



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 107949412 B

(45) 授权公告日 2020.12.18

(21) 申请号 201680051327.9

(72) 发明人 克里斯托夫·施兰茨

(22) 申请日 2016.09.01

卡洛琳·弗兰克

(65) 同一申请的已公布的文献号

多米尼克·诺沃特尼

申请公布号 CN 107949412 A

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司 11227

(43) 申请公布日 2018.04.20

代理人 丁永凡 周涛

(30) 优先权数据

(51) Int.CI.

102015216895.6 2015.09.03 DE

A61M 16/00 (2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

(56) 对比文件

2018.03.05

WO 03055552 A1, 2003.07.10

(86) PCT国际申请的申请数据

CN 103432671 A, 2013.12.11

PCT/EP2016/070572 2016.09.01

US 2009272381 A1, 2009.11.05

(87) PCT国际申请的公布数据

审查员 朱书华

W02017/037152 DE 2017.03.09

(73) 专利权人 汉密尔顿医疗股份公司

权利要求书4页 说明书13页 附图7页

地址 瑞士博纳杜茨

(54) 发明名称

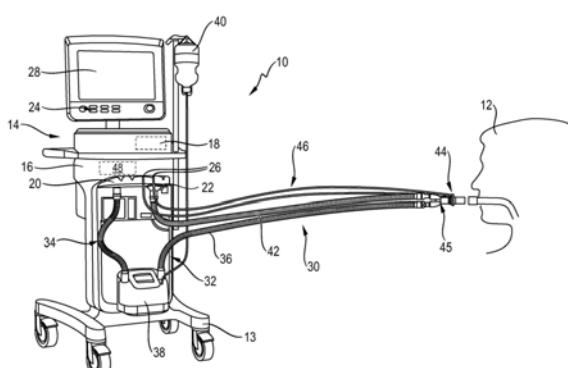
68,72) 进行比较。

具有用于流量传感器的故障检测的呼吸设

备

(57) 摘要

用于人工呼吸的此呼吸设备(10)尤其具有流量传感器装置(44,48),所述流量传感器装置用于定量地检测呼吸管路装置(30)中的气体流量,包括远离所述呼吸管路装置(30)的患者侧的端部设置的远端的流量传感器(48)和更靠近所述呼吸管路装置(30)的患者侧的端部的近端的流量传感器(44),并且所述呼吸设备具有至少用于处理所述流量传感器装置(44,48)的测量信号的控制装置(18),其中所述控制装置(18)构成用于,基于所述远端的传感器(48)和/或所述近端的传感器(44)的测量信号推断故障。根据本发明,控制装置(18)构成用于,基于如下比较推断流量传感器装置(44,48)的故障:将一个所述流量传感器(44)的测量信号(54,58,68,72)的变化值(62,76)与相应另一所述流量传感器(48)的测量信号(52,56,66,70)的变化值(60,74)和/或与一个所述流量传感器(44)的测量信号(54,58,



1. 一种用于人工呼吸的呼吸设备(10),具有:

-呼吸气源(16),

-在所述呼吸气源(16)和患者侧的近端端部之间伸展的呼吸管路装置(30),

-阀装置(20,22),包括吸气阀(20)和呼气阀(22),

-用于定量地检测所述呼吸管路装置(30)中的气体流量的流量传感器装置(44,48),包括远离所述呼吸管路装置(30)的患者侧的端部设置的远端的流量传感器(48)和更靠近所述呼吸管路装置(30)的患者侧的端部的近端的流量传感器(44),和

-至少用于处理所述流量传感器装置(44,48)的测量信号的控制装置(18),其中所述控制装置(18)构成用于,基于所述远端的流量传感器(48)和/或所述近端的流量传感器(44)的测量信号来推断故障,

所述控制装置(18)构成用于,基于如下比较推断所述流量传感器装置(44,48)的故障,

-将所述近端的流量传感器(44)和所述远端的流量传感器(48)中的一个流量传感器的测量信号的变化值与相应另一流量传感器的测量信号的变化值进行比较,和/或

-将所述近端的流量传感器(44)和所述远端的流量传感器(48)中的一个流量传感器的测量信号的变化值与所述一个流量传感器的测量信号进行比较,

其特征在于,所述控制装置(18)构成用于,如果

-所述近端的流量传感器(44)的测量信号的相继出现的变化值的加和值与第一参考量的比超过预定的参考阈值,并且

-如果所述远端的流量传感器(48)的测量信号的相继出现的变化值的加和值与第二参考量的比低于预定的参考阈值时,

推断出所述流量传感器装置(44,48)的跳跃故障。

2. 根据权利要求1所述的呼吸设备,

其特征在于,所述控制装置(18)附加地构成用于,如果所述近端的流量传感器(44)和所述远端的流量传感器(48)中的一个所述流量传感器(44或48)的测量信号的变化值与相应另一所述流量传感器(48或44)的变化值相比具有相反的变化方向,那么推断出所述流量传感器装置(44,48)的故障。

3. 根据权利要求1所述的呼吸设备,

其特征在于,所述第一参考量和/或所述第二参考量是所述近端的流量传感器(44)的测量信号值。

4. 根据权利要求3所述的呼吸设备,

其特征在于,所述第一参考量和/或所述第二参考量是在对所述变化值开始加和时或在对所述变化值开始加和前不久的所述近端的流量传感器(44)的测量信号值。

5. 根据权利要求1所述的呼吸设备,

其特征在于,所述控制装置(18)构成用于,如果所述近端的流量传感器(44)的测量值和/或变化值超过预定的信号阈值(64),那么开始对变化值进行加和。

6. 根据权利要求5所述的呼吸设备,

其特征在于,所述控制装置(18)构成用于,按呼吸行程处理所述近端的流量传感器(44)的测量信号和所述远端的流量传感器(48)的测量信号。

7. 根据权利要求6所述的呼吸设备,

其特征在于，如果所述近端的流量传感器(44)的测量信号值在称为“颤-呼吸行程”的呼吸行程中超过所述预定的信号阈值(64)，那么所述第一参考量和/或所述第二参考量是所述近端的流量传感器(44)的测量信号值，所述测量信号值与在颤-呼吸行程前不久的呼吸行程相关联。

8. 根据权利要求1所述的呼吸设备，

其特征在于，所述控制装置(18)附加地构成用于，

-当所述近端的流量传感器(44)的测量信号的相继出现的变化值的加和值与第三参考量的比超过预定的参考阈值时，并且

-当所述远端的流量传感器(48)的测量信号的相继出现的变化值的加和值与第四参考量的比低于预定的参考阈值时，

推断出所述流量传感器装置(44,48)的漂移故障，

或者

-当所述近端的流量传感器(44)的测量信号的相继出现的变化值的加和值与第五参考量的比低于预定的参考阈值时，并且

-当所述远端的流量传感器(48)的测量信号的相继出现的变化值的加和值与第六参考量的比超过预定的参考阈值时，

则推断出所述流量传感器装置(44,48)的故障。

9. 根据权利要求8所述的呼吸设备，

其特征在于，所述控制装置(18)构成用于，

-附加地，仅当所述近端的流量传感器(44)的测量信号的相继出现的变化值的加和值超过预定的第一总和阈值时，

和/或

-附加地，仅当所述远端的流量传感器(48)的测量信号的相继出现的变化值的加和值超过预定的第二总和阈值时，

才推断所述流量传感器装置(44,48)的故障。

10. 根据权利要求9所述的呼吸设备，

其特征在于，所述近端的流量传感器(44)的测量信号的相继出现的变化值是直接彼此跟随的变化值，和/或所述远端的流量传感器(48)的测量信号的相继出现的变化值是直接彼此跟随的变化值。

11. 根据权利要求8所述的呼吸设备，

其特征在于，所述第三参考量和/或所述第五参考量是所述近端的流量传感器(44)的测量信号值。

12. 根据权利要求11所述的呼吸设备，

其特征在于，所述第三参考量和/或所述第五参考量是在对所述变化值开始加和时或在对所述变化值开始加和前不久所述近端的流量传感器(44)的测量信号值。

13. 根据权利要求8所述的呼吸设备，

其特征在于，所述第四参考量和/或所述第六参考量是所述远端的流量传感器(48)的测量信号值。

14. 根据权利要求13所述的呼吸设备，

其特征在于,所述第四参考量和/或所述第六参考量是在对所述变化值开始加和时或在对所述变化值开始加和前不久的所述远端的流量传感器(48)的测量信号值。

15.根据权利要求6所述的呼吸设备,

其特征在于,如果所述近端的流量传感器(44)和/或所述远端的流量传感器(48)的测量信号的变化值的绝对值超过预定的绝对阈值(78),那么开始对变化值进行加和以形成加和值。

