



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105615894 A

(43) 申请公布日 2016.06.01

(21) 申请号 201510811813.3

A61B 5/00(2006.01)

(22) 申请日 2015.11.20

(30) 优先权数据

2014-236471 2014.11.21 JP

(71) 申请人 HOYA 株式会社

地址 日本东京都新宿区中落合二丁目7番5号

(72) 发明人 千叶亨

(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 王锦阳

(51) Int. Cl.

A61B 5/1455(2006.01)

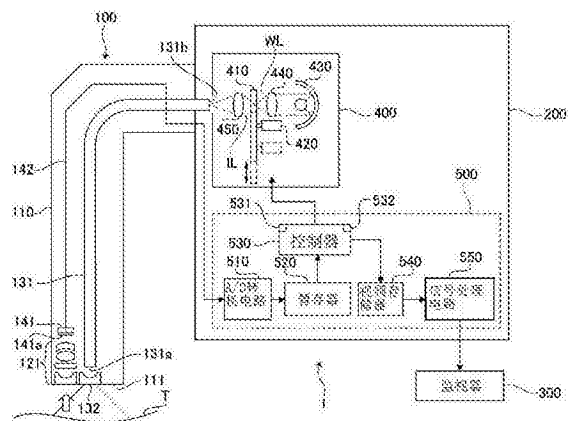
权利要求书4页 说明书17页 附图6页

(54) 发明名称

分析装置以及分析方法

(57) 摘要

一种分析装置以及分析方法,其中分析装置包括:光源装置;摄像装置,所述摄像装置通过摄取所述光源装置发射的光照射到的生物组织而生成图像数据;以及指数计算单元,所述指数计算单元被配置成基于图像数据计算表示在生物组织中包含的第一生物物质与第二生物物质之间的摩尔比的指数,其中:所述光源装置在所述第一生物物质和所述第二生物物质吸收的第一照射波长范围和所述第二生物物质吸收的第二照射波长范围的光之间切换;并且所述指数计算单元基于通过摄取所述第一照射波长范围的所述光照射下的所述生物组织而获得的第一图像数据以及通过摄取所述第二照射波长范围的所述光照射下的所述生物组织而获得的第二图像数据计算所述指数。



1. 一种分析装置,其包括:

光源装置;

摄像装置,其通过摄取所述光源装置发射的光照射到的生物组织而生成图像数据;以及

指数计算单元,其配置成基于所述图像数据计算表示在所述生物组织中包含的第一生物物质与第二生物物质之间的摩尔比的指数X,

其中:

所述光源装置在第一生物物质和第二生物物质吸收的第一照射波长范围的光与处于所述第一照射波长范围内的第二照射波长范围的光之间切换;并且

所述指数计算单元被配置成基于通过摄取第一照射波长范围的光照射下的生物组织而获得的第一图像数据G₁以及通过摄取第二照射波长范围的光照射下的生物组织而获得的第二图像数据G₂来计算指数X。

2. 根据权利要求1所述的分析装置,

其中:

第一照射波长范围包括第一生物物质的吸收峰值波长和第二生物物质的吸收峰值波长两者;并且

第二照射波长范围包括第一生物物质和第二生物物质中的一个的吸收峰值波长。

3. 根据权利要求2所述的分析装置,

其中第一照射波长范围包括:

较短的波长侧范围,其位于与第二照射波长范围的较短的波长侧边缘相毗邻的位置并且包括第一生物物质和第二生物物质中另一者的吸收峰值;以及

较长的波长侧范围,其位于与第二照射波长范围的较长的波长侧边缘相毗邻的位置并且包括第一生物物质和第二生物物质中另一者的吸收峰值。

4. 根据权利要求1至3中任一项所述的分析装置,

其中所述光源装置包括:

光源,其发射宽带光;

第一滤光器,其从宽带光选择性地提取第一照射波长范围的光;以及

第二滤光器,其从宽带光选择性地提取第二照射波长范围的光。

5. 根据权利要求4所述的分析装置,

其中所述指数计算单元操作以:

基于第一图像数据G₁,计算在第一照射波长范围中的生物组织的吸收率A₁;

基于第二图像数据G₂,计算在第二照射波长范围中生物组织的吸收率A₂;以及

基于吸收率A₁和吸收率A₂来计算指数X。

6. 根据权利要求5所述的分析装置,

其中,所述指数计算单元按以下表达式(1)和(2)中的一者计算吸收率A₁:

$$A_1 = -\log G_1 \quad (1)$$

$$A_1 = -G_1 \quad (2),$$

其中,所述指数计算单元按以下表达式(3)和(4)中的一者计算吸收率A₂:

$$A_2 = -\log G_2 \quad (3)$$

$$A_2 = -G_2 \quad (4)。$$

7. 根据权利要求5所述的分析装置，

其中所述指数计算单元按以下表达式(5)和(6)中的一者计算指数X：

$$X = A_1 - 2kA_2 \quad (5)$$

$$X = A_1 - 3kA_2 \quad (6)$$

其中k是常数。

8. 根据权利要求5所述的分析装置，

其中所述指数计算单元按以下表达式(7)计算所述指数X：

$$X = w_1 \cdot A_1 - k \cdot (w_1 + w_2) \cdot A_2 \quad (7)$$

其中k、w₁和w₂是常数。

9. 根据权利要求5所述的分析装置，

其中，所述指数计算单元按以下表达式(8)计算指数X：

$$X = \frac{w_1}{w_2} \cdot \left(\frac{A_1}{kA_2} - 1 \right) \quad (8)$$

其中k、w₁和w₂是常数。

10. 根据权利要求5所述的分析装置，

其中所述指数计算单元按以下表达式(9)计算所述指数X：

$$X = \frac{(A_1 - kA_2)^{w_1}}{(kA_2)^{w_2}} \quad (9)$$

其中k、w₁和w₂是常数。

11. 根据权利要求7所述的分析装置，

其中，常数k被确定为使得基于通过摄取摩尔比已知的生物组织获得的第一图像数据G₁和第二图像数据G₂来计算的指数X的值变得最接近于该指数X的理论值。

12. 根据权利要求11所述的分析装置，

其中，通过获得摩尔比已知的多个不同生物组织的指数X的测量值，常数k被确定为使得表示已知摩尔比与指数的测量值之间的关系的校准曲线变得最接近于表示已知摩尔比与指数X的理论值之间的关系的基准线。

13. 根据权利要求7所述的分析装置，其中常数k是1。

14. 根据权利要求5所述的分析装置，

其中：

所述光源装置包括第三滤光器，其从宽带光选择性地提取第三照射波长范围的光，其中，被生物组织吸收的程度充分低于在第一照射波长范围中被生物组织吸收的程度；

所述摄像装置通过摄取第三照射波长范围的光照射下的生物组织而生成第三图像数据R₃；

所述指数计算单元被配置成通过将第一图像数据G₁除以第三图像数据R₃来计算第一标准化反射率SR₁，并且按以下表达式(10)和(11)中的一者计算吸收率A₁：

$$A_1 = -\log SR_1 \quad (10)$$

$$A_1 = -SR_1 \quad (11)；以及$$

所述指数计算单元被配置成通过将第二图像数据 G_2 除以第三图像数据 R_3 来计算第二标准化反射率 SR_2 ,并且按以下表达式(12)和(13)中的一者计算所述吸收率 A_2 :

$$A_2 = -\log SR_2 \quad (12)$$

$$A_2 = -SR_2 \quad (13)。$$

15. 根据权利要求14所述的分析装置,

其中:

所述摄像装置通过摄取第一照射波长范围的光照射下的无色基准板来获得第一基线图像数据 BL_1 、通过摄取第二照射波长范围的光照射下的无色基准板来获得第二基线图像数据 BL_2 、以及通过摄取第三照射波长范围的光照射下的无色基准板来获得第三基线图像数据 BL_3 ;并且

所述指数计算单元被配置成按以下表达式(14)计算第一标准化反射率 SR_1 ,并且按以下表达式(15)计算第二标准化反射率 SR_2 :

$$SR_1 = \frac{G_1 / BL_1}{R_3 / BL_3} \quad (14)$$

$$SR_2 = \frac{G_2 / BL_2}{R_3 / BL_3} \quad (15)。$$

16. 根据权利要求14所述的分析装置,

其中:

所述摄像装置是具有RGB滤色器的彩色摄像装置;

第三照射波长范围是红色波长范围;并且

第三图像数据 R_3 是通过RGB滤色器的R过滤器附接至的摄像装置的光接收元件获得的图像数据。

17. 根据权利要求14所述的分析装置,

其中:

所述摄像装置是具有RGB滤色器的彩色摄像装置;

所述摄像装置通过摄取第一照射波长带的光照射下的无色基准板而获得第一基线图像数据 BL_1 、通过摄取第二照射波长带的光照射下的无色基准板而获得第二基线图像数据 BL_2 、通过摄取宽带光的照射下的无色基准板而获得三原色的第三基线图像数据 BL_{3R} 、 BL_{3G} 和 BL_{3B} 、以及通过摄取宽带光的照射下的生物组织而获得三原色的常规观测图像数据 R_N 、 G_N 和 B_N ;并且

所述指数计算单元被配置成按以下表达式(16)计算第一标准化反射率 SR_1 ,并且按以下表达式(17)计算第二标准化反射率 SR_2 :

$$SR_1 = \frac{G_1 / BL_1}{\frac{R_N}{BL_{3R}} + \frac{G_N}{BL_{3G}} + \frac{B_N}{BL_{3B}}} \quad (16)$$

$$SR_2 = \frac{G_2 / BL_2}{\frac{R_N}{BL_{3R}} + \frac{G_N}{BL_{3G}} + \frac{B_N}{BL_{3B}}} \quad (17)。$$

18. 根据权利要求1所述的分析装置,进一步包括减光单元,其配置成减少第一照射波长范围的光,使得为获得第一图像数据G₁的曝光变得基本上等同于为获得第二图像数据G₂的曝光。

19. 根据权利要求1所述的分析装置,其中所述第一生物物质是氧合血红蛋白,所述第二生物物质是脱氧血红蛋白,并且所述摩尔比是氧饱和度。

20. 根据权利要求19所述的分析装置,

其中:

第一生物物质和第二生物物质的吸收率对应于血红蛋白Q带;

所述摄像装置具有RGB滤色器;并且

第一图像数据G₁和第二图像数据G₂是通过RGB滤色器的G过滤器附接至的所述摄像装置的光接收元件获得的图像数据。

21. 根据权利要求1所述的分析装置,

其中所述指数计算单元被配置成基于指数X生成表示在生物组织中的第一生物物质与第二生物物质之间的摩尔比分布的分布图像。

22. 根据权利要求4所述的分析装置,

其中:

所述宽带光是白光;

所述摄像装置通过摄取白光照射下的生物组织而获得正常图像数据;并且

所述指数计算单元被配置成:

基于第一图像数据G₁,计算表示总血红蛋白量的指数Y;

提取指数Y大于第一基准值且指数X小于第二基准值的像素作为病变部分;以及

生成病变区域高亮图像,其中与常规观测图像数据的病变区域相对应的像素被高亮显示。

23. 根据权利要求1所述的分析装置,进一步包括具有尖端部分的内窥镜,在所述尖端部分中提供有摄像装置。

24. 一种实施于分析装置上的分析方法,其包括:

通过摄取生物组织中包含的第一生物物质和第二生物物质吸收的第一照射波长范围的光照射下的生物组织而获得第一图像数据G₁;

