



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110072427 A

(43)申请公布日 2019.07.30

(21)申请号 201880005003.0

(74)专利代理机构 北京康信知识产权代理有限公司 11240

(22)申请日 2018.01.09

代理人 田喜庆

(30)优先权数据

2017-000939 2017.01.06 JP

(51)Int.Cl.

A61B 1/00(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.06.12

A61B 8/13(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2018/000212 2018.01.09

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/128195 JA 2018.07.12

(71)申请人 HOYA株式会社

地址 日本东京

(72)发明人 千叶亨

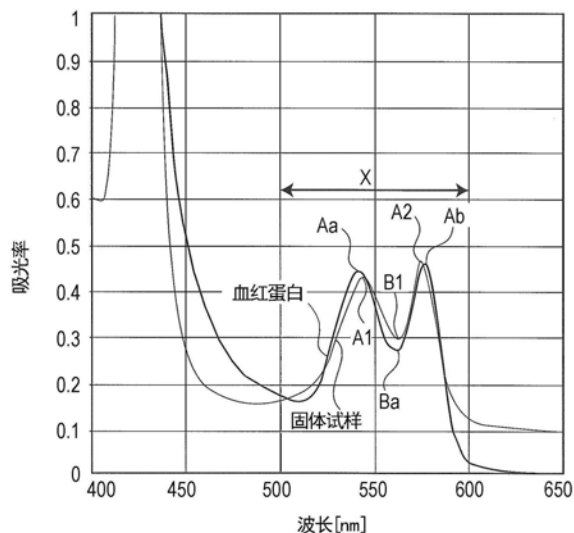
权利要求书2页 说明书18页 附图7页

(54)发明名称

校准用固体试样、内窥镜系统、以及固体试样的制备方法

(57)摘要

一种作为计算生物组织中的血红蛋白浓度和血红蛋白氧饱和度的校准用参考试样使用的固体试样,其具有非生物物质的多种着色剂,还具有通过调节多种着色剂的混合比率来再现预定浓度以及预定氧饱和度的血红蛋白吸光特性的着色剂组、以及分散有所述着色剂组中各个着色剂的树脂材料,并且由非生物物质组成。在制备本固体试样中,对再现具有预定血红蛋白浓度与预定血红蛋白氧饱和度的血红蛋白吸光特性的着色剂组进行制备后,将作为母材的树脂溶解在使所述着色剂组分散在有机溶剂后的混合溶液中。之后,通过从溶解了所述树脂的所述混合溶液中挥发所述有机溶剂来制备所述固体试样。



1. 一种作为计算生物组织中的血红蛋白浓度和血红蛋白氧饱和度的校准用参考试样使用的固体试样,其具有:

着色剂组,具有多种着色剂,通过调节所述多种着色剂的混合比率来再现预定浓度以及预定氧饱和度的血红蛋白吸光特性,且由非生物物质组成;以及

树脂材料,分散有所述着色剂组中各个着色剂。

2. 如权利要求1所述的固体试样,所述着色剂组至少包括在波长为520~600nm波段中具有2个吸收峰值波长的第1着色剂、以及在波长为400~440nm的波段中具有1个吸收峰值波长的第2着色剂,通过所述着色剂组再现的吸光特性波段为400~600nm的波段。

3. 如权利要求1或2所述的固体试样,所述固体试样中波长为520~600nm的波段的吸收光谱具备2个吸收峰值、以及夹在所述2个吸收峰之间且在所述2个吸收峰之间吸光率为最低值的吸收谷;

所述2个吸收峰中的每一个、与所述2个吸收峰分别相对应的所述血红蛋白的相应吸收峰之间的波长偏差均不大于2nm;

所述吸收谷、与所述吸收谷相对应的所述血红蛋白的相应吸收谷之间的波长偏差分别不大于2nm;

相对于与所述2个吸收峰分别相对应的所述血红蛋白的相应吸收峰中的吸光率,所述2个吸收峰中的每一个的吸光率均在95%~105%的范围内。

4. 如权利要求1或2所述的固体试样,所述固体试样中波长为520~600nm的波段的吸收光谱在546~570nm范围内具备1个吸收峰;

相对于与所述吸收峰相对应的所述血红蛋白的相应吸收峰中的吸光率,所述吸收峰中的吸光率均在95%~105%的范围内。

5. 如权利要求1~4中任意1项所述的固体试样,对于所述固体试样中波长为520~600nm波段的平均吸光率,其因所述固体试样位置所引起的变动不大于所述平均吸光率在所述位置的平均值的5%。

6. 如权利要求1~5中任意1项所述的固体试样,对于波长为546~570nm波段的平均吸光率与所述固体试样中波长为528~584nm波段的平均吸光率之比率,其因所述固体试样位置所引起的变动不大于所述比率在所述位置的平均值的1%。

7. 一种内窥镜系统,其特征在于,其具备:内窥镜,包括具备摄像元件的摄像部,其中摄像元件具有通过拍摄生物组织生成多个图像数据的结构;以及

处理器,具有在所述多个图像数据的分量中,使用预定分量值计算分量间的第1比率和第2比率的数值,并且使用所述第1比率和所述第2比率的数值计算生物组织中血红蛋白浓度和血红蛋白氧饱和度的结构;

所述处理器具备存储部,将第1对应关系及第2对应关系存储在存储部中,其中,所述第1对应关系为包括利用所述内窥镜对用作计算所述血红蛋白氧饱和度的校准用参考试样的、如权利要求1~5中任意1项所述的固体试样进行拍摄后的检测结果即所述第1比率校准检测值与所述固体试样中所述预定血红蛋白浓度信息之间的对应关联在内的、血红蛋白浓度与所述第1比率数值之间的对应关系,所述第2对应关系为包括利用所述内窥镜对用作所述校准用参考试样的、如权利要求1~5中任意1项所述的固体试样进行拍摄后的检测结果即所述第2比率校准检测值与所述固体试样中所述预定血红蛋白氧饱和度信息之间的对应

关联在内的、血红蛋白氧饱和度与所述第2比率数值之间的对应关系；

所述处理器具有使用所述第1对应关系与所述第2对应关系，计算出生物组织中血红蛋白浓度与血红蛋白氧饱和度的结构。

8. 一种内窥镜系统，其特征在于，其具备：内窥镜，包括具备摄像元件的摄像部，其中摄像元件具有通过拍摄生物组织生成多个图像数据的结构；以及

处理器，具有在所述多个图像数据的分量中，使用预定分量值计算分量间的第1比率和第2比率的数值，并且使用所述第1比率和所述第2比率的数值计算生物组织中血红蛋白浓度和血红蛋白氧饱和度的结构；

所述处理器具备存储部，将第1对应关系、第2对应关系以及校正系数存储在存储部中，其中，所述第1对应关系为血红蛋白浓度与所述第1比率数值之间的对应关系、所述第2对应关系为血红蛋白氧饱和度与所述第2比率数值之间的对应关系、所述校正系数为通过分别校正利用所述内窥镜对用作计算所述血红蛋白氧饱和度的校准用参考试样的、如权利要求1~6中任意1项所述的固体试样进行拍摄后的检测结果即所述第1比率校准检测值与所述第2比率校准检测值而使其达到预设的值；

所述处理器具有通过使用所述校正系数对使用所述图像数据数值所获得的所述第1比率和所述第2比率数值进行校正而生成的值，并参考所述第1对应关系与所述第2对应关系，计算出生物组织中所述血红蛋白浓度和所述血红蛋白氧饱和度的结构。

9. 如权利要求7或8所述的内窥镜系统，所述第1比率的校准检测值与所述第2比率的校准检测值均为利用所述内窥镜对用作所述参考试样的、与多种血红蛋白浓度相对应的所述着色剂组的含有率不同的多种固体试样进行拍摄后的检测结果。

10. 如权利要求7~9中任意1项所述的内窥镜系统，所述第1比率是指相对于所述生物组织中血红蛋白浓度具有灵敏度的比率，所述第2比率是指相对于所述生物组织中血红蛋白氧饱和度具有灵敏度的比率；

用于计算所述第1比率的所述图像数据的分量之一为500nm~600nm范围内的第1波段分量；

用于计算所述第2比率的所述图像数据的分量之一为比所述第1波段窄的第2波段分量。

11. 一种用作计算血红蛋白氧饱和度的校准用参考试样且由非生物物质组成的固体试样的制备方法，

本固体试样制备方法包括以下步骤：

制备再现具有预定血红蛋白氧饱和度的血红蛋白吸光特性的着色剂组；使作为母材的树脂溶解在将用于再现预定浓度的血红蛋白吸光特性的预定量的所述着色剂组分散在有机溶剂后的混合溶液中；

以及通过从溶解了所述树脂的所述混合溶液中挥发所述有机溶剂来制备所述固体试样。

12. 如权利要求11所述的固体试样的制备方法，所述着色剂组至少包括在波长为520~600nm的波段中具有2个吸收峰值波长的第1着色剂、以及在波长为400~440nm的波段中具有1个吸收峰值波长的第2着色剂。

校准用固体试样、内窥镜系统、以及固体试样的制备方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用作内窥镜系统的校准用参考试样的且由非生物物质组成的固体试样、内窥镜系统、以及固体试样的制备方法。

背景技术

[0002] 已知一种内窥镜系统,具备从通过内窥镜获得的图像数据中,获取作为被摄体的生物组织中的生物物质、例如血红蛋白浓度和血红蛋白氧饱和度信息后进行图像显示的功能。专利文献1中记载了包括这种内窥镜系统的血红蛋白观察装置的一个示例。

[0003] 专利文献1中所记载的血红蛋白观察装置具备以下结构:当将与氧100%结合的氧合血红蛋白的吸收光谱、与释放100%氧的还原血红蛋白的吸收光谱相交的波长设为等吸收波长时,将包括等吸收波长的波长区域中至少2种不同的光即第1波长的光和第2波长的光照射在含有血红蛋白的观察对象上,基于所照射的光的反射光或透射光获取观察对象的图像,基于所获取图像的信号执行预定运算,将其处理结果显示在显示部。此时,在所获取图像的信号运算处理中,基于第1波长的光的第1反射光量或透射光量与第2波长的光的第2反射光量或透射光量之间的差值,计算出血红蛋白和氧的结合状态。

[0004] 现有技术文献

[0005] 专利文献

[0006] 专利文献1:日本特开2005-326153号公报

发明内容

[0007] 发明所要解决的课题

[0008] 在血红蛋白观察装置中,使用对表示氧合血红蛋白量的第1波长中的第1吸光率值 O_1 与表示还原血红蛋白量的第2波长中的第2吸光率值 O_2 的差值进行归一化后的比率,计算出氧饱和度。

[0009] 然而,第1吸光率值 O_1 与通过血红蛋白观察装置获得的第1波长中的信号值之间的关系、以及第2吸光率值 O_2 与通过血红蛋白观察装置获得的第2波长中的信号值之间的关系随着血红蛋白观察装置间的误差而发生变化,即使同一个血红蛋白观察装置,也经常随着装置的长期使用而发生变化。另外,经常使用修正系数,以使得上述比率的值与0~100%的中间氧饱和度一致。

[0010] 因此,为了高精度地计算出血红蛋白氧饱和度,优选地,在内窥镜系统中,实际观察氧合血红蛋白和还原血红蛋白,并且使从观察中获得的血红蛋白相关的计算结果、和所观察到的氧合血红蛋白的实际浓度以及氧饱和度等信息相对应。例如,预先求得与通过内窥镜系统观察获得的氧合血红蛋白浓度相对应的数据和与氧饱和度相对应的数据、所观察到的氧合血红蛋白的实际浓度和氧合血红蛋白以及还原血红蛋白的氧饱和度值之间的对应关系,优选地,使用这些对应关系,求得作为实际观察对象的生物组织的氧合血红蛋白量和氧饱和度。

