



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110811637 A

(43)申请公布日 2020.02.21

(21)申请号 201911132630.3

(22)申请日 2014.07.21

(30)优先权数据

PCT/EP2013/065379 2013.07.22 EP

(62)分案原申请数据

201480040839.6 2014.07.21

(71)申请人 申特克股份公司

地址 瑞士特维尔

(72)发明人 D·鲁德曼恩 P·M·舒马赫

J·朗 S·卡吕埃尔

C·埃伦贝格尔-吉拉德

R·斯坦利 R·埃克特

M·托尔曼 B·蒂莫提杰维科

(74)专利代理机构 北京泛华伟业知识产权代理有限公司 11280

代理人 王勇

(51)Int.Cl.

A61B 5/1455(2006.01)

G01N 21/03(2006.01)

G01N 21/3504(2014.01)

G01N 33/49(2006.01)

G01N 33/497(2006.01)

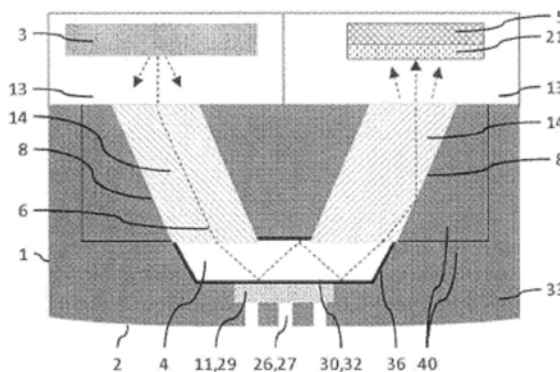
权利要求书3页 说明书26页 附图27页

(54)发明名称

用于检测气体的传感器和用于检测气体的方法

(57)摘要

一种用于检测气体,特别是检测CO₂的传感器(1),包括可指向测量部位的接触面(2)。传感器(1)包括至少一个辐射源(3)、用于接收将被测量的气体的测量容积(4),以及至少第一检测器(5),其用于检测从源(3)通过测量容积(4)传输至第一检测器(5)的辐射。传感器包括在辐射源(3)和第一检测器(5)之间的辐射的路径(6),其中,辐射沿该路径以非成像的方式传播。



1. 一种用于检测经皮气体的传感器(1),包括:能够指向将被测量的气体的测量部位的接触面(2),用于发射测量用辐射的至少一个辐射源(3),用于接收将被测量的气体的测量容积(4),用于检测所传输的辐射的至少第一检测器(5),其中通过测量容积(4)传输该辐射,其中辐射源(3)和第一检测器(5)分别被布置在一隔室(13)中,其特征在于,由至少一个密封元件(14)将每个隔室(13)和测量容积(4)分离。

2. 根据权利要求1所述的传感器,其中,所述传感器用于检测CO₂。

3. 根据权利要求1所述的传感器(1),其特征在于,密封元件(14)为柱形。

4. 根据权利要求3所述的传感器(1),其中,密封元件(14)是椭圆形柱体或者圆形柱体。

5. 根据权利要求1所述的传感器(1),其特征在于,密封元件(14)由对于将由第一检测器(5)检测的辐射来说基本透明的材料构成。

6. 根据权利要求5所述的传感器(1),其中,密封元件(14)由蓝宝石、红宝石、硅、氮氧化铝或者诸如氟化物玻璃的红外透明玻璃构成。

7. 根据权利要求1所述的传感器(1),其特征在于,传感器(1)包括在辐射源(3)所在的隔室与测量容积(4)之间的至少一个通道,和/或传感器(1)包括在测量容积(4)与第一检测器(5)所在的隔室之间的至少一个通道,其特征还在于,传感器(1)包括在密封元件(14)和通道(8)之间的密封件(15)。

8. 根据权利要求7所述的传感器(1),其中,密封件(15)是由诸如环氧树脂的聚合物创建的。

9. 根据权利要求1所述的传感器(1),其中,测量容积(4)包括指向测量部位的可渗透壁(29),并且其中,可渗透壁(29)包括反射辐射的多孔表面(30)。

10. 根据权利要求9所述的传感器(1),其中,多孔表面(30)的孔开口(31)具有小于5 μ m的大小。

11. 根据权利要求9所述的传感器(1),其特征在于,可渗透壁(29)包括涂布有反射层(32)的多孔聚合物或陶瓷或半导体或金属。

12. 根据权利要求11所述的传感器(1),其中,可渗透壁(29)包括ePTFE、纳米多孔氧化铝、多孔硅、或者烧结或刻蚀的薄膜或薄片。

13. 根据权利要求11所述的传感器(1),其中,反射层(32)包括Au(金)、TiN(氮化钛)或Al(铝)。

14. 根据权利要求1所述的传感器(1),其特征在于,辐射源(3)是热辐射器。

15. 根据权利要求1所述的传感器(1),其特征在于,辐射源(3)包括红外LED。

16. 根据权利要求1所述的传感器(1),其特征在于,传感器外壳(33)是不透气的。

17. 根据权利要求1所述的传感器(1),其特征在于,辐射源包括红外激光器。

18. 根据权利要求1所述的传感器(1),其特征在于,至少在1至12 μ m的范围内的辐射能够由第一检测器(5)检测。

19. 根据权利要求1所述的传感器(1),其特征在于,测量容积(4)具有小于10mm³的容积。

20. 根据权利要求1所述的传感器(1),其特征在于,传感器(1)包括第二检测器(34)和在测量容积(4)与第二检测器(34)之间的第二路径(35)。

21. 根据权利要求20所述的传感器(1),其特征在于,第二路径(35)至少部分地与在第一检测器(5)和测量容积(4)之间的路径分离。

22. 根据权利要求1所述的传感器(1),包括孔填充物(42)。

23. 根据权利要求1所述的传感器(1),其特征在于,没有通信和电源装置的传感器适配于具有30mm的直径和20mm的高度的虚拟柱体内或者适配于15cm³的虚拟容积内。

24. 根据权利要求1所述的传感器(1),其特征在于,传感器包括通信接口,该通信接口仅通过电气或电子装置与其他装置通信。

25. 根据权利要求1所述的传感器(1),其特征在于,从所述源(3)经由所述测量容积(4)到所述检测器(5)的最短完整光学路径的总长度不超过20mm。

26. 根据权利要求1所述的传感器(1),其特征在于,从所述源(3)经由所述测量容积(4)到所述检测器(5)的最短完整光学路径的、引导通过除了所述测量容积(4)之外的气体可进入容积的那些部分的长度总和不超过3mm。

27. 根据权利要求1所述的传感器(1),其特征在于,被输送至传感器(1)的平均电功率低于5W。

28. 根据权利要求1所述的传感器(1),其中,检测器包括至少第一检测表面(43)和第二检测表面(44)以及至少一个波长敏感元件,其中所述波长敏感元件对于以第一范围的入射角入射到所述波长敏感元件上的第一波长带中的波长的辐射以及以第二范围的入射角入射到所述波长敏感元件上的第二波长带中的波长的辐射基本透明,

其中,第一和第二波长带彼此至少部分不同,并且其中,第一和第二范围的入射角彼此至少部分不同,

并且其中,所述第一检测表面(43)和所述第二检测表面(44)以及所述至少一个波长敏感元件被布置为使得第一波长带中的辐射通过波长敏感元件传播以使其撞击到所述第一检测表面(43)上并且能够由所述第一检测表面(43)检测,以及使得第二波长带中的辐射通过波长敏感元件传播以使其撞击到所述第二检测表面(44)上并且能够由所述第二检测表面(44)检测。

29. 根据权利要求28所述的传感器,其特征在于,相对于第一检测表面(43)同心地布置第二检测表面(44)。

30. 根据权利要求28所述的传感器,其特征在于,第二检测表面(44)至少部分地环绕第一检测表面(43)。

31. 根据权利要求28所述的传感器,其特征在于,所述检测器正好包括两个检测表面(43,44)。

32. 根据权利要求28所述的传感器,其特征在于,在公共支撑上布置第一和第二检测表面。

33. 根据权利要求32所述的传感器,其中,公共支撑是公共陶瓷支撑和/或公共二氧化硅支撑。

34. 根据权利要求28所述的传感器(1),其特征在于,检测器(5)被布置为:使得当测量用辐射正在所述传感器(1)内沿众多不同的光学路径从辐射源(3)通过所述测量容积(4)朝所述检测器(5)传播时,在所述第一和所述第二波长带中的辐射能够由所述第一和第二检测表面(43,44)检测,并且当所述测量用辐射的射线撞击到所述波长敏感元件上时,它们是明显分散的。

35. 根据权利要求28所述的传感器(1),其特征在于,所述检测器(5)被布置为使得如果

不同波长的测量用辐射射线正在公共波束内朝波长敏感元件传播,则在进入波长敏感元件之后,不同波长带中的射线仅在不同的波束内向所述第一和第二检测表面(43,44)传播。

36. 根据权利要求1所述的传感器(1),其特征在于,传感器包括在辐射源(3)和第一检测器(5)之间的辐射的路径(6),其中辐射沿该路径以非成像的方式传播。

37. 根据权利要求36所述的传感器(1),其特征在于,非成像光学元件(7)是传感器外壳(33)的组成部分。

38. 根据权利要求36所述的传感器(1),其特征在于,路径(6)包括在源(3)和测量容积(4)之间的和/或在测量容积(4)和第一检测器(5)之间的至少一个通道(8)。

39. 根据权利要求38所述的传感器(1),其中,通道(8)包括填充物(9)。

40. 根据权利要求36所述的传感器(1),其特征在于,测量容积主要具有反射表面(36),该反射表面(36)具有超过90%的反射率。

41. 根据权利要求1所述的传感器,其特征在于,源(3)被同时用作密封元件(14)。

42. 一种用于使用根据权利要求1所述的传感器(1)检测气体的方法,其中,辐射从至少一个辐射源(3)发射出,通过测量容积(4)传输,并且由检测器(5)检测,其中在经皮扩散至测量容积(4)之后,在测量容积(4)中接收将被测量的气体,其特征在于,辐射以非成像方式在辐射源(3)和检测器(5)之间传播。

43. 根据权利要求42所述的方法,其中,所述方法用于检测CO₂。

44. 根据权利要求42所述的方法,其特征在于,阻止液体或者粘性液体进入测量容积(4)。

45. 根据权利要求42所述的方法,其特征在于,从包含将被检测的气体的气体混合物中至少部分地移除水蒸气。

46. 根据权利要求45所述的方法,其中,从包含在测量容积(4)和扩散路径(26)中的气体混合物中至少部分地移除水蒸气。

47. 根据权利要求42所述的检测气体的方法,其特征在于,通过NA转换器(22)或分束NA转换器(22)以及波长滤波器(21)至少部分地传输辐射。

48. 根据权利要求42所述的检测气体的方法,其特征在于,由具有收集区域(24)的气体收集器(23)收集气体,该收集区域(24)大于测量容积的进入区域(25)。

用于检测气体的传感器和用于检测气体的方法

[0001] 本申请是申请号为201480040839.6、申请日为2014年7月21日、名称为“用于检测气体的传感器和用于检测气体的方法”的中国发明专利申请的分案申请。

技术领域

[0002] 本发明涉及用于检测气体的传感器和用于检测气体的出现或量的方法。

背景技术

[0003] 当前用于测量气体的系统采用各种各样的测量原理。在医学技术中,主要使用电化学传感器来测量已经经皮扩散(即,通过人类患者或者动物的皮肤扩散)的气体。当前用于测量经皮CO₂的传感器高度敏感并且显示了良好的响应时间。然而,那些传感器在较长的测量周期内会漂移并且需要频繁校准,因此,在快要使用时,用户需要使用相当笨重的校准仪器,该校准仪器包括校准用气体供应。传感器校准和维护降低了该技术的可用性。例如,从W0 2008/132205可得知该用于测量经皮气体的电化学传感器。

[0004] 当今,对经皮血气(特别是CO₂)的测量主要用于:在几乎任何的临床设置下对患者换气的连续和非侵入实时监测。经皮系统依赖如下的事实:气体通过皮肤和身体组织扩散,并且该气体可被合适的传感器在皮肤表面上检测到。接着,通常使用数学关系将检测到的气体的浓度转换成气体的动脉分压。该信息在治疗期间提供如下的清晰图片:患者身体状况的完整性和危险程度,特别是关于诸如呼吸模式、肺泡换气、肺灌注或者从呼吸器和麻醉回路排除CO₂的方面。通常,皮肤需被加热至37°C-45°C,优选加热至41°C-43°C,以获得临床相关的测量结果。传统的无创换气监测是通过在患者呼吸的样本中测量呼吸气体的浓度来执行的。然而,该技术在某些临床设置下存在一些缺陷。在涉及体外血液循环的某些临床设置下,还能够根据患者的血流直接测量血气。

[0005] 经皮气体感测的一个主要的技术挑战与如下事实相关:气体渗透通过组织和皮肤的速率非常低。因此,用于测量经皮气体的传感器(其测量机制依赖于测量室中气体的浓度与皮肤中相应浓度的平衡)必须具有非常小的该测量室的容积,否则实现平衡的时间会长得难以接收。此外,使用该测量室的光学传感器需要克服如下挑战:在维持足够光强的同时将光学辐射引导至微小的测量室、通过该测量室传输光学辐射以及从该测量室收集光学辐射。另一约束是测量部位,其通常是成年患者的耳垂或者新生婴儿的大腿。

[0006] 在US 7164812中,公开了一种包括螺旋光波导的传感器系统,波束通过该螺旋光波导从光源传播至检测器。波束的倏逝场(evanescent field)渗透至相邻介质内,并且可被其中的化学物质(例如经皮气体)吸收。

[0007] 该传感器系统使用光纤,该光纤难以准确地集成到小的传感器内。此外,倏逝场可与物质相互作用的短的距离要求高精度的制造和组装。倏逝场与许多其他物质而不是将被测量的气体的干涉可能妨碍有用和无用信号之间的区分。

[0008] 在W0 2008/110927中,公开了一种包括光学采样单元的传感器系统,波束经由单个单模传播(single monomodal propagation)通过该光学采样单元从发射器传播至检测

器。波束在采样单元内与气体相互作用。

[0009] 该传感器系统昂贵、复杂且很难制造。与制造规格的小偏差会极大地影响单模传播并会由此影响系统性能，因此容差性必须非常严格。很难达到在实际使用期间维护传感器可靠性，并且存在早期故障的风险。

发明内容

[0010] 本发明的一个目标是避免现有工艺的缺陷，特别是提供一种用于检测气体（尤其是用于确定少量气体的浓度）的鲁棒的传感器，以及一种用于检测气体（尤其是确定少量气体的浓度的方法，其不需要频繁校准并且在可接受的响应时间内提供准确的结果。

[0011] 在此上下文中，响应时间被理解为传感器从某一状况（例如离开患者）到达到稳定测量值的90%所需的时间。可接受的响应时间小于10分钟，优选地，小于5分钟，并且更优选地，小于2.5分钟。根据本发明，这一目标由根据独立的专利权利要求的检测器、传感器和方法来实现。

[0012] 根据本发明的第一方面，提供一种用于检测由源发射的电磁辐射、特别是用于检测传感器中的测量用辐射的检测器。所述检测器包括第一检测表面和第二检测表面，以及至少一个波长敏感元件。检测表面形成区域，要被检测的辐射撞击到检测器的该区域上。当第一波长带中的波长的辐射以第一范围的入射角入射到波长敏感元件上时，该波长敏感元件对于该辐射基本透明。优选地，正好一个公共波长敏感元件用于所有的检测表面。当第二波长带中的波长的辐射以第二范围的入射角入射到波长敏感元件上时，该波长敏感元件也对于该辐射基本透明。这些第一和第二波长带彼此至少部分不同，但可以重叠。第一和第二范围的入射角也彼此至少部分不同，但可以重叠。此外，波长敏感元件可以对于另外的这种波长带中的波长的、并且以另外的这种范围的入射角入射的辐射基本透明。

[0013] 优选地，波长敏感元件是诸如干涉滤波器的波长滤波器。衍射元件也是可能的。基于干涉层的波长滤波器的过滤特性取决于撞击射线的入射角。通常，当入射角增大时，带通干涉滤波器的通带的中心波长偏移到低的波长；此外，通带形状可以变化。因此，带通干涉滤波器可被设计为具有如下的通带形状和中心波长：使得当其波长在第一波长带内时，只有以第一范围的入射角内的入射角(AOI)撞击的射线可以穿过滤波器；而当其波长在第二波长带内时，只有以第二范围的入射角内的AOI撞击的射线可以穿过滤波器。尽管波长带和入射角的范围可以但无需重叠，然而当第二范围的入射角扩展至比第一范围的入射角更高的AOI时，第二波长带通常扩展至比第一波长带更低的波长。

[0014] 第一检测表面和第二检测表面以及至少一个波长敏感元件被布置为使得第一波长带中的辐射通过波长敏感元件传播，以使其撞击到所述第一检测表面上并且可由所述第一检测表面检测。相应地，第二或另外的波长带中的辐射通过波长敏感元件传播，以使其撞击到第二或另外的检测表面上并且可以分别由这些第二或另外的检测表面检测。通常，在辐射撞击到波长敏感元件上之前，当辐射通过空气传播时，具有第一波长带内的波长的辐射的入射角相对于波长敏感元件的表面法线可以是 0° 至 30° ，并且具有第二波长带内的波长的辐射的入射角相对于波长敏感元件的表面法线可以是 25° 至 60° 。

[0015] 该检测器适于小型化。优选地，该检测器可用于如下情况：其中测量用辐射作为由非平行射线组成的（以及特别是由明显发散的射线组成的）波束传播，和/或其中例如由于

尺寸约束,不能使用诸如准直仪或聚光器的波束成形装置。在本发明中,由明显发散的射线组成的波束被理解为:当通过自由空间的较短部分传播时,截面经受明显变化的波束。例如当在空气或真空中传播时,当波束包含与该波束的另一大量射线形成超过 30° (以及特别是超过 60°) 的角度的大量射线时,出现明显发散的射线。此外,由于在所有检测表面的前面仅应用一个波长敏感元件,并且不像传统方法那样在每个检测表面的前面单独应用一个波长敏感元件,因此检测表面可被布置为彼此非常接近并且基本上可以具有任意形状,而且没有由于单独的波长敏感元件的形状、大小和组装产生的约束。特别地,由于仅有一个波长敏感元件存在,因此不存在如下问题:消除从一个波长敏感元件传送到相邻的一个波长敏感元件的不需要的辐射。这允许创建更小并且更容易组装以及其因此也更加便宜的检测器。

[0016] 此外,并且当检测表面不仅对辐射敏感,而且也对温度敏感时(这通常是许多类型的这种接触表面的情况),该小型化检测器不易有由于温度差异导致的测量误差,因为检测表面可被布置为彼此接近,并且因此与它们彼此远离相比,很可能处于相同的温度。当检测器信号依赖于温度时,这改善了测量结果。

