



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102894948 B

(45) 授权公告日 2016. 07. 13

(21) 申请号 201210226039. 6

US 2004/0082841 A1, 2004. 04. 29,

(22) 申请日 2012. 06. 29

US 2007/0060811 A1, 2007. 03. 15,

US 4998973 A, 1991. 03. 12,

(30) 优先权数据

2011-161647 2011. 07. 25 JP

审查员 涂燕君

(73) 专利权人 富士胶片株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 斋藤孝明

(74) 专利代理机构 北京天昊联合知识产权代理

有限公司 11112

代理人 宋丹氢 张天舒

(51) Int. Cl.

A61B 1/06(2006. 01)

A61B 1/04(2006. 01)

A61B 5/1459(2006. 01)

(56) 对比文件

US 2009/0147999 A1, 2009. 06. 11,

JP 特开平 6-22906 A, 1994. 02. 01,

US 2006/0173266 A1, 2006. 08. 03,

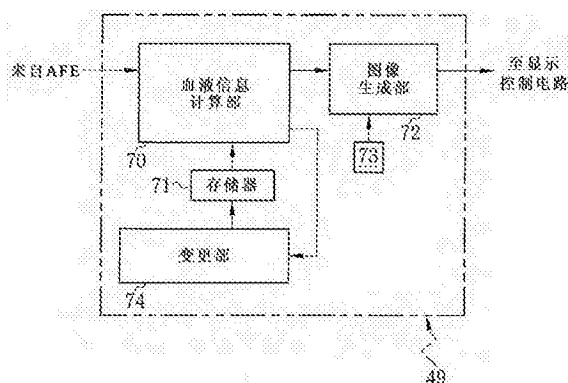
权利要求书3页 说明书14页 附图12页

(54) 发明名称

内窥镜系统及其控制方法

(57) 摘要

本发明提供一种内窥镜系统,在获取血管中血红蛋白氧饱和度的血液信息获取模式中,执行预成像和主成像。在预成像中,对正常体内部位进行成像,并且在血液信息计算部中计算各像素的氧饱和度。根据在预成像中获取的氧饱和度的平均值与氧饱和度的预定标准值之差,变更部修正标准参比数据。在后续的主成像中,使用修正参比数据来计算与正在观察的体内部位相对应的各像素的氧饱和度。



1. 一种内窥镜系统,包括:

照明部,用于对受检对象的体内部位照射测量光;

图像传感器,用于对以所述测量光照明的体内部位进行成像,以输出各像素的颜色像素值;

存储部,用于存储标准参比数据,所述标准参比数据限定所述颜色像素值与氧饱和度之间的相互关系;

计算部,用于基于所述标准参比数据以及在预成像期间从所述图像传感器获取的预颜色像素值,计算所述体内部位的预氧饱和度;

变更部,用于根据所述预氧饱和度以及所述氧饱和度的预定标准值之差,将所述标准参比数据变更至修正参比数据;以及

控制部,用于执行所述预成像和主成像,

其中,所述计算部基于所述修正参比数据以及在所述主成像期间从所述图像传感器获取的颜色像素值,计算所述体内部位的氧饱和度。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其中,所述预氧饱和度是所述体内部位的全体或一部分的氧饱和度之平均值。

3. 根据权利要求2所述的内窥镜系统,其中,所述控制部选择性地执行正常观察模式和血液信息获取模式,在所述正常观察模式中,在以白光照射所述体内部位时,所述图像传感器拍摄与用肉眼观察时基本相同的彩色图像,以及,所述血液信息获取模式用于执行所述主成像。

4. 根据权利要求3所述的内窥镜系统,其中,在所述血液信息获取模式中,在所述主成像之前,所述控制部执行所述预成像。

5. 根据权利要求2所述的内窥镜系统,其中,所述颜色像素值由三原色像素值构成,以及,笛卡尔坐标系以两种比值为坐标轴,各比值使用三原色像素值中的两种得到,在所述笛卡尔坐标系中,所述标准参比数据用氧饱和度不同的两个或两个以上标准氧饱和度曲线表示,以及,所述修正参比数据由两个或两个以上修正氧饱和度曲线构成,所述修正氧饱和度曲线根据所述差自各所述标准氧饱和度曲线移位。

6. 根据权利要求5所述的内窥镜系统,其中,所述三原色像素值是蓝色像素值、绿色像素值、以及红色像素值,以及,所述测量光由窄带光和白光构成,以及,在所述预成像和所述主成像各自成像中,所述照明部交替方式照射所述窄带光和所述白光,以及,所述图像传感器在照射所述白光期间获得第一彩色图像,并在照射所述窄带光期间获得第二彩色图像,以及,所述笛卡尔坐标系的坐标轴之一是所述第一彩色图像中绿色像素值与红色像素值之比,而另一坐标轴是所述第一彩色图像中绿色像素值与所述第二彩色图像中蓝色像素值之比,以及,连续获得的第一彩色图像和第二彩色图像构成图像集,所述计算部使用所述图像集的颜色像素值,以及,在所述预成像中,基于所述笛卡尔坐标系上的所述标准氧饱和度曲线,计算所述体内部位的预氧饱和度,以及,在所述主成像中,基于所述修正氧饱和度曲线计算正在观察的体内部位的氧饱和度。

7. 根据权利要求6所述的内窥镜系统,其中,所述窄带光处于一波长范围中,在该波长范围内,氧合血红蛋白与脱氧血红蛋白的吸光系数不同。

8. 根据权利要求7所述的内窥镜系统,其中,所述照明部在所述预成像中照射所述窄带

光和所述白光各自两次或两次以上,以及,所述计算部计算每个所述图像集的氧饱和度,以及,所述变更部获得所述氧饱和度的平均值,并且使用所述平均值作为预氧饱和度。

9.根据权利要求6至权利要求8中任一项权利要求所述的内窥镜系统,进一步包括血容量计算部,用于根据所述第一彩色图像中的绿色像素值与红色像素值之比计算血容量。

10.根据权利要求2所述的内窥镜系统,其中,对各解剖学身体部位确定氧饱和度的标准值,以及,所述变更部选择与所述解剖学身体部位对应的标准值。

11.根据权利要求10所述的内窥镜系统,进一步包括操作输入部,用于输入特定的解剖学身体部位。

12.根据权利要求6所述的内窥镜系统,进一步包括部位检出部,用来基于所述第一彩色图像和所述第二彩色图像中的至少一个检出解剖学身体部位。

13.根据权利要求12所述的内窥镜系统,其中,所述部位检出部基于血容量检出所述解剖学身体部位。

14.根据权利要求1所述的内窥镜系统,进一步包括用于选择测量区域的区域选择部,在所述预成像中使用所述测量区域来计算所述体内部位的预氧饱和度的平均值。

15.根据权利要求6所述的内窥镜系统,进一步包括区域选择部,用于选择测量区域,在所述预成像中使用所述测量区域来计算所述体内部位的预氧饱和度的平均值,将从所述第一彩色图像中剔除极亮区域和极暗区域后的区域确定为所述测量区域。

16.根据权利要求14所述的内窥镜系统,其中,所述区域选择部将血容量大于门限值的区域确定为所述测量区域。

17.根据权利要求14所述的内窥镜系统,其中,所述区域选择部将血管密度低于门限值的区域确定为所述测量区域。

18.根据权利要求2所述的内窥镜系统,进一步包括:

显示部,用于显示建议执行预成像的消息,使得所述体内部位布置于所述图像传感器的整个视野中;以及

判断部,用于判断所述预氧饱和度是否在允许范围中,以及,当所述预氧饱和度超出允许范围时,在所述显示部上再次显示建议执行预成像的消息。

19.一种内窥镜系统,包括:

照明部,用于对受检对象的体内部位交替地照射蓝色窄带光和白光,或者顺序地照射蓝色窄带光、红色光、以及绿色光;

图像传感器,用于输出以蓝色窄带光照射时成像所述体内部位用的各像素的蓝色像素值、以所述白光中的红色成分或所述红色光照射时成像所述体内部位用的各像素中的红色像素值、以及以所述白光中的绿色成分或所述绿色光照射时成像所述体内部位用的各像素中的绿色像素值;

存储部,用于存储第一标准参比数据和第二标准参比数据,所述第一标准参比数据用于利用所述绿色像素值与所述红色像素值之比、以及所述绿色像素值与所述蓝色像素值之比限定氧饱和度,以及,所述第二标准参比数据用于利用所述绿色像素值与所述红色像素值之比限定血容量;

计算部,用于使用所述第一标准参比数据以及在预成像期间从所述图像传感器获取的蓝色、绿色以及红色像素值,计算所述体内部位的预氧饱和度;

变更部,用于根据所述预氧饱和度以及所述氧饱和度的预定标准值之差,将所述第一标准参比数据变更至第一修正参比数据;以及

控制部,用于执行所述预成像和主成像,

其中,所述计算部基于所述第一修正参比数据、所述第二标准参比数据、以及在所述主成像期间从所述图像传感器获取的蓝色、绿色、以及红色像素值,计算所述体内部位的氧饱和度以及血容量。

20.根据权利要求19所述的内窥镜系统,其中,所述蓝色窄带光具有 $470\text{nm}\pm 10\text{nm}$ 的波长范围。

21.一种内窥镜系统的控制方法,所述内窥镜系统具有插入部、存储部、计算部、以及变更部,所述方法包括以下步骤:

在预成像中,从插进体腔的插入部末端对体内部位照射测量光;

在以所述测量光照射所述体内部位时,用设置在所述插入部末端中的图像传感器对所述体内部位进行成像,并且获得各像素的预颜色像素值;

利用存储在所述存储部中的标准参比数据,由所述计算部根据各预颜色像素值计算预氧饱和度;

根据所述预氧饱和度的平均值与氧饱和度的预定标准值之差,将所述存储部中的所述标准参比数据变更至修正参比数据;以及

利用所述修正参比数据,根据在主成像中对所述体内部位进行成像的各像素的颜色像素值,计算氧饱和度。

内窥镜系统及其控制方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种内窥镜系统及其控制方法,该内窥镜系统用于获取活组织的血管中血液里血红蛋白氧饱和度的信息。

背景技术

[0002] 在医疗领域利用内窥镜检查并获取生物信息例如血液信息已经常见。众所周知,内窥镜设置有插进受检对象体腔的插入部。从插入部的末端部向体腔中的体内部位照射照明光。布置在末端部中的图像传感器拍摄体内部位的图像。

[0003] 常规地,使用白色光源诸如氙灯或金属卤化物灯作为内窥镜的光源。近年来,用窄带光(特殊光)照射体内部位进行成像的方法引起了注意。这种方法便于发现病变(参见美国专利申请公开No.2008/0294105,对应于日本专利No.3583731)。

[0004] 基于图像信号获取血液信息(例如血管中血液里的血红蛋白氧饱和度)的方法已经进行了研究。在用窄带光照射体内部位时获取图像信号。例如,在日本专利公开No.06-315477中,使用了两个或更多个波长组的窄带光,其波长带处在300~400nm、400nm附近、400~500nm、500~600nm、以及450~850nm。各波长组包括吸光度随血红蛋白氧饱和度而变化的波长、以及吸光度基本上不受氧饱和度影响的波长。

[0005] 在日本专利公开No.06-315477所披露的方法中,预先提供了数据表格或者以例如两种颜色像素值之比值为参数的函数,作为参比数据。根据参比数据获取氧饱和度的信息。

[0006] 参比数据基于典型活组织的数据。然而,实际上,该数据取决于被观察体内部位的特性(例如粘膜层结构、厚度或者血管密度)而变化。体内部位的特性取决于个体差异、或者体内部位所在消化器官而不同。据此,当利用典型参比数据计算具有非典型特性的活组织的氧饱和度时,计算的可靠性降低。

[0007] 日本专利公开No.06-315477没有披露氧饱和度计算结果可靠性的降低,也没有给出解决办法。

发明内容

[0008] 本发明的目的是提供一种可靠性高的获取氧饱和度信息的内窥镜系统及其控制方法。

[0009] 为了达到上述以及其他目的,本发明的内窥镜系统包括照明部、图像传感器、存储区、变更部、以及计算部。照明部对受检对象的体内部位照射测量光。图像传感器对被测量光照射中的体内部位进行成像,以输出各像素的颜色像素值。存储部存储限定颜色像素值与氧饱和度之间相互关系的标准参比数据。变更部根据体内部位的特性将标准参比数据变更至修正参比数据。计算部基于修正参比数据根据各颜色像素值计算体内部位的氧饱和度。

[0010] 优选的是,内窥镜系统进一步包括控制部,用于执行预成像(用于变更标准参比数据)以及主成像(用于利用修正标准数据获取体内部位氧饱和度)。在预成像中,优选的是,

图像传感器在用测量光照射没有病变部的正常体内部位时,对正常体内部位进行成像。优选的是,基于标准参比数据以及在预成像期间根据图像传感器所获得的预颜色像素值,计算部计算正常体内部位的预氧饱和度。优选的是,根据预氧饱和度与氧饱和度的预定标准值之差,变更部将标准参比数据变更至修正参比数据。

[0011] 优选的是,预氧饱和度是体内部位的全体或一部分的氧饱和度之平均值。

[0012] 优选的是,控制部选择性地执行正常观察模式和血液信息获取模式,在正常观察模式中,在以白光照射述体内部位时,图像传感器成像得到与用肉眼观察时基本相同的彩色图像,而血液信息获取模式用于执行主成像。

[0013] 优选的是,在血液信息获取模式中,在主成像之前,控制部执行预成像。

[0014] 优选的是,颜色像素值由三原色像素值构成,以及,笛卡尔坐标系以两种比值为坐标轴,各比值使用三原色像素值中的两种得到,在笛卡尔坐标系中,标准参比数据用氧饱和度不同的两个或两个以上标准氧饱和度曲线表示。优选的是,修正参比数据由两个或两个以上修正氧饱和度曲线构成,修正氧饱和度曲线根据该差自各标准氧饱和度曲线移位。

