



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102580219 B

(45) 授权公告日 2014. 09. 17

(21) 申请号 201210017282. 7

(22) 申请日 2001. 03. 20

(30) 优先权数据

503495 2000. 03. 21 NZ

(62) 分案原申请数据

01109868. 6 2001. 03. 20

(73) 专利权人 菲舍尔和佩克尔保健有限公司

地址 新西兰奥克兰

(72) 发明人 穆罕默德·图德尔

保罗·约翰·西科因斯

马尔科姆·戴维·史密斯

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 王琼

(51) Int. Cl.

A61M 16/16 (2006. 01)

A61M 16/08 (2006. 01)

A61M 16/10 (2006. 01)

(56) 对比文件

CN 85104144 B, 1988. 04. 13,

CN 2278489 Y, 1998. 04. 15,

US 4013122, 1977. 03. 22,

EP 0672430 A2, 1995. 09. 20,

审查员 张岩

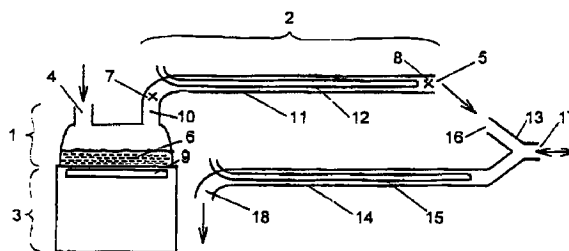
权利要求书1页 说明书9页 附图3页

(54) 发明名称

呼吸辅助设备

(57) 摘要

本发明公开了一种与一种呼吸辅助设备协同使用的加湿器和湿度传感器。推荐该湿度传感器包括病人端和加湿器端的绝对湿度、相对湿度和/或温度传感装置。该加湿器还可以包括对气体的湿度和温度进行独立控制的装置。另外,本发明公开了一个容器复式接头,该复式接头有利于使加湿器简便地与各种出口、进口和传感器相连接。另外描述了一个受到加热的导管,该导管提供了一种沿其长度方向的更为有效的温度分布。



1. 一种用于与加湿设备一起使用的气体输送通道装置,所述加湿设备对气流进行加湿,所述气流被输送向病人或需要这种气体的其他人,气体输送通道装置包括:

受控导管加热装置,该受控导管加热装置被用于调节所述气流沿所述气体输送通道装置的温度分布和/或所述气体输送通道装置的温度分布,从而使之基本符合一个预定分布;

所述受控导管加热装置包括至少一个正温度系数材料段,其中每个所述段的局部电阻都与局部温度成正比关系;

至少两个沿所述气体输送通道装置布置的导体件,每个所述导体件都与每个所述段的一个独立部分进行电气连接。

2. 如权利要求1所述的气体输送通道装置,其特征在于,其中所述预定分布涉及一种沿所述气体输送通道装置的长度方向的基本恒定的温度分布。

3. 如权利要求1所述的气体输送通道装置,其特征在于,其中所述受控导管加热装置包括数个正温度系数材料段,其中每个所述段的局部电阻都与局部温度成正比关系,还包括至少两个沿所述气体输送通道装置布置的导体件,每个所述导体件都与每个所述段的一个独立部分进行电气连接,并且每个所述段除了通过每个所述导体件与其它所述段相连接外,其余部分皆与其它所述段相绝缘。

4. 一种用于对气流进行加湿的加湿设备,所述气流被输送向病人或需要这种气体的其他人,包括:

加湿容器装置,该加湿容器装置具有允许所述气流流经所述加湿容器装置的一个进口和一个出口,

容器加热装置,该容器加热装置被布置在所述加湿容器装置附近,用于使所述加湿容器装置中的液态水汽化,从而向流经所述加湿容器装置的所述气流提供水蒸汽,

如权利要求1所述的气体输送通道装置,该气体输送通道装置与所述加湿容器装置的所述出口相连接,从而将所述气流输送向病人或需要这种气体的其他人。

5. 如权利要求4所述的加湿设备,其特征在于,还包括湿度传感装置,用于对所述加湿容器装置的所述出口处的所述气流的绝对湿度进行指示。

6. 如权利要求4所述的加湿设备,其特征在于,还包括温度传感装置,用于对所述加湿容器装置的所述出口处的所述气流的温度进行指示。

呼吸辅助设备

[0001] 本申请是申请日为 2001 年 3 月 20 日、申请号为 201010124852.3、发明名称为“呼吸辅助设备”的发明专利申请的分案申请。

技术领域

[0002] 本发明涉及一种加湿系统的使用,该加湿系统被特别用于为接受机械呼吸换气或呼吸支持的病人提供呼吸补助,但是并不仅限于这种功用。

背景技术

[0003] 现有技术中已经有了数种向需要呼吸补助的病人提供加湿气体的方法。这些现有技术中的加湿器通常包括一个压缩空气(或其它混合气体)源、一个容纳一个水源和一个用于使水汽化的加热装置的加湿容器、和一个用于将加湿气体输送给病人或使用者的导管。

[0004] 例如美国专利 No. 4, 038, 980 描述了一个“急骤蒸发”加湿器,其中水滴落在一个下部热块加热器上,从而产生用于呼吸的湿气。该专利提到“可以采用一种装置,使之对相对湿度的传感装置产生响应,从而自动调节水的供应速率”,然而他们推荐对水的流动速率进行手动控制。这样,该专利包括一个湿度传感器和对水流速率的控制,而不是对电加热量进行控制。