[0017] 该设计使得由中心检测表面和外围另外的检测表面来检测辐射成为可能。特别地,可以相对于中心检测表面同中心地布置外围检测表面。例如,第二检测表面可以部分地或者基本完全环绕第一检测表面。在本上下文中,基本环绕意味着相邻的表面之间可能存在小的空隙,该小的空隙允许布置诸如导体路径的导体。特别地,第二或任何其他的外围检测表面基本上可以是环形的。

[0018] 与第二检测表面仅位于第一检测表面的一侧相比,全部地或部分地环绕第一中心检测表面的第二检测表面使得检测第二波长带中的波长的更多辐射成为可能。这导致对第二波长带中的辐射的测量更加精确,特别是在将要检测传播至中心检测器的所有侧面的明显分散的辐射波束时,例如形成(立方体)圆锥体的大致旋转对称的波束。

[0019] 位于各个检测表面之间的空隙可以减少相应范围的入射角度之间的重叠,以及由此减少所检测的辐射的相应波长带之间的重叠。此外,可以在该空隙中,并且还可以在非完全环绕检测表面的不同部分之间的空隙中布置电接触。

[0020] 检测器可以正好包括两个检测表面。

[0021] 当检测器例如用于气体传感器时,正好两个检测表面使得例如检测两个相应波长带中的辐射成为可能,在该气体传感器中,可由将被测量的气体吸收第一波长带中的许多辐射,而第二波长带中的辐射对于将被测量的气体相当或者完全不敏感,并且因此可被用作参考辐射。例如,该第一波长带的辐射可以由中心检测表面检测并且用作信号辐射,而采用较低波长的第二波长带中的辐射由外围第二检测表面检测并且用作参考辐射;可选地,信号辐射也可以由外围检测器检测,而采用较高波长的第二波长带中的辐射由中心检测表面检测并且用作参考辐射。

[0022] 可选地,检测器还可以包括正好三个检测表面。例如,其可被设计和布置为使得中心和外部外围检测表面分别主要对如下波长带中的气体不敏感辐射敏感:基本上高于和低于对将被测量的气体敏感的辐射的波长带,而由内部外围检测表面检测主要对气体敏感的辐射。该布置同时允许检测低于和高于气体敏感辐射的范围的参考辐射,并且因此适应于从源发射的辐射的光谱变化。

[0023] 可以在公共支撑上布置第一和第二检测表面,优选地该公共支撑是陶瓷支撑,更

优选地该公共支撑是由二氧化硅构成的支撑(特别地,采用石英的形式)。

[0024] 使用公共支持使得创建小型化检测器成为可能,并且有助于将检测表面保持在相同的温度。

[0025] 根据本发明的另一方面,提供一种用于检测气体、特别是用于检测CO₂的传感器,包括可指向测量部位的接触面。该传感器包括至少一个辐射源、用于接收将被测量的气体的测量容积,以及如前所述的检测器。从辐射源发射的射线包括至少两个波长,该两个波长可由检测器的波长敏感元件分离。所述传感器包括光学气体测量路径和参考路径。检测器被布置为使得气体测量路径的辐射撞击到一个检测表面上,并且参考路径的辐射撞击到另一检测表面上。

[0026] 可以更紧凑的方式以及使用更少的部件来建立这样的传感器,并且这样的传感器因此较为简单以及更容易小型化。

[0027] 优选地,检测器被布置为:使得当测量用辐射正在所述传感器内沿众多不同的光学路径从辐射源通过所述测量容积朝所述检测器传播时,并且在所述测量用辐射的射线在撞击到所述波长敏感元件上时是明显分散的情况下,可由所述第一和第二检测表面检测在所述第一和所述第二波长带中的辐射。

[0028] 检测器可被布置为使得如果不同波长的测量用辐射射线正在公共波束内朝波长敏感元件传播,则不同波长带中的射线仅在单独的波束内从波长敏感元件向所述第一和第二检测表面传播。从而,波长敏感元件例如被用于在测量用波长的辐射和参考波长的辐射之间进行区分,该辐射在进入波长敏感元件之后单独地传播至它们各自的检测表面。

[0029] 根据本发明的另一方面,提供一种用于检测气体(特别是用于检测CO₂)的传感器。该传感器使用如下光学测量原理:由至少一个辐射源发射红外辐射并且沿至少一个路径引导该红外辐射通过测量容积到达至少第一辐射检测器上,该测量容积用于接收将测量的气体。

[0030] 在关于本发明这个方面的上下文中,可以优选使用如上文描述的具有第一和第二检测表面以及具有一个公共波长敏感元件的一种单个检测器。

[0031] 可选地,也可以使用第一和可选的一个或多个另外的检测器,这些检测器彼此分离。可选地,该检测器中的每一个可以具有单独的波长敏感元件。该辐射检测器的某些电属性取决于撞击辐射的强度,使得通过利用电路(优选包括微处理器)测量撞击辐射的强度,可以推断撞击辐射的强度变化。该传感器还包括连接传感器的接触面及其测量容积的一些扩散路径。

[0032] 当传感器被安装在测量部位时,存在于接触面附近的分子开始通过一个或数个膜并且可能通过另外的扩散路径扩散至测量容积内。针对存在于测量容积中的气态形式的分子种类设计该传感器。在一段时间之后,测量容积中的将被测量的分子种类已与测量部位平衡,也就是说,只要测量部位处的浓度保持恒定,测量容积中的分子种类的浓度就不再变化。在平衡周期之后,所测量的浓度代表测量部位处的浓度,并且允许计算期望的参数,例如CO₂的动脉分压。

[0033] 选择由辐射源发射的辐射的波长,以使可以由已扩散至测量容积内并且在那里以气相存在的分子来吸收所发射的辐射的至少部分。根据本发明的测量用辐射是可以由第一检测器检测的辐射,例如,可以由将被测量的分子种类吸收的辐射,或者不能通过气体吸收

而明显衰减并且因此可以用作参考辐射的辐射。存在于测量容积中的这种气体分子越多，则越多的通过测量容积传输的测量用辐射被吸收，并且撞击在对该辐射敏感的第一检测器上的测量用辐射的强度越低。采用这种方式，撞击在检测器上的测量用辐射强度的变化允许确定特定气体种类的浓度。

[0034] 传感器包括可指向将被测量的气体的测量部位的接触面。传感器还包括至少一个辐射源、用于接收将被测量的气体的测量容积以及用于检测从源通过测量容积传输至第一检测器的辐射的至少第一检测器。传感器包括在辐射源和第一检测器之间的多个辐射路径。辐射沿该路径以非成像的方式传播。

[0035] 在测量部位处，将被测量的气体的分子可以以气相存在或者溶解在媒介中，例如，溶解在人体组织中或血液中。对于经皮气体的测量，测量部位在人类或动物主体的皮肤上。对于呼吸气体的测量，测量部位在承载呼出气体的某种通道上，例如管。

[0036] 为使辐射以非成像的方式传播，并非沿路径的所有光学元件都成像。沿路径存在的成像光学元件不具有成像的目的。因此，进入测量容积的辐射无需具有如在成像系统中传播的辐射可能需要的、特定的侧面和角强度分布剖面的特征。特别地，例如出于聚焦或者相互对准(瞄准)的目的，根据本发明的传感器的光学设计以引导和/或划分由源发射的整个辐射波束为目标，而不尝试影响该波束的各个射线。甚至在元件存在于可以用于影响各个射线的装置内的情况下，该元件也不用于成像的目的。例如，该非成像光学元件可以是具有反射侧壁的柱体或者厚光纤，其仅具有如下目的：以最少的途中损耗，将辐射从入口引导至出口面。

[0037] 优选地，测量容积入口处的强度分布剖面是非典型的，即，所发射的光子采用的辐射路径并不优于另一辐射路径。因此，进入测量容积的任何光子执行随机游走，其以许多反射为特征。因此，测量容积的出口处以及检测器表面处的强度分布也是非典型的。沿该路径可以存在成像光学元件，只要它们满足上述限制。

[0038] 任何任意成形的反射器或者不尝试形成源的图像的成像光学元件可以用作非成像光学元件。这包括例如抛物面反射器、复合抛物面聚光器、复合椭圆聚光器、光锥、粗糙表面等。

[0039] 由于辐射的非成像和随机游走传播，限制和引导辐射的成像光学元件的详细几何形状与用于成像系统的几何形状相比，重要性更低。因此，可以明显放宽制造公差，这简化了传感器的生产。对于非常小的传感器和具有非常小的测量容积的传感器(诸如用于测量经皮气体的传感器)来说，尤其如此。此外，降低了生产成本并且增强了传感器的可靠性。

[0040] 非成像光学元件可以是传感器外壳的组成部分。

[0041] 根据本发明，术语组成(integral)应被理解为内部具有涂层的外壳的部分。通道中无需存在其他单独的非成像光学元件。

[0042] 包括作为传感器外壳的组成部分的非成像光学元件的传感器有利于小型化。

[0043] 作为外壳的组成部分的非成像光学元件可以例如被碾压和钻入金属(优选为铝)或塑料中，或者被塑造。不能充分反射的非成像光学元件的表面可以涂布有反射层。

[0044] 可选地，还可以通过用材料填充洞(例如孔或通道)来创建非成像光学元件，该材料对测量用辐射透明并且可以在外侧具有反射层。可以以分离的部分创建非成像光学元件并且随后组合成完整的光学器件，或者在一个部分内创建非成像光学元件。非成像光学元

件可被嵌入到外壳(例如塑料外壳)中。因此,可以在嵌入过程的期间将各个非成像光学元件组装成组合的光学元件,或者可以事先组装好它们并且将其作为整体光学元件进行嵌入。

[0045] 辐射的路径可以包括在源和测量容积之间的和/或在测量容积和第一检测器之间的至少一个通道,优选地,通道可以包括填充物。

[0046] 对通道的使用使得由非成像光学元件偏转的辐射从源传播至测量容积,以及从测量容积传播至检测器。对通道内的填充物的使用改善了测量结果,因为填充物可以保证通道内的气体含量保持不变,并且由此,测量不会由于吸收进入或离开通道的气体而有偏差。

[0047] 优选地,通道填充物由对测量用辐射基本透明的材料构成,或者由这种透明材料和另外的材料的组合构成。此外,填充材料可以存在于通道中,主要用于密封的目的,即用于阻止气体在通道及其附近之间交换。

[0048] 优选地,通道具有反射表面或者具有反射涂层的表面,除非该通道包括如下的透明填充物:反射地涂布在除了辐射入口和出口表面的所有表面上。这导致较少地光学吸收测量用辐射,并且因此导致增强的测量信号。

[0049] 通道可以是柱形的。柱形通道可被钻入材料内或通过注射模塑来形成,或者包括管。这使经济有效的制造成为可能。此外,用透明材料完全填充柱形通道更为容易。优选地,用于柱形通道的填充物是柱形的或者至少部分为球形。

[0050] 通常,可以想到其他形式的通道。

[0051] 通常,通道直径为大致0.3到2mm,或者优选为大致从0.5到0.8mm。通道的长度可以大致在2和5mm之间。

[0052] 测量容积可以具有反射表面,该反射表面具有超过90%、优选地超过95%,以及更优选地超过98%的反射率。

[0053] 对于针对气体浓度测量感兴趣的范围内的波长的辐射来说,那些表面是高度反射的。

[0054] 测量容积还包括其中辐射应该进入或离开的表面。该传输表面具有如下特征:低于35%、优选地低于15%,以及更优选地低于7%的低反射率。

[0055] 测量容积还可以包括另外的表面,其提供比高反射表面低的反射率。这种低反射表面是不被期望的,并且试图将它们表面区域最小化,然而通常不能完全避免该低反射表面。低反射表面的示例有:通道填充物周围的密封件、连接测量容积和诸如气体进入孔的接触面的扩散路径的开口,或者阻止测量容积受污染的内膜。

[0056] 测量容积可以具有当通过在良好反射材料中碾磨或者钻孔来形成测量容积时得到的固有的且非退化的高反射表面,该良好反射材料诸如是像Al(铝)、Ag(银)、Cu(铜)、Mo(钼)、W(钨)或Au(金)的金属。可选地,可以在非高度反射的或者其反射率预计随时间退化的材料中形成,或者由该材料形成测量容积的至少部分,该材料诸如是塑料、某些金属或金属合金,或者大部分其他的材料。特别地,塑料的注射模塑很便宜,并且因此是有吸引力的制造方法。在某一阶段,需要用反射涂层和/或保护涂层来涂布该材料,该涂层创建和/或保护所需的高反射表面,反射涂层诸如是Al、Au、TiN(氮化钛)、Cu、Ag、Mo或W,保护涂层诸如是PTFE(聚四氟乙烯)、聚对二甲苯、Al₂O₃(氧化铝)、Si_xN_y(氮化硅)、MgF₂(氟化镁)等。此外,可以通过具有反射和/或保护材料的类似涂层,将低反射表面至少部分地转换成高反射表面。

[0057] 可选地,可以通过接合两个板或板状元件来形成测量容积,其中至少一个板或板状元件被成形为使得在接合后,在两个板的接口处产生洞。

[0058] 可以任意成形测量容积。然而,其容积必须小,以便适于经皮气体感测;优选地,其容积小于 10mm^3 ,更优选地小于 2mm^3 ,并且甚至更优选地小于 1mm^3 。此外,测量容积适配于大小为 $5\text{mm} \times 5\text{mm} \times 3\text{mm}$ 的立方体中,但其远没有充满该立方体容积。优选地,测量容积适配于大小为 $2\text{mm} \times 2\text{mm} \times 1\text{mm}$ 的立方体中,或者适配于大小为 $1.5\text{mm} \times 1.5\text{mm} \times 1\text{mm}$ 的立方体中。

[0059] 测量容积的最小孔,即测量容积在辐射入口和出口之间的最小截面面积,至少为 0.15mm^2 ,并且优选地至少为 0.3mm^2 。

[0060] 测量容积包括壁或者壁的部分,其中扩散路径结束于该测量容积,即,其中将被测量的分子可以进入测量容积。壁可以是无孔的,例如由内膜构成,其中将被测量的气体分子可以通过该内膜扩散。壁也可以是多孔的,即包含一些不规则或规则或有意布置的开口或孔。例如,开口可以由钻入的或磨蚀的孔构成、由刻蚀的孔构成,或者由通过多孔材料的随机路径构成。优选地,指向测量容积的壁的大部分或整个表面固有地反射测量用辐射,或者包含反射和/或保护涂层。

[0061] 根据本发明的另一方面,提供一种用于检测气体,特别是用于检测 CO_2 的传感器,包括可指向将被测量的气体的测量部位的接触面。该传感器具有适于在接收位置中接收外膜的接收接口、至少一个辐射源、用于接收将被测量的气体的测量容积,和用于检测所传输的辐射的至少第一检测器。通过测量容积传输该辐射。该传感器包括在测量容积和接收位置之间的内膜,以用于保护测量容积。

[0062] 优选地,传感器还包括如前所述的传感器的特征。

[0063] 接收位置确定膜的位置,该膜是传感器的部分或者是膜的承载对象的部分。在一个实施例中,外膜在使用期间简单地完全覆盖接触面。

[0064] 因此,内膜可被布置在传感器内,甚至覆盖接触面,特别是在外膜不是传感器其自身的部分的情况下。

[0065] 在内膜不具有到传感器外部的接触的情况下,则对机械强度的需求以及对内膜的耐化学性的需求被最小化。这是由于膜不受来自外部的直接影响。特别地,在内膜形成测量容积的边界的情况下,则该内膜优选反射测量用辐射,或者包含反射涂层。

[0066] 对内膜的使用使得能够使用被整合到一次性装置(例如,诸如在W02013/064313中所描述的患者施加器的施加器)内的第二外膜,该施加器用于将传感器施加到测量部位上。即使当外膜不是传感器的部分时,测量容积也不会被微粒或液体污染。此外,对内膜的使用无论如何增强了对气体单元的保护。

[0067] 内膜可以是无孔膜,优选地,是由聚合物构成的膜,更优选地,是由诸如PTFE(聚四氟乙烯)的氟聚合物或聚乙烯(PE)或聚丙烯(PP)构成的膜。

[0068] 其他可能的材料是PFA(全氟烷氧基)、PCTFE(聚三氟氯乙烯)、PVDF(聚偏氟乙烯)、FEP(聚全氟乙丙烯)、聚酯、聚对苯二甲酸乙二醇酯(PET)、聚乙烯(PE)、尼龙、聚甲基戊烯、聚对二甲苯、聚醚砜(PES)、聚砜(PS)、丙烯酸共聚物、玻璃纸、橡胶,或诸如硅橡胶的硅弹性体等。聚乙烯类的可能的材料可以包括UHMWPE(超高分子量聚乙烯)、HDPE(高密度聚乙烯)、LDPE(低密度聚乙烯)等。

[0069] 这样的膜是气体可渗透但液体不可渗透的,并且因此保护了测量容积。

[0070] 可选地,内膜可以是多孔的液体不可渗透膜,特别是包括诸如ePTFE、纳米多孔氧化铝、多孔硅或者烧结或刻蚀的薄膜或薄片的多孔聚合物或陶瓷或半导体或金属的膜。

[0071] 使用多孔膜提高了透气性,然而该膜仍然保持为液体不可渗透。

[0072] 优选地,多孔内膜由如下的膜构成:高分子膜,包括ePTFE(扩展的PTFE)、PTFE、PES、PS、PVDF、PP、(纳米)纤维、尼龙、丙烯酸共聚物;或者,包括玻璃纤维或者烧结或挤压的金属或陶瓷粉末的膜;或者,包括多孔陶瓷或半导体的膜,诸如纳米多孔氧化铝、多孔二氧化钛、多孔硅、沸石、多孔玻璃、二氧化硅、硅胶、粘土;或者,包括具有通过化学或径迹刻蚀、消融、侵蚀、钻孔或其他处理而有意引入的孔的聚合物、陶瓷或金属(特别地,氧化铝、二氧化硅、硅、钛、二氧化钛、氮化硅、PTFE、铝、不锈钢、聚碳酸酯或聚酯)的膜。

[0073] 内膜可以是反射膜,特别是反射将由第一检测器检测的辐射。

[0074] 内膜的反射表面或者内膜的表面上的反射涂层是重要的优点,因为其可以阻止测量容积中的辐射被内膜吸收,或者通过孔而丧失。孔的大小影响反射率。

[0075] 内膜可以包括疏水的,以及可选地还疏油的孔,特别是具有反射顶部涂层和疏水孔涂层的开口小于 $5\mu\text{m}$ (并且优选地,开口小于 $1\mu\text{m}$)的孔。

[0076] 孔可以是材料所固有的。可选地,可以通过对适当的前体材料进行拉伸、化学或电化学或者径迹刻蚀、消融、钻孔、侵蚀等,来任意地或有意地产生孔或孔状结构。此外,内膜可以包括不同孔隙度的组合,例如小孔和粗孔的,或者多孔和无孔。还可以通过挤压或烧结适当材料的粉末或微粒来创建内膜。

