



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106456929 B

(45)授权公告日 2020.01.21

(21)申请号 201580027339.3

(22)申请日 2015.04.16

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 106456929 A

(43)申请公布日 2017.02.22

(30)优先权数据

61/980,442 2014.04.16 US

62/066,254 2014.10.20 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.11.23

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/NZ2015/050045 2015.04.16

(87)PCT国际申请的公布数据

W02015/160268 EN 2015.10.22

(73)专利权人 费雪派克医疗保健有限公司

地址 新西兰奥克兰

(72)发明人 A·G·A·R·加利布 L·泰西

W·A·苏兰德拉 J·K·陈

J·P·W·斯特雷文斯 M·鲍曼

(74)专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

利商标事务所 11038

代理人 秦振

(51)Int.Cl.

A61M 16/16(2006.01)

A61M 13/00(2006.01)

G01N 7/00(2006.01)

(56)对比文件

US 2013/0245539 A1, 2013.09.19,

US 2011/0120462 A1, 2011.05.26,

CA 2789613 A1, 2014.03.12,

审查员 胡楠

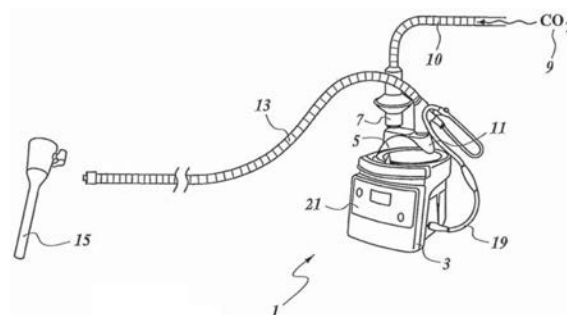
权利要求书2页 说明书13页 附图16页

(54)发明名称

用于给患者递送气体的方法和系统

(57)摘要

提供了一种用于在医疗程序过程中给患者递送气体的系统。该系统包括被安排成用于加热该气体和增湿液体中的至少一者的加热器。该系统包括控制器,该控制器被安排成用于根据在第一流速的气体的递送过程中的第一模式和在第二流速的气体的递送过程中的第二模式来控制该系统。该控制器监测该加热器的电气特征以便选择该运行模式和/或确定该系统的运行状态。



1. 一种用于在医疗程序过程中控制给患者的气体递送的系统,该系统包括:
被安排成用于加热该气体或增湿液体中的至少一者的加热器;以及
硬件控制器,该硬件控制器被配置成用于监测该加热器的电气特征;
其中,该硬件控制器被配置成用于至少部分地基于所监测到的该加热器的电气特征来从多种运行模式中自动选择运行模式,其中所述多种运行模式至少包括第一模式和第二模式;
其中,该第一模式是与使用第一流速的气体的开放式医疗程序相关联的;以及
该第二模式是与使用第二流速的气体的封闭式医疗程序相关联的。
2. 如权利要求1所述的系统,其中,该第二流速的气体是间歇性或相对低流速的气体。
3. 如权利要求1所述的系统,其中,所述封闭式医疗程序为腹腔镜手术过程。
4. 如权利要求1所述的系统,其中,所监测的电气特征是该加热器所吸取的功率。
5. 如权利要求4所述的系统,其中,所监测的电气特征是该加热器的功率占空比。
6. 如权利要求5所述的系统,其中,该功率占空比是该加热器吸取功率过程的时间比例。
7. 如权利要求1所述的系统,其中,该第一流速的气体是相对高流速的气体。
8. 如权利要求1所述的系统,其中,该硬件控制器进一步配置成用于在预定时间段上监测该加热器的电气特征并且计算在该时间段上所监测到的该加热器的电气特征的平均值。
9. 如权利要求8所述的系统,其中,该硬件控制器进一步配置成用于响应于所计算出的所监测到的该加热器的电气特征的平均值与预定阈值的比较来选择运行模式。
10. 如权利要求1所述的系统,其中,该硬件控制器进一步配置成用于执行允许该加热器升温的初始加热器升温过程。
11. 如权利要求9所述的系统,其中,该硬件控制器进一步配置成用于在监测该加热器的电气特征之前接通该加热器并且允许该加热器升温。
12. 如权利要求1-11中任何一项所述的系统,其中,所述加热器是设置在管道内或附接至管道上的电阻丝。
13. 如权利要求1-11中任何一项所述的系统,其中,所述加热器是在基座单元上的加热板。
14. 一种控制被安排成给患者递送气体的系统的方法,该方法包括:
监测加热器的电气特征,该加热器被配置成用于加热该气体或增湿液体中的至少一者;并且
至少部分地基于所监测到的该加热器的电气特征来从多种运行模式中选择运行模式,其中所述多种运行模式至少包括第一模式和第二模式;
其中,该第一模式是与使用第一流速的气体的开放式医疗程序相关联的;该第二模式是与使用第二流速的气体的封闭式医疗程序相关联的。
15. 如权利要求14所述的方法,其中,该第一流速的气体是相对高流速的气体。
16. 如权利要求14所述的方法,其中,该第二流速的气体是间歇性或相对低流速的气体。
17. 如权利要求14所述的方法,其中,所述封闭式医疗程序为腹腔镜手术过程。
18. 如权利要求14所述的方法,其中,所监测的电气特征是该加热器所吸取的功率。

19. 如权利要求14所述的方法,其中,所监测的电气特征是该加热器的功率占空比。

20. 如权利要求14所述的方法,其中,在第一预定时间段上监测该电气特征,并且其中,该方法进一步包括:计算在该第一预定时间段上所监测到的该电气特征的第一平均值;和将所计算出的所监测到的该电气特征的第一平均值与预定阈值进行比较。

21. 如权利要求20所述的方法,进一步包括:如果所计算出的所述第一平均值高于所述预定阈值,则选择第一运行模式。

22. 如权利要求20所述的方法,进一步包括:

如果所计算出的所述第一平均值等于或低于所述预定阈值,则

在第二预定时间段上监测该加热器的所述电气特征,计算在该第二预定时间段上所监测到的该电气特征的第二平均值,并且将所计算出的所监测到的该电气特征的第二平均值与所述预定阈值进行比较。

23. 如权利要求22所述的方法,进一步包括:如果所计算出的所述第二平均值高于所述预定阈值,则选择第一运行模式。

24. 如权利要求22所述的方法,进一步包括:如果所计算出的所述第二平均值等于或低于所述预定阈值,则选择第二运行模式。

用于给患者递送气体的方法和系统

[0001] 披露领域

[0002] 本披露涉及用于给患者递送经增湿的气体的方法、系统、和设备。

[0003] 发明背景

[0004] 多种医疗程序要求在医疗程序过程中给患者提供气体、典型地二氧化碳。例如，通常要求给患者提供气体的两大类医疗程序包括封闭式医疗程序和开放式医疗程序。

[0005] 在封闭式医疗程序中，安排吹入器来在医疗程序期间将气体输送到患者的体腔以对该体腔充气或阻止体腔塌陷。这样的医疗程序的实例包括腹腔镜检查和内窥镜检查，但是根据需要，任何其他类型的医疗程序也可以使用吹入器。内窥镜程序使得执业医师能够通过将内窥镜等插入穿过自然开口或小的刺口以产生体腔的图像而将体腔可视化。在腹腔镜程序中，执业医师典型地将外科器械插入穿过自然开口或小的刺口以在体腔中执行外科手术。在一些情况中，可以执行初始内窥镜程序以评估体腔，并且随后实行后续的腹腔镜检查以对该体腔动手术。这些程序广泛地在例如腹膜腔上或在胸腔镜检查、结肠镜检查、胃镜检查或支气管镜检查的过程中使用。

[0006] 在开放式医疗程序中，例如开放性手术中，使用气体来填充手术腔，其中过量的气体从开口向外溢出。气体还可以用来在没有可辨别的腔的暴露体内部分的上方提供一层气体。对于这些程序，该气体可用于通过用一层已加热、增湿的、无菌的气体覆盖暴露的体内部分来防止或减少脱水和感染，而不是用于对腔充气。

[0007] 一种用于在这些医疗程序过程中递送气体的系统可以包括可调限压调节器和气体流量控制器。该系统典型地包括或连接至气体源上，该气体源可以是远程加压气体源、气体罐等、并且可操作来将来自该气体源的气体的压力和/或流量控制到适合于递送至（通常是经由被插入体腔中的插管或针管、或者经由被安排来将气体扩散在伤口或手术腔上以及其中的扩散器）体腔中的水平。

[0008] 体内温度典型地是大约37摄氏度，并且可能希望从该系统递送的气体的温度与正常体温密切匹配。同样，由该气体源提供的气体可能相对干燥，这可能对体腔造成破坏（包括细胞死亡和/或粘附），所以可能希望增大气体的湿度水平。因此，可以将增湿器定位在气体流动路径中以用于在气体进入体腔之前将其加热和增湿。

[0009] 费雪派克医疗保健有限公司 (Fisher & Paykel Healthcare Limited) 的美国专利号 8,206,337 (通过援引以其全部内容并入本文) 披露了包括吹入器的系统，该吹入器被安排成用于连接到远程加压气体源上，如可以经由例如医院中的气体供应系统提供的。该吹入器经由管子将气体递送到增湿器，该增湿器包括液体容器和用于加热该液体以产生蒸气的加热器。该经增湿的气体经由也可以被加热的另一个管子递送到患者。在一个实例中，该吹入器和增湿器位于经由适当的管子和/或电连接件连接在一起的分开的外壳中。在另一个实例中，该吹入器和增湿器位于共同外壳中，该外壳被安排成用于经由适当的管子连接到远程气体供应上。

[0010] 此外，同一系统可以用于通过通常经由连接至患者接口上的气体递送管道来将被加热和/或经增湿的呼吸气体递送给患者，以便提供呼吸辅助。该患者接口可以包括例如面

罩或鼻插管等。这样的系统典型地包括或被安排成连接至增湿器上,该增湿器在气体被递送给患者之前将该气体增湿。

发明内容

[0011] 虽然可以使用包括例如吹入器和增湿器的同一设备来进行封闭式医疗程序、开放式医疗程序、以及呼吸辅助,但是这种设备针对每种使用类型的操作可能存在很大变化。本披露提供了以下系统和方法:用于控制气体供应与增湿系统以便自动确定该系统正被用于哪种使用类型并且调整其操作以满足每种使用类型的不同要求。此操作用于防止给患者造成用户误差或无意的伤害。

[0012] 例如,当气体供应与增湿系统被用于开放式外科手术时,需要相对高流速的气体,其中消耗对应的相对高体积液体来维持所希望的水分含量以便将该气体充分地增湿。

[0013] 在用于封闭式外科手术时,需要较低流速的气体和/或更间歇性的气体供应以及对应的较低体积的液体。

[0014] 为了使气体供应与增湿系统能够控制适于每种程序或使用类型的气体流速和湿度,可以使用外部感测探头,典型地温度探头和流量探头。这些探头的输出可以被该气体供应系统用来控制气体流速和湿度以便与医疗程序或使用的类型相匹配。然而,提供这样的探头可能是昂贵的,并且医疗人员难以准确地连接这些探头来进行适当的操作。外部探头还降低了该系统的总体使用性并且增加了额外的外部部件,这些外部部件可能丢失或毁坏并且在多次使用之间需要进行杀菌。

[0015] 此外,可能出现可能显著地影响气体供应与增湿系统的操作的其他条件。例如,如果气体流动被限制或停止,这可能对该系统的其余部分造成多个问题。例如,这可能在用分立的气体源(例如耗尽的气体瓶或罐)进行供应的系统中发生。并且,如果与该系统相关联的增湿器耗尽了液体,例如如果增湿液体已经全部蒸发,则可能显著地影响该系统。

[0016] 本披露提供了克服或至少改善这些缺点中的一个或多个缺点的、用于给患者递送气体的控制方法和系统。

[0017] 在实施例中,描述了一种用于在医疗程序过程中给患者递送气体的系统。该系统包括或被安排成配备有加热器,该加热器被配置成用于加热该气体、和增湿室中所含的增湿液体中的至少一者。该系统是可根据第一模式操作的并且是可根据第二模式操作的,在该第一模式中,该医疗程序是第一医疗程序,其中该系统递送第一流速的气体,在该第二模式中,该医疗程序是第二医疗程序,其中该系统递送第二不同流速的气体。该系统被配置成用于监测该加热器的电气特征并且响应于所监测到的电气特征来随后选择该第一模式或该第二模式。

[0018] 该第一医疗程序可以是开放式医疗程序,在其过程中,该系统以第一模式递送相对高流速的气体。

[0019] 该第二医疗程序可以是封闭式医疗程序,在其过程中,该系统以该第二模式递送相对低流速的气体和/或间歇性的气体流动。

[0020] 在一种或每种模式中气体流速可以是恒定的气体流速、变化的气体流速、或间歇性的气体流速。可以通过控制鼓风机或泵和/或通过控制控制阀和/或调节器来实现所希望的气体流速。

