



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110087528 A

(43)申请公布日 2019.08.02

(21)申请号 201880005008.3

(74)专利代理机构 北京康信知识产权代理有限公司 11240

(22)申请日 2018.01.11

代理人 潘树志

(30)优先权数据

2017-005446 2017.01.16 JP

(51)Int.Cl.

A61B 1/00(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 1/045(2006.01)

2019.06.12

A61B 5/1455(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2018/000423 2018.01.11

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/131631 JA 2018.07.19

(71)申请人 HOYA株式会社

地址 日本东京

(72)发明人 千叶亨

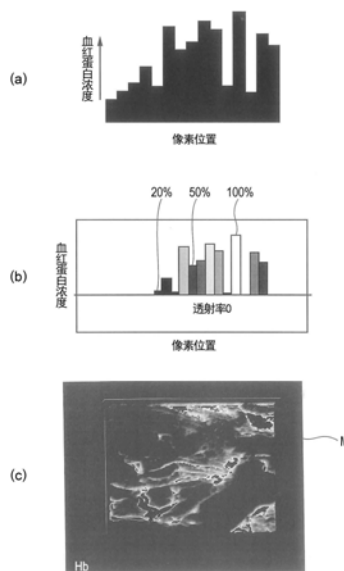
权利要求书2页 说明书15页 附图9页

(54)发明名称

内窥镜系统以及图像显示装置

(57)摘要

一种内窥镜系统,其具备:处理器,用于从生物组织的摄像图像中生成生物组织的第1、第2特征量分布图像,并且从这些分布图像中生成第2特征量分布处理图像;显示器,用于对所述第2特征量分布处理图像进行图像显示。在所述第1特征量分布图像中,所述处理器将表示所述第1特征量的像素值小于下限值的像素作为透射率为0的非透明像素,根据所述像素值呈连续性或阶梯性变化的透射率赋给位于上限值和所述下限值之间的像素,并将其作为透明像素,从而生成所述第2特征量分布图像的掩模图像。所述处理器进一步生成第2特征量分布处理图像,其用于在所述第2特征量分布图像的上层叠加所述掩模图像。



1. 一种内窥镜系统,其特征在于,具备:

内窥镜,具备具有通过拍摄生物组织生成多个图像数据的结构的摄像元件;

处理器,具备第1图像处理部、第2图像处理部以及第3图像处理部,所述第1图像处理部具有从所述多个图像数据中,获得表示生物组织中第1特征量分布的第1特征量分布图像以及表示生物组织中第2特征量分布的第2特征量分布图像的结构,所述第2图像处理部具有在所述第1特征量分布图像中,将所述第1特征量小于预定阈值的像素作为透射率为0的非透明像素,对所述第1特征量不小于所述预定阈值的像素,根据所述第1特征量偏离所述阈值的程度来确定的透射率赋给像素,并将其作为透明像素,从而生成用于从所述第1特征量分布图像中掩蔽所述第2特征量分布图像的掩模图像的结构,所述第3图像处理部具有在所述第2特征量分布图像的上层叠加所述掩模图像生成第2特征量分布处理图像的结构;

显示器,具有对由所述第3图像处理部生成的所述第2特征量分布处理图像进行图像显示的结构。

2. 如权利要求1所述的内窥镜系统,随着所述像素中所述第1特征量距离所述阈值越来越远,所述透明像素的所述透射率呈连续性或阶梯性增加。

3. 如权利要求2所述的内窥镜系统,随着所述像素中的所述第1特征量偏离所述阈值,所述透明像素的所述透射率呈非线性增加。

4. 如权利要求1~3中任意一项所述的内窥镜系统,所述处理器具备具有对连续改变所述阈值的输入进行接收的结构的输入部,每当改变所述输入时,所述第3图像处理部具有生成所述第2特征量分布处理图像的结构。

5. 如权利要求1~4中任意一项所述的内窥镜系统,所述第1图像处理部使用所述多个图像数据的分量中的预定分量的值来计算分量之间的第1比率和第2比率值,并使用所述第1比率和所述第2比率的值计算所述第1特征量与所述第2特征量;

所述第1特征量为血红蛋白浓度,所述第2特征量为血红蛋白氧饱和度。

6. 如权利要求5所述的内窥镜系统,所述第1比率是指相对于所述生物组织的所述第1特征量具有灵敏度的比率,

所述第2比率是指相对于所述生物组织的所述第2特征量具有灵敏度的比率;

用于计算所述第1比率的所述图像数据的分量之一为500nm~600nm范围内的第1波段分量,

用于计算所述第2比率的所述图像数据的分量之一为比所述第1波段窄的第2波段分量。

7. 一种图像显示装置,是一种具备具有进行图像处理的结构处理器与具有显示图像的结构显示器的图像显示装置,其特征在于,其具备:

处理器,具备第1图像处理部、第2图像处理部以及第3图像处理部,所述第1图像处理部具有从生物组织的摄像图像中,获得表示生物组织中第1特征量分布的第1特征量分布图像以及表示生物组织中第2特征量分布的第2特征量分布图像的结构,所述第2图像处理部具有在所述第1特征量分布图像中,将所述第1特征量小于预定阈值的像素作为透射率为0的非透明像素,对所述第1特征量不小于预定阈值的像素,将根据所述像素的像素值偏离所述阈值的程度来确定的透射率赋给像素,并将其作为透明像素,从而生成用于从所述第1特征量分布图像中掩蔽所述第2特征量分布图像的掩模图像的结构,所述第3图像处理部具有在

所述第2特征量分布图像的上层叠加所述掩模图像生成第2特征量分布处理图像的结构；

以及显示器,具有对由所述第3图像处理部生成的所述第2特征量分布处理图像进行图像显示的结构。

内窥镜系统以及图像显示装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种对生物组织特征量进行图像处理并显示图像的内窥镜系统以及图像显示装置。

背景技术

[0002] 已知一种内窥镜系统,具备从通过内窥镜获得的图像数据中,获取作为被摄体的生物组织中的生物物质、例如血红蛋白浓度和血红蛋白氧饱和度信息,并显示分布图像来表示这些信息的分布的功能。从这些特征量的分布图像中,可以提供病变部位或疑似病变部位(下文中,将病变部位或疑似病变部位统称为非健康部位)以用作强有力的诊断支持信息。专利文献1中记载了包括这种内窥镜系统的血红蛋白观察装置的一个示例。

[0003] 专利文献1中所述的血红蛋白观察装置具备根据预定的运算处理,对观察对象所包含的血红蛋白中3种不同波段的反射光信息进行处理,并在显示部上显示其处理结果的结构。此时,在所获取的图像信号的运算处理中,根据取决于血红蛋白浓度的反射光量或者透射光量的信息、与取决于氧饱和度的反射光量或透射光量的信息之间的相关性,计算血红蛋白氧饱和度。

[0004] 现有技术文献

[0005] 专利文献

[0006] 专利文献1:日本特开2005-326153号公报

发明内容

[0007] 发明所要解决的课题

[0008] 对由包括内窥镜系统的上述血红蛋白观察装置计算并显示的氧饱和度分布进行显示的图像缺少用于确定内脏组织与静脉和动脉等血管位置的信息。因此,作为诊断支持图像,关注部分与生物组织之间的位置关系尚不明确且不恰当。也就是说,在显示氧饱和度分布的图像中,关注部分对应于生物组织的哪个位置,无法明确确定。另外,即使为了能够同时观察生物组织图像与氧饱和度图像而将其布置在图像上时,仍具有难以明确掌握生物组织中哪个位置的氧饱和度高、生物组织与氧饱和度位置关系等缺点。

[0009] 因此,本发明的目的在于提供一种内窥镜系统以及图像显示装置,其可以从氧饱和度和血液浓度中检测出包括生物组织中病变部位或疑似病变部位的非健康部位的存在,并且作为诊断支持图像对能够确定所关注的非健康部位位于生物组织的哪个位置的明确的图像信息进行显示。

[0010] 用于解决课题的方案

[0011] 本发明的一个实施方式为内窥镜系统。

[0012] 所述内窥镜系统具备:内窥镜,具备具有通过拍摄生物组织生成多个图像数据的结构的摄像元件;处理器,具备第1图像处理部、第2图像处理部以及第3图像处理部,所述第1图像处理部具有从所述多个图像数据中,获得表示生物组织中第1特征量分布的第1特征

量分布图像以及表示生物组织中第2特征量分布的第2特征量分布图像的结构,所述第2图像处理部具有在所述第1特征量分布图像中,将所述第1特征量小于预定阈值的像素作为透射率为0的非透明像素,对所述第1特征量不小于所述预定阈值的像素,根据所述第1特征量偏离所述阈值的程度来确定的透射率赋给像素,并将其作为透明像素,从而生成用于从所述第1特征量分布图像中掩蔽所述第2特征量分布图像的掩模图像的结构,所述第3图像处理部具有在所述第2特征量分布图像的上层叠加所述掩模图像生成第2特征量分布处理图像的结构;以及显示器,具有对由所述第3图像处理部生成的所述第2特征量分布处理图像进行图像显示的结构。

[0013] 所述第2图像处理部,例如可以通过将所述第1特征量小于预定下限值的像素作为透射率为0的非透明像素以及所述第1特征量不小于预定上限值的像素作为透射率为100%的透明像素,当所述像素的输出值位于所述阈值下限值和所述阈值上限值之间时,将根据两者间的距离调制而成的透射率赋给像素作为透明像素,从而优选地从所述第1特征量分布图像中生成掩模,并生成用于对所述第2特征量分布图像进行滤波的掩模图像。

[0014] 随着所述像素中所述第1特征量距离所述阈值越来越远,所述透明像素的所述透射率优选呈连续性或阶梯性增加。例如,随着从所述下限值增至所述上限值,所述透明像素的透射率可以设为呈连续性或阶梯性增加的结构。

[0015] 随着所述像素中的所述第1特征量偏离所述阈值,所述透明像素的所述透射率优选呈非线性增加。例如,根据所述像素中的所述第1特征量偏离所述阈值的程度,或随着所述像素输出值从所述下限值增至所述上限值,所述透明像素的透射率可以设为呈非线性增加的结构。

[0016] 所述处理器具备输入部,所述输入部具有对连续改变所述阈值的输入进行接收的结构,每当改变所述输入时,所述第3图像处理部优选具有生成所述第2特征量分布处理图像的结构。

[0017] 所述第1图像处理部使用所述多个图像数据的分量中的预定分量的值来计算分量之间的第1比率和第2比率值,并使用所述第1比率和所述第2比率的值计算所述第1特征量与所述第2特征量;所述第1特征量优选为血红蛋白浓度,所述第2特征量优选为血红蛋白氧饱和度。

