



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106163375 B

(45)授权公告日 2018.06.19

(21)申请号 201580018981.5

(22)申请日 2015.08.31

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 106163375 A

(43)申请公布日 2016.11.23

(30)优先权数据
2015-053688 2015.03.17 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2016.10.10

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/JP2015/074728 2015.08.31

(87)PCT国际申请的公布数据
W02016/147435 JA 2016.09.22

(73)专利权人 奥林巴斯株式会社
地址 日本东京都

(72)发明人 五十岚诚

(74)专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司 11127

代理人 李辉 黄纶伟

(51)Int.Cl.

A61B 1/06(2006.01)

A61B 1/00(2006.01)

A61B 1/04(2006.01)

G02B 23/24(2006.01)

G02B 23/26(2006.01)

(56)对比文件

CN 103619233 A, 2014.03.05,

审查员 涂燕君

权利要求书2页 说明书17页 附图12页

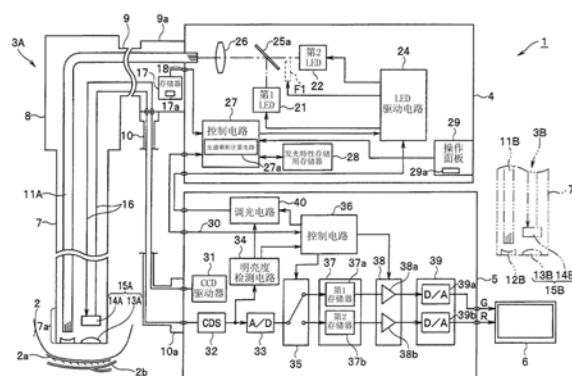
(54)发明名称

内窥镜装置

(57)摘要

内窥镜装置具有:光源部,其产生第1波段的光和第2波段的光,该第1波段的光被照射到具有血红蛋白的被检体,在可视波段中的红色波段中的所述血红蛋白的吸光特性上,在从包含极大值的波长到包含极小值的波长之间具有窄带的分光特性,该第2波段的光与第1波段的光相比,在被检体中的散射特性和血红蛋白的吸收特性较低,并且,具有波长比第1波段的光长的波段;摄像部,其接收来自被照射来自光源部的光的被检体的光,生成与第1波段的光对应的被检体的摄像信号即第1摄像信号和与第2波段的光对应的被检体的摄像信号即第2摄像信号;图像生成部,其根据摄像部中生成的第1摄像信号和第2摄像信号生成被检体的观察图像;以及控制部,其对从光源部到摄像部的第1波段的光和第2波段的光中的至少一方的光谱乘积的值进行控制,使得收敛于第1波段中的从光源部到摄像部的第1光谱乘积成为第2波段中的从光源部到摄像部的第

2光谱乘积的50%~150%以内的条件。



1. 一种内窥镜装置,其特征在于,所述内窥镜装置具有:

光源部,其产生第1波段的光和第2波段的光,所述第1波段的光被照射到具有血红蛋白的被检体,在可视波段中的红色波段中的所述血红蛋白的吸光特性上,在从包含极大值的波长到包含极小值的波长之间具有窄带的分光特性,所述第2波段的光与所述第1波段的光相比,在所述被检体中的散射特性和所述血红蛋白的吸收特性较低,并且,具有波长比所述第1波段的光长的波段;

摄像部,其接收来自被照射来自所述光源部的光的所述被检体的光,生成摄像信号;

图像生成部,其根据所述摄像部中接收来自被照射所述第1波段的光的所述被检体的光而生成的第1摄像信号和接收来自被照射所述第2波段的光的所述被检体的光而生成的第2摄像信号,生成所述被检体的观察图像;以及

控制部,其对从所述光源部到所述摄像部的所述第1波段的光和所述第2波段的光中的至少一方的光谱乘积进行控制,使得收敛于如下的条件:所述第1波段中的从所述光源部到所述摄像部的第1光谱乘积成为所述第2波段中的从所述光源部到所述摄像部的第2光谱乘积的50%~150%以内,

所述光谱乘积成为所述光源部产生光时的发光强度、来自所述被检体的光被引导至所述摄像部的摄像光学系统的分光透射率、以及所述摄像部的分光感光度之积,

所述光源部还产生具有比所述第1波段的光更靠短波长侧的可视波段的第3波段的光,

所述图像生成部根据所述第1摄像信号、所述第2摄像信号、以及在所述摄像部中接收来自被照射所述第3波段的光的所述被检体的光而生成的第3摄像信号,生成所述被检体的观察图像,

所述控制部还对从所述光源部到所述摄像部的所述第1波段的光、所述第2波段的光和所述第3波段的光中的至少一方的光谱乘积进行控制,使得所述第1光谱乘积A1、所述第2光谱乘积A2和所述第3波段中的从所述光源部到所述摄像部的第3光谱乘积A3满足以下的第2条件,

$1/A3 \leq 1/A2$ 。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于,

所述控制部通过对所述第1波段的光和所述第2波段的光中的至少一方的发光强度进行控制,从而对所述第1波段的光和所述第2波段的光中的至少一方的光谱乘积进行控制,以满足所述条件。

3. 根据权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于,

与所述第1波段的光相比,所述第2波段的光是宽带光,并且是所述红色波段或近红外波段的光。

4. 根据权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于,

所述内窥镜装置具有:

第1内窥镜和第2内窥镜,它们分别具有由摄像感光度分别不同的第1摄像元件和第2摄像元件形成的作为所述摄像部的第1摄像部和第2摄像部;

光源装置,其以拆装自如的方式连接有所述第1内窥镜或所述第2内窥镜,内置有光源部,该光源部内置有产生所述第1波段的光的第1发光元件和产生所述第2波段的光的第2发光元件,

所述控制部具有光谱乘积计算部,该光谱乘积计算部从存储有所述摄像感光度的特性的信息存储部读出搭载在与所述光源装置连接的所述第1内窥镜或所述第2内窥镜上的所述第1摄像部或所述第2摄像部的所述摄像感光度的特性,进而参照所述第1发光元件和所述第2发光元件的发光特性的信息,计算所述第1光谱乘积和所述第2光谱乘积。

5. 根据权利要求4所述的内窥镜装置,其特征在于,

所述内窥镜装置还具有数据库装置,该数据库装置存储多个内窥镜以及光源部中的针对各个波长的分光特性的信息作为数据库,其中,该多个内窥镜中的所述第1摄像部和所述第2摄像部的摄像感光度或引导所述第1波段和第2波段的光的光导的分光透射率不同,该光源部具有产生所述第1波段和第2波段的光的发光特性,

所述控制部在使用所述第1波段和第2波段的光进行规定的内窥镜检查的情况下,进行参照所述数据库选择满足所述条件的内窥镜的处理。

6. 根据权利要求4所述的内窥镜装置,其特征在于,

所述内窥镜装置还具有数据库装置,该数据库装置存储多个内窥镜以及多个光源装置中的各个分光特性的信息作为数据库,其中,该多个内窥镜中的所述第1摄像部和所述第2摄像部的摄像感光度或引导所述第1波段和第2波段的光的光导的分光透射率不同,该多个光源装置分别内置有光源部,该多个光源装置的光源部中的分别产生所述第1波段和第2波段的光的所述第1发光元件和所述第2发光元件的发光特性不同,

所述控制部在使用所述第1波段和第2波段的光进行规定的内窥镜检查的情况下,参照所述数据库选择满足所述条件的组合的内窥镜和光源装置。

内窥镜装置

技术领域

[0001] 本发明涉及使用多个波段的照明光进行摄像的内窥镜装置。

背景技术

[0002] 近年来,在医疗领域等中广泛使用对被检体内进行检查的内窥镜。并且,有时使用多个波段的窄带照明光对活体组织的表层附近的血管的行进状态等进行摄像并进行内窥镜检查(或诊断)。

[0003] 在对活体组织的表层附近的血管进行摄像并生成图像的情况下,例如使用容易被表层附近的深部血管吸收的600nm的波长的光、相对于该600nm的波长的光而不容易被深部血管吸收的作为参考光的630nm的波长的光等多个波段的光,生成对深部血管进行了强调的图像。

[0004] 在生成这种图像的情况下,在可视长波长~近红外波段中,透镜的透射率和摄像的感光度降低,所以,在设为参考光的情况下,很难取得充分明亮度的图像。并且,需要调整各波长的光的平衡并适当设定彩色平衡,但是,此前没有明确规定。

[0005] 例如,在作为第1现有例的日本特开2009-1359076号公报中,为了提供能够提供与针对被摄体的光的到达深度对应的期望颜色成分精细的图像的摄像器件,公开了发出第1~第3波长区域(650nm、450nm、540nm)的光的光照射部,分别在第1~第3 波长区域中具有感光度的第1~第3受光元件,计算在波长区域内对将各受光元件的分光感光度、被摄体的分光反射率和发光部对被摄体进行照射的光的分光强度相乘而得到的值进行积分后的值作为各受光元件的相对受光强度,相对受光强度在第1受光元件:第2受光元件:第3受光元件中成为2:1:1,所以,在摄像器件中排列受光元件,以使得第1受光元件的数量:第2受光元件的数量:第3受光元件的数量成为2:2:1。

[0006] 并且,在作为第2现有例的日本特许第5404968号公报中,为了提供不进行药剂投放这样的烦杂作业、且能够清楚地以适当明亮度显示粘膜深部的血管的内窥镜装置,公开了照射600nm的波长附近的窄带光和630nm的波长附近的窄带光,对各窄带信号乘以调光控制参数,对600nm的波长附近的窄带信号赋予最大权重即0.6。

[0007] 但是,第1和第2现有例均没有公开如下内容:通过光源部产生多个不同波段的光,使用光学系统对被检体照射各波段的光,适当设定通过摄像元件对照射到被检体的各波段的光进行摄像的情况下的作为从光源部产生光到摄像元件的摄像的光学性能的综合的光谱乘积(spectral product)。

[0008] 更具体而言,在通过第1波段的光进行摄像的情况下,从产生作为照明光的第1 波段的光的光源系统传送照明光并对被检体进行照射的照明光的传送系统/从被检体向摄像元件传送摄像光的传送系统、以及通过摄像元件进行摄像而进行光源转换(摄像)的分光感光度的特性进行影响。

[0009] 考虑了这些分光特性的综合光谱乘积A成为光源部产生第1波段的光时的分光放射亮度 $E(\lambda)$ 、该分光放射亮度 $E(\lambda)$ 的第1波段的光经由光导和照明透镜等作为照明光对被

检体进行照射并通过物镜光学系统将所照射的光引导至摄像元件(的摄像面)的照明/摄像光学系统的分光透射率 $T(\lambda)$ 、通过摄像元件进行摄像的情况下的分光感光度 $S(\lambda)$ 之积。另外, λ 表示第1波段的波长,在求解光谱乘积 A 时,利用有助于照明/摄像的波长进行积分。

[0010] 这样,当设定为综合考虑了各分光特性(分光性能)的光谱乘积 A 在多个波段中尽可能相等时,在使用特性不同的内窥镜生成观察图像的情况下,能够综合地提高使用多个波段的光生成的观察图像的画质。

[0011] 本发明是鉴于上述情况而完成的,其目的在于,提供能够综合地提高使用多个波段的光生成的观察图像的画质的内窥镜装置。

发明内容

[0012] 用于解决课题的手段

[0013] 本发明的一个方式的内窥镜装置具有:光源部,其产生第1波段的光和第2波段的光,所述第1波段的光被照射到具有血红蛋白的被检体,在可视波段中的红色波段中的所述血红蛋白的吸光特性上,在从包含极大值的波长到包含极小值的波长之间具有窄带的分光特性,所述第2波段的光与所述第1波段的光相比,在所述被检体中的散射特性和所述血红蛋白的吸收特性较低,并且,具有波长比所述第1波段的光长的波段;摄像部,其接收来自被照射来自所述光源部的光的所述被检体的光,生成与所述第1波段的光对应的所述被检体的摄像信号即第1摄像信号和与所述第2波段的光对应的所述被检体的摄像信号即第2摄像信号;图像生成部,其根据所述摄像部中生成的第1摄像信号和所述第2摄像信号生成所述被检体的观察图像;以及控制部,其对从所述光源部到所述摄像部的所述第1波段的光和所述第2波段的光中的至少一方的光谱乘积的值进行控制,使得所述第1波段中的从所述光源部到所述摄像部的第1 光谱乘积收敛于所述第2波段中的从所述光源部到所述摄像部的第2光谱乘积的 50%~150%以内。

附图说明

[0014] 图1是示出本发明的第1实施方式的内窥镜装置的整体结构的图。

[0015] 图2是示出第1实施方式中的光源部的各发光元件的发光强度、摄像元件的摄像感光度、光导等光学系统的透射率相对于波长的分光特性的图。

[0016] 图3A是示出氧化血红蛋白和还原血红蛋白的吸光特性的图。

[0017] 图3B是示出将光源装置内存储器中预先存储的驱动电流和发光强度的特性对应起来的显示查找表的图。

[0018] 图4是示出第1实施方式的内窥镜检查前的调整处理的内容的流程图。

[0019] 图5是示出第1实施方式中的进行内窥镜检查的情况下的动作的时序图。

[0020] 图6是示出第1实施方式的第1变形例中的内窥镜检查前的调整内容的流程图。

[0021] 图7是示出第1实施方式的第2变形例的内窥镜装置的整体结构的图。

[0022] 图8是示出第2变形例的内窥镜检查前的调整内容的流程图。

[0023] 图9是示出第2变形例中的进行内窥镜检查的情况下的动作的时序图。

[0024] 图10是示出本发明的第2实施方式的内窥镜装置的整体结构的图。

[0025] 图11是示出第2实施方式中的光源部的各发光元件的发光强度、摄像元件的滤色

器的透射率的分光特性的图。

[0026] 图12是示出第2实施方式中的进行内窥镜检查的情况下的动作的时序图。

[0027] 图13是示出在要进行规定内窥镜检查的情况下决定适合于该内窥镜检查的組合的内窥镜和光源装置的处理的流程图。

具体实施方式

[0028] 下面,参照附图对本发明的实施方式进行说明。

[0029] (第1实施方式)