16.根据权利要求1所述的呼吸设备,

其特征在于,所述控制装置(18)构成用于,通过滤波来平滑所述流量传感器的测量信号。

17.根据权利要求16所述的呼吸设备,

其特征在于,所述控制装置(18)构成用于,通过具有高于1阶的数字滤波器来平滑所述流量传感器的测量信号。

18.根据权利要求16所述的呼吸设备,

其特征在于,所述控制装置(18)构成用于,通过形成滑动平均值来平滑所述流量传感器的测量信号。

19.根据权利要求18所述的呼吸设备,

其特征在于,所述控制装置(18)构成用于,通过形成加权的平滑平均值来平滑所述流量传感器的测量信号。

20.根据权利要求17所述的呼吸设备,

其特征在于,所述控制装置(18)构成用于,通过具有高于2阶的数字滤波器来平滑所述流量传感器的测量信号。

21.根据权利要求20所述的呼吸设备,

其特征在于,所述控制装置(18)构成用于,通过具有四阶的数字滤波器来平滑所述流量传感器的测量信号。

22.根据权利要求16至21中任一项所述的呼吸设备,

其特征在于,所述控制装置(18)构成用于,基于被平滑的测量信号确定所述变化值。

23.根据权利要求1所述的呼吸设备,

其特征在于,所述近端的流量传感器(44)和所述远端的流量传感器(48)分别针对每个呼吸行程提供测量值,所述测量值代表与该呼吸行程相关联的气体流量。

24.根据权利要求23所述的呼吸设备,

其特征在于,所述近端的流量传感器(44)和所述远端的流量传感器(48)分别针对每个呼吸行程提供恰好一个测量值,所述测量值代表与该呼吸行程相关联的气体流量。

25.根据权利要求1所述的呼吸设备,

其特征在于,所述近端的流量传感器(44)是压差式传感器。

26.根据权利要求1所述的呼吸设备,其特征在于,所述控制装置(18)构成用于,如果所述控制装置推断出故障,那么输出警报。

27.根据权利要求26所述的呼吸设备,

其特征在于,所述控制装置(18)构成用于,如果所述控制装置推断出故障和输出警报,那么继续对所述近端的流量传感器(44)的测量信号处理。

28. 根据权利要求1所述的呼吸设备，
其特征在于，所述近端的流量传感器(44)的测量信号的变化值是直接彼此跟随的变化值。
29. 根据权利要求28所述的呼吸设备，
其特征在于，所述远端的流量传感器(48)的测量信号的变化值是直接彼此跟随的变化值。
30. 根据权利要求8所述的呼吸设备，
其特征在于，所述近端的流量传感器(44)的测量信号的变化值是直接彼此跟随的变化值。
31. 根据权利要求30所述的呼吸设备，
其特征在于，所述远端的流量传感器(48)的测量信号的变化值是直接彼此跟随的变化值。
32. 根据权利要求1或8所述的呼吸设备，
其特征在于，所述远端的流量传感器(48)的测量信号的变化值是直接彼此跟随的变化值。

具有用于流量传感器的故障检测的呼吸设备

技术领域

- [0001] 本发明涉及一种用于人工呼吸的呼吸设备,其具有:
- [0002] -呼吸气源,
- [0003] -在呼吸气源和患者侧的近端端部之间伸展的呼吸管路装置,
- [0004] -阀装置,该阀装置包括吸气阀和呼气阀,
- [0005] -用于定量地检测呼吸管路装置中的空气流量的流量传感器装置,该流量传感器装置包括远离于呼吸管路装置的患者侧的端部设置的远端的流量传感器和更靠近呼吸管路装置的患者侧的端部的近端的流量传感器,和
- [0006] -至少用于处理流量传感器装置的测量信号的控制装置,其中控制装置构成用于,基于远端的和/或近端的传感器的测量信号推断出故障。

背景技术

[0007] 这种呼吸设备例如在市场中作为Maquet公司的产品“SERVO-U”已知。这种已知的呼吸设备使用位于呼吸仪内部中的内部传感器作为远端的流量传感器。在呼吸仪上连接有呼吸管路装置的远端端部。已知的呼吸设备还使用在Y形连接件中呈热线风速仪形式的近端的流量传感器,在所述Y形连接件中朝向患者将吸气的和呼气的呼吸软管整合为共同的引导至患者的呼吸管路。关于该已知的呼吸设备的操作说明规定:内部的压力和流量传感器的输出与Y形连接件中的近端的传感器的测量结果比较,并且当在用于比较的值之间确定显著的偏差时使近端的传感器停用。

[0008] 已知的呼吸设备和在那里所公开的故障检测的缺点是,单纯的故障检测由于两个不同的传感器的测量值的比较仅能检测实际上在传感器装置处所出现的故障的一部分。此外,在这两个传感器之间存在呈弹性软管形式的呼吸管路装置,在每个呼吸行程中所述弹性软管被穿流所述弹性软管的呼吸气体克服其弹性扩张。由于这种软管弹性,这两个在呼吸气体流中设置在不同的部位处的流量传感器甚至在这两个检测部位处有效的呼吸气体流相同的情况下也提供不同的测量值。也就是说,使软管扩张的呼吸气体经过远端的流量传感器,然而不经过近端的流量传感器,由此远端的流量传感器的测量值通常高于近端的流量传感器的测量值。

[0009] 呼吸设备对于无法自主地呼吸或者无法充分呼吸的患者而言是极其重要的仪器。其正确的功能因此是至关重要的。呼吸设备的正确的工作又取决于输送给患者的呼吸气体量的尽可能精确的检测。

发明内容

[0010] 因此,本发明的目的是,改进开始提到类型的呼吸设备,使得能够及早可靠地识别出流量传感器装置的可能的故障。

[0011] 该目的根据本发明通过这种类型的呼吸设备实现,在所述呼吸设备中,控制装置构成用于,基于近端的和远端的流量传感器中的一个流量传感器的测量信号的变化值与近

端的和远端的流量传感器中的相应另一流量传感器的测量信号的变化值的比较来推断流量传感器装置的故障。通过使用测量信号的变化值而不是测量值本身,与目前相比能够更早和/或更可靠地检测流量传感器装置的故障。由此例如可行的是,当近端的和远端的流量传感器的测量值虽然仅非常轻微地但沿着不同的方向改变时,例如一个流量传感器显示流量的提高而相应另一流量传感器显示流量的减少,就已经检测出故障。因此已经能够推断出故障,虽然这两个流量传感器的测量值彼此间的比较可能显示彼此间还没有显著偏差。

[0012] 替选地或者附加地,近端的和远端的流量传感器中的一个流量传感器的测量信号的变化值与同一流量传感器——即还是这一个流量传感器——的测量值比较,使得能够仅根据同一流量传感器(近端的或远端的流量传感器)的信号,在不考虑相应另一流量传感器的信号的情况下,推断这一个流量传感器的故障,例如当其关于变化之前的最后的测量信号的变化值根据主要的运行条件是异常大或者异常小时。

[0013] 如果在此将不同的传感器的变化值进行彼此比较,那么涉及同时的或者准同时的变化值,即在同一时间点或者在同一呼吸行程所确定的变化值。

[0014] 如果测量信号的变化值与测量信号比较,那么涉及变化值与时间上早前检测的测量信号的比较,优选是与时间上在变化值之前刚刚所确定的测量信号的比较。

[0015] 因此,与对于现有技术的呼吸设备而言所已知的解决方案相比,当前根据本发明所提出的解决方案允许在更大的范围内识别故障,并且此外还允许一个流量传感器的故障与另一流量传感器的信号无关地确定。

[0016] 在此,特别安全的故障识别在如下情况下能够获得:上述用于识别流量传感器装置的故障的可行性不仅替选地而且累积地应用。

[0017] 如在上文中已经表明的那样,快速且有效的故障识别在如下情况下是可行的:控制装置构成用于,当远端的和近端的流量传感器中的一个流量传感器的测量信号的变化值与相应另一流量传感器的变化值相比具有相反的变化方向时,推断出流量传感器装置的故障。对此,甚至不必将数值进行彼此比较,而是相应的变化值的符号的彼此比较就足以推断出故障了。

[0018] 在流量传感器装置处,尤其在近端的流量传感器处,根据目前的经验出现基本上两种不同的故障类型,所述故障类型主要通过持续时间来区分,在所述持续时间中所述故障类型生成并且影响呼吸设备。

[0019] 下文中称为“跳跃故障”的一种故障突然出现并且在数秒内引起测量结果中显著的故障。

[0020] 下文中称为“漂移故障”的另一种故障缓慢地出现并且在数分钟直至半小时或者四十五分钟内出现,至测量结果中显著的故障。

[0021] 根据目前的认知,这两种故障最有可能与近端的流量传感器中的冷凝物的沉淀相关联。由于近端的流量传感器非常靠近患者设置,所以该近端的流量传感器会更强地受到呼吸空气中的湿气影响。主要在根据压差原理工作的流量传感器中的跳跃故障非常清楚地理解,而对于漂移故障而言目前仅能够在现象上确定:当在已识别出漂移故障之后通过干燥的流量传感器替代蒙上冷凝物的流量传感器时,该漂移故障消失。

[0022] 尽管至少近端的流量传感器优选是按照压差原理工作的流量传感器,如从DE 10 2010 040287 A1中所已知的那样,但是本发明不应限于具有流量传感器装置的呼吸设备,

所述流量传感器装置具有至少一个按照压差原理工作的流量传感器。当前所提出的在流量传感器中故障识别的精度提高的改进的呼吸设备,原则上能够使用各种任意的流量传感器,与所述流量传感器使用何种物理作用原理来测量空气流量无关。

