



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108289590 A

(43)申请公布日 2018.07.17

(21)申请号 201580084576.3

(51)Int.Cl.

(22)申请日 2015.11.17

A61B 1/00(2006.01)

A61B 1/04(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.05.15

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2015/082313 2015.11.17

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/085793 JA 2017.05.26

(71)申请人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72)发明人 吉崎和德

(74)专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司

公司 11127

代理人 黄纶伟 孙明浩

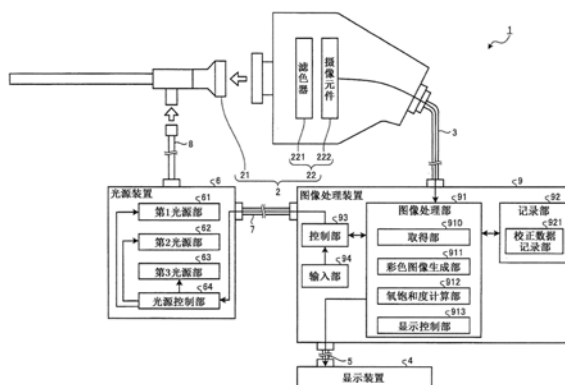
权利要求书3页 说明书13页 附图12页

(54)发明名称

内窥镜系统、图像处理装置、图像处理方法和程序

(57)摘要

提供能够同时观察彩色图像和氧饱和度而不会使装置大型化的内窥镜系统、图像处理装置、图像处理方法和程序。内窥镜系统(1)具有：彩色图像生成部(911)，其使用光源装置(6)对被摄体照射多个窄带光时由摄像元件(222)生成的第1图像数据和校正数据记录部(921)记录的校正数据，生成彩色图像数据；以及氧饱和度计算部(912)，其使用光源装置(6)对被摄体照射3个窄带光时由摄像元件(222)生成的第1图像数据中包含的R像素的R像素值和G像素的G像素值，计算被摄体的氧饱和度。



1. 一种内窥镜系统,其特征在于,所述内窥镜系统具有:

摄像元件,其使用接收红色波段的光的R像素、接收绿色波段的光的G像素和接收蓝色波段的光的B像素形成规定的排列图案,对各像素接收到的光进行光电转换,由此生成图像数据;

光源装置,其对被摄体照射如下的3个窄带光,该3个窄带光是比所述R像素、所述G像素和所述B像素各自的分光灵敏度的波段窄且相互不同的波段的窄带光,在所述R像素、所述G像素和所述B像素各自的分光灵敏度的波段内具有光谱的峰值;

记录部,其记录用于将第1图像数据校正为第2图像数据的校正数据,该第1图像数据是所述光源装置对所述被摄体照射所述3个窄带光时由所述摄像元件生成的图像数据,该第2图像数据能够视为被照射白色光时由所述摄像元件生成的图像数据;

彩色图像生成部,其使用所述光源装置对所述被摄体照射所述多个窄带光时由所述摄像元件生成的所述第1图像数据和所述校正数据,生成与所述第2图像数据相当的彩色图像数据;

氧饱和度计算部,其使用所述光源装置对所述被摄体照射所述多个窄带光时由所述摄像元件生成的所述第1图像数据中包含的所述R像素的R像素值和所述G像素的G像素值,计算所述被摄体的氧饱和度;以及

显示装置,其显示与所述彩色图像生成部生成的所述彩色图像数据对应的彩色图像和所述氧饱和度计算部计算出的所述氧饱和度。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述内窥镜系统还具有校正数据生成部,该校正数据生成部根据对具有光谱已知的多个色块的校正部照射白色光时由所述摄像元件对该校正部进行摄像而生成的第3图像数据,和通过所述光源装置对所述校正部照射所述3个窄带光时由所述摄像元件对该校正部进行摄像而生成的所述第1图像数据,生成所述校正数据。

3. 根据权利要求2所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述内窥镜系统还具有:

判定部,其根据所述第2图像数据、所述第3图像数据和所述记录部记录的所述校正数据,至少判定所述光源装置是否劣化;以及

记录控制部,其在通过所述判定部判定为所述光源装置劣化的情况下,使所述记录部记录所述校正数据生成部生成的最新的所述校正数据而进行更新。

4. 根据权利要求1~3中的任意一项所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述内窥镜系统具有:

陷波滤波器,其仅使所述多个窄带光中的任意一个波段截止;

切换部,其使所述陷波滤波器以能够相对于所述摄像元件的受光面插入脱离的方式进行移动;以及

荧光图像生成部,其根据第4图像数据生成所述被摄体的荧光图像数据,该第4图像数据是在所述陷波滤波器被插入到所述摄像元件的受光面中的情况下,在所述光源装置照射所述多个窄带光时由所述摄像元件生成的图像数据,

所述显示装置显示所述彩色图像数据、所述氧饱和度和所述荧光图像数据。

5. 根据权利要求1~4中的任意一项所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述内窥镜系统还具有显示控制部,该显示控制部使所述显示装置在与所述彩色图像生成部生成的所述彩色图像数据对应的彩色图像上重叠显示所述氧饱和度计算部计算出的所述氧饱和度。

6. 根据权利要求1~5中的任意一项所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述氧饱和度计算部按照每个规定的区域对与所述第1图像数据对应的第1图像进行分割,计算各区域的所述氧饱和度。

7. 根据权利要求1~6中的任意一项所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述光源装置具有:

第1光源部,其照射比所述R像素的分光灵敏度的波段窄、且光谱的峰值为660nm的窄带光;

第2光源部,其照射比所述G像素的分光灵敏度的波段窄、且光谱的峰值为520nm的窄带光;以及

第3光源部,其照射比所述B像素的分光灵敏度的波段窄、且光谱的峰值为415nm的窄带光。

8. 一种图像处理装置,其对由摄像元件生成的图像数据进行图像处理,该摄像元件使用接收红色波段的光的R像素、接收绿色波段的光的G像素和接收蓝色波段的光的B像素形成规定的排列图案,其特征在于,所述图像处理装置具有:

取得部,其取得校正数据和对被摄体照射3个窄带光时由所述摄像元件生成的第1图像数据,该校正数据用于将所述第1图像数据校正为能够视为被照射白色光时由所述摄像元件生成的第2图像数据,其中,该3个窄带光是比所述R像素、所述G像素和所述B像素各自的分光灵敏度的波段窄且相互不同的波段的窄带光,在所述R像素、所述G像素和所述B像素各自的分光灵敏度的波段内具有光谱的峰值;

彩色图像生成部,其使用所述取得部取得的所述第1图像数据和所述校正数据,生成与所述第2图像数据相当的彩色图像数据;以及

氧饱和度计算部,其使用对所述被摄体照射所述3个窄带光时由所述摄像元件生成的所述图像数据中包含的所述R像素的R像素值和所述G像素的G像素值,计算所述被摄体的氧饱和度。

9. 一种图像处理方法,对由摄像元件生成的图像数据进行图像处理,该摄像元件使用接收红色波段的光的R像素、接收绿色波段的光的G像素和接收蓝色波段的光的B像素形成规定的排列图案,其特征在于,所述图像处理方法包含以下步骤:

取得步骤,取得校正数据和对被摄体照射3个窄带光时由所述摄像元件生成的第1图像数据,该校正数据用于将所述第1图像数据校正为能够视为被照射白色光时由所述摄像元件生成的第2图像数据,其中,该3个窄带光是比所述R像素、所述G像素和所述B像素各自的分光灵敏度的波段窄且相互不同的波段的窄带光,在所述R像素、所述G像素和所述B像素各自的分光灵敏度的波段内具有光谱的峰值;

彩色图像生成步骤,使用所述取得步骤中取得的所述第1图像数据和所述校正数据,生成与所述第2图像数据相当的彩色图像数据;以及

氧饱和度计算步骤,使用所述第1图像数据中包含的所述R像素的R像素值和所述G像素的G像素值,计算所述被摄体的氧饱和度。

10. 一种程序,其特征在于,所述程序使图像处理装置执行以下步骤,该图像处理装置对由摄像元件生成的图像数据进行图像处理,该摄像元件使用接收红色波段的光的R像素、接收绿色波段的光的G像素和接收蓝色波段的光的B像素形成规定的排列图案,该步骤是以下步骤:

取得步骤,取得校正数据和对被摄体照射3个窄带光时由所述摄像元件生成的第1图像数据,该校正数据用于将所述第1图像数据校正为能够视为被照射白色光时由所述摄像元件生成的第2图像数据,其中,该3个窄带光是比所述R像素、所述G像素和所述B像素各自的分光灵敏度的波段窄且相互不同的波段的窄带光,在所述R像素、所述G像素和所述B像素各自的分光灵敏度的波段内具有光谱的峰值;

彩色图像生成步骤,使用所述取得步骤中取得的所述第1图像数据和所述校正数据,生成与所述第2图像数据相当的彩色图像数据;以及

氧饱和度计算步骤,使用所述第1图像数据中包含的所述R像素的R像素值和所述G像素的G像素值,计算所述被摄体的氧饱和度。

内窥镜系统、图像处理装置、图像处理方法和程序

技术领域

[0001] 本发明涉及使用对被摄体进行摄像而得到的图像数据检测被摄体的生命特征信息的内窥镜系统、图像处理装置、图像处理方法和程序。

背景技术

[0002] 以往,在医疗领域中,作为用于掌握人的健康状态的信息,使用心率、氧饱和度以及血压等生命特征信息来掌握被摄体的健康状态。例如,公知有如下技术:对包含体腔内的血管的被摄体组织照射包含450nm以下的波段的窄带光并进行摄像,由此求出被摄体组织的氧饱和度(参照专利文献1)。

[0003] 并且,公知有如下技术:从照射相互不同的波段的光而拍摄到的多种图像中同时取得2种以上的图像,由此求出氧饱和度以及血管深度(参照专利文献2)。

[0004] 现有技术文献

[0005] 专利文献

[0006] 专利文献1:日本特开2011-218135号公报

[0007] 专利文献2:日本特开2011-200572号公报

发明内容

[0008] 发明要解决的课题

[0009] 但是,近年来,希望一边观察彩色图像一边还同时观察被摄体组织的氧饱和度。但是,在上述专利文献1、2中,在对彩色图像和氧饱和度进行观察的情况下,分别需要照射窄带光的光源和照射白色光的光源,存在装置大型化这样的问题。

[0010] 本发明是鉴于上述情况而完成的,其目的在于,提供能够同时观察彩色图像和氧饱和度而不会使装置大型化的内窥镜系统、图像处理装置、图像处理方法和程序。

[0011] 用于解决课题的手段

[0012] 为了解决上述课题并实现目的,本发明的内窥镜系统的特征在于,所述内窥镜系统具有:摄像元件,其使用接收红色波段的光的R像素、接收绿色波段的光的G像素和接收蓝色波段的光的B像素形成规定的排列图案,对各像素接收到的光进行光电转换,由此生成图像数据;光源装置,其对被摄体照射如下的3个窄带光,该3个窄带光是比所述R像素、所述G像素和所述B像素各自的分光灵敏度的波段窄且相互不同的波段的窄带光,在所述R像素、所述G像素和所述B像素各自的分光灵敏度的波段内具有光谱的峰值;记录部,其记录用于将第1图像数据校正为第2图像数据的校正数据,该第1图像数据是所述光源装置对所述被摄体照射所述3个窄带光时由所述摄像元件生成的图像数据,该第2图像数据能够视为被照射白色光时由所述摄像元件生成的图像数据;彩色图像生成部,其使用所述光源装置对所述被摄体照射所述多个窄带光时由所述摄像元件生成的所述第1图像数据和所述校正数据,生成与所述第2图像数据相当的彩色图像数据;氧饱和度计算部,其使用所述光源装置对所述被摄体照射所述多个窄带光时由所述摄像元件生成的所述第1图像数据中包含的所