通过摄取位于所述第一照射波长范围内的第二照射波长范围的光照射下的生物组织而获得第二图像数据G₂;以及

基于所述第一图像数据G₁和所述第二图像数据G₂来计算表示生物组织中包含的第一生物物质和第二生物物质之间的摩尔比的指数X。

分析装置以及分析方法

技术领域

[0001] 本发明涉及了一种用于获得表示生物组织中的生物物质的浓度的指数的分析装置以及和分析方法。

背景技术

[0002] 近来,已经提出具有拍摄光谱图像的功能的内窥镜装置(光谱内窥镜装置)。通过使用此光谱内窥镜装置,可以获得关于生物组织(如消化器官的黏膜)的光谱特性(例如,反射光谱)的信息。已知的是,生物组织反射光谱反映关于作为测量目标的生物组织的表层附近包含的组分的类型或密度的信息。具体来说,已知的是,根据生物组织反射光谱计算的吸收率等于通过线性叠加组成所述生物组织的多种物质的吸收率而获得的吸收率。

[0003] 已知的是,病变生物组织中的物质的组成和量不同于健康生物组织中的物质的组成和量。在许多早期研究中表明,病变(由例如癌症表示)的异常与血液状况、尤其是与血液或氧饱和度总量密切相关。通过使用两个被聚焦的生物组织所具有的可见范围内的光谱学特征值来对两个被聚焦的生物组织进行定性和定量是光谱分析领域的常用方法。因此,通过将包括病变的生物组织中的血液的光谱特性与并未包括病变的生物组织中的血液的光谱特性进行比较,可以估计生物组织中的一些种类的病变的存在。

[0004] 光谱图像是由使用不同波长的光来摄取的一系列的图像信息组成,且生物组织的更具体的光谱信息可从具有更高的波长分辨率(即,用于获取图像信息的更大量的波长)的光谱图像获得。日本专利申请公布号2012-245223A(以下称为专利文献1)公开在400nm至800nm的波长范围内以5nm的间隔来获取光谱图像的光谱内窥镜装置的示例性的配置。

发明内容

[0005] 然而,为了获取具有高波长分辨率的光谱图像(如专利文献1中公开的光谱图像),需要摄取大量图像,同时改变图像拾取波长。此外,必须进行大量计算以便分析大量图像,因此分析这些图像需要耗费时间。即,需要重复进行相对复杂的拍摄操作和计算,以便获得有效诊断支持信息。因此,存在的问题是:要耗费时间来获得有效诊断支持信息。

[0006] 针对以上情况提出本发明。即,本发明的目的在于提供能够在短时间内获取示出生物物质的分布(如氧饱和度分布)的图像信息的分析装置和分析方法。

[0007] 根据本发明的一个方面,提供了一种分析装置,其包括:光源装置;摄像装置,其通过摄取所述光源装置发射的光照射到的生物组织而生成图像数据;以及指数计算单元,其配置成基于图像数据来计算指数 X ,该指数 X 表示在生物组织中包含的第一生物物质与第二生物物质之间的摩尔比。在这个配置中,光源装置在第一生物物质和第二生物物质吸收的第一照射波长范围的光与处于第一照射波长范围内的第二照射波长的光之间切换。所述指数计算单元被配置成基于通过摄取第一照射波长范围的光照射下的生物组织而获得的第一图像数据 G_1 以及通过摄取第二照射波长范围的光照射下的生物组织而获得的第二图像数据 G_2 来计算指数 X 。

[0008] 利用这种配置,可以在短时间内获得表示生物物质(如氧饱和度)的分布的图像信息。

[0009] 在至少一个方面中,第一照射波长范围可以包括第一生物物质的吸收峰值波长和第二生物物质的吸收峰值波长两者,并且第二照射波长范围可以包括第一生物物质和第二生物物质中一者的吸收峰值波长。

[0010] 在至少一个方面中,第一照射波长范围可以包括:较短的波长侧范围,其位于与第二照射波长范围的较短的波长侧边缘相毗邻的位置并且包括第一生物物质和第二生物物质中另一者的吸收峰值;以及较长的波长侧范围,其位于与第二照射波长范围的较长的波长侧边缘相毗邻的位置并且包括第一生物物质和第二生物物质中另一者的吸收峰值。

[0011] 在至少一个方面中,所述光源装置可以包括:光源,其发射出宽带光;第一滤光器,其从宽带光选择性地提取第一照射波长范围的光;以及;第二滤光器,其从宽带光选择性地提取第二照射波长范围的光。

[0012] 在至少一个方面中,所述指数计算单元可操作来:基于第一图像数据 G_1 ,计算在第一照射波长范围中生物组织的吸收率 A_1 ;基于第二图像数据 G_2 ,计算在第二照射波长范围中生物组织的吸收率 A_2 ;以及基于吸收率 A_1 和吸收率 A_2 来计算指数 X 。

[0013] 在至少一个方面中,所述指数计算单元可以按以下表达式(1)和(2)中的一个来计算吸收率 A_1 :

$$[0014] \quad A_1 = -\log G_1 \quad (1)$$

$$[0015] \quad A_1 = -G_1 \quad (2)。$$

[0016] 所述指数计算单元可以按以下表达式(3)和(4)中的一个来计算吸收率 A_2 :

$$[0017] \quad A_2 = -\log G_2 \quad (3)$$

$$[0018] \quad A_2 = -G_2 \quad (4)。$$

[0019] 在至少一个方面中,所述指数计算单元可以按以下表达式(5)和(6)中的一者计算指数 X :

$$[0020] \quad X = A_1 - 2kA_2 \quad (5)$$

$$[0021] \quad X = A_1 - 3kA_2 \quad (6)$$

[0022] 其中 k 是常数。

[0023] 在至少一个方面中,所述指数计算单元可以按以下表达式(7)计算指数 X :

$$[0024] \quad X = w_1 \cdot A_1 - k \cdot (w_1 + w_2) \cdot A_2 \quad (7)$$

[0025] 其中 k 、 w_1 和 w_2 是常数。

[0026] 在至少一个方面中,所述指数计算单元可以按以下表达式(8)计算指数 X :

$$[0027] \quad X = \frac{w_1}{w_2} \cdot \left(\frac{A_1}{kA_2} - 1 \right) \quad (8)$$

[0028] 其中 k 、 w_1 和 w_2 是常数。

[0029] 在至少一个方面中,所述指数计算单元可以按以下表达式(9)计算指数 X :

$$[0030] \quad X = \frac{(A_1 - kA_2)^{w_1}}{(kA_2)^{w_2}} \quad (9)$$

[0031] 其中 k 、 w_1 和 w_2 是常数。

[0032] 在至少一个方面中,常数k可确定为使得基于通过摄取摩尔比已知的生物组织获得的第一图像数据G₁和第二图像数据G₂来计算的指数X的值变得最接近于指数X的理论值。

[0033] 在至少一个方面中,通过获得摩尔比已知的多个不同生物组织的指数X的测量值,常数k可确定为使得表示已知摩尔比与指数的测量值之间的关系的校准曲线变得最接近于表示已知摩尔比与指数X的理论值之间的关系的基准线。

[0034] 在至少一个方面中,常数k可以是1。

[0035] 在至少一个方面中,所述光源装置可以包括第三滤光器,所述第三滤光器从宽带光选择性地提取第三照射波长范围的光,其中,在第三照射波长范围中生物组织吸收的程度充分低于在第一照射波长范围中生物组织吸收的程度。在这种情况下,所述摄像装置可以通过摄取第三照射波长范围的光照射下的生物组织而生成第三图像数据R₃。所述指数计算单元可以配置成通过将第一图像数据G₁除以第三图像数据R₃来计算第一标准化反射率SR₁,并且按以下表达式(10)和(11)中的一者计算吸收率A₁:

$$[0036] \quad A_1 = -\log SR_1 \quad (10)$$

$$[0037] \quad A_1 = -SR_1 \quad (11)。$$

[0038] 所述指数计算单元可以配置成通过将第二图像数据G₂除以第三图像数据R₃来计算第二标准化反射率SR₂,并且按以下表达式(12)和(13)中的一者计算吸收率A₂:

$$[0039] \quad A_2 = -\log SR_2 \quad (12)$$

$$[0040] \quad A_2 = -SR_2 \quad (13)。$$

[0041] 在至少一个方面中,所述摄像装置可以通过摄取第一照射波长范围的光照射下的无色基准板来获得第一基线图像数据BL₁、通过摄取第二照射波长范围的光照射下的无色基准板来获得第二基线图像数据BL₂、以及通过摄取第三照射波长范围的光照射下的无色基准板来获得第三基线图像数据BL₃。在这种情况下,所述指数计算单元可配置成按以下表达式(14)计算第一标准化反射率SR₁,并且按以下表达式(15)计算第二标准化反射率SR₂:

$$[0042] \quad SR_1 = \frac{G_1 / BL_1}{R_3 / BL_3} \quad (14)$$

$$[0043] \quad SR_2 = \frac{G_2 / BL_2}{R_3 / BL_3} \quad (15)。$$

[0044] 在至少一个方面中,所述摄像装置可以是具有RGB滤色器的彩色摄像装置。在这种情况下,第三照射波长范围可以是红色波长范围。第三图像数据R₃可以是通过RGB滤色器的R过滤器附接至的所述摄像装置的光接收元件获得的图像数据。

[0045] 在至少一个方面中,所述摄像装置可以是具有RGB滤色器的彩色摄像装置。在这种情况下,所述摄像装置可以通过摄取第一照射波段的光照射下的无色基准板而获得第一基线图像数据BL₁、通过摄取第二照射波段的光照射下的无色基准板而获得第二基线图像数据BL₂、通过摄取宽带光的照射下的无色基准板而获得三原色的第三基线图像数据BL_{3R}、BL_{3G}和BL_{3B}、以及通过摄取宽带光的照射下的生物组织而获得三原色的常规观测图像数据R_N、G_N和B_N。所述指数计算单元可配置成按以下表达式(16)计算第一标准化反射率SR₁,并且按以

下表达式(17)计算第二标准化反射率SR₂:

$$[0046] \quad SR_1 = \frac{G_1 / BL_1}{\frac{R_N}{BL_{3R}} + \frac{G_N}{BL_{3G}} + \frac{B_N}{BL_{3B}}} \quad (16)$$

$$[0047] \quad SR_2 = \frac{G_2 / BL_2}{\frac{R_N}{BL_{3R}} + \frac{G_N}{BL_{3G}} + \frac{B_N}{BL_{3B}}} \quad (17)$$

[0048] 在至少一个方面中,所述分析装置可进一步包括减光单元,所述减光单元被配置成减少第一照射波长范围的光,使得为获得第一图像数据G₁的曝光变得基本上等同于为获得第二图像数据G₂的曝光。

[0049] 在至少一个方面中,第一生物物质可以是氧合血红蛋白,第二生物物质可以是脱氧血红蛋白,并且摩尔比可以是氧饱和度。

[0050] 在至少一个方面中,第一生物物质和第二生物物质的吸收率可以对应于血红蛋白Q带。所述摄像装置可以具有RGB滤色器。第一图像数据G₁和第二图像数据G₂可以通过RGB滤色器的G过滤器附接至的所述摄像装置的光接收元件获得的图像数据。

[0051] 在至少一个方面中,所述指数计算单元可配置成基于指数X生成分布图像,该分布图像表示在生物组织中的第一生物物质与第二生物物质之间的摩尔比的分布。

[0052] 在至少一个方面中,宽带光可以是白光。所述摄像装置可以通过摄取白光照射下的生物组织而获得正常图像数据。所述指数计算单元可配置成:基于第一图像数据G₁,计算表示总血红蛋白量的指数Y;提取具有大于第一基准值的指数Y且具有小于第二基准值的指数X的像素作为病变部分;以及生成病变区域高亮图像,其中与常规观测图像数据的病变区域相对应的像素被高亮显示。

