



# (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107371361 A

(43)申请公布日 2017. 11. 21

(21)申请号 201680017586.X

(22)申请日 2016.03.15

(30)优先权数据

15160262.0 2015.03.23 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.09.22

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2016/055482 2016.03.15

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/150749 EN 2016.09.29

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 E·J·M·堡卢森

O·T·J·A·韦尔默朗

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
72002

代理人 蔡洪贵

(51)Int.Cl.

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/1455(2006.01)

H01L 25/16(2006.01)

H01L 33/44(2010.01)

H01L 33/50(2010.01)

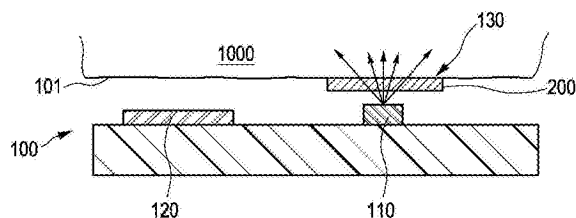
权利要求书2页 说明书6页 附图6页

(54)发明名称

光学生命体征传感器

(57)摘要

本发明提供一种光学生命体征传感器。该光学生命体征传感器被配置成测量或确定用户生命体征。该光学生命体征传感器包括接触表面(101)和被配置成生成光的至少一个光源(110)。该光射向用户的皮肤(1000)。此外,至少一个光检测器单元(120)被配置成检测表示来自所述至少一个光源(110)的光束在用户的皮肤(1000)内或离开皮肤(1000)的反射的光。在光源与接触表面之间,设置颜色转换板(200),该颜色转换板转换来自光源的光的颜色。



1. 一种光学生命体征传感器(100),所述光学生命体征传感器被配置成测量或确定用户的生命体征,包括:

接触表面(101),所述接触表面被配置成直接抵靠用户的皮肤(1000)放置,

至少一个颜色转换板单元(200),所述至少一个颜色转换板单元被布置在所述接触表面(101)内或所述接触表面(101)处,

至少一个光源(110),所述至少一个光源被配置成生成光,所述光经由所述至少一个颜色转换板单元(200)射向所述用户的皮肤(1000),其中所述至少一个颜色转换板单元(200)被配置成转换来自所述至少一个光源(110)的所述光的颜色,和

至少一个光检测器单元(120),所述至少一个光检测器被配置成检测表示经由所述至少一个颜色转换板(200)发射的所述光在所述用户的所述皮肤(1000)内或离开所述皮肤(1000)的反射的光,

其中,所述颜色转换板单元(200)包括:

角度选择性光学涂层(210),所述角度选择性光学涂层能够反射或重新定向具有大入射角的光并且能够透射具有小入射角的光,和

漫射腔室(220),所述漫射腔室被布置在所述至少一个光源(110)周围并且被配置成再循环或重新定向由所述角度选择性光学涂层(210)反射或重新定向的光。

2. 根据权利要求1所述的光学生命体征传感器(100),其中,所述颜色转换板(200)包括低波通滤波器涂层,所述低波通滤波器涂层能够透射具有长波长的光,而反射具有短波长的光。

3. 根据权利要求1所述的光学生命体征传感器(100),其中,所述至少一个光源(110)包括InGaN发光二极管。

4. 根据权利要求3所述的光学生命体征传感器(100),其中,所述至少一个颜色转换板单元(200)被配置成将来自所述InGaN发光二极管的光转换成具有大约500nm至600nm的波长的绿光或黄光。

5. 一种可穿戴装置,所述可穿戴装置包括至少一个根据权利要求1至4中的任一项所述的光学生命体征传感器。

6. 一种生产光学生命体征传感器(100)的方法,所述光学生命体征传感器被配置成测量或确定用户的生命体征,所述方法包括以下步骤:

提供所述光学生命体征传感器(100)的接触表面(101),所述接触表面被配置成直接抵靠用户的皮肤(1000)放置,

将至少一个颜色转换板单元(200)布置在所述接触表面(101)内或所述接触表面(101)处,

布置至少一个光源(110),所述至少一个光源被配置成生成光,使得由所述至少一个光源(110)生成的所述光经由所述至少一个颜色转换板单元(200)射向用户的皮肤(1000),和

布置至少一个光检测器单元(120),所述至少一个光检测器单元被配置成检测表示经由所述至少一个颜色转换板(200)发射的所述光在所述用户的所述皮肤(1000)内或离开所述皮肤(1000)的反射的光,

通过角度选择性光学涂层(210)反射或重新定向具有大入射角的光以及透射具有小入射角的光,和

通过布置在所述至少一个光源 (110) 周围的漫射腔室 (220) 再循环所述至少一个光源 (110) 中的一个的被所述角度选择性光学涂层 (210) 反射或重新定向的光。

## 光学生命体征传感器

### 技术领域

[0001] 本发明涉及用于监测用户生命体征的光学生命体征传感器。

### 背景技术

[0002] 众所周知,光学心率传感器被用于监测或检测比如用户心率的生命体征。这种心率传感器可基于光学体积描记 (PPG) 传感器并且可用来获取体积器官的测量结果。借助于脉搏血氧计,检测人类皮肤的光吸收度的变化,并且基于这些测量结果,可确定用户心率或其它生命体征。PPG传感器包括将光发射到用户皮肤中的比如发光二极管(LED)的光源。发射出的光在皮肤中散射,并且至少部分被血液吸收。光的一部分离开皮肤并且可被光电二极管捕获。由光电二极管捕获的光的量可作为用户皮肤内的血液体积的表示。PPG传感器可在特定波长下通过吸收度测量结果来监测皮肤的真皮和皮下组织中的血液灌注。如果血液体积由于搏动的血管而改变,则从用户皮肤回来的散射光也改变。因此,通过光电二极管监测检测到的光信号,可确定用户在他的皮肤中的脉搏以及心率。此外,可确定血液的组成,比如氧合血红蛋白或脱氧血红蛋白。

