



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105682530 A

(43) 申请公布日 2016. 06. 15

(21) 申请号 201480058281. 4

代理人 李辉 于靖帅

(22) 申请日 2014. 09. 10

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61B 1/00(2006. 01)

2014-002612 2014. 01. 09 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2016. 04. 22

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2014/073951 2014. 09. 10

(87) PCT国际申请的公布数据

W02015/104869 JA 2015. 07. 16

(71) 申请人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 冲田佳也

(74) 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司
11127

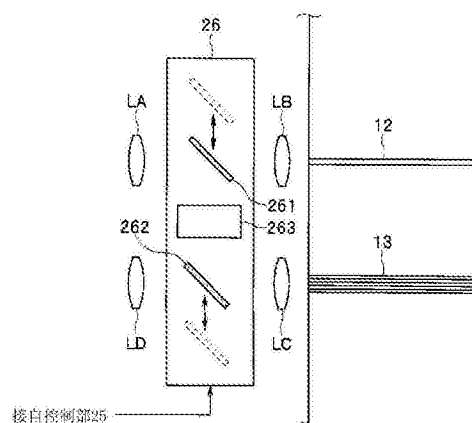
权利要求书1页 说明书9页 附图13页

(54) 发明名称

内窥镜系统

(57) 摘要

内窥镜系统具有:细长的插入部,其能够插入到被检体的体腔内;第一光源部,其供给用于对被检体的体腔内的被摄体进行照明的照明光;照明用光纤,其引导从第一光源部供给的照明光并使该照明光从出射端侧的端面向被摄体射出;受光用光纤组,其构成为具有在入射端侧的端面接受从照明用光纤的出射端侧的端面向被摄体射出的照明光的返回光并进行引导的1根以上的光纤;以及光学单元,其能够使从第一光源部供给的照明光或者从与第一光源部分开的第二光源部供给的与照明光不同的规定的光中的任意光入射到受光用光纤组的出射端侧的端面。



1. 一种内窥镜系统,其特征在于,该内窥镜系统具有:

细长的插入部,其能够插入到被检体的体腔内;

第一光源部,其设置于所述插入部的外部,构成为供给用于对所述被检体的体腔内的被摄体进行照明的照明光;

照明用光纤,其设置于所述插入部,构成为引导从所述第一光源部供给的所述照明光并使所述照明光从出射端侧的端面向被摄体射出;

受光用光纤组,其设置于所述插入部,构成为具有1根以上的光纤,该1根以上的光纤在入射端侧的端面接受从所述照明用光纤的出射端侧的端面向所述被摄体射出的所述照明光的返回光并进行引导;以及

光学单元,其设置于所述插入部的外部,构成为能够使从所述第一光源部供给的所述照明光或者从与所述第一光源部分开的第二光源部供给的与所述照明光不同的规定的光中的任意光入射到所述受光用光纤组的出射端侧的端面。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述光学单元构成为能够进行用于使从所述第一光源部供给的所述照明光入射到所述照明用光纤的入射端侧的端面或者所述受光用光纤组的出射端侧的端面中的任意端面的切换动作。

3. 根据权利要求2所述的内窥镜系统,其特征在于,该内窥镜系统还具有:

致动器部,其设置于所述插入部,构成为使所述照明用光纤的出射端侧的端部摆动;

扫描驱动部,其设置于所述插入部的外部,构成为供给用于使所述致动器部驱动的驱动信号;以及

控制部,其构成为通过以一边使所述照明用光纤的出射端侧的端部摆动一边使从所述第一光源部供给的所述照明光入射到所述照明用光纤的入射端侧的端面的方式控制所述光学单元和所述扫描驱动部,来进行用于获取所述被摄体的观察图像的扫描,并且在从进行了用于获取规定的帧数的所述被摄体的观察图像的扫描之后到经过规定的时间为止的期间中,对所述光学单元进行用于使从所述第一光源部供给的所述照明光入射到所述受光用光纤组的出射端侧的端面的控制。

4. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述受光用光纤组是将多根光纤捆束而构成的,该多根光纤在入射端侧的端面接受从所述照明用光纤的出射端侧的端面向所述被摄体射出的所述照明光的返回光并进行引导,

所述光学单元具有光束直径变更部,该光束直径变更部构成为将从所述第一光源部供给的所述照明光或者从所述第二光源部供给的所述规定的光的光束直径变更为适合于所述受光用光纤组的光束直径而射出。

5. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其特征在于,

从所述第二光源部供给的所述规定的光具有与从所述第一光源部射出的所述照明光的波段不重叠的波段。

6. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其特征在于,

该内窥镜系统还具有光学滤镜,该光学滤镜设置于所述受光用光纤组的入射端侧的端面,构成为遮断从所述照明用光纤的出射端侧的端面入射的所述规定的光的波段成分。

内窥镜系统

技术领域

[0001] 本发明涉及内窥镜系统,尤其涉及扫描被摄体而获取图像的内窥镜系统。

背景技术

[0002] 在医疗领域的内窥镜中,为了减轻被检者的负担,提出了用于使插入到该被检者的体腔内的插入部细径化的各种技术。并且,作为这种技术的一例,公知有在相当于上述的插入部的部分没有固体摄像元件的扫描型内窥镜以及具有该扫描型内窥镜而构成的系统。

[0003] 具体来说,具有扫描型内窥镜的系统例如构成为,通过使引导从光源部发出的光的导光用光纤的前端部摆动来按照预先设定的扫描图案对被摄体进行二维扫描,通过受光用光纤接受来自该被摄体的返回光,根据被该受光用光纤接受到的返回光生成该被摄体的图像。

[0004] 另一方面,在光纤中存在着具有如下的光学特性的物质:例如当暴露于X射线等放射线时透射率降低并且通过添加具有比较高强度的光而促进该透射率的降低的恢复。

[0005] 并且,例如在日本特开昭58-73332号公报中,公开了用于促进因放射线照射而降低的光纤的透射率的恢复的技术。

[0006] 具体来说,在日本特开昭58-73332号公报中公开了一种结构:在内窥镜中,在插入部中设置有用使来自光传递用光学纤维束的光出射端面的出射光偏转的规定的光学元件(棱镜或反射镜),并且在该出射光入射到图像传递用光学玻璃纤维束的像入射面的位置配置该规定的光学元件,由此,使该图像传递用光学玻璃纤维束的透射率恢复到初始(制造时)的透射率附近。

[0007] 但是,在单纯地将日本特开昭58-73332号公报所公开的结构应用于扫描型内窥镜的情况下,会产生如下课题:由于光学元件(棱镜或反射镜)的配置而导致的插入部的粗径化是不可避免的,即扫描型内窥镜的优点被损坏。

[0008] 本发明就是鉴于上述情况而完成的,其目的在于提供无需使插入部不必要地粗径化就能够促进受光用光纤的透射率的恢复的内窥镜系统。

发明内容

[0009] 用于解决课题的手段

[0010] 本发明的一个方式的内窥镜系统具有:细长的插入部,其能够插入到被检体的体腔内;第一光源部,其设置于所述插入部的外部,构成为供给用于对所述被检体的体腔内的被摄体进行照明的照明光;照明用光纤,其设置于所述插入部,构成为引导从所述第一光源部供给的所述照明光并使所述照明光从出射端侧的端面向被摄体射出;受光用光纤组,其设置于所述插入部,构成为具有1根以上的光纤,该1根以上的光纤在入射端侧的端面接受从所述照明用光纤的出射端侧的端面向所述被摄体射出的所述照明光的返回光并进行引导;以及光学单元,其设置于所述插入部的外部,构成为能够使从所述第一光源部供给的所述照明光或者从与所述第一光源部分开的第二光源部供给的与所述照明光不同的规定的

光中的任意光入射到所述受光用光纤组的出射端侧的端面。

附图说明

- [0011] 图1是示出第一实施例的内窥镜系统的主要部分的结构的图。
- [0012] 图2是用于说明设置于扫描型内窥镜的致动器部的结构的剖视图。
- [0013] 图3是用于说明第一实施例的光学单元的结构的一例的图。
- [0014] 图4是示出第一实施例的光学单元的动作状态的一例的图。
- [0015] 图5是示出第一实施例的光学单元的动作状态的与图4不同的例子的图。
- [0016] 图6是示出第二实施例的内窥镜系统的主要部分的结构的图。
- [0017] 图7是用于说明第二实施例的光学单元的结构的一例的图。
- [0018] 图8是示出从图7的箭头AR1所示的方向观察的情况下的旋转板的结构的一例的图。
- [0019] 图9是示出从图7的箭头AR2所示的方向观察的情况下的旋转板的结构的一例的图。
- [0020] 图10是示出在用于获取被摄体的观察图像的扫描中以从漩涡状的轨迹的中心点A朝向最外点B的方式进行扫描的情况下的一例的图。
- [0021] 图11是示出在用于获取被摄体的观察图像的扫描中以从漩涡状的轨迹的最外点B朝向中心点A的方式进行扫描的情况下的一例的图。
- [0022] 图12是示出第二实施例的光学单元的动作状态的一例的图。
- [0023] 图13是示出第二实施例的光学单元的动作状态的与图12不同的例子的图。
- [0024] 图14是示出第三实施例的内窥镜系统的主要部分的结构的图。
- [0025] 图15是用于说明第三实施例的光学单元的结构的一例的图。
- [0026] 图16是示出第三实施例的光学单元的动作状态的一例的图。
- [0027] 图17是示出能够与第三实施例的光学单元并用的滤光器的设置位置的一例的图。

具体实施方式

[0028] 下面,参照附图对本发明的实施方式进行了说明。

[0029] (第一实施例)