[0053] 在至少一个方面中,所述分析装置可进一步包括具有尖端部分的内窥镜,在所述尖端部分中设置有所述摄像装置。

[0054] 根据本发明的另一方面,提供一种实施于分析装置上的分析方法,其包括:通过摄取第一照射波长范围的光照射下的生物组织而获得第一图像数据G₁(生物组织中包含的第一生物物质和第二生物物质吸收所述第一照射波长范围的光);通过摄取第二照射波长范围的光照射下的生物组织而获得第二图像数据G₂(所述第二照射波长范围位于第一照射波长范围内);以及基于第一图像数据G₁和第二图像数据G₂来计算指数X,该指数X表示生物组织中包含的第一生物物质和第二生物物质之间的摩尔比。

[0055] 利用这种配置,可以在短时间内获得表示生物物质(如氧饱和度)的分布的图像信息。

附图说明

[0056] 图1示出了血红蛋白Q带(Q-band)中的吸收光谱。

[0057] 图2是示出了根据本发明的实施方案的内窥镜装置的配置的方框图。

[0058] 图3是示出了嵌入在摄像装置(其设置在内窥镜装置中)中的滤色器的光谱特性的

示意图。

[0059] 图4示出了设置在内窥镜装置中的旋转式过滤器的外观。

[0060] 图5是示出了根据本发明的实施方案的图像生成过程的流程图。

[0061] 图6A和图6B示出了用于确定校正系数k的示例性的校准曲线。

[0062] 图7A和图7B示出了由内窥镜装置生成的图像数据的显示示例,其中,图7A示出了氧饱和度分布图像的二维表示,图7B示出了氧饱和度分布图像的三维表示。

具体实施方式

[0063] 在下文中,将参考所附图对根据本发明的实施方案进行描述。

[0064] 下文描述的根据本发明的实施方案的内窥镜装置是这样的装置:其基于使用不同波长的光摄取的多个图像来定量分析对象的生物信息(例如,氧饱和度),并且将分析结果显示为图像。在下文描述的氧饱和度的定量分析中,使用以下特性:血液的光谱特性(即,血红蛋白的光谱特性)根据氧饱和度而持续改变。

[0065] (计算血红蛋白的光谱特性和氧饱和度的原理)

[0066] 在说明根据本发明的实施方案的内窥镜装置的详细配置前,会对实施方案中使用的计算血红蛋白的光谱特性和氧饱和度的原理进行描述。

[0067] 图1示出在550nm附近的波长下的血红蛋白的吸收光谱。血红蛋白具有强吸收带(这是由于卟啉),称为在550nm附近的波长下的Q带。血红蛋白吸收光谱根据氧饱和度(氧合血红蛋白与总体血红蛋白的比率)而改变。图1中的实线所示的波形是在氧饱和度为100%时的血红蛋白吸收光谱(即,氧合血红蛋白HbO的吸收光谱),并且长虚线所示的波形是在氧饱和度为0%时的血红蛋白吸收光谱(即,脱氧血红蛋白Hb的吸收光谱)。短虚线显示的波形是氧饱和度在0%到100%之间(10%、20%、30%……90%)时的血红蛋白(氧合血红蛋白和脱氧血红蛋白的混合物)吸收光谱。

[0068] 如图1所示,在Q带处,氧合血红蛋白和脱氧血红蛋白显示出彼此不同的峰值波长。具体来说,氧合血红蛋白在542nm附近的波长下具有吸收峰值P1,并且在576nm附近的波长下具有吸收峰值P3。另一方面,脱氧血红蛋白在556nm附近的波长下具有吸收峰值P2。由于图1示出了两个组分的吸收光谱,其中,每个组分(氧合血红蛋白和脱氧血红蛋白)的浓度总和是恒定的,出现了等吸光点E1、E2、E3和E4,吸收率在这些等吸光点处恒定而与每个组分的浓度(即氧饱和度)无关。在以下描述中,等吸光点E1与E2之间的波长范围称为波长范围R1,等吸光点E2与E3之间的波长范围称为波长范围R2,并且等吸光点E3与E4之间的波长范围称为波长范围R3。另外,等吸光点E1与E4之间的波长范围称为波长范围R0。

[0069] 如图1所示,相邻等吸光点之间,血红蛋白的吸收率随氧饱和度而单调地增加或减小。另外,相邻等吸光点之间,血红蛋白的吸收率随氧饱和度近似线性改变。

[0070] 具体来说,在波长范围R1和R3下血红蛋白的吸收率 A_{R1} 和 A_{R3} 随氧合血红蛋白浓度(氧饱和度)而线性增加,在波长范围R2下血红蛋白的吸收率 A_{R2} 随脱氧血红蛋白浓度(1-“氧饱和度”)而线性增加。因此,由以下表达式(18)定义的指数X随氧合血红蛋白浓度(氧饱和度)而线性增加。

[0071]
$$X = (A_{R1} + A_{R3}) - A_{R2} \quad (18)$$

[0072] 因此,通过以实验方式获取氧饱和度与指数X之间的定量关系,可以根据指数X计

算出氧饱和度。

[0073] (内窥镜装置的配置)

[0074] 图2是示出了根据本发明的实施方案的内窥镜装置1的方框图。本实施方案的内窥镜装置1包括电子内窥镜100、处理器200、以及监视器300。电子内窥镜和监视器300可拆卸地连接至处理器200上。另外,处理器200中包括有光源单元400和图像处理单元500。

[0075] 电子内窥镜100具有待插入到体腔中的插入管110。电子内窥镜100设置有导光管131,导光管131在电子内窥镜100的整个长度上延伸。导光管131的一个端部部分(尖端部分131a)被布置成靠近插入管110的尖端部分(插入管尖端部分111),并且导光管131的另一端部部分(端部部分131b)连接至处理器200。处理器200中包括有光源单元400,光源单元400包括光源灯430,例如,产生大量白光WL的氙灯。光源单元400所产生的照射光1L入射在导光管131的端部部分131b上。入射在导光管131的近端部分131b上的光通过导光管131而被导引至尖端部分131a,并从尖端部分131a射出。在电子内窥镜100的插入管尖端部分111处,将配光透镜132布置成面对导光管131的尖端部分131a。从导光管131的尖端部分131a发射出的照射光1L穿过配光透镜132,并且照射靠近插入管尖端部分111处的生物组织T。

[0076] 物镜光学系统121和摄像装置141设置在插入管尖端部分111。由生物组织T的表面反射或散射的光(返回光)的一部分入射在物镜光学系统121上并且聚集(condense),并且在摄像装置141的光接收表面上形成图像。本实施方案的摄像装置141是彩色图像摄取CCD(电荷耦合装置)图像传感器,其包括位于其光接收表面上的滤色器141a,但是也可以使用其他类型摄像装置,例如CMOS(互补金属氧化物半导体)图像传感器。滤色器141a是所谓的集成(on-chip)过滤器,其中布置有透射红光的R过滤器、透射绿光的G过滤器、以及透射蓝光的B过滤器,滤色器141a直接形成在摄像装置141的每个光接收元件上。R过滤器、G过滤器、以及B过滤器的每一个具有图3所示光谱特性。即,本实施方案的R过滤器是透射波长大于570nm附近的光的过滤器,G过滤器是透射波长在470nm至620nm附近之间的光的过滤器,B过滤器是透射波长短于530nm附近的光的过滤器。

[0077] 摄像装置141控制成与信号处理电路550(稍后将对其进行描述)同步驱动,并且周期性地(例如,1/30秒间隔)输出对应于形成在光接收表面上的图像的成像信号。从摄像装置141输出的成像信号经由线缆142发送至处理器200的图像处理单元500。

[0078] 图像处理单元500包括A/D转换电路510、暂存器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执行对图像信号(所述图像信号从电子内窥镜100的摄像装置141经由线缆142传输)的A/D转换,以便输出数字图像数据。从A/D转换电路510输出的数字图像数据被传输至暂存器520并存储于暂存器520。数字图像数据包括由设置有R过滤器的光接收元件摄取的R数字图像数据、由设置有G过滤器的光接收元件摄取的G数字图像数据、以及由设置有B过滤器的光接收元件摄取的B数字图像数据。

[0079] 控制器530处理存储于暂存器520中的一段或多段图像数据,以生成一段显示图像数据,并且将显示图像数据传输至视频存储器540。例如,控制器530生成显示图像数据(例如,从一段数字图像数据生成的显示图像数据、其中排布有多段图像数据的显示图像数据、或标识出健康区域和病变区域显示图像数据)或者示意图(该示意图基于多段数字图像数据而通过针对每个像素(x,y)生成生物组织T的反射光谱来显示对应于特定像素(x,y)的生物组织T的反射光谱),并将其存储在视频存储器540中。信号处理电路550基于视频存储器

540中存储的显示图像数据生成具有预定格式(例如,符合NTSC或DV1标准的格式)的视频信号,并且输出视频信号。从信号处理电路550输出的视频信号被输入至监视器300。因此,电子内窥镜100拍摄到的内窥镜图像等显示在监视器300上。

[0080] 如上所述,处理器200同时具有以下两种功能:用作视频处理器,其用于处理从电子内窥镜100的摄像装置141输出的图像信号;以及用作光源装置,其用于将照射光1L供应至电子内窥镜100的导光管131,以照射作为对象的生物组织T。

[0081] 除了上述光源430之外,光源单元400包括准直透镜440、旋转式过滤器410、过滤器控制单元420、以及聚光透镜450。从光源430发射的白光WL通过准直透镜440被转换为准直光束,透射穿过旋转式过滤器410,并且随后通过聚光透镜450入射在导光管131的端部部分131b上。旋转式过滤器410通过移动机构(未示出)(例如线性导轨)在白光WL的光学路径上的应用位置与从光学路径偏移的回缩位置之间是可移动的。

[0082] 旋转式过滤器410是圆板型光学单元,其包括多个光学过滤器,并且配置为使其透射波长范围根据其旋转角度而改变。旋转式过滤器410的旋转角度由连接至控制器530的过滤器控制单元420控制。通过控制器530经由过滤器控制单元420控制旋转式过滤器410的旋转角度,可以切换穿过旋转式过滤器410而供应到导光管131的照射光的光谱。

[0083] 图4是旋转式过滤器410的外部示意图(主视图)。旋转式过滤器410包括基本圆板形的框架411、以及四个扇形的光学过滤器415、416、417和418。四个扇形窗口414a、414b、414c和414d绕框架411的中心轴线以规则间隔形成,并且光学过滤器415、416、417和418分别装配到每个窗口414a、414b、414c和414d。应当注意的是,虽然本实施方案的光学过滤器是多层电介质膜过滤器,但是也可以使用其他类型的光学过滤器(例如,其中多层电介质被用作反射层的吸收型光学过滤器或标准过滤器(etalon filter))。

[0084] 另外,主孔(boss hole)412形成在框架411的中心轴线上。过滤器控制单元420中包括的伺服电机(未示出)的输出轴插入并固定至主孔412,并且旋转式过滤器410随伺服电机的输出轴一起旋转。

[0085] 图4示出白光WL入射在光学过滤器415上的状态。然而,当旋转式过滤器410在由箭头指示的方向上旋转时,入射有白光WL的光学过滤器依次变为415、416、417和418,因此可以切换透射穿过旋转式过滤器410的照射光1L的光谱。

[0086] 光学过滤器415和416是光学带通滤波器,其选择性地透射550nm带的光。如图1所示,光学过滤器415被配置成以低损失透射在等吸光点E1与E4之间的波长范围(即,也被称为“第一照射波长范围”的波长范围R0)内的光,并且隔断在该波长范围外的光。同样,光学过滤器416被配置成以低损失透射在等吸光点E2与E3之间的波长范围(即,也被称为“第二照射波长范围”的波长范围R2)内的光,并且隔断在该波长范围外的光。

[0087] 如图1所示,在波长范围R0中,包括得自氧合血红蛋白的吸收峰值P1的峰值波长。在波长范围R2中,包括得自脱氧血红蛋白的吸收峰值P2的峰值波长。在波长范围R3中,包括得自氧合血红蛋白的吸收峰值P3的峰值波长。另外,在波长范围R0中,包括吸收峰值P1、P2和P3的峰值波长。