[0011] 例如,当完成内窥镜系统设定时,使用具有预定血红蛋白浓度和预定血红蛋白氧饱和度的参考试样,建立上述对应关系,并将其记录并保持在内窥镜系统中。然而,如上所述,内窥镜系统随着使用时间而发生变化,因此为高精度地计算出血红蛋白氧饱和度,当每次通过内窥镜系统观察生物组织时,优选地在观察之前执行用于计算氧饱和度的校准,并重置上述对应关系。为进行此重置而使用校准用参考试样。例如,血红蛋白等生物物质用作校准用参考试样。然而,受安全性等限制,很难将由此生物物质组成的校准用参考试样引入至医疗设施和医疗现场中。而且,作为校准用参考试样的还原血红蛋白与氧接触后容易形成氧合血红蛋白,是不稳定物质。因此,最好使用模拟血红蛋白的且由稳定的非生物物质组成的校准用参考试样,来代替由生物物质组成的校准试样。然而,目前尚未发现由非生物物质组成的、氧饱和度保持不变的稳定的校准用参考试样。

[0012] 因此,本发明的目的在于提供一种可代替由生物物质组成的校准用参考试样且由可校准的非生物物质组成的稳定的固体试样、使用此固体试样执行校准的内窥镜系统、以及固体试样的制备方法。

[0013] 用于解决课题的方案

[0014] 本发明的一个实施方式为固体试样。

[0015] 所述固体试样具有:着色剂组,具有多种着色剂,通过调节所述多种着色剂的混合比率来再现预定浓度以及预定氧饱和度的血红蛋白吸光特性,且由非生物物质组成;以及树脂材料,分散有所述着色剂组中各个着色剂,其由非生物物质组成。

[0016] 所述固体试样作为计算生物组织中的血红蛋白浓度和血红蛋白氧饱和度的校准用参考试样使用。

[0017] 本发明的另一实施方式为使用内窥镜系统计算生物组织中血红蛋白浓度和血红蛋白氧饱和度的方法、或为使用内窥镜系统计算生物组织中血红蛋白浓度和血红蛋白氧饱和度的固体试样的使用。

[0018] 所述内窥镜系统具备:内窥镜,包括具备摄像元件的摄像部,其中摄像元件具有通过拍摄生物组织生成多个图像数据的结构;以及处理器,具有在所述多个图像数据的分量中,使用预定分量值计算分量间的第1比率和第2比率的数值,并且使用所述第1比率和所述第2比率的数值计算生物组织中血红蛋白浓度和血红蛋白氧饱和度的结构。

[0019] 所述处理器将第1对应关系及第2对应关系存储在存储部中,其中,所述第1对应关系包括利用所述内窥镜对用作计算所述血红蛋白氧饱和度的校准用参考试样的上述固体试样进行拍摄后的检测结果即所述第1比率校准检测值与所述固体试样中所述预定血红蛋白浓度信息之间的第1对应关联,所述第2对应关系包括利用所述内窥镜对用作所述校准用参考试样的所述固体试样进行拍摄后的检测结果即所述第2比率校准检测值与所述固体试样中所述预定血红蛋白氧饱和度信息之间的第2对应关联;所述处理器通过使用所述第1比率和所述第2比率的值并参考所述第1对应关系和所述第2对应关系,以计算出生物组织中血红蛋白浓度和血红蛋白氧饱和度。

[0020] 本发明的又一实施方式为使用内窥镜系统计算生物组织中血红蛋白浓度和血红蛋白氧饱和度的方法、或为使用内窥镜系统计算生物组织中血红蛋白浓度和血红蛋白氧饱和度的固体试样的使用。

[0021] 所述内窥镜系统具备:内窥镜,包括具备摄像元件的摄像部,其中摄像元件具有通

过拍摄生物组织生成多个图像数据的结构;以及处理器,具有在所述多个图像数据的分量中,使用预定分量值计算分量间的第1比率和第2比率的数值,并且使用所述第1比率和所述第2比率的数值计算生物组织中血红蛋白浓度和血红蛋白氧饱和度的结构。

[0022] 所述处理器将第1对应关系、第2对应关系以及校正系数存储在存储部中,所述第1对应关系为血红蛋白浓度与所述第1比率数值之间的对应关系、所述第2对应关系为血红蛋白氧饱和度与所述第2比率数值之间的对应关系,所述校正系数为通过分别校正利用所述内窥镜对用作计算所述血红蛋白氧饱和度的校准用参考试样的上述固体试样进行拍摄后的检测结果,即所述第1比率校准检测值与所述第2比率校准检测值而使其达到预设的值;所述处理器通过使用所述校正系数对使用所述图像数据数值所获得的所述第1比率和所述第2比率数值进行校正而生成的值,并参考所述第1对应关系与所述第2对应关系,计算出生物组织中所述血红蛋白浓度和所述血红蛋白氧饱和度。

[0023] 在上述各个实施方式中,包括以下优选实施方式。

[0024] 在所述固体试样中,所述着色剂组至少包括在波长为520~600nm波段中具有2个吸收峰值波长的第1着色剂、以及在波长为400~440nm的波段中具有1个吸收峰值波长的第2着色剂,通过所述着色剂组再现的吸光特性波段优选为400~600nm的波段。

[0025] 所述固体试样中波长为520~600nm的波段的吸收光谱具备2个吸收峰值、以及夹在所述2个吸收峰之间且在所述2个吸收峰之间吸光率为最低值的吸收谷;所述2个吸收峰中的每一个、与所述2个吸收峰分别相对应的所述血红蛋白的相应吸收峰之间的波长偏差均不大于2nm;所述吸收谷、与所述吸收谷相对应的所述血红蛋白的相应吸收谷之间的波长偏差分别不大于2nm;相对于与所述2个吸收峰分别相对应的所述血红蛋白的相应吸收峰中的吸光率,所述2个吸收峰中的每一个的吸光率均优选在95%~105%的范围内。

[0026] 另外,所述固体试样中波长为520~600nm的波段的吸收光谱在546~570nm范围内具备1个吸收峰;相对于与所述吸收峰相对应的所述血红蛋白的相应吸收峰中的吸光率,所述吸收峰中的吸光率最好均在95%~105%的范围内。

[0027] 对于所述固体试样中波长为520~600nm波段的平均吸光率,其因所述固体试样位置所引起的变动优选不大于所述平均吸光率在所述位置的平均值的5%。

[0028] 对于波长为546~570nm波段的平均吸光率与所述固体试样中波长为528~584nm波段的平均吸光率之比率,其因所述固体试样位置所引起的变动优选不大于所述比率在所述位置的平均值的1%。

[0029] 本发明的另一实施方式为内窥镜系统。

[0030] 所述内窥镜系统具备:内窥镜,包括具备摄像元件的摄像部,其中摄像元件具有通过拍摄生物组织生成多个图像数据的结构;以及处理器,具有在所述多个图像数据的分量中,使用预定分量值计算分量间的第1比率和第2比率的数值,并且使用所述第1比率和所述第2比率的数值计算生物组织中血红蛋白浓度和血红蛋白氧饱和度的结构;所述处理器具备存储部,将第1对应关系及第2对应关系存储在存储部中,其中,所述第1对应关系为包括利用所述内窥镜对用作计算所述血红蛋白氧饱和度的校准用参考试样的所述固体试样进行拍摄后的检测结果即所述第1比率校准检测值与所述固体试样中所述预定血红蛋白浓度信息之间的对应关联在内的、血红蛋白浓度与所述第1比率数值之间的对应关系,所述第2对应关系为包括利用所述内窥镜对用作所述校准用参考试样的所述固体试样进行拍摄后

的检测结果即所述第2比率校准检测值与所述固体试样中所述预定血红蛋白氧饱和度信息之间的对应关联在内的、血红蛋白氧饱和度与所述第2比率数值之间的对应关系。

[0031] 所述处理器具有使用所述第1对应关系与所述第2对应关系,计算出生物组织中血红蛋白浓度与血红蛋白氧饱和度的结构。

[0032] 本发明的另一实施方式为内窥镜系统。

[0033] 所述内窥镜系统具备:内窥镜,包括具备摄像元件的摄像部,其中摄像元件具有通过拍摄生物组织生成多个图像数据的结构;以及处理器,具有在所述多个图像数据的分量中,使用预定分量值计算分量间的第1比率和第2比率的数值,并且使用所述第1比率和所述第2比率的数值计算生物组织中血红蛋白浓度和血红蛋白氧饱和度的结构;所述处理器具备存储部,将第1对应关系、第2对应关系以及校正系数存储在存储部中,其中,所述第1对应关系为血红蛋白浓度与所述第1比率数值之间的对应关系,所述第2对应关系为血红蛋白氧饱和度与所述第2比率数值之间的对应关系,所述校正系数为通过分别校正利用所述内窥镜对用作计算所述血红蛋白氧饱和度的校准用参考试样的上述固体试样进行拍摄后的检测结果即所述第1比率校准检测值与所述第2比率校准检测值而使其达到预设的值;所述处理器具有通过使用所述校正系数对使用所述图像数据数值所获得的所述第1比率和所述第2比率数值进行校正而生成的值,并参考所述第1对应关系与所述第2对应关系,计算出生物组织中所述血红蛋白浓度和所述血红蛋白氧饱和度的结构。

[0034] 在所述内窥镜系统中,所述第1比率的校准检测值与所述第2比率的校准检测值均优选为利用所述内窥镜对用作所述参考试样的、与多种血红蛋白浓度相对应的所述着色剂组的含有率不同的多种固体试样进行拍摄后的检测结果。

[0035] 优选地,所述第1比率是指相对于所述生物组织中血红蛋白浓度具有灵敏度的比率,所述第2比率是指相对于所述生物组织中血红蛋白氧饱和度具有灵敏度的比率;用于计算所述第1比率的所述图像数据的分量之一为500nm~600nm范围内的第1波段分量;用于计算所述第2比率的所述图像数据的分量之一为比所述第1波段窄的第2波段分量。

[0036] 本发明的另一实施方式为用作计算血红蛋白氧饱和度的校准用参考试样且由非生物物质组成的固体试样的制备方法。

[0037] 所述制备方法包括以下步骤:制备再现具有预定血红蛋白氧饱和度的血红蛋白吸光特性的着色剂组;使作为母材的树脂溶解在将用于再现预定浓度的血红蛋白吸光特性的预定量的所述着色剂组分散在有机溶剂后的混合溶液中;以及通过从溶解了所述树脂的所述混合溶液中挥发所述有机溶剂来制备所述固体试样。

[0038] 在所述固体试样的制备方法中,所述着色剂组优选至少包括在波长为520~600nm的波段中具有2个吸收峰值波长的第1着色剂、以及在波长为400~440nm的波段中具有1个吸收峰值波长的第2着色剂。

[0039] 另外,根据本发明的另一实施方式,一种为计算使用内窥镜与处理器的生物组织中血红蛋白浓度和血红蛋白氧饱和度,而对所述内窥镜与所述处理器执行校准的方法,生物组织中所述血红蛋白浓度与所述血红蛋白氧饱和度在通过所述内窥镜对用多个光照射的生物组织进行拍摄而获得的多个图像数据分量中,通过使用预定分量值计算出的分量间的第1比率与第2比率数值来计算得出;执行所述校准的方法包括以下步骤:通过使用所述内窥镜对所述固体试样进行拍摄,分别获得所述第1比率的校准检测值与所述第2比率的校

准检测值；所述处理器生成第1对应关系以及第2对应关系，所述第1对应关系包括所述第1比率的校准检测值与所述固体试样中所述预定血红蛋白浓度信息之间的第1对应关联在内的、血红蛋白浓度与所述第1比率数值之间的对应关系，所述第2对应关系包括所述第2比率的校准检测值与所述预定血红蛋白氧饱和度信息之间的第2对应关联在内的、血红蛋白氧饱和度与所述第2比率数值之间的对应关系；为了将所述第1对应关系与所述第2对应关系应用于生物组织中所述血红蛋白浓度与所述血红蛋白氧饱和度的计算，所述处理器存储所述第1对应关系与所述第2对应关系。

