



(10) 授权公告号 CN 112118787 B

(45) 授权公告日 2024.08.02

(21) 申请号 201980032502.3

(22) 申请日 2019.03.13

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 112118787 A

(43) 申请公布日 2020.12.22

(30) 优先权数据
1804172.3 2018.03.15 GB

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2020.11.13

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/IB2019/052040 2019.03.13

(87) PCT国际申请的公布数据
W02019/175800 EN 2019.09.19

(73) 专利权人 剑桥呼吸创新有限公司
地址 英国伍斯特郡

(72) 发明人 R·奥弗伦 C·怀特希尔
C·非米斯特 J·卡特
J·沃尔什

(74) 专利代理机构 中国贸促会专利商标事务所
有限公司 11038
专利代理师 於蓉珉

(51) Int.Cl.
A61B 5/083 (2006.01)

(56) 对比文件
CN 102651996 A, 2012.08.29
CN 106104256 A, 2016.11.09

审查员 王歆媛

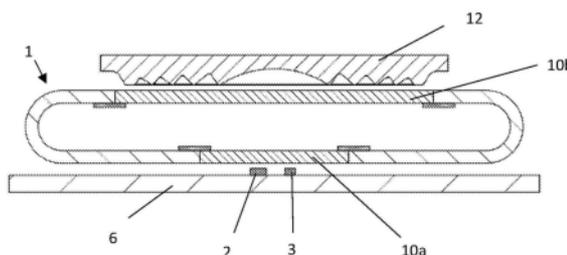
权利要求书2页 说明书11页 附图5页

(54) 发明名称

改进的二氧化碳检测仪

(57) 摘要

我们描述了一种用于检测气体中成分的浓度的二氧化碳检测仪,其中,所述气体被患者吸入和/或呼出,所述二氧化碳检测仪包括:空气流动区域,所述气体经过所述空气流动区域进和/或出所述患者的肺;中IR半导体发射器,被配置为提供在范围3-5 μm 中的波长处的IR光;中IR半导体检测器,用于检测所述IR光;反射器,用于反射由所述发射器发射的所述IR光,其中,所述发射器、所述检测器和所述反射器被布置成使得由所述发射器发射的所述IR光经过所述空气流动区域经由所述反射器到达所述检测器。反射器选自诸如菲涅尔波带片之类的反射衍射光学元件和菲涅尔反射器。



1. 一种用于检测气体中成分的浓度的二氧化碳检测仪,其中,所述气体被患者吸入和/或呼出,所述二氧化碳检测仪包括:空气流动区域,所述气体经过所述空气流动区域进和/或出所述患者的肺;中IR半导体发射器,所述中IR半导体发射器被配置为提供在范围3-5 μm 中的波长处的IR光;中IR半导体检测器,所述中IR半导体检测器用于检测所述IR光;以及反射器,所述反射器用于反射由所述中IR半导体发射器发射的所述IR光;其中,所述中IR半导体发射器、所述中IR半导体检测器和所述反射器被布置成使得由所述中IR半导体发射器发射的所述IR光经过所述空气流动区域经由所述反射器到达所述中IR半导体检测器,其特征在于,所述二氧化碳检测仪还包括呼吸管,其中,所述呼吸管限定在所述中IR半导体发射器、所述中IR半导体检测器和所述反射器之间的通道,所述通道限定所述空气流动区域,所述中IR半导体发射器和所述中IR半导体检测器相邻地安装在所述呼吸管的一侧上的电路板上,以及所述反射器设置在与所述呼吸管的一侧相对的另一侧上,其中,所述反射器具有平坦的几何结构并且选自包括菲涅尔反射器和反射衍射光学元件的组,所述中IR半导体发射器、所述中IR半导体检测器和所述反射器被对准,使得来自所述中IR半导体发射器的光被所述菲涅尔反射器或所述反射衍射光学元件聚焦到所述中IR半导体检测器上。

2. 如权利要求1所述的二氧化碳检测仪,其中,所述呼吸管是能从所述二氧化碳检测仪移除的。

3. 如权利要求1或2所述的二氧化碳检测仪,其中,所述中IR半导体发射器、所述中IR半导体检测器和所述反射器中的至少一个被安装在所述呼吸管中。

4. 如权利要求3所述的二氧化碳检测仪,其中,所述中IR半导体发射器和所述中IR半导体检测器位于所述呼吸管的外部,并且其中,所述呼吸管包括第一中IR透射部分,所述第一中IR透射部分与所述中IR半导体发射器和所述中IR半导体检测器对准,以允许IR光经过所述第一中IR透射部分进出所述呼吸管。

5. 如权利要求4所述的二氧化碳检测仪,其中,所述第一中IR透射部分包括单独的窗口。

6. 如权利要求1或2所述的二氧化碳检测仪,其中,所述呼吸管包括用于使得所述反射器与所述中IR半导体发射器和所述中IR半导体检测器的所述布置能够实现的一个或多个对准特征。

7. 如权利要求3所述的二氧化碳检测仪,其中,所述反射器位于所述呼吸管的外部,并且其中,所述呼吸管包括第二中IR透射部分,所述第二中IR透射部分与所述反射器对准,以允许IR光经过所述第二中IR透射部分进出所述呼吸管。

8. 如权利要求1所述的二氧化碳检测仪,其中,所述反射器被安装在所述呼吸管中。

9. 如权利要求8所述的二氧化碳检测仪,其中,所述呼吸管设置有用以接纳所述反射器的预先成形的凹部。

10. 如权利要求8或9所述的二氧化碳检测仪,其中,所述反射器的在所述呼吸管的外侧上的平坦侧与加热器接触。

11. 如权利要求1或2所述的二氧化碳检测仪,其中,所述反射器是菲涅耳反射器,所述菲涅耳反射器包括在同心环中的至少一个切口。

12. 如权利要求11所述的二氧化碳检测仪,其中,所述菲涅耳反射器包括在多个同心环中的多个切口。

13. 如权利要求1或2所述的二氧化碳检测仪,其中,所述反射器是菲涅耳波带片、反射光栅或反射全息图形式的反射衍射光学元件,所述反射衍射光学元件包括至少一个台阶。

14. 如权利要求13所述的二氧化碳检测仪,其中,所述反射衍射光学元件包括多个台阶。

15. 如权利要求13所述的二氧化碳检测仪,其中,所述反射器是具有多个相位级的菲涅尔波带片,所述菲涅尔波带片包括具有多于一个台阶高度的一系列台阶,其中,台阶高度引入小于 $\pi/2$ 的相位变化,没有台阶高度引入大于 2π 的相位变化。

16. 如权利要求15所述的二氧化碳检测仪,其中台阶高度小于 $0.5\mu\text{m}$ 并且总台阶高度小于 $5\mu\text{m}$ 。

17. 如权利要求13所述的二氧化碳检测仪,其中,所述反射器是包括具有单个台阶高度的一系列台阶的单个相位级的反射全息图、反射光栅或菲涅耳波带片,其中,每个台阶的台阶高度是光的波长的大约四分之一。

18. 如权利要求17所述的二氧化碳检测仪,其中,所述反射器被设置为薄膜单级相位菲涅尔波带片聚焦元件。

19. 如权利要求18所述的二氧化碳检测仪,所述二氧化碳检测仪还包括设置在所述薄膜单级相位菲涅尔波带片聚焦元件上的背侧导电元件。

20. 如权利要求1或2所述的二氧化碳检测仪,其中,所述空气流动区域具有在所述IR光经过所述空气流动区域的地方减小的截面面积。

21. 如权利要求1或2所述的二氧化碳检测仪,所述二氧化碳检测仪结合医疗设备,所述二氧化碳检测仪还包括阻挡装置,以阻止所述二氧化碳检测仪周围的空气流入所述医疗设备内。

22. 如权利要求1或2所述的二氧化碳检测仪,所述二氧化碳检测仪还包括用于一次阻挡所述二氧化碳检测仪中的第一空气流动路径和第二空气流动路径中的一个的转向设备,

其中,所述第一空气流动路径连接所述二氧化碳检测仪的吸入/呼出部分和所述二氧化碳检测仪的进气部分,在所述吸入/呼出部分处所述二氧化碳检测仪的患者吸入/呼出空气,空气通过所述进气部分进入所述二氧化碳检测仪,并且

