



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 107427186 B

(45)授权公告日 2019.07.12

(21)申请号 201680012463.7

(72)发明人 千叶亨

(22)申请日 2016.12.12

(74)专利代理机构 北京戈程知识产权代理有限公司 11314

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 107427186 A

代理人 程伟 孙荀

(43)申请公布日 2017.12.01

(51)Int.Cl.

(30)优先权数据

A61B 1/00(2006.01)

2016-002275 2016.01.08 JP

A61B 1/04(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2017.08.25

A61B 1/06(2006.01)

A61B 5/1455(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

(56)对比文件

PCT/JP2016/086884 2016.12.12

CN 102860809 A, 2013.01.09,

(87)PCT国际申请的公布数据

CN 101060806 A, 2007.10.24,

W02017/119239 JA 2017.07.13

CN 102197985 A, 2011.09.28,

(73)专利权人 HOYA株式会社

W0 2014/192781 A1, 2014.12.04,

地址 日本东京都新宿区西新宿6丁目10番1号

JP 特开2012-183240 A, 2012.09.27,

审查员 万语

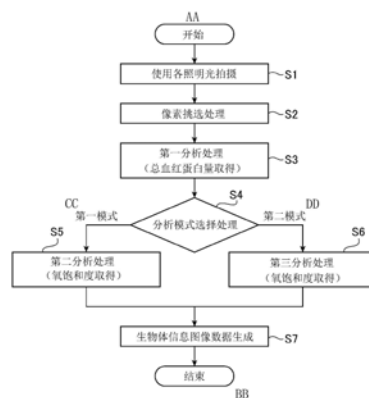
权利要求书3页 说明书16页 附图9页

(54)发明名称

内窥镜装置

(57)摘要

本发明提供一种内窥镜装置。本发明的一个实施方式所涉及的内窥镜装置具备：光源装置；拍摄部，其具备拍摄元件，拍摄被光源装置发出的光照明生物体组织并生成彩色图像数据；特征量取得部，其基于彩色图像数据取得生物体组织的特征量，特征量取得部具备第一参数生成部和第一特征量取得部，所述第一参数生成部基于彩色图像数据生成对于生物体组织的第一特征量具有灵敏度并且对于生物体组织导致的光散射实质上不具有灵敏度的第一参数，所述第一特征量取得部基于第一参数取得第一特征量。



S1 使用各照明光拍摄
S2 像素挑选处理
S3 第一分析处理 (总血红蛋白量取得)
S4 分析模式选择处理
S5 第二分析处理 (氧饱和度取得)
S6 第三分析处理 (氧饱和度取得)
S7 生物体信息图像数据生成
AA 开始
BB 结束
CC 第一模式
DD 第二模式

1. 一种内窥镜装置,其特征在于,具备:
光源装置;
拍摄部,其拍摄被所述光源装置发出的光照明的生物体组织,生成RGB彩色图像数据;
特征量取得部,其基于所述RGB彩色图像数据,取得所述生物体组织的特征量,
所述特征量取得部根据所述RGB彩色图像数据,计算与所述生物体组织中的氧饱和度具有相关性的第一参数,
所述第一参数为下述[a]以及[b]中的任一个,
$$[a] R / (R + G + B)$$
$$[b] R / W$$
其中,R为在白色光的照明下进行拍摄而得到的普通观察图像数据的R成分即第一普通观察图像数据R,
G为所述普通观察图像数据的G成分即第二普通观察图像数据G,
B为所述普通观察图像数据的B成分即第三普通观察图像数据B,
W为在第一特殊光的照明下进行拍摄而得到的RGB彩色图像数据的G成分即第一特殊观察图像数据W。
2. 根据权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于,
所述特征量取得部基于修正第一参数取得氧饱和度,所述修正第一参数通过所述第一参数乘以第一修正值而得到,所述第一修正值修正总血红蛋白浓度的影响。
3. 根据权利要求2所述的内窥镜装置,其特征在于,
所述特征量取得部具备第一存储部,所述第一存储部保存有显示所述修正第一参数和氧饱和度的关系的数值表或函数。
4. 根据权利要求2或3所述的内窥镜装置,其特征在于,
所述特征量取得部基于与总血红蛋白浓度具有相关性的第二参数取得所述第一修正值。
5. 根据权利要求4所述的内窥镜装置,其特征在于,
所述特征量取得部具备第二存储部,所述第二存储部保存有显示所述第二参数和总血红蛋白浓度的关系的数值表或函数。
6. 根据权利要求5所述的内窥镜装置,其特征在于,
所述第二参数为下述[c]至[e]中的任一个,
$$[c] R / G$$
$$[d] W / R$$
$$[e] W / (R + G)$$
其中,R为所述第一普通观察图像数据R,
G为所述第二普通观察图像数据G,
W为所述第一特殊观察图像数据W。
7. 根据权利要求6所述的内窥镜装置,其特征在于,
所述特征量取得部基于所述第二参数取得总血红蛋白浓度。
8. 根据权利要求7所述的内窥镜装置,其特征在于,
所述第一特殊光具有血红蛋白的等吸收点E1附近至等吸收点E4附近的波长范围,所述

等吸收点E1出现于 $528 \pm 5\text{nm}$,所述等吸收点E4出现于 $584 \pm 5\text{nm}$ 。

9. 根据权利要求7所述的内窥镜装置,其特征在于,

当相当于所述第二参数的值的总血红蛋白浓度为规定值以上时,所述特征量取得部基于所述第一参数计算氧饱和度,

当相当于所述第二参数的值的总血红蛋白浓度不到规定值时,所述特征量取得部基于反映血红蛋白的500-600nm吸收带的吸收的第三参数计算氧饱和度。

10. 根据权利要求9所述的内窥镜装置,其特征在于,

所述光源装置具备白色光源、和从所述白色光源发出的白色光取出所述第一特殊光的第一光学过滤器,

所述光源装置切换发出所述白色光和所述第一特殊光。

11. 根据权利要求10所述的内窥镜装置,其特征在于,

所述光源装置还具备从所述白色光源发出的白色光取出第二特殊光的第二光学过滤器,

所述第三参数为 N/W ,

其中, W 为所述第一特殊观察图像数据 W ,

N 为在所述第二特殊光的照明下进行拍摄而得到的RGB彩色图像数据的G成分即所述第二特殊观察图像数据 N ,

所述第二特殊光具有血红蛋白的等吸收点E2附近至等吸收点E3附近的波长范围,所述等吸收点E2出现于 $547 \pm 5\text{nm}$,所述等吸收点E3出现于 $569 \pm 5\text{nm}$ 。

12. 根据权利要求11所述的内窥镜装置,其特征在于,

所述特征量取得部具备第三存储部,所述第三存储部保存有显示所述第三参数和氧饱和度的关系的数值表或函数。

13. 一种内窥镜装置,其特征在于,具备:

光源装置,其能够发出第一光和第二光;

拍摄部,其具备RGB彩色过滤器,拍摄被所述光源装置发出的光照明的生物体组织,并且能够生成彩色图像数据;

特征量取得部,其基于所述彩色图像数据取得所述生物体组织的特征量,

对于所述第一光通过所述拍摄部的R彩色过滤器而形成的第一通过光和所述第二光通过所述拍摄部的G彩色过滤器而形成的第二通过光的每一个,血红蛋白的吸收与氧饱和度具有相关性,

所述特征量取得部具有选择部,所述选择部选择通过所述第一通过光进行拍摄而得到的第一图像数据和通过所述第二通过光进行拍摄而得到的第二图像数据中的任一个,用于取得所述生物体组织的氧饱和度,

所述特征量取得部基于所述选择部所选择的图像数据取得所述生物体组织的氧饱和度。

14. 根据权利要求13所述的内窥镜装置,其特征在于,

所述特征量取得部能够生成成为所述生物体组织的氧饱和度的指标的第一参数和成为所述生物体组织的总血红蛋白浓度的指标的第二参数,

当相当于所述第二参数的值的总血红蛋白浓度为规定值以上时,所述选择部选择基于

所述第一图像数据的氧饱和度的取得，

当相当于所述第二参数的值的总血红蛋白浓度不到所述规定值时，所述选择部选择基于所述第二图像数据的氧饱和度的取得。

15. 根据权利要求14所述的内窥镜装置，其特征在于，

所述内窥镜装置具备特征量分布图像生成部，所述特征量分布图像生成部基于所述特征量生成表示所述生物体组织中的该特征量的分布的特征量分布图像。

16. 根据权利要求15所述的内窥镜装置，其特征在于，

所述内窥镜装置具备内窥镜，所述拍摄部设置于所述内窥镜的前端部。

内窥镜装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种内窥镜装置,其基于拍摄生物体组织而得到的图像,取得生物体组织中的生物体物质的浓度等的生物体信息。

背景技术

[0002] 已知一种内窥镜装置,其具备如下功能:根据内窥镜图像的色彩信息,定量被拍摄体即生物体组织中的生物体物质(例如血红蛋白)的浓度。这样的内窥镜装置的一例记载于国际公开第2014/192781号文件(以下,记为“专利文献1”)。

[0003] 专利文献1所记载的内窥镜装置,基于分别使用血红蛋白的500-600nm附近的吸收带内的两种波长范围的照明光进行拍摄而得到的两个内窥镜图像的色彩信息,计算表示总血红蛋白浓度的指标和表示氧饱和度的指标。

[0004] 就血红蛋白的500-600nm附近的吸收带而言,吸收系数大,并且,吸收的变化相对于氧饱和度的变化也大。因此,通过利用使用500-600nm带的照明光进行拍摄而得到的图像,能够以高的灵敏度检测出总血红蛋白浓度和氧饱和度的分布。

发明内容

[0005] 但是,由于血红蛋白在500-600nm带的吸收相比于其他的吸收带较大,因此,在观察总血红蛋白浓度高的生物体组织的情况下,存在受光量对于总血红蛋白和氧饱和度的变化变小、灵敏度降低的问题。

[0006] 本发明是鉴于上述的问题而完成的,其目的在于提供一种内窥镜装置,能够根据生物体组织的图像信息取得总血红蛋白浓度高的生物体组织的氧饱和度。

[0007] 本发明的一个实施方式所涉及的内窥镜装置,具备:光源装置;拍摄部,其拍摄被光源装置发出的光照明生物体组织,生成RGB彩色图像数据;特征量取得部,其基于RGB彩色图像数据,取得生物体组织的特征量。特征量取得部根据RGB彩色图像数据,计算与生物体组织中的氧饱和度具有相关性的第一参数。第一参数为下述[a]以及[b]中的任一个,

[0008] [a] $R/(R+G+B)$

[0009] [b] R/W

[0010] 其中,R为在白色光的照明下进行拍摄而得到的普通观察图像数据的R成分即第一普通观察图像数据R,

[0011] G为所述普通观察图像数据的G成分即第二普通观察图像数据G,

[0012] B为所述普通观察图像数据的B成分即第三普通观察图像数据B,

[0013] W为在第一特殊光的照明下进行拍摄而得到的RBG彩色图像数据的G成分即第一特殊观察图像数据W。

[0014] 另外,在上述的内窥镜装置中,也可以为如下构成:特征量取得部基于修正第一参数取得氧饱和度,所述修正第一参数通过第一参数乘以第一修正值而得到,所述第一修正值修正总血红蛋白浓度的影响。

[0015] 根据该构成,能够容易地取得不依存于总血红蛋白量的正确的氧饱和度。

[0016] 另外,在上述的内窥镜装置中,也可以为如下构成:特征量取得部具备第一存储部,所述第一存储部保存有显示修正第一参数和氧饱和度的关系的数值表或函数。

[0017] 另外,在上述的内窥镜装置中,也可以为如下构成:特征量取得部基于与总血红蛋白浓度具有相关性的第二参数取得第一修正值。

[0018] 另外,在上述的内窥镜装置中,也可以为如下构成:特征量取得部具备第二存储部,所述第二存储部保存有显示第二参数和总血红蛋白浓度的关系的数值表或函数。

[0019] 另外,在上述的内窥镜装置中,也可以为如下构成:第二参数为下述[c]至[e]中的任一个,

[0020] [c]R/G

[0021] [d]W/R

[0022] [e]W/(R+G)

