



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103654690 B

(45)授权公告日 2017.03.15

(21)申请号 201310397590.1

(51)Int.Cl.

(22)申请日 2013.09.04

A61B 1/00(2006.01)

(65)同一申请的已公布的文献号

审查员 王歆媛

申请公布号 CN 103654690 A

(43)申请公布日 2014.03.26

(30)优先权数据

2012-212590 2012.09.26 JP

(73)专利权人 富士胶片株式会社

地址 日本国东京都

(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

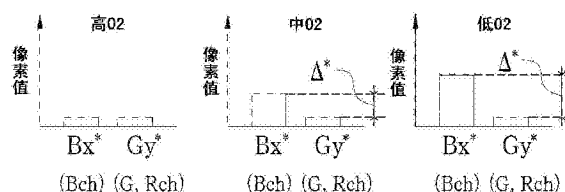
权利要求书2页 说明书22页 附图19页

(54)发明名称

内窥镜系统及其动作控制方法、以及处理器
装置

(57)摘要

本发明提供一种即便血管的氧状态的差异很小也可识别为颜色的差异进行显示的内窥镜系统及其动作控制方法、以及处理器装置。通过对利用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不同吸收波段的窄带光照明后的检体进行摄像,来获得蓝色图像数据Bx。通过对利用具有绿色波段的G光照明后的检体进行摄像,来获得绿色图像数据Gy。基于蓝色图像数据Bx以及绿色图像数据Gy来计算强度比B/G。强度比B/G与氧饱和度的降低相匹配地变大。通过对蓝色图像数据Bx以及绿色图像数据Gy实施与强度比B/G对应的增益处理,来获得蓝色图像数据Bx*以及绿色图像数据Gy*。基于蓝色图像数据Bx*以及绿色图像数据Gy*来显示氧饱和度图像。



1. 一种内窥镜系统,其特征在于,具备:

照明部件,朝向检体照射第1照明光和第2照明光,所述第1照明光包括氧合血红蛋白的吸光系数和还原血红蛋白的吸光系数不同的不同吸收波段,所述第2照明光包括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;

图像信息获取部件,对利用所述第1照明光被照明的检体进行摄像来获取不同吸收波段的图像信息,对利用所述第2照明光被照明的检体进行摄像来获取相同吸收波段的图像信息;

氧饱和度关联信息获取部件,至少基于所述不同吸收波段的图像信息来获取与血中血红蛋白的氧饱和度相关联的氧饱和度关联信息;

显示用图像信息制成部件,制成根据所述氧饱和度关联信息的值将所述不同吸收波段的图像信息的像素值进行调整后的不同吸收波段的显示用图像信息、以及根据所述氧饱和度关联信息的值将所述相同吸收波段的图像信息的像素值进行调整后的相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;

显示部件,具有第1颜色通道至第3颜色通道,显示由3种颜色构成的彩色图像;和

显示控制部件,将所述显示用图像信息分配给所述显示部件的所述第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,

所述显示用图像信息制成部件,

通过根据所述氧饱和度关联信息的值将所述不同吸收波段的图像信息的像素值进行调整的不同吸收波段用的增益处理,来制成所述不同吸收波段的显示用图像信息;

通过根据所述氧饱和度关联信息的值将所述相同吸收波段的图像信息的像素值进行调整的相同吸收波段用的增益处理,来制成所述相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,

所述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个范围内调整像素值,

所述相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个范围内调整像素值。

4. 根据权利要求2或3所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述显示控制部件将所述不同吸收波段的显示用图像信息以及所述相同吸收波段的显示用图像信息之中的一者分配给所述第1颜色通道,将另一者分配给所述第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,

所述氧饱和度关联信息是将所述不同吸收波段的图像信息利用所述相同吸收波段的图像信息进行标准化而获得的标准化信息。

6. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述第1颜色通道是蓝色通道,所述第2颜色通道是绿色通道,所述第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,

所述不同吸收波段是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。

8. 根据权利要求7所述的内窥镜系统,其特征在于,
所述第1不同吸收波段为450~500nm。

9. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其特征在于,
所述不同吸收波段是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。

10. 根据权利要求9所述的内窥镜系统,其特征在于,
所述第2不同吸收波段为415~450nm。

内窥镜系统及其动作控制方法、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进行图像化后的氧饱和度图像的内窥镜系统及其动作控制方法、以及处理器装置。

背景技术

[0002] 在近年的医疗诊断中,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体内,利用规定波长的照明光从其前端部向检体进行照明,同时利用前端部的摄像元件对检体进行摄像,由此获取反映出在检体上呈现出的各种活体信息的内窥镜图像。

[0003] 作为内窥镜图像,除了对利用白色光被照明后的检体的可见光像进行摄像而获得的通常图像之外,还在使用通过氧合血红蛋白的吸光系数和还原血红蛋白的吸光系数不同的不同吸收波段的光、与氧合血红蛋白的吸光系数和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使血管的氧状态可视化的氧饱和度图像。

[0004] 例如,在发明专利4270634号公报中,作为不同吸收波段的光而使用中心波长为470nm的窄带光和中心波长为430nm的窄带光,作为相同吸收波段的光而使用中心波长为450nm的窄带光。而且,将白照射中心波长为470nm的窄带光时获得的470nm图像分配给监视器的B通道,将在照射中心波长为450nm的窄带光时获得的450nm图像分配给监视器的G通道,将在照射中心波长为430nm的窄带光时获得的430nm图像分配给监视器的R通道。

[0005] 这样通过进行颜色分配,在血管处于高氧状态时,由于分配给R通道的430nm图像的像素值变得高于470nm图像的像素值,因此血管的颜色变得发红,相反地,在血管处于低氧状态时,由于分配给B通道的470nm图像的像素值变得高于430nm图像的像素值,因此血管的颜色变得发蓝。由此,能够利用颜色的差异来观察血管的氧状态的差异。另外,430nm图像的像素值的变化和470nm图像的像素值的变化因氧饱和度的差异而不同的原因在于,在430nm和470nm的情况下氧合血红蛋白的吸光系数和还原血红蛋白的吸光系数的大小关系不同的缘故。

[0006] 然而,在发明专利4270634号公报中,在因氧饱和度的变化引起的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被表现为颜色的差异。在这种情况下,难以观察血管的氧状态。因此,要求能够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,提供一种即便血管的氧状态的差异很小也可识别为颜色的差异进行显示的内窥镜系统及其动作控制方法、以及处理器装置。

[0008] 本发明的内窥镜系统其特征在于具备:照明部件,朝向检体照射第1照明光和第2照明光,所述第1照明光包括氧合血红蛋白的吸光系数和还原血红蛋白的吸光系数不同的不同吸收波段,所述第2照明光包括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;图像信息获取部件,摄像利用第1照明光被照明后的检体来获取不同吸收波段的图像信息,摄像利用所述第2照明光被照明后的检体来获取相同吸收波段的图像信息;氧饱和度关联信息获取部件,至少基于不同吸收波段的图像信息来获取与血中血红蛋白的氧饱和度相关联的氧饱和度关联信息;显示用图像信息制成部件,制成根据氧饱和度关联信息的值将不同吸收波段的图像信息的像素值进行调整后的不同吸收波段的显示用图像、以及根据氧饱和度关联信息的值将相同吸收波段的图像信息的像素值进行调整后的相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;显示部件,具有第1颜色通道至第3颜色通道,显示由3种颜色构成的彩色图像;和显示控制部件,将显示用图像信息分配给显示部件的所述第1颜色通道至第3颜色通道。

[0009] 优选,显示用图像信息制成部件通过根据氧饱和度关联信息的值将不同吸收波段的图像信息的像素值进行调整的不同吸收波段用的增益处理,来制成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将相同吸收波段的图像信息的像素值进行调整的相同吸收波段用的增益处理,来制成相同吸收波段的显示用图像信息。

[0010] 优选,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像素值调整范围还窄的第2像素值调整范围的任一个范围内调整像素值;相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像素值调整范围还窄的第4像素值调整范围的任一个范围内调整像素值。优选,将不同吸收波段的显示用图像信息以及所述相同吸收波段的显示用图像信息之中的一者分配给第1颜色通道,将另一者分配给第2颜色通道以及第3颜色通道。

[0011] 优选,氧饱和度关联信息是将不同吸收波段的图像信息利用相同吸收波段的图像信息进行标准化而获得的标准化信息。优选,第1颜色通道为蓝色通道,第2颜色通道为绿色通道,第3颜色通道为红色通道。优选,不同吸收波段是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。优选,第1不同吸收波段为450~500nm。优选,不同吸收波段是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。优选,第2不同吸收波段为415~450nm。

[0012] 本发明的内窥镜系统其特征在于具备:照明部件,朝向检体照射第1照明光和第2照明光,所述第1照明光包括氧合血红蛋白的吸光系数和还原血红蛋白的吸光系数不同的不同吸收波段,所述第2照明光包括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;图像信息获取部件,摄像利用第1照明光被照明后的检体来获取不同吸收波段的图像信息,摄像利用第2照明光被照明后的检体来获取相同吸收波段的图像信息;氧饱和度关联信息获取部件,至少基于不同吸收波段的图像信息来获取与血中血红蛋白的氧饱和度相关联的氧饱和度关联信息;显示用图像信息制成部件,制成第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种颜色的显示用图像信息,所述第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不同吸收波段以及相同吸收波段的图像信息的像素值、并且对像素值调整后的不同吸收波段以及相同吸收波段的图像信息进行加权相加而颜色变换成第1颜色而得到的信息,所述第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所述不同吸收波段以及相同吸收波段的图像信息的像素值、并且对像素值调整后的不同吸收波段以及相同吸收波段的图像信息进行加

权相加而得到的信息,所述第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不同吸收波段以及相同吸收波段的图像信息的像素值、并且对像素值调整后的不同吸收波段以及相同吸收波段的图像信息进行加权相加而颜色变换成第3颜色而得到的信息;显示部件,具有第1颜色通道至第3颜色通道,显示由3种颜色构成的彩色图像;和显示控制部件,将显示用图像信息分配给显示部件的所述第1颜色通道至第3颜色通道。

[0013] 优选,显示用图像信息制成部件使用第1表格来制成第1颜色的显示用图像信息,所述第1表格通过基于氧饱和度关联信息、不同吸收波段的图像信息以及相同吸收波段的图像信息的运算而获得,并存储不同吸收波段的图像信息以及相同吸收波段的图像信息与第1颜色的显示用图像信息之间的关系;使用第2表格来制成第2颜色的显示用图像信息,所述第2表格通过基于氧饱和度关联信息、不同吸收波段的图像信息以及相同吸收波段的图像信息的运算而获得,并存储不同吸收波段的图像信息以及相同吸收波段的图像信息与第2颜色的显示用图像信息之间的关系。优选,显示控制部件将第1颜色的显示用图像信息以及第2颜色的显示用图像信息之中的一者分配给第1颜色通道,将另一者分配给第2颜色通道以及第3颜色通道。

[0014] 优选,显示用图像信息制成部件除了第1颜色的显示用图像信息以及第2颜色的显示用图像信息之外还使用第3表格来制成第3颜色的显示用图像信息,所述第3表格通过基于氧饱和度关联信息、不同吸收波段的图像信息以及相同吸收波段的图像信息的运算而获得,并存储不同吸收波段的图像信息以及相同吸收波段的图像信息与第3颜色的显示用图像信息之间的关系。优选,显示控制部件将第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。

[0015] 本发明的内窥镜系统其特征在于具备:照明部件,朝向检体照射第1照明光和第2照明光,所述第1照明光包括氧合血红蛋白的吸光系数和还原血红蛋白的吸光系数不同的不同吸收波段,所述第2照明光包括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;图像信息获取部件,对利用第1照明光被照明后的检体进行摄像来获取不同吸收波段的图像信息,对利用第2照明光被照明后的检体进行摄像来获取相同吸收波段的图像信息;氧饱和度关联信息获取部件,至少基于不同吸收波段的图像信息来获取与血中血红蛋白的氧饱和度相关联的氧饱和度关联信息;显示用图像信息制成部件,制成第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种颜色的显示用图像信息,所述第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不同吸收波段的图像信息的像素值、并且将该像素值调整后的图像信息颜色变换成第1颜色而得到的信息,所述第2颜色的显示用图像信息是将相同吸收波段的图像信息颜色变换成第2颜色而得到的信息,所述第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2颜色用的像素值调整处理来调整不同吸收波段的图像信息的像素值、并且将该像素值调整后的图像信息颜色变换成第3颜色而得到的信息;显示部件,至少具有第1颜色通道至第3颜色通道,显示由3种颜色构成的彩色图像;和显示控制部件,将显示用图像信息分配给显示部件的所述第1颜色通道至第3颜色通道。

[0016] 优选,显示用图像信息制成部件使用第4表格来制成第1颜色的显示用图像信息,所述第4表格通过基于氧饱和度关联信息以及不同吸收波段的图像信息的运算而获得,并存储不同吸收波段的图像信息与第1颜色的显示用图像信息之间的关系;使用第5表格来制成第2颜色的显示用图像信息,所述第5表格存储相同吸收波段的图像信息与第2颜色的显示用图像信息之间的关系;使用第4表格来制成第3颜色的显示用图像信息,所述第4表格通过基于氧饱和度关联信息以及不同吸收波段的图像信息的运算而获得,并存储不同吸收波段的图像信息与第3颜色的显示用图像信息之间的关系。

[0017] 优选,显示用图像信息制成部件能够制成将相同吸收波段的图像信息颜色变换成第3颜色而得到的第3颜色的显示用图像信息,取代第6表格而使用第7表格来制成第3颜色的显示用图像信息,所述第7表格存储相同吸收波段的图像信息与第3颜色的显示用图像信息之间的关系。优选,显示控制部件将第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。

[0018] 本发明的内窥镜系统其特征在于具备:照明部件,朝向检体照射第1照明光、第2照明光和第3照明光,所述第1照明光包括氧合血红蛋白的吸光系数和还原血红蛋白的吸光系数不同的不同吸收波段,所述第2照明光包括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,所述第3照明光包括除不同吸收波段以及相同吸收波段以外的特定波段;图像信息获取部件,对利用第1照明光被照明的检体进行摄像来获取不同吸收波段的图像信息,对利用第2照明光被照明的检体进行摄像来获取相同吸收波段的图像信息,摄像利用第3照明光被照明后的检体来获取特定波段的图像信息;通常图像制成部件,由不同吸收波段的图像信息、相同吸收波段的图像信息、以及特定波段的图像信息来制成通常图像;氧饱和度关联信息获取部件,至少基于不同吸收波段的图像信息来获取与血中血红蛋白的氧饱和度相关联的氧饱和度关联信息;显示用图像信息制成部件,制成根据氧饱和度关联信息的值将通常图像的像素值进行调整后的显示用图像信息;显示部件,至少具有第1颜色通道至第3颜色通道,显示由3种颜色构成的彩色图像;和显示控制部件,将显示用图像信息分配给显示部件的第1颜色通道至第3颜色通道。

[0019] 本发明的处理器装置的特征在于,与内窥镜装置组合起来进行使用,所述内窥镜装置朝向检体照射第1照明光和第2照明光,并且对利用所述第1照明光被照明的检体进行摄像来获取不同吸收波段的图像信息,对利用所述第2照明光被照明的检体进行摄像来获取相同吸收波段的图像信息,所述第1照明光包括氧合血红蛋白的吸光系数和还原血红蛋白的吸光系数不同的不同吸收波段,所述第2照明光包括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,所述处理器装置具备:接收部件,从内窥镜装置接收不同吸收波段的图像信息以及相同吸收波段的图像信息;氧饱和度关联信息获取部件,至少基于不同吸收波段的图像信息来获取与血中血红蛋白的氧饱和度相关联的氧饱和度关联信息;显示用图像信息制成部件,制成根据氧饱和度关联信息的值将不同吸收波段的图像信息的像素值进行调整后的不同吸收波段的显示用图像、或者根据氧饱和度关联信息的值将相同吸收波段的图像信息的像素值进行调整后的相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;和显示控制部件,将显示用图像信息分配给显示部件的第1颜色通道至第3颜色通道。

[0020] 本发明的内窥镜系统的动作控制方法的特征在于,包括:朝向检体照射第1照明光的步骤,所述第1照明光包括氧合血红蛋白的吸光系数和还原血红蛋白的吸光系数不同的不同吸收波段;对利用第1照明光被照明的检体进行摄像来获取不同吸收波段的图像信息的步骤;朝向检体照射第2照明光的步骤,所述第2照明光包括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;对利用第2照明光被照明的检体进行摄像来获取相同吸收波段的图像信息的步骤;至少基于不同吸收波段的图像信息来获取与血中血红蛋白的氧饱和度相关联的氧饱和度关联信息的步骤;制成根据氧饱和度关联信息的值将不同吸收波段的图像信息的像素值进行调整后的不同吸收波段的显示用图像、或者根据氧饱和度关联信息的值将相同吸收波段的图像信息的像素值进行调整后的相同吸收波段的显示用图像信息之中的至少2个显示用图像信息的步骤;和进行将显示用图像信息分配给显示部件的第1颜色通道至第3颜色通道的显示控制处理的步骤。

