



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103119422 B

(45) 授权公告日 2015. 11. 25

(21) 申请号 201180046015. 6

(22) 申请日 2011. 07. 19

(30) 优先权数据

2010-223067 2010. 09. 30 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 03. 22

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2011/066371 2011. 07. 19

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/043023 JA 2012. 04. 05

(73) 专利权人 泰尔茂株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 森田孝司 长泽靖 村山正美

长冈芳雄 泉永记

(74) 专利代理机构 北京市金杜律师事务所

11256

代理人 陈伟

(51) Int. Cl.

G01N 21/78(2006. 01)

G01N 21/27(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 101105499 A , 2008. 01. 16,

CN 1737540 A , 2006. 02. 22,

JP 2006058044 A , 2006. 03. 02,

JP 3155843 U , 2009. 12. 03,

JP H02247605 A , 1990. 10. 03,

JP H08304287 A , 1996. 11. 22,

JP H09145614 A , 1997. 06. 06,

US 5518689 A , 1996. 05. 21,

审查员 周宏卉

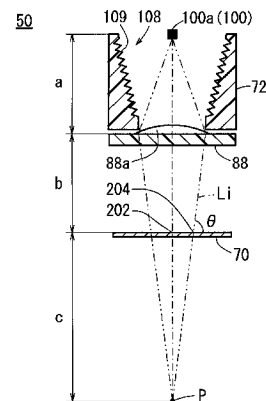
权利要求书2页 说明书11页 附图12页

(54) 发明名称

成分测定装置

(57) 摘要

作为成分测定装置的血糖值测定装置 (10) 具有测定部 (50), 测定部 (50) 将测定用的照射光 (Li) 经由照射光用透镜 (88a) 而聚光照射于试纸 (70) 并接收来自该试纸 (70) 的反射光 (Lr), 成分测定装置 (10) 基于反射光 (Lr) 的检测结果来测定血液的成分。照射光用透镜 (88a) 以使得照射光 (Li) 的焦点位置 (P) 与试纸 (70) 的配置位置相比位于远方的方式配置于测定部 (50)。



1. 一种成分测定装置(10),具有测定部(50),所述测定部(50)将测定用的照射光经由照射光用透镜(88a)聚光照射于测定对象(70)并接收来自该测定对象(70)的反射光,所述成分测定装置(10)基于所述反射光的检测结果来测定被所述测定对象(70)所吸收的液体的成分,其特征在于,

所述测定部(50)具有:

射出所述照射光的发光元件(100);

接收所述反射光的受光元件(102);

配置所述发光元件(100)和所述受光元件(102)的基板(74);

将所述反射光聚光至所述受光元件(102)的反射光用透镜(88b);以及

测光块(72),其具有照射光用光路(108)和反射光用光路(110),该照射光用光路(108)使所述发光元件(100)与所述照射光用透镜(88a)相对配置并从所述发光元件(100)的配置位置贯穿至所述照射光用透镜(88a)的配置位置,该反射光用光路(110)从所述反射光用透镜(88b)的配置位置贯穿至所述受光元件(102)的配置位置,

所述测光块(72)的后表面具有配置所述基板(74)的基板配置部(80),

所述基板配置部(80)具有在所述发光元件(100)与所述受光元件(102)之间将所述基板(74)贯穿并对所述基板(74)定位的定位突起(80a),

所述照射光用透镜(88a)以使得所述照射光的焦点位置与所述测定对象(70)的配置位置相比位于远方的方式配置于所述测定部(50)。

2. 根据权利要求1所述的成分测定装置(10),其特征在于,

从所述发光元件(100)到所述照射光用透镜(88a)的间隔与从所述照射光用透镜(88a)到所述测定对象(70)的间隔大致相等。

3. 根据权利要求1所述的成分测定装置(10),其特征在于,

在所述测光块(72)的所述照射光用光路(108)中设有杂散光引导机构(109),所述杂散光引导机构(109)将在所述照射光用光路(108)的内周面反射的杂散光经由所述照射光用透镜(88a)而引导至所述测定对象(70)的测定范围外。

4. 根据权利要求3所述的成分测定装置(10),其特征在于,

所述照射光用光路(108)的内周面形成为圆筒形状,所述杂散光引导机构(109)形成为内螺纹形状。

5. 根据权利要求4所述的成分测定装置(10),其特征在于,

所述照射光用光路(108)的内周面形成为向着所述照射光用透镜(88a)而直径缩小的锥形形状。

6. 根据权利要求3所述的成分测定装置(10),其特征在于,

所述杂散光引导机构(109)在所述照射光用光路(108)的内周面连续地形成有凹凸部,所述凹凸部中的凸部(109a)的发光元件(100)侧的面的角度被设定成使所述杂散光不入射至所述照射光用透镜(88a)中。

7. 根据权利要求1所述的成分测定装置(10),其特征在于,

在所述测定部(50),相对于一个所述照射光用透镜(88a)而相对配置有多个所述发光元件(100)。

8. 根据权利要求1所述的成分测定装置(10),其特征在于,

所述照射光用透镜 (88a) 和所述反射光用透镜 (88b) 一体地形成。

成分测定装置

技术领域

[0001] 本发明涉及对体液中的生物体成分进行光学测定的成分测定装置。

背景技术

[0002] 一直以来,在检测血液或尿等的体液中的生物体成分并对其成分量和性质等进行光学测定时,使用成分测定装置。例如,日本特开平 09-145614 号公报所公开的漫射光反射读取片是检测血液中的葡萄糖的装置,该装置从照射机构将光(照射光)照射至通过血液而显色的药剂试片上,并使该药剂试片反射的光入射至光传感器中,从而检测出血液中的葡萄糖。

[0003] 然而,在利用上述光学系统的成分测定装置中,通常设有用于调整照射光的照射面积和光量的孔隙(开口部)。例如,在日本特开平 09-145614 号公报的漫射光反射读取头上设有使 LED 的光通过的照射口。该照射口作为使光成为合适的大小(面积)和强度(光量)的光点的孔隙而发挥作用。

[0004] 另外,虽然日本特开平 09-145614 号公报没有公开,但是,在成分测定装置中,也有配置了使照射光聚光照射在测定对象上的装置。在该情况下,为了调整照射光的光点形状和降低杂散光,也需要设置孔隙。也就是说,成分测定装置通过设在照射光光路上的孔隙来调整照射光的光阑(面积和光量),由此,使照射光的焦点位置对位于测定对象的近前而聚光。

[0005] 但是,由于将这种孔隙设置在成分测定装置中,所以,会产生部件数量增加,或者部件的形状变得复杂等不良情况。其结果为,显现出这样的课题:部件的制造工时增加,并且装置的组装作业也变得烦杂,导致装置整体的制造成本增加等。另外,由于孔隙而使光量降低,所以还会产生测定灵敏度降低的课题。

[0006] 而且,在照射光通过透镜来聚光的结构中,尤其在焦点位置位于测定对象近前的情况下,若透镜与测定对象的间隔和角度例如因装置的晃动或测定对象的配置误差等而发生变动,则照射至测定对象上的照射光的光量也会随之变动,从而成为在成分测定的精度中产生偏差的原因。

发明内容

[0007] 本发明是鉴于上述课题而作出的,其目的在于提供一种成分测定装置,该成分测定装置能够通过简单的结构在测定对象的规定范围内照射由所希望的光量组成的照射光,能够提高成分测定的精度,并且,能够削减部件数量而降低装置的制造成本。

[0008] 为了实现上述目的,本发明是一种成分测定装置,具有测定部,所述测定部将测定用的照射光经由照射光用透镜聚光照射于测定对象并接收来自该测定对象的反射光,所述成分测定装置基于所述反射光的检测结果来测定被所述测定对象所吸收的液体的成分,其特征在于,所述照射光用透镜以使得所述照射光的焦点位置与所述测定对象的配置位置相比位于远方的方式配置于所述测定部。

[0009] 根据上述内容,由于是照射光的焦点位置与测定对象相比配置于远方的结构,所以,在例如因装置的晃动或测定对象的配置误差等而使从照射光用透镜到测定对象的间隔、角度变动时,与使照射光用透镜的焦点位置对合于测定对象的近处的情况相比,照射光的光量的变化缓和。由此,在测定对象的规定范围内照射光量稳定的照射光,从而能够使测定精度稳定化。

[0010] 作为成分测定装置的具体结构,所述测定部具有:射出所述照射光的发光元件;和测光块,所述测光块具有照射光用光路,该照射光用光路使所述发光元件与所述照射光用透镜相对配置并从所述发光元件的配置位置贯穿至所述照射光用透镜的配置位置。

[0011] 这样,通过使发光元件与透镜相对配置,能够将发光元件射出的照射光经由照射光用光路引导至透镜。

[0012] 另外,也可以为,从所述发光元件到所述照射光用透镜的间隔被设定为与从所述照射光用透镜到所述测定对象的间隔相等。若从发光元件到透镜的间隔与从透镜到测定对象的间隔相等,则作业员能够容易地把握各部件的形状误差和组装状态,从而能够恰当地调整所述两个间隔,并能够降低各装置之间的组装偏差。另外,通过将所述发光元件、所述照射光用透镜以及所述测定对象以大致等间隔并列,能够使各部件的形状误差和组装误差的影响为最小。也就是说,在当使所述照射光用透镜向所述发光元件或者所述测定对象偏移时,若产生配置的误差,则会对测定产生大的影响,但是通过将上述构成要素以等间隔排列,能够减小对测定的影响。

[0013] 在此,也可以为,在所述测光块的所述照射光用光路中设有杂散光引导机构,所述杂散光引导机构将在所述照射光用光路的内周面反射的杂散光经由所述照射光用透镜而引导至所述测定对象的测定范围外。

[0014] 这样,通过设置杂散光引导机构,能够将照射光用光路的内周面所反射的杂散光引导至测定对象的测定范围外,从而能够减少测定部所接收的反射光中所含的杂散光。由此,测定部能够接收不含杂散光的由稳定光量组成的反射光,从而能够高精度地进行测定对象的成分测定。