[0015] 优选的是,三原色像素值是蓝色像素值、绿色像素值、以及红色像素值。优选的是,测量光由窄带光和白光构成,以及,在预成像和主成像各自的成像中,照明部交替方式照射窄带光和白光。图像传感器在照射白光期间获得第一彩色图像,并在照射窄带光期间获得第二彩色图像。优选的是,笛卡尔坐标系的坐标轴之一是第一彩色图像中的绿色像素值与红色像素值之比,而另一坐标轴是第一彩色图像中的绿色像素值与第二彩色图像中的蓝色像素值之比。优选的是,连续获得的第一彩色图像和第二彩色图像构成图像集,计算部使用图像集的颜色像素值。优选的是,在预成像中,基于笛卡尔坐标系上的标准氧饱和度曲线,计算正常体内部位的预氧饱和度,以及,在主成像中,基于修正氧饱和度曲线计算体内部位的氧饱和度。

[0016] 优选的是,窄带光处于一波长范围,在该波长范围中,氧合血红蛋白与脱氧血红蛋白的吸光系数不同。

[0017] 优选的是,照明部在预成像中照射窄带光和白光各自两次或两次以上。优选的是,计算部计算每个图像集的氧饱和度。优选的是,变更部获得氧饱和度的平均值,并且使用该平均值作为预氧饱和度。

[0018] 优选的是,内窥镜系统进一步包括血容量计算部,用于根据第一彩色图像中的绿色像素值与红色像素值之比计算血容量。

[0019] 优选的是,对各解剖学身体部位确定氧饱和度的标准值,以及,变更部选择与解剖学身体部位对应的标准值。

[0020] 优选的是,内窥镜系统进一步包括操作输入部,用于输入特定的解剖学身体部位。

[0021] 优选的是,内窥镜系统进一步包括部位检出部,用来基于第一彩色图像和第二彩色图像中的至少一个检出解剖学身体部位。优选的是,部位检出部基于血容量检出解剖学身体部位。

[0022] 优选的是,内窥镜系统进一步包括用于选择测量区域的区域选择部,在预成像中使用该测量区域计算正常体内部位的预氧饱和度平均值。优选的是,区域选择部将从第一彩色图像中剔除极亮区域和极暗区域后的区域确定为测量区域。区域选择部可以将血容量大于门限值的区域确定为测量区域。区域选择部可以将血管密度低于门限值的区域确定为

测量区域。

[0023] 优选的是,内窥镜系统进一步包括显示部和判断部。显示部显示建议执行预成像的消息,使得正常体内部位布置于图像传感器的整个视野中。判断部判断预氧饱和度是否在允许范围中。当预氧饱和度超出允许范围时,在显示部上再次显示建议执行预成像的消息。

[0024] 一种内窥镜系统,包括照明部、图像传感器、存储部、变更部、以及计算部。照明部对受检对象的体内部位交替地照射蓝色窄带光和白光,或者顺序地照射蓝色窄带光、红色光、以及绿色光。图像传感器输出以蓝色窄带光照射体内部位时所成像的各像素的蓝色像素值、以白光中红色成分或红色光照射体内部位时所成像的各像素的红色像素值、以及以白光中绿色成分或绿色光照射体内部位时所成像的各像素的绿色像素值。存储部存储第一标准参比数据和第二标准参比数据,第一标准参比数据用于利用绿色像素值与红色像素值之比、以及绿色像素值与蓝色像素值之比限定氧饱和度,而第二标准参比数据用于利用绿色像素值与红色像素值之比限定血容量。变更部将第一标准参比数据变更至第一修正参比数据。计算部基于第一修正参比数据计算体内部位的氧饱和度,并且基于第二标准参比数据计算血容量。

[0025] 优选的是,内窥镜系统进一步包括控制部,用于执行预成像和主成像,预成像用于变更第一标准参比数据,以及,主成像用于利用第一修正参比数据和第二标准数据获得体内部位的氧饱和度以及血容量。在预成像中,优选的是,图像传感器对没有病变部的正常体内部位进行成像。优选的是,计算部使用在预成像中由图像传感器获得的蓝色像素值、绿色像素值、以及红色像素值,以根据第一标准参比数据计算正常体内部位的预氧饱和度。优选的是,变更部根据预氧饱和度与氧饱和度的预定标准值之差,将第一标准参比数据变更至第一修正参比数据。

[0026] 优选的是,蓝色窄带光具有 $470\text{nm} \pm 10\text{nm}$ 的波长范围。

[0027] 一种内窥镜系统的控制方法,包括照射步骤、成像步骤、预氧饱和度计算步骤、变更步骤、以及氧饱和度计算步骤。在照射步骤中,在预成像时,从插进体腔的插入部末端对没有病变部的正常体内部位照射测量光。在成像步骤中,在照射测量光期间,以设置在插入部末端的图像传感器对正常体内部位进行成像,以获得各像素的颜色像素值。在预氧饱和度和计算步骤中,利用存储在存储部中的标准参比数据,用计算部根据各颜色像素值计算预氧饱和度。在变更步骤中,根据预氧饱和度的平均值与氧饱和度的预定标准值之差,将存储部中的标准参比数据变更至修正参比数据。在氧饱和度计算步骤中,在主成像时,利用修正参比数据,根据对体内部位进行成像的颜色像素的各颜色像素值计算氧饱和度。

[0028] 在本发明中,根据体内部位的特性变更标准参比数据。据此,以高可靠性获得的氧饱和度。

[0029] 在预成像中,利用颜色像素值和标准参比数据获得预氧饱和度。根据预氧饱和度与标准值之差,将标准参比数据变更至修正参比数据。从而,容易获得修正参比数据。

附图说明

[0030] 根据下文结合附图进行的优选实施例详细描述,本发明的上述以及其它的目的和优点将更为明了,附图中相似的附图标记表示相似或对应的部分,以及其中:

- [0031] 图1是电子内窥镜系统的外观图；
- [0032] 图2是电子内窥镜系统的示意性方块图；
- [0033] 图3是插入部的端面的平面图；
- [0034] 图4是带有Bayer配置的彩色滤光器的说明图；
- [0035] 图5是示出CCD的R像素、G像素和B像素各自的光谱灵敏度特性的曲线；
- [0036] 图6是示出激发光、窄带光、以及荧光的发射光谱的曲线；
- [0037] 图7是示出CCD以及第一半导体激光器和第二半导体激光器的操作时序图；
- [0038] 图8是图像处理电路的方块图；
- [0039] 图9是标准参比数据的示例曲线；
- [0040] 图10是示出氧合血红蛋白和脱氧血红蛋白的光吸收特性曲线；
- [0041] 图11是示出血容量图像以及氧饱和度图像的生成步骤的方框图；
- [0042] 图12A是用于生成血容量图像的色彩图(color map)；
- [0043] 图12B是用于生成氧饱和度图像的色彩图；
- [0044] 图13是示出建议执行预成像的信息窗的说明图；
- [0045] 图14是修正参比数据的说明图；
- [0046] 图15是示出血液信息获取模式中各步骤的流程图；
- [0047] 图16是示出在开始血液信息获取模式时执行预成像所用步骤的流程图；
- [0048] 图17是举例说明计算氧饱和度所使用区域的显示的说明图；以及
- [0049] 图18是旋转滤光器的示意图。

具体实施方式

[0050] 在图1中,电子内窥镜系统2包括电子内窥镜10、处理器装置11、以及照明装置12。如所周知的,电子内窥镜10具有:挠性插入部13,其插进受检对象(患者)体内;操作部14,其与插入部13的基端部结合;连接器15,其与处理器装置11和照明装置12分别连接;以及通用缆16,其使操作部14与连接器15相连接。

[0051] 操作部14设置有操作件,例如,角度旋钮,用于在水平方向和竖直方向回转插入部13的末端部17;送气/送水按钮,用于从气/水管嘴喷出空气和/或水;以及释放按钮,用于拍摄静止观察图像。

[0052] 在操作部14的末端侧设置钳子入口。将医疗器械诸如电刀等插进钳子入口。通过插入部13中的钳子通道,钳子入口与设置于末端部17的钳子出口40(参见图3)连通。

[0053] 处理器装置11与照明装置12电连接,并且控制整个电子内窥镜系统2的操作。通过取道经过通用缆16和插入部13的传输电缆,处理器装置11向电子内窥镜10供电。处理器装置11控制末端部17中CCD 33(参见图2)的操作。处理器装置11通过传输电缆接收从CCD 33输出的图像信号。处理器装置11对图像信号执行各种图像处理步骤以生成图像数据。将图像数据发送至与处理器装置11电缆连接的监视器18,并且显示为彩色观察图像。

[0054] 电子内窥镜系统2设置有正常观察模式和血液信息获取模式(或血管信息获取模式)。在正常观察模式中,在用白光照明下观察受检对象的体内部位。在血液信息获取模式中,向体内部位照射白光和窄带光,以计算活组织的血管中血液里血红蛋白的氧饱和度以及血容量。使用操作部14上的模式选择开关19,在各模式之间进行切换。当接通电源时,由

来自处理器装置11的指令将电子内窥镜系统2自动设定为正常观察模式。

[0055] 在图2和图3中,在插入部13的末端部17的端面上设置成像窗30和照明窗31a、31b、31c、31d。照明窗31a、31b布置于成像窗30的一侧,而照明窗31c、31d布置于其相反侧。在成像窗30后方,布置由透镜组和棱镜构成的物镜光学系统32。CCD 33布置在物镜光学系统32后方。

[0056] 照明窗31a~31d向体内部位照射来自照明装置12的照明光。具体而言,照明窗31a通过光导34a和照明透镜35a照射照明光。照明窗31b通过光导34b和照明透镜35b照射照明光。照明窗31c通过光导34c和照明透镜35c照射照明光。照明窗31d通过光导34d和照明透镜35d照射照明光。照明窗31a、31d用于白光。照明窗31b、31c用于窄带光。照明窗31a~31d布置成,照明窗31a和照明窗31d二者中心之间连线为长短交替的虚线a1,照明窗31b和照明窗31c二者中心之间连线为长短交替的虚线a2,虚线a1与虚线a2在成像窗30的中心处彼此相交。这种布置防止照明不均匀。用于白光的照明系统和用于窄带光的照明系统各自具有两个光路,也就是,共计四个光路。在图2中,为了简化图示,示出各照明系统中的一个光路,其他光路示出附图标记。末端部17可以对白光和窄带光各自设置一个光路,也就是,共计两个光路。在这种情况下,设置两个照明窗。

[0057] 来自体内部位的反射光通过成像窗30和物镜光学系统32入射在CCD 33上。CCD 33光电方式转换反射光,并且输出图像信号,图像信号中按时间序列获得各像素的像素信号。在CCD 33的成像面上形成由多个颜色区段构成的滤色器,例如原色滤光器36。原色滤光器36具有例如Bayer配置(R-红、G-绿、B-蓝),如图4所示。图5示出CCD 33的R像素、G像素、和B像素各自的光谱灵敏度特性,其由原色滤光器36光谱透射比以及像素自身的光谱灵敏度确定。R像素在600nm附近具有灵敏度峰值。G像素在530nm附近具有灵敏度峰值。B像素在460nm附近具有灵敏度峰值。R像素、G像素、和B像素各自的波长带彼此交叠。例如,B像素与G像素二者在450nm~530nm的波长带中都敏感。

[0058] 如周知的,模拟前端(AFE)37包括相关二重采样电路(CDS)、自动增益控制器(AGC)、以及模/数转换器(A/D)。CDS对从CCD33输出的图像信号执行相关二重采样,以除去CCD 33中出现的复位噪声和放大噪声(放大器噪声)。然后,AGC以处理器装置11指定的增益放大图像信号。之后,A/D转换器将图像信号转换成预定比特数的数字图像信号。将数字图像信号通过传输电缆输入至处理器装置11的图像处理电路49。

[0059] CCD驱动电路38产生用于CCD 33的驱动脉冲(垂直/水平扫描脉冲、电子快门脉冲、读出脉冲、复位脉冲等)以及用于AFE 37的同步脉冲。响应于来自CCD驱动电路38的驱动脉冲,CCD 33执行成像操作,以输出图像信号。AFE 37的各部分响应于来自CCD驱动电路38的同步脉冲操作。

[0060] 在电子内窥镜10与处理器装置11连接之后,响应于来自处理器装置11中CPU 45的操作开始指令,CPU 39激励CCD驱动电路38。CPU 39通过CCD驱动电路38调整AFE 37中AGC的增益。

[0061] CPU 45控制整个处理器装置11的操作。CPU 45通过数据总线、地址总线、以及控制线(都未示出)与各部分连接。ROM 46存储用于控制处理器装置11操作的各种程序(操作系统(OS)、应用程序等)以及数据(图形数据等)。CPU 45从ROM 46读出必要的程序和数据,并将其加载进入作为工作存储器的RAM 47,并且依次运行程序。CPU 45基于每次检查从处理

器装置11的操作板或者通过网络例如LAN(局域网)获取信息,诸如包括检查日期及时间、患者姓名、以及医生姓名的文本数据,并将这些信息写入RAM 47。

[0062] 操作单元48是周知的输入装置,诸如鼠标、键盘或设置于处理器装置11壳体的操作板。响应于来自操作单元48、或者来自设置于电子内窥镜10中操作部14的释放按钮或模式选择开关19的操作信号,CPU 45使各部分操作。

[0063] 图像处理电路49对从电子内窥镜10输入的图像信号执行各种图像处理步骤,诸如色彩插值、白平衡调整、伽马修正、图像增强、图像降噪、以及颜色转换。图像处理电路49计算后述的血容量以及氧饱和度。

[0064] 显示控制电路50通过CPU 45接收来自ROM 46的图形数据、以及来自RAM 47的检查信息(检查日期时间、患者姓名、医生姓名等)。图形数据包括显示遮掩(display mask)、文本数据、以及图形用户界面(GUI)。显示遮掩遮蔽观察图像的无效像素区域,从而只显示有效像素区域。文本数据包括当前所选模式。显示控制电路50对从图像处理电路49发送的图像执行各种显示控制处理步骤。显示控制处理步骤包括:显示遮掩、文本数据和GUI叠加在图像上,以及用于在监视器18的屏幕上显示图像的绘图处理。

