



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 110741243 B

(45) 授权公告日 2023. 04. 11

(21) 申请号 201880018188.9
(22) 申请日 2018.03.06
(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 110741243 A

(43) 申请公布日 2020.01.31
(30) 优先权数据
102017204082.3 2017.03.13 DE

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2019.09.12

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2018/055497 2018.03.06

(87) PCT国际申请的公布数据
W02018/166847 DE 2018.09.20

(73) 专利权人 哈美顿博纳图斯股份公司
地址 瑞士博纳图斯

(72) 发明人 马尔科·贾尔迪纳

贝恩德·奥芬贝克
克里斯托夫·施兰茨
托马斯·劳布舍尔
多米尼克·诺沃特尼
迪尔克·肖恩福斯

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司 11227
专利代理师 王逸君 丁永凡

(51) Int.Cl.
G01N 21/77 (2006.01)

(56) 对比文件
US 2003006223 A1, 2003.01.09
US 2015282749 A1, 2015.10.08
CN 101547638 A, 2009.09.30
JP 2012254222 A, 2012.12.27
W0 2009154612 A1, 2009.12.23

审查员 李婷

权利要求书3页 说明书14页 附图4页

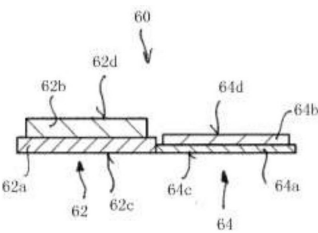
(54) 发明名称

用于以温度补偿的方式光学检测流体的氧含量的设备

(57) 摘要

传感器装置包括反应组件(72), 所述反应组件具有壳体(52)和探测器组件(54), 其中在壳体(52)中设置有层构件装置(60), 所述层构件装置(60)包括: - 包含发光物质的反应层体(62), 所述反应层体能够通过用第一波长的第一电磁辐射辐照来激发, 以放射不同于所述第一波长的第二波长的第二电磁辐射, 和- 发射红外辐射(I)的温度-检测层体(64), 其中壳体(62)具有开口(78a, 78b), 流体能够穿过所述开口, 其中壳体(52)具有反应窗(66a)和在空间上远离所述反应窗设置的温度-检测窗(66b), 其中反应窗(66a)传送第一(E1)和第二电磁辐射(E2), 并且其中所述检测窗(66b)可由红外辐射(I)穿透, 其中探测器组件(54)包括: - 辐射源(82), 所述辐射源构成用于放射第一电磁辐射(E1), - 辐射探测器(86), 所述辐射

探测器构成用于检测第二电磁辐射(E2); 和- 红外探测器(90), 所述红外探测器构成用于通过温度-检测窗(66b)检测从温度-检测层体(64)放射的红外辐射(I)。根据本发明提出, 反应层体(62)和温度-检测层体(64)彼此独立地构成。



1. 一种面状的层构件装置 (60), 所述层构件装置用于以温度补偿的方式、光学地检测流体的氧含量, 其中所述面状的层构件装置 (60) 包括:

- 包含发光物质的反应层体 (62), 所述反应层体的发光物质能够通过用第一波长的第一电磁辐射 (E1) 辐照来激发, 以放射不同于所述第一波长的第二波长的第二电磁辐射 (E2), 其中所述发光物质的被激发的放射特性与接触所述发光物质的流体中的氧分压相关, 和

- 发射红外辐射 (I) 的温度-检测层体 (64),

其中所述反应层体 (62) 和所述温度-检测层体 (64) 彼此独立地构成, 其中所述温度-检测层体 (64) 没有发光物质,

其特征在于, 所述反应层体 (62) 和所述温度-检测层体 (64) 分别具有流体接触侧 (62c, 64c) 和与所述流体接触侧 (62c, 64c) 相反的检测侧 (62d, 64d), 其中在所述流体接触侧上相应的所述层体 (62, 64) 构成用于与流体接触, 所述检测侧构成用于与辐射探测器 (86, 90) 共同作用。

2. 根据权利要求1所述的层构件装置 (60),

其特征在于, 所述反应层体 (62) 至少部段地关于层材料和/或层序列和/或层厚度具有与所述温度-检测层体 (64) 相比不同的层构造。

3. 根据权利要求1所述的层构件装置 (60),

其特征在于, 所述反应层体 (62) 完全地关于层材料和/或层序列和/或层厚度具有与所述温度-检测层体 (64) 相比不同的层构造。

4. 根据权利要求1所述的层构件装置 (60),

其特征在于, 所述温度-检测层体 (64) 具有金属薄膜 (64a)。

5. 根据权利要求4所述的层构件装置 (60),

其特征在于, 所述金属薄膜 (64a) 是铝薄膜。

6. 根据权利要求2或3所述的层构件装置 (60),

其特征在于, 所述温度-检测层体 (64) 具有金属薄膜 (64a)。

7. 根据权利要求6所述的层构件装置 (60),

其特征在于, 所述金属薄膜 (64a) 是铝薄膜。

8. 根据权利要求1所述的层构件装置 (60),

其特征在于, 所述温度-检测层体 (64) 具有金属薄膜 (64a) 并且所述金属薄膜 (64a) 的外面形成所述温度-检测层体 (64) 的所述流体接触侧 (64c)。

9. 根据权利要求1所述的层构件装置 (60),

其特征在于, 所述温度-检测层体 (64) 具有基层, 其中所述温度-检测层体 (64) 在其检测侧 (64d) 上具有间接或者直接由所述基层承载的发射层 (64b), 所述发射层具有不小于0.75的发射率。

10. 根据权利要求9所述的层构件装置 (60),

其特征在于, 所述温度-检测层体 (64) 具有金属薄膜 (64a) 作为基层。

11. 根据权利要求10所述的层构件装置 (60),

其特征在于, 所述金属薄膜 (64a) 是铝薄膜。

12. 根据权利要求9所述的层构件装置 (60),

其特征在于,所述发射层(64b)是包含彩色颜料的层。

13.根据权利要求12所述的层构件装置(60),

其特征在于,所述彩色颜料是黑色的彩色颜料。

14.根据权利要求12所述的层构件装置(60),

其特征在于,所述发射层(64b)是含碳的层。

15.根据权利要求12所述的层构件装置(60),

其特征在于,所述发射层(64b)是含碳的漆。

16.一种反应组件(72),所述反应组件包括壳体(52)和设置在所述壳体(52)中的根据上述权利要求1至15中任一项所述的层构件装置(60),其中所述壳体(52)具有开口(78a,78b),流体能够穿过所述开口导入到所述壳体(52)中,其中所述壳体(52)具有反应窗(66a),所述第一电磁辐射(E1)能够穿过所述反应窗到达所述反应层体(62),并且所述第二电磁辐射(E2)能够穿过所述反应窗,并且其中所述壳体(52)具有在空间上远离所述反应窗(66a)设置的温度-检测窗(66b),从所述温度-检测层体(64)放射的红外辐射(I)能够穿过所述温度-检测窗。

17.根据权利要求16所述的反应组件(72),

其特征在于,所述反应窗(66a)在结构上与所述温度-检测窗(66b)不同地构成。

18.根据权利要求17所述的反应组件(72),

其特征在于,所述反应窗(66a)与所述温度-检测窗(66b)相比更厚。

19.根据权利要求18所述的反应组件(72),

其特征在于,所述反应窗(66a)具有对于在光学可感知的波长范围内的光而言透明的材料,并且所述温度-检测窗(66b)包括贯穿所述壳体(52)的孔(68),所述孔由所述温度-检测层体(64)覆盖。

20.根据权利要求16所述的反应组件(72),

其特征在于,所述壳体(52)具有不同于所述开口(78a)并且远离所述开口的另一开口(78b),使得所述壳体(52)在所述开口(78a)和所述另一开口(78b)之间能够由流体穿流。

21.根据权利要求20所述的反应组件(72),

其特征在于,所述层构件装置(60)设置在所述开口(78a)和所述另一开口(78b)之间。

22.根据权利要求20所述的反应组件(72),

其特征在于,所述反应组件构成用于设置在呼吸设备(10)的呼吸管路装置(30)中,其中所述反应组件(72)在所述开口(78a)和所述另一开口(78b)的区域中分别构成有连接构造(76a,76b)以与所述呼吸管路装置(30)的各一个部段连接。

23.根据权利要求22所述的反应组件(72),

其特征在于,所述反应组件构成为氧测量比色皿。

24.根据权利要求20所述的反应组件(72),

其特征在于,所述反应组件构成用于设置在呼吸设备(10)的呼吸管路装置(30)中,其中所述反应组件(72)在所述开口(78a)和所述另一开口(78b)的区域中分别构成有连接构造(76a,76b)以与所述呼吸管路装置(30)的各一个部段连接。

