



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109788893 A

(43)申请公布日 2019.05.21

(21)申请号 201780057390.8

(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 2017.10.12

代理人 潘树志

(30)优先权数据

2016-202632 2016.10.14 JP

(51)Int.Cl.

A61B 1/045(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

G02B 23/24(2006.01)

2019.03.18

G02B 23/26(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2017/037004 2017.10.12

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/070474 JA 2018.04.19

(71)申请人 HOYA株式会社

地址 日本东京

(72)发明人 福田雅明 小原佳巳 千叶亨

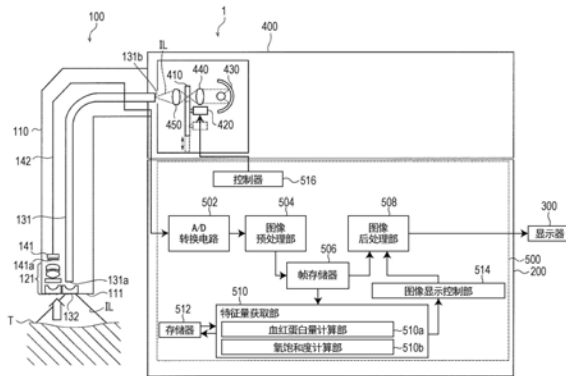
权利要求书2页 说明书14页 附图5页

(54)发明名称

内窥镜系统

(57)摘要

一种内窥镜系统,具备处理器,显示由生物组织的拍摄图像中获取的生物组织特征量的分布图像。所述处理器采用至少2束光束照亮的生物组织的彩色图像数据的分量,计算出诸如血红蛋白量和所述血红蛋白的氧饱和度等的所述生物组织中的生物物质特征量,并生成表示所述生物物质特征量的分布的特征量分布图像,同时为了在所述生物组织的图像上重叠显示所生成的所述特征量分布图像,控制所述特征量分布图像的显示。此时,所述处理器从所述生物物质特征量的分布中提取出表示多个不同特征量范围分布的非健康部位的分布图像。图像显示装置在所述生物组织的图像上将所提取的各分布图像重叠,并可识别地显示出来。



1. 一种内窥镜系统,其特征在于:具备光源装置、内窥镜、处理器、图像显示装置,其中,所述光源装置构成为发射至少2束不同波段的光束;所述内窥镜包含摄像部,所述摄像部具有摄像元件,所述摄像元件构成为通过拍摄至少2束所述光束分别照亮的生物组织,生成各光束所对应的彩色图像数据;所述处理器包含特征量获取部和图像显示控制部,所述特征量获取部构成为采用所述彩色图像数据的分量计算出所述生物组织中的生物物质特征量,生成表示所述生物物质特征量的分布的特征量分布图像,所述图像显示控制部构成为控制所述特征量分布图像的显示;所述图像显示装置构成为在所述生物组织的图像上重叠显示所述特征量分布图像;

所述图像显示控制部从所述生物物质特征量的分布中,提取出表示与健康部位的生物物质特征量不同的第1特征量范围的分布的第1非健康部位的第1分布图像,以及从所述生物物质特征量的分布中,提取出表示与所述第1特征量范围不同且和健康部位的生物物质特征量不同的第2特征量范围的分布的第2非健康部位的第2分布图像,作为所述特征量分布图像;

所述图像显示装置构成为将所述第1分布图像和所述第2分布图像作为所述特征量分布图像,在所述生物组织的图像上重叠并可识别地显示出来。

2. 一种内窥镜系统,其特征在于:具备光源装置、内窥镜、处理器、图像显示装置,其中,所述光源装置构成为发射至少2束不同波段的光束;所述内窥镜包含摄像部,所述摄像部具有摄像元件,所述摄像元件构成为通过拍摄至少2束所述光束分别照亮的生物组织,生成各光束所对应的彩色图像数据;所述处理器包含特征量获取部和图像显示控制部,所述特征量获取部构成为采用所述彩色图像数据的分量计算出所述生物组织中的血红蛋白量和所述血红蛋白的氧饱和度,生成显示所述氧饱和度的分布的氧饱和度分布图像,所述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;所述图像显示装置构成为在所述生物组织的图像上重叠显示所述氧饱和度分布图像;

所述图像显示控制部从所述氧饱和度的分布中,提取出表示与健康部位的氧饱和度不同的第1氧饱和度范围的分布的第1非健康部位的第1分布图像,以及所述氧饱和度的分布中,提取出表示与所述第1氧饱和度范围不同且和健康部位的氧饱和度不同的第2氧饱和度范围的分布的第2非健康部位的第2分布图像,作为所述氧饱和度分布图像;

所述图像显示装置构成为将所述第1分布图像和所述第2分布图像作为所述氧饱和度分布图像,在所述生物组织的图像上重叠并可识别地显示出来。

3. 如权利要求2所述的内窥镜系统,所述图像显示控制部构成为提取出所述第1分布图像和所述第2分布图像,使所述第1分布图像和所述第2分布图像的各像素位置中的所述血红蛋白量大于等于预设量。

4. 如权利要求2或3所述的内窥镜系统,所述特征量获取部包含血红蛋白量计算部和氧饱和度计算部,所述血红蛋白量计算部用于根据不同光束照亮的所述生物组织的所述彩色图像数据的分量之间的第1比值计算出血红蛋白量;所述氧饱和度计算部构成为根据所述彩色图像数据的分量之间的第2比值以及所述血红蛋白量计算出所述血红蛋白的氧饱和度;

所述图像显示控制部构成为针对所述第2比值超出由所述血红蛋白量所确定的所述第2比值的容限值的像素,调整重叠显示于所述生物组织图像上的该像素的透射率。

5. 如权利要求2~4中任意一项所述的内窥镜系统,所述光源装置构成为发射包含不同波段的第1光束、第2光束以及第3光束在内的至少3束光;

所述摄像部构成为通过拍摄所述第1光束、所述第2光束以及所述第3光束分别照亮的生物组织,生成与所述第1光束对应的第1彩色图像数据、与所述第2光束对应的第2彩色图像数据、以及与所述第3光束对应的第3彩色图像数据;

所述特征量获取部包含血红蛋白量计算部和氧饱和度计算部,所述血红蛋白量计算部构成为根据不同光束照亮的所述生物组织的所述彩色图像数据的分量之间的第1比值计算出血红蛋白量;所述氧饱和度计算部构成为根据所述彩色图像数据的分量之间的第2比值以及所述血红蛋白量计算出所述血红蛋白的氧饱和度;

所述第1比值为所述第1彩色图像数据的分量和所述第2彩色图像数据的分量的比值;

所述第2比值为所述第2彩色图像数据的分量和所述第3彩色图像分量的比值。

6. 如权利要求5所述的内窥镜系统,所述血红蛋白量计算部构成为采用所述第2彩色图像数据的亮度分量和所述第1彩色图像数据的R分量、或R分量和G分量的总分量的比值作为所述第1比值,计算出所述血红蛋白量。

7. 如权利要求5或6所述的内窥镜系统,所述氧饱和度计算部构成为采用所述第3彩色图像数据的亮度分量和所述第2彩色图像数据的亮度分量的比值作为所述第2比值,根据所述第2比值和所述血红蛋白量计算出所述血红蛋白的氧饱和度。

8. 如权利要求5~7中任意一项所述的内窥镜系统,所述第1光束的波段比所述第2光束的波段和第3光束的波段宽,所述第2光束的波段比所述第3光束的波段宽;

所述第1光束的波段包含所述第1彩色图像数据的分量对所述生物组织的血红蛋白量的变化不敏感的波段。

9. 如权利要求5~8中任意一项所述的内窥镜系统,所述第2光束的波段包含所述第2彩色图像数据的分量对所述生物组织的血红蛋白量的变化敏感,却对所述氧饱和度的变化不敏感的波段。

10. 如权利要求5~9中任意一项所述的内窥镜系统,所述第3光束的波段包含所述第3彩色图像数据的分量对所述生物组织的血红蛋白量的变化不敏感,却对所述氧饱和度的变化敏感的波段。

11. 如权利要求5~10中任意一项所述的内窥镜系统,所述第2光束为通过滤光器透射所述第1光束的波段中的500nm~600nm范围内的第1波段的所述第1光束的透射光;所述第3光束为通过滤光器透射所述第1波段范围内比所述第1波段窄的第2波段的所述第1光束的透射光。

## 内窥镜系统

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种内窥镜系统,该系统基于通过拍摄生物组织所生成的图像数据,显示表示生物物质特征量分布的特征量分布图像。

### 背景技术

[0002] 一种内窥镜系统广为人知,其具备由内窥镜所得的图像数据中,获取被摄体生物组织中如血红蛋白量和血红蛋白的氧饱和度等生物物质的信息,并将该信息通过图像表示出来的功能。该内窥镜系统的一个例子记载于专利文献1。

[0003] 专利文献1所述的内窥镜系统包括摄像单元、处理单元、显示单元,所述摄像单元为在体腔内拍摄预设波长区域内的光谱图像,从而得到光谱图像数据;所述处理单元为对光谱图像数据进行一定的处理,生成强调如氧饱和度的生物组织的特征量的合成图像数据;所述显示单元为根据合成图像数据进行图像显示。内窥镜系统可以将此合成图像作为用于将病变部位和健康部位进行区分并确定的图像进行显示。

