含固有湿度水平)、干燥程序不适当(在重新使用的管的情况下)等。如上所述,小的或可接受的阈值量可以基于特定的加湿器和/或导管配置实验性地确定。

[1373] 导管一与加湿器电连接,加湿器控制器就可以启动水分检测方法。控制器可以实施前面描述的水分检测方法中的任何水分检测方法以确定是否存在可能导致加湿器不正常运转的冷凝物或水分。图41展示了可以用于检测加湿器系统的管是否被污染的示例过程。在框4110处,加湿器系统的控制器可以确定启动条件。在一些示例中,这可以包括控制器确定加湿器已经通电的持续时间。控制器可以确定持续时间指示加湿器刚刚打开。控制器可以确定管已经连接到加湿器的持续时间。换句话说,控制器可以确定加热器底座是否刚刚通电。如果满足启动条件(例如,如果加热板刚刚通电和/或水分形成),则在框4120处,控制器可以减少加热(诸如关掉加湿器的加热板的功率),以确保加热板是冷的或处于足够低的温度。这可以包括减少加湿器的加热板的功率。在框4130处,控制器可以确定是否检测到水分(例如,冷凝物)。这可以包括控制器确定测得的冷凝物度量是否满足预期冷凝物度量。在一些示例中,如果测得的冷凝物度量大于或小于预期冷凝物度量,则测得的冷凝物度量可能不满足预期冷凝物度量。如果检测到水分,则在框4140处,控制器可以发出管水分警报。如果没有检测到高于预期冷凝物度量的水分,则在框4150处,控制器可以恢复加湿器系统的正常控制。任选地,在执行框4150之前,控制器可以控制对管的加热以去除由于框4120而形成的冷凝物。

[1374] 在吸气管中的水分检测的启动时的示例过程可以结合本文披露的吸气管中的水分检测的其他过程中的任何过程来实施。例如,在下面描述的无流/水尽检测过程中,可以在“等待设备预热”框期间实施这种污染的导管检测。

[1375] 可以通过对检测算法应用不同的阈值来区分可能导致水分存在于导管中的问题类型。例如,第一阈值可以指示长时间暴露于大气,而第二阈值可以指示导管干燥不充分。如果导管中存在不期望的水分水平,则控制器可以例如以视觉和/或音频警报/消息的形式警告使用者。控制器可以响应于确定导管中存在水分(或不期望的水分水平)来防止导管与加湿器一起使用。例如,控制器可以防止导管的加热器上电和/或防止在加湿器连接到导管时使用加湿器。

[1376] 气体类型检测和带室内的通气口检测

[1377] 由于不同的气体具有不同的热性质,因此基于所使用的气体类型(或混合物),加湿器系统中可以存在不同的水分(例如,冷凝物)水平。针对气体类型,可以影响水分存在的示例气体热性质可以包括但不限于热逸散率(thermal effusivity)、热导率、热容量等。例如,当氦氧混合气(氦气和氧气的混合物或组合)气体类型用作氦氧混合气模式中的气体、而不是当空气用作气体类型时(诸如使用带室内的通气口),可以形成更多的水分。当氦氧混合气用作代替空气的气体时水分存在的增加可能是由于氦气具有比空气更高的吸热系数。气体类型的示例包括各种氦氧混合气混合物、环境空气、与各种量的补充氧气混合的空气、呼吸气体的其他混合物等。

[1378] 然而,加湿器系统的控制器可能无法确定某些检测到的行为或热性质是由于一种类型的气体是潮湿或加湿的气体,还是由于所使用的气体类型不同。这是因为一种类型的

潮湿/加湿的气体可能具有与各种其他气体类型类似的行为或热性质。类似地,这可能是因为控制器可能未配置成确定多种类型的气体。这可能会限制控制器根据预期的气体类型而不是实际的气体类型来控制加湿器,例如,这会导致冷凝增加。将潮湿气体与另一种气体类型区分开来可能是重要的,以确定是否存在水分和/或在期望或优选状况(例如,防止形成冷凝)下向患者提供气体。在一些示例中,控制器可以检查带室内的通气口是否连接到加湿器系统。在一些示例中,控制器可以另外确定气体类型。可以任选地要求使用者输入或确认所确定的气体类型。控制器可以以任何顺序做出这两个确定。

[1379] 图37示出了示例气体类型检测和带室内的通气口检测过程。如框3710处所示,加湿器系统的控制器可以确定加湿器系统提供的气体是否是带室内的。如果气体是带室内的,则在框3720处,控制器可以针对带室内的气体调整加湿器的操作。如果气体不是带室内的,则在框3715处,控制器可以减少(其可以包括关闭)吸气管的加热达预定时间。在一些示例中,这可以包括减少联接到加湿器的吸气管的加热丝的功率。此步骤允许气体通过吸气管冷却并形成水分(例如,冷凝物)。

[1380] 在框3730,控制器可以确定测得的冷凝物度量是否满足系统的预期冷凝物度量。这种确定可以通过测量和/或执行本文所述的水分(例如,冷凝物)检测方法中的任何水分检测方法来做出。在一些示例中,控制器可以将在吸气管中检测到的冷凝物水平与预定阈值或阈值范围进行比较。预定阈值或范围可以是多种气体参数的函数,包括但不限于流量、气体温度变化、环境温度、预期气体性质等。如果测得的冷凝物度量(例如冷凝物水平)大于或小于预定阈值或范围,则测得的冷凝物度量可能不满足预期冷凝物度量。

[1381] 在框3735处,如果测得的冷凝物度量满足预期冷凝物度量(即,形成的冷凝物量符合预期),则控制器可以恢复其当前的气体类型控制度量。任选地,在执行框3735之前,控制器可以控制对管的加热以去除由于框3715而形成的冷凝物。如果测得的冷凝物度量不满足预期冷凝物度量(例如,如果形成的冷凝物量多于预期的),则系统可以自动地(框3760)或经由使用者选择(框3740、3750)执行附加的步骤。例如,如果以在吸气管中形成更多冷凝的形式检测到湿度输出增加,则控制器可以确定正在使用氦氧混合气而不是空气。如果形成更多的水分(例如,冷凝物),则控制器可以被自动调整以在框3760处以氦氧混合气模式操作。替代性地,在框3740处,在确定测得的冷凝物度量不满足预期冷凝物度量(例如,存在比预期的更多的冷凝物)时,控制器可以例如经由加湿器系统等的图形用户界面警告和/或提示使用者改变系统的预期气体类型。在框3750处,控制器可以进行如框3760披露的调整。

[1382] 在框3750或3760处,控制器可以基于检测到的气体类型输出或进一步调整加湿器系统的操作。例如,在控制器已经被调整为在氦氧混合气模式下操作后,控制器可以另外忽视来自加湿器系统中基于温度的流量传感器(例如,热线风速计)的读数和/或测量值。在框3750处,控制器可以任选地停用基于温度的流量传感器。当形成的水分多于预期的时,基于温度的流量传感器可能不准确。代替地,控制器可以使用不同的形式来计算流量,例如,使用不需要来自传感器的进一步输入的算法方法。

[1383] 另外地或替代性地,控制器也可以被调整为使得加热板温度控制的响应变慢。在一些示例中,控制器可以调整PID系数、增加控制回路定时、和/或应用加热板温度设定点的最大增加以减慢对加热板温度控制的响应。

[1384] 使用加热元件控制来检测无湿度(无流/水尽/逆流)

[1385] 可以减少某些加热元件的功率(包括停用那些加热元件)和/或可以基于水分(例如,冷凝物)是否已经形成来确定某些状况。然而,当加湿器系统的加热元件的功率减少(包括停用)并且没有水分(例如,冷凝)形成时,这可能指示许多场景,包括但不限于无流状况或水尽状况、或者逆流状况等。

[1386] 图38A展示了确定是否存在无流状况或水尽状况的示例过程。在框3810处,系统可以减少(包括关闭)加热元件的功率。加热元件可以是连接到吸气管的加热丝。可以减少功率持续预定义的时间段。在框3820处,控制器可以确定测得的冷凝物度量是否满足预期冷凝物度量。随着吸气管的加热元件的功率减少,预期有更多的冷凝物。也就是说,由于框3810,可能预期形成冷凝物。如果没有形成冷凝物,或者形成的冷凝物水平不符合预期,则可以推断由于腔室中不存在水或没有流通过系统而没有湿度被递送。如果测得的冷凝物度量满足预期冷凝物度量,则在框3840处,控制器恢复正常控制(例如,通过恢复吸气管的先前加热水平)。例如,测得的冷凝物度量可以对应于测得的冷凝物水平,并且预期冷凝物度量可以是预定阈值或阈值范围。在本示例中,可以预期,由于在框3810中减少了连接到吸气管的加热丝的功率,因此测得的冷凝物水平可能大于预定阈值或范围。

[1387] 如果尽管吸气管的加热减少了但测得的冷凝物度量不满足预期冷凝物度量(例如,低于阈值或范围,使得吸气管中的冷凝物水平正在减少或处于最低水平),则这可能指示没有流通过系统或腔室中水尽,并且控制器前进到框3830。在框3830处,控制器可以评估是否正在发生水尽状况。如果没有水尽状况,则控制器可以推断无流状况。在框3850处,控制器可以输出无流警报。如果存在水尽状况,则在框3860处,控制器可以输出水尽警报。

[1388] 替代性地,控制器可以首先确定是否存在无流状况而不是确定是否存在水尽状况。控制器可以使用流量传感器或确定流量的间接装置来确定无流状况。如果没有流量,则控制器可以输出水尽警报。

[1389] 在框3870处(在输出水尽警报或无流警报之后),控制器可以将加湿器系统设置为安全状态。例如,控制器可以中断加湿器系统的加热元件的功率。

[1390] 图38B展示了确定是否存在无流状况或水尽状况的示例过程,其具有与图38A相同的框,不同之处在于框3830被框3832和3834替代。在框3832处,如果测得的冷凝物度量不满足预期冷凝物度量,则控制器可以增加加湿器的加热板的功率并测量加热板温度梯度的变化。控制器可以使用位于加热板加热元件处或附近的温度传感器来测量加热板温度。在框3832处,控制器可以确定加热板温度梯度是否高于预定阈值。如果梯度高于阈值,则控制器前进到框3860。如果梯度不高于阈值,则控制器前进到框3850。

[1391] 在一些示例中,控制器可以进一步确定无湿度是否是逆流的结果、加湿器是否是刚刚上电或预热、或加湿器的故障(例如,加热板故障),如下所述。图38C展示了用于基于上述无流/水尽检测的附加故障检测的示例过程。除了检测无流或水尽状况外,图37C中的过程还包括确定加湿器系统是否正在启动以及加湿器系统是否正确运行。在框3810c处,加湿器系统的控制器可以等待一段时间以允许系统预热。在框3820c处,控制器可以在进行水尽检测和无流检测之前检查加热板是否正确运行。

[1392] 为了检测是否存在水尽状况,在框3825c处,控制器可以首先建立高于零且沿正确方向的气体流以排除无流状况或逆流状况。在框3830c处,控制器可以停止吸气管的加热直到达到预定的温度下降。在框3835c处,控制器可以确定吸气管中的冷凝物水平是否已经减

少或处于最低水平。如果吸气管中的冷凝物水平没有减少或没有处于最低水平,则在框3850c处,控制器可以恢复正常控制(例如,通过恢复吸气管的加热)。任选地,在执行框3850c之前,控制器可以控制管的加热以去除已经由于框3830c而形成的冷凝物。如果吸气管中的冷凝物水平已经减少或处于最低水平,则在框3840c处,控制器可以输出水尽警报。在输出水尽警报之后,在框3845c处,控制器可以将加湿器系统的操作设置为安全状态。例如,控制器可以中断加湿器系统的加热元件的功率。

[1393] 为了检测是否存在无流状况,在框3855c处,控制可以首先确立加湿腔室有水以排除水尽状况。在框3860c处,控制器可以停止吸气管的加热直到达到预定的温度下降。在框3865c处,控制器可以确定吸气管中的冷凝物水平是否已经减少或处于最低水平。如果吸气管中的冷凝物水平没有减少或没有处于最低水平,则控制器前进到框3850c。任选地,在执行框3850c之前,控制器可以控制对管的加热以去除已经由于框3860c而形成的冷凝物。如果吸气管中的冷凝物水平已经减少或处于最低水平,则在框3870c处,控制器可以输出无流警报,之后前进到框3845c。

[1394] 图39展示了确定无湿度是否是逆流的结果的示意图。该过程可以结合到图38A至图38C所示的过程中,以用于确定无流状况或水尽状况。逆流过程包括确定连接气体源和加湿腔室的入口的干线或气体供应管线中是否存在冷凝物,和/或干线中是否存在比吸气管或呼气管中更多的冷凝物。

[1395] 在框3910处,控制器可以确定是否在干线中检测到水分(例如,冷凝物)。如果没有检测到冷凝物,则控制器可以返回到过程的开始。任选地,在框3910处重新开始之前,在框3920处,控制器可以任选地提高加热板温度设定点。此步骤可以确保系统中存在足够的湿度,因此水分(例如,冷凝物)将在加湿器系统内的某个位置形成。如果检测到水分,则在框3930处,控制器可以确定在干线中检测到的冷凝物水平是否大于吸气管和/或呼气管中的冷凝物水平。如果干线中的冷凝物水平较低,则在框3940处,控制器可以恢复为正常操作。如果干线中的冷凝物水平较高,则在框3950处,控制器可以输出逆流警报。警报可以包括音频消息和/或视觉消息。

[1396] 被覆盖的管检测

[1397] 在加湿器系统的使用期间,管(例如,吸气管或呼气管)可能被覆盖或部分覆盖,诸如被衣服或床上用品。被覆盖的管可以在管内产生和堆积湿度,因为水分不能像从使用本文披露的可透气材料的暴露的管一样快地从管壁蒸发。当任何积聚的冷凝物在预期的时间范围内没有蒸发时,这可能表明管被覆盖。管被覆盖可能是不期望的。例如,当管被覆盖时,当热量不能很好地消散时,管壁材料可能发生熔化。

[1398] 图40展示了检测管是否被覆盖的示例过程。在框4010处,控制器可以确定是否检测到冷凝物。控制器可以通过将吸气管内的测得的冷凝物度量与吸气管的预期冷凝物度量进行比较来确定是否检测到冷凝物。在一些示例中,如果测得的冷凝物度量不满足预期冷凝物度量,则可能存在冷凝物。如果测得的冷凝物度量大于或小于预定阈值,则测得的冷凝物度量可能不满足预期冷凝物度量。

[1399] 如果没有检测到冷凝物,则控制器可以任选地前进到框4020。在框4020处,控制器可以任选地提高加热板温度设定点。此步骤可以确保系统中存在足够的湿度,因此水分(例如,冷凝物)将在加湿器系统内的某个位置形成。冷凝量可以至少基于环境温度。因此,当环

境温度不是过高时(例如,不超过大约26℃至大约42℃之间的范围的界限),该过程可以更准确地用于确定逆流。控制器可以受限于加热板温度设定点可以提高多少以避免将加热板加热到对患者可能不安全的水平。

[1400] 如果检测到水分,则在框4030处,控制器可以增加吸气管的加热丝的功率和/或减少加热板的功率。在框4040处,控制可以等待预定的时间段。在框4050处,控制器可以确定吸气管中的冷凝物变干的持续时间,变干时间。控制器可以进一步确定变干时间是否大于预定阈值或阈值范围。如果变干时间不大于预定阈值或范围(即,测得的冷凝物度量满足预期冷凝物度量),则在框4060处,控制器可以恢复正常(例如,返回到先前用于加热板和加热丝的设定点)。如果变干时间大于预定阈值或范围(即,测得的冷凝物度量不满足预期冷凝物度量),则在框4070处,控制器可以输出管覆盖警报和/或减少管的加热丝的功率。

[1401] 保育箱检测

[1402] 如本文所披露的,加湿器系统的管在使用期间可以部分地位于保育箱中。本文披露的水分(例如,冷凝物)检测方法可以用于确定保育箱是否与加湿器系统一起使用。保育箱的温度通常高于环境温度。这可能与存在于保育箱内的管或其一部分中的冷凝物水平低于保育箱外部的管部分中的冷凝物水平相关。为了检测保育箱的存在,控制器可以确定管的两个部分中的冷凝物水平:保育箱外部的第一部分和保育箱内部的第二部分。如果第二部分包含的冷凝物少于第一部分,则可能存在保育箱。

[1403] 图42展示了确定加湿器系统内是否存在保育箱的示例过程或方法。在框4210处,控制器可以减少(包括关闭)吸气管的加热达预定时间段。在框4220处,控制器可以测量吸气管的第一部分中的第一冷凝物度量和吸气管的第二部分中的第二冷凝物度量。在框4230处,控制器可以确定测得的冷凝物度量是否满足预期冷凝物度量。在一些示例中,这可以包括将第一部分的第一冷凝物度量和第二部分的第二冷凝物度量进行比较。控制器可以确定第一冷凝物度量与第二冷凝物度量之间的差异是否大于预定阈值或阈值范围。如果差异不大于预定阈值或范围,则在框4240处,控制器可以恢复系统的正常操作(例如,通过恢复吸气管的加热)。任选地,在执行框4240之前,控制器可以控制对管的加热以去除由于框4210而形成的冷凝物。如果差异大于预定阈值,则在框4250处,控制器可以进入保育箱和/或加热器控制模式,然后前进到框4260。在框4250处,控制器可以减少在第二部分处递送到加热丝的功率并且增加在第一部分处递送到加热丝的功率。

[1404] 此过程可以在加湿器系统在新生儿模式下操作时被激活,以确认是否正在使用保育箱。如果保育箱被控制器检测到并由使用者(例如,经由加湿器的GUI)进一步确认,则控制器可以相应地调整加湿器的操作。

[1405] 管可以进一步分成多于两个区段。增加可测量区段的数量可以增加管内冷凝物水平梯度的分辨率。例如,吸气管可以被分成三个可测量的区段并且吸气管的一半可以被放置在加热的环境中。换句话说,三个可测量区段中的两个可以被放置在加热的环境中并且三个可测量区段中的一个可以被放置在保育箱外部,反之亦然。完全和/或全部处于加热的环境中的部分可能具有最低的冷凝物水平。完全和/或全部处于周围环境中的区段可能具有最高的冷凝物水平。部分在加热的环境中和部分在周围环境中的第二可能具有中等冷凝物水平。

[1406] 管定向检测

[1407] 使用时,加湿器一般放置在低于患者的高度。这是为了确保如果形成冷凝,冷凝可以排放回到加湿器而不是排放到患者。管的取向可能会影响冷凝的排放,因此可能期望加湿器系统的控制器能够确定管取向。管取向确定可以基于从以下三个位置测得的冷凝物的比较:患者端、吸气管内不靠近管两端的位置(中间位置)、以及靠近腔室出口的位置。如果患者端处的冷凝物水平高于其他两个区段处的冷凝物水平,则这可能表明加湿器可能处于高于患者位置的高度。控制器可以提醒患者将加湿器重新定位到患者下方。

[1408] 图44展示了确定加湿器系统内的管取向的示例过程或方法。在框4410处,控制器可以确定是否在吸气管中检测到冷凝物。这可以包括控制器测量冷凝物度量并确定测得的冷凝物度量是否满足预期冷凝物度量。如果测得的冷凝物度量不满足预期冷凝物度量,则系统可以检测冷凝物。如果测得的冷凝物度量大于或小于预定阈值,则测得的冷凝物度量可能不满足预期冷凝物度量。

[1409] 如果没有检测到冷凝物,则控制器可以返回到过程的开始。任选地,在框4410处重新开始之前,在框4420处,控制器可以任选地提高加热板温度设定点。此步骤可以确保系统中存在足够的湿度,因此水分(例如,冷凝物)将在加湿器系统内的某个位置形成。如果检测到水分,则在框4430处,控制器可以确定在患者端处测量的电容值Cpe是否大于在中间位置处测得的电容值Cmid(例如,在吸气管的中部)以及在中间位置处测得的电容值Cmid是否大于在腔室出口处测得的电容值Cch。换句话说,测得的冷凝物度量不满足预期冷凝物度量是通过在吸气管的患者端处的测得的冷凝物度量大于在加湿腔室的出口处的测得的冷凝物度量确定的,并且在患者端处的测得的冷凝物度量可以大于在中间位置处的测得的冷凝物度量。如果满足框4430中的条件,则在框4440处,控制器可以输出管取向警报。如果不满足框4430中的条件,则在框4450处,控制器可以恢复加湿器系统的正常操作。任选地,在执行框4450之前,控制器可以控制对管的加热以去除由于框4420而形成的冷凝物。

[1410] 替代性实施方式和可替换特征

[1411] 前述水分检测系统和方法可以通过在呼吸支持或外科手术中提供加湿的气体的任何加湿器或气体供应系统来实现,包括但不限于双水平压力呼吸支持、CPAP呼吸支持或高流量鼻插管呼吸支持。加湿器或气体供应系统可以包括与加湿器装置分离的、呼吸机形式的气体源。替代性地,加湿器或气体供应系统可以包括在单个外壳中的集成的流发生器和加湿器装置。加湿器或气体供应系统可以包括单个呼吸导管或管,其是吸气导管。替代性地,加湿器或气体供应系统可以包括不止一个呼吸管或导管,诸如吸气导管和呼气导管。

[1412] 图36展示了可以提供高流量鼻插管呼吸支持的示例加湿器系统10。该系统可以向患者16提供高流量气体流31。该系统可以包括流源50、用于加湿气体流的加湿器52、吸气管、导管(例如‘干’线或加热的呼吸管)、以及患者接口51。流源50可以包括壁装式氧气供应器、氧气罐50A和/或具有流发生器50B的高流量装置,该流发生器具有用于夹带环境空气的任选空气入口50C。在本示例加湿器系统10中,环境空气可以包含比图1的示例呼吸辅助装置中更高的湿度含量。流源50和加湿器52可以集成到同一外壳中,或者可以设置在单独的外壳中。氧气(或其他补充气体)源50A可以经由可控阀/调节器/其他气体流控制设备50D连接到流发生器。加湿器52可以连接在流源50与患者16之间。系统10可以包括一个或多个传感器53A、53B、53B、53D。传感器可以包括流量传感器、氧分数传感器、压力传感器、湿度传感器、温度传感器和/或其他传感器。传感器还可以包括患者生理传感器,例如用于测量患者

心率、氧饱和度、氧分压、呼吸速率、CO2分压等。患者传感器可以是EEG传感器、躯干带等。系统10还可以包括在患者接口51处或附近的传感器14以测量由患者吸入的氧分数。系统可以包括控制器19,该控制器可以与流源50、加湿器52和/或传感器14通信。系统可以包括输入/输出(I/O)接口54,该输入/输出接口可以是显示器或输入设备或者两者。显示器可以是触摸屏。如上所述的水分检测系统和方法及其应用可以在系统10中实现。

[1413] 术语

[1414] 尽管本披露内容已在某些实施例和示例的上下文中描述,但本领域技术人员应理解,本披露内容超出具体披露的实施例而扩展至其他替代实施例和/或用途以及显而易见的修改及其等效物。此外,虽然已详细地示出和描述了本披露内容的实施例的若干变化,但在本披露内容的范围内的其他修改对于本领域技术人员将是显而易见的。还预期可以进行实施例的特定特征和方面的各种组合或子组合并且其仍处于本披露内容的范围内。例如,上文结合一个实施例所描述的特征可以与本文中所描述的不同实施例一起使用,并且组合仍处于本披露内容的范围内。应理解,所披露实施例的各种特征和方面可以彼此组合或取代以便形成本披露内容的实施例的变化模式。因此,期望本披露内容的范围不应受上文所描述的特定实施例限制。因此,除非另外陈述或除非明显地不兼容,否则本发明的每一实施例除了本文中所描述的基本特征外还可以包括来自本文中所披露的本发明的每一其他实施例的如本文中所描述的一个或多个特征。

[1415] 结合特定方面、实施例或示例描述的特征、材料、特性或组应理解为适用于本部分或本说明书中别处所描述的任何其他方面、实施例或示例,除非与其不相容。在本说明书(包括任何所附权利要求、摘要和附图)中披露的所有特征、和/或所披露的任何方法或过程的所有步骤可以通过任何组合来结合,除非这样的特征和/或步骤中的至少一些的组合是互斥的。保护范围不限于任何前述实施例的细节。保护范围扩展至本说明书(包含任何所附权利要求、摘要及附图)中所披露的特征中的任何新颖特征或任何新颖组合,或扩展至如此披露的任何方法或程序的步骤中的任何新颖步骤或任何新颖组合。

[1416] 此外,在本披露内容中,在分开实现方式的上下文中所描述的某些特征还可以在单个实现方式中以组合进行实施。与此相反,在单一实现方式的背景下描述的不同特征也可以在多个实现方式中分开地或以任何适合的子组合来实施。此外,尽管某些特征在上文可能被描述为以某些组合起作用,但是在一些情况下,可以从所要求保护的组合中去除该组合的一个或多个特征,并且该组合可以作为子组合或子组合的变体被要求保护。

[1417] 此外,虽然操作可以以特定次序描绘于附图中或描述于说明书中,但此类操作无需以所展示的特定次序或以顺序次序执行,或无需执行所有操作以达到所期望的结果。未描绘或描述的其他操作可以并入示例方法和程序中。例如,可在所描述操作中的任一者之前、之后、同时或之间执行一个或多个附加操作。另外,操作可以在其他实现方式中重新配置或重新排序。本领域技术人员应了解,在一些实施例中,所说明和/或披露的程序中采取的实际步骤可以不同于各图所示的那些步骤。取决于实施例,可以移除上文所描述的某些步骤,可以添加其他步骤。此外,可以以不同方式组合上文所披露的特定实施例的特征和属性以形成附加实施例,以上所有实施例都落入本披露内容的范围内。而且,不应将上文所描述的实现方式中的各种系统部件的分开理解为在所有实现方式中都要求这种分开,并且应理解,所描述部件和系统通常可以一起集成在单个产品中或封装成多个产品。

[1418] 出于本披露内容的目的,本文中描述某些方面、优点和新颖特征。未必所有此类优点都可以根据任何特定实施例来达到。因此,例如,本领域技术人员将认识到,可以达到如本文中所传授的个优点或一组优点而未必达到如本文中可传授或建议的其他优点的方式来体现或进行本披露内容。

[1419] 除非另外具体陈述或在如所使用的上下文中以其他方式理解,否则本文中所使用的条件性语言,诸如“能够”、“可能”、“也许”、“可以”、“例如”等,通常旨在传达某些实施例包含某些特征、部件和/或步骤,而其他实施例不包含某些特征、部件和/或步骤。因此,此条件性语言通常不旨在暗示特征、部件和/或步骤无论如何是一个或多个实施例所需要的,或一个或多个实施例必需包含用于在具有或不具有其他输入或提示的情况下决定在任何特定实施例中是否包含或待执行这些特征、部件和/或步骤的逻辑。术语“包括”、“包含”、“具有”等为同义的并且以开放的方式包含性地使用,而且并不排除附加部件、特征、动作、操作等。而且,术语“或”以其包含性含义(且不以其排他性含义)使用,使得当用于例如连接元素列表时,术语“或”是指列表中的元素中的一个、一些或全部。

