



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105324064 A

(43) 申请公布日 2016. 02. 10

(21) 申请号 201480031366. 3

(74) 专利代理机构 北京戈程知识产权代理有限

(22) 申请日 2014. 05. 28

公司 11314

(30) 优先权数据

2013-114703 2013. 05. 30 JP

代理人 程伟 王锦阳

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

(51) Int. Cl.

A61B 1/00(2006. 01)

2015. 11. 30

A61B 1/04(2006. 01)

(86) PCT国际申请的申请数据

A61B 1/06(2006. 01)

PCT/JP2014/064055 2014. 05. 28

A61B 5/1455(2006. 01)

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/192781 JA 2014. 12. 04

(71) 申请人 HOYA 株式会社

权利要求书3页 说明书14页 附图6页

地址 日本东京都新宿区中落合二丁目 7 番 5
号

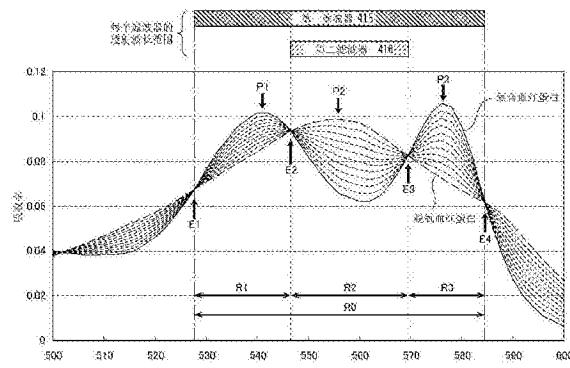
(72) 发明人 千叶亨

(54) 发明名称

生成示出生物组织中生物物质浓度分布图像
的方法和装置

(57) 摘要

用于生成包含于在预定波长带从短波长端顺
序包括第一等吸光点、第二等吸光点、第三等吸光
点以及第四等吸光点的吸收光谱的生物组织的第
一生物物质与第二生物物质之间的摩尔浓度比的
分布图像的方法包括：通过使用配置成共同选择
性提取由第一等吸光点和第二等吸光点划分的第
一波长范围的光、由第二等吸光点和第三等吸光
点划分的第二波长范围的光以及由第三等吸光点
和第四等吸光点划分的第三波长范围的光的第一
滤光器从白光提取光得到生物组织的图像获取第
一成像数据 G₁的步骤；通过使用配置成选择性地
提取第二波长范围内的光的第二滤光器从白光提
取光得到生物组织的图像获取第二成像数据 G₂的
步骤；基于第一成像数据 G₁和第二成像数据 G₂生
成分布图像的步骤。



1. 一种用于生成分布图像的方法,所述分布图像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浓度比,所述生物组织的吸收光谱在预定波长范围内以波长递升的次序具有第一等吸光点、第二等吸光点、第三等吸光点以及第四等吸光点,所述方法包括:

通过使用第一滤光器从白光中提取的光来获取生物组织的图像而获取第一成像数据 G_1 的步骤,所述第一滤光器被配置成共同选择性地提取由所述第一等吸光点和所述第二等吸光点划分的第一波长范围内的光、由所述第二等吸光点和所述第三等吸光点划分的第二波长范围内的光,以及由所述第三等吸光点和所述第四等吸光点划分的第三波长范围内的光;

通过使用第二滤光器从白光中提取的光来获取所述生物组织的图像而获取第二成像数据 G_2 的步骤,所述第二滤光器被配置成选择性地提取所述第二波长范围内的光;以及基于所述第一成像数据 G_1 和所述第二成像数据 G_2 来生成分布图像的步骤。

2. 根据权利要求 1 所述的方法,其中基于第一成像数据 G_1 和第二成像数据 G_2 来生成分布图像的步骤进一步包括:

基于第一成像数据 G_1 获取所述第一滤光器的透射波长范围内的生物组织的吸收率 A_1 的步骤;

基于第二成像数据 G_2 获取所述第二滤光器的透射波长范围内的生物组织的吸收率 A_2 的步骤;以及

基于所述吸收率 A_1 和所述吸收率 A_2 来生成分布图像的步骤。

3. 根据权利要求 2 所述的方法,其中:

获取吸收率 A_1 的步骤包括使用表达式 1 或表达式 2 来计算吸收率 A_1 的步骤;以及
(表达式 1)

$$A_1 = -\log G_1$$

(表达式 2)

$$A_1 = -G_1$$

获取吸收率 A_2 的步骤包括使用表达式 3 或表达式 4 来计算吸收率 A_2 的步骤
(表达式 3)

$$A_2 = -\log G_2$$

(表达式 4)

$$A_2 = -G_2$$

4. 根据权利要求 2 或 3 所述的方法,其中基于吸收率 A_1 和吸收率 A_2 来生成分布图像的步骤进一步包括:

使用表达式 5 来计算指数 X 的步骤;以及

(表达式 5)

$$X = A_1 - 2kA_2$$

(其中 k 为常数)

基于指数 X 来生成分布图像的步骤。

5. 根据权利要求 4 所述的方法,其中常数 k 是 1。

6. 根据权利要求 3 到 5 中任一项所述的方法,其进一步包括通过使用第三滤光器从白

光中提取光来获取生物组织的图像而获取第三成像数据 R_3 的步骤,所述第三滤光器被配置成选择性地提取第四波长范围内的光,其中与所述预定波长范围内的吸收率相比,所述第四波长范围内生物组织的吸收率足够低,

其中获取吸收率 A_1 的步骤包括:

通过将第一成像数据 G_1 除以第三成像数据 R_3 来计算第一标准化反射率 SR_1 的步骤;以及

使用表达式 6 或表达式 7 来计算吸收率 A_1 的步骤,并且

(表达式 6)

$$A_1 = -\log SR_1$$

(表达式 7)

$$A_1 = -SR_1$$

其中获取吸收率 A_2 的步骤包括:

通过将第二成像数据 G_2 除以第三成像数据 R_3 来计算第二标准化反射率 SR_2 的步骤;以及

使用表达式 8 或表达式 9 来计算吸收率 A_2 的步骤

(表达式 8)

$$A_2 = -\log SR_2$$

(表达式 9)

$$A_2 = -SR_2。$$

7. 根据权利要求 6 所述的方法,进一步包括:

通过使用所述第一滤光器从白光中提取的光来获取无色基准板的图像而获取第一基线图像数据 BL_1 的步骤;以及

通过使用所述第二滤光器从白光中提取的光来获取所述基准板的图像而获取第二基线图像数据 BL_2 的步骤,

其中计算第一标准化反射率 SR_1 的步骤包括将第一成像数据 G_1 除以第一基线图像数据 BL_1 的步骤,以及

其中计算第二标准化反射率 SR_2 的步骤包括将第二成像数据 G_2 除以第二基线图像数据 BL_2 的步骤。

8. 根据权利要求 6 所述的方法,

其中第四波长范围是 650nm 带,并且

其中第三成像数据 R_3 是通过包括在设置有 RGB 滤色器的摄像装置中的设置有 R 过滤器的光接收元件获取的成像数据。

9. 根据权利要求 4 所述的方法,其中常数 k 被确定为使得基于通过获取已知摩尔浓度比的生物组织的图像而获取的第一成像数据 G_1 和第二成像数据 G_2 获取的指数 X 最接近理论指数 X_0 。

10. 根据权利要求 9 所述的方法,其中获取针对多个生物组织中的每一个的测量指数 X ,所述生物组织的每一个具有彼此不同的已知摩尔浓度比,并且常数 k 被确定为使得示出已知摩尔浓度比与测量指数 X 之间的关系的校准曲线最接近示出已知摩尔浓度比与理论指数 X_0 之间的关系的参考线。

11. 根据权利要求 9 或 10 所述的方法，其中在获取第一成像数据 G_1 的步骤中使用第一滤光器从白光中提取的光变暗，从而使得获取第一成像数据 G_1 时的曝光量和获取第二成像数据 G_2 时的曝光量变得相等。

