



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109475282 A

(43)申请公布日 2019.03.15

(21)申请号 201780043149.X

(22)申请日 2017.09.01

(30)优先权数据

2016-171950 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/JP2017/031673 2017.09.01

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/043726 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)

G02B 23/24(2006.01)

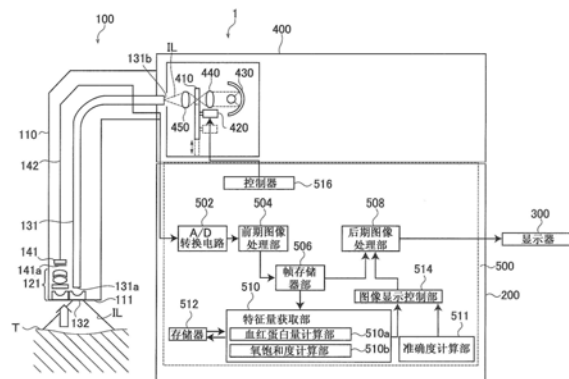
权利要求书3页 说明书20页 附图7页

(54)发明名称

内窥镜系统

(57)摘要

一种内窥镜系统的处理器,使用由至少两个光照明的生物体组织的彩色图像数据的分量,生成所述生物体组织中的血红蛋白的氧饱和度分布图像,使用所述彩色图像数据的分量来计算氧饱和度的准确度。此外,根据准确度的程度,控制所述氧饱和度分布图像的显示方式。在所述准确度的计算中,将所述彩色图像数据的分量a的第一值设定为下限阈值,当所述彩色图像数据的分量a的值小于该值时所述准确度降低,将大于所述第一值的所述彩色图像数据的分量b的第二值设定为上限阈值,当所述彩色图像数据的分量b的值大于该值时所述准确度降低,在所述设定的状态下计算准确度。所述下限阈值和上限阈值是不同的两个彩色图像数据中的值。



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所述光对应的多个彩色图像数据;

处理器,包括:特征量获取部,构成为至少使用所述彩色图像数据的分量中的分量a及分量b,获取所述生物体组织中的血红蛋白的氧饱和度作为所述生物体组织的特征量,生成表示所述特征量的分布的氧饱和度分布图像;准确度计算部,构成为使用所述彩色图像数据的分量计算所述特征量的准确度;图像显示控制部,构成为根据所述准确度的计算结果,控制所述氧饱和度分布图像的显示方式;

图像显示装置,构成为进行所述氧饱和度分布图像的显示,

其中,所述准确度计算部构成为,将所述彩色图像数据中彩色图像数据A的分量a的第一值设定为准确度下限阈值,当所述彩色图像数据A的分量a的值小于所述第一值时,所述准确度低于所述第一值以上的值的准确度,并且,将所述彩色图像数据中彩色图像数据B的分量b的大于所述第一值的第二值设定为准确度上限阈值,当所述彩色图像数据B的分量b的值变大时,所述准确度低于所述第二值以下的值的准确度,在所述设定的状态下计算所述准确度,所述彩色图像数据A和所述彩色图像数据B是与不同的两个光对应的彩色图像数据。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其中,

所述准确度计算部构成为,基于对每个所述分量a及所述分量b求出的准确度分量对每个像素计算所述准确度,

根据所述彩色图像数据A求出的准确度分量,在所述彩色图像数据A的分量的值大于所述准确度下限阈值的情况下,具有与所述准确度下限阈值的所述准确度分量相同或更大的值,

根据所述彩色图像数据B求出的准确度分量,在所述彩色图像数据B的分量的值小于所述准确度上限阈值的情况下,具有与所述准确度上限阈值的所述准确度分量相同或更大的值。

3. 根据权利要求1或2所述的内窥镜系统,其中,

所述特征量获取部包括:血红蛋白量计算部,构成为基于使用包含所述彩色图像数据的所述分量a及所述分量b中的至少一方的分量而得到的第一比率计算所述血红蛋白的量;氧饱和度计算部,构成为基于使用包含所述彩色图像数据的所述分量a及所述分量b中的至少一方的分量而得到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,

所述准确度计算部构成为,当所述第一比率偏离规定范围时进行降低所述准确度的校正。

4. 根据权利要求1至3中任一项所述的内窥镜系统,其中,

所述特征量获取部包括:血红蛋白量计算部,构成为基于使用包含所述彩色图像数据的所述分量a及所述分量b中的至少一方的分量而得到的第一比率计算所述血红蛋白的量;氧饱和度计算部,构成为基于使用包含所述彩色图像数据的所述分量a及所述分量b中的至少一方的分量而得到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,

所述准确度计算部构成为,当所述第二比率偏离预定范围时进行降低所述准确度的校

正。

5. 根据权利要求3或4所述的内窥镜系统, 其中,

所述图像显示控制部构成为, 以在所述生物体组织的图像上重叠显示所述特征量的分布的图像的方式进行控制, 对于所述第二比率的值偏离根据所述血红蛋白的量而确定的所述第二比率的允许范围的像素, 调整所述像素的透过率。

6. 根据权利要求1至5中任一项所述的内窥镜系统, 其中,

所述光源装置构成为射出包含波长带不同的第一光、第二光以及第三光的至少三个以上的光,

所述成像部构成为通过对由所述第一光、所述第二光以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。

7. 根据权利要求6所述的内窥镜系统, 其中,

所述第一光的波长带比所述第二光的波长带及所述第三光的波长带宽, 所述第二光的波长带比所述第三光的波长带宽,

所述准确度上限阈值是所述第一彩色图像数据或所述第二彩色图像数据的亮度分量的值, 所述准确度下限阈值是所述第三彩色图像数据的亮度分量的值。

8. 根据权利要求6或7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;

所述血红蛋白量计算部基于所述第一比率计算血红蛋白的量。

9. 根据权利要求6至8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,

所述氧饱和度计算部基于所述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。

10. 根据权利要求6至9中任一项所述的内窥镜系统, 其中,

所述第二光的波长带包含所述第二彩色图像数据的分量对于所述生物体组织的血红蛋白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。

11. 根据权利要求6至10中任一项所述的内窥镜系统, 其中,

所述第三光的波长带包含所述第三彩色图像数据的分量对于所述氧饱和度的变化具有灵敏度的波长带。

12. 根据权利要求6至11中任一项所述的内窥镜系统, 其中,

所述第二光为, 通过光学滤波器, 使所述第一光的波长带中500nm至600nm的范围内的第一波长带透过的所述第一光的过滤光, 所述第三光为, 通过光学滤波器, 使比所述第一波长带的范围内的所述第一波长带窄的第二波长带透过的所述第一光的过滤光。

13. 一种内窥镜系统,其特征在于,具有:

光源装置,构成为射出包含波长带不同的至少两个光分量的第一光;

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第一光照明的生物体组织进行成像而生成第一彩色图像数据;

处理器,包括:特征量获取部,构成为至少使用与所述光分量的波长带分别对应的所述第一彩色图像数据的对应分量中的分量a及分量b,获取所述生物体组织中的血红蛋白的氧饱和度作为所述生物体组织的特征量,生成表示所述特征量的分布的氧饱和度分布图像;准确度计算部,构成为使用所述对应分量计算所述特征量的准确度;图像显示控制部,构成为根据所述准确度的计算结果,控制所述氧饱和度分布图像的显示方式;

图像显示装置,构成为进行所述氧饱和度分布图像的显示,

其中,所述准确度计算部构成为,将所述分量a的第一值设定为准确度下限阈值,当所述分量a的值小于所述第一值时,所述准确度低于所述第一值以上的值的准确度,并且,将所述分量b的大于所述第一值的第二值设定为准确度上限阈值,当所述分量b的值变大时,所述准确度低于所述第二值以下的值的准确度,在所述设定的状态下计算所述准确度,所述分量a和所述分量b是互不相同的两个对应分量。

14. 根据权利要求13所述的内窥镜系统,其中,

所述准确度计算部构成为,基于对每个所述分量a及所述分量b求出的准确度分量对每个像素计算所述准确度,

根据所述分量a求出的准确度分量,在所述分量a的值大于所述准确度下限阈值的情况下,具有与所述准确度下限阈值的所述准确度分量相同或更大的值,

根据所述分量b求出的准确度分量,在所述分量b的值小于所述准确度上限阈值的情况下,具有与所述准确度上限阈值的所述准确度分量相同或更大的值。

15. 根据权利要求13或14所述的内窥镜系统,其中,

所述光源装置构成为,除了所述第一光以外,射出与所述第一光波长带不同的第二光,

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

所述特征量获取部包括:血红蛋白量计算部,构成为基于所述分量a与所述分量b的第一比率计算所述血红蛋白的量;氧饱和度计算部,构成为基于所述分量a和所述分量b之一与所述第二彩色图像数据的分量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。

16. 根据权利要求13或14所述的内窥镜系统,其中,

所述第一光包含三个光分量,

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对应分量而得到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对应分量而得到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。

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并进行图像显示。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,在体腔内拍摄规定波长区域的光谱图像而得到光谱图像数据;处理单元,对光谱图像数据执行规定的处理,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;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] 上述内窥镜系统例如可以辅助操作者使用显示于显示器的生物体组织的特征量,例如表示氧饱和度的分布的氧饱和度分布图像来判断并确定有无恶性肿瘤等病变部位或其位置。氧饱和度通过预定的处理根据生物体组织的图像数据进行计算,因此即使是氧饱和度的值不被视为异常值的部分,在处理期间有时也会存在像素值极小或极大等的像素值。可以说这种部分的氧饱和度的准确度原来就低。

[0009] 因此,在上述操作者判断有无病变部位或确定其位置时,优选为,在内窥镜系统中将计算出的氧饱和度的准确度较高的部分显示在显示器上。另外,在根据图像数据来求出氧饱和度的准确度的信息时,优选为,高效地使用图像数据来求出准确度的信息,使求出的准确度的信息不会过剩。

[0010] 本发明是鉴于上述情况而完成的,其目的在于提供一种内窥镜系统,其能够在将通过使用由对生物体组织进行照明拍摄所得到的生物体组织的图像数据而求出的表示生物体组织的血红蛋白的氧饱和度的分布的氧饱和度分布图像显示在显示器上时,高效地求出氧饱和度的准确度的信息并显示高精度的氧饱和度分布图像。

[0011] 解决问题的手段

[0012] 本发明包括以下的方式。

[0013] (方式1)

[0014] 一种内窥镜系统,其特征在于,具有:

[0015] 光源装置,构成为射出波长带不同的至少两个光;

[0016] 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所述光对应的多个彩色图像数据;

[0017] 处理器,包括:特征量获取部,构成为至少使用所述彩色图像数据的分量中的分量a及分量b,获取所述生物体组织中的血红蛋白的氧饱和度作为所述生物体组织的特征量,并生成表示所述特征量的分布的氧饱和度分布图像;准确度的准确度计算部,构成为使用所述彩色图像数据的分量计算所述特征量;图像显示控制部,构成为根据所述准确度的计算结果,控制所述氧饱和度分布图像的显示方式;

[0018] 图像显示装置,构成为进行所述氧饱和度分布图像的显示,

[0019] 其中,所述准确度计算部构成为,在将所述彩色图像数据中彩色图像数据A的分量a的第一值设定为准确度下限阈值,当所述彩色图像数据A的分量a的值小于所述第一值时,所述准确度低于所述第一值以上的值的准确度,并且,将所述彩色图像数据中彩色图像数据B的分量b的大于所述第一值的第二值设定为准确度上限阈值,当所述彩色图像数据B的分量b的值变大时,所述准确度低于所述第二值以下的值的准确度,在所述设定的状态下计算所述准确度,所述彩色图像数据A和所述彩色图像数据B是与不同的两个光对应的彩色图像数据。

[0020] (方式2)