[0003] 图1示出心率传感器的操作原理的基本表示。在图1中,心率传感器被布置在用户的手臂上。心率传感器100包括光源110和光检测器120。光源110通常将绿光发射到用户的皮肤1000上或内。一些光被反射并且反射光可被光检测器120检测到。一些光可穿过用户的组织透射并且被光检测器120检测到。基于反射光或透射光,可确定用户生命体征,比如心率。

[0004] WO 2006/110488 A2示出一种PPG传感器,其中联接凝胶接近PPG传感器的光源。

[0005] US 2012/0078116 A1公开一种具有接触表面、光源和光检测器以及适于移除光谱的一部分的滤波器的光学生命体征传感器。

[0006] EP 2 139 383 B1公开一种具有光源、光检测器和用于移除光谱的一部分的滤波器的光学生命体征传感器。

[0007] JP 2001025462 A公开一种具有光源、光检测器和呈涂覆的亚克力板形式的滤波器的光学生命体征传感器。

[0008] US 2014/0243648 A1公开一种具有光源、光检测器和有色转换板的光学生命体征传感器。

### 发明内容

[0009] 本发明的目的在于提供一种能够更有效地检测用户生命体征的光学生命体征传感器。

[0010] 根据本发明的一方面,提供一种光学生命体征传感器。所述光学生命体征传感器被配置成测量或确定用户生命体征。所述光学生命体征传感器包括接触表面和被配置成生成光的至少一个光源。所述光射向用户的皮肤。此外,至少一个光检测器单元被配置成检测表示来自所述至少一个光源的光束在所述用户的皮肤内或离开所述皮肤的反射的光。在

所述光源与所述接触表面之间,设置颜色转换板,所述颜色转换板转换来自所述光源的所述光的颜色。所述颜色转换板单元包括角度选择性光学涂层或膜,所述角度选择性光学涂层或膜能够反射或重新定向具有大入射角的光并且能够透射具有小入射角的光。所述颜色转换板单元包括漫射腔室,所述漫射腔室被配置成再循环具有大入射角的光(即被所述角度选择性光学涂层反射或重新定向的光)并且所述漫射腔室被布置在所述至少一个光源周围。

[0011] 所述漫射腔室具有再循环功能,即它再次试图转换未转换的光。

[0012] 根据本发明的另一方面,所述颜色转换板包括低波通滤波器涂层或膜,所述低波通滤波器涂层或膜能够透射具有长波长的光,而反射具有短波长的光。

[0013] 根据本发明的另一方面,所述至少一个光源包括InGaN发光二极管。

[0014] 根据本发明的另一方面,提供一种生产光学生命体征传感器的方法,所述光学生命体征传感器被配置成测量或确定用户生命体征。提供所述光学生命体征传感器的接触表面。所述接触表面被配置成直接抵靠用户的皮肤放置。至少一个颜色转换板单元被布置在所述接触表面内或所述接触表面处。至少一个光源被配置成生成光,使得由所述至少一个光源生成的所述光经由所述至少一个颜色转换板单元射向用户的皮肤。提供至少一个光检测器单元。所述光检测器单元被配置成检测表示经由所述至少一个颜色转换板单元发射的光在用户的皮肤内或离开所述皮肤的反射的光。所述颜色转换板单元包括角度选择性光学涂层或膜,所述角度选择性光学涂层或膜能够反射或重新定向具有大入射角的光并且能够透射具有小入射角的光。所述颜色转换板单元包括漫射腔室,所述漫射腔室被配置成再循环具有大入射角的光(即由所述角度选择性光学涂层反射或重新定向的光)并且所述漫射腔室被布置在所述至少一个光源周围。

[0015] 根据本发明的一方面,所述生命体征传感器包括可以是基于LED的PPG传感器的生命体征传感器。LED光穿透用户的皮肤并且其中的一些可到达光电检测器。所述光电检测器的输出可用来监测血液体积分数和比如氧合血红蛋白和脱氧血红蛋白的血液组成。尤其是,来自LED光源的光的吸收量或反射率可用来确定心率以及血液体积分数或血液组成。心率涉及血液体积分数。此外,根据本发明的PPG传感器因此是一种允许非侵入性地测量用户生命体征的光学传感器。

[0016] 应理解的是,本发明的优选实施方案也可以是从属权利要求或以上实施方案或方面与相应独立权利要求的组合。

[0017] 参照下文所描述的实施方案,本发明的这些和其它方面将变得明显并得以阐明。

## 附图说明

[0018] 在以下附图中:

[0019] 图1示出生命体征监测系统的操作原理的基本表示,

[0020] 图2示出根据本发明的一方面的光学生命体征传感器的示意性表示,

[0021] 图3示出根据本发明的另一方面的光学生命体征传感器的示意性表示,

[0022] 图4示出根据本发明的另一方面的光学生命体征传感器的示意性表示,

[0023] 图5示出表示在根据图4的光学生命体征传感器的波长上的透射率的函数的图表,

[0024] 图6示出根据本发明的另一方面的光学生命体征传感器的一部分的基本表示,

[0025] 图7示出根据本发明的另一方面的光学生命体征传感器的一部分的基本表示，

[0026] 图8示出用于图示根据本发明的一方面的光学生命体征传感器的相对DC功率和AC/DC信号的图表，

[0027] 图9示出根据本发明的另一方面的生命体征传感器的基本表示，并且

[0028] 图10示出根据本发明的另一方面的生命体征传感器的基本表示。

### 具体实施方式

[0029] 根据本发明的一方面，提供了一种基于光学体积描记PPG传感器的光学生命体征传感器。这种PPG传感器在图1中绘示出。光源110将光发射到用户的皮肤1000上或进入用户的皮肤1000内，并且一些光被反射并且该反射光可被光检测器120检测到。可分析光检测器的输出以确定用户的心率或其它生命体征。

[0030] PPG传感器的输出信号给出关于用户的脉管内血液移动的代表。PPG传感器的输出信号的品质可取决于血流速率、皮肤形貌和皮肤温度。另外，PPG传感器中的光学损失也可能对PPG传感器的输出信号的品质具有影响。PPG传感器的光学效率可取决于当光从一种介质穿透进入另一种介质中时的反射损失。此外，光在用户的皮肤表面处的散射也可能对PPG传感器的光学效率具有影响。

[0031] 根据本发明的一方面的PPG传感器或光学生命体征传感器可实施为可布置或附接至用户皮肤的可穿戴装置。该可穿戴装置可以是腕部装置(比如手表或智能手表)。佩戴在用户耳朵后面的装置，例如，比如助听器。

[0032] 根据本发明的一方面，光源110中的至少一个可实施为荧光体转换的发光二极管LED，该荧光体转换的发光二极管包括布置在传感器的接触表面处的颜色转换板单元。该接触表面是PPG传感器的抵靠用户皮肤放置的那个表面。换句话说，颜色转换板单元可以是该接触表面的一部分并且因此可与用户的皮肤直接接触。颜色转换板单元因此可布置在用户的皮肤与光源或光源中的发光二极管LED之间。根据本发明的一方面的颜色转换板单元接收光并且输出具有新发射光谱的光。这可例如通过经由光致发光的波长转换来执行。颜色转换板因此可实施为波长转换单元，其中波长转换是基于光致发光的。

[0033] 根据本发明，在光输送系统(即光源110)与用户的皮肤1000之间提供光学界面。这种光学表面(例如，呈颜色转换板的形式)被用于降低反射损失并且用于提高生命体征传感器的效率。

[0034] 图2示出根据本发明的一方面的光学生命体征传感器的示意性表示。PPG传感器100包括接触表面101，该接触表面被放置成与用户的皮肤1000直接接触。任选地，转换板可直接安装在光源区域上。此外，PPG传感器100还包括至少一个光源110以及至少一个光检测器单元120。至少一个光源110朝向接触表面101的方向发射光。在至少一个光源110与接触表面101之间，设有颜色转换板单元200。颜色转换板单元200可例如实施为陶瓷荧光体颜色转换板。至少一个光源110可实施为InGaN发光二极管，该InGaN发光二极管例如通过颜色转换板单元200降频转换成例如黄色(具有570nm的波长)。因为颜色转换板单元200布置在传感器的接触表面101处，所以当PPG传感器被放置到用户的皮肤1000上时，颜色转换板200也将与用户的皮肤1000直接接触。

[0035] 根据本发明的一方面，来自正从PPG传感器的接触表面101发射的至少一个光源

110的光优选地应具有在绿/黄范围内(例如,在500nm至600nm的区域内)的波长。这可通过直接输出在这个波长下的光的光源或发光二极管来实现,或者这可通过使用颜色转换板单元200来将来自光源的光的颜色改变至预期的色温来实现。换句话说,来自光源110的光的波长通过颜色转换板200而改变。

[0036] 图3示出根据本发明的另一方面的光学生命体征传感器的示意性表示。根据图3的PPG传感器大致上对应于根据图2的PPG传感器,在颜色转换板200的顶部上具有涂层210并且可选地具有漫射腔室220。颜色转换板200的顶部上的涂层或层210可实施为角度选择性膜,该角度选择性膜透射小入射角的光,而反射大入射角的光。角度选择性膜210可包括比如介质镜的多层薄膜干涉滤波器。

[0037] 任选的漫射腔室220可任选地配置在光源或发光二极管110周围,并且用来使光再循环,如图3中所示。

[0038] 光源110发射光,并且这个光的一部分103穿过颜色转换板200和角度选择性膜210。这个光的具有不同入射角的其它部分104被从角度选择性膜或涂层110反射。此外,另外的光105可被漫射腔室220再循环,并且可以被以不同的角度朝向颜色转换板单元200重新定向。

[0039] 图4示出根据本发明的另一方面的光学生命体征传感器的示意性表示。根据图4的PPG传感器大致上对应于根据图4的PPG传感器,其中具有围绕光源110的漫射腔室220以及在颜色转换板200的顶部上的低波通滤波器LWPF 230。低波通滤波器230可包括介质性多层堆叠,该介质性多层堆叠允许比如绿光/黄光的长波透射,而反射比如蓝光的短波。根据本发明的这一方面,颜色转换板200的顶部上的低波通滤波器涂层230是PPG传感器的接触表面101的一部分,使得涂层230与用户的皮肤直接接触。