[1420] 除非另有明确说明,否则诸如短语“X、Y和Z中的至少一个”等的连词语言在上下文中被理解为通常用于传达项目、术语等可以是X、Y、或Z。因此,这样的连词语言一般不旨在暗示某些实施例需要存在X中的至少一个、Y中的至少一个和Z中的至少一个。

[1421] 本文中所使用的程度语言,诸如本文中所使用的术语“大约”、“约”、“总体上”以及“基本上”表示接近于所陈述的值、量或特性的值、量或特性仍执行期望功能或达到期望结果。例如,术语“大约”、“约”、“总体上”及“基本上”可以指在所陈述量的小于10%内、小于5%内、小于1%内、小于0.1%内及小于0.01%内的量。作为另一示例,在某些实施例中,术语“总体上平行”及“基本上平行”是指与完全平行偏离小于或等于15度、10度、5度、3度、1度、0.1度或其他的值、量或特性。

[1422] 本文中所披露的任何方法无需以所叙述的次序执行。本文中所披露的方法包含由医师采取的某些动作;然而,这些方法还可以明确或暗示地包含那些动作的任何第三方指示。例如,诸如“控制马达速度”的动作包含“指示控制马达速度”。

[1423] 本文中所描述的所有方法及任务可以由计算机系统执行并且完全自动化。在一些情况下,计算机系统可以包括多个不同的计算机或计算设备(例如,物理服务器、工作站、存储阵列、云计算资源等),这些计算机或计算设备通过网络进行通信和互操作以执行所描述的功能。每个这样的计算设备通常包括一个处理器(或多个处理器),该处理器执行存储在存储器或其他非暂时性计算机可读存储介质或设备(例如,固态存储设备、磁盘驱动器等)中的程序指令或模块。本文披露的各种功能可以以这样程序指令的方式实施,和/或可以实现在计算机系统的专用电路(例如,ASIC或FPGA)中。在计算机系统包含多个计算装置的情况下,这些装置可以为同置型的,但无需如此。可以通过将物理存储装置(诸如,固态存储器芯片和/或磁盘)变换成不同状态而持续地存储所披露方法及任务的结果。在一些实施例中,计算机系统可以是基于云端的计算系统,其处理资源由多个不同的商业实体或其他用户共享。

[1424] 本披露内容的范围不旨在受限于本部分或本说明书其他地方的优选实施例的具体披露内容,并且可以由如本部分或本说明书其他地方呈现的或如将来呈现的权利要求限定。权利要求的语言应基于权利要求中所使用的语言来广泛地解译,并且不限于在本说明

书中或在本申请的审查期间所描述的示例,这些示例应解释为是非排他性的。

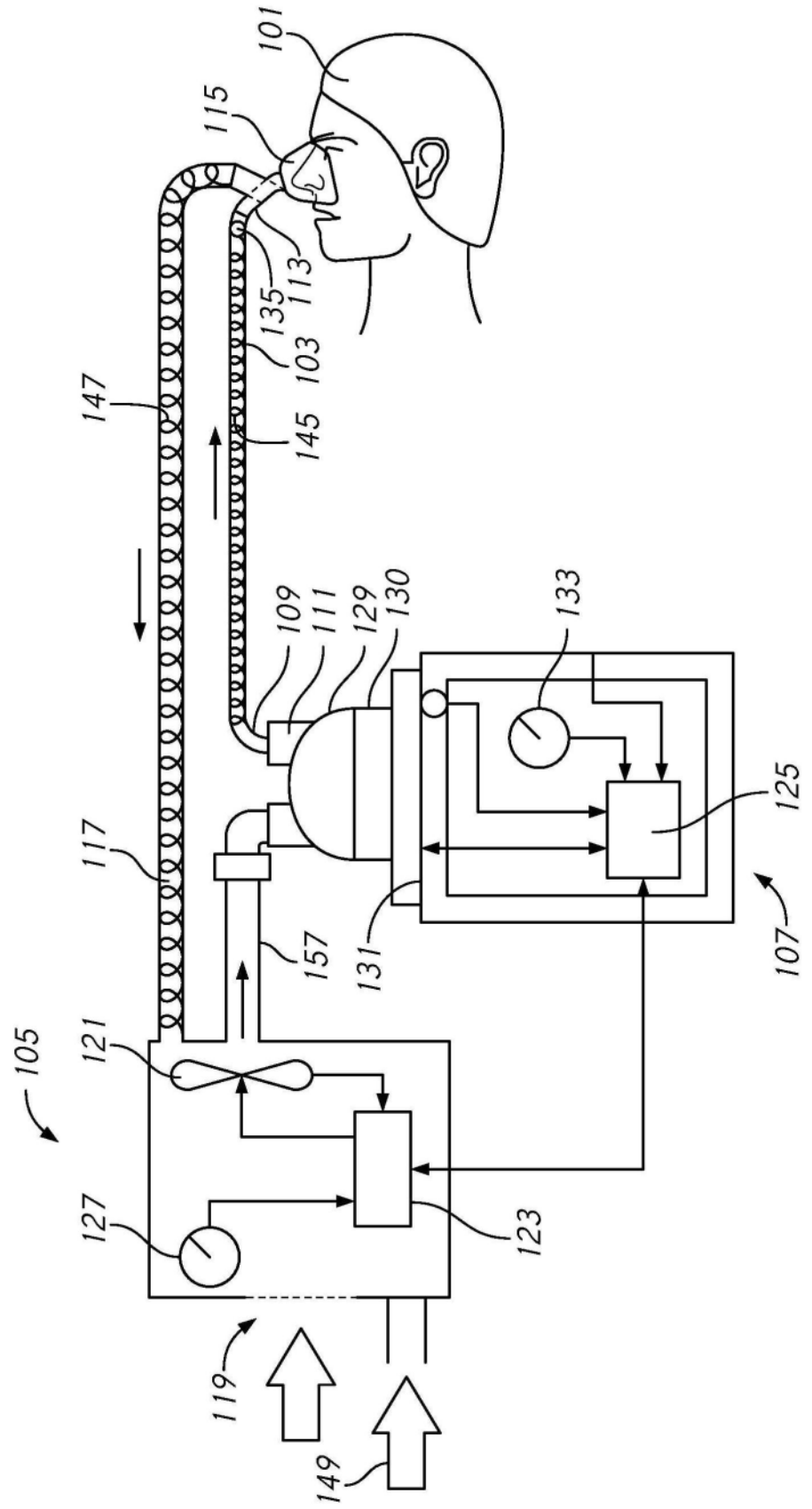

101
115
113
135
103
147
145
109
111
129
130
133
125
117
157
131
107
105
121
127
123
119
149

