



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 107260111 B

(45)授权公告日 2019.09.17

(21)申请号 201611113516.2

(22)申请日 2016.12.06

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 107260111 A

(43)申请公布日 2017.10.20

(30)优先权数据

10-2016-0040028 2016.04.01 KR

10-2016-0079112 2016.06.24 KR

(73)专利权人 因德斯马特有限公司

地址 韩国首尔市钟路区大学路71首尔大学
医院医学研究革新中心

(72)发明人 姜旭 申一亨

(74)专利代理机构 北京中誉威圣知识产权代理
有限公司 11279

代理人 王正茂 丛芳

(51)Int.Cl.

A61B 1/05(2006.01)

A61B 1/06(2006.01)

A61B 1/07(2006.01)

(56)对比文件

JP 特开平9-129018 A,1997.05.16,

JP 特开平9-129018 A,1997.05.16,

CN 103220962 A,2013.07.24,

CN 206792374 U,2017.12.26,

JP 特开2006-136519 A,2006.06.01,

US 2005/0043586 A1,2005.02.24,

CN 2922785 Y,2007.07.18,

审查员 万语

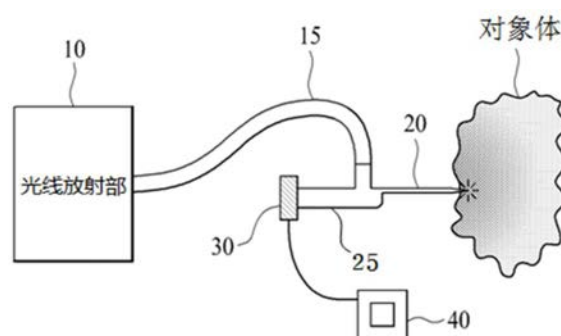
权利要求书3页 说明书10页 附图13页

(54)发明名称

内窥镜系统

(57)摘要

本发明公开了一种内窥镜系统,包括:第一光源部,安装在基板上;第二光源部,也安装在基板上,当第一光源部不能放射光线时,第二光源部放射光线;光学部,用于穿透第一光源部或第二光源部的光线;光导向部,将穿透光学部的光线引导至对象体的内部;影像传感部,感应从对象体反射而抵达影像传感部的光线,并转换为影像信号;以及影像信号处理部,处理影像信号并显示到显示器装置上。本发明的内窥镜系统即使光源无法正常进行操作也可以稳定的生成影像。



1. 一种内窥镜系统,其特征在于,包括:
第一光源部,安装在基板上,具有第一端口部;
第二光源部,安装在所述基板上,在不是与所述第一光源部的边界领域的非边界领域具有第二端口部,当所述第一光源部不能放射光线时,所述第二光源部放射光线;
光学部,用于穿透所述第一光源部或所述第二光源部的光线;
光导向部,将穿透所述光学部的光线引导至对象体的内部;
影像传感部,感应从所述对象体反射而抵达所述影像传感部的光线,并转换为影像信号;以及
影像信号处理部,处理所述影像信号并显示到显示器装置上,
其中所述第一光源部及所述第二光源部还包括附加光学部,所述附加光学部用于覆盖安装于所述基板上的光源,
所述附加光学部的截面形状相对于光线的行进方向弯曲或平整。
2. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其特征在于,当所述第一光源部不能放射光线时,在所述基板没有被移动的条件下所述第二光源部的光线能够穿透所述光学部。
3. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其特征在于,所述第一光源部沿着所述光学部的中心轴进行排列,所述第二光源部脱离所述中心轴进行排列。
4. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其特征在于,还包括:控制部,所述控制部用于感应所述第一光源部是否被供应电源,当所述第一光源部未被供应所述电源时,所述控制部感应所述电源的供应终止,并导通开关部给所述第二光源部供应所述电源。
5. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其特征在于,所述第一光源部与第一电阻相连接,所述第一光源部接收电源供应并放射光线,并且所述第二光源部与第二电阻相连接;
所述第一电阻具有比所述第二电阻小的电阻值;
所述第一光源部不能放射光线时,所述电源通过所述第二电阻供应到所述第二光源部。
6. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其特征在于,所述第一光源部及所述第二光源部包括总体 n 个部分光源;
当所述第一光源部包括 m 个部分光源时,所述第二光源部包括1个以上 $n-m$ 个以下的部分光源,其中 $m < n$, m 和 n 是自然数。
7. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其特征在于,所述第一光源部沿着所述光学部的中心轴进行排列;所述第二光源部脱离所述中心轴。
8. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其特征在于,所述附加光学部执行菲涅耳透镜的功能。
9. 一种内窥镜系统,其特征在于,包括:
第一光源部及第二光源部,所述第一光源部及第二光源部安装在基板上;
光学部,用于穿透所述第一光源部的光线;
驱动部,当所述第一光源部不能放射光线时,所述驱动部移动所述基板使所述第二光源部的光线能够穿透所述光学部;
光导向部,将穿透所述光学部的所述第一光源部或所述第二光源部的光线引导至对象体的内部;

影像传感部,感应从所述对象体反射而抵达影像传感部的光线,并转换为影像信号;以及

影像信号处理部,处理所述影像信号并显示到显示器装置上,

其中所述第一光源部具有第一端口部,所述第二光源部在不是与所述第一光源部的边界领域的非边界领域具有第二端口部,

所述第一光源部及所述第二光源部还包括附加光学部,所述附加光学部用于覆盖安装于所述基板上的光源,

所述附加光学部的截面形状相对于光线的行进方向弯曲或平整。

10. 根据权利要求9所述的内窥镜系统,其特征在于,所述第一光源部放射光线时所述第一光源部沿着所述光学部的中心轴进行排列;

当所述第一光源部不能放射光线时,所述驱动部旋转所述基板使所述第二光源部和所述光学部沿着所述中心轴进行排列。

11. 根据权利要求9所述的内窥镜系统,其特征在于,还包括:附加基板、第三光源部和第四光源部,所述第三光源部和第四光源部安装在所述附加基板上;

当所述第三光源部不能放射光线时所述驱动部移动所述附加基板,使所述第四光源部的光线能够穿透所述光学部。

12. 根据权利要求11所述的内窥镜系统,其特征在于,所述第三光源部或所述第四光源部的光线通过所述基板形成的凹槽或穿孔穿透所述光学部。

13. 根据权利要求11所述的内窥镜系统,其特征在于,放射光线的所述第一光源部及所述第三光源部分别位于比所述第二光源部及所述第四光源部更加靠近所述光学部的中心轴的位置;

当所述第一光源部不能放射光线时,所述驱动部旋转所述基板,将所述第二光源部位位于比所述第一光源部更加靠近所述中心轴的位置,当所述第三光源部不能放射光线时,所述驱动部旋转所述附加基板,将所述第四光源部位位于比所述第三光源部更加靠近所述中心轴的位置。

14. 根据权利要求11至13中任何一项中所述的内窥镜系统,其特征在于,所述第一光源部及所述第三光源部同时放射不同波长的光线;

当所述第一光源部及所述第三光源部不能放射光线时,所述第二光源部及所述第四光源部同时放射不同波长的光线。

15. 根据权利要求9所述的内窥镜系统,其特征在于,所述第一光源部放射光线时,所述第一光源部和所述光学部沿着中心轴进行排列;

当所述第一光源部不能放射光线时,所述驱动部直线移动所述基板,使所述第二光源部和所述光学部沿着所述中心轴进行排列。

16. 根据权利要求11所述的内窥镜系统,其特征在于,还包括:

控制部,所述控制部感应所述第一光源部及所述第三光源部中至少一个的电源供应终止;

所述控制部用于控制开关部,当所述第一光源部的电源供应终止时,给所述第二光源部供应电源,当所述第三光源部的电源供应终止时,给所述第四光源部供应电源。

17. 根据权利要求11所述的内窥镜系统,其特征在于,所述第一光源部及所述第三光源

部与第一电阻相连接,所述第二光源部及所述第四光源部与第二电阻相连接;

所述第一电阻具有相对于所述第二电阻小的电阻值;

当所述第一光源部及所述第三光源部不能放射光线时,电源通过所述第二电阻供应到所述第二光源部及所述第四光源部。

内窥镜系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种内窥镜系统。

背景技术

[0002] 内窥镜系统用于医疗或者内部确认因此被要求具有高度的稳定性。内窥镜系统往对象体的内部照射光线并感应被反射的光线以生成相当于对象体内部的影像。

[0003] 此时,当光源未能稳定的进行运转而不能放射光线时由于无法进行影像生成,因此使用内窥镜系统的使用者有可能无法畅通的进行医疗行为或检查行为。

[0004] 因此,在进行对于即使光源非正常的不进行运转也可以稳定的执行操作的内窥镜系统的研究。

[0005] 现有技术文献

[0006] 专利文献

[0007] 韩国公开专利第10-2007-0071556号(公开日:2007年7月4日)

发明内容

[0008] 技术问题

[0009] 根据本发明的实施例的内窥镜系统是为了即使光源无法正常进行动作也可以稳定的生成影像。

[0010] 本发明的技术问题并不局限于如上提及的问题,本发明所属技术领域的普通技术人员可以从以下的记载中明确地理解未提及的其它问题。

[0011] 解决问题的手段

[0012] 依照本发明提供的一种内窥镜系统包括:第一光源部,安装在基板上;第二光源部,也安装在基板上,当第一光源部不能放射光线时,第二光源部放射光线;光学部,用于穿透第一光源部或第二光源部的光线;光导向部,将穿透光学部的光线引导至对象体的内部;影像传感部,感应从对象体反射而抵达影像传感部的光线,并转换为影像信号;以及影像信号处理部,处理影像信号并显示到显示器装置上。

[0013] 并且,当第一光源部不能放射光线时,在基板没有被移动的条件下第二光源部的光线能够穿透光学部。

[0014] 并且,第一光源部沿着光学部的中心轴进行排列,第二光源部脱离中心轴进行排列。

[0015] 并且,发明的内窥镜系统,还包括:控制部,控制部用于感应第一光源部是否被供应电源,当第一光源部未被供应电源时,控制部感应电源的供应终止,并导通开关部给第二光源部供应电源。

[0016] 并且,第一光源部与第一电阻相连接,第一光源部接收电源供应并放射光线,并且第二光源部与第二电阻相连接;第一电阻具有比第二电阻小的电阻值;第一光源部不能放射光线时,电源通过第二电阻供应到第二光源部。

[0017] 并且,本发明的另一内窥镜系统,包括:第一光源部及第二光源部,第一光源部及第二光源部安装在基板上;光学部,用于穿透第一光源部的光线;驱动部,当第一光源部不能放射光线时,驱动部移动基板使第二光源部的光线能够穿透光学部;光导向部,将穿透光学部的第一光源部或第二光源部的光线引导至对象体的内部;影像传感部,感应从对象体反射而抵达影像传感部的光线,并转换为影像信号;以及影像信号处理部,处理影像信号并显示到显示器装置上。

[0018] 并且,第一光源部放射光线时第一光源部沿着光学部的中心轴进行排列;当第一光源部不能放射光线时,驱动部旋转基板使第二光源部和光学部沿着中心轴进行排列。

[0019] 本发明的另一种内窥镜系统,还包括:附加基板、第三光源部和第四光源部,第三光源部和第四光源部安装在附加基板上;当第三光源部不能放射光线时驱动部移动附加基板,使第四光源部的光线能够穿透光学部。第三光源部或第四光源部的光线通过基板形成的凹槽或穿孔穿透光学部。

[0020] 并且,放射光线的的第一光源部及第三光源部分别位于比第二光源部及第四光源部更加靠近光学部的中心轴的位置;当第一光源部不能放射光线时,驱动部旋转基板,将第二光源部位于比第一光源部更加靠近中心轴的位置,当第三光源部不能放射光线时,驱动部旋转附加基板,将第四光源部位于比第三光源部更加靠近中心轴的位置。