[0023] 其中,R为第一普通观察图像数据R,

[0024] G为第二普通观察图像数据G,

[0025] W为第一特殊观察图像数据W。

[0026] 根据该构成,能够通过图像数据的简单的计算取得总血红蛋白浓度的指标。

[0027] 另外,在上述的内窥镜装置中,也可以为如下构成:特征量取得部基于第二参数取得总血红蛋白浓度。

[0028] 另外,在上述的内窥镜装置中,也可以为如下构成:第一特殊光具有血红蛋白的等吸收点E1附近至等吸收点E4附近的波长范围,所述等吸收点E1出现于 $528 \pm 5\text{nm}$,所述等吸收点E4出现于 $584 \pm 5\text{nm}$ 。

[0029] 根据该构成,能够容易地取得不依存于氧饱和度的正确的总血红蛋白浓度。

[0030] 另外,在上述的内窥镜装置中,也可以为如下构成:光源装置具备白色光源、和从白色光源发出的白色光取出第一特殊光的第一光学过滤器,所述光源装置切换发出白色光 and 第一特殊光。

[0031] 根据该构成,通过具备一个白色光源和一个光学过滤器的简单的构成的光源装置,能够进行氧饱和度的正确的检测。

[0032] 另外,在上述的内窥镜装置中,也可以为如下构成:当相当于第二参数的值的总血红蛋白浓度为规定值以上时,特征量取得部基于第一参数计算氧饱和度,当相当于第二参数的值的总血红蛋白浓度不到规定值时,特征量取得部基于反映血红蛋白的500-600nm吸收带的吸收的第三参数计算氧饱和度。

[0033] 根据该构成,能够在总血红蛋白浓度的广泛范围内,根据图像信息取得正确的氧饱和度。

[0034] 另外,在上述的内窥镜装置中,也可以为如下构成:光源装置还具备从白色光源发出的白色光取出第二特殊光的第二光学过滤器。在这种情况下,第三参数为N/W,

[0035] 其中,W为第一特殊观察图像数据W,

[0036] N为在第二特殊光的照明下进行拍摄而得到的RBG彩色图像数据的G成分即所述第二特殊观察图像数据N,

[0037] 第二特殊光具有血红蛋白的等吸收点E2附近至等吸收点E3附近的波长范围,所述

等吸收点E2出现于 $547 \pm 5\text{nm}$,所述等吸收点E3出现于 $569 \pm 5\text{nm}$ 。

[0038] 根据该构成,能够通过简单的构成取得散射导致的误差少的正确的氧饱和度。

[0039] 另外,在上述的内窥镜装置中,也可以为如下构成:特征量取得部具备第三存储部,所述第三存储部保存有显示第三参数和氧饱和度的关系的数值表或函数。

[0040] 本发明的一个实施方式所涉及的内窥镜装置,具备:光源装置,其能够发出第一光和第二光;拍摄部,其具备RGB彩色过滤器,拍摄被光源装置发出的光照明生物体组织,并且能够生成彩色图像数据;特征量取得部,其基于彩色图像数据取得生物体组织的特征量。对于第一光通过拍摄部的R彩色过滤器而形成的第一通过光和第二光通过拍摄部的G彩色过滤器而形成的第二通过光的每一个,血红蛋白的吸收与氧饱和度具有相关性。特征量取得部具有选择部,所述选择部选择基于通过第一通过光进行拍摄而得到的第一图像数据和通过第二通过光进行拍摄而得到的第二图像数据中的任一个,取得生物体组织的氧饱和度,特征量取得部基于选择部所选择的图像数据取得生物体组织的氧饱和度。

[0041] 另外,在上述的内窥镜装置中,也可以为如下构成:特征量取得部能够生成成为生物体组织的氧饱和度的指标的第一参数和成为生物体组织的总血红蛋白浓度的指标的第二参数,当相当于第二参数的值的总血红蛋白浓度为规定值以上时,选择部选择基于第一图像数据的氧饱和度的取得,当相当于第二参数的值的总血红蛋白浓度不到规定值时,选择部选择基于第二图像数据的氧饱和度的取得。

[0042] 另外,在上述的内窥镜装置中,也可以为如下构成:内窥镜装置具备特征量分布图像生成部,特征量分布图像生成部基于特征量生成表示生物体组织中的该特征量的分布的特征量分布图像。

[0043] 另外,在上述的内窥镜装置中,也可以为如下构成:拍摄部具备设置于前端部的内窥镜。

[0044] 根据本发明的一个实施方式的构成,能够根据生物体组织的图像信息,取得总血红蛋白浓度高的生物体组织的氧饱和度。

附图说明

[0045] 图1是血红蛋白的透过光谱。

[0046] 图2是血红蛋白的500-600nm带的吸收光谱。

[0047] 图3是表示氧饱和度和参数 $R/(R+G+B)$ 的关系的曲线图。

[0048] 图4是表示氧饱和度和参数 $\alpha R/(R+G+B)$ 的关系的曲线图。

[0049] 图5是表示参数 R/G 和修正值 α 的关系的曲线图。

[0050] 图6是本发明的实施方式所涉及的内窥镜装置的框图。

[0051] 图7是内置于拍摄元件的彩色过滤器的透过光谱。

[0052] 图8是旋转过滤器的外观图。

[0053] 图9是表示本发明的实施方式所涉及的光谱分析处理(分光分析处理)的流程图。

[0054] 图10是由本发明的实施方式所涉及的内窥镜装置生成的图像信息的显示例。(A)是普通观察图像的显示例,(B)以及(C)是氧饱和度分布图像的二维显示例。

具体实施方式

[0055] 以下,参照附图对本发明的实施方式进行说明。

[0056] 以下说明的本发明的实施方式所涉及的内窥镜装置为如下装置:基于在波长范围不同的光的照明下进行拍摄而得到的多个图像,对被拍摄体的生物体信息(例如,总血红蛋白浓度和氧饱和度等生物体组织的特征量)进行定量分析,并图像化显示分析结果。在利用该装置进行的总血红蛋白浓度以及氧饱和度的定量分析中,利用血液的光谱特性(即血红蛋白的光谱特性)对应于总血红蛋白浓度或氧饱和度连续变化这一性质。

[0057] <生物体组织的光谱特性和生物体信息的计算原理>

[0058] 在对本发明的实施方式所涉及的内窥镜装置的详细的构成进行说明之前,对血红蛋白的光谱特性和本发明的实施方式所涉及的氧饱和度等生物体组织的特征量(生物体信息)的计算原理进行说明。

[0059] [利用500-600nm带的吸收进行的计算]

[0060] 图1中显示血红蛋白的透过光谱。另外,图2中显示550nm附近的血红蛋白的吸收光谱。血红蛋白在550nm附近具有强吸收带。血红蛋白的吸收光谱根据氧饱和度(全血红蛋白中的氧合血红蛋白HbO所占的比例)而发生变化。在图1以及图2中,实线为氧饱和度为100%的情况下的(即,氧合血红蛋白HbO的)光谱,长虚线为氧饱和度为0%的情况下的(即,还原血红蛋白Hb的)光谱。另外,短虚线为其中间的氧饱和度(10、20、30、...90%)中的血红蛋白(氧合血红蛋白HbO和还原血红蛋白Hb的混合物)的光谱。

[0061] 如图2所示,在500-600nm带中,氧合血红蛋白HbO和还原血红蛋白Hb具有彼此不同的峰值波长。具体而言,氧合血红蛋白HbO具有波长542nm附近(例如 542 ± 5 nm)的吸收峰值P1和波长576nm附近(例如 576 ± 5 nm)的吸收峰值P3。另一方面,还原血红蛋白Hb在556nm附近(例如 556 ± 5 nm)具有吸收峰值P2。在图2中,由于是各成分(氧合血红蛋白HbO、还原血红蛋白Hb)的浓度之和为一定的两成分的吸收光谱,因此,出现了与各成分的浓度(即氧饱和度)无关的、吸收为一定的等吸收点E1(528nm附近[例如 528 ± 5 nm])、E2(547nm附近[例如 547 ± 5 nm])、E3(569nm附近[例如 569 ± 5 nm])、E4(584nm附近[例如 584 ± 5 nm])。在以下的说明中,将被等吸收点E1和E2夹着的波长区域称为“波长范围R1”,将被等吸收点E2和E3夹着的波长区域称为“波长范围R2”,将被等吸收点E3和E4夹着的波长区域称为“波长范围R3”。另外,将被等吸收点E1和E4夹着的波长区域(即合并波长范围R1、R2以及R3的区域)称为“波长范围R0”。另外,在以下的说明中,将波长范围R2也称为N带(Narrow-band,窄带),将波长范围R0也称为W带(Wide-band,宽带)。

[0062] 如图2所示,在邻接的等吸收点之间,血红蛋白的吸收相对于氧饱和度线性地增加或减少。另外,在邻接的等吸收点之间,血红蛋白的吸收相对于氧饱和度大致线性地变化。

[0063] 具体而言,波长范围R1、R3中的血红蛋白的吸收 A_{R1} 、 A_{R3} 相对于氧合血红蛋白的浓度线性地增加。另外,波长范围R2中的血红蛋白的吸收 A_{R2} 相对于还原血红蛋白的浓度线性地增加。

[0064] 在此,通过下述公式1定义氧饱和度。

[0065] 【公式1】

$$[0066] \quad Sat = \frac{[HbO]}{[Hb] + [HbO]}$$

[0067] 其中, Sat: 氧饱和度

[0068] [Hb]: 还原血红蛋白的浓度

[0069] [HbO]: 氧合血红蛋白的浓度

[0070] [Hb] + [HbO]: 总血红蛋白浓度 (tHb)。

[0071] 另外, 通过公式1能够得到表示氧合血红蛋白以及还原血红蛋白的浓度的公式2、公式3。

[0072] 【公式2】

$$[0073] \quad [HbO] = Sat \cdot ([Hb] + [HbO])$$

[0074] 【公式3】

$$[0075] \quad [Hb] = (1 - Sat) \cdot ([Hb] + [HbO])$$

[0076] 因此, 血红蛋白的吸收 A_{R1} 、 A_{R2} 以及 A_{R3} 为依存于氧饱和度Sat和总血红蛋白浓度tHb双方的特性量。

[0077] 另外, 根据本申请发明人的研究判明如下: 由波长范围R1、R2以及R3构成的波长范围R0中的血红蛋白的吸收的积分值 A_{R0} 几乎不依存于氧饱和度Sat, 为由总血红蛋白浓度tHb决定的值。因此, 能够根据吸收 A_{R0} 定量总血红蛋白浓度tHb。

[0078] 另外, 根据从吸收 A_{R0} 定量的总血红蛋白浓度tHb和吸收 A_{R1} 、 A_{R2} 或 A_{R3} , 能够定量氧饱和度和Sat。此外, 如图2所示, 在波长范围R1、R2以及R3中, 氧饱和度Sat所导致的吸收的变化量 (即由实线的波形和长虚线的波形所包围的区域的面积) 在波长范围R2中最大, 波长范围R2的吸收 A_{R2} 成为对于氧饱和度Sat灵敏度最高的特性量。

[0079] 另外, 生物体组织的光谱特性受到生物体组织引起的光散射的影响。也就是说, 生物体组织的光散射成为总血红蛋白浓度tHb和氧饱和度Sat的定量中的误差的主要原因。为了根据生物体组织的图像信息进行正确的定量, 需要修正散射的影响。

[0080] 本申请发明人的研究团队对从生物体组织的图像信息能够取得的总血红蛋白浓度tHb以及氧饱和度Sat的指标进行了研究, 从而创造出了以下的公式4-6所表示的不依存于光散射的三个参数 W/R 、 $W/(R+G)$ 以及 N/W 。参数 W/R 、 $W/(R+G)$ 为基于上述的吸收 A_{R0} 和总血红蛋白浓度tHb的定量的关系的、成为总血红蛋白浓度tHb的指标的参数。另外, 参数 N/W 为基于上述的吸收 A_{R2} 和氧饱和度Sat的定量的关系的、成为氧饱和度Sat的指标的参数。