[0023] 为了完整性,应提及:在按照压差原理工作的根据DE 10 2010 040287 A1的近端的流量传感器中根据目前的理论在如下情况下出现跳跃故障:可运动的活瓣浸入到在传感器中聚集的冷凝物中和由此与在干燥的传感器中相比对于其运动而言需克服更大的阻力,其中所述活瓣将两个在传感器中沿着穿流方向彼此跟随设置的压力测量室分开。

[0024] 有利地,跳跃故障在如下情况下能够快速且安全地识别:

[0025] 控制装置构成用于,

[0026] -当近端的流量传感器的测量信号的相继出现的变化值的加和值与第一参考量的比超过预定的参考阈值时,和

[0027] -当远端的流量传感器的测量信号的相继出现的变化值的加和值与第二参考量的比低于预定的参考阈值时,

[0028] 推断出流量传感器装置的故障。

[0029] 也就是说,在此将近端的和远端的流量传感器的测量信号的相继出现的变化值加和,以便量化在加和的持续时间中相应的流量传感器的测量信号的整体出现的变化。于是,测量信号的所述变化的该加和值能够与参考量相关,以便评估:流量传感器装置是否正确地工作。所述评估能够根据预定的参考阈值来进行。

[0030] 优选地,为了形成加和值,将测量信号的直接相继出现的变化值相加,以便能够形成关于尽可能短的时间段的加和值和从而能够快速地确定流量传感器装置中的相应的故障。此外,这样能够保证,为了评估流量传感器装置的运行的正确性,没有测量信号的变化值未予考虑。

[0031] 根据本发明的一个优选的改进方案,第一和/或第二参考量是近端的流量传感器的测量值。由此,近端的流量传感器的变化值和远端的流量传感器的变化值能够分别与近端的和远端的流量传感器中作为更易出故障的流量传感器的近端的流量传感器的变化的总和相关。这对于评估流量传感器装置的正确的运行而言常常是有帮助的,因为测量信号的变化的绝对值在其可信度方面通常仅与因变化而改变的测量值结合才是可合理评估的。与此相应地,故障检测的精度,尤其跳跃故障的故障检测的精度,能够通过如下方式提高:第一和/或第二参考量是在对变化值开始加和时或者在对变化值开始加和之前不久近端的流量传感器的测量信号值。于是,所述变化与测量信号直接关联,所述变化与所述测量信号建立关系,以评估所述变化的可信度或正确性。

[0032] 然而,呼吸设备不必在其整个运行期间持续地执行故障检测。当从呼吸设备的运行来看显现出这种必要性时,提供呼吸设备的控制装置的计算能力就足以更精确的故障检测。

[0033] 因此,优选呼吸设备的控制装置构成用于,持续地根据需要较少的计算能力的第一检查方法监控流量传感器装置的运行是否有故障,并且所述控制装置此外构成用于,当第一检查方法显示出流量传感器装置的疑似故障状态时,根据需要较多的计算能力的第二检查方法监控流量传感器装置的运行是否有故障。

[0034] 对于在上文中已经描述过的强化的检查方法的优选的情况而言,这会意味着:控

制装置构成用于,当近端的流量传感器的测量信号值和/或变化值超过预定的信号阈值时,开始对变化值进行加和。检查近端的流量传感器的测量信号值和/或变化值是否超过预定的信号阈值,优选持续地执行并且对应于在上文中抽象地表示的第一检查方法,所述第一检查方法需要较少的计算能力。当近端的流量传感器的变化值和/或测量信号值超过预定的信号阈值时,确定疑似故障状态,使得优选开始变化值的在上文中所描述的加和和其与参考值的比较。

[0035] 可以并行地继续进行第一检查方法,并且可以考虑的是,当第一检查方法经预定数量的呼吸循环不再显示出疑似故障状态时,也就是说,例如当近端的流量传感器的测量信号值和/或变化值经预定数量的相继被分析的测量信号不再超过预定的信号阈值时,又结束第二检查方法。

[0036] 然而,同样可考虑的是,当已确定过疑似故障状态一次时,继续需要较多计算能力的第二检查方法,直至呼吸设备的运行结束。

[0037] 在呼吸设备的一个优选的设计方案中,远端的流量传感器能够用于在呼吸行程期间尽可能精确地调节呼吸气体流量。这意味着,呼吸气体流量在呼吸行程期间基于由远端的流量传感器所提供的测量信号改变。

[0038] 与此相对,近端的流量传感器能够用于调节分钟体积,如例如在已知的呼吸模式ASV、Intellivent-ASV和APV中所使用的那样。关于这一方面,优选将分钟体积仅按呼吸行程来设定或调节,也就是说,在基于近端的流量传感器的测量信号不改变呼吸行程期间的呼吸气体流量。这具有下述优点:相较于借助远端的流量传感器,借助更靠近患者设置的近端的流量传感器可以更精确地确定实际上为患者配给的呼吸气体体积,此外也因为负面影响测量信号的精度的效应,例如呼吸软管中的软管管路的弹性,不对近端的流量传感器的测量信号起作用或者仅以非常小的程度对其起作用。

[0039] 由于远端的和近端的流量传感器的设置,远端的流量传感器优选仅以吸入的呼吸气体穿流,而近端的流量传感器不仅以吸入的呼吸气体而且以呼出的呼吸气体穿流。此外,与远端的流量传感器的易出故障性相比,也产生近端的流量传感器的提高的易出故障性。

[0040] 因为呼吸设备尽管其在呼吸行程期间也改变如在上文中所描述的呼吸气体流量但是基本上通过离散的呼吸行程对患者进行呼吸,所以优选可考虑的是,控制装置也构成用于,按呼吸行程处理近端的和远端的流量传感器的测量信号。这具有下述优点:确定呼吸设备的运行的大多呼吸参数,按呼吸行程,也就是说,与相应待实施的呼吸行程相关地存在。

[0041] 在这种情况下,根据一个优选的改进方案,为了进一步提高故障识别的精度,可考虑的是,近端的流量传感器的测量信号值在阈-呼吸行程中超过预定的信号阈值时,第一和/或第二参考量是近端的流量传感器的测量值,所述测量值与在阈-呼吸行程前不久进行的呼吸行程相关联。这也再次用于建立在要用于进行流量传感器装置的故障识别的测量信号和/或变化值与参考量之间的尽可能直接的时间关系,其中所述信号或值与所述参考量建立关系。

[0042] 实验已经表明,漂移故障能够通过如下方式良好地检测:控制装置构成用于,

[0043] -当近端的流量传感器的测量信号的相继出现的、优选直接彼此跟随的变化值的加和值与第三参考量的比超过预定的参考阈值时,并且

[0044] -当远端的流量传感器的测量信号的相继出现的、优选直接彼此跟随的变化值的加和值与第四参考量的比低于预定的参考阈值时，

[0045] 推断出流量传感器装置的故障，

[0046] 或者

[0047] -当近端的流量传感器的测量信号的相继出现的、优选直接彼此跟随的变化值的加和值与第五参考量的比低于预定的参考阈值时，并且

[0048] -当远端的流量传感器的测量信号的相继出现的、优选直接彼此跟随的变化值的加和值与第六参考量的比超过预定的参考阈值时，

[0049] 推断出流量传感器装置的故障。

[0050] 在此要澄清的是，在本申请中使用序数来区分参考阈值描述了本申请文本中的列举参考阈值的顺序，而不应理解为是对呼吸设备中的参考阈值的最小数量的说明。

[0051] 关于使用直接彼此跟随的变化值的优点，应参考上述用于检测跳跃故障的实施方案，所述实施方案在此也是适用的。所提到的参考阈值可通过实验在考虑医学边界条件的情况下确定，不需要显著的耗费。

[0052] 原则上，在上文中所提到的条件下已经能够可靠地确定漂移故障。对漂移故障的检测的更高的精度能够通过如下方式实现：控制装置构成用于，

[0053] -附加地，仅当近端的流量传感器的测量信号的相继出现的、优选直接彼此跟随的变化值的加和值超过预定的第一总和阈值时，

[0054] 和/或

[0055] -仅当远端的流量传感器的测量信号的相继出现的、优选直接彼此跟随的变化值的加和值超过预定的第二总和阈值时，

[0056] 才推断出流量传感器装置的故障。

[0057] 上述条件的累积的应用再次提高精度。对于这两个传感器而言优选从共同的开始进行加和，直至相当前的呼吸行程。

[0058] 原则上，任何看来适合的参考量都能够用于评估这两个流量传感器中的一个流量传感器的或者这两个流量传感器的测量信号的变化值的可信度或正确性。如在上文中已经陈述的那样，用于评价一个测量信号或多个测量信号本身的变化的特别有说服力的参考量是近端的流量传感器的测量信号值。因此，根据本发明的一个有利的改进方案，能够提出，第三和/或第五参考量是近端的流量传感器的测量信号值。为了建立参考量和待评估的变量之间的尽可能直接的时间关系，第三和/或第五参考量优选是在变化值开始加和时或者在变化值开始加和前不久近端的流量传感器的测量信号值。

[0059] 以同样的动机在本发明的一个优选的改进方案中提出，第四和/或第六参考量是远端的流量传感器的测量信号值，尤其在变化值开始加和时或者在变化值开始加和前不久远端的流量传感器的测量信号值。