[0021] 发明效果

[0022] 根据本发明,由于制成根据与血中血红蛋白的氧饱和度相关联的氧饱和度关联信息的值将不同吸收波段的图像信息或者相同吸收波段的图像信息的至少一方的像素值进行调整后的显示用图像信息,并将包括所制成的显示用图像信息在内的多个图像信息分配给显示部件的第1颜色通道至第3颜色通道,因此即便血管的氧状态的差异很小也可识别为颜色的差异进行显示。

附图说明

[0023] 图1是表示内窥镜系统的外观的简略图。

[0024] 图2是表示第1实施方式的内窥镜系统的内部构成的框图。

[0025] 图3是表示第1实施方式的旋转滤波器的俯视图。

[0026] 图4A是表示旋转滤波器的B滤波器部、G滤波器部、R滤波器部的分光透过率的曲线图。

[0027] 图4B是表示旋转滤波器的第1窄带滤波器部以及G滤波器部的分光透过率的曲线图。

[0028] 图5是表示氧合血红蛋白HbO₂的吸光系数和还原血红蛋白Hb的吸光系数的曲线图。

[0029] 图6A是表示通常显示模式中的摄像元件的动作的说明图。

[0030] 图6B是表示氧饱和度显示模式中的摄像元件的动作的说明图。

[0031] 图7是表示第1实施方式的图像处理部的内部构成的框图。

[0032] 图8是表示第1实施方式中的强度比B/G与蓝色图像用增益之间的关系的曲线图。

[0033] 图9是表示第1实施方式中的强度比B/G与绿色图像用增益之间的关系的曲线图。

[0034] 图10是表示第1增益处理至第3增益处理的内容的说明图。

[0035] 图11A是表示根据强度比 B^*/G^* 计算蓝色图像用增益GB的方法的说明图。

[0036] 图11B是表示根据强度比 B^*/G^* 计算绿色图像用增益GG的方法的说明图。

[0037] 图12是用于说明蓝色图像数据 Bx^* 以及绿色图像数据 Gy^* 的颜色分配的说明图。

[0038] 图13A是示出未进行增益处理的情况下的蓝色图像数据 Bx 以及绿色图像数据 Gy 的像素值的变化说明图。

[0039] 图13B是示出第1实施方式中的增益处理完毕的蓝色图像数据 B_x^* 以及绿色图像数据 G_y^* 的像素值的变化说明图。

[0040] 图14是表现出氧饱和度显示模式的一连串流程的流程图。

[0041] 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。

[0042] 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。

[0043] 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。

[0044] 图18是表示第2实施方式的旋转滤波器的俯视图。

[0045] 图19是表示旋转滤波器的第2窄带滤波器部以及G滤波器部的分光透过率的曲线图。

[0046] 图20是表示第2实施方式的图像处理部的功能的框图。

[0047] 图21是表示第2实施方式中的强度比 B/G 与蓝色图像用增益之间的关系的曲线图。

[0048] 图22是表示第2实施方式中的强度比 B/G 与绿色图像用增益之间的关系的曲线图。

[0049] 图23是示出第2实施方式中的增益处理完毕的蓝色图像数据 B_x^* 以及绿色图像数据 G_y^* 的像素值的变化说明图。

[0050] 图24是表示半导体光源方式的内窥镜系统的内部构成的框图。

[0051] 图25是表示与第1实施方式以及第2实施方式不同的旋转滤波器的俯视图。

[0052] 图26是表示在使用了图24的旋转滤波器的情况下的氧饱和度显示模式时的摄像元件的动作说明图。

[0053] 图27是表示相对于蓝色图像数据 B_x 、绿色图像数据 G_x 、红色图像数据 R_z 的增益处理以及颜色分配的说明图。

[0054] 图28A是表示在对象像素和相邻像素中没有强度比 B/G 的差的情况下的增益处理的说明图。

[0055] 图28B是表示在对象像素和相邻像素中具有强度比 B/G 的差的情况下的增益处理的说明图。

具体实施方式

[0056] 如图1所示,第1实施方式的内窥镜系统10具备:光源装置11,产生对检体内进行照明的光;内窥镜装置12,将来自光源装置11的照明光照射到检体的观察区域进行摄像;处理器装置13,对通过内窥镜装置12的摄像而获得的图像数据进行图像处理;显示装置14,对通过图像处理而获得的内窥镜图像等进行显示;和输入装置15,由键盘等构成。

[0057] 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被构成为通过被配置于操作部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朝向所期望的观察区域。

[0058] 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体像构成的通常图像显示于显示装置14;和氧饱和度显示模式,将使血中血红蛋白的氧饱和度图像化后的氧饱和度图像显示于显示装置14。这2个模式能够通过被设于内窥镜装置的切换开关21、输入装置15进行切换。

[0059] 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在径方向上移动;聚光透镜35,其对透过了旋转滤波器31的照明光进行聚光;光纤36,其入射来自聚光透镜35的光;和分支部37,其使入射至光纤36的照明光分支成2系统。

[0060] 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,来调整从白色光源30射出并入射至旋转滤波器31的宽带光BB的光量。

[0061] 内窥镜装置12是电子内窥镜,具备:光导设备28、29,其对由光源装置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)的照明光朝向观察区域进行照射;摄像部41,其拍摄观察区域;和连接器部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。

[0062] 照明部40具备被设于摄像部41的两侧的2个照明窗43、44,并在各照明窗43、44的里侧分别收纳有投光单元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接受来自观察区域的反射光的1个观察窗42。

[0063] 在观察窗42的里侧设有用于取入检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为黑白的摄像元件,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并输出摄像信号(模拟信号)。另外,作为摄像元件60,虽然使用1T(行间转移)型的CCD,但是除此之外还可以使用具有全局快门的CMOS(Complementary Metal-Oxide Semiconductor)。观察窗42、物镜单元66、摄像元件60构成了摄像部件。

[0064] 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器部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。

[0065] 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,并且基于内窥镜装置12的切换开关21、从输入装置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。

[0066] 如图3所示,旋转滤波器31将与电动机32连接的旋转轴31a作为旋转中心进行旋转。在该旋转滤波器31中,以旋转轴31a所存在的旋转中心起依次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在通常显示模式时被置于宽带光BB的光路上,第2滤波器区域39在氧饱和度显示模式时被置于宽带光BB的光路上。各滤波器区域38、39的切换是通过移动部34使旋转滤波器31在半径方向上移动而进行的。

[0067] 在第1滤波器区域38中,在中心角为120°的扇型的区域内分别设有B滤波器部38a、G滤波器部38b、R滤波器部38c。如图4A所示,B滤波器部38a从宽带光BB中使蓝色波段(380~520nm)的B光透过,G滤波器部38b从宽带光BB中使绿色波段(480~620nm)的G光透过,R滤波

器部38c从宽带光BB中使红色波段(580~720nm)的R光透过。因此,通过旋转滤波器31的旋转而依次射出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而入射至内窥镜装置12的光导设备28、29。

[0068] 在第2滤波器区域39中,设有第1窄带滤波器部39a(在图3中记载为“第1窄带(450~500nm)”)和G滤波器部39b。如图4B所示,第1窄带滤波器部39a使宽带光BB之中氧合血红蛋白的吸光系数和还原血红蛋白的吸光系数不同的波长范围450~500nm的第1不同吸收波段的窄带光透过(参照图5)。此外,由于G滤波器部39b具有与上述G滤波器部38b同样的透过特性,因此使宽带光BB之中上述同样的G光透过。如以上,通过旋转滤波器31的旋转而依次射出第1不同吸收波段的窄带光和G光。这2个种类的照明光通过聚光透镜35以及光纤36而依次入射至光导设备28、29。

[0069] 在此,G光的波长波段(480~620nm)如图5所示,由于氧合血红蛋白的吸光系数和还原血红蛋白的吸光系数的大小关系被频繁地替换,因此该G光的波长波段能够视作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。

[0070] 摄像元件60的摄像控制因每个模式而不同。如图6A所示,在通常显示模式中,在B光、G光、R光的照射期间Tb、Tg、Tr内,利用摄像元件60对各颜色的像光依次摄像来积蓄电荷,并基于该积蓄的电荷依次输出蓝色信号Bc、绿色信号Gc、红色信号Rc。在被设定为通常显示模式的期间内,反复进行这一连串动作。而且,通过对这些蓝色信号Bc、绿色信号Gc、红色信号Rc进行A/D变换而获得蓝色图像数据Bc、绿色图像数据Gc、红色图像数据Rc。

[0071] 另一方面,如图6B所示,在氧饱和度显示模式中,在第1不同吸收波段的窄带光、G光的照射期间Tx、Ty内,在利用各个照明光的照明中由摄像元件60依次摄像,并依次输出蓝色信号Bx、绿色信号Gy。在被设定为氧饱和度显示模式的期间内,反复进行这样的动作。而且,通过对这些蓝色信号Bx、绿色信号Gy进行A/D变换而获得蓝色图像数据Bx、绿色图像数据Gy。

[0072] 如上述,由于获得因每个模式而不同的图像数据,因此每个模式中进行的图像处理也各自不同。如图7所示,图像处理部72具备:通常显示模式用图像处理部80,其基于在通常显示模式时获取到的图像数据来进行图像处理;和氧饱和度显示模式用图像处理部81,其基于在氧饱和度显示模式时获取到的图像数据来进行图像处理。

[0073] 通常显示模式用图像处理部80基于在通常显示模式时获得的蓝色图像数据Bc、绿色图像数据Gc、红色图像数据Rc来制成由蓝色图像、绿色图像、红色图像构成的全彩色的通常图像。该制成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。

[0074] 氧饱和度显示模式用图像处理部81具备强度比计算部84、增益表格85、增益处理部86和图像制成部87。强度比计算部84求出蓝色图像数据Bx与绿色图像数据Gy的强度比B/G。在强度比计算部84中,计算在图像数据间处于相同位置的像素间的强度比B/G,并且针对图像数据的所有像素来计算强度比B/G。另外,强度比B/G也可仅求出图像数据之中血管部分的像素。在该情况下,血管部分是基于血管部分的图像数据与除此之外部分的图像数据之差而确定的。

[0075] 在此,由于在计算强度比B/G中所用到的蓝色图像数据Bx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),因此

当氧饱和度降低时蓝色图像数据Bx的像素值增加。另一方面,由于绿色图像数据Gy具有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(480~620nm),因此即便氧饱和度发生变化,绿色图像数据Gy的像素值也不会变化。因此,关于将蓝色图像数据Bx的像素值除以绿色图像数据Gy的像素值(标准化)而获得的强度比B/G,氧饱和度越降低则其越大。即,该强度比B/G能够视作与氧饱和度关联性高的氧饱和度关联信息。

[0076] 增益表格85具备:蓝色图像用表格85a,其将强度比B/G、和用于与蓝色图像数据Bx的像素值相乘的蓝色图像用增益建立关联后进行存储;和绿色图像用表格85b,其将强度比B/G、和用于与绿色图像数据Gy的像素值相乘的绿色图像用增益建立关联后进行存储。

[0077] 如图8所示,在蓝色图像用表格85a中存储有:用于与强度比B/G的增加(即、氧饱和度的降低)相匹配地将蓝色图像数据Bx的像素值增大的第1蓝色图像用增益、和用于与强度比B/G的增加(即、氧饱和度的降低)相匹配地将蓝色图像数据Bx的像素值逐渐增大的第2蓝色图像用增益。在有移动的情况下设定第1蓝色图像用增益,在无移动的情况下设定第2蓝色图像用增益。另外,第1蓝色图像用增益的变动范围Rb1被设定得大于第2蓝色图像用增益的变动范围Rb2。

[0078] 如图9所示,在绿色图像用表格85b中存储有:用于与强度比B/G的增加(即、氧饱和度的降低)相匹配地将绿色图像数据Gy的像素值减小的第1绿色图像用增益、和用于与强度比B/G的增加(即、氧饱和度的降低)相匹配地将绿色图像数据Gy的像素值逐渐减小的第2绿色图像用增益。在有移动的情况下设定第1绿色图像用增益,在无移动的情况下设定第2绿色图像用增益。另外,第1绿色图像用增益的变动范围Rg1被设定得大于第2绿色图像用增益的变动范围Rg2。

[0079] 增益处理部86使用由强度比计算部84求出的强度比B/G和增益表格85,对蓝色图像数据Bx以及绿色图像数据Gy实施增益处理。如图10所示,增益处理由使用第1蓝色图像用增益(有移动)和第2绿色图像用增益(无移动)的第1增益处理、使用第2蓝色图像用增益(无移动)和第1绿色图像用增益(有移动)的第2增益处理、以及使用第1蓝色图像用增益(有移动)和第1绿色图像用增益(有移动)的第3增益处理构成。第1~第3增益处理均增大蓝色图像数据Bx的像素值与绿色图像数据Gy的像素值之差,其中第3增益处理将像素值之差设得最大。另外,使用这3个增益处理的哪个增益处理能够通过输入装置15的操作来任意决定。

[0080] 在进行第1增益处理(像素值调整处理)的情况下,首先如图11A所示,参照蓝色图像用表格85a来计算与由强度比计算部84求出的强度比 B^*/G^* 对应的第1蓝色图像用增益GB。之后,通过将该第1蓝色图像用增益GB与蓝色图像数据Bx的像素值相乘,来获得增益处理完毕的蓝色图像数据 Bx^* 。其次,如图11B所示,参照绿色图像用表格85b来计算与由强度比计算部84求出的强度比 B^*/G^* 对应的第2绿色图像用增益GG。之后,通过将该第2绿色图像用增益GG与绿色图像数据Gy的像素值相乘,来获得增益处理完毕的绿色图像数据 Gy^* 。另外,关于第2以及第3增益处理(均相当于像素值调整处理),也与第1增益处理同样地被进行。

[0081] 如图12所示,图像制成部87将增益处理完毕的蓝色图像数据 Bx^* 分配给显示装置14的B通道,将增益处理完毕的绿色图像数据 Gy^* 分配给显示装置14的G通道以及R通道。由此,伴随着氧饱和度的变化而血管的颜色发生较大变化的氧饱和度图像被显示于显示装

置。例如,如图13A所示,在未对蓝色图像数据Bx以及绿色图像数据Gy进行增益处理而分配给显示装置14的B、G、R通道的情况下,即便氧饱和度降低,图像数据Bx、Gy间的像素值的差 Δ 也不会变得那么大,因此难以在氧饱和度图像上观察血管的颜色的变化。另外,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、图23中也同样。此外,在图像制成部87中,也可将增益处理完毕的蓝色图像数据Bx*分配给显示装置14的B通道以及G通道,将增益处理完毕的绿色图像数据Gy*分配给显示装置14的R通道。

[0082] 相对于此,如图13B所示,在本实施方式中,由于将增益处理完毕的蓝色图像数据Bx*以及绿色图像数据Gy*分配给显示装置14的B、G、R通道,因此伴随着氧饱和度的降低(伴随着强度比B/G的增加),图像数据Bx*、Gy*间的像素值的差 Δ^* 变大($\Delta^* > \Delta$)。这样,通过与氧饱和度的降低相匹配地增大像素值的差 Δ^* ,从而能够可靠地观察氧饱和度图像上的血管的颜色的变化。另外,在氧饱和度图像上,如果氧饱和度变低,则血管的颜色逐渐偏于“淡蓝色”。

[0083] 其次,沿着图14的流程图来说明本实施方式中的显示模式的流程,尤其是关于氧饱和度显示模式的显示模式的流程。在通常显示模式中,将内窥镜装置12插入体内、例如消化道内。通过角度旋钮16a的操作而使观测器前端部19置于所期望的观察区域来进行体内的观察。在该通常显示模式时的观察过程中,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。在该状态通过将旋转滤波器31进行旋转,从而B光、G光、R光被依次照射至检体内。之后,通过黑白的摄像元件60对检体内的反射像进行摄像,基于通过该摄像而获得的蓝色、绿色、红色图像数据Bc、Gc、Rc,将通常图像显示于显示装置14。

