(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109310305 A
(43)申请公布日 2019.02.05

(21)申请号 201780037566.3

(22)申请日 2017.09.01

(30)优先权数据
2016-171955 2016.09.02 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2018.12.17

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/JP2017/031675 2017.09.01

(87)PCT国际申请的公布数据
WO2018/043728 JA 2018.03.08

(71)申请人 HOYA株式会社
地址 日本东京

(72)发明人 福田雅明

(74)专利代理机构 北京康信知识产权代理有限责任公司 11240
代理人 玉昌峰 吴孟秋

(51)Int.Cl.
A61B 1/045(2006.01)

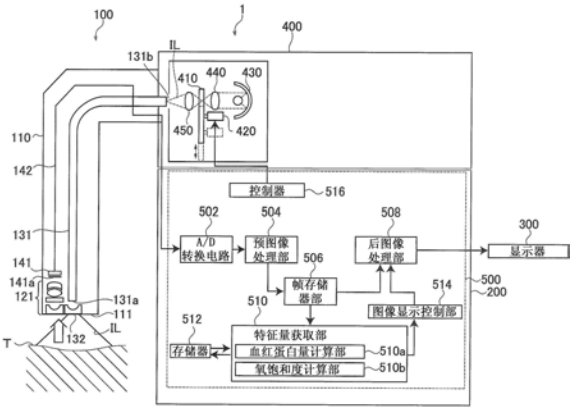
权利要求书5页 说明书24页 附图6页

(54)发明名称

内窥镜系统及特征量计算方法

(57)摘要

内窥镜系统拍摄用第一至第三光照明的生物体组织，生成第一至第三彩色图像数据。生成使用所述第一光与所述第二光的第一光强度比及/或者摄像元件中所述第一光与所述第二光的摄像灵敏度比对所述生物体组织的所述第一、第二彩色图像数据的多个分量间的比率中对所述生物体组织的第一特征量具有灵敏度的第一比率进行校正而得的第一校正比率，并基于所述第一校正比率计算所述第一特征量。进而，生成使用所述第二光与所述第三光的第二光强度比对所述生物体组织的所述第二、第三彩色图像数据的多个分量间的比率中对所述生物体组织的第二特征量具有灵敏度的第二比率进行校正而得的第二校正比率，并基于所述第二校正比率与所述第一特征量，计算所述第二特征量。



CN 109310305 A

1.一种内窥镜系统,其特征在于,具备:

光源装置,构成为射出不同波段的至少第一光和第二光;

内窥镜,包括具有摄像元件的摄像部,所述摄像元件构成为通过拍摄以所述第一光照明的生物体组织而生成第一彩色图像数据,并通过拍摄以所述第二光照明的所述生物体组织而生成第二彩色图像数据;以及

处理器,包括存储部和特征量获取部,所述存储部存储有所述第一光的光强度与所述第二光的光强度之比、即第一光强度比,所述特征量获取部构成为,基于第一校正比率,获取所述生物体组织的第一特征量,所述第一校正比率是使用所述第一光强度比对所述生物体组织的所述第一彩色图像数据的多个分量与所述生物体组织的所述第二彩色图像数据的多个分量的比率中对所述生物体组织的所述第一特征量具有灵敏度的第一比率进行校正而得的。

2.根据权利要求1所述的内窥镜系统,其中,

所述第一光强度比是通过用所述摄像元件或基准摄像元件对以所述第一光和所述第二光照明的基准被拍摄体进行拍摄而生成的所述基准被拍摄体的彩色图像数据的一分量之比。

3.根据权利要求1或2所述的内窥镜系统,其中,

所述第一光强度比是使所述基准被拍摄体的所述第一彩色图像数据的亮度分量的值与所述第二彩色图像数据的亮度分量的值之比为规定值的比。

4.一种内窥镜系统,其特征在于,具备:

光源装置,构成为射出具有不同波段的至少两个光分量的光;

内窥镜,包括具有摄像元件的摄像部,所述摄像元件构成为通过拍摄所述被照明的生物体组织而生成彩色图像数据;以及

处理器,包括存储部和特征量获取部,所述存储部存储有所述摄像元件中所述光分量的不同波段间的摄像灵敏度之比、即灵敏度比,所述特征量获取部基于第一校正比率,获取所述生物体组织的第一特征量,所述第一校正比率是使用所述灵敏度比对所述生物体组织的所述彩色图像数据的与所述光分量的波段对应的对应分量的比率中对所述生物体组织的所述第一特征量具有灵敏度的第一比率进行校正而得的。

5.一种内窥镜系统,其特征在于,具备:

光源装置,射出不同波段的至少第一光和第二光;

内窥镜,包括具有摄像元件的摄像部,所述摄像元件通过拍摄以所述第一光照明的生物体组织而生成第一彩色图像数据,并通过拍摄以所述第二光照明的所述生物体组织而生成第二彩色图像数据;以及

处理器,包括存储部和特征量获取部,所述存储部存储有所述摄像元件中所述第一光的摄像灵敏度与所述第二光的摄像灵敏度之比、即灵敏度比,所述特征量获取部基于第一校正比率,获取所述生物体组织的第一特征量,所述第一校正比率是使用所述灵敏度比对所述生物体组织的所述第一彩色图像数据的多个分量与所述生物体组织的所述第二彩色图像数据的多个分量的比率中对所述生物体组织的所述第一特征量具有灵敏度的第一比率进行校正而得的。

6.根据权利要求5所述的内窥镜系统,其中,

所述存储部存储有所述第一光的光强度与所述第二光的光强度的第一光强度比，

所述灵敏度比是使用所述第一光强度比对通过用所述摄像元件拍摄以所述第一光和所述第二光照明的基准被拍摄体而生成的所述基准被拍摄体的彩色图像数据的一分量之比进行校正而得的比。

7.根据权利要求6所述的内窥镜系统，其中，

所述特征量获取部通过使用所述灵敏度比及所述第一光强度比对所述第一比率进行校正，从而获取所述第一校正比率。

8.根据权利要求4至7中任一项所述的内窥镜系统，其中，

所述灵敏度比是设定为使得通过所述摄像元件拍摄所述第一比率的值作为基准值已知的基准被拍摄体时获得的所述第一校正比率的值为所述基准被拍摄体的所述基准值的比。

9.一种内窥镜系统，其特征在于，具备：

光源装置，构成为射出不同波段的第一光、第二光和第三光；

内窥镜，包括具有摄像元件的摄像部，所述摄像元件构成为通过拍摄以所述第二光照明的生物体组织而生成第二彩色图像数据，并通过拍摄以所述第三光照明的所述生物体组织而生成第三彩色图像数据；以及

处理器，包括存储部和特征量获取部，所述存储部存储有所述第二光的光强度与所述第三光的光强度之比、即第二光强度比，所述特征量获取部构成为，基于第二校正比率，获取所述生物体组织的第二特征量，所述第二校正比率是使用所述第二光强度比对所述生物体组织的所述第二彩色图像数据的多个分量与所述生物体组织的所述第三彩色图像数据的多个分量的比率中对所述生物体组织的所述第二特征量具有灵敏度的第二比率进行校正而得的。

10.根据权利要求9所述的内窥镜系统，其中，

所述第二光强度比是，通过用所述摄像元件或基准摄像元件对以所述第二光和所述第三光照明的基准被拍摄体进行拍摄而生成的所述基准被拍摄体的彩色图像数据的一分量之比。

11.根据权利要求9或10所述的内窥镜系统，其中，

所述摄像部构成为，通过用所述摄像元件拍摄以所述第一光照明的生物体组织而生成第一彩色图像数据，

所述存储部存储有所述第一光的光强度与所述第二光的光强度之比、即第一光强度比，

所述特征量获取部具有：第一部分，构成为基于第一校正比率，获取所述生物体组织的第一特征量，所述第一校正比率是使用所述第一光强度比对所述生物体组织的所述第一彩色图像数据的多个分量与所述生物体组织的所述第二彩色图像数据的多个分量的比率中对所述生物体组织的所述第一特征量具有灵敏度的第一比率进行校正而得的；以及第二部分，构成为基于所述第一特征量和所述第二校正比率，获取所述生物体组织的所述第二特征量。

12.根据权利要求9或10所述的内窥镜系统，其中，

所述摄像部通过用所述摄像元件拍摄以所述第一光照明的生物体组织而生成第一彩

色图像数据，

所述存储部存储有所述摄像元件中所述第一光的摄像灵敏度与所述第二光的摄像灵敏度之比、即灵敏度比，

所述特征量获取部具有：第一部分，基于第一校正比率，获取所述生物体组织的第一特征量，所述第一校正比率是使用所述灵敏度比对所述生物体组织的所述第一彩色图像数据的多个分量与所述生物体组织的所述第二彩色图像数据的多个分量的比率中对所述生物体组织的所述第一特征量具有灵敏度的第一比率进行校正而得的；以及第二部分，基于所述第一特征量和所述第二校正比率，获取所述生物体组织的所述第二特征量。

13.根据权利要求9或10所述的内窥镜系统，其中，

所述摄像部通过用所述摄像元件拍摄以所述第一光照明的生物体组织而生成第一彩色图像数据，

所述存储部存储有第一光强度比和灵敏度比，所述第一光强度比是所述第一光的光强度与所述第二光的光强度之比，所述灵敏度比是所述摄像元件中所述第一光的摄像灵敏度与所述第二光的摄像灵敏度之比，

所述特征量获取部具有：第一部分，基于第一校正比率，获取所述生物体组织的第一特征量，所述第一校正比率是使用所述灵敏度比和所述第一光强度比对所述生物体组织的所述第一彩色图像数据的多个分量与所述生物体组织的所述第二彩色图像数据的多个分量的比率中对所述生物体组织的所述第一特征量具有灵敏度的第一比率进行校正而得的；以及第二部分，基于所述第一特征量和所述第二校正比率，获取所述生物体组织的所述第二特征量。

14.根据权利要求12或13所述的内窥镜系统，其中，

所述灵敏度比是设定为使得通过所述摄像元件拍摄所述第一比率的值作为基准值已知的基准被拍摄体时获得的所述第一校正比率的值为所述基准被拍摄体的所述基准值的比。

15.根据权利要求1至8和权利要求11至13中任一项所述的内窥镜系统，其中，

所述第一特征量是所述生物体组织中的血红蛋白的量，

所述第一比率是所述第二彩色图像数据的亮度分量与所述第一彩色图像数据的R分量、或R分量和G分量的合计分量的比率。

16.根据权利要求9至15中任一项所述的内窥镜系统，其中，

所述第二特征量是所述生物体组织中的血红蛋白的氧饱和度，

所述第二比率是所述第三彩色图像数据的亮度分量与所述第二彩色图像数据的亮度分量的比率。

17.根据权利要求9至16中任一项所述的内窥镜系统，其中，

所述第三光的波段包含在所述第二光的波段中。

18.根据权利要求1至17中任一项所述的内窥镜系统，其中，

所述第二光的波段包含所述第二彩色图像数据的分量之一对所述生物体组织的血红蛋白的量的变化具有灵敏度、但对所述血红蛋白的氧饱和度的变化不具有灵敏度那样的波段。

19.根据权利要求9至18中任一项所述的内窥镜系统，其中，

所述第三光的波段包含所述第三彩色图像数据的分量之一对所述生物体组织的氧饱和度的变化具有灵敏度那样的波段。

20.根据权利要求1至19中任一项所述的内窥镜系统，其中，

所述光源装置具有通过在光路中依次切换多个滤光器而射出不同波段的光的结构。

21.根据权利要求20所述的内窥镜系统，其中，

所述第二光是使所述第一光的波段中500nm～600nm的范围内的第一波段透过所述滤光器中之一而得的所述第一光的滤过光，所述第三光是使所述第一波段的范围内的窄于所述第一波段的第二波段透过所述滤光器中之一而得的所述第一光的滤过光。

22.一种生物体组织的特征量计算方法，其特征在于，包括以下步骤：

以不同波段的至少第一光和第二光对生物体组织进行照明；

通过拍摄以所述第一光照明的生物体组织而生成第一彩色图像数据，并通过用摄像元件拍摄以所述第二光照明的所述生物体组织而生成第二彩色图像数据；

生成使用预先获取到的第一光强度比对所述生物体组织的所述第一彩色图像数据的多个分量与所述生物体组织的所述第二彩色图像数据的多个分量的比率中对所述生物体组织的第一特征量具有灵敏度的第一比率进行校正而得的第一校正比率，所述第一光强度比是所述第一光的光强度与所述第二光的光强度之比；以及

基于所述第一校正比率，计算所述生物体组织的所述第一特征量。

23.一种生物体组织的特征量计算方法，其特征在于，包括以下步骤：

以不同波段的至少第一光和第二光对生物体组织进行照明；

通过用摄像元件拍摄以所述第一光照明的生物体组织而生成第一彩色图像数据，并通过拍摄以所述第二光照明的所述生物体组织而生成第二彩色图像数据；

生成使用预先获取到的灵敏度比对所述生物体组织的所述第一彩色图像数据的多个分量与所述生物体组织的所述第二彩色图像数据的多个分量的比率中对所述生物体组织的第一特征量具有灵敏度的第一比率进行校正而得的第一校正比率，所述灵敏度比是所述摄像元件中所述第一光的摄像灵敏度与所述第二光的摄像灵敏度之比；以及

基于所述第一校正比率，计算所述生物体组织的所述第一特征量。

24.一种生物体组织的特征量计算方法，其特征在于，包括以下步骤：

以具有不同波段的至少两个光分量的光对生物体组织进行照明；

通过用摄像元件拍摄以所述光照明的生物体组织而生成彩色图像数据；

生成使用预先获取到的灵敏度比对所述生物体组织的所述彩色图像数据的与所述光分量的波段对应的对应分量的比率中对所述生物体组织的第一特征量具有灵敏度的第一比率进行校正而得的第一校正比率，所述灵敏度比是所述摄像元件中所述光分量的不同波段间的摄像灵敏度之比；以及

基于所述第一校正比率，计算所述生物体组织的所述第一特征量。

25.一种生物体组织的特征量计算方法，其特征在于，包括以下步骤：

以不同波段的第一光、第二光和第三光对生物体组织进行照明；

通过用摄像元件拍摄以所述第二光照明的生物体组织而生成第二彩色图像数据，并通过拍摄以所述第三光照明的所述生物体组织而生成第三彩色图像数据；

生成使用预先获取到的第二光强度比对所述生物体组织的所述第二彩色图像数据的

多个分量与所述生物体组织的所述第三彩色图像数据的多个分量的比率中对所述生物体组织的第二特征量具有灵敏度的第二比率进行校正而得的第二校正比率，所述第二光强度比是所述第二光的光强度与所述第三光的光强度之比；以及

基于所述第二校正比率，计算所述生物体组织的所述第二特征量。

内窥镜系统及特征量计算方法

技术领域

[0001] 本发明涉及基于通过拍摄生物体组织而生成的图像数据来获取生物体组织中的生物体信息(特征量)的内窥镜系统、以及根据图像数据求出生物体组织的生物体信息(特征量)的特征量计算方法。

背景技术

[0002] 已知一种内窥镜系统,其具有根据通过内窥镜获得的图像数据来求出作为被拍摄体的生物体组织中的生物体物质、例如血红蛋白的量、血红蛋白的氧饱和度的信息的功能。专利文献1中记载了这种内窥镜系统的一例。