25.根据权利要求24所述的反应组件(72),

其特征在于,所述反应组件构成为氧测量比色皿。

26. 一种传感器装置 (50), 所述传感器装置包括根据权利要求16至25中任一项所述的反应组件 (72) 并且还包括探测器组件 (54), 所述探测器组件包括:

- 辐射源 (82), 所述辐射源构成用于放射穿过所述反应窗 (66a) 的第一电磁辐射 (E1);
- 辐射探测器 (86), 所述辐射探测器构成用于检测穿过所述反应窗 (66a) 的第二电磁辐射 (E2); 和
- 红外探测器 (90), 所述红外探测器构成用于通过所述温度-检测窗 (66b) 检测从所述温度-检测层体 (64) 放射的红外辐射 (I)。

27. 根据权利要求26所述的传感器装置 (50),

其特征在于, 所述探测器组件 (54) 能够可脱离地与所述反应组件 (72) 连接或者已与其连接。

28. 根据权利要求26所述的传感器装置 (50),

其特征在于, 所述传感器装置与电子的评估装置 (18) 以传输信号的方式连接, 所述评估装置具有至少一个数据存储器与和所述数据存储器处于数据交换连接的数据处理器, 其中在所述数据存储器中保存有用于将所述温度-检测层体 (64) 的检测到的红外辐射 (I) 和所述发光物质的温度关联的校准信息。

29. 根据权利要求27所述的传感器装置 (50),

其特征在于, 所述传感器装置与电子的评估装置 (18) 以传输信号的方式连接, 所述评估装置具有至少一个数据存储器与和所述数据存储器处于数据交换连接的数据处理器, 其中在所述数据存储器中保存有用于将所述温度-检测层体 (64) 的检测到的红外辐射 (I) 和所述发光物质的温度关联的校准信息。

30. 一种用于人工呼吸的呼吸设备 (10), 所述呼吸设备具有:

- 呼吸气体源 (15),
- 在所述呼吸气体源 (15) 和患者侧的近端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),
- 用于在数量方面检测在所述呼吸管路装置 (30) 中的气体流的流量传感器装置 (44, 48),
- 用于改变在所述呼吸管路装置 (30) 中流动的气体的气体压力的压力改变装置 (16), 并且具有
- 控制装置 (18), 所述控制装置至少构成用于, 基于近端的所述流量传感器 (44) 的测量信号控制所述压力改变装置的运行, 和
- 根据权利要求26至29中任一项所述的传感器装置 (50), 所述传感器装置用于确定在所述呼吸管路装置 (30) 中流动的气体的氧含量。

用于以温度补偿的方式光学检测流体的氧含量的设备

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于以温度补偿的方式光学检测流体的氧含量的面状的层构件装置,其中所述面状的层构件装置包括:

[0002] -含发光物质的反应层体,其发光物质可通过用第一波长的电磁辐射辐照来激发以放射与第一波长不同的第二波长的第二电磁辐射,其中发光物质的被激发的放射特性与接触发光物质的流体中的氧分压相关,和

[0003] -发射红外辐射的温度-检测层体。

背景技术

[0004] 这种类型的层构件装置从US 2013/0023782 A1中已知。该文献描述了一种具有这种层构件装置的传感器装置,所述传感器装置基于发光物质的氧诱导的发光物质猝灭(“luminescence quenching”)的本身已知的测量原理来测量呼吸气体的氧浓度。在此,存在于反应层体中的发光物质通过用第一电磁辐射辐照来激发以放射不同于第一电磁辐射的第二电磁辐射。通常,第二电磁辐射的波长与第一电磁辐射的波长相比是更长波的。

[0005] 简单地概括,所基于的测量原理能够如下示出:通过用第一电磁辐射辐照,发生到发光物质中的能量输入。通过辐照所给予发光物质的激发能量在一定时间差中以呈第二电磁辐射形式再次提供给发光物质。而如果通过用第一电磁辐射辐照来激发的发光物质通过氧接触,那么由于到进行接触的氧处的能量传输而使发光物质的无辐射地退激发。以这种方式影响存在于发光物质处的氧的放射特性作为对通过辐照所获得的激发的响应。

[0006] 接触发光物质的氧影响所述发光物质的在其它情况下相同地进行激发时关于第二电磁辐射的强度和关于第二电磁辐射的放射的持续时间的放射特性。作为对基于放射特性的时间特征用第一电磁辐射进行辐照的响应,对发光物质的受当前存在的氧影响的放射特性的评估相对于基于受影响的强度的评估被认为是更精确的评估,因为根据第二电磁辐射的放射的时间特征的评估与根据其强度的评估不同,不受发光物质因老化而引起的褪色影响或者至少不那么强地受影响。

[0007] 发光物质的放射特性在其它情况下条件相同时还受发光物质的温度影响。这使得对通常通过传感器所观察的放射特性的评估在温度变化的环境中是困难的。温度变化的环境例如在呼吸气体中测量氧浓度时存在,与患者在一定代谢之后再次呼出的温度相比,呼吸气体通常以不同的温度输送给患者。呼出的呼吸气体的温度也能够与患者的健康状态相关地改变。

[0008] 为了解决这个问题,US 2013/0023782A1提出:无接触地通过红外探测器来测量包含发光物质的反应层体的温度。由此,应当同时通过检测发光物质的放射特性来检测其温度,使得能够在知悉温度的情况下适当地评估放射特性。

[0009] 因此,根据US 2013/0023782A1,包含发光物质的反应层体和温度检测层体是同一物体。

[0010] 用于测量呼吸气体的氧含量的传感器装置的面状的层构件装置还从US 7,833,

480 A2中已知。该文献也教导,通过如下方式消除在评估检测到的放射特性时由于发光物质的放射特性的温度相关性所引起的系统固有的不安全性:通过加热装置将反应层体置于恒定的已知的温度并且保持在该温度。由此,发光物质在检测期间的温度不改变,并且能够评估所获得的放射信号。

[0011] 最后提到的解决方案的缺点在于高的设备方面的耗费,因为在层构件装置处设有加热装置,所述加热装置需被供给能量。除此之外,附加的加热装置能够歪曲测量结果或者温度相关性无法以所期望的程度淡化,因为由于测量原理必需使被激发的发光物质与氧接触。由此在反应层体和关于其氧含量待检测的测量对象流体之间的一定程度的对流式的热传输是无法避免的,以至于尽管设有加热装置但是在检测发光物质的放射期间所述发光物质的温度不一定是精确已知的。

[0012] 从这种类型的文献US 2013/0023782A1中所提出的用于检测反应层体的温度并且用于对检测到的放射特性进行数据方面的温度补偿的解决方案同样具有所述缺点。

[0013] 一方面在这种类型的解决方案中在同一测量空间中存在两个辐射源和两个辐射探测器。第一辐射源应当通过放出第一电磁辐射来激发反应层体中的发光物质。虽然这种激发通常不在电磁辐射的红外波长范围内进行,但是无法排除该第一辐射源除了所期望的第一电磁辐射之外也以其它波长进行辐射,所述其它波长伸展到红外波长中从而会形成干扰信号源。

[0014] 第二辐射源是反应层体的发光物质,所述发光物质不仅作为对其激发的响应放射第二电磁辐射而且放射对应于其温度的红外辐射。

[0015] 一方面这两种辐射即第二电磁辐射和温度-红外辐射的波长能够彼此接近从而难以区分,这又形成相应的信号的相互间的干扰源。

[0016] 另一方面,已知的反应层体在其一侧上用测量对象流体润湿,并且在其相反的一侧上检测由所述反应层体发出的辐射,其中所述测量对象流体是氧含量待检测的测量对象流体。因此,已知的反应层体朝向第一辐射源以及朝向辐射探测器被屏蔽,以便防止含氧的流体也从检测侧起到达反应层体的发光物质并且歪曲对放射特性的检测。

[0017] 朝向第一辐射源和探测器装置至少氧密封地屏蔽反应层体不仅不使第二电磁辐射尽可能不受损地穿过而且使温度-红外辐射不受损地穿过,以便能够尽可能不歪曲地测量反应层体的放射特性。这引起可用于屏蔽的材料明显受限。对于第二电磁辐射和温度-红外辐射的一些波长范围而言,在某些情况下可能完全不能找到使这两种电磁辐射足够真实地透射的材料。