[0021] 并且,第一光源部及第三光源部同时放射不同波长的光线;当第一光源部及第三光源部不能放射光线时,第二光源部及第四光源部同时放射不同波长的光线。

[0022] 并且,第一光源部放射光线时,第一光源部和光学部沿着中心轴进行排列;当第一光源部不能放射光线时,驱动部直线移动基板,使第二光源部和光学部沿着中心轴进行排列。

[0023] 本发明的另一种内窥镜系统,还包括:控制部,控制部感应第一光源部及第三光源部中至少一个的电源供应终止;控制部用于控制开关部,当第一光源部的电源供应终止时,给第二光源部供应电源,当第三光源部的电源供应终止时,给第四光源部供应电源。

[0024] 并且,第一光源部及第三光源部与第一电阻相连接,第二光源部及第四光源部与第二电阻相连接;第一电阻具有相对于第二电阻小的电阻值;当第一光源部及第三光源部不能放射光线时,电源通过第二电阻供应到第二光源部及第四光源部。

[0025] 并且,当第一光源部放射光线时,第一光源部和光学部沿着中心轴进行排列,当第一光源部不能放射光线时驱动部直线移动基板使第二光源部可以和光学部沿着中心轴进行排列。

[0026] 本发明的又一种内窥镜系统,包括:第一光源部,安装在基板上,具有第一端口部;第二光源部,也安装在基板上,在不是与第一光源部的边界领域的非边界领域具有第二端口部,当第一光源部不能放射光线时,第二光源部放射光线;光学部,用于穿透第一光源部或第二光源部的光线;光导向部,将穿透光学部的光线引导至对象体的内部;影像传感部,感应从对象体反射而抵达影像传感部的光线,并转换为影像信号;以及影像信号处理部,处理影像信号并显示到显示器装置上。

[0027] 并且,第一光源部及第二光源部包括总体 n 个部分光源;当第一光源部包括 m 个($m < n$, m 和 n 是自然数)部分光源时,第二光源部包括1个以上($n-m$)个以下的部分光源。

[0028] 并且,第一光源部沿着光学部的中心轴进行排列;第二光源部可以脱离中心轴。

[0029] 并且,第一光源部及第二光源部还包括附加光学部,附加光学部用于覆盖安装于基板上的光源;附加光学部的截面形状相对于光线的进行方向弯曲或平整。

[0030] 并且,第一光源部及第二光源部还包括附加光学部,附加光学部用于覆盖安装于基板上的光源;附加光学部执行菲涅耳透镜的功能。

[0031] 发明的效果

[0032] 本发明的内窥镜系统在第一光源部非正常操作时由第二光源部供应光线,因此可以稳定的生成影像。

[0033] 本发明的效果并不局限于以上的效果,本发明所属技术领域的普通技术人员可以从本发明的保护范围的记载中明确地理解未提及的其它效果。

附图说明

[0034] 图1为表示本发明的实施例的内窥镜系统的具体实现例。

[0035] 图2及图3为表示本发明的第一实施例的内窥镜系统。

[0036] 图4及图7为表示本发明的第二实施例的内窥镜系统。

[0037] 图5及图6为表示本发明的第二实施例的内窥镜系统的变形例。

[0038] 图8及图9是为说明本发明的第一实施例的内窥镜系统的控制部的操作的图。

[0039] 图10至图12是为说明本发明的第二实施例的内窥镜系统的控制部的操作的图。

[0040] 图13(a)至图13(b)为表示基板的截面形状。

[0041] 图14(a)至图16(d)是为说明本发明的第三实施例的内窥镜系统的第一光源部及第二光源部。

[0042] 图17为表示本发明的第三实施例的内窥镜系统的比较例。

[0043] 图18为表示第一光源部及第二光源部的截面。

[0044] 图19(a)至图19(c)为表示附加光学部。

[0045] 图20为表示本发明的实施例的内窥镜系统的方框图。

具体实施方式

[0046] 以下,参照附图对本发明的优选实施例进行详细说明。只是,附图是为了方便说明本发明的内容,本发明所属技术领域的普通技术人员可以明确地理解本发明的范围并不局限于附图的范围。

[0047] 并且,本发明使用的用语只为对特定的实施例进行说明而使用,本发明的没有局限的意图。单数的表现如有在文章中没有提出意义时同样包含复数的表现。

[0048] 本发明使用的“包括”或者“具有”等用语是为了对说明书中记载的特点、数字、阶段、操作、构成要素、部件或者此类的结合而存在,并不是为了局限。并且可以理解,并没有排除对一个或一个以上的特点或数字、阶段、构成要素、部件或者此类的结合的存在或附加功能。

[0049] 图1为表示本发明的实施例的内窥镜系统的具体实现例。如图1所示,本发明的实施例的内窥镜系统包括光线放射部10、光导向部20、影像传感部30以及影像信号处理部40。

[0050] 光线放射部10可以放射如可视光线、紫外线或者红外线等多种波长的光线。对于光线放射部10的构成将在以后进行详细说明。

[0051] 光导向部20可以将光线放射部10生成的光线引导至对象体的内部。对象体可以是人、动物、物体等,但并不局限于此。

[0052] 影像传感部30感应由对象体反射而抵达的光线并将其转换为影像信号。为此,影像传感部30可以包括CCD (Charge Coupled Device) 或CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) 但并不局限于此。

[0053] 影像信号处理部40用于处理影像信号,并将其在如显示屏或TV等显示器装置(未图示)上进行显示。

[0054] 接下来参考附图对本发明的实施例的内窥镜系统进行说明。以下附图中为方便说明以光线放射部10为中心进行图示。光线放射部10包括第一光源部100及第二光源部200,还包括第三光源部700及第四光源部800。

[0055] 如图2所示,本发明的第一实施例的内窥镜系统包括第一光源部100、第二光源部200、光学部(collimator) 300及光导向部20。

[0056] 第一光源部100安装在基板400上。

[0057] 第二光源部200安装在基板400上,在第一光源部100不能放射光线时放射光线。此时,第二光源部200可以安装在第一光源部100的周围,但并不局限于此。图2中第二光源部200的数量为4个,但并不受限,可以是1个以上。

[0058] 第一光源部100及第二光源部200可以包括LED,但并不局限于此。图2中图示的第一光源部100及第二光源部200虽然包括了一个LED,但也可以包括多个LED。以下附图中第一光源部100及第二光源部200虽然也包括了一个LED,同样也可以包括多个LED。

[0059] 第一光源部100和第二光源部200可以放射如可见光线或紫外线、红外线等多种波长的光线。

[0060] 光学部300用于穿透第一光源部100或第二光源部200的光线。所述中心轴为光学部300的中心轴。

[0061] 此时,光学部300包括准直透镜(collimator)但并不局限于此,可根据设计的需要包括多种镜头。

[0062] 光学部300被安装的位置可以是在光线放射部10和光纤15相连接的领域内,但并不局限于此。光纤15用于给穿透光学部300的光线提供通往光导向部20的路径。

[0063] 为此,光纤15与手把25相连接,并且手把25可以与光导向部20相连接但并不局限在这种结构中。医生或操作者可以通过手把25操作本发明的内窥镜系统。

[0064] 光导向部20将穿透光学部300的光线引导至对象体的内部。

[0065] 此时,如图2所示,第一光源部100的光线没有被放射,并且基板400没有被移动的条件下第二光源部200的光线可以穿透光学部300。

[0066] 如此,当第一光源部100在放射光线的过程中由于故障等原因不能放射光线时,第二光源部200放射光线,因此,可以实现内窥镜系统的稳定的操作。

[0067] 例如,医生通过一般的内窥镜系统进行治疗或手术的过程中如果没有光线放射时,将无法顺利的进行治疗或手术。

[0068] 相对于此,本发明的内窥镜系统即使第一光源部100由于故障等原因不能放射光线,第二光源部200也可以放射光线,因此医生可以更加稳定的执行治疗或手术。

[0069] 并且,由于基板400不需要移动,而没有必要具备用于移动基板400的驱动器,因此

可以简化内窥镜系统的构成。另外,如图2所示,第一光源部100沿着光学部300的中心轴进行排列,第二光源部200脱离中心轴进行排列。

[0070] 本发明的内窥镜系统为了在正常操作的过程中向光导向部20提供充足的光量,第一光源部100沿着光学部300的中心轴进行排列。

[0071] 相反的,当出现第一光源部100不放射光线的非正常操作时,由于基板400不被移动,因此虽然第二光源部200脱离了中心轴,但第二光源部200可以提供对应内窥镜系统的非正常操作的光量。

[0072] 如图3所示,基板400包括第一部分基板410,及第二部分基板430。第一部分基板410上可以安装第一光源部100,第二部分基板430可以安装第二光源部200。

[0073] 第一光源部100不能正常操作时,在内窥镜系统的维护过程中可以将第一部分基板410从第二部分基板430中分离,并替换新的第一部分基板410。

[0074] 第一部分基板410可按压在第二部分基板430的凹槽中,但第一部分基板410和第二部分基板430的结合及分离可由多种构成进行体现。

[0075] 另外,图4及图7为表示本发明的第二实施例的内窥镜系统。如图4及图7所示,本发明的第二实施例的内窥镜系统包括第一光源部100及第二光源部200、光学部300、驱动部500以及光导向部20。

[0076] 第一光源部100及第二光源部200安装在基板400上。第一光源部100和第二光源部200可放射如白色光的可视光线或者紫外线、红外线等多种波长的光线。

[0077] 第一光源部100的光线穿透光学部300。对于光学部300已经在前述内容中进行过说明,因此省略对其的详细说明。

[0078] 当第一光源部100不能放射光线时,驱动部500移动基板400使第二光源部200的光线可以穿透光学部300。驱动部500连接驱动轴,驱动轴可以与基板400相连接。由此,驱动部500可以通过驱动轴旋转基板400,为此可以包括发动机。

[0079] 光导向部20将穿透光学部300的第一光源部100或第二光源部200的光线引导至对象体的内部。

[0080] 如上所述,第一光源部100不能正常操作时,驱动部500移动基板400以使第二光源部200的光线可以穿透光学部300。由此,可以实现内窥镜系统的稳定的操作。

[0081] 基板400的移动的方法有旋转方式和滑动方式等多种方式。图4的内窥镜系统的驱动部500按照旋转方式进行操作,图7的内窥镜系统的驱动部500按照滑行方式进行操作。

[0082] 首先对旋转方式进行说明然后再对滑行方式进行说明。

[0083] 如图4所示,当第一光源部100放射光线时,第一光源部100和光学部300沿着中心轴进行排列。此时,所述中心轴为光学部300的中心轴。

[0084] 由于故障等原因第一光源部100不能放射光线时,驱动部500旋转基板400使第二光源部200和光学部300沿着中心轴进行排列。

[0085] 另外,如图5所示,本发明的第二实施例的内窥镜系统还包括附加基板600,安装在附加基板600上的第三光源部700及第四光源部800。

[0086] 第三光源部700和第四光源部800可以放射与第一光源部100及第二光源部200波长不同的光线。例如,当第一光源部100和第二光源部200放射白色光时,第三光源部700及第四光源部800可放射紫外线或者红外线。

[0087] 图5中,当第三光源部700不能放射光线时,驱动部500移动附加基板600,使第四光源部800的光线可以穿透光学部300,并且第三光源部700或第四光源部800的光线可通过基板400上形成的凹槽或穿孔穿透光学部300。

[0088] 此时,第一光源部100及第三光源部700可同时放射不同波长的光线,当第一光源部100及第三光源部700不放射光线时,第二光源部200及第四光源部800可同时放射不同波长的光线。