12. 根据权利要求 1 至 11 中任一项所述的方法，

其中两种类型的生物物质是氧合血红蛋白和脱氧血红蛋白，并且

其中生物组织中包含的第一生物物质和第二生物物质的摩尔浓度比是氧饱和度。

13. 根据权利要求 1 至 12 中任一项所述的方法，

其中预定波长范围是血红蛋白的 Q 带，并且

其中第一成像数据 G_1 和第二成像数据 G_2 是通过包括在设置有 RGB 滤色器的摄像装置中的设置有 G 过滤器的光接收元件获取的成像数据。

14. 一种用于生成分布图像的装置，所述分布图像示出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浓度比，生物组织的吸收光谱在预定波长范围内以波长递升的次序具有第一等吸光点、第二等吸光点、第三等吸光点以及第四等吸光点，所述装置包括：

光源，其发射出自白光；

第一滤光器，其被配置成从白光共同选择性地提取由所述第一等吸光点和所述第二等吸光点划分的第一波长范围内的光、由所述第二等吸光点和所述第三等吸光点划分的第二波长范围内的光，以及由所述第三等吸光点和所述第四等吸光点划分的第三波长范围内的光；

第二滤光器，其被配置成从白光选择性地提取第二波长范围内的光；

切换构件，其被配置成在所述第一滤光器与所述第二滤光器之间切换；

摄像装置，其被配置成使用所述光源发射出的光来得到生物组织的图像；以及

图像处理器单元，其被配置成基于摄像装置生成的成像数据来生成分布图像。

15. 根据权利要求 14 所述的装置，其中所述摄像装置是包括设置在尖端部分的内窥镜的内窥镜装置。

生成示出生物组织中生物质浓度分布图像的方法和装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于生成示出生物组织中的生物质浓度分布的图像的方法和装置。

背景技术

[0002] 近来,已经提出了具有拍摄光谱图像的功能的内窥镜装置(光谱内窥镜装置)。通过使用这样的光谱内窥镜装置,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,生物组织的反射光谱反映这样的信息:所述信息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。具体而言,已知根据生物组织的反射光谱计算得到的吸收率等于通过将构成生物组织的多种物质的吸收率线性叠加而得到的吸收率。

[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(如由癌症表示)的异常与血液状况(特别是与血液或氧饱和总量)极为密切相关。在光谱分析领域中,经常使用这样的方法: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特征值来对所述两个被聚焦的生物组织进行定性和定量。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某些种类的病变的存在。

[0004] 光谱图像是使用不同波长的光来获取的一系列的图像信息组成,且生物组织的更详细的光谱信息可以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。专利文件1公开了在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。

[0005] 现有技术文献

[0006] 专利文件

[0007] (专利文件1) 第2012-245223A号日本专利临时公开

发明内容

[0008] 待解决的问题

[0009] 然而,为了获取具有高波长分辨率的光谱图像(例如,公开于专利文件1中的光谱图像)需要许多在改变图像获取波长的情况下获取的图像。此外,需要进行大量计算以分析大量图像,因此分析这些图像要耗费时间。也就是说,需要重复进行相对复杂的拍摄操作和计算,以获得有效的诊断支持信息。因此,存在获得有效诊断支持信息要耗费时间的问题。

[0010] 鉴于上述情况而提出本发明,本发明的目的是提供能够在短时间内获取示出生物质的分布(例如,氧饱和度分布)的图像信息的方法和装置。

[0011] 解决问题的方法

[0012] 根据本发明的一个实施方案,提供了用于示出生物组织中包含的第一生物质与

第二生物物质之间的摩尔浓度比的生成分布图像的方法,所述生物组织的吸收光谱在预定波长范围内以波长递升的次序具有第一等吸光点、第二等吸光点、第三等吸光点以及第四等吸光点,所述方法包括:通过使用由第一滤光器从白光中提取的光来获取生物组织的图像而获取第一成像数据 G_1 的步骤,所述第一滤光器配置成共同选择性地提取由第一等吸光点和第二等吸光点划分的第一波长范围内的光、由第二等吸光点和第三等吸光点划分的第二波长范围内的光以及由第三等吸光点和第四等吸光点划分的第三波长范围内的光;通过使用由第二滤光器从白光中提取的光来获取生物组织的图像而获取第二成像数据 G_2 的步骤,所述第二滤光器配置成选择性地提取第二波长范围内的光;以及基于所述第一成像数据 G_1 和所述第二成像数据 G_2 来生成分布图像的步骤。

[0013] 此外,在上述方法中,基于第一成像数据 G_1 和第二成像数据 G_2 来生成分布图像的步骤可以进一步包括:基于第一成像数据 G_1 来获取第一滤光器的透射波长范围中的生物组织的吸收率 A_1 的步骤;基于第二成像数据 G_2 来获取第二滤光器的透射波长范围中的生物组织的吸收率 A_2 的步骤;以及基于所述吸收率 A_1 和吸收率 A_2 来生成分布图像的步骤。

[0014] 此外,在上述方法中,获取吸收率 A_1 的步骤可以包括使用表达式 1 或表达式 2 来计算吸收率 A_1 的步骤;以及

[0015] (表达式 1)

[0016] $A_1 = -\log G_1$

[0017] (表达式 2)

[0018] $A_1 = -G_1$

[0019] 获取吸收率 A_2 的步骤可以包括使用表达式 3 或表达式 4 来计算吸收率 A_2 的步骤。

[0020] (表达式 3)

[0021] $A_2 = -\log G_2$

[0022] (表达式 4)

[0023] $A_2 = -G_2$

[0024] 此外,在上述方法中,基于吸收率 A_1 和吸收率 A_2 来生成分布图像的步骤可以包括:使用表达式 5 来计算指数 X 的步骤;以及

[0025] (表达式 5)

[0026] $X = A_1 - 2kA_2$

[0027] (其中 k 为常数)

[0028] 基于指数 X 来生成分布图像的步骤。

[0029] 此外,在上述方法中,常数 k 可以是 1。

[0030] 此外,上述方法可以进一步包括:通过使用由第三滤光器从白光中提取的光来获得生物组织的图像而获取第三成像数据 R_3 的步骤,所述第三滤光器配置成选择性地提取第四波长范围中的光,相比于预定波长范围内的吸收率,生物组织在所述第四波长范围中的吸收率足够低,并且获取吸收率 A_1 的步骤可以包括:通过将第一成像数据 G_1 除以第三成像数据 R_3 来计算第一标准化反射率 SR_1 的步骤;以及使用表达式 6 或表达式 7 来计算吸收率 A_1 的步骤;而且

[0031] (表达式 6)

[0032] $A_1 = -\log SR_1$

[0033] (表达式 7)

[0034] $A_1 = -SR_1$

[0035] 获取吸收率 A_2 的步骤可以包括 : 通过将第二成像数据 G_2 除以第三成像数据 R_3 来计算第二标准化反射率 SR_2 的步骤 ; 以及使用表达式 8 或表达式 9 来计算吸收率 A_2 的步骤。

[0036] (表达式 8)

[0037] $A_2 = -\log SR_2$

[0038] (表达式 9)

[0039] $A_2 = -SR_2$

[0040] 此外, 上述方法可进一步包括 : 通过使用由第一滤光器从白光中提取的光来得到无色基准板的图像而获取第一基线图像数据 BL_1 的步骤 ; 以及通过使用由第二滤光器从白光中提取的光来得到基准板的图像而获取第二基线图像数据 BL_2 的步骤, 并且计算第一标准化反射率 SR_1 的步骤可以包括将第一成像数据 G_1 除以第一基线图像数据 BL_1 的步骤, 而且计算第二标准化反射率 SR_2 的步骤可以包括将第二成像数据 G_2 除以第二基线图像数据 BL_2 的步骤。

[0041] 此外, 在上述方法中, 第四波长范围可以是 650nm 的带, 第三成像数据 R_3 可以是通过包含在设置有 RGB 滤色器的摄像装置中的设置有 R 过滤器的光接收元件得到的成像数据。

[0042] 此外, 在上述方法中, 常数 k 可以确定为使得指数 X (基于通过得到已知摩尔浓度比的生物组织的图像而获取的第一成像数据 G_1 和第二成像数据 G_2 来获取所述指数 X) 变为最接近理论指数 X 。

[0043] 此外, 在上述方法中, 可以获取多个生物组织 (每个生物组织具有彼此不同的已知摩尔浓度比) 中的每一个的测量指数 X , 并且可以将常数 k 确定为使得示出已知摩尔浓度比与测量指数 X 之间的关系的校准曲线最接近示出已知摩尔浓度比与理论指数 X 之间的关系的参考线。