[0081] 【公式4】

$$[0082] \quad \frac{W}{R}(x, y) = \frac{W(x, y)}{R(x, y)}$$

[0083] 【公式5】

$$[0084] \quad \frac{W}{R+G}(x, y) = \frac{W(x, y)}{R(x, y) + G(x, y)}$$

[0085] 【公式6】

$$[0086] \quad \frac{N}{W}(x, y) = \frac{N(x, y)}{W(x, y)}$$

[0087] 在此, $W(x, y)$ 为在W带的光的照明下进行拍摄而得到的图像数据的像素 (x, y) 的值, $N(x, y)$ 为在N带的光的照明下进行拍摄而得到的图像数据的像素 (x, y) 的值。此外, W带以及N带包含于单板式原色系彩色拍摄元件的G彩色过滤器的通过波长范围。也就是说, W带以及N带的光的像由安装有G彩色过滤器的色彩像素所拍摄, 并作为G数字彩色图像数据获得。

[0088] 另外, $R(x, y)$ 以及 $G(x, y)$ 分别为在白色光的照明下进行拍摄而得到的图像数据的像素 (x, y) 的值。具体而言, $R(x, y)$ 为由安装有R彩色过滤器的色彩像素所拍摄的R数字彩色图像数据的值, $G(x, y)$ 为由安装有G彩色过滤器的色彩像素所拍摄的G数字彩色图像数据的值。

[0089] 参数 W/R 以及 $W/(R+G)$ 对于总血红蛋白浓度 tHb 具有灵敏度, 而对于散射的强度和氧饱和度 Sat 几乎不具有灵敏度。因此, 根据参数 W/R 以及 $W/(R+G)$ 能够取得几乎不包含起因于散射的强度和氧饱和度 Sat 的误差的总血红蛋白浓度 tHb 的值。

[0090] 另外, 参数 N/W 对于总血红蛋白浓度 tHb 以及氧饱和度 Sat 具有灵敏度, 而对于散射的强度几乎不具有灵敏度。因此, 如果总血红蛋白浓度 tHb 为已知的话, 则根据参数 N/W 能够取得几乎不包含起因于散射的误差的氧饱和度 Sat 的值。

[0091] [利用了600-700nm带的吸收的计算]

[0092] 另外, 如图1所示, 500-600nm的吸收带的范围延伸至800nm附近。在600-700nm带(以下, 称为“波长范围R4”)中, 血红蛋白的吸收相对于氧饱和度 Sat 线性地单调地减少。波长范围R4(特别是600-650nm带)的吸收 A_{R4} 与500-600nm带相比较小, 同时, 相对于氧饱和度 Sat 的变化的变动幅度(即对于氧饱和度 Sat 的灵敏度)较大, 仍然能够成为氧饱和度 Sat 的指标。

[0093] 根据生物体组织的图像数据严格地计算吸收 A_{R4} 是困难的, 但是本申请发明人创造出的参数 $R/(R+G+B)$ 以及 R/W 分别成为表示与氧饱和度具有相关性的 A_{R4} 的指标(公式7、公式8)。通过使用参数 $R/(R+G+B)$ 或 R/W , 根据生物体组织的图像数据能够容易地计算表示 A_{R4} (并且氧饱和度 Sat) 的指标。

[0094] 【公式7】

$$[0095] \quad \frac{R}{R+G+B}(x, y) = \frac{R(x, y)}{R(x, y) + G(x, y) + B(x, y)}$$

[0096] 【公式8】

$$[0097] \quad \frac{R}{W}(x, y) = \frac{R(x, y)}{W(x, y)}$$

[0098] 在公式7中, $B(x, y)$ 为在白色光的照明下进行拍摄而得到的图像数据的像素 (x, y) 的值。具体而言, $B(x, y)$ 为由安装有B彩色过滤器的色彩像素拍摄的B数字彩色图像数据的值。

[0099] 吸收 A_{R4} 依存于总血红蛋白浓度 tHb 。因此, 作为吸收 A_{R4} 的指标的参数 $R/(R+G+B)$ 以

及R/W也依存于总血红蛋白tHb。为了得到正确的氧饱和度Sat,需要对各参数R/(R+G+B)或R/W修正总血红蛋白浓度tHb的影响。

[0100] 接着,以参数R/(R+G+B)为例,对修正由来自于总血红蛋白浓度tHb的误差的方法进行说明。

[0101] 图3为标示了氧饱和度Sat和参数R/(R+G+B)的关系的曲线图。即使氧饱和度Sat为相同的值,总血红蛋白浓度tHb越大,参数R/(R+G+B)的值越大,仅根据参数R/(R+G+B)并不能得到正确的氧饱和度Sat。

[0102] 图4为将参数R/(R+G+B)乘以由总血红蛋白浓度tHb决定的修正值 α (tHb)而得到的参数 $\alpha R/(R+G+B)$ 相对于氧饱和度Sat标示的曲线图。在图4中,所有的总血红蛋白浓度tHb中的值分布在大致同一曲线上,参数 $\alpha R/(R+G+B)$ 为几乎不依存于总血红蛋白浓度tHb的值。

[0103] 修正值 α (tHb)的值通过规定的基准条件(例如Sat=0,tHb=40)中的参数R/(R+G+B)的值除以与该基准条件相同的氧饱和度Sat(在该例中,Sat=0)下的各总血红蛋白浓度tHb中的参数R/(R+G+B)的值而得到。

[0104] 根据生物体组织的图像数据严格地计算总血红蛋白浓度tHb的值是困难的,而本申请发明人所创造出的参数R/G为表示总血红蛋白浓度tHb的指标(公式9)。通过使用参数R/G,根据生物体组织的图像数据能够容易地计算表示总血红蛋白浓度tHb的指标。

[0105] 【公式9】

$$[0106] \quad \frac{R}{G}(x,y) = \frac{R(x,y)}{G(x,y)}$$

[0107] 图5是标示了实验取得的参数R/G和修正值 α 的关系的曲线图。使用该曲线图,根据参数R/G的值能够得到修正值 α 的值。

[0108] 由于500-600nm带(波长范围R1-R3)吸收大,因此,利用了波长范围R1-R3中的吸收的公式4-6的参数(特别是,使用在波长范围窄且光量少的波长范围R2的光的照明下进行拍摄而得到的图像数据N的公式6的参数N/W)适合于总血红蛋白浓度tHb比较少的生物体组织的评价。

[0109] 另一方面,由于600-700nm带(波长范围R4)吸收小,因此,利用了波长范围R4中的吸收的公式7-9的参数适合于总血红蛋白浓度tHb比较高的生物体组织的评价。

[0110] 在以下说明的本发明的实施方式中,对于总血红蛋白浓度tHb比较低的生物体组织,基于波长范围R1-R3中的强吸收计算生物体组织中的生物体物质的浓度(具体而言,总血红蛋白浓度tHb以及氧饱和度Sat),对于总血红蛋白浓度tHb比较高的生物体组织,基于波长范围R4中的弱吸收计算生物体组织中的生物体物质的浓度。这样,根据总血红蛋白浓度tHb的大小,通过选择氧饱和度Sat的计算中所使用的波长范围的构成,能够遍及广泛的浓度范围而取得正确的氧饱和度Sat。

[0111] <内窥镜装置的构成>

[0112] 图6是本发明的实施方式所涉及的内窥镜装置1的框图。本实施方式的内窥镜装置1具备电子内窥镜100、处理器200以及监视器300。电子内窥镜100以及监视器300能够装卸地连接于处理器200。另外,光源部400以及图像处理部500内置于处理器200。

[0113] 电子内窥镜100具有插入被检者的体内的插入管110。在电子内窥镜100的内部,设置有遍及大致全长而延伸的导光件131。导光件131的一端部(前端部131a)配置于插入管

110的前端部(插入管前端部111),导光件131的另一端部(基端部131b)连接于处理器200。处理器200内置有光源部400,作为白色光源的一例,所述光源部400具备氙气灯等生成光量大的白色光WL的光源灯430等。由该光源部400生成的照明光IL射入导光件131的基端131b。射入导光件131的基端131b的光经由导光件131被导入其前端部131a,从前端部131a放射出。在电子内窥镜100的插入管前端部111设置有与导光件131的前端部131a对向配置的配光透镜132,从导光件131的前端部131a放射出的照明光IL通过配光透镜132对插入管前端部111的附近的生物体组织T进行照明。

[0114] 另外,在插入管前端部111设置有物镜光学系统121以及拍摄部的一例即拍摄元件141。由生物体组织T的表面反射或者散射的照明光IL的一部分(返回光)射入物镜光学系统121并被聚光,在拍摄元件141的感光面上成像。本实施方式的拍摄元件141为在其感光面具备彩色过滤器141a的彩色图像拍摄用的CCD(Charge Coupled Device,电荷耦合元件)图像传感器。对于拍摄元件141,也可以使用CMOS(Complementary Metal Oxide Semiconductor,互补金属氧化物半导体)图像传感器等其他种类的拍摄元件。

[0115] 彩色过滤器141a配列有使红色的光通过的R彩色过滤器、使绿色的光通过的G彩色过滤器和使蓝色的光通过的B彩色过滤器,其为直接形成在拍摄元件141的各感光元件上的、所谓的片上过滤器(オンチップフィルタ)。R、G、B的各过滤器具有如图7所示的光谱特性。也就是说,本实施方式的R彩色过滤器为使波长约570nm以上的长波长的光通过的过滤器,G彩色过滤器为使波长约500nm~620nm的光通过的过滤器,B彩色过滤器为使波长约530nm以下的短波长的光通过的过滤器。

[0116] 拍摄元件141以与后述的信号处理电路550同步地驱动的方式被控制,同步地(例如,以1/30秒间隔)输出对应于在感光面上成像的被拍摄体像的拍摄信号。从拍摄元件141输出的拍摄信号经由电缆142被传送至处理器200的图像处理部500。

[0117] 图像处理部500具备A/D转换电路510、临时存储存储器520、控制器530、视频存储器540以及信号处理电路550。A/D转换电路510对从电子内窥镜100的拍摄元件141经由电缆142输入的拍摄信号进行A/D转换并输出数字图像数据。从A/D转换电路510输出的数字图像数据被传送至临时存储存储器520并被存储。数字图像数据中包括通过安装有R彩色过滤器的感光元件进行拍摄而得到的R数字图像数据、通过安装有G彩色过滤器的感光元件进行拍摄而得到的G数字图像数据以及通过安装有B彩色过滤器的感光元件进行拍摄而得到的B数字图像数据。此外,在本说明书中,将R数字图像数据、G数字图像数据以及B数字图像数据也称为单色图像数据(R单色图像数据、G单色图像数据以及B单色图像数据)。

[0118] 控制器530对存储于临时存储存储器520的单数或者多数数字图像数据进行处理,从而生成监视器300中显示的画面数据,并将该画面数据传送至视频存储器540。例如,控制器530生成:从单一的数字图像数据生成的画面数据;排列有多个数字图像数据的图像的画面数据;或者基于多个数字图像数据,在每个像素(x,y)上生成生物体组织T的反射光谱,并基于其生成包含以颜色区别健康部位和病变部位的图像的画面数据;和包含对应于特定的像素(x,y)的生物体组织T的反射光谱的曲线图显示的画面数据等,并将其存储于视频存储器540。信号处理电路550基于视频存储器540中存储的画面数据生成规定的形式(例如,依照NTSC规格或DVI规格的形式)的视频信号并输出。从信号处理电路550输出的视频信号被输入至监视器300。其结果是,通过电子内窥镜100进行拍摄而得到的内窥镜图像等显示于