发明内容

[0018] 因此,本发明的目的是,如下地改进这种类型的面状的层构件装置:减少或者完全克服在上文中结合已知的这种类型的层构件装置所提到的缺点。也就是说,应当提供如下层构件装置,所述层构件装置在结构方面的构造尽可能简单的同时实现通过对反应层体的检测到的放射特性的温度补偿来精确地光学检测流体的氧含量。

[0019] 所述目的根据本发明通过如下方式实现:反应层体和温度-检测层体彼此独立地构成。

[0020] 通过反应层体和温度-检测层体的独立构成,这两个层体能够在空间上分开地设

置在引导流体的管路上或者设置在容纳流体的容器上,使得对于在测量方面检测由这两个层体发出的辐射而言必要的设备能够在空间上彼此分开地设置。因此,第一电磁辐射的辐射源能够与红外探测器在空间上分开地从而屏蔽地设置,因为辐射源仅须辐照反应层体并且红外探测器仅须检测温度-检测层体。由此,第一电磁辐射的辐射源成为用于对温度-检测层体进行无接触地温度检测的干扰源。

[0021] 此外,反应层体和温度-检测层体能够设置在分别最佳地匹配于其要求的测量环境中,使得对反应层体的第二电磁辐射的检测同样能够如对温度-检测层体的红外辐射的检测那样最佳地进行。

[0022] 如果在本申请中谈及层体,那么通过其来表明:该体部作为面状的体部沿着两个彼此正交的空间方向与沿着其分别正交于这两个所提到的空间方向的厚度方向相比具有明显更大的尺寸。厚度方向因此始终是层体的最短的尺寸。

[0023] 原则上,反应层体和/或温度-检测层体具有仅一个唯一的层就可以是足够的。然而,层体中的每一个都能够具有多个层,如果这对于其功能或者对于其使用目的而言是需要的或者有益的。

[0024] 在独立地构成反应层体和温度-检测层体时的问题在于,判断在温度-检测层体上检测到的温度对反应层体的实际温度的效力。为此尽可能简单的解决方案能够在于,使用反应层体的相同的复制品作为温度-检测层体并且在这两个层体中的一个处仅检测第二电磁辐射并且在相应另一个层体上仅检测红外辐射。

[0025] 尽管这是本发明的一个可行的设计形式,但是一方面将另一反应层体作为温度-检测层体来使用是昂贵的从而在经济上是成问题的。另一方面,在无法确保这两个反应层体的实际上相同的构成以及在检测由它们发出的辐射期间其在尽可能相同的运行条件下的设置的情况下,仍需要校准,以便能够从在温度-检测层体上检测到的红外辐射中足够精确地推断出反应层体的实际温度。最后,可在发光物质处激发的第二电磁辐射可能干扰温度-检测层体的红外辐射。

[0026] 因此,出于尽可能简单且低成本的设计的原因,根据本发明的面状的层构件装置在温度-检测层体没有发光物质时是优选的。

[0027] 由此保证,在温度-检测层体上不会无意地激发发光物质以放射电磁辐射,所述电磁辐射可能会干扰对从所述发光物质处受温度影响地发出的红外辐射的检测。因为总归能够或者应当借助于数据处理设备基于在之前所执行的校准进行温度-检测层体的借助于红外辐射检测所确定的温度到反应层体的基于其所假设或确定的温度的尽可能可靠的传递,所以与反应层体的设计方面的构造相比能够显著简化温度-检测层体的设计方面的构造。因此,能够更概括性地提出,与温度-检测层体相比,反应层体至少部段地关于层材料和/或层序列和/或层厚度具有不同的层构造。

[0028] 例如能够提出,这两个层体,即反应层体和温度-检测层体,具有统一的基底层,在所述基底层上涂覆有不同功能的层,例如一种是至少一个含发光物质的层而另一种是为了进行温度检测而通过检测红外辐射确定的层,或者基底层本身在温度-检测层体上在没有其它附加的功能层的情况下直接用于检测红外辐射从而进行温度检测。于是,由于存在共同的层,反应层体和温度-检测层体构成为整体连贯的层体是可行的。层构件装置于是能够是一件式的层构件装置。

[0029] 然而,出于这两个层体的尽可能好的功能实现的原因能够考虑:这些层体完全不同地构造并且关于上述层参数中的至少一个具有完全不同的层构造。

[0030] 为了在待检测的流体(测量对象-流体)中的氧含量的尽可能有效力的、精确的检测结果,有利的是,对从层构造装置发出的辐射的检测不干扰待检测的流体并且反之亦然。出于该目的,根据本发明的一个有利的改进形式提出,反应层体和温度-检测层体分别具有流体接触侧和与流体接触侧相反的检测侧,其中在所述流体接触侧上相应的层体构成用于与测量对象流体接触,而且所述检测侧构成用于与辐射探测器共同作用。

[0031] 在此所探讨的层构件装置的无接触的光学传感,不仅因为待检测的过程的因无接触性而减小的干扰风险通过为此而使用的测量技术本身而是优选的。反应层体的温度的借助于测量传感器等的接触式温度检测因此也是困难的甚至是不可行的,因为大多数足够稳定且鲁棒的测量传感器过于缓慢地检测温度和温度变化从而在温度变化时可能显示出如下温度,所述温度并不是反应层体在被检测的放射的时间点所具有的实际温度。

[0032] 相反,能够足够快地检测温度变化的温度测量传感器被证实为,与其在安全关键的应用领域例如检测在人工呼吸期间呼吸气体的氧浓度中使用相比,是过于容易出错的并且过于不鲁棒的。

[0033] 因为因此对其重要的是,温度-检测层体在其具有上述检测侧和流体接触侧时在流体接触侧上尽可能快地朝向检测侧继续传导温度变化,所以有利的是,温度-检测层体具有由尽可能好地导热的材料构成的层,所述层此外能够足够薄地构成。为此,能够具体提出,温度-检测层体具有金属薄膜。

[0034] 金属薄膜原则上能够是任意的金属薄膜,例如铜薄膜,然而所述铜薄膜恰好在含氧的环境中是易于氧化的并且随着日益氧化其特性改变。优选地,因此作为金属薄膜提出铝薄膜,所述铝薄膜本身能够被钝化从而在长的时间内能够提供相同的材料特性。此外,铝薄膜像其它金属薄膜那样即使在小于 $15\mu\text{m}$ 的小的薄膜厚度的情况下也构成有足够的坚固度。优选地,金属薄膜,尤其所提到的铝薄膜,作为温度-检测层体的部分或者作为该层体具有在 $6\mu\text{m}$ 至 $12\mu\text{m}$ 的范围内的,优选在 $8\mu\text{m}$ 至 $11\mu\text{m}$ 的范围内的厚度。通过由金属,尤其铝所提供的高的导热能力,将热量快速地引导穿过所述材料。此外,由于小于 $15\mu\text{m}$ 的小的材料厚度,热传导路径是短的,使得在流体接触侧上变化的温度可在几毫秒的范围内在检测侧上被检测。

[0035] 而反应层体能够构成为本身已知的反应层体并且例如具有多孔的、可氧分子可穿透的由聚偏氟乙烯构成的基层。然而,在此处所探讨的层构件装置上可使用当前任意的已知的反应层体。

[0036] 为了能够进一步保证:可尽可能快地在温度-检测层体的检测侧上检测在流体侧变化的温度,根据本发明的一个改进形式提出,金属薄膜的外面形成温度-检测层体的流体接触侧。

[0037] 优选地,由反应层体和温度检测层体构成的至少一个层体是平坦的。尤其优选地,这两个层体是平坦的,以便尽可能不干扰其氧含量应当被检测的流体的可能的流动。如果由反应层体和温度-检测层体构成的至少一个层体用于检测流动的流体的氧含量,那么所述至少一个层体,优选这两个层体,能够为了尽可能少地干扰测量对象流体流动而围绕在至少一个层体的安置地点处平行于流体的流动方向的弯曲轴线弯曲。优选地,至少一个层

体仅围绕该弯曲轴线弯曲。

[0038] 层体能够粘附性地与壳体连接,例如通过胶粘剂线路,所述胶粘剂线路以涂覆在层构件装置的检测侧上的方式分别空出相应的层体的检测侧的针对辐射检测所设置的区域。由此,至少一个层体的辐射发射和其检测不受胶粘剂干扰。

[0039] 替代地或者附加地,一个层体或者这两个层体能够经由胶带与壳体连接,其中胶带在留出相应的流体接触侧的区域的条件下部分地与流体接触侧粘附性地连接并且部分地与壳体粘附性地连接。由此,至少一个层体与流体的接触不受胶带干扰。