[0030] 如图1所示,本发明的第1实施方式的內窥镜装置1具有:內窥镜3A,其插入到被检体2内;形成光源部的光源装置4,其以拆装自如的方式连接有內窥镜3A,产生照明光并进行输出;形成图像生成部的视频处理器5,其以拆装自如的方式连接有內窥镜3A的信号用连接器10a,对搭载在內窥镜3A上的摄像元件进行信号处理,生成被检体2的观察图像(的图像信号);以及作为显示装置的彩色监视器6,其被输入从视频处理器5输出的图像信号,由此显示观察图像。

[0031] 另外,如图1所示,內窥镜装置1还能够使用內窥镜3B对被检体2进行內窥镜检查,该內窥镜3B搭载了光学特性与搭载在內窥镜3A上的摄像元件等的光学特性不同的摄像元件等。

[0032] 內窥镜3A具有细长的插入部7、设置在该插入部7的后端(基端)的操作部8、从操作部8延伸出的通用缆线9,在通用缆线9的端部设置有光源用连接器9a,光源用连接器9a以拆装自如的方式与光源装置4连接。并且,一端与光源用连接器9a连接的缆线10的另一端的信号用连接器10a以拆装自如的方式与视频处理器5连接。

[0033] 在內窥镜3A内贯穿插入有传送(引导)照明光的光导11A,该光导11A的后端到达光源用连接器9a。该光导11A的后端成为照明光的入射端,从光源装置4供给照明光。入射到光导11A的照明光从配置在插入部7的前端部7a的光导11A的前端面进一步经由安装在照明窗上的照明透镜12A对被检体2侧进行照射。

[0034] 在与照明窗相邻的观察窗上安装有物镜13A,在其成像位置配置有作为摄像元件的例如电荷耦合元件(简记为CCD)14A。通过物镜13A和CCD14A形成摄像部(或摄像单元)15A。另外,內窥镜3B具有特性与內窥镜3A中的CCD14A等的特性不同的CCD14B。具体而言,內窥镜3B具有特性与內窥镜3A的特性不同的光导11B、照明透镜12B、物镜13B、CCD14B、摄像部15B,其他采用与內窥镜3A相同的结构。

[0035] 并且,內窥镜3B的特性与內窥镜3A不同,但是,与內窥镜3A的情况同样,同样能够与光源装置4、视频处理器5连接而用于內窥镜检查。因此,在以下的说明中,绝大部分在內窥镜3A的情况下进行说明。第2实施方式中也大致同样。

[0036] CCD14A在內窥镜3A内与配设在缆线10内的信号线16连接,经由信号用连接器10a而与视频处理器5电连接。

[0037] 并且,在內窥镜3A中的例如光源用连接器9a内设置有存储有內窥镜3A固有的识别信息(简记为ID)的闪存(在图1中简记为存储器)17,该闪存17能够经由触点18从光源装置4内的控制电路读出闪存17内的ID。

[0038] 上述光源装置4具有产生作为第1波段的照明光的第1照明光的形成第1照明光源

(或第1发光元件)的第1发光二极管(简记为LED)21、产生作为第2波段的照明光的第2照明光的形成第2照明光源(或第2发光元件)的第2LED22、以及对这些LED21、22进行驱动以使其发光和发光停止的LED驱动电路24。

[0039] 另外,如后述图5所示,LED驱动电路24进行驱动,以使得进行使LED21、22交替发光的面顺次照明。而且,CCD14A形成在基于LED21、22的面顺次照明下进行摄像的单色摄像元件。

[0040] 关于第1LED21中产生的第1照明光,通过配置在其照明光路上的分光镜25a选择性地反射作为第1波段的第1照明光,通过配置在反射光路上的会聚透镜26进行会聚并入射到光导11A的入射端。

[0041] 并且,关于第2LED22中产生的第2照明光,通过配置在其照明光路上的分光镜25a选择性地透射作为第2波段的第2照明光,通过配置在透射光路上的会聚透镜26进行会聚并入射到光导11A的入射端。

[0042] 图2分别利用实线示出作为第1照明光的600nm附近的窄带光(即将600nm作为中心波长的第1波段的光)的发光强度(或分光放射亮度) $E_a(\lambda)$ 、作为第2照明光的(从红色到近红外的波段的)630nm~780nm附近的作为第2波段的光的宽带光的发光强度(或分光放射亮度) $E_b(\lambda)$ 。并且,图2通过双点划线示出作为后述第3照明光的460nm附近的窄带光的发光强度(或分光放射亮度) $E_c(\lambda)$ 。另外,有时将依赖于波长 λ 而变化的 $E_a(\lambda)$ 简记为 E_a (其他的 $E_b(\lambda)$ 等也同样,关于 $S_a(\lambda)$ 、 $T(\lambda)$,有时如 S_a 、 T 那样简略地示出)。

[0043] 图2所示的发光强度 $E_a(\lambda)$ 、 $E_b(\lambda)$ 分别表示通过接近最大值的驱动电流 I_a 、 I_b 进行驱动以使LED21、22发光的情况下的特性,通过使驱动电流 I_a 、 I_b 的值变化,能够使峰值等变化。

[0044] 另外,在本实施方式中,关于被检体2中的活体粘膜的表层附近的血管的行进状态等,假设取得容易进行处置等的观察图像。该情况下,如图1所示,在活体粘膜中的表面附近,毛细血管2a行进,在更深部侧,更粗的血管2b行进,在要进行处置的情况下,期望能够以良好的画质对血管2b的行进状态进行观察。图3A示出氧化血红蛋白(HbO₂)和还原血红蛋白(Hb)的吸光特性,并且,通过双点划线示出作为第1照明光的600nm附近的窄带光。

[0045] 关于作为第1照明光的600nm附近的窄带光,血管中的血液所包含的血红蛋白的吸光特性较大,与此相对,关于作为第2照明光的比630nm更靠长波长侧的宽带光,血红蛋白的吸光特性(与第1照明光相比)较低。并且,与第1照明光的情况相比,第2照明光进行散射的散射特性较低(活体粘膜中的针对深部侧的到达深度较高)。换言之,600nm附近的窄带光成为如下的第1波段的光:对具有血红蛋白的被检体进行照射,在可视波段中的红色波段中的所述血红蛋白的吸光特性上,在从包含极大值的波长到包含极小值的波长之间具有窄带的分光特性。

[0046] 因此,通过一并使用第1照明光和第2照明光进行摄像而生成的观察图像由第1图像(成分)和第2图像(成分)构成。

[0047] 在该观察图像中,根据在第1照明光下进行摄像而得到的第1图像成分的对比度变化,能够掌握粗血管2b的行进状态,根据在第2照明光下进行摄像而得到的第2图像成分,能够掌握从表层域到深部域的背景部分的轮廓等。

[0048] 图2利用单点划线示出CCD14A的摄像感光度(或分光感光度) $S_a(\lambda)$ 。并且,图2利用

虚线示出照明光传送系统/摄像光学系统的分光透射率(或透射率)T,该照明光传送系统/摄像光学系统包含:以光学的方式传送第1照明光和第2照明光并对被检体2进行照射的照明光传送系统(或照明光导光系统),和使在被检体2侧进行散射等的光入射到作为摄像元件的CCD14A的摄像光学系统(或物镜光学系统)。另外,照明光传送系统由光源装置4内的分光镜25a、会聚透镜26、内窥镜3A的光导11A等构成。因此,如后所述,上述分光透射率T成为光源装置4的分光透射率T1s与内窥镜3A的分光透射率Ten之积。

[0049] 光源装置4具有对LED驱动电路24的动作进行控制的形成控制部的由中央处理装置(CPU)等构成的控制电路27,该控制电路27参照存储有第1LED21和第2LED22的发光特性的发光特性存储用存储器28的信息。发光特性存储用存储器28例如由能够改写所存储的数据(信息)的作为非易失性存储器的闪存等构成。

[0050] 图3B示出发光特性存储用存储器28中预先存储的第1LED21和第2LED22的发光特性的例子。如图3B所示,存储驱动电流Ia、Ib和发光强度的值作为显示查找表(简记为LUT)。另外,图3B的LUT表示在将分别使LED21、22发光的驱动电流Ia、Ib设定为例如驱动电流值I1的情况下、LED21、22的发光强度成为Ea1、Eb1。

[0051] 通过参照图3B的发光特性的数据,计算后述(1)式、(2)式的2个光谱乘积A1、A2,并且,如(3)式所示,能够进行调整以使得2个光谱乘积A1、A2满足规定关系。

[0052] 如后所述,在本实施方式中,作为通过内窥镜装置1进行内窥镜检查之前的初始设定,在使用多个波段的照明光(在本实施方式中为第1和第2照明光)进行照明和摄像的情况下,对针对至少一个波段的照明光的光谱乘积或构成该光谱乘积的发光特性(主要是发光强度)进行调整,以使得能够确保显示装置中显示的观察图像的画质为规定画质以上,并且各波段的光谱乘积满足规定条件。进行该调整的控制的控制部由控制电路27构成。

[0053] 控制电路27具有分别计算第1和第2波段照明光的情况下的光谱乘积A1、A2的光谱乘积计算电路27a。

[0054] 并且,例如设置在内窥镜3A内的闪存17具有分光信息存储区域17a,以使得光谱乘积计算电路27a能够计算光谱乘积A1、A2,其中,该分光信息存储区域17a存储有搭载在该内窥镜3A上的作为摄像元件的CCD14A的分光感光度Sa(λ),以及包含内窥镜3A内的光导11A、照明透镜12A、物镜13A的各分光透射率的综合分光透射率Ten(λ)的信息。内窥镜3B具有与该内窥镜3B对应的分光信息存储区域17b(图示省略)。

[0055] 并且,光源装置4内的发光特性存储用存储器28存储上述LED21、22的发光强度Ea、Eb的特性,并且存储分光镜25a、会聚透镜26的分光透射率T1s(λ)的信息。

[0056] 而且,光谱乘积计算电路27a参照这些信息,通过下式计算在第1波段的第1照明光的情况下通过CCD14A进行摄像的情况下的第1光谱乘积A1。

$$[0057] \quad A1 = \int Sa(\lambda) Ea(\lambda) T1s(\lambda) Ten(\lambda) d\lambda \quad (1)$$

[0058] 另外,积分是在第1照明光的第1波段中进行的。

[0059] 同样,光谱乘积计算电路27a通过下式计算第2光谱乘积A2。

$$[0060] \quad A2 = \int Sb(\lambda) Eb(\lambda) T1s(\lambda) Ten(\lambda) d\lambda \quad (2)$$

[0061] 并且,在闪存17内未存储分光信息的内窥镜的情况下,例如,能够从设置在光源装置4上的操作面板29的(由键盘等构成的)信息输入部(或信息输入器件)29a对控制电路27输入搭载在内窥镜上的摄像元件的分光感光度、光导等的分光透射率的信息。

[0062] 在内窥镜未存储分光信息的情况下,控制电路27也能够使用从操作面板29输入的信息计算光谱乘积。

[0063] 视频处理器5具有对CCD14A施加CCD驱动信号的CCD驱动器31,CCD14A通过施加CCD驱动信号,输出对CCD14A的摄像面上成像的光学像进行光电转换而得到的摄像信号。CCD驱动器31与第1照明光和第2照明光的各照明期间(发光期间)的结束同步地输出CCD驱动信号,所以,CCD14A交替输出第1摄像信号和第2摄像信号(参照图5)。

[0064] 从CCD14A输出的摄像信号被输入到视频处理器5内的相关双重取样电路(简记为CDS电路)32。CDS电路32提取(第1和第2)摄像信号的信号成分,作为(第1和第2)图像信号输出到A/D转换电路33和明亮度检测电路34。

[0065] A/D转换电路33将模拟图像信号转换为数字图像信号并输出到多路转换器35。

[0066] 该多路转换器35与上述第1照明光和第2照明光的照明期间的切换同步地,通过视频处理器5内的控制电路36被切换。从多路转换器35输出的(第1和第2)图像信号分别交替存储在构成存储器电路37的第1存储器37a、第2存储器37b中。第1存储器37a、第2存储器37b中存储的(第1和第2)图像信号被同时读出,输入到构成进行彩色平衡的设定(调整)的彩色平衡电路38的增益可变放大器38a、38b。另外,也可以构成为在存储器电路37的前级配置彩色平衡电路38。

[0067] 经由彩色平衡电路38的(第1和第2)图像信号经由构成D/A转换部39的D/A转换电路39a、39b被转换为模拟的(第1和第2)图像信号,作为观察图像的图像信号输出到彩色监视器6的G、R的通道。

[0068] 并且,明亮度检测电路34分别计算所输入的(第1和第2)图像信号的1帧期间等中的平均明亮度,将计算出的平均明亮度的信号(明亮度信号)输出到进行调光的调光电路40。

[0069] 调光电路40生成基准明亮度与以规定比例对所输入的2个平均明亮度信号进行相加而得到的一个综合明亮度信号的差分的信号作为调光信号,将所生成的调光信号输出到光源装置4内的LED驱动电路24。另外,明亮度检测电路34也可以生成综合明亮度信号。

[0070] 并且,明亮度检测电路34在进行内窥镜检查之前,将在将标准白色板设定为被摄体的情况下生成的第1图像信号的明亮度信号和第2图像信号的明亮度信号送至控制电路36,控制电路36对彩色平衡电路38的增益可变放大器38a、38b的增益进行调整,以使得成为从彩色平衡电路38输出的第1图像信号的亮度电平和第2图像信号的亮度电平相等的彩色平衡状态。

[0071] LED驱动电路24对LED21和22的发光量进行调整,以使得所输入的调光信号减小。通过这样调整发光量,能够维持得到调光信号几乎成为0的状态的基准明亮度的照明状态。

