



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107864616 A

(43)申请公布日 2018.03.30

(21)申请号 201780001415.2

(22)申请日 2017.07.21

(30)优先权数据

2016-143505 2016.07.21 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.11.03

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2017/026584 2017.07.21

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/016651 JA 2018.01.25

(71)申请人 HOYA株式会社

地址 日本东京

(72)发明人 下田代真哉 小林将太郎 林佳宏

(74)专利代理机构 北京康信知识产权代理有限公司 11240

代理人 玉昌峰 吴孟秋

(51)Int.Cl.

A61B 1/06(2006.01)

G02B 23/26(2006.01)

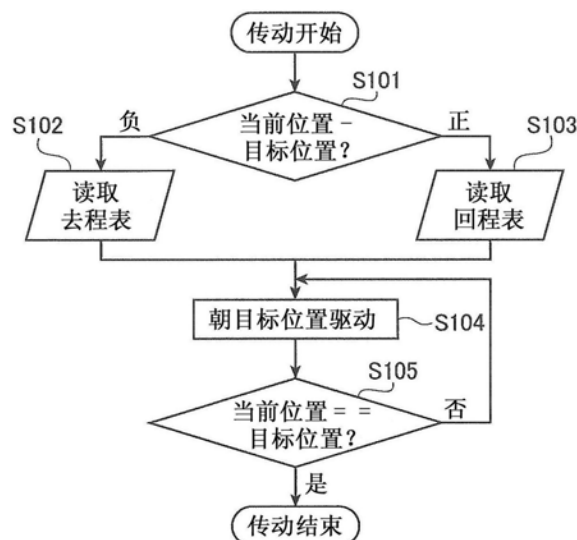
权利要求书2页 说明书21页 附图13页

(54)发明名称

内窥镜系统

(57)摘要

本申请公开了一种内窥镜系统,具备:光源,射出第一光;旋转板,在预定的方向上排列配置有第一光通过区域和第二光通过区域,所述第一光通过区域使所述第一光通过,所述第二光通过区域从所述第一光中提取1种以上的特定波长域的第二光,所述第一光通过区域构成为降低通过所述第一光通过区域的所述第一光与被所述第二光通过区域提取的所述第二光的光量之差;旋转驱动部,通过使旋转板旋转而将第一光通过区域与第二光通过区域依次插入到自所述光源起的第一光的光路;移位驱动部,使旋转板在与自光源起的光路交叉的方向上移位;以及控制部,控制移位驱动单元,使得通过第二光通过区域的光的光量与通过第一光通过区域的光的光量的比率处于基准范围内。



1. 一种内窥镜系统,具备:

光源,射出第一光;

旋转板,在预定的方向上排列配置有第一光通过区域和第二光通过区域,所述第一光通过区域使所述第一光通过,所述第二光通过区域从所述第一光中提取1种以上的特定波长域的第二光,所述第一光通过区域构成降低通过所述第一光通过区域的所述第一光与被所述第二光通过区域提取的所述第二光的光量之差;

旋转驱动部,通过使所述旋转板旋转而将所述第一光通过区域与所述第二光通过区域依次插入到自所述光源起的所述第一光的光路;

移位驱动部,使所述旋转板在与自所述光源起的光路交叉的方向上移位;以及

控制部,控制所述移位驱动部,使得通过所述第二光通过区域的光的光量与通过所述第一光通过区域的光的光量的比率处于基准范围内。

2. 一种内窥镜系统,具备:

光源,构成为射出第一光;

旋转板,构成为设有使所述第一光通过的第一光通过区域和从所述第一光提取1种以上的特定波长域的第二光的第二光通过区域,将所述第一光通过区域与所述第二光通过区域依次配置到所述第一光的光路上,依次生成所述第一光与所述第二光;

移位驱动部,构成为使所述旋转板在与所述第一光的光路交叉的方向上移位;以及

控制部,构成为控制所述移位驱动部,使得通过所述第二光通过区域的光的光量与通过所述第一光通过区域的光的光量的比率处于基准范围内。

3. 根据权利要求1或2所述的内窥镜系统,其中,

所述控制部预先保存参数,基于所述参数控制所述移位驱动部,所述参数用于在通过所述移位驱动部使所述旋转板从第一位置向作为目标位置的第二位置移位时,修正由所述移位驱动部引起的、所述旋转板移位的实际位置与所述第二位置的偏移量。

4. 根据权利要求1~3中任一项所述的内窥镜系统,其中,

所述控制部控制所述移位驱动部,使得通过所述旋转驱动部而将所述旋转板的所述第一光通过区域插入所述光路的位置以来自所述光源的所述第一光的光强度成为最大强度的峰值位置为基准进行定位。

5. 根据权利要求1~4中任一项所述的内窥镜系统,其中,

所述第一光具有光强度分布,

向所述第一光通过区域以及所述第二光通过区域入射时的所述第一光的光束截面大于所述第一光通过区域以及所述第二光通过区域的入射面,所述第一光的光束的一部分向所述第一光通过区域以及所述第二光通过区域入射,所述光束的剩余的部分没有向所述第一光通过区域以及所述第二光通过区域入射,

所述控制部控制所述移位驱动部,使得向所述第一光通过区域以及所述第二光通过区域的至少一方入射的所述第一光的光速的一部分包含所述光强度分布中的峰值位置。

6. 根据权利要求1~5中任一项所述的内窥镜系统,其中,

在通过所述移位驱动部而使所述旋转板在第一位置与第二位置之间移位时,所述控制部根据所述旋转板的移位方向使所述移位驱动部的驱动量不同。

7. 根据权利要求1~5中任一项所述的内窥镜系统,其中,

所述控制部控制所述移位驱动部,使得通过所述移位驱动部而使所述旋转板进入所述光路并停止时的移位方向始终为恒定的移位方向。

8. 根据权利要求7所述的内窥镜系统,其中,

所述控制部在所述旋转板从第一位置朝向第二位置移位时,使所述旋转板从所述第一位置超过所述第二位置移位之后,将所述旋转板的移位方向反转而移位至所述第二位置。

9. 根据权利要求1~8中任一项所述的内窥镜系统,其中,

所述控制部基于与所述移位驱动部的机械公差相关的信息控制所述移位驱动部。

10. 根据权利要求1~9中任一项所述的内窥镜系统,其中,

所述旋转板构成为,所述第二光通过区域与所述第一光通过区域在径向上的宽度不同。

11. 根据权利要求10所述的内窥镜系统,其中,

所述第二光的波长范围比所述第一光的波长范围窄,

所述第二光通过区域在径向上的宽度比所述第一光通过区域在径向上的宽度大。

12. 根据权利要求1~11中任一项所述的内窥镜系统,其中,

所述光源是射出白光作为所述第一光的灯。

13. 根据权利要求1~12中任一项所述的内窥镜系统,其中,

所述控制部基于用所述第一光照明的生物体组织的拍摄图像数据所包含的颜色成分的图像数据的值与用所述第二光照明的被拍摄体的拍摄图像数据所包含的颜色成分的图像数据的值的比率,生成表示所述生物体组织的状态的信息。

内窥镜系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种能够切换对病变部等的被拍摄体进行照明的照明光的内窥镜系统。

背景技术

[0002] 在医疗设备的领域中,已知有通过同时进行使用了特性不同的波长域的照明光的观察而容易进行病变部的诊断的内窥镜系统。例如,在专利文献1中,作为这样的内窥镜系统的一例,记载有能够同时进行普通光观察与特殊光观察的内窥镜系统的具体的构成例。

[0003] 在此,特殊光观察是指,生成显示生物体组织中的生物体分子的分布的图像,由此手术者能够识别各种病变的观察,特殊光观察功能是作为内窥镜系统具备的产品规格而极其重要的规格。

[0004] 专利文献1所记载的内窥镜系统的光源部具备旋转滤光器,该旋转滤光器在圆周上排列配置有使普通光通过的普通光通过区域与使特殊光通过的特殊光过滤区域。通过驱动旋转滤光器进行旋转,对被拍摄体依次照射普通光与特殊光进行拍摄,从而能够在监视器画面上同时显示普通观察图像与特殊光观察图像。另外,在专利文献1所记载的内窥镜系统中,旋转滤光器的普通光通过区域构成为金属丝网状的减光部,由此,构成为使特殊光与普通光的光量相匹配。

[0005] 现有技术文献

[0006] 专利文献

[0007] 专利文献1:日本特开2011-200377号公报

发明内容

[0008] 发明所要解决的问题

[0009] 近年来,通过构成为使用旋转滤光器而能够同时获取普通观察图像与特殊光观察图像,除了由特殊光获得的图像信息之外,使用由普通光获得的图像信息,由此,例如谋求计算血红蛋白的氧饱和度等生物体信息(进而,病变的评价值),从而在诊断辅助中利用。因此,构成为能够同时获取普通观察图像与特殊光观察图像、且对生物体信息的计算产生影响的特殊光与普通光的光量不发生变化被认为是出于使诊断、病变的评价值的计算的精度提高的观点而作为内窥镜系统今后进一步谋求的重要的产品规格。

[0010] 但是,由将旋转滤光器相对于来自光源的光路进入、退避时的位置的误差引起,因此特殊光与普通光的光量会发生变化,其结果,存在诊断、病变的评价值的精度降低这样的问题。

[0011] 本发明是鉴于如以上那样的情况而作出的,其目的在于,提供一种能够照射波长域不同的第一光与第二光的内窥镜系统,该内窥镜系统适合于将第一光与第二光的光量的比率保持在基准范围内。

[0012] 用于解决问题的方案

[0013] 本实施方式所涉及的内窥镜系统具有以下方案。

[0014] (1)：

[0015] 一种内窥镜系统，其具备：

[0016] 光源，射出第一光；

[0017] 旋转板，在预定的方向上排列配置有第一光通过区域和第二光通过区域，所述第一光通过区域使所述第一光通过，所述第二光通过区域从所述第一光中提取1种以上的特定波长域的第二光，所述第一光通过区域构成为降低通过所述第一光通过区域的所述第一光与被所述第二光通过区域提取的所述第二光的光量之差；

[0018] 旋转驱动部，通过使所述旋转板旋转而将所述第一光通过区域与所述第二光通过区域依次插入到自所述光源起的所述第一光的光路；

[0019] 移位驱动部，使所述旋转板在与自所述光源起的光路交叉的方向上移位；以及

[0020] 控制部，控制所述移位驱动部，使得通过所述第二光通过区域的光的光量与通过所述第一光通过区域的光的光量的比率处于基准范围内。

[0021] 优选的是，所述控制部生成控制所述移位驱动部的控制信号，使得通过所述第二光通过区域的光的光量与通过所述第一光通过区域的光的光量的比率处于基准范围内，并将所述控制信号经由信号线向所述移位驱动部发送。

[0022] (2)：

[0023] 一种内窥镜系统，其具备：

[0024] 光源，构成为射出第一光；

[0025] 旋转板，构成为设有使所述第一光通过的第一光通过区域和从所述第一光提取1种以上的特定波长域的第二光的第二光通过区域，将所述第一光通过区域与所述第二光通过区域依次配置到所述第一光的光路上，依次生成所述第一光与所述第二光；

[0026] 移位驱动部，构成为使所述旋转板在与所述第一光的光路交叉的方向上移位；以及

[0027] 控制部，构成为控制所述移位驱动部，使得通过所述第二光通过区域的光的光量与通过所述第一光通过区域的光的光量的比率处于基准范围内。

[0028] 优选的是，所述控制部生成控制所述移位驱动部的控制信号，使得通过所述第二光通过区域的光的光量与通过所述第一光通过区域的光的光量的比率处于基准范围内，并将所述控制信号经由信号线向所述移位驱动部发送。

[0029] (3)：

[0030] 根据(1)或(2)所述的内窥镜系统，其中，

[0031] 所述控制部预先保存参数，基于所述参数控制所述移位驱动部，所述参数用于在通过所述移位驱动部使所述旋转板从第一位置向作为目标位置的第二位置移位时，修正由所述移位驱动部引起的、所述旋转板移位的实际位置与所述第二位置的偏移量。

[0032] 或者，根据(1)或(2)所述的内窥镜系统，其中，

[0033] 所述控制部预先保存参数，该参数修正在通过所述移位驱动部而使所述旋转板从预定位置向对象位置移动时产生的来自所述对象位置的偏移量，基于该参数控制所述移位驱动部。

[0034] 优选的是，所述控制部生成基于所述参数的控制信号，将所述控制信号经由信号

线向所述移位驱动部发送。

[0035] (4) :

[0036] 根据(1)~(3)中任一项所述的内窥镜系统,其中,

[0037] 所述控制部控制所述移位驱动部,使得通过所述旋转驱动部的而将所述旋转板的所述第一光通过区域插入所述光路的位置以来自所述光源的所述第一光的光强度成为最大强度的峰值位置为基准进行定位。

[0038] 或者,根据(1)~(3)中任一项所述的内窥镜系统,其中,

[0039] 所述控制部控制所述移位驱动部,使得所述旋转板的所述第一光通过区域插入所述光路时的位置位于从来自所述光源的光的峰值位置起的预定的范围内。

[0040] 优选的是,所述控制部生成通过所述旋转驱动部而将所述旋转板的所述第一光通过区域插入所述光路的位置以来自所述光源的所述第一光的光强度成为最大强度的峰值位置为基准进行定位的控制信号,并将所述控制信号经由信号线向所述移位驱动部发送。

[0041] (5) :

[0042] 根据(1)~(4)中任一项所述的内窥镜系统,其中,

[0043] 所述第一光具有光强度分布,

[0044] 向所述第一光通过区域以及所述第二光通过区域入射时的所述第一光的光束截面大于所述第一光通过区域以及所述第二光通过区域的入射面,所述第一光的光束的一部分向所述第一光通过区域以及所述第二光通过区域入射,所述光束的剩余的部分没有向所述第一光通过区域以及所述第二光通过区域入射,

[0045] 所述控制部控制所述移位驱动部,使得向所述第一光通过区域以及所述第二光通过区域的至少一方入射的所述第一光的光速的一部分包含所述光强度分布中的峰值位置。

[0046] 优选的是,所述控制部生成使向所述第一光通过区域以及所述第二光通过区域的至少一方入射的所述第一光的光速的一部分包含所述光强度分布中的峰值位置那样的控制信号,并将所述控制信号经由信号线向所述移位驱动部发送。

[0047] (6) :

[0048] 根据(1)~(5)中任一项所述的内窥镜系统,其中,

[0049] 在通过所述移位驱动部而使所述旋转板在第一位置与第二位置之间移位时,所述控制部根据所述旋转板的移位方向使所述移位驱动部的驱动量不同。

[0050] 或者,根据(1)~(5)中任一项所述的内窥镜系统,其中,

[0051] 所述控制部控制为,在通过所述移位驱动部而使所述旋转板从预定位置向对象位置移动时,根据所述旋转板的移动方向使所述旋转板从所述预定位置向所述对象位置移动时的所述移位驱动部的驱动量不同,由此所述第一光通过区域位于从来自所述光源的光的峰值位置起的预定的范围内。

[0052] 优选的是,所述控制部生成在通过所述移位驱动部而使所述旋转板在第一位置与第二位置之间移位时,根据所述旋转板的移位方向使所述移位驱动部的驱动量不同的控制信号,并将所述控制信号向所述移位驱动部发送。

[0053] (7) :

[0054] 根据(1)~(5)中任一项所述的内窥镜系统,其中,

[0055] 所述控制部控制所述移位驱动部,使得通过所述移位驱动部而使所述旋转板进入

所述光路并停止时的移位方向始终为恒定的移位方向。

[0056] 或者,根据(1)~(5)中任一项所述的内窥镜系统,其中,

[0057] 所述控制部控制为,驱动所述移位驱动部,使得通过所述移位驱动部而使所述旋转板的所述第一光通过区域进入所述光路时的进入方向始终为恒定的进入方向,由此所述第一光通过区域位于从来自所述光源的光的峰值位置起的预定的范围内。