[0018] 优选地,所述第1比率是指相对于所述生物组织的所述第1特征量具有灵敏度的比率,所述第2比率是指相对于所述生物组织的所述第2特征量具有灵敏度的比率;用于计算所述第1比率的所述图像数据的分量之一为500nm~600nm范围内的第1波段分量,用于计算所述第2比率的所述图像数据的分量之一为比所述第1波段窄的第2波段分量。

[0019] 本发明的另一实施方式为具备处理器与显示器的图像显示装置,其中所述处理器具有进行图像处理的结构,所述显示器具有显示图像的结构。

[0020] 所述图像显示装置具备:处理器,具备第1图像处理部、第2图像处理部以及第3图像处理部,所述第1图像处理部具有从生物组织的摄像图像中,获得表示生物组织中第1特征量分布的第1特征量分布图像以及表示生物组织中第2特征量分布的第2特征量分布图像的结构,所述第2图像处理部具有在所述第1特征量分布图像中,将所述第1特征量小于预定阈值的像素作为透射率为0的非透明像素,对所述第1特征量不小于所述预定阈值的像素,根据所述像素的像素值偏离所述阈值的程度来确定的透射率赋给像素,并将其作为透明像

素,从而生成用于从所述第1特征量分布图像中掩蔽所述第2特征量分布图像的掩模图像的结构,所述第3图像处理部具有在所述第2特征量分布图像的上层叠加所述掩模图像生成第2特征量分布处理图像的结构;以及显示器,具有对由所述第3图像处理部生成的所述第2特征量分布处理图像进行图像显示的结构。

[0021] 所述第2图像处理部,例如可以通过将所述第1特征量小于预定下限值的像素作为透射率为0的非透明像素,以及所述第1特征量不小于预定上限值的像素作为透射率为1的全透明像素,当所述像素的输出值位于所述阈值下限值和所述阈值上限值之间时,将根据两者间的距离调制而成的透射率赋给像素作为透明像素,从而优选地从所述第1特征量分布图像中生成掩模,并生成用于对所述第2特征量分布图像进行滤波的掩模图像。

[0022] 发明效果

[0023] 根据上述内窥镜系统以及图像显示装置,是一种能够检测出包括生物组织中病变部位或疑似病变部位的非健康部位的存在诊断支持图像,并且作为诊断支持图像对能够确定所关注的非健康部位位于生物组织的哪个位置的包括明确图像信息的图像进行显示。

附图说明

[0024] 图1的(a)~(c)为示出生物组织图像和其生物组织中的生物特征量分布图像的示例图。

[0025] 图2的(a)~(c)为利用本实施方式中的内窥镜系统或图像显示装置进行显示的诊断支持图像制作的说明示例图。

[0026] 图3为示出在本实施方式中所使用的内窥镜系统一例的结构框图。

[0027] 图4为示出在本实施方式中所使用的内窥镜系统的摄像元件中的红(R)、绿(G)、蓝(B)各个滤色器分光特性的示例图。

[0028] 图5为示出在本实施方式中所使用的内窥镜系统的光源装置所使用的旋转滤光器一例的外观图(正视图)。

[0029] 图6为示出550nm附近的血红蛋白吸收光谱的示例图。

[0030] 图7为示出本实施方式中所使用的第1比率与血红蛋白浓度之间的关系示例图。

[0031] 图8为示出本实施方式中所使用的第2比率上限值和下限值与血红蛋白浓度之间的关系示例图。

[0032] 图9的(a)为利用本实施方式中的内窥镜系统进行显示的诊断支持图像的示例图,图9的(b)为利用至今的内窥镜系统进行显示的诊断支持图像的示例图。

[0033] 图10的(a)~(f)为用于制作使用本实施方式中的内窥镜系统或图像显示装置显示的诊断支持图像的掩模图像的说明图。

具体实施方式

[0034] 本发明的一个实施方式中的内窥镜系统或图像显示装置,显示可以用于判断生物组织中是否存在非健康部位的诊断支持图像。图1的(a)~(c)为示出生物组织图像和其生物组织中的生物特征量分布图像的示例图。

[0035] 图1的(a)示出了生物组织图像中的一例。图1的(b)示出了通过后述的内窥镜系统计算出的生物组织中血红蛋白浓度(生物特征量)的分布图像的一例,图1的(c)示出了

通过使用后述的内窥镜系统计算出的生物组织中氧饱和度(生物特征量)的分布图像的一例。

[0036] 在图1的(b)中,显示了生物组织中血管等的条纹状形态。另一方面,在图1的(c)所示的氧饱和度分布图像中,未明确示出生物组织中血管等的形态。因此,为了检测出作为恶性肿瘤等特征的、血红蛋白浓度高、并且氧饱和度低的组织,需要从氧饱和度分布图像中寻找氧饱和度低的位置,并且对该部位所对应的血红蛋白浓度的高低进行判断。然而,即便将图1的(b)和图1的(c)并排显示在显示器上,从未包含能够确定生物组织中血管等位置的图像信息在内的氧饱和度分布图像中,很难立即确定病变部位或疑似病变部位等非健康部位对应于图1的(a)所示的生物组织中的哪个部位。

[0037] 在本发明的实施方式中,不但可以在这样的生物组织中检测出包括病变部位或疑似病变部位的非健康部位的存在,还可以提供用于很容易地确定生物组织中非健康部位位置的诊断支持图像。也就是说,作为诊断支持图像,提供一种附加了反映生物组织形状与位置的信息的图像。

[0038] (诊断支持图像)

[0039] 图2的(a)~(c)为制作使用本实施方式中的内窥镜系统或图像显示装置进行显示的诊断支持图像的说明示例图。

[0040] 在本实施方式中,从图1的(b)中所示的血红蛋白浓度(第1特征量)分布图像中生成掩蔽图1的(c)中所示的氧饱和度(第2特征量)分布图像的掩模图像。具体而言,在本实施方式中,在通过后述的内窥镜系统计算出的血红蛋白浓度分布(参照图2的(a))中,如图2的(b)所示,将各像素中的血红蛋白浓度(第1特征量)小于预定阈值的像素作为透射率为0的非透明像素,对血红蛋白浓度不小于阈值的像素,将根据血红蛋白浓度偏离所述阈值的程度来确定的透射率赋给像素,并将其作为透明像素。具体而言,各像素的输出值即与血红蛋白浓度相关的像素值,随着从下限值增至上限值其透射率也相应增高,对不小于预定下限值(与血红蛋白浓度的阈值相对应的像素值)的像素,将根据像素值与下限值之间的差(距离)来确定的透射率赋给像素,并将其作为透明像素,从血红蛋白浓度(第1特征量)分布图像中制作掩模图像。

[0041] 本实施方式中的内窥镜系统和图像显示装置制作用于掩蔽氧饱和度分布图像的掩模图像,并制作在氧饱和度分布图像上层叠加掩模图像的氧饱和度处理分布图像以用作诊断支持图像,并在显示器上显示该掩模图像和该氧饱和度分布处理图像。

[0042] 在图2的(a)所示的示例中,示出了透射率为20%、50%和100%的图像。当将透射率用作掩模图像时,位于掩模图像下层的图像的像素的亮度值随透射率变化而变化。也就是说,在掩模图像的各像素中,当透射率为100%时,位于掩模图像下层的图像的像素的亮度值不会发生变化,当透射率为25%时,位于掩模图像下层的图像的像素的亮度值也相应变为25%。

[0043] 图2的(c)示出了掩模图像M中的一例。

[0044] (内窥镜系统的结构)

[0045] 图3为示出在本实施方式中的内窥镜系统10的结构框图。内窥镜系统10具备电子内窥镜(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和显示器300可拆卸地连接到处理器200上。处理器200具备图像处理部500。光源装置400可拆卸地连

接到处理器200上。

[0046] 电子内窥镜100具有可插入受试者体内的插入管110。在插入管110的内部,设有在插入管110的大致全长范围内延伸的光导131。作为光导131一端的前端部131a位于插入管110的前端部,即插入管前端部111附近;作为光导131另一端的基端部131b位于与光源装置400的连接处。因此,光导131从与光源装置400的连接处开始一直延伸到插入管前端部111附近。

[0047] 光源装置400具备如氙灯等可产生大量光的光源灯430,以用作光源。从光源装置400发射的光作为照明光IL,射入至光导131的基端部131b。射入至光导131基端部131b上的光通过光导131,被引导至其前端部131a,并从前端部131a发射。在电子内窥镜100的插入管前端部111上设有与光导131的前端部131a面对配置的配光透镜132。从光导131的前端部131a发射的照明光IL通过配光透镜132,照射位于插入管前端部111附近的生物组织T。

[0048] 在电子内窥镜100的插入管前端部111上设有物镜组121和摄像元件141。物镜组121和摄像元件141形成摄像部。在照明光IL中,在生物组织T的表面上反射或散射的光射入至物镜组121上,进行聚光后,在摄像元件141的受光面上成像。摄像元件141在其受光面可以使用具备滤色器141a的彩色图像摄像用CCD(Charge Coupled Device)图像传感器、或CMOS(Complementary Metal Oxide Semiconductor)图像传感器等已知的摄像元件。

[0049] 滤色器141a上排列有通过红色光的R滤色器、通过绿色光的G滤色器、以及通过蓝色光的B滤色器,是一种在摄像元件141的各个受光元件上直接形成的、所谓芯片上滤光器。图4为示出在本实施方式中所使用的摄像元件中的红(R)、绿(G)、蓝(B)各个滤色器的分光特性的示例图。本实施方式中的R滤色器是通过波长大于570nm(例如,580nm~700nm)的光的滤光器;G滤色器是例如通过波长约为470nm~620nm的光的滤光器;B滤色器是通过波长小于530nm(例如,420nm~520nm)的光的滤光器。

[0050] 摄像元件141是一种通过拍摄利用多种光分别进行照射的生物组织T,生成与各种光相对应的彩色图像数据的摄像装置,也是一种通过利用波长范围不同的多种光照射生物组织T,生成与在生物组织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装置。摄像元件141受到与后述图像处理部500同步的驱动控制,周期性地(例如,间隔1/30秒)输出与成像在受光面上的生物组织T图像相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缆线142被发送至处理器200的图像处理部500中。

[0051] 图像处理部500主要具备A/D转换电路502、图像预处理部504、帧存储部506、图像后处理部508、特征量获取部510、存储器512、图像显示控制部514、以及控制器516。

[0052] A/D转换电路502经由缆线142对从电子内窥镜100的摄像元件141输入的彩色图像数据进行A/D转换后,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图像预处理部504。