[0040] 另外，根据本发明的另一实施方式，一种为了计算使用内窥镜与处理器的生物组织中血红蛋白浓度和血红蛋白氧饱和度而对所述内窥镜与所述处理器执行校准的方法，

[0041] 生物组织中所述血红蛋白浓度与所述血红蛋白氧饱和度在通过所述内窥镜对用多个光照射的生物组织进行拍摄而获得的多个图像数据分量中，通过使用预定分量值计算出的分量间的第1比率与第2比率数值计算得出；

[0042] 执行所述校准的方法包括以下步骤：

[0043] 通过使用所述内窥镜对上述固体试样进行拍摄，分别获得所述第1比率的校准检测值与所述第2比率的校准检测值；

[0044] 所述处理器计算通过分别校正所述第1比率校准检测值与所述第2比率校准检测值而使其达到预设值时的校正系数；

[0045] 为了将所述校正系数应用于生物组织中所述血红蛋白浓度与所述血红蛋白氧饱和度的计算，并且为了使用所述校正系数来分别校正所述第1比率与所述第2比率，所述处理器存储所述校正系数。

[0046] 在执行所述校准的方法中，所述固体试样包括与多种血红蛋白浓度相对应的、所述着色剂组含有率不同的多种试样；所述第1比率校准检测值与所述第2比率校准检测值优选为使用所述内窥镜分别对用作参考试样的所述多种试样进行拍摄后的检测结果。

[0047] 优选地，所述第1比率是相对于所述生物组织中血红蛋白浓度具有灵敏度的比率，所述第2比率是相对于所述生物组织中血红蛋白氧饱和度具有灵敏度的比率；用于计算所述第1比率的图像数据的分量之一为500nm~600nm范围内的第1波段分量；用于计算所述第2比率的图像数据的分量之一为比所述第1波段窄的第2波段分量。

[0048] 发明效果

[0049] 根据上述固体试样，可以提供一种能够校准的且由非生物物质组成的稳定试样，以代替由生物物质组成的校准用参考试样。

[0050] 因此，可以提供一种使用该固体试样执行校准的内窥镜系统。

附图说明

[0051] 图1为使用本实施方式中固体试样的校准试样的示例说明图。

[0052] 图2为示出本实施方式中固体试样的吸光特性的示例图。

[0053] 图3的(a)、(b)为示出用于本实施方式中固体试样的着色剂光学浓度的波长特性的示例图。

[0054] 图4为使用本实施方式中固体试样的内窥镜系统的校准说明图。

[0055] 图5为示出在本实施方式中所使用的内窥镜系统一例的结构框图。

[0056] 图6为示出在本实施方式中所使用的内窥镜系统的摄像元件中的红(R)、绿(G)、蓝(B)各个滤色器分光特性的示例图。

[0057] 图7为示出在本实施方式中所使用的内窥镜系统的光源装置所使用的旋转滤光器一例的外观图(正视图)。

[0058] 图8为示出550nm附近的血红蛋白吸收光谱的示例图。

[0059] 图9为示出本实施方式中所使用的第1比率与血红蛋白浓度之间的关系关系的示例图。

[0060] 图10为示出本实施方式中所使用的第2比率上限值和下限值与血红蛋白浓度之间的关系关系的示例图。

具体实施方式

[0061] (固体试样)

[0062] 在下述本实施方式中,由非生物物质组成的固体试样,用作校准用于计算生物组织中血红蛋白浓度与血红蛋白氧饱和度的内窥镜系统的参考试样。本实施方式中使用的内窥镜系统是一种基于用不同波长范围的光照射在作为被摄体的生物组织上拍摄而成的多个彩色图像数据,定量计算生物组织中血红蛋白浓度与血红蛋白氧饱和度、并对表示血红蛋白浓度或血红蛋白氧饱和度分布的特征量分布图像进行显示的系统。

[0063] 在内窥镜系统中,使用从通过内窥镜系统拍摄的生物组织图像数据中获得的参数,参考血红蛋白浓度或血红蛋白氧饱和度与上述参数之间的对应关系,计算出血红蛋白浓度或血红蛋白氧饱和度。为了在使用内窥镜系统之前设定此时的对应关系,使用本实施方式的固体试样执行校准。

[0064] 图1为具有本实施方式中固体试样的校准试样的示例说明图。校准试样1在基台2上设有固体试样3。

[0065] 基台2使用树脂板或金属板。基台2优选为白色。

[0066] 固体试样3设在基台2的表面上。

[0067] 固体试样3是由非生物物质组成,而非由血液等生物物质组成。

[0068] 图1中所示的校准试样1是一种透射固体试样3、通过内窥镜系统接收在基台2表面反射的光的反射型试样,也可以是一种通过内窥镜系统接收透射固体试样3的光的透射型试样。

[0069] 固体试样3由多种着色剂与分别分散有该多种着色剂的树脂材料组成,其中着色剂由非生物物质组成。在多种着色剂中,调节多种着色剂的混合比率,以便在预定血红蛋白浓度和预定血红蛋白氧饱和度中再现血红蛋白的吸光特性。作为固体试样3的着色剂,可以使用例如日本特开平2-196865号公报中所记载的化合物。

[0070] 由此,固体试样3的吸光特性即吸光率的光谱波形与预定血红蛋白浓度和预定血红蛋白氧饱和度下的吸光率的光谱波形大体一致。图2为示出本实施方式中固体试样3的吸光特性的示例图。

[0071] 此处,在波长范围X(500nm~600nm)中,固体试样3的光谱波形与氧饱和度为100%的血红蛋白即氧合血红蛋白的吸光率的光谱波形大体一致。此波长范围X是在求取后述血红蛋白浓度与血红蛋白氧饱和度时使用的、包括通过内窥镜系统10拍摄的生物组织的图像数据波长范围R0的波长范围。

[0072] 图3的(a)、(b)为示出用于固体试样3的着色剂光学浓度的波长特性的示例图。光学浓度反映光的吸收特性。固体试样3所使用的着色剂为具有图3的(a)、(b)所示的光学浓度的2种着色剂。其中1种着色剂(第1着色剂)如图3的(b)所示,在波长为520~600nm波段内具有2个峰值波长(吸收峰值波长)。另1种着色剂(第2着色剂)如图3的(a)所示,在波长为400~440nm波段内具有1个峰值波长(吸收峰值波长)。通过调节这些着色剂含量,如图2所示,在400~600nm波段可以获得与血红蛋白的吸光特性大体一致的吸光特性的光谱波长。

[0073] 如图2所示,本实施方式固体试样3中的波长为520~600nm波段的吸收光谱具备2个吸收峰A1、A2,以及夹在2个吸收峰A1和A2之间且在2个吸收峰A1和A2之间吸光率为最低值的吸收谷B1。此处,2个吸收峰A1、A2中的每一个、与2个吸收峰A1、A2分别相对应的血红蛋白的相应吸收峰Aa、Ab之间的波长偏差均优选为不大于2nm,更优选为不大于1nm。另外,吸收谷B1、与吸收谷B1相对应的血红蛋白的相应吸收谷Ba之间的波长偏差分别优选为不大于2nm,更优选为不大于1nm。

[0074] 而且,相对于与2个吸收峰A1、A2分别相对应的血红蛋白的相应吸收峰Aa、Ab的吸光率,2个吸收峰A1、A2中的每一个的吸光率均优选为95%~105%,更优选为97%~103%。另外,与吸收谷B1相对应的血红蛋白的相应吸收谷Ba中的吸光率,吸收谷B1中的吸光率均优选在95%~105%范围内,更优选在97%~103%范围内。

[0075] 用于固体试样3的着色剂,可以使用图3的(a)、(b)中所示的2种着色剂,但着色剂的类型也可以是3种或4种。通过使用这些着色剂,可以使固体试样3的吸光特性与血红蛋白的吸光特性一致。

[0076] 尽管图中未示出,但通过调节上述2种着色剂的量,可以制备固体试样,以再现不同氧饱和度的血红蛋白的吸光特性。再现氧饱和度为0%的还原血红蛋白吸光特性的固体试样是与使用上述2种着色剂的、与上述固体试样3结构不同的固体试样,例如,可以使用在555nm处具有吸收峰的化合物。

[0077] 在本实施方式中,如图2所示,使用再现氧饱和度至少为100%的作为氧合血红蛋白的固体试样3执行校准。

[0078] 这样的固体试样3是非生物物质,因此与生物物质不同,其吸光特性稳定,吸光率随时间的变化很小。

[0079] 根据此实施方式,通过使用上述在555nm处具有吸收峰的化合物,固体试样3中波长为520~600nm波段的吸收光谱如同后述还原血红蛋白的吸收光谱一般,在546nm~570nm范围内具有1个吸收峰。在这种情况下,相对于与吸收峰相对应的还原血红蛋白相应吸收峰处的吸光率,在546nm~570nm范围内的吸收峰处的吸光率均优选在95%~105%范围内。

[0080] 例如,这种固体试样3可以通过以下方法进行制备。

[0081] (1) 制备再现血红蛋白吸光特性的着色剂组,其中血红蛋白具有预定的血红蛋白氧饱和度。着色剂组的制备包括选择多种着色剂的类型、调节所选择的着色剂的混合比率、以及调节混合后的着色剂组的量。通过选择多种着色剂类型并调节所选择的着色剂混合比率,可以再现具有预定氧饱和度的血红蛋白吸收特性,并且通过调节着色剂组的量,可以再现具有预定浓度的血红蛋白吸收特性。

[0082] (2) 然后,将用于再现具有预定浓度的血红蛋白吸光特性以预定量制备而成的着色剂组分散在有机溶剂、例如氯化烃的混合溶液中,使作为母材的树脂得到溶解。此时,考

考虑到着色剂和母材的溶解性能,选择适当的组合。例如,作为上述氯化烃,可举例二氯甲烷(CH_2Cl_2)。例如,作为上述树脂,可举例丙烯酸树脂。

[0083] (3) 通过从溶解了树脂的混合溶液中挥发有机溶剂来制备固体试样3。

[0084] 所需制备的着色剂组优选至少包括在波长520~600nm波段上具有2个吸收峰值波长的第1着色剂,以及在波长400~440nm波段上具有1个吸收峰值波长的第2着色剂。由此,在后述550nm附近可以再现具有来自于卟啉且被称为Q带的强吸收带的血红蛋白吸光特性。

[0085] 图4为使用固体试样3的内窥镜系统的校准说明图。使内窥镜插入管110的前端部靠近固体试样3,以对固体试样3进行拍摄。使用此固体试样3的图像数据,内窥镜系统在已知血红蛋白浓度和氧饱和度与从图像数据获得的参数之间建立对应关系。这一点将在下述内窥镜系统10中进行说明。

[0086] (内窥镜系统的结构)

[0087] 图5为示出在本实施方式中所使用的内窥镜系统10的结构框图。内窥镜系统10具备电子内窥镜(内窥镜)100、处理器200、显示器300、以及光源装置400。电子内窥镜100和显示器300可拆卸地连接到处理器200上。处理器200具备图像处理部500。光源装置400可拆卸地连接到处理器200上。

[0088] 电子内窥镜100具有可插入受试者体内的插入管110。在插入管110的内部,设有在插入管110的大致全长范围内延伸的光导131。作为光导131一端的前端部131a位于插入管110的前端部,即插入管前端部111附近;作为光导131另一端的基端部131b位于与光源装置400的连接处。因此,光导131从与光源装置400的连接处开始一直延伸到插入管前端部111附近。

[0089] 光源装置400具备如氙灯等可产生大量光的光源灯430,以用作光源。从光源装置400发射的光作为照明光IL,射入至光导131的基端部131b。射入至光导131的基端部131b上的光通过光导131,被引导至其前端部131a,并从前端部131a发射。在电子内窥镜100的插入管前端部111上设有与光导131的前端部131a面对配置的配光透镜132。从光导131的前端部131a发射的照明光IL通过配光透镜132,照射位于插入管前端部111附近的生物组织T。