[0089] 如此,当第一光源部100和第三光源部700可同时放射不同波长的光线或者第二光源部200和第四光源部800可同时放射不同波长的光线时,由对应各个波长的影像合成的复合影像可通过显示装置进行显示。

[0090] 图5所示的内窥镜系统中一个旋转轴连接于基板400和附加基板600,但与此不同,基板400和附加基板600可以分别具备旋转轴。

[0091] 另外,图6的内窥镜系统同样还包括附加基板600,安装在附加基板600上的第三光源部700及第四光源部800。

[0092] 放射光线的第一光源部100及第三光源部700分别位于比第二光源部200及第四光源部800更加靠近光学部300的中心轴的位置。

[0093] 此时,当第一光源部100不能放射光线时,驱动部500旋转基板400,将第二光源部200位于比第一光源部100更加靠近中心轴的位置。

[0094] 并且,当第三光源部700不能放射光线时,驱动部500旋转附加基板600,将第四光源部800位于比第三光源部700更加靠近中心轴的位置。

[0095] 由此,在第一光源部100至第四光源部800没有沿着光学部300的重心轴进行排列的情况下尽最大可能使光线穿透光学部300。

[0096] 第一光源部100的光线的波长可以不同于第三光源部700及第四光源部800的光线的波长,第二光源部200的光线的波长同样可以不同于第三光源部700及第四光源部800的光线的波长。

[0097] 同样的图6所示的内窥镜系统的第一光源部100及第三光源部700可同时放射不同波长的光线,当第一光源部100及第三光源部700不放射光线时,第二光源部200及第四光源部800同时放射不同波长的光线。

[0098] 如图5及图6所示,驱动部500与基板400及附加基板600的旋转轴相连接,并可以旋转基板400及附加基板600。

[0099] 接下来对与旋转方式不同的滑行方式进行说明。

[0100] 如图7所示,当第一光源部100放射光线时,第一光源部100与光学部300沿着中心轴进行排列。当第一光源部100不能放射光线时,驱动部500直线移动基板400使第二光源部200与光学部300沿着中心轴进行排列。

[0101] 旋转方式中,驱动部500与基板400或附加基板600的旋转轴相连接。滑行方式中,驱动部500可以通过使活塞进行直线运动而移动基板400,但并不局限于此,可以采用使基板400直线运动的多种构造。

[0102] 接下来参考附图对本发明的第一实施例及第二实施例的控制部进行说明。

[0103] 如图8及图9所示,本发明的第一实施例的内窥镜系统还包括控制部900。

[0104] 如图8所示,电源PWR可以为第一光源部100及第二光源部200供应电源PWR,控制部

900用于感应第一光源部100是否供应电源PWR。

[0105] 例如,当第一光源部100包括LED时,控制部900可以感应供应到第一光源部100的电流。

[0106] 由于故障等原因第一光源部100不能放射光源时,可能第一光源部100没有被提供电源PWR。由此,控制部900感应电源PWR的供应终止从而导通开关部S。

[0107] 此时,开关部S的一端连接第二光源部200,开关部S的另一端连接电源PWR,开关部S的连接方式并不局限于此,可按照设计进行变更。

[0108] 由此,第二光源部200被供应电源PWR并放射光源。

[0109] 另外,如图9所示,接收电源PWR并放射光线的第一光源部100与第一电阻R1相连接,第二光源部200与第二电阻R2相连接。此时,第一电阻R1具有比第二电阻R2小的电阻值。

[0110] 第一电阻R1的电阻值小于第二电阻R2的电阻值,因此第一光源部100流动的电流可能大于第二光源部200流动的电流。

[0111] 此时,第一电阻R1和第二电阻R2的电阻值的比例在正常操作的情况下,可以按照第一光源部100放射光线,第二光源部200不放射光线的比例进行设定。

[0112] 由于故障等原因第一光源部100不能放射光线时,第一光源部100的电阻会大幅增加,因此第一电阻R1流动的电流的大小会减少或第一电阻R1没有电流流动,第二电阻R2流动的电流的大小会增大。

[0113] 由此,第一光源部100不能放射光线时,电源PWR通过第二电阻R2供应到第二光源部200,由此,第二光源部200放射光线。

[0114] 如图10至图13 (b) 所示,本发明的第二实施例的内窥镜系统还包括控制部900。

[0115] 如图10至图13 (b) 所示,第一光源部100级第三光源部700中的至少有一个不能放射光源时,第一光源部100级第三光源部700中至少有一个有可能没有被供应电源PWR。

[0116] 因此,控制部900感应第一光源部100及第三光源部700中至少一个的电源供应终止,并控制开关部S,当第一光源部100的电源供应终止时给第二光源部200供应电源PWR,当第三光源部700的电源供应终止时给第四光源部400供应电源。

[0117] 即,如图10级图11所示,电源PWR可以为第一光源部100及第三光源部700供应电源,控制部900用于确认第一光源部100级第三光源部700是否有电源供应。

[0118] 图10中,第一光源部100及第三光源部700通过同一个导线接收电源PWR,图11的第一光源部100及第三光源部700分别通过不同的导线接收电源PWR。

[0119] 例如,当第一光源部100及第三光源部700包括LED时,控制部900可以感应第一光源部100及第三光源部700的电流供应。

[0120] 由于故障等原因第一光源部100及第三光源部700不能放射光源时,第一光源部100及第三光源部700没有被供应电源PWR。因此,控制部900感应电源供应终止并导通开关部S。

[0121] 此时,如图10所示,开关部S的一端与第二光源部200及第四光源部800相连接,开关部S的另一端与电源PWR相连接。

[0122] 由此,当第一光源部100及第三光源部700不能放射光线时,通过控制部900控制导通开关部S,由此第二光源部200及第四光源部800接收电源PWR供应并放射光线。

[0123] 此时,控制部900将用于移动基板400或附加基板600的驱动控制信号输出至驱动

部500。

[0124] 于此不同,如图11所示,开关部S可以包括第一开关SW1和第二开关SW2。第一开关SW1的一端及另一端分别与第二光源部200及电源PWR相连接,第二开关SW2的一段及另一端分别与第四光源部800及电源PWR相连接。

[0125] 开关部S的连接关系并不局限于此,可以根据设计的需要有所不同。例如,开关部S包括的开关的数量可根据第二光源部200及第四光源部800的数量有所变更。

[0126] 由此,当第一光源部100及第三光源部700中至少有一个不能放射光线时,控制部900感应第一光源部100及第三光源部700中至少一个没有被供应电源PWR。

[0127] 根据感应的结果控制部900导通第一开关SW1及第二开关SW2中至少一个,以向第二光源部200及第四光源部800中的至少一个供应电源PWR。

[0128] 此时,控制部900将用于移动基板400或附加基板600的驱动控制信号输出至驱动部500。

[0129] 另外,如图12所示,第一光源部100及第三光源部700与第一电阻R1相连接,第二光源部200及第四光源部800与第二电阻R2相连接。

[0130] 此时,第一电阻R1具有比第二电阻R2小的电阻值。此时,在基板400上安装着各一个第一光源部100及第二光源部200,在附加基板600上安装着各一个第三光源部700及第四光源部800。

[0131] 第一电阻R1具有比第二电阻R2小的电阻值,第一光源部100或者第三光源部700流动的电流大于第二光源部200或者第四光源部800流动的电流。

[0132] 此时,第一电阻R1和第二电阻R2的电阻值的比例在正常操作的情况下,可以按照第一光源部100或者第三光源部700放射光线,而第二光源部200或者第四光源部800不放射光线的比例进行设定。

[0133] 由于故障等原因第一光源部100及第三光源部700不能放射光线时,第一光源部100及第三光源部700的电阻会大幅增加,因此第一电阻R1流动的电流的大小会减少,第二电阻R2流动的电流的大小会增大。

[0134] 由此,第二光源部200及第四光源部800可以放射光线。即,第一光源部100及第三光源部700不能放射光线时,电源PWR通过第二电阻R2供应到第二光源部200及第四光源部800。

[0135] 控制部900感应第一电阻R1和第二电阻R2中流动的电流的大小,将驱动控制信号输出至驱动部500,以使基板400或附加基板600可以移动。

[0136] 另外,如图13(a)、(b)所示,图1的基板400的截面形状相对于光学部300要凹陷进去。因此,即使第二光源部200没有沿着中心轴进行排列,光线也可以最大可能的入射到光学部300。

[0137] 接下来参考附图对本发明的第三实施例的内窥镜系统进行说明。

[0138] 如图14(a)至图16(d)图示了本发明的第三实施例的内窥镜系统的第一光源部及第二光源部,为方便说明省略了光学部300的图示。

[0139] 本发明的第三实施例的内窥镜系统包括,第一光源部100、第二光源部200、光学部300及光导向部20。

[0140] 第一光源部100安装在基板400上,具有第一端口部150。

[0141] 第二光源部200安装在基板400上,在不是与第一光源部100的边界领域的非边界领域具有第二端口部250,当第一光源部100不能放射光线时,放射光线。

[0142] 此时,第一端口部150及第二端口部250包括+电极和-电极。

[0143] 图17为不同于本发明的第三实施例的对比例子,第一光源部100和第二光源部200的边界领域具备第一端口部150和第二端口部250时,可以了解到第一光源部100和第二光源部200之间的间距G大于本发明的第三实施例。

[0144] 不同于所述对比例子本发明的第三实施例的第一光源部100和第二光源部200的边界领域不具备第一端口部150和第二端口部250,因此可以减少第一光源部100和第二光源部200之间的间距,由此可以减小基板400的大小,并且同样可以减小光线放射部10的大小。

[0145] 第一光源部100或第二光源部200的光线穿透光学部300。光导向部20将穿透光学部300的光线引导至对象体的内部。对于光学部300及光导向部20通过前述的第一实施例及第二实施例进行过详细说明,因此将省略说明。。

[0146] 另外,第一光源部100及第二光源部200包括总共n个部分光源,当第一光源部100包括m个($m < n$, m和n是自然数)部分光源时,第二光源部200包括1个以上($n-m$)个以下的部分光源。

[0147] 图14,图15及图16的内窥镜系统分别具有2个($=n$),3个($=n$),4个($=n$)的总体部分光源。

[0148] 如果 $n=3$, $m=1$ 时,第二光源部200的部分光源可以是1个或2个。

[0149] 并且,当 $n=4$, $m=1$ 时,第二光源部200的部分光源可以是1个,2个或3个。当 $m=3$ 时,第二光源部200的部分光源可以是1个。

[0150] 如此,第一光源部100和第二光源部200的部分光源的数量可以按照设计进行变更。

[0151] 另外,第一光源部100沿着光学部300的中心轴排列,第二光源部200脱离中心轴。例如,当第一光源部100及第二光源部200分别包括1个部分光源时,第一光源部的部分光源沿着中心轴排列,第二光源部200的部分光源配置于不同于第一光源部100的部分光源在基板400上的位置,因此可以脱离中心轴。

[0152] 由此,由于第二光源部200脱离了中心轴,因此即使传达到光导向部20的光量减少,手术者也可以对应第一光源部100的故障等内窥镜系统的非正常操作。

[0153] 并且,使第二光源部200的部分光源的数量大于第一光源部100的部分光源的数量,以可以补偿由于脱离中心轴进行排列而导致的光量的减少。

[0154] 另外,如图18所示,第一光源部100及第二光源部200包括附加光学部350,所述附加光学部350用于覆盖安装于基板400上的光源。光源可以是LED但并不局限于此。附加光学部350可以由树脂(resin)构成,但并不局限于此。光源和基板400之间可以配置放热部HR。