[0072] 视频处理器5内的控制电路36经由通信线30而与光源装置4内的控制电路27连接,能够经由通信线30进行双向的信号收发。

[0073] 上述控制电路27(的光谱乘积计算电路27a)具有计算第1和第2光谱乘积A1、A2 的功能,并且,具有判定2个光谱乘积是否满足如下规定条件的判定电路的功能。

[0074] $0.5 \leq A1/A2 \leq 1.5$ (3)

[0075] 上述(3)式的条件相当于使用多个波段的光生成的观察图像综合地成为规定画质以上的条件。换言之,在满足(3)式的条件的情况下,观察图像保持综合地成为规定画质以

上的良好画质。

[0076] 作为从上述(3)式的条件偏离的情况,例如当成为 $1.5 < A1/A2$ 时,摄像元件(CCD14A)的摄像感光度和光导11A等光学系统的透射特性在第1波段和第2波段中没有较大差异(图2的特性图),所以,有助于LED21的发光强度 E_a 的光谱乘积 $A1$ 的比例远远大于有助于LED22的发光强度 E_b 的光谱乘积 $A2$ 的比例。换言之,图2中的LED22的发光强度 E_b 的面积远远小于LED21的发光强度 E_a 的面积。

[0077] 因此,与由作为摄像元件的CCD14A得到的第1摄像信号的信号电平相比,远远小于第2摄像信号的信号电平。

[0078] 因此,在彩色平衡电路38中,通过使对与第2摄像信号对应的第2图像信号的信号电平进行调整的增益可变放大器38b的增益远远大于对与第1摄像信号对应的第1图像信号的信号电平进行调整的增益可变放大器38a的增益,能够在信号电平上进行补偿,但是,此时,噪声也增大。因此,第2图像信号的S/N(或SNR)远远低于第1图像信号的S/N。

[0079] 即,当成为 $1.5 < A1/A2$ 时,构成观察图像的第1图像成分和第2图像成分中的第2图像成分的画质由于噪声而降低。

[0080] 另一方面,作为从(3)式的条件偏离的情况,当成为 $0.5 > A1/A2$ 时,根据上述说明可知,构成观察图像的第1图像成分和第2图像成分中的第1图像成分的画质由于噪声而降低。

[0081] 并且,通过调光信号对观察图像的明亮度进行调整,但是,在 $0.5 > A1/A2$ 的情况下,第1照明光的可变范围被制约在较小值侧,所以,存在观察图像中的第1图像(成分)变暗的缺点(在设置了未图示的AGC的情况下,如上所述,第1图像的画质由于噪声而降低)。

[0082] 本实施方式的内窥镜装置1的特征在于,其具有:形成光源部的光源装置4,其产生对具有血红蛋白的被检体2进行照射的形成第1波段的光的600nm附近的窄带光和第2波段的光,所述第1波段的光在可视波段中的红色波段中的所述血红蛋白的吸光特性上,在从包含极大值的波长到包含极小值的波长之间具有窄带的分光特性,所述第2波段的光与所述第1波段的光相比,在所述被检体中的散射特性和所述血红蛋白的吸收特性较低,并且,具有波长比所述第1波段的光长的630nm~780nm的波段;摄像部15A或15B,其接收来自被来自所述光源部的光照射的所述被检体2的光,生成与所述第1波段的光对应的所述被检体2的摄像信号即第1摄像信号和与所述第2波段的光对应的所述被检体2的摄像信号即第2摄像信号;形成图像生成部的视频处理器5,其根据所述摄像部15A或15B中生成的第1摄像信号和所述第2摄像信号生成所述被检体2的观察图像;以及形成控制部的控制电路27,其对从所述光源部到所述摄像部15A或15B的所述第1波段的光和所述第2波段的光中的至少一方的光谱乘积的值进行控制,以使得所述第1波段中的从所述光源部到所述摄像部15A或15B的第1光谱乘积 $A1$ 收敛于所述第2波段中的从所述光源部到所述摄像部15A或15B的第2光谱乘积 $A2$ 的50%~150%以内(即 $0.5 \leq A1/A2 \leq 1.5$)。在本实施方式中,控制部在对至少一方的光谱乘积的值进行控制的情况下,例如对产生有助于光谱乘积 $A2$ 的所述第2波段的光的光源的发光强度(更准确地讲为包含其发光强度和带宽的发光特性或分光特性)进行控制或调整。

[0083] 接着,对本实施方式的作用进行说明。图4示出在进行内窥镜检查之前将内窥镜装置1调整为能够综合地取得期望画质的观察图像的状态的处理。

[0084] 如图1所示,手术医生将内窥镜3A与光源装置4和视频处理器5连接,在内窥镜3A

的前端部7a的前方配置标准白色板,接通内窥镜装置1(构成内窥镜装置1的光源装置4、视频处理器5和彩色监视器6)的电源。

[0085] 于是,光源装置4的控制电路27起动,在最初的步骤S1中,控制电路27通过读出闪存17的ID,检测(识别)与光源装置4连接的内窥镜3A。另外,手术医生也可以进行指示输入,以使得读出与光源装置4连接的内窥镜3A的ID等。

[0086] 并且,在步骤S2中,控制电路27通过读出闪存17的分光信息存储区域17a的信息,取得内窥镜整体的光学系统的分光透射率 $T1s(\lambda)$ 的信息和作为摄像元件的CCD14A的分光感光度 $S(\lambda)$ 的信息。

[0087] 并且,在步骤S3中,控制电路27从光源装置4内的分光特性存储用存储器28取得形成第1和第2光源的LED21、22的发光强度 $Ea(\lambda)$ 、 $Eb(\lambda)$ 的信息。并且,控制电路27取得光源装置4内的光学系统的分光透射率 $T1s(\lambda)$ 的信息。

[0088] 在接下来的步骤S4中,控制电路27使用步骤S2、S3中取得的信息计算第1和第2波段中的第1和第2光谱乘积 $A1$ 、 $A2$ 。另外,在计算第1和第2光谱乘积 $A1$ 、 $A2$ 的情况下,作为发光强度 $Ea(\lambda)$ 、 $Eb(\lambda)$ 的信息,例如使用以标准状态下的驱动电流($Ia=Ias$ 、 $Ib=Ibs$)进行发光的情况下的值。

[0089] 并且,在接下来的步骤S5中,控制电路27判定所计算出的第1和第2光谱乘积 $A1$ 、 $A2$ 是否满足(3)式的条件即 $0.5 \leq A1/A2 \leq 1.5$ 。

[0090] 在步骤S5的判定处理中成为不满足(3)式的条件的判定结果的情况下,在步骤S6中,控制电路27使作为第2光源的LED22的发光强度 $Eb(\lambda)$ 变化,返回步骤S4的处理。

[0091] 例如,在 $0.5 > A1/A2$ 的判定结果的情况下,在步骤S6中,控制电路27经由LED驱动电路24减小使LED22发光的驱动电流 Ib 的值。另外,在图1中,如虚线所示,也可以将限制LED22发出的第2波段中的一部分波段的光透射的带限滤波器F1插入到光路上,减小第2光谱乘积 $A2$ 。

[0092] 另一方面,在 $1.5 < A1/A2$ 的判定结果的情况下,在步骤S6中,控制电路27经由LED驱动电路24增大使LED22发光的驱动电流 Ib 的值。这样,控制电路27进行如下控制:进行调整以使得光谱乘积 $A1$ 、 $A2$ 满足(3)式的条件。另外,在无法在使LED22发光的驱动电流 Ib 的可变范围内进行调整以使得满足(3)式的条件的情况下,使LED21的发光强度(发光特性)变化,进行调整以使得满足(3)式的条件。

[0093] 例如,在即使将使LED22发光的驱动电流 Ib 的值设定为可变范围的下限值也依然成为 $0.5 > A1/A2$ 的判定结果的情况下,对驱动电流 Ia 的值进行调整以使得增大LED21的发光强度(发光特性),进行调整以使得满足(3)式的条件。

[0094] 并且,在即使将使LED22发光的驱动电流 Ib 的值设定为可变范围的上限值也依然成为 $1.5 < A1/A2$ 的判定结果的情况下,对驱动电流 Ia 的值进行调整以使得减小LED21的发光强度(发光特性),进行调整以使得满足(3)式的条件。

[0095] 在光谱乘积 $A1$ 、 $A2$ 满足(3)式的条件的判定结果的情况下,在步骤S7中,控制电路27将光谱乘积的调整结束的信号发送到视频处理器5的控制电路36。然后,控制电路36进行使用标准白色板实现彩色平衡的处理。

[0096] 具体而言,控制电路36根据从明亮度检测电路34输出的在第1照明光下进行摄像而得到的第1图像信号的明亮度信号和在第2照明光下进行摄像而得到的第2图像信号的明

亮度信号的明亮度信息,对彩色平衡电路38中的2个增益可变放大器38a、38b中的至少一方的增益进行调整,以使得2个明亮度相等。

[0097] 另外,增益可变放大器38a、38b的各输出信号也可以输入到控制电路36,控制电路36进行如下控制:对2个增益可变放大器38a、38b的增益进行调整,以使得增益可变放大器38a、38b的各输出信号的信号电平相等。

[0098] 并且,作为以一个增益可变放大器(例如38a)的增益为基准的值(例如1),也可以对另一个增益可变放大器38b的增益进行调整并进行彩色平衡的调整(设定)。

[0099] 当设定为增益可变放大器38a、38b的输出信号的信号电平相等的彩色平衡状态的处理结束后,初始设定中的调整处理结束,如步骤S8所示,成为能够开始进行内窥镜检查的状态。即,图4的初始设定中的调整处理结束。

[0100] 手术医生接着进行内窥镜检查。手术医生将内窥镜3A插入到被检体2内,开始进行内窥镜检查。

[0101] 图5示出进行内窥镜检查的情况下的动作说明用的时序图。光源装置4内的分别产生第1照明光和第2照明光的LED21、22交替反复进行发光、发光停止(熄灭)。例如,在时间 $t_1 \sim t_2$ 、 $t_4 \sim t_6$ 的各第1照明期间T1内,LED21发光,并且LED22熄灭。并且,在时间 $t_2 \sim t_4$ 、 $t_6 \sim t_8$ 的各第2照明期间T2内,LED22发光,并且LED21熄灭。在第1照明期间T1结束的时间 t_2 、 t_6 ,CCD驱动器31输出CCD驱动信号,CCD14A输出对被检体2进行摄像得到的第1摄像信号。另外,在图5所示的例子中,CCD驱动信号的输出期间(时间 $t_2 \sim t_3$ 、 $t_6 \sim t_7$)成为比照明期间T1或T2短的期间,但是,也可以设定相等的期间。

[0102] 同样,在第2照明期间T2结束的时间 t_4 、 t_8 ,CCD驱动器31输出CCD驱动信号,CCD14A在输出期间(时间 $t_4 \sim t_5$ 、 $t_8 \sim t_9$)内输出对被检体2进行摄像得到的第2摄像信号。

[0103] 第1摄像信号、第2摄像信号通过CDS电路32分别转换为第1图像信号、第2图像信号,经由A/D转换电路33、多路转换器35交替存储在第1存储器37a、第2存储器37b中。

[0104] 例如,时间 $t_2 \sim t_3$ 、 $t_6 \sim t_7$ 的第1摄像信号成为第1图像信号,存储在第1存储器37a中。

[0105] 并且,时间 $t_4 \sim t_5$ 、 $t_8 \sim t_9$ 的第2摄像信号成为第2图像信号,存储在第2存储器37b中。

[0106] 第1存储器37a保持时间 $t_2 \sim t_3$ 的第1图像信号,直到在第2存储器37b开始存储时间 $t_4 \sim t_5$ 的第2图像信号,当成为第2存储器37b能够输出第2图像信号的时间后,第1存储器37a和第2存储器37b将在作为1帧期间T的时间 $t_4 \sim t_8 (=T_1+T_2)$ 被同时化后的第1图像信号(图5中为Ia1)和第2图像信号(图5中为Sb1)输出到后级的彩色平衡电路38侧。

[0107] 另外,第1存储器37a和第2存储器37b将在下一帧期间(时间 $t_8 \sim$ 图示省略)内对时间 $t_6 \sim t_7$ 的第1图像信号和时间 $t_8 \sim t_9$ 的第2图像信号进行同时化后的第1图像信号(图5中为Sa2)和第2图像信号(图5中为Sb2)输出到后级的彩色平衡电路38,经由通过彩色平衡电路38设定为彩色平衡状态的增益的增益可变放大器38a、38b的第1图像信号、第2图像信号被输出到D/A转换电路39a、39b。

[0108] 从D/A转换电路39a、39b输出的第1图像信号和第2图像信号输入到彩色监视器6的G、R通道,在彩色监视器6的显示面中显示由第1图像和第2图像构成的观察图像。

[0109] 如上所述,在本实施方式中,设定光谱乘积A1、A2以使得满足(3)式,所以,根据本

实施方式,综合地得到规定画质以上的良好画质的观察图像。因此,手术医生通过对观察图像进行观察,能够顺畅地进行处置。

[0110] 在上述第1实施方式中,作为相对于第1照明光的第2照明光,说明了使用比第1照明光更靠长波长侧的照明光的情况,但是,例如也可以应用于使用比第1照明光更靠短波长侧的第3照明光的第1变形例的情况。

[0111] 该情况下,在图1中,代替产生第2照明光的LED22而配置产生第3照明光的LED23即可。该LED23例如具有图2中的双点划线所示的发光强度 E_c 。

[0112] 该情况下,图1中的第2存储器37b存储与在LED23的照明下进行摄像而得到的第3摄像信号对应的第3图像信号,从该第2存储器37b输出的第3图像信号输入到彩色监视器6的B通道即可。在本变形例的情况下,图4的调整处理如图6所示。图6的处理成为将图4中的步骤S3~S6中的第2光谱乘积A2分别置换为第3光谱乘积A3等的内容的步骤S3'~S6'。

