



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103654702 A

(43) 申请公布日 2014. 03. 26

(21) 申请号 201310397473. 5

A61B 5/1459 (2006. 01)

(22) 申请日 2013. 09. 04

(30) 优先权数据

2012-212591 2012. 09. 26 JP

(71) 申请人 富士胶片株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 加来俊彦

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任

公司 11021

代理人 王亚爱

(51) Int. Cl.

A61B 1/07 (2006. 01)

A61B 1/04 (2006. 01)

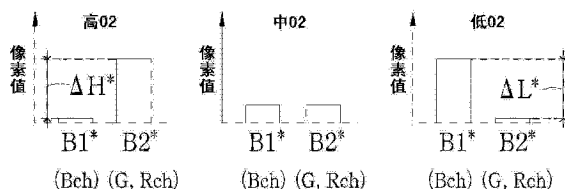
权利要求书5页 说明书21页 附图17页

(54) 发明名称

内窥镜系统及其工作控制方法、以及处理器装置

(57) 摘要

提供即使血管氧状态的差异很小也能识别为颜色差异来显示的内窥镜系统及其工作控制方法、处理器装置。拍摄被第1不同吸收波段的窄带光照射的检测体,获得蓝色图像数据(B1)。拍摄被第2不同吸收波段的窄带光照射的检测体,获得蓝色图像数据(B2)。合成蓝色图像数据(B1)和蓝色图像数据(B2),获得合成图像数据。对蓝色图像数据(B1)实施与蓝色图像数据(B1)和合成图像数据间的强度比对应的增益处理,获得蓝色图像数据(B1*)。对蓝色图像数据(B2)实施与蓝色图像数据(B2)与合成图像数据间的强度比对应的增益处理,获得蓝色图像数据(B2*)。基于蓝色图像数据(B1*)和蓝色图像数据(B2*)显示氧饱和度图像。



1. 一种内窥镜系统,其特征在于,具备:

照明机构,其向检测体照射包含氧合血红蛋白的吸光系数比还原血红蛋白的吸光系数大的第 1 不同吸收波段的第 1 照明光、和包含氧合血红蛋白的吸光系数比还原血红蛋白的吸光系数小的第 2 不同吸收波段的第 2 照明光;

图像信息取得机构,其对通过上述第 1 照明光照明的检测体进行拍摄而取得第 1 不同吸收波段的图像信息,对通过上述第 2 照明光照明的检测体进行拍摄而取得第 2 不同吸收波段的图像信息;

氧饱和度关联信息取得机构,其基于上述第 1 或者第 2 不同吸收波段的图像信息之中的至少一方,取得与血中血红蛋白的氧饱和度关联的氧饱和度关联信息;

显示用图像信息制作机构,其制作根据上述氧饱和度关联信息的值调整了上述第 1 不同吸收波段的图像信息的像素值而得到的第 1 不同吸收波段的显示用图像信息、或者根据上述氧饱和度关联信息的值调整了上述第 2 不同吸收波段的图像信息的像素值而得到的第 2 不同吸收波段的显示用图像信息之中的至少 2 个显示用图像信息;

显示机构,其具有第 1 至第 3 颜色通道,显示由 3 种颜色构成的彩色图像;和

显示控制机构,其将上述显示用图像信息分配给上述显示机构的上述第 1 颜色通道至第 3 颜色通道。

2. 根据权利要求 1 所述的内窥镜系统,其特征在于,

上述显示用图像信息制作机构,

通过根据上述氧饱和度关联信息的值而对上述第 1 不同吸收波段的图像信息的像素值进行调整的第 1 不同吸收波段用的增益处理,制作上述第 1 不同吸收波段的显示用图像信息,

通过根据上述氧饱和度关联信息的值而对上述第 2 不同吸收波段的图像信息的像素值进行调整的第 2 不同吸收波段用的增益处理,制作上述第 2 不同吸收波段的显示用图像信息。

3. 根据权利要求 2 所述的内窥镜系统,其特征在于,

上述第 1 不同吸收波段用的增益处理在第 1 像素值调整范围或者比该第 1 像素值调整范围窄的第 2 像素值调整范围的任一范围内调整像素值,

上述第 2 不同吸收波段用的增益处理在第 3 像素值调整范围或者比该第 3 像素值调整范围窄的第 4 像素值调整范围的任一范围内调整像素值。

4. 根据权利要求 2 或 3 所述的内窥镜系统,其特征在于,

上述显示控制机构将上述第 1 以及第 2 不同吸收波段的显示用图像信息之中的一方分配给上述第 1 颜色通道,将另一方分配给上述第 2 颜色通道以及第 3 颜色通道。

5. 根据权利要求 1 所述的内窥镜系统,其特征在于,

上述图像信息取得机构合成上述第 1 不同吸收波段的图像信息和上述第 2 不同吸收波段的图像信息,从而取得氧合血红蛋白的吸光系数和还原血红蛋白的吸光系数大致相同的相同吸收波段的波长成分所对应的相同吸收波段的图像信息,

上述氧饱和度关联信息是用上述相同吸收波段的图像信息对上述第 1 不同吸收波段的图像信息进行归一化而得到的第 1 归一化信息、或者是用上述相同吸收波段的图像信息对上述第 2 不同吸收波段的图像信息进行归一化而得到的第 2 归一化信息。

6. 根据权利要求 1 所述的内窥镜系统,其特征在于,

上述第 1 颜色通道是蓝色通道,上述第 2 颜色通道是绿色通道,上述第 3 颜色通道是红色通道。

7. 根据权利要求 1 所述的内窥镜系统,其特征在于,

上述第 1 不同吸收波段是 450 ~ 500nm,上述第 2 不同吸收波段是 415 ~ 450nm。

8. 一种内窥镜系统,其特征在于,具备:

照明机构,其向检测体照射包含氧合血红蛋白的吸光系数比还原血红蛋白的吸光系数大的第 1 不同吸收波段的第 1 照明光、和包含氧合血红蛋白的吸光系数比还原血红蛋白的吸光系数小的第 2 不同吸收波段的第 2 照明光;

图像信息取得机构,其对通过上述第 1 照明光照明的检测体进行拍摄而取得第 1 不同吸收波段的图像信息,对通过上述第 2 照明光照明的检测体进行拍摄而取得第 2 不同吸收波段的图像信息;

氧饱和度关联信息取得机构,其基于上述第 1 或者第 2 不同吸收波段的图像信息之中的至少一方,取得与血中血红蛋白的氧饱和度关联的氧饱和度关联信息;

显示用图像信息制作机构,其制作第 1 颜色的显示用图像信息、第 2 颜色的显示用图像信息和第 3 颜色的显示用图像信息之中的至少 2 个显示用图像信息,其中,上述第 1 颜色的显示用图像信息是根据上述氧饱和度关联信息的值进行第 1 颜色用的像素值调整处理来调整上述第 1 以及第 2 不同吸收波段的图像信息的像素值、且对像素值调整后的上述第 1 以及第 2 不同吸收波段的图像信息进行加权加法运算后颜色变换成第 1 颜色而得到的,上述第 2 颜色的显示用图像信息是根据上述氧饱和度关联信息的值进行第 2 颜色用的像素值调整处理来调整上述第 1 以及第 2 不同吸收波段的图像信息的像素值、且对像素值调整后的上述第 1 以及第 2 不同吸收波段的图像信息进行加权加法运算后颜色变换成第 2 颜色而得到的,上述第 3 颜色的显示用图像信息是根据上述氧饱和度关联信息的值进行第 3 颜色用的像素值调整处理来调整上述第 1 以及第 2 不同吸收波段的图像信息的像素值、且对像素值调整后的上述第 1 以及第 2 不同吸收波段的图像信息进行加权加法运算后颜色变换成第 3 颜色而得到的;

显示机构,其具有第 1 至第 3 颜色通道,显示由 3 种颜色构成的彩色图像;和

显示控制机构,其将上述显示用图像信息分配给上述显示机构的上述第 1 颜色通道至第 3 颜色通道。

9. 根据权利要求 8 所述的内窥镜系统,其特征在于,

上述显示用图像信息制作机构,

采用第 1 表来制作上述第 1 颜色的显示用图像信息,上述第 1 表是通过基于上述氧饱和度关联信息、上述第 1 以及第 2 不同吸收波段的图像信息的运算而得到的,且存储上述第 1 以及第 2 不同吸收波段的图像信息与上述第 1 颜色的显示用图像信息的关系,

采用第 2 表来制作上述第 2 颜色的显示用图像信息,上述第 2 表是通过基于上述氧饱和度关联信息、上述第 1 以及第 2 不同吸收波段的图像信息的运算而得到的,且存储上述第 1 以及第 2 不同吸收波段的图像信息与上述第 2 颜色的显示用图像信息的关系。

10. 根据权利要求 9 所述的内窥镜系统,其特征在于,

上述显示控制机构将上述第 1 颜色以及第 2 颜色的显示用图像信息之中的一方分配给

上述第 1 颜色通道,将另一方分配给上述第 2 颜色通道以及第 3 颜色通道。

11. 根据权利要求 9 所述的内窥镜系统,其特征在于,

上述显示用图像信息制作机构除了上述第 1 颜色以及第 2 颜色的显示用图像信息外,还采用第 3 表来制作上述第 3 颜色的显示用图像信息,上述第 3 表是通过基于上述氧饱和度关联信息、上述第 1 以及第 2 不同吸收波段的图像信息的运算而得到的,且存储上述第 1 以及第 2 不同吸收波段的图像信息与上述第 3 颜色的显示用图像信息的关系。

12. 一种内窥镜系统,其特征在于,具备:

照明机构,其向检测体照射包含氧合血红蛋白的吸光系数比还原血红蛋白的吸光系数大的第 1 不同吸收波段的第 1 照明光、和包含氧合血红蛋白的吸光系数比还原血红蛋白的吸光系数小的第 2 不同吸收波段的第 2 照明光;

图像信息取得机构,其对通过上述第 1 照明光照明的检测体进行拍摄而取得第 1 不同吸收波段的图像信息,对通过上述第 2 照明光照明的检测体进行拍摄而取得第 2 不同吸收波段的图像信息;

氧饱和度关联信息取得机构,其基于上述第 1 或者第 2 不同吸收波段的图像信息之中的至少一方,取得与血中血红蛋白的氧饱和度关联的氧饱和度关联信息;

显示用图像信息制作机构,其制作第 1 颜色的显示用图像信息、第 2 颜色的显示用图像信息、和第 3 颜色的显示用图像信息之中的至少 2 个显示用图像信息,其中,上述第 1 颜色的显示用图像信息是根据上述氧饱和度关联信息的值进行第 1 颜色用的像素值调整处理来调整上述第 1 不同吸收波段的图像信息的像素值、并将像素值调整后的图像信息颜色变换成第 1 颜色而得到的,上述第 2 颜色的显示用图像信息是根据上述氧饱和度关联信息的值进行第 2 颜色用的像素值调整处理来调整上述第 2 不同吸收波段的图像信息的像素值、并将像素值调整后的图像信息颜色变换成第 2 颜色而得到的,上述第 3 颜色的显示用图像信息是根据上述氧饱和度关联信息的值进行第 3 颜色用的像素值调整处理来调整上述第 1 不同吸收波段的图像信息的像素值、并将像素值调整后的图像信息颜色变换为第 3 颜色而得到的;

显示机构,其具有第 1 至第 3 颜色通道,显示由 3 种颜色构成的彩色图像;和

显示控制机构,其将上述显示用图像信息分配给上述显示机构的上述第 1 颜色通道至第 3 颜色通道。

13. 根据权利要求 12 所述的内窥镜系统,其特征在于,

上述显示用图像信息制作机构,

采用第 4 表来制作上述第 1 颜色的显示用图像信息,上述第 4 表是通过基于上述氧饱和度关联信息以及上述第 1 不同吸收波段的图像信息的运算而得到的,且存储上述第 1 不同吸收波段的图像信息与上述第 1 颜色的显示用图像信息的关系,

采用第 5 表来制作上述第 2 颜色的显示用图像信息,上述第 5 表是通过基于上述氧饱和度关联信息以及上述第 2 不同吸收波段的图像信息的运算而得到的,且存储上述第 2 不同吸收波段的图像信息与上述第 2 颜色的显示用图像信息的关系,

采用第 6 表来制作上述第 3 颜色的显示用图像信息,上述第 6 表是通过基于上述氧饱和度关联信息以及上述第 1 不同吸收波段的图像信息的运算而得到的,且存储上述第 1 不同吸收波段的图像信息与上述第 3 颜色的显示用图像信息的关系。

14. 根据权利要求 13 所述的内窥镜系统,其特征在于,

上述显示用图像信息制作机构能够制作第 3 颜色的显示用图像信息,该第 3 颜色的显示用图像信息是根据上述氧饱和度关联信息的值进行第 3 颜色用的像素值调整处理来调整上述第 2 不同吸收波段的图像信息的像素值、并将像素值调整后的图像信息颜色变换成第 3 颜色而得到的,

取代第 6 表而使用第 7 表来制作上述第 3 颜色的显示用图像信息,上述第 7 表是通过基于上述氧饱和度关联信息以及上述第 2 不同吸收波段的图像信息的运算而得到的,且存储上述第 2 不同吸收波段的图像信息与上述第 3 颜色的显示用图像信息的关系。

15. 根据权利要求 13 所述的内窥镜系统,其特征在于,

上述显示控制机构将上述第 1 颜色的显示用图像信息分配给上述第 1 颜色通道,将上述第 2 颜色的显示用图像信息分配给上述第 2 颜色通道,将上述第 3 颜色的显示用图像信息分配给上述第 3 颜色通道。

16. 一种内窥镜系统,其特征在于,具备:

照明机构,其向检测体照射包含氧合血红蛋白的吸光系数比还原血红蛋白的吸光系数大的第 1 不同吸收波段的第 1 照明光、包含氧合血红蛋白的吸光系数比还原血红蛋白的吸光系数小的第 2 不同吸收波段的第 2 照明光、和包含上述第 1 以及第 2 不同吸收波段以外的特定波段的第 3 照明光;

图像信息取得机构,其对通过上述第 1 照明光照明的检测体进行拍摄而取得第 1 不同吸收波段的图像信息,对通过上述第 2 照明光照明的检测体进行拍摄而取得第 2 不同吸收波段的图像信息,对通过上述第 3 照明光照明的检测体进行拍摄而取得特定波段的图像信息;

通常图像制作机构,其根据上述第 1 以及第 2 不同吸收波段的图像信息和上述特定波段的图像信息,制作通常图像;

氧饱和度关联信息取得机构,其基于上述第 1 或者第 2 不同吸收波段的图像信息之中的至少一方,取得与血中血红蛋白的氧饱和度关联的氧饱和度关联信息;

显示用图像信息制作机构,其制作根据上述氧饱和度关联信息的值调整了上述通常图像的像素值而得到的显示用图像信息;

显示机构,其具有第 1 至第 3 颜色通道,显示由 3 种颜色构成的彩色图像;和

显示控制机构,其将上述显示用图像信息分配给上述显示机构的上述第 1 颜色通道至第 3 颜色通道。

17. 一种处理器装置,与内窥镜装置组合起来使用该处理器装置,上述内窥镜装置向检测体照射包含氧合血红蛋白的吸光系数比还原血红蛋白的吸光系数大的第 1 不同吸收波段的第 1 照明光、和包含氧合血红蛋白的吸光系数比还原血红蛋白的吸光系数小的第 2 不同吸收波段的第 2 照明光,并且对通过上述第 1 照明光照明的检测体进行拍摄而取得第 1 不同吸收波段的图像信息,对由上述第 2 照明光照明的检测体进行拍摄而取得第 2 不同吸收波段的图像信息,

所述处理器装置的特征在于,具备:

接收机构,其从上述内窥镜装置接收上述第 1 以及第 2 不同吸收波段的图像信息;

氧饱和度关联信息取得机构,其基于上述第 1 或者第 2 不同吸收波段的图像信息之中

的至少一方,取得与血中血红蛋白的氧饱和度关联的氧饱和度关联信息;

显示用图像信息制作机构,其制作根据上述氧饱和度关联信息的值调整上述第 1 不同吸收波段的图像信息的像素值而得到的显示用图像信息、或者根据上述氧饱和度关联信息的值调整上述第 2 不同吸收波段的图像信息的像素值而得到的显示用图像信息之中的至少 2 个显示用图像信息;和

显示控制机构,其将上述显示用图像信息分配给显示机构的第 1 颜色通道至第 3 颜色通道。

18. 一种内窥镜图像的工作控制方法,其特征在于,包括:

照射包含氧合血红蛋白的吸光系数比还原血红蛋白的吸光系数大的第 1 不同吸收波段的第 1 照明光的步骤;

对通过上述第 1 照明光照明的检测体进行拍摄而取得第 1 不同吸收波段的图像信息的步骤;

向检测体照射包含氧合血红蛋白的吸光系数比还原血红蛋白的吸光系数小的第 2 不同吸收波段的第 2 照明光的步骤;

对通过上述第 2 照明光照明的检测体进行拍摄而取得第 2 不同吸收波段的图像信息的步骤;

基于上述第 1 或者第 2 不同吸收波段的图像信息之中的至少一方,取得与血中血红蛋白的氧饱和度关联的氧饱和度关联信息的步骤;

制作根据上述氧饱和度关联信息的值调整上述第 1 不同吸收波段的图像信息的像素值而得到的显示用图像信息、或者根据上述氧饱和度关联信息的值调整上述第 2 不同吸收波段的图像信息的像素值而得到的显示用图像信息之中的至少 2 个显示用图像信息的步骤;和

进行将上述显示用图像信息分配给显示机构的第 1 颜色通道至第 3 颜色通道的显示控制处理的步骤。

内窥镜系统及其工作控制方法、以及处理器装置

技术领域

[0001] 本发明涉及显示将血中血红蛋白的氧饱和度图像化而得到的氧饱和度图像的内窥镜系统及其工作控制方法、以及处理器装置。

背景技术

[0002] 在近几年的医疗诊断中,具备光源装置、内窥镜装置和处理器装置的内窥镜系统被广泛应用。在利用了该内窥镜系统的诊断中,将内窥镜的插入部插入检测体内,利用规定波长的照明光从其前端部向检测体进行照明,同时利用前端部的摄像元件对检测体进行摄像,由此获取反映出在检测体上呈现出的各种生物体信息的内窥镜图像。

[0003] 作为内窥镜图像,除了对用白色光照明的检测体的可见光像进行拍摄而得到的通常图像之外,还使用通过氧合血红蛋白的吸光系数与还原血红蛋白的吸光系数不同的不同吸收波段的光、和氧合血红蛋白的吸光系数与还原血红蛋白的吸光系数相同的相同吸收波段的窄带光而将血管的氧状态可视化后得到的氧饱和度图像。