[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] 内窥镜系统意在判断生物组织中是否存在非健康部位,例如是否存在病变部位,并找出其分布的位置。优选地,通过一次观察可以找出多处数种非健康部位,并且找出作为多处数种病变部位的可疑部位,从而缩短检查时间,减轻患者负担。即,优选地,对于数种非健康部位,通过一次观察找到多处作为病变部位等的可疑部位,从而在内窥镜系统中对其图像进行显示。但是在上述内窥镜系统中,不支持这种图像显示功能。

[0009] 鉴于上述情况,本发明的目的在于提供一种通过一次观察可以找到多处数种生物物质特征量范围不同的非健康部位,并对其图像进行显示的内窥镜系统。

[0010] 解决问题的方法

[0011] 本发明包括以下方式。

[0012] (方式1)

[0013] 一种内窥镜系统,其特征在于:具备光源装置、内窥镜、处理器、图像显示装置,其中,所述光源装置构成为发射至少2束不同波段的光束;所述内窥镜包含摄像部,所述摄像部具有摄像元件,所述摄像元件构成为通过拍摄至少2束所述光束分别照亮的生物组织,生成各光束所对应的彩色图像数据;所述处理器包含特征量获取部和图像显示控制部,所述特征量获取部构成为采用所述彩色图像数据的分量计算出所述生物组织中的生物物质特征量,生成表示所述生物物质特征量的分布的特征量分布图像,所述图像显示控制部构成为控制所述特征量分布图像的显示;所述图像显示装置构成为在所述生物组织的图像上重

叠显示所述特征量分布图像；

[0014] 所述图像显示控制部构成为从所述生物物质特征量的分布中，提取出表示与健康部位的生物物质特征量不同的第1特征量范围的分布的第1非健康部位的第1分布图像，以及从所述生物物质特征量的分布中，提取出表示与所述第1特征量范围不同且和健康部位的生物物质特征量不同的第2特征量范围的分布的第2非健康部位的第2分布图像，作为所述特征量分布图像；

[0015] 所述图像显示装置构成为将所述第1分布图像和所述第2分布图像作为所述特征量分布图像，在所述生物组织的图像上重叠并可识别地显示出来。

[0016] (方式2)

[0017] 一种内窥镜系统，其特征在于：具备光源装置、内窥镜、处理器、图像显示装置，其中，所述光源装置构成为发射至少2束不同波段的光束；所述内窥镜包含摄像部，所述摄像部具有摄像元件，所述摄像元件构成为通过拍摄至少2束所述光束分别照亮的生物组织，生成各光束所对应的彩色图像数据；所述处理器包含特征量获取部和图像显示控制部，所述特征量获取部构成为采用所述彩色图像数据的分量计算出所述生物组织中的血红蛋白量和所述血红蛋白的氧饱和度，生成显示所述氧饱和度的分布的氧饱和度分布图像，所述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；所述图像显示装置构成为在所述生物组织的图像上重叠显示所述氧饱和度分布图像；

[0018] 所述图像显示控制部构成为从所述氧饱和度的分布中，提取出表示与健康部位的氧饱和度不同的第1氧饱和度范围的分布的第1非健康部位的第1分布图像，以及所述氧饱和度的分布中，提取出表示与所述第1氧饱和度范围不同且和健康部位的氧饱和度不同的第2氧饱和度范围的分布的第2非健康部位的第2分布图像，作为所述氧饱和度分布图像；

[0019] 所述图像显示装置构成为将所述第1分布图像和所述第2分布图像作为所述氧饱和度分布图像，在所述生物组织的图像上重叠并可识别地显示出来。

[0020] (方式3)

[0021] 如方式2所述的内窥镜系统，所述图像显示控制部构成为使所述第1分布图像和所述第2分布图像的各像素位置中的所述血红蛋白量满足大于等于预设量，并提取出第1分布图像和第2分布图像。

[0022] (方式4)

[0023] 如方式2或方式3所述的内窥镜系统，所述特征量获取部包含血红蛋白量计算部和氧饱和度计算部，所述血红蛋白量计算部构成为根据不同光束照亮的所述生物组织的所述彩色图像数据的分量之间的第1比值计算出血红蛋白量；所述氧饱和度计算部构成为根据所述彩色图像数据的分量之间的第2比值以及所述血红蛋白量计算出所述血红蛋白的氧饱和度；

[0024] 所述图像显示控制部构成为针对所述第2比值超出由所述血红蛋白量所确定的所述第2比值的容限值的像素，调整重叠显示于所述生物组织图像上的该像素的透射率。

[0025] (方式5)

[0026] 如方式2~方式4中任意一项所述的内窥镜系统，所述光源装置构成为发射包含不同波段的第1光束、第2光束以及第3光束在内的至少3束光束；

[0027] 所述摄像部构成为通过拍摄所述第1光束、所述第2光束以及所述第3光束分别照

亮的生物组织,生成与所述第1光束对应的第1彩色图像数据、与所述第2光束对应的第2彩色图像数据、以及与所述第3光束对应的第3彩色图像数据;

[0028] 所述特征量获取部包含血红蛋白量计算部和氧饱和度计算部,所述血红蛋白量计算部构成为根据不同光束照亮的所述生物组织的所述彩色图像数据的分量之间的第1比值计算出血红蛋白量;所述氧饱和度计算部构成为根据所述彩色图像数据的分量之间的第2比值以及所述血红蛋白量计算出所述血红蛋白的氧饱和度;

[0029] 所述第1比值为所述第1彩色图像数据的分量和所述第2彩色图像数据的分量的比值;所述第2比值为所述第2彩色图像数据的分量和所述第3彩色图像分量的比值。

[0030] (方式6)

[0031] 如方式5所述的内窥镜系统,所述血红蛋白量计算部构成为将所述第2彩色图像数据的亮度分量和所述第1彩色图像数据的R分量、或R分量和G分量的总分量的比值作为所述第1比值,计算出所述血红蛋白量。

[0032] (方式7)

[0033] 如方式5或方式6所述的内窥镜系统,所述氧饱和度计算部构成为将所述第3彩色图像数据的亮度分量和所述第2彩色图像数据的亮度分量的比值作为所述第2比值,根据所述第2比值和所述血红蛋白量计算出所述血红蛋白的氧饱和度。

[0034] (方式8)

[0035] 如方式5~方式7中任意一项所述的内窥镜系统,所述第1光束的波段比所述第2光束的波段和第3光束的波段宽,所述第2光束的波段比所述第3光束的波段宽;

[0036] 所述第1光束的波段包含所述第1彩色图像数据的分量对所述生物组织的血红蛋白量的变化不敏感的波段。

[0037] (方式9)

[0038] 如方式5~方式8中任意一项所述的内窥镜系统,所述第2光束的波段包含所述第2彩色图像数据的分量对所述生物组织的血红蛋白量的变化敏感,却对所述氧饱和度的变化不敏感的波段。

[0039] (方式10)

[0040] 如方式5~方式9中任意一项所述的内窥镜系统,所述第3光束的波段包含所述第3彩色图像数据的分量对所述生物组织的血红蛋白量的变化不敏感,却对所述氧饱和度的变化敏感的波段。

[0041] (方式11)

[0042] 如方式5~方式10中任意一项所述的内窥镜系统,所述第2光束为通过滤光器透射所述第1光束的波段中的500nm~600nm范围内的第1波段的所述第1光束的透射光;所述第3光束为通过滤光器透射所述第1波段范围内比所述第1波段窄的第2波段的所述第1光束的透射光。

[0043] 发明效果

[0044] 通过上述内窥镜系统,可以一次观察多处数种生物物质特征量的范围不同的非健康部位。

## 附图说明

- [0045] 图1是一个实施方式的内窥镜系统的一例的结构框图。
- [0046] 图2是一个实施方式中所采用的摄像元件的红(R)、绿(G)、蓝(B)的各滤光器的分光特性的示例图。
- [0047] 图3是一个实施方式的光源装置所采用的旋转式滤光器的一例的外形示意图(主视图)。
- [0048] 图4是显示550nm附近的血红蛋白的吸收光谱的一例的示意图。
- [0049] 图5是一个实施方式中所采用的第1比值和血红蛋白量的关系的一例的示意图。
- [0050] 图6是一个实施方式中所采用的第2比值的上限值和下限值于血红蛋白量的关系的一例的示意图。
- [0051] 图7是显示一个实施方式的氧饱和度分布图像的一例的示意图。

## 具体实施方式

[0052] 以下说明的实施方式中的内窥镜系统是根据以不同波段的光束照亮并拍摄的被摄体的生物组织的多个彩色图像数据,定量计算出生物组织中的生物物质特征量,并显示表示生物物质特征量的分布的特征量分布图像的系统。例如,包含显示氧饱和度分布图像的系统。以下的说明中,作为生物物质特征量虽然是以血红蛋白量和氧饱和度为例进行说明的,但是其他的特征量也可以。此外,因为非健康部位的生物物质的颜色与健康部位不同,所以作为生物物质特征量,例如也可以使用生物组织的气相、彩度或者亮度因生物物质特征量的不同所发生的可识别的变化。