监视器300。

[0119] 这样,处理器200兼具如下两种功能:作为对从电子内窥镜100的拍摄元件141输出的拍摄信号进行处理的视频处理器的功能;作为将用于照明被拍摄体即生物体组织T的照明光IL供给至电子内窥镜100的导光件131的光源装置的功能。

[0120] 作为光源装置的一例的光源部400除了上述的光源430之外还具备聚光透镜440、旋转过滤器410、过滤器控制部420以及聚光透镜450。从光源430射出的大致平行光的白色光WL被聚光透镜440聚光,通过旋转过滤器410之后,被聚光透镜450再次聚光,并射入导光件131的基端131b。此外,旋转过滤器410通过线性导线(リニアガイドウェイ)等移动单元(未图示)在白色光WL的光路上的适用位置和光路外的退避位置之间能够移动。

[0121] 此外,光源部400的构成并不限于图6所示的构成。例如,对于光源430也可以采用产生收束光的灯。在这种情况下,例如,也可以采用如下构成:使白色光WL在聚光透镜440的前方聚光,并使其作为扩散光射入聚光透镜440。

[0122] 另外,也可以采用如下构成:不使用聚光透镜440,而使光源430产生的大致平行光直接射入旋转过滤器410。

[0123] 另外,在使用产生收束光(收束光)的灯的情况下,也可以采用如下构成:使用准直透镜代替聚光透镜440,在大致平行光的状态下,使白色光WL射入旋转过滤器410。例如,在旋转过滤器410上使用电介质多层膜过滤器等干涉型光学过滤器的情况下,通过使大致平行光的白色光WL射入旋转过滤器410,由于使白色光WL向光学过滤器的入射角均匀,因此,能够得到更加良好的过滤器特性。

[0124] 另外,光源430也可以采用产生发散光的灯。在这种情况下,也能够采用如下构成:使用准直透镜代替聚光透镜440,使大致平行光的白色光WL射入旋转过滤器410。

[0125] 旋转过滤器410为具备多个光学过滤器的圆盘型的光学组件,根据其旋转角度来切换通过波长范围的方式构成。通过连接于控制器530的过滤器控制部420来控制旋转过滤器410的旋转角度。控制器530经由过滤器控制部420控制旋转过滤器410的旋转角度,由此,切换通过旋转过滤器410而供给至导光件131的照明光IL的光谱。

[0126] 图8是旋转过滤器410的外观图(主视图)。旋转过滤器410具备大致圆盘状的框架411、三个扇形的光学过滤器415、416以及418。光学过滤器415、416分别为第一光学过滤器、第二光学过滤器的一例。围绕框架411的中心轴以等间隔形成有三个扇状的窗414a、414b以及414c,光学过滤器415、416以及418分别嵌入各窗414a、414b以及414c。此外,本实施方式的光学过滤器均为电介质多层膜过滤器,也可以使用其他方式的光学过滤器(例如,吸收型的光学过滤器或将电介质多层膜用作反射膜的标准过滤器等)。

[0127] 另外,在框架411的中心轴上形成凸起孔412。过滤器控制部420具备的伺服电机(未图示)的输出轴插入固定于凸起孔412,旋转过滤器410与伺服电机的输出轴一起旋转。

[0128] 图8中示出白色光WL射入光学过滤器415的状态,当旋转过滤器410向箭头所示的方向旋转时,射入有白色光WL的光学过滤器按照415、416、418的顺序进行切换,由此来切换通过旋转过滤器410的照明光IL的光谱顺序。

[0129] 光学过滤器415以及416为选择性地使550nm带的光通过的光带通滤波器。如图2所示,光学过滤器415以如下方式构成:以低损失使从等吸收点E1至E4的波长范围(即波长范围R0(W带))的光通过,并遮断其以外的波长区域的光。另外,光学过滤器416以如下方式构

成:以低损失使从等吸收点E2至E3的波长范围(即波长范围R2(N带))的光通过,并遮断其以外的波长区域的光。

[0130] 如图2所示,波长范围R1中包含由来自于氧合血红蛋白的吸收峰值P1的峰值波长,波长范围R2中包含由来自于还原血红蛋白的吸收峰值P2的峰值波长,波长范围R3中包含由来自于氧合血红蛋白的吸收峰值P3的峰值波长。另外,波长范围R0中包含三个吸收峰值P1、P2、P3的各峰值波长。

[0131] 另外,光学过滤器415以及416的通过波长范围即W带以及N带(图2)包含于彩色过滤器141a的G彩色过滤器的通过波长范围。因此,由通过了光学过滤器415或416的光形成的被拍摄体像被拍摄元件141的安装有G彩色过滤器的感光元件拍摄并被作为G数字图像数据获得。

[0132] 另外,光学过滤器418为阻隔紫外线过滤器,通过了光学过滤器418的照明光IL(即白色光)使用于普通观察像的拍摄。此外,也可以为如下构成:不使用光学过滤器418,开放框架411的窗414c。另外,在本说明书中,将通过了光学过滤器415或416的照明光IL也称为特殊光(或者特殊观察光),将通过了光学过滤器418的白色光(或者宽带光)也称为普通光(或者普通观察光)。

[0133] 另外,在窗414a上,与光学过滤器415重叠地安装有减光过滤器(ND过滤器)419。减光过滤器419在整个可见光范围内不存在波长依存性,不会使照明光IL的光谱变化而仅减少光量。通过减光过滤器419的使用,将通过了光学过滤器415以及减光过滤器419的照明光IL的光量调整为与通过了光学过滤器416的照明光IL的光量大致相同程度。由此,即使在使用通过了光学过滤器415、416任意一个的照明光IL的情况下,也能够以相同的曝光时间进行适当曝光下的拍摄。

[0134] 在本实施方式中,使用网眼细的金属网作为减光过滤器419。除了金属网以外,也可以使用切口或半透明反射镜等其他方式的减光过滤器。另外,也可以不使用减光过滤器而调整光学过滤器415、416自身的透过率。另外,也可以在窗414b、414c上安装减光过滤器。另外,也可以通过改变窗414a~414c的中心角(即开口面积)来调整通过光量。另外,也可以不使用减光过滤器而对使用的每个光学过滤器调整曝光时间。

[0135] 在框架411的周缘部形成有贯通孔413。贯通孔413在框架411的旋转方向形成于与窗414a和窗414c的边界部相同的位置(相位)。在框架411的周围,用于检测贯通孔413的光遮断器422以包围框架411的周缘部的一部分的方式配置。光遮断器422连接于过滤器控制部420。

[0136] 本实施方式的内窥镜装置1具有普通观察模式和光谱分析模式这两种动作模式。普通观察模式为使用通过了光学过滤器418的照明光IL(普通光)拍摄彩色图像的动作模式。光谱分析模式为基于使用通过了光学过滤器415以及416的各个的照明光IL(特殊光)进行拍摄而得到的数字图像数据进行光谱分析并且显示生物体组织中的生物体分子的分布图像(例如氧饱和度分布图像)的模式。内窥镜装置1的动作模式例如通过使用者对处理器200的操作面板(未图示)或电子内窥镜100的操作按钮(未图示)的操作进行切换。

[0137] 在普通观察模式中,控制器530控制移动单元使旋转过滤器410从适用位置向退避位置移动。此外,在光谱分析模式中,旋转过滤器410配置于适用位置。另外,在旋转过滤器410不具有移动单元的情况下,控制器530控制过滤器控制部420以使旋转过滤器410在白色

光WL射入光学过滤器418的位置静止。并且,对通过拍摄元件141进行拍摄而得到的数字图像数据实施去马赛克处理等规定的图像处理之后将其转换为视频信号并使其画面显示于监视器300。

[0138] 在光谱分析模式中,控制器530控制过滤器控制部420,以使旋转过滤器410以一定的转速旋转驱动,同时依次进行利用通过了光学过滤器415、416以及418的任意一个的照明光IL的生物体组织T的拍摄。并且,基于使用分别通过了各光学过滤器415以及416的照明光IL取得的数字图像数据,生成显示生物体组织中的生物体分子的分布的图像,并将其与使用光学过滤器418取得的普通观察图像排列而生成显示画面,进一步转换成数字信号并使其显示于监视器300。

[0139] 在光谱分析模式中,过滤器控制部420基于光遮断器422检测出贯通孔413的时刻,检测出旋转过滤器410的旋转的相位,并将其与从控制器530供给的时序信号的相位相比较,调整旋转过滤器410的旋转的相位。来自控制器530的时序信号与拍摄元件141的驱动信号同步。因此,旋转过滤器410与拍摄元件141的驱动同步,以大致一定的转速被旋转驱动。具体而言,旋转过滤器410的旋转以如下方式被控制:每次进行利用拍摄元件141的一个图像量(R、G、B的三帧)的拍摄时,切换白色光WL射入的光学过滤器415、416、418(窗414a~c)。

[0140] 接着,对在光谱分析模式中执行的光谱分析处理进行说明。图9是表示光谱分析处理的顺序的流程图。

[0141] 如上所述,在通过使用者操作选择光谱分析模式的情况下,过滤器控制部420使旋转过滤器410以一定的转速旋转驱动。并且,从光源部400依次供给通过了光学过滤器415、416、418的照明光IL,依次进行使用各照明光IL的拍摄(S1)。具体而言,将使用通过了光学过滤器415的照明光IL进行拍摄而得到的G数字图像数据 $W(x, y)$ 、使用通过了光学过滤器416的照明光IL进行拍摄而得到的G数字图像数据 $N(x, y)$ 连同使用通过了光学过滤器(阻隔紫外线过滤器)418的照明光IL(白色光)进行拍摄而得到的R数字图像数据 $R(x, y)$ 、G数字图像数据 $G(x, y)$ 以及B数字图像数据 $B(x, y)$ 存储于控制器530的内部存储器531。

[0142] 接着,图像处理部500使用在处理S1取得的R数字图像数据 $R(x, y)$ 、G数字图像数据 $G(x, y)$ 以及B数字图像数据 $B(x, y)$,进行挑选成为以下的分析处理(处理S3-S7)的对象的像素的像素挑选处理S2。图像处理部500为取得生物体组织的特征量的特征量取得部的一例。

[0143] 对于不包含血液的部位、或者生物体组织的颜色由于血红蛋白以外的物质而受到支配性影响的部位,即使根据像素的色彩信息计算氧饱和度或血流量也无法得到具有意义的值,成为单纯的噪声。如果将这样的噪声提供给医生的话,则不仅成为医生判断的障碍,还会产生给予图像处理部500不必要的负荷而降低处理速度这样的弊端。因此,本实施方式的分析处理以如下方式构成:挑选适合分析处理的像素(即记录了血红蛋白的光谱学的特征的像素),仅对所挑选的像素进行分析处理。

[0144] 在像素挑选处理S2中,仅将满足以下的公式10、公式11以及公式12的全部条件的像素挑选为分析处理的对象像素。

[0145] 【公式10】

[0146] $B(x, y) / G(x, y) > a_1$

[0147] 【公式11】

[0148] $R(x, y) / G(x, y) > a_2$

[0149] 【公式12】

$$[0150] \quad R(x, y) / B(x, y) > a_3$$

[0151] 在此, a_1 、 a_2 、 a_3 为正的常数。

[0152] 上述的三个条件式基于血液的透过光谱中的、G成分<B成分<R成分的值的大小关系进行设定。此外,也可以仅使用上述的三个条件式中的一个或者两个(例如,着眼于血液特有的红色而仅使用公式11以及公式12)来进行像素挑选处理S2。

[0153] 接着,图像处理部500进行第一分析处理S4。在控制器530的非易失性存储器532中,保存有表示参数W/R和总血红蛋白浓度tHb的定量关系的数值表T1(或函数)、表示总血红蛋白浓度tHb以及参数N/W和氧饱和度Sat的关系的数值表T2(或函数)、表示参数R/G和修正值 α 的关系的数值表T3(或函数)以及表示参数 $\alpha R / (R+G+B)$ 和氧饱和度Sat的关系的数值表T4(或函数)。非易失性存储器532为第一存储部至第三存储部的一例。在第一分析处理S3中,使用该数值表T1,根据在处理S1中取得的G数字图像数据W(x,y)以及R数字图像数据(x,y)取得总血红蛋白浓度tHb的值。