其中,所述第二空气流动路径连接所述二氧化碳检测仪的出气部分与所述吸入/呼出部分,空气在所述出气部分处离开所述二氧化碳检测仪。

23. 一种吸入器,所述吸入器包括根据权利要求1至22中任一项所述的二氧化碳检测仪,其中,所述二氧化碳检测仪被配置为监视通过所述吸入器吸入或者呼出的空气中的二氧化碳水平。

改进的二氧化碳检测仪

技术领域

[0001] 本发明一般地涉及二氧化碳检测仪,具体地,涉及利用反射几何结构的二氧化碳检测仪以及使用二氧化碳检测仪用于确定气体中CO₂水平的方法。

背景技术

[0002] 可以使用非色散红外技术进行对呼吸中的某些气体的浓度的测量。最常见的是使用4.26 μ m吸收带的二氧化碳测量,示例被Andros股份有限公司在US 4,423,739A、US 4,200,791A和US 4,013,260A中以及被Hitachi有限责任公司在US 3,893,770中公开。通过连续地进行测量,记录呼吸中的二氧化碳随时间变化的变化是可能的。这些被称为二氧化碳检测仪的设备在深入了解肺中空气的通气和灌注二者中是有用的。

[0003] 能够在宽浓度范围上和高时间分辨率下以高精度来测量气体的浓度是有益的。通常,对于呼吸中二氧化碳的测量,测量的范围可以从我们吸入的空气中二氧化碳的背景水平变化到静脉血中溶解的二氧化碳的浓度,对于急性高碳酸血症患者,该静脉血中溶解的二氧化碳的浓度可以超过10kPa。当考虑到对呼吸中气体测量的时间分辨率的要求时,我们必须意识到,呼出和吸入上行程发生在呼吸的短片段上。此外,对于婴儿,呼吸速率可以是快速的-高达每分钟60次呼吸。因此,期望具有超过100Hz的响应时间的检测器。另外,为了防止时间信息的损失,必须在靠近口鼻处进行测量,并且因此传感器可能受到呼吸中凝结的影响。

[0004] 还期望使这些设备低成本并且允许低成本的可更换呼吸管(将患者的呼吸与设备本体隔离的一次性元件),使得设备不会变得被污染。

[0005] 反射几何结构LED二氧化碳检测仪的使用已在US 5,261,415中被描述,并且如US 2013/0271751A1、WO 2007/091043A1以及D.Gibson和C.MacGregor的Sensors 2013,13(6): 7079-7103(2013年5月)的“A Novel Solid State Non-Dispersive Infrared CO₂ Gas Sensor Compatible with Wireless and Portable Deployment”和申请人的共同待决的PCT申请公开No.WO 2016/092308中所描述的。使用如在此描述的高效中红外LED和反射几何结构可以在特定的浓度范围上实现高时间分辨率和高精度。然而,球面/椭圆曲面反射镜的使用引入了许多困难,即它们难以均匀地加热以防止凝结;弯曲可以导致气体被储存在顶点,其降低了系统的时间分辨率,并且单路径长度意味着该传感器适于窄范围的气体浓度测量。而且,弯曲系统不适合于引入可更换的呼吸管。

[0006] 因此,存在改进使用反射几何结构的二氧化碳检测仪的需要。

发明内容

[0007] 根据本发明的第一方面,因此提供一种用于检测气体中成分的浓度的二氧化碳检测仪,其中,所述气体被患者吸入和/或呼出,所述二氧化碳检测仪包括:空气流动区域,所述气体经过所述空气流动区域进和/或出所述患者的肺;中IR半导体发射器,所述中IR半导体发射器被配置为提供在范围3-5 μ m中的波长处的IR光;中IR半导体检测器,所述中IR半

导体检测器用于检测所述IR光;以及反射器,所述反射器用于反射由所述发射器发射的所述IR光;其中,所述发射器、所述检测器和所述反射器被布置成使得由所述发射器发射的所述IR光经过所述空气流动区域经由所述反射器到达所述检测器,其特征在于,所述反射器选自包括菲涅尔反射器和反射衍射光学元件的组。

[0008] 二氧化碳检测仪可以被用于使用非色散IR吸收的原理来定量地测量气体混合物中的特定气体成分的浓度(或相关联的时间变化,如将在下面进一步描述的)。

[0009] 二氧化碳检测仪的反射几何结构提供了低成本制作以及低功耗。发明人已认识到,通过使用反射几何结构,可以使通常在准直光学几何结构中采用的具有滤波器的分束器光学器件、透射光学器件或旋转元件在二氧化碳检测仪中是冗余的。因此,可以利用二氧化碳检测仪来执行测量,其中相邻的发射器/检测器被布置在气体采样体的一侧上并且反射表面被设置在气体采样体的另一侧上。

[0010] 反射几何结构还允许实现适当的采样长度,以便在适宜于肺功能测量的气体浓度下实现检测器中所需的信噪比。在反射几何结构中,可以由发射器与反射器之间的距离以及反射器与检测器之间的距离来确定采样长度。尤其是,如本发明定义的反射器的设置提供了导致许多优点的基本上较平坦的几何结构,这些优点包括更容易均匀地加热、具有较低的热能需求、允许以最小的无效空间容易地插入可更换呼吸管,无效空间是在呼吸管外侧的被检测器采样的气体。另外,较平坦的几何结构提供了一系列路径长度,由此增加了二氧化碳检测仪的气体浓度测量范围。此外,通过使用基于衍射的反射聚焦元件,可以有减少反射器相对于发射器和检测器的放置精度要求的优点,其可以减小设备的成本并且使测量更准确。另外,基于衍射的反射器具有更大的波长特异性,由此允许传感器具有对要采样的目标气体的更高的灵敏度。

[0011] 二氧化碳检测仪可以以非转向或基本上非转向的模式操作,使得当确定气体中成分的浓度时,可以实现高时间分辨率。

[0012] 二氧化碳检测仪可以以允许测量接近鼻孔的气体浓度的方式来实现。

[0013] 在二氧化碳检测仪的优选实施例中,气体中成分的浓度的检测包括检测成分的浓度的时间变化。

[0014] 将理解的是,可以使用反射几何结构来采用许多配置。

[0015] 在二氧化碳检测仪的优选实施例中,发射器位于所述空气流动区域的第一侧上的第一位置处,其中,所述检测器位于所述空气流动区域的第二侧上的第二位置处,其中,所述第一侧与所述第二侧相邻,其中,所述反射器位于所述空气流动区域的第三侧上的第三位置处,并且其中,所述第三侧与所述第一侧相对或者与所述第二侧相对。所述反射器包括菲涅耳反射器和反射菲涅耳波带片中的至少一个。

[0016] 反射器是菲涅耳反射器或反射衍射光学元件。菲涅耳反射器可以包括终止于单个平面上的弯曲反射器内的一个或更多个切口,由此减小了反射元件的厚度。优选地,在同心环中设置至少四个切口。

[0017] 可替换地,反射器是反射衍射光学元件。例如,反射器可以包括菲涅耳波带片、反射光栅、全息图或光子筛。更优选地,反射器包括具有单相位级或多相位级的菲涅耳波带片(FZP)。FZP与菲涅耳反射透镜的不同之处在于,光的聚焦是通过衍射实现的。衍射元件被形成在薄膜中或者被直接形成在本体的表面上,并且与传统的折射或反射光学器件相比,可

以被便宜地批量制造。这使得结构能够具有最平坦和最薄的几何结构的聚焦元件,由此提供最小的无效空间、改善的加热均匀性和较低的加热功率以及较低的材料成本。另外,衍射元件可以被设计成使得由检测器接收到的信号电平对波带片位置的灵敏度降低,由此增加了设备的精度。