[0021] 根据方式1所述的内窥镜系统,其特征在于,

[0022] 所述准确度计算部构成为,基于对每个所述分量a及所述分量b求出的准确度分量对每个像素计算所述准确度,

[0023] 根据所述彩色图像数据A求出的准确度分量,在所述彩色图像数据A的分量的值大于所述准确度下限阈值的情况下,具有与所述准确度下限阈值的所述准确度分量相同或更大的值,

[0024] 根据所述彩色图像数据B求出的准确度分量,在所述彩色图像数据B的分量的值小于所述准确度上限阈值的情况下,具有与所述准确度上限阈值的所述准确度分量相同或更大的值。

[0025] (方式3)

[0026] 根据方式1或2所述的内窥镜系统,其特征在于,

[0027] 所述特征量获取部包括:血红蛋白量计算部,构成为基于使用包含所述彩色图像数据的所述分量a及所述分量b中的至少一方的分量而得到的第一比率计算所述血红蛋白的量;氧饱和度计算部,构成为基于使用包含所述彩色图像数据的所述分量a及所述分量b中的至少一方的分量而得到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,

[0028] 所述准确度计算部构成为,当所述第一比率偏离规定范围时进行降低所述准确度的校正。

[0029] (方式4)

[0030] 根据方式1~3中任一项所述的内窥镜系统,其特征在于,

[0031] 所述特征量获取部包括:血红蛋白量计算部,构成为基于使用包含所述彩色图像数据的所述分量a及所述分量b中的至少一方的分量而得到的第一比率计算所述血红蛋白

的量;氧饱和度计算部,构成为基于使用包含所述彩色图像数据的所述分量a及所述分量b中的至少一方的分量而得到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,

[0032] 所述准确度计算部构成为,当所述第二比率偏离预定范围时进行降低所述准确度的校正。

[0033] (方式5)

[0034] 根据方式3或4所述的内窥镜系统,其特征在于,

[0035] 所述图像显示控制部构成为,以在所述生物体组织的图像上重叠显示所述特征量的分布的图像的方式进行控制,对于所述第二比率的值偏离根据所述血红蛋白的量而确定的所述第二比率的允许范围的像素,调整所述像素的透过率。

[0036] (方式6)

[0037] 根据方式1~5中任一项所述的内窥镜系统,其特征在于,

[0038] 所述光源装置构成为,射出包含波长带不同的第一光、第二光以及第三光的至少三个以上的光,

[0039] 所述成像部构成为,通过对由所述第一光、所述第二光以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,

[0040] 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,

[0041] 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。

[0042] (方式7)

[0043] 根据方式6所述的内窥镜系统,其特征在于,

[0044] 所述第一光的波长带比所述第二光的波长带及所述第三光的波长带宽,所述第二光的波长带比所述第三光的波长带宽,

[0045] 所述准确度上限阈值是所述第一彩色图像数据或所述第二彩色图像数据的亮度分量的值,所述准确度下限阈值是所述第三彩色图像数据的亮度分量的值。

[0046] (方式8)

[0047] 根据方式6或7所述的内窥镜系统,其特征在于,

[0048] 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,或与R分量及G分量的合计分量的比;

[0049] 所述血红蛋白量计算部基于所述第一比率计算血红蛋白的量。

[0050] (方式9)

[0051] 根据方式6~8中任一项所述的内窥镜系统,其特征在于,

[0052] 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,

[0053] 所述氧饱和度计算部基于所述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。

[0054] (方式10)

- [0055] 根据方式6~9中任一项所述的内窥镜系统,其特征在于,
- [0056] 所述第二光的波长带包含所述第二彩色图像数据的分量对于所述生物体组织的血红蛋白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。
- [0057] (方式11)
- [0058] 根据方式6~10中任一项所述的内窥镜系统,其特征在于,
- [0059] 所述第三光的波长带包含所述第三彩色图像数据的分量对于所述氧饱和度的变化具有灵敏度的波长带。
- [0060] (方式12)
- [0061] 根据方式6~11中任一项所述的内窥镜系统,其特征在于,
- [0062] 所述第二光为,通过光学滤波器,使所述第一光的波长带中500nm~600nm的范围内的第一波长带透过的所述第一光的过滤光,所述第三光为,通过光学滤波器,使比所述第一波长带的范围内的所述第一波长带窄的第二波长带透过的所述第一光的过滤光。
- [0063] (方式13)
- [0064] 一种内窥镜系统,其特征在于,具有:
- [0065] 光源装置,构成为射出包含波长带不同的至少两个光分量的第一光;
- [0066] 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第一光照明的生物体组织进行成像而生成第一彩色图像数据;
- [0067] 处理器,包括:特征量获取部,构成为至少使用与所述光分量的波长带分别对应的所述第一彩色图像数据的对应分量中的分量a及分量b,获取所述生物体组织中的血红蛋白的氧饱和度作为所述生物体组织的特征量,生成表示所述特征量的分布的氧饱和度分布图像;准确度计算部,构成为使用所述对应分量计算所述特征量的准确度;图像显示控制部,构成为根据所述准确度的计算结果,控制所述氧饱和度分布图像的显示方式;
- [0068] 图像显示装置,构成为进行所述氧饱和度分布图像的显示,
- [0069] 其中,所述准确度计算部构成为,将所述分量a的第一值设定为准确度下限阈值,当所述分量a的值小于所述第一值时,所述准确度低于所述第一值以上的值的准确度,并且,将所述分量b的大于所述第一值的第二值设定为准确度上限阈值,当所述分量b的值变大时,所述准确度低于所述第二值以下的值的准确度,在所述设定的状态下计算所述准确度,所述分量a和所述分量b是互不相同的两个对应分量。
- [0070] (方式14)
- [0071] 根据方式13所述的内窥镜系统,其特征在于,
- [0072] 所述准确度计算部构成为,基于对每个所述分量a及所述分量b求出的准确度分量,对每个像素计算所述准确度,
- [0073] 根据所述分量a求出的准确度分量,在所述分量a的值大于所述准确度下限阈值的情况下,具有与所述准确度下限阈值的所述准确度分量相同或更大的值,
- [0074] 根据所述分量b求出的准确度分量,在所述分量b的值小于所述准确度上限阈值的情况下,具有与所述准确度上限阈值的所述准确度分量相同或更大的值。
- [0075] (方式15)
- [0076] 根据方式13或14所述的内窥镜系统,其特征在于,
- [0077] 所述光源装置构成为,除了所述第一光以外,射出与所述第一光波长带不同的第

二光，

[0078] 所述成像部构成为，通过对由所述第一光及所述第二光分别照明的生物体组织进行成像，生成所述第一彩色图像数据以及与所述第二光对应的第二彩色图像数据，

[0079] 所述特征量获取部包括：血红蛋白量计算部，构成为基于所述分量a与所述分量b的第一比率计算所述血红蛋白的量；氧饱和度计算部，构成为基于所述分量a和所述分量b之一与所述第二彩色图像数据的分量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。

[0080] (方式16)

[0081] 根据方式13或14所述的内窥镜系统，其特征在于，

[0082] 所述第一光包含三个光分量，

[0083] 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对应分量而得到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对应分量而得到的第二比率和所述血红蛋白的量来计算所述血红蛋白的氧饱和度。

[0084] 发明的效果

[0085] 根据本发明的上述的内窥镜系统，能够高效地求出氧饱和度的准确度的信息并显示高精度的氧饱和度分布图像。

附图说明

[0086] 图1是一个实施方式的内窥镜系统的一个构成例的框图。

[0087] 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)、蓝(B)的各滤波器的光谱特性的一例的图。

[0088] 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)。

[0089] 图4是表示550nm附近的血红蛋白的吸收光谱的一例的图。

[0090] 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。

[0091] 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与血红蛋白的量的关系的一例的图。

[0092] 图7是说明一个实施方式的准确度计算部所确定的准确度分量的一例的图。

[0093] 图8是说明一个实施方式的准确度计算部所确定的准确度分量的一例的图。

[0094] 图9是说明对一个彩色图像数据设定准确度分量的下限阈值及上限阈值的一例的图。

[0095] 图10是说明一个实施方式中的氧饱和度分图像的显示方式的一例的图。

具体实施方式

[0096] 以下说明的本发明的一个实施方式的内窥镜系统，是基于用波长带不同的光将生物体组织作为被拍摄体进行照明成像的多个彩色图像数据，定量地计算出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。但是，如后所述，并不局限于得到用多个光对生物体组织进行照明成像的多个彩色图像数据的实施方式。根据另一实施方

式,也能够基于用包含所期望的波长带的光分量的一个光对生物体组织进行照明成像的一个彩色图像数据,定量地计算出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。

[0097] 在本发明的一个实施方式的内窥镜系统中,通过用成像元件对由从光源装置射出的波长带不同的至少两个光分别照明的生物体组织进行成像,成像元件生成与各光对应的生物体组织的图像的彩色图像数据。处理器至少使用生成的彩色图像数据的分量a、b来计算生物体组织中的血红蛋白的氧饱和度。此外,处理器使用彩色图像数据的分量a、b来计算氧饱和度的准确度。处理器根据该准确度的计算结果,控制表示氧饱和度的分布的氧饱和度分布图像的显示。图像显示装置显示该被控制的氧饱和度分布图像。

[0098] 对于该准确度,处理器将彩色图像数据中某个彩色图像数据A的分量a的第一值设定为准确度下限阈值,当彩色图像数据A的分量a的值小于该第一值时,准确度低于第一值以上的值的准确度。此外,处理器将彩色图像数据中某个彩色图像数据B的分量b的的第二值设定为准确度上限阈值,当彩色图像数据的分量b的值大于该第二值时,准确度低于第二值以下的值的准确度。处理器在这种状态下计算准确度。用于设定准确度下限阈值及准确度上限阈值的上述彩色图像数据A和上述彩色图像数据B是与不同的两个光对应的彩色图像数据。在此,准确度意味着对于是否是原始的氧饱和度的值的可靠程度。

[0099] 本发明的实施方式,具体而言,对于通过对由不同的光照明的生物体组织进行成像而得到的多个彩色图像数据各自中的分量a、b的每个值,求出构成准确度的准确度分量(该准确度分量以下也称为基于彩色图像数据的准确度分量)。通过将该分别基于彩色图像数据的准确度分量的值按照每个像素集中为一个值,从而求出氧饱和度的准确度。更具体而言,在实施方式中,将彩色图像数据中某个彩色图像数据A的分量a的第一值设定为准确度分量的下限阈值,将与彩色图像数据A不同的彩色图像数据B的分量b的第二值设定为准确度分量的上限阈值。准确度分量的下限阈值与准确度下限阈值相同,是当彩色图像数据A的分量a的值小于该值时,准确度分量低于下限阈值以上的值的准确度分量的阈值。准确度分量的上限阈值与准确度上限阈值相同,是当彩色图像数据B的分量b的值大于该值时,准确度分量低于上限阈值以下的值的准确度分量的阈值。因此,通过设定上述准确度分量,能够设定为:当彩色图像数据A的分量的值小于彩色图像数据A的分量的下限阈值时(在其他彩色图像数据的值不变化的条件下),氧饱和度Sat的准确度低于下限阈值以上的值的氧饱和度Sat的准确度;当彩色图像数据B的分量的值大于彩色图像数据B的分量b的上限阈值时(在其他彩色图像数据的值不变化的条件下),氧饱和度Sat的准确度低于上限阈值以下的值的氧饱和度Sat的准确度。

[0100] 这样,在彩色图像数据中,根据彩色图像数据A的分量a的值来设定准确度分量的下限阈值,即氧饱和度的准确度的下限阈值,根据与彩色图像数据A不同的彩色图像数据B的分量b的值来设定准确度分量的上限阈值,即氧饱和度的准确度的上限阈值。此时,不根据彩色图像数据A的分量的值确定准确度分量的上限阈值,不根据彩色图像数据的分量b的值确定准确度分量的下限阈值。