[0021] 所监测的电气特征是该加热器所汲取的功率。例如,所监测的电气特征可以是该加热器的功率占空比。该功率占空比例如可以作为该加热器吸取功率过程的时间比例来计算。在实施例中,所监测的特征可以是该加热器所吸取的电流。

[0022] 可以在预定时间段上监测该加热器的电气特征并且计算在该时间段上该加热器的电气特征的平均值。在实施例中,该系统可以通过将所计算出的该加热器的电气特征的平均值与预定阈值进行比较来确定运行模式。

[0023] 在实施例中,在初始步骤中,该加热器被接通并且允许在升温时间段上升温。例如,该加热器可以在监测该加热器的电气特征之前被接通并且允许升温。

[0024] 在实施例中,描述了一种用于控制气体供应与增湿系统的多个部件的方法。该方法包括监测该加热器的功率占空比并且通过分析所监测到的该加热器的功率占空比来随后确定在该增湿室中缺少增湿液体。

[0025] 可以在预定时间段上监测该加热器的功率占空比和/或电流吸取量并且计算在该预定时间段上的一个或多个平均值。使用该一个或多个平均值来确定在该增湿室中缺少增湿液体。

[0026] 可以计算在第一预定时间段上该加热器的短期平均占空比和/或电流吸取量,并且可以计算在较长预定时间段上该加热器的长期平均占空比和/或电流吸取量。例如,在实施例中,该长期平均值是在比该短期平均值的时间窗口长了二至十倍的时间窗口内计算的。当然,可以使用窗口大小的其他相对差值。可以使用该长期平均值与短期平均值之间的差值来确定在该增湿室中缺少增湿液体。在实施例中,如果该长期平均值比该短期平均值至少大了第一正阈值量,则确定该增湿室中增湿液体的含量低。

[0027] 可以替代地或另外地使用该加热器的功率占空比和/或电流吸取量的长期平均值与短期平均值之间的差值来确定已经向该增湿室添加了增湿液体。在实施例中,如果该短期平均值比该长期平均值至少大了第二正阈值量,则确定已经向该增湿室添加了增湿液体。

[0028] 如果确定已经向增湿室添加了增湿液体,则可以延迟对该加热器的功率占空比和/或电流的进一步监测,直到稳定化时间段过去。这允许该系统稳定。

[0029] 如果确定该增湿室中的增湿液体少,则该系统可以激活指示器。

[0030] 在实施例中,该系统可以在该程序开始时、在监测该加热器功率占空比之前确定该增湿室中增湿液体的含量是否是少的或者为空。这可以通过将该增湿系统的至少一个特征与以下增湿系统的至少一个预定特征进行比较来完成:在该增湿系统中,增湿室中存在预定的足够量的增湿液体。所比较的特征可以是例如与加热器相关联的温度传感器的输出值。在另一个实施例中,所比较的特征是该加热器功率占空比。

[0031] 在实施例中,在进入正常运行模式之前,该系统检测气体是否在流经该系统。

[0032] 在实施例中,描述了一种给患者提供经增湿的气体的增湿器。该增湿器可以包括增湿室以及用于加热该增湿室中的增湿液体以便产生蒸气来对有待要递送给患者的气体进行增湿的加热器。该增湿器可以包括控制器,该控制器被安排成用于监测该加热器的功率占空比(即该加热器吸取功率过程的时间比例)、并且被安排成响应于所监测到的该加热器的功率占空比来随后确定在该增湿室中不存在或缺少增湿液体。

[0033] 在实施例中,监测了该加热器的电气特征。基于所监测到的电气特征来确定气体

是否在流经该系统。在实施例1中,该电气特征可以是该加热器所吸取的电流。在实施例2中,该电气特征是该加热器功率占空比。可以在预定时间段上监测该电气特征并且计算在该预定时间段上该电气特征的平均值。可以使用该电气特征的平均值来确定气体是否在流经该系统。

[0034] 在实施例3中,计算在第一预定时间段上该电气特征的短期平均值并且计算在第二较长预定时间段上该电气特征的长期平均值。可以使用该电气特征的长期平均值与短期平均值之间的差值来确定气体是否在流动。

[0035] 如果该电气特征的长期平均值比该短期平均值至少大了第一正阈值量,则确定气体流速已经下降至正常运行范围以下。如果确定气体流速已经下降,则该系统可以激活指示器。

[0036] 如果该短期平均值比该长期平均值至少大了第二正阈值量,则确定气体流速已经增大。

[0037] 在实施例4中,可以在监测加热器的电气特征的位置执行校准,并且计算在预定时间段上该电气特征的校准平均值。可以将该电气特征的校准平均值用作允许该加热器的电阻改变的参考值。

[0038] 在实施例5中,该加热器在监测该加热器的电气特征之前被接通并且允许升温。该升温过程可以在预定时间段上以所计算出的速率进行,以避免在该系统中累积冷凝物。

[0039] 在实施例6中,在监测该加热器的电气特征之前,系统确定气体供应是否已经被提供。如果没有检测到气体供应,则系统可以激活指示器。

[0040] 所披露的方法、系统、和设备的另外目的将从附图描述中变得清楚。

[0041] 附图简要说明

[0042] 现将通过举例、参见以下这些附图来描述所披露的方法、系统、和设备的数个实施例。

[0043] 图1-2是医用气体递送系统的示例性实施例的示意图。

[0044] 图3是医用气体递送系统的示例性实施例的示意图。

[0045] 图4是用于控制医用气体递送系统的方法的示例性实施例的流程图。

[0046] 图5-10展示了图4的流程图的更多细节。

[0047] 图11是用于确定该医用气体递送系统是用于开放式还是封闭式医疗程序的一种方法的示例性实施例的流程图。

[0048] 图12-1和12-2是用于控制处于开放模式下的医用气体递送系统的一种方法的示例性实施例的流程图。

[0049] 图13是用于控制处于开放模式下的医用气体递送系统的一种方法的示例性实施例的流程图。

[0050] 图14是展示在升温时间段的实施例的过程中加热板设定点温度、所测量的加热板温度、以及加热板占空比的示例性值的图表。

[0051] 图15-16是展示在升温时间段的实施例的过程中潜在冷凝的图表。

[0052] 详细说明

[0053] 图1和2是增湿与气体递送设备1的示例性实施例的示意图。设备1包括基座单元3以及可移除地安装在该基座单元3上的增湿室5。该增湿室5包括气体入口7,该气体入口被

安排成有待经由入口管道10连接至气体源9上以便将气体例如二氧化碳递送至该室5中。该室5进一步包括气体出口11,该气体出口被安排成有待连接至气体递送管道13上以便将经增湿的气体递送给患者。可以在气体源9与室5之间提供过滤器12(图2所示)来过滤进入的气体。

[0054] 在图1的实施例中,气体递送管道13的一端包括套管针15,该套管针被安排成有待连接至患者以便在封闭式医疗程序例如内窥镜检查 and 腹腔镜检查中使用。在图2的实施例中,气体递送管道13的一端包括扩散器17,该扩散器被安排成用于在开放式医疗程序例如开放性手术过程中将经增湿的气体扩散至患者的伤口中。

[0055] 设备1包括例如加热器。该加热器可以包括例如在基座单元3上的加热板。该加热器被配置成用于加热该室5中的增湿液体以便产生蒸气。该增湿液体典型地是水但不一定是水。来自气体源9的气体流入该室5中并且穿过被加热的增湿液体,从而吸收蒸气并且在经由气体递送管道13递送给患者之前增大湿度水平。该室5可以替代地或另外地包括一体式加热器或位于该室5内部的加热器。

[0056] 气体递送管道13也可以包括或配备有加热器。气体递送管道13的加热器可以确保气体温度沿着管道13维持在所希望的水平、并且最小化或消除冷凝物的形成。气体递送管道13的加热器可以具有被提供在或附接至管道13上的电阻丝、或被提供在管道13内部的电丝或其他加热器元件。气体递送管道13的加热器可以例如通过给该加热器供电的电缆19电连接至基座单元3或室5上。另外地或替代地,管道13可以是隔热的。

[0057] 设备1包括控制器21,该控制器被安排成用于控制该设备1并且具体地将被递送给患者的气体的流速、温度、和湿度控制成适于该设备所用于的医疗程序类型。因此,控制器21尤其控制用于增湿室5的加热器和/或用于气体递送管道13的加热器,如果提供了的话。控制器21还可以控制用于调节气体穿过该设备1的流速的调节器。该调节器可以包括流动引发器和/或抑制器,例如机动化风扇。另外地或替代地可以使用阀和/或气孔来控制流速。控制器21可以包括电子控制器,该电子控制器可以是例如基于微处理器的。该系统可以包括存储器以及能够执行计算的任何电子部件,如本领域技术人员应理解的。

[0058] 图3是设备1的实施例的示意图。设备1可以包括例如用户界面301、控制器21、管道加热器313、室加热器315、以及气体流量调节器317。用户界面301可以用来操作该控制器21。控制器21向管道加热器313、室加热器315、并且在一些实施例中向气体流量调节器317提供电控制信号,来控制这些装置的操作,如在本文别处所描述的。控制器21还可以控制气体源309和/或吹入器319。在一些实施例中,吹入器控制着流动,并且设备1对流动作出反应。在一些实施例中,气体瓶可以提供流动,该流动可以由气体流量调节器或阀系统来控制。

[0059] 设备1被控制成以至少两种模式运行。

[0060] 在例如在开放式医疗程序(如开放性手术中)使用的第一模式中,控制器21被配置成用于将穿过设备1的气体流速控制成相对高。所以,控制器21控制该设备1来产生相对大体积的蒸气以确保相对高体积流速的气体被充分增湿。

[0061] 在例如在封闭式医疗程序(如内窥镜或腹腔镜程序)中使用的第二模式中,控制器21被安排成用于将穿过设备1的气体流速控制成相对低。所以,控制器21控制该设备1来产生相对小体积的蒸气以确保相对小体积流速的气体不被过度地增湿。

[0062] 控制器21被配置成用于至少(1)在使用中监测该一个或多个加热器的一个或多个电气特征,(2)产生用于控制该设备1的运行模式的输出,(3)检测穿过该设备1的气体流动,和/或(4)检测增湿室5中的水耗尽状态。当增湿室5中不存在或缺少增湿液体时出现水耗尽状态。

[0063] 在实施例中,控制器21被安排成监测该一个或多个加热器的电气特征(例如,所汲取的功率、所汲取的电流、或功率占空比)来确定该设备1所用于的医疗程序类型并且随后根据该第一或第二模式来控制该设备1。

[0064] 在实施例中,控制器21被配置成监测该一个或多个加热器的电气特征(例如,所汲取的功率、所汲取的电流、电阻、或功率占空比)。使用这些电气特征中的一个或多个电气特征来确定穿过该设备1的气体的流动或流动的不存在并且随后激活气体流速低或为零的指示器。

[0065] 在实施例中,控制器21被配置成监测该一个或多个加热器的电气特征(例如,所汲取的功率、所汲取的电流、或功率占空比)来确定在室5中不存在或缺少增湿液体。如果检测到增湿液体少或不存在,则控制器21激活增湿液体含量低或不存在的指示器。在实施例中,在这样的条件下,控制器21可以停用设备1的至少一部分。例如,控制器21可以停用该室加热器315、管道加热器313、和/或流动引发器或调节器317。

[0066] 如以上所描述的,设备1可以按适合于开放式医疗程序例如开放性手术的第一模式来使用。在该第一模式中,供应给患者的气体流速相对高并且在一个实例中可以是10L/min左右的大致恒定流速。该流速可以是自动或手动可调整的。可以自动或手动地确定恒定流速。该恒定流速可以根据具体患者的要求来设定。该流速可以被控制成在达到所希望的恒定水平之前从较低的初始水平升高。

[0067] 设备1还可以按适合于封闭式医疗程序例如内窥镜检查或腹腔镜检查的第二模式来使用。在该第二模式中,较低流速的气体通常被供应给患者并且在一个实例中可以作为相对低的脉冲式流速而不是恒定的低流速来供应。另外,可能存在供应的流动非常小或没有流动的时间段。

[0068] 在每种模式中,所供应的气体的湿度是受控制的、并且可以被控制成达到最小阈值。在一个实例中,这个最小阈值为每升气体30mg增湿液体左右。

[0069] 在进入任一种模式之前,该控制器可以根据升温程序来控制该设备1,该升温程序被安排成将该设备1的一个或多个加热器预先加热给定时间段。

[0070] 出于以下描述的目的,提及的加热器是指室加热器315(如图3所示)。然而,应注意的是,该加热器可以替代地或另外地指代管道加热器313,如果提供了的话。

