



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111629664 A

(43)申请公布日 2020.09.04

(21)申请号 201880079023.2

J.芬西 L.谢雷尔

(22)申请日 2018.12.14

(74)专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

(30)优先权数据

11105

PA201700742 2017.12.22 DK

代理人 王冉

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

(51)Int.Cl.

2020.06.05

A61B 5/145(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

A61B 5/1455(2006.01)

PCT/EP2018/084959 2018.12.14

A61B 5/00(2006.01)

(87)PCT国际申请的公布数据

A61B 5/083(2006.01)

W02019/121395 EN 2019.06.27

(71)申请人 雷迪奥米特巴塞尔股份公司

地址 瑞士巴塞尔

(72)发明人 J-N.费尔 J-C.鲁莱特 P.韦伯

权利要求书2页 说明书12页 附图6页

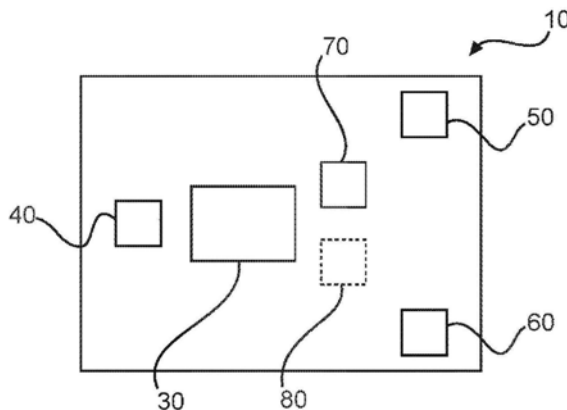
(54)发明名称

用于检测二氧化碳的装置

(57)摘要

本发明涉及用于检测二氧化碳的装置(10)。本发明描述了将壳体的一部分与患者的皮肤区域接触放置(210)。所述壳体的所述部分和所述壳体内的气体测量室被构造使得扩散穿过所述患者的所述皮肤区域的气体进入所述气体测量室。从所述壳体内的辐射源发射辐射(220),其中由所述辐射源发射的所述辐射中的至少一些进入所述气体测量室。进入所述气体测量室的所述辐射具有在二氧化碳吸收带上延伸的波长并且具有在除所述二氧化碳吸收带之外的区域上延伸的波长。辐射滤波器相对于所述气体测量室被定位(230),使得相互作用辐射路径被限定在穿过所述气体测量室的所述辐射源至所述辐射滤波器之间。第一辐射检测器相对于所述辐射滤波器被定位(240),使得除了所述相互作用辐射路径之外的第一检测辐射路径还被限定,并且第二辐射检测器相对于所述辐射滤波器被定位,使得除了所述相互作用辐射路径之外的第二检测辐射路径还被限定。所述辐射滤波器被构造使得所述第一检测辐射路径中的辐射具有在所述

二氧化碳吸收带上延伸的波长,并且在除所述吸收带之外的所述区域上延伸的辐射的强度显著小于所述相互作用辐射路径中的辐射的强度。所述辐射滤波器也被构造使得所述第二检测辐射路径中的辐射具有在除所述二氧化碳吸收带之外的所述区域上延伸的波长,并且在所述吸收带上延伸的辐射的强度显著小于所述相互作用辐射路径中的辐射的强度。使用来自所述第一辐射检测器的信号和来自所述第二辐射检测器的信号确定所述患者的所述皮肤中的二氧化碳的分压(250)。



1. 一种用于检测二氧化碳的装置(10),包括:

-壳体(20);气体测量室(30);辐射源(40);第一辐射检测器(50);第二辐射检测器(60);和辐射滤波器(70);

其中,所述气体测量室、所述辐射源、所述第一辐射检测器、所述第二辐射检测器和所述辐射滤波器被容纳在所述壳体内;

其中,所述壳体的一部分被构造成与患者的皮肤区域接触放置;其中,所述壳体的所述部分和所述气体测量室被构造成使得扩散穿过所述患者的所述皮肤区域的气体进入所述气体测量室;

其中,所述气体测量室和所述辐射源被构造成使得由所述辐射源发射的所述辐射中的至少一些辐射进入所述气体测量室,并且其中进入所述气体测量室的所述辐射具有在二氧化碳吸收带上延伸的波长以及具有在除所述二氧化碳吸收带之外的区域上延伸的波长;

其中,所述辐射滤波器相对于所述气体测量室定位,使得相互作用辐射路径被限定在穿过所述气体测量室的所述辐射源至所述辐射滤波器之间;

其中,所述第一辐射检测器相对于所述辐射滤波器定位,使得除了所述相互作用辐射路径之外的第一检测辐射路径还被限定;并且其中所述第二辐射检测器相对于所述辐射滤波器定位,使得除了所述相互作用辐射路径之外的第二检测辐射路径还被限定;

其中,所述辐射滤波器被构造成使得所述第一检测辐射路径中的辐射具有在所述二氧化碳吸收带上延伸的波长,并且在除所述吸收带之外的所述区域上延伸的辐射的强度显著小于所述相互作用辐射路径中的辐射的强度;

其中,所述辐射滤波器被构造成使得所述第二检测辐射路径中的辐射具有在除所述二氧化碳吸收带之外的所述区域上延伸的波长,并且在所述吸收带上延伸的辐射的强度显著小于所述相互作用辐射路径中的辐射的强度;并且

其中,来自所述第一辐射检测器和所述第二辐射检测器的信号可用于确定所述患者的所述皮肤中的二氧化碳的分压。

2. 根据权利要求1所述的装置,其中所述辐射滤波器被构造成使得所述第二检测辐射路径包含透射穿过所述辐射滤波器的辐射,并且所述第一检测辐射路径包含从所述辐射滤波器反射的辐射。

3. 根据权利要求2所述的装置,其中所述辐射滤波器具有在发生最少气体吸收的波长处居中的透射通带。

4. 根据权利要求3所述的装置,其中所述透射通带的所述中心波长为3.91微米。

5. 根据权利要求3至4中任一项所述的装置,其中所述透射通带的半高全宽为90纳米。

6. 根据权利要求2至5中任一项所述的装置,其中所述装置包括第二辐射滤波器(80),其中所述第二辐射滤波器被构造成使得所述第一检测辐射路径包含透射穿过所述第二辐射滤波器的辐射。

7. 根据权利要求6所述的装置,其中所述第二辐射滤波器具有在所述二氧化碳吸收带上延伸的透射通带。

8. 根据权利要求7所述的装置,其中所述透射通带的所述中心波长为4.26微米。

9. 根据权利要求7至8中任一项所述的装置,其中所述透射通带的半高全宽为180纳米。

10. 根据权利要求1至9中任一项所述的装置,其中所述辐射滤波器充当所述气体测量

室的气体密封。

11. 根据权利要求6至10中任一项所述的装置,其中所述第二辐射滤波器充当所述气体测量室的气体密封。

12. 一种用于检测二氧化碳的系统(100),包括:

-根据前述权利要求中任一项所述的用于检测二氧化碳的装置(10);

-处理单元(110);和

-输出单元(120);

其中,所述处理单元被构造成用于控制所述装置并被构造成用于控制所述输出单元;

其中,所述装置被构造成用于向所述处理单元提供来自所述第一辐射检测器的所述信号和来自所述第二辐射检测器的所述信号;

其中,所述处理单元被构造成用于计算所述患者的所述皮肤中的二氧化碳的所述分压,所述计算包括来自所述第一辐射检测器的所述信号和来自所述第二辐射检测器的所述信号;

其中,所述输出单元被构造成用于输出代表所述二氧化碳的所述分压的数据。

13. 一种用于检测二氧化碳的方法(200),包括:

a) 将壳体的一部分与患者的皮肤区域接触放置(210);其中,所述壳体的所述部分和所述壳体内的气体测量室被构造成使得扩散穿过所述患者的所述皮肤区域的气体进入所述气体测量室;

b) 从所述壳体内的辐射源发射辐射(220),其中由所述辐射源发射的所述辐射中的至少一些辐射进入所述气体测量室,并且其中进入所述气体测量室的所述辐射具有在二氧化碳吸收带上延伸的波长以及具有在除所述二氧化碳吸收带之外的区域上延伸的波长;

c) 将辐射滤波器相对于所述气体测量室定位(230),使得相互作用辐射路径被限定在穿过所述气体测量室的所述辐射源至所述辐射滤波器之间;

d) 将第一辐射探测器相对于所述辐射滤波器定位(240),使得除了所述相互作用辐射路径之外的第一检测辐射路径还被限定;并且其中将第二辐射探测器相对于所述辐射滤波器被定位,使得除了所述相互作用辐射路径之外的第二检测辐射路径还被限定;其中所述辐射滤波器被构造成使得所述第一检测辐射路径中的辐射具有在所述二氧化碳吸收带上延伸的波长,并且在除所述吸收带之外的所述区域上延伸的辐射的强度显著小于所述相互作用辐射路径中的辐射的强度;并且其中所述辐射滤波器被构造成使得所述第二检测辐射路径中的辐射具有在除所述二氧化碳吸收带之外的所述区域上延伸的波长,并且在所述吸收带上延伸的辐射的强度显著小于所述相互作用辐射路径中的辐射的强度;以及

e) 使用来自所述第一辐射检测器的信号和来自所述第二辐射检测器的信号确定所述患者的所述皮肤中的二氧化碳的分压(250)。

14. 一种用于控制根据权利要求1至11中任一项所述的装置和/或用于控制根据权利要求12所述的系统的计算机程序元件,所述计算机程序元件被构造成在由处理器执行时执行根据权利要求13所述的方法。