[0101] 在实施方式中的准确度的计算中,基于根据彩色图像数据各自的分量a、b求出的准确度分量来计算氧饱和度的准确度。此时,优选为,基于彩色图像数据A的准确度分量,在该彩色图像数据A的分量a的值大于下限阈值的情况下,具有与下限阈值的准确度分量相同

或更大的值,基于彩色图像数据B的准确度分量,在彩色图像数据B的分量的值小于上限阈值的情况下,具有与上限阈值的准确度分量相同或更大的值。换言之,不根据相同的彩色图像数据的分量的值同时确定准确度分量的上限阈值及下限阈值。因此,基于不同的彩色图像数据的准确度分量的上限阈值及下限阈值分别被设定为氧饱和度的准确度下限阈值及上限阈值。

[0102] 需要说明的是,根据多个准确度分量的值集中为一个准确度的值的方法没有特别限制,但在一个实施方式中,使用通过将由各彩色图像数据的值确定的准确度分量的值相乘来求出一个准确度的值的方法。

[0103] 彩色图像数据是用光强度不同的照明光对生物体组织进行照明成像而生成的数据,因此,在对一个彩色图像数据的每个分量设定了准确度分量的上限阈值及下限阈值的情况下,即使对于与光强度较弱的照明光对应的彩色图像数据的分量,除了准确度分量的下限阈值以外,也设定准确度分量的上限阈值。因此,即使是作为彩色图像数据具有可靠性的适当的数据,也有可能作为使用具有超过准确度分量的上限阈值的值的彩色图像数据而计算出的氧饱和度的准确度较低的数据来处理。此外,在使用与光强度较强的照明光对应的彩色图像数据的分量来设定准确度分量的上限阈值的同时设定准确度分量的下限阈值的情况下,即使是作为图像数据具有可靠性的适当的数据,也有可能作为使用具有低于准确度分量的下限阈值的值的彩色图像数据而计算出的氧饱和度的准确度较低的数据来处理。但是,在本发明的实施方式中,由于准确度分量的上限阈值及下限阈值根据不同的彩色图像数据的分量的值来设定,因此能够高效地求出氧饱和度的准确度。另外,在本发明的实施方式中,由于能够将计算出的氧饱和度的准确度较高的部分显示于图像显示装置,因此能够显示高精度的氧饱和度分布图像。

[0104] 下面参照附图对本发明的一个实施方式进行说明。

[0105] (内窥镜系统的构成)

[0106] 图1是表示一个实施方式涉及的内窥镜系统1的构成的框图。内窥镜系统1具有电子内窥镜(内窥镜)100、处理器200、显示器300以及光源装置400。电子内窥镜100及显示器300可装卸地与处理器200连接。处理器200具有图像处理部500。光源装置400装卸自如地与处理器200连接。光源装置400也可以组装在处理器200的箱体内部。

[0107] 电子内窥镜100具有插入到受试者的体内的插入管110。在插入管110的内部设置有大致遍及插入管110的全长而延伸的光导131。作为光导131的一端部的末端部131a位于插入管110的末端部,即插入管末端部111附近,作为光导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,光导131从与光源装置400的连接部延伸到插入管末端部111附近。

[0108] 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入射到光导131的基端部131b。入射到光导131的基端部131b的光通过光导131被引导至其末端部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相对配置的配光透镜132。从光导131的末端部131a射出的照明光IL通过配光透镜132,对插入管末端部111附近的生物体组织T进行照明。

[0109] 在电子内窥镜100的插入管末端部111设置有物镜组121及成像元件141。物镜组121及成像元件141形成成像部。照明光IL中,由生物体组织T的表面反射或散射的光入射到

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能够使用在其受光面上具有彩色滤波器141a的彩色图像成像用CCD(Charge Coupled Device:电荷耦合设备)图像传感器,或者CMOS(Complementary Metal Oxide Semiconductor:互补金属氧化物半导体)图像传感器等公知成像元件。

[0110] 彩色滤波器141a排列有使红色的光通过的R彩色滤波器、使绿色的光通过的G彩色滤波器、使蓝色的光通过的B彩色滤波器,直接形成在成像元件141的各受光元件上,是所谓的片上滤波器。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)、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。

[0111] 成像元件141是对由多个光分别照明的生物体组织T进行成像并生成与各光对应的彩色图像数据的成像单元,是通过用波长范围不同的多个光对生物体组织T进行照明而生成与在生物体组织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。成像元件141以与后述的图像处理部500同步驱动的方式被控制,周期性地(例如以1/30秒为间隔)输出与在受光面上形成图像的生物体组织T的图像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被发送到处理器200的图像处理部500。

[0112] 图像处理部500主要具有A/D转换电路502、前期图像处理部504、帧存储器部506、后期图像处理部508、特征量获取部510、准确度计算部511、存储器512、图像显示控制部514以及控制器516。

[0113] A/D转换电路502对从电子内窥镜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到前期图像处理部504。

[0114] 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,生成由构成图像的R、G、B分量或所期望的波长带的分量构成的彩色图像数据。此外,前期图像处理部504是对生成的R、G、B的彩色图像数据执行颜色校正、矩阵运算以及白平衡校正等规定的信号处理的部分。

[0115] 帧存储器部506临时存储由成像元件141成像并执行了信号处理的每个图像的彩色图像数据。

[0116] 后期图像处理部508读出存储在帧存储器部506中的彩色图像数据,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),生成显示器显示用的画面数据。如后所述,由图像显示控制部514生成的图像数据包含表示生物体组织T的血红蛋白的氧饱和度的分布的氧饱和度分布图像的数据。所生成的画面数据(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的氧饱和度分布图像等。

[0117] 特征量获取部510根据控制器516的指令,如后所述,计算出所成像的生物体组织T的血红蛋白的量和血红蛋白的氧饱和度作为特征量,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,即表示血红蛋白的量的分布的分布图像或表示血红蛋白的氧饱和

度的分布的氧饱和度分布图像。

[0118] 特征量获取部510通过使用生物体组织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中调出在特征量获取部510使用的彩色图像数据以及各种信息。

[0119] 图像显示控制部514进行控制,使得在成像的生物体组织T的图像上重叠显示由特征量获取部510生成的血红蛋白的氧饱和度分布图像。此时,图像显示控制部514根据后述的准确度程度的计算结果来控制氧饱和度分布图像的显示方式。

[0120] 控制器516是除了进行图像处理部500的各部分的操作指令以及操作控制以外,还进行包括光源装置400、成像元件141的电子内窥镜100的各部分的操作指令以及操作控制的部分。

[0121] 需要说明的是,特征量获取部510以及图像显示控制部514可以由通过在计算机上启动并执行程序来承担上述各功能的软件模块构成,也可以由硬件构成。

[0122] 这样,处理器200兼具对从电子内窥镜100的成像元件141输出的彩色图像数据进行处理的功能,和对电子内窥镜100、光源装置400以及显示器300的操作进行指示并控制的功能。

[0123] 根据一个实施方式,光源装置400射出波长带不同的至少两个光。具体而言,光源装置400是射出第一光、第二光以及第三光的光射出单元,使第一光、第二光以及第三光入射到光导131。光源装置400射出波长带不同的第一光、第二光以及第三光,但也可以射出一个或两个光,也可以射出四个以上的光。在射出四个以上的光的情况下,第四光也可以是与第一光相同的波长带的光。光源装置400除了光源灯430以外,还具有聚光透镜440、旋转滤波器410、滤波器控制部420以及聚光透镜450。作为从光源灯430射出的大致平行光的光例如是白色光,被聚光透镜440会聚,通过旋转滤波器410后,被聚光透镜450再次会聚,入射到光导131的基端131b。需要说明的是,旋转滤波器410通过线性导轨等未图示的移动单元,能够在从光源灯430放射的光的光路上的位置与光路外的退避位置之间移动。旋转滤波器410包含透过特性不同的多个滤波器,因此根据与从光源灯430放射的光的光路交叉的旋转滤波器410的种类,从光源装置400射出的光的波长带不同。

[0124] 需要说明的是,光源装置400的构成并不局限于图1所示的构成。例如,在光源430中也可以采用不产生平行光而产生会聚光的灯。在该情况下,例如,也可以采用使从光源灯430放射的光在聚光透镜440的近前聚光,并作为漫射光入射到聚光透镜440的构成。另外,也可以采用不使用聚光透镜440,使光源灯430产生的大致平行光直接入射到旋转滤波器410的构成。另外,在使用产生会聚光的灯的情况下,也可以采用使用准直透镜来代替聚光透镜440,使光以大致平行光的状态入射到旋转滤波器410的构成。例如,在旋转滤波器410使用电介质多层膜滤波器等干涉型的光学滤波器的情况下,通过使大致平行光的光入射到旋转滤波器410,能够使光向光学滤波器的入射角均匀,由此能够得到更良好的滤波器特性。另外,在光源灯430中也可以采用产生发散光的灯。在该情况下,也能够采用使用准直透镜来代替聚光透镜440,使大致平行光的光入射到旋转滤波器410的构成。

[0125] 另外,光源装置400是通过使从一个光源灯430放射的光透过光学滤波器,从而射出不同波长带的多个光的构成,但也能够使用不同波长带的不同的多个光,例如使用发光二极管或输出激光的激光元件等半导体光源作为光源装置400的光源来代替光源灯43。在

该情况下,也可以不使用旋转滤波器410。另外,光源装置400例如也能够以使包含规定的波长带的激励光和由该激励光激励发光的荧光的合成白色光和规定的窄波长带的光分别射出的方式来构成光源装置400。

[0126] 光源装置400只要能够射出波长带不同的多个光即可,构成没有特别限制。

[0127] 光源装置400是外置于电子内窥镜100的外部装置,但在光源装置400由激光元件等小型光源构成的情况下,光源装置400也可以设置于电子内窥镜100的插入管末端部111。在该情况下,不需要光导131。

[0128] 旋转滤波器410是具有多个光学滤波器的圆盘型的光学单元,构成为根据其旋转角度来切换光的通过波长带。旋转滤波器410具有通过波长带不同的三个光学滤波器,但也可以具有四个、五个或六个以上的光学滤波器。旋转滤波器410的旋转角度由与控制器516连接的滤波器控制部420控制。控制器516经由滤波器控制部420来控制旋转滤波器410的旋转角度,由此切换通过旋转滤波器410向光导131供给的照明光IL的波长带。

[0129] 图3是旋转滤波器410的外观图(正视图)。旋转滤波器410具有大致圆盘状的框架411和三个扇形的光学滤波器415、416及418。在框架411的中心轴的周围等间隔地形成有三个扇形的窗414a、414b及414c,在各窗414a、414b及414c中分别嵌入有光学滤波器415、416及418。需要说明的是,光学滤波器均为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将电介质多层膜作为反射膜使用的标准具滤波器等)。

[0130] 另外,在框架411的中心轴上形成有轴套孔412。在轴套孔412中插入并固定有滤波器控制部420所具有的未图示的伺服电机的输出轴,旋转滤波器410与伺服电机的输出轴一起旋转。

[0131] 当旋转滤波器410沿图3中的箭头所示的方向旋转时,该光入射的光学滤波器按照光学滤波器415、416、418的顺序切换,由此依次切换通过旋转滤波器410的照明光IL的波长带。

[0132] 光学滤波器415及416是使550nm范围的光选择性地通过的带通滤波器。如图4所示,光学滤波器415构成为使从等吸收点E1到E4的波长带R0(W波段)的光以低损耗通过,并遮蔽除此以外的波长区域的光。另外,光学滤波器416构成为使从等吸收点E2到E3的波长带R2(N波段)的光以低损耗通过,并遮蔽除此以外的波长区域的光。

[0133] 另外,光学滤波器418是紫外线截止滤波器,在可见光波长区域中,从光源灯430放射的光透过光学滤波器418。透过光学滤波器418的光作为白色光WL用于通常观察图像的成像。需要说明的是,也可以不使用光学滤波器418,采用将框架411的窗414c开放的构成。