[0005] 美国专利 No. 5, 092, 326 也描述了一个湿度传感器在加湿器中的应用。该发明描述了一个高频换气系统,该系统使用了一个加热的加湿器和一个湿度传感器,其中这些组件都与一个中心微处理器相连接。该发明公开了一个为供应向导气管的混合气体加湿的设备,并且一个微处理器对供给混合气体的湿气量进行控制。尽管该专利公开了一个位于病人导气管处的湿度传感器,但没有对将被采用的加湿设备的实际结构进行描述。

[0006] 美国专利 No. 5, 769, 071 描述了一种加湿器,该加湿器包括一个热湿交换器(HME)、水向 HME 的供应、加热元件和湿度传感器。该湿度传感器可以通过水的供应速率或者温度(通过加热元件)对湿度进行控制。在该专利中,湿度传感器也被布置在病人的导气管处。

[0007] 美国专利 No. 5, 988, 164 描述了一种与一个加湿器配合使用的加热呼吸导管系统。这种系统采用了一个相对湿度传感器(位于病人附近),用于对加热呼吸回路所提供的加热量进行控制,从而使气体具有恒定的相对湿度。该加热呼吸回路可以使用电加热,或通过一个导管中的温热的再循环水进行加热。该发明还描述了一种根据相对湿度传感器的输出值对电加热丝或热水管进行控制的方法。

[0008] 上述美国专利 No. 4, 038, 980 和 5, 769, 071 所描述的加湿器中的加湿容器都被布置在病人的附近。其不利之处在于,增加了病人附近的设备的重量、热量和复杂程度,这不但方便,而且还可能会使病人感到不适。在上面提及的现有技术中,只有美国专利 No. 5, 988, 164 特别描述了放置在距离病人较远处的加湿容器。

[0009] 采用了距离病人较远的加湿容器的现有技术系统中也存在着一些缺点。人们通

常认为当气体离开这种现有技术加湿器时,该气体中的水蒸汽已达到饱和(100%相对湿度)。然而没有任何根据可以保证离开这种加湿器的气体确实已达到了水蒸汽的饱和。在某些情况下(例如,当进口的气体已经被加热时),离开这种加湿器的气体的相对湿度就会明显小于100%。这是因为该气体通常被控制达到一个理想的出口气体温度,而在此情况下该出口气体温度与入口空气的温度相差不大。

[0010] 现有技术系统中的另一个缺点是在用于将病人与呼吸辅助设备相连接的导管(有时被加热)中可能出现凝结现象。如果温度沿这种导管的分布不均匀并且使该导管的某些部位的温度低于这些部位的气体温度,那么就容易产生这种凝结现象。

[0011] 这种现有技术系统的第三个缺点是,当气体以100%的相对湿度离开加湿器时,该气体必须立即受到某种形式的导管加热器的加热,否则其中的热量将通过导管壁散失掉,这将导致水分的凝结,并因此导致气体中所含的绝对湿度量的下降。

[0012] 现有技术系统的第四个缺点是需要一个距离病人很近的传感器,这将会增加病人导气管处的设备的重量和体积。

[0013] 现有技术系统的第五个缺点是,不连续的或变化的流动速率将会使加湿器产生的绝对湿度不均匀。这是因为流动速率的变化比任何可以应用在这种加湿器中的控制回路的变化都要迅速。以较高的流动速率流经加湿器的气体几乎没有时间被加热或加湿,而以较低的流动速率流经加湿器的气体的温度和绝对湿度都将会过高。因此,很难保证这种现有技术系统中的导管在输送这些高湿度的气团时不产生水分凝结以及由此导致的绝对湿度的降低。

发明内容

[0014] 因此,本发明的一个目的是提供一种加湿系统,该加湿系统可以通过某种方式克服上述的缺点,或者至少能够为公众提供一个有用的选择。

[0015] 在第一方面,本发明的要点是一种用于对气流进行加湿的加湿设备,所述气流被输送向病人或需要这种气体的其他人,该加湿设备包括:

[0016] 加湿容器装置,该加湿容器装置具有允许所述气流流经所述加湿容器装置的一个进口和一个出口,

[0017] 容器加热装置,该容器加热装置被布置在所述加湿容器附近,用于使所述加湿容器装置中的液态水汽化,从而向流经所述加湿容器装置的所述气流提供水蒸汽,

[0018] 气体输送通道装置,该装置与所述加湿容器装置的所述出口相连接,从而将所述气流输送向病人或需要这种气体的其他人,和

[0019] 受控导管加热装置,该装置被用于调节所述气流沿所述气体输送通道装置的温度分布和/或所述气体输送通道装置的温度分布,从而使之基本符合一个预定的分布。

[0020] 优选的是,所述受控导管加热装置包括至少一个正温度系数材料段,其中每个所述段的局部电阻都与局部温度成正比关系。

[0021] 优选的是,所述受控导管加热装置包括数个正温度系数材料段,其中每个所述段的局部电阻都与局部温度成正比关系,还包括至少两个沿所述气体输送通道装置布置的导体件,每个所述导体件都与每个所述段的一个独立部分进行电气连接,并且每个所述段除了通过每个所述导体件与其它所述段相连接外,其余部分皆与其它所述段相绝缘。

[0022] 优选的是,还包括湿度传感装置,用于对所述加湿容器装置的所述出口处的所述气流的绝对湿度进行指示。

[0023] 优选的是,还包括温度传感装置,用于对所述加湿容器装置的所述出口处的所述气流的温度进行指示。

[0024] 优选的是,所述预定分布涉及一种沿所述气体输送通道装置的长度方向的基本恒定的温度分布。

[0025] 在第二方面,本发明的要点是一种用于对气流进行加湿的加湿设备,所述气流被输送向病人或需要这种气体的其他人,该加湿设备包括:

[0026] 加湿容器装置,该加湿容器装置具有允许所述气流流经所述加湿容器装置的一个进口和一个出口,

[0027] 容器加热装置,该容器加热装置被布置在所述加湿容器附近,用于使所述加湿容器装置中的液态水汽化,从而向流经所述加湿容器装置的所述气流提供水蒸汽,和

[0028] 容器复式接头装置,该容器复式接头装置包括传感器安装装置,而该容器复式接头装置在使用中至少容纳有一个紧靠所述加湿容器装置的所述出口的传感装置,所述容器复式接头装置被用于:

[0029] 使所述加湿容器装置的所述进口与一个供应导管装置相连接,所述供应导管装置在使用中与一个气体供应装置之间有气体相通,以便使所述气流具有理想的压力,和

[0030] 使所述加湿容器装置的所述出口与一个气体输送通道装置相连接,从而将所述气流输送向病人或需要这种气体的其他人。

[0031] 优选的是,所述容器复式接头装置还包括容器复式接头加热装置,用于对穿过所述容器复式接头装置的所述气流和/或所述容器复式接头装置进行加热。

[0032] 优选的是,所述容器复式接头装置可以相对于所述加湿容器装置被装上或被拆下。

[0033] 优选的是,所述容器加热装置被装在加湿器底座上,以及所述容器复式接头装置可装到所述加湿器底座上以及可从所述加湿器底座上拆下。

[0034] 可替换的是,所述容器加热装置被装在加湿器底座上,以及所述容器复式接头装置与加湿器底座成为一个整体。

[0035] 本发明所涉及的领域内的普通技术人员应该知道,可以对本发明进行各种结构上的修改,并且可以设计出大量的不同实施例或应用实例,然而这都不脱离本发明的范围。此处的公开和说明仅仅是为了说明上的方便,而不对本发明构成任何意义上的限制。

附图说明

[0036] 本发明的要点在于上述结构,下文将对本发明的设想结构进行举例说明。

[0037] 下面将结合附图对本发明的一个推荐实施例进行说明,附图包括:

[0038] 图1表示了一个由三个部分组成的加湿系统的例子,

[0039] 图2表示了一个包含一个金属元件的容器,

[0040] 图3表示了一个使用了一种能够提供加热或加湿功能的多孔材料的容器,

[0041] 图4表示了一个采用了一个半透膜的容器,

[0042] 图5表示了一个带有一个可变阀的容器,该可变阀用于调节旁通气体的比率,

[0043] 图 6 表示了一个带有一个可调节阀 30 的容器,其中一部分气体被加湿,而另一部分被加热,

[0044] 图 7 表示了一个容器,其中流入该容器的干燥气体经过了预热,

[0045] 图 8 表示了一个容器,其中流入该容器的干燥气体在离开该容器后才被加热,

[0046] 图 9 表示了一个容器,该容器与一个未被加热的、绝热性良好的输送导管相连接,

[0047] 图 10 表示了一个导管的结构,该导管包括以并联导线结构布置的弹性 PTC 元件,

[0048] 图 11 表示了一个采用了图 10 所示的导管的加湿器的结构配置,和

[0049] 图 12 表示了容器复式接头。

具体实施方式

[0050] 图 1 表示了一个典型的呼吸加湿系统,该系统包括以下三个部分:

[0051] 1) 一个与病人相隔一定距离的加湿容器,该容器被用于对流经它的气体进行加热,并使该气体基本达到饱和;

[0052] 2) 一个输送系统,该系统包括一个将加湿气体从加湿容器 1 输送至气体出口 5 的弹性管;和

[0053] 3) 一个加热底座,该加热底座对加湿容器 1 进行加热,并且提供测量和控制功能。

[0054] 将要被加湿的气体从开口 4 流入容器 1,并在气体出口 5 处离开输送系统 2。从出口 5 流出的气体通过一个面罩或类似器件(未示出)流向病人。该系统通过使用布置在 7 和 8 处的传感器而受到控制,所述传感器一般为温度传感器。气体进口 4 处的干燥气体通过从容器 1 中的热水 6 的表面上流经而被加热和加湿,这样,当这些气体在出口 10 处离开容器 1 时,就能够基本达到水蒸汽的饱和。热水 6 由加热盘 9 进行加热,并且加热量受到控制,从而使气体在出口 10 处达到一个预定的温度。该温度由传感器 7 进行测量。因此,加湿容器 1 被用于对医用气体进行加热和加湿,从而使该气体在容器 1 的出口处基本达到饱和,并且达到一个预定温度。

[0055] 气体输送系统 2(也被称为输送导管或呼吸管路)包括一个弹性导管 11,该弹性导管 11 内容纳有一个可以由加热电阻丝构成的加热器 12。从加湿容器 1 流出的气流流经导管 11 的同时受到加热器 12 的加热,从而对通过导管 11 的壁散失掉的热量进行补偿。加热器 12 的加热量受到控制,从而使气体在气体出口 5 处能够达到一个预定温度,该温度将由传感器 8 进行测量。传感器 8 处的控制温度通常高于传感器 7 处的控制温度,这样就可以使气体沿导管 11 受到加热,从而保证该导管中不会出现凝结现象。