[0090] 在电子内窥镜100的插入管前端部111上设有物镜组121和摄像元件141。物镜组121和摄像元件141形成摄像部。在照明光IL中,在生物组织T的表面上反射或散射的光射入至物镜组121上,进行聚光后,在摄像元件141的受光面上成像。摄像元件141在其受光面可以使用具备滤色器141a的彩色图像摄像用CCD(Charge Coupled Device)图像传感器、或CMOS(Complementary Metal Oxide Semiconductor)图像传感器等已知的摄像元件。

[0091] 滤色器141a上排列有通过红色光的R滤色器、通过绿色光的G滤色器、以及通过蓝色光的B滤色器,是一种在摄像元件141的各个受光元件上直接形成的、所谓芯片上滤光器。图6为示出在本实施方式中所使用的摄像元件中的红(R)、绿(G)、蓝(B)各个滤色器的分光特性的示例图。本实施方式中的R滤色器是通过波长大于570nm(例如,580nm~700nm)的光的滤光器;G滤色器是通过波长约为470nm~620nm的光的滤光器;B滤色器是通过波长小于530nm(例如,420nm~520nm)的光的滤光器。

[0092] 摄像元件141是一种通过拍摄利用多种光分别进行照射的生物组织T,生成与各种光相对应的彩色图像数据的摄像装置,也是一种通过利用波长范围不同的多种光照射生物组织T,生成与在生物组织T上反射或散射的光相对应的彩色图像数据的图像数据生成装

置。摄像元件141受到与后述图像处理部500同步的驱动控制,周期性地(例如,间隔1/30秒)输出与成像在受光面上的生物组织T图像相对应的彩色图像数据。从摄像元件141输出的彩色图像数据经由缆线142被发送至处理器200的图像处理部500中。

[0093] 图像处理部500主要具备A/D转换电路502、图像预处理部504、帧存储部506、图像后处理部508、特征量获取部510、存储器512、图像显示控制部514、以及控制器516。

[0094] A/D转换电路502经由缆线142对从电子内窥镜100的摄像元件141输入的彩色图像数据进行A/D转换后,输出数字数据。从A/D转换电路502输出的数字数据被发送至图像预处理部504。

[0095] 图像预处理部504从通过安装有R滤色器的摄像元件141中受光元件对数字数据进行拍摄的R数字图像数据、通过安装有G滤色器的摄像元件141中受光元件拍摄的G数字图像数据、以及通过安装有B滤色器的摄像元件141中受光元件拍摄的B数字图像数据中,通过对数字数据进行去马赛克处理,生成构成图像的R、G、B分量的彩色图像数据。而且,图像预处理部504是对所生成的R、G、B彩色图像数据执行诸如色彩校正、矩阵运算和白平衡校正等预定信号处理的部分。

[0096] 帧存储部506临时存储由摄像元件141拍摄的、经过信号处理的每1个图像的彩色图像数据。

[0097] 图像后处理部508读取存储在帧存储部506中的彩色图像数据,或对后述图像显示控制部514所生成的图像数据进行信号处理(γ 校正等)后,生成显示器显示用的画面数据。由图像显示控制部514生成的图像数据如后所述,包括表示生物组织T中血红蛋白氧饱和度分布的氧饱和度分布图像等特征量的分布图像数据。将所生成的画面数据(视频格式信号)输出至显示器300中。由此,在显示器300的画面上显示生物组织T的图像以及生物组织T的特征量分布图像等。

[0098] 如后所述,特征量获取部510根据控制器516的指令,计算出所拍摄的生物组织T的血红蛋白浓度和血红蛋白氧饱和度以用作特征量,生成这些特征量的、所拍摄的生物组织T图像上的分布图像即表示血红蛋白浓度分布的分布图像以及表示血红蛋白氧饱和度分布的氧饱和度分布图像。

[0099] 特征量获取部510通过使用波长范围不同的多种光所照射的生物组织T的彩色图像数据并进行运算,可以计算出特征量,因此从帧存储部506或存储器512中调取特征量获取部510所使用的彩色图像数据和各种信息。

[0100] 图像显示控制部514在所拍摄的生物组织T图像上执行控制,以对由特征量获取部510生成的血红蛋白氧饱和度分布图像进行叠加并显示。

[0101] 控制器516除执行图像处理部500的各部分操作指令和操作控制之外,还执行包括光源装置400、摄像元件141在内的电子内窥镜100的各部分的操作指令和操作控制。

[0102] 此外,特征量获取部510和图像显示控制部514可以由软件模块构成,也可以由硬件构成;其中软件模块通过在计算机上启动并执行程序来承担上述功能。

[0103] 这样,处理器200兼具对从电子内窥镜100的摄像元件141输出的彩色图像数据进行处理的功能、以及对电子内窥镜100、光源装置400和显示器300的操作发出指令并进行控制的功能。

[0104] 光源装置400是一种发射第1光、第2光、以及第3光的光发射装置,也可以使第1光、

第2光、以及第3光射入至光导131上。本实施方式中的光源装置400发射不同波长范围的第1光、第2光和第3光,但其也可以发射4种以上的光。在这种情况下,第4光可以是具有与第1光相同波长范围的光。除光源灯430之外,光源装置400还具备聚光透镜440、旋转滤光器410、滤光器控制部420和聚光透镜450。作为从光源灯430发射的大致平行光的光、例如白色光通过聚光透镜440进行聚光,在通过旋转滤光器410后,由聚光透镜450再次聚光,射在光导131的基端131b上。此外,旋转滤光器410通过线性导轨等图中未示出的移动机构,可以在光源灯430发射的光的光路位置和光路外的缩回位置之间移动。由于旋转滤光器410包括具有不同透射特性的多个滤光器,因此根据横穿光源灯430发射的光的光路的旋转滤光器410类型的不同,由光源装置400发射的光的波长范围亦不同。

[0105] 此外,光源装置400的结构不限于图5中所示的结构。例如,光源灯430可以采用产生汇聚光而非平行光的灯。在这种情况下,例如,可以采用将光源灯430发射的光汇聚在聚光透镜440前面、并且作为扩散光使其射入至聚光透镜440上的结构。另外,还可以采用将光源灯430发射的大致平行光直接射入至旋转滤光器410上而不使用聚光透镜440的结构。另外,当使用发射汇聚光的灯时,还可以采用使用准直透镜代替聚光透镜440,并且在大致平行光的状态下将光射入至旋转滤光器410上的结构。例如,当旋转滤光器410使用电介质多层膜滤光器等干涉型光学滤波器时,通过使大致平行的光射入到旋转滤光器410上,使射入至光学滤波器的光的入射角均匀,由此可以获得更好的滤光器特性。另外,光源灯430还可以采用发射发散光的灯。在这种情况下,也可以采用使用准直透镜代替聚光透镜440,并且将大致平行光的光射入至旋转滤光器410上的结构。

[0106] 另外,光源装置400的机构为通过将其中1个光源灯430发射的光透射至光学滤波器,从而射出波长范围不同的多种光;也可以使用不同波长范围的不同的多种光、比如发光二极管或输出激光束的激光元件等半导体光源用作光源装置400的光源,以代替光源灯430。在这种情况下,也可以不使用旋转滤光器410。另外,光源装置400也可以构成为,使光源装置400分别发射例如包括预定波长范围的激发光和通过其激发光激发发光的荧光的合成白色光、以及预定的窄波长范围的光。光源装置400只要有发射不同波长范围的多种光的装置,其结构就不受特殊限制。

[0107] 旋转滤光器410是一种具备多个光学滤波器的圆盘状光学单元,并且具有能够根据其旋转角度而切换光通过波长范围的结构。本实施方式中的旋转滤光器410具备通过波段不同的3个光学滤波器,但也可以具备4个、5个或6个以上的光学滤波器。旋转滤光器410的旋转角度由连接到控制器516的滤光器控制部420控制。控制器516经由滤光器控制部420控制旋转滤光器410的旋转角度,从而切换通过旋转滤光器410后提供给光导131的照明光IL的波长范围。

[0108] 图7为旋转滤光器410的外观图(正视图)。旋转滤光器410具备大致圆盘状的框架411、以及3个扇形光学滤波器415、416和418。在框架411的中心轴线周边以相等的间隔形成有3个扇形窗口414a、414b和414c,在各个窗口414a、414b和414c中分别装配有光学滤波器415、416和418。此外,本实施方式中光学滤波器都是电介质多层膜滤光器,但是也可以使用其他方式的光学滤波器(例如,吸收型光学滤波器和使用电介质多层膜作为反射膜的标准具滤波器)。

[0109] 另外,在框架411的中心轴上形成有凸台孔412。在凸台孔412中插入并固定有滤光

器控制部420具备的且图中未示出的伺服电动机输出轴,并且旋转滤光器410与伺服电动机输出轴一起旋转。

[0110] 当旋转滤光器410沿图7中箭头所示的方向旋转时,射入此光的光学滤波器按照光学滤波器415、416、418的顺序进行切换,由此通过旋转滤光器410的照明光IL的波段也依次切换。

[0111] 光学滤波器415和416是可选择性地通过550nm波带的光的光学带通滤波器。如图8所示,光学滤波器415具有以低损耗使等吸收点E1至E4的波长范围R0(W波带)的光通过,并可遮挡其他波长范围的光的结构。另外,光学滤波器416具有以低损耗使等吸收点E2到E3的波长范围R2(N波带)的光通过,并可遮挡其他波长范围的光的结构。

[0112] 另外,光学滤波器418是一种紫外线截止滤光器,并且在可见光波长范围内,从光源灯430发射的光透射光学滤波器418。透射光学滤波器418的光作为白色光WL,用于拍摄正常观察图像。此外,也可以采用在不使用光学滤波器418的情况下,打开框架411的窗口414c的结构。

[0113] 因此,在从光源灯430发射的光中,透射光学滤波器415的光在下文中被称为Wide光;在从光源灯430发射的光中,透射光学滤波器416的光在下文中被称为Narrow光;在从光源灯430发射的光中,透射光学滤波器418的光在下文中被称为白色光WL。

[0114] 图8为示出550nm附近的血红蛋白吸收光谱的示例图。

[0115] 如图8所示,波长范围R1是包括来自于氧合血红蛋白的吸收峰P1的峰值波长的频带;波长范围R2是包括来自于还原血红蛋白的吸收峰P2的峰值波长的频带;波长范围R3是包括来自于氧合血红蛋白的吸收峰P3的峰值波长的频带。另外,波长范围R0包括3个吸收峰P1、P2和P3的峰值波长。

[0116] 另外,光学滤波器415的波长范围R0和光学滤波器416的波长范围R2包括在滤色器141a的G滤色器的通过波长范围(图6)中。因此,通过透射光学滤波器415或416的光而形成的生物组织T的图像作为由摄像元件141所拍摄的彩色图像数据的G分量图像而获得。

[0117] 在框架411的周边部形成有通孔413。通孔413在框架411的旋转方向上,在与窗口414a和窗口414c之间的边界部相同的位置(相位)上得以形成。在框架411周围,设置有用于检测通孔413的光电断路器422,以使其包围框架411周边部的部分。光电断路器422连接到滤光器控制部420上。

[0118] 如上所述,本实施方式中的光源装置400优选具备在光源灯430发射的光的光路中通过依次切换多个光学滤波器415、416和418来发射不同波长范围的光即Wide光、Narrow光以及白色光,以用作照明光IL的结构。

[0119] (生物组织特征量的计算)

[0120] 利用处理器500的特征量获取部510计算生物组织T的特征量(血红蛋白浓度、血红蛋白氧饱和度)。下面将说明从所拍摄的生物组织T图像中计算作为特征量的生物组织T中血红蛋白浓度、以及血红蛋白氧饱和度的过程。