[0018] 在一个实施例中,具有多个相位级的反射波带片包括一系列台阶。优选地,该一系列台阶近似于由弯曲反射器引入的连续相位变化。多相位波带片包含多于一个台阶高度。更优选地,台阶高度引入 $<\pi/2$ 相位变化,而没有引入大于 2π 的相位变化的台阶高度。这限制了台阶的总高度,并且因此将反射器的总厚度基本上限制在这个高度。对于中红外波长,台阶高度 $<0.5\mu\text{m}$ 并且总台阶高度 $<5\mu\text{m}$ 。

[0019] 在更优选实施例中,反射器包括单相位级的菲涅耳波带片。反射菲涅耳波带片包括在表面上图案化并涂覆有反射器的单个高度的台阶,使得从波带片的表面反射的波前的干涉最大化检测器上的辐射通量。通常,台阶的高度是光波长的四分之一。FZP中设置的特定图案可以被优化,以使到达检测器处并且取决于发射器和检测器的位置和大小、采样尺寸和辐射路径中的其它光学元件的辐射强度最大化。在传统的菲涅耳波带片中,台阶以同心圆或椭圆被布置,然而本领域技术人员可以计算波带片上的台阶的布置,以实现检测器处的最大信号或高信号水平以及相对于发射器和检测器的波带片布置的减小的灵敏度。台阶的替代图案可以被设置为例如光栅、全息图或光子筛的形式。

[0020] 菲涅耳反射器、FZP或其它反射衍射光学元件的材料可以是本领域已知的用于这个应用的任何合适材料。优选地,菲涅耳反射器由高密度聚合物制成,更优选地是被注射模塑的。反射器表面是通过涂覆薄金属膜提供的,例如,是通过蒸发、溅射或其它物理气相沉积或经由电化学方法施用的。合适金属的示例包括但不限于金、银和铝。

[0021] 菲涅耳波带片也可以用高密度聚合物和注射模塑制造。可以使用诸如光刻和蚀刻在硅上通过化学气相沉积(CVD)或等离子增强化学气相沉积(PECVD)生长的二氧化硅、氮化硅以及氮氧化硅层之类的本领域技术人员已知的硅微加工技术在母版中制造台阶布置/图案。母版波带片图案可以被直接用于注射模塑工具中,或者通常使用电镀镍而被用于制成电铸模具插件。反射器表面被设置薄金属膜,如同菲涅耳透镜一样的诸如金、银或铝涂层之类。

[0022] 优选地,FZP被设置为薄膜单级相位FZP聚焦元件。可以使用热压纹方法在片材上制造膜FZP。例如,用包含能够使用热压纹辊模塑的热固性聚合物的上表面涂覆诸如薄金属或PET或PEN的聚合物之类的箔。然后,如本文之前所描述的,可以用反射涂层涂覆箔并且从箔中切下FZP。该箔可以包含可以使用导体附接到电流源的背侧导电元件。

[0023] 在优选实施例中,二氧化碳检测仪还包括呼吸管,其中,呼吸管限定在发射器/检测器与菲涅耳反射器、FZP或其它反射衍射光学元件之间的用于空气流动区域的通道。优选地,反射器具有平面表面。更优选地,仅需要单个反射器。优选地,呼吸管是能从二氧化碳检测仪移除的。可更换的呼吸管对于多用户设备是有用的,因为它防止了患者之间的疾病传染,以及对于单用户设备是有用的,因为可以减轻光学路径中的降低信号水平的任何污染累积。

[0024] 在使用呼吸管的二氧化碳检测仪的实施例中,发射器、检测器和/或菲涅耳反射器、FZP或反射衍射光学元件可以被安装在呼吸管中。在呼吸管能够从二氧化碳检测仪移除

的情况下,置换具有发射器、检测器和/或反射器的呼吸管可以允许最小化发射器、检测器和/或反射器上的任何污染。

[0025] 呼吸管优选地由高密度聚合物形成,优选地通过注射模塑形成。

[0026] 在另一优选实施例中,二氧化碳检测仪还可以包括在发射器和反射器之间和/或在检测器和反射器之间的用于提高由发射器发射到检测器上的IR光的收集效率的至少一个光学层。这个光学层可以包括中红外透射材料,诸如但不限于硅。适于光学层的其它材料将是本领域技术人员已知的,并且包括但不限于ZnS、ZnSe、Ge、硫族化合物玻璃和某些聚合物。将理解的是,在发射器和检测器被布置在空气流动区域的同一侧上的情况下,光学层可以是单层,或者分别是在发射器/反射器与检测器/反射器之间的两个单独层。一个层或多个层可以具有施用到其表面的抗反射涂层,由此最小化或降低反射损失并且最大化或增加通过一个层或多个层的透射。这些层还可以包含衍射光学元件,以提高检测器的收集效率。

[0027] 在二氧化碳检测仪的进一步优选实施例中,发射器和/或检测器位于呼吸管的外部,并且呼吸管包括第一中IR透射部分,其中,中IR透射部分与发射器和检测器对准,以允许中IR光经过该中IR透射部分进和出呼吸管。优选地,中IR透射部分包括单独的窗口。将理解的是,如果未利用单独的窗口,则呼吸管在与发射器和检测器对准的部分处可以是中IR透射的。在中IR透射部分包括单独的窗口的情况下,二氧化碳检测仪优选地还包括布置在呼吸管和单独的窗口之间的密封件。密封件可以适于防止二氧化碳检测仪周围的空气渗透到其中气体被采样的空气流动区域内。

[0028] 呼吸管设置有在其中形成的用于接纳诸如中IR透射部分之类的任何部件的适当凹部。通过诸如粘合剂之类的合适装置将部件固定在其中。

[0029] 中IR透射部分可以包括抗反射涂层和/或防雾涂层。这可以增加由发射器发射到检测器上的IR光的收集效率,并且因此可以改善信噪比,因为涂层减少了中IR透射部分上的IR光的散射。可替换地,或附加地,二氧化碳检测仪还可以包括用于加热中IR透射部分的加热器。以这种方式,可以防止中IR透射部分上的水凝结,以便增加收集效率,并且因此改善信噪比。

[0030] 除了中IR透射部分之外,二氧化碳检测仪还可以包括在发射器和反射器之间和/或在检测器和反射器之间的用于提高由发射器发射到检测器上的IR光的收集效率的光学层。将理解的是,在发射器和检测器被布置在空气流动区域的同一侧上的情况下,光学层可以是单层,或者分别是在发射器/反射器与检测器/反射器之间的两个单独层。优选地,光学层包括抗反射涂层和/或防雾涂层。更优选地,二氧化碳检测仪还可以包括用于加热光学层的第二加热器,以便避免光学层的表面上的水凝结。将理解的是,第一加热器和第二加热器可以是一体的。此外,在实施例中,中IR透射部分和光学层可以是一体的。

[0031] 如以上概述的,光学层可以包括硅、ZnS、ZnSe、Ge、硫族化合物玻璃、某些聚合物或本领域技术人员已知的其它材料。

[0032] 在本发明的优选实施例中,菲涅耳反射器、FZP或反射衍射光学元件被形成为呼吸管的部分或者与呼吸管成一体,而发射器和检测器在呼吸管的外部。在这个实施例中,在呼吸管中的与反射器相对地设置单个IR透射窗口。优选地,反射器设置有优选地在呼吸管外部的加热器。呼吸管内反射器的使用提供了与加热器接触的平坦表面,从而使得反射器的加热能够更均匀。更优选地,单相位FZP被设置在膜上,优选地具有背侧层压加热器,并且单

相位FZP使用管中的预先成形的凹部(例如,使用推入配合的夹具或其它固定装置)能够被附接到呼吸管。

[0033] 在实施例中,呼吸管可以包括用于使得反射器与发射器和检测器的布置能够实现的一个或多个对准特征。因此,这些对准特征可以提高信号水平和用二氧化碳检测仪进行的测量的重复性。一个或多个对准特征可以包括对准销,这些对准销可以提供二氧化碳检测仪部件部分的运动学位置并且易于组装。