[0154] 具体而言,首先,通过公式13对各像素(x,y)计算参数W/R(x,y)。

[0155] 【公式13】

$$[0156] \quad W/R(x, y) = W(x, y) / R(x, y)$$

[0157] 接着,参照数值表T1,读取并取得对应于通过公式13计算出的参数W/R(x,y)的值的总血红蛋白浓度tHb(x,y)的值。

[0158] 预先通过理论计算或实验获得非易失性存储器532中所保存的数值表T1(连同后述的数值表T2、T3以及T4)的定量关系。

[0159] 接着,图像处理部500进行分析模式选择处理S4。光谱分析模式中包含基于550nm带(波长范围R0)的吸收取得氧饱和度Sat的第一光谱分析模式(以下称为“第一模式”)和基于650nm带(波长范围R4)的吸收取得氧饱和度Sat的第二光谱分析模式(以下称为“第二模式”)。在分析血液的含量比较少的生物体组织的情况下,适合使用具有血红蛋白的强吸收的550nm带的第一光谱分析模式。另外,在分析血液的含量比较多的生物体组织的情况下,适合血红蛋白的吸收不那么强或者对于氧饱和度的灵敏度大的650nm带的第二光谱分析模式。在分析模式选择处理S4中,计算与生物体组织中的血液含量(总血红蛋白浓度)具有相关性的参数,并基于该参数选择采用第一模式和第二模式中的哪一种光谱分析模式。

[0160] 在本实施方式的分析模式选择处理S4中,对于满足公式14所表示的条件的像素(x,y),判断为血液的含量比较少的生物体组织的像,选择第一模式。另外,对于未满足公式14所表示的条件的像素(x,y),判断为血液的含量比较多的生物体组织的像,选择第二模式。

[0161] 【公式14】

$$[0162] \quad R(x, y) / G(x, y) > a_4$$

[0163] 在此, a_4 为正的常数。

[0164] 另外,也可以如下构成:代替上述的公式14而使用公式15所表示的条件式,当满足条件式时,选择第一模式;当未满足时,选择第二模式。

[0165] 【公式15】

$$[0166] \quad R(x, y) / W(x, y) > a_5$$

[0167] 在此, a_5 为正的常数。

[0168] 此外, 在分析模式选择处理S4中所使用的条件式并不限定于公式14和公式15。可以使用与生物体组织中的血液的含量具有相关性的其他的参数。

[0169] 分析模式选择处理S4的边界条件(常数 a_4 或 a_5)例如以第一模式和第二模式所产生的的分析结果的误差为相同程度的方式(即, 选择误差少的光谱分析模式的方式)设定。

[0170] 另外, 由于血液的含量越多、血红蛋白的吸收越强, 则照明光IL越难以到达生物体组织的深部, 因此, 生物体组织导致的散射的影响减少。因此, 在散射导致的误差变得足够小的情况下也能够为选择第二模式的构成。在这种情况下, 即使在第二模式中省略散射的修正, 也能够确保足够的分析精度。

[0171] 当在分析模式选择处理S4中选择第一模式时, 接着, 图像处理部500进行第二分析处理S5。第二分析处理为使用成为550nm带(具体为N带)的吸收的指标的参数N/W取得氧饱和度的处理。在控制器530的非易失性存储器532中保存有表示总血红蛋白浓度tHb、参数N/W以及氧饱和度Sat的定量关系的数值表T2(或函数)。在数值表T2中, 关联性地登记总血红蛋白浓度tHb、参数N/W以及氧饱和度Sat这三个数值(以下称为“数值组”。)。在第二分析处理S4中, 使用该数值表T2, 根据在处理S1中取得的G数字图像数据 $W(x, y)$ 、 $N(x, y)$ 以及在第一分析处理S3中取得的总血红蛋白浓度 $tHb(x, y)$ 的值, 取得各像素的氧饱和度 $Sat(x, y)$ 的值。

[0172] 具体而言, 首先, 通过公式16对各像素 (x, y) 计算参数 $N/W(x, y)$ 。

[0173] 【公式16】

[0174] $N/W(x, y) = N(x, y) / W(x, y)$

[0175] 接着, 对于各像素 (x, y) , 参照数值表T2, 抽出与在第一分析处理S3中取得的总血红蛋白浓度 $tHb(x, y)$ 的值和通过公式16计算出的参数 $N/W(x, y)$ 的值最接近的数值组, 读取被抽出的数值组的氧饱和度Sat的值, 作为该像素 (x, y) 的氧饱和度 $Sat(x, y)$ 的值取得。

[0176] 当在分析模式选择处理S4中选择第二模式时, 图像处理部500进行第三分析处理S6。第三分析处理为使用成为600-700nm带(波长范围R4)的吸收的指标的参数 $R/(R+G+B)$ 或 R/W 取得氧饱和度的处理。

[0177] 在控制器530的非易失性存储器532中保存有参数 R/G 和修正值 α 的图5所示的关系的数值表T3(或函数)。使用该数值表T3, 对于各像素 (x, y) , 根据参数 $R/G(x, y)$ 的值取得修正值 α 。

[0178] 另外, 在控制器530的非易失性存储器532中保存有参数 $\alpha R/(R+G+B)$ 和氧饱和度Sat的图4所示的关系的数值表T4(或函数)。控制器530通过公式17对于各像素 (x, y) 计算参数 $\alpha R/(R+G+B)$, 并从数值表T4取得与参数 $\alpha R/(R+G+B)$ 的计算值相对应的氧饱和度Sat的值。

[0179] 【公式17】

$$[0180] \quad \alpha \frac{R}{R+G+B}(x, y) = \frac{\alpha R(x, y)}{R(x, y) + G(x, y) + B(x, y)}$$

[0181] 另外, 也可以为代替参数 $\alpha R/(R+G+B)$ 而使用参数 $\beta R/W$ 取得氧饱和度Sat的构成。常数 β 为用于从参数 R/W 除去总血红蛋白浓度tHb的影响的修正值, 对应于修正值 α 。在这种情况下, 数值表T3表示参数 R/G 和修正值 β 的关系, 数值表T4表示参数 $\beta R/W$ 和氧饱和度Sat的关

系。

[0182] 在控制器530的非易失性存储器532中存储有表示氧饱和度 $Sat(x, y)$ 和显示色(像素值)的关系的数值表(或函数)。并且,在处理S7中,控制器530参照该数值表(或函数)取得表示与在第二分析处理S5或第三分析处理S6中获得的氧饱和度 $Sat(x, y)$ 对应的显示色的像素值。

[0183] 另外,控制器530根据使用通过了光学过滤器(阻隔紫外线过滤器)418的照明光IL(白色光)进行拍摄而得到的R数字图像数据 $R(x, y)$ 、G数字图像数据 $G(x, y)$ 以及B数字图像数据 $B(x, y)$ 生成普通观察图像数据。

[0184] 图10中显示控制器530所生成的图像数据的显示例。控制器530为特征量分布图像生成部的一例。图10(A)为普通观察图像的显示例。图10(B)为根据在上述的第二分析处理S5中取得的氧饱和度 $Sat(x, y)$ 生成的氧饱和度分布图像数据的显示例。进一步,图10(C)为根据在上述的第三分析处理S6中取得的氧饱和度 $Sat(x, y)$ 生成的氧饱和度分布图像数据的显示例。此外,图10为观察了人的舌头的背面侧的图。在图10(B)以及图10(C)的氧饱和度分布图像中,未显示(即被涂黑)因光量不足而无法以足够精度获得氧饱和度 $Sat(x, y)$ 的值的区域。在图10(B)中,由于将利用光量少的N带的照明光IL进行拍摄而得到的G数字图像数据 $N(x, y)$ 用于氧饱和度 $Sat(x, y)$ 的计算,因此,对于几乎所有的像素 (x, y) ,不能够以足够的精度计算氧饱和度 $Sat(x, y)$,其结果是,未显示大半的区域。另一方面,在图10(C)中,由于将利用光量比较多的照明光IL进行拍摄而得到的图像数据用于氧饱和度 $Sat(x, y)$ 的计算,因此,对于几乎所有的像素 (x, y) ,能够以足够的精度计算氧饱和度 $Sat(x, y)$,并且描绘出具有层次的图像。

[0185] 进一步,控制器530根据所生成的氧饱和度分布图像数据以及普通观察图像数据,生成在一个画面上排列显示普通观察图像和氧饱和度分布图像的画面数据,并将其存储于视频存储器540。此外,控制器530根据使用者操作能够生成仅显示氧饱和度分布图像的显示画面、仅显示普通观察图像的显示画面、在氧饱和度分布图像和/或普通观察图像中叠加显示有患者的ID信息和观察条件等附带信息的显示画面等各种显示画面。

[0186] 已知在恶性肿瘤的组织中,因血管新生,总血红蛋白浓度高于正常的组织,并且氧的代谢较为显著,因此,氧饱和度 Sat 低于正常的组织。因此,控制器530抽出通过第一分析处理S3取得的总血红蛋白浓度大于规定的基准值(第一基准值),并且通过第二分析处理S5或第三分析处理S6取得的氧饱和度 Sat 小于规定的基准值(第二基准值)的像素,生成例如对于普通观察图像数据的对应的像素进行了增强显示处理的病变部增强图像数据,并能够使病变部增强图像与普通观察图像和/或氧饱和度分布图像一起(或者单独地)显示于监视器300。

[0187] 作为增强显示处理,例如有使符合的像素的像素值增加的处理、使色相变化的处理(例如使R成分增加以使红色变深的处理或使色相仅旋转规定角度的处理)、使符合的像素闪烁(或者使色相周期性地变化的)处理。

[0188] 另外,也可以如下构成:代替病变部增强图像数据,控制器530基于例如与氧饱和度 $Sat(x, y)$ 的平均值的偏差和与总血红蛋白浓度 $tHb(x, y)$ 的平均值的偏差,计算表示恶性肿瘤的疑似程度的指标 $Z(x, y)$,生成将指标 Z 作为像素值的图像数据(恶性疑似度图像数据)。

[0189] 以上为本发明的实施方式以及该实施方式的具体的实施例的说明,但本发明并不限于上述的构成,在本发明的技术思想的范围内可进行各种各样的变形。

[0190] 另外,在上述的实施方式中,在生物体组织中的血红蛋白的浓度分布的分析中应用了本发明,但在使生物体组织的颜色变化的其他的生物体物质(例如荷尔蒙等分泌物)的浓度分布的分析中也能够应用本发明。

[0191] 另外,将本实施方式的拍摄元件141作为在其前面具备R、G、B的原色系彩色过滤器的彩色图像拍摄用的拍摄元件进行了说明,但并不限于该构成,也可以使用例如具备Y、Cy、Mg、G的补色系彩色过滤器的彩色图像拍摄用的拍摄元件。

[0192] 另外,将本实施方式的拍摄元件141作为具备片上的彩色过滤器141a的彩色图像拍摄用的拍摄元件进行了说明,但并不限于该构成,也可以为例如使用黑白图像拍摄用的拍摄元件,具备所谓的帧顺序方式的彩色过滤器的构成。另外,彩色过滤器141a并不限于片上的构成,也能够配置在光源430至拍摄元件141的光路中。

[0193] 另外,在上述的实施方式中使用了旋转过滤器410,但本发明并不限于该构成,也能够使用可切换通过波长范围的其他方式的波长可变过滤器。

[0194] 另外,在上述实施方式中,采用了将旋转过滤器410设置于光源侧并且对于照射光IL进行过滤处理的构成,但本发明并不限于该构成,也可以为将旋转过滤器410设置于拍摄元件侧(例如物镜光学系统121和拍摄元件131之间)并且对于来自被拍摄体的返回光进行过滤处理的构成。

