



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107072487 A

(43)申请公布日 2017.08.18

(21)申请号 201680002600.9

(22)申请日 2016.11.02

(30)优先权数据

2015-215520 2015.11.02 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.03.09

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2016/082641 2016.11.02

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/078085 JA 2017.05.11

(71)申请人 HOYA株式会社

地址 日本东京都

(72)发明人 小原佳巳

(74)专利代理机构 北京戈程知识产权代理有限公司 11314

代理人 程伟 孙荀

(51)Int.Cl.

A61B 1/00(2006.01)

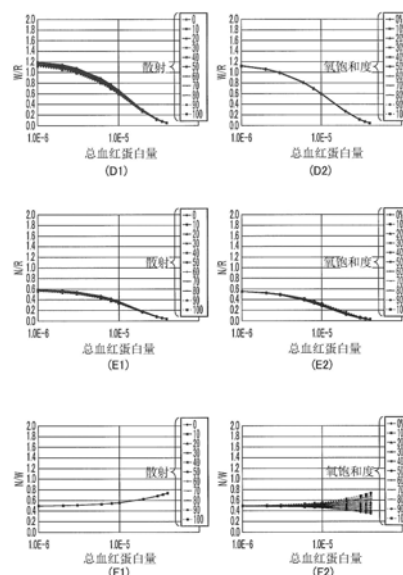
权利要求书4页 说明书22页 附图10页

(54)发明名称

内窥镜系统以及分析装置

(57)摘要

本发明提供一种内窥镜系统以及分析装置。内窥镜系统包括：光源装置；内窥镜，具有拍摄部，所述拍摄部具备拍摄元件，所述拍摄元件被构成为拍摄由所述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；处理器，具有：第一参数生成部，被构成为从所述彩色图像数据生成对于所述生物体组织的第一特征量具有敏感度并且对于所述生物体组织所引起的光散射不具有敏感度的第一参数；第一特征量取得部，被构成为基于所述第一参数取得所述第一特征量。



1. 一种内窥镜系统,其特征在于,包括:

光源装置;

内窥镜,具有拍摄部,所述拍摄部具备拍摄元件,所述拍摄元件被构成为拍摄由所述光源装置发出的光照明生物体组织并生成彩色图像数据;

处理器,具有:第一参数生成部,被构成为从所述彩色图像数据生成对于所述生物体组织的第一特征量具有敏感度并且对于所述生物体组织所引起的光散射不具有敏感度的第一参数;第一特征量取得部,被构成为基于所述第一参数取得所述第一特征量。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述第一参数生成部被构成为基于彩色图像数据X和彩色图像数据Y生成所述第一参数,所述彩色图像数据X为包含对于所述生物体组织的第一特征量具有敏感度且对于所述生物体组织所引起的光散射具有敏感度的波长域的成分的像的彩色图像数据,彩色图像数据Y为包含对于所述生物体组织的第一特征量不具有敏感度且对于所述生物体组织所引起的光散射具有敏感度的波长域的成分的像的彩色图像数据。

3. 根据权利要求2所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述光源装置以发出第一特殊光的方式构成,所述第一特殊光的波长域与白色光不同,所述生物体组织对于所述第一特殊光的吸光度根据所述第一特征量的程度而不同,

所述彩色图像数据X为在所述第一特殊光的照明下拍摄所述生物体组织而得到的第一特殊观察图像数据W,

所述彩色图像数据Y为在所述白色光的照明下拍摄所述生物体组织而得到的RGB颜色空间上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,

所述第一参数为所述第一特殊观察图像数据W与所述第一普通观察图像数据R的比 W/R 。

4. 根据权利要求2所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述光源装置以发出第一特殊光的方式构成,所述第一特殊光的波长域与白色光不同,所述生物体组织对于所述第一特殊光的吸光度根据所述第一特征量的程度而不同,

所述彩色图像数据X为在所述第一特殊光的照明下拍摄所述生物体组织而得到的第一特殊观察图像数据W,

所述彩色图像数据Y为将预先设定的系数和在所述白色光的照明下拍摄所述生物体组织而得到的RGB颜色空间上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相乘得到的数据 aR ,

所述第一参数为所述第一特殊观察图像数据W与所述数据 aR 的比 $W/(aR)$ 。

5. 根据权利要求2所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述光源装置以发出第一特殊光的方式构成,所述第一特殊光的波长域与白色光不同,所述生物体组织对于所述第一特殊光的吸光度根据所述第一特征量的程度而不同,

所述彩色图像数据X为在所述第一特殊光的照明下拍摄所述生物体组织而得到的第一特殊观察图像数据W,

所述彩色图像数据Y为在所述白色光的照明下拍摄所述生物体组织而得到的RGB颜色空间上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与作为G成分的第二普通观察图像数据G的和 $R+G$,

所述第一参数为所述第一特殊观察图像数据W与所述和R+G的比 $W/(R+G)$ 。

6. 根据权利要求2所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述光源装置以发出第一特殊光的方式构成,所述第一特殊光的波长域与白色光不同,所述生物体组织对于所述第一特殊光的吸光度根据所述第一特征量的程度而不同,

所述彩色图像数据X为在所述第一特殊光的照明下拍摄所述生物体组织而得到的第一特殊观察图像数据W,

所述彩色图像数据Y为使用预先设定的系数 β 以及系数 γ ,对于在所述白色光的照明下拍摄所述生物体组织而得到的RGB颜色空间上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与作为G成分的第二普通观察图像数据G进行加权求和运算而得到的和 $\beta R + \gamma G$,

所述第一参数为所述第一特殊观察图像数据W与所述和 $\beta R + \gamma G$ 的比 $W/(\beta R + \gamma G)$ 。

7. 根据权利要求3至6中任一项所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述拍摄部包括R彩色滤光片,所述R彩色滤光片被构成为将所述拍摄元件感光前的光滤光为RGB颜色空间上的R的波长域,

所述第一普通观察图像数据R为经由所述拍摄元件的R彩色滤光片而拍摄的图像的数据。

8. 根据权利要求3至7中任一项所述的内窥镜系统,其特征在于,所述光源装置包括:
发出白色光的白色光源;

以从所述白色光取出所述第一特殊光的方式构成的第一光学滤光片,
切换所述白色光和所述第一特殊光并发出。

9. 根据权利要求1至8中任一项所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述处理器具备存储部,所述存储部存储表示所述第一参数和所述第一特征量之间量的关系的数据,

所述第一特征量取得部以参照表示所述量的关系的数据而求得所述第一特征量的方式构成。

10. 根据权利要求1至9中任一项所述的内窥镜系统,其特征在于,
所述第一特征量为总血红蛋白量。

11. 根据权利要求3至9中任一项所述的内窥镜系统,

所述第一特征量为总血红蛋白量,

所述第一特殊观察图像数据W为与所述RGB颜色空间上的G的波长域相同波长域的数据。

12. 根据权利要求11所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述拍摄部包括G彩色滤光片,所述G彩色滤光片被构成为将所述拍摄元件感光前的光滤光为RGB颜色空间上的G的波长域,

所述第一特殊观察图像数据W为经由所述G彩色滤光片而由所述拍摄元件拍摄的图像数据。

13. 根据权利要求1至12中任一项所述的内窥镜系统,其特征在于,
所述处理器包括:

第二参数生成部,被构成为从所述彩色图像数据生成对于所述生物体组织的第二特征

量具有敏感度并且对于所述光散射不具有敏感度的第二参数；

第二特征量取得部，被构成为基于所述第一特征量以及所述第二参数取得所述第二特征量。

14. 根据权利要求3至8中任一项所述的内窥镜系统，其特征在于，

所述特征量取得部包括：

第二参数生成部，被构成为从所述彩色图像数据生成对于所述生物体组织的第二特征量具有敏感度并且对于所述光散射不具有敏感度的第二参数；

第二特征量取得部，被构成为基于所述第一特征量以及所述第二参数取得所述第二特征量，

所述光源装置以发出第二特殊光的方式构成，所述第二特殊光的波长域与白色光不同，所述生物体组织对于所述第二特殊光的吸光度根据所述第二特征量的程度而不同，

所述第二参数为在所述第二特殊光的照明下拍摄所述生物体组织而得到的第二特殊观察图像数据N与在所述第一特殊光的照明下拍摄所述生物体组织而得到的第一特殊观察图像数据W的比 N/W 。

15. 根据权利要求14所述的内窥镜系统，其特征在于，

以所述生物体组织对于所述第一特殊光的吸光度取决于所述第一特征量但不取决于所述第二特征量的方式设定所述第一特殊光的波长域。

16. 根据权利要求15所述的内窥镜系统，其特征在于，

以所述生物体组织对于所述第二特殊光的吸光度取决于所述第一特征量以及所述第二特征量的双方的方式设定所述第二特殊光的波长域。

17. 根据权利要求13至16中任一项所述的内窥镜系统，其特征在于，

所述第二特征量为氧饱和度。

18. 根据权利要求17所述的内窥镜系统，其特征在于，

所述第二特殊观察图像数据N为与所述RGB颜色空间上的G的波长域相同波长域的图像数据。

19. 根据权利要求18所述的内窥镜系统，其特征在于，

所述拍摄部包括G彩色滤光片，所述G彩色滤光片被构成为将所述拍摄元件感光前的光滤光为RGB颜色空间上的G波长域，

所述第二特殊观察图像数据N为经由所述G彩色滤光片拍摄的图像的数据。

20. 根据权利要求1至19中任一项所述的内窥镜系统，其特征在于，

包括特征量分布图像生成部，所述特征量分布图像生成部被构成为基于所述第一特征量生成表示所述生物体组织中的所述第一特征量的分布的特征量分布图像。

21. 根据权利要求13至19中任一项所述的内窥镜系统，其特征在于，

包括特征量分布图像生成部，所述特征量分布图像生成部被构成为基于所述第二特征量生成表示所述生物体组织中的所述第二特征量的分布的特征量分布图像。

22. 一种分析装置，其特征在于，包括：

光源装置；

拍摄部，具备拍摄元件，所述拍摄元件被构成为拍摄由所述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；

处理器,具有:第一参数生成部,被构成为从所述彩色图像数据生成对于所述生物体组织的第一特征量具有敏感度并且对于所述生物体组织所引起的光散射不具有敏感度的第一参数;第一特征量取得部,被构成为基于所述第一参数取得所述第一特征量。

内窥镜系统以及分析装置

技术领域

[0001] 本发明关于一种基于拍摄生物体组织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的内窥镜系统以及分析装置。

背景技术

[0002] 已知一种内窥镜装置,其具备从内窥镜图像的颜色信息对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)的浓度进行定量的功能。这种内窥镜装置的一例记载于专利文献1中。

[0003] 专利文献1记载的内窥镜装置,基于分别使用血红蛋白的吸收带(Q带)内的两种波长域的照明光所拍摄的两个内窥镜图像的颜色信息,计算示出总血红蛋白量的指标和示出氧饱和度的指标。

[0004] 现有技术文献

[0005] 专利文献

[0006] 专利文献1:国际公开第2014/192781号

发明内容

[0007] (发明所要解决的技术问题)

[0008] 拍摄图像上的生物体组织的颜色受到生物体组织导致的照明光的光散射(以下,简称为“散射”。)的影响。但是,在专利文献1记载的内窥镜装置中,在各指标的计算中没有考虑上述散射引起的分光特性的变化。因此,存在的问题是,指标的计算结果会由于散射的强度而变动,即,在算出的指标值中包含散射所引起的误差。

[0009] 本发明基于以上考虑而作出,其目的在于提供一种内窥镜系统以及分析装置,其修正散射所引起的误差,能够进行精度更高的分光分析。

[0010] (解决技术问题的技术方案)

[0011] 本发明的一方式为内窥镜系统,包含以下的方式。

[0012] (方式一)

[0013] 一种内窥镜系统,其特征在于,包括:

[0014] 光源装置;

[0015] 内窥镜,具有拍摄部,所述拍摄部具备拍摄元件,所述拍摄元件被构成为拍摄由所述光源装置发出的光照明生物体组织并生成彩色图像数据;

[0016] 处理器,具有:第一参数生成部,被构成为从所述彩色图像数据生成对于所述生物体组织的第一特征量具有敏感度并且对于所述生物体组织所引起的光散射不具有敏感度的第一参数;第一特征量取得部,被构成为基于所述第一参数取得所述第一特征量。

[0017] (方式2)

[0018] 根据方式1所述的内窥镜系统,所述第一参数生成部被构成为基于彩色图像数据X和彩色图像数据Y生成所述第一参数,所述彩色图像数据X为包含对于所述生物体组织的第

一特征量具有敏感度且对于所述生物体组织所引起的光散射具有敏感度的波长域的成分的像的彩色图像数据,彩色图像数据Y为包含对于所述生物体组织的第一特征量不具有敏感度且对于所述生物体组织所引起的光散射具有敏感度的波长域的成分的像的彩色图像数据。

[0019] (方式3)

[0020] 根据方式2所述的内窥镜系统,

[0021] 所述光源装置以发出第一特殊光的方式构成,所述第一特殊光的波长域与白色光不同,所述生物体组织对于所述第一特殊光的吸光度根据所述第一特征量的程度而不同,

[0022] 所述彩色图像数据X为在所述第一特殊光的照明下拍摄所述生物体组织而得到的第一特殊观察图像数据W,

[0023] 所述彩色图像数据Y为在所述白色光的照明下拍摄所述生物体组织而得到的RGB颜色空间上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,

[0024] 所述第一参数为所述第一特殊观察图像数据W与所述第一普通观察图像数据R的比 W/R 。

[0025] (方式4)

[0026] 根据方式2所述的内窥镜系统,

[0027] 所述光源装置以发出第一特殊光的方式构成,所述第一特殊光的波长域与白色光不同,所述生物体组织对于所述第一特殊光的吸光度根据所述第一特征量的程度而不同,

[0028] 所述彩色图像数据X为在所述第一特殊光的照明下拍摄所述生物体组织而得到的第一特殊观察图像数据W,

[0029] 所述彩色图像数据Y为将预先设定的系数和在所述白色光的照明下拍摄所述生物体组织而得到的RGB颜色空间上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相乘得到的数据 αR ,

[0030] 所述第一参数为所述第一特殊观察图像数据W与所述数据 αR 的比 $W/(\alpha R)$ 。

[0031] 这种情况下,优选的是,所述系数预先通过使用所述第一特征量已知的样品的预备实验求得。也就是说,优选的是,所述处理器在开始使用所述内窥镜系统之前,进行使用所述已知的样品的预备实验,确定所述系数 α 并存储。

[0032] (方式5)