[0004] 例如,在专利 4270634 号公报中,作为不同吸收波段的光,采用中心波长为 470nm 的窄带光与中心波长为 430nm 的窄带光,作为相同吸收波段的光,采用中心波长为 450nm 的窄带光。另外,将中心波长为 470nm 的窄带光的照射时得到的 470nm 图像分配给监视器的 B 通道,将中心波长为 450nm 的窄带光的照射时得到的 450nm 图像分配给监视器的 G 通道,将中心波长为 430nm 的窄带光的照射时得到的 430nm 图像分配给监视器的 R 通道。

[0005] 通过像这样进行颜色的分配,从而在血管处于高氧状态时,分配给 R 通道的 430nm 图像的像素值比 470nm 图像的像素值高,所以血管的颜色变成淡红色,相反,在血管处于低氧状态时,分配给 B 通道的 470nm 图像的像素值比 430nm 图像的像素值高,所以血管的颜色变成淡蓝色。由此,能够根据颜色的差异来观察血管的氧状态的差异。此外,430nm 图像的像素值的变化与 470nm 图像的像素值的变化随着氧饱和度的差异而不同的原因是:在 430nm 与 470nm 的情况下,氧合血红蛋白的吸光系数与还原血红蛋白的吸光系数的大小关系不同。

[0006] 但是,在专利 4270634 号公报中,在由氧饱和度的变化而带来的 430nm 图像以及 470nm 图像的像素值的变化小的情况下,血管的氧状态的差异不会表现为颜色的差异。在这样的情况下,难以观察到血管的氧状态。因此,要求能将血管的氧状态的差异作为颜色的差异而在图像上可靠地进行显示。

发明内容

[0007] 本发明的目的在于,提供一种即使血管的氧状态的差异很小,也能识别为颜色的差异来进行显示的内窥镜系统及其工作控制方法、以及处理器装置。

[0008] 本发明的内窥镜系统,其特征在于,具备:照明机构,其向检测体照射包含氧合血红蛋白的吸光系数比还原血红蛋白的吸光系数大的第 1 不同吸收波段的第 1 照明光、和包含氧合血红蛋白的吸光系数比还原血红蛋白的吸光系数小的第 2 不同吸收波段的第 2 照明

光;图像信息取得机构,其对通过第1照明光照明的检测体进行拍摄而取得第1不同吸收波段的图像信息,对通过第2照明光照明的检测体进行拍摄而取得第2不同吸收波段的图像信息;氧饱和度关联信息取得机构,其基于第1或者第2不同吸收波段的图像信息之中的至少一方,取得与血中血红蛋白的氧饱和度关联的氧饱和度关联信息;显示用图像信息制作机构,其制作根据氧饱和度关联信息的值调整了第1不同吸收波段的图像信息的像素值而得到的第1不同吸收波段的显示用图像信息、或者根据氧饱和度关联信息的值调整了第2不同吸收波段的图像信息的像素值而得到的第2不同吸收波段的显示用图像信息之中的至少2个显示用图像信息;显示机构,其具有第1至第3颜色通道,显示由3种颜色构成的彩色图像;和显示控制机构,其将显示用图像信息分配给显示机构的第1颜色通道至第3颜色通道。

[0009] 作为优选方式,显示用图像信息制作机构,通过根据氧饱和度关联信息的值而对第1不同吸收波段的图像信息的像素值进行调整的第1不同吸收波段用的增益处理,制作第1不同吸收波段的显示用图像信息,通过根据氧饱和度关联信息的值而对第2不同吸收波段的图像信息的像素值进行调整的第2不同吸收波段用的增益处理,制作第2不同吸收波段的显示用图像信息。

[0010] 作为优选方式,第1不同吸收波段用的增益处理在第1像素值调整范围或者比该第1像素值调整范围窄的第2像素值调整范围的任一范围内调整像素值,第2不同吸收波段用的增益处理在第3像素值调整范围或者比该第3像素值调整范围窄的第4像素值调整范围的任一范围内调整像素值。作为优选方式,显示控制机构将第1以及第2不同吸收波段的显示用图像信息之中的一方分配给第1颜色通道,将另一方分配给第2颜色通道以及第3颜色通道。

[0011] 作为优选方式,图像信息取得机构合成第1不同吸收波段的图像信息和第2不同吸收波段的图像信息,从而取得氧合血红蛋白的吸光系数和还原血红蛋白的吸光系数大致相同的相同吸收波段的波长成分所对应的相同吸收波段的图像信息,氧饱和度关联信息是用相同吸收波段的图像信息对第1不同吸收波段的图像信息进行归一化而得到的第1归一化信息、或者是用相同吸收波段的图像信息对第2不同吸收波段的图像信息进行归一化而得到的第2归一化信息。作为优选方式,第1颜色通道是蓝色通道,第2颜色通道是绿色通道,第3颜色通道是红色通道。

[0012] 本发明的内窥镜系统,作为优选方式,第1不同吸收波段是450~500nm,第2不同吸收波段是415~450nm。

[0013] 本发明的内窥镜系统,其特征在于,具备:照明机构,其向检测体照射包含氧合血红蛋白的吸光系数比还原血红蛋白的吸光系数大的第1不同吸收波段的第1照明光、和包含氧合血红蛋白的吸光系数比还原血红蛋白的吸光系数小的第2不同吸收波段的第2照明光;图像信息取得机构,其对通过第1照明光照明的检测体进行拍摄而取得第1不同吸收波段的图像信息,对通过第2照明光照明的检测体进行拍摄而取得第2不同吸收波段的图像信息;氧饱和度关联信息取得机构,其基于第1或者第2不同吸收波段的图像信息之中的至少一方,取得与血中血红蛋白的氧饱和度关联的氧饱和度关联信息;显示用图像信息制作机构,其制作第1颜色的显示用图像信息、第2颜色的显示用图像信息和第3颜色的显示用图像信息之中的至少2个显示用图像信息,其中,第1颜色的显示用图像信息是根据氧饱和

度关联信息的值进行第 1 颜色用的像素值调整处理来调整第 1 以及第 2 不同吸收波段的图像信息的像素值、且对像素值调整后的第 1 以及第 2 不同吸收波段的图像信息进行加权加法运算后颜色变换成第 1 颜色而得到的,第 2 颜色的显示用图像信息是根据氧饱和度关联信息的值进行第 2 颜色用的像素值调整处理来调整第 1 以及第 2 不同吸收波段的图像信息的像素值、且对像素值调整后的第 1 以及第 2 不同吸收波段的图像信息进行加权加法运算后颜色变换成第 2 颜色而得到的,第 3 颜色的显示用图像信息是根据氧饱和度关联信息的值进行第 3 颜色用的像素值调整处理来调整第 1 以及第 2 不同吸收波段的图像信息的像素值、且对像素值调整后的第 1 以及第 2 不同吸收波段的图像信息进行加权加法运算后颜色变换成第 3 颜色而得到的;显示机构,其具有第 1 至第 3 颜色通道,显示由 3 种颜色构成的彩色图像;和显示控制机构,其将显示用图像信息分配给显示机构的第 1 颜色通道至第 3 颜色通道。

[0014] 作为优选方式,显示用图像信息制作机构,采用第 1 表来制作第 1 颜色的显示用图像信息,第 1 表是通过基于氧饱和度关联信息、第 1 以及第 2 不同吸收波段的图像信息的运算而得到的,且存储第 1 以及第 2 不同吸收波段的图像信息与第 1 颜色的显示用图像信息的关系,采用第 2 表来制作第 2 颜色的显示用图像信息,第 2 表是通过基于氧饱和度关联信息、第 1 以及第 2 不同吸收波段的图像信息的运算而得到的,且存储第 1 以及第 2 不同吸收波段的图像信息与第 2 颜色的显示用图像信息的关系。作为优选方式,显示控制机构将第 1 颜色以及第 2 颜色的显示用图像信息之中的一方分配给第 1 颜色通道,将另一方分配给第 2 颜色通道以及第 3 颜色通道。

[0015] 作为优选方式,显示用图像信息制作机构除了第 1 颜色以及第 2 颜色的显示用图像信息外,还采用第 3 表来制作第 3 颜色的显示用图像信息,第 3 表是通过基于氧饱和度关联信息、第 1 以及第 2 不同吸收波段的图像信息的运算而得到的,且存储第 1 以及第 2 不同吸收波段的图像信息与第 3 颜色的显示用图像信息的关系。

[0016] 本发明的内窥镜系统,其特征在于,具备:照明机构,其向检测体照射包含氧合血红蛋白的吸光系数比还原血红蛋白的吸光系数大的第 1 不同吸收波段的第 1 照明光、和包含氧合血红蛋白的吸光系数比还原血红蛋白的吸光系数小的第 2 不同吸收波段的第 2 照明光;图像信息取得机构,其对通过第 1 照明光照明的检测体进行拍摄而取得第 1 不同吸收波段的图像信息,对通过第 2 照明光照明的检测体进行拍摄而取得第 2 不同吸收波段的图像信息;氧饱和度关联信息取得机构,其基于第 1 或者第 2 不同吸收波段的图像信息之中的至少一方,取得与血中血红蛋白的氧饱和度关联的氧饱和度关联信息;显示用图像信息制作机构,其制作第 1 颜色的显示用图像信息、第 2 颜色的显示用图像信息、和第 3 颜色的显示用图像信息之中的至少 2 个显示用图像信息,其中,第 1 颜色的显示用图像信息是根据氧饱和度关联信息的值进行第 1 颜色用的像素值调整处理来调整第 1 不同吸收波段的图像信息的像素值、并将像素值调整后的图像信息颜色变换成第 1 颜色而得到的,第 2 颜色的显示用图像信息是根据氧饱和度关联信息的值进行第 2 颜色用的像素值调整处理来调整第 2 不同吸收波段的图像信息的像素值、并将像素值调整后的图像信息颜色变换成第 2 颜色而得到的,第 3 颜色的显示用图像信息是根据氧饱和度关联信息的值进行第 3 颜色用的像素值调整处理来调整第 1 不同吸收波段的图像信息的像素值、并将像素值调整后的图像信息颜色变换为第 3 颜色而得到的;显示机构,其具有第 1 至第 3 颜色通道,显示由 3 种颜色构成的

彩色图像 ;和显示控制机构,其将显示用图像信息分配给显示机构的第 1 颜色通道至第 3 颜色通道。

[0017] 作为优选方式,显示用图像信息制作机构,采用第 4 表来制作第 1 颜色的显示用图像信息,第 4 表是通过基于氧饱和度关联信息以及第 1 不同吸收波段的图像信息的运算而得到的,且存储第 1 不同吸收波段的图像信息与第 1 颜色的显示用图像信息的关系,采用第 5 表来制作第 2 颜色的显示用图像信息,第 5 表是通过基于氧饱和度关联信息以及第 2 不同吸收波段的图像信息的运算而得到的,且存储第 2 不同吸收波段的图像信息与第 2 颜色的显示用图像信息的关系,采用第 6 表来制作第 3 颜色的显示用图像信息,第 6 表是通过基于氧饱和度关联信息以及第 1 不同吸收波段的图像信息的运算而得到的,且存储第 1 不同吸收波段的图像信息与第 3 颜色的显示用图像信息的关系。

[0018] 作为优选方式,显示用图像信息制作机构能够制作第 3 颜色的显示用图像信息,该第 3 颜色的显示用图像信息是根据氧饱和度关联信息的值进行第 3 颜色用的像素值调整处理来调整第 2 不同吸收波段的图像信息的像素值、并将像素值调整后的图像信息颜色变换成第 3 颜色而得到的,取代第 6 表而使用第 7 表来制作第 3 颜色的显示用图像信息,第 7 表是通过基于氧饱和度关联信息以及第 2 不同吸收波段的图像信息的运算而得到的,且存储第 2 不同吸收波段的图像信息与第 3 颜色的显示用图像信息的关系。

[0019] 作为优选方式,显示控制机构,将第 1 颜色的显示用图像信息分配给第 1 颜色通道,将第 2 颜色的显示用图像信息分配给第 2 颜色通道,将第 3 颜色的显示用图像信息分配给第 3 颜色通道。

[0020] 本发明的内窥镜系统,其特征在于,具备 :照明机构,其向检测体照射包含氧合血红蛋白的吸光系数比还原血红蛋白的吸光系数大的第 1 不同吸收波段的第 1 照明光、包含氧合血红蛋白的吸光系数比还原血红蛋白的吸光系数小的第 2 不同吸收波段的第 2 照明光、和包含第 1 以及第 2 不同吸收波段以外的特定波段的第 3 照明光 ;图像信息取得机构,其对通过第 1 照明光照明的检测体进行拍摄而取得第 1 不同吸收波段的图像信息,对通过第 2 照明光照明的检测体进行拍摄而取得第 2 不同吸收波段的图像信息,对通过第 3 照明光照明的检测体进行拍摄而取得特定波段的图像信息 ;通常图像制作机构,其根据第 1 以及第 2 不同吸收波段的图像信息和特定波段的图像信息,制作通常图像 ;氧饱和度关联信息取得机构,其基于第 1 或者第 2 不同吸收波段的图像信息之中的至少一方,取得血中血红蛋白的氧饱和度关联的氧饱和度关联信息 ;显示用图像信息制作机构,其制作根据氧饱和度关联信息的值调整了通常图像的像素值而得到的显示用图像信息 ;显示机构,其具有第 1 至第 3 颜色通道,显示由 3 种颜色构成的彩色图像 ;和显示控制机构,其将显示用图像信息分配给显示机构的第 1 颜色通道至第 3 颜色通道。

[0021] 本发明的处理器装置与内窥镜装置组合来使用,内窥镜装置向检测体照射包含氧合血红蛋白的吸光系数比还原血红蛋白的吸光系数大的第 1 不同吸收波段的第 1 照明光、和包含氧合血红蛋白的吸光系数比还原血红蛋白的吸光系数小的第 2 不同吸收波段的第 2 照明光,并且对通过第 1 照明光照明的检测体进行拍摄而取得第 1 不同吸收波段的图像信息,对由第 2 照明光照明的检测体进行拍摄而取得第 2 不同吸收波段的图像信息,所述处理器装置的特征在于,具备 :接收机构,其从内窥镜装置接收第 1 以及第 2 不同吸收波段的图像信息 ;氧饱和度关联信息取得机构,其基于第 1 或者第 2 不同吸收波段的图像信息之中的

至少一方,取得与血中血红蛋白的氧饱和度关联的氧饱和度关联信息;显示用图像信息制作机构,其制作根据氧饱和度关联信息的值调整第1不同吸收波段的图像信息的像素值而得到的显示用图像信息、或者根据氧饱和度关联信息的值调整第2不同吸收波段的图像信息的像素值而得到的显示用图像信息之中的至少2个显示用图像信息;和显示控制机构,其将显示用图像信息分配给显示机构的第1颜色通道至第3颜色通道。

[0022] 本发明的内窥镜图像的工作控制方法,其特征在于,包括:照射包含氧合血红蛋白的吸光系数比还原血红蛋白的吸光系数大的第1不同吸收波段的第1照明光的步骤;对通过第1照明光照明的检测体进行拍摄而取得第1不同吸收波段的图像信息的步骤;向检测体照射包含氧合血红蛋白的吸光系数比还原血红蛋白的吸光系数小的第2不同吸收波段的第2照明光的步骤;对通过第2光照明的检测体进行拍摄而取得第2不同吸收波段的图像信息的步骤;基于第1或者第2不同吸收波段的图像信息之中的至少一方,取得与血中血红蛋白的氧饱和度关联的氧饱和度关联信息的步骤;制作根据氧饱和度关联信息的值调整第1不同吸收波段的图像信息的像素值而得到的显示用图像信息、或者根据氧饱和度关联信息的值调整第2不同吸收波段的图像信息的像素值而得到的显示用图像信息之中的至少2个显示用图像信息的步骤;和进行将显示用图像信息分配给显示机构的第1颜色通道至第3颜色通道的显示控制处理的步骤。

[0023] (发明效果)

[0024] 根据本发明,由于制作根据与血中血红蛋白的氧饱和度关联的氧饱和度关联信息的值调整上述第1不同吸收波段的图像信息的像素值而得到的显示用图像信息、或者根据氧饱和度关联信息的值调整上述第2不同吸收波段的图像信息的像素值而得到的显示用图像信息之中的至少一个显示用图像信息,并将包含该显示用图像信息的多个图像信息分配给显示机构的第1颜色通道至第3颜色通道,所以即使血管的氧状态的差异很小,也能作为颜色的差异进行识别后进行显示。

附图说明

[0025] 图1是表示内窥镜系统的外观的概略图。

[0026] 图2是表示第1实施方式的内窥镜系统的内部结构的框图。

[0027] 图3是表示第1实施方式的旋转滤波器的俯视图。

[0028] 图4A是表示旋转滤波器的B滤波部、G滤波部、R滤波部的分光透过率的曲线图。

[0029] 图4B是表示旋转滤波器的第1窄带滤波部以及第2窄带滤波部的分光透过率的曲线图。

[0030] 图5是表示氧合血红蛋白HbO₂的吸光系数与还原血红蛋白Hb的吸光系数的曲线图。

[0031] 图6A是表示通常模式下的摄像元件的动作的说明图。

[0032] 图6B是表示氧饱和度模式下的摄像元件的动作的说明图。

[0033] 图7是表示图像处理部的内部结构的框图。

[0034] 图8是表示强度比B₁/M与第1增益的关系的曲线图。

[0035] 图9是表示强度比B₂/M与第2增益的关系的曲线图。

[0036] 图10是表示增益处理A~C的内容的说明图。

- [0037] 图 11A 是表示根据强度比 $B1^* / M^*$ 来计算高区域用第 1 增益 GB1 的方法的说明图。
- [0038] 图 11B 是表示根据强度比 $B2^* / M^*$ 来计算通常区域用第 2 增益 GB2 的方法的说明图。
- [0039] 图 12 是用于说明蓝色图像数据 $B1^*$ 以及蓝色图像数据 $B2^*$ 的颜色分配的说明图。
- [0040] 图 13A 是表示了没有进行增益处理时的蓝色图像数据 $B1$ 以及蓝色图像数据 $B2$ 的像素值的变化变化的说明图。
- [0041] 图 13B 是表示了增益处理完毕的蓝色图像数据 $B1^*$ 以及蓝色图像数据 $B2^*$ 的像素值的变化变化的说明图。
- [0042] 图 14 是表示了氧饱和度模式的一系列流程的流程图。
- [0043] 图 15 是表示蓝色变换用 2DLUT、绿色变换用 2DLUT、红色变换用 2DLUT 的框图。
- [0044] 图 16 是表示蓝色变换用 1DLUT、绿色变换用 1DLUT、红色变换用 1DLUT 的框图。
- [0045] 图 17 是表示与图 16 相同的蓝色变换用 1DLUT、绿色变换用 1DLUT、和与图 16 不同的红色变换用 1DLUT 的框图。
- [0046] 图 18 是表示第 2 实施方式的内窥镜系统的功能的框图。
- [0047] 图 19 是表示与第 1 实施方式不同的旋转滤波器的俯视图。
- [0048] 图 20 是表示采用了图 18 的旋转滤波器时的氧饱和度模式时的摄像元件的动作的说明图。
- [0049] 图 21 是表示对蓝色图像数据 B、绿色图像数据 G、红色图像数据 R 的增益处理以及颜色分配的说明图。
- [0050] 图 22A 是表示在对象像素与相邻像素中没有强度比 B / M 之差时的增益处理的说明图。
- [0051] 图 22B 是表示在对象像素与相邻像素中有强度比 B / M 之差时的增益处理的说明图。