图1A

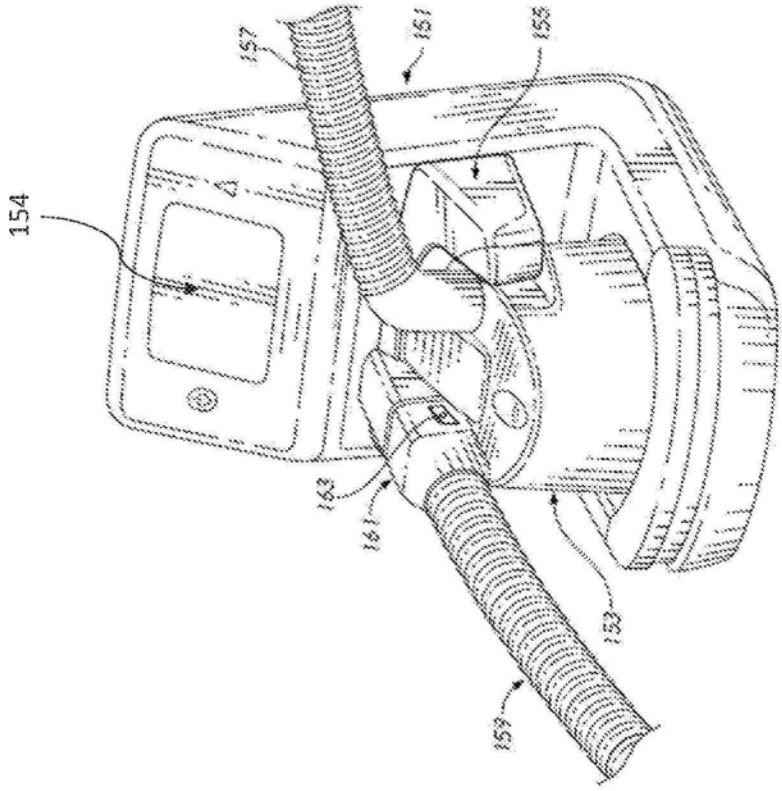


图1B

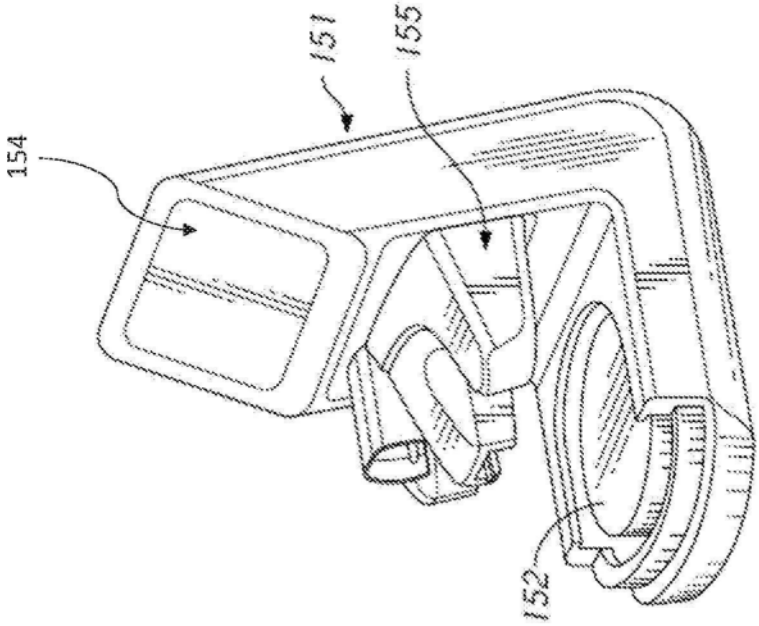


图1C

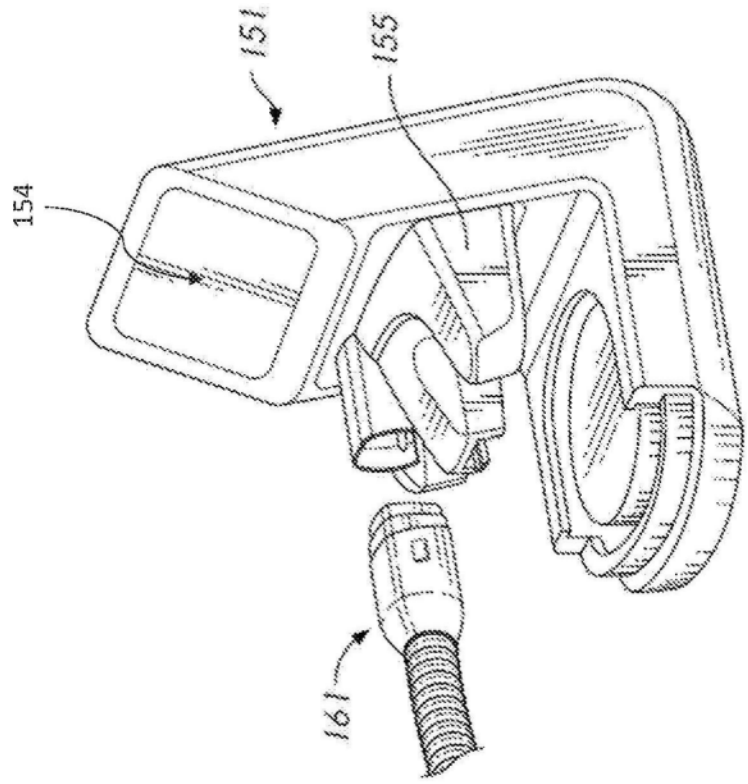


图1D

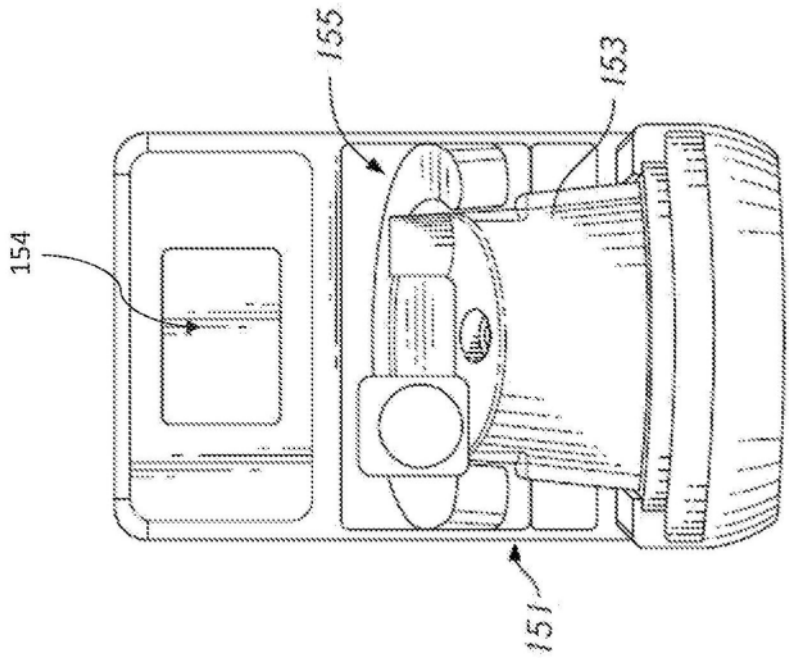


图1E

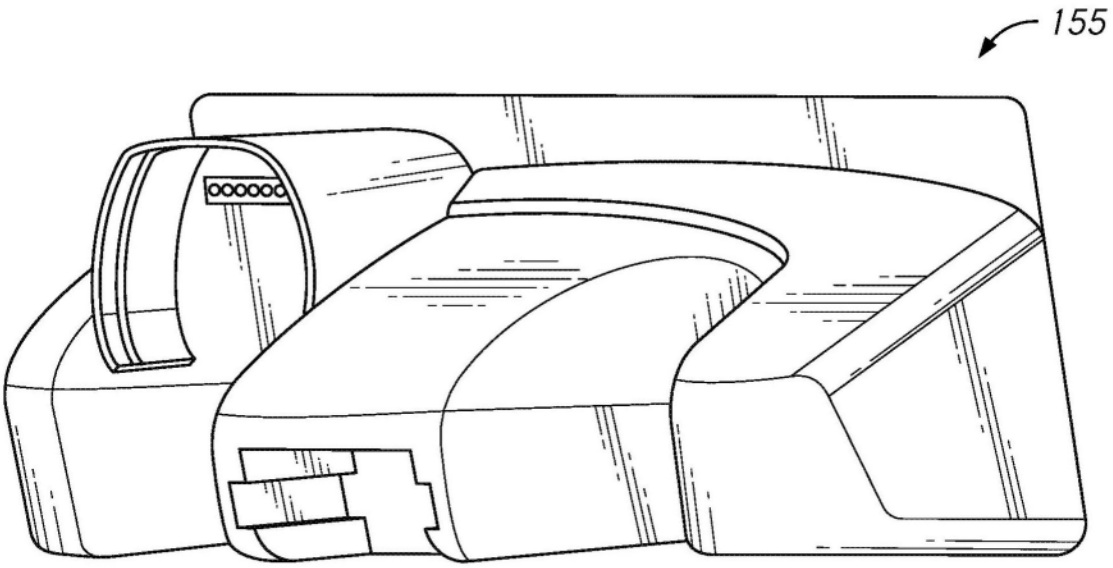


图1F

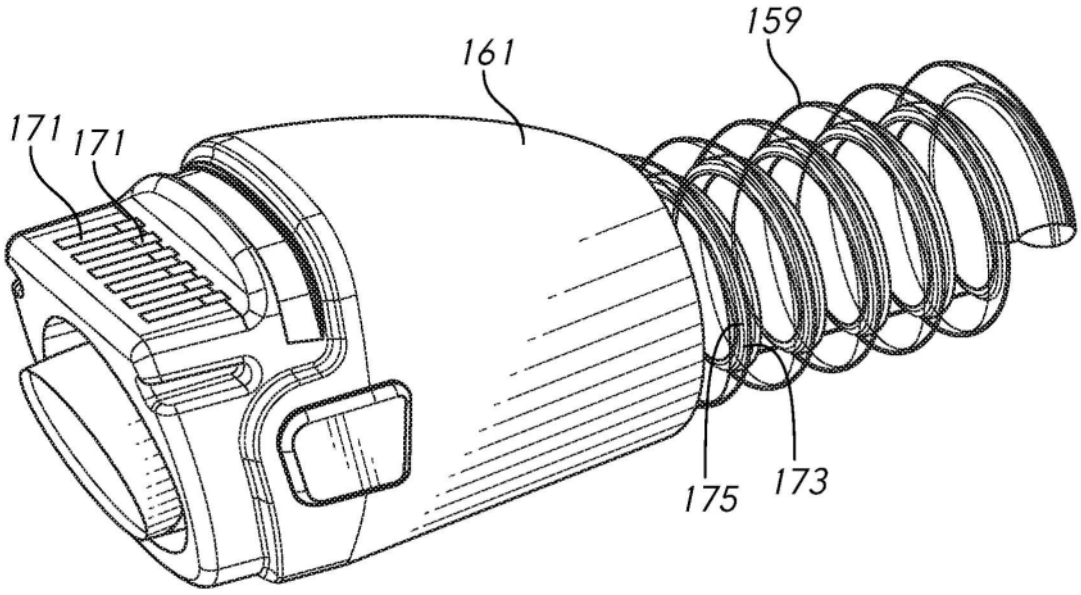


图1G

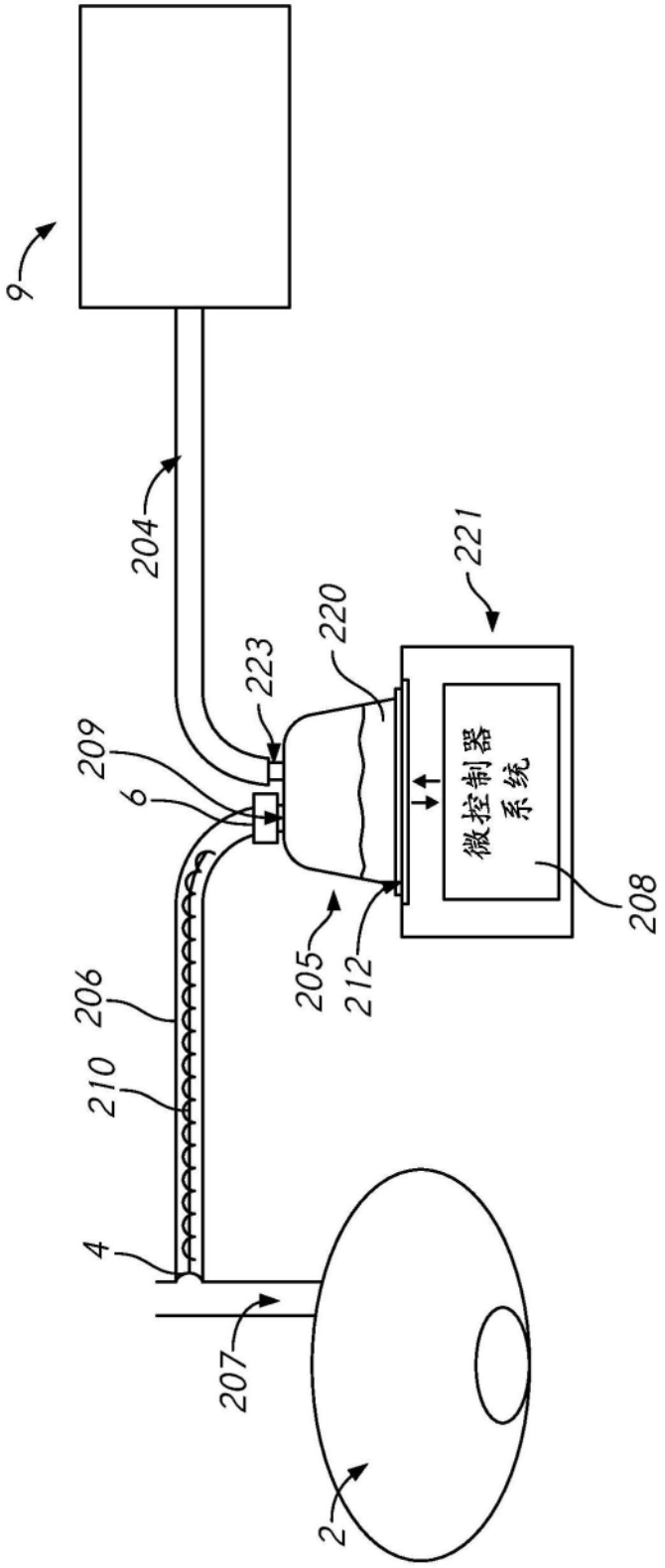


图2

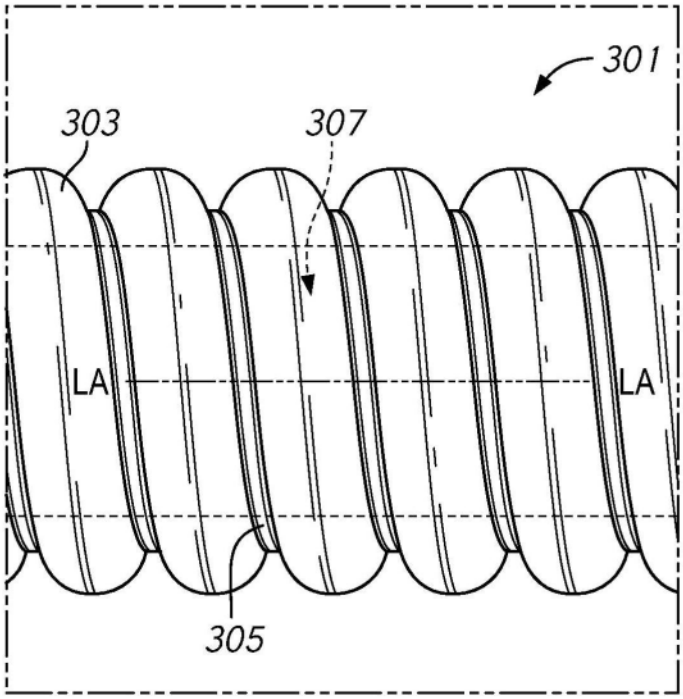


图3A

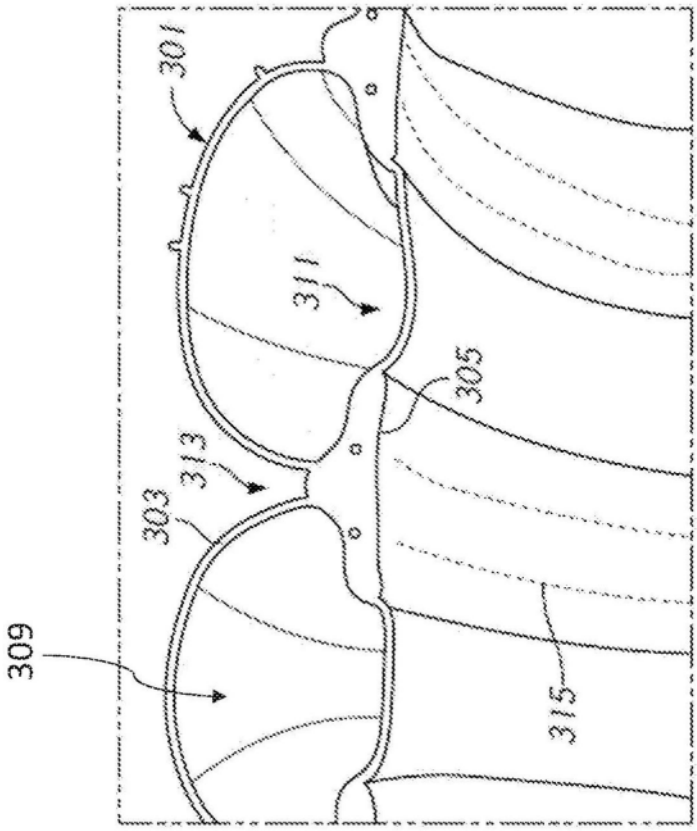


图3B

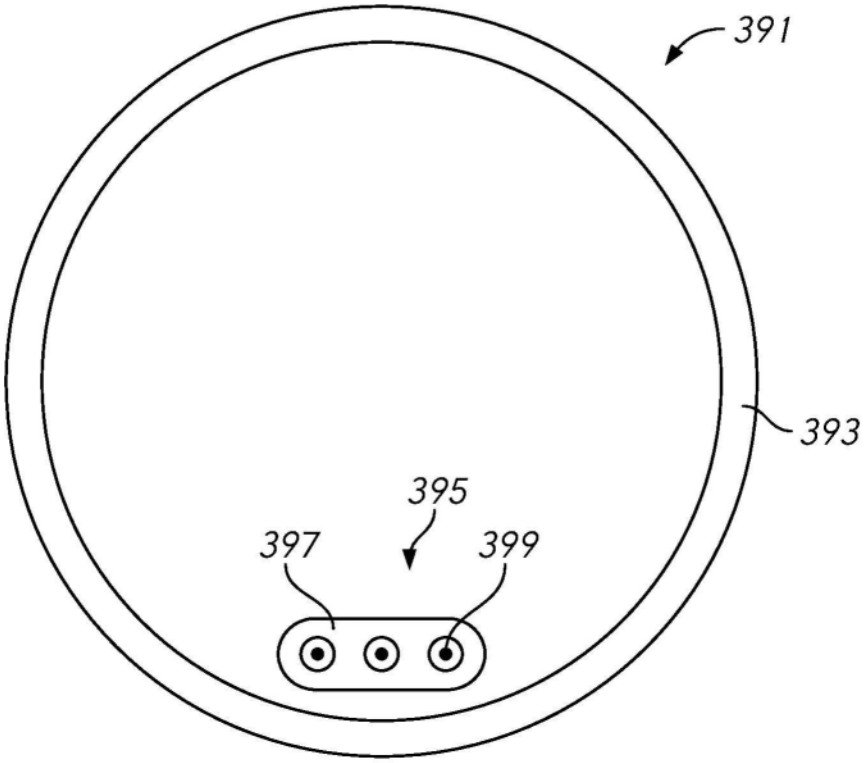


图3C

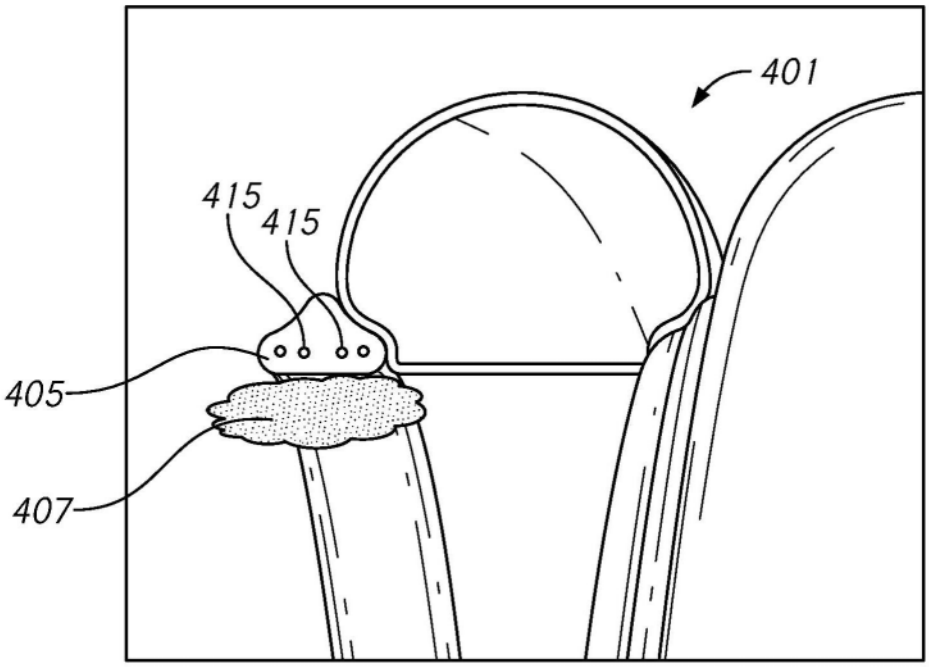


图4A

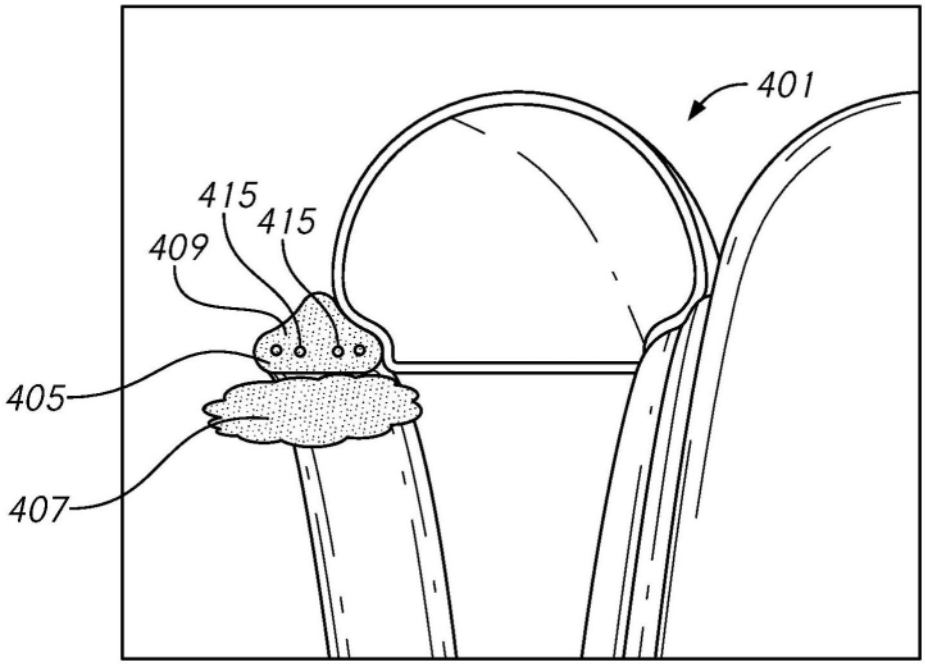


图4B

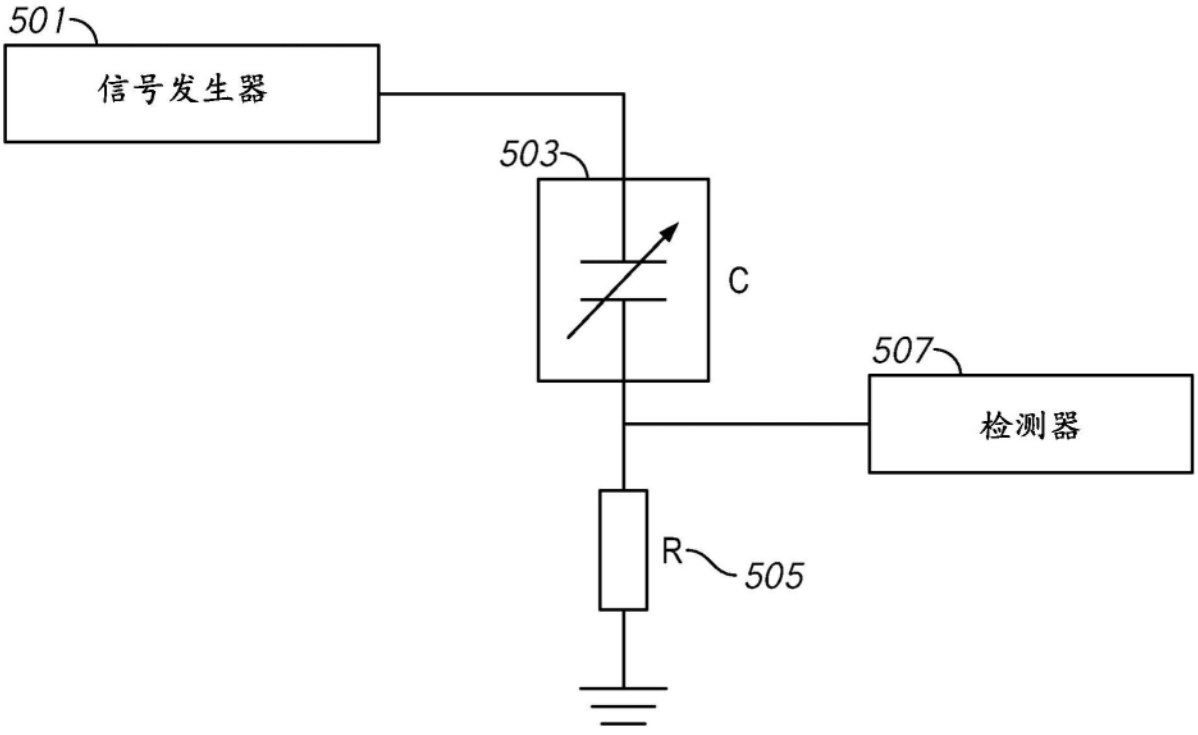


图5A

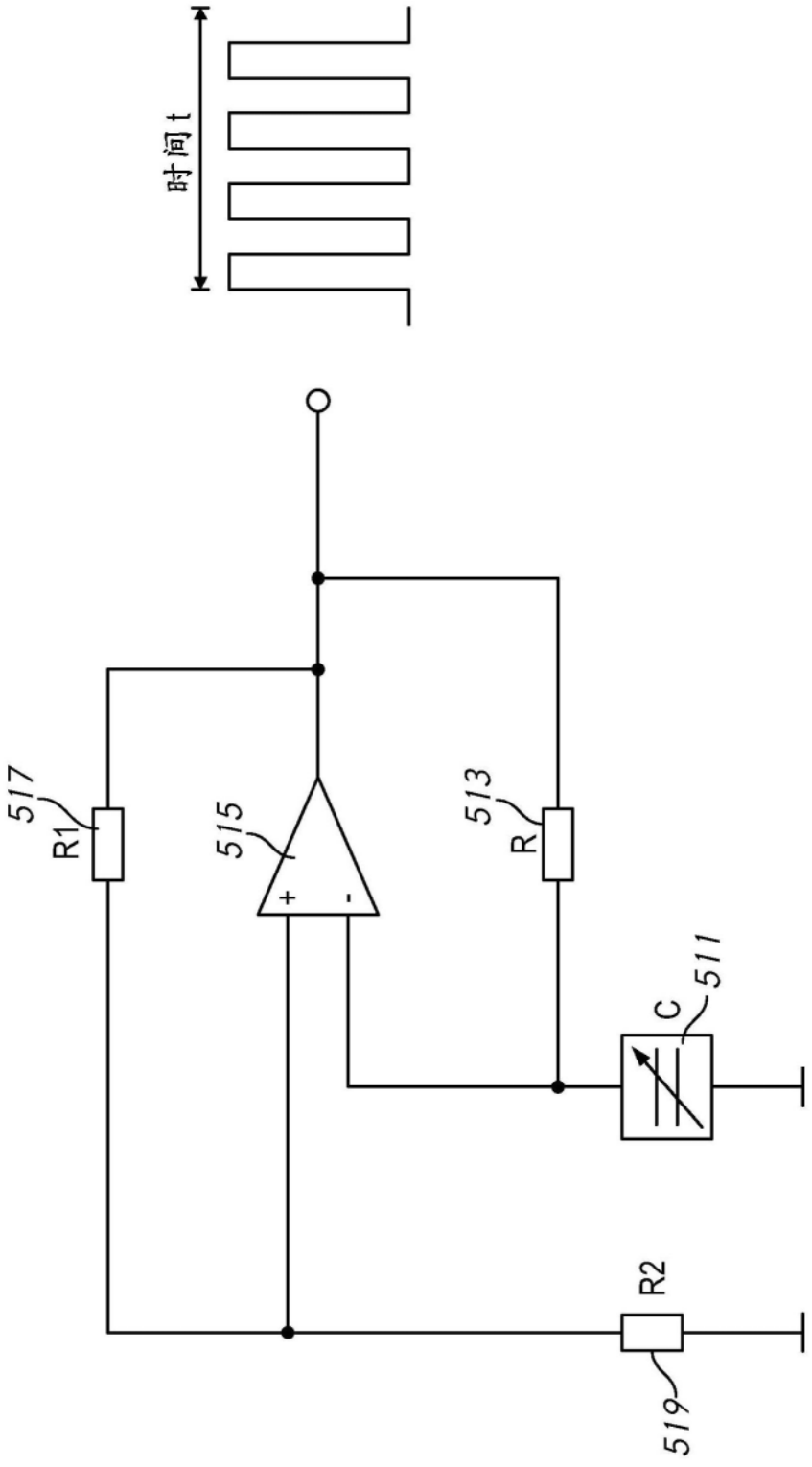


图5B

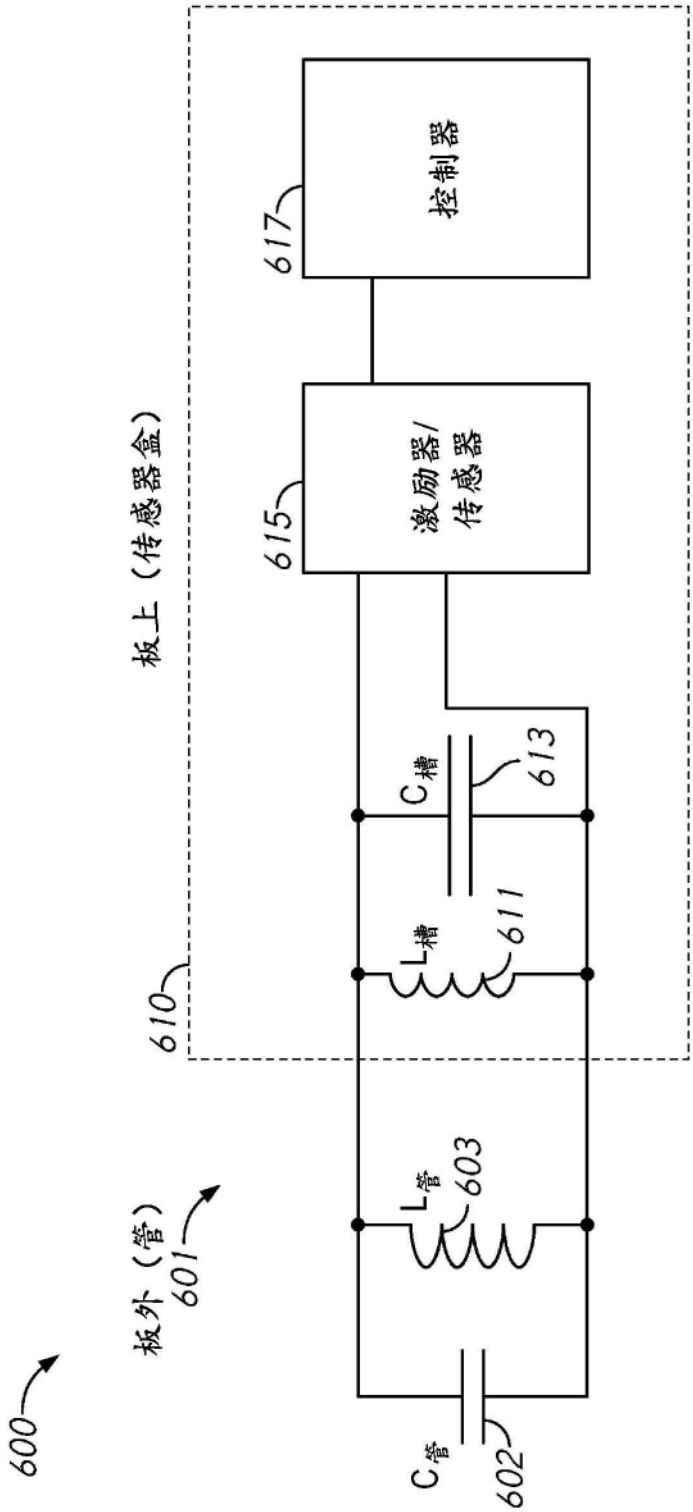

600
板外（管）
601
板上（传感器盒）
610
617
控制器
615
激励器/
传感器
C槽
613
L槽
611
L管
603
C管
602

图6

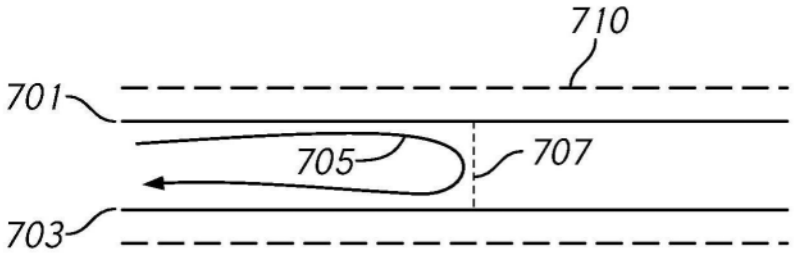


图7A

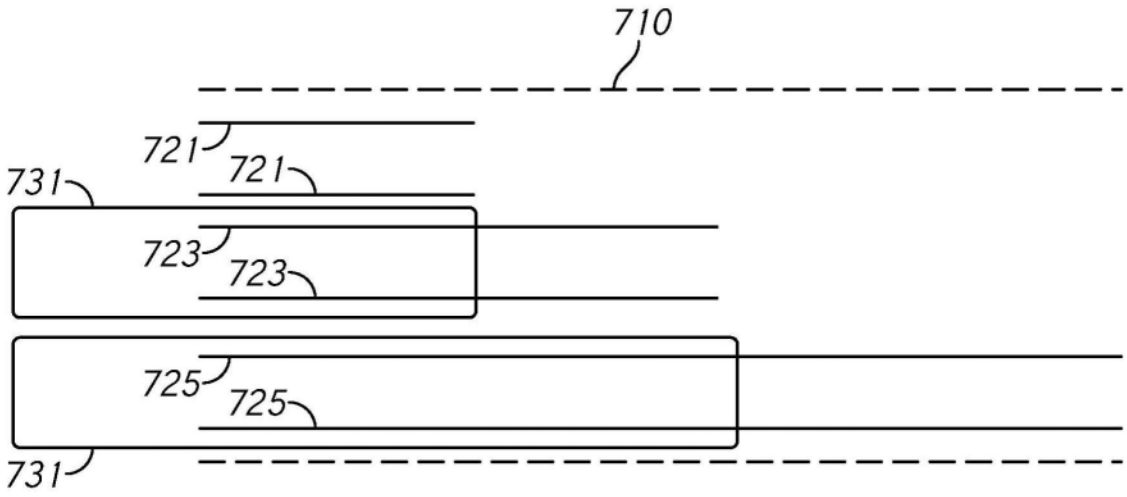


图7B

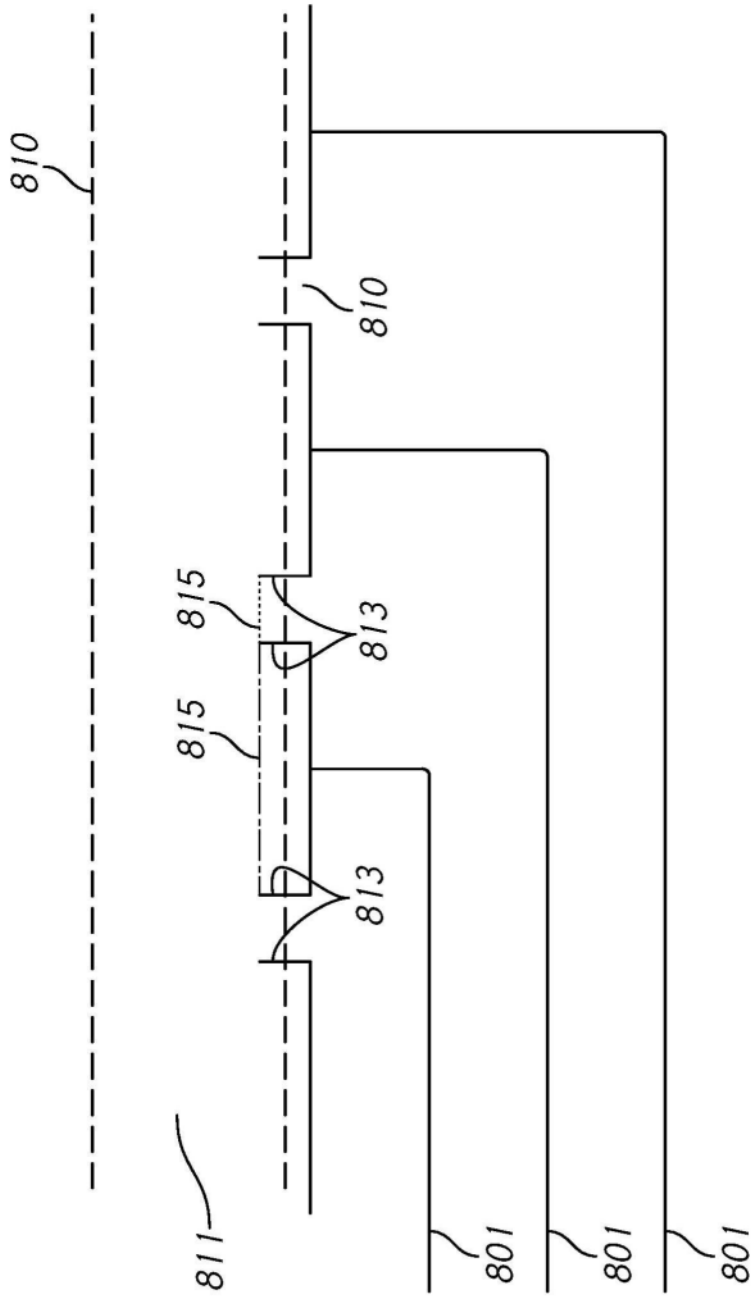


图8A

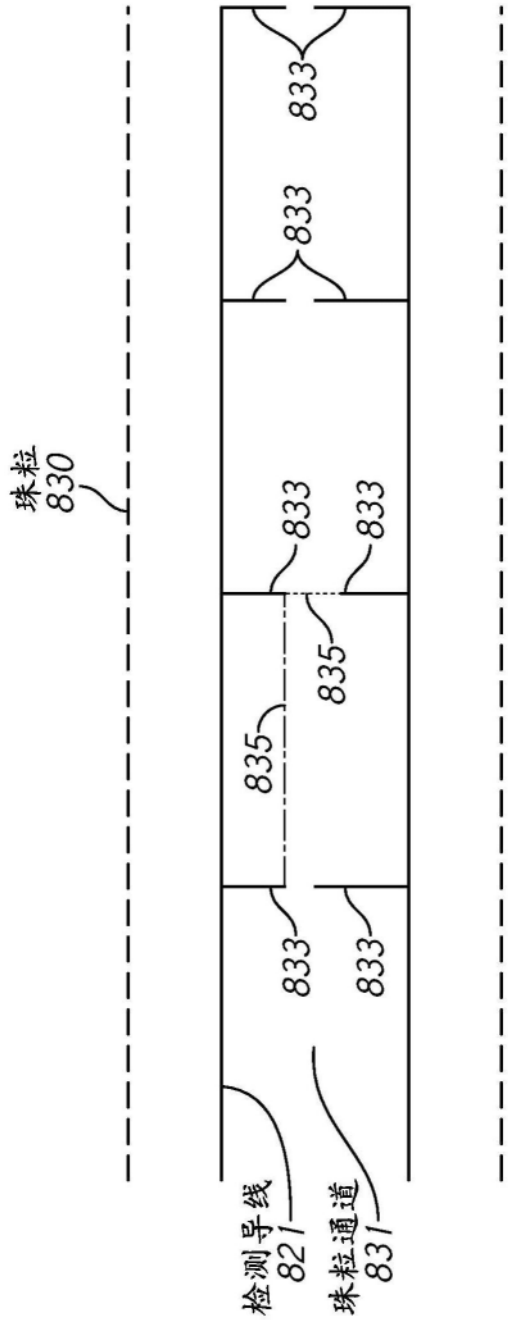


图8B

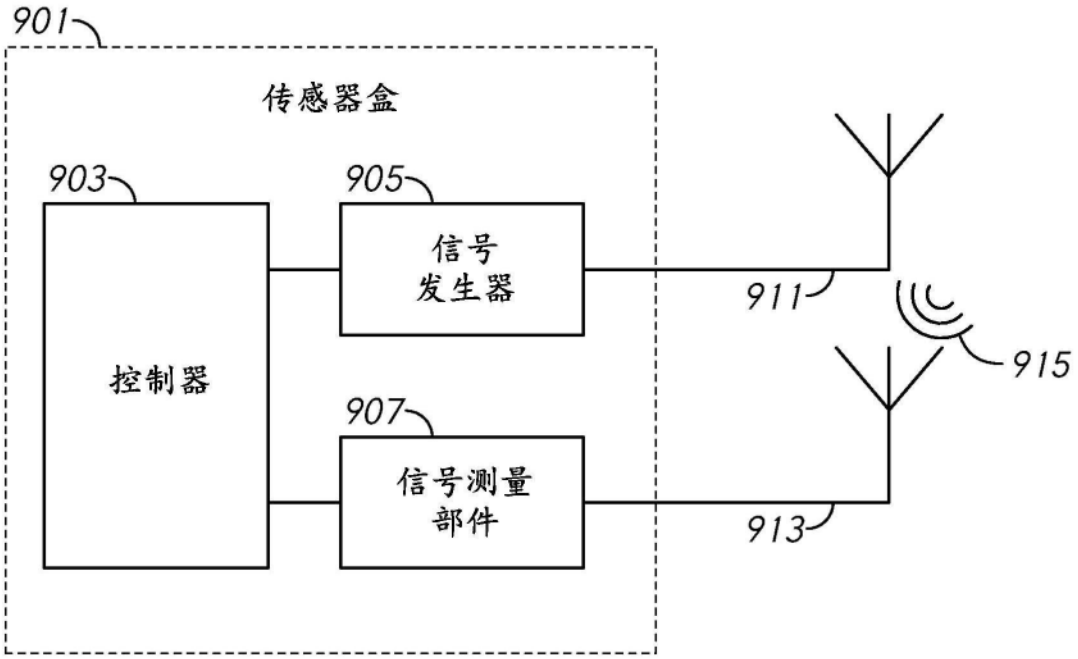