[0084] 在观察区域被推测为病变部的情况下,通过内窥镜装置12的切换开关21而切换为氧饱和度显示模式。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。在该状态将旋转滤波器31进行旋转,从而第1不同吸收波段的窄带光和G光交替地从旋转滤波器31射出。所射出的照明光被依次照射到检体,在该照射过程中通过黑白的摄像元件60来依次拍摄观察区域。由此,获得蓝色图像数据Bx以及绿色图像数据Gy。

[0085] 其次,计算蓝色图像数据Bx以及绿色图像数据Gy间的强度比B/G。之后,参照蓝色图像用表格85a来计算与强度比B/G对应的蓝色图像用增益,并且参照绿色图像用表格85b来计算与强度比B/G对应的绿色图像用增益。之后,将所计算出的蓝色图像用增益与蓝色图像数据Bx的像素值相乘,来获得增益处理完毕的蓝色图像数据Bx*。此外,将所计算出的绿色图像用增益与绿色图像数据Gy的像素值相乘,来获得增益处理完毕的绿色图像数据Gy*。通过将增益处理完毕的蓝色图像数据Bx*分配给显示装置14的B通道,将增益处理完毕的绿色图像数据Gy*分配给显示装置14的G通道以及R通道,从而氧饱和度图像被显示于显示装置14。

[0086] 另外,在第1实施方式中,通过对蓝色图像数据Bx以及绿色图像数据Gy实施与氧饱和度的变化相匹配的增益处理,从而与氧饱和度的变化相伴随的血管的颜色的变化变得明了,但是取而代之,也可使用2DLUT(2dimension Look Up Table)。如图15所示,2DLUT由蓝色变换用2DLUT、绿色变换用2DLUT、和红色变换用2DLUT构成。在输入了蓝色图像数据Bx以及绿色图像数据Gy时,各2DLUT输出与所输入的图像数据Bx、Gy对应的B值、G值、R值。从以上的3个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。

[0087] 蓝色变换用2DLUT将蓝色图像数据Bx以及绿色图像数据Gy、与基于这些图像数据Bx、Gy执行了2D—蓝色变换用程序时获得的B值建立对应之后进行记录。2D—蓝色变换用程序通过执行计算蓝色图像数据Bx与绿色图像数据Gy间的强度比B/G的强度比计算处理、和用于变换成B值的B值变换处理这2个处理,来输出与图像数据Bx、Gy对应的B值。

[0088] 关于B值变换处理,在对蓝色图像数据Bx以及绿色图像数据Gy实施了与强度比B/G的大小对应的B值用的像素值调整处理的基础上,对该像素值调整处理后的蓝色图像数据Bx以及绿色图像数据Gy进行加权相加而颜色变换成B值。加权系数被任意地决定。在此,B值用的像素值调整处理是与强度比B/G的大小相匹配地将图像数据Bx、Gy的像素值增加的处理,强度比B/G变得越大(即、氧饱和度变得越小),则越增大图像数据Bx、Gy的像素值的增加率。

[0089] 绿色变换用2DLUT将蓝色图像数据Bx以及绿色图像数据Gy、与基于这些图像数据Bx、Gy执行了2D—绿色变换用程序时获得的G值建立对应之后进行记录。2D—绿色变换用程序通过执行计算强度比B/G的强度比计算处理、和用于变换成G值的G值变换处理这2个处理,来输出与图像数据Bx、Gy对应的G值。

[0090] 关于G值变换处理,在对蓝色图像数据Bx以及绿色图像数据Gy实施了与强度比B/G的大小对应的G值用的像素值调整处理的基础上,对该像素值调整处理后的蓝色图像数据Bx以及绿色图像数据Gy进行加权相加而颜色变换成G值。加权系数被任意地决定。在此,G值用的像素值调整处理是与强度比B/G的大小相匹配地将图像数据Bx、Gy的像素值减少的处理,强度比B/G变得越大(即、氧饱和度变得越小),则越增大图像数据Bx、Gy的像素值的减少率。

[0091] 红色变换用2DLUT将蓝色图像数据Bx以及绿色图像数据Gy、与基于这些图像数据Bx、Gy执行了2D—红色变换用程序时获得的R值建立对应之后进行记录。2D—红色变换用程序通过执行计算蓝色图像数据Bx与绿色图像数据Gy间的强度比B/G的强度比计算处理、和用于变换成R值的R值变换处理这2个处理,来输出与图像数据Bx、Gy对应的R值。

[0092] 关于R值变换处理,在对蓝色图像数据Bx以及绿色图像数据Gy实施了与强度比B/G的大小对应的R值用的像素值调整处理的基础上,对该像素值调整处理后的蓝色图像数据Bx以及绿色图像数据Gy进行加权相加而颜色变换成R值。加权系数被任意地决定。在此,R值用的像素值调整处理是与强度比B/G的大小相匹配地使图像数据Bx、Gy的像素值减少的处理,强度比B/G变得越大(即、氧饱和度变得越小),则越增大图像数据Bx、Gy的像素值的减少率。

[0093] 在使用了以上的2DLUT的情况下,氧饱和度变得越小则血管变得越“蓝”的氧饱和度图像被显示出。另外,由红色变换用2DLUT变换后的R值也可以不分配给显示装置14的R通道,取而代之将由绿色变换用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] 此外,取代2DLUT,也可使用1DLUT(1dimension Look Up Table)。在1DLUT中,输入蓝色图像数据Bx或者绿色图像数据Gy的任一者。这些所输入的图像数据Bx、Gy之中,如上所述,伴随着氧饱和度的变化而像素值发生变化的是蓝色图像数据Bx。其中,蓝色图像数据Bx的像素值除了氧饱和度之外,还因与观察区域之间的观察距离、观测器前端部19以及观察距离的活动等而发生变化。因而,1DLUT被用于靠近观察区域进行观察的放大观察等时的、由于氧饱和度以外的要因而蓝色图像数据的像素值未发生变化的情况。在根据与观察区域

之间的距离(各图像数据 B_x 、 G_x)的平均像素值等计算的结果变为一定值以下的情况下,进行向1DLUT的切换。另外,在该1DLUT中,蓝色图像数据 B_x 被视作氧饱和度关联信息。

[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。在输入了蓝色图像数据 B_x 时,蓝色变换用1DLUT输出与该所输入的图像数据 B_x 对应的B值。此外,在输入了绿色图像数据 G_y 时,绿色变换用1DLUT输出与该所输入的图像数据 G_y 对应的G值。此外,在输入了蓝色图像数据 B_x 时,红色变换用1DLUT输出与该所输入的图像数据 B_x 对应的R值。从以上的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将蓝色图像数据 B_x 、与基于该图像数据 B_x 执行了1D—蓝色变换用程序时获得的B值建立对应之后进行记录。1D—蓝色变换用程序通过执行用于变换成B值的1D用B值变换处理,来输出与蓝色图像数据 B_x 对应的B值。

[0097] 对于1D用B值变换处理,首先进行与蓝色图像数据 B_x 的像素值相匹配地使蓝色图像数据 B_x 的像素值增加的像素值调整处理,然后将将像素值调整处理后的蓝色图像数据 B_x 颜色变换成B值。此时,为了增大变为低氧状态时的B值与G值以及R值之间的像素值的差,蓝色图像数据 B_x 的像素值的增加率被设定成:因氧饱和度的降低而蓝色图像数据 B_x 的像素值变得越大则其值变得越大(由于蓝色图像数据 B_x 包括 $HbO_2 > Hb$ 的波段的成分,因此当氧饱和度降低时蓝色图像数据 B_x 的像素值变大。)

[0098] 绿色变换用1DLUT将绿色图像数据 G_y 、与基于该绿色图像数据 G_y 执行了1D—绿色变换用程序时获得的G值建立对应之后进行记录。1D—绿色变换用程序通过执行用于变换成G值的1D用G值变换处理,来输出与绿色图像数据 G_y 对应的G值。

[0099] 1D用G值变换处理将图像数据 G_y 颜色变换成G值。图像数据 G_y 如图像数据 B_x 那样,像素值不会因氧饱和度而发生变化,所以未被进行像素值调整处理。

[0100] 红色变换用1DLUT将蓝色图像数据 B_x 、与基于该蓝色图像数据 B_x 执行了1D—红色变换用程序时获得的R值建立对应之后进行记录。1D—红色变换用程序通过执行用于变换成R值的1D用R值变换处理,来输出与图像数据 B_x 对应的R值。

[0101] 1D用R值变换处理首先进行了与蓝色图像数据 B_x 的像素值相匹配地使图像数据 B_x 的像素值减少的像素值调整处理,然后将该像素值调整处理后的蓝色图像数据 B_x 颜色变换成R值。此时,为了增大变为低氧状态时的R值与B值之间的像素值的差,蓝色图像数据 B_x 的像素值的减少率被设定成:因氧饱和度的降低而蓝色图像数据 B_x 的像素值变得越大则其值变得越大。

[0102] 在使用了以上的1DLUT的情况下,氧饱和度变得越小则血管变得越“蓝”的氧饱和度图像被显示出。另外,红色变换用1DLUT也可如图17所示,取代蓝色图像数据 B_x 而将绿色图像数据 G_y 变换成R值。在该情况下,在红色变换用1DLUT中,仅被进行向R值的变换而不被执行像素值调整处理。

[0103] 在第1实施方式中,在氧饱和度显示模式时,向检体内照射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不同吸收波段的窄带光和G光,而在第2实施方式中,取代第1不同吸收波段的窄带光,向检体内照射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第2不同吸收波段的窄带光和G光。因而,在第2实施方式中,取代旋转滤波器31,使用图18的旋转滤波器100。该旋转滤波器100除了使宽带光BB之中第2不同吸收波段的窄带光透过的第2窄带滤波器部101(在图18中记载为“第2窄带(415~450nm)”)以外,与

旋转滤波器31同样。

[0104] 如图19所示,第2窄带滤波器部101使宽带光BB之中415~450nm的第2不同吸收波段的窄带光透过。该第2不同吸收波段是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(参照图5)。因此,将第2不同吸收波段的窄带光照射至血管时的反射光的光量,在氧饱和度降低时减少。伴随于此,由第2不同吸收波段的窄带光的反射光所制成的蓝色图像数据Bx的像素值,也在氧饱和度降低时减少。如以上,氧饱和度越降低,则将蓝色图像数据Bx的像素值除以绿色图像数据Gy的像素值而获得的强度比B/G变得越小。即、B/G能够视作氧饱和度关联信息。

[0105] 这样,在第2实施方式中,因氧饱和度的变化引起的强度比B/G的变化不同于第1实施方式。如图20所示,第2实施方式的图像处理部110除了增益表格115以外,与第1实施方式的图像处理部72同样。增益表格115具备:蓝色图像用表格115a,其将强度比B/G与蓝色图像用增益建立关联之后进行存储;和绿色图像用表格115b,其将强度比B/G与绿色图像用增益建立关联之后进行存储。

[0106] 如图21所示,在蓝色图像用表格115a中存储有:用于与强度比B/G的降低(即、氧饱和度的降低)相匹配地将蓝色图像数据Bx的像素值减小的第1蓝色图像用增益、和用于与强度比B/G的降低(即、氧饱和度的降低)相匹配地将蓝色图像数据Bx的像素值逐渐减小的第2蓝色图像用增益。在有移动的情况下设定第1蓝色图像用增益,在无移动的情况下设定第2蓝色图像用增益。另外,第1蓝色图像用增益的变动范围Rb1被设定得大于第2蓝色图像用增益的变动范围Rb2。

[0107] 如图22所示,在绿色图像用表格115b中存储有:用于与强度比B/G的降低(即、氧饱和度的降低)相匹配地将绿色图像数据Gy的像素值增大的第1绿色图像用增益、和用于与强度比B/G的降低(即、氧饱和度的降低)相匹配地将绿色图像数据Gy的像素值逐渐增大的第2绿色图像用增益。在有移动的情况下设定第1绿色图像用增益,在无移动的情况下设定第2绿色图像用增益。另外,第1绿色图像用增益的变动范围Rg1被设定得大于第2绿色图像用增益的变动范围Rg2。

[0108] 在第2实施方式中,由于使用与第1实施方式的增益表格85不同的增益表格115,因此氧饱和度图像的显示也不同。如图23所示,伴随着氧饱和度的降低(伴随着强度比B/G的降低),分配给显示装置14的B通道的蓝色图像数据Bx*的像素值降低,而分配给显示装置14的G、R通道的绿色图像数据Gy*的像素值增加。因此,在第2实施方式的氧饱和度图像上,当氧饱和度变低时,血管的颜色逐渐变为“黄色”。

[0109] 另外,在第2实施方式中,也与第1实施方式同样地,可以使用将蓝色图像数据Bx以及绿色图像数据Gy变换成RGB值的2DLUT、1DLUT。此外,关于第2实施方式的2DLUT,与第1实施方式相同的是:将蓝色图像数据Bx以及绿色图像数据Gy利用蓝色变换用2DLUT而颜色变换成B值,将蓝色图像数据Bx以及绿色图像数据Gy利用绿色变换用2DLUT而颜色变换成G值,将蓝色图像数据Bx以及绿色图像数据Gy利用红色变换用2DLUT而颜色变换成R值。但是,用于制成这些2DLUT的2D—蓝色变换用程序、2D—绿色变换用程序、2D—红色变换用程序的各种处理之中B值变换处理、G值变换处理、R值变换处理的处理内容却不同。

[0110] 在第2实施方式的B值变换处理中,在与强度比B/G的大小相匹配地使蓝色图像数据Bx以及绿色图像数据Gy的像素值减少的基础上,对该像素值减少后的图像数据Bx、Gy进

行加权相加而颜色变换成B值。此时,强度比B/G变得越小(即、氧饱和度变得越小)则越增大像素值的减少率。

[0111] 相对于此,第2实施方式的G值变换处理以及R值变换处理在与强度比B/G的大小相匹配地使蓝色图像数据Bx以及绿色图像数据Gy的像素值增加的基础上,对该像素值增加后的图像数据Bx、Gy进行加权相加而颜色变换成G值以及R值。此时,强度比B/G变得越小(即、氧饱和度变得越小),越增大像素值的增加率。

[0112] 此外,关于第2实施方式的1DLUT,虽然与第1实施方式相同的也是将蓝色图像数据Bx利用蓝色变换用1DLUT而颜色变换成B值,将绿色图像数据Gy利用绿色变换用1DLUT而颜色变换成G值,将蓝色图像数据Bx利用红色变换用1DLUT而颜色变换成R值,但是用于制成这些1DLUT的1D—蓝色变换用程序以及1D—红色变换用程序的处理内容却不同。

[0113] 在第2实施方式中,1D—蓝色变换用程序的1D用B值变换处理在与蓝色图像数据Bx的像素值的大小相匹配地使蓝色图像数据Bx的像素值减少的基础上,将该像素值减少后的图像数据Bx颜色变换成B值。此时,为了增大变为低氧状态时的B值与G值以及R值之间的像素值的差,像素值的减少率设定成:因氧饱和度的降低而蓝色图像数据Bx的像素值变得越小则其值变得越大(由于蓝色图像数据Bx包括HbO>HbO2的波段的成分,因此当氧饱和度降低时蓝色图像数据Bx的像素值变小。)

[0114] 1D—红色变换用程序的1D用R值变换处理在与蓝色图像数据Bx的像素值的大小相匹配地使蓝色图像数据Bx的像素值增加的基础上,将该像素值增加后的图像数据Bx颜色变换成R值。此时,为了增大变为低氧状态时的R值与B值之间的像素值的差,像素值的增加率设定成:因氧饱和度的降低而蓝色图像数据Bx的像素值变得越小则其值变得越大。

[0115] 另外,在第2实施方式中,通过将从2DLUT、1DLUT输出的B值分配给显示装置14的B通道,将从2DLUT、1DLUT输出的G值以及R值分配给显示装置14的G通道以及R通道,从而当氧饱和度变低时血管的颜色逐渐变为“黄色”的氧饱和度图像被显示于显示装置14。

[0116] 另外,在上述第1实施方式以及第2实施方式中,在氧饱和度显示模式时,使用旋转滤波器,利用不同吸收波段的窄带光和G光对检体内进行照明,但是取而代之,也可如图24所示的内窥镜系统200那样,使用发出不同吸收波段的窄带光(中心波长为473nm的第1不同吸收波段的窄带光、或者中心波长为430nm的第2不同吸收波段的窄带光)的第1半导体光源201、和发出G光的第2半导体光源202,进行检体内的照明。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,还设有发出白色光的白色光源203,所述白色光是将中心波长为445nm的激发光和利用荧光体对该激发光进行波长变换所获得的绿色~红色的荧光进行混色后的白色光。以下,仅对内窥镜系统200之中与内窥镜系统10不同的部分进行说明。另外,作为第1以及第2半导体光源,除了激光光源之外还可使用LED等。