[0033] 根据方式2所述的内窥镜系统,

[0034] 所述光源装置以发出第一特殊光的方式构成,所述第一特殊光的波长域与白色光不同,所述生物体组织对于所述第一特殊光的吸光度根据所述第一特征量的程度而不同,

[0035] 所述彩色图像数据X为在所述第一特殊光的照明下拍摄所述生物体组织而得到的第一特殊观察图像数据W,

[0036] 所述彩色图像数据Y为在所述白色光的照明下拍摄所述生物体组织而得到的RGB颜色空间上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与作为G成分的第二普通观察图像数据G的和 $R+G$,

[0037] 所述第一参数为所述第一特殊观察图像数据W与所述和 $R+G$ 的比 $W/(R+G)$ 。

[0038] (方式6)

[0039] 根据方式2所述的内窥镜系统,

[0040] 所述光源装置以发出第一特殊光的方式构成,所述第一特殊光的波长域与白色光不同,所述生物体组织对于所述第一特殊光的吸光度根据所述第一特征量的程度而不同,

[0041] 所述彩色图像数据X为在所述第一特殊光的照明下拍摄所述生物体组织而得到的第一特殊观察图像数据W,

[0042] 所述彩色图像数据Y为使用预先设定的系数 β 以及系数 γ ,对于在所述白色光的照明下拍摄所述生物体组织而得到的RGB颜色空间上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与作为G成分的第二普通观察图像数据G进行加权求和运算而得到的和 $\beta R + \gamma G$,

[0043] 所述第一参数为所述第一特殊观察图像数据W与所述和 $\beta R + \gamma G$ 的比 $W / (\beta R + \gamma G)$ 。

[0044] 这种情况下,优选的是,所述系数 α 以及所述系数 β 预先通过使用所述第一特征量已知的样品的预备实验求得。也就是说,优选的是,所述处理器在开始使用所述内窥镜系统之前,进行使用所述已知的样品的预备实验,确定所述系数 β 以及所述系数 γ 并存储。

[0045] (方式7)

[0046] 根据方式3至6中任一项所述的内窥镜系统,

[0047] 所述拍摄部包括R彩色滤光片,所述R彩色滤光片被构成为将所述拍摄元件感光前的光滤光为RGB颜色空间上的R的波长域,

[0048] 所述第一普通观察图像数据R为经由所述拍摄元件的R彩色滤光片而拍摄的图像的数据。

[0049] (方式8)

[0050] 根据方式3至7中任一项所述的内窥镜系统,

[0051] 所述光源装置包括:

[0052] 发出白色光的白色光源;

[0053] 以从所述白色光取出所述第一特殊光的方式构成的第一光学滤光片,

[0054] 切换所述白色光和所述第一特殊光并发出。

[0055] (方式9)

[0056] 根据方式1至8中任一项所述的内窥镜系统,

[0057] 所述处理器具备存储部,所述存储部存储表示所述第一参数和所述第一特征量之间量的关系的数据,

[0058] 所述第一特征量取得部以参照表示所述量的关系的数据而求得所述第一特征量的方式构成。

[0059] (方式10)

[0060] 根据方式1至9中任一项所述的内窥镜系统,

[0061] 所述第一特征量为总血红蛋白量。

[0062] (方式11)

[0063] 根据方式3至9中任一项所述的内窥镜系统,

[0064] 所述第一特征量为总血红蛋白量,

[0065] 所述第一特殊观察图像数据W为与所述RGB颜色空间上的G的波长域相同波长域的数据。

[0066] (方式12)

[0067] 根据方式11所述的内窥镜系统，

[0068] 所述拍摄部包括G彩色滤光片，所述G彩色滤光片被构成为将所述拍摄元件感光前的光滤光为RGB颜色空间上的G的波长域，

[0069] 所述第一特殊观察图像数据W为经由所述G彩色滤光片而由所述拍摄元件拍摄的图像数据。

[0070] (方式13)

[0071] 根据方式1至12中任一项所述的内窥镜系统，

[0072] 所述处理器包括：

[0073] 第二参数生成部，被构成为从所述彩色图像数据生成对于所述生物体组织的第二特征量具有敏感度并且对于所述光散射不具有敏感度的第二参数；

[0074] 第二特征量取得部，被构成为基于所述第一特征量以及所述第二参数取得所述第二特征量。

[0075] (方式14)

[0076] 根据方式3至8中任一项所述的内窥镜系统，

[0077] 所述特征量取得部包括：

[0078] 第二参数生成部，被构成为从所述彩色图像数据生成对于所述生物体组织的第二特征量具有敏感度并且对于所述光散射不具有敏感度的第二参数；

[0079] 第二特征量取得部，被构成为基于所述第一特征量以及所述第二参数取得所述第二特征量，

[0080] 所述光源装置以发出第二特殊光的方式构成，所述第二特殊光的波长域与白色光不同，所述生物体组织对于所述第二特殊光的吸光度根据所述第二特征量的程度而不同，

[0081] 所述第二参数为在所述第二特殊光的照明下拍摄所述生物体组织而得到的第二特殊观察图像数据N与在所述第一特殊光的照明下拍摄所述生物体组织而得到的第一特殊观察图像数据W的比 N/W 。

[0082] (方式15)

[0083] 根据方式14所述的内窥镜系统，以所述生物体组织对于所述第一特殊光的吸光度取决于所述第一特征量但不取决于所述第二特征量的方式设定所述第一特殊光的波长域。

[0084] (方式16)

[0085] 根据方式15所述的内窥镜系统，以所述生物体组织对于所述第二特殊光的吸光度取决于所述第一特征量以及所述第二特征量的双方的方式设定所述第二特殊光的波长域。

[0086] (方式17)

[0087] 根据方式13至16中任一项所述的内窥镜系统，

[0088] 所述第二特征量为氧饱和度。

[0089] (方式18)

[0090] 根据方式17所述的内窥镜系统，

[0091] 所述第二特殊观察图像数据N为与所述RGB颜色空间上的G的波长域相同波长域的图像数据。

[0092] (方式19)

[0093] 根据方式18所述的内窥镜系统，

- [0094] 所述拍摄部包括G彩色滤光片,所述G彩色滤光片被构成为将所述拍摄元件感光前的光滤光为RGB颜色空间上的G波长域,
- [0095] 所述第二特殊观察图像数据N为经由所述G彩色滤光片拍摄的图像的数据。
- [0096] (方式20)
- [0097] 根据方式1至19中任一项所述的内窥镜系统,
- [0098] 包括特征量分布图像生成部,所述特征量分布图像生成部被构成为基于所述第一特征量生成表示所述生物体组织中的所述第一特征量的分布的特征量分布图像。
- [0099] (方式21)
- [0100] 根据方式13至19中任一项所述的内窥镜系统,
- [0101] 包括特征量分布图像生成部,所述特征量分布图像生成部被构成为基于所述第二特征量生成表示所述生物体组织中的所述第二特征量的分布的特征量分布图像。
- [0102] 本发明的其他方式为分析装置,包含以下的方式。
- [0103] 一种分析装置,其特征在于,包括:
- [0104] 光源装置;
- [0105] 拍摄部,具备拍摄元件,所述拍摄元件被构成为拍摄由所述光源装置发出的光照明生物体组织并生成彩色图像数据;
- [0106] 处理器,具有:第一参数生成部,被构成为从所述彩色图像数据生成对于所述生物体组织的第一特征量具有敏感度并且对于所述生物体组织所引起的光散射不具有敏感度的第一参数;第一特征量取得部,被构成为基于所述第一参数取得所述第一特征量。
- [0107] (发明的效果)
- [0108] 根据上述的内窥镜系统以及分析装置,能够降低散射所引起的误差,进行更高精度的分光分析。

附图说明

- [0109] 图1为血红蛋白的Q带的吸收光谱。
- [0110] 图2为示出生物体组织的分光特性的模拟结果的示例的图。
- [0111] 图3为表示各种参数和生物体信息的关联的示例的图表。
- [0112] 图4为表示各种参数和生物体信息的关联的示例的图表。
- [0113] 图5为表示各种参数和生物体信息的关联的示例的图表。
- [0114] 图6为本实施方式的内窥镜系统的一例的框图。
- [0115] 图7为说明图6所示的内窥镜系统的控制器的构成的一例的框图。
- [0116] 图8为示出内置于拍摄元件的彩色滤光片的透过光谱的一例的图。
- [0117] 图9为本实施方式所使用的旋转滤光片的一例的外观图。
- [0118] 图10为说明本实施方式涉及的分光分析处理的一例的流程图。
- [0119] 图11为由本实施方式涉及的内窥镜系统生成的图像信息的显示例,(a)为示出氧饱和度分布图像的二维显示例的图,(b)为示出氧饱和度分布图像的三维显示例的图。
- [0120] 符号说明
- [0121] 1 内窥镜装置
- [0122] 100 电子内窥镜

- [0123] 110 插入管
- [0124] 111 插入管前端部
- [0125] 121 物镜光学系统
- [0126] 122 拍摄部
- [0127] 131 导光部
- [0128] 131a 前端部
- [0129] 131b 基端部
- [0130] 132 透镜
- [0131] 141 拍摄元件
- [0132] 141a 彩色滤光片
- [0133] 142 线缆
- [0134] 200 处理器
- [0135] 300 监视器
- [0136] 400 光源部
- [0137] 410 旋转滤光片
- [0138] 420 滤光片控制部
- [0139] 430 光源
- [0140] 440 聚光透镜
- [0141] 450 聚光透镜
- [0142] 500 图像处理部
- [0143] 510 A/D转换电路
- [0144] 520 临时存储器
- [0145] 530 控制器
- [0146] 532 内部存储器
- [0147] 533 第一参数生成部
- [0148] 534 第一特征量取得部
- [0149] 535 第二参数生成部
- [0150] 536 第二特征量取得部
- [0151] 537 特征量分布图像生成部
- [0152] 538 控制器本体部
- [0153] 540 视频存储器
- [0154] 550 信号处理电路。

具体实施方式

[0155] 以下参照附图说明本实施方式。

[0156] 以下说明的本实施方式的内窥镜系统(以下也称为“内窥镜装置”)为基于具有波长域不同的光成分的拍摄对象的像的图像数据定量地分析被拍摄体的生物体信息(例如,总血红蛋白量或氧饱和度等的生物体组织的特征量),将分析结果图像化并显示的系统。为了取得上述图像数据,可以将生物体组织的像分为规定的波长域而感光拍摄,从而能够算

出生物体信息。不过,为了取得干扰少、精度高的上述图像数据,优选的是,通过拍摄由相互不同的规定的波长域的多个光照明的生物体组织,增强地取得波长域不同的成分。

[0157] 在以下说明的总血红蛋白量以及氧饱和度的定量分析中,利用血液的分光特性(即,血红蛋白的分光特性)随着总血红蛋白量和氧饱和度而连续变化的性质。

[0158] 在本说明书中,图像或者图像数据中的R成分、R像素或彩色滤光片中的R彩色滤光片等中的“R”为RGB颜色空间上的R(红),其表示光的可见波长域范围即360~830nm中的570nm以上的波长域中的波长域,例如,表示580~700nm的波长域。并且,图像或者图像数据中的G成分、G像素或彩色滤光片中的G彩色滤光片等中的“G”为RGB颜色空间上的G(绿),其表示光的可见波长域范围即360~830nm中的、例如470~620nm的波长域中的波长域。并且,图像或者图像数据中的B成分、B像素或彩色滤光片中的B彩色滤光片等中的“B”为RGB颜色空间上的B(蓝),其表示光的可见波长域范围即360~830nm中的530nm以下的波长域中的波长域,例如,表示420~520nm的波长域。并且,“R”、“G”、“B”有时也单独地表示图像的R像素、G像素、B像素的像素值。

[0159] 所谓白色光,不限于严格地包含可见光的全部的波长成分,例如,也可以为包含上述R、G、B中的上述波长域的成分的光。

[0160] <生物体组织的分光特性和生物体信息的计算原理>

[0161] 在说明本实施方式的内窥镜装置的详细的构成之前,对于血红蛋白的分光特性和本实施方式涉及的氧饱和度等的生物体组织的特征量(生物体信息)的计算原理进行说明。

[0162] 图1示出550nm附近的血红蛋白的吸收光谱。血红蛋白在550nm附近具有源自卟啉的被称为Q带的强吸收带。血红蛋白的吸收光谱对应于氧饱和度而变化。氧饱和度为氧化血红蛋白HbO在全血红蛋白中所占的比例。图1中的实线波形为氧饱和度为100%的氧化血红蛋白HbO的吸收光谱,长虚线的波形为氧饱和度为0%情况下的吸收光谱,即还原血红蛋白Hb的吸收光谱。并且,短虚线为其中间的氧饱和度为10、20、30...90%时的血红蛋白(氧化血红蛋白HbO和还原血红蛋白Hb的混合物)的吸收光谱。

[0163] 如图1所示,在Q带,氧化血红蛋白HbO和还原血红蛋白Hb具有相互不同的峰值波长。具体而言,氧化血红蛋白HbO在波长542nm附近具有吸收峰值P1,在波长576nm附近具有吸收峰值P3。具体而言,还原血红蛋白Hb在波长556nm附近具有吸收峰值P2。图1由于为各成分(氧化血红蛋白HbO、还原血红蛋白Hb)的浓度之和为一定的二成分系的吸收光谱,因此,出现与各成分的浓度(即氧饱和度)无关地、吸收为一定的等吸收点E1、E2、E3、E4。在以下的说明中,将被等吸收点E1和E2夹持的波长区域称为波长域R1、将被等吸收点E2和E3夹持的波长区域称为波长域R2、将被等吸收点E3和E4夹持的波长区域称为波长域R3。并且,将被等吸收点E1和E4夹持的波长区域(即将波长域R1、R2以及R3相加的区域)称为波长域R0。并且,在以下的说明中,将波长域R2也称为N带(窄带,Narrow-band),将波长域R0也称为W带(宽带,Wide-band)。

[0164] 这样,上述波长域R0以及波长域R2,基于具有与氧饱和度无关而吸收为一定的点和吸收随着氧饱和度而变化的区域的波长域确定。上述波长域R0以及波长域R2的范围没有特别的限定,优选基于上述氧饱和度所引起的变化大的区域确定。例如,关于W带,优选设为500nm~600nm的范围内,更优选设为520nm~590nm的范围内。此外,关于N带,例如优选在W带的范围内设为比W带的范围窄且520nm~590nm的范围内,更优选设为540nm~580nm的范

围内。

[0165] 如图1所示,在邻接的等吸收点间的波长域中,血红蛋白的吸收度相对于氧饱和度线性增加或者减少。

[0166] 具体而言,波长域R1、R3中的血红蛋白的吸收度的积分值AR1、AR3相对于氧化血红蛋白的浓度线性增加。并且,波长域R2中的血红蛋白的吸收度的积分值AR2相对于还原血红蛋白的浓度线性增加。