[0056] 上述系统中的气体从一个连续流动气体源(未示出)进入气体进口 4,并且通过气体出口 5 离开该系统。然而该系统同样适用于所述气体源是一个呼吸器的情况,该呼吸器产生间歇的流动模式,从而为病人提供呼吸。在此情况下,气体出口 5 直接与气体进口 16 相连接。病人通过一个插入气管内的导管或类似器件(未示出)与开口 17 相连接。在病人吸气过程中,来自呼吸器的干燥气体在进口 4 处进入该系统,流经容器 1、输送系统 2,然后流经 Y 形连接件 13 并通过开口 17 抵达病人。在病人呼气过程中,气体通过开口 17 回流,流经 Y 形连接件 13、导管 14,并通过气体出口 18 流出。导管 14 也可以由加热器 15 进行加热,从而避免出现凝结现象。

[0057] 绝对湿度感应

[0058] 采用了用于显示或控制的湿度传感器的加湿器在现有技术中已有所描述,然而所有被采用的湿度传感器都被布置在病人的导气管处。本发明描述了新型加湿器的结构配置,该新型加湿器包括一个处在远离病人的位置上的用于产生湿气的容器、一个将湿气输送给病人的加热的呼吸管路、和用于对提供给病人的绝对湿度或相对湿度进行控制的湿度传感器。这些湿度传感器将按照以下位置之一进行布置:

[0059] 1) 只布置在容器出口处,

[0060] 2) 同时布置在容器出口处和病人的附近,或

[0061] 3) 只布置在病人的附近。

[0062] 本发明的一方面将是使用一个湿度传感器作为传感器 7。湿度传感器 7 的作用是确定容器 1 正在产生的湿度的绝对量。因此,尽管此处可以采用一个与温度传感器配合使用的相对湿度传感器,但理想的方案是采用一个绝对湿度传感器。该系统的优点是在容器出口 10 处产生了一个受到控制的绝对湿度水平,然而如果导管 11 中出现凝结现象,那么该绝对湿度水平在抵达病人之前就会有所下降。

[0063] 可以克服该缺点的另一种系统在检测点 8 处使用了一个第二绝对湿度传感器,从而取代一个温度传感器。传感器 7 和 8 之间的绝对湿度差使加湿器能够确定这两个检测点之间是否出现了凝结现象。如果传感器 7 和 8 所显示的绝对湿度值相同,则表明导管内没有产生凝结。如果传感器 7 处的绝对湿度大于传感器 8 处的绝对湿度,则二者的差值就表示了出现凝结的比率。

[0064] 一种控制策略是对加热器 12 产生的加热量进行控制,从而将上述绝对湿度差值减小为零。然而由于湿度差值只表示了凝结物的比率,而不表示导管中凝结物的绝对量,所以导管中依旧可能含有流动的凝结物。另一个控制策略是通过使用加热器 12 除去凝结物,并因此使导管干燥,这样测得的凝结比率将为负值(例如,凝结物在导管 11 中被汽化),直到加热至测得的凝结比率达到零,即表示所有的凝结物都已被除去。然后可以减小加热量,直至传感器显示出又有凝结现象开始出现时为止,然后可以使加热量略微增加到最优的水平。对导管进行干燥加热可以是一个连续过程,也可以按一定的时间间隔间歇进行。

[0065] 在如图 1 所示的经过了另外一种变动的系统中,在传感器 7 处采用了一个温度传感器,而在传感器 8 处采用了一个绝对湿度传感器。该系统与在检测点 7 和 8 处皆采用绝对湿度传感器的系统相比,结构更加简单。在工作过程中,控制器将对加热器 12 和加热盘 9 的加热量进行控制,从而使输送导管 11 中达到适当的绝对湿度水平,而不发生凝结现象。实际上将需要两种独立的控制算法,一种用于控制导管 11 中的加热量,从而避免凝结现象的产生,另一种用于控制加热盘 9,从而使容器 1 中产生理想的绝对湿度水平。这两种算法可以同时工作,这是因为加热盘 9 比加热器 12 的响应速度慢,所以绝对湿度的迅速变化将是加热器 12 动作的结果。传感器 7 为加热盘 9 提供了一个控制点,但也可以不需要该控制点。

[0066] 低相对湿度的容器

[0067] 上述所有的系统中采用的容器 1 都试图通过加湿使流出气体出口 10 的气体达到一个相当高的相对湿度水平。这种条件对于上述新型的加湿器结构的恰当工作而言是不重要的,这是因为上述新型加湿器采用的是湿度控制,但这种条件对现有技术中的加湿器而言则是必须的,因为现有技术中的加湿器中只采用了温度控制。然而使用一个通过加热使

气体具有适当的绝对湿度但具有较低的相对湿度（例如，气体的温度高于该气体的露点，因此该气体未达到饱和）的容器还是可以获得一些优点的。

[0068] 第一个优点是便于设计一个加热的输送系统，用于在不产生凝结的条件下对这种气体进行输送，这是因为该气体不必在刚刚进入输送导管时为防止凝结而立即被加热。第二，采用具有较低相对湿度的流出容器的气体意味着加热器 12 的额定功率可以低于其它的情况，这是因为该气体中已含有了较高的能量含量，从而在气体在导管 12 中发生凝结现象之前，容许有较多的能量散失。如果气体在容器中能够获得足够的能量，那么就甚至可以使用一个未被加热的、绝热性良好的呼吸管路代替一个加热的呼吸管路。应该注意的是，低相对湿度的容器只适用于使用绝对湿度传感器对容器内的加热进行控制的情况，而不适用于采用温度传感器的情况，否则绝对湿度的输出值将会过低。