述R像素的R像素值和所述G像素的G像素值,计算所述被摄体的氧饱和度;以及显示装置,其显示与所述彩色图像生成部生成的所述彩色图像数据对应的彩色图像和所述氧饱和度计算部计算出的所述氧饱和度。

[0013] 并且,本发明的内窥镜系统的特征在于,在上述发明中,所述内窥镜系统还具有校正数据生成部,该校正数据生成部根据第3图像数据和所述第1图像数据生成所述校正数据,其中,该第3图像数据是对具有光谱已知的多个色块的校正部照射白色光时由所述摄像元件对该校正部进行摄像而生成的图像数据,该第1图像数据是通过所述光源装置对所述校正部照射所述3个窄带光时由所述摄像元件对该校正部进行摄像而生成的图像数据。

[0014] 并且,本发明的内窥镜系统的特征在于,在上述发明中,所述内窥镜系统还具有:判定部,其根据所述第2图像数据、所述第3图像数据和所述记录部记录的所述校正数据,至少判定所述光源装置是否劣化;以及记录控制部,其在通过所述判定部判定为所述光源装置劣化的情况下,使所述记录部记录所述校正数据生成部生成的最新的所述校正数据而进行更新。

[0015] 并且,本发明的内窥镜系统的特征在于,在上述发明中,所述内窥镜系统具有:陷波滤波器,其仅使所述多个窄带光中的任意一个波段截止;切换部,其使所述陷波滤波器以能够相对于所述摄像元件的受光面插入脱离的方式进行移动;以及荧光图像生成部,其根据第4图像数据生成所述被摄体的荧光图像数据,该第4图像数据是在所述陷波滤波器被插入到所述摄像元件的受光面中的情况下,在所述光源装置照射所述多个窄带光时由所述摄像元件生成的图像数据,所述显示装置显示所述彩色图像数据、所述氧饱和度和所述荧光图像数据。

[0016] 并且,本发明的内窥镜系统的特征在于,在上述发明中,所述内窥镜系统还具有显示控制部,该显示控制部使所述显示装置在与所述彩色图像生成部生成的所述彩色图像数据对应的彩色图像上重叠显示所述氧饱和度计算部计算出的所述氧饱和度。

[0017] 并且,本发明的内窥镜系统的特征在于,在上述发明中,所述氧饱和度计算部按照每个规定的区域对与所述第1图像数据对应的第1图像进行分割,计算各区域的所述氧饱和度。

[0018] 并且,本发明的内窥镜系统的特征在于,在上述发明中,所述光源装置具有:第1光源部,其照射比所述R像素的分光灵敏度的波段窄、且光谱的峰值为660nm的窄带光;第2光源部,其照射比所述G像素的分光灵敏度的波段窄、且光谱的峰值为520nm的窄带光;以及第3光源部,其照射比所述B像素的分光灵敏度的波段窄、且光谱的峰值为415nm的窄带光。

[0019] 并且,本发明的图像处理装置对由摄像元件生成的图像数据进行图像处理,该摄像元件使用接收红色波段的光的R像素、接收绿色波段的光的G像素和接收蓝色波段的光的B像素形成规定的排列图案,其特征在于,所述图像处理装置具有:取得部,其取得校正数据和对被摄体照射3个窄带光时由所述摄像元件生成的第1图像数据,该校正数据用于将所述第1图像数据校正为能够视为被照射白色光时由所述摄像元件生成的第2图像数据,其中,该3个窄带光是比所述R像素、所述G像素和所述B像素各自的分光灵敏度的波段窄且相互不同的波段的窄带光,在所述R像素、所述G像素和所述B像素各自的分光灵敏度的波段内具有光谱的峰值;彩色图像生成部,其使用所述取得部取得的所述第1图像数据和所述校正数据,生成与所述第2图像数据相当的彩色图像数据;以及氧饱和度计算部,其使用对所述被

摄体照射所述3个窄带光时由所述摄像元件生成的所述图像数据中包含的所述R像素的R像素值和所述G像素的G像素值,计算所述被摄体的氧饱和度。

[0020] 并且,本发明的图像处理方法对由摄像元件生成的图像数据进行图像处理,该摄像元件使用接收红色波段的光的R像素、接收绿色波段的光的G像素和接收蓝色波段的光的B像素形成规定的排列图案,其特征在于,所述图像处理方法包含以下步骤:取得步骤,取得校正数据和对被摄体照射3个窄带光时由所述摄像元件生成的第1图像数据,该校正数据用于将所述第1图像数据校正为能够视为被照射白色光时由所述摄像元件生成的第2图像数据,其中,该3个窄带光是比所述R像素、所述G像素和所述B像素各自的分光灵敏度的波段窄且相互不同的波段的窄带光,在所述R像素、所述G像素和所述B像素各自的分光灵敏度的波段内具有光谱的峰值;彩色图像生成步骤,使用所述取得步骤中取得的所述第1图像数据和所述校正数据,生成与所述第2图像数据相当的彩色图像数据;以及氧饱和度计算步骤,使用所述第1图像数据中包含的所述R像素的R像素值和所述G像素的G像素值,计算所述被摄体的氧饱和度。

[0021] 并且,本发明的程序的特征在于,所述程序使图像处理装置执行以下步骤,该图像处理装置对由摄像元件生成的图像数据进行图像处理,该摄像元件使用接收红色波段的光的R像素、接收绿色波段的光的G像素和接收蓝色波段的光的B像素形成规定的排列图案,该步骤是以下步骤:取得步骤,取得校正数据和对被摄体照射3个窄带光时由所述摄像元件生成的第1图像数据,该校正数据用于将所述第1图像数据校正为能够视为被照射白色光时由所述摄像元件生成的第2图像数据,其中,该3个窄带光是比所述R像素、所述G像素和所述B像素各自的分光灵敏度的波段窄且相互不同的波段的窄带光,在所述R像素、所述G像素和所述B像素各自的分光灵敏度的波段内具有光谱的峰值;彩色图像生成步骤,使用所述取得步骤中取得的所述第1图像数据和所述校正数据,生成与所述第2图像数据相当的彩色图像数据;以及氧饱和度计算步骤,使用所述第1图像数据中包含的所述R像素的R像素值和所述G像素的G像素值,计算所述被摄体的氧饱和度。

[0022] 发明效果

[0023] 根据本发明,发挥能够同时观察彩色图像和氧饱和度而不会使装置大型化这样的效果。

附图说明

[0024] 图1是示出本发明的实施方式1的内窥镜系统的概略结构的图。

[0025] 图2是示意地示出本发明的实施方式1的滤色器的结构的图。

[0026] 图3是示出本发明的实施方式1的第1光源部、第2光源部和第3光源部分别照射的窄带光与B像素、G像素和R像素各自的分光灵敏度之间的关系关系的图。

[0027] 图4是示意地示出本发明的实施方式1的校准用图的图。

[0028] 图5是示出本发明的实施方式1的内窥镜系统执行的处理的概要的流程图。

[0029] 图6是示出血中的血红蛋白的吸收特性的图。

[0030] 图7是示出本发明的实施方式1的显示装置显示的图像的一例的图。

[0031] 图8是示出本发明的实施方式2的内窥镜系统的概略结构的图。

[0032] 图9是示出本发明的实施方式2的内窥镜系统执行的校正数据更新处理的概要的

流程图。

[0033] 图10是示出本发明的实施方式3的内窥镜系统的概略结构的图。

[0034] 图11是示出本发明的实施方式3的第1光源部、第2光源部和第3光源部分别照射的窄带光与B像素、G像素和R像素各自的分光灵敏度、以及陷波滤波器的透射特性之间的关系图。

[0035] 图12是示出本发明的实施方式3的内窥镜系统执行的处理的概要的流程图。

[0036] 图13A是示出本发明的实施方式3的显示装置显示的图像的一例的图。

[0037] 图13B是示出本发明的实施方式3的显示装置显示的图像的一例的图。

[0038] 图14是示出本发明的实施方式1~3的变形例的图像的一例的图。

[0039] 图15是示出本发明的实施方式1~3的变形例的图像的一例的图。

[0040] 图16是示出本发明的实施方式1~3的变形例的图像的一例的图。

[0041] 图17是示出本发明的实施方式1~3的变形例的图像的一例的图。

具体实施方式

[0042] 下面,参照附图对用于实施本发明的方式(以下称为“实施方式”)进行说明。另外,本发明不由以下说明的实施方式进行限定。进而,在附图的记载中,对相同部分标注相同标号进行说明。

[0043] (实施方式1)

[0044] (内窥镜系统的概略结构)

[0045] 图1是示出本发明的实施方式1的内窥镜系统的概略结构的图。图1所示的内窥镜系统1是医疗领域中使用的、对人等被检体内(活体内)进行摄像从而进行观察的系统。如图1所示,该内窥镜系统1具有内窥镜2、第1传送缆线3、显示装置4、第2传送缆线5、光源装置6、第3传送缆线7、光导8、图像处理装置9。

[0046] 内窥镜2对活体内进行摄像,输出该进行摄像而得到的活体内的图像信号。内窥镜2具有插入部21和摄像头22。

[0047] 插入部21为硬质且具有细长形状,被插入到活体内。在该插入部21内设置有使用1个或多个透镜构成的、形成被摄体像的光学系统。

[0048] 摄像头22以拆装自如的方式与插入部21的基端连接。摄像头22在图像处理装置9的控制下,对由插入部21的光学系统形成的被摄体像进行摄像,将该进行摄像而得到的被摄体像的图像数据输出到图像处理装置9。摄像头22具有滤色器221和摄像元件222。

[0049] 图2是示意地示出滤色器221的结构的图。如图2所示,滤色器221使用形成规定的排列图案(拜耳排列)的滤波器单元构成,该滤波器单元将透射红色成分的宽带滤波器R、透射绿色成分的2个宽带滤波器G、透射蓝色成分的宽带滤波器B设为1组。

[0050] 摄像元件222使用CCD(Charge Coupled Device)或CMOS(Complementary Metal Oxide Semiconductor)等图像传感器和A/D转换电路构成,该图像传感器对呈二维格子状配置的多个像素分别接收到的光进行光电转换,生成图像信号,该A/D转换电路对该图像传感器生成的模拟图像数据(图像信号)进行A/D转换,由此生成数字图像数据,并经由第1传送缆线3输出到图像处理装置9。另外,下面,将配置宽带滤波器R而成的像素设为R像素、配置宽带滤波器G而成的像素设为G像素、配置宽带滤波器B而成的像素设为B像素来进行说

明。并且,也可以代替A/D转换电路而由E/O转换电路构成,该E/O转换电路将图像信号光电转换为光信号,利用光信号将图像数据输出到图像处理装置9。

[0051] 第1传送缆线3的一端以拆装自如的方式与摄像头22连接,另一端以拆装自如的方式与图像处理装置9连接。第1传送缆线3在作为最外层的外皮的内侧配设有多个信号线和光纤。