[0155] 此时,附加光学部350的截面形状相对于光线的进行方向弯曲或平整。例如,如图19(a)可以突出或相反的可以凹陷,如图19(b)可以平整。

[0156] 不仅如此,附加光学部350如图19(c)可以执行菲涅耳透镜的功能。

[0157] 由此可见,附加光学部350的形象可以有多种配置,可以按照内窥镜系统的设计方向相对应的方向进行调整。图20为表示本发明的实施例的内窥镜系统的方框图。如图20所

示,本发明的实施例的内窥镜系统包括内窥镜50、影像信号处理部40以及显示部60。所述内窥镜50用于观察特定波长的光线。所述影像信号处理部40用于驱动内窥镜50,并对内窥镜50拍摄的影像进行信号处理。所述显示部60用于显示被拍摄的对象体的影像。

[0158] 内窥镜包括插入部50a,手把25以及通用密码部50c,并且通过通用密码部50c与影像信号处理部40电连接。所述插入部50a可以是柔韧的(flexible)或者僵硬的(rigid),可以插入到光线几乎无法抵达的对象体的内部。所述手把25提供于插入部50a。所述通用密码部50c由手把25的侧部延长而成。

[0159] 并且,内窥镜50的主体部主要由插入部50a和手把25构成,拍摄影像信号和控制信号通过电线1a,3a传播到影像信号处理部40。

[0160] 插入部50a的终端具备CMOS或CCD等影像传感部30和陀螺仪传感器或加速度传感器等运动感知传感器1及手术钳孔(forceps hole)。手术钳孔已广为人知因此省略说明。

[0161] 影像传感部30通过由电缆3a与影像传感器驱动部相连接,所述电缆3a是由多个信号线3a形成的捆,运动感知传感器1同样分别通过电缆1a连接。

[0162] 光导向部20在插入部50a通过通用密码部50c与影像信号处理部40相连接。光导向部20引导从光线放射部10放射的光线以使其光线从插入部50a的终端输出。

[0163] 对于影像信号处理部40只对有关影像拍摄的部件进行说明,对驱动所需的其它一般的构成部件省略说明。

[0164] 影像信号处理部40至少包括影像传感器驱动部(image sensor driver)、增益放大器(gain amplifier)、模拟-数字转换部ADC、数字信号处理器DSP(digital signal processor)、数字-模拟转换部DAC、CPU。

[0165] 光线放射部10从驱动器接收电源而被驱动,驱动器由CPU控制。

[0166] 如上所述,对本发明的优选的实施例进行了观察,而对于本发明所属技术领域的普通技术人员而言,除了上述所述的实施例之外,本发明可以在不脱离其宗旨或范畴的情况下,以其它特定形态实现具体化是显而易见的。因此,上述的实施例不应视为是限制性的,而是应视为是例示性的,由此,本发明并不局限于上述的说明,而是可以在所附的权利要求保护范围的范畴及其等同范围内发生变更。