具体实施方式

[0052] 如图 1 所示,第 1 实施方式的内窥镜系统 10 具备:产生对检测体内进行照明的光的光源装置 11;将来自光源装置 11 的照明光照射到检测体的观察区域来进行拍摄的内窥镜装置 12;对通过内窥镜装置 12 的拍摄得到的图像数据进行图像处理的处理装置 13;显示通过图像处理得到的内窥镜图像等的显示装置 14;和由键盘等构成的输入装置 15。

[0053] 在内窥镜装置 12 中,白操作部 16 侧起依次设有软性部 17、弯曲部 18 及观测器(scope)前端部 19。由于软性部 17 具有挠性,因此能够自如地弯曲。弯曲部 18 被构成为通过配置于操作部 16 的角度旋钮 16a 的转动操作而自如地弯曲。由于该弯曲部 18 能够根据检测体的部位等而弯曲成任意的方向、任意的角度,因此能够使观测器前端部 19 朝向期望的观察部位。

[0054] 内窥镜系统 10 具备:通常显示模式,将由波长范围从蓝色至红色的可见光的检测体像构成的通常图像显示于显示装置 14;和氧饱和度模式,将对血中血红蛋白的氧饱和度进行图像化而得到的氧饱和度图像显示于显示装置 14。这 2 个模式能够通过设于内窥镜装置中的切换开关 21 和输入装置 15 而被切换。

[0055] 如图 2 所示,光源装置 11 具备:白色光源 30;旋转滤波器 31,其将来自该白色光源 30 的宽带光 BB 波长分离为规定波长的光;电动机 32,其与旋转滤波器 31 的旋转轴 31a 连接,并以一定的旋转速度使旋转滤波器 31 旋转;移动部 34,其使旋转滤波器 31 沿着径向移动;聚光透镜 35,其对透过旋转滤波器 31 的照明光进行聚光;光纤 36,其入射来自聚光透镜 35 的照明光;和分支部 37,其使入射至光纤 36 的光分支为 2 个系统。

[0056] 白色光源 30 具备光源主体 30a 和光圈 30b。光源主体 30a 由氙灯、卤素灯、卤化金属灯、白色 LED 等宽带用的光源构成,发出宽带光 BB。宽带光 BB 具有蓝色波段至红色波段的可见光的波长范围,例如 400nm ~ 700nm 的波长范围。光圈 30b 通过调整其开度,调整从白色光源 30 射出并入射至旋转滤波器 31 的宽带光 BB 的光量。

[0057] 内窥镜装置 12 为电子内窥镜,具备:光导设备 28、29,对由光源装置 11 的分支部 37 分支出的 2 系统的光进行导光;照明部 40,其使由光导设备 28、29 导出的 2 系统(2 灯)的光朝向观察区域进行照射;摄像部 41,其拍摄观察区域;和连接部 42,其装卸自如地连接内窥镜装置 12 和光源装置 11 及处理器装置 13。

[0058] 照明部 40 具备设置于摄像部 41 的两侧的 2 个照明窗 43、44,并在各照明窗 43、44 的里侧分别收纳投光单元 47、54。各投光单元 47、54 将来自光导设备 28、29 的光通过照明透镜 51 而照射至观察区域。摄像部 41 在观测器前端部 19 的大致中心位置具备对来自观察区域的反射光进行受光的 1 个观察窗 42。

[0059] 在观察窗 42 的里侧设有用于取入检测体的观察区域的像光的物镜单元 45,进而在该物镜单元 45 的里侧设有拍摄观察区域的 CCD(Charge Coupled Device) 等摄像元件 60。该摄像元件 60 为单色摄像元件,在受光面(摄像面)接受来自物镜单元 45 的光,将接受到的光进行光电变换后输出摄像信号(模拟信号)。另外,作为摄像元件 60,虽然使用 IT(行间转移)型的 CCD,但是除此之外还可以使用具有全局快门(global shutter)的 CMOS(Complementary Metal-Oxide Semiconductor)。观察窗 42、物镜单元 45、摄像元件 60 构成摄像机构。

[0060] 从摄像元件 60 输出的摄像信号通过观测器电缆 67 而被输入至 A / D 变换器 68。A / D 变换器 68 将摄像信号(模拟信号)变换成与其电压电平对应的图像数据(数字信号)。变换后的图像数据经由连接部 42 而被输入至处理器装置 13。摄像控制部 70 进行摄像元件 60 的摄像控制。该摄像控制因每个模式而不同。

[0061] 处理器装置 13 具备控制部 71、图像处理部 72 和存储部 74,控制部 71 连接着显示装置 14 及输入装置 15。控制部 71 控制处理器装置 13 内的各部分,并且基于从内窥镜装置 12 的切换开关 21、输入装置 15 输入的输入信息来控制内窥镜装置 12 的摄像控制部 70 及显示装置 14 的动作。

[0062] 如图 3 所示,旋转滤波器 31 将连接于电动机 32 的旋转轴 31a 作为旋转中心进行旋转。在该旋转滤波器 31 中,从具有旋转轴 31a 的旋转中心开始按顺序,沿着半径方向,设有第 1 以及第 2 滤波器区域 38、39。第 1 滤波器区域 38 在通常模式时被置于宽带光 BB 的光路上,第 2 滤波器区域 39 在氧饱和度模式时被置于宽带光 BB 的光路上。各滤波器区域 38、39 的切换是通过由移动部 34 使旋转滤波器 31 沿着半径方向移动来进行的。

[0063] 在第 1 滤波器区域 38 中,在中心角为 120° 的扇型区域内,分别设有 B 滤波部 38a、G 滤波部 38b、R 滤波部 38c。如图 4A 所示,B 滤波部 38a 使从宽带光 BB 到蓝色波段(380 ~

520nm) 的 B 光透过, G 滤波部 38b 使从宽带光 BB 到绿色波段 (480 ~ 620nm) 的 G 光透过, R 滤波部 38c 使从宽带光 BB 到红色波段 (580 ~ 720nm) 的 R 光透过。因此, 通过旋转滤波器 31 的旋转, 依次射出 B 光、G 光、R 光。这些 B 光、G 光、R 光通过聚光透镜 35 以及光纤 36 后, 入射到内窥镜装置 12 的光导设备 28、29。

[0064] 在第 2 滤波器区域 39 中, 设有第 1 窄带滤波部 39a(图 3 中记载为“第 1 窄带 (450 ~ 500nm)”)、和第 2 窄带滤波部 39b(图 3 中记载为“第 2 窄带 (415 ~ 450nm)”)。如图 4B 所示, 第 1 窄带滤波部 39a 使宽带光 BB 中氧合血红蛋白的吸光系数比还原血红蛋白的吸光系数大的 450 ~ 500nm(第 1 不同吸收波段) 的窄带光透过(参照图 5)。另外, 第 2 窄带滤波部 39b 使宽带光 BB 中氧合血红蛋白的吸光系数比还原血红蛋白的吸光系数小的 415 ~ 450nm(第 2 不同吸收波段) 的窄带光透过(参照图 5)。这两种光通过聚光透镜 35 以及光纤 36 后, 依次入射到光导设备 28、29。

[0065] 摄像元件 60 进行按每个模式而不同的拍摄。在通常模式下, 如图 6A 所示, 在 B 光、G 光、R 光的照射期间 T_b, T_g, T_r , 由摄像元件 60 依次拍摄各颜色的像光后蓄积电荷, 基于该蓄积电荷依次输出蓝色信号 B_c 、绿色信号 G_c 、红色信号 R_c 。在通常模式下设定的期间, 反复进行该一系列的动作。然后, 通过对这些蓝色信号 B_c 、绿色信号 G_c 、红色信号 R_c 进行 A / D 变换, 从而得到蓝色图像数据 B_c 、绿色图像数据 G_c 、红色图像数据 R_c 。

[0066] 另一方面, 在氧饱和度模式下, 如图 6B 所示, 在第 1 不同吸收波段的窄带光、第 2 不同吸收波段的窄带光的照射期间 T_1, T_2 内, 在各个照明光的照明下通过摄像元件 60 依次拍摄观察区域, 依次输出蓝色信号 B_1 、蓝色信号 B_2 。在氧饱和度模式下设定的期间, 反复进行这样的动作。然后, 通过对这些蓝色信号 B_1 、蓝色信号 B_2 进行 A / D 变换, 从而得到蓝色图像数据 B_1 、蓝色图像数据 B_2 。

[0067] 如上述那样, 由于得到按每个模式而不同的图像数据, 所以按每个模式进行的图像处理也分别不同。如图 7 所示, 图像处理部 72 具备基于在通常模式时取得的图像数据来进行图像处理的通常模式用图像处理部 80、和基于在氧饱和度模式时取得的图像数据来进行图像处理的氧饱和度模式用图像处理部 81。

[0068] 通常模式用图像处理部 80 基于通常模式时得到的蓝色图像数据 B_c 、绿色图像数据 G_c 、红色图像数据 R_c , 制作由蓝色图像、绿色图像、红色图像构成的全彩色的通常图像。在该制作出的通常图像之中, 蓝色图像被分配给显示装置 14 的 B 通道, 绿色图像被分配给显示装置 14 的 G 通道, 红色图像被分配给显示装置 14 的 R 通道。

[0069] 氧饱和度模式用图像处理部 81 具备强度比计算部 84、增益表 85、增益处理部 86、和图像制作部 87。强度比计算部 84 对蓝色图像数据 B_1 与蓝色图像数据 B_2 进行合成来制作合成图像数据 M , 并且求出蓝色图像数据 B_1 与合成图像数据 M 间的强度比 B_1/M 、蓝色图像数据 B_2 与合成图像数据 M 间的强度比 B_2/M 。在强度比计算部 84 中, 计算出在图像数据间处于相同位置的像素间的强度比 B_1/M 、 B_2/M , 而且对图像数据的全部像素计算出强度比 B_1/M 、 B_2/M 。此外, 强度比 B_1/M 、 B_2/M 也可以仅求出图像数据之中血管部分的像素。在该情况下, 血管部分基于血管部分的图像数据与其以外的部分的图像数据之差来进行确定。

[0070] 这里, 蓝色图像数据 B_1 由于具有氧合血红蛋白的吸光系数比还原血红蛋白的吸光系数大的第 1 不同吸收波段的波长成分 (450 ~ 500nm), 所以若氧饱和度降低, 则蓝色图像数据 B_1 的像素值增加。与此相对, 蓝色图像数据 B_2 由于具有氧合血红蛋白的吸光系数

比还原血红蛋白的吸光系数小的第 2 不同吸收波段的波长成分 (415 ~ 450nm), 所以若氧饱和度和降低, 则蓝色图像数据 B2 的像素值减少。另一方面, 合成图像数据 M 由于具有第 1 不同吸收波段的波长成分与第 2 不同吸收波段的波长成分, 所以即使氧饱和度变化, 合成图像数据 M 的像素值也几乎不变。

[0071] 根据上述, 蓝色图像数据 B1 的像素值除以合成图像数据 M 的像素值 (归一化) 而得到的强度比 $B1/M$ 随着氧饱和度的降低而变大。与此相对, 蓝色图像数据 B2 的像素值除以合成图像数据 M 的像素值 (归一化) 而得到的强度比 $B2/M$ 随着氧化饱和度的降低而变小。即, 可以将强度比 $B1/M$ 、 $B2/M$ 看做与氧饱和度关联的氧饱和度关联信息。

[0072] 增益表 85 具备: 第 1 增益表 85a, 其将强度比 $B1/M$ 、和用于与蓝色图像数据 B1 的像素值相乘的第 1 增益建立关联后进行存储; 以及第 2 增益表 85b, 其将强度比 $B2/M$ 、和用于与蓝色图像数据 B2 的像素值相乘的第 1 增益建立关联后进行存储。

[0073] 在第 1 增益表 85a 中存储有: 如图 8 所示, 用于与强度比 $B1/M$ 的变化相应地改变蓝色图像数据 B1 的像素值的高区域用第 1 增益; 和用于与强度比 $B1/M$ 的变化相应地缓慢地改变蓝色图像数据 B1 的像素值的通常区域用第 1 增益。在有移动的情况下, 设定高区域用第 1 增益, 在无移动的情况下, 设定通常区域用第 1 增益。此外, 高区域用第 1 增益的区域 $Rh1$ 被设定得比通常区域用第 1 增益的区域 $Rn1$ 大。

[0074] 在强度比 $B1/M$ 与这些高区域用第 1 增益以及通常区域用第 1 增益一起位于 $KL \sim KM$ 的范围内时, 即位于从高氧状态到中氧状态之间时, 增益变得比“1”小。因此, 在该范围内, 蓝色图像数据 B1 的像素值因增益下降而降低。另一方面, 在强度比 $B1/M$ 位于从 KM 到 KH 的范围内时, 即位于从中氧状态到低氧状态之间时, 增益变得比“1”大。因此, 在该范围内, 蓝色图像数据 B1 的像素值因增益上升而增加。

[0075] 在第 2 增益表 85b 存储有: 如图 9 所示, 用于与强度比 $B2/M$ 的变化相应地改变蓝色图像数据 B2 的像素值的高区域用第 2 增益; 和用于与强度比 $B2/M$ 的变化相应地缓慢地改变蓝色图像数据 B2 的像素值的通常区域用第 2 增益。在有移动的情况下, 设定高区域用第 2 增益, 在无移动的情况下, 设定通常区域用第 2 增益。此外, 高区域用第 2 增益的区域 $Rh2$ 被设定得比通常区域用第 2 增益的区域 $Rn2$ 大。

[0076] 在强度比 $B2/M$ 与这些高区域用第 2 增益以及通常区域用第 2 增益一起位于 $VH \sim VM$ 的范围内时, 即位于从高氧状态到中氧状态之间时, 增益变得比“1”大。因此, 在该范围内, 蓝色图像数据 B2 的像素值因增益上升而增加。另一方面, 在强度比 $B2/M$ 位于从 VM 到 VL 的范围内时, 即, 位于从中氧状态到低氧状态之间时, 增益变得比“1”小。因此, 在该范围内, 蓝色图像数据 B2 的像素值因增益下降而增加。

[0077] 增益处理部 86 采用由强度比计算部 84 求出的强度比 $B1/M$ 、 $B2/M$ 与增益表 85, 对蓝色图像数据 B1 以及蓝色图像数据 B2 实施增益处理。如图 10 所示, 增益处理由采用高区域用第 1 增益 (有移动) 与通常区域用第 2 增益 (无移动) 的增益处理 A、采用通常区域用第 1 增益 (无移动) 与高区域用第 2 增益 (有移动) 的增益处理 B、和采用高区域用第 1 增益 (有移动) 与高区域用第 2 增益 (有移动) 的增益处理 C 构成。增益处理 A ~ C 的任一处理都是将蓝色图像数据 B1 的像素值与蓝色图像数据 B2 的像素值之差增大的处理, 其中, 增益处理 C 将像素值之差变得最大。此外, 可以通过输入装置 15 的操作来决定采用这 3 个增益处理中的哪一个。

[0078] 在进行增益处理 A 的情况下,首先,如图 11A 所示,参照第 1 增益表 85a,计算出由强度比计算部 84 求出的强度比 $B1^*/M^*$ 所对应的高区域用第 1 增益 GB1。然后,通过将该高区域用第 1 增益 GB1 与蓝色图像数据 B1 的像素值相乘,从而得到增益处理完毕的蓝色图像数据 $B1^*$ 。接下来,如图 11B 所示,参照第 2 增益表 85b,计算出由强度比计算部 84 求出的强度比 $B2^*/M^*$ 所对应的通常区域用第 2 增益 GB2。然后,通过将该通常区域用第 2 增益 GB2 与蓝色图像数据 B2 的像素值相乘,从而得到增益处理完毕的蓝色图像数据 $B2^*$ 。此外,关于增益处理 B、C,与增益处理 A 同样地进行。

[0079] 如图 12 所示,图像制作部 87 将增益处理完毕的蓝色图像数据 $B1^*$ 分配给显示装置 14 的 B 通道,将增益处理完毕的蓝色图像数据 $B2^*$ 分配给显示装置 14 的 G 通道以及 R 通道。由此,随着氧饱和度的变化血管的颜色变化较大的氧饱和度图像被显示于显示装置。例如,如图 13A 所示,在对蓝色图像数据 B1 以及蓝色图像数据 B2 不进行增益处理而是分配给显示装置 14 的 B、G、R 通道的情况下,高氧状态下的图像数据 B1、B2 的像素值之差 ΔH 和低氧状态下的图像数据 B1、B2 的像素值之差 ΔL 并不大。因此,难以在氧饱和度图像上观察到血管颜色的变化。此外,在图 13A 中,高 O2 表示“高氧状态”,中 O2 表示“中氧状态”,低 O2 表示“低氧状态”。在图 13B 中也是一样的。另外,在图像制作部 87 中,也可以将增益处理完毕的蓝色图像数据 $B1^*$ 分配给显示装置 14 的 B 通道以及 G 通道,将增益处理完毕的蓝色图像数据 $B2^*$ 分配给显示装置 14 的 R 通道。

[0080] 与此相对,在本实施方式中,如图 13B 所示,将实施了与血管的氧状态相应的增益处理(与强度比 $B1/M$ 、 $B2/M$ 相应的增益处理)的蓝色图像数据 $B1^*$ 以及蓝色图像数据 $B2^*$,分配给显示装置 14 的 B、G、R 通道,所以高氧状态下的图像数据 B1、B2 的像素值之差 ΔH^* 和低氧状态下的图像数据 B1、B2 的像素值之差 ΔL^* 变大。

[0081] 这样,像素值之差 ΔH^* 较大是因为:在高氧状态时,使蓝色图像数据 B1 的像素值的增益下降,而使蓝色图像数据 B2 的像素值的增益提高。另外,像素值之差 ΔL^* 较大是因为:在低氧状态时,使蓝色图像数据 B1 的像素值的增益提高,而使蓝色图像数据 B2 的像素值的增益下降。根据上述,在本实施方式中,能在氧饱和度图像上可靠地观察到血管氧状态的差异所带来的血管颜色的差异。此外,在氧饱和度图像上,在高氧状态时使用“黄色调”显示血管,在低氧状态时使用“蓝色”显示血管。

