



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103654686 A

(43) 申请公布日 2014. 03. 26

(21) 申请号 201310384560. 7

(22) 申请日 2013. 08. 29

(30) 优先权数据

2012-197692 2012. 09. 07 JP

(71) 申请人 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

(51) Int. Cl.

A61B 1/00(2006. 01)

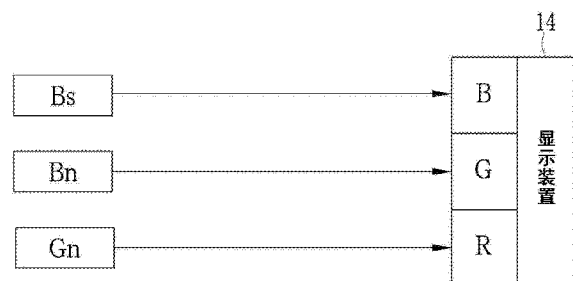
权利要求书2页 说明书13页 附图19页

(54) 发明名称

内窥镜系统及其处理器装置、内窥镜图像的显示控制方法及胶囊内窥镜系统

(57) 摘要

本发明提供不仅对强调显示了血管运行图案的图像进行显示、还对直观地明白具有该血管运行图案的部位是否为病变部的信息进行显示的内窥镜图像显示技术。将氧饱和度测量光和血管强调用照明光交替地照射至检体。通过以彩色的摄像元件对该检体进行摄像,得到2帧的量的图像数据。该2帧的量的图像数据当中,将氧饱和度测量光的发光时所得到的蓝色图像数据(Bs)分配给显示装置(14)的B通道,并将血管强调用照明光的发光时所得到的蓝色图像数据(Bn)和绿色图像数据(Gn)分别分配给显示装置的G通道和R通道。在强调显示表层血管以及中深层血管的同时仅在氧饱和度低时使表层血管的颜色变化了的第2窄带图像被显示于显示装置。



1. 一种内窥镜系统,其特征在于,具备:

照明单元,其对检体照射照明光;

图像信息取得单元,其取得对以所述照明光当中包含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第1波长域在内的第1照明光进行了照明的检体进行摄像所得到的第1图像信息,取得对以包含蓝色频带中血红蛋白的吸光系数高的第2波长域在内的第2照明光进行了照明的检体进行摄像所得到的第2图像信息,并取得对以包含绿色频带中血红蛋白的吸光系数高的第3波长域在内的第3照明光进行了照明的检体进行摄像所得到的第3图像信息;以及

显示控制单元,其进行将所述第1图像信息分配给显示单元的第1颜色通道、将所述第2图像信息分配给显示单元的第2颜色通道、且将所述第3图像信息分配给显示单元的第3颜色通道的第1显示控制处理。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述显示控制单元进行将所述第2图像信息分配给显示单元的所述第1颜色通道以及第2颜色通道、且将所述第3图像信息分配给显示单元的第3颜色通道的第2显示控制处理,并且具有选择所述第1显示控制处理和所述第2显示控制处理当中的任一者的处理切换部。

3. 根据权利要求2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。

4. 根据权利要求1~3中任一项所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述照明单元依次照射包含所述第1波长域在内的第1宽带光、包含所述第2波长域以及所述第3波长域在内的第2宽带光来作为所述照明光,

所述第1照明光是所述第1宽带光的蓝色分量,所述第2照明光是所述第2宽带光的蓝色分量,所述第3照明光是所述第2宽带光的绿色分量。

5. 根据权利要求4所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述第1宽带光包括:中心波长473nm的第1激光、以及以波长变换部件对该第1激光进行波长变换所得到的荧光,所述第2宽带光包括:中心波长445nm的第2激光、以波长变换部件对该第2激光进行波长变换所得到的荧光、以及中心波长405nm的第3激光。

6. 根据权利要求1~3中任一项所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述照明单元依次照射所述第1照明光至所述第3照明光。

7. 根据权利要求6所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述第1照明光的所述第1波长域是450~500nm,所述第2照明光的所述第2波长域是400~420nm,所述第3照明光的所述第3波长域是530~550nm。

8. 一种与内窥镜连接的内窥镜系统的处理器装置,该内窥镜对检体照射照明光,并取得对以所述照明光当中包含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第1波长域在内的第1照明光进行了照明的检体进行摄像所得到的第1图像信息,取得对以包含蓝色频带中血红蛋白的吸光系数高的第2波长域在内的第2照明光进行了照明的检体进行摄像所得到的第2图像信息,取得对以包含绿色频带中血红蛋白的吸光系数高的第3波长域在内的第3照明光进行了照明的检体进行摄像所得到的第3图像信息,

所述内窥镜系统的处理器装置具备：

接收单元，其从所述内窥镜接收所述第 1 图像信息至所述第 3 图像信息；以及

显示控制单元，其进行将所述第 1 图像信息分配给显示单元的第 1 颜色通道、将所述第 2 图像信息分配给显示单元的第 2 颜色通道、且将所述第 3 图像信息分配给显示单元的第 3 颜色通道的第 1 显示控制处理。

9. 一种内窥镜图像的显示控制方法，其特征在于，具有：

照明步骤，对检体照射照明光；

图像信息取得步骤，取得对以所述照明光当中包含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第 1 波长域在内的第 1 照明光进行了照明的检体进行摄像所得到的第 1 图像信息，取得对以包含蓝色频带中血红蛋白的吸光系数高的第 2 波长域在内的第 2 照明光进行了照明的检体进行摄像所得到的第 2 图像信息，并取得对以包含绿色频带中血红蛋白的吸光系数高的第 3 波长域在内的第 3 照明光进行了照明的检体进行摄像所得到的第 3 图像信息；以及

显示控制步骤，进行将所述第 1 图像信息分配给显示单元的第 1 颜色通道、将所述第 2 图像信息分配给显示单元的第 2 颜色通道、且将所述第 3 图像信息分配给显示单元的第 3 颜色通道的第 1 显示控制处理。

10. 一种胶囊内窥镜系统，其特征在于，具备：

胶囊内窥镜，其具有照明单元和图像信息取得单元，所述照明单元对检体照射照明光，所述图像信息取得单元取得对以所述照明光当中包含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第 1 波长域在内的第 1 照明光进行了照明的检体进行摄像所得到的第 1 图像信息，取得对以包含蓝色频带中血红蛋白的吸光系数高的第 2 波长域在内的第 2 照明光进行了照明的检体进行摄像所得到的第 2 图像信息，并取得对以包含绿色频带中血红蛋白的吸光系数高的第 3 波长域在内的第 3 照明光进行了照明的检体进行摄像所得到的第 3 图像信息；

接收单元，其接收从所述胶囊内窥镜发送的第 1 图像信息至第 3 图像信息；以及

显示控制单元，其将所述第 1 图像信息分配给显示单元的第 1 颜色通道，将所述第 2 图像信息分配给显示单元的第 2 颜色通道，且将所述第 3 图像信息分配给显示单元的第 3 颜色通道。

11. 根据权利要求 10 所述的胶囊内窥镜系统，其特征在于，

所述显示控制单元进行将所述第 2 图像信息分配给显示单元的所述第 1 颜色通道以及第 2 颜色通道、且将所述第 3 图像信息分配给显示单元的第 3 颜色通道的第 2 显示控制处理，并且具有选择所述第 1 显示控制处理和所述第 2 显示控制处理当中的任一者的处理切换部。

内窥镜系统及其处理器装置、内窥镜图像的显示控制方法 及胶囊内窥镜系统

技术领域

[0001] 本发明涉及对表层微细血管等的血管图案进行强调显示、且对血中血红蛋白的氧饱和度进行显示的内窥镜系统及其处理器装置、内窥镜图像的显示控制方法及胶囊内窥镜系统。

背景技术

[0002] 在当前的医疗领域中,广泛进行利用内窥镜的诊断。在该内窥镜的诊断中,将内窥镜的插入部插入检体内,从其前端部以给定波长的照明光对检体进行照明的同时,以前端部的摄像元件对检体进行摄像,由此取得反映了检体上所表征的各种生物体信息的图像。

[0003] 例如,通过像日本专利 3559755 号公报的那样将特定波长的窄带光用作照明光,从而能对以白色光等的宽带的照明光难以观察到的表层血管或表层微细构造进行强调显示。如此,通过基于使表层血管等清楚的血管图案来进行诊断,不仅能识别是否为病变部,还能估计病变部的深达度。

[0004] 另外,在日本专利 4709606 号公报中,为了以颜色的差异来强调表层血管以及中深层血管,将中心波长 415nm 的蓝色窄带光照射至检体时所得到的蓝色窄带图像分配给监视器的 B、G 通道,并将中心波长 540nm 的绿色窄带光照射至检体时所得到的绿色窄带图像分配给了监视器的 R 通道。通过分配这样的颜色,表层血管以“茶色”调的颜色进行显示,中深层血管以“青色”调的颜色进行显示。由此,表层血管以及中深层血管与粘膜的颜色的差异明确,因此表层血管以及中深层血管的视认性得以提高。