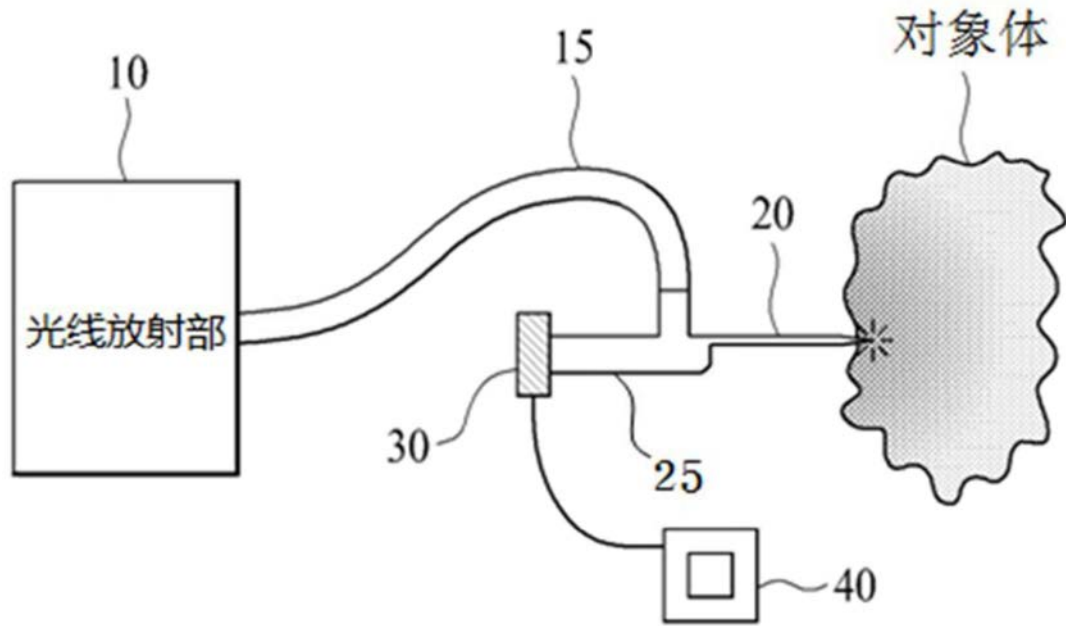


图1

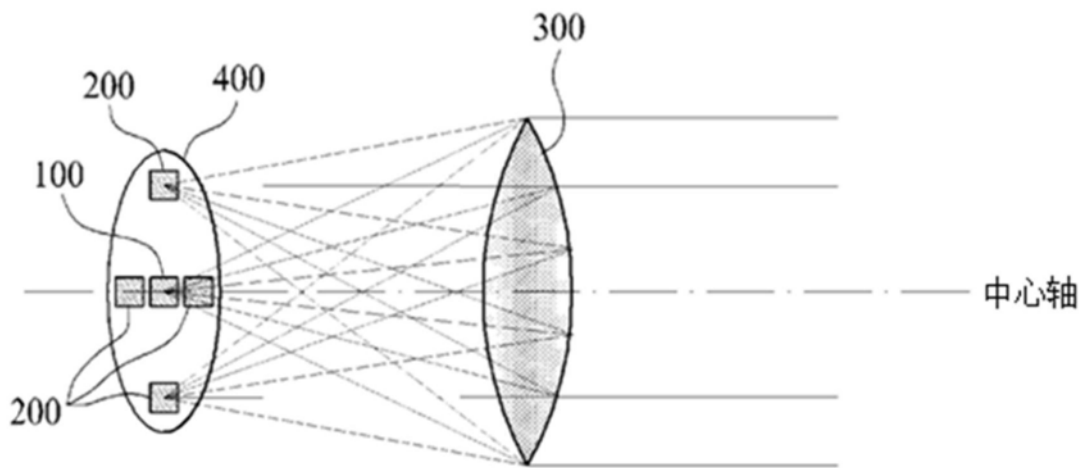


图2

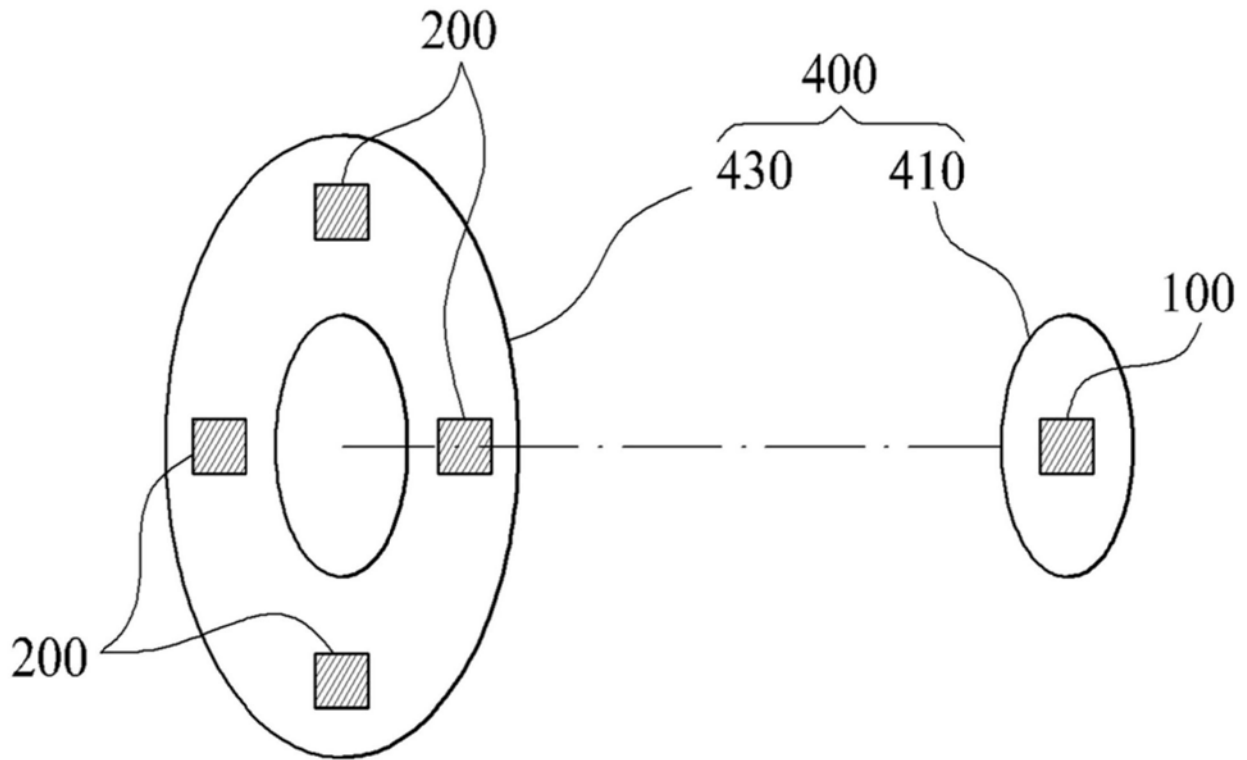


图3

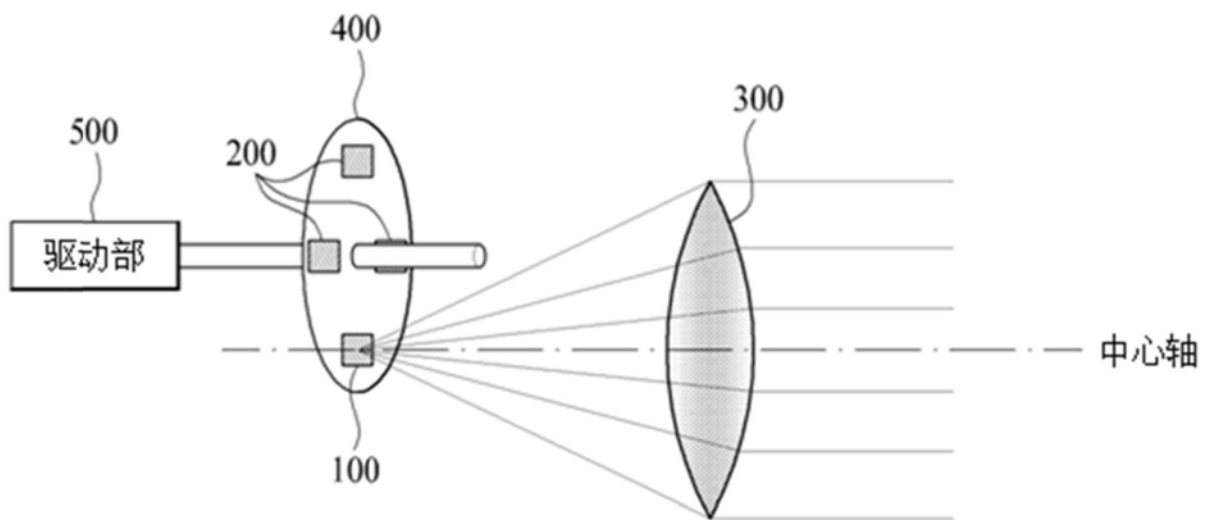


图4

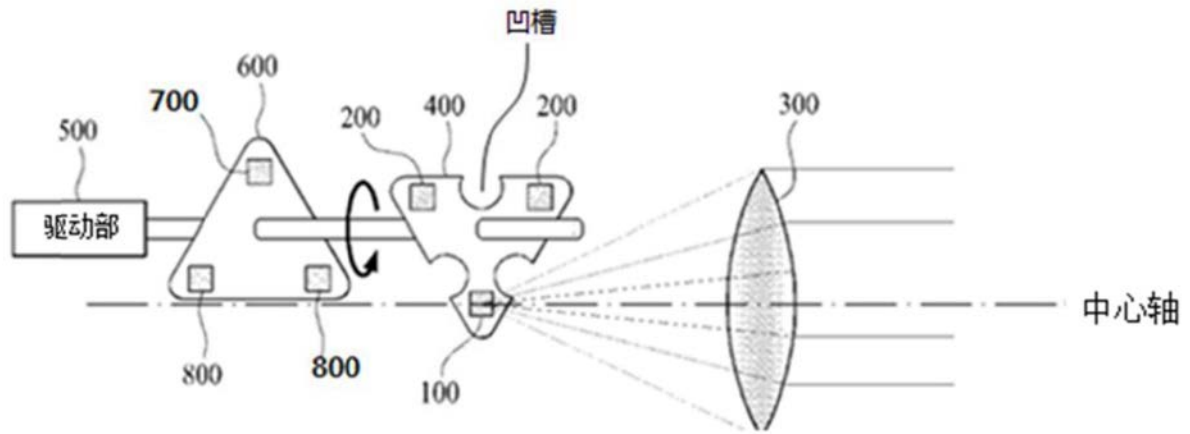


图5

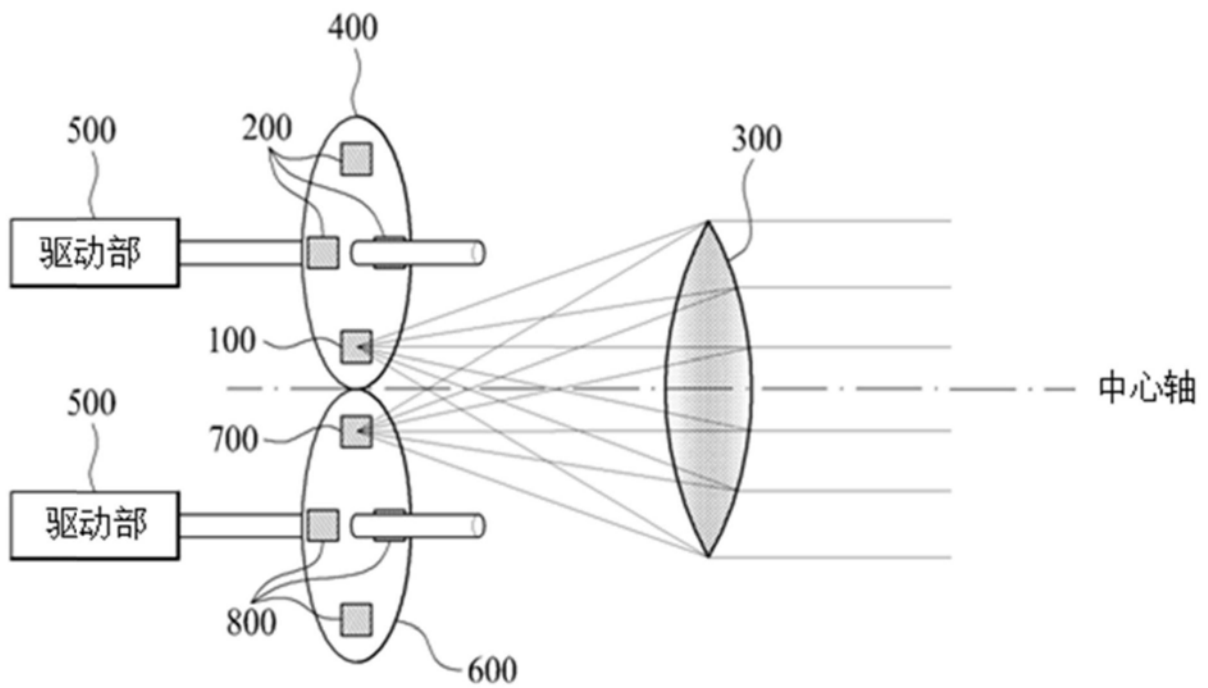


图6

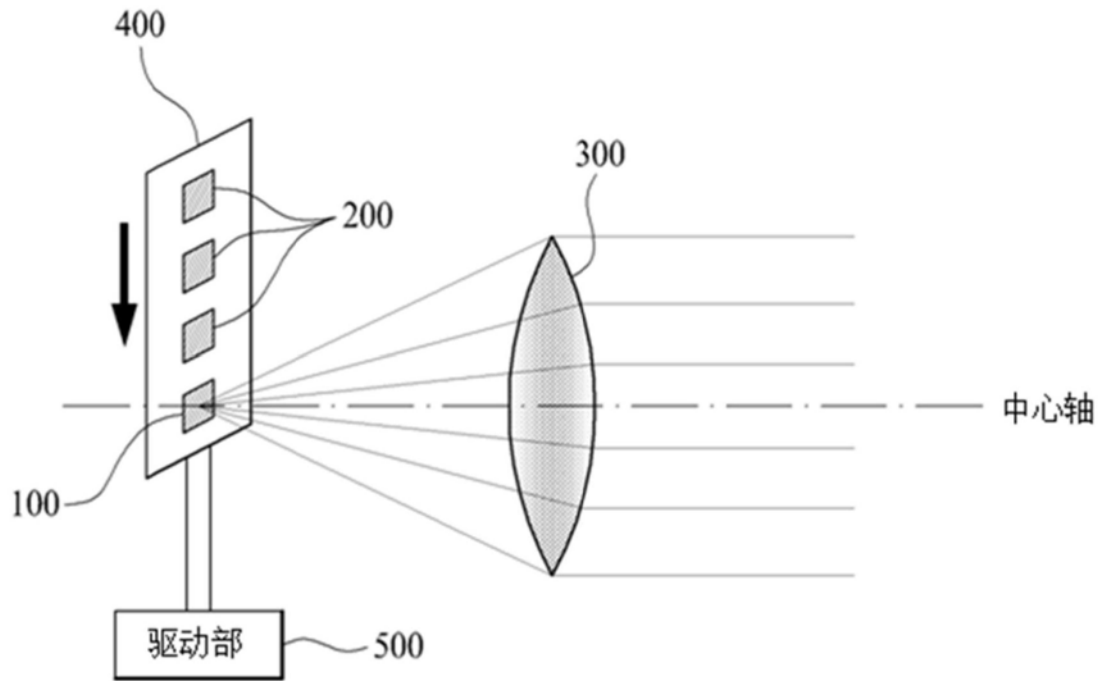


图7

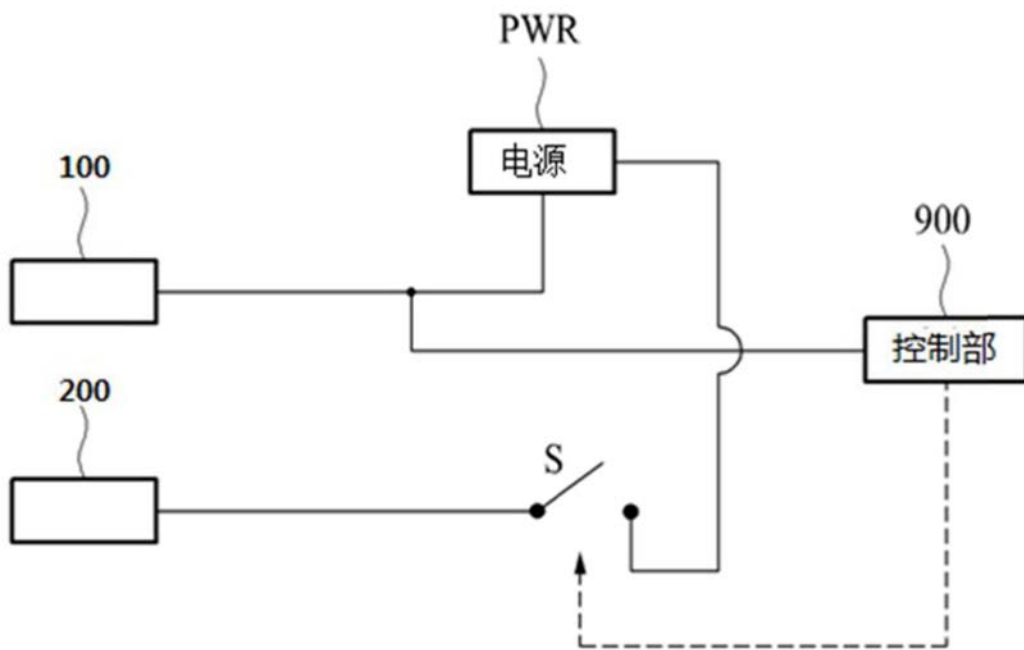


图8

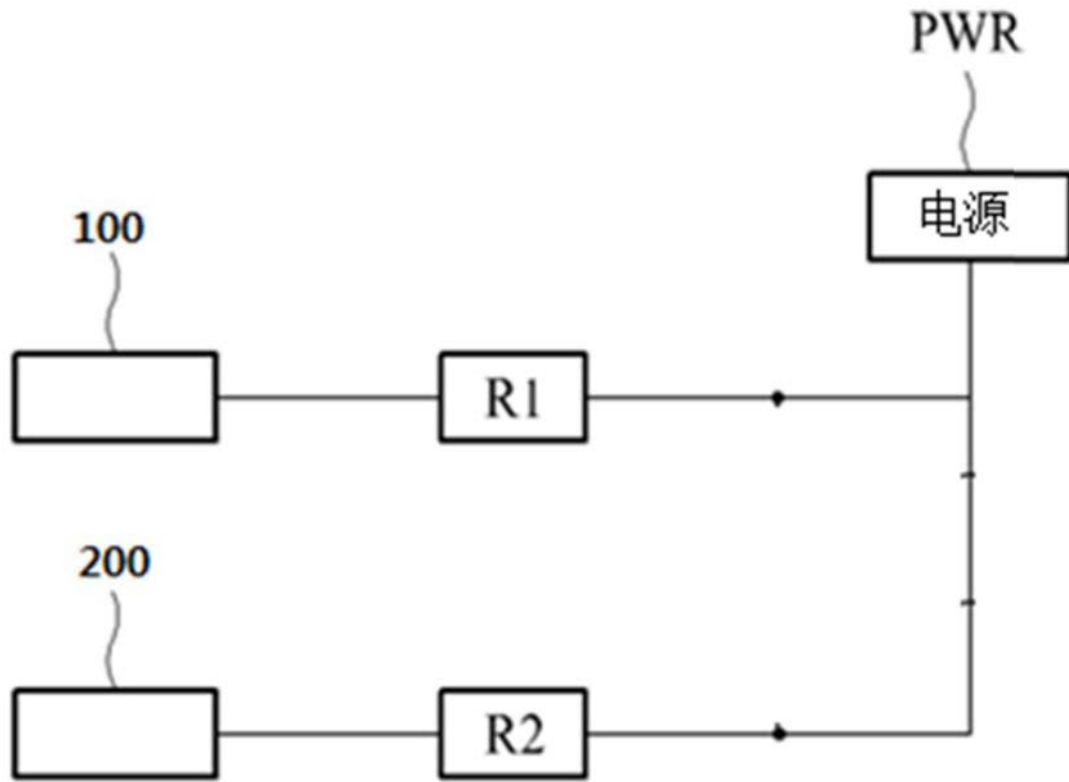


图9

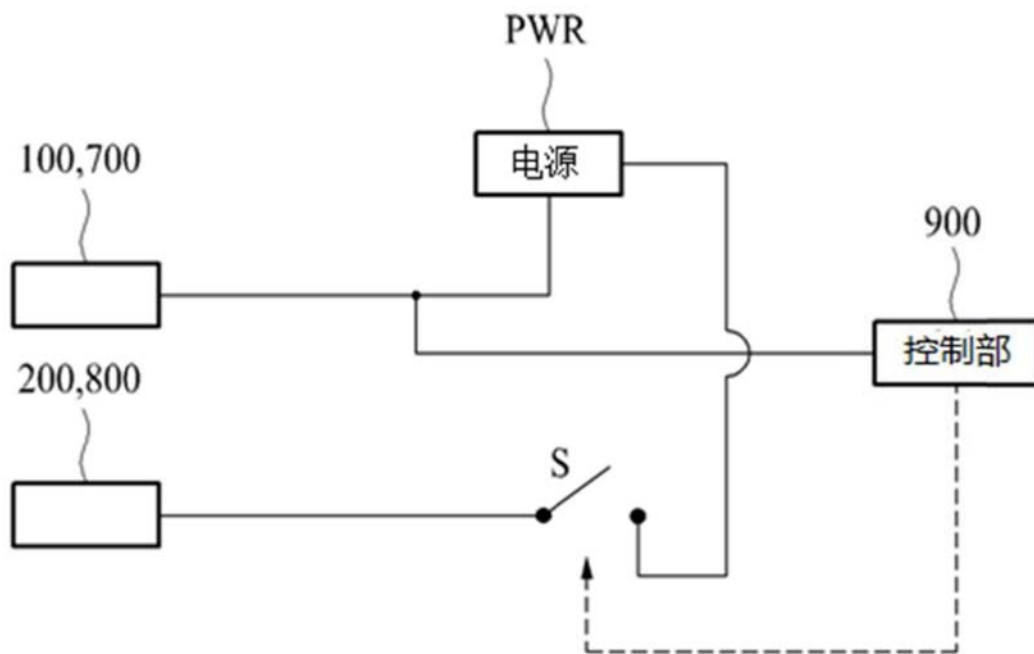