[0044] 此外, 在上述方法中, 在获取第一成像数据 G_1 的步骤中, 使用第一滤光器从白光中提取的光可以变暗, 从而使得获取第一成像数据 G_1 时的曝光和获取第二成像数据 G_2 时的曝光变得相等。

[0045] 此外, 在上述方法中, 两种类型的生物物质可以是氧合血红蛋白和脱氧血红蛋白, 并且生物组织中包含的第一生物物质和第二生物物质的摩尔浓度比可以是氧饱和度。

[0046] 此外, 在上述方法中, 预定波长范围可以是血红蛋白的 Q 带, 并且第一成像数据 G_1 和第二成像数据 G_2 可以是通过包括在设置有 RGB 滤色器的摄像装置中的设置有 G 过滤器的光接收元件得到的成像数据。

[0047] 此外, 根据本发明的一个实施方案, 提供了用于生成分布图像的装置, 所述分布图像示出包括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浓度比, 所述生物组织的吸收光谱在预定波长范围内以波长递升的次序具有第一等吸光点、第二等吸光点、第三等吸光点和第四等吸光点, 所述装置包括 : 发射白光的光源 ; 第一滤光器, 其配置成共同选择性地从白光中提取由第一等吸光点和第二等吸光点划分的第一波长范围中的光、由第二等吸光点和第三等吸光点划分的第二波长范围中的光, 以及由第三等吸光点和第四等吸光点划分的第三波长范围中的光 ; 第二滤光器, 其配置成选择性地从白光中提取第二波长

范围中的光；切换构件，其配置成在第一滤光器与第二滤光器之间切换；摄像装置，其配置成使用光源发射出的光来得到生物组织的图像；以及图像处理器单元，其配置成基于摄像装置生成的成像数据来生成分布图像。

[0048] 此外，上述装置可以是包括设置在尖端部分的内窥镜的内窥镜装置。

[0049] 发明效果

[0050] 根据本发明，可以在短时间内获取示出生物物质的分布（例如，氧饱和度分布）的图像信息。

附图说明

[0051] [图 1] 图 1 示出血红蛋白在 Q 带处的吸收光谱。

[0052] [图 2] 图 2 是显示根据本发明的实施方案的内窥镜装置的方框图。

[0053] [图 3] 图 3 示出安置在摄像装置中的滤色器的透射光谱。

[0054] [图 4] 图 4 是旋转过滤器的外部示意图。

[0055] [图 5] 图 5 是说明根据本发明的实施方案的图像生成过程的流程图。

[0056] [图 6] 图 6 示出用于确定校正系数 k 的示例性校准曲线。

[0057] [图 7] 图 7 示出使用根据本发明的实施方案的内窥镜装置生成的示例性内窥镜图像。(a) 是常规观测图像，(b) 是氧饱和度分布图像。

[0058] 符号说明

[0059] 1 光谱内窥镜装置

[0060] 100 电子内窥镜

[0061] 110 插入管

[0062] 111 插入管尖端部分

[0063] 121 物镜光学系统

[0064] 131 导光管

[0065] 131a 尖端部分

[0066] 131b 端部部分

[0067] 132 透镜

[0068] 141 摄像装置

[0069] 141a 滤色器

[0070] 142 电缆

[0071] 200 电子内窥镜的处理器

[0072] 300 监视器

[0073] 400 光源单元

[0074] 410 旋转过滤器

[0075] 420 过滤器控制单元

[0076] 430 光源

[0077] 440 深直透镜

[0078] 450 聚光透镜

[0079] 500 图像处理器单元

- [0080] 510 A/D 转换电路
- [0081] 520 暂存器
- [0082] 530 控制器
- [0083] 540 视频存储器
- [0084] 550 信号处理电路。

具体实施方式

[0085] 下文将参考所附附图来描述根据本发明的实施方案。

[0086] 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：基于使用不同波长的光得到的多个图像，定量分析目标的生物信息（例如，氧饱和度），并且将分析结果显示为图像。在下述氧饱和度的定量分析中，使用以下特性：血液光谱特性（即，血红蛋白光谱特性）根据氧饱和度而持续改变。

[0087] （计算血红蛋白和氧饱和度的光谱特性的原理）

[0088] 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，将会描述实施方案中使用的计算血红蛋白和氧饱和度的光谱特性的原理。

[0089] 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%）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。

[0090] 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，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（即，波长范围 R1、R2 和 R3 的结合）。

[0091] 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递增或递减。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。

[0092] 具体来说，波长范围 R1 和 R3 下的血红蛋白的吸收率 A_{R1} 和 A_{R3} 随着氧合血红蛋白浓度（氧饱和度）而线性增加，在波长范围 R2 下的血红蛋白的吸收率 A_{R2} 随着脱氧血红蛋白浓度（1-“氧饱和度”）而线性增加。因此，由以下表达式 10 限定的指数 X 随着氧合血红蛋白浓度（氧饱和度）而线性增加。

[0093] （表达式 10）

$$[0094] X = (A_{R1} + A_{R3}) - A_{R2}$$

[0095] 因此,通过以实验的方式获取氧饱和度与指数 X 之间的定量关系,就可根据指数 X 计算出氧饱和度。

[0096] (内窥镜装置的配置)

[0097] 图 2 是示出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 100 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 和图像处理器单元 500。

[0098] 电子内窥镜 100 具有将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(近端部分 131b)连接至处理器 200。处理器 200 中包括光源单元 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 IL 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 而被引导至尖端部分 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,配光透镜 132 被布置成面对导光管 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 IL 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。

[0099] 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,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 是彩色图像拍摄 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,但是也可使用其他类型摄像装置,诸如 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 过滤器是透射具有长于 570nm 附近的波长的光的过滤器,G 过滤器是透射具有在 470nm 至 620nm 附近之间的波长的光的过滤器,并且 B 过滤器是透射具有短于 530nm 附近的波长的光的过滤器。

[0100] 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电缆 142 发送至处理器 200 的图像处理器单元 500。

[0101] 图像处理器单元 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 执行对从电子内窥镜 100 的摄像装置 141 经由电缆 142 传输的图像信号的 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并存储于暂存器 520。数字图像数据(成像信号)包括由设置有 R 过滤器的光接收元件成像的 R 数字图像数据(R 成像信号)、由设置有 G 过滤器的光接收元件获取的 G 数字图像数据(G 成像信号)、以及由设置有 B 过滤器的光接收元件获取的 B 数字图像数据(B 成像信号)。

[0102] 控制器 530 处理暂存器 520 中存储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DVI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。

[0103] 如上所述,处理器200既起用于处理从电子内窥镜100的摄像装置141输出的图像信号的视频处理器功能,又起用于将照射光IL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的光源装置功能。

[0104] 除了上述光源430之外,光源单元400包括准直透镜440、旋转过滤器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转换成准直射束、透射穿过旋转过滤器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。

[0105] 旋转过滤器410是包括多个滤光器的圆板型光学单元,并且配置成使其透射波长范围根据其旋转角度改变。旋转过滤器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。通过凭借过滤器控制单元420控制旋转过滤器410的旋转角度的控制器530可以切换穿过旋转过滤器410供应至导光管131的照射光的光谱。

[0106] 图4是旋转过滤器410的外部示意图(前视图)。旋转过滤器410包括基本圆盘形的框架411、以及四个扇形滤光器415、416、417和418。四个扇形窗口414a、414b、414c和414d围绕框架411的中心轴线以规则间隔来形成,并且滤光器415、416、417和418分别装配到每个窗口414a、414b、414c和414d中。应当注意,虽然本实施方案的滤光器是多层电介质膜过滤器,但是也可使用其他类型的滤光器(例如,其中多层电介质被用作反射层的吸收型滤光器或标准过滤器)。

[0107] 另外,轴套孔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)的输出轴插入且固定至轴套孔412,并且旋转过滤器410会随伺服电机的输出轴一起旋转。

[0108] 图4示出自白光WL入射在滤光器415上的状态。然而,当旋转过滤器410在由箭头指示的方向上旋转时,入射有白光WL的滤光器依次变为415、416、417和418,因此可以切换透射穿过旋转过滤器410的照射光IL的光谱。

[0109] 滤光器415和416是选择性地透射550nm带的光的光学带通过滤器。如图1所示,滤光器415配置成在等吸光点E1与E4之间的波长范围(即,波长范围R0)内以低损失透射光,并且隔断在该波长范围外的光。同样,滤光器416配置成在等吸光点E2与E3之间的波长范围(即,波长范围R2)内以低损失透射光,并且隔断在该波长范围外的光。