[0077] 优选地,孔或孔状结构具有疏水的表面属性,以及可选地,还具有疏油的表面属性,或者可以例如通过涂布来修改该孔或孔状结构,以使孔表面具有这些属性。

[0078] 这阻止了液体进入测量容积。

[0079] 内膜可以包括气体收集机构。

[0080] 这提高了传感器的气体收集效率,并且因此减少了传感器的响应时间。

[0081] 气体收集机构可以包括从测量部位收集气体的特定的通道或孔。有意构造的或刻画的表面或者具有在 $100\mu\text{m}$ 到 $1\mu\text{m}$ 的范围内的受控表面粗糙度的表面也可以被用作气体收集机构。

[0082] 在内膜包括气体收集机构的情况下,则不需要整合单独的气体收集机构,这降低了传感器组件的复杂度。

[0083] 至少在使用期间,接触面可以包括外膜。

[0084] 外膜保护传感器(并且特别地,保护测量容积)不受污染物质的影响,该污染物质诸如是污物、施加或密封胶、汗、清洗液或者其他液体或微粒。如果外膜例如在清洗或消毒期间被损坏,则其可被新的外膜取代。当传感器还包括内膜时,即使在外膜没有附接至传感器的情况下(例如,在膜更换期间),测量容积仍受保护。

[0085] 外膜可以是液体不可渗透的和气体可渗透的,特别包括诸如PTFE的氟聚合物或聚乙烯或聚丙烯,或者诸如ePTFE、纳米多孔氧化铝、多孔硅或者烧结或刻蚀的膜或薄片的多孔聚合物或陶瓷或半导体或金属。

[0086] 该外膜是机械和化学鲁棒的,然而很薄。

[0087] 外膜可以基本上由可用于上文描述的多孔或无孔内膜的相同材料构成。

[0088] 根据本发明的另一方面,提供一种用于检测气体,特别是用于检测CO₂的传感器,其包括可指向将被测量的气体的测量部位的接触面。该传感器还包括至少一个辐射源、用于接收将被测量的气体的测量容积,和用于检测所传输的辐射的至少第一检测器,其中通过测量容积传输该辐射。辐射源和至少第一检测器被布置在隔室中。由至少一个密封元件将隔室和测量容积分离。

[0089] 有利地,该传感器组合了如前所述的传感器的特征。

[0090] 隔室可以包括由辐射不可渗透和/或热隔离元件分开的至少一个辐射源和至少一个检测器的分离区域。因此,术语隔室不一定意味着用于传感器的电子部件的一种单个开放室。

[0091] 在源和测量容积之间的通道中的密封元件或者在测量容积和检测器之间的通道中的密封元件阻止气体分子从测量容积扩散到通道内(反之亦然),或者从隔室扩散到通道内(反之亦然)。

[0092] 可选地,源可以同时被用作密封元件。例如,源可以是具有灯泡的白炽灯,该白炽灯被布置为通道中的密封元件。该实施例导致测量容积中的高辐射强度。此外,传感器的部件的数量减少,因为不再需要单独的密封元件。

[0093] 密封元件密封测量容积和通道之间的通道,或者隔室和通道之间的通道。这保证了在测量容积和通道之间或者在隔室和通道之间,不能交换能够吸收测量辐射的气体,因为通过改变测量容积或隔室中的该气体的浓度会使测量有偏差。因此,密封元件提高了测量的准确性。

[0094] 传感器可以包括在辐射源和检测器之间的至少一个通道,其中,至少一个密封元件可被布置为接近通道的端部并且至少部分为锥形,使得该锥形部分的截面朝通道的中心变得更小。

[0095] 优选地,密封元件的锥形部分具有圆形截面。

[0096] 该部分为锥形的密封元件可被压入通道内,并且导致气密封接。特别地,其导致在密封元件和通道壁之间的大的密封表面。

[0097] 该部分为锥形的密封元件的非锥形部分基本上可以具有任何形状。优选地,非锥形部分具有椭圆形、圆形或六边形形状。

[0098] 密封元件还可以至少部分为球形或椭圆形,优选地,密封元件可以是球体。

[0099] 该至少部分为球形的密封元件可被压入通道内,并且导致气密封接。此外,特别地,球形密封元件是市场上可以获得的标准的高精度部件,并且因此不需要定制生产,这导致较低的生产成本。

[0100] 此外,对至少部分为球形的使用可以有益于光通量,因为可以减少全内反射的量,这导致提高的测量准确性。

[0101] 密封元件还可以为柱形。优选地,密封元件可以是椭圆形柱体或者圆形柱体。

[0102] 在应用的意义上,柱形被理解为柱形的数学定义,因此包括不同的底面,诸如圆形、椭圆形、矩形或六边形。

[0103] 柱形密封元件可以使得通道内的气体被消除,并且因此提高测量准确性。柱形密封元件可以是密封元件和一个元件中的填充物的组合。

[0104] 可以由两个密封元件(优选地由两个密封球体)来密封在辐射源和测量容积之间

的通道,其中,一个密封元件面对辐射源并且第二密封元件面对测量容积。

[0105] 对两个或更多密封元件的使用导致简单的传感器设计,然而导致准确的测量结果。密封元件被容易地引入通道,并且导致气密封接的通道。使用两个或更多密封元件,还可以密封非柱性或分叉的通道,例如Y形通道。

[0106] 可以由两个密封元件(优选地由两个密封球体)来密封在第一检测器和测量容积之间的通道,其中,一个密封元件面对第一检测器并且第二密封元件面对测量容积。

[0107] 对两个或更多密封元件的使用导致简单的传感器设计,然而导致准确的测量结果。该密封元件被容易地引入通道,并且导致气密封接的通道。使用两个或更多密封元件,还可以密封非柱性或分叉的通道,例如Y形通道。

[0108] 优选地,由密封元件密封所有通道。

[0109] 优选地,由不止一个密封元件密封的通道是由接近该通道的每个端部的密封元件来密封的。

[0110] 这导致较大的、不含气体的通道的容积。

[0111] 测量用辐射需要通过通道来传播,以便从源经由测量容积到达检测器。因此,密封元件可以由对于将由第一检测器检测的辐射来说基本透明的材料构成。优选地,密封元件由蓝宝石、红宝石、硅、氮氧化铝或者诸如氟化物玻璃或石英的红外透明玻璃构成。

[0112] 这导致撞击到检测器上的较高的辐射强度,并且因此导致更准确的测量结果。

[0113] 密封元件还可以由yttria、YAG、尖晶石或聚合物构成。作为氟化物玻璃,例如ZBLAN可被使用。可以通过加工、铸造、模塑或烧结这样的材料或它们的前体,或者通过这些方法的组合来制造密封元件。铸造、模塑或烧结是用于创建密封元件的优选方法,特别是在非柱形和分叉通道(例如Y形通道)中。

[0114] 由于辐射通过密封元件传播,因此密封元件包括入口表面和出口表面,辐射通过入口表面进入密封元件,并且辐射通过出口表面离开密封元件。入口表面以及特别是出口表面,可被打磨、非打磨或者有意地刻画。

[0115] 此外,可以用反射层来至少部分地涂布密封元件。除了在入口和出口表面上,用反射层涂布密封元件是有利的,特别是在仅使用一个从接近通道的一端延伸至接近该通道的每个其他端的密封元件时。可选地或者另外地,可以将反射层布置到通道的内表面上。

[0116] 密封元件上的反射涂层阻止密封元件内的辐射离开该密封元件,并且阻止该辐射被通道中的材料或者通道上的材料的或者通道的材料吸收,与密封元件相比,该通道更不透明,并且不具有很好的反射率。这导致撞击在第一检测器上的更高的辐射强度,并且因此导致更好的测量结果。

[0117] 传感器可以包括在密封元件和通道之间的密封件,优选为由诸如环氧树脂的聚合物创建的密封件。

[0118] 在不能保证密封元件的密封属性足以阻止气体在通道及其附近之间交换的情况下,则可以在密封元件和通道之间使用另外的密封件。优选地,该密封件由如下材料构成:可以在施加期间或施加之后流动,并且之后变为或者能够转换为固体。这保证了密封件可以填充密封元件和通道之间的任何空隙,并且之后保留在那里以完成其密封功能。优选地,密封件包括通过固化液态树脂(如环氧树脂)制备的聚合物,或者包括通过铸造或焊接制备的金属,或者包括烧结或挤压的陶瓷或者玻璃状LTCC或玻璃熔块。密封件还可以由在密封

元件和通道之间压入的弹性材料构成。例如,可以由围绕密封元件的O形环或硅橡胶来创建密封件。

[0119] 如果测量用辐射可能通过密封件传播,则对于测量用辐射来说如果该密封件很透明或者如果其很薄,则是有利的,使得该密封件不会吸收测量用辐射。

[0120] 根据本发明的另一方面,提供一种用于检测气体,特别是用于检测CO₂的传感器,包括可指向将被测量的气体的测量部位的接触面。该传感器包括至少一个辐射源、用于接收将被测量的气体的测量容积,以及用于检测所传输的辐射的至少第一检测器。通过测量容积传输该辐射。该传感器包括被布置为使得水分子至少部分从测量容积移除的集水器。

[0121] 有利地,该传感器组合了前文所述的传感器的特征。

[0122] 根据本发明的集水器是可以从该集水器附近捕获水的所有集水器,特别是可以从气体混合物中捕获水分子的所有集水器。

[0123] 测量容积内的液态水可以吸收大部分的光学信号,这是非期望的,使用集水器可以将气体混合物(特别是测量容积和扩散路径中的气体混合物)保持为足够干,以使得不会出现水凝结。这将测量信号的质量保持在足够的高度。

[0124] 集水器可以是干燥剂,特别是分子筛、硅胶或沸石。

[0125] 其他可能的材料为活性炭、硫酸钙、氯化钙、粘土或者碱石灰。优选地,集水器捕获水分子,但不捕获被测量的气体的分子。更优选地,集水器是3A分子筛。

[0126] 干燥剂是标准成分,并且可以容易地且经济地将其整合到传感器内。

[0127] 集水器被整合到传感器内,使得其与能够进入测量容积的气体混合物接触。可以在一个传感器内使用一个或数个集水器。集水器可被整合到测量容积壁内,特别是在其不吸收大量测量用辐射的情况下。如果集水器的反射率不足,则可以由反射涂层来涂布该集水器。

[0128] 还可以将集水器布置为接近或者围绕扩散路径,使得在接触面和测量容积之间移动的水分子可以由集水器捕获。

[0129] 集水器还可以被整合到传感器的其他部件内,使得来自测量容积中的气体混合物的分子可以经由交换通道到达集水器。

[0130] 此外,传感器可以包括从集水器到环境的交换通道,或者集水器可以与环境直接接触。由于传感器通常被加热,因此环境中的相对湿度通常比测量容积中的相对湿度低,并且因此集水器可以将一些水排到环境中。因此,阻止集水器变得饱和。这降低了对集水器的捕获能力的需求。因此,集水器可以更小,并且传感器寿命可以更长。

[0131] 还可以由交换通道将集水器和测量容积分离,水可渗透对象被布置在该交换通道中,优选地,接近测量容积。水可渗透对象对于H₂O分子来说至少是可弱渗透的,而对于例如CO₂的将被测量的气体种类来说,水可渗透对象的渗透性被降低,或者水可渗透对象对于将被测量的气体种类来说进一步是不可渗透的。优选地,水可渗透对象包括诸如全氟磺酸的离聚物。

[0132] 在交换通道中布置该水可渗透对象的好处在于其将要测量的气体限制到较小的容积,因为气体不能以相关的渗透速率进入该水可渗透对象后面的交换通道。这允许将传感器的响应时间保持为较短。

[0133] 还可以创建引导至环境的交换通道,水可渗透对象被布置在该交换通道中,但其

中不存在集水器,使得来自测量容积中的气体混合物的水分子可以到达环境。优选地,反射元件被布置在交换通道的前面或者在交换通道的入口处。在这种情况下,环境用作集水器。

[0134] 传感器可以包括从集水器到环境的交换通道。

[0135] 环境的相对湿度将总是比测量容积中的相对湿度低。由此,集水器可以将一些水排到环境中,并且因此集水器可以永远不会饱和。这导致传感器中的集水器的寿命更长。

[0136] 集水器还可以被布置在传感器的一次性部件中,例如在患者施加器中。如果集水器被布置在一次性部件中,则在其饱和前,其可被容易地更换。优选地,集水器被布置在诸如患者施加器的一次性施加器中,其中随着每个新的传感器应用来自动地替换集水器。这保证集水器保持运行并且传感器性能可靠。

[0137] 传感器还可以包括反射元件,该反射元件对于气体并且至少对于水分子来说可渗透,并且该反射元件被布置在交换通道中或者覆盖交换通道。优选地,该反射元件是优选地涂布有反射涂层的、包括多孔聚合物或陶瓷或半导体或金属(诸如ePTFE、纳米多孔氧化铝、多孔硅或者烧结或刻蚀的薄膜或薄片)的膜。

[0138] 例如,可将反射元件布置为接近测量容积,或者作为测量容积壁的部分。优选地,反射元件反射测量用辐射。

[0139] 该反射元件可以阻止测量用辐射被吸收并且通过交换通道而丧失。优选地,在交换通道的入口处或前面布置反射元件,集水器和水可渗透对象或者仅集水器被布置在该交换通道中。

[0140] 反射元件还可以实现内膜的功能。优选地,集水器接着被布置为使得至少在使用期间,其驻留在反射元件和接触面之间。优选地,该集水器是一次性施加器或患者施加器的部件。

[0141] 根据本发明的另一方面,提供一种用于检测气体,特别是用于检测CO₂的传感器。该传感器包括可指向将被测量的气体的测量部位的接触面。该传感器还包括至少一个辐射源、用于接收将被测量的气体的测量容积,以及用于检测所传输的辐射的至少第一检测器,其中通过测量容积传输该辐射。该传感器还包括过滤由第一检测器检测的辐射的波长滤波器。此外,数值孔径转换器(NA转换器)被布置在波长滤波器和辐射源之间的路径中。特别地,NA转换器可被布置在波长滤波器和测量容积之间,优选地靠近波长滤波器。

[0142] 根据本发明的NA转换器偏转大量的测量用辐射的射线,使得它们以较低的入射角撞击到波长过滤器上,否则该射线会以超过特定阈值角度的入射角撞击到波长过滤器上。因此,该NA转换器不像瞄准仪那样创建平行或几乎平行的射线的波束。其仅将射线的角展度限制到一定的范围,通常限制到20°-30°半角内。NA转换器通过将超过特定阈值角度的高角度射线转换成低角度射线(例如,通过在适当成角的镜像表面处偏转),来实现该限制。实际上,NA转换器还可以具有一系列的阈值角度和有限的效率,但是仍然具有如下特征:它们将高角度射线的大部分转换成低角度射线。

[0143] 优选地,该传感器组合了前文所述的气体传感器的特征。

[0144] 波长滤波器对于某些波长的辐射来说是透明的,并且对于另外的辐射来说是不透明的。通常,波长滤波器被设计为对于某些波长带(标称通带)的辐射来说是透明的,其中,辐射以垂直入射进行撞击。通带位置和形状依赖于辐射的入射角。因此,当入射角足够高时,标称通带之外的波长的辐射可能穿过滤波器。该辐射通常是非期望的辐射。此外,当射

角足够高时,通带内的波长的有用辐射可能被滤波器拒绝。该辐射是丧失的辐射。

[0145] 使用NA转换器减少了以高入射角撞击到波长滤波器上的辐射的量,这导致波长滤波器的过滤能力更好,因此,较少的、标称通带之外的波长的非期望的辐射,以及较多的、标称通带内的波长的有用辐射可以穿过波长滤波器。这提高了关于要测量的气体的浓度的被检测信号的显著性,这最终导致更准确的测量结果。

[0146] 优选地,NA转换器被创建为反射或不透明材料中的开口,该反射或不透明材料具有如下形状:抛物面反射器、复合抛物面聚光器、复合椭圆聚光器、光锥或者至少部分为锥形的任何其他几何对象。可以例如通过研磨、钻孔或注射模塑来生产NA转换器。此外,NA转换器需要具有反射表面。因此,可以由具有固有的高反射率的材料来形成NA转换器或者其表面可以涂布有反射材料。

[0147] NA转换器的高度可以大致为0.3到2.5mm,或者优选地,0.5到1.5mm。NA转换器的最小开口可以是任意形状,并且面积大致为0.07到2.3mm²,或者优选为圆形或矩形并且面积大致为0.15到0.80mm²。NA转换器的最大开口可以是任意形状,并且面积大致为0.15到9mm²,或者优选为圆形或矩形并且面积大致为0.25到2.3mm²。

[0148] 可选地,可以使用NA滤波器。

[0149] NA滤波器相当于NA转换器,除了NA滤波器通过对高角度射线的吸收而非转换来限制射线的角展度。

[0150] 此外,NA转换器可以包括透明填充物。该透明填充物对于测量用辐射来说是透明的,并且可被形成为使得其部分或全部适配于NA转换器。透明填充物消除了部分或全部来自NA转换器的气体,并且因此降低了由NA转换器内以变化浓度存在的气体吸收测量用辐射(这会使测量结果有偏差)的风险。可以通过加工透明材料(诸如蓝宝石、红宝石、yttria、YAG(钇铝石榴石)、尖晶石、氮氧化铝或硅)或者诸如氟化物玻璃的红外透明玻璃(例如ZBLAN)或者聚合物,来创建透明填充物,或者通过铸造、塑膜或烧结该材料或它们的前体来创建透明填充物。

[0151] 此外,还可以通过创建透明部件来生产NA转换器,该透明部件具有完全充满NA转换器的空隙的透明填充物的形状。除了在辐射入口和出口面上,该透明部分需要反射涂层。该NA转换器相当于由透明填充物完全填充的NA转换器,并且更易于整合到传感器内。

[0152] 根据本发明的另一方面,提供一种用于检测气体,特别是用于检测CO₂的传感器。该传感器包括可指向将被测量的气体的测量部位的接触面。接触面包括具有从其收集气体的收集区域的气体收集器。传感器还包括至少一个辐射源,以及用于接收将被测量的气体的测量容积,其中测量容积包括指向接触面并且对于气体来说可渗透的进入区域。传感器还包括用于检测所传输的辐射的至少第一检测器,其中通过测量容积传输该辐射。气体收集器的收集区域比测量容积的进入区域更大。

[0153] 进入区域被定义为测量部位上的区域,当不存在气体收集器时,在使用期间,气体可以从该区域扩散到测量容积内(或从测量容积扩散出)。收集区域被定义为测量部位上的区域,当存在气体收集器时,在使用期间,气体可以从该区域扩散到测量容积内。

[0154] 优选地,该传感器组合了前述传感器的特征。

[0155] 通过具有比进入区域大的收集区域,从测量部位(特别是从皮肤)收集气体更加高效,因为来自测量部位的较大区域的气体分子能够扩散到传感器内。这导致测量容积中的