[0060] 在此也能够提出，当近端的和/或远端的流量传感器的测量信号的变化值的绝对值超过预定的绝对阈值时，开始对变化值进行加和以形成加和值。

[0061] 在这种情况下，近端的和/或远端的流量传感器的测量信号的变化值的绝对值与预定的绝对阈值的比较是在上文意义下需要较少的计算能力的第一检查方法，从所述第一检查方法起，在上文中所描述的需要较多的计算能力的第二检查方法能够被触发。关于执

行需要较多的计算能力的检查方法以确定漂移故障的持续时间,参考用于确定跳跃故障的上述实施方案,所述实施方案当前也适用于与漂移故障的确定结合。

[0062] 用于确定是否要启动需要较多的计算能力的第二检查方法的第一检查方法,替选地或者附加地,近端的和远端的流量传感器的变化值的变化方向即例如符号的比较可以涉及相应同一呼吸行程。也就是说,如果符号不同,那么近端的和远端的流量传感器的测量信号对于同一呼吸行程而言沿着不同的方向改变,于是存在充分的疑似故障,以便开始第二检查方法。

[0063] 为了尽可能不将干扰效应包含到对用于识别故障的变量的考虑中,控制装置能够构成用于,通过滤波平滑流量传感器的测量信号。这种干扰效应例如可能是借助于呼吸设备呼吸的患者的自发的呼吸活动。

[0064] 有效的滤波的一个可行的方式是形成滑动平均值。因为跳跃故障快速地即在几秒内出现,所以足以形成关于几个少数的变化值和/或测量信号值的滑动平均值,例如经由不大于25个值,优选部大于20个,例如大于16个的值。优选地,能够形成滑动加权平均值,以便例如对在不同的时间出现的呼吸行程不同地加权。因此,例如会有意义的是,在考虑滑动平均值时,在时间上在当前的测量前不久的值,与在时间上经过较久的值相比不怎么多地考虑。同样,也能够对故障确定的精度有正面影响的是,与例如处于对于滤波而言要考虑的时间窗的中间的值相比,在对于滤波而言要考虑的时间窗结束时待滤波的值再次更小程度地加权。

[0065] 对于确定漂移故障而言,也能够分别通过滑动平均值,尤其通过加权的滑动平均值平滑这两个流量传感器的测量信号值。

[0066] 附加地或者替选地,待平滑的测量信号值也能够通过阶数高于1阶的数字滤波器来滤波,其中在故障检测时通过阶数高于2阶的滤波,尤其优选通过四阶的数字滤波来实现更好的平滑效果,而无精度损失。这种数字滤波器优选在确定漂移故障时使用。

[0067] 因为漂移故障缓慢地在数分钟的较长的时间段中出现,所以在通过可选地加权的滑动平均值或者通过数字滤波器来平滑测量信号时,与在用于确定跳跃故障的平滑中相比,优选将更大数量的测量信号包含在内。优选地,使用至少最后50个测量值,特别优选至少最后75个测量值,最优先至少最后100个测量值来进行平滑以确定漂移故障。

[0068] 控制装置于是优选构成用于,基于已平滑的测量信号确定变化值。

[0069] 在此应澄清的是,将一阶数字滤波器理解为利用根据下述结构的滤波系数 a 的递归滤波规则:

$$y(n) = a \cdot y(n-1) + (1-a) \cdot x(n)$$

[0071] 其中 $y(n)$ 是用于第n次呼吸行程的滤波器输出, $y(n-1)$ 是用于在前不久的第(n-1)次呼吸行程的滤波器输出,和 $x(n)$ 是用于第n次呼吸行程的当前的输入信号。 a 是对滤波器特定的滤波系数。

[0072] m 阶滤波器在此是上述滤波结构的 m 重应用,该滤波器结构具有用于第n次呼吸行程的第*i*阶的滤波器输出,作为用于第n次呼吸行程的下一个更高的第(i+1)阶的滤波器的输入信号,其中 $1 \leq i \leq m$ 。

[0073] 优选地,近端的和远端的流量传感器并非连续地工作,而是时间离散地工作,使得近端的和远端的流量传感器分别针对每个呼吸行程提供一个,优选恰好一个测量值,所述

测量值代表与该呼吸行程相关联的空气流量。

[0074] 为了不仅检测故障而且在检查故障的情况下也能够采取措施,所述控制装置优选构成用于,当控制装置推断出故障,输出警报。然而,不同于现有技术,不需要切断传感器。因此,控制装置优选构成用于,继续近端的流量传感器的测量信号的处理并且尤其继续检查传感器故障是否存在。

附图说明

- [0075] 接下来根据所附视图更详细地阐述了本发明。附图示出:
- [0076] 图1示出本发明的呼吸设备的一个根据本发明的实施方式,
- [0077] 图2示出具有远端的和近端的流量传感器的原始测量信号和经平滑的测量信号的图表,
- [0078] 图3示出具有远端的和近端的流量传感器的测量信号的变化值的图表,
- [0079] 图4示出具有远端的和近端的流量传感器的原始测量信号和经平滑的测量信号的另一图表,
- [0080] 图5示出具有远端的和近端的流量传感器的测量信号的变化值的另一图表,
- [0081] 图6示出关于跳跃故障的故障识别的粗略示意的图表,
- [0082] 图7示出关于漂移故障的故障识别的粗略示意的图表。

具体实施方式

[0083] 在图1中,根据本发明的实施方式的呼吸设备大体上用10表示。呼吸设备10在所示出的实例中用于对人类患者12进行人工呼吸。

[0084] 仅出于完整性原因,应指出的是,根据本发明的呼吸设备10能够作为移动式呼吸设备10容纳在可滚动的支架13上。

[0085] 呼吸设备10具有壳体14,在所述壳体中——因不透明的壳体材料从外不可见——能够容纳有压力改变装置16和控制装置18。

[0086] 压力改变装置16以本身已知的方式构造并且能够具有泵、压缩机、风扇、压力容器、降压阀等。此外,呼吸设备10以本身已知的方式具有吸气阀20和呼气阀22。

[0087] 控制装置18通常实现为计算机或者微处理器。所述控制装置包括在图1中未示出的存储器装置,以便能够存储并且需要时能够调用对运行呼吸设备10所需的数据。存储器装置在网络运行中也能够置于壳体14之外并且通过数据传输连接与控制装置18连接。数据传输连接能够通过线缆或无线电路径形成。然而为了防止数据传输连接的干扰会影响呼吸设备10的运行,储存器装置优选集成到控制装置18中或者至少容纳与该控制装置相同的壳体14中。

[0088] 为了将数据输入到呼吸设备10中或者更确切地说输入到控制设备18中,呼吸设备10具有数据输入端24,所述数据输入端在图1中所示出的实例中通过键盘代表。替选于或者除了所示出的键盘,控制装置18能够经由不同的数据输入端获得数据,例如经由网路线路、无线电路径或者经由传感器端子26,下文中还将详细介绍所述传感器端子。

[0089] 为了将数据输出给进行治疗的治疗师,呼吸设备10能够具有输出设备28,在所示出的实例中是屏幕。

[0090] 为了进行人工呼吸,患者12经由呼吸管路装置30与呼吸设备10连接,更确切地说,与壳体14中的压力改变装置16连接。患者12为此被插管。

[0091] 呼吸管路装置30具有吸气软管32,新鲜的呼吸气体能够经由所述吸气软管从压力改变装置16导入到患者12的肺中。吸气软管32能够是间断的并且具有第一吸气子软管34和第二吸气子软管36,在所述第一吸气子软管和第二吸气子软管之间能够设有空气调节装置38,以有针对性地对输送给患者12的新鲜呼吸气体进行加湿并且可选地也进行调温。空气调节装置38能够与外部的液体储备器40连接,用于进行加湿的水能够经由所述液体储备器输送给呼吸气体,或者例如用于抑制发炎或者扩宽呼吸道的药物也能够经由所述液体储备器输送给呼吸气体。在使用当前的呼吸设备10作为麻醉呼吸设备时,因此能够将挥发性麻醉剂受控地经由呼吸设备10输送给患者12。空气调节装置38用于以预定的湿气含量,可选地在添加药物气雾剂的情况下,并且以预定的温度将新鲜的呼吸气体导向患者12。

[0092] 呼吸管路装置30除了已经提到的吸气阀20外还具有呼气阀22并且还具有呼气软管42,代谢过的呼吸气体经由所述呼气软管从患者12的肺中排出到大气中。

[0093] 吸气软管32与吸气阀20耦合,呼气软管42与呼气阀22耦合。这两个阀中总是只有一个阀同时打开以使气体流穿流。阀20和22的操作控制同样通过控制装置18进行。

[0094] 在呼吸循环期间,首先在吸气阶段的持续时间中关闭呼气阀22并且打开吸气阀20,以至于新鲜的呼吸气体能够从壳体14导向患者12。新鲜的呼吸气体的流动通过呼吸气体由压力改变装置16有目的地提高压力而引起。由于压力提高,新鲜的呼吸气体流入到患者12的肺中并且在那里克服肺附近的身体部分的个体弹性使肺附近的身体区域,即尤其胸腔扩张。由此,在患者12的肺的内部中的气体压力也升高。

[0095] 在吸气阶段结束时,关闭吸气阀20并且打开呼气阀22。开始呼气阶段。由于位于患者12的肺中的呼吸气体的直至吸气阶段结束时提高的气体压力,该呼吸气体在呼气阀22打开之后流入到大气中,其中随着进行的流动持续时间,患者12的肺中的气体压力降低。如果肺12中的气体压力达到在呼吸设备10处所设定的正的呼气末压力,即比大气压略高的压力,那么呼气阶段通过呼气阀22的关闭结束并且接着是另一呼吸循环。