[0015] 另外,也可以为,所述照射光用光路的内周面形成为圆筒形状,所述杂散光引导机构形成为内螺纹形状。通过使照射光用光路的内周面为内螺纹形状,能够在测光块成型时使用成型用外螺纹来对照射光用光路进行成型。由此,能够减轻复杂地形成测光块的成型模具等的工时,能够容易地成型测光块。

[0016] 而且,也可以为,所述照射光用光路的内周面形成为向着所述照射光用透镜而直径缩小的锥形形状。这样,通过使照射光用光路的内周面形成为锥形形状,能够在将测光块的照射光用光路成型为内螺纹形状时,通过将成型用外螺纹旋转而容易地取出。该结果为,能够使测光块的成型作业更效率化。

[0017] 在该情况下,优选为,所述杂散光引导机构在所述照射光用光路的内周面连续地形成凹凸部,所述凹凸部中的凸部的发光元件侧的面的角度被设定成使所述杂散光不入射至所述照射光用透镜中。这样,由于凸部的发光元件侧的面的角度被设定成使杂散光不入射至照射光用透镜中,所以消除了照射光用光路所反射的杂散光被照射光用透镜聚光的情况。由此,能够进一步确实地防止测定部所接收的反射光中含有杂散光的情况。

[0018] 另外,也可以为,在所述测定部,相对于一个所述照射光用透镜而相对配置有多个

所述发光元件。这样,通过相对于多个发光元件而配设一个照射光用透镜,与对应于各个发光元件对应配设多个的情况相比,能够在测定部中设置平面面积较大的照射光用透镜。通过该照射光用透镜,能够大量地获取照射光的光量,并聚光照射于测定对象,从而能够进一步提高成分测定的精度。

[0019] 而且,也可以为,所述测定部具有接收所述反射光的受光元件,并且,在所述照射光用透镜上一体地形成有将所述反射光聚光至所述受光元件的反射光用透镜。通过将照射光用透镜和反射光用透镜一体形成,而能够省略组装时的对位等工序,而且,通过减少部件数量而能够降低装置的制造成本。

[0020] 另外,优选为,所述测光块具有从所述反射光用透镜的配置位置贯穿至所述受光元件的配置位置的反射光用光路。由此,不需要另外设置反射光用光路,因此能够降低制造成本。

[0021] 根据本发明,能够通过简单的结构在测定对象的规定范围内照射由所希望的光量组成的照射光,能够提高成分测定的精度,并且,能够削减部件数量而降低装置的制造成本。

附图说明

[0022] 图 1 是表示本发明的实施方式的血糖值测定装置的整体结构的 立体图。

[0023] 图 2 是图 1 所示的血糖值测定装置的侧视图。

[0024] 图 3 是图 1 所示的血糖值测定装置的主视图。

[0025] 图 4 是图 1 所示的血糖值测定装置的分解立体图。

[0026] 图 5 是图 1 所示的血糖值测定装置的 V-V 线剖视图。

[0027] 图 6 是表示本发明的实施方式的血糖值测定装置的测定部的分解立体图。

[0028] 图 7 是图 5 所示的血糖值测定装置的测定部的后视图。

[0029] 图 8 是图 5 所示的血糖值测定装置的测定部的侧视剖视图。

[0030] 图 9 是图 5 所示的血糖值测定装置的测定部的俯视剖视图。

[0031] 图 10 是表示通过本实施方式的血糖值测定装置在实际中进行血液成分的检测的状态的说明图。

[0032] 图 11A 以及图 11B 是示意性表示测定部的照射光的照射状态的说明图,图 11A 表示本实施方式的测定部的照射状态,图 11B 表示设有孔隙的以往的测定部的照射状态。

[0033] 图 12A 是表示图 11A 的照射光的照射状态的说明图,图 12B 是表示图 11B 的照射光的照射状态的说明图,图 12C 是表示图 11A 的照射光的照射范围与光量的关系的曲线图,图 12D 是表示图 11B 的照射光的照射范围与光量的关系的曲线图。

[0034] 图 13 是示意性表示本实施方式的照射光用光路的放大剖视图。

[0035] 图 14 是表示在图 13 的照射光用光路中所照射的照射光的照射范围与光量的关系的曲线图。

具体实施方式

[0036] 以下,列举优选的实施方式,并参照附图,来具体说明本发明的成分测定装置。

[0037] 在本实施方式的说明中,作为成分测定装置,具体说明了在血液成分中主要测定

血糖值的血糖值测定装置。该血糖值测定装置是供医生、护士或者糖尿病患者等采集血液测定血糖值并管理该血糖值的测定数据的装置。此外,成分测定装置当然不限于本血糖值测定装置。

[0038] 图 1 是表示本发明的实施方式的血糖值测定装置(成分测定装置)的整体结构的立体图,图 2 是该装置的侧视图,图 3 是该装置的主视图,图 4 是该装置的分解立体图,图 5 是图 1 的 V-V 线侧视剖视图。

[0039] 如图 1~图 3 所示,血糖值测定装置 10 具有构成外观的壳体 12,该壳体 12 形成为稍显细长并适合手持的立体形状,以便供人单手握持并能够容易地对操作开关 14 进行按压操作。该壳体 12 包括上壳体 16、下壳体 18 和前端壳体 20,上壳体 16 和下壳体 18 上下重合,并且在上壳体 16 以及下壳体 18 的前端部安装前端壳体 20,由此进行组装。另外,在壳体 12 上配置有:显示部 22,用于显示在血糖值的测定中所需要的信息的输入事项和确认事项、测定结果等;和操作部 24,其由两个操作开关 14 组成。

[0040] 如图 4 所示,在血糖值测定装置 10 的显示部 22,液晶罩 28 嵌入在形成于上壳体 16 的开口窗 26 中,在该液晶罩 28 的下层内置有液晶面板 30。此外,在上壳体 16 的上表面粘附有为了覆盖液晶罩 28 以及两个操作开关 14 而形成合适大小的正面面板 32。

[0041] 操作部 24 的两个操作开关 14 分别插入至设在上壳体 16 的上表面的贯通孔 34 中,经由该操作开关 14 能够进行血糖值测定装置 10 的开/关操作等各种操作。

[0042] 在具有显示部 22 以及操作部 24 的上壳体 16 的背面侧(壳体 12 内部)配置有显示部 22 的液晶面板 30 和控制本血糖值测定装置 10 的主配线基板 36。在主配线基板 36 上通过印制布线等而设有以规定形状形成的电路。而且,在主配线基板 36 上安装有用于执行预先设定的规定处理的微型计算机、存储有预定程序的 ROM 和 RAM 等存储装置、电容器及电阻等其他电子部件(均未图示)。

[0043] 另外,在下壳体 18 的上表面侧(壳体 12 内部)设有电池收纳部 38。在电池收纳部 38 中收纳有作为携带用电源的纽扣型电池 40。该电池收纳部 38 被电池盖 42 以能够开闭的方式覆盖,该电池盖 42 以能够相对于下壳体 18 拆装的方式构成。血糖值测定装置 10 通过纽扣型电池 40 的电力进行主配线基板 36 等的控制、或者显示部 22 的显示等。此外,用在血糖值测定装置 10 中的电源并不限于纽扣型电池,也可以为圆形干电池、方型干电池、或者充电电池、或者为经由电源线连接到外部电源上的结构。

[0044] 如图 1 以及图 2 所示,由上壳体 16 以及下壳体 18 重合而成的壳体 12 形成为:从中间部到前端部为前端变细窄的形状,且整体为向下壳体 18 侧弯曲。前端壳体 20 安装在该前端部上,并作为检测血液的测定部 50 的壳体而构成。

[0045] 另外,在上壳体 16 上表面的靠近前端部之处设有对弹出操作件 44 的移动进行引导的长孔 46(参照图 4)。该长孔 46 沿壳体 12 的前后方向仅以规定长度直线状地延伸,供弹出操作件 44 的腿部 44a 以能够滑动的方式插入(参照图 5)。在该腿部 44a 上,在壳体 12 内部螺纹紧固有弹出部件 48。也就是说,弹出操作件 44 能够对弹出部件 48 的滑动进行操作。

[0046] 如图 4 所示,前端壳体 20 具有安装在上壳体 16 以及下壳体 18 上的方筒部 52、和形成在该方筒部 52 的前端侧的圆筒部 54。在方筒部 52 的内部安装有用于对血液进行光学测定的各种部件。另一方面,圆筒部 54 的前端面开口,在该开口部 56 上以拆装自如的方式

安装有测定顶端件 58。

[0047] 测定顶端件 58 具有形成为圆板状的基部 60、形成在该基部 60 的前端面侧的喷嘴 62、和形成在喷嘴 62 的相反面侧的卡合部 64。基部 60 以使外径与圆筒部 54 的外径大致一致的方式形成。在该基部 60 的中央竖立设置有喷嘴 62。喷嘴 62 在中心轴上形成有从前端面贯穿至背面的采集孔 62a(参照图 5)。另外,在喷嘴 62 的前端面设有用于使血液易于吸取的凹槽 62b(参照图 3)。

[0048] 测定顶端件 58 的卡合部 64 形成为圆筒状,且以能够嵌合至圆筒部 54 的开口部 56 中的外径形成。该卡合部 64 形成有向后方突出的具有弹性的四个卡定爪(卡定部)66。各卡定爪 66 在外周侧形成有凸部 66a,该凸部 66a 在卡定爪 66 插入至圆筒部 54 中时与形成在圆筒部 54 内的突条 54a 卡合,通过使该凸部 66 越过突条 54a 并与该突条 54a 卡定,能够将测定顶端件 58 安装于圆筒部 54(参照图 8)。

[0049] 另外,如图 5 所示,在卡合部 64 的内侧设有与采集孔 62a 连通的试纸收纳部 68。在该试纸收纳部 68 中收纳有在采集血液时供该血液渗入的试纸(测定对象)70。血糖值测定装置 10 将照射光照向该试纸 70,并接收来自试纸 70 的反射光,由此进行血液成分的测定。