[0003] 在专利文献1记载的内窥镜系统中,基于以白光照明的生物体组织的摄像图像的图像信号中的、590～700nm波长范围的红色信号R2与540～580nm波长范围的绿色信号G2之比R2/G2来计算血液量(血红蛋白的量),进而,基于以氧饱和度测量光(473nm的窄带光)照明的生物体组织的摄像图像的图像信号中的蓝色信号B1与以白光照明的生物体组织的摄像图像的图像信号中的绿色信号G2之比B1/G2来计算血红蛋白的氧饱和度。由此,能够显示血红蛋白的氧饱和度的信息。

[0004] 在先技术文献

[0005] 专利文献

[0006] 专利文献1:专利第5302984号公报

发明内容

[0007] 发明要解决的技术问题

[0008] 在上述内窥镜系统中,由于使用饱和度测量光及白光来计算比B1/G2,从而如果饱和度测量光及白光的光强度因装置而不同(因装置而存在偏差),则比B1/G2也因装置而存在偏差。无法完全消除该光强度的偏差。因此,可能导致基于比B1/G2计算出的血红蛋白的氧饱和度也在装置间存在偏差。因此,无法精确地获得氧饱和度。特别是,由于利用氧饱和度低来判断恶性肿瘤等,因此难以作出适当的判断。

[0009] 本发明是鉴于上述情况而做出的,目的在于提供内窥镜系统及特征量计算方法,当从使用多个光照明的生物体组织的图像数据获取生物体组织的血红蛋白的氧饱和度等特征量时,能够获得高精度的特征量的信息。

[0010] 用于解决技术问题的方案

[0011] 本发明的内窥镜系统包括以下方面。

[0012] (方面1)

[0013] 一种内窥镜系统,其特征在于,具备:光源装置,构成为射出不同波段的至少第一光和第二光;内窥镜,包括具有摄像元件的摄像部,所述摄像元件构成为通过拍摄以所述第一光照明的生物体组织而生成第一彩色图像数据,并通过拍摄以所述第二光照明的所述生物体组织而生成第二彩色图像数据;以及处理器,包括存储部和特征量获取部,所述存储部

存储有所述第一光的光强度与所述第二光的光强度之比、即第一光强度比，所述特征量获取部构成为，基于第一校正比率，获取所述生物体组织的第一特征量，所述第一校正比率是使用所述第一光强度比对所述生物体组织的所述第一彩色图像数据的多个分量与所述生物体组织的所述第二彩色图像数据的多个分量的比率中对所述生物体组织的所述第一特征量具有灵敏度的第一比率进行校正而得的。

[0014] 例如，根据后述实施方式，血红蛋白的量或者血红蛋白的氧饱和度对应于所述第一特征量。在血红蛋白的量对应于所述第一特征量的情况下，后述实施方式的白光WL和宽光对应于所述第一光和所述第二光。另外，在血红蛋白的氧饱和度对应于所述第一特征量的情况下，后述实施方式的宽光和窄光对应于所述第一光和所述第二光。

[0015] (方面2)

[0016] 根据方面1所述的内窥镜系统，其中，所述第一光强度比是通过用所述摄像元件或基准摄像元件对以所述第一光和所述第二光照明的基准被拍摄体进行拍摄而生成的所述基准被拍摄体的彩色图像数据的一分量之比。

[0017] 例如，后述实施方式的第一光强度比G1或第二光强度比G2对应于所述第一光强度比。

[0018] (方面3)

[0019] 根据方面1或2所述的内窥镜系统，其中，所述第一光强度比是使所述基准被拍摄体的所述第一彩色图像数据的亮度分量的值与所述第二彩色图像数据的亮度分量的值之比为规定值的比。

[0020] (方面4)

[0021] 一种内窥镜系统，其特征在于，具备：光源装置，构成为射出具有不同波段的至少两个光分量的光；内窥镜，包括具有摄像元件的摄像部，所述摄像元件构成为通过拍摄所述被照明的生物体组织而生成彩色图像数据；以及处理器，包括存储部和特征量获取部，所述存储部存储有所述摄像元件中所述光分量的不同波段间的摄像灵敏度之比、即灵敏度比，所述特征量获取部基于第一校正比率，获取所述生物体组织的第一特征量，所述第一校正比率是使用所述灵敏度比对所述生物体组织的所述彩色图像数据的与所述光分量的波段对应的对应分量的比率中对所述生物体组织的所述第一特征量具有灵敏度的第一比率进行校正而得的。

[0022] (方面5)

[0023] 一种内窥镜系统，其特征在于，具备：光源装置，射出不同波段的至少第一光和第二光；内窥镜，包括具有摄像元件的摄像部，所述摄像元件通过拍摄以所述第一光照明的生物体组织而生成第一彩色图像数据，并通过拍摄以所述第二光照明的所述生物体组织而生成第二彩色图像数据；以及处理器，包括存储部和特征量获取部，所述存储部存储有所述摄像元件中所述第一光的摄像灵敏度与所述第二光的摄像灵敏度之比、即灵敏度比，所述特征量获取部基于第一校正比率，获取所述生物体组织的第一特征量，所述第一校正比率是使用所述灵敏度比对所述生物体组织的所述第一彩色图像数据的多个分量与所述生物体组织的所述第二彩色图像数据的多个分量的比率中对所述生物体组织的所述第一特征量具有灵敏度的第一比率进行校正而得的。

[0024] 例如，根据后述的实施方式，灵敏度比G2对应于所述灵敏度比。另外，例如，根据后

述的实施方式，血红蛋白的量对应于所述第一特征量，后述实施方式的白光WL和宽光对应于所述第一光和所述第二光。

[0025] (方面6)

[0026] 根据方面5所述的内窥镜系统，其中，所述存储部存储有所述第一光的光强度与所述第二光的光强度的第一光强度比，所述灵敏度比是使用所述第一光强度比对通过用所述摄像元件拍摄以所述第一光和所述第二光照明的基准被拍摄体而生成的所述基准被拍摄体的彩色图像数据的一分量之比进行校正而得的比。

[0027] (方面7)

[0028] 根据方面6所述的内窥镜系统，其中，所述特征量获取部通过使用所述灵敏度比及所述第一光强度比对所述第一比率进行校正，从而获取所述第一校正比率。

[0029] (方面8)

[0030] 根据方面4至7中任一项所述的内窥镜系统，其中，所述灵敏度比是设定为使得通过所述摄像元件拍摄所述第一比率的值作为基准值已知的基准被拍摄体时获得的所述第一校正比率的值为所述基准被拍摄体的所述基准值的比。

[0031] (方面9)

[0032] 一种内窥镜系统，其特征在于，具备：光源装置，构成为射出不同波段的第一光、第二光和第三光；内窥镜，包括具有摄像元件的摄像部，所述摄像元件构成为通过拍摄以所述第二光照明的生物体组织而生成第二彩色图像数据，并通过拍摄以所述第三光照明的所述生物体组织而生成第三彩色图像数据；以及处理器，包括存储部和特征量获取部，所述存储部存储有所述第二光的光强度与所述第三光的光强度之比、即第二光强度比，所述特征量获取部构成为，基于第二校正比率，获取所述生物体组织的第二特征量，所述第二校正比率是使用所述第二光强度比对所述生物体组织的所述第二彩色图像数据的多个分量与所述生物体组织的所述第三彩色图像数据的多个分量的比率中对所述生物体组织的所述第二特征量具有灵敏度的第二比率进行校正而得的。

[0033] 例如，根据后述的实施方式，白光WL、宽光及窄光对应于所述第一光、所述第二光及所述第三光。另外，例如，根据后述的实施方式，血红蛋白的氧饱和度对应于所述第二特征量，第二光强度比G2对应于所述第二光强度比。

[0034] (方面10)

[0035] 根据方面9所述的内窥镜系统，其中，所述第二光强度比是，通过用所述摄像元件或基准摄像元件对以所述第二光和所述第三光照明的基准被拍摄体进行拍摄而生成的所述基准被拍摄体的彩色图像数据的一分量之比。

[0036] (方面11)

[0037] 根据方面9或10所述的内窥镜系统，其中，所述摄像部构成为，通过用所述摄像元件拍摄以所述第一光照明的生物体组织而生成第一彩色图像数据，所述存储部存储有所述第一光的光强度与所述第二光的光强度之比、即第一光强度比，所述特征量获取部具有：第一部分，构成为基于第一校正比率，获取所述生物体组织的第一特征量，所述第一校正比率是使用所述第一光强度比对所述生物体组织的所述第一彩色图像数据的多个分量与所述生物体组织的所述第二彩色图像数据的多个分量的比率中对所述生物体组织的所述第一特征量具有灵敏度的第一比率进行校正而得的；以及第二部分，构成为基于所述第一特征

量和所述第二校正比率，获取所述生物体组织的所述第二特征量。

[0038] 例如，根据后述的实施方式，血红蛋白的量对应于所述第一特征量，第一光强度比G1对应于所述第一光强度比。

[0039] (方面12)

[0040] 根据方面9或10所述的内窥镜系统，其中，所述摄像部通过用所述摄像元件拍摄以所述第一光照明的生物体组织而生成第一彩色图像数据，所述存储部存储有所述摄像元件中所述第一光的摄像灵敏度与所述第二光的摄像灵敏度之比、即灵敏度比，所述特征量获取部具有：第一部分，基于第一校正比率，获取所述生物体组织的第一特征量，所述第一校正比率是使用所述灵敏度比对所述生物体组织的所述第一彩色图像数据的多个分量与所述生物体组织的所述第二彩色图像数据的多个分量的比率中对所述生物体组织的所述第一特征量具有灵敏度的第一比率进行校正而得的；以及第二部分，基于所述第一特征量和所述第二校正比率，获取所述生物体组织的所述第二特征量。

[0041] (方面13)

[0042] 根据方面9或10所述的内窥镜系统，其中，所述摄像部通过用所述摄像元件拍摄以所述第一光照明的生物体组织而生成第一彩色图像数据，所述存储部存储有第一光强度比和灵敏度比，所述第一光强度比是所述第一光的光强度与所述第二光的光强度之比，所述灵敏度比是所述摄像元件中所述第一光的摄像灵敏度与所述第二光的摄像灵敏度之比，所述特征量获取部具有：第一部分，基于第一校正比率，获取所述生物体组织的第一特征量，所述第一校正比率是使用所述灵敏度比和所述第一光强度比对所述生物体组织的所述第一彩色图像数据的多个分量与所述生物体组织的所述第二彩色图像数据的多个分量的比率中对所述生物体组织的所述第一特征量具有灵敏度的第一比率进行校正而得的；以及第二部分，基于所述第一特征量和所述第二校正比率，获取所述生物体组织的所述第二特征量。

[0043] (方面14)

[0044] 根据方面12或13所述的内窥镜系统，其中，所述灵敏度比是设定为使得通过所述摄像元件拍摄所述第一比率的值作为基准值已知的基准被拍摄体时获得的所述第一校正比率的值为所述基准被拍摄体的所述基准值的比。

[0045] (方面15)

[0046] 根据方面1至8和方面11至13中任一项所述的内窥镜系统，其中，所述第一特征量是所述生物体组织中的血红蛋白的量，所述第一比率是所述第二彩色图像数据的亮度分量与所述第一彩色图像数据的R分量、或R分量和G分量的合计分量的比率。

[0047] (方面16)

[0048] 根据方面9至15中任一项所述的内窥镜系统，其中，所述第二特征量是所述生物体组织中的血红蛋白的氧饱和度，所述第二比率是所述第三彩色图像数据的亮度分量与所述第二彩色图像数据的亮度分量的比率。

[0049] (方面17)

[0050] 根据方面9至16中任一项所述的内窥镜系统，其中，所述第三光的波段包含在所述第二光的波段中。

[0051] (方面18)

[0052] 根据方面1至17中任一项所述的内窥镜系统，其中，所述第二光的波段包含所述第二彩色图像数据的分量之一对所述生物体组织的血红蛋白的量的变化具有灵敏度、但对所述血红蛋白的氧饱和度的变化不具有灵敏度那样的波段。

[0053] (方面19)

[0054] 根据方面9至18中任一项所述的内窥镜系统，其中，所述第三光的波段包含所述第三彩色图像数据的分量之一对所述生物体组织的氧饱和度的变化具有灵敏度那样的波段。

[0055] (方面20)

[0056] 根据方面1至19中任一项所述的内窥镜系统，其中，所述光源装置具有通过在光路中依次切换多个滤光器而射出不同波段的光的结构。

[0057] (方面21)

[0058] 根据方面20所述的内窥镜系统，其中，所述第二光是使所述第一光的波段中500nm～600nm的范围内的第一波段透过所述滤光器中之一而得的所述第一光的滤过光，所述第三光是使所述第一波段的范围内的窄于所述第一波段的第二波段透过所述滤光器中之一而得的所述第一光的滤过光。

[0059] 另外，本发明的特征量计算方法包括以下方面。

[0060] (方面22)

[0061] 一种生物体组织的特征量计算方法，其特征在于，包括以下步骤：以不同波段的至少第一光和第二光对生物体组织进行照明；通过拍摄以所述第一光照明的生物体组织而生成第一彩色图像数据，并通过用摄像元件拍摄以所述第二光照明的所述生物体组织而生成第二彩色图像数据；生成使用预先获取到的第一光强度比对所述生物体组织的所述第一彩色图像数据的多个分量与所述生物体组织的所述第二彩色图像数据的多个分量的比率中对所述生物体组织的第一特征量具有灵敏度的第一比率进行校正而得的第一校正比率，所述第一光强度比是所述第一光的光强度与所述第二光的光强度之比；以及基于所述第一校正比率，计算所述生物体组织的所述第一特征量。

[0062] (方面23)

[0063] 一种生物体组织的特征量计算方法，其特征在于，包括以下步骤：以不同波段的至少第一光和第二光对生物体组织进行照明；通过用摄像元件拍摄以所述第一光照明的生物体组织而生成第一彩色图像数据，并通过拍摄以所述第二光照明的所述生物体组织而生成第二彩色图像数据；生成使用预先获取到的灵敏度比对所述生物体组织的所述第一彩色图像数据的多个分量与所述生物体组织的所述第二彩色图像数据的多个分量的比率中对所述生物体组织的第一特征量具有灵敏度的第一比率进行校正而得的第一校正比率，所述灵敏度比是所述摄像元件中所述第一光的摄像灵敏度与所述第二光的摄像灵敏度之比；以及基于所述第一校正比率，计算所述生物体组织的所述第一特征量。

[0064] (方面24)

[0065] 一种生物体组织的特征量计算方法，其特征在于，包括以下步骤：以具有不同波段的至少两个光分量的光对生物体组织进行照明；通过用摄像元件拍摄以所述光照明的生物体组织而生成彩色图像数据；生成使用预先获取到的灵敏度比对所述生物体组织的所述彩色图像数据的与所述光分量的波段对应的对应分量的比率中对所述生物体组织的第一特征量具有灵敏度的第一比率进行校正而得的第一校正比率，所述灵敏度比是所述摄像元件

中所述光分量的不同波段间的摄像灵敏度之比;以及基于所述第一校正比率,计算所述生物体组织的所述第一特征量。

[0066] (方面25)