[0053] 图像预处理部504从通过安装有R滤色器的摄像元件141中受光元件对数字数据进行拍摄的R数字图像数据、通过安装有G滤色器的摄像元件141中受光元件拍摄的G数字图像数据、以及通过安装有B滤色器的摄像元件141中受光元件拍摄的B数字图像数据中,通过对数字数据进行去马赛克处理,生成构成图像的R、G、B分量的彩色图像数据。而且,图像预处理部504是对所生成的R、G、B彩色图像数据执行诸如色彩校正、矩阵运算和白平衡校正等预定信号处理的部分。

[0054] 帧存储部506临时存储由摄像元件141拍摄的、经过信号处理的每1个图像的彩色图像数据。

[0055] 图像后处理部508读取存储在帧存储部506中的彩色图像数据,或收到后述图像显示控制部514所生成的图像数据进行信号处理(γ 校正等)后,生成显示器显示用的画面数据。由图像显示控制部514生成的图像数据如后所述,包括表示生物组织T中血红蛋白氧饱和度分布的氧饱和度分布图像等特征量的分布图像数据。将所生成的画面数据(视频格式信号)输出至显示器300中。由此,在显示器300的画面上显示生物组织T的图像以及生物组织T的特征量分布图像等。

[0056] 如后所述,特征量获取部510根据控制器516的指令,计算出所拍摄的生物组织T的血红蛋白浓度和血红蛋白氧饱和度以用作特征量,生成这些特征量的、所拍摄的生物组织T图像上的分布图像即表示血红蛋白的浓度分布的分布图像以及表示血红蛋白氧饱和度分布的氧饱和度的分布图像。特征量获取部510进一步地生成用于从血红蛋白浓度分布图像中掩蔽氧饱和度分布图像的掩模图像。特征量获取部510进一步地生成用于在氧饱和度分布图像的上层叠加上述掩模图像的氧饱和度分布处理图像。

[0057] 特征量获取部510通过使用波长范围不同的多种光所照射的生物组织T的彩色图像数据进行运算,可以计算出血红蛋白浓度和氧饱和度的特征量,因此从帧存储部506或存储器512中调取特征量获取部510所使用的彩色图像数据和各种信息。

[0058] 图像显示控制部514对显示在显示器300上的、所生成的氧饱和度分布处理图像的形态进行控制。

[0059] 控制器516除执行图像处理部500的各部分操作指令和操作控制之外,还执行包括光源装置400、摄像元件141在内的电子内窥镜100的各部分的操作指令和操作控制。

[0060] 此外,特征量获取部510和图像显示控制部514可以由软件模块构成,也可以由专用硬件构成;其中软件模块通过在计算机上启动并执行程序来承担上述功能。

[0061] 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和显示器300的操作发出指令并进行控制的功能。

[0062] 光源装置400是一种发射第1光、第2光、以及第3光的光发射装置,也可以使第1光、第2光、以及第3光射入至光导131上。本实施方式中的光源装置400发射不同波长范围的第1光、第2光和第3光,但其也可以发射4种以上的光。在这种情况下,第4光可以是具有与第1光相同波长范围的光。除光源灯430之外,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和聚光透镜450。作为从光源灯430发射的大致平行光的光、例如白色光通过聚光透镜440进行聚光,在通过旋转滤光器410后,由聚光透镜450再次聚光,射在光导131的基端131b上。此外,旋转滤光器410通过线性导轨等图中未示出的移动机构,可以在光源灯430发射的光的光路位置和光路外的缩回位置之间移动。由于旋转滤光器410包括具有不同透射特性的多个滤光器,因此根据横穿光源灯430发射的光的光路的旋转滤光器410类型的不同,由光源装置400发射的光的波长范围亦不同。

[0063] 此外,光源装置400的结构不限于图3中所示的结构。例如,光源灯430可以采用产生汇聚光而非平行光的灯。在这种情况下,例如,可以采用将光源灯430发射的光汇聚在聚光透镜440前面、并且作为扩散光使其射入至聚光透镜440上的结构。另外,还可以采用将

光源灯430发射的大致平行光直接射入至旋转滤光器410上而不使用聚光透镜440的结构。另外,当使用发射汇聚光的灯时,还可以采用使用准直透镜代替聚光透镜440,并且在大致平行光的状态下将光射入至旋转滤光器410上的结构。例如,当旋转滤光器410使用电介质多层膜滤光器等干涉型光学滤波器时,通过使大致平行的光射入到旋转滤光器410上,使射入至光学滤波器的光的入射角均匀,由此可以获得更好的滤光器特性。另外,光源灯430还可以采用发射发散光的灯。在这种情况下,也可以采用使用准直透镜代替聚光透镜440,并且将大致平行光的光射入至旋转滤光器410上的结构。

[0064] 另外,光源装置400的机构为通过将其中1个光源灯430发射的光透射至光学滤波器,从而射出波长范围不同的多种光;也可以使用不同波长范围的不同的多种光、比如发光二极管或输出激光束的激光元件等半导体光源用作光源装置400的光源,以代替光源灯430。在这种情况下,也可以不使用旋转滤光器410。另外,光源装置400也可以构成为,使光源装置400分别发射例如包括预定波长范围的激发光和通过其激发光激发发光的荧光的合成白色光、以及预定的窄波长范围的光。光源装置400只要有发射不同波长范围的多种光的装置,其结构就不受特殊限制。

[0065] 旋转滤光器410是一种具备多个光学滤波器的圆盘状光学单元,并且具有能够根据其旋转角度而切换光通过波长范围的结构。本实施方式中的旋转滤光器410具备通过波段不同的3个光学滤波器,但也可以具备4个、5个或6个以上的光学滤波器。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,从而切换通过旋转滤光器410后提供给光导131的照明光IL的波长范围。

[0066] 图5为旋转滤光器410的外观图(正视图)。旋转滤光器410具备大致圆盘状的框架411、以及3个扇形光学滤波器415、416和418。在框架411的中心轴线周边以相等的间隔形成有3个扇形窗口414a、414b和414c,在各个窗口414a、414b和414c中分别装配有光学滤波器415、416和418。此外,本实施方式中光学滤波器都是电介质多层膜滤光器,但是也可以使用其他方式的光学滤波器(例如,吸收型光学滤波器和使用电介质多层膜作为反射膜的标准具滤波器)。

[0067] 另外,在框架411的中心轴上形成有凸台孔412。在凸台孔412中插入并固定有滤光器控制部420具备的且图中未示出的伺服电动机输出轴,并且旋转滤光器410与伺服电动机输出轴一起旋转。

[0068] 当旋转滤光器410沿图5中箭头所示的方向旋转时,射入此光的光学滤波器按照光学滤波器415、416、418的顺序进行切换,由此通过旋转滤光器410的照明光IL的波段也依次切换。

[0069] 光学滤波器415和416是可选择性地通过550nm波带的光的光学带通滤波器。如图6所示,光学滤波器415具有以低损耗使等吸收点E1至E4的波长范围R0(W波带)的光通过,并可遮挡其他波长范围的光的结构。另外,光学滤波器416具有以低损耗使等吸收点E2到E3的波长范围R2(N波带)的光通过,并可遮挡其他波长范围的光的结构。

[0070] 另外,光学滤波器418是一种紫外线截止滤光器,并且在可见光波长范围内,从光源灯430发射的光透射光学滤波器418。透射光学滤波器418的光作为白色光WL,用于拍摄正常观察图像。此外,也可以采用在不使用光学滤波器418的情况下,打开框架411的窗口414c

的结构。

[0071] 因此,在从光源灯430发射的光中,透射光学滤波器415的光在下文中被称为Wide光;在从光源灯430发射的光中,透射光学滤波器416的光在下文中被称为Narrow光;在从光源灯430发射的光中,透射光学滤波器418的光在下文中被称为白色光WL。

[0072] 图6为示出550nm附近的血红蛋白吸收光谱的示例图。

[0073] 如图6所示,波长范围R1是包括来自于氧合血红蛋白的吸收峰P1的峰值波长的频带;波长范围R2是包括来自于还原血红蛋白的吸收峰P2的峰值波长的频带;波长范围R3是包括来自于氧合血红蛋白的吸收峰P3的峰值波长的频带。另外,波长范围R0包括3个吸收峰P1、P2和P3的峰值波长。

[0074] 另外,光学滤波器415的波长范围R0和光学滤波器416的波长范围R2包括在滤色器141a的G滤色器的通过波长范围(参照图4)中。因此,通过透射光学滤波器415或416的光而形成的生物组织T的图像作为由摄像元件141所拍摄的彩色图像数据的G分量图像而获得。

[0075] 在框架411的周边部形成有通孔413。通孔413在框架411的旋转方向上,在与窗口414a和窗口414c之间的边界部相同的位置(相位)上得以形成。在框架411周围,设置有用用于检测通孔413的光电断路器422,以使其包围框架411周边部的部分。光电断路器422连接到滤光器控制部420上。

[0076] 如上所述,本实施方式中的光源装置400优选具备在光源灯430发射的光的光路中通过依次切换多个光学滤波器415、416和418来发射不同波长范围的光即Wide光、Narrow光以及白色光,以用作照明光IL的结构。

[0077] (生物组织特征量的计算)

[0078] 利用处理器500的特征量获取部510计算生物组织T的特征量(血红蛋白浓度、血红蛋白氧饱和度)。下面将说明从所拍摄的生物组织T图像中计算作为特征量的生物组织T中血红蛋白浓度、以及血红蛋白氧饱和度的过程。

[0079] 如图6所示,血红蛋白在550nm附近具有来自于卟啉且被称为Q带的强吸收带。血红蛋白的吸收光谱随表示氧合血红蛋白HbO在总血红蛋白中所占比例的氧饱和度而发生变化。图6中的实线波形是指氧饱和度为100%的,即氧合血红蛋白HbO的吸收光谱,并且长虚线波形是指氧饱和度为0%的,即还原血红蛋白Hb的吸收光谱。另外,短虚线是指其中间氧饱和度=10、20、30、...90%时的血红蛋白的、即氧合血红蛋白HbO和还原血红蛋白Hb的混合物的吸收光谱。

[0080] 如图6所示,在Q带中,氧合血红蛋白HbO和还原血红蛋白Hb具有相互不同的峰值波长。具体而言,氧合血红蛋白HbO在波长542nm附近具有吸收峰P1,在波长576nm附近具有吸收峰P3。另一方面,还原血红蛋白Hb在556nm附近具有吸收峰P2。图6为当氧合血红蛋白HbO与还原血红蛋白Hb的浓度之和为一定时的吸收光谱,因此无论氧合血红蛋白HbO与还原血红蛋白Hb的比率、即氧饱和度是多少,都会出现吸光度恒定的等吸收点E1、E2、E3和E4。在下面的说明中,夹在等吸收点E1和E2之间的波段为先前在光学滤波器410中说明过的波段R1,夹在等吸收点E2和E3之间的波长范围为波段R2,夹在等吸收点E3和E4之间的波段为波段R3,夹在等吸收点E1和E4之间的波段、即通过组合波段R1、R2和R3得到的频带为波段R0。因此,在光源灯430发射的光中,作为透射光学滤波器415的透射光的Wide光波段为波段R0;在光源灯430发射的光中,作为透射光学滤波器416的透射光的Narrow光波段为波段R2。