[0050] 图 6 是表示本发明的实施方式的血糖值测定装置 10 的测定部 50 的分解立体图,图 7 是测定部 50 的后视图,图 8 是测定部 50 的侧视剖视图,图 9 是测定部 50 的俯视剖视图。

[0051] 血糖值测定装置 10 的测定部 50 是对采集到测定顶端件 58 中的血液成分进行光学测定的部位。如图 6 所示,测定部 50 的结构包括前端壳体 20、测光块 72、基板 74 以及弹出部件 48 等。如上述那样,前端壳体 20 由方筒部 52 和圆筒部 54 构成,并安装在由上壳体 16 和下壳体 18 重合而成的壳体 12 的前端部。该前端壳体 20 例如由 ASB 树脂或聚碳酸酯等合成树脂成型。

[0052] 测光块 72 对进行血液成分检测的基板 74 进行保持,是安装在前端壳体 20 内部的部件。该测光块 72 能够通过与前端壳体 20 相同的材料成型,由平板状的基端部 76、和从基端部 76 向前端方向突出的突出部 78 构成。

[0053] 如图 8 所示,测光块 72 的基端部 76 在前表面形成有突出部 78,在后表面具有基部配置部 89。基部配置部 80 形成为能够供基板 74 配置的平坦状,在该基板配置部 80 上,在大致中央部竖立设置有对基板 74 定位的定位突起 80a。定位突起 80a 将基板 74 贯穿,并夹置在后述的发光元件 100 与受光元件 102 之间,阻止从发光元件 100 向受光元件 102 的直接的光传递。

[0054] 另外,在基端部 76 上,在两个位置上形成有安装用螺丝孔 82(参照图 7)。安装用螺丝 84 从后方穿插至该安装用螺丝孔 82 中,并与形成在前端壳体 20 上的安装用内螺纹(未图示)螺纹紧固,由此测光块 72 安装到前端壳体 20 上。

[0055] 另一方面,如图 6 所示,测光块 72 的突出部 78 形成为,两侧面为直线状且上下面成为圆弧状的椭圆筒体。该突出部 78 的前表面形成有突出部侧开口部 86,在该突出部侧开口部 86 安装有透镜 88。安装在测光块 72 上的透镜 88 是在上部侧形成照射光用透镜 88a 且在下部侧形成反射光用透镜 88b 的一体型。另外,透镜 88 以在侧周面嵌入 O 型环 90 的方式安装到突出部侧开口部 86 上,由此,突出部侧开口部 86 通过透镜 88 而成为密封状态。

[0056] 测定部 50 的基板 74 形成为能够配置到上述基部配置部 80 上的形状,在该基板 74 的规定的位置(两个位置)上穿设有基板侧螺丝孔 92。基板用螺丝 94 从后方穿插至该基板侧螺丝孔 92 中,并与形成在基板配置部 80 上的基板固定孔 96 螺纹紧固,由此基板 74 配设到测光块 72 上(参照图 7)。

[0057] 基板 74 在与基部配置部 80 相对的面上安装有用于照射照射光的两个发光元件 100(第一发光元件 100a、第二发光元件 100b,参照图 9)、接收反射光的受光元件 102、以及在血液成分的检测中所必需的各种电子部件。作为用于照射照射光的发光元件 100,例如能够采用发出规定波长的光的发光二极管(LED);作为受光元件,例如能够采用光电二极管(PD)。此外,在本实施方式中,由于在基板 74 上安装不是炮弹形状的外观(透过体)的发光元件 100 以及受光元件 102,因而实现了基板 74 的小型化以及血糖值测定装置 10 的小型化。

[0058] 如图 8 所示,在将基板 74 配设到测光块 72 的基板配置部 80 上的情况下,将发光元件 100 以及受光元件 102 朝向基板配置部 80 配设。在此,在测光块 72 的基板配置部 80 上形成有两个开口部(照射光基板侧开口部 104、反射光基板侧开口部 106)。在已将基板 74 配设到基板配置部 80 上的状态下,是发光元件 100 进入照射光基板侧开口部 104 中、受光元件 102 进入反射光基板侧开口部 106 中的结构。

[0059] 另外,照射光基板侧开口部 104 与照射光用光路 108 连通,反射光基板侧开口部 106 与反射光用光路 110 连通。照射光用光路 108 以及反射光用光路 110 分别在基端部 76 以及突出部 78 的内部贯穿,并在前端侧都与突出部侧开口部 86 连通。这样,血糖值测定装置 10 将照射光用光路 108 以及反射光用光路 110 都形成在测光块 72 中,由此能够减少部件数量,并能够降低制造成本。

[0060] 因此,在已将基板 74 配设到基板配置部 80 上的状态下,发光元件 100 处于照射光用光路 108 的基端侧,能够将发光元件 100 所射出的照射光从照射光用光路 108 引导至透镜 88,进而能够经由透镜 88 向试纸 70 照射。另一方面,受光元件 102 处于反射光用光路 110 的基端侧,并经由透镜 88 以及反射光用光路 110 对从试纸 70 反射的反射光进行受光。

[0061] 而且,在本实施方式的测光块 72 的基端部 76,在后表面形成有从基板配置部 80 向后方突出的分隔壁 112。分隔壁 112 被形成为,在将基板 74 配设在基板配置部 80 的状态下包围测光块 74 的后表面的所有边,且比基板 74 更向后方突出,因此对于基板 74 具有能够防止接触液体和附着尘埃等功能。

[0062] 另外,在将测光块 72 安装到前端壳体 20 上的状态下,在前端壳体 20 的内周面与测光块 72 的突出部 78 侧面之间形成有间隙 114。在该间隙 114 中以能够滑动的方式配置有弹出部件 48。

[0063] 如图 6 所示,测定部 50 的弹出部件 48 的结构包括在前端部形成的推出部 116、和固定有该推出部 116 且能够仅滑动规定距离的滑动板 118。推出部 116 形成为圆筒形状的下部被以规定量切缺而成的圆弧状。

[0064] 滑动板 118 成型为从推出部 116 向后方延伸的平板状。该滑动板 118 的中央部在长度方向上被切缺,在该切缺部 118a 的后端形成有弹簧用突起 120。另外,在滑动板 118 的后部穿设有弹出部件侧螺丝孔 124,该弹出部件侧螺丝孔 124 通过弹出用螺丝 122 而螺纹连接于弹出操作件 44 的腿部 44a(参照图 5)。

[0065] 另一方面,如图 7 所示,在前端壳体 20 上形成有用于收纳弹出部件 48 的前端侧的弹出部件配置部 126。该弹出部件配置部 126 形成在方筒部 52 内的上侧,并由支承滑动板 118 的两侧端部的支承片 128、和在上部中央部向后方侧突出的弹簧配置突起 130(参照图 8) 构成。

[0066] 如图 6 以及图 8 所示,弹出部件 48 将弹簧部件 132 配置在切缺部 118a 中,并配置在弹出部件配置部 126 上。在该情况下,在弹簧部件 132 的一端插入有弹簧用突起 120,在另一端插入有弹簧配置突起 130。

[0067] 在将测光块 72 以及弹出部件 48 配置在前端壳体 20 上的状态下,推出部 116 被配置在测光块 72 的突出部 78 的外周面(上表面以及两侧面)上。另外,弹出部件 48 以能够向壳体 12 的前端以及后端方向自如滑动的方式配置,通过该弹出部件 48 的滑动,使该推出部 116 在突出部 78 的外周上(即,间隙 114 中)进退移动。在测定顶端件 58 安装在前端壳体 20 上的情况下,通过弹出部件 48 向前端方向的移动,而使推出部 116 将测定顶端件 58 的卡定爪 66 推压。由此,能够将测定顶端件 58 从壳体 12 上拆下。

[0068] 接下来,说明利用本实施方式的血糖值测定装置 10 进行的血液成分的测定。在血液成分的测定中,首先使用安装有测定顶端件 58 的壳体 12 来采集使用者的血液。具体地,通过专用的穿刺器具(未图示)将指尖刺穿,使少量(例如,0.3~1.5 μ L 左右)的血液流出至皮肤上。然后,使安装在血糖值测定装置 10 的前端的测定顶端件 58 的喷嘴 62 前端抵接于从指尖流出的血液。

[0069] 由此,血液经由喷嘴 62 前端的凹槽 62b 而进入至采集孔 62a 内,并因毛细血管现象而被吸引至后端。然后,渗入至收纳在试纸收纳部 68 内的试纸 70 中,并向试纸 70 的径向外侧以圆形扩开。在该血液展开的同时,血液中的葡萄糖与试纸 70 所含有的显色药剂开始反应,试纸 70 与葡萄糖的量对应地显色。

[0070] 图 10 是表示通过本实施方式的血糖值测定装置 10 实际进行血液成分检测的状态的说明图。也就是说,血糖值测定装置 10 从第一发光元件 100a(或者第二发光元件 110b)射出照射光 Li。从第一发光元件 100a(或者第二发光元件 110b)射出的照射光 Li 通过照射光用光路 108 并入射至照射光用透镜 88a。而且,入射至照射光用透镜 88a 的照射光 Li 通过该照射光用透镜 88a 而聚光并照射在试纸 70 上。

[0071] 照射在试纸 70 上的照射光 Li 被试纸 70 反射,并作为反射光 Lr 入射至反射光用透镜 88b。而且,入射至反射光用透镜 88b 中的反射光 Lr 在通过该反射光用透镜 88b 聚光后,通过反射光用光路 110 并被受光元件 102 受光,而其光量被测定。由此,血糖值测定装置 10 能够测定试纸 70 的显色的程度。

[0072] 在利用血糖值测定装置 10 进行的血糖值的测定中,第一发光元件 100a 与第二发光元件 100b 的照射光 Li 交替射出。而且,通过第一发光元件 100a 照射的照射光 Li 来检测因显色药剂与葡萄糖的反应而产生的色素,并测定与葡萄糖的量对应的显色浓度。另外,通过第二发光元件 100b 照射的照射光 Li 来检测红血球,并测定红血球的红细胞浓度。而且,使用由红细胞浓度得到的红细胞比容值(hematocrit)来对从显色浓度得到的葡萄糖值进行修正,并且将葡萄糖浓度定量化,从而能够求出血糖值。