[0067] 一种生物体组织的特征量计算方法,其特征在于,包括以下步骤:以不同波段的第一光、第二光和第三光对生物体组织进行照明;通过用摄像元件拍摄以所述第二光照明的生物体组织而生成第二彩色图像数据,并通过拍摄以所述第三光照明的所述生物体组织而生成第三彩色图像数据;生成使用预先获取到的第二光强度比对所述生物体组织的所述第二彩色图像数据的多个分量与所述生物体组织的所述第三彩色图像数据的多个分量的比率中对所述生物体组织的第二特征量具有灵敏度的第二比率进行校正而得的第二校正比率,所述第二光强度比是所述第二光的光强度与所述第三光的光强度之比;以及基于所述第二校正比率,计算所述生物体组织的所述第二特征量。

[0068] 发明效果

[0069] 根据上述内窥镜系统及特征量计算方法,当从使用多个光照明的生物体组织的图像数据获取生物体组织的特征量时,能够获得高精度的特征量信息。

附图说明

[0070] 图1是一实施方式的一例内窥镜系统的结构的框图。

[0071] 图2是示出一实施方式中使用的摄像元件中所内置的滤色器的一例透射光谱的图。

[0072] 图3是一实施方式中使用的一例旋转滤光器的外观图。

[0073] 图4是示出550nm附近的血红蛋白的一例吸收光谱的图。

[0074] 图5是示出一实施方式中采用的血红蛋白的量与第一校正比率的一例对应关系的图。

[0075] 图6是示出一实施方式中采用的血红蛋白的氧饱和度Sat与第二校正比率的一例对应关系的图。

[0076] 图7是用于说明一实施方式的内窥镜系统中的一例处理的流程图。

[0077] 图8是示出一实施方式的内窥镜系统的显示器所显示的一例图像的图。

具体实施方式

[0078] 下面,参照附图对本实施方式进行说明。

[0079] 下面说明的一实施方式的内窥镜系统是基于以不同波长区域的光对作为被拍摄体的生物体组织进行照明而拍摄得到的多个彩色图像数据来对生物体组织的生物体信息(例如血红蛋白的量、氧饱和度等生物体组织的特征量)进行定量分析并将分析结果图像化而进行显示的系统。在对下面说明的血红蛋白的量和氧饱和度进行定量时,利用血液的分光特性(即,血红蛋白的分光特性)根据血红蛋白的量、氧饱和度连续变化的性质。

[0080] 在一实施方式中,为了对生物体组织的特征量(血红蛋白的量和氧饱和度)进行定量,拍摄、获取以不同波段的多个照明光(第一至第三光)照明的生物体组织的图像,并计算该生物体组织的彩色图像数据的分量之间的比率(第一比率、第二比率)。此时,为了抑制由照明光的光强度、摄像元件的摄像灵敏度在内窥镜系统中的偏差而引起的生物体组织的特

征量(血红蛋白的量、氧饱和度)的偏差,使用校正生物体组织的彩色图像数据的分量之间的比率(第一比率、第二比率)而得的校正比率(第一校正比率、第二校正比率)来求出血红蛋白的量和氧饱和度。由此,能够获得高精度的特征量的信息。需要注意的是,如后所述,氧饱和度基于第二校正比率以及计算出的血红蛋白的量来计算,但由于血红蛋白的量基于第一校正比率而计算,因此该氧饱和度的计算也包括氧饱和度基于第二校正比率和第一校正比率来计算。

[0081] (内窥镜系统的结构)

[0082] 图1是示出一实施方式涉及的内窥镜系统1的结构的框图。内窥镜系统1具备电子内窥镜(内窥镜)100、处理器200、显示器300及光源装置400。电子内窥镜100及显示器300可拆装地连接到处理器200。另外,处理器200具备图像处理部500。光源装置400拆装自如地连接到处理器200。光源装置400也可以组装到处理器200的壳体内。

[0083] 电子内窥镜100具有插入被检查者体内的插入管110。在插入管110的内部设有在插入管110的大致全长上延伸的光波导131。作为光波导131的一端部的前端部131a位于插入管110的前端部、即插入管前端部111附近,作为光波导131的另一端部的基端部131b位于与光源装置400的连接部。因此,光波导131从与光源装置400的连接部延伸至插入管前端部111附近。

[0084] 光源装置400具备氙灯等生成光量大的光的光源灯430作为光源。从光源装置400射出的光作为照明光IL,入射到光波导131的基端部131b。入射到光波导131的基端部131b的光通过光波导131而被导至其前端部131a,并从前端部131a射出。在电子内窥镜100的插入管前端部111设有与光波导131的前端部131a相对配置的配光透镜132。从光波导131的前端部131a射出的照明光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。

[0085] 在电子内窥镜100的插入管前端部111设有物镜组121及摄像元件141。物镜组121及摄像元件141形成摄像部。照明光IL中的、在生物体组织T的表面反射或散射的光入射到物镜组121并被聚光,在摄像元件141的受光面上成像。摄像元件141可以使用在其受光面上具备滤色器141a的彩色图像摄像用CCD(Charge Coupled Device:电荷耦合器件)图像传感器、或者CMOS(Complementary Metal Oxide Semiconductor:互补金属氧化物半导体)图像传感器等众所周知的摄像元件。

[0086] 滤色器141a是排列有使红色光通过的R滤色器、使绿色光通过的G滤色器以及使蓝色光通过的B滤色器、并直接形成在摄像元件141的各光接收元件上的所谓片上滤光器。图2是示出在一实施方式中采用的摄像元件的红(R)、绿(G)、蓝(B)各滤色器的分光特性的一例的图。R滤色器是使波长约大于570nm(例如580nm～700nm)的光通过的滤光器,G滤色器是使波长约为470nm～620nm的光通过的滤光器,B滤色器是使波长约小于530nm(例如420nm～520nm)的光通过的滤光器。

[0087] 摄像元件141是对由多个光各自照明的生物体组织T进行拍摄并生成与每个光对应的彩色图像数据的摄像单元,并且是生成与通过以波长范围不同的多个光对生物体组织T进行照明而在生物体组织T上反射或散射的光对应的彩色图像数据的图像数据生成单元。摄像元件141被控制成与后述的图像处理部500同步地驱动,周期性地(例如以1/30秒间隔)输出与在受光面上成像的生物体组织T的像对应的彩色图像数据。从摄像元件141输出的彩

色图像数据经由电缆142发送到处理器200的图像处理部500。

[0088] 图像处理部500主要具备:A/D转换电路502、预图像处理部504、帧存储器部506、后图像处理部508、特征量获取部510、存储器512、图像显示控制部514及控制器516。

[0089] A/D转换电路502对从电子内窥镜100的摄像元件141经由电缆142而输入的彩色图像数据进行A/D转换并输出数字图像数据。从A/D转换电路502输出的数字数据被发送到预图像处理部504。

[0090] 预图像处理部504对于数字数据,通过去马赛克处理从由装配有R滤色器的摄像元件141中的光接收元件拍摄到的R数字图像数据、由装配有G滤色器的摄像元件141中的光接收元件拍摄到的G数字图像数据、以及由装配有B滤色器的摄像元件141中的光接收元件拍摄到的B数字图像数据生成构成图像的R、G、B分量的彩色图像数据。进而,预图像处理部504是对生成的R、G、B分量的彩色图像数据实施颜色校正、矩阵运算及白平衡校正等规定的信号处理的部分。

[0091] 帧存储器部506对由摄像元件141拍摄并实施了信号处理的每一图像的彩色图像数据进行临时存储。

[0092] 后图像处理部508读出存储于帧存储器部506的彩色图像数据、或者对由后述的图像显示控制部514生成的图像数据进行信号处理(γ校正等)而生成用于显示器显示的画面数据。如后所述,由图像显示控制部514生成的图像数据包括生物体组织T的血红蛋白的氧饱和度等特征量的分布图像的数据。生成的画面数据(视频格式信号)输出到显示器300。由此,生物体组织T的图像、生物体组织T的特征量的分布图像等显示到显示器300的画面上。

[0093] 特征量获取部510根据控制器516的指示,如后所述,计算拍摄到的生物体组织T的特征量、例如血红蛋白的量、或者血红蛋白的量与血红蛋白的氧饱和度,并生成这些特征量在拍摄到的生物体组织T的像上的分布图像的图像数据。

[0094] 特征量获取部510由于使用以不同波段的多个光照明的生物体组织T的彩色图像数据进行运算来计算特征量,因此从帧存储器部506或存储器512中调用在特征量获取部510中使用的彩色图像数据及各种信息。

[0095] 图像显示控制部514根据控制器516的指示,对由特征量获取部510计算出的特征量在所拍摄到的生物体组织T的像上的分布图像的显示方式进行控制。例如,图像显示控制部514进行控制,以在所拍摄到的生物体组织T的像上叠加显示特征量的分布图像。

[0096] 控制器516是除了执行图像处理部500的各部分的动作指示及动作控制以外,还执行包括光源装置400及摄像元件141在内的电子内窥镜100的各部分的动作指示及动作控制的部分。

[0097] 需要说明的是,特征量获取部510及图像显示控制部514既可以由通过在计算机上启动程序并执行而发挥上述各功能的软件模块构成,也可以由硬件构成。

[0098] 这样,处理器200兼具对从电子内窥镜100的摄像元件141输出的彩色图像数据进行处理的功能,以及对电子内窥镜100、光源装置400及显示器300的动作进行指示并控制的功能。

[0099] 光源装置400是射出不同波段的第一光、第二光及第三光的光射出单元,使第一光、第二光及第三光入射到光波导131。本实施方式的光源装置400射出不同波段的第一光、第二光及第三光,但也可以射出四个以上的光。这种情况下,第四光也可以是与第一光相同

波段的光。除光源灯430以外，光源装置400还具备聚光透镜440、旋转滤光器410、滤光器控制部420及聚光透镜450。从光源灯430射出的大致平行的光例如是白光，由聚光透镜440聚光，通过旋转滤光器410之后，再次由聚光透镜450聚光而入射到光波导131的基端131b。需要说明的是，旋转滤光器410通过直线导轨等未图示的移动机构，能够在从光源灯430发射的光的光路上的位置与光路外的避让位置之间移动。旋转滤光器410由于包括具有不同透射特性的多个滤光器，因此，根据横穿从光源灯430发射的光的光路的旋转滤光器410的种类，从光源装置400射出的光的波段不同。

[0100] 需要说明的是，光源装置400的结构不限于图1所示。例如，也可以采用产生会聚光而不是平行光的灯作为光源灯430。在这种情况下，例如也可以采用使发射自光源灯430的光在聚光透镜440跟前聚光并作为扩散光入射到聚光透镜440的结构。另外，还可以采用不使用聚光透镜440而是使光源灯430产生的大致平行光直接入射到旋转滤光器410的结构。另外，在使用产生会聚光的灯的情况下，也可以采用以准直透镜代替聚光透镜440而使光以大致平行光的状态入射到旋转滤光器410的结构。例如，在使用多层介质滤光器等干涉型的滤光器作为旋转滤光器410的情况下，通过使大致平行的光入射到旋转滤光器410，由此使得光到滤光器的入射角均匀，从而能够获得更好的滤光器特性。另外，也可以采用产生发散光的灯作为光源灯430。这种情况下，也可以采用以准直透镜代替聚光透镜440而使大致平行的光入射到旋转滤光器410的结构。

[0101] 另外，光源装置400构成为通过使发射自一个光源灯430的光透过滤光器而射出不同波段的多个光，但也可以取代光源灯430而使用不同波段的多个不同光、例如发光二极管、输出激光的激光元件等半导体光源作为光源装置400的光源。这种情况下，也可以不使用旋转滤光器410。另外，光源装置400例如也可以构成为分别射出包括规定波段的激发光和由该激发光激发发出的荧光的合成白光、与规定的窄波段的光。光源装置400的结构不受特别限制，只要能够射出不同波段的多个光即可。

[0102] 光源装置400是外设于电子内窥镜100的外部装置，但在光源装置400由诸如激光元件那样的小型光源构成的情况下，光源装置400也可以设置在电子内窥镜100的插入管前端部111。这种情况下，不需要光波导131。

[0103] 旋转滤光器410是具备多个滤光器的圆盘型的光学单元，构成为根据其旋转角度切换光的通过波长区域。旋转滤光器410具备通过波段不同的三个滤光器，但也可以具备四个、五个或六个以上的滤光器。旋转滤光器410的旋转角度由连接到控制器516的滤光器控制部420控制。控制器516经由滤光器控制部420控制旋转滤光器410的旋转角度，由此切换通过旋转滤光器410而供给到光波导131的照明光IL的波段。

[0104] 图3是旋转滤光器410的外观图(主视图)。旋转滤光器410具备大致圆盘状的框架411、以及三个扇形的滤光器415、416和418。围绕框架411的中心轴等间隔地形成有三个扇状的窗414a、414b及414c，滤光器415、416及418分别嵌入到各窗414a、414b及414c中。需要说明的是，滤光器虽然均为多层介质滤光器，但也可以使用其它方式的滤光器(例如吸收型的滤光器、使用电介质多层膜作为反射膜的标准具滤光器等)。

[0105] 另外，在框架411的中心轴上形成有轮毂孔412。滤光器控制部420所具备的未图示的伺服电机的输出轴插入并固定于轮毂孔412，旋转滤光器410与伺服电机的输出轴一起旋转。

[0106] 当旋转滤光器410沿图3中的箭头所示的方向旋转时，该光入射到的滤光器依次切换为滤光器415、416、418，由此通过旋转滤光器410的照明光IL的波段依次切换。

[0107] 滤光器415及416是选择性地使550nm段的光通过的带通滤光器。如图4所示，滤光器415构成为使从等吸收点E1至E4的波段R0(W波段)的光低损失通过，而阻断其以外的波长区域的光。另外，滤光器416构成为使从等吸收点E2至E3的波段R2(N波段)的光低损失通过，而阻断其以外的波长区域的光。

[0108] 另外，滤光器418是紫外线截止滤光器，在可见光波长区域中，从光源灯430发射的光透过滤光器418。透过了滤光器418的光作为白光用于普通观察像的拍摄。需要说明的是，也可以构成为使框架411的窗414c开放而不使用滤光器418。

[0109] 因此，从光源灯430发射的光中透过了滤光器415的光在下文中称为宽光，从光源灯430发射的光中透过了滤光器416的光在下文中称为窄光，从光源灯430发射的光中透过了滤光器418的光在下文中称为白光WL。

[0110] 如图4所示，波段R1是包含源自氧合血红蛋白的吸收峰P1的峰值波长的波段，波段R2是包含源自还原血红蛋白的吸收峰P2的峰值波长的波段，波段R3是包含源自氧合血红蛋白的吸收峰P3的峰值波长的波段。另外，在波长区域R0中包含三个吸收峰P1、P2、P3的各峰值波长。图4是示出550nm附近的血红蛋白的一例吸收光谱的图。

[0111] 另外，滤光器415的波段R0及滤光器416的波段R2包含在滤色器141a的G滤色器的通过波长区域(图2)中。因此，由通过了滤光器415或416的光形成的生物体组织T的像作为由摄像元件141拍摄到的彩色图像数据的G分量的像而获得。需要说明的是，对滤光器415或滤光器418的透过率及开口的大小进行调整，使得从滤光器415生成的宽光的光强度与从滤光器418生成的白光WL的光强度大致为相同的程度。宽光的光强度与窄光的光强度不同。