[0113] 具体而言,成为将图4的步骤S3中的“第2光源”变更为“第3光源”、并且将“ $E_b(\lambda)$ ”变更为“ $E_c(\lambda)$ ”而得到的步骤S3'。并且,成为将图4的步骤S4中的“第2波长”变更为“第3波长”、并且将“第2光谱乘积A2”变更为“第3光谱乘积A3”而得到的步骤S4'。

[0114] 并且,成为将图4的步骤S5中的“A2”变更为“A3”而得到的步骤S5'。即,控制电路27(的光谱乘积计算电路27a)具有判定是否满足下式的判定电路的功能。

[0115] $0.5 \leq A1/A3 \leq 1.5$ (4)

[0116] 并且,设为将图4的步骤S6中的“第2”变更为“第3”而得到的步骤S6'。本变形例具有与第1实施方式类似的效果。第3照明光比第1照明光更靠短波长侧,所以,适合于掌握表层附近的血管的行进状态。而且,根据本变形例,能够取得适合于掌握表层附近的血管的行进状态的画质优良的观察图像。

[0117] 接着,对使用第1照明光、第2照明光和第3照明光取得观察图像的第2变形例的内窥镜装置1B进行说明。

[0118] 图7示出第2变形例的内窥镜装置1B的结构。该内窥镜装置1B具有内窥镜3A、3B、光源装置4B、视频处理器5B、彩色监视器6。

[0119] 该内窥镜装置1B具有光源装置4B,该光源装置4B在图1的内窥镜装置1的光源装置4中还设置有作为第3光源的第3LED23和分光镜25b。

[0120] 通过来自LED驱动电路24的驱动信号进行发光的第3LED23产生具有图2的双点划线所示的发光强度 $E_c(\lambda)$ 的由第3波段的窄带光形成的第3照明光。通过配置在该第3照明光的光路上的分光镜25b选择性地反射第3波段的光,选择性地透射过在反射后的光路上对置的分光镜25a,通过对置的会聚透镜26会聚并入射到光导11A。

[0121] LED22的第2照明光选择性地透射配置在其光路上的分光镜25b,如上所述,进而选择性地透射分光镜25a,通过对置的会聚透镜26会聚并入射到光导11A。

[0122] 视频处理器5B构成为将图1的视频处理器5中的双系统的图像处理电路变更为3系统的图像处理电路。

[0123] 具体而言,将图1的视频处理器5中的切换2个触点的多路转换器35变更为切换3个触点的多路转换器35,将具有存储第1和第2图像信号的第1和第2存储器37a、37b的存储器电路37变更为具有存储第1、第2和第3图像信号的第1、第2和第3存储器37a、37b、37c的存储器电路37。

[0124] 并且,构成为将图1的视频处理器5中的具有从存储器电路37输入第1和第2图像信号的增益可变放大器38a、38b的彩色平衡电路38变更为具有输入第1、第2和第3图像信号的增益可变放大器38a、38b、38c的彩色平衡电路38,将具有2个D/A转换电路39a、39b的D/A转换部39变更为具有3个D/A转换电路39a、39b、39c的D/A转换部39。而且,视频处理器5B将从D/A转换电路39c输出的第3图像信号输入到彩色监视器6的B通道。

[0125] 并且,在本变形例中,明亮度检测电路34除了检测第1、第2图像信号的平均明亮度以外,还检测第3图像信号的平均明亮度,将各明亮度信号输出到调光电路40和控制电路36。

[0126] 并且,在本变形例中,光源装置4B的控制电路27计算第1和第2光谱乘积A1、A2,进行用于进行调整以使得满足(3)式的条件的控制动作,并且,计算使用第3波段的第3照明光进行摄像的情况下的第3光谱乘积A3,进行用于对第3照明光的分光特性进行调整以使得满足上述(4)式的条件的控制动作。另外,分光特性存储用存储器28除了存储第1实施方式中的LED21、22的发光特性的信息以外,还存储LED23的发光特性的信息。并且,分光特性存储用存储器28存储光源装置4B内的分光镜25a、25b、会聚透镜26的分光透射率 $T1s(\lambda)$ 的信息。

[0127] 在本变形例中,控制电路27还判定是否满足以下的条件,进行用于对第2或第3照明光的分光特性进行调整以使得满足该条件的控制动作。

[0128] $1/A3 \leq 1/A2$ (或 $1 \leq A3/A2$) (5)

[0129] 其他结构与第1实施方式中说明的结构相同,省略其说明。

[0130] 根据以下理由设定上述(5)式的条件。第3照明光是属于可视波段中的蓝色波段的短波段,分光感光度 $S(\lambda)$ 容易降低,容易受到噪声的影响。

[0131] 因此,通过如(5)式那样设定为使得第3光谱乘积A3大于第2光谱乘积A2,抑制实现彩色平衡的情况下需要的增益可变放大器38c的增益的值,由此抑制噪声增大,能够确保良好的画质。与此相对,当光谱乘积A3小于光谱乘积A2时,在实现彩色平衡的情况下,需要使增益可变放大器38c的增益的值大于增益可变放大器38b的增益的值。

[0132] 接着,参照图8对本变形例中的内窥镜检查前的调整处理进行说明。

[0133] 图8中的步骤S1、S2的处理与图4中的步骤S1、S2的处理相同。在步骤S2的接下来的步骤S11中,控制电路27从发光特性存储用存储器28取得分别形成光源装置4B的第1、第2和第3光源的LED21、22、23的发光强度 $Ea(\lambda)$ 、 $Eb(\lambda)$ 、 $Ec(\lambda)$ 的信息。并且,控制电路27从发光特性存储用存储器28取得光源装置4B中的光学系统的分光透射率 $T1s(\lambda)$ 的信息。

[0134] 然后,在接下来的步骤S12中,控制电路27(的光谱乘积计算电路27a)计算在第1、第2和第3波段的照明光下由CCD14A进行摄像的情况下的第1、第2和第3光谱乘积A1、A2、A3。

[0135] 在接下来的步骤S5中,控制电路27判定之前的步骤S12中计算出的第1和第2光谱乘积A1、A2是否满足(3)式的条件即 $0.5 \leq A1/A2 \leq 1.5$ 。

[0136] 在步骤S5的判定处理中成为不满足(3)式的条件的判定结果的情况下,在步骤S6中,控制电路27使作为第2光源的LED22的发光强度 $Eb(\lambda)$ 等分光特性变化,返回步骤S11的处理。如图4中说明的那样使驱动电流 Ib 增加或减少,进行调整以使得满足(3)式的条件。另外,在无法在驱动电流 Ib 的可变范围内进行调整以使得满足(3)式的条件的情况下,调整驱动电流 Ia ,进行调整以使得满足(3)式的条件。

[0137] 在步骤S5中得到满足(3)式的条件的判定结果的情况下,在步骤S13中,控制电路27判定步骤S12中计算出的第1和第3光谱乘积 A_1 、 A_3 是否满足(4)式的条件即 $0.5 \leq A_1/A_3 \leq 1.5$ 。

[0138] 在步骤S13的判定处理中成为不满足(4)式的条件的判定结果的情况下,在步骤S14中,控制电路27使作为第3光源的LED23的发光强度 $E_b(\lambda)$ 等分光特性变化,返回步骤S11的处理。如图4中说明的那样使驱动电流 I_b 增加或减少,进行调整以使得满足(4)式的条件。另外,在无法在驱动电流 I_b 的可变范围内进行调整以使得满足(4)式的条件的情况下,调整驱动电流 I_a ,进行调整以使得满足(4)式的条件。

[0139] 在步骤S13的判定处理中成为满足(4)式的条件的判定结果的情况下,在步骤S15中,控制电路27判定步骤S5、S13中满足(3)式和(4)的光谱乘积 A_2 、 A_3 是否满足(5)式的条件即 $1/A_3 \leq 1/A_2$ 。

[0140] 在步骤S15的判定处理中成为不满足(5)式的条件的判定结果的情况下,在步骤S16中,控制电路27使第2光源或第3光源的发光强度等分光特性变化,返回步骤S11的处理。

[0141] 在步骤S15的判定处理中成为满足(5)式的条件的判定结果的情况下,与图4的情况同样,在步骤S7中,控制电路27进行使用标准白色板实现彩色平衡的处理。

[0142] 但是,在图4中,根据从明亮度检测电路34输出的在第1照明光下进行摄像而得到的第1图像信号的明亮度信号和在第2照明光下进行摄像而得到的第2图像信号的明亮度信号的明亮度信息,对彩色平衡电路38中的2个增益可变放大器38a、38b中的至少一方的增益进行调整,以使得2个明亮度相等。

[0143] 与此相对,在本变形例中,除了从明亮度检测电路34输出的第1图像信号的明亮度信号和第2图像信号的明亮度信号以外,还根据在第3照明光下进行摄像而得到的第3图像信号的明亮度信号的明亮度信息,对彩色平衡电路38'中的3个增益可变放大器38a、38b、38c中的至少2个增益进行调整,以使得3个明亮度相等。

[0144] 当设定为增益可变放大器38a、38b、38c的输出信号的信号电平相等的彩色平衡状态的处理结束后,初始设定中的调整处理结束,如步骤S8所示,成为能够开始进行内窥镜检查的状态。即,图8的初始设定中的调整处理结束。

[0145] 图9示出用于说明图8的实现彩色平衡的处理结束而进行内窥镜检查的情况下的动作的时序图。

[0146] 图9的时序图成为将图5的时序图中使第1和第2照明光交替发光变更为使第1、第2和第3照明光依次发光而得到的时序图。

[0147] 具体而言,与第1实施方式同样,仅在第1照明期间 T_1 内使LED21发光后,仅在第2照明期间 T_2 内使LED22发光,但是,在本变形例中,使3个LED21、22、23依次发光,以使得在第2照明期间 T_2 后,仅在第3照明期间 T_3 内使LED23发光。另外,各照明期间相等, $T_1 = T_2 = T_3$ 。

[0148] 如图9所示,LED21如时间 $t_1 \sim t_2$ 、 $t_{12} \sim t_{14}$ 、...那样发光,LED22如时间 $t_2 \sim t_{10}$ 、 $t_{14} \sim t_{16}$ 、...那样发光,LED23如时间 $t_{10} \sim t_{12}$ 、 $t_{16} \sim t_{18}$ 、...那样发光。

[0149] 并且,与照明期间 T_i ($i=1,2,3$)的结束同步地,CCD驱动器31对CCD14A施加驱动信号,CCD14A在时间 $t_2 \sim t_3$ 、 $t_{10} \sim t_{11}$ 、 $t_{12} \sim t_{13}$ 、 $t_{14} \sim t_{15}$ 、 $t_{16} \sim t_{17}$ 、...内依次输出第1摄像信号、第2摄像信号、第3摄像信号、第1摄像信号、第2摄像信号、...

[0150] 与第1实施方式同样,第1存储器37a和第2存储器37b存储分别与第1摄像信号和第2摄像信号对应的第1图像信号和第2图像信号,在本变形例中,第3存储器37c还存储与第3摄像信号对应的第3图像信号。

[0151] 并且,如图9所示,第1存储器37a、第2存储器37b和第3存储器37c对最初的照明期间T1($t_1 \sim t_2$)、T2($t_2 \sim t_3$)、T3($t_{10} \sim t_{12}$)内取得的图像信号进行同时化,将作为1帧期间T的时间 $t_{12} \sim t_{18}$ ($=T_1+T_2+T_3$)、第1图像信号Sa1、第2图像信号Sb1和第3图像信号Sc1输出到后级侧。另外,接着这些图像信号,对下一个照明期间T1($t_{12} \sim t_{14}$)、T2($t_{14} \sim t_{16}$)、T3($t_{16} \sim t_{18}$)内取得的图像信号进行同时化,同时输出第1图像信号Sa2、第2图像信号Sb2和第3图像信号Sc2。

[0152] 在本变形例中,也具有与第1实施方式相同的效果。另外,在第1实施方式中,作为2个不同波段中取得的观察图像的画质,能够取得SNR优良的图像,与此相对,根据本变形例,作为3个不同波段中取得的观察图像的画质,能够取得SNR优良的图像。

[0153] 接着,对本发明的第2实施方式进行说明。

[0154] (第2实施方式)

[0155] 图10示出本发明的第2实施方式的内窥镜装置1C的结构。在第1实施方式(和第1变形例)中,对具有单色的摄像元件的内窥镜3A、3B的情况进行了说明,但是,本实施方式具备搭载了具有以光学方式进行颜色分离的滤色器的摄像元件的内窥镜。

[0156] 如图10所示,内窥镜装置1C具有内窥镜3A'、3B'、光源装置4B、视频处理器5C、彩色监视器6。

[0157] 内窥镜3A'构成为在图1的内窥镜3A中,在CCD14A的摄像面的前方设置有滤色器41A。

[0158] 图11示出本实施方式中的构成滤色器41A的R滤波器41r、G滤波器41g、B滤波器41b的分光透射率的特性。另外,图11中的LED21、22、23的发光强度 $E_a(\lambda)$ 、 $E_b(\lambda)$ 、 $E_c(\lambda)$ 与图2中示出的发光强度相同。

[0159] 并且,内窥镜3B'构成为在图1的内窥镜3B中,在CCD14B的摄像面的前方设置有特性与滤色器41A的特性不同的滤色器41B。

[0160] 并且,本实施方式中的闪存17内的分光信息存储区域17a'除了存储上述分光信息存储区域17a的分光信息以外,还存储滤色器41A的分光透射率的信息。另外,在以下的说明中,使用标号14A'对具有滤色器41A的CCD进行说明。即,CCD14A'的分光感光度 $S_a'(\lambda)$ 与对CCD14A的分光感光度 $S_a(\lambda)$ 乘以滤色器41A的分光透射率(即图11所示的R滤波器41r、G滤波器41g、B滤波器41b的分光透射率(分别由 $R(\lambda)$ 、 $G(\lambda)$ 、 $B(\lambda)$ 表示))而得到的特性相等。而且,概略的分光感光度 $S_a'(\lambda)$ 成为具有与R滤波器41r的分光透射率接近的特性的像素、与G滤波器41g的分光透射率接近的特性的像素、与B滤波器41b的分光透射率接近的特性的像素的特性。

