



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107106058 A

(43)申请公布日 2017.08.29

(21)申请号 201580053753.1

(22)申请日 2015.09.14

(30)优先权数据

14187495.8 2014.10.02 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.04.01

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2015/070911 2015.09.14

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/050486 EN 2016.04.07

(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

H·J·科内利森

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 王英 刘炳胜

(51)Int.Cl.

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/1455(2006.01)

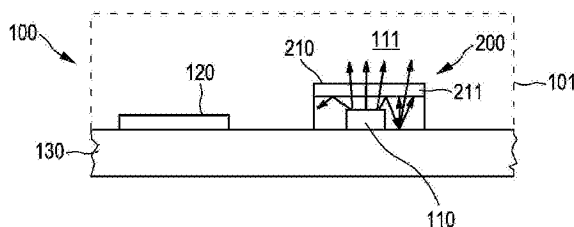
权利要求书2页 说明书7页 附图18页

(54)发明名称

光学生命体征传感器

(57)摘要

一种被配置为测量或确定用户生命体征的光学生命体征传感器,包括光源(110),所述光源被配置为生成具有入射角度(α)的角度范围的光束(111)。所述光束(111)被指引朝向所述用户的皮肤(1000)。光探测器被提供并且被配置为探测指示来自所述光源(110)的光束(111)在所述用户的皮肤(1000)中或来自所述用户的皮肤(1000)的反射的光。所述光源(110)和所述光探测器(120)彼此邻近地布置并且被布置在所述用户的皮肤(1000)的同一侧。光整形单元被配置为通过将入射角度(α)的角度范围限制到小于 20° 而在光束(111)进入皮肤(1000)之前对所述光源(110)的光束进行整形。



1. 一种被配置为测量或确定用户生命体征的光学生命体征传感器,包括具有如下项的光电体积描记传感器(100):

- 具有接触表面(100a)的外壳(101),其被配置为被直接放置到用户的皮肤(1000)上,
- 至少一个光源(110),其被配置为生成具有入射角度(α)的角度范围的光束(111),其中,所述光束(111)经由所述接触表面(100a)被发射并且被指引朝向所述用户的皮肤(1000),
- 至少一个光探测器单元(120),其被配置为探测指示来自所述至少一个光源(110)的所述光束(111)在所述用户的所述皮肤(1000)中或来自所述用户的所述皮肤(1000)的反射的光,

其中,所述至少一个光源(110)和所述至少一个光探测器单元(120)在它们之间有一距离的情况下被彼此邻近地布置在所述外壳(101)内部,以及

- 光整形单元(200),其被布置在所述至少一个光源(110)与所述接触表面(100a)之间并且被配置为通过将相对于所述接触表面(100a)的所述入射角度(α)的所述角度范围限制到小于 20° 来对所述至少一个光源(110)的所述光束(111)进行整形。

2. 根据权利要求1所述的光学生命体征传感器,其中,所述光整形单元(200)包括光学膜,所述光学膜被配置为反射或重定向具有大角度的光束并且被配置为透射具有小角度的光。

3. 根据权利要求1所述的光学生命体征传感器,其中,所述光整形单元(200)包括扩散室(210),所述扩散室被配置为使具有大角度的光再循环。

4. 根据权利要求1所述的光学生命体征传感器,其中,所述光整形单元(200)包括分离壁(210),所述分离壁具有在所述至少一个光源(110)与所述至少一个光探测器单元(120)之间的镜面(221)。

5. 根据权利要求1所述的光学生命体征传感器,其中,所述光整形单元(200)具有光学反射单元(230)。

6. 根据权利要求1所述的光学生命体征传感器,其中,所述光整形单元(200)包括光学准直板(240)。

7. 根据权利要求1所述的光学生命体征传感器,其中,所述至少一个光源(110)包括侧面发射发光二极管(110),并且其中,所述至少一个光整形单元(200)包括光传输单元(250),所述光传输单元利用其第一端被耦合到所述至少一个光源(110),并且其中,所述光传输单元的远端(151)包括倾斜(251),使得行进穿过所述光传输单元(250)的光被反射朝向用户的所述皮肤(1000)。

8. 根据权利要求1所述的光学生命体征传感器,其中,所述至少一个光源(110)包括多个发光二极管(110),并且其中,所述至少一个光整形单元(200)包括角度选择性膜、扩散器膜、或转向膜(260)。

9. 根据权利要求1所述的光学生命体征传感器,其中,所述光学生命体征传感器是能穿戴设备或腕式设备。

10. 一种测量或确定用户生命体征的方法,包括如下步骤:

- 抵靠着用户的皮肤(1000)放置光电体积描记传感器(100)的外壳(101)的接触表面(100a),

-通过所述光电体积描记传感器(100)中的至少一个光源(110)来生成具有入射角度(α)的角度范围的光束(111),

-经由所述接触表面(100a)将所述光束(111)指引朝向所述用户的皮肤(1000),

-通过所述光电体积描记传感器(100)的所述外壳(101)中的至少一个光探测器单元(120)来探测指示来自所述至少一个光源(110)的所述光束在所述用户的所述皮肤(1000)中或来自所述用户的所述皮肤(1000)的反射的光,

其中,所述至少一个光源(110)和所述至少一个光探测器(120)在其之间有一距离的情况下被彼此邻近地布置在所述外壳(101)内部,并且

-借助于光整形单元(200)通过将所述入射角度(α)的所述角度范围限制到小于 20° 来对被布置在所述至少一个光源(110)与所述外壳(101)的所述接触表面(100a)之间的光整形单元(200)中的所述至少一个光源(110)的所述光束(111)进行整形。

11.一种包括计算机可读存储器的计算机程序产品,所述计算机可读存储器存储计算机程序代码模块,当所述计算机程序在控制根据权利要求1所述的光学生命体征传感器的计算机上运行时,计算机程序代码模块使得所述光学生命体征传感器执行根据权利要求10所述的测量或确定用户生命体征的所述方法的所述步骤。

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的生命体征的光学生命体征传感器。

背景技术

[0002] 光学心率传感器对于监测或探测像用户的心率的生命体征是众所周知的。这样的心率传感器能够基于光电体积描记 (PPG) 传感器并且能够被用于采集体积器官测量结果。借助于脉搏血氧计, 探测人类皮肤的光吸收的改变, 并且基于这些测量结果, 能够确定用户的心率或其他生命体征。PPG 传感器包括像发光二极管 (LED) 的光源, 其将光发射到用户的皮肤中。所发射的光在皮肤中被散射并且至少部分被血液吸收。光的一部分离开皮肤并且能够被光电二极管捕获。由光电二极管所捕获的光的量能够是用户的皮肤内部的血容量的指示。PPG 传感器能够通过特定波长处的吸收测量结果来监测皮肤的真皮和皮下组织中的血液的灌注。如果血容量由于搏动的血管而改变, 则从用户的皮肤返回的散射光也将改变。因此, 通过借助于光电二极管监测所探测到的光信号, 能够确定用户在其皮肤中的脉搏并且由此确定心率。

[0003] 图1示出了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和光探测器120。光源110将光发射到用户的皮肤1000上或发射到用户的皮肤1000中。所述光中的一些被反射并且反射光能够由光探测器120来探测。

[0004] US 2009/033937示出了具有光导面板的用于测量活体信息的传感器, 所述光导面板具有用于向用户的皮肤输出第一光的光提取单元和用于将光从皮肤引导至光探测器的光耦合图案。

发明内容

[0005] 本发明的目标是提供一种光学生命体征传感器, 其能够高效地探测用户的生命体征, 同时仍然具有降低的构建高度。

[0006] 根据本发明的一方面, 提供了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为测量或确定用户的生命体征。所述光学生命体征传感器包括: 光电体积描记传感器PPG, 其具有外壳和直接被放置到用户的皮肤上的接触表面; 以及至少一个光源, 其被配置为生成具有入射角度的角度范围的光束。所述光束经由所述接触表面被指引朝向用户的皮肤。此外, 至少一个光探测器单元被配置为探测指示来自所述至少一个光源的所述光束在所述用户的皮肤中或来自所述用户的皮肤的反射的光。所述至少一个光源和所述至少一个光探测器单元被彼此邻近地布置在所述外壳内部。在所述至少一个光源与所述至少一个光探测器单元之间存在一距离。所述生命体征传感器还包括至少一个光整形单元, 所述至少一个光整形单元被布置在所述光源与所述接触表面之间并且被配置为对来自所述至少一个光源的所述光束进行整形。这能够通过将所述入射角度的角度范围限制到小于 20° 来执行。所述光整形单元是整形、指引、控制或管理所述光束以限制其角度范围的单元。

[0007] 根据本发明的一方面,所述光整形单元包括光学膜,所述光学膜能够反射或重定向具有大角度的光束并且能够透射具有小入射角度的光。

[0008] 根据本发明的另一方面,所述光整形单元包括扩散室,其被配置为使具有大入射角度的光再循环。

[0009] 根据本发明的另一方面,所述光整形单元包括分离壁,所述分离壁具有在所述至少一个光源与所述至少一个光探测器单元之间的镜面。

[0010] 根据本发明的另一方面,所述光整形单元包括光学折射单元。

[0011] 根据本发明的另一方面,所述光整形单元包括光学准直板。

[0012] 根据本发明的另一方面,所述至少一个光源包括侧面发射发光二极管。所述至少一个光整形单元包括光传输单元,所述光传输单元利用其第一端部被耦合到所述至少一个光源,并且其中,所述光传输单元的远端包括倾斜,使得行进穿过所述光传输单元的光被反射向所述用户的皮肤。

[0013] 本发明还涉及一种测量或确定用户生命体征的方法。抵靠着用户的皮肤直接放置PPG传感器的外壳的接触表面。由所述PPG传感器中的至少一个光源生成具有入射角度的角度范围的光束。所述光束经由所述接触表面被指引朝向所述用户的皮肤,并且所述外壳中的至少一个光探测器单元被配置为探测指示来自所述至少一个光源的所述光束在用户的皮肤中或来自用户的皮肤的反射的光。

[0014] 光整形单元被布置在所述光源与所述接触表面之间并且将来自所述光源的所述光整形到小于 20° 的角度范围。

[0015] 根据本发明的一方面,提供了一种包括计算机可读存储器的计算机程序产品,所述计算机可读存储器存储计算机程序代码模块,当所述计算机程序在控制所述光学生命体征传感器的计算机上运行时,所述计算机程序代码模块使得所述光学生命体征传感器执行用于测量或确定用户生命体征的所述方法的步骤。

