



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109475283 A

(43)申请公布日 2019.03.15

(21)申请号 201780043153.6

(22)申请日 2017.09.01

(30)优先权数据

2016-171951 2016.09.02 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.01.11

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2017/031674 2017.09.01

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/043727 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公司 11240

代理人 玉昌峰 纪秀凤

(51)Int.Cl.

A61B 1/045(2006.01)

A61B 1/00(2006.01)

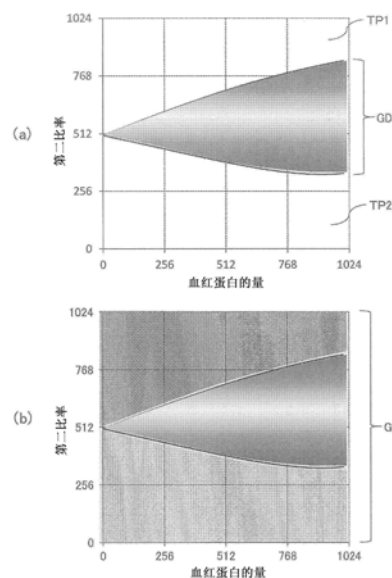
权利要求书3页 说明书17页 附图9页

(54)发明名称

内窥镜系统

(57)摘要

一种内窥镜系统,对由第一至第三光照明的生物体组织成像而生成第一至第三彩色图像数据。进行如下控制:使用所述第一至第三彩色图像数据的分量计算所述生物体组织的血红蛋白的量及所述血红蛋白的氧饱和度,生成表示所述氧饱和度的分布的氧饱和度分布图像,在显示器上在成像的所述生物体组织的图像上重叠显示生成的所述氧饱和度分布图像。所述氧饱和度基于使用所述彩色图像数据的分量获得的第二比率和血红蛋白的量而计算。对于所述第二比率的值偏离根据所述血红蛋白的量确定的所述第二比率的容许范围的像素,调整所述像素的透过率。



1. 一种内窥镜系统,其特征在于,具有:

光源装置,构成为射出波长带不同的至少两个光;

内窥镜,包括具有成像元件的成像部,所述成像元件构成为通过对由至少两个所述光分别照明的生物体组织进行成像而生成与各个光对应的所述生物体组织的图像的彩色图像数据;

处理器,包括:特征量获取部,构成为使用所述彩色图像数据的分量,计算所述生物体组织中的血红蛋白的量和所述血红蛋白的氧饱和度,生成表示所述氧饱和度的分布的氧饱和度分布图像;图像显示控制部,构成为控制所述氧饱和度分布图像的显示方式;以及

显示器,构成为在由所述成像部成像的所述生物体组织的图像上重叠显示所述氧饱和度分布图像,

其中,所述特征量获取部包括:血红蛋白量计算部,构成为基于使用所述彩色图像数据的分量获得的第一比率计算所述血红蛋白的量;氧饱和度计算部,构成为基于使用所述彩色图像数据的分量获得的第二比率和所述血红蛋白的量计算所述血红蛋白的氧饱和度,

所述图像显示控制部构成为对于所述第二比率的值偏离根据所述血红蛋白的量确定的所述第二比率的容许范围的像素,调整重叠在所述生物体组织的图像上的所述像素的透过率。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其中,

所述光源装置构成为射出至少三个以上的光,所述三个以上的光包括第一波长带的第一光、与所述第一波长带不同的第二波长带的第二光、以及与第一波长带及所述第二波长带不同的第三波长带的第三光,

所述成像部构成为通过对由所述第一光、所述第二光及所述第三光分别照明的生物体组织进行成像,生成与所述第一光对应的第一彩色图像数据、与所述第二光对应的第二彩色图像数据、以及与所述第三光对应的第三彩色图像数据,

所述第一比率是所述第一彩色图像数据的一个分量与所述第二彩色图像数据的一个分量的比率,

所述第二比率是所述第二彩色图像数据的一个分量与所述第三彩色图像数据的一个分量的比率。

3. 根据权利要求2所述的内窥镜系统,其中,

所述第一波长带比所述第二波长带及所述第三波长带宽,所述第二波长带比所述第三波长带宽,

所述第一波长带包含所述第一彩色图像数据的一个分量对于所述生物体组织的血红蛋白的量的变化不具有灵敏度的波长带。

4. 根据权利要求2或3所述的内窥镜系统,其中,

所述第二波长带包含所述第二彩色图像数据的一个分量对于所述生物体组织的血红蛋白的量的变化具有灵敏度但对于所述氧饱和度的变化不具有灵敏度的波长带。

5. 根据权利要求2至4中任一项所述的内窥镜系统,其中,

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分量的比率,或所述第二彩色图像数据的亮度分量与R分量及G分量的合计分量的比率。

6. 根据权利要求2至5中任一项所述的内窥镜系统,其中,

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。

7. 根据权利要求2至6中任一项所述的内窥镜系统, 其中,

所述第二波长带在500nm至600nm的范围内,

所述第三波长带是比所述第二波长带内的所述第二波长带窄的波长带,

所述第二光是通过光学滤波器使所述第二波长带的光分量透过的所述第一光的过滤光, 所述第三光是通过光学滤波器使所述第三波长带的光分量透过的所述第一光的过滤光。

8. 根据权利要求1所述的内窥镜系统, 其中,

所述光源装置构成为射出第一光及第三波长带的第三光, 所述第一光包含第四波长带的光分量及与所述第四波长带不同的第五波长带的光分量, 所述第三波长带与所述第四波长带及所述第五波长带不同,

所述成像部构成为通过对由所述第一光及所述第三光分别照明的生物体组织进行成像, 生成与所述第一光对应的第一彩色图像数据及与所述第三光对应的第三彩色图像数据,

所述第一比率是从所述第一彩色图像数据中, 与所述第四波长带及所述第五波长带分别对应的所述第一彩色图像数据的对应分量之间的比获得的比率,

所述第二比率是所述对应分量的一个分量与所述第三彩色图像数据的一个分量的比率。

9. 根据权利要求8所述的内窥镜系统, 其中,

所述第五波长带包含在所述对应分量中与所述第五波长带对应的对应分量对于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氧饱和度的变化不具有灵敏度的波长带。

10. 根据权利要求2至9中任一项所述的内窥镜系统, 其中,

所述第三波长带包含所述第三彩色图像数据的一个分量对于所述氧饱和度的变化具有灵敏度的波长带。

11. 一种内窥镜系统, 其特征在于, 具有:

光源装置, 构成为射出包括波长带不同的至少三个光分量的光;

内窥镜, 包括具有成像元件的成像部, 所述成像元件构成为通过对由所述光照亮的生物体组织进行成像而生成彩色图像数据;

处理器, 包括: 特征量获取部, 使用分别对应于所述光分量的波长带的所述彩色图像数据的对应分量, 计算所述生物体组织中的血红蛋白的量和所述血红蛋白的氧饱和度, 生成表示所述氧饱和度的分布的氧饱和度分布图像; 图像显示控制部, 控制所述氧饱和度分布图像的显示方式; 以及

显示器, 在由所述成像部成像的所述生物体组织的图像上叠加显示所述氧饱和度分布图像,

其中, 所述特征量获取部包括: 血红蛋白量计算部, 基于使用所述对应分量获得的第一比率, 计算所述血红蛋白的量; 氧饱和度计算部, 基于使用所述对应分量获得的第二比率和所述血红蛋白的量, 计算所述血红蛋白的氧饱和度,

所述图像显示控制部对于所述第二比率的值偏离根据所述血红蛋白的量确定的所述第二比率的容许范围的像素,调整重叠在所述生物体组织的图像上的所述像素的透过率。

12. 根据权利要求1至11中任一项所述的内窥镜系统,其中,

所述图像显示控制部使所述第二比率偏离允许范围的像素的透过率高于所述第二比率在允许范围内的像素的透过率。

内窥镜系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种基于通过拍摄生物体组织而生成的图像数据,对生物体组织中的生物体信息进行图像显示的内窥镜系统。

背景技术

[0002] 已知一种内窥镜系统,具有如下功能,即、从通过内窥镜获得的图像数据,求出作为被拍摄体的生物体组织中的生物体物质、例如血红蛋白的量或血红蛋白的氧饱和度的信息。在专利文献1中记载了这种内窥系统的一个示例。

[0003] 专利文献1中记载的内窥镜系统具备:拍摄单元,在体腔内拍摄预定波长区域的光谱图像,以获得光谱图像数据;处理单元,对光谱图像数据执行预定处理,生成突出生物体组织的特征量(例如氧饱和度)的合成图像数据;以及显示单元,基于合成图像数据进行画面显示。内窥镜系统能够将该合成图像显示为用于区分病变部位与健康部位并指定病变部位的图像。

[0004] 现有技术文献

[0005] 专利文献

[0006] 专利文献1:日本特开2013-240401号公报。

发明内容

[0007] 发明所要解决的问题

[0008] 在上述内窥镜系统中,为了获得光谱图像,利用不同窄波长带的多个光以时间间隔照射生物体组织,来对生物体组织成像,因此,有时由于生物体组织的移动或成像元件的手抖等原因,生物体组织的图像在不同的光谱图像之间会发生位置偏移。结果,在生成突出生物体组织的特征量分布的合成图像之后,在合成图像中,会将表示生物体组织的图像的位置偏移所引起的氧饱和度的异常值的区域错误地显示为低氧饱和度的区域,或者,错误地图像显示为高氧饱和度的区域,导致出现在氧饱和度分布图像中产生伪像的问题。该问题不限于光谱图像,在以时间间隔照射波长带不同的多个光,以获取由R(红色)、G(绿色)和B(蓝色)三种颜色的彩色图像数据构成的生物体组织的彩色图像数据时,也可能发生这样的问题。

[0009] 本发明鉴于上述情况而提出,目的在于提供一种内窥镜系统,其在使用生物体组织的图像数据显示表示血红蛋白的氧饱和度分布的氧饱和度分布图像时,能够在使得由生物体组织图像的位置偏移引起的氧饱和度分布图像中的异常值不明显的情况下,进行图像显示。

[0010] 解决问题的手段

[0011] 本发明的内窥镜系统具有以下方式:

[0012] (方式1)

[0013] 一种内窥镜系统,其特征在于,具有:

[0014] 光源装置,构成为射出波长带不同的至少两个光;

[0015] 内窥镜,包括具有成像元件的成像部,所述成像元件构成为通过对由至少两个所述光分别照明的生物体组织进行成像而生成与各个光对应的所述生物体组织的图像的彩色图像数据;

[0016] 处理器,包括:特征量获取部,构成为使用所述彩色图像数据的分量,计算所述生物体组织中的血红蛋白的量和所述血红蛋白的氧饱和度,生成表示所述氧饱和度的分布的氧饱和度分布图像;图像显示控制部,构成为控制所述氧饱和度分布图像的显示方式;以及

[0017] 显示器,构成为在由所述成像部成像的所述生物体组织的图像上重叠显示所述氧饱和度分布图像,

[0018] 其中,所述特征量获取部包括:血红蛋白量计算部,构成为基于使用所述彩色图像数据的分量获得的第一比率,计算所述血红蛋白的量;氧饱和度计算部,构成为基于使用所述彩色图像数据获得的第二比率和所述血红蛋白的量或所述第一比率,计算所述血红蛋白的氧饱和度,