[0040] 来自光源110的光的一部分103穿过颜色转换板200和低波通滤波器230,并且进入用户的皮肤1000。另一部分104a被低波通滤波器230反射并且可被漫射腔室220再循环105a。

[0041] 图5示出表示在根据图4的光学生命体征传感器的波长上的透射率的函数的图表。在图5中,绘示出具有蓝光谱以及降频转换的黄光谱A1、A2、A3的长波通滤波器。

[0042] 图6示出根据本发明的另一方面的光学生命体征传感器的一部分的基本表示。根据图6的本发明的该方面是图3和图4的PPG传感器的组合。因此,光源110任选地由漫射腔室220和颜色转换板200围绕。在颜色转换板200的顶部上,设置低波通滤波器涂层230。在这个低波通滤波器涂层230的顶部上,设置角度选择性滤波器涂层210。利用根据本发明的这一方面的PPG传感器,仅在小角度处的绿/黄光103透射穿过两个涂层210、230传输,而未转换光(即短波长泵浦光104c)被低波通滤波器涂层230反射。此外,仍然具有大入射角的转换光106被角度选择滤波器涂层210反射。再一次,漫射腔室220可用来使光再循环。

[0043] 图7示出根据本发明的另一方面的光学生命体征传感器的一部分的基本表示。根据这一方面的PPG传感器大致上对应于根据图6的PPG传感器,其中改变了用于角度选择性膜涂层210和低波通滤波器涂层230的顺序。

[0044] 根据本发明,根据图6的PPG传感器看起来比根据图7的PPG传感器更有效。这归因于角度选择性膜涂层210被设计成用于较窄的波长范围的事实。另一方面,利用根据图7的PPG传感器,低波通滤波器涂层230能够反射在大入射角度处的未转换光。

[0045] 为进一步降低在PPG传感器与用户皮肤之间的界面处的光学损失,可在PPG传感器的接触表面101处设置如凝胶、液体或油的光学耦合材料。

[0046] 图8示出用于图示根据本发明的一方面的光学生命体征传感器的相对DC功率和AC/DC信号的图表。在图8中,绘示出输出信号的一个重要性质,即调制信号。

[0047] 调制信号涉及AC分量与DC分量的比值。调制AC/DC信号是重要的,因为其与皮肤的内在性质有关。它涵盖在一个心脏脉搏中血液体积分数中的变化的峰至峰的值(AC信号),并且还涵盖依赖皮肤的反射率(DC-分量DC)(其是重要的),因为低反射率可通过LED功率增大来补偿,从而保持相同的调制信号。

[0048] 在图8中,绘示出PPG传感器的输出信号。此外,绘示出身体的不同部分(即搏动的动脉血PA、非搏动的动脉血NA、静脉血VB和其它组织)的影响。此外,绘示出入射光 $I_0$ 以及透射光TL和吸收光AL。应注意的是,根据本发明,AC信号AC表示包含传感器需要的以便确定用户心率的信息的分量。换句话说,AC信号表示关于搏动的动脉血的信息,即血液体积的变化,而输出信号的DC分量表示不希望的背景信号,即其它组织、静脉血VB和非搏动的动脉血NA的影响。DC分量可具有0Hz或也可具有低频分量,该低频分量可由从光源分流到光检测器而没有穿过用户(静态的)的皮肤或组织的泄漏光、由运动(动态的)导致的泄漏光以及由检测器检测的被用户的组织或皮肤或比如静脉血VB、脂肪、骨骼、水、细胞膜等的其它物质反射的光的动态变化引起。

[0049] 通常,在PPG传感器中,输出信号的AC分量小于DC分量。因此,为获得良好的输出信号,DC分量应被最小化,而AC分量应被最大化,以便实现最大调制信号。

[0050] 在图8中,绘示出两个测量值,即M1和M2,其中第一测量值M1是在输出信号的最小值处测量的,而第二值是在最大输出信号处测量的。

[0051] 调制信号可通过以下等式来表示:

$$[0052] \quad \frac{AC}{DC} = 2 \cdot \frac{(M2 - M1)}{(M2 + M1)}。$$

[0053] 应进一步注意的是,调制信号,即AC/DC信号是关于波束图案和入射角敏感的。光源与光电二极管之间的距离越大,关于入射角的敏感性越低。此外,根据本发明的一方面,应避免大于 $45^\circ$ 的入射角,但是还可以使用约 $0^\circ$ 的小波束角和指向相反方向的如朝向光电二极管的波束角。根据本发明的一方面,如果光源的波束角 $< \pm 20^\circ$ ,则可获得改善的PPG信号。

[0054] 图9示出根据本发明的另一方面的生命体征传感器的基本表示。根据图9的根据本发明的一方面的生命体征传感器包括至少一个光源110、至少一个光电二极管120以及至少一个光导400。根据本发明的这一方面,光导400布置在至少一个光源110与至少一个光电二极管120之间。光导400被实施为光传送单元450,该光传送单元能够将来自至少一个光源(例如,被实施为侧向发射器的LED)的光朝向至少一个光电二极管120传送。光传送单元450的远侧端部具有斜面451,使得来自至少一个光源110的光111被朝向用户的皮肤1000重新定向。利用这种光导单元400,可显著地减小光电二极管120与光导单元450的输出端之间的距离,并且可以实现具有低建造高度的平坦设计。此外,如上所述的颜色转换板200可设置在光导400与用户的皮肤1000之间。