[0117] 在该内窥镜系统200中,来自第1半导体光源201的不同吸收波长的窄带光入射至光纤205,来自第2半导体光源202的G光入射至光纤206,来自白色光源203的白色光入射至光纤207。来自各光纤205、206、207的光分别被分支部208分支成2系统的光,然后入射至光导设备28、29。

[0118] 此外,第1以及第2半导体光源201、202和白色光源203通过光源控制部210来驱动控制。在被设定为通常显示模式时,第1以及第2半导体光源201、202被断开(OFF),白色光源203被接通(ON)。由此,白色光被照射到检体内。另一方面,在被设定为氧饱和度显示模式

时,白色光源203被断开,第1以及第2半导体光源201、202的接通和断开被交替地重复。由此,不同吸收波段的窄带光和G光被交替地照射到检体内。

[0119] 此外,在内窥镜系统200中,利用设有RGB滤色器的彩色的摄像元件215来进行检体内的摄像。在通常显示模式时,通过摄像元件215对利用白色光被照明后的检体进行摄像,从而能够同时地获得用于制成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,在氧饱和度显示模式时,通过摄像元件215对利用不同吸收波段的窄带光被照明后的检体进行摄像,从而可获得3种颜色的图像数据Bx、Gx、Rx,通过摄像元件215对利用G光被照明后的检体进行摄像,从而可获得3种颜色的图像数据By、Gy、Ry。这些图像数据之中蓝色图像数据Bx和绿色图像数据Gy被用于制成氧饱和度图像。

[0120] 另外,在上述实施方式中,在氧饱和度显示模式时,基于蓝色图像数据Bx以及绿色图像数据Gy这2个图像数据来制成体腔内用伪彩色显示的氧饱和度图像,但是也可除了蓝色图像数据Bx以及绿色图像数据Gy之外还基于具有红色的波长成分红色图像数据Rz这3个图像数据来进行氧饱和度图像的制成。基于这3个图像数据而制成的氧饱和度图像成为仅氧饱和度低于一定值的低氧区域用伪彩色显示、而其他区域用与通常图像相同的色调显示的通常图像+氧饱和度图像。该通常图像+氧饱和度图像的制成,取代旋转滤波器31而使用图25所示的旋转滤波器300。

[0121] 旋转滤波器300具备:第1滤波器区域38,其在通常显示模式时被置于宽带光BB的光路上;和第2滤波器区域301,其被设于该第1滤波器区域38的外侧,在氧饱和度显示模式时被置于宽带光BB的光路上。第1滤波器区域38具备与旋转滤波器31同样的B滤波器部38a、G滤波器部38b、R滤波器部38c。第2滤波器区域301除了与旋转滤波器31同样的第1窄带滤波器部39a以及G滤波器部39b之外还具备R滤波器部302。该R滤波器部302与R滤波器部38c同样地使宽带光BB之中580~720nm的R光透过。如以上,在氧饱和度显示模式时,通过旋转滤波器300的旋转,从而依次射出第1不同吸收波段的窄带光、G光、R光。这3个种类的光通过聚光透镜35以及光纤36而依次入射至光导设备28、29。

[0122] 另外,该R光的波段(580~720nm)中,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据大部分,因此伴随着氧饱和度的降低而R光的反射光的光量也降低。

[0123] 在使用了旋转滤波器300的情况下,在氧饱和度显示模式时,按照图26所述的顺序进行摄像控制。在氧饱和度显示模式时,在第1不同吸收波段的窄带光、G光、R光的照射期间Tx、Ty、Tz内,利用摄像元件215对各个光的像光依次进行光电变换来积蓄电荷,基于该积蓄的电荷来依次输出蓝色信号Bx、绿色信号Gy、红色信号Rz。在被设定为氧饱和度显示模式的期间内,反复进行这样的动作。而且,通过对这些蓝色信号Bx、绿色信号Gy、红色信号Rz进行A/D变换而获得蓝色图像数据Bx、绿色图像数据Gy、红色图像数据Rz。

[0124] 在此,如上所述,关于蓝色图像数据Bx,伴随着氧饱和度的降低而像素值增加,另一方面,关于绿色图像数据Gy,伴随着氧饱和度的变化而像素值几乎未变化。另一方面,关于红色图像数据Rz,来自血管的R光的反射光的光量伴随着氧饱和度的降低而减少,因此像素值也伴随着氧饱和度的降低而减少。

[0125] 如果在氧饱和度显示模式时可获得上述3个图像数据,则如图27所示,对这些蓝色图像数据Bx、绿色图像数据Gy、红色图像数据Rz实施增益处理。对蓝色图像数据Bx实施伴随

着强度比B/G的增加而使像素值增加的增益处理,对绿色图像数据Gy实施伴随着强度比B/G的增加而使像素值减少的增益处理。

[0126] 另一方面,关于红色图像数据Rz,考虑到伴随着氧饱和度的降低而像素值减少,因此对其实施伴随着强度比B/G的增加而使像素值减少的增益处理。增益处理后的蓝色图像数据Bx*、绿色图像数据Gy*、红色图像数据Rz*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。

[0127] 另外,在上述实施方式中,虽然根据氧饱和度关联信息的值而对图像数据的像素值进行了调整(增加或减少),但是取而代之,也可在像素间(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匹配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特性值,计算从处于任意位置的对象像素的B/G之中减去相邻像素的B/G后的第1差分值(对象像素的B/G—相邻像素的B/G),并且计算从相邻像素的B/G之中减去对象像素的B/G后的第2差分值(相邻像素的B/G—对象像素的B/G)。

[0128] 之后,使用与第1差分值相应的增益系数,针对对象像素的蓝色图像数据Bx以及绿色图像数据Gy实施增益处理,并且使用与第2差分值相应的增益系数,对相邻像素的蓝色图像数据Bx以及绿色图像数据Gy实施增益处理。之后,将增益处理后的对象像素的蓝色图像数据Bx*以及相邻像素的蓝色图像数据Bx*分配给显示装置14的B通道,将增益处理后的对象像素的绿色图像数据Gy*以及相邻像素的绿色图像数据Gy*分配给显示装置14的G通道以及R通道。另外,除了增益处理之外,还可如上述实施方式那样利用2DLUT、1DLUT进行像素值的调整。

[0129] 例如,如图28A所示,在对象像素的强度比B/G为“1”,与该对象像素相邻的相邻像素的强度比B/G为“1”的情况下,第1以及第2差分值均成为“0”。在差分值为“0”的情况下,由于在对象像素与相邻像素之间氧饱和度无差异,因此无需调整对象像素与相邻像素的像素值。因此,与差分值“0”对应的增益系数被决定为“1”。之后,针对对象像素的蓝色图像数据Bx以及绿色图像数据Gy、和相邻像素的蓝色图像数据Bx以及绿色图像数据Gy实施增益系数为“1”的增益处理。因此,即便被实施增益处理,由于在对象像素与相邻像素之间像素值的差也未改变,因此在显示装置14上,对象像素与相邻像素的颜色的差异也未发生变化。

[0130] 另一方面,如图28B所示,在对象像素的强度比B/G为“0.5”,相邻像素的强度比B/G为“2”的情况下,第1差分值成为“-1.5”,第2差分值成为“1.5”。这样,在差分值为“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。为了增大因该氧饱和度的差异引起的像素间的像素值的差,将与负的差分值对应的增益系数决定为“1”以下,将与正的差分值对应的增益系数决定为“1”以上。因此,与第1差分值的“-1.5”对应的增益系数为“1”以下,与第2差分值的“1.5”对应的增益系数为“1”以上。

[0131] 之后,通过针对对象像素的蓝色图像数据Bx以及绿色图像数据Gy实施增益系数“1以下”的增益处理,从而获得像素值根据增益系数减少后的蓝色图像数据Bx*以及绿色图像数据Gy*。另一方面,通过对相邻像素的蓝色图像数据Bx以及绿色图像数据Gy实施增益系数“1以上”的增益处理,从而获得像素值根据增益系数增加后的蓝色图像数据Bx*以及绿色图像数据Gy*。如以上,针对对象像素的图像数据进行使像素值减少的增益处理,而针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之间的像素值的差变大。这样,通过增大像素值的差,从而显示装置14中的对象像素与相邻像素的颜色的差

异变得更明了。

[0132] 另外,在上述第1实施方式以及第2实施方式中,使用具有不同吸收波段的波长成分的蓝色图像数据Bx、和具有相同吸收波段的波长成分的绿色图像数据Gy这2个图像数据而进行了氧饱和度的制成以及显示,但是也可使用3个以上的图像数据。此时,在具有不同吸收波段的波长成分的图像数据使用多个的情况下,需要在各个图像数据中具有氧合血红蛋白的吸光系数和还原血红蛋白的吸光系数的大小关系相同的波段的波长成分。

[0133] 另外,在上述实施方式中,作为表示氧饱和度的变化的信息,使用了蓝色图像数据Bx与绿色图像数据Gy间的强度比B/G,但是取而代之,也可将蓝色图像数据Bx的像素值用作表示氧饱和度的变化的信息。

[0134] 另外,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B/G的变化相匹配地)调整蓝色图像数据Bx的像素值以及绿色图像数据Gy的像素值这两者,但是并不限于此,也可根据氧饱和度关联信息的值来调整蓝色图像数据Bx以及绿色图像数据Gy之中一方的图像数据的像素值,对于另一方的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。在该情况下,像素值被调整后的图像数据分配给显示装置的B、G、R通道之中规定的颜色通道,像素值未被调整的图像数据分配给其余的颜色通道。

[0135] 另外,在上述实施方式中,虽然使用血液量(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的比例即氧饱和度来生成氧饱和度图像,但是也可取而代之或者在此基础上使用根据“血液量 $\times$ 氧饱和度(%)”求出的氧合血红蛋白指数、根据“血液量 $\times$ (100-氧饱和度)(%)”求出的还原血红蛋白指数。

[0136] 另外,本发明的课题能够通过以下的技术思想来解决。

[0137] 附注项1. 一种内窥镜系统,其特征在于,具备:

[0138] 照明部件,朝向检体照射第1照明光和第2照明光,所述第1照明光包括氧合血红蛋白的吸光系数和还原血红蛋白的吸光系数不同的不同吸收波段,所述第2照明光包括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;

[0139] 图像信息获取部件,对利用所述第1照明光被照明的检体进行摄像来获取不同吸收波段的图像信息,对利用所述第2照明光被照明的检体进行摄像来获取相同吸收波段的图像信息;

[0140] 标准化信息获取部件,将所述不同吸收波段的图像信息利用所述相同吸收波段的图像信息进行标准化来获取标准化信息;

[0141] 差分信息计算部件,求出所述标准化信息中的对象像素的值与和该对象像素相邻的相邻像素的值的差分;

[0142] 显示用图像信息制成部件,制成根据所述差分将所述不同吸收波段的图像信息的像素值进行调整后的不同吸收波段的显示用图像、以及根据所述差分将所述相同吸收波段的图像信息的像素值进行调整后的相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;

[0143] 显示部件,具有第1颜色通道至第3颜色通道,显示由3种颜色构成的彩色图像;和

[0144] 显示控制部件,将所述显示用图像信息分配给所述显示部件的所述第1颜色通道至第3颜色通道。

[0145] 附注项2. 根据附注项1所述的内窥镜系统,其特征在于,

[0146] 所述显示用图像信息制成部件，

[0147] 通过根据所述差分值将所述不同吸收波段的图像信息的像素值进行调整的不同吸收波段用的增益处理，来制成所述不同吸收波段的显示用图像信息；

[0148] 通过根据所述差分值将所述相同吸收波段的图像信息的像素值进行调整的相同吸收波段用的增益处理，来制成所述相同吸收波段的显示用图像信息。

[0149] 附注项3.根据附注项2所述的内窥镜系统，其特征在于，

[0150] 所述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像素值调整范围还窄的第2像素值调整范围的任一个范围内调整像素值；

[0151] 所述相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像素值调整范围还窄的第4像素值调整范围的任一个范围内调整像素值。

[0152] 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，

[0153] 所述显示控制部件将所述不同吸收波段的显示用图像信息以及所述相同吸收波段的显示用图像信息之中的一者分配给所述第1颜色通道，将另一者分配给所述第2颜色通道以及第3颜色通道。

[0154] 附注项5.根据附注项1所述的内窥镜系统，其特征在于，

[0155] 所述标准化信息是将不同吸收波段的图像信息除以相同吸收波段的图像信息而获得的比率。

[0156] 附注项6.根据附注项1所述的内窥镜系统，其特征在于，

[0157] 所述第1颜色通道为蓝色通道，所述第2颜色通道为绿色通道，所述第3颜色通道为红色通道。

[0158] 附注项7.根据附注项1所述的内窥镜系统，其特征在于，

[0159] 所述不同吸收波段是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。

[0160] 附注项8.根据附注项7所述的内窥镜系统，其特征在于，

[0161] 所述第1不同吸收波段为450~500nm。

[0162] 附注项9.根据附注项1所述的内窥镜系统，其特征在于，

[0163] 所述不同吸收波段是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。

[0164] 附注项10.根据附注项9所述的内窥镜系统，其特征在于，

[0165] 所述第2不同吸收波段为415~450nm。

[0166] 附注项11.一种内窥镜系统，其特征在于，具备：

[0167] 照明部件，朝向检体照射第1照明光和第2照明光，所述第1照明光包括氧合血红蛋白的吸光系数和还原血红蛋白的吸光系数不同的不同吸收波段，所述第2照明光包括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；

[0168] 图像信息获取部件，对利用所述第1照明光被照明的检体进行摄像来获取不同吸收波段的图像信息，对利用所述第2照明光被照明的检体进行摄像来获取相同吸收波段的图像信息；

[0169] 标准化信息获取部件，将所述不同吸收波段的图像信息利用所述相同吸收波段的图像信息进行标准化来获取标准化信息；

[0170] 差分值信息计算部件,求出所述标准化信息中的对象像素的值与和该对象像素相邻的相邻像素的值的差分值;

[0171] 显示用图像信息制成部件,制成第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种颜色的显示用图像信息,所述第1颜色的显示用图像信息是根据所述差分值进行第1颜色用的像素值调整处理来调整所述不同吸收波段以及相同吸收波段的图像信息的像素值、并且对像素值调整后的不同吸收波段以及相同吸收波段的图像信息进行加权相加从而颜色变换成第1颜色而得到的信息,所述第2颜色的显示用图像信息是根据所述差分值进行第2颜色用的像素值调整处理来调整所述不同吸收波段以及相同吸收波段的图像信息的像素值、并且对像素值调整后的不同吸收波段以及相同吸收波段的图像信息进行加权相加而得到的信息,所述第3颜色的显示用图像信息是根据所述差分值进行第3颜色用的像素值调整处理来调整所述不同吸收波段以及相同吸收波段的图像信息的像素值、并且对像素值调整后的不同吸收波段以及相同吸收波段的图像信息进行加权相加而颜色变换成第3颜色而得到的信息;

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

[0173] 显示控制部件,将所述显示用图像信息分配给所述显示部件的所述第1颜色通道至第3颜色通道。

[0174] 附注项12.根据附注项11所述的内窥镜系统,其特征在于,

[0175] 所述显示用图像信息制成部件,

[0176] 使用第1表格来制成所述第1颜色的显示用图像信息,所述第1表格通过基于所述差分值、所述不同吸收波段的图像信息以及所述相同吸收波段的图像信息的运算而获得,并存储所述不同吸收波段的图像信息以及所述相同吸收波段的图像信息与所述第1颜色的显示用图像信息之间的关系;

[0177] 使用第2表格来制成所述第2颜色的显示用图像信息,所述第2表格通过基于所述差分值、所述不同吸收波段的图像信息以及所述相同吸收波段的图像信息的运算而获得,并存储所述不同吸收波段的图像信息以及所述相同吸收波段的图像信息与所述第2颜色的显示用图像信息之间的关系。

[0178] 附注项13.根据附注项12所述的内窥镜系统,其特征在于,

[0179] 所述显示控制部件将所述第1颜色的显示用图像信息以及第2颜色的显示用图像信息之中的一者分配给所述第1颜色通道,将另一者分配给所述第2颜色通道以及第3颜色通道。

[0180] 附注项14.根据附注项12所述的内窥镜系统,其特征在于,

[0181] 所述显示用图像信息制成部件除了所述第1颜色的显示用图像信息以及第2颜色的显示用图像信息之外还使用第3表格来制成所述第3颜色的显示用图像信息,

[0182] 所述第3表格通过基于所述差分值、所述不同吸收波段的图像信息以及所述相同吸收波段的图像信息的运算而获得,并存储所述不同吸收波段的图像信息以及所述相同吸收波段的图像信息与所述第3颜色的显示用图像信息之间的关系。