[0069] 为此，图 2-8 表示了一些可以提供高温度、低相对湿度的输出气体的加湿容器的结构。图 2 表示了一个采用了一个不带有虹吸纸的金属元件 20（例如，一个螺旋卷状的金属）的加湿容器。这样就既提供了干加热（通过金属元件），又提供了来自热水 21 的加热的湿气。在这种结构中，容器 19 所提供的是未饱和的气体，这是因为某些提供给气体的加热量来自于通过金属卷的干加热。容器中产生的相对湿度受到气流通道、金属卷形状、尺寸以及水位的影响，所以在使用中不便于任意调节。然而容器 19 通过使输出气体具有较低的相对湿度和受控的绝对湿度，确实表现出了能够减轻凝结现象的优点。

[0070] 图 3 和 4 表示了出口处提供低相对湿度、高温度气体的加湿容器的其它例子。图 3 表示了一个使用了一种多孔材料 22（例如一种多孔陶瓷）的容器，该多孔材料 22 中含有水 23，从而可以提供加热或加湿功能，而图 4 表示了一个采用了一个对容器内的水 25 产生障碍作用的半透膜 24 的容器。在这两个例子中，这些容器通过多孔材料或半透材料提供干加热，同时通过水提供加热的湿气。在这两种情况下，加热和加湿的比率是固定的，不能够被简单地调节，除非限制水的供应量。

[0071] 图 5-8 所表示的容器可以提供具有不同相对湿度水平和温度的气体。在图 5 中，一个可变阀 26 允许我们对经干燥旁通导管 27 流过的气体量和从水 28 的表面上流过的气体量的比值进行调节。旁通导管在水中穿过，以便对气体进行加热。这两股气流在出口 29 处汇合。这是“并联”系统的一个例子，其中气体被分为两股并通过两条不同的通道进行加热和加湿。在图 6 中，气体也通过一个可调节阀 30 被分入了两条气体通道中。其中一部分气流经容器 32 中的水 31 而被加湿，而另一部分气体则由绕在导管 33 周围的加热器 58 进行加热。这两条气体通道在连接点 34 处汇合。

[0072] 图 5 和 6 中所示的可变阀 26 和 30 的角度可以被设置为恒定值、可以被手动调节、或者可以被自动调节。自动调节阀的优点是当与不连续的流动速率相配合时，例如当与一个呼吸器配合使用时，从容器中流出的气体可以具有恒定的湿度。这些流动模式可能会带来的问题是，由于流速较高的气体在容器内获得的湿度较小，所以会导致呼吸循环中一部分的湿度低于另一些部分的湿度。解决这一问题的一种途径是使用一个快速响应的流速传感器对瞬时流速进行测量，然后迅速调节可变阀的角度。一种可以获得这种效果的更加实用的方法是使用弹簧 70 和 71 对阀 26 和 30 进行弹簧加载。这意味着低流动速率的气体将主要流经旁通导管，而高流动速率的气体将操纵经过弹簧加载的阀，从而允许更多的气流经加湿容器中的水。加湿器还可以利用经过弹簧加载的可变阀的角度对气体的流动速率

进行测量。

[0073] 图 7 和 8 表示了低相对湿度容器的串联结构,其中进入贮有热水 36 的容器 35 的干燥气体可以通过图 7 中的加热器 37 进行预热,或者也可以在流出容器之后由图 8 中的加热器 38 进行加热。在这两种情况下,加热器都只对气体进行干加热,从而使从出口 39 中流出的气体具有较低的相对湿度和较高的温度。

[0074] 图 2-8 中所示的任何一种低相对湿度、高温度的容器都可以与本专利中前面所述的湿度控制系统协同使用,但不能成功地与现有技术中的加湿器配合使用,这是因为现有的加湿器基于温度控制,而不是湿度控制。

[0075] 绝热的输送导管

[0076] 本发明的另一方面如图 9 所示。此处,图 8 所示的低相对湿度、高温度的加湿系统与一个不受加热的、绝热性良好的输送导管结合在了一起。气体在进口 35 处进入装有水 37 的标准加湿容器 36 中,其中水 37 由加热盘 38 进行加热。气体在该容器内基本达到饱和,然后通过气体出口 39 离开该容器,从而进入加热导管部分 40,该加热导管部分 40 将湿气体加热到较高的温度,从而使其具有较低的相对湿度。然后该气流经一个外面包有绝热层 42 的导管 41。推荐该绝热层采用一个可用于减小热量散失的内部充有不流动空气的薄外套。当高温、低相对湿度的气流流经该绝热导管时,一小部分热量通过导管壁被散失掉,并因此使气体温度有所下降。然而通过对加热器 40 产生的热量进行控制,就可以使气体的温度一直保持在露点以上,从而避免在导管 41 中产生凝结现象。

[0077] 本发明推荐了几种不同的传感器配置方案。首先,传感器 43 可以是一个绝对湿度传感器,用于控制加热盘 38,从而使容器 36 产生理想的湿度。在一个实施例中,传感器 45 是一个温度传感器,用于控制加热器 40,从而使流经传感器 45 的气体保持具有一定的理想温度。如果该温度高于传感器 43 处的气体的露点温度,那么导管 41 中就不会出现凝结现象。然而当加湿器被打开时,导管 41 中可能原本就会存在凝结物。如果传感器 45 采用一个湿度传感器代替一个温度传感器,那么就可以对导管 41 中产生凝结现象的程度进行控制。本专利中前面所述的用于双湿度传感器控制的算法也可以用在本系统中。

[0078] 绝对湿度传感器的一个替代布置位置是位置 44,从而取代位置 43。位置 44 处的绝对湿度应该与 43 处相同,这是因为气体受到了加热,从而没有失去任何水分。然而将绝对湿度传感器布置在 44 处是十分有利的,例如传感器在一个相对湿度较低的环境中可以更好地工作。绝对湿度传感器的这种布置位置可以与布置在 45 处的一个温度或绝对湿度传感器配合使用。