[0053] 在一实施方式的内窥镜系统中,采用摄像元件拍摄光源装置发射的波段不同的至少2束光束所分别照亮的生物组织,这样,摄像元件生成与各光束所对应的生物组织图像的彩色图像数据。处理器采用所生成的彩色图像数据分量计算出生物组织中的生物物质特征量(例如血红蛋白量和血红蛋白的氧饱和度),并生成表示生物物质特征量(例如氧饱和度)分布的特征量分布图像(例如氧饱和度分布图像)。处理器控制此特征量分布图像(例如氧饱和度分布图像)在图像显示装置中的显示。

[0054] 在此特征量分布图像(例如氧饱和度分布图像)的显示控制下,从特征量分布图像(例如氧饱和度分布图像)的生物物质特征量(例如氧饱和度)的分布中,提取出表示与健康部位的生物物质特征量不同的第1特征量范围(例如氧饱和度范围)的分布的第1非健康部位的第1分布图像,以及从生物物质特征量(例如氧饱和度)的分布中,提取出显示与第1特征量范围(例如第1氧饱和度范围)不同且和健康部位的生物物质特征量不同的第2特征量范围(例如第2氧饱和度范围)的分布的第2非健康部位的第2分布图像。图像显示装置将此第1分布图像和第2分布图像作为特征量分布图像(例如氧饱和度分布图像)在生物组织图像上重叠并可识别地显示出来。

[0055] (内窥镜系统的结构)

[0056] 图1是显示一个实施方式相关的内窥镜系统1的结构框图。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以及光源装置400。电子内窥镜100及显示器300可拆卸地连接于处理器200上。处理器200包括图像处理部500。光源装置400可自由拆卸地连接于处理器200上。

[0057] 电子内窥镜100具有插入被检查者体内的插入管110。插入管110内部设有几乎沿着整个插入管延伸的光导131。光导131的前端部131a位于插入管110的前端部,即插入管前端部111的附近,光导131的根端部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前端部111附近。

[0058] 光源装置400具有以氙气灯等可生成光量较大的光的光源灯430作为光源。光源装置400发射的光作为照明光IL,射入光导131的根端部131b。射入光导131的根端部131b的光通过光导131导入其前端部131a,然后从前端部131a射出。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相向布置的光学透镜132。光导131的前端部131a射出的照明光IL通过光学透镜132照亮插入管前端部111附近的生物组织T。

[0059] 电子内窥镜100的插入管前端部111上设有物镜组121以及摄像元件141。物镜组121以及摄像元件141形成摄像部。照明光IL中在生物组织T的表面反射或散射的光射入物镜组121,并收束,在摄像元件141的受光面上成像。摄像元件141可以使用受光面上具备滤色器141a的彩色图像拍摄用CCD(Charge Coupled Device)、图像传感器或CMOS(Complementary Metal Oxide Semiconductor)图像传感器等大家熟知的摄像元件。

[0060] 滤色器141a由使红色光通过的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滤色器排列而成,直接形成于摄像元件141的各受光元件上,即所谓的片上滤色器。图2是本实施方式中所采用的摄像元件的红(R)、绿(G)、蓝(B)的各滤光器的分光特性的示例图。本实施方式中的R滤色器为使波长超过约570nm(如580nm~700nm)的光通过的滤光器,G滤色器为使波长约500nm~620nm的光通过的滤光器,B滤色器为使波长小于约530nm(例如420nm~520nm)的光通过的滤光器。

[0061] 摄像元件141是拍摄多束光分别照亮的生物组织T,生成各光束所对应的彩色图像数据的一种摄像单元,是用波长范围不同的多束光照亮生物组织T,生成与生物组织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单元。与下述图像处理部500同步驱动地控制摄像元件141,周期性地(例如,间隔1/30秒)输出与受光面上生成的生物组织T的图像相对应的彩色图像数据。摄像元件141所输出的彩色图像数据通过电缆142被送入处理器200的图像处理部500。

[0062] 图像处理部500主要具备A/D转换电路502、图像预处理部504、帧存储器部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。

[0063] A/D转换电路502对从电子内窥镜100的摄像元件141通过电缆142输入的彩色图像数据进行A/D转换,输出数字数据。A/D转换电路502输出的数字数据被送往图像预处理部504。A/D转换电路502可设于电子内窥镜(内窥镜)100内。

[0064] 图像预处理部504从装有R滤色器的摄像元件141中的受光元件所拍摄的R数字图像数据、装有G滤色器的摄像元件141中的受光元件所拍摄的G数字图像数据、装有B滤色器的摄像元件141中的受光元件所拍摄的B数字图像数据中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。图像预处理部504对生成的R、G、B的彩色图像数据进行色彩校正、矩阵运算以及白平衡修正等预设的信号处理。

[0065] 帧存储器部506对摄像元件141拍摄的且进行过信号处理的各图像的彩色图像数据进行暂时存储。

[0066] 图像后处理部508读取帧存储器部506中存储的彩色图像数据或者对下述图像显

示控制部514所生成的图像数据进行信号处理( $\gamma$ 校正等),生成显示器显示用的图像数据。图像显示控制部514所生成的图像数据,如下所述,包含表示生物组织T的血红蛋白的氧饱和度的分布的氧饱和度分布图像等的特征量分布图像数据。所生成的图像数据(视频格式信号)输出到显示器300。由此,生物组织T的图像和生物组织T的特征量分布图像等显示于显示器300的屏幕上。

[0067] 特征量获取部510根据控制器516的指示,如下所述,将拍摄的生物组织T的血红蛋白量和血红蛋白的氧饱和度作为生物物质特征量(以下简称为“特征量”)进行计算,生成这些特征量在所拍摄的生物组织T图像上的分布图像,即表示血红蛋白量分布的分布图像和表示血红蛋白的氧饱和度的分布的氧饱和度分布图像。

[0068] 特征量获取部510采用不同波段的多束光束所照亮的生物组织T的彩色图像数据进行运算,由此计算出特征量,所以从帧存储器部506或存储器512中,调用特征量获取部510所采用的彩色图像数据和各种信息。

[0069] 图像显示控制部514控制在所拍摄的生物组织T图像上,重叠显示特征量获取部510所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判断在氧饱和度分布图像中是否存在具有非健康部位的氧饱和度范围内,即不在正常的生物组织中的氧饱和度范围内的像素值的像素,根据该判断结果,提取出多种氧饱和度范围(至少范围的上限值和下限值的其中之一不同)的分布,控制氧饱和度分布图像,使其在生物组织图像上重叠显示所提取的分布图像,。关于这一点,下文中会有说明。

[0070] 控制器516除了进行图像处理部500的各部分的动作指示和动作控制之外,还进行包括光源装置400、摄像元件141在内的电子内窥镜100的各部分的动作指示和动作控制。

[0071] 此外,特征量获取部510以及图像显示控制部514可由软件模块构成,也可由硬件构成,所述软件模块通过在电脑上启动并执行程序来实现上述各功能。

[0072] 这样,处理器200则同时具有处理功能和指示控制功能,所述处理功能是指处理电子内窥镜100的摄像元件141输出的彩色图像数据的功能;所述指示控制功能是指指示控制电子内窥镜100、光源装置400以及显示器300的动作的功能。

[0073] 光源装置400发射至少2束波段不同的光束。具体为,光源装置400是一种发射第1光束、第2光束以及第3光束的光束发射单元,将第1光束、第2光束以及第3光束射入光导131。光源装置400发射波段不同的第1光束、第2光束以及第3光束,但是在其他的实施方式中也可以发射4束以上的光束。此时,第4光束可以是与第1光束的波段相同的光束。光源装置400除了具备光源灯430,还具备收束透镜440、旋转式滤光器410、滤光器控制部420以及收束透镜450。从光源灯430发射近似平行光的光,例如白色光,由收束透镜440收束,通过旋转式滤光器410后,由收束透镜450再度收束,射入光导131的根端131b。而且,旋转式滤光器410通过直线导轨等图上未显示的移动机构可在光源灯430发射的光的光路上的位置和光路外的退避位置之间移动。因为旋转式滤光器410包括透射性不同的多个滤光器,所以根据横穿光源灯430所发射的光的光路的旋转式滤光器410种类的不同,从光源装置400射出的光束的波段也不同。

[0074] 而且,光源装置400的结构不限于图1所示。例如,光源灯430不仅采用平行光,也可采用发射收束光的灯。此时,例如,也可采用将光源灯430发射的光收束于收束透镜440前,将其作为漫射光射入收束透镜440中的构造。此外,也可不使用收束透镜440,而是采用将光

源灯430发出的近似平行光直接射入旋转式滤光器410中的结构。而且,也可在用发射收束光的灯的时候,使用准直透镜代替收束透镜440,采用在近似平行光状态下,将光束射入旋转式滤光器410的结构。例如,旋转式滤光器410也可使用多层介电膜滤光器等干扰型滤光器时,将近似平行光射入旋转式滤光器410,由此将射入滤光器的光的入射角均匀化,这样可以得到更好的滤光特性。此外,光源灯430也可使用产生发散光的灯。此时也可使用准直透镜代替收束透镜440,采用将近似平行光射入旋转式滤光器410的结构。

[0075] 另外,光源装置400是一种将一个光源灯430射出的光透射入滤光器,从而射出不同波段的多束光的结构,但是也可不使用光源灯430,而是将发射不同波段不同的多束光,例如发光二极管和发射激光的激光元件等半导体光源作为光源装置400的光源。此时,也可不使用旋转式滤光器410。此外,光源装置400,例如,也可使用分别发射合成白色光和固定窄波段的光的光源装置400,该合成白色光包含固定波段的激发光和通过其激发光进行激发发光的荧光。如果光源装置400是发射不同波段的多束光的装置的话,则不特别限制其结构。