气体浓度与在测量部位处的对应分子浓度(特别是与皮肤中的浓度)更快地平衡。这进而减少了传感器响应时间。可选地或另外地,包括气体收集器允许增加测量容积的大小而不会影响响应时间,这导致通过测量容积的辐射吞吐量更高,并且最终导致传感器准确性增加。

[0156] 气体收集器的总的气体可进入容积必须小,因为其增加了扩散气体需要进入的总容积。优选地,扩散路径的累计容积小于测量容积的容积的五十倍,更优选地,小于测量容积的容积的五倍,甚至更优选地,小于测量容积的容积的一倍。

[0157] 气体收集器基本上可以具有任何形状。优选地,气体收集器在区域上扩展,使得收集区域基本小于 350mm^2 ,优选小于 180mm^2 并且大于 5mm^2 。

[0158] 气体收集器可以包括气体的扩散路径,其中扩散路径包括接触孔和收集通道,并且其中扩散路径从接触面引导至测量容积,或者引导至另外的扩散路径,该另外的扩散路径引导至测量容积。

[0159] 扩散路径,特别是收集通道,可以对接触面开放或隐藏,或者是开放和隐藏的组合。

[0160] 可以在有意构造或刻画的面之间或者在具有预先定义的表面粗糙度的两个表面之间形成扩散路径,特别地,在 $100\mu\text{m}$ 到 $1\mu\text{m}$ 的范围内。

[0161] 这些表面中的至少一个可以是内膜或外膜。

[0162] 该设计允许传感器的测量容积和接触面之间的高效交叉扩散。

[0163] 这导致短的传感器响应时间。

[0164] 根据本发明的另一方面,提供一种用于检测气体,特别是用于检测 CO_2 的传感器,包括可指向将被测量的气体的测量部位的接触面。该传感器包括至少一个辐射源,以及用于接收将被测量的气体的测量容积。测量容积包括指向测量部位的可渗透壁,并且至少第一检测器用于检测所传输的辐射。通过测量容积传输该辐射。可渗透壁包括反射辐射的多孔表面,其中多孔表面的孔开口优选地具有小于 $5\mu\text{m}$ 的大小。更优选地,孔开口具有小于 $1\mu\text{m}$ 的大小。

[0165] 优选地,该传感器组合了前述传感器的特征。

[0166] 使用反射辐射的多孔表面保持了测量容积内的辐射,然而允许气体分子进入测量容积。

[0167] 由于将被测量的气体可进入的总容积需要被保持为很小,因此该可渗透壁可以薄并且小,从而导致可接受的传感器响应时间。

[0168] 如前所述,可渗透壁可以用作内膜。

[0169] 可渗透壁基本上可以包括与可用于多孔内膜的材料相同的材料,特别地,涂布有反射层的纳米多孔氧化铝,或多孔硅,或者烧结或刻蚀的薄膜或薄片。

[0170] 优选地,反射层由Al、Au、TiN、Cu、Ag、Mo或W构成。反射层需被施加为使得其不阻塞孔,并且因此允许气体进入测量容积。

[0171] 前述传感器中的任何一个可以包括如下的辐射源:其发射在相对宽的范围内(特别是在红外范围内)的辐射并且具有数微米的发射带宽。通常以及优选地,热辐射器可被用作辐射源。

[0172] 在如下温度中操作热辐射器:测量用辐射在该温度中以足够的强度被发射,通常高于 400°C 。通常,热辐射器具有接近黑体发射光谱的发射光谱。特别地,热辐射器以明显比

将被测量的气体的吸收带更宽的波长带发射辐射。

[0173] 由于合理的驱动功率,使用高效热辐射器导致准确的测量结果。

[0174] 可选地,辐射源可以包括红外LED。

[0175] 使用红外LED可以是有利的,因为与热辐射器相比,对于传感器来说其损失较少的热能,并且因为可以以高频率对其施以脉冲。这可以导致良好的检测器信号的信噪比,并且因此导致准确的测量结果。此外,如果LED的发射带足够窄,则对于至少第一检测器可以省略波长滤波器。然而,还可以使用如下的LED:其发射比将被测量的气体的吸收带更宽的波长带中的辐射。

[0176] 此外,辐射源可以包括发射足够的测量用辐射的红外激光器,例如VCSEL。

[0177] 使用红外激光器是有利的,因为其通常以非常高的强度发射非常窄带的辐射,并且可以以高频率被施以脉冲。这可以导致良好的检测器信号的信噪比,并且因此导致准确的测量结果。此外,对于至少第一检测器可以省略波长滤波器。

[0178] 传感器外壳可以是不透气的。传感器外壳至少包括测量容积、扩散路径、通道、辐射源和检测器。当然,在不透气的传感器外壳中允许气体通过扩散路径进入或离开测量容积,以及允许气体通过有意引入的交换通道进入或离开测量容积或扩散路径。

[0179] 不透气的传感器外壳导致准确的测量结果,因为除了测量容积中的气体,能够吸收辐射路径中测量用辐射并且由此使测量结果有偏差的气体不能与环境交换。

[0180] 至少在1至12 μm 的范围内,优选地在1至5 μm 的范围内,并且更优选地在3至5 μm 或在2至4 μm 之间的范围内的辐射可以由第一检测器检测。

[0181] 在1和12 μm 之间的波长带,以及特别地,在1和5 μm 之间的波长带包含将被测量的气体(特别是CO₂)的吸收线。

[0182] 测量容积可以具有小于10 mm^3 的容积,优选地具有小于2 mm^3 的容积,以及最优地具有小于或等于1 mm^3 的容积。

[0183] 在可接受的响应时间内,在该测量容积中包含的气体种类的浓度可以与患者皮肤上的测量部位处的相应浓度平衡,并且此外,该测量容积允许光学辐射通过该测量容积传播。

[0184] 传感器可以包括独立的第二检测器或者具有第一和第二检测表面的单个检测器,以及在测量容积和上文所述的第二检测器之间的第二路径。

[0185] 使用第二检测器或第二检测表面允许同时测量在测量容积中包含的不同气体种类。

[0186] 其还允许比较撞击到两个检测器或检测器表面上的辐射的强度,其中,落到第一检测器上的辐射可由将被测量的气体吸收,并且落到第二检测器上的辐射不能由将被检测的气体吸收。这允许检测到由辐射源发射的辐射强度的变化,例如可能由于源的老化,随时间出现该变化。该所检测的变化可被用于纠正测量结果,这提高了传感器的准确性,特别是长期的准确性。

[0187] 第二路径可以至少部分地与在第一检测器和测量容积之间的路径分离。

[0188] 路径的分离使得辐射能够到达第二检测器。优选地,路径的分离出现在检测器附近,使得对于撞击到两个检测器上的辐射来说,测量环境在很大程度上是相同的。

[0189] 例如,还可以将路径的主要分离设计为出现在波长敏感元件内。可选地,可以在密

封元件(优选地,在测量容积和检测器隔室之间的密封元件)中实现路径分离,或者在测量容积中实现路径分离,或者可选地,在源隔室中实现路径分离。

[0190] 可选地,还可以通过使用分束NA转换器来得到路径的分离。可以在接近第一和第二检测器的通道填充物的端部处布置该分束NA转换器。分束NA转换器一方面是反射器,其将从通道填充物出现的辐射波束划分为两个分离的波束,并且同时在另一方面,将以超过特定阈值角度的角度进行撞击的射线转换为较低的角度(如同NA转换器)。该设计使得在仅具有一个通道(优选地,具有填充物的通道)的情况下使用两个检测器成为可能,这使得设计更小和更快的传感器成为可能,此外由于辐射波束的后段分离,该传感器对凝结和腐蚀比较不敏感。分束NA转换器可以由板中的两个锥角孔(例如具有椭圆形截面)构成,其中较小的孔开口重叠并且面对密封元件,而较大的孔开口也重叠或者在空间上分离,并且面对检测器。

[0191] 还提供一种用于检测气体,特别是CO₂的方法,优选地使用根据先前描述的传感器。辐射从至少一个辐射源发射出,通过测量容积传输,并且由检测器检测。在经皮扩散至测量容积之后,在测量容积中接收将被测量的气体。辐射以非成像方式在辐射源和检测器之间传播。

[0192] 以非成像方式的传播使得创建小型化传感器成为可能,该小型化传感器能够以可接受的响应时间检测从皮肤经皮扩散的气体。可以明显地放宽制造公差,这简化了传感器的生产。由于这对于测量经皮气体是必需的,对于非常小的传感器和具有非常小的测量容积的传感器来说,尤其如此。此外,降低了生产成本并且增强了传感器的可靠性。

[0193] 可以阻止诸如清洗液或汗的液体或者诸如凝胶的粘性液体进入测量容积。

[0194] 由于液体的辐射吸收特性,液体或者粘性液体的存在可以导致错误的测量结果。膜是用于阻止液体或者粘性液体进入测量容积的手段,其对于液体来说不可渗透。

[0195] 可以从包含将被检测的气体的气体混合物中至少部分地移除水蒸气,特别是从包含在测量容积和扩散路径中的气体混合物中至少部分地移除水蒸气。

[0196] 移除水蒸气降低了相对湿度,并且从而降低了测量容积中或扩散路径中水凝结的可能性。

[0197] 可以通过NA转换器和波长滤波器至少部分地传输辐射。

[0198] 与使用没有NA转换器的波长滤波器相比,使用NA转换器和波长滤波器减少了在滤波器的标称通带之外的波长的辐射量,并且增加了该标称通带内的波长的辐射量。

[0199] 这导致更准确的测量结果。

[0200] 根据本发明的另一方面,提供一种用于检测气体、特别是CO₂的方法,优选如上文描述的方法。特别地,使用根据先前描述的传感器执行该方法。辐射从至少一个辐射源发射出,通过测量容积传输,并且由检测器检测。在经皮扩散至测量容积内之后,在测量容积中接收将被测量的气体。由具有收集区域的气体收集器来收集气体,该收集区域大于测量容积的进入区域。

[0201] 通过具有比进入区域大的收集区域,从测量部位(特别是从皮肤)收集气体更加高效,因为来自测量部位的较大区域的气体分子能够扩散到传感器内。这导致测量容积中的气体浓度与在测量部位处的对应分子浓度(特别是与皮肤中的浓度)更快地平衡,这减少了传感器响应时间。可选地,包括气体收集器可以允许增加测量容积的大小而不会影响响应

时间,这导致通过测量容积的辐射吞吐量更高,并且最终导致传感器准确性增加。

[0202] 还可以在一个传感器中组合不同的测量方法,例如测量温度、多波长脉搏血氧测量、经皮氧气(tcPO₂)、用于自校准目的的另外的辐射强度,或者另外的气体浓度测量。

[0203] 这种在一个传感器中的组合在应用中可能是有利的。

[0204] 如上所述的传感器还可以包括温度控制装置。温度控制装置可以包括加热器和温度传感器。

[0205] 优选地,温度控制装置将传感器的温度保持在37到50°C的范围内,并且优选地,保持在41到45°C的范围内。

[0206] 此外,传感器可连接至功率单元。其还可以连接至信号处理单元或者包含信号处理单元,该信号处理单元控制传感器操作,并且可以放大、转换和处理由检测器测量的信号。功率和信号处理单元可被整合到一个电子装置内或者分离的电子装置内,或者单元可被划分为分离的部分单元,并且该全部或部分单元可被整合到分离的电子装置内。

[0207] 当该分离的电子装置被布置为远离传感器头时,可以设计小的传感器头,其特别适于施加在皮肤上。

[0208] 此外,如上所述的传感器可以包括更换机构,其包括至少两个波长滤波器以改变用于过滤测量用辐射的有效波长滤波器。可以以车轮、弓或阵列的形式整合该更换机构。

[0209] 改变波长滤波器的可能性使得能够在一个传感器中检测不同的吸收线,以及因此检测不同的气体。此外,其使得能够执行自校准测量,这导致更准确的测量结果。

[0210] 根据本发明的、具有多孔内膜和/或外膜的传感器可以包括孔填充物,该孔填充物由气体可渗透材料构成,特别是由诸如硅胶的聚合物(例如,聚二甲基硅氧烷等)或含氟聚合物(例如,聚四氟乙烯、非晶含氟聚合物等)构成。

[0211] 该孔填充物抑制孔的污染和阻塞,并且防止水在孔中凝结。

[0212] 也可以选择仅传感器的一个膜包括孔填充物。特别地,外膜可以包括孔填充物。外膜可以例如由金属构成或者由陶瓷复合物构成或者由玻璃构成,其包括聚合的孔填充物,该金属例如是钢、钛、铝等,该陶瓷复合物例如是氧化铝、氮化硅等。

[0213] 该设计可以导致下列的优化组合:气体扩散至测量容积内,以及消除污染和水凝结。

[0214] 还可以想到在施加期间存在第三膜,该第三膜是患者施加器的部分,例如在WO 2013/064313中所描述的。在这种情况下,在施加期间总共存在三个膜,并且附接到传感器的外膜变为中间膜。

[0215] 优选地,根据本发明的(没有通信和电源)的传感器适配于具有30mm的直径和20mm的高度的虚拟柱体或者15cm³的虚拟容积。更优选地,传感器适配于具有20mm的直径和16mm的高度的柱体或者5cm³的虚拟容积。最优地,传感器适配于具有17mm的直径和13mm的高度的柱体或者3cm³的虚拟容积。

[0216] 在适配于该容积的该传感器内,布置传感器的全部测量用光学器件,但排除诸如电缆的通信和电源装置。沿光学路径从发射器传播至检测器的所有测量用辐射射线被限制到该容积。特别地,没有连接至传感器的光纤,该光纤将测量用辐射引导至传感器内或者从传感器引导出。

[0217] 此外,优选地,传感器仅通过电气或电子装置与诸如PCB或显示器的其他装置通

信。在这种情况下,不存在来自外部的与传感器的光学通信。

[0218] 优选地,从源经由测量容积到检测器或检测表面的最短完整光学路径(即,测量用辐射所遵循的最短路径)的总长度不超过20mm,并且优选地,不超过10mm。该设计允许创建小型化传感器,例如在使用诸如CO₂传感器的医学传感器的环境中,该小型化传感器是有利的。

[0219] 从源经由测量容积到检测器或检测表面的最短完整光学路径(即,测量用辐射所遵循的最短路径)引导通过气体不可进入容积(如通道填充物),以及通过气体可进入容积,如测量容积或者在通道填充物和源之间的未填充空间。

[0220] 更优选地,引导通过气体可进入容积而不包括测量容积的该最短完整光学路径的那些部分的长度总和不超过3mm,优选地不超过1.5mm,以及更优选地不超过0.8mm。该设计改善了测量结果:如果将被测量的气体随时间推移扩散到该气体可进入容积内而不是测量容积内,则其使得测量结果有偏差,这降低了测量准确性。当通过气体可进入容积而不包括测量容积的典型光学路径长度被设计为较短时,并且特别地,当比通过测量容积的典型路径长度短时,该偏差的影响被降低,并且测量结果更为准确。此外,该设计还使得引入了排气开口,但没有引入由于环境中存在的测量用气体而造成的明显偏差,其中排气开口从该气体可进入容积而不是测量容积引导至环境。

[0221] 优选地,在典型的测量条件(排除了初始升温阶段)下,被输送至传感器的平均电功率低于5W,更优选地低于2W,并且最优地低于1W。

[0222] 超过这些功率值可导致增加的传感器温度,在该传感器被应用于患者的皮肤的情况下,则增加的传感器温度可导致皮肤烧伤。

附图说明

[0223] 根据优选实施例和下列附图进一步阐述本发明,其中:

[0224] 图1是传感器的截面示意图,示出辐射如何从源经由测量容积传播至辐射检测器,以及使得气体能够进入测量容积的可能的布置;

[0225] 图2是传感器的截面示意图,示出非成像测量容积的可能的形状以及使得气体能够进入测量容积的可能的布置;

[0226] 图3是传感器的截面示意图,示出辐射如何从源经由球形密封元件传播至测量容积内,以及从那里通过另外的球形密封元件、NA转换器和波长滤波器到达辐射检测器;

[0227] 图4是传感器的截面示意图,示出非成像测量容积的另一形状和填充通道的另一方式;

[0228] 图5是传感器局部的截面示意图,示出测量容积的反射可渗透壁;

[0229] 图6是传感器局部的截面示意图,示出包括气体收集机构的内膜;

[0230] 图7a-b是传感器局部的两个截面示意图,示出可以如何布置至少部分为球形的密封元件和密封件来密封通道;

[0231] 图8a-b是传感器局部的两个截面示意图,示出以高角度离开密封元件的射线如何被NA转换器转换成在撞击到波长滤波器上之前具有低入射角的射线;

[0232] 图9是传感器的截面示意图,示出通向外界的交换通道;

[0233] 图10是传感器的截面示意图,示出包括干燥剂的交换通道;

[0234] 图11a、b、c是传感器局部的截面示意图,示出集水器在传感器的一次性部件中的三种布置;

[0235] 图12a-b是传感器接触面的局部的示意图,示出不存在和存在气体收集器时的进入和收集区域;

[0236] 图13是传感器的自顶向下的示意图,示出辐射如何沿第二路径从源传播到第二检测器上;

[0237] 图14a-b是具有分束NA转换器的另一传感器实施例的截面示意图和自顶向下的视图;

[0238] 图15a-c是具有包括单个波长敏感元件和数个检测表面的检测器的另一传感器实施例的截面示意图和自顶向下的视图;

[0239] 图16是具有密封元件以及包括单个波长敏感元件和至少两个检测表面的检测器的另一传感器实施例的截面示意图;

[0240] 图17a-f是传感器局部的截面示意图,示出具有和不具有孔填充物的测量容积的多孔壁的不同实施方式;

[0241] 图18a-e是包括波长敏感元件和至少两个检测表面的检测器的四个实施例的自顶向下的示意图。

具体实施方式

[0242] 图1示出了用于检测气体的传感器1的截面示意图。传感器1包括可指向测量部位的接触面2。在这种情况下,测量部位是患者皮肤上的区域,并且要检测的气体是通过患者皮肤(即经皮)扩散的CO₂。该传感器还包括位于隔室13中的辐射源3,该辐射源3发射至少在如下波长范围内的辐射:该范围内的辐射可由将被测量的气体吸收。所发射的适当波长的辐射沿多个路径6从源3通过包括至少一个密封元件14的通道8传播至测量容积4,并且从那里通过另一通道8(也包括密封元件14)以及通过波长滤波器21传播至第一检测器5,该第一检测器5位于隔室13中。取决于测量容积4中的气体的浓度,所发射的辐射的某一部分在测量容积4中由将被测量的气体吸收。气体吸收的变化导致来自检测器5的信号变化,这允许推断出气体浓度。

[0243] 可选地,可由包括第一和第二检测表面(例如,如图18a-e所示)以及(诸如干涉波长滤波器的)一个公共波长敏感元件的单个检测器来取代检测器5和波长滤波器21。使用具有第二检测表面和波长敏感元件的检测器使得能够创建更简单和更便宜的传感器,该传感器更易于小型化并且可以更准确。