[0112] 在框架411的周缘部形成有贯通孔413。贯通孔413在框架411的旋转方向上形成于与窗414a和窗414c的边界部相同的位置(相位)上。用于检测贯通孔413的光遮断器422以包围框架411的周缘部的一部分的方式配置在框架411的周围。光遮断器422连接到滤光器控制部420。

[0113] 这样，光源装置400优选具备通过在光源灯430发射的光的光路中依次切换多个滤光器415、416、418而射出不同波段的光、即宽光、窄光和白光WL作为照明光IL的结构。

[0114] (生物体组织的特征量的计算)

[0115] 生物体组织T的特征量由图像处理部500的特征量获取部510计算。下面，对根据拍摄到的生物体组织T的图像计算生物体组织T的血红蛋白的量及血红蛋白的氧饱和度Sat作为特征量的处理进行说明。

[0116] 如图4所示，血红蛋白在550nm附近具有源自卟啉的被称作Q波段的强吸收带。血红蛋白的吸收光谱根据表示氧合血红蛋白HbO占总血红蛋白的比例的氧饱和度Sat而变化。图4中的实线的波形是氧饱和度Sat为100％、即氧合血红蛋白bO的吸收光谱，长虚线的波形是氧饱和度Sat为0％、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Sat＝10、20、30、……90％时的血红蛋白、即氧合血红蛋白HbO与还原血红蛋白Hb的混合物的吸收光谱。

[0117] 如图4所示，在Q波段中，氧合血红蛋白HbO与还原血红蛋白Hb具有互不相同的峰值波长。具体地，氧合血红蛋白HbO具有波长542nm附近的吸收峰P1以及波长576nm附近的吸收

峰P3。另一方面，还原血红蛋白Hb在556nm附近具有吸收峰P2。图4是氧合血红蛋白HbO、还原血红蛋白Hb的浓度之和为一定时的吸收光谱，因此出现无论氧合血红蛋白HbO及还原血红蛋白Hb的比率、即氧饱和度如何，吸光度均为一定的等吸收点E1、E2、E3、E4。夹在等吸收点E1与E2之间的波段是先前在滤光器410中说明的波段R1，夹在等吸收点E2与E3之间的波长区域是波段R2，夹在等吸收点E3与E4之间的波段是波段R3，夹在等吸收点E1与E4之间的波段、即波段R1、R2及R3合在一起的波段是波段R0。因此，从光源灯430发射的光中透过了滤光器415的透过光、即宽光的波段是波段R0，从光源灯430发射的光中透过了滤光器416的透过光、即窄光的波段是波段R2。

[0118] 如图4所示，在波段R1、R2、R3中，血红蛋白的吸收相对于氧饱和度线性增加或减少。具体地，波段R1、R3中的血红蛋白的吸收AR1、AR3相对于氧合血红蛋白的浓度、即氧饱和度线性增加。另外，波段R2中的血红蛋白的吸收AR2相对于还原血红蛋白的浓度线性增加。

[0119] 这里，氧饱和度用下式(1)来定义。

[0120] 式(1)：

[0121] [数学式1]

[0122] $$Sat = \frac{[HbO]}{[Hb]+[HbO]}$$

[0123] 其中，

[0124] Sat:氧饱和度

[0125] [Hb]:还原血红蛋白的浓度

[0126] [HbO]:氧合血红蛋白的浓度

[0127] [Hb]+[HbO]:血红蛋白的量(tHb)

[0128] 另外，从式(1)得到表示氧合血红蛋白HbO及还原血红蛋白Hb的浓度的式(2)、式(3)。

[0129] 式(2)：

[0130] [数学式2]

[0131] [HbO]＝Sat·([Hb]+[HbO])

[0132] 式(3)：

[0133] [数学式3]

[0134] [Hb]＝(1-Sat)·([Hb]+[HbO])

[0135] 因此，血红蛋白的吸收AR1、AR2及AR3是取决于氧饱和度与血红蛋白的量这两者的特征量。

[0136] 这里，弄清了波段R0中的吸光度的合计值是不依赖于氧饱和度Sat、而由血红蛋白的量决定的值。因此，可以基于波段R0中的吸光度的合计值对血红蛋白的量进行定量。另外，可以基于波段R1、波段R2或波段R3中的吸光度的合计值、以及根据波段R0的合计值定量的血红蛋白的量对氧饱和度Sat进行定量。

[0137] 特征量获取部510包括:血红蛋白量计算部(第一部分)510a，基于对生物体组织T的血红蛋白的量(第一特征量)的变化具有灵敏度的后述的第一比率计算、获取生物体组织T的血红蛋白的量;以及氧饱和度计算部(第二部分)510b，基于对计算出的血红蛋白的量

(第一特征量)与血红蛋白的氧饱和度(第二特征量)的变化具有灵敏度的后述的第二比率计算、获取生物体组织T的血红蛋白的氧饱和度。第一比率或第二比率对血红蛋白的量的变化或氧饱和度的变化具有灵敏度是指,第一比率或第二比率相对于血红蛋白的量的变化或氧饱和度的变化而变化。

[0138] 以宽光(透过了滤光器415的波段R0的光)照明的生物体组织T的彩色图像数据的亮度分量的值对应于上述波段R0中的吸光度的合计值,因此本实施方式的特征量获取部510的血红蛋白量计算部510a基于波段R0的彩色图像数据的亮度分量计算血红蛋白的量。这里,通过将彩色图像数据的R分量乘以规定系数,将彩色图像数据的G分量乘以规定系数,将彩色图像数据的B分量的值乘以规定系数,并对这些相乘的结果求和,从而能计算亮度分量。

[0139] 具体地,特征量获取部510的血红蛋白量计算部510a基于将宽光(第二光)用作照明光IL的生物体组织T的彩色图像数据(第二彩色图像数据)的亮度分量Wide(Yh)除以将白光WL(第一光)用作照明光IL的生物体组织T的彩色图像数据(第一彩色图像数据)的R分量WL(R)、或者R分量WL(R)和G分量WL(G)的合计分量WL(R)+WL(G)而得的比率Wide(Yh)/WL(R)或Wide(Yh)/{WL(R)+WL(G)}(第一比率),计算血红蛋白的量。在血红蛋白的量的计算中,使用亮度分量Wide(Yh)除以WL(R)或{WL(R)+WL(G)}而得的比率Wide(Yh)/WL(R)或Wide(Yh)/{WL(R)+WL(G)}是为了消除生物体组织T的分光特性根据照明光IL在生物体组织T的表面散射的程度而变化的情况。特别是,消化管内壁等生物体组织T的反射光谱除了易于受到由构成生物体组织T的成分引起的吸收波长特性(具体地,氧合血红蛋白及还原血红蛋白的吸收光谱特性)的影响以外,还易于受到由生物体组织T引起的照明光的散射波长特性的影响。将白光WL(第一光)用作照明光IL的生物体组织T的彩色图像数据(第一彩色图像数据)的R分量WL(R)、或者R分量和G分量的合计分量WL(R)+WL(G)不受血红蛋白的量、氧饱和度Sat的影响地表示照明光IL在生物体组织T中的散射程度。因此,为了从生物体组织T的反射光谱中消除照明光IL在生物体组织T中的散射的影响,白光WL(基准光)的波段优选设定为包含第一彩色图像数据的分量之一对生物体组织T的血红蛋白的量的变化不具有灵敏度那样的波段。加之,白光WL(基准光)的波段优选设定为包含第一彩色图像数据的分量之一对氧饱和度的变化不具有灵敏度那样的波段。

[0140] 在一实施方式中,将表示血红蛋白的量已知的生物体组织T中的上述第一比率的信息(确切地说是后述的第一校正比率)与血红蛋白的量之间的对应关系的参照表预先存储在存储器512中,特征量获取部510的血红蛋白量计算部510a使用该参照表,基于拍摄生物体组织T而得的彩色图像数据中的上述第一比率的值来计算血红蛋白的量。

[0141] 在血红蛋白的量的计算中,优选使用将宽光(第二光)用作照明光IL的生物体组织T的彩色图像数据(第二彩色图像数据)的亮度分量Wide(Yh)与将白光WL(第一光)用作照明光IL的生物体组织T的彩色图像数据(第一彩色图像数据)的R分量WL(R)、或者R分量和G分量的合计分量WL(R)+WL(G)的比率Wide(Yh)/WL(R)或Wide(Yh)/{WL(R)+WL(G)}作为第一比率,但作为将宽光(第二光)用作照明光IL的生物体组织T的彩色图像数据(第二彩色图像数据)的亮度分量Wide(Yh)的代替,也优选使用G分量Wide(G)。

[0142] 进而,由于如上所述地波段R2中的吸光度的合计值随着氧饱和度Sat的上升而降低、以及波段R0中的吸光度的合计值根据血红蛋白的量而变化、但却与氧饱和度Sat的变化

无关地为一定，因此，特征量获取部510的氧饱和度计算部510b基于以下规定的第二比率来计算氧饱和度。即、特征量获取部510的氧饱和度计算部510b将以通过了滤光器416的波段R2的光、即窄光照明的生物体组织T的彩色图像数据(第三彩色图像数据)的亮度分量Narrow(Yh)与以宽光(透过了滤光器416的波段R0的光)照明的生物体组织T的彩色图像数据(第二彩色图像数据)的亮度分量Wide(Yh)的比率Narrow(Yh)/Wide(Yh)作为第二比率来进行计算。另一方面，从已知的样本求出表示血红蛋白的量与氧饱和度Sat＝0％时的第二比率的下限值及氧饱和度Sat＝100％时的第二比率Narrow(Yh)/Wide(Yh)的上限值之间的关系的对应关系，并预先存储在存储器512中。特征量获取部510的氧饱和度计算部510b使用从拍摄生物体组织T而生成的彩色图像数据得到的血红蛋白的量的计算结果与上述对应关系，求出第二比率的下限值及上限值，并设氧饱和度Sat在求出的下限值与上限值之间根据第二比率线性地变化，计算拍摄到的生物体组织T的第二比率Narrow(Yh)/Wide(Yh)的值位于上限值与下限值之间的范围的哪个位置上。这样，特征量获取部510的氧饱和度计算部510b执行氧饱和度Sat的计算。

[0143] 另外，也可以从已知的样本求出表示血红蛋白的量及第二比率的信息(确切地说是后述的第二校正比率)与血红蛋白的氧饱和度Sat之间的对应关系的参照表，并预先存储在存储器512中，参照该参照表，从计算出的第二比率来计算血红蛋白的氧饱和度Sat。

[0144] 在一实施方式中，使用以窄光照明的生物体组织T的彩色图像数据(第三彩色图像数据)的亮度分量Narrow(Yh)与以宽光照明的生物体组织T的彩色图像数据(第二彩色图像数据)的亮度分量Wide(Yh)的比率作为第二比率，但也可以使用以窄光照明的生物体组织T的彩色图像数据(第三彩色图像数据)的G分量Narrow(G)与以宽光照明的生物体组织T的彩色图像数据(第二彩色图像数据)的G分量Wide(G)的比率作为第二比率。

[0145] 另外，在一实施方式中，为了计算第二比率，使用波段R2的窄光来照明生物体组织T，但不限于窄光。例如，也可以考虑利用吸光度的合计值相对于氧饱和度Sat的变化而变化的波段R1或波段R2，使用波段为波段R1或波段R2的光。这种情况下，将滤光器416的滤光器特性设定为波段R1或波段R2即可。

[0146] 这样，为了准确地计算氧饱和度Sat，窄光(第三光)的波段优选包含在宽光(第二光)的波段中。另外，宽光(第二光)的波段设定为包含第二彩色图像数据的分量之一、例如亮度分量、G分量对血红蛋白的量的变化具有灵敏度、但对氧饱和度的变化不具有灵敏度那样的波段R0在能够准确地计算氧饱和度Sat这一点上是优选的。窄光(第三光)的波段设定为包含第三彩色图像数据的分量之一、例如亮度分量、G分量对生物体组织T的氧饱和度Sat的变化具有灵敏度那样的波段R2在能够准确地计算氧饱和度Sat这一点上是优选的。

[0147] 另外，优选地，上述宽光(第二光)是使白光WL(第一光)的波段中例如500nm～600nm的范围内的第一波段、例如等吸收点E1与等吸收点E4之间的波段透过滤光器中之一而得的白光WL(第一光)的滤过光，窄光(第三光)是使第一波段的范围内的窄于第一波段的第二波段、例如等吸收点E2与等吸收点E3之间的波段透过滤光器中之一而得的白光WL(第一光)的滤过光。上述第一波段例如优选为510nm～590nm的范围内的波段。另外，上述第二波段例如优选为510nm～590nm的范围内的波段，更优选为530nm～580nm的范围内的波段。

[0148] 另外，在上述实施方式中，当利用血红蛋白的吸光度来计算血红蛋白的量及氧饱和度Sat时，如图4所示，将550nm附近的波段的光用作照明光，但不限于该频段。在血红蛋白

的吸光度中，除了550nm附近的波段以外，还在420～450nm处存在大的吸收峰、且具有等吸收点。氧合血红蛋白与还原血红蛋白的吸收光谱的波形在该等吸收点的周围交替。因此，在一实施方式中，也优选将400～460nm的波段内的不同波长或波段的光用作照明光来计算血红蛋白量和氧饱和度。在这种情况下，关于血红蛋白量及氧饱和度的计算，如后所述，也可以使用后述的第一光强度比G1、灵敏度比G2及第二光强度比G3对第一比率及第二比率进行校正。

[0149] 在上述实施方式中，当求取血红蛋白的量及氧饱和度Sat时，使用不同波段的三个光作为照明光。但是，根据一实施方式，为了求取血红蛋白的量及氧饱和度Sat，也优选光源装置400射出包含波段互不相同的两个光分量的第一光、以及与上述光分量的两个波段不同的别的波段的第二光作为照明光。这种情况下，血红蛋白量计算部510a可以用后述的灵敏度比G2对根据从将第一光作为照明光时生成的彩色图像数据提取的分别对应于两个波段的对应分量、即分量a与分量b之比而获得的第一比率进行校正而求出第一校正比率。上述分量a与分量b是通过在图1所示的预图像处理部504中对彩色图像数据的分量进行矩阵运算而提取出的。

[0150] 例如，使第一光中包含620～670nm的波段的光分量(红光分量)、525～582nm的波段的光分量(绿光分量)。第二光的波段设为545～570nm。这种情况下，根据一实施方式，作为用于求出血红蛋白的量的指标的第一比率可以设为对应分量中的与绿光分量对应的对应分量(525～582nm的波段的分量)相对于对应于绿光分量的对应分量(525～582nm的波段的分量)与对应于红光分量的对应分量(620～670nm的波段的分量)之和、即合成的对应分量的比率，作为用于求出氧饱和度Sat的指标的第二比率可以设为与第二光对应的彩色图像数据的对应于545～570nm的波段的分量相对于与第一光对应的彩色图像数据的对应于绿光分量的对应分量(525～582nm的波段的分量)的比率。

[0151] 另外，根据一实施方式，也可以取代用作照明光的三个光而使用具有三个光分量的一个光获得一个彩色图像数据，并使用该彩色图像数据的分量来求出血红蛋白量及氧饱和度Sat。这种情况下，由于使用一个光作为照明光，因此简化光源装置400的结构，除此之外还由于无需生成多个彩色图像数据，因此简化处理器200中的各部分的结构。