[0005] 如上述日本专利 3559755 号公报以及日本专利 4709606 号公报所示,从表层微细血管等的血管运行图案中,能得到与病变部相关的各种信息。然而,为了基于这样的表层血管的运行图案来鉴别病变部,需要预先学习对于病变部典型的血管运行图案,因此对医生而言负担大。故而,除了对强调显示了血管运行图案的图像进行显示之外,针对仅以血管运行图案难以判断是否为病变部的情况,还谋求通过对直观地明白具有该血管运行图案的部位是否为病变部的信息进行显示,来减轻医生的负担。

发明内容

[0006] 本发明的目的在于,提供能不仅对强调显示了血管运行图案的图像进行显示、还对直观地明白具有该血管运行图案的部位是否为病变部的信息进行显示的内窥镜系统及其处理器装置、内窥镜图像的显示控制方法及胶囊内窥镜系统。

[0007] 为了达成上述目的,本发明的内窥镜系统具备:照明单元,其对检体照射照明光;图像信息取得单元,其取得对以照明光当中包含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第 1 波长域在内的第 1 照明光进行了照明的检体进行摄像所得到的第 1 图像信息,取得对以包含蓝色频带中血红蛋白的吸光系数高的第 2 波长域在内的第 2 照明光进行了照明的检体进行摄像所得到的第 2 图像信息,并取得对以包含绿色频带中血红蛋

白的吸光系数高的第 3 波长域在内的第 3 照明光进行了照明的检体进行摄像所得到的第 3 图像信息 ; 以及显示控制单元, 其进行将第 1 图像信息分配给显示单元的第 1 颜色通道、将第 2 图像信息分配给显示单元的第 2 颜色通道、且将第 3 图像信息分配给显示单元的第 3 颜色通道的第 1 显示控制处理。

[0008] 优选地, 显示控制单元具有 : 处理切换部, 其进行将第 2 图像信息分配给显示单元的第 1 颜色通道以及第 2 颜色通道、且将第 3 图像信息分配给显示单元的第 3 颜色通道的第 2 显示控制处理, 并选择第 1 显示控制处理和第 2 显示控制处理当中的任一者。优选地, 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。

[0009] 优选地, 照明单元依次照射包含第 1 波长域在内的第 1 宽带光、包含第 2 波长域以及第 3 波长域在内的第 2 宽带光来作为照明光, 第 1 照明光是第 1 宽带光的蓝色分量, 第 2 照明光是第 2 宽带光的蓝色分量, 第 3 照明光是第 2 宽带光的绿色分量。优选地, 第 1 宽带光包括 : 中心波长 473nm 的第 1 激光、以及以波长变换部件对该第 1 激光进行波长变换所得到的荧光, 第 2 宽带光包括 : 中心波长 445nm 的第 2 激光、以波长变换部件对该第 2 激光进行波长变换所得到的荧光、以及中心波长 405nm 的第 3 激光。

[0010] 优选地, 照明单元依次照射第 1 至第 3 照明光。优选地, 第 1 照明光的第 1 波长域是 450 ~ 500nm, 第 2 照明光的第 2 波长域是 400 ~ 420nm, 第 3 照明光的第 3 波长域是 530 ~ 550nm 或 530 ~ 570nm。

[0011] 本发明提供与内窥镜连接的内窥镜系统的处理器装置, 该内窥镜对检体照射照明光, 并取得对以照明光当中包含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第 1 波长域在内的第 1 照明光进行了照明的检体进行摄像所得到的第 1 图像信息, 取得对以包含蓝色频带中血红蛋白的吸光系数高的第 2 波长域在内的第 2 照明光进行了照明的检体进行摄像所得到的第 2 图像信息, 取得对以包含绿色频带中血红蛋白的吸光系数高的第 3 波长域在内的第 3 照明光进行了照明的检体进行摄像所得到的第 3 图像信息, 内窥镜系统的处理器装置具备 : 接收单元, 其从内窥镜接收第 1 至第 3 图像信息 ; 以及显示控制单元, 其进行将第 1 图像信息分配给显示单元的第 1 颜色通道、将第 2 图像信息分配给显示单元的第 2 颜色通道、且将第 3 图像信息分配给显示单元的第 3 颜色通道的第 1 显示控制处理。

[0012] 本发明的内窥镜图像的显示控制方法具有 : 照明步骤, 对检体照射照明光 ; 图像信息取得步骤, 取得对以照明光当中包含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第 1 波长域在内的第 1 照明光进行了照明的检体进行摄像所得到的第 1 图像信息, 取得对以包含蓝色频带中血红蛋白的吸光系数高的第 2 波长域在内的第 2 照明光进行了照明的检体进行摄像所得到的第 2 图像信息, 并取得对以包含绿色频带中血红蛋白的吸光系数高的第 3 波长域在内的第 3 照明光进行了照明的检体进行摄像所得到的第 3 图像信息 ; 以及显示控制步骤, 进行将第 1 图像信息分配给显示单元的第 1 颜色通道、将第 2 图像信息分配给显示单元的第 2 颜色通道、且将第 3 图像信息分配给显示单元的第 3 颜色通道的第 1 显示控制处理。

[0013] 本发明的胶囊内窥镜系统具备 : 胶囊内窥镜, 其具有照明单元和图像信息取得单元, 照明单元对检体照射照明光, 图像信息取得单元取得对以照明光当中包含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第 1 波长域在内的第 1 照明光进行了照明

的检体进行摄像所得到的第 1 图像信息,取得对以包含蓝色频带中血红蛋白的吸光系数高的第 2 波长域在内的第 2 照明光进行了照明的检体进行摄像所得到的第 2 图像信息,并取得对以包含绿色频带中血红蛋白的吸光系数高的第 3 波长域在内的第 3 照明光进行了照明的检体进行摄像所得到的第 3 图像信息;接收单元,其接收从胶囊内窥镜发送的第 1 至第 3 图像信息;以及显示控制单元,其将第 1 图像信息分配给显示单元的第 1 颜色通道,将第 2 图像信息分配给显示单元的第 2 颜色通道,且将第 3 图像信息分配给显示单元的第 3 颜色通道。

[0014] 优选地,显示控制单元具有:处理切换部,其进行将第 2 图像信息分配给显示单元的第 1 颜色通道以及第 2 颜色通道、且将第 3 图像信息分配给显示单元的第 3 颜色通道的第 2 显示控制处理,并选择第 1 显示控制处理和第 2 显示控制处理当中的任一者。

[0015] 发明效果

[0016] 根据本发明,将对以包含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第 1 波长域在内的第 1 照明光进行了照明的检体进行摄像所得到的第 1 图像信息分配给显示单元的第 1 颜色通道,将对以包含蓝色频带中血红蛋白的吸光系数高的第 2 波长域在内的第 2 照明光进行了照明的检体进行摄像所得到的第 2 图像信息分配给显示单元的第 2 颜色通道,并将对以包含绿色频带中血红蛋白的吸光系数高的第 3 波长域在内的第 3 照明光进行了照明的检体进行摄像所得到的第 3 图像信息分配给显示单元的第 3 颜色通道。由此,能在强调显示表层血管以及中深层血管的同时将仅在氧饱和度低时使表层血管的颜色变化了图像显示于显示单元。