[0195] 另外,在上述的实施方式中,当拍摄在第三分析处理S6中使用的R数字图像 $R(x, y)$ 数据时,使用白色光的照明光IL,但也可以为如下构成:在旋转过滤器410上设置正确地取出波长范围R4的光学过滤器,基于在通过了该光学过滤器的波长范围R4的照明光IL下进行拍摄而得到的R数字图像数据取得氧饱和度Sat。在这种情况下,能够将光学过滤器的波长范围R4设定在等吸收点E4至800nm的波长范围内,但优选设定在吸收比较大且对于氧饱和度的灵敏度高的、600-700nm(特别是650-650nm)的波长范围内。例如也可以为如下构成:基于使用通过了上述实施方式的光学过滤器417的照明光IL进行拍摄而得到的R数字图像数据 $R_{417}(x, y)$ 取得氧饱和度Sat。

[0196] 另外,在上述的实施方式中,在光谱分析模式中,采用使旋转过滤器410以一定的转速旋转,同时以规定的时间间隔进行拍摄的构成,但本发明并不限于该构成,例如也可以为如下构成:使旋转过滤器410的旋转位置以规定的时间间隔阶段性地发生变化,并且在旋转过滤器410静止的状态下进行拍摄。

[0197] 另外,在上述的实施方式中,使用从拍摄元件输出的图像数据(RAW数据)进行光谱分析处理,但也可以使用插值处理(去马赛克处理)、线性矩阵处理、白平衡处理、向规定的色彩空间(例如sRGB空间)的色彩转换处理等各种图像处理后的图像数据进行光谱分析处理。

[0198] 另外,在上述的实施方式中,使用氙气灯等白色光源作为产生照明用的宽带光的光源,但也可以使用产生遍及所使用的各光学过滤器的通过波长范围全部而具有足够的光量的非白色的宽带光的光源。

[0199] 另外,在上述的实施方式中,使用透过型的光学过滤器,但也可以使用反射通过波长范围的反射型的光学过滤器。

[0200] 另外,上述的实施方式是将本发明应用于作为数码相机的一种形式的电子内窥镜装置的例子,但也可以将本发明适用于使用了其他种类的数码相机(例如数码单反相机或数码摄像机)的系统。例如,将本发明应用于数码静态相机时,能够进行体表组织的观察或开颅手术时的脑组织的观察(例如脑血流量的迅速检查)。