[0088] 光学过滤器415和416的透射波长范围(图1)包括在滤色器141a的G过滤器的透射波长范围中(图3)。因此,由透射穿过光学过滤器415或416的光形成的图像由设置有G过滤器的光接收元件摄取,并获取作为G数字图像数据。

[0089] 光学过滤器417被设计成选择性地仅透射650nm带(630nm至650nm)的光(其为生物组织T中的血红蛋白的吸收率低的波长范围)。光学过滤器417的透射波长范围包括在滤色器141a的R过滤器的透射波长范围中(图3)。因此,透射穿过光学过滤器417的光形成的图像由设置有R过滤器的光接收元件摄取,并获取作为R数字图像数据。通过使用650nm带的照射光来获取的图像数据用于标准化过程中,将在稍后对该标准化过程进行说明。

[0090] 另外,光学过滤器418是紫外线截止过滤器,并且透射穿过光学过滤器418的照射光1L(即,白光)用于摄取常规观测图像。应当注意的是,旋转式过滤器410可配置成没有光学过滤器418,使框架411的窗口414d空置。

[0091] 对于窗口414a,调光器过滤器419(ND过滤器)设置在光学过滤器415上。调光器过滤器419就整个可见光范围而言不具有波长依赖性,并因此仅减少照射光1L的光量而不改变其光谱。透射穿过光学过滤器415和调光器过滤器419的照射光1L的光量通过使用调光器过滤器419来调节为与透射穿过光学过滤器416的照射光1L的光量基本相等的光量。因此,在使用透射穿过光学过滤器415的照射光1L和使用透射穿过光学过滤器416的照射光1L的这两种情况下,可以利用相同曝光时间的适当曝光来摄取图像。

[0092] 在当前实施方案中,具有精细网孔大小的金属网用作调光器过滤器419。除了该金属网之外,也可使用其他类型调光器过滤器,诸如半镜面型过滤器。另外,可以调节光学过滤器415和416自身的透射率而不使用调光器过滤器。另外,还可将调光器过滤器设置于窗口414c和414d。另外,窗口414a、414b、414c和414d的中心角度(即,孔隙区域)可以改变,以调节透射光量。另外,可以针对每个光学过滤器改变曝光时间而不使用调光器过滤器。

[0093] 在框架411外周处形成有通孔413。通孔413形成在框架411的旋转方向上的与窗口414a与414d之间的边界位置相同的位置处。围绕框架411来布置用于检测通孔413的光电遮断器(photo interrupter)422,使得光电遮断器422环绕框架411周边的一部分。光电遮断器422被连接至过滤器控制器单元420。

[0094] 本实施方案的内窥镜装置1具有常规观测模式、光谱分析(氧饱和度分布图像显示)模式、基线测量模式、以及校准模式。常规观测模式是这样的操作模式:其使用透射穿过光学过滤器418的白光来摄取彩色图像。光谱分析模式是这样的模式:其基于使用透射穿过光学过滤器415、416和417的照射光来摄取的数字图像数据进行光谱分析并显示生物组织中的生物分子的分布图像(例如,氧饱和度分布图像)。基线测量模式是这样的模式:其中,在执行实际内窥镜观测前(或后)使用穿过光学过滤器415、416和417的照射光来将色彩基准板(诸如无色扩散板,例如,磨砂玻璃)或基准反射板的图像摄取为对象,以获取将用于标准化过程(稍后将对其进行描述)的数据。校准模式是这样的过程:其中,针对已知特性(诸如氧饱和度)的样本进行光谱分析并调节参数(稍后将描述的校正系数k)以使得分析结果与理论值之间没有偏差。

[0095] 在常规观测模式中,控制器530控制移动机构来将旋转式过滤器410从应用位置移动至回缩位置。在除了常规观测模式外的操作模式中,旋转式过滤器410位于应用位置。在旋转式过滤器410未证实利用移动机构的情况下,控制器530控制过滤器控制单元420来将旋转式过滤器410稳固于白光WL入射在光学过滤器418上的位置。随后,在执行必要图像处理,摄像装置141摄取到的数字图像数据被转换成视频信号,并且显示于监视器300上。

[0096] 在光谱分析模式中,控制器530控制过滤器控制单元420来驱动旋转式过滤器410,

从而以恒定旋转速度旋转,同时使用透射穿过光学过滤器415、416、417和418的照射光顺序摄取生物组织T的图像。接着,基于使用光学过滤器415、416和417中的每个得到的数字图像数据而生成指示生物组织中的生物分子的分布的图像。然后,其中布置有通过使用光学过滤器418获取的常规观测图像和分布图像的显示图像生成并转换成视频信号,并且显示在监视器300上。

[0097] 在光谱分析模式中,过滤器控制单元420基于光电遮断器422检测通孔413的时间来检测旋转式过滤器410的旋转相位(phase),将旋转相位与控制器530供应的定时信号的相位进行比较,并且调节旋转式过滤器410的旋转相位。来自控制器530的时间信号与用于摄像装置141的驱动信号同步。因此,旋转式过滤器410被驱动成以与摄像装置的驱动同步的方式来以基本恒定旋转速度旋转。具体来说,旋转式过滤器410的旋转被控制为使得光学过滤器415、416、417或418(窗口414a、414b、414c或414d)(白光WL将入射于其上)在每次摄像装置141摄取一个图像(三个帧:R、G和B)时进行切换。

[0098] 在基线测量模式中,控制器530控制过滤器控制单元420使旋转式过滤器410旋转,同时使用透射穿过光学过滤器415、416和417的照射光1L顺序摄取色彩基准板的图像。使用透射穿过光学过滤器415和416的照射光1L摄取到的每段G数字图像数据分别作为基线图像数据 $BL_{415}(x,y)$ 和 $BL_{416}(x,y)$ 存储在控制器530的内部存储器531中。另外,使用透射穿过光学过滤器417的照射光1L摄取到的R数字图像数据作为基线图像数据 $BL_{417}(x,y)$ 存储在控制器530的内部存储器531中。

[0099] 接下来,将会描述在光谱分析模式下通过图像处理单元500来执行的图像生成过程。因此,在这个实施方案中,图像处理单元500计算指数X,图像处理单元500可被称为指数计算单元。图5是说明图像生成过程的流程图。

[0100] 当通过用户操作选择光谱分析模式时,如上所述,过滤器控制单元420驱动旋转式过滤器410以恒定旋转速度来旋转。随后,从光源单元400处,顺序供应透射穿过光学过滤器415、416、417和418的照射光1L,并且使用照射光1L的每一个顺序摄取图像(S1)。具体来说,使用透射穿过光学过滤器415的照射光1L摄取到的G数字图像数据 $G_{415}(x,y)$ 、使用透射穿过光学过滤器416的照射光1L摄取到的G数字图像数据 $G_{416}(x,y)$ 、使用透射穿过光学过滤器417的照射光1L摄取到的R数字图像数据 $R_{417}(x,y)$ 、以及使用透射穿过光学过滤器(紫外线截止过滤器)418的照射光1L摄取到的R数字图像数据 $R_{418}(x,y)$ 、G数字图像数据 $G_{418}(x,y)$ 和B数字图像数据 $B_{418}(x,y)$ 存储在控制器530的内部存储器532中。

[0101] 随后,图像处理单元500执行像素选择过程S2,像素选择过程S2通过使用过程S1中获取的R数字图像数据 $R_{418}(x,y)$ 、G数字图像数据 $G_{418}(x,y)$ 和B数字图像数据 $B_{418}(x,y)$ 来选择作为以下分析过程(过程S3至S7)的目标的像素。根据对应于不包含血液的部分或组织颜色主要受到除血红蛋白外的物质影响的部分的像素的色彩信息来计算氧饱和度或血液流速无法获得有意义的值,并且因此值仅变为噪声。这种噪声的计算和提供不仅干扰医生诊断,而且还通过向图像处理单元500施加无用负载来降低处理速度而造成不利影响。因此,本实施方案的图像生成过程被配置成选择适合于分析过程的像素(即,记录有血红蛋白光谱特性的像素)并对所选像素执行分析过程。

[0102] 在像素选择过程S2中,仅将满足表达式(19)、表达式(20)和表达式(21)中表达的所有条件的像素选择作为该分析过程的目标。

[0103] $B_{418}(x,y)/G_{418}(x,y) > a_1$ (19)

[0104] $R_{418}(x,y)/G_{418}(x,y) > a_2$ (20)

[0105] $R_{418}(x,y)/B_{418}(x,y) > a_3$ (21)

[0106] 其中 a_1 、 a_2 和 a_3 是正的常数。

[0107] 以上三个条件表达式基于血液透射光谱中的这样的值大小关系设定:G组分<B组分<R组分。应当注意,像素选择过程S2可以使用以上三个条件表达式中的一个或两个执行(例如,通过针对特定于血液的红色来使用表达式12和表达式13)。

[0108] 随后,图像处理器单元500执行标准化过程。本实施方案的标准化过程包括用于校正内窥镜装置1本身的特性的第一标准化过程S3(例如,光学过滤器的透射率和摄像装置的光接收敏感性)以及用于校正因作为对象的生物组织T的表面状态的差异和照射光至生物组织T的入射角度造成的反射率变化的第二标准化过程S4。

[0109] 在该标准化过程中,图像处理器单元500通过利用使用透射穿过光学过滤器415的照射光1L而得到的G数字图像数据 $G_{415}(x,y)$ 、使用透射穿过光学过滤器417的照射光1L而得到的R数字图像数据 $R_{417}(x,y)$ 、以及基线图像数据 $BL_{415}(x,y)$ 和 $BL_{417}(x,y)$ 来使用以下表达式(22)计算标准化反射率 $SR_{415}(x,y)$ 。应当注意,取决于内窥镜装置1的特性(器械功能)的组分通过将数字图像数据 $G_{415}(x,y)$ 和 $R_{417}(x,y)$ 各自除以相应基线图像数据 $BL_{415}(x,y)$ 和 BL_{417} 来移除(第一标准化过程S3)。另外,因生物组织T的表面状态的差异和照射光至生物组织T的入射角度造成的反射率变化通过将G数字图像数据 $G_{415}(x,y)$ 除以R数字图像数据 $R_{417}(x,y)$ 进行校正(第二标准化过程S4)。

[0110]
$$SR_{415}(x,y) = \frac{G_{415}(x,y)/BL_{415}(x,y)}{R_{417}(x,y)/BL_{417}(x,y)} \quad (22)$$

[0111] 类似地,标准化反射率 $SR_{416}(x,y)$ 使用以下表达式(23)计算。

[0112]
$$SR_{416}(x,y) = \frac{G_{416}(x,y)/BL_{416}(x,y)}{R_{417}(x,y)/BL_{417}(x,y)} \quad (23)$$

[0113] 生物组织T相对于透射穿过光学过滤器415和416的照射光1L的吸收率 $A_{415}(x,y)$ 和 $A_{416}(x,y)$ 使用以下表达式(24)和(25)计算(S5)。

[0114] $A_{415}(x,y) = -\log[SR_{415}(x,y)]$ (24)

[0115] $A_{416}(x,y) = -\log[SR_{416}(x,y)]$ (25)

[0116] 应当注意,吸收率 $A_{415}(x,y)$ 和 $A_{416}(x,y)$ 可以使用以下表达式(26)和(27)近似计算。

[0117] $A_{415}(x,y) = -SR_{415}(x,y)$ (26)

[0118] $A_{416}(x,y) = -SR_{416}(x,y)$ (27)

[0119] 此外,可以仅通过消除以上所提及的标准化过程(S3、S4)执行光谱分析。在这种情况下,吸收率 $A_{415}(x,y)$ 和 $A_{416}(x,y)$ 使用以下表达式(28)和(29)计算。