附图说明

[0017] 图 1 是表示内窥镜系统的外观的概略图。

[0018] 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。

[0019] 图 3A 是表示通常光的发光频谱的曲线图。

[0020] 图 3B 是表示血管强调用照明光的发光频谱的曲线图。

[0021] 图 3C 是表示氧饱和度测量光以及血管强调用照明光的发光频谱的曲线图。

[0022] 图 4A 是表示对像素、G 像素、R 像素进行了排列后的彩色的摄像元件的俯视图。

[0023] 图 4B 是表示像素的 B 色的滤色器、G 像素的 G 色的滤色器、R 像素的 R 色的滤色器的分光透过率的曲线图。

[0024] 图 5A 是用于说明第 1 实施方式的通常显示模式时的摄像元件的动作的说明图。

[0025] 图 5B 是用于说明第 1 实施方式的第 1 特殊显示模式时的摄像元件的动作的说明图。

[0026] 图 5C 是用于说明第 1 实施方式的第 2 特殊显示模式时的摄像元件的动作的说明图。

[0027] 图 6 是表示图像处理部的功能的框图。

[0028] 图 7 是用于说明第 1 窄带图像处理部所执行的颜色的分配处理的说明图。

[0029] 图 8 是用于说明第 1 窄带图像中的表层血管以及中深层血管的颜色的说明图。

[0030] 图 9 是用于说明第 2 窄带图像处理部所执行的颜色的分配处理的说明图。

[0031] 图 10 是表示氧合血红蛋白的吸光系数和还原血红蛋白的吸光系数的曲线图。

[0032] 图 11 是用于说明第 2 窄带图像中的高氧状态的表层血管以及中深层血管的颜色的说明图。

[0033] 图 12 是用于说明第 2 窄带图像中的低氧状态的表层血管以及中深层血管的颜色的说明图。

[0034] 图 13 是表示第 1 特殊显示模式以及第 2 特殊显示模式的一系列的流程的流程图。

[0035] 图 14A 是用于说明在高氧状态下第 2 窄带图像的表层血管的颜色与第 1 窄带图像的表层血管的颜色几乎相同的图。

[0036] 图 14B 是用于说明在低氧状态下第 2 窄带图像的表层血管的颜色与第 1 窄带图像的表层血管的颜色不同的说明图。

[0037] 图 15 是表示第 2 实施方式的内窥镜系统的内部构成的框图。

[0038] 图 16 是表示旋转滤波器的俯视图。

[0039] 图 17 是表示宽带光 BB 的发光频谱和各滤波器部的分光透过率的曲线图。

[0040] 图 18A 是用于说明第 2 实施方式的通常显示模式时的摄像元件的运动的说明图。

[0041] 图 18B 是用于说明第 2 实施方式的第 1 特殊显示模式时的摄像元件的运动的说明图。

[0042] 图 18C 是用于说明第 2 实施方式的第 2 特殊显示模式时的摄像元件的运动的说明图。

[0043] 图 19 是表示第 3 实施方式的胶囊内窥镜系统的外观的概略图。

[0044] 图 20 是表示胶囊内窥镜的截面图。

[0045] 图 21 是用于说明胶囊内窥镜所执行的发光以及摄像的说明图。

[0046] 图 22 是表示处理器的内部构成的框图。

具体实施方式

[0047] 如图 1 所示,第 1 实施方式的内窥镜系统 10 具备:产生对检体内进行照明的照明光的光源装置 11、在照射该照明光的同时摄像观察区域的内窥镜装置 12、对通过内窥镜装置 12 中的摄像所得到的图像信号进行图像处理的处理装置 13、对通过图像处理所得到的内窥镜图像等进行显示的显示装置 14、以及由键盘等构成的输入装置 15。

[0048] 在内窥镜装置 12,从操作部 16 侧起依次设置有:软性部 17、弯曲部 18、以及观测器前端部 19。软性部 17 具有可挠性,能自由屈曲。弯曲部 18 构成为通过配置于操作部 16 的角度旋钮 16a 的转动操作来自自由弯曲。该弯曲部 18 能按照检体的部位等向任意的方向、任意的角度弯曲,因此能使观测器前端部 19 朝向期望的观察部位。

[0049] 内窥镜系统 10 具备:将波长范围从蓝色到红色的可见光的检体像所构成的通常图像显示于显示装置 14 的通常显示模式、将对检体中的表层血管以及中深层血管进行了强调后的第 1 窄带图像显示于显示装置 14 的第 1 特殊显示模式、以及将按照血中血红蛋白的氧饱和度使第 1 窄带图像上的表层血管的颜色变化了的第 2 窄带图像显示于显示装置 14 的第 2 特殊显示模式。这 3 个模式能通过设置于内窥镜装置 12 的切换开关 21 或输入装置 15 来进行切换。

[0050] 如图 2 所示,光源装置 11 具备:3 种激光源 LD1、LD2、LD3、以及对这些激光源 LD1 ~ LD3 的驱动进行控制的光源控制部 20。激光源 LD1 发出中心波长为 473nm 的第 1 激光。该

第 1 激光由配置于内窥镜装置 12 的观测器前端部 19 的荧光体（波长变换部件）50 波长变换成具有绿色至红色的波长范围的荧光。激光源 LD2 发出中心波长为 445nm 的第 2 激光。该第 2 激光也由荧光体 50 波长变换成荧光。激光源 LD3 发出中心波长 405nm 的第 3 激光。该第 3 激光虽然其中一部分被观测器前端部 19 的荧光体 50 吸收而波长变换成荧光，但其大部分直接透过荧光体 50。从各激光源 LD1 ~ LD3 发出的第 1 ~ 第 3 激光经由集光透镜（省略图示）而分别入射至光纤 24 ~ 26。

[0051] 此外，第 1 激光的波长范围优选设为 460 ~ 480nm，第 2 激光的波长范围优选设为 440 ~ 460nm，第 3 激光的波长范围优选设为 400 ~ 420nm。另外，激光源 LD1 ~ LD3 能使用宽面型的 InGaN 系激光二极管，另外，还能使用 InGaNaS 系激光二极管或 GaNaS 系激光二极管等。

[0052] 耦合器 22 将来自光纤 24 ~ 26 的第 1 ~ 第 3 激光分波成 2 系统的光，并使该 2 系统的光入射至光导 28、29。光导 28、29 由将众多光纤集束后的光纤束等构成。

[0053] 内窥镜装置 12 是电子内窥镜，具备：使由光导 28、29 导光后的 2 系统（2 灯）的照明光朝向观察区域进行照射的照明部 33；对观察区域进行摄像的 1 系统的摄像部 34；以及对内窥镜装置 12 与光源装置 11 以及处理器装置 13 装卸自由地进行连接的连接部 36。

[0054] 照明部 33 具备设置于摄像部 34 的两侧的 2 个照明窗 43、44，各照明窗 43、44 将透过荧光体 50 的照明光朝向观察区域进行照射。摄像部 34 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。

[0055] 在照明窗 43、44 的深处，分别收纳有投光组件 47、54。各投光组件 47、54 将来自光导 28、29 的第 1 ~ 第 3 激光射到荧光体 50，使荧光激发发光。第 1 ~ 第 3 激光和荧光经由照明透镜 51 朝向观察区域进行照射。

[0056] 荧光体 50 包含吸收第 1 ~ 第 3 激光的一部分来激发发光成绿色 ~ 红色的多种荧光物质（例如 YAG 系荧光物质、或者 BAM(BaMgAl₁₀O₁₇) 等的荧光物质）。当第 1 或第 2 激光被照射至荧光体 50 时，对从荧光体 50 发出的绿色 ~ 红色的激发发光光（荧光）、与未被荧光体 50 吸收而透过了的第 1 或第 2 激光的激发光进行合波，来生成伪白色光。

[0057] 此外，荧光体 50 优选具有大致长方体形状。在此情况下，荧光体 50 既可以以粘合剂将荧光体物质固定成大致长方体状来予以形成，另外，也可以将在无机玻璃等的树脂中混合了荧光体物质后的产物形成为大致长方体状。该荧光体 50 作为商品名也称为微白（注册商标）(Micro White(MW))。

[0058] 在观察窗 42 的深处，设置有用以取入观察区域的像光的对物透镜组件（省略图示）等光学系统，进而，在该对物透镜组件的深处，设置有对观察区域的像光进行受光来摄像观察区域的 CCD(Charge Coupled Device；电荷耦合器件)等摄像元件 60。该摄像元件 60 由摄像控制部 70 进行摄像控制。此外，作为摄像元件 60，使用 IT(内线转移)型的 CCD，但此外还可以使用具有全局快门的 CMOS(Complementary Metal-Oxide Semiconductor；互补金属氧化物半导体)。

[0059] 摄像元件 60 在受光面（摄像面）对来自对物透镜组件的光进行受光，并对受光了的光进行光电变换且输出摄像信号（模拟信号）。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 36 被输入至处理器装置 13。

[0060] 处理器装置 13 具备 :控制部 71、图像处理部 72、以及存储部 74,在控制部 72 连接有显示装置 14 以及输入装置 15。控制部 72 不仅对处理器装置 13 内的各部进行控制,还基于从内窥镜装置 12 的切换开关 21 或输入装置 15 输入的输入信息,对光源装置 11 的光源控制部 20、内窥镜装置 12 的摄像控制部 70、以及显示装置 14 的动作进行控制。

[0061] 按每种模式对光源装置 11 内的激光源 LD1 ~ LD3 进行不同的控制。在通常显示模式时,如图 3A 所示,将激光源 LD2 设为启用,将除此以外的激光源 LD1、LD3 设为禁用。由此,包含激光源 LD2 的第 2 激光以及通过该第 2 激光而在荧光体 50 激发发光的荧光在内的通常光被照射至检体。另外,在第 1 特殊显示模式时,如图 3B 所示,将激光源 LD2、LD3 设为启用,并将激光源 LD1 设为禁用。由此,除了包含激光源 LD2 的第 2 激光以及荧光之外,还包含激光源 LD3 的第 3 激光的血管强调用照明光被照射至检体。

[0062] 此外,在图 3B 中,血管强调用照明光为了对在蓝色区域中吸光特性高的表层血管进行强调显示,将第 3 激光 (405nm) 的光量设得比第 2 激光 (445nm) 的光量更大。反之,在对中深层血管 (在绿色区域中吸光特性高) 进行强调显示的情况下,优选通过将第 2 激光的光量设得比第 3 激光的光量更大,来增大荧光的光量。此外,第 2 激光与第 3 激光的光量比能由光源控制部 20 进行调整。

[0063] 在第 2 特殊显示模式时,如图 3C 所示,执行交替地反复进行将激光源 LD1 设为启用且将除此以外的激光源 LD2、3 设为禁用的第 1 发光图案、与将激光源 LD2、3 设为启用且将激光源 LD1 设为禁用的第 2 发光图案的发光控制。由此,包含激光源 LD1 的第 1 激光和通过该第 1 激光而在荧光体 50 激发发光的荧光在内的氧饱和度测量光、与血管强调用照明光被交替地照射在检体上。

[0064] 由摄像元件 60 摄像以按每种模式而不同的照明光进行照射的检体。摄像元件 60 是彩色 CCD,如图 4A 所示,在其受光面,将以设有 B 色的滤色器的 B 像素 60b、设有 G 色的滤色器的 G 像素 60g、以及设有 R 色的滤色器的 R 像素 60r 为 1 组的像素群排列成矩阵状。B 色、G 色、R 色的滤色器如图 4B 的曲线 63、64、65 所示,分别在蓝色频带、绿色频带、红色频带具有分光透过率。