[0134] 因此,从光源灯430放射的光中透过了光学滤波器415的光以下称为Wide光(宽光),从光源灯430放射的光中透过了光学滤波器416的光以下称为Narrow光(窄光),从光源灯430放射的光中透过了光学滤波器418的光以下称为白色光WL。

[0135] 如图4所示,波长带R1是包含源自氧化血红蛋白的吸收峰P1的峰值波长的带,波长带R2是包含源自还原血红蛋白的吸收峰P2的峰值波长的带,波长带R3是包含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、P3的各峰值波长。需要说明的是,图4是表示550nm附近的血红蛋白的吸收光谱的一例的图。

[0136] 另外,光学滤波器415的波长带R0以及光学滤波器416的波长带R2包含在彩色滤波

器141a的G彩色滤波器的通过波长带(图2)中。因此,能够得到由通过了光学滤波器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。

[0137] 在框架411的周缘部形成有贯通孔413。贯通孔413在框架411的旋转方向上形成在与窗414a和窗414c的边界部相同的位置(相位)。在框架411的周围以包围框架411的周缘部的一部分的方式配置有用于检测贯通孔413的光斩波器422。光斩波器422与滤波器控制部420连接。

[0138] 这样,光源装置400优选具有以下构成:通过在光源灯430放射的光的光路中依次切换多个光学滤波器415、416、418,将波长带不同的光,即Wide光、Narrow光以及白色光WL作为照明光IL射出。

[0139] (生物体组织的特征量的计算)

[0140] 生物体组织T的特征量通过处理器500的特征量获取部510来计算。以下对根据成像的生物体组织T的图像来计算生物体组织T的血红蛋白的量以及血红蛋白的氧饱和度Sat作为特征量的处理进行说明。

[0141] 如图4所示,血红蛋白在550nm附近具有来源于卟啉的被称为Q带的强吸收带。血红蛋白的吸收光谱根据表示全部血红蛋白中氧化血红蛋白HbO所占的比例的氧饱和度Sat而变化。图4中的实线的波形是氧饱和度Sat为100%,即氧化血红蛋白HbO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 $Sat = 10、20、30、\dots\dots 90\%$ 时的血红蛋白,即氧化血红蛋白HbO与还原血红蛋白Hb的混合物的吸收光谱。

[0142] 如图4所示,在Q带中,氧化血红蛋白HbO和还原血红蛋白Hb具有互不相同的峰值波长。具体而言,氧化血红蛋白HbO具有波长542nm附近的吸收峰P1,和波长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是氧化血红蛋白HbO、还原血红蛋白Hb的浓度之和为恒定的情况下的吸收光谱,因此与氧化血红蛋白HbO及还原血红蛋白Hb的比率,即氧饱和度无关,表现出吸光度恒定的等吸收点E1、E2、E3、E4。在以下的说明中,夹在等吸收点E1与E2之间的波长带是之前在光学滤波器410中说明的波长带R1,夹在等吸收点E2与E3之间的波长区域是波长带R2,夹在等吸收点E3与E4之间的波长带是波长带R3,夹在等吸收点E1与E4之间的波长带,即将波长带R1、R2以及R3合起来的区域是波长带R0。因此,作为从光源灯430放射的光中透过了光学滤波器415的透过光的Wide光的波长带是波长带R0,作为从光源灯430放射的光中透过了光学滤波器416的透过光的Narrow光的波长带是波长带R2。

[0143] 如图4所示,在波长带R1、R2、R3中,血红蛋白的吸收相对于氧饱和度线性地增加或减少。具体而言,波长带R1、R3中的血红蛋白的吸收AR1、AR3相对于氧化血红蛋白的浓度,即氧饱和度线性地增加。另外,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线性地增加。

[0144] 在此,氧饱和度由以下的式(1)来定义。

[0145] 式(1):

[0146] [数学式1]

[0147]
$$Sat = \frac{[HbO]}{[Hb] + [HbO]}$$

[0148] 其中,

[0149] Sat:氧饱和度

[0150] [Hb]:还原血红蛋白的浓度

[0151] [HbO]:氧化血红蛋白的浓度

[0152] [Hb]+[HbO]:血红蛋白的量(tHb)

[0153] 另外,根据式(1),可以得到表示氧化血红蛋白HbO及还原血红蛋白Hb的浓度的式(2)、式(3)。

[0154] 式(2):

[0155] [数学式2]

[0156]
$$[HbO] = Sat \cdot ([Hb] + [HbO])$$

[0157] 式(3):

[0158] [数学式3]

[0159]
$$[Hb] = (1 - Sat) \cdot ([Hb] + [HbO])$$

[0160] 因此,血红蛋白的吸收AR1、AR2以及AR3成为依赖于氧饱和度和血红蛋白的量双方的特征量。

[0161] 在此,可知波长带R0中的吸光度的合计值不依赖于氧饱和度Sat,成为由血红蛋白的量决定的值。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。另外,能够基于波长带R1、波长带R2或波长带R3中的吸光度的合计值和基于波长带R0的合计值而定量的血红蛋白的量,对氧饱和度Sat进行定量。

[0162] 特征量获取部510包括:基于对于生物体组织T的血红蛋白的量的变化具有灵敏度的后述的第一比率来计算并获取生物体组织T的血红蛋白的量的血红蛋白量计算部510a;基于对于计算出的血红蛋白的量和血红蛋白的氧饱和度的变化具有灵敏度的后述的第二比率来计算并获取生物体组织T的血红蛋白的氧饱和度的氧饱和度计算部510b。第一比率或第二比率对于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。

[0163] 由于用Wide光(透过光学滤波器415的波长带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与上述的波长带R0中的吸光度的合计值对应,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。在此,亮度分量能够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,然后将这些相乘后的结果相加来计算。

[0164] 具体而言,特征量获取部510的血红蛋白量计算部510a基于将Wide光(第二光)作为照明光IL使用的生物体组织T的彩色图像数据(第二彩色图像数据)的亮度分量Wide(Yh),除以将白色光WL(第一光)作为照明光IL使用的生物体组织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WL(R)及G分量WL(G)的合计分量WL(R)+WL(G)的比率Wide(Yh)/WL(R)或Wide(Yh)/{WL(R)+WL(G)}(第一比率)来计算血红蛋白的量。在血红蛋白的量的计算中,使用将亮度分量Wide(Yh)除以WL(R)或{WL(R)+WL(G)}得到的比率Wide

$(Y_h)/WL(R)$ 或 $Wide(Y_h)/\{WL(R)+WL(G)\}$, 是为了除去生物体组织T的光谱特性因照明光IL在生物体组织T的表面散射的程度而产生的变化。特别是, 除了由构成生物体组织T的分量进行的吸收的波长特性(具体而言, 是氧化血红蛋白及还原血红蛋白的吸收光谱特性)以外, 消化管内壁等生物体组织T的反射光谱还容易受到由生物体组织T引起的照明光的散射的波长特性的影响。将白色光WL(第一光)作为照明光IL使用的生物体组织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分量及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在生物体组织T中的散射的程度。因此, 为了从生物体组织T的反射光谱中除去照明光IL在生物体组织T中的散射的影响, 白色光WL(基准光)的波长带优选设定为包含彩色图像数据的分量之一对于生物体组织T的血红蛋白的量的变化不具有灵敏度的波长带。除此以外, 白色光WL(基准光)的波长带优选设定为包含彩色图像数据的分量之一对于氧饱和度的变化不具有灵敏度的波长带。

[0165] 根据一个实施方式, 将表示血红蛋白的量为已知的生物体组织中的上述第一比率的信息与血红蛋白的量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, 基于生物体组织T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。

[0166] 在一个实施方式的血红蛋白的量的计算中, 作为第一比率, 优选使用将Wide光(第二光)作为照明光IL使用的生物体组织T的彩色图像数据(第二彩色图像数据)的亮度分量Wide(Yh), 与将白色光WL(第一光)作为照明光IL使用的生物体组织T的彩色图像数据(第一彩色图像数据)的R分量WL(R), 或者与R分量及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)来代替将Wide光(第二光)作为照明光IL使用的生物体组织T的彩色图像数据(第二彩色图像数据)的亮度分量Wide(Yh)。

[0167] 此外, 如上所述, 由于波长带R2中的吸光度的合计值随着氧饱和度Sat的上升而降低, 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, 但无论氧饱和度Sat如何变化均保持恒定, 因此特征量获取部510的氧饱和度计算部510b基于以下确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, 计算用作为通过了光学滤波器416的波长带R2的光的Narrow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), 与用Wide光(透过了光学滤波器416的波长带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), 将其作为第二比率。另一方面, 根据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以及氧饱和度Sat=100%时的第二比率Narrow(Yh)/Wide(Yh)的上限值的对应关系并将其预先存储在存储器512中。特征量获取部510的氧饱和度计算部510b使用根据由生物体组织T的成像所生成的彩色图像数据而得到的血红蛋白的量的计算结果和上述对应关系, 求出第二比率的下限值及上限值。此外, 氧饱和度计算部510b利用氧饱和度Sat在求出的下限值与上限值之间根据第二比率线性变化的情况, 计算成像的生物体组织T的第二比率Narrow(Yh)/Wide(Yh)的值位于上限值与下限值之间的范围的哪个位置。这样, 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。

[0168] 另外, 根据一个实施方式, 根据已知的样品求出表示血红蛋白的量及第二比率的

值与血红蛋白的氧饱和度Sat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,能够根据计算出的第二比率来计算血红蛋白的氧饱和度Sat。

[0169] 在一个实施方式中,将第二比率作为用Narrow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)与用Wide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)的比率来使用,但也能够使用用Narrow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)与用Wide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。

[0170] 另外,在上述实施方式中,为了计算第二比率,使用波长带R2的Narrow光用于生物体组织T的照明,但并不局限于Narrow光。例如,为了利用吸光度的合计值相对于氧饱和度Sat的变化而变化的波长带R1或波长带R2,也能够使用将波长带R1或波长带R2作为波长带的光。在该情况下,可以将光学滤波器416的滤波器特性设定为波长带R1或波长带R2。

[0171] 这样,根据一个实施方式,为了正确地计算氧饱和度Sat,Narrow光(第三光)的波长带优选包含在Wide光(第二光)的波长带中。另外,从能够正确地计算氧饱和度Sat的观点出发,Wide光(第二光)的波长带优选设定为包含波长带R0,以使第二彩色图像数据的分量之一,例如亮度分量或G分量对于血红蛋白的量的变化具有灵敏度,但对于氧饱和度的变化不具有灵敏度。从能够正确地计算氧饱和度Sat的观点出发,Narrow光(第三光)的波长带优选设定为包含波长带R2,以使第三彩色图像数据的分量之一,例如亮度分量或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。

[0172] 另外,从能够除去生物体组织T中的散射光的光谱特性的影响的观点出发,白色光WL(第一光)的波长带优选设定为包含第一彩色图像数据的分量之一对于生物体组织T的血红蛋白的量的变化不具有灵敏度的波长带。

[0173] 另外,上述的Wide光(第二光)优选为,是通过一个光学滤波器,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与等吸收点E4间的波长带透过的白色光WL(第一光)的过滤光,Narrow光(第三光)优选为,是通过一个光学滤波器,使第一波长带的范围内的比第一波长带窄的第二波长带,例如等吸收点E2与等吸收点E3间的波长带透过的白色光WL(第一光)的过滤光。上述第一波长带例如优选为510nm~590nm的范围内的带。另外,上述第二波长带例如优选为510nm~590nm的范围内的带,更优选为530nm~580nm的范围内的带。