图10

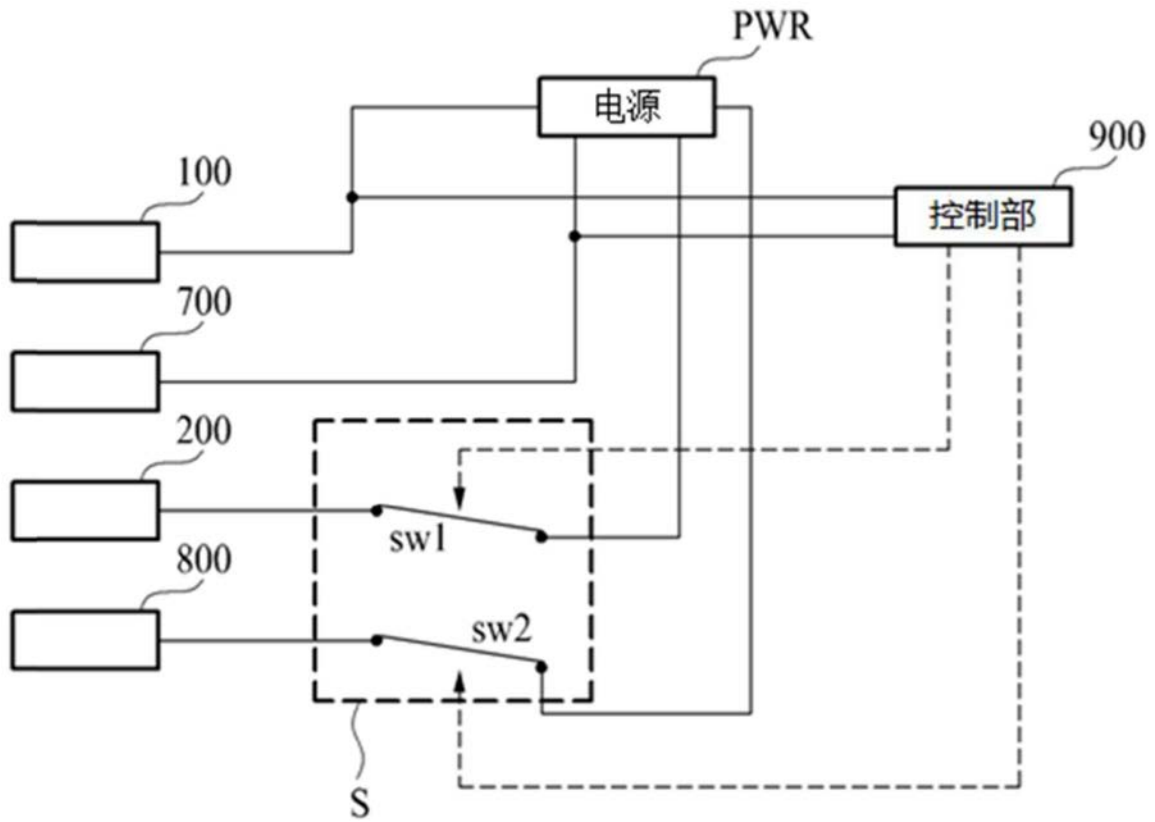


图11

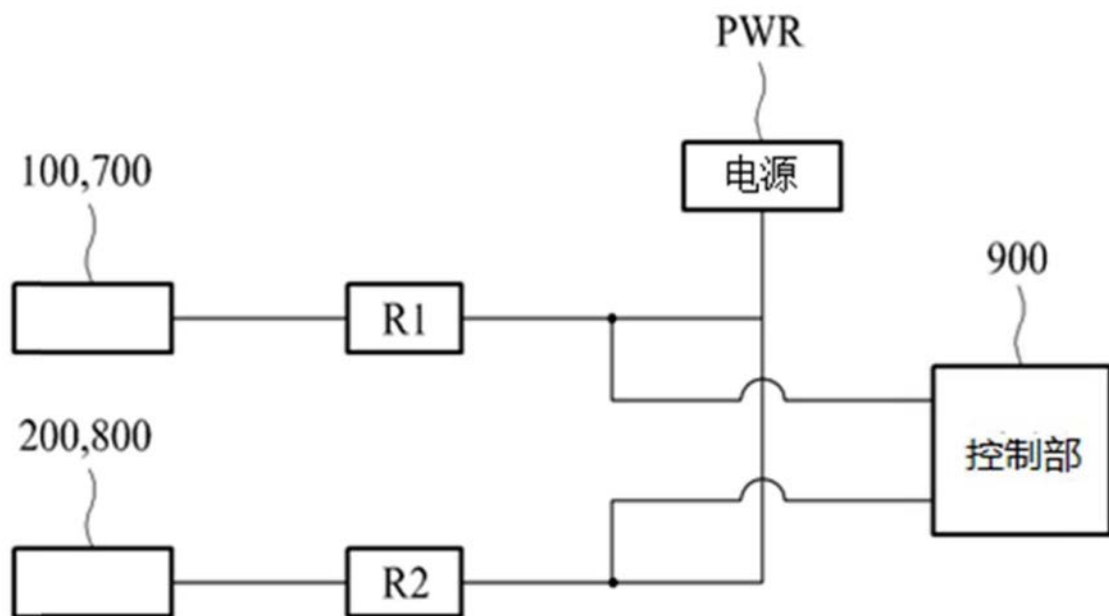


图12

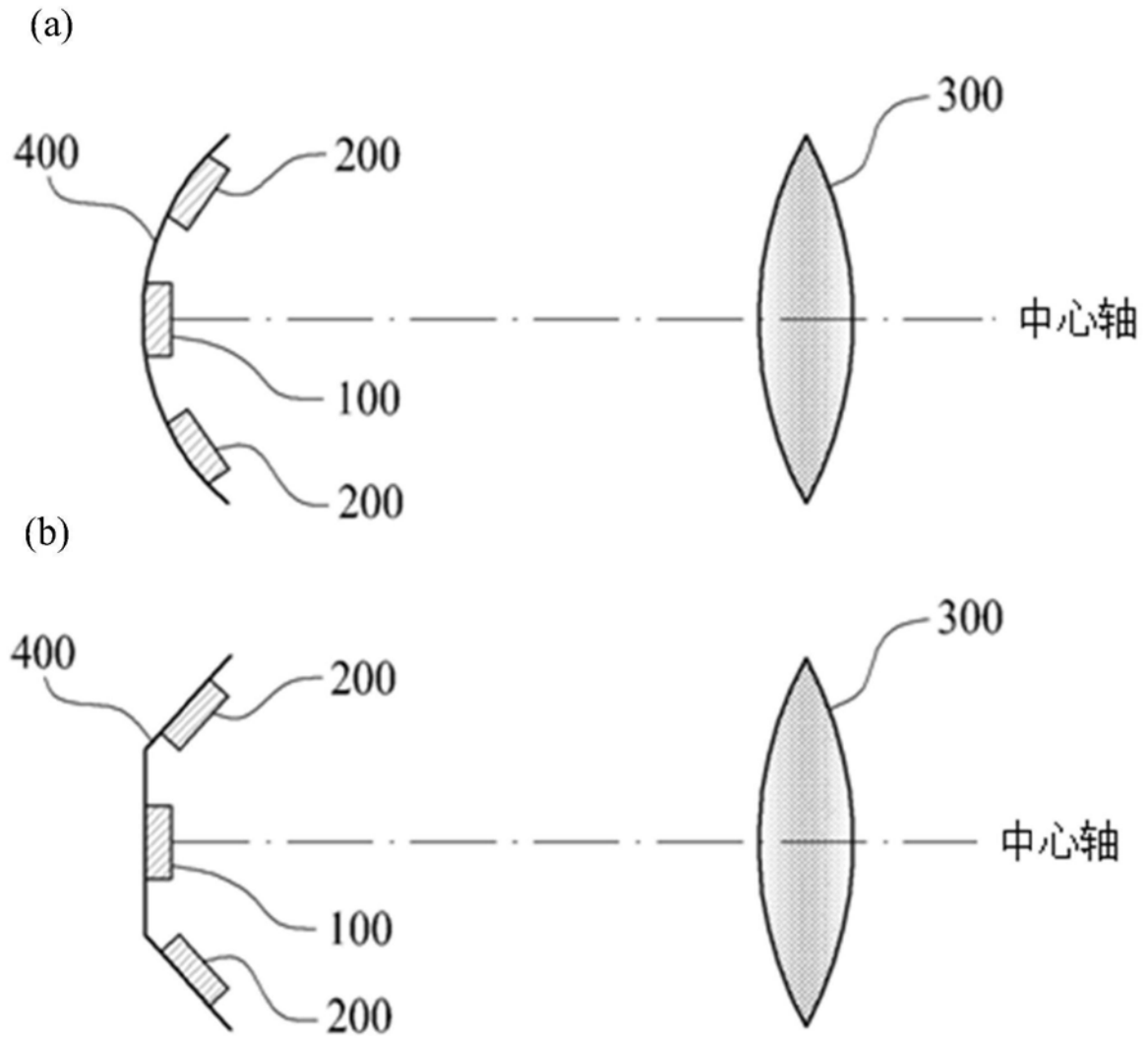


图13

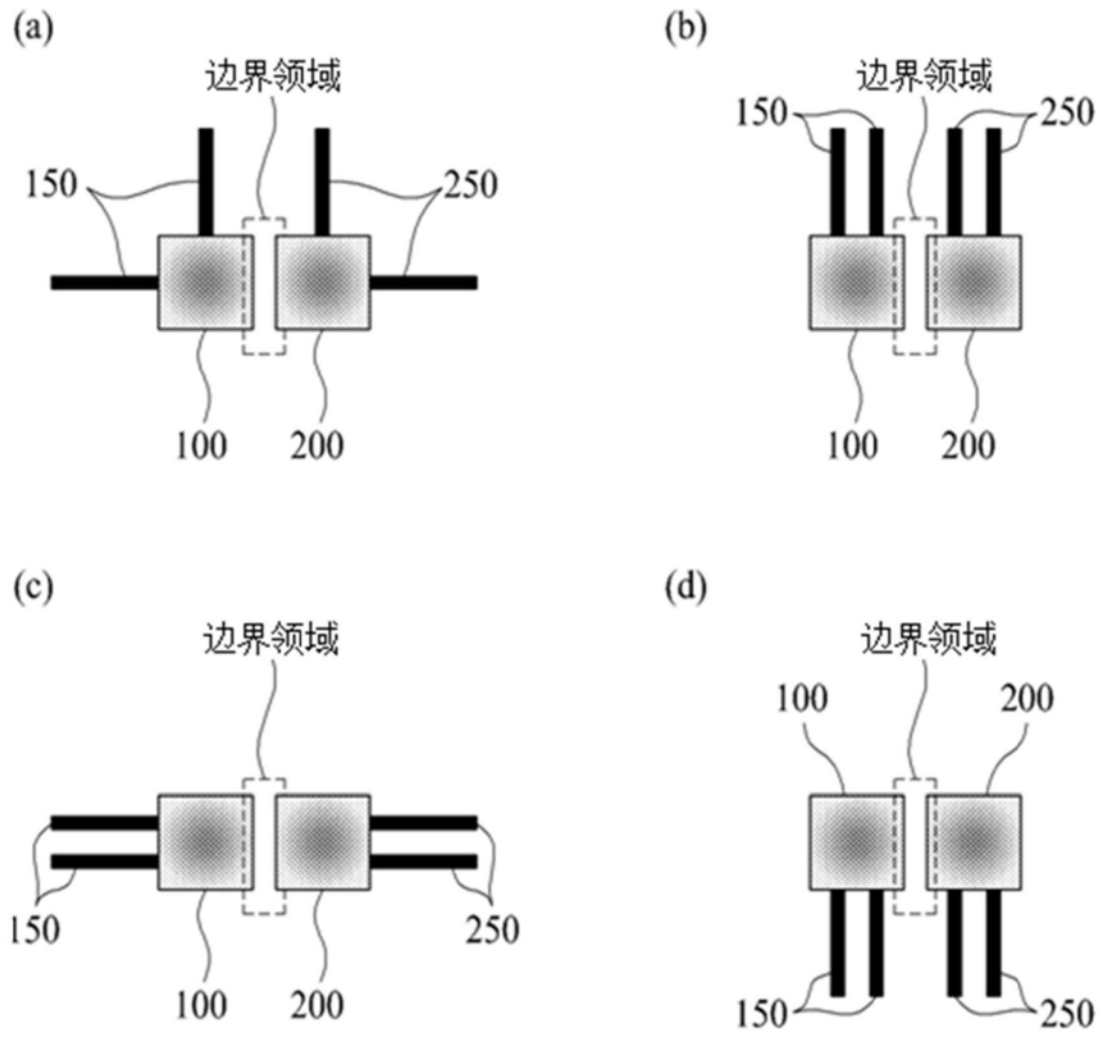


图14

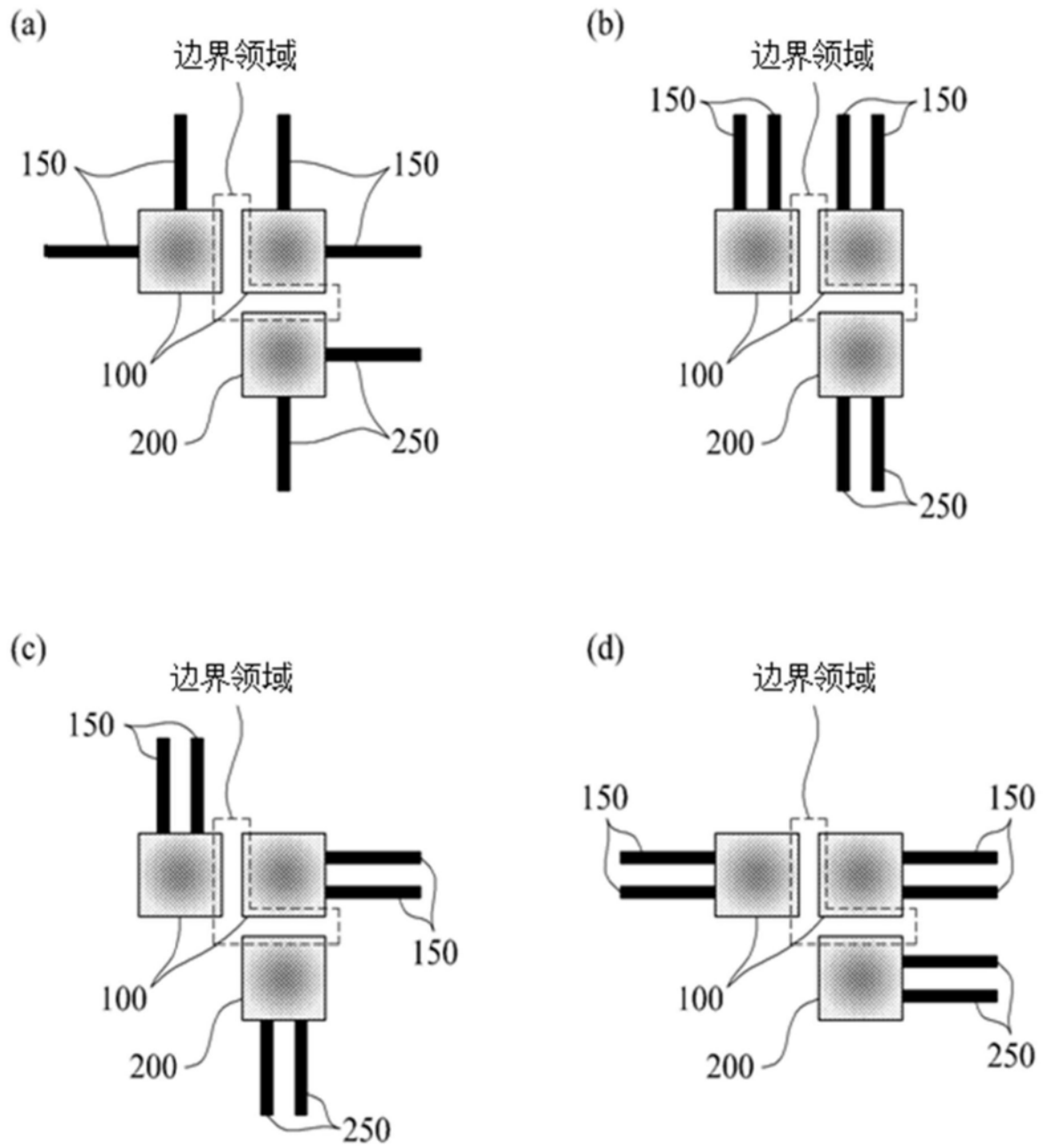


图15

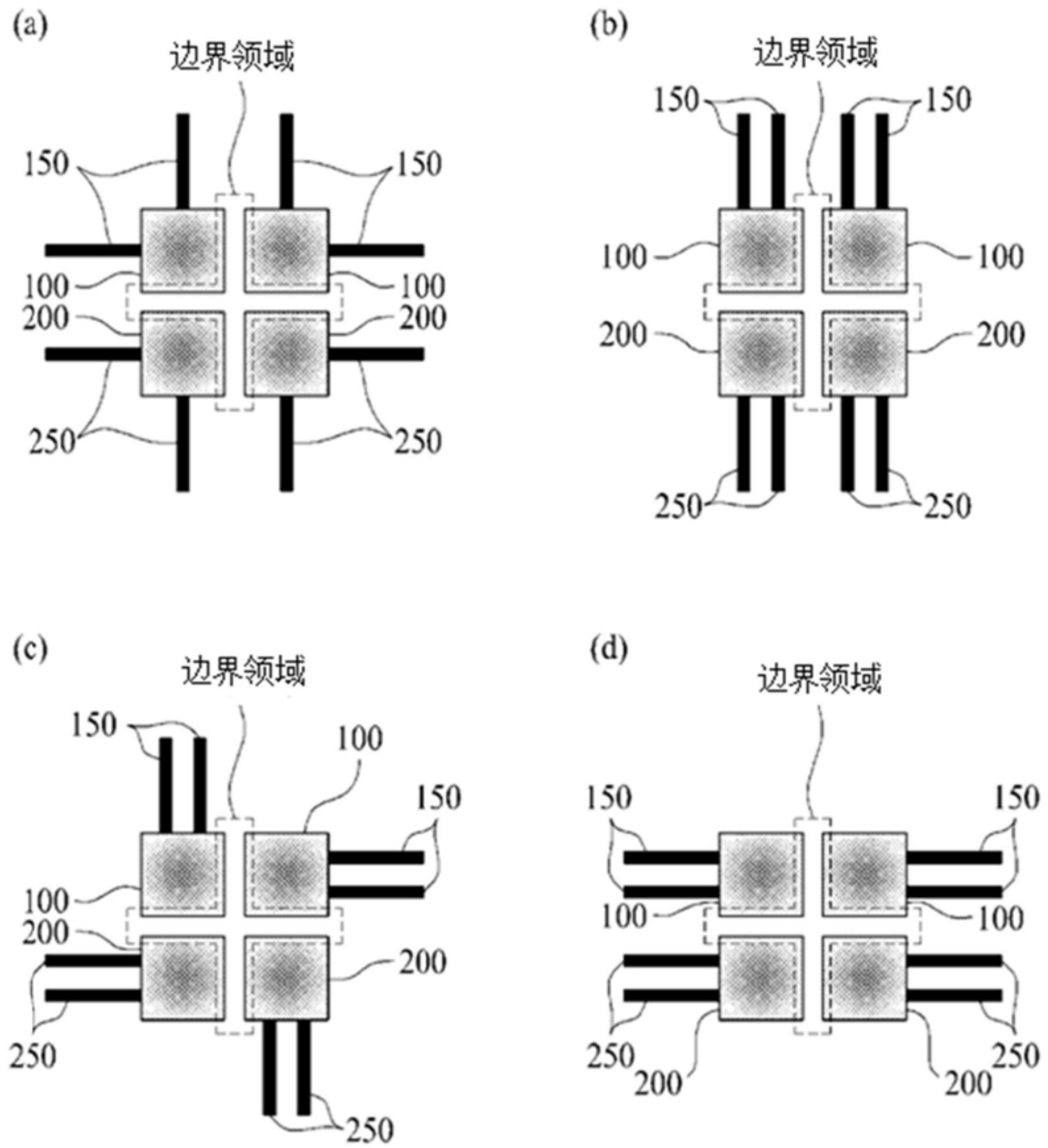


图16

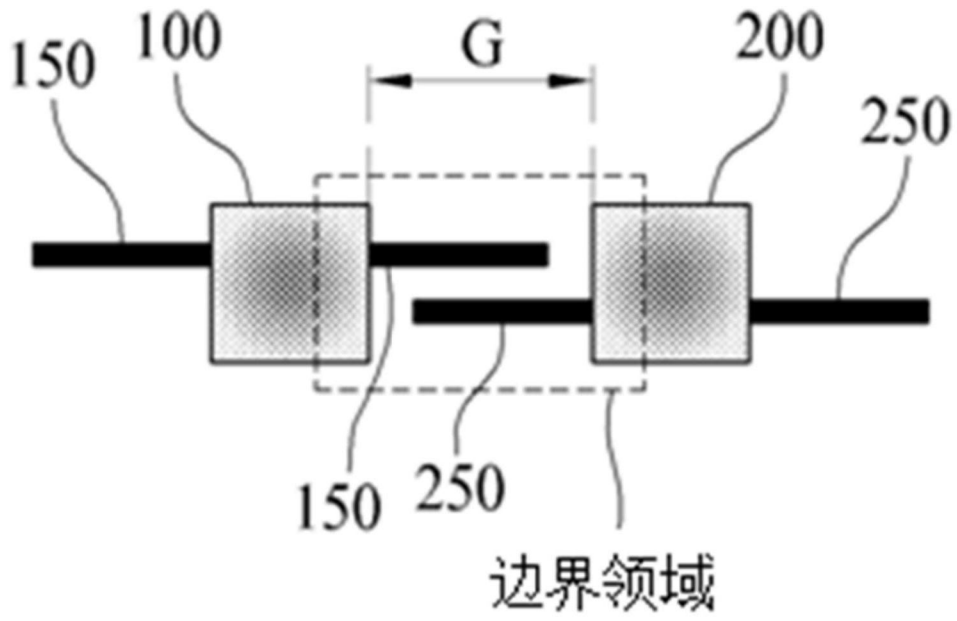


图17

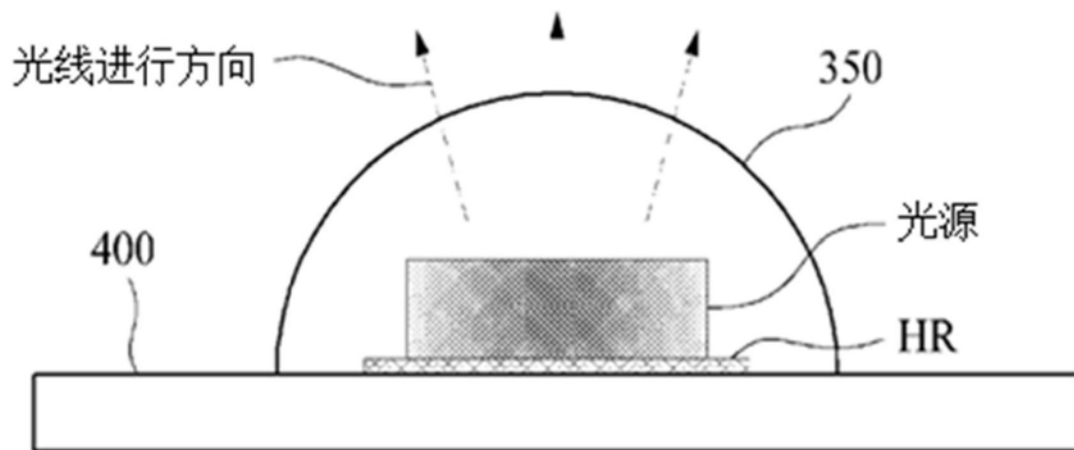


图18

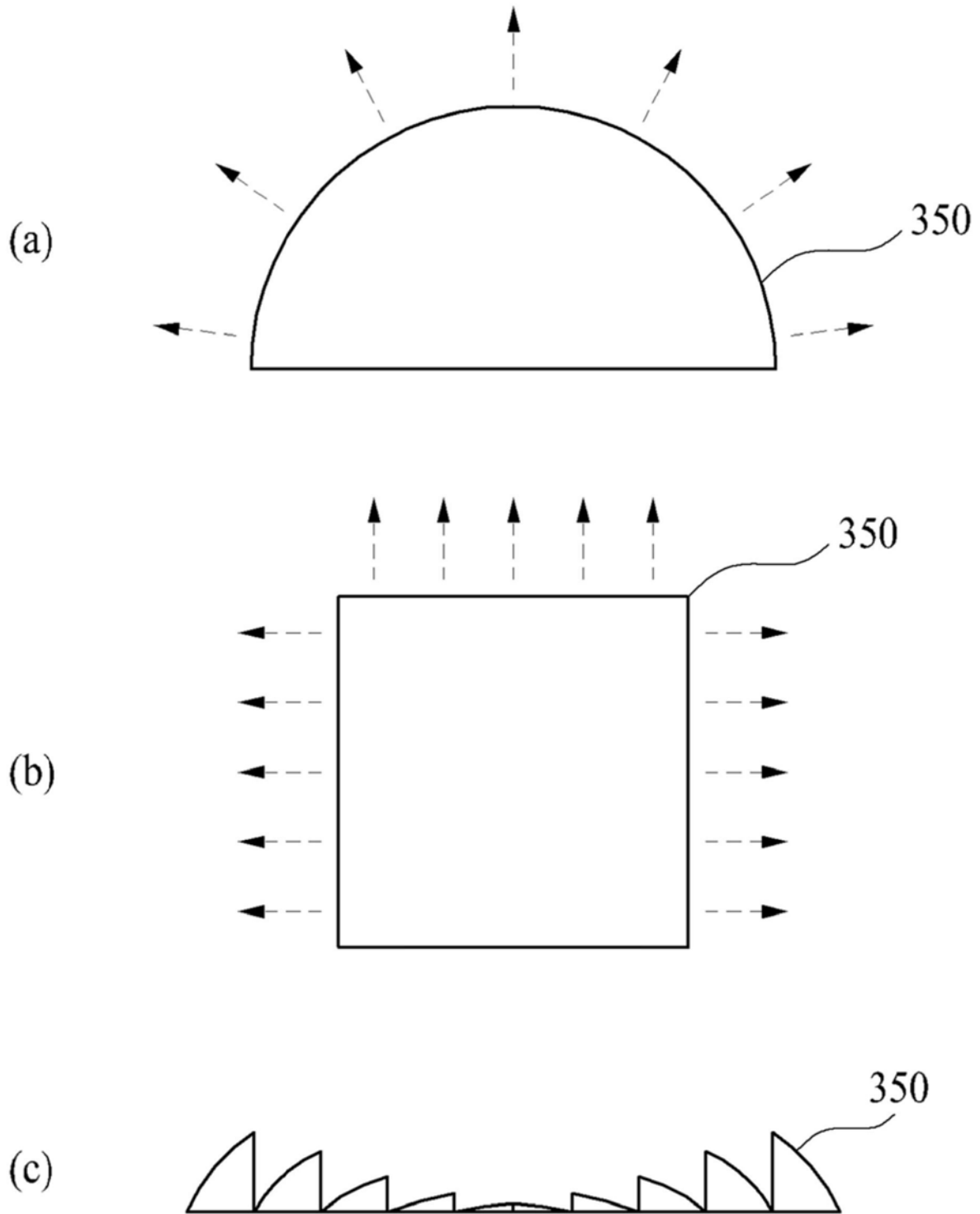


图19