[0120] $A_{415}(x,y) = -\log G_{415}(x,y)$ (28)

[0121] $A_{416}(x,y) = -\log G_{416}(x,y)$ (29)

[0122] 另外,在这种情况下,吸收率 $A_{415}(x,y)$ 和 $A_{416}(x,y)$ 可以分别使用以下表达式(30)和(31)近似计算。

$$[0123] \quad A_{415}(x,y) = -G_{415}(x,y) \quad (30)$$

$$[0124] \quad A_{416}(x,y) = -G_{416}(x,y) \quad (31)$$

[0125] 此外,很显然,根据图1示出的血红蛋白的吸收波长范围R1、R2和R3与光学过滤器415和416的透射波长范围之间的关系,生物组织T相对于波长范围R1、R2和R3的吸收率 $A_{R1}(x,y)$ 、 $A_{R2}(x,y)$ 和 $A_{R3}(x,y)$ 以及生物组织T相对于透射穿过光学过滤器415和416的照射光1L的吸收率 $A_{415}(x,y)$ 和 $A_{416}(x,y)$ 具有由以下表达式(32)和(33)来表达的关系。

$$[0126] \quad A_{R1}(x,y) + A_{R3}(x,y) = A_{415}(x,y) - kA_{416}(x,y) \quad (32)$$

$$[0127] \quad A_{R2}(x,y) = kA_{416}(x,y) \quad (33)$$

[0128] 因此,指数X(表达式(18))由以下表达式(34)表达。

$$[0129] \quad X(x,y) = [A_{R1}(x,y) + A_{R3}(x,y)] - A_{R2}(x,y)$$

$$[0130] \quad = [A_{415}(x,y) - kA_{416}(x,y)] - kA_{416}(x,y)$$

$$[0131] \quad = A_{415}(x,y) - 2kA_{416}(x,y) \quad (34)$$

[0132] 在此,k是常数(校正系数)。由于光学过滤器415和416的透射波长范围的宽度显著不同,因此透射穿过两个过滤器的光量也显著不同。因此,如上所述,调光器过滤器419设置在具有较大透射光量的光学过滤器415上,用以控制光量,使得可以采用相同曝光时间来获得适当曝光(即使该光学过滤器发生切换)。因此,在使用光学过滤器415获取的吸收率 $A_{415}(x,y)$ 与使用光学过滤器416获取的吸收率 $A_{416}(x,y)$ 之间的定量关系被打破。另外,在透射波长范围内光学过滤器415和416的透射率并非100%,并且光学过滤器415和416具有在此基础上变化的透射损失。此外,光学过滤器415和416的透射波长范围存在误差。因此,即使未使用调光器过滤器419,吸收率 $A_{415}(x,y)$ 与吸收率 $A_{416}(x,y)$ 之间的定量关系也会包括恒定误差。校正系数k是用于校正吸收率 $A_{415}(x,y)$ 与吸收率 $A_{416}(x,y)$ 之间的定量关系的误差的常数。稍后将会描述用于获取校正系数k的方法。应当注意,如果未执行该校正,那么校正系数设置为1。

[0133] 另外,可以通过使用表达式(24)和(25)整理表达式(34)而获得以下表达式(35)。

$$\begin{aligned}
 [0134] \quad X(x,y) &= -\log [SR_{415}(x,y)] + 2k \log [SR_{416}(x,y)] \\
 &= -\log \left[\frac{G_{415}(x,y) / BL_{415}(x,y)}{R_{417}(x,y) / BL_{417}(x,y)} \right] + 2k \log \left[\frac{G_{416}(x,y) / BL_{416}(x,y)}{R_{417}(x,y) / BL_{417}(x,y)} \right] \\
 &= -\{[\log G_{415}(x,y) - \log BL_{415}(x,y)] - [\log R_{417}(x,y) - \log BL_{417}(x,y)]\} \\
 &\quad + 2k\{[\log G_{416}(x,y) - \log BL_{416}(x,y)] - [\log R_{417}(x,y) - \log BL_{417}(x,y)]\} \\
 &= -[\log G_{415}(x,y) - \log BL_{415}(x,y)] + 2k[\log G_{416}(x,y) - \log BL_{416}(x,y)] \\
 &\quad + (1-2k)[\log R_{417}(x,y) - \log BL_{417}(x,y)] \quad (35)
 \end{aligned}$$

[0135] 因此,指数X的值可以通过使用表达式(35)而根据G数字图像数据 $G_{415}(x,y)$ 和 $G_{416}(x,y)$ 、R数字图像数据 $R_{417}(x,y)$ 、以及基线图像数据 $BL_{415}(x,y)$ 、 $BL_{416}(x,y)$ 和 $BL_{417}(x,y)$ 计算(S6)。

[0136] 另外,指数X还可以使用以下表达式(36)近似计算。

$$X(x,y) = -\log[SR_{415}(x,y)] + 2k \log[SR_{416}(x,y)] \cong -SR_{415}(x,y) + 2kSR_{416}(x,y) \quad (36)$$

[0138] 预先以实验方式获取的表示氧饱和度与指数X之间的定量关系的数值列表存储在设置给控制器530的非易失性存储器532中。控制器530参考该数值列表获取对应于使用表达式(35)或(36)计算的指数X的值的氧饱和度 $SatO_2(x,y)$ 。随后,控制器530生成图像数据(氧饱和度分布图像数据),其中,每个像素(x,y)的像素值是通过将所获取的氧饱和度 $SatO_2(x,y)$ 乘以预定值而获得的值(S7)。

[0139] 另外,控制器530从使用透射穿过光学过滤器(紫外线截止过滤器)418的照射光1L获取的R数字图像数据 $R_{418}(x,y)$ 、G数字图像数据 $G_{418}(x,y)$ 和B数字图像数据 $B_{418}(x,y)$ 生成常规观测图像数据。

[0140] 图7A和图7B示出了通过控制器530生成的图像数据的显示示例。图7A是上述过程S7中生成的氧饱和度分布图像数据的显示示例(二维表示)。图7B是采用具有表示氧饱和度的垂直轴线的三维示意图形式的生成的氧饱和度分布图像数据的显示示例(三维表示)。图7A和图7B的每一个示出了中指在近侧指间关节附近被橡胶带压住的状态下的右手观测图像。应当理解,由于血流受到压力阻碍,右手中指远侧上的氧饱和度相对于受压部分变得更低。

[0141] 另外,控制器530生成屏幕图像数据,该屏幕图像数据用于将从氧饱和度分布图像数据和常规观测图像数据生成的常规观测图像和氧饱和度分布图像布置并显示于单个屏幕上,并将屏幕数据存储在视频存储器540中。应当注意,控制器530可以生成各种屏幕图像,诸如仅显示出氧饱和度分布图像的屏幕图像、仅显示出常规观测图像的屏幕图像、或根据用户操作来在氧饱和度分布图像和/或常规观测图像上附加相关信息(诸如患者ID信息或观测条件)的屏幕图像。

[0142] 接着,将会描述用于在校准模式下确定校准系数k的方法。在本实施方案中,将理论计算的指数X和测量指数X进行比较,并且确定校正系数k,以使得测量指数X变得最接近于理论计算的指数X。

[0143] 图6A和图6B示出了在本发明的实施方案中用于确定校正系数k的示例性的校准曲线。图6A是公共校准曲线的示例,其中水平轴线为理论指数X,垂直轴线为通过上述分析过程获取的测量指数X。实心圆是测量值的绘制图(plot),并且折线 M_a 是以最小平方方法拟合测量值的直线。另外,实线显示了表示在获得与理论值相等的测量值的情况下的绘制图的基准线Ref。

[0144] 通过使用氧饱和度已知的生物组织样本(例如,血液)来进行分析过程以获取测量指数X。另外,利用实际使用的光学过滤器415和416的透射光谱以及血液的反射光谱(或吸收光谱)来计算由表达式(34)限定的理论指数X。具体来说,通过使用将光学过滤器415(光学过滤器416)的透射光谱乘以血液的反射光谱并将乘积积分为吸收率 A_{415} (吸收率 A_{416})获得的值来利用表达式(34)计算理论指数X。

[0145] 基准线Ref与测量值 M_a 之间的差异被表达为校准曲线梯度。使用调光器过滤器419会导致无法获得足够敏感性的现象(即,梯度小的现象是由于表达式(34)中的吸收率 $A_{415}(x,y)$ 与吸收率 $A_{416}(x,y)$ 之间的不适当的定量关系)。通过将适当值选择作为校正系数k,可

以校正调光器过滤器419所造成的误差,并因此可实现测量指数X与理论指数X之间的误差最小化且测量指数X与理论指数X具有最高相关关系的状态。

[0146] 图6B是校准曲线的变化。在图6B所示校准曲线中,水平轴线是样本的氧饱和度,垂直轴线是指数X。实心圆是测量值的绘制图,并且折线Mb是以最小平方方法拟合测量值的直线。另外,实线Ref显示了理论计算值。应当注意,样本的氧饱和度是从理想光谱获取的正确测量值。作为通过改变图6A所示校准曲线的水平标尺而获得的曲线,该校准曲线基本上等同于图6A的曲线,但是有利的是,可以容易地读取与氧饱和度的正确关系。

[0147] 应当注意,虽然上述使用校准曲线确定校准系数k的方法是使用具有不同的氧饱和度的多个样本的分析结果的方法,但是校正系数k也可以使用来自仅一个样本的分析结果确定。

[0148] 另外,针对血红蛋白的吸收波长范围R1、R2和R3(即,光学过滤器415的透射波长),吸收率 $A_{R1}(x,y)$ 、 $A_{R2}(x,y)$ 和 $A_{R3}(x,y)$ 根据氧饱和度变化而改变,但是这些吸收率的总和Y(表达式(37)所示)是基本恒定的。此外,由于吸收率的总和Y与生物组织中的血红蛋白总量(氧合血红蛋白HbO₂和脱氧血红蛋白Hb的总和)成比例,因此将总和Y用作针对血红蛋白总量的指数是合理的。

[0149] $Y(x,y) = A_{R1}(x,y) + A_{R2}(x,y) + A_{R3}(x,y) = A_{415}$ (37)

[0150] 已知的是,在恶性肿瘤组织中,血红蛋白总量大于健康组织中的血红蛋白总量,这是因为血管再生和氧饱和度因显著的氧代谢而低于健康组织中的血管再生和氧饱和度。因此,控制器530可以:提取指数Y(其使用表达式(37)计算并表示血红蛋白总量)大于预定的基准值(第一基准值)并且指数X(其使用表达式(34)计算并表示氧饱和度)小于预定的基准值(第二基准值)的像素;生成例如病变区域高亮图像数据,其中高亮过程是针对对应于常规观测图像数据中的提取像素的像素来执行;以及在监视器300上连同常规观测图像和/或氧饱和度分布图像一起(或单独地)显示病变区域高亮图像。

[0151] 示例性的高亮过程包括用于增加对应像素的像素值的过程、用于改变色彩相位的过程(例如,用于增加R组分以改变微红色彩的过程或用于将色彩相位旋转预定角度的过程)、以及用于使对应像素闪烁(或周期性地改变色彩相位)的过程。

[0152] 另外,例如,控制器530可配置成基于与指数X(x,y)的平均值的偏差以及与指数Y(x,y)的平均值的偏差计算指示恶性肿瘤的概率的指数Z(x,y),并且生成指数Z作为像素值的图像数据(恶性概率图像数据)来代替病变区域高亮图像数据。

[0153] 变型1

[0154] 在下文中,描述本发明的上述实施方案的变型1。在上述实施方案中,如表达式18所示,通过将在波长范围R1、R2和R3下的吸收率 A_{R1} 、 A_{R2} 和 A_{R3} 相加来计算指数X,而不对吸收率 A_{R1} 、 A_{R2} 和 A_{R3} 进行加权(但是它们的符号被调节成在各个波长范围中的增加或减少彼此匹配)。相较而言,根据变型1,在计算指数X时通过在各个波长范围下对吸收率 A_{R1} 、 A_{R2} 和 A_{R3} 进行加权,指数X相对于氧饱和度改变的敏感性增强。