901
传感器盒
903
905
信号
发生器
控制器
907
信号测量
部件
911
913
915

图9A

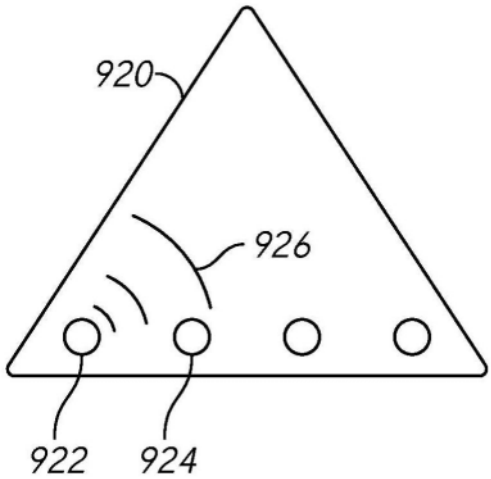

920
926
922
924

图9B

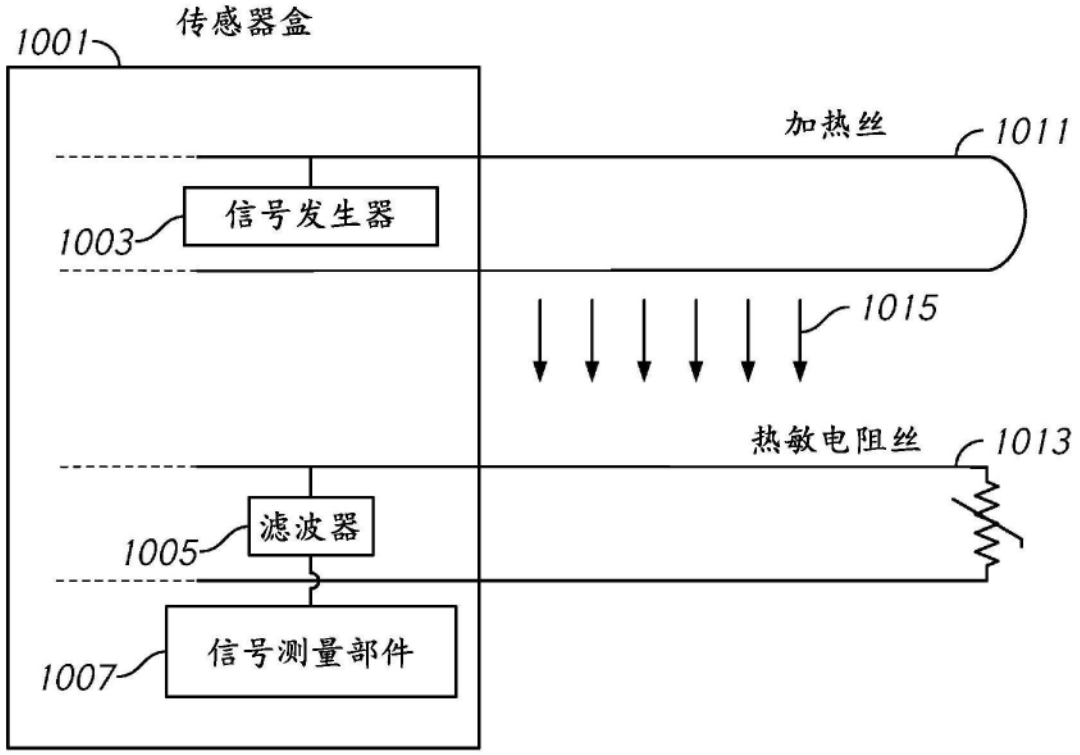

传感器盒
1001
加热丝
1011
信号发生器
1003
1015
热敏电阻丝
1013
滤波器
1005
信号测量部件
1007

图10A

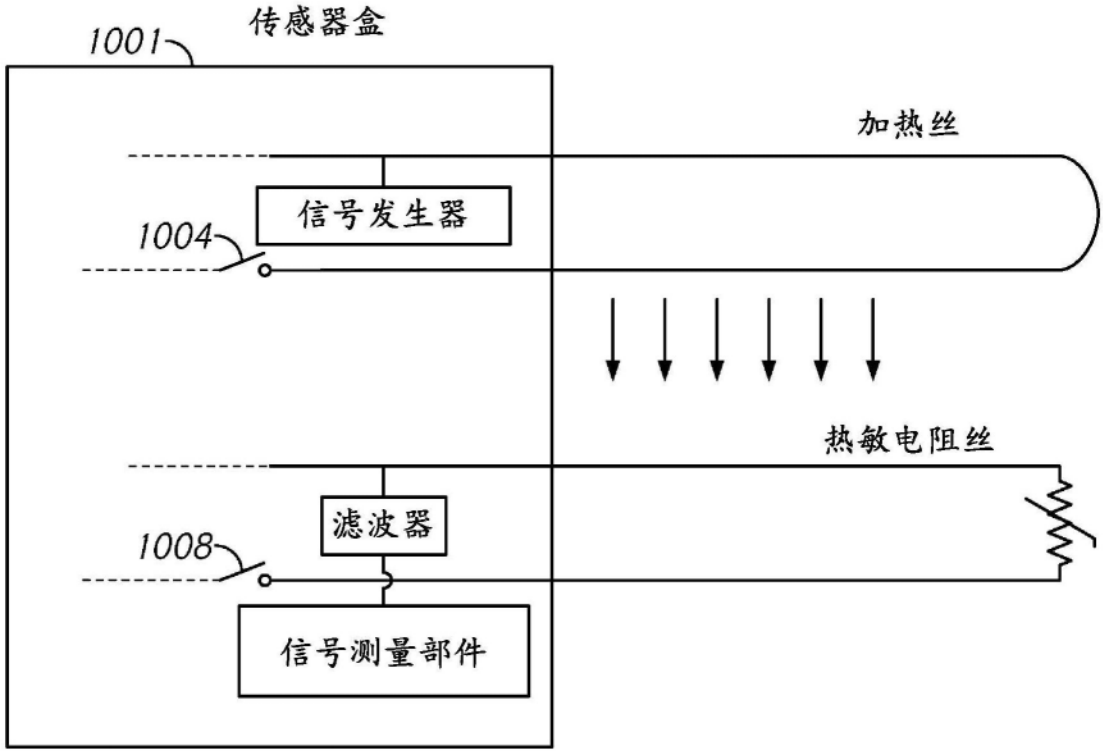

传感器盒
1001
加热丝
信号发生器
1004
热敏电阻丝
滤波器
1008
信号测量部件

图10B

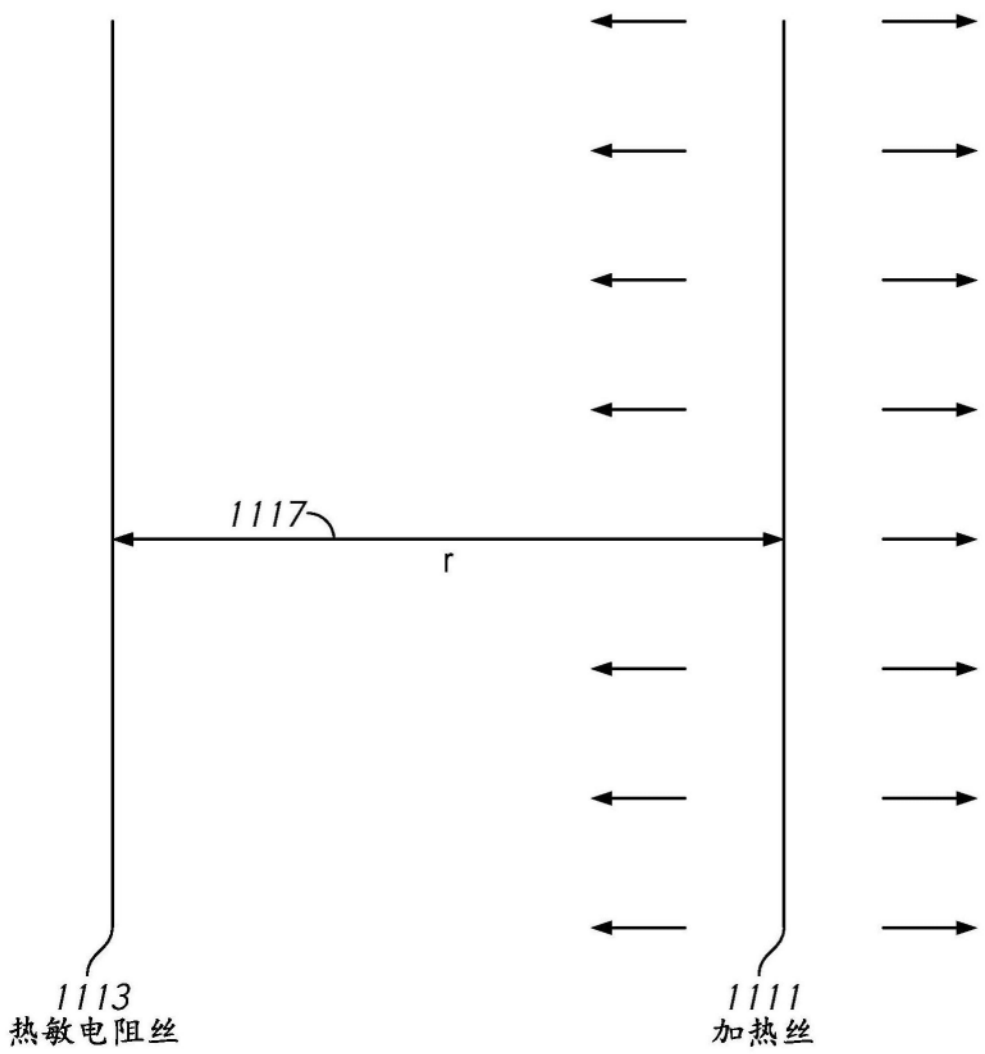


图11A

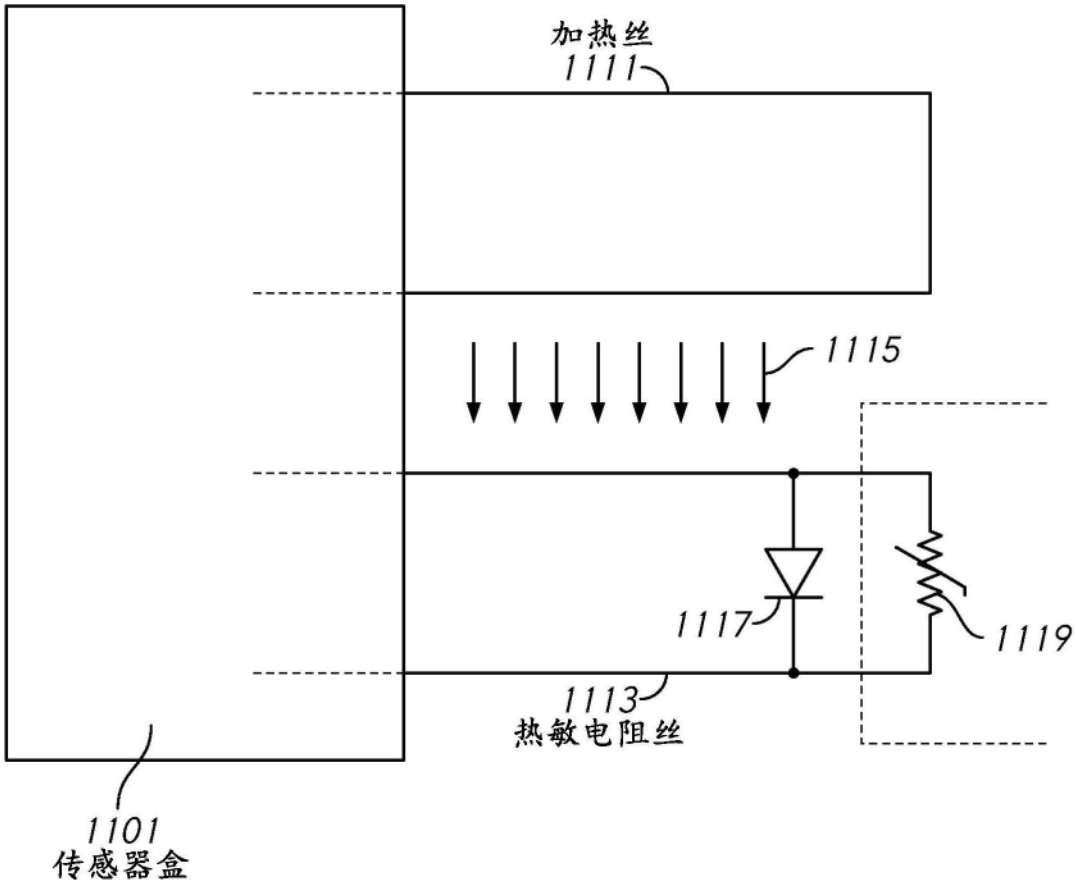


图11B

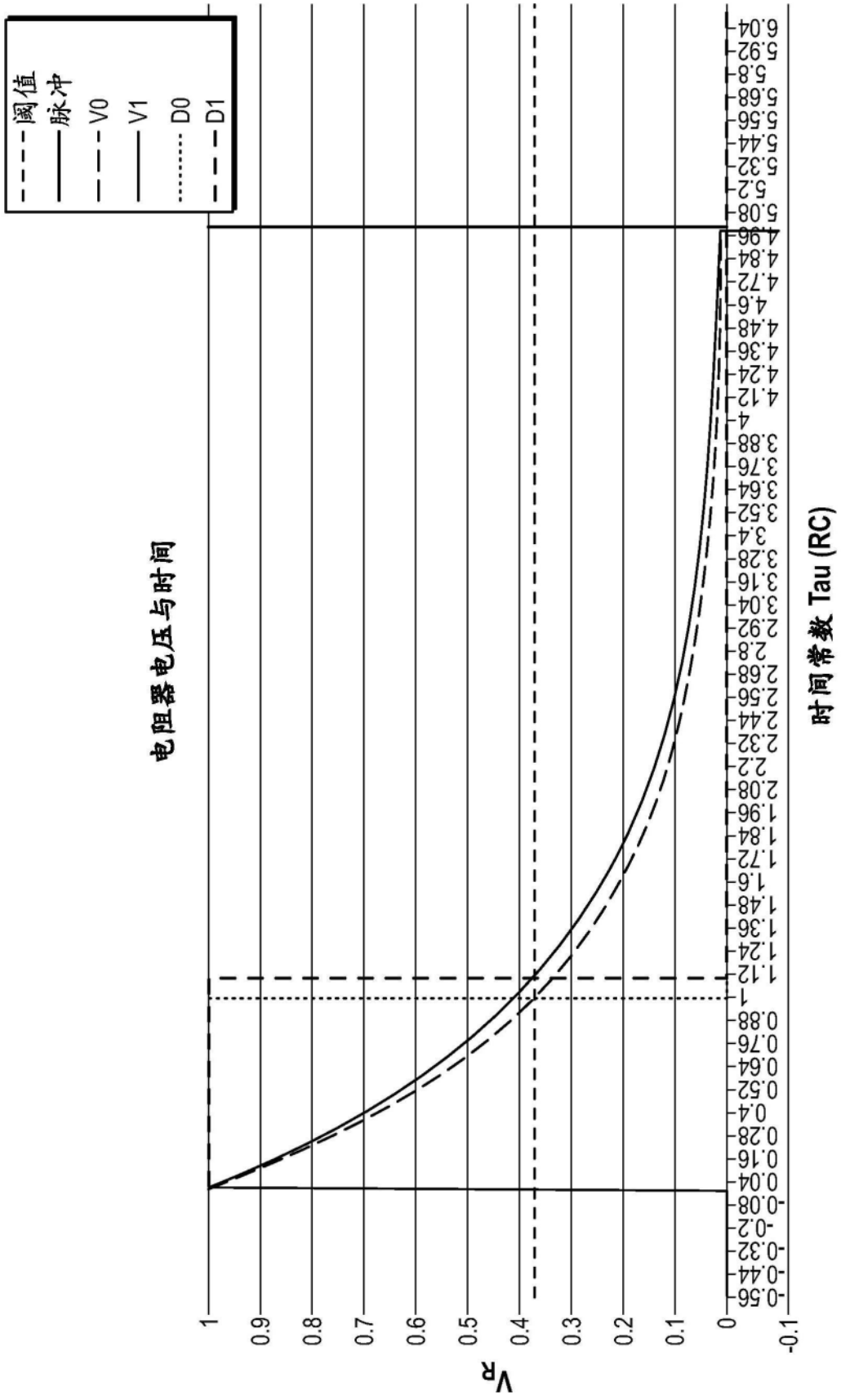

阈值
脉冲
V0
V1
D0
D1
电阻器电压与时间
时间常数 Tau (RC)
V_R
1
0.9
0.8
0.7
0.6
0.5
0.4
0.3
0.2
0.1
0
-0.1
6.04
5.92
5.8
5.68
5.56
5.44
5.32
5.2
5.08
4.96
4.84
4.72
4.6
4.48
4.36
4.24
4.12
4
3.88
3.76
3.64
3.52
3.4
3.28
3.16
3.04
2.92
2.8
2.68
2.56
2.44
2.32
2.2
2.08
1.96
1.84
1.72
1.6
1.48
1.36
1.24
1.12
1
0.88
0.76
0.64
0.52
0.4
0.28
0.16
0.04
-0.08
-0.2
-0.32
-0.44
-0.56

图12

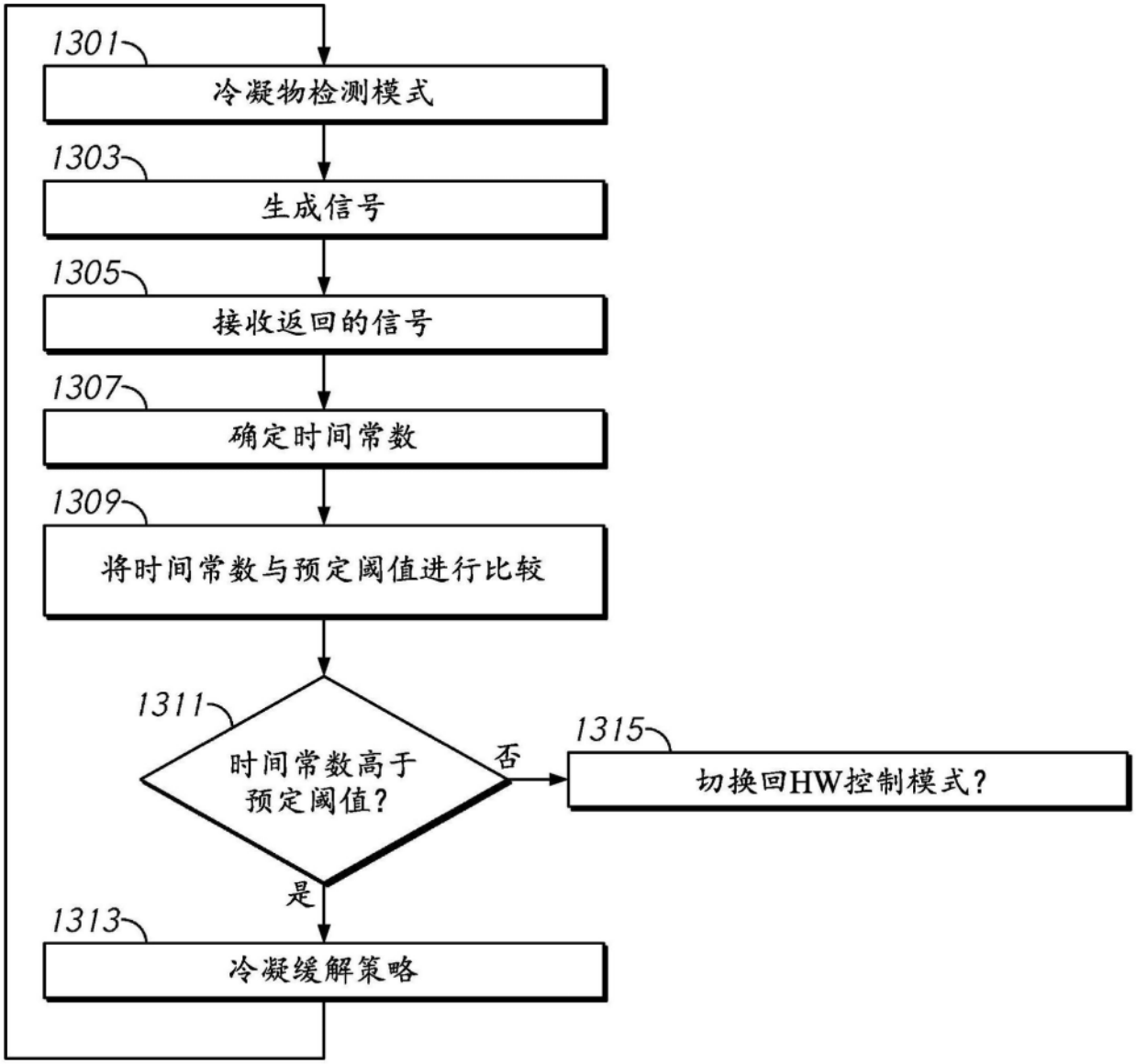

1301
冷凝物检测模式
1303
生成信号
1305
接收返回的信号
1307
确定时间常数
1309
将时间常数与预定阈值进行比较
1311
时间常数高于预定阈值?
否
1315
切换回HW控制模式?
是
1313
冷凝缓解策略