[0110] 滤光器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内(图3)。因此,由透射穿过滤光器415或416的光形成的图像由设置有G过滤器的光接收元件获取,并获取作为G数字图像数据(G成像信号)。

[0111] 滤光器417被设计成选择性地仅透射的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)。滤光器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内（图 3）。因此，透射穿过滤光器 417 的光形成的图像由设置有 R 过滤器的光接收元件获取，并获取作为 R 数字图像数据（R 成像数据）。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，将在下文对该标准化过程进行说明。

[0112] 另外，滤光器 418 是紫外线截止过滤器，并且透射穿过滤光器 418 的照射光 IL（即，白光）用于获取常规观测图像。应当注意，旋转过滤器 410 可配置成不含滤光器 418，使得框架 411 的窗口 414d 空置。

[0113] 对于窗口 414a，调光器过滤器 419 设置在滤光器 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 IL 的光量而不改变其光谱。透射穿过滤光器 415 和调光器过滤器 419 的照射光 IL 的光量通过使用调光器过滤器 419 来调节为与透射穿过滤光器 416 的照射光 IL 的光量基本相等的光量。因此，在使用透射穿过滤光器 415 的照射光 IL 和使用透射穿过滤光器 416 的照射光 IL 的这两种情况下，可以利用相同曝光时间进行适当曝光来获取图像。

[0114] 在本实施方案中，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，也可使用其他类型的调光器过滤器（例如半镜面镜型）。另外，可以调节滤光器 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，可以改变窗口 414a、414b、414c 和 414d 的中心角度（即，孔隙区域）以调节透射光量。另外，可以针对每个滤光器改变曝光时间而不使用调光器过滤器。

[0115] 在框架 411 周边处形成有通孔 413。通孔 413 形成在框架 411 的旋转方向上与窗口 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 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。

[0116] 本实施方案的内窥镜装置 1 具有四种操作模式：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。常规观测模式是使用透射穿过滤光器 418 的白光来获取彩色图像的操作模式。光谱分析模式是这样的模式：基于使用透射穿过滤光器 415、416 和 417 的照射光来获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：在执行实际内窥镜观测前（或后）使用穿过滤光器 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获取为对象，以获取将用于标准化过程（稍后将描述）的数据。校准模式是这样的过程：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。

[0117] 在常规观测模式中，控制器 530 控制过滤器控制单元 420 以将旋转过滤器 410 稳固于白光 WL 入射在滤光器 418 上的位置。随后，在执行必要图像处理过程后，摄像装置 141 获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。

[0118] 在光谱分析模式中，控制器 530 控制过滤器控制单元 420 来驱动旋转过滤器 410 以恒定旋转速度旋转，同时使用透射穿过滤光器 415、416、417 和 418 的照射光顺序获取生物组织 T 的图像。接着，基于使用滤光器 415、416 和 417 中的每个获取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滤光器 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。

[0119] 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 的时间来检测旋转过滤器 410 的旋转相位，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，旋转过滤器 410 被驱动成以与摄像装置 141 的驱动同步的方式来以基本恒定旋转速度旋转。具体来说，旋转过滤器 410 的旋转被控制为使得滤光器 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 获取一个图像（三个帧：R、G 和 B）时进行切换。

[0120] 在基线测量模式中，控制器 530 控制过滤器控制单元 420 使旋转过滤器 410 旋转，同时使用透射穿过滤光器 415、416 和 417 的照射光 IL 顺序获取色彩基准板的图像。使用透射穿过滤光器 415 和 416 的照射光 IL 获取到的每段 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，使用透射穿过滤光器 417 的照射光 IL 获取到的 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。

[0121] 接着，将会描述在光谱分析模式下通过图像处理器单元 500 来执行的图像生成过程。图 5 是说明图像生成过程的流程图。

[0122] 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，顺序供应透射穿过滤光器 415、416、417 和 418 的照射光 IL，并且使用照射光 IL 的每一个顺序获取图像（S1）。具体来说，使用透射穿过滤光器 415 的照射光 IL 获取到的 G 数字图像数据 $G_{415}(x, y)$ 、使用透射穿过滤光器 416 的照射光 IL 获取到的 G 数字图像数据 $G_{416}(x, y)$ 、使用透射穿过滤光器 417 的照射光 IL 获取到的 R 数字图像数据 $R_{417}(x, y)$ 、以及使用透射穿过滤光器（紫外线截止过滤器）418 的照射光 IL 获取到的 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。

[0123] 随后，图像处理器单元 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器单元 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。

[0124] 在像素选择过程 S2 中，仅将满足表达式 11、表达式 12 和表达式 13 中表达的所有条件的像素选择为该分析过程的目标。

[0125] （表达式 11）

[0126] $B_{418}(x, y) / G_{418}(x, y) > a_1$

[0127] （表达式 12）

[0128] $R_{418}(x, y) / G_{418}(x, y) > a_2$

- [0129] (表达式 13)
- [0130] $R_{418}(x, y) / B_{418}(x, y) > a_3$
- [0131] 其中 a_1 、 a_2 和 a_3 是正的常数。
- [0132] 以上三个表达式是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 执行)。
- [0133] 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 本身特性的第一标准化过程 S3 (例如, 滤光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 IL 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.
- [0134] 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滤光器 415 的照射光 IL 而得到的 G 数字图像数据 $G_{415}(x, y)$ 、使用透射穿过滤光器 417 的照射光 IL 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 14 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)。

- [0135] (表达式 14)

$$[0136] SR_{415}(x, y) = \frac{G_{415}(x, y) / BL_{415}(x, y)}{R_{417}(x, y) / BL_{417}(x, y)}$$

- [0137] 类似地, 使用以下表达式 15 计算标准化反射率 $SR_{416}(x, y)$ 。

- [0138] (表达式 15)

$$[0139] SR_{416}(x, y) = \frac{G_{416}(x, y) / BL_{416}(x, y)}{R_{417}(x, y) / BL_{417}(x, y)}$$

- [0140] 生物组织 T 相对于透射穿过滤光器 415 和 416 的照射光 IL 的吸收率 $A_{415}(x, y)$ 和 $A_{416}(x, y)$ 使用以下表达式 16 和 17 计算 (S5)。

- [0141] (表达式 16)

$$[0142] A_{415}(x, y) = -\log [SR_{415}(x, y)]$$

- [0143] (表达式 17)

$$[0144] A_{416}(x, y) = -\log [SR_{416}(x, y)]$$

- [0145] 应当注意, 可以使用以下表达式 18 和 (19) 近似计算吸收率 $A_{415}(x, y)$ 和 $A_{416}(x, y)$ 。

- [0146] (表达式 18)

$$[0147] A_{415}(x, y) = -SR_{415}(x, y)$$

- [0148] (表达式 19)

$$[0149] A_{416}(x, y) = -SR_{416}(x, y)$$

[0150] 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,使用以下表达式 20 和 21 计算吸收率 $A_{415}(x, y)$ 和 $A_{416}(x, y)$ 。

[0151] (表达式 20)

$$[0152] A_{415}(x, y) = -\log G_{415}(x, y)$$

[0153] (表达式 21)

$$[0154] A_{416}(x, y) = -\log G_{416}(x, y)$$

[0155] 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 22 和 23 近似计算。

[0156] (表达式 22)

$$[0157] A_{415}(x, y) = -G_{415}(x, y)$$

[0158] (表达式 23)

$$[0159] A_{416}(x, y) = -G_{416}(x, y)$$

[0160] 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 与滤光器 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 相对于透射穿过滤光器 415 和 416 的照射光 IL 的吸收率 $A_{415}(x, y)$ 和 $A_{416}(x, y)$ 具有由以下表达式 24 和 25 来表达的关系。