[0096] 在吸气阶段期间,所谓的呼吸潮气量,即每个呼吸行程的呼吸气体体积,被输送给患者12。呼吸潮气量与每分钟呼吸循环的数量相乘,也就是说,与呼吸频率相乘,产生当前所执行的人工呼吸的分钟体积。

[0097] 优选地,呼吸设备10,尤其控制装置18,构成用于,在呼吸运行期间重复地更新或确定表征呼吸设备10的呼吸运行的呼吸运行参数,以便保证:呼吸运行在任何时间点都尽可能最优地与相应要进行呼吸的患者12协调。特别有利地,一个或多个呼吸运行参数的确定借助于呼吸频率来进行,使得对于每个呼吸循环而言,能够提供最新的和由此最优匹配患者12的呼吸运行参数。

[0098] 对此,呼吸设备10能够与一个或多个传感器以传输数据的方式连接,所述传感器监控患者的状态和/或呼吸设备的运行。

[0099] 这些传感器中的一个是近端的流量传感器44,所述近端的流量传感器在Y形连接件45中检测在那里存在于呼吸管路装置30中的呼吸气体流。流量传感器44能够借助于传感器线路装置46与控制装置18的数据输入端26耦合。传感器线路装置46能够,但并非必须,包括电信号传输线路。所述传感器线路装置同样能够具有软管管路,所述软管管路将沿着流

动方向存在于流动传感器44两侧的气压传输给数据输入端26,在该处,该气压由图1中未示出的压力传感器量化。流量传感器44在此作为压差式流量传感器44示出。流量传感器44虽然优选是根据压差原理工作的流量传感器,但是也能够是根据另一物理的作用原理工作的流量传感器。

[0100] 在壳体14中设有另一流量传感器48,所述另一流量传感器由于其距患者12有更大的距离——与近端的流量传感器44相比——被称为远端的流量传感器48。

[0101] 远端的流量传感器48和其测量信号例如能够在吸气阶段期间用于调节穿过呼吸管路装置30的呼吸气体流量,在远端的流量传感器48的情况下,更确切地说,调节穿过吸气软管32的呼吸气体流量,而近端的流量传感器44和其测量信号能够用于调节输送给患者12的分钟体积。由此,远端的流量传感器48与近端的流量传感器44相比优选具有更快的响应特性,因为远端的流量传感器48的测量信号也用于改变呼吸行程期间的呼吸气体流量,而近端的流量传感器44的测量信号优选仅按呼吸行程来考虑,由此以其为基础在呼吸行程期间不改变穿过Y形连接件45的呼吸气体流量。

[0102] 由于近端的流量传感器44安置在Y形连接件5中的位置,所述近端的流量传感器相对于远端的流量传感器48原则上也能够检测穿过呼气软管42的呼出的呼吸气体的流量。

[0103] 流量传感器44和48的正确工作对于呼吸设备10的正确运行是重要的并且因此对于患者12的健康是重要的。

[0104] 在运行中已表明,与远端的流量传感器48相比,恰恰是近端的流量传感器48由于其距患者12近而经受更大的故障风险。呼出的呼吸气体也穿过的近端的流量传感器44,例如因包含在呼吸气体中的湿气与远端的流量传感器48相比承受更强的负荷。如果远端的流量传感器48如在图1的此实例中那样沿着吸气方向设置在空气调节装置38的上游并从而基本上仅被干燥的吸入的呼吸气体穿流,那么更是如此。

[0105] 根据本发明的呼吸设备10的控制装置18构成用于监控由近端的流量传感器44和远端的流量传感器48形成的流量传感器装置的运行,以便能够及时地识别出流量传感器装置的故障。

[0106] 根据目前得到的经验,在近端的流量传感器44上出现两种故障类型,所述故障类型在其出现的速度方面不同,也就是说,快速地在几秒内出现的跳跃故障和缓慢地在数分钟内出现的漂移故障。

[0107] 首首先要描述跳跃故障的检测。

[0108] 在图2中示出近端的流量传感器44的作为“VTProx”带附图标记52的检测信号和远端的流量传感器48的作为“VTServ”带附图标记54的检测信号。它们是时间离散信号,呈其直接由相应的传感器44和48所检测的形式。

[0109] 原则上,这些信号能够用于执行根据本发明的故障检测。然而,为了提高故障的识别安全性,尤其在近端的流量传感器44上建议对这些信号进行平滑。

[0110] 对于检测突发出现的跳跃故障,平滑法是有利的,所述平滑法仅考虑几个少数测量信号并因此不抑制传感器信号中的短时出现的变化。对此而言,通过形成加权的滑动平均值来进行平滑证实是有利的,例如在最后16个测量值上形成加权的滑动平均值。近端的流量传感器44和远端的流量传感器48的测量信号在此有利地借助于相同的测量方法和相同的滤波系数来平滑。然而,这并不是必须的。对于不同的传感器的测量信号,能够使用不

同的平滑法或者使用具有不同的滤波系数的相同的平滑法。在加权的滑动平均值的此情况下,滤波系数是相应的测量值的权重因子。这得到未经滤波的测量值,所述未经滤波的测量值对于远端的流量传感器48的第n次呼吸行程能够视为如下:

$$[0111] \quad VT_{Serv_{Filt}}[n] = \frac{1}{64} \sum_{i=1}^{16} a_i \cdot VT_{Serv_{Filt}}[n-1]$$

[0112] 其中 $a_i = \{1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 8, 7, 6, 5, 4, 3, 2, 1\}$ 。

[0113] 在所给出的实例中,位于16个最后的测量值的中间的测量值被最强地加权,其中从最先的测量值朝向中间的测量值线性地升高并且从中间的测量值朝向最后的测量值线性地下降。相应地,为确定跳跃故障而被平滑的近端传感器的信号能够视为如下:

$$[0114] \quad VT_{Prox_{Filt}}[n] = \frac{1}{64} \sum_{i=1}^{16} a_i \cdot VT_{Prox_{Filt}}[n-1]$$

[0115] 其中权重因子是相同的。

[0116] 经加权的被平滑的平均值 $VT_{Serv_{Filt}}$ 在图2中设有附图标记56,经加权的被平滑的平均值 $VT_{Prox_{Filt}}$ 设有附图标记58。

[0117] 图2的图表的横坐标表示以分钟为单位的时间,纵坐标表示以毫升为单位的体积。

[0118] 对于根据本发明的呼吸设备的故障检测而言重要的变化值特别有利地用作为当前的呼吸行程的值与前一刻的呼吸行程的差,其中优选将被平滑的值用于形成差。远端的流量传感器48的变化值 $VT_{Serv_{Diff}}$ 和近端的流量传感器44的变化值 $VT_{Prox_{Diff}}$ 因此能够如下形成:

$$[0119] \quad VT_{Serv_{Diff}}[n] = VT_{Serv_{Filt}}[n] - VT_{Serv_{Filt}}[n-1]$$

$$[0120] \quad VT_{Prox_{Diff}}[n] = VT_{Prox_{Filt}}[n] - VT_{Prox_{Filt}}[n-1]$$

[0121] 这些变化值以其时间曲线的形式在图3中示出。远端的流量传感器48的变化值在此以附图标记60表示,近端的流量传感器44的变化值以附图标记62表示。图3的图表的横坐标又示出以分钟为单位的时间,而纵坐标示出以毫升为单位的体积,这次为变化体积。

[0122] 在图3中,以附图标记64表示阈值,在近端的流量传感器44的变化值62超过所述阈值时,控制装置18以在说明书导言中所描述的故障检测方法开始。故障检测方法的开始与阈值64的超过相联系,以便不消耗用于所述故障检测方法的控制装置18的计算能力。

[0123] 如果在第k次呼吸行程中近端的流量传感器44的变化值62超过近端的流量传感器44的变化值62的阈值64,那么前一刻的第(k-1)次呼吸行程的这两个流量传感器44和48的变化值分别作为用于随后的比较的参考量来储存:

$$[0124] \quad VT_{Serv_{Bezug}} = VT_{Serv_{Filt}}[k-1]$$

$$[0125] \quad VT_{Prox_{Bezug}} = VT_{Prox_{Filt}}[k-1]$$

[0126] 随后以变化值的加和来开始:

$$[0127] VT_{ServSumme}[n] = VT_{ServSumme}[n-1] + VT_{ServDiff}[n]$$

$$[0128] VT_{ProxSumme}[n] = VT_{ProxSumme}[n-1] + VT_{ProxDiff}[n]$$

[0129] 对于每个流量传感器44和48而言,因此形成加和值,所述加和值对于第n次呼吸行程而言是前一刻的第(n-1)次呼吸行程的加和值加上第n次呼吸行程的当前的变化值。

[0130] 在所描述的实施例中,控制装置18在如下情况下才识别到跳跃故障:近端的流量传感器44的加和值与近端的流量传感器44的参考值 $VT_{ProxBzug}$ 的比超过预定的参考阈值,例如超过为0.08的参考阈值,这意味着,近端的流量传感器的变化值的总和自加和开始就至少为参考值的8%。参考阈值也能够具有不同于8%的值,然而在目前的试验中8%已证实是非常好的参考阈值。