[0052] 显示装置4在图像处理装置9的控制下,显示与内窥镜2进行摄像而得到的图像数据对应的图像。显示装置4使用液晶或有机EL (Electro Luminescence) 等显示面板构成。

[0053] 第2传送缆线5的一端以拆装自如的方式与显示装置4连接,另一端以拆装自如的方式与图像处理装置9连接。第2传送缆线5向显示装置4传送图像处理装置9中进行图像处理后的图像数据。第2传送缆线5例如使用HDMI (注册商标) 或DisplayPort (注册商标) 等构成。

[0054] 光源装置6连接有光导8的一端,在图像处理装置9的控制下,经由光导8供给用于对活体内进行照射的照明光。具体而言,光源装置6对被摄体照射比R像素、G像素和B像素各自的分光灵敏度的波段窄且相互不同的波段的窄带光、即在R像素、G像素和B像素各自的分光灵敏度的波段内具有光谱的峰值的3个窄带光。光源装置6具有第1光源部61、第2光源部62、第3光源部63、光源控制部64。

[0055] 第1光源部61照射在R像素的分光灵敏度相对高于G像素和B像素的波段内具有光谱的峰值的窄带光。具体而言,第1光源部61照射比R像素的分光灵敏度的波段窄、且光谱的峰值为660nm的窄带光。第1光源部61使用LED光源或激光器等构成。

[0056] 第2光源部62照射在G像素的分光灵敏度相对高于B像素和R像素的波段内具有光谱的峰值的窄带光。具体而言,第2光源部62照射比G像素的分光灵敏度的波段窄、且光谱的峰值为520nm的窄带光。第2光源部62使用LED光源或激光器等构成。

[0057] 第3光源部63照射在B像素的分光灵敏度相对高于R像素和G像素的波段内具有光谱的峰值的窄带光。具体而言,第3光源部63照射比B像素的分光灵敏度的波段窄、且光谱的峰值为415nm的窄带光。第3光源部63使用LED或激光器等构成。

[0058] 光源控制部64在图像处理装置9的控制下,使第1光源部61、第2光源部62和第3光源部63分别同时照射光。光源控制部64使用CPU (Central Processing Unit) 等构成。

[0059] 图3是示出第1光源部61、第2光源部62和第3光源部63分别照射的窄带光与B像素、G像素和R像素各自的分光灵敏度之间的关系图。在图3中,横轴示出波长,纵轴示出强度。并且,在图3中,曲线LB1示出B像素的分光灵敏度,曲线LG1示出G像素的分光灵敏度,曲线LR1示出R像素的分光灵敏度,曲线LB2示出由第3光源部63照射的窄带光的强度,曲线LG2示出由第2光源部62照射的窄带光的强度,曲线LR2示出由第1光源部61照射的窄带光的强度。

[0060] 如图3所示,第1光源部61照射在R像素的分光灵敏度相对高于G像素和B像素的波段(660nm)具有光谱的峰值的窄带光。并且,第2光源部62照射在G像素的分光灵敏度相对高于B像素和R像素的波段(520nm)具有光谱的峰值的窄带光。进而,第3光源部63照射在B像素的分光灵敏度相对高于R像素和G像素的波段(415nm)具有光谱的峰值的窄带光。

[0061] 返回图1,继续进行内窥镜系统1的结构说明。

[0062] 第3传送缆线7的一端以拆装自如的方式与光源装置6连接,另一端以拆装自如的方式与图像处理装置9连接。第3传送缆线7向光源装置6传送来自图像处理装置9的控制信

号。

[0063] 光导8的一端以拆装自如的方式与光源装置6连接,另一端以拆装自如的方式与插入部21。光导8向插入部21传播从光源装置6供给的窄带光。传播到插入部21的光从插入部21的前端出射,对活体内进行照射。照射到活体内的光通过插入部21内的光学系统进行成像(会聚)。

[0064] 图像处理装置9使用CPU等构成,对光源装置6、摄像头22和显示装置4的动作进行总括控制。图像处理装置9具有图像处理部91、记录部92、控制部93、输入部94。

[0065] 图像处理部91对经由第1传送缆线3从摄像头22输出的图像信号进行图像处理,将进行了该图像处理后的图像信号输出到显示装置4。图像处理部91具有取得部910、彩色图像生成部911、氧饱和度计算部912、显示控制部913。

[0066] 取得部910取得摄像元件222生成的图像数据和校正数据记录部921记录的校正数据。具体而言,取得部910取得校正数据和光源装置6对被摄体照射多个窄带光时由摄像元件222生成的第1图像数据,该校正数据用于将第1图像数据校正为能够视为被照射白色光时由摄像元件222生成的第2图像数据,其中,该多个窄带光是比R像素、G像素和B像素各自的分光灵敏度的波段窄且相互不同的波段的窄带光,并且在R像素、G像素和B像素各自的分光灵敏度的波段内具有光谱的峰值。

[0067] 彩色图像生成部911使用光源装置6对被摄体照射多个窄带光时由摄像元件222生成的第1图像数据和校正数据记录部921记录的校正数据,生成与第2图像数据相当的彩色图像数据。

[0068] 氧饱和度计算部912使用光源装置6对被摄体照射多个窄带光时由摄像元件222生成的第1图像数据中包含的R像素的R像素值和G像素的G像素值,计算被摄体的氧饱和度。

[0069] 显示控制部913对显示装置4的显示方式进行控制。具体而言,显示控制部913使显示装置4在与彩色图像生成部911生成的彩色图像数据对应的彩色图像上重叠显示氧饱和度计算部912计算出的氧饱和度。

[0070] 记录部92记录图像处理装置9执行的各种程序、处理中的数据和图像数据。记录部92使用RAM(Random Access Memory)或闪存等构成。并且,记录部92具有校正数据记录部921。

[0071] 校正数据记录部921记录用于将第1图像数据校正为能够视为照射白色光时由摄像元件222生成的第2图像数据的校正数据,其中,该第1图像数据是光源装置6对被摄体照射多个窄带光时由摄像元件222生成的。另外,校正数据的详细情况在后面叙述。

[0072] 控制部93使用CPU等构成。控制部93对图像处理装置9的各部进行总括控制。并且,控制部93根据从输入部94输入的指示信号对显示装置4、光源装置6和摄像头22的动作进行控制。

[0073] 输入部94受理与来自外部的操作对应的指示信号的输入。输入部94使用键盘或鼠标等输入接口或开关等构成。

[0074] (校正数据的详细情况)

[0075] 接着,对校正数据记录部921记录的校正数据进行说明。

[0076] 在本实施方式1中,光源装置6照射3种窄带光,因此,与通过现有的白色光源照射白色光时由摄像元件222生成的图像数据相比,由摄像元件222生成的被摄体的图像数据的

颜色再现性可能较差。因此,在本实施方式1中,预先通过未图示的工具和校准装置等计算校正数据,将该计算出的计算结果作为校正数据记录在校正数据记录部921中,其中,该校正数据用于视为利用白色光源的白色光进行照射的输出。

[0077] 接着,对校正数据的计算方法进行说明。为了求出校正数据,存在各种方法。作为该方法,如图4所示,通过白色光源对包含光谱已知的多个色块的校准用图C1(例如Macbeth Color Checker Patches或Munsell Chips)照射理想的白色光(均匀的白色光),通过内窥镜2或摄像元件222对校准用图C1进行摄像。该情况下,当设作为内窥镜2或摄像元件222拍摄到的图像数据的sRGB数据为 d_{sRGB} 时,能够如下表示。

$$[0078] \quad d_{sRGB} = CR^t h \cdots (1)$$

[0079] 其中, d_{sRGB} 表示 $3 \times n$ 矩阵(sRGB), C 表示 3×3 矩阵($XYZ \rightarrow sRGB$), R 表示 $m \times 3$ 矩阵(分光(m 数据) $\rightarrow XYZ$), h 表示 $m \times n$ 矩阵(分光数据(色块数 n))。进而, R^t 表示 R 的转置矩阵。

[0080] 另一方面,在光源装置6针对校准用图C1同时照射3种窄带光并通过内窥镜2或摄像元件222对校准用图C1进行摄像的情况下,当设作为内窥镜2或摄像元件222拍摄到的图像数据的sRGB数据为 d 时,能够如下表示。

$$[0081] \quad d = S^t L h \cdots (2)$$

[0082] 其中, S 表示 $m \times 3$ 矩阵(摄像元件222的感光度), L 表示 $m \times m$ 对角矩阵(光源装置6)。进而, S^t 表示 S 的转置矩阵。

[0083] 根据式(1)和式(2),

$$[0084] \quad d_{sRGB} = CR^t [S^t L]^{-1} d \cdots (3)$$

[0085] 其中,在设为 $M = CR^t [S^t L]^{-1}$ 的情况下,以下的式(4)成立。

$$[0086] \quad d_{sRGB} = M d \cdots (4)$$

[0087] 其中, $[S^t L]^{-1}$ 表示 $S^t L$ 的逆矩阵。

[0088] 这样,使用未图示的白色光源和校准用图C1计算 M ,将该 M 作为校正数据记录在校正数据记录部921中。

[0089] (内窥镜系统的动作)

[0090] 接着,对内窥镜系统1执行的处理进行说明。图5是示出内窥镜系统1执行的处理的概要的流程图。

[0091] 如图5所示,首先,光源装置6在图像处理装置9的控制下,使第1光源部61、第2光源部62和第3光源部63进行照射,由此同时照射3种窄带光(步骤S101)。

[0092] 接着,取得部910经由第1传送缆线3从摄像头22取得图像信号(步骤S102)。该情况下,取得部910还从校正数据记录部921取得校正数据。

[0093] 然后,彩色图像生成部911使用从摄像头22取得的图像数据生成彩色图像(步骤S103)。具体而言,彩色图像生成部911使用取得部910从校正数据记录部921取得的校正数据 M 和取得部910从摄像头22取得的图像数据 I_{input} 进行以下的式(5),由此生成彩色图像数据 I_{output} 。当然,彩色图像生成部911通过进行规定的图像处理、例如去马赛克等图像处理,生成彩色图像数据。

$$[0094] \quad I_{output} = M \times I_{input} \cdots (5)$$

[0095] 接着,氧饱和度计算部912使用图像数据中包含的与G像素对应的G信号(G像素值)和与R像素对应的R信号(R像素值),计算氧饱和度(步骤S104)。

[0096] 图6是示出血中的血红蛋白的吸收特性的图。在图6中,横轴示出波长(nm),纵轴示出摩尔吸收系数(cm^{-1}/m)。并且,在图6中,曲线L10示出还原血红蛋白的摩尔吸收系数,曲线L11示出氧化血红蛋白的摩尔吸收系数。进而,在图6中,直线B_B示出由第3光源部63照射的窄带光的波段,直线B_G示出由第2光源部62照射的窄带光的波段,直线B_R示出由第1光源部61照射的窄带光的波段。

[0097] 在血中的血红蛋白中,存在未与氧结合的还原血红蛋白(Hb)和与氧结合的氧化血红蛋白(HbO₂)这2种。本实施方式1中使用的氧饱和度(SPO₂)表示氧化血红蛋白在血液中的全部血红蛋白中的比例。氧饱和度SPO₂由以下的式(6)来定义。

[0098] 【数学式1】

$$[0099] \quad \text{SPO}_2(\%) = \frac{\text{HbO}_2}{\text{HbO}_2 + \text{Hb}} \times 100 \quad \dots(6)$$