[0030] 图1至图5涉及本发明的第一实施例。图1是示出第一实施例的内窥镜系统的主要部分的结构的图。

[0031] 如图1所示,内窥镜系统1例如构成为具有:扫描型内窥镜2,其能够插入到被检者的体腔内;主体装置3,其能够连接扫描型内窥镜2;显示装置4,其能够显示从主体装置3输出的观察图像等;以及输入装置5,其能够进行针对主体装置3的信息的输入和指示。另外,输入装置5不限于如图1所示的那样作为与主体装置3分开的装置而构成,例如也可以作为与主体装置3一体化的界面而构成。

[0032] 扫描型内窥镜2具有能够插入到被检者的体腔内并且形成为细长的圆筒形状的插入部11。

[0033] 在插入部11的基端侧设置有连接器部(未图示),该连接器部用于将扫描型内窥镜2自由装卸地连接于主体装置3的连接器座部(未图示)。

[0034] 在插入部11的内部的从基端部到前端部的部分分别贯穿插入有照明用光纤12和受光用光纤组13。

[0035] 照明用光纤12例如作为包含玻璃等的光纤而形成并且构成为能够引导从主体装置3供给的照明光,并使该被引导的照明光从(配置于插入部11的前端部的)前端侧的端面(出射端侧的端面)向被摄体射出。

[0036] 受光用光纤组13例如是将多个包含玻璃等的光纤捆束而构成的,并且构成为能够使从照明用光纤12向被摄体射出的照明光的返回光(由从照明用光纤12射出的照明光在被摄体进行反射而产生的反射光)被前端侧的端面(入射端侧的端面)接受并向主体装置3引导。并且,为了促进透射率的恢复,受光用光纤组13构成为能够引导从主体装置3供给的光。

[0037] 在插入部11的内部设置有致动器部14,该致动器部14构成为根据从主体装置3供给的驱动信号而使照明用光纤12的前端侧的包含端面的端部(出射端侧的端部)摆动。

[0038] 另一方面,照明用光纤12和致动器部14分别配置为在与扫描型内窥镜2的长度轴方向垂直的截面上例如具有图2所示的位置关系。图2是用于说明设置于扫描型内窥镜的致动器部的结构的剖视图。

[0039] 如图2所示,在照明用光纤12与致动器部14之间配置有作为接合部件的套圈41。

[0040] 具体来说,套圈41例如由氧化锆(陶瓷)或镍等形成。

[0041] 如图2所示,套圈41作为四棱柱而形成,具有与X轴方向(纸面的左右方向)垂直的侧面42a和42c以及与Y轴方向(纸面的上下方向)垂直的侧面42b和42d。并且,在套圈41的中心固定配置有照明用光纤12。另外,套圈41也可以作为四棱柱以外的其他的形状而形成。

[0042] 如图2所示,致动器部14具有:沿侧面42a配置的致动器14a、沿侧面42b配置的致动器14b、沿侧面42c配置的致动器14c以及沿侧面42d配置的致动器14d。

[0043] 致动器14a和14c例如由压电元件形成,并且构成为通过根据从主体装置3供给的驱动信号来进行驱动(伸缩),而能够使照明用光纤12的前端侧的包含端面的端部沿X轴方向摆动。

[0044] 致动器14b和14d例如由压电元件形成,并且构成为通过根据从主体装置3供给的驱动信号来进行驱动(伸缩),而能够使照明用光纤12的前端侧的包含端面的端部沿Y轴方向摆动。

[0045] 另一方面,如图1所示,主体装置3构成为具有:光源部21、扫描驱动部22、光检测部23、图像处理部24、控制部25、光学单元26、设置于光源部21的光出射口(未图示)的附近的透镜LA、设置于照明用光纤12的基端侧的端面(入射端侧的端面)的附近的透镜LB、设置于受光用光纤组13的基端侧的端面(出射端侧的端面)的附近的透镜LC以及设置于光检测部23的光入射口(未图示)的附近的透镜LD。

[0046] 光源部21构成为能够供给(从光出射口射出)用于对插入部11所插入的被检者的体腔内的被摄体进行照明的照明光。

[0047] 具体来说,光源部21例如具有产生作为红色区域的光的R光的R光用激光光源、产生作为绿色区域的光的G光的G光用激光光源以及产生蓝色区域的光的B光的B光用激光光源,构成为将合成了从各激光光源产生的光的白色光(RGB光)作为照明光而进行供给。

[0048] 并且,光源部21构成为例如通过根据控制部25的控制来切换各激光光源的接通断开状态,而能够开始或停止照明光的供给。

[0049] 扫描驱动部22例如具有驱动电路等,构成为根据控制部25的控制来供给用于使致动器部14驱动的驱动信号。

[0050] 光检测部23例如具有分波器和光传感器等,构成为将(从光入射口)入射的返回光按照R(红)、G(绿)和B(蓝)的每个颜色成分而分离,生成与该按照每个颜色成分而分离的光对应的颜色信号并输出到图像处理部24。

[0051] 图像处理部24构成为根据控制部25的控制来生成与从光检测部23输出的颜色信号对应的观察图像并输出到显示装置4。并且,图像处理部24构成为能够生成与控制部25的控制对应的字符串等视觉信息,并将该生成的视觉信息输出到显示装置4。

[0052] 控制部25具有CPU等,构成为能够进行基于从未图示的存储器读入的控制程序的各种控制。

[0053] 具体来说,控制部25构成为根据从未图示的存储器读入的控制程序,例如以使从插入部11射出的照明光的照射位置描绘规定的轨迹的方式对扫描驱动部22进行用于使照明用光纤12的前端侧的包含端面的端部(沿着该规定的轨迹)摆动的控制。

[0054] 并且,控制部25构成为能够进行基于在输入装置5进行的操作的各种控制。

[0055] 具体来说,控制部25构成为例如在检测出输入装置5的规定的开关SW(未图示)打开时,进行与受光用光纤组13的透射率的恢复的促进相关的控制。另外,关于这种控制的细节,稍后进行说明。

[0056] 如图2所示,光学单元26配置为位于从光源部21经由透镜LA射出的照明光的光路的途中,并且位于从受光用光纤组13的基端侧的端面经由透镜LC射出的返回光的光路的途中。并且,例如如图3所示,光学单元26构成为具有可动反射镜261和262以及光束直径变更部263。图3是用于说明第一实施例的光学单元的结构的一例的图。

[0057] 可动反射镜261构成为根据控制部25的控制,例如当输入装置5的规定的开关SW打开时,向能够将经由透镜LA射出的照明光反射到光束直径变更部263侧的位置(从透镜LA到透镜LB的光路上的规定的位置)移动。并且,可动反射镜261构成为根据控制部25的控制,例如当输入装置5的规定的开关SW关闭时,能够向能够使经由透镜LA射出的照明光通过透镜LB侧的位置(从透镜LA到透镜LB的光路之外的规定的位置)移动。

[0058] 可动反射镜262构成为根据控制部25的控制,例如当输入装置5的规定的开关SW打开时,向能够将经由光束直径变更部263射出的照明光反射到透镜LC侧的位置(从透镜LC到透镜LD的光路上的规定的位置)移动。并且,可动反射镜262构成为根据控制部25的控制,例如当输入装置5的规定的开关SW关闭时,能够向能够使经由透镜LC射出的照明光通过透镜LD侧的位置(从透镜LC到透镜LD的光路之外的规定的位置)移动。

[0059] 光束直径变更部263配置于从可动反射镜261到可动反射镜262的光路上的规定的位置。并且,光束直径变更部263例如具有光束扩展器,构成为当规定的开关SW打开时使经由可动反射镜261入射的照明光的光束直径变更为适合受光用光纤组13的光束直径的大小(放大为与受光用光纤组13的光束直径相同或大致相同的大小)并向可动反射镜262侧射出。

[0060] 即,光学单元26通过根据控制部25的控制来移动可动反射镜261和262而能够进行用于使从光源部21经由透镜LA射出的照明光入射到照明用光纤12的入射端侧的端面或受光用光纤组13的出射端侧的端面中的任意端面的切换动作。

[0061] 透镜LA例如构成为具有将从光源部21供给的照明光作为平行光而射出的光学特性。

[0062] 透镜LB例如构成为具有使经由透镜LA和光学单元26射出的照明光(平行光)聚光并入射到照明用光纤12的基端侧的端面的光学特性。

[0063] 透镜LC例如构成为具有将从受光用光纤组13的基端侧的端面射出的返回光作为平行光而射出并且使经由光学单元26射出的照明光聚光并入射到受光用光纤组13的基端侧的端面的光学特性。

[0064] 透镜LD例如构成为具有使经由透镜LC和光学单元26射出的返回光(平行光)聚光并入射到光检测部23的光学特性。

[0065] 接着,对本实施例的内窥镜系统1的作用进行说明。

[0066] 手术医生等用户在连接了内窥镜系统1的各部分并接通电源后,在输入装置5的规定的开关SW关闭的状态下,通过操作输入装置5来进行用于使照明光的供给开始的指示。

[0067] 控制部25根据在输入装置5进行的指示,对光源部21进行用于使照明光的供给开始的控制。并且,控制部25在检测出输入装置5的规定的开关SW关闭时,例如进行用于使光学单元26的可动反射镜261和262移动至图4所示的位置的控制。图4是示出第一实施例的光学单元的动作状态的一例的图。

[0068] 并且,根据上述那样的控制部25的控制,当规定的开关SW关闭时,从光源部21射出的照明光依次通过透镜LA和透镜LB后入射到照明用光纤12的基端侧的端面。并且,根据上述那样的控制部25的控制,当规定的开关SW关闭时,从受光用光纤组13的基端侧的端面射出的返回光依次通过透镜LC和透镜LD后入射到光检测部23。

[0069] 另一方面,用户在确认了照明光从插入部11射出后,进行用于使输入装置5的规定的开关SW从关闭切换成打开的操作。

[0070] 控制部25在检测出输入装置5的规定的开关SW打开时,例如进行用于使光学单元26的可动反射镜261和262移动至图5所示的位置的控制。图5是示出第一实施例的光学单元的动作状态的与图4不同的例子的图。