[0167] 这里,通过下式1定义氧饱和度。

[0168] [式1]

[0169]
$$Sat = \frac{[HbO]}{[Hb] + [HbO]}$$

[0170] 其中,

[0171] Sat:氧饱和度

[0172] [Hb]:还原血红蛋白的浓度

[0173] [HbO]:氧化血红蛋白的浓度

[0174] [Hb]+[HbO]:总血红蛋白量(tHb)

[0175] 并且,由式1能够得到表示氧化血红蛋白HbO以及还原血红蛋白Hb的浓度的式2、式3。

[0176] [式2]

[0177] $[HbO] = Sat \cdot ([Hb] + [HbO])$

[0178] [式3]

[0179] $[Hb] = (1 - Sat) \cdot ([Hb] + [HbO])$

[0180] 因此,血红蛋白的吸收度的积分值AR1、AR2以及AR3成为取决于氧饱和度Sat和总血红蛋白量tHb双方的特性量。

[0181] 并且,根据本专利申请人的研究可以得知,由波长域R1、R2以及R3构成的波长域R0中的血红蛋白的吸收度的积分值AR0,不取决于氧饱和度Sat,其为对应于总血红蛋白量tHb而变化的值。

[0182] 因此,能够从吸收度的积分值AR0定量总血红蛋白量tHb。并且,能够根据吸收度的积分值AR1、AR2或者AR3和从吸收AR0定量的总血红蛋白量tHb,定量氧饱和度Sat。此外,如图1所示,波长域R1、R2以及R3中的、氧饱和度Sat所引起的吸收度的积分值的变化量即图1中的实线的波形和长虚线的波形所包围的区域的面积,在波长域R0~R3中,在波长域R2中为最大,波长域R2的吸收度的积分值AR2成为对于氧饱和度Sat敏感度最高的特性量。在后述的实施方式中,使用波长域R2(N带)的光进行氧饱和度Sat的定量。

[0183] 接着,对于生物体组织的分光特性中散射的影响进行说明。

[0184] 图2为由模拟计算得到的生物体组织的可见区域中的分光特性即反射光谱的一例,示出光散射施加于分光特性的影响。图2的各图表的横轴表示波长,纵轴表示反射率。消化道内壁等的生物体组织的反射光谱,除了受到构成生物体组织的成分的吸收特性,具体而言为氧化血红蛋白以及还原血红蛋白的吸收光谱特性的影响之外,还受到生物体组织所引起的光散射的波长特性的影响。图2(a)为完全没有光散射情况下的反射光谱,图2(c)为

完全没有血红蛋白所引起的吸收、存在光散射的情况下的反射光谱,图2(b)为反射光谱中的生物体组织的光散射的影响(散射所引起的光的衰减)和血红蛋白的吸收的影响(吸收所引起的光的衰减)为相同程度的情况下的反射光谱。

[0185] 如图2所示,由于生物体组织的分光特性由于光散射的强度而变化,因此,不考虑光散射的程度而基于生物体组织的分光特性计算的氧饱和度Sat等的生物体信息的值会由于光散射的强度而变化。即,当直接使用生物体组织的分光特性(例如,波长域R2中的反射率)计算生物体信息时,会得到包含光散射所引起的误差的计算结果。为了得到高精度的分析结果,需要修正光散射所引起的误差。

[0186] 作为修正光散射所引起的误差的方法有如下方法:在根据生物体信息的分光特性计算氧饱和度Sat等的生物体信息之后修正误差的方法;从生物体信息的分光特性生成不取决于光散射的中间参数,在生成中间参数阶段去除取决于光散射的成分,从该中间参数和生物体信息即生物体组织的特征量的关联关系计算生物体信息的方法。本实施方式通过后者的方法取得不包含光散射所引起的误差的生物体信息。为了实现该方法,本发明人探索对于取得的生物体信息例如生物体组织的特征量即总血红蛋白量tHb或氧饱和度Sat具有强敏感度(关联)的同时,对于光散射几乎没有敏感度的参数。

[0187] 图3-5为表示能够从内窥镜图像数据取得的各种参数和总血红蛋白量tHb以及氧饱和度Sat的关联的一例的图表,其为绘制了各种参数的模拟结果的图表。各图表的横轴表示总血红蛋白量tHb,纵轴表示各参数的值。并且,表1汇总了图3-5的各图表的各元素。

[0188] 此外,表1中的“敏感度”为从图3-5的各图表读取的、各参数对于总血红蛋白量tHb、光散射的强度以及氧饱和度Sat的变化的敏感度,换言之,以三阶段的星号示出变动幅度的大小。星号越多,则表示参数的敏感度越高,即变动幅度越大。

[0189] [表1]

图表	参数	设定		敏感度		
		散射影响度	氧饱和度	总血红蛋白量	散射	氧饱和度
图 3	(A1)	0~100	100%	★★★★	★★	
	(A2)	0	0~100%			★
	(B1)	0~100	100%	★★	★★★★	
	(B2)	0	0~100%			★★
	(C1)	0~100	100%	★★	★★	
	(C2)	0	0~100%			★★★★
图 4	(D1)	0~100	100%	★★★★	★	
	(D2)	0	0~100%			★
	(E1)	0~100	100%	★★	★	
	(E2)	0	0~100%			★
	(F1)	0~100	100%	★	★	
	(F2)	0	0~100%			★★
图 5	(G1)	0~100	100%	★★	★	
	(G2)	0	0~100%			★

[0191] 图3的图表(A1)以及(A2)为绘制了参数“G/R”的模拟结果的图表。“G”为通过将白

色光作为生物体组织的照明光使用的普通观察得到的G像素(安装有绿色的G彩色滤光片的颜色像素)的像素值。并且,“R”为通过上述普通观察得到的R像素(安装有红色的R彩色滤光片的颜色像素)的像素值。并且,参数“G/R”为通过普通观察得到的像素值G除以像素值R的值。所谓普通观察,是指通过后述的白色光WL拍摄生物体组织,取得RGB颜色空间上的R成分、G成分以及B成分的图像。

[0192] 此外,在本说明书中,所谓像素值不限于具备RGB原色系彩色滤光片的图像传感器的拍摄信号(所谓RAW数据)的像素值,也可以包含从拍摄信号经过去马赛克处理(修正处理)或线性矩阵处理等的各种图像处理而得到的图像数据的像素值。例如,也可以将对于具有补色系的彩色滤光片的图像传感器的拍摄信号进行去马赛克处理以及色彩空间转换处理而得到的RGB颜色空间上的R成分、G成分以及B成分的图像数据所包含的各像素的值分别作为R像素值、G像素值以及B像素值使用,进行后述的各处理。

[0193] 图3的图表(B1)以及(B2)为绘制了参数“B/R”的模拟结果的图表。“B”为通过使用白色光WL的普通观察得到的B像素(安装有蓝色的B彩色滤光片的颜色像素)的像素值。参数“B/R”为通过普通观察得到的像素值B除以像素值R的值。

[0194] 图3的图表(C1)以及(C2)为绘制了参数“B/G”的模拟结果的图表。参数“B/G”为通过普通观察得到的像素值B除以像素值G的值。

[0195] 图4的图表(D1)以及(D2)为绘制了参数“W/R”的模拟结果的图表。“W”为通过使用图1所示的波长域R0(W带)的照明光的特殊观察得到的G像素的像素值。此外,如后所述,波长域R0包含于拍摄元件的G像素具有敏感度的波长域中。参数“W/R”为通过使用W带的照明光的特殊观察得到的G像素的像素值W除以通过普通观察得到的像素值R的值。

[0196] 图4的图表(E1)以及(E2)为绘制了参数“N/R”的模拟结果的图表。“N”为通过使用图1所示的波长域R2(N带)的照明光的特殊观察得到的G像素的像素值。参数“N/R”为通过使用N带的照明光的特殊观察得到的G像素的像素值N除以通过普通观察得到的像素值R的值。

[0197] 图4的图表(F1)以及(F2)为绘制了参数“N/W”的模拟结果的图表。参数“N/W”为通过使用N带的照明光的特殊观察得到的G像素的像素值N除以通过使用W带的照明光的特殊观察得到的G像素的像素值W的值。

[0198] 图5的图表(G1)以及(G2)为绘制了参数“W/(R+G)”的模拟结果的图表。参数“W/(R+G)”为通过使用W带的照明光的特殊观察得到的G像素的像素值W除以通过将白色光WL作为照明光使用的普通观察得到的R像素的像素值R与G像素的像素值G之和“R+G”的值。

[0199] 并且,图3至图5的左侧的图表(A1)、(B1)、(C1)、(D1)、(E1)、(F1)、(G1)为,将氧饱和度Sat固定为100%,将光散射的影响度(表示光散射的强度的参数)划分为0~100单位,使光散射的影响度每10单位地变化而重叠绘制出的图表。从上述图表可知各参数对于光散射的敏感度的大小。

[0200] 并且,图3至图5的右侧的图表(A2)、(B2)、(C2)、(D2)、(E2)、(F2)、(G2)为,将散射的影响度固定为0单位,将氧饱和度Sat划分为0~100%,使氧饱和度Sat每10%地变化而重叠绘制出的图表。从上述图表可知各参数对于氧饱和度Sat的敏感度的大小。

[0201] 如表1以及图4的图表(D1)、(D2)所示,参数“W/R”对于总血红蛋白量tHb具有高敏感度的同时,对于光散射或氧饱和度Sat几乎不具有敏感度。因此,通过参数“W/R”直接确定总血红蛋白量tHb的值。即,从由图像数据得到的参数“W/R”的值和图表(D1)、(D2)所表示的

总血红蛋白量tHb和参数“W/R”的定量关系,能够得到不取决于光散射或氧饱和度Sat的正确的总血红蛋白量tHb。

[0202] 并且,如表1以及图4的图表(F1)、(F2)所示,参数“N/W”对于氧饱和度Sat具有高敏感度的同时,对于光散射几乎不具有敏感度。因此,如果总血红蛋白量tHb已知的话,通过图表(F2)从参数“N/W”的值直接地确定氧饱和度Sat的值。具体而言,当选择最适合由从各像素值得到的总血红蛋白量tHb的值和参数“N/W”的值构成的数值对的图表(F2)上的绘制点时,作为对应于该绘制点的氧饱和度Sat的值,能够得到反映于该像素的生物体组织的氧饱和度Sat。此外,从由图像数据得到的参数“W/R”的值和图表(D1)、(D2)所表示的总血红蛋白量tHb和参数“W/R”的关系,能够得到总血红蛋白量tHb的值。

[0203] 此外,如表1以及图5的图表(G1)、(G2)所示,参数“W/(R+G)”即比W/(R+G)也与上述的参数“W/R”同样地,对于总血红蛋白量tHb具有敏感度,但对于光散射或氧饱和度Sat几乎不具有敏感度,因此,从图表(G1)、(G2)所示的总血红蛋白量tHb和参数“W/(R+G)”的定量关系能够得到不取决于光散射或氧饱和度Sat的正确的总血红蛋白量tHb的值。

[0204] 如上所述,使用图表(D1)、(D2)或图表(G1)、(G2)所表示的关系和图表(F2)或(C2)所表示的关系,通过简单的计算,能够得到几乎不包含散射所引起的误差的总血红蛋白量tHb以及氧饱和度Sat的正确值。此后,上述的参数W/R、参数W/(R+G)以及参数N/W等也称作比W/R、比W/(R+G)、比N/W等。

[0205] 此外,图4的图表(D1)或图5的图表(G1)中的“W/R”或“W/(R+G)”的分子“W”,如上所述,其为反映了不取决于氧饱和度Sat而对应于总血红蛋白量tHb而变化的血红蛋白的吸收度的积分值AR0的、利用了波长域R0(W带)的照明光的图像的像素值,因此,“W”为不取决于氧饱和度Sat而对应于总血红蛋白量tHb发生变化的值。该“W”受到图2(b)所示的光散射的影响。另一方面,如图表(D1)或图表(G1)所示,由于“W/R”或“W/(R+G)”不受到光散射的影响,因此,“W/R”或“W/(R+G)”中的分母“R”或“(R+G)”具有示出光散射的程度的信息。

[0206] 从而,“W/R”或“W/(R+G)”的分子“W”为包括对于生物体组织的总血红蛋白量tHb具有敏感度并且对于生物体组织所引起的光散射具有敏感度的波长域的成分的像的图像数据,分母“R”或“(R+G)”为包括对于生物体组织的总血红蛋白量tHb不具有敏感度并且对于生物体组织所引起的光散射具有敏感度的波长域的成分的像的图像数据。所谓包括规定的波长域的成分的像的图像数据是指由包括规定的波长域的成分的光形成的像的图像数据。因此,基于“W”的图像数据和“R”或“(R+G)”的图像数据,能够生成对于总血红蛋白量tHb具有敏感度并且对于生物体组织所引起的光散射不具有敏感度的参数。

[0207] 基于上述的见解,以下从多个图像数据进行总血红蛋白量tHb以及氧饱和度Sat的计算。在总血红蛋白量tHb的计算中,使用表示总血红蛋白量tHb和参数W/R的定量关系的数值表T1(或者函数),参照该数值表T1,能够从生物体组织中的比W/R算出总血红蛋白量tHb。并且,在总血红蛋白量tHb的计算中,使用表示总血红蛋白量tHb和参数W/(R+G)的定量关系的数值表T1(或者函数),参照该数值表T1,也能够从生物体组织中的比W/(R+G)算出总血红蛋白量tHb。在氧饱和度Sat的计算中,使用表示总血红蛋白量tHb、参数N/W以及氧饱和度Sat的定量关系的数值表T2(或者函数),参照该数值表T2,能够从生物体组织中的比N/W算出氧饱和度Sat。如上所述,参数N/W为对于生物体组织的氧饱和度Sat(第二特征量)具有敏感度并且对于总血红蛋白量tHb(第一特征量)以及光散射不具有敏感度的参数。

[0208] <内窥镜装置的构成>

[0209] 图6为示出本实施方式涉及的内窥镜装置1的构成的一例的框图。图7为说明内窥镜装置1的构成的一例的框图。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能够拆装地连接于处理器200。并且，光源部400以及图像处理部500内置于处理器200。

[0210] 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的内部设置有在大致全长上延伸的导光部131。导光部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)，导光部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，该光源部400具备氙气灯等的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入射至导光部131的基端131b。入射至导光部131的基端131b的光通过导光部131而被引导至其前端部131a，从前端部131a放射。与导光部131的前端部131a对向配置的配光透镜132设置于电子内窥镜100的插入管前端部111，从导光部131的前端部131a放射的照明光IL通过配光透镜132对于插入管前端部111的附近的生物体组织T进行照明。