[0121] 如图8所示,血红蛋白在550nm附近具有来自于卟啉且被称为Q带的强吸收带。血红蛋白的吸收光谱随表示氧合血红蛋白HbO在总血红蛋白中所占比例的氧饱和度而发生变化。图8中的实线波形是指氧饱和度为100%的,即氧合血红蛋白HbO的吸收光谱,并且长虚线波形是指氧饱和度为0%的,即还原血红蛋白Hb的吸收光谱。另外,短虚线是指其中间氧

饱和度=10、20、30、…90%时的血红蛋白的、即氧合血红蛋白HbO和还原血红蛋白Hb的混合物的吸收光谱。

[0122] 如图8所示,在Q带中,氧合血红蛋白HbO和还原血红蛋白Hb具有相互不同的峰值波长。具体而言,氧合血红蛋白HbO在波长542nm附近具有吸收峰P1,在波长576nm附近具有吸收峰P3。另一方面,还原血红蛋白Hb在556nm附近具有吸收峰P2。图8为当氧合血红蛋白HbO与还原血红蛋白Hb的浓度之和为一定时的吸收光谱,因此无论氧合血红蛋白HbO与还原血红蛋白Hb的比率、即氧饱和度是多少,都会出现吸光度恒定的等吸收点E1、E2、E3和E4。在下面的说明中,夹在等吸收点E1和E2之间的波段为先前在光学滤波器410中说明过的波段R1,夹在等吸收点E2和E3之间的波长范围为波段R2,夹在等吸收点E3和E4之间的波段为波段R3,夹在等吸收点E1和E4之间的波段、即通过组合波段R1、R2和R3得到的频带为波段R0。因此,在光源灯430发射的光中,作为透射光学滤波器415的透射光的Wide光波段为波段R0;在光源灯430发射的光中,作为透射光学滤波器416的透射光的Narrow光波段为波段R2。

[0123] 如图8所示,在波段R1、R2和R3中,血红蛋白的吸收随氧饱和度变化呈线性增加或减少。具体而言,波段R1和R3中的血红蛋白吸光率的合计值AR1、AR3随氧合血红蛋白浓度、即氧饱和度呈线性增加。另外,波段R2中血红蛋白吸光率的合计值AR2随还原血红蛋白浓度呈线性增加。

[0124] 其中,氧饱和度由以下算式(1)来定义。

[0125] 算式(1):

[0126] [数1]

$$[0127] \quad Sat = \frac{[HbO]}{[Hb] + [HbO]}$$

[0128] 其中,

[0129] Sat:氧饱和度

[0130] [Hb]:还原血红蛋白的浓度

[0131] [HbO]:氧合血红蛋白的浓度

[0132] [Hb]+[HbO]:血红蛋白浓度(tHb)

[0133] 另外,由算式(1)求得表示氧合血红蛋白HbO和还原血红蛋白Hb浓度的算式(2)和算式(3)。

[0134] 算式(2):

[0135] [数2]

$$[0136] \quad [HbO] = Sat \cdot ([Hb] + [HbO])$$

[0137] 算式(3):

[0138] [数3]

$$[0139] \quad [Hb] = (1 - Sat) \cdot ([Hb] + [HbO])$$

[0140] 因此,血红蛋白吸光率的合计值AR1、AR2和AR3成为取决于氧饱和度和血红蛋白浓度两者的特征量。

[0141] 此处,发现波段R0中的吸光率合计值并非取决于氧饱和度,而是由血红蛋白浓度决定。因此,可以根据波段R0中的吸光率合计值来量化血红蛋白浓度。另外,可以基于根据

波段R1、波段R2或波段R3中的吸光率合计值、以及波段R0中吸光率合计值而量化的血红蛋白浓度,来量化氧饱和度。

[0142] 本实施方式中的特征量获取部510包括血红蛋白量计算部510a和氧饱和度计算部510b;其中血红蛋白量计算部510a根据对生物组织T的血红蛋白浓度具有灵敏度的后述第1比率来计算并取得生物组织T的血红蛋白浓度,氧饱和度计算部510b根据对计算出的血红蛋白浓度和血红蛋白氧饱和度具有灵敏度的后述第2比率来计算并取得生物组织T的血红蛋白氧饱和度。所谓第1比率对血红蛋白浓度具有灵敏度是指第1比率随血红蛋白浓度的变化而变化。同样,所谓第2比率对血红蛋白浓度和血红蛋白氧饱和度具有灵敏度是指第2比率随血红蛋白浓度和血红蛋白氧饱和度的变化而变化。

[0143] 由于用Wide光(透射光学滤波器415的波段R0中的光)照射的生物组织T的彩色图像数据的亮度分量值与上述波段R0中的吸光率合计值相对应(被反映),因此本实施方式中的特征量获取部510的血红蛋白量计算部510a可以根据波段R0中的彩色图像数据的亮度分量来计算血红蛋白浓度。此处,可以通过彩色图像数据的R分量乘以预定系数、彩色图像数据的G分量乘以预定系数、彩色图像数据的B分量的值乘以预定系数,并且求得这些乘积的总和来计算亮度分量。

[0144] 具体而言,特征量获取部510的血红蛋白量计算部510a根据将Wide光(第2光)用作照明光IL的生物组织T的彩色图像数据(第2彩色图像数据)的亮度分量Wide(下文可简称为Wide)除以将白色光(第1光)用作照明光IL的生物组织T的彩色图像数据(第1彩色图像数据)的R分量WL(R)、或R分量WL(R)和G分量WL(G)的合计分量WL(R)+WL(G)的比率Wide/WL(R)或Wide/{WL(R)+WL(G)}(第1比率)来计算血红蛋白浓度。在计算血红蛋白浓度过程中,之所以使用亮度分量Wide除以WL(R)或{WL(R)+WL(G)}的比率即Wide/WL(R)或Wide/{WL(R)+WL(G)},是因为在本系统中,可以使血液光谱信息因生物散射而受到的影响最小化。特别地,消化道内壁等生物组织T的反射光谱,除构成生物组织T的分量的吸收波长特性(具体而言,氧合血红蛋白和还原血红蛋白的吸收光谱特征)之外,还容易受到照明光在生物组织T中散射的波长特性的影响。将白色光WL(第1光)用作照明光IL的生物组织T的彩色图像数据(第1彩色图像数据)的R分量WL(R)、或R分量和G分量的合计分量WL(R)+WL(G)不受血红蛋白浓度和氧饱和度的影响,而是表示照明光IL在生物组织T中的散射程度。因此,为了从生物组织T的反射光谱中去除照明光IL在生物组织T中的散射影响,优选设定白色光WL(基准光)波段,使其包括第1彩色图像数据分量之一对生物组织T中血红蛋白浓度的变化不具有灵敏度的波段。除此之外,优先设定白色光WL(基准光)的波段,使其包括第1彩色图像数据分量之一对氧饱和度的变化不具有灵敏度的波段。

[0145] 在本实施方式中,将表示对预定浓度的血红蛋白吸光特性进行再现的上述固体试样3中的、上述第1比率信息与血红蛋白浓度之间的对应关系的参考表预先存储在存储器512中,特征量获取部510的血红蛋白量计算部510a使用此参考表,根据对生物组织T进行拍摄的彩色图像数据中的上述第1比率的数值来计算血红蛋白浓度。

[0146] 在计算本实施方式中血红蛋白浓度的过程中,第1比率虽然可以使用将Wide光(第2光)用作照明光IL的生物组织T的彩色图像数据(第2彩色图像数据)的亮度分量Wide,除以将白色光WL(第1光)用作照明光IL的生物组织T的彩色图像数据(第1彩色图像数据)的R分量WL(R)、或R分量和G分量的合计分量,即WL(R)+WL(G)的比率Wide/WL(R)或Wide/{WL(R)+

WL(G)},但最好根据所使用的滤光器波长特性进行优化。

[0147] 而且,如上所述,波段R2中的吸光度合计值随着氧饱和度的增加而减小,并且波段R0中的吸光度合计值随血红蛋白浓度的变化而变化,但是不会随氧饱和度变化而变化,因此特征量获取部510的氧饱和度计算部510b根据下面定义的第2比率来计算氧饱和度。也就是说,特征量获取部510的氧饱和度计算部510b计算用通过光学滤波器416的波段R2中的光即Narrow光照射的生物组织T的彩色图像数据(第3彩色图像数据)的亮度分量Narrow(下文可简称为Narrow)与用Wide光(透射光学滤波器415的波段R0中的光)照射的生物组织T的彩色图像数据(第2彩色图像数据)的亮度分量Wide之间的比率即Narrow/Wide,以用作第2比率。另一方面,从上述固体试样3中求得表示血红蛋白浓度、与氧饱和度=0%时的第2比率下限值和氧饱和度=100%时的第2比率Narrow/Wide上限值之间关系的对应关系,并预先存储在存储器512中。特征量获取部510的氧饱和度计算部510b使用从通过拍摄生物组织T而生成的彩色图像数据中获得的血红蛋白浓度计算结果和上述对应关系,来求得第2比率下限值和上限值。下限值和上限值对应氧饱和度为0%和100%时的值。而且,氧饱和度计算部510b利用第2比率在所求得的下限值和上限值之间随氧饱和度呈线性变化这一结构,并根据所拍摄的生物组织T的第2比率Narrow/Wide值在对应氧饱和度为0~100%时的下限值至上限值的范围内的位置来计算氧饱和度。这样,特征量获取部510的氧饱和度计算部510b便可以计算氧饱和度。

[0148] 另外,从上述固体试样3中求得表示血红蛋白浓度与第2比率值和血红蛋白氧饱和度之间的对应关系的参考表,并预先存储在存储器512中,参考此参考表,利用计算出的第2比率计算血红蛋白氧饱和度。

[0149] 在本实施方式中,第2比率使用Narrow光照射的生物组织T的彩色图像数据(第3彩色图像数据)的亮度分量Narrow与Wide光照射的生物组织T的彩色图像数据(第2彩色图像数据)的亮度分量Wide之间的比率,但也可以使用Narrow光照射的生物组织T的彩色图像数据(第3彩色图像数据)的G分量Narrow(G)与Wide光照射的生物组织T的彩色图像数据(第2彩色图像数据)的G分量Wide(G)之间的比率。

[0150] 另外,在本实施方式中,为计算第2比率,并且使用了波段R2中的Narrow光照射生物组织T,但是本发明不限于Narrow光。例如,当意图利用吸光度合计值随氧饱和度的变化而变化的波段R1或波段R2时,也可以使用将波段R1或波段R2作为波段的光。在这种情况下,光学滤波器416的滤光器特性可以设定为波段R1或波段R2。

[0151] 图9为示出第1比率与血红蛋白浓度之间的关系的示例图。当特征量获取部510的血红蛋白量计算部510a如上所述计算第1比率时,参考表示如图9所示的对应关系的参考表,根据计算出的第1比率求得血红蛋白浓度。如图9所示,根据第1比率值计算血红蛋白浓度H1。为方便起见,图9中的横轴和纵轴数值用0~1024的值来表示。

[0152] 图10为示出第2比率上限值和下限值与血红蛋白浓度之间的关系的示例图。为方便起见,图10中的横轴和纵轴数值用0~1024的值来表示。

[0153] 当特征量获取部510的氧饱和度计算部510b如上所述计算第2比率时,根据血红蛋白量计算部510a所求得的血红蛋白浓度和第2比率,使用图10中所示的对应关系,计算所求得的血红蛋白浓度中的第2比率上限值和下限值。此上限值表示氧饱和度=100%,下限值表示氧饱和度=0%。氧饱和度计算部510b通过确定第2比率在此上限值和下限值之间的位

置,来计算氧饱和度的值。在图10中,计算当第2比率的值是R2时且血红蛋白浓度为H1时的上限值Max(100%)和下限值Min(0%)。利用此上限值Max(100%)、下限值Min(0%)和第2比率值Y来计算氧饱和度的值。

[0154] 在这样的内窥镜系统10中,为了计算血红蛋白浓度和血红蛋白氧饱和度,预先建立如图9、10中所示的对应关系(执行校准)。为了建立此对应关系,在本实施方式中,使用固体试样3。