[0071] 并且,根据上述那样的控制部25的控制,当规定的开关SW打开时,从光源部21射出的照明光依次通过透镜LA、可动反射镜261、光束直径变更部263、可动反射镜262和透镜LC后,入射到受光用光纤组13的基端侧的端面。

[0072] 如上所述,根据本实施例的内窥镜系统1,即使未将专用的光学部件等设置于插入部11,也能够促进受光用光纤组13的透射率的恢复。因此,根据本实施例,无需将插入部不必要地粗径化就能够促进受光用光纤的透射率的恢复。

[0073] 另外,通过对以上所述的结构等进行适当变形,不限于受光用光纤组13构成为具有多根光纤的情况,即使在受光用光纤组13构成为具有1根光纤的情况下,也能够应用本实施例。

[0074] (第二实施例)

[0075] 图6至图13涉及本发明的第二实施例。

[0076] 另外,在本实施例中,省略有关具有与第一实施例相同的结构等的部分的详细的说明并且主要对具有与第一实施例不同的结构等的部分进行说明。图6是示出第二实施例的内窥镜系统的主要部分的结构的图。

[0077] 例如如图6所示,内窥镜系统1A构成为具有主体装置3A来代替内窥镜系统1中的主体装置3。并且,主体装置3A构成为具有光学单元27来代替主体装置3中的光学单元26。

[0078] 例如如图7所示,光学单元27构成为具有旋转反射镜机构271和272以及光束直径变更部273。图7是用于说明第二实施例的光学单元的结构的一例的图。

[0079] 例如如图7所示,旋转反射镜机构271构成为具有:电动机271A,其根据控制部25的控制而进行旋转;旋转轴271B,其传递由电动机271A的旋转而产生的旋转力;以及旋转板271C,其构成为将旋转轴271B的端部设置于中心部。

[0080] 例如,旋转板271C形成为具有圆板形状,构成为与旋转轴271B的旋转联动地旋转。并且,旋转板271C配置为倾斜地横穿经由透镜LA射出的照明光的光路(例如相对于经由透镜LA射出的照明光的光路成锐角)。并且,如图7所示,旋转板271C构成为具有开口部271D以及反射镜271E。

[0081] 开口部271D形成为例如在从图7的箭头AR1所示的方向观察的情况下具有图8所示那样的C形状(圆板形状),构成为使经由透镜LA射出的照明光通过。图8是示出从图7的箭头AR1所示的方向观察的情况下的旋转板的结构的一例的图。另外,根据本实施例,例如也可以将能够透过经由透镜LA射出的照明光的透明部件设置于开口部271D。

[0082] 例如如图8所示,反射镜271E形成为具有覆盖C形状的开口部271D的两端部那样的形状(圆板形状),并且配置于能够将经由透镜LA射出的照明光反射到光束直径变更部273侧的位置。

[0083] 例如如图7所示,旋转反射镜机构272构成为具有:电动机272A,其根据控制部25的控制而进行旋转;旋转轴272B,其传递由电动机272A的旋转而产生的旋转力;以及旋转板272C,其构成为将旋转轴272B的端部设置于中心部。

[0084] 例如,旋转板272C形成为具有圆板形状,构成为与旋转轴272B的旋转联动地进行旋转。并且,旋转板272C配置为倾斜地横穿经由透镜LC射出的返回光的光路(例如与经由透镜LC射出的返回光的光路成钝角)。并且,如图7所示,旋转板272C构成为具有开口部272D以及反射镜272E。

[0085] 例如,开口部272D形成为在从图7的箭头AR2所示的方向观察的情况下具有图9所示那样的C形状(圆板形状),构成为使经由透镜LC射出的返回光通过。图9是示出从图7的箭头AR2所示的方向观察的情况下的旋转板的结构的一例的图。另外,根据本实施例,例如也可以将能够透过经由透镜LC射出的返回光的透明部件设置于开口部271D。

[0086] 例如如图9所示,反射镜272E形成为具有覆盖C形状的开口部272D的两端部那样的形状(圆板形状),并且配置于能够将经由光束直径变更部273射出的照明光反射到透镜LC侧的位置。

[0087] 光束直径变更部273配置于从反射镜271E到反射镜272E的光路LP上,该光路LP是伴随着旋转板271C和272C的旋转而暂时形成的光路。并且,光束直径变更部273例如具有光束扩展器,构成为当形成了光路LP时使经由反射镜271E入射的照明光的光束直径变更为适合于受光用光纤组13的光束直径的大小(例如放大为与受光用光纤组13的光束直径相同或大致相同的大小)并向反射镜272E侧射出。

[0088] 即,光学单元27根据控制部25的控制使电动机271A和272A旋转,由此,能够进行用于使从光源部21经由透镜LA射出的照明光入射到照明用光纤12的入射端侧的端面或受光

用光纤组13的出射端侧的端面中的任意端面的切换动作。

[0089] 另一方面,本实施例的控制部25构成为在从进行了用于获取规定的帧数的观察图像的扫描之后到经过规定的时间为止的期间中进行用于形成光路LP的控制。另外,关于这种控制的细节,稍后进行说明。

[0090] 接着,对本实施例的内窥镜系统1A的作用进行说明。

[0091] 用户在连接了内窥镜系统1A的各部分并接通电源后,通过操作输入装置5来进行用于使基于扫描型内窥镜2和主体装置3A的观察图像的获取开始的指示。

[0092] 控制部25在检测出进行了用于使基于扫描型内窥镜2和主体装置3A的观察图像的获取开始的指示时,对光源部21进行用于使照明光的供给开始的控制并且以使从插入部11射出的照明光的照射位置描绘漩涡状的轨迹的方式对扫描驱动部22进行用于使照明用光纤12的前端侧的包含端面的端部摆动的控制。并且,控制部25在使照明用光纤12的前端侧的包含端面的端部摆动的过程中使从光源部21供给的照明光入射到照明用光纤12的基端侧的端面并且对光学单元27进行用于使从受光用光纤组13的基端侧的端面射出的返回光入射到光检测部23的控制。

[0093] 具体来说,控制部25例如进行用于在使照明用光纤12的前端侧的包含端面的端部沿着从图10的中心点A朝向最外点B的第一漩涡状的轨迹摆动后沿着从图11的最外点B朝向中心点A的第二漩涡状的轨迹摆动的控制。并且,控制部25例如在使照明用光纤12的前端侧的包含端面的端部沿着第一漩涡状的轨迹或第二漩涡状的轨迹摆动的过程中,对电动机271A和272A的旋转速度等进行调整,使得经由透镜LA射出的照明光通过开口部271D并且经由透镜LC射出的返回光通过开口部272D。图10是示出在用于获取被摄体的观察图像的扫描中,以从漩涡状的轨迹的中心点A朝向最外点B的方式进行扫描的情况下的一例的图。图11是示出在用于获取被摄体的观察图像的扫描中,以从漩涡状的轨迹的最外点B朝向中心点A的方式进行扫描的情况下的一例的图。

[0094] 并且,根据上述那样的控制部25的控制,例如如图12所示,在照明用光纤12的前端侧的包含端面的端部沿着漩涡状的轨迹摆动的期间中,从光源部21射出的照明光依次通过透镜LA、开口部271D和透镜LB后,入射到照明用光纤12的基端侧的端面。并且,根据上述那样的控制部25的控制,例如如图12所示,在照明用光纤12的前端侧的包含端面的端部沿着漩涡状的轨迹摆动的期间中,从受光用光纤组13的基端侧的端面射出的返回光依次通过透镜LC、开口部272D和透镜LD后,入射到光检测部23。图12是示出第二实施例的光学单元的动作状态的一例的图。

[0095] 图像处理部24根据控制部25的控制,在照明用光纤12沿着图10中例示出的第一漩涡状的轨迹摆动的期间中使用从光检测部23输出的颜色信号生成一帧的第一观察图像并输出到显示装置4。并且,图像处理部24根据控制部25的控制,在照明用光纤12沿着图11中例示出的第二漩涡状的轨迹摆动的期间中使用从光检测部23输出的颜色信号生成一帧的第二观察图像并输出到显示装置4。

[0096] 另一方面,控制部25在检测出进行了用于使基于扫描型内窥镜2和主体装置3A的观察图像的获取开始的指示时,在从进行了用于获取规定的帧数的观察图像的扫描之后到经过规定的时间为止的期间中对光学单元27进行用于使从光源部21供给的照明光入射到受光用光纤组13的基端侧的端面的控制。

[0097] 具体来说,控制部25例如在从刚刚进行了用于获取上述的第一观察图像和第二观察图像的扫描后、即刚刚进行了用于获取两帧的观察图像的扫描后开始经过规定的时间PT为止的期间中,对扫描驱动部22进行用于使照明用光纤12的前端侧的包含端面的端部在中心点A静止的控制,并且对电动机271A和272A的旋转速度等进行调整,以形成光路LP。

[0098] 并且,根据上述那样的控制部25的控制,例如如图13所示,在规定的期间中(照明用光纤12的前端侧的包含端面的端部在漩涡状的轨迹的中心点停止的期间中),从光源部21射出的照明光依次通过透镜LA、反射镜271E、光束直径变更部273、反射镜272E以及透镜LC后,入射到受光用光纤组13的基端侧的端面。图13是示出第二实施例的光学单元的动作状态的一例的图。

[0099] 图像处理部24根据控制部25的控制,在规定的期间PT的期间中停止与观察图像的生成和输出相关的动作。

[0100] 如上所述,根据本实施例的内窥镜系统1A,即使未将专用的光学部件等设置于插入部11也能够促进受光用光纤组13的透射率的恢复。因此,根据本实施例,无需将插入部不必要地粗径化就能够促进受光用光纤的透射率的恢复。

[0101] 并且,如上所述,根据本实施例的内窥镜系统1A,在对观察图像的获取没有帮助的规定的期间PT的期间中,能够使从光源部21射出的照明光入射到受光用光纤组13。因此,根据本实施例的内窥镜系统1A,能够不对基于图像处理部24的观察图像的生成造成妨碍而促进受光用光纤组13的透射率的恢复。