[0211] 并且，物镜光学系统121以及拍摄元件141设置于插入管前端部111。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)入射至物镜光学系统121而被聚光，在拍摄元件141的感光面上成像。本实施方式的拍摄元件141为在其感光面上具备彩色滤光片141a的彩色图像拍摄用的CCD(电荷耦合装置, Charge Coupled Device)图像传感器。也可以将CMOS(互补金属氧化物半导体, Complementary Metal Oxide Semiconductor)图像传感器等的其他种类的拍摄元件使用于拍摄元件141。物镜光学系统121、彩色滤光片141a、拍摄元件141构成拍摄部122。

[0212] 彩色滤光片141a为排列有使红色的光通过的R彩色滤光片、使绿色的光通过的G彩色滤光片、使蓝色的光通过的B彩色滤光片并且直接形成于拍摄元件141的各感光元件上的所谓的片上滤光片。即，彩色滤光片141a以如下方式构成：在拍摄元件141感光前，将该光滤光为RGB颜色空间上的R、G、B的各个波长域。R、G、B的各滤光片具有图8所示的分光特性。图8为示出内置于拍摄元件141的彩色滤光片的透过光谱的一例的图。本实施方式的R彩色滤光片为使波长大于约570nm的长波长的光通过的滤光片，G彩色滤光片为使波长约470nm~620nm的光通过的滤光片，B彩色滤光片为使波长小于约530nm的短波长的光通过的滤光片。

[0213] 拍摄元件141以与后述的图像处理部500同步地驱动的方式被控制，周期性地(例如以1/30秒间隔)输出与在感光面上成像的生物体组织的图像相对应的拍摄信号。从拍摄元件141输出的拍摄信号经由线缆142被发送至处理器200的图像处理部500。

[0214] 图像处理部500具备：A/D转换电路510、临时存储器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对于从电子内窥镜100的拍摄元件141经由线缆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发送并存储至临时存储器520。数字图像数据中包含：由安装有R彩色滤光片的感光元件拍摄的R数字图像数据、由安装有G彩色滤光片的感光元件拍摄的G数字图像数据以及由安装有B彩色滤光片的感光元件拍摄的B数字图像数据。

[0215] 控制器530对于存储于临时存储器520的单个或者多个数字图像数据进行处理并生成显示于监视器300的画面数据，将其发送至视频存储器540。例如，控制器530生成画面

数据等并使其存储于视频存储器540,该画面数据包括:由表示生物体组织的总血红蛋白量tHb的分布的图像数据以及表示氧饱和度Sat的分布的图像数据生成的画面数据、由单一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、或者包含基于多个数字图像数据按照每个像素(x,y)生成生物体组织T的反射光谱并据此颜色区分正常部和病变部的图像的画面数据、包含对应于特定的像素(x,y)的生物体组织T的反射光谱的图表显示的画面数据等。

[0216] 如图7所示,控制器530主要包括:内部存储器532、第一参数生成部533、第一特征量取得部534、第二参数生成部535、第二特征量取得部536、特征量分布图像生成部537和控制器本体部538。

[0217] 内部存储器532存储使用后述各照明光拍摄的数字图像数据,并且,保持表示总血红蛋白量tHb和上述的参数W/R的定量关系的数值表T1(或者函数)以及表示总血红蛋白量tHb、上述参数N/W以及氧饱和度Sat的定量关系的数值表T2(或者函数)。根据需要调出上述存储的信息。

[0218] 第一参数生成部533从存储于内部存储器532的彩色图像数据逐个像素地生成参数(第一参数)W/R的值。参数W/R的值为,在波长域R0(W带)的光下的、由拍摄元件141拍摄生物体组织而得到的第一特殊观察图像数据W,和在白色光WL的照明下拍摄生物体组织得到的RGB颜色空间上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的在相同像素位置的像素值的比。波长域R0为,与白色光WL的波长域不同的、对应于总血红蛋白量tHb(第一特征量)的程度而生物体组织的吸光度不同的波长域。第一普通观察图像数据R为经由拍摄元件141的R彩色滤光片拍摄的图像的数据。如图4的图表(D1)、(D2)所示,参数W/R为对于生物体组织的总血红蛋白量tHb具有敏感度并且对于生物体组织所引起的光散射不具有敏感度的参数。

[0219] 第一特征量取得部534基于参数W/R的值取得总血红蛋白量tHb。第一特征量取得部534,通过调出并参照表示保持于内部存储器532的总血红蛋白量tHb和参数W/R的定量关系的数值表T1(或者函数),从参数W/R的值逐一像素地求得总血红蛋白量tHb。也就是说,第一特征量取得部534基于参数W/R取得总血红蛋白量tHb(第一特征量)。参数W/R为,在波长域与白色光不同的、对应于总血红蛋白量tHb(第一特征量)的程度而生物体组织的吸光度不同的第一特殊光的照明下拍摄生物体组织而得到的第一特殊观察图像数据W,和在白色光的照明下拍摄生物体组织而得到的RGB颜色空间上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的比。

[0220] 此外,第一特殊观察图像数据W或R成分所包含的图像的波长域由于拍摄元件141的种类以及彩色滤光片141a的滤光特性而变化,除此之外,第一特殊观察图像数据W或R成分所包含的图像的波长域也会由于内窥镜系统10的装置间误差而变化。因此,确定适当的系数 α ,将该系数 α 乘以第一普通观察图像数据R得到数据 αR ,优选使用 αR 代替第一普通观察图像数据R算出参数 $W/(\alpha R)$,使用该参数 $W/(\alpha R)$ 代替参数W/R。该系数 α 能够预先通过使用总血红蛋白量tHb以及氧饱和度Sat已知的样品的预备实验求得。也就是说,优选的是,处理器200在开始使用内窥镜系统10之前,进行使用上述已知的样品的预备实验,确定合适的系数 α 并存储。

[0221] 第二参数生成部535从存储于内部存储器532的彩色图像数据逐一像素地生成参

数(第二参数) N/W 的值。参数 N/W 的值为,由拍摄元件141拍摄在波长域 $R2$ (N 带)的光的照明下的生物体组织而得到的第二特殊观察图像数据 N ,和由拍摄元件141拍摄在波长域 $R0$ (W 带)的光的照明下的生物体组织而得到的第一特殊观察图像数据 W 在相同像素位置的像素值的比。波长域 $R2$ (N 带)为,与白色光 WL 的波长域不同的、对应于氧饱和度 Sat (第二特征量)的程度而生物体组织的吸光度不同的波长域。如图4的图表(F1)、(F2)所示,参数 N/W 为对于生物体组织的氧饱和度 Sat (第二特征量)具有敏感度并且对于生物体组织所引起的光散射不具有敏感度的参数。

[0222] 第二特征量取得部536基于参数 N/W 的值取得氧饱和度 Sat 。第二特征量取得部536,通过调出并参照表示由第一特征量取得部534取得的总血红蛋白量 tHb 和保持于内部存储器532的参数 N/W 以及氧饱和度 Sat 的定量关系的数值表 $T2$ (或者函数),从参数 N/W 的值逐一像素地求得氧饱和度 Sat 。

[0223] 特征量分布图像生成部537基于由第一特征量取得部534求得的总血红蛋白量 tHb ,生成表示生物体组织中的总血红蛋白量 tHb (第一特征量)的分布的特征量分布图像。或者,基于由第二特征量取得部536求得的氧饱和度 Sat ,生成表示生物体组织中的氧饱和度 Sat (第二特征量)的分布的特征量分布图像。进一步,特征量分布图像生成部537生成表示对于总血红蛋白量 tHb 或氧饱和度 Sat 进行规定的处理的处理结果的分布的特征量分布图像。

[0224] 通过上述制作的特征量分布图像的画面数据被发送至信号处理电路550。

[0225] 控制器本体部538进行处理器200以及电子内窥镜100的构成部分的动作的管理以及控制。

[0226] 信号处理电路550基于被发送至信号处理电路550并被存储于视频存储器540的画面数据,生成并输出规定的格式(例如,符合NTSC标准或DVI标准的格式)的视频信号。从信号处理电路550输出的视频信号被输入监视器300。其结果是,由电子内窥镜100拍摄的内窥镜图像等被显示于监视器300。

[0227] 光源部400除了上述的光源430之外,还包括:聚光透镜440、旋转滤光片410、滤光片控制部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,通过旋转滤光片410之后,被聚光透镜450再次聚光,入射至导光部131的基端131b。此外,旋转滤光片410能够通过直线导轨等的移动单元(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移动。

[0228] 此外,光源部400的构成不限于图6所示。例如,也可以将产生汇聚光的灯用于光源430。这种情况下,可以采用例如使白色光 WL 在聚光透镜440的近前聚光,并使其作为扩散光入射至聚光透镜440的构成。

[0229] 并且,也可以采用不使用聚光透镜440,而使光源430产生的大致平行光直接入射至旋转滤光片410的构成。

[0230] 并且,在使用产生汇聚光的灯的情况下,也可以采用如下构成:使用准直透镜代替聚光透镜440,使白色光 WL 以大致平行光的状态入射至旋转滤光片410。例如,在将电介质多层膜滤光片等的干涉型的光学滤光片用于旋转滤光片410的情况下,通过使大致平行光的白色光 WL 入射至旋转滤光片410并使白色光 WL 向光学滤光片的入射角相同,能够得到更为良好的滤光片特性。

[0231] 例如,也可以将产生发散光的灯用于光源430。这种情况下,也可以采用如下构成:使用准直透镜代替聚光透镜440,使大致平行光的白色光WL入射至旋转滤光片410。

[0232] 旋转滤光片410以如下方式构成:其为具备多个光学滤光片的圆盘型的光学单元,对应于其旋转角度切换通过波长域。旋转滤光片410的旋转角度由连接于控制器530的滤光片控制部420控制。控制器530经由滤光片控制部420控制旋转滤光片410的旋转角度,从而,通过旋转滤光片410被供给至导光部131的照明光IL的光谱被切换。

[0233] 图9为旋转滤光片410的外观图(正面图)。旋转滤光片410具备:大致圆盘状的框411、四个扇形的光学滤光片415、416、417以及418。围绕框411的中心轴等间隔地形成有三个扇形状的窗414a、414b以及414c,各光学滤光片415、416、417以及418分别嵌入各窗414a、414b、414c以及414d。此外,本实施方式的光学滤光片均为电介质多层膜滤光片,也可以使用其他方式的光学滤光片(例如,将吸收型的光学滤光片或电介质多层膜作为反射膜使用的标准滤光片等)。此外,光学滤光片417的光学滤光片具有与光学滤光片418的光学滤光片相同的滤光特性,因此,以下省略光学滤光片415的说明。此外,图9所示的旋转滤光片410由四个光学滤光片构成,也可以由三个光学滤光片415、416以及418构成。

[0234] 并且,在框411的中心轴上形成有轴孔412。滤光片控制部420所具备的伺服电机(未图示)的输出轴插入并固定于轴孔412,旋转滤光片410与伺服电机的输出轴共同旋转。

[0235] 图9示出白色光WL入射至光学滤光片415的状态,当旋转滤光片410向箭头所示的方向旋转时,白色光WL所入射的光学滤光片按照415、416、418的顺序切换,从而,通过旋转滤光片410的照明光IL的光谱被顺次切换。

[0236] 光学滤光片415以及416为使550nm带的光选择性地通过的光带通滤光片。如图1所示,光学滤光片415以如下方式构成:使从等吸收点E1至E4的波长域(即,波长域R0(W带))的光低损失地通过,遮断其以外的波长区域的光。并且,光学滤光片416以如下方式构成:使从等吸收点E2至E3的波长域(即,波长域R2(N带))的光低损失地通过,遮断其以外的波长区域的光。

[0237] 如图1所示,波长域R1中包含源自氧化血红蛋白的吸收峰值P1的峰值波长,波长域R2中包含源自还原血红蛋白的吸收峰值P2的峰值波长,波长域R3中包含源自氧化血红蛋白的吸收峰值P3的峰值波长。并且,在波长域R0中包含三个吸收峰值P1、P2、P3的各峰值波长。

[0238] 此外,光学滤光片415以及416的通过波长域即W带以及N带(图1)包含于彩色滤光片141a的G彩色滤光片的通过波长域(图8)。从而,由通过光学滤光片415或416的光形成的被拍摄体图像的图像数据为,由拍摄元件141的安装有G彩色滤光片的感光元件拍摄、作为G数字图像数据而取得、在波长域中与RGB颜色空间上的G的波长域相同波长域的数据。从而,上述的第一特殊观察图像数据W和第二特殊观察图像数据N为与RGB颜色空间上的G的波长域相同波长域的数据。

[0239] 在此,通过光学滤光片415的光是为了得到第一特殊观察图像数据而照明生物体组织的第一特殊光,通过光学滤光片416的光是为了得到第二特殊观察图像数据而照明生物体组织的第二特殊光。第一特殊观察图像数据用于取得上述的参数“W/R”的“W”,参数“W/R”用于求得总血红蛋白量tHb。第二特殊观察图像数据用于取得上述的参数“N/W”的“N”,参数“N/W”用于求得氧饱和度Sat。

[0240] 以生物体组织对于第一特殊光的吸光度取决于总血红蛋白量tHB(第一特征量)但

不取决于氧饱和度Sat (第二特征量) 的方式, 设定第一特殊光的波长域即R0波长域。并且, 以生物体组织对于第二特殊光的吸光度取决于总血红蛋白量tHb (第一特征量) 以及氧饱和度Sat (第二特征量) 的双方的方式, 设定第二特殊光的波长域即波长域R2。

[0241] 并且, 光学滤光片418为紫外线截断滤光片, 通过光学滤光片418的照明光IL (即白色光) 用于普通观察图像的拍摄。从而, 通过光学滤光片418的白色光, 与光源430发出的白色光WL同样地, 在可见光波长区域变化少, 因此, 称为白色光WL。该白色光WL用于取得上述的参数“W/R”的“R”, 参数“W/R”用于求得总血红蛋白量tHb。

[0242] 此外, 也可以形成不使用光学滤光片418而开放框411的窗414c的构成。此外, 在本说明书中, 将通过光学滤光片415或者416的照明光IL也称为特殊光 (第一特殊观察光、第二特殊观察光), 将通过光学滤光片418的白色光 (或者宽带域光) 也称为普通光 (普通观察光)。

[0243] 并且, 在窗414a, 与光学滤光片415重叠地安装有减光滤光片 (ND滤光片) 419。减光滤光片419, 在可见光全域内与波长无关地不使照明光IL的光谱发生变化而仅使光量减少。由于减光滤光片419的使用, 通过光学滤光片415以及减光滤光片419的照明光IL的光量, 被调整为与通过光学滤光片416的照明光IL的光量大致相同的程度。从而, 在使用通过光学滤光片415、416任一个的照明光IL的情况下, 都能够以同样的曝光时间进行适当的曝光下的拍摄。