[0071] 图4是被控制器21用来确定运行模式的方法的实施例的流程图。该系统被通电并且允许在升温过程401中升温。该升温过程401包括例如向该加热器供电直至它达到预定阈值温度。在该升温过程401之后,该系统移动至模式检测过程403。该模式检测过程403确定该设备1正被用于的医疗程序类型。模式检测过程403可以用作随后的控制过程的一部分或用来开始随后的控制过程(包括例如封闭模式过程405和开放模式过程407)。

[0072] 图5中更详细地展示了升温过程401。在501处,该系统通电。在503处,在该升温过程中对加热器供电。在505处,该系统接着确定是否过去了足够的升温时间段。如果没有,该系统继续503的升温过程。如果已经过去了预定的升温时间段 n_1 ,则该过程前进至模式检测

过程403。

[0073] 该模式检测过程403确定该设备1正被用于的医疗程序类型。开放式医疗程序例如开放性手术的气体流动要求相对高,并且增湿室加热器的温度和/或气体递送管道加热器温度因此也需要更高,以维持该相对高气体流速的希望湿度水平。一个或多个加热器可以被控制为设定温度,该温度足以以所需要的湿度水平来供应气体。可以提供一个或多个温度传感器来测量这些加热器中的一者或多者的温度。这个测量值被控制器21用来维持所希望的设定温度。

[0074] 如图6更详细地展示的,模式检测过程403通过监测该加热器的电气特征(例如该加热器所汲取的功率)来确定是否在执行开放式医疗程序例如开放性手术。例如在开放式医疗程序过程中所使用的相对高的气体流速与例如在封闭式医疗程序过程中所使用的较低的气体流速相比,需要更大的功率用于加热器。

[0075] 在实施例中,在601处,模式检测过程403监测加热器的一个或多个电气特征,例如加热器的功率占空比,即加热器吸取功率过程的时间比例。监测该一个或多个电气特征,持续如在603处所确定的预定时间段 n_2 。在实施例中,将该一个或多个电气特征在该时间段上求平均值。在605处,接着将一个或多个电气特征、或在该时间段 n_2 上平均的一个或多个电气特征与特定阈值进行比较。如果该一个或多个电气特征、或平均的一个或多个电气特征超过该阈值,则控制器21确定设备1正被用于开放式医疗程序例如开放性手术中、并且根据开放模式过程407来控制该设备1。

[0076] 如果该一个或多个电气特征、或平均的一个或多个电气特征低于该阈值,则模式检测过程403继续监测该一个或多个电气特征而持续延长的时间段 n_3 ,如在607处所确定的。在延长的时间段 n_3 之后,将该一个或多个电气特征、或平均的一个或多个电气特征与该阈值再次进行比较,并且如果还是低于该阈值,则控制器21根据封闭模式过程405来控制该设备1。在该封闭模式过程405中,可以将气体流速控制为相对低的恒定流速或间歇性或脉冲式流速。

[0077] 图7展示了开放模式过程407的实施例。开放模式过程407可以包括另外的升温过程701。如图8所展示的另外的升温过程701包括在801处向该加热器施加另外的功率,持续预定时间段 n_4 直至该另外的升温时间段已经过去。

[0078] 一旦另外的升温过程701结束,在703处该系统继续监测该一个或多个电气特征而持续预定时间段。在实施例中,该预定时间段为40分钟。在703处的该一个或多个电气特征可以包括例如该加热器的占空比和/或所吸取的电流。该系统接着执行流动检测过程705和/或液体含量检测过程707,如在此更详细描述。

[0079] 供应给该加热器的电压是由设备1的电源固定的,并且因此该加热器所吸取的电流将根据将加热器温度维持在控制器21所确定的设定温度上需要该加热器产生多少热量而变化。该加热器温度是由该加热器温度传感器测量的。

[0080] 在实施例中,流动检测过程705和液体含量检测过程707仅是作为开放模式过程407的一部分执行的。然而,流动检测过程705和/或液体含量检测过程707也可以或替代地作为封闭模式过程405的一部分来执行。

[0081] 在实施例中,可以将流量传感器和/或温度传感器结合到设备1的任何部件中以便提供另外的数据。例如,可以使用温度传感器来确定增湿室5中增湿液体的温度。

[0082] 在实施例中,可以使用该加热器所汲取的功率或电流来确定和/或监测环境条件并且校准该设备1。

[0083] 图9展示了流动检测过程705的另外细节。在实施例中,在两个不同时间段上对加热器的电气特征(例如功率占空比和所汲取的电流)连续求平均值。这些时间段包括短时间段和长时间段。在901处,确定长期平均值 L_{AVE} ,并且在903处,确定该相同电气特征的短期平均值 S_{AVE} 。可以针对该一个或多个电气特征中的所有电气特征来确定长期和短期平均值,包括例如加热器功率占空比和所汲取的电流。因此,针对加热器的每个电气特征,控制器21都计算短期平均值和长期平均值。在实施例中,可以在升温程序701过程中和/或在升温程序701完成之后监测这些特征。

[0084] 在实施例中,在升温程序701完成之后(如图7所示),即在已经在该预定时间段上对加热器功率占空比和所汲取的电流求平均值之后,激活流动检测过程705。替代地,如以上所描述的,作为流动检测过程705的一部分,可以在该升温过程完成之后在预定时间段上对该加热器功率占空比和所汲取的电流求平均值。

[0085] 流动检测过程705通过将所汲取的加热器电流的长期平均值与短期平均值之间的差值与阈值进行比较来确定气体是否在流动。虽然所描述的实施例包括一种特定类型的差值比较,即从该长期平均值中减去该短期平均值并且将该结果与阈值进行比较,但也可以使用其他类型的差值比较;例如,可以从该短期平均值中减去该长期平均值并且与该阈值的负数进行比较。在使用不同类型的测量方式来比较类似数据时,本领域技术人员应了解的是,将相应地改变所描述的实施例中的决定步骤。因此,本实施例以及在此所描述的全部实施例是通过举例方式提供的并且不旨在进行限制。

[0086] 如果在905处该差值不是大于或等于阈值 τ_1 ,则流动检测过程705前进到液体含量检测过程707。如果在905处,该差值大于或等于阈值百分比 τ_1 ,则在907处,流动检测过程705确定气体流量低或不存在并且可以激活低气体流量的指示器。这是因为不希望气体流量太低或者停止,因为这可能不利地影响医疗程序的执行并且可能产生过量湿度。过量湿度可能使执业医师对体腔的视觉清晰度受影响。

[0087] 如果在905处计算出的长期平均值与短期平均值之间的差值接近零,则这是气体流为恒定的指示。然而,如果该差值不接近零,则这可能是气体流量已减小和/或停止、或已增大的指示,这取决于该差值是正数还是负数。流动检测过程705进一步操作来例如在设备1初始地连接至气体源上或连接至新的或更换的气体源上时确定气体流量是否在增大。在909处,该确定同样确定了所计算出的所汲取的加热器电流的长期平均值与短期平均值之间的差值。如果该差值(是通过从该长期平均值中减去该短期平均值计算出的)为负,即小于零,则流动检测过程705确定气体流已被添加、并且相应地调整该设备1的设置。该系统接着等待预定时间段来使设备1的设置生效、并且接着返回至905来监测该长期平均值和短期平均值。如果该差值不为负,则该过程返回至907来监测气流耗尽。

[0088] 在实施例中,可以通过使用加热器功率占空比代替所汲取的加热器电流,来使用由加热器汲取的功率检测气体流动。

[0089] 在实施例中,可以使用仅需要所汲取的加热器电流的单一平均值的一种用于检测气体流动的替代过程。这个替代方法使用以下步骤:首先校准该设备1以确定某个阈值,高于该阈值则没有提供气体流;测量该加热器的电阻;并且随后使用查询表来确定与所测量

的加热丝的电阻相对应的电压。

[0090] 在实施例中,可以使用设备1例如通过校准该加热器来检测是否没有或只有低的气体流量作为开始。因此,一旦设备1被升温,就可以使用阈值或临界值来检测是否没有流动。

[0091] 液体含量检测过程707帮助确保干燥气体不被提供给患者。图10中展示了过程707操作的实施例。

[0092] 一旦共用的初始升温程序701完成,或者在流动检测过程705已经确定了存在气体流动之后、或者独立于任一条件,可以激活液体含量检测过程707。

[0093] 液体含量检测过程707通过将该加热器的电气特征(例如加热器功率占空比)的长期平均值 L_{AVE} 与短期平均值 S_{AVE} 之间的差值进行比较来确定增湿器室中是否存在增湿液体。如果在步骤1010处,该长期平均值与短期平均值之间的差值大于或等于阈值 τ_2 ,则在步骤1012处,液体含量检测过程707确定在室5中不存在增湿液体或仅有低含量的增湿液体、并且可以激活水耗尽指示器。在此也可以应用以上关于多种差值比较类型的使用的阐述。

[0094] 液体含量检测过程707还可以被配置成用于在步骤1014处确定同样按照该加热器电流的长期平均值减去该短期平均值来计算出差值是否小于预定阈值 τ_3 。如果该差值低于该阈值,则表明在室5中存在增湿液体。如果确定在该增湿室中存在增湿液体,则在步骤1016处可以延迟对该加热器的功率占空比和/或吸取的电流的进一步监测,直到稳定化时间段过去。这允许该系统稳定。因此液体含量检测过程707还可以使用这种方法来检测是否已经添加了增湿液体。如以上所讨论的,可以使用类似的数据来执行其他类型的计算,并且当前描述的实施例不旨在进行限制。

[0095] 使用加热器功率占空比和/或吸取的加热器电流的长期和短期平均值有助于将在不同环境条件下可能出现的任何变化最小化。这可以包括例如使用不同类型的增湿室或加热板、功率波动、和/或环境温度变化。使用长期和短期平均值还允许校准该系统。

[0096] 控制器21可以被配置成用于在医疗程序开始时通过获得该系统的电气特征相对于室5中增湿液体的含量而言的预定轮廓曲线,来检测该室5是否为空。该轮廓曲线可以例如通过实验或使用预存储的数据来确定。因此控制器21可以执行以下初始监测步骤:监测在使用中该系统的电气特征。控制器21可以将在使用中所吸取的加热器电流的监测与所吸取的加热器电流相对于室5中的增湿液体的含量而言的预定轮廓曲线进行比较来确定该室5是否为空。如果该室5为空,则加热器温度可能过高或不稳定。

[0097] 控制器21可以进一步被配置成用于检测进入该设备中的气体流量,因为该系统中的过量湿度可能使执业医师的光学清晰度受影响,如以上所陈述的。因此,该控制器可以被安排成依赖于所检测到的气体流量来初始地控制增湿蒸气的产生。

[0098] 可以替代地或另外地使用光学感测、电容、或其他方法来执行液体含量检测。

[0099] 替代性实施例可以包括如所需要的任何另外的部件。

[0100] 以上过程是关于在医疗或外科手术中例如开放式或封闭式手术过程中、或封闭式医疗程序例如内窥镜检查或腹腔镜检查过程中使用的医用气体递送设备进行描述的。然而,应了解的是,所描述的流动检测过程705和液体含量检测过程707可以等同地用于被设计来给患者递送经加热的和/或经增湿的气体的任何其他类型的气体递送设备中。例如,该系统可以替代地包括被安排成用于给患者递送呼吸气体以便辅助呼吸的呼吸辅助设备。

[0101] 图11展示了用于确定用该气体供应装置执行的是开放式(高流量)还是封闭式(低流量)程序的过程的另一个实施例。过程1100以1101开始,在此加热板(HP)电源在时刻零(0)被接通。在1103处,基于从该升温过程开始起已经过去的时间量将该加热板升温至可变温度设定点 n_1 。这以预定速率给该加热板带来升温效果,使得该系统不会太快变热。如以下参见图14-16所解释的,太快地加热该系统导致该系统中冷凝物增多。因此,有利的是提供减少了冷凝物而同时在没有不当延迟的情况下实现所希望的温度设定点的升温过程。在实施例中,该升温过程持续预定的时间段 T_1 ,如在1105处检查到的。在实施例中,该时间段 T_1 为15分钟。该升温时间段还可以根据该系统中所确定的初始温度和环境温度和/或湿度水平而略过。

[0102] 一旦初始升温时间段结束,该过程就前进到1107和1109,在此该过程进行检查以判断加热板温度是否在预定时间段 T_2 上等于预定的腹腔镜检查设定温度。在实施例中,该预定时间段 T_2 为21分钟。该过程接着前进到1111和1113,在此该过程监测加热板占空比平均值。确定在第三时间段 T_3 上的加热板平均值。在实施例中, T_3 为25分钟。在1115处,该过程接着进行检查以判断上一次确定的加热板占空比是否大于预定占空比 n_2 。在实施例中, n_2 等于5。如果该平均占空比不大于 n_2 ,则在1119处,该系统进行检查以判断是否已经在时间段 T_4 上监测了占空比。如果没有,该过程继续监测该平均占空比。在实施例中, T_4 为37分钟。如果在1119处,时间大于 T_4 ,则该过程前进到1121,在此该过程确定该呼吸辅助系统是处于腹腔镜检查模式中。如果在1115处,平均占空比大于 n_2 ,则该过程前进到1117,在此该过程确定该呼吸辅助系统处于开放(或高流量)模式。此时,该系统前进到图12中所描述的开放模式过程。