[0034] 可替换地,在二氧化碳检测仪的实施例中,反射器位于呼吸管的外部,并且呼吸管包括第二中IR透射部分,其中,第二中IR透射部分与反射器对准,以允许中IR光经过该第二中IR透射部分进和出呼吸管。

[0035] 在二氧化碳检测仪的实施例中,发射器可以被配置为提供在范围3-5 μm 中的两个或多个不同波长处的IR光,并且检测器可以被配置为检测针对信号处理器的两个或多个不同波长。这个实施例可能尤其适于检测具有不同吸收峰或通常不同吸收光谱的不同气体。

[0036] 在优选实施例中,二氧化碳检测仪还包括用于存储电平数据输出的存储器。这可以允许在后续阶段中分析用二氧化碳检测仪测量的气体浓度和/或气体浓度的时间变化。

[0037] 在优选实施例中,气体混合物中要检测的气体成分是 CO_2 。

[0038] 在二氧化碳检测仪的进一步优选实施例中,发射器包括III-V族中IR半导体发射器。

[0039] 在二氧化碳检测仪的另一优选实施例中,检测器包括III-V族中IR半导体检测器。

[0040] 将理解的是,发射器和检测器的类型可以由要采样的气体成分和/或气体确定。

[0041] 获得足够的测量时间分辨率以允许信号传送关于患者肺的灌注和通气的足够信息将是重要的。可以使用缩减光学器件和/或呼吸管设计来减小采样宽度,以加速气体通过采样区域。因此,在二氧化碳检测仪的优选实施例中,空气流动区域可以具有减小的其中IR光经过空气流动区域的截面积。

[0042] 可以结合医疗设备使用二氧化碳检测仪,其中,二氧化碳检测仪还包括阻挡装置,以阻止二氧化碳检测仪周围的空气流入医疗设备中。

[0043] 在二氧化碳检测仪的优选实施例中,发射器包括多个发射器,其中,多个发射器中的每个发射器发射在不同的相应波长处为中心的光。这可以允许用二氧化碳检测仪采样具有不同吸收光谱的不同气体。此外,这个实施例允许校准设备和/或确定何时气体浓度的测量是无效的。在进一步的优选实施例中,检测器包括多个检测器,其中,多个检测器中的每个检测器检测在不同的相应波长范围处的光。

[0044] 光学路径的设计是为了确保在二氧化碳检测仪中采用的包括发射器和检测器的光学系统的良好收集效率。具有在成分吸收光的波长(例如,对于 CO_2 , 4.26 μm)下的低吸收率的材料的使用可以是优选的。此外,反射器的高反射表面可以通过使用例如通过物理气相沉积或电化学沉积而沉积的Au来实现。

[0045] 二氧化碳检测仪还可以包括转向设备。例如,二氧化碳检测仪可以包括用于一次阻挡二氧化碳检测仪中的第一空气流动路径和第二空气流动路径中的一个的转向设备,其中,第一空气流动路径连接二氧化碳检测仪的吸入/呼出部分和二氧化碳检测仪的进气部分,在吸入/呼出部分处二氧化碳检测仪的用户吸入/呼出空气,空气通过进气部分进入二

氧化碳检测仪,并且其中,第二空气流动路径连接吸入/呼出部分与二氧化碳检测仪的出气部分,空气在出气部分处离开二氧化碳检测仪。

[0046] 在二氧化碳检测仪的优选实施例中,转向设备包括转向阀,该转向阀由用户的吸入/呼出来控制。例如,在吸入期间,转向阀可以打开吸入/呼出部分与二氧化碳检测仪的进气部分之间的第一空气流动路径,而同时它闭合吸入/呼出部分与二氧化碳检测仪的出气部分之间的第二空气流动路径。在用户呼出期间,情形可以被反转,使得吸入/呼出部分与进气部分之间的连接被闭合,而吸入/呼出部分与出气部分之间的连接被打开。将理解的是,可以采用转向阀的相反操作,在该操作中在吸入期间第一空气流动路径被阻塞并且第二空气流动路径被打开(并且在呼出期间相反)。转向阀可以允许转向设备的简单、可靠和便宜的构造。

[0047] 将理解的是,转向设备可以采取其它形式,这些形式可以通过诸如电子装置之类的其它装置来控制。

[0048] 本文描述的二氧化碳检测仪的实施例可以与吸入器组合和/或被包含在吸入器中。因此,提供有一种包括如本文实施例中的任一个中描述的二氧化碳检测仪的吸入器,其中,所述二氧化碳检测仪被配置为监测通过所述吸入器吸入或者呼出的空气中的CO₂水平。

[0049] 二氧化碳检测仪还可以被配置为输出患者吸入/呼出的气体的气体浓度数据,并且被连接到被配置为接收气体浓度数据的数据处理器。在实施例中,气体浓度数据可以是CO₂气体浓度数据。将理解的是,用于接收气体浓度数据的处理器可以与二氧化碳检测仪一体。

附图说明

[0050] 现在,将参照附图通过仅示例的方式进一步描述本发明的这些和其它方面,其中,类似的标号始终指示类似的部分,并且其中:

[0051] 图1示出了根据现有技术的二氧化碳检测仪的部件的示意性图示;

[0052] 图2示出了根据现有技术的包括硅光学窗口的二氧化碳检测仪的示意图;

[0053] 图3示出了根据本发明的实施例的包括菲涅耳反射器和包含两个IR透射窗口的呼吸管的二氧化碳检测仪的示意性图示;

[0054] 图4A和图4B分别图示了光线经由球面反射器和菲涅耳透镜反射器从发射器穿到检测器的路径长度;

[0055] 图5示出了根据本发明的另一实施例的包含在一次性呼吸管内的菲涅耳反射器的二氧化碳检测仪的示意性图示;

[0056] 图6A示出了根据本发明的又一实施例的包含菲涅耳波带片的二氧化碳检测仪的示意性图示,其中图6B是菲涅耳波带片的放大的局部视图;

[0057] 图7A示出了根据本发明的再一实施例的包含菲涅耳波带片的二氧化碳检测仪的示意性图示,其中图7B是菲涅耳波带片的放大的局部视图;

[0058] 图8示出了根据本发明的还一实施例的包含带有一体加热器的薄膜菲涅耳波带片的二氧化碳检测仪的示意性图示;以及

[0059] 图9是根据本发明的其它实施例的二氧化碳检测仪的截面视图。

具体实施方式

[0060] 图1示出了诸如在申请人较早的共同未决的专利申请公开No. W02016/092308中描述的二氧化碳检测仪之类的根据现有技术的二氧化碳检测仪的部件的示意性图示。该设备可以被用于测量气体成分的浓度,诸如跨插入在发射器(2)/检测器(3)对和反射器(4)之间的空气流动区域流动的样本气体(例如,呼出的空气)中的二氧化碳之类。在图1中,发射器(2)/检测器(3)对和弯曲反射器(4)被包含在呼吸管(1)内,并且被连接到合适的电子驱动和检测电路系统。检测器电流的值可以与发射器电流和要在采样区域中采样的气体的量成比例。

[0061] 二氧化碳检测仪的发射器(2)和/或检测器(3)可以由III-V族半导体构成。将理解的是,适于发射器(2)和检测器(3)的材料将是本领域技术人员已知的。理想地,发射器二极管被设计为发射以约 $4.26\mu\text{m}$ 为中心的IR辐射,并且检测器(3)是具有以约 $4.26\mu\text{m}$ 为中心的峰灵敏度的光电二极管。

[0062] 选择由发射器(2)发射并经由反射器(4)由检测器(3)检测的IR光所穿过的路径长度,使得通过由 CO_2 分子吸收的信号衰减是如此的,针对适宜于气体流的浓度范围,强度的变化可以被检测器(3)检测。对于人的呼吸, CO_2 浓度的范围在人吸入的背景 CO_2 水平和高碳酸血症患者呼出的 10kPa 以上之间变化。对于 5kPa 的中间范围,IR光穿过的距离可以为大约 20mm 。