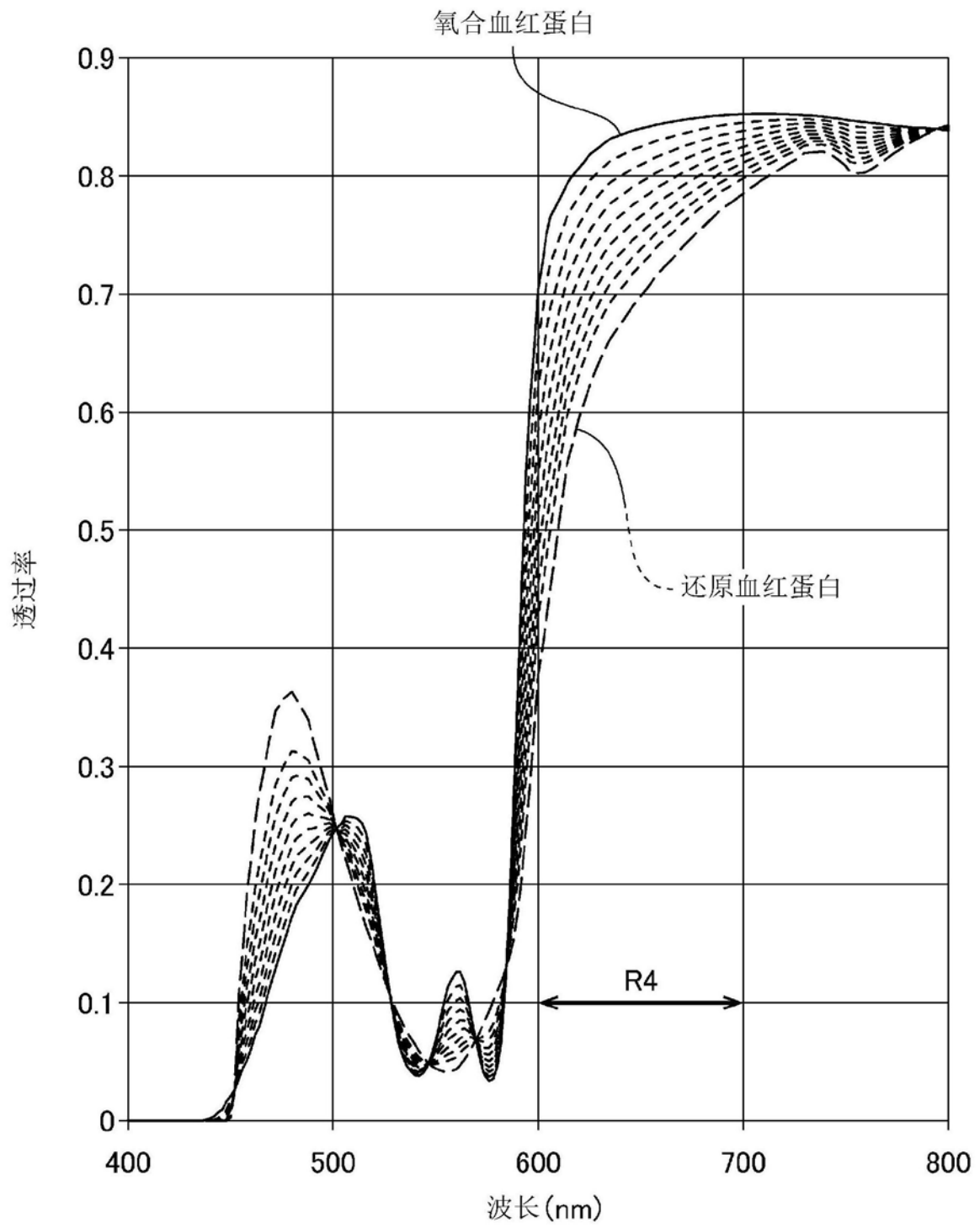


图1

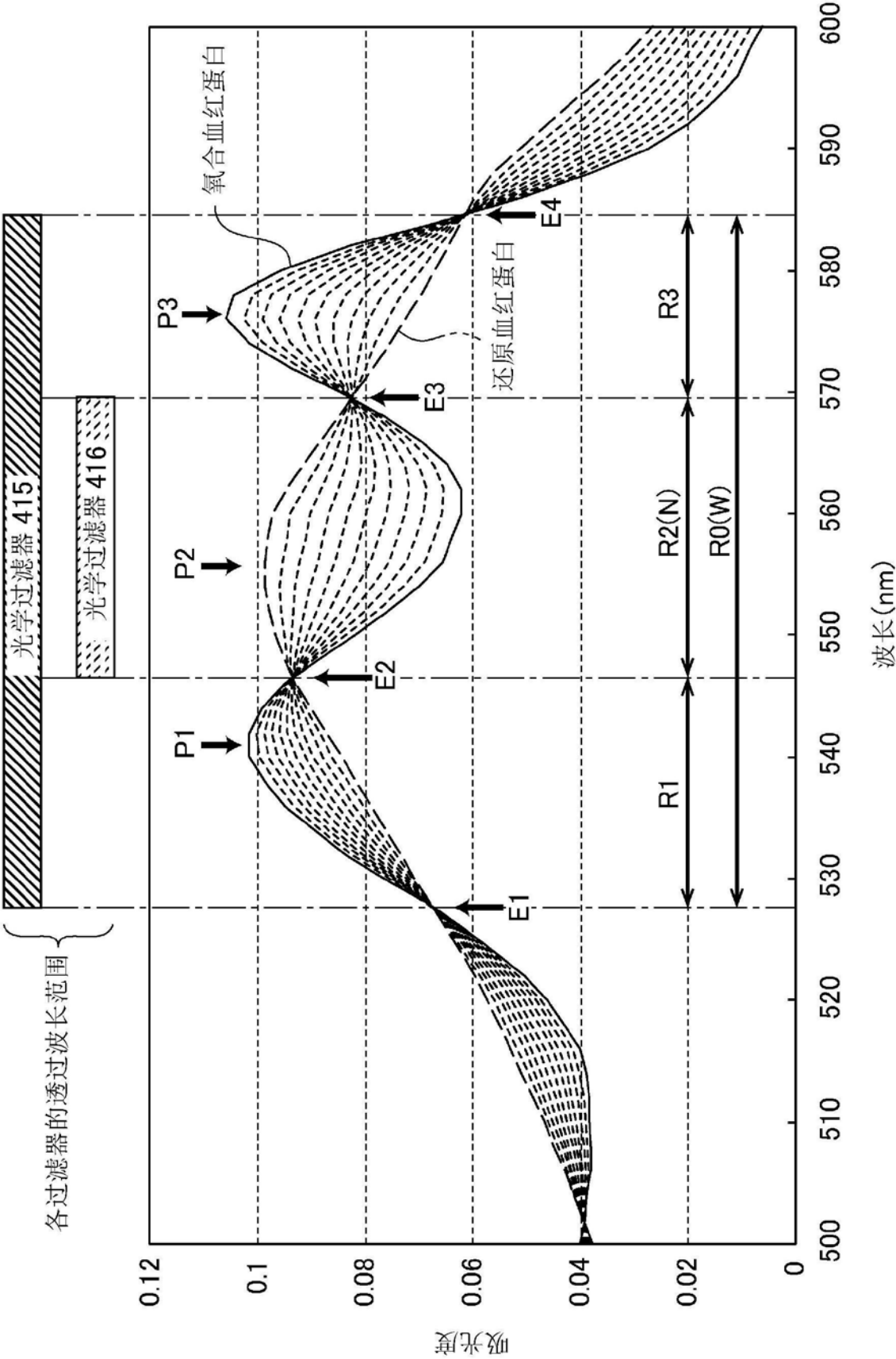


图2

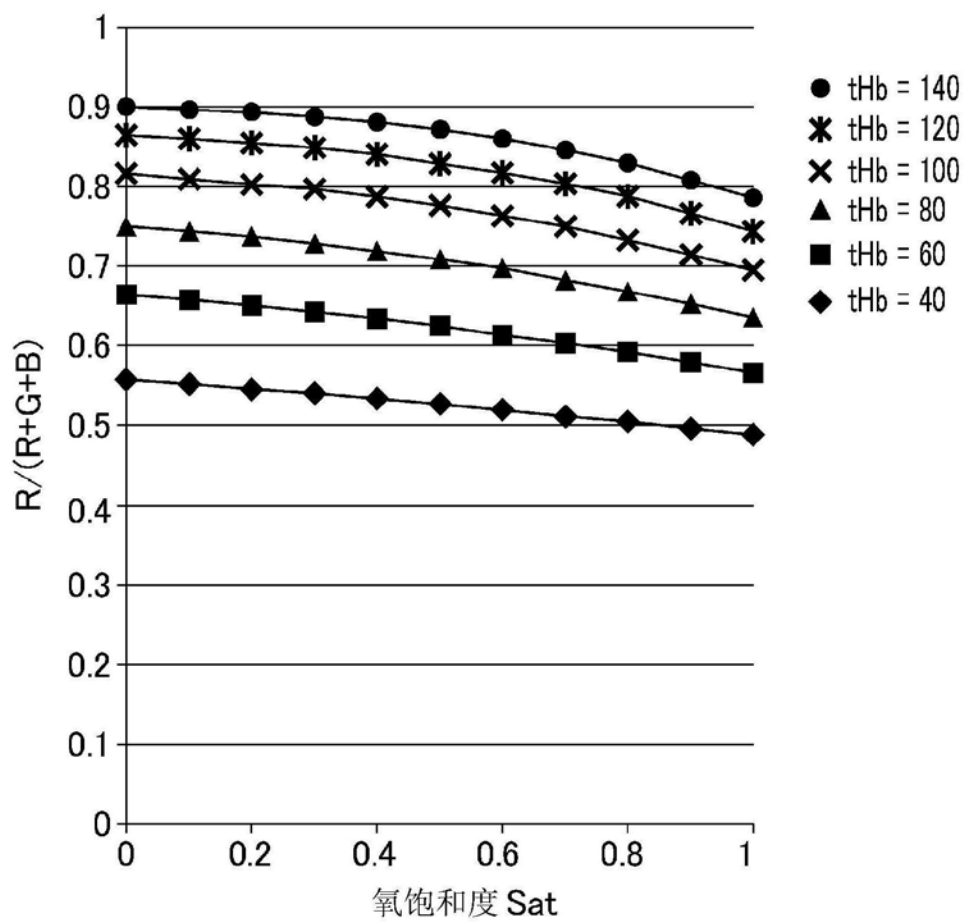


图3

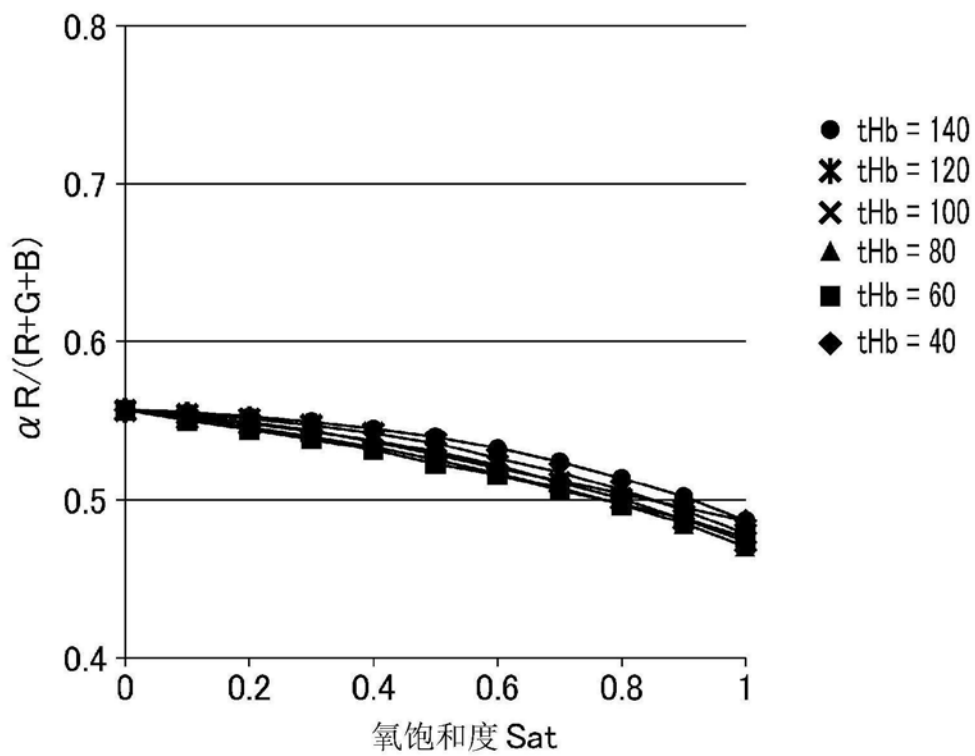


图4

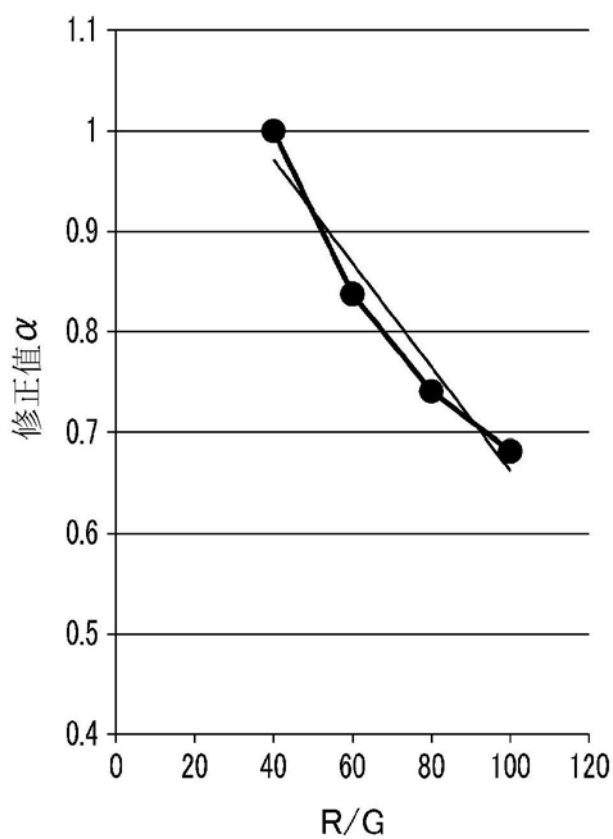


图5

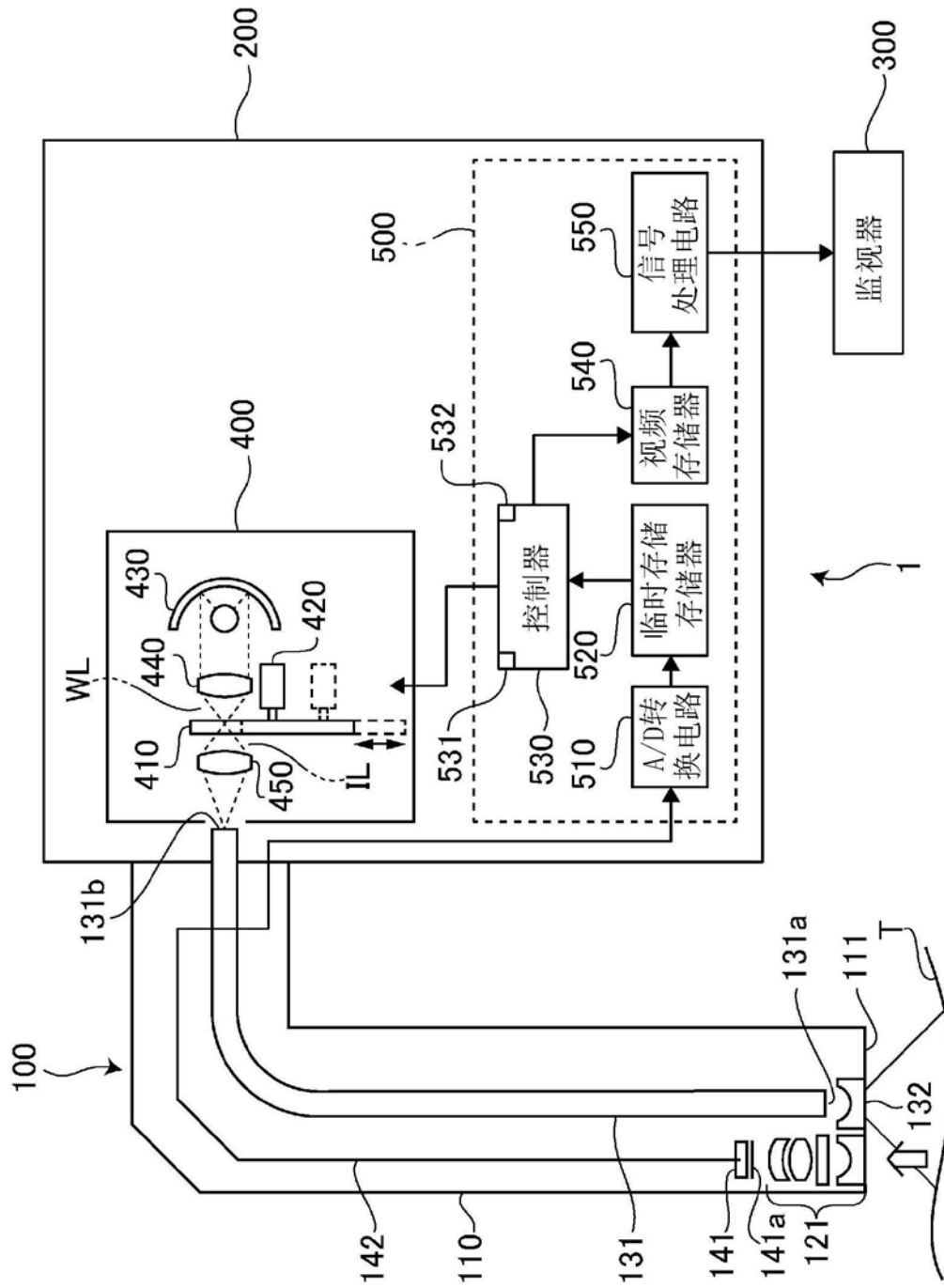


图6

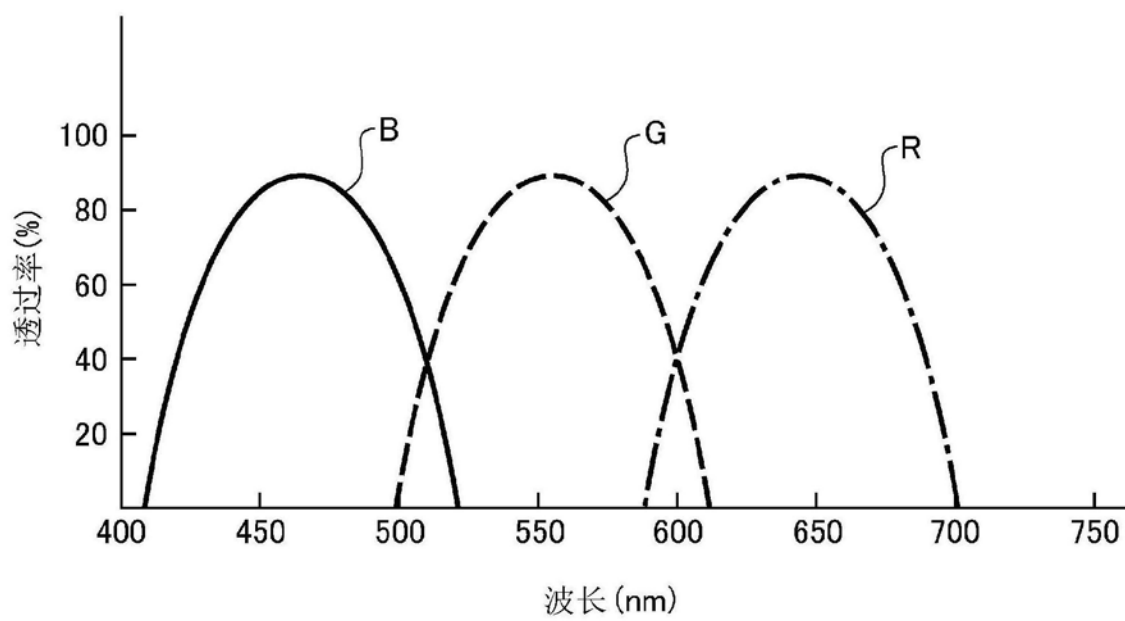


图7

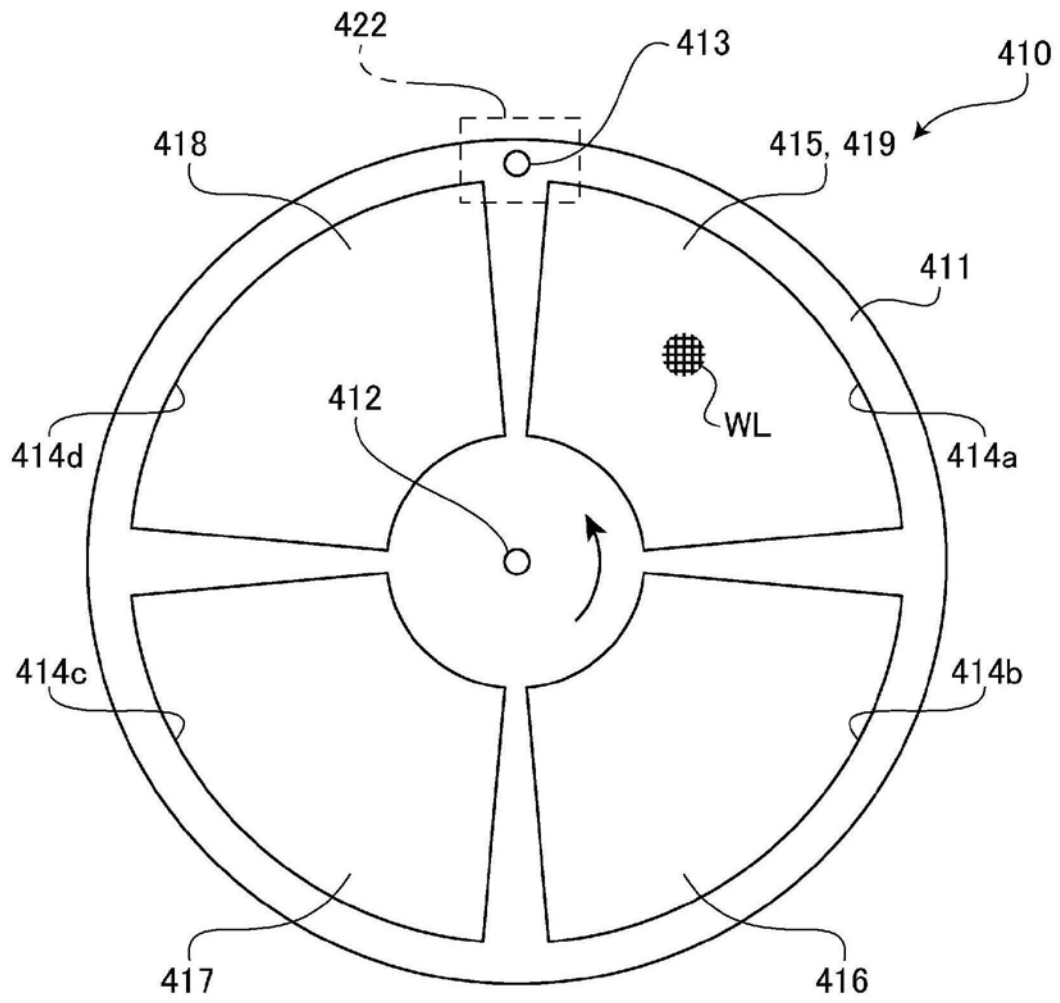


图8

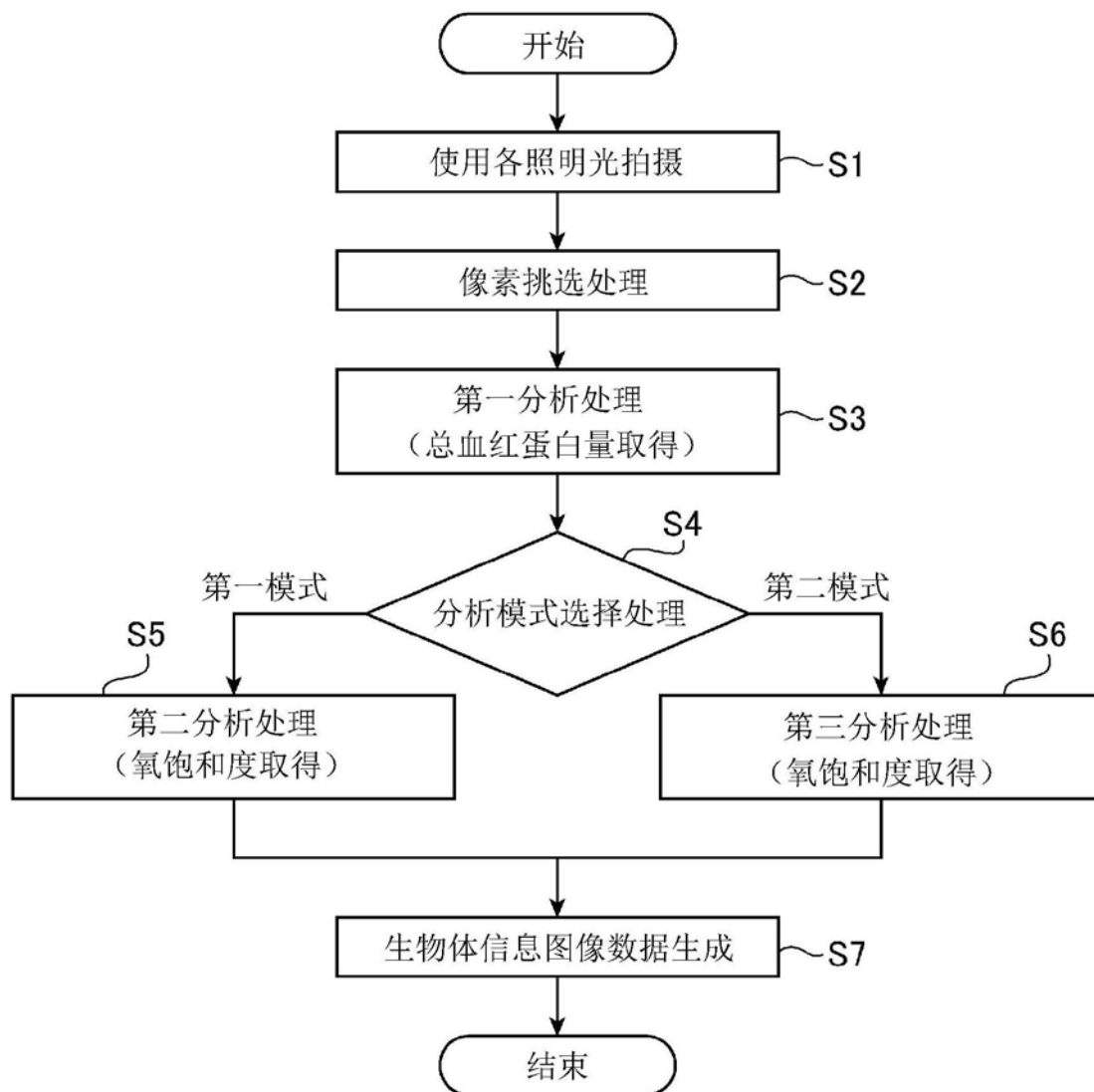
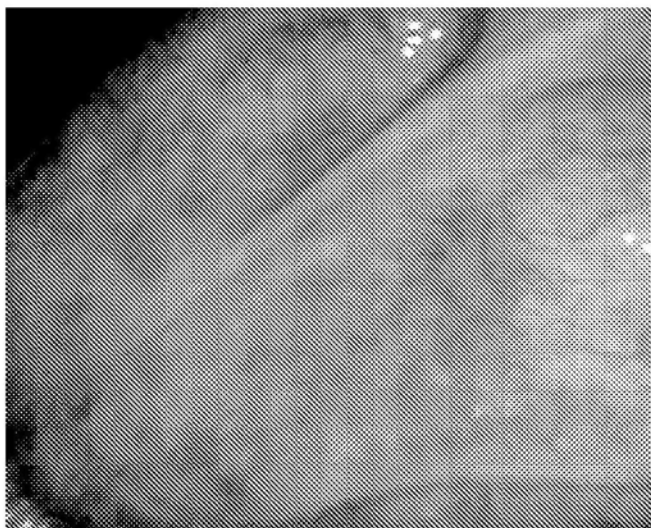
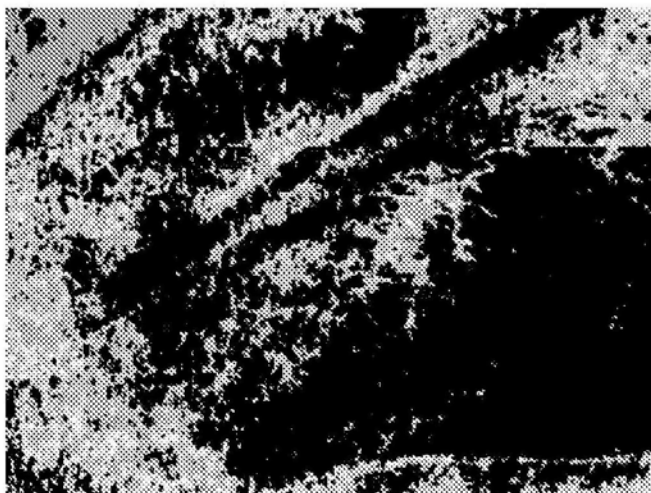


图9

(A)



(B)



(C)

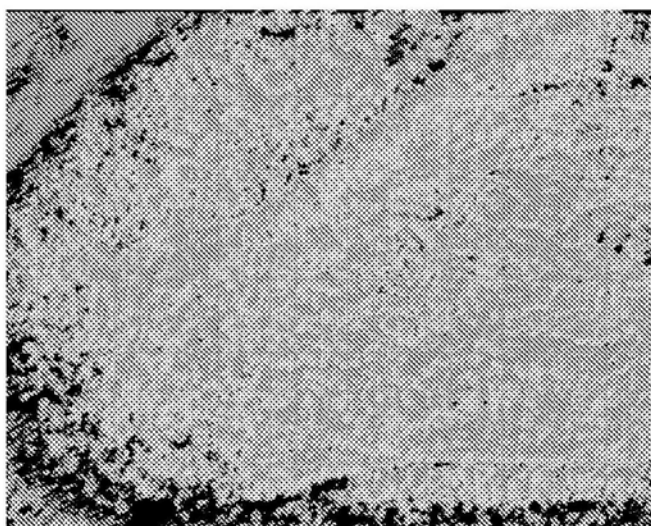
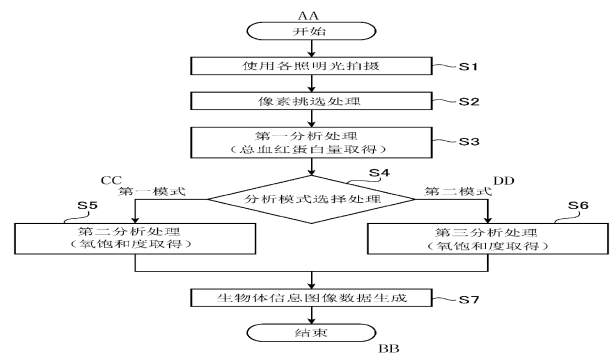


图10

专利名称(译)	内窥镜装置		
公开(公告)号	CN107427186B	公开(公告)日	2019-07-12
申请号	CN201680012463.7	申请日	2016-12-12
[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	千叶亨		