[0161] 并且,在本实施方式中,光源装置4B采用与图7的光源装置4B相同的结构。但是,在本实施方式中,如图12所示,LED驱动电路24使LED21和LED22交替发光,使LED23始终发光(换言之为连续发光)。另外,在图12中,标注发光的顺序的信息而示出LED21~23发光的情况下的H电平的照明光L1~L3的照明期间。

[0162] 例如,第1LED21在时间 $t_1 \sim t_2$ 内进行第1次发光(照明),所以,用L1-1表示该发光

期间(或照明期间),在时间 $t_3 \sim t_4$ 内进行第2次发光,所以,用L1-2表示该发光期间(或照明期间)。

[0163] 同样,第2LED22在时间 $t_2 \sim t_3$ 内进行第1次发光,所以,用L2-1表示该发光期间(或照明期间),在时间 $t_4 \sim t_5$ 内进行第2次发光,所以,用L2-2表示该发光期间(或照明期间)。

[0164] 并且,第3LED23始终发光,但是,在时间 $t_1 \sim t_2$ 内进行第1次发光,所以,用L3-1表示该发光期间(或照明期间),在时间 $t_2 \sim t_3$ 内进行第2次发光,所以,用L3-2表示该发光期间(或照明期间)。

[0165] 并且,本实施方式中的视频处理器5C进行对应于摄像元件(图10中为CCD14A')的信号处理,该摄像元件具有与该视频处理器5C连接的滤色器(图10中为41A)。

[0166] 从CCD14A'输出的摄像信号经由CDS电路32而成为提取出信号成分的图像信号,通过颜色分离电路42分离为与滤色器41A中的R滤波器41r、G滤波器41g、B滤波器41b的排列对应的3个R、G、B通道的图像信号。

[0167] 由颜色分离电路42分离后的G、R、B通道(图10中简记为Gch、Rch、Bch)的图像信号被输入到A/D转换电路33a、33b、33c和明亮度检测电路34。

[0168] 图12具体示出G、R、B通道的图像信号。例如,在基于LED21的第1照明光L1的第1次照明期间L1-1结束、基于LED22的第2照明光L2的第1次照明期间L2-1开始的期间内,颜色分离电路42将作为G通道的图像信号的IG1(L1-1)、作为R通道的图像信号的IR1(L1-1)、作为B通道的图像信号的IB1(L3-1)分别输出到后级侧。

[0169] 并且,在基于LED22的第2照明光L2的第1次照明期间L2-1结束、基于LED21的第1照明光L1的第2次照明期间L1-2开始的期间内颜色分离电路42将作为G通道的图像信号的IG2(L2-1)、作为R通道的图像信号的IR2(L2-1)、作为B通道的图像信号的IB2(L3-2)分别输出到后级侧。

[0170] 另外,在本实施方式中,考虑图11的主要分光特性,在第1照明光L1的照明光下接收到来自被检体2的返回光的情况下,通过以下说明的加法电路43对G通道的图像信号和R通道的图像信号进行相加,生成G通道的图像信号。

[0171] 由A/D转换电路33a、33b、33c转换后的数字图像信号分别存储在存储器电路37的第1存储器37a、第2存储器37b、第3存储器37c中。

[0172] 由存储器电路37的第1存储器37a、第2存储器37b、第3存储器37c进行同时化后的图像信号经由加法电路43输入到彩色平衡电路38的增益可变放大器38a、38b、38c,并且还输入到控制电路36。

[0173] 例如,在图12中如第1存储器输入、第2存储器输入、第3存储器输入所示,在上述照明期间L2-1开始的期间内从颜色分离电路42输出的G通道的图像信号IG1(L1-1)、R通道的图像信号IR1(L1-1)、B通道的图像信号IB1(L3-1)分别存储在第1存储器37a、第2存储器37b、第3存储器37c中。

[0174] 并且,在图12中如第1存储器输入、第2存储器输入、第3存储器输入所示,在上述照明期间L2-1的下一个照明期间L1-2开始的期间内从颜色分离电路42输出的G通道的图像信号IG2(L2-1)、R通道的图像信号IR2(L2-1)、B通道的图像信号IB1(L3-2)分别存储在第1存储器37a、第2存储器37b、第3存储器37c中。

[0175] 第1存储器37a、第2存储器37b、第3存储器37c对照明期间L1-1和照明期间L2-1内存储的图像信号进行同时化并输出。该情况下,与第2照明光L2的情况下的图像信号 IG2 (L2-1) 和IR2 (L2-1) 相比,第1照明光L1的情况下取得的图像信号IG1 (L1-1) 和IR1 (L1-1) 的信号电平较大,所以,如图12所示,加法电路对两个图像信号IG1 (L1-1) 和IR1 (L1-1) 进行相加并输出(图12中简记为IG1+IR1)。另外,第2照明光L2的情况下的图像信号仅近似为IR2 (L2-1)。

[0176] 照明期间L1-2结束的时间t4以后的动作成为以照明期间L1-1结束的时间t2~t4为周期T的动作的重复。

[0177] 如第1实施方式中说明的那样,使用标准白色板对彩色平衡电路38的增益可变放大器38a、38b、38c的增益进行调整。在本实施方式中,作为G通道的图像信号,采用相加后的图像信号,所以,控制电路36参照G通道的相加后的图像信号对3个增益可变放大器38a、38b、38c的增益进行调整。

[0178] 从彩色平衡电路38输出的3个图像信号经由D/A转换部39的3个D/A转换电路39a、39b、39c输入到彩色监视器6的G、R、B的通道。而且,在彩色监视器6的显示面中,显示由CCD14A'拍摄到的被检体2的活体组织的表层附近的血管的行进状态的观察图像作为内窥镜图像。

[0179] 其他结构与上述第1实施方式大致相同。

[0180] 本实施方式中的进行内窥镜检查之前的调整处理与图8所示的处理几乎相同。

[0181] 但是,本实施方式中的(1)式的第1光谱乘积A1

$$[0182] \quad A1 = \int Sa(\lambda) Ea(\lambda) T1s(\lambda) Ten(\lambda) d\lambda \quad (1)$$

[0183] 中的分光感光度Sa(λ)被替换为分光感光度Sa'(λ),由下式进行近似。

$$[0184] \quad Sa'(\lambda) \approx G(\lambda) + R(\lambda)$$

[0185] 并且,调整处理结束后的进行内窥镜检查的情况下的动作的时序图如图12所示。

[0186] 本实施方式具有与第1实施方式相同的效果。并且,根据本实施方式,在第1照明光L1下进行摄像的情况下,考虑滤色器41A中的R滤波器41r、G滤波器41g、B滤波器41b的分光透射率的特性,进行使用相加信号生成观察图像的处理,所以,能够生成 SNR优良的画质的观察图像。

[0187] 在上述实施方式中,在实际使用的内窥镜装置1等的情况下,在实际使用的光源装置产生的多个波段的照明光的情况下,考虑实际使用的内窥镜的摄像元件等的特性,主要对光源装置中的LED的特性进行调整,以使得满足(3)式、(4)式和(5)式。

[0188] 与此相对,如以下说明的那样,也可以将各种内窥镜、各种光源装置中的光学信息登记在数据库中,进行内窥镜检查的医院的手术医生从该医院所具有的多个内窥镜、多个光源装置中决定适合于进行内窥镜检查的情况下的条件的组合的内窥镜和光源装置。

[0189] 图13示出决定适合于进行规定内窥镜检查的内窥镜和光源装置的处理。

[0190] 例如,在最初的步骤S21中,制造商的数据库生成者将该制造商制造的各种内窥镜、各种光源装置的光学特性记录在构成数据库装置的硬盘装置等中,生成光学特性的数据库。该数据库装置的数据库能够通过通信线、因特网等进行参照。

[0191] 在接下来的步骤S22中,要在医院进行规定内窥镜检查的手术医生针对数据库装置,从终端装置的键盘等设定(输入)在规定的内窥镜检查中使用的第1照明光L1的波段W1、第

2照明光L2的第2波段W2、第3照明光L3的第3波段W3,以从数据库装置取得适合于规定内窥镜检查的信息。另外,作为终端装置,也可以利用设置在光源装置中的操作面板和设置在视频处理器中的操作面板。

[0192] 在接下来的步骤S23中,数据库装置提取符合步骤S22的照明光的条件的光源装置,将其显示在终端装置等显示装置中。另外,作为显示装置,也可以利用彩色监视器6。手术医生从显示装置中显示的光源装置的列表中提取医院所具有的光源装置,将其设定为能够使用的光源装置的候选。另外,在能够使用的光源装置为一个的情况下,决定能够使用的光源装置。

[0193] 并且,在接下来的步骤S24中,数据库装置提取符合步骤S22的照明光的条件的内窥镜,将其显示在终端装置等显示装置中。手术医生从显示装置中显示的内窥镜的列表中提取医院所具有的内窥镜,将其设定为能够使用的内窥镜的候选。另外,在能够使用的内窥镜为一个的情况下,决定能够使用的内窥镜。

[0194] 在接下来的步骤S25中,手术医生在能够使用的光源装置(的候选)和能够使用的内窥镜(的候选)中进行输入,以使得计算照明光L1、L2、L3的各波段中的光谱乘积。然后,在显示装置中显示计算出的光谱乘积。

[0195] 该情况下,也可以针对数据库装置进行输入,以使得由数据库装置计算光谱乘积,也可以在终端装置中搭载计算光谱乘积的程序,在终端装置中计算光谱乘积。

[0196] 在接下来的步骤S26中,手术医生提取在计算出的光谱乘积中最适当地满足(3)式、(4)式和(5)式的组合的光源装置、内窥镜,作为进行规定内窥镜检查的内窥镜装置中实际使用的光源装置、内窥镜。然后,结束图13的处理。另外,在使用2个波段的光进行规定内窥镜检查的情况下,提取或选择满足(3)式或(4)式的组合的光源装置和内窥镜即可。

[0197] 当如图13那样进行时,能够从能够使用的光源装置、内窥镜中选择最适当地满足(3)式、(4)式和(5)式的组合的光源装置、内窥镜并用于内窥镜检查,所以,能够综合地提高更加适当地使用多个波段的光生成的观察图像的画质。

[0198] 当要如图13那样进行时,例如在存在多个能够使用的内窥镜的情况下,包含分别搭载的摄像元件的分光感光度 $S(\lambda)$ 和光导等的分光透射率 $T(\lambda)$ 的信息在内分别计算光谱乘积A,所以,与第1实施方式那样主要仅根据光源装置的分光特性进行设定以使得满足(3)式、(4)式和(5)式的情况相比,容易适当地进行设定以使得满足(3)式、(4)式和(5)式。

[0199] 并且,在使(3)式、(4)式的条件更加严格的情况下,也容易进行设定以使得满足这些条件。例如在存在多个满足(3)式的组合的情况下,也可以决定为满足比(3)式更加严格的条件的组合。

[0200] 例如,设为 $0.5 < C$ 、 $1.5 > D$,在存在满足 $C \leq A1/A2 \leq D$ 的多个内窥镜或多个光源装置的情况下,也可以决定为采用作为 $D-C$ 的值最小的组合的内窥镜和光源装置。

[0201] 另外,在使用一个光源装置的情况下,在使用该光源装置进行规定内窥镜检查的情况下,从该光源装置访问数据库装置,在存在规定内窥镜检查中能够使用的多个内窥镜的情况下(例如图1、图10的内窥镜3B),也可以使用更加适当地满足(3)式、(4)式和(5)式等的内窥镜进行内窥镜检查。

[0202] 例如,在图10中,如双点划线所示,光源装置4的控制电路27能够经由通信线51访问数据库装置52。然后,使用该光源装置4,在使用多个波段的光进行规定内窥镜检查的情

况下,能够选择适合于进行该内窥镜检查的内窥镜并决定内窥镜装置,能够综合地提高由该内窥镜装置得到的观察图像的画质。

[0203] 另外,在上述实施方式等中,在计算光谱乘积A1、A2等的情况下,也可以仅利用基于内窥镜类别的个体差较大的内窥镜计算光谱乘积。

[0204] 并且,组合上述实施方式等的一部分等而构成的实施方式也属于本发明。

[0205] 本申请以2015年3月17日在日本申请的日本特愿2015-053688号为优先权主张的基础进行申请,上述公开内容被引用到本申请说明书、权利要求书和附图中。