[0152] 这种情况下，血红蛋白量计算部510a可以使用从彩色图像数据提取的与三个光分量的波段对应的对应分量求出第一比率，并用后述的灵敏度比G2对该第一比率进行校正而求出第一校正比率。

[0153] 例如，使一个光中包含450～500nm的波段的光分量(蓝光分量)、525～582nm的波段的光分量(绿光分量)、620～670nm的波段的光分量(红光分量)。可以通过图1所示的预图像处理部504对以这样的光获得的彩色图像数据执行矩阵运算，求出与上述波段对应的彩色图像数据的三个对应分量。这种情况下，根据一实施方式，作为用于求出血红蛋白的量的指标的第一比率可以设为与绿光分量对应的对应分量(525～582nm的波段的分量)相对于从三个对应分量得到的合成的对应分量(例如，具有对三个对应分量的值进行加权平均而得的值的对应分量)的比率。进而，作为用于求出氧饱和度Sat的指标的第二比率可以设为与蓝光分量对应的对应分量(450～500nm的波段的分量)相对于与绿光分量对应的对应分量(525～582nm的波段的分量)的比率。

[0154] 下面，基于以白光WL(第一光)、宽光(第二光)及窄光(第三光)为照明光的实施方

式,对第一比率及第二比率的校正进行说明。

[0155] (第一比率的校正:光强度)

[0156] 在上述实施方式中,基于用不同波段的白光WL(第一光)及宽光(第二光)照明的生物体组织T的摄像图像的彩色图像数据的分量间的作为第一比率的比率Wide(Yh)/WL(R)或者Wide(Yh)/{WL(R)+WL(G)}来计算生物体组织T的血红蛋白的量,因此,为了计算出具有可靠性的血红蛋白的量,优选的是,不同波段的两个光的光强度之比为规定值、即光强度之比在多个内窥镜系统间没有偏差地为一定。但是,由于每个内窥镜系统的制造误差等,白光WL(第一光)的光强度与宽光(第二光)的光强度之比可能稍有偏差。因此,基于第一比率Wide(Yh)/WL(R)或Wide(Yh)/{WL(R)+WL(G)}计算出的血红蛋白的量在多个内窥镜系统间容易存在偏差。这种情况下,通过和白光WL(第一光)的光强度与宽光(第二光)的光强度的偏差相符地对用于计算血红蛋白的量的参照表进行修正,由此能够抑制血红蛋白的计算结果在内窥镜系统间的偏差。但是,为每个内窥镜系统重新创建参照表是麻烦的。因此,特征量获取部510的血红蛋白量计算部510a对作为第一比率的比率Wide(Yh)/WL(R)或Wide(Yh)/{WL(R)+WL(G)}进行校正。具体地,预先测定白光WL(第一光)的光强度与宽光(第二光)的光强度的比率、即第一光强度比G1,并将其结果预先存储在存储器512中。当使用第一比率计算血红蛋白的量时,血红蛋白量计算部510a将使用第一光强度比G1对作为第一比率的比率Wide(Yh)/WL(R)或Wide(Yh)/{WL(R)+WL(G)}进行校正(除法运算)而得的第一校正比率Wide(Yh)/{WL(R)·G1}或Wide(Yh)/[{WL(R)+WL(G)}·G1]用作第一比率的信息,并基于该第一校正比率,使用参照表计算、获取生物体组织T的血红蛋白的量(第一特征量)。需要说明的是,比率Wide(Yh)/WL(R)或Wide(Yh)/{WL(R)+WL(G)}是对血红蛋白的量具有灵敏度的参数。具有灵敏度是指,如果血红蛋白的量发生变化,则根据该变化,比率Wide(Yh)/WL(R)或Wide(Yh)/{WL(R)+WL(G)}也发生变化。

[0157] 如上所述,血红蛋白的量是基于第一校正比率Wide(Yh)/{WL(R)·G1}或Wide(Yh)/[{WL(R)+WL(G)}·G1]计算出的,因此,即使白光WL(第一光)的光强度与宽光(第二光)的光强度之比在内窥镜系统间存在偏差,血红蛋白的量的计算结果也相同。在光源装置400中,白光WL与宽光是发射自一个光源灯430的光中的、透过了滤光器415、418的透过光,因此,白光WL(第一光)的光强度与宽光(第二光强度)的光强度之比的偏差是由滤光器415的透光率及滤光器418的透光率的偏差、旋转滤光器410的窗414a及窗414c的大小(开口的大小)的偏差而引起的。

[0158] 存储于存储器512中的第一光强度比G1优选是,通过用摄像元件141或基准摄像元件对以白光WL(第一光)和宽光(第二光)照明的基准被拍摄体进行拍摄而生成的基准被拍摄体的彩色图像数据的一分量之比或者与该比成常数倍的值。更具体地,第一光强度比G1是,通过用摄像元件141或基准摄像元件对以宽光(第二光)照明的基准被拍摄体进行拍摄而生成的基准被拍摄体的彩色图像数据的一分量的值除以通过用摄像元件141或基准摄像元件对以白光WL(第一光)照明的基准被拍摄体进行拍摄而生成的基准被拍摄体的彩色图像数据的一分量的值而得的值、或者该值的常数倍的值。

[0159] 因此,根据一实施方式,第一光强度比G1是对第一比率进行校正的系数,使得即便白光WL(第一光)与宽光(第二光)的光强度存在偏差,第一比率的值也是可从与预定的光强度的白光WL和宽光对应的彩色图像数据的一分量得到的第一比率的值。例如,在通过拍摄

以宽光(第二光)照明的基准被拍摄体而得到的彩色图像数据的一分量的值相对于通过拍摄以白光WL(第一光)照明的基准被拍摄体而得到的彩色图像数据的一分量的值为十分之一的情况下,第一光强度比G1例如设为十分之一或者十分之一的常数倍(例如a倍)的值。通过使用这样的白光WL及宽光拍摄被拍摄体而得到的第一比率除以第一光强度比G1来进行校正,因此,第一比率与例如10倍或10倍的常数倍(例如1/a倍)的值相乘。这里,彩色图像数据的一分量也可以是包含波段R0作为波段的彩色图像数据的G分量,但从准确地获取光强度的比率的方面来看,优选为亮度分量。基准被拍摄体是被规定为在执行用于抑制多个内窥镜系统间的产品偏差的检查时由多个内窥镜系统共同使用的被拍摄体即可,例如既可以是用于白平衡的基准白板,也可以是预先指定的生物体组织、样本。这里,第一校正比率Wide(Yh)/{WL(R)·G1}或Wide(Yh)/[{WL(R)+WL(G)}·G1]是亮度分量与R分量或者R分量和G分量的合计分量的比率,因此,当摄像元件141的光接收元件的摄像灵敏度(以相同光强度的光照明的被拍摄体的摄像图像数据的值)在多个内窥镜系统间存在偏差的情况下,第一校正比率Wide(Yh)/{WL(R)·G1}或Wide(Yh)/[{WL(R)+WL(G)}·G1]在多个内窥镜系统间也容易存在偏差。因此,当检查多个内窥镜系统时,为了使摄像元件的摄像灵敏度一致,优选取代摄像元件141而使用在进行内窥镜系统的检查时共同使用的、保证摄像灵敏度为目标灵敏度的基准摄像元件。在摄像元件141的摄像灵敏度与目标灵敏度一致的情况下,也可以使用摄像元件141。

[0160] 需要说明的是,第一光强度比G1优选是使以第一光照明的基准被拍摄体的彩色图像数据(第一彩色图像数据)的亮度分量的值与以第二光照明的基准被拍摄体的彩色图像数据(第二彩色图像数据)的亮度分量的值之比为规定值、例如1.0的比。

[0161] 由此,即使是第一光与第二光的光强度之比在内窥镜系统间存在偏差的情况下,如图5所示,也可以使用第一校正比率与血红蛋白的量的对应关系算出在内窥镜系统间无偏差的血红蛋白的量。如图5所示,表示第一校正比率与血红蛋白的量的对应关系的参照表存储在存储器512中。图5是示出本实施方式中使用的血红蛋白的量与第一校正比率的一例对应关系的图。

[0162] (第一比率的校正:摄像灵敏度)

[0163] 在上述实施方式中,基于用摄像元件141对以不同波段的白光WL(第一光)和宽光(第二光)照明的生物体组织T进行拍摄而生成的摄像图像的彩色图像数据的分量间的第一比率来计算生物体组织T的血红蛋白的量,因此,如果摄像元件141的摄像灵敏度在所检查的多个内窥镜系统间存在偏差,则基于第一比率计算的血红蛋白的量也在多个内窥镜系统间容易存在偏差。这种情况下,通过与摄像元件141的摄像灵敏度的偏差相符地对每个内窥镜系统单独校正用于计算血红蛋白的参照表,从而能够抑制血红蛋白的计算结果在多个内窥镜系统间的偏差,但对每个内窥镜系统重新创建参照表是麻烦的。因此,特征量获取部510的血红蛋白量计算部510a对作为第一比率的比率Wide(Yh)/WL(R)或Wide(Yh)/{WL(R)+WL(G)}进行校正。具体地,预先测定摄像元件141中白光WL(第一光)的摄像灵敏度与摄像元件141中宽光(第二光)的摄像灵敏度的灵敏度比,并将其结果预先存储在存储器512中。当使用存储的灵敏度比G2计算血红蛋白的量时,特征量获取部510的血红蛋白量计算部510a基于使用灵敏度比G2对作为第一比率的比率Wide(Yh)/WL(R)或Wide(Yh)/{WL(R)+WL(G)}进行校正(除法运算)而得的第一校正比率Wide(Yh)/{WL(R)·G2}或Wide(Yh)/[{WL(R)+WL

(G)}·G2],使用参照表计算、获取生物体组织T的血红蛋白的量(第一特征量)。由此,即使摄像元件141的摄像灵敏度在内窥镜系统间存在偏差,也能够算出偏差少的血红蛋白的量。摄像灵敏度是指摄像元件141在相同时间内接收到相同光强度的光时的彩色图像数据的值。在上述实施方式中,使用第一比率来计算血红蛋白的量,因此,作为摄像灵敏度,使用白光WL(第一光)的摄像灵敏度与摄像元件141中宽光(第二光)的摄像灵敏度的灵敏度比G2即可。作为灵敏度比G2,与用于第一比率的彩色图像数据的分量对应地使用彩色图像数据的亮度分量与R分量、G分量,但使用哪个分量并没有特别限制。

[0164] 使用这样的灵敏度比G2的第一比率的上述校正优选在白光WL(第一光)的光强度与宽光(第二光)的光强度的强度比率处于目标值的条件下进行。但是,如上所述,多数情况下,光强度的强度比在内窥镜系统间存在偏差而非一定。这种情况下,本实施方式的特征量获取部510的血红蛋白量计算部510a优选将上述第一光强度比G1预先存储在存储器512中,使用该第一光强度比G1与灵敏度比G2,基于使用第一光强度比G1及灵敏度比G2对作为第一比率的比率Wide(Yh)/WL(R)或Wide(Yh)/{WL(R)+WL(G)}进行校正(除法运算)而得的第一校正比率Wide(Yh)/{WL(R)·G1·G2}或Wide(Yh)/[{WL(R)+WL(G)]·G1·G2},使用参照表计算、获取生物体组织T的血红蛋白的量(第一特征量)。需要说明的是,第一光强度比G1为1.0的情况下,可以仅使用灵敏度比G2,基于第一校正比率Wide(Yh)/{WL(R)·G2}或Wide(Yh)/[{WL(R)+WL(G)]·G2},使用参照表计算、获取生物体组织T的血红蛋白的量(第一特征量)。

[0165] 需要说明的是,灵敏度比G2优选为,使用第一光强度比G1对通过用摄像元件141拍摄以白光WL(第一光)及宽光(第二光)照明的基准被拍摄体而生成的基准被拍摄体的彩色图像数据的一分量之比进行校正而得的比。例如,当将通过用摄像元件141拍摄以白光WL(第一光)照明的血红蛋白的量为0的基准被拍摄体而生成的基准被拍摄体的彩色图像数据的R分量WL(R)或者R分量和G分量的合计分量WL(R)+WL(G)与通过用摄像元件141拍摄以宽光(第二光)照明的血红蛋白的量为0的基准被拍摄体而生成的基准被拍摄体的彩色图像数据的亮度分量Wide(Yh)之比设为Wide(Yh)/WL(R)或Wide(Yh)/{WL(R)+WL(G)}时,灵敏度比G2定为Wide(Yh)/{WL(R)·G1·0.6}或Wide(Yh)/[{WL(R)+WL(G)}·G1·0.6]。需要说明的是,第一光强度比G1为1.0的情况下,灵敏度比G2可以定为Wide(Yh)/{WL(R)·0.6}或Wide(Yh)/[{WL(R)+WL(G)}·0.6]。这里,在上式中使用0.6是为了使血红蛋白的量为0时的第一校正比率的值如图5所示那样为0.6。由此,如图5所示,即使上述摄像灵敏度在内窥镜系统间存在偏差的情况下,也能够使血红蛋白的量为0时的第一校正比率统一为0.6,可以使用多个内窥镜系统间通用的参照表计算在内窥镜系统间无偏差的血红蛋白的量。

[0166] 这样,灵敏度比G2优选是设定为使得通过摄像元件104拍摄第一比率的值作为基准值、例如0.6而已知的基准被拍摄体、例如与血红蛋白的色素不具有相同颜色分量的基准板时得到的第一校正比率的值为基准被拍摄体的基准值、例如0.6的比。

[0167] 在上述校正对象的第一比率中,使用亮度分量作为第二彩色图像数据的分量,但也可以使用包含波段R0作为波段的G分量。

[0168] 上述的摄像元件141的摄像灵敏度的偏差问题不限于使用不同波段的两个光作为照明光的情况。例如,在使用包含不同波段的光分量的光生成彩色图像数据,并根据彩色图像数据基于与上述光分量的波段对应的彩色图像数据的对应分量求出第一比率来计算血

红蛋白的量的情况下，也会产生偏差问题。

[0169] 根据一实施方式，存储器512预先存储摄像元件141中包含于光的光分量的不同波段间的摄像灵敏度的比、即灵敏度比。此时，特征量获取部510优选基于使用灵敏度比对彩色图像数据的与光分量的波段对应的对应分量的比率中对血红蛋白的量具有灵敏度的第一比率进行校正而得的第一校正比率来获取血红蛋白的量。

[0170] (第二比率的校正：光强度)