[0063] 图2示出了根据现有技术的另一二氧化碳检测仪。该二氧化碳检测仪包含具有可以包括硅的光学层(5)和弯曲反射器(4)的一次性呼吸管(1)。光学层(5)与呼吸管(1)形成密封。包括硅的光学层(5)的目的既是保护发射器(2)/检测器(3)对不受呼吸影响(例如,避免发射器(2)/检测器(3)对的污染),又通过引导从发射器(2)发射的更多光入射到检测器(3)上来增大系统的收集效率。适于光学层(5)的其它材料将是本领域技术人员已知的,并且包括但不限于 ZnS 、 ZnSe 、 Ge 、硫族化合物玻璃和某些聚合物。二氧化碳检测仪包括密封件(9),以防止来自周围区域的气体进入采样区域。在图示的示例中,密封件(9)被布置在呼吸管(1)和光学层(5)彼此连接的两个位置处。将理解的是,密封件(9)可以被布置在一个或多个位置处。密封件(9)可以被布置在面对与呼吸管(1)和光学层(5)在其中连接的空气流动区域的侧上,和/或背离该空气流动区域的侧上(如图2中所示)。

[0064] 发射器(2)/检测器(3)对被安装在印刷电路板(6)上,该印刷电路板(6)可以包含用于定位销(8)的高精度定位凸耳,这些定位销(8)被包含在注射模塑的呼吸管(1)内。这允许发射器(2)/检测器(3)对到弯曲反射器(4)的高精度对准,使得可以实现高收集效率。印刷电路板(6)允许发射器(2)/检测器(3)对与驱动电路之间的连接。电连接器(7)被连接到印刷电路板(6),以便驱动发射器(2)/检测器(3)对。

[0065] 该系统可以被设计成使得整个组件可以被从驱动电子器件和二氧化碳检测仪的本体上移除,并且可以被更换。因此,可以在二氧化碳检测仪的使用之后布置包括弯曲反射器(4)、光学层(5)和印刷在电路板(6)上的发射器(2)/检测器(3)的呼吸管组件。

[0066] 虽然前述二氧化碳检测仪适于一定目的并且使得在特定浓度范围上能够具有高时间分辨率与高精度,但是球面/椭圆曲面反射镜的使用导致了诸多困难,包括不均匀的加热导致凝结问题,反射镜的弯曲造成气体被储存在顶点从而降低了系统的时间分辨率,以及单路径长度意味着传感器仅适于窄范围的测量。此外,透镜的弯曲并不适合于容易的引

入在可更换的呼吸管内。

[0067] 附图中的图3图示了根据本发明的一个实施例的二氧化碳检测仪。二氧化碳检测仪包含菲涅耳反射透镜(12)来取代弯曲反射器(4)。二氧化碳检测仪包括约束空气流的呼吸管(1),该管在其中包含在管的相对侧上的一个窄的IR透射窗口(10a)和一个相对宽的IR透射窗口(10b)。发射器(2)和检测器(3)相邻于窄窗口(10a)设置,并且被安装在印刷电路板(6)上。菲涅耳反射器(12)被设置在较宽窗口(10b)的后面。发射器/检测器对(1)可以由III-V族半导体构成,并且合适的材料将是本领域技术人员已知的。在这个示例中,该发射器被设计为发射以约 $4.26\mu\text{m}$ 为中心的IR辐射,并且检测器具有以约 $4.26\mu\text{m}$ 为中心的敏感度峰。发射器/检测器对和菲涅耳透镜将被对准,使得从发射器(2)发射的光被透镜(12)聚焦到检测器(3)上。气体流过插入在发射器/检测器对(2、3)和菲涅耳反射器(12)之间的空气区域。空气流动区域通过硅IR透射窗口(10a、10b)与发射器/检测器和反射器隔离,硅IR透射窗口(10a、10b)被设置有抗反射涂层和加热器(未示出)。

[0068] 菲涅耳反射器(12)由可以已经被注射模塑的高密度聚合物制成。在图3中示出的实施例中,菲涅耳反射器包含五个同心元件,然而可以存在更多或更少的元件。可以通过蒸发、溅射或其它物理气相沉积或者经由电化学方法用诸如银、金或铝之类的薄金属膜涂覆反射器表面。将理解的是,可以利用技术人员已知的各种沉积技术。在这个示例中,反射器被涂覆有金膜。然而,将理解的是,本领域技术人员已知的各种其它材料可以被用于这个目的。

[0069] 呼吸管(1)由可以已经被注射模塑的高密度聚合物制成,并且包含用于可以使用合适的粘合剂粘结的硅窗口(10a、10b)的凹部。硅窗口可以具有抗反射涂层,以使空气/硅界面处的信号损失最小化。硅窗口还将包含加热器,以保持与呼吸接触的窗口的温度,以使光学路径上的呼吸凝结效应最小化。对于红外辐射透明的光学窗口的其它材料将是本领域技术人员已知的,并且包括但不限于ZnS、ZnSe、Ge、硫族化合物玻璃和某些聚合物。与菲涅耳透镜(12)相邻的硅窗口被紧邻于透镜布置,以限制未被采样的气体体积。

[0070] 应当理解的是,与其中对于照射反射器的以立体角发射的所有光线而言,光线从发射器经由反射器到检测器穿过的距离大体上相等的球面反射几何结构相比,菲涅耳透镜(12)对于以较大角度(相对于发射器表面法线方向)发射的光线而言具有较大的路径长度,如图4A和图4B中图示,其中,图4A示出了针对球面反射器的路径长度以及图4B示出了针对菲涅耳发射器的多个路径长度。传感器的灵敏度取决于这个路径长度。在低气体浓度下进行的测量要求长的路径长度以允许检测到足够的光线吸收,并且相反地,在高气体浓度下,仅要求小的路径长度以防止检测器接收到的信号太小。因此,存在针对特定气体浓度所需的最佳路径长度。呼吸中二氧化碳浓度的范围大,因此,具有如由包含在本发明的二氧化碳检测仪内的菲涅耳透镜提供的多个路径长度是有利的。本领域技术人员可以取决于发射器的功率输出、检测器的灵敏度和光学路径中的损失来确定正被采样的气体中的最佳路径长度范围。

[0071] 菲涅耳透镜反射器的使用提供了优于现有技术的许多优点。较平坦的几何结构允许呼吸管以在硅窗口和反射器之间的较小的未被采样的无效空间(dead space)被插入,由此减小了与由无效空间体中的气体引起的信号的吸收相关联的误差。平坦的几何结构还产生了如以上描述的一系列路径长度,其结果是增加了二氧化碳检测仪的测量范围。

[0072] 图5图示了与图3的二氧化碳检测仪类似的二氧化碳检测仪,但是具有被设置为可更换呼吸管(1)的一部分的菲涅耳透镜(12)。发射器/检测器对(2、3)被同样安装在PCB(6)上,发射器(2)照射由包含发射器/检测器侧上的加热硅窗口(10a)和相对侧上的菲涅耳反射器(12)的呼吸管(1)限定的气体流动区域。菲涅耳反射器包含加热器(14),以防止凝结影响被菲涅耳透镜聚焦到检测器上的信号。这个布置不仅由于消除了与第二硅窗口(10b)相关联的反射损失而提供了更高的信号水平,而且降低了设备的材料成本。加热器允许与样本气体接触的表面被加热,使得表面温度足够高以防止在反射器(12)和/或透射层(10a)上的凝结。因为可以使用平坦加热器,所以较平坦的菲涅耳反射器几何结构使得反射器能够被更均匀地加热,从而允许它与要加热的表面更均匀地接触。这使得加热器能够使用更少的能量,从而减少了二氧化碳检测仪的功耗。此外,低的热能量需求减少了光学系统的热膨胀,从而允许其保持其最佳的高效的几何结构。

[0073] 呼吸管(1)可以由可以已经被注射模塑以形成所需形状的高密度聚合物制成。菲涅耳透镜设置有额外的材料涂层以实现反射表面,如先前关于图3所描述的。可以使用合适的粘合剂将菲涅耳透镜包含在呼吸管内,或者可以用与两半的呼吸管相同的注射模塑工具来制造它,使得包含菲涅耳透镜的侧可以被涂覆,随后使用合适的粘合剂或者通过干涉配合来附接这两半。可以理解的是,需要对准特征(未示出)来确保现在包含聚焦元件(12)的呼吸管(1)可以与发射器/检测器对(2、3)准确地对准。