[0174] 另外,在上述实施方式中,在利用血红蛋白的吸光度来计算血红蛋白量及氧饱和度时,利用550nm附近的波长带的光作为照明光,但这仅为一例。在血红蛋白的吸光度中,除了550nm附近的波长带以外,在420~450nm存在较大的吸收峰,并且具有等吸收点。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,还优选利用400~460nm的波长带内的不同的波长或波长带的光作为照明光来计算血红蛋白量及氧饱和度。

[0175] 图5是表示第一比率与血红蛋白的量的关系的一例的图。特征量获取部510的血红蛋白量计算部510a在如上所述求出第一比率时,参照表示图5所示的关系的参照表,基于求出的第一比率来求出血红蛋白的量。图5表示基于第一比率的值来求出血红蛋白的量H1。为了便于说明,图5的横轴及纵轴的数值用0~1024的值表示。

[0176] 图6是表示第二比率的上限值及下限值与血红蛋白的量的关系的一例的图。为了

便于说明,6的横轴及纵轴的数值用0~1024的值表示。

[0177] 特征量获取部510的氧饱和度量计算部510b在如上所述求出第二比率时,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,求出所求出的血红蛋白的量中的第二比率的上限值及下限值。该上限值表示氧饱和度 $Sat=100\%$,下限值表示氧饱和度 $Sat=0\%$ 。氧饱和度量计算部510b通过求出在该上限值与下限值之间的哪个位置有求出的第二比率,从而求出氧饱和度 Sat 的值。在图6中,第二比率的值是 Y 。在图6中,求出血红蛋白的量为 $H1$ 时的上限值 $Max(100\%)$ 和下限值 $Min(0\%)$ 。根据该上限值 $Max(100\%)$ 、下限值 $Min(0\%)$ 和第二比率的值 Y ,求出氧饱和度 Sat 的值。

[0178] 由于对生物体组织 T 的图像的每个像素这样求出氧饱和度 Sat ,因此生物体组织 T 的图像上的氧饱和度 Sat 的分布能够表示为氧饱和度分布图像。氧饱和度分布图像用通过各像素中的氧饱和度 Sat 的值使像素的颜色变化的(例如从红色变为蓝色)渐变来表示。氧饱和度分布图像例如包括在生物体组织 T 的图像的一部分区域中,仅将处于预定的氧饱和度的范围的像素用渐变表示的分布图像。

[0179] (氧饱和度的准确度的计算)

[0180] 如上所述,在内窥镜系统1中,由于使用根据与由用光对生物体组织 T 进行照明成像所生成的各光对应的彩色图像数据的分量而求出的第一比率及第二比率来计算血红蛋白的氧饱和度 Sat ,因此即使氧饱和度 Sat 的值不是异常值,也存在用于计算第一比率或第二比率的彩色图像数据的分量的值极大或极小的情况。例如,在彩色图像数据的分量的值极大的情况下,相对于成像元件141的受光量的输出特性有可能为接近非线性的区域的输出。另外,在彩色图像数据的分量的值极小的情况下, SN 比(信噪比)变小,因此即使所计算出的氧饱和度 Sat 的值不是异常值,也有可能偏离原始的氧饱和度。在实施方式中,将这种偏离原始的氧饱和度的可能性的表示为准确度。即,准确度越高,表示偏离原始的氧饱和度的可能性越低,氧饱和度的值可信赖的程度越高。

[0181] 图像处理部500具有用于计算上述准确度的准确度计算部511。准确度计算部511与特征量获取部510连接,在计算氧饱和度 Sat 时,使用用于计算第一比率及第二比率的各彩色图像数据对每个像素计算构成氧饱和度 Sat 的准确度的准确度分量,然后根据准确度分量计算氧饱和度 Sat 的准确度。在一个实施方式中,准确度是将准确度分量彼此相乘的积。准确度计算部511将计算出的准确度发送到图像显示控制部514。在一个实施方式中,用0~1的范围的值来表示准确度及准确度分量,值越大准确度越高。

[0182] 准确度计算部511可以与特征量获取部510及图像显示控制部514一起,由通过在计算机上启动并执行程序来承担以下说明的功能的软件模块构成,也可以由硬件构成。

[0183] 图7及图8是说明一个实施方式的准确度计算部511所确定的构成准确度的准确度分量的一例的图。具体而言,将彩色图像数据 A 的分量 a 的第一值设定为下限阈值,当彩色图像数据的分量 a 的值小于第一值时,准确度分量低于第一值以上的值的准确度分量(在图7中从固定值降低),在该状态下,准确度计算部511求出准确度分量。

[0184] 此外,将彩色图像数据 B 的分量 b 的的第二值设定为上限阈值,当彩色图像数据的分量 b 的值大于第二值时,准确度分量低于第二值以下的值的准确度分量(在图8中从固定值降低),在该状态下,准确度计算部511求出准确度分量。此时,准确度分量的下限阈值和准确度分量的上限阈值是与不同的两个光对应的彩色图像数据中的分量的值。需

要说明的是,彩色图像数据的各分量均具有在相同的数值范围内离散化的值,例如在各分量中设定有在0~255、0~1023、0~4095等范围内为整数的值。

[0185] 在图7所示的例子中设定为,在彩色图像数据A的分量a的值大于下限阈值的情况下,准确度分量成为与下限阈值的准确度分量相同的值,在图8所示的例子中设定为,在彩色图像数据B的分量b的值小于上限阈值的情况下,准确度分量成为与上限阈值的准确度分量相同的值,但也能够设定为以下状态:在彩色图像数据A的分量的值大于下限阈值的情况下,准确度分量具有大于下限阈值的准确度分量的值;在彩色图像数据B的分量的值小于上限阈值的情况下,准确度分量具有大于上限阈值的准确度分量的值。即,不根据彩色图像数据A来设定准确度分量的上限阈值,不根据彩色图像数据B来设定准确度分量的下限阈值。

[0186] 这样,在实施方式中,通过确定准确度分量,能够设定为:当彩色图像数据A的分量a的值小于彩色图像数据A的分量的下限阈值时(在其他彩色图像数据的值不变化的条件下),氧饱和度Sat的准确度低于下限阈值以上的值的氧饱和度Sat的准确度;当彩色图像数据B的分量b的值大于彩色图像数据B的分量b的上限阈值时(在其他彩色图像数据的值不变化的条件下),氧饱和度Sat的准确度低于上限阈值以下的值的氧饱和度Sat的准确度。

[0187] 如上所述,用于计算氧饱和度Sat的彩色图像数据包括用白色光WL照明的生物体组织T的第一彩色图像数据、用Wide光照明的生物体组织T的第二彩色图像数据,以及用Narrow光照明的生物体组织T的第三彩色图像数据。

[0188] 准确度计算部511优选使用第三彩色图像数据的分量的值,例如亮度分量的值作为准确度分量的下限阈值。准确度计算部511优选使用第一彩色图像数据的分量的值或第二彩色图像数据的分量的值,例如亮度分量的值作为准确度分量的上限阈值。即,优选为,将第三彩色图像数据作为彩色图像数据A使用,将第一彩色图像数据或第二彩色图像数据作为彩色图像数据B使用。

[0189] 第三彩色图像数据是通过用Narrow光对生物体组织T进行照明而得到的数据,Narrow光是通过使从光源灯430放射的光透过光学滤波器416而生成的过滤光,由于Narrow光的波长带比白色光WL或Wide光窄,因此Narrow光的光强度比白色光WL或Wide光的光强度容易变低。因此,第三彩色图像数据的分量的值小于第一彩色图像数据的分量的值或第二彩色图像数据的分量的值。因此,对于具有值较小的倾向的第三彩色图像数据,准确度计算部511考虑SN比等,将使用偏离了允许范围的较小值计算出的准确度设定得较低。另一方面,第一彩色图像数据或第二彩色图像数据的分量的值,在光学滤波器中的光的透过波长带较宽,比第三彩色图像数据的分量的值容易变大。因此,对于具有值较大的倾向的第一彩色图像数据或第二彩色图像数据,准确度计算部511考虑成像元件141的输出特性等,将使用偏离了允许范围的较大值计算出的氧饱和度Sat的准确度设定得较低。因此,根据一个实施方式,如图7所示,设定下限阈值的彩色图像数据A,优选为使用在作为照明光使用的多个光中光强度最弱的光而得到的彩色图像数据。另外,根据一个实施方式,如图8所示,在彩色图像数据的分量的值中设定上限阈值的彩色图像数据B,优选为包含使用在作为照明光使用的多个光中光强度最强的光而得到的彩色图像数据。

[0190] 因此,使用第三彩色图像数据来设定准确度分量的下限阈值,但不设定上限阈值,使用第一彩色图像数据及第二彩色图像数据来设定准确度分量的上限阈值,但不设定下限阈值。

[0191] 准确度计算部511可以分别对第一彩色图像数据和第二彩色图像数据设定准确度分量的上限阈值,也可以对第一彩色图像数据及第二彩色图像数据中的任意一方设定准确度分量的上限阈值。在分别对第一彩色图像数据和第二彩色图像数据设定准确度分量的上限阈值的情况下,上限阈值可以相同,但优选为不同。

[0192] 基于这种彩色图像数据的准确度分量,由于对至少两个彩色图像数据的每个分量,对每个像素求出,因此准确度计算部511为了集中为一个氧饱和度Sat的准确度,将至少两个彩色图像数据中的对应的像素彼此的准确度分量的值相乘。准确度计算部5110将相乘得到的每个像素的值设为氧饱和度Sat的准确度的值。

[0193] 准确度计算部511将计算出的每个像素的准确度的值发送到显示控制部514。

[0194] 图9是说明对一个彩色图像数据设定准确度分量的下限阈值及上限阈值的一例的图。如图9所示,当对彩色图像数据设定准确度分量的下限阈值及上限阈值时,使用原始不需要设定上限阈值的彩色图像数据的较大值或原始不需要设定下限阈值的彩色图像数据的较小值而计算出的氧饱和度Sat的准确度变得较低,有可能无法根据氧饱和度分布图像来正确判断生物体组织T的状态。

[0195] 这样,在实施方式中,对用于计算氧饱和度Sat的彩色图像数据的分量的值设定上限阈值和下限阈值的情况下,由于上限阈值和下限阈值相对于不同的彩色图像数据的分量进行设定,因此能够使用不需要设定准确度分量的上限阈值的彩色图像数据的较大值或不需要设定准确度分量的下限阈值的彩色图像数据的较小值来高效地计算氧饱和度Sat的准确度。

[0196] 在图7及图8所示的例子中设定为:当彩色图像数据A的分量a的值小于构成准确度的准确度分量的下限阈值时,基于彩色图像数据A的准确度分量从作为固定值的1以阶梯状急剧变为0;当彩色图像数据B的分量b的值大于上限阈值时,基于彩色图像数据B的准确度分量从作为固定值的1以阶梯状急剧变为0,但也优选为:通过设定为随着彩色图像数据A、B的分量a、b的值远离准确度分量的下限阈值、上限阈值,准确度分量逐渐变小,从而使氧饱和度和Sat的准确度也随着远离阈值而逐渐减小准确度。

[0197] 图像显示控制部514根据从准确度计算部511发送的每个像素的准确度来控制氧饱和度分布图像的显示方式。优选为,图像显示控制部514对于准确度的值低于预定的值的像素,根据准确度的值来改变像素的明度、彩度或色相,或者改变像素的透过率。在该情况下,由于能够通过明度、彩度、色相,或透过率而得知准确度的程度,因此操作者能够在视觉上将准确度较低的部分与较高的部分进行区分,并观察高精度的氧饱和度分布图像。

[0198] 另外,还优选为,图像显示控制部514以将处于预先设定的氧饱和度的范围的区域的氧饱和度Sat的分布的图像重叠显示在生物体组织T的图像上的方式进行控制,对于准确度的值低于预定的值的像素,根据准确度的值来调整像素的透过率。例如,优选为,准确度的值变得越小,像素的透过率越高,生物体组织T的图像越透明可见。