[0102] (第三实施例)

[0103] 图14至图17涉及本发明的第三实施例。

[0104] 另外,在本实施例中,省略有关具有与第一和第二实施例中的至少任意一方相同的结构等的部分的详细的说明并且主要对具有与第一和第二实施例都不同的结构等的部分进行说明。图14是示出第三实施例的内窥镜系统的主要部分的结构图。

[0105] 例如如图14所示,内窥镜系统1B构成为具有主体装置3B来代替内窥镜系统1中的主体装置3。并且,主体装置3B构成为具有光学单元28来代替主体装置3中的光学单元26。

[0106] 例如,如图15所示,光学单元28构成为具有光源部281、光束直径变更部282以及分色镜283。图15是用于说明第三实施例的光学单元的结构的一例的图。

[0107] 光源部281构成为能够将具有与从光源部21射出的照明光的波段不重叠的波段的光(以后也称作恢复促进光)供给到光束直径变更部282。并且,光源部281构成为能够根据控制部25的控制而开始或停止恢复促进光的供给。

[0108] 光束直径变更部282配置于从光源部281到分色镜283的光路上的规定的位置。并且,光束直径变更部282例如具有光束扩展器,构成为将从光源部281射出的恢复促进光的光束直径变更为适合于受光用光纤组13的光束直径的大小(例如放大为与受光用光纤组13的光束直径相同或大致相同的大小)并向分色镜283侧射出。

[0109] 分色镜283例如构成为具有能够将经由光束直径变更部282射出的恢复促进光反射到透镜LC侧并且使经由透镜LC射出的返回光透射到透镜LD侧的光学特性。

[0110] 即,光学单元28通过根据控制部25的控制来使光源部281进行动作,能够使从光源部281供给的恢复促进光入射到受光用光纤组13的出射端侧的端面。

[0111] 本实施例的透镜LC构成为例如具有将从受光用光纤组13的基端侧的端面射出的

返回光作为平行光而射出并且使从光学单元28供给的恢复促进光聚光并入射到受光用光纤组13的基端侧的端面的光学特性。

[0112] 接着,对本实施例的内窥镜系统1B的作用进行说明。

[0113] 用户在连接了内窥镜系统1B的各部分并接通电源后,通过操作输入装置5来进行用于使基于扫描型内窥镜2和主体装置3B的观察图像的获取开始的指示。

[0114] 控制部25在检测出进行了用于使基于扫描型内窥镜2和主体装置3B的观察图像的获取开始的指示时,对光源部21进行用于使照明光的供给开始的控制,对光学单元28进行用于开始从光源部281供给恢复促进光的控制,并以使从插入部11射出的照明光的照射位置描绘漩涡状的轨迹的方式对扫描驱动部22进行用于使照明用光纤12的前端侧的包含端面的端部摆动的控制。

[0115] 并且,根据以上所述的那样的控制部25的控制,例如如图16所示,从光源部21射出的照明光依次通过了透镜LA和透镜LB后,入射到照明用光纤12的基端侧的端面。并且,根据以上所述那样的控制部25的控制,例如如图16所示,从受光用光纤组13的基端侧的端面射出的返回光在经由透镜LC、分色镜283和透镜LD入射到光检测部23的同时,在分色镜283中反射的恢复促进光经由透镜LC入射到受光用光纤组13的基端侧的端面。图16是示出第三实施例的光学单元的动作状态的一例的图。

[0116] 另外,例如如图17所示,在本实施例中,也可以通过将构成为遮断从受光用光纤组13的基端侧的端面入射的恢复促进光的波段成分的光学滤镜29设置于受光用光纤组13的前端侧的端面,而使经由透镜LD入射到受光用光纤组13的恢复促进光不向插入部11的外部(被照明用光纤12所射出的照明光照明的被摄体)射出。图17是示出能够与第三实施例的光学单元并用的滤镜的设置位置的一例的图。

[0117] 如上所述,根据本实施例的内窥镜系统1B,即使未将专用的光学部件等设置于插入部11,也能够促进受光用光纤组13的透射率的恢复。因此,根据本实施例,无需将插入部不必要地粗径化就能够促进受光用光纤的透射率的恢复。

[0118] 并且,如上所述,根据本实施例的内窥镜系统1B,能够使从光学单元28射出的恢复促进光入射到受光用光纤组13并且使从受光用光纤组13射出的返回光入射到光检测部23。因此,根据本实施例的内窥镜系统1B,即使不中断显示装置4中的观察图像的显示,也能够促进受光用光纤组13的透射率的恢复。

[0119] 另外,本发明并不限于上述的各实施例,显然能够在不脱离发明主旨的范围内进行各种变更和应用。

[0120] 本申请是以2014年1月9日在日本申请的特开2014-002612号作为优先权主张的基础而申请的,上述的公开内容在本申请说明书、权利要求书以及附图中被引用。