[0065] 摄像元件 60 的摄像控制按每种模式而不同。在通常显示模式时,如图 5A 所示,在 1 帧期间内进行 :以摄像元件 60 对通常光进行光电变换来蓄积电荷的步骤 ;以及从摄像元件 60 的 B 像素、G 像素、R 像素中读出蓝色信号 Bc、绿色信号 Gc、红色信号 Rc 的步骤。这在被设定成通常显示模式的期间反复进行。蓝色信号 Bc、绿色信号 Gc、红色信号 Rc 由 A/D 变换器 68 变换成蓝色图像数据 Bc、绿色图像数据 Gc、红色图像数据 Rc。

[0066] 在第 1 特殊显示模式时,如图 5B 所示,在 1 帧期间内进行 :以摄像元件 60 对血管强调用照明光进行光电变换来蓄积电荷的步骤 ;以及从摄像元件 60 的 B 像素、G 像素、R 像素中读出蓝色信号 Bn、绿色信号 Gn、红色信号 Rn 的步骤。这在被设定成第 1 特殊显示模式的期间反复进行。蓝色信号 Bn、绿色信号 Gn、红色信号 Rn 由 A/D 变换器 68 变换成蓝色图像数据 Bn、绿色图像数据 Gn、红色图像数据 Rn。

[0067] 在第 2 特殊显示模式时,如图 5C 所示,首先,进行 :在最初的第 1 帧,以摄像元件 60 对氧饱和度测量光进行光电变换来蓄积电荷的步骤 ;以及从摄像元件 60 的 B 像素、G 像素、R 像素中读出蓝色信号 Bs、绿色信号 Gs、红色信号 Rs 的步骤。然后,在接下来的第 2 帧,进行 :以摄像元件 60 对血管强调用照明光进行光电变换来蓄积电荷的步骤 ;以及从摄像元件

60 的 B 像素、G 像素、R 像素中读出蓝色信号 B_n 、绿色信号 G_n 、红色信号 R_n 的步骤。该总共 2 帧的摄像控制在被设定成第 2 特殊显示模式的期间反复进行。

[0068] 此外,蓝色信号 B_s 、绿色信号 G_s 、红色信号 R_s 由 A/D 变换器 68 变换成蓝色图像数据 B_s 、绿色图像数据 G_s 、红色图像数据 R_s ,蓝色信号 B_n 、绿色信号 G_n 、红色信号 R_n 由 A/D 变换器 68 变换成蓝色图像数据 B_n 、绿色图像数据 G_n 、红色图像数据 R_n 。

[0069] 如图 6 所示,图像处理部 72 具备:通常图像处理部 80、第 1 窄带图像处理部 81、以及第 2 窄带图像处理部 82。通常图像生成部 80 进行将通常显示模式时所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 分别分配给显示装置 14 的 B 通道、G 通道、R 通道的处理。由此,在显示装置 14 上显示通常图像。

[0070] 第 1 窄带图像处理部 81 如图 7 所示,进行将第 1 特殊显示模式时所得到的图像数据当中的蓝色图像数据 B_n 分配给显示装置 14 的 B、G 通道、且将绿色图像数据 G_n 分配给显示装置 14 的 R 通道的处理。由此,在显示装置 14 显示对表层血管以及中深层血管进行了强调显示后的第 1 窄带图像。

[0071] 在第 1 窄带图像中,通过进行上述那样的颜色的分配处理,从而在表层血管和中深层血管间产生颜色的差异。表层血管虽然吸收血管强调用照明光的蓝色分量,但不吸收血管强调用照明光的绿色分量。随之,如图 8 所示,虽然蓝色图像数据 B_n 的像素值因血管的吸收而变低,但绿色图像数据 G_n 的像素值不会因血管的影响而下降。因此,通过将因表层血管所引起的光吸收而像素值下降了蓝色图像数据 B_n 分配给 B 通道以及 G 通道、且将像素值变得比蓝色图像数据 B_n 更大的绿色图像数据 G_n 分配给 R 通道的颜色,从而表层血管以“茶色”调进行显示。

[0072] 另一方面,中深层血管虽然吸收血管强调用照明光的绿色分量,但不吸收血管强调用照明光的蓝色分量。随之,虽然绿色图像数据 G_n 的像素值因血管的吸收而变低,但蓝色图像数据 B_n 的像素值不会因血管而下降。因此,通过将像素值变得比绿色图像数据 G_n 更大的蓝色图像数据 B_n 分配给 B 通道以及 G 通道、且将因中深层血管所引起的光吸收而像素值下降了绿色图像数据 G_n 分配给 R 通道的颜色,从而中深层血管以“青色”调进行显示。

[0073] 第 2 窄带图像处理部 82 如图 9 所示,进行将第 2 特殊显示模式时所得到的图像数据当中的蓝色图像数据 B_s 分配给显示装置 14 的 B 通道、将蓝色图像数据 B_n 分配给显示装置 14 的 G 通道、且将绿色图像数据 G_n 分配给显示装置 14 的 R 通道的处理。由此,在显示装置 14 显示第 2 窄带图像。该第 2 窄带图像在氧饱和度超过一定值(例如 60%)的高氧状态时维持第 1 窄带图像的表层血管的颜色(茶色)以及中深层血管的颜色(青色),表层血管的颜色仅在低于所述一定值的低氧状态时变化。

[0074] 为了说明该氧状态的差异所引起的表层血管以及中深层血管的颜色的差异,以下示出:对高氧状态的表层血管以及中深层血管照射了氧饱和度测量光以及血管强调用照明光时的显示装置 14 的 B、G、R 通道的信号值的变化、以及对低氧状态的表层血管以及中深层血管照射了氧饱和度测量光以及血管强调用照明光时的 B、G、R 通道的信号值的变化。

[0075] 在对高氧状态的表层血管照射了氧饱和度测量光时,较之于低氧状态的情况下将氧饱和度测量光的蓝色分量吸收得更多。这是由于,在氧饱和度测量光的蓝色分量中,如图 10 所示,氧合血红蛋白(HbO_2)的吸光系数高于还原血红蛋白(Hb)的吸光系数的波长域的

第 1 激光（中心波长 473nm）含得多，故高氧状态下的吸光特性大。因此，如图 11 所示，在高氧状态下，从氧饱和度测量光的蓝色分量的反射光得到的蓝色图像数据 Bs 的像素值变低。

[0076] 另一方面，在对高氧状态的表层血管照射了血管强调用照明光时，尽管血管强调用照明光当中的蓝色分量被表层血管吸收，但绿色分量不被表层血管吸收。因此，从血管强调用照明光的蓝色分量的反射光得到的蓝色图像数据 Bn 的像素值变低。但从血管强调用照明光的绿色分量的反射光得到的绿色图像数据 Gn 的像素值不会因血管的影响而下降。

[0077] 以上，分配了蓝色图像数据 Bs 的 B 通道以及分配了蓝色图像数据 Bn 的 G 通道的信号值因血管所引起的吸收而变低。另一方面，分配了绿色图像数据 Gn 的 R 通道的信号值变得比 B、G 通道的信号值更高。由此，表层血管以“茶色”调进行显示。这与第 1 窄带图像的表层血管的颜色相同。

[0078] 此外，在血管强调用照明光的蓝色分量中，中心波长 405nm 的第 3 激光、以及中心波长 445nm 的第 2 激光含得多（参照图 3C）。如图 10 所示，在第 3 激光的波长域，氧合血红蛋白（HbO₂）的吸光系数大于还原血红蛋白（Hb），与此相对，在第 2 激光的波长域，还原血红蛋白（Hb）的吸光系数大于氧合血红蛋白（HbO₂）。因此，血管强调用照明光的蓝色分量具有氧合血红蛋白和还原血红蛋白的吸光系数的大小关系不同的 2 个波长域，故蓝色图像数据 Bn 的像素值几乎不随氧饱和度的变化而变化（即，对于氧饱和度呈现鲁棒性）。

[0079] 另外，血管强调用照明光的绿色分量（例如 500 ~ 600nm）如图 10 所示，具有氧合血红蛋白和还原血红蛋白的吸光系数的大小关系频繁互换的波长域，因此难以受氧饱和度的影响。由此，绿色图像数据 Gn 的像素值也几乎不随氧饱和度的大小而变化（即，对于氧饱和度呈现鲁棒性）。

[0080] 另一方面，高氧状态的中深层血管吸收血管强调用照明光的绿色分量，但不吸收氧饱和度测量光以及血管强调用照明光的蓝色分量。故而，绿色图像数据 Gn 的像素值因中深层血管的影响而变低，另一方面，蓝色图像数据 Bs 以及蓝色图像数据 Bn 的像素值几乎不因中深层血管的影响而变化。因此，通过将像素值变得大于绿色图像数据 Gn 的蓝色图像数据 Bs 分配给 B 通道、同样地将像素值变得大于绿色图像数据 Gn 的蓝色图像数据 Bn 分配给 G 通道、且将因中深层血管所引起的光吸收而像素值下降了的绿色图像数据 Gn 分配给 R 通道的颜色，从而中深层血管以“青色”调进行显示。这与第 1 窄带图像的中深层血管的颜色相同。