[0244] 除了辐射入口和出口之外,测量容积4的表面主要是高度反射的。测量容积4没有成像目的,并且进入它的任一光子进行随机游走。进入的辐射具有特定的空间和径向强度分布(如针对成像系统的情况那样)并不重要。测量容积4的形状被设计为使得指向辐射源3和第一检测器5的上表面形成平面表面。密封元件14的表面形成该平面表面的部分。该平面表面通过如下方式创建:粗略地将柱形密封元件14整合到板中,并且如果必要的话,还整合一个密封件,随后通过研磨和抛光直到获得平面表面。柱形密封元件14的另一表面也是平面,并且以相同的方式被创建。当然,还可以通过整合已经是适当形状的密封元件来获得平面表面,而不需要进行研磨和抛光。

[0245] 因此,接合两个板状元件40使得由两个板状元件40形成测量容积4,一个板状元件40具有平面表面和整合的密封元件14,并且另一个板状元件40具有从一个密封元件14的下方延伸至另一个密封元件14的下方的凹陷或凹部,该测量容积4由平面表面和凹部所限定的空间组成。

[0246] 要检测的气体从测量部位经由接触面2和扩散路径26扩散至测量容积4内,该扩散路径26包括接触孔27和内膜11。内膜11的第一面同时形成测量容积4的可渗透壁29的多孔表面30,并且也能够很好地进行反射,因为其是由固有的反射材料构成的。可选地,内膜11的第一表面已接收反射层32。内膜11是无孔的或者多孔的,其在多孔表面30处具有非常小的孔开口。在多孔表面30处的孔开口的大小不超过约1 μm 。内膜11的第二面位于接触面2之后,其中接触孔27形成接触面2和内膜11的第二面之间的连接,使得来自测量部位的气体分子可以通过扩散至内膜11并且通过内膜11而进入测量容积4,因此扩散路径26引导通过内膜11。接触孔26可以例如由接触面2或传感器外壳33中的小孔构成,或者由被安装以形成接触面2的板或薄膜中的小孔构成。因此,用于气体分子的扩散路径26可以从接触面2经由接触孔27和内膜11引导至测量部位4。

[0247] 可选地,并非由内膜,而是由包括接触孔27(例如小孔)的材料形成测量容积4的可渗透壁29。指向测量容积的该材料的第一面是反射的,或者涂布有反射层32。接触孔可以延伸至接触面2或者延伸至接近接触面2。包括接触孔27的该材料的第二面可以与内膜11的内表面相邻,该内膜11可以是无孔或多孔的并且其外表面可以形成接触面2的至少部分。因此,用于气体分子的扩散路径26可以从接触面2经由内膜11和接触孔27引导至测量部位4。

[0248] 图2示出了传感器1的截面示意图,包括位于隔室13中的发射测量用辐射的辐射源3。测量用辐射通过通道8传播至测量容积4内,该通道8包括非柱形密封元件14。接着,测量用辐射通过测量容积4和至少一个另外的通道8(也包括非柱形密封元件14,以及可选地包括密封件)传播,穿过NA转换器22和波长滤波器21,最终撞击到位于隔室中的第一检测器5上。

[0249] 将被测量的气体可以从接触面2经由包括接触孔27和内膜11的气体扩散路径26进入测量容积4。至少在使用期间,在接触面2上存在外膜10。传感器外壳33具有接收接口,该接收接口适于在接收位置中接收外膜10,例如使得该外膜能够被扣在传感器1上。内膜11可以从接触面2延伸到传感器内,其中内膜11的内表面可以形成测量容积4的可渗透壁29。可选地,内膜11的内表面可被定位在测量容积限域(confinement)的远处,并且扩散路径26引导通过第二可渗透区域,该第二可渗透区域由引导进入测量容积4的小孔或接触孔27构成。此外,内膜11还被定位成使得其外表面在接触面2的远处,并且内膜11的内表面位于其远处。因此,扩散路径26还从接触面通过一些另外的可渗透区域(例如包括接触孔27)引导至内膜11。

[0250] 测量容积4是非成像光学元件7。测量容积4除了测量用辐射应该进入或离开该测量容积4的那些区域之外,还具有主要反射的表面36。测量容积4由两个板状元件40形成,其中,除了使得气体进入的孔,指向测量部位的元件是平面的。第二元件包括通道8和密封元件14。该第二元件中的特定凹陷或凹部,与第一元件的平面表面以及密封元件14的端面一起形成测量容积4的边界。这允许辐射从一个密封元件14的端面传播至另一密封元件的端面。

[0251] 该实施例的一个主要优势是第一板状元件基本上用作平面镜,因此其不需要在恰好位于辐射入口和出口位置对面的很好控制的部位处具有凹部。因此,可以放宽第一板状元件的容差性,然而无论如何,第二板状元件的容差性必须是严格的。

[0252] 图3示出了传感器1的截面示意图,包括位于隔室13中的发射测量用辐射的辐射源3。测量用辐射沿多个辐射路径6通过通道8传播至测量容积4内,该通道8包括两个球形密封元件14a。接着,测量用辐射通过测量容积4和另一通道8传播,该通道8也包括两个球形密封元件14a并且可选地还包括填充物9,测量用辐射进一步通过NA转换器22和波长滤波器21传播,并且最终撞击到位于隔室13中的第一检测器5上。通道8包括反射表面36。气体可以通过从接触面2延伸至测量容积4的多孔或无孔内膜11进入测量容积4,在这种情况下,该内膜11可以形成测量容积的可渗透壁29,该可渗透壁29具有良好的继承反射率或者涂布有反射层32。

[0253] 由两个板状元件40形成测量容积4,其中指向测量部位的一个元件基本上是平面的。另一板状元件包含密封元件14a和连接凹陷,测量用辐射通过该连接凹陷传播。测量容积4是非成像的,因此表示非成像光学元件7。

[0254] 图4示出传感器1的截面示意图,包括位于隔室13中的发射测量用辐射的辐射源3。测量用辐射通过通道8传播至测量容积4内,该通道8包括密封元件14和密封件15。接着,测量用辐射通过测量容积4(表示非成像光学元件7)并且通过包括密封元件14和密封件15的另一通道8传播,通过波长滤波器21传播,并且最终撞击到位于隔室13中的第一检测器5上。隔室被热和光学隔离壁划分成两个部分。通道8包括反射表面36并且密封件15对于测量用辐射至少适度地透明,或者密封元件14涂布有反射层,这使得不需要具有反射通道8或者透明密封件15。

[0255] 测量容积4具有反射表面36,并且是通过在诸如铝的反射材料中制造两个或更多汇合孔来创建的。这允许由单片材料制造测量容积4,使得无需精确对准形成测量容积的板状元件40。

[0256] 由通过接触孔27和气体收集器的扩散路径26来保证气体进入测量容积4,该气体收集器包括收集通道28。在一个可选的实施例中,并非由两个汇合孔来形成测量容积4的底部,而是由包含具有反射表面的内膜11的可渗透壁来形成测量容积4的底部。

[0257] 图5示出传感器局部的截面示意图,其示出了测量容积4的可渗透壁29的一种可能的实施方式。可渗透壁29由内膜11形成,该内膜11具有多孔表面30,并且具有例如由施加在该表面上的反射层32产生的反射表面。孔31从多孔表面30延伸至接触面2,使得将被测量的气体分子能够沿扩散路径26,从接触面2通过内膜和孔31扩散至测量容积4内。除了辐射入口和出口表面,测量容积4基本上到处都具有反射表面36,其中由密封通道8的球形密封元件14a和反射表面36限定该测量容积4。

[0258] 图6示出传感器局部的截面示意图,其示出了包括气体收集机构12的内膜11的一种可能的实施方式。内膜11形成测量容积4的可渗透壁29,并且具有多孔表面30和例如由施加在该多孔表面30上的反射层32产生的反射表面。孔31以接触孔27的形式从多孔表面30延伸至接触面2,或者延伸至收集通道28,使得将被测量的气体分子可以沿扩散路径26,从接触面2通过收集通道28、通过内膜11并且通过孔31扩散至测量容积4内。内膜11包含气体可渗透区域,例如收集通道28、通过接触孔27的扩散路径26等,然而它也可以包含气体不可渗

透区域,该气体不可渗透区域用于维护内膜11的尺寸稳定性,而不提供可能延迟传感器的响应时间的可进入容积。

[0259] 同样,由布置在通道8中的不规则形状的密封元件14来限定测量容积4。通道8可以具有反射表面36或者密封元件14可以涂布有反射层。气体收集机构的收集区域24比进入区域25大。

[0260] 图7a、b示出传感器局部的两个截面示意图,其示出了可以如何布置球形密封元件14a(图7a)或部分球形密封元件14a(图7b)和密封件15来密封通道8。例如,所示的传感器局部可以与隔壁13相邻,使得通过球形密封元件14a将测量用辐射传输到通道8内,或者使得通过球形密封元件14a将测量用辐射从通道8朝向第一检测器传输到隔壁13内。通道8具有反射表面36。可以通过如下方式来创建通道填充物:首先例如通过按压使球形密封元件14a到达其期望的位置,随后用例如硬化和密封液来填充剩余空间的所需的部分,从而形成密封件15。该密封件15保证通道填充物是不泄漏的,以防止单独的球形密封元件14a不能足够紧密或可靠地密封。

[0261] 通过使用适当的手段(例如通过研磨)来削平球形密封元件,从该球形密封元件获得部分球形密封元件14a。优选在施加和硬化密封件15之后执行削平处理,特别是在硬化密封液的部分可以流动或溢出到球体的整个表面上(这种情况是非期望的,除非密封件对于测量用辐射来说是高度透明的)时。

[0262] 图8a示出在第一检测器5附近的传感器局部的截面示意图。辐射通过通道8从辐射容积传播出来。通道8包括填充物9,该填充物9由具有反射表面36的密封元件14和密封件15构成。由于沿辐射路径存在非成像光学元件(例如测量容积),因此测量用辐射在离开通道填充物9时遵循多个路径6。辐射通常以宽角分布离开通道填充物9,其中包括以高角度离开的辐射。该高角度辐射击中具有反射表面的NA转换器22的壁,并且被反射,使得该辐射以低入射角撞击到波长滤波器21上。没有NA转换器22的话,高角度辐射不会偏向,并且以明显较高的角度撞击到波长滤波器21上。通过波长滤波器21传输的辐射可以到达位于隔壁13中的第一检测器5,并且产生测量信号。以低角度离开通道填充物9的辐射不会击中NA转换器22,并且不经反射撞击到波长滤波器21上。因此,NA转换器通过将高角度转换为低角度辐射,缩小了撞击到波长滤波器21上的测量用辐射的角度分布,这提高了波长滤波器选择性。

[0263] NA转换器22包括透明填充物38。该透明填充物阻止气体进入NA转换器,并且因此不可能由于改变吸收测量用辐射的气体的浓度而使测量结果有偏差。

[0264] 图8b示出可选的实施例,其中NA转换器22不是由在材料中创建的空隙构成,其中该空隙可以包括或者不包括透明填充物。相反,NA转换器22由具有透明填充物38的形状的透明部分39形成,该透明填充物38完全填充了NA转换器22的空隙。除了辐射入口面和出口面,透明部分39具有反射涂层36。该NA转换器相当于由透明填充物38完全填充的NA转换器,并且更易于整合到传感器内。

[0265] 图9示出了传感器1的截面示意图。测量容积4通过交换通道17与环境19连接。水可渗透对象18(同时,其对于在测量容积4中包含的要测量的气体是几乎或完全不可渗透的)被布置在交换通道17中,接近测量容积4。对于水分子来说也可渗透的反射元件20位于测量容积壁的部分中。因此,从辐射源3经由密封元件14传播到测量容积4内的辐射将不会进入交换通道17,而是保留在测量容积4中。这增加了撞击到检测器上的测量用辐射的量,进而

提高了测量准确性。测量容积4中包含的水分子可以通过反射元件20进入水可渗透对象18,并且扩散到环境19中。以这种方式,将测量容积4中的气体混合物保持为足够干燥,使得不可能发生液态水的凝结。

[0266] 图10示出传感器1的截面示意图。测量容积4被连接至交换通道17。集水器16(优选地,其对于测量容积4中包含的要测量的气体几乎或完全不可渗透)被布置在交换通道17中,接近测量容积4。对于水分子来说也可渗透的反射元件20位于测量容积壁的部分中。因此,从辐射源3经由密封元件14传播到测量容积4内的辐射将不会进入交换通道17,而是保留在测量容积4中。这增加了撞击到检测器上的测量用辐射的量,进而提高了测量准确性。测量容积4中包含的水分子可以通过反射元件20进入集水器16,并且被捕获在集水器16中。以这种方式,将测量容积4中的气体混合物保持为足够干燥,使得不可能发生液态水的凝结。

[0267] 图11a、b、c示出传感器1的局部的截面示意图,其示出了测量容积4的附近以及集水器16在传感器1的一次性部件中的三种可能的布置。测量容积4由两个板状元件40形成,其中一个板状元件40基本上是平面的。测量容积4包括可渗透壁29,该可渗透壁29由内膜11形成。存在于测量部位的分子可以经由扩散路径26扩散到测量容积4内。内膜11对于水分子来说是可渗透的,使得测量容积4中包含的水分子可以通过内膜11扩散,并且到达一个或数个集水器16,水分子可被捕获在该一个或数个集水器16中。这将测量容积4中包含的气体混合物保持为足够干燥,使得液态水在测量容积4中不可能凝结。此外,水分子也可以例如通过如下方式直接到达集水器16,即不到达测量容积4:例如沿传感器1的接触面2扩散、通过在集水器16的位置处的外膜10扩散,或者经由扩散路径26(特别是在扩散路径26引导通过存在于集水器16材料中的接触孔27时)。

[0268] 集水器16与外膜10适当地组合,使得替换外膜时也替换集水器16。以这种方式,新的集水器16可被容易地安装到传感器1中。

[0269] 图12a、b示出传感器1的接触面2的局部视图及其顶部视图,指示不存在气体收集器23时(图12a)的进入区域25以及存在气体收集器23时(图12b)的进入区域25和收集区域24。

[0270] 在不存在气体收集器23的情况下,如图12a所示,在进入区域25内的接触面2处出现的气体分子可以高效地进入接触孔27,并且经由扩散路径扩散到测量容积内。

[0271] 在存在气体收集器23的情况下,如图12b所示,在收集区域24内的接触面2处出现的气体分子可以高效地进入接触孔27或者气体收集器23。一旦在气体收集器23中,气体分子可以沿气体收集器23中的收集通道28以及进一步地沿扩散路径26(诸如刻画或孔)扩散到接触孔27内,并且从那里进一步扩散到测量容积内。因此,气体收集器23增大了如下区域:气体分子可以从该区域高效地进入引导至测量容积的扩散路径,这缩短了传感器的响应时间。

[0272] 图13示出传感器1的并且通过该传感器1的自顶向下的示意图,其示出了测量用辐射如何沿路径6从位于隔壁13中的辐射源3通过填充通道8的密封元件14传播到测量容积4内,并且从那里通过填充通道8的另一密封元件14以及通过波长滤波器21传播至位于隔壁13中的第一检测器5。此外,测量用辐射还以如下方式传播:沿第二路径35,通过测量容积4,还通过填充另一通道8的另一密封元件14,并且通过具有与波长滤波器21不同的额定通带

的第二波长滤波器41,到达位于隔室13中的第二检测器34。可选地,可以使用图18a-e中所示的包括两个检测表面和单个波长敏感元件的检测器,来代替每个都具有波长滤波器21的第一检测器5和第二检测器34。

[0273] 来自测量部位的气体分子可以通过接触孔27进入测量容积4。传感器外壳33是不透气的,使得来自环境或测量容积4的气体不能进入或离开隔室13并且不会导致有偏差的测量。

[0274] 图14a和14b分别示出传感器1的截面和自顶向下示意图。

[0275] 图14a和14b示出与先前描述类似但具有如下区别特征的传感器1的实施例。测量用辐射射线在公共波束内沿光学路径6从源3传播出来,首先通过通道8中的第一密封元件14,接着通过测量容积4,并且之后通过通道8中的第二密封元件14(图14a的右手侧)。取代将一个密封元件14整合到通道8内,还可以想到将数个密封元件整合到通道8内。此外,密封元件14还可以从通道8突出,如截面图所示,并且可以具有反射外表面36。辐射在公共波束内传播,直到其离开其路径上的最后通道8或者最后密封元件14,取最后一个。之后,辐射波束进入NA转换器22,该NA转换器22是分束NA转换器,并且其另外可以包括透明填充物。辐射波束仅在进入分束NA转换器22之后被分成两个分离的波束。该设计使得传感器对于例如由腐蚀、污染或凝结产生的反射属性的变化(特别是测量室中的反射属性的变化)鲁棒;例外,测量容积可以很小。两个独立的辐射波束被分别引导至第一波长滤波器21上并且从那里到达第一检测器5,以及被引导至第二波长滤波器41上并且从那里到达第二检测器34(参见图14b)。于是,可以沿光学路径6引导第一波长的测量用辐射并且由第一检测器5检测该辐射,而可以沿第二光学路径35引导第二波长的测量用辐射并且由第二检测器34检测该辐射。

[0276] 该实施例中的测量容积4由两个汇合的、成角度的孔和具有作为底部反射器的反射表面或涂层36的渗透壁29限定,它们一起形成了非成像光学元件7。可渗透壁29同时用作具有接触孔27的内膜,该接触孔27作用于存在于传感器的接触面2附近的测量气体的扩散路径26。

[0277] 图15a示出可选传感器1的截面示意图,并且图15b、c示出可选传感器1的自顶向下的示意图。该实施例除了如下的区别特征,与图14a、b所示的实施例类似。测量容积4和检测器隔室13之间的密封元件14相对较宽。这导致加宽的辐射波束,其中所有波长的测量用辐射类似地分布在波束内。然而,波束内射线的角分布并不均匀;接近中心的离开密封元件14的射线与偏离中心的离开密封元件的射线相比,具有相对于密封元件的表面法线来说较低的角度。

[0278] 当如图15b所示将分别具有第一21和第二41波长滤波器的第一检测器5和第二检测器34布置在密封元件14的表面上时(其中可能存在密封元件和波长滤波器之间的小空隙),这对于检测测量用辐射来说是有利的。

[0279] 可选地,如图15c所示,可在密封元件14的出口表面附近布置包括单个波长敏感元件21以及第一43和第二44检测表面的检测器。第一43和第二44检测表面可以具有例如如图18a-d所示的形状,并且例如可被同心地布置。

[0280] 在该设计下,除了测量容积,测量用辐射仅穿过气体可进入空间的非常短的部分。因此,已经到达检测器的隔室13的将被测量的任何气体不会使在测量容积4中的将被测量的气体的测量结果产生明显偏差。即使当可能存在通道密封件15泄漏时,这也使传感器保