[0103] 图12展示了开放(或高流量)过程的实施例。这个过程表明,该系统的某些电气特性的历史是确定该过程以及呼吸辅助装置的当前状态的重要因素。因此,图12的开放模式过程包括使用“积分(Integral)”,这是对保持在某些状态下的某些电气特性随时间进行动态求和。

[0104] 例如,在图9(以及其相关联的描述)的步骤905中,该系统的电气特征(例如所吸取的加热器电流)的长期平均值与短期平均值之间的差值被用来确定气流和/或水耗尽状态、或气流和/或水添加状态。

[0105] 图12的开放模式过程包括使用该长期平均值与短期平均值之间的差值的积分或动态求和进行的、随时间对该差值的替代性的更鲁棒的比较。

[0106] $Integral = Integral + (L_{AVE} - S_{AVE})$ 等式1

[0107] 这种更鲁棒的比较可以帮助减少该系统中可能出现的随机波动。这可以用于水耗尽检测或气流耗尽检测。等式1例如在图12C中所示的步骤1231中被使用。如果 $(L_{AVE} - S_{AVE})$ 落入指定范围内,则Integral被设定为零。一旦Integral落在指定范围之外,则可以给出关于气流和/或水耗尽状态、或气流和/或水添加状态的信息。该系统还可能能够在室中没有检测到水的情况下关掉加热丝,以便防止递送热的干燥气体。

[0108] 差值比较的另一个替代的公式利用了上限值和下限值两者。

[0109] 如果: $((L_{AVE} - S_{AVE}) < a)$ 且 $((L_{AVE} - S_{AVE}) > b)$

[0110] 则: $Integral = 0$

[0111] 否则: $Integral = Integral + (L_{AVE} - S_{AVE})$ 等式2

[0112] 变量a和b的值是通过实验确定的。一旦Integral的值达到其设定的上限值或下限值,则已经确定了检测到气流或水耗尽/添加。

[0113] 参见图12(被分为图12-1和12-2)所描述的过程,一旦呼吸辅助系统被确定为处于开放模式中,过程就在1201开始。在1203处,该过程开始单独的开放模式升温过程。该升温过程持续到在1205处确定预定升温时间段 T_1 已经过去。在实施例中, T_1 为5分钟。该过程接着前进到1207,在此监测多个不同的电气特征。这些特征可以包括以上参见图7-9所描述的特征并且还可以包括加热丝电阻。在图12的实施例中,除了加热板占空比的短期平均值和长期平均值之外,还计算加热丝电阻的短期平均值和长期平均值。在1209处,在时间段 T_2 上监测这些特征。在一些实施例中, T_2 为10分钟。该过程接着前进到1211,在此对长期与短期加热丝电阻的差值进行分析,以确定该差值是否落入指定范围内,例如在-0.085与0.35之间。在替代性实施例中,该指定范围可以在-0.05与2.0之间。如果该长期与短期加热丝电阻平均值的差值落入这个范围内,则该过程前进到1227,在此将加热丝Integral设为零。如果该长期与短期加热丝电阻平均值的差值落入以上所描述的范围之外,则该过程前进到1213,在此将加热丝Integral更新为前一个(或初始)加热丝Integral加上该长期与短期加热丝电阻平均值之间的差值。这个过程允许在某个时间段上监测该系统,使得所监测到的数据中的小的异常或不一致不会不必要地触发警报事件。在1213之后,该过程前进到1215,在此对该更新后的加热丝Integral进行分析,以确定它是否落入某个预定范围内,例如在-500与200之间。如果更新后的加热丝Integral落入这个范围内,则该过程前进到以下所描述的1229。如果该加热丝Integral没有落入这个范围,则在1217处如果该加热丝Integral小于阈值例如-500,那么在1219处激活气流耗尽警报并且该过程返回至1211。如果在1221处,加热丝Integral大于阈值例如200,则在1223处该过程关掉加回气流警报并且在返回至1211之前等待预定时间 T_3 ,例如30分钟。

[0114] 返回至步骤1227的讨论,一旦加热丝Integral已经归零,该过程就前进到步骤1229,在此对加热板占空比长期平均值与短期平均值之间的差值进行分析,以确定这些平均值是否落入预定范围内。这个范围例如在-3.5与2.5之间。如果加热板占空比的短期平均值与长期平均值之间的差值落入这个范围内,则在1230处该加热板Integral被设定成等于零并且该过程返回至步骤1211。如果加热板占空比的短期平均值与长期平均值之间的差值没有落入上述范围内,则该过程前进到1231,在此将加热板Integral更新为等于当前加热板Integral值加上短期与长期加热板占空比平均值的差值。该过程接着前进到1233,在此对该更新后的加热板Integral进行分析,以确定它是否落入第二范围内,例如-200与1000内。如果加热板Integral落入这个范围内,则该过程返回至步骤1211。在1233处,如果加热板Integral没有落入这个范围内,则该过程前进到步骤1235,在此如果该加热板Integral大于预定阈值例如1000,则在1237处,该过程确定水耗尽并且指示警报。该过程接着返回至步骤1211。在1237处,如果加热板Integral小于阈值例如-200,则该过程在1241处确定有水加回,并且水耗尽警报被关掉。该系统接着在返回至步骤1211之前等待预定时间段 T_4 ,例如30分钟。

[0115] 图13展示了包括更快速的水加回确定的一种开放模式过程的另一个实施例。一旦确定该呼吸辅助系统处于开放模式中,该过程就在1301开始。在1303处,该过程开始单独的开放模式升温过程。该升温过程持续到在1305处确定预定升温时间段 T_1 已经过去在实施例

中, T_1 为5分钟。该过程接着前进到1307,在此监测多个不同的电气特征。这些特征可以包括例如加热板占空比的短期平均值和长期平均值。替代地或另外,以上参见图7-9描述了这些特征中的任一个。在1309处,在时间段 T_2 上监测这些特征。在一些实施例中, T_2 为10分钟。该过程接着前进到1311,在此对长期与短期加热板占空比的差值进行分析,以确定该差值是否落入指定范围内或是否大于阈值。如图13所示,如果加热板占空比的长期平均值减去短期平均值并不大于或等于该指定阈值 X_2 ,则该过程前进到步骤1313,在1313处将该加热板Integral设定成等于零并且该过程返回至步骤1311。阈值 X_2 可以是被选择成避免滞后的标称正值。步骤1311和1313可以被认为是功率使用相对稳定的正常操作。如果在1311处,该差值大于或等于该指定阈值 X_2 ,则该过程前进到以下步骤1315,在此将该加热板Integral更新为等于当前加热板Integral值加上长期与短期加热板占空比平均值之间的差值,如图13所示。Integral表示功率使用的累积量并且在步骤1317处对其进行分析以确定功率使用是否下降了某个累积量。在1317处,对该更新后的加热板Integral进行以确定它是否落入第二范围内。例如,如果在1317处Integral不大于阈值 X_3 ,则该过程返回至1311处的正常操作。如果在1317处Integral大于或等于 X_3 ,则该过程返回至步骤1311。在步骤1319处,该过程确定刚好前一个计算出的短期平均加热板占空比是否与最新的加热板占空比短期平均值大致相等。如果是,则该系统激活水和/或气流耗尽状态指示器。这可以是被开启或点亮的LED。接着在1321处,该过程等待时间段 T_3 ,同时在1323处激活该指示器。一旦时间 T_3 已经过去,则该过程前进到1325,在此该过程继续激活该水和/或气流耗尽指示器,直到该过程确定已经将水和/或气流加回至该系统。在1325处,该过程确定最新的短期平均加热板占空比并且减去刚好前一个短期平均占空比。在1327处,如果该结果大于或等于阈值 X_4 ,则该过程确定没有加回水和/或气流并且继续激活该指示器。如果在1325处,该结果大于或等于阈值 X_4 ,则该过程前进到1329,在此该系统关掉该指示器,因为已经确定水和/或气流已经被加回到其中。在1331处,该系统接着等待时间段 T_4 ,以便允许该系统在返回至1311处的正常操作模式之前稳定。

[0116] 如本领域技术人员应了解的是,上文所描述的实施例中的时间段和阈值可以根据不同的指标来选择,以便提供展现了多种不同优点和缺点的系统。例如,较短的等待时段和更严的阈值可以加速这些不同过程和系统、但是可能牺牲可靠性。相应地,以上实例是通过举例方式提供的并且不进行限制。

[0117] 图14是例示在第一运行时间段期间作为一种提供受控湿度递送的手段进行的加热板温度控制的实施例的曲线图。这个过程可以参见本披露中所描述的升温过程中的任一个和/或全部来实施。图14展示了加热板设定点1403、加热板温度1405、以及加热板占空比1407。可以使用这个受控的湿度递送过程来改善外科医生的光学清晰度。通过控制所递送的湿度水平,较冷的外科手术设备有机会升温至与该气体相同的温度,从而减少该设备上的冷凝物形成。在一些实施例中,可以使用线性等式基于初始设定点温度来调整加热板的设定点温度。该等式为:

[0118] 设定点温度=梯度*时间+初始设定点温度 等式3

[0119] 在图14所展示的实施例中,初始设定点温度为21摄氏度并且梯度为1/60,这样使得在以秒计的时间值上,该设定点温度以每分钟1摄氏度的速率增大。

[0120] 如果起始加热板温度(即在该系统被首次接通时的加热板温度)低于该初始设定

点温度,则该系统将持续地对该加热板供电以使其尽可能快地达到该初始设定点温度,并且接着如等式3所限定地继续。如果该起始加热板温度高于该初始设定点温度,则该系统将不对该加热板供电,直至该设定点温度等于该加热板温度。该过程持续固定的时间量、例如15分钟。例如,如果起始加热板温度为30摄氏度,则该加热板不会开始加热该液体直至时间=9分钟、但是接着将根据等式3继续。根据起始加热板温度,该系统将仅以等式3所指示的时间和梯度开始对该加热板供电,以便使加热板温度在该升温时间段结束时达到所希望的温度。

[0121] 在指定的升温时间段之后,加热板温度将达到以下温度:针对所执行的程序类型确保最佳湿度输出。在实施例1中,腹腔镜检查的希望温度为43摄氏度或开放性手术的希望温度为53摄氏度。

[0122] 图15和16展示了使用本披露中所描述的过程来减少冷凝物的对比实例。图15展示了系统中的冷凝效果,在该系统中升温过程不受控制,而是如对现有技术的增湿系统而言典型地使加热板尽可能快地升温。如图15所示,加热板温度1505快速地被带到43摄氏度左右的其运行温度,水室温度1507随着加热板温度快速地升高,但是插管内温度1511显著地落后于该加热板和该室。因此,冷凝的可能性(如室温度与插管温度之间的差值区域1503所示)是显著的。图16在另一方面展示了使用本披露中所描述的升温程序来使潜在冷凝降低。图16也展示了加热板温度1605,但是在这个实例中,在该升温过程中的加热板温度升高被具体地控制成在达到其43摄氏度左右的运行温度之前以较慢的速率升高。这导致该室温度也升高、但是以受控的方式升高。由于这个受控的升温过程,插管内温度1611与室温度1607之间的差别在该升温时间段过程中小得多。这导致冷凝可能性1603较低。

[0123] 从上文中将看到,提供的医用气体递送设备和方法至少在一定程度上可以控制该设备的运行模式、激活对气体流量为零或减小的指示器和/或对增湿液体含量为零或低的指示器。这是通过分析该增湿器加热器和/或该递送气体管道加热器的电气特征、在不需要使用外部温度或流量传感器探头的情况下实现的。即,使用由这些加热器中的一个或多个所展现的响应或响应变化来确定具体事件的发生并且/或者相应地控制该设备。

[0124] 除非上下文明确要求,否则在整个描述中,词语“包括(comprise)”、“包括(comprising)”等等被解释成涵盖性意义而非独占或详尽意义,即,被解释成“包括但不限于”的意义。

[0125] 虽然已经通过举例并且参见其可能的实施例描述了所披露的设备和方法,但是应了解,可对本披露作出修改或改进且不偏离本发明的范围。所披露的设备和方法还可以被大致上视为存在于本申请的说明书中个别地或共同地提及或指示的部件、元件和特征、所述部件、元件或特征中的两者或更多者的任何或所有组合中。另外,如果已参见具有已知等效物的所披露的设备和方法的具体组件或整体,那么这些等效物如同被个别地陈述般并入本文。