[0081] 与此相对，在对低氧状态的表层血管照射了氧饱和度测量光时，氧饱和度测量光的蓝色分量较之于高氧状态的情况，不怎么吸收氧饱和度测量光的蓝色分量。另外，氧饱和度变得越低，表层血管所引起的光吸收特性变得越低。因此，在低氧状态的表层血管中，如图 12 所示，蓝色图像数据 Bs 的像素值随氧饱和度下降而变高。

[0082] 与此相对，血管强调用照明光的蓝色分量以及绿色分量如上所述，对于氧饱和度呈现鲁棒性，因此即使氧饱和度下降，蓝色图像数据 Bn 的像素值也不变化而维持了低的状态，另外，绿色图像数据 Gn 的像素值也不变化而维持了高的状态。如上所述，在低氧状态下，分配了蓝色图像数据 Bs 的 B 通道的信号值在高氧状态时变大。与此相对，分配了蓝色图像数据 Bn 的 G 通道以及分配了绿色图像数据 Gn 的 R 通道的信号值在高氧状态时几乎相同。因此，表层血管配合氧饱和度的下降，按照从“茶色”调的颜色向“品红色”调的颜色趋

近的方式变化。

[0083] 另一方面,低氧状态的中深层血管与高氧状态的情况同样地,虽然吸收血管强调用照明光的绿色分量,但几乎不吸收氧饱和度测量光以及血管强调用照明光的蓝色分量。因此,蓝色图像数据 Bs、蓝色图像数据 Bn、绿色图像数据 Gn 的像素值几乎不会因氧饱和度的下降而变化,故分配了这 3 个图像数据的 B、G、R 通道的信号值与高氧状态的情况相同。因此,低氧状态的中深层血管以“青色”调进行显示。

[0084] 接下来,沿图 13 的流程图来说明第 1 特殊显示模式以及第 2 特殊显示模式。若由内窥镜装置的切换开关 21 切换至第 1 特殊显示模式,则血管强调用照明光被照射至观察区域。该观察区域由彩色的摄像元件 60 进行摄像。通过该摄像所得到的图像数据当中,将蓝色图像数据 Bn 分配给显示装置 14 的 B、G 通道,并将绿色图像数据 Gn 分配给显示装置的 R 通道。由此,对表层血管以“茶色”且中深层血管以“青色”被强调显示后的伪彩色的第 1 窄带图像进行显示。

[0085] 在该血管强调图像上出现了表示病变部的征兆的血管图案等情况下,从第 1 特殊显示模式切换至第 2 特殊显示模式。通过该切换,将氧饱和度测量光与血管强调用照明光交替地照射至观察区域,并按每次照射来由彩色的摄像元件 60 进行摄像。通过该摄像所得到的图像数据当中,将蓝色图像数据 Bs 分配给显示装置 14 的 B 通道,将蓝色图像数据 Bn 分配给显示装置 14 的 G 通道,并将绿色图像数据 Gn 分配给显示装置的 R 通道。由此,将第 2 窄带图像显示于显示装置 14。该第 2 窄带图像与第 1 窄带图像相同,使用了蓝色图像数据 Bn 以及绿色图像数据 Gn,因此对表层血管以及中深层血管进行了强调显示。

[0086] 另外,第 2 窄带图像在氧饱和度高的情况下(例如,氧饱和度超过了 60%的情况),如图 14A 所示,与第 1 窄带图像同样地,将表层血管以“茶色”,且将中深层血管以“青色”进行显示。与此相对,在氧饱和度低的情况下(例如,氧饱和度低于 60%的情况),如图 14B 所示,第 2 窄带图像将表层血管以“品红色”调进行显示,另一方面,针对中深层血管维持“青色”调。因此,在低氧状态的情况下,通过从第 1 特殊显示模式切换至第 2 特殊显示模式,从而表层血管的颜色从“茶色”变化至“青色”。

[0087] 如上所述,在仅以表层血管或中深层血管的血管图案而无法充分判断是否为病变部的情况下,通过不仅对表层血管以及中深层血管进行强调显示,还对仅在低氧状态时使表层血管的颜色变化了的第 2 窄带图像进行显示,从而能可靠地进行是否为病变部的判断(低氧状态的血管图案是病变部的可能性高。)。由此,由于不用预先熟知对于病变部典型的血管图案就能进行诊断,因此能减轻医生的负担。

[0088] 以上的第 2 特殊显示模式只要切换开关 21 不执行切换操作,就持续进行。而且,在由切换开关 21 进行切换操作时,恢复到第 1 特殊显示模式(也可以切换至通常显示模式)。

[0089] 尽管在上述第 1 实施方式中,使用半导体光源的照明光进行了检体内的照明,但也可以取而代之,在第 2 实施方式中,使用由旋转滤波器从氙气灯等的白色光源的宽带光中波长分离出的光,来进行照明(旋转滤波器方式)。在该第 2 实施方式中,使用图 15 所示的内窥镜系统 100。内窥镜系统 100 除了内窥镜装置 101、光源装置 102 不同以外,具备与图 2 所示的内窥镜系统 10 同样的构成。因此,以下,说明内窥镜装置 101 以及光源装置 102 的构成以及与之关联的部分,针对其他部分则省略说明。

[0090] 内窥镜装置 101 关于在观测器前端部的照明部 33 未设置荧光体 50 这一点与图 2 所示的内窥镜装置 12 不同。故而,来自光源装置 102 的光经由光导 28、29 而直接照射至检体内。另外,摄像元件 103 使用在摄像面未设置滤色器的黑白 CCD。除此以外,内窥镜装置 101 具备与内窥镜装置 12 同样的构成。

[0091] 光源装置 102 具备:发宽带光 BB(400 ~ 700nm) 的白色光源 110;将来自该白色光源 110 的宽带光 BB 波长分离成给定波长的光的旋转滤波器 112;与旋转滤波器 112 的旋转轴连接,且以恒定的旋转速度使旋转滤波器 112 旋转的电动机 113;以及使旋转滤波器 112 沿其半径方向平移的平移部 114。

[0092] 白色光源 110 具备:发射宽带光 BB 的光源主体 110a、以及对宽带光 BB 的光量进行调整的光圈 110b。光源主体 110a 由氙气灯、卤素灯、金属卤化物水银灯、白色 LED 等构成。光圈 110b 的开度由光量控制部(省略图示)进行调节。

[0093] 如图 16 所示,旋转滤波器 112 以与电动机 113 连接的旋转轴 112a 为旋转中心来进行旋转。在该旋转滤波器 112,从存在旋转轴 112a 的旋转中心起依次沿半径方向,设置有第 1 ~ 第 3 滤波器区域 120、121、122。第 1 滤波器区域 120 在通常显示模式时被设置于宽带光 BB 的光路上,第 2 滤波器区域 121 在第 1 特殊显示模式时被设置于宽带光 BB 的光路上,第 3 滤波器区域 122 在第 2 特殊显示模式时被设置于宽带光 BB 的光路上。通过由平移部 114 使旋转滤波器 112 在半径方向上平移,来进行各滤波器区域 120 ~ 122 的切换。

[0094] 第 1 滤波器区域 120 在中心角为 120° 的扇型的区域,分别设置有:B 滤波器部 120a、G 滤波器部 120b、R 滤波器部 120c。如图 17 所示,B 滤波器部 120a 使宽带光 BB 中的蓝色频带(380 ~ 500nm) 的 B 光透过,G 滤波器部 120b 使宽带光 BB 中的绿色频带(450 ~ 630nm) 的 G 光透过,R 滤波器部 120c 使宽带光 BB 中的红色频带(580 ~ 760nm) 的 R 光透过。因此,通过旋转滤波器 112 的旋转,从而 B 光、G 光、R 光依次出射。这些 B 光、G 光、R 光通过集光透镜 116 以及光纤 117 而入射至光导 28、29。

[0095] 第 2 滤波器区域 121 在中心角为 180° 的区域,分别设置有 BN 滤波器部 121a 以及 GN 滤波器部 121b。BN 滤波器部 121a 使中心波长为 415nm、且波长范围为 400 ~ 420nm 的蓝色窄带光(Bn 光) 透过,GN 滤波器部 121b 使中心波长为 540nm、且波长范围为 530 ~ 550nm 的绿色窄带光(Gn 光) 透过。因此,通过旋转滤波器 112 的旋转,从而 Bn 光、Gn 光依次出射。这 2 种类的光通过集光透镜 116 以及光纤 117 而依次入射至光导 28、29。

[0096] 第 3 滤波器区域 122 在中心角为 120° 的区域,设置有测量用滤波器部 122a(在图 16 中记载为“测量用”)、BN 滤波器部 122b、以及 GN 滤波器部 122c。测量用滤波器部 122a 使宽带光 BB 当中波长范围 450 ~ 500nm 的氧饱和度测量光透过。另外,BN 滤波器部 122b、GN 滤波器部 122c 与上述 BN 滤波器部 121a、GN 滤波器部 121b 同样地,使中心波长 415nm 的 Bn 光、中心波长 540nm 的 Gn 光透过。因此,通过旋转滤波器 112 的旋转,从而氧饱和度测量光、Bn 光、Gn 光依次出射。这 3 种类的光通过集光透镜 116 以及光纤 117 而依次入射至光导 28、29。