[0076] 旋转式滤光器410构成为具备多个滤光器的圆盘状光学单元,根据其旋转角度切换光的通过波段。本实施方式中的旋转式滤光器410具备3个通过波段不同的滤光器,也可以具有4个、5个或6个以上的滤光器。旋转式滤光器410的旋转角度由与控制器516连接的滤光器控制部420所控制。控制器516通过滤光器控制部420控制旋转式滤光器410的旋转角度,通过旋转式滤光器410切换提供给光导131的照明光IL的波段。

[0077] 图3是旋转式滤光器410的外形示意图(主视图)。旋转式滤光器410包括一个近似圆盘状的框架411,以及3个扇形滤光器415、416及418。框架411的中心轴周围等距离形成有3个扇形窗414a、414b及414c,各扇形窗414a、414b及414c上分别镶嵌有滤光器415、416及418。此外,滤光器415、416及418虽然都是多层介电膜滤光器,但是在其他实施方式中也可使用其他形式的滤光器(例如吸收滤光器和使用多层介电膜作为反射膜使用的标准具滤光器)。

[0078] 此外,框架411的中心轴上形成有凸台孔412。凸台孔412上插装固定有滤光器控制部420上的伺服电机(图略)的输出轴,旋转式滤光器410同伺服电机的输出轴一起旋转。

[0079] 如果旋转式滤光器410朝着图3中箭头所示的方向旋转,则该光束所射入的滤光器按照滤光器415、416、418的顺序切换,从而依次切换通过旋转式滤光器410的照明光IL的波段。

[0080] 滤光器415及416是使550nm宽的光束选择性通过的光带通滤光器。如图4所示,滤光器415可构成为,使等吸收点E1至E4波段R0(W谱带)的光通过,并且损失较低,同时也可以阻挡其他波段的光。另外,滤光器416可构成为使等吸收点E2至E3波段R2(N谱带)的光通过,并且损失较低,同时也可以阻挡其他波段的光。

[0081] 另外,滤光器418为紫外截止滤光器,在可见光波长区间内,光源灯430发出的光可透射滤光器418。透射过滤光器418的光作为白色光WL用于普通观察图像的拍摄。而且还可以不使用滤光器418,而是打开框架411的窗414c的构造。

[0082] 因此,将光源灯430发出的光中,透射滤光器415的光在下文中称为Wide光,将光源灯430发出的光中,透射滤光器416的光在下文中称为Narrow光,将光源灯430发出的光中,透射滤光器418的光在下文中称为白色光WL。

[0083] 如图4所示,波段R1为包含来自于氧合血红蛋白的吸收峰P1的峰值波长的波段,波段R2为包含来自于脱氧血红蛋白的吸收峰P2的峰值波长的波段,波段R3为包含来自于氧合血红蛋白的吸收峰P3的峰值波长的波段。而且,波段R0中还包含3个吸收峰P1、P2、P3的各峰值波长。图4是550nm附近的血红蛋白的吸收光谱的示意图。

[0084] 此外,滤波器415的波段R0以及滤波器416的波段R2包含于滤色器141a的G滤色器的通过波段(图2)中。因此,可作为摄像元件141所拍摄的彩色图像数据的G分量图像,获得通过滤光器415或416的光所形成的生物组织T图像。

[0085] 框架411的边缘部形成有通孔413。通孔413在框架411的旋转方向上形成于与窗414a和414c的交接处相同的位置(位相)上。框架411的周围布置有用于检测通孔413的光遮断器422,且该光遮断器围绕框架411的边缘部的一部分。光遮断器422与滤光器控制部420相连。

[0086] 如此,优选地,本实施方式的光源装置400包含在光源灯430发出的光的光路中依次切换多个滤光器415、416、418,从而将不同波段的光,即Wide光、Narrow光、白色光WL作为照明光IL发出的构造。

[0087] (生物组织的特征量计算)

[0088] 处理器500的特征量获取部510计算生物组织T的特征量。从所拍摄的生物组织T图像中,计算出生物组织T的血红蛋白量以及血红蛋白的氧饱和度Sat作为特征量,在下文中对该处理进行说明。

[0089] 如图4所示,血红蛋白在550nm附近具有来自于卟啉且称为Q谱带的强吸收谱带。血红蛋白的吸收光谱根据总血红蛋白中表示氧合血红蛋白HbO所占比例的氧饱和度Sat的变化而变化。图4中的实线的波形是氧饱和度Sat为100%,即氧合血红蛋白HbO的吸收光谱,长虚线的波形是氧饱和度Sat为0%,即脱氧血红蛋白Hb的吸收光谱。此外,短虚线是中间的氧饱和度Sat=10、20、30、...90%的血红蛋白,即氧合血红蛋白HbO和脱氧血红蛋白Hb的混合物的吸收光谱。

[0090] 如图4所示,Q谱带中具有氧合血红蛋白HbO和脱氧血红蛋白Hb相互不同的峰值波长。具体为,氧合血红蛋白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,脱氧血红蛋白Hb在556nm附近具有吸收峰P2。图4为氧合血红蛋白HbO、脱氧血红蛋白Hb的浓度之和一定的情况下的吸收光谱,因此出现了不论氧合血红蛋白HbO和脱氧血红蛋白Hb的比值,即无论氧饱和度如何,吸光度均一定的等吸收点E1、E2、E3、E4。在以下的说明中,等吸收点E1和E2中间的波段为之前在滤光器410中说明的波段R1,等吸收点E2和E3中间的波段为波段R2,等吸收点E3和E4中间的波段为波段R3,等吸收点E1和E4中间的波段,即合并了波段R1、R2和R3的波段为波段R0。因此,光源灯430发出的光中透射滤光器415的透射光Wide光的波段为波段R0,光源灯430发出的光中透射滤光器416的透射光Narrow光的波段为波段R2。

[0091] 如图4所示,波段R1、R2和R3中,血红蛋白的吸收相对于氧饱和度呈线性增加或减少。具体为,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,即氧饱和度呈线性增加。而且,波段R2中的血红蛋白的吸收AR2则相对于脱氧血红蛋白的浓度呈线性增加。

[0092] 其中,氧饱和度如以下式(1)定义。

[0093] 式(1):

[0094] 数1

$$[0095] \quad \text{Sat} = \frac{[\text{HbO}]}{[\text{Hb}] + [\text{HbO}]}$$

[0096] 但是,

[0097] Sat:氧饱和度

[0098] [Hb]:脱氧血红蛋白浓度

[0099] [HbO]:氧合血红蛋白浓度

[0100] [Hb]+[HbO]:血红蛋白量(tHb)

[0101] 此外,根据式(1)可得表示氧合血红蛋白HbO以及脱氧血红蛋白Hb浓度的式(2)、式(3)。

[0102] 式(2):

[0103] 数2

$$[0104] \quad [\text{HbO}] = \text{Sat} \cdot ([\text{Hb}] + [\text{HbO}])$$

[0105] 式(3):

[0106] 数3

$$[0107] \quad [\text{Hb}] = (1 - \text{Sat}) \cdot ([\text{Hb}] + [\text{HbO}])$$

[0108] 因此,血红蛋白的吸收AR1、AR2以及AR3则成为依赖于氧饱和度和血红蛋白量两方面的特征量。

[0109] 其中,波段R0中的吸光度的总值并不依赖于氧饱和度Sat,而是取决于血红蛋白量。因此,可根据波段R0中的吸光度的总值确定血红蛋白量。此外,可根据波段R1、波段R2或波段R3中吸光度的总值,以及取决于波段R0的总值的血红蛋白量来确定氧饱和度Sat。

[0110] 本实施方式中的特征量获取部510包括血红蛋白量计算部510a和氧饱和度计算部510b,其中,所述血红蛋白量计算部510a根据相对于生物组织T的血红蛋白量的变化具有敏感度的下述第1比值,计算获取生物组织T的血红蛋白量;所述氧饱和度计算部510b根据计算出的血红蛋白量和相对于血红蛋白的氧饱和度的变化具有敏感度的下述第2比值,计算获取生物组织T的血红蛋白的氧饱和度。

[0111] Wide光(透射滤光器415的波段R0的光)所照亮的生物组织T的彩色图像数据的亮度分量的值与上述波段R0中的吸光度的总值相对应,所以本实施方式中的特征量获取部510的血红蛋白量计算部510a可根据波段R0彩色图像数据的亮度分量计算出血红蛋白量。其中,彩色图像数据的R分量乘以一定的系数,彩色图像数据的G分量乘以一定的系数,彩色图像数据的B分量乘以一定的系数,将上述这些乘法计算的结果进行求和可计算出亮度分量。

[0112] 特征量获取部510的血红蛋白量计算部510a具体为,根据采用Wide光(第2光束)作为照明光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(Yh),除以采用白色光WL(第1光束)作为照明光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),或者R分量WL(R)以及G分量WL(G)的总分量WL(R)+WL(G)所得的比值Wide(Yh)/WL(R)或Wide(Yh)/{WL(R)+WL(G)}(第1比值)计算出血红蛋白量。之所以在血红蛋白量的计算中,采用亮度分量Wide(Yh),除以WL(R)或{WL(R)+WL(G)}所得的比值Wide(Yh)/WL(R)或