[0183] 附注项15.根据附注项14所述的内窥镜系统,其特征在于,

[0184] 所述显示控制部件将所述第1颜色的显示用图像信息分配给所述第1颜色通道,将所述第2颜色的显示用图像信息分配给所述第2颜色通道,将所述第3颜色的显示用图像信

息分配给所述第3颜色通道。

[0185] 附注项16. 一种内窥镜系统, 其特征在于, 具备:

[0186] 照明部件, 朝向检体照射第1照明光和第2照明光, 所述第1照明光包括氧合血红蛋白的吸光系数和还原血红蛋白的吸光系数不同的不同吸收波段, 所述第2照明光包括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;

[0187] 图像信息获取部件, 对利用所述第1照明光被照明的检体进行摄像来获取不同吸收波段的图像信息, 对利用所述第2照明光被照明的检体进行摄像来获取相同吸收波段的图像信息;

[0188] 标准化信息获取部件, 将所述不同吸收波段的图像信息利用所述相同吸收波段的图像信息进行标准化来获取标准化信息;

[0189] 差分值信息计算部件, 求出所述标准化信息中的对象像素的值与和该对象像素相邻的相邻像素的值的差分值;

[0190] 显示用图像信息制成部件, 制成第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种颜色的显示用图像信息, 所述第1颜色的显示用图像信息是根据所述差分值进行第1颜色用的像素值调整处理来调整所述不同吸收波段的图像信息的像素值、并且将该像素值调整后的图像信息颜色变换成第1颜色而得到的信息, 所述第2颜色的显示用图像信息是将所述相同吸收波段的图像信息颜色变换成第2颜色而得到的信息, 所述第3颜色的显示用图像信息是根据所述差分值进行第2颜色用的像素值调整处理来调整所述不同吸收波段的图像信息的像素值、并且将该像素值调整后的图像信息颜色变换成第3颜色而得到的信息;

[0191] 显示部件, 至少具有第1颜色通道至第3颜色通道, 显示由3种颜色构成的彩色图像; 和

[0192] 显示控制部件, 将所述显示用图像信息分配给所述显示部件的所述第1颜色通道至第3颜色通道。

[0193] 附注项17. 根据附注项16所述的内窥镜系统, 其特征在于,

[0194] 所述显示用图像信息制成部件,

[0195] 使用第4表格来制成所述第1颜色的显示用图像信息, 所述第4表格通过基于所述差分值以及所述不同吸收波段的图像信息的运算而获得, 并存储所述不同吸收波段的图像信息与所述第1颜色的显示用图像信息之间的关系;

[0196] 使用第5表格来制成所述第2颜色的显示用图像信息, 所述第5表格存储所述相同吸收波段的图像信息与所述第2颜色的显示用图像信息之间的关系;

[0197] 使用第4表格来制成所述第3颜色的显示用图像信息, 所述第4表格通过基于所述差分值以及所述不同吸收波段的图像信息的运算而获得, 并存储所述不同吸收波段的图像信息与所述第3颜色的显示用图像信息之间的关系。

[0198] 附注项18. 根据附注项17所述的内窥镜系统, 其特征在于,

[0199] 所述显示用图像信息制成部件能够制成第3颜色的显示用图像信息, 取代所述第6表格而使用第7表格来制成将所述相同吸收波段的图像信息颜色变换成第3颜色而得到的所述第3颜色的显示用图像信息, 所述第7表格存储所述相同吸收波段的图像信息与所述第3颜色的显示用图像信息之间的关系。

[0200] 附注项19.根据附注项17所述的内窥镜系统,其特征在于,

[0201] 所述显示控制部件将所述第1颜色的显示用图像信息分配给所述第1颜色通道,将所述第2颜色的显示用图像信息分配给所述第2颜色通道,将所述第3颜色的显示用图像信息分配给所述第3颜色通道。

[0202] 附注项20.一种内窥镜系统,其特征在于,具备:

[0203] 照明部件,朝向检体照射第1照明光、第2照明光和第3照明光,所述第1照明光包括氧合血红蛋白的吸光系数和还原血红蛋白的吸光系数不同的不同吸收波段,所述第2照明光包括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,所述第3照明光包括除所述不同吸收波段以及相同吸收波段以外的特定波段;

[0204] 图像信息获取部件,对利用所述第1照明光被照明的检体进行摄像来获取不同吸收波段的图像信息,对利用所述第2照明光被照明后的检体进行摄像来获取相同吸收波段的图像信息,对利用所述第3照明光被照明后的检体进行摄像来获取特定波段的图像信息;

[0205] 通常图像制成部件,根据所述不同吸收波段的图像信息、所述相同吸收波段的图像信息、以及所述特定波段的图像信息来制成通常图像;

[0206] 标准化信息获取部件,将所述不同吸收波段的图像信息利用所述相同吸收波段的图像信息进行标准化来获取标准化信息;

[0207] 差分信息计算部件,求出所述标准化信息中的对象像素的值与和该对象像素相邻的相邻像素的值的差分;

[0208] 显示用图像信息制成部件,制成根据所述差分将所述通常图像的像素值进行调整后的显示用图像信息;

[0209] 显示部件,至少具有第1颜色通道至第3颜色通道,显示由3种颜色构成的彩色图像;和

[0210] 显示控制部件,将所述显示用图像信息分配给所述显示部件的所述第1颜色通道至第3颜色通道。

[0211] 附注项21.一种处理器装置,其特征在于,与内窥镜装置组合起来进行使用,所述内窥镜装置朝向检体照射第1照明光和第2照明光,并且对利用所述第1照明光被照明的检体进行摄像来获取不同吸收波段的图像信息,对利用所述第2照明光被照明的检体进行摄像来获取相同吸收波段的图像信息,所述第1照明光包括氧合血红蛋白的吸光系数和还原血红蛋白的吸光系数不同的不同吸收波段,所述第2照明光包括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,

[0212] 所述处理器装置具备:

[0213] 接收部件,从所述内窥镜装置接收所述不同吸收波段的图像信息以及相同吸收波段的图像信息;

[0214] 标准化信息获取部件,将所述不同吸收波段的图像信息利用所述相同吸收波段的图像信息进行标准化来获取标准化信息;

[0215] 差分信息计算部件,求出所述标准化信息中的对象像素的值与和该对象像素相邻的相邻像素的值的差分;

[0216] 显示用图像信息制成部件,制成根据所述差分将所述不同吸收波段的图像信息的像素值进行调整后的不同吸收波段的显示用图像、或者根据所述差分将所述相同吸收

波段的图像信息的像素值进行调整后的相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;和

[0217] 显示控制部件,将所述显示用图像信息分配给显示部件的第1颜色通道至第3颜色通道。

[0218] 附注项22.一种内窥镜系统的动作控制方法,其特征在于,包括:

[0219] 朝向检体照射第1照明光的步骤,所述第1照明光包括氧合血红蛋白的吸光系数和还原血红蛋白的吸光系数不同的不同吸收波段;

[0220] 对利用所述第1照明光被照明后的检体进行摄像来获取不同吸收波段的图像信息的步骤;

[0221] 朝向检体照射第2照明光的步骤,所述第2照明光包括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;

[0222] 对利用所述第2照明光被照明的检体进行摄像来获取相同吸收波段的图像信息的步骤;

[0223] 将所述不同吸收波段的图像信息利用所述相同吸收波段的图像信息进行标准化来获取标准化信息的步骤;

[0224] 求出所述标准化信息中的对象像素的值与和该对象像素相邻的相邻像素的值的差分值的步骤;

[0225] 制成根据所述差分值将所述不同吸收波段的图像信息的像素值进行调整后的不同吸收波段的显示用图像、或者根据所述差分值的值将所述相同吸收波段的图像信息的像素值进行调整后的相同吸收波段的显示用图像信息之中的至少2个显示用图像信息的步骤;和