[0097] 在第 2 实施方式的内窥镜系统 100 中,由于采用了旋转滤波器方式,因此摄像控制与内窥镜系统 10 不同。在通常显示模式下,如图 18A 所示,由摄像元件 103 依次摄像 B、G、R 的三色的像光,并依次输出蓝色信号 Bc、绿色信号 Gc、红色信号 Rc。该一系列的动作为在被设定成通常显示模式的期间反复。通过将对这些蓝色信号 Bc、绿色信号 Gc、红色信号 Rc 进

行了 A/D 变换后的蓝色图像数据 Bc、绿色图像数据 Gc、红色图像数据 Rc 分配给显示装置 14 的 B、G、R 通道,从而将通常图像显示于显示装置 14。

[0098] 在第 1 特殊显示模式下,如图 18B 所示,由摄像元件 103 依次摄像 Bn 光、Gn 光的 2 色的像光,并依次输出蓝色信号 Bn、绿色信号 Gn。该一系列的动作为被设定成第 1 特殊显示模式的期间反复。通过对蓝色信号 Bn 进行了 A/D 变换后的蓝色图像数据 Bn 分配给显示装置 14 的 B、G 通道、且将对绿色信号 Gn 进行了 A/D 变换后的绿色图像数据 Gn 分配给显示装置的 R 通道,从而将第 1 窄带图像显示于显示装置 14。该第 1 窄带图像以与第 1 实施方式的第 1 窄带图像同样的颜色进行显示。即,表层血管以“茶色”进行显示,中深层血管以“青色”进行显示。

[0099] 在第 2 特殊显示模式下,如图 18C 所示,由摄像元件 103 依次摄像氧饱和度测量光、Bn 光、Gn 光,并依次输出蓝色信号 Bs、蓝色信号 Bn、绿色信号 Gn。这样的动作为被设定成氧饱和度模式的期间反复。通过对这些蓝色信号 Bs、蓝色信号 Bn、绿色信号 Gn 进行了 A/D 变换后的蓝色图像数据 Bs、蓝色图像数据 Bn、绿色图像数据 Gn 分配给显示装置 14 的 B、G、R 通道,从而将第 2 窄带图像显示于显示装置 14。

[0100] 此外,虽然第 2 实施方式的各图像数据 Bs、Bn、Gn 中所含的波长分量与第 1 实施方式不同,但基于以下的理由,第 2 实施方式的第 2 窄带图像以与第 1 实施方式的第 2 窄带图像同样的颜色进行显示。蓝色图像数据 Bs 由于是基于氧饱和度测量光的反射光而创建的,因此具有 450 ~ 500nm 的波长分量。该 450 ~ 500nm 是氧合血红蛋白的吸光系数高于还原血红蛋白的吸光系数的波长域(参照图 10),因此随着氧饱和度的变化,蓝色图像数据 Bs 的像素值也变化。

[0101] 另一方面,蓝色图像数据 Bn 由于是基于 Bn 光的反射光而创建的,因此具有 400 ~ 420nm 的波长分量,另外,绿色图像数据 Gn 由于是基于 Gn 光的反射光而创建的,因此具有 530 ~ 550nm 的波长分量。这些 400 ~ 420nm、530 ~ 550nm 包含氧合血红蛋白的吸光系数高于还原血红蛋白的吸光系数的波长域以及氧合血红蛋白的吸光系数高于还原血红蛋白的吸光系数的波长域的两者(参照图 10),因此即使氧饱和度变化,蓝色图像数据 Bn 以及绿色图像数据 Gn 的像素值也不变化。根据以上描述,在第 2 实施方式中,各图像数据 Bs、Bn、Gn 的像素值的变化也与第 1 实施方式相同。因此,第 2 实施方式的第 2 窄带图像以与第 1 实施方式的第 2 窄带图像同样的颜色进行显示。此外,在基于 530 ~ 570nm 的 Gn 光的反射光创建了绿色图像数据 Gn 的情况下,该绿色图像数据 Gn 包含具有与 530 ~ 550nm 同样的吸光特性的 530 ~ 570nm 的波长分量,因此即使氧饱和度变化,像素值也不变化。

[0102] 尽管在第 1 以及第 2 实施方式中,涉及的是利用了具有插入部的电子内窥镜的内窥镜系统,但如图 19 的第 3 实施方式所示,本发明还能对胶囊内窥镜系统 141 适用。在图 19 中,胶囊内窥镜系统 141 构成为具备:从患者 142 的口部咽下至体内的胶囊内窥镜(Capsule Endoscope,以下,简称为 CE)143;患者 142 配置于皮带等进行携带的接收装置 144;用于对由 CE143 得到的图像进行读影来由医师进行诊断的工作站(以下,简记为 WS)146。

[0103] CE143 在通过体内管路时对管路的内壁面进行摄像,并经由电波将由此得到的图像(摄像信号)的数据无线发送至接收装置 144。接收装置 144 具备:对各种设定画面进行显示的液晶显示器 148、以及用于进行各种设定的操作部 149。接收装置 144 对从 CE143 以电波进行了发送的图像进行无线接收,并存储该图像。

[0104] WS146 具备 :处理器 151、由键盘或鼠标构成的控制台 152、以及监视器 153。处理器 151 例如以 USB 电缆 154(使用红外线通信等无线通信也可)与接收装置 144 进行连接,与接收装置 144 交换数据。处理器 151 在 CE143 所执行的检查中或检查结束后,从接收装置 144 取入图像,并按每个患者来对图像进行蓄积·管理。另外,根据图像数据生成显示图像,并使之显示于监视器 153。

[0105] CE143 与接收装置 144 间的电波的收发经由设置于 CE143 内的发送天线 165(参照图 20)、以及患者 142 随身的盾恤 156 内所安装的多个接收天线 157 来进行。

[0106] 如图 20 所示,CE143 具备 :第 1 半导体光源 160 ;第 2 半导体光源 161 ;彩色的摄像元件 162 ;对第 1 以及第 2 半导体光源 160、161 的发光和摄像元件 162 的摄像进行控制的控制部 164、以及发送天线 165。

[0107] 第 1 以及第 2 半导体光源 160、161 是 LED 光源等半导体光源。第 1 半导体光源 160 发出中心波长 473nm 的氧饱和度测量光。该氧饱和度测量光中包含 :中心波长 473nm 的第 1 激发光、以及通过将该第 1 激发光在荧光体进行波长变换而得到的绿色至红色的荧光。因此,成为了与图 3C 所示的氧饱和度测量光同样的波长范围。

[0108] 第 2 半导体光源 161 发出位于中心波长为 400 ~ 450nm 的范围内的血管强调用照明光。该血管强调用照明光中包含 :位于中心波长为 400 ~ 450nm 的范围内的第 2 激发光、以及通过将该第 2 激发光在荧光体进行波长变换而得到的绿色至红色的荧光。

[0109] 摄像元件 162 具有设置了与摄像元件 60 同样的 B 像素 60b、G 像素 60g、R 图像 60r 的摄像面 162a,该摄像面 162a 通过成像透镜 167 对来自检体的光进行受光。控制部 164 通过对第 1 及第 2 半导体光源 160、161 以及摄像元件 162 进行控制,来交替地反复进行氧饱和度测量光的发光及摄像、与血管强调用照明光的发光及摄像。

[0110] 如图 21 所示,在氧饱和度测量光的发光时进行 :由摄像元件 162 对氧饱和度测量光进行光电变换来蓄积电荷的步骤 ;以及从摄像元件 162 的 B 像素、G 像素、R 像素中读出蓝色信号 Bs、绿色信号 Gs、红色信号 Rs 的步骤。而且,在血管强调用照明光的发光时进行 :由摄像元件 60 对血管强调用照明光进行光电变换来蓄积电荷的步骤 ;以及从摄像元件 60 的 B 像素、G 像素、R 像素中读出蓝色信号 Bn、绿色信号 Gn、红色信号 Rn 的步骤。这 2 帧的量的图像信号经由发送天线 165 而输出至接收装置 144。接收装置 144 将接收到的图像发送至 WS146。WS146 对于取得的图像由处理器 151 实施图像处理。

[0111] 如图 22 所示,处理器 151 具备 :A/D 变换部 166、存储设备 167、以及图像处理部 168。A/D 变换部 166 对从 CE143 依次发送的图像信号进行 A/D 变换。由此,蓝色信号 Bs、绿色信号 Gs、红色信号 Rs 被变换成蓝色图像数据 Bs、绿色图像数据 Gs、红色图像数据 Rs,蓝色信号 Bn、绿色信号 Gn、红色信号 Rn 被变换成蓝色图像数据 Bn、绿色图像数据 Gn、红色图像数据 Rn。存储设备 167 以时间序列顺序存放 A/D 变换后的蓝色图像数据 Bs、绿色图像数据 Gs、红色图像数据 Rs 及蓝色图像数据 Bn、绿色图像数据 Gn、红色图像数据 Rn,来作为 1 帧的量的图像数据。