15. 一种存储了根据权利要求14所述的程序元件的计算机可读介质。

用于检测二氧化碳的装置

技术领域

[0001] 本发明涉及用于检测二氧化碳的装置、用于检测二氧化碳的系统、用于检测二氧化碳的方法以及计算机程序元件和计算机可读介质。

背景技术

[0002] 通过施加到人或动物的皮肤以用于测量血液气体分压的装置诸如传感器对血液气体分压的非侵入式测量在许多出版物中被描述为在许多临床情况下有用的工具。用于非侵入式地测量血液气体诸如二氧化碳(CO₂)和氧气(O₂)的传感器是重症监护室(ICU)和新生儿重症监护室(NICU)的必不可少的工具,因为它们以非侵入式方式和对医院工作人员而言最小的工作量对患者、人或动物的呼吸功能提供可靠的连续监测。

[0003] 皮肤/经皮血液气体传感器领域内的趋势通常是减小传感器和监测器两者的尺寸。用于测量血液气体的经皮分压的优选位点之一是耳垂,因为耳垂的皮肤非常薄。此外,测量血液气体的经皮分压通常用于早产新生儿。无论传感器用于新生儿还是成人,都可能在皮肤上找到可充分容纳血液气体传感器的足够大的合适平坦区域。因此,传感器的尺寸应当最小化。

[0004] 此类传感器应当能够在小样本表面上进行测量,并且响应时间应当短。由于因气体浓度的较小变化而需要传感器的所需灵敏度高,因此信号强度应当尽可能大,例如不超过60秒,这样可用的信号强度应当尽可能大。为了使监测系统尽可能易于使用,监测系统还应当始终处于使用就绪状态并且在使用期间无漂移。此类传感器也应当相对廉价并且组装简单。

[0005] 用于对血液气体分压进行皮肤或经皮测量的可商购获得的产品通常为电化学传感器。在数十年来,已知这些电化学传感器对人类皮肤中的血液气体分压提供准确估计,由此可计算出动脉分压,从而无需采集血液样本,即可向医务人员尤其是ICU、NICU和睡眠实验室的医务人员清楚地指示患者呼吸功能。如所描述的电化学传感器可从例如US 6,654,622B1得知。

[0006] 虽然已证明如已知的电化学传感器是医院必不可少的工具,但它们需要频繁的校准,信号可能漂移,这对于较长持续时间的应用(例如,睡眠监测)可能导致问题,并且需要频繁地再膜化,包括添加电解质溶液。因此,希望开发出没有这些问题的另一种装置。

[0007] W020081 10927公开了一种使用可调谐激光二极管技术的光学传感器,其中在检测器处接收光束之前,光束在采样单元中通过单个单峰传播进行传播,从而产生反映样品化学物质的输出信号。

[0008] W02003023374公开了一种使用隐失场穿透到皮肤中以检测皮肤中的化学物质的光学传感器。

[0009] 对于W02003023374和W020081 10927中的两种技术,光源是安装在传感器外部的激光器,其经由光导将光传输至传感器。这些系统具有若干缺点,因为背光由于光路径上的光学干涉而在激光器腔体内干涉,从而严重降低灵敏度。此外,这些系统使用提供单一频率

光的激光光源,该单一频率光可然后被调谐成在基调或其谐波之一处被一种气体例如二氧化碳吸收。然而,激光器具有若干缺点。与其它光源相比,激光器成本高昂且体积庞大。由于其尺寸,激光器被安装在外部设备中,并且光经由光纤传输至传感器。在使用一段时间之后,光纤线缆可能由于应力而断裂。此外,虽然激光被调谐到特定波长,但激光由于温度变化而漂移,这对于用于睡眠监测已成问题,在睡眠监测中,室温过夜降低,从而改变了检测器系统中的光的波长。因此,使用激光器的系统需要恒定调制监测,以确保激光器供应预期波长的光。

[0010] W02015010709公开了一种使用红外(IR)光源来检测CO₂的光学传感器,该红外(IR)光源将IR光透射穿过数值孔径(NA)转换器和波长滤波器,进入具有若干反射表面以用于增加信号路径的测量体积,到达用于检测通过测量体积的光量的检测器。透射穿过测量体积的光的变化用于估计测量体积中CO₂的量的变化。这在光学器件中也称为“非成像”,即,光电检测器不用于在测量体积中形成样品图像,而是用于检测测量体积内的变化。

[0011] 在该上下文中,术语皮肤意指患者、人或动物的表皮层中的情况的测量。术语经皮通常被称为其中检查表皮层下方的情况的测量。经皮测量与皮肤测量没有差异,不同的是温度对于经皮测量较高,由此表皮层中的血流量增加,从而使得表皮层更像动脉,即,表皮层的行为更像表皮下方的层。进行经皮测量所需的温度升高量取决于患者的皮肤。新生儿或早产新生儿具有非常薄的皮肤;因此,例如40°C的温度可足以进行血液气体的经皮测量,而具有较厚皮肤层的老年人可能需要44°C或45°C的温度才能使表皮动脉化。在本发明的上下文中,测量的目的是检查表皮中还是表皮下方的情况无关紧要。因此,无论是使用术语皮肤还是经皮来描述本发明,任一术语都涵盖使用施加到人类皮肤的传感器来测量血液气体分压的测量值。

发明内容

[0012] 具有用于检测二氧化碳的改进的传感器系统和相关联的方法应当是有利的。

[0013] 本发明的目的通过独立权利要求的主题实现,其中另外的实施方案并入从属权利要求。应当指出的是,本发明的以下所述方面和示例也适用于用于检测二氧化碳的装置、用于检测二氧化碳的系统、用于检测二氧化碳的方法以及计算机程序元件和计算机可读介质。

[0014] 根据第一方面,提供了一种用于检测二氧化碳的装置,包括:

[0015] -壳体;

[0016] -气体测量室;

[0017] -辐射源;

[0018] -第一辐射检测器;

[0019] -第二辐射检测器;和

[0020] -辐射滤波器。

[0021] 气体测量室、辐射源、第一辐射检测器、第二辐射检测器和辐射滤波器被容纳在壳体内。壳体的一部分被构造成与患者的皮肤区域接触放置。壳体的该部分和气体测量室被构造成使得扩散穿过患者的皮肤区域的气体进入气体测量室。气体测量室和辐射源被构造成使得由辐射源发射的辐射中的至少一些进入气体测量室。进入气体测量室的辐射具有在

二氧化碳吸收带上延伸的波长并且具有在除二氧化碳吸收带之外的区域上延伸的波长。辐射滤波器相对于气体测量室被定位,使得相互作用辐射路径被限定在穿过气体测量室的辐射源至辐射滤波器之间。第一辐射检测器相对于辐射滤波器被定位,使得除了相互作用辐射路径之外的第一检测辐射路径还被限定。第二辐射检测器相对于辐射滤波器被定位,使得除了相互作用辐射路径之外的第二检测辐射路径还被限定。辐射滤波器被构造成使得第一检测辐射路径中的辐射具有在二氧化碳吸收带上延伸的波长,并且在除该吸收带之外的区域上延伸的辐射的强度显著小于在除相互作用辐射路径中的吸收带之外的区域上延伸的辐射的强度。辐射滤波器被构造成使得第二检测辐射路径中的辐射具有在除二氧化碳吸收带之外的区域上延伸的波长,并且在该吸收带上延伸的辐射的强度显著小于在相互作用辐射路径中的吸收带上延伸的辐射的强度。来自第一辐射检测器和第二辐射检测器的信号可用于确定患者的皮肤中的二氧化碳的分压。

[0022] 换句话说讲,非侵入式二氧化碳测量装置使用干涉滤波器将二氧化碳吸收带上的辐射与不在该带上的辐射分开。然后,可将吸收带上的所有辐射导向第一检测器,其中该波长范围内的最小辐射转到第二检测器。然而,第二检测器可检测可能遭受二氧化碳最少吸收的不同波长范围内的所有辐射,其中第一检测器未检测该波长范围内的辐射。这样,每个检测器具有最大可能信号,具有最小背景信号,其中第一检测器检测二氧化碳的吸收并且第二检测器用作参考信号检测器。

[0023] 因此,滤波器可为透射二氧化碳吸收带上的波长并反射其它波长的通带滤波器,或者滤波器可反射二氧化碳吸收带上的波长并透射其它波长。

[0024] 因此,气体传感器具有最少部件,从而导致尺寸减小,并且同时提供增大的信号强度,从而导致增大的信噪比并使得检测时间能够被缩短,并且因为制造和组装公差而不严格而有利于组装,从而导致总体传感器装置非常紧凑,表现出高信号强度,易于组装并且价格不太贵。