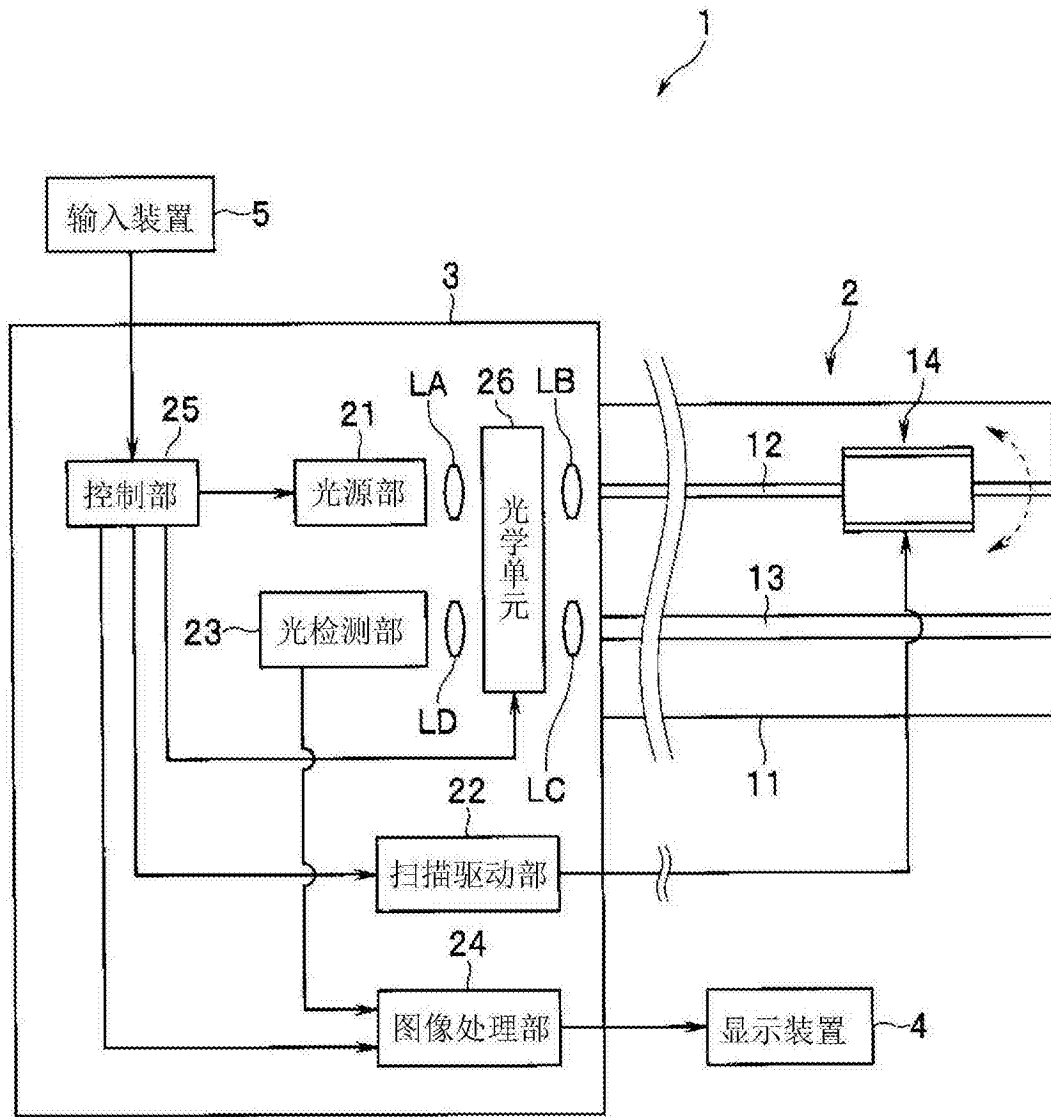


图1

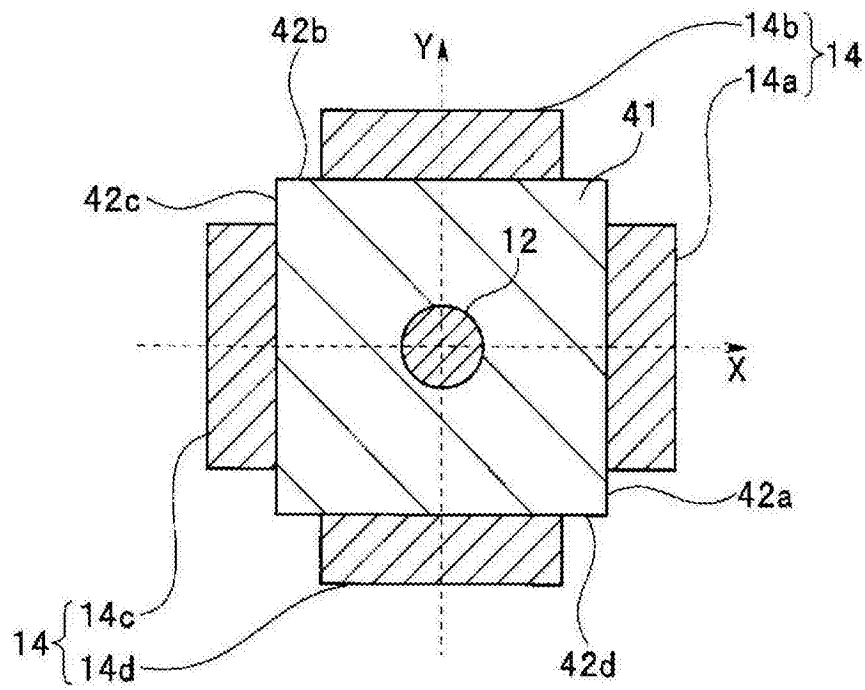


图2

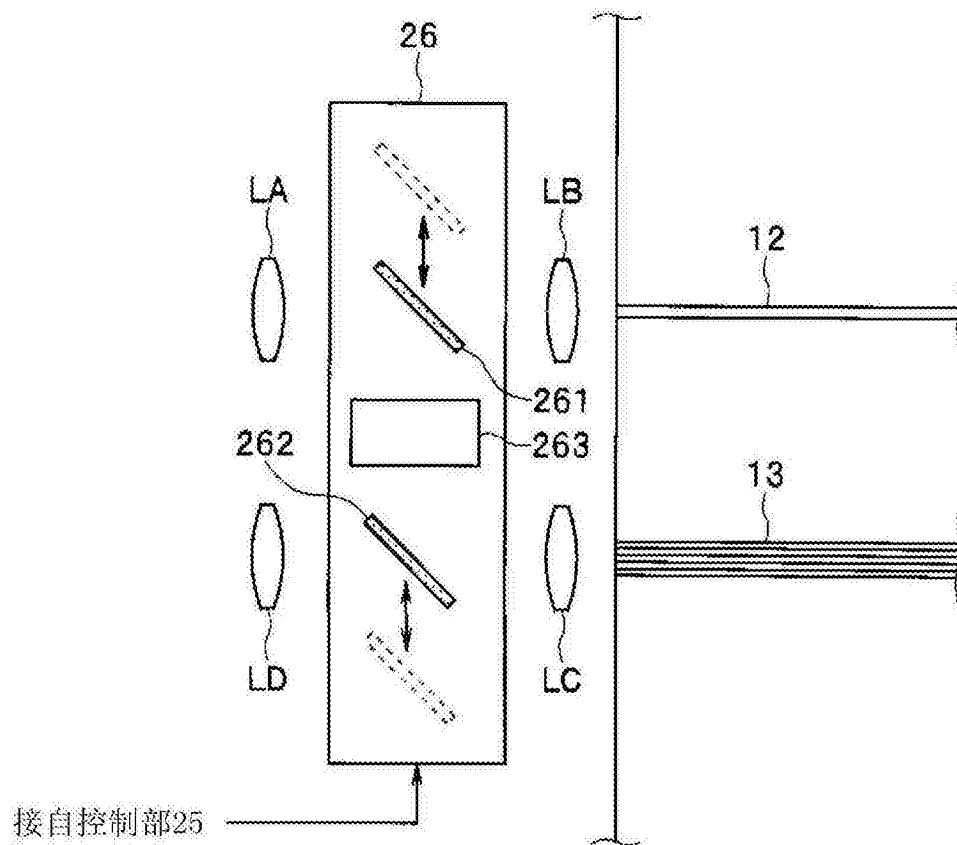


图3

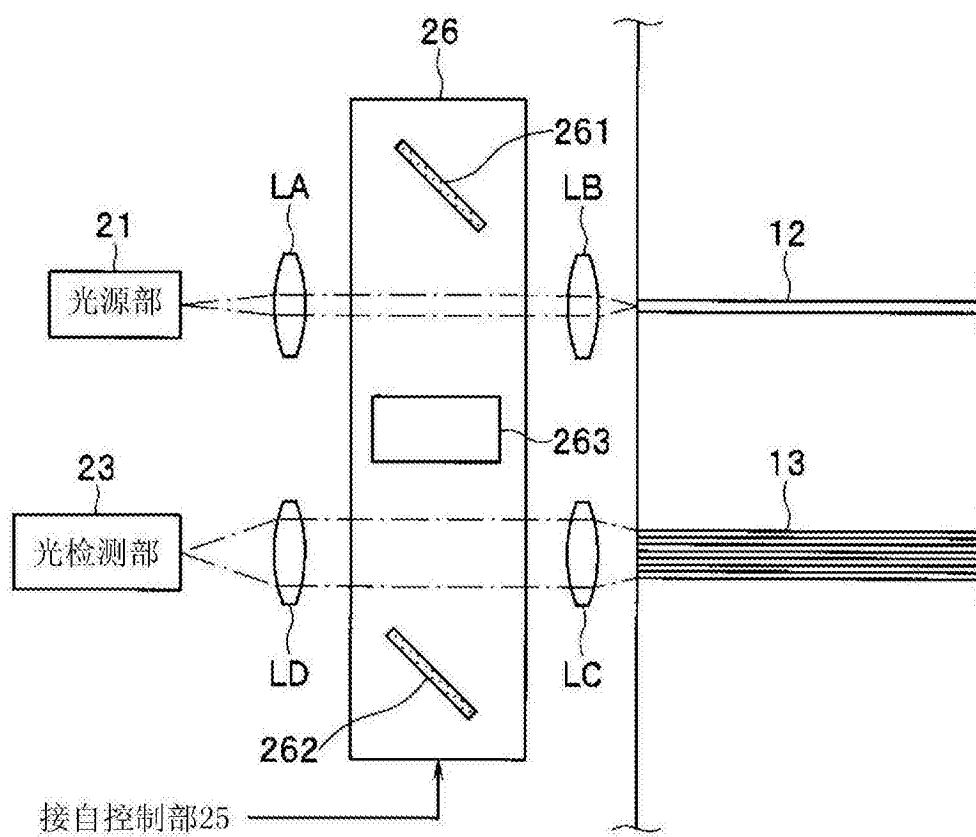


图4

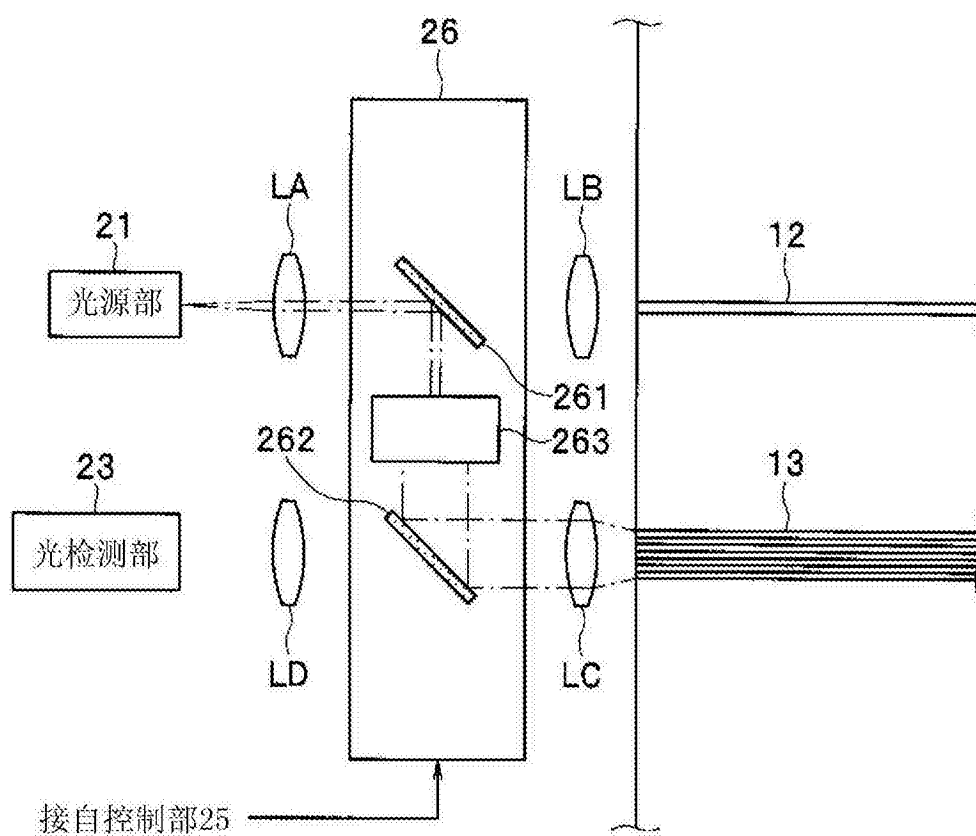


图5

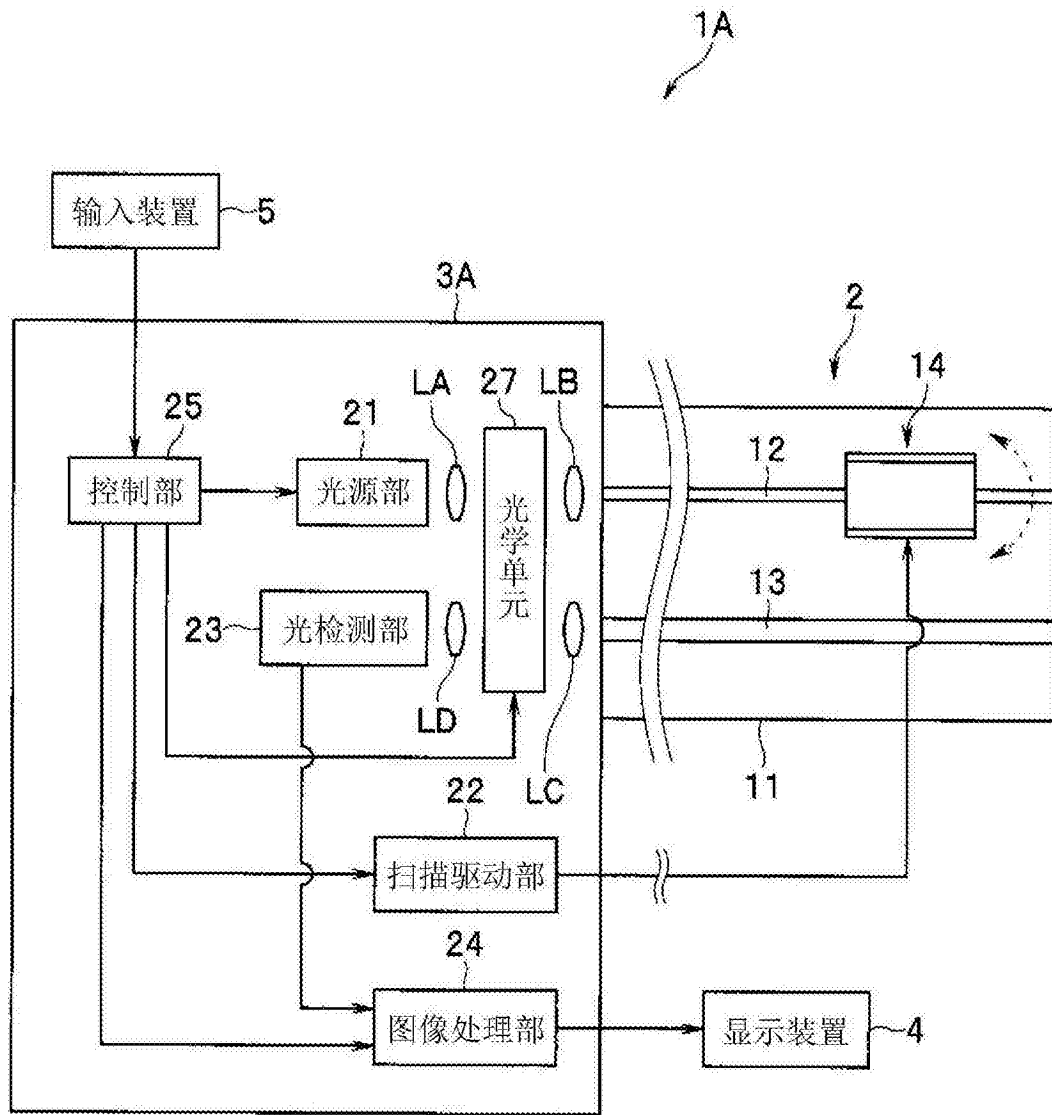


图6

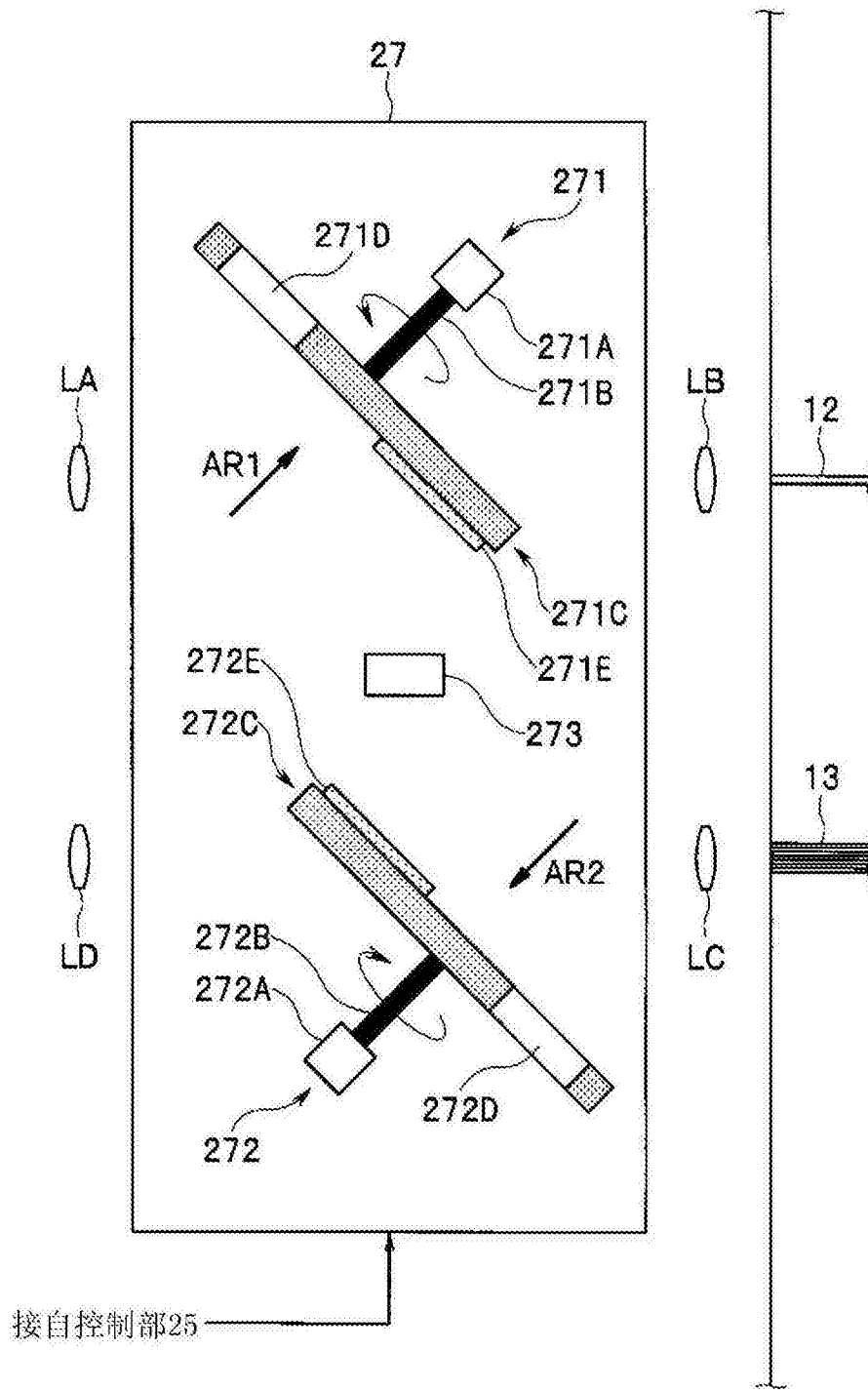


图7

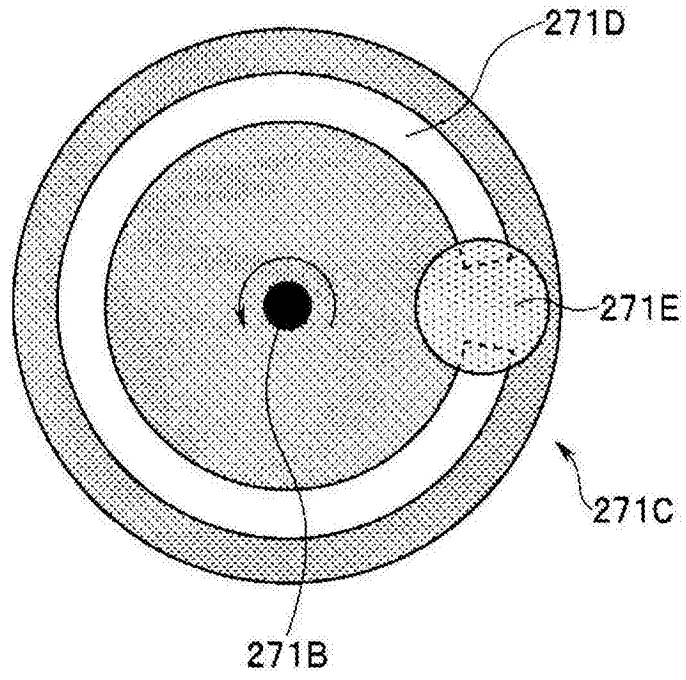


图8