[0065] 显示控制电路50具有帧存储器(未示出),用于临时存储来自图像处理电路49的图像。显示控制电路50从帧存储器读出图像,然后将该图像转换成与监视器18的显示格式一致的视频信号(分量信号、复合信号等)。从而,在监视器18的屏幕上显示观察图像。

[0066] 另外,处理器装置11设置有压缩电路、介质接口(I/F)、网络接口等(都未示出)。压缩电路以预定压缩格式(例如,JPEG格式)执行图像压缩。介质接口将压缩图像写入可移动介质诸如CF卡、磁光盘(MO)、或者CD-R。网络接口对向网络(诸如LAN)以及来自网络的各种类型数据传输进行控制。压缩电路、介质接口、网络接口等通过数据总线等与CPU 45连接。

[0067] 照明装置12具有第一半导体激光器55和第二半导体激光器56。第一半导体激光器55和第二半导体激光器56各自是大面积型InGaP(氮化镓磷)系激光二极管、InGaAs(砷氮化镓磷化合物)系激光二极管、或者GaAs(砷化镓)系激光二极管。如图6所示,第一半导体激光器55发出激发光,例如,中心波长为445nm的蓝色激发光L1,用于激发布置在光导34a和光导34d各出射端的波长变换器(荧光板)41。第二半导体激光器56发出窄带光L2(第一测量光),其波长范围为例如470nm $\pm$ 10nm,适宜为473nm,用于测量血管中血液里的血红蛋白的氧饱和度。

[0068] 第一半导体激光器55和第二半导体激光器56分别由光源驱动器57和光源驱动器58驱动。分别地,聚光透镜59和聚光透镜60聚集来自第一半导体激光器55和第二半导体激光器56的光,以让光入射在光导61和光导62上。光导61和光导62分别布置于第一半导体激光器55和第二半导体激光器56的出射端侧。光导61和光导62与作为混光器的组合器63连接。组合器63与作为光分布器的分光器64连接。通过组合器63和分光器64,将来自光导61、62的光分配至四个光导34a~34d。在聚光透镜59与光导61之间布置可变孔阑65。在聚光透镜60与光导62之间布置可变孔阑66。可变孔阑65、66分别控制入射在光导61、62上的光量。取代使用组合器63和分光器64,也可以将来自第一半导体激光器55和第二半导体激光器56的光分别直接入射在光导34a~34d。

[0069] 在光导34a和照明透镜35a之间布置波长变换器41。光导34d和照明透镜35d之间也布置波长变换器41。各波长变换器41是玻璃板,其上涂布或者分散有数种荧光体。荧光体吸

收来自第一半导体激光器55的一部分蓝色激发光L1,以发出在从绿色到黄色波长范围内的荧光。来自波长变换器41的荧光(图6中的L3)与透过波长变换器41的蓝色激发光L1混合,从而产生白光。将白光通过照明窗31a、31d照射体内部位。白光中的红色波长成分用作第二测量光,用于测量血容量。白光中的绿色波长成分用作参照光。荧光体的示例包括YAG系荧光物质或BAM(BaMgAl₁₀O₁₇)荧光物质。可以买到以商品名Micro White(或MW)(注册商标)销售的荧光体。

[0070] 如图5所示,只有B像素对445nm中心波长的第一激发光L1的反射光(由体内部位反射的)敏感。B像素和G像素对473nm中心波长的第二激发光L2的反射光敏感。因为荧光L3是在大约450nm~700nm宽范围中的光,R像素、G像素、B像素都对荧光L3敏感。

[0071] 照明装置12的CPU 67与处理器装置11的CPU 45通信。CPU 67通过光源驱动器57控制第一半导体激光器55的通/断,并且通过光源驱动器58控制第二半导体激光器56的通/断。CPU 67还通过可变光阑65控制第一半导体激光器55的光量,并且通过可变光阑66控制第二半导体激光器56的光量。

[0072] 利用模式选择开关19选择正常观察模式和血液信息获取模式中的一种模式。CPU(控制部)45执行所选择的模式。当选择正常观察模式时,CPU 45通过CPU 67控制光源驱动器57,以便仅仅接通第一半导体激光器55。从而,只有白光(其为来自第一半导体激光器55的445nm中心波长的激发光L1与来自波长变换器41的L3的混合光)作为照明光照射至体内部位。

[0073] 当选择血液信息获取模式时,CPU 45通过CPU 67控制光源驱动器57和光源驱动器58,以便交替接通激光器55和激光器56,如图7所示,以执行预成像和主成像。使激光器55和激光器56重复地按交替时间单位切换。各时间单位含有累积期和读出期。当接通第一半导体激光器55时,对体内部位照射白光(L1+L3)。当接通第二半导体激光器56时,对体内部位照射窄带光L2。应当注意到,激光器55、56可以只在CCD 33的累积期接通,并且在读出期断开。

[0074] 在图8中,图像处理电路49设置有血液信息计算部(或者血管信息计算部)70。体内部位的第一彩色图像P1和第二彩色图像P2(参见图7)的两个相邻帧作为图像集,利用在血液信息获取模式中所拍摄的图像集,血液信息计算部70计算各像素的血管中血液里血红蛋白的氧饱和度以及血容量。在用白光(L1+L3)照射体内部位时拍摄第一彩色图像P1。在用蓝色窄带光L2照射体内部位时拍摄第二彩色图像P2。白光和蓝色窄带光交替照射。

[0075] 血液信息计算部70具有帧存储器(未示出),用于临时存储图像集,即第一彩色图像P1和第二彩色图像P2。血液信息计算部70从帧存储器读出第一彩色图像P1和第二彩色图像P2。利用第一彩色图像P1和第二彩色图像P2的颜色像素值,例如,利用第一彩色图像P1和第二彩色图像P2的颜色像素值之比,血液信息计算部70执行各种计算。颜色像素值可以不是从第一彩色图像P1和第二彩色图像P2各自的全体获得。也就是,可以计算第一彩色图像P1和第二彩色图像P2各自的区域之间的颜色像素值之比,例如,第一彩色图像P1的血管区域颜色像素值与第二彩色图像P2的血管区域颜色像素值之比。在这种情况下,在将图像输入至血液信息计算部70之前,对从AFE 37输入的图像进行分析。例如,参照血管区域与非血管区域之间的亮度值差异,确定图像中的血管区域。然后,将所确定的血管区域的图像以及信息输出至血液信息计算部70。

[0076] 举例而言,利用白光照射下所拍摄第一彩色图像P1的颜色像素值与窄带光照射下所拍摄后继第二彩色图像P2的颜色像素值之比,血液信息计算部70计算氧饱和度和血容量。更具体而言,相对于第一彩色图像P1和第二彩色图像P2中的对应像素,血液信息计算部70计算比值 $b2/g1$ (第二彩色图像P2的B像素值 $b2$ (第一像素值)与第一彩色图像P1的G像素值 $g1$ (第三像素值)之间的“第一比值”)、以及比值 $r1/g1$ (第一彩色图像P1的R像素值 $r1$ (第二像素值)与G像素值 $g1$ (第三像素值)之间的“第二信号比”),并且基于存储器71中的参比数据逐个像素地计算出氧饱和度和血容量。

[0077] 有关氧饱和度和血容量的标准参比数据存储在例如ROM 46中。当通电时,从ROM 46读出标准参比数据,并且将其写入图像处理电路49中的存储器71。标准参比数据(标准氧饱和度信息和标准血容量信息)包括函数或者数据表格,其限定(颜色像素值之间的)各信号比与氧饱和度之间的相互关系、或者信号比与血容量之间的相互关系。通过根据实验等获得各信号比与氧饱和度之间的相互关系、以及信号比与血容量之间的相互关系,生成标准参比数据。如图9所示,在以两种比值为坐标轴的笛卡尔坐标系或直角坐标系中,用具有不同氧饱和度的标准氧饱和度曲线表示标准氧饱和度信息。纵轴是第一信号比 $b2/g1$ 。横轴是第二信号比 $r1/g1$ 。随着第二比值 $r1/g1$ 即血容量增大,各标准氧饱和度曲线之间的间隔尺寸增大。

[0078] 在以信号比 $r1/g1$ 为坐标轴的笛卡尔坐标系中,用标准血容量曲线表示标准血容量信息。应当注意到,在本实施例中,标准血容量曲线并未根据体内部位的特性而改变。然而,标准血容量曲线可按照类似于氧饱和度信息的方式改变。

[0079] 各信号比与氧饱和度之间的相互关系、以及信号比与血容量之间的相互关系,与图10中所示的氧合血红蛋白和脱氧血红蛋白的光吸收特性以及光散射特性密切相关。在473nm波长处,氧合血红蛋白的吸光系数与脱氧血红蛋白的吸光系数之间的差异较大,根据在473nm波长(即:在窄带光L2的波长带中)光照射下所获取的信号,容易地获得氧饱和度的信息。然而,这样获取的信号对氧饱和度以及血容量二者的依赖性高。

[0080] 根据图10得出重要的两点。

[0081] 1.在接近470nm的波长范围中,例如,在中心波长 $470\text{nm} \pm 10\text{nm}$ 的蓝色波长带中,根据氧饱和度的变化,吸光系数显著变化。

[0082] 2.在590nm~700nm的红色波长带中,根据氧饱和度的变化,吸光系数看上去明显变化。然而,实际上,因为吸光系数值本身极小,吸光系数倾向于表现为不受氧饱和度影响。

[0083] 基于上述两点,在血液信息获取模式中,使用蓝色窄带光L2作为第一测量光,以获得与窄带光L2对应的第二彩色图像P2的B像素值 $b2$ 。使用白光中主要随血容量变化的红色波长成分作为第二测量光,以获得第一彩色图像P1的R像素值 $r1$ 。利用取决于氧饱和度和血容量二者的第一信号比 $b2/g1$ 、以及只取决于血容量的第二信号比 $r1/g1$,精确地计算各像素的氧饱和度,而不受血容量的影响。

[0084] 血液信息计算部70从数据表格检索出与信号比相对应的氧饱和度和血容量,或者将信号比输入至函数。这样,根据标准参比数据或者修正参比数据(变更参比数据),获得与该信号比对应的氧饱和度和血容量。利用血容量曲线,根据比值 $r1*/g1*$ 得到血容量。用穿过点P(与比值 $b2*/g1*$ 和比值 $r1*/g1*$ 对应的点)的氧饱和度曲线种类(本示例中,60%)表示氧饱和度。当对应于比值 $b2*/g1*$ 和比值 $r1*/g1*$ 的点P'位于下限线“ $l_{\min}$ ”(氧饱和度=0%)

上方时,确定氧饱和度为0%。当对应于比值 $b2^*/g1^*$ 和比值 $r1^*/g1^*$ 的点P"位于上限线“ l_{max} ”(氧饱和度=100%)下方时,确定氧饱和度为100%。当氧饱和度为0%和100%时,不计算像素的氧饱和度。

[0085] 在血液信息获取模式的预成像中,血液信息计算部70向变更部74发送氧饱和度的计算结果(预氧饱和度),以生成修正参比数据(变更参比数据)。另一方面,在血液信息获取模式的主成像中,将血液信息计算部70中计算出的各像素的氧饱和度和血容量发送至图像生成部72。图像生成部72基于色彩图根据其颜色像素值着色各像素,以生成氧饱和度图像和血容量图像。

[0086] 如图11所示,发送至监视器18的视频信号包括亮度信号Y以及色差信号Cb和色差信号Cr。将第一彩色图像P1的G像素值 $g1$ 赋值给亮度信号Y。将计算出的血容量赋值给色差信号Cb和色差信号Cr。从而,生成血容量图像。第一彩色图像P1的G像素值 $g1$ 与血红蛋白吸收相对较高的波长带的反射光相对应。据此,在基于G像素值 $g1$ 所形成的图像中,目视检查粘膜的凹凸和血管。通过将G像素值 $g1$ 赋值给亮度信号Y,确定了血容量图像的总体亮度。

[0087] 基于图12A所示的色彩图73a,将与血容量对应的信号值分别赋值给色差信号Cb和色差信号Cr。在色彩图73a中,色差信号Cb的信号值随血容量增大而减小。另一方面,色差信号Cr的信号值随血容量增大而增大。据此,当血容量增大时,血容量图像更加发红。当血容量减小时,血容量图像中红的色度减小,因此,血容量图像成为单色。

[0088] 按照与生成血容量图像类似的方式,通过将G像素值 $g1$ 赋值给亮度信号Y,并且将氧饱和度赋值给色差信号Cb和色差信号Cr,生成氧饱和度图像,其为伪彩色图像。

[0089] 基于图12B所示的色彩图73b,将与氧饱和度对应的信号值分别赋值给色差信号Cb和色差信号Cr。在色彩图73a中,当氧饱和度较高时,色差信号Cr的信号值定义为正,而色差信号Cb的信号值定义为负。与之相反,当氧饱和度较低时,色差信号Cr的信号值定义为负,而色差信号Cb的信号值定义为正。当氧饱和度为中间水平时,色差信号Cr的信号值与色差信号Cb的信号值之间的大小关系逆转。据此,随着氧饱和度增大,氧饱和度图像的色调或色彩从蓝→浅蓝→绿→黄→橙→红变化。另外,血容量和氧饱和度的数值可以作为文本数据叠加到所生成的图像上。

[0090] 在正常观察模式下,显示控制电路50允许监视器18显示在白光照明下所成像的体内部位全色图像。全色图像与用肉眼观察的图像基本相同。在血液信息获取模式的主成像中,显示控制电路50允许监视器18单独显示图像生成部72中所生成的血容量图像和氧饱和度图像之一(单一显示),或者并排显示血容量图像和氧饱和度图像二者(并列显示)。单一显示和并列显示手动切换,或者以规律间隔时间自动切换。这便于图像之间的比较,改进了病变部例如未分化型早期胃癌等的诊断性能。

[0091] 当将使用白光的正常观察模式切换到血液信息获取模式时,CPU 45允许监视器18显示如图13中所示的消息窗80。消息窗80显示消息,例如“执行正常体内部位的预成像”,建议术者将没有病变部的正常体内部位定位在电子内窥镜10的整个视野中,并且执行预成像,以计算氧饱和度。