[0073] 测定结束后,在将测定顶端件 58 从壳体 12 上取下时,将弹出操作件 44 向前端侧推压,从而使弹出部件 48 向前方(前端侧)滑动。由此,弹出部件 48 的推出部 116 将测定

顶端件 58 的卡定爪 66 向前方推压,从而能够将测定顶端件 58 取下。另外,在再次进行血液成分测定的情况下,将新的测定顶端件 58 安装到前端壳体 20 上。这样,由于能够简单地更换测定顶端件 58,所以能够高效地进行血液成分的测定。

[0074] 在该情况下,使用者通过单手操作就能够将测定顶端件 58 从血糖值测定装置 10 上容易地取下。而且,由于测定顶端件 58 安装在向下壳体 18 侧弯曲的壳体 12 的前端,所以通过弹出操作件 44 的操作,能够在手不触碰测定顶端件 58 的情况下,简单且迅速地进行该测定顶端件 58 的废弃处理。

[0075] 接下来,一边与以往的测定部 50' 对比,一边详细说明本实施方式的测定部 50 的特征部分。图 11A 以及图 11B 是示意性地表示测定部 50、50' 的照射光 Li 的照射状态的说明图,图 11A 表示本实施方式的测定部 50 的照射状态,图 11B 表示设有孔隙 150 的以往的测定部 50' 的照射状态。另外,图 12A 以及图 12B 是分别表示图 11A 以及图 11B 的照射光 Li、Li' 的照射状态的说明图,图 12C 以及图 12D 是表示该照射光 Li、Li' 的照射范围与光量的关系的曲线图。

[0076] 如图 11B 所示,在测定部 50' 设有孔隙 150 的以往的装置中,基于照射光用透镜 88a' 而形成的照射光 Li' 的焦点位置 P' 与试纸 70' 的配置位置相比被设定在照射光用透镜 88a' 侧。在该情况下,从发光元件 100' 射出的照射光 Li' 首先通过孔隙 150,由此使平行光线的面积以及形状变化,接下来由照射光用透镜 88a' 聚光而照射至试纸 70' 的表面。

[0077] 由此,如图 12B 以及图 12D 所示,在照射光用透镜 88a' 的焦点位置 P' 与试纸 70' 的配置位置相比处于近前的情况下,照射在试纸 70' 上的照射光 Li' 即使在其照射范围 200' 之中,光量也集中于中心部 202'。也就是说,呈现出中心部 202' 的光量较大,并随着朝向外缘部 204' 而光量逐渐变小的山形的光量分布,在照射范围 200' 的外缘部 204' 附近,因光量较少而导致边界部分模糊。由此,测定部 50' 主要对照射范围 200' 的中心部 202' 附近的反射光 Lr' 进行检测以测定血糖值。

[0078] 另一方面,如图 11A 所示,在本实施方式中,基于照射光用透镜 88a 而产生的照射光 Li 的焦点位置 P 与试纸 70 的配置位置相比位于远方的方式设定。也就是说,在测定部 50 上配设有照射光用透镜 88a,该照射光用透镜 88a 具有与从照射光用透镜 88a 到试纸 70 的间隔 b 相比足够长的焦距 (b+c)。在该情况下,从照射光用透镜 88a 照射的照射光 Li 以聚光于焦点之前的分散状态,照射至试纸 70 表面上。

[0079] 由此,如图 12A 以及图 12C 所示,照射在试纸 70 上的照射光 Li 成为在照射范围 200 内比较均匀的光量分布、或者成为与中心部 202 相比外缘部 204 的光量较大的光量分布。因此,能够明确地区分照射光 Li 照射的照射范围 200、和照射光 Li 未照射的其他范围。由此,相对于试纸 70 的显色部分,易于瞄准,另外能够照射恒定的光量。

[0080] 另外,本实施方式的照射光用透镜 88a 为使照射光 Li 的焦点位置 P 与试纸 70 相比位于远方的结构,由此能够使用曲率半径较大(即,曲率较小)的透镜、或者较薄的透镜。这样,通过使照射光用透镜 88a 变薄而能够使测定部 50 更小型化。此外,如图 11A 所示,在本实施方式中,作为照射光用透镜 88a 采用了平凸透镜,但并不限于此,当然也能够采用双凸透镜或凸弯月形透镜等。

[0081] 另一方面,发光元件 100 能够使用射出测定波长的照射光 Li 的一般的 LED,但在该情况下,发光元件 100 从半导体的制造过程形成为矩形(短条状)。因此,从该发光元件

100 射出的照射光 Li 也成为大致矩形。但是,因为照射光用光路 108 的内周面形成为圆筒形,所以能够使照射到试纸 70 上的照射光 Li 成为圆形(参照图 12A)。

[0082] 在此,在使血液渗入试纸 70 的情况下,由于血液从渗入试纸 70 的位置以放射状扩开,所以通常在试纸 70 上形成圆形的渗入部分。因此,通过对试纸 70 照射圆形的照射光 Li,能够使照射光 Li 容易地与渗入部分内对合,从而能够在试纸 70 的规定范围中容易地进行测定。

[0083] 另外,如图 9 所示,在本实施方式的测定部 50 中,相对于一个照射光用透镜 88a 而沿横向并列配置有将波长不同的照射光 Li 射出的两个发光元件 100(第一发光元件 100a、第二发光元件 100b)。因此,第一发光元件 100a 及第二发光元件 100b 的照射位置相对于试纸 70 在横向上稍微偏移。但是,由于测定部 50 中照射光 Li 的焦点位置 P 与试纸 70 的配置位置相比位于远方,所以,能够使基于在横向上的偏移而产生的照射直径的变动,与焦点位置 P 处于试纸 70 近前的情况相比变小。

[0084] 这样,由于是相对于第一发光元件 100a 及第二发光元件 100b 仅配设一个照射光用透镜 88a 的结构,所以能够在测定部 50 中配设平面面积较大的照射光用透镜 88a。通过该照射光用透镜 88a 能够大量地取得由第一发光元件 100a 及第二发光元件 100b 分别射出的照射光 Li 的光量,并聚光照射至试纸 70 上,从而能够进一步提高成分测定的精度。

[0085] 另外,如图 8 所示,在透镜 88 上,与照射光用透镜 88a 一体地形成有将试纸 70 反射的反射光 Lr 聚光至受光元件 102 上的反射光用透镜 88b。这样,通过将照射光用透镜 88a 和反射光用透镜 88b 一体形成,能够省略组装时的对位等工序,而且,通过减少部件数量能够降低装置的制造成本。

[0086] 返回至图 11A,本实施方式的测定部 50 构成为使得从发光元件 100 到照射光用透镜 88a 的间隔 a、与从照射光用透镜 88a 到试纸 70 的间隔 b 相等。由此,在组装血糖值测定装置 10 的情况下,作业员能够容易地把握各部件(例如,前端壳体 20、测光块 72 等)的形状误差和组装状态,从而能够恰当地调整两个间隔 a、b,能够降低各装置之间的组装偏差。另外,即使产生形状误差和组装误差,也由于将发光元件 100、照射光用透镜 88a 以及试纸 70 以大致等间隔并列,所以能够使各自的形状、配置偏差引起的对照射光 Li 的影响变得最小。

[0087] 另外,在本实施方式中,将照射光用透镜 88a 的焦点距离 (b+c) 设定成与从照射光用透镜 88a 至试纸 70 的间隔 b 相比足够长。因此,照射到试纸 70 上的照射光 Li 的外缘部 204 的角度 θ 接近 90 度(参照图 11A、图 12A)。在此,测定部 50 的试纸 70 所反射的反射光 Lr 分为几乎不包含血液成分的信息的正反射光(表面反射光)、和包含血液成分的信息的漫射光。由此,血糖值测定装置 10 对反射光 Lr 中的包含血液成分的信息的漫射光进行受光,来进行成分测定。

[0088] 通过使照射光 Li 的角度接近 90 度,而使反射光 Lr 中的正反射光向 90 度方向(即,照射光用透镜 88a 的方向)反射。由此,使得仅漫射光易于反射至反射光用透镜 88b 中,测定部 50 能够仅对漫射光进行受光,从而能够进一步提高成分测定的精度。

[0089] 而且,由于是照射光 Li 的焦点位置 P 与试纸 70 的配置位置相比位于远方的结构,所以,在例如因装置的晃动或试纸 70 的配置误差等而使从照射光用透镜 88a 到试纸 70 的间隔 b 变动时,照射光 Li 的光量的变化缓和。也就是说,测定部 50 使随着间隔 b 的变动的

照射光 Li 的光量变化与照射范围 200 的面积变化率成比例。

[0090] 如图 11B 所示,在照射光用透镜 88a' 的焦点位置 P' 与试纸 70' 的配置位置相比处于近前的情况下,由于随着间隔 b' 的变动的照射范围 200' 的面积变化率较大,所以光量的变化也变大。相对于此,如图 11A 所示,在照射光 Li 的焦点位置 P 与试纸 70 的配置位置相比位于远方的情况下,由于随着间隔 b 的变动的照射范围 200 的面积变化率较小,所以光量的变化也变小。该结果为,即使在间隔 b 变动的情况下,在试纸 70 的测定范围内也照射有光量稳定的照射光 Li,从而能够进一步地提高成分测定的精度。

[0091] 图 13 是示意性表示本实施方式的照射光用光路 108 的放大剖视图,图 14 是表示在图 13 的照射光用光路 108 中所照射的照射光 Li 的照射范围与光量的关系的曲线图。如图 13 所示,在本实施方式的测定部 50 中设有将杂散光 SL(Stray Light) 引导至试纸 70 的测定范围外的具有凸部 109a 和凹部 109b 的杂散光引导机构 109。