[0199] 另外,当用于求出血红蛋白的量的第一比率在规定范围外,例如,变为实际上不可能的范围时,优选为,图像显示控制部514以降低氧饱和度Sat的准确度的方式来校正准确度。在上述实施方式中,由于第一比率使用 $\text{Wide (Yh) / WL (R)}$ 或 $\text{Wide (Yh) / \{WL (R) + WL (G)\}}$,因此当第一比率偏离规定范围时,第一比率本身有可能不是正常值。在该情况下,优选为,图像显示控制部514生成基于第一比率的准确度分量,当第一比率超过规定范围时,以使准确

度分量变为0,或者随着偏离规定范围的程度变大而逐渐降低准确度分量的方式来确定。由此,能够降低基于有可能不是正常值的第一比率的值而计算出的氧饱和度Sat的准确度。基于这种第一比率的准确度分量,优选为,进一步与分别基于彩色图像数据而确定的准确度分量的积相乘,集中为校正后的一个准确度的值。因此,能够在当第一比率偏离规定范围时以降低氧饱和度Sat的准确度的方式来构成氧饱和度Sat的准确度。

[0200] 优选为,图像显示控制部514在当第二比率变为预定范围外时以降低准确度的方式来校正准确度。在上述实施方式中,由于第二比率使用Narrow (Yh) /Wide (Yh),因此当第二比率超过预定范围时,第二比率本身有可能不是正常值。在该情况下,优选为,图像显示控制部514生成基于第二比率的准确度分量,当第二比率偏离预定范围时,以使准确度分量变为0,或者随着偏离预定范围的程度变大而逐渐降低准确度分量的方式来确定。由此,能够降低基于有可能不是正常值的第二比率的值而计算出的氧饱和度Sat的准确度。基于这种第二比率的准确度分量,优选为,进一步与分别基于彩色图像数据而确定的准确度分量的积相乘,集中为校正后的一个准确度的值。因此,能够在当第二比率偏离规定范围时以降低氧饱和度Sat的准确度的方式来构成氧饱和度Sat的准确度。

[0201] 另外,还优选为,图像显示控制部514以将氧饱和度Sat的分布的图像,例如处于设定的氧饱和度的范围的氧饱和度Sat的分布的图像重叠显示在生物体组织T的图像上的方式进行控制,对于上述第二比率的值偏离根据血红蛋白的量而确定的第二比率的允许范围的不正常的像素,如图10所示,在第二比率的值偏离允许范围的情况下,以调整该像素的透过率的方式进行控制。由此,能够抑制基于有可能不是正常值的第二比率的值而计算出的氧饱和度Sat的显示。在该情况下,还优选为,与根据基于上述第二比率的准确度分量,变更明度、彩度或透过率的显示方式的控制并用。

[0202] 图10是说明一个实施方式中的氧饱和度分图像的显示方式的一例的图。图10表示对于位于第二比率的值超过夹在图示曲线之间的允许范围的区域的像素,将透明率设为100%(下层的图像完全透明可见)的透明像素的例子。GD是两个曲线之间的允许范围内的区域,表示根据氧饱和度Sat的值而改变色相的渐变像素区域。TP1、TP2是允许范围外的区域,表示将像素设为透过率100%的透明像素的透明像素区域。

[0203] 上述的准确度分量的上限阈值及下限阈值中使用的彩色图像数据的种类没有特别限定,但从能够求出适当的氧饱和度Sat的准确度的观点出发,优选为:准确度分量的上限阈值是第一彩色图像数据或第二彩色图像数据的亮度分量的值,准确度分量的下限阈值是第三彩色图像数据的亮度分量的值。

[0204] 以上,说明了在求出血红蛋白的量及氧饱和度Sat时,计算氧饱和度Sat的准确度的情况,但在此时的上述实施方式中,为了求出血红蛋白的量及氧饱和度Sat,将波长带不同的三个光作为照明光使用。但是,也能够使用一个光来代替作为照明光使用的三个光而得到一个彩色图像数据,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。在该情况下,由于将一个光作为照明光使用,所以除了可以简化光源装置400的构成以外,由于不需要生成多个彩色图像数据,因此可以简化处理器200中的各部分的构成。

[0205] 在该情况下,可以使一个光包含例如450~500nm的波长带的光分量(蓝光分量)、525~582nm的波长带的光分量(绿光分量)、620~670nm的波长带的光分量(红光分量)。在图1所示的前期图像处理部504中对由这种光得到的彩色图像数据进行矩阵运算,能够求出

与上述光分量对应的彩色图像数据的三个对应分量。在该情况下,根据一个实施方式,成为用于求出血红蛋白的量的指标的第一比率,能够设为与绿光分量对应的对应分量相对于根据三个对应分量得到的合成的对应分量(例如具有将三个对应分量的值加权平均后的值的对应分量)的比,此外,成为用于求出氧饱和度Sat的指标的第二比率,能够设为与蓝光分量对应的对应分量相对于与绿光分量对应的对应分量的比。在该实施方式中,也能够基于构成第一比率及第二比率的分子及分母的值来求出准确度分量,能够计算出氧饱和度Sat的准确度。即,光源装置400构成为,射出包含波长带不同的至少两个光分量的第一光。由此,处理器200的前期图像处理部504(对应分量提取部),从由电子内窥镜100生成的第一彩色图像数据中,提取与光分量的波长带分别对应的第一彩色图像数据的对应分量。至少使用提取出的对应分量中的分量a及分量b,特征量获取部510获取血红蛋白的氧饱和度Sat作为生物体组织的特征量。例如,为了求出血红蛋白量及氧饱和度Sat而作为照明光使用的第一光包含三个光分量,特征量获取部510的血红蛋白量计算部510a基于使用与三个光分量的波长带对应的彩色图像数据的对应分量而得到的第一比率来计算血红蛋白的量,氧饱和度计算部510b基于使用对应分量而得到的第二比率和血红蛋白的量来计算血红蛋白的氧饱和度Sat。

[0206] 此时,准确度计算部511在将对应分量中的分量a的第一值设定为准确度下限阈值,并且将分量b的第二值设定为准确度上限阈值的状态下计算准确度。此时,分量a和分量b是互不相同的两个对应分量。在该情况下,设定准确度下限阈值的分量a优选为成为第一比率的分子的对应分量,设定准确度上限阈值的分量b优选为成为第一比率的分母的对应分量。

[0207] 在该情况下,准确度计算部511构成为,基于对每个分量a及分量b求出的准确度分量,对每个像素计算准确度。此时,优选为,根据分量a求出的准确度分量,在分量a的值大于准确度下限阈值的情况下,具有与准确度下限阈值的所述准确度分量相同或更大的值,根据分量b求出的准确度分量,在分量b的值小于准确度上限阈值的情况下,具有与准确度上限阈值的准确度分量相同或更大的值。这样,由于准确度上限阈值和准确度下限阈值相对于彩色图像数据的不同的对应分量进行设定,因此能够使用不需要设定准确度分量的上限阈值的彩色图像数据的较大值或不需要设定准确度分量的下限阈值的彩色图像数据的较小值来高效地计算氧饱和度Sat的准确度。

[0208] 根据一个实施方式,在为了求出血红蛋白的量及氧饱和度Sat而将具有波长带不同的三个光分量的第一光作为照明光使用的情况下,光源装置400除了第一光以外,还优选将波长带与第一光不同的第二光作为照明光射出。在该情况下,还优选为,血红蛋白量计算部510a基于从将第一光作为照明光时生成的第一彩色图像数据中提取出的与光分量的波长带对应的分量a、b的第一比率来计算血红蛋白的量,氧饱和度计算部510b根据上述分量a和分量b之一,和将第二光作为照明光时生成的第二彩色图像数据的分量之一来生成第二比率,基于该第二比率和由血红蛋白量计算部510a计算出的血红蛋白的量来计算血红蛋白的氧饱和度Sat。

[0209] 例如,使第一光包含450~500nm的波长带的光分量(蓝光分量)、525~582nm的波长带的光分量(绿光分量)、620~670nm的波长带的光分量(红光分量)。使第二光的波长带为545~570nm。

[0210] 在该情况下,根据一个实施方式,成为用于求出血红蛋白的量的指标的第一比率,能够设为与对应分量中的绿光分量对应的对应分量相对于与绿光分量对应的对应分量和与红光分量对应的对应分量之和,即合成后的对应分量的比;成为用于求出氧饱和度Sat的指标的第二比率,能够设为与第二彩色图像数据的545~570nm的波长带对应的分量相对于与上述第二彩色图像数据的绿光分量对应的对应分量的比。

[0211] 在上述实施方式中,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为高画质。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,处理的图像的像素数越多,存在处理器200的运算电路变大,处理负载也变大的倾向。特别是,在100万像素以上的高像素(高画质)中上述倾向显著。在一个实施方式中,如上所述,预先设置了将血红蛋白的量或氧饱和度Sat与彩色图像数据建立了关联的参照表或对应关系的信息,由于使用该参照表及对应关系来计算血红蛋白的量及氧饱和度Sat,因此上述实施方式与获取彩色图像数据时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,能够高效地计算血红蛋白的量及氧饱和度Sat。因此,能够使处理器200的运算电路变小,由此,即使生成高画质的图像,也能够提供低成本、低发热量、低耗电的处理器200。

[0212] 以上,对实施方式进行了说明,但本发明并不局限于上述的构成,在本发明的技术思想的范围内能够进行各种变形。

[0213] 附图标记说明

[0214] 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…光源装置,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,502…A/D转换电路,504…前期图像处理部,506…帧存储器部,508…后期图像处理部,510…特征量获取部,511…准确度计算部,512…存储器,514…图像显示控制部,516…控制器。