[0100] 通过beer-Lambert法,使用相互不同的2个波长,由此能够计算氧饱和度。现有的计算氧饱和度时使用的脉搏血氧仪例如使用660nm和900nm的光,在将相互不同的2个波长设为 λ_1 、 λ_2 、将分别得到的信号值的AC成分和DC成分设为 $I_{AC}^{\lambda_1}$ 、 $I_{DC}^{\lambda_1}$ 、 $I_{AC}^{\lambda_2}$ 、 $I_{DC}^{\lambda_2}$ 的情况下,氧饱和度SPO₂能够有以下的式(7)表示。

[0101] 【数学式2】

$$[0102] \quad \text{SPO}_2 = A \frac{I_{AC}^{\lambda_1} / I_{DC}^{\lambda_1}}{I_{AC}^{\lambda_2} / I_{DC}^{\lambda_2}} + B \quad \dots(7)$$

[0103] 其中,A和B是校正系数,通过进行校准处理而预先求出。

[0104] 在本实施方式1中,氧饱和度计算部912在对象区域内进行像素平均而求出 $I_{AC}^{\lambda_1}$ 、 $I_{DC}^{\lambda_1}$ 、 $I_{AC}^{\lambda_2}$ 、 $I_{DC}^{\lambda_2}$,计算氧饱和度。具体而言,在本实施方式1中, λ_1 为520nm(G像素的G信号), λ_2 为660nm(R像素的R信号)。即,氧饱和度计算部912使用与摄像元件222生成的图像数据对应的图像中包含的G像素的G信号(G像素值)和R像素的R信号(R像素值),计算被摄体的氧饱和度。

[0105] 返回图5,继续进行步骤S105以后的说明。

[0106] 在步骤S105中,显示控制部913在彩色图像生成部911生成的彩色图像上重叠氧饱和度和计算部912计算出的氧饱和度,将其输出到显示装置4。由此,如图7所示,显示装置4在显示区域41内显示重叠了氧饱和度W1的彩色图像P1。由此,用户能够一边观看彩色图像,一边掌握被检体的氧饱和度。

[0107] 接着,在经由输入部94输入了结束被检体的观察的指示信号的情况下(步骤S106:是),内窥镜系统1结束本处理。与此相对,在未经由输入部94输入结束被检体的观察的指示信号的情况下(步骤S106:否),内窥镜系统1返回步骤S101。

[0108] 根据以上说明的本发明的实施方式1,光源装置6对被摄体照射窄带光,彩色图像生成部911使用校正数据和由摄像元件222生成的图像数据生成彩色图像数据,氧饱和度计算部912使用由摄像元件222生成的图像数据中包含的R像素的R像素值和G像素的G像素值计算被摄体的氧饱和度,显示装置4在彩色图像上重叠显示氧饱和度,因此,能够同时观察彩色图像和氧饱和度,而不会使装置大型化。

[0109] 并且,根据本发明的实施方式1,使用由摄像元件222在相同定时生成的图像数据,

彩色图像生成部911生成彩色图像,并且氧饱和度计算部912计算氧饱和度,因此,能够减少高精度的被摄体的观察。

[0110] (实施方式2)

[0111] 接着,对本发明的实施方式2进行说明。在本实施方式2的内窥镜系统中,上述实施方式1的光源装置6和图像处理装置9的结构不同,而且,本实施方式2的内窥镜系统对校正数据进行更新。下面,在本实施方式2的内窥镜系统的结构进行说明后,对本实施方式2的内窥镜系统执行的处理进行说明。

[0112] (内窥镜系统的结构)

[0113] 图8是示出本发明的实施方式2的内窥镜系统的概略结构的图。图8所示的内窥镜系统1a代替上述实施方式1的内窥镜系统1的光源装置6和图像处理装置9而具有光源装置6a和图像处理装置9a。

[0114] 光源装置6a在上述实施方式1的光源装置6的结构的基础上具有第4光源部65。第4光源部65在光源控制部64的控制下照射白色光。第4光源部65使用氙灯或白色LED灯等构成。

[0115] 图像处理装置9a代替上述实施方式1的图像处理部91而具有图像处理部91a。图像处理部91a在上述实施方式1的图像处理部91的结构的基础上还具有判定部914、校正数据生成部915、记录控制部916。

[0116] 判定部914根据照射白色光时由摄像元件222生成的第2图像数据、对具有光谱已知的多个色块的校准用图C1(校正部)照射白色光时使摄像元件222对校准用图C1进行摄像而生成的第3图像数据和校正数据记录部921记录的校正数据,判定内窥镜系统1a是否劣化。

[0117] 校正数据生成部915使用光源装置6a照射白色光时由摄像元件222生成的图像数据(第2图像数据)、光源装置6a照射3种窄带光时由摄像元件222生成的图像数据(第1图像数据),生成校正数据。

[0118] 记录控制部916在通过判定部914判定为内窥镜系统1a劣化的情况下,使校正数据记录部921记录校正数据生成部915生成的最新的校正数据并进行更新。

[0119] (内窥镜系统的动作)

[0120] 接着,对内窥镜系统1a执行的校正数据更新处理进行说明。图9是示出内窥镜系统1a执行的校正数据更新处理的概要的流程图。并且,在内窥镜系统1a进行校正数据更新处理的情况下,内窥镜系统1a对上述校准用图C1照射照明光并进行摄像。另外,本实施方式2的内窥镜系统1a进行与上述实施方式1的内窥镜系统1相同的处理。具体而言,内窥镜系统1a在被检体的观察时,使光源装置6a照射窄带光,彩色图像生成部911使用摄像元件222生成的图像数据和校正数据记录部921记录的校正数据生成彩色图像,显示控制部913将由氧饱和度计算部912计算出的氧饱和度与彩色图像合成,输出到显示装置4(参照图7)。

[0121] 如图9所示,首先,控制部93对光源装置6a进行控制,由此使光源装置6a对校准用图C1照射窄带光(步骤S201)。

[0122] 接着,取得部910取得在光源装置6a对校准用图C1照射窄带光时由摄像元件222生成的图像数据(步骤S202)。

[0123] 然后,控制部93对光源装置6a进行控制,由此使光源装置6a对校准用图C1照射白

色光(步骤S203)。

[0124] 接着,取得部910取得在光源装置6a对校准用图C1照射白色光时由摄像元件222生成的图像数据(步骤S204)。

[0125] 然后,判定部914判定内窥镜系统1a是否劣化(步骤S205)。具体而言,判定部914根据步骤S202中取得的图像数据、步骤S204中取得的图像数据和校正数据记录部921记录的校正数据,判定光源装置6a和摄像元件222是否产生劣化。更具体而言,判定部914判定从图像数据I2中减去图像数据I1与校正数据M相乘得到的值后的值的绝对值是否小于规定阈值 ϵ ($|I2 - I1 \times M| < \epsilon$),其中,该图像数据I2是光源装置6a对校准用图C1照射白色光时由摄像元件222生成的,该图像数据I1是光源装置6a对校准用图C1照射窄带光时由摄像元件222生成的。在判定部914判定为内窥镜系统1a产生劣化的情况下(步骤S205:是),内窥镜系统1a转移到步骤S206。与此相对,在判定部914判定为内窥镜系统1a未产生劣化的情况下(步骤S205:否),内窥镜系统1a结束本处理。

[0126] 在步骤S206中,校正数据生成部915生成校正数据。具体而言,校正数据生成部915生成步骤S204中取得的图像数据I2除以步骤S202中取得的图像数据I1而得到的值($I2/I1$)作为校正数据M。

[0127] 接着,记录控制部916在校正数据记录部921中记录由校正数据生成部915生成的校正数据而进行更新(步骤S207)。在步骤S207之后,内窥镜系统1a结束本处理。

[0128] 根据以上说明的本发明的实施方式2,校正数据生成部915使用对校准用图C1照射白色光时的图像数据(第3图像数据)和光源装置6a照射窄带光时的图像数据(第2图像数据)来生成校正数据,因此,能够同时观察高精度的彩色图像和氧饱和度。

[0129] 并且,根据本发明的实施方式2,在通过判定部914判定为内窥镜系统1a劣化的情况下,校正数据生成部915生成校正数据,因此,彩色图像生成部911能够与内窥镜系统1a的劣化程度无关地生成高精度的彩色图像。

[0130] (实施方式3)

[0131] 接着,对本发明的实施方式3进行说明。在本实施方式3的内窥镜系统中,上述实施方式1的摄像头22和图像处理装置9的结构不同,而且,执行的处理不同。具体而言,本实施方式3的内窥镜系统进一步在彩色图像中合成荧光图像并进行显示。下面,在对本实施方式3的内窥镜系统的结构进行说明后,对本实施方式3的内窥镜系统执行的处理进行说明。

[0132] 图10是示出本发明的实施方式3的内窥镜系统的概略结构的图。图10所示的内窥镜系统1b代替上述实施方式1的内窥镜系统1的内窥镜2和图像处理装置9而具有内窥镜2b和图像处理装置9b。

[0133] 内窥镜2b代替上述实施方式1的摄像头22而具有摄像头22b。

[0134] 摄像头22b在上述实施方式1的摄像头22的结构的基础上具有陷波滤波器223、切换部224。

[0135] 陷波滤波器223使规定波段的光透射。图11是示出第1光源部61、第2光源部62和第3光源部63分别照射的窄带光与B像素、G像素和R像素各自的分光灵敏度、以及陷波滤波器223的透射特性之间的关系的图。并且,在图11中,曲线LB1示出B像素的分光灵敏度,曲线LG1示出G像素的分光灵敏度,曲线LR1示出R像素的分光灵敏度,曲线LB2示出由第3光源部63照射的窄带光的强度,曲线LG2示出由第2光源部62照射的窄带光的强度,曲线LR2示出由

第1光源部61照射的窄带光的强度。进而，在图11中，曲线LW1示出通过第3光源部63的窄带光激励的荧光的强度，折线LN1示出陷波滤波器223的透射特性。

[0136] 如图11所示，陷波滤波器223仅使作为激励光源发挥功能的第3光源部63照射的窄带光截止。由此，B像素能够仅对通过第3光源部63照射的窄带光激励的荧光进行摄像。作为产生这种激励的药剂，例如存在T2-MP Evitag的Lake Placid Blue。关于该药剂，激励光为400nm，荧光为490nm。另外，陷波滤波器223能够根据产生激励的药剂和窄带光对要截止的波段进行变更。

[0137] 返回图10，继续进行内窥镜系统1b的结构说明。

[0138] 切换部224在图像处理装置9b的控制下，使陷波滤波器223以能够在插入部21的光学系统的光路上插入脱离的方式进行移动。切换部224使用步进马达或DC马达等构成。另外，切换部224也可以由保持陷波滤波器223且与旋转对应地插入到光路01上的旋转机构构成。

[0139] 图像处理装置9b代替上述实施方式1的图像处理部91而具有图像处理部91b。

[0140] 图像处理部91b在上述实施方式1的图像处理部91的结构的基础上还具有荧光图像生成部917。

[0141] 荧光图像生成部917根据在陷波滤波器223被插入到摄像元件222的受光面中的情况下，在光源装置6照射多个窄带光时由摄像元件222生成的第4图像数据，生成被摄体的荧光图像数据。

[0142] (内窥镜系统的处理)