[0079] 不带有病人导气管传感器的加湿器结构

[0080] 本发明的另一方面涉及取消在病人导气管处安装传感器的必要性。为了安全地取消该传感器,我们必须确保进入输送导管的气体具有安全的温度和绝对湿度,并确保输送导管的内表面的温度不超过安全温度。这即是说要使输送导管具有恒定的内壁温度。

[0081] 因此,我们所需要的是一种能够通过自调温从而保持理想温度的加热的输送导管。加热器既可以被嵌在输送导管的管壁中,也可以贴靠在该输送导管的内腔上,或者还可以包在该输送导管的外面。这种加热器可以由正温度系数 (PTC) 材料 (例如美国加州 Menlo Park 的 Raychem 公司生产的“Winterguard”) 加工而成,以便使该加热器的电阻随温度的升高而增大,从而导致功率的减小。然而该输送导管可以延伸经过多种环境,或者可以在该

导管的某些位置上设有局部通风装置。如果 PTC 元件以并联形式布置,那么就可以想象出该加热器所具有的全部优点。如果 PTC 元件以并联形式布置,那么该导管的低温部分将具有较低的电阻,这将导致更多热量的散出。这样,该导管就倾向于对自己的温度进行控制。PTC 管概念可以进一步延伸到一个自加热和温度控制的气管内导管中。

[0082] 图 10 表示了一个导管的结构,该导管采用了以并联导线结构布置的弹性 PTC 元件。导管 48 由一种弹性 PTC 材料加工而成,它具有两个分别布置在其两侧的低电阻的连接条 46 和 47。这就使该管件的每一部分都由位于导体 46 和 47 之间的并联连接的短导体管段组成。这些管段在图 10 中用环绕该导管的虚线进行了表示。导体 46 和 47 与一个可调电压的电源 49 相连接,该电源可以是交流电源或直流电源。该导管具有一个使该导管绝缘和绝热的外部层(未示出)。沿纵向的每个管段都可以对自己的温度进行独立调节,而不受该导管的其它部分的影响。为了提高这种工作性能,有必要加工一些与该导管的轴线相垂直的平行缝隙 50,从而消除不同 PTC 管段之间的电气交叉连接。

[0083] 尽管上文设想和描述了一种具体的 PTC 加热导管的设计方案,但同样可以使用其它的 PTC 导管的设计方案。另外一种可能有利的方案是,使 PTC 导管沿其长度方向具有不同的温度分布,从而代替恒温分布。PTC 的设计方案还可以进一步扩展,从而将 PTC 加热器布置在病人呼吸管路的其它部分处,例如,布置在通常连接在 Y 形连接件(图 1 中的开口 17)和病人气管内的导管之间的弹性导管处。

[0084] 图 10 所示的 PTC 导管使我们能够加工出一种不在病人的导气管处使用任何传感器的加湿器。图 11 表示了一个采用了这种导管的加湿器结构。气体通过进口 51 进入加湿容器 52,并且由水 53 和加热盘 54 分别进行加湿和加热。绝对湿度传感器 55 控制加热盘 54 的温度,从而使流经传感器 55 的气体具有理想的绝对湿度。PTC 导管 56 由一个外部电压(未示出)进行加热,从而使内表面具有恒定的理想温度,该温度应高于气体的露点。因此,从出口 57 流出导管 56 的气体将具有与导管温度相近的温度,并且具有由绝对湿度传感器 55 所控制的理想绝对湿度。

[0085] 图 11 所示系统的一个变化是在位置 55 处使用了一个温度传感器。具有恒温内壁的导管的另一个变化是一种使用经过加热的水或其它流体进行加热的输送导管,其中所述水或其它流体在泵压的作用下流过该输送导管的管壁内部的较小管道。由于加热的流体与空气相比具有较高的比热,所以当流体流经输送导管的壁内管道时,可以保持相当稳定的温度。

[0086] 传感器 / 加热器复式接头的使用

[0087] 传统的加湿器倾向于使用探针状的传感器,这样传感器就可以穿过特意设计的孔被插入呼吸管路的侧壁,从而进行温度的测量。然而本发明中所述的加湿器结构在加湿容器周围使用了多个传感器,所以采用一个如图 12 所示的复式接头 59 将会很有帮助。

[0088] 加湿容器 60 是一个可拆卸件,它可以被滑装在加湿器底座 61 上,如图 12 所示。当容器 60 被滑装在加湿器底座 61 上时,它的底与加热盘 62 相接触,同时它的进口和出口 63 和 64 分别与复式接头 59 内部的孔 67 和 68 相接触。将被加湿的干燥空气经开口 65 进入该复式接头,经开口 63 流出该复式接头,并且流经开口 63 进入容器 60,在容器 60 内被加湿。

[0089] 离开容器 60 之后,湿气体穿过容器开口 64 进入复式接头开口 68。最后该湿气体

经开口 66 离开复式接头 59, 从而进入呼吸管路。

[0090] 该复式接头可以是一个独立的可拆卸的组件, 或者也可以是加湿器底座的一个整体部分。它可以容纳有温度传感器、湿度传感器、流速传感器、或一个加热元件。这些组件将被布置在复式接头 59 内的位置 72 和 73 处。复式接头 59 可以被加热, 从而防止湿气体的凝结。它可以如上所述同时与开口 63 和 64 相连接, 或者也可以只与出口 64 相连接。使用复式接头的一个优点是许多传感器或加热器可以被合并入一个简单的、可清洁的组件中, 而不需要必须被插入呼吸管路中的彼此独立的探针。这就简化了使用者的连接和安装操作。复式接头的另一个优点是进来的干燥气体的温度和流动速率可以被方便地测得, 而不需要附加的探针传感器和连接。