[0016] 根据本发明的一方面,所述生命体征传感器包括能够是基于LED的PPG传感器的生命体征传感器。所述LED光穿透所述用户的皮肤并且所述LED光中的一些能够到达光探测器。所述光探测器的输出能够被用于监测血液体积分数以及像氧合和去氧合血红蛋白的血液化合物。具体地,来自所述LED光源的所述光的吸收或反射的量能够被用于确定所述心率以及所述血液体积分数或血液化合物。所述心率涉及所述血液体积分数。此外,根据本发明的所述PPG传感器因此是允许对用户的生命体征的无创测量的光学传感器。

[0017] 应当理解,本发明的优选实施例还能够是所述从属权利要求或以上实施例或各方面与相应独立权利要求的组合。

[0018] 本发明的这些和其他方面将从下文所描述的(一个或多个)实施例而显而易见并且参考下文所描述的(一个或多个)实施例得以阐述。

附图说明

[0019] 在附图中:

[0020] 图1示出了生命体征监测系统的操作原理的基本表示;

[0021] 图2示出了描绘针对不同入射角度的模拟反射率的图形;

[0022] 图3示出了描绘针对不同入射角度和不同皮肤类型的所测量的反射率的图形;

- [0023] 图4示出了描绘在两个不同入射角度处从用户的皮肤反射的光的图形；
- [0024] 图5示出了根据本发明的一方面的生命体征传感器的示意性截面；
- [0025] 图6示出了指示光电二极管上的相对功率与射束角之间的关系的图形；
- [0026] 图7示出了将相对DC功率的函数描绘为光源的不同距离处的射束角的函数的图形；
- [0027] 图8A示出了根据本发明的一方面的生命体征传感器的示意性表示；
- [0028] 图8B示出了根据本发明的另一方面的生命体征传感器的示意性表示；
- [0029] 图9示出了将相对DC功率和AC/DC信号指示为光源距离的函数的图形；
- [0030] 图10示出了将相对DC功率和AC/DC信号指示为入射角度的函数的图形；
- [0031] 图11示出了根据本发明的一方面的、在没有生命信号传感器中的分离壁的情况下将相对DC功率和AC/DC信号指示为入射角度的函数的图形；
- [0032] 图12示出了将相对DC功率和AC/DC信号指示为光源距离的函数的图形；
- [0033] 图13示出了根据本发明的一方面的、在有和没有生命体征传感器中的分离壁的情况下将相对DC功率和AC/DC信号指示为入射角度的函数的图形；
- [0034] 图14A示出了根据本发明的一方面的指示生命体征传感器中的射束图案的图形；
- [0035] 图14B示出了具有关于反方向的入射角度的生命体征传感器中的射束图案；
- [0036] 图15示出了根据本发明的一方面的生命体征传感器的示意性表示；
- [0037] 图16示出了根据本发明的一方面的生命体征传感器的基本表示；
- [0038] 图17示出了根据本发明的另一方面的生命体征传感器的基本表示；
- [0039] 图18示出了根据本发明的另一方面的生命体征传感器的基本表示；
- [0040] 图19示出了根据本发明的另一方面的生命体征传感器的基本表示；
- [0041] 图20示出了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
- [0042] 图21示出了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

[0043] 根据本发明的一方面，提供了一种基于光电体积描记PPG传感器的光学生命体征传感器。这样的PPG传感器100在图1中进行了描述并且其包括具有接触表面100a的外壳101。光源110将光发射到用户的皮肤1000上或发射到用户的皮肤1000中，并且所述光中的一些被反射并且该反射光能够由光探测器120来探测。光探测器的输出能够被分析以确定用户的心率或其他生命体征。传感器100的接触表面100a被放置为与用户的皮肤1000直接接触。

[0044] 根据本发明的一方面的PPG传感器或光学生命体征传感器能够被实施为能穿戴设备或腕式设备(如智能手表)。

[0045] 图2示出了关于用户的不同皮肤上的模拟反射率的图形。在图2中，针对三种不同皮肤类型描绘了针对不同入射角度 α 的总反射率R。已经针对450nm的单个波长执行了模拟。具体地，描绘了三种不同皮肤类型ST1-ST3。第一皮肤类型ST1是具有1,3%的黑色素量的浅色皮肤。第二皮肤类型ST2是具有4%的黑色素量的一般皮肤。第三皮肤类型ST3指代具有40%的黑色素量的深色皮肤。

[0046] 图3示出了将所测量的反射率指示为不同入射角度和不同皮肤类型的函数的图

形。在图3中,以% (百分比)的总反射率R被示出为针对五种不同皮肤类型ST4-ST8的入射角度 α 的函数。所述皮肤类型包括欧洲浅色皮肤ST4、亚洲皮肤类型ST5、南欧皮肤类型ST6、欧洲皮肤类型(黑发)ST7、和非洲皮肤类型ST8。已经在450nm的中心波长处执行了图3的测量。在图3中,针对不同皮肤类型(亦即,菲氏量表上的皮肤类型I到VI)描绘了作为入射角度的函数的所测量的反射率。

[0047] 从图2和图3,能够看到,与 0° 的入射法线角度(normal angle)相比较,所述反射率针对高入射角度(例如 $>60^\circ$)显著地增加。针对该显著的增加的原因是由于菲涅耳损耗,即,皮肤表面上的反射率损耗。

[0048] 基于根据图2的模拟反射率以及根据图3的测量反射率,变得清楚的是,在针对一般到白色皮肤类型(亦即,皮肤类型I-III)的入射法线角度处反射光的大约20%到30%。此外,反射光的谱分量针对像 70° 的较大入射角度是高的。因此,扩散反射率比在所有入射角度处的谱反射率更大。

[0049] 图4示出了描绘在两个不同入射角度处来自皮肤的反射光的图形。具体地,在图1中,描绘了反射光的角度 $A[^\circ]$ 和强度I。在图4中,描绘了针对 0° 的入射角度的反射光I₀以及针对 70° 的入射角度的反射光I₇₀。

[0050] 图5示出了根据本发明的一方面的生命体征传感器的示意性截面。生命体征传感器包括光源110、光探测器120以及分离壁220。任选地,所述分离壁能够围绕所述光源。分离壁220被用于将光源110与光探测器120分离。这能够完成以便避免在没有与用户的皮肤1000的任何相互作用的情况下来自光源的光直接到达光电二极管。图5还示出了一些射束图案以图示可能的射束路径。

[0051] 图6示出了指示针对不同射束角度的光电二极管上的相对功率的关系的图形。在图6中,描绘了半射束角度BA以及在光电二极管上的相对功率RP。如能够从图6看到的,如果考虑 20° 的半射束角度,则光电二极管上的功率RP随着半射束角度的每 10° 近似2% (基于针对高斯射束形状的模拟)地减小。图4示出了每入射角度的反射强度的结果,同时图2示出了每入射角度的反射率。如上文已经提到的,由于皮肤上的菲涅耳损耗,光电二极管的DC功率将随着增加的射束角而减小。

[0052] 图7示出了将相对DC功率指示为针对光源朝向皮肤的不同距离的半射束角度的函数的图形。具体地,描绘了三个距离D1-D3,其中,第一距离D1对应于3.2mm,第二距离D2对应于4.05mm,并且第三距离D3对应于5.5mm。能够看到,在光源与二极管之间的距离对相对DC功率RDCP具有主要影响。

[0053] 图8A示出了根据本发明的一方面的生命体征传感器的基本表示。在此,传感器100包括外壳101、接触表面100a以及外壳内部的光源110和二极管120。来自光源110的光被指引朝向用户的皮肤1000并且反射光能够由二极管120来探测。根据本发明的该方面,光源110与二极管120之间的距离D能够变化。

[0054] 图8B示出了根据本发明的另一方面的生命体征传感器的示意性表示。在此,来自光源110的光的射束入射角度 α 变化。

[0055] 图9示出了将相对DC功率RDCP指示为在光源与光电二极管之间的距离的函数的图形。此外,在AC功率与DC功率之间的关系还被描绘为在光源与二极管之间的距离D的函数。

[0056] 图10示出了将相对DC功率RDCP和AC与DC之间的关系指示为入射角度

的函数的图形。图10表示根据图8B的射束入射角度的变化的结果。

[0057] 在图9中以及在图10中,针对两种不同皮肤类型示出了相对DC功率,并且针对两种不同皮肤类型示出了AC/DC。

[0058] 图11示出了指示相对DC功率与AC/DC比率之间的关系相对于射束入射角度 α 的图形。具体地,在图11中,示出了其中如在图5中所示的光源与光电二极管之间的分离壁被移除的情况。

[0059] 在图10与图11中的图形之间的差异在于,在图10的情况中,分离壁存在于光源与光探测器之间,而在图11中,分离壁是缺失的。通过对图10和图11的图形的比较,能够看到对AC/DC信号上的射束角的影响。

[0060] 图12示出了将相对DC功率和DC/AC描绘为光源与二极管之间的距离的函数的图形。具体地,在图12中,描绘了在有分离壁的情况下的DC信号DCW和在没有分离壁的情况下的DC信号DCNW。此外,描绘了具有壁的情况下的AC/DC信号ACDCW和在没有壁的情况下的AC/DC信号ACDCNW。

[0061] 图13示出了将相对DC功率和AC/DC信号描绘为入射角度的函数的图形。具体地,在图13中,在有壁和没有壁DCW、DCNW的情况下示出了相对DC功率。还在有壁和没有壁ACDCW、ACDCNW的情况下示出了AC/DC信号。对于该图形中的所有情况而言,在光源与光电二极管之间的距离是4,05mm。

[0062] 根据如在图9到图13中所示的测量结果,存在相对DC功率与AC/DC信号之间的关系。输出信号的一个重要性质是调制信号。所述调制信号涉及AC分量与DC分量的比率。调制AC/DC信号是重要的,因为其与皮肤的固有性质有关。其覆盖在一个心脏脉动(AC信号)中的血液体积分数的改变的峰峰值,并且知道皮肤相关反射率(DC分量)是重要的,因为低反射率能够利用LED功率升压来补偿,这保持相同的调制信号。