Wide (Yh) / {WL (R) +WL (G)} ,是为了避免因照明光IL在生物组织T的表面散射的程度会导致生物组织T的分光特性的变化。尤其是,消化道内壁等生物组织T的反射光谱,因为构成生物组织T的分量所形成的吸收的波长特性(具体为氧合血红蛋白和脱氧血红蛋白的吸收光谱特性),容易受生物组织T的照明光的散射的波长特性的影响。白色光WL(第1光束)作为照明光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),或者R分量以及G分量的总分量WL(R)+WL(G)不受血红蛋白量或者氧饱和度Sat的影响,可表示照明光IL的生物组织T的散射程度。因此,为了从生物组织T的反射光谱中消除照明光IL的生物组织T的散射的影响,优选地,白色光WL(基准光)的波段可设置为包含第1彩色图像数据的分量之一、相对于生物组织T的血红蛋白量的变化不敏感的波段。而且,优选地,白色光WL(基准光)的波段可设置为包含第1彩色图像数据的分量之一、相对于氧饱和度的变化不敏感的波段。相对于生物组织T的血红蛋白量的变化不敏感的波段是指即使血红蛋白量变化,波段的分量值也不变。

[0113] 一个实施方式中,将表示血红蛋白量在已知生物组织中的上述第1比值的信息和血红蛋白量的对应关系的对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采用此对照表,根据所拍摄的生物组织T的彩色图像数据中的上述第1比值计算出血红蛋白量。

[0114] 在一个实施方式中的血红蛋白量计算中,优选地,使用由Wide光(第2光束)作为照明光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(Yh),以及由白色光WL(第1光束)作为照明光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),或者R分量以及G分量的总分量WL(R)+WL(G)的比值Wide(Yh)/WL(R)或Wide(Yh)/{WL(R)+WL(G)}作为第1比值,但是在其他实施方式中,优选地,不采用由Wide光(第2光束)作为照明光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(Yh),而是采用G分量Wide(G)。

[0115] 进一步地,如上所述,随着氧饱和度Sat的上升,波段R2中的吸光度总值降低,以及波段R0中的吸光度总值都是随着血红蛋白量的变化而变化,但是不随着氧饱和度Sat的变化而变化,所以特征量获取部510的氧饱和度计算部510b则根据下文中预设的第2比值计算出氧饱和度。即,特征量获取部510的氧饱和度计算部510b计算出将通过滤光器416的波段R2的光(Narrow光)所照亮的生物组织T的彩色图像数据(第3彩色图像数据)的亮度分量Narrow(Yh)和Wide光(透射滤光器416的波段R0的光)所照亮的生物组织T的彩色图像数据(第2彩色图像数据)的亮度分量Wide(Yh)的比值Narrow(Yh)/Wide(Yh)作为第2比值。另一方面,从已知样本中求得表示血红蛋白量和氧饱和度Sat=0%中的第2比值的下限值以及氧饱和度Sat=100%中的第2比值Narrow(Yh)/Wide(Yh)的上限值之间关系的对应关系,预先存储于存储器512中。特征量获取部510的氧饱和度计算部510b采用由拍摄生物组织T所生成的彩色图像数据中求得的血红蛋白量的计算结果与上述对应关系,求得第2比值的下限值和上限值。进一步地,氧饱和度计算部510b利用在所求得的下限值 and 上限值之间氧饱和度Sat随着第2比值产生线性变化这一情况,计算出所拍摄的生物组织T的第2比值Narrow(Yh)/Wide(Yh)的值该位于哪一氧饱和度Sat的位置上。如此,特征量获取部510的氧饱和度计算部510b便可进行氧饱和度Sat的计算。

[0116] 另外,在其他的实施方式中,从已知的样本中求出表示血红蛋白量以及第2比值和

血红蛋白的氧饱和度Sat的对应关系的对照表,预先存储于存储器512中,参考该对照表可以通过算出的第2比值计算出血红蛋白的氧饱和度Sat。

[0117] 在上述实施方式中,采用Narrow光所照亮的生物组织T的彩色图像数据(第3彩色图像数据)的亮度分量Narrow (Yh) 和Wide光所照亮的生物组织T的彩色图像数据(第2彩色图像数据)的亮度分量Wide (Yh) 之间的比值作为第2比值,但是,在其他实施方式中,也可以使用Narrow光所照亮的生物组织T的彩色图像数据(第3彩色图像数据)的G分量Narrow (G) 和Wide光所照亮的生物组织T的彩色图像数据(第2彩色图像数据)的G分量Wide (G) 之间的比值。

[0118] 而且,在上述实施方式中,第2比值的计算时,为了照亮生物组织T而采用波段R2的Narrow光,但是并不限于Narrow光。在其他实施方式中,例如,如果想要使用相对于氧饱和度Sat的变化吸光度的总值也变化的波段R1或者波段R2,则可以采用将波段R1或者波段R2作为波段的光。此时,可将滤光器416的滤光特性设置为波段R1或者波段R2。

[0119] 如此,在上述实施方式中,优选地,为了准确计算出氧饱和度Sat,Narrow光(第3光束)的波段包含于Wide光(第2光束)的波段中。此外,优选地,Wide光(第2光束)的波段设置为包含第2彩色图像数据的分量之一,例如亮度分量和G分量对于血红蛋白量的变化敏感,但是对氧饱和度的变化不敏感的波段R0,如此便可准确计算出氧饱和度Sat。对氧饱和度的变化不敏感的波段是指即便是氧饱和度变化,波段的分量值也不变。优选地,Narrow光(第3光束)的波段设置为包含第3彩色图像数据的分量之一,例如亮度分量和G分量对于生物组织T的血红蛋白量的变化不敏感,但是对生物组织T的氧饱和度Sat的变化敏感的波段R2,如此便可准确计算出氧饱和度Sat。

[0120] 另外,优选地,白色光WL(第1光束)的波段设置为包含第1彩色图像数据的分量之一、对生物组织T的血红蛋白量的变化不敏感的波段,如此便可消除生物组织T中的散射光的分光特性的影响。

[0121] 另外,优选地,上述Wide光(第2光束)为,采用其中一个滤光器,在白色光WL(第1光束)的波段中,透射500nm~600nm范围内的第1波段(例如,等吸收点E1与等吸收点E4之间的波段)的白色光WL(第1光束)的过滤光;Narrow光(第3光束)为,采用其中一个滤光器,透射第1波段范围中比第1波段窄的第2波段(例如,等吸收点E2与等吸收点E3之间的波段)的白色光WL(第1光束)的过滤光。

[0122] 图5是第1比值和血红蛋白量的关系示意图。特征量获取部510的血红蛋白量计算部510a若如上所述求得第1比值,则参照表示图5所示的关系对照表,根据求得的第1比值求取血红蛋白量。图5显示根据第1比值求得血红蛋白量H1。图5中横轴和纵轴的数值可用0~1024的数值表示。

[0123] 图6是第2比值的上限值和下限值与血红蛋白量的关系示意图。图6的横轴和纵轴的数值可用0~1024的数值表示。

[0124] 特征量获取部510的氧饱和度计算部510b若如上所述求得第2比值,则根据血红蛋白量计算部510a所求得的血红蛋白量和第2比值,采用图6所示的对应关系,求取所得血红蛋白量中的第2比值的上限值和下限值。该上限值表示氧饱和度Sat=100%,下限值表示氧饱和度Sat=0%。氧饱和度计算部510b通过求得第2比值在该上限值和下限值之间的哪个位置上来求取氧饱和度Sat的值。图6中,求取第2比值为R2时的血红蛋白量H1的上限值Max

(100%) 和下限值Min (0%)。通过该上限值Max (100%) 以及下限值Min (0%) 和第2比值Y求得氧饱和度Sat的值。

[0125] 因为如此所求得的氧饱和度Sat存在于生物组织T图像的每个像素上,所以于生物组织T图像上的氧饱和度Sat的分布可用氧饱和度分布图像来表示。氧饱和度分布图像由渐变色显示来表示出来,所述渐变色显示为根据各像素的氧饱和度Sat值的变化引起像素颜色的变化(例如由红色变为蓝色)。氧饱和度分布图像,例如,包括仅对预设氧饱和度范围内的像素进行渐变色显示的生物组织T图像的一部分的分布图像。

[0126] 此外,在上述实施方式中,Wide光以及Narrow光如图4所示,可利用500~60nm范围内的等吸收点E1~E4间的波段的光,但是并非仅限于此波段。关于血红蛋白的吸光度,除了500~600nm附近的波段以外,较大的吸收峰还存在于420~450nm,并且具备等吸收点。在该等吸收点周围,氧合血红蛋白和脱氧血红蛋白的吸收光谱的波形相互替换。因此,优选地,在一个实施方式中,可使用400~460nm波段中的不同波长或不同波段的光作为照明光来计算血红蛋白量和氧饱和度。

[0127] (氧饱和度分布图像的显示的控制)

[0128] 图像显示控制部514从所求得的氧饱和度分布图像中,提取出处于确定非健康部位的氧饱和度范围内,并处于多种氧饱和度范围内的氧饱和度分布(第1分布和第2分布),为了将每一处分布在生物组织T图像上重叠显示出来,而控制氧饱和度分布图像的显示。优选地,多种氧饱和度范围分别对应多种非健康部位的氧饱和浓度范围,甚至与多种病变部位的氧饱和浓度范围相对应。即,非健康部位,甚至因病变部位的种类不同氧饱和度范围也不同,利用这一点,显示器300可以将多种非健康部位的分布(第1分布和第2分布)图像在生物组织T图像上重叠并可识别地显示出来。