[0055] 图10示出根据本发明的另一方面的生命体征传感器的基本表示。生命体征传感器



可包括至少一个光单元110、光检测器120和光学角度选择性箔200。如颜色转换板单元200的角度选择性光学箔能够允许光在选定的角度范围内透射。替代性地,颜色转换单元也可利用光学全息光成形漫射器或方向转向膜DTF来实施。

[0056] 颜色转换单元200被用来对来自光源的光束进行成形、定向、重新定向、控制或管理,使得限制或约束该波束的角度范围。

[0057] 本领域技术人员根据对附图、公开内容和所附权利要求的研究,在实践所要求保护的本发明中,可理解并实现所公开实施方案的其它变体。

[0058] 在权利要求中,词语“包括”并不排除其它元件或步骤,并且不定冠词“一(a或an)”并不排除多个。

[0059] 单个单元或装置可能实现权利要求中所记载述的若干项的功能。某些措施在互不相同的从属权利要求中记载的事实并不表示不能有利地使用这些措施的组合。计算机程序可存储/分布在与其它硬件一起或作为其它硬件的一部分供应的比如光学存储介质或固态介质的合适介质上,并且也可以其它形式分布,比如通过因特网或其它有线或无线电信系统。

[0060] 权利要求中的任何附图标记不应被解释为限制范围。

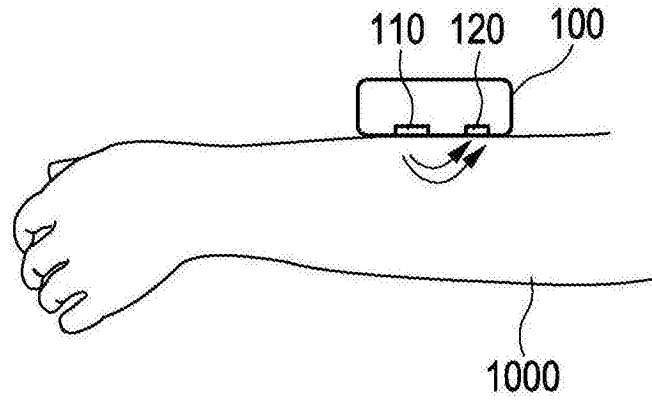


图1

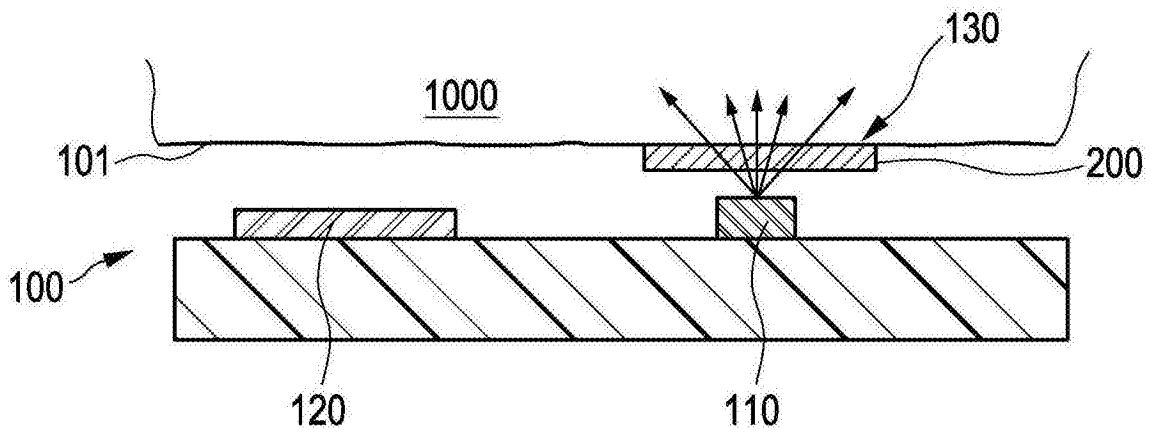


图2

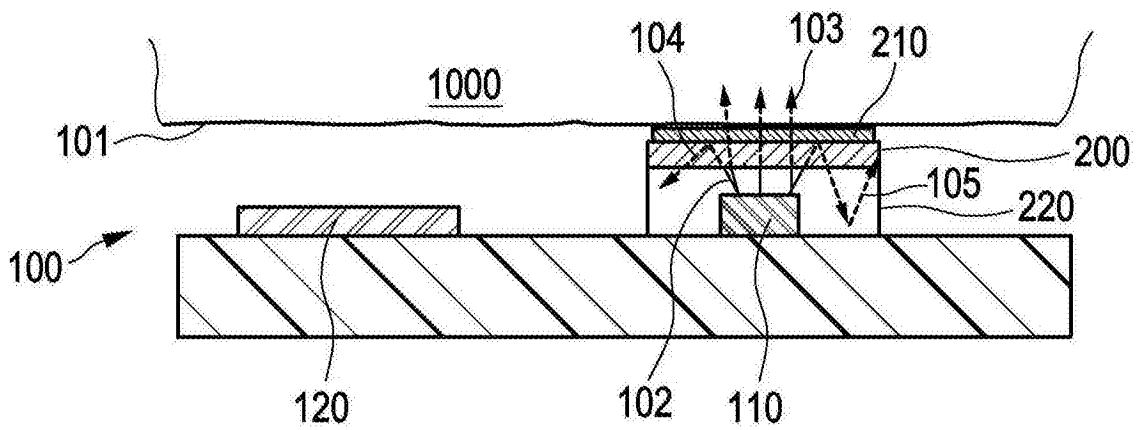


图3

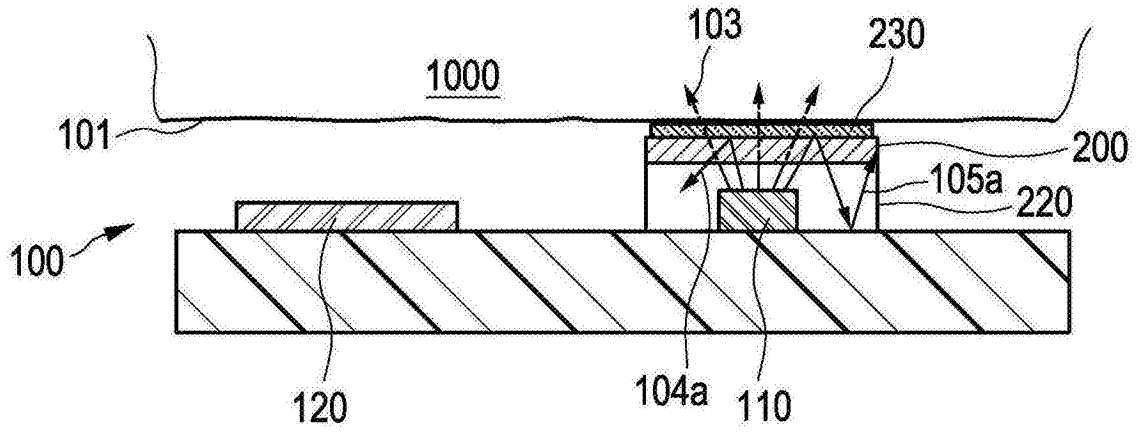


图4

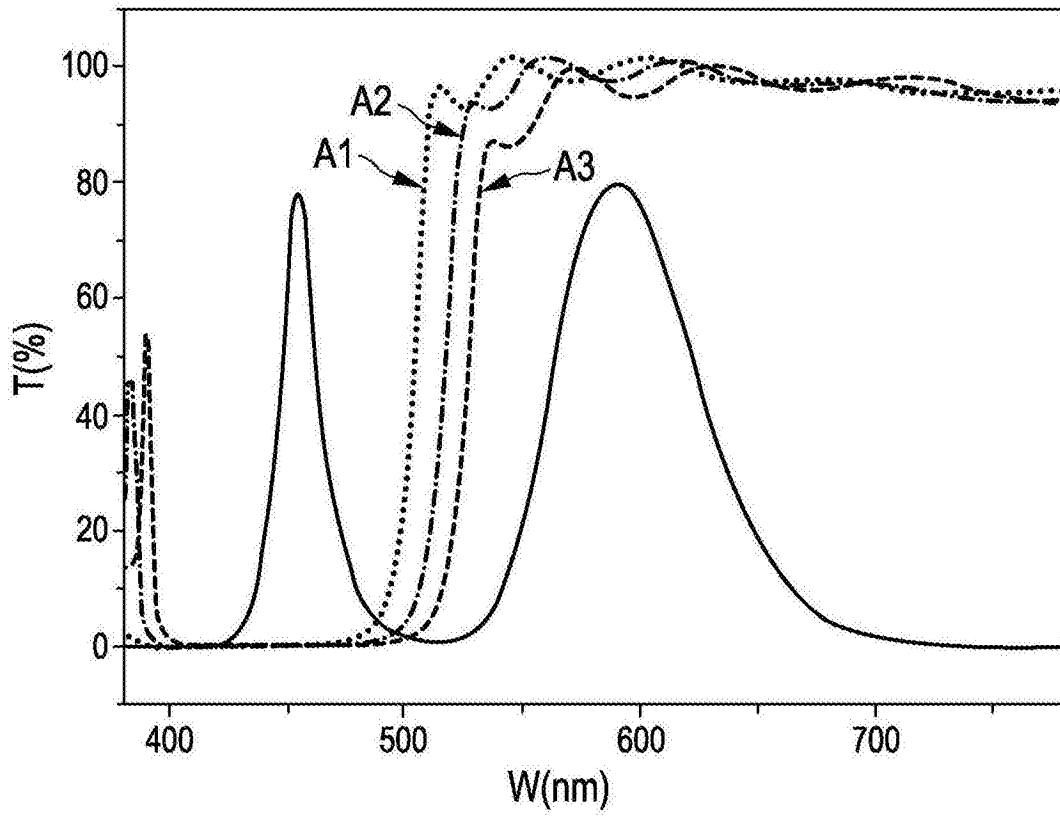