图13A

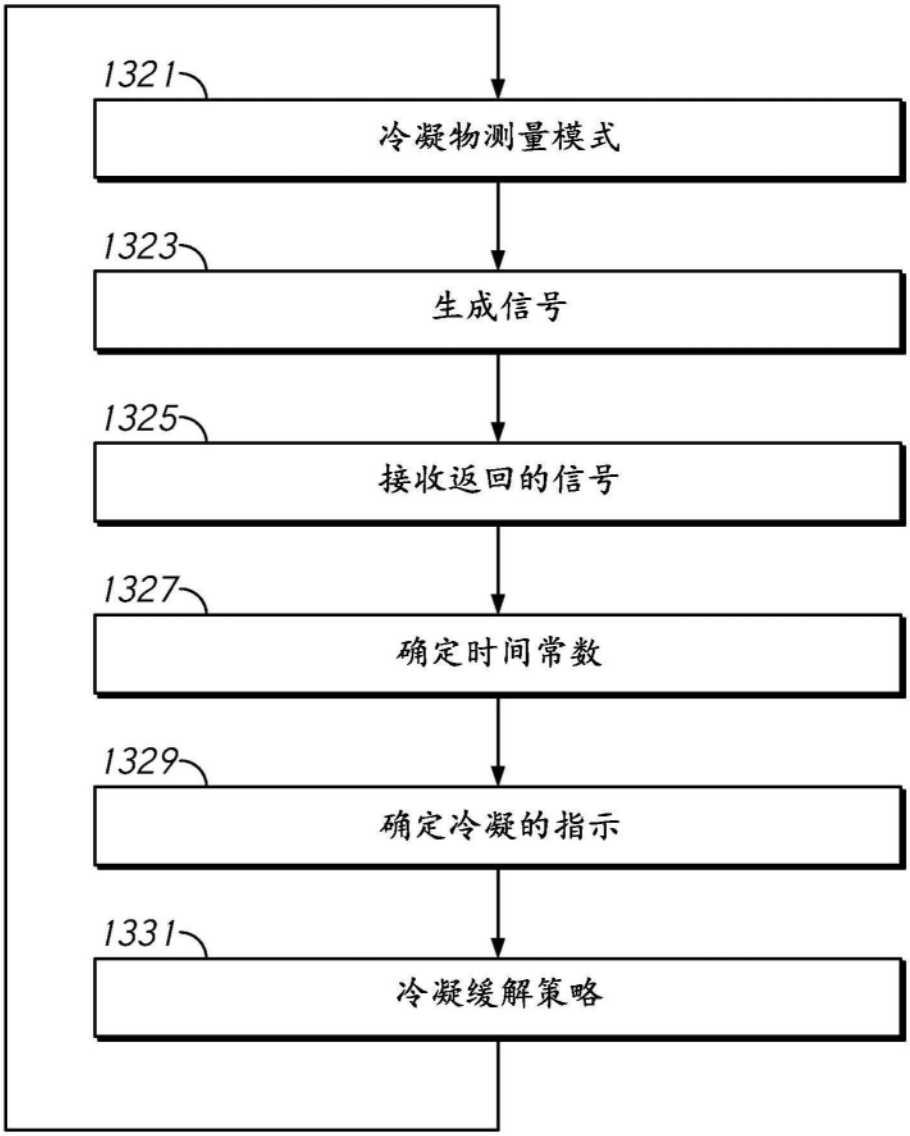

1321
冷凝物测量模式
1323
生成信号
1325
接收返回的信号
1327
确定时间常数
1329
确定冷凝的指示
1331
冷凝缓解策略

图13B

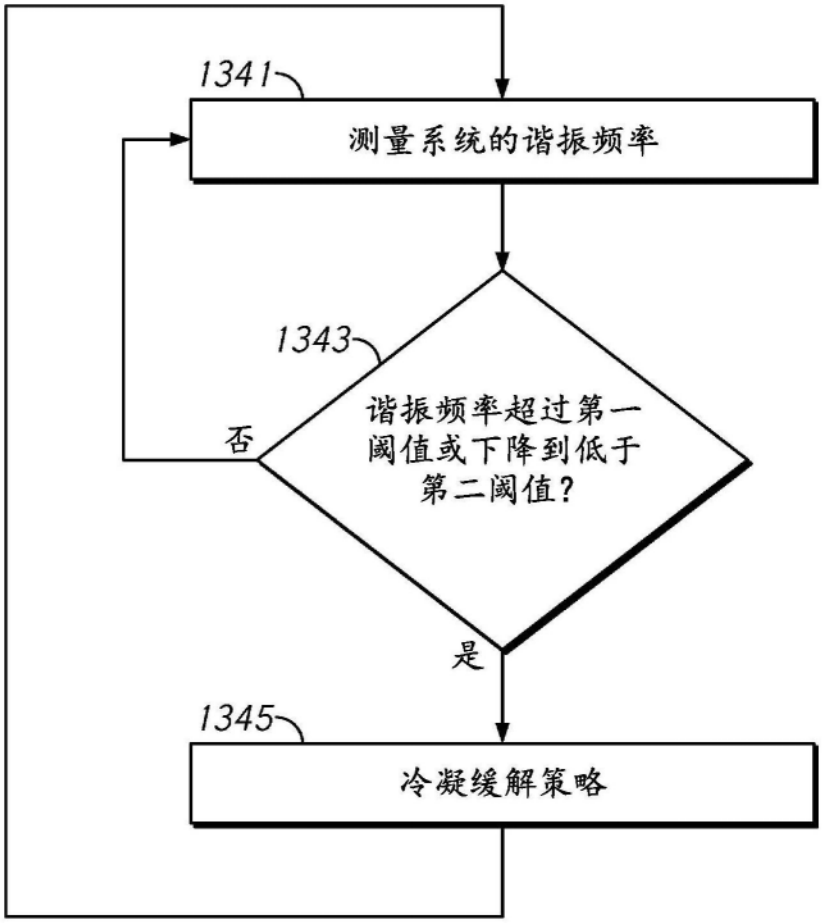


图13C

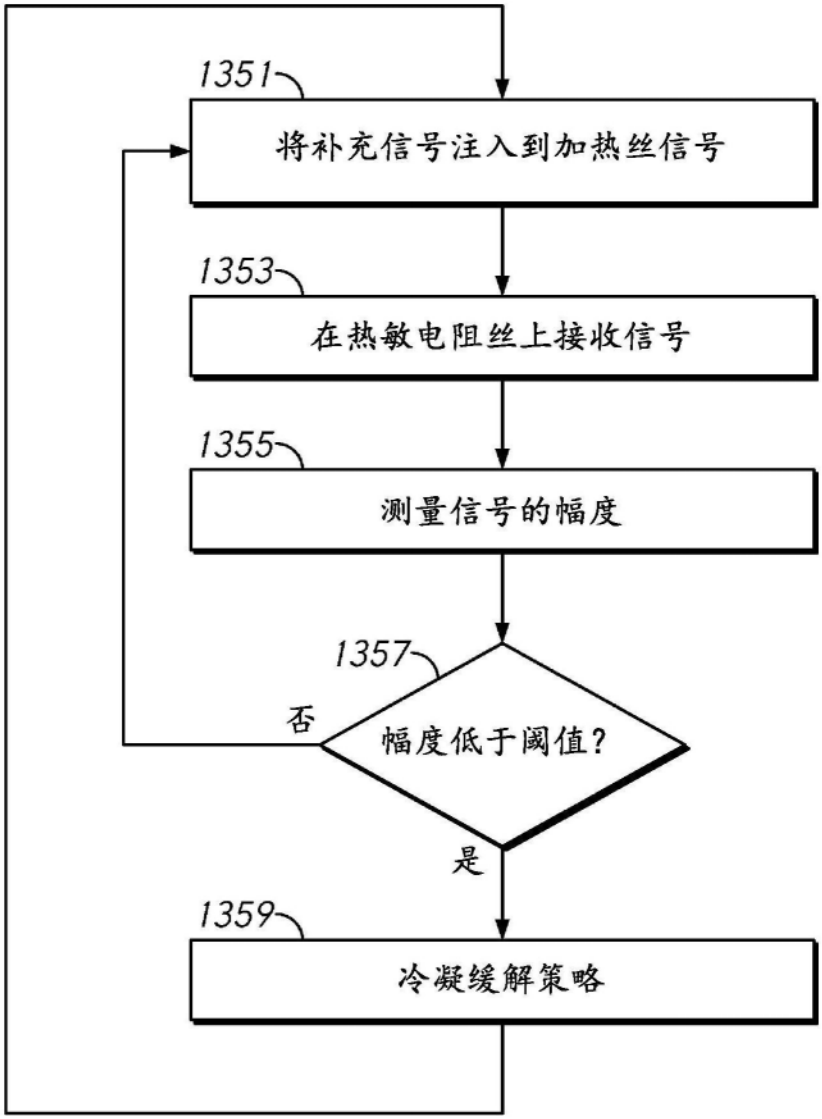

1351
将补充信号注入到加热丝信号
1353
在热敏电阻丝上接收信号
1355
测量信号的幅度
1357
否
幅度低于阈值?
是
1359
冷凝缓解策略

图13D

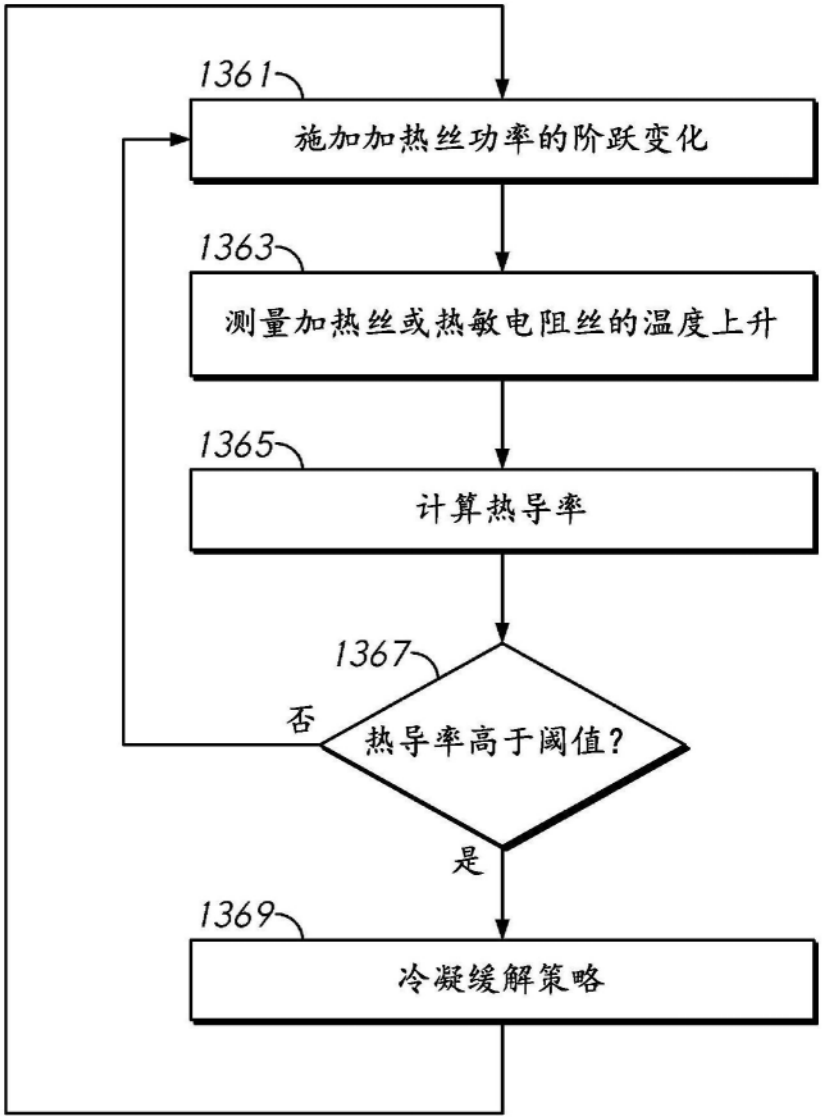

1361
施加加热丝功率的阶跃变化
1363
测量加热丝或热敏电阻丝的温度上升
1365
计算热导率
1367
否
热导率高于阈值?
是
1369
冷凝缓解策略

图13E

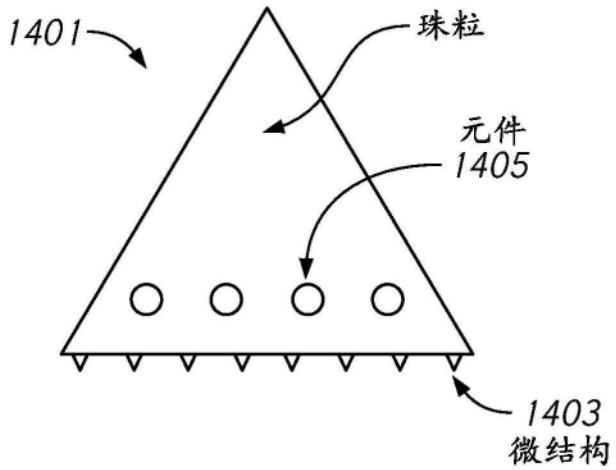

1401
珠粒
元件
1405
1403
微结构

图14

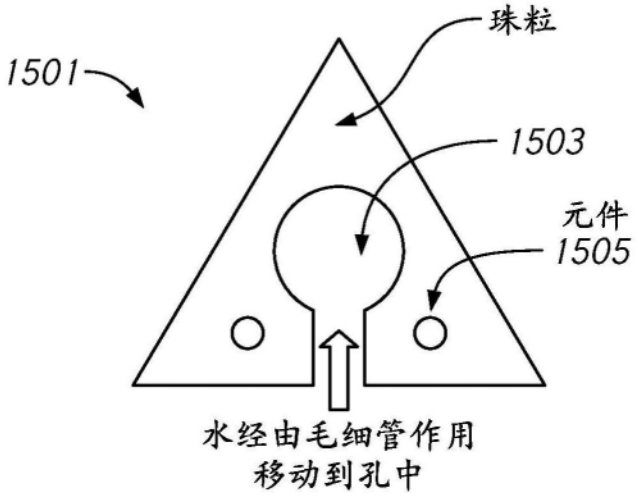

珠粒
1501
1503
元件
1505
水经由毛细管作用
移动到孔中

图15

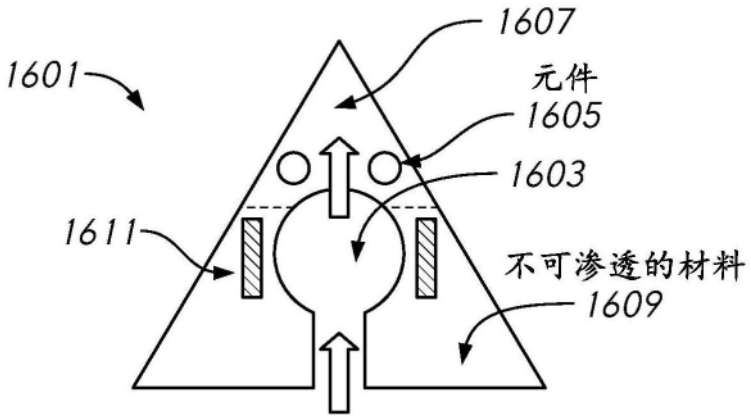

1607
1601
元件
1605
1603
1611
不可渗透的材料
1609

图16

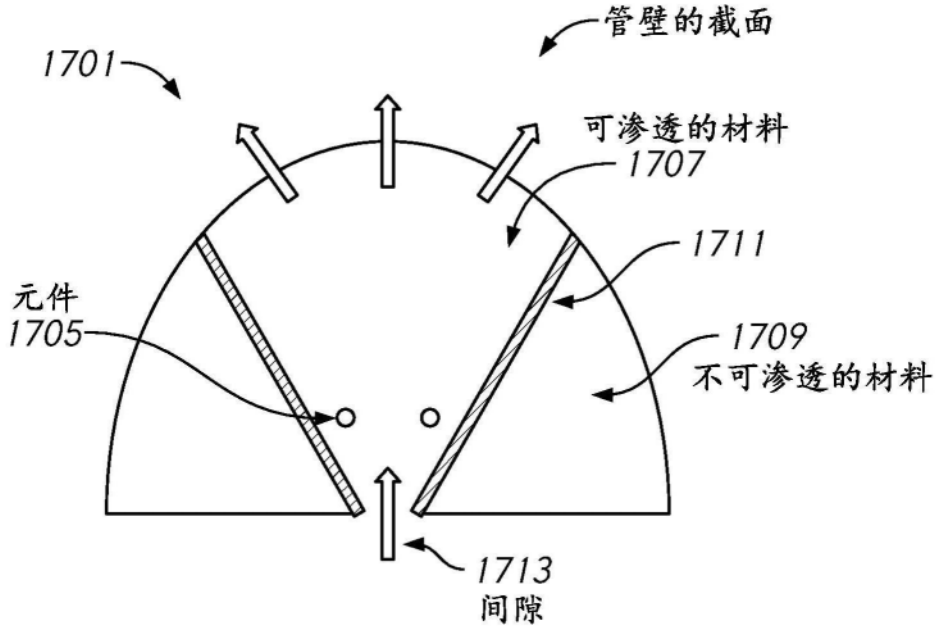


图17A

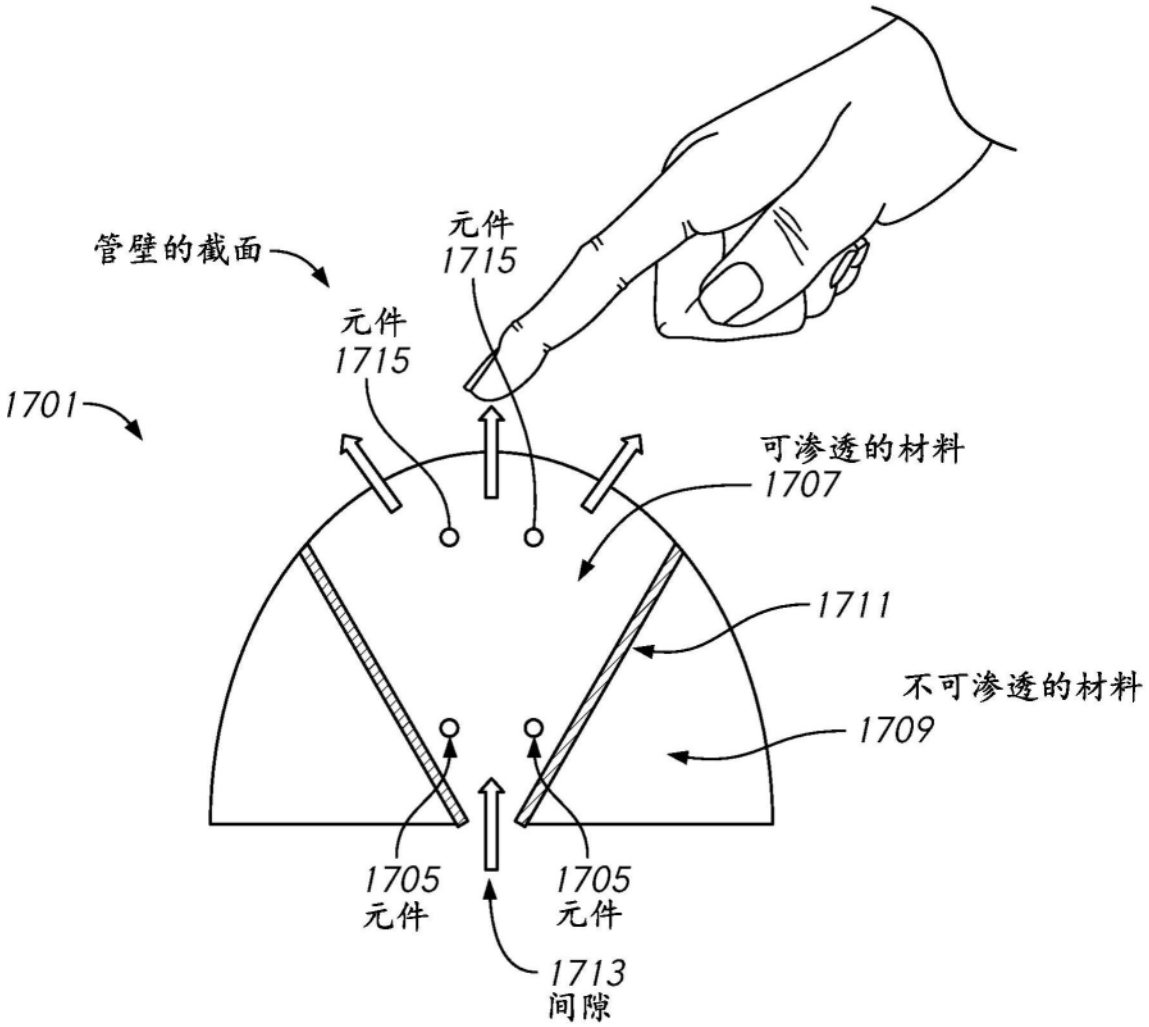

管壁的截面
元件
1715
元件
1715
1701
可渗透的材料
1707
1711
不可渗透的材料
1709
1705
元件
1705
元件
1713
间隙

图17B

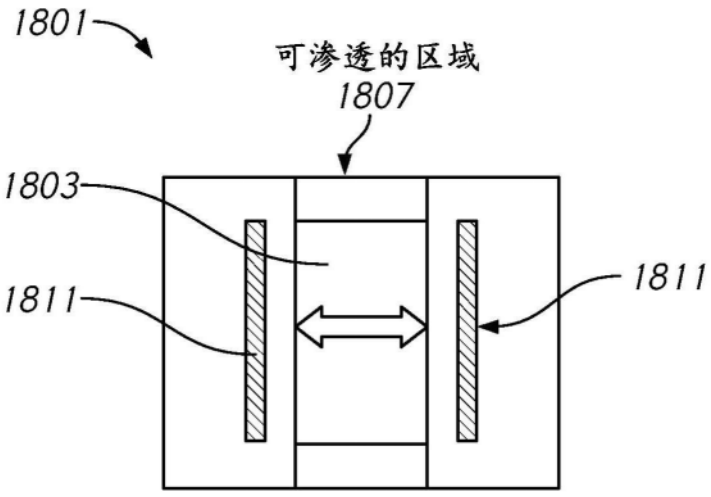

1801
可渗透的区域
1807
1803
1811
1811

图18

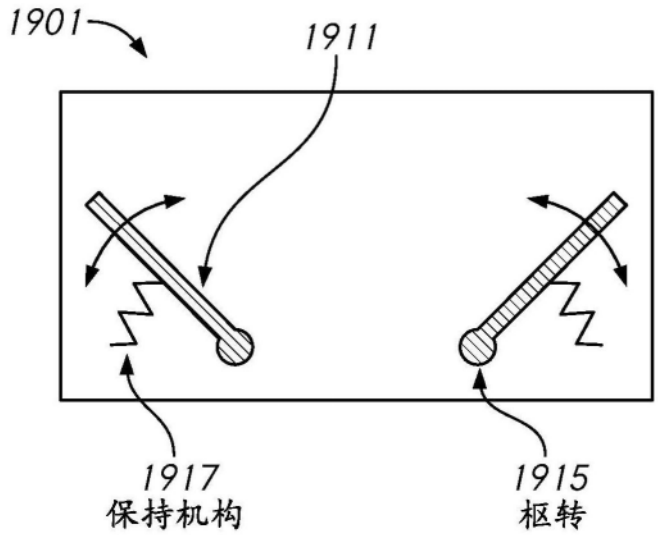

1901
1911
1917
保持机构
1915
枢转

图19

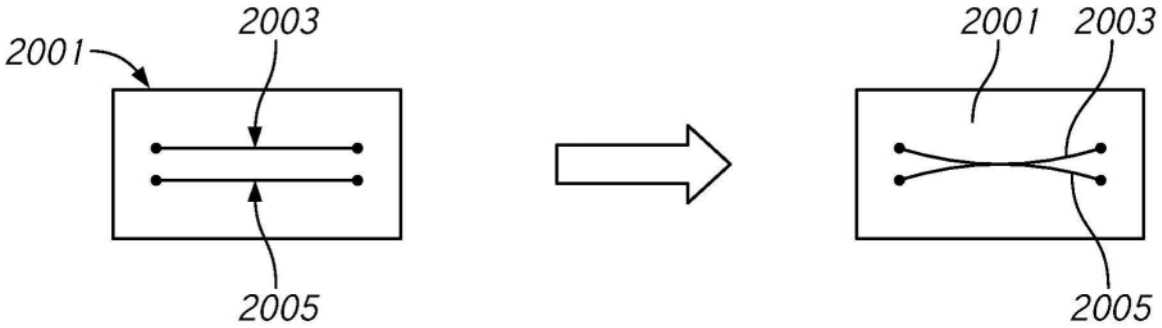

2001
2003
2005
2001
2003
2005

图20

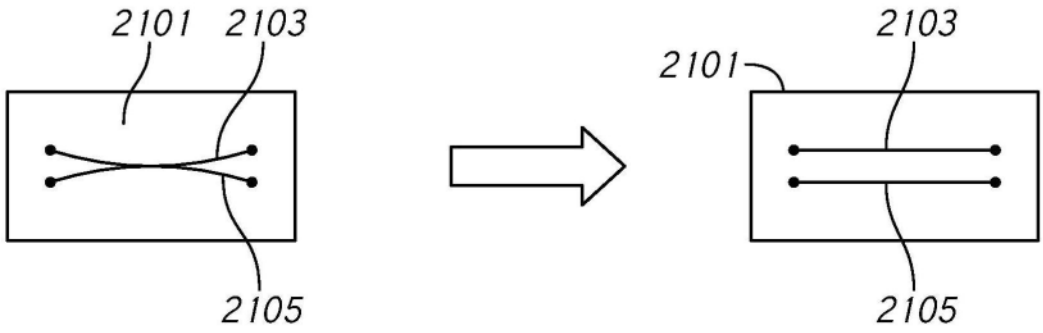

2101
2103
2105
2101
2103
2105

图21

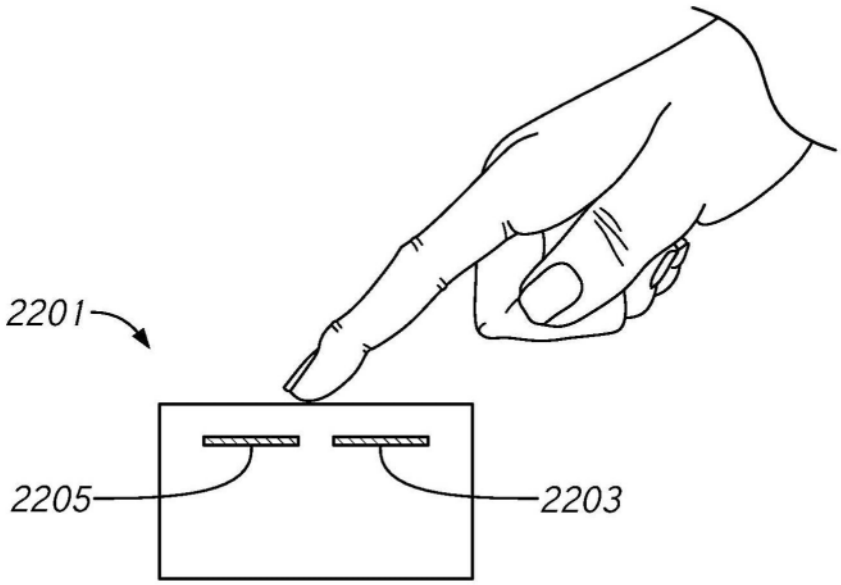


图22

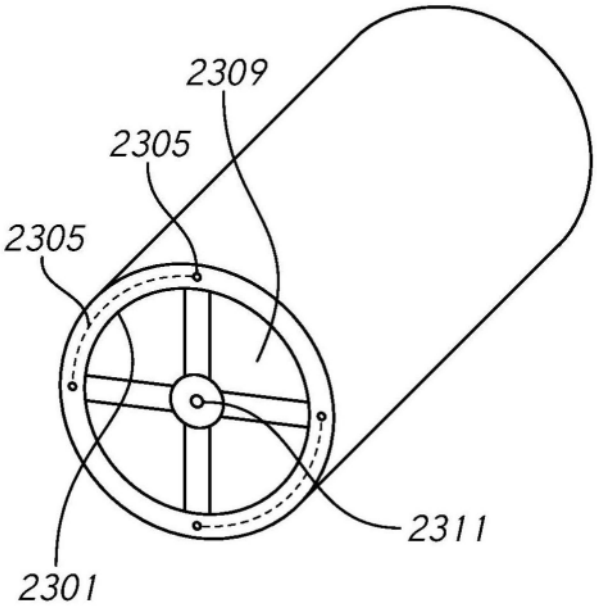


图23

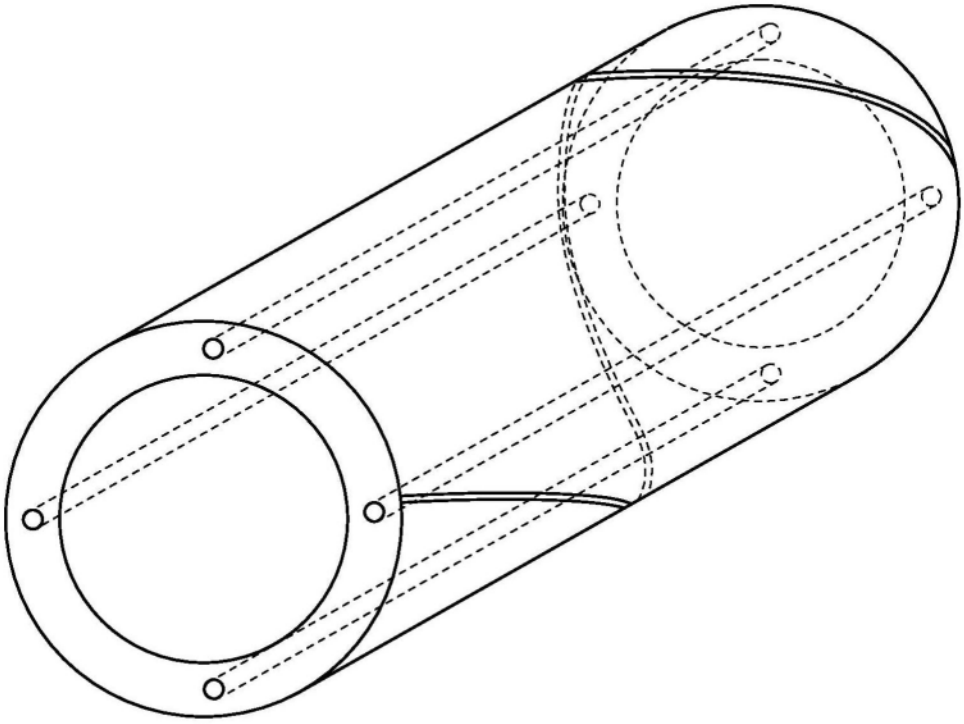


图24

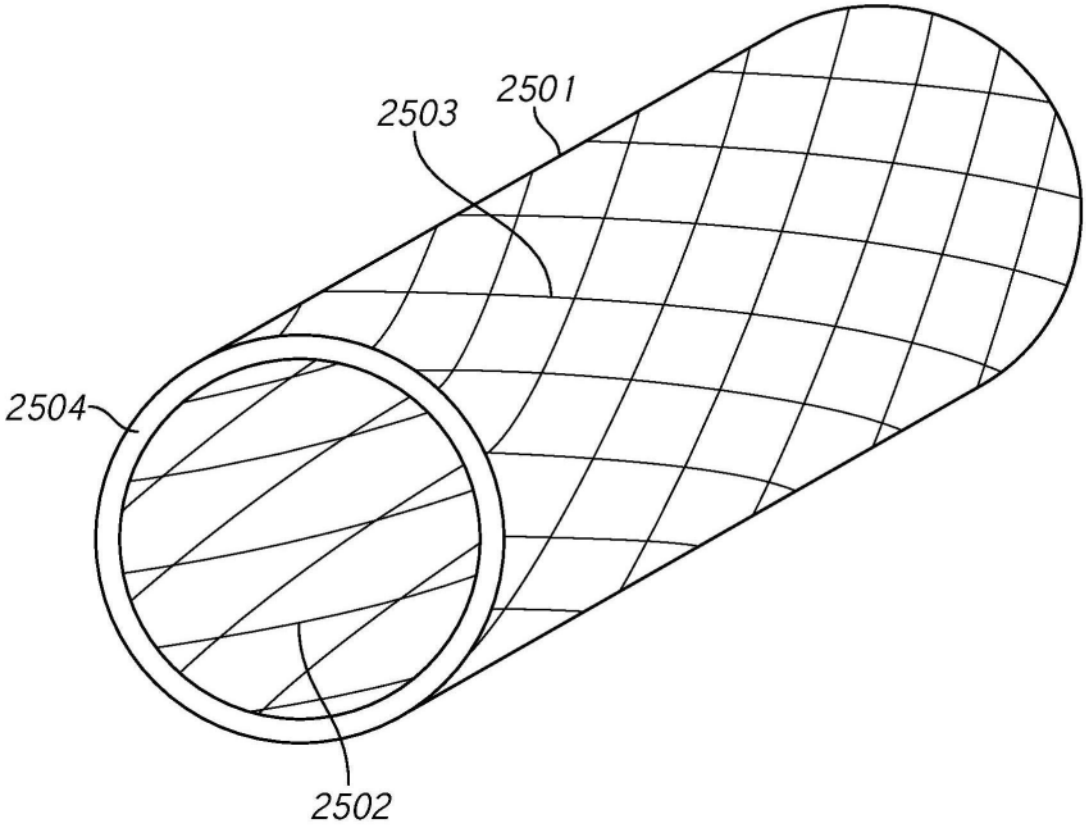


图25

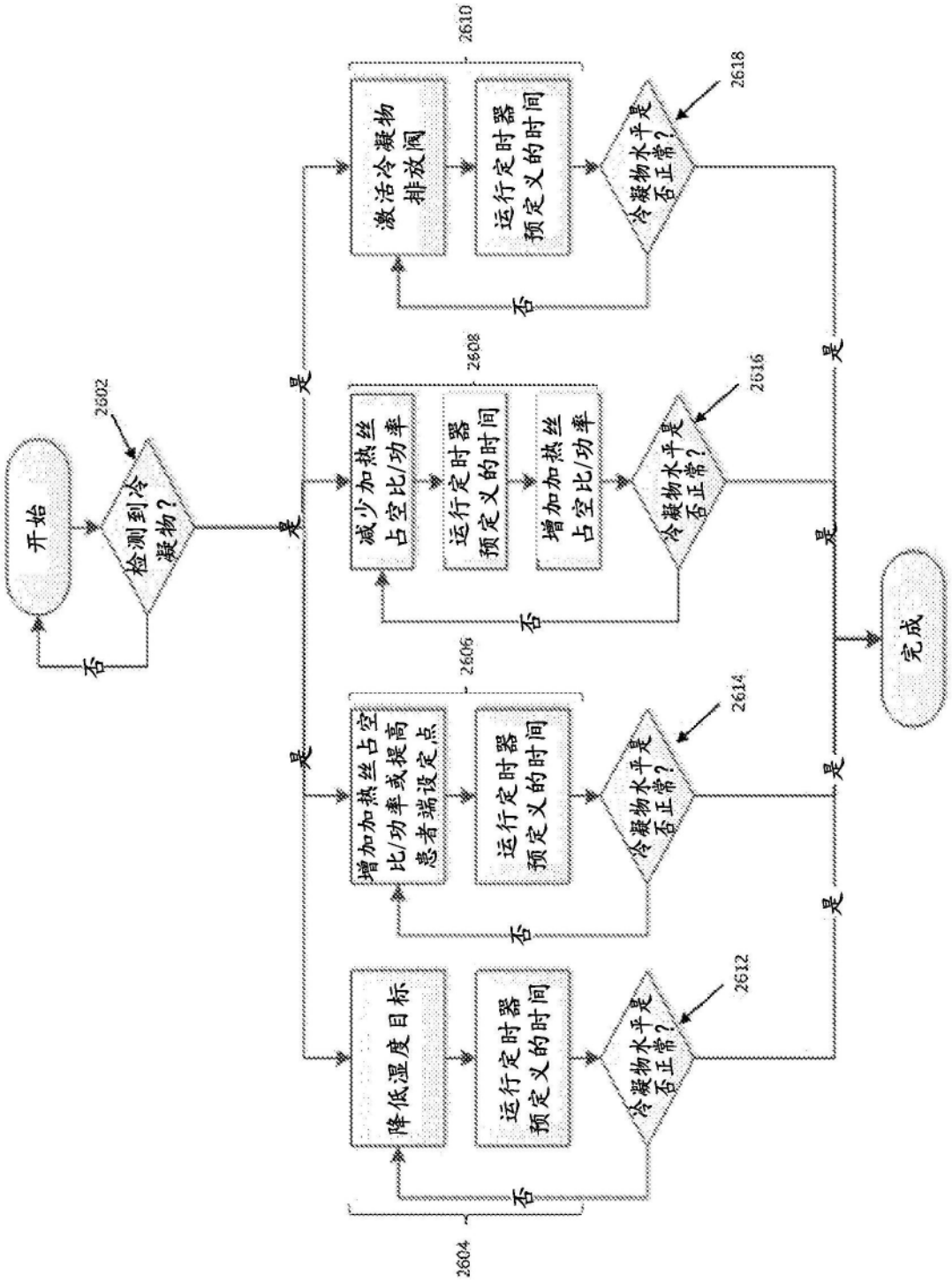

开始
检测到冷凝物?
2602
否
是
2604
降低湿度目标
运行定时器预定义的时间
冷凝物水平是否正常?
2612
增加加热丝占空比/功率或提高患者端设定点
运行定时器预定义的时间
冷凝物水平是否正常?
2614
2606
减少加热丝占空比/功率
运行定时器预定义的时间
增加加热丝占空比/功率
冷凝物水平是否正常?
2616
2608
激活冷凝物排放阀
运行定时器预定义的时间
冷凝物水平是否正常?
2618
2610
完成