[0143] 接着，对内窥镜系统1b执行的处理进行说明。图12是示出内窥镜系统1b执行的处理的概要的流程图。

[0144] 如图12所示，首先，在内窥镜系统1b经由输入部94被设定为荧光模式的情况下(步骤S301:是)，切换部224在图像处理装置9b的控制下，将陷波滤波器223插入到插入部21的光学系统的光路01上(步骤S302)。在步骤S302之后，内窥镜系统1b转移到后述步骤S303。

[0145] 步骤S303和步骤S304分别对应于上述图5的步骤S101和步骤S102。

[0146] 在步骤S305中，荧光图像生成部917根据与摄像元件222生成的第4图像数据对应的图像中包含的B像素的像素值，生成荧光图像数据。步骤S306对应于上述图5的步骤S104。在步骤S306之后，内窥镜系统1b转移到步骤S307。

[0147] 接着，在记录部92中存在将陷波滤波器223插入到摄像元件222的受光面中紧前由彩色图像生成部911生成的彩色图像数据的情况下，例如存在在荧光图像生成部917生成荧光图像数据之前、彩色图像生成部911根据未将陷波滤波器223插入到摄像元件222的受光面中的状态下由摄像元件222生成的图像数据而生成的1帧前的彩色图像数据的情况下(步骤S307:是)，内窥镜系统1b转移到后述步骤S308。与此相对，在记录部92中不存在陷波滤波器223插入到摄像元件222的受光面中紧前由彩色图像生成部911生成的彩色图像数据的情况下(步骤S307:否)，内窥镜系统1b转移到后述步骤S309。

[0148] 在步骤S308中，显示控制部913使显示装置4在记录部92所记录的由彩色图像生成部911生成的彩色图像上重叠显示氧饱和度计算部912计算出的氧饱和度和荧光图像生成部917生成的荧光图像。由此，如图13A所示，显示装置4能够在彩色图像P1上重叠显示氧饱和度W1和荧光图像W2。在步骤S308之后，内窥镜系统1b转移到后述步骤S310。

[0149] 在步骤S309中,显示控制部913使显示装置4在荧光图像生成部917生成的荧光图像上重叠显示氧饱和度计算部912计算出的氧饱和度。由此,如图13B所示,显示装置4能够在荧光图像P1上重叠显示氧饱和度W1。在步骤S309之后,内窥镜系统1b转移到后述步骤S310。

[0150] 在步骤S310中从输入部94输入了结束被检体的观察的指示信号的情况下(步骤S310:是),内窥镜系统1b结束本处理。与此相对,在未从输入部94输入结束被检体的观察的指示信号的情况下(步骤S310:否),内窥镜系统1b返回上述步骤S301。

[0151] 在步骤S301中内窥镜系统1b未经由输入部94被设定为荧光模式的情况下(步骤S301:否),切换部224在图像处理装置9b的控制下,使陷波滤波器223从插入部21的光学系统的光路O1上退避(步骤S311)。

[0152] 步骤S312~步骤S316分别对应于上述图5的步骤S101~步骤S105。另外,在步骤S314中,彩色图像生成部911在记录部92中记录使用从摄像头22取得的图像数据生成的彩色图像。在步骤S316之后,内窥镜系统1b转移到步骤S310。

[0153] 根据以上说明的本发明的实施方式3,能够同时观察荧光图像、彩色图像和氧饱和度。

[0154] (其他实施方式)

[0155] 在本发明的实施方式1~3中,在彩色图像中合成与图像数据对应的图像中的氧饱和度的平均值,但是,也可以如图14所示,氧饱和度计算部912按照每个规定区域进行分割,计算该分割后的每个区域的氧饱和度,显示控制部913在彩色图像上重叠由氧饱和度计算部912计算出的多个氧饱和度的平均值。进而,如图14所示,显示控制部913也可以对每个区域的氧饱和度进行比较,对氧饱和度比其他区域高的区域T1和区域T2的显示方式进行变更,例如进行高亮显示或强调显示,使显示装置4进行显示。进而,如图15所示,显示控制部913也可以采用根据氧饱和度的值进行了分割的框F1的显示方式,例如按照氧饱和度从低到高的顺序显示为红色→黄色→绿色。并且,如图16所示,显示控制部913也可以仅对氧饱和度的值为阈值以下的区域的显示方式进行变更,具体而言,对框F2进行强调显示(例如红色)。并且,如图17所示,显示控制部913也可以按照氧饱和度计算部912计算出的每个区域使显示装置4在彩色图像P1上重叠显示氧饱和度。该情况下,显示控制部913可以根据氧饱和度对显示方式进行变更,例如按照氧饱和度从低到高的顺序,如红色→黄色→绿色那样变更数值并进行显示。

[0156] 并且,在上述实施方式1~3中,使用发光LED构成第1光源部~第3光源部,但是,例如也可以使用卤素光源那样照射可视光波段和近红外波段的光的光源构成。

[0157] 并且,在上述实施方式1~3中,作为滤波器,使用宽带滤波器R、宽带滤波器G和宽带滤波器B这样的原色滤波器,但是,例如也可以使用品红、青色和黄色等补色滤波器。

[0158] 并且,在上述实施方式1~3中,将光学系统、滤色器和摄像元件组入到内窥镜中,但是,也可以在单元内收容光学系统、滤色器和摄像元件,使该单元相对于组入了图像处理装置的便携设备拆装自如。当然,也可以构成为在镜筒内收容光学系统,使该镜筒相对于收容了滤色器、摄像元件和图像处理部的单元拆装自如。

[0159] 并且,在上述实施方式1~3中,氧饱和度计算部设置在图像处理装置中,但是,例如也可以在能够双向通信的便携设备、钟表和眼镜等可穿戴设备中通过程序或应用软件实

现能够计算氧饱和度的功能,并发送由摄像装置生成的图像数据,从而在便携设备或可穿戴设备中计算被摄体的氧饱和度。

[0160] 并且,本发明不限于上述实施方式,当然能够在本发明的主旨的范围内进行各种变形和应用。例如,除了本发明的说明中使用的内窥镜系统以外,还能够应用于摄像装置、便携电话、智能手机中的具有摄像元件的便携设备和可穿戴设备、摄像机、内窥镜、监视照相机、显微镜这样的通过光学设备拍摄被摄体的摄像装置等能够对被摄体进行摄像的任意设备。

[0161] 并且,上述实施方式中的内窥镜系统的各处理的方法、即各流程图所示的处理均能够作为能够由CPU等控制部执行的程序进行存储。除此之外,还能够存储在存储卡(ROM卡、RAM卡等)、磁盘、光盘(CD-ROM、DVD等)、半导体存储器等外部存储装置的存储介质中进行发布。而且,CPU等控制部读入该外部存储装置的存储介质中存储的程序,通过该读入的程序对动作进行控制,由此能够执行上述处理。

[0162] 并且,本发明不限于上述实施方式和变形例,能够在实施阶段在不脱离发明主旨的范围内对结构要素进行变形而具体化。并且,通过适当组合上述实施方式所公开的多个结构要素,能够形成各种发明。例如,也可以从上述实施方式和变形例所记载的全部结构要素中删除若干个结构要素。进而,还可以适当组合各实施方式和变形例中说明的结构要素。

[0163] 并且,在说明书或附图中,至少一次与更加广义或同义的不同用语一起记载的用语能够在说明书或附图的任意部位置换为该不同的用语。这样,能够在不脱离发明主旨的范围内进行各种变形和应用。

[0164] 标号说明

[0165] 1、1a、1b:内窥镜系统;2:内窥镜;3:第1传送缆线;4:显示装置;5:第2传送缆线;6、6a:光源装置;7:第3传送缆线;8:光导;9、9a、9b:图像处理装置;21:插入部;22、22b:摄像头;41:显示区域;61:第1光源部;62:第2光源部;63:第3光源部;64:光源控制部;65:第4光源部;91:图像处理部;92:记录部;93:控制部;94:输入部;221:滤色器;222:摄像元件;223:陷波滤波器;224:切换部;910:取得部;911:彩色图像生成部;912:氧饱和度计算部;913:显示控制部;914:判定部;915:校正数据生成部;916:记录控制部;917:荧光图像生成部;921:校正数据记录部。