[0092] 当显示消息窗80时,术者观察显示在监视器18上的图像,并且将正常体内部位或者认为正常的体内部位定位在电子内窥镜10的整个视野中。然后,对操作单元48进行操作,以指令开始预成像。应当注意到,正常体内部位和待观察体内部位(具有疑似病变部的体内

部位,从其获取血容量和氧饱和度)位于相同的器官中。

[0093] 当输入预成像开始时,CPU 67将照明光从白光连续照射切换至蓝色窄带光和白光交替照射。如图7所示,CCD 33对交替用白光和窄带光照明的正常体内部位进行成像。血液信息计算部70使用图9所示的标准参比数据,以相对于一个图像集的部分或整体计算各像素的预氧饱和度。将计算出的预氧饱和度发送至变更部74。

[0094] 变更部74计算图像集中各像素的预氧饱和度的平均值。在预成像中,获得两个或两个以上图像集。将各图像集的预氧饱和度的平均值相加,然后除以图像集的总数。从而,获得所有图像集的预氧饱和度的平均值 STO_{ave} 。之后,计算平均值 STO_{ave} 与预定的标准值 STO_{st} 之差 Δ 。标准值 STO_{st} 是从口到肛门的胃肠道正常粘膜的典型氧饱和度(70%)。

[0095] 当平均值 STO_{ave} 与标准值 STO_{st} 之差 Δ 为0($STO_{ave}=STO_{st}$)时,变更部74不改变或者说不修正标准参比数据。

[0096] 当平均值 STO_{ave} 与标准值 STO_{st} 之差 Δ 为负($STO_{ave}-STO_{st}<0$,即 $STO_{ave}<STO_{st}$)时,将由图14中实线描绘的标准氧饱和度曲线沿纵轴向上平移,如图14中点划线所示,以补偿该差,并且让 $STO_{ave}=STO_{st}$ 。当平均值 STO_{ave} 与标准值 STO_{st} 之差 Δ 为正($STO_{ave}-STO_{st}>0$,即 $STO_{ave}>STO_{st}$)时,将由图14中实线描绘的标准氧饱和度曲线沿纵轴向下平移,如图14中双点划线所示,以补偿该差,并且让 $STO_{ave}=STO_{st}$ 。应当注意到,当平均值 STO_{ave} 与标准值 STO_{st} 之差为0($STO_{ave}=STO_{st}$)时,不改变标准氧饱和度曲线,也就是,使用图9所示的标准氧饱和度曲线。

[0097] 在血容量固定于预定值,例如中间值(参见图9)的情况下,基于平均值 STO_{ave} 与标准值 STO_{st} 之差 Δ 的大小,对平移量进行调整。将标准氧饱和度曲线沿固定血容量的轴线进行平移。随着平均值 STO_{ave} 与标准值 STO_{st} 之差增大,平移量增大。变更部74将修正的氧饱和度曲线连同标准氧饱和度曲线一起存储在存储器71中。

[0098] 在预成像期间,除了预氧饱和度之外,可以计算血容量(预血容量)和预血容量平均值。沿预血容量的平均值线,可以获得平均值 STO_{ave} 与标准值 STO_{st} 之差 Δ 。取决于血容量,标准氧饱和度曲线之间的间隔增大或减小。据此,适宜的是,在计算差 Δ 时,考虑预血容量,这提供了更高的精确性。

[0099] 接着,参照图15,说明上述构造的电子内窥镜系统2的操作。术者对操作单元48进行操作,以输入与受检对象相关的信息等,并且指令检查开始。然后,术者将电子内窥镜10的插入部13插进体腔内。在用照明装置12照明体腔时,术者用CCD 33对体腔成像。

[0100] 从CCD 33输出的图像信号在AFE 37的各部中经过各种处理。然后,将图像信号输入至图像处理电路49。图像处理电路49对图像信号执行各种图像处理步骤,以生成图像。将图像输入至显示控制电路50。显示控制电路50根据图形数据对图像执行各种显示控制处理步骤。从而,在监视器18上显示全色观察图像。

[0101] 当电子内窥镜10插进体腔时,选择正常观察模式。在正常观察模式中,在CPU 45的指令下,CPU 67接通第一半导体激光器55。从而,从照明窗31a和照明窗31d照射白光。通过白光照明,在保证宽观察视野时,将插入部插入。当电子内窥镜10到达接近于期望体内部位时,在对插入部13末端部17的方向和位置进行调整时,通过监视器18上的彩色图像对体内部位进行观察。在观察期间,利用释放按钮拍摄静止图像,或者,例如,将医疗器械插进电子内窥镜10的钳子通道,以除去病变部或对病变部投药。

[0102] 在正常观察期间,当发现需要具体观察的病变部时,如图15中S10所示,使用模式选择开关19以选择血液信息获取模式。当将正常观察模式切换至血液信息获取模式时,显示控制电路50允许监视器18显示建议术者执行预成像的消息窗80(S11)。将正常体内部位置于电子内窥镜10的视野内,然后,指令开始预成像(S12中的是)。从而,CPU 67控制激光器55和激光器56在各帧(累积期和读出期)中交替接通。CCD 33捕获白光(L1+L3)的反射光和窄带光L2的反射光,以分别并且交替地输出第一彩色图像P1和第二彩色图像P2(S13)。

[0103] 在图像处理电路49中,血液信息计算部70计算第一彩色图像P1的颜色像素值与第二彩色图像P2的颜色像素值之比。第一彩色图像P1和第二彩色图像P2相继成像,并且用作图像集。利用标准参比数据(标准氧饱和度曲线)计算预氧饱和度(S14)。对于两个或两个以上的图像集,重复成像(S13)以及进行预氧饱和度的计算(S14)(S15中的否)。

[0104] 血液信息计算部70向变更部74输出各像素的预氧饱和度的计算结果。变更部74计算所有图像集的预氧饱和度的平均值 STO_{ave} (S16)。然后,计算平均值 STO_{ave} 与标准值 STO_{st} 之差 Δ (S17)。当平均值 STO_{ave} 与标准值 STO_{st} 之差 Δ 为0($STO_{ave}=STO_{st}$)时(S18中的是),变更部74不改变或者说不修正标准参比数据(标准氧饱和度曲线)。另一方面,当平均值 STO_{ave} 与标准值 STO_{st} 之差 Δ 不为0($STO_{ave}<STO_{st}$ 或 $STO_{ave}>STO_{st}$)时(S18中的否),变更部74修正标准参比数据,以对平均值 STO_{ave} 与标准值 STO_{st} 之差 Δ 进行补偿。这样,生成修正参比数据,并写入存储器71(S20)。

[0105] 当完成预成像时,指令主成像开始。在使末端部17朝向待观察体内部位例如病变部的情况下,执行主成像。在主成像过程中,与预成像中一样,对体内部位交替照射窄带光和白光。并在各照射光下交替成像第一彩色图像P1和第二彩色图像P2。将第一彩色图像P1和第二彩色图像P2用作图像集。相对于各像素计算信号比 $r1/g1$ 和信号比 $b2/g1$ 。利用信号比和氧饱和度的修正参比数据(修正氧饱和度曲线),计算各像素的氧饱和度。利用信号比 $r1/g1$ 和血容量的标准参比数据(血容量曲线),计算各像素的血容量(S21)。

[0106] 将由血液信息计算部70计算出的各像素的氧饱和度和血容量发送至图像生成部72,并且取决于其等级(levels)进行着色。在监视器18上并列显示以伪彩色表示的氧饱和度图像和血容量图像(S22)。对每一图像集更新氧饱和度图像和血容量图像。观察显示在监视器18上的氧饱和度图像和血容量图像,以诊断病变部中是否存在癌组织。

[0107] 当完成了病变部的详细观察时,使用模式选择开关19以结束血液信息获取模式(S23中的是)。在这种情况下,将血液信息获取模式切换至正常观察模式,并且在连续照射白光下开始正常观察。

[0108] 在本发明中,获得正常体内部位的血管中血液的预氧饱和度的平均值 STO_{ave} 。当平均值 STO_{ave} 与标准值 STO_{st} 不一致时,对标准参比数据进行修正,以补偿平均值 STO_{ave} 与标准值 STO_{st} 之差。然后,利用修正参比数据计算氧饱和度。从而,可再现性地恒定获得氧饱和度的精确信息,而不受患者之间个体差异的影响。这提高了利用氧饱和度进行诊断的可靠性,并且能早期发现癌组织。

[0109] 在上述实施例中,使用单一标准值 STO_{st} 进行比较。可选择地,对于胃肠道的各部分例如食道和胃都可以设定并存储标准值 STO_{st} 。基于逐个身体部位设定标准值 STO_{st} 进一步改进了氧饱和度计算的可靠性。在这种情况下,应当注意到,当指令开始预成像时,术者通过操作单元48等输入正在观察的体内部位(或器官)。响应于操作输入信号,将标准值 STO_{st}

切换至与所输入体内部位相对应的值。可选择地,为了省略输入体内部位,可以自动检测出正在观察的身体部位的解剖学部位。响应于自动检测的结果,将标准值 STO_{st} 切换至与该解剖学部位相对应的值。

[0110] 为了自动检测体内部位的解剖学部位,将第一彩色图像P1的R像素值 $r1$ 与第一彩色图像P1的G像素值 $g1$ 之间的信号比 $r1/g1$ 与门限值进行比较。例如,食道的血容量相对较低。胃的血容量相对较高。大肠的血容量在食道的血容量与胃的血容量之间。变更部74将从血液信息计算部70发送的比值 $r1/g1$ 与为区分体内部位所预定的门限值进行比较。基于比较结果,变更部74识别或者确定正在观察的体内部位。将标准值 STO_{st} 切换至与所识别出的体内部位相对应的值,然后,计算平均值 STO_{ave} 与标准值 STO_{st} 之差 Δ 。换言之,变更部74起到身体部位检测部的作用。

[0111] 可选择地,可以使用周知的图像识别技术,用于自动检测体内部位的解剖学部位。例如,利用模式识别,可以检测贲门,其为食道和胃之间具有独特形状的接合部。在另一示例中,将图像中的暗区与门限值进行比较,以检测解剖学部位,因为在内窥镜通过贲门之前食道图像中的暗区较小,而内窥镜进入胃时胃的图像中暗区较大。可以采用任何方法,只要能识别或者辨别出正在观察的体内部位。例如,可以利用CT扫描拍摄检查中的患者图像,以检测电子内窥镜10的末端部17在体腔中的位置。可选择地,末端部17可以设置有pH传感器,以基于pH差异识别正在观察的体内部位。

[0112] 在上述实施例中,当选择血液信息获取模式时执行预成像。取而代之的是,不管何种模式,响应于术者通过操作单元48等输入的指令,可以执行预成像。

[0113] 预成像可以自动开始而无需术者指令。在这种情况下,例如,如图16所示,当选择了血液信息获取模式(S30),并且按照与上述实施例类似的方式获取了图像集的预氧饱和度的平均值 STO_{ave} (S31、S32、S33中的是、以及S34)时,自动开始预成像。

[0114] 然后,变更部74判断平均值 STO_{ave} 是否在预定门限范围(允许范围)内(S35)。换言之,变更部74起到判断部的作用,用于判断预成像中所成像的体内部位是否为正常体内部位。门限范围可以是例如氧饱和度大于等于50%或小于等于90%。当平均值 STO_{ave} 在预定门限范围内时(S35中的是),变更部74判断电子内窥镜10整个视野中都是没有病变部的正常体内部位。从而,执行上述实施例的S17以及后续步骤。

[0115] 另一方面,当平均值 STO_{ave} 超出门限范围(允许范围)时(S35中的否),变更部74判断所成像的体内部位是病变部。在这种情况下,按照类似于上述实施例的方式,在监视器18上显示消息窗80(S36)。消息窗80中的消息建议术者将正常体内部位布置于电子内窥镜10的整个视野中。当术者指令预成像开始时(S37中的是),再次执行预成像(回到S31)。按照这种方式,当平均值 STO_{ave} 在门限范围内时,省略指令预成像开始的步骤。

[0116] 除了使用上述氧饱和度之外,还有多种方法用于判断正在观察的体内部位是否正常。例如,可以对粘膜表面层的血管增强图像(流动血管的可视图像)进行分析,以检测正在观察的体内部位是否正常。在蓝色窄带光(例如,上述实施例中中心波长为473nm的窄带光L2)照射下拍摄粘膜表面层的血管增强图像。具体而言,根据粘膜表面层中分支血管的数量,获得血管的密度(density或compactness)。当血管的密度较高时,判断正在观察的体内部位包括癌组织周边的新生血管。当血管的密度相对较低时,判断正在观察的体内部位正常。

[0117] 在上述实施例中,利用在预成像中所拍摄图像是整个区域的氧饱和度,计算平均值 STO_{ave} 。另一方面,可以限定或者指定用于计算平均值 STO_{ave} 的区域20。例如,血管信息计算部70可以判断图像中极亮的区域和/或极暗的区域不适合用于计算平均值 STO_{ave} ,并且剔除或者排除极亮的区域和/或极暗的区域。然后,血液信息计算部70将与图像中除被剔除区域之外的其余区域相对应的预氧饱和度输出至变更部74。具体而言,当用10比特表示像素值的灰度(gradation)时,将像素值超出30~700范围的区域剔除。

[0118] 计算平均值 STO_{ave} 用的区域20可以是这样的区域,其中第一彩色图像P1的R像素值 $r1$ 与第一彩色图像P1的G像素值 $g1$ 之比 $r1/g1$ (其为血容量指标)大于门限值。换言之,具有相对较高血容量的区域可以用作区域20。如所周知,癌组织导致血容量不足。所以,具有相对高血容量的区域很可能是正常的体内部位。另一方面,当区域具有的比值 $r1/g1$ 低于等于门限值时,该区域很可能不是正常的体内部位,所以,将这种区域从计算平均值 STO_{ave} 用的区域20中剔除。