[0244] 在本实施方式中, 使用网眼细的金属网作为减光滤光片419。除了金属网之外, 也可以使用狭缝或半反射镜等的其他方式的减光滤光片。此外, 也可以不使用减光滤光片而调整光学滤光片415、416自身的透过率。此外, 也可以将减光滤光片安装于窗414b、414c。此外, 也可以通过改变窗414a~414c的中心角 (即开口面积) 调整通过光量。此外, 也可以不使用减光滤光片而对于所使用的每个光学滤光片调整曝光时间。

[0245] 在框411的周缘部形成有贯通孔413。贯通孔413在框411的旋转方向上形成于与窗414a和窗414c的边界部相同的位置 (相位)。在框411的周围, 用于检测贯通孔413的光断续器422以包围框411的周缘部的一部分的方式配置。光断续器422连接于滤光片控制部420。

[0246] 这样, 光学装置400使用旋转的光学滤光片切换白色光和特殊光并发出。

[0247] 此外, 本实施方式的光源装置400, 为使从一个光源430放射的光透过光学滤光片并射出不同波长域的多个光的构成, 但是也可以将不同波长域的不同的多个光例如发光二极管或输出激光的激光元件等的半导体光源代替光源灯430, 作为光源400的代替的光源使用。这种情况下, 可以不使用旋转滤光片410。

[0248] 本实施方式的内窥镜装置1具有普通观察模式和分光分析模式这两种动作模式。普通观察模式为使用白色光WL拍摄彩色图像的动作模式。分光分析模式为, 基于使用分别通过光学滤光片415以及416的照明光IL即第一特殊光以及第二特殊光而拍摄的数字图像数据进行分光分析, 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, 通过用户对于例如处理器200的操作面板 (未图示) 或电子内窥镜100的操作按钮 (未图示) 的操作而被切换。

[0249] 在普通观察模式下, 控制器530控制移动单元, 使旋转滤光片410从适用位置向回避位置移动。此外, 在分光分析模式下, 旋转滤光片410配置于适用位置。并且, 在旋转滤光片410不具有移动单元的情况下, 控制器530控制滤光片控制部420, 在白色光WL入射至光学

滤光片418的位置使旋转滤光片410静止。并且,在对于由拍摄元件141拍摄的数字图像数据实施了去马赛克等的规定的图像处理之后,转换为视频信号而使监视器300进行画面显示。

[0250] 在分光分析模式中,控制器530控制滤光片控制部420使旋转滤光片410以一定转速旋转驱动,同时,顺次进行利用分别通过光学滤光片415、416以及418的照明光IL进行的生物体组织T的拍摄。控制器530使用分别通过光学滤光片415、416的照明光IL而取得的特殊观察图像的图像数据和通过光学滤光片418的照明光IL而取得的普通观察图像的图像数据,制作特征量分布图像和普通观察图像,并且生成将特征量分布图像和普通观察图像并列的画面数据。该画面数据被进一步转换为视频信号而显示于监视器300。

[0251] 在分光分析模式下,滤光片控制部420基于光断续器422检出贯通孔413的时序,检出旋转滤光片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比较,调整旋转滤光片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。从而,旋转滤光片410与拍摄元件141的驱动同步地、以大致一定的转速被旋转驱动。具体而言,旋转滤光片410的旋转被以如下方式控制:每次进行拍摄元件141的一像素(R、G、B三帧)的拍摄时,切换白色光WL入射的光学滤光片415、416、417(窗414a~c)。

[0252] 这样,处理器200兼具如下功能:作为处理从电子内窥镜100的拍摄元件141输出的拍摄信号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的导光部131的光源装置的功能。

[0253] 接着,对于在分光分析模式中执行的分光分析处理进行说明。图10为表示分光分析处理的顺序的流程图。

[0254] 在通过用户操作选择分光分析模式的情况下,如上所述,滤光片控制部420以一定的转速旋转驱动旋转滤光片410。并且,从光源部400顺次供给通过光学滤光片415、416、418的照明光IL,顺次进行使用各照明光IL的拍摄(S1)。具体而言,使用通过光学滤光片415的波长域R0(W带)的第一特殊光即照明光IL拍摄的G数字图像数据 $W(x,y)$ 、使用通过光学滤光片416的波长域R2(N带)的第二特殊光即照明光IL拍摄的G数字图像数据 $N(x,y)$ 以及使用通过光学滤光片(紫外线截断滤光片)418的普通光即作为白色光WL的照明光IL拍摄的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532。

[0255] 接着,图像处理部500使用通过处理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 $B(x,y)$,进行选择作为以下的分析处理(处理S3-S8)的对象的像素的像素选择处理S2。该像素选择处理S2由控制器530进行。

[0256] 关于不包含血液的部位或生物体组织的颜色受到来自血红蛋白以外的物质的支配性影响的部位,即使从像素的颜色信息计算氧饱和度Sat或血流量也不会得到有意义的值,仅会成为干扰。如果将这种干扰提供给医师的话,不仅会成为医生诊断的阻碍,还会对于图像处理部500施加无用的负荷而产生使处理速度下降的弊端。因此,本实施方式的分析处理以如下方式构成:选择适合分析处理的像素(即,记录了血红蛋白的分光学特征的像素),仅对于被选择的像素进行分析处理。

[0257] 在像素选择处理S2中,仅全部满足下式4、式5以及式6的条件的像素作为分析处理的对象像素而被选择。

[0258] [式4]

[0259] $B(x, y) / G(x, y) > a_1$

[0260] [式5]

[0261] $R(x, y) / G(x, y) > a_2$

[0262] [式6]

[0263] $B(x, y) / G(x, y) > a_3$

[0264] 其中, a_1 、 a_2 、 a_3 为正的常数。

[0265] 上述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设定。此外,也可以仅使用上述三个条件式中的一个或者两个(例如,关注血液所特有的红色而仅使用式5以及式6)进行像素选择处理S2。

[0266] 接着,像素处理部500的控制器530进行第一分析处理S3。表示由图4的图表(D1)或者(D2)所表示的总血红蛋白量tHb和参数W/R的定量关系的数值表T1(或者函数)被保持于控制器530的内部存储器532。在第一分析处理S3中,使用该数值表T1,从由处理S1取得的G数字图像数据W(x,y)以及R数字图像数据R(x,y)取得总血红蛋白量tHb的值。

[0267] 具体而言,首先通过式7,关于各像素(x,y)计算参数W/R(x,y)。

[0268] [式7]

[0269] $W/R(x, y) = W(x, y) / R(x, y)$

[0270] 接着,参照数值表T1,读取与通过式7计算的参数W/R(x,y)的值相对应的总血红蛋白量tHb(x,y)的值并取得。

[0271] 被内部存储器532保持的数值表T1(以及后述的数值表T2)的定量关系通过预先的理论计算或实验取得。此外,在图4的(D1)、(D2)中,总血红蛋白量tHb的值和参数W/R的值不具有完全地一一对应的关系,数值表T1中保持了总血红蛋白量tHb和参数W/R的代表性的一一对应的定量关系(例如,平均值或中间值)。因此,通过数值表T1,从参数W/R的值直接确定总血红蛋白量tHb。

[0272] 接着,像素处理部500的控制器530进行第二分析处理S4。表示图4的图表(F2)所示的总血红蛋白量tHb和参数N/W以及氧饱和度Sat的定量关系的数值表T2(或者函数)被保持于控制器530的内部存储器532。在数值表T2中,将总血红蛋白量tHb、参数N/W以及氧饱和度Sat这三个数值(以下称为“数值组”)相关联并保持。在第二分析处理S4中,使用该数值表T2,从由处理S1取得的G数字图像数据W(x,y)、N(x,y)以及由第一分析处理S3取得的总血红蛋白量tHb(x,y)的值,取得各像素的氧饱和度Sat(x,y)的值。

[0273] 具体而言,首先通过式8,关于各像素(x,y)计算参数N/W(x,y)。

[0274] [式8]

[0275] $N/W(x, y) = N(x, y) / W(x, y)$

[0276] 接着,关于各像素(x,y),参照数值表T2,抽出由第一分析处理S3取得的总血红蛋白量tHb(x,y)的值和最接近由式8计算的参数N/W(x,y)的值的数值组,读取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)的值而取得。

[0277] 在控制器530的内部存储器532中,存储表示氧饱和度Sat(x,y)和显示色(像素值)的关系的数值表(或者函数)。并且,在处理S5(图6)中,控制器530参照该数值表(或者函数),将表示对应于由处理S4得到的氧饱和度Sat(x,y)的显示色的像素值作为生物体信息图像数据而生成。

[0278] 并且,控制器530从使用通过光学滤光片(紫外线截断滤光片)418的照明光IL(白色光)而拍摄的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。

[0279] 图11示出控制器530生成的图像数据的显示例。图11(a)为从由上述的处理S5取得的氧饱和度 $Sat(x,y)$ 生成的氧饱和度分布图像数据(二维显示)的显示例。并且,图11(b)为以将氧饱和度作为垂直轴的三维图表的形式生成的氧饱和度分布图像数据(三维显示)的显示例。此外,图11为观察以橡胶圈压迫中指的近位手指关节间关节附近的状态的右手时的图。在距离右手中指的压迫部的远位侧,显示出血流由于压迫而被阻碍,氧饱和度 Sat 变低的状态。

[0280] 并且,控制器530从生成的氧饱和度分布图像数据以及普通观察图像数据,生成在一个画面上并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的特征量分布图像生成部537根据用户的操作能够生成如下各种显示画面: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/或普通观察图像上附加显示患者的ID信息或观察条件等的附带信息的显示画面、组合制作总血红蛋白量 tHb 和氧饱和度 Sat 的新的特征量分布图像的显示画面等。

[0281] 已知在恶性肿瘤的组织中,总血红蛋白量 tHb 由于血管新生而比正常的组织多,并且,由于氧代谢显著,氧饱和度 Sat 低于正常的组织。因此,控制器530的特征量分布图像生成部537,也可以进行抽出下述像素,即,由第一分析处理S3取得的总血红蛋白量 tHb 大于规定的基准值(第一基准值)、并且由第二分析处理S4取得的氧饱和度 Sat 小于规定的基准值(第二基准值)的像素的处理,生成对于例如普通观察图像数据所对应的像素进行了强调显示处理的病变部强调图像数据,与普通观察图像和/或氧饱和度分布图像同时(或单独地)使病变部强度图像显示于监视器300。

[0282] 作为强调显示处理例如包括:使相应的像素的像素值增加的处理;使色相变化的处理(例如,增加R成分而增强红色的处理或使色相旋转规定角度的处理);使相应像素闪烁(或使色相周期性变化)的处理。

[0283] 此外,控制器530也可以构成为:基于与氧饱和度 $Sat(x,y)$ 的平均值的偏差和与总血红蛋白量 $tHb(x,y)$ 的平均值的偏差而计算出恶性肿瘤的可疑程度的指标 $Z(x,y)$,生成以指标 Z 为像素值的图像数据(恶性可疑度图像数据)代替病变部强调图像数据。

[0284] 本实施方式的内窥镜装置1,由于以从由拍摄元件141拍摄的彩色图像数据生成对于生物体组织的总血红蛋白量 tHb (第一特征量)具有敏感度且对于生物体组织所引起的光散射不具有敏感度的参数“ W/R ”(第一参数)的方式构成,因此,总血红蛋白量 tHb (第一特征量)的光散射所引起的误差得以降低,能够进行精度更高的分光光学分析。

[0285] 此外,在内窥镜装置1中,由于以基于图像数据“ W ”、图像数据“ R ”生成比 W/R (第一参数)的方式构成,因此,能够容易且以短时间的处理生成比 W/R (第一参数)。图像数据“ W ”包含对于生物体组织的总血红蛋白量 tHb (第一特征量)具有敏感度且对于生物体组织所引起的光散射具有敏感度的波长域的成分。图像数据“ R ”包含对于生物体组织的总血红蛋白量 tHb (第一特征量)不具有敏感度且对于所述生物体组织所引起的光散射具有敏感度的波长域的成分。特别是对于在操作电子内窥镜100的同时施以处理的操作者来说,从生物体组织的特征量分布图像发现值得关注的位置,从特定地观察生物体组织的病变部的方面来

看,特征量分布图像被实时地显示,因此是优选的。从这方面来看,从上述的两个图像数据容易且短时间地生成比 W/R (第一参数) 是优选的。

[0286] 上述的两个图像数据为,在波长域与白色光 WL 不同并且对应于总血红蛋白量 tHb (第一特征量) 的程度而生物体组织的吸光度不同的波长域 $R0$ (W 带) 的第一特殊光的照明下拍摄生物体组织而得到的第一特殊观察图像数据 W 、和在白色光 WL 的照明下拍摄生物体组织而得到的 RGB 颜色空间上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 ,特别是,由于利用第一特殊光的照明得到第一特殊观察图像数据 W ,因此,能够得到对于波长域 $R0$ (W 带) 的吸收度的变化敏感的比 W/R 。因此,能够基于比 W/R 算出高精度的总血红蛋白量 tHb (第一特征量)。

[0287] 由于用于比 W/R (第一参数) 的计算的第一普通观察图像数据 R 为经由拍摄元件141的 R 彩色滤光片而拍摄的图像的数据,因此,没有必要将光按照各个波长分光而取出希望的波长域的成分,能够以短时间取得比 W/R ,从而,在电子内窥镜100中能够实时地显示特征量分布图像。

[0288] 并且,由于光源装置400被构成为,从用于显示生物体组织的像的普通观察模式下使用的白色光源发出的白色光中,使用光学滤光片取出用于显示生物体组织的特征量分布图像的分光分析模式下使用的第一特殊光,因此,能够使得装置构成简单,能够实现处理器200的尺寸缩小,能够确保在操作电子内窥镜100的同时施以处理的医疗现场的占用空间。

[0289] 由于控制器530存储表示比 W/R (第一参数) 和总血红蛋白量 tHb (第一特征量) 的量的关系的数据,第一特征量取得部534使用表示量的关系的数据求得生物体组织的总血红蛋白量 tHb ,因此,本实施方式与每次取得彩色图像数据时不使用表示量的关系的数据而计算总血红蛋白量 tHb 以及氧饱和度 Sat 的情况相比,能够高效地算出总血红蛋白量 tHb 以及氧饱和度 Sat 。因此,能够缩小处理器200的运算电路,从而,即使生成高画质的图像,也能够以低成本、低发热量提供省电的处理器200。