[0019] 所述图像显示控制部构成为对于所述第二比率的值偏离根据所述血红蛋白的量确定的所述第二比率的容许范围的像素,调整重叠在所述生物体组织的图像上的所述像素的透过率。

[0020] (方式2)

[0021] 根据方式1记载的内窥镜系统,其中,

[0022] 所述光源装置构成为射出至少包括三个以上的光,所述三个以上的光包括第一波长带的第一光、与所述第一波长带不同的第二波长带的第二光、以及与第一波长带及所述第二波长带不同的第三波长带的第三光,

[0023] 所述成像部构成为通过对由所述第一光、所述第二光及所述第三光分别照明的生物体组织进行成像,生成与所述第一光对应的第一彩色图像数据、与所述第二光对应的第二彩色图像数据、以及与所述第三光对应的第三彩色图像数据,

[0024] 所述第一比率是所述第一彩色图像数据的一个分量与所述第二彩色图像数据的一个分量的比率,

[0025] 所述第二比率是所述第二彩色图像数据的一个分量与所述第三彩色图像数据的一个分量的比率。

[0026] (方式3)

[0027] 根据方式2记载的内窥镜系统,其中,

[0028] 所述第一波长带比所述第二波长带及所述第三波长带宽,所述第二波长带比所述第三波长带宽,

[0029] 所述第一波长带包含所述第一彩色图像数据的一个分量对于所述生物体组织的血红蛋白的量的变化不具有灵敏度的波长带。

[0030] (方式4)

[0031] 根据方式2或3记载的内窥镜系统,其中,

[0032] 所述第二波长带包含所述第二彩色图像数据的一个分量对于所述生物体组织的血红蛋白的量的变化具有灵敏度但对于所述氧饱和度的变化不具有灵敏度的波长带。

[0033] (方式5)

- [0034] 根据方式2至4中任一项记载的内窥镜系统,其中,
- [0035] 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分量的比率,或与R分量和G分量的合计分量的比率。
- [0036] (方式6)
- [0037] 根据方式2至5中任一项记载的内窥镜系统,其中,
- [0038] 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。
- [0039] (方式7)
- [0040] 根据方式2至6中任一项记载的内窥镜系统,其中,
- [0041] 所述第二波长带在500nm至600nm的范围内,
- [0042] 所述第三波长带是比所述第二波长带内的所述所述第二波长带窄的波长带,
- [0043] 所述第二光是通过光学滤波器使所述第二波长带的光分量透过的所述第一光的过滤光,所述第三光是通过光学滤波器使所述第三波长带的光分量透过的所述第一光的过滤光。
- [0044] (方式8)
- [0045] 根据方式1记载的内窥镜系统,其中,
- [0046] 所述光源装置构成为射出如下光,即:包含第四波长带的光分量及与所述第四波长带不同的第五波长带的光分量的第一光、以及与所述第四波长带和所述第五波长带不同的第三波长带的第三光,
- [0047] 所述成像部构成为通过对由所述第一光及所述第三光分别照明的生物体组织进行成像,生成与所述第一光对应的第一彩色图像数据及与所述第三光对应的第三彩色图像数据,
- [0048] 所述第一比率是从所述第一彩色图像数据中,与所述第四波长带及所述第五波长带分别对应的所述第一彩色图像数据的对应分量之间的比获得的比率,
- [0049] 所述第二比率是所述对应分量的一个分量与所述第三彩色图像数据的一个分量的比率。
- [0050] (方式9)
- [0051] 根据方式8记载的内窥镜系统,其中,
- [0052] 所述第五波长带包括这样的波长带,即、在所述对应分量中与所述第五波长带对应的对应分量对于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氧饱和度的变化不具有灵敏度。
- [0053] (方式10)
- [0054] 根据方式2至9中任一项记载的内窥镜系统,其中,
- [0055] 所述第三波长带包括这样的波长带,即、所述第三彩色图像数据的一个分量对所述氧饱和度的变化具有灵敏度。
- [0056] (方式11)
- [0057] 一种内窥镜系统,其特征在于,具有:
- [0058] 光源装置,构成为射出包括波长带不同的至少三个光分量的光;
- [0059] 内窥镜,包括具有成像元件的成像部,所述成像元件构成为通过对由所述光照亮

的生物体组织进行成像而生成彩色图像数据；

[0060] 处理器,包括:特征量获取部,使用分别对应于所述光分量的波长带的所述彩色图像数据的对应分量,计算所述生物体组织中的血红蛋白的量和所述血红蛋白的氧饱和度,生成表示所述氧饱和度的分布的氧饱和度分布图像;图像显示控制部,控制所述氧饱和度分布图像的显示方式;以及显示器,在由所述成像部成像的所述生物体组织的图像上叠加显示所述氧饱和度分布图像,

[0061] 其中,所述特征量获取部包括:血红蛋白量计算部,基于使用所述对应分量获得的第一比率,计算所述血红蛋白的量;氧饱和度计算部,基于使用所述对应分量获得的第二比率和所述血红蛋白的量或所述第一比率,计算所述血红蛋白的氧饱和度,

[0062] 所述图像显示控制部对于所述第二比率的值偏离根据所述血红蛋白的量确定的所述第二比率的容许范围的像素,调整重叠在所述生物体组织的图像上的所述像素的透过率。

[0063] (方式12)

[0064] 根据方式1至11中任一项所述的内窥镜系统,其中,

[0065] 所述图像显示控制部使所述第二比率偏离允许范围的像素的透过率高于所述第二比率在允许范围内的像素的透过率。

[0066] 发明效果

[0067] 根据本发明的上述内窥镜系统,能够在使得由生物体组织图像的位置偏移引起的氧饱和度分布图像中的异常值不明显的情况下,显示氧饱和度分布图像。

附图说明

[0068] 图1是一个实施方式的内窥镜系统的一个构成例的框图。

[0069] 图2是表示一个实施方式中使用的成像元件的红(R)、绿(G)、蓝(B)的各滤波器的光谱特性的一例的图。

[0070] 图3是在一个实施方式的光源装置中使用的旋转滤波器的一例的外观图(正视图)。

[0071] 图4是表示550nm附近的血红蛋白的吸收光谱的一例的图。

[0072] 图5是表示在一个实施方式中使用的第一比率与血红蛋白的量的关系的一例的图。

[0073] 图6是表示在一个实施方式中使用的第二比率的上限值及下限值和血红蛋白的量的关系的一例的图。

[0074] 图7的(a)至(c)是说明使用各种光照明并成像的生物体组织的图像的位置偏移的一例的图。

[0075] 图8的(a)至(d)是说明使用各种光照明并成像的生物体组织的图像的位置偏移的一例的图。

[0076] 图9是用于说明由成像部成像的生物体组织的图像的位置偏移引起的氧饱和度Sat的伪像的形成的图。

[0077] 图10的(a)是用于说明一个实施方式的像素的透过率的调整的一例的图,(b)是用于说明现有技术的像素的灰度的图。

具体实施方式

[0078] 下面描述的一个实施方式的内窥镜系统,是基于通过使用波长带不同的光照射作为被拍摄体的生物体组织并成像的多个彩色图像数据,来定量地计算生物体组织的血红蛋白的量和氧饱和度,并显示氧饱和度分布图像的系统。如稍后将描述的,在另一实施方式中,不限于得到通过使用波长带不同的多个光照射生物体组织并成像的多个彩色图像数据的实施方式。根据另一实施方式,也能够基于通过使用包含期望波长带的光分量的一个光照射生物体组织并成像的一个彩色图像数据,定量地计算生物体组织的血红蛋白的量和氧饱和度,并显示氧饱和度分布图像。

[0079] 在一个实施方式的内窥镜系统中,通过利用成像元件对使用从光源装置射出的波长带不同的至少两个光分别照射的生物体组织成像,成像元件生成与各个光相对应的生物体组织图像的彩色图像数据。处理器使用所生成的彩色图像数据的分量,计算生物体组织的血红蛋白的量和血红蛋白的氧饱和度。具体而言,处理器基于使用彩色图像数据的分量而得的稍后描述的第一比率,计算血红蛋白的量,并且,基于使用彩色图像数据的分量而得的稍后描述的第二比率和所计算的血红蛋白的量,计算血红蛋白的氧饱和度,生成表示氧饱和度的分布的氧饱和度分布图像。并且,处理器控制图像的显示方式,以使得生成的氧饱和度分布图像叠加在由成像元件成像的生物体组织的图像上,并图像显示在显示器上。在该图像的显示方式的控制中,第二比率的值对于偏离根据血红蛋白的量确定的第二比率的容许范围的像素,调整在生物体组织的图像上重叠并显示的该像素的透过率。通过这种方式,对于偏离第二比率的容许范围的氧饱和度分布图像的像素,调整该像素的透过率(透过的程度),因此,能够在使得由生物体组织图像的位置偏移引起的氧饱和度分布图像中的异常值不明显的情况下,显示氧饱和度分布图像。另外,虽然氧饱和度是基于第二比率和计算出的血红蛋白的量来计算的,但是,由于血红蛋白的量是基于第一比率而计算的,因此,该氧饱和度的计算也包括氧饱和度基于第二比率和第一比率而计算的情况。

[0080] 在下文中,将超出上述允许范围的像素的透过率调整为超过0%且低于100%的像素,称其为透过像素。因此,透过像素包括各种透过率的像素,从叠加在下层的生物体组织的图像完全透过可见的透过率为100%的像素,到叠加在下层的生物体组织的图像仅略微可见的透过率为几个百分比的像素。

[0081] 下面,参照附图,对一个实施方式进行说明。

[0082] (内窥镜系统的构成)

[0083] 图1是表示一个实施方式的内窥镜系统1的构成的框图。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和光源装置400。电子内窥镜100和显示器300可拆装地连接至处理器200。处理器200具备图像处理部500。光源装置400可拆装地连接至处理器200。光源装置400可以组装在处理器200的箱体中。

[0084] 电子内窥镜100具有插入受试者体内的插入管110。在插入管110的内部设置有大致在插入管110的整个长度上延伸的光导131。光导131的一个端部即末端部131a位于插入管110的末端部,即位于插入管末端部111附近,光导131的另一个端部即基端部131b位于与光源装置400连接的连接部。因此,光导131从与光源装置400连接的连接部延伸至插入管末端部111附近。

[0085] 光源装置400具备产生光量大的光的光源灯430作为光源,例如氙灯等。从光源装

置400射出的光作为照明光IL入射至光导131的基端部131b。入射至光导131的基端部131b的光通过光导131被引导到末端部131a,并从末端部131a射出。在电子内窥镜100的插入管末端部111设置有与光导131的末端部131a相对而配置的配光透镜132。从光导131的末端部131a射出的照明光IL穿过配光透镜132,照射插入管末端部111附近的生物体组织T。

[0086] 在电子内窥镜100的插入管末端部111上设置有物镜组121和成像元件141。物镜组121和成像元件141形成成像部。在照明光IL中,在生物体组织T的表面上反射或散射的光入射至物镜组121,然后被会聚,并在成像元件141的受光面上形成图像。成像元件141可以使用已知的成像元件,例如其受光面上设置有彩色滤波器141a的彩色图像成像用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。