[0226] 进行将所述显示用图像信息分配给显示部件的第1颜色通道至第3颜色通道的显示控制处理的步骤。

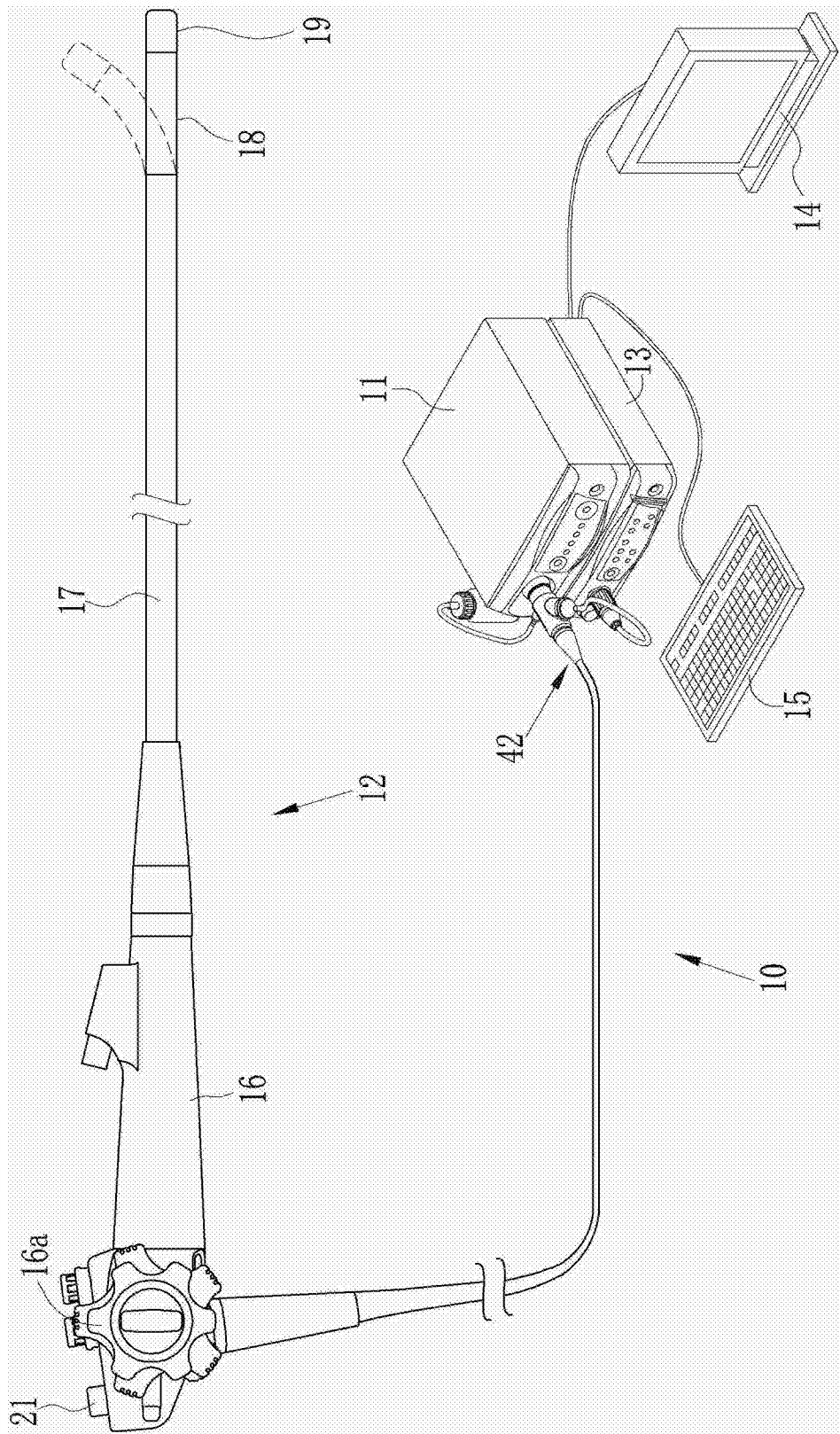


图1

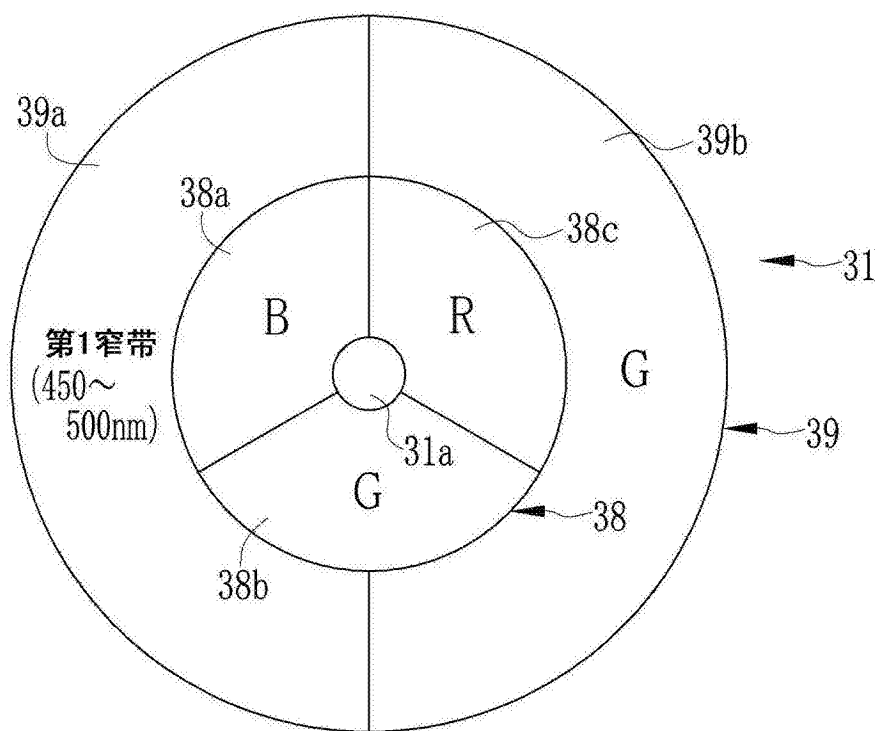


图3

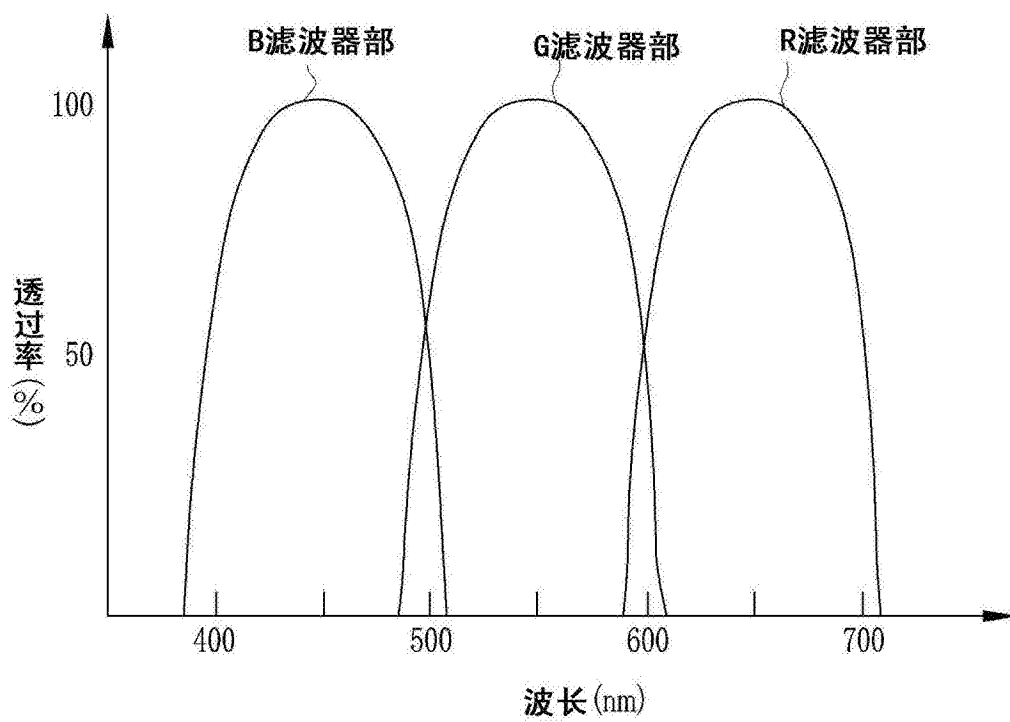


图4A

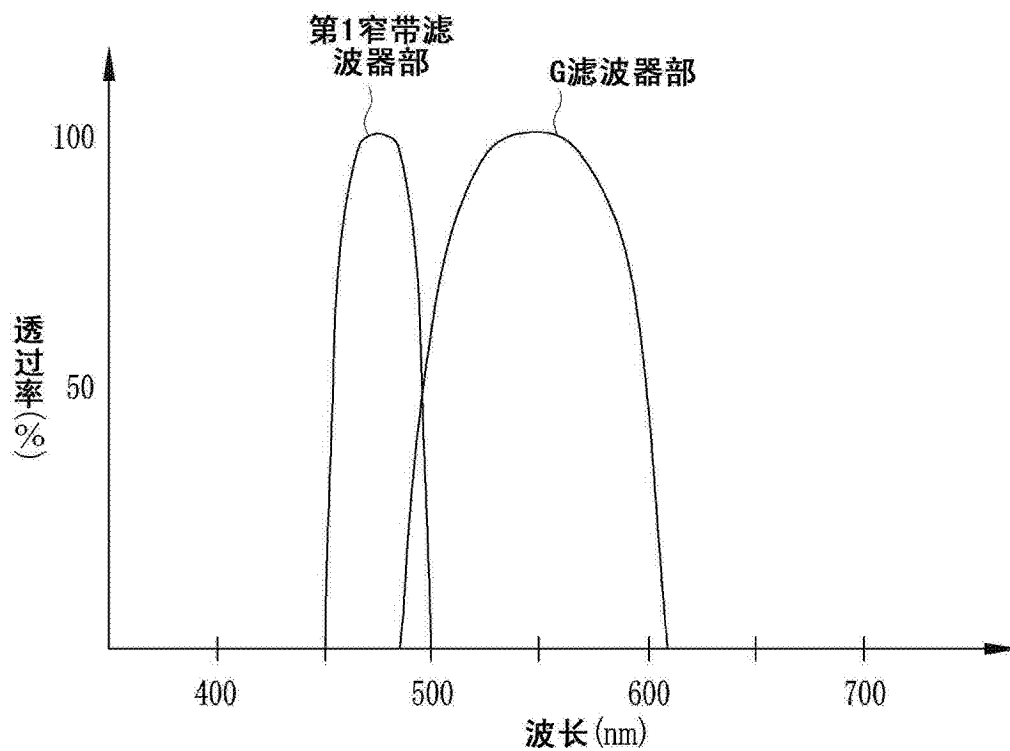


图4B

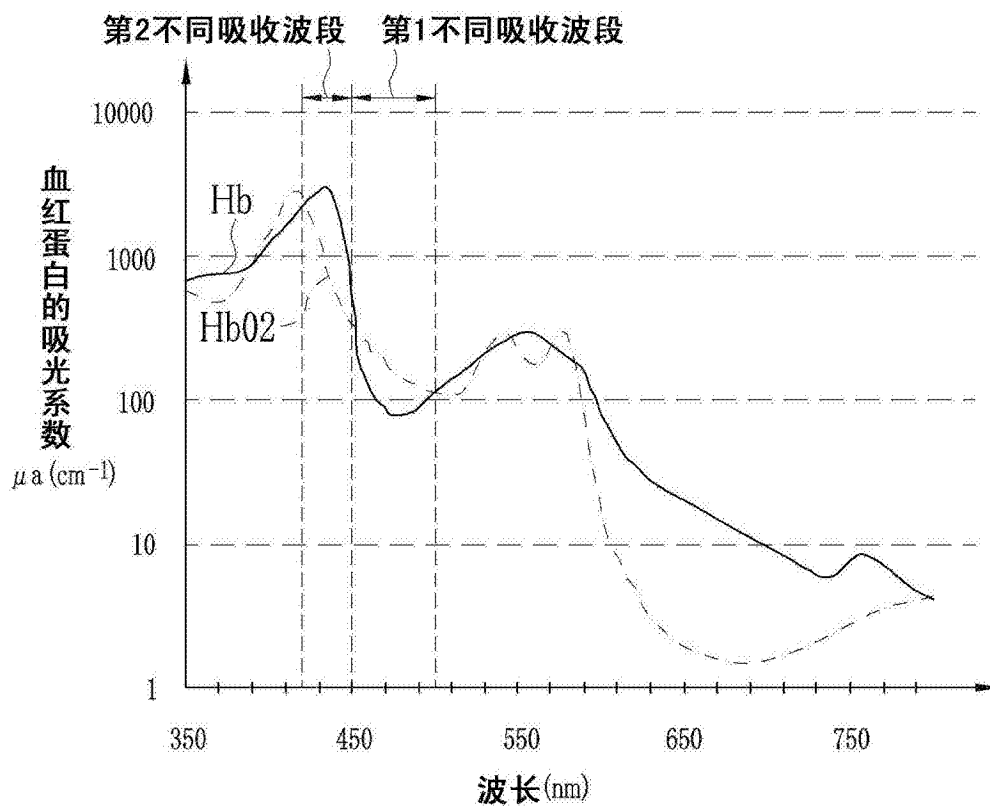


图5

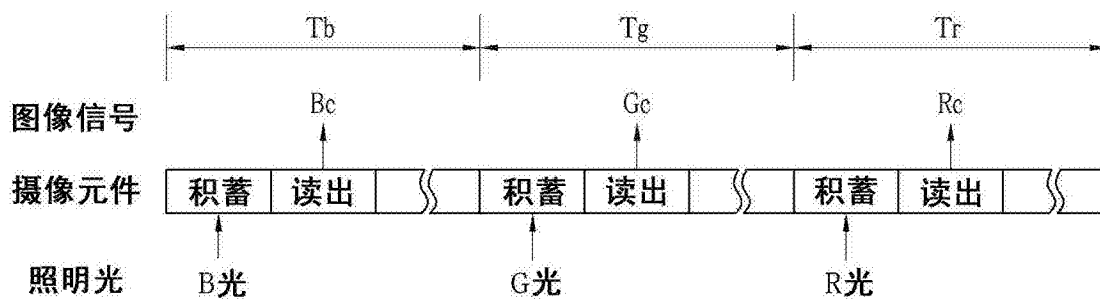


图6A

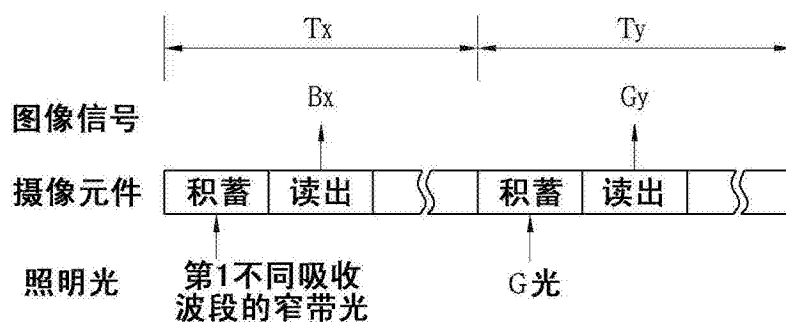


图6B

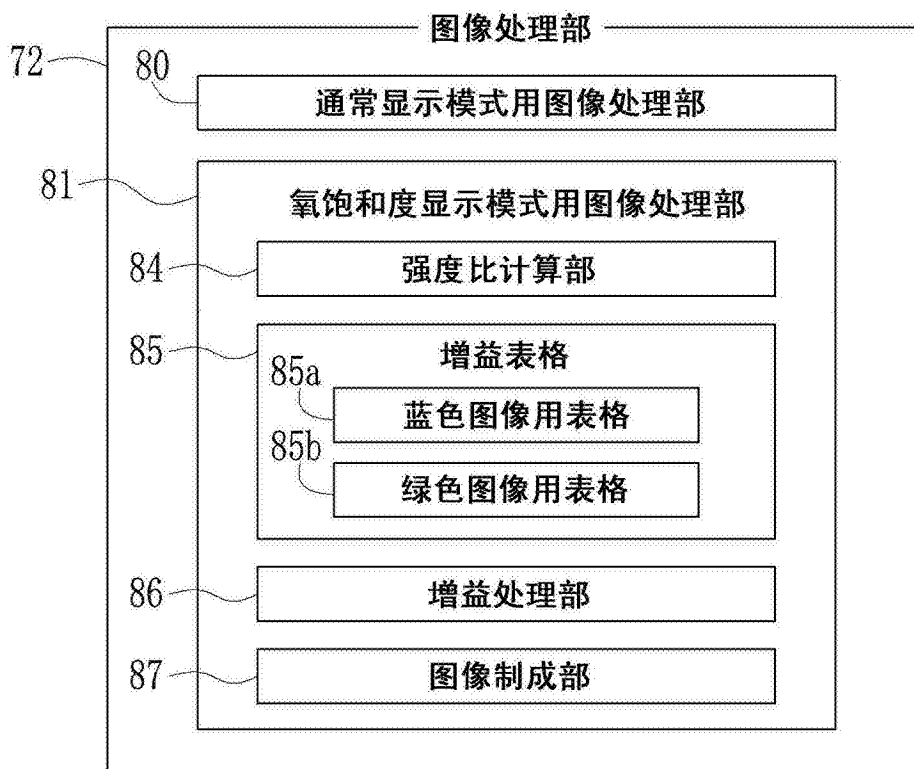


图7

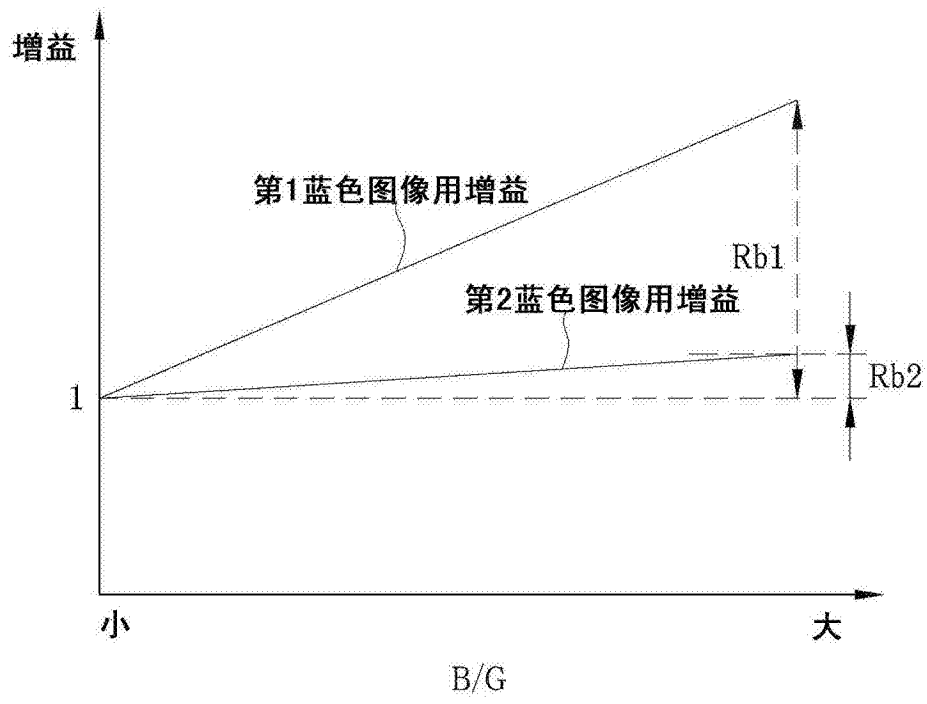


图8

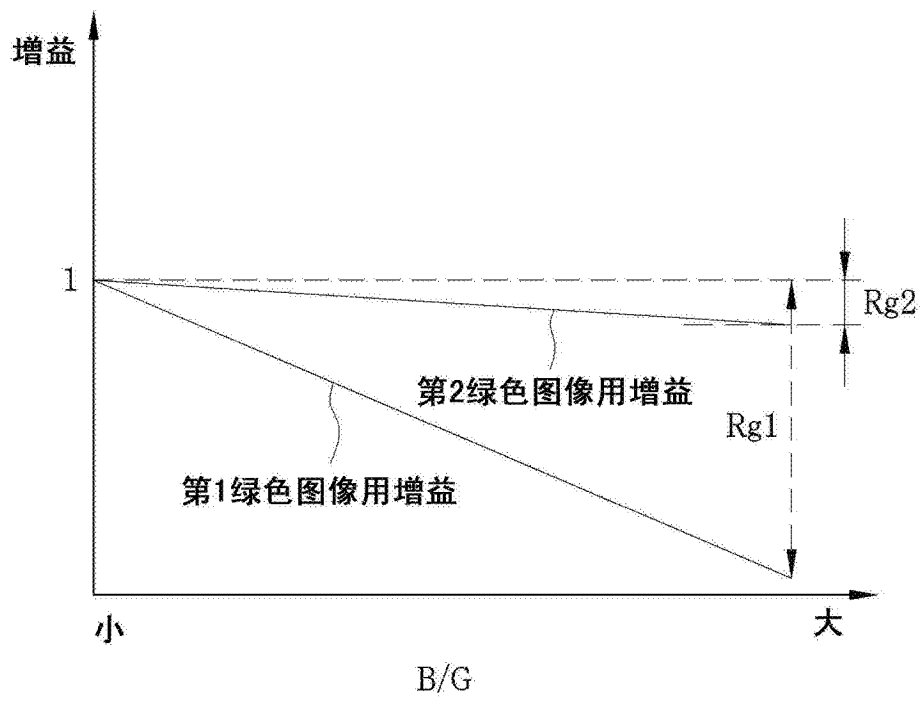


图9

	第1蓝色 图像用增益 (有移动)	第2蓝色 图像用增益 (无移动)	第1绿色 图像用增益 (有移动)	第2绿色 图像用增益 (无移动)
第1增益处理	使用	不使用	不使用	使用
第2增益处理	不使用	使用	使用	不使用
第3增益处理	使用	不使用	使用	不使用