[0161] (表达式 24)

$$[0162] A_{R1}(x, y) + A_{R3}(x, y) = A_{415}(x, y) - kA_{416}(x, y)$$

[0163] (表达式 25)

$$[0164] A_{R2}(x, y) = kA_{416}(x, y)$$

[0165] 因此,指数 X(表达式 10) 由以下表达式 26 表达。

[0166] (表达式 26)

$$[0167] X(x, y) = [A_{R1}(x, y) + A_{R3}(x, y)] - A_{R2}(x, y)$$

$$[0168] = [A_{415}(x, y) - kA_{416}(x, y)] - kA_{416}(x, y)$$

$$[0169] = A_{415}(x, y) - 2kA_{416}(x, y)$$

[0170] 在此,k 是常数(校正系数)。由于滤光器 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同样显著不同。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滤光器 415 上方,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(即使该滤光器发生切换)。因此,在使用滤光器 415 获取的吸收率 $A_{415}(x, y)$ 与使用滤光器 416 获取的吸收率 $A_{416}(x, y)$ 之间的定量关系被打破。另外,在透射波长范围内滤光器 415 和 416 的透射率并非 100%,并且滤光器 415 和 416 具有在此基础上变化的透射损失。此外,滤光器 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 k 设置为 1。

[0171] 另外,可以通过使用表达式 16 和 17 来整理表达式 26 获得以下表达式 27。

[0172] (表达式 27)

$$\begin{aligned}
 X &= -\log[SR_{415}(x, y)] + 2k \log[SR_{416}(x, y)] \\
 &= -\log \left[\frac{G_{415}(x, y) / BL_{415}(x, y)}{R_{417}(x, y) / BL_{417}(x, y)} \right] + 2k \log \left[\frac{G_{416}(x, y) / BL_{416}(x, y)}{R_{417}(x, y) / BL_{417}(x, y)} \right] \\
 [0173] \quad &= -[\log G_{415}(x, y) - \log BL_{415}(x, y)] - [\log R_{417}(x, y) - \log BL_{417}(x, y)] \\
 &\quad + 2k [\log G_{416}(x, y) - \log BL_{416}(x, y)] - [\log R_{417}(x, y) - \log BL_{417}(x, y)] \\
 &= -[\log G_{415}(x, y) - \log BL_{415}(x, y)] + 2k [\log G_{416}(x, y) - \log BL_{416}(x, y)] \\
 &\quad + (1-2k)[\log R_{417}(x, y) - \log BL_{417}(x, y)]
 \end{aligned}$$

[0174] 因此,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 $BL_{417}(x, y)$, 可以通过使用表达式 27 计算指数 X 的值 (S6)。

[0175] 另外,还可使用以下表达式 28 近似计算指数 X。

[0176] (表达式 28)

$$[0177] X = -\log[SR_{415}(x, y)] + 2k \log[SR_{416}(x, y)] \cong -SR_{415}(x, y) + 2k SR_{416}(x, y)$$

[0178] 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 27 或 28 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),该图像数据的每个像素 (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)。

[0179] 另外,控制器 530 从使用透射穿过滤光器(紫外线截止过滤器)418 的照射光 IL(白光) 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。图 7 示出了控制器 530 生成的图像数据的显示示例。图 7(a) 是常规观测图像数据的示例性显示图像,图 7(b) 是氧饱和度分布图像数据的示例性显示图像。

[0180] 另外,控制器 530 生成屏幕图像数据,该屏幕图像数据用于根据产生的氧饱和度分布图像数据和常规观测图像数据来布置常规观测图像和氧饱和度分布图像并将常规观测图像和氧饱和度分布图像显示于单个屏幕上,并且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。

[0181] 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,使得测量指数 X 变得最接近于理论地计算的指数 X。

[0182] 图 6 示出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 6(a) 是公共校准曲线的示例,其中水平轴线为理论指数 X,竖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,并且折线 Ma 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绘制图的基准线

Ref.

[0183] 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，利用实际使用的滤光器 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 26 限定的理论指数 X。具体来说，通过使用将滤光器 415（滤光器 416）的透射光谱乘以血液的反射光谱并将乘积积分作为吸收率 A_{415} （吸收率 A_{416} ）获得的值来利用表达式 26 计算理论指数 X。

[0184] 基准线 Ref 与测量值 Ma 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 26 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。

[0185] 图 6(b) 是校准曲线的变化。在图 6(b) 所示的校准曲线中，水平轴线是样本的氧饱和度，竖直轴线是指数 X。实心圆是测量值的绘制图，并且折线 Ma 是以最小平方方法拟合测量值的直线。另外，实线 Mb 显示理论上计算值。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 6(a) 所示校准曲线的水平标尺获得的曲线，这条校准曲线基本上等同于图 6(a) 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。

[0186] 应当注意，虽然上述用于使用校准曲线确定校正系数 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。

[0187] 另外，针对血红蛋白的吸收波长范围 R1、R2 和 R3（即，滤光器 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 29 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 HbO_2 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。

[0188] （表达式 29）

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

[0190] 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 29 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 25 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。

[0191] 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。

[0192] 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 $Z(x, y)$ 来

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。

[0193] 上文是说明本发明的实施方案以及该实施方案的具体示例。然而，本发明并不限于上述配置，并且可以在本发明的技术理念内具有各种变型。

[0194] 在上述实施方案中，从根据指数 X 的值的数值列表中获取氧饱和度值并且将氧饱和度乘以预定的常数来计算氧饱和度分布图像的像素值，但本发明并不限于此配置。由于指数 X 是随氧饱和度单调递增的值，因此指数 X 本身（或乘以预定常数的指数 X）可以用作氧饱和度分布图像的像素值。

[0195] 此外，将本实施方案的摄像装置 141 说明为用于获取彩色图像的摄像装置，所述摄像装置在其前表面上包括原色过滤器 R、G 和 B，但摄像装置并不限于此配置。例如，可以使用用于获取彩色图像的、包括互补滤色器 Y、Cy、Mg、G 的摄像装置。

[0196] 此外，本实施方案的摄像装置 141 被说明为包括集成滤色器 141a 的、用于获取彩色图像的摄像装置，但摄像装置并不限于此配置。例如，可以使用用于拍摄黑白图像的摄像装置，以配置为包括所谓的帧连续型滤色器的摄像装置。此外，滤色器 141a 并不限于集成配置，而是可以设置在光源 430 与摄像装置 141 之间的光路上。

[0197] 此外，在上述实施方案中，使用旋转过滤器 410；但本发明不限于此配置。也可以使用可切换透射波长的其他类型的波长可变过滤器。

[0198] 此外，在上述实施方案中，在配置中旋转过滤器 410 设置在光源侧并且将照明光 IL 过滤，但本发明并不限于此配置。旋转过滤器 410 可以设置在摄像装置侧（例如，在物镜光学系统 121 与摄像装置 141 之间）并且配置成过滤来自物体的返回光。

[0199] 此外，在上述实施方案中，采用旋转过滤器 410 以恒定旋转速度旋转同时在光谱分析模式中以预定时间间隔获取图像的配置，但本发明并不限于此配置。例如，装置可配置成使得旋转过滤器 410 的旋转位置以预定时间间隔逐步改变，并且在旋转过滤器的旋转停止时拍摄图像。

[0200] 此外，上述实施方案是本发明应用于采用数字摄像机形式的电子内窥镜装置的示例，但本发明也可以应用于使用其他类型的数字摄像机（例如，单反数字摄像机或数字视频摄像机）的系统。例如，如果本发明应用于静态式数字摄像机，那么可以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（例如，快速检测脑血流动）。