持准确测量。

[0281] 图16示出除了两个主要特征之外的与图15a-c类似的传感器1的实施例。第一个特征是辐射源3,其同时也被用作密封元件14。辐射被高效地射入测量容积,并且通道8或者源3的侧面的反射表面36还可以有助于增加射入辐射强度。此外,不需要单独的密封元件,并且通过设计,不可能存在密封元件和源之间的任何气体可进入空间,在气体可进入空间包含将被测量的气体的情况下,该气体可进入空间会导致有偏差的测量结果。第二个主要特征是没有如图15a-c的单个宽的密封元件14,而是具有较窄的密封元件14b(例如具有反射涂层36),并且在顶部具有更宽的另一密封元件14c,并且允许辐射波束如图15a-c的实施例中那样变宽。采用这种方法,比较易于将测量容积保持为较小。

[0282] 图17a示出测量容积4底部的更详细的视图。传感器1包括具有两个通道8的传感器外壳33。包括反射表面36的密封元件14被布置在通道8中,并且被另外的密封件15密封。将被测量的气体可以从接触面2通过接触孔27、扩散路径26、可渗透壁29和孔31进入测量容积4。包括可渗透壁29的测量容积包括反射表面36。可渗透壁29可以同时用作内膜11。外膜10可以在使用期间存在或者始终存在。可选地,可以省略外膜10。在另一外膜(未示出)仅在使用期间存在的情况下,例如被整合到一次性装置(如上文提到的患者施加器)内的外膜,附接至传感器的外膜变为中间膜45,因为在患者皮肤上进行测量的期间总共存在三个膜。

[0283] 图17b示出了图17a的所有特征,但其在孔31中具有另外的孔填充物42。

[0284] 图17c与图17a的不同在于可渗透壁29具有较少的但较宽的孔31(其具有至少0.01mm并且可高达0.5mm的直径)以及使用可反射表面36,其中需要精心选择宽孔31的位置以避免过多损耗通过它们的测量用辐射。

[0285] 图17d示出了图17c的所有特征,但其在宽孔31中具有另外的孔填充物42,在这种情况下该孔填充物42特别有用,因为与通过较窄的孔相比,污染物能够更容易地通过较宽的孔31进入测量容积4。

[0286] 图17e示出了图17a和17c的组合。测量容积4的可渗透壁29a可以具有窄孔和反射表面36,并且同时用作内膜11。第二外部可渗透壁29b可以同时用作外膜10,该第二外部可渗透壁29b具有被布置为与第一可渗透壁29a接触或者非常接近第一可渗透壁29a的较宽的孔。在另一外膜(未示出)仅在使用期间存在的情况下,例如被整合到一次性装置(如上文提到的患者施加器)内的外膜,外膜壁29b可以用作中间膜45。

[0287] 图17f示出了图17e的所有特征,但其在外部可渗透壁29b的宽孔31中具有另外的孔填充物42。这创建了传感器的接触面2,该接触面2没有朝向测量容积4的未填充开口。

[0288] 图18a-e示出检测器5的优选实施例的详细示意图。检测器5包括用于检测第一波长带中的辐射的第一检测表面43和用于检测第二波长带中的辐射的至少第二检测表面44。检测器具有由干涉波长滤波器21形成的波长敏感元件。未示出到检测表面的电接触以及其上布置有检测表面和波长滤波器的公共支撑,其中需要该电接触来电收集由检测表面43和44生成的测量信号。优选地,该检测器用于上文参照如图15c描述的传感器中。

[0289] 图18a示出具有圆形第一检测表面43和大致环绕的同轴、基本呈环形的外围第二检测表面44的实施方式,两个检测表面都位于单个干涉波长滤波器21之下。检测表面43、44都被布置为远离彼此并且电隔离。两个检测表面43和44之间的空隙用于路由电接触。该空隙还导致更好地分开了可由检测表面43和44检测的辐射波长带。

[0290] 图18b示出图18a的所有特征,除了第一检测器表面43是方形而不是圆形。

[0291] 图18c基本上示出了与图18a相同的特征,除了第二检测表面44仅由环形的两个部分组成,该两个部分位于第一检测表面43的每一侧。例如,可以并行连接这两个第二检测表面44,使得它们的信号被平均,这在检测器5被布置为使得两个第二检测表面44对相同波长带的辐射敏感时特别有利。与图18c的两个第二检测表面44相比,图18a的环形第二检测表面44能够潜在地收集更多的辐射,但其也需要更多的空间,并且因此不容易小型化。

[0292] 图18d示出图18c的全部特征,除了第一检测表面43是方形而不是圆形,并且第二检测表面44也是矩形。这种形状能够更容易地与电接触连接。

[0293] 图18e示出图18d的特征,除了省略了两个第二检测表面44中的一个。在该实施例中,第一43和第二44检测表面不再是同轴的,但是如图18a-d中描述的其他实施例,检测器5被布置为仍然使得以第一和第二范围的入射角以及在第一和第二波长带中的辐射分别到达第一和第二检测表面43和44。这导致第一检测表面43相对于辐射波束位于中心,而第二检测表面44相对于辐射波束位于外围。因此,与图18d相比,采用图18e的设计由第二检测表面44检测到的第二波长带中的辐射较少,然而作为回报,可以将检测器制造得更紧凑。