[0063] 具体地,所述AC/DC信号在DC信号增加时减小。如果在光源与光电二极管之间不存在分离壁,则该关系对于 $>0^\circ$ 的射束角而言是有效的。此外,如果光源与二极管之间的距离增加,则这还导致AC/DC信号的增加。如果射束角增加,则DC信号增加直到 50° 并且然后针对较大的角开始减小。这可能归因于皮肤表面上的菲涅耳损耗。如能够从图13看到的,大约 45° 的射束入射角度和光源与光电二极管之间的小距离(例如,小于4mm)应当被避免。

[0064] 此外,如在以上附图中能够看到的,为了获得最佳的AC/DC信号,能够对射束入射角度进行调整。

[0065] 图14A和图14B示出了正方向上的 45° 和在反方向上的 45° 的入射角度。如从图14A和图14B能够看到的,获得了两个完全不同的调制信号。

[0066] 还应当注意,所述调制信号(即,AC/DC信号)是朝向射束图案和入射角度敏感的。光源与光电二极管之间的距离越大,则关于入射角度的灵敏度越低。此外,根据本发明的一方面,大于 45° 的入射角度应当避免,同时还能够使用 0° 周围的小射束角和指引朝向与朝向光电二极管相反的方向上的射束角。根据本发明的一方面,如果光源的射束角度的幅度小于 20° ,则能够获得经改善的PPG信号。

[0067] 图15示出了根据本发明的一方面的生命体征传感器的示意性表示。生命体征传感器100能够被实现为PPG心率传感器并且能够包括外壳101、接触表面100a、至少一个光源110和光探测器120。光源110和至少一个光探测器120能够被布置在共同的基础材料130上。

光源110例如能够被实现为发光二极管LED。此外,所述生命体征传感器包括光整形器件200,其用于引导、整形或指引或重定向来自至少一个光源110的光111。光整形单元200还能够被用于对由至少一个光源110发射的光111的射束剖面进行整形。具体地,所述整形单元适于引导光或光束111,使得其具有小于 20° 的入射角度。有利地,入射角度的范围在 -20° 与 $+20^{\circ}$ 之间。这将导致经改进的调制信号,即,AC/DC信号。

[0068] 在图15中,整形单元200由具有顶板211的扩散室210来实施,其适于在光具有小入射角度同时具有较大入射角度的光由扩散室反射或重定向的情况下透射来自至少一个光源110的光111。所述顶板是角度选择性膜或转向膜(透射小角度并且反射大角度)。因此,如果入射角度是小的,则扩散室210仅允许那些光束111被透射或者穿过扩散室210。事实上,扩散室210能够充当混合室并且被用于使来自至少一个光源110的光111的一部分再循环。

[0069] 图16示出了根据本发明的一方面的生命体征传感器的基本表示。根据图16的生命体征传感器基本上对应于根据图15的生命体征传感器。因此,所述生命体征传感器还包括光整形器件200。在根据图16的本发明的一方面中,光整形装置200被实施为分离壁220,其中,所述分离壁包括镜面221,其是朝向光单元110的一侧。借助于被布置在至少一个光电二极管120与至少一个光源110之间的分离壁220,来自光源的光或光束111被引导使得到达用户的皮肤1000的光具有 -60° 与 $+20^{\circ}$ 之间(特别地, -20° 与 $+20^{\circ}$ 之间)的入射角度。借助于分离壁220的镜面221,光111被重定向,使得其在反方向上朝向光电二极管120,即,其将指引朝向远离光电二极管120。

[0070] 图17示出了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17的根据本发明的各方面的生命体征传感器基本上对应于根据图15或图16的生命体征传感器。因此,生命体征传感器100包括至少一个光源110、至少一个光探测器120以及用于对来自至少一个光源110的光111进行引导或整形的光整形单元200。任选地,至少一个光源110和至少一个光探测器120能够被布置在共同的基础材料130上。在根据图17的所述方面中,光整形单元200包括光学折射单元230。这样的光学折射单元230例如能够是菲涅耳透镜。在此,具有大角度的来自至少一个光源110的任何光111被折射并且能够基于光学折射单元230的性质被重定向。因此,能够确保将进入用户的皮肤1000的来自所述至少一个光源的光111的入射角度的范围在 -60° 与 $+20^{\circ}$ 之间(特别地,在 -20° 与 $+20^{\circ}$ 之间)的范围内。

[0071] 图18示出了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18的本发明的所述方面的生命体征传感器基本上对应于图15、图16或图17的生命体征传感器,并且因此包括至少一个光源110和光电二极管120。另外,光整形单元200被提供用于确保将进入用户的皮肤1000的光具有特定的入射角度范围,例如,在 -60° 与 $+20^{\circ}$ 之间。根据图18的所述方面,这是通过被实施为光学准直板的光整形单元200来实现的。光学准直板240被布置在至少一个光源111的前面并且来自所述至少一个光源的光111在光学准直板240处被反射,使得将进入用户的皮肤的光111的入射角度在特定的入射角度范围内,亦即,在 -60° 与 $+20^{\circ}$ 之间。

[0072] 图19示出了根据本发明的另一方面的生命体征传感器的基本表示。准直板240连同混合箱241一起使用。准直板240包括若干凹槽242,其能够具有复合抛物面聚光器形状243。

[0073] 图20示出了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20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200。根据本发明的该方面，光导200被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200被实施为光传输单元250，其能够将光从至少一个光源（例如，被实施为侧面发射器的LED）朝向至少一个光电二极管120传输。光传输单元250的远端具有倾斜251，使得来自至少一个光源110的光111被重定向朝向用户的皮肤1000。利用这样的光导单元200，在光电二极管120与光导单元250的输出端之间的距离能够显著地降低，并且具有低构建高度的平坦式设计是可能的。

[0074] 图21示出了根据本发明的另一方面的生命体征传感器的基本表示。所述生命体征传感器能够包括至少一个光单元110、光探测器120以及被布置在光源110与用户的皮肤1000之间的光整形单元200。光整形单元200能够被实施为光学角度选择性箔260。角度选择性光学箔260能够允许光在选定的角度范围内透射。备选地，所述光导单元还能够利用光学全息光整形扩散器或转向膜DTF来实施。

[0075] 光整形单元200被用于整形、指引、重定向、控制或管理来自光源的光束，使得射束的角度范围是有限或受限的。因此，所述光整形单元能够被认为是光指引或重定向单元、光控制单元或光管理单元。

[0076] 通过研究附图、说明书和随附的权利要求书，本领域的技术人员在实践所主张的本发明时可以理解和实现所公开的实施例的其他变型。

[0077] 在权利要求中，词语“包括”不排除其他元件或步骤，并且不定冠词“一”或“一个”不排除多个。

[0078] 单个单元或设备可以实现权利要求中记载的若干项目的功能。互不相同的从属权利要求中记载了特定措施的仅有事实并不指示不能有利地使用这些措施的组合。计算机程序可以存储/分布在诸如连同其他硬件或者作为其一部分提供的光学存储介质或固态介质的适合的介质上，而且可以以诸如经由因特网或其他有线或无线电信系统的其他形式分布。