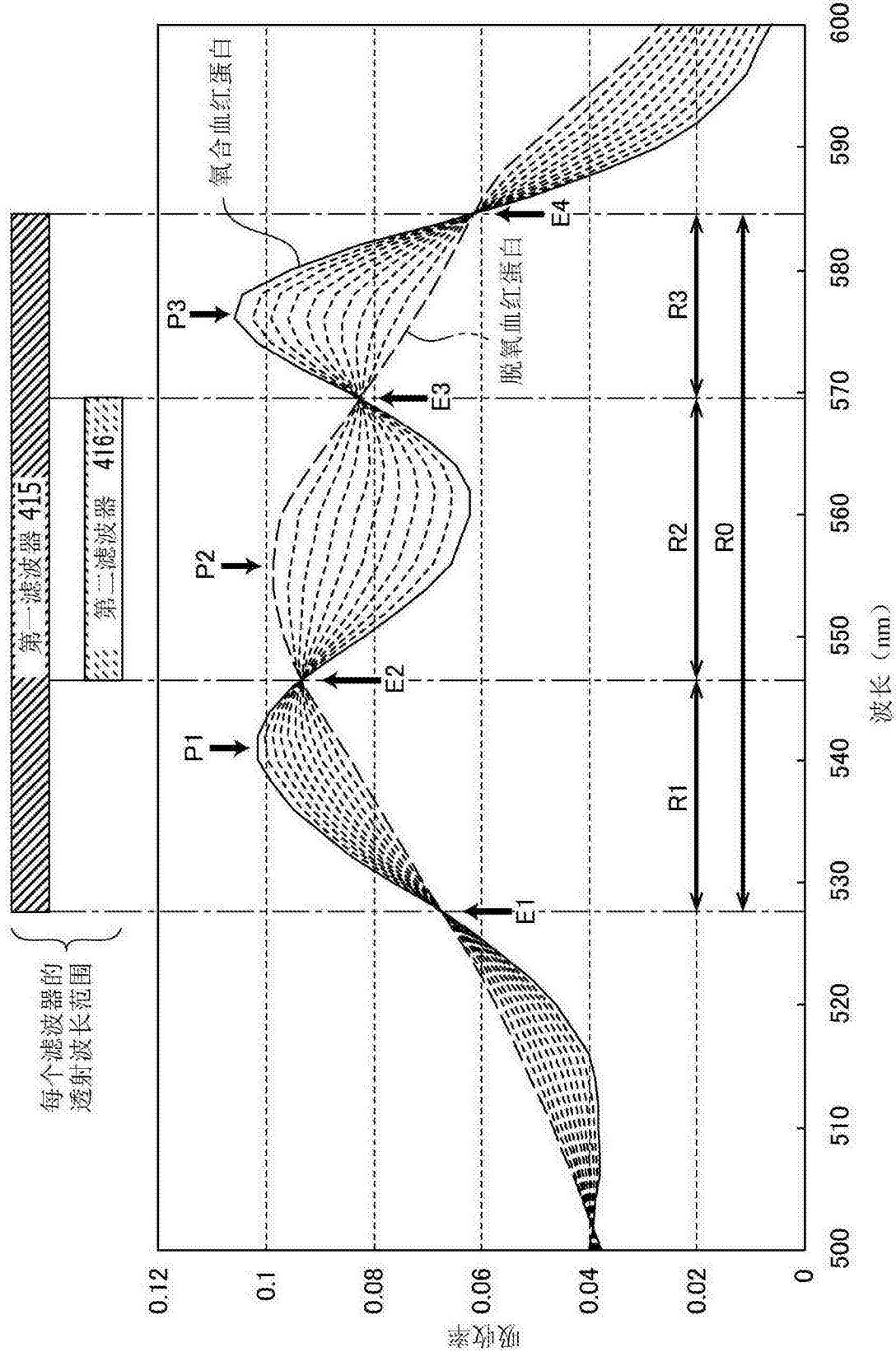


图 1

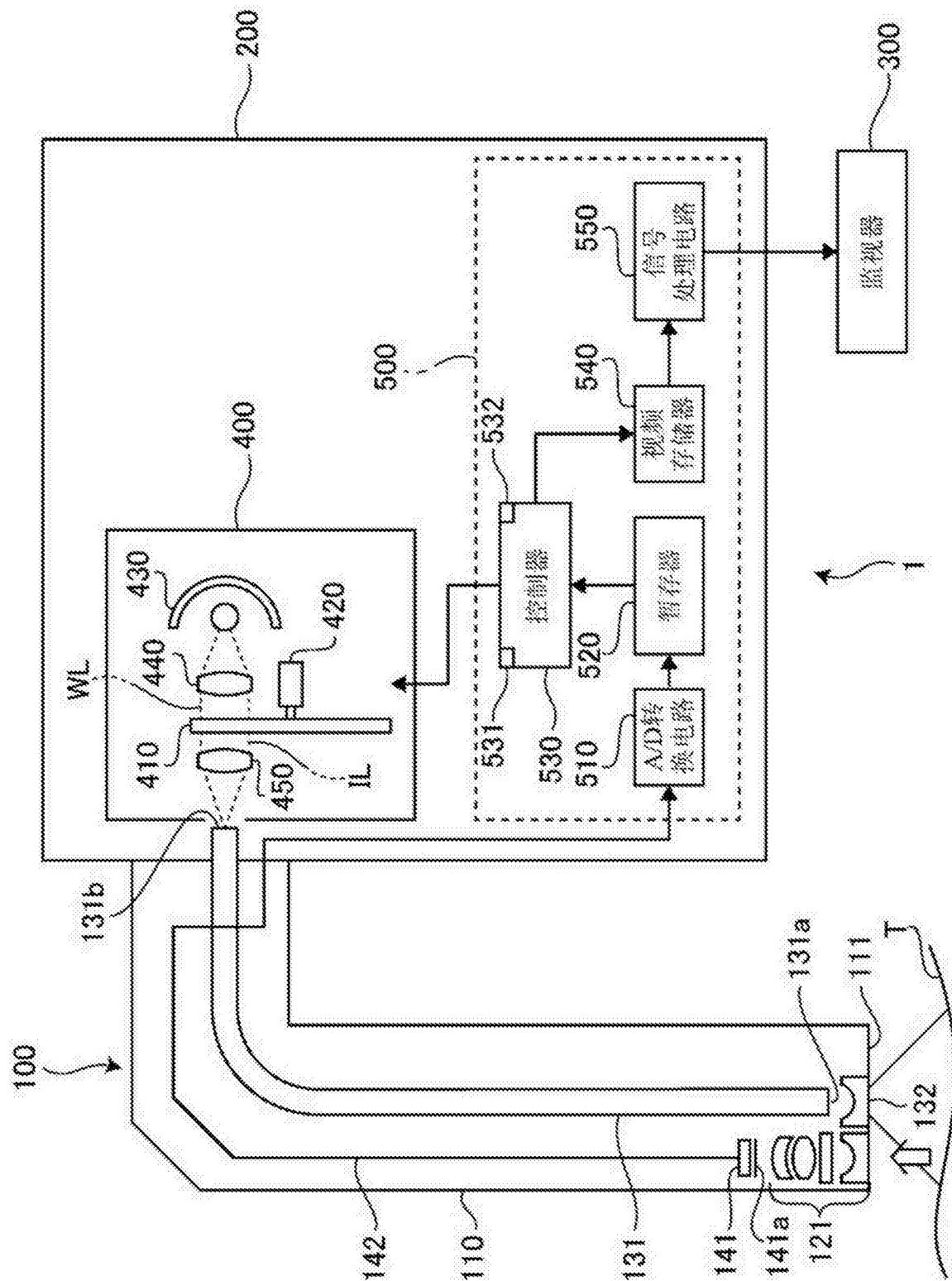


图 2

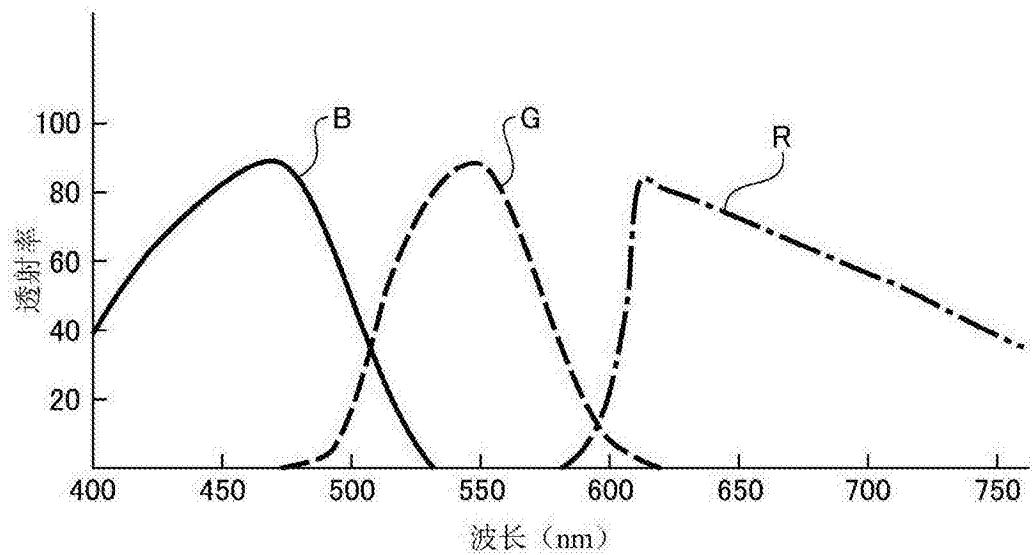


图 3

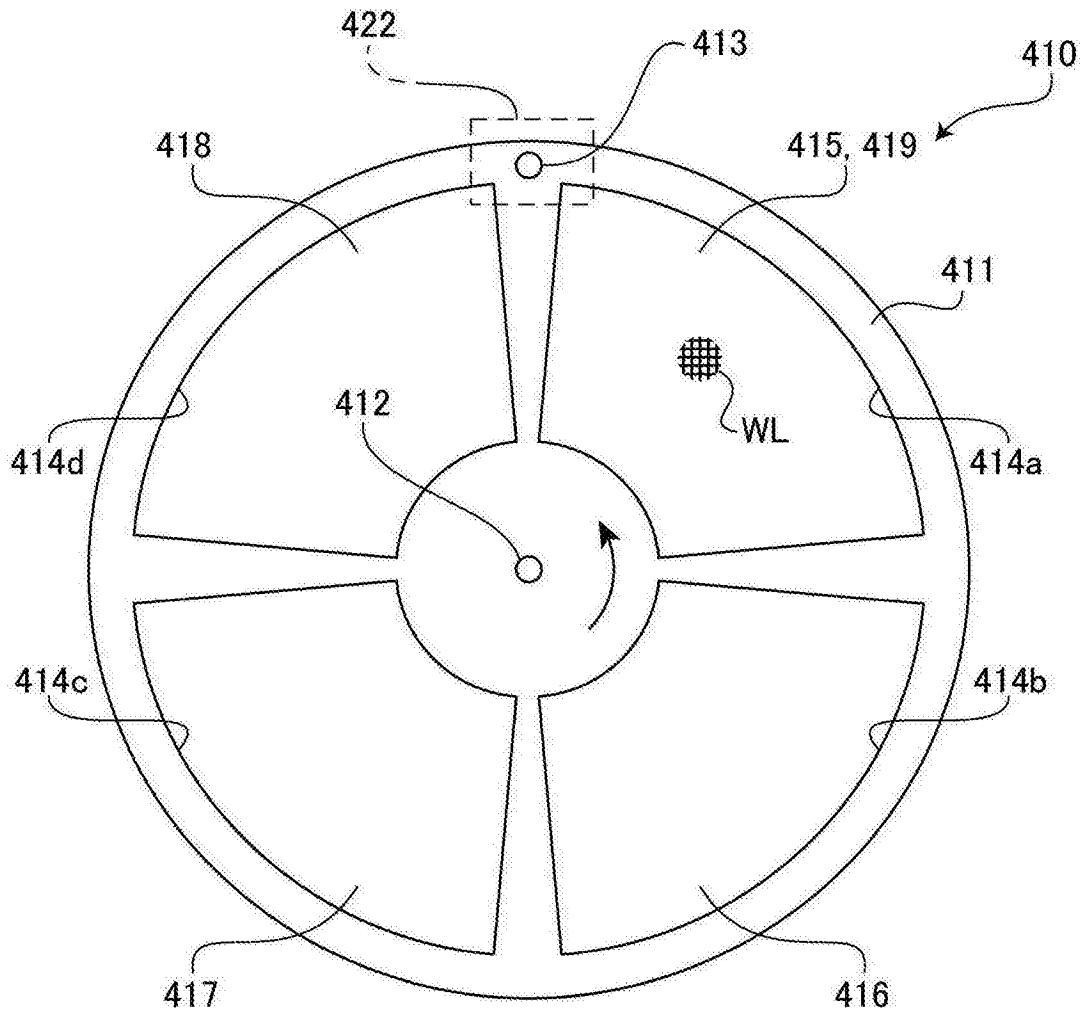


图 4

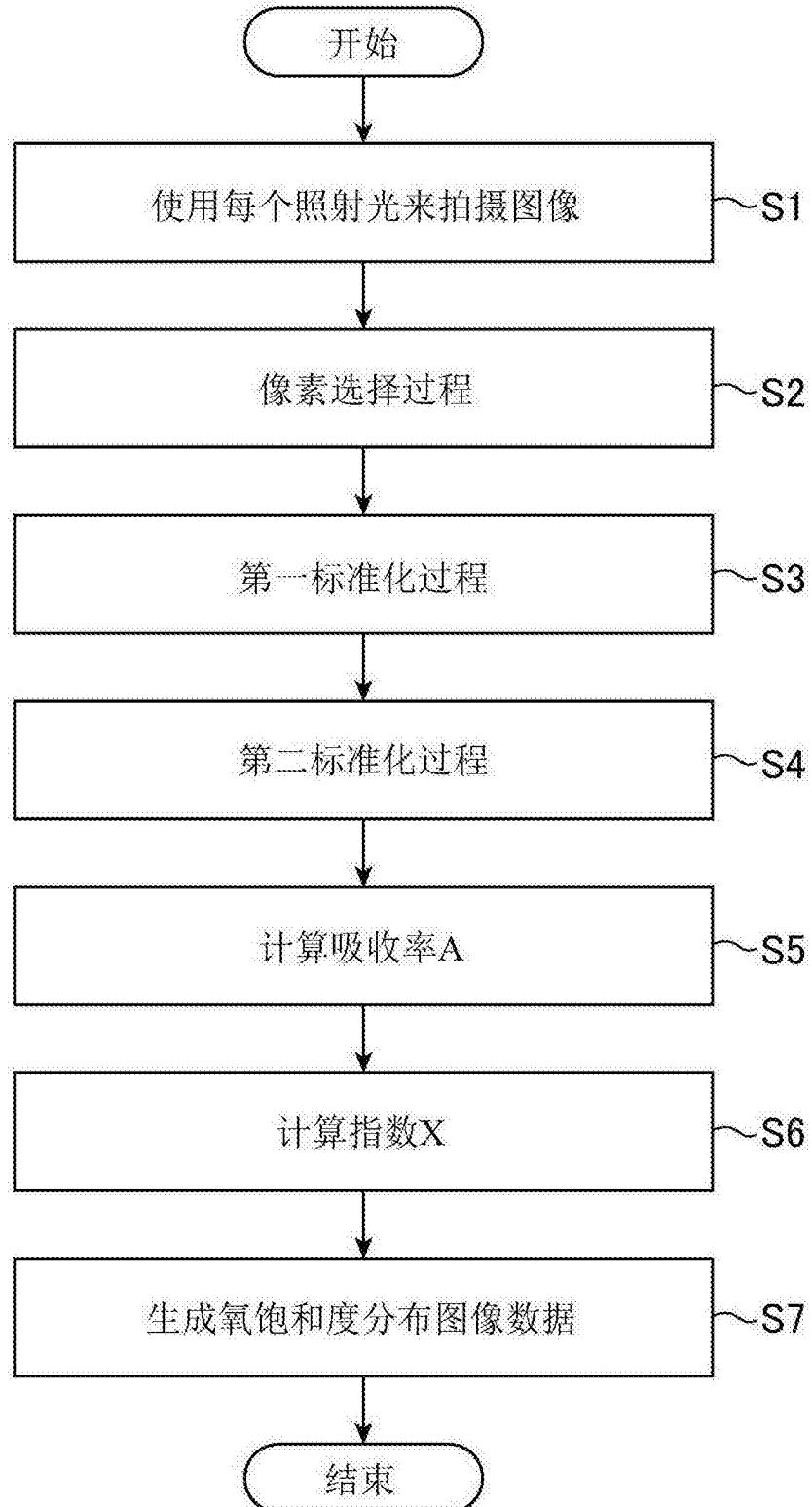


图 5

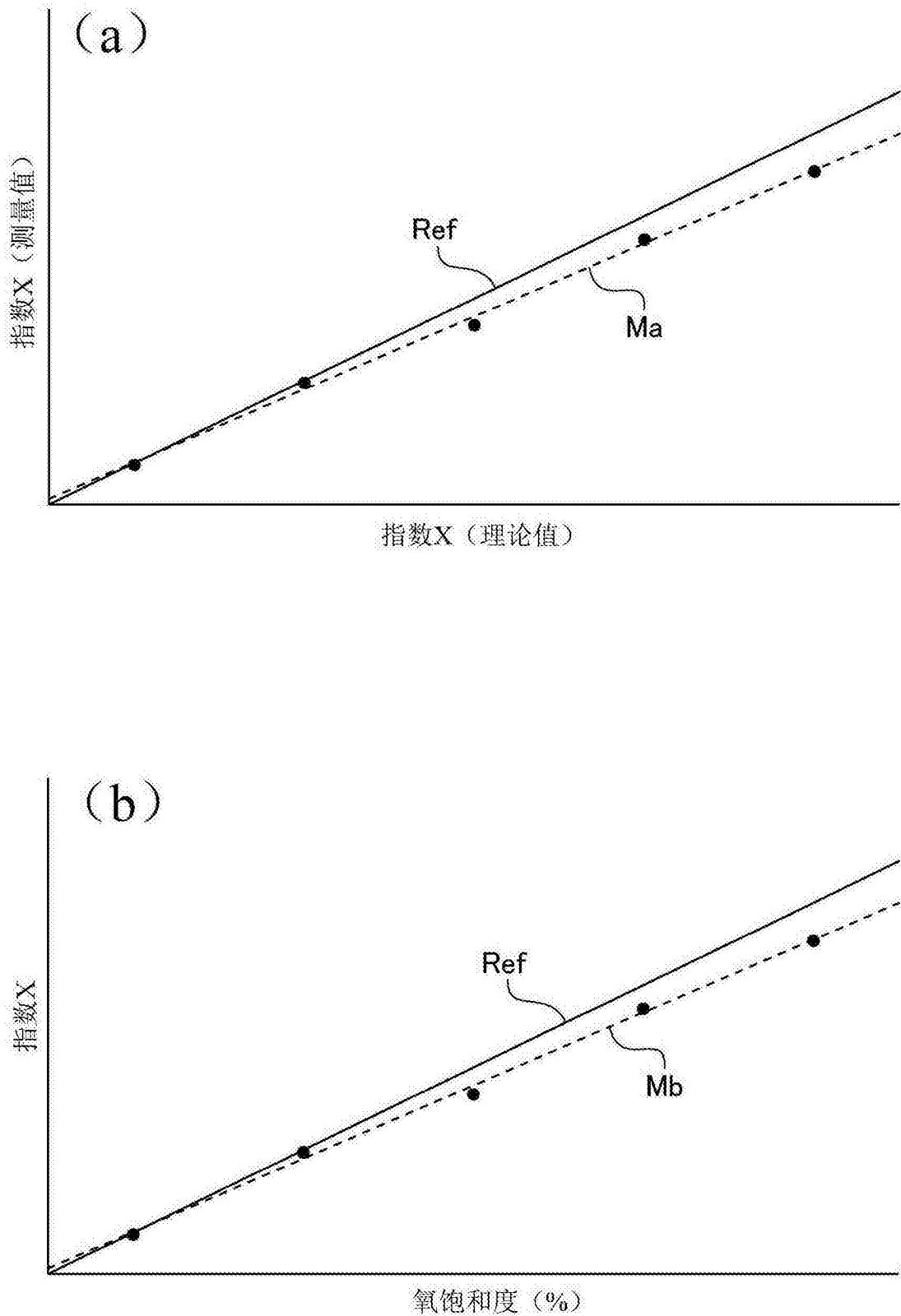


图 6

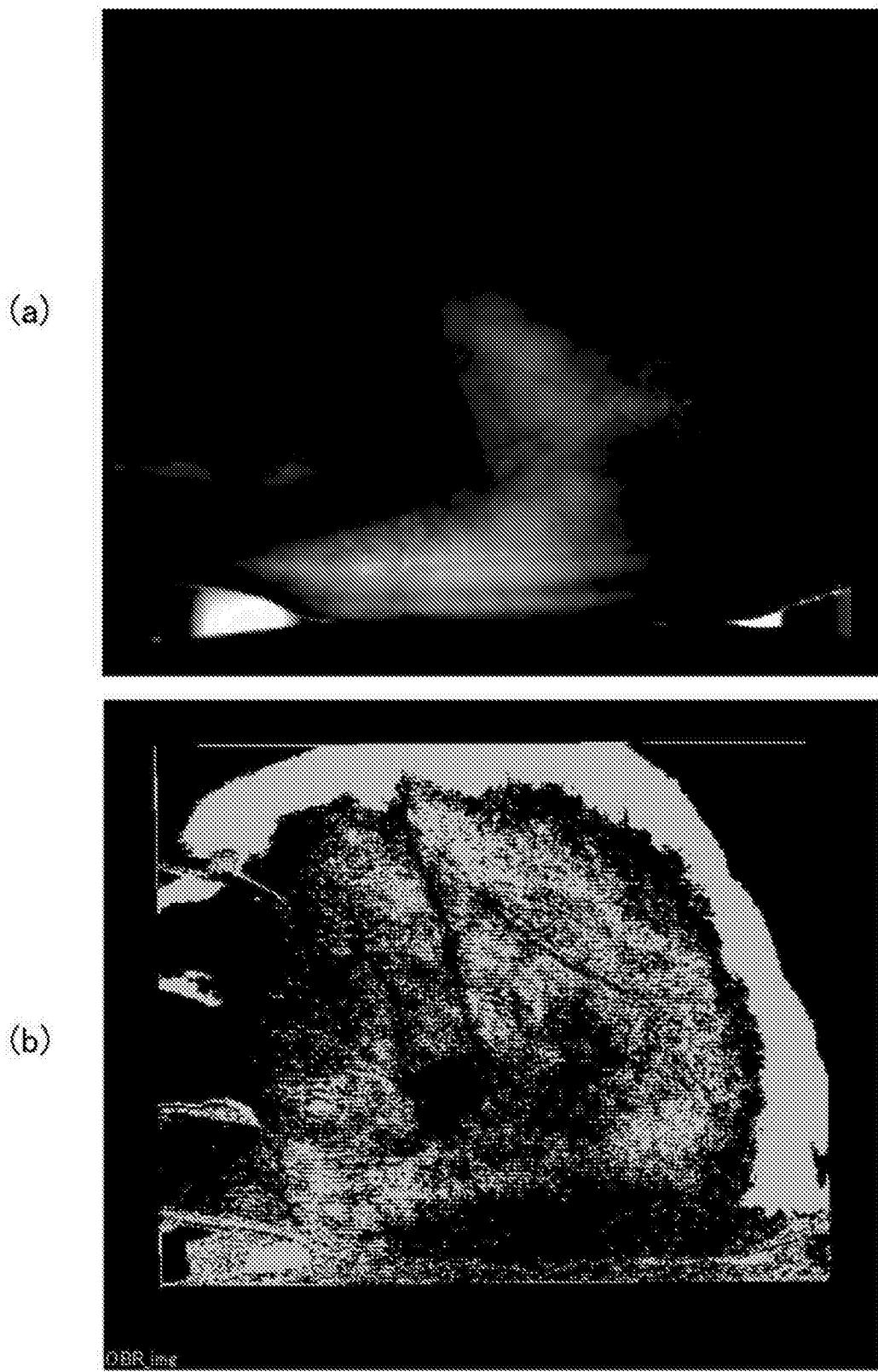


图 7

专利名称(译)	生成示出生物组织中生物物质浓度分布图像的方法和装置		