[0091] 对所述结构的更改

[0092] 尽管本专利所描述的所有不同的加湿系统中都采用了绝对湿度传感器, 但是也可以使用相对湿度传感器。这可能包括与本专利中所述的控制算法略有不同的控制算法。或者, 一个相对湿度传感器也可以与一个温度传感器联合使用。这样绝对湿度值就可以通过相对湿度值和温度值被计算出来, 而不是被直接测量出来。

[0093] 本专利中所述的所有新型的加湿系统都可以与附加的温度传感器结合使用。这将会带来附加的好处, 例如在湿度传感器失效时提供一个后备保险装置。另一个好处是能够使输送给病人的气体的温度保持在一定的限度范围内, 从而避免相对湿度过低, 即便此时的绝对湿度可以接受。

[0094] 与之类似, 对流经加湿器的气流速率进行测量也是很有用的, 因为这是一个影响加湿器控制的重要参数。因此, 前面所述的任何系统中都可以采用流速传感器。现有技术中的一种有用的流速传感器结构是使用一个基于热元件在气流中的热损失的传感器。如果使用一个加热的湿度传感器, 那么该传感器为了达到一定温度而所需的加热量可以被用于确定气体的流速。

[0095] 感染控制是设计医疗器件时应考虑的首要问题。为了避免在该加湿系统的组件中产生细菌繁殖, 任何与气流相接触的部分都可以采用抗菌塑料。为了防止传感器探针被污染, 探针部分可以使用一个可抛弃的鞘, 从而保护探针免受呼吸管路中的病原体的污染。这将特别适用于温度传感器的探针。一般而言, 湿度传感器需要与气流直接接触, 所以可抛弃的鞘将不适用于湿度传感器, 除非该湿度传感器基于光学原理工作, 或者除非该鞘由一种允许水蒸汽透过但不允许病原体通过的材料加工而成。这种保护鞘可以是可抛弃呼吸管路中的一个整体部分。