[0058] 优选的是,所述控制部生成使通过所述移位驱动部而将所述旋转板进入所述光路并停止时的移位方向始终为恒定的移位方向的控制信号,并将所述控制信号经由信号线向所述移位驱动部发送。

[0059] (8):

[0060] 根据(7)所述的内窥镜系统,其中,

[0061] 所述控制部在所述旋转板从第一位置朝向第二位置移位时,使所述旋转板从所述第一位置超过所述第二位置移位之后,将所述旋转板的移位方向反转而移位至所述第二位置。

[0062] 或者,根据(7)所述的内窥镜系统,其中,

[0063] 在所述旋转板从当前位置朝向对象位置移动时的初始移动方向与所述恒定的进入方向不同的情况下,所述控制部使所述旋转板移动为沿着所述初始移动方向越过所述对象位置超越预定距离之后,使所述旋转板在相反方向上沿着所述恒定的进入方向移动至所述对象位置。

[0064] 优选的是,所述控制部生成在所述旋转板从第一位置朝向第二位置移位时,使所述旋转板从所述第一位置超过所述第二位置进行移位之后,反转所述旋转板的移位方向而移位至所述第二位置的控制信号,并将所述控制信号经由信号线向所述移位驱动部发送。

[0065] (9):

[0066] 根据(1)~(7)中任一项所述的内窥镜系统,其中,

[0067] 所述控制部基于与所述移位驱动部的机械公差相关的信息控制所述移位驱动部。

[0068] 优选的是,所述控制部生成基于与所述移位驱动部的机械公差相关的信息控制所述移位驱动部的控制信号,并将所述控制信号经由信号线向所述移位驱动部发送。

[0069] (10):

[0070] 根据(1)~(9)中任一项所述的内窥镜系统,其中,

[0071] 所述旋转板构成为,所述第二光通过区域与所述第一光通过区域在径向上的宽度不同。

[0072] (11):

[0073] 根据(10)所述的内窥镜系统,其中,

[0074] 所述第二光的波长范围比所述第一光的波长范围窄,

[0075] 所述第二光通过区域在径向上的宽度比所述第一光通过区域在径向上的宽度大。

[0076] (12):

[0077] 根据(1)~(11)中任一项所述的内窥镜系统,其中,

[0078] 所述光源是射出白光作为所述第一光的灯。

[0079] (13):

[0080] 根据(1)~(12)中任一项所述的内窥镜系统,其中,

[0081] 所述控制部基于用所述第一光照明的生物体组织的拍摄图像数据所包含的颜色成分的图像数据的值与用所述第二光照明的被拍摄体的拍摄图像数据所包含的颜色成分的图像数据的值的比率,生成表示所述生物体组织的状态的信息。

[0082] 优选的是,所述控制部为了使所述信息在显示装置上显示而将所述信息向所述显示装置发送。

[0083] 发明效果

[0084] 如以上那样,根据上述内窥镜系统,提供一种能够照射波长域不同的第一光与第二光的内窥镜系统,适于将第一光与第二光的光量的比率保持在基准范围内。

附图说明

[0085] 图1是血红蛋白的Q带的吸收光谱。

[0086] 图2是生物体组织的分光特性的模拟结果。

[0087] 图3是表示各种参数与生物体信息的相关的图表。

[0088] 图4是表示各种参数与生物体信息的相关的图表。

[0089] 图5是表示各种参数与生物体信息的相关的图表。

[0090] 图6是本实施方式的内窥镜系统的一例的框图。

[0091] 图7是表示在本实施方式的内窥镜系统的拍摄元件内置的滤色器的透过光谱的一例的图。

[0092] 图8是本实施方式的内窥镜系统的旋转滤光器的一例的外观图。

[0093] 图9是说明在本实施方式的内窥镜系统进行的分光分析处理的一例的流程图。

[0094] 图10是表示本实施方式的内窥镜系统中的移位驱动机构的构成的一例的图。

[0095] 图11是说明由机械机构的制造公差引起的旋转滤光器的停止位置的变动的图。

[0096] 图12是说明来自光源的白光的强度分布与旋转滤光器的狭缝部的位置的关系的图。

[0097] 图13是说明使本实施方式的内窥镜系统中的移位驱动机构中的齿条停止时的位置在去程动作与回程动作中准确地一致的状态的图。

[0098] 图14是表示本实施方式的内窥镜系统中的旋转滤光器的停止位置的控制的一例的流程图。

[0099] 图15是说明本实施方式的内窥镜系统中的旋转滤光器的停止位置的控制的一例的动作原理的图。

[0100] 图16是表示本实施方式的内窥镜系统中的旋转滤光器的停止位置的控制的一例的流程图。

[0101] 图17是说明通过本实施方式的内窥镜系统中的移位驱动机构的控制来调整普通观察图像的亮度的图。

具体实施方式

[0102] 以下,参照附图,对本发明的实施方式进行说明。

[0103] 以下说明的本发明的实施方式的内窥镜系统是基于在波长域不同的光的照明下拍摄的多个图像而定量分析被拍摄体的生物体信息(例如,总血红蛋白量、氧饱和度等的生

物体组织的特征量),将分析结果图像化并显示的装置。在以下说明的总血红蛋白量以及氧饱和度的定量分析中,利用血液的分光特性(即,血红蛋白的分光特性)根据总血红蛋白量、氧饱和度连续变化的性质。此外,通过本实施方式的内窥镜系统观察的对象部位例如是呼吸器官等、消化器官等。呼吸器官等例如包括肺、耳鼻咽喉。消化器官等例如包括大肠、小肠、胃、食道、十二指肠、子宫等。

[0104] 另外,如以下详细说明的那样,本实施方式的内窥镜系统构成为能够依次照射波长域不同的第一光与第二光(即,波长域不同的照明光)。具体来说,本实施方式的内窥镜系统具有:射出白光作为第一光的光源部;以及用于从白光提取特定波长域的第二光的旋转板。在本实施方式中,作为旋转板的例子记载了旋转滤光器。需要说明的是,在本说明书中,将来自光源的白光也称作普通光,并且,将通过旋转滤光器的光学滤光器的光也称作特殊光。后述旋转滤光器的构成以及用于在避让位置与适用位置间进退驱动旋转滤光器的构成。适用位置是指,白光的光束中的表示光强度分布中的最大强度的峰值位置通过旋转滤光器的位置。

[0105] <生物体组织的分光特性与生物体信息的计算原理>

[0106] 在说明本发明的实施方式的内窥镜系统的详细构成之前,对血红蛋白的分光特性与本发明的实施方式的氧饱和度等的生物体组织的特征量(生物体信息)的计算原理进行说明。

[0107] 在图1中示出550nm附近的血红蛋白的吸收光谱。血红蛋白在550nm附近具有衍生自卟啉的被称作Q带的强吸收带。血红蛋白的吸收光谱根据氧饱和度进行变化。氧饱和度是全部血红蛋白中氧合血红蛋白HbO所占的比例。图1中的实线的波形是氧饱和度为100%时的(即,氧合血红蛋白HbO的)吸收光谱,长虚线的波形是氧饱和度为0%时的(即,还原血红蛋白Hb的)吸收光谱,即,还原血红蛋白Hb的吸收光谱。另外,短虚线是其中间的氧饱和度为10、20、30、……90%中的血红蛋白(氧合血红蛋白HbO与还原血红蛋白Hb的混合物)的吸收光谱。

[0108] 如图1所示,在Q带中,氧合血红蛋白HbO与还原血红蛋白Hb具有彼此不同的峰值波长。具体来说,氧合血红蛋白HbO具有波长542nm附近的吸收峰值P1与波长576nm附近的吸收峰值P3。另一方面,还原血红蛋白Hb在556nm附近具有吸收峰值P2。图1是各成分(氧合血红蛋白HbO、还原血红蛋白Hb)的浓度之和为恒定的2成分系的吸收光谱,因此显现与各成分的浓度(即,氧饱和度)无关且吸收为恒定的等吸收点E1、E2、E3、E4。在以下的说明中,将在等吸收点E1与E2所夹持的波长区域称作波长域R1,将在等吸收点E2与E3所夹持的波长区域称作波长域R2,将在等吸收点E3与E4所夹持的波长区域称作波长域R3。另外,将在等吸收点E1与E4所夹持的波长区域(即组合波长域R1、R2以及R3而成的区域)称作波长域R0。另外,在以下的说明中,将波长域R2也称作N带(Narrow-band),将波长域R0也称作W带(Wide-band)。

[0109] 如图1所示那样,在邻接的等吸收点间的波长域中,血红蛋白的吸收相对于氧饱和度呈线形增加或者减少。

[0110] 具体来说,波长域R1、R3中的血红蛋白的吸光度(波长域R1、R3中的积分值) A_{R1} 、 A_{R3} 相对于氧合血红蛋白的浓度呈线形增加。另外,波长域R2中的血红蛋白的吸光度 A_{R2} 相对于还原血红蛋白的浓度呈线形增加。

[0111] 在此,氧饱和度由下述公式1定义。

[0112] [数1]

$$[0113] \quad Sat = \frac{[HbO]}{[Hb] + [HbO]}$$

[0114] 其中,

[0115] Sat:氧饱和度

[0116] [Hb]:还原血红蛋白的浓度

[0117] [HbO]:氧合血红蛋白的浓度

[0118] [Hb]+[HbO]:总血红蛋白量(tHb)

[0119] 另外,根据公式1,得到表示氧合血红蛋白HbO以及还原血红蛋白的浓度的公式2、公式3。

[0120] [数2]

$$[0121] \quad [HbO] = Sat \cdot ([Hb] + [HbO])$$

[0122] [数3]

$$[0123] \quad [Hb] = (1 - Sat) \cdot ([Hb] + [HbO])$$

[0124] 因此,血红蛋白的吸光度 A_{R1} 、 A_{R2} 以及 A_{R3} 为取决于氧饱和度与总血红蛋白量这两者的特性量。

[0125] 另外,通过本件专利申请人的研究而明确的是,由波长域R1、R2以及R3构成的波长域R0中的血红蛋白的吸光度(波长域R0中的积分值) A_{R0} 为不取决于氧饱和度、而是由总血红蛋白量决定的值。

[0126] 因此,根据吸光度 A_{R0} 能够对总血红蛋白量进行定量。另外,根据吸光度 A_{R1} 、 A_{R2} 或者 A_{R3} 与根据吸光度 A_{R0} 来定量的总血红蛋白量,能够定量氧饱和度Sat。此外,如图1所示,波长域R1、R2以及R3中的、基于氧饱和度的吸光度的变化量(即,由实线的波形与长虚线的波形围起的区域的面积)在波长域R2中最大,波长域R2的吸光度 A_{R2} 成为相对于氧饱和度而灵敏度最高的特性量。在后述的实施方式中,也使用波长域R2(N带)的光进行氧饱和度的定量。

[0127] 接下来,对生物体组织的分光特性中的散射的影响进行说明。

[0128] 图2是通过模拟计算获得的生物体组织的可见区域中的分光特性、即反射光谱的一例,示出光散射对分光特性的影响。图2的各图表的横轴表示波长,纵轴表示反射率。消化管内壁等的生物体组织的反射光谱除了基于构成生物体组织的成分的吸收的波长特性,具体来说,氧合血红蛋白以及还原血红蛋白的吸收光谱特性之外,还受到基于生物体组织的光散射的波长特性的影响。图2(a)是完全没有散射时的反射光谱,图2(c)是完全没有基于血红蛋白的吸收且具有光散射时的反射光谱,图2(b)是反射光谱中的生物体组织的光散射的贡献(基于散射的光的衰减)与血红蛋白的吸收的贡献(基于吸收的光的衰减)为相同程度时的反射光谱。

[0129] 如图2所示,生物体组织的分光特性根据光散射的强度而变化,因此不考虑光散射的强弱的程度而基于生物体组织的分光特性计算出的氧饱和度等的生物体信息的值能够根据光散射的强度进行变化。即,当按原样使用生物体组织的分光特性(例如波长域R2中的反射率)而计算生物体信息时,获得包含由光散射引起的误差的计算结果。为了获得精度高的分析结果,需要修正由光散射引起的误差。

[0130] 作为修正由光散射引起的误差的方法,具有在根据生物体组织的分光特性计算出

氧饱和度Sat等的生物体信息之后修正误差的方法、以及根据生物体组织的分光特性生成不取决于光散射的中间参数、并在生成中间参数的阶段中除去取决于光散射的成分、根据该中间参数与生物体信息、即生物体组织的特征量的相关关系来计算生物体信息的方法。本实施方式通过后者的手法获取不包含由光散射引起的误差的生物体信息。为了实现该手法,进行相对于应获取的生物体信息、具体来说生物体组织的特征量即总血红蛋白量以及氧饱和度具有强灵敏度(相关)并且难以产生由光散射引起的误差、即相对于光散射的强弱难以改变的参数的探索。以后,将相对于光散射的强弱难以改变的情况也称作相对于光散射不具有灵敏度。

[0131] 图3~5是表示能够根据内窥镜图像数据获取的各种参数与总血红蛋白量tHb以及氧饱和度Sat的相关的一例的图表,且是将各种参数的模拟结果绘制而成的图表。各图表的横轴表示总血红蛋白量,纵轴表示各参数的值。另外,表1汇集了图3~5的各图表的规格。

[0132] 此外,表1中的“灵敏度”是从图3~5的各图表读取的各参数相对于总血红蛋白量tHb、光散射的强度以及氧饱和度Sat的变化的灵敏度,换言之,用三个等级的星号表示变动幅度的大小。其表示星号越多,则参数的灵敏度越高,即变动幅度越大。

[0133] 表1

[0134]

图表	参数	设定		灵敏度		
		散射的贡献度	氧饱和度	总血红蛋白量	散射	氧饱和度
图 3	(A1)	G/R	0~100	100%	★★★	★★
	(A2)		0			★
	(B1)	B/R	0~100	100%	★★	★★★
	(B2)		0			★★
	(C1)	B/G	0~100	100%	★★	★★★
	(C2)		0			★★★
图 4	(D1)	W/R	0~100	100%	★★★	★
	(D2)		0			★
	(E1)	N/R	0~100	100%	★★	★
	(E2)		0			★
	(F1)	N/W	0~100	100%	★	★★
	(F2)		0			★★
图 5	(G1)	W/(R+G)	0~100	100%	★★	★
	(G2)		0			★

[0135] 图3的图表(A1)以及(A2)是将参数“G/R”的模拟结果曲线化而成的图表。“G”是由将白光用作生物体组织的照明光的普通观察获得的G像素(装有绿色的G滤色器的彩色像素)的像素值。另外,“R”是由普通观察获得的R像素(装有红色的R滤色器的彩色像素)的像素值。然后,参数“G/R”是将分别由普通观察获得的像素值G除以像素值R的值。普通观察是指,利用白光拍摄生物体组织,获取RGB色彩空间上的R成分、G成分以及B成分的图像。

[0136] 此外,在本说明书中,像素值不限于具备RGB原色系滤色器的图像传感器的拍摄信号(所谓RAW数据)的像素值,还包括从拍摄信号经由双线性插值(Demosaic)处理(插值处理)、线性矩阵处理等各种图像处理而获得的图像数据的像素值。例如,还能够将对具备补色系的滤色器的图像传感器的拍摄信号进行双线性插值处理以及色彩空间转换处理而获

得的RGB色彩空间上的R成分、G成分以及B成分的图像数据所包含的各像素的R值、G值以及B值分别用作R像素值、G像素值以及B像素值,进行后述的各处理。

[0137] 图3的图表(B1)以及(B2)是将参数“B/R”的模拟结果曲线化而成的图表。“B”是由使用白光的普通观察获得的B像素(装有蓝色的B滤色器的彩色像素)的像素值。参数“B/R”是将分别由普通观察获得的像素值B除以像素值R的值。