[0074] 在实施例中,呼吸管(1)可以包含通道,这些通道允许样本气体从所考察的样本气体所在的空气流动区域转向,使得可以实现对于要采样的流体而言足够高的传导率。

[0075] 另外,反射器(12)和/或透射窗口(10a、10b)的与样本气体接触的表面可以被涂覆有改性表面能的材料。因此,当来自呼吸的冷凝水凝结在这些表面上时,在有高表面能改性剂的情况下,冷凝水形成薄膜而不是一个液滴或多个液滴,这一个液滴或多个液滴潜在地散射并且因此减少了入射在检测器(3)上的IR辐射。表面能改性材料可以是但不限于包含羟基和羧基的烷醇。包含羟基和羧基的烷醇可以尤其适于涂覆金表面,以形成自组装单层。包含聚环氧乙烷或氰基胺的聚合物可以被沉积在反射器(12)的表面上。在低表面能改性剂的情况下,冷凝水形成液滴,这些液滴聚集成水珠并从窗口落下,或者在反射器(12)的反射器(12)涂覆较少的情况下,并且因此具有对信号的较小影响。低表面能材料可以是但不限于含氟-碳的分子。氟-碳烷醇可以尤其适于使用自组装单层涂覆金表面。

[0076] 图6A和图6B示出了根据本发明的另一实施例的二氧化碳检测仪的示意图。在这个实施例中,反射器包括被包含在可移除呼吸管(1)的本体中的多级类型的菲涅耳波带片“FZP”(12')形式的反射衍射光学元件(参见图6B)。在这种类型的波带片中,可以制成一系列台阶(12s),这一系列台阶(12s)接近于由弯曲反射器引入的连续相变。该片同样设置有加热器(14),并且IR透射窗口(10a)被与该片相对地设置,与安装在PCB(6)上的发射器(2)和检测器(3)对准。通常,一系列台阶(12s)引入 $<\pi/2$ 相变,而没有引入大于 2π 的相变的台阶高度,从而因此限制了台阶的总高度并因此将反射镜的总厚度限制于这个高度加上确保机械完整性而需要的任何支持厚度。对于中红外波长,台阶高度为 $0.5\mu\text{m}$ 的量级并且总台阶高度 $<5\mu\text{m}$ 。

[0077] 可以使用高密度聚合物和注射模塑来制造FZP。本领域技术人员将知道的是,可以使用硅微加工技术来制造用于适于红外波长的多级相位FZP所需的小台阶高度的注塑模塑

工具,硅微加工技术包括但不限于光刻和蚀刻在硅上通过化学气相沉积(CVD)或等离子增强化学气相沉积(PECVD)生长的二氧化硅以及氮化硅以及氮氧化硅层。母版波带片图案可以被直接用于注射模塑工具中,或者通常使用电镀镍而被用于制成电铸模具插件。至于菲涅尔透镜,FZP需要用反射材料涂覆。

[0078] 图7A和图7B示出了根据本发明的二氧化碳检测仪的另一实施例,该二氧化碳检测仪包含设置有具有单相位级的菲涅耳波带片“FZP”(12”)的一次性呼吸管(1)(参见图7B)。这是具有仅一个台阶高度的最简单的衍射元件之一。在这个实施例中,一系列同心台阶被图案化并涂覆有合适的反射器,使得从波带片(12)的表面散射的波前的干涉导致检测器(3)上的辐射通量的最大化。在FZP与呼吸管分开的情况下,平面的几何结构还允许呼吸管以使无效空间最小的方式被插入,由此使无效空间误差最小化。

[0079] 台阶的图案是同心圆或同心椭圆组,该同心圆或同心椭圆组被优化,使得到达检测器处的小波的相位基本上同相,而离开检测器的小波的相位或者异相。各种优化对于本领域技术人员而言是已知的,其中具体图案也可以被称为“光子筛”或“全息图”。通常,台阶高度是光的波长的四分之一,因此这个结构提供了最薄的光学元件。如同图3和图5至图6B的先前实施例,该结构需要反射金属涂层,并且可以通过使用合适的注射模具的高密度聚合物的注射模塑来制造。

[0080] 要理解的是,在前面提到的实施例中的任一个中,二氧化碳检测仪可以包括例如注射模塑的高密度聚合物的本体(未示出),呼吸管关于该本体被插入。本体可以包含与印刷电路板中的凸耳对准的定位销。菲涅耳反射器(12)可以可选地与本体成一体。发射器(2)/检测器(3)对可以被布置在印刷电路板的顶部上,并且电连接器可以被连接到印刷电路板,以便驱动发射器(2)/检测器(3)对。呼吸管(1)可以被散布在模塑的本体和印刷电路板之间。

[0081] 在本文描述的实施例中,存在反射表面和/或任何IR透射窗口/部件的污染的问题。污染可以减小检测器(3)接收到的信号,并且即使实际上没有发生变化,也可以表现为CO₂水平的增加。缓解这的一种方法是监测呼吸循环的吸入阶段,在该吸入阶段中具有低CO₂水平的新鲜空气经过采样区域。通常,CO₂浓度为大约450ppm。将理解的是,阈值可以变化并且可以优选地取决于设备周围区域的情况被调节。如果测得的CO₂水平高于阈值,则系统可以指示该测量无效。可以进行对测得的CO₂水平的校正。

[0082] 图8示出了根据本发明的另一二氧化碳检测仪,该二氧化碳检测仪包含具有薄膜单级相位FZP聚焦元件(12”)的呼吸管(1),该薄膜单级相位FZP聚焦元件(12”)使用预成形的凹部和推入配合的夹具(16)被附接到呼吸管。膜FZP的优点在于,可以使用热压纹方法在片材上制造该膜FZP。用能够使用热压纹辊模塑的热固性聚合物涂覆可以是薄金属或者诸如PET或PEN之类的聚合物的箔。然后,可以用反射涂层涂覆箔并且从箔中切下FZP。FZP箔可以包含可以使用导体而被附接到电流源的背侧导电元件。这种FZP成形方法不仅成本低,而且还具有低热容,并且因此将使用较少的功率来加热元件以防止凝结影响检测器接收到的信号水平。

[0083] 附图中的图9图示了本发明的又一实施例,其具有设置在如图5中所示的呼吸管(1)内的菲涅耳反射器12,但是通过在发射器/检测器(2、3)和菲涅耳透镜(12)之间的限制件18的设置来减小呼吸路径面积。这用于增加流过采样区域的气体的速度,从而增加确定

要确定的气体成分浓度的时间分辨率。呼吸速度的这种增加确保了二氧化碳检测仪的响应时间不取决于呼吸在采样区域中的通过时间。

[0084] 在本文描述的实施例中,可能有必要在发射器/检测器对与呼吸管之间增加附加的中IR窗口,以在呼吸管的更换期间提供对这些设备的保护。

[0085] 还有必要实现系统的准确校准。在采用可更换呼吸管(1)的情况下尤其如此,因为存在对准的小变化的可能性。可以在假定背景CO₂水平已知的情况下,对设备进行校准。如果空气是环境空气,则可能是这种情况。可替换地,可以从不同的信息源获得CO₂水平。

[0086] 可替换地,可以使用包含已知CO₂水平的气体的呼吸管(1)来校准设备。呼吸管(1)可以包括端盖,这些端盖可以具有可移除的元件,使得在校准之后可以将可移除的元件剥离并且设备准备好使用。

[0087] 毫无疑问,技术人员将想到许多其它有效的替代方案。将理解的是,本发明不限于所描述的实施例,并且涵盖了对于本领域技术人员而言明显的并落入本文所附权利要求书的精神和范围内的修改。