[0155] 因此,处理器200的存储器512存储血红蛋白浓度与比率Wide/WL(R)或Wide/{WL(R)+WL(G)}值之间的第1对应关系、以及血红蛋白氧饱和度与比率Narrow/Wide值之间的第2对应关系,其中血红蛋白浓度利用对用作计算血红蛋白氧饱和度的校准用参考试样的固体试样3进行检测后的检测结果生成。具体而言,第1对应关系包括比率Wide/WL(R)或Wide/{WL(R)+WL(G)}(第1比率)的校准检测值与固体试样3中所确定的血红蛋白浓度信息之间的对应关联,其中第1比率的校准检测值是利用电子内窥镜100对用作计算血红蛋白氧饱和度的校准用参考试样的固体试样3进行拍摄后的检测结果。第2对应关系包括比率Narrow/Wide的校准检测值与固体试样3中所确定的血红蛋白氧饱和度信息之间的对应关联,其中比率Narrow/Wide的校准检测值是利用电子内窥镜100对用作校准用参考试样的固体试样3进行拍摄后的检测结果。

[0156] 处理器200具有使用已存储的上述第1对应关系和上述第2对应关系来计算生物组织T中血红蛋白浓度和血红蛋白氧饱和度的结构。

[0157] 在这样的内窥镜系统10中,利用固体试样3可以执行以下的校准。

[0158] (1)如图4所示,通过利用电子内窥镜100对上述固体试样3进行拍摄,分别获得比率Wide/WL(R)或Wide/{WL(R)+WL(G)}的校准检测值以及比率Narrow/Wide的校准检测值。

[0159] (2)处理器200建立血红蛋白浓度与比率Wide/WL(R)或Wide/{WL(R)+WL(G)}值之间的第1对应关系,其包括比率Wide/WL(R)或Wide/{WL(R)+WL(G)}的校准检测值、与固体试样3中所确定的血红蛋白浓度信息之间的第1对应关联在内。而且,处理器200建立血红蛋白氧饱和度与比率Narrow/Wide值之间的第2对应关系,其包括比率Narrow/Wide的校准检测值、与固体试样3中所确定的血红蛋白氧饱和度信息之间的第2对应关联在内。

[0160] (3)为了将建立的第1对应关系和第2对应关系用于生物组织中血红蛋白浓度和血红蛋白氧饱和度的计算,处理器200将第1对应关系和第2对应关系存储在存储器512中。

[0161] 在上述内窥镜系统10中,当利用固体试样3执行校准时,准备与多个血红蛋白浓度相对应的、且着色剂组含有率不同的多种固体试样以用作固体试样3,比率Wide/WL(R)或Wide/{WL(R)+WL(G)}的校准检测值与比率Narrow/Wide的校准检测值,优选为利用电子内窥镜100对用作参考试样的多种固体试样分别进行拍摄后的检测结果。由于使用稳定的、且由非生物物质组成的固体试样来获得多个校准检测值,因此可以执行稳定的校准。

[0162] 另外,当使用固体试样3进行校准时,准备与多个血红蛋白氧饱和度相对应的、且着色剂组含有率不同的多种固体试样以用作固体试样3,比率Wide/WL(R)或Wide/{WL(R)+WL(G)}的校准检测值与比率Narrow/Wide的校准检测值,优选为利用电子内窥镜100对用作参考试样的多种固体试样分别进行拍摄后的检测结果。

[0163] 比率Wide/WL(R)或Wide/{WL(R)+WL(G)}为对生物组织中血红蛋白浓度具有灵敏度的比率;比率Narrow/Wide为对生物组织中血红蛋白氧饱和度具有灵敏度的比率;亮度分

量Wide为500nm~600nm范围内的波段分量;亮度分量Narrow为比500nm~600nm范围内的上述波段窄的波段分量。由此,可以精确地求得血红蛋白浓度和血红蛋白氧饱和度。

[0164] 此外,根据上述实施方式,当完成内窥镜系统10设定时,处理器200通过使用具有预定血红蛋白浓度和预定血红蛋白氧饱和度的参考试样制作而成,并对记录并保持在内窥镜系统中的第1对应关系和第2对应关系进行校正,以使其与通过利用电子内窥镜100对固体试样3进行拍摄而获得的第1对应关系和第2对应关系相一致。

[0165] 然而,根据另一实施方式,当完成内窥镜系统10设定时,处理器200通过使用具有预定血红蛋白浓度和预定血红蛋白氧饱和度的参考试样制作而成,优选对通过利用电子内窥镜100拍摄生物组织T而获得的比率Wide/WL (R) 或Wide/{WL (R)+WL (G)}以及比率Narrow/Wide的值,使用校正系数进行校正,而不是对记录并保持在内窥镜系统中的第1对应关系和第2对应关系进行校正。在这种情况下,处理器200对通过利用电子内窥镜100对用作计算血红蛋白氧饱和度的校准用参考试样的固体试样3进行拍摄后的检测结果,即比率Wide/WL (R) 或Wide/{WL (R)+WL (G)}的校准检测值(第1比率的校准检测值)与比率Narrow/Wide的校准检测值(第2比率的校准检测值)分别进行校正,并将达到预设值时的校正系数存储在存储器412中。处理器200利用上述校正系数,对使用生物组织T的摄像图像的图像数据值而获得的第1比率、具体而言比率Wide/WL (R) 或Wide/{WL (R)+WL (G)}的值、以及第2比率、具体而言比率Narrow/Wide的值进行校正,通过参考存储并保持的第1对应关系和第2对应关系,计算出生物组织中血红蛋白浓度与血红蛋白氧饱和度。例如,通过比率Wide/WL (R) 或Wide/{WL (R)+WL (G)}的值与第2比率、具体而言比率Narrow/Wide的值乘以或除以校正系数来执行校正。

[0166] 在这种情况下,内窥镜系统10可以使用固体试样3执行以下校准。

[0167] 当完成内窥镜系统10设定时,处理器200对通过使用具有预定血红蛋白浓度和预定血红蛋白氧饱和度的参考试样而建立的第1对应关系和第2对应关系进行记录并保持。

[0168] 当执行校准时,

[0169] (1) 通过利用电子内窥镜100对固体试样3进行拍摄,分别获得比率Wide/WL (R) 或Wide/{WL (R)+WL (G)}的校准检测值(第1比率的校准检测值)与比率Narrow/Wide的校准检测值(第2比率的校准检测值)。

[0170] (2) 然后,处理器200通过分别校正比率Wide/WL (R) 或Wide/{WL (R)+WL (G)}的校准检测值与比率Narrow/Wide的校准检测值,计算出达到预设值时的校正系数。

[0171] (3) 为了在计算生物组织T中血红蛋白浓度和血红蛋白氧饱和度时使用计算出的校正系数,并且为使用上述校正系数分别对通过拍摄生物组织T而获得的比率Wide/WL (R) 或Wide/{WL (R)+WL (G)}以及比率Narrow/Wide进行校正,处理器200将上述校正系数存储在存储器512中。

[0172] 此外,由于利用电子内窥镜100对固体试样3进行拍摄,因此无论拍摄固体试样3的哪个部分,重要的是获得因位置所引起的偏差较小的校准检测值。因此,优选地,固体试样3中着色剂组浓度因位置所引起的偏差较小。在这种情况下,固体试样3中波长为520~600nm波段中的平均吸光率随位置的变化,优选为此平均吸光率的位置相关平均值的0~5%以下。当在制备上述固体试样3的方法中,当使树脂和着色剂组分散在有机溶剂中以形成混合溶液时,可以通过均质分散树脂和着色剂组来制作这种固体试样3。

[0173] 而且,由于利用电子内窥镜100对固体试样3进行拍摄,因此无论拍摄固体试样3的哪个部分,重要的是获得如图2所示的吸光率光谱波形、特别是包括2个吸收峰的波长范围X(500nm~600nm)中吸光率平均值的偏差较小的校准检测值。因此,优选地,固体试样3中着色剂组间浓度因位置所引起的偏差较小。因此,波长为546~570nm波段中的平均吸光率与固体试样3中波长为528~584nm波段中的平均吸光率的比值之因位置所引起的变动,优选为此比值的位置相关平均值的0~1%以下。当在制备上述固体试样3的方法中,当使树脂和着色剂组分散在有机溶剂中以形成混合溶液时,可以通过从有机溶剂中均质分散各种着色剂来制作这种固体试样3。