[0087] 彩色滤波器141a是所谓的片上滤波器,排列有使红光通过的R彩色滤波器、使绿光通过的G彩色滤波器和使蓝光通过的B彩色滤波器,直接形成在成像元件141的各个受光元件上。图2是表示在一个实施方式中使用的成像元件的红(R)、绿(G)和蓝(B)的各滤波器的光谱特性的一例的图。R彩色滤波器是使波长约570nm以上的长波长(例如,580nm~700nm)的光通过的滤波器,G彩色滤波器是使波长为约470nm~620nm的光通过的滤波器,B彩色滤波器是使波长约530nm以下的短波长(例如420nm~520nm)的光通过的滤波器。

[0088] 成像元件141是对由多个光中的每个光照射的生物体组织T成像,生成与每个光对应的彩色图像数据的成像单元,是通过利用波长范围不同的多个光来照射生物体组织T,生成与在生物体组织T上反射或散射的光相对应的彩色图像数据的图像数据生成单元。成像元件141以与稍后描述的图像处理部500同步驱动的方式受控制,周期性地(例如,以1/30秒的间隔)输出与在受光面上形成图像的生物体组织T的图像相对应的彩色图像数据。从成像元件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。

[0089] 图像处理部500主要具备:A/D转换电路502、前期图像处理部504、帧存储部506、后期图像处理部508、特征量获取部510、存储器512、图像显示控制部514和控制器516。

[0090] A/D转换电路502将从电子内窥镜100的成像元件141经由电缆142输入的彩色图像数据进行A/D转换,并输出数字数据。从A/D转换电路502输出的数字数据被发送至前期图像处理部504。

[0091] 前期图像处理部504通过从由安装有R彩色滤波器的成像元件141中的受光元件成像的R数字图像数据、由安装有G彩色滤波器的成像元件141中的受光元件成像的G数字图像数据、以及由安装有B彩色滤波器的成像元件141中的受光元件成像的B数字图像数据,对数字数据进行去马赛克处理,从而生成由构成图像的R、G、B分量或所需波长带的分量组成的彩色图像数据。此外,前期图像处理部504是对所生成的R、G、B彩色图像数据执行色彩校正、矩阵运算和白平衡校正等规定的信号处理的部分。

[0092] 帧存储部506临时存储由成像元件141成像的经过信号处理的每个图像的彩色图像数据。

[0093] 后期图像处理部508读取存储在帧存储部506中的彩色图像数据,或者对由稍后描述的图像显示控制部514生成的图像数据执行信号处理(γ 校正等),生成用于显示器显示的画面数据。由图像显示控制部514生成的图像数据包括后面描述的生物体组织T的血红蛋白的氧饱和度等的特征量的分布图像的数据。生成的画面数据(视频格式信号)被输出到显

示器300。由此,在显示器300的画面上显示生物体组织T的图像或生物体组织T的特征量的分布图像等。

[0094] 特征量获取部510根据来自控制器516的指令,如稍后描述的,计算成像的生物体组织T的血红蛋白的量和血红蛋白的氧饱和度作为特征量,并生成这些特征量在成像的生物体组织T的图像上的分布图像的图像数据。

[0095] 由于特征量获取部510通过使用利用波长带不同的多个光照射的生物体组织T的彩色图像数据进行运算,计算特征量,因此,特征量获取部510从帧存储部506或存储器512中调出在特征量获取部510中要使用的彩色图像数据和各种信息。

[0096] 图像显示控制部514根据来自控制器516的指令控制由特征量获取部510计算的特征量的分布图像的显示方式。图像显示控制部514进行控制,使得血红蛋白的氧饱和度的分布图像(氧饱和度分布图像)叠加并显示在生物体组织T的图像上。

[0097] 控制器516是执行图像处理部500的各个部分的操作指令和操作控制,以及执行包括光源装置400和成像元件141的电子内窥镜100的各个部分的操作指令和操作控制的部分。

[0098] 另外,特征量获取部510和图像显示控制部514可以由通过在计算机上启动并执行程序来承担上述各种功能的软件模块构成,或者可以由硬件构成。

[0099] 通过这种方式,处理器200兼具下述两种功能,即、处理从电子内窥镜100的成像元件141输出的彩色图像数据的功能;以及指示并控制电子内窥镜100、光源装置400和显示器300的操作的功能。

[0100] 根据一个实施方式,光源装置400是射出第一光、第二光和第三光的光射出单元,将第一光、第二光和第三光射入至光导131。光源装置400射出波长带不同的第一光、第二光和第三光,但也可以射出一个或两个光,或者可以射出四个以上的光。在射出四个以上的光的情况下,第四光可以是与第一光相同波长带的光。除了光源灯430以外,光源装置400还包括聚光透镜440、旋转滤波器410、滤波器控制部420和聚光透镜450。从光源灯430射出的基本上平行的光是例如白色光,由聚光透镜440会聚,通过旋转滤波器410,由聚光透镜450再次会聚,并入射至光导131的基端131b。另外,旋转滤波器410能够通过线性导轨等移动机构(未图示出),在从光源灯430射出的光的光路上的位置和光路外的退避位置之间移动。由于旋转滤波器410包括透过特性不同的多个滤波器,因此,从光源装置400发出的光的波长带根据与光源灯430发出的光的光路交叉的旋转滤波器410的类型而变化。

[0101] 另外,光源装置400的构成不限于图1中所示。例如,可以采用向光源灯430产生会聚光而不是平行光的灯。在这种情况下,例如,可以采用这样的构成,其中从光源灯430发射的光在聚光透镜440之前被收集并作为漫射光入射到聚光透镜440。此外,还可以采用这样的构成,即、不使用聚光透镜440,而将光源灯430产生的基本上平行的光直接入射到旋转滤波器410。另外,在使用产生会聚光的灯时,可以采用其中使用准直透镜代替聚光透镜440以使光以基本上平行的光的状态入射至旋转滤波器410的构成。例如,当电介质多层膜滤波器等于干涉型光学滤波器用于旋转滤波器410时,通过使基本上平行的光入射到旋转滤波器410,而使入射到光学滤波器的光的入射角均匀,从而能够获得更好的滤波器特性。此外,可以采用产生发散光的灯作为光源灯430。在这种情况下,也同样能够采用使用准直透镜代替聚光透镜440,并使基本上平行的光入射到旋转滤波器410的构成。

[0102] 另外,光源装置400被构成为通过使一个光源灯430发射的光穿过光学滤波器,从而射出波长带不同的多个光,但也可以不使用光源灯430,而将波长带不同的多个光,例如发光二极管或输出激光的激光元件等的半导体光源用作光源装置400的光源。在这种情况下,可以不使用旋转滤波器410。另外,光源装置400也可以构成这样的光源装置400,例如,分别发射包括预定波长带的激励光和由该激励光激发并发射的荧光的合成白色光、和预定窄波长带的光。

[0103] 光源装置400的构成不受特别限制,只要其能够射出波长带不同的多个光即可。

[0104] 光源装置400是外置于电子内窥镜100的外部装置,当光源装置400由激光元件这样的小型光源构成时,光源装置400可以设置在电子内窥镜100的插入管末端部111处。在这种情况下,不需要光导131。

[0105] 旋转滤波器410是具有多个光学滤波器的圆盘型光学单元,被构成为使得光的通过波长带根据其旋转角度而切换。旋转滤波器410具备通过波长带不同的三个光学滤波器,但也可以具备四个、五个或六个以上的光学滤波器。旋转滤波器410的旋转角度由连接到控制器516的滤波器控制部420控制。控制器516经由滤波器控制部420控制旋转滤波器410的旋转角度,使得通过旋转滤波器410提供给光导131的照明光IL的波长带被切换。

[0106] 图3是旋转滤波器410的外观图(正视图)。旋转滤波器410具备大致圆盘形的框架411和三个扇形光学滤波器415、416和418。框架411的中心轴的周围以相等的间隔形成有三个扇形的窗口414a、414b和414c,各个窗口414a、414b和414c中分别嵌入有光学滤波器415、416和418。另外,实施方式的光学滤波器都是电介质多层膜滤波器,但也可以使用其他方式的光学滤波器(例如,吸收型的光学滤波器或以使用电介质多层膜作为反射膜的标准具滤波器等等)。

[0107] 另外,在框架411的中心轴上形成有轴套孔412。轴套孔412中插入并固定有滤波器控制部420所具备的伺服电动机(未图示出)的输出轴,旋转滤波器410与伺服电动机的输出轴一起旋转。

[0108] 当旋转滤波器410沿图3中箭头所示的方向旋转时,该光所入射的光学滤波器按照光学滤波器415、416和418的顺序切换,由此,穿过旋转滤波器410的照明光IL的波长带被依次切换。

[0109] 光学滤波器415和416是选择性地使550nm波段的光通过的带通滤波器。如图4所示,光学滤波器415被构成为使等吸收点E1至E4的波长带R0(W波段)的光以低损耗通过,并阻挡其他波长带的光。另外,光学滤波器416被构成为使等吸收点E2至E3的波长带R2(N波段)的光以低损耗通过,并阻挡其他波长带的光。

[0110] 另外,光学滤波器418是紫外线截止滤波器,在可见光波长带中,从光源灯430发射的光穿过光学滤波器418。穿过光学滤波器418的光用作白色光WL,用于成像正常观察图像。另外,可以是在不使用光学滤波器418的情况下打开框架411的窗口414c的构成。

[0111] 因此,在从光源灯430发射的光中,透过光学滤波器415的光在下文中被称为Wide光(宽光),从光源灯430发射并透过光学滤波器416的光在下文中被称为Narrow光(窄光),在从光源灯430发射的光中,透过光学滤波器418的光在下文中称为白色光WL。

[0112] 如图4所示,波长带R1是包含来自氧化血红蛋白的吸收峰P1的峰值波长的带,波长带R2是包含来自还原血红蛋白的吸收峰P2的峰值波长的带,波长带R3是包括源自氧化血红

蛋白的吸收峰P3的峰值波长的带。另外,在波长带R0中,包含三个吸收峰P1、P2和P3的各个峰值波长。图4是表示550nm附近的血红蛋白的吸收光谱的一例的图。

[0113] 另外,光学滤波器415的波长带R0和光学滤波器416的波长带R2包括在彩色滤色片141a的G彩色滤波器的通过波长带(图2)中。因此,由穿过光学滤波器415或416的光形成的生物体组织T的图像作为由成像元件141成像的彩色图像数据的G分量的图像而获得。另外,调整光学滤波器415或光学滤波器418的透过率和开口的尺寸,使得从光学滤波器415生成的Wide光的光强度和从光学滤波器418生成的白色光WL的光强度大致相同。Wide光的光强度和Narrow光的光强度彼此不同。

[0114] 在框架411的周边部分形成有贯通孔413。贯通孔413形成在与框架411的旋转方向上的窗口414a和窗口414c之间的边界部分相同的位置(相位)上。用于检测贯通孔413的光斩波器422以围绕框架411的周边部分的方式设置在框架411的周围。光斩波器422连接到滤波器控制部420。

[0115] 通过这种方式,优选光源装置400具备这样的构成,即、通过依次切换从光源灯430发出的光的光路中的多个光学滤波器415、416和418,将波长带不同的光,即Wide光、Narrow光和白色光WL作为照明光IL而发出。

[0116] (生物体组织的特征量的计算)

[0117] 生物体组织T的特征量通过处理器500的特征量获取部510计算。下面对由成像的生物体组织T的图像计算生物体组织T的血红蛋白的量和血红蛋白的氧饱和度Sat,将其作为特征量的处理进行说明。