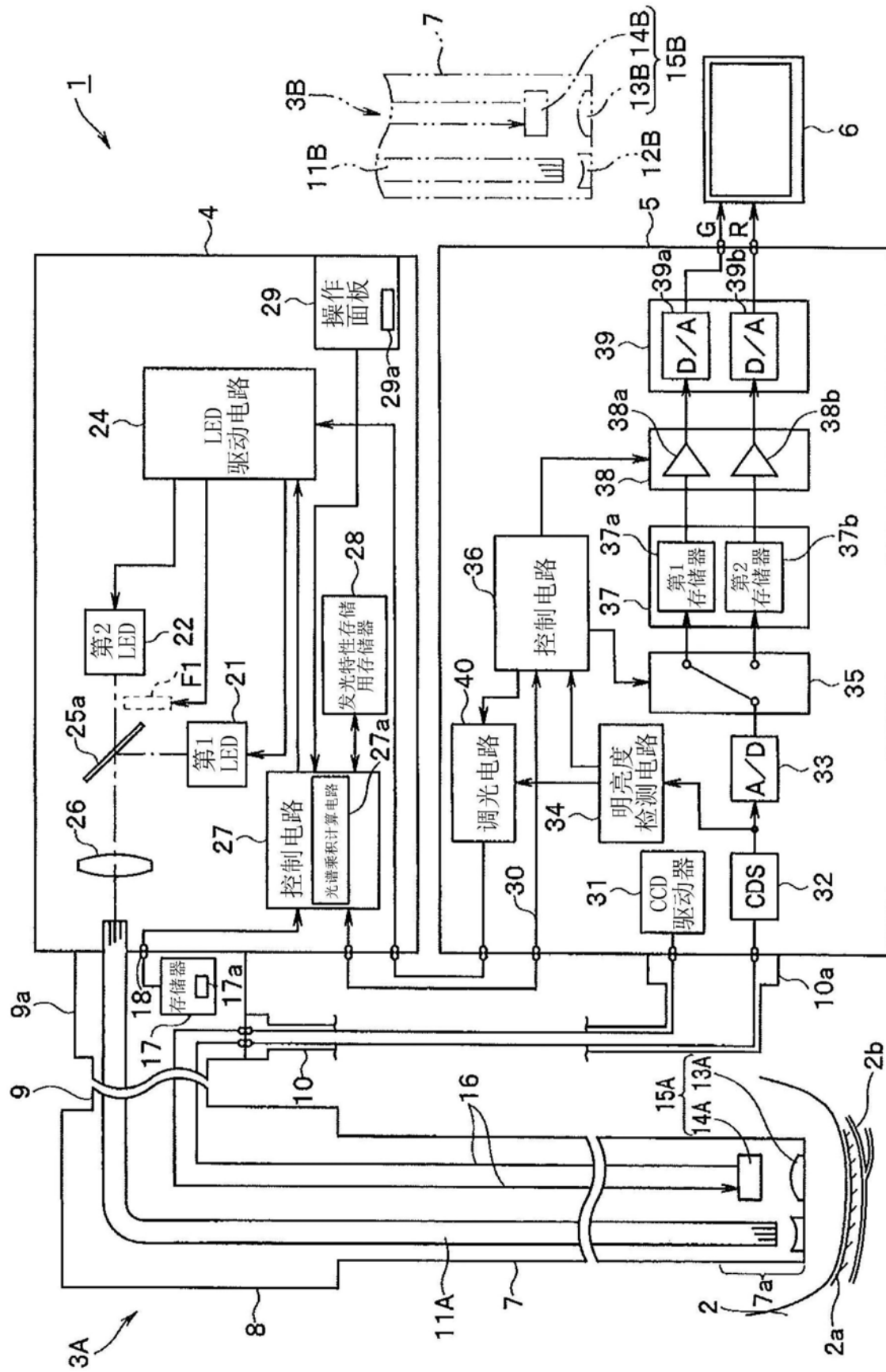


图1

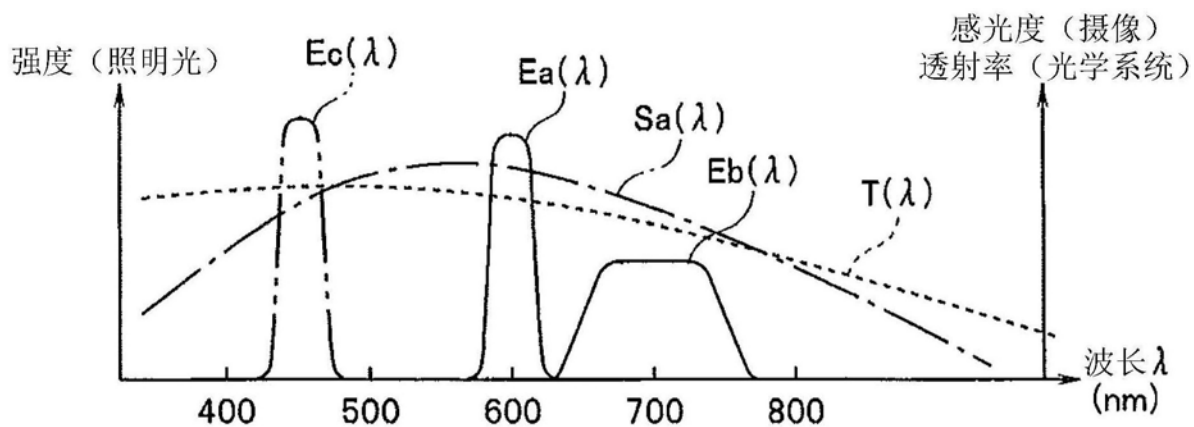


图2

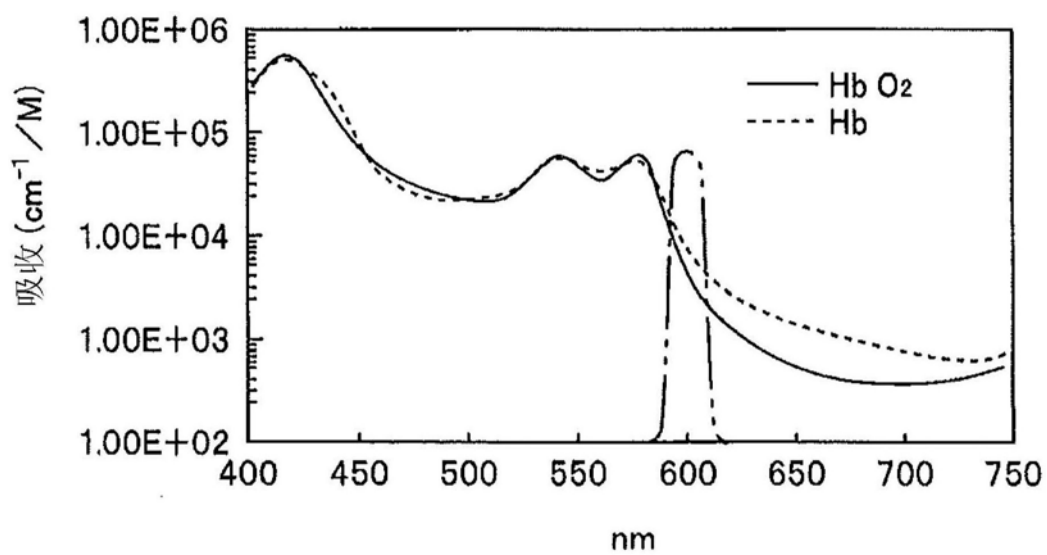


图3A

驱动电流 I_a, I_b	发光强度	
	$E_a(\lambda)$	$E_b(\lambda)$
I_1	E_{a1}	E_{a1}
I_2	E_{a2}	E_{b2}
I_3	E_{a3}	E_{b3}
$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$