图26

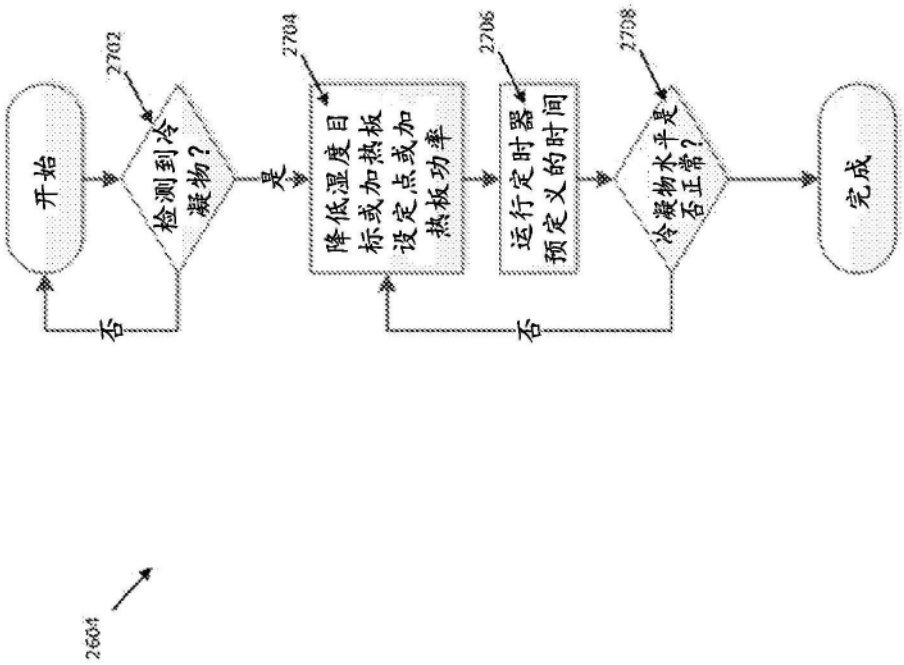

开始
检测到冷凝物?
2702
是
否
降低湿度目标或加热板设定点或加热板功率
2704
运行定时器预定义的时间
2706
冷凝物水平是否正常?
2708
完成
否
2604

图27

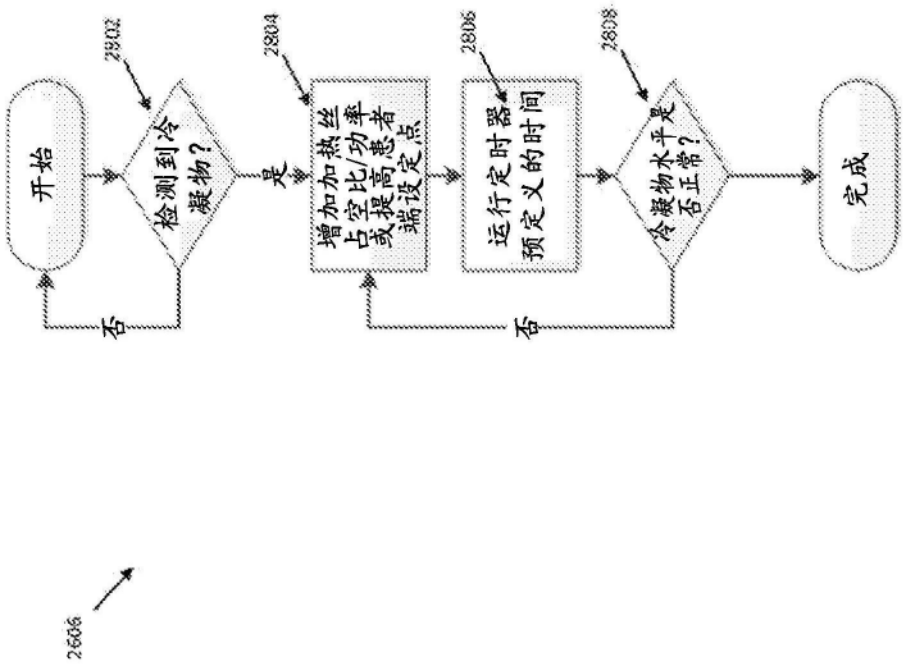

开始
检测到冷凝物?
2802
是
否
增加加热丝占空比/功率或提高恒定端设定点
2804
运行定时器预定义的时间
2806
冷凝物水平是否正常?
2808
完成
否
2606

图28

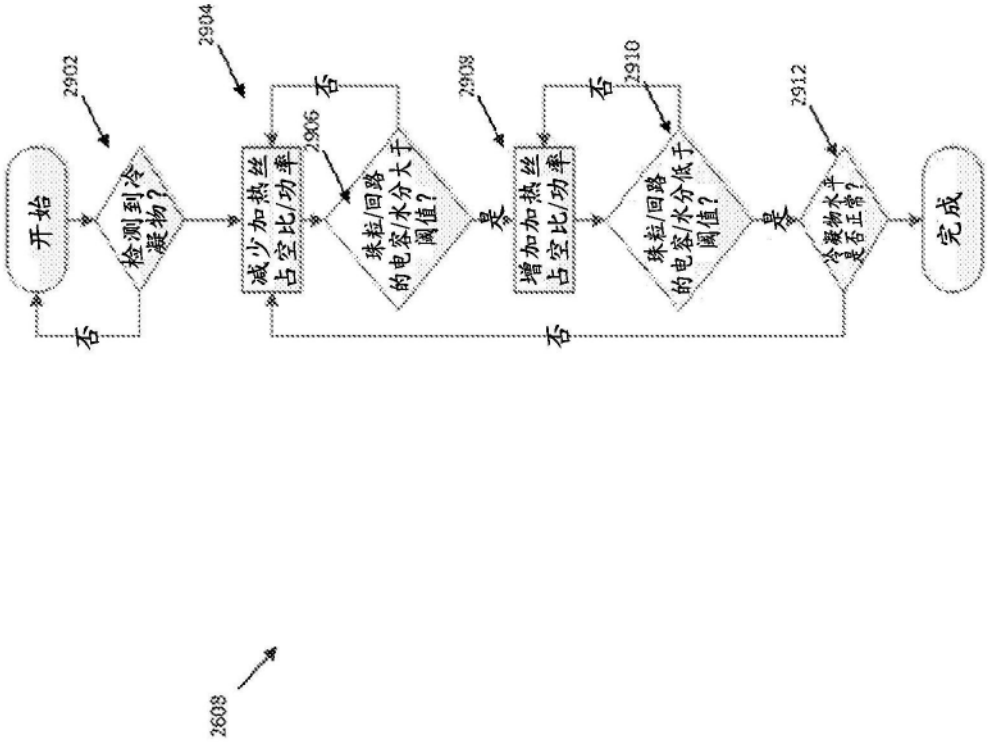

2902
2904
2906
2908
2910
2912
开始
检测到冷凝物?
减少加热丝占空比/功率
珠粒/回路的电容/水分大于阈值?
增加加热丝占空比/功率
珠粒/回路的电容/水分低于阈值?
冷凝物水平是否正常?
完成
否
是
否
是
否
2608

图29

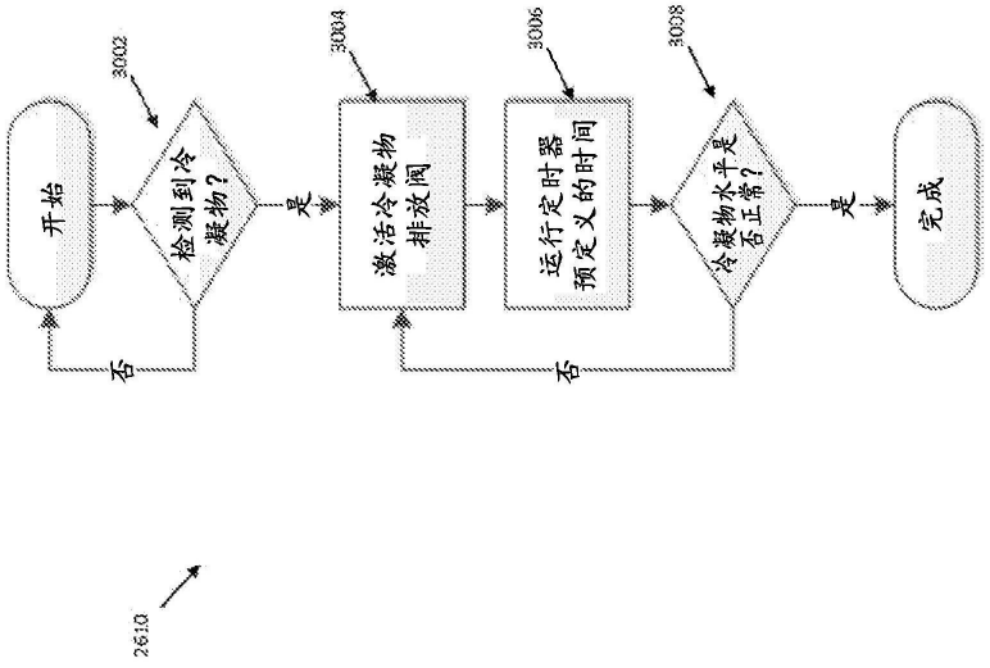

3002
3004
3006
3008
开始
检测到冷凝物?
激活冷凝物排放阀
运行定时器预定义的时间
冷凝物水平是否正常?
完成
否
是
否
是
2610

图30

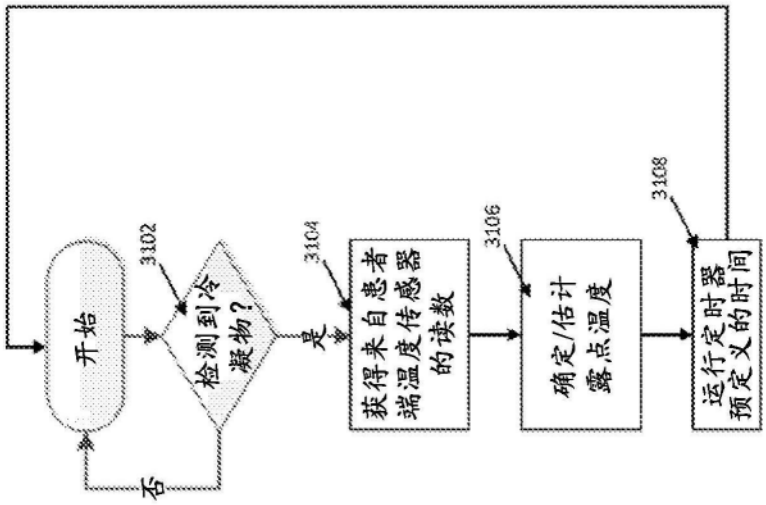


图31A

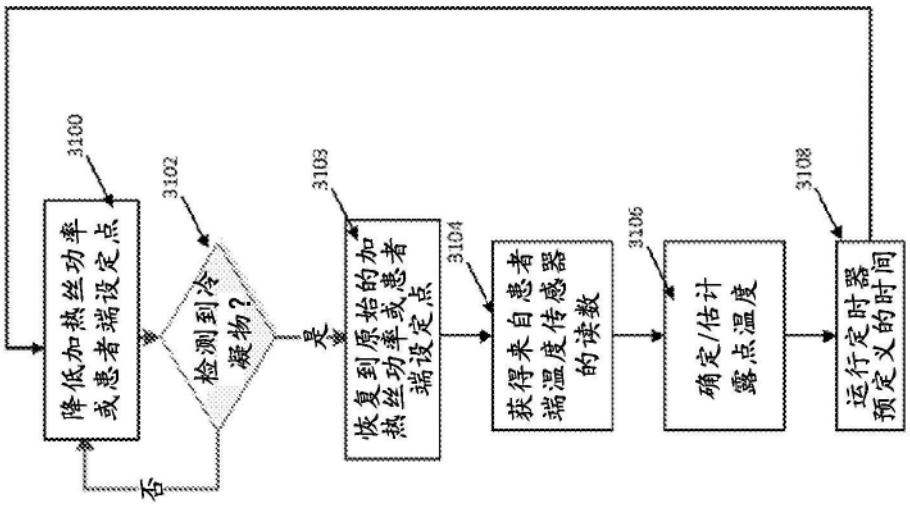


图31B

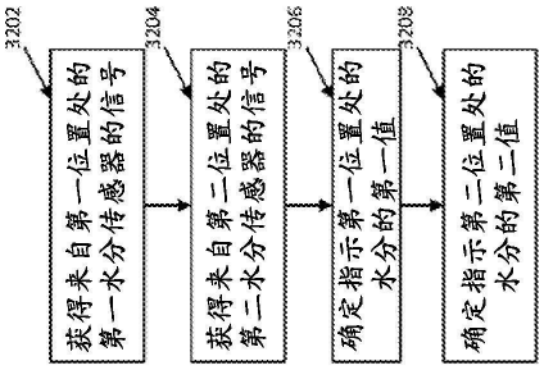


图32A

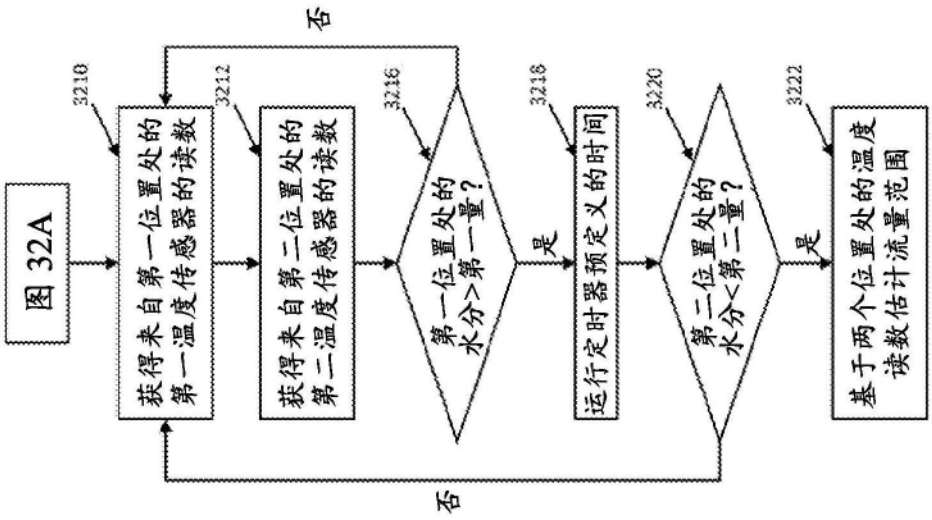

图 32A
3210
获得来自第一位置处的第一温度传感器的读数
3212
获得来自第二位置处的第二温度传感器的读数
3216
第一位置处的水分>第一量?
否
是
3218
运行定时器预定义的时间
3220
第二位置处的水分<第二量?
否
是
3222
基于两个位置处的温度读数估计流量范围