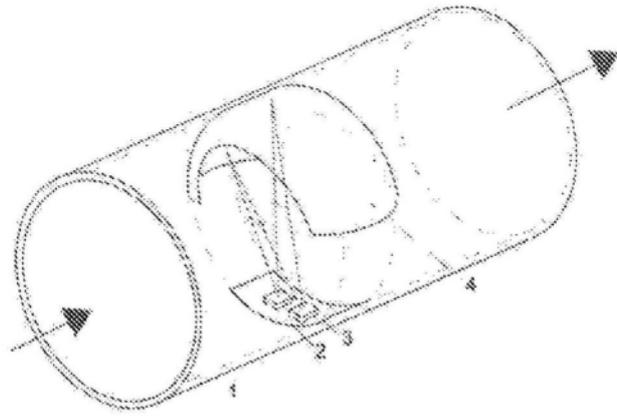


图1

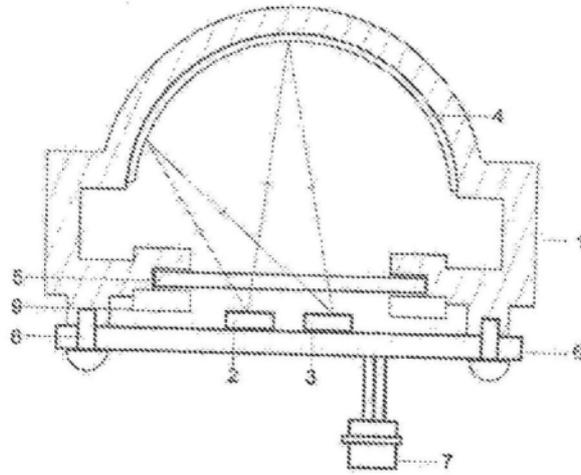


图2

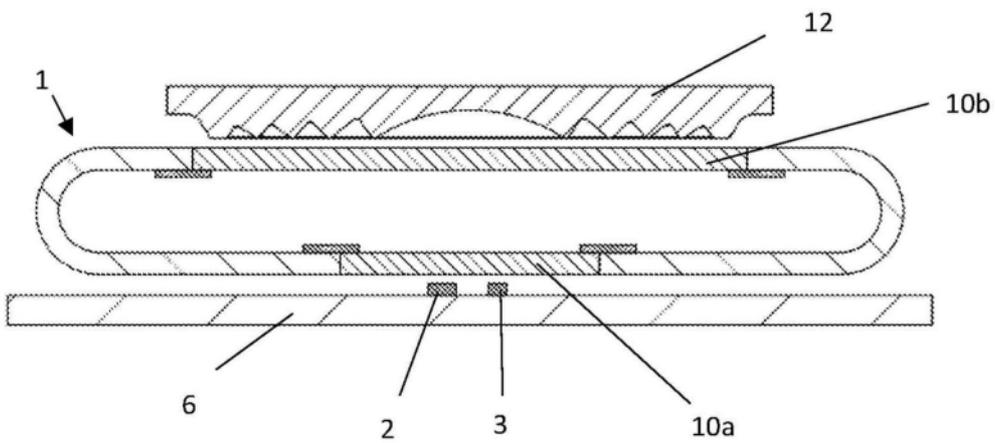


图3

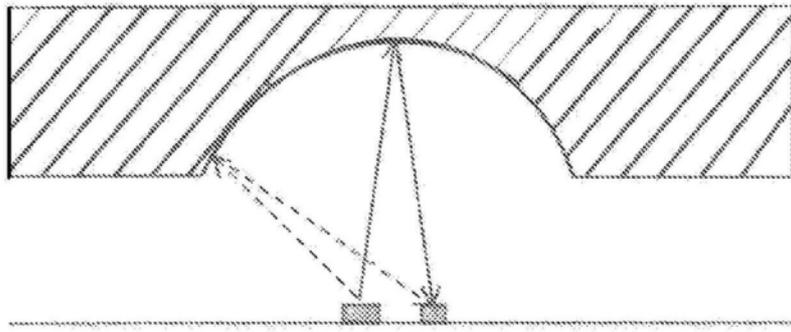


图4A

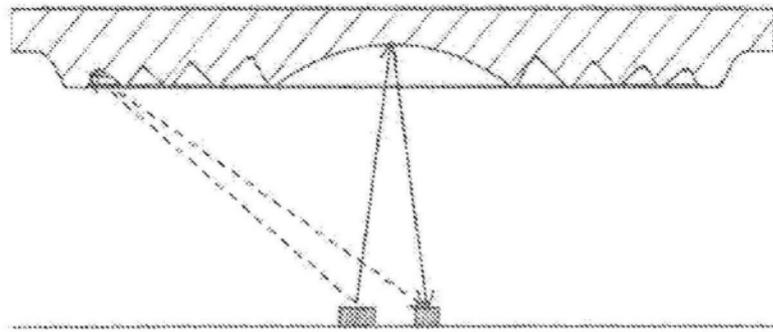