图3B

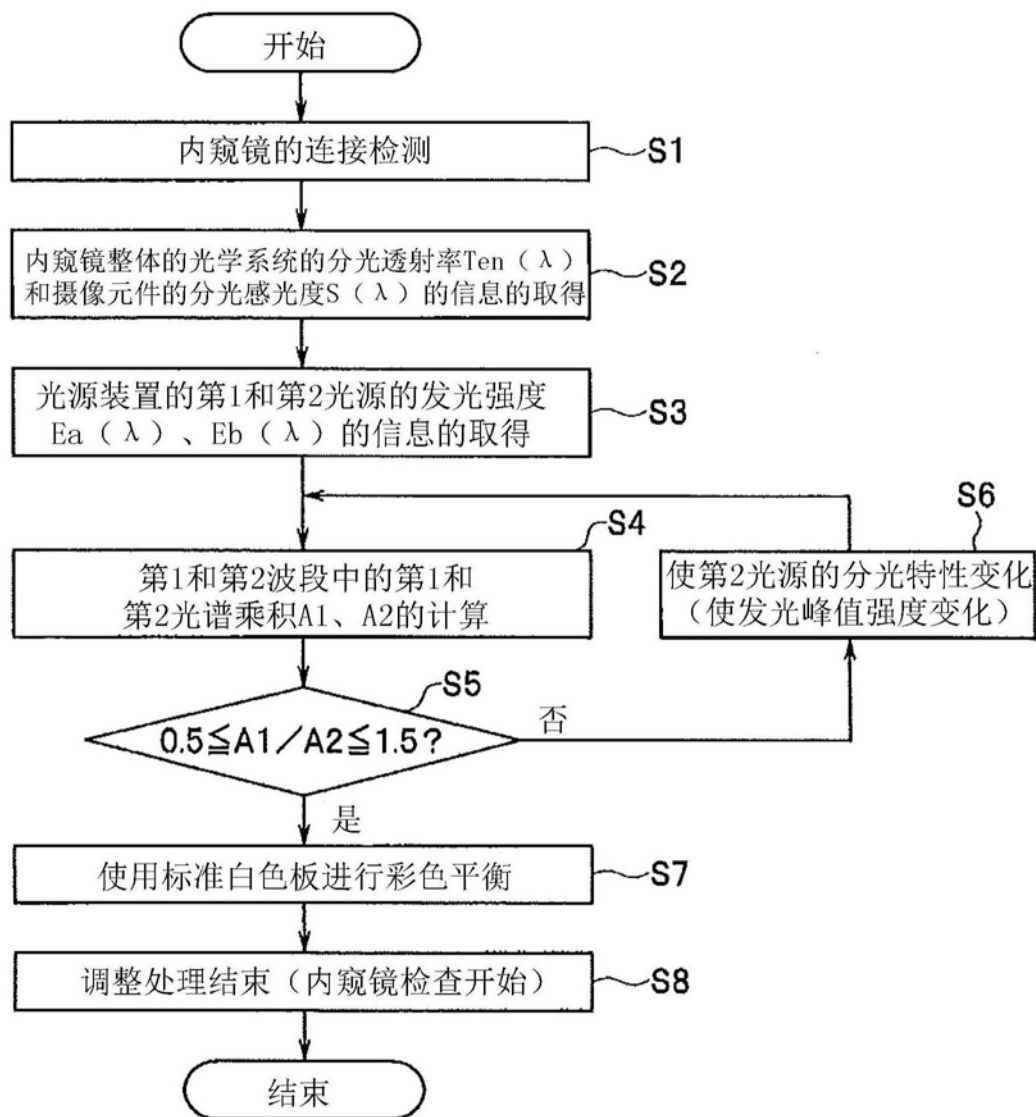


图4

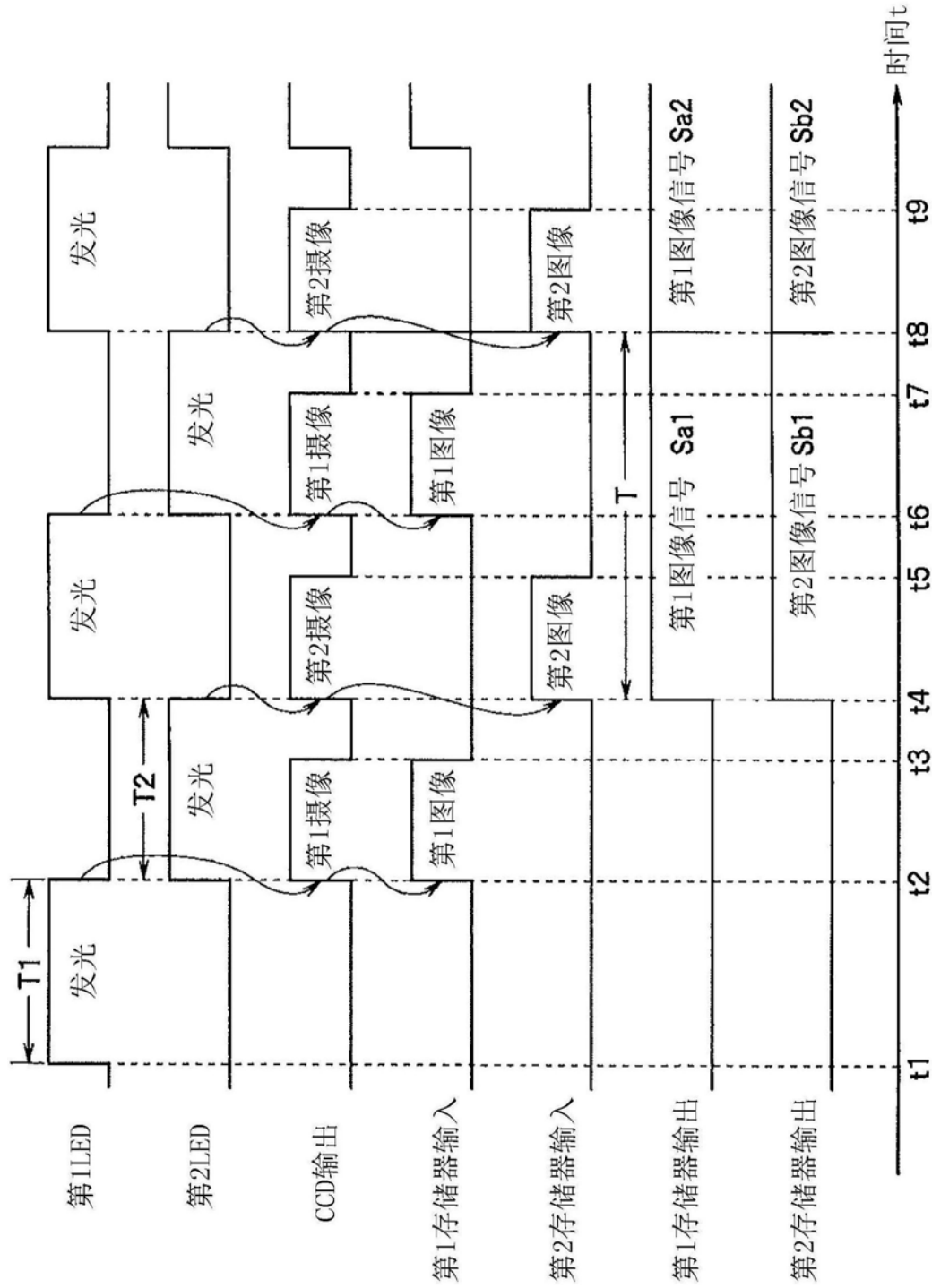


图5

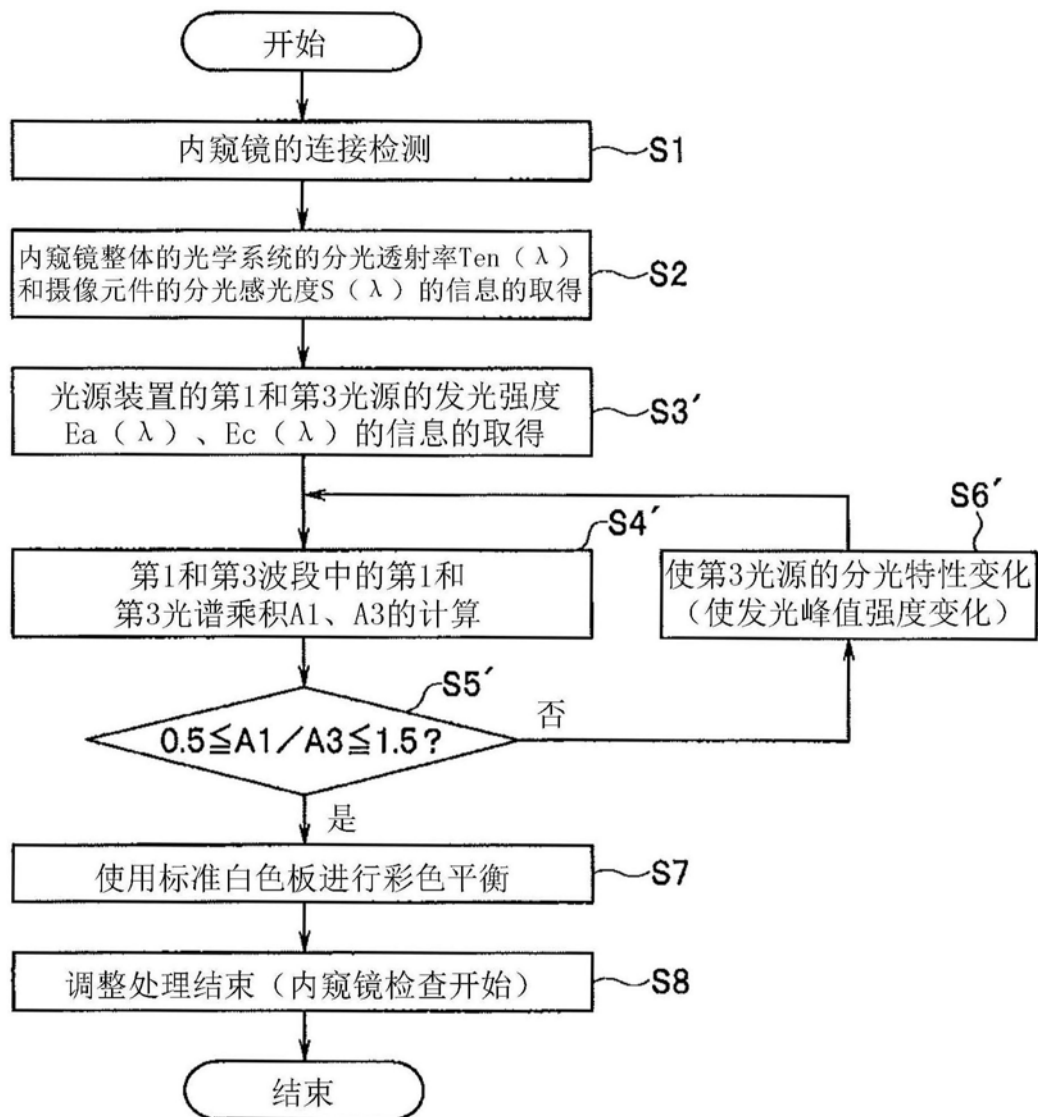


图6

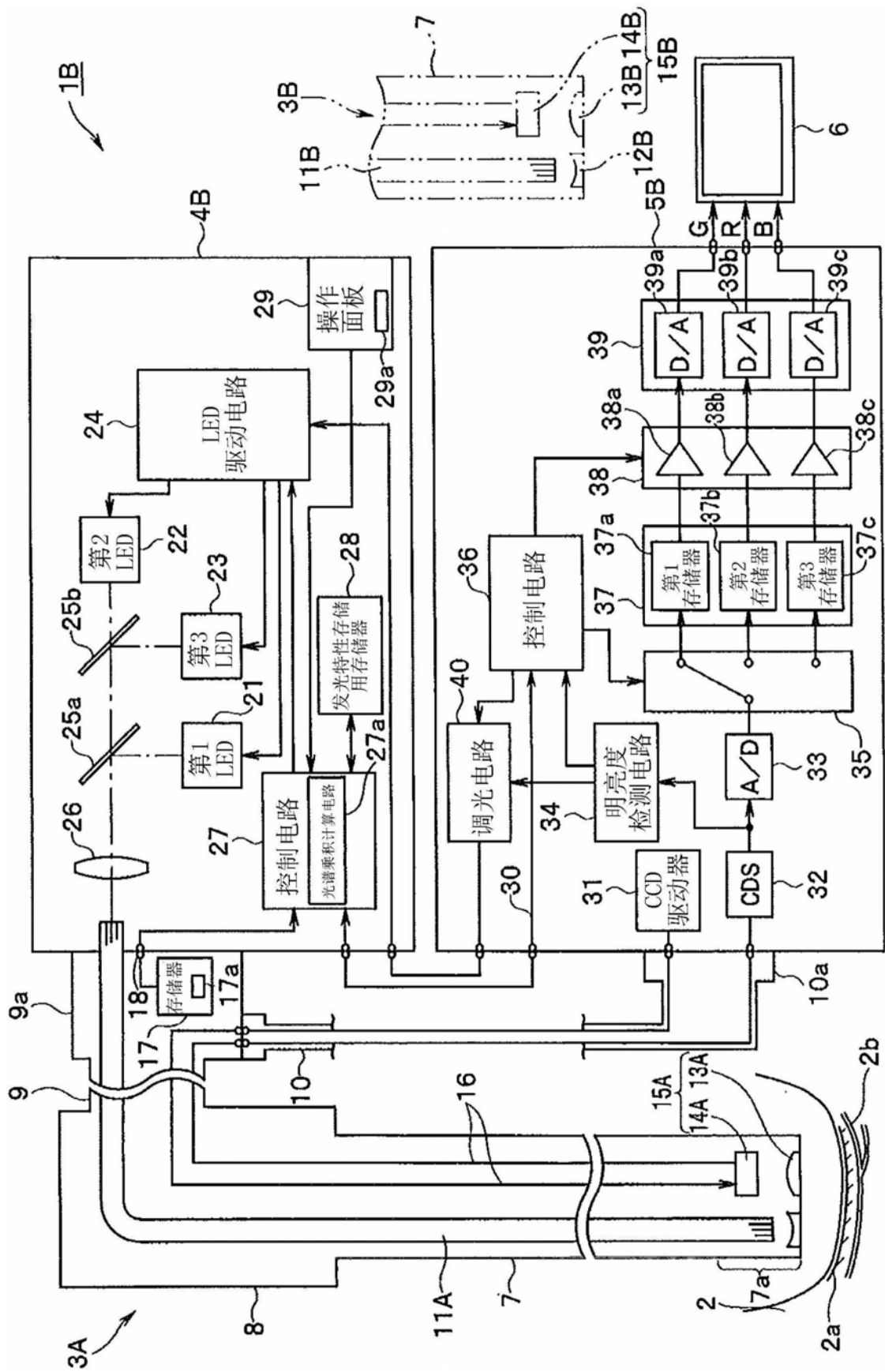


图7

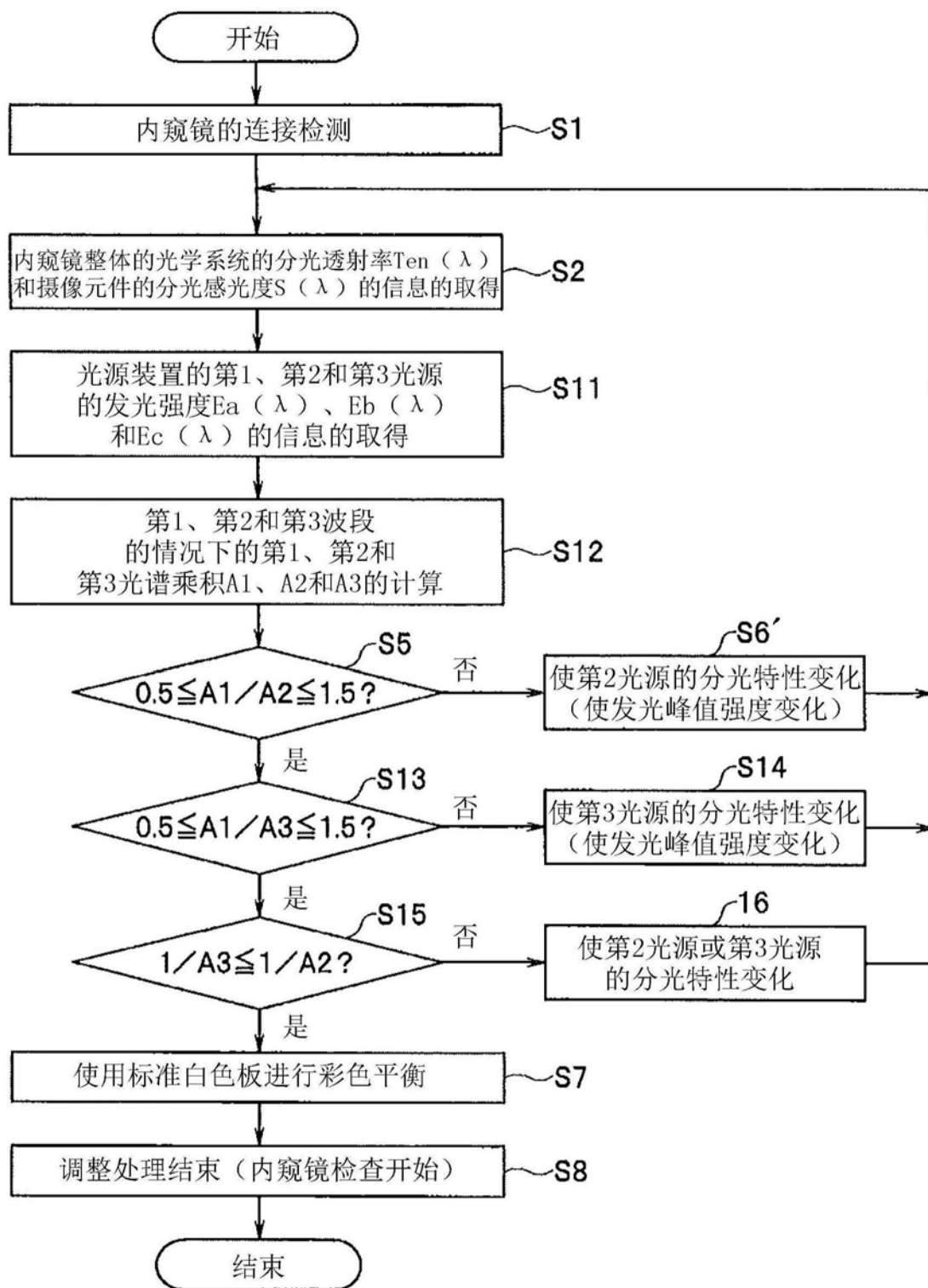


图8

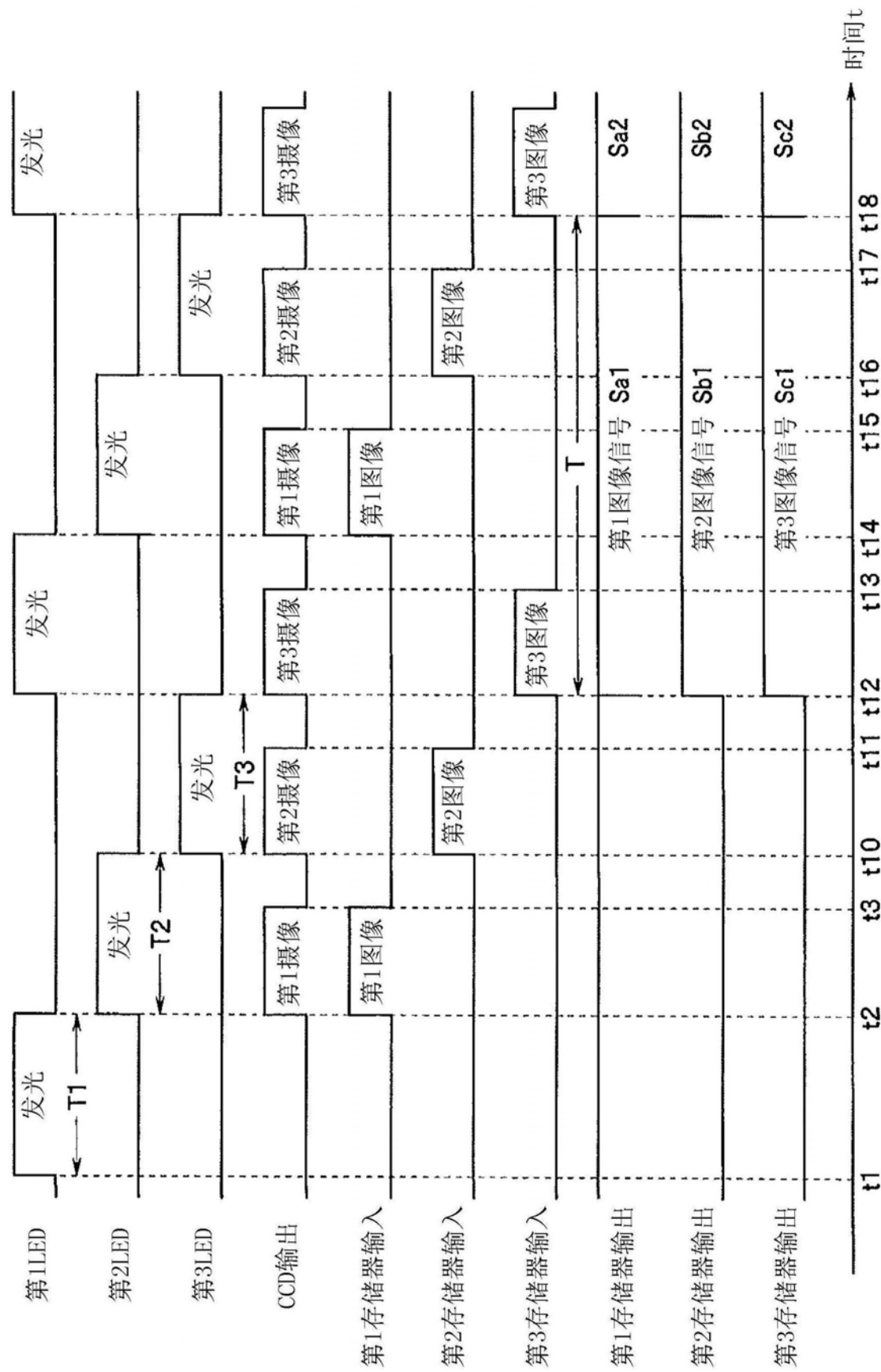


图9

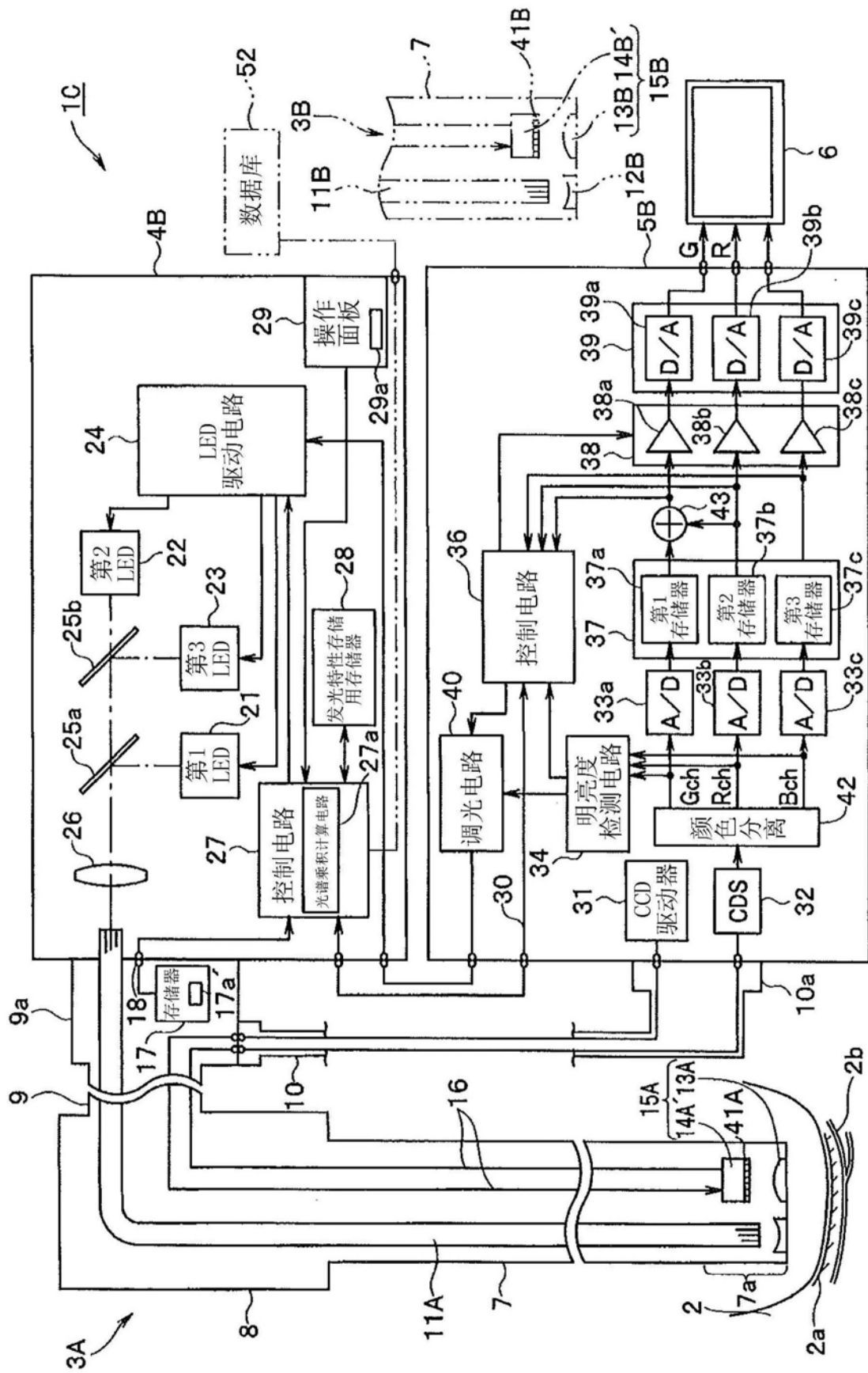


图10

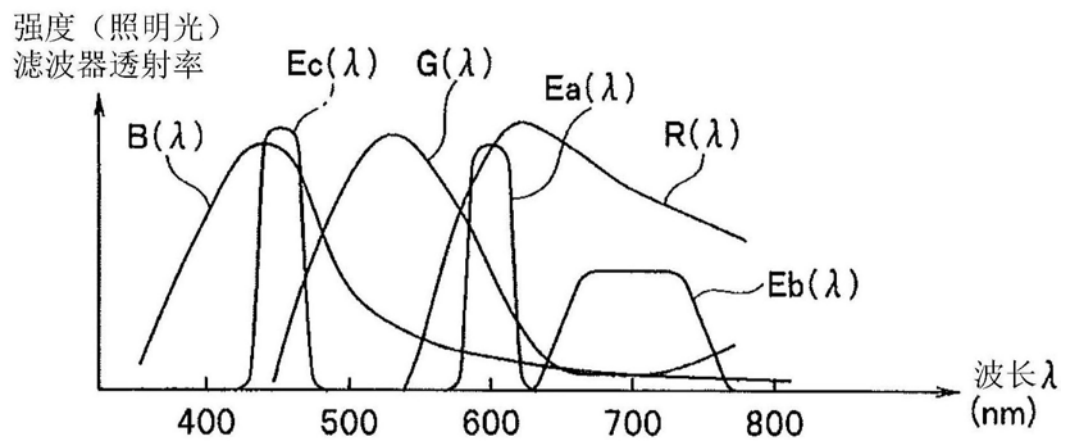


图11

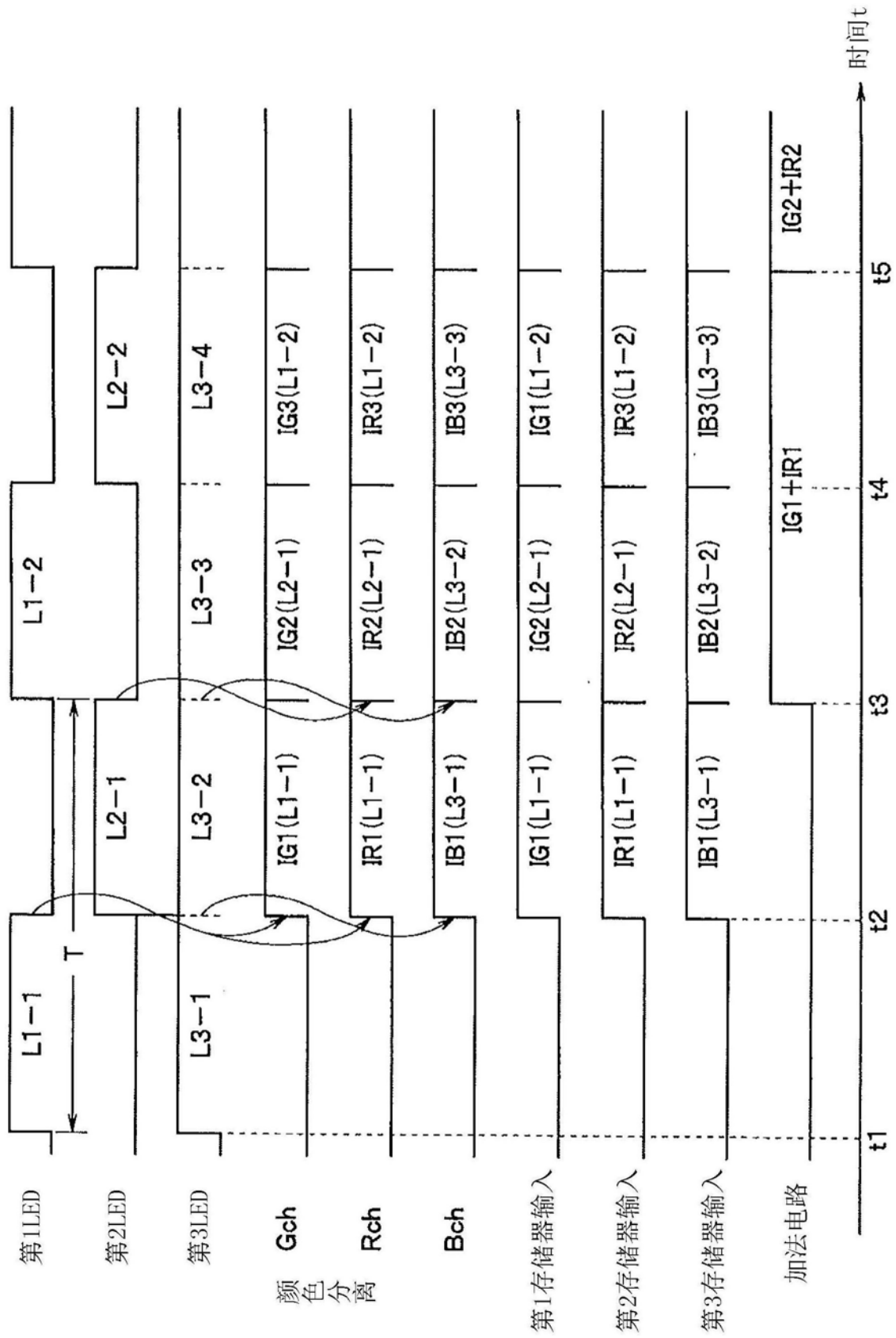


图12

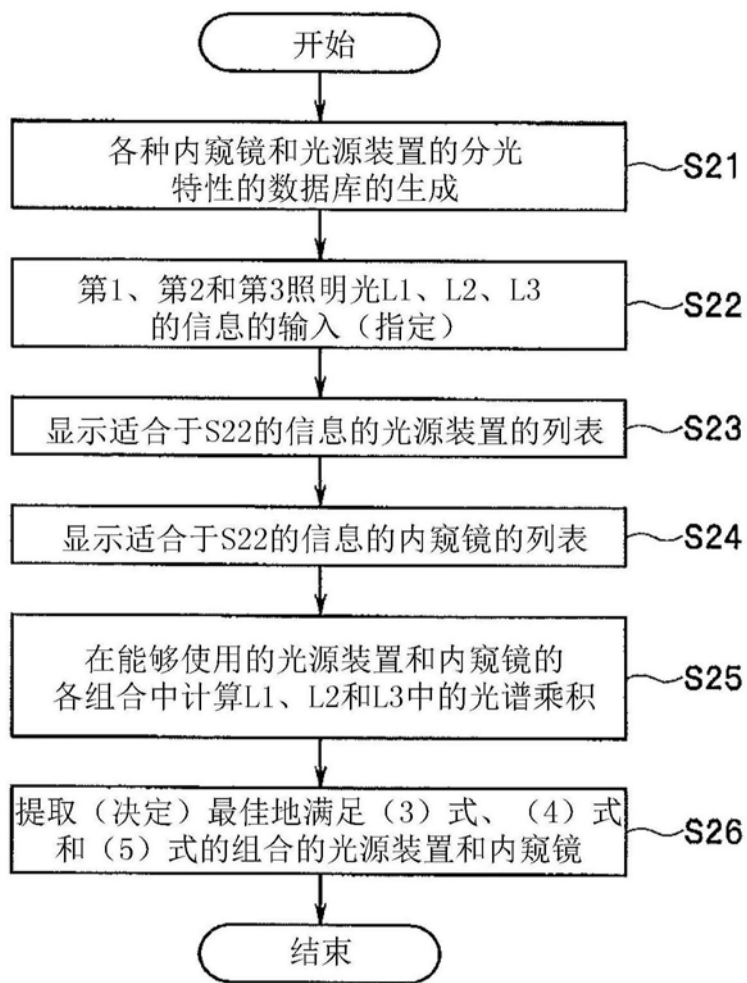


图13

专利名称(译)	内窥镜装置		
公开(公告)号	CN106163375B	公开(公告)日	2018-06-19
申请号	CN201580018981.5	申请日	2015-08-31
[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	五十岚诚		