[0079] 权利要求中的附图标记不得被解释为对范围的限制。

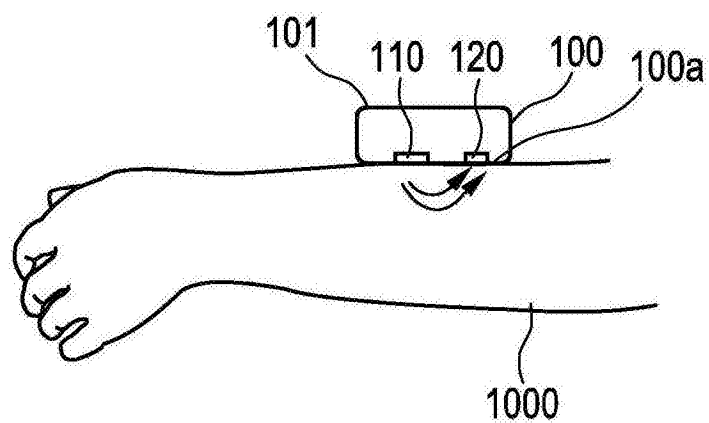


图1

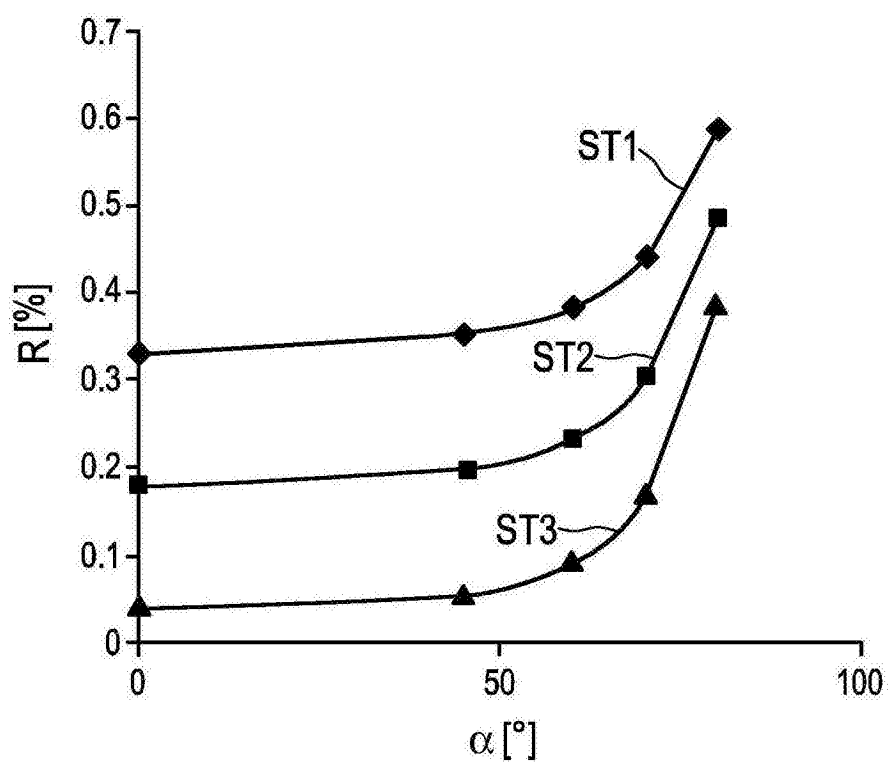


图2

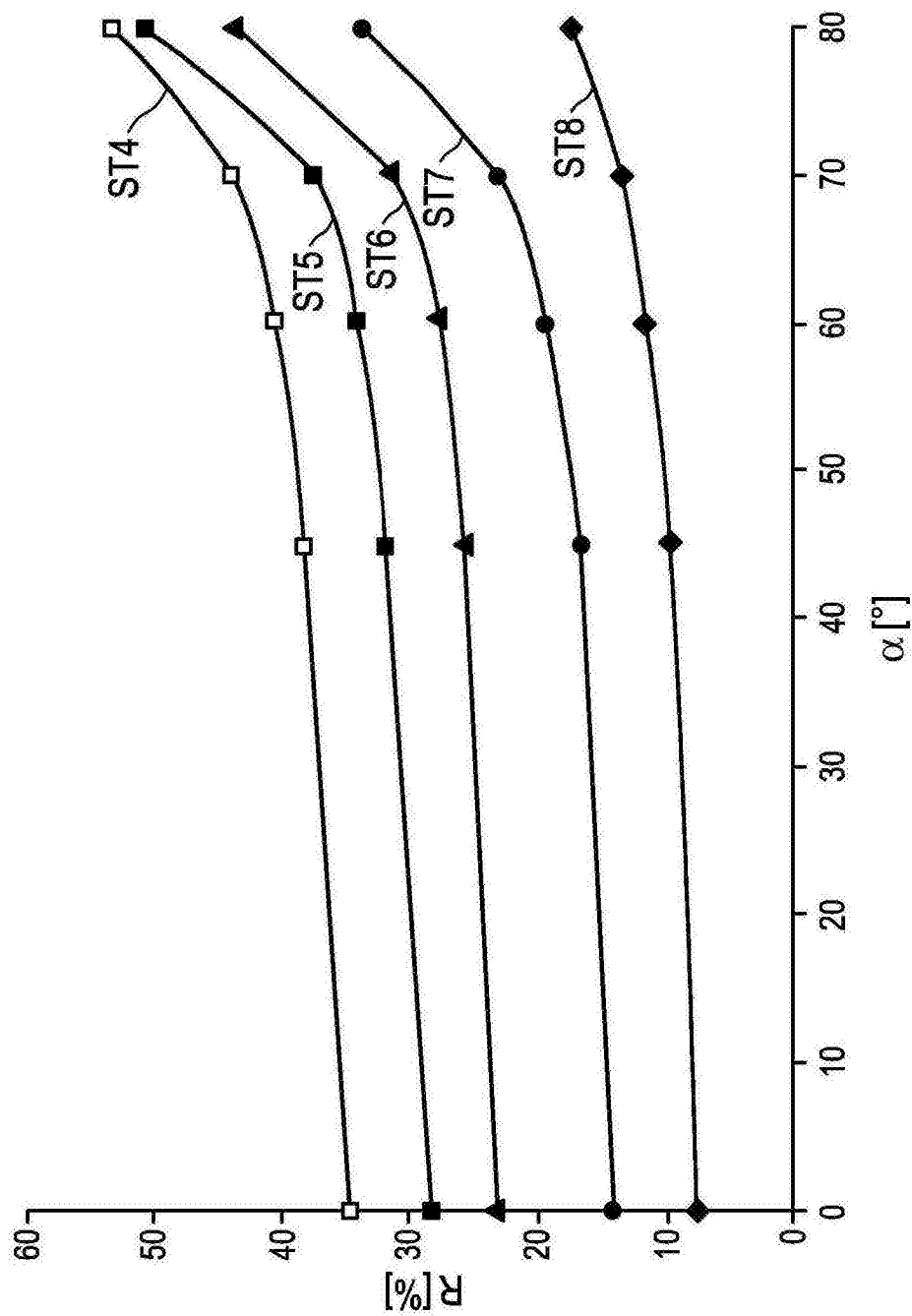


图3

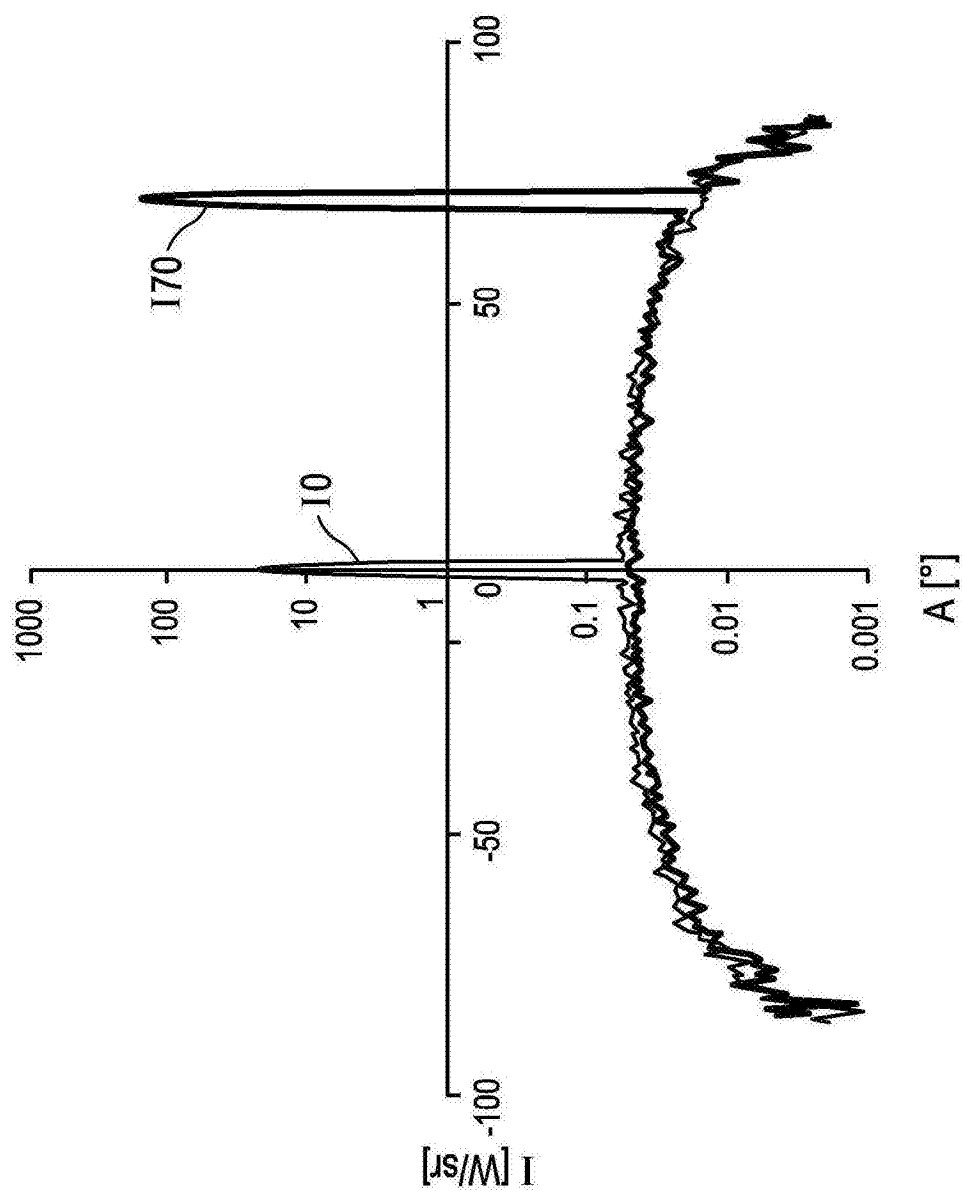


图4