[0025] 在示例中,辐射滤波器被构造成使得第二检测辐射路径包含透射穿过辐射滤波器的辐射,并且第一检测辐射路径包含从辐射滤波器反射的辐射。

[0026] 换句话说讲,从辐射滤波器反射的辐射具有在二氧化碳吸收带上的辐射,并且用于检测是否存在气态二氧化碳。同时,由滤波器透射的辐射具有在除二氧化碳吸收带之外的区域上的辐射,并且可用作参考信号。

[0027] 换句话说讲,该装置使用在待检测气体的吸收带上反射并且在作为参考通道的其它波长上透射的滤波器。

[0028] 在示例中,辐射滤波器具有在发生最少气体吸收的波长处居中的透射通带。

[0029] 这样,透射穿过辐射滤波器的用作参考信号的辐射在低吸收区域处居中,并且不因测量室中存在气体而受到扰动。

[0030] 在示例中,透射通带的中心波长为3.91微米(μm)。可使用其它通带波长,尤其是在检测其它气体时。

[0031] 通过这样构造辐射滤波器,中心通带透射波长远离诸如 H_2O 或 N_2O 的寄生吸收线。

[0032] 在示例中,透射通带的半高全宽为90纳米(nm)。可使用其它FWHM。

[0033] 因此,辐射滤波器被构造为窄带透射滤波器,其中心透射波长和FWHM使可获取的信号最大化,同时确保未检出在诸如 H_2O 或 N_2O 的寄生吸收线上延伸的辐射。

[0034] 在示例中,装置包括第二辐射滤波器。第二辐射滤波器被构造成使得第一检测辐射路径包含透射穿过第二辐射滤波器的辐射。

[0035] 换句话说讲,第一辐射滤波器透射用于参考信号的辐射,并且第一辐射滤波器反射用于检测是否存在二氧化碳的辐射。因此,可使用高性价比的第一滤波器来透射辐射以优化参考信号的检测,并且提供反射率信号以用于二氧化碳的检测,其中该反射信号可能未被优化。然而,第二辐射滤波器可然后在该检测通道中使用,该第二辐射滤波器例如具有在二氧化碳吸收带处居中的窄通带。该组合然后提供增大的信噪比和增大的动态范围,因为在每个通道中检测到所有可用光子。这是因为每个通道实际上可具有仅允许所需的光子传播到相应检测器的滤波器,并且不提供所需的参考信号或所需的二氧化碳检测信号的无关光子从相应通道中排除。

[0036] 换句话说讲,第一滤波器可为在几乎没有吸收的光谱的一部分上居中的窄通带透射滤波器,从而提供说明例如源输出中的漂移的参考通道。然后,该滤波器可具有在二氧化碳吸收带上延伸的宽带反射率。然后,在该第二检测通道中使用第二辐射滤波器,又是窄通带透射滤波器,现在在二氧化碳吸收带处居中。

[0037] 这样,可单独控制第一检测辐射路径和第二检测辐射路径中的辐射,以连同最佳参考信号测定提供最佳二氧化碳检测。这可以使待检测的所关注的辐射最大化并且排除不需要的辐射的方式来完成,从而使信噪比和动态范围最大化。通过使用两个滤波器,改善了气体检测的选择性。

[0038] 在示例中,第二辐射滤波器具有在二氧化碳吸收带上延伸的透射通带。

[0039] 在示例中,透射通带的中心波长为4.26微米(μm)。在检测其它气体时,可使用其它通带波长。

[0040] 在示例中,透射通带的半高全宽为180纳米(nm)。可使用其它FWHM。

[0041] 在示例中,辐射滤波器充当气体测量室的气体密封。

[0042] 在示例中,第二辐射滤波器充当气体测量室的气体密封。

[0043] 根据第二方面,提供了一种用于检测二氧化碳的系统,包括:

[0044] -根据第一方面所述的用于检测二氧化碳的装置;

[0045] -处理单元;和

[0046] -输出单元。

[0047] 处理单元被构造成用于控制装置并且被构造成用于控制输出单元。装置被构造成用于向处理单元提供来自第一辐射检测器的信号和来自第二辐射检测器的信号。处理单元被构造成用于计算患者的皮肤中的二氧化碳的分压,计算包括利用来自第一辐射检测器的信号和来自第二辐射检测器的信号。输出单元被构造成用于输出代表二氧化碳的分压的数据。

[0048] 在示例中,计算包括来自第二辐射检测器的信号与来自第一辐射检测器的信号之间的差值。

[0049] 根据第三方面,提供一种用于检测二氧化碳的方法,包括:

[0050] a) 将壳体的一部分与患者的皮肤区域接触放置;其中壳体的该部分和壳体内的气体测量室被构造成使得扩散穿过患者的皮肤区域的气体进入气体测量室;

[0051] b) 从壳体内的辐射源发射辐射,其中由辐射源发射的辐射中的至少一些进入气体

测量室,并且其中进入气体测量室的辐射具有在二氧化碳吸收带上延伸的波长以及具有在除二氧化碳吸收带之外的区域上延伸的波长;

[0052] c) 相对于气体测量室将辐射滤波器定位,使得相互作用辐射路径被限定在穿过气体测量室的辐射源至辐射滤波器之间;

[0053] d) 相对于辐射滤波器将第一辐射检测器定位,使得除了相互作用辐射路径之外的第一检测辐射路径还被限定;并且其中第二辐射检测器相对于辐射滤波器被定位,使得除了相互作用辐射路径之外的第二检测辐射路径还被限定;其中辐射滤波器被构造成使得第一检测辐射路径中的辐射具有在二氧化碳吸收带上延伸的波长,并且在除该吸收带之外的区域上延伸的辐射的强度显著小于相互作用辐射路径中的辐射的强度;并且其中辐射滤波器被构造成使得第二检测辐射路径中的辐射具有在除二氧化碳吸收带之外的区域上延伸的波长,并且在该吸收带上延伸的辐射的强度显著小于相互作用辐射路径中的辐射的强度;和

[0054] e) 使用来自第一辐射检测器的信号和来自第二辐射检测器的信号确定患者的皮肤中的二氧化碳的分压。

[0055] 根据另一方面,提供一种用于控制如前所述的装置和/或系统的计算机程序元件,如果该计算机程序元件由处理单元执行,则适于执行如前所述的方法步骤。

[0056] 还提供了存储了如前所述的计算机元件的计算机可读介质。

[0057] 有利的是,由任何上述方面提供的有益效果同等适用于所有其它方面,反之亦然。

[0058] 参考下文所述的实施方案,上述方面和示例将变得显而易见并得到阐明。

附图说明

[0059] 下面将参考附图来描述示例性实施方案:

[0060] 图1示出了用于检测二氧化碳的装置的示例的示意性设置;

[0061] 图2示出了用于检测二氧化碳的系统的示例的示意性设置;

[0062] 图3示出了用于检测二氧化碳的方法;

[0063] 图4示出了用于检测二氧化碳的装置的详细示意性示例;

[0064] 图5示出了用于检测二氧化碳的装置的部件的详细示意性示例;

[0065] 图6示出了用于检测二氧化碳的装置的部件的详细示意性示例;

[0066] 图7示出了用于检测二氧化碳的装置的示例的有效透射窗和参考透射窗;

[0067] 图8示出了用于检测二氧化碳的装置的示例中使用的辐射滤波器的倾斜的效果;和

[0068] 图9示出了用于检测针对滤波器的二氧化碳的装置的示例的有效透射窗和参考透射窗,其中参考通道上的辐射滤波器倾斜了45度。

具体实施方式

[0069] 图1示出了用于检测二氧化碳的装置10的示例。该装置包括壳体20、气体测量室30、辐射源40、第一辐射检测器50、第二辐射检测器60和辐射滤波器70。气体测量室30、辐射源40、第一辐射检测器50、第二辐射检测器60和辐射滤波器70被容纳在壳体20内。壳体20的一部分被构造成与患者的皮肤区域接触放置。壳体20的该部分和气体测量室30被构造成使

得扩散穿过患者的皮肤区域的气体进入气体测量室30。气体测量室30和辐射源40被构造成使得由辐射源40发射的辐射中的至少一些进入气体测量室30。进入气体测量室30的辐射具有在二氧化碳吸收带上延伸的波长并且具有在除二氧化碳吸收带之外的区域上延伸的波长。辐射滤波器70相对于气体测量室30被定位,使得相互作用辐射路径被限定在穿过气体测量室30的辐射源40至辐射滤波器70之间。第一辐射检测器50相对于辐射滤波器70被定位,使得除了相互作用辐射路径之外的第一检测辐射路径还被限定。第二辐射检测器60相对于辐射滤波器70被定位,使得除了相互作用辐射路径之外的第二检测辐射路径还被限定。辐射滤波器70被构造成使得第一检测辐射路径中的辐射具有在二氧化碳吸收带上延伸的波长,并且在除该吸收带之外的区域上延伸的辐射的强度显著小于在除相互作用辐射路径中的吸收带之外的区域上延伸的辐射的强度。辐射滤波器70被构造成使得第二检测辐射路径中的辐射具有在除二氧化碳吸收带之外的区域上延伸的波长,并且在该吸收带上延伸的辐射的强度显著小于在相互作用辐射路径中的吸收带上延伸的辐射的强度。来自第一辐射检测器50和第二辐射检测器60的信号可用于确定患者的皮肤中的二氧化碳的分压。