[0138] 图3的图表(C1)以及(C2)是将参数“B/G”的模拟结果曲线化而成的图表。参数“B/G”是将分别由普通观察获得的像素值B除以像素值G的值。

[0139] 图4的图表(D1)以及(D2)是将参数“W/R”的模拟结果曲线化而成的图表。“W”是由使用了图1所示的波长域R0(W带)的照明光的特殊观察获得的G像素的像素值。此外,如后述那样,波长域R0包含于拍摄元件的G像素具有灵敏度的波长域。参数“W/R”是将由使用了W带的照明光的特殊观察获得的G像素的像素值W除以由普通观察获得的像素值R的值。

[0140] 图4的图表(E1)以及(E2)是将参数“N/R”的模拟结果曲线化而成的图表。“N”是由使用了图1所示的波长域R2(N带)的照明光的特殊观察获得的G像素的像素值。参数“N/R”是将由使用了N带的照明光的特殊观察获得的G像素的像素值N除以由普通观察获得的像素值R的值。

[0141] 图4的图表(F1)以及(F2)是将参数“N/W”的模拟结果曲线化而成的图表。参数“N/W”是将由使用了N带的照明光的特殊观察获得的G像素的像素值N除以由使用了W带的照明光的特殊观察获得的G像素的像素值W的值。

[0142] 图5的图表(G1)以及(G2)是将参数“W/(R+G)”的模拟结果曲线化而成的图表。参数“W/(R+G)”是将由使用了W带的照明光的特殊观察获得的G像素的像素值W除以由将白光用作照明光的普通观察获得的R像素的像素值R与G像素的像素值G之和“R+G”的值。

[0143] 另外,图3至图5中的左侧的图表(A1)、(B1)、(C1)、(D1)、(E1)、(F1)、(G1)是通过将氧饱和度固定为100%、并使光散射的贡献度(表示光散射的强度的参数)从0~100单位间每次10单位变化的情况重叠并曲线化而成的。根据这些图表,能够知晓各参数相对于光散射的灵敏度的大小。

[0144] 另外,图3至图5中的右侧的图表(A2)、(B2)、(C2)、(D2)、(E2)、(F2)、(G2)是通过将散射的贡献度固定为0单位、并使氧饱和度从0~100%间每次10%变化的情况重叠并曲线化而成的。根据这些图表,能够知晓各参数相对于氧饱和度的灵敏度的大小。

[0145] 如表1以及图4的图表(D1)、(D2)所示,参数“W/R”相对于总血红蛋白量具有较大的灵敏度,另一方面,相对于光散射、氧饱和度几乎不具有灵敏度。因此,根据参数“W/R”的值唯一地确定总血红蛋白量的值。即,根据由图像数据获得的参数“W/R”的值以及图表(D1)、(D2)

[0146] 所表示的总血红蛋白量和参数“W/R”的定量关系,能够获得不取决于光散射、氧饱和度的准确的总血红蛋白量。

[0147] 另外,如表1以及图4的图表(F1)、(F2)所示那样,参数“N/W”

[0148] 相对于氧饱和度具有较大的灵敏度,并且相对于光散射几乎不具有灵敏度。因此,若总血红蛋白量是已知的,则通过图表(F2),可以根据参数“N/W”的值唯一地确定氧饱和度的值。具体来说,若选择最适合于由各像素值获得的总血红蛋白量的值与参数“N/W”的值所构成的数值对的图表(F2)上的曲线,则作为与该曲线对应的氧饱和度的值,获得该像素所

拍摄的生物体组织的氧饱和度。此外,总血红蛋白量的值根据由图像数据获得的参数“W/R”的值以及图表(D1)、(D2)所表示的总血红蛋白量与参数“W/R”的关系来获得。

[0149] 另外,如表1以及图5的图表(G1)、(G2)所示那样,参数“W/(R+G)”也与上述的参数“W/R”同样地相对于总血红蛋白量具有灵敏度,但相对于光散射、氧饱和度几乎不具有灵敏度,因此根据图表(G1)、(G2)所表示的总血红蛋白量与参数“W/(R+G)”的定量关系,获得不取决于光散射、氧饱和度的准确的总血红蛋白量的值。

[0150] 如以上那样,通过使用由图表(D1)、(D2)或者图表(G1)、(G2)表示的关系与由图表(F2)或者(C2)表示的关系来进行简单的计算,从而能够获得几乎不包含由散射引起的误差的、总血红蛋白量以及氧饱和度的准确的值。

[0151] <内窥镜系统的构成>

[0152] 图6是本发明的实施方式的内窥镜系统1的框图。本实施方式的内窥镜系统1具备电子内窥镜100、处理器200以及监视器300。电子内窥镜100以及监视器300以能够装卸的方式连接于处理器200。另外,在处理器200中内置有光源部400以及图像处理部500。此外,在本实施方式中,光源部400内置于处理器200,但光源部400也可以不内置于处理器200。例如,光源部400也可以构成为与处理器独立的光源装置。

[0153] 电子内窥镜100具有插入被检者的体内的插入管110。在电子内窥镜100的内部设有大致遍及整个长度延伸的光导管131。光导管131的一端部(前端部131a)配置于插入管110的前端部(插入管前端部111),光导管131的另一端部(基端部131b)与处理器200连接。处理器200内置有具备氙气灯等生成光量大的白光WL的光源灯430等的光源部400。由光源部400生成的照明光IL向光导管131的基端131b入射。向光导管131的基端131b入射的光穿过光导管131被引导至其前端部131a,并从前端部131a放射。在电子内窥镜100的插入管前端部111设有与光导管131的前端部131a对置地配置的配光透镜132,从光导管131的前端部131a放射的照明光IL通过配光透镜132对插入管前端部111附近的生物体组织T进行照明。

[0154] 另外,在插入管前端部111设有物镜光学系统121以及拍摄元件141。在生物体组织T的表面反射或者散射的照明光IL的一部分(返回光)向物镜光学系统121入射并聚光,在拍摄元件141的受光面上成像。本实施方式的拍摄元件141是在其受光面具备滤色器141a的彩色图像拍摄用的CCD(Charge Coupled Device,电荷耦合器件)图像传感器。在拍摄元件141中,也可以使用CMOS(Complementary Metal Oxide Semiconductor,互补金属氧化物半导体)图像传感器等其它种类的拍摄元件。

[0155] 滤色器141a是排列使红色的光通过的R滤色器、使绿色的光通过的G滤色器、和使蓝色的光通过的B滤色器并在拍摄元件141的各受光元件上直接形成的所谓的片上滤光器。R、G、B的各滤光器具有图7所示那样的分光特性。即,本实施方式的R滤色器是使波长比大约570nm的波长长的光通过的滤光器,G滤光器是使波长大约470nm~620nm的光通过的滤光器,B滤光器是使波长比大约530nm的波长短的光通过的滤光器。

[0156] 拍摄元件141被控制为与后述的信号处理电路550同步驱动,周期性地(例如,以1/30秒间隔)输出与在受光面上成像的被拍摄体像对应的拍摄信号。从拍摄元件141输出的拍摄信号经由电缆142向处理器200的图像处理部500发送。

[0157] 图像处理部500具备A/D转换电路510、临时存储器520、控制器530、视频存储器540

以及信号处理电路550。A/D转换电路510对从电子内窥镜100的拍摄元件141经由电缆142输入的拍摄信号进行A/D转换而输出数字图像数据。从A/D转换电路510输出的数字图像数据被发送至临时存储器520进行存储。在数字图像数据中包括被安装有R滤色器的受光元件拍摄的R数字图像数据、被安装有G滤色器的受光元件拍摄的G数字图像数据以及被安装有B滤色器的受光元件拍摄的B数字图像数据。此外,在本说明书中,也将R数字图像数据、G数字图像数据以及B数字图像数据称作单色图像数据(R单色图像数据、G单色图像数据以及B单色图像数据)。

[0158] 控制器530对临时存储器520所存储的单个或者多个数字图像数据进行处理并生成使其在监视器300上显示的画面数据,将其发送至视频存储器540。例如,控制器530基于由单的数字图像数据生成的画面数据、多个数字图像数据的图像排列而成的画面数据、或者多个数字图像数据对每个像素(x,y)生成生物体组织T的反射光谱,由此生成包含以颜色区别健康部与病变部的图像的画面数据、包含与指定的像素(x,y)对应的生物体组织T的反射光谱的图表显示的画面数据等,使其存储于视频存储器540。信号处理电路550基于视频存储器540所存储的画面数据而生成并输出预定的形式(例如,基于NTSC规格、DVI规格的形式)的视频信号。从信号处理电路550输出的视频信号输入到监视器300。其结果是,由电子内窥镜100拍摄到的内窥镜图像等显示于监视器300。

[0159] 此外,控制器530生成对光源部400的各部分的动作进行控制的控制信号,并将该控制信号经由信号线向各部分发送。

[0160] 这样,处理器200兼具对从电子内窥镜100的拍摄元件141输出的拍摄信号进行处理的作为视频处理器的功能、和将用于对作为被拍摄体的生物体组织T进行照明的照明光IL向电子内窥镜100的光导管131供给的作为光源装置的功能。

[0161] 光源部400除了上述的光源430之外还具备聚光透镜440、旋转滤光器(旋转板)410、滤光器控制部420以及聚光透镜450。从光源430射出的大致平行光的白光WL由聚光透镜440聚光,在通过旋转滤光器410之后,由聚光透镜450再次聚光,入射到光导管131的基端131b。

[0162] 光源部400进一步具备移位驱动机构(移位驱动部)470。通过该移位驱动机构470,旋转滤光器410能够在白光WL的光路上的适用位置与光路外的退避位置之间进行移动。移位驱动机构470的详细内容见后述。

[0163] 从光源430射出的白光WL入射到旋转滤光器410。图8是从聚光透镜450侧观察旋转滤光器410的主视图。此外,为了便于说明,在图8中,针对使旋转滤光器410相对于来自光源430的光路垂直地进退驱动的移位驱动机构470省略图示。如图8所示,旋转滤光器410具备:四个具有扇形状的光学滤光器(特殊滤光器)Fs1、Fs2、Fs3以及Fs4;以及四个狭缝部SL1、SL2、SL3以及SL4。详细来说,在旋转滤光器410的外周侧,以与拍摄周期(帧周期)对应的角度间距(在此为90°的角度间距)配置有特殊光滤光器Fs1、狭缝部SL1、特殊光滤光器Fs2以及狭缝部SL2。另外,在旋转滤光器410的内周侧,以与拍摄周期(帧周期)对应的角度间距(在此为90°的角度间距)配置有特殊光滤光器Fs2、狭缝部SL3、特殊光滤光器Fs4以及狭缝部SL4。各特殊光滤光器Fs1、Fs2、Fs3、Fs4均是电介质多层膜滤光器,但也可以是其它方式的光学滤光器(例如,将电介质多层膜用作反射膜的标准具滤光器等)。各特殊光滤光器Fs1、Fs2、Fs3、Fs4具有提取特殊光(特定波长域的光)的作用。此外,在以后的说明中,“帧”

也可以替换为“字段(Field)”。在本实施方式中,帧周期、字段周期分别为例如1/30秒、1/60秒。

[0164] 在上述构成中,通过移位驱动机构270,使旋转滤光器410以使旋转滤光器部260的外周侧的特殊光滤光器Fs1、狭缝部SL1、特殊光滤光器Fs2以及狭缝部SL2位于来自光源430的光路上的方式移位,由此通过了特殊光滤光器Fs1的特殊光、通过了狭缝部SL1的普通光、通过了特殊光滤光器Fs2的特殊光以及通过了狭缝部SL2的普通光例如以帧单位(或者字段单位)向被拍摄体依次照射。如图8所示,狭缝部(SL1、SL2)的径向的宽度与特殊光滤光器(Fs1、Fs2)不同。具体来说,狭缝部(SL1、SL2)的径向的宽度与特殊光滤光器的径向的宽度相比较构成为狭窄。详细来说,狭缝部SL1、SL2的径向的宽度 w 例如被设定为使狭缝部SL1(SL2)的透过光量与特殊光滤光器Fs1和/或Fs2的透过光量的比率处于基准范围内。该基准范围优选被设定为恒定。由此,能够进行将基于狭缝部SL1(或者SL2)的普通观察图像与基于特殊光滤光器Fs1和/或Fs2的特殊光观察图像的亮度的比率抑制在恒定的基准范围内的、设为恒定的值等的控制。另外,作为其结果,能够维持氧饱和度等的生物体信息的计算的精度、避免在同时显示普通观察图像与特殊光观察图像的情况下一方变暗这样的现象的产生等、通过手术者而使病变部的诊断的精度提高。此外,根据一实施方式,基准范围例如优选确定为能够维持血红蛋白的氧饱和度等的生物体信息的计算的精度的范围。根据一实施方式,基准范围优选基于使用生物体信息已知的样本而预先进行的试验结果来按照生物体信息的种类进行确定。在该情况下,内窥镜系统1优选构成为,作为狭缝部的透过光量与特殊光滤光器部的透过光量的比率的基准范围而保持按照生物体信息的种类来确定的值表。

[0165] 此外,使旋转滤光器410的外周侧的特殊光滤光器以及狭缝(Fs1、SL1、Fs2、SL2)与内周侧的特殊光滤光器以及狭缝(Fs3、SL3、Fs4、SL4)中的任一位于光源430的光路上是以手术者能够通过根据观察目的而操作处理器200的操作面板(未图示)来切换的方式构成。在进行特殊光观察的情况下,控制器530根据手术者的操作输入,控制驱动移位驱动机构270,使旋转滤光器410上的外周侧的特殊光滤光器以及狭缝(Fs1、SL1、Fs2、SL2)与内周侧的特殊光滤光器以及狭缝(Fs3、SL3、Fs4、SL4)中的任一位于光路上。

[0166] 在以下的说明中,作为一例,对外周侧的特殊光滤光器Fs1、Fs2构成为用于观察氧饱和度的光学滤光器的情况进行说明。另外,为了便于说明,也将特殊光滤光器Fs1、Fs2分别称作第一氧饱和度观察用滤光器Fs1、第二氧饱和度观察用滤光器Fs2。此外,在该情况下,根据一实施方式,内周侧的特殊光滤光器Fs3、Fs4例如优选构成为红外光观察用的光学滤光器。

[0167] 第一氧饱和度观察用滤光器Fs1是使550nm带的光选择性地透过的光带通滤光器。如图1所示,第一氧饱和度观察用滤光器Fs1具有使等吸收点E1至E4的波长域(即,波长域R0)的光以低损失透过、且遮挡除此以外的波长区域的光的分光特性。第二氧饱和度观察用滤光器Fs2具有使等吸收点E2至E3的波长域(即,波长域R2)的光以低损失透过、且遮挡除此以外的波长区域的光的分光特性。

[0168] 此外,在旋转滤光器410的周缘部形成有贯通孔413。贯通孔413在旋转滤光器410的旋转方向上形成于预定位置(例如,与特殊光滤光器对尾的位置)。在旋转滤光器410的周围,以包围旋转滤光器410的周缘部的一部分的方式配置有用于检测贯通孔413的光遮断器

422。光遮断器422与滤光器控制部420连接。

[0169] 本实施方式的内窥镜系统1具有普通观察模式与分光分析(特殊观察)模式这两种动作模式。普通观察模式是使用普通光来拍摄彩色图像的动作模式。分光分析模式是基于使用分别通过了特殊光滤光器Fs1以及Fs2的照明光IL(特殊光)拍摄的数字图像数据进行分光分析、并显示生物体组织中的生物体分子的分布图像(例如氧饱和度分布图像)的模式。内窥镜系统1的动作模式通过例如针对处理器200的操作面板(未图示)、电子内窥镜100的操作按钮(未图示)的用户操作来切换。

[0170] 在普通观察模式下,控制器530控制移位驱动机构470,使旋转滤光器410从适用位置向退避位置移位。此外,在分光分析模式中,旋转滤光器410配置于适用位置。然后,在对于由拍摄元件141拍摄到的数字图像数据实施双线性插值等的预定的图像处理之后,转换成视频信号,在监视器300上画面显示。