[0119] 计算平均值 STO_{ave} 用的区域20可以是比值 $b2/g1$ 大于门限值的区域。比值 $b2/g1$ 是第二彩色图像P2的B像素值 $b2$ 与第一彩色图像P1的G像素值 $g1$ 之比。当对癌组织周边的新生血管成像时,血管的密度(density或compactness)相对较高,这使比值 $b2/g1$ 相对较小。也就是,当区域的比值 $b2/g1$ 小于等于门限值时,正被成像的区域很可能具有癌组织周边的新生血管。所以,将这种区域从计算平均值 STO_{ave} 用的区域20中剔除。与计算图像集整个区域的预氧饱和度的平均值 STO_{ave} 相比,上述方法的任何一种都快速完成平均值 STO_{ave} 的计算。因此,可以使预成像后与主成像前之间的时间缩短。

[0120] 如图17所示,在氧饱和度图像上,以可区分的方式,可以用彩色半色调点网覆盖所选定的用于计算平均值 STO_{ave} 的区域20。从而,目视确认所选定的区域20。可选择地,术者可以指定用于计算平均值 STO_{ave} 的区域20。例如,区域20可以固定在图像的中心部。

[0121] 预成像中所拍摄图像、计算出的预氧饱和度信息、以及所选定的用于计算平均值 STO_{ave} 的区域20都可以存储,因而,可以将其用于检查后的验证、下次检查等。

[0122] 在上述实施例中,每次将模式切换至血液信息获取模式时修正标准参比数据(必要时)。可选择地,除了标准参比数据之外,预先可以准备或者使两种或两种以上修正参比数据备用。基于平均值 STO_{ave} 与标准值 STO_{st} 之差 Δ 的计算结果,可以选择合适的修正参比数据。

[0123] 可以以患者为基础对每个患者存储并管理平均值 STO_{ave} ,或者,以患者的器官为基础对每个器官存储并管理平均值 STO_{ave} 。在这种情况下,不用预成像,从存储器中检索根据最近检查获得的平均值 STO_{ave} ,并且在上述处理过程中使用。这免去了执行预成像的麻烦。

[0124] 在上述实施例中,除了氧饱和度之外,还计算血容量。本发明并不局限于上述实施例。本发明可以应用于只计算氧饱和度的系统,如日本专利公开No.06-315477中所描述的。本发明还可以应用于获取氧饱和度和血管深度两种信息的系统,如美国专利申请公开No.2011-0077462(对应于日本专利公开No.2011-092690)所描述的。

[0125] 除了氧饱和度的计算之外,可以用中心波长为例如405nm、450nm、550nm、以及780nm的窄带光照射体内部位,以获取粘膜表面、中层、以及深层的血管增强图像。本发明具有的结构能进行特殊观察。例如,可以将荧光物质喷射进入活组织,并且可以对活组织照射激发光,以观察来自活组织的荧光,或者可以观察活组织的自身荧光。

[0126] 在本发明中,可以计算用血容量 $\times$ 氧饱和度(%)求出的氧合血红蛋白指数,或者用血容量 $\times$ (100-氧饱和度)(%)求出的脱氧血红蛋白指数。

[0127] 在上述实施例中,使用了白光用的第一半导体激光器55和窄带光用的第二半导体激光器56。可选择地,例如,白色光源诸如在从蓝色到红色的宽波长范围中(例如,在大于等于400nm且小于等于800nm的范围中)发出白光的氙灯、卤素灯、或者白色LED,其与波长可调元件可以组合使用。波长可调元件选择性地透过入射光中特定波长范围内的光。波长可调元件的可透过波长范围可以改变。

[0128] 波长可调元件可以是例如标准具(etalon)或液晶可调滤光器。标准具具有两个高反射滤光器。使用致动器诸如压电元件改变两个滤光器之间的间隔以控制透过光的波长带。液晶可调滤光器具有夹在偏振滤波器之间的双折射滤光器和向列型液晶单元。改变施加至液晶单元的电压,以控制透过光的波长带。波长可调元件设置在白色光源与光导的入射端之间。取而代之的是,波长可调元件可以设置在光导的出射侧。可选择地,波长可调元件可以设置成靠近于物镜光学系统(objective optical system),例如,位于成像窗后方或者CCD的成像面上。

[0129] 可选择地,可以使用单色图像传感器、白色光源、以及旋转滤光器。旋转滤光器布置于白光的光路上。旋转滤光器设置有两个或两个以上的干涉滤光片(通带滤光片)。例如,使用图18所示的旋转滤光器90。旋转滤光器90具有包括外环区90a和内圆区90b的双同心结构。外环区90a具有R、G、B滤光器区段。白光中红色波长范围内的光透过R滤光器区段。白光中绿色波长范围内的光透过G滤光器区段。白光中蓝色波长范围内的光透过B滤光器区段。内圆区90b与外环区90a共用R滤光器区段以及G滤光器区段。内圆区90b的B滤光器区段是相邻于外环区90a的B滤光器区段,为扇形或扇状区域,其透过 $470\text{nm} \pm 10\text{nm}$ 的光(窄带光L2)。

[0130] 移位机构(未示出)使旋转滤光器90移动,以选择性地将外环区90a或内圆区90b之一置于白光的光路上。在正常观察模式中,将外环区90a置于白光的光路上。从而,将透过R滤光器区段的R光、透过G滤光器区段的G光、以及透过B滤光器区段的B光相继地照射至体内部位。单色图像传感器光电方式转换来自体内部位的反射光。根据三色图像(R、G、B)生成用于正常观察的全色图像。另一方面,在血液信息获取模式中,将内圆区90b置于白光的光路上。将透过R滤光器区段的R光、透过G滤光器区段的G光、以及透过内圆区90b扇状区域的窄带光L2相继地照射至体内部位。在这种情况下,R光对应于第二测量光,而G光对应于参照光。根据用窄带光L2的成像获得第一像素值。根据用R光的成像获得第二像素值。根据用G光的成像获得第三像素值。取代双同心结构,旋转滤光器的结构可以具有两个或两个以上的扇状区域排列。可选择地,可以使用两个或两个以上的旋转滤光器。用移位机构可以切换旋转滤光器。

[0131] 在上述实施例中,对于CCD的彩色滤光器或旋转滤光器使用了RGB原色滤光器区段。可选择地,可以使用Y(黄色)、M(品红色)以及C(蓝绿色)的补色滤光器。

[0132] 在上述实施例中,例示了使用电子内窥镜。本发明并不局限于上述实施例。本发明也可以应用于其他类型的内窥镜,例如,具有导像束(image guide)的纤维镜,或者在其末端结合有图像传感器和超声波换能器的超声内窥镜。