[0129] 在下文中,在多种氧饱和度范围内的氧饱和度分布中,采用第1氧饱和度范围内的氧饱和度分布的第1非健康部位的第1分布、以及第2氧饱和度范围内的氧饱和度分布的第2非健康部位的第2分布这两个分布来进行说明。

[0130] 具体地,若氧饱和度分布图像中的各像素所对应的位置中的血红蛋白量大于等于预设量,则氧饱和度分布图像中的氧饱和度处于第1氧饱和度范围的部分为第1非健康部位。若氧饱和度分布图像中的各像素所对应的位置中的血红蛋白量大于等于预设量,则氧饱和度分布图像中的氧饱和度处于第2氧饱和度范围的部分为第2非健康部位。可以相互区分这些部位。

[0131] 例如,第1非健康部位为恶性肿瘤的病变部位时,第1非健康部位的血红蛋白量大于等于预设量,氧饱和度为几十%(例如20~30%);第2非健康部位为良性肿瘤的病变部位时,该部分的血红蛋白量大于等于预设量,因为氧饱和度超过30%,所以可以逐个提取出满足这些条件的部分的分布,分别作为第1分布和第2分布。图像显示控制部514预设癌症等恶性肿瘤的发病可能性较高的非健康部位的氧饱和度范围,以及良性肿瘤的发病可能性较高的非健康部位的氧饱和度范围。图像显示控制部514通过满足这些氧饱和度范围并判定血红蛋白量是否大于等于预设量,判定每个像素上是否存在非健康部位,甚至病变部位等可疑部位。此时,一个实施方式中,优选地,图像显示控制部514提取出满足氧饱和度范围的至少两个相邻像素。在氧饱和度分布图像中,如果满足氧饱和度范围的像素只有1个,且是非连续的独立存在的话,很可能是干扰成分。

[0132] 在显示器300中可识别地显示第1分布图像和第2分布图像是指只要能识别每一个分布的图像,不论哪种显示皆可,并不特别限制显示方法。上述实施方式中的氧饱和度分布图像为根据氧饱和度的水平色相发生变化的渐变色显示图像,所以在多种氧饱和度范围(第1氧饱和度范围和第2氧饱和度范围)互不重叠的情况下,只有采用根据氧饱和度的值色相发生变化的渐变色显示才可识别。但是,在上述氧饱和度范围(第1氧饱和度范围和第2氧饱和度范围)彼此有一部分重叠的情况下,导致难以识别。此时,一个实施方式中,除了上述根据氧饱和度的水平改变色相的渐变色显示外,例如,也可以按照所区分的氧饱和度范围(第1氧饱和度范围和第2氧饱和度范围)的各分布可识别地改变亮度、彩度或者像素的透射率进行显示。另外,也可以采用不同的颜色为分布的轮廓边缘上色从而将分布图像可识别地显示出来。

[0133] 如上所述,优选地,为满足第1分布图像和第2分布图像的各像素位置中的血红蛋白量大于等于预设量这个条件,图像显示控制部514提取出第1分布图像和第2分布图像。优选地,在非健康部位,尤其是病变部位,除了因血液集中血红蛋白量较少的部分之外,可以准确提取出非健康部位,甚至病变部位等可疑部位。

[0134] 优选地,为使第1分布图像和第2分布图像的各像素所对应的位置中的血红蛋白量满足预设血红蛋白量的范围(第1血红蛋白量的范围、第2血红蛋白量的范围),图像显示控制部514可提取出分布图像(第1分布图像、第2分布图像),并且可以准确提取出多种非健康部位,甚至病变部位等各种可疑部位。

[0135] 优选地,对于上述氧饱和度Sat计算用的第2比值超出根据血红蛋白量所确定的第2比值的容差(上限值和下限值)的像素,图像显示控制部514调整生物组织T图像上重叠显示的该像素的透射率。对于超出容差的像素而言,如此便可防止因调整像素的透射率而将多余的信息在图像中显示出来。

[0136] 像素透射率的调整是指将第2比值的容差内的像素透射率调整为0%,将超出第2比值的容差的像素透射率调整为100%;除此之外,也可将第2比值的容差内的像素透射率调整为0%,随着超出第2比值的容差的程度变大,也将像素的透射率慢慢调大。

[0137] 进一步地,优选地,即便是第2比值位于根据血红蛋白量确定的第2比值的容差内时,对于确定了非健康部位的多种氧饱和度范围外的像素而言,也可调整其像素的透射率。据此,可以仅将非健康部位,甚至是病变部位等可疑部位的分布在生物组织T图像上重叠显示出来。优选地,例如,第2比值处于根据血红蛋白量所确定的第2比值的容差之内,但是通过让处于确定非健康部位的氧饱和度范围外的部分的像素透射率比第2比值处于根据血红蛋白量所确定的第2比值的容差之外的像素透射率低,设置透射率差异。

[0138] 图7是实施方式中的显示器300的画面302中所显示的氧饱和度分布图像的显示示意图。如图7所示,可以将表示第1氧饱和度范围分布的第1非健康部位的第1分布图像(“炎症待定部”),以及显示第2氧饱和度范围的分布的第2非健康部位的第2分布图像(“肿瘤待定部”)作为氧饱和度分布图像可识别地显示出来。氧饱和度分布图像中,第1分布图像和第2分布图像的像素为透射率0%的非透射像素,其他的像素则是透射率100%的透射像素。图中,将第1分布图像表示于单色的白色区域,将第2分布图像表示于单色的灰色区域。当然,可依据氧饱和度的大小通过渐变色对第1分布图像和第2分布图像进行颜色区分。如此,在实施方式中,因为是在显示器300上分别可识别地显示表示确定非健康部位的多种氧饱和

度范围的分布的画像,所以通过一次观察可以发现多处数种非健康部位,甚至通过一次观察可以发现多处病变部位等可疑部位。

[0139] 以上内容中虽然对实施方式进行了说明,但是本发明并不仅限于上述结构,也可以在本发明的技术构想范围内进行各种变形。

[0140] 符号说明

[0141] 1…内窥镜系统;100…电子内窥镜;110…插入管;111…插入管前端;121…物镜组;131…光导;131a…前端部;131b…根端部;132…透镜;141…摄像元件;141a…滤色器;142…电缆;200…处理器;300…显示器;400…光源部;410旋转式滤光器;420…滤光器控制部;430…光源灯;440…收束透镜;450…收束透镜;500…图像处理部;502…A/D转换电路;504…图像预处理部;506…帧存储器部;508…图像后处理部;510…特征量获取部;512…存储器;514…图像显示控制部;516…控制器。