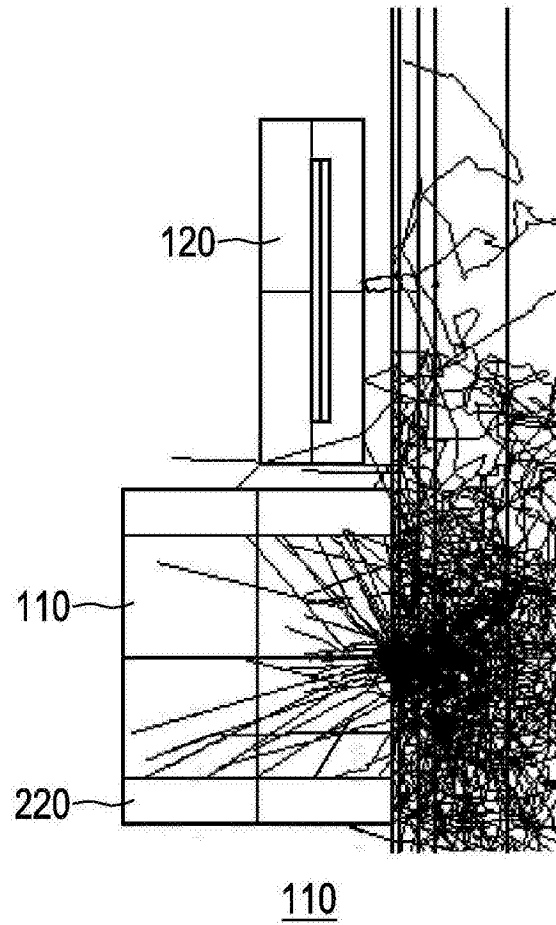


图5

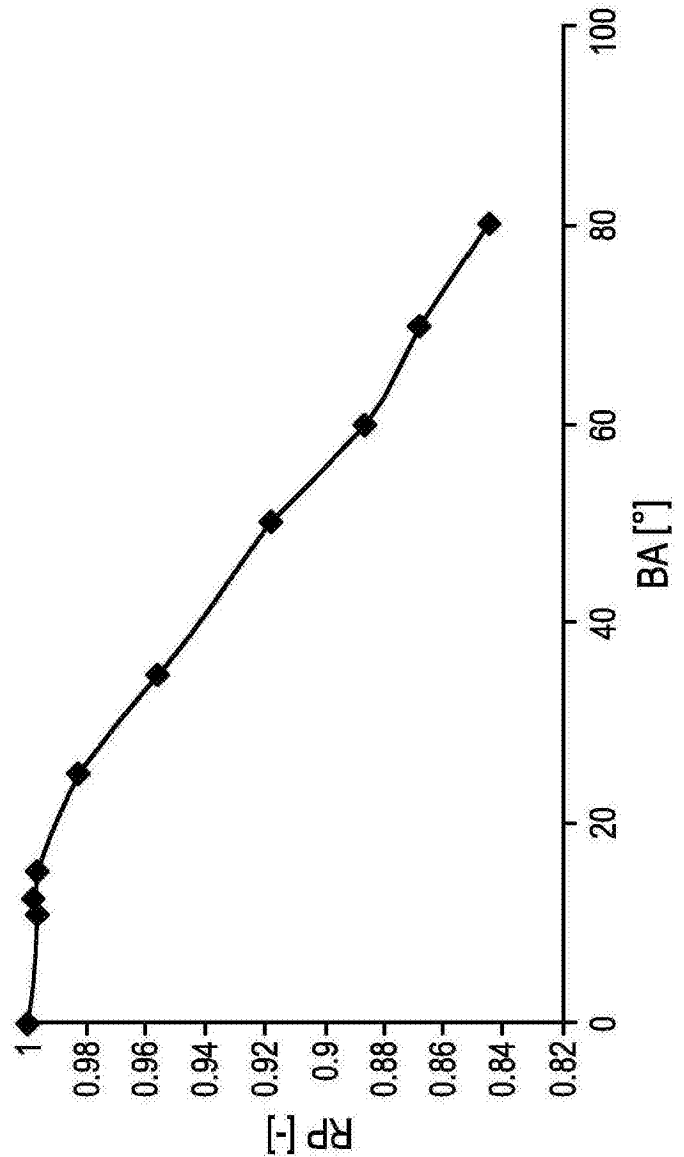


图6

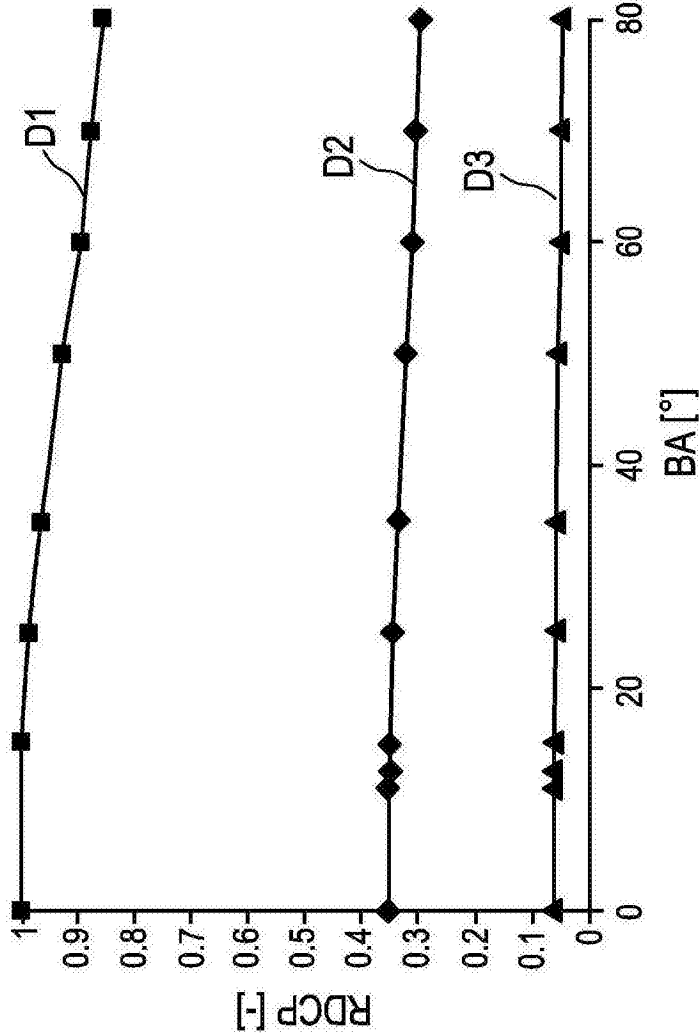


图7

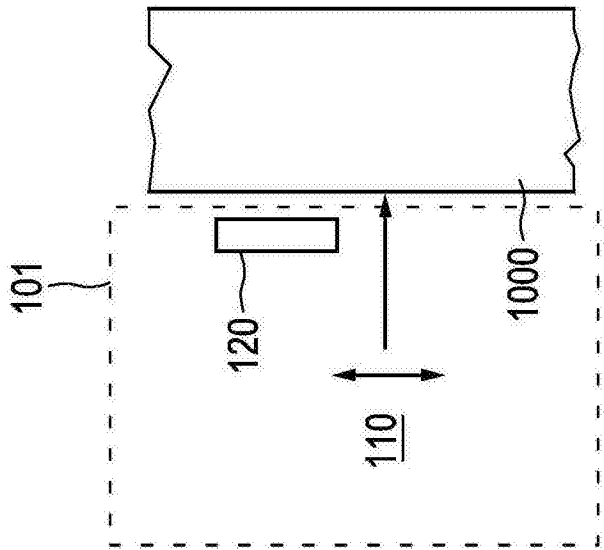


图8A

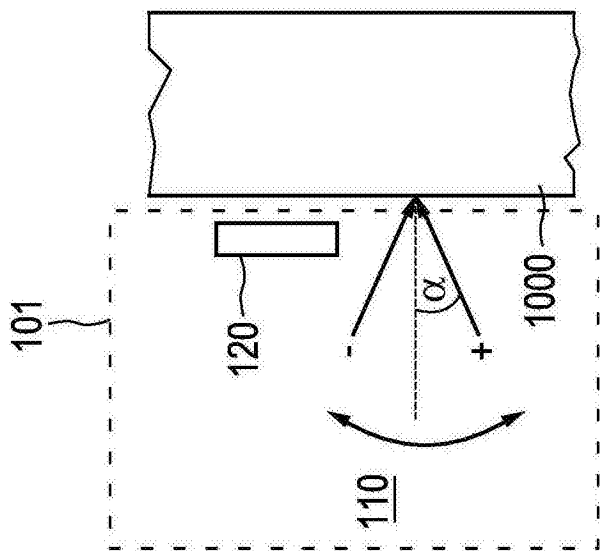