[0171] 在上述实施方式中，基于以不同波段的宽光(第二光)和窄光(第三光)照明的生物体组织T的摄像图像的彩色图像数据的分量间的第二比率、即比率Narrow(Yh)/Wide(Yh)以及血红蛋白的量来计算生物体组织T的血红蛋白的氧饱和度Sat，因此，为了计算出具有可靠性的氧饱和度Sat，优选的是，不同波段的上述宽光(第二光)及窄光(第三光)的光强度之比为规定值、即光强度之比在多个内窥镜系统间没有偏差地为一定。但是，由于每个内窥镜系统的制造误差等，宽光(第二光)的光强度与窄光(第三光)的光强度之比可能稍有偏差。因此，基于第二比率Narrow(Yh)/Wide(Yh)计算出的氧饱和度Sat在多个内窥镜系统间容易存在偏差。这种情况下，通过和宽光(第二光)的光强度与窄光(第三光)的光强度的偏差相符地对用于计算氧饱和度Sat的第二比率的下限值及上限值进行修正，由此能够抑制氧饱和度Sat的计算结果在内窥镜系统间的偏差。但是，为每个内窥镜系统重新创建上述下限值及上限值是麻烦的。因此，本实施方式的特征量获取部510的氧饱和度计算部510b对作为第二比率的比率Narrow(Yh)/Wide(Yh)进行校正。具体地，预先测定宽光(第二光)的光强度与窄光(第三光)的光强度之比、即第二光强度比G3，并将其结果预先存储在存储器512中。当使用第二比率计算氧饱和度Sat时，特征量获取部510的氧饱和度计算部510b基于使用第二光强度比G3对作为第二比率的比率Narrow(Yh)/Wide(Yh)进行校正(除法运算)而得的第二校正比率Narrow(Yh)/{Wide(Yh)·G3}，使用上限值及下限值计算、获取生物体组织T的血红蛋白的氧饱和度Sat(第二特征量)。需要说明的是，比率Narrow(Yh)/Wide(Yh)是对血红蛋白的氧饱和度Sat具有灵敏度的参数。具有灵敏度是指，如果血红蛋白的氧饱和度Sat发生变化，则根据该变化，比率Narrow(Yh)/Wide(Yh)也发生变化。

[0172] 如上所述，氧饱和度Sat是基于第二校正比率Narrow(Yh)/{Wide(Yh)·G3}计算出的，因此，即使宽光(第二光)的光强度与窄光(第三光)的光强度之比在内窥镜系统间存在偏差，也能够计算出相同的氧饱和度Sat。在本实施方式的光源装置400中，宽光与窄光是发射自一个光源灯430的光中的、透过了滤光器415、416的透过光，因此，宽光的光强度与窄光的光强度之比的偏差是由滤光器415和滤光器416的透光率的偏差、旋转滤光器410的窗414a和窗414b的大小(开口的大小)的偏差而引起的。

[0173] 存储于存储器512的第二光强度比G3优选是，通过用摄像元件141或基准摄像元件对以宽光(第二光)和窄光(第三光)照明的基准被拍摄体进行拍摄而生成的基准被拍摄体的彩色图像数据的一分量之比。更具体地，第二光强度比G3是，通过用摄像元件141或基准摄像元件对以窄光(第三光)照明的基准被拍摄体进行拍摄而生成的基准被拍摄体的彩色图像数据的一分量的值除以通过用摄像元件141或基准摄像元件对以宽光(第二光)照明的基准被拍摄体进行拍摄而生成的基准被拍摄体的彩色图像数据的一分量的值而得的值、或者是该值的常数倍的值。

[0174] 因此，根据一实施方式，第二光强度比G3是对第二比率进行校正的系数，使得即便

宽光(第二光)与窄光(第三光)的光强度存在偏差,第二比率的值也是可从与预定光强度的宽光和窄光对应的彩色图像数据的一分量得到的第二比率的值。例如,在通过拍摄以窄光(第三光)照明的基准被拍摄体而得到的彩色图像数据的一分量的值相对于通过拍摄以宽光(第二光)照明的基准被拍摄体而得到的彩色图像数据的一分量的值为十分之一的情况下,第二光强度比G3例如设为十分之一或者十分之一的常数倍(例如a倍)的值。通过使用这样的宽光及窄光拍摄被拍摄体而得到的第二比率除以第二光强度比G3来进行校正,因此,第二比率与例如10倍或10倍的常数倍(例如1/a倍)的值相乘。这里,彩色图像数据的一分量也可以是包含波段R0作为波段的彩色图像数据的G分量,但从准确地获取光强度的比率的方面来看,优选为亮度分量。基准被拍摄体是被规定为在执行用于抑制多个内窥镜系统间的产品偏差的检查时由多个内窥镜系统共同使用的被拍摄体即可,例如既可以是用于白平衡的基准白板,也可以是预先指定的生物体组织、样本。

[0175] 具体地,优选将第二光强度比G3规定为,使得以宽光(第二光)及窄光(第三光)照明的、氧饱和度Sat=0%的基准被拍摄体的彩色图像数据的亮度分量之比为0.49(在图6中,在第二校正比率0.49时,氧饱和度Sat为0%)。具体地,当将以宽光(第二光)及窄光(第三光)照明的上述基准被拍摄体的彩色图像数据的亮度分量之比设为Narrow(Yh)/Wide(Yh)时,将第二光强度比G3规定为Narrow(Yh)/{Wide(Yh)·0.49}。由此,如图6所示,即使宽光(第二光)的光强度与窄光(第三光)的光强度的比在内窥镜系统间存在偏差的情况下,也能够将氧饱和度Sat=0%时的第二校正比率统一为0.49,能够计算出内窥镜系统间无偏差的血红蛋白的氧饱和度Sat。图6是示出一实施方式中使用的血红蛋白的氧饱和度Sat与第二校正比率的一例对应关系的图。

[0176] 另外,由于第二校正比率Narrow(Yh)/{Wide(Yh)·G3}是两个亮度分量的比率,因此,当摄像元件141的光接收元件的摄像灵敏度(以相同光强度的光照明的被拍摄体的摄像图像数据的值)在多个内窥镜系统间存在偏差的情况下,第二校正比率Narrow(Yh)/{Wide(Yh)·G3}在多个内窥镜系统间也容易存在偏差。因此,当检查多个内窥镜系统时,为了使摄像元件的摄像灵敏度一致,优选取代摄像元件141而使用在进行内窥镜系统的检查时共同使用的、保证摄像灵敏度为目标灵敏度的基准摄像元件。在摄像元件141的摄像灵敏度与目标灵敏度一致的情况下,也可以使用摄像元件141。

[0177] 特征量获取部510的氧饱和度计算部510b基于使用第二光强度比G3对第二比率进行校正而得的第二校正比率、以及血红蛋白的量,来计算血红蛋白的氧饱和度Sat,在计算此时使用的血红蛋白的量时,优选的是,基于使用第一光强度比G1进行校正后的第一校正比率、或者基于使用灵敏度比G2进行校正后的第一校正比率、或者基于使用第一光强度比G1及灵敏度比G2进行校正后的第一校正比率,来计算血红蛋白的量。

[0178] (特征量计算方法1)

[0179] 在这样的内窥镜系统1中,执行以下的特征量的计算。

[0180] 使用从光源装置430通过电子内窥镜100的插入管110射出的不同波段的白光WL(第一光)及宽光(第二光)对生物体组织T进行照明。

[0181] 此时,通过用摄像元件141对以白光WL(第一光)照明的生物体组织T进行拍摄而生成第一彩色图像数据,通过用摄像元件141对以宽光(第二光)照明的生物体组织T进行拍摄而生成第二彩色图像数据。

[0182] 处理器200的特征量获取部510的血红蛋白量计算部510a生成:使用预先获取到的作为白光WL(第一光)的光强度与宽光(第二光)的光强度之比的第一光强度比G1对生物体组织T的第一彩色图像数据的多个分量与生物体组织T的第二彩色图像数据的多个分量的比率中对生物体组织T的血红蛋白的量(第一特征量)具有灵敏度的第一比率、例如比率Wide(Yh)/WL(R)或Wide(Yh)/{WL(R)+WL(G)}进行校正而得的第一校正比率、例如Wide(Yh)/{WL(R)·G1}或Wide(Yh)/[{WL(R)+WL(G)}·G1]。

[0183] 进而,特征量获取部510的血红蛋白量计算部510a基于生成的第一校正比率,使用例如表示如图5所示的关系的参照表计算生物体组织T的血红蛋白的量(第一特征量)。

[0184] (特征量计算方法2)

[0185] 另外,在内窥镜系统1中,执行与特征量计算方法1不同的以下的特征量的计算。

[0186] 使用从光源装置430通过电子内窥镜100的插入管110射出的不同波段的白光WL(第一光)及宽光(第二光)对生物体组织T进行照明。

[0187] 此时,通过用摄像元件141对以白光WL(第一光)照明的生物体组织T进行拍摄而生成第一彩色图像数据,通过用摄像元件141对以宽光(第二光)照明的生物体组织T进行拍摄而生成第二彩色图像数据。

[0188] 处理器200的特征量获取部510的血红蛋白量计算部510a生成:使用预先获取到的作为摄像元件141中白光WL(第一光)的摄像灵敏度与宽光(第二光)的摄像灵敏度之比的灵敏度比G2对生物体组织T的第一彩色图像数据的多个分量与生物体组织T的第二彩色图像数据的多个分量的比率中对生物体组织T的血红蛋白的量(第一特征量)具有灵敏度的第一比率、例如比率Wide(Yh)/WL(R)或Wide(Yh)/{WL(R)+WL(G)}进行校正而得的第一校正比率、例如Wide(Yh)/{WL(R)·G2}或Wide(Yh)/[{WL(R)+WL(G)}·G2]。

[0189] 进而,特征量获取部510的血红蛋白量计算部510a基于生成的第一校正比率,使用例如表示如图5所示的关系的参照表计算生物体组织T的血红蛋白的量(第一特征量)。

[0190] (特征量计算方法3)

[0191] 进而,在内窥镜系统1中,执行与特征量计算方法1、2不同的以下的特征量的计算。

[0192] 使用从光源装置430通过电子内窥镜100的插入管110射出的不同波段的白光WL(第一光)、宽光(第二光)及窄光(第三光)对生物体组织T进行照明。

[0193] 接着,通过用摄像元件141对以宽光(第二光)照明的生物体组织T进行拍摄而生成第二彩色图像数据,并通过对以窄光(第三光)照明的生物体组织T进行拍摄而生成第三彩色图像数据。

[0194] 处理器200的特征量获取部510的氧饱和度计算部510b生成:使用预先获取到的作为宽光(第二光)的光强度与窄光(第三光)的光强度之比的第二光强度比G3对生物体组织T的第二彩色图像数据的多个分量与生物体组织T的第三彩色图像数据的多个分量的比率中对生物体组织T的血红蛋白的氧饱和度Sat(第二特征量)具有灵敏度的第二比率、例如Narrow(Yh)/Wide(Yh)进行校正而得的第二校正比率、例如Narrow(Yh)/{Wide(Yh)·G3}。

[0195] 进而,特征量获取部510的氧饱和度计算部510b基于第二校正比率,计算生物体组织T的血红蛋白的氧饱和度Sat(第二特征量)。

[0196] 此时,白光WL(第一光)与宽光(第二光)一起用于在血红蛋白量计算部510a中求出对血红蛋白的量具有灵敏度的上述第一比率、例如比率Wide(Yh)/WL(R)或Wide(Yh)/{WL

(R)+WL(G)}。该第一比率用于通过特征量计算方法1、2来求出血红蛋白的量。氧饱和度计算部510b将该血红蛋白的量用于计算血红蛋白的氧饱和度Sat。

[0197] 除了上述的特征量计算方法1～3以外，还可以执行作为一实施方式的以下的特征量的计算。

[0198] 即，光源装置400使用具有不同波段的至少两个光分量的光对生物体组织进行照明。通过用摄像元件104对被照明的生物体组织进行拍摄，由此，图像处理部500生成彩色图像数据。此时，特征量获取部510、更具体地是血红蛋白量计算部510a生成：使用预先获取到的作为摄像元件104中光分量的不同波段间的摄像灵敏度之比的灵敏度比G3对生物体组织的彩色图像数据的与光分量的波段对应的对应分量的比率中对生物体组织的血红蛋白的量具有灵敏度的第一比率进行校正而得的第一校正比率。血红蛋白量计算部510a基于生成的第一校正比率，计算生物体组织的血红蛋白的量。

[0199] (内窥镜系统的动作)

[0200] 内窥镜系统1具有普通观察模式与分析模式这两个动作模式。普通观察模式是使用由滤光器418生成的白光WL拍摄彩色图像的动作模式。分析模式是基于使用分别透过滤光器415、416、418的宽光、窄光及白光WL进行拍摄而得的数字图像数据执行分析并显示生物体组织T中的生物体信息的分布图像(例如氧饱和度分布图像)的模式。内窥镜系统1的动作模式例如通过用户对处理器200的操作面板(未图示)、电子内窥镜100的操作按钮(未图示)的操作来进行切换。

[0201] 在普通观察模式中，控制器516控制光源装置400内的移动机构，使旋转滤光器410从使用位置移动到避让位置。需要说明的是，在分析模式中，旋转滤光器410配置在使用位置。另外，在旋转滤光器410不具有移动机构的情况下，控制器516构成为控制滤光器控制部420，使旋转滤光器410在光源灯430发射的光入射到滤光器418的位置处静止。然后，对通过摄像元件141的拍摄而生成的数字图像数据实施了去马赛克等规定的图像处理后，将其转换为视频信号，并使显示器300进行画面显示。

[0202] 在分析模式中，控制器516控制滤光器控制部420，边使旋转滤光器410以一定的转速旋转驱动，边依次用透过各个滤光器415、416及418的光进行生物体组织T的拍摄。然后，基于使用由各滤光器415及416各自生成的宽光及窄光而获取到的数字图像数据，生成表示生物体组织T中的生物体信息的分布的图像。图像显示控制部514生成使表示生物体信息的分布的图像与使用滤光器418获取到的普通观察图像并排、或者使表示生物体信息的分布的图像叠加于使用滤光器418获取到的普通观察图像的显示画面。后图像处理部508将生成的显示画面的数据进一步转换成视频信号，并发送到显示器300以使显示器300进行画面显示。

[0203] 在分析模式中，滤光器515、516、518横穿来自光源灯430的光的光路的定时、即旋转滤光器410的旋转相位通过滤光器控制部420而同供给自控制器516的与摄像元件141的驱动同步的定时信号的相位相比较来进行调整。

[0204] 接着，对分析模式中执行的分析处理进行说明。图7是表示分析处理的步骤的流程图。

[0205] 在通过用户操作选择分析模式时，如上所述，滤光器控制部420使旋转滤光器410以一定的转速旋转驱动。然后，从光源装置400依次供给通过滤光器415、416、418的照明光

IL(宽光、窄光及白光WL)，使用各照明光IL依次进行拍摄(S1)。具体地，使用透过滤光器415、416、418的宽光、窄光、白光WL进行拍摄，并将进行了预图像处理后的生物体组织T的第二、第三及第一彩色图像数据的R分量、G分量及B分量的数据存储在存储器512中。白光WL不限于严格包括可见光的所有波长分量。例如，白光WL包括作为基准色的R(红)、G(绿)、B(蓝)等特定波段的光即可。也就是说，白光WL也包括例如包含从绿色到红色的波长分量的光、包含从蓝色到绿色的波长分量的光等。

[0206] 接着，特征量获取部510进行像素挑选处理S2，从存储器512中调用白光WL的第一彩色图像数据，并从第一彩色图像数据的像素中挑选作为以下的分析处理(处理S3-S8)的对象的像素。关于生物体组织T中未含血液的部位、生物体组织T的颜色主要受血红蛋白以外的物质影响的部位，即使根据像素的颜色信息计算氧饱和度、血流量，也得不到有意义的值，只是纯粹的噪声而已。若向操作者提供这样的噪声，则不仅会妨碍操作者的判断，而且还给特征量获取部510造成不必要的负担，降低处理速度。于是，在图7所示的分析处理中，构成为挑选适合于分析处理的像素、即记录有血红蛋白的光谱学特征的像素，并仅对挑选出的像素进行分析处理。