[0174] 尽管上面对本实施方式进行了说明,但是本发明并不局限于上述实施方式,在不脱离本发明的技术构思范围内可以进行各种变形。

[0175] 符号说明

[0176] 1 校准试样

[0177] 2 基台

[0178] 3 固体试样

[0179] 10 内窥镜系统

[0180] 100 电子内窥镜

[0181] 110 插入管

[0182] 111 插入管前端部

[0183] 121 物镜组

[0184] 131 光导

[0185] 131a 前端部

[0186] 131b 基端部

[0187] 132 透镜

[0188] 141 摄像元件

[0189] 141a 滤色器

[0190] 142 缆线

[0191] 200 处理器

[0192] 300 显示器

[0193] 400 光源部

[0194] 410 旋转滤光器

[0195] 420 滤光器控制部

[0196] 430 光源灯

[0197] 440 聚光透镜

[0198] 450 聚光透镜

[0199] 500 图像处理部

[0200] 502 A/D转换电路

[0201] 504 图像预处理部

[0202] 506 帧存储部

[0203] 508 图像后处理部

- [0204] 510 特征量获取部
- [0205] 512 存储器
- [0206] 514 图像显示控制部
- [0207] 516 控制器。

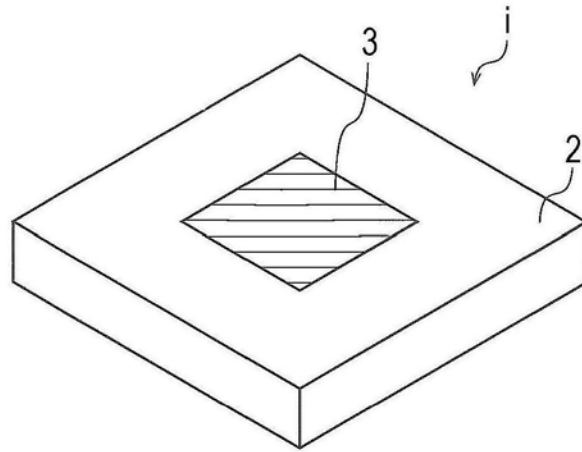


图1

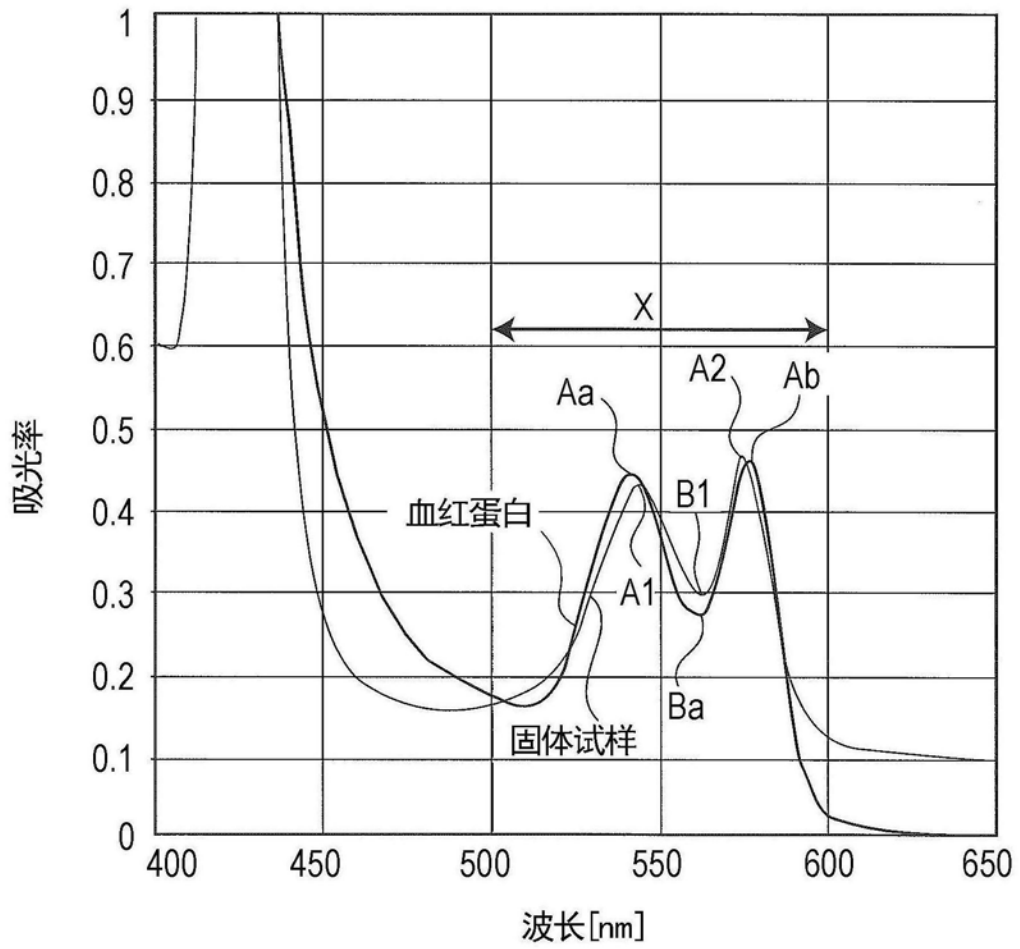


图2

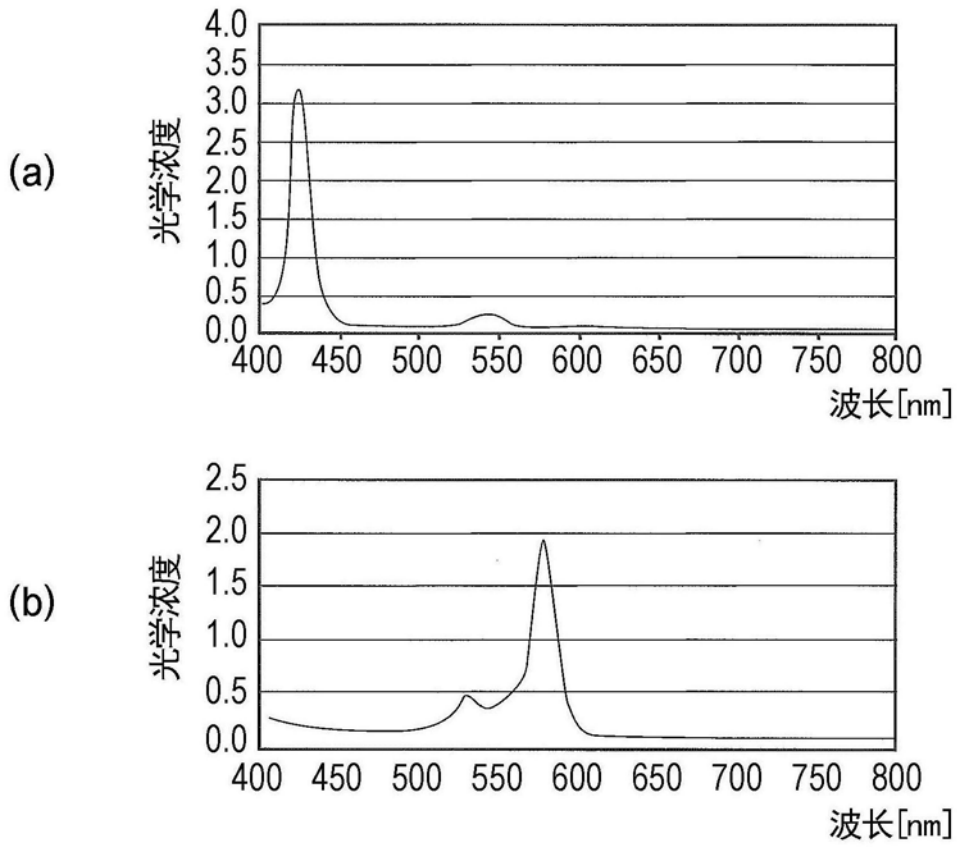


图3

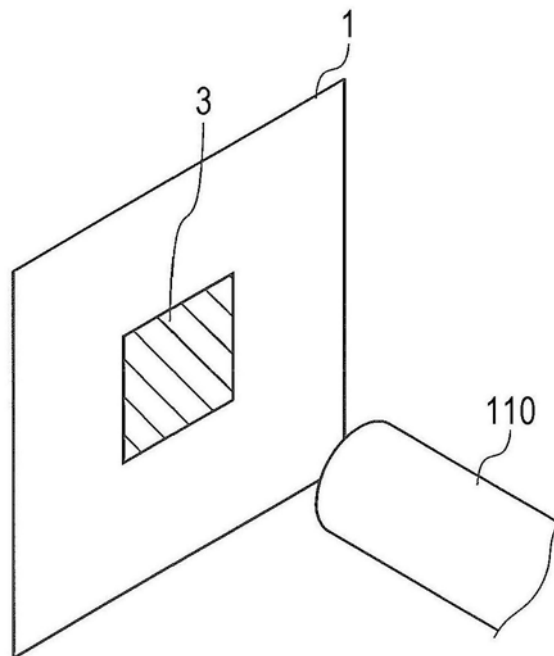


图4

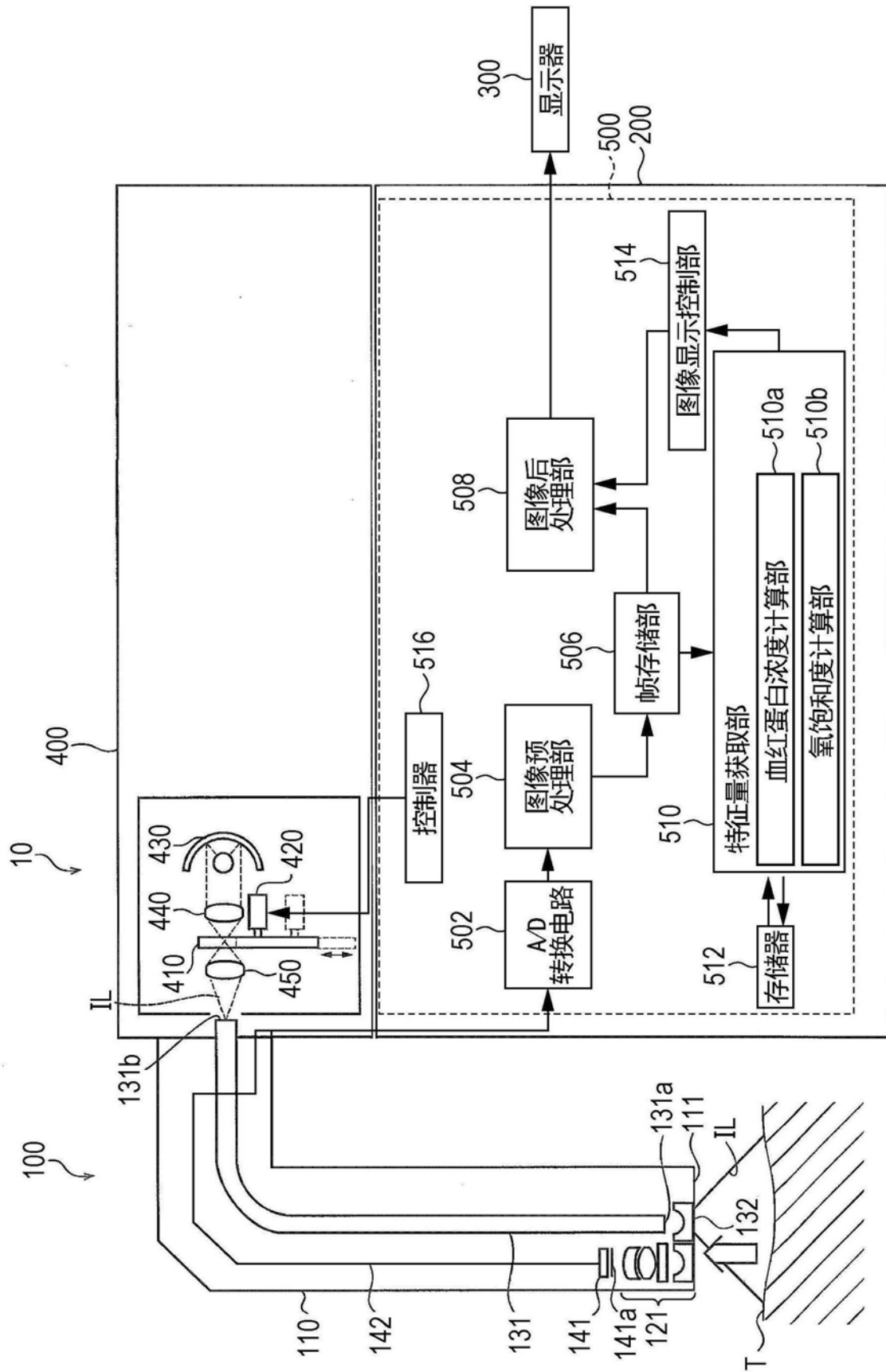