[0126] 贯穿本说明书对现有技术的任何讨论决不应该被认为承认这种现有技术是广泛已知的或形成本领域中公共常识的一部分。

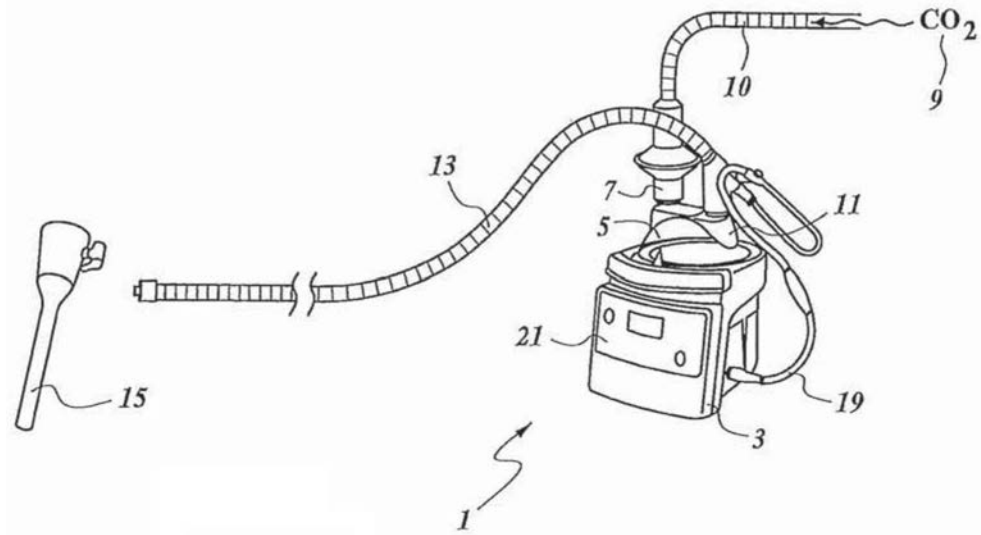


图1

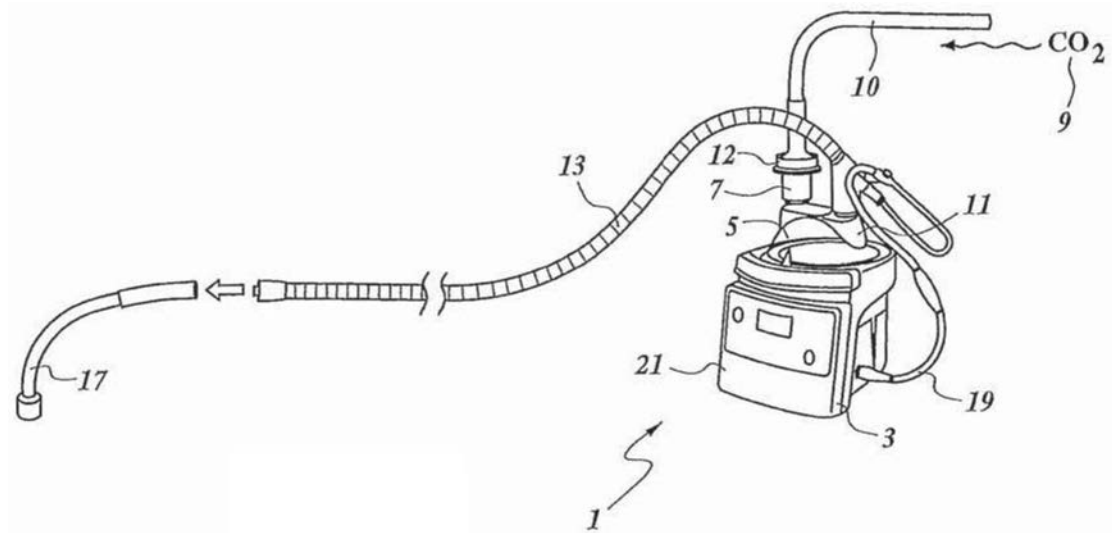


图2

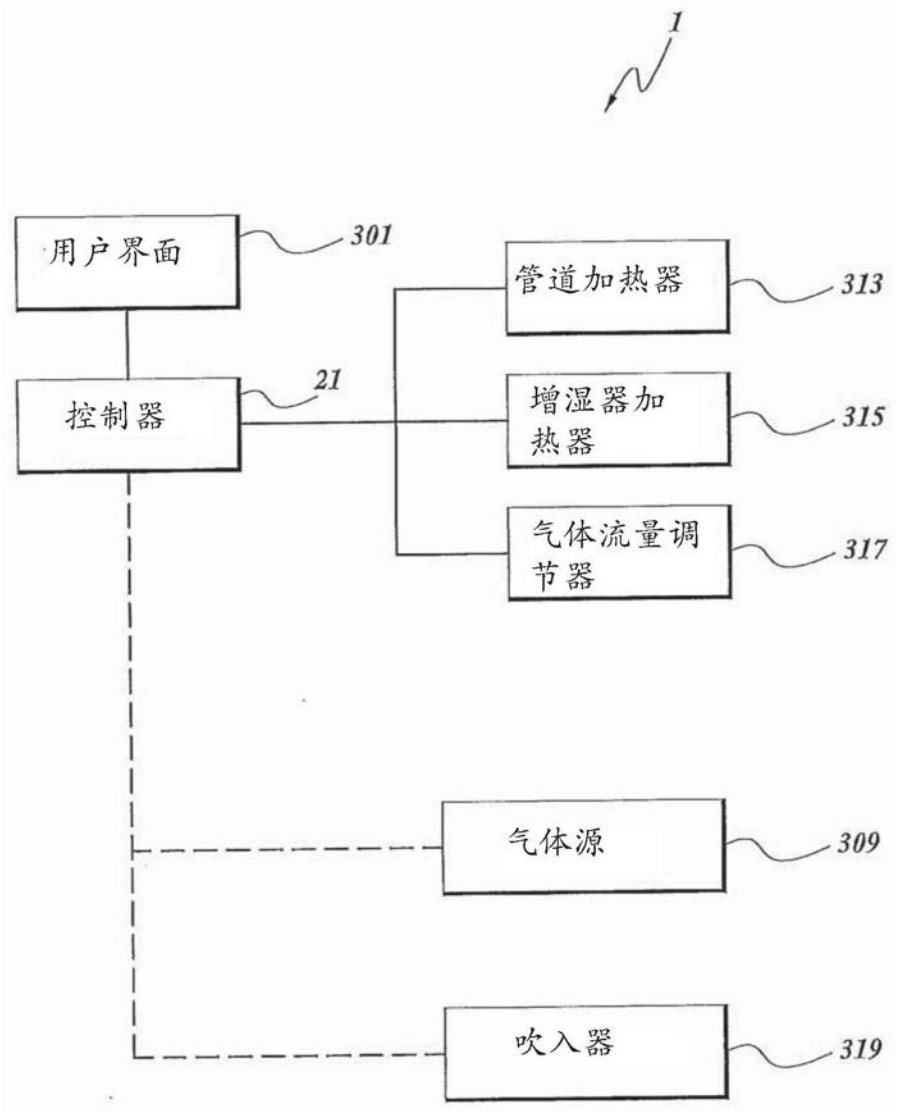


图3