[0131] 作为其它能够添加到在上一段中所提及的内容中的条件,远端的流量传感器48的加和值与近端的流量传感器44的加和值相差不大于另一参考阈值——该另一参考阈值例如能够为10%。

[0132] 替选于在上一段中所提到的其它条件或者除了所述其它条件之外,能够添加如下条件:远端的流量传感器48的当前的、优选被平滑的值与其参考值相差不大于又一参考阈值。该又一参考阈值例如能够在1%和5%之间。试验已经证实为2%的又一参考阈值是可取的。

[0133] 在近端的流量传感器44处出现跳跃故障的情况在图6中示例性地以主题的方式示出。

[0134] 只有当满足所有为了可靠地识别跳跃故障而预定的条件时,控制装置18才识别出跳跃故障的存在并且例如触发相应的警报。

[0135] 为了识别缓慢地出现的漂移故障,同样使用被平滑的测量值,其中与跳跃故障的情况相比优选在更大数量的过去的测量值上进行测量值的平滑。例如,所述平滑能够再次通过形成加权的滑动平均值来进行,例如在最后100个测量值上进行:

$$[0136] VT_{ServFilt}[n] = \sum_{i=1}^{100} b_i \cdot VT_{ServFilt}[n-1]$$

$$[0137] VT_{ProxFilt}[n] = \sum_{i=1}^{100} b_i \cdot VT_{ProxFilt}[n-1]$$

[0138] 权重系数 b_i 在此被选择为,使得所有权重系数的总和为1。替选地或者附加地,测量值也能够通过更高阶的数字滤波器,优选至少四阶的数字滤波器来平滑。

[0139] 在图4中,远端的流量传感器48的原始信号设有附图标记66而近端的流量传感器44的原始信号设有附图标记68。相反,远端的流量传感器48的被平滑的信号设有附图标记70,近端的流量传感器44的被平滑的信号设有附图标记72。

[0140] 远端的或近端的流量传感器48或44的测量信号66和68的变化值的形成如在上文中已经描述过的那样,即通过形成如下差来进行,所述差是针对当前的呼吸行程和前一刻的呼吸行程的相应的传感器的被平滑的测量值之间的差。也就是说,又适用的是:

$$[0141] VT_{Serv_{Diff}}[n] = VT_{Serv_{Filt}}[n] - VT_{Serv_{Filt}}[n-1]$$

$$[0142] VT_{Prox_{Diff}}[n] = VT_{Prox_{Filt}}[n] - VT_{Prox_{Filt}}[n-1]$$

[0143] 远端的流量传感器48的测量信号的变化值在图5中以附图标记74表示,近端的流量传感器44的测量信号的变化值以附图标记76表示。

[0144] 在满足预定的起始条件之后,例如当变化值中的一个离开在图5中用78表示的围绕0m1的公差带时和/或当变化值具有不同的符号时,才通过控制装置18再次开始故障检测。在图5中,公差带的上边缘未示出,其从-3m1伸展至+3m1。变化值公差带优选围绕零点对称地设置,其中离开所述变化值公差带能够是通过控制装置18进行故障检测的起始条件。然而,这并非一定如此,根据应用情况也能够具有在量值上彼此不同的边界。

[0145] 如果存在检测漂移故障的预定的起始条件,那么控制装置18再次开始以在上文中已经描述过的方式针对每个流量传感器44或48的变化值形成加和值:

$$[0146] VT_{Serv_{Summe}}[n] = VT_{Serv_{Summe}}[n-1] + VT_{Serv_{Diff}}[n]$$

$$[0147] VT_{Prox_{Summe}}[n] = VT_{Prox_{Summe}}[n-1] + VT_{Prox_{Diff}}[n]$$

[0148] 同样地,在已经满足故障检测的至少一个起始条件的呼吸行程之前刚刚发生的呼吸行程的这两个传感器44和48的测量值,作为用于以后的比较的参考值来储存:

$$[0149] VT_{Serv_{Bezug}} = VT_{Serv_{Filt}}[k-1]$$

$$[0150] VT_{Prox_{Bezug}} = VT_{Prox_{Filt}}[k-1]$$

[0151] 在此,漂移故障的故障检测不同于跳跃故障的故障检测。

[0152] 在当前的实例中,在如下情况下控制装置18于是识别出在流量传感器装置中存在漂移故障:近端的流量传感器44的变化加和值 $VT_{Prox_{Summe}}[n]$ 与其参考值 $VT_{Prox_{Bezug}}$ 的比超过预定的参考阈值并且同时远端的流量传感器48的变化加和值 $VT_{Serv_{Summe}}[n]$ 与其参考值 $VT_{Serv_{Bezug}}$ 的比不超过预定的其它参考阈值。近端的流量传感器44的用于检测漂移故障的参考阈值可以再次为8%,其它参考阈值例如可以为2%。

[0153] 同样地,在当前的实

[0154] 例中,在如下情况下控制装置18于是识别出在流量传感器装置中存在漂移故障:远端的流量传感器48的变化加和值 $VT_{Serv_{Summe}}[n]$ 与其参考值 $VT_{Serv_{Bezug}}$ 的比超过预定的参考阈值并且同时近端的流量传感器44的变化加和值 $VT_{Prox_{Summe}}[n]$ 与其参考值 $VT_{Prox_{Bezug}}$ 的比不超过预定的其它参考阈值。在上一段中所给出的用于参考阈值的示例性的值在此是适用的。

[0155] 因为漂移故障会在近端的或远端的流量传感器处起作用,所以检测漂移故障的条件优选关于这两个参考阈值是对称的。

[0156] 能够补充如下作为检测漂移故障的附加的条件:这两个变化加和值中的一个超过预定的阈变化量,例如2ml的量。

[0157] 用于根据变化加和值检测漂移故障的条件在图7a和7b中粗略地示出。在识别到漂移故障的情况下,控制装置18优选触发警报,然而流量传感器装置优选继续运行。