[0040] 从根本上来说,温度-检测层体能够具有基底层,所述基底层承载功能层。对此上文已表明。基底层例如能够是上述金属薄膜,所述金属薄膜在厚度小时能够足够稳定地被提供。在检测侧上,温度-检测层体能够具有间接的,即设置在中间的其它层,或者具有直接由基底层所承载的发射层,所述发射层具有不小于0.75的发射率。更好的是,发射层具有不小于0.9的发射率。发射率越高,就能够更好地避免在温度-检测层体的检测侧上的干扰性的反射。更加安全的是,温度-检测层体实际上是在其检测侧附近被检测的红外辐射的源并且后者并非仅在检测侧的表面上朝向相应的探测器已被反射。

[0041] 从根本上说不应排除:发射层和基底层是材料相同的并且通过将基底层的表面机械地和/或化学地粗糙化在检测侧上的表面来形成在检测侧上的发射层。这尤其在基底层具有大于0.75的材料固有的高的发射率时被考虑。

[0042] 然而,因为作为基底层优选的金属薄膜常常具有所不期望地强地反射的表面,所以在基底层上的单独的发射层能够是有利的。为了能够获得在红外波长范围内尽可能有利的发射特性,有利的是发射层包含彩色颜料。在此,彩色颜料的颜色仅起不太重要的作用,因为在红外波长范围内许多彩色颜料是“黑色的”从而提供足够高的发射率。尽管如此使用无烟煤色的直至黑色的彩色颜料是优选的。

[0043] 在试验中,含碳的层作为发射层已证实是可靠的。发射层例如能够作为含碳的漆来涂覆。位于Kempen(德国)的Peters GmbH&Co.KG公司的名称为“SD 2843HAL”的含碳的导电漆例如已经证实为是合适的。

[0044] 同样地,环氧化物能够形成发射层。环氧化物也能够以薄的层厚度涂覆到基底上,例如通过打印或者通过喷涂。所述环氧化物在硬化之后形成有利地牢固的、鲁棒的表面。用于形成发射层的可行的有利的环氧化物来自位于Waldbronn(德国)的Polytec PT GmbH公司的、具有USP级VI的产品名称EP 601或者EP 653可购买。优选地,这些环氧化物应当以填充有彩色颜料的方式来使用,出于上述原因优选还用黑色的彩色颜料填充。

[0045] 因为当前所探讨的层构件装置适合于并且确定用于直接检测流体的氧分压的并且由此推导出的方式检测流体的氧含量,所以本发明也涉及一种反应组件,其包括壳体和设置在壳体中的层构件装置,如在上文中所描述和改进的那样,其中壳体具有开口,流体穿过所述开口可导入壳体中,其中壳体具有反应窗,第一电磁辐射可穿过所述反应窗到达反应层体并且所述反应层体可由第二电磁辐射穿过,并且其中壳体具有与反应窗在空间上彼此远离地设置的温度-检测窗,所述温度-检测窗可由从温度-检测层体放射的红外辐射穿过。

[0046] 应被检测其氧分压的测量对象流体为了进行检测可导入壳体中。借助于彼此分开的并且在空间上彼此远离地构成的窗,即反应窗和温度-检测窗,由相应的层体,即反应层

体和温度-检测层体发出的电磁辐射能够在空间上彼此远离的地点处被检测,使得相关的电磁辐射能够不互相干扰。

[0047] 为了尽可能最佳地装配壳体,对于检测一方面从反应层体并且另一方面从温度-检测层体发出的电磁辐射而言,反应窗与温度-检测窗能够在结构上不同地构成。

[0048] 在结构上不同的构成一方面能够以不同的材料选择来表示。替选地或者附加地能够提出,反应窗比温度-检测窗更厚。在此,温度-检测窗的厚度应当明确地包括零。因此,反应窗的足够厚的构成也是有利的,因为反应窗不仅必须实现使第一和第二电磁辐射穿过,而且也应当使反应层体从检测侧起被屏蔽以防止与不来自测量对象流体的氧的接触。

[0049] 通过温度-检测窗的较薄的构成,当最佳地对于红外辐射而言可穿透的材料不可用时,不太理想的材料能够至少如此薄地构成,使得其具有尽可能少的干扰影响。

[0050] 然而,当使用厚度为零的温度-检测窗的在上文中已经说明的解决方案时,能够省去红外辐射可穿透的材料。与之相应地,根据本发明的一个尤其优选的改进形式提出,反应窗具有对于在光学上可感知的波长范围内的光而言透明的材料,并且温度-检测窗包括沿着壳体的厚度方向贯穿壳体的孔,所述孔由温度-检测层体覆盖。

[0051] 尤其当温度-检测层体具有上述优选提到的金属薄膜时,贯穿壳体壁的作为温度-检测窗的孔能够安全且持久地用温度-检测层体覆盖。温度-检测层体的检测侧于是优选为可能设置的红外探测器装置在孔中露出。

[0052] 作为温度-检测窗贯穿壳体的孔具有优选随着远离温度-检测层体指向的壳体侧至与温度-检测层体最近的壳体侧越来越接近而增大的孔横截面积。优选地,孔负锥形地朝向温度-检测层体打开地构成,使得所述孔能够至少近似对应于用于检测从温度-检测层体发出的红外辐射的红外探测器的检测锥。

[0053] 为了避免外部的干扰影响,对壳体外侧和壳体内侧之间的孔限界的壳体面能够被覆层,尤其被镜面化。由此能够排除,由透明的材料形成的壳体作用为光学导体并且将电磁辐射引导至温度-检测窗,所述电磁辐射不作为红外辐射从温度-检测层体离开。

[0054] 原则上,壳体能够杯状地构成,即能够构成有仅一个开口,测量对象流体能够通过所述开口导入并且再次导出。这种壳体例如能够用于确定溶解在液体中的氧的氧分压。然而,为了在呼吸设备中使用,如下壳体是有利的,所述壳体可由测量对象流体穿流。因此优选的是,壳体具有与开口不同的并且远离所述开口的另一开口,使得壳体在开口和另一开口之间可由流体穿流。

[0055] 由此原则上可行的是,反应组件在呼吸设备中有利地设置在主呼吸气体流中。优选紧凑的反应组件在此能够通过如下方式获得:层构件装置设置在所述开口和另一开口之间。

[0056] 优选地,壳体可直线地穿流,以便尽可能避免待检测的流体在穿过壳体时从而在经过层构件装置时的涡流。

[0057] 为了实现在上文中所探讨的反应组件在呼吸设备中的尤其有利的应用,根据本发明的一个有利的改进形式提出,反应组件构成用于设置在呼吸设备的呼吸管路装置中,其中反应组件在所述开口和另一开口的区域中分别构成有连接构造,以与呼吸管路装置的各一个部段连接。

[0058] 有利地,反应组件构成为氧测量比色皿。这种测量比色皿通常具有至少一个设计

为平行六面体的壳体部段。优选地，反应组件设置在壳体的这种平行六面体部段中，其中壳体的平行六面体部段的优选平坦的或者围绕仅一个弯曲轴线弯曲的面优选不仅具有反应窗而且具有温度-检测窗。

[0059] 因为所描述的反应组件用于通过传感的方式检测氧分压和由其所推导出的流体的氧含量，所以本申请还涉及一种传感器装置，所述传感器装置包括如在上文中所描述和改进的反应组件并且还包括探测器组件，所述探测器组件具有：

[0060] -辐射源，所述辐射源构成用于放射穿过反应窗的第一电磁辐射，

[0061] -辐射探测器，所述辐射探测器构成用于检测穿过反应窗的第二电磁辐射，和

[0062] -红外探测器，所述红外探测器构成用于通过温度-检测窗检测从温度-检测层体放射的红外辐射。

[0063] 优选地，红外探测器和辐射源设置在彼此间关于第一电磁辐射和红外辐射被屏蔽的测量空间中，以便尽可能避免相互间因辐射所引起的干扰。

[0064] 尽管在使用传感器装置时优选考虑在呼吸设备中应用或者与该呼吸设备共同作用，但是应指出的是，传感器装置原则上构成用于，检测溶解于流体中的氧的任意的氧分压。然而，优选所述流体是呼吸气体。

[0065] 为了在反应组件直接与流体接触时能够保证高程度的构件卫生，——如在上文中已经提及的那样——有利的是，探测器组件可脱离地可与反应组件连接或者已与其连接。由此，明显更昂贵的探测器组件能够在时间上依次与多个用于检测流体中的氧含量的反应组件一起使用。