[0171] 在分光分析模式中,控制器530控制具有伺服电机(未图示)的滤光器控制部420,使旋转滤光器410以恒定的转速旋转驱动,并且依次进行基于分别通过了特殊光滤光器Fs1、狭缝部SL1、特殊光滤光器Fs2、狭缝部SL2的照明光IL的生物体组织T的拍摄。然后,基于使用分别通过了特殊光滤光器Fs1、Fs2的照明光IL获取的数字图像数据而生成表示生物体组织中的生物体分子的分布的图像,生成将其与使用狭缝部SL1以及SL2而获取的普通观察图像排列而成的显示画面,进一步转换为视频信号,在监视器300上显示。

[0172] 在分光分析模式中,滤光器控制部420基于光遮断器422检测贯通孔413的时机,检测旋转滤光器410的旋转的相位,将其与从控制器530供给的定时信号的相位进行比较,调整旋转滤光器410的旋转的相位。来自控制器530的定时信号与拍摄元件141的驱动信号进行同步。因此,旋转滤光器410与拍摄元件141的驱动同步而以大致恒定的转速进行旋转驱动。具体来说,旋转滤光器410的旋转被控制为,每次进行基于拍摄元件141的1图像量(R、G、B的3帧)的拍摄,切换供白光WL入射的特殊光滤光器Fs1、狭缝部SL1、特殊光滤光器Fs2、狭缝部SL2。具有伺服电机的滤光器控制部420作为将旋转滤光器410的狭缝部(SL1、SL2)与特殊光滤光器(Fs1、Fs2)依次插入来自光源430的白光的光路的旋转驱动部而发挥功能。

[0173] 接下来,对于在分光分析模式中执行的分光分析处理进行说明。图9是表示分光分析处理的顺序的流程图。

[0174] 在根据用户操作而选择了分光分析模式的情况下,如上述那样,滤光器控制部420将旋转滤光器410以恒定的转速旋转驱动。然后,从光源部400起,依次供给通过了特殊光滤光器Fs1、狭缝部SL1、特殊光滤光器Fs2、狭缝部SL2的照明光IL,依次进行使用了各照明光IL的拍摄(S1)。具体来说,将使用通过了特殊光滤光器Fs1的照明光IL拍摄的G数字图像数据 $W(x, y)$ 、使用通过了特殊光滤光器Fs2的照明光IL拍摄的G数字图像数据 $N(x, y)$ 以及使用通过了狭缝部SL1、SL2的照明光IL(白光)拍摄的R数字图像数据 $R(x, y)$ 、G数字图像数据 $G(x, y)$ 以及B数字图像数据 $B(x, y)$ 存储于控制器530的内部存储器532。

[0175] 接下来,图像处理部500使用在处理S1中获取的R数字图像数据 $R(x, y)$ 、G数字图像数据 $G(x, y)$ 以及B数字图像数据 $B(x, y)$,进行分选作为以下的分析处理(处理S3~S8)的对象的像素的像素分选处理S2。

[0176] 针对不包含血液的位置、生物体组织的颜色由血红蛋白以外的物质受到主导性的影响的位置,即便根据像素的颜色信息计算氧饱和度、血流量也无法获得有意义的值,仅为

噪声。当将这样的噪声提供给医师时,不仅会妨碍医师的诊断,还产生对图像处理部500给予无用的负荷而使处理速度降低这样的弊害。因此,本实施方式的分析处理构成为,分选适于分析处理的像素(即,记录有血红蛋白的分光学的特征的像素),仅对分选出的像素进行分析处理。

[0177] 在像素分选处理S2中,仅将全部满足以下的公式4、公式5以及公式6的条件的像素作为分析处理的对象像素而被分选。

[0178] [数4]

[0179] $B(x,y)/G(x,y) > a_1$

[0180] [数5]

[0181] $R(x,y)/G(x,y) > a_2$

[0182] [数6]

[0183] $R(x,y)/B(x,y) > a_3$

[0184] 在此, a_1 、 a_2 、 a_3 是正的常数。

[0185] 上述的三个条件式是基于血液的透过光谱中的、G成分<B成分<R成分的值的大小关系来设定的。此外,仅使用上述的三个条件式中的一个或者两个,例如也可以着眼于血液所特有的红色而仅使用公式5以及公式6进行像素分选处理S2。

[0186] 接下来,图像处理部500进行第一分析处理S3。在控制器530的非易失性存储器532中,保存有表示由图4的图表(D1)或者(D2)表示的总血红蛋白量tHb与参数W/R的定量关系的数值表T1(或者函数)。在第一分析处理S3中,使用该数值表T1,根据由处理S1获取的G数字图像数据W(x,y)以及R数字图像数据R(x,y),获取总血红蛋白量tHb的值。

[0187] 具体来说,首先通过公式7,针对各像素(x,y)计算参数W/R(x,y)。

[0188] [数7]

[0189] $W/R(x,y) = W(x,y)/R(x,y)$

[0190] 接下来,参照数值表T1,读取并获取与由公式7计算出的参数W/R(x,y)的值对应的总血红蛋白量tHb(x,y)的值。

[0191] 非易失性存储器532所保存的数值表T1(以及后述的数值表T2)的定量关系预先通过理论计算、实验而获得。此外,在图表(D1)、(D2)中,总血红蛋白量tHb的值与参数W/R的值不具有完全1对1的对应关系,但在数值表T1中保存有总血红蛋白量tHb与参数W/R的代表性1对1的定量关系(例如平均值、中央值)。因此,通过数值表T1,根据参数W/R的值唯一地确定总血红蛋白量tHb。

[0192] 接下来,图像处理部500进行第二分析处理S4。在控制器530的非易失性存储器532中保存有表示图4的图表(F2)所表示的总血红蛋白量tHb、参数N/W以及氧饱和度Sat的定量关系的数值表T2(或者函数)。在数值表T2中,将总血红蛋白量tHb、参数N/W以及氧饱和度Sat这三个数值(以下称作“数值组”)相关联地被登记。在第二分析处理S4中,使用该数值表T2,根据由处理S1获取的G数字图像数据W(x,y)、N(x,y)以及由第一分析处理S3获取的总血红蛋白量tHb(x,y)的值,获取各像素的氧饱和度Sat(x,y)的值。

[0193] 具体来说,首先,通过公式8,针对各像素(x,y)计算参数N/W(x,y)。

[0194] [数8]

[0195] $N/W(x,y) = N(x,y)/W(x,y)$

[0196] 接下来,针对各像素 (x,y) ,参照数值表T2,抽出最接近由第一分析处理S3获取的总血红蛋白量 $tHb(x,y)$ 的值与通过公式8计算出的参数 $N/W(x,y)$ 的值的数值组,读取所抽出的数值组的氧饱和度Sat的值,作为该像素 (x,y) 的氧饱和度Sat (x,y) 的值而获取。

[0197] 在控制器530的非易失性存储器532中存储有表示氧饱和度Sat (x,y) 与显示色(像素值)的关系的数值表(或者函数)。然后,在处理S5(图6)中,控制器530参照该数值表(或者函数),获取表示与由处理S4获得的氧饱和度Sat (x,y) 对应的显示色的值,生成将该值设为像素值的氧饱和度分布图像数据。

[0198] 另外,控制器530根据使用通过了狭缝部SL1(或者SL2)的照明光IL(白光)拍摄的R数字图像数据 $R(x,y)$ 、G数字图像数据 $G(x,y)$ 以及B数字图像数据 $B(x,y)$ 生成普通观察图像数据。

[0199] 进而,控制器530根据所生成的氧饱和度分布图像数据以及普通观察图像数据,生成在1画面上排列显示普通观察图像与氧饱和度分布图像的画面数据,使其存储于视频存储器540。此外,控制器530根据用户操作,能够生成仅显示氧饱和度分布图像的显示画面、仅显示普通观察图像的显示画面、在氧饱和度分布图像和/或普通观察图像中叠加显示患者的ID信息、观察条件等附带信息的显示画面等各种显示画面。

[0200] 在恶性肿瘤的组织中,由于血管新生而与正常的组织相比,总血红蛋白量增多,并且氧的代谢显著,因此氧饱和度比正常的组织低。因此,控制器530抽出由第一分析处理S3获取的总血红蛋白量比预定的基准值(第一基准值)大、并且由第二分析处理S4获取的氧饱和度比预定的基准值(第二基准值)小的像素,例如生成相对于普通观察图像数据的对应的像素进行了强调显示处理的病变部强调图像数据,也能够与普通观察图像和/或氧饱和度分布图像一起(或者单独)使病变部强调图像在监视器300上显示。

[0201] 作为强调显示处理,例如,具有使相应像素的像素值增加的处理、使色相变化的处理(例如,使R成分增加而增强发红的处理、使色相旋转预定角度的处理)、使相应像素闪烁(或者使色相周期性地变化)的处理。

[0202] 另外,控制器530也可以构成为,替代病变部强调图像数据,例如基于来自氧饱和度Sat (x,y) 的平均值的偏差和来自总血红蛋白量 $tHb(x,y)$ 的平均值的偏差,计算作为表示恶性肿瘤的可疑的程度的评价值的指标 $Z(x,y)$,生成以指标 Z 为像素值的图像数据(恶性可疑度图像数据)。

[0203] 这样,根据一实施方式,优选的是,控制器530基于由白光照明的生物体组织的拍摄图像数据所包含的颜色成分即R数字图像数据的值与由特殊光照明的生物体组织的拍摄图像数据所包含的G数字图像数据的值的比率 W/R ,生成表示生物体组织的状态的信息。

[0204] [旋转滤光器移位机构]

[0205] 接下来,对移位驱动机构(移位驱动部)470的构成进行说明。图10是概略表示移位驱动机构470的一实施方式中的构成例的图。此外,图10表示从聚光透镜450侧观察移位驱动机构470的构成的状态。如图10所示,移位驱动机构470例如具备步进电机471、经由未图示的齿轮机构与步进电机471的驱动轴连接的小齿轮472、齿条473、臂475、和检测旋转滤光器410的原点位置的光遮断器474。臂475将旋转滤光器410相对于齿条473固定。通过移位驱动机构470的上述构成,进行使旋转滤光器410从照明光的光路退避的、使外周侧的特殊光滤光器/狭缝位于照明光的光路、使内周侧的特殊光滤光器/狭缝位于照明光的光路等控

制,能够生成与观察目的相应的特殊光观察图像。控制器530根据经由操作面板的手术者的操作输入,使旋转滤光器410向与观察目的相应的位置移动/停止。

[0206] [与旋转滤光器的停止位置的变动相伴的亮度的变动的问题]

[0207] 如上述那样,在通过机械机构使旋转滤光器410移动/停止的构成中,有时因机械机构的制造公差而在旋转式滤光器410所停止的位置产生变动。制造公差基于电机的齿隙、齿轮嵌合的误差等各种机械性因素。图11是说明基于这样的制造公差的旋转滤光器410的停止位置的变动的图。如图11所示,即便在相同的步骤数的位置控制步进电机471的情况下,取决于小齿轮272的旋转方向,在齿条473的停止位置产生图11中所示的 T_0 的公差。此外,在取决于小齿轮的旋转方向的、产生旋转滤光器410的停止位置的变动的因素上,除了上述以外,也考虑组合旋转滤光器410的机械性误差、光遮断器474的位置的机械性误差等多个因素。

[0208] 对这样在旋转滤光器410的停止位置产生变动的情况下的问题点进行说明。如图12所示,来自光源430的向旋转滤光器410入射的白光的光强度分布被认为,在中心部具有峰值,从峰值部分朝向外侧而强度逐渐降低。如本实施方式那样,在使白光通过狭缝状的开口部的结构的情况下,在狭缝部(SL1等)位于白光的中心时(图12(a))与狭缝部(SL1等)偏离白光的中心时(图12(b))之间,照明光IL(普通光)的光量中产生变动。此外,在图12中网点部分与狭缝部(SL1等)对应。一般来说,由于以狭缝部(SL1等)位于白光的峰值部分为前提来执行上述的氧饱和度等生物体信息(评价值)的计算、普通光图像与特殊光图像的同时显示等,因此在狭缝部(SL1等)的位置如图12(b)那样变动而普通光的光量从假定值减少的情况下,有可能产生对生物体信息(评价值)的计算的精度给予影响、或者与特殊光观察图像同时显示的普通光观察图像的亮度变暗等问题。

[0209] 因此,根据一实施方式,向狭缝(SL1、SL2等)以及特殊光滤光器(Fs1、Fs2等)入射时的白光的光束截面大于狭缝(SL1、SL2等)以及特殊光滤光器(Fs1、Fs2等)的入射面,白光的光束的一部分向狭缝(SL1、SL2等)以及特殊光滤光器(Fs1、Fs2)入射,光束的剩余的部分不向狭缝(SL1、SL2等)以及特殊光滤光器(Fs1、Fs2等)入射。此时,优选的是,控制器530控制移位驱动机构470,使得向狭缝(SL1、SL2等)以及特殊光滤光器(Fs1、Fs2等)的至少一方入射的白光的一部分包含光强度分布中的峰值位置。

[0210] 以下,对如下构成例进行说明,其被控制为,预先保存用于修正通过移位驱动机构470而使旋转滤光器410从预定位置向对象位置移位时产生的来自距离对象位置的偏移量的参数,基于该参数来控制移位驱动机构470,由此使狭缝部(SL1等)的位置收纳于白光的光强度成为最大强度的峰值位置的预定的范围内,换言之,控制为以白光的光强度成为最大强度的峰值位置为基准进行定位,由此消除上述那样的问题点。

[0211] [旋转滤光器的停止位置的控制1]

[0212] 图11所示的取决于小齿轮472的旋转方向的齿条473的停止位置的变动在齿条473的去程动作(旋转滤光器410从避让位置进入光路的方向)与回程动作(旋转滤光器410从光路朝向退避位置侧的方向)中改变齿条273的停止位置。因而,通过以在去程方向的动作与回程方向的动作中使步进电机471的步骤数不同的方式控制齿条273的停止位置,从而能够消除该问题。根据一实施方式,优选的是,如图13(a)所示,在将去程动作时使齿条473停止的位置设为步进电机471的步骤数100的情况下,将在回程动作时使齿条473停止的位置调

整为步进电机471的步骤数95(图13(b)),由此使齿条473停止时的齿轮牙的位置与去程动作的情况准确地一致。

[0213] 为了实现上述的控制,根据一实施方式,优选的是,控制器531保存将被调整的驱动量设定的表,按照该驱动量使步进电机471驱动以及停止,使得根据旋转滤光器410处于从光源430的光路偏移的预定的基准位置的状态而使旋转滤光器410的预定的狭缝(SL1、SL2)以及特殊光滤光器(Fs1、Fs2)到达光路上的作为目标的位置,或者使预定的狭缝(SL3、SL4或者)以及特殊光滤光器(Fs3、Fs4)到达光路上的作为目标的位置。在该情况下,优选的是,被调整的驱动量根据旋转滤光器410的移位方向、即步进电机471的去程动作以及回程动作而不同。

[0214] 例如,作为驱动量的一例,举出步进电机471的步骤数。如下述表2所示,优选的是,控制为将步进电机471的步骤数的调整值表保存于内部存储器532、并在该调整值表所示的步骤数的位置使齿条473停止。在表2所示的例子中,在使齿条473在去程动作中停止的情况下,将避让位置的步骤数设为5,在使用外周侧的特殊光滤光器/狭缝(在表2中仅记作滤光器1)时将步骤数设为100,在使用内周侧的特殊光滤光器/狭缝(在表2中仅记作滤光器2)时将步骤数设为200,另一方面,在使齿条473在回程动作中停止的情况下,将避让位置的步骤数设为0,在使用外周侧的特殊光滤光器/狭缝(在表2中仅记作滤光器1)时将步骤数设为95,在使用内周侧的特殊光滤光器/狭缝(在表2中仅记作滤光器2)时将步骤数设为195。步骤数是指,作为一例,举出步进电机471的驱动所使用的脉冲数。