[0118] 如图4所示,血红蛋白在550nm附近具有源自卟啉的强吸收带,称为Q带。血红蛋白的吸收光谱根据氧饱和度Sat而变化,氧饱和度Sat表示氧化血红蛋白HbO占总血红蛋白的比例。图4中实线所示的波形是氧化血红蛋白HbO的吸收光谱,氧饱和度Sat为100%,长虚线的波形表示氧饱和度Sat为0%,即,是还原血红蛋白Hb的吸收光谱。另外,短虚线表示中间氧饱和度Sat=10、20、30、...90%的血红蛋白,即氧化血红蛋白HbO和还原血红蛋白Hb的混合物的吸收光谱。

[0119] 如图4所示,在Q带中,氧化血红蛋白HbO和还原血红蛋白Hb具有不同的峰值波长。具体而言,氧化血红蛋白HbO具有在波长542nm附近的吸收峰P1和在波长576nm附近的吸收峰P3。另一方面,还原血红蛋白Hb在556nm附近具有吸收峰值P2。图4是当氧化血红蛋白HbO和还原血红蛋白Hb的浓度之和恒定时的吸收光谱,因此,等吸收点E1、E2、E3、E4出现,其中吸光度恒定,与氧化血红蛋白HbO和还原血红蛋白Hb的比率无关,即,与氧饱和度无关。在下面的描述中,夹在等吸收点E1和E2之间的波长带是上文针对光学滤波器410描述的波长带R1,夹在等吸收点E2和E3之间的波长带是波长带R2,夹在等吸收点E3和E4之间的波长带是波长带R3,夹在等吸收点E1和E4之间的波长带,即波长带R1、R2和R3的组合波长带是波长带R0。因此,在从光源灯430发射的光中,透过光学滤波器415的透过光即Wide光的波长带是波长带R0,在从光源灯430发射的光中,透过光学滤波器416的透过光即Narrow光的波长带是波长带R2。

[0120] 如图4所示,在波长带R1、R2和R3中,血红蛋白中的吸收随氧饱和度而线性增加或减少。具体而言,波长带R1、R3中的血红蛋白的吸收AR1、AR3随氧化血红蛋白浓度,即随氧饱和度而线性增加。而且,波长带R2中的血红蛋白的吸收AR2相对于还原血红蛋白的浓度而

线性增加。

[0121] 其中,氧饱和度由下式(1)定义。

[0122] 式(1):

[0123] [数学式]

$$[0124] \quad Sat = \frac{[HbO]}{[Hb] + [HbO]}$$

[0125] 其中,

[0126] Sat:氧饱和度

[0127] [Hb]:还原血红蛋白的浓度

[0128] [HbO]:氧化血红蛋白的浓度

[0129] [Hb]+[HbO]:血红蛋白的量(tHb)

[0130] 另外,由式(1)获得表示氧化血红蛋白HbO和还原血红蛋白Hb的浓度的式(2)和式(3)。

[0131] 式(2):

[0132] [数学式2]

$$[0133] \quad [HbO] = Sat \cdot ([Hb] + [HbO])$$

[0134] 式(3)

[0135] [数学式3]

$$[0136] \quad [Hb] = (1 - Sat) \cdot ([Hb] + [HbO])$$

[0137] 因此,血红蛋白的吸收AR1、AR2和AR3是取决于氧饱和度和血红蛋白的量两者的特征量。

[0138] 其中,已经发现波长带R0中的吸光度的合计值不依赖于氧饱和度Sat,而是由血红蛋白的量确定的值。因此,能够基于波长带R0中的吸光度的合计值来对血红蛋白的量进行定量。此外,基于波长带R1、波长带R2或波长带R3中的吸光度的合计值以及基于根据波长带R0的合计值而量化的血红蛋白的量,能够对氧饱和度Sat进行定量。

[0139] 特征量获取部510包括两个部分,即、血红蛋白量计算部510a,其基于对生物体组织T的血红蛋白的量(第一特征量)的变化具有灵敏度的第一比率,计算并获得生物体组织T的血红蛋白的量;以及氧饱和度计算部510b,其基于所计算的血红蛋白的量(第一特征量)和对血红蛋白的氧饱和度(第二特征量)的变化具有灵敏度的第二比率,计算并获得生物体组织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随着血红蛋白的量的变化或氧饱和度的变化而发生变化。

[0140] 由于用Wide光(透过光学滤波器415的波长带R0的光)照射的生物体组织T的彩色图像数据的亮度分量的值对应于上述波长带R0的吸光度的合计值,因此,特征量获取部510的血红蛋白量计算部510a基于波长带R0的彩色图像数据的亮度分量来计算血红蛋白的量。其中,亮度分量可以通过将彩色图像数据的R分量乘以规定的系数,将彩色图像数据的G分量乘以规定的系数,将彩色图像数据的B分量的值乘以规定的系数,并对这些乘法的结果求和来计算。

[0141] 具体而言,特征量获取部510的血红蛋白量计算部510a基于将使用Wide光(第二

光)作为照明光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)除以使用白色光WL(第一光)作为照明光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)、或除以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),计算出血红蛋白的量。在计算血红蛋白的量的过程中,之所以使用将亮度分量Wide(Yh)除以WL(R)、或除以{WL(R)+WL(G)}所得的比率Wide(Yh)/WL(R)或Wide(Yh)/{WL(R)+WL(G)},是为了消除照明光IL在生物体组织T的表面上散射的程度引起的生物体组织T的光谱特性的变化。其中,消化管内壁等生物体组织T的反射光谱,除了易受构成生物体组织T的分量的吸收的波长特征(具体地,氧化血红蛋白和还原血红蛋白的吸收光谱特性)的影响以外,还易受生物体组织T的照明光的散射的波长特性的影响。使用白色光WL(第一光)作为照明光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R分量和G分量的合计分量WL(R)+WL(G)不受血红蛋白的量或氧饱和度Sat的影响,表示照明光IL的生物体组织T中的散射程度。因此,为了消除生物体组织T的反射光谱中照明光IL在生物体组织T中的散射的影响,优选设定白色光WL(基准光)的波长带,使其包含第一彩色图像数据的一个分量对生物体组织T的血红蛋白的量的变化不具有灵敏度这样的波长带。此外,优选设定白色光WL(基准光)的波长带,使其包含第一彩色图像数据的一个分量对氧饱和度的变化不具有灵敏度这样的波长带。

[0142] 在一个实施方式中,表示具有已知的血红蛋白的量的生物体组织中的上述第一比率的信息与血红蛋白的量之间的对应关系的参照表被预先存储在存储器512中,特征量获取部510的血红蛋白的量计算部510a使用该参照表,基于生物体组织T的已成像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。

[0143] 在一个实施方式的血红蛋白的量的计算中,作为第一比率,优选使用以Wide光(第二光)作为照明光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)与使用白色光WL(第一光)作为照明光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)},但也优选使用G分量Wide(G),以代替使用Wide光(第二光)作为照明光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)。

[0144] 此外,如上所述,随着氧饱和度Sat增加,波长带R2中的吸光度的合计值减小,并且波长带R0中的吸光度的合计值根据血红蛋白的量而变化,但由于无论氧饱和度Sat如何变化,它都是恒定的,因此,特征量获取部510的氧饱和度计算部510b基于下面定义的第二比率来计算氧饱和度。也就是说,特征量获取部510的氧饱和度计算部510b对使用穿过光学滤波器416的波长带R2的光即Narrow光照射之后的生物体组织T的彩色图像数据(第三彩色图像数据)的亮度分量Narrow(Yh)、以及使用Wide光(穿过光学滤波器416的波长带R0的光)照射的生物体组织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)进行计算,将其结果作为第二比率。另一方面,从已知的样品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和氧饱和度Sat=100%时的第二比率Narrow(Yh)/Wide(Yh)的上限值之间的关系,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使用从通过生物体组织T的成像产生的彩色图像数据获得的血红蛋白的量的计算结果和上述对应关系,来计算第二比率的下限值和上限值。此外,氧饱和度计算部510b利用在所获得的下限值和上限值之间氧饱和度Sat会随着第二

比率而线性地改变的事实,计算所成像的生物体组织T的第二比率Narrow(Yh)/Wide(Yh)的值位于上限值和下限值之间的范围的哪一个位置。通过这种方式,特征量获取部510的氧饱和度计算部510b进行氧饱和度Sat的计算。

[0145] 另外,根据一个实施方式,从已知的样品中获得表示血红蛋白的量和第二比率的值与血红蛋白的量的氧饱和度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,也能够从已算出的第二比率计算血红蛋白的氧饱和度Sat。

[0146] 在一个实施方式中,第二比率使用的是以Narrow光照射的生物体组织T的彩色图像数据(第三彩色图像数据)的亮度分量Narrow(Yh)和以Wide光照射的生物体组织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,但也可以使用以Narrow光照射的生物体组织T的彩色图像数据(第三彩色图像数据)的G分量Narrow(G)和以Wide光照射的生物体组织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。

[0147] 另外,在一个实施方式中,为了计算第二比率,使用波长带R2中的Narrow光用于照射生物体组织T,但不限于Narrow光。例如,也可以有意利用吸光度的合计值随着氧饱和度Sat的变化而改变的波长带R1或波长带R2,使用以波长带R1或波长带R2为波长带的光。在这种情况下,可以将光学滤波器416的滤波器特性设定在波长带R1或波长带R2。

[0148] 如上所述,在一个实施方式中,为了精确地计算氧饱和度Sat,优选Narrow光(第三光)的波长带包含在Wide光(第二光)的波长带中。另外,从能够精确地计算氧饱和度Sat的角度出发,优选设定Wide光(第二光)的波长带包含波长带R0,以使第二彩色图像数据的一个分量,例如,亮度分量和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。从能够精确地计算氧饱和度Sat的角度出发,优选设定Narrow光(第三光)的波长带包含波长带R2,以使第三彩色图像数据的一个分量,例如,亮度分量和G分量对于生物体组织T的氧饱和度Sat的变化具有灵敏度。

[0149] 另外,从能够消除生物体组织T中的散射光的光谱特性的影响的角度出发,优选设定白色光WL(第一光)的波长带包含其中第一彩色图像数据的一个分量对生物体组织T的血红蛋白的量的变化不具有灵敏度的波长带。

[0150] 另外,优选上述Wide光(第二光)是,通过光学滤波器之一,使白色光WL(第一光)的波长带中,例如500nm~600nm的范围内的第一波长带,例如等吸收点E1和等吸收点E4之间的波长带透过的白色光WL(第一光)的过滤光,优选Narrow光(第三光)是,通过光学滤波器之一,使第一波长带范围内的比第一波长带窄的第二波长带,例如等吸收点E2和等吸收点E3之间的波长带透过的白色光WL(第一光)的过滤光。优选上述第一波长带是例如510nm~590nm范围内的带。此外,优选上述第二波长带是例如510nm~590nm范围内的带,更优选是530nm~580nm范围内的带。

[0151] 另外,在上述实施方式中,当利用血红蛋白的吸光度计算血红蛋白的量和氧饱和度时,使用550nm附近的波长带的光作为照明光,但这仅是一个示例。在血红蛋白的吸光度中,除了550nm附近的波长带以外,在420nm~450nm处存在大的吸收峰,且具有等吸收点。在该等吸收点的周围,氧化血红蛋白和还原血红蛋白的吸收光谱的波形交替切换。因此,在一个实施方式中,也优选将400至460nm的波长带内的不同波长或不同波长带的光用作照明光,计算血红蛋白的量和氧饱和度。这种情况下也同样,血红蛋白的量和氧饱和度的计算可以如下进行。