[0066] 因此，在上文中所提到的反应组件优选是一次性或可丢弃反应组件，所述一次性或可丢弃反应组件例如在临床操作时在患者处使用一次之后被清除。为了尽可能简单并且安全，尤其防止混淆地将可再次使用的探测器组件与反应组件，尤其与构成为氧测量比色皿的反应组件可脱离地连接，平行六面体部段构成为方形部段是优选的。有利地，方形部段能够具有不同宽度的外罩侧面对，以便避免探测器组件在壳体处，尤其在测量比色皿处的错误安置。

[0067] 如一开始结合层构件装置所阐述的那样，借助于反应层体的原本令人感兴趣的温度来校准温度-检测层体的无接触的、基于红外的温度检测能够是必要的或者至少是有利的，以便获得在测量对象流体中的氧含量的尽可能精确的基于发光物质的检测结果。出于该目的能够提出，传感器装置与电子的评估设备以传输信号的方式连接，所述评估设备具有至少一个数据存储器和与所述数据存储器处于数据交换连接的数据处理器，其中在数据存储器和/或处理器中保存有用于将温度-检测层体的检测到的红外辐射与发光物质的温度关联的校准信息。

[0068] 发光物质的温度与反应层体的温度相同，其中尤其反应层体的检测侧的温度是令人感兴趣的。

[0069] 所述校准能够事先针对具体的层构件装置或针对具体的反应组件或针对实验室中一个等级的层结构体或反应组件来进行。为此，这两个层结构体能够相继处于分别不同但是统一并且已知的温度的热平衡状态中。于是，对于由温度-检测层体放射的红外辐射的检测值的每个平衡状态而言能够与反应层体的相应的已知的平衡温度相结合。

[0070] 为了检查温度-检测层体是否足够快地跟随反应层体的温度变化，这两个流体接

触侧能够与已知的、随着时间以已知的方式变化的温度的温度源接触,并且这两个层体的检测侧的温度能够作为时间函数无接触地被检测。

[0071] 从如此获得的数据中能够获得在无接触地在温度-检测层体的检测侧上检测到的温度和反应层体的检测侧的温度从而存在于反应层体中的发光物质的温度之间的高精确度的校准关系。

[0072] 此外,电子评估设备能够包含用于将由辐射探测器检测到的第二电磁辐射与测量对象流体的氧浓度值或氧含量值关联的校准信息。如一开始所描述的那样,由辐射探测器检测到的第二电磁辐射或其与进行激发的第一电磁辐射的时间上的和/或强度方面的关系与测量对象流体中的氧分压间接关联。然而,能够容易地由检测到的氧分压确定或者计算出流体的氧浓度或氧含量。

[0073] 因为之前所描述的传感器装置的优选的应用情况是将所述传感器装置与用于人工呼吸的呼吸设备共同作用,所以本发明还涉及一种用于人工呼吸的呼吸设备,所述呼吸设备具有:

[0074] -呼吸气体源,

[0075] -在呼吸气体源和患者侧的近端之间伸展的呼吸管路装置,

[0076] -阀装置,包括吸气阀和呼气阀,

[0077] -用于在数量方面检测呼吸管路装置中的气体流的流量传感器装置,

[0078] -用于改变在呼吸管路装置中流动的气体的气体压力的压力改变装置,和-控制装置,所述控制装置至少构成用于,基于近端的流量传感器的测量信号控制压力改变装置的运行,和

[0079] -传感器装置,如在上文中所介绍的那样并且有利地改进,所述传感器装置用于确定在呼吸管路装置中流动的气体的氧含量。

[0080] 更普遍地,“呼吸气体源”是指任何类型的呼吸气体源,所述呼吸气体源用于将呼吸气体引导到呼吸管路装置中。这能够是呼吸设备的连接构造,所述连接构造构成用于与可更换的或者在建筑物侧固定安装的呼吸气体储备器连接。这也能够是泵,所述泵在呼吸气体设备中能够从储备器中抽吸呼吸气体并且将其导入呼吸管路装置中,所述储备器也能够是外部环境。这种泵也能够设计为风扇。

[0081] 将“压力改变装置”理解为如下任意设备,所述设备适合于并且确定用于,改变在呼吸管路装置中流动的呼吸气体的压力。在呼吸气体源仅是用于连接到在建筑物侧安装的气体储备器上的连接构造时,这能够是用于降低压力的阀装置。压力改变装置在呼吸气体源具有上述泵或风扇时能够包括或者甚至是其功率由控制装置可变的呼吸气体源本身的一部分或者整体,例如泵或者风扇。当呼吸气体源由上述泵或者风扇形成时,压力改变装置除了呼吸气体源本身也能够包括压力降低阀或者能够仅由压力降低阀形成,例如当泵或者风扇以恒定的负载运行时。

[0082] 控制设备优选包括传感器装置的上述电子评估设备或者是该电子评估设备。

[0083] 优选地,传感器装置设置在呼气气体主流中,使得所述传感器装置能够直接检测出自呼气和吸气的呼吸气体流中的至少一个流。优选地,传感器装置如此设置在呼吸管路装置中,使得所述传感器装置不仅能够检测呼气的呼吸气体流而且能够检测吸气的呼吸气体流。为此,传感器装置能够设置在患者附近,即近端,优选设置在Y形连接部和患者处的气

管插管之间,其中借助于所述Y形连接部使独立的呼气的呼吸管路部段和吸气的呼吸管路部段朝向患者会聚。

[0084] 此外优选的是,传感器装置设置在独立的呼气的呼吸气体管路部段和吸气的呼吸气体管路部段朝向患者的会聚部和流量传感器之间。

附图说明

[0085] 接下来根据附图详细阐述本发明。附图示出:

[0086] 图1示出根据本发明的层构件装置、反应组件和传感器装置在根据本发明的呼吸设备中的优选的且然而仅示例性的应用情况,

[0087] 图2A示出本申请的根据本发明面状的层构件装置的粗略示意的俯视图,

[0088] 图2B示出沿着图2A的剖平面IIB-IIB贯穿图2A的层构件装置的剖视图,

[0089] 图3A示出如下组件的俯视图,所述组件包括图2A和2B的层构件装置和反应组件的将层构件装置容纳的壳体的窗构件,

[0090] 图3B示出沿着图3A的剖平面IIIB-IIIB贯穿图3A的组件的剖视图,

[0091] 图4示出本申请的根据本发明的反应组件,以及

[0092] 图5示出贯穿具有图4的反应组件的根据本发明的传感器装置的粗略示意的横截面视图,所述传感器装置如何在图1的呼吸设备处作为传感器装置被应用。

具体实施方式

[0093] 为了阐述在本申请中所探讨的主题,即层构件装置、反应组件、传感器装置和呼吸设备的优选的应用领域,首先结合图1阐述使用所提及的构件的呼吸设备:

[0094] 在图1中普遍用10表示呼吸设备的根据本发明的实施方式。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。

[0095] 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。

[0096] 呼吸设备10具有壳体14,其中——由于不透明的壳体材料从外部不可见——能够容纳压力改变装置16和控制装置18。

[0097] 压力改变装置16以本身已知的方式构造并且具有呈泵、压缩机或者风扇形式的呼吸气体源15,所述呼吸气体源分别能够以负载可变的方式来操控从而不仅用于将呼吸气体导入呼吸设备中而且用于改变所导入的呼吸气体的压力。呼吸气体源15替选地也能够通过压力容器形成,所述压力容器可连接到呼吸气体设备10的壳体14上。压力改变装置16能够具有呼吸气体源15并且必要时能够附加地——或者在处于压力下的气体储备器作为呼吸气体源的情况下替选地——具有减压阀等。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。

[0098] 控制装置18通常作为计算机或微处理器实现。所述控制装置包括在图1中未示出的数据存储装置,以便能够存储并且在需要时调用对于呼吸设备10的运行而言必要的数据。存储器装置在电网运行时也能够位于壳体14之外并且通过数据传输连接与控制装置18连接。数据传输连接能够由电缆线路或者无线线路形成。然而为了防止数据传输连接的干扰会对呼吸设备10的运行造成影响,存储器装置优选集成到控制装置18中或者至少与所述控制装置容纳在同一壳体14中。

[0099] 为了将数据输入到呼吸设备10或者更确切地说输入到控制装置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中示出的实例中通过键盘来表示。控制装置18替换于或者附加于所示出的键盘能够经由不同的数据输入端获得数据,例如经由网络线路、无线电路或者经由传感器接口26,在下文中将详细探讨所述传感器接口。