[0215] 表2

[0216]

传动位置	去程动作	回程动作
退避	5	0
滤光器1	100	95
滤光器2	200	195

[0217] 通过使用上述表2所示的调整值来控制齿条473的停止位置,即便在使用任一特殊光滤光器/狭缝的情况下,也能够使旋转滤光器410的狭缝部的位置准确地与照明光的峰值位置一致,或者收纳于峰值位置的预定的范围内。此外,表2是旋转滤光器410在径向上具有2组特殊光滤光器/狭缝部的情况下的调整值的例子,但在是旋转滤光器410在径向上具有更多的特殊光滤光器/狭缝部的构成的情况下,只要使应保存的调整值的值与特殊光滤光器/狭缝部的组数相匹配地增加即可。

[0218] 另外,考虑机械机构的公差的老化,也可以更新上述调整值表。具体来说,控制器530具有基于内部时钟而累计处理器200的使用时间的功能,因此也可以使用该累计功能,例如以每1年每次1步骤的方式更新调整值。下述的表3是作为一例的、构成为以年为单位每次1步骤更新调整值的情况下的、在一年经过后适用的调整值表。

[0219] 表3

[0220]

传动位置	去程动作	回程动作
退避	6	-1
滤光器1	101	94

滤光器2	202	194
------	-----	-----

[0221] 老化(劣化)的速度也可以参考耐久试验的值等来决定。这样,通过构成为考虑老化而更新调整值,从而吸收以在每次进行使用时齿轮被切削的量增加的间隙,在产品寿命的全部期间能够维持基于齿条473的传动位置精度。

[0222] 图14是表示使用上述调整值表使旋转滤光器410从当前位置向目标位置移位时的控制的流程图。此外,图14所示的控制是作为一例而响应手术者操作设于处理器的操作面板(未图示)而使旋转滤光器410的位置移位的操作(用于进行期望的特殊光观察的操作),在控制器530的控制之下被执行的。当本处理开始时,首先,计算旋转滤光器410的当前位置与目标位置的差值,判断旋转滤光器410的移位方向是去程方向还是回程方向(步骤S101)。在步骤S1中计算结果为负、由此旋转滤光器410的移位方向为去程方向的情况下(S101:负),从调整值表(表2)读出去程动作的栏的步骤数(步骤S102)。然后,使用在步骤S2中读出的步骤数而开始步进电机471的驱动(步骤S104),使用了该步骤数的驱动动作持续至旋转滤光器410到达目标位置(S105:NO)。

[0223] 当前位置的信息能够根据向上述的步进电机471给予的驱动量,求出控制器530。目标位置的信息能够通过用在分光分析模式中使用的设定的特殊光的种类而求出控制器530。另外,根据一实施方式,还优选的是,根据从旋转滤光器410出射的白光的测量的实际的光量与作为预先确定的基准的光量的差值,计算当前位置与目标位置的差值。另外,在分光分析模式中,为了确定使用了旋转滤光器410的哪一部分的狭缝以及特殊滤光器,也能够根据由电子内窥镜系统1拍摄的现在的图像的亮度与作为理想的基准图像的亮度之差而计算当前位置与目标位置的差值。

[0224] 另一方面,在步骤S101中计算结果为正,由此旋转滤光器410的移位方向为回程方向的情况下(S101:正),从调整值表(表2)读出回程动作的栏的步骤数(步骤S103)。然后,使用在步骤S102中读出的步骤数而开始步进电机471的驱动(步骤S104),该驱动动作持续至旋转滤光器410到达目标位置(S105:NO)。当旋转滤光器410到达目标位置时(S105:YES),本控制结束。

[0225] 这样,优选的是,控制器530预先保存步骤数那样的参数,基于该参数而控制移位驱动机构470,该参数用于修正在通过移位驱动机构470使旋转滤光器410从第一位置向作为目标位置的第二位置移位时由移位驱动机构470的装置的制造误差、公差引起的、旋转滤光器410移位的实际的位置与第二位置的偏移量。

[0226] 另外,还优选的是,控制器530在通过移位驱动机构470使旋转滤光器410在第一位置与第二位置之间移位时,根据旋转滤光器410的移位方向使移位驱动机构470的驱动量不同。

[0227] 通过以上的位置控制,实现使用了调整值表的旋转滤光器410的位置的准确控制。

[0228] [旋转滤光器的停止位置的控制2]

[0229] 接下来,对旋转滤光器410的停止位置控制的另一实施方式进行说明。在停止位置的控制2中,没有如上述停止控制1那样使用调整值表,控制为旋转滤光器410始终从去程方向或者回程方向中的任一方的方向进入目标位置并停止。在图15中示出说明该控制的动作原理的图。此外,在此,作为一例,在旋转滤光器410进行回程动作时,以步进电机的步骤数与目标位置准确对应为前提。

[0230] 如图15(a)所示,根据一实施方式,在从当前位置朝目标位置的移位为去程方向的情况下,使旋转滤光器410暂时移动至超过目标位置的位置,在回程动作中使其移动为返回至目标位置。在此,作为一例,移动为越过目标位置越过量 α 。另一方面,如图15(b)所示,在从当前位置朝目标位置的移位成为回程方向的情况下,直接朝目标位置移动。通过这样的控制,能够使旋转滤光器410始终相对于目标位置在回程动作中进入/停止。

[0231] 图16是实现上述控制的流程图。此外,在此,在旋转滤光器410中,在特殊光滤光器在径向上设有多个的情况下,相对于特殊光滤光器从外侧依次分配编号(即,滤光器编号从外侧依次被分配为滤光器1、滤光器2、滤光器3……)。图16所示的控制,作为一例,在响应手术者操作处理器200的操作面板(未图示)而使旋转滤光器410位置移位的操作(用于进行期望的特殊光观察的操作)而控制器530生成的控制信号之下被执行。

[0232] 当本处理开始时,首先,进行从当前位置的滤光器编号减去目标的滤光器编号的处理(步骤S11)。在步骤S11中的减去处理的结果为负的情况下,成为朝去程方向的移位,处理进入步骤S12,旋转滤光器410朝目标滤光器编号的驱动开始。该驱动持续至旋转滤光器410移位到目标滤光器编号的位置(步骤S13:NO)。当旋转滤光器410到达目标位置时(步骤S13:YES),进行向目标位置加上越过量 α 的处理(步骤S14),进一步持续驱动(步骤S15)。该驱动持续至旋转滤光器410到达至步骤S15所设定的目标位置(步骤S16:NO)。

[0233] 当旋转滤光器410到达步骤S15所设定的目标位置时(步骤S16:YES),接下来,进行从目标位置减去越过量 α 的处理(步骤S17)。然后,进行将旋转滤光器410朝目标位置驱动的处理(步骤S18)。该驱动执行至旋转滤光器410到达步骤S17所设定的目标位置(步骤S19:NO)。当旋转滤光器410到达步骤S17所设定的目标位置时(步骤S19:YES),本控制处理结束。

[0234] 另一方面,在步骤S11中的计算结果为正的情况下,由于旋转滤光器410的移位方向为回程方向(步骤S11:正),因此处理进入步骤S20。在步骤S20中,开始旋转滤光器410朝目标位置的驱动,该驱动持续至旋转滤光器部410到达目标值(步骤S21:NO)。当旋转滤光器410到达目标位置时(步骤S21:YES),本处理结束。

[0235] 通过以上的位置控制处理,使旋转滤光器410始终在回程动作中向目标位置进入/停止,能够准确地停止于目标位置。此外,图16所示的位置控制处理以在旋转滤光器部410进行回程动作时步进电机的步骤数准确地与目标位置对应为前提。在以旋转滤光器410进行去程动作时步进电机的步骤数准确地与目标位置对应为前提的情况下,在图16的流程图中,在步骤S11的计算结果为正的处理的系列中,进行使用了越过量的上述同样的处理。

[0236] 即,优选的是,控制器530以通过移位驱动机构470使旋转滤光器410的狭缝(SL1、SL2等)进入白光的光路并停止时的、换言之停止跟前的移位方向始终为恒定的移位方向的方式控制移位驱动机构470。此时,优选的是,控制器530在旋转滤光器410从第一位置朝向第二位置移位时,在使旋转滤光器410从第一位置超过第二位置移位之后,将旋转滤光器410的移位方向反转而向第二位置移位。

[0237] 越过量 α 在迅速进行旋转滤光器410的移位的观点下优选尽可能小,但也可以考虑下述那样的各种公差而设定为必要足够的量。

[0238] • 来自构成旋转式滤光器的旋转台的工作精度的公差(例如为0.1mm)

[0239] • 来自全构成齿轮的工作精度的公差与啮合间隙量(例如为1.0mm)

[0240] • 由老化/耐久等假定的间隙量(例如为1.0mm)

[0241] • 任意的安全率

[0242] 在此,进一步说明根据上述实施方式带来的效果。如上述那样,能够将旋转滤光器410的狭缝部(SL1等)的位置控制为收纳在白光的峰值位置的预定的范围内。根据一实施方式,通过上述实施方式带来的、以光束直径(向旋转滤光器入射的光束的光束直径)为基准的情况下的偏移量(换句话说,旋转滤光器的停止位置的偏移量)的范围优选为0~4%,更优选为0~2%,进一步优选为0~1%。此外,为了将偏移量设为零而需要使各种精度提高,成本上升的可能性高,因此偏移量的下限可以为0.1%以上,或者也可以为0.3%以上。此外,根据一实施方式,在特定的条件下,能够将以光束直径为基准的偏移量抑制至0.7%(该情况下的偏移量成为由齿轮公差等引起的量几乎为零、基于其它因素的偏移量残存的状态)。作为比较例,以基于以往的构成的光束直径为基准的偏移量为5%左右(在该情况下,齿轮公差等因素为主导性)。此外,在此举出的效果是光束直径为10mm的情况下的例子,各实施方式中的效果不受在此举出的数值例限定。

[0243] [比率调整功能]

[0244] 通过上述的构成,能够通过移位驱动机构470准确地控制旋转滤光器410的狭缝部(SL1、SL2)的位置。根据该构成,在进行普通观察图像与特殊光观察图像的同时显示的状态下,能够调整普通观察图像的亮度比率。图17是用于原理性地说明该情况的图。首先,控制移位驱动机构470,假定将狭缝部的位置与来自光源430的光路准确地匹配的状态。在这种情况下,如图17(c)所示,狭缝部(SL1、SL2)位于白光的亮度分布的峰值部分(在图17(c)中网点部分与狭缝部的位置对应),作为普通光而获得与峰值位置相当的量的光量。图17(a)表示这种情况下的特殊光滤光器(Fs1、Fs2)与白光的亮度分布中的哪一部分重叠。在图17(a)中,网点部分与特殊光滤光器(Fs1、Fs2)对应。如上述那样,特殊光滤光器Fs1、Fs2形成相对于狭缝部(SL1、SL2)径向的宽度足够大,因此在图17(a)的状态下,特殊光滤光器(Fs1、Fs2)使用了白光的亮度分布的较多部分。

[0245] 在此,如图17(d)所示,对移位驱动机构470进行驱动控制,假定使旋转滤光器410的狭缝部(SL1、SL2)从白光的峰值位置起按照预定分量阶段性地移动。在这种情况下,如图17(d)所示,利用狭缝部分(SL1、SL2),能够获得阶段性减少的光量。在图17(d)所示的例子中,示出获得阶段性减少的3种光量(-1阶段、-2阶段、-3阶段)的状态。另一方面,在这种情况下,特殊光滤光器(Fs1、Fs2)在径向上具有足够的宽度,因此即便使旋转滤光器410移动至图17(d)中存在的“-3阶段”,白光减少的光量也较少,能够使白光的光量充分透过,来自特殊光滤光器(Fs1、Fs2)的照明光的出射强度不会减少至对图像的亮度给予实际影响的程度。

[0246] 因此,按照上述的驱动例,通过使旋转滤光器41的位置准确且微小地阶段性移动,从而能够调整同时显示普通观察图像与特殊观察图像时的普通观察图像的亮度的比率。

[0247] 如上述那样,在内窥镜系统1中,将特殊光与白光用作被拍摄体的照明光,为了根据图9所示的分光分析模式计算总血红蛋白量tHb而求出参数W/R。参数W/R的值是对于计算总血红蛋白量tHb、进一步根据计算出的总血红蛋白量tHb计算氧饱和度Sat而言重要的值。该参数W/R的值是通过了狭缝部(SL1、SL2等)的白光与透过了特殊光滤光器(Fs1或者Fs2等)的特殊光的光成分的光强度的比率,因此通过多次使用内窥镜系统1而变化的情况对于计算准确的总血红蛋白量tHb并计算准确的氧饱和度Sat而言是不优选的。根据该点,以使

特殊光的光量与白光的光量的比率处于基准范围内的方式控制移位驱动机构470的效果较大。

[0248] 特殊光的波长范围比白光的波长范围窄,抽出特殊光的特殊滤光器(Fs1、Fs2等)的旋转滤光器410的径向的宽度大于狭缝(SL1、SL2等)的径向的宽度,因此将特殊光的波长范围整体的合计的光量能够接近白光的光量,从而能够改善参数W/R的SN比。其结果是,能够求出精度高的总血红蛋白量tHb,进而求出氧饱和度Sat。

[0249] 以上是本发明的实施方式以及该实施方式的具体的实施例的说明,本发明不限于上述的构成,能够在本发明的技术思想的范围内进行各种变形。

[0250] 例如,参照图8说明的旋转滤光器的构成是一例,特殊光滤光器的种类、径向的排列数可能有各种构成例。

[0251] 另外,在上述的实施方式中,旋转滤光器的白光通过区域构成为狭缝,但白光通过区域的结构构成为减少来自光源的白光,并且在来自光源的白光的光束中的光强度的峰值位置与移位驱动机构的制造公差的关系中产生上述那样的问题的情况下,上述的本实施方式的结构有效地发挥功能。例如,白光通过区域也可以具备减光滤光器等滤光器。

[0252] 另外,在上述的实施方式中,在生物体组织中的血红蛋白的浓度分布的分析中适用本发明,但在使生物体组织的颜色变化的其它生物体物质(例如,激素等分泌物)的浓度分布的分析中也能够适用本发明。

[0253] 另外,将本实施方式的拍摄元件141作为在其前表面具有R、G、B的原色系滤色器的彩色图像拍摄用的拍摄元件进行了说明,但不限于该结构,例如,也可以使用具备Y、Cy、Mg、G的补色系滤色器的彩色图像拍摄用的拍摄元件。

[0254] 附图标记说明:

[0255] 1、内窥镜系统;100、电子内窥镜;110、插入管;111、插入管前端部;121、物镜光学系统;131、光导管;131a、前端部;131b、基端部;132、配光透镜;141、拍摄元件;141a、滤色器;142、电缆;200、处理器;300、监视器;400、光源部;410、旋转滤光器;420、滤光器控制部;430、光源;440、聚光透镜;450、聚光透镜;470、移位驱动机构;471、步进电机;472、小齿轮;473、齿条;474、光遮断器;500、图像处理部;510、A/D转换电路;520、临时存储器;530、控制器;540、视频存储器;550、信号处理电路。