[0152] 图5是表示第一比率与血红蛋白的量的关系的一例的图。如上所述计算第一比率之后,特征量获取部510的血红蛋白的量计算部510a参照表示图5所示的关系的参照表,基于所获得的第一比率计算血红蛋白的量。图5表示基于第一比率的值求出的血红蛋白的量H1。为方便起见,图5中的横轴和纵轴上的数值表示0~1024的值。

[0153] 图6是表示第二比率的上限值及下限值和血红蛋白的量之间的关系的一例的图。为方便起见,6的横轴和纵轴的数值表示0~1024的值。

[0154] 特征量获取部510的氧饱和度计算部510b如上所述求出第二比率之后,基于由血红蛋白量计算部510a求出的血红蛋白的量和第二比率,使用图6所示的对应关系,获得所求出的血红蛋白的量中的第二比率的上限值和下限值。该上限值表示氧饱和度 $Sat=100\%$,下限值表示氧饱和度 $Sat=0\%$ 。通过确定该上限值和下限值之间的哪个位置存在第二比率,氧饱和度计算部510b求出氧饱和度 Sat 的值。假设在氧饱和度为0~100%之间,氧饱和度随着第二比率的值而线性变化,则由第二比率的值计算氧饱和度的值。在图6中,求出了血红蛋白的量为H1时的上限值 $Max(100\%)$ 和下限值 $Min(0\%)$ 。从该上限值 $Max(100\%)$ 和下限值 $Min(0\%)$ 和第二比率的值Y,求出氧饱和度 Sat 的值。

[0155] 由于如此获得的氧饱和度 Sat 针对生物体组织T的图像的每个像素执行,因此,能够将生物体组织T的图像上的氧饱和度 Sat 的分布表示为氧饱和度分布图像。氧饱和度分布图像由灰度表示,其根据各个像素中的氧饱和度 Sat 的值改变像素的色调(例如,从红色变为蓝色)。

[0156] (氧饱和度分布图像的显示)

[0157] 如上所述,在内窥镜系统1中,由于基于从彩色图像数据的分量求出的比率(第二比率)而计算血红蛋白的氧饱和度 Sat ,该彩色图像数据与使用多个光对生物体组织T照射并成像而产生的各个光对应,因此,根据氧饱和度 Sat 的值通过颜色的灰度表示氧饱和度 Sat 的分布的氧饱和度分布图像也是反映已成像的图像中生物体组织T的图像位置偏移的图像。

[0158] 更具体而言,氧饱和度 Sat 的计算是通过基于第一比率计算血红蛋白的量以及基于第二比率和血红蛋白的量计算氧饱和度 Sat 来进行的。其中,第一比率和第二比率中都是通过以波长带不同的白色光WL、Wide光和Narrow光分别以时间间隔对生物体组织T成像而生成的彩色图像数据的分量之间的比率。在一些情况下,这些成像的各图像上的生物体组织T的图像由于生物体组织的移动或成像元件的手抖等,在不同的图像之间,生物体组织T的图像可能发生位置偏移。例如,存在如下几种情况,即、对应于白色光WL的生物体组织T的图像和对应于Wide光的生物体组织的图像在图像中位置偏移的情况;对应于Wide光的生物体组织T的图像和对应于Narrow光的生物体组织T的图像在图像中位置偏移的情况;以及对应于白色光WL的生物体组织T的图像和对应于Wide光的生物体组织的图像和对应于Narrow光的生物体组织的图像彼此在图像中位置偏移的情况等。

[0159] 图7的(a)~(c)是用于说明使用各种光照射而成像的生物体组织的图像的位置偏移的一例的图。图7的(a)~(c)依次表示使用白色光WL照射而成像的生物体组织T的图像1;使用Wide光照射而成像的生物体组织T的图像2,其相对于图像1发生了位置偏移;以及由图像1和图像2的图像数据获得的血红蛋白的量的分布图像3。

[0160] 相对于图像1,图像2在图像中向左下方偏移。由于位置偏移,从这样的图像1和图

像2的图像数据获得的第一比率在与原始图像无关的位置处,值变得更高或更低。因此,在基于第一比率获得的血红蛋白的量的分布图像中,如图7的(c)所示,由于位置偏移,血红蛋白的量高的部分和血红蛋白的量低的部分形成伪像。

[0161] 图8的(a)~(d)是用于说明使用各种光照射而成像的生物体组织的图像的位置偏移的一例的图。图8的(a)~(d)依次表示使用白色光WL照射而成像的生物体组织T的图像3;使用Wide光照射而成像的生物体组织T的图像4,其相对于图像3没有发生位置偏移;使用Narrow光照射而成像的生物体组织T的图像5,其相对于图像3和图像4位置偏移;以及由图像3~图像5的图像数据获得的血红蛋白的量的分布图像6。

[0162] 由于图像4相对于图像3没有位置偏移,因此,在血红蛋白的量的分布图像中不形成位置偏移引起的伪像。但是,图像5相对于图像4在图像中向左下方位置偏移。从这样的图像4和图像5的图像数据获得的第二比率在由于位置偏移而与原始图像无关的位置处,值变得更高或更低。因此,在基于第二比率和未形成伪像的血红蛋白的量的分布图像而获得的血红蛋白的氧饱和度分布图像(Sat分布图像)中,由于位置偏移,如图8的(d)所示,氧饱和度高的部分(黑色部分)和氧饱和度低的部分(空心部分)形成伪像。

[0163] 图9是用于说明由于图像的位置偏移引起的氧饱和度Sat的伪像的形成的图。为方便起见,图9所示的曲线图的横轴和纵轴的数值由0~1024的值表示。原本血红蛋白的量应该是值H1,但如图7的(a)和(b)所示,基于由图像1和图像2的位置偏移而形成的如图7的(c)所示的血红蛋白的量的分布图像,如图9所示,有时需要求出低于值H1的值H2作为血红蛋白的量。在这种情况下,即使在使用Wide光照射并成像的生物体组织T的图像与使用Narrow光照射并成像的生物体组织T的图像之间没有位置偏移的情况下,第二比率的上限值和下限值也会从Max1、Min1下降至Max2、Min2。因此,如图9所示,第二比率有时会偏离上限值Max2和下限值Min2之间的范围。当第二比率超过上限值Max2时,会显示例如红色;当第二比率低于下限值Min2时,会显示例如蓝色。因此,如图7的(c)所示,在氧饱和度的值Sat以彩色显示的氧饱和浓度分布图像中,有时会出现红色或蓝色的伪像。

[0164] 另外,如图8的(a)~(c)所示,由于图像3和图像4之间没有位置偏移,即使能够获得正确的血红蛋白的量的分布图像,由于图像4和图像5发生位置偏移,在由图像4和图像5的图像数据获得的第二比率中,也会产生源于位置偏移的高值的部分和低值的部分。在这种情况下,即使血红蛋白的量的值是原本就有的正确的值H1,第二比率也可能会偏离上限值Max1和下限值Min1之间的范围,如果第二比率超过上限值Max1,会显示例如红色;如果第二比率低于下限值Min 1,则会显示例如蓝色。因此,如图8的(d)所示,在氧饱和度的值Sat以彩色显示的氧饱和浓度分布图像中,有时会出现红色或蓝色的伪像。

[0165] 为了抑制这种伪像的发生,在一个实施方式中,第二比率的值对偏离基于血红蛋白的量而确定的第二比率的容许范围,即对偏离上限值和下限值之间的范围的氧饱和度分布图像的像素,调整其透过率。具体而言,图像显示控制部514进行图像数据的控制,以便将氧饱和度分布图像叠加并显示在生物体组织T的图像上。此时,在图像显示控制部514中,第二比率的值对偏离基于血红蛋白的量确定的第二比率的容许范围,即对偏离上限值和下限值之间的范围的氧饱和度分布图像的像素,调整该像素的透过率。具体而言,图像显示控制部514使偏离第二比率的容许范围的像素的透过率比第二比率的容许范围内的像素的透过率更高。例如,第二比率在容许范围内的像素是透过率为0的非透过像素,第二比率偏离容

许范围的像素是透过像素。如上所述,透过像素包括透过率超过0%到透过率为100%的透过率的像素。在上述实施方式中,偏离第二比率的容许范围的第二比率的像素都是例如透过率为100%的像素,但随着第二比率的值与第二比率的上限值或下限值之间的差值增大,也可以进行使透过率逐渐改变的调整,以使透过率逐渐增大。

[0166] 图10的(a)是用于说明一个实施方式中的像素的透过率的调整的一例的图,图10的(b)是用于说明现有技术的像素的灰度设定的图。

[0167] 将根据血红蛋白的量确定的第二比率的上限值和下限值之间的区域设定为根据氧饱和度Sat改变颜色的灰度区域GD,将第二比率超过上限值的区域和第二比率低于下限值的区域设定为透过像素区域TP1、TP2。在原有技术的灰度中,如图10的(b)所示,第二比率偏离上限值和下限值之间的范围的范围的区域也是以红色或蓝色显示的灰度区域GD。

[0168] 以这种方式,通过使偏离第二比率的容许范围的氧饱和度分布图像的像素作为透过像素,可以看到该部分中的生物体组织T的图像,因此,能够在使得源于图像的位置偏移的异常值或伪像不明显的情况下,显示氧饱和度分布图像。因此,使用内窥镜系统的操作者能够基于体腔内氧饱和度低的区域来判断是否存在恶性肿瘤部分,并在确定其位置时,减少错误判断和位置确定错误的可能性。

[0169] 在上述实施方式中,在求血红蛋白的量和氧饱和度Sat时,波长带不同的三个光被用作照明光。然而,根据一个实施方式,也优选光源装置400将包含第四波长带的光分量和不同于第四波长带的第五波长带的光分量的第一光、和不同于第四波长带及第五波长带的第三波长带的第三光作为照明光而射出,以求得血红蛋白的量和氧饱和度Sat。在这种情况下,优选血红蛋白量计算部510a基于第一比率来计算血红蛋白的量,该第一比率从第一光被作为照明光时生成的第一彩色图像数据中提取的第四波长带和第五波长带所对应的对应分量即分量a和分量b之比获得,优选氧饱和度计算部510b使用上述分量a和分量b中的一个以及在将第三光用作照明光时生成的第三彩色图像数据的分量之一(第三波长带的分量)生成第二比率,并基于该第二比率和由血红蛋白量计算部510a计算的血红蛋白的量,算出血红蛋白的氧饱和度Sat。对应于从第一彩色图像数据提取的两个光分量的波长带的对应分量,在图1所示的处理器200中,能够在图像处理部504(对应分量的提取部)中通过矩阵运算提取。

[0170] 这时,根据一个实施方式,在第五波长带中,对应于第一彩色图像数据的第五波长带的对应分量对生物体组织的血红蛋白的量的变化具有灵敏度,但优选包含对氧饱和度的变化不具有灵敏度的波长带,因为这样能够高精度地计算血红蛋白的量。