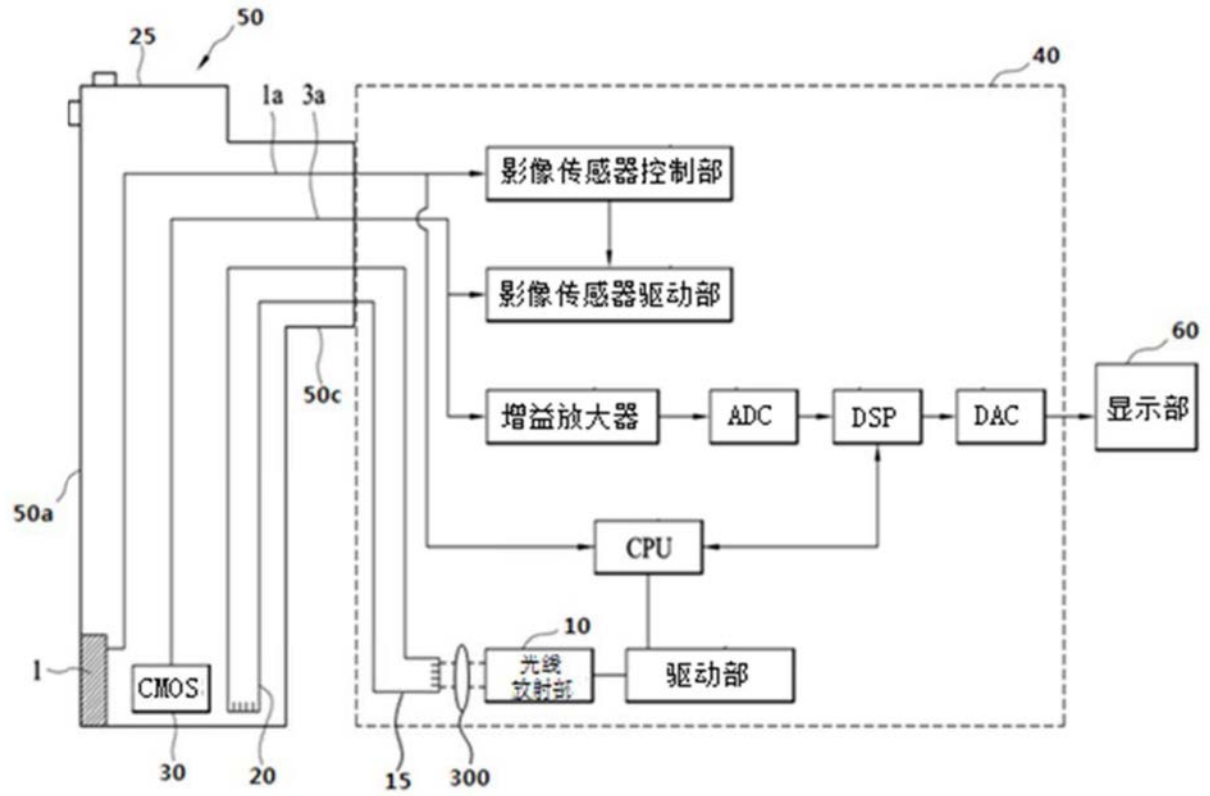


图20

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	CN107260111B	公开(公告)日	2019-09-17
申请号	CN201611113516.2	申请日	2016-12-06
[标]申请(专利权)人(译)	因德斯马特有限公司		
申请(专利权)人(译)	因德斯马特有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	因德斯马特有限公司		
[标]发明人	姜旭 申一亨		
发明人	姜旭 申一亨		
IPC分类号	A61B1/05 A61B1/06 A61B1/07		
CPC分类号	A61B1/00006 A61B1/00163 A61B1/00165 A61B1/05 A61B1/051 A61B1/0684 A61B1/07 A61B1/00025 A61B1/00057 A61B1/0669 F21V5/045 G02B23/2461 H04N5/2256 H04N2005/2255 A61B1/00009 A61B1/00045 A61B1/04 F21V23/0457 G02B23/2484 G02B23/26		
代理人(译)	王正茂 丛芳		
优先权	1020160040028 2016-04-01 KR 1020160079112 2016-06-24 KR		
其他公开文献	CN107260111A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种内窥镜系统，包括：第一光源部，安装在基板上；第二光源部，也安装在基板上，当第一光源部不能放射光线时，第二光源部放射光线；光学部，用于穿透第一光源部或第二光源部的光线；光导向部，将穿透光学部的光线引导至对象体的内部；影像传感部，感应从对象体反射而抵达影像传感部的光线，并转换为影像信号；以及影像信号处理部，处理影像信号并显示到显示器装置上。本发明的内窥镜系统即使光源无法正常进行操作也可以稳定的生成影像。