[0070] 在示例中,气体测量室具有涂覆有金、银、或铝或氧化铝的内表面。这样,大量的辐射到达检测器。

[0071] 在示例中,气体测量室包括反射管。

[0072] 在示例中,气体测量室的内表面具有小于二氧化碳吸收带的波长的表面粗糙度。在示例中,气体测量室的内表面具有小于二氧化碳吸收带的波长的一半的表面粗糙度。在示例中,气体测量室的内表面具有小于二氧化碳吸收带的波长的四分之一的表面粗糙度。在示例中,气体测量室的内表面具有小于二氧化碳吸收带的波长的八分之一的表面粗糙度。这样,散射减少,从而导致到达检测器的辐射的量最大。

[0073] 在示例中,辐射源充当气体测量室的气体密封。这样,进一步减少了必要的部件数量,从而在固有成本和组装成本方面获得更高性价比的解决方案。

[0074] 在示例中,辐射源是LED。

[0075] 在示例中,辐射源在中红外波长范围内工作。在示例中,辐射源在红外波长范围内工作。在示例中,辐射源在可见光波长范围内工作。

[0076] 在示例中,辐射源产生的辐射中的大部分在3.8至4.5 μm 的波长范围内延伸。

[0077] 在示例中,装置包括至少一个烟筒,该烟筒与气体测量室流体连通并且与壳体的被构造成与患者的皮肤区域接触放置的部分流体连通。这样,扩散穿过患者的皮肤的气体可被转移到气体测量室。烟筒可垂直于气体测量室,这增强了气体测量室的效率。

[0078] 在示例中,来自第二辐射检测器的信号可用于校准辐射源。因此,可提供反馈回路,使得源向气体测量室中提供相同强度的辐射。

[0079] 在示例中,来自第二辐射检测器的信号与来自第一辐射检测器的信号之间的差值可用于计算患者的皮肤中的二氧化碳的分压。

[0080] 在示例中,气体测量室的总体积不大于2 μL 。在示例中,气体测量室和至少一个烟筒的总体积不大于2 μL 。

[0081] 在示例中,另选布置结构中的装置可工作用来检测H₂O或麻醉气体,而不是工作用来检测二氧化碳。辐射滤波器应当然后被适当地构造成使得第一检测辐射路径中的辐射具有在H₂O(或麻醉气体)吸收带上延伸的波长,并且在除该吸收带之外的区域上延伸的辐射

的强度显著小于相互作用辐射路径中的辐射的强度,并且辐射滤波器被构造成使得第二检测辐射路径中的辐射具有在除H₂O(或麻醉气体)吸收带之外的区域上延伸的波长,并且在该吸收带上延伸的辐射的强度显著小于相互作用辐射路径中的辐射的强度。

[0082] 根据示例,辐射滤波器被构造成使得第二检测辐射路径包含透射穿过辐射滤波器的辐射,并且第一检测辐射路径包含从辐射滤波器反射的辐射。

[0083] 在示例中,辐射滤波器具有在二氧化碳吸收带上延伸的反射通带。

[0084] 在示例中,反射通带的中心波长为4.26微米。

[0085] 在示例中,反射通带的半高全宽为180纳米。

[0086] 在示例中,装置包括第二辐射滤波器,其中第二辐射滤波器被构造成使得第二检测辐射路径包含透射穿过第二辐射滤波器的辐射。

[0087] 在示例中,第二辐射滤波器具有在发生最少气体吸收的波长处居中的透射通带。

[0088] 在示例中,透射通带的中心波长为3.91微米。在示例中,透射通带的中心波长为3.77微米。在示例中,透射通带的中心波长为在3.91微米和3.77微米之间。换句话说,针对3.91 μm 设计的滤波器在法向入射时可用于在3.91 μm 下工作。然而,同一滤波器可成一定角度,使得实际上透射通带偏移,其中对于同一滤波器,透射通带在成45度角时可能已经偏移至3.77 μm 。然而,只要不发生寄生吸收,就仍然可有效地获得参考数据。因此,技术人员可设计或已设计出适当的干涉滤波器,以在所需取向起作用。

[0089] 在示例中,透射通带的半高全宽为90纳米。

[0090] 在示例中,辐射滤波器和第二辐射滤波器彼此平行取向。

[0091] 因此,第一滤波器可为在存在二氧化碳吸收带的光谱的一部分上居中的窄通带反射滤波器,从而提供检测通道。该滤波器可具有在几乎没有吸收的光谱的一部分上延伸的宽带透射分布,从而提供说明例如源输出中的漂移的参考通道。在参考通道中,为了进一步增加该通道中的信噪比并使动态范围最大化,可设置在几乎没有吸收的光谱的部分上居中的第二窄带透射滤波器。这样,干涉辐射滤波器可再次用于提供检测通道和参考通道,但其中第一滤波器具有窄带反射分布而不是窄带。

[0092] 根据示例,辐射滤波器具有在发生最少气体吸收的波长处居中的透射通带。

[0093] 根据示例,透射通带的中心波长为3.91微米。

[0094] 在示例中,中心波长可涉及不同的寄生吸收带。

[0095] 根据示例,透射通带的半高全宽为90纳米。

[0096] 根据示例,装置包括第二辐射滤波器80。第二辐射滤波器80被构造成使得第一检测辐射路径包含透射穿过第二辐射滤波器80的辐射。

[0097] 在示例中,第二辐射滤波器被取向成与辐射滤波器成45度角。因此,第二辐射滤波器和放置在第二辐射滤波器后面的第二辐射检测器通常可被取向成垂直于入射辐射。这意味着存在最大可用信号,并且可选择干涉滤波器作为在90度下工作的滤波器,从而提供较便宜且准确的二氧化碳检测解决方案。辐射滤波器和实际上用于检测参考辐射通道的第一辐射检测器可然后被取向成与入射辐射成45度角。相对于最大可用信号存在信号损失,因为辐射现在散布在角度检测器上,但可将辐射滤波器设计成使得仍然有足够的辐射强度被检测到,因而这不造成问题。

[0098] 在示例中,辐射滤波器被取向成与气体测量室的中心轴线成45度角。

[0099] 在示例中,装置包括位于气体测量室的一个端部处的棱镜,并且其中辐射滤波器位于棱镜的第一表面处,并且第二辐射滤波器位于棱镜的第二表面处。

[0100] 在示例中,棱镜的第三表面充当气体测量室的气体密封。这样,进一步减少了必要的部件数量,从而在固有成本和组装成本方面获得更高性价比的解决方案。

[0101] 在示例中,棱镜是蓝宝石棱镜。

[0102] 在示例中,除了第一表面、第二表面和第三表面之外,棱镜的至少一个表面还涂覆有金、银或铝。

[0103] 根据示例,第二辐射滤波器具有在二氧化碳吸收带上延伸的透射通带。

[0104] 根据示例,透射通带的中心波长为4.26微米。

[0105] 根据示例,透射通带的半高全宽为180纳米。

[0106] 根据示例,辐射滤波器充当气体测量室的气体密封。这样,进一步减少了必要的部件数量,从而在固有成本和组装成本方面获得更高性价比的解决方案。

[0107] 根据示例,第二辐射滤波器充当气体测量室的气体密封。这样,进一步减少了必要的部件数量,从而在固有成本和组装成本方面获得更高性价比的解决方案。

[0108] 如上所述,不同布置结构中的装置可检测H₂O或麻醉气体而不是二氧化碳,并且辐射滤波器和第二辐射滤波器经过适当构造,即,二氧化碳吸收带以及除二氧化碳吸收带之外的区域可针对H₂O或麻醉气体的此类光谱区。

[0109] 图2示出了用于检测二氧化碳的系统100的示例。系统100包括如上文参照图1所述的用于检测二氧化碳的装置10。该系统还包括处理单元110和输出单元120。处理单元110被构造成用于控制装置10并且被构造成用于控制输出单元120。装置10被构造成用于向处理单元110提供来自第一辐射检测器的信号和来自第二辐射检测器的信号。处理单元110被构造成用于计算患者的皮肤中的二氧化碳的分压。计算包括利用来自第一辐射检测器50的信号和来自第二辐射检测器60的信号。输出单元120被构造成用于输出代表二氧化碳的分压的数据。

[0110] 在示例中,计算包括来自第二辐射检测器的信号与来自第一辐射检测器的信号之间的差值。

[0111] 系统在使用过程中无需校准,尽管可能仍需要在出厂前进行初始校准。它提供了易于组装的优点,并且具有最少数量的可现货供应的部件,因此提供了高性价比的解决方案。它在长时间段内以短响应时间提供CO₂浓度测量的可靠结果,因为在所需波长范围内大量的可用光子在有效通道(二氧化碳检测通道)和参考通道(相对非吸收和非扰动通道)两者中使用。虽然系统的装置可能仍然具有可能不时更换的膜,但避免了电化学传感器已知的复杂的再膜化过程。系统温度稳定,使用可靠,并且由于光源是还比可调谐激光器便宜的内置宽带光源而无需光导。

[0112] 图3示出了用于在其基本步骤中检测二氧化碳的方法200。方法200包括:

[0113] 在放置步骤210(也称为步骤a))中,将壳体的一部分与患者的皮肤区域接触放置;其中壳体的该部分和壳体内的气体测量室被构造成使得扩散穿过患者的皮肤区域的气体进入气体测量室;