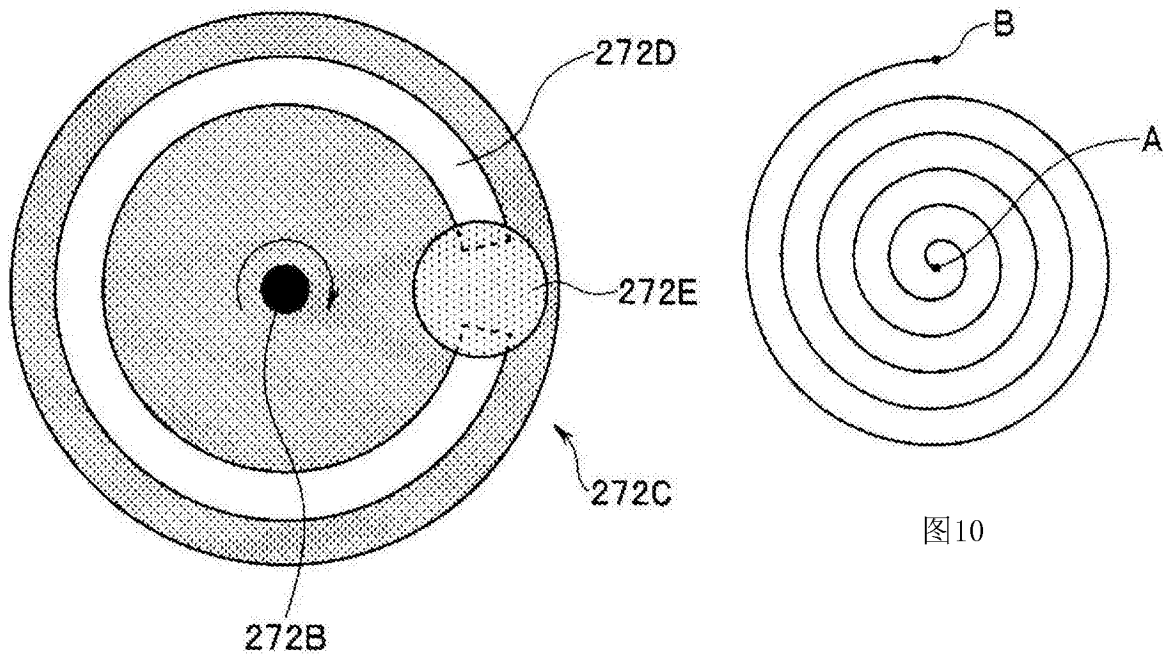


图9

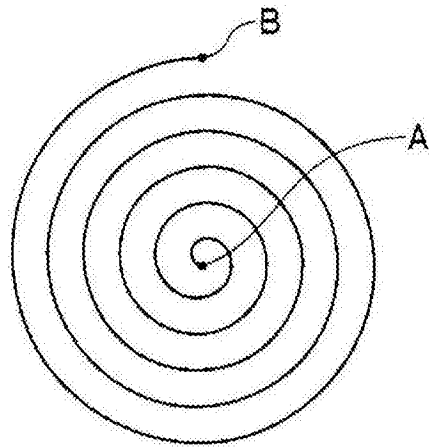


图10

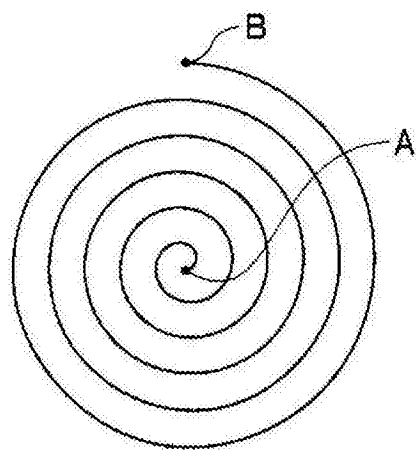


图11

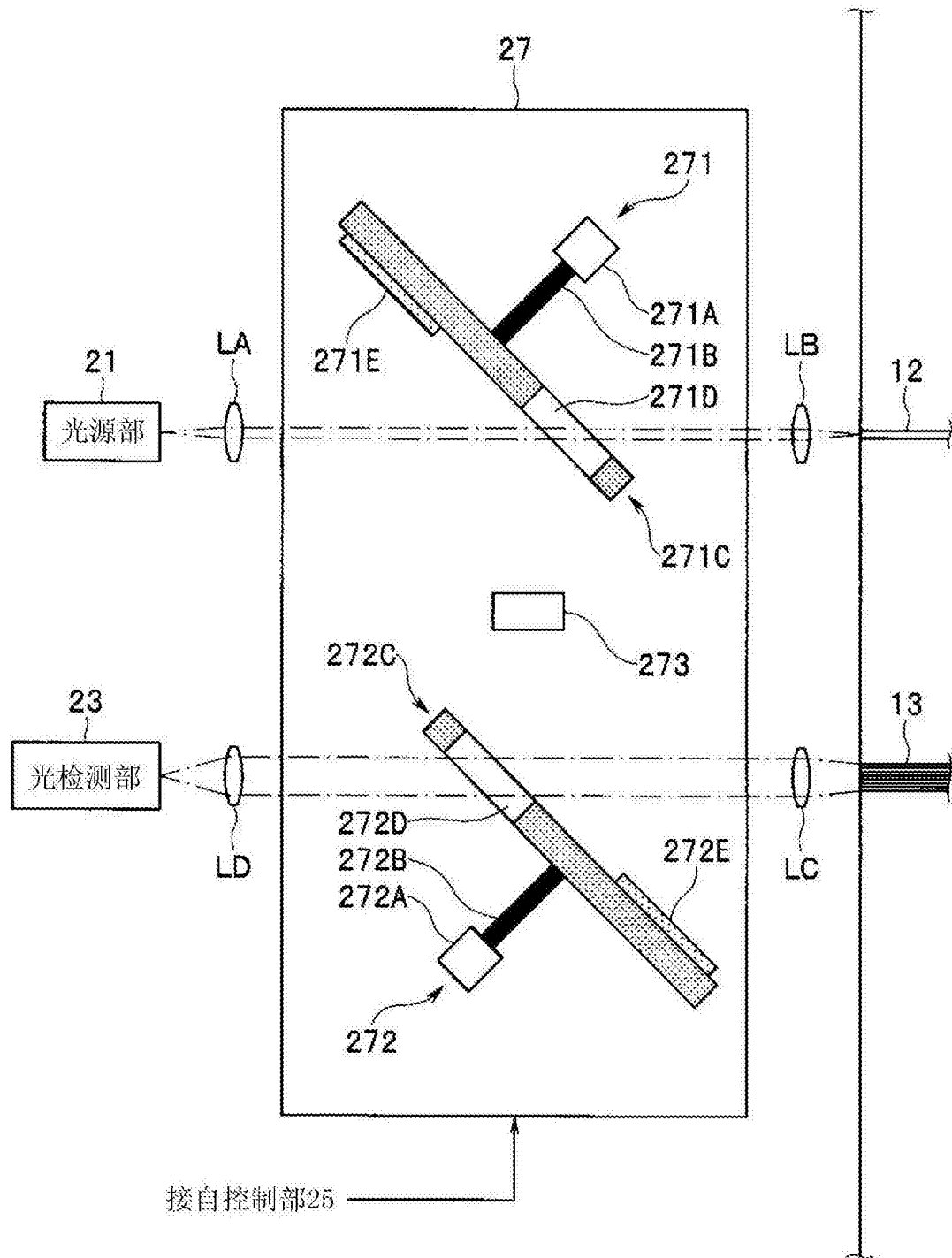


图12

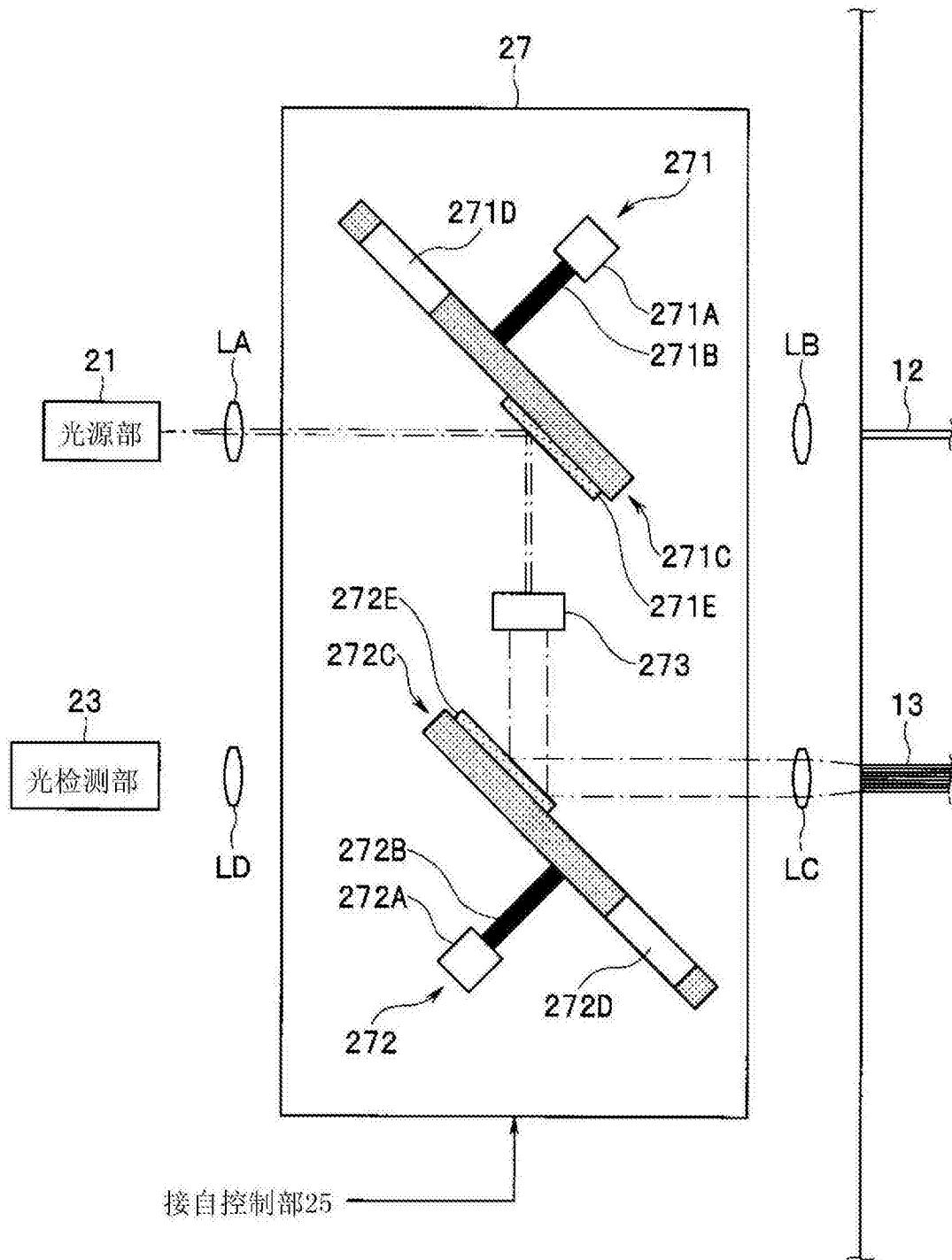


图13

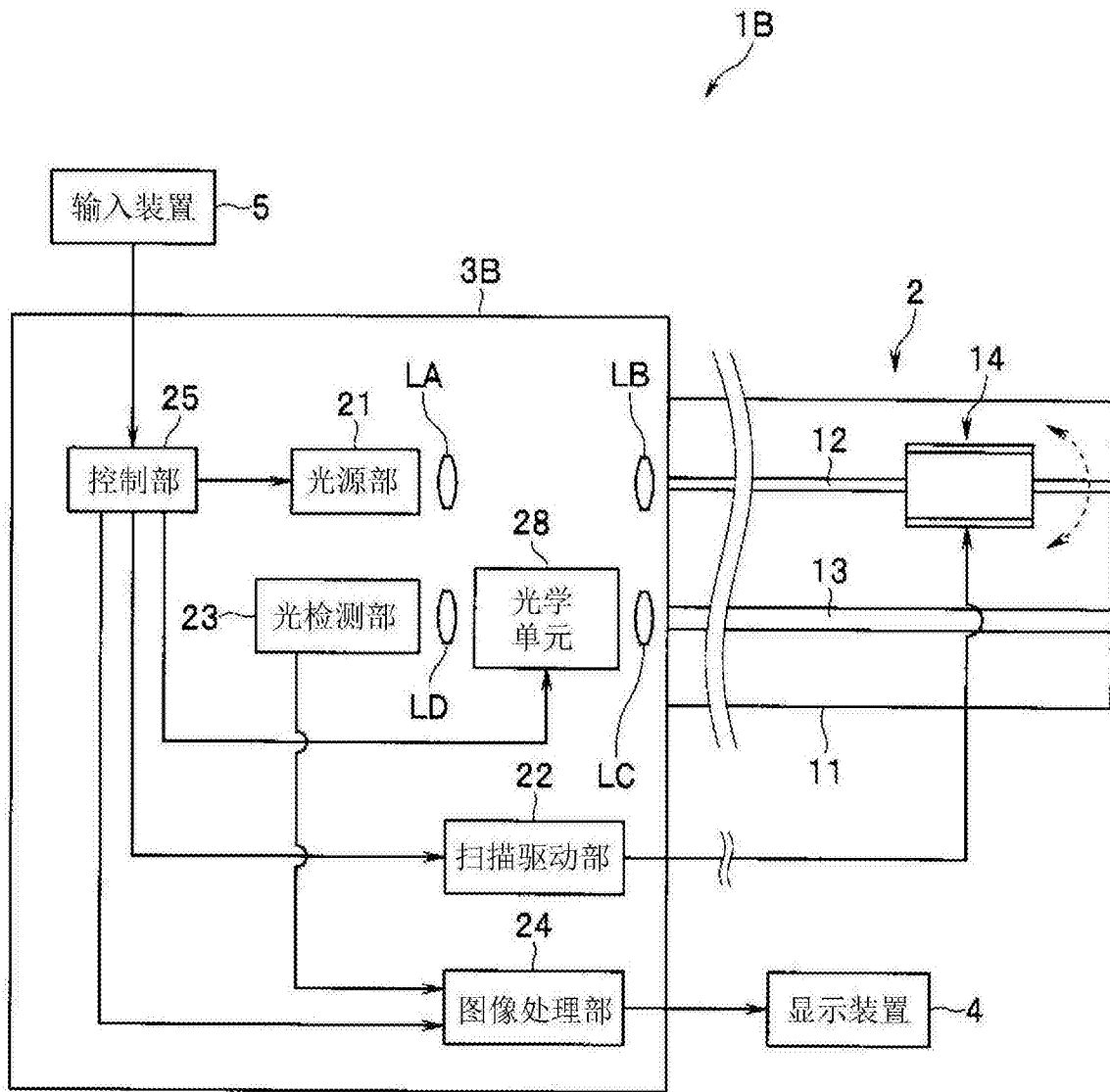


图14

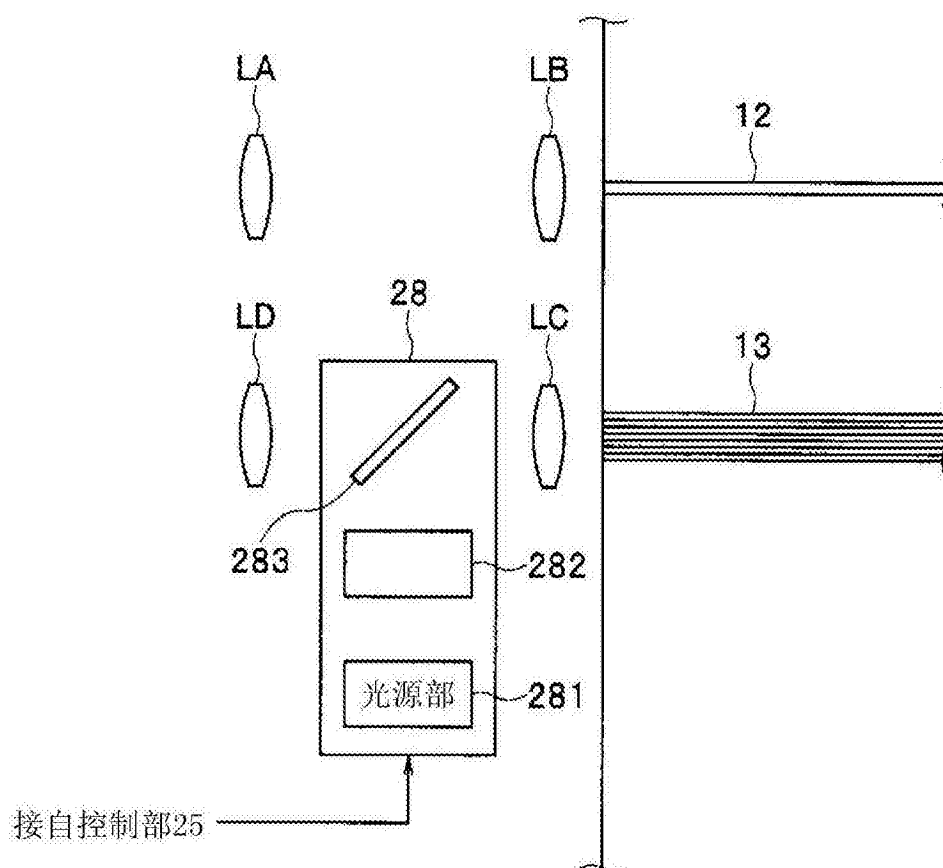


图15

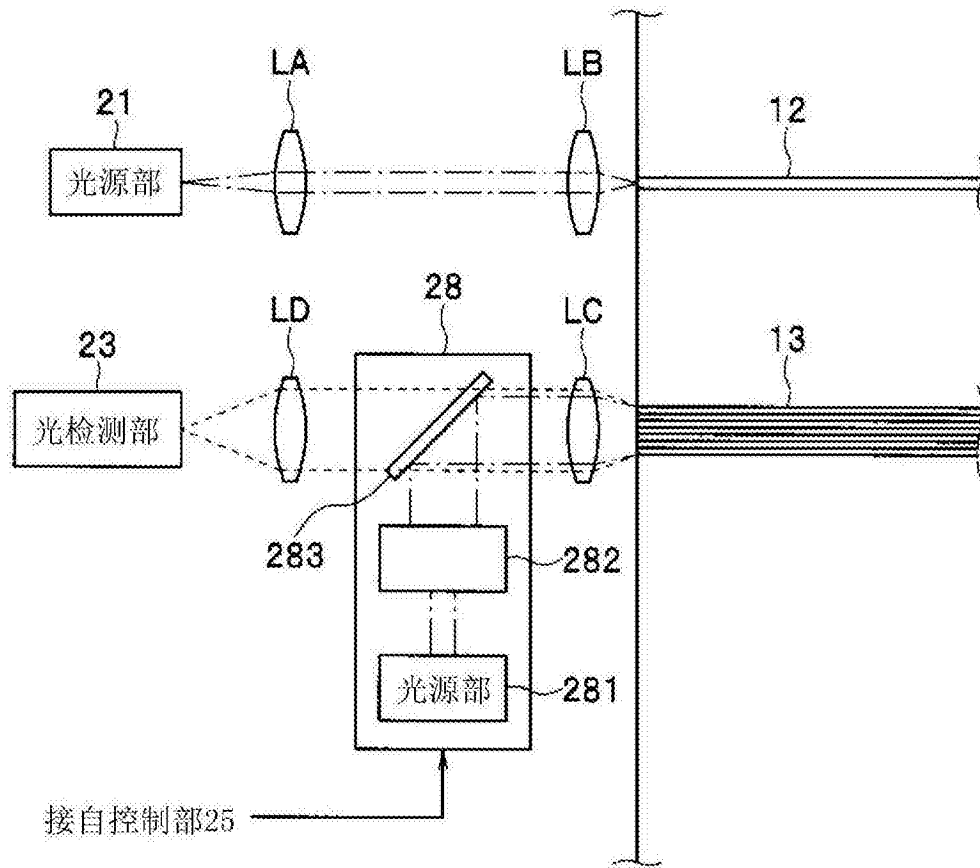