[0290] 用于求得比 W/R (第一参数) 的第一特殊观察图像数据 W 为与 RGB 颜色空间上的 G 的波长域相同波长域的数据,并且为经由 G 彩色滤光片由拍摄元件141拍摄的图像的数据,因此,没有必要将光按照各个波长分光而取出希望的波长域的成分,能够以短时间取得比 W/R ,从而,在电子内窥镜100中能够实时地显示特征量分布图像。

[0291] 此外,由于处理器200的第二参数生成部535以从彩色图像数据生成对于生物体组织的氧饱和度 Sat (第二特征量) 具有敏感度且对于光散射不具有敏感度的比 N/W (第二参数) 的方式构成,第二特征量取得部537以基于总血红蛋白量 tHb (第一特征量) 以及比 N/W (第二参数) 取得氧饱和度 Sat (第二特征量) 的方式构成,因此,氧饱和度 Sat (第二特征量) 的光散射所引起的误差得以降低,能够进行精度更高的分光分析。

[0292] 由于光源装置400被构成为发出与白色光的波长域不同并且对应于氧饱和度 Sat (第二特征量) 的程度而生物体组织的吸光度不同的第二特殊光,比 N/W 利用第二特殊光的照明而取得,因此,能够得到对于波长域 $R2$ (N 带) 的吸收度的变化敏感的比 N/W 。因此,能够基于比 N/W 算出高精度的氧饱和度 Sat (第二特征量)。

[0293] 在本实施方式中,由于求取比 N/W 所使用的第一特殊光的波长域,如图1所示,以生物体组织对于第一特殊光的吸光度取决于总血红蛋白量 tHb (第一特征量) 而不取决于氧饱和度和 Sat (第二特征量) 的方式设定,具体而言,设定为波长域 $R0$ (W 带),因此,基于比 N/W 能够

算出高精度的氧饱和度Sat (第二特征量)。

[0294] 在本实施方式中,由于求取比N/W所使用的第二特殊光的波长域,以生物体组织对于第二特殊光的吸光度取决于总血红蛋白量tHb (第一特征量) 以及氧饱和度Sat (第二特征量) 的双方的方式设定,因此,基于根据比W/R求得的总血红蛋白量tHb和比N/W能够算出高精度的氧饱和度Sat (第二特征量)。

[0295] 用于求得比N/W (第二参数) 的第二特殊观察图像数据N为与RGB颜色空间上的G的波长域相同波长域的数据,并且为经由G彩色滤光片由拍摄元件141拍摄的图像的数据,因此,没有必要将光按照各个波长分光而取出希望的波长域的成分,能够以短时间取得比N/W,从而,在电子内窥镜100中能够实时地显示特征量分布图像。

[0296] 由于控制器530的特征量分布图像生成部537基于总血红蛋白量tHb (第一特征量) 或基于氧饱和度Sat (第二特征量),生成表示生物体组织中的总血红蛋白量tHb (第一特征量) 的分布或氧饱和度Sat (第二特征量) 的特征量分布图像,以及,生成表示基于总血红蛋白量tHb (第一特征量) 以及氧饱和度Sat (第二特征量) 处理的结果的特征量分布图像,因此,内窥镜装置1对于在操作电子内窥镜100的同时施以处理的操作者来说,能够提供对于确定生物体组织的病变部有用的支援图像。

[0297] 以上为本实施方式的说明,但本发明不限于上述的构成,在本发明的技术思想的范围内能够进行各种变形。

[0298] 并且,在本实施方式中采用在第一分析处理S1中从特殊观察以及普通观察的图像数据计算参数W/R,基于由图4的图表(D1)、(D2)表示的参数W/R和总血红蛋白量tHb的关系而确定总血红蛋白量tHb的构成,但本发明不限于该构成。例如,也可以采用在第一分析处理S1中从特殊观察以及普通观察的图像数据计算参数W/(R+G),基于由图5的图表(G1)、(G2)表示的总血红蛋白量tHb和参数W/(R+G)的关系而确定总血红蛋白量tHb的构成。这种情况下,由于散射对于参数W/(R+G)的影响非常小,因此,能够进行散射所引起的干扰更小的测定。

[0299] 此外,R成分或G成分所包含的像的波长域除了由于拍摄元件141的种类以及彩色滤光片141a的滤光特性而变化之外,R成分或G成分所包含的像的波长域也会由于内窥镜系统10的装置间误差而变化。因此,预定适当的系数 β 、 γ ,使用系数 β 、 γ 将普通观察图像数据的R成分即第一普通观察图像数据R和G成分即第二普通观察图像数据G加权求和运算得到和 $\beta R + \gamma G$,优选使用和 $\beta R + \gamma G$ 代替和(R+G)算出参数W/($\beta R + \gamma G$),使用该参数W/($\beta R + \gamma G$)代替参数W/(R+G)。系数 β 、 γ 能够预先通过使用总血红蛋白量tHb以及氧饱和度已知的样品通过预备实验求得。也就是说,优选的是,处理器200在开始使用内窥镜系统10之前,进行使用上述已知的样品的预备实验,确定合适的系数 β 、 γ 并存储。

[0300] 并且,在本实施方式中采用在第二分析处理S2中从特殊观察的图像数据计算参数N/W,基于由图4的图表(F2)表示的参数N/W和总血红蛋白量tHb和氧饱和度Sat的关系而确定氧饱和度Sat的构成,但本发明不限于该构成。例如,也可以采用在第二分析处理S2中从普通观察的图像数据计算参数B/G,基于由图4的图表(C2)表示的参数B/G和总血红蛋白量tHb和氧饱和度Sat的关系而确定氧饱和度Sat的构成。这种情况下,由于不需要为了取得参数N而进行使用光学滤光片416的特殊观察,因此,能够削减光学滤光片426,并且,能够以更少的处理量/时间取得氧饱和度Sat等的生物体信息。

[0301] 并且,在本实施方式中,将本发明适用于生物体组织中的血红蛋白的浓度分布的分析中,也可以将本发明适用于使生物体组织的颜色变化的其他生物体物质(例如,荷尔蒙等的分泌物)的浓度分布的分析中。

[0302] 并且,本实施方式的拍摄元件141以在其前面具备R、G、B的原色系彩色滤光片的彩色图像拍摄用的拍摄元件为例进行了说明,但不限于该构成,例如,也可以使用具备Y、Cy、Mg、G的补色系彩色滤光片的彩色图像拍摄用的拍摄元件。

[0303] 此外,本实施方式的拍摄元件141以具备片上式的彩色滤光片141a的彩色图像拍摄用的拍摄元件为例进行了说明,但不限于该构成,例如,也可以使用黑白图像拍摄用的拍摄元件,形成具备所谓面顺序方式的彩色滤光片的构成。并且,彩色滤光片141a不限于片上式的构成,也能够配置于从光源430至拍摄元件141的光路中。

[0304] 此外,在本实施方式中使用了旋转滤光片410,但本发明不限于该构成,也能够使用能够切换通过波长域的其他方式的波长可变滤光片。

[0305] 此外,在本实施方式中,旋转滤光片410采用了设置于光源侧并且对于白色光WL进行滤光的构成,但本发明不限于该构成,也可以形成将旋转滤光片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滤光的构成。

[0306] 此外,在本实施方式中,采用了在分光分析模式中在使旋转滤光片410以一定的转速旋转的同时以规定的时间间隔进行拍摄的构成,但本发明不限于该构成,例如,也可以形成使旋转滤光片410的旋转位置以规定的时间间隔阶段性地变化并且在旋转滤光片410静止的状态下进行拍摄的构成。

[0307] 此外,在本实施方式中,作为产生照明用的宽带域光的光源使用氙气灯等的白色光源,但也能够使用产生在所使用的各光学滤光片的通过波长域全域内具有足够的光量的非白色的宽带域光的光源。

[0308] 此外,在本实施方式中,使用了透过型的光学滤光片,也可以使用反射通过波长域的反射型的光学滤光片。

[0309] 本实施方式为内窥镜系统(内窥镜装置),也能够适用于使用数码相机(例如,数字单镜头反光照像机或数字摄像机)的分析装置中。例如,在将拍摄部适用于数码相机的情况下,也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,脑血流量的迅速检测)。

[0310] 这种情况下,分析装置包括:光源装置;具备以拍摄由光源装置发出的光照明生物体组织并生成彩色图像数据的方式构成的拍摄元件的拍摄部;处理器,具有:以根据由拍摄元件的拍摄得到的彩色图像数据生成对于生物体组织的第一特征量具有敏感度并且对于生物体组织所引起的光散射不具有敏感度的第一参数的方式构成的第一参数生成部、以基于该第一参数取得第一特征量的方式构成的第一特征量取得部。