[0092] 此外,本说明中的杂散光 SL 是指,从发光元件 100 射出的照射光 Li 与照射光用光路 108 的内周面接触即使一次也被反射的光。该杂散光 SL 与发光元件 100 射出的照射光 Li 相比光量减少,另外还存在波长与照射光 Li 的测定波长偏离的情况,但是,当杂散光 SL 与照射光 Li 一同照射至试纸 70 上并被包含在该试纸 70 反射的反射光 Lr 中时,测定部 50 会检测出杂光或鬼像(重影, ghost) 等干扰(参照图 14 中围起的部分)。在照射光 Li 的光路上未设置孔隙 150 而光线以放射状扩开的情况下易于产生该杂散光 SL。也就是说,如本实施方式这样地,在照射光用光路 108 从发光元件 100 的配置位置贯穿至照射光用透镜 88a 的配置位置的结构中,能够谋求防止杂散光 SL 的影响。杂散光引导机构 109 具有防止该杂散光 SL 反射的功能。

[0093] 如图 13 所示,本实施方式的杂散光引导机构 109 为,将凸部 109a 以及凹部 109b 交替地连续形成在照射光用光路 108 的内周面而成的内螺纹形状。这样,通过使照射光用光路 108 的内周面成为内螺纹形状,而能够在测光块 72 成型时使用成型用的外螺纹(未图示)来成型照射光用光路 108。由此,能够减轻复杂地形成测光块 72 的成型模具等的工时,能够容易地成型测光块 72。

[0094] 另外,照射光用光路 108 的内周面形成为向着照射光用透镜 88a 直径缩小的锥形形状。由此,在将照射光用光路 108 成型为内螺纹形状时,能够通过将成型用的外螺纹旋转而容易地取出。该结果为,能够使测光块 72 的成型作业更高效化。此外,杂散光引导机构 109 并不限定于内螺纹形状和锥形形状,例如也可以在照射光用光路 108 的内周面上形成由多个层差组成的台阶、或多个环状的突起和槽等,或者也可以用吸光的材质在照射光用光路 108 的内周面镀膜。

[0095] 另外,在设计凹凸部(杂散光引导机构)109 的情况下,例如优选使相对于照射光用光路 108 的内周面的、凸部 109a 的发光元件 100 侧的面的角度 α 成为不会使杂散光 SL 入射至照射光用透镜 88a 中的角度(倾斜)。具体地,能够通过以下的步骤来设计凹凸部 109。

[0096] 首先,画出直线 L1,该直线 L1 表示从发光元件 100 入射到凹凸部 109 中的离照射光用透镜 88a 最近的凸部 109a 的前端处的照射光 Li(第一步骤)。然后,从直线 L1 与凸部 109a 的交点 Pi(凸部 109a 的顶端)相对于照射光用透镜 88a 的表面(曲面)画出切线 L2(第二步骤)。进一步,画出将由直线 L1 和切线 L2 形成的角度二等分的中心线 Lo(第三

步骤)。最后,在交点 P_i 上画出与中心线 L_o 垂直交叉的基准线 L_b (第四步骤)。

[0097] 在设计凹凸部 109 的情况下,使角度 α 相对于通过上述各步骤求出的基准线 L_b 与照射光用光路 108 的内周面之间的角度 β 变大。由此,从发光元件 100 射出而与凹凸部 109 接触的照射光 L_i 被反射至不会向照射光用透镜 88a 入射的方向。因此,能够大幅降低杂散光 SL 入射照射光用透镜 88a 中的情况,能够使得测定部 50 接收的反射光 L_r 中不包含杂散光 SL 。

[0098] 如图 14 所示,在未设置杂散光引导机构 109 而在反射光 L_r 中包含有杂散光 SL 的情况下(图 14 中的虚线部分),在与照射光 L_i 的规定的照射范围相比外侧显现出由少量的光量组成的干扰(杂散光部分)。相对于此,在设有杂散光引导机构 109 而反射光 L_r 中不包含杂散光 SL 的情况下(图 14 中的实线部分),与规定的照射范围相比外侧的光量几乎为零,能够防止干扰。这样,通过杂散光引导机构 109 能够防止在测定部 50 所接收的反射光 L_r 中包含杂散光 SL ,从而,测定部 50 能够对由稳定的光量组成的反射光 L_r 进行受光,能够高精度地进行试纸 70 的成分测定。

[0099] 以上,血糖值测定装置 10 通过使照射光 L_i 的焦点位置 P 与试纸 70 的配置位置相比位于远方,而能够在试纸 70 的规定范围内照射由稳定的光量组成的照射光 L_i ,从而能够提高成分测定的精度。而且,由于不需要设置孔隙 150,所以能够使测定部 50 以及装置整体小型化,并且能够削减部件数量而使装置的制造成本降低。

[0100] 此外,本发明不限于上述的实施方式,在不脱离本发明要旨的情况下当然能够采用各种结构。例如,本发明的成分测定装置也可以作为测定尿成分的装置来应用,或者也能够作为进行排水或工业用水等的成分测定的装置来应用。