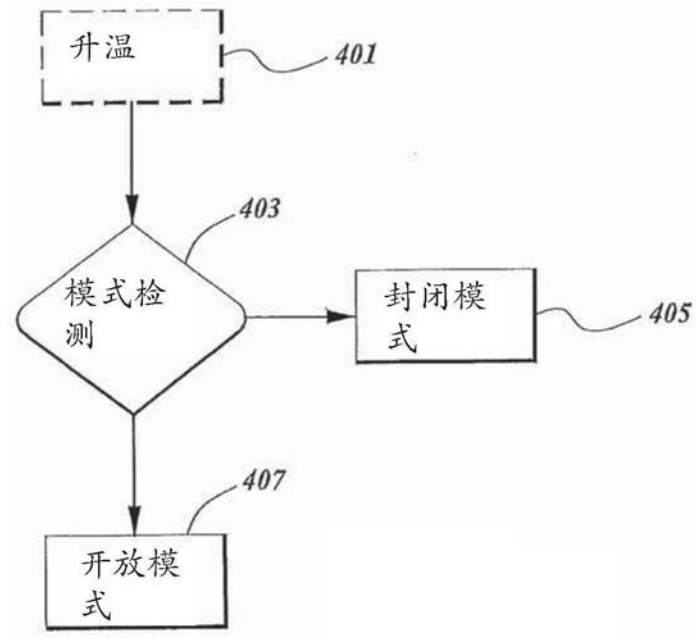


图4

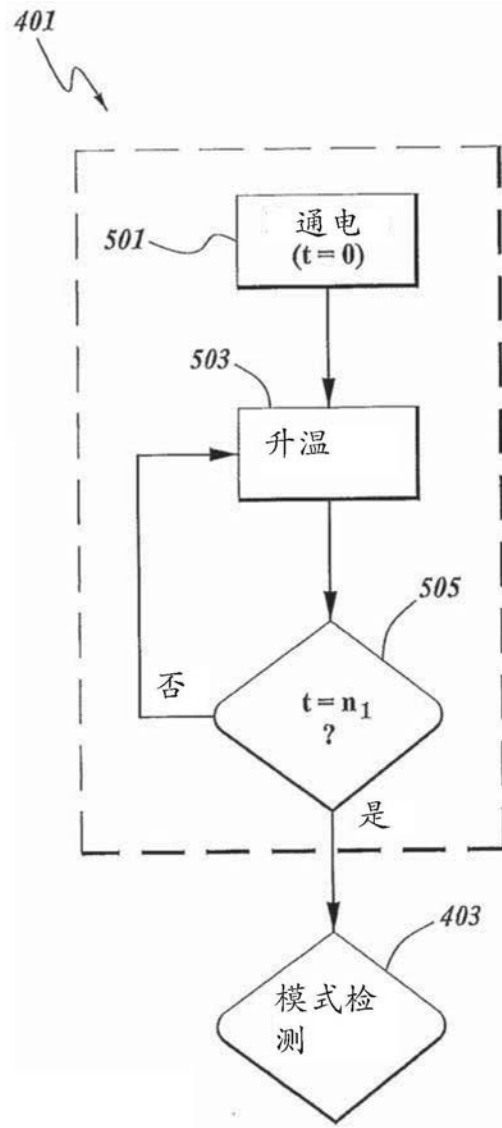


图5

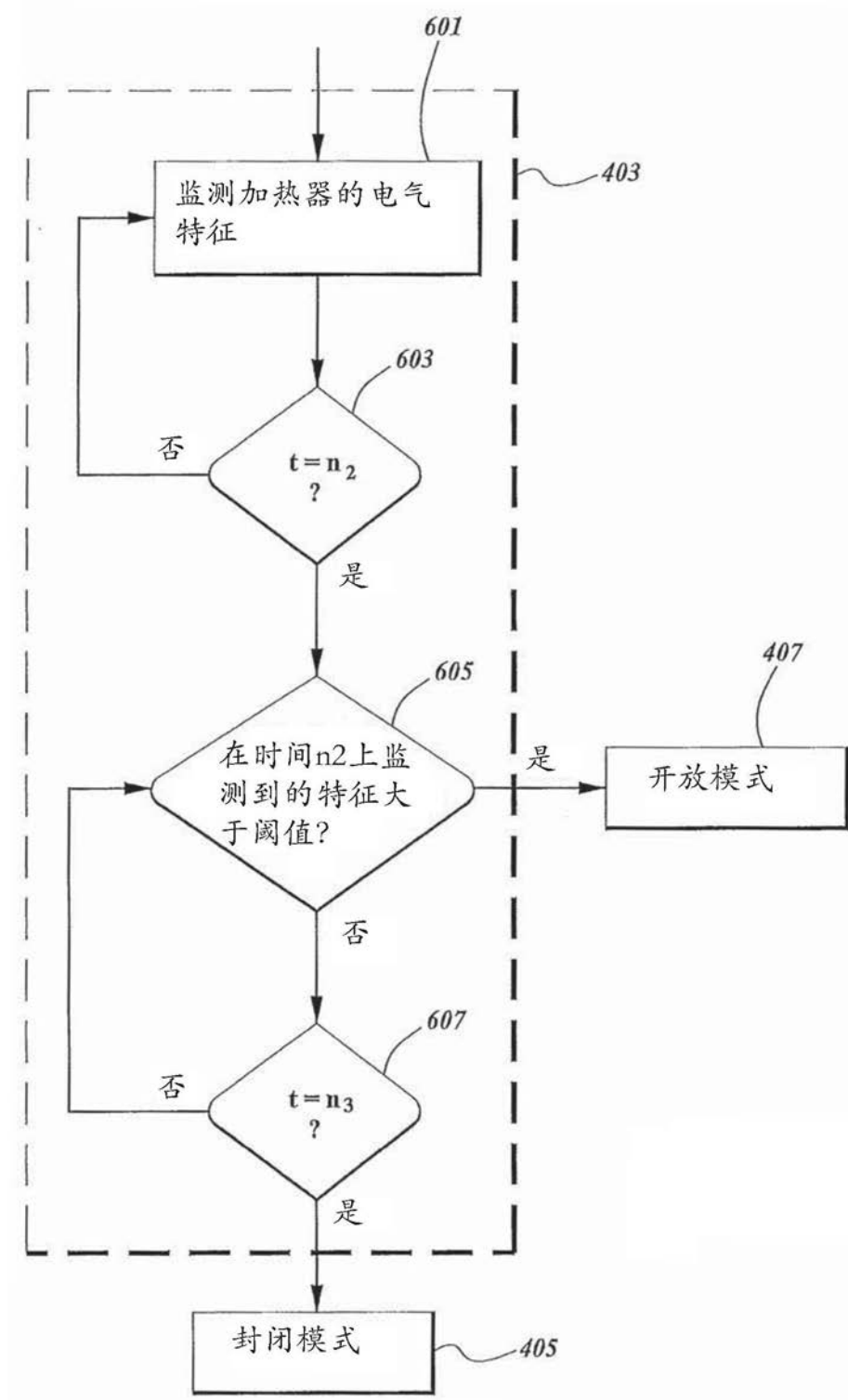


图6

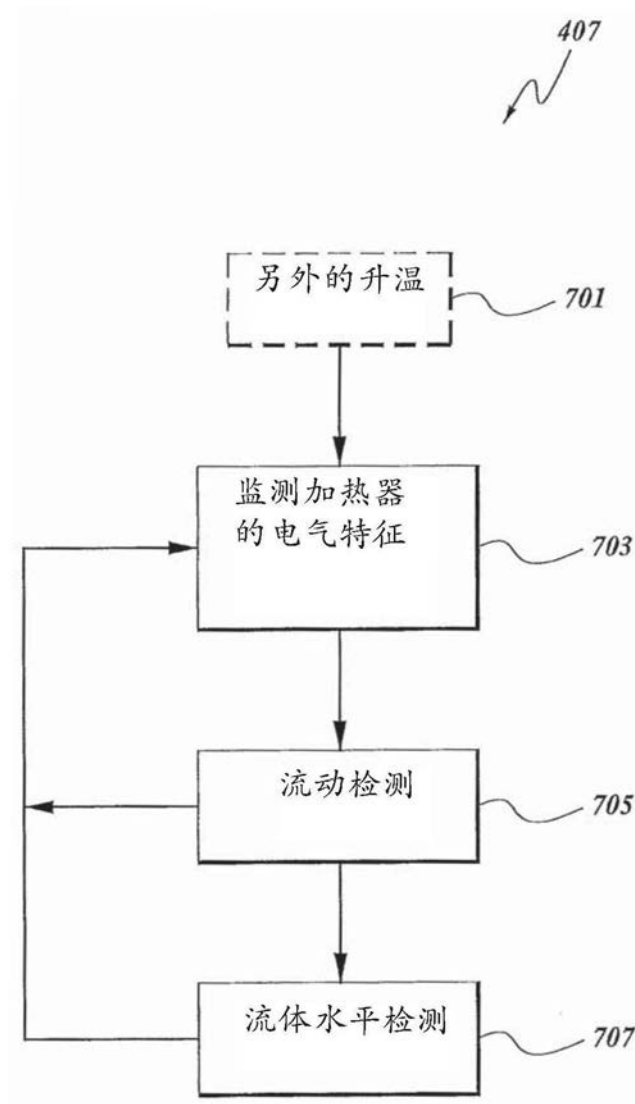


图7