图10

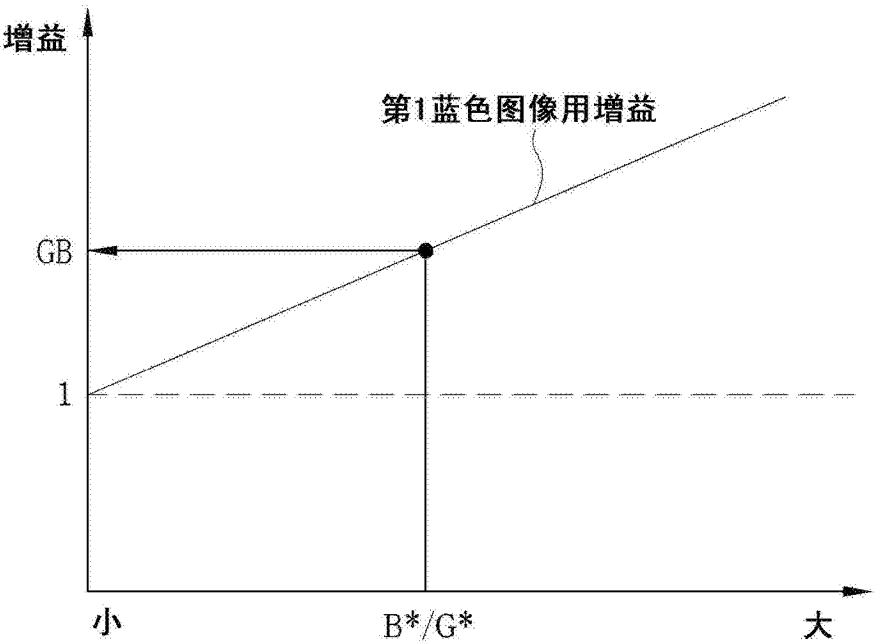


图11A

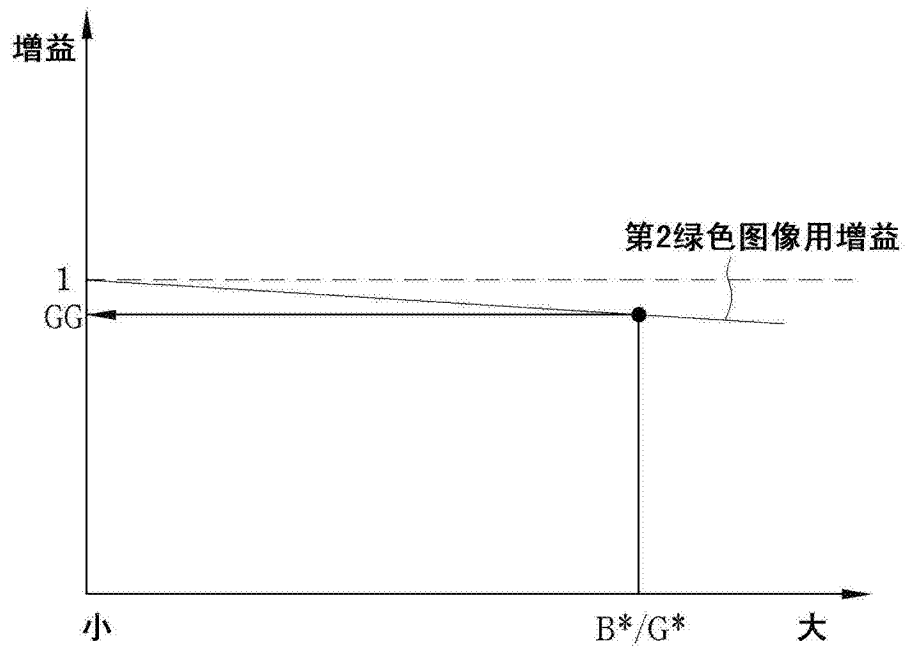


图11B

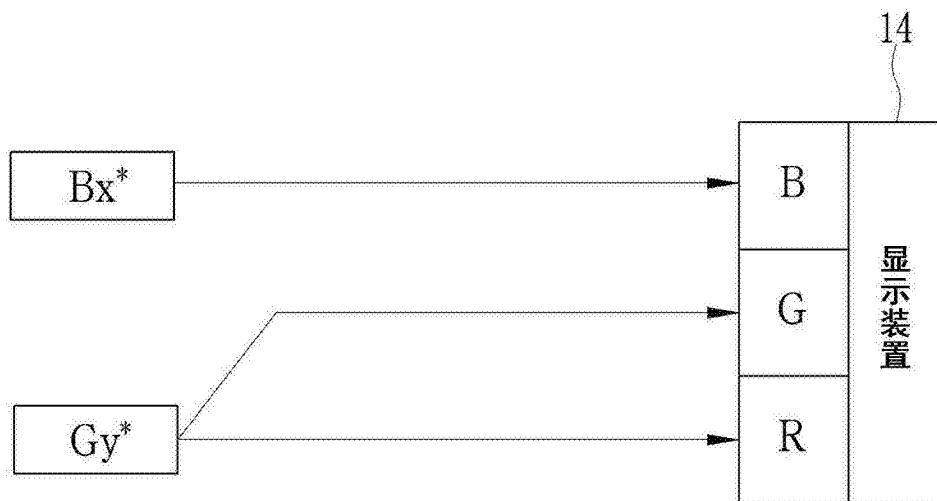


图12

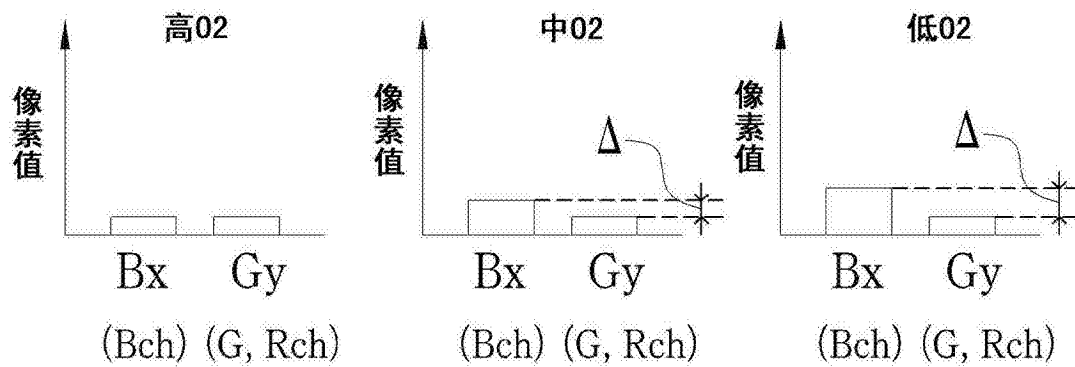


图13A

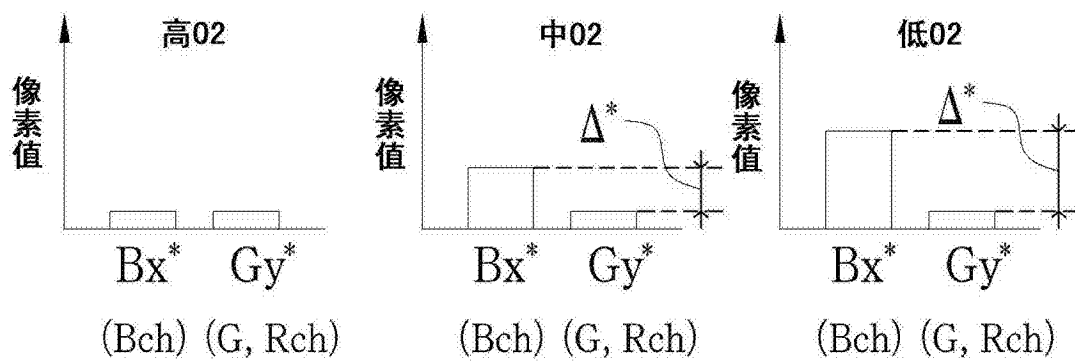


图13B

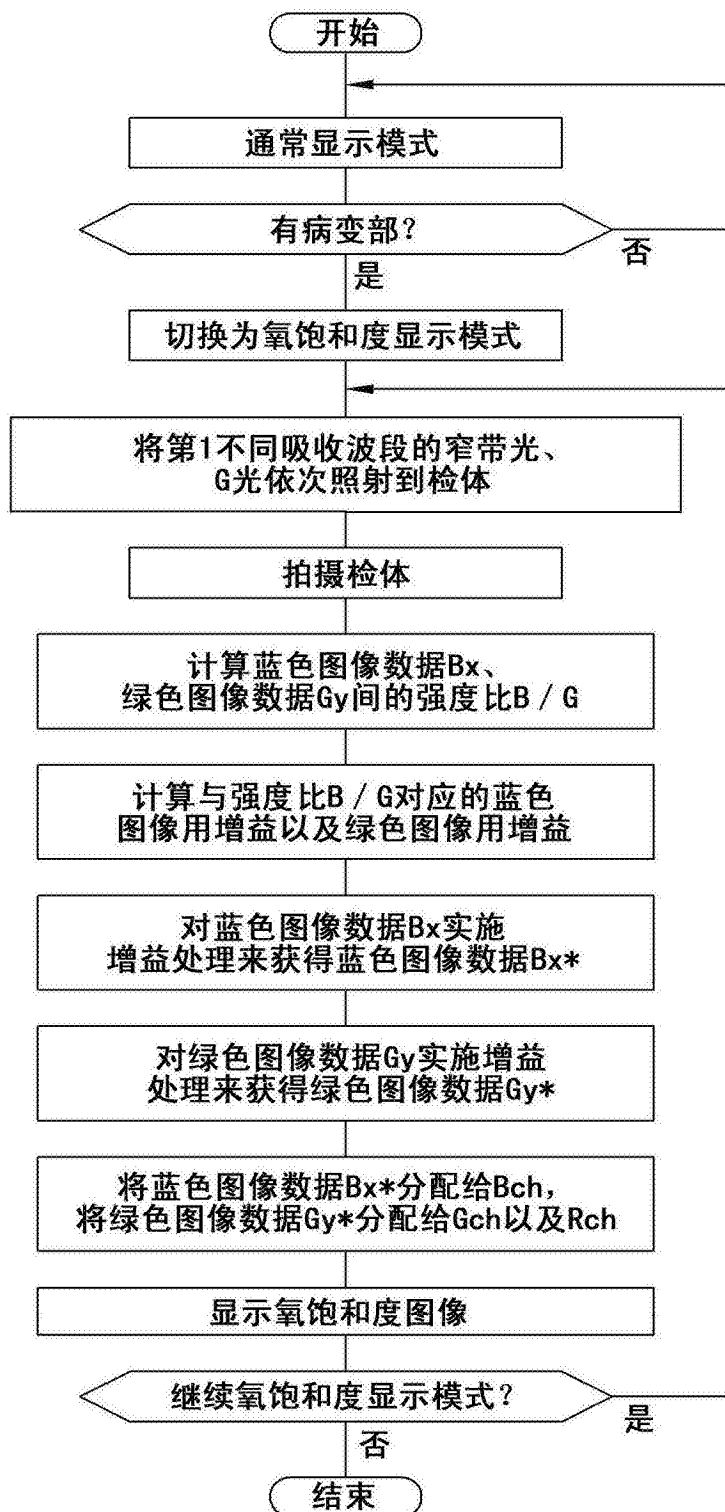


图14

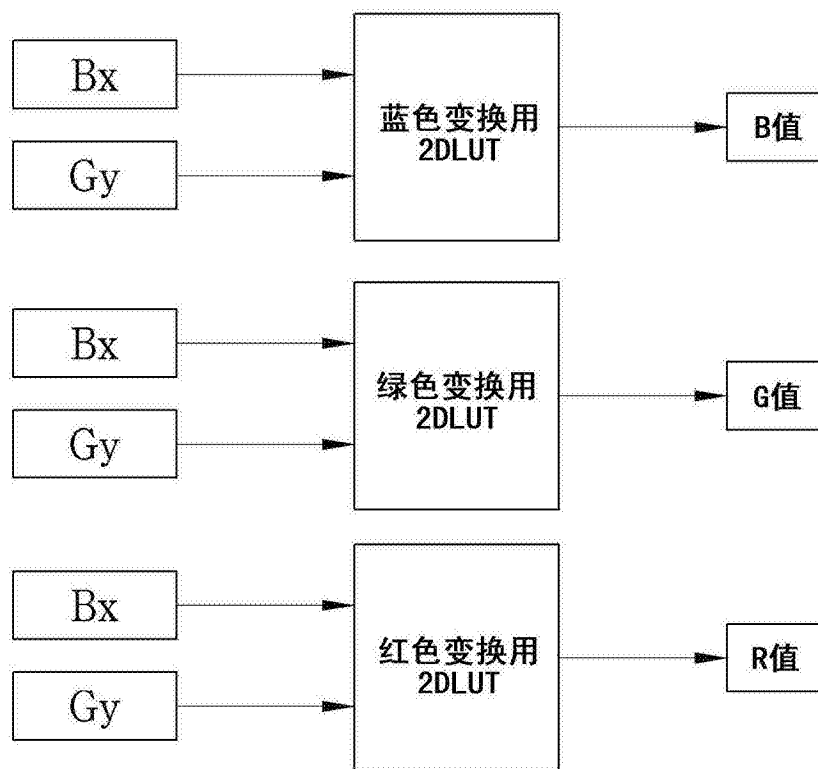


图15

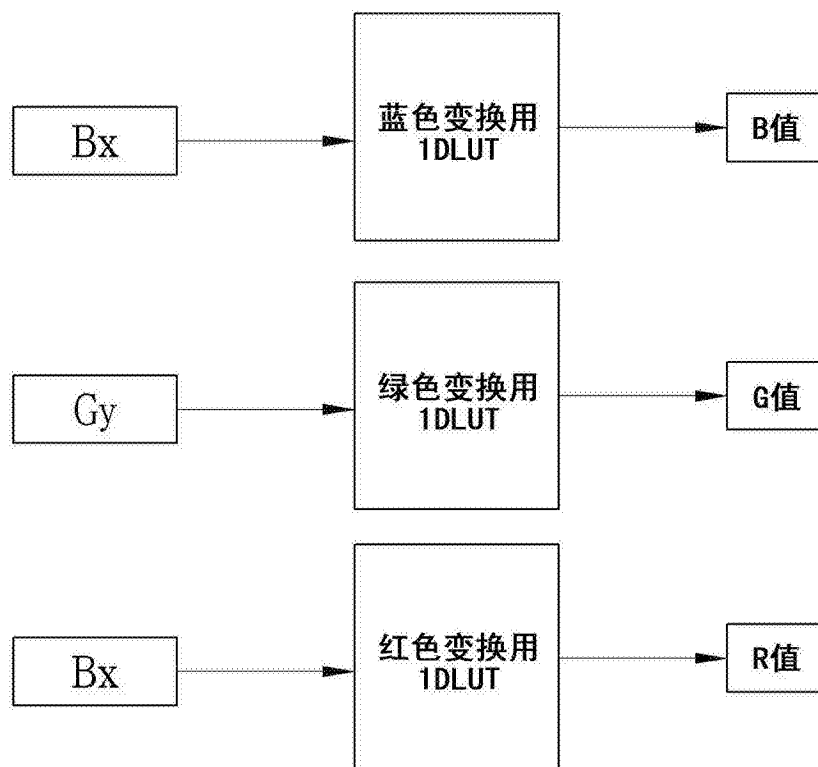


图16

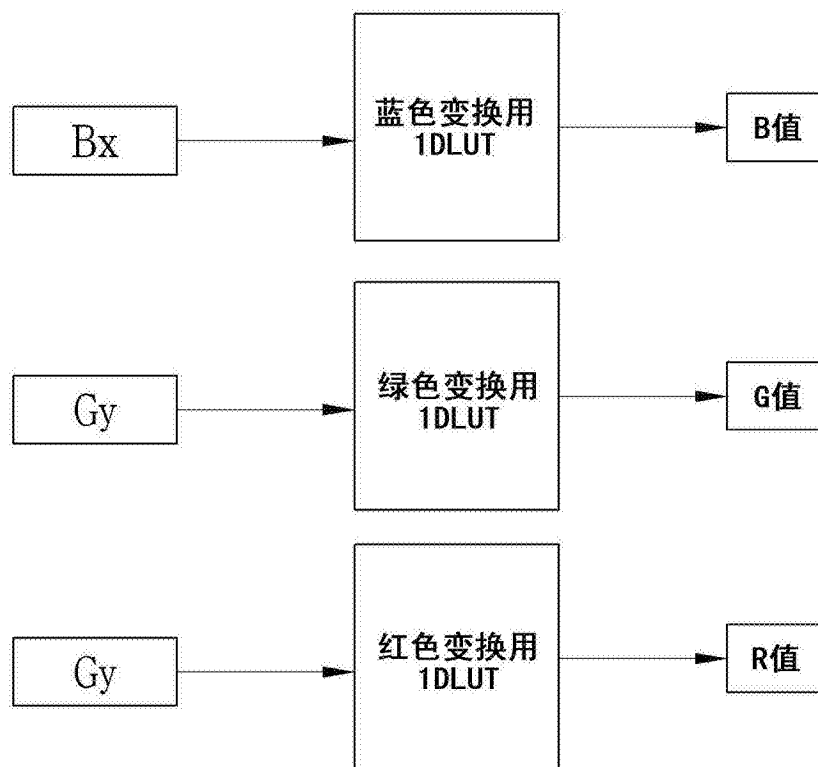


图17

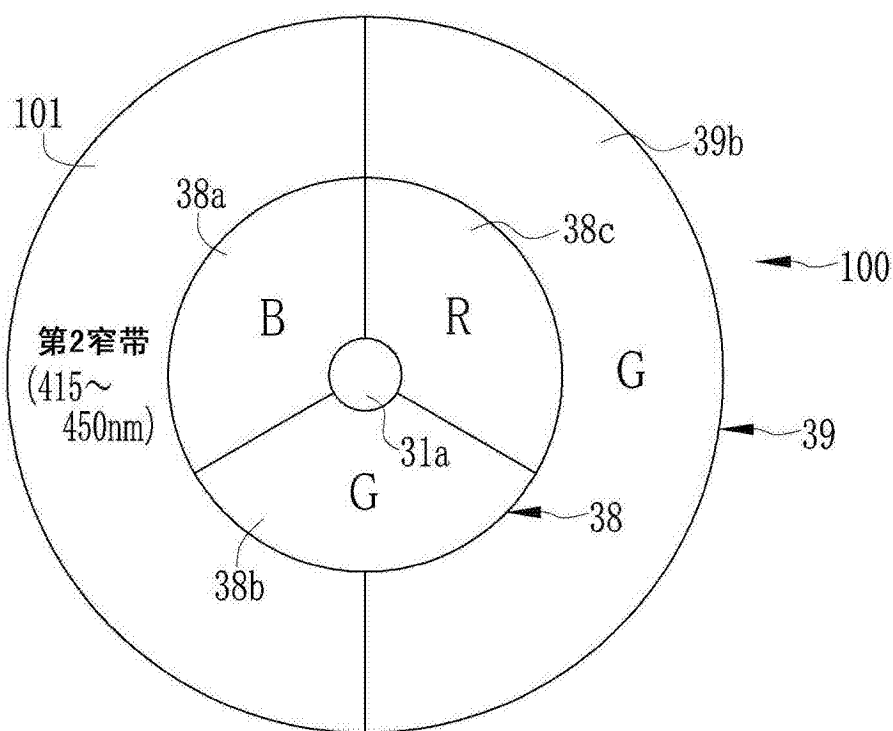


图18

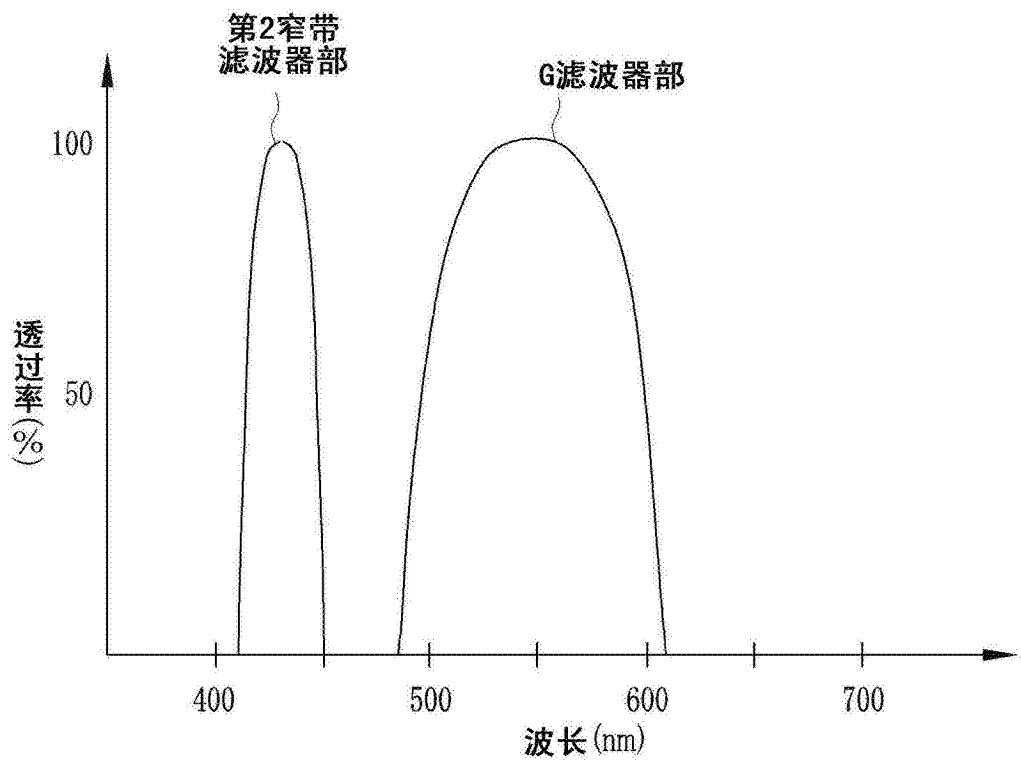


图19

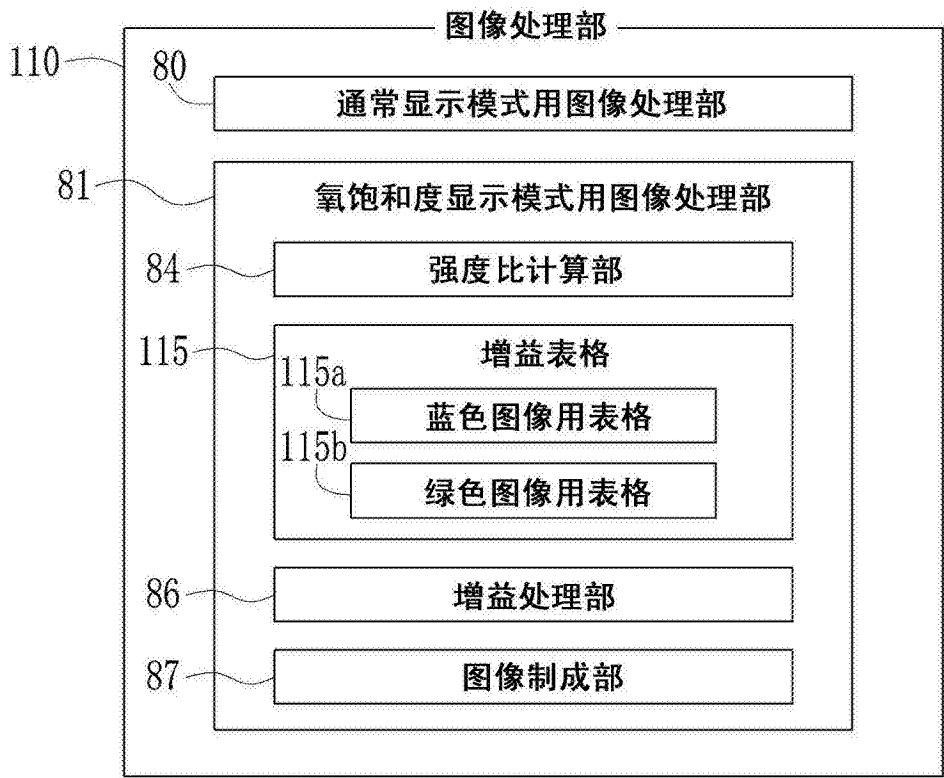


图20

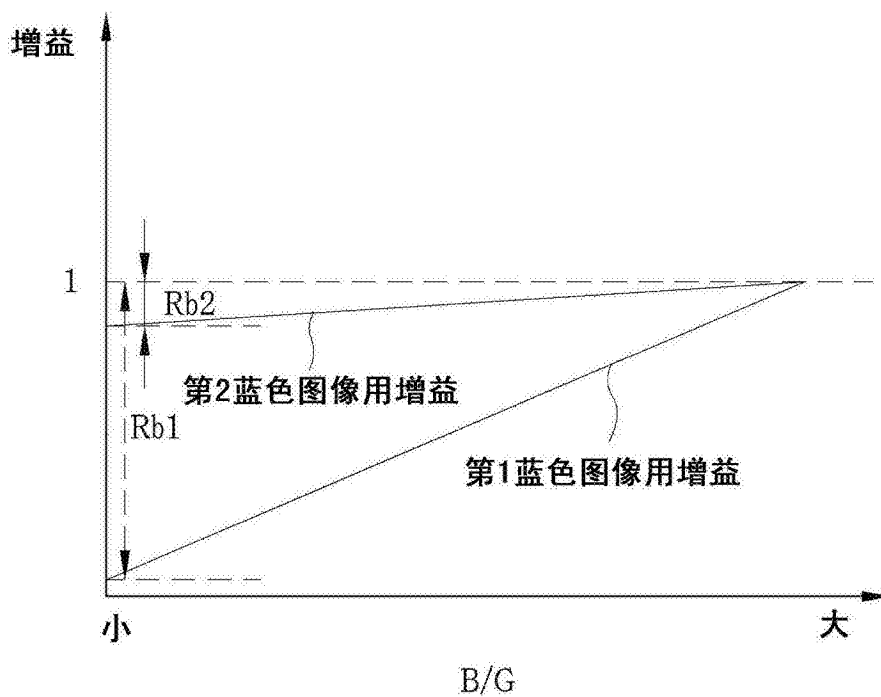


图21

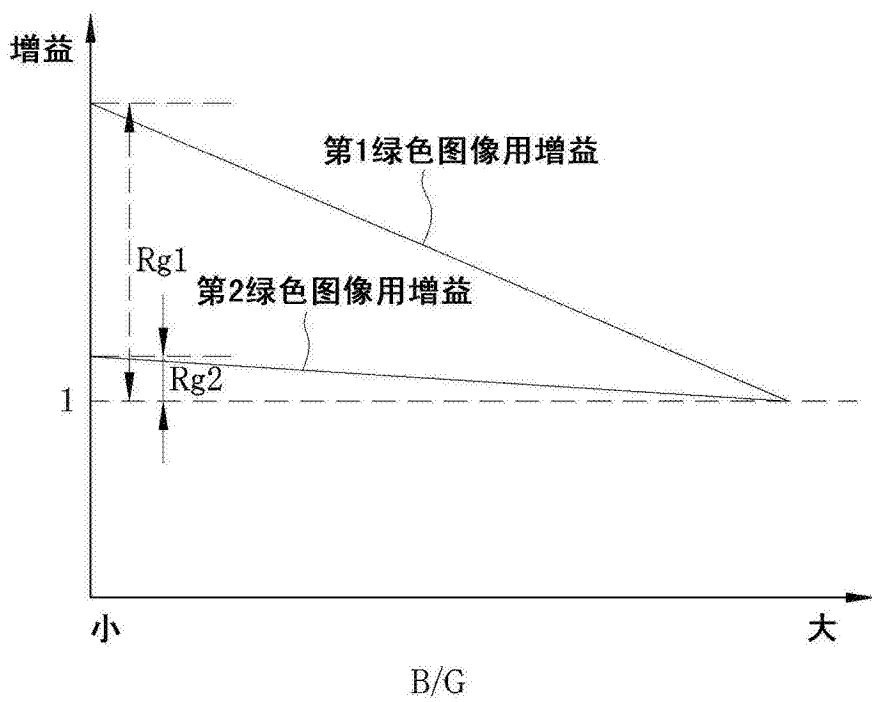


图22

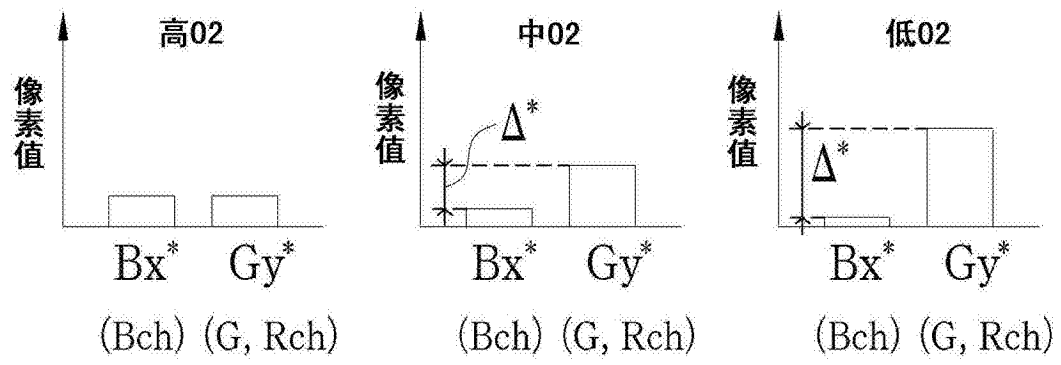


图23

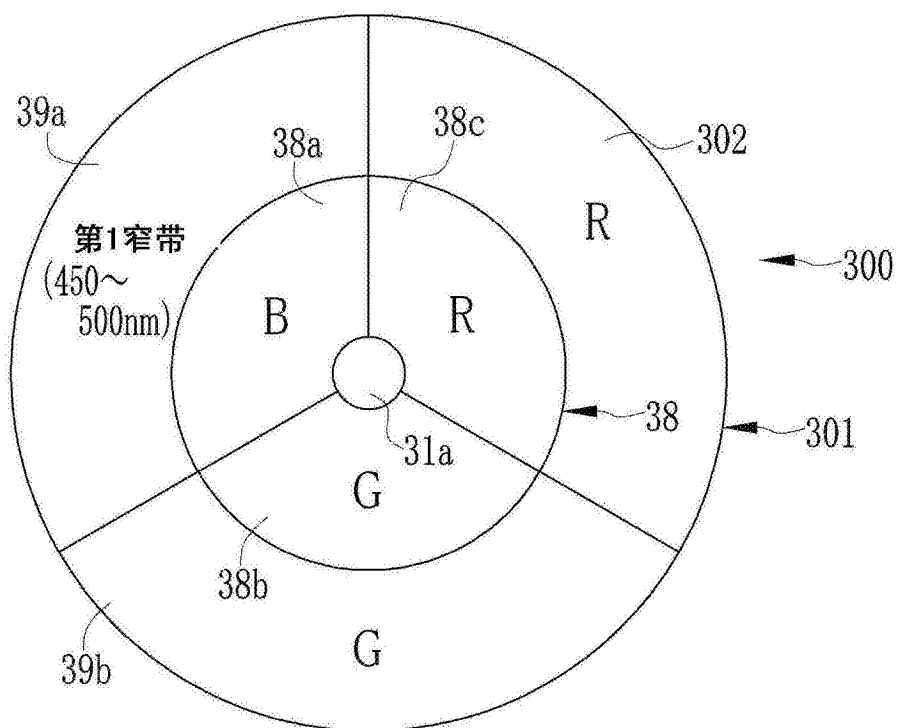


图25

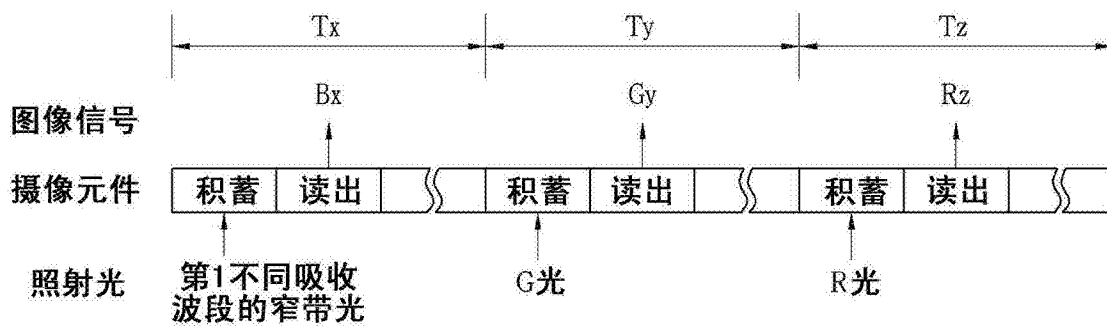


图26

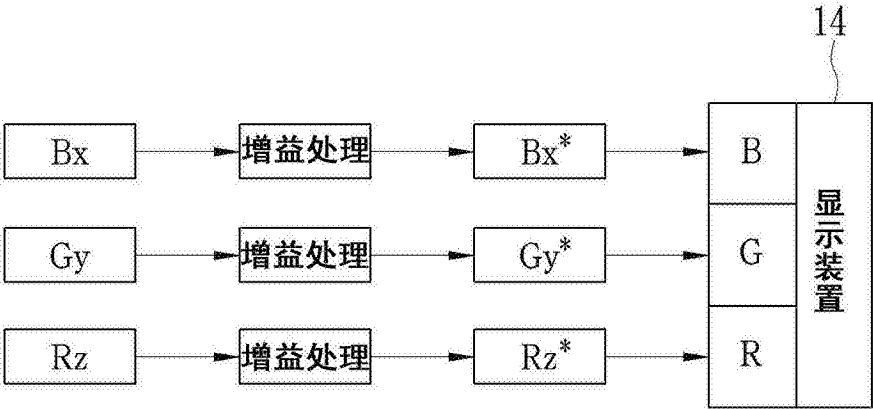


图27

	对象像素	相邻像素
B/G	1	1
差分值	0	0