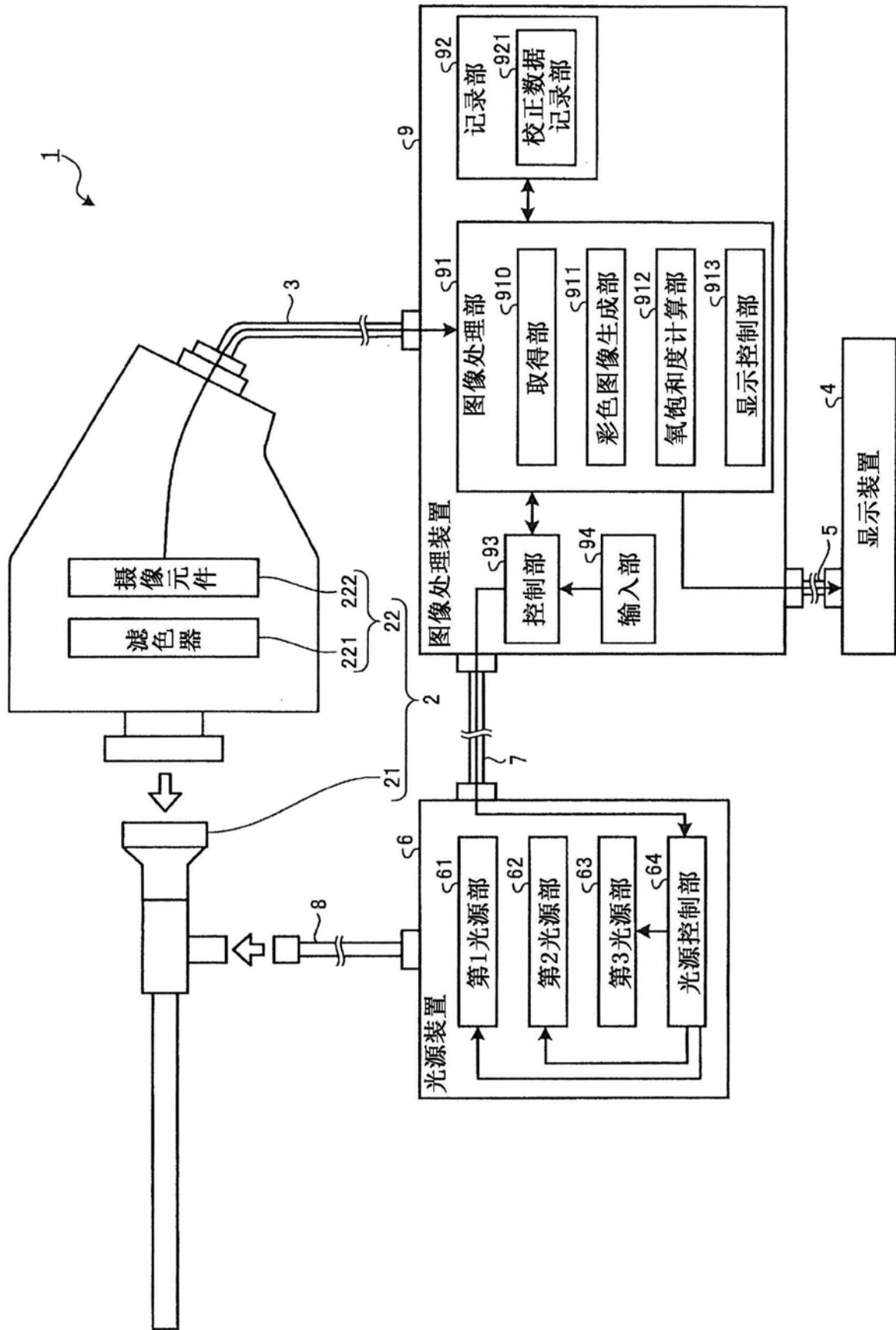


图1

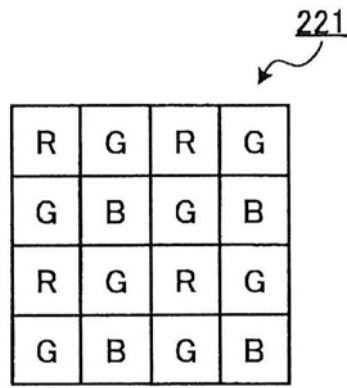


图2

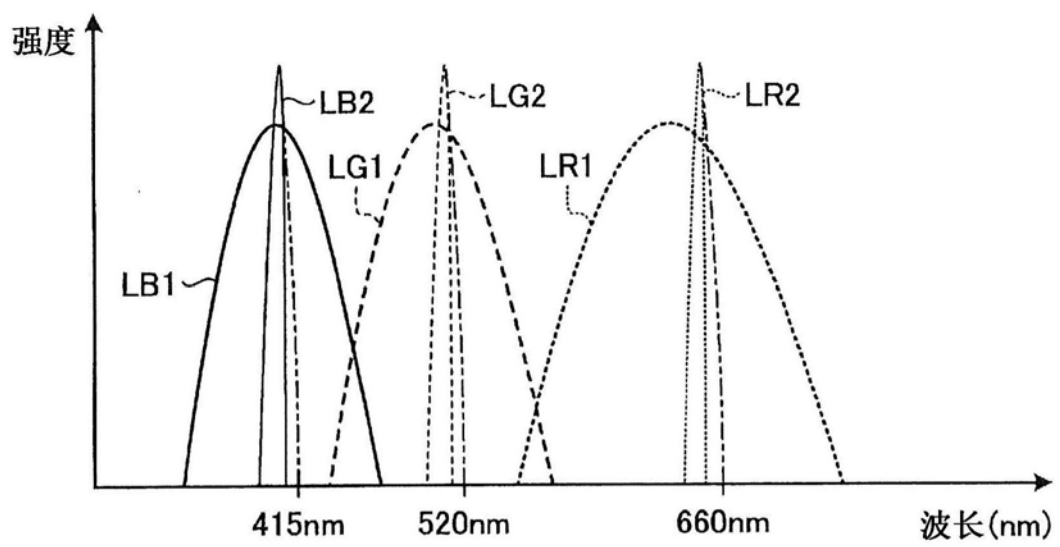


图3

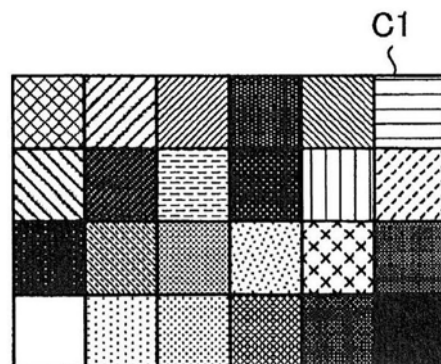


图4

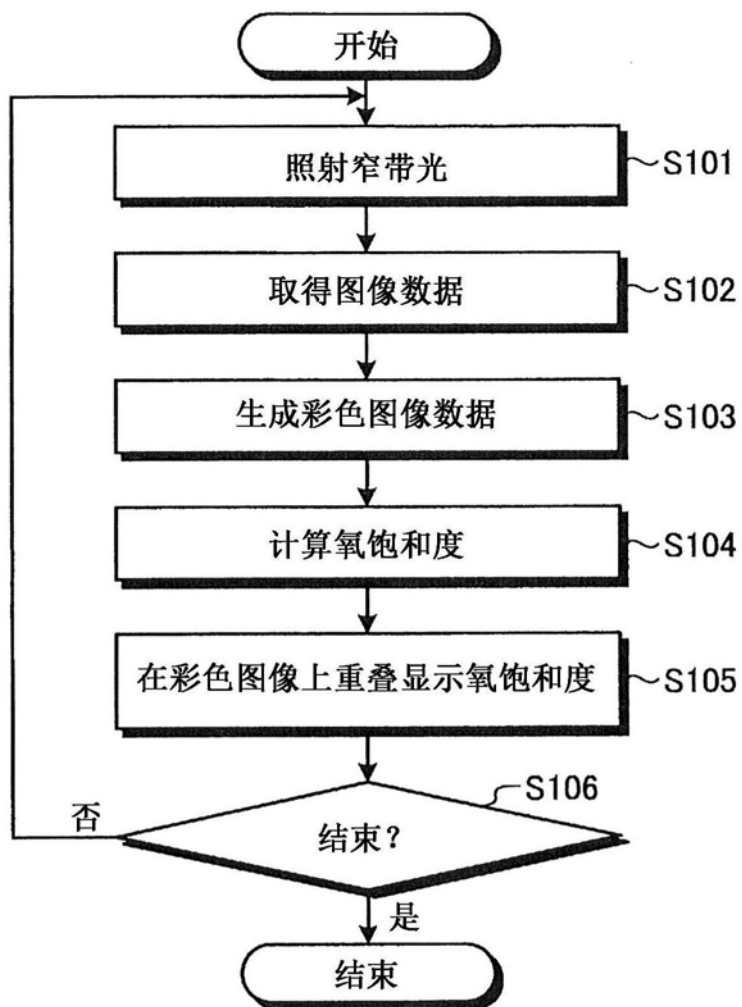


图5

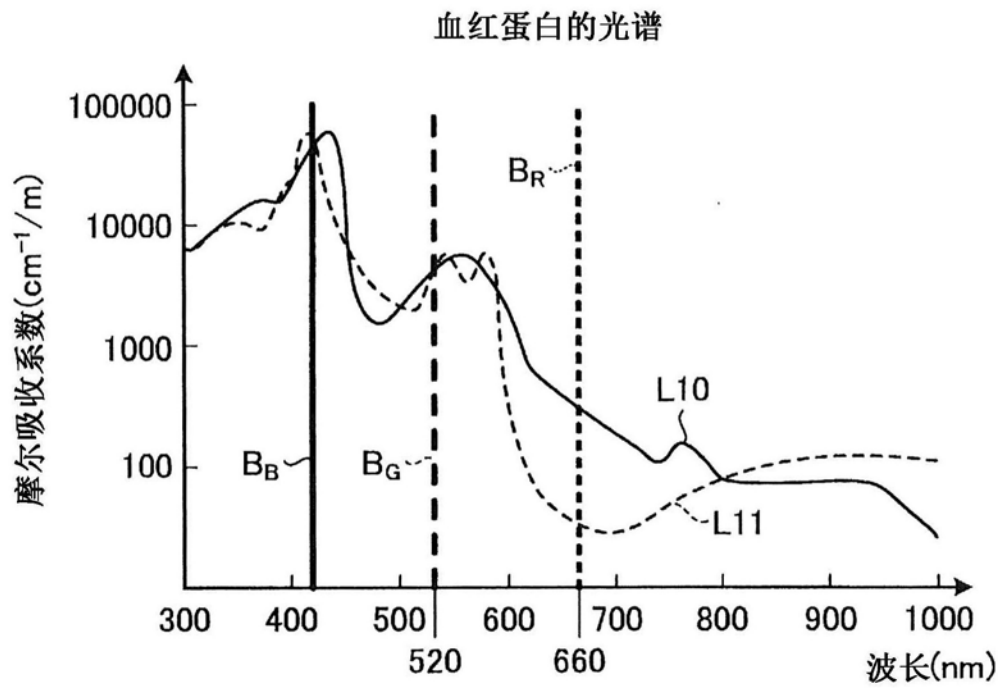


图6

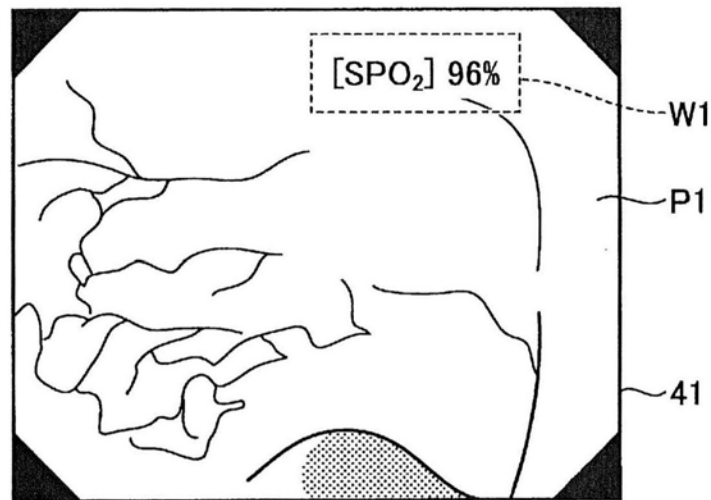


图7

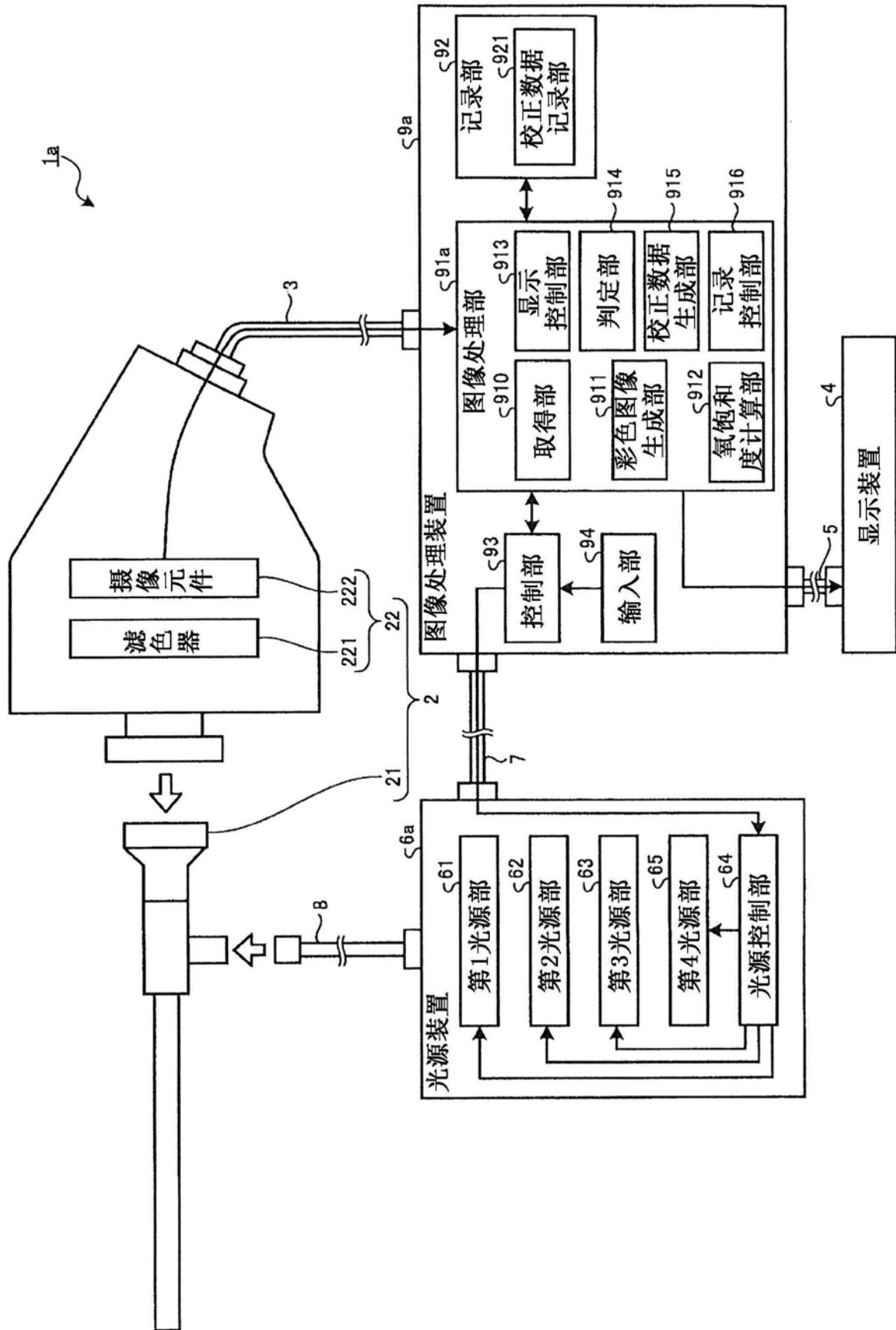


图8

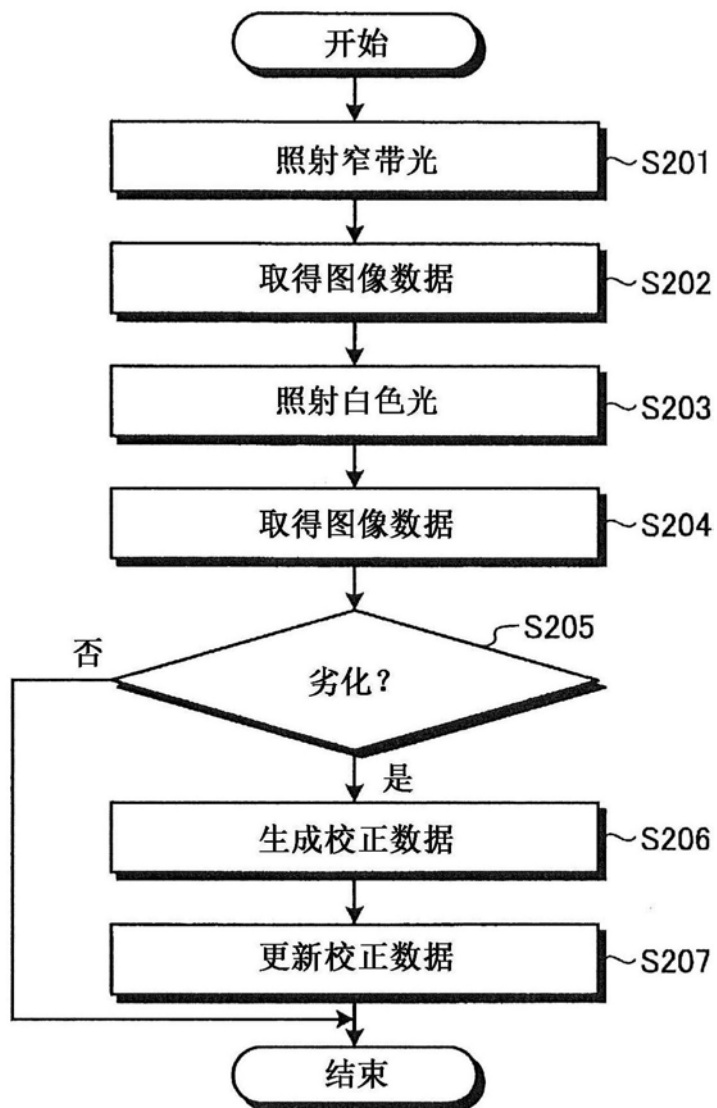


图9

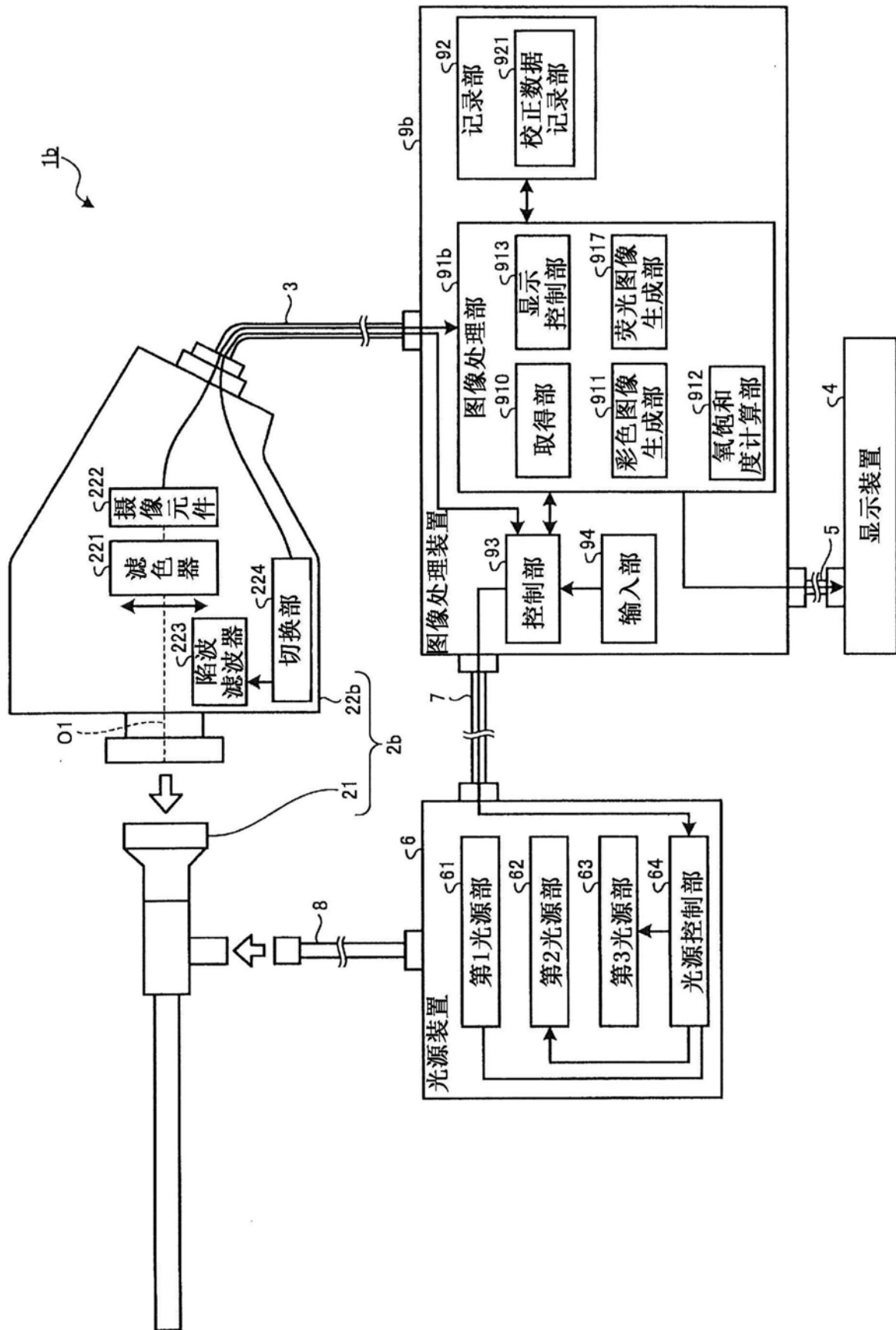


图10

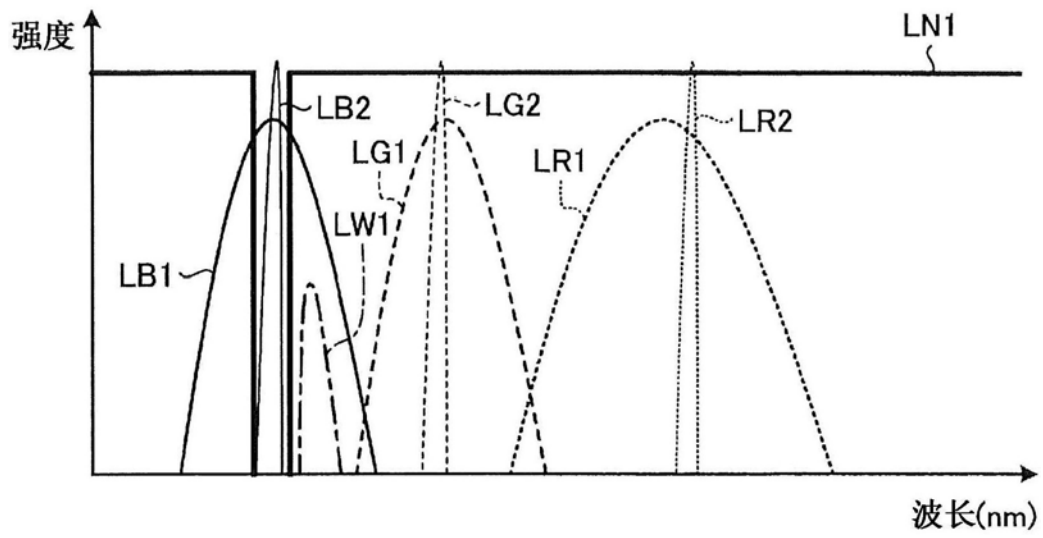


图11

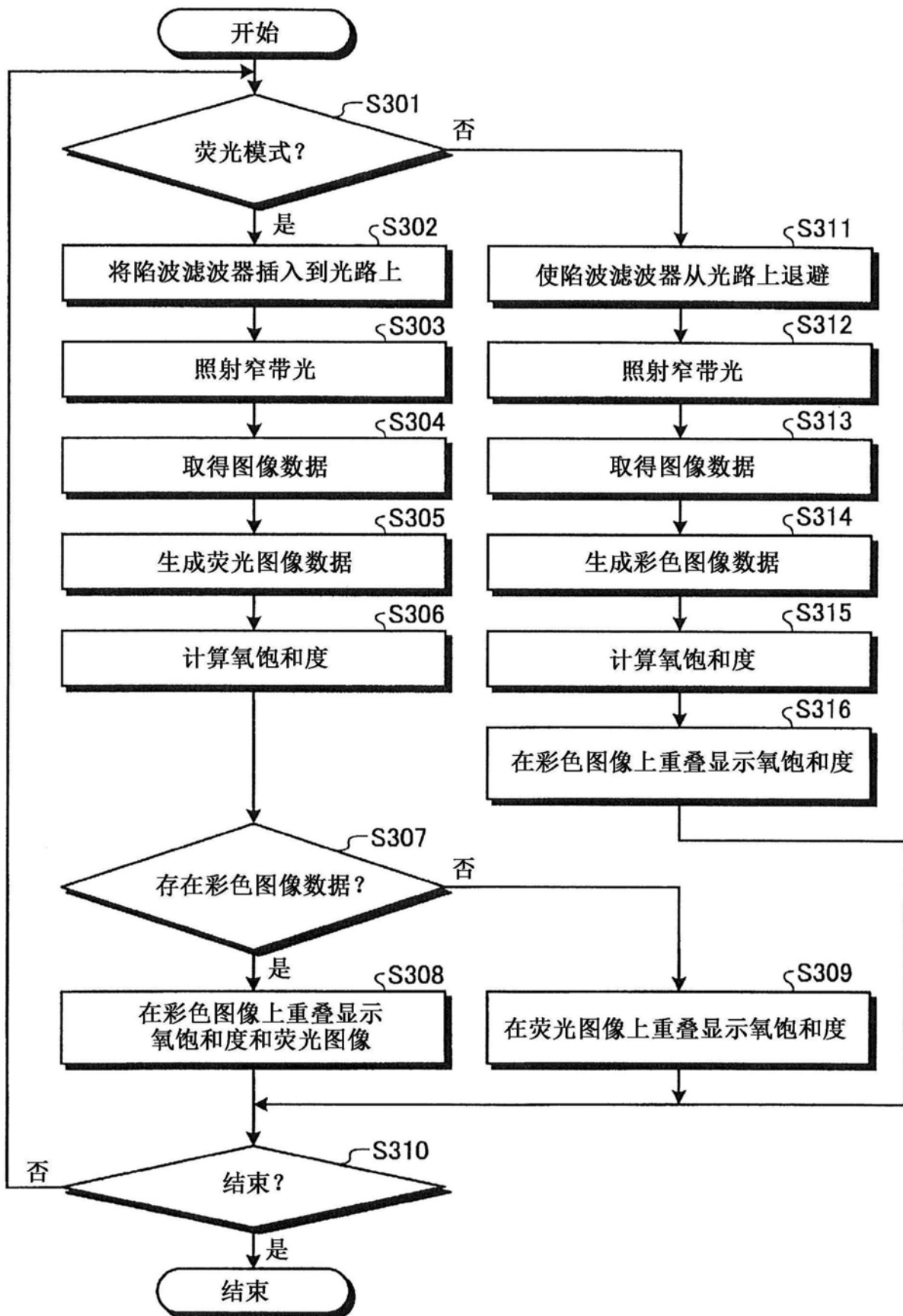


图12