[0112] 图像处理部 168 沿时间序列依次读出存储设备 167 中存储的 1 帧的量的图像数据,并基于该读出的 1 帧的量的图像数据来创建各种图像。所生成的图像显示于监视器 153。在此,在选择通常显示模式时,对通常图像进行创建以及显示,在设定成第 1 特殊显示模式时,对第 1 窄带图像进行创建以及显示,在设定成第 2 特殊显示模式时,对第 2 窄带

图像进行创建以及显示。这 3 个模式的切换通过控制台 152 的输入操作来进行。

[0113] 在第 3 实施方式的通常显示模式下,进行增益调整,使得从存储设备 167 读出的 1 画面的量的图像数据当中蓝色图像数据 B_n 、绿色图像数据 G_n 、红色图像数据 R_n 的像素值变得大致相同。通过将该增益调整后的图像数据 B_n 、 G_n 、 R_n 分配给监视器 153 的 B、G、R 通道,来显示通常图像。

[0114] 另外,在第 3 实施方式的第 1 特殊显示模式下,从存储设备 167 读出的 1 组的量的图像数据当中,将蓝色图像数据 B_n 分配给监视器 153 的 B、G 通道,并将绿色图像数据 G_n 分配给监视器 153 的 R 通道。由此,在监视器 153 显示第 1 窄带图像。此外,第 3 实施方式的蓝色图像数据 B_n 、绿色图像数据 G_n 中所含的波长分量与第 1 实施方式几乎相同,因此第 3 实施方式的第 1 窄带图像以与第 1 实施方式的第 1 窄带图像同样的颜色进行显示。

[0115] 另外,在第 3 实施方式的第 2 特殊显示模式下,从存储设备 167 读出的 1 组的量的图像数据当中,将蓝色图像数据 B_s 分配给监视器 153 的 B 通道,将蓝色图像数据 B_n 分配给监视器 153 的 G 通道,并将绿色图像数据 G_n 分配给监视器 153 的 R 通道。由此,在监视器 153 显示第 2 窄带图像。此外,第 3 实施方式的各图像数据 B_s 、 B_n 、 G_n 中所含的波长分量与第 1 实施方式几乎相同,因此第 3 实施方式的第 2 窄带图像以与第 1 实施方式的第 2 窄带图像同样的颜色进行显示。

[0116] 此外,尽管在上述第 1 实施方式中,是在观测器前端部 19 设置了荧光体 50,但也可以取而代之,在光源装置 11 内设置荧光体 50。在此情况下,在 LD2(445nm) 与光纤 25 之间设置荧光体 50,而关于除此以外的 LD1(473nm) 与光纤 24 之间以及 LD3(405nm) 与光纤 26 之间,可以不设置荧光体 50。

[0117] 此外,尽管在上述第 1 ~ 第 3 实施方式中,使用氧合血红蛋白占血液量(氧合血红蛋白与还原血红蛋白之和)的比例即氧饱和度来生成了氧饱和度图像,但也可以取而代之或在此基础上还使用根据“血液量 \times 氧饱和度(%)”氧合血红蛋白所求得的氧合血红蛋白索引、或根据“血液量 \times (100- 氧饱和度)(%)”所求得的还原血红蛋白索引。