图4B

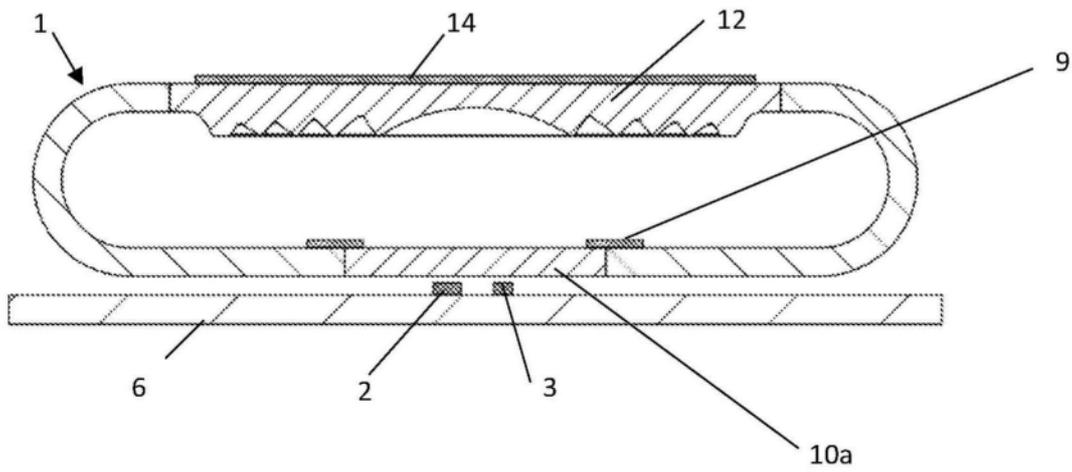


图5

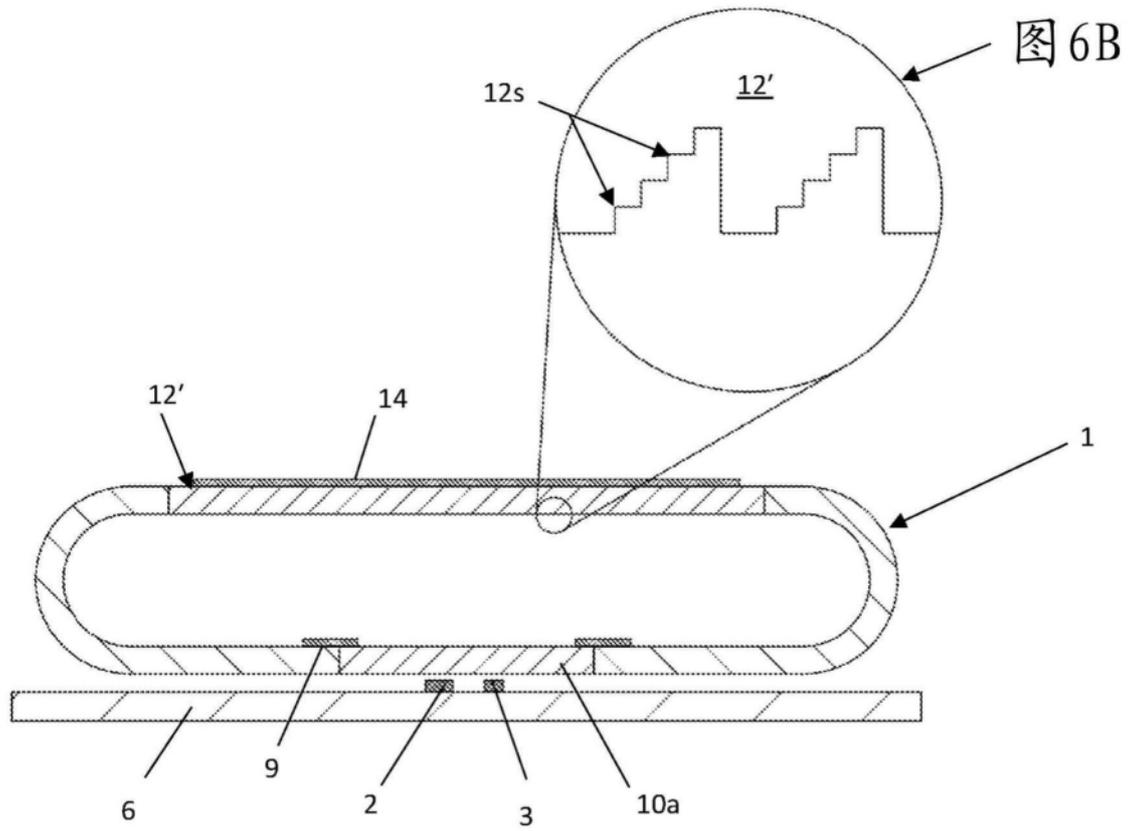
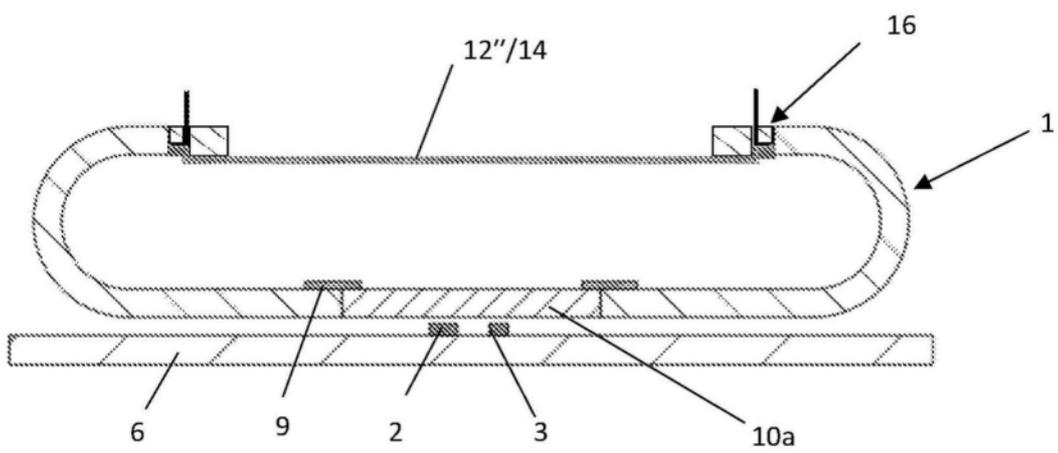
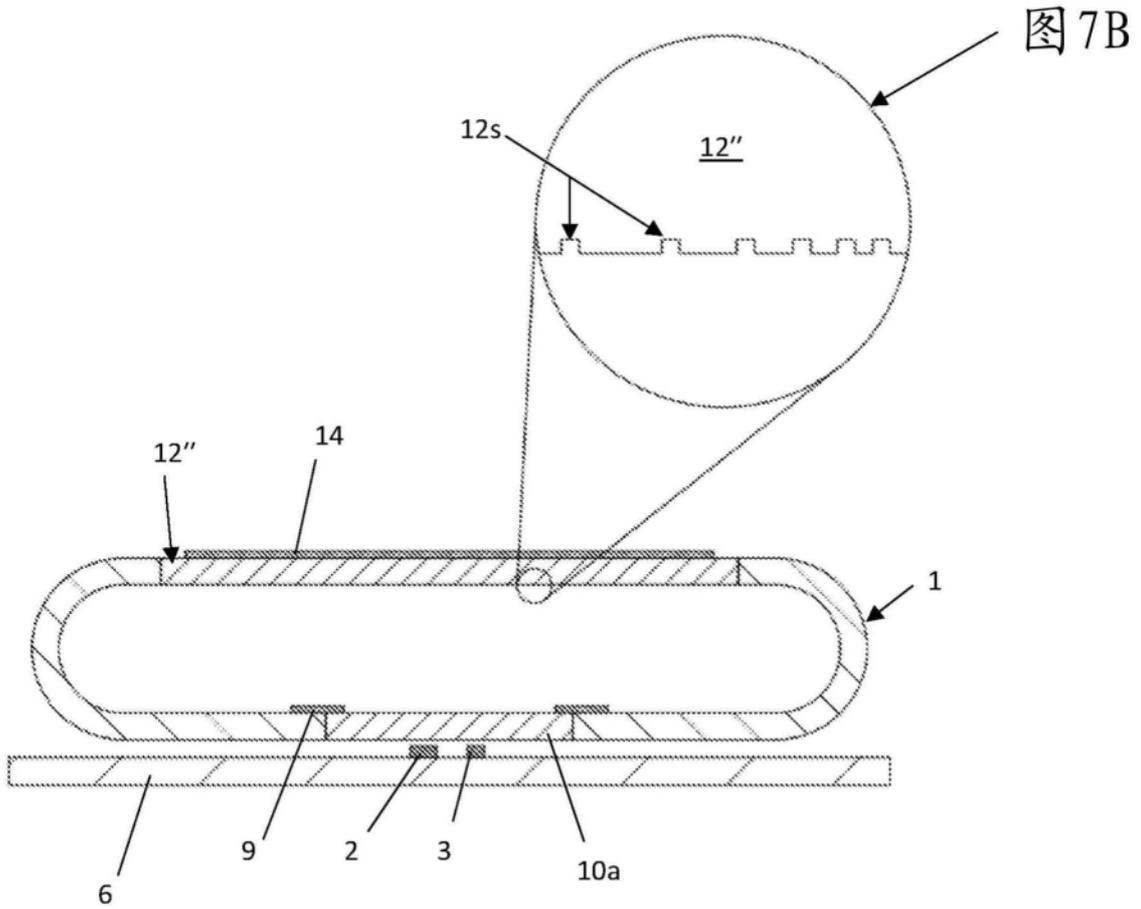


图6A



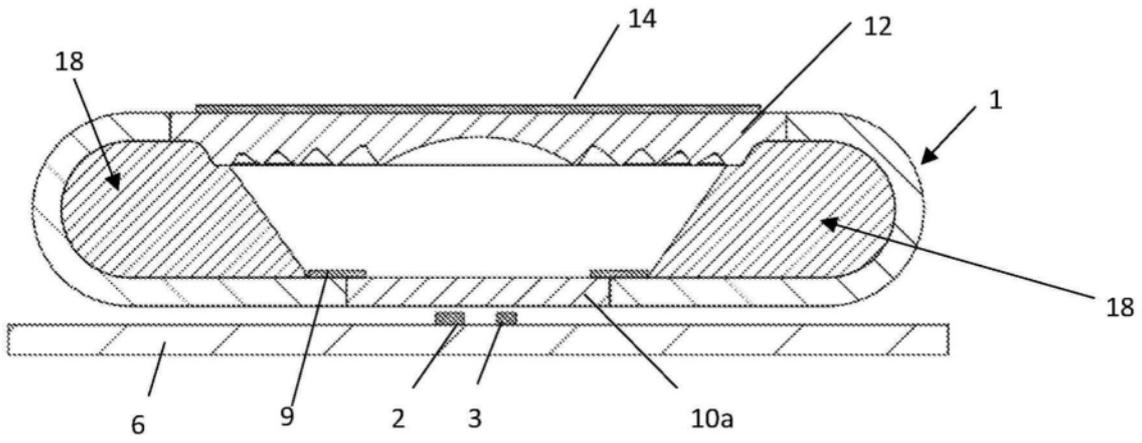


图9