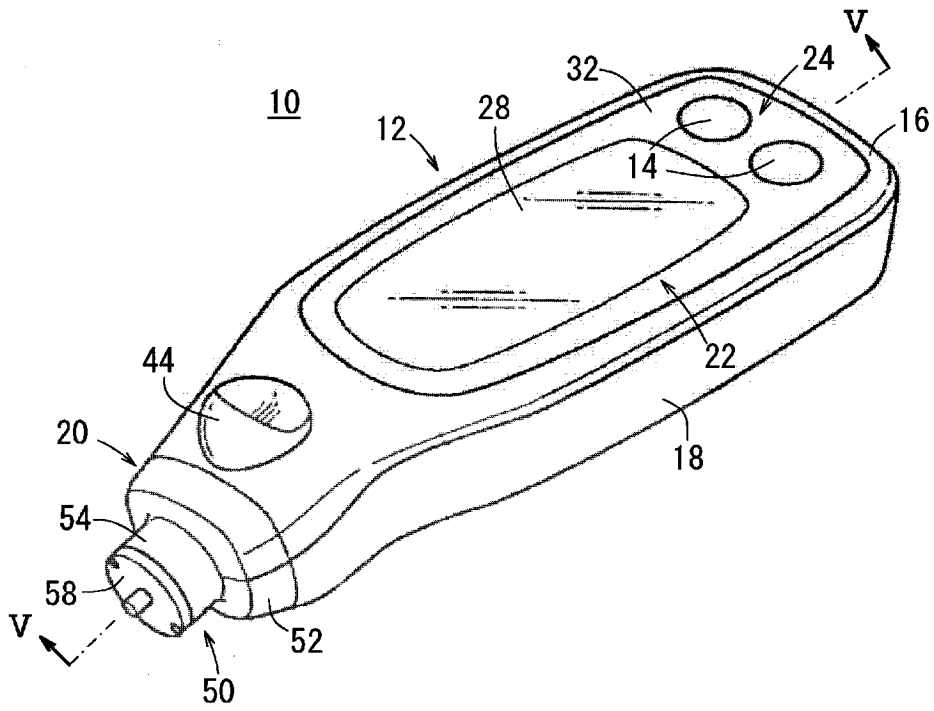


图 1

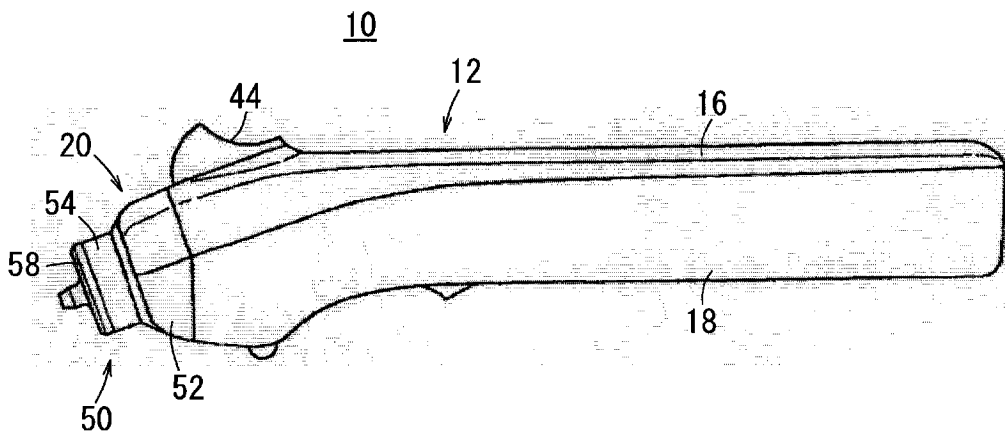


图 2

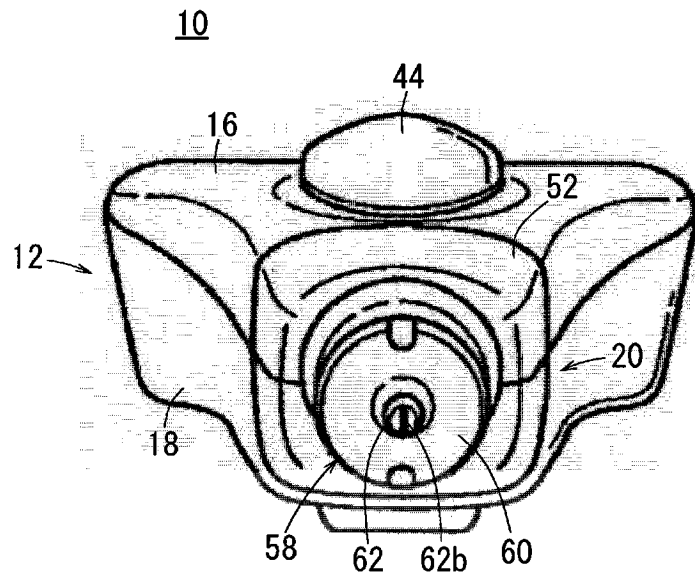


图 3

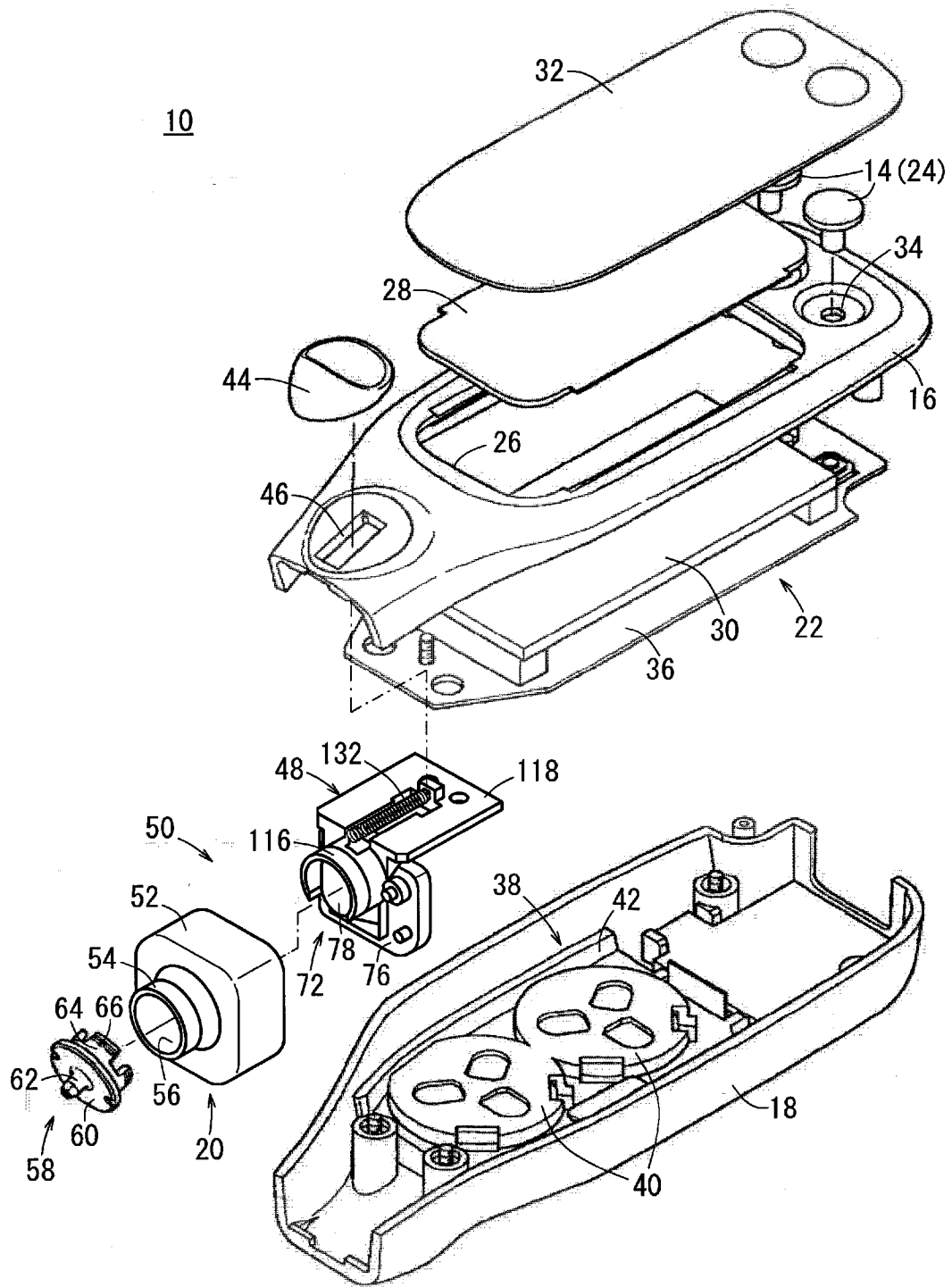


图 4

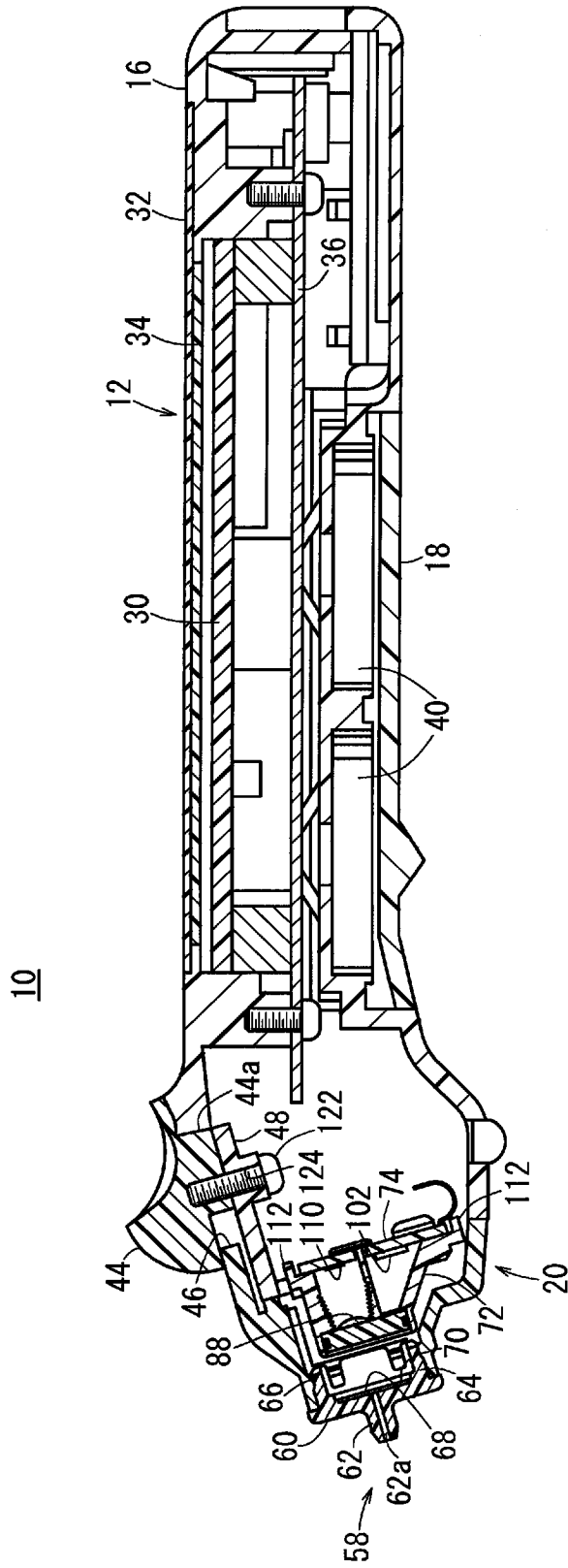


图 5

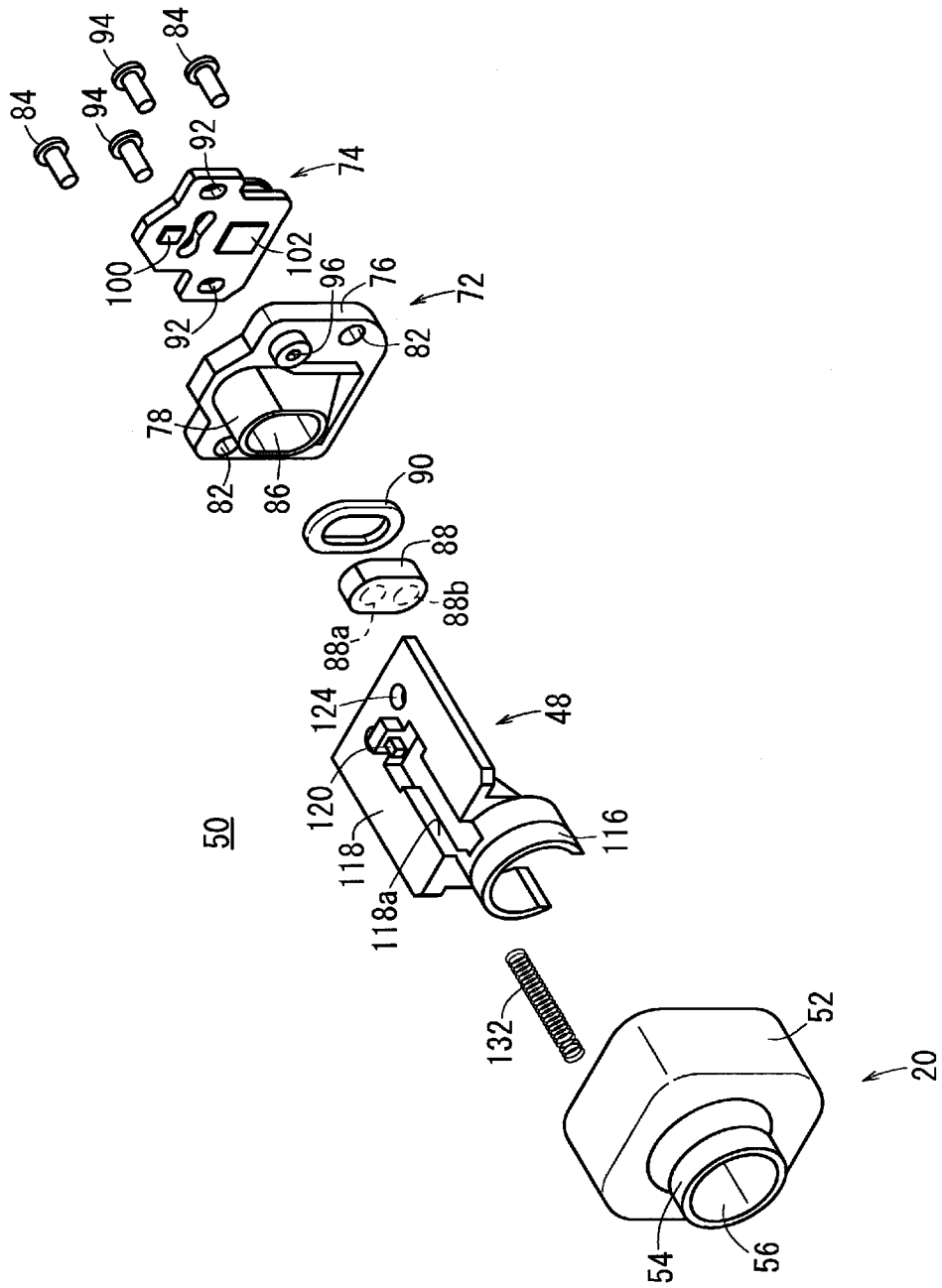