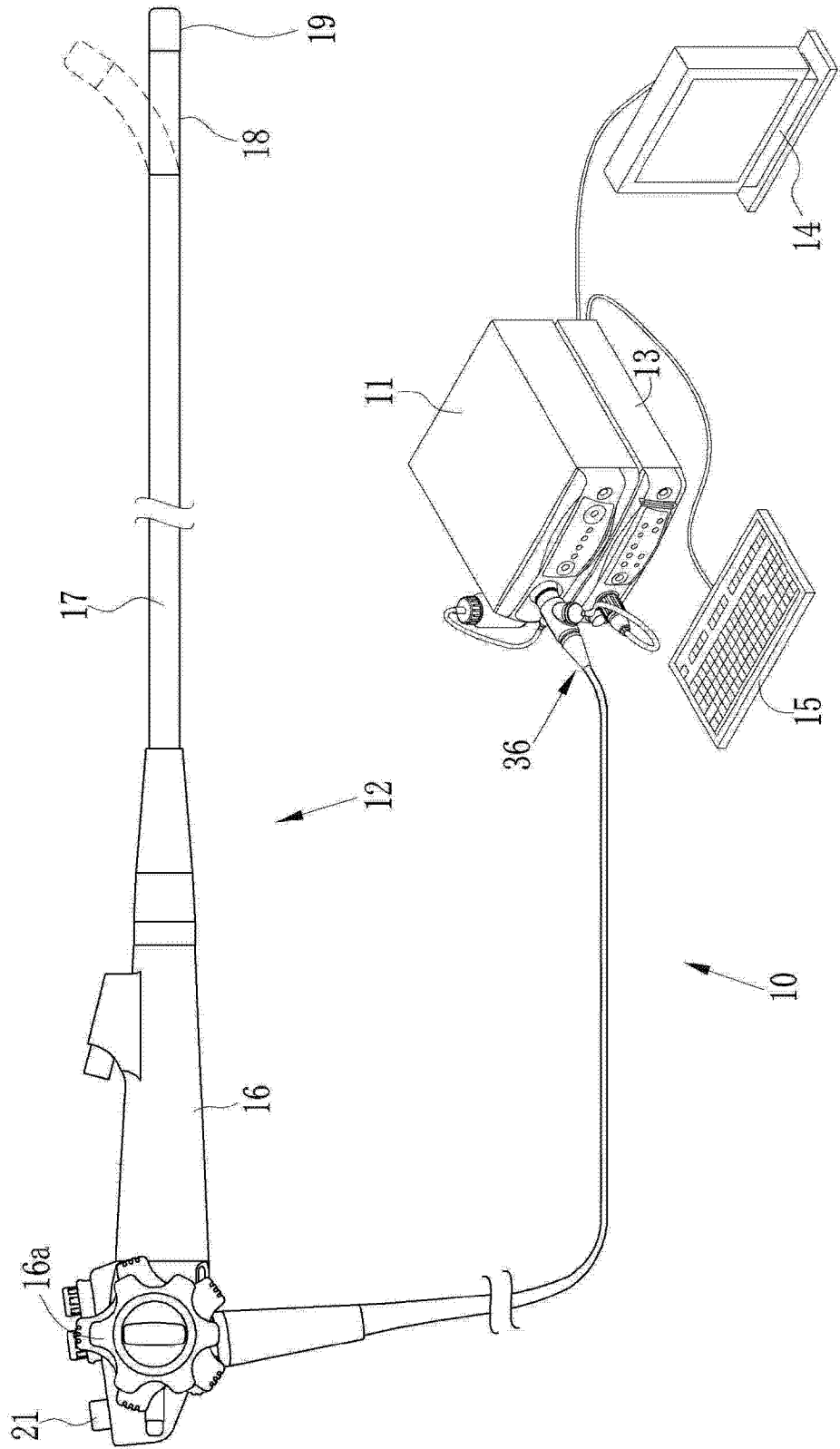


图 1

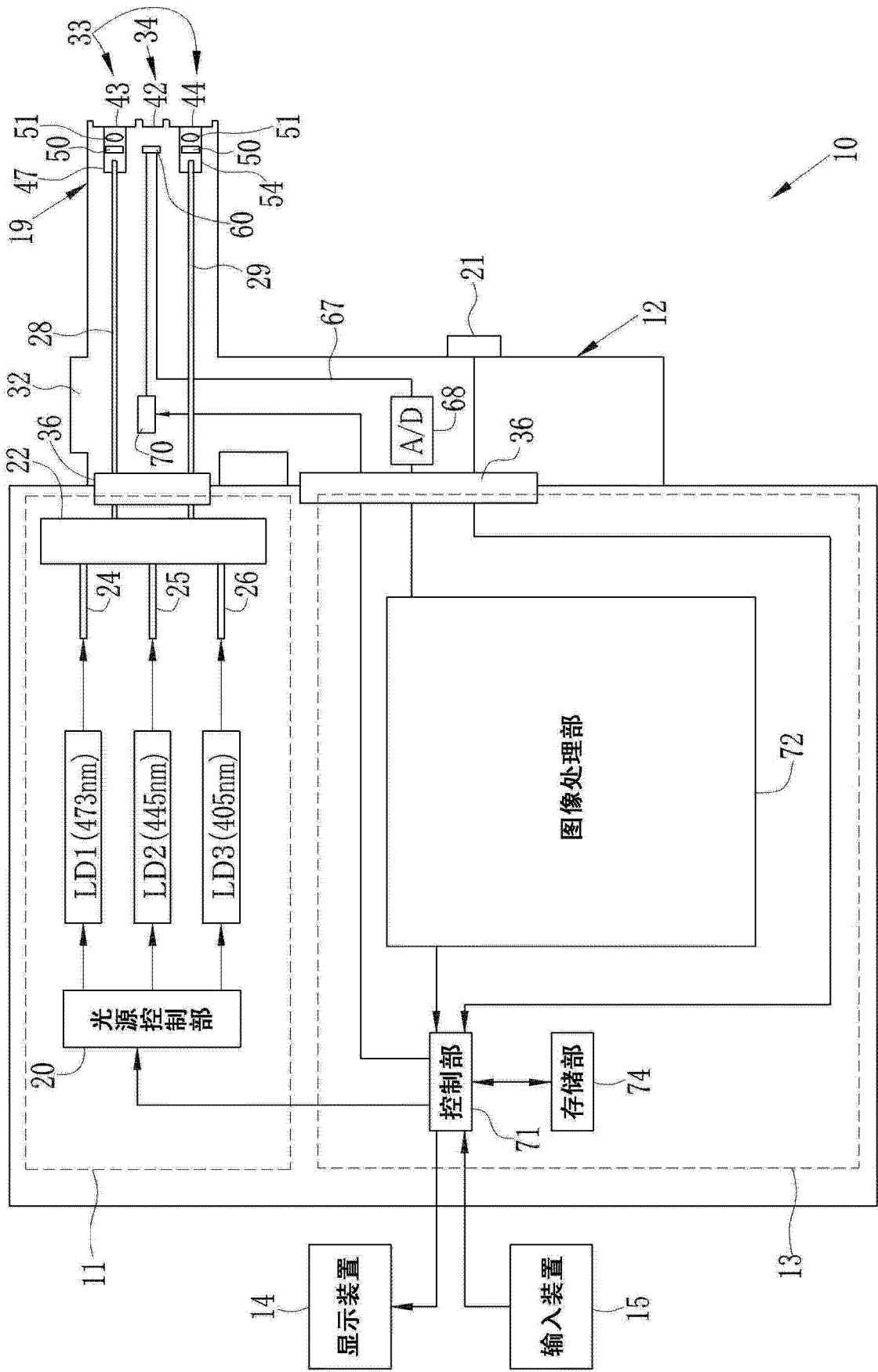


图 2

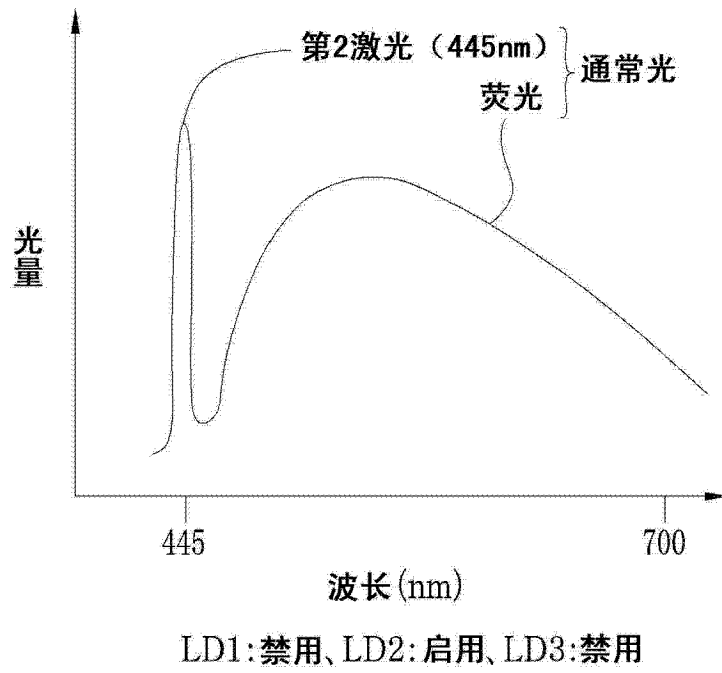


图 3A

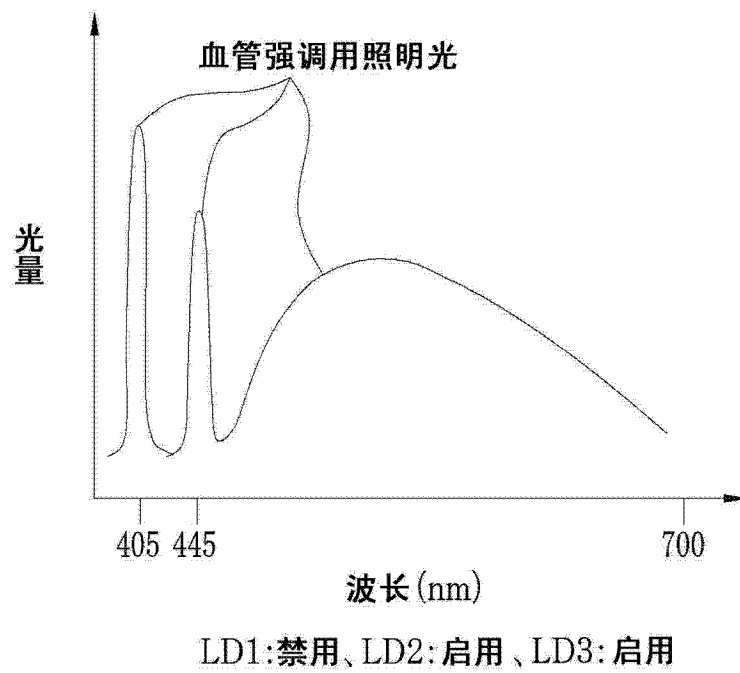
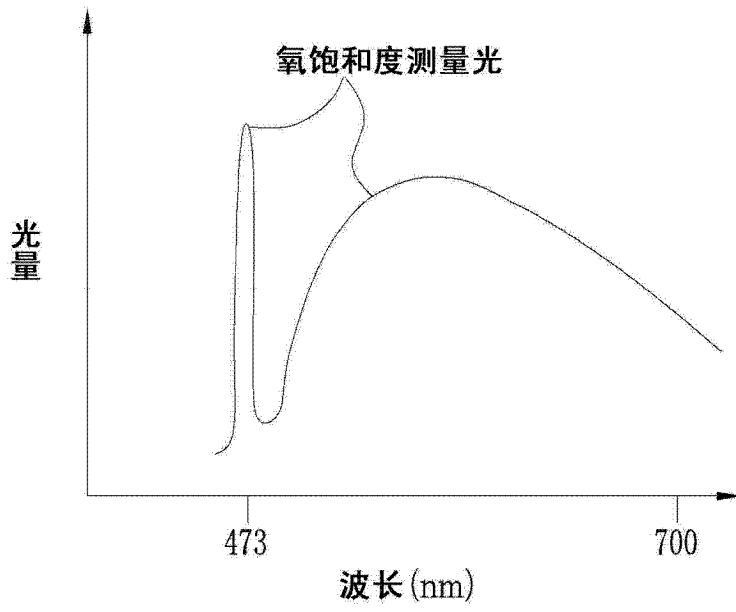
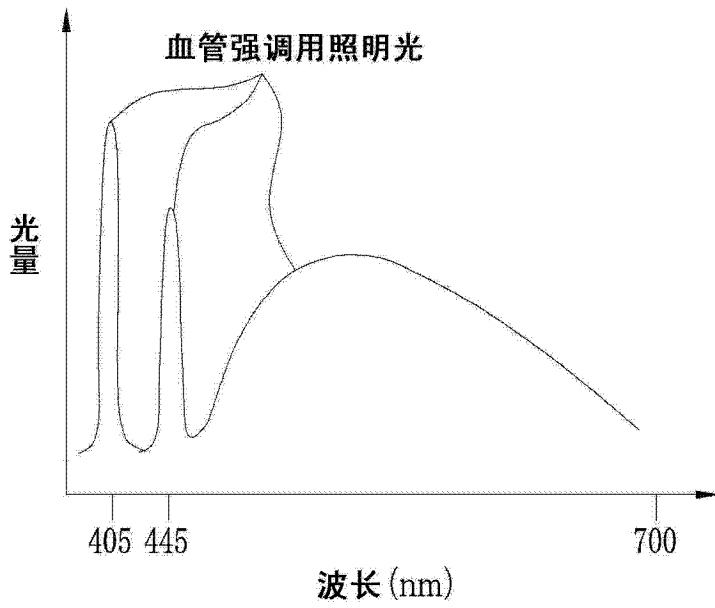


图 3B



LD1: 启用、LD2: 禁用、LD3: 禁用



LD1: 禁用、LD2: 启用、LD3: 启用

图 3C

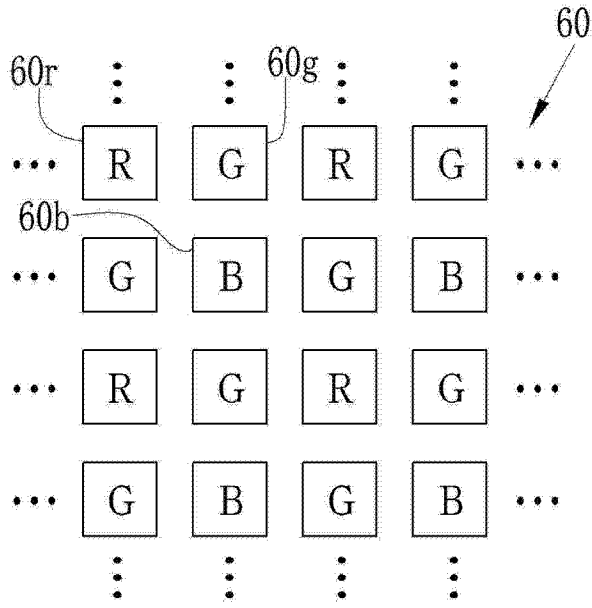


图 4A