发明人	五十岚诚		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/0638 A61B1/00006 A61B1/00009 A61B1/00059 A61B1/00105 A61B1/04 A61B1/0684 A61B5/1459 G02B23/24 G02B23/2461 G02B23/26		
代理人(译)	李辉		
优先权	2015053688 2015-03-17 JP		
其他公开文献	CN106163375A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

内窥镜装置具有：光源部，其产生第1波段的光和第2波段的光，该第1波段的光被照射到具有血红蛋白的被检体，在可见波段中的红色波段中的所述血红蛋白的吸光特性上，在从包含极大值的波长到包含极小值的波长之间具有窄带的分光特性，该第2波段的光与第1波段的光相比，在被检体中的散射特性和血红蛋白的吸收特性较低，并且，具有波长比第1波段的光长的波段；摄像部，其接收来自被照射来自光源部的光的被检体的光，生成与第1波段的光对应的被检体的摄像信号即第1摄像信号和与第2波段的光对应的被检体的摄像信号即第2摄像信号；图像生成部，其根据摄像部中生成的第1摄像信号和第2摄像信号生成被检体的观察图像；以及控制部，其对从光源部到摄像部的第1波段的光和第2波段的光中的至少一方的光谱乘积的值进行控制，使得收敛于第1波段中的从光源部到摄像部的第1光谱乘积成为第2波段中的从光源部到摄像部的第2光谱乘积的50%~150%以内的条件。