图 6

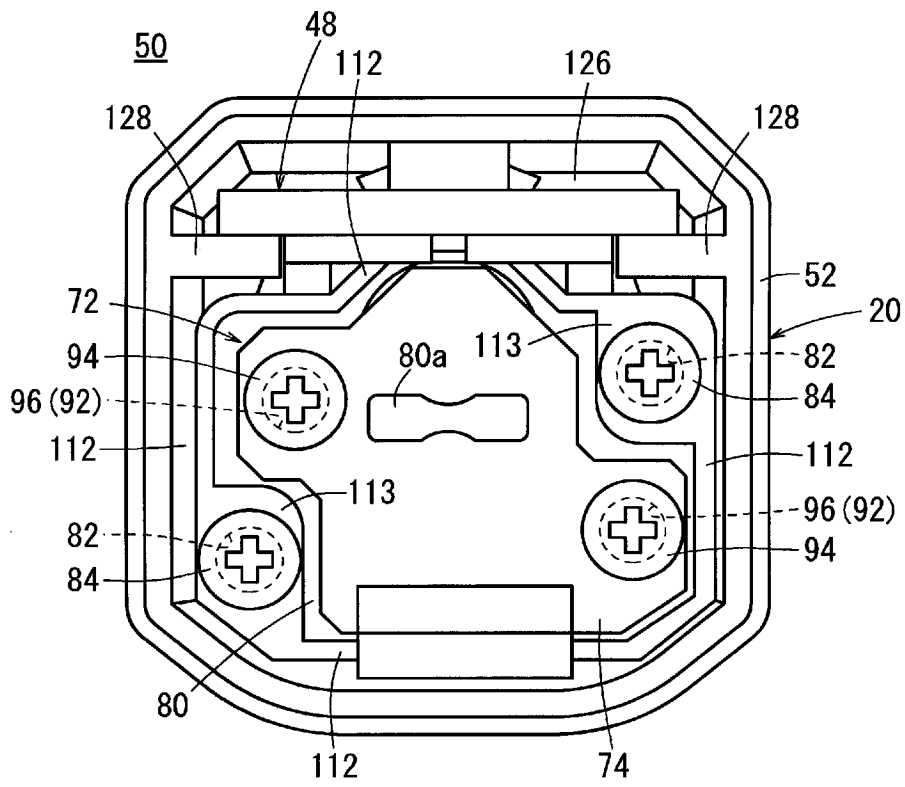


图 7

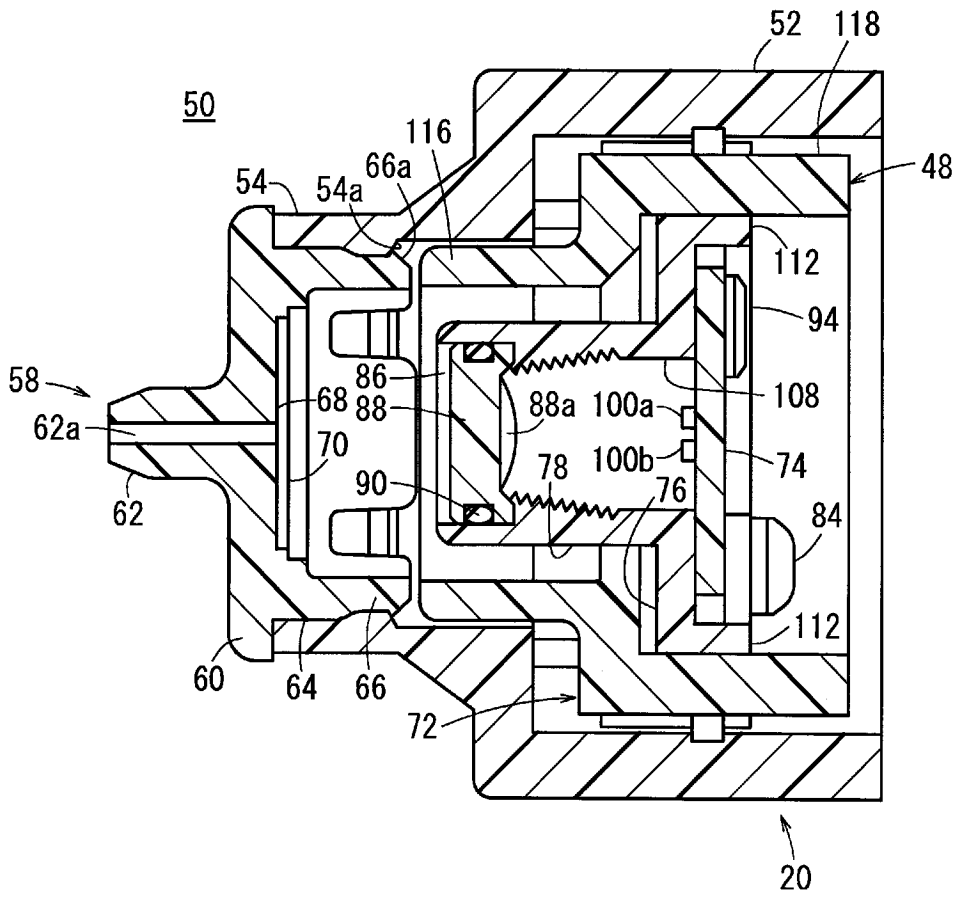


图 9

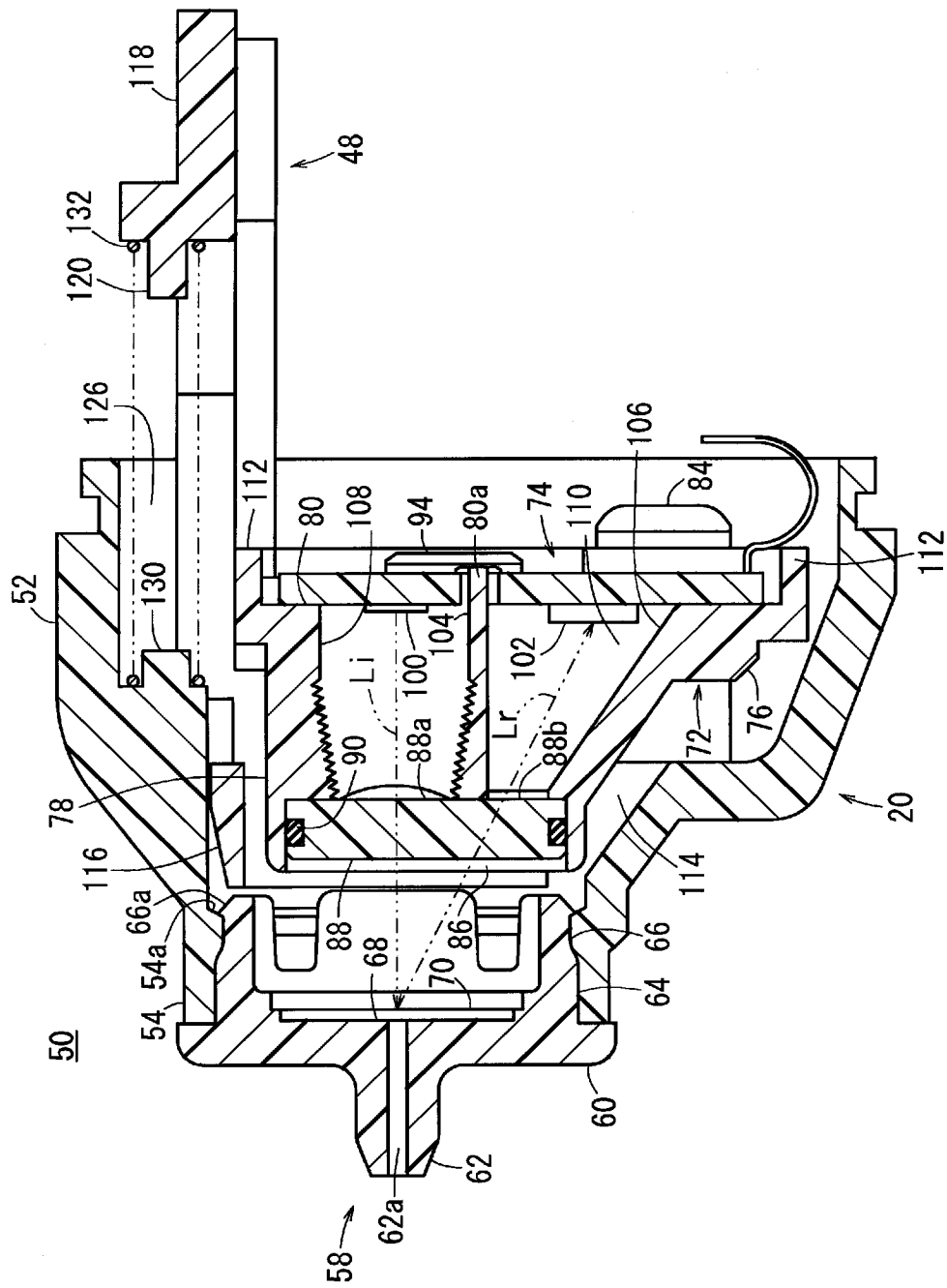


图 10

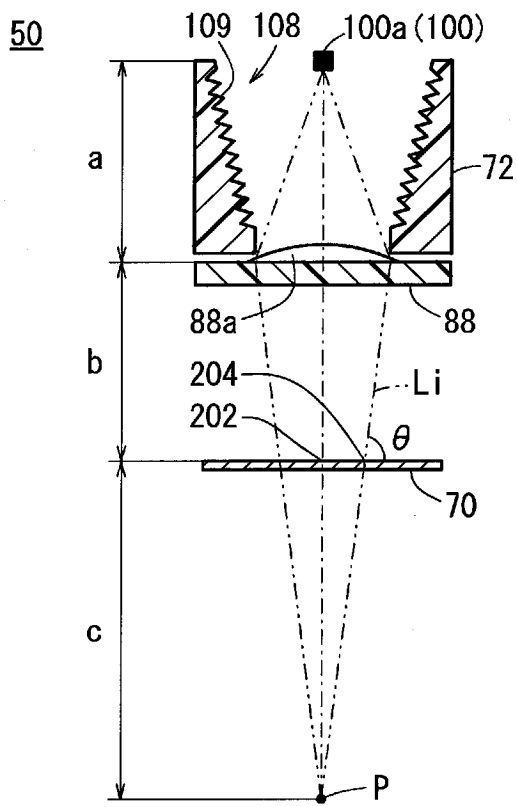


图 11A

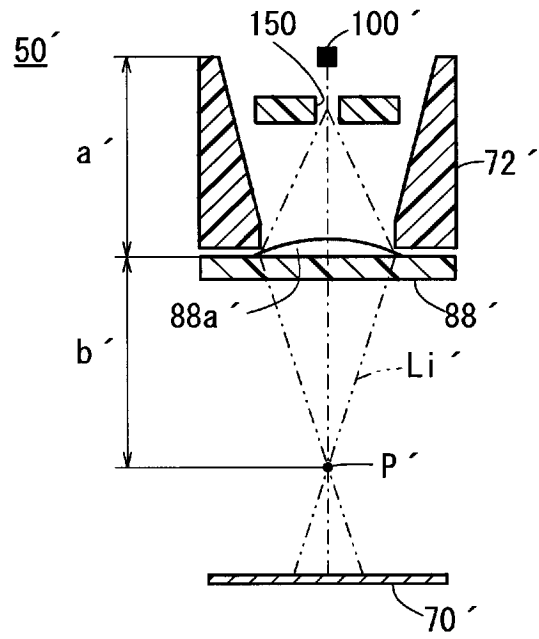


图 11B