[0133] 对于本领域技术人员来说,可以容易地对上述实施方案进行多种修改和改进,或应用于其它领域,而不偏离本发明的目的、精神和范围。

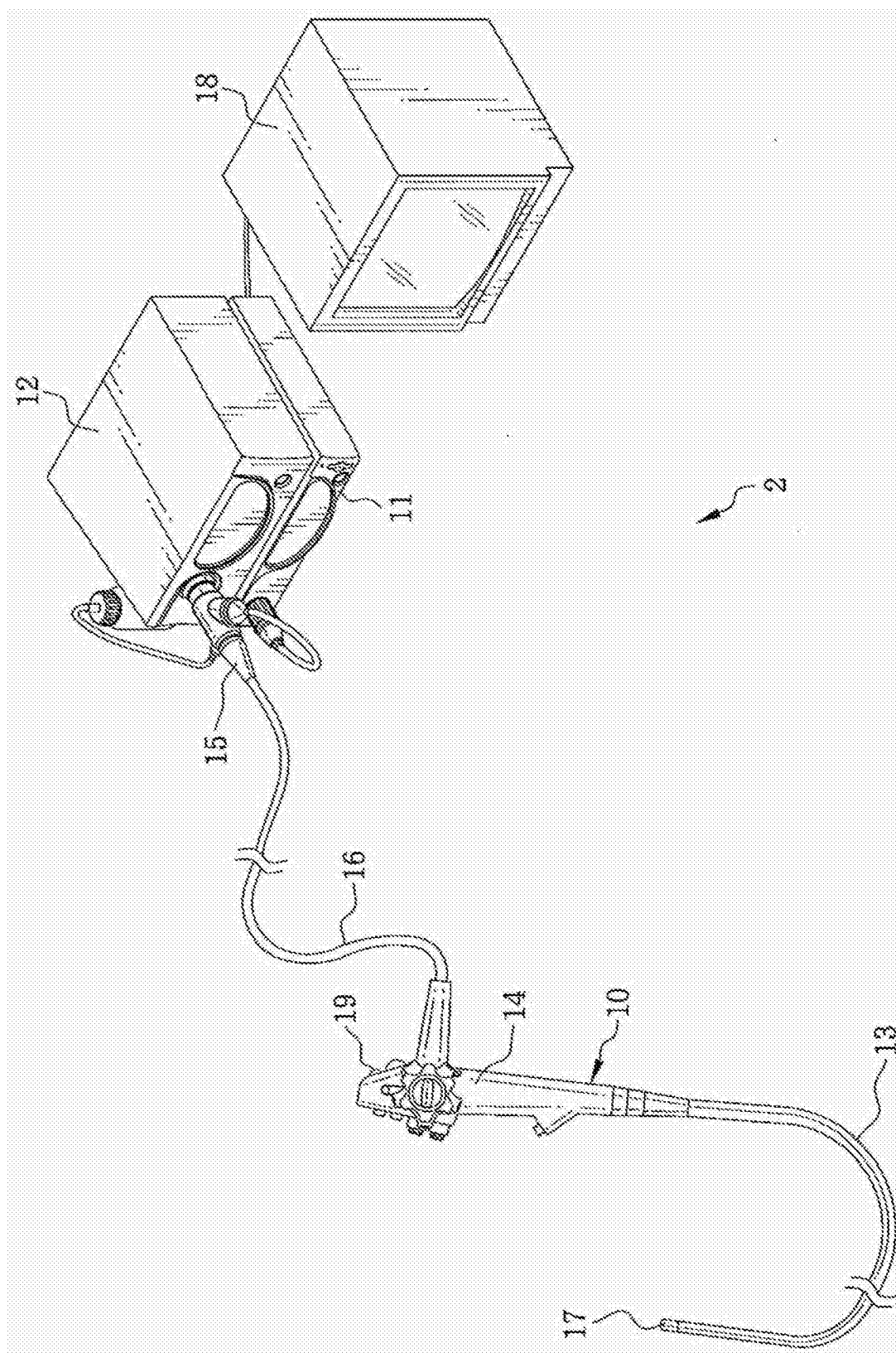


图 1

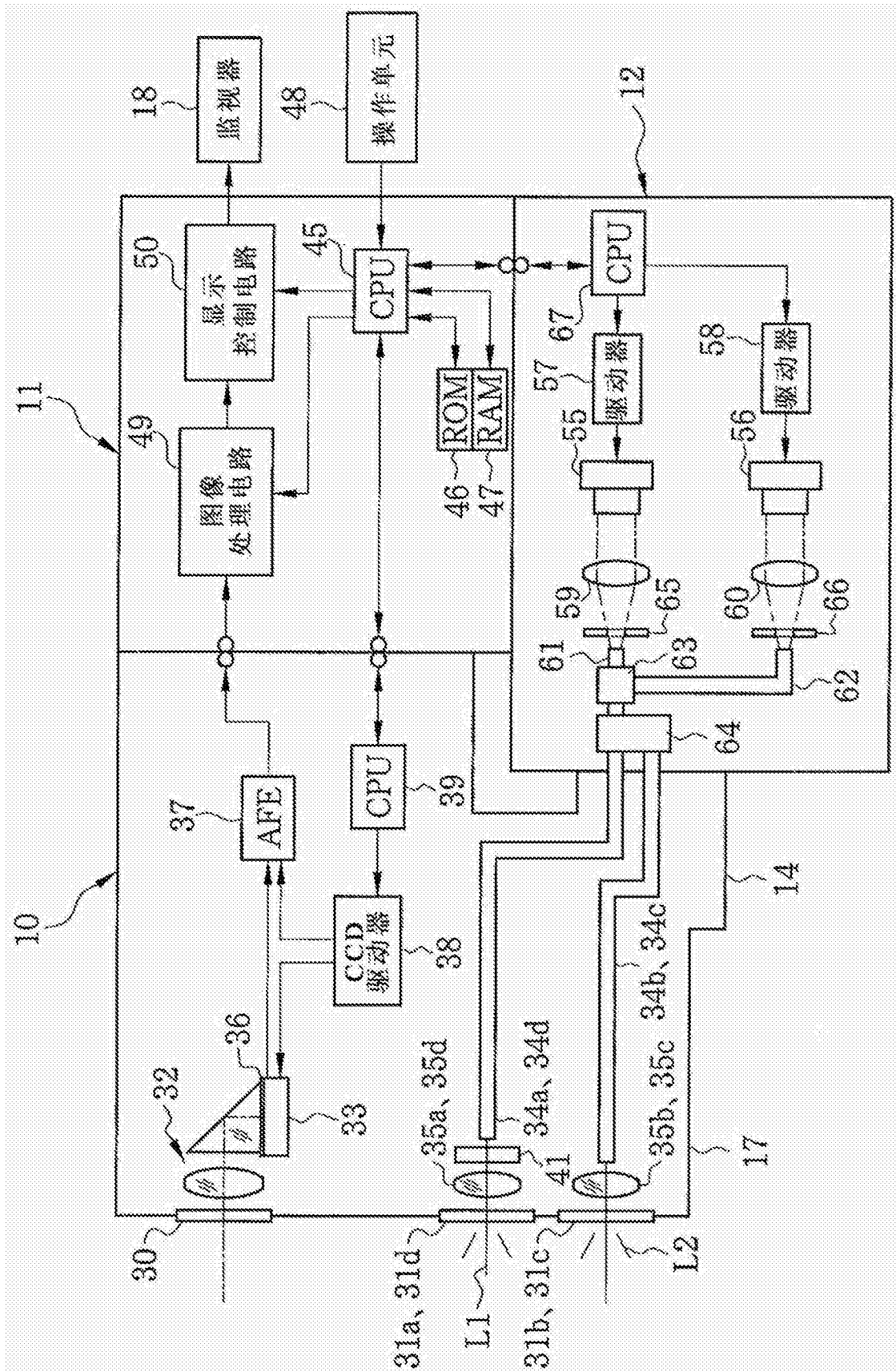


图2

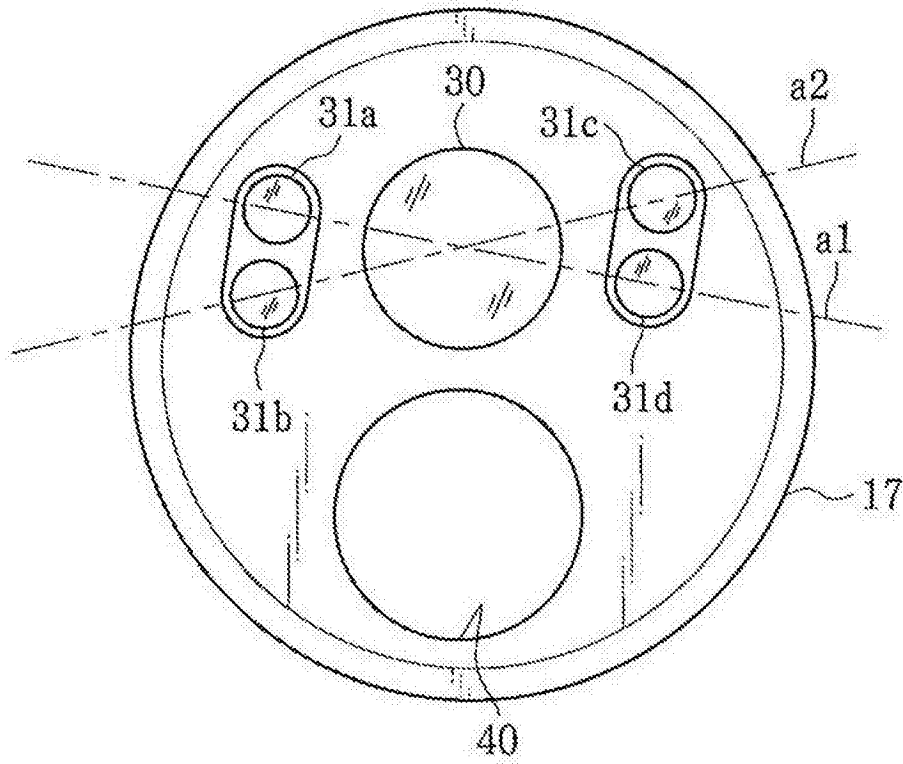


图3

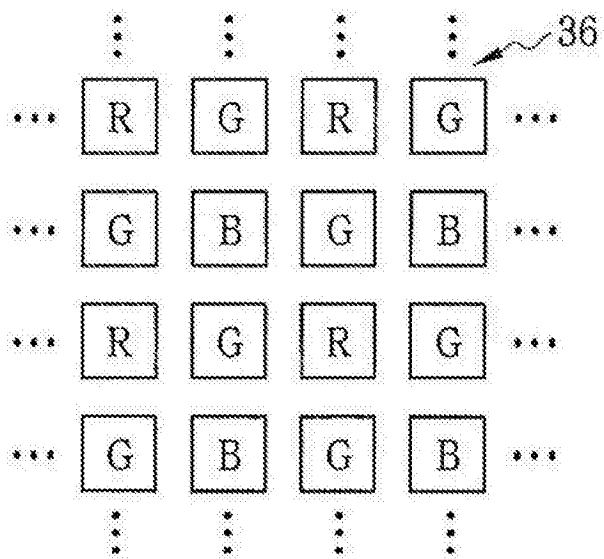


图4

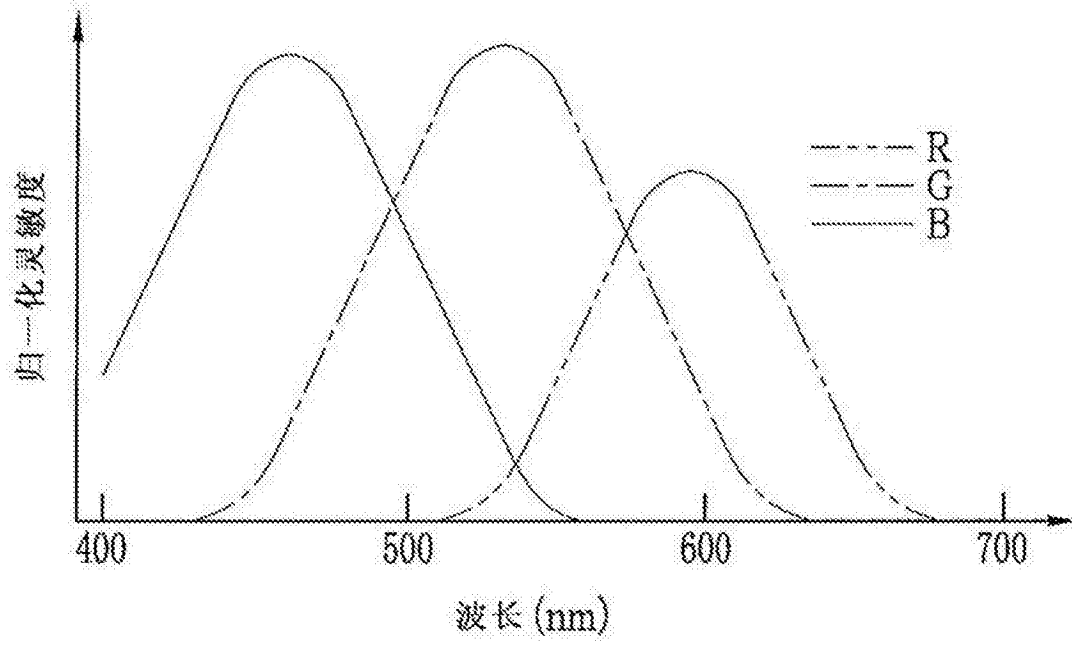


图5

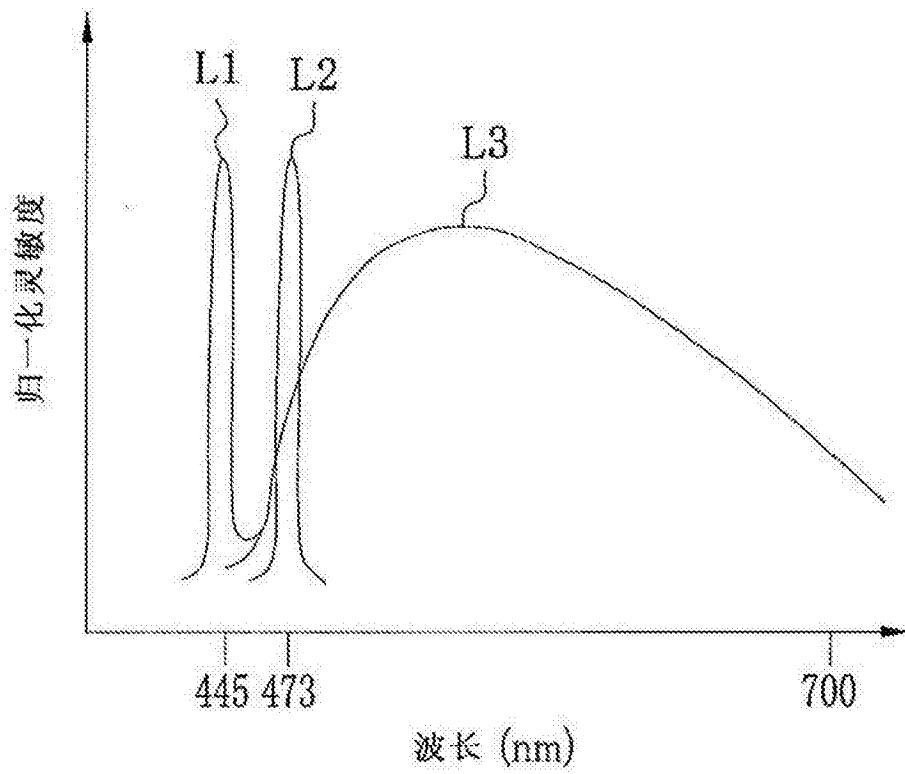


图6

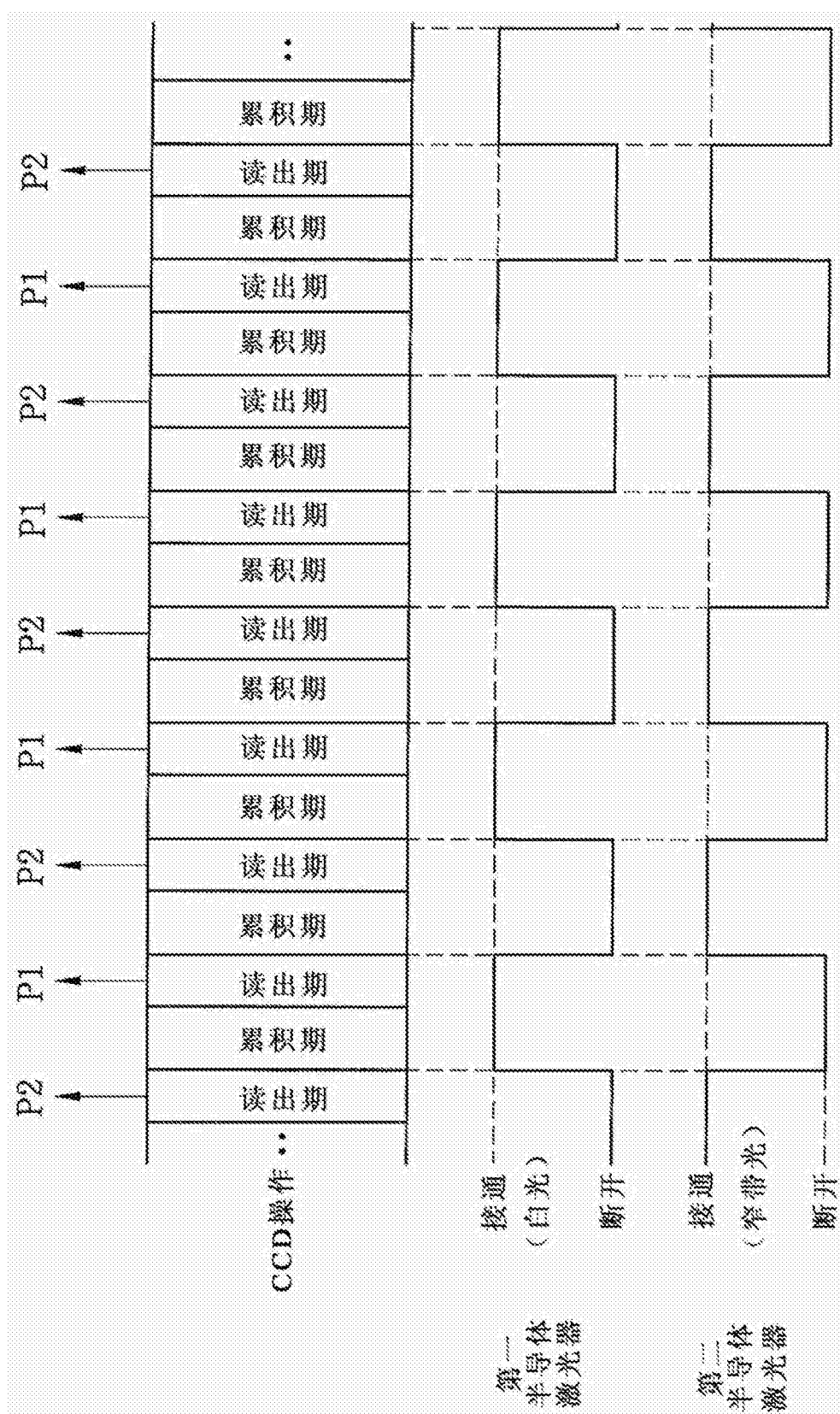