[0114] 在发射步骤220(也称为步骤b))中,从壳体内的辐射源发射辐射。由辐射源发射的辐射中的至少一些进入气体测量室。进入气体测量室的辐射具有在二氧化碳吸收带上延伸

的波长并且具有在除二氧化碳吸收带之外的区域上延伸的波长；

[0115] 在定位步骤230(也称为步骤c))中,相对于气体测量室将辐射滤波器定位,使得相互作用辐射路径被限定在穿过气体测量室的辐射源至辐射滤波器之间;

[0116] 在定位步骤240(也称为步骤d))中,相对于辐射滤波器将第一辐射检测器定位,使得除了相互作用辐射路径之外的第一检测辐射路径还被限定。步骤d)还涉及相对于辐射滤波器将第二辐射检测器定位,使得除了相互作用辐射路径之外的第二检测辐射路径还被限定。辐射滤波器被构造成使得第一检测辐射路径中的辐射具有在二氧化碳吸收带上延伸的波长,并且在除该吸收带之外的区域上延伸的辐射的强度显著小于相互作用辐射路径中的辐射的强度。辐射滤波器也被构造成使得第二检测辐射路径中的辐射具有在除二氧化碳吸收带之外的区域上延伸的波长,并且在该吸收带上延伸的辐射的强度显著小于相互作用辐射路径中的辐射的强度;和

[0117] 在确定步骤250(也称为步骤e))中,使用来自第一辐射检测器的信号和来自第二辐射检测器的信号确定患者的皮肤中的二氧化碳的分压。

[0118] 在示例中,形成第二检测辐射路径包括使辐射透射穿过辐射滤波器,并且形成第一检测辐射路径包括反射来自辐射滤波器的辐射。

[0119] 在示例中,辐射滤波器具有在发生最少气体吸收的波长处居中的透射通带。

[0120] 在示例中,透射通带的中心波长为3.91微米。

[0121] 在示例中,透射通带的半高全宽为90纳米。

[0122] 在示例中,方法包括将第二辐射滤波器定位,并且形成第一检测辐射路径包括使辐射透射穿过第二辐射滤波器。

[0123] 在示例中,第二辐射滤波器具有在二氧化碳吸收带上延伸的透射通带。

[0124] 在示例中,透射通带的中心波长为4.26微米。

[0125] 在示例中,透射通带的半高全宽为180纳米。

[0126] 在示例中,辐射滤波器充当气体测量室的气体密封。

[0127] 在示例中,第二辐射滤波器充当气体测量室的气体密封。

[0128] 现在结合图4至图9更详细地描述用于检测二氧化碳的装置、系统和方法。

[0129] 图4示出了用于测量人类患者的皮肤1中的CO₂分压的装置10的示例的详细示意性框图。装置10包括被示出为外部虚线的壳体20、被示出为内部虚线的气体测量单元。壳体的一部分是为膜13的形式的患者界面,其在使用时接触患者的皮肤1。该膜还用来保护装置免受例如水分和灰尘的影响。装置还包括用于测量装置温度的热敏电阻器11,其用于控制加热元件17。当例如通过Severinghaus方程将检测器信号转换成CO₂分压时,来自热敏电阻器11的温度读数还用于信号处理。两个烟筒18通过膜13将气体测量室30与皮肤表面连接,由此扩散穿过皮肤的气体通过膜13和烟筒18被输送至测量室30。测量室在一个端部处被光源40封闭。测量室在相反端部处被检测器系统封闭,该检测器系统具有第一辐射检测器50、第二辐射检测器60、辐射滤波器70和第二辐射滤波器80。电子器件板14包括放大装置、滤波装置、A/D转换器装置和信号处理装置。电子器件板14与双通道检测器系统通信,以将从第一辐射检测器50和第二辐射检测器60接收的信号转换成表示患者的皮肤中的血液气体分压的值。此外,电子器件板14处的信号处理从热敏电阻器11中的至少一个接收关于装置10的表面温度的信息,以控制用于加热装置10的加热元件17。电子器件板14的一些功能可由处

理单元110(未示出)承担,例如计算二氧化碳的分压,二氧化碳的分压然后由输出单元120(未示出)输出。

[0130] 加热元件17用于使装置10暖机,从而再次使人类患者的皮肤变暖。热敏电阻器11也用于控制加热元件17,以实现正确施加的装置温度并且避免灼伤患者的皮肤。如参照图4所述的设计具有两个热敏电阻器11。一个热敏电阻器11对于该目的应当足够,然而具有两个热敏电阻器使温度控制翻倍,因为重要的是测量用于计算血液气体分压的正确温度并且避免灼伤患者的皮肤。装置10的加热可由医院工作人员编程,从而限定测量时间和温度。电子器件板14还负责与外部设备(未示出)的通信,外部设备例如经由电缆连接的监测器、控制器单元;或经由无线方式诸如WiFi、蓝牙、GSM或类似网络连接的智能电话、计算机或平板电脑。然而,如上所述,电子器件板14的功能中的一些或实际上全部可由处理单元110执行。

[0131] 膜13保护装置10的内部部件例如电子器件、烟筒18和气体测量室30免受侵入颗粒诸如水分和灰尘的影响。膜13是可渗透血液气体的、疏水的、机械稳健的,并且在与酒精拭子、接触凝胶或汗液接触时不改变渗透性或结构行为。其允许血液气体从患者的皮肤扩散以渗透膜13,同时阻挡粉尘和水分渗透膜13,这可能潜在地损害装置10、测量部件、电子器件或者阻塞烟筒18,并且因此妨碍患者的皮肤与气体测量室30之间的血液气体的通路。

[0132] 烟筒18可具有200 μm 的直径并且可具有4mm或更短的长度。烟筒的长度应当优选地尽可能短,因为烟筒内的气体体积增加了气体测量室30的总体积,因此此处的体积可能对灵敏度产生负面影响。然而,一定长度是必要的,以允许光电检测器和光源被定位在气体测量室30的任一侧处,并且允许热敏电阻器11装配在装置的表面上,因为它们需要靠近皮肤以检测皮肤温度。烟筒18的直径也增加了总体积,并且应当被选择为尽可能小,以保持传感器的响应时间短。另一方面,较大的直径应当降低烟筒18被侵入颗粒阻塞的风险,并且还应当允许气体在皮肤与测量室23之间更好地流动。因此,此处200 μm 的直径也是一种折衷。选择了两个烟筒18,因为一个烟筒可能增大部分或完全阻塞烟筒的风险,而三个或更多个烟筒18增加总体积和响应时间。气体测量室30具有不超过2 μL 的总体积(此处包括两个烟筒18的体积)。由于每时间单位少量的气体扩散通过皮肤,大体积应当增加装置10的响应时间,响应时间应当优选地不超过一分钟。因此,已发现不超过2 μL 的体积是一种良好的折衷。测量室30的相互作用长度(即,光可与血液气体分子相互作用的测量室30的长度)为在1.5mm至30mm的范围内。如图6所示,在装置的一个示例中已使用7.5mm的长度。

[0133] 图5示出了用于检测二氧化碳的装置的部件的详细示例。在该示例中,使用蓝宝石棱镜为气体测量室(此处表示为“检测池”)提供气体密封。一个干涉滤波器检测器对被取向成与气体测量室的中心轴线成45度角。干涉滤波器位于蓝宝石棱镜的输出面上。辐射滤波器具有位于存在最少气体吸收的波长处的透射通带,并且在其它波长处反射。反射的辐射穿过蓝宝石棱镜传播,并且以90度角入射到蓝宝石棱镜的第二面。第二干涉滤波器检测器对位于蓝宝石棱镜的此出射面处。干涉滤波器具有在二氧化碳吸收带处居中的透射通带。因此,第二干涉滤波器检测器对用于检测二氧化碳,并且由于滤波器以90度角使用,因此可利用现货供应的滤波器,从而节省成本。同时,第一干涉滤波器检测器对用作参考通道,从而提供有关穿过气体测量室传播的辐射强度的信息。蓝宝石棱镜可将除输入相之外的面以及上述2个输出面镀金,以便使可用辐射最大化。在该布置结构中,穿过气体测量室传播的辐射的相互作用长度相对于参考通道和检测器通道完全相同。在该图中,滤波器用来指代

上述干涉滤波器,并且应该注意,具有带通的滤波器实际上可由两个滤波器的组合形成,一个是低通滤波器,另一个是高通滤波器。

[0134] 图6示出了用于检测二氧化碳的装置的部件的详细示例,其与图5所示的布置结构略有不同。在图6所示的布置结构中,不使用蓝宝石棱镜,从而节省成本,并且第一滤波器和第二滤波器本身充当气体测量室的气密密封。然后,参考通道和检测器通道的辐射的相互作用路径长度略有不同,但区别在于未知长度,因此可以予以考虑。如图6所示的第一辐射滤波器(干涉滤波器)和第二辐射滤波器(干涉滤波器)以及相关的第一检测器和第二检测器与图5所示的相同。