[0155] 如图1所示,在波长范围R2中,相对于氧饱和度,吸收率波动范围比波动范围R1和R2中的更大。因此,通过增加施加于波长范围R2下的吸收率 A_{R2} 的加权,指数X相对于氧饱和度的敏感性可以增强。

[0156] 具体来说,指数X根据以下表达式(38)计算、同时对吸收率 A_{R2} 应用两倍加权。

$$\begin{aligned}
X(x, y) &= [A_{R1}(x, y) + A_{R3}(x, y)] - 2 \times A_{R2}(x, y) \\
&= [A_{415}(x, y) - kA_{416}(x, y)] - 2kA_{416}(x, y) \\
[0157] \quad &= A_{415}(x, y) - 3kA_{416}(x, y) \\
&= -\log[SR_{415}(x, y)] + 3k \log[SR_{416}(x, y)] \\
&= -\log \left[\frac{G_{415}(x, y) / BL_{415}(x, y)}{R_{417}(x, y) / BL_{417}(x, y)} \right] + 3k \log \left[\frac{G_{416}(x, y) / BL_{416}(x, y)}{R_{417}(x, y) / BL_{417}(x, y)} \right] \\
[0158] \quad &= -\{[\log G_{415}(x, y) - \log BL_{415}(x, y)] - [\log R_{417}(x, y) - \log BL_{417}(x, y)]\} \\
&\quad + 3k\{[\log G_{416}(x, y) - \log BL_{416}(x, y)] - [\log R_{417}(x, y) - \log BL_{417}(x, y)]\} \\
&= -[\log G_{415}(x, y) - \log BL_{415}(x, y)] + 3k[\log G_{416}(x, y) - \log BL_{416}(x, y)] \\
&\quad + (1-3k)[\log R_{417}(x, y) - \log BL_{417}(x, y)] \quad (38)
\end{aligned}$$

[0159] 指数X可以由以下表达式(39)近似计算。

$$[0160] \quad X(x, y) = -\log[SR_{415}(x, y)] + 3k \log[SR_{416}(x, y)] \cong -SR_{415}(x, y) + 3kSR_{416}(x, y) \quad (39)$$

[0161] 在上述变型1中,相对于吸收率 A_{R1} 和 A_{R3} 将2倍加权应用至吸收率 A_{R2} ;然而,加权值可适当改变为不同值(例如,1.5倍或2.4倍),使得达到合适的敏感度或噪声量。通过归纳表达式38以使吸收率 A_{R1} 和 A_{R3} 的加权为 $w1$ 且使吸收率 A_{R2} 的加权为 $w2$,指数X可以由以下表达式(40)表达。

$$\begin{aligned}
[0162] \quad X(x, y) &= w1 \times [A_{R1}(x, y) + A_{R3}(x, y)] - w2 \times A_{R2}(x, y) \\
[0163] \quad &= w1 \cdot [A_{415}(x, y) - kA_{416}(x, y)] - w2 \cdot k \cdot A_{416}(x, y) \\
[0164] \quad &= w1 \cdot A_{415}(x, y) - k \cdot (w1 + w2) \cdot A_{416}(x, y) \\
[0165] \quad &= -w1 \cdot \log[SR_{415}(x, y)] + k \cdot (w1 + w2) \cdot \log[SR_{416}(x, y)] \quad (40)
\end{aligned}$$

[0166] 指数X可以由以下表达式(41)近似获得。

$$[0167] \quad X(x, y) \cong -w1 \cdot SR_{415}(x, y) + k \cdot (w1 + w2) \cdot SR_{416}(x, y) \quad (41)$$

[0168] 变型2

[0169] 在下文中,描述了上述实施方案的变型2。在上述实施方案中,通过波长范围R1和R3下的吸收率 A_{R1} 和 A_{R3} 的总和(其中吸收率随氧饱和度而增加)与波长范围R2下的吸收率 A_{R2} (其中吸收率随氧饱和度而减少)之间的差值计算指数X。相比之下,根据变型2,通过吸收率 A_{R2} 与吸收率 A_{R1} 和 A_{R3} 的总和之间的比率来计算指数X。具体来说,指数X由以下表达式(42)计算。

$$\begin{aligned}
 X(x, y) &= \frac{A_{R1}(x, y) + A_{R3}(x, y)}{A_{R2}(x, y)} \\
 &= \frac{A_{415}(x, y) - kA_{416}(x, y)}{kA_{416}(x, y)} \\
 [0170] \quad &= \frac{A_{415}(x, y)}{kA_{416}(x, y)} - 1 \\
 &= \frac{\log[SR_{415}(x, y)]}{k \log[SR_{416}(x, y)]} - 1 \quad (42)
 \end{aligned}$$

[0171] 指数X可以由以下表达式(43)近似获得。

$$[0172] \quad X(x, y) \cong \frac{SR_{415}(x, y)}{kSR_{416}(x, y)} - 1 \quad (43)$$

[0173] 指数X可以按以下表达式(44)或(45),通过对波长范围R1和R3下的与氧饱和度正相关的吸收率的总和($A_{R1}+A_{R3}$)应用权值w1,并对波长范围R2下的与氧饱和度负相关的吸收率 A_{R2} 应用权值w2进行计算。

$$\begin{aligned}
 X(x, y) &= \frac{w1 \cdot [A_{R1}(x, y) + A_{R3}(x, y)]}{w2 \cdot [A_{R2}(x, y)]} \\
 &= \frac{w1}{w2} \cdot \frac{A_{415}(x, y) - kA_{416}(x, y)}{k \cdot A_{416}(x, y)} \\
 [0174] \quad &= \frac{w1}{w2} \cdot \left[\frac{A_{415}(x, y)}{kA_{416}(x, y)} - 1 \right] \\
 &= \frac{w1}{w2} \cdot \left\{ \frac{\log[SR_{415}(x, y)]}{k \log[SR_{416}(x, y)]} - 1 \right\} \quad (44)
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 X(x, y) &= \frac{[A_{R1}(x, y) + A_{R3}(x, y)]^{w1}}{[A_{R2}(x, y)]^{w2}} \\
 [0175] \quad &= \frac{[A_{415}(x, y) - kA_{416}(x, y)]^{w1}}{[kA_{416}(x, y)]^{w2}} \\
 &= \frac{\{-\log[SR_{415}(x, y)] + k \log[SR_{416}(x, y)]\}^{w1}}{[kA_{416}(x, y)]^{w2}} \quad (45)
 \end{aligned}$$

[0176] 波长范围R1和R3下的吸收率 A_{R1} 和 A_{R3} 与氧合血红蛋白浓度(即,氧饱和度 D_{SAT})成比例,并且波长范围R2下的吸收率 A_{R2} 与脱氧血红蛋白浓度(即, $1-D_{SAT}$)成比例。因此,从表达式42的第一行,获得以下表达式(46)。

$$[0177] \quad X(x, y) = \frac{A_{R1}(x, y) + A_{R3}(x, y)}{A_{R2}(x, y)} \propto \frac{D_{Sat}(x, y)}{1 - D_{Sat}(x, y)} \quad (46)$$

[0178] 因此,由表达式46计算的指数X变为对氧饱和度具有适当敏感性的指数,这是因为指数X随氧饱和度增加而指数增加。

[0179] 变型3

[0180] 在下文中,描述了上述实施方案的变型3。在上述实施方案中,在第二标准化过程S4中,使用已经穿过光学过滤器417的650nm带中的照射光1L摄取到的R数字图像数据 $R_{417}(x,y)$ 来执行除法过程。然而,本发明不限于这种配置。例如,在第二标准化过程S4中,通过使用已经穿过光学过滤器418(或调光器过滤器或无波长依赖性的透明窗)的照射光1L摄取到的R、G和B数字图像数据的总和执行除法过程。

[0181] 在这种情况下,标准化反射率 $SR_{415}(x,y)$ 和 $SR_{416}(x,y)$ 分别使用以下表达式(47)和(48)计算。

$$[0182] \quad SR_{415}(x,y) = \frac{G_{415}(x,y)/BL_{415}(x,y)}{\frac{R_{418}(x,y)}{BL_{R418}(x,y)} + \frac{G_{418}(x,y)}{BL_{G418}(x,y)} + \frac{B_{418}(x,y)}{BL_{B418}(x,y)}} \quad (47)$$

$$[0183] \quad SR_{416}(x,y) = \frac{G_{416}(x,y)/BL_{416}(x,y)}{\frac{R_{418}(x,y)}{BL_{R418}(x,y)} + \frac{G_{418}(x,y)}{BL_{G418}(x,y)} + \frac{B_{418}(x,y)}{BL_{B418}(x,y)}} \quad (48)$$

[0184] 在此,基线图像数据 $BL_{R418}(x,y)$ 、 $BL_{G418}(x,y)$ 和 $BL_{B418}(x,y)$ 是通过摄取在已穿过光学过滤器418的照射光1L照射下的色彩基准板获得的R数字图像数据 $R_{418}(x,y)$ 、G数字图像数据 $G_{418}(x,y)$ 和B数字图像数据 $B_{418}(x,y)$ 。

[0185] 前述内容是关于根据本发明的实施方案的特定配置的说明;然而,本发明不限于上述配置并可以在本发明的范围内以各种方式变化。

[0186] 在上述实施方案中,基于指数X从数值列表获得氧饱和度,并且通过进一步将氧饱和度和度乘以预定值来计算氧饱和度分布图像的像素值。然而,本发明不限于这种配置。由于指数X随氧饱和度单调递增,指数X的值(或指数X乘以预定值的值)可以用作氧饱和度分布图像的像素值而不进行变化。

[0187] 在上述实施方案中,说明的是摄像装置141是具有用于拍摄彩色图像的R、G和B原色过滤器的摄像装置;然而,本发明不限于这种配置。例如,可将具有Y、Cy、Mg和G的互补滤色器的摄像装置用作摄像装置141。

[0188] 在上述实施方案中,说明的是摄像装置141是具有用于拍摄彩色图像的集成过滤器141a的摄像装置;然而,本发明不限于这种配置。例如,内窥镜装置可使用用于拍摄单色图像的摄像装置,并且可设置有所谓的场次序型滤色器。此外,滤色器141a并不限于集成型,而是可设置于从光源430至摄像装置141的光学路径。

[0189] 在上述实施方案中,使用旋转式过滤器410;然而,本发明不限于这种配置。可以使用可以切换透射波长带的另一类型的可变波长过滤器。

[0190] 在上述实施方案中,旋转式过滤器410设于光源侧上,并且针对照射光1L执行过滤;然而,本发明不限于这种配置。内窥镜装置可配置成使得旋转式过滤器410设置在摄像装置侧上(例如,在物镜光学系统121与摄像装置131之间的空间中),并且针对来自目标的返回光执行过滤。

[0191] 在上述实施方案中,在预定时间间隔下执行摄取(capture),同时使得旋转式过滤

器410旋转恒定旋转次数；然而，本发明不限于这种配置。例如，旋转式过滤器410的旋转位置可以采用预定时间间隔逐步改变，并且摄取可以在旋转式过滤器410处于静止状态下时执行。

[0192] 在上述实施方案中，白光光源（诸如氙灯）用作光源，该光源用于发射用于照射的宽带光。然而，可以采用这样的光源：其用于发射非白色宽带光，在所使用的光学过滤器的整个透射带上具有足够光量。

[0193] 例如，可以提供分别发射具有R、G和B的波长的光的原色光源，并且可以通过将原色光源的每一个的光组合获得的光用作白光WL。在这种情况下，除了G原色光源之外，可以使用窄带光源（如激光器）。使用这样的光源作为G色光源：其发射至少在整个第一照射光带（图1中的波长范围R0）上具有足够光量的宽带光。