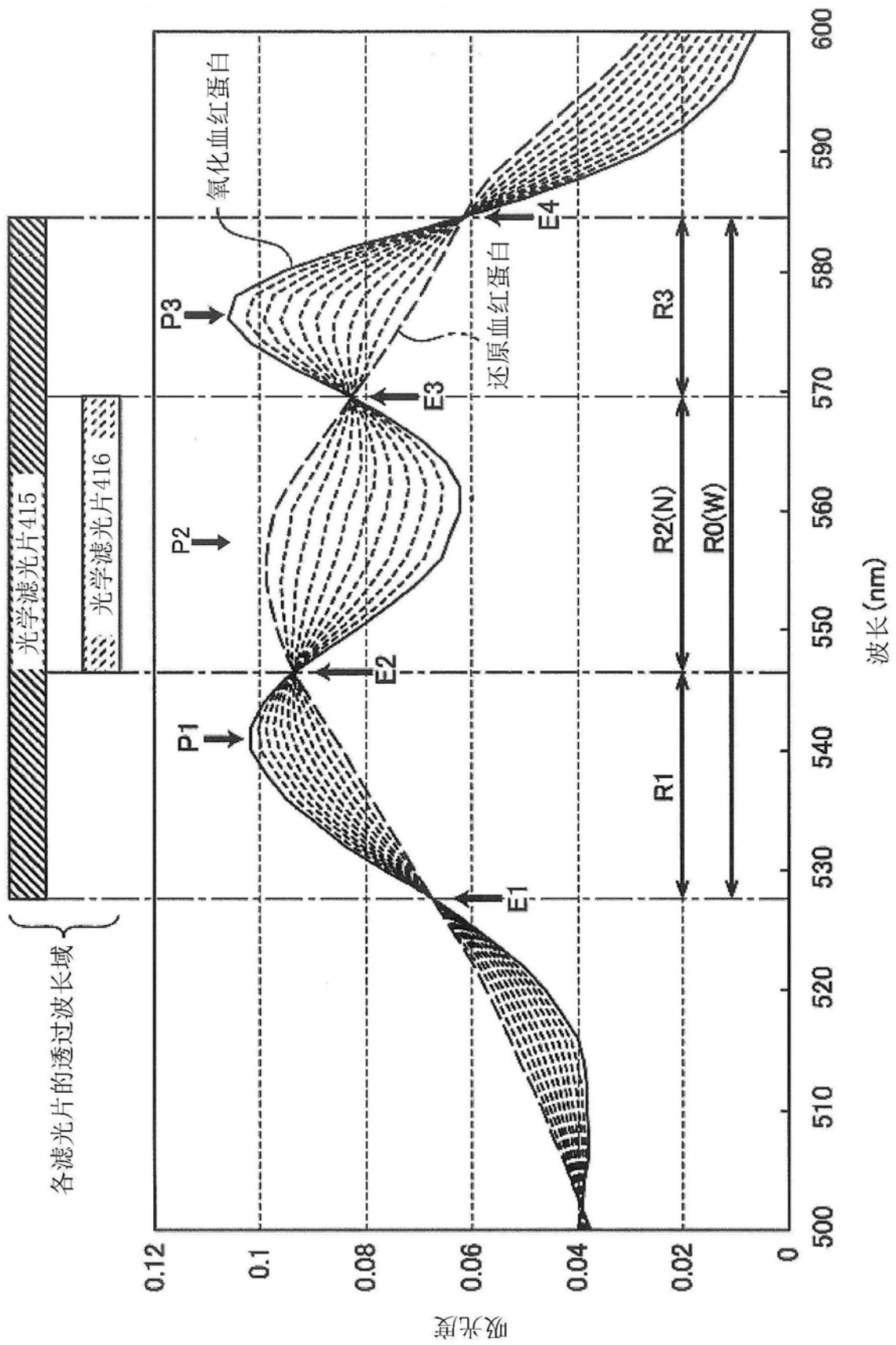


图1

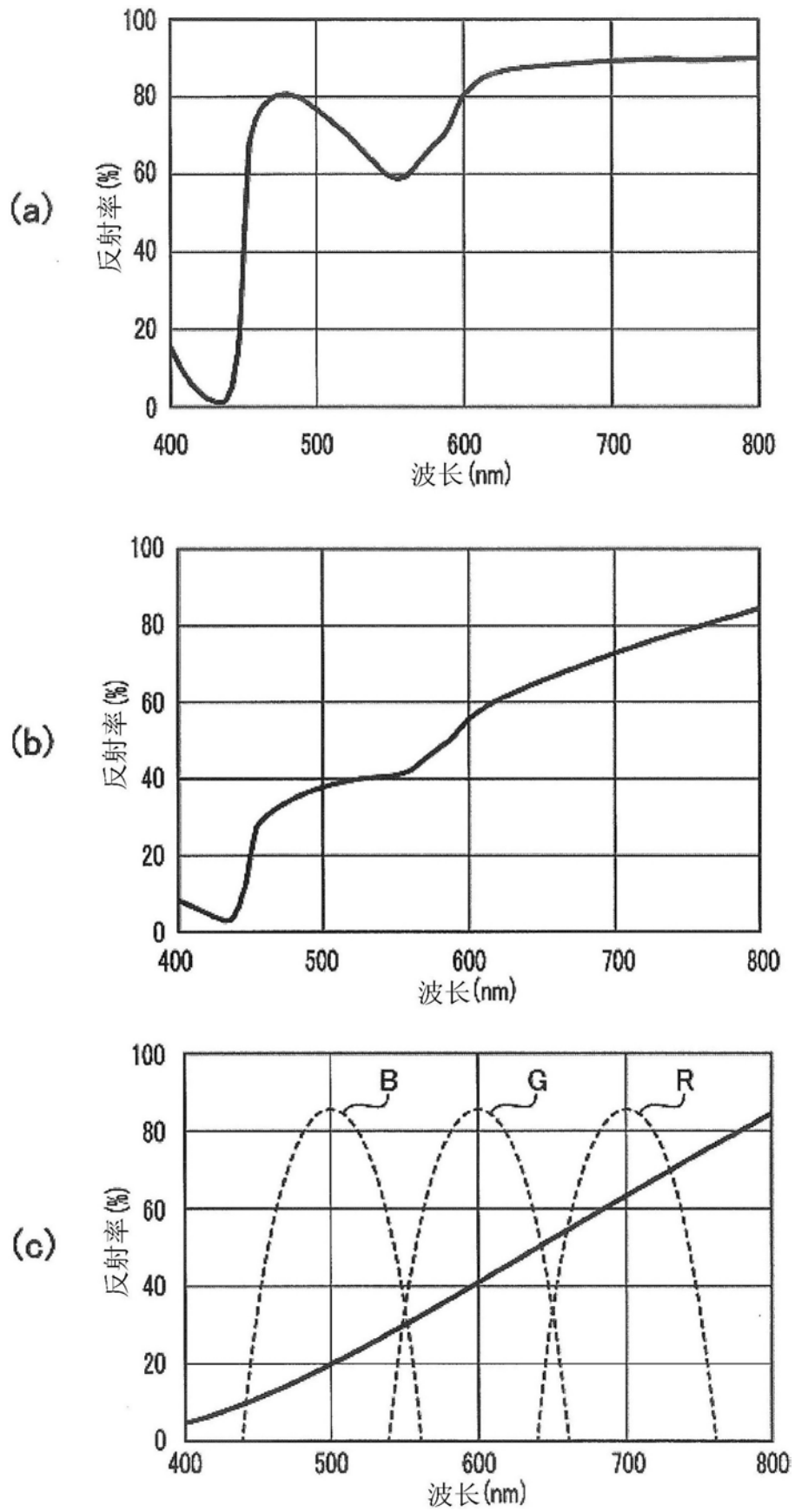


图2

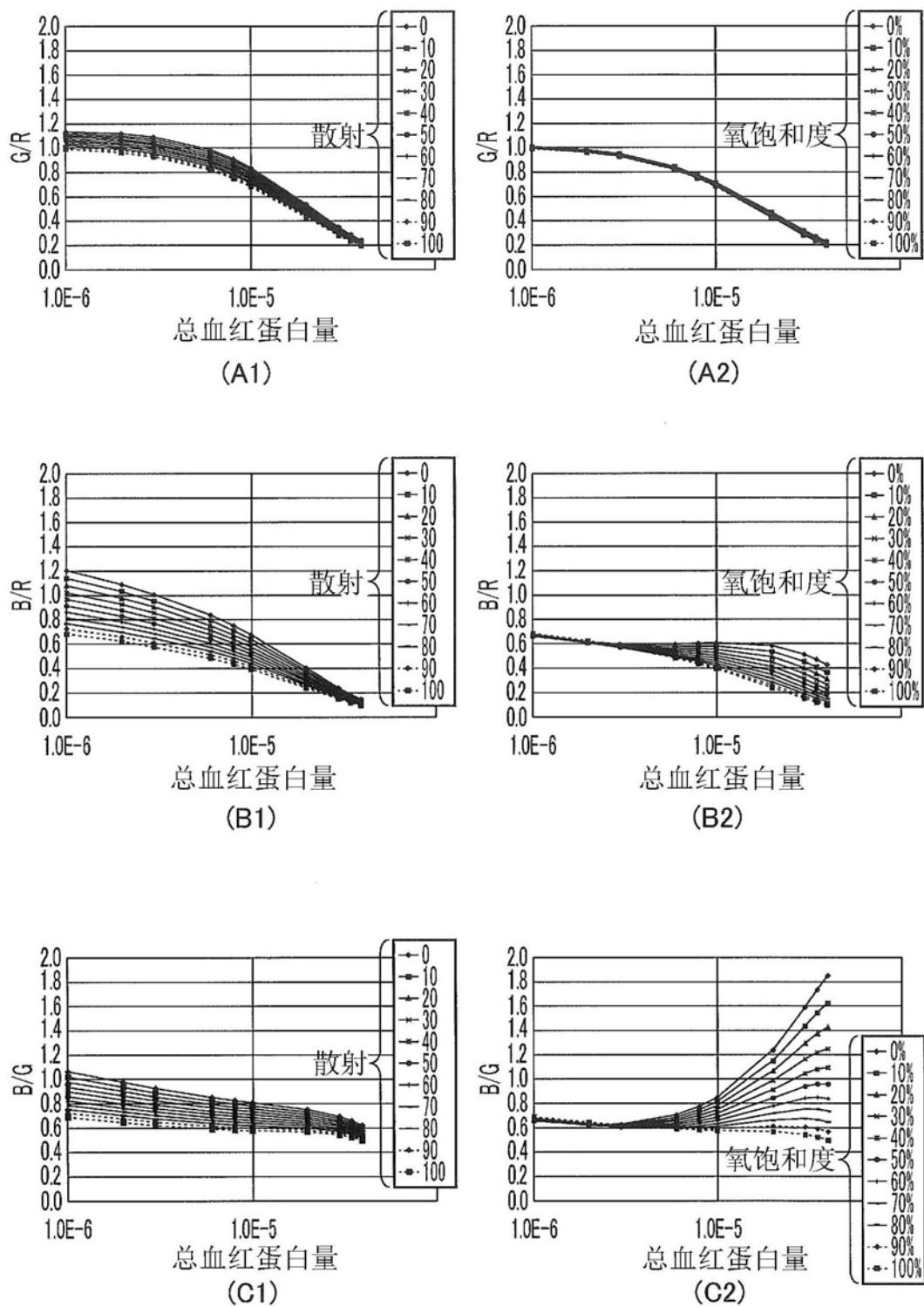


图3

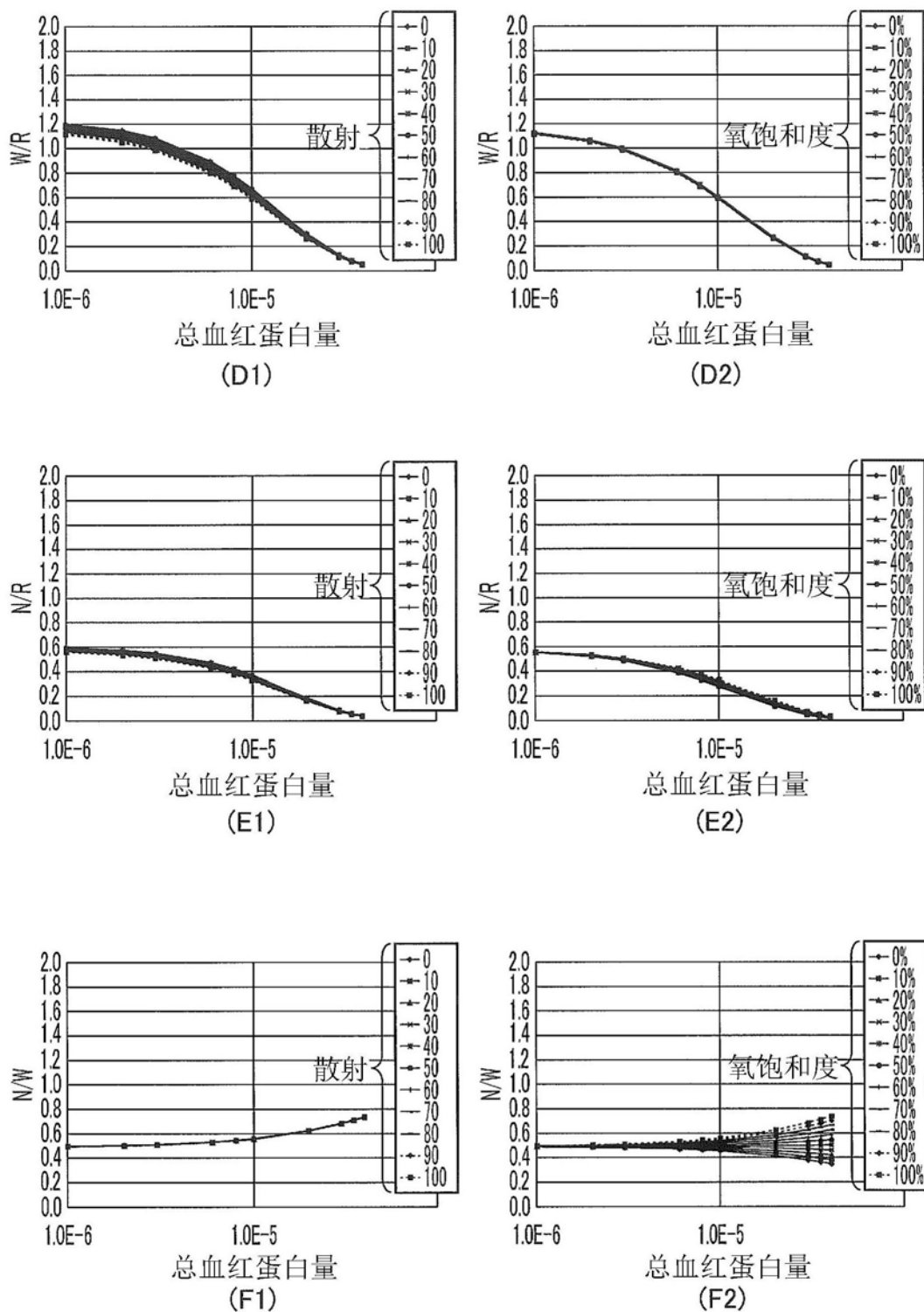


图4

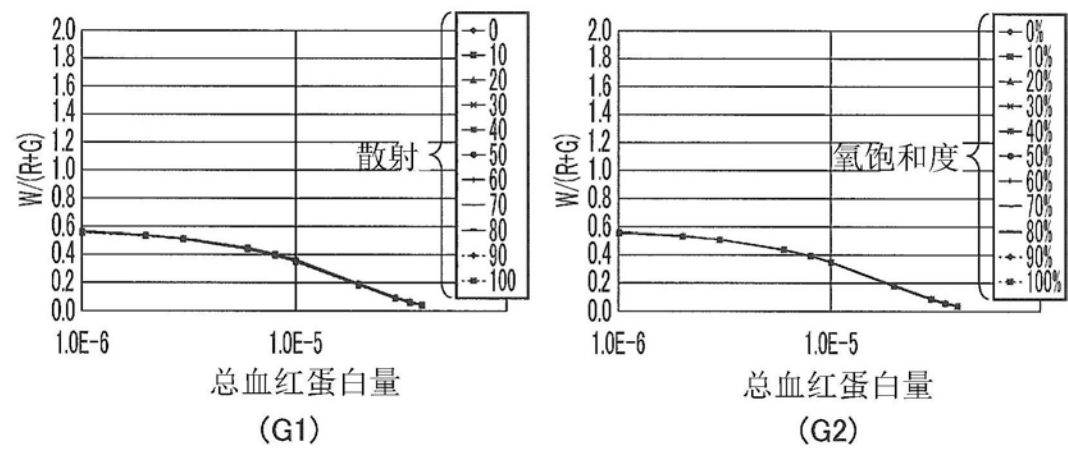


图5

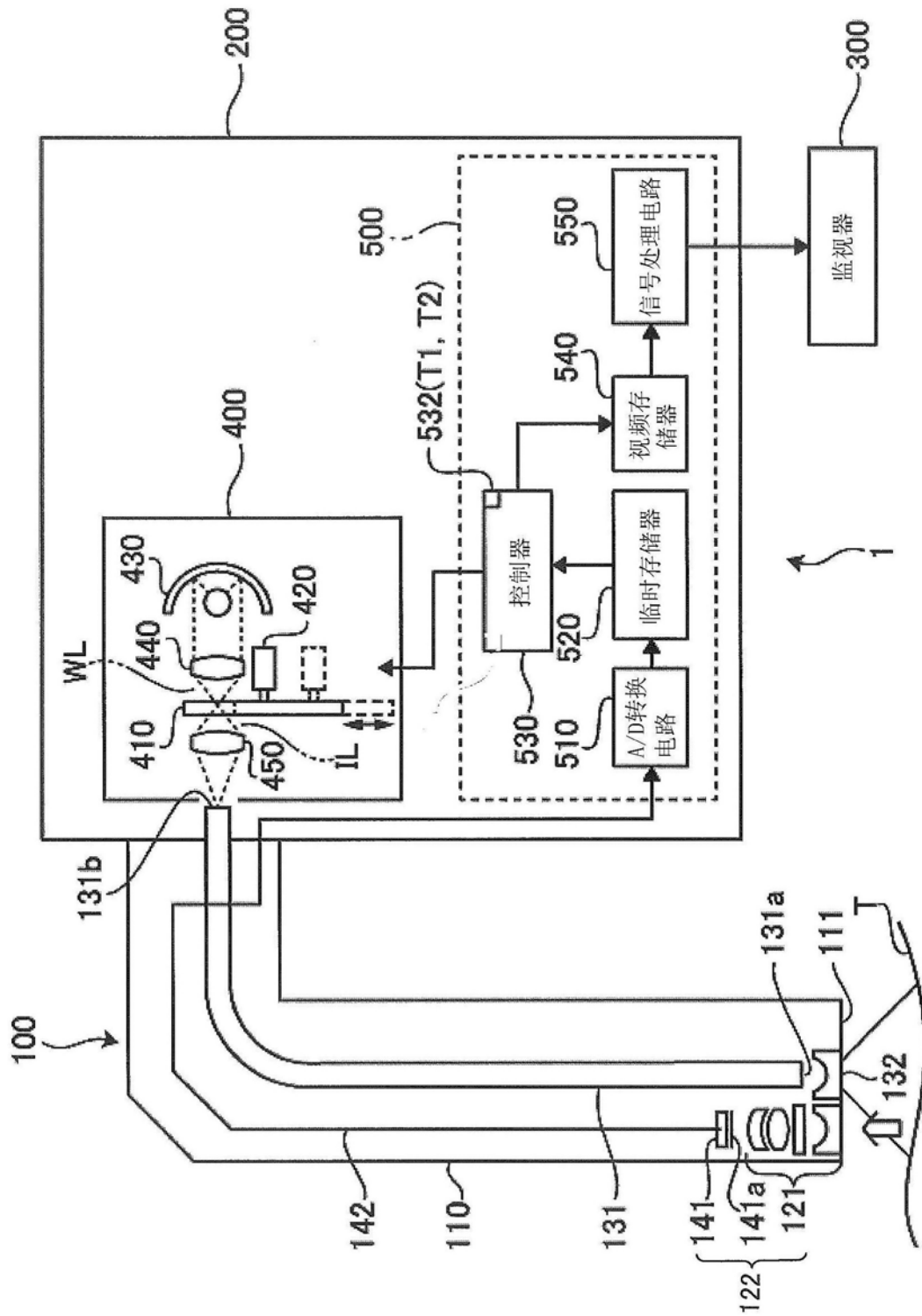


图6

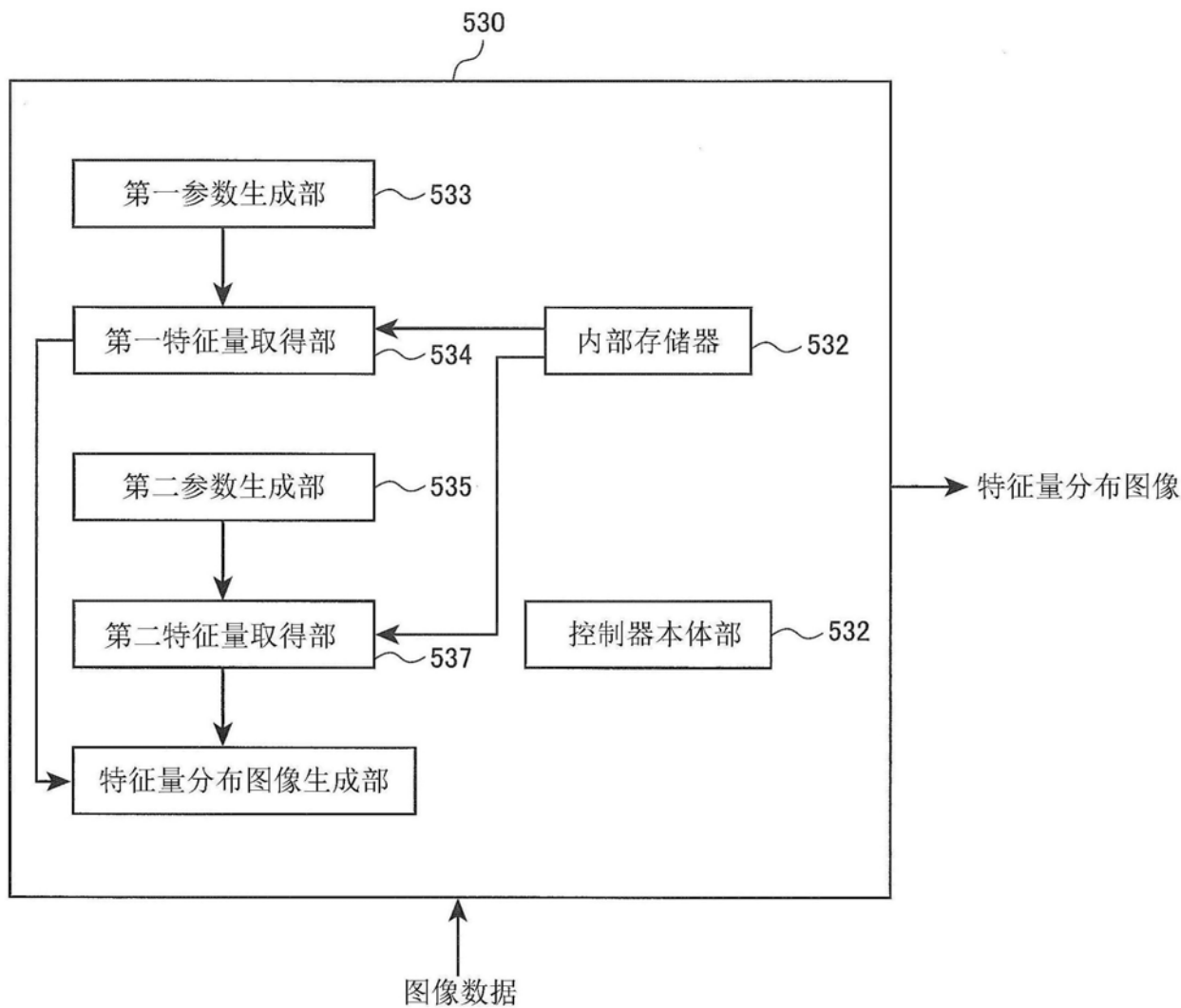


图7

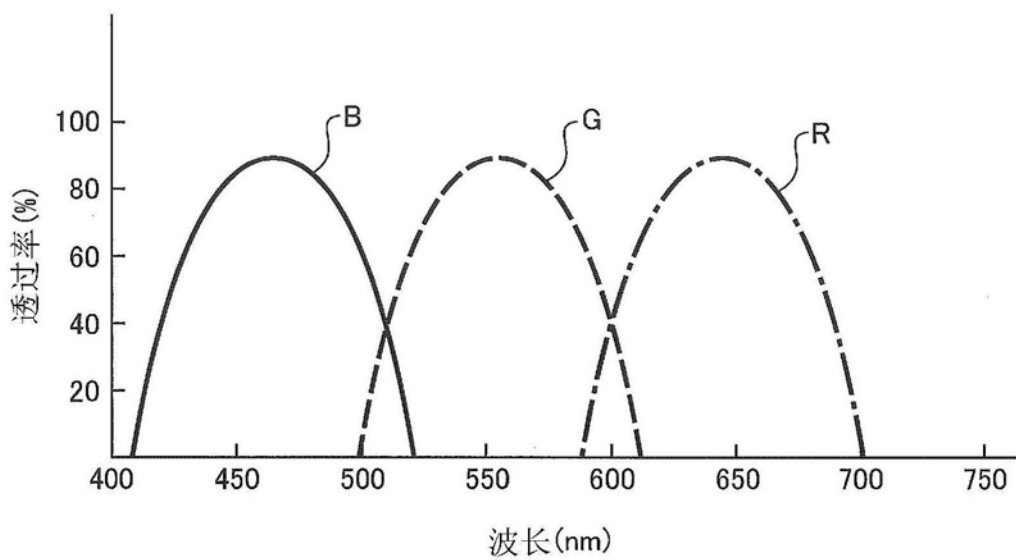


图8

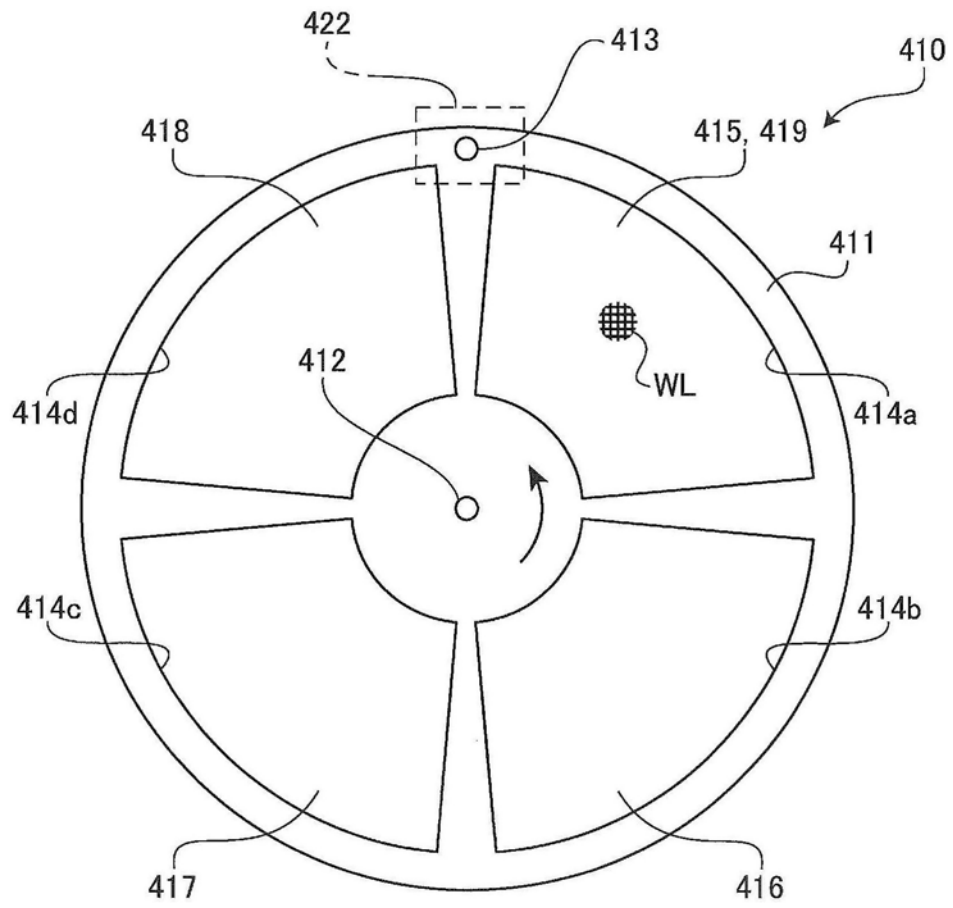


图9

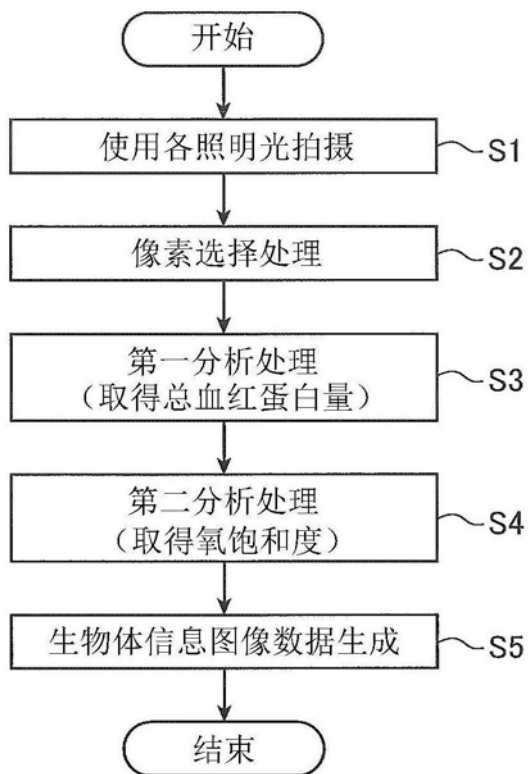
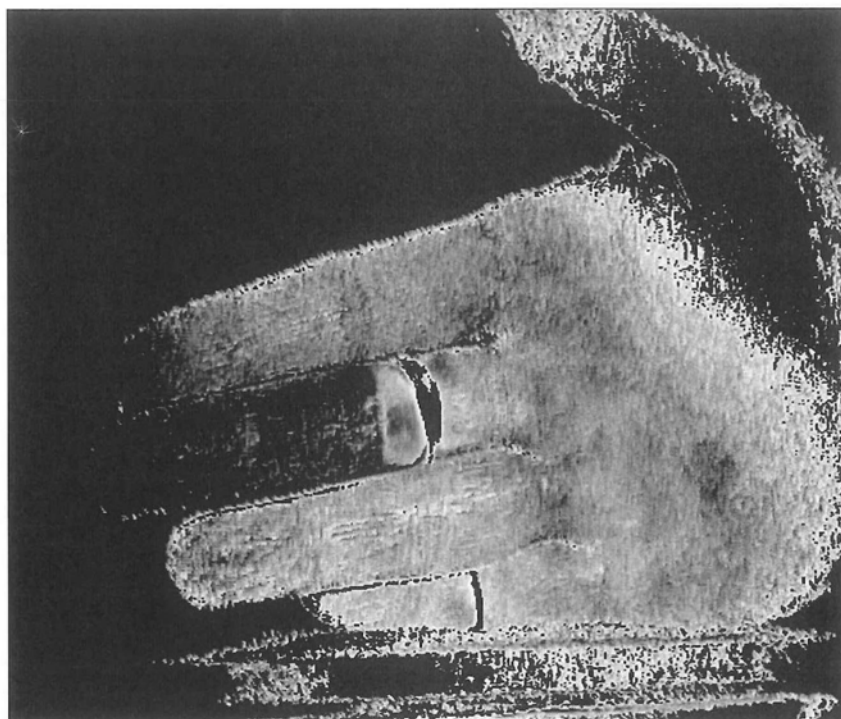


图10

(a)



(b)

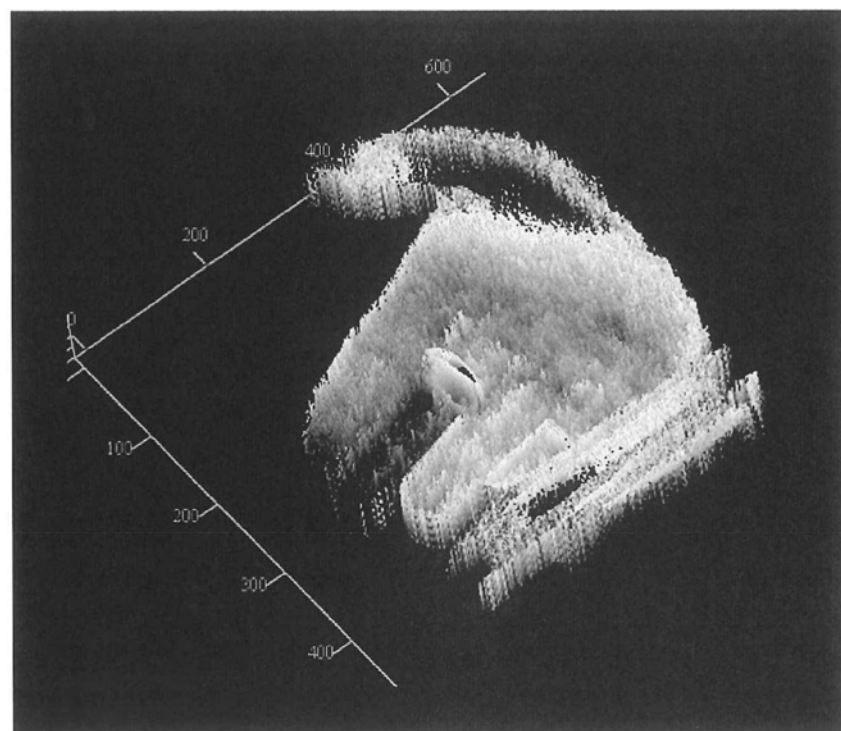


图11

专利名称(译)	内窥镜系统以及分析装置		
公开(公告)号	CN107072487A	公开(公告)日	2017-08-18
申请号	CN201680002600.9	申请日	2016-11-02
[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	小原佳巳		
发明人	小原佳巳		
IPC分类号	A61B1/00		
代理人(译)	程伟		
优先权	2015215520 2015-11-02 JP		
其他公开文献	CN107072487B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种内窥镜系统以及分析装置。内窥镜系统包括：光源装置；内窥镜，具有拍摄部，所述拍摄部具备拍摄元件，所述拍摄元件被构成为拍摄由所述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；处理器，具有：第一参数生成部，被构成为从所述彩色图像数据生成对于所述生物体组织的第一特征量具有敏感度并且对于所述生物体组织所引起的光散射不具有敏感度的第一参数；第一特征量取得部，被构成为基于所述第一参数取得所述第一特征量。