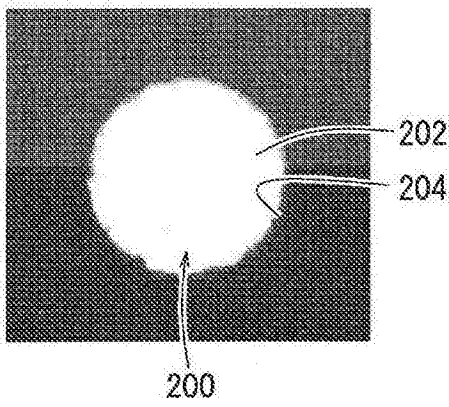


图 12A

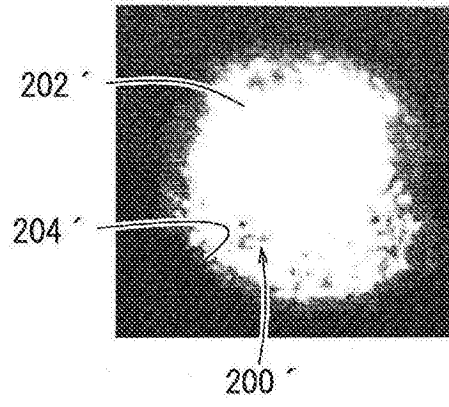


图 12B

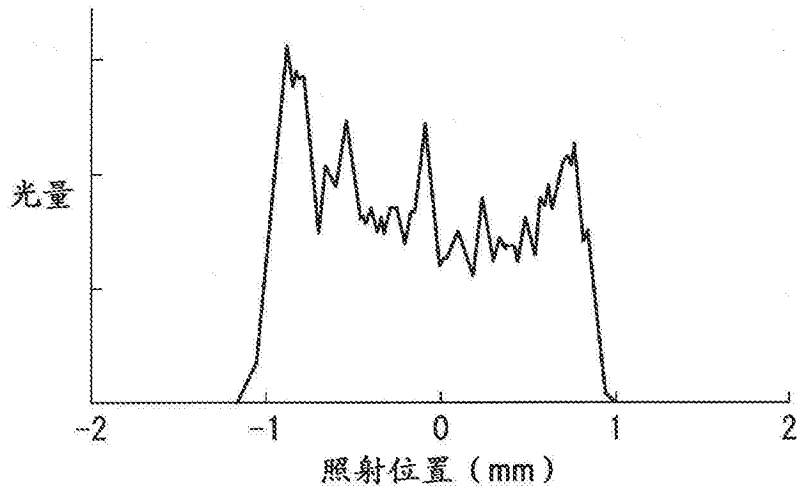


图 12C

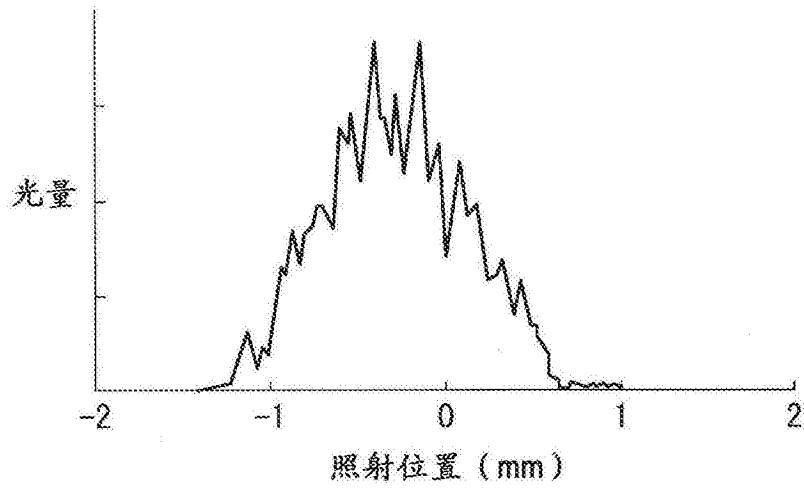


图 12D

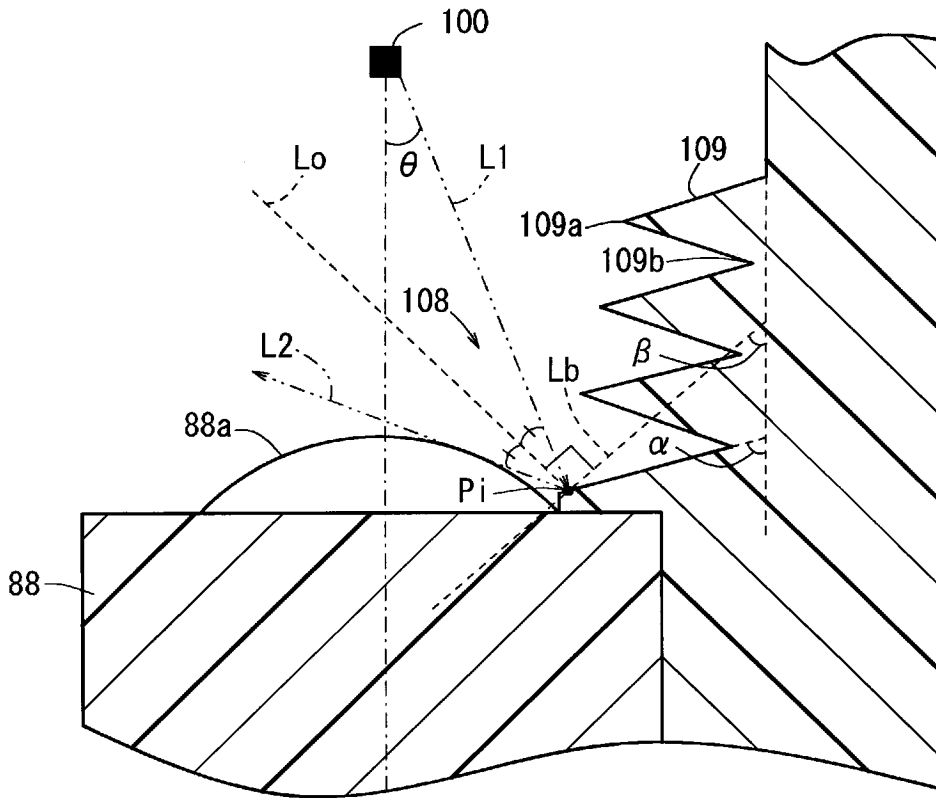


图 13

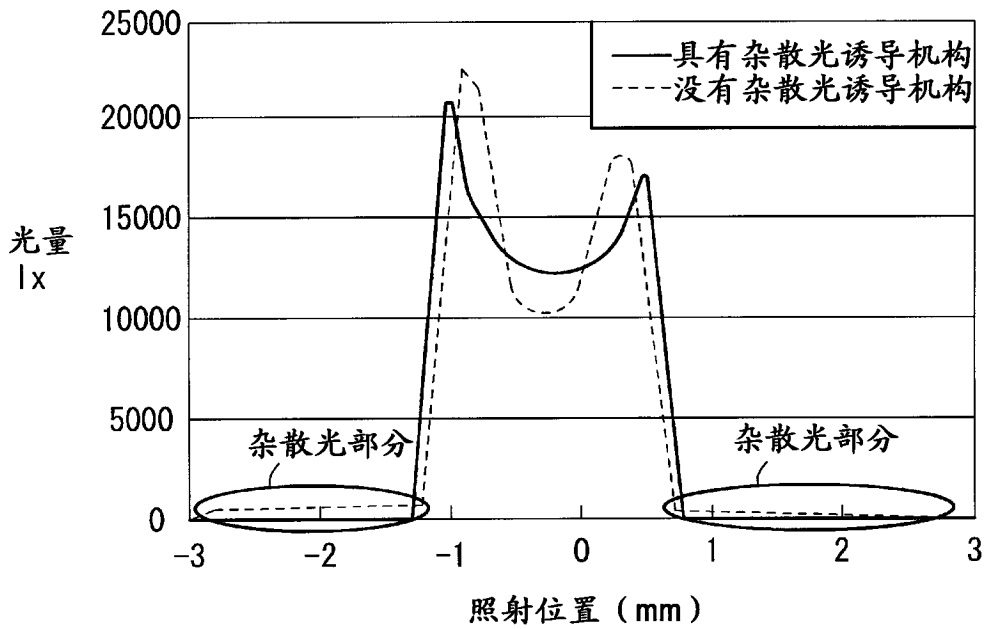


图 14