图5

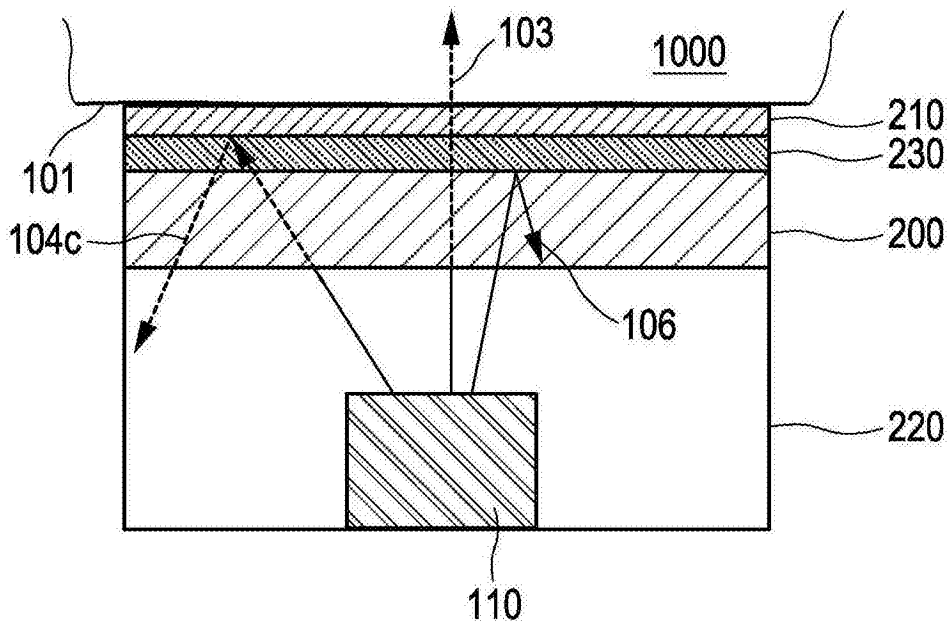


图6

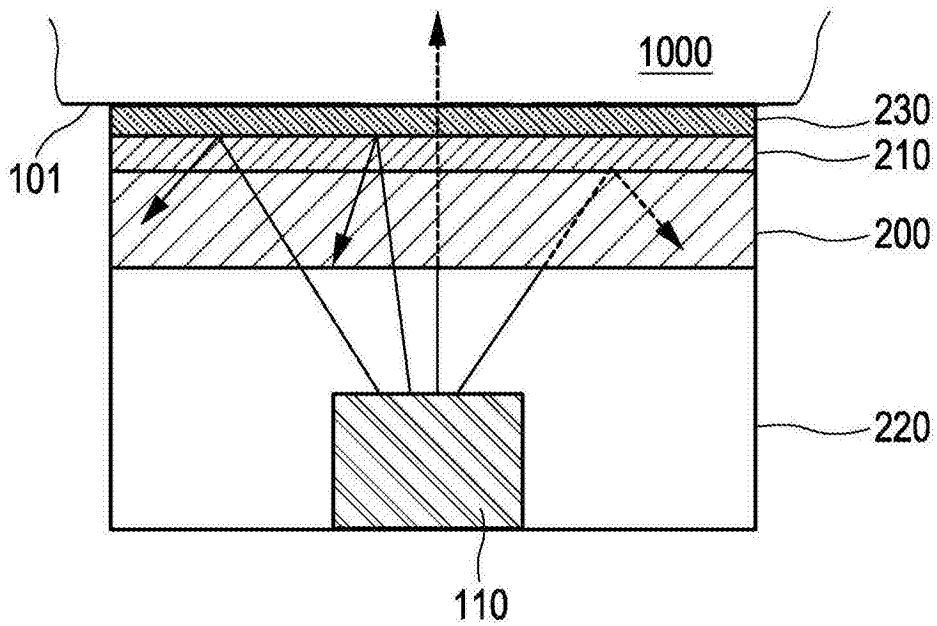


图7

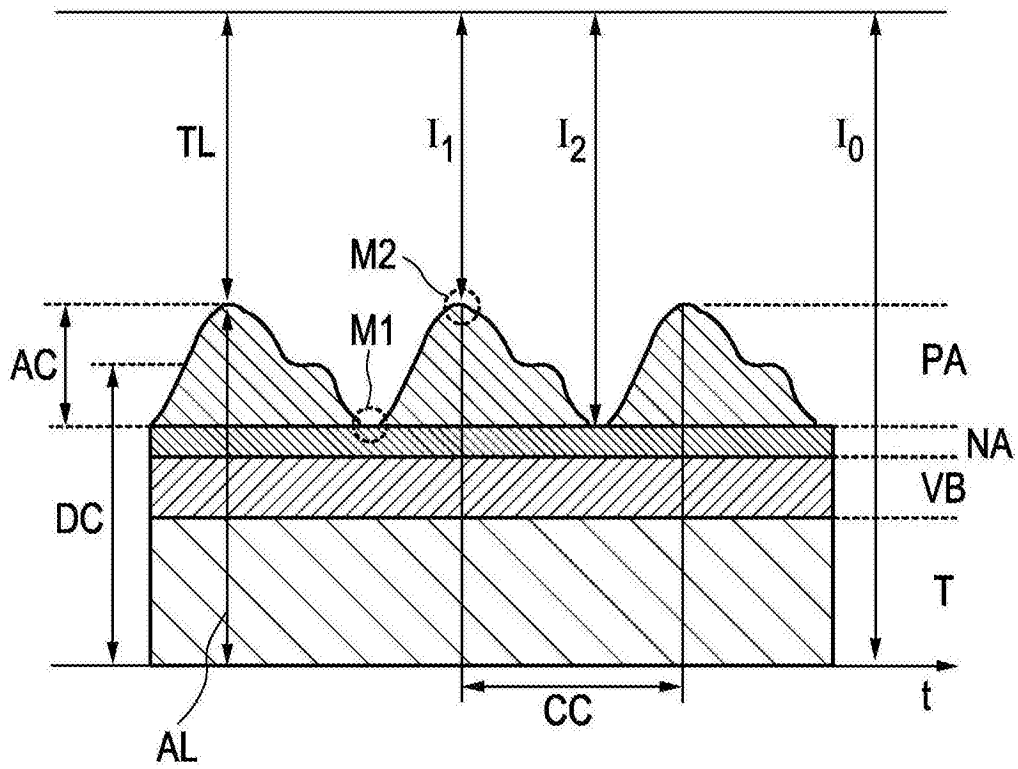


图8

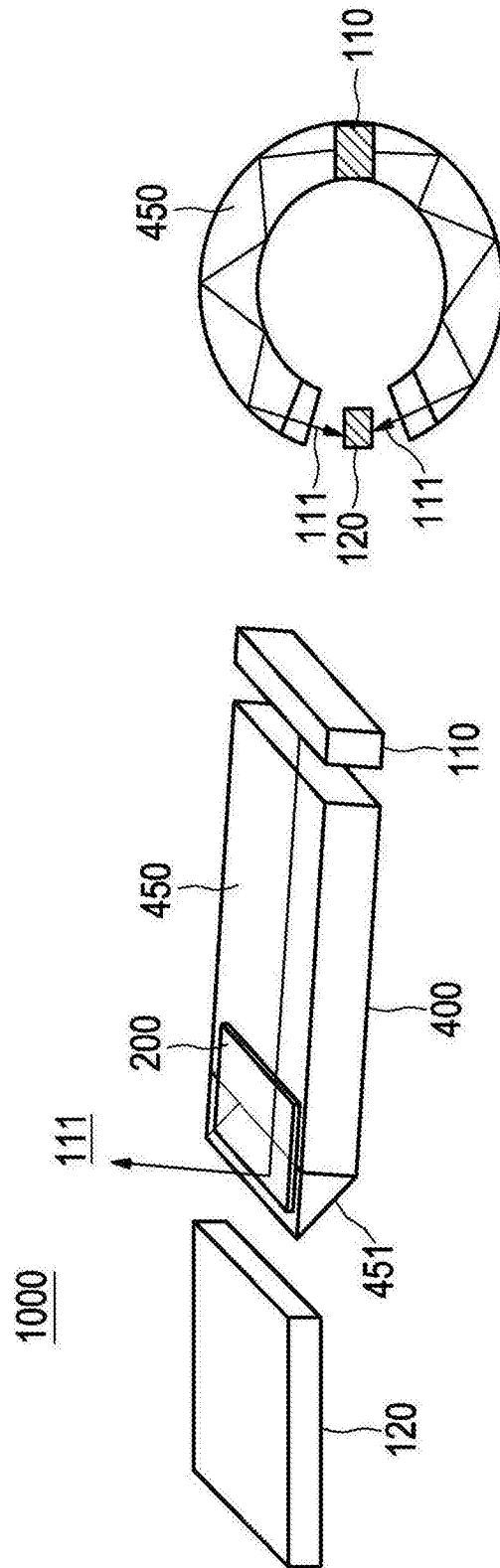


图9

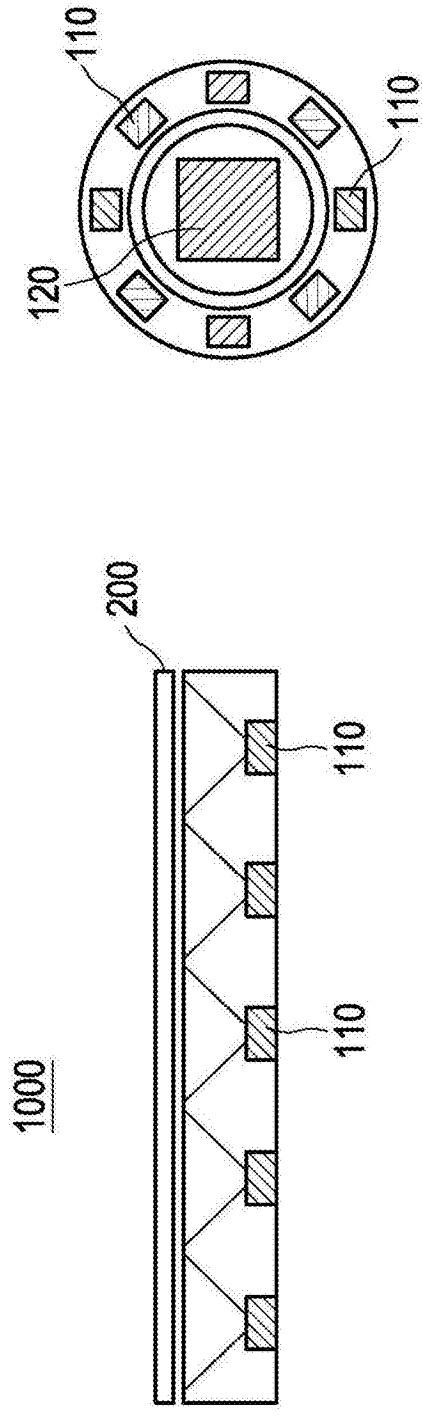


图10