[0082] 接下来,按照图 14 的流程图,对本实施方式中的一系列的流程,特别是氧饱和度模式下的一系列流程进行说明。在通常模式下,将内窥镜装置 12 插入体内,例如插入到消化道内。通过角度旋钮 16a 的操作,将观测器前端部 19 置于期望的观察区域来进行体内的观察。在该通常模式下的观察中,旋转滤波器 31 的第 1 滤波器区域 38 被置于宽带光 BB 的光路上。通过在该状态下旋转旋转滤波器 31,从而 B 光、G 光、R 光依次被照射到检测体内。然后,由单色的摄像元件 60 拍摄检测体内的反射像,基于通过该拍摄得到的蓝色、绿色、红色图像数据 Bc 、 Gc 、 Rc ,将通常图像显示于显示装置 14。

[0083] 然后,在观察区域被推测为病变部的情况下,通过内窥镜装置的切换开关 21,切换为氧饱和度模式。通过该模式切换,旋转滤波器 31 移动到外侧,旋转滤波器 31 的第 2 滤波器区域 39 被置于宽带光 BB 的光路上。在该状态下,旋转滤波器 31 进行旋转,由此,从旋转滤波器 31 射出第 1 不同吸收波段的窄带光与第 2 不同吸收波段的窄带光交替地。射出的光被依次照射到检测体,通过单色的摄像元件 60 依次拍摄其反射像。由此,得到蓝色图像

数据 B1 以及蓝色图像数据 B2。

[0084] 接下来,合成蓝色图像数据 B1 与蓝色图像数据 B2,制作合成图像数据 M。然后,计算出蓝色图像数据 B1 以及合成图像数据 M 问的强度比 $B1/M$,并且计算出蓝色图像数据 B2 以及合成图像数据 M 问的强度比 $B2/M$ 。然后,参照第 1 增益表 85a,计算出强度比 $B1/M$ 所对应的第 1 增益,并且参照第 2 增益表 85b,计算出强度比 $B2/M$ 所对应的第 2 增益。然后,通过将计算出的第 1 增益与蓝色图像数据 B1 的像素值相乘,从而得到蓝色图像数据 $B1^*$ 。另外,通过将计算出的第 2 增益与蓝色图像数据 B2 的像素值相乘,从而得到蓝色图像数据 $B2^*$ 。将增益处理完毕的蓝色图像数据 $B1^*$ 分配给显示装置 14 的 B 通道,将增益处理完毕的蓝色图像数据 $B2^*$ 分配给显示装置 14 的 G 通道以及 R 通道。由此,氧饱和度图像被显示于显示装置 14。

[0085] 此外,在第 1 实施方式中,通过对蓝色图像数据 B1 以及蓝色图像数据 B2 实施与氧饱和度的变化相应的增益处理,从而使伴随氧饱和度变化的血管颜色变化变得明确,但也可以取而代之地,采用 2DLUT(2dimension Look Up Table)。如图 15 所示,2DLUT 由蓝色变换用 2DLUT、绿色变换用 2DLUT、红色变换用 2DLUT 构成,各 2DLUT 在被输入了蓝色图像数据 B1、B2 时,输出该蓝色图像数据 B1、B2 所对应的 B 值、G 值、R 值。这些从 2DLUT 输出的 B 值、G 值、R 值被分配给显示装置 14 的 B、G、R 通道。

[0086] 在蓝色变换用 2DLUT 中,使蓝色图像数据 B1、B2、和在基于这些蓝色图像数据 B1、B2 执行了蓝色变换程序时得到的 B 值建立对应关系后进行记录。蓝色变换程序由第 1 蓝色变换程序以及第 2 蓝色变换程序构成,执行哪个蓝色变换程序是根据基于蓝色图像数据 B1、B2 计算出的强度比 $B1/M$ (或者,强度比 $B2/M$) 的大小来决定的。

[0087] 第 1 蓝色变换程序是在强度比 $B1/M$ 处于 $KL \sim KM$ 的范围内时(即,从高氧状态到中氧状态的情况下)执行的程序,在以规定的减少率使蓝色图像数据 B1、B2 的像素值减少的基础上,对该像素值减少后的蓝色图像数据 B1、B2 进行加权加法运算,颜色变换成 B 值。加权系数可以任意决定。这里,蓝色图像数据 B1、B2 的像素值减少率是根据强度比 $B1/M$ 来决定的。

[0088] 与此相对,第 2 蓝色变换程序是在强度比 $B1/M$ 处于 $KM \sim KH$ 的范围内时(即,从中氧状态到低氧状态的情况下)执行的程序,在以规定的增加率使蓝色图像数据 B1、B2 的像素值增加的基础上,对该像素值增加后的蓝色图像数据 B1、B2 进行加权加法运算,颜色变换成 B 值。加权系数可以任意决定。蓝色图像数据 B1、B2 的像素值增加率是根据强度比 $B1/M$ 来决定的。

[0089] 在绿色变换用 2DLUT 中,使蓝色图像数据 B1、B2、和在基于这些蓝色图像数据 B1、B2 执行绿色变换程序时得到的 G 值建立对应关系后进行记录。在红色变换用 2DLUT 中,使蓝色图像数据 B1、B2、和在基于这些蓝色图像数据 B1、B2 执行第 2 红色变换程序时得到的 R 值建立对应关系后进行记录。

[0090] 绿色变换程序由第 1 绿色变换程序以及第 2 绿色变换程序构成,执行哪个绿色变换程序是根据强度比 $B1/M$ (或者,强度比 $B2/M$) 的大小而决定的。另外,红色变换程序由第 1 红色变换程序以及第 2 红色变换程序构成,执行哪个红色变换程序是根据强度比 $B1/M$ (或者,强度比 $B2/M$) 的大小而决定。

[0091] 第 1 绿色变换程序以及第 1 红色变换程序是在强度比 $B1/M$ 处于 $KL \sim KM$ 的范围

内时（即，从高氧状态到中氧状态的情况下）执行的程序，在以规定的增加率使蓝色图像数据 B1、B2 的像素值增加的基础上，对该像素值增加后的蓝色图像数据 B1、B2 进行加权加法运算，颜色变换成 G 值以及 R 值。加权系数可以任意决定。这里，蓝色图像数据 B1、B2 的像素值增加率是根据强度比 B1/M 来决定的。

[0092] 与此相对，第 2 绿色变换程序以及第 2 红色变换程序是在强度比 B1/M 处于 KM ~ KH 的范围内时（即，从中氧状态到低氧状态的情况下）执行的程序，在以规定的减少率使蓝色图像数据 B1、B2 的像素值减少的基础上，对该像素值减少后的蓝色图像数据 B1、B2 进行加权加法运算，颜色变换成 G 值以及 R 值。加权系数可以任意决定。蓝色图像数据 B1、B2 的像素值减少率是根据强度比 B1/M 来决定的。

[0093] 此外，在采用了上述的 2DLUT 的情况下，在高氧状态时使用“黄色调”表现血管、在低氧状态时使用“蓝色”表现血管的氧饱和度图像被显示于显示装置 14。此外，基于红色变换用 2DLUT 变换后的 R 值也可以不分配给显示装置 14 的 R 通道，取而代之，将基于绿色变换用 2DLUT 变换后的 G 值分配给显示装置 14 的 G 通道以及 R 通道。

[0094] 另外，也可以取代 2DLUT，而使用 1DLUT (1dimension Look Up Table)。在 1DLUT 中，输入蓝色图像数据 B1、B2。这些输入的图像数据 B1、B2 都是像素值随着氧饱和度的变化而变化的。但是，蓝色图像数据 B1、B2 的像素值除了随着氧饱和度而变化外，还根据与观察区域之间的观察距离、观测器前端部 19 以及观察距离的变动等而变化。因此，1DLUT 被用于：在靠近观察区域进行观察的放大观察时等，蓝色图像数据的像素值不会因氧饱和度以外的要因而变化的情况。向 1DLUT 的切换是在根据与观察区域之间的距离（各图像数据 B1、B2）的平均像素值等计算为一定值以下时进行的。此外，在该 1DLUT 中，蓝色图像数据 B1 或者 B2 被看做氧饱和度关联信息。

[0095] 如图 16 所示，1DLUT 由蓝色变换用 1DLUT、绿色变换用 1DLUT、和红色变换用 1DLUT 构成，蓝色变换用 1DLUT 在被输入蓝色图像数据 B1 时，输出与该蓝色图像数据 B1 对应的 B 值。绿色变换用 1DLUT 在被输入蓝色图像数据 B2 时，输出与该蓝色图像数据 B2 对应的 G 值。红色变换用 1DLUT 在被输入蓝色图像数据 B1 时，输出与该蓝色图像数据 B1 对应的 R 值。从以上 3 个 1DLUT 输出的 B 值、G 值、R 值被分配给显示装置 14 的 B、G、R 通道。

[0096] 蓝色变换用 1DLUT 使蓝色图像数据 B1、和基于该图像数据 B1 执行 1D-蓝色变换用程序时得到的 B 值建立对应关系后进行记录。1D-蓝色变换用程序通过执行用于变换为 B 值的 1D 用 B 值变换处理，从而得到与图像数据 B1 对应的 B 值。

[0097] 1D 用 B 值变换处理在对蓝色图像数据 B1 实施了与蓝色图像数据 B1 的像素值的大小对应的 B 值用像素值调整处理的基础上，将该像素值调整处理后的蓝色图像数据 B1 颜色变换成 B 值。这里，B 值用像素值调整处理是为了增大高氧状态与低氧状态下的 B 值与 G 值的像素值之差而进行的。在本实施方式中，在蓝色图像数据 B1 的像素值 (Pv1) 为阈值 Th 以下的高氧状态的情况下 ($Pv1 \leq Th$)，以规定的减少率使图像数据 B1 的像素值减少，在像素值 Pv1 超过阈值 Th 的低氧状态的情况下 ($Pv1 > Th$)，以规定的增加率使图像数据 B1 的像素值增加。此外，若是阈值 Th，则蓝色图像数据 B1 的血管部分的像素值与蓝色图像数据 B2 的血管部分的像素值几乎相同（但是，只限于照明光的光量不因 AE 等发生变化的情况）。

[0098] 绿色变换用 1DLUT 使蓝色图像数据 B2、和在基于该蓝色图像数据 B2 执行了 1D-绿

色变换用程序时得到的 G 值建立对应关系后进行记录。1D-绿色变换用程序通过执行用于变换为 G 值的 1D 用 G 值变换处理,从而得到与图像数据 B2 对应的 G 值。

[0099] 1D 用 G 值变换处理在对蓝色图像数据 B2 实施了与蓝色图像数据 B2 的像素值的大小对应的 G 值用像素值调整处理的基础上,将该像素值调整处理后的蓝色图像数据 B2 颜色变换成 G 值。这里, G 值用像素值调整处理是为了增大高氧状态与低氧状态下的 G 值与 B 值的像素值之差而进行的。在本实施方式中,在蓝色图像数据 B2 的像素值 (Pv2) 为阈值 Th 以上的高氧状态的情况下 ($Pv2 \geq Th$),以规定的增加率使图像数据 B2 的像素值增加,在像素值 Pv2 低于阈值 Th 的低氧状态的情况下 ($Pv2 < Th$),以规定的减少率使图像数据 B2 的像素值减少。此外,阈值 Th 与上述相同。

[0100] 红色变换用 1DLUT 使蓝色图像数据 B1、和在基于该蓝色图像数据 B1 执行了 1D-红色变换用程序时得到的 R 值建立对应关系后进行记录。1D-红色变换用程序通过执行用于变换为 R 值的 1D 用 R 值变换处理,从而得到与图像数据 B1 对应的 R 值。

[0101] 1D 用 R 值变换处理在对蓝色图像数据 B1 实施了与蓝色图像数据 B1 的像素值的大小对应的 R 值用像素值调整处理的基础上,将该像素值调整处理后的蓝色图像数据 B1 颜色变换成 R 值。这里, R 值用像素值调整处理是为了增大高氧状态与低氧状态下的 R 值与 G 值的像素值之差而进行的。在本实施方式中,在像素值 Pv1 为阈值 Th 以下的高氧状态的情况下 ($Pv1 \leq Th$),以规定的减少率使图像数据 B1 的像素值减少,在像素值 Pv1 超过阈值 Th 的低氧状态的情况下 ($Pv1 > Th$),以规定的增加率使图像数据 B1 的像素值增加。

[0102] 此外,在使用了上述的 1DLUT 的情况下,在高氧状态时使用“绿色调”表现血管、在低氧状态时使用“品红色”表现血管的氧饱和度图像被显示于显示装置 14。

[0103] 此外,如图 17 所示,红色变换用 1DLUT 也可以在取代蓝色图像数据 B1 而输入了蓝色图像数据 B2 时,输出与该蓝色图像数据 B2 对应的 R 值。在这种情况下,像素值调整处理的内容不同于上述。在蓝色图像数据 B2 的像素值 Pv2 为阈值 Th 以上的高氧状态的情况下 ($Pv2 \geq Th$),在以规定的增加率使蓝色图像数据 B2 的像素值增加的基础上,将其变换为 R 值。相反,在像素值 Pv2 低于阈值 Th 的低氧状态的情况下 ($Pv2 < Th$),在以规定的减少率使蓝色图像数据 B2 的像素值减少的基础上,将其变换为 R 值。

[0104] 此外,在上述第 1 实施方式中,在氧饱和度模式时,使用旋转滤波器,将第 1 不同吸收波段的窄带光与第 2 不同吸收波段的窄带光交替地照射到检测体内,但也可取而代之,如图 18 所示的内窥镜系统 200 那样,使用产生中心波长为 473nm 的第 1 不同吸收波段的窄带光的第 1 半导体光源 201、和产生中心波长为 430nm 的第 2 不同吸收波段的窄带光的第 2 半导体光源 202,进行检测体内的照明。在该内窥镜系统 200 中,除了第 1 以及第 2 半导体光源 201、202 之外,还设有产生白色光的白色光源 203,该白色光混合了中心波长为 445nm 的激励光、和由荧光体对该激励光进行波长变换而得到的绿~红色荧光。以下,只对内窥镜系统 200 之中与内窥镜系统 10 不同的部分进行说明。此外,作为第 1 以及第 2 半导体光源,除了激光光源外,还使用 LED 等。

[0105] 在该内窥镜系统 200 中,来自第 1 半导体光源 201 的第 1 不同吸收波长的窄带光入射到光纤 205,来自第 2 半导体光源 202 的第 2 不同吸收波长的窄带光入射到光纤 206,来自白色光源 203 的白色光入射到光纤 207。来自各光纤 205、206、207 的光分别被分支部 208 分支为 2 系统的光,入射到光导设备 28、29。

[0106] 另外,由光源控制部 210 对第 1 以及第 2 半导体光源 201、202 与白色光源 203 进行驱动控制。在设定为通常模式时,第 1 以及第 2 半导体光源 201、202 被断开,白色光源 203 被接通。由此,向检测体内照射白色光。另一方面,在设定为氧饱和度模式时,白色光源 203 被断开,第 1 以及第 2 半导体光源 201、202 被交替地重复接通与断开。由此,向检测体内交替地照射第 1 不同吸收波段的窄带光与第 2 不同吸收波段的窄带光。

[0107] 另外,在内窥镜系统 200 中,通过设有 RGB 滤色器的彩色摄像元件 215 进行检测体内的拍摄。在通常模式时,通过利用摄像元件 215 对由白色光照明的检测体进行拍摄,从而能够同时获得用于制作通常图像的蓝色图像数据 Bc、绿色图像数据 Gc、红色图像数据 Rc。另一方面,在氧饱和度模式时,通过利用摄像元件 215 对由第 1 不同吸收波段的窄带光照明的检测体进行拍摄,从而获得 3 色的图像数据 B1、G1、R1,通过利用摄像元件 215 对由第 2 不同吸收波段的窄带光照明的检测体进行拍摄,从而获得 3 种颜色的图像数据 B2、G2、R2。在这些图像数据中,蓝色图像数据 B1 与蓝色图像数据 B2 被用于氧饱和度图像的制作中。

[0108] 此外,在上述第 1 实施方式中,在氧饱和度模式时,基于蓝色图像数据 B1 以及蓝色图像数据 B2 这 2 个图像数据,制作以伪彩色显示体腔内的氧饱和度图像,但除了蓝色图像数据 B1 以及蓝色图像数据 B2 外,还可以基于具有绿色波长分量的绿色图像数据 G 以及具有红色波长分量的红色图像数据 R 这 4 个图像数据,进行氧饱和度图像的制作。基于该 4 个图像数据而制作的氧饱和度图像,成为仅以伪彩色显示氧饱和度低于一定值的低氧区域、以及与通常图像相同的色彩显示其他区域的通常图像 + 氧饱和度图像。该通常图像 + 氧饱和度图像的制作采用了图 19 所示的旋转滤波器 300 来取代了旋转滤波器 31。

[0109] 旋转滤波器 300 具备在通常模式时被置于宽带光 BB 的光路上的第 1 滤波器区域 38、和设于该第 1 滤波器区域 38 的外侧且在氧饱和度模式时被置于宽带光 BB 的光路上的第 2 滤波器区域 301。第 1 滤波器区域 38 具备与旋转滤波器 31 相同的 B 滤波部 38a、G 滤波部 38b 和 R 滤波部 38c。第 2 滤波器区域 301 除了与旋转滤波器 31 相同的第 1 窄带滤波部 39a 以及第 2 窄带滤波部 39b 之外,还具备 G 滤波部 302 以及 R 滤波部 303。

[0110] G 滤波部 302 与 G 滤波部 38b 一样,使宽带光 BB 之中 480 ~ 620nm 的 G 光透过。R 滤波部 303 与滤波部 38c 一样,使宽带光 BB 之中 580 ~ 720nm 的 R 光透过。根据上述,在氧饱和度模式时,旋转滤波器 300 旋转,从而依次射出第 1 不同吸收波段的窄带光、第 2 不同吸收波段的窄带光、G 光、R 光。这 4 种光通过聚光透镜 35 以及光纤 36,依次入射到光导设备 28、29。

[0111] 此外,G 光的波段 (480 ~ 620nm) 由于是氧合血红蛋白与还原血红蛋白的吸光系数的大小关系频繁更换的波段,所以即使氧饱和度发生变化,G 光的反射光的光量也几乎不变。另外,关于 R 光的波段 (580 ~ 720nm),由于还原血红蛋白的吸光系数比氧合血红蛋白的吸光系数大的波段占了大部分,所以伴随氧饱和度的降低,R 光的反射光光量也降低。