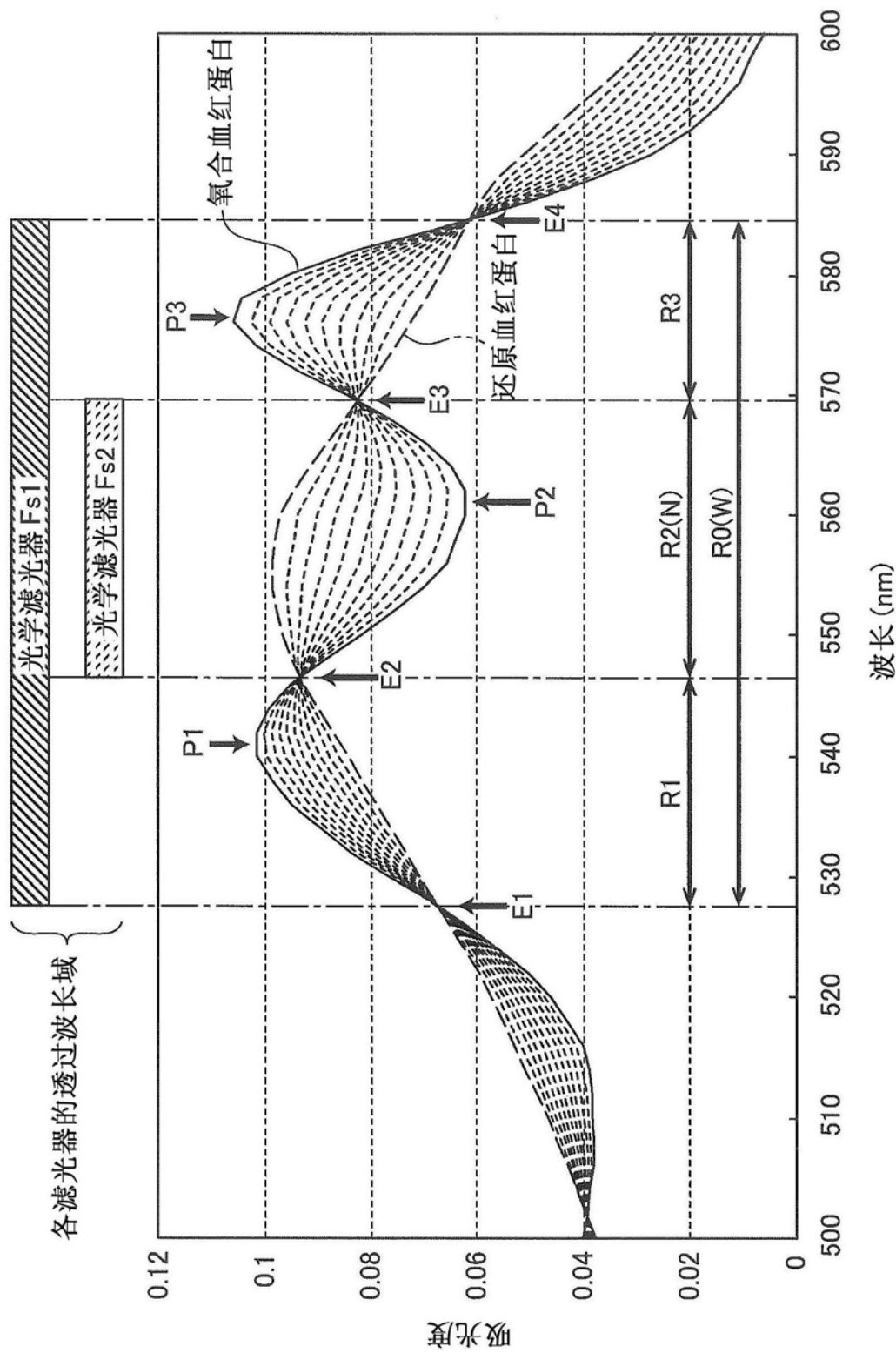


图1

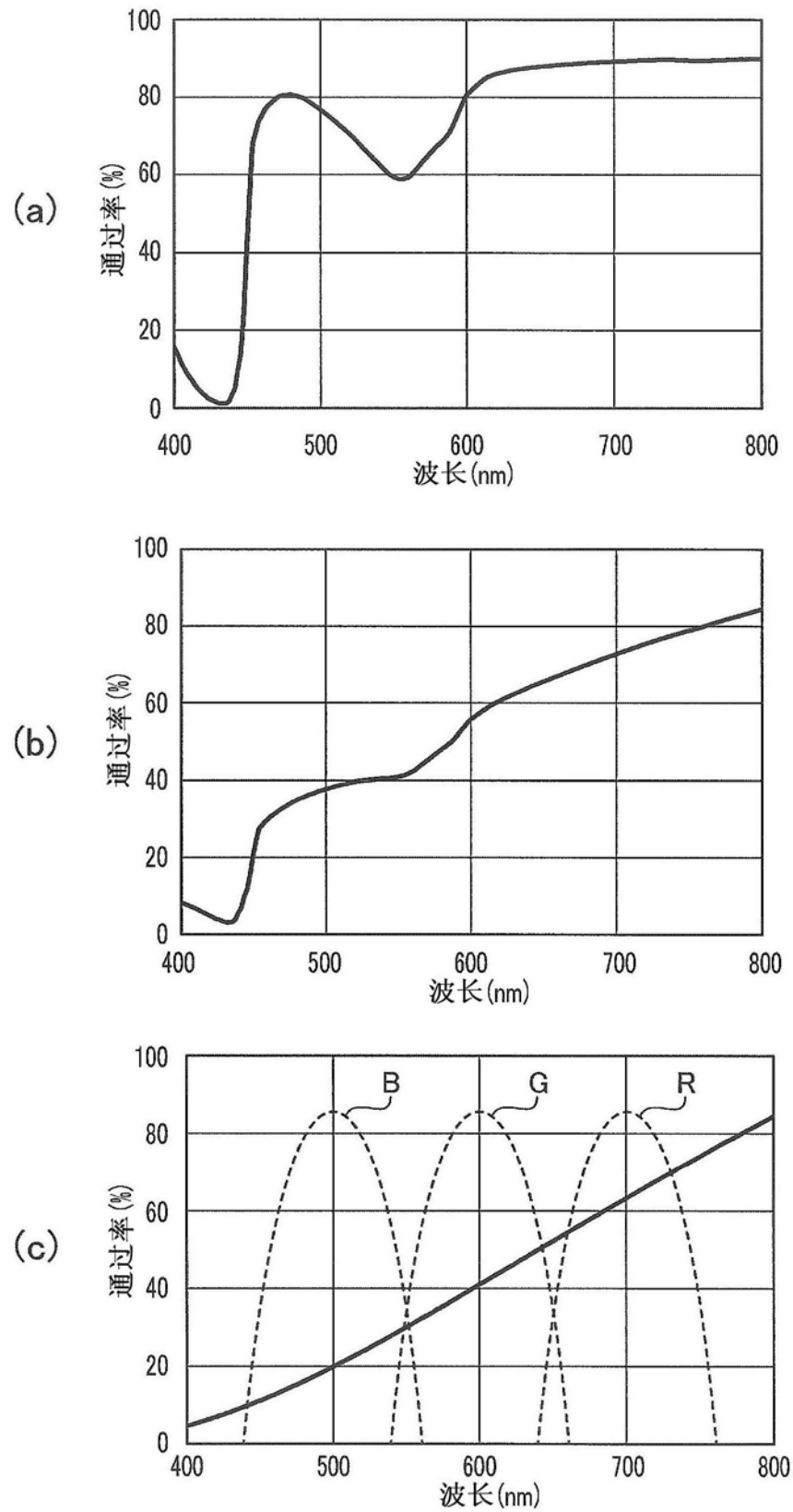


图2

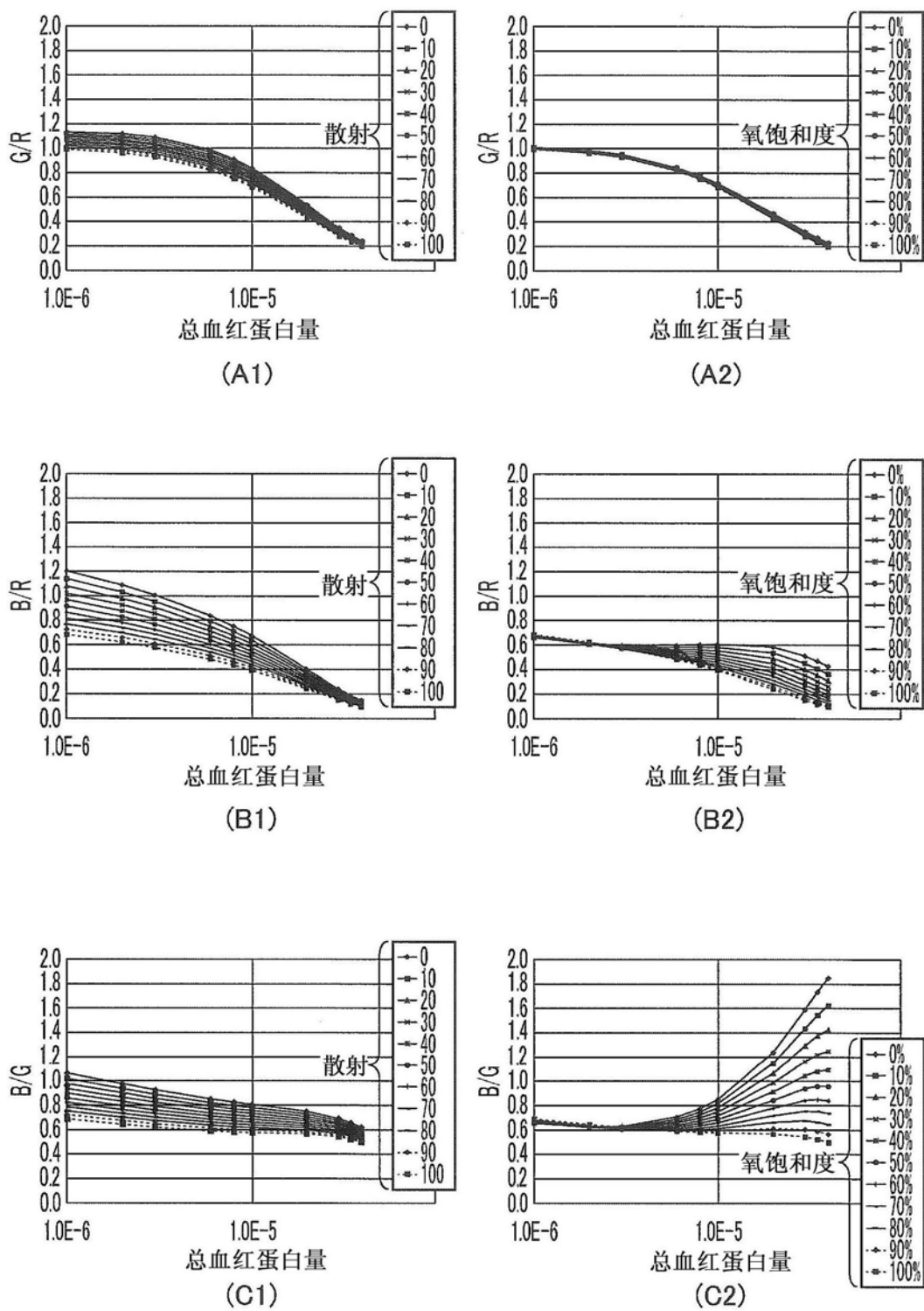


图3

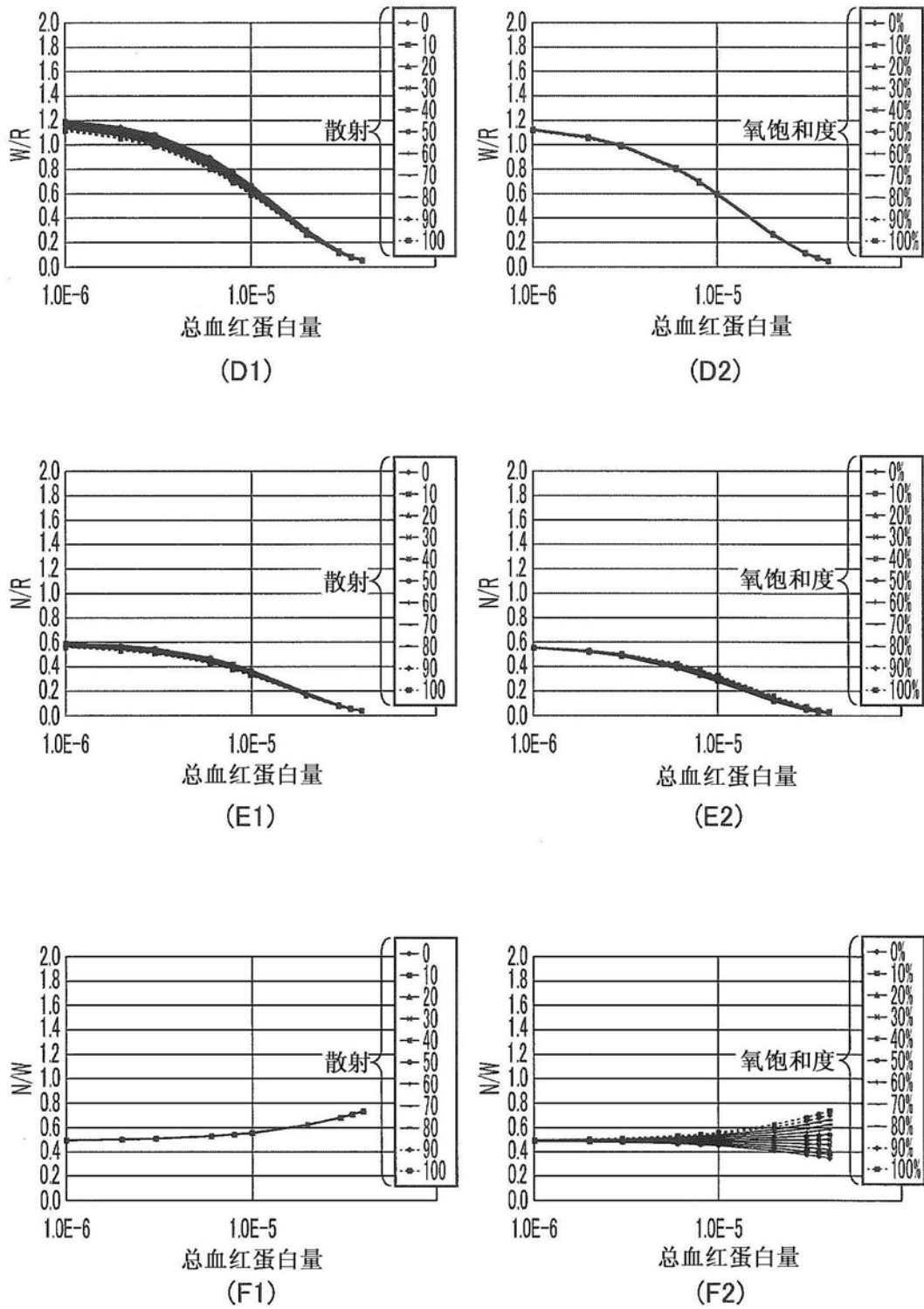


图4

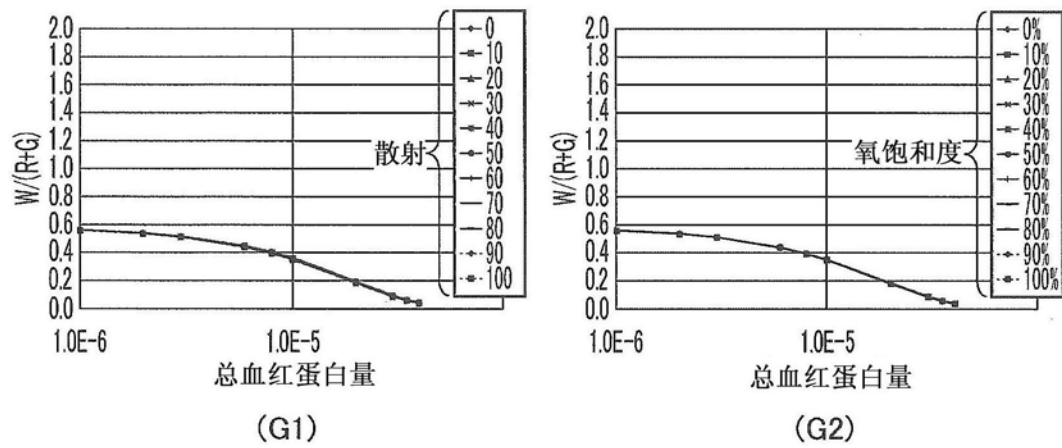


图5

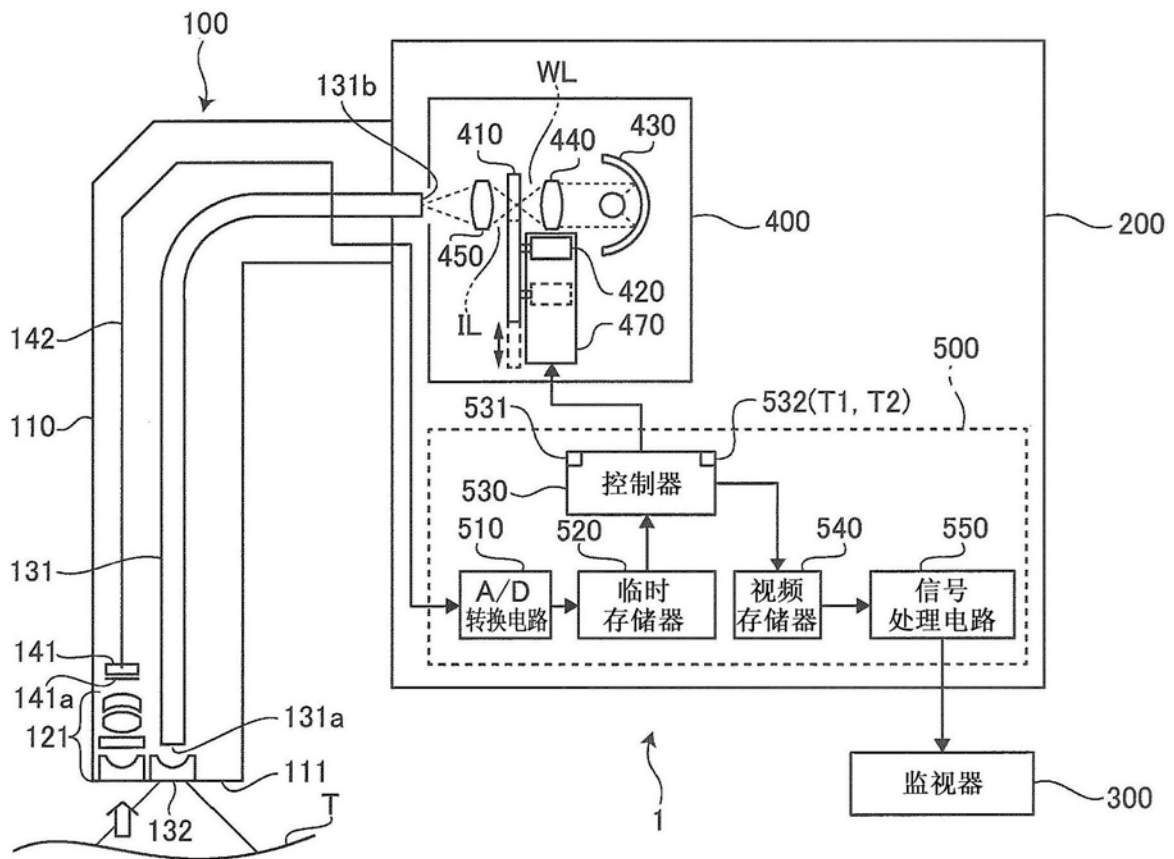


图6

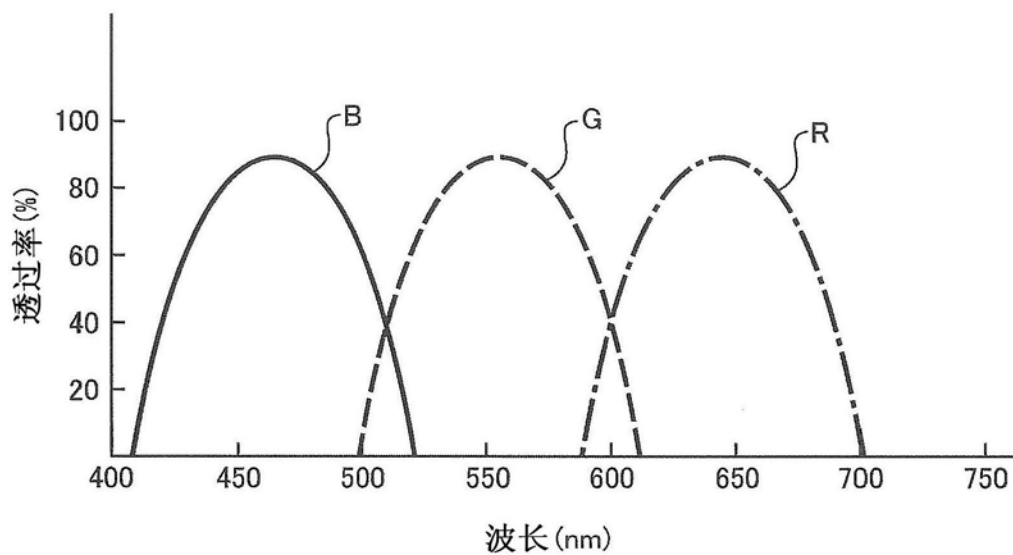


图7

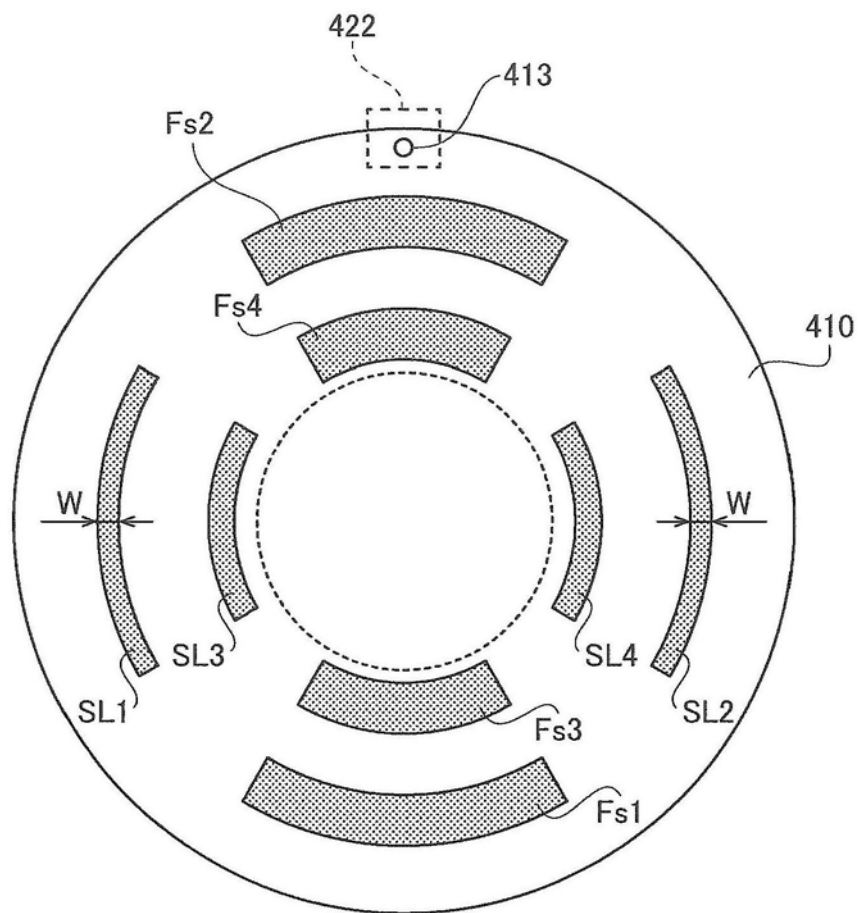


图8

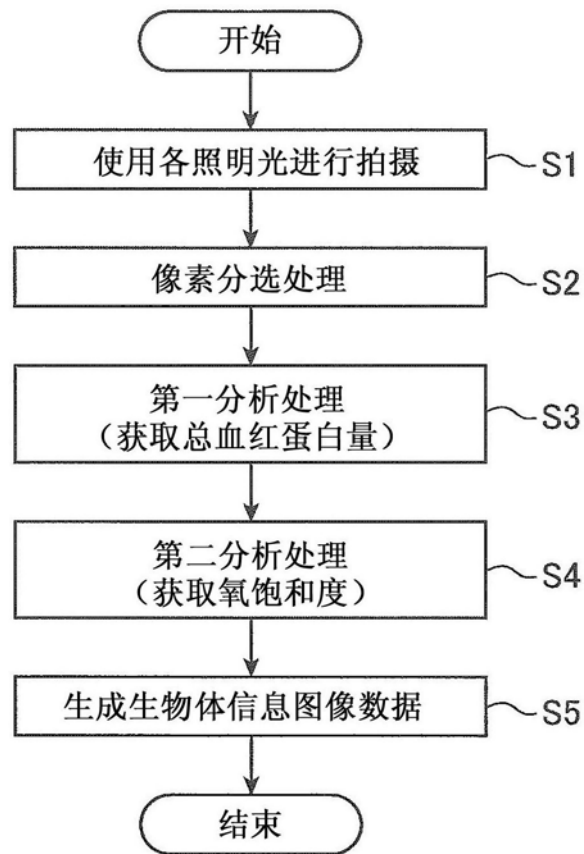


图9

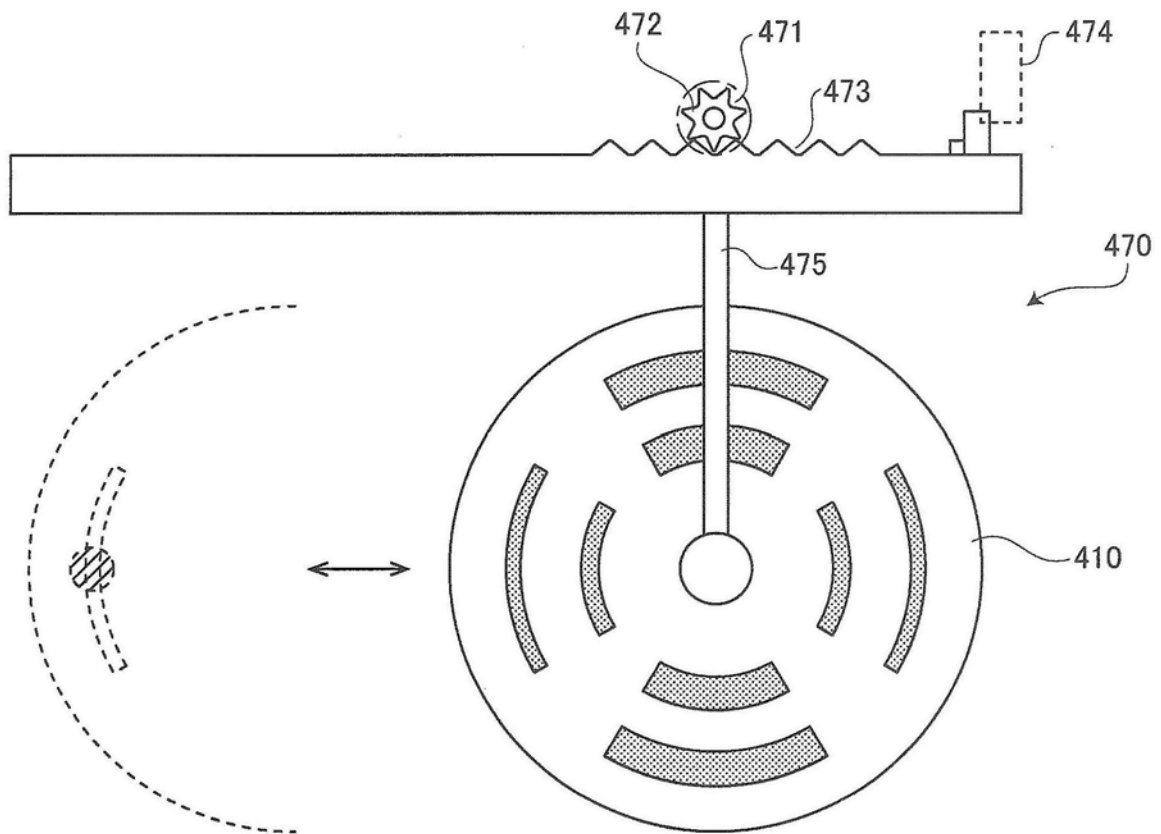


图10

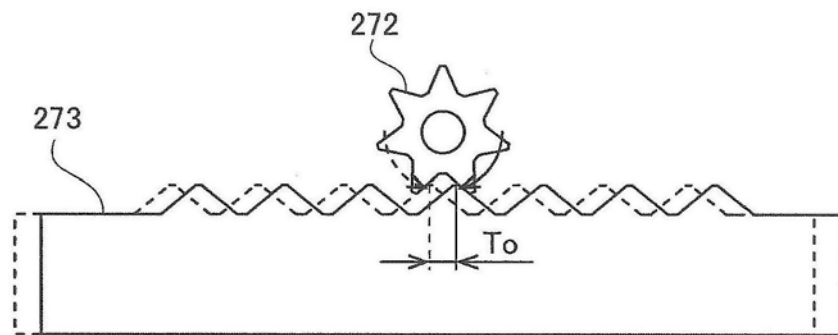