[0194] 在上述实施方案中，光学过滤器415的透射波长带R0（第一照射波长带）包括三个峰值波长：吸收峰值P1、P2和P3。然而，第一照射波长带可以仅包括彼此相邻的两个吸收峰值（具体来说，吸收峰值P1和P2或吸收峰值P2和P3）。

[0195] 在上述实施方案中，使用透射型滤光器；然而，也可以使用在透射带中反射光的反射型光学过滤器。

[0196] 在上述实施方案中，本发明应用于作为用作数字摄像机的装置的示例的内窥镜装置。然而，本发明可以应用于具有另一类型的数字摄像机（例如，单反数字摄像机或数字视频摄像机）的系统。例如，通过将本发明应用于数字静物摄像机，可在开颅手术期间执行对体表组织的观测或对脑组织的观测。

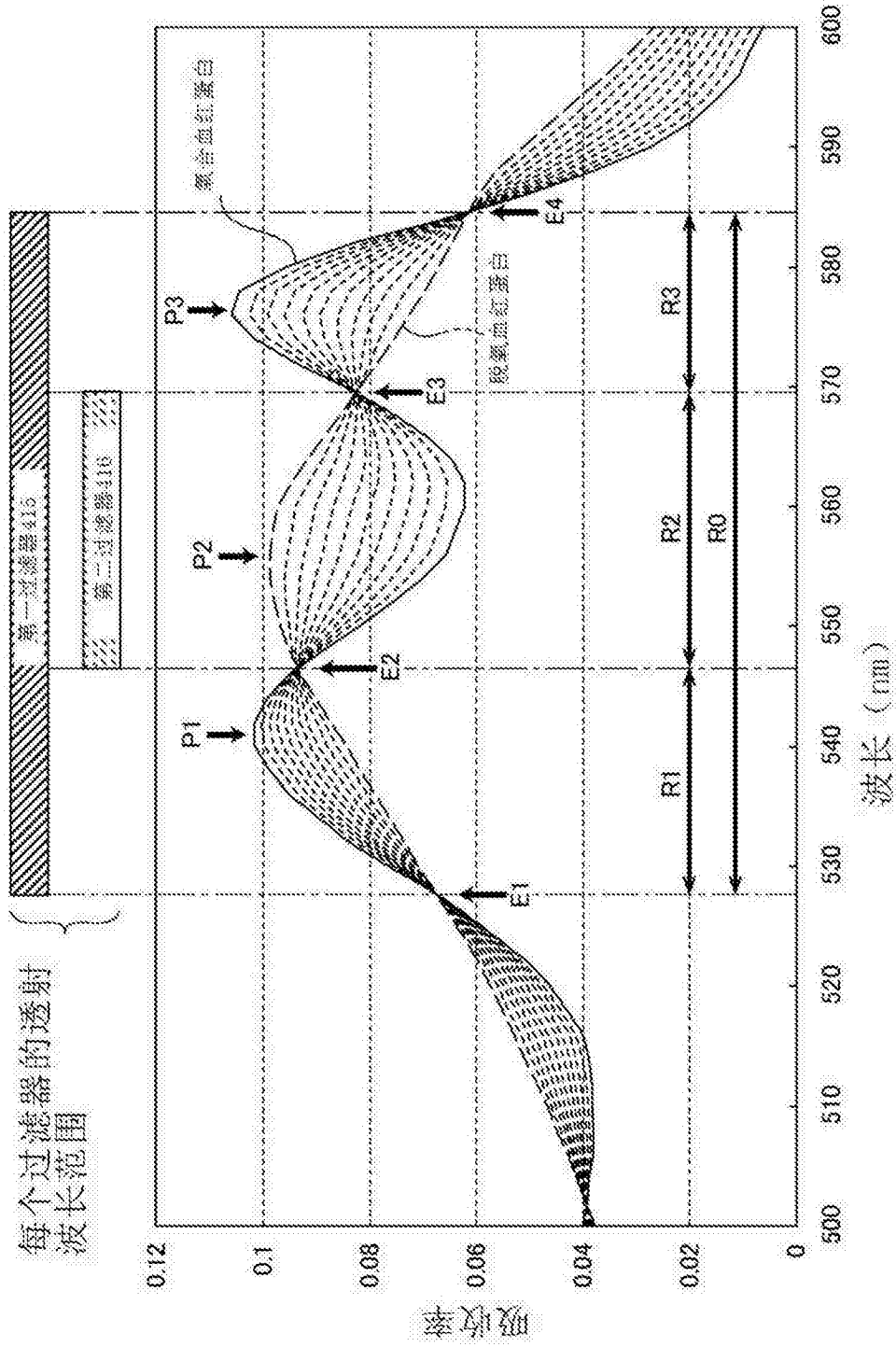


图1

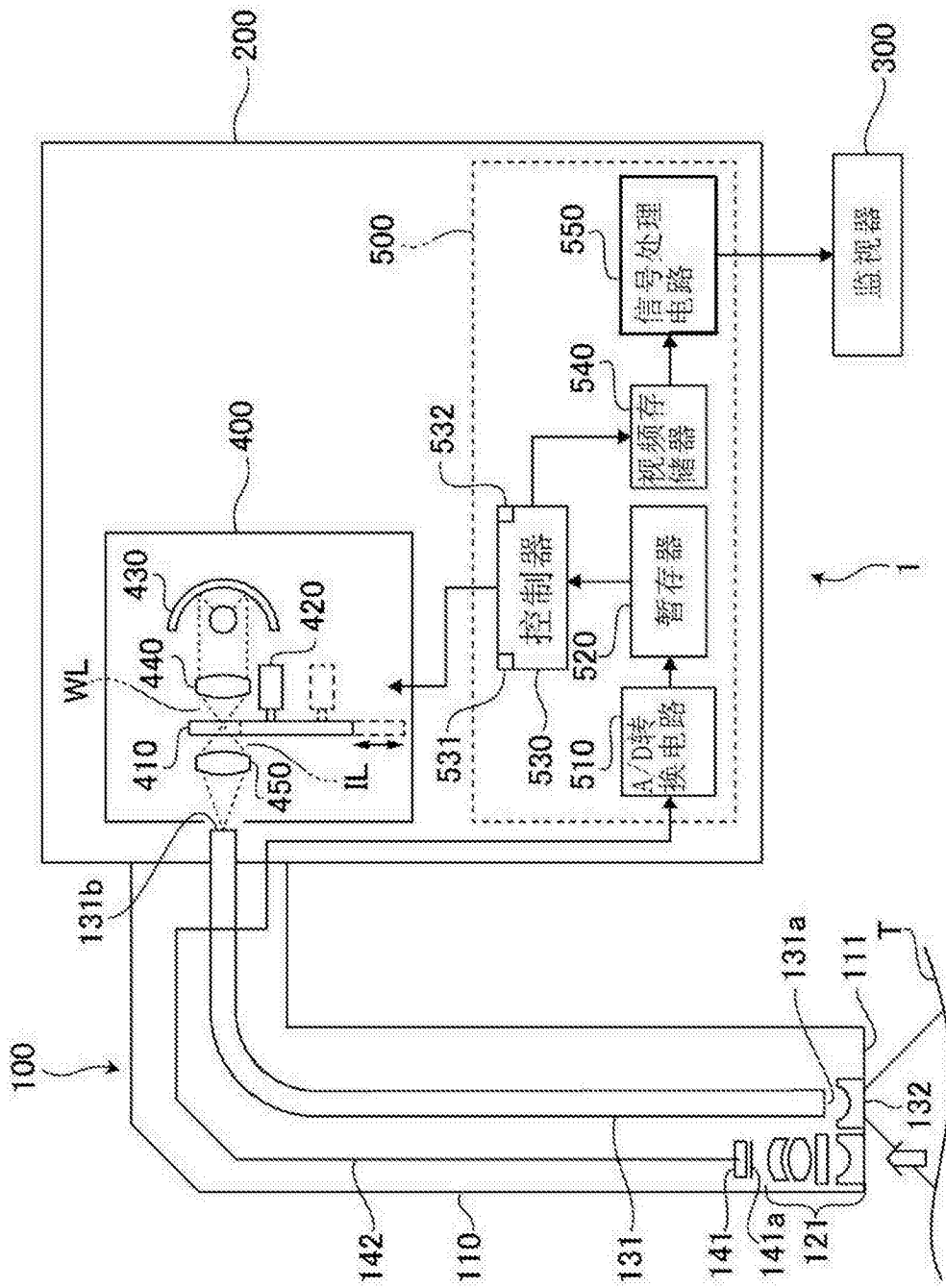


图2

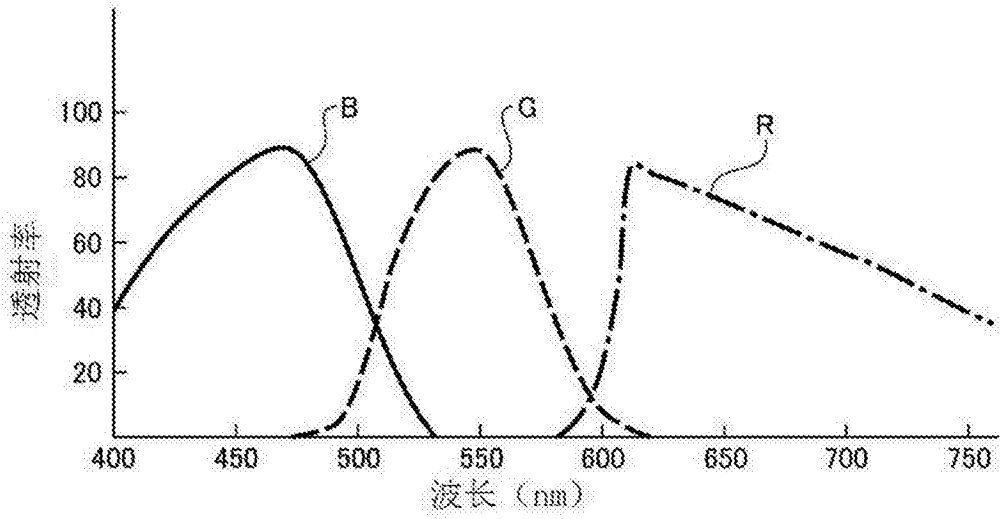


图3

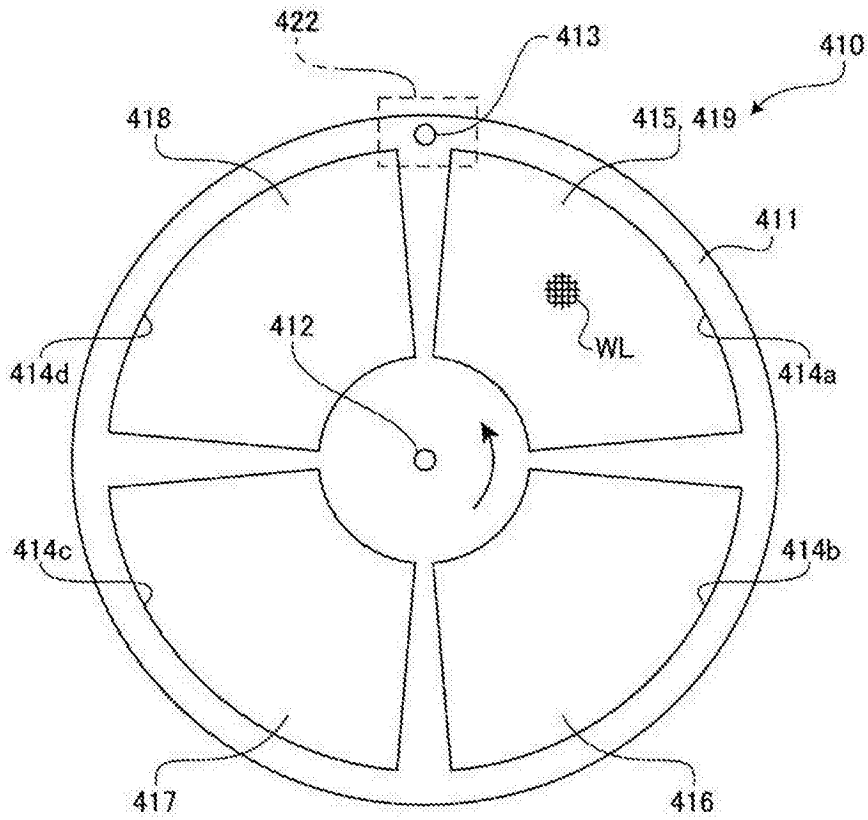


图4

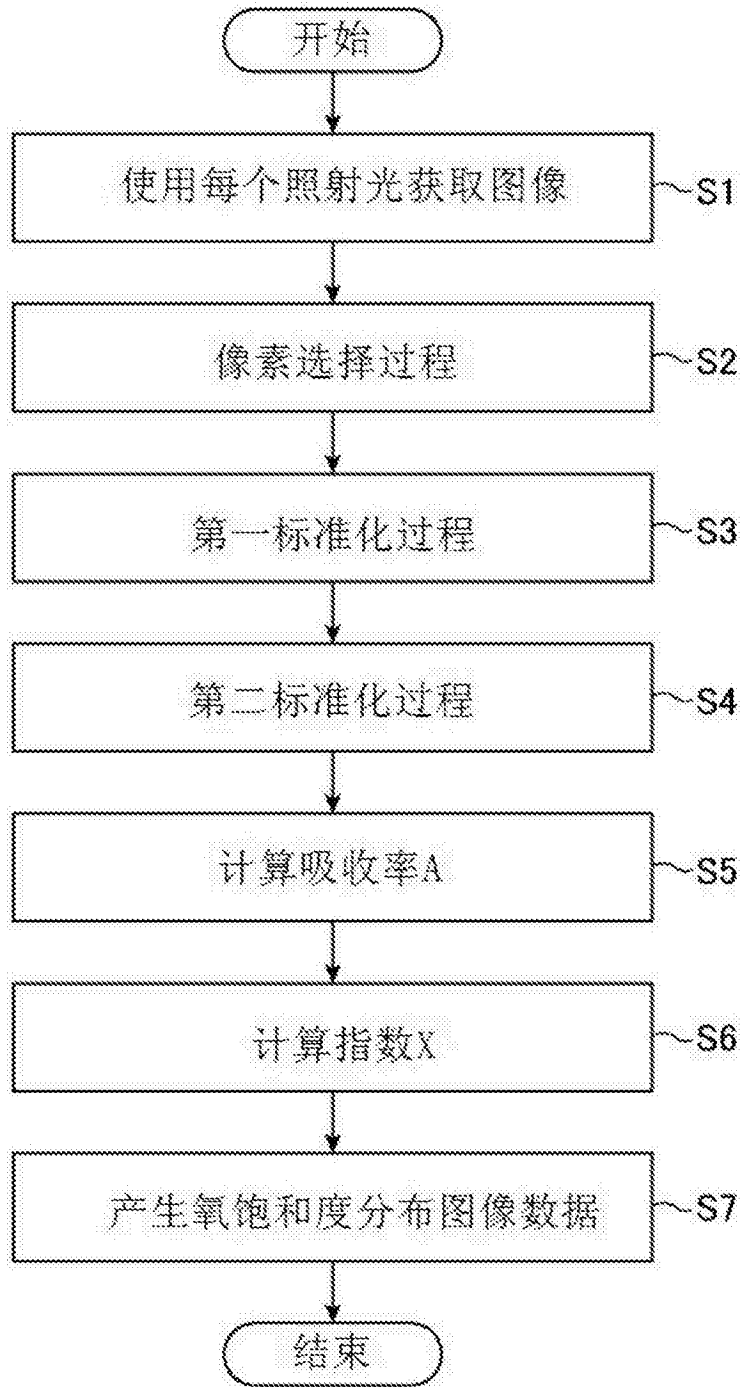


图5

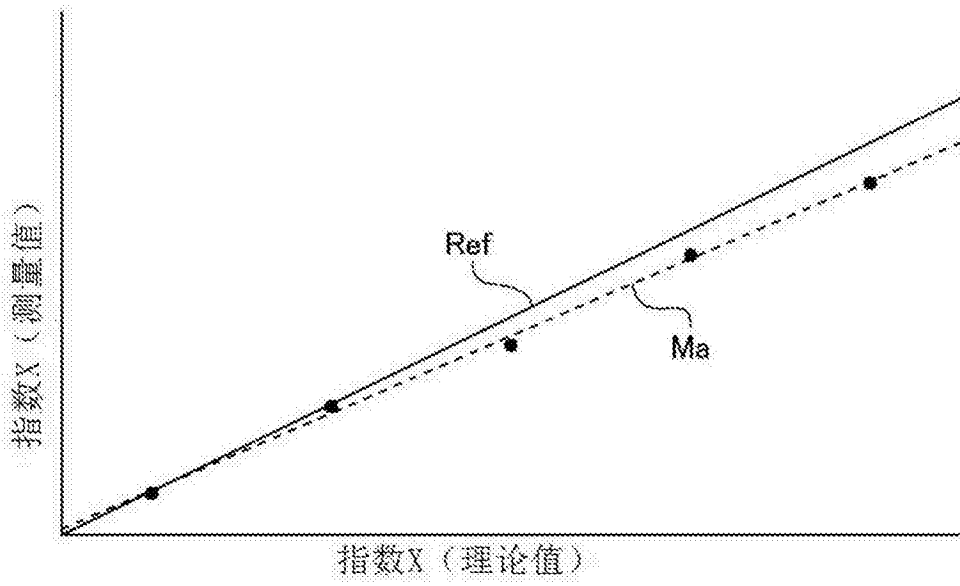


图6A

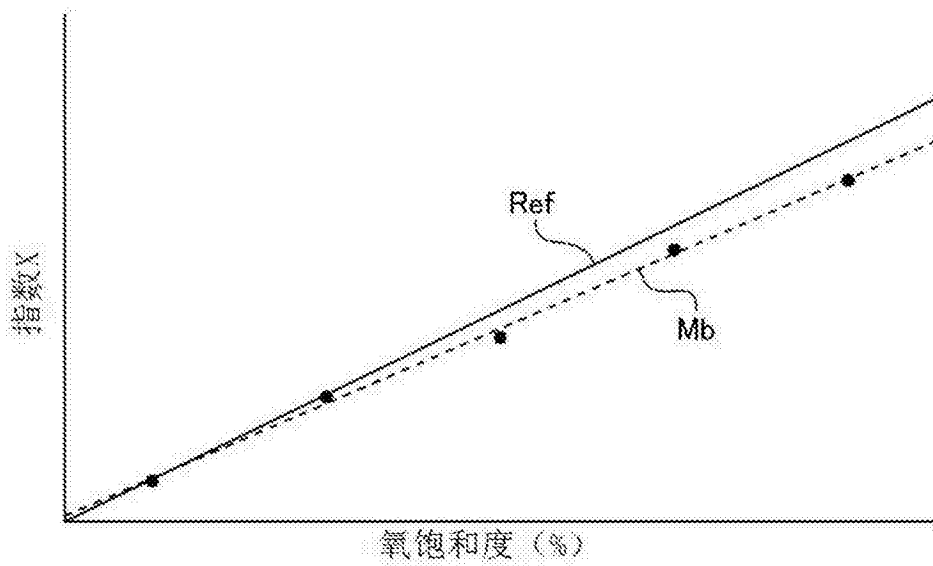


图6B



图7A

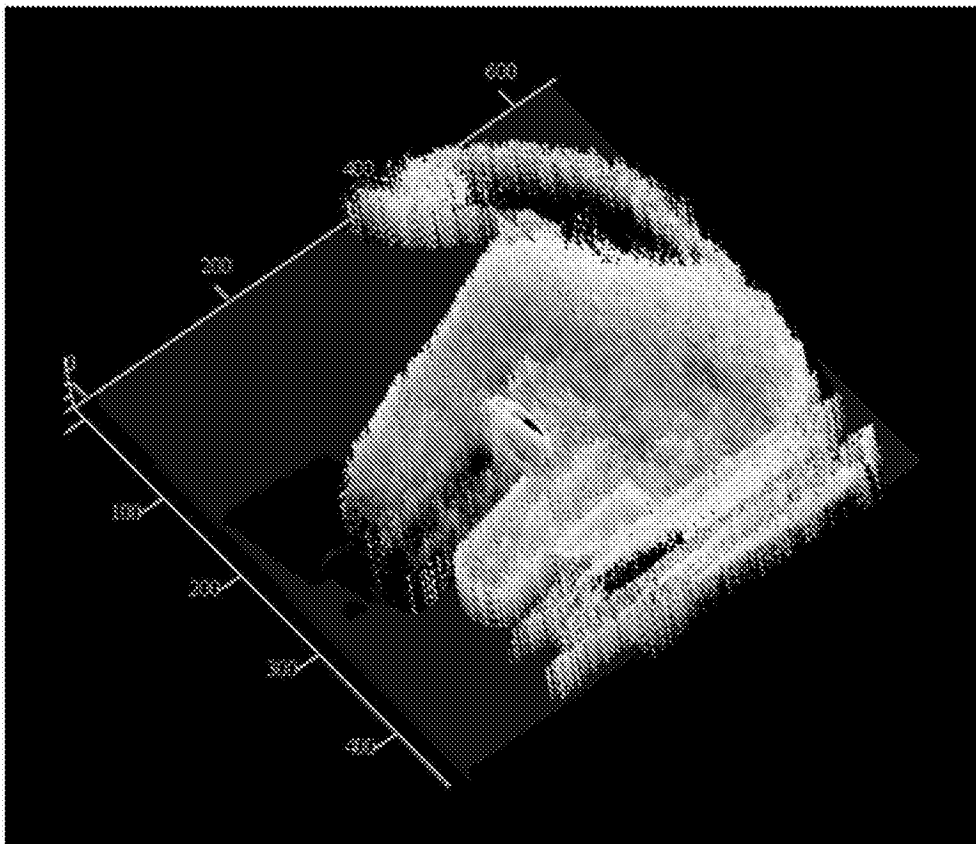


图7B

专利名称(译)	分析装置以及分析方法		
公开(公告)号	CN105615894A	公开(公告)日	2016-06-01
申请号	CN201510811813.3	申请日	2015-11-20
[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	A61B5/1455 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0075 A61B5/1459 A61B1/00009 A61B1/00186 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B5/14551 G01N33/4833 G06T7/0012 G06T2207/10016 G06T2207/10024 G06T2207/10068 G06T2207/10152 G06T2207/30096 G01N21/25 G01N2021/1765		
代理人(译)	程伟 王锦阳		
优先权	2014236471 2014-11-21 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种分析装置以及分析方法，其中分析装置包括：光源装置；摄像装置，所述摄像装置通过摄取所述光源装置发射的光照射到的生物组织而生成图像数据；以及指数计算单元，所述指数计算单元被配置成基于图像数据计算表示在生物组织中包含的第一生物物质与第二生物物质之间的摩尔比的指数，其中：所述光源装置在所述第一生物物质和所述第二生物物质吸收的第一照射波长范围的光与处于所述第一照射波长范围内的第二照射波长范围的光之间切换；并且所述指数计算单元基于通过摄取所述第一照射波长范围的所述光照射下的所述生物组织而获得的第一图像数据以及通过摄取所述第二照射波长范围的所述光照射下的所述生物组织而获得的第二图像数据计算所述指数。