[0112] 另外,在使用了旋转滤波器 300 的情况下,在氧饱和度模式时,按照图 20 所示的顺序进行拍摄控制。如该图 20 所示,在第 1 不同吸收波段的窄带光、第 2 不同吸收波段的窄带光、G 光、R 光的照射期间 T1、T2、T3、T4,通过摄像元件 215 依次拍摄各个光的像光并蓄积电荷,基于该积蓄的电荷,依次输出蓝色信号 B1、蓝色信号 B2、绿色信号 G、红色信号 R。在设定为氧饱和度模式的期间反复进行这样的动作。然后,通过对这些蓝色信号 B1、蓝色信号 B2、绿色信号 G、红色信号 R 进行 A/D 变换,从而得到蓝色图像数据 B1、蓝色图像数据 B2、绿

色图像数据 G、红色图像数据 R。

[0113] 这里,如上所述,关于蓝色图像数据 B1,像素值随着氧饱和度的降低而增加,而关于蓝色图像数据 B2,像素值随着氧饱和度的降低而减少。另外,关于绿色图像数据 G,由于来自血管的 R 光的反射光的光量不因氧饱和度而发生变化,所以像素值在氧饱和度的变化中也几乎不变。另一方面,关于红色图像数据 R,由于来自血管的 R 光的反射光的光量随着氧饱和度的降低而减少,所以像素值也随着氧饱和度的降低而减少。

[0114] 若在氧饱和度模式时得到上述 4 个图像数据,则如图 21 所示,首先,合成蓝色图像数据 B1 与蓝色图像数据 B2,得到蓝色图像数据 B。该合成后的蓝色图像数据 B 由于是对由氧饱和度的变化引起的像素值的变化不同的 2 个蓝色图像数据 B1、B2 进行合成而得到的数据,所以即使氧饱和度发生变化,蓝色图像数据 B 的像素值也几乎不变。

[0115] 然后,对合成后的蓝色图像数据 B、绿色图像数据 G、红色图像数据 R 实施增益处理。增益处理根据蓝色图像数据 B1 与绿色图像数据 G 间的强度比 B/G,来调整各图像数据的像素值。对于蓝色图像数据 B,实施随着强度比 B/G 的增加而使像素值增加的增益处理。另一方面,对于绿色图像数据 G 以及红色图像数据 R,实施随着强度比 B/G 的增加使像素值减少的增益处理。增益处理后的蓝色图像数据 B*、绿色图像数据 G*、红色图像数据 R* 被分配给显示装置 14 的 B、G、R 通道。由此,通常图像 + 氧饱和度图像被显示于显示装置 14。

[0116] 此外,在上述第 1 以及第 2 实施方式中,根据氧饱和度关联信息的值而调整(增加或者减少)了图像数据的像素值,但也可以取而代之,在像素间(空间上)氧饱和度的大小存在差异的情况下,与该像素间的氧饱和度的差异相应地进行图像数据的像素值的调整。作为表示像素间的氧饱和度的差异的值,计算出从位于任意位置的对象像素的强度比 B1/M 减去相邻像素的强度比 B1/M 而得到的第 1 差分值(对象像素的强度比 B1/M- 相邻像素的强度比 B1/M),并且计算出从相邻像素的强度比 B1/M 减去对象像素的强度比 B1/M 而得到的第 2 差分值(相邻像素的强度比 B1/M- 对象像素的 B1/M)。

[0117] 然后,利用与第 1 差分值相应的增益系数,对对象像素的蓝色图像数据 B1、B2 实施增益处理,并且利用与第 2 差分值相应的增益系数,对相邻像素的蓝色图像数据 B1、B2 实施增益处理。然后,增益处理后的对象像素的蓝色图像数据 B1* 以及相邻像素的蓝色图像数据 B1* 被分配给显示装置 14 的 B 通道,增益处理后的对象像素的蓝色图像数据 B2* 以及相邻像素的蓝色图像数据 B2* 被分配给显示装置 14 的 G 通道以及 R 通道。此外,在与像素间的氧饱和度的差异相应地进行像素值的调整的情况下,除了增益处理之外,也可如上述实施方式那样,用 2DLUT、1DLUT 来进行像素值的调整。

[0118] 例如,如图 22A 所示,在对象像素的强度比 B1/M 为“1”、与该对象像素相邻的相邻像素的强度比 B1/M 为“1”的情况下,第 1 以及第 2 差分值都为“0”。在差分值为“0”的情况下,在对象像素与相邻像素之间由于氧饱和度没有差异,所以没有必要调整对象像素与相邻像素的像素值。因此,与差分值“0”对应的增益系数被定为“1”。然后,对对象像素的蓝色图像数据 B1、B2、相邻像素的蓝色图像数据 B1、B2 实施增益系数为“1”的增益处理。由于即使在该增益处理后,在对象像素与相邻像素间也不产生像素值之差,所以在显示装置 14 上也不会产生对象像素与相邻像素的颜色的差异。

[0119] 另一方面,如图 22B 所示,在对象像素的强度比 B1/M 为“0.5”、相邻像素的强度比 B1/M 为“2”的情况下,第 1 差分值为“-1.5”,第 2 差分值为“1.5”。像这样差分值为“0”以

外的情况下,在对象像素与相邻像素之间,氧饱和度产生差异。为了增大由该氧饱和度的差异带来的像素间的像素值之差,将与负的差分值对应的增益系数定为“1”以下,将与正的差分值对应的增益系数定为“1”以上。因此,第1差分值的“-1.5”所对应的增益系数为“1”以下,第2差分值的“1.5”所对应的增益系数为“1”以上。

[0120] 然后,通过对对象像素的蓝色图像数据 B1、B2 实施增益系数为“1 以下”的增益处理,从而得到像素值根据增益系数而减少的蓝色图像数据 B1*、B2*。另一方面,通过对相邻像素的蓝色图像数据 B1、B2 实施增益系数为“1 以上”的增益处理,从而得到像素值根据增益系数而增加的蓝色图像数据 B1*、B2*。如上述那样,通过对对象像素的图像数据进行使像素值减少的增益处理,而对相邻像素的图像数据进行使像素值增加的增益处理,从而对象像素与相邻像素间的像素值之差变大。通过增大这样像素值之差,从而显示装置 14 上的对象像素与相邻像素的颜色的差异更明确。

[0121] 此外,在上述第1以及第2实施方式中,采用具有第1不同吸收波段的波长成分的蓝色图像数据 B1、和具有第2不同吸收波段的波长成分的蓝色图像数据 B2 的 2 波长的图像数据,进行了氧饱和度的制作以及显示,但也可以使用 3 个以上的具有不同的波长成分的图像数据。在这种情况下,可以只组合具有不同吸收波段的波长成分的图像数据,另外,除了具有不同吸收波段的波长成分的图像数据之外,也可以组合具有氧合血红蛋白的吸光系数与还原血红蛋白的吸光系数几乎相同的相同吸收波段的波长成分的图像数据。

[0122] 此外,在上述实施方式中,作为蓝色图像数据 B1 上的表示氧饱和度的变化的信息,采用了蓝色图像数据 B1 以及合成图像数据 M 间的强度比 $B1 / M$,但也可取而代之,将蓝色图像数据 B1 的像素值本身用作表示氧饱和度的变化的信息。同样,作为蓝色图像数据 B2 上的表示氧饱和度的变化的信息,也可取代强度比 $B2 / M$,将蓝色图像数据 B2 的像素值本身用作表示氧饱和度的变化的信息。

[0123] 此外,在上述实施方式中,根据氧饱和度关联信息的值(例如,与强度比 $B1 / M$ 、 $B2 / M$ 的变化相应地)来调整蓝色图像数据 B1 的像素值以及蓝色图像数据 B2 的像素值双方,但并不局限于此,也可以根据氧饱和度关联信息的值来调整蓝色图像数据 B1 以及蓝色图像数据 B2 之中一方图像数据的像素值,关于另一方图像数据的像素值,不根据氧饱和度关联信息的值进行调整。在这种情况下,对显示装置的 B、G、R 通道之中的规定的颜色通道分配像素值被调整的图像数据,对剩余的颜色通道分配像素值没有被调整的图像数据。

[0124] 此外,在上述实施方式中,采用血液量(氧合血红蛋白与还原血红蛋白之和)之中氧合血红蛋白所占比例、即氧饱和度,生成了氧饱和度图像,但也可取而代之或者在此基础上采用根据“血液量 × 氧饱和度(%)”求出的氧合血红蛋白指数、根据“血液量 × (100-氧饱和度)(%)”求出的还原血红蛋白指数。

[0125] 此外,本发明的课题也可以通过以下的技术思想来解决。

[0126] 附注项 1. 一种内窥镜系统,其特征在于,具备:

[0127] 照明机构,其向检测体照射包含氧合血红蛋白的吸光系数比还原血红蛋白的吸光系数大的第1不同吸收波段的第1照明光、和包含氧合血红蛋白的吸光系数比还原血红蛋白的吸光系数小的第2不同吸收波段的第2照明光;

[0128] 图像信息取得机构,其对通过上述第1照明光照明的检测体进行拍摄而取得第1不同吸收波段的图像信息,对通过上述第2照明光照明的检测体进行拍摄而取得第2不同

吸收波段的图像信息；

[0129] 归一化信息取得机构,其利用具有特定波长成分的特定图像信息对上述不同吸收波段的图像信息进行归一化而取得归一化信息；

[0130] 差分信息计算机构,其求出上述归一化信息中的对象像素的值、和与该对象像素相邻的相邻像素的值的差分；

[0131] 显示用图像信息制作机构,其制作根据上述差分调整上述第 1 不同吸收波段的图像信息的像素值而得到的第 1 不同吸收波段的显示用图像信息、或者根据上述差分调整上述第 2 不同吸收波段的图像信息的像素值而得到的第 2 不同吸收波段的显示用图像信息之中的至少 2 个显示用图像信息；

[0132] 显示机构,其具有第 1 至第 3 颜色通道,显示由 3 种颜色构成的彩色图像；和

[0133] 显示控制机构,其将上述显示用图像信息分配给上述显示机构的上述第 1 颜色通道至第 3 颜色通道。

[0134] 附注项 2. 根据附注项 1 所述的内窥镜系统,其特征在于,

[0135] 上述显示用图像信息制作机构,

[0136] 通过根据上述差分对上述第 1 不同吸收波段的图像信息的像素值进行调整的第 1 不同吸收波段用的增益处理,来制作上述第 1 不同吸收波段的显示用图像信息,

[0137] 通过根据上述差分对上述第 2 不同吸收波段的图像信息的像素值进行调整的第 2 不同吸收波段用的增益处理,来制作上述第 2 不同吸收波段的显示用图像信息。

[0138] 附注项 3. 根据附注项 2 所述的内窥镜系统,其特征在于,

[0139] 上述第 1 不同吸收波段用的增益处理在第 1 像素值调整范围或者比该第 1 像素值调整范围窄的第 2 像素值调整范围的任一范围内调整像素值,

[0140] 上述第 2 不同吸收波段用的增益处理在第 3 像素值调整范围或者比该第 3 像素值调整范围窄的第 4 像素值调整范围的任一范围内调整像素值。

[0141] 附注项 4. 根据附注项 2 或 3 所述的内窥镜系统,其特征在于,

[0142] 上述显示控制机构将上述第 1 以及第 2 不同吸收波段的显示用图像信息之中的一方分配给上述第 1 颜色通道,将另一方分配给上述第 2 颜色通道以及第 3 颜色通道。

[0143] 附注项 5. 根据附注项 1 所述的内窥镜系统,其特征在于,

[0144] 上述图像信息取得机构合成上述第 1 不同吸收波段的图像信息和上述第 2 不同吸收波段的图像信息,从而取得氧合血红蛋白的吸光系数和还原血红蛋白的吸光系数大致相同的相同吸收波段的波长成分所对应的相同吸收波段的图像信息,

[0145] 上述特定图像信息是上述相同吸收波段的图像信息。

[0146] 附注项 6. 根据附注项 1 所述的内窥镜系统,其特征在于,

[0147] 上述第 1 颜色通道是蓝色通道,上述第 2 颜色通道是绿色通道,上述第 3 颜色通道是红色通道。

[0148] 附注项 7. 根据附注项 1 所述的内窥镜系统,其特征在于,

[0149] 上述第 1 不同吸收波段是 450 ~ 500nm,上述第 2 不同吸收波段是 415 ~ 450nm。

[0150] 附注项 8. 一种内窥镜系统,其特征在于,具备：

[0151] 照明机构,其向检测体照射包含氧合血红蛋白的吸光系数比还原血红蛋白的吸光系数大的第 1 不同吸收波段的第 1 照明光、和包含氧合血红蛋白的吸光系数比还原血红蛋

白的吸光系数小的第 2 不同吸收波段的第 2 照明光；

[0152] 图像信息取得机构,其对通过上述第 1 照明光照明的检测体进行拍摄而取得第 1 不同吸收波段的图像信息,对通过上述第 2 照明光照明的检测体进行拍摄而取得第 2 不同吸收波段的图像信息；

[0153] 归一化信息取得机构,其利用具有特定波长成分的特定图像信息对上述不同吸收波段的图像信息进行归一化而取得归一化信息；

[0154] 差分值信息计算机构,其求出上述归一化信息中的对象像素的值、和与该对象像素相邻的相邻像素的值的差分值；

[0155] 显示用图像信息制作机构,其制作第 1 颜色的显示用图像信息、第 2 颜色的显示用图像信息、和第 3 颜色的显示用图像信息之中的至少 2 个显示用图像信息,其中,上述第 1 颜色的显示用图像信息是根据上述差分值进行第 1 颜色用的像素值调整处理来调整上述第 1 以及第 2 不同吸收波段的图像信息的像素值、并对像素值调整后的上述第 1 以及第 2 不同吸收波段的图像信息进行加权加法运算后颜色变换成第 1 颜色而得到的,上述第 2 颜色的显示用图像信息是根据上述差分值进行第 2 颜色用的像素值调整处理来调整上述第 1 以及第 2 不同吸收波段的图像信息的像素值、并对像素值调整后的上述第 1 以及第 2 不同吸收波段的图像信息进行加权加法运算后颜色变换成第 2 颜色而得到的,上述第 3 颜色的显示用图像信息是根据上述差分值进行第 3 颜色用的像素值调整处理来调整上述第 1 以及第 2 不同吸收波段的图像信息的像素值、并对像素值调整后的上述第 1 以及第 2 不同吸收波段的图像信息进行加权加法运算后颜色变换成第 3 颜色而得到的；

[0156] 显示机构,其具有第 1 至第 3 颜色通道,显示由 3 种颜色构成的彩色图像；和

[0157] 显示控制机构,其将上述显示用图像信息分配给上述显示机构的上述第 1 颜色通道至第 3 颜色通道。

[0158] 附注项 9. 根据附注项 8 所述的内窥镜系统,其特征在于,

[0159] 上述显示用图像信息制作机构,

[0160] 采用第 1 表来制作上述第 1 颜色的显示用图像信息,上述第 1 表是通过基于上述差分值、上述第 1 以及第 2 不同吸收波段的图像信息的运算而得到的,且存储上述第 1 以及第 2 不同吸收波段的图像信息与上述第 1 颜色的显示用图像信息的关系,

[0161] 采用第 2 表来制作上述第 2 颜色的显示用图像信息,上述第 2 表是通过基于上述差分值、上述第 1 以及第 2 不同吸收波段的图像信息的运算而得到的,且存储上述第 1 以及第 2 不同吸收波段的图像信息与上述第 2 颜色的显示用图像信息的关系。

[0162] 附注项 10. 根据附注项 9 所述的内窥镜系统,其特征在于,

[0163] 上述显示控制机构将上述第 1 颜色以及第 2 颜色的显示用图像信息之中的一方分配给上述第 1 颜色通道,将另一方分配给上述第 2 颜色通道以及第 3 颜色通道。

[0164] 附注项 11. 根据附注项 9 所述的内窥镜系统,其特征在于,

[0165] 上述显示用图像信息制作机构除了上述第 1 颜色以及第 2 颜色的显示用图像信息外,还采用第 3 表来制作上述第 3 颜色的显示用图像信息,上述第 3 表是通过基于上述差分值、上述第 1 以及第 2 不同吸收波段的图像信息的运算而得到的,且存储上述第 1 以及第 2 不同吸收波段的图像信息与上述第 3 颜色的显示用图像信息的关系。

[0166] 附注项 12. 一种内窥镜系统,其特征在于,具备：

[0167] 照明机构,其向检测体照射包含氧合血红蛋白的吸光系数比还原血红蛋白的吸光系数大的第 1 不同吸收波段的第 1 照明光、和包含氧合血红蛋白的吸光系数比还原血红蛋白的吸光系数小的第 2 不同吸收波段的第 2 照明光;

[0168] 图像信息取得机构,其对通过上述第 1 照明光照明的检测体进行拍摄而取得第 1 不同吸收波段的图像信息,对通过上述第 2 照明光照明的检测体进行拍摄而取得第 2 不同吸收波段的图像信息;

[0169] 归一化信息取得机构,其利用具有特定的波长成分的特定图像信息对上述不同吸收波段的图像信息进行归一化而取得归一化信息;

[0170] 差分值信息计算机构,其求出上述归一化信息中的对象像素的值、和与该对象像素相邻的相邻像素的值的差分值;

[0171] 显示用图像信息制作机构,其制作第 1 颜色的显示用图像信息、第 2 颜色的显示用图像信息、和第 3 颜色的显示用图像信息之中的至少 2 个显示用图像信息,上述第 1 颜色的显示用图像信息是根据上述差分值进行第 1 颜色用的像素值调整处理来调整上述第 1 不同吸收波段的图像信息的像素值、并将像素值调整后的图像信息颜色变换成第 1 颜色而得到的,上述第 2 颜色的显示用图像信息是根据上述差分值进行第 2 颜色用的像素值调整处理来调整上述第 2 不同吸收波段的图像信息的像素值、并将像素值调整后的图像信息颜色变换成第 2 颜色而得到的,上述第 3 颜色的显示用图像信息是根据上述差分值进行第 3 颜色用的像素值调整处理来调整上述第 1 不同吸收波段的图像信息的像素值、并将像素值调整后的图像信息颜色变换成第 3 颜色而得到的;

[0172] 显示机构,其具有第 1 至第 3 颜色通道,显示由 3 种颜色构成的彩色图像;和

[0173] 显示控制机构,其将上述显示用图像信息分配给上述显示机构的上述第 1 颜色通道至第 3 颜色通道。

[0174] 附注项 13. 根据附注项 12 所述的内窥镜系统,其特征在于,

[0175] 上述显示用图像信息制作机构,

[0176] 采用第 4 表来制作上述第 1 颜色的显示用图像信息,上述第 4 表是通过基于上述差分值以及上述第 1 不同吸收波段的图像信息的运算而得到的,且存储上述第 1 不同吸收波段的图像信息与上述第 1 颜色的显示用图像信息的关系,

[0177] 采用第 5 表来制作上述第 2 颜色的显示用图像信息,上述第 5 表是通过基于上述差分值以及上述第 2 不同吸收波段的图像信息的运算而得到的,且存储上述第 2 不同吸收波段的图像信息与上述第 2 颜色的显示用图像信息的关系,