[0081] 如图6所示,在波段R1、R2和R3中,血红蛋白的吸收随氧饱和度变化呈线性增加或减少。具体而言,波段R1和R3中的血红蛋白吸光率的合计值AR1、AR3随氧合血红蛋白浓度、即氧饱和度呈线性增加。另外,波段R2中血红蛋白吸光率的合计值AR2随还原血红蛋白浓度呈线性增加。

[0082] 其中,氧饱和度由以下算式(1)来定义。

[0083] 算式(1):

[0084] [数1]

$$[0085] \quad Sat = \frac{[HbO]}{[Hb] + [HbO]}$$

[0086] 其中,

[0087] Sat:氧饱和度

[0088] [Hb]:还原血红蛋白的浓度

[0089] [HbO]:氧合血红蛋白的浓度

[0090] [Hb]+[HbO]:血红蛋白浓度(tHb)

[0091] 另外,由算式(1)求得表示氧合血红蛋白HbO和还原血红蛋白Hb浓度的算式(2)和算式(3)。

[0092] 算式(2):

[0093] [数2]

$$[0094] \quad [HbO] = Sat \cdot ([Hb] + [HbO])$$

[0095] 算式(3):

[0096] [数3]

$$[0097] \quad [Hb] = (1 - Sat) \cdot ([Hb] + [HbO])$$

[0098] 因此,血红蛋白吸光率的合计值AR1、AR2和AR3成为取决于氧饱和度和血红蛋白浓度两者的特征量。

[0099] 此处,发现波段R0中的吸光率合计值并非取决于氧饱和度,而是由血红蛋白浓度决定。因此,可以根据波段R0中的吸光率合计值来量化血红蛋白浓度。另外,可以基于根据波段R1、波段R2或波段R3中的吸光率合计值、以及波段R0中吸光率合计值而量化的血红蛋白浓度,来量化氧饱和度。

[0100] 本实施方式中的特征量获取部510具有第1图像处理部510a、第2图像处理部510b、以及第3图像处理部510c。

[0101] 第1图像处理部510a根据对生物组织T的血红蛋白浓度具有灵敏度的后述第1比率来计算并获取生物组织T的血红蛋白浓度、以及根据对计算出的血红蛋白浓度和血红蛋白氧饱和度具有灵敏度的后述第2比率来计算并获取生物组织T的血红蛋白氧饱和度。所谓第1比率对血红蛋白浓度具有灵敏度是指第1比率的值随血红蛋白浓度的变化而变化。另外,所谓第2比率对血红蛋白氧饱和度具有灵敏度是指第2比率的值随氧饱和度的变化而变化。

[0102] 如图2的(b)所示,在血红蛋白浓度分布图像中,第2图像处理部510b将血红蛋白浓度小于阈值的像素作为透射率为0的非透明像素,将血红蛋白浓度偏离阈值的像素作为透明像素,并且将根据偏离该阈值的程度来确定的透射率赋给像素,从而生成如图2的(c)所

示的掩模图像M,以用于从血红蛋白浓度分布图像中掩蔽氧饱和度分布图像。具体而言,对于表示血红蛋白浓度的像素值在设定的下限值以上且上限值以下的像素,通过将根据像素值(像素输出值)与下限值之间的差(距离)相对于下限值与上限值之间的差的比率而确定的透射率赋给像素,并将其作为透明像素,第2图像处理部510b从而生成如图2的(c)所示的掩模图像M,以用于从血红蛋白浓度分布图像中掩蔽氧饱和度分布图像。根据一个实施方式,在像素值不小于上限值的像素中,优选地赋予其100%的透射率,并将其作为透明像素。

[0103] 第3图像处理部510c生成用于在氧饱和度分布图像的上层叠加掩模图像M的氧饱和度分布处理图像。

[0104] 首先,对在第1图像处理部510a中所执行的血红蛋白浓度分布图像的生成和氧饱和度分布图像的生成进行说明。

[0105] (血红蛋白浓度分布图像与氧饱和度分布图像的生成)

[0106] 由于用上述Wide光(透射光学滤波器415的波段R0中的光)照射的生物组织T的彩色图像数据的亮度分量值与上述波段R0中的吸光度合计值相对应,因此本实施方式中的特征量获取部510的第1图像处理部510a可以根据波段R0中的彩色图像数据的亮度分量来计算血红蛋白浓度。此处,可以通过彩色图像数据的R分量乘以预定系数、彩色图像数据的G分量乘以预定系数、彩色图像数据的B分量的值乘以预定系数,并且求得这些乘积的总和来计算亮度分量。

[0107] 具体而言,特征量获取部510的第1图像处理部510a根据将Wide光(第2光)用作照明光IL的生物组织T的彩色图像数据(第2彩色图像数据)的亮度分量Wide(下文可简称为Wide)除以将白色光(第1光)用作照明光IL的生物组织T的彩色图像数据(第1彩色图像数据)的R分量WL(R)、或R分量WL(R)和G分量WL(G)的合计分量WL(R)+WL(G)的比率Wide/WL(R)或Wide/{WL(R)+WL(G)}(第1比率)来计算血红蛋白浓度。在计算血红蛋白浓度过程中,之所以使用亮度分量Wide除以WL(R)或{WL(R)+WL(G)}的比率即Wide/WL(R)或Wide/{WL(R)+WL(G)},是因为可以利用照明光IL在生物组织T表面的散射程度来去除生物组织T的分光特性的变化。特别地,消化道内壁等生物组织T的反射光谱,除构成生物组织T的分量的吸收波长特性(具体而言,氧合血红蛋白和还原血红蛋白的吸收光谱特征)之外,还容易受到照明光在生物组织T中散射的波长特性的影响。将白色光WL(第1光)用作照明光IL的生物组织T的彩色图像数据(第1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)不受血红蛋白浓度和氧饱和度的影响,而是表示照明光IL在生物组织T中的散射程度。因此,为了从生物组织T的反射光谱中去除照明光IL在生物组织T中的散射影响,优选设定白色光WL(基准光)波段,使其包括第1彩色图像数据分量之一对生物组织T中血红蛋白浓度的变化不具有灵敏度的波段。所谓第1彩色图像数据的分量之一对血红蛋白浓度变化不具有灵敏度,是指即使血红蛋白浓度发生变化,第1彩色图像数据的分量之一的数值也不会发生实质性的变化。除此之外,优先设定白色光WL(基准光)的波段,使其包括第1彩色图像数据分量之一对氧饱和度的变化不具有灵敏度的波段。所谓第1彩色图像数据的分量之一对氧饱和度变化不具有灵敏度,是指即使氧饱和度发生变化,第1彩色图像数据的分量之一的数值也不会发生实质性的变化。

[0108] 在本实施方式中,将表示对预定浓度的血红蛋白吸光特性进行再现的试样中的第1比率信息与血红蛋白浓度之间的对应关系的参考表预先存储在存储器512中,特征量获取

部510的第1图像处理部510a使用此参考表,根据对生物组织T进行拍摄的彩色图像数据中的上述第1比率的数值来计算血红蛋白浓度。

[0109] 在计算本实施方式中血红蛋白浓度的过程中,第1比率虽然可以优选地使用将Wide光(第2光)用作照明光IL的生物组织T的彩色图像数据(第2彩色图像数据)的亮度分量Wide,除以将白色光WL(第1光)用作照明光IL的生物组织T的彩色图像数据(第1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,即WL(R)+WL(G)的比率Wide/WL(R)或Wide/{WL(R)+WL(G)},但最好使用G分量Wide(G)来代替以Wide光(第2光)用作照明光IL的生物组织T的彩色图像数据(第2彩色图像数据)的亮度分量Wide。

[0110] 而且,如上所述,波段R2中的吸光度合计值随着氧饱和度的增加而减小,并且波段R0中的吸光度合计值随血红蛋白浓度的变化而变化,但是不会随氧饱和度变化而变化,因此特征量获取部510的氧饱和度计算部510b根据下面定义的第2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计算用通过光学滤波器416的波段R2中的光即Narrow光照射的生物组织T的彩色图像数据(第3彩色图像数据)的亮度分量Narrow(下文可简称为Narrow)与用Wide光(透射光学滤波器415的波段R0中的光)照射的生物组织T的彩色图像数据(第2彩色图像数据)的亮度分量Wide之间的比率即Narrow/Wide,以用作第2比率。另一方面,从上述试样中求得表示血红蛋白浓度、与氧饱和度=0%时的第2比率下限值和氧饱和度=100%时的第2比率Narrow/Wide上限值之间关系的对应关系,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使用从通过拍摄生物组织T而生成的彩色图像数据中获得的血红蛋白浓度计算结果和上述对应关系,来求得第2比率下限值和上限值。下限值和上限值对应氧饱和度为0%和100%时的值。而且,氧饱和度计算部510b利用第2比率在所求得的下限值和上限值之间随氧饱和度呈线性变化这一结构,并根据所拍摄的生物组织T的第2比率Narrow/Wide值在对应氧饱和度为0~100%时的下限值至上限值的范围内的位置来计算氧饱和度。这样,特征量获取部510的氧饱和度计算部510b便可以计算氧饱和度。

[0111] 另外,从上述试样中求得表示血红蛋白浓度与第2比率值和血红蛋白氧饱和度之间的对应关系的参考表,并预先存储在存储器512中,参考此参考表,利用计算出的第2比率计算血红蛋白氧饱和度。

[0112] 在本实施方式中,第2比率使用Narrow光照射的生物组织T的彩色图像数据(第3彩色图像数据)的亮度分量Narrow与Wide光照射的生物组织T的彩色图像数据(第2彩色图像数据)的亮度分量Wide之间的比率,虽然也可以使用Narrow光照射的生物组织T的彩色图像数据(第3彩色图像数据)的G分量Narrow(G)与Wide光照射的生物组织T的彩色图像数据(第2彩色图像数据)的G分量Wide(G)之间的比率,但最好根据所使用的滤光器波长特性进行优化。

[0113] 另外,在本实施方式中,为计算第2比率,并且使用了波段R2中的Narrow光照射生物组织T,但是本发明不限于Narrow光。例如,当意图利用吸光度合计值随氧饱和度的变化而变化的波段R1或波段R2时,也可以使用将波段R1或波段R2作为波段的光。在这种情况下,光学滤波器416的滤光器特性可以设定为波段R1或波段R2。