图8B

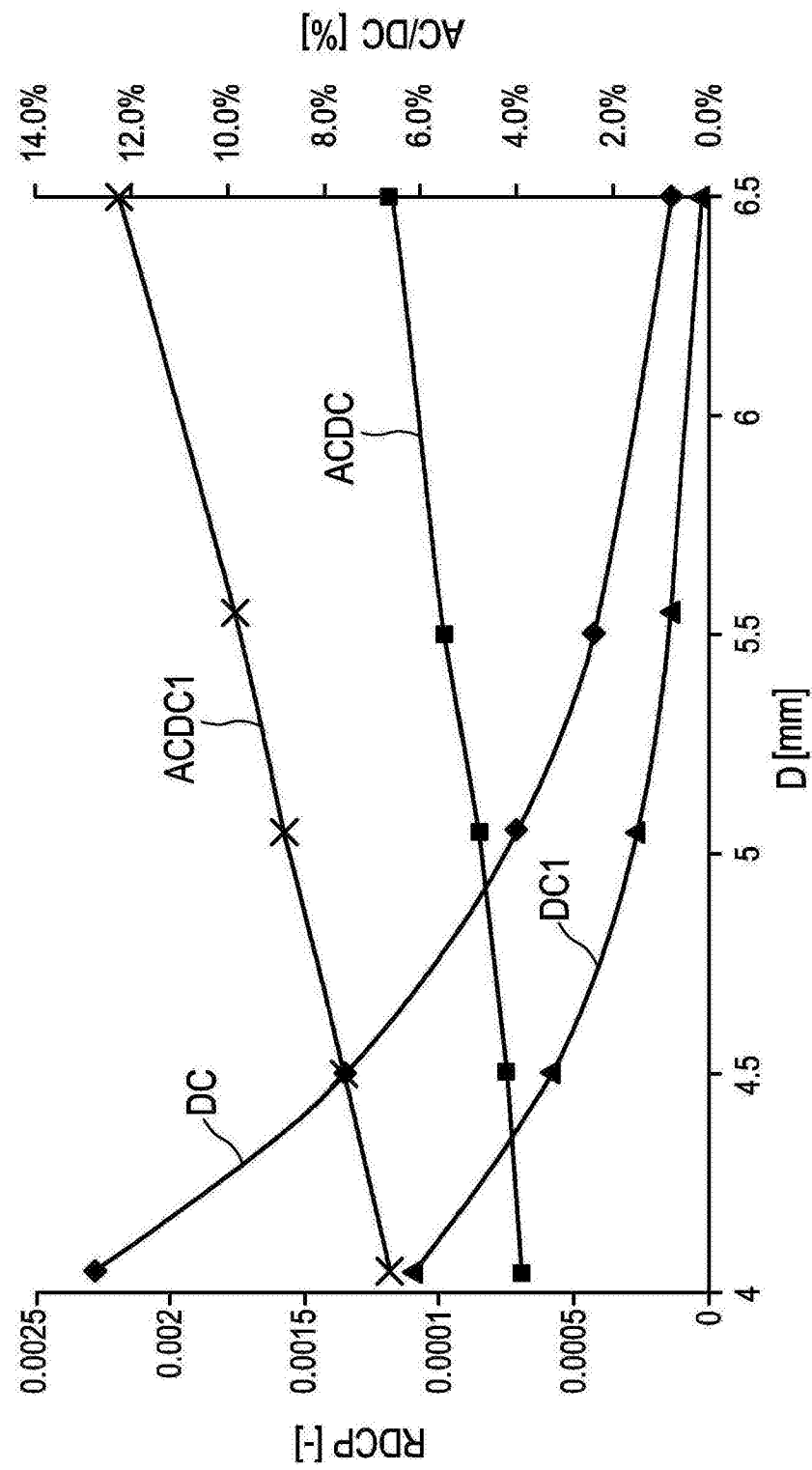


图9

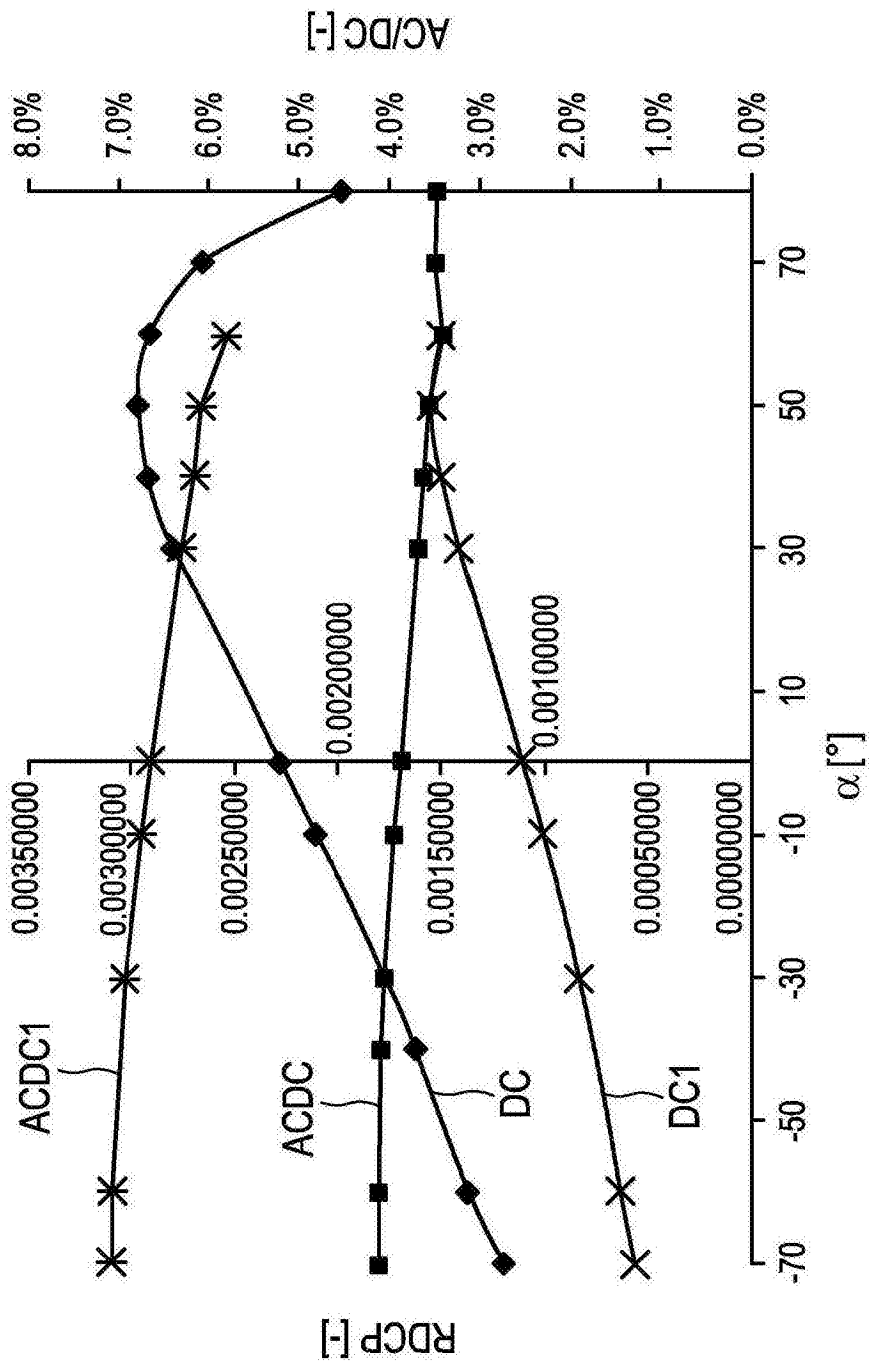


图10

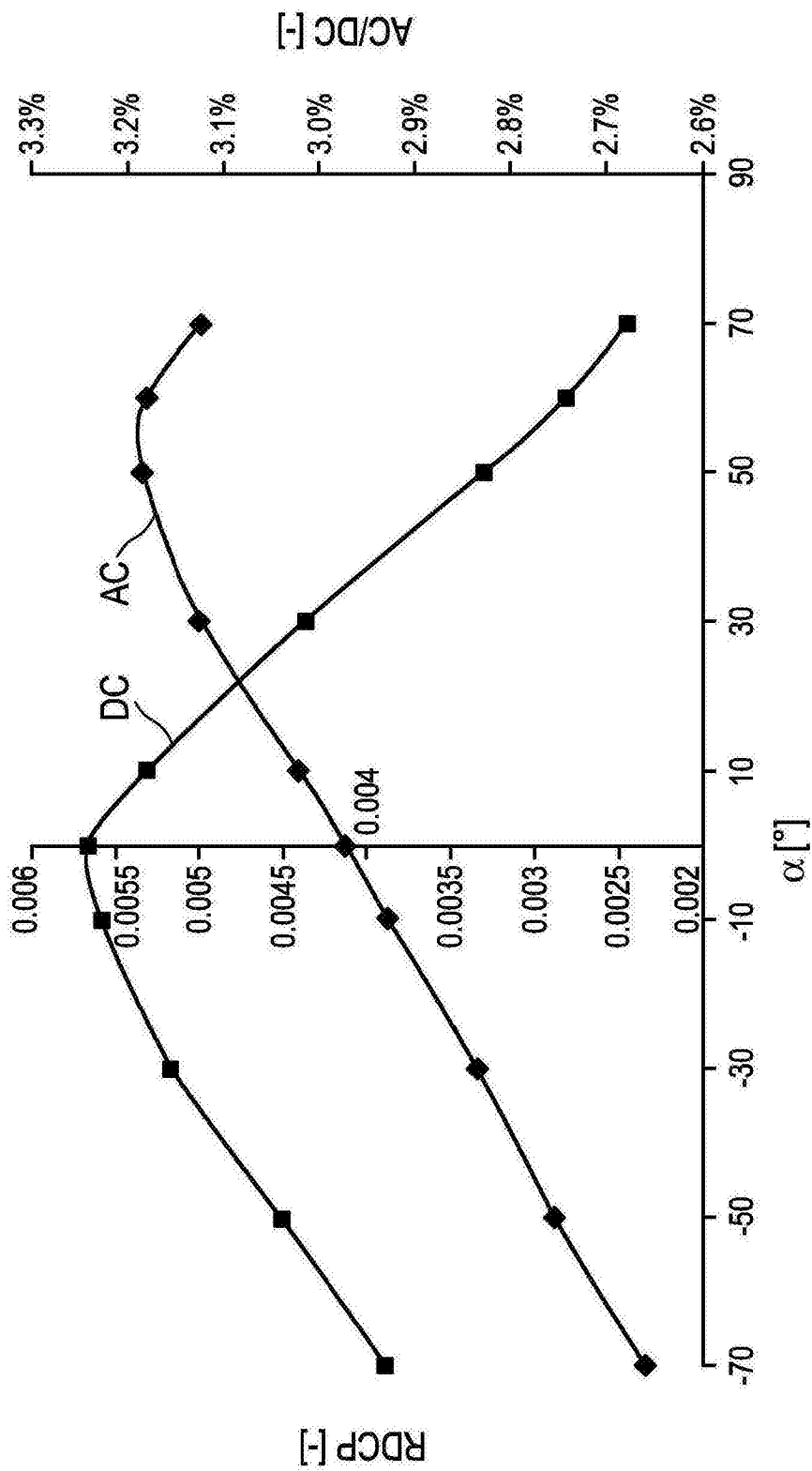


图11

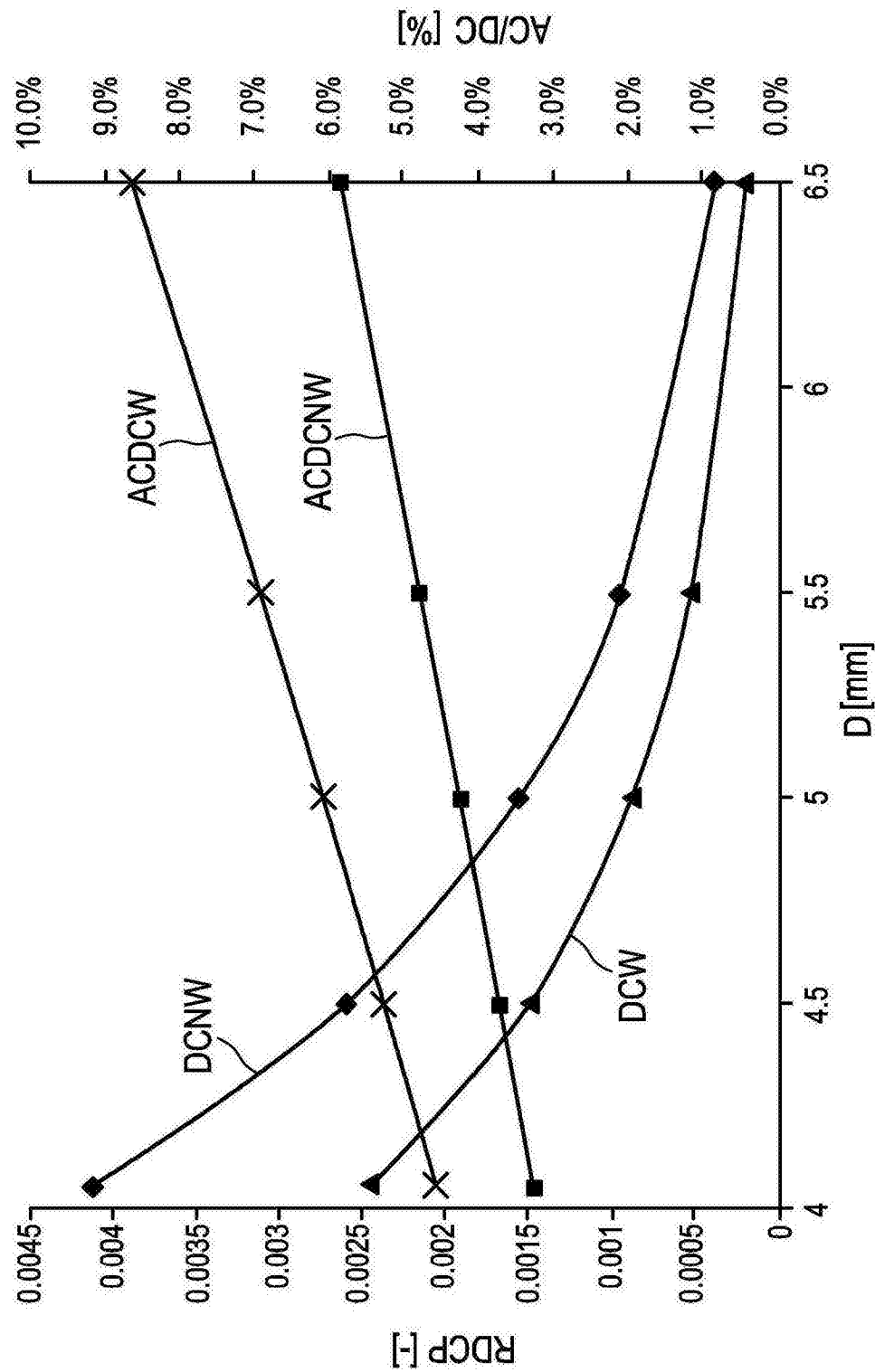


图12

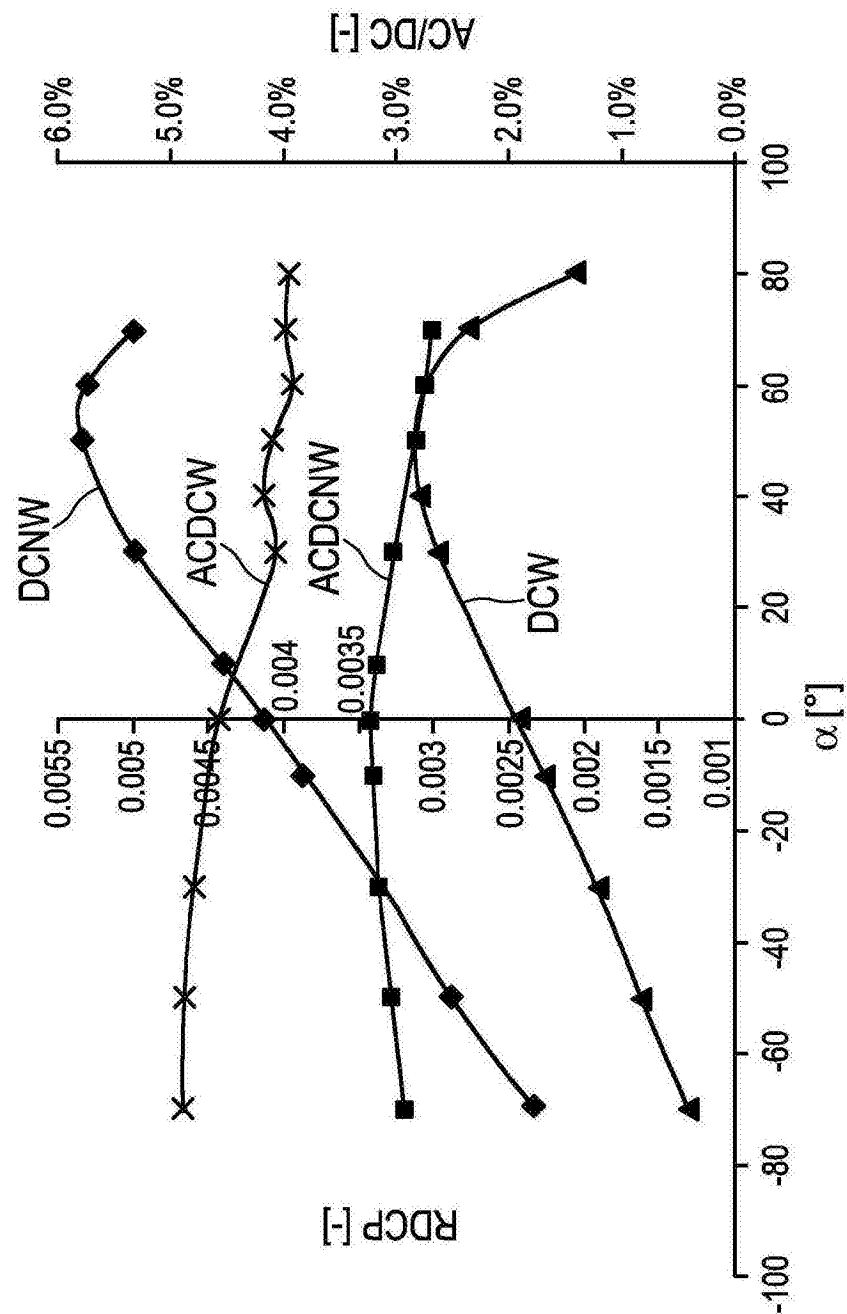