[0171] 这时,优选第三波长带包含这样的波长带,即、其中第三彩色图像数据的一个分量对氧饱和度的变化具有灵敏度,因为能够高精度地计算氧饱和度。

[0172] 例如,第一光中包含620nm~670nm的第四波长带的光分量(红光分量)、525nm~582nm的第五波长带的光分量(绿光分量)。第二光的第三波长带为545nm~570nm。这种情况下,根据一个实施方式,用于求得血红蛋白的量的指标的第一比率,可以是与对应分量中的绿光分量对应的对应成分(525nm~582nm的波长带的分量)除以与绿光分量对应的对应分量(525nm~582nm的波长带的分量)和与红光分量对应的对应分量(620nm~670nm的波长带的分量)之和的结果,即是相对于合成的对应分量的比率;用于求得氧饱和度Sat的指标即第二比率,可以是与第三彩色图像数据的545nm~570nm的波长带对应的分量对与上述第一

彩色图像数据的绿光分量相对应的对应分量(525nm~582nm的波长带的分量)的比率。

[0173] 另外,根据一个实施方式,不使用三个用作照明光的光,而使用具有三个光分量的一个光来获得一个彩色图像数据,通过使用该彩色图像数据的分量,也可以获得血红蛋白的量和氧饱和度Sat。在这种情况下,由于使用一个光作为照明光,简化了光源装置400的构成,并且不需要生成多个彩色图像数据,从而简化了处理器200中的各个部分的构成。此外,由于内窥镜100仅利用单个照明光成像,因此,不会产生由于上述多次成像导致的生物体组织的图像的位置偏移而引起的氧饱和度分布图像中的异常值。然而,有时由于彩色图像数据中包含噪声分量,或者由于一次成像,可能在生物体组织的图像中出现模糊;有时在氧饱和度分布图像中会出现伪像。因此,优选图像显示控制部514对于第二比率的值偏离基于血红蛋白的量确定的第二比率的容许范围的像素,调整重叠在生物体组织图像上的该像素的透过率。

[0174] 在这种情况下,血红蛋白量计算部510a基于使用与从彩色图像数据中提取的三个光分量的波长带相对应的对应分量而获得的第一比率,计算血红蛋白的量;氧饱和度计算部510b基于使用所提取的对应分量而获得的第一比率和所计算出的血红蛋白的量或第一比率,计算血红蛋白的氧饱和度。

[0175] 在这种情况下,一个光中可以包含例如波长带为450nm~500nm的光分量(蓝光分量)、波长带为525nm~582nm的光分量(绿光分量)、波长带为620nm~670nm的光分量(红色分量)。通过在图1所示的前期图像处理部504中对通过这种光获得的彩色图像数据进行矩阵运算,能够求得对应于上述波长带的彩色图像数据的三个对应分量。这种情况下,根据一个实施方式,用于确定血红蛋白的量的指标的第一比率,可以是对应于绿光分量的对应分量(525nm~582nm的波长带的分量)对由三个对应分量获得的合成的对应分量(例如,具有对三个对应分量的值进行加权平均而获得的值的对应分量)的比率。并且,用于确定氧饱和度Sat的指标的第二比率,可以是对应于绿光分量的对应分量(450nm~500nm的波长带的分量)对对应于绿光分量的对应分量(525nm~582nm的波长带的分量)的比率。也就是说,光源装置400被构成为射出包含波长带不同的三个光分量的一种光。由此,处理器200的前期图像处理部504(对应分量提取部)从电子内窥镜100生成的彩色图像数据中提取与光分量的各个波长带对应的第一彩色图像数据的对应分量。使用提取的对应分量,特征量获取部510获取血红蛋白的量和氧饱和度Sat作为生物体组织的特征量。

[0176] 在内窥镜系统1中,为了进行高精度的诊断,表示氧饱和度Sat的分布的氧饱和度分布图像需要具有高图像质量。因此,氧饱和度分布图像优选为100万像素以上,更优选为200万像素以上,进一步优选为800万像素以上。另一方面,要处理的图像的像素数越大,处理器200的运算电路越大,处理负荷趋于增大。其中,在100万像素以上的高像素(高图像质量)中,上述倾向显著。在上述实施方式中,预先设置将血红蛋白的量或氧饱和度Sat与彩色图像数据相关联的参照表或对应关系的信息,并使用该参照表 and 对应关系,计算血红蛋白的量和氧饱和度Sat,因此,上述实施方式每次获取彩色图像数据时,与不使用参照表 and 对应关系计算血红蛋白的量和氧饱和度Sat的情况相比,都能够有效地计算出血红蛋白的量和氧饱和度Sat。因此,能够减小处理器200的运算电路,由此,即使生成高质量的图像,也能够提供低成本、低发热量和低功耗的处理器200。

[0177] 尽管上面已经描述了实施方式,但是本发明不限于上述构成,在本发明的技术构

思的范围内可以进行各种修改。

[0178] 附图标记说明

[0179] 1内窥镜系统;100电子内窥镜;110插入管;111插入管末端部;121物镜组;131光导;131a末端部;131b基端部;132透镜;141成像元件;141a彩色滤波器;142电缆;200处理器;300显示器;400光源部;410旋转滤波器;420滤波器控制部;430光源灯;440聚光透镜;450聚光透镜;500图像处理部;502A/D转换电路;504前期图像处理部;506帧存储部;508后期图像处理部;510特征量获取部;512存储器;514图像显示控制部;516控制器。