[0114] 在本实施方式中,如上所述,比率Wide/WL(R)或Wide/{WL(R)+WL(G)}为对生物组织中血红蛋白浓度具有灵敏度的比率;比率Narrow/Wide为对生物组织中血红蛋白氧饱和

度具有灵敏度的比率;比率Wide为500nm~600nm范围内的波段分量;Narrow为比500nm~600nm范围内的上述波段窄的波段分量。由此,可以使散射等干扰的影响最小化,并精确地求得血红蛋白浓度和血红蛋白氧饱和度。

[0115] 图7为示出第1比率与血红蛋白浓度之间的关系关系的示例图。当特征量获取部510的第1图像处理部510a如上所述计算第1比率时,参考表示如图7所示的对应关系的参考表,根据计算出的第1比率求得血红蛋白浓度。如图7所示,根据第1比率值计算血红蛋白浓度H1。为方便起见,图7中的横轴和纵轴数值用0~1024的值来表示。

[0116] 图8为示出第2比率上限值和下限值与血红蛋白浓度之间的关系关系的示例图。为方便起见,图8中的横轴和纵轴数值用0~1024的值来表示。

[0117] 当特征量获取部510的第1图像处理部510a如上所述计算第2比率时,根据第1图像处理部510a所求得的血红蛋白浓度和第2比率,使用图8中所示的对应关系,计算所求得的血红蛋白浓度中的第2比率上限值和下限值。此上限值表示氧饱和度=100%,下限值表示氧饱和度=0%。氧饱和度计算部510b通过确定第2比率在此上限值和下限值之间的位置,来计算氧饱和度的值。在图8中,计算当第2比率的值是R2时且血红蛋白浓度为H1时的上限值Max(100%)和下限值Min(0%)。利用此上限值Max(100%)、下限值Min(0%)和第2比率值Y来计算氧饱和度的值。

[0118] 这样,第1图像处理部510a通过基于每个像素计算出的血红蛋白浓度数值和氧饱和度数值执行灰阶处理而获得的像素值,生成血红蛋白浓度分布图像与氧饱和度分布图像。

[0119] (掩模图像的生成和氧饱和度分布处理图像的生成)

[0120] 在由第2图像处理部510b执行的掩模图像生成中,如图2的(b)所示,在血红蛋白浓度分布图像中,将血红蛋白浓度小于阈值的像素作为透射率为0的非透明像素,将血红蛋白浓度不小于阈值的像素作为透明像素,并且将根据血红蛋白浓度偏离所述阈值的程度来确定的透射率赋给像素,从而生成如图2的(c)所示的掩模图像M(参考图2的(c)),以用于从血红蛋白浓度分布图像中掩蔽氧饱和度分布图像。

[0121] 具体而言,将表示血红蛋白浓度的像素值(像素输出值)小于设定的下限值的像素作为透射率为0的非透明像素,将像素值不小于设定的上限值的像素作为透射率为100%的透明像素,当像素值(像素输出值)位于下限值与上限值之间时,将根据像素值与下限值之间的差、与下限值与上限值之间的差的比率调制而成的0至100%之间的中间透射率赋给像素,从而生成如图2的(c)所示的掩模图像M(参考图2的(c)),以用于从血红蛋白浓度分布图像中掩蔽氧饱和度分布图像。此处,阈值、上限值和下限值可以是预先设置的数值,或者也可以是能够由操作者自由输入设置的数值。

[0122] 第3图像处理部510c生成氧饱和度分布处理图像,其为在由第1图像处理部510a生成的氧饱和度分布图像上层叠加所生成的掩模图像M。所生成的氧饱和度分布处理图像的数据通过图像显示控制部514,被控制为预定图像的显示形态,并输出到显示器300中。

[0123] 图9的(a)为利用内窥镜系统10进行显示的本实施方式中诊断支持图像的示例图,(b)为利用至今的内窥镜系统进行显示的诊断支持图像的示例图。具体而言,图9的(a)、(b)分别为利用同一个血红蛋白浓度分布图像与氧饱和度分布图像生成的、本实施方式中的氧饱和度分布处理图像(诊断支持图像)与至今的氧饱和度分布图像的示例图,图1的(a)、(c)

示出由矩形框架F所包围的部分。

[0124] 如图9的(a)所示,可知在本实施方式中所生成的诊断支持图像(氧饱和度分布处理图像)中显示血管等条纹状形态的图像信息。另一方面,图9的(b)中所示的至今的诊断支持图像是仅以指定的血红蛋白浓度来选择像素并进行显示的图像。

[0125] 也就是说,在该氧饱和度分布图像中,不显示血管等条纹状形态的图像信息。因此,在至今的诊断支持图像中,很难指定并显示图1的(a)中所示的生物组织中哪个部位是有问题的非健康部位。与此相对,在本实施方式中生成的诊断支持图像中,基于血红蛋白(血液)浓度的变化生成掩模,因此可以显示血管等条纹状形态的图像信息,并且基于该图像信息,可以很容易地确定图1的(a)中所示的生物组织中哪个部位是有问题的非健康部位。

[0126] 图10的(a)~(f)为用于内窥镜系统10所显示的诊断支持图像制作的掩模图像M的说明图。具体而言,图10的(a)~(f)为利用用于掩模图像M制作的血红蛋白浓度数值生成透射率为0~100%的数值时的灰阶转换示例图。

[0127] 如图10的(a)所示,当确定血红蛋白浓度的阈值 T_h 和上限值 H 时,从位于阈值 T_h 和上限值 H 之间的血红蛋白浓度到透射率的转换,可以使用如图10的(b)~(f)中所示的灰阶转换。将血红蛋白浓度小于阈值 T_h 的像素作为透射率为0的非透明像素。根据一个实施方式,如图1的(b)中所示的灰阶转换,在阈值 T_h 和上限值 H 之间,透射率相对于浓度来说可以呈线性变化。根据一个实施方式,如图1的(c)中所示的灰阶转换,在阈值 T_h 和上限值 H 之间,当位于阈值 T_h 与上限值 H 附近时,透射率相对于浓度来说变化减小;当位于阈值 T_h 和上限值 H 之间的中间区域时,可以为非线性转换,即透射率相对于浓度的变化增大。根据一个实施方式,如图1的(d)所示的灰阶转换,在阈值 T_h 和上限值 H 之间,可以为非线性转换,即透射率相对于浓度的变化随着浓度的增加而逐渐减小。根据一个实施方式,如图1的(e)所示的灰阶转换,在阈值 T_h 和上限值 H 之间,可以为非线性转换,即透射率相对于浓度来说变化随着浓度的增加而逐渐增加,可以执行非线性转换。根据一个实施方式,如图10的(f)所示的灰阶转换,随着浓度的增加,透射率可以呈阶梯状变化,而并非如图10的(b)所示的透射率随着浓度变化而呈线性且连续性变化。根据一个实施方式,如图10的(f)所示,透射率随着浓度变化而呈阶梯状变化,而并非如图10的(c)~(e)所示的连续性变化。

[0128] 这样,在本实施方式中,掩模图像M的透射像素的透射率被设定为随着像素的像素值偏离阈值 T_h 程度而呈连续性或阶梯性增加。由此,可以很容易地显示血管等条纹状形态的图像信息,因此可以很容易地确定图1的(a)中所示的生物组织中的哪个部位是有问题的非健康部位。

[0129] 在这种情况下,随着像素的像素值偏离阈值 T_h ,透射像素的透射率优选地呈非线性增加。

[0130] 此外,处理器200具备用于接收连续改变阈值 T_h 的值的输入的输入部(图中未示出),第3图像处理部510c在每次改变输入时优选地生成氧饱和度分布处理图像。由此,当操作者观察显示在显示器300上的氧饱和度分布处理图像的同时,可以调节阈值 T_h 以显示可以确定如血管等条纹状形态的、生物组织中部位的图像信息,因此操作者可以很容易地指出非健康部位生物组织上的位置。

[0131] 本实施方式中的内窥镜系统10可以提供一种通过对生物组织进行拍摄并使用掩

模图像M进行图像处理,可以很容易地在生物组织的图像上指出非健康部位的诊断支持图像,但也可以提供一种具有对拍摄生物组织而成的图像进行接收的结构图像显示装置、或将拍摄生物组织而成的图像预先存储在存储器上的图像显示装置,以代替内窥镜系统10。

[0132] 也就是说,图像显示装置具备进行图像处理的处理器和具有显示图像的结构显示器。

[0133] 处理器具备用于生成氧饱和度分布处理图像的第1~3图像处理部。显示器具有对处理器所生成的氧饱和度分布处理图像进行图像显示的结构。

[0134] 此处,第1图像处理部具有从生物组织的摄像图像中获得生物组织中血红蛋白浓度分布图像及生物组织中氧饱和度分布图像的结构。在血红蛋白浓度分布图像中,第2图像处理部具有将血红蛋白浓度小于阈值Th的像素作为透射率为0的非透明像素,对血红蛋白浓度不小于阈值Th的像素,将根据像素的像素值偏离阈值Th的程度来确定的透射率赋给像素,并将其作为透明像素,从而生成用于从血红蛋白浓度分布图像中掩蔽氧饱和度分布图像的掩模图像M的结构。第3图像处理部具有生成用于在氧饱和度分布图像的上层叠加掩模图像M的氧饱和度分布处理图像的结构。

[0135] 由于此图像显示装置还生成基于掩模图像M的氧饱和度分布处理图像,因此可以对包含可确定生物组织中非健康部位的位置的图像信息在内的、能够判断非健康部位存在的诊断支持图像进行显示。

[0136] 在上述实施方式中,用于计算血红蛋白浓度和氧饱和度的照明光IL的波段位于如图6所示的500~600nm范围内,但并不限于该波段。例如,也可以适用于吸光率根据血红蛋白氧饱和度在等吸收点附近发生变化的波段。例如,可以将400~500nm波段中的任何等吸光点的长波长侧或短波长侧的恒定波段用作证明光IL的波段。

[0137] 尽管上面对本实施方式进行了说明,但是本发明并不局限于上述实施方式,在不脱离本发明的技术构思范围内可以进行各种变形。

[0138] 符号说明

[0139] 10 内窥镜系统

[0140] 100 电子内窥镜

[0141] 110 插入管

[0142] 111 插入管前端部

[0143] 121 物镜组

[0144] 131 光导

[0145] 131a 前端部

[0146] 131b 基端部

[0147] 132 透镜

[0148] 141 摄像元件

[0149] 141a 滤色器

[0150] 142 缆线

[0151] 200 处理器

[0152] 300 显示器

- [0153] 400 光源部
- [0154] 410 旋转滤光器
- [0155] 420 滤光器控制部
- [0156] 430 光源灯
- [0157] 440 聚光透镜
- [0158] 450 聚光透镜
- [0159] 500 图像处理部
- [0160] 502 A/D转换电路
- [0161] 504 图像预处理部
- [0162] 506 帧存储部
- [0163] 508 图像后处理部
- [0164] 510 特征量获取部
- [0165] 510a 第1图像处理部
- [0166] 510b 第2图像处理部
- [0167] 510c 第3图像处理部
- [0168] 512 存储器
- [0169] 514 图像显示控制部
- [0170] 516 控制器。