图13

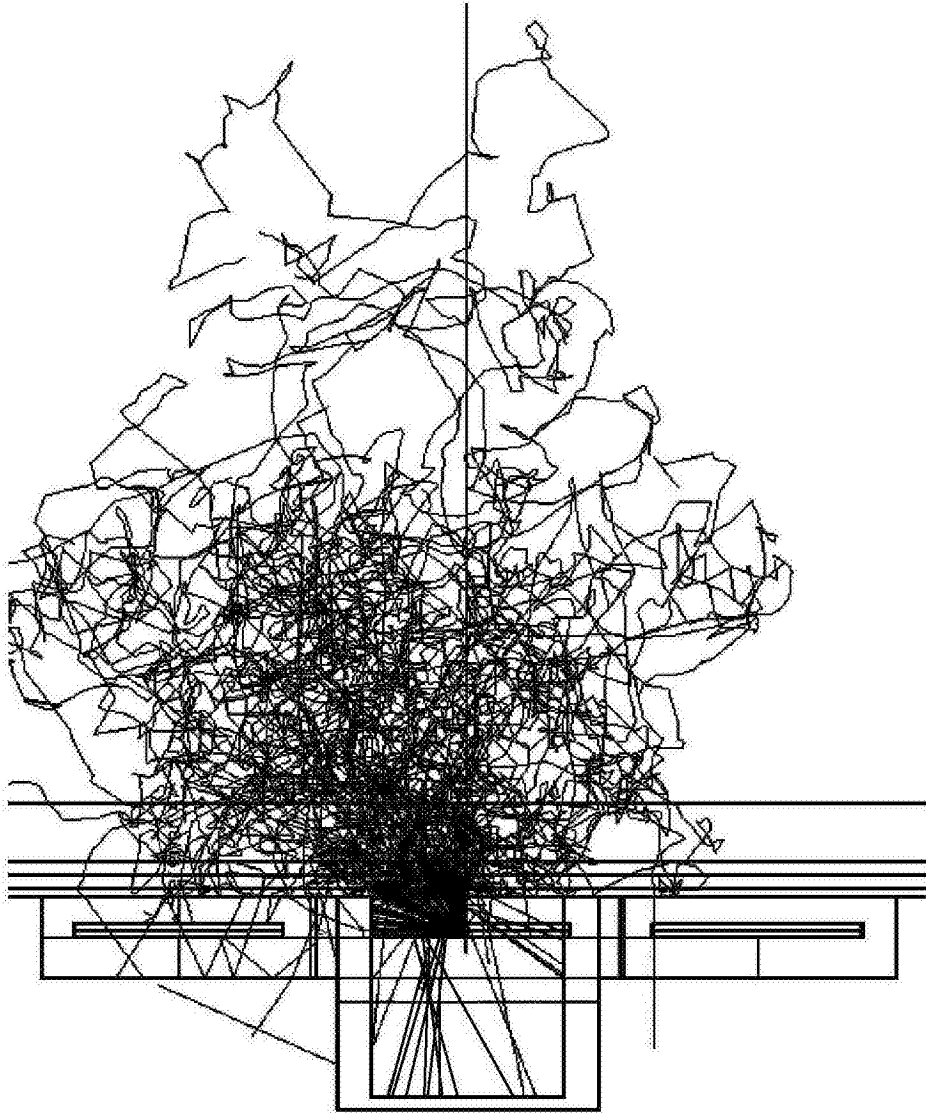


图14A

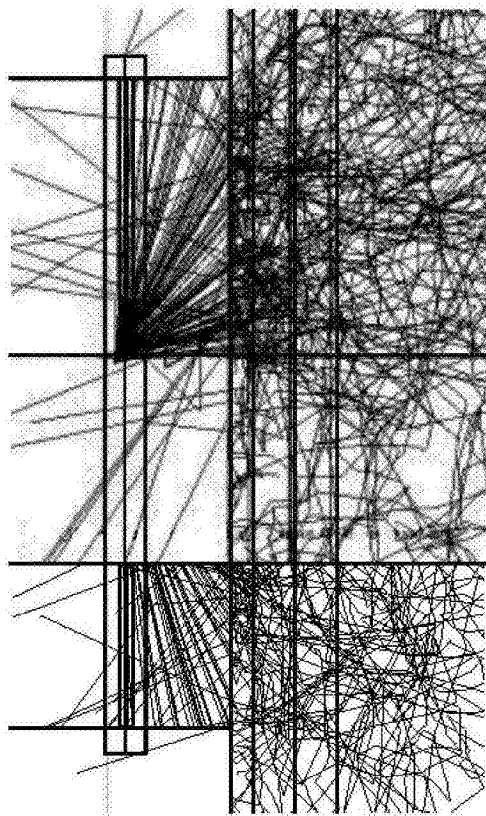


图14B

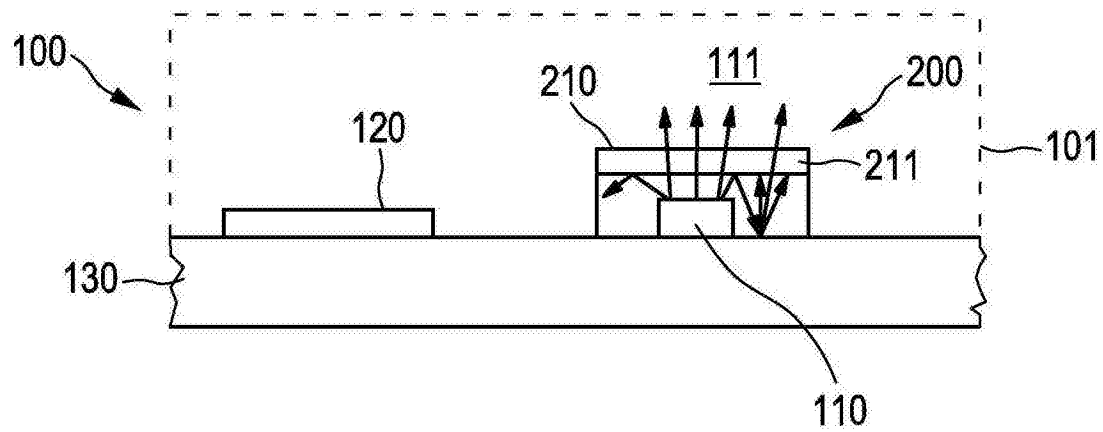


图15

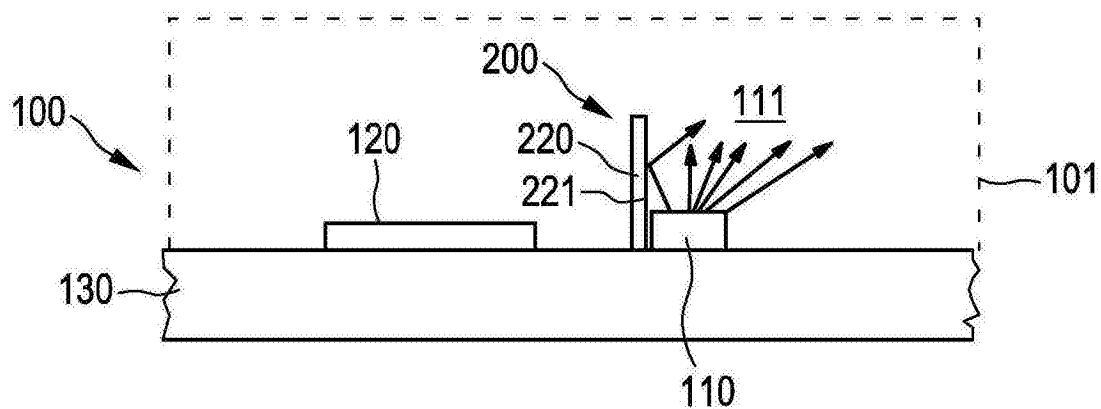


图16