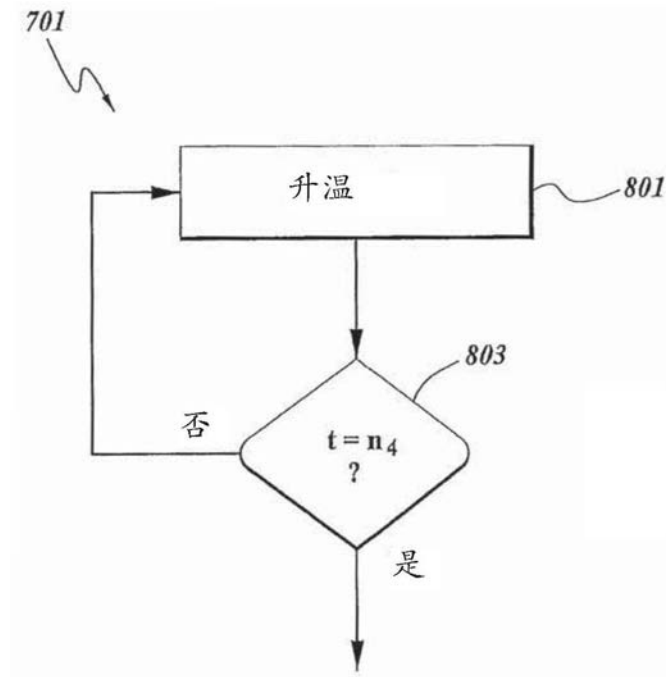


图8

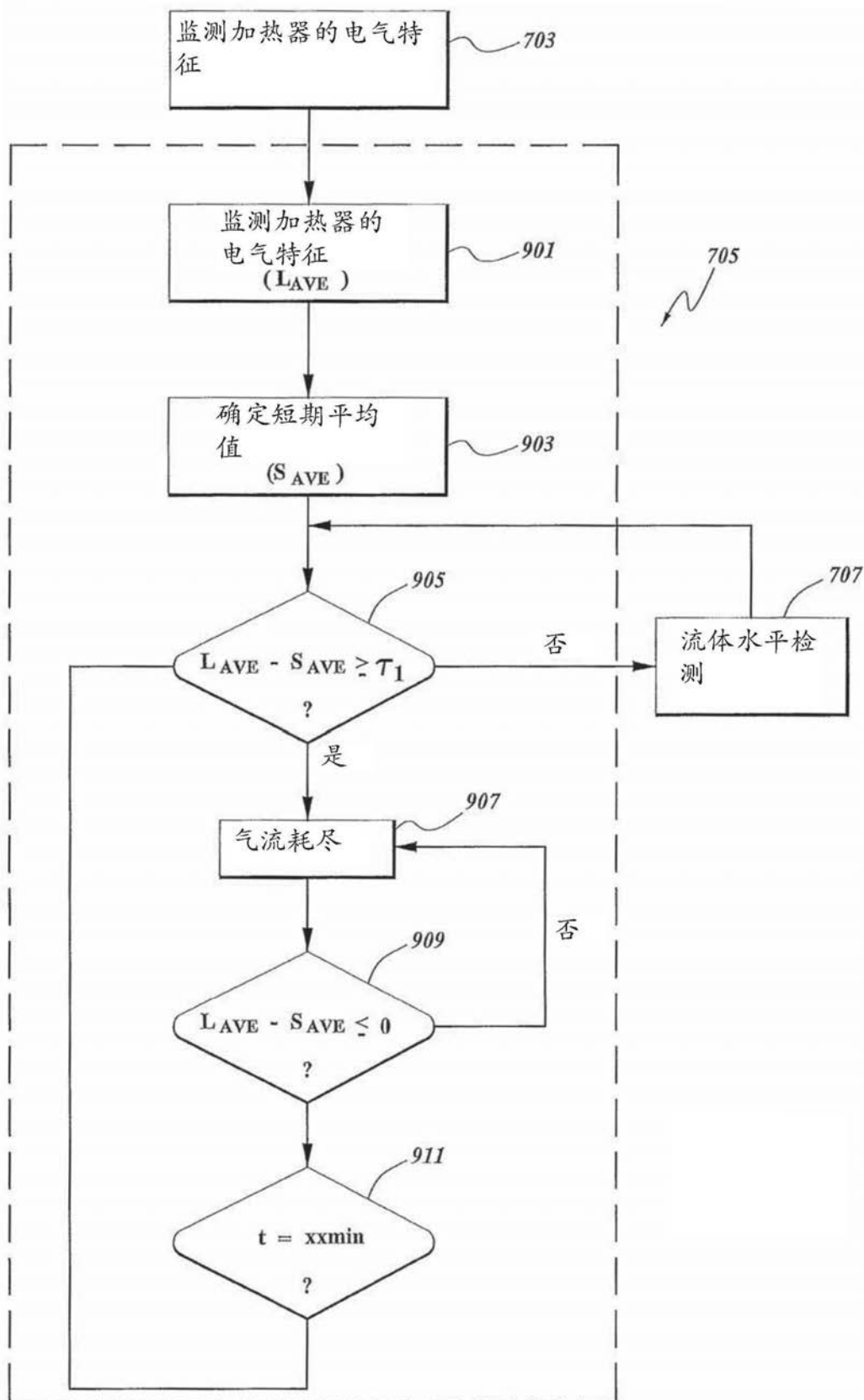


图9

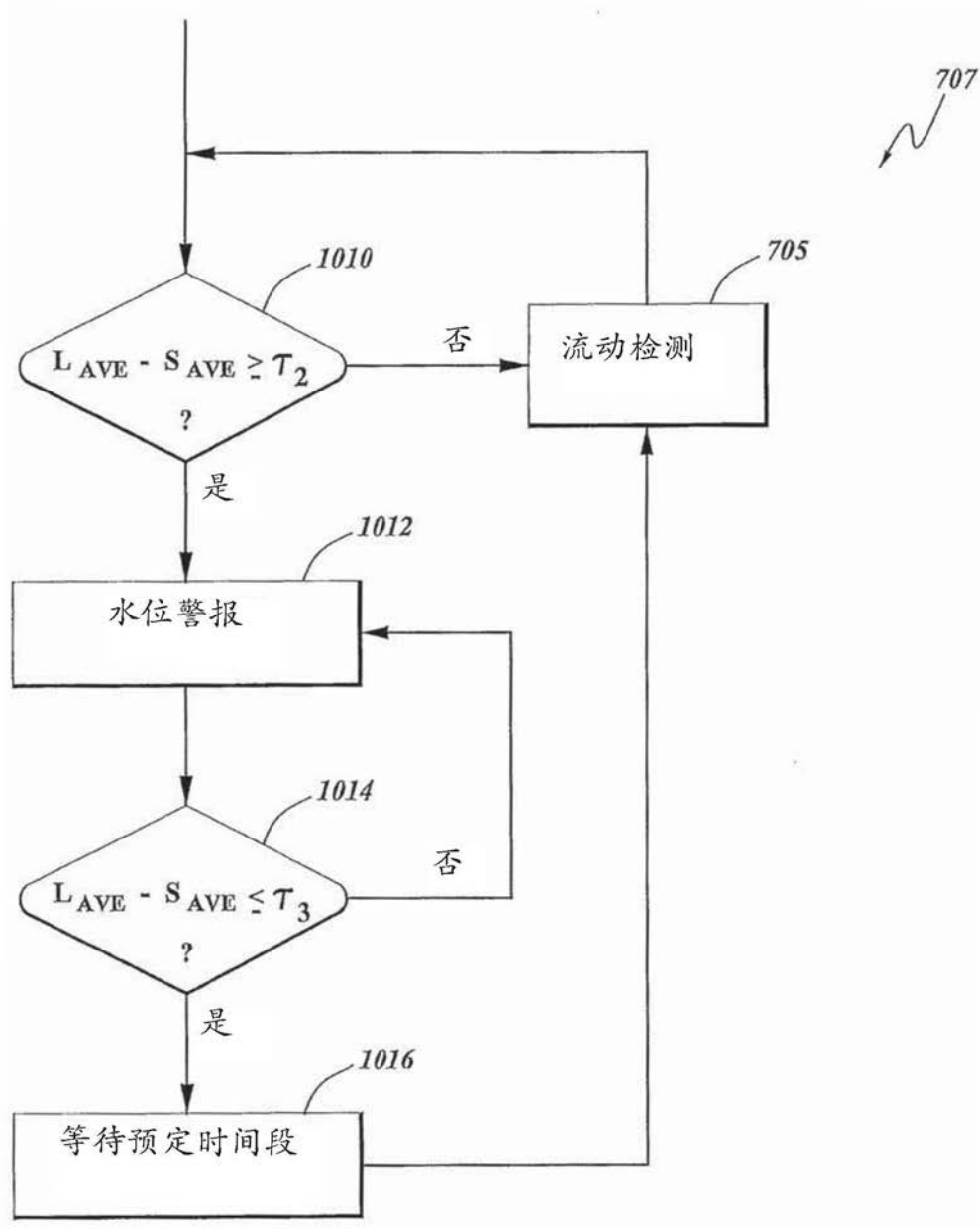


图10

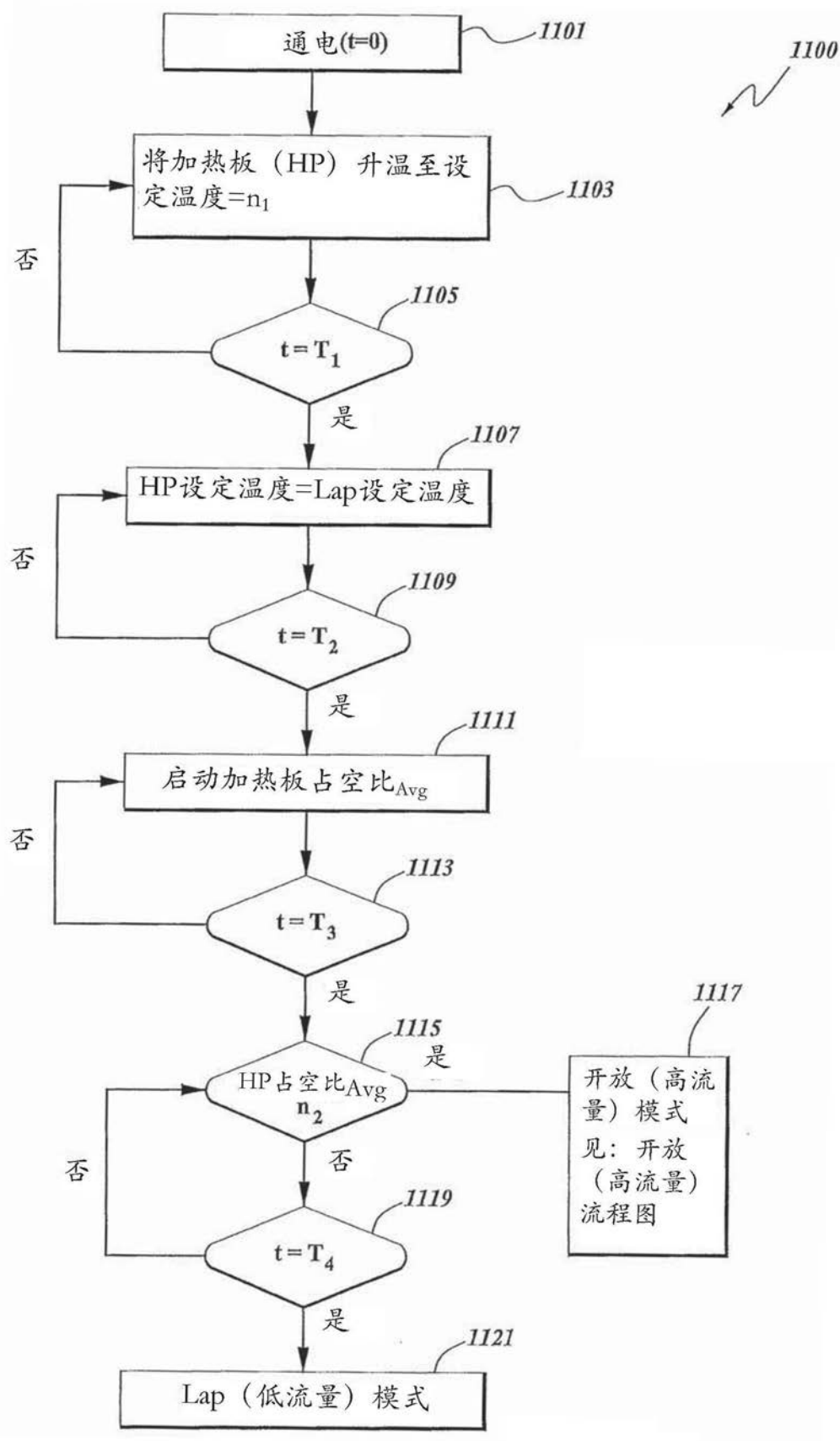
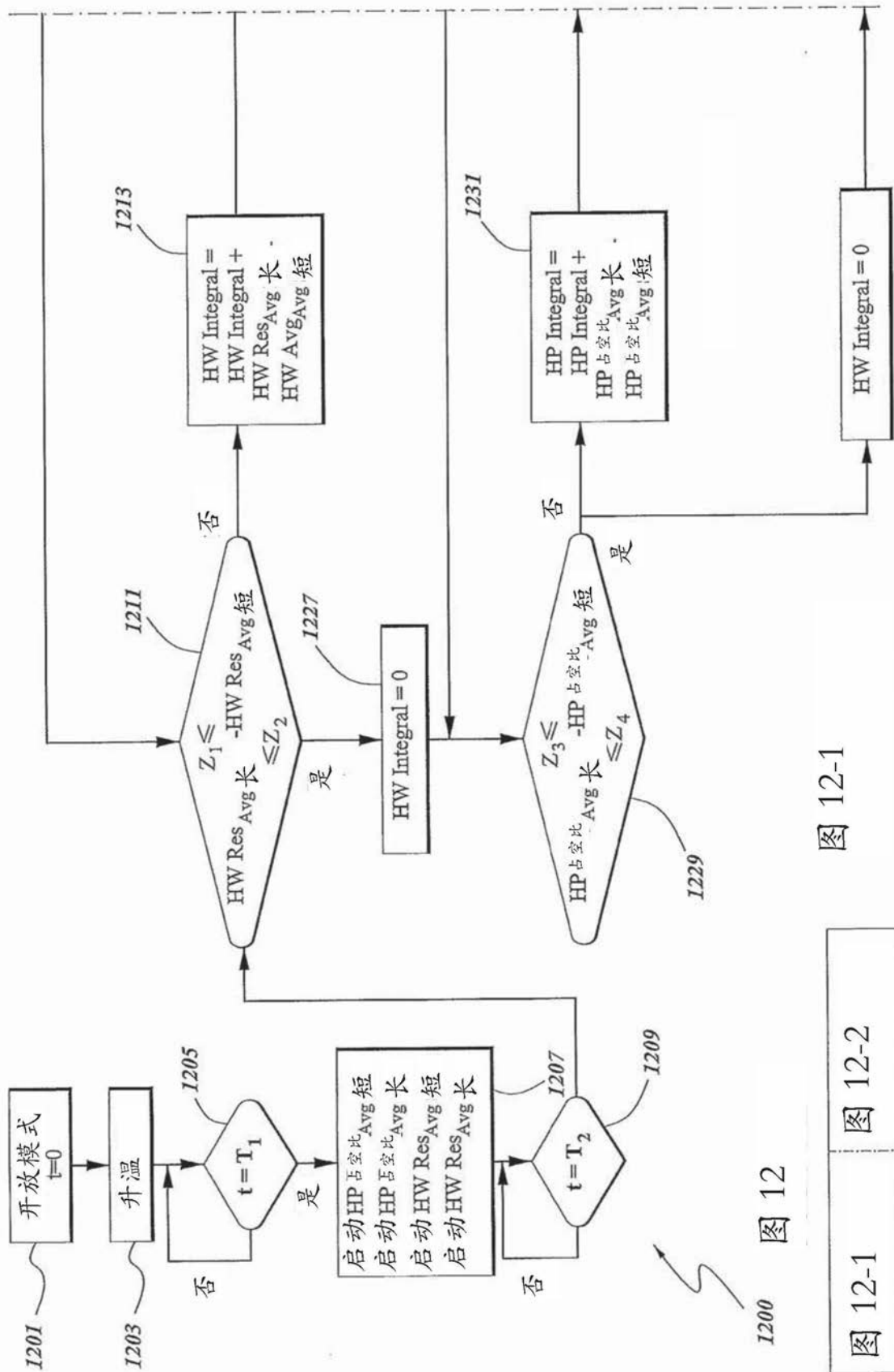