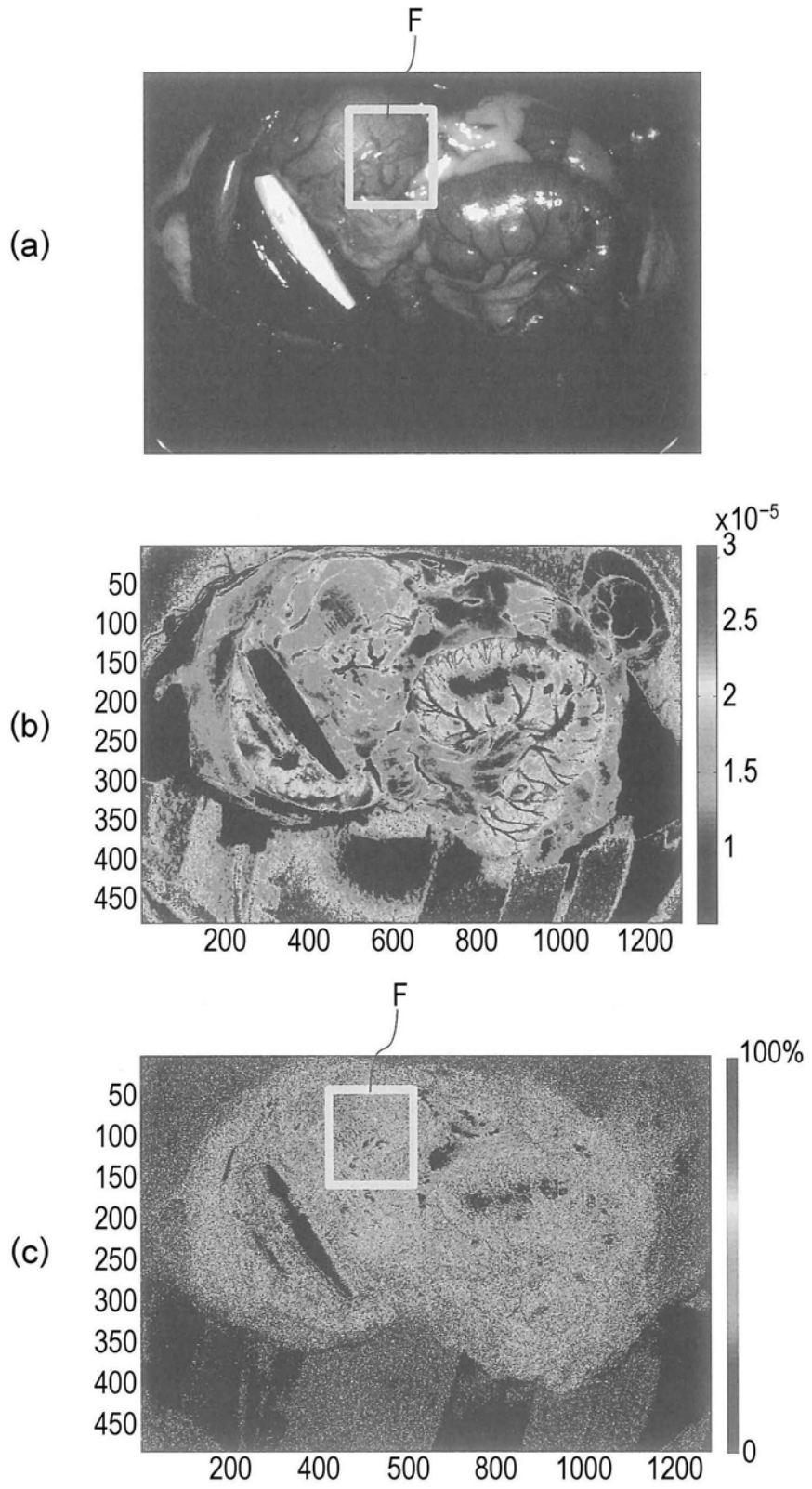


图1

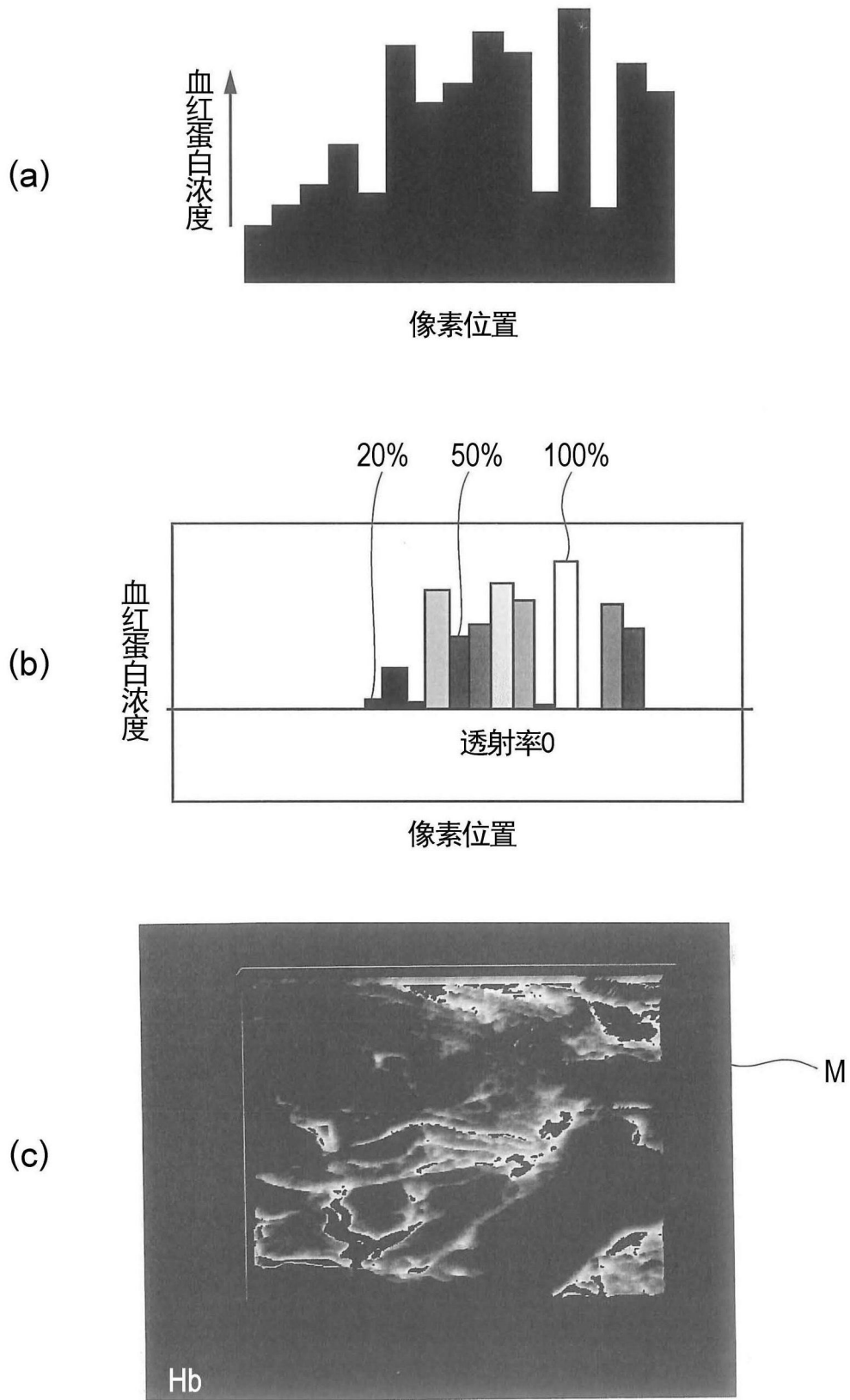


图2

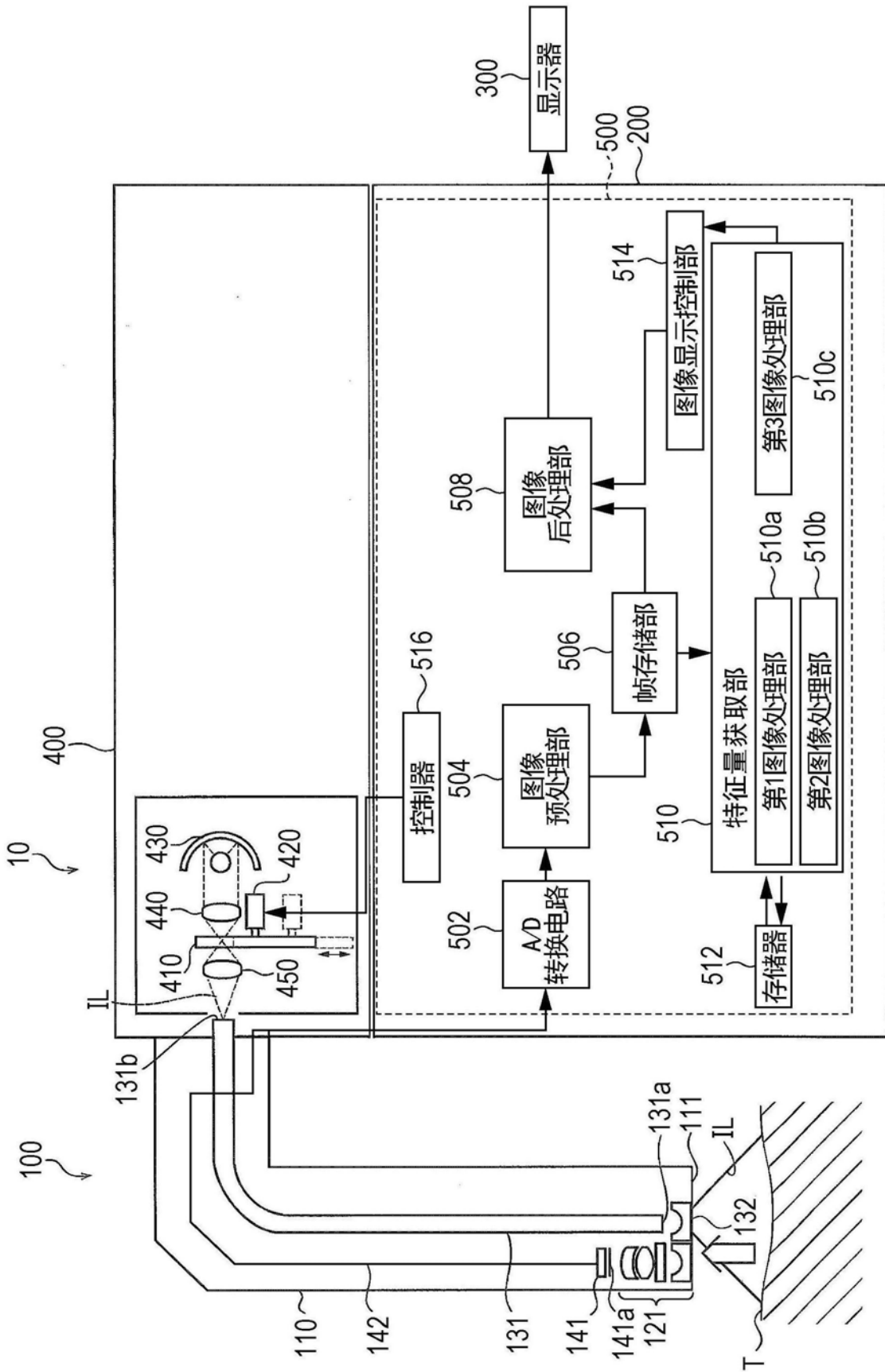


图3

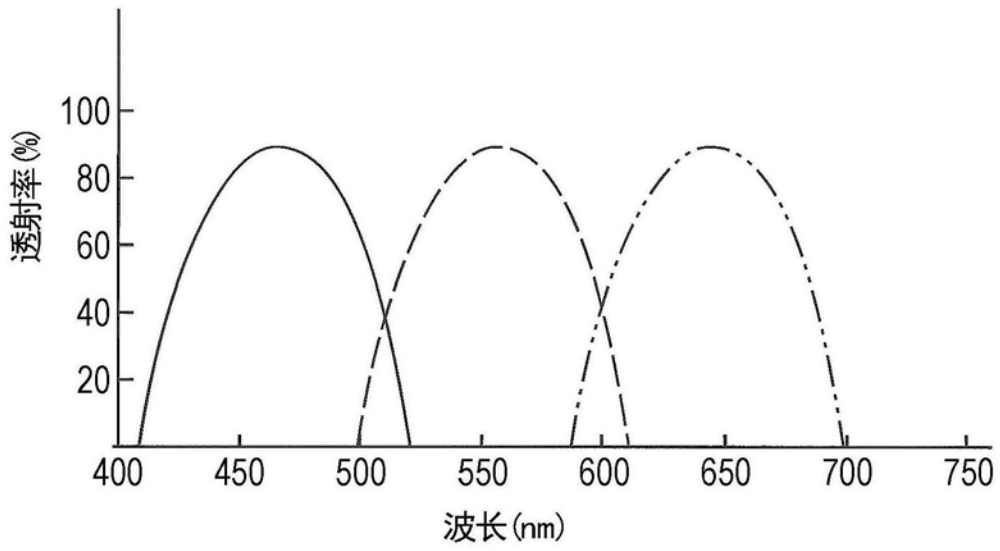


图4

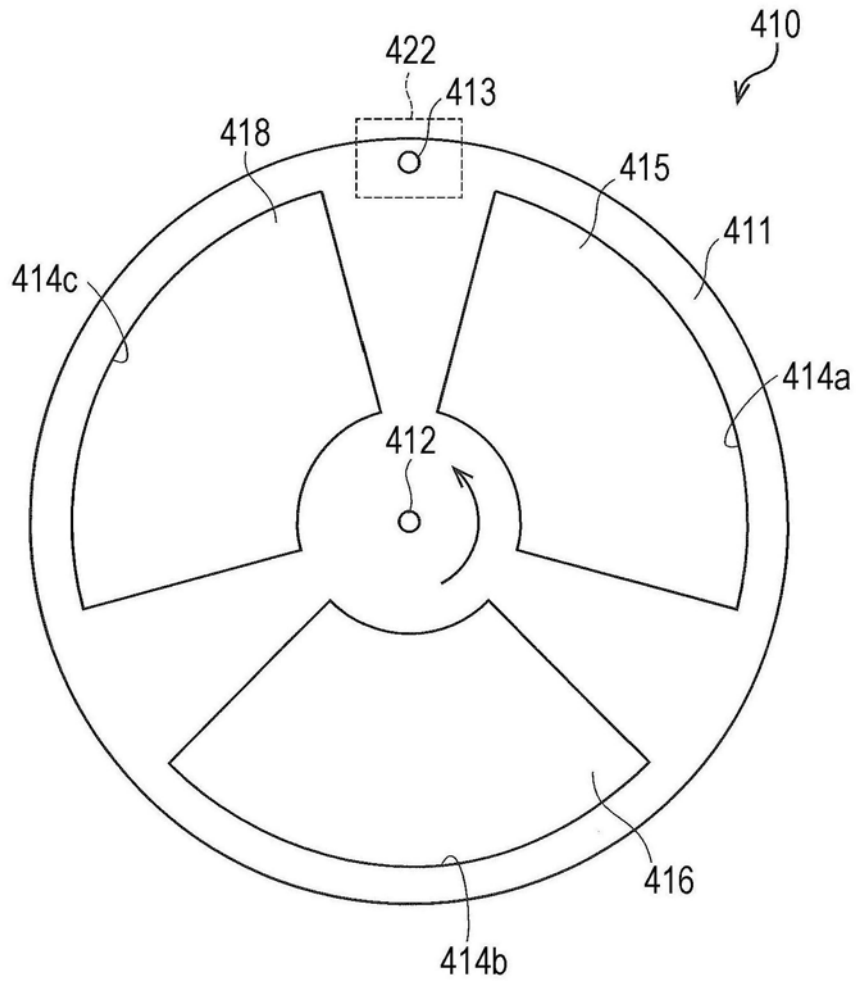


图5

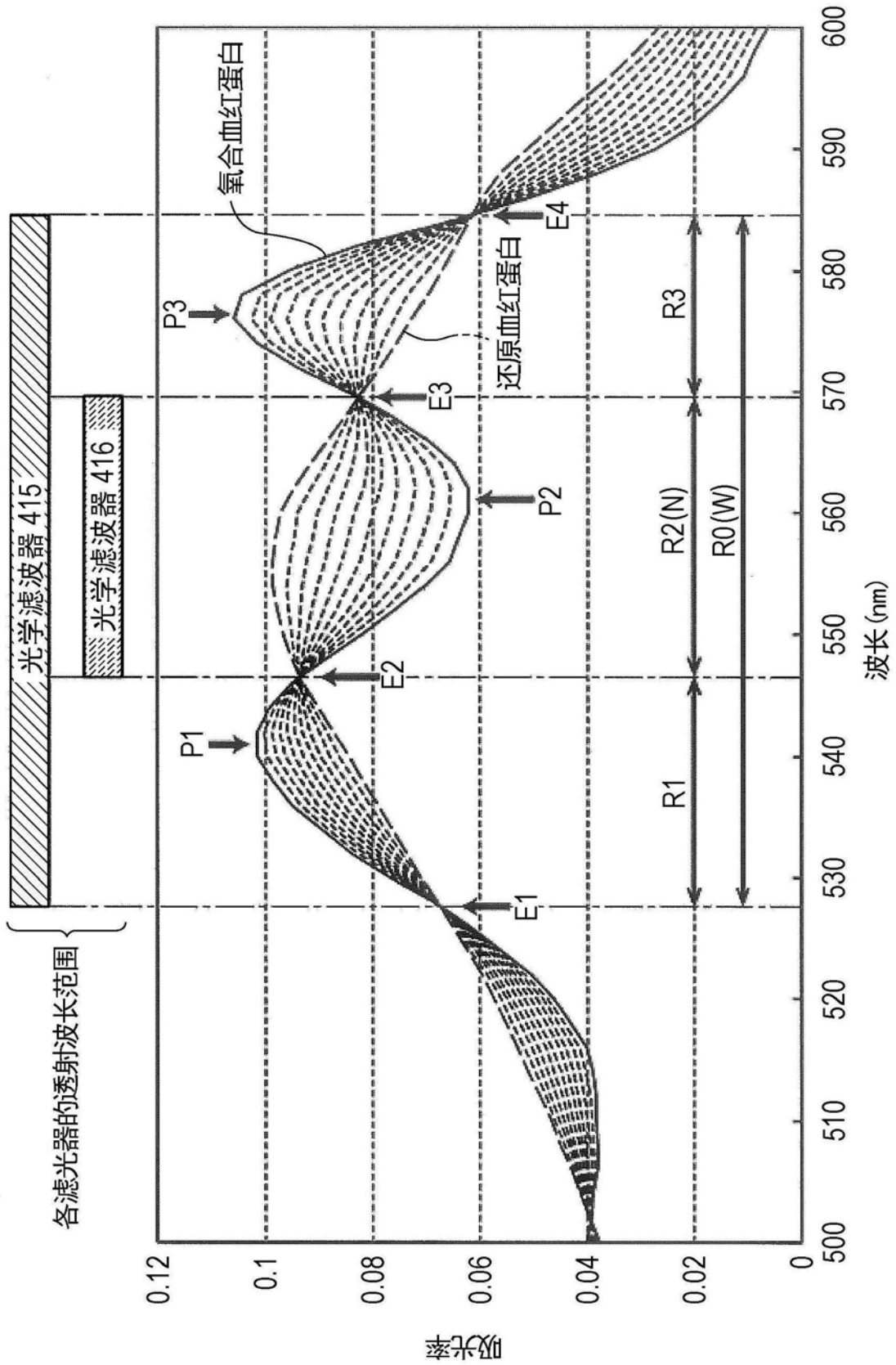


图6

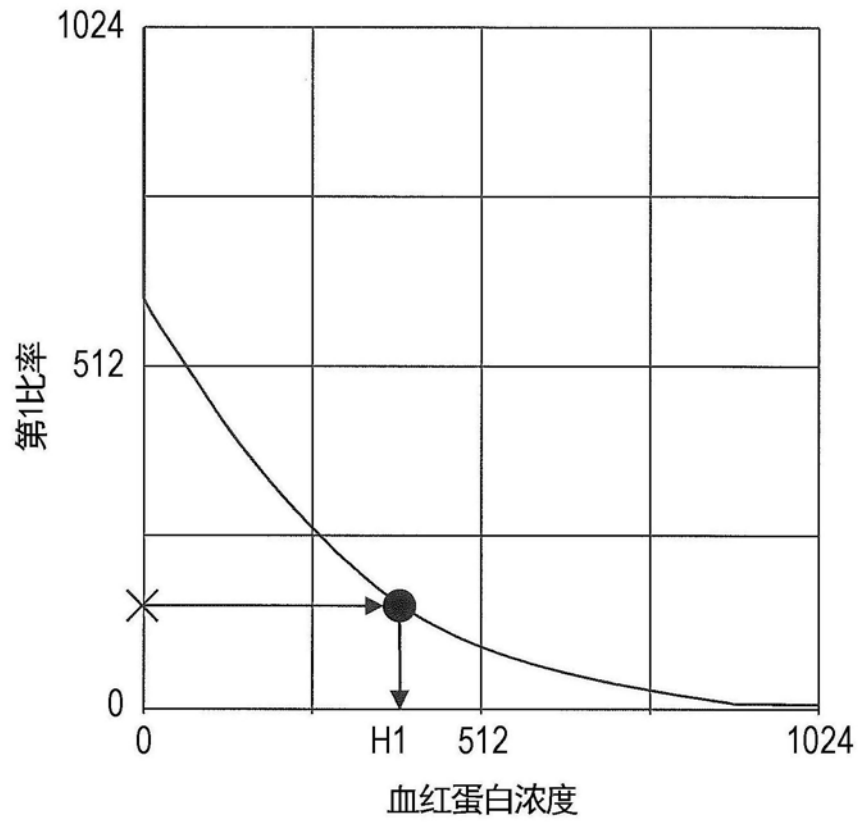


图7

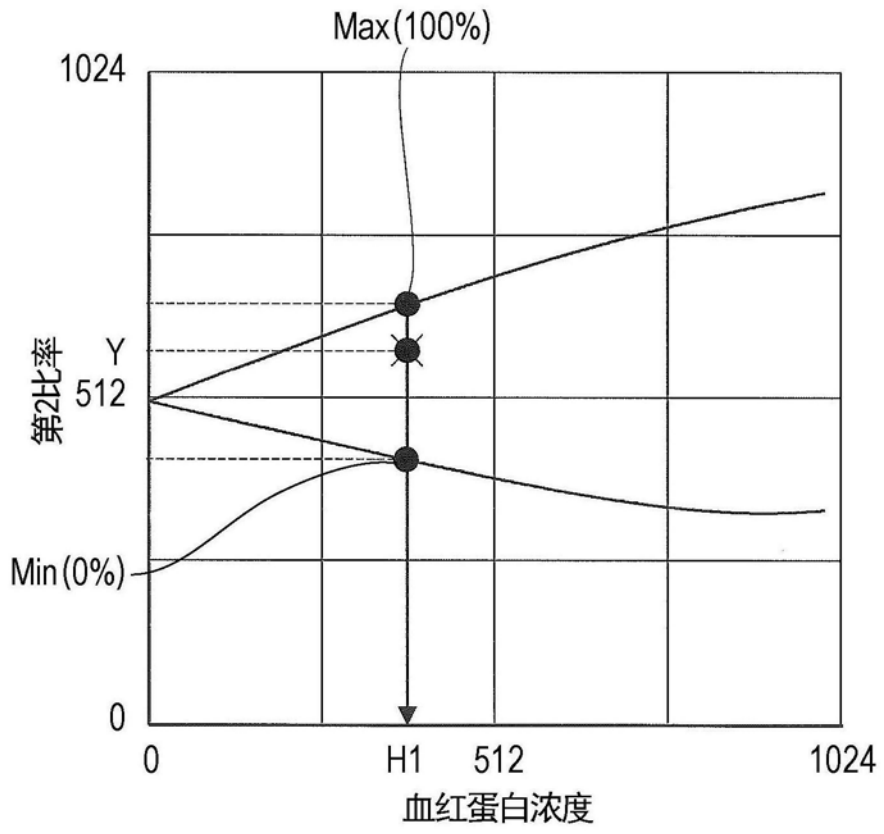
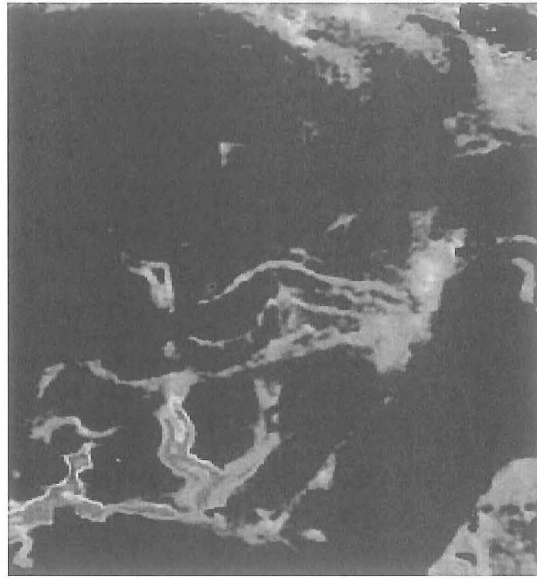