图32B

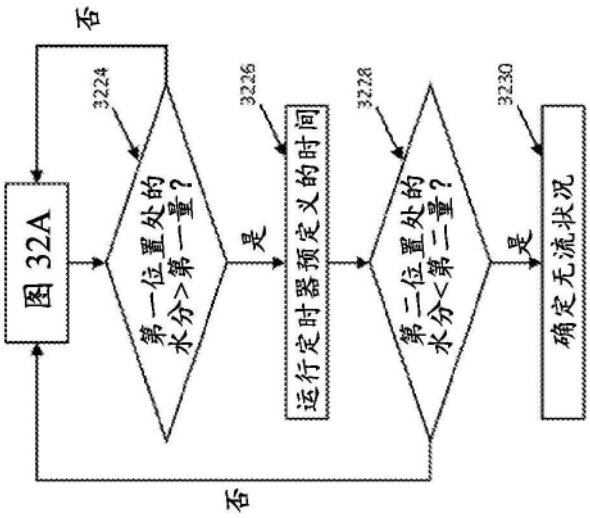

图 32A
3224
第一位置处的水分>第一量?
否
是
3226
运行定时器预定义的时间
3228
第二位置处的水分<第二量?
否
是
3230
确定无流状况

图32C

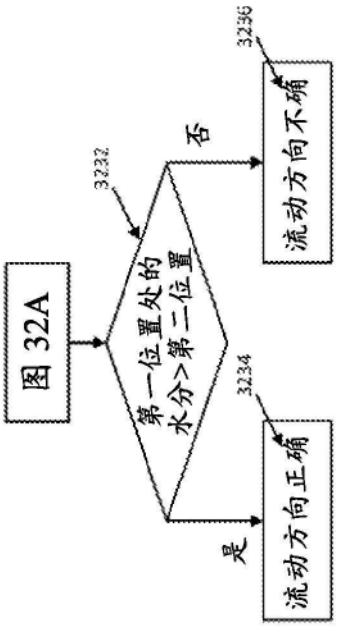

图 32A
第一位置处的水分>第二位置
3232
否
3236
流动方向不确
是
3234
流动方向正确

图32D

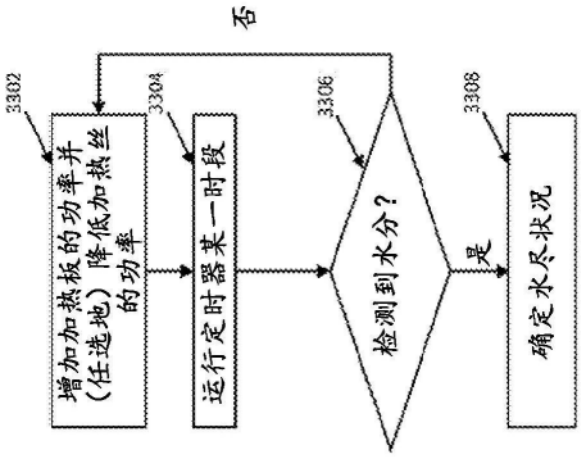

否
3302
增加加热板的功率并(任选地)降低加热丝的功率
3304
运行定时器某一时段
3306
检测到水分?
是
3308
确定水尽状况

图33

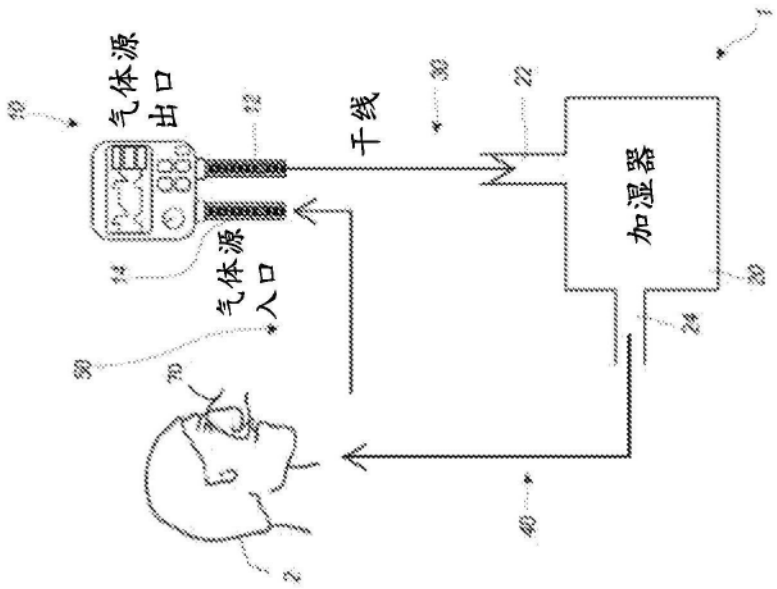


图34A

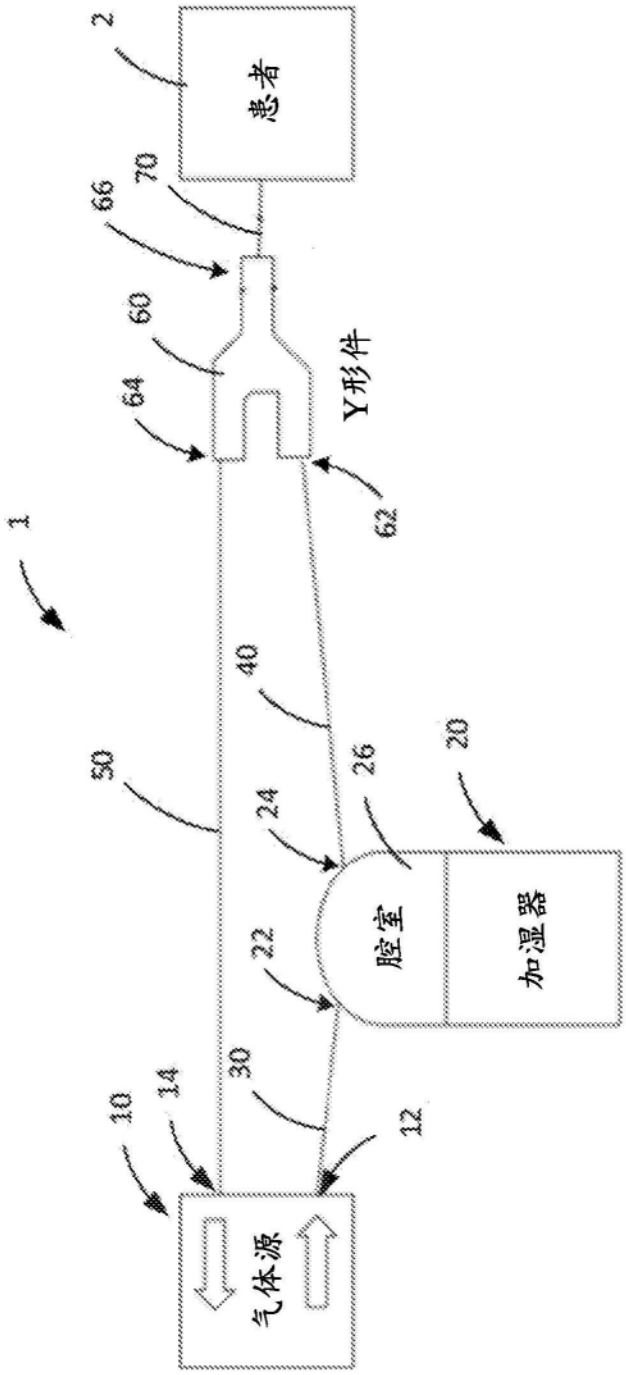


图34B

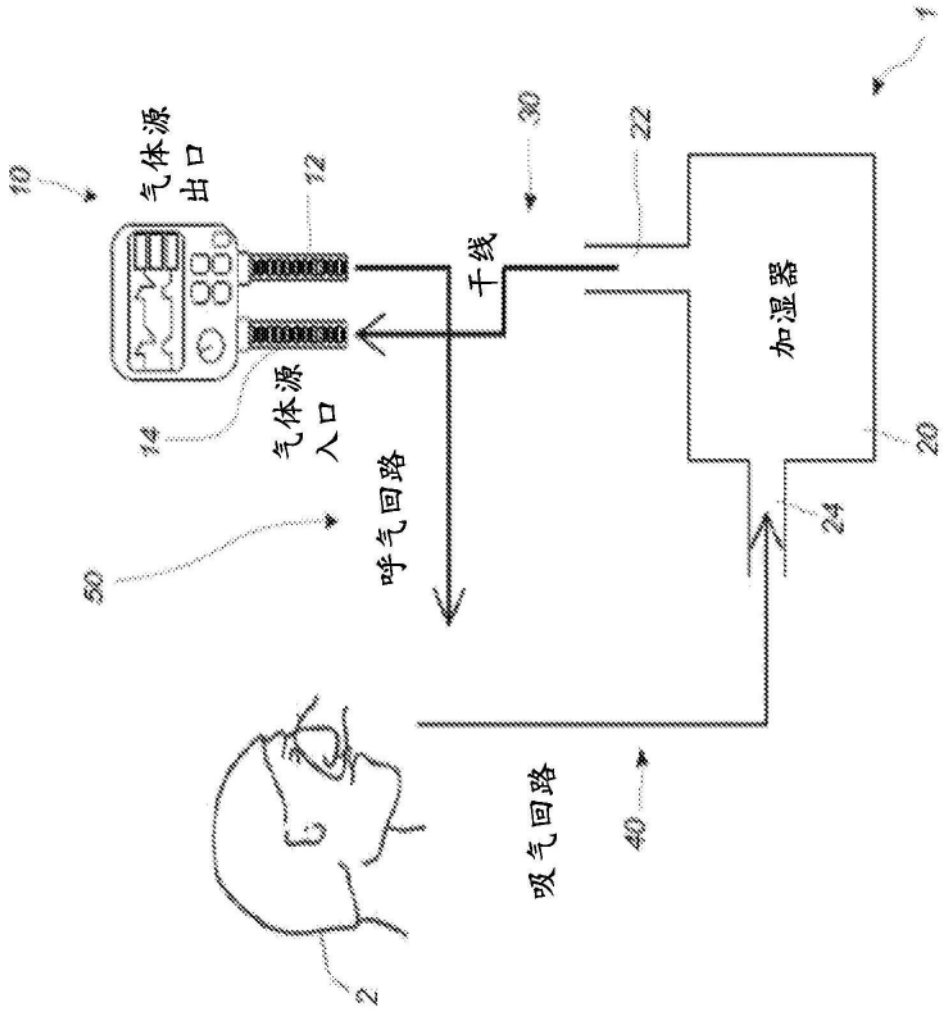


图35A

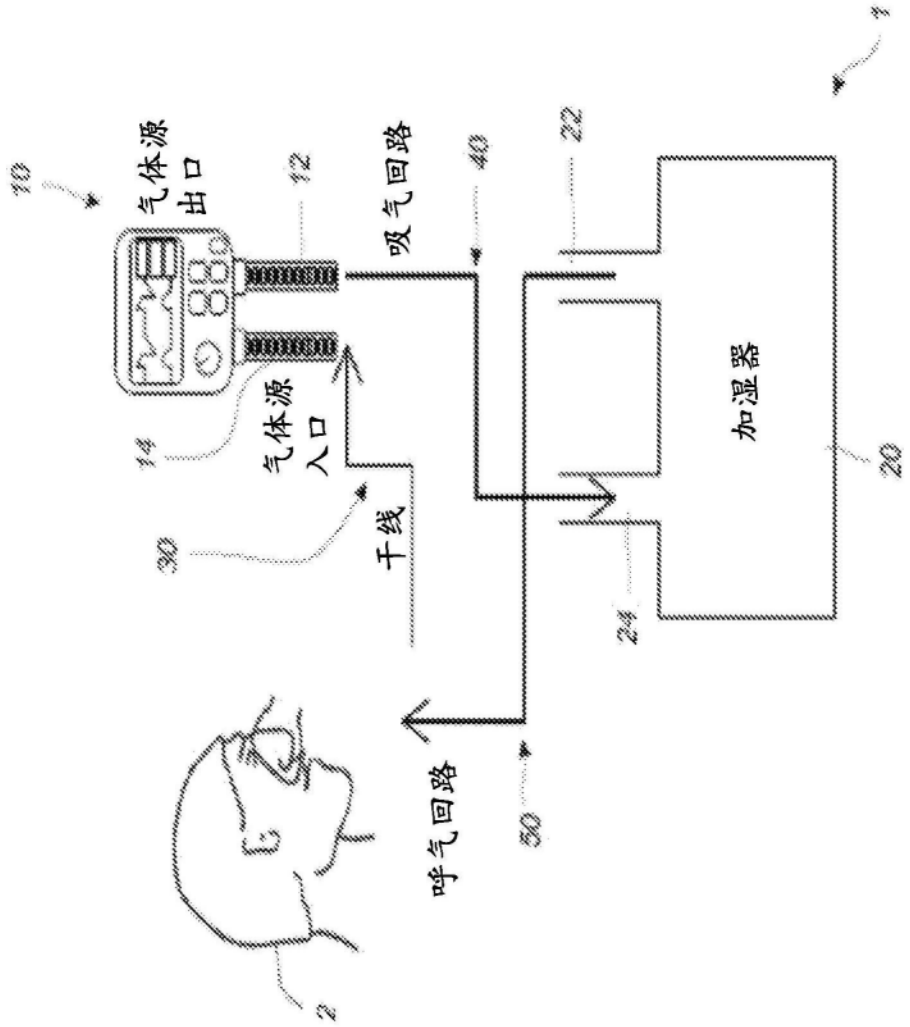


图35B

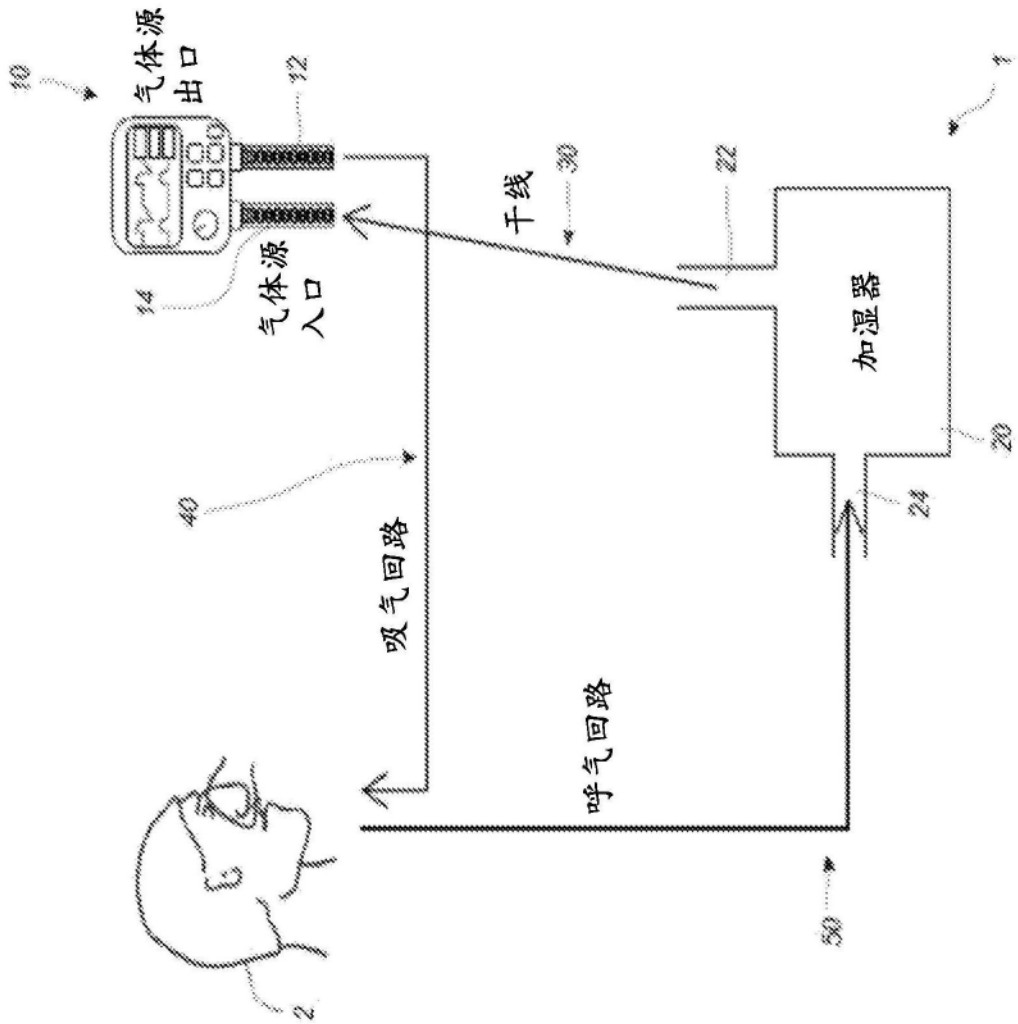


图35C

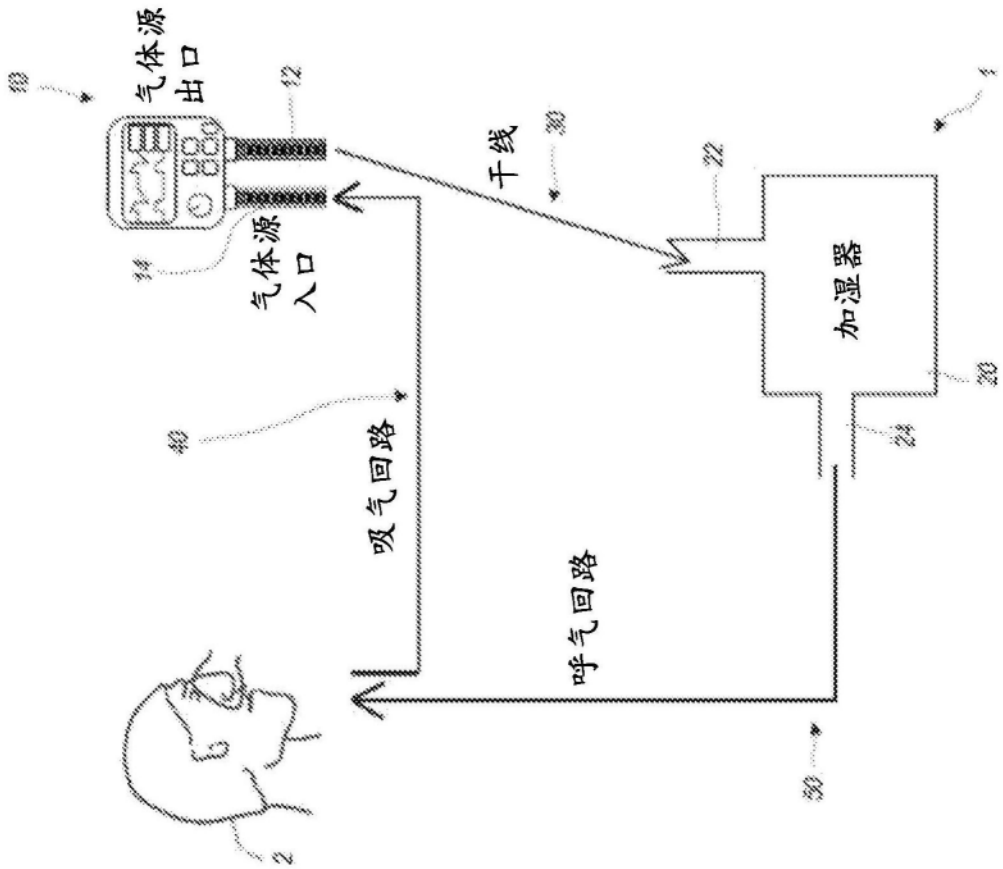


图35D

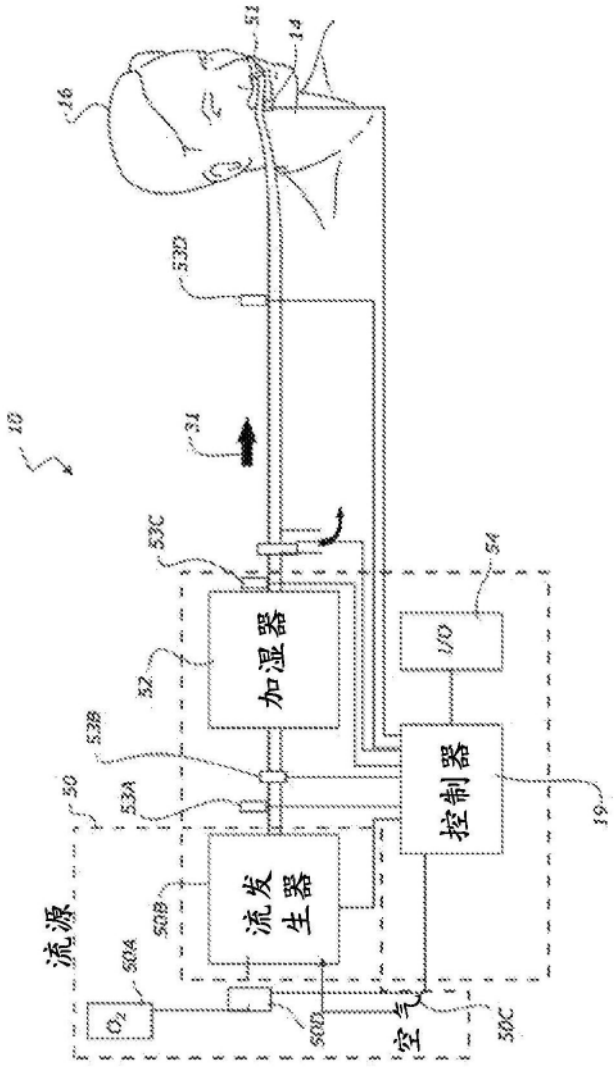

11
14
16
33B
10
31
33C
54
加湿器
I/O
32
33B
30
33A
控制器
19
流发生器
50B
流源
50A
O_2
空气
50C

图36

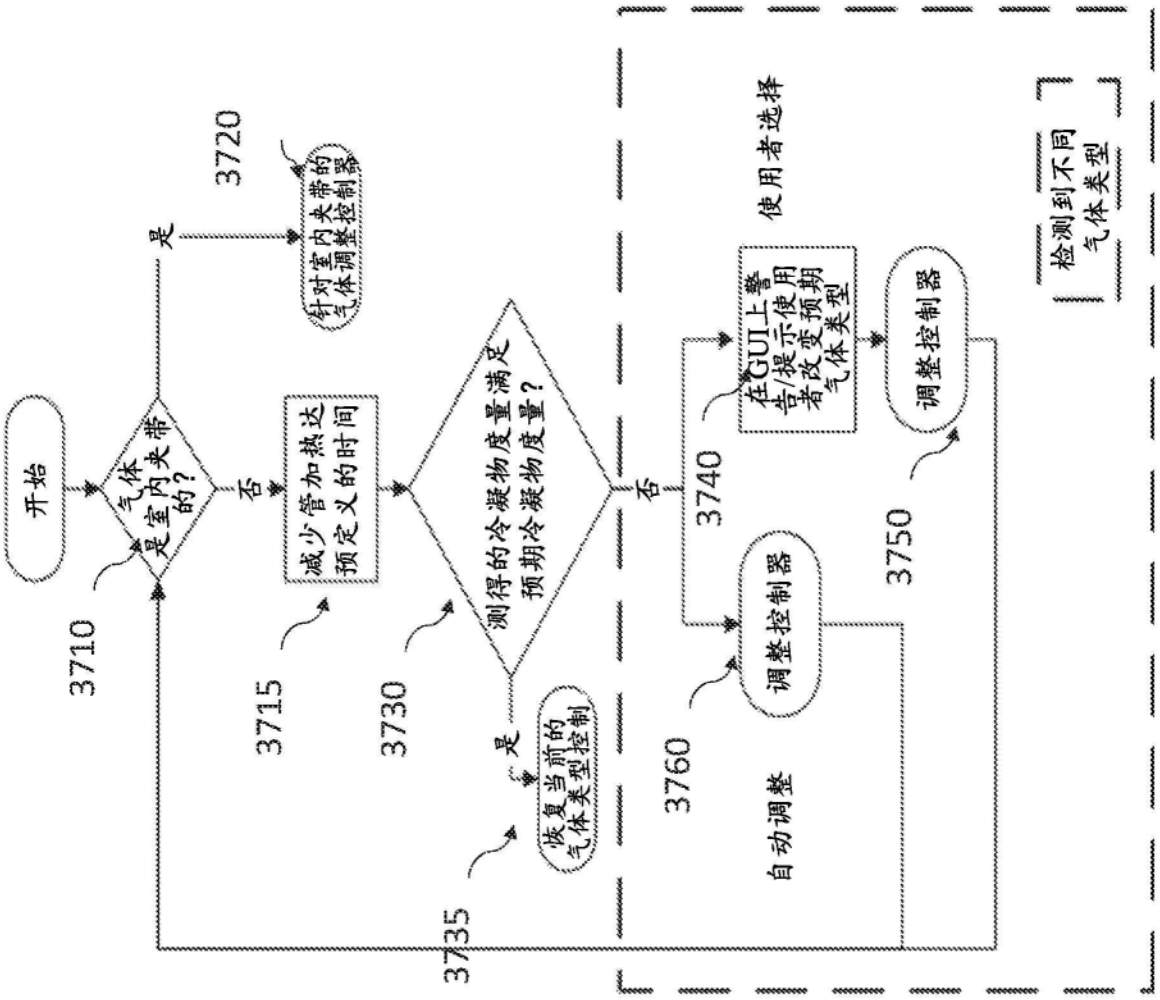

开始
气体是室内夹带的?
是
否
3710
3720
针对室内夹带的气体调整控制器
减少管加热达预定义的时间
3715
测得的冷凝物度量满足预期冷凝物度量?
3730
否
是
恢复当前的气体类型控制
3735
3740
使用者选择
在GUI上警告/提示使用者改变预期气体类型
调整控制器
3750
检测到不同气体类型
调整控制器
3760
自动调整

图37

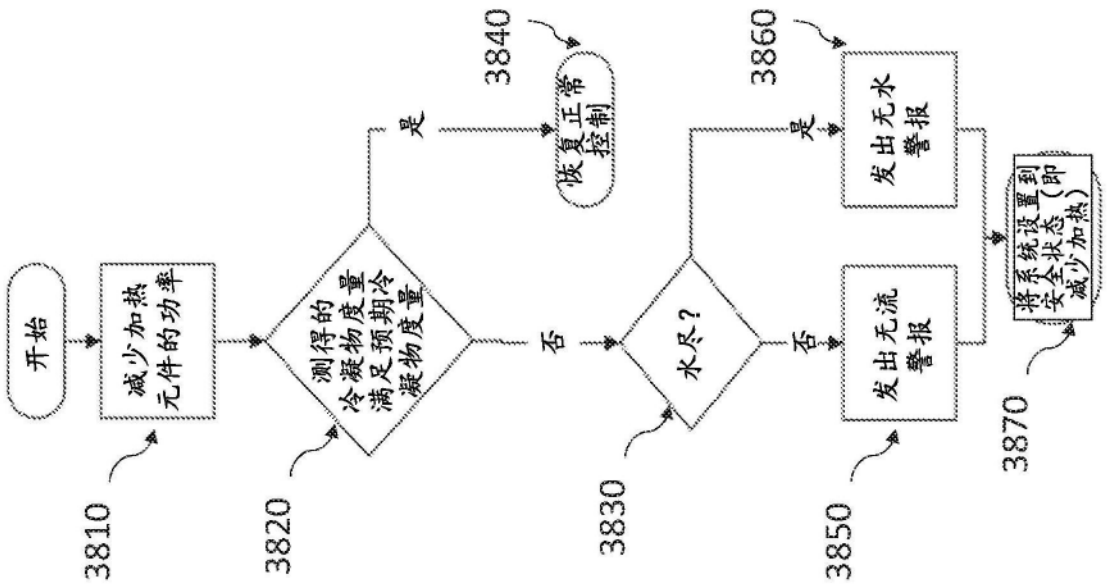

开始
减少加热元件的功率
3810
测得的冷凝物度量满足预期冷凝物度量
3820
是
3840
恢复正常控制
否
水尽?
3830
是
3860
发出无水警报
否
发出无流警报
3850
将系统设置到安全状态(即减少加热)
3870

图38A

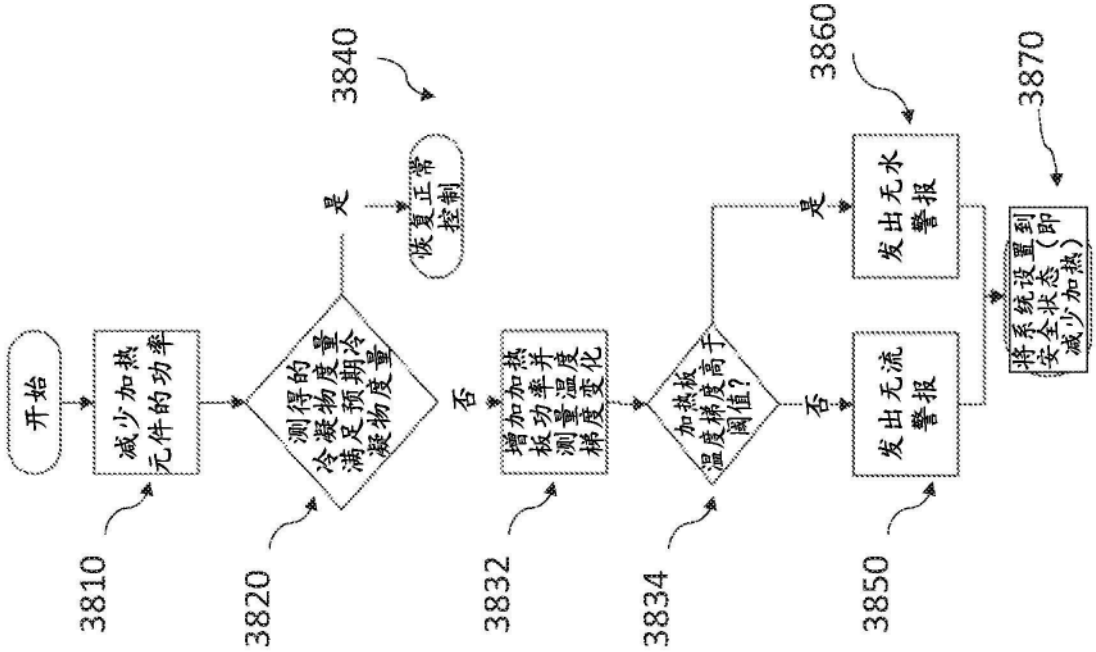

开始
减少加热元件的功率
测得的冷凝物度量满足预期冷凝物度量
是
恢复正常控制
否
增加加热板功率并测量温度梯度变化
加热板温度梯度高于阈值?
是
发出无水警报
否
发出无流警报
将系统设置到安全状态(即减少加热)
3810
3820
3832
3834
3840
3850
3860
3870

图38B

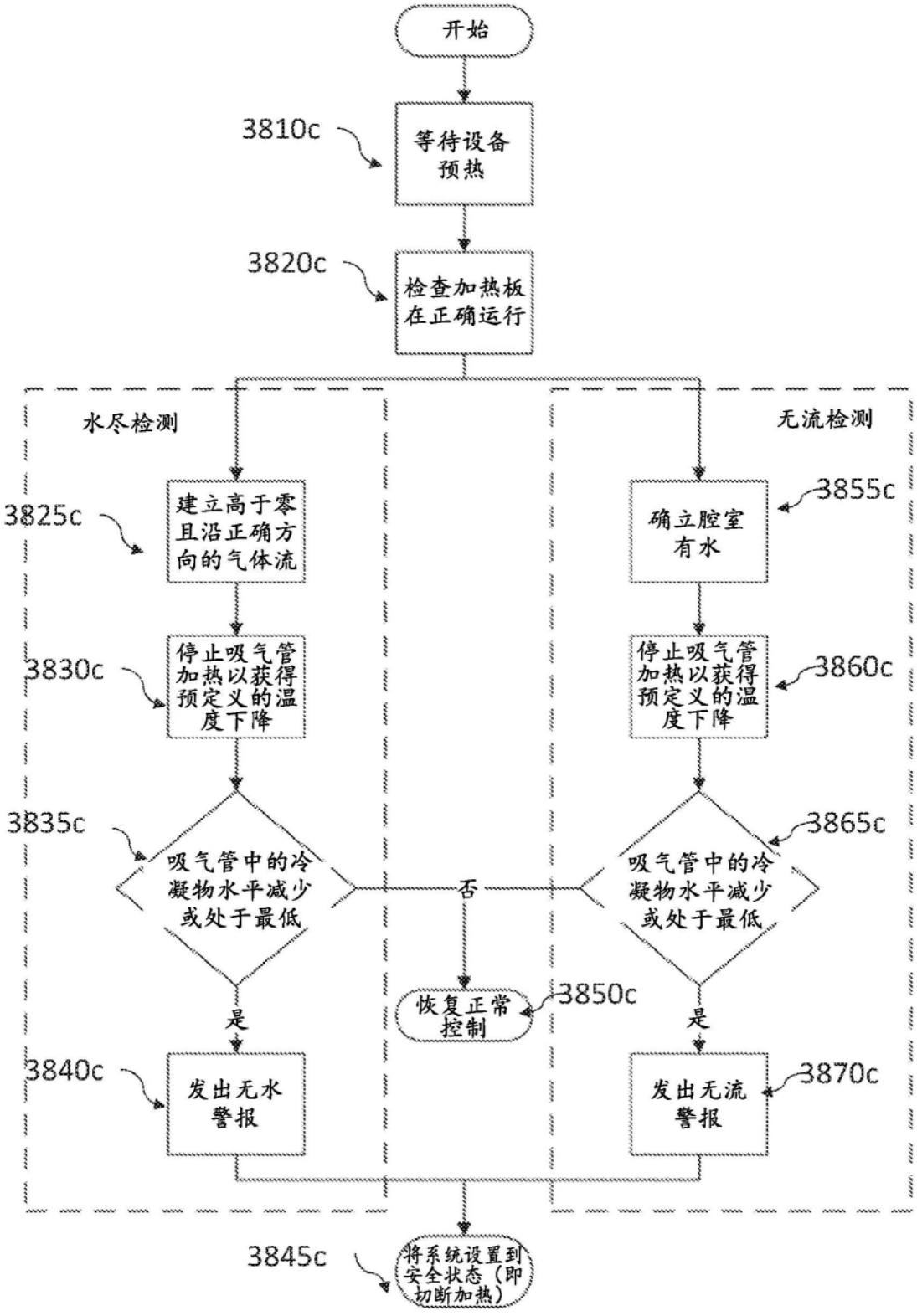

开始
3810c
等待设备预热
3820c
检查加热板在正确运行
水尽检测
无流检测
3825c
建立高于零且沿正确方向的气体流
3855c
确立腔室有水
3830c
停止吸气管加热以获得预定义的温度下降
3860c
停止吸气管加热以获得预定义的温度下降
3835c
吸气管中的冷凝物水平减少或处于最低
否
3865c
吸气管中的冷凝物水平减少或处于最低
恢复正常控制
3850c
是
是
3840c
发出无水警报
3870c
发出无流警报
3845c
将系统设置到安全状态（即切断加热）

图38C

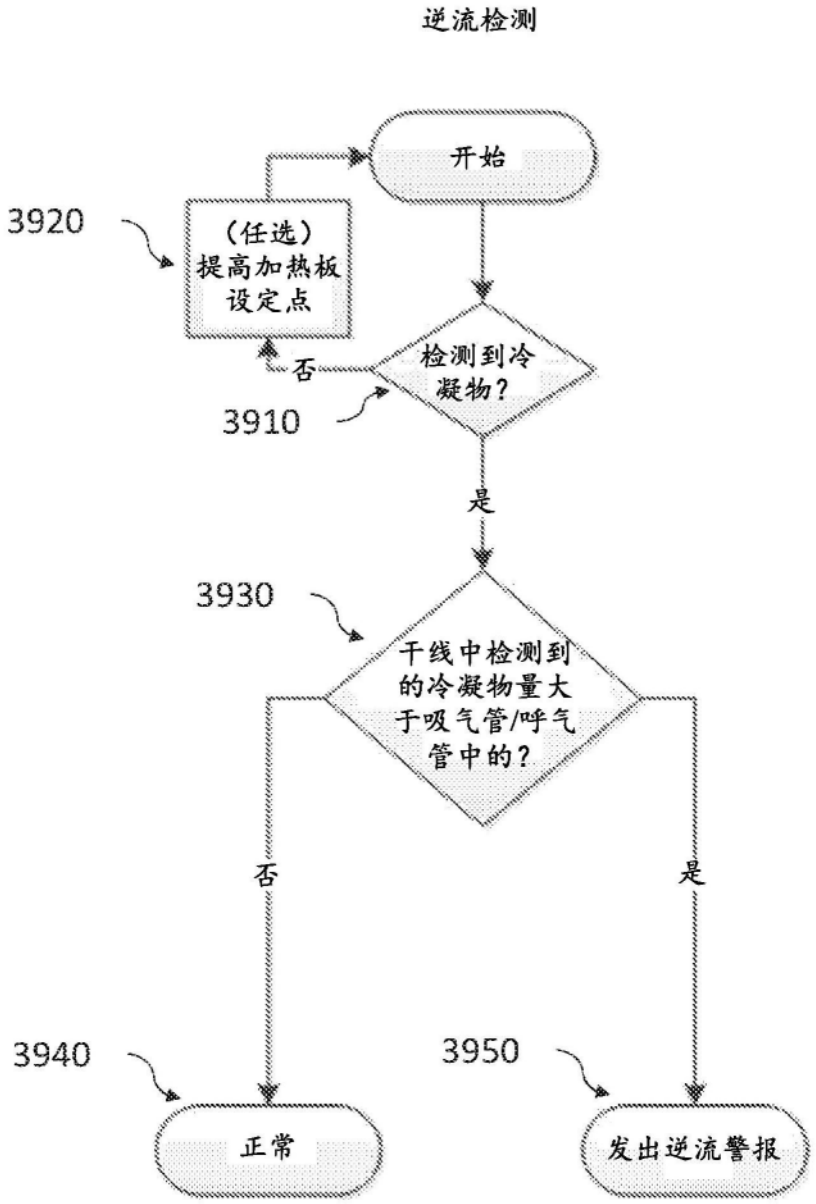

逆流检测
开始
3920
(任选)
提高加热板
设定点
否
检测到冷
凝物?
3910
是
3930
干线中检测到
的冷凝物量大
于吸气管/呼气
管中的?
否
是
3940
3950
正常
发出逆流警报