图11



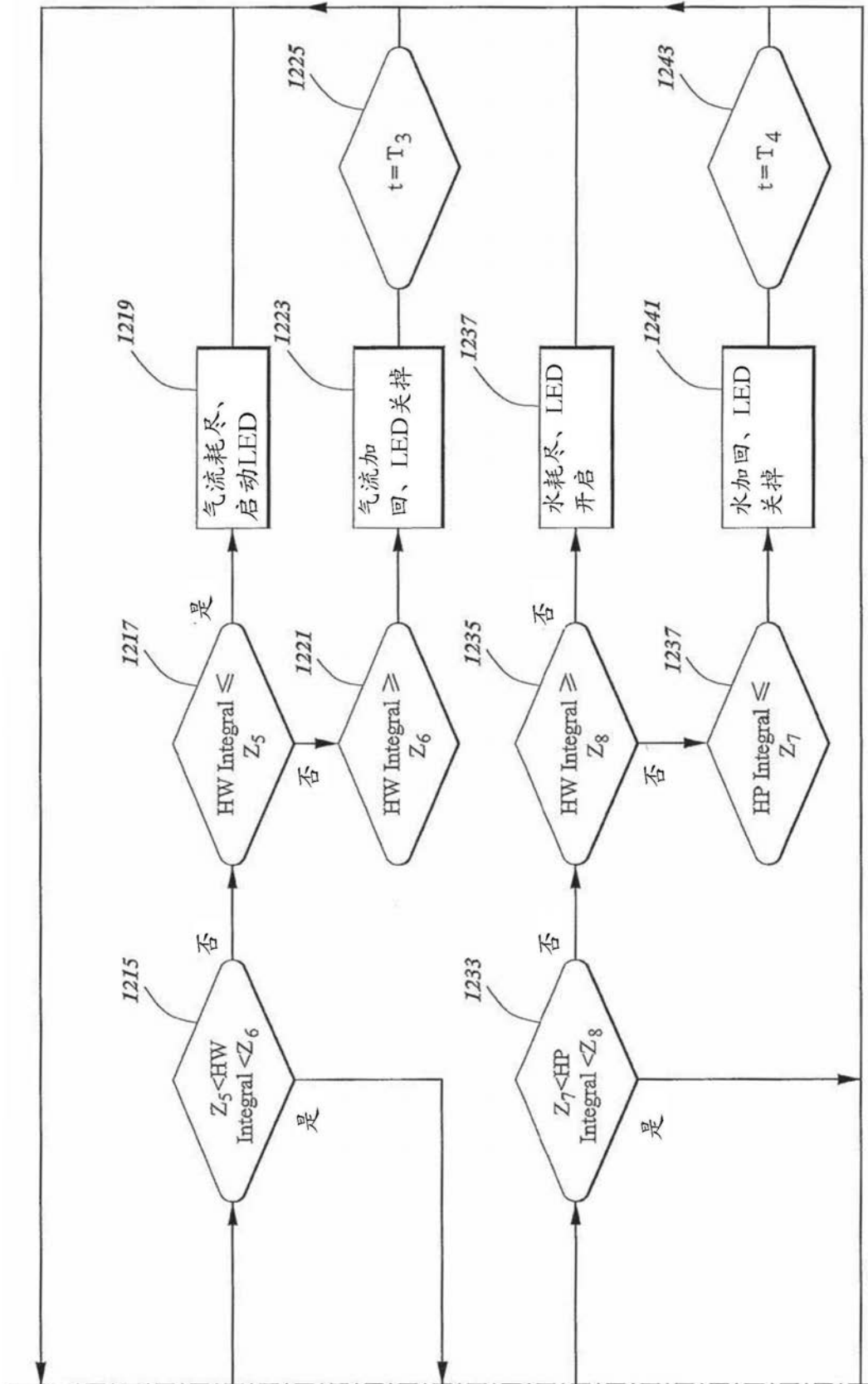


图12-2

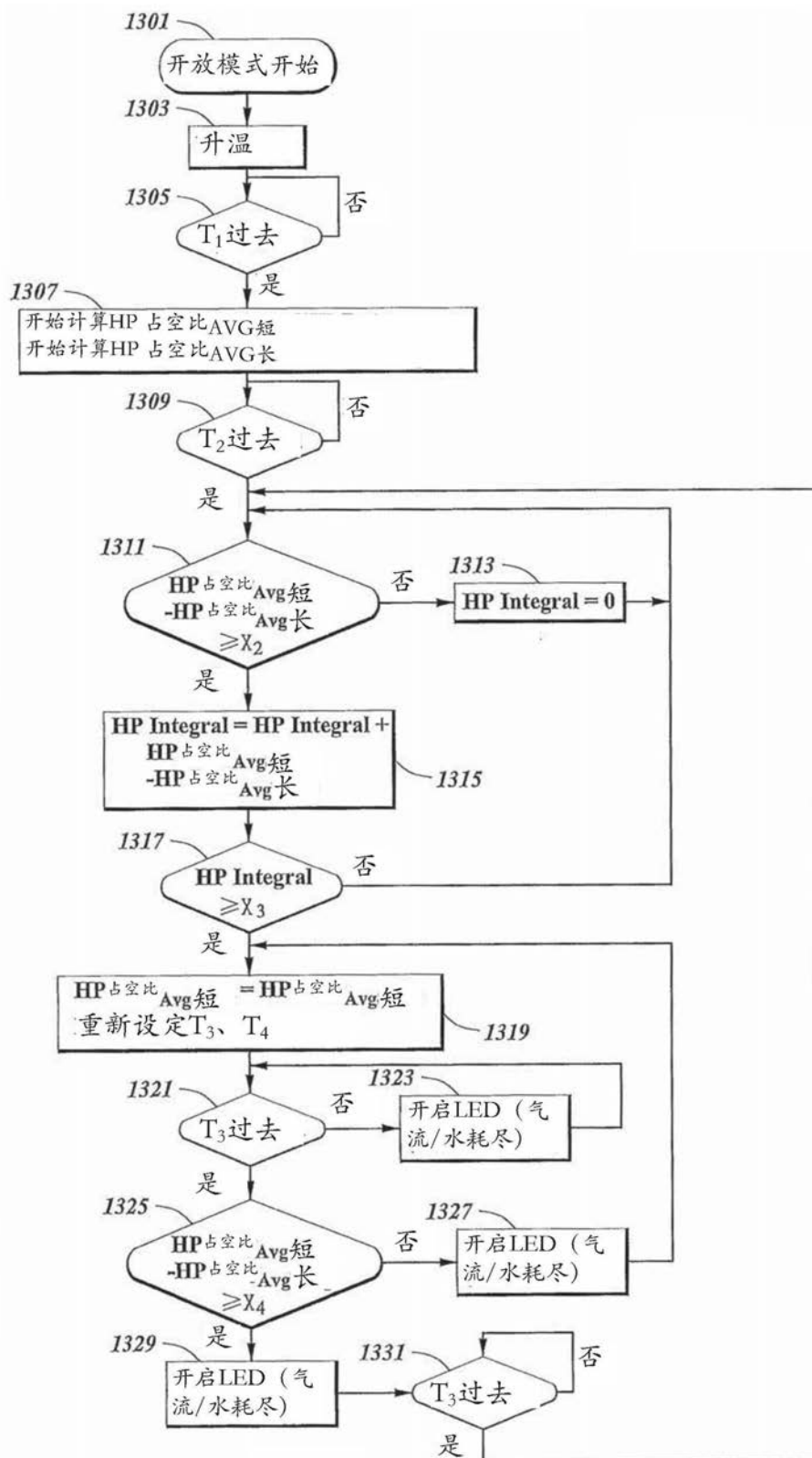


图13

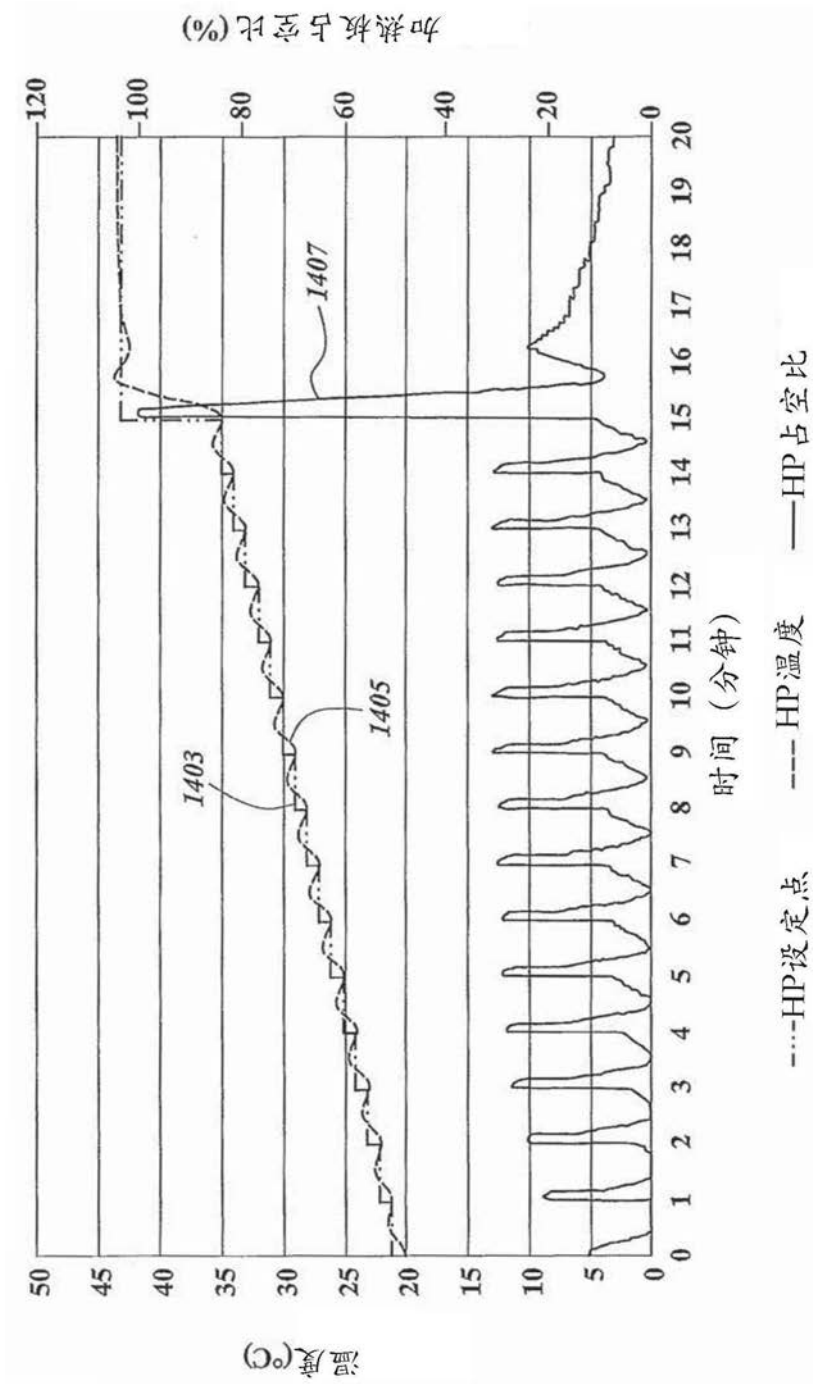


图14

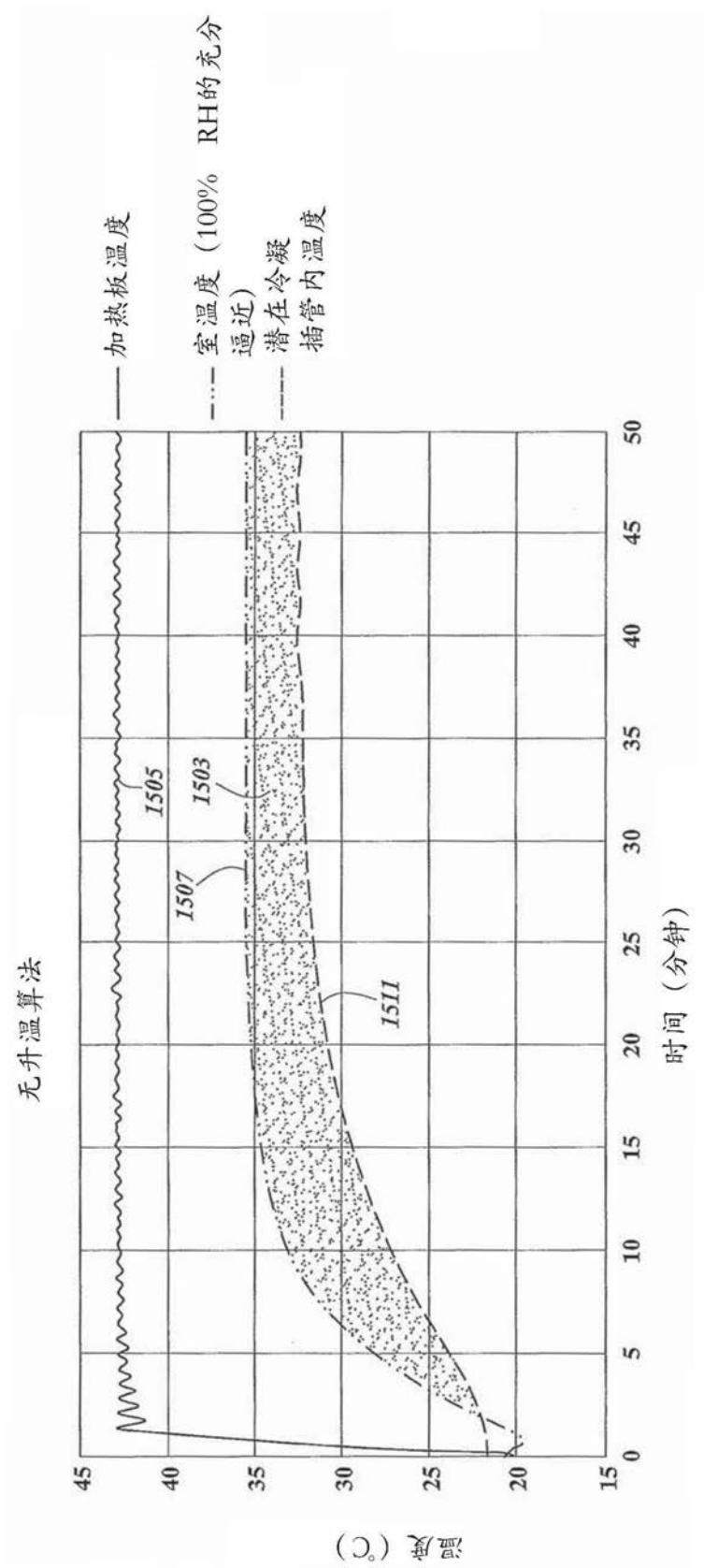


图15

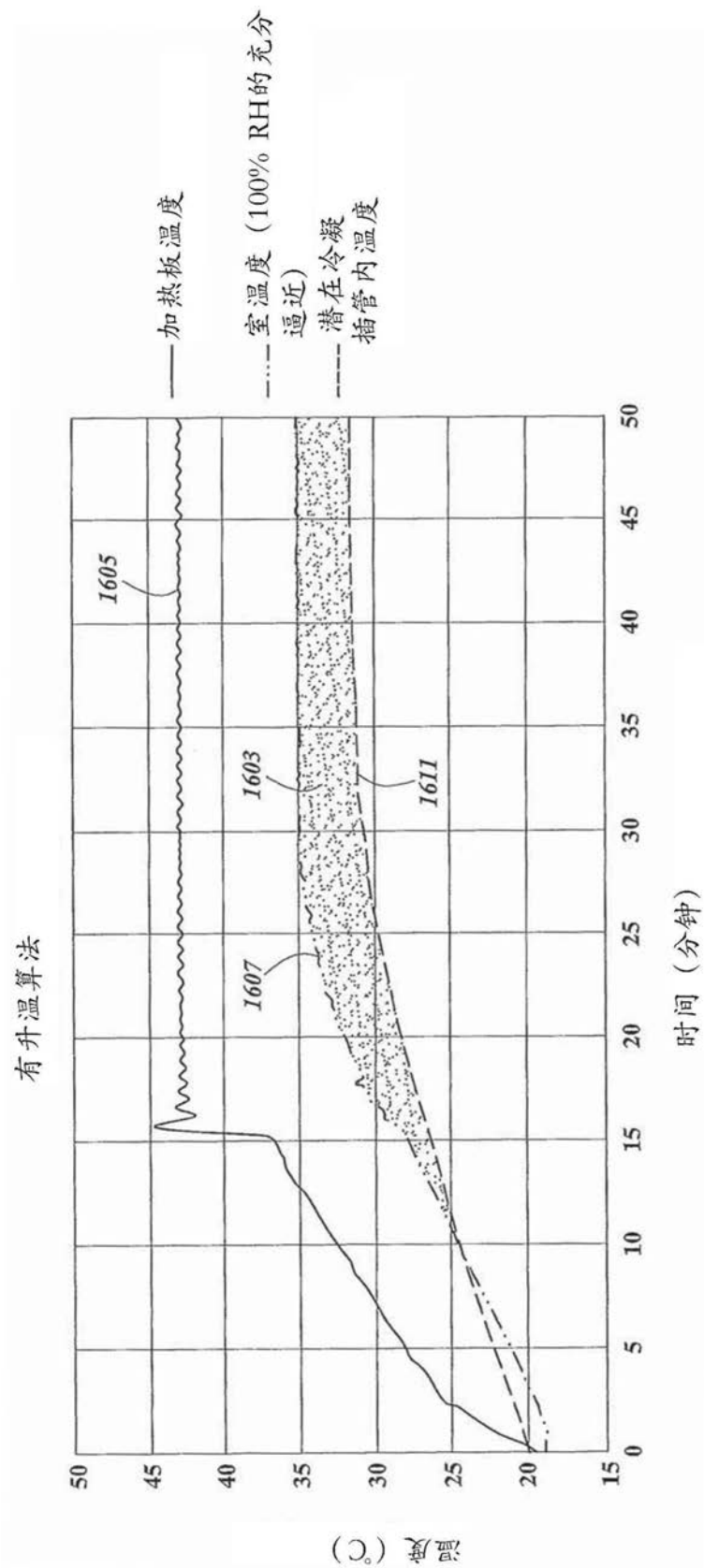


图16