[0100] 为了将数据输出给进行治疗的治疗师,呼吸设备10能够具有输出仪器28,在所示出的实例中是屏幕。

[0101] 为了进行人工呼吸,患者12与呼吸设备10,更确切地说,与壳体14中的压力改变装置16经由呼吸管路装置30连接。患者12为此借助于气管插管58来进行插管。

[0102] 呼吸管路装置30在壳体14之外具有吸气软管32,经由所述呼吸管路装置能够将新鲜的呼吸气体从呼吸气体源15和压力改变装置16导入到患者12的肺中。吸气软管32能够是中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调节装置38以有针对性地对输送给患者12的新鲜的呼吸气体加湿和必要时也对其进行调温。调节装置38能够与外部的液体储备器40连接,经由所述液体储备器能够将用于加湿的水或者还将例如用于抑制炎症或者用于扩宽呼吸道的药物输送给呼吸气体。在将当前的呼吸设备10用作麻醉状态呼吸设备时,能够以这种方式将挥发性麻醉剂受控地经由呼吸设备10输出给患者12。调节装置38保证新鲜的呼吸气体以预定的湿气含量,必要时在添加药物气溶胶的条件下,并且以预定的温度输导给患者。

[0103] 呼吸管路装置30除了已经提及的吸气阀20外还具有呼气阀22并且此外具有呼气软管42,经由所述呼气软管将代谢的呼吸气体从患者的肺12中吹出到大气中。

[0104] 吸气软管32与吸气阀20耦联,呼气软管42与呼气阀22耦联。这两个阀中分别仅同时打开一个阀以使气体流通过。对阀20和22的操作控制同样通过控制装置18进行。

[0105] 在呼吸周期期间首先在吸气阶段的持续时间内呼气阀22关闭而吸气阀20打开,使得新鲜的呼吸气体能够从壳体14导向患者12。通过由压力改变装置16有针对性地提高呼吸气体的压力引起新鲜的呼吸气体的流动。由于压力提高,新鲜的呼吸气体流入患者12的肺中并且在该处克服肺附近的身体部分的个体的弹性来扩张肺附近的身体区域,即尤其胸廓。由此,患者12的肺内部中的气体压力也升高。

[0106] 在吸气阶段结束时吸气阀20关闭而呼气阀22打开。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提高的气体压力,该呼吸气体在呼气阀22打开之后流入大气中,其中随着继续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处所设定的正的最终呼气压力,即略微高于大气压的压力,那么呼气阶段随着呼气阀22的关闭而结束并且紧接着另一呼吸周期。

[0107] 在吸气阶段期间,将所谓的呼吸潮气量输送给患者12,所述呼吸潮气量即每次呼吸时的呼吸气体体积。呼吸潮气量与每分钟呼吸周期的数量相乘,即与呼吸频率相乘,得出当前所执行的人工呼吸的分钟通气量。

[0108] 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更新或确定呼吸运行参数,其对呼吸设备10的呼吸运行表征,以便保证,呼吸运行在每个时间点都尽可能最佳地与分别待呼吸的患者12相配合。尤其有利地,以呼吸频率来进行对一个或多个呼吸运行参数的确定,使得对于每个呼吸周期而言能够提供当前的从而最佳地匹配于患者12的呼吸运行参数。

[0109] 为此,呼吸设备10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。

[0110] 所述传感器中的与一个是近端的流量传感器44,所述流量传感器设置在Y形连接件45的靠近患者12的一侧上并且在该处检测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耦联。传感器线路装置46能够,但是并非必须,包括电的信号传输线路。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量传感器44两侧的气体压力传输给数据输入端26,在该处所述数据输入端由压力传感器27计量。流量传感器44虽然优选是根据差压原理工作的流量传感器,然而也能够是根据其他物理工作原理工作的流量传感器。

[0111] 在壳体14中设有另一流量传感器48,所述流量传感器由于其距患者12——与近端的流量传感器44相比——距离更大而称为远端的流量传感器48。

[0112] 在呼吸管路装置30中在Y形连接件45和流量传感器44之间设置有传感器装置50,以便不仅在呼气的呼吸气体主流中而且在吸气的呼吸气体主流中检测呼吸气体的氧含量,其中所述传感器装置包括反应组件72和探测器组件54,所述反应组件具有构成为测量比色皿52的壳体52。在下文中结合图5详细阐述的传感器装置50经由信号线路56与控制装置18耦联并且将所述传感器装置的探测器组件54的检测结果传输给所述控制装置以进行进一步的评估。

[0113] 在控制装置18的数据存储装置中存储有校准信息,以便高精度地评估传感器装置50的检测结果。

[0114] 传感器装置50构成用于以温度补偿的方式、基于发光物质地检测包含在穿流壳体52的呼吸气体中的氧的分压。温度补偿以及将直接结合氧分压所获得的检测值到呼吸气体的氧浓度或氧含量的换算通过控制装置18根据所保存的校准信息来进行。

[0115] 基于发光物质检测流体中的氧含量本身是已知的。其在当前的实施例中在本发明的在图2A和2B中所示出的并且普遍用60表示的层构件装置参与的条件下进行。所述层构件装置为了光学地检测测量对象流体如之前所提到的呼吸气体的氧含量而包括反应层体62(也参见图2B),所述反应层体当前作为两层的反应层体62示出。事实上,反应层体62能够具有仅一个层或者具有多于两个的层。在所示出的实例中——为了看清楚也在图2B的横截面视图中——反应层体62具有基层62a和涂覆在其上的含发光物质的反应层62b。

[0116] 反应层体62的长度和宽度与其厚度的比值在附图中是不符合比例的。在图2A和2B中方形地示出的反应层体62能够具有大约7mm至10mm的棱边长度,其中其在这两个层62a和62b上所测量的厚度能够为大约300 μm 。

[0117] 基层62a在此能够由对于氧分子而言多孔性足够的材料形成,例如由聚偏氟乙烯形成。基层62a能够由相应的薄膜剪出而成并且具有在100 μm 至150 μm 之间的厚度。在某些情况下基层的厚度也能够是更小的。

[0118] 含发光物质的反应层62b同样能够包含聚偏氟乙烯作为基质材料,发光物质嵌入所述基质材料中。

[0119] 反应层体62具有流体接触侧62c和检测侧62d。

[0120] 含发光物质的反应层62b与承载其的基层62a相比能够略小地构成,以便简化反应层体62通过检测侧在窗构件或者一般在壳体上的粘附性的安置,而由此不必给含发光物

质的反应层62b的检测侧铺设胶粘剂。

[0121] 如下文中结合图5所阐述的那样并且如基本上普遍已知的那样,反应层62b用第一波长的第一电磁辐射辐照从而被激发以放射具有通常更大的第二波长的第二电磁辐射。被激发的第二电磁辐射的强度和持续时间与氧的存在相关,更确切地说,与嵌入反应层62b中的发光物质通过氧接触相关。此外,反应层62b的放射特性是与温度相关的。

[0122] 为了对反应层体62的放射特性的检测进行温度补偿,层构件装置60具有温度-检测层体64,所述温度-检测层体在所示出的实例中占据与反应层体62相同大小的面积,然而这并不是强制必需的。

[0123] 温度-检测层体64的视图关于其尺寸也是不符合比例的。所述温度-检测层体在所示出的实例中具有与反应层体62相同范围内的棱边长度,然而由于其不同于反应层体62的构造优选比其更薄。

[0124] 温度-检测层体64还具有基层64a,出于尽可能好的导热的原因,示例性地由厚度为大约10 μm 或者更小的铝薄膜形成。

[0125] 在所示出的实施例中,在基层64a上涂覆有检测层64b,例如由含碳的漆构成的检测层。含碳的漆,如在说明书导言中示例性地说明的那样,包括碳作为黑色的彩色颜料从而具有非常高的大于0.9的发射率。

[0126] 因为如接下来结合图3A和3B所阐述的那样通过示例性圆形的孔68检测从检测层64b离开的红外辐射,所述孔沿着其孔轴线始终具有圆形的横截面,其中所述孔68沿着所述孔轴线延伸,所以检测层64b也构成为在示例性地方形地设计的基层64a上的圆面。

[0127] 基层64a的远离检测层64b指向的表面作为流体接触侧64c露出。所述流体接触侧由形成温度-检测层体64的基层64a的铝薄膜的金属表面形成。温度-检测层体64的检测侧64d形成检测层64b的空的面。也就是说,流体能够在所述层构件装置60上在其流体接触侧62c或64c上流动经过,其中通过基层62a氧到达含发光物质的反应层62b并且在该处用于消除通过第一电磁辐射产生的激发,而在温度-检测层体64的流体接触侧64c上的流体接触仅用于从流体到温度-检测层体64的热传输。