公开(公告)号	CN105324064A	公开(公告)日	2016-02-10
申请号	CN201480031366.3	申请日	2014-05-28
[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	A61B1/00009 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B5/14551 A61B5/1459 G06T7/0012 G06T2207/10024 G06T2207/10068 A61B1/04 A61B5/14546 A61B5/7225		
代理人(译)	程伟 王锦阳		
优先权	2013114703 2013-05-30 JP		
其他公开文献	CN105324064B		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

用于生成包含于在预定波长带从短波长端顺序包括第一等吸光点、第二等吸光点、第三等吸光点以及第四等吸光点的吸收光谱的生物组织的第一生物物质与第二生物物质之间的摩尔浓度比的分布图像的方法包括：通过使用配置成共同选择性提取由第一等吸光点和第二等吸光点划分的第一波长范围的光、由第二等吸光点和第三等吸光点划分的第二波长范围的光以及由第三等吸光点和第四等吸光点划分的第三波长范围的光的第一滤光器从白光提取光得到生物组织的图像获取第一成像数据G1的步骤；通过使用配置成选择性地提取第二波长范围内的光的第二滤光器从白光提取光得到生物组织的图像获取第二成像数据G2的步骤；基于第一成像数据G1和第二成像数据G2生成分布图像的步骤。