图8

(a)



(b)

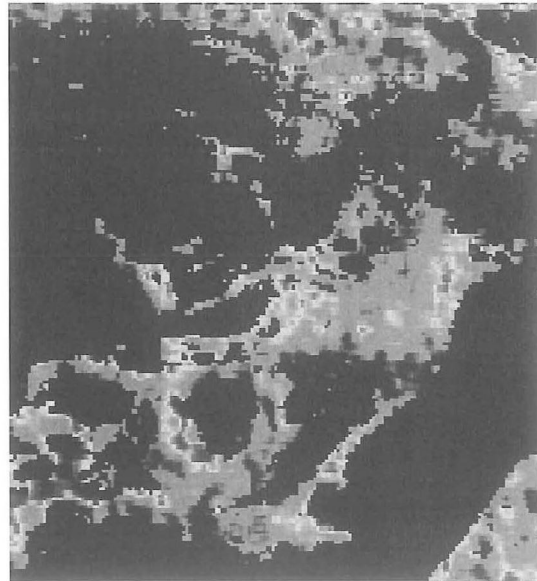


图9

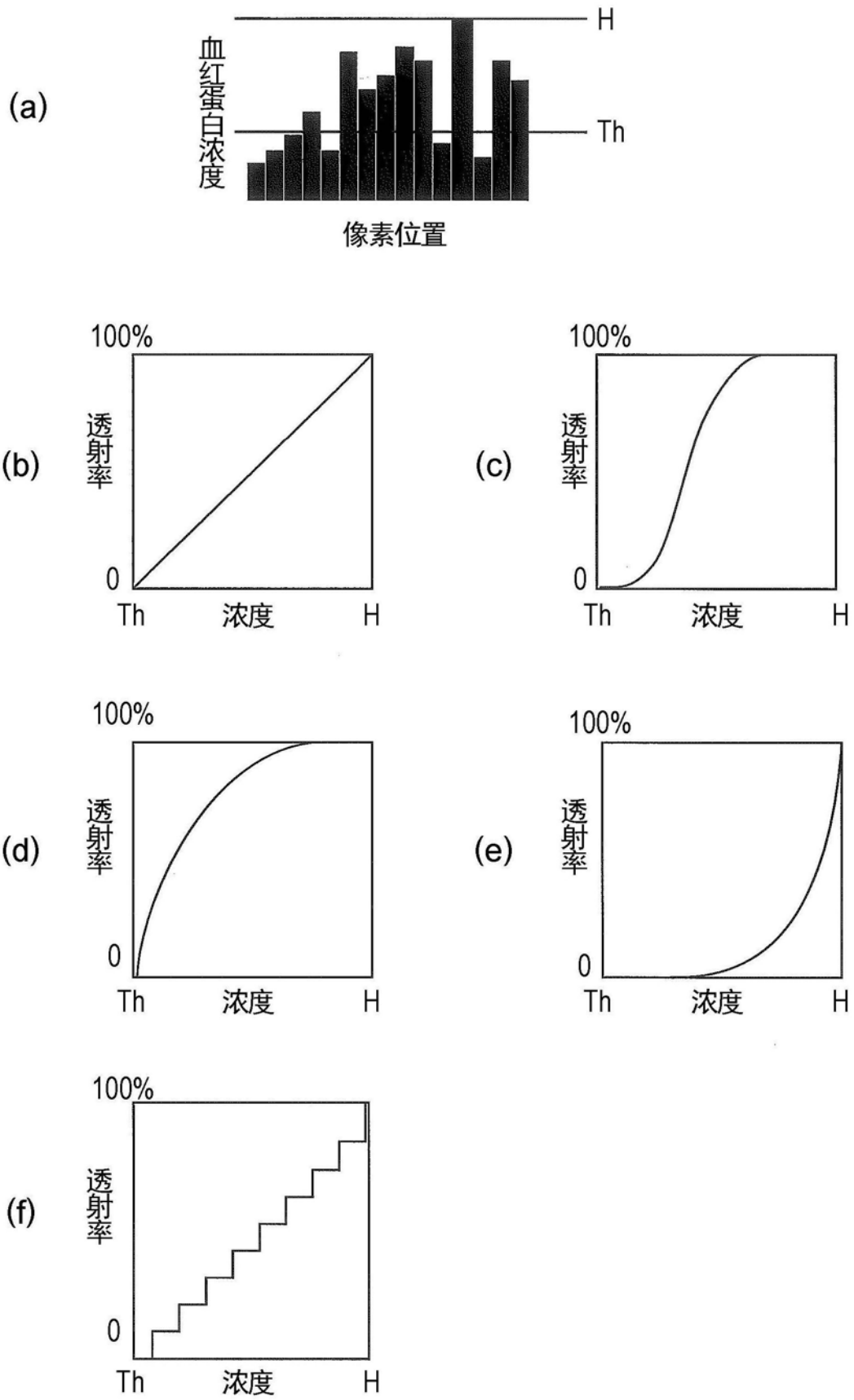


图10

专利名称(译)	内窥镜系统以及图像显示装置		
公开(公告)号	CN110087528A	公开(公告)日	2019-08-02
申请号	CN201880005008.3	申请日	2018-01-11
[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	千叶亨		
发明人	千叶亨		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/045 A61B5/1455		
CPC分类号	A61B1/00 A61B1/045 A61B5/1455 A61B1/00009 A61B1/00045 A61B1/00186 A61B1/0676 G02B23/2407 G02B23/26		
优先权	2017005446 2017-01-16 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种内窥镜系统，其具备：处理器，用于从生物组织的摄像图像中生成生物组织的第1、第2特征量分布图像，并且从这些分布图像中生成第2特征量分布处理图像；显示器，用于对所述第2特征量分布处理图像进行图像显示。在所述第1特征量分布图像中，所述处理器将表示所述第1特征量的像素值小于下限值的像素作为透射率为0的非透明像素，根据所述像素值呈连续性或阶梯性变化的透射率赋给位于上限值和所述下限值之间的像素，并将其作为透明像素，从而生成所述第2特征量分布图像的掩模图像。所述处理器进一步生成第2特征量分布处理图像，其用于在所述第2特征量分布图像的上层叠加所述掩模图像。