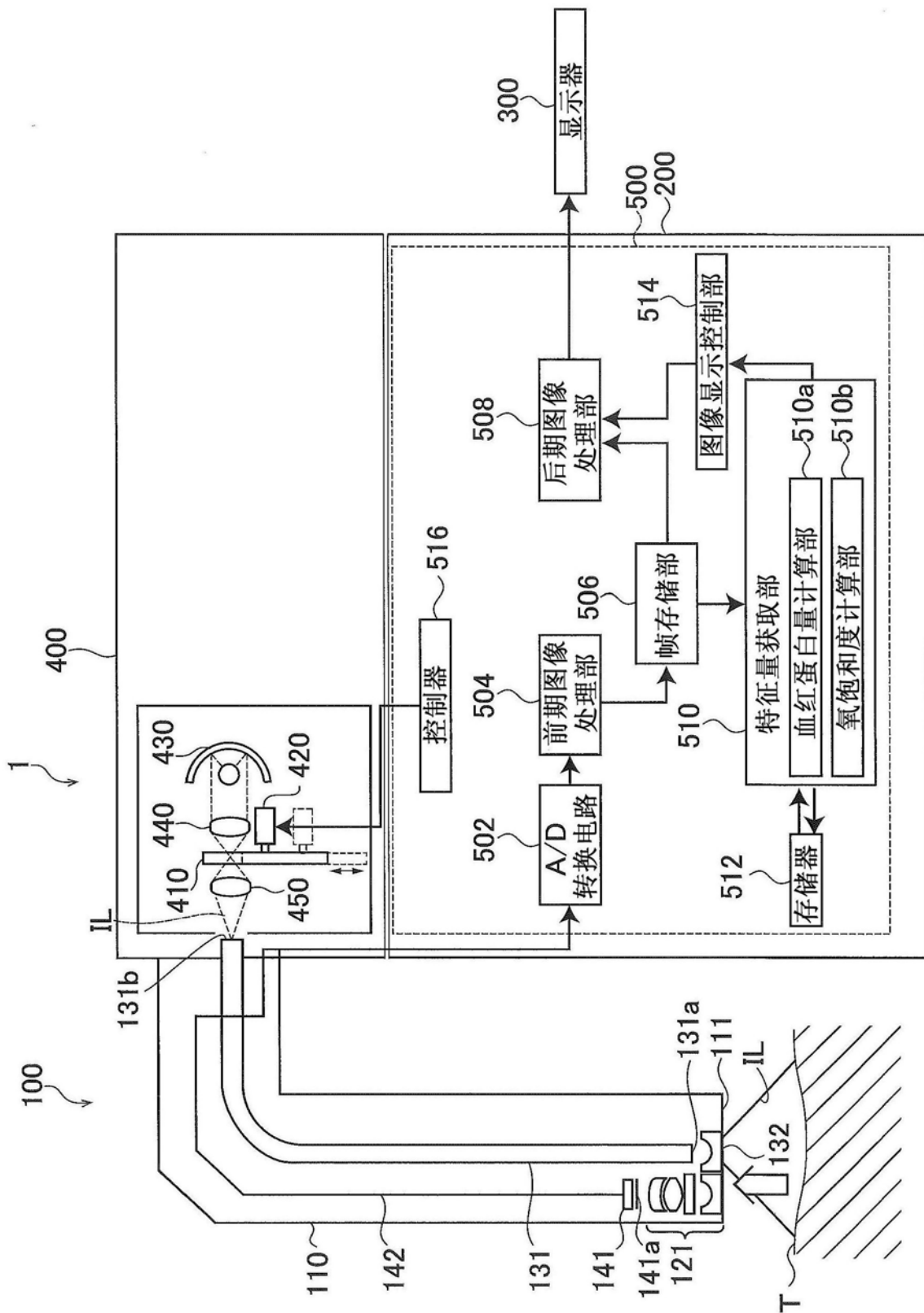


图1

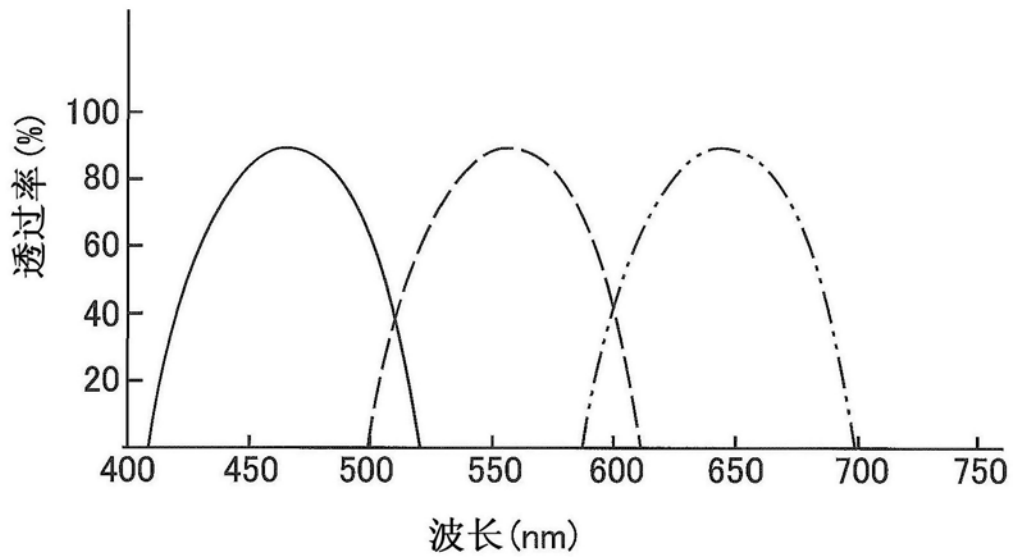


图2

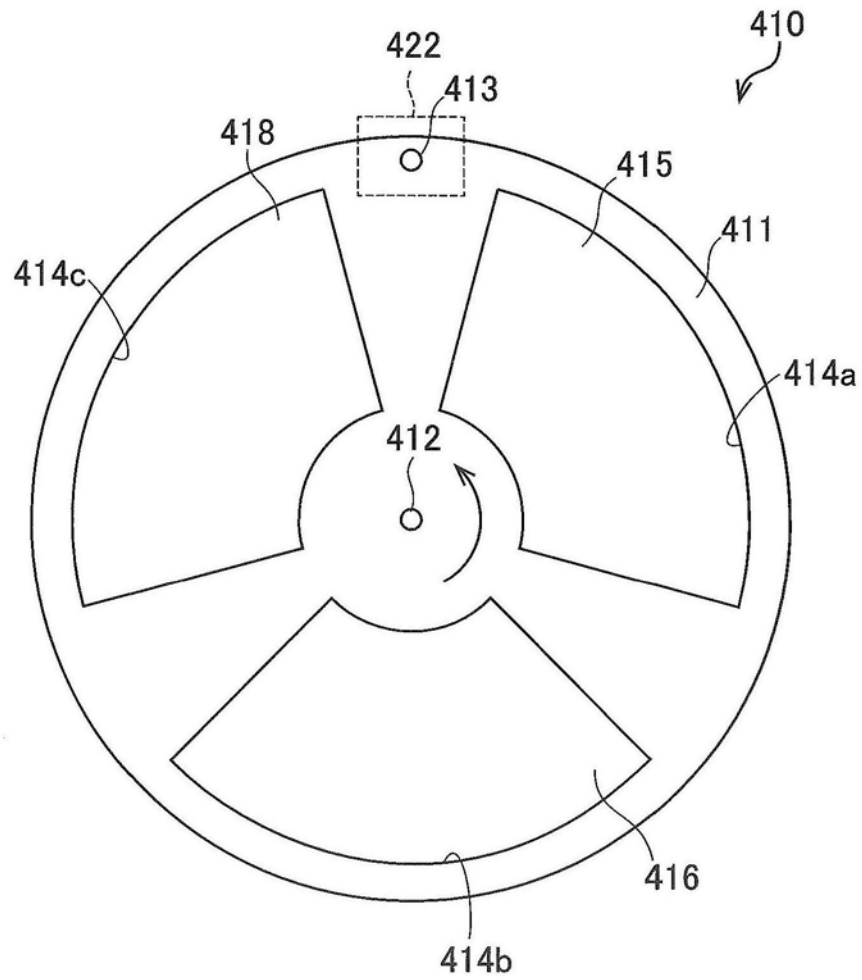


图3

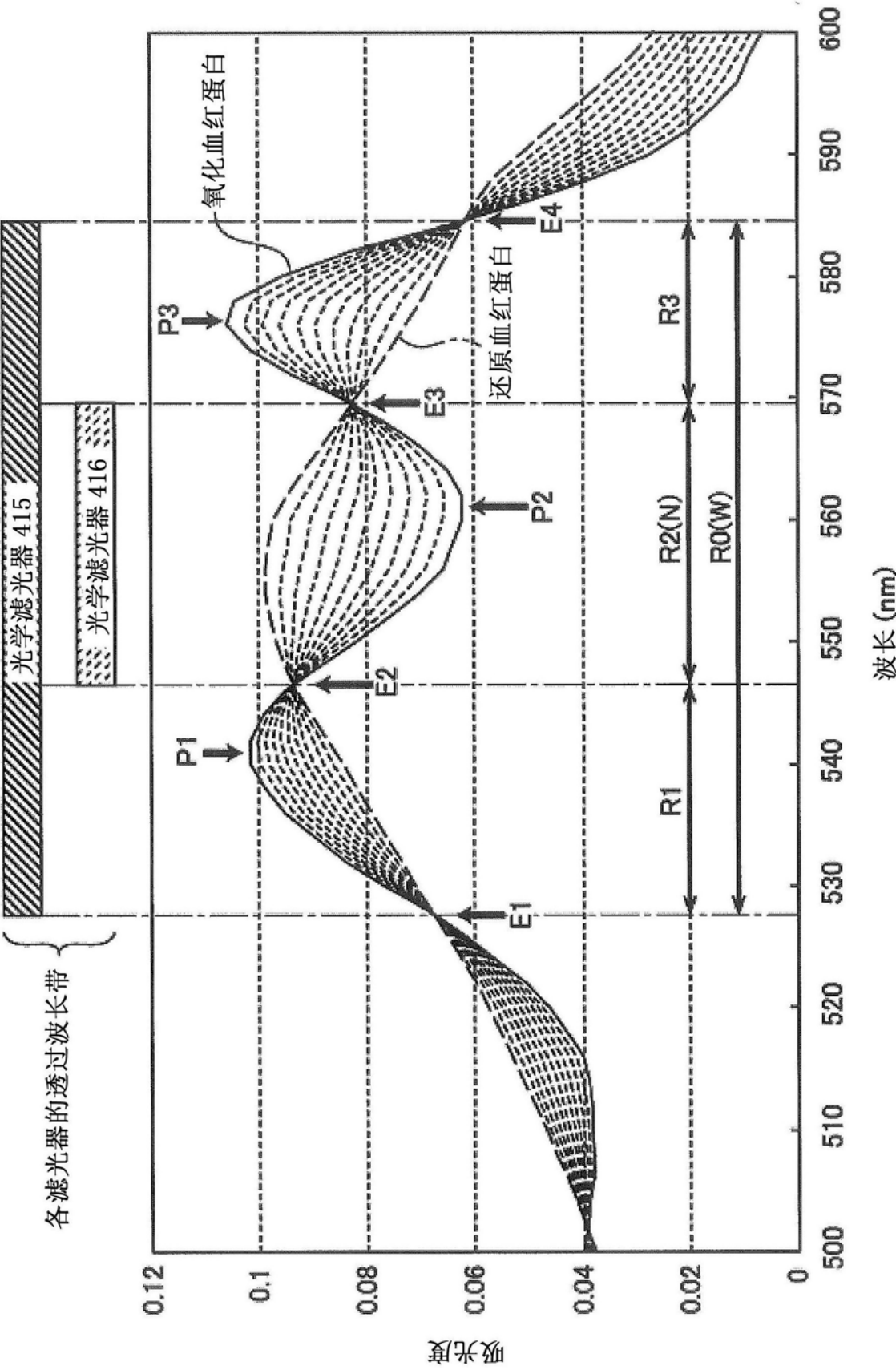


图4

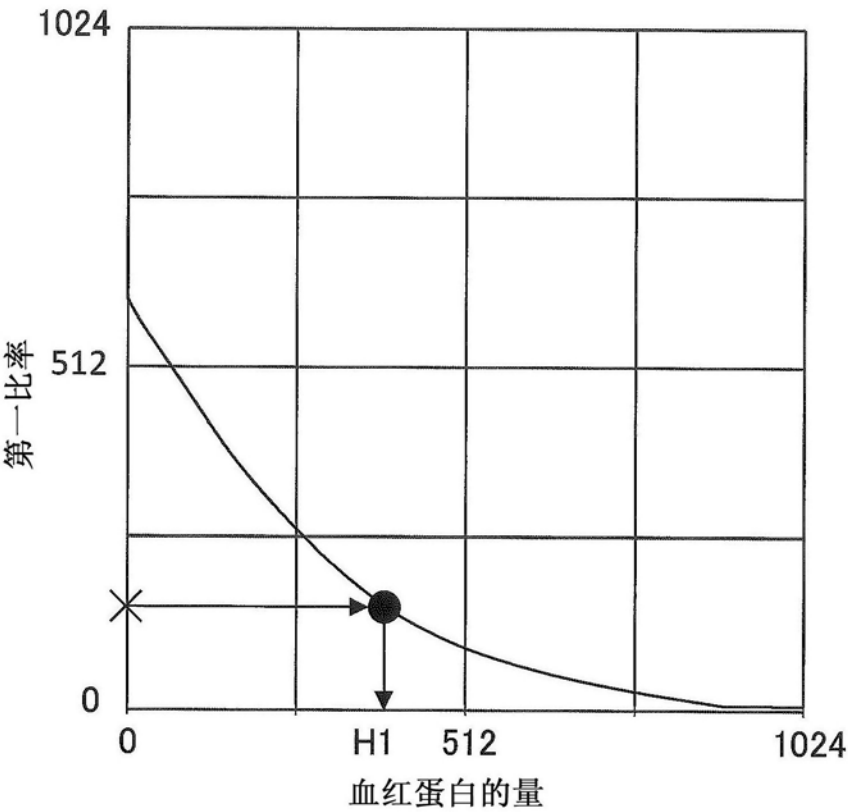


图5

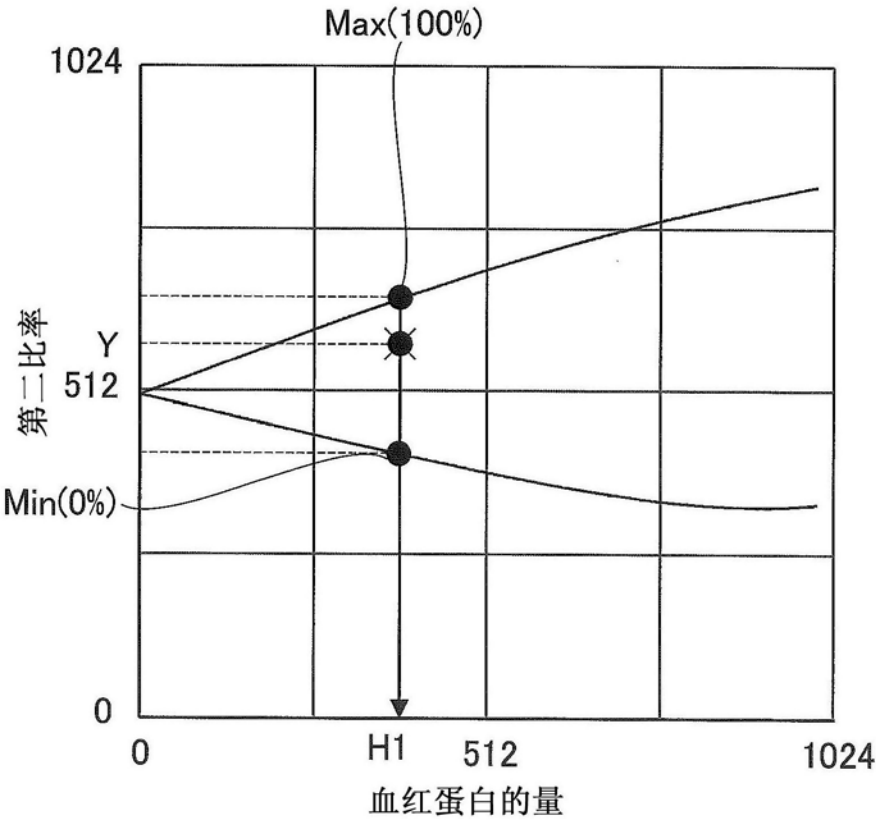
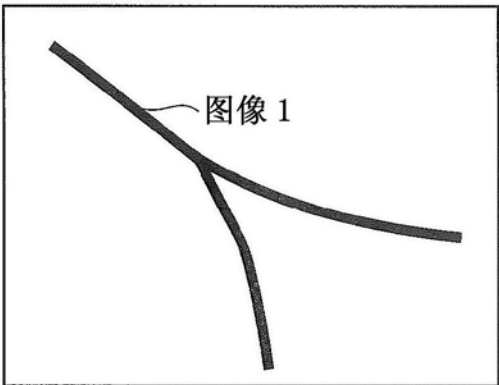
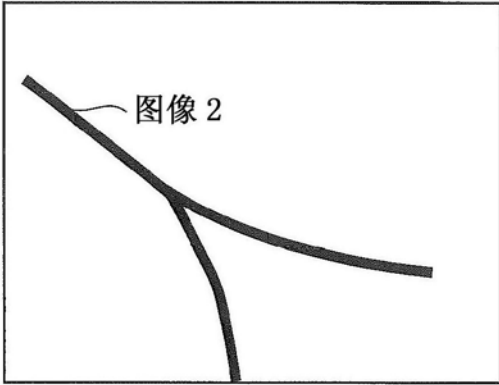