[0135] 在图5至图6中,第一干涉滤波器具有远离吸收特征的透射带,但在待检测气体的吸收带上反射,在这种情况下,如果设计适当的滤波器,则二氧化碳可以是其它气体。然后,第二滤波器具有位于待检测气体的吸收带处的透射带。然而,装置可以相反的方式工作。因此,第一辐射滤波器和检测器通过第一辐射滤波器与检测器通道相符,该第一辐射滤波器具有位于二氧化碳吸收带上的窄透射带并且向第二辐射滤波器反射其它辐射。然后,第二辐射滤波器可具有位于几乎没有扰动或吸收的光谱区的窄透射带。

[0136] 图7示出了在上述装置的光谱的不同部分上指示检测器通道(有效通道)和参考通道的光谱。

[0137] 如上所述,重要的是,该装置提供用于检测患者二氧化碳的分压的高性价比的解决方案。所描述的装置具有最少数量的部件,从而提供易于制造性以及明显的非严格制造公差。另外,标准的现货供应干涉滤波器可用于在 $4.26\mu\text{m}$ 处居中的检测器通道。申请人发现,适用于参考通道的标准现货供应干涉滤波器具有在 $3.91\mu\text{m}$ 处居中的通带。然而,使滤波器远离法向入射的倾斜导致透射通带发生轻微偏移。这在图8和图9中示出,其中此类滤波器在以 45° 角倾斜时仍然适用,因为在 $3.77\mu\text{m}$ 处所得的透射通带本身位于光谱的适当非扰动和非吸收部分处。因此,就部件本身以及这些部件的组装而言,本发明的系统也提供了高性价比的解决方案。

[0138] 在另一个示例性实施方案中,提供了计算机程序或计算机程序元件,其特征在于被构造成在适当的装置或系统上执行根据前述实施方案之一所述的方法的方法步骤。

[0139] 因此,计算机程序元件可存储在计算机单元上,该计算机单元也可为实施方案的一部分。该计算单元可被构造成用于执行或引发执行上述方法的步骤。此外,其可被构造成用于操作上述装置和/或系统的部件。计算单元可被构造成用于自动操作和/或执行用户的命令。计算机程序可被加载到数据处理器的的工作存储器中。因此,数据处理器可被装备成执行根据前述实施方案之一所述的方法。

[0140] 本发明的该示例性实施方案涵盖从一开始就使用本发明的计算机程序和通过更新将现有程序转变成使用本发明的程序的计算机程序两者。

[0141] 此外,计算机程序元件可能能够提供所有必要的步骤,以履行如上所述的方法的示例性实施方案的过程。

[0142] 根据本发明的另一个示例性实施方案,提出了计算机可读介质,诸如CD-ROM、USB盘等,其中计算机可读介质在其上存储了由前一部分描述的计算机程序元件。

[0143] 计算机程序可存储和/或分布在合适的介质上,诸如与其它硬件一起提供或作为其它硬件的一部分提供的光学存储介质或固态介质,但也可以其它形式分布,诸如经由互

联网或其它有线或无线电信系统分布。

[0144] 然而, 计算机程序也可在网络如万维网上呈现, 并且可从此类网络下载到数据处理器的存储器中。根据本发明的另一个示例性实施方案, 提供了使计算机程序元件可用于下载的介质, 该计算机程序元件被布置成用于执行根据本发明的前述实施方案之一所述的方法。

[0145] 必须注意, 本发明的实施方案是参考不同主题来描述的。具体地讲, 一些实施方案参考方法类型的权利要求来描述, 而其它实施方案参考装置类型的权利要求来描述。然而, 本领域的技术人员将从以上和以下描述中得知, 除非另外指明, 否则除了属于一种类型主题的特征的任何组合之外, 与不同主题相关的特征之间的任何组合也被认为有待通过本申请公开。然而, 可组合所有特征, 从而提供超过这些特征的简单总和的协同效应。

[0146] 虽然在附图和前面的具体实施方式中已经详细示出和描述了本发明, 但是此类示出和描述应被认为是例示性或示例性而非限制性的。本发明不限于所公开的实施方案。通过研究附图、公开内容和从属权利要求, 本领域的技术人员在实践受权利要求书保护的本发明时可以理解并实现本发明所公开的实施方案的其它变型。

[0147] 在权利要求书中, 词语“包含”不排除其它要素或步骤, 并且不定冠词“一个”或“一种”不排除多个。单个处理器或其它单元可履行权利要求书中引用的若干项的功能。在相互不同的从属权利要求中引用了某些手段这一事实并不意味着不能使用这些手段的组合来实现益处。权利要求书中的任何参考标记不应当理解为对范围的限制。