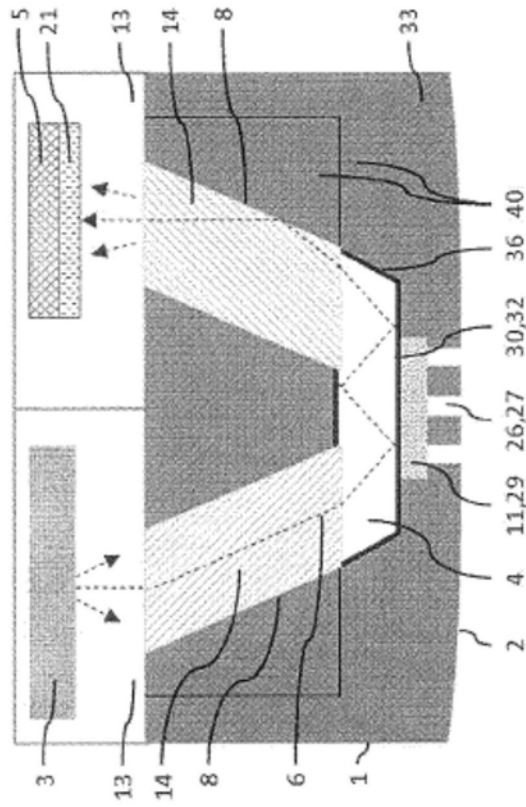


图1

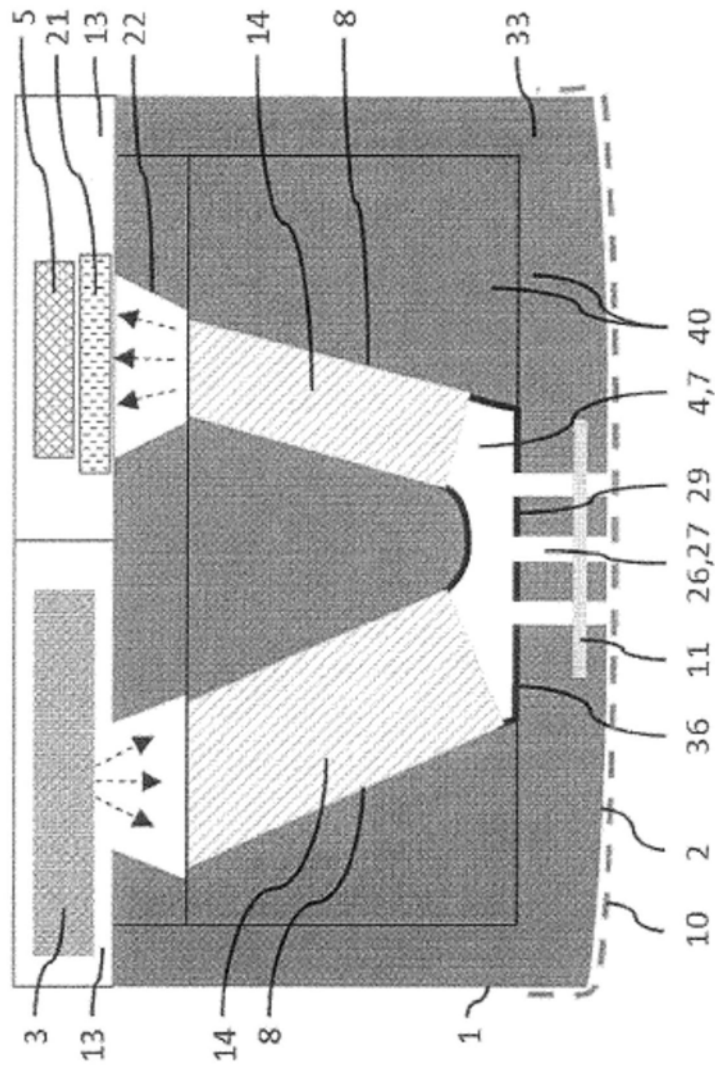


图2

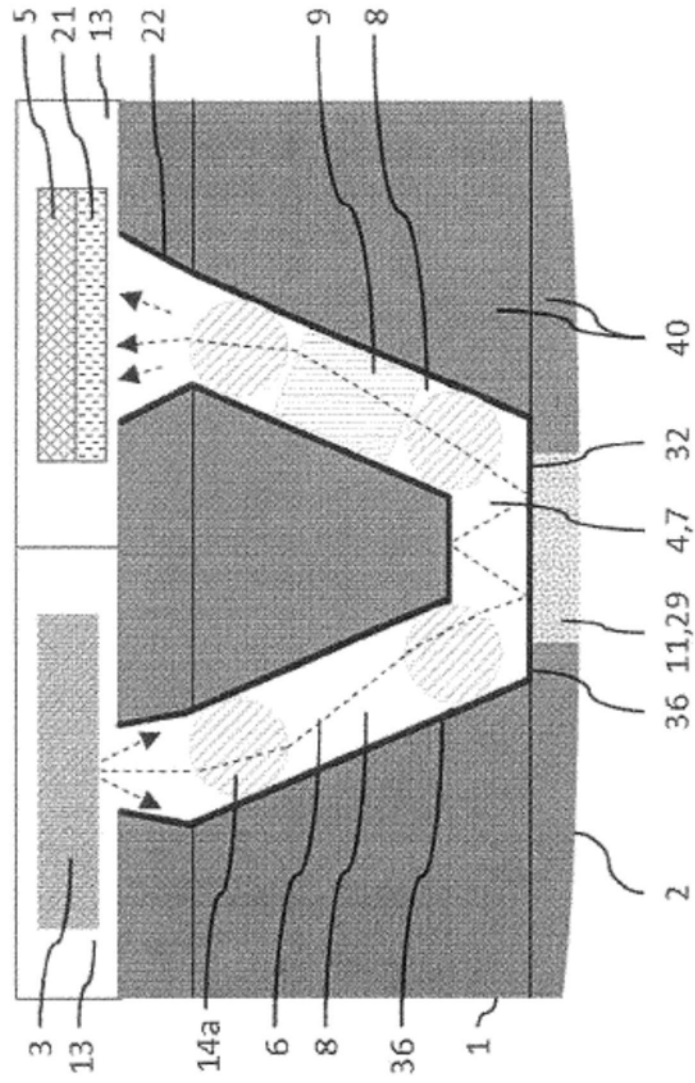


图3

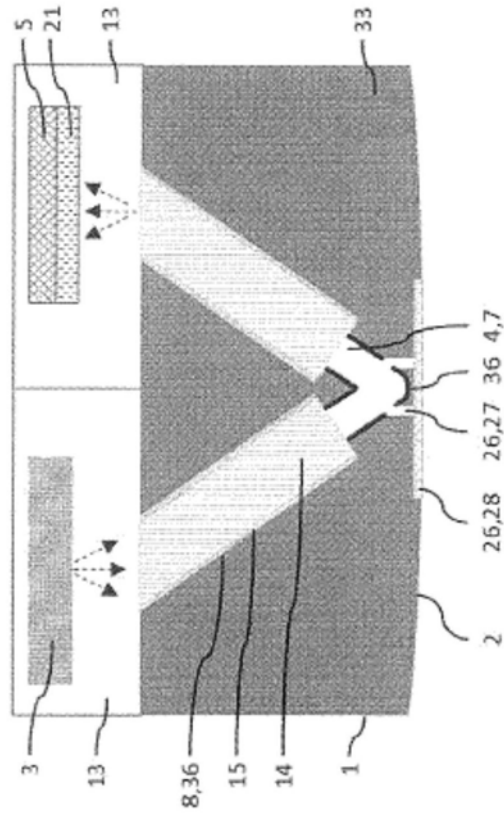


图4

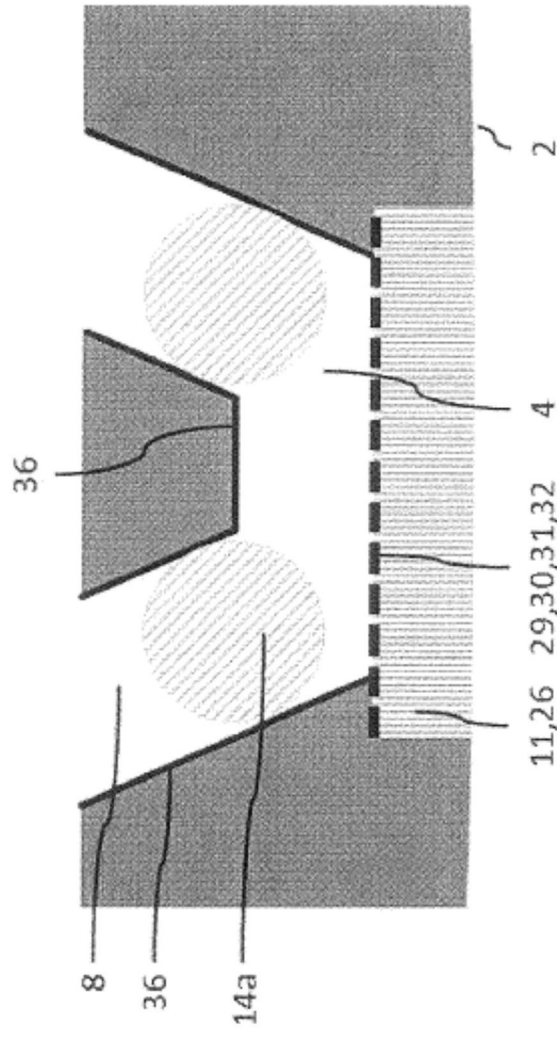


图5

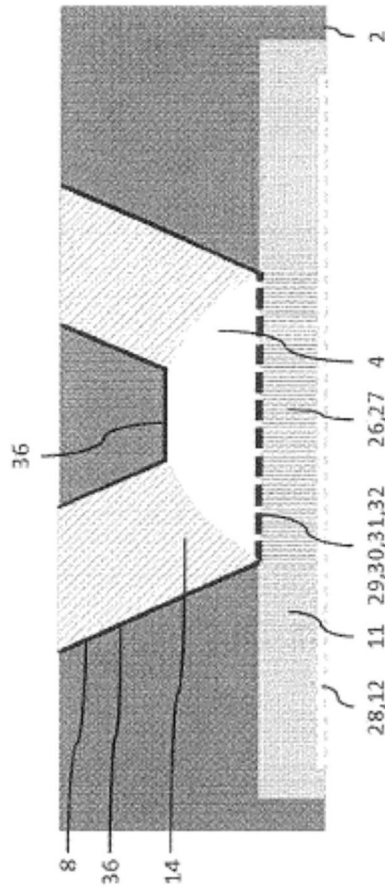


图6

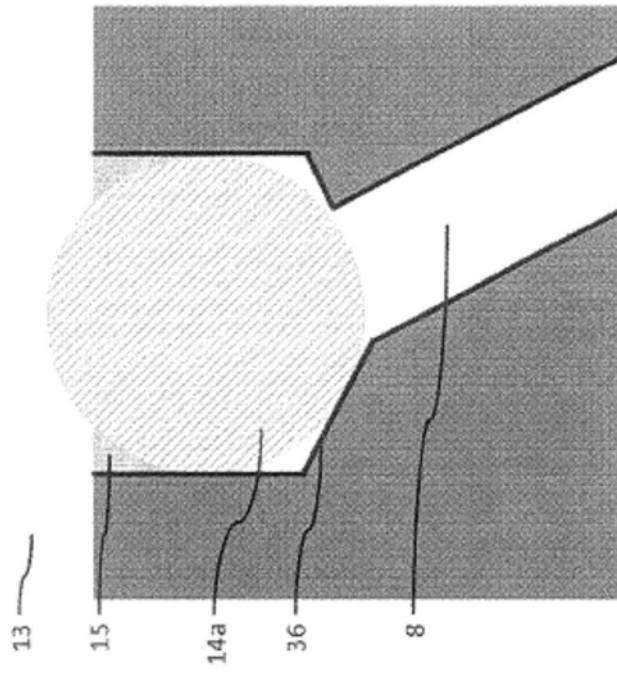


图7a

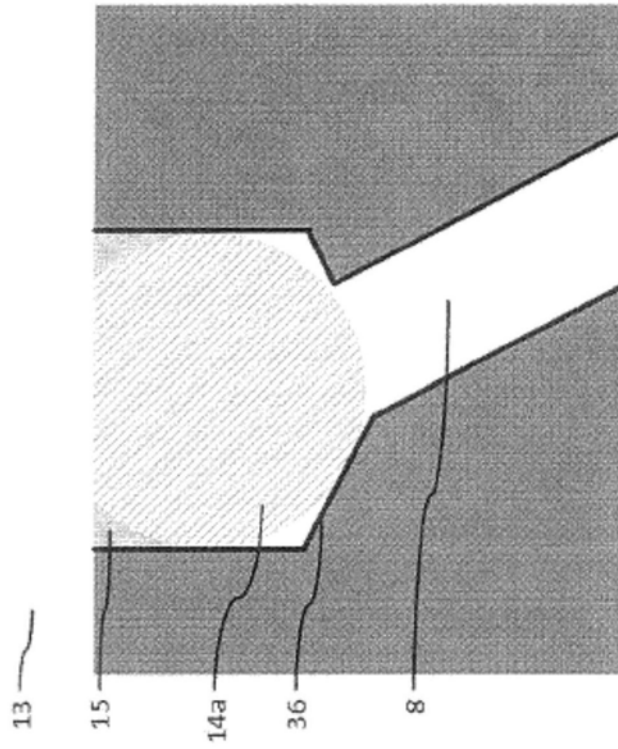


图7b

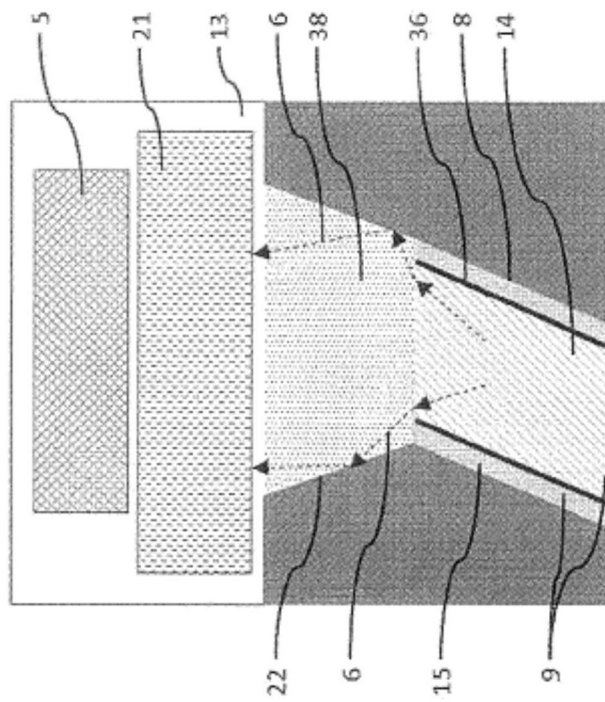


图8a

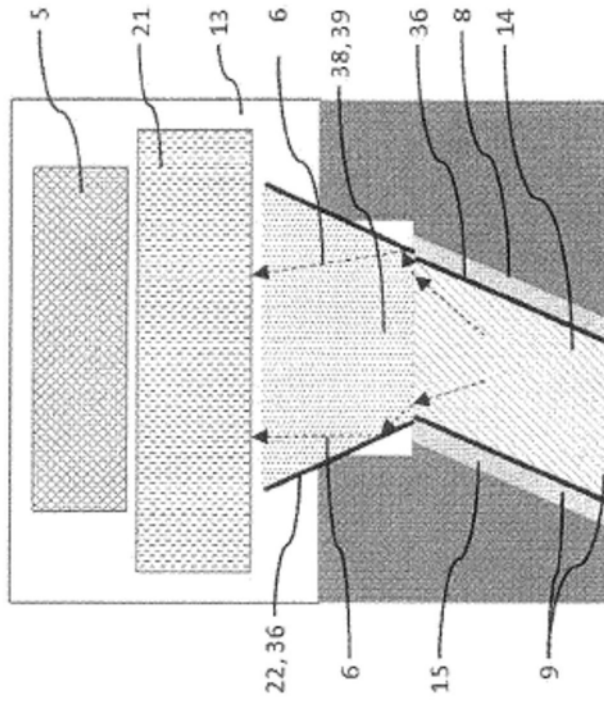


图8b

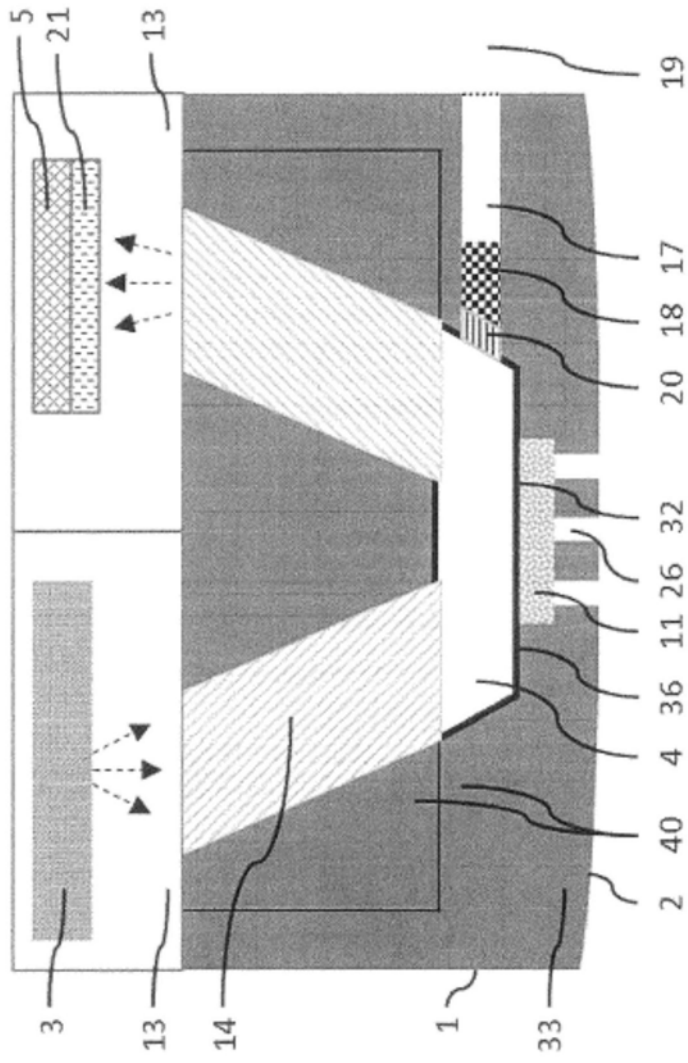


图9

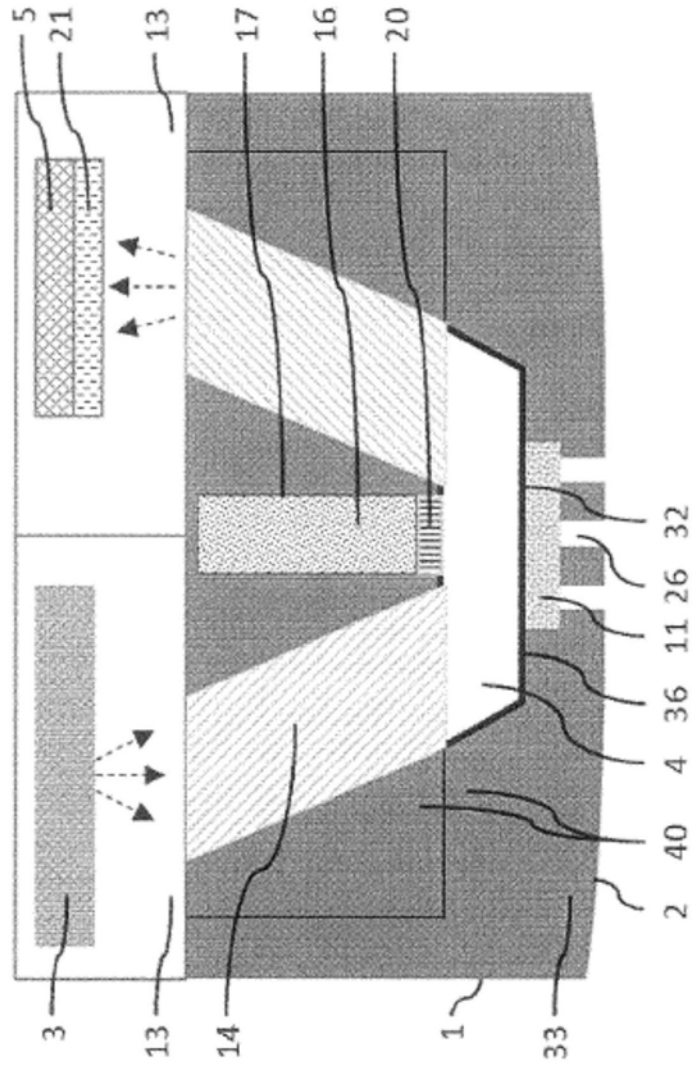


图10

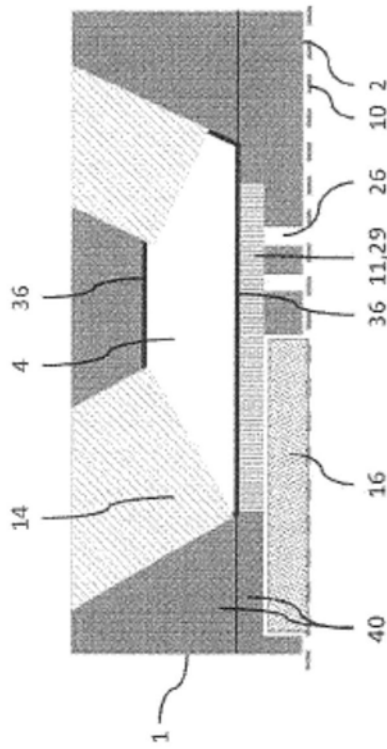


图11a

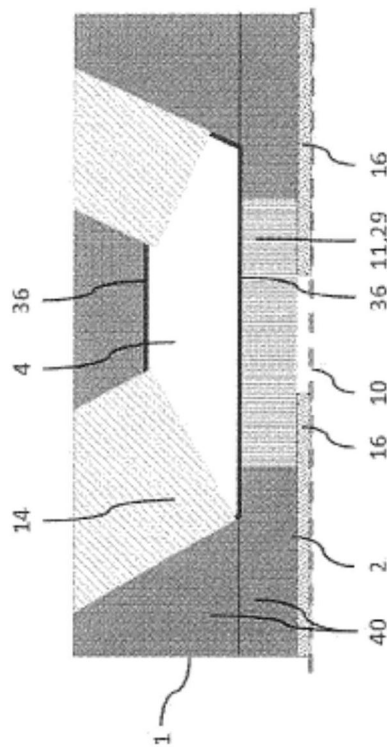


图11b

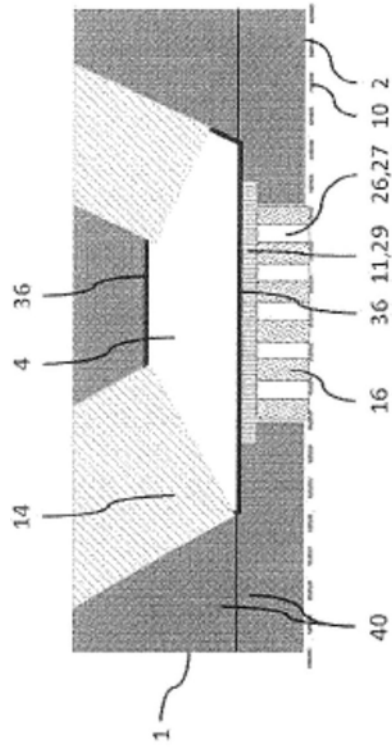


图11c

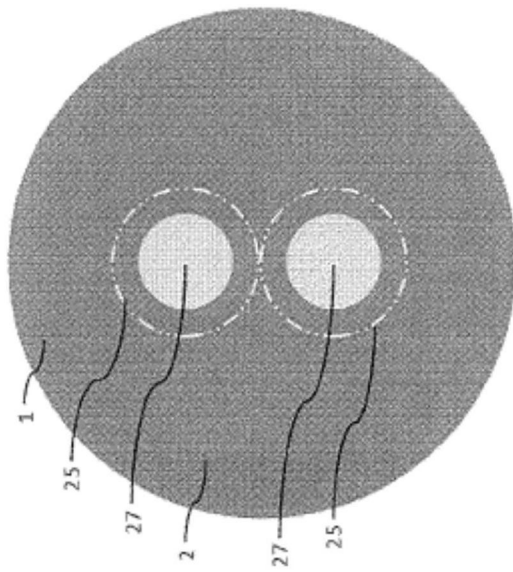


图12a

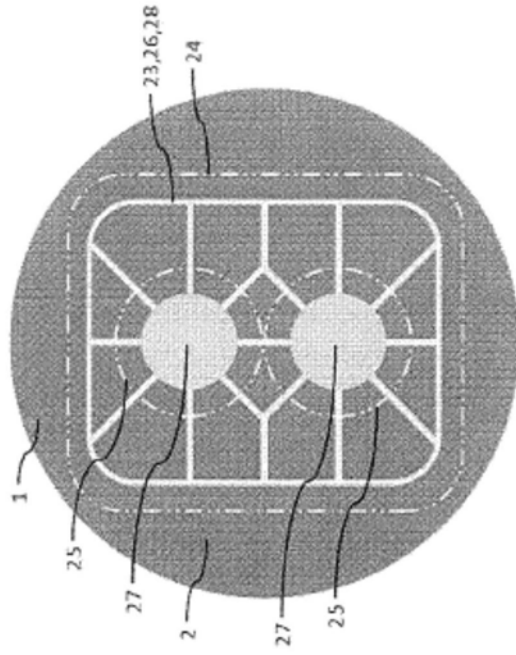


图12b

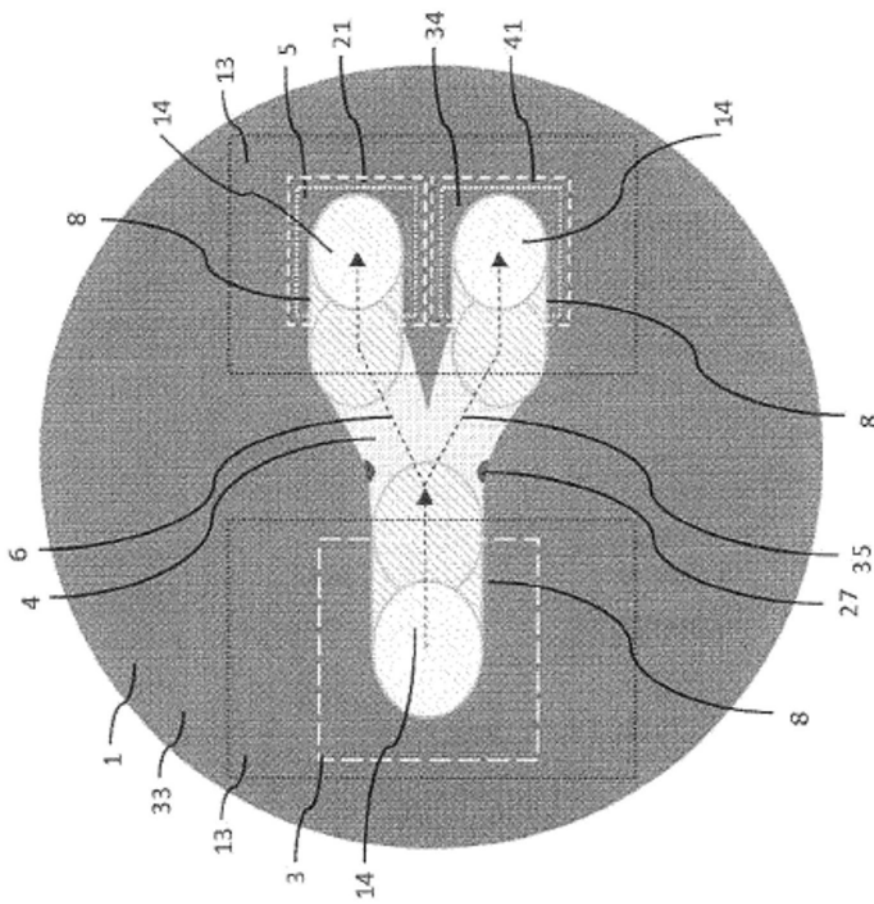