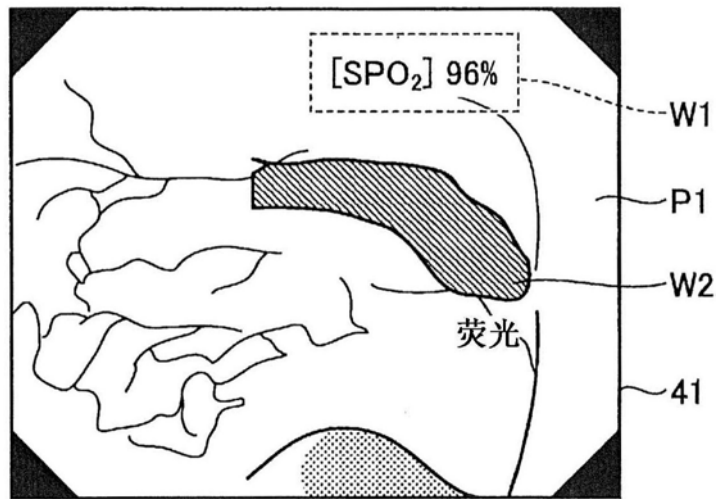


图13A

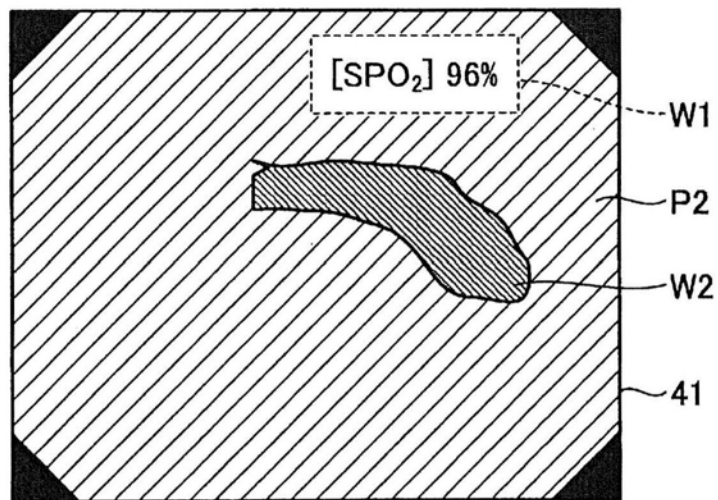


图13B

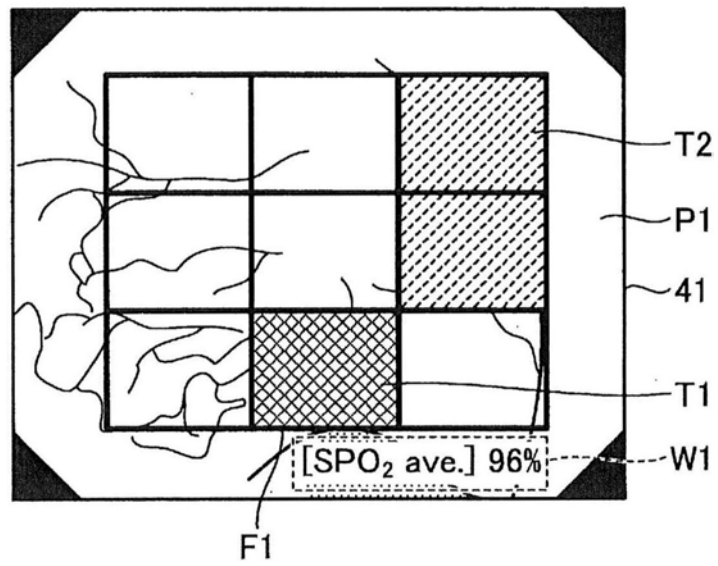


图14

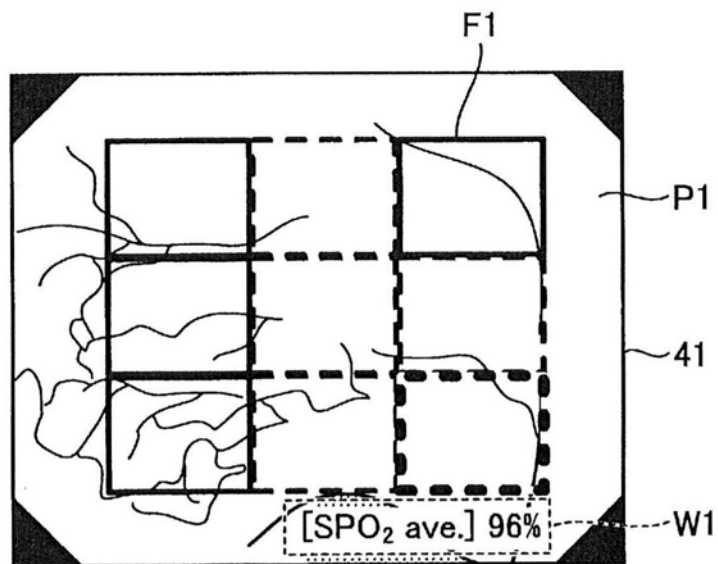


图15

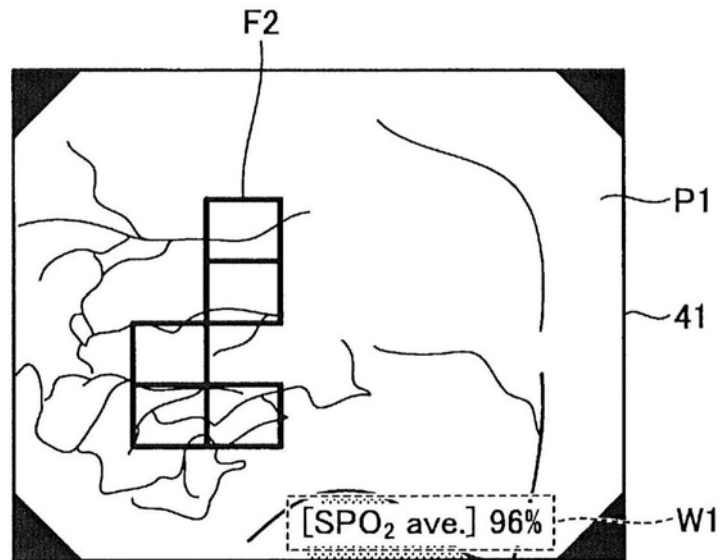


图16

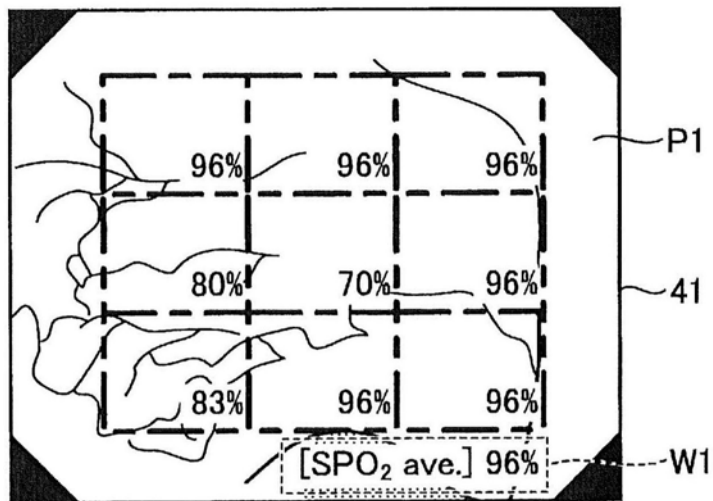


图17

专利名称(译)	内窥镜系统、图像处理装置、图像处理方法和程序		
公开(公告)号	CN108289590A	公开(公告)日	2018-07-17
申请号	CN201580084576.3	申请日	2015-11-17
[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	吉崎和德		
发明人	吉崎和德		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/0005 A61B1/00186 A61B1/043 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B5/0035 A61B5/0071 A61B5/14551 A61B5/1459 A61B5/7425 A61B2576/00 G02B23/2461 G02B23/2484 G16H30/40 H04N5/2256 H04N2005/2255 A61B1/00006 A61B1/0002 A61B1/00055 A61B1/00057 A61B1/0653 A61B5/14556 A61B5/7203 A61B5/7278 A61B5/743		
代理人(译)	孙明浩		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供能够同时观察彩色图像和氧饱和度而不会使装置大型化的内窥镜系统、图像处理装置、图像处理方法和程序。内窥镜系统(1)具有：彩色图像生成部(911)，其使用光源装置(6)对被摄体照射多个窄带光时由摄像元件(222)生成的第1图像数据和校正数据记录部(921)记录的校正数据，生成彩色图像数据；以及氧饱和度计算部(912)，其使用光源装置(6)对被摄体照射3个窄带光时由摄像元件(222)生成的第1图像数据中包含的R像素的R像素值和G像素的G像素值，计算被摄体的氧饱和度。