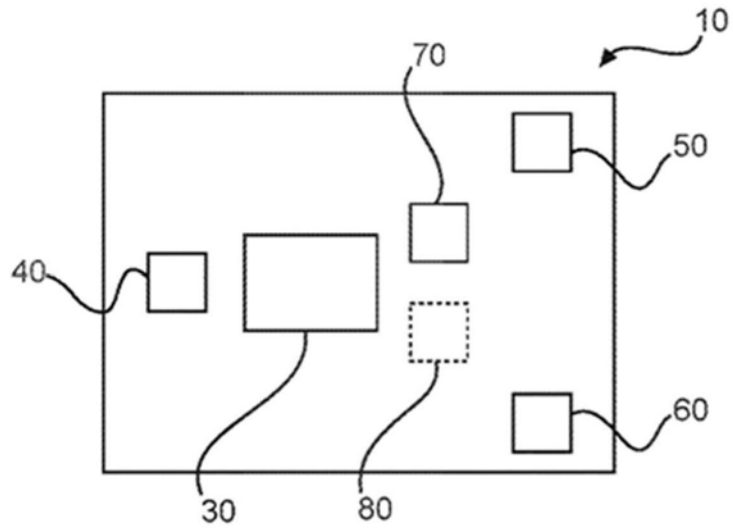


图1

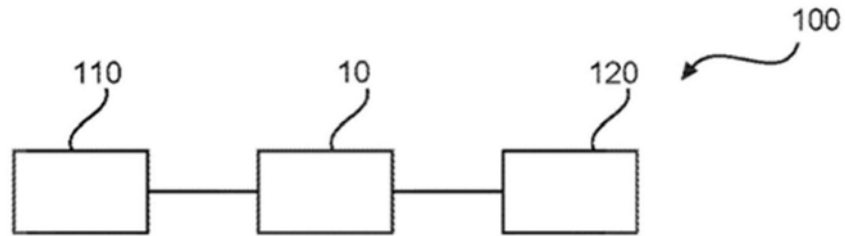


图2

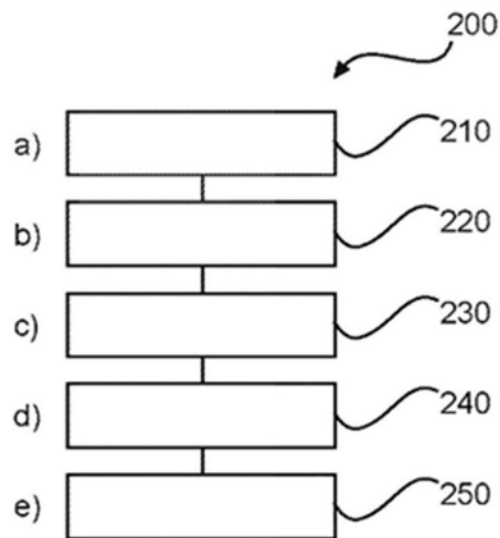


图3

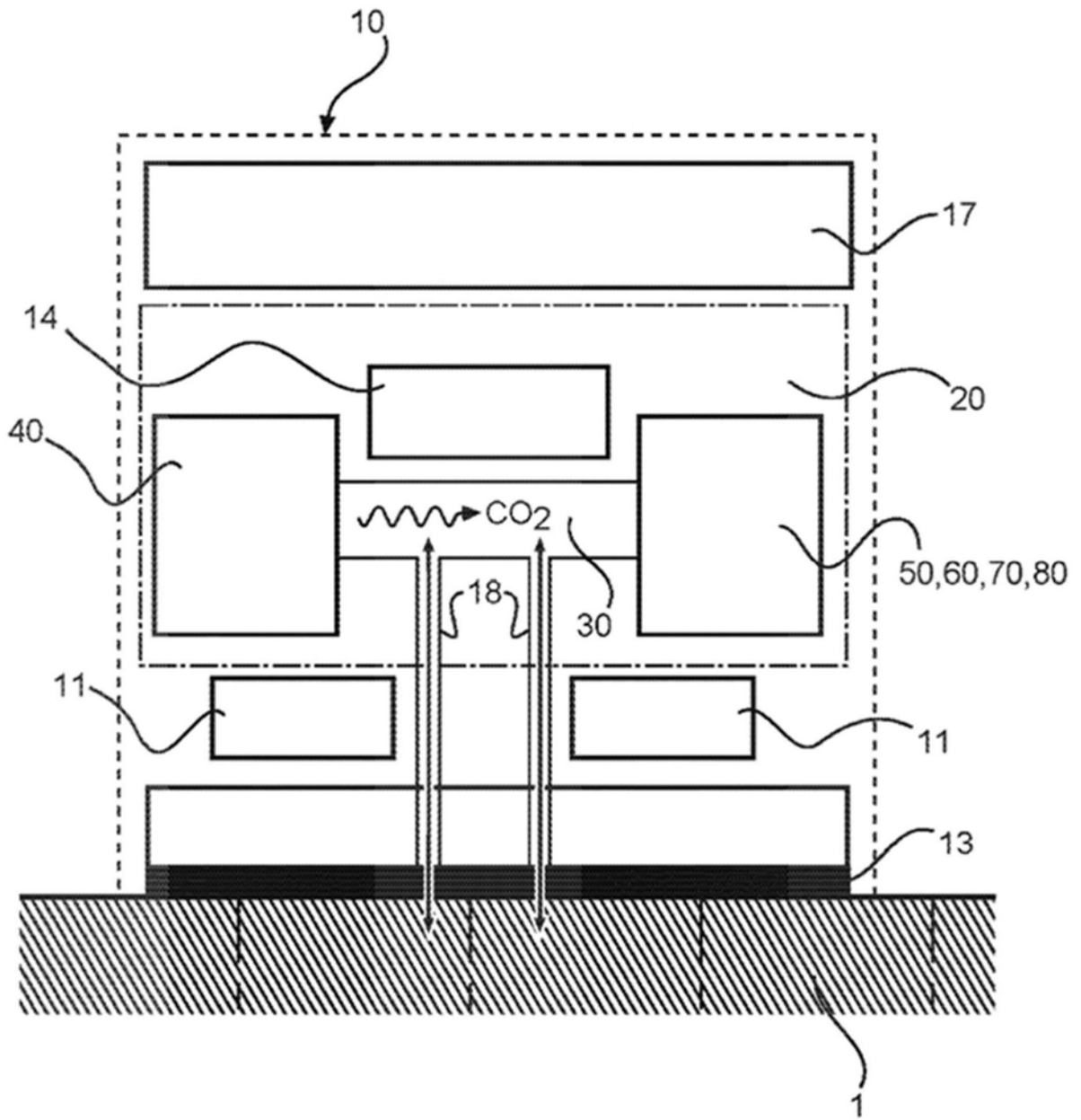


图4

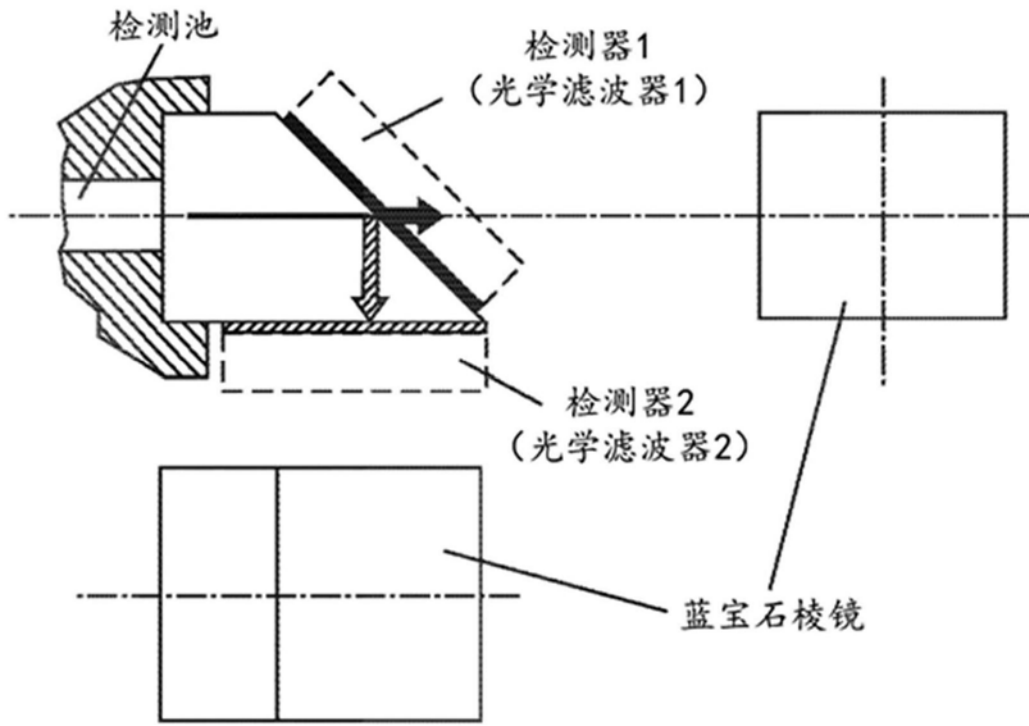