图39

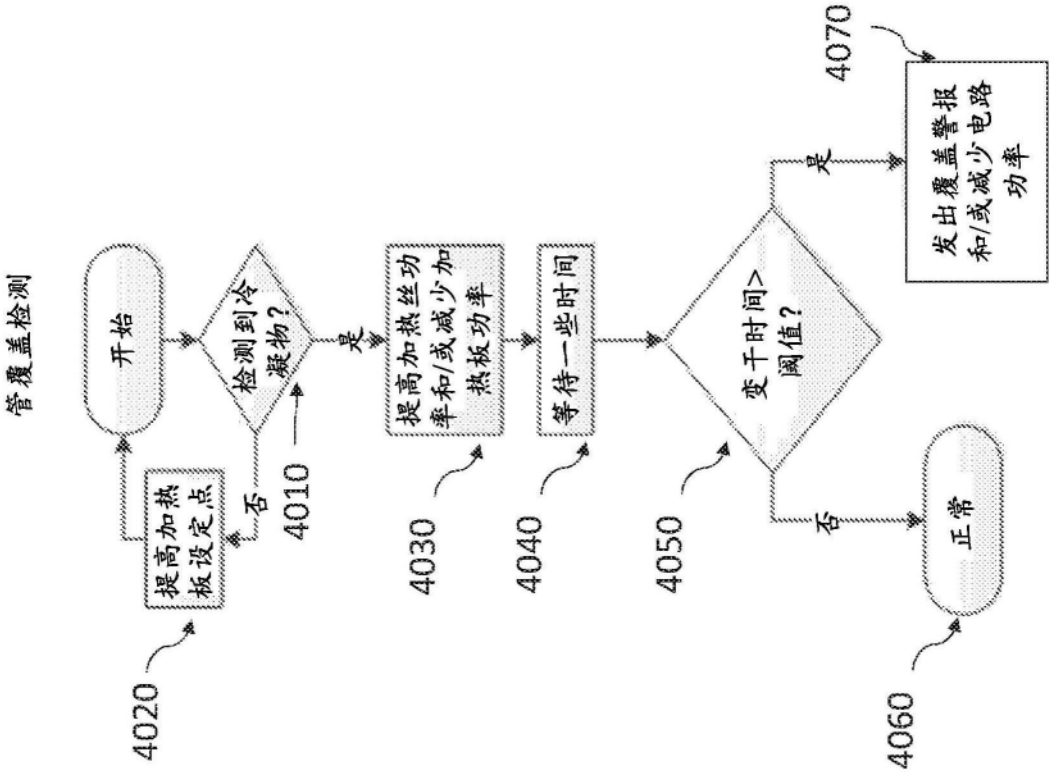

管覆盖检测
开始
检测到冷凝物?
是
否
4010
提高加热丝功率和/或减少加热板功率
4030
等待一些时间
4040
变千时间>阈值?
4050
是
否
发出覆盖警报和/或减少电路功率
4070
正常
4060
提高加热板设定点
4020

图40

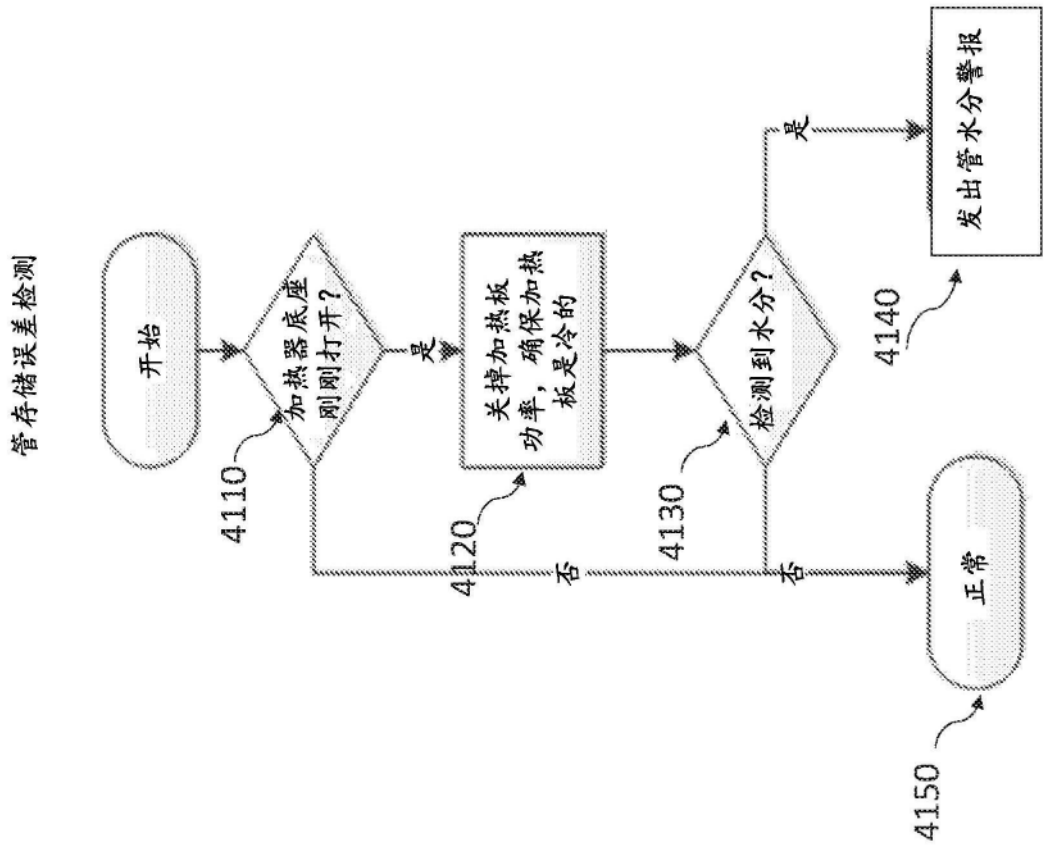

管存储误差检测
开始
加热器底座刚刚打开？
4110
是
关掉加热板功率，确保加热板是冷的
4120
否
检测到水分？
4130
是
发出管水分警报
4140
否
正常
4150

图41

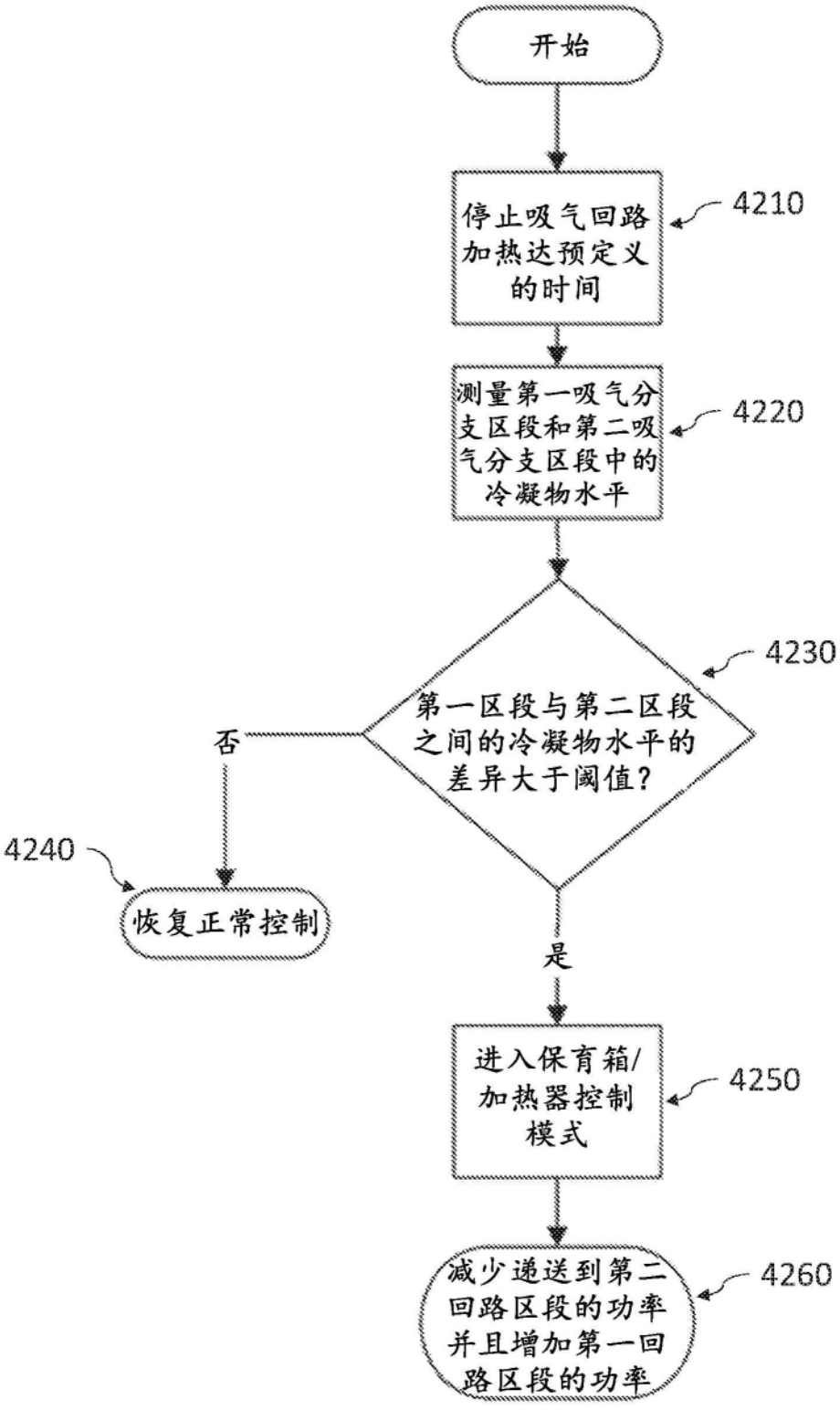

开始
停止吸气回路加热达预定义的时间
4210
测量第一吸气分支区段和第二吸气分支区段中的冷凝物水平
4220
第一区段与第二区段之间的冷凝物水平的差异大于阈值?
4230
否
4240
恢复正常控制
是
进入保育箱/加热器控制模式
4250
减少递送到第二回路区段的功率并且增加第一回路区段的功率
4260

图42

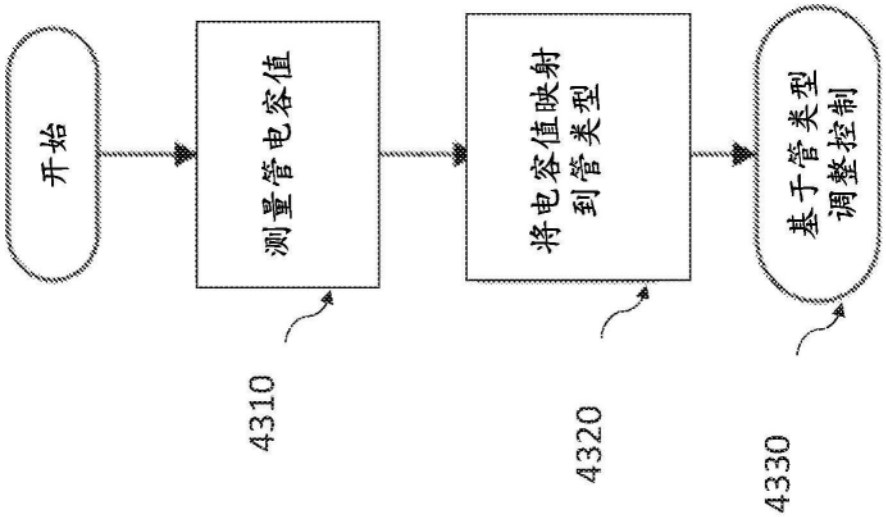

开始
测量管电容值
将电容值映射到管类型
基于管类型调整控制
4310
4320
4330

图43

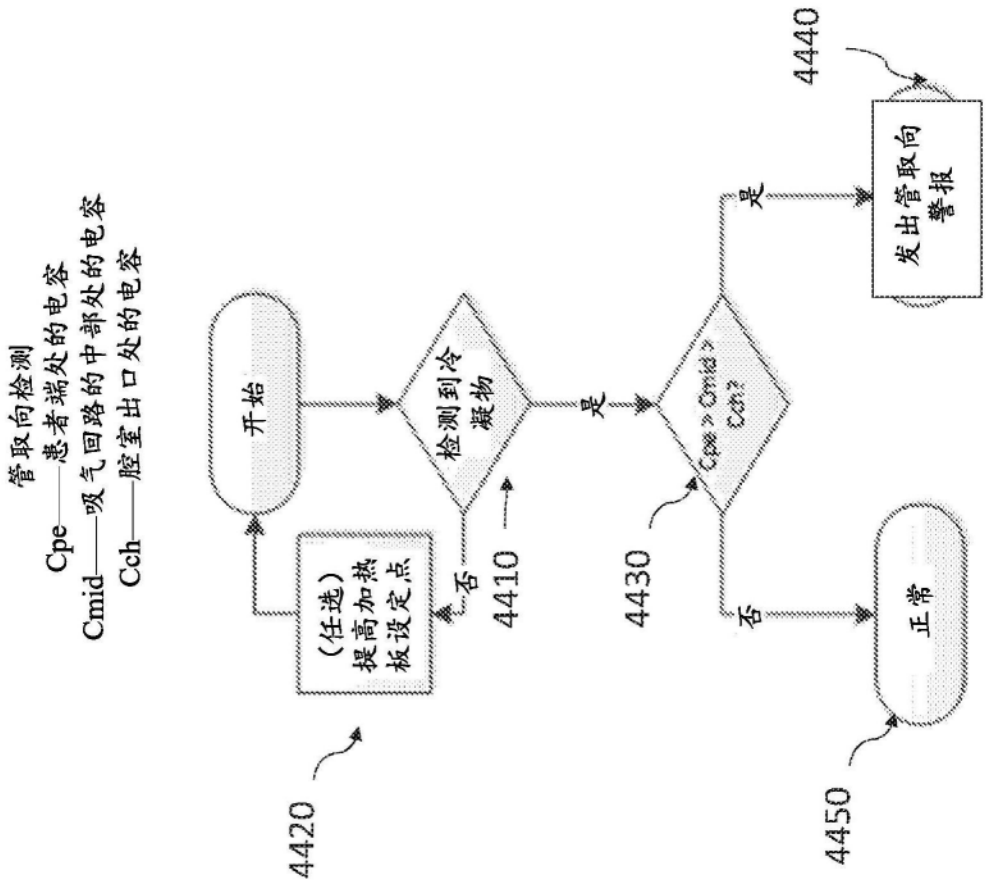

管取向检测
Cpe——患者端处的电容
Cmid——吸气回路的中部处的电容
Cch——腔室出口处的电容
开始
(任选)提高加热板设定点
检测到冷凝物
是
否
Cpe > Cmid > Cch?
是
否
发出管取向警报
正常
4410
4420
4430
4440
4450

图44

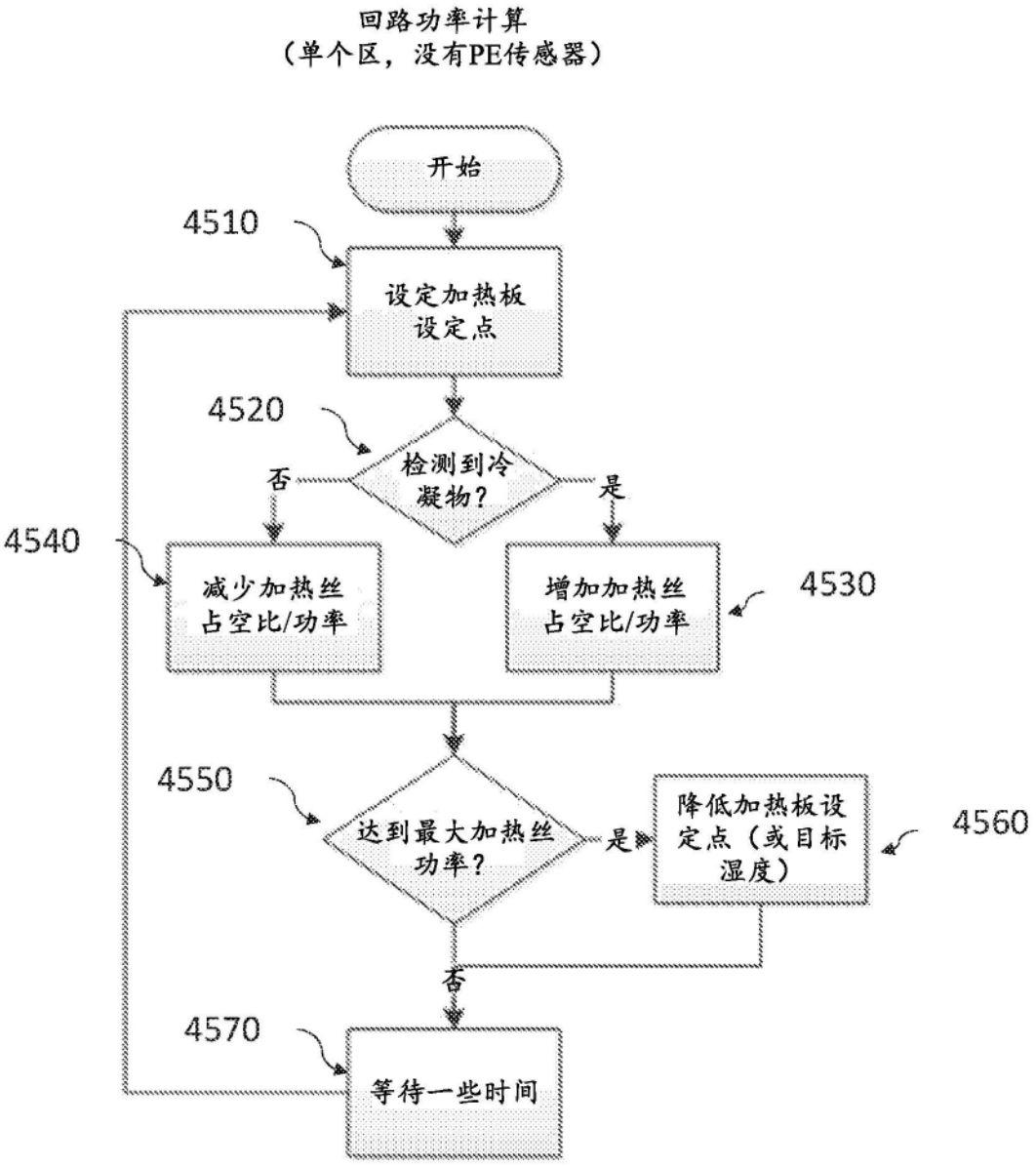

回路功率计算
（单个区，没有PE传感器）
开始
4510
设定加热板设定点
4520
检测到冷凝物？
否
是
4540
减少加热丝占空比/功率
增加加热丝占空比/功率
4530
4550
达到最大加热丝功率？
是
降低加热板设定点（或目标湿度）
4560
否
4570
等待一些时间

图45

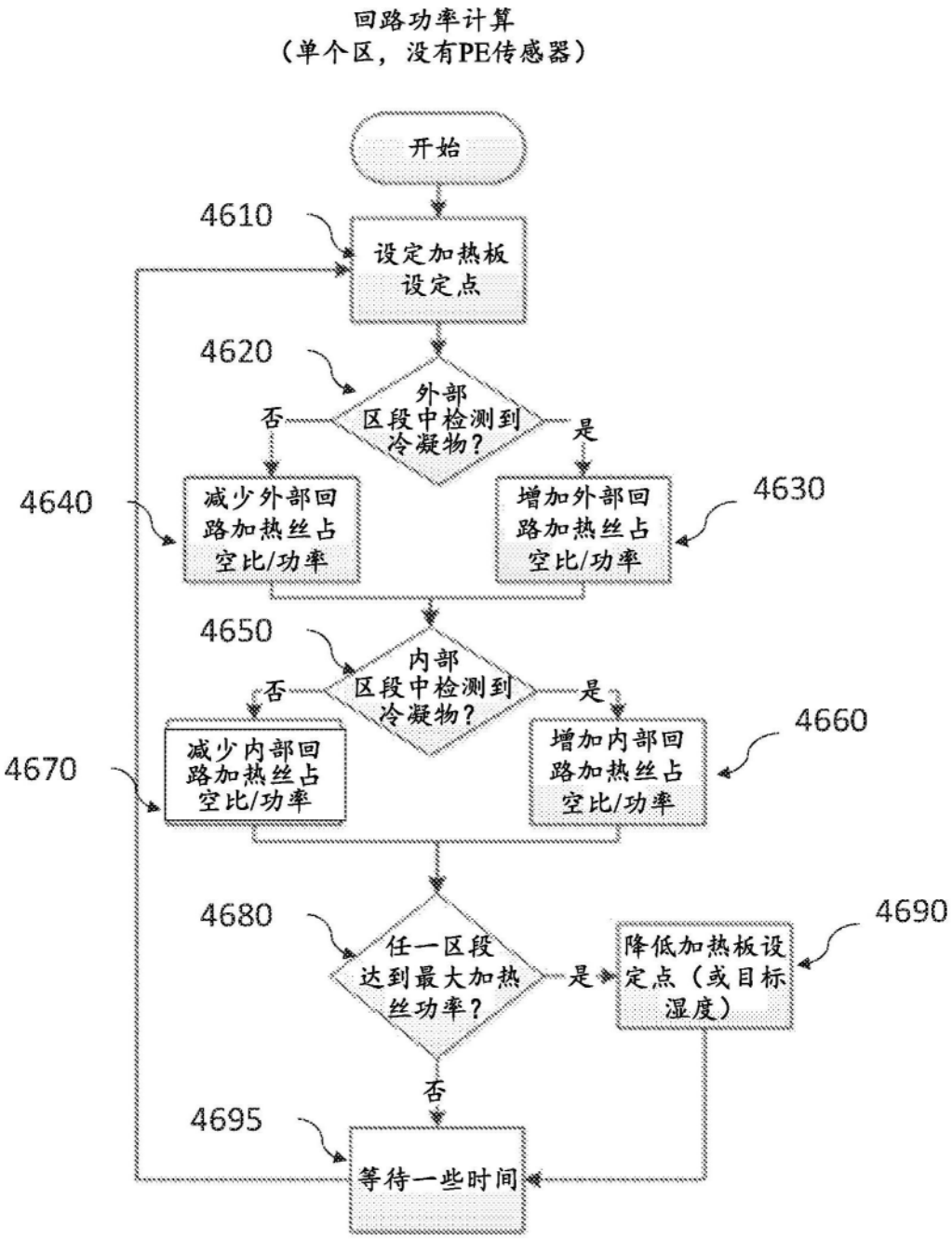

回路功率计算
（单个区，没有PE传感器）
开始
4610
设定加热板设定点
4620
外部区段中检测到冷凝物？
否
是
4640
减少外部回路加热丝占空比/功率
增加外部回路加热丝占空比/功率
4630
4650
内部区段中检测到冷凝物？
否
是
4670
减少内部回路加热丝占空比/功率
增加内部回路加热丝占空比/功率
4660
4680
任一区段达到最大加热丝功率？
是
降低加热板设定点（或目标湿度）
4690
否
4695
等待一些时间

图46

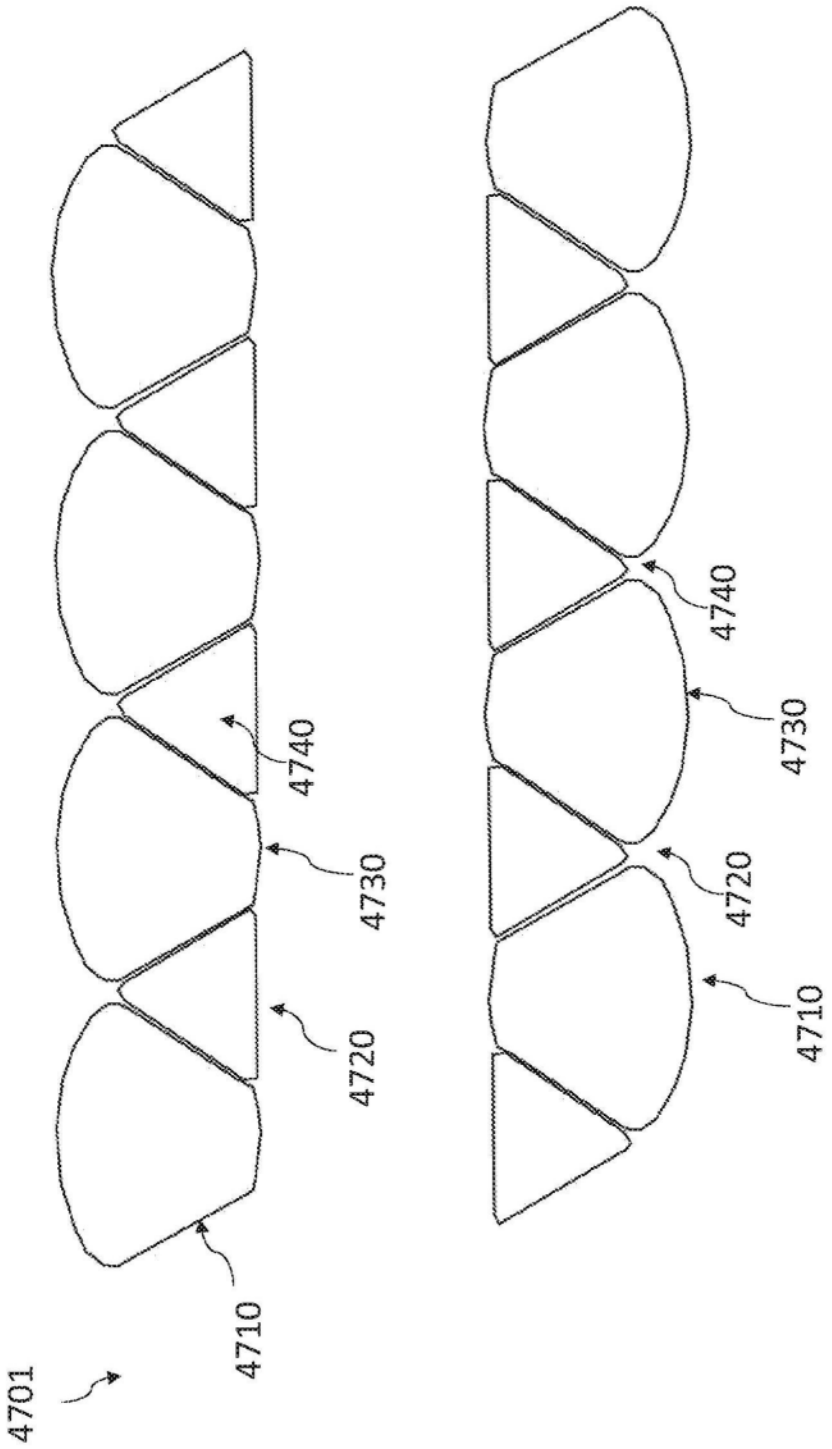


图47