[0158] 借助于当前根据本发明的呼吸设备10,与迄今为止相比,能够更广泛并且更有针对性地检测流量传感器装置中的故障。

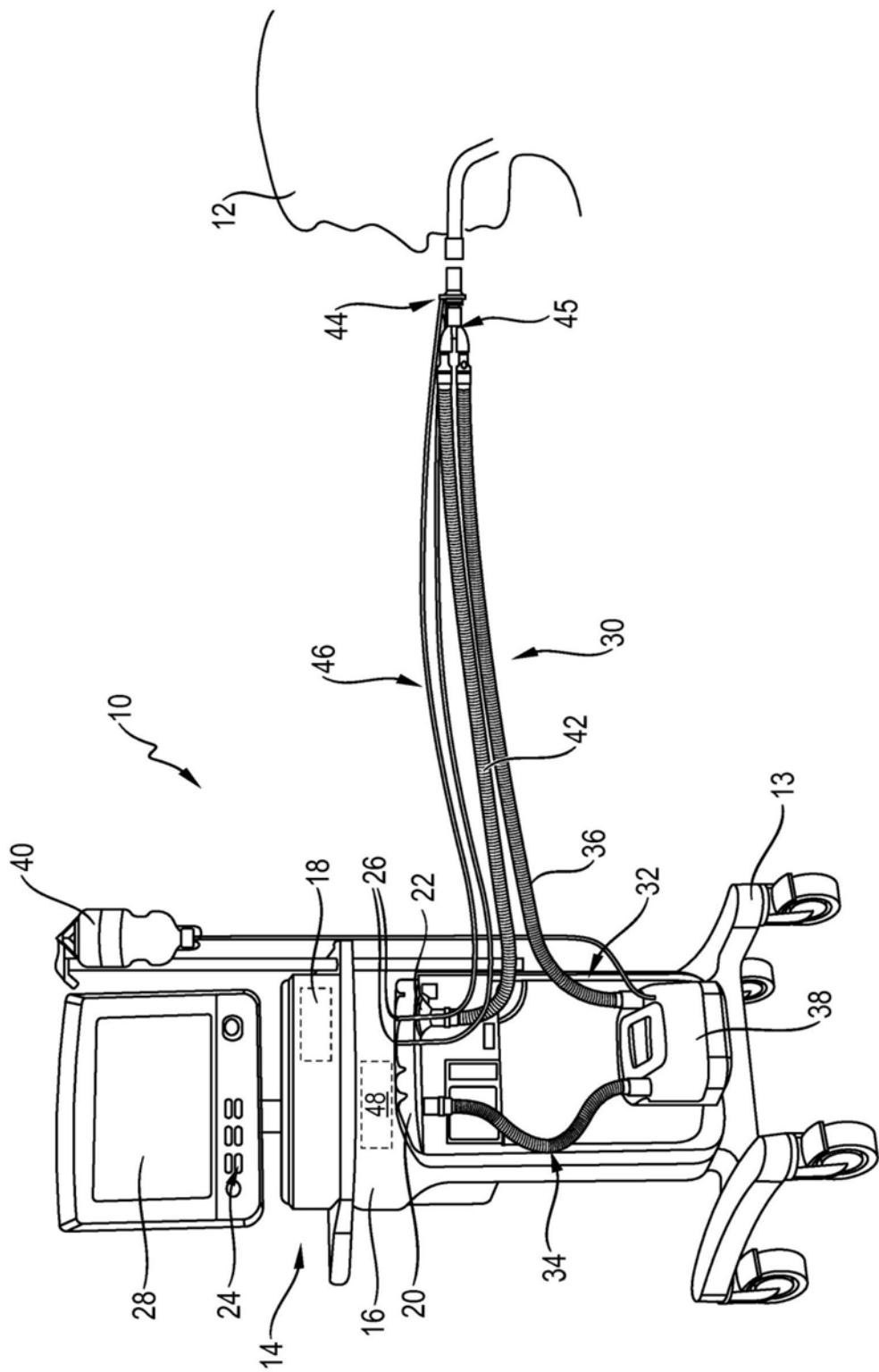


图1

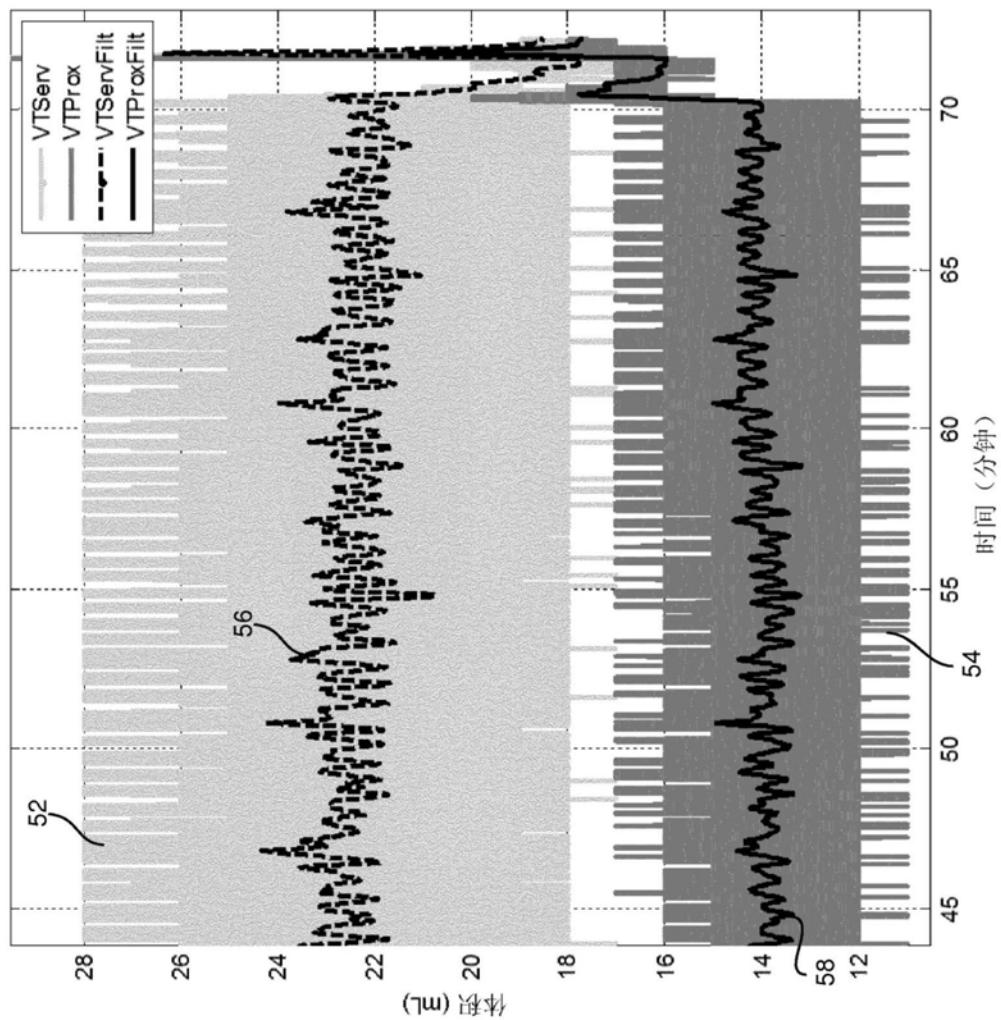


图2

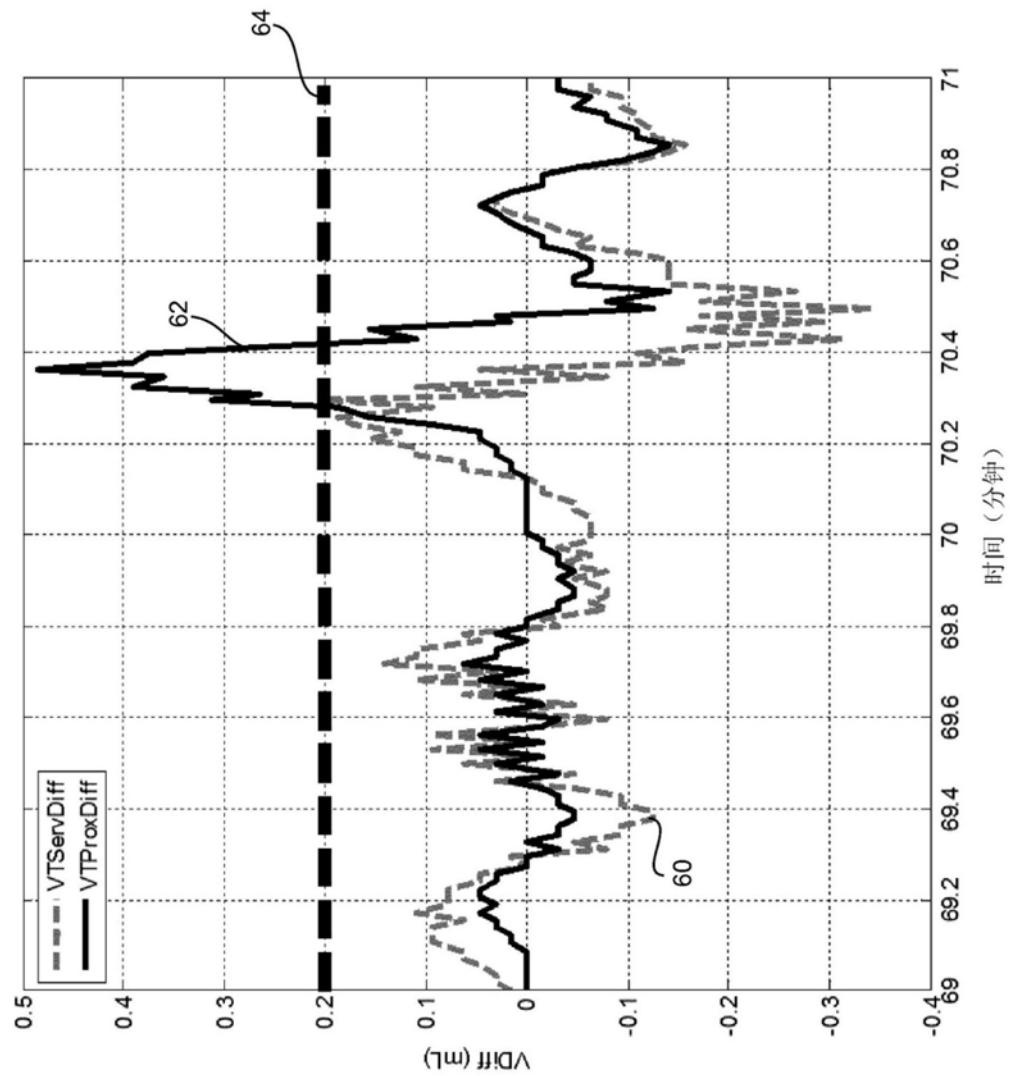