图7

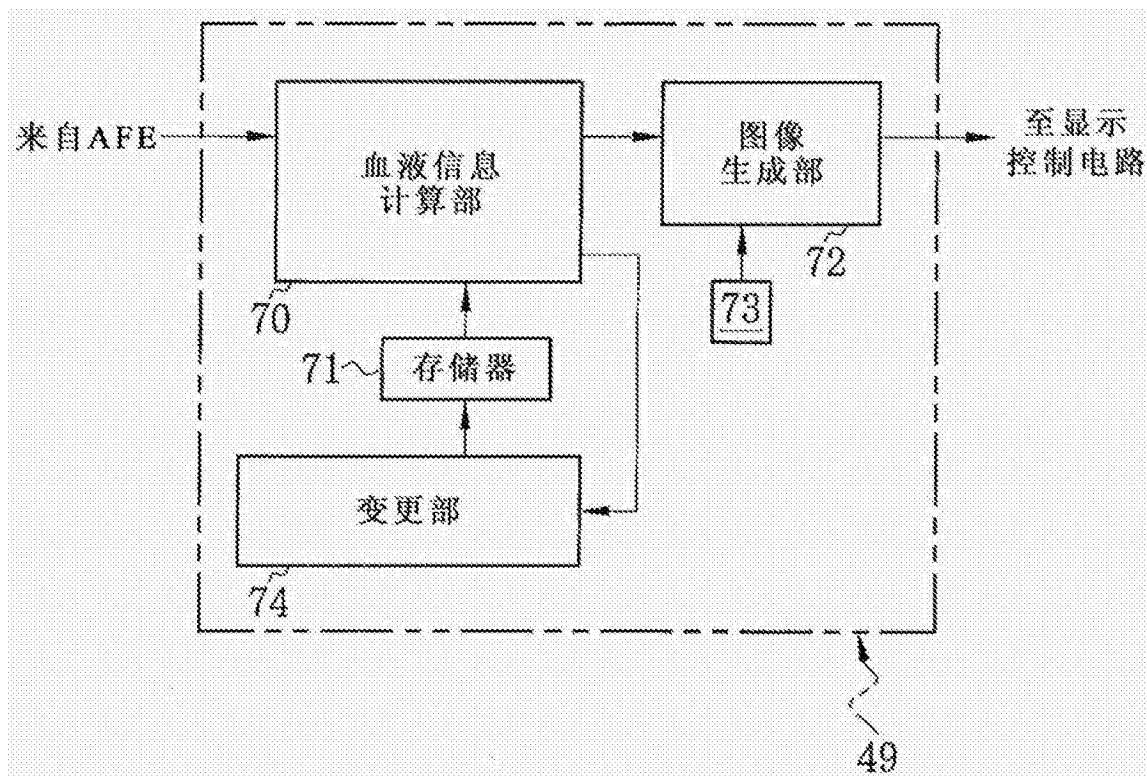


图8

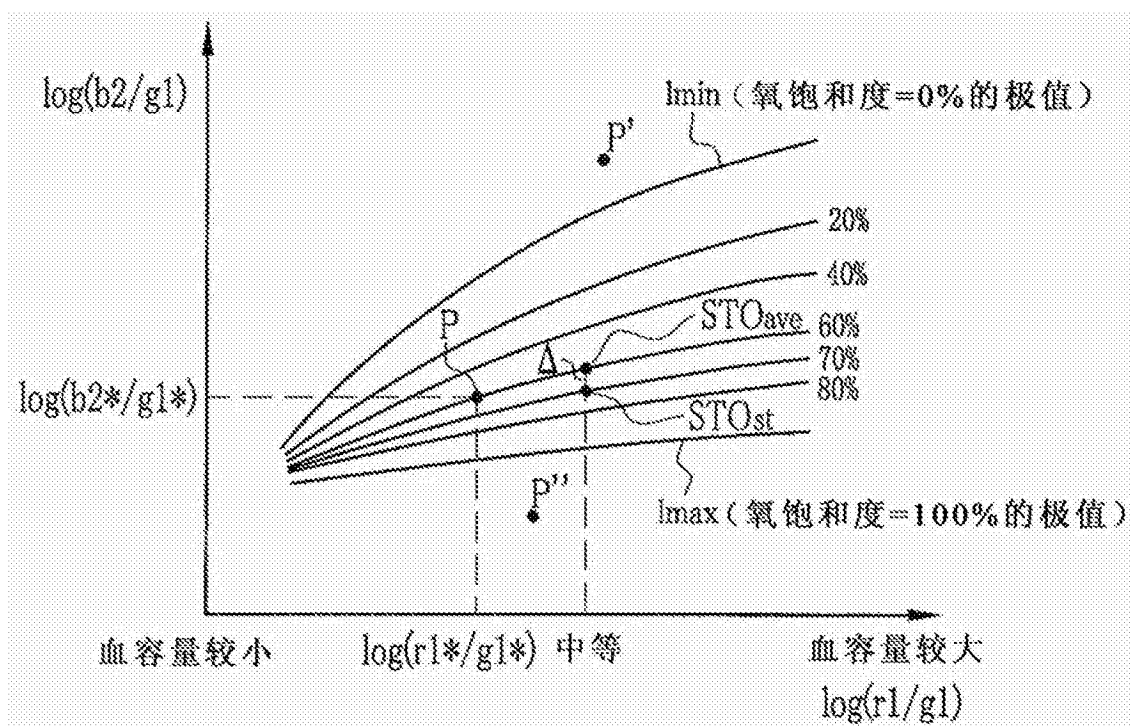


图9

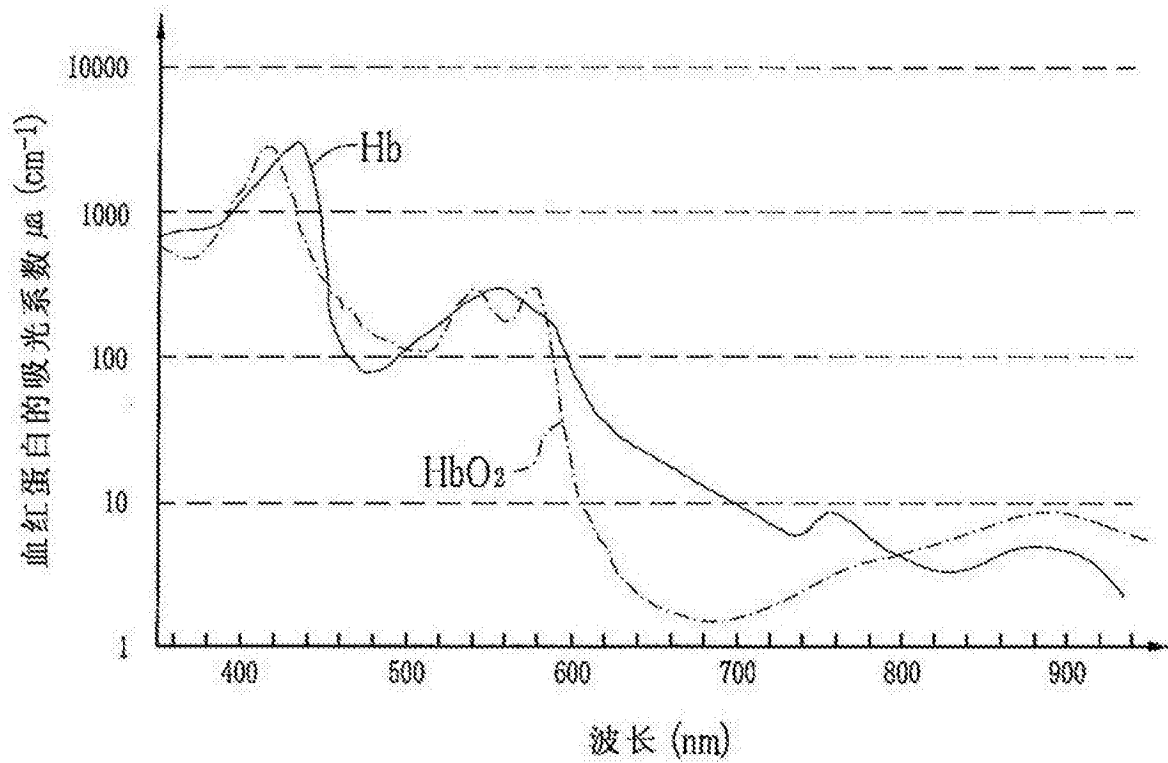


图10

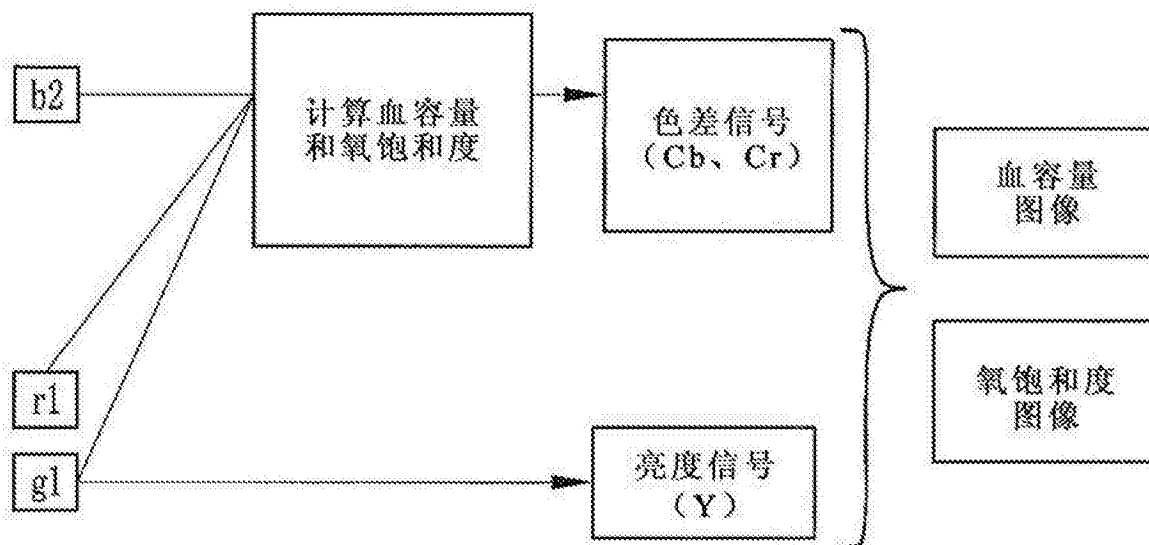


图11

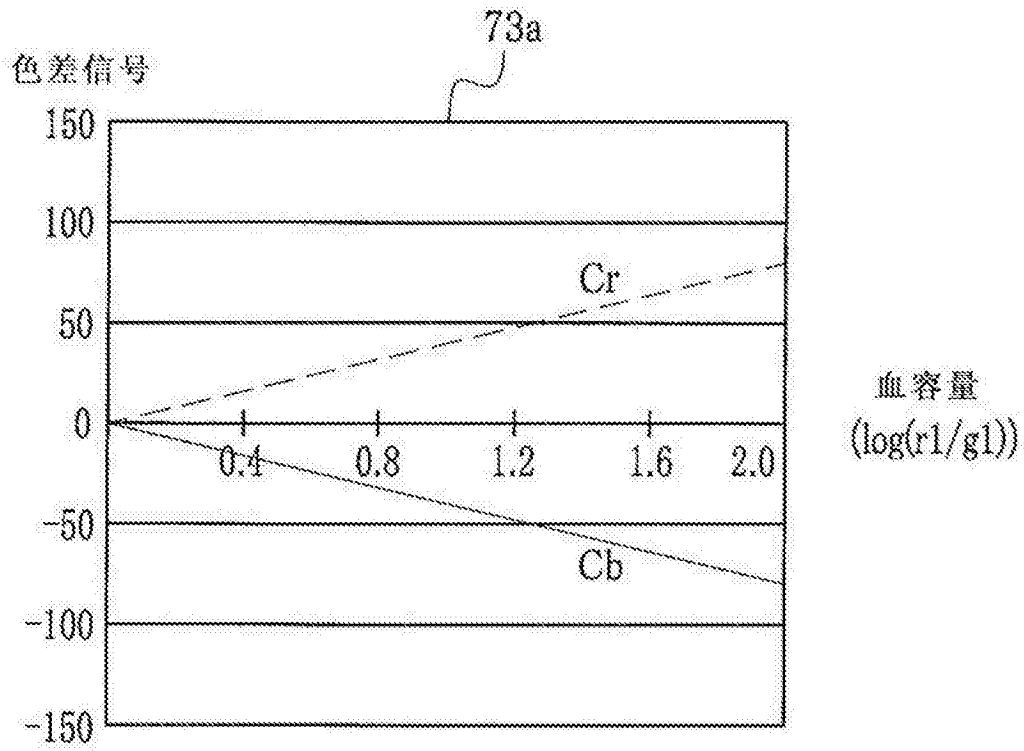


图12A

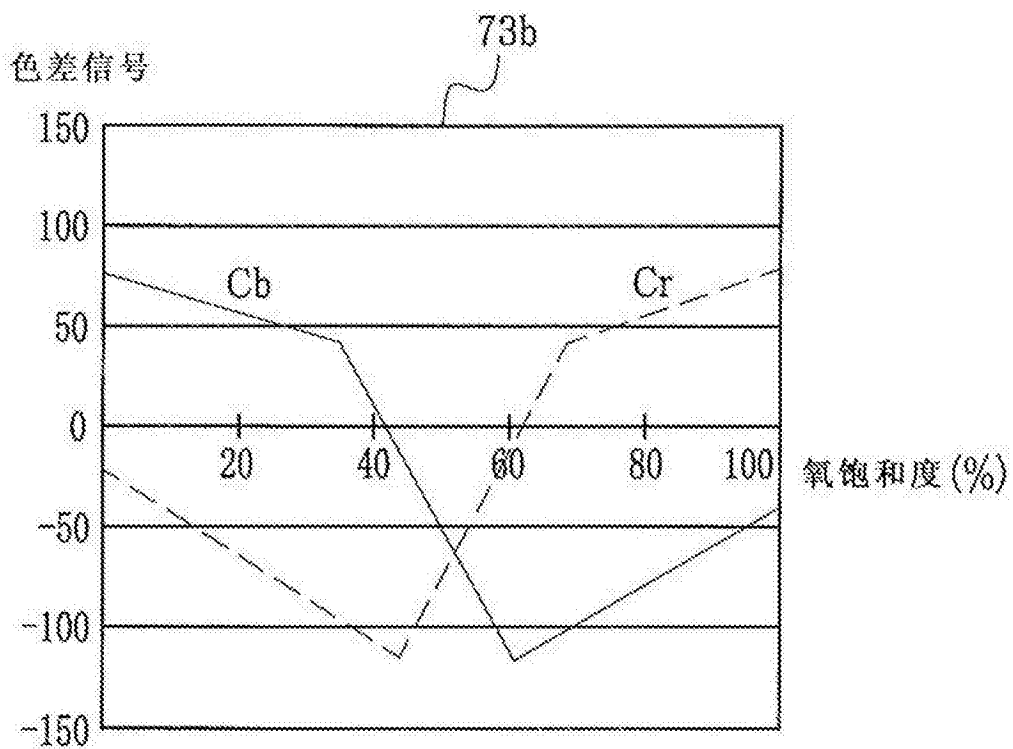


图12B

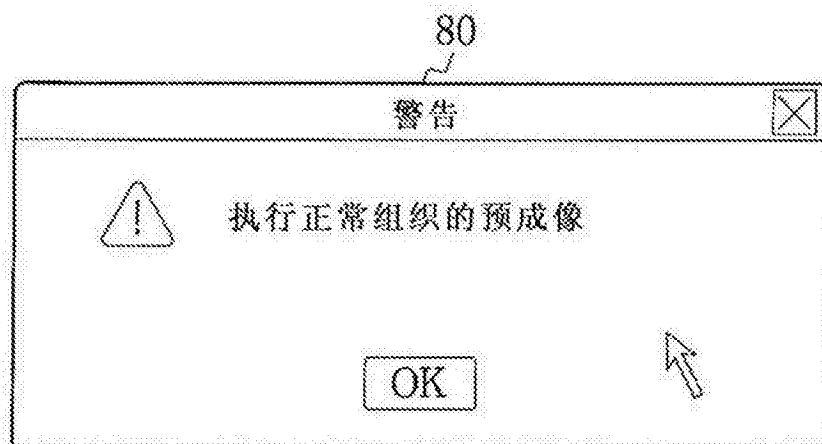


图13

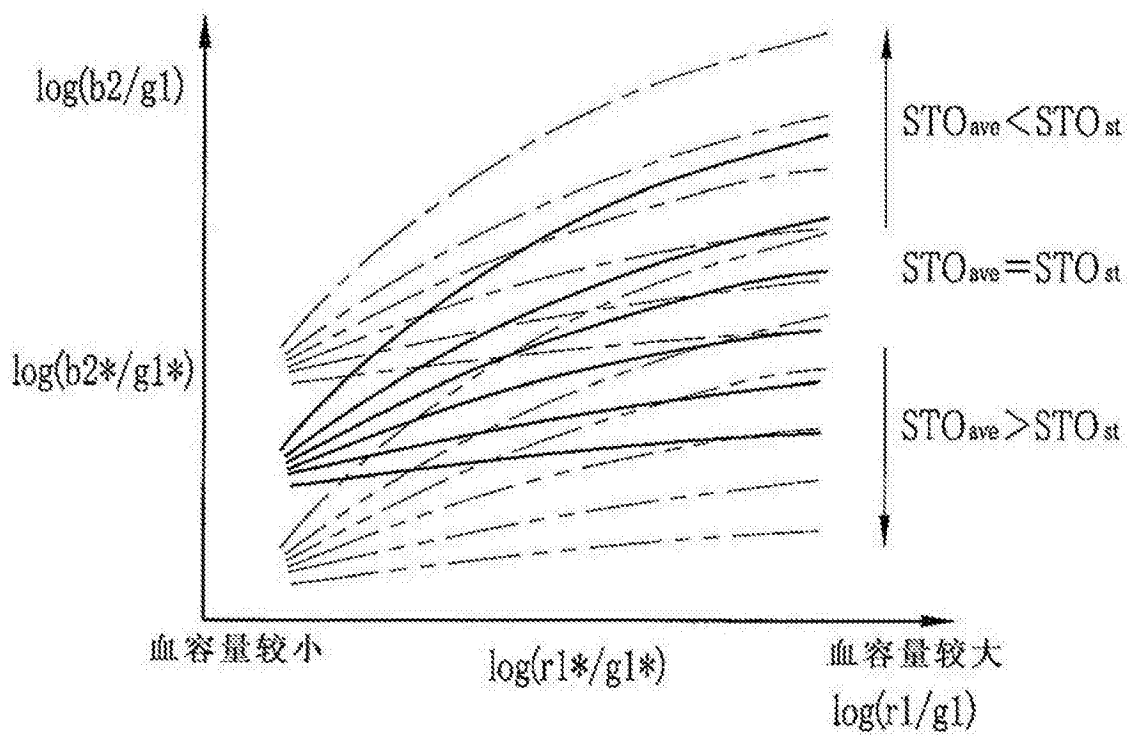