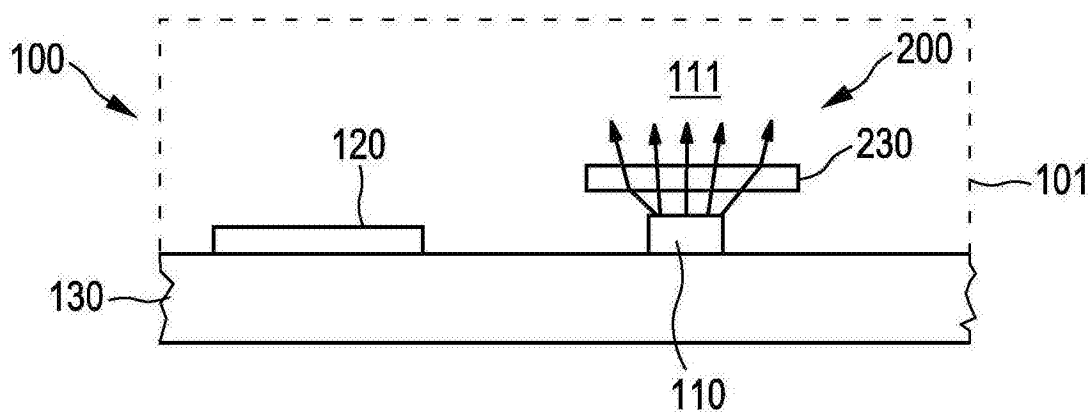


图17

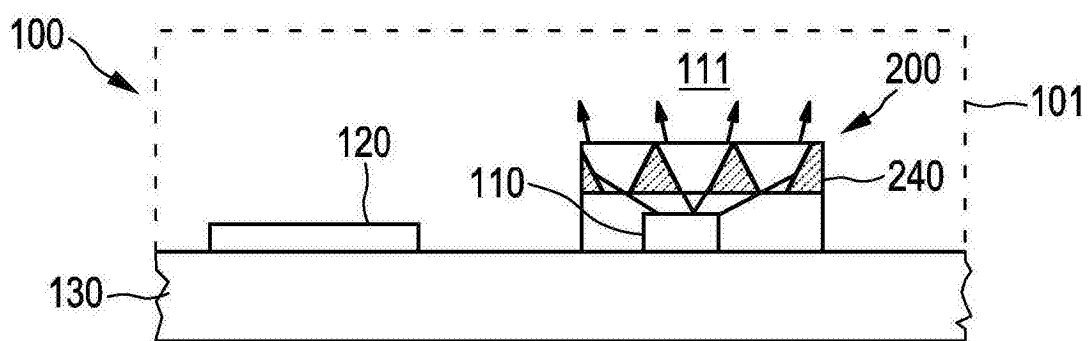


图18

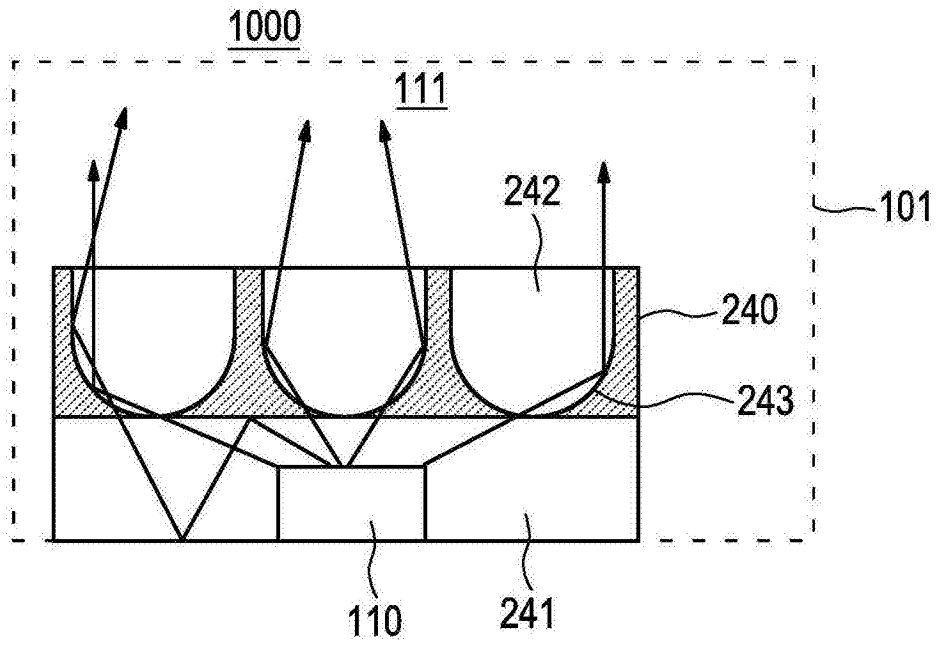


图19

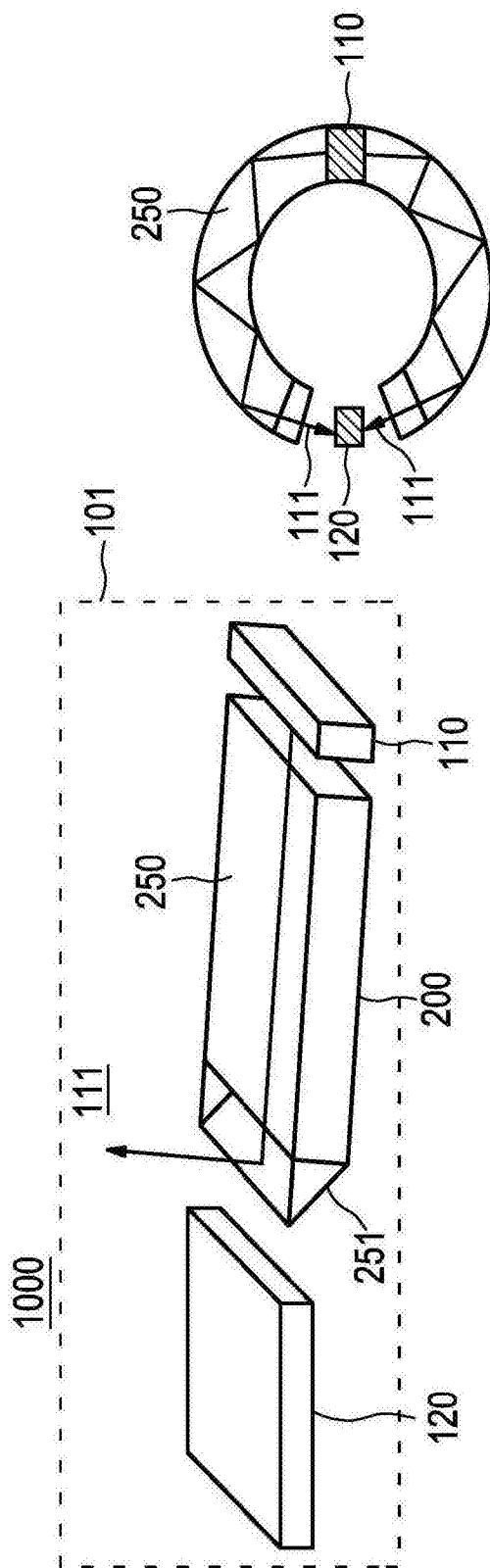


图20

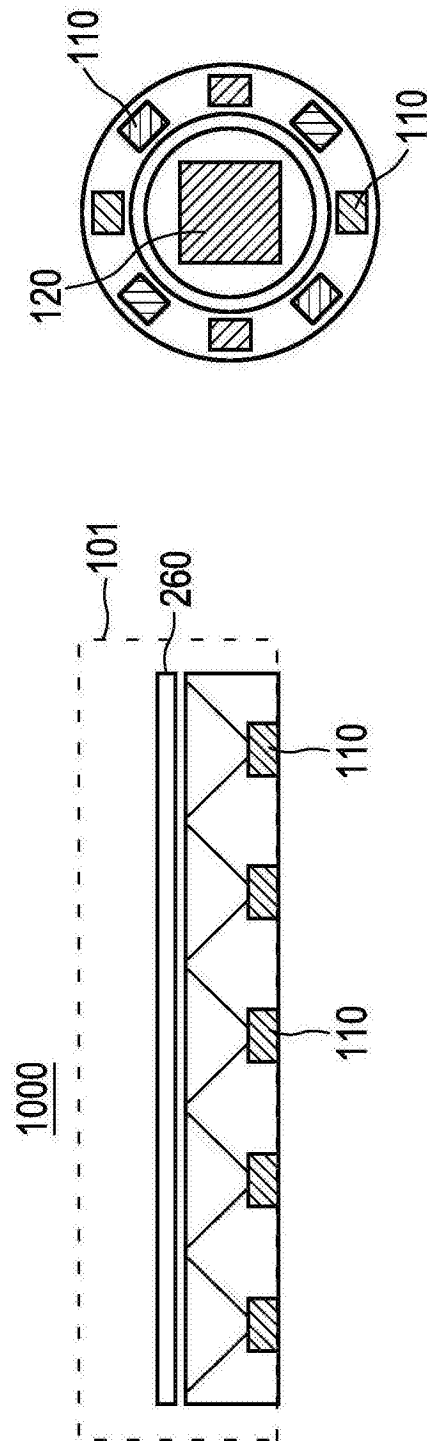


图21