图5

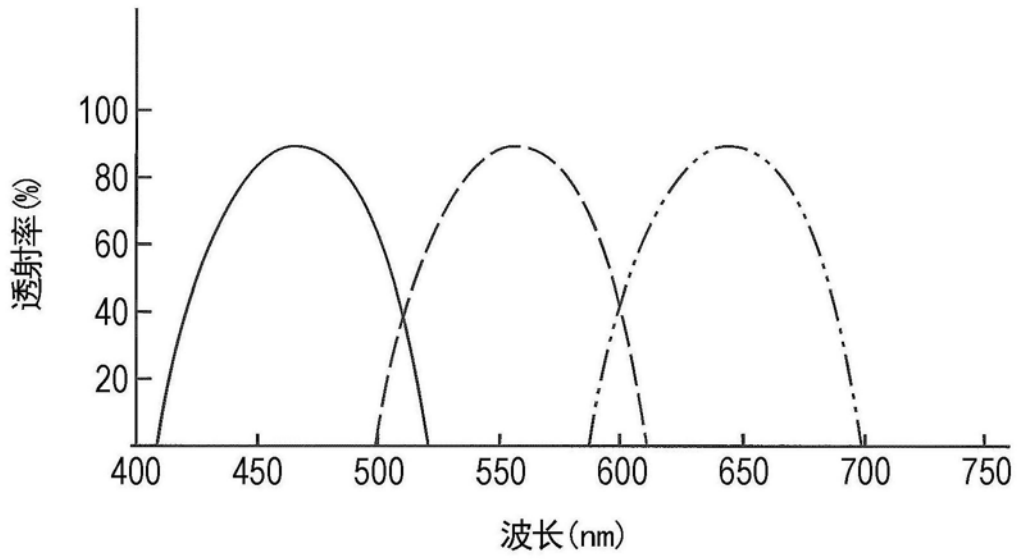


图6

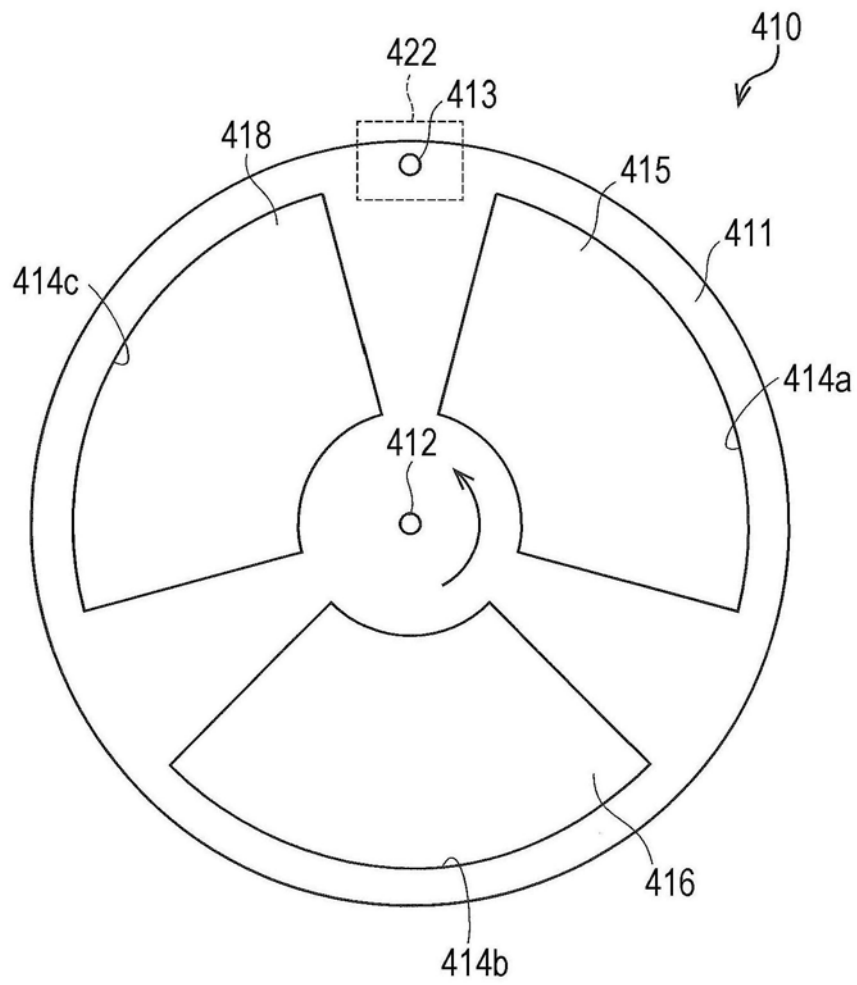


图7

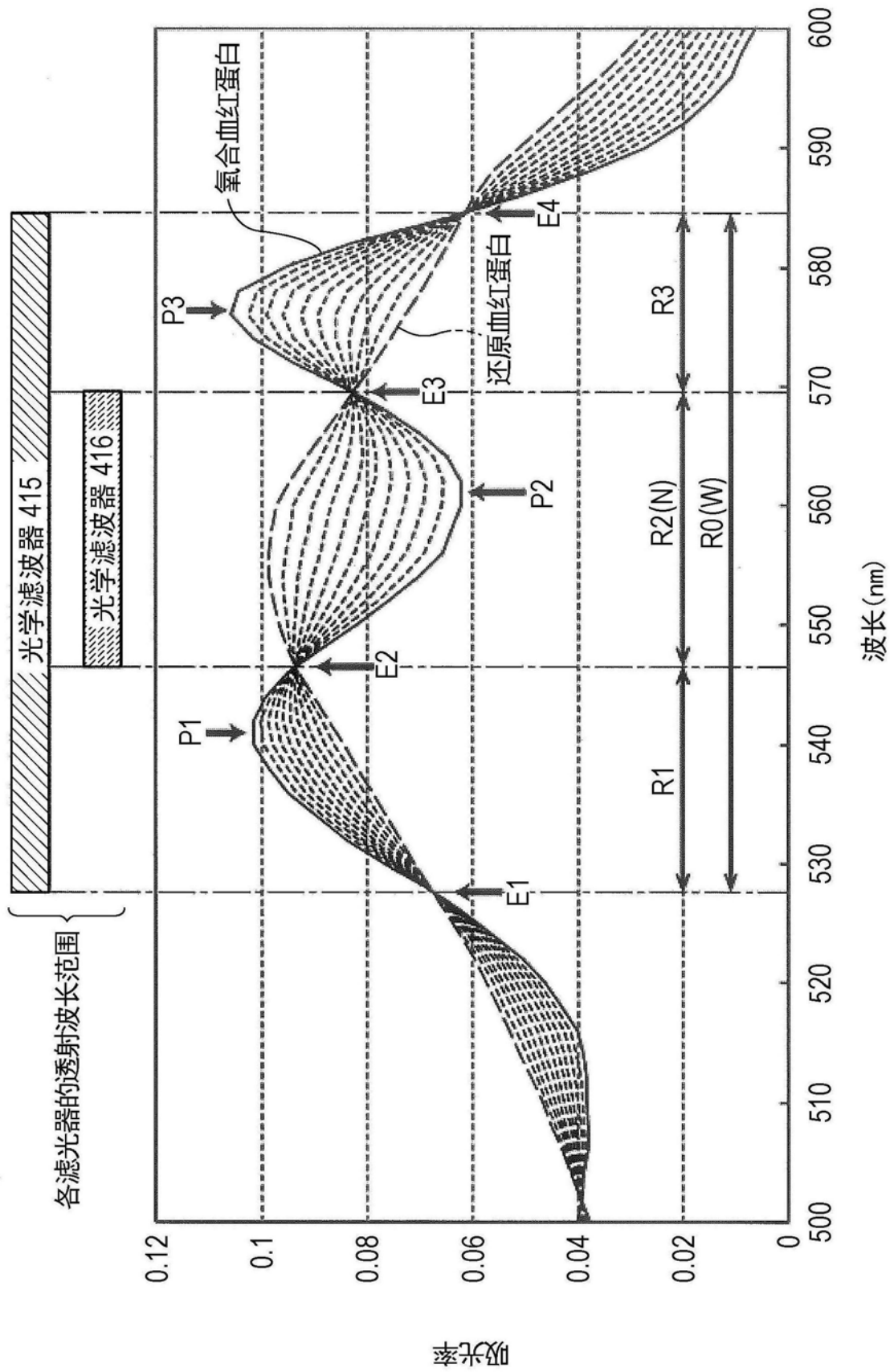


图8

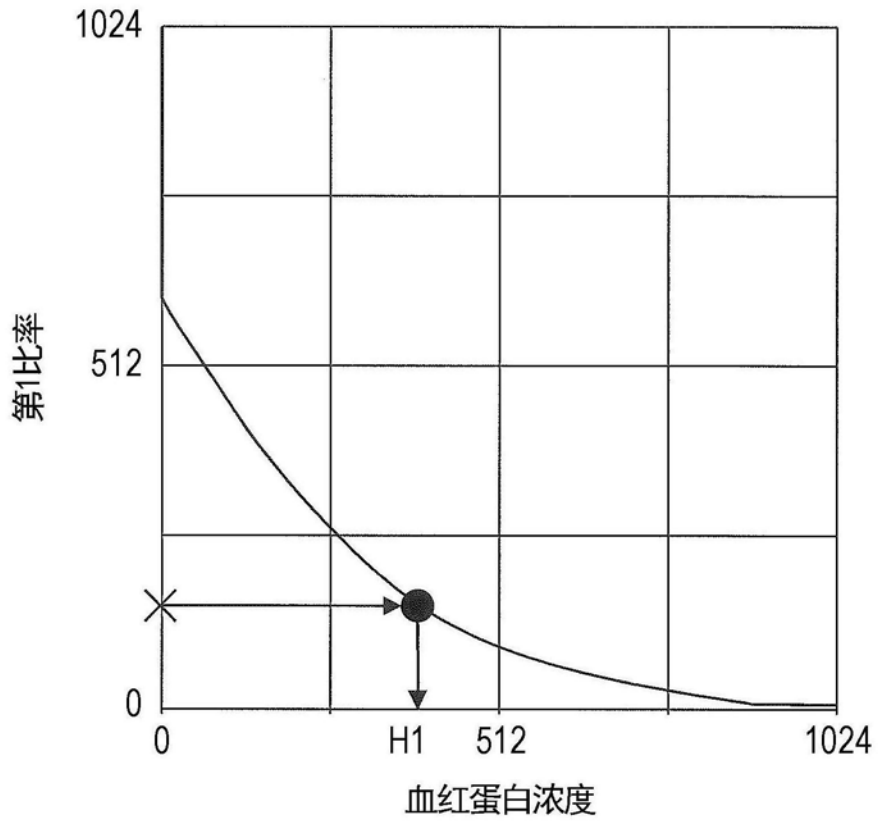


图9

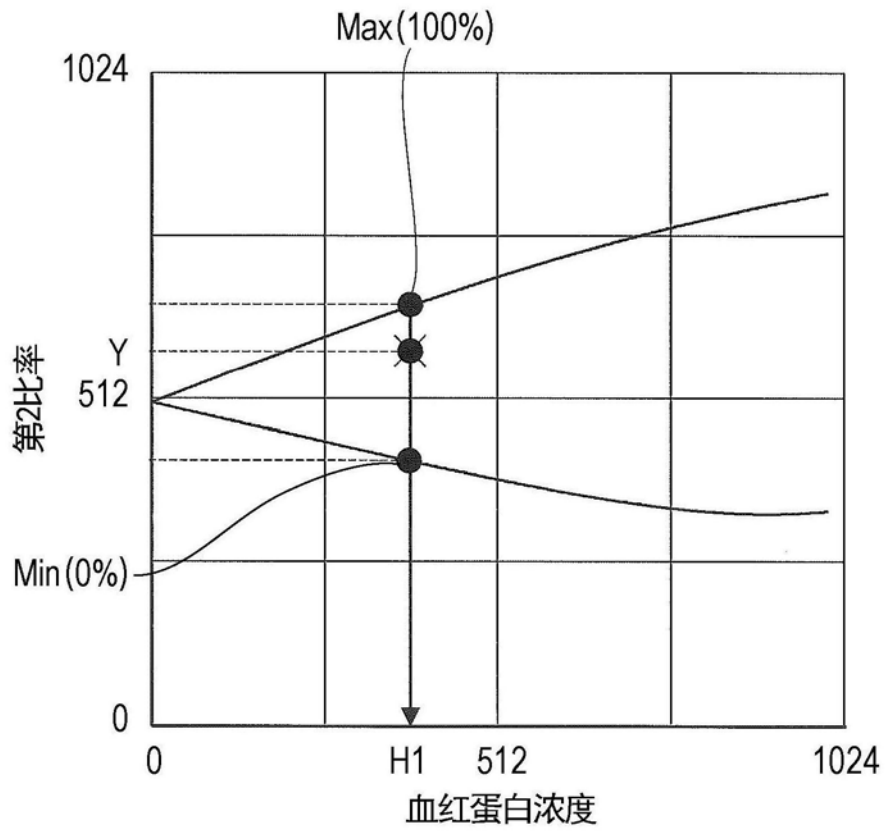


图10

专利名称(译)	校准用固体试样、内窥镜系统、以及固体试样的制备方法		
公开(公告)号	CN110072427A	公开(公告)日	2019-07-30
申请号	CN201880005003.0	申请日	2018-01-09
[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 A61B8/13		
CPC分类号	A61B1/00 A61B8/13 A61B1/00009 A61B1/04 A61B1/0676 A61B5/0084 G06T2207/10068		
优先权	2017000939 2017-01-06 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种作为计算生物组织中的血红蛋白浓度和血红蛋白氧饱和度的校准用参考试样使用的固体试样，其具有非生物物质的多种着色剂，还具有通过调节多种着色剂的混合比率来再现预定浓度以及预定氧饱和度的血红蛋白吸光特性的着色剂组、以及分散有所述着色剂组中各个着色剂的树脂材料，并且由非生物物质组成。在制备本固体试样中，对再现具有预定血红蛋白浓度与预定血红蛋白氧饱和度的血红蛋白吸光特性的着色剂组进行制备后，将作为母材的树脂溶解在使所述着色剂组分散在有机溶剂后的混合溶液中。之后，通过从溶解了所述树脂的所述混合溶液中挥发所述有机溶剂来制备所述固体试样。