与差分值 相应的增益	1	1
增益处理后的 图像数据	 Bx* Gy* (无像素值变化)	 Bx* Gy* (无像素值变化)

图28A

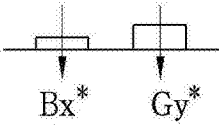
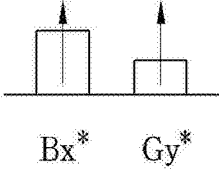
	对象像素	相邻像素
B/G	0.5 (高氧状态)	2 (低氧状态)
差分值	-1.5	1.5
与差分值 相应的增益	1以下的增益	1以上的增益
增益处理后的 图像数据	 Bx* Gy* (像素值减少)	 Bx* Gy* (像素值增加)

图28B

专利名称(译)	内窥镜系统及其动作控制方法、以及处理器装置		
公开(公告)号	CN103654690B	公开(公告)日	2017-03-15
申请号	CN201310397590.1	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	A61B1/00		
优先权	2012212590 2012-09-26 JP		
其他公开文献	CN103654690A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种即便血管的氧状态的差异很小也可识别为颜色的差异进行显示的内窥镜系统及其动作控制方法、以及处理器装置。通过对利用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不同吸收波段的窄带光照明后的检体进行摄像，来获得蓝色图像数据 B_x 。通过对利用具有绿色波段的G光照明后的检体进行摄像，来获得绿色图像数据 G_y 。基于蓝色图像数据 B_x 以及绿色图像数据 G_y 来计算强度比 B/G 。强度比 B/G 与氧饱和度的降低相匹配地变大。通过对蓝色图像数据 B_x 以及绿色图像数据 G_y 实施与强度比 B/G 对应的增益处理，来获得蓝色图像数据 B_x^* 以及绿色图像数据 G_y^* 。基于蓝色图像数据 B_x^* 以及绿色图像数据 G_y^* 来显示氧饱和度图像。