[0128] 由于针对基层64a所选择的材料(铝)并且由于其小的厚度,基层64a在毫秒范围内表现出流动经过其流体接触侧64c的流体的温度并且也保证检测层64b的温度补偿,使得借助于在温度-检测层体64的检测侧64b上的红外探测器可检测至少与测量对象流体的温度相关的温度值。因为反应层体62与相同的流体以近似相同的方式方法接触,所以对温度-检测层体64的检测侧64d的温度的检测由于保存在控制装置18的数据存储器装置中的校准信息而能够推导出反应层62b的检测侧62d的温度,这是对于在反应层体62处所获得的涉及测量对象流体的氧含量的测量结果的温度补偿的前提条件。

[0129] 温度补偿是必要的,因为测量对象流体在其流动经过层构件装置60期间能够改变其温度,例如因为在图1的呼吸设备中将与在呼气之后在呼气中返回的呼吸空气相比温度更低的呼吸空气输送给患者。

[0130] 层构件装置60因此通常设置在壳体52中,所述壳体引导测量对象流体在检测其氧含量和温度期间的流动。

[0131] 这两个层体62和64的检测侧62d和64d在此有利地向外,即远离测量对象流体指向,而这两个层体的流体接触侧62c或64c尽可能大面积地与流体接触。

[0132] 为了保证仅溶解于测量对象流体中的氧到达反应层62b,反应层体在其检测侧上由窗覆盖。图3A在图2A的俯视图中示出图2A和2B的层构件装置60与设置在其上的窗构件66。窗构件66是传感器装置50的在图1中所示出的壳体52的一部分。窗构件能够由透明的聚酰胺或者由其他对于第一和第二电磁辐射而言可透过的塑料形成。窗构件66例如能够由无定形聚酰胺形成,如其以位于Domat (瑞士)的EMS-Chemie AG公司的名称“Grilamid TR”提供。

[0133] 在其直接铺设在反应层62b上的区域中,窗构件66由此形成反应窗66a,第一电磁辐射穿过所述反应窗到达反应层62b并且由此被激发的、放射的第二电磁辐射被发射。

[0134] 为了能够尽可能无歪曲地检测从温度-检测层体64的检测层64b放射的红外辐射,在窗构件66中直接在设置温度-检测层体的地点上构成检测窗66b,所述检测窗构成为负锥形地从远离层构件装置60指向的侧朝向检测层64b扩宽的、在窗构件66的整个厚度上贯穿所述窗构件的孔68。

[0135] 在窗构件66的朝向检测层64b的一侧上的圆形的孔边缘68a与在窗构件66的背离检测层64b的一侧上的孔68的同心的孔边缘68b相比是直径更大的。在这两个孔边缘68a和68b之间延伸的负锥形的孔壁68c优选被覆层,尤其优选被镜面化,以便使能够引导穿过窗构件66的辐射份额的干扰影响最小化或者将其排除。

[0136] 在图4中在一类分解视图中示出传感器装置50的壳体52。

[0137] 壳体52包括基本壳体53和窗构件66与设置在其上的、然而在图4中不可见的层构件装置60。借助于窗构件66能够封闭基本壳体53中的开口70,使得壳体52闭合并且由于层构件装置60的设置在其中形成反应组件72。

[0138] 壳体52在窗构件66的参与下所形成的平行六面体状的部段74的两侧具有连接接头76a和76b以将呼吸管路部段连接在其上。

[0139] 壳体52沿着流动轴线S在两个方向上都是可穿流的。

[0140] 在图5中在横截面中粗略示意地示出传感器装置50。

[0141] 壳体52在其两个开口78a和78b之间沿着流动轴线S在两个方向上可由呼吸气体穿流。在此,呼吸气体在与层体62和64的流体接触侧62c和64c接触的情况下流动经过所述层体。流动轴线S位于图5的绘图平面中。

[0142] 能够可脱离地设置在壳体52上并且还由三个侧U形地围绕平行六面体状的部段74的传感器装置54包括两个测量室80和82,所述测量室在结构上彼此分开,其中“U”的基底与窗构件66相对置。

[0143] 在测量室80中设有例如呈LED形式的辐射源82,所述辐射源放射第一波长的电磁辐射E1。为了将由辐射源82发出的第一电磁辐射的波长带保持得尽可能窄并且避免干扰辐射,辐射源82能够有利地由滤波体84围绕,所述滤波体能够以尽可能小的公差使具有所提到的波长的第一电磁辐射E1透过。

[0144] 此外,在第一测量室80中设置有辐射探测器86,所述辐射探测器检测由反应层62b在其通过第一电磁辐射E1激发之后发出的第二电磁辐射E2。在辐射探测器86的上游也能够设置有辐射滤波器88,以便仅使具有不同于第一波长的第二波长的第二电磁辐射E2透过。通过滤波器装置84和88能够保证,没有辐射直接从辐射源82到达辐射探测器86并且在该处检测到的信号“消失”。

[0145] 由辐射探测器86由于其检测到第二电磁辐射E2而发出的信号经由在图1中示出的数据线路56传输给控制装置18。所述信号以本身已知的方式是对于穿流壳体52的流体中的氧分压指示性的。

[0146] 在第二测量室82中设置有红外探测器90,所述红外探测器检测从检测层64b放射的红外辐射I。由红外探测器90由于其检测到红外辐射I而发出的信号经由数据线路56传输给控制装置18。该信号是对于检测层64b的温度指示性的。

[0147] 由于保存在控制装置18的数据存储器装置中的校准信息,控制装置18针对辐射探测器86的信号的每个检测时间点,能够从红外探测器90的检测信号中确定反应层62b的温度从而关于进行放射的反应体82或其反应层62b的温度来补偿辐射探测器86的检测信号,其中所述校准信息已在使用层构件装置60之前在实验室之外确定。结果是,高精度地确定穿流壳体52的流体中的氧分压作为时间上可变的变量。

[0148] 高精度的温度补偿在此借助于极其简单的机构实现,例如作为基底的金属薄膜64a和涂覆在其上的检测层64b。使用金属薄膜64a(铝薄膜)允许窗构件66或概括来说壳体52完全地被穿透以构成检测窗68,使得从检测层64b作为红外辐射放射的温度信息以尽可能小的歪曲到达红外探测器90。

[0149] 控制装置18能够包含在数据存储器中的其它校准信息,所述其它校准信息实现:将流体的借助于检测第二电磁辐射而直接关联的氧分压以常见的方式换算为所述流体的氧含量。