图5

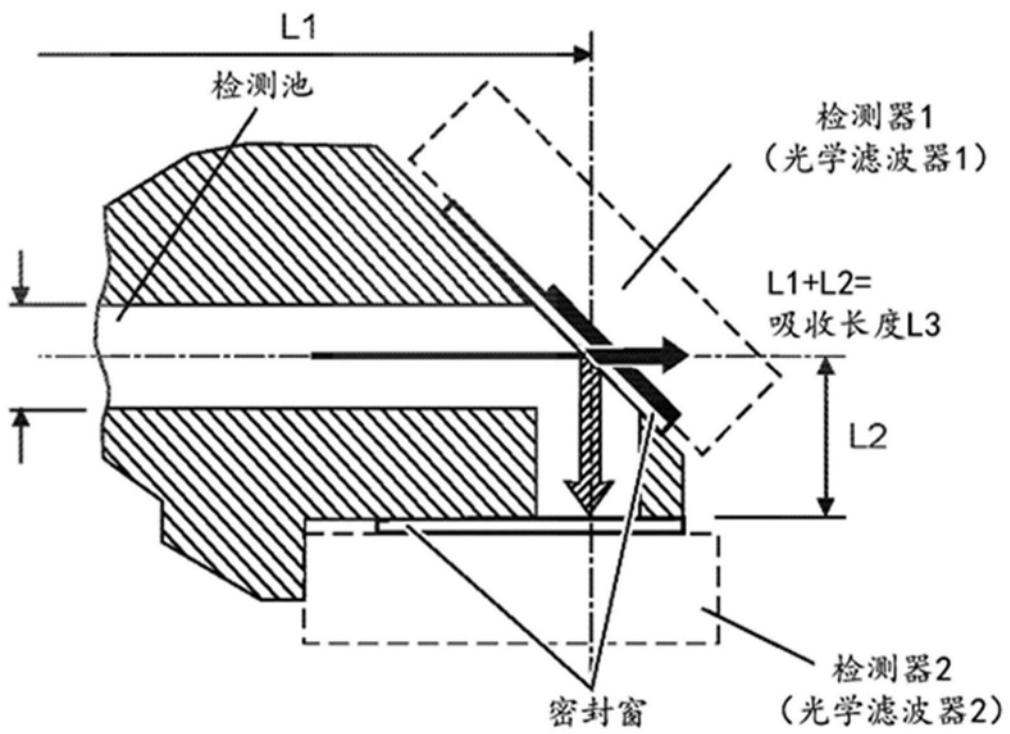


图6

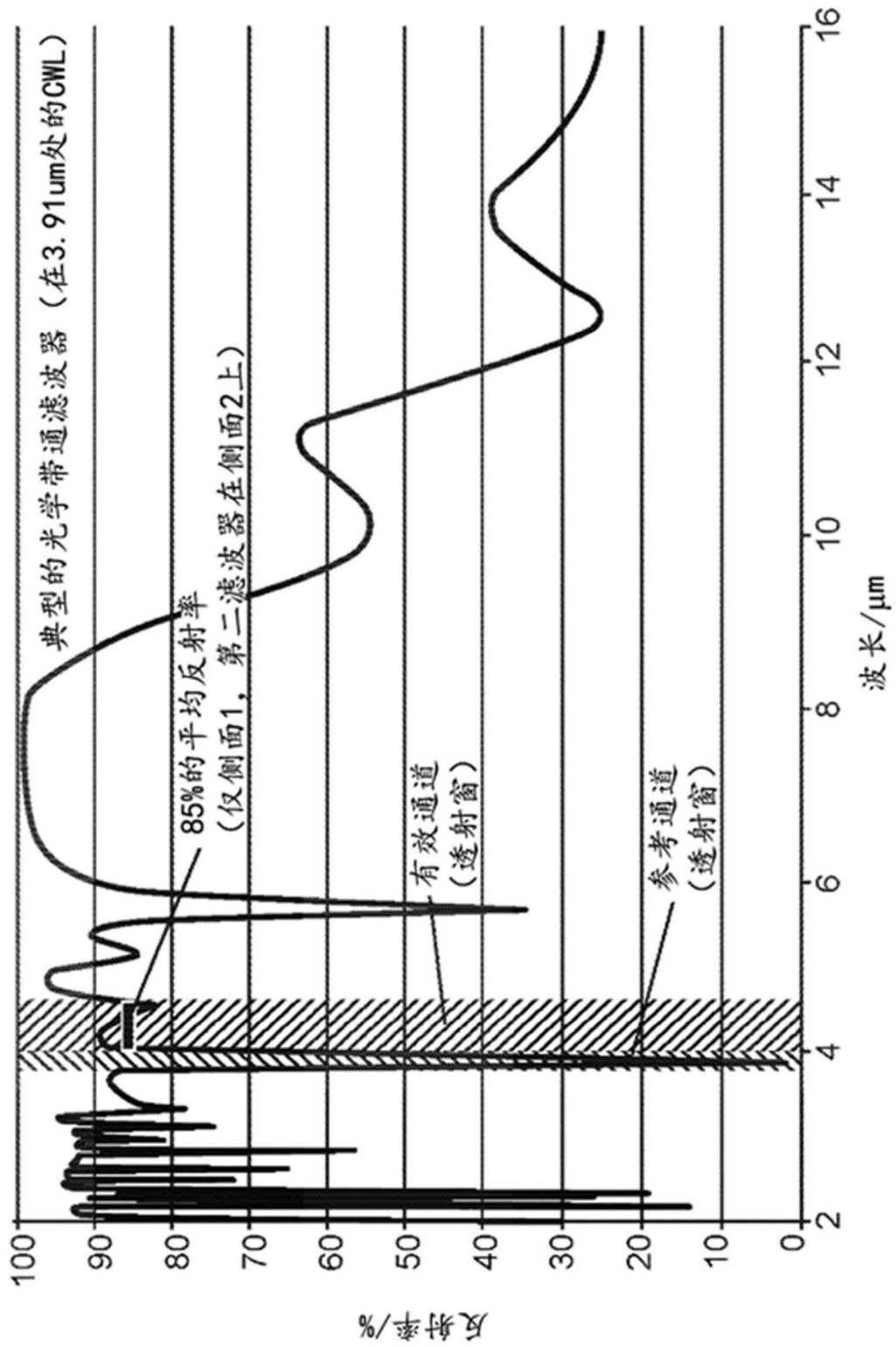


图7

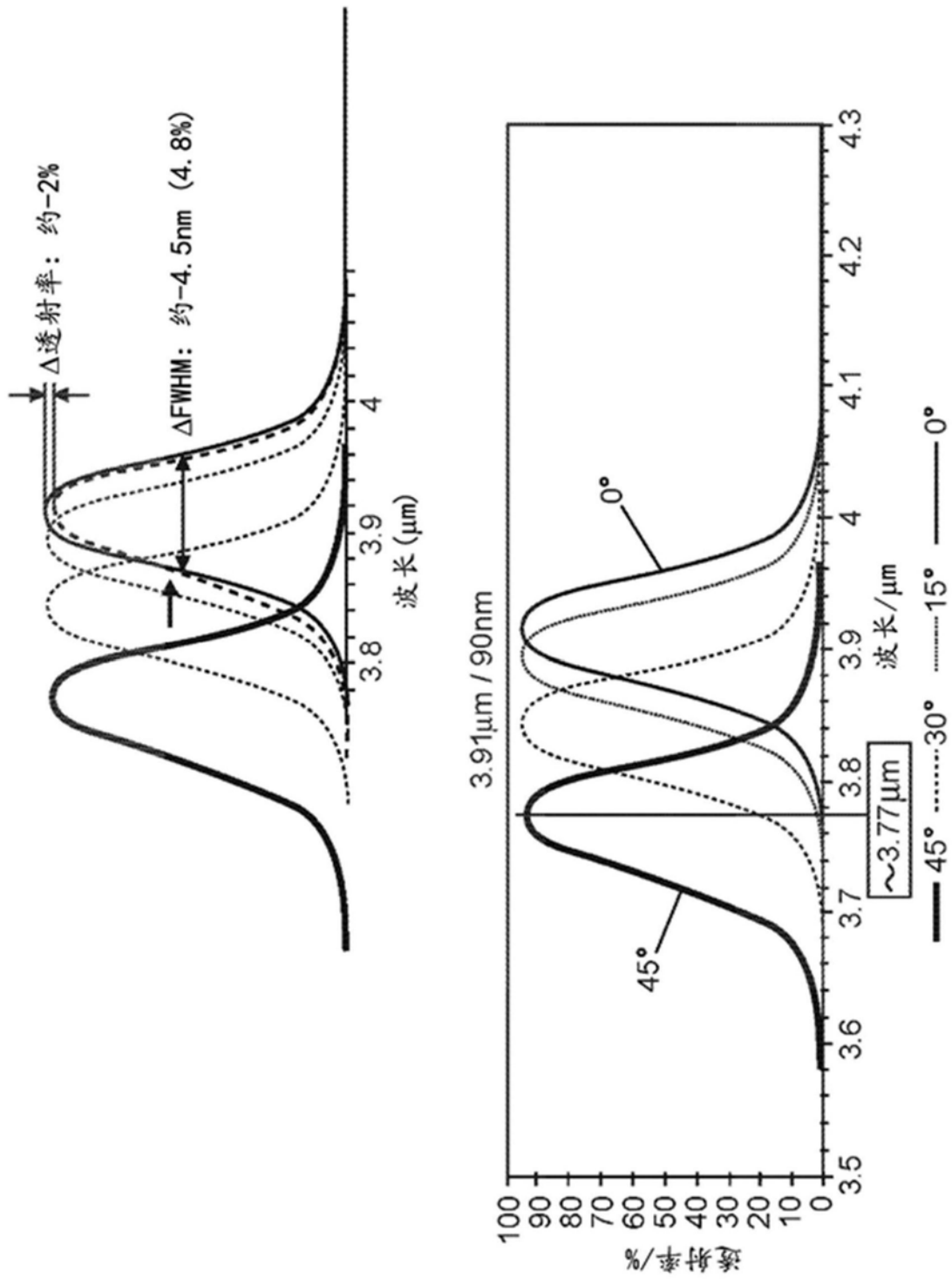


图8

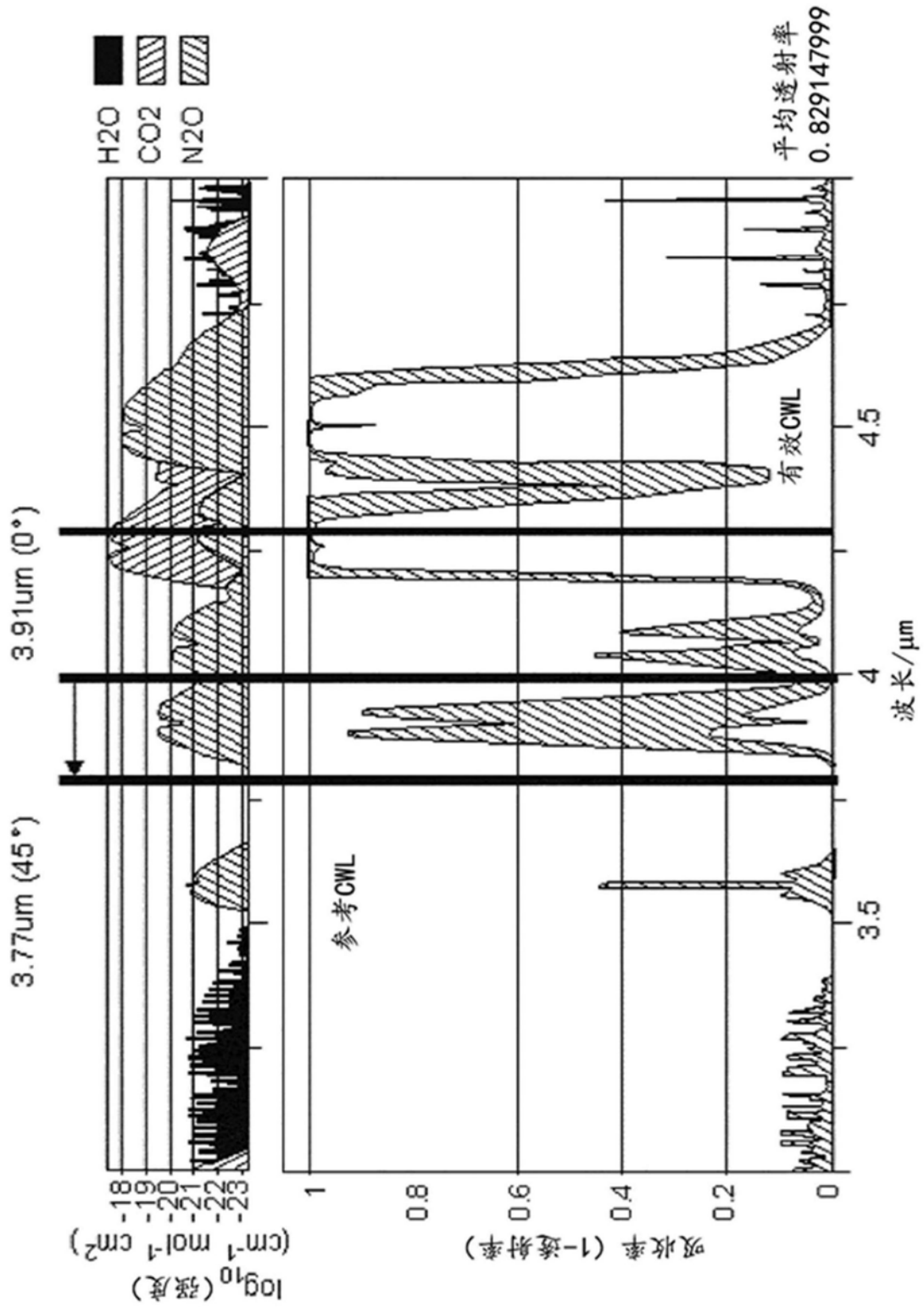


图9