图11

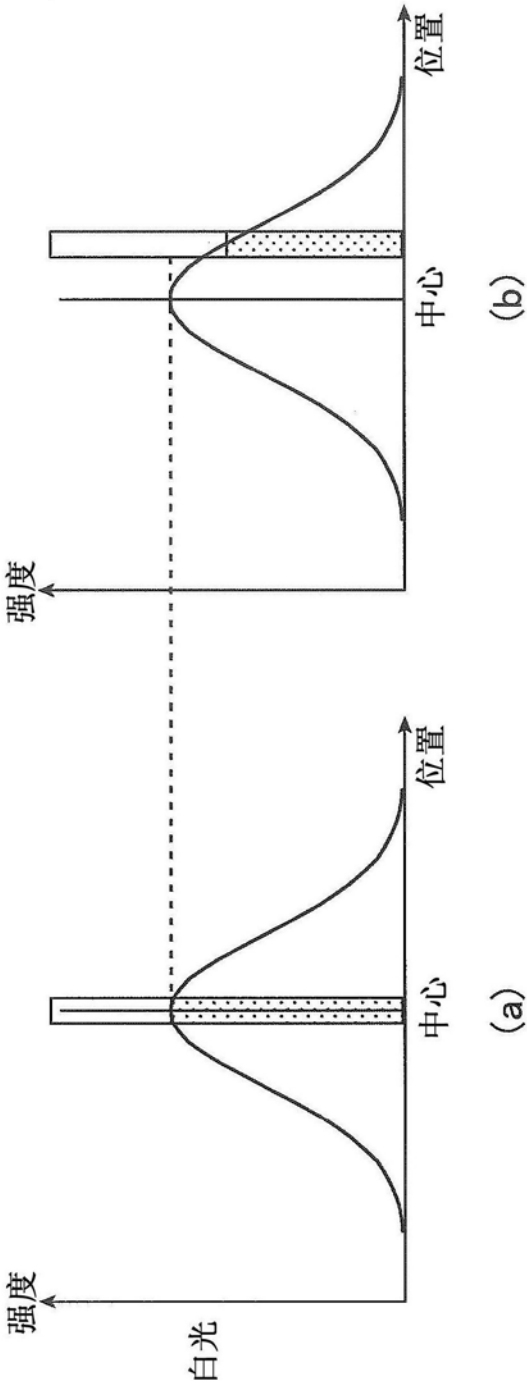


图12

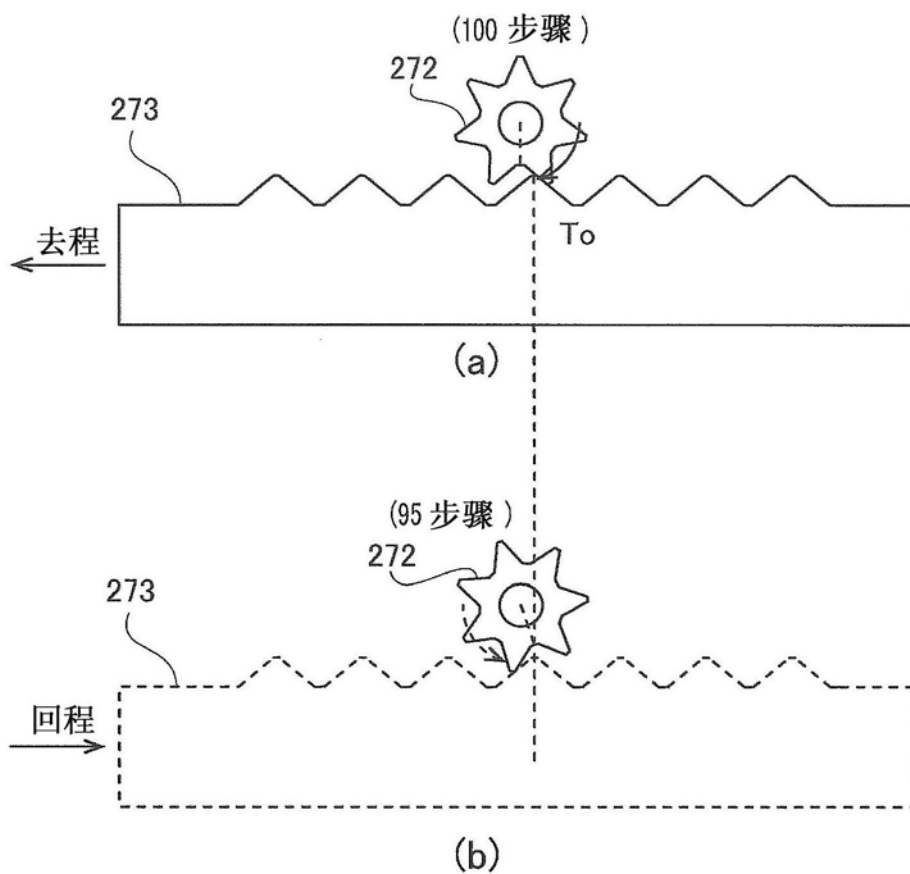


图13

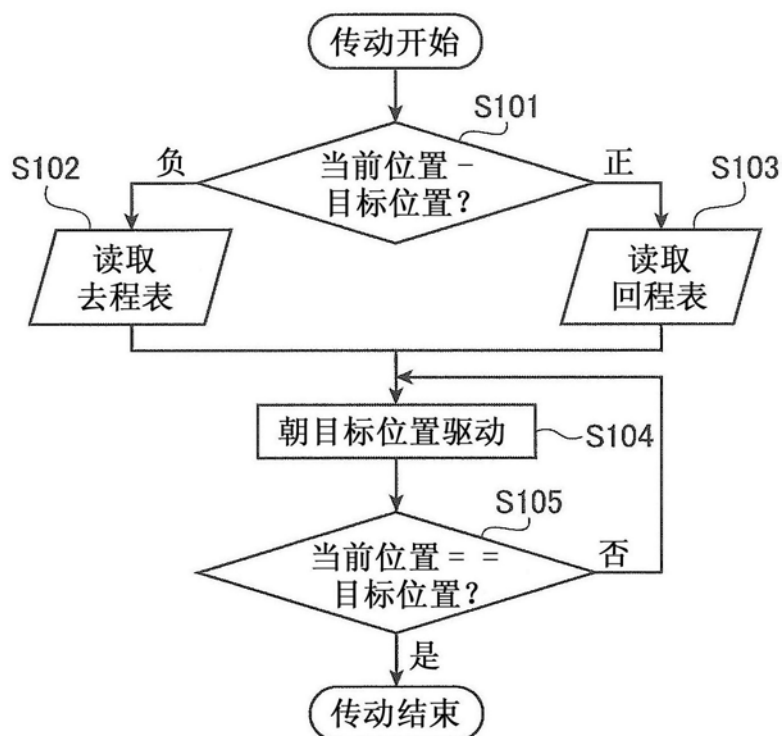


图14

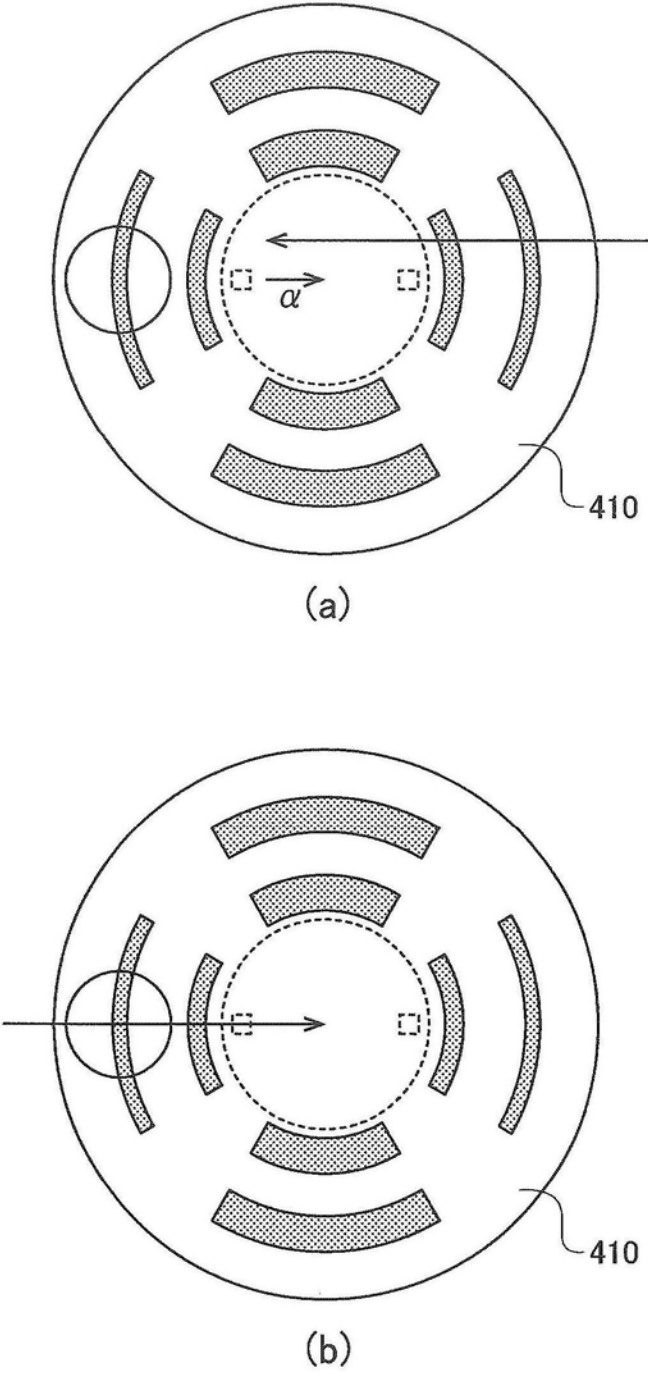


图15

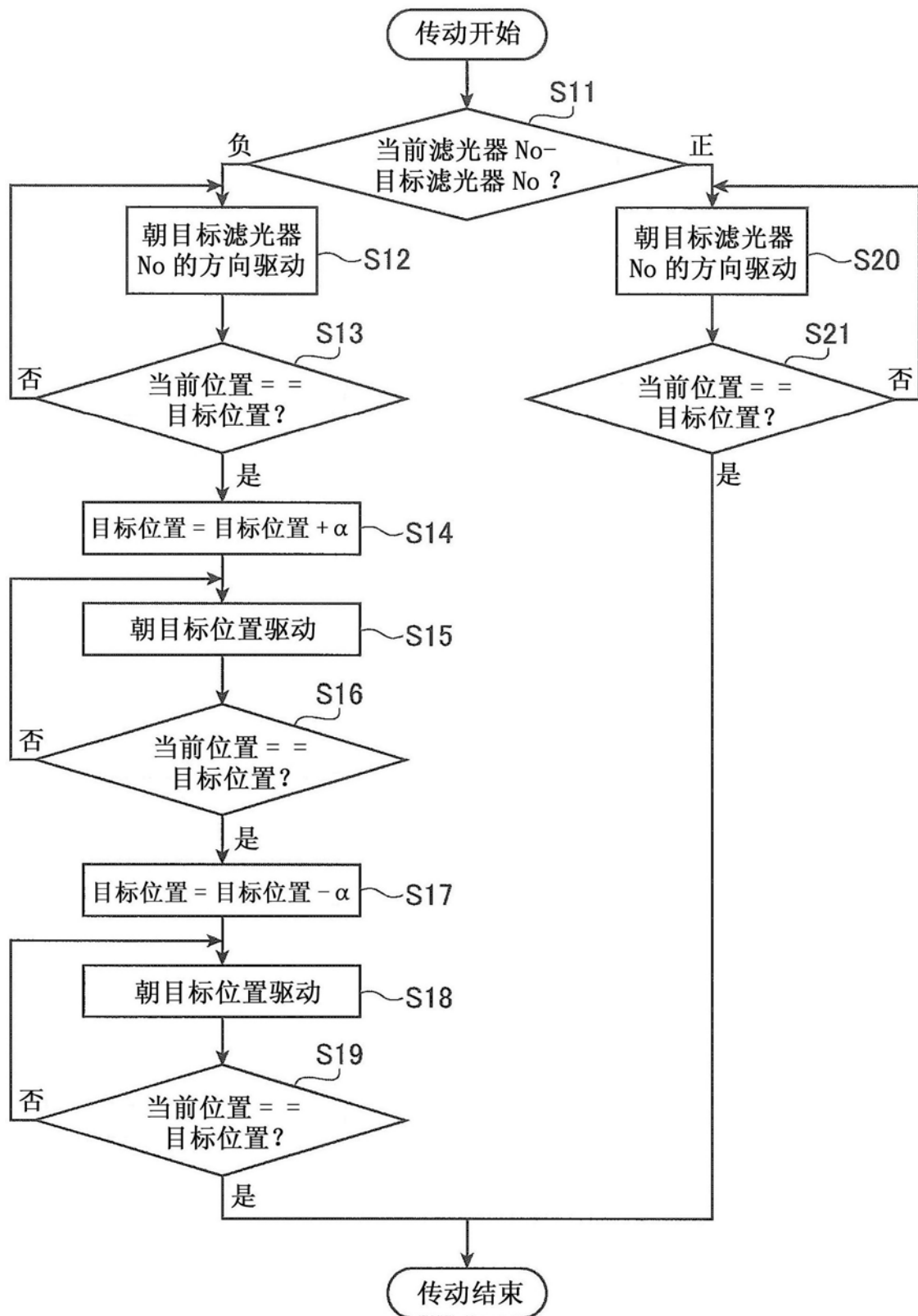


图16

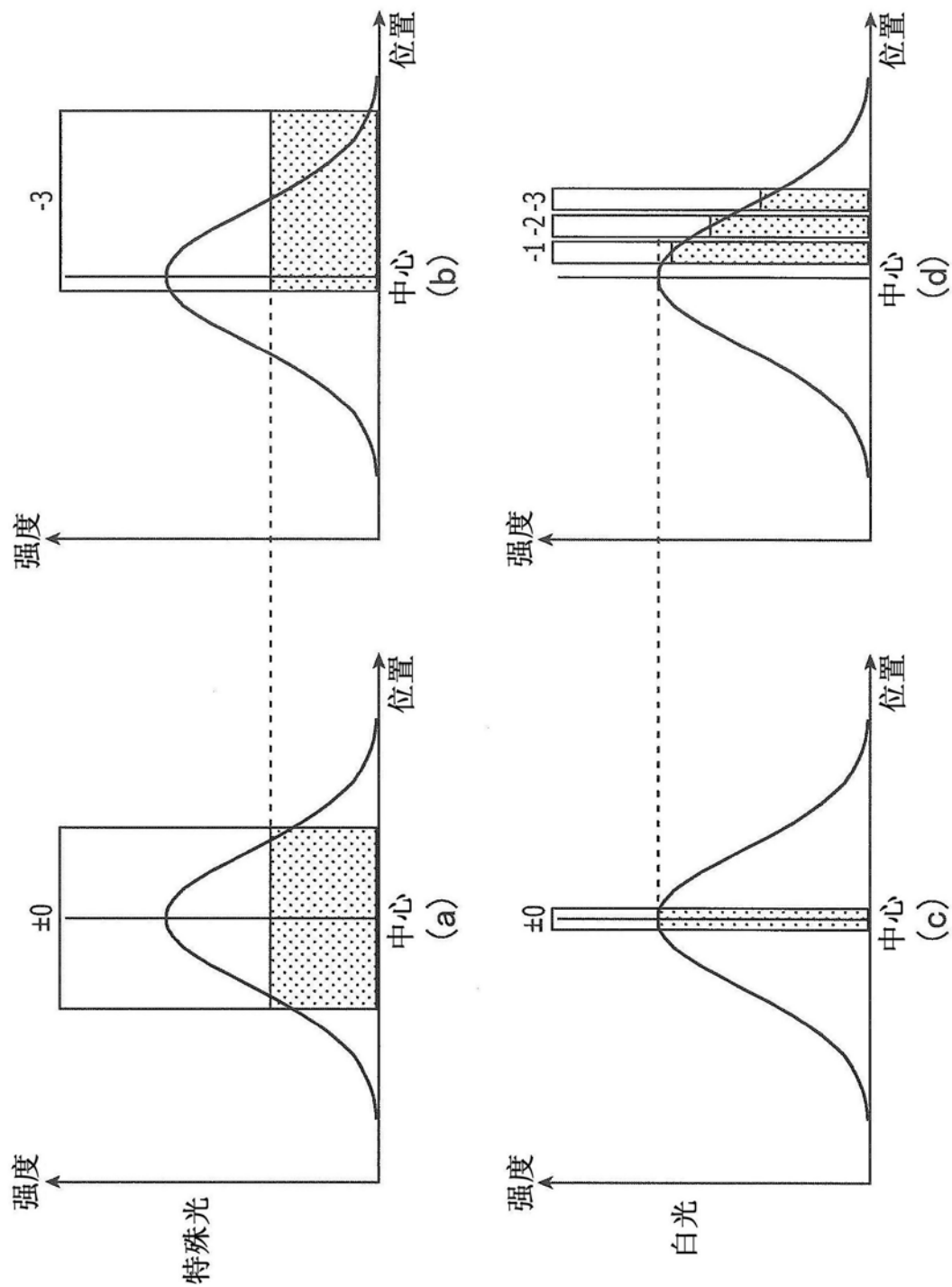


图17

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	CN107864616A	公开(公告)日	2018-03-30
申请号	CN201780001415.2	申请日	2017-07-21
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	下田代真哉 小林将太郎 林佳宏		
发明人	下田代真哉 小林将太郎 林佳宏		
IPC分类号	A61B1/06 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/06 G02B23/26 A61B1/00006 A61B1/0638 A61B5/1032		
优先权	2016143505 2016-07-21 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本申请公开了一种内窥镜系统，具备：光源，射出第一光；旋转板，在预定的方向上排列配置有第一光通过区域和第二光通过区域，所述第一光通过区域使所述第一光通过，所述第二光通过区域从所述第一光中提取1种以上的特定波长域的第二光，所述第一光通过区域构成为降低通过所述第一光通过区域的所述第一光与被所述第二光通过区域提取的所述第二光的光量之差；旋转驱动部，通过使旋转板旋转而将第一光通过区域与第二光通过区域依次插入到自所述光源起的第一光的光路；移位驱动部，使旋转板在与自光源起的光路交叉的方向上移位；以及控制部，控制移位驱动单元，使得通过第二光通过区域的光的光量与通过第一光通过区域的光的光量的比率处于基准范围内。