图13

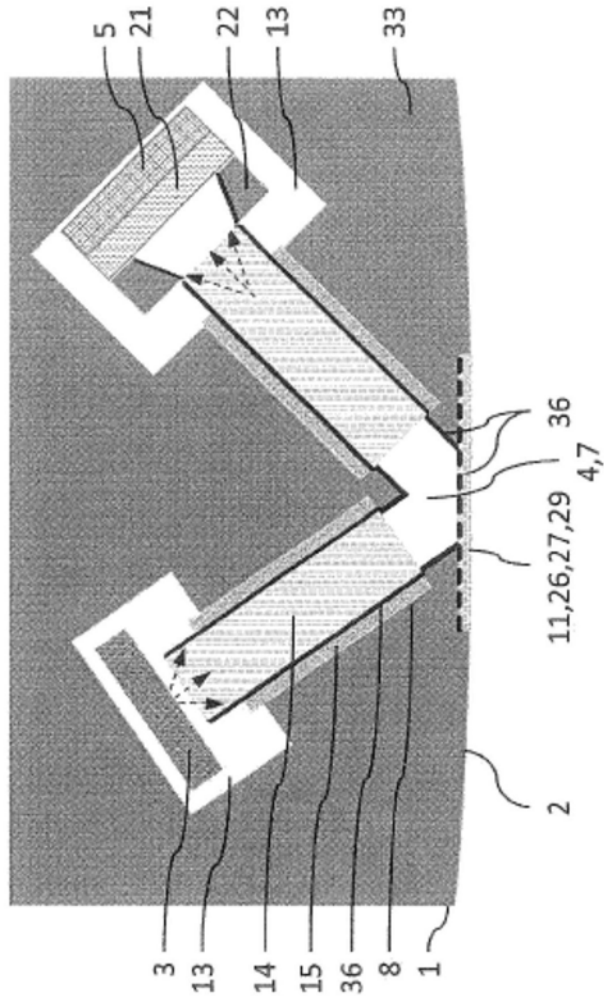


图14a

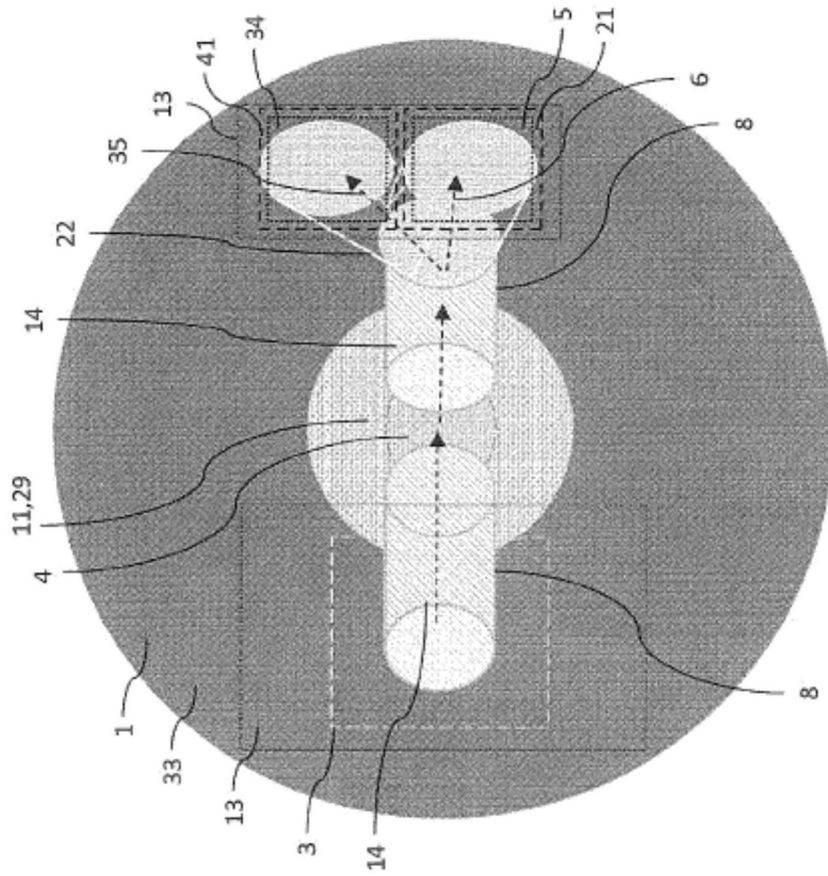


图14b

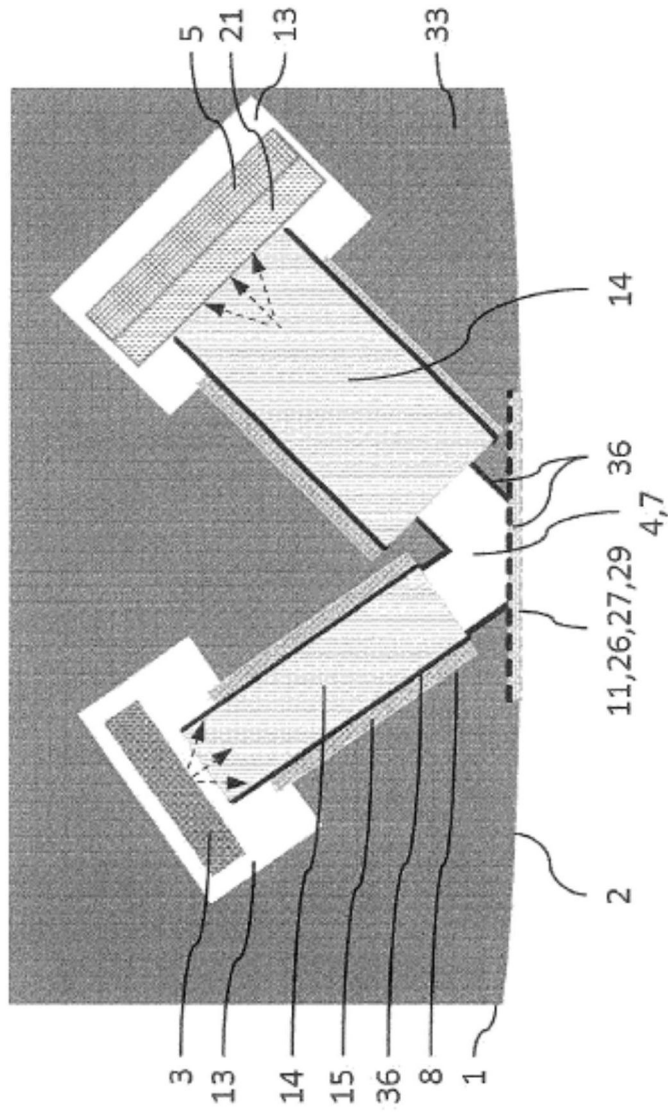


图15a

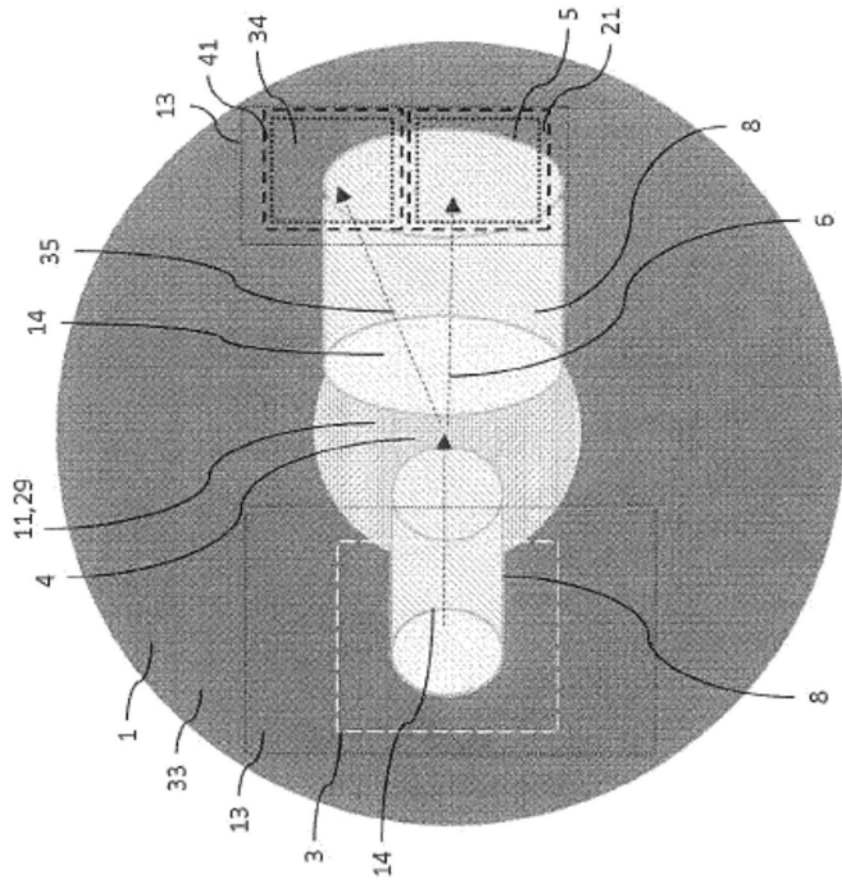


图15b

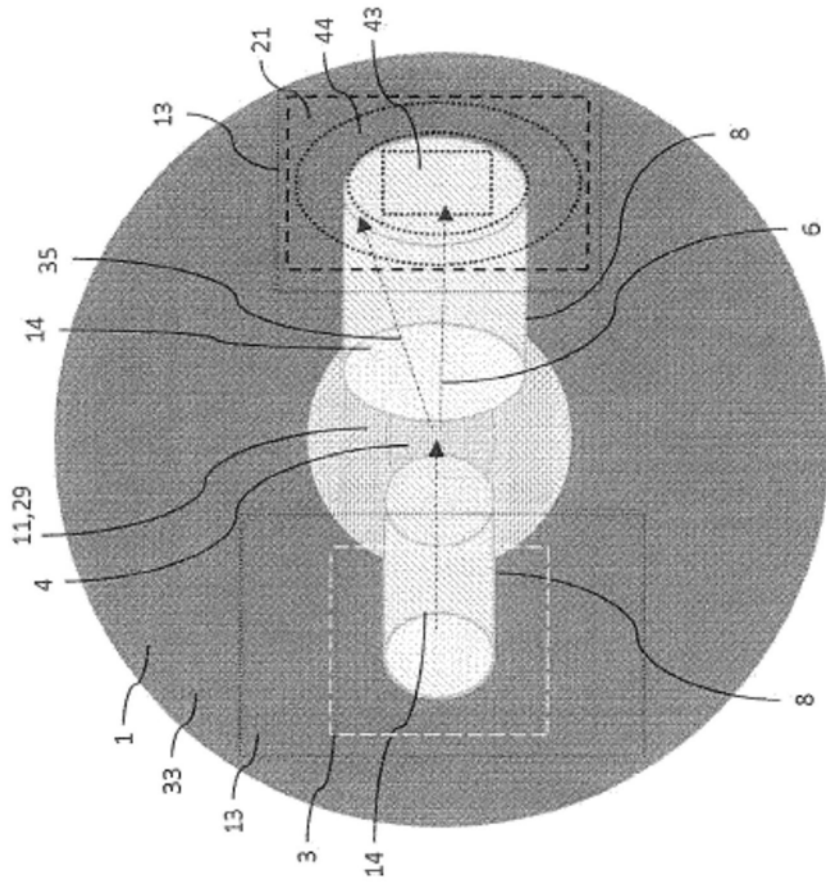


图15c

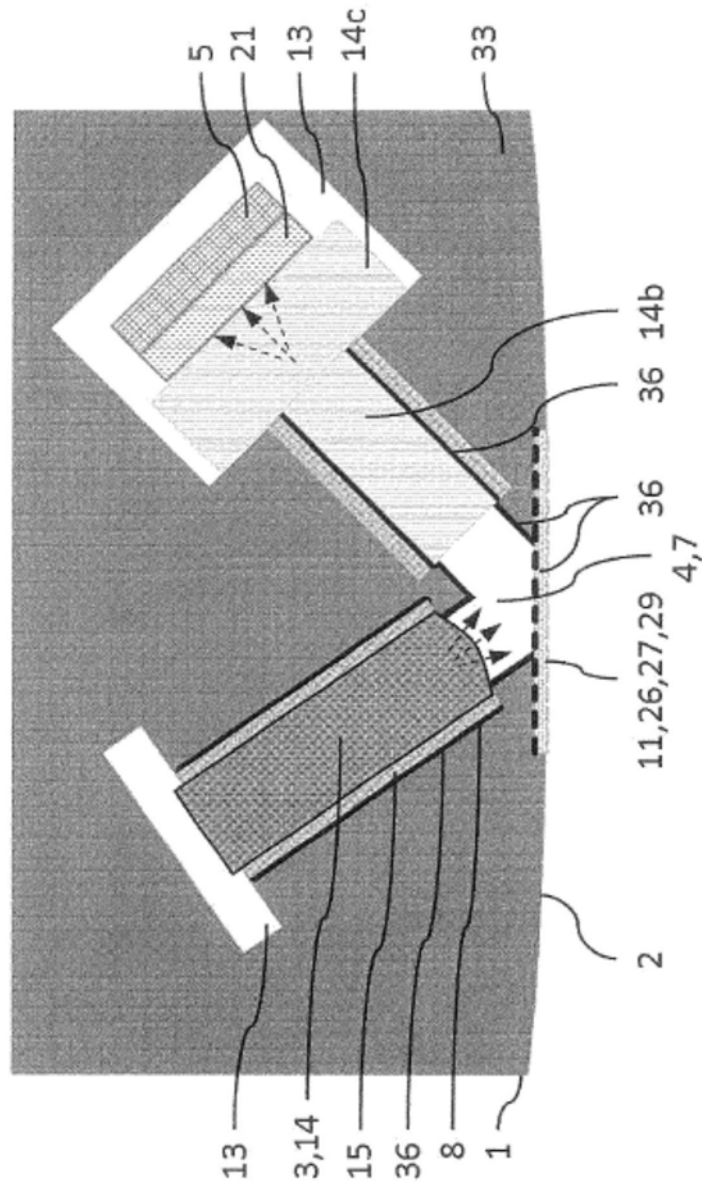


图16

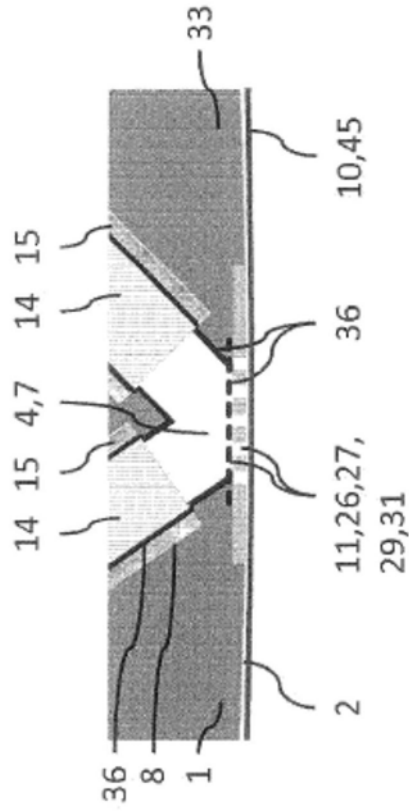


图17a

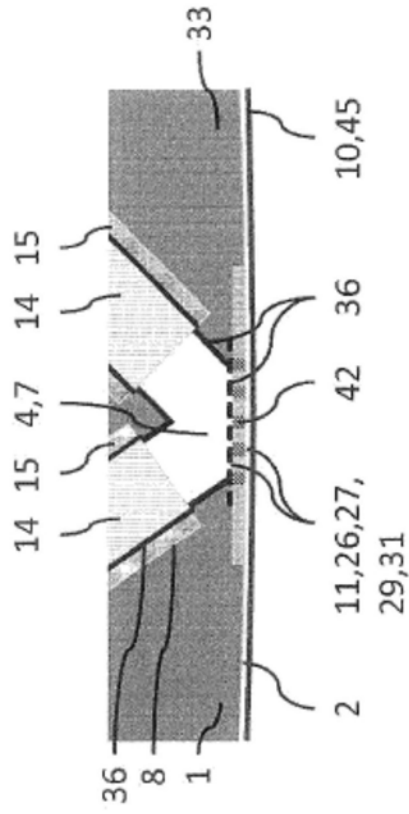


图17b

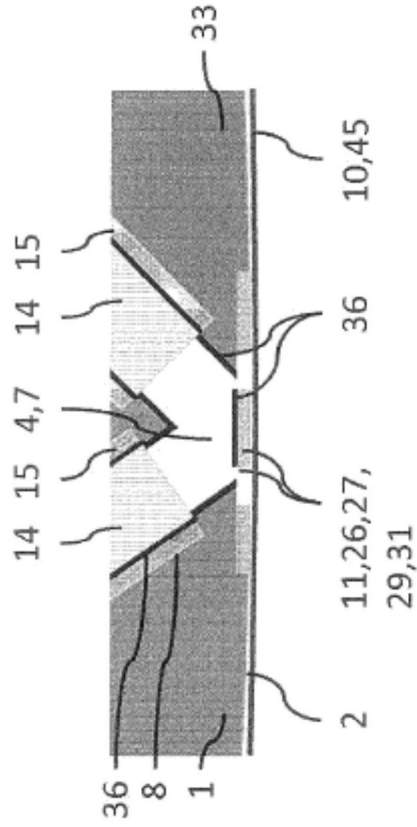


图17c

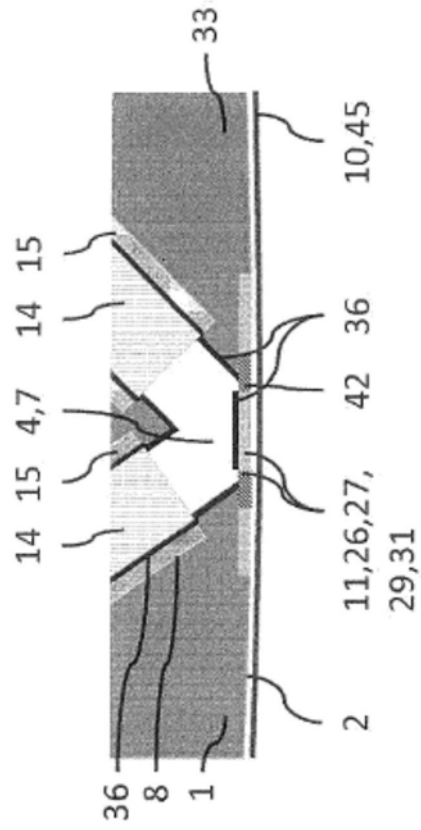


图17d

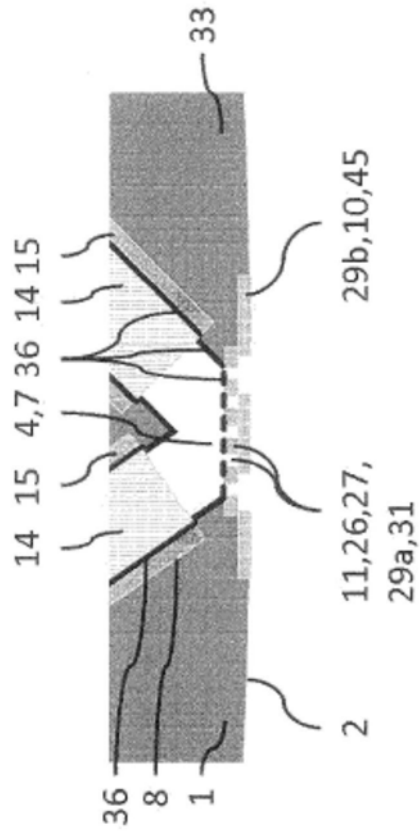


图17e

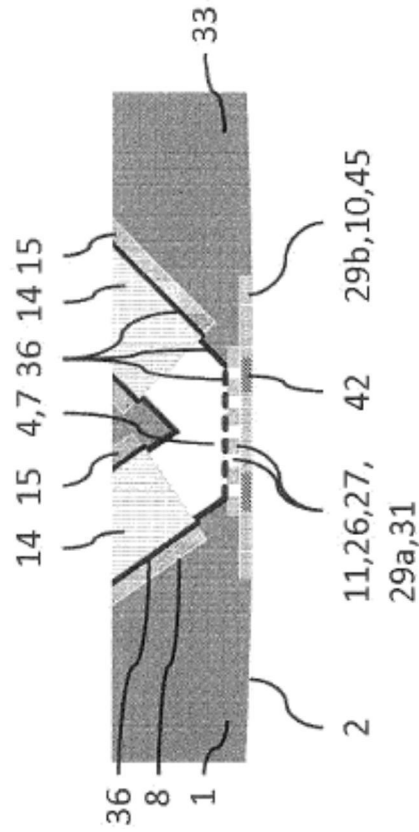


图17f

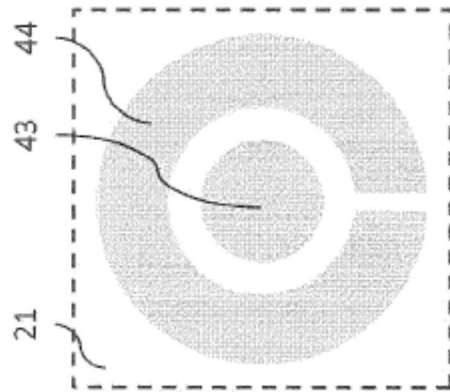


图18a

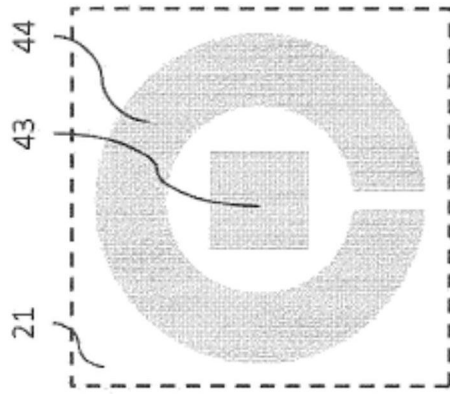


图18b

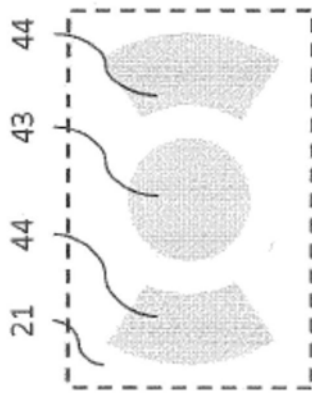


图18c

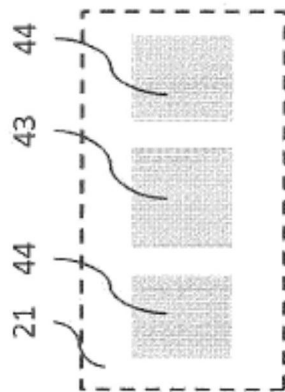


图18d

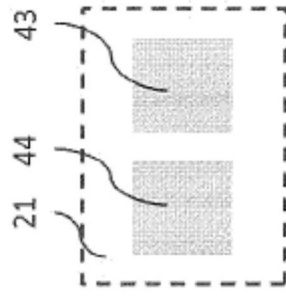


图18e