[0207] 具体地，在像素挑选处理S2中，仅挑选满足以下全部三个条件表达式的像素作为分析处理的对象像素。

[0208] 式(4)：

[0209] [数学式4]

[0210] $B(x,y)/G(x,y)>a_1$

[0211] 式(5)：

[0212] [数学式5]

[0213] $R(x,y)/G(x,y)>a_2$

[0214] 式(6)：

[0215] [数学式6]

[0216] $R(x,y)/B(x,y)>a_3$

[0217] 这里，a_1、a_2、a_3是正的常数。

[0218] 上述三个条件表达式是基于血液的透射光谱中G分量＜B分量＜R分量的值的大小关系而设定的。需要说明的是，也可以仅使用上述三个条件表达式中的一个或两个条件表达式(例如，关注到血液特有的红色，仅使用数学式5及数学式6)来进行像素挑选处理S2。

[0219] 接着，特征量获取部510的血红蛋白量计算部510a从存储器512中调用第一彩色图像数据、第二彩色图像数据，对挑选出的像素进行第一分析处理(S3)。具体地，血红蛋白量计算部510a求出第一彩色图像数据的R分量WL(R)、或者R分量与G分量的合计分量WL(R)+WL(G)，还求出第二彩色图像数据的亮度分量Wide(Yh)，从而求出第一比率。进而，血红蛋白量计算部510a使用存储在存储器512中的第一光强度比G1和灵敏度比G2中至少一方，计算第一校正比率，并基于该第一校正比率，通过参照存储在存储器512中的参照表而计算、获取生物体组织T的血红蛋白的量。

[0220] 接着，特征量获取部510的氧饱和度计算部510b对挑选出的像素进行第二分析处理S4。具体地，氧饱和度计算部510b求出第二彩色图像数据的亮度分量Wide(Yh)，还求出第三彩色图像数据的亮度分量Narrow(Yh)，从而求出第二比率。进而，氧饱和度计算部510b使

用存储在存储器512中的第二光强度比G3，计算第二校正比率，并基于该第二校正比率，调用存储在存储器512中的上限值及下限值，计算、获取生物体组织T的血红蛋白的氧饱和度Sat。

[0221] 计算出的氧饱和度Sat的分布图像以及血红蛋白的量的分布图像的数据与第一彩色图像数据一起发送到图像显示控制部514。

[0222] 图像显示控制部514经由控制器516接收来自操作者的输入指示，并生成生物体信息图像数据(S5)。进而，后图像处理部508对生物体信息图像数据进行信号处理(γ校正等)，生成显示器显示用的画面数据。生成的画面数据被发送到显示器300，显示器300显示生物体信息图像。图像显示控制部514可以根据操作者的输入指示，生成仅显示血红蛋白的量的分布图像、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、在血红蛋白的量的分布图像、氧饱和度分布图像以及/或者普通观察图像上叠加显示有患者的ID信息、观察条件等附带信息的显示画面等各种画面数据。

[0223] 图8是示出显示器300所显示的一例图像的图。图8是根据由上述处理获取到的氧饱和度Sat而生成的氧饱和度分布图像(二维显示)的显示例。并列显示以白光WL为照明光时的普通观察图像(图8中的左侧)以及氧饱和度分布图像(图8中的右侧)。氧饱和度分布图像为色调根据氧饱和度变化的渐变显示。使用该氧饱和度分布图像，可以确定氧饱和度高的部分、氧饱和度低的部分。

[0224] 已知在恶性肿瘤的病变部，由于血管新生而导致血红蛋白的量多于正常生物体组织、且由于氧的代谢显著而导致氧饱和度Sat低于正常生物体组织。因此，显示血红蛋白的量的分布图像、氧饱和度分布图像是重要的。图像显示控制部514也可以对满足这些分布图像的规定条件的像素实施增强显示处理来进行显示。

[0225] 在本实施方式中，为了使用内窥镜系统1进行高精度的诊断，要求表示氧饱和度Sat的分布的氧饱和度分布图像具有高画质。因此，氧饱和度分布图像优选大于等于100万像素，更优选大于等于200万像素，进一步优选大于等于800万像素。另一方面，具有要处理的图像的像素数越多，处理器200的运算电路越大，处理负荷也越大的趋势。特别是，在100万像素以上的高像素(高画质)时，上述趋势尤为显著。在本实施方式中，如上所述，预先设置将血红蛋白的量、氧饱和度Sat与彩色图像数据建立关联的参照表、对应关系的信息，使用该参照表及对应关系计算血红蛋白的量及氧饱和度Sat，因此，上述实施方式与每次获取彩色图像数据都不使用参照表及对应关系来计算血红蛋白的量及氧饱和度Sat的情况相比，能够更高效地计算血红蛋白的量及氧饱和度Sat。因此，能够缩小处理器200的运算电路，由此，能够提供以低成本、低发热量、低功耗生成高画质的图像的处理器200。

[0226] 以上说明了实施方式，但本发明不限于上述结构，可在本发明的技术构思的范围内进行各种变形。

[0227] 附图标记说明

[0228] 1 内窥镜系统

[0229] 100 电子内窥镜

[0230] 110 插入管

[0231] 111 插入管前端部

[0232] 121 物镜组

[0233] 131 光波导

[0234] 131a 前端部

[0235] 131b 基端部

[0236] 132 透镜

[0237] 141 摄像元件

[0238] 141a 滤色器

[0239] 142 电缆

[0240] 200 处理器

[0241] 300 显示器

[0242] 400 光源装置

[0243] 410 旋转滤光器

[0244] 420 滤光器控制部

[0245] 430 光源灯

[0246] 440 聚光透镜

[0247] 450 聚光透镜

[0248] 500 图像处理部

[0249] 502 A/D转换电路

[0250] 504 预图像处理部

[0251] 506 帧存储器部

[0252] 508 后图像处理部

[0253] 510 特征量获取部

[0254] 512 存储器

[0255] 514 图像显示控制部

[0256] 516 控制器

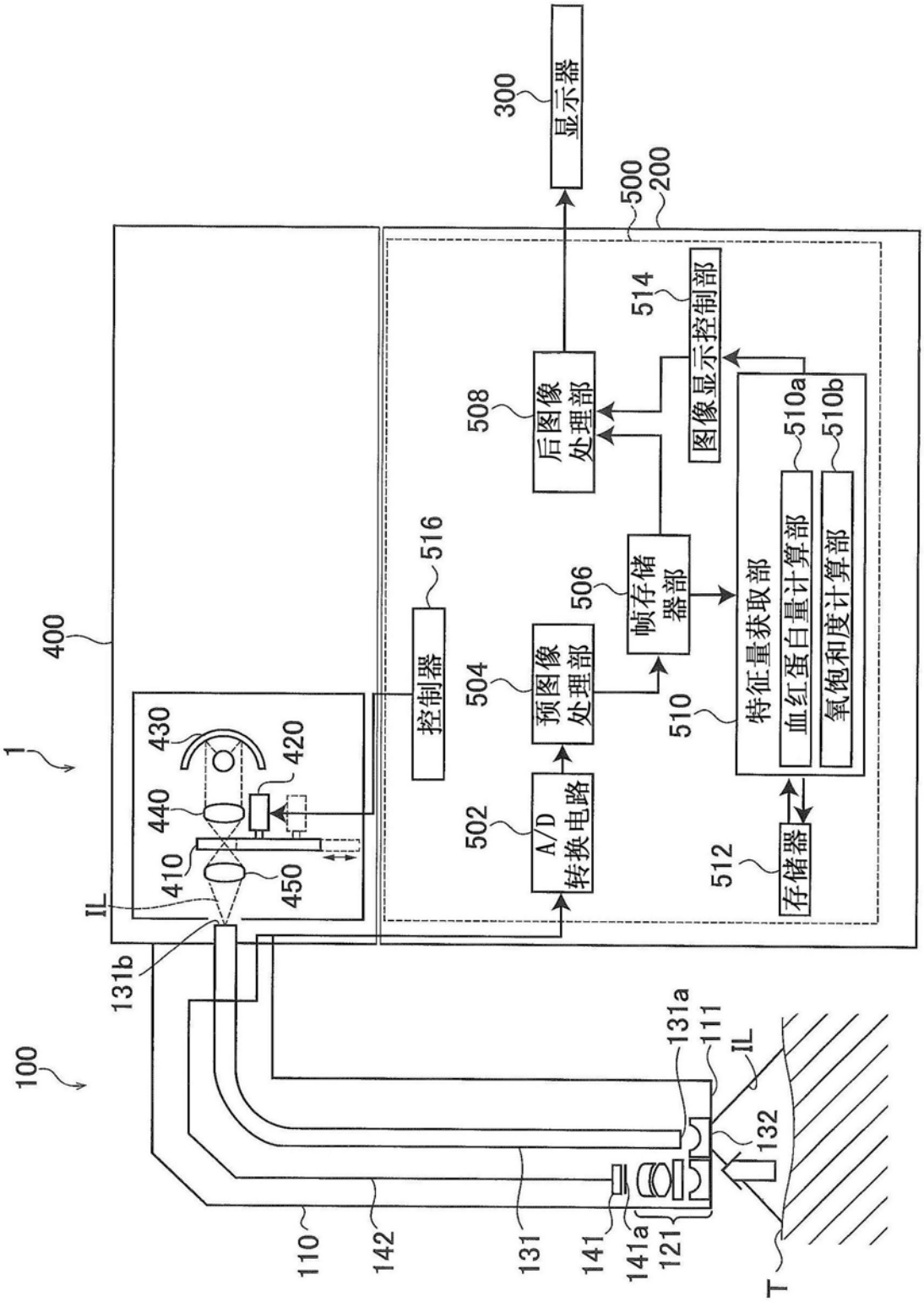

300
显示器
500
200
514
图像显示控制部
508
后图像处理部
516
控制器
506
帧存储器部
504
预图像处理部
502
A/D转换电路
510
特征量获取部
510a
血红蛋白量计算部
510b
氧饱和度计算部
512
存储器
400
1
430
420
440
410
450
IL
131b
100
131a
111
IL
132
110
142
131
141
141a
121
T

图1

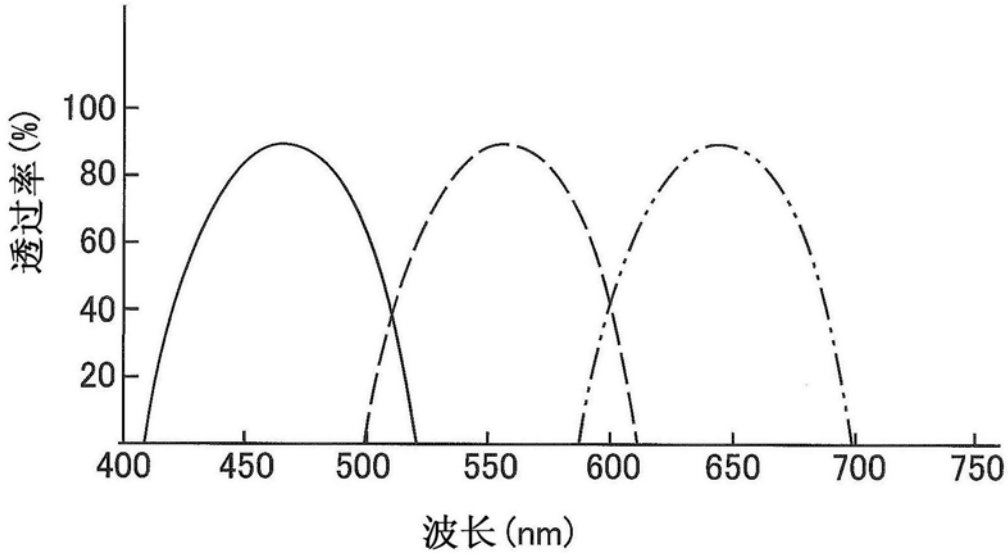

透过率(%)
100
80
60
40
20
400
450
500
550
600
650
700
750
波长(nm)