图16

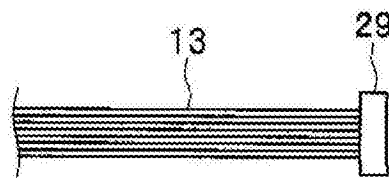


图17

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	CN105682530A	公开(公告)日	2016-06-15
申请号	CN201480058281.4	申请日	2014-09-10
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
[标]发明人	冲田佳也		
发明人	冲田佳也		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/07 A61B1/00006 A61B1/00009 A61B1/00045 A61B1/00096 A61B1/00165 A61B1/00172 A61B1/042 A61B1/0646 A61B1/0669		
代理人(译)	李辉		
优先权	2014002612 2014-01-09 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

内窥镜系统具有：细长的插入部，其能够插入到被检体的体腔内；第一光源部，其供给用于对被检体的体腔内的被摄体进行照明的照明光；照明用光纤，其引导从第一光源部供给的照明光并使该照明光从出射端侧的端面向被摄体射出；受光用光纤组，其构成为具有在入射端侧的端面接受从照明用光纤的出射端侧的端面向被摄体射出的照明光的返回光并进行引导的1根以上的光纤；以及光学单元，其能够使从第一光源部供给的照明光或者从与第一光源部分开的第二光源部供给的与照明光不同的规定的光中的任意光入射到受光用光纤组的出射端侧的端面。