发明人	千叶亨		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B1/06 A61B5/1455		
CPC分类号	A61B5/1459 A61B1/00009 A61B1/0002 A61B1/00096 A61B1/05 A61B1/0646 A61B1/0653 A61B1/0669 A61B1/07 A61B5/14546 A61B5/14551 A61B5/14552 A61B5/7246 G06T2207/10068		
代理人(译)	程伟		
优先权	2016002275 2016-01-08 JP		
其他公开文献	CN107427186A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种内窥镜装置。本发明的一个实施方式所涉及的内窥镜装置具备：光源装置；拍摄部，其具备拍摄元件，拍摄被光源装置发出的光照明的生物体组织并生成彩色图像数据；特征量取得部，其基于彩色图像数据取得生物体组织的特征量，特征量取得部具备第一参数生成部和第一特征量取得部，所述第一参数生成部基于彩色图像数据生成对于生物体组织的第一特征量具有灵敏度并且对于生物体组织导致的光散射实质上不具有灵敏度的第一参数，所述第一特征量取得部基于第一参数取得第一特征量。



S1 使用各照明光拍摄
 S2 像素挑选处理
 S3 第一分析处理 (总血红蛋白量取得)
 S4 分析模式选择处理
 S5 第二分析处理 (氧饱和度取得)
 S6 第三分析处理 (氧饱和度取得)
 S7 生物体信息图像数据生成
 AA 开始
 BB 结束
 CC 第一模式
 DD 第二模式