图14

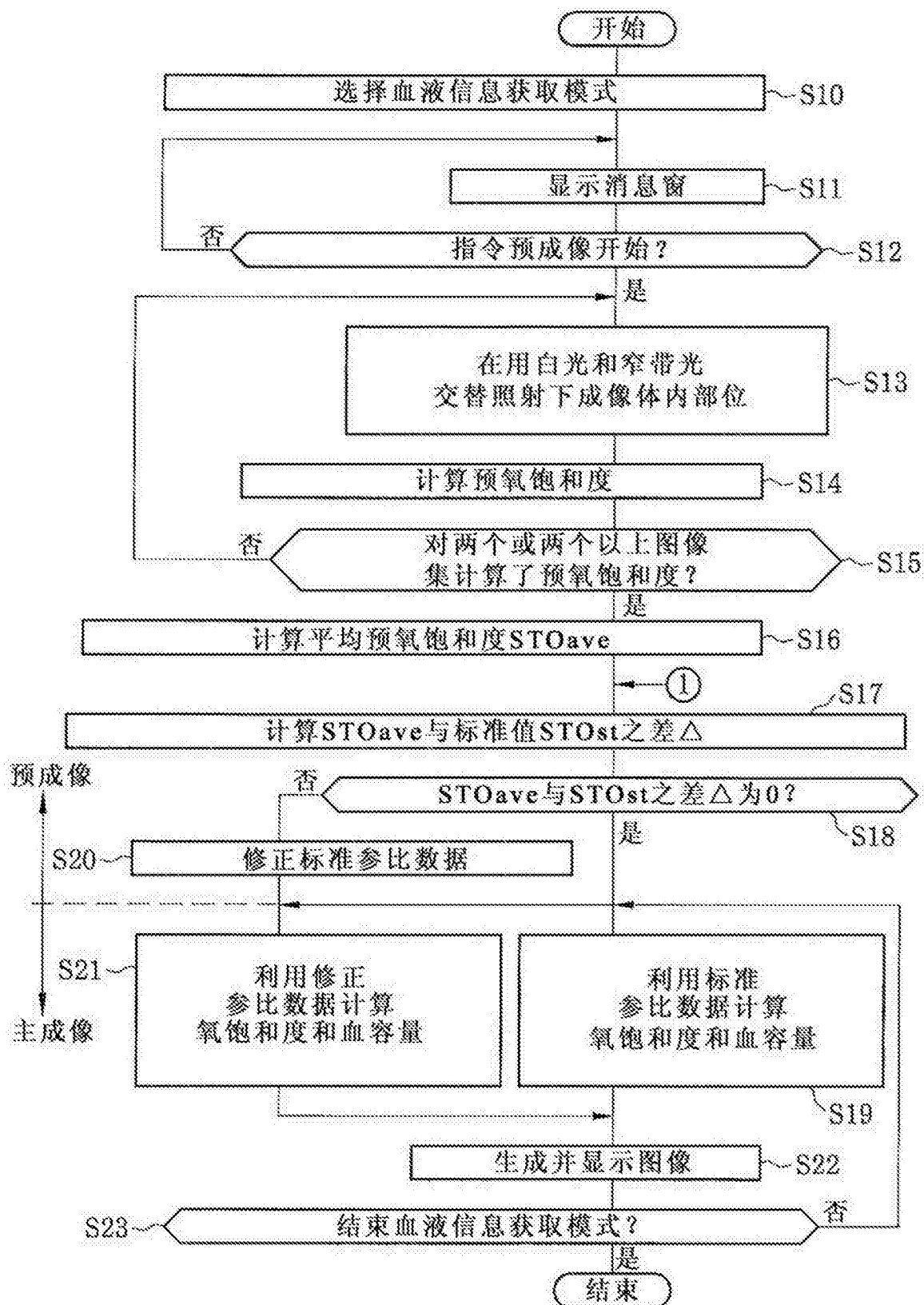


图15

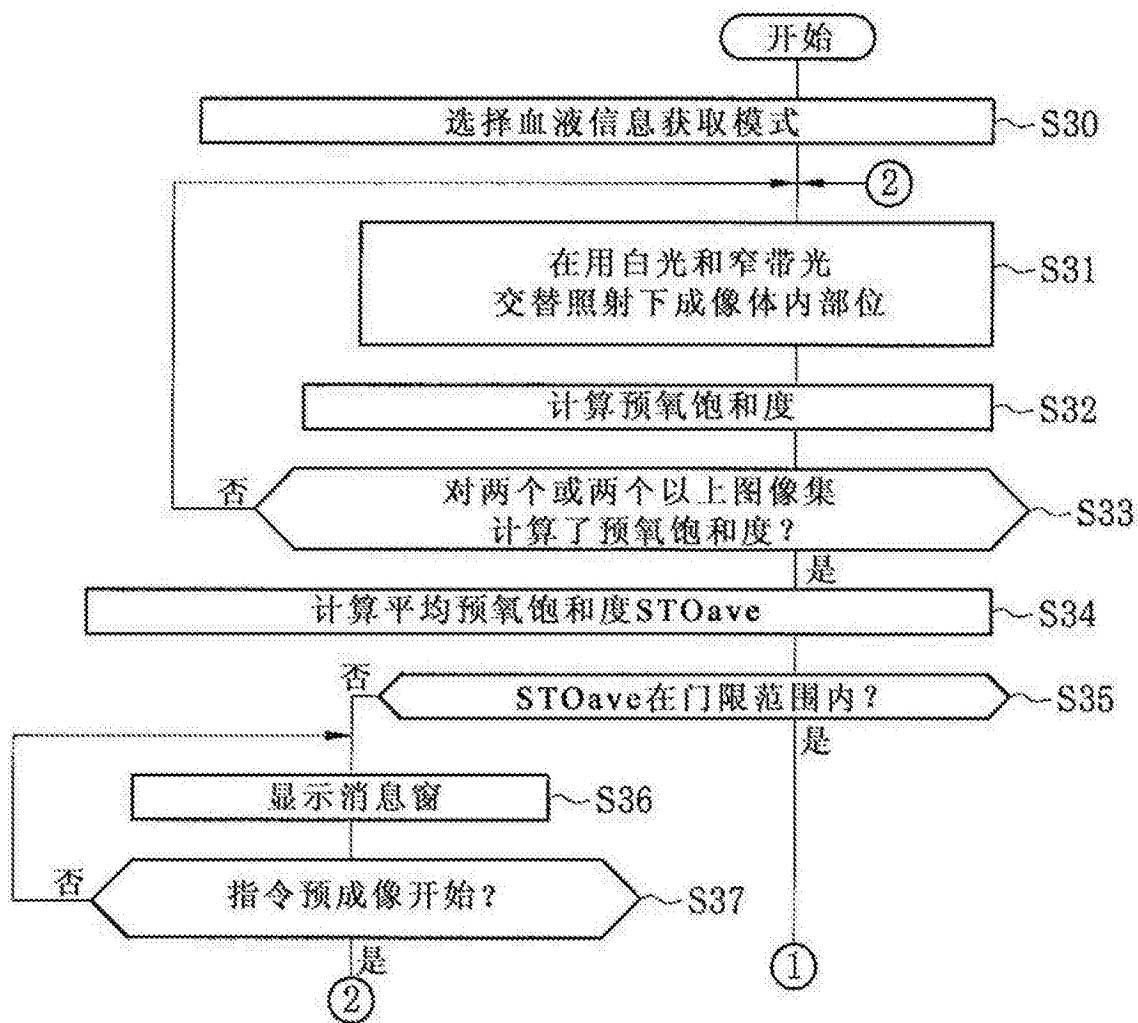


图16

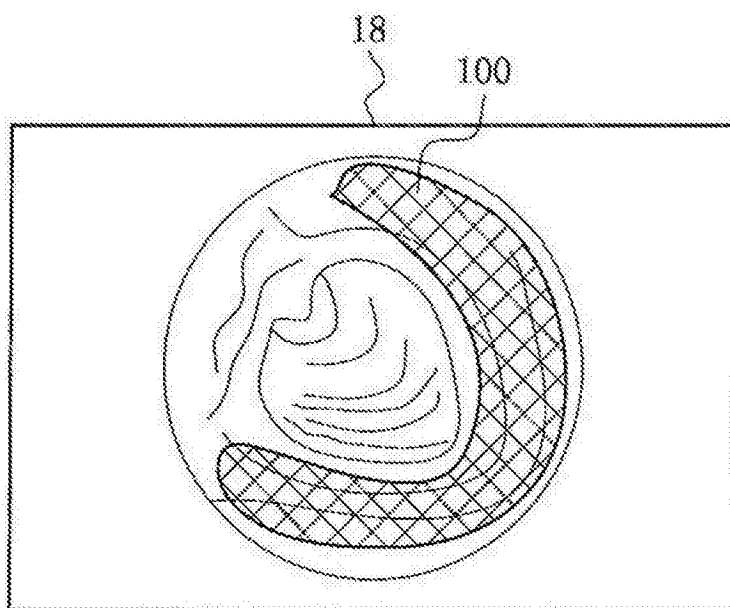


图17

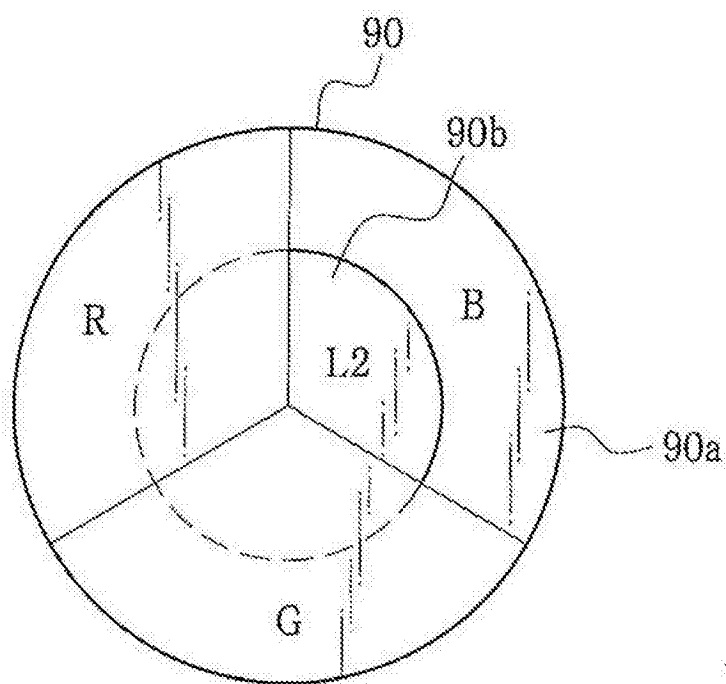


图18

本发明提供一种内窥镜系统，在获取血管中血红蛋白氧饱和度的血液信息获取模式中，执行预成像和主成像。在预成像中，对正常体内部位进行成像，并且在血液信息计算部中计算各像素的氧饱和度。根据在预成像中获取的氧饱和度的平均值与氧饱和度的预定标准值之差，变更部修正标准参比数据。在后续的主成像中，使用修正参比数据来计算与正在观察的体内部位相对应的各像素的氧饱和度。