[0178] 采用第 6 表来制作上述第 3 颜色的显示用图像信息,上述第 6 表是通过基于上述差分值以及上述第 1 不同吸收波段的图像信息的运算而得到的,且存储上述第 1 不同吸收波段的图像信息与上述第 3 颜色的显示用图像信息的关系。

[0179] 附注项 14. 根据附注项 13 所述的内窥镜系统,其特征在于,

[0180] 上述显示用图像信息制作机构能够制作第 3 颜色的显示用图像信息,该第 3 颜色的显示用图像信息是根据上述差分值进行第 3 颜色用的像素值调整处理来调整上述第 2 不同吸收波段的图像信息的像素值、并将像素值调整后的图像信息颜色变换成第 3 颜色而得到的,

[0181] 取代第 6 表而使用第 7 表来制作上述第 3 颜色的显示用图像信息,上述第 7 表是

通过基于上述差分值以及上述第 2 不同吸收波段的图像信息的运算而得到的,且存储上述第 2 不同吸收波段的图像信息与上述第 3 颜色的显示用图像信息的关系。

[0182] 附注项 15. 根据附注项 13 所述的内窥镜系统,其特征在於,

[0183] 上述显示控制机构将上述第 1 颜色的显示用图像信息分配给上述第 1 颜色通道,将上述第 2 颜色的显示用图像信息分配给上述第 2 颜色通道,将上述第 3 颜色的显示用图像信息分配给上述第 3 颜色通道。

[0184] 附注项 16. 一种内窥镜系统,其特征在於,具备:

[0185] 照明机构,其向检测体照射包含氧合血红蛋白的吸光系数比还原血红蛋白的吸光系数大的第 1 不同吸收波段的第 1 照明光、包含氧合血红蛋白的吸光系数比还原血红蛋白的吸光系数小的第 2 不同吸收波段的第 2 照明光、和包含上述第 1 以及第 2 不同吸收波段以外的特定波段的第 3 照明光;

[0186] 图像信息取得机构,其对通过上述第 1 照明光照明的检测体进行拍摄而取得第 1 不同吸收波段的图像信息,对通过上述第 2 照明光照明的检测体进行拍摄而取得第 2 不同吸收波段的图像信息,对通过上述第 3 照明光照明的检测体进行拍摄而取得特定波段的图像信息;

[0187] 通常图像制作机构,其根据上述第 1 以及第 2 不同吸收波段的图像信息和上述特定波段的图像信息,制作通常图像;

[0188] 归一化信息取得机构,其利用具有特定波长成分的特定图像信息对上述不同吸收波段的图像信息进行归一化而取得归一化信息;

[0189] 差分值信息计算机构,其求出上述归一化信息中的对象像素的值、和与该对象像素相邻的相邻像素的值的差分值;

[0190] 显示用图像信息制作机构,其制作根据上述差分值调整上述通常图像的像素值而得到的显示用图像信息;

[0191] 显示机构,其具有第 1 至第 3 颜色通道,显示由 3 种颜色构成的彩色图像;和

[0192] 显示控制机构,其将上述显示用图像信息分配给上述显示机构的上述第 1 颜色通道至第 3 颜色通道。

[0193] 附注项 17. 一种处理器装置,与内窥镜装置组合起来使用该处理器装置,上述内窥镜装置向检测体照射包含氧合血红蛋白的吸光系数比还原血红蛋白的吸光系数大的第 1 不同吸收波段的第 1 照明光、和包含氧合血红蛋白的吸光系数比还原血红蛋白的吸光系数小的第 2 不同吸收波段的第 2 照明光,并且对通过上述第 1 照明光照明的检测体进行拍摄而取得第 1 不同吸收波段的图像信息,对由上述第 2 照明光照明的检测体进行拍摄而取得第 2 不同吸收波段的图像信息,

[0194] 所述处理器装置的特征在於,具备:

[0195] 接收机构,其从上述内窥镜装置接收上述第 1 以及第 2 不同吸收波段的图像信息;

[0196] 归一化信息取得机构,其利用具有特定波长成分的特定图像信息对上述不同吸收波段的图像信息进行归一化而取得归一化信息;

[0197] 差分值信息计算机构,其求出上述归一化信息中的对象像素的值、和与该对象像素相邻的相邻像素的值的差分值;

[0198] 显示用图像信息制作机构,其制作根据上述差分调整上述第 1 不同吸收波段的图像信息的像素值而得到的显示用图像信息、或者根据上述差分调整上述第 2 不同吸收波段的图像信息的像素值而得到的显示用图像信息之中的至少 2 个显示用图像信息;和

[0199] 显示控制机构,其将上述显示用图像信息分配给显示机构的第 1 颜色通道至第 3 颜色通道。

[0200] 附注项 18. 一种内窥镜图像的工作控制方法,其特征在于,包括:

[0201] 照射包含氧合血红蛋白的吸光系数比还原血红蛋白的吸光系数大的第 1 不同吸收波段的第 1 照明光的步骤;

[0202] 对通过上述第 1 照明光照明的检测体进行拍摄而取得第 1 不同吸收波段的图像信息的步骤;

[0203] 向检测体照射包含氧合血红蛋白的吸光系数比还原血红蛋白的吸光系数小的第 2 不同吸收波段的第 2 照明光的步骤;

[0204] 对通过上述第 2 照明光照明的检测体进行拍摄而取得第 2 不同吸收波段的图像信息的步骤;

[0205] 利用具有特定波长成分的特定图像信息对上述不同吸收波段的图像信息进行归一化而取得归一化信息的步骤;

[0206] 求出上述归一化信息中的对象像素的值、和与该对象像素相邻的相邻像素的值的差分值的步骤;

[0207] 制作根据上述差分调整上述第 1 不同吸收波段的图像信息的像素值而得到的显示用图像信息、或者根据上述差分调整上述第 2 不同吸收波段的图像信息的像素值而得到的显示用图像信息之中的至少 2 个显示用图像信息的步骤;和