图2

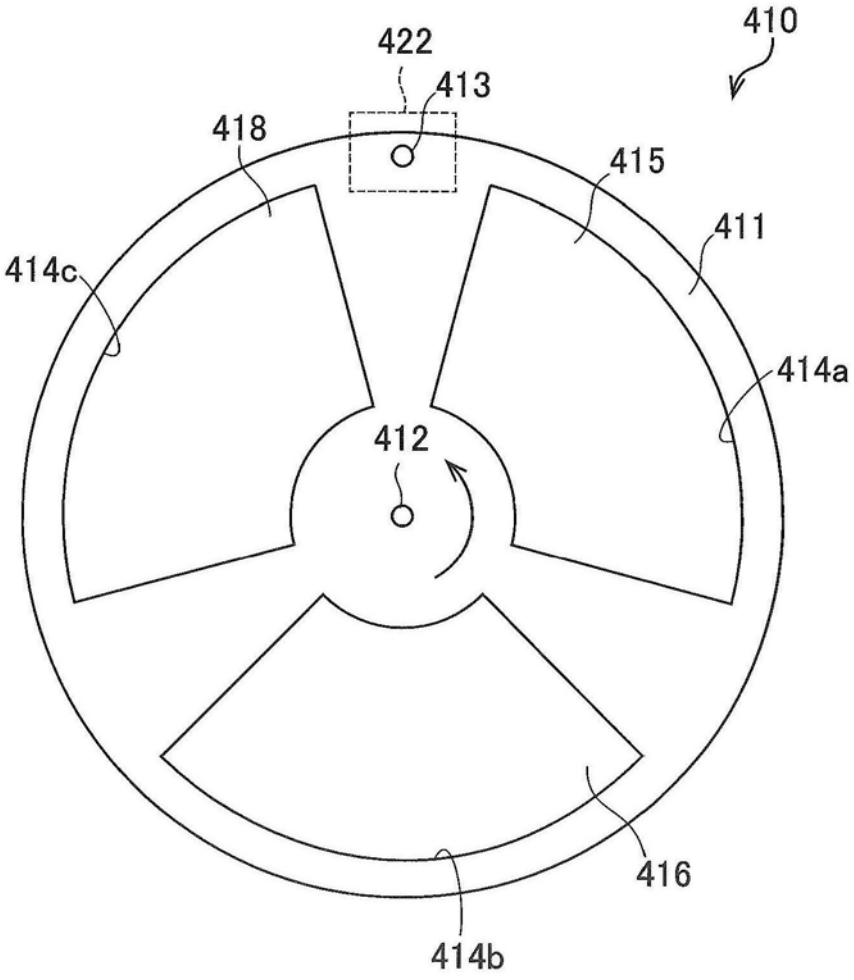

410
422
413
418
415
411
414c
414a
412
416
414b

图3

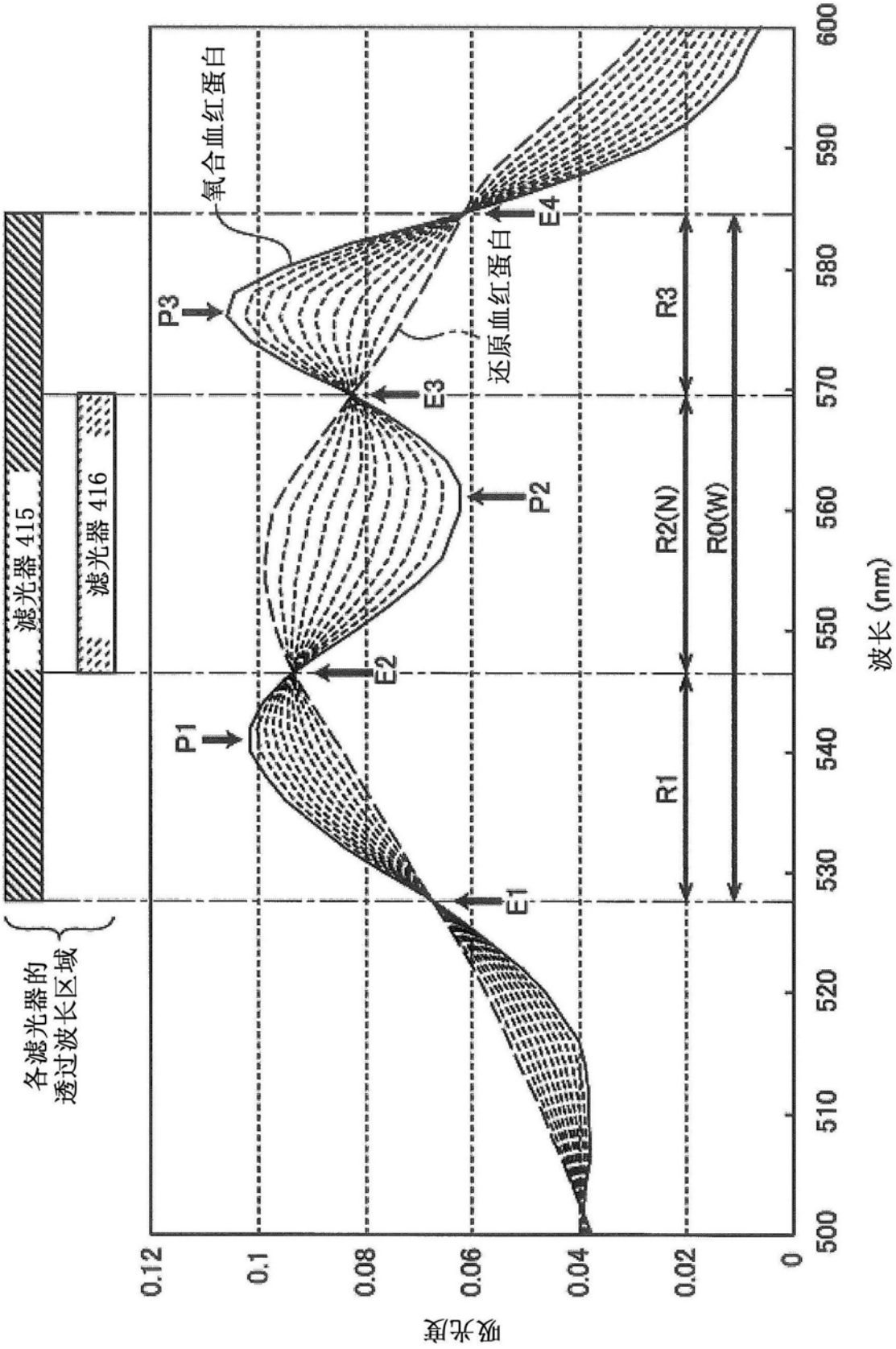

氧合血红蛋白
还原血红蛋白
滤光器 415
滤光器 416
各滤光器的
透过波长区域
P1
P2
P3
E1
E2
E3
E4
R1
R2(N)
R0(W)
R3
吸光度
波长 (nm)
0.12
0.1
0.08
0.06
0.04
0.02
0
500
510
520
530
540
550
560
570
580
590
600

图4

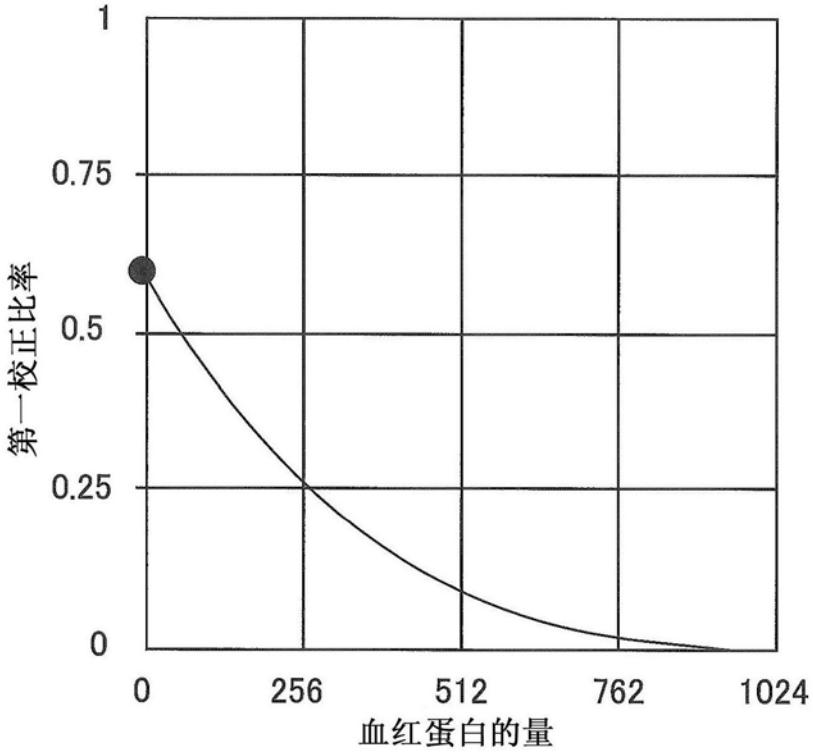

1
0.75
0.5
0.25
0
第一校正比率
0
256
512
762
1024
血红蛋白的量

图5

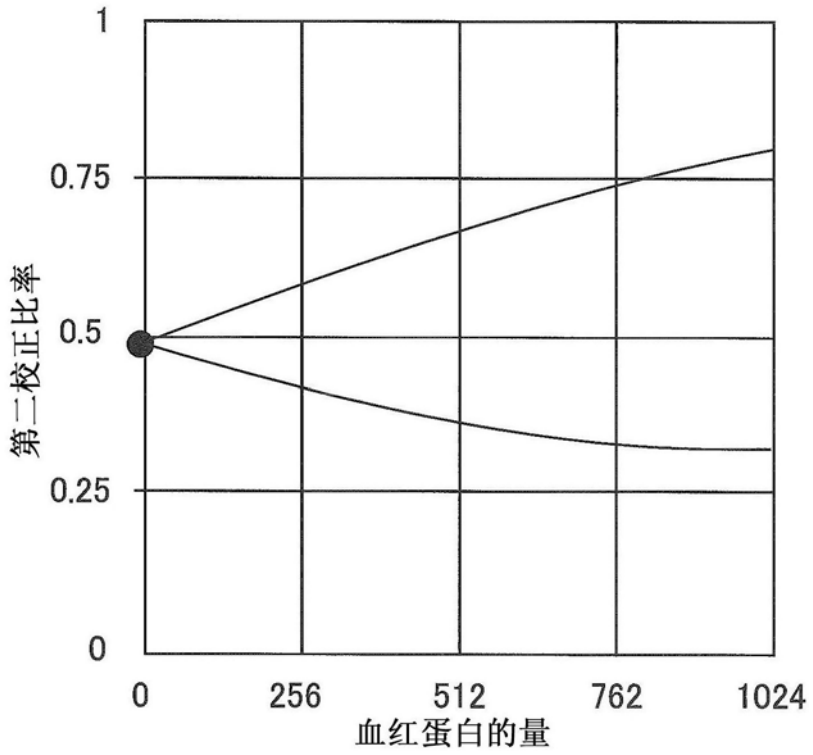

1
0.75
0.5
0.25
0
第二校正比率
0
256
512
762
1024
血红蛋白的量

图6

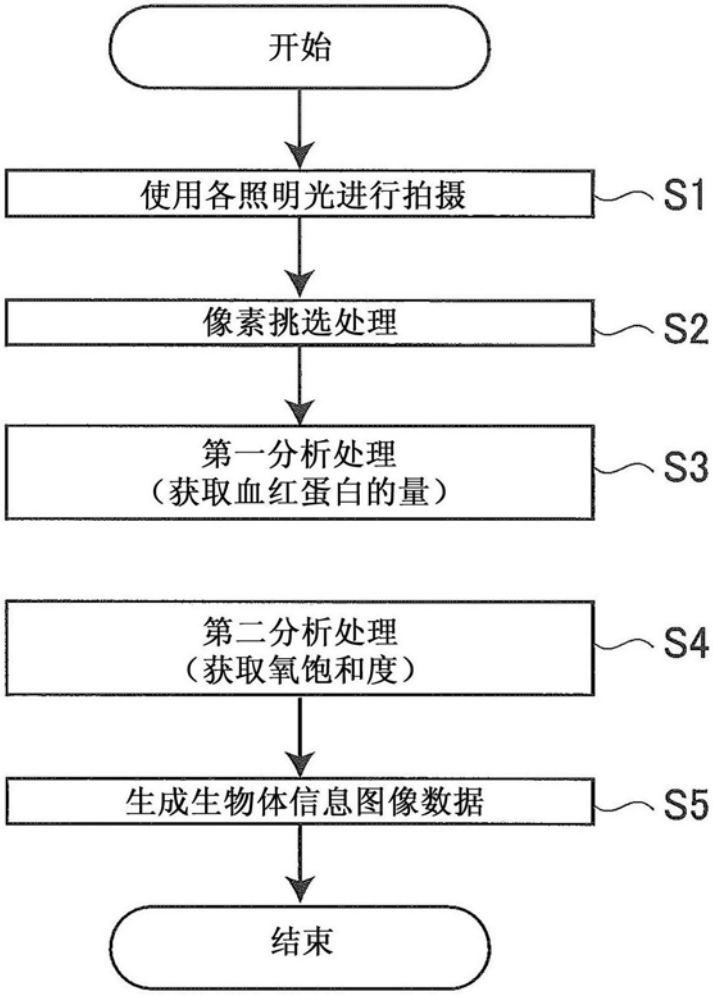

开始
使用各照明光进行拍摄
S1
像素挑选处理
S2
第一分析处理
（获取血红蛋白的量）
S3
第二分析处理
（获取氧饱和度）
S4
生成生物体信息图像数据
S5
结束

图7

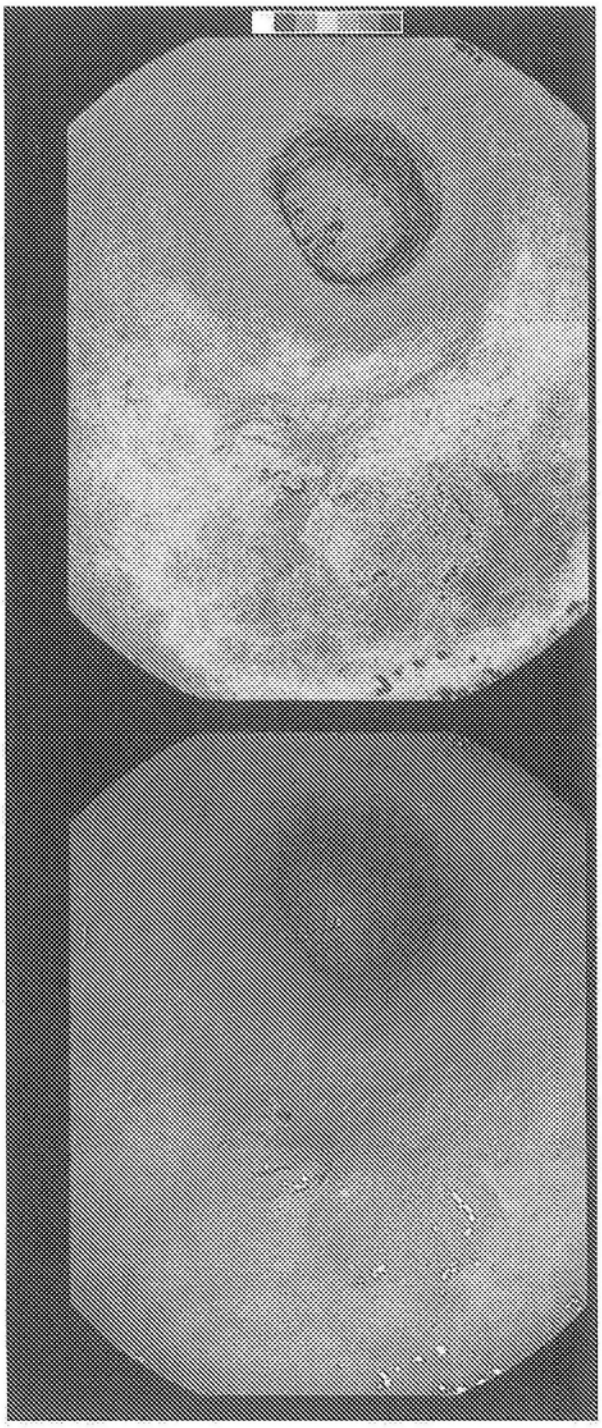
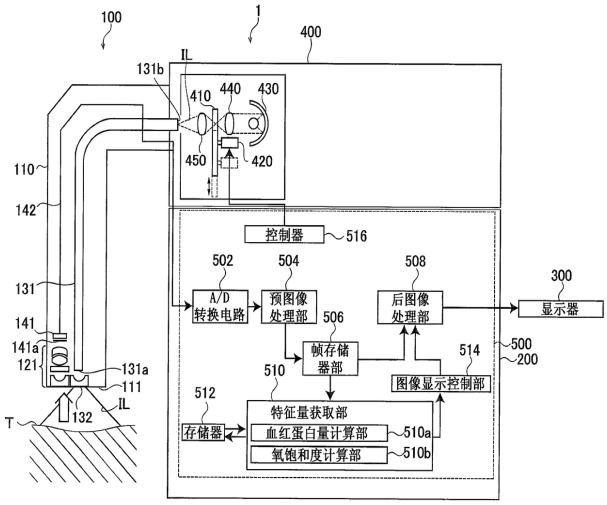


图8

专利名称(译)	内窥镜系统及特征量计算方法		
公开(公告)号	CN109310305A	公开(公告)日	2019-02-05
申请号	CN201780037566.3	申请日	2017-09-01
[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	福田雅明		
发明人	福田雅明		
IPC分类号	A61B1/045		
CPC分类号	A61B1/0638 A61B1/00009 A61B1/045 A61B1/0646 A61B1/0676 G02B23/2461 G02B23/26		
优先权	2016171955 2016-09-02 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

内窥镜系统拍摄用第一至第三光照明的生物体组织，生成第一至第三彩色图像数据。生成使用所述第一光与所述第二光的第一光强度比及/或者摄像元件中所述第一光与所述第二光的摄像灵敏度比对所述生物体组织的所述第一、第二彩色图像数据的多个分量间的比率中对所述生物体组织的第一特征量具有灵敏度的第一比率进行校正而得的第一校正比率，并基于所述第一校正比率计算所述第一特征量。进而，生成使用所述第二光与所述第三光的第二光强度比对所述生物体组织的所述第二、第三彩色图像数据的多个分量间的比率中对所述生物体组织的第二特征量具有灵敏度的第二比率进行校正而得的第二校正比率，并基于所述第二校正比率与所述第一特征量，计算所述第二特征量。