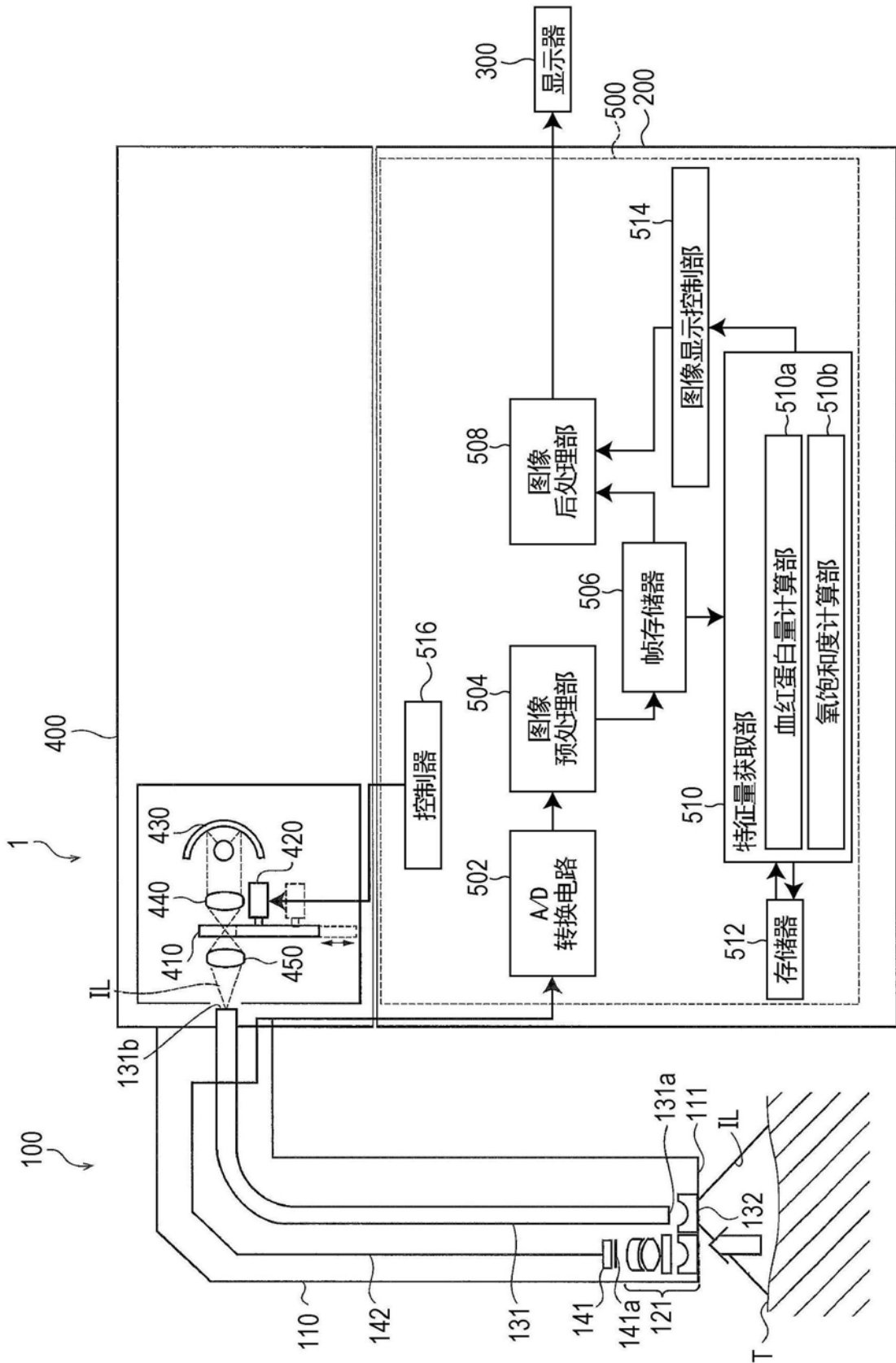


图1

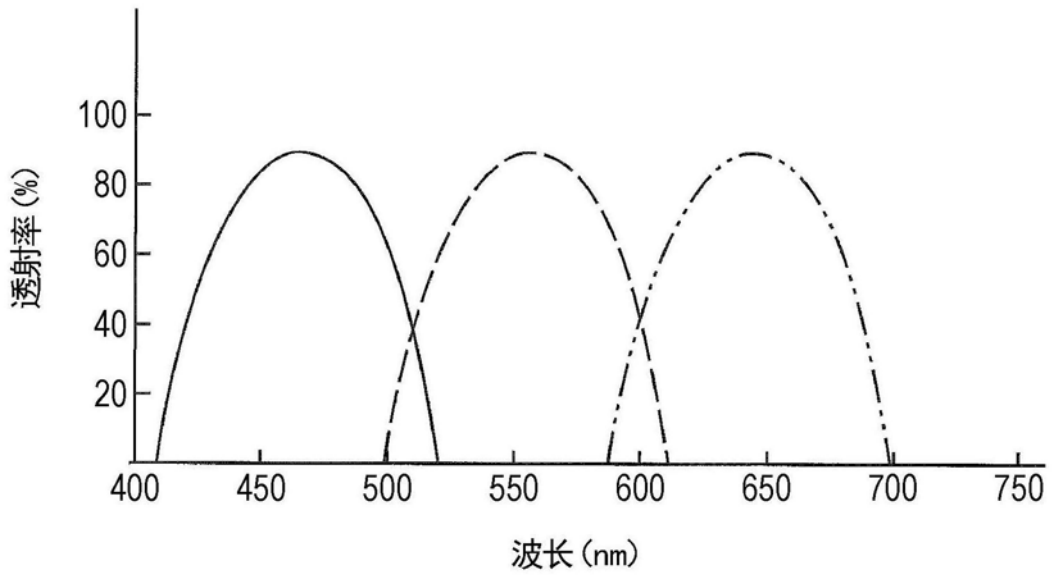


图2

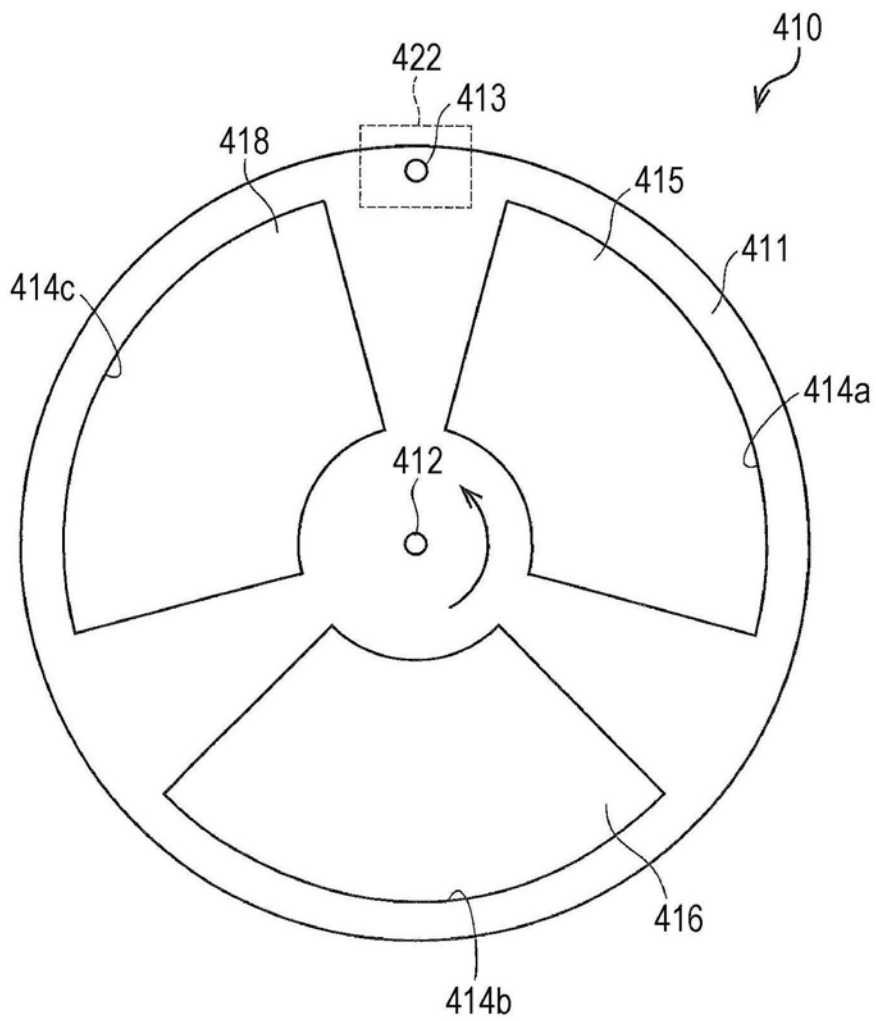


图3

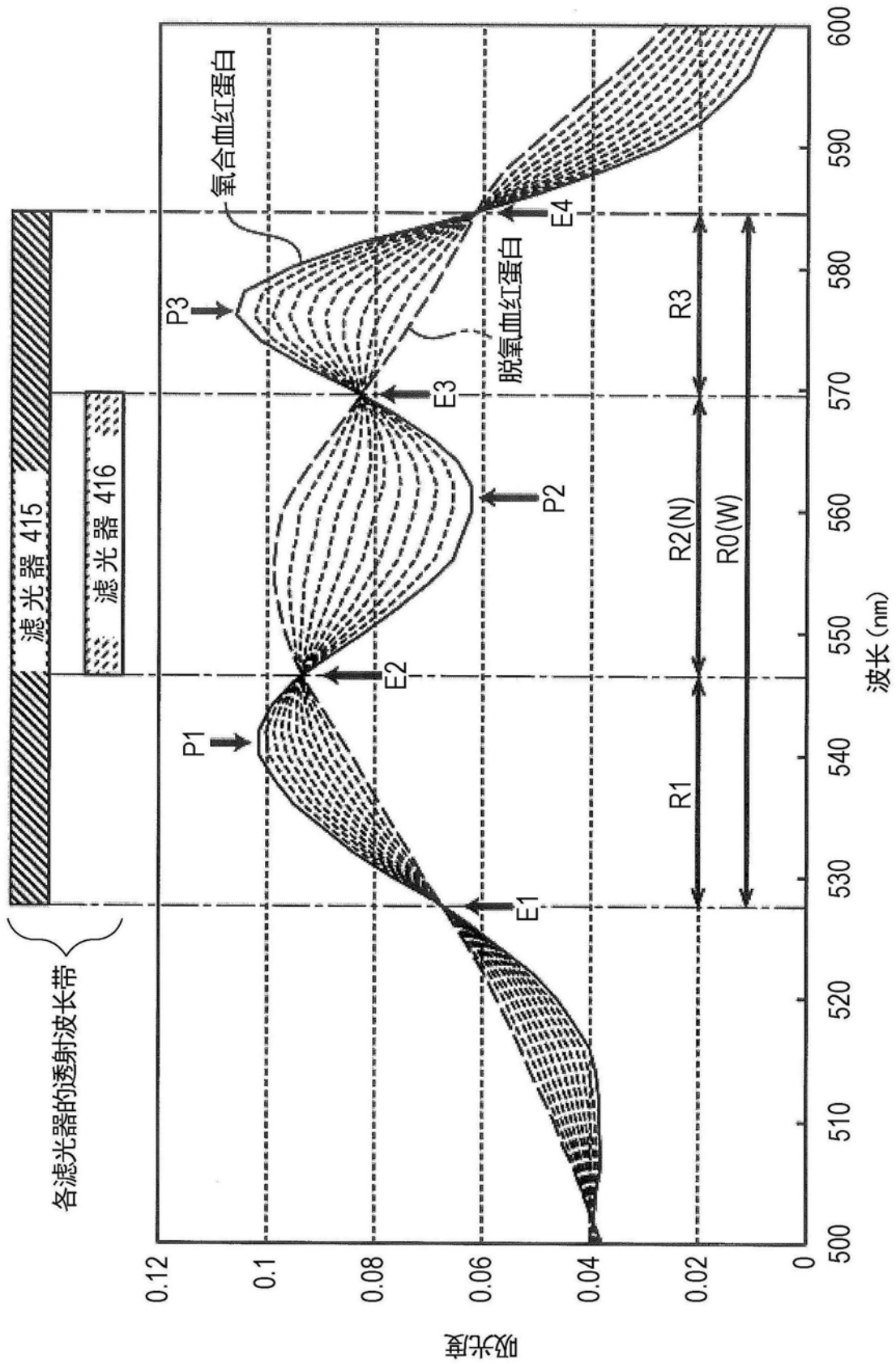


图4

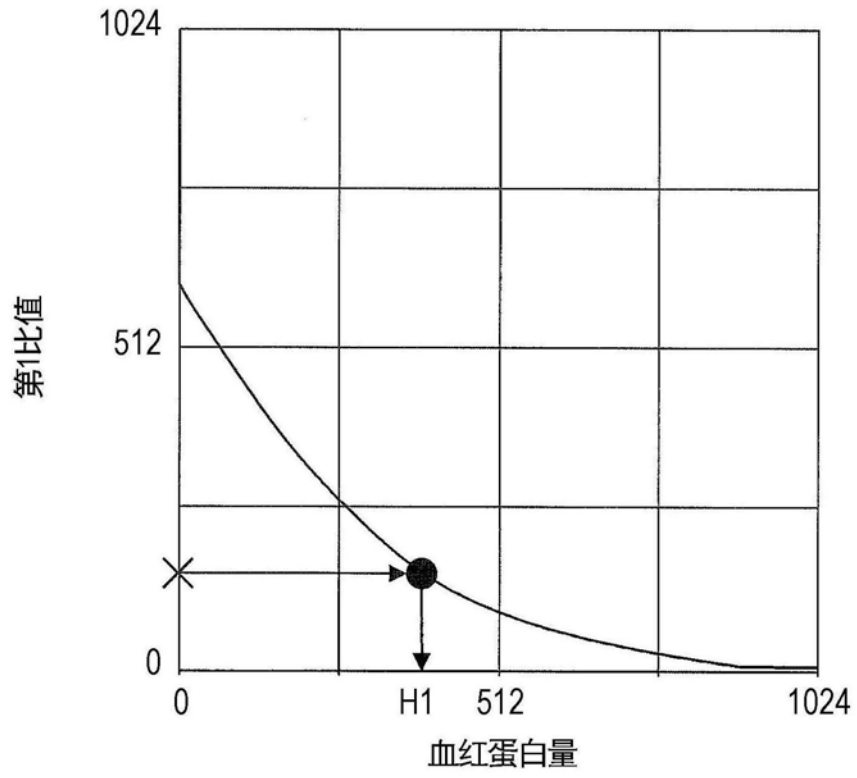


图5

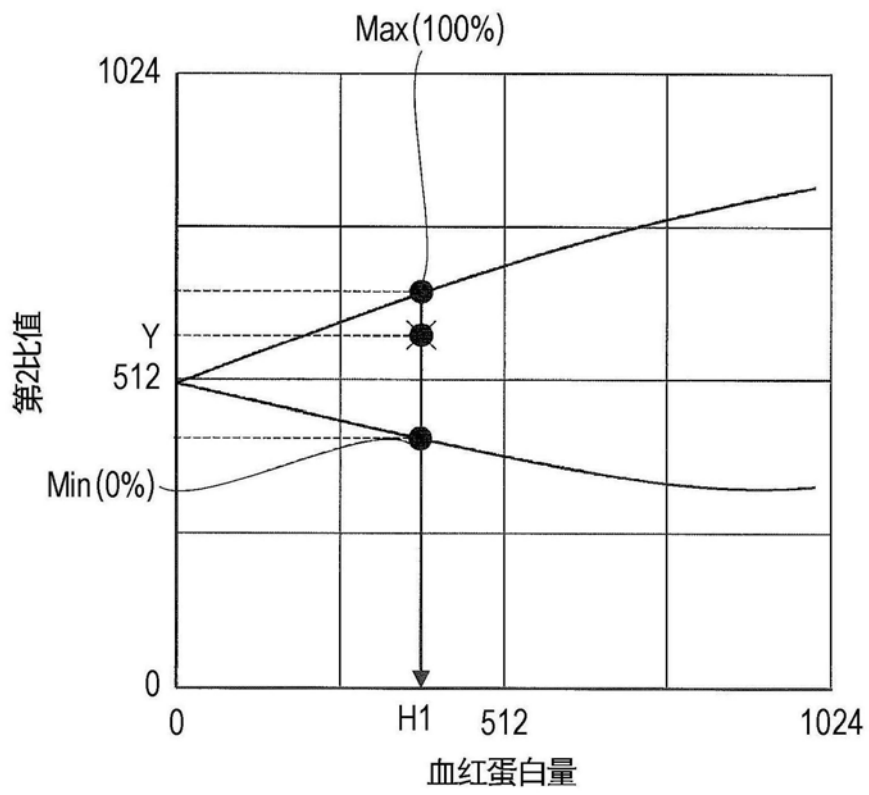
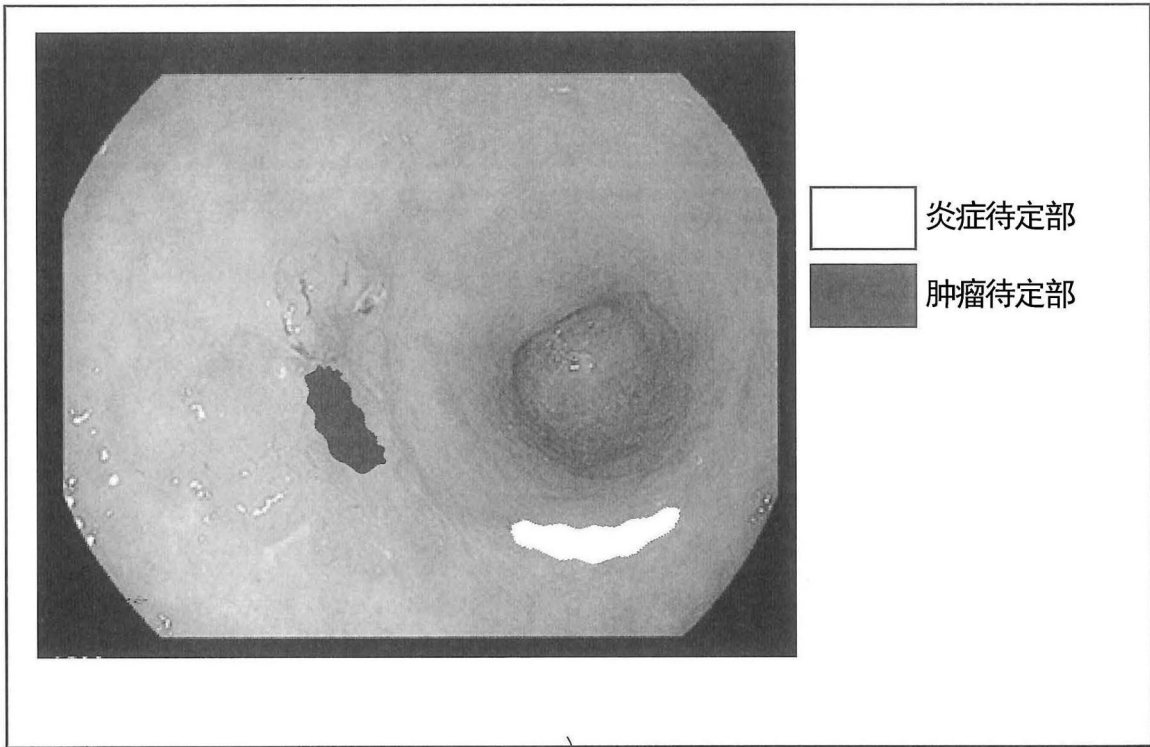


图6



302

图7

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN109788893A</a>	公开(公告)日	2019-05-21
申请号	CN201780057390.8	申请日	2017-10-12
[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 小原佳巳 千叶亨		
发明人	福田雅明 小原佳巳 千叶亨		
IPC分类号	A61B1/045 G02B23/24 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/045 A61B1/00009 A61B1/0638 A61B1/0676 G02B23/24 G02B23/2461 G02B23/26		
优先权	2016202632 2016-10-14 JP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

一种内窥镜系统，具备处理器，显示由生物组织的拍摄图像中获取的生物组织特征量的分布图像。所述处理器采用至少2束光束照亮的生物组织的彩色图像数据的分量，计算出诸如血红蛋白量和所述血红蛋白的氧饱和度等的所述生物组织中的生物物质特征量，并生成表示所述生物物质特征量的分布的特征量分布图像，同时为了在所述生物组织的图像上重叠显示所生成的所述特征量分布图像，控制所述特征量分布图像的显示。此时，所述处理器从所述生物物质特征量的分布中提取出表示多个不同特征量范围分布的非健康部位的分布图像。图像显示装置在所述生物组织的图像上将所提取的各分布图像重叠，并可识别地显示出来。