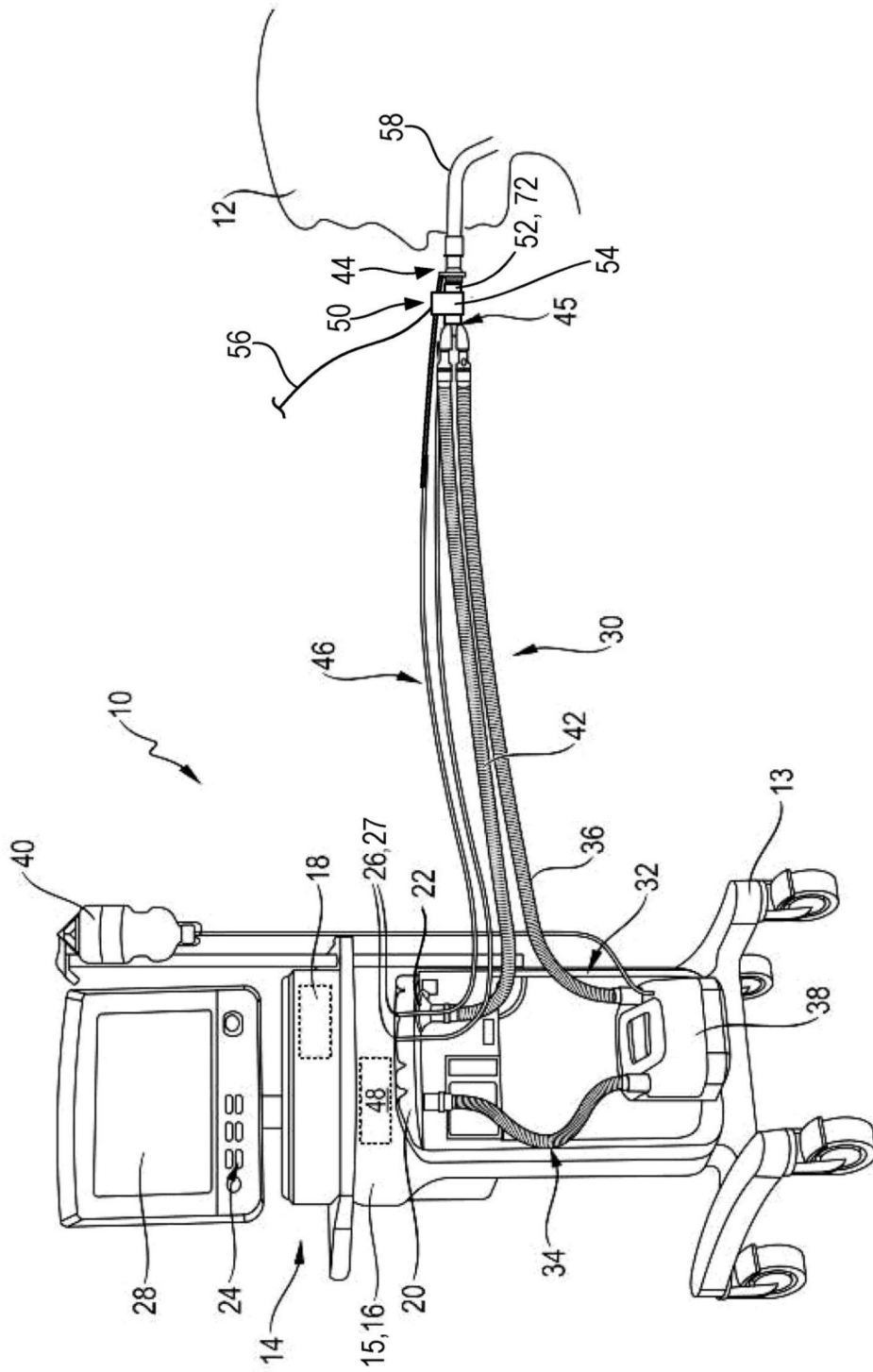


图1

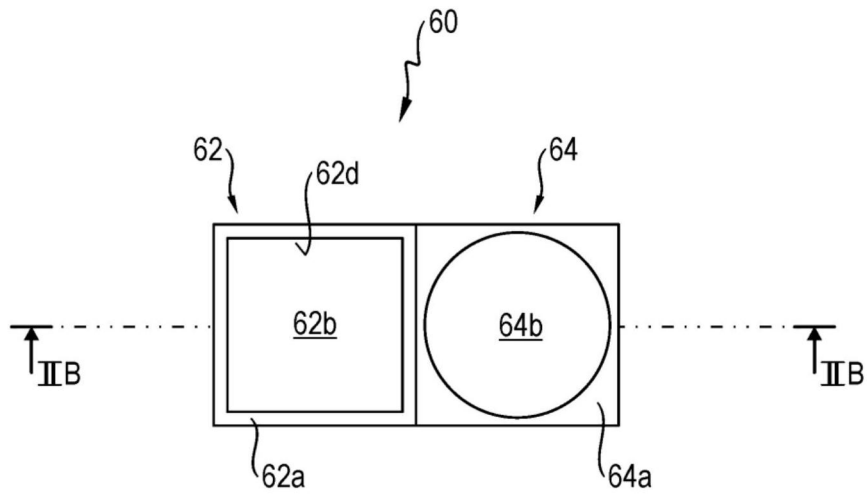


图2A

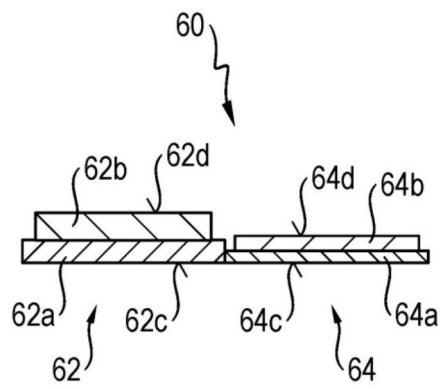


图2B

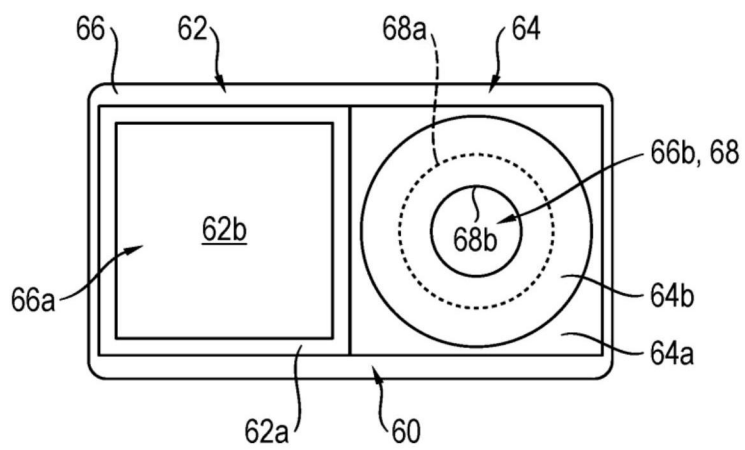


图3A

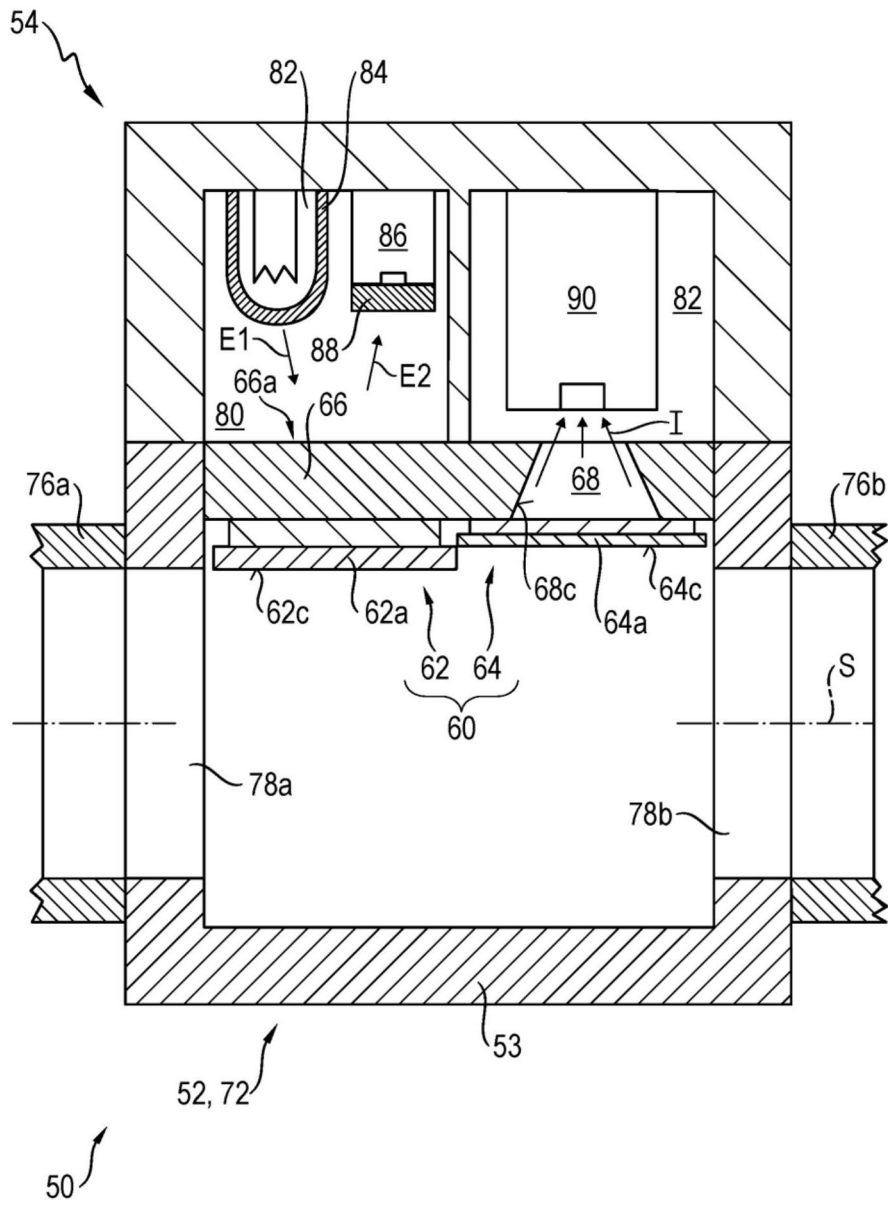


图5