[0208] 进行将上述显示用图像信息分配给显示机构的第 1 颜色通道至第 3 颜色通道的显示控制处理的步骤。

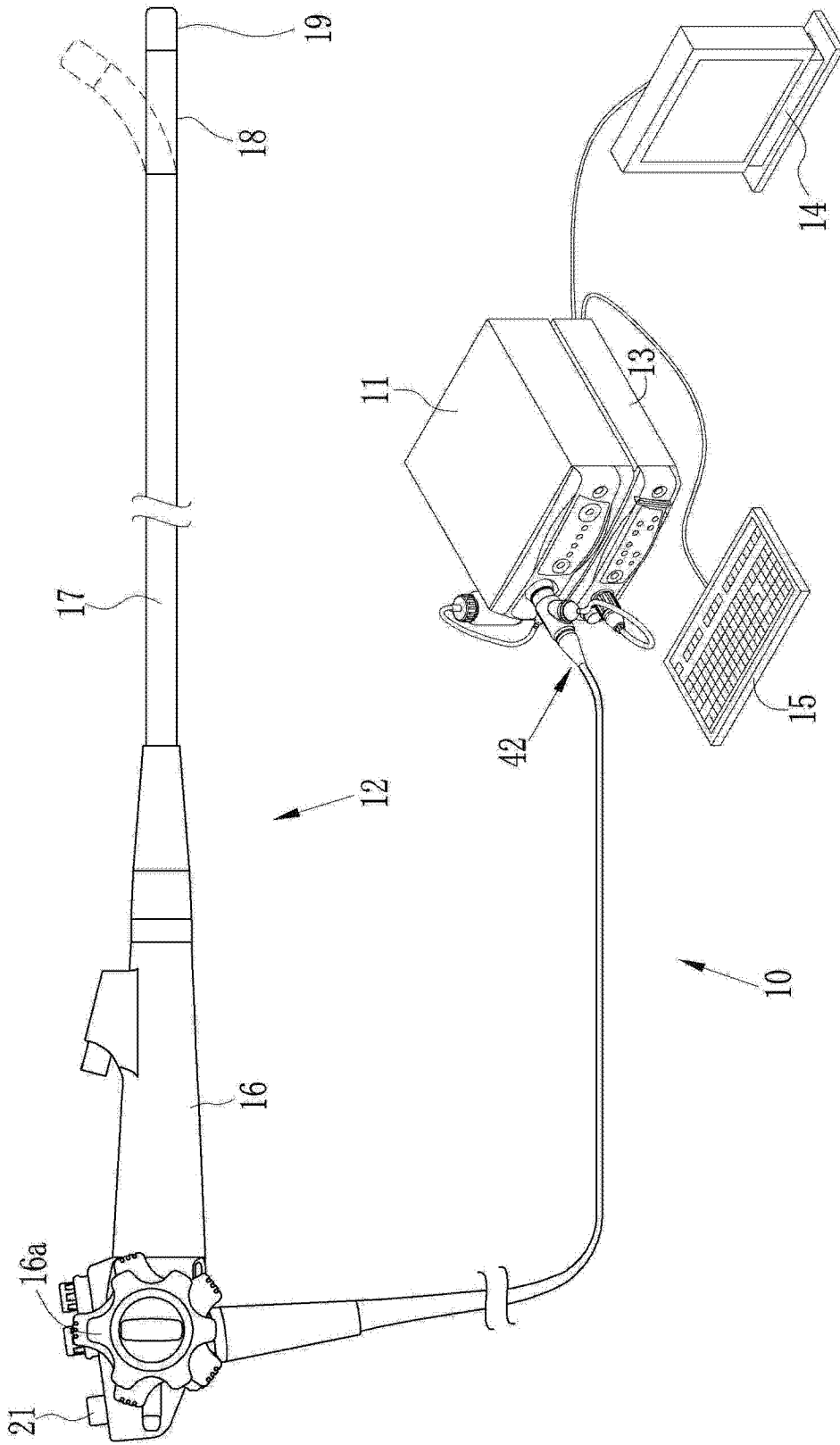


图 1

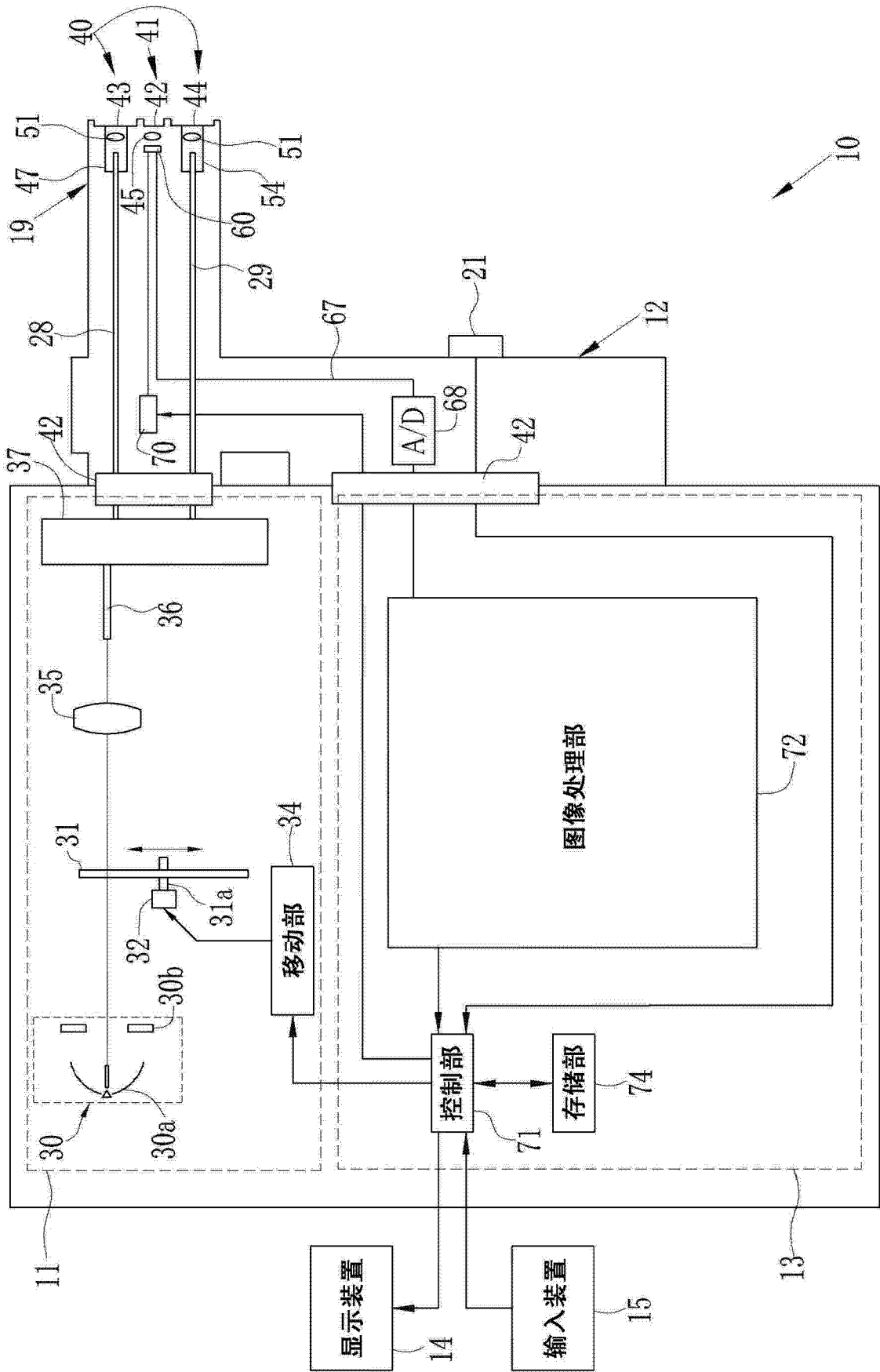


图 2

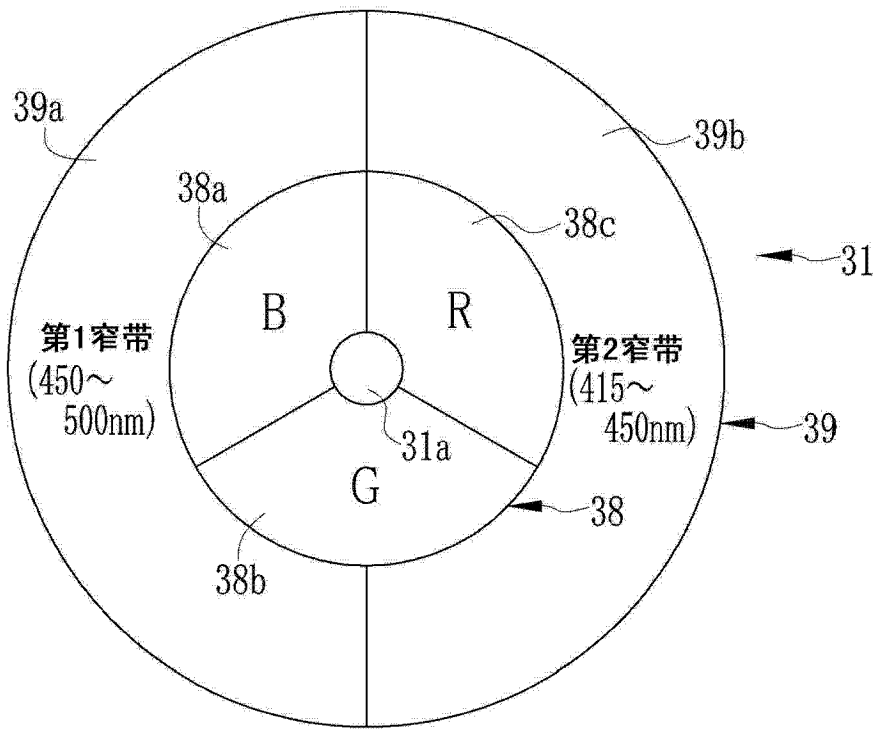


图 3

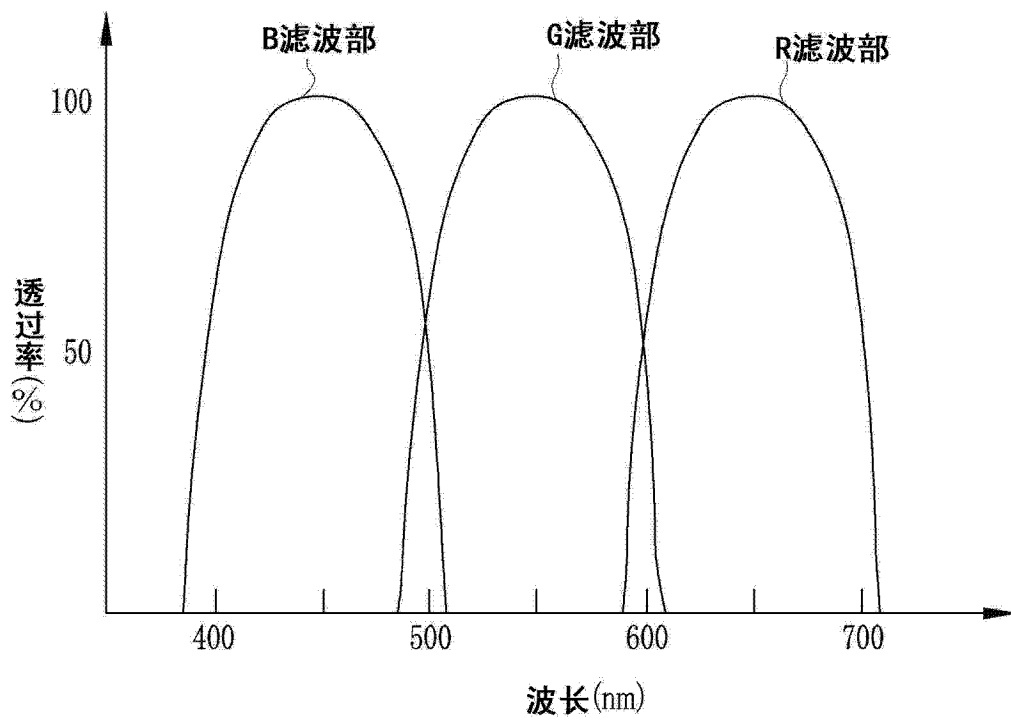


图 4A

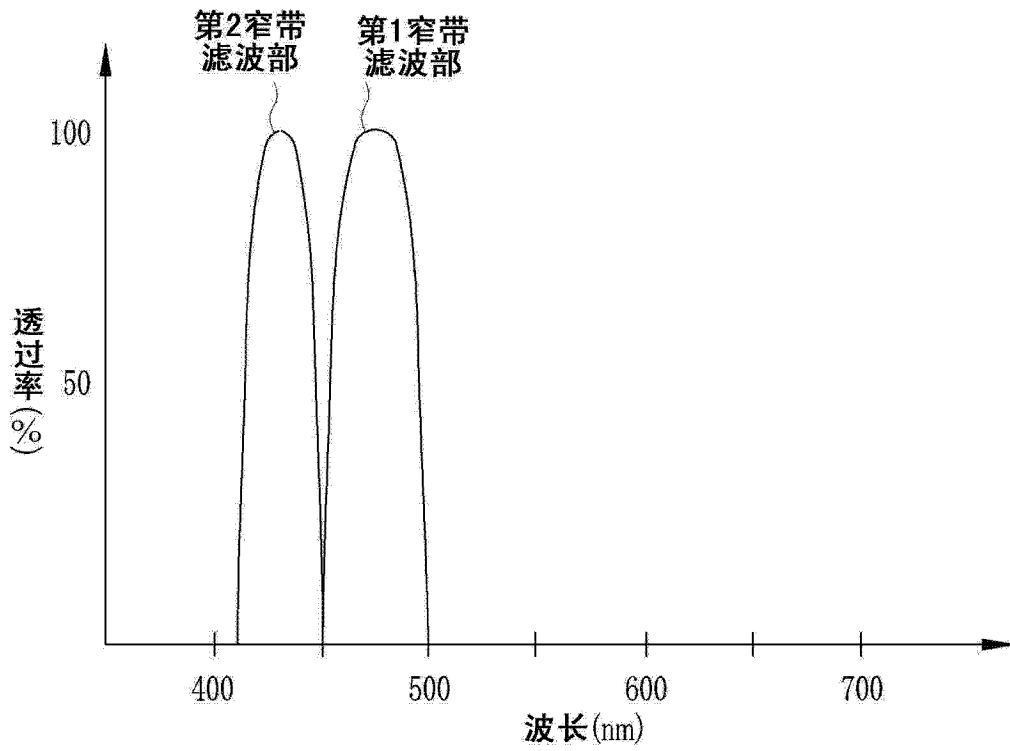


图 4B

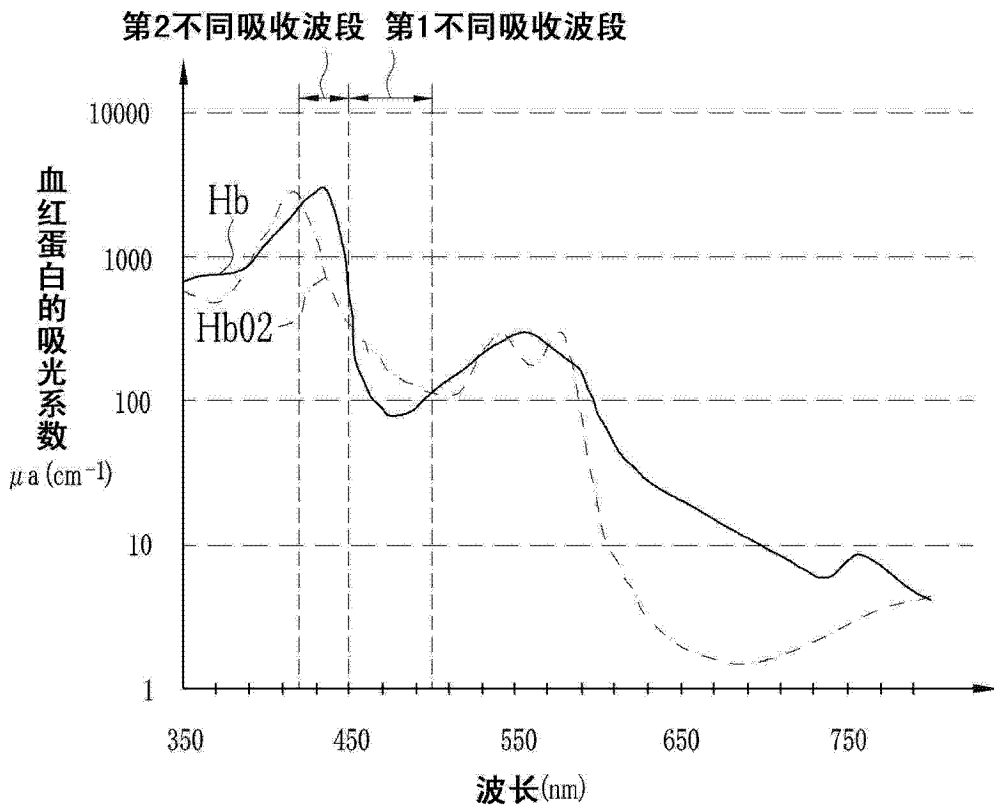


图 5

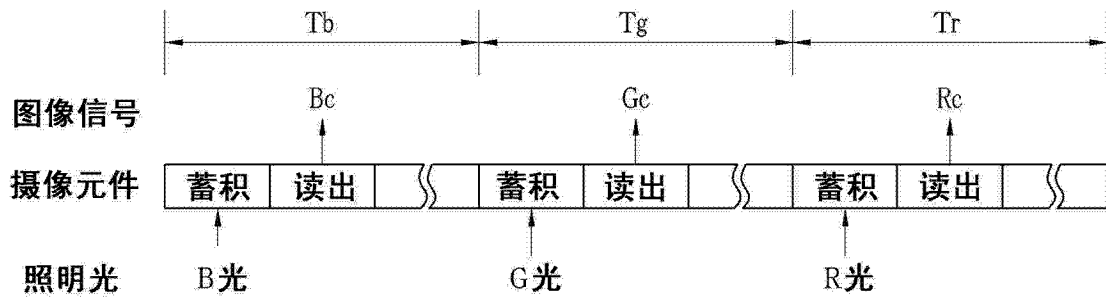


图 6A

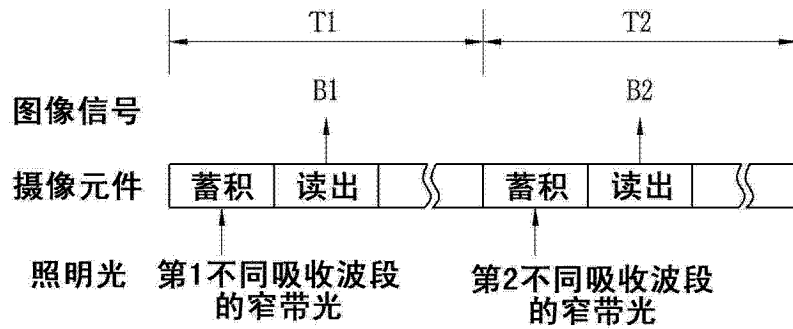


图 6B

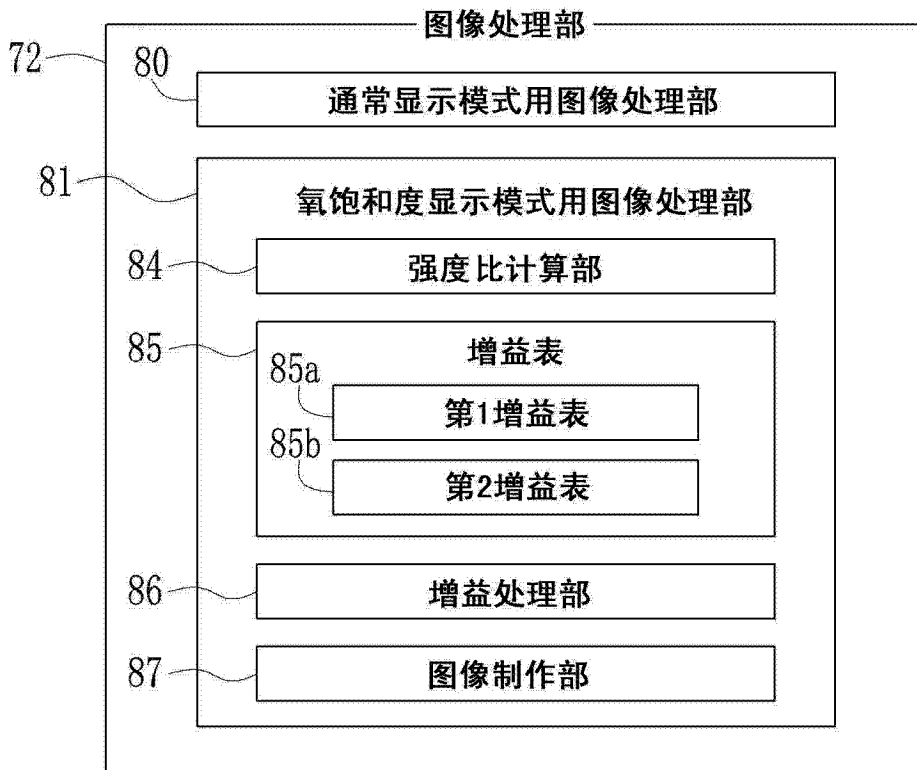


图 7

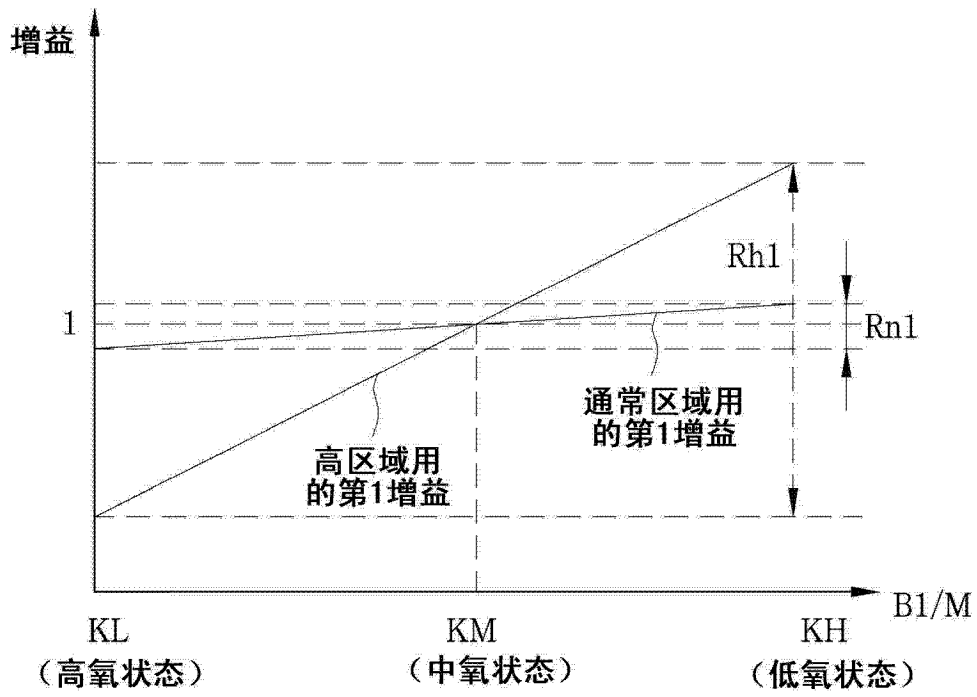


图 8

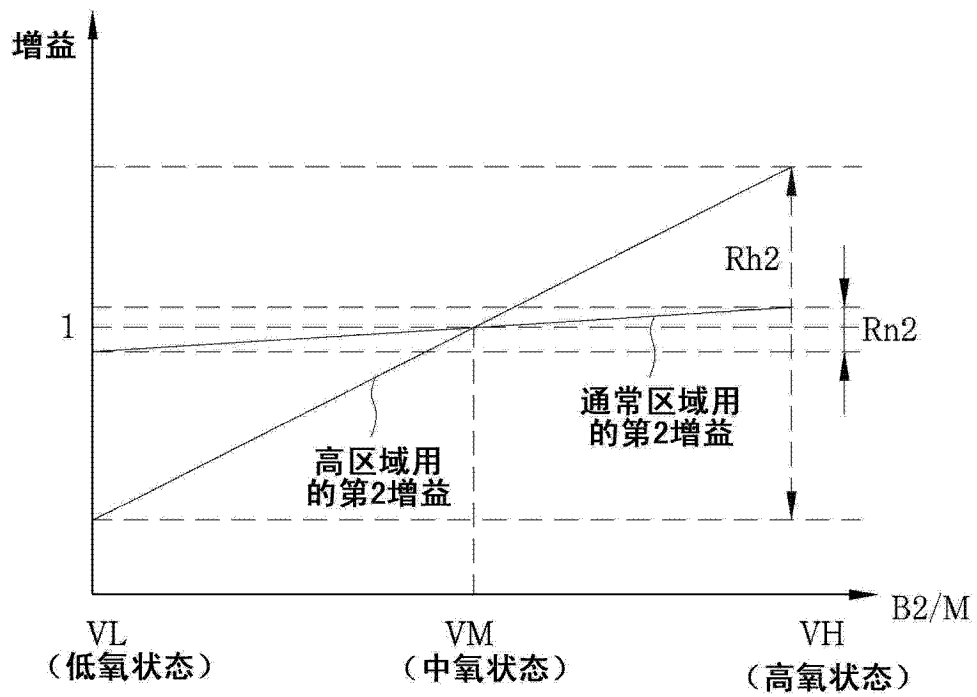


图 9

	高区域用的第1增益 (有移动)	通常区域用的第1增益 (无移动)	高区域用的第2增益 (有移动)	通常区域用的第2增益 (无移动)
增益处理A	使用	不使用	不使用	使用
增益处理B	不使用	使用	使用	不使用
增益处理C	使用	不使用	使用	不使用