图3

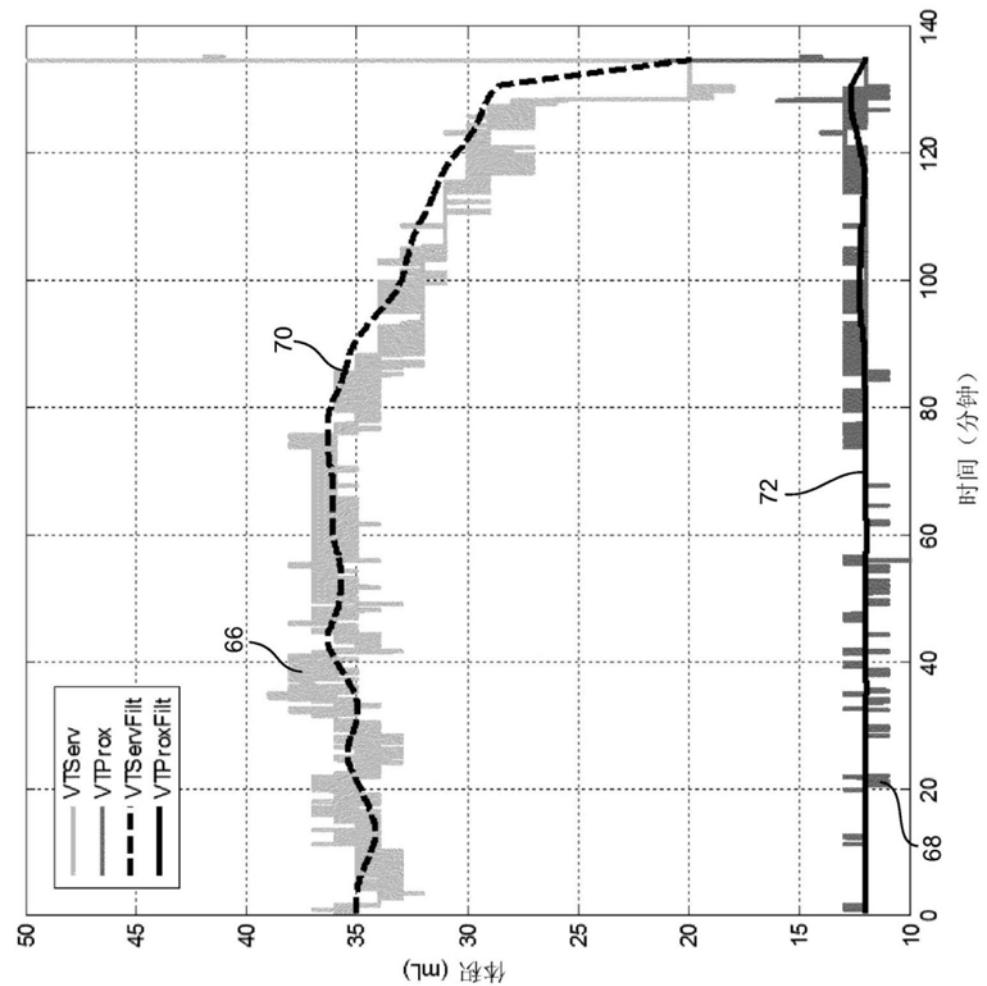


图4

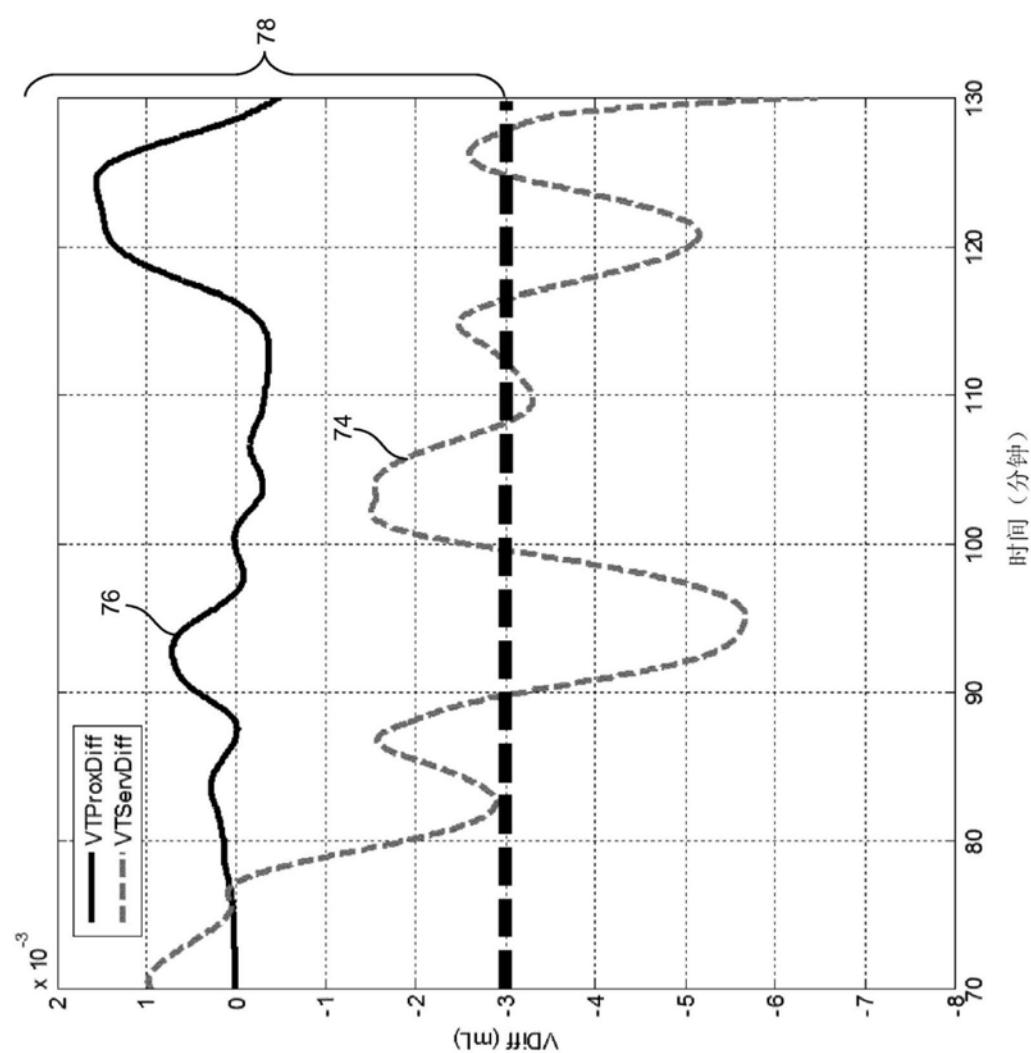


图5

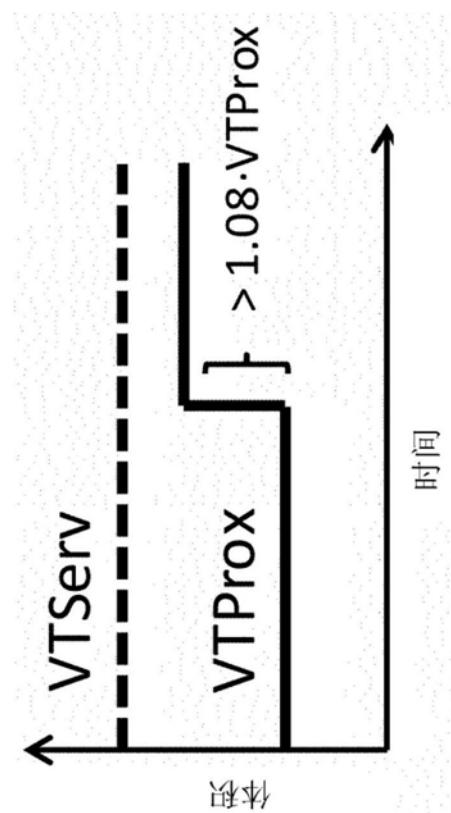


图6

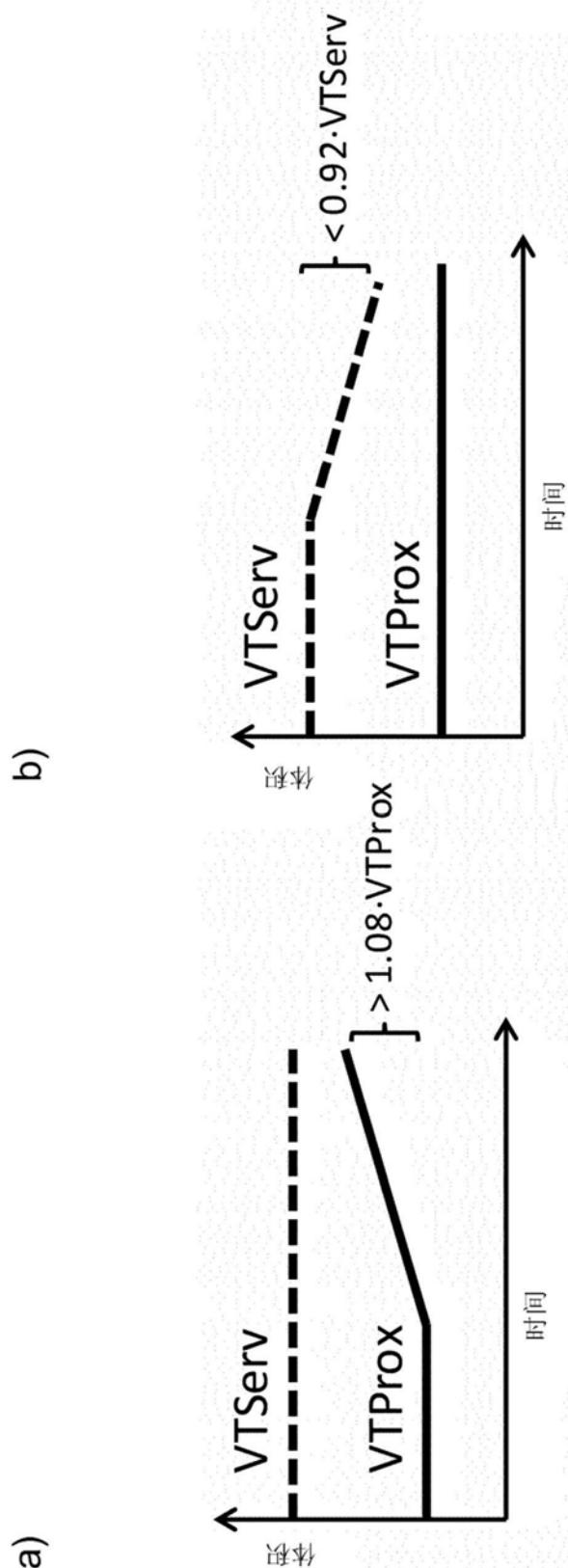


图7