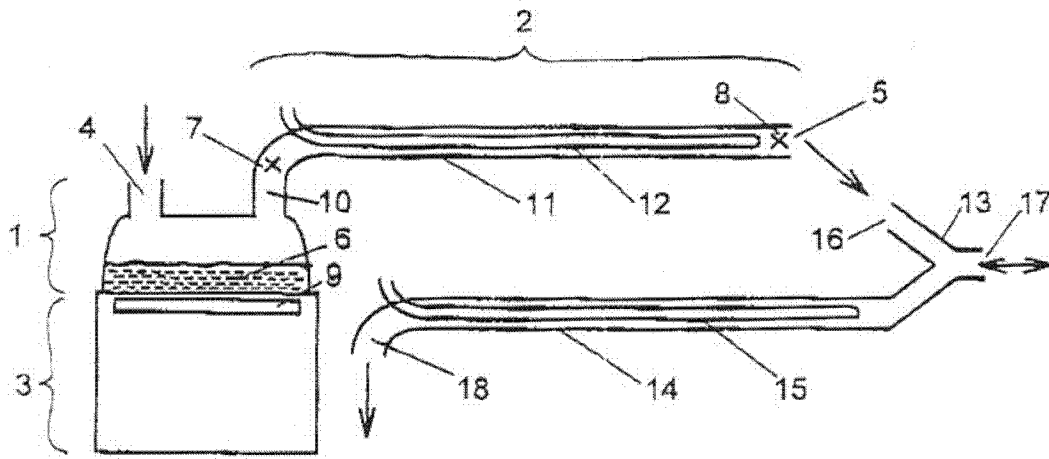


图 1

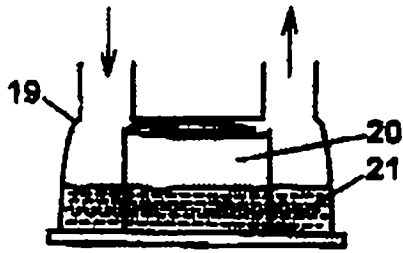


图 2

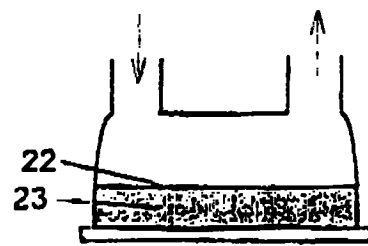


图 3

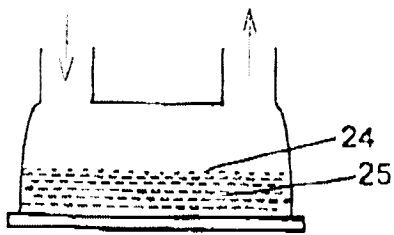


图 4

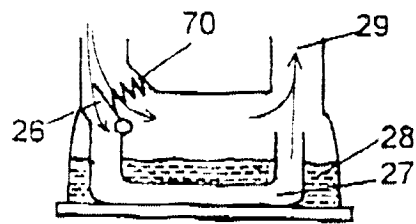


图 5

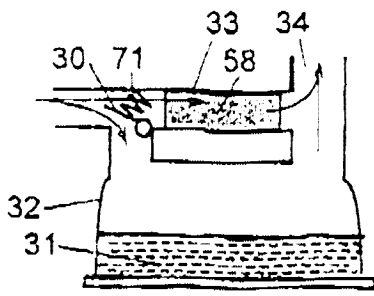


图 6

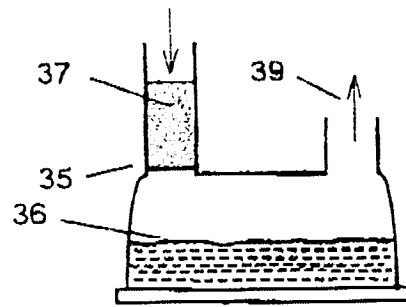


图 7

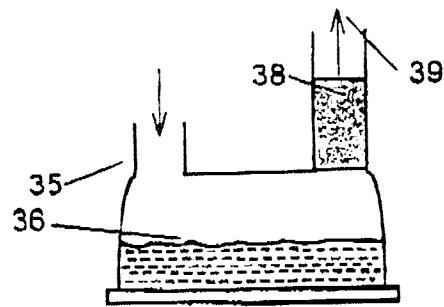


图 8

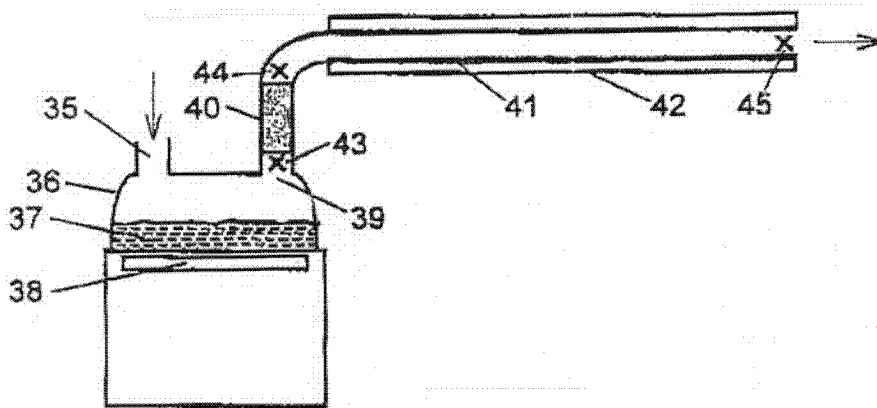


图 9

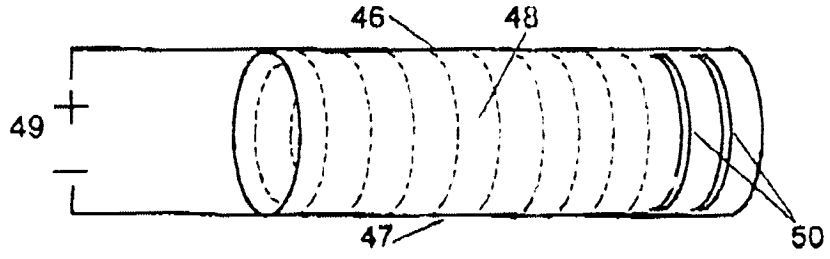


图 10

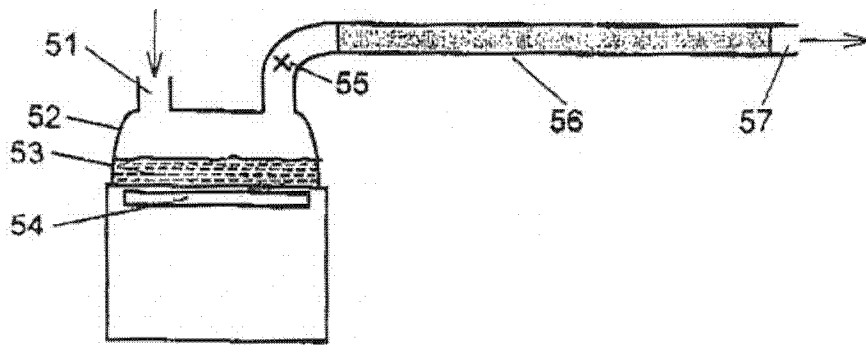


图 11

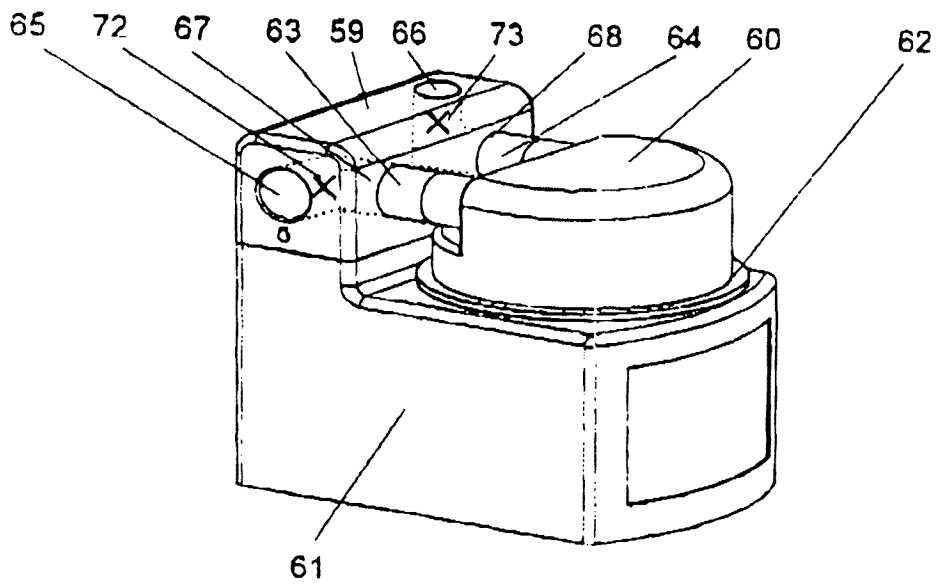


图 12