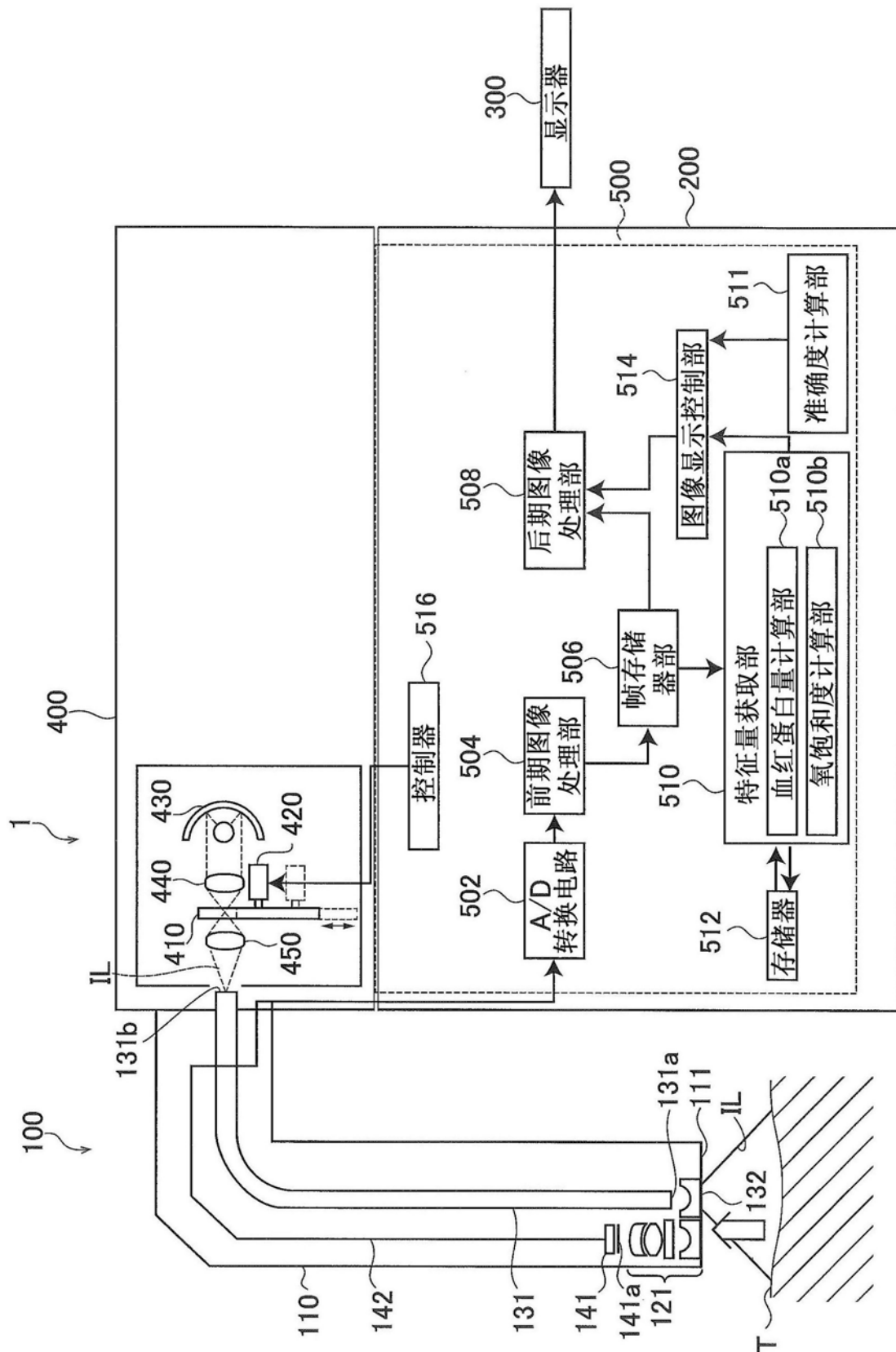


图1

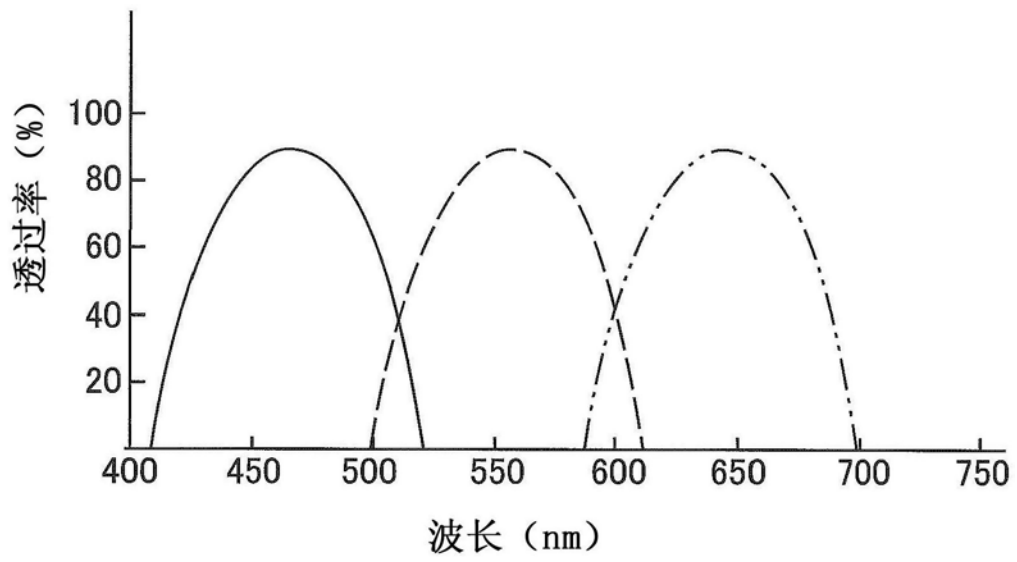


图2

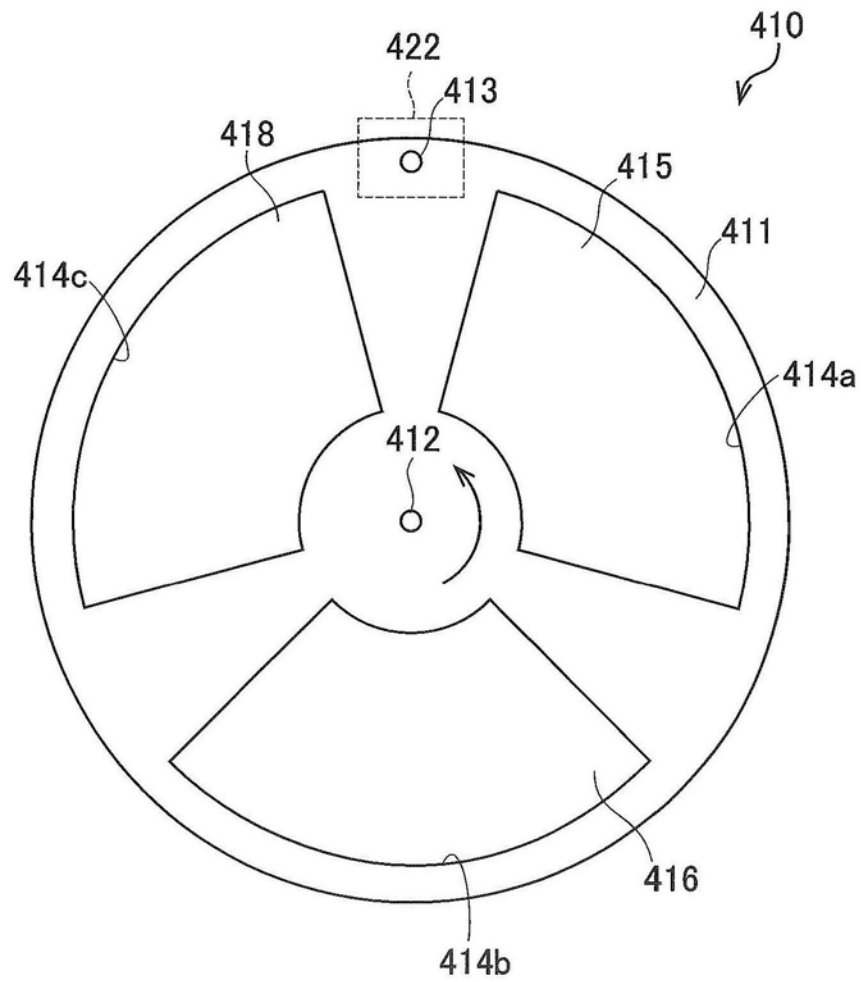


图3

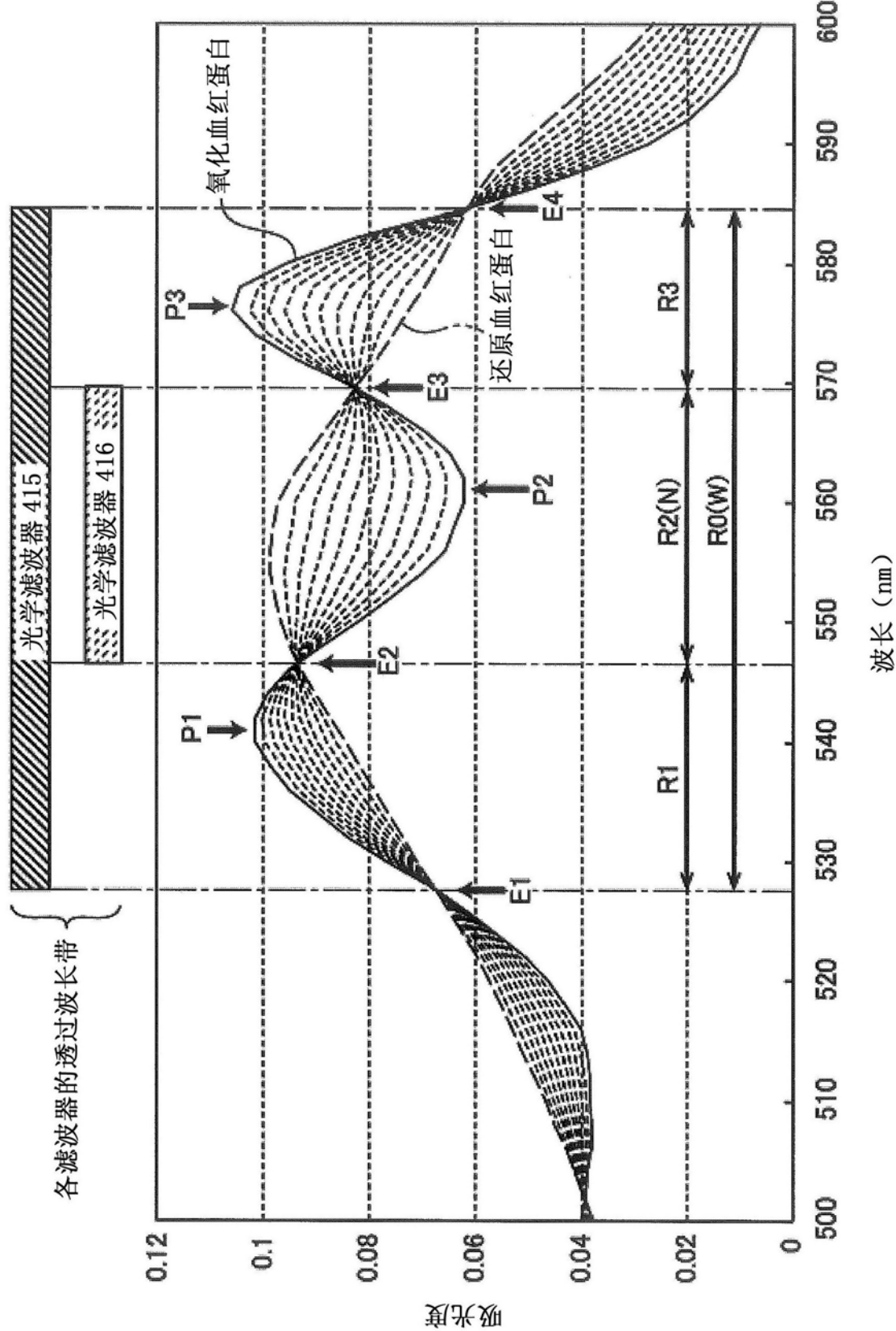


图4

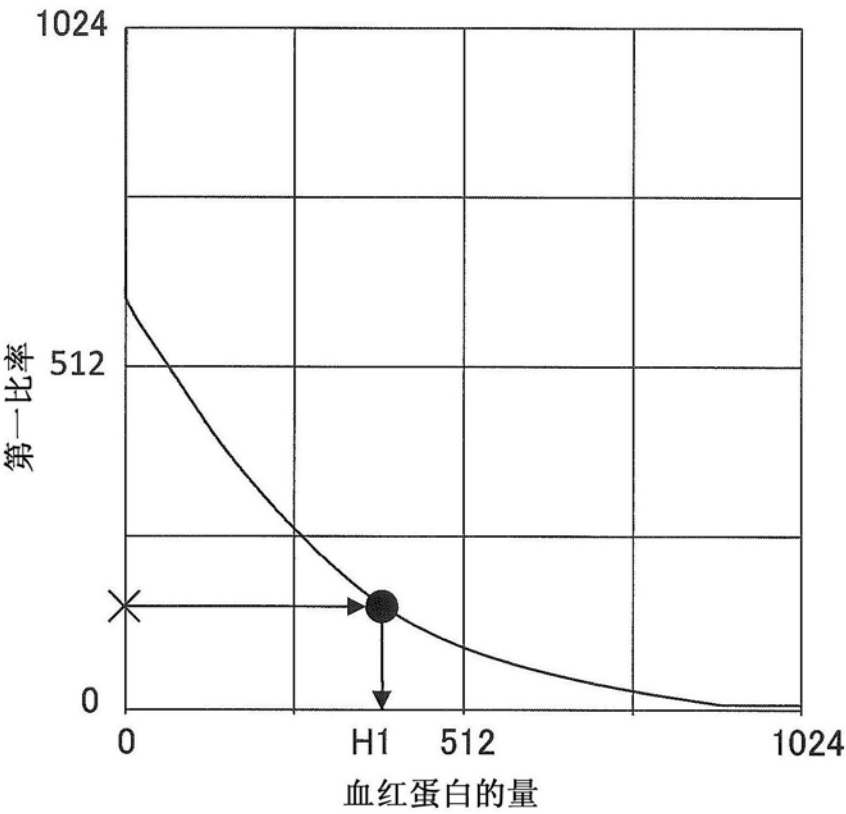


图5

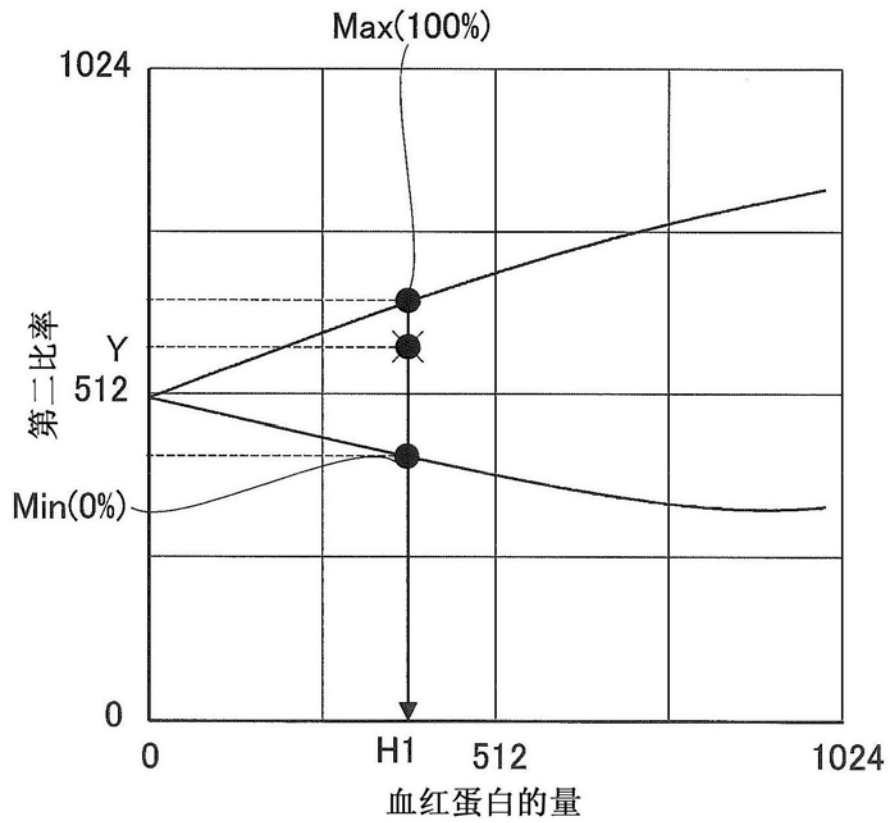


图6

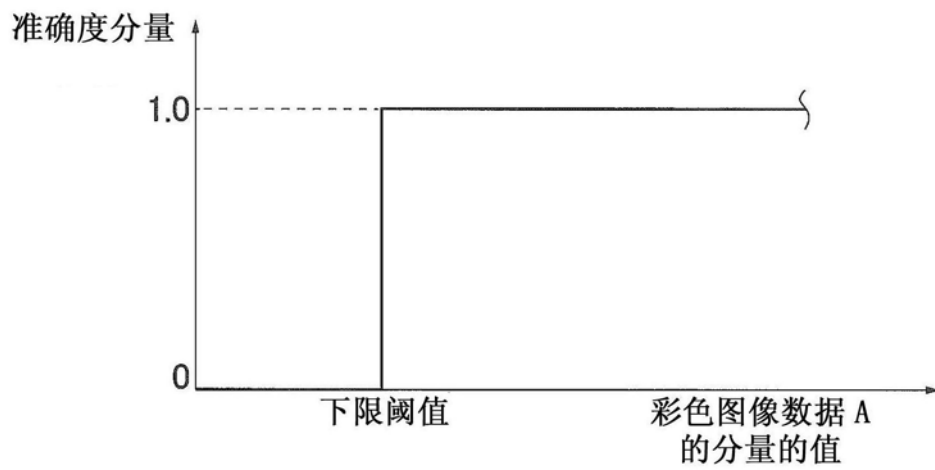


图7

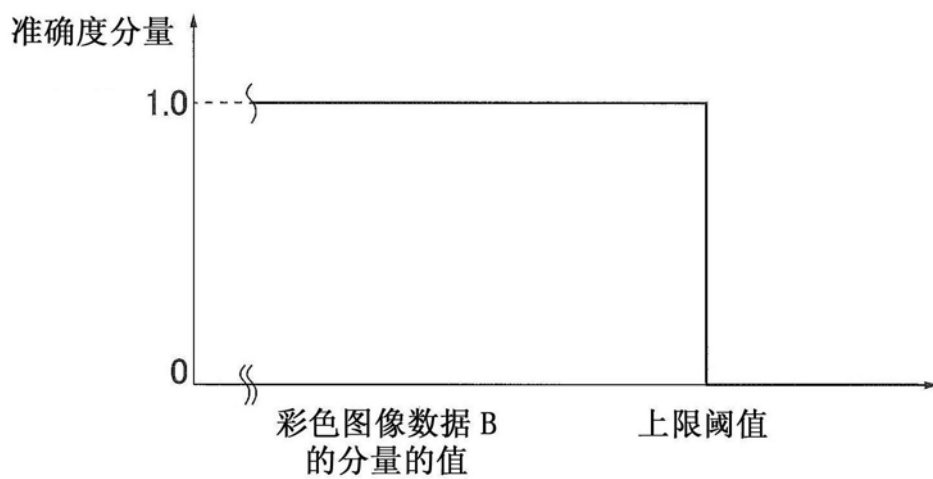


图8

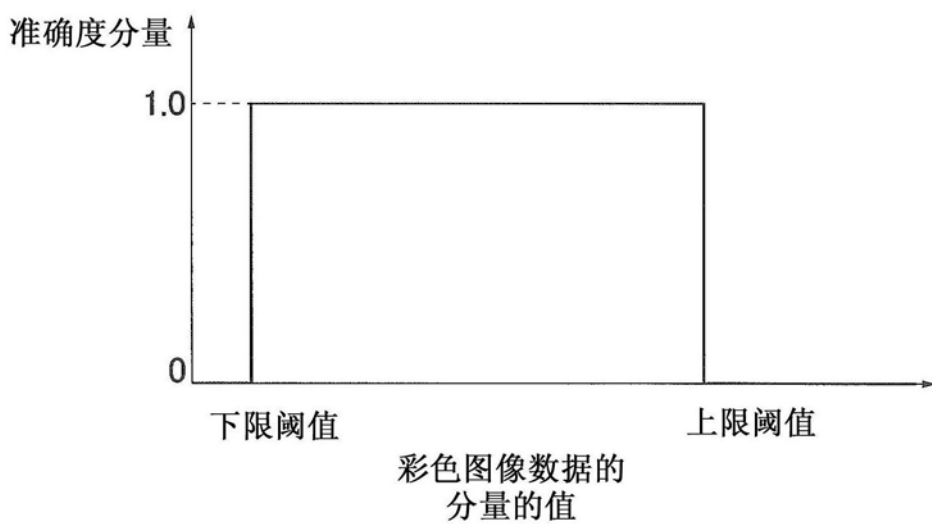


图9

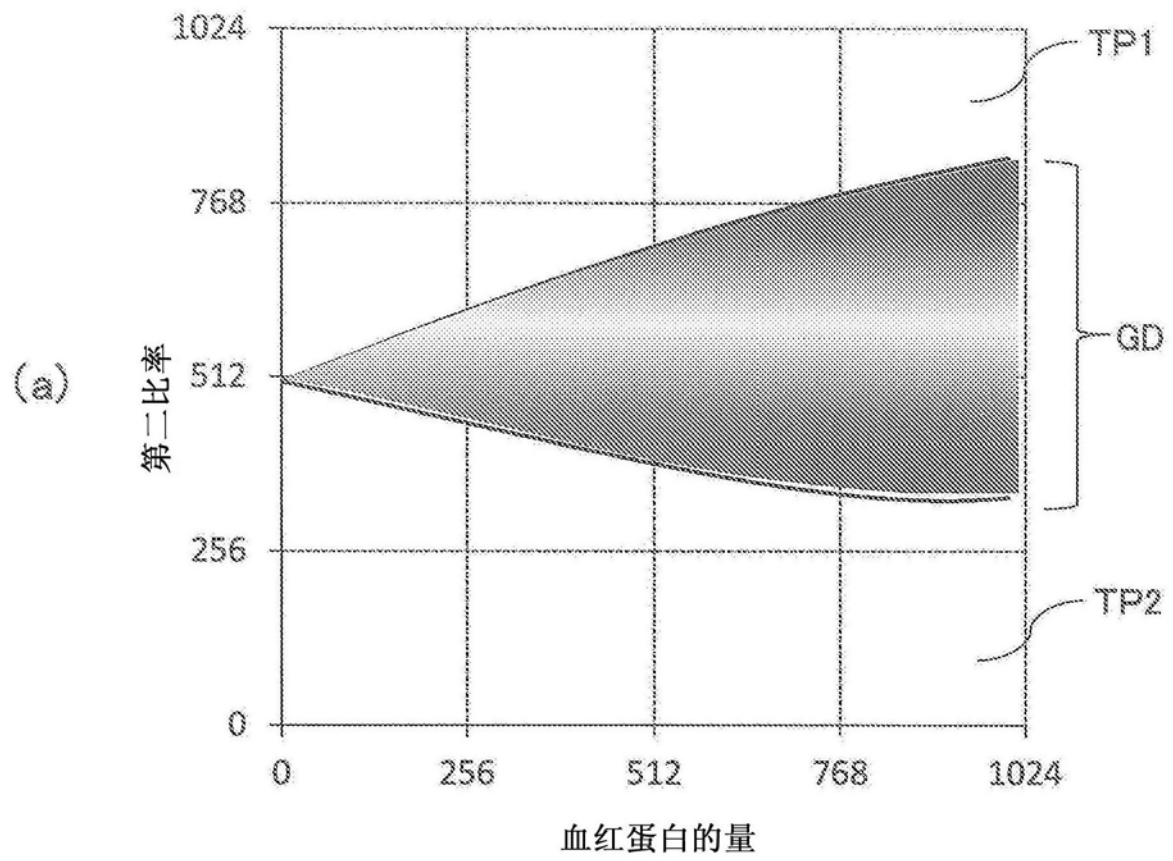


图10

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	CN109475282A	公开(公告)日	2019-03-15
申请号	CN201780043149.X	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 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00 A61B1/045 G02B23/24 A61B1/00009 A61B1/0008 A61B1/0638 A61B1/0676 G02B23/2461		
代理人(译)	纪秀凤		
优先权	2016171950 2016-09-02 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种内窥镜系统的处理器，使用由至少两个光照明的生物体组织的彩色图像数据的分量，生成所述生物体组织中的血红蛋白的氧饱和度分布图像，使用所述彩色图像数据的分量来计算氧饱和度的准确度。此外，根据准确度的程度，控制所述氧饱和度分布图像的显示方式。在所述准确度的计算中，将所述彩色图像数据的分量a的第一值设定为下限阈值，当所述彩色图像数据的分量a的值小于该值时所述准确度降低，将大于所述第一值的所述彩色图像数据的分量b的第二值设定为上限阈值，当所述彩色图像数据的分量b的值大于该值时所述准确度降低，在所述设定的状态下计算准确度。所述下限阈值和上限阈值是不同的两个彩色图像数据中的值。