图6

(a) 白色光 WL 的图像 1



(b) Wide 光的图像 2



(c) 血红蛋白量的分布图像 3

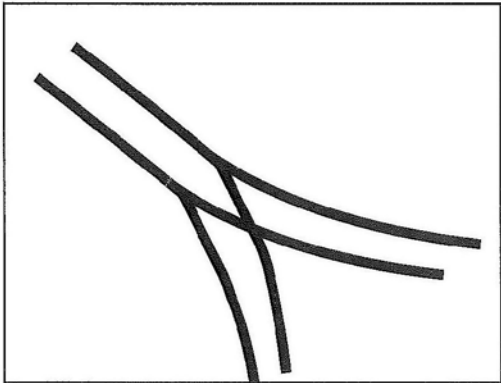
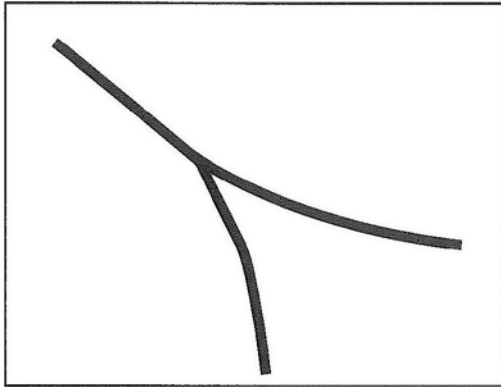
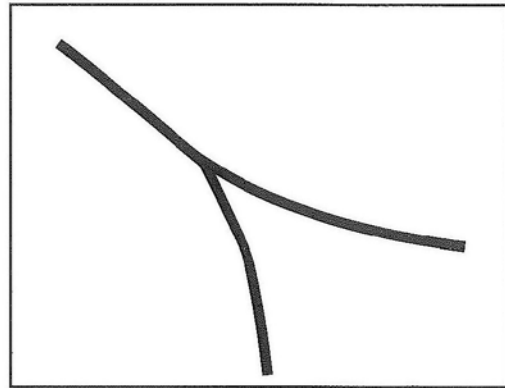


图7

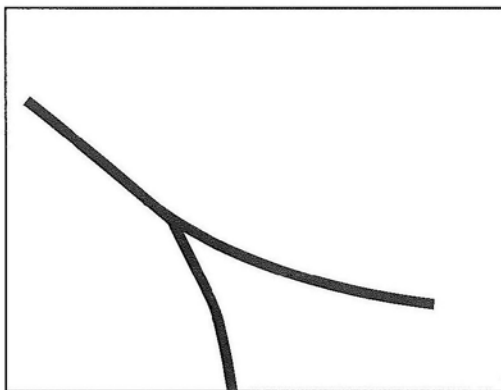
(a) 白色光 WL 的图像 3



(b) Wide 光的图像 4



(c) Narrow 光的图像 5



(d) Sat 分布图像 6

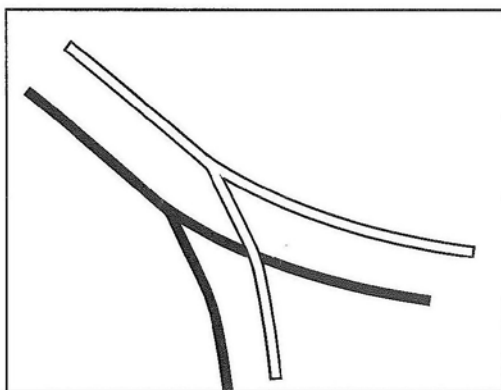


图8

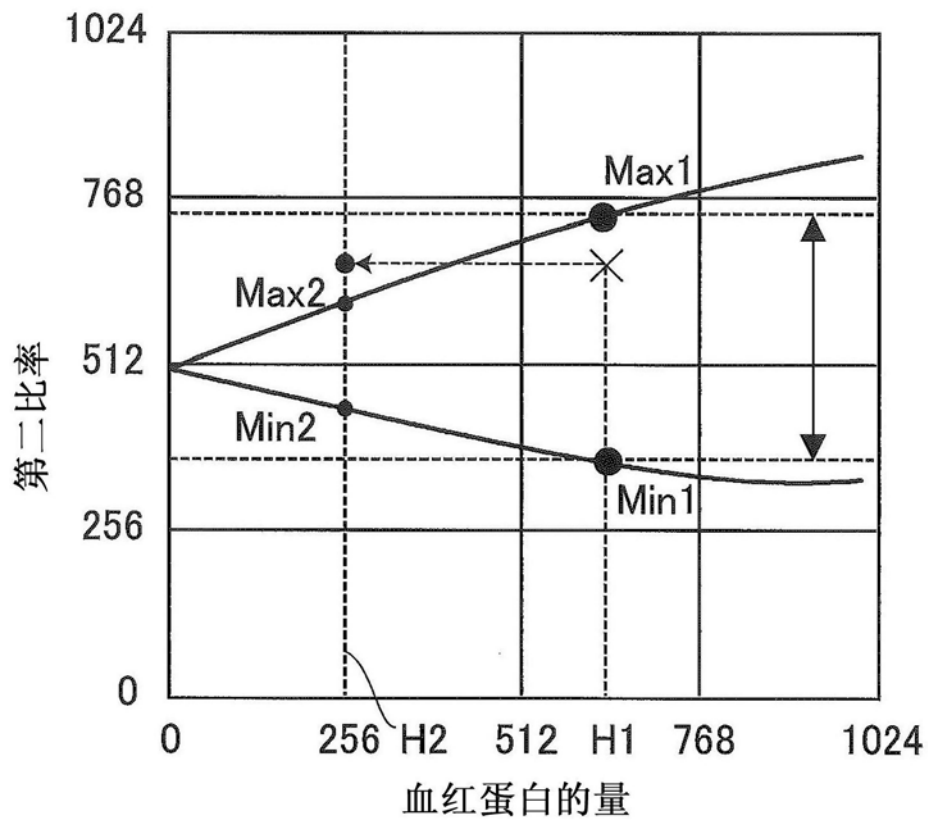


图9

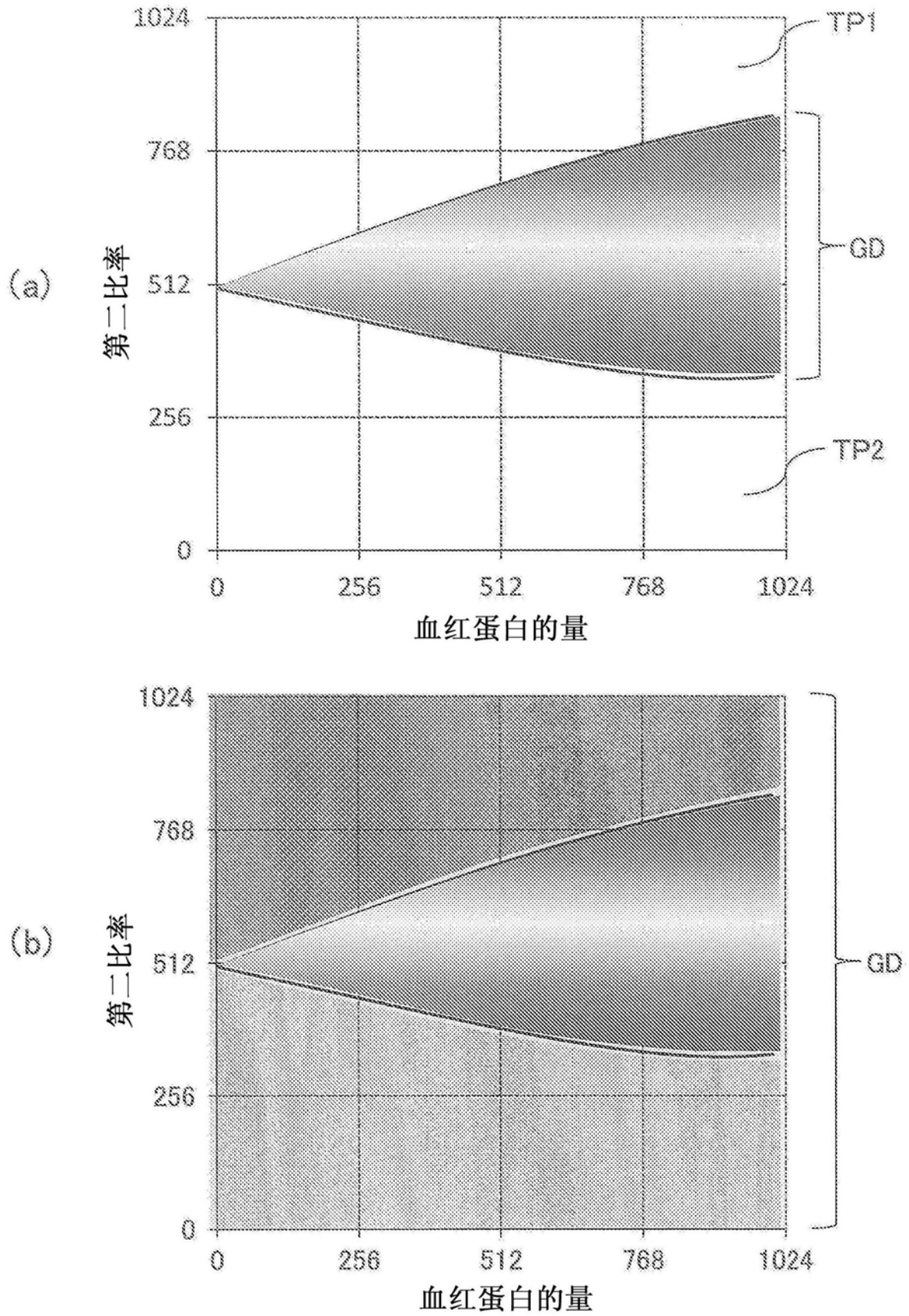


图10

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	CN109475283A	公开(公告)日	2019-03-15
申请号	CN201780043153.6	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 A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00 A61B1/045 A61B1/0638 A61B1/0676 G02B23/2461		
代理人(译)	纪秀凤		
优先权	2016171951 2016-09-02 JP		
其他公开文献	CN109475283B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种内窥镜系统，对由第一至第三光照明的生物体组织成像而生成第一至第三彩色图像数据。进行如下控制：使用所述第一至第三彩色图像数据的分量计算所述生物体组织的血红蛋白的量及所述血红蛋白的氧饱和度，生成表示所述氧饱和度的分布的氧饱和度分布图像，在显示器上在成像的所述生物体组织的图像上重叠显示生成的所述氧饱和度分布图像。所述氧饱和度基于使用所述彩色图像数据的分量获得的第二比率和血红蛋白的量而计算。对于所述第二比率的值偏离根据所述血红蛋白的量确定的所述第二比率的容许范围的像素，调整所述像素的透过率。