图 10

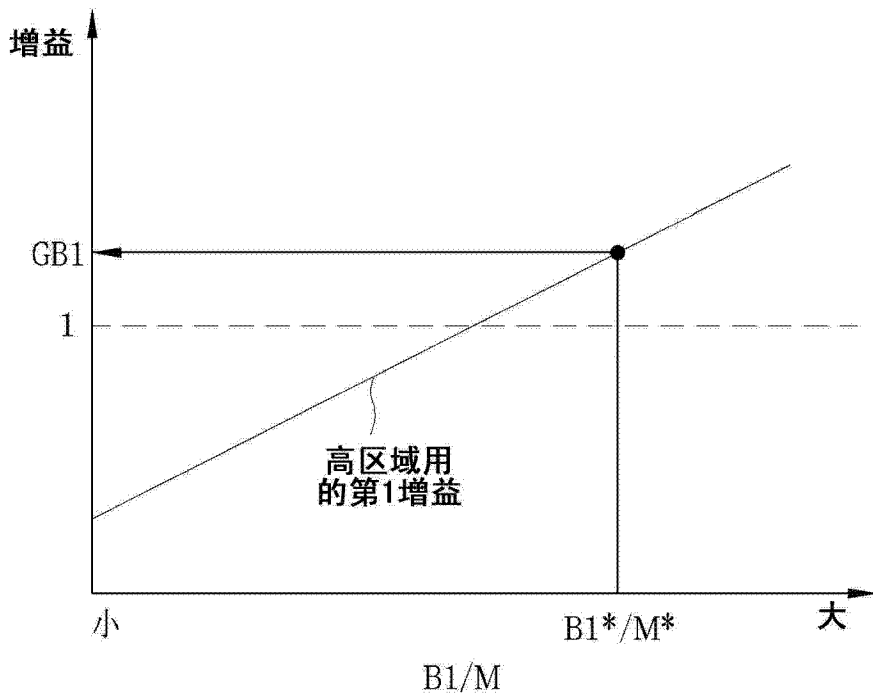


图 11A

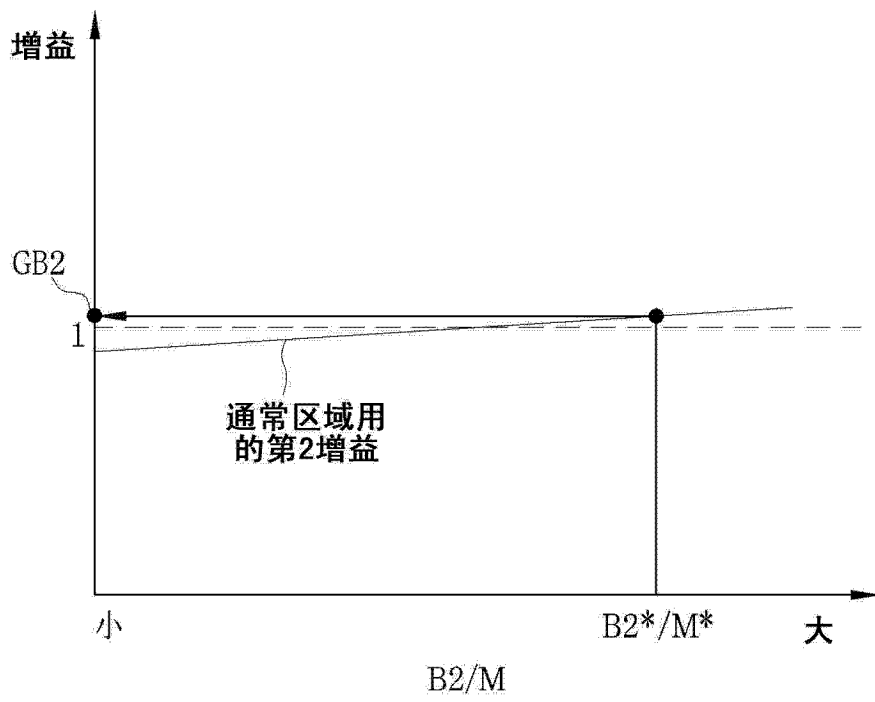


图 11B

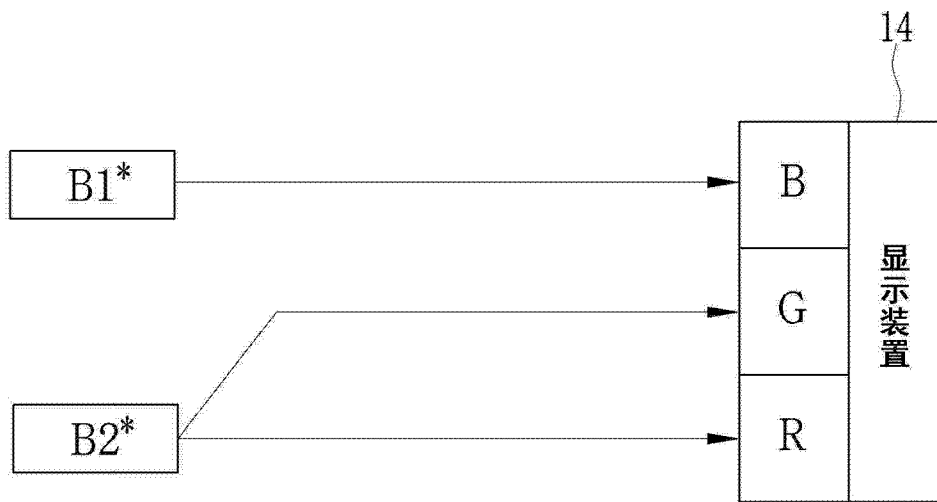


图 12

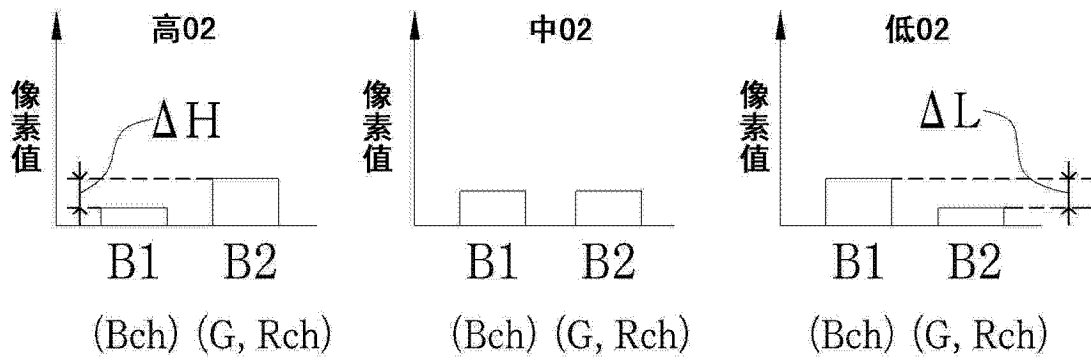


图 13A

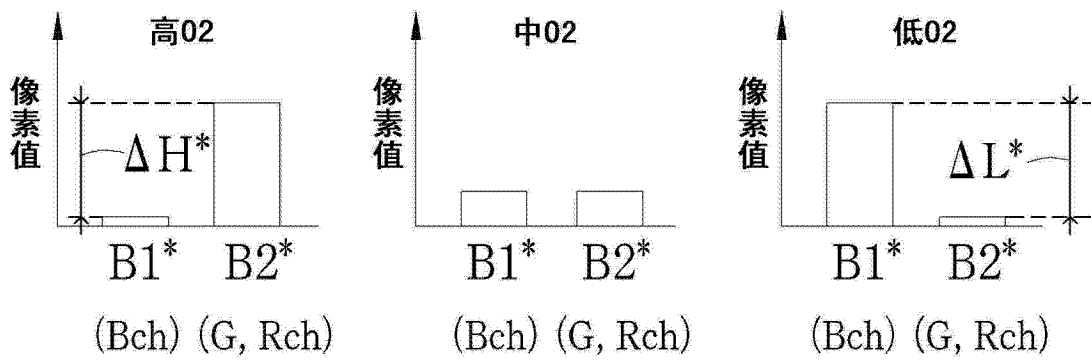


图 13B

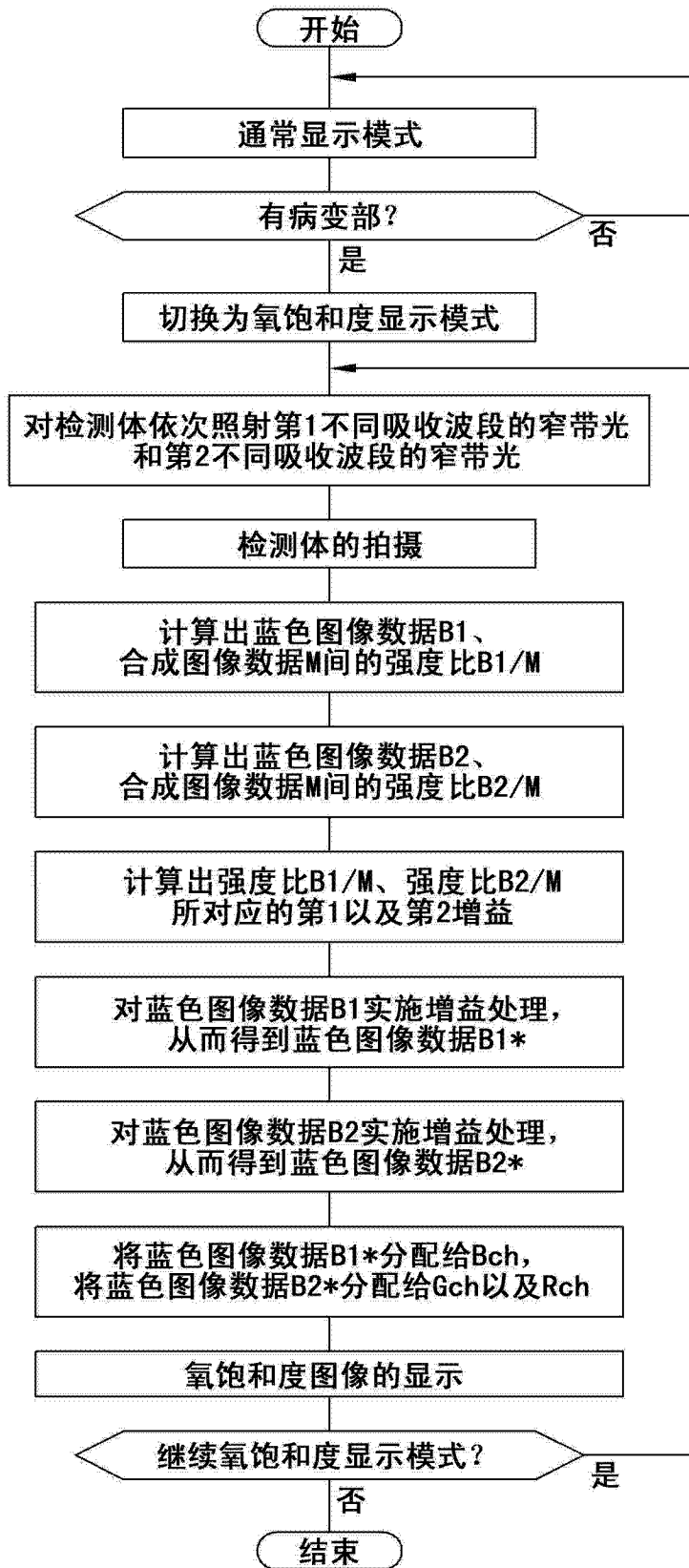


图 14

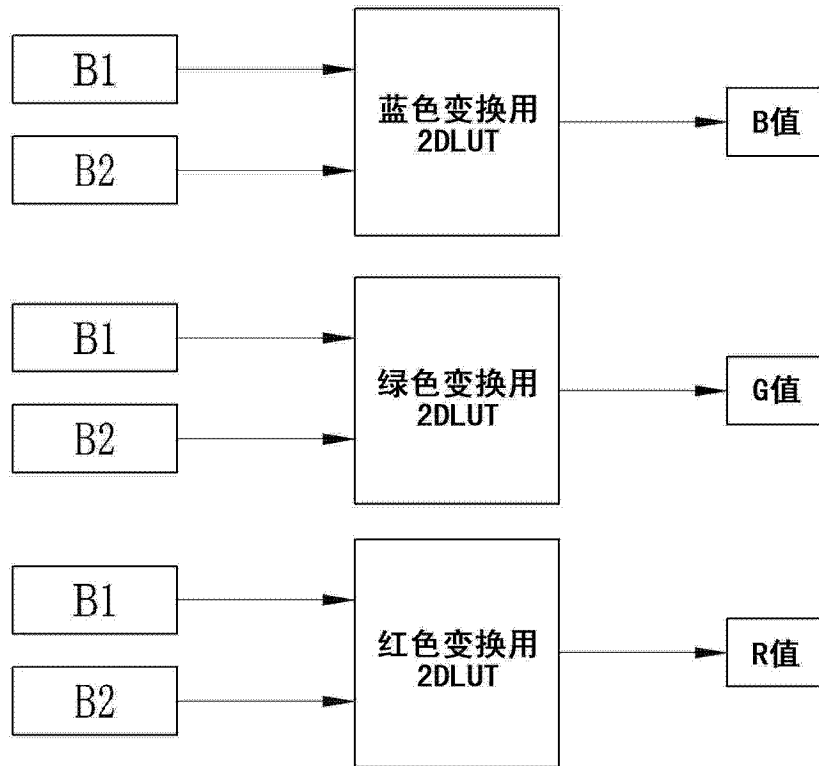


图 15

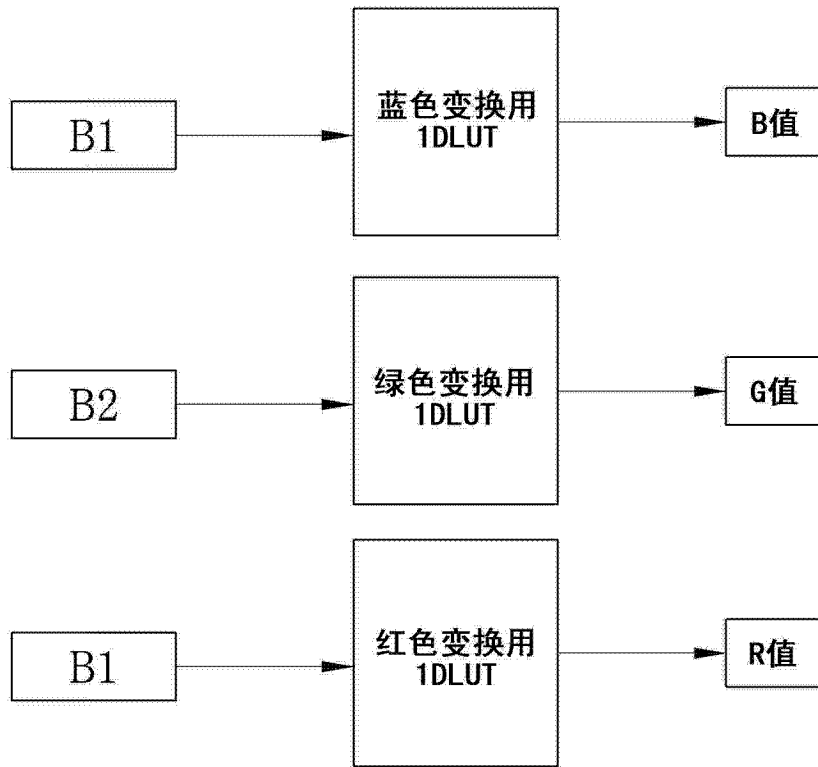


图 16

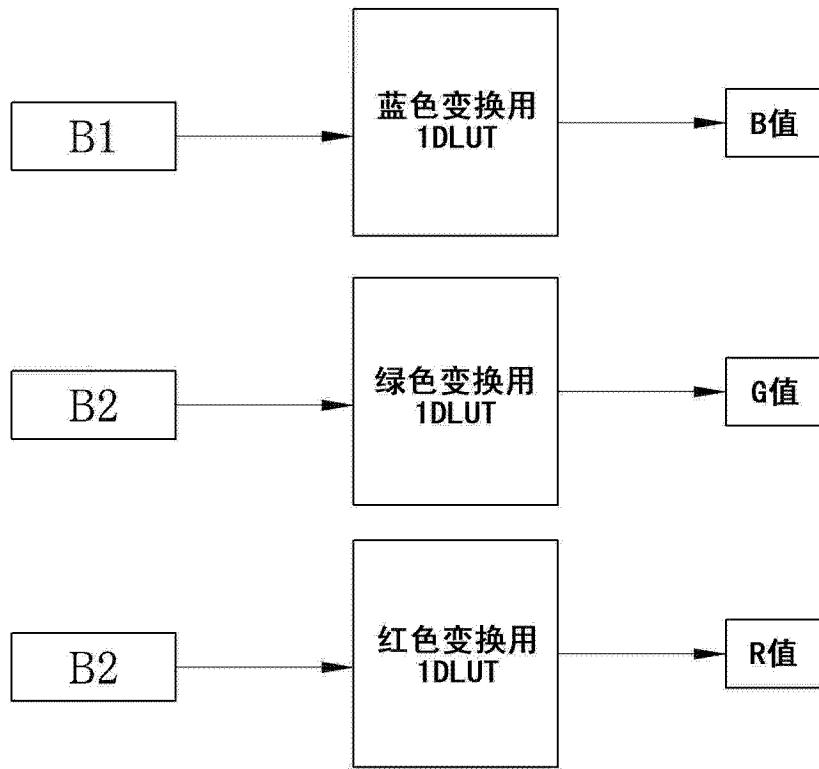


图 17

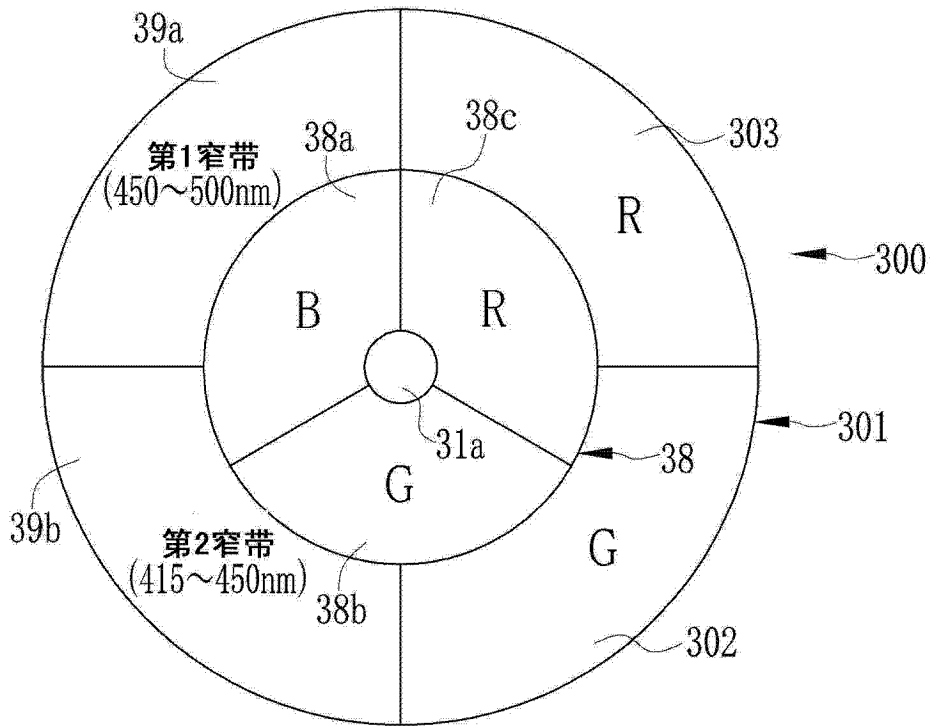


图 19

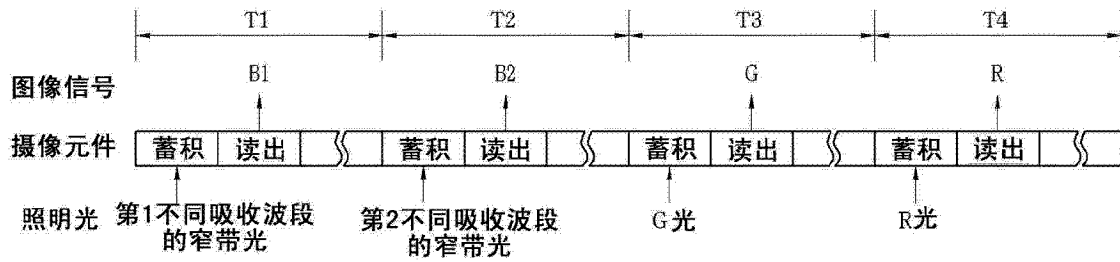


图 20

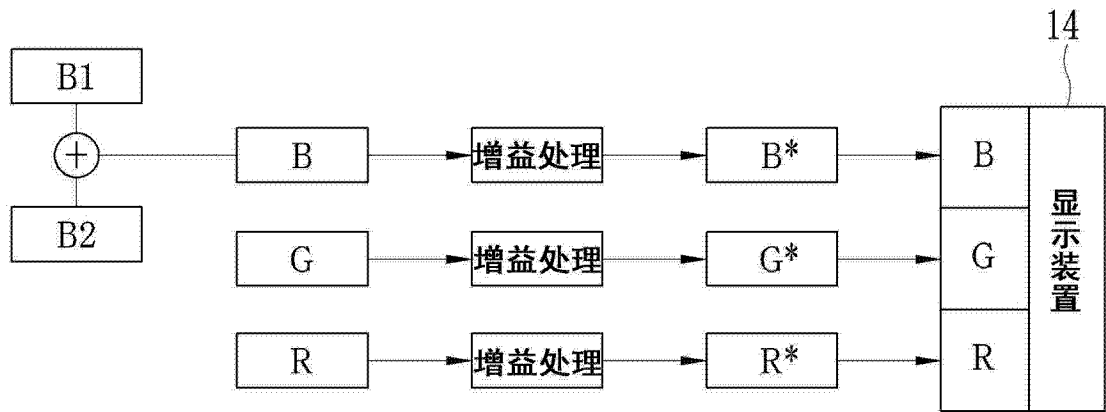


图 21

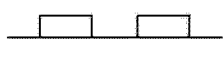
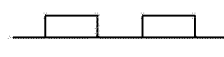
	对象像素	相邻像素
B1/M	1	1
差分值	0	0
与差分值对应的增益	1	1
增益处理后的图像数据	 B1* B2* (无像素值变化)	 B1* B2* (无像素值变化)

图 22A

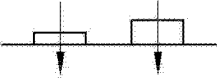
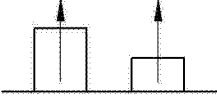
	对象像素	相邻像素
B1/M	0.5 (高氧状态)	2 (低氧状态)
差分值	-1.5	1.5
与差分值 对应的增益	1以下的增益	1以上的增益
增益处理后的 图像数据	 <p>B1* B2* (像素值减少)</p>	 <p>B1* B2* (像素值增加)</p>

图 22B

专利名称(译)	内窥镜系统及其工作控制方法、以及处理器装置		
公开(公告)号	CN103654702A	公开(公告)日	2014-03-26
申请号	CN201310397473.5	申请日	2013-09-04
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	加来俊彦		
发明人	加来俊彦		
IPC分类号	A61B1/07 A61B1/04 A61B5/1459		
优先权	2012212591 2012-09-26 JP		
其他公开文献	CN103654702B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供即使血管氧状态的差异很小也能识别为颜色差异来显示的内窥镜系统及其工作控制方法、处理器装置。拍摄被第1不同吸收波段的窄带光照明的检测体，获得蓝色图像数据(B1)。拍摄被第2不同吸收波段的窄带光照射的检测体，获得蓝色图像数据(B2)。合成蓝色图像数据(B1)和蓝色图像数据(B2)，获得合成图像数据。对蓝色图像数据(B1)实施与蓝色图像数据(B1)和合成图像数据间的强度比对应的增益处理，获得蓝色图像数据(B1*)。对蓝色图像数据(B2)实施与蓝色图像数据(B2)和合成图像数据间的强度比对应的增益处理，获得蓝色图像数据(B2*)。基于蓝色图像数据(B1*)和蓝色图像数据(B2*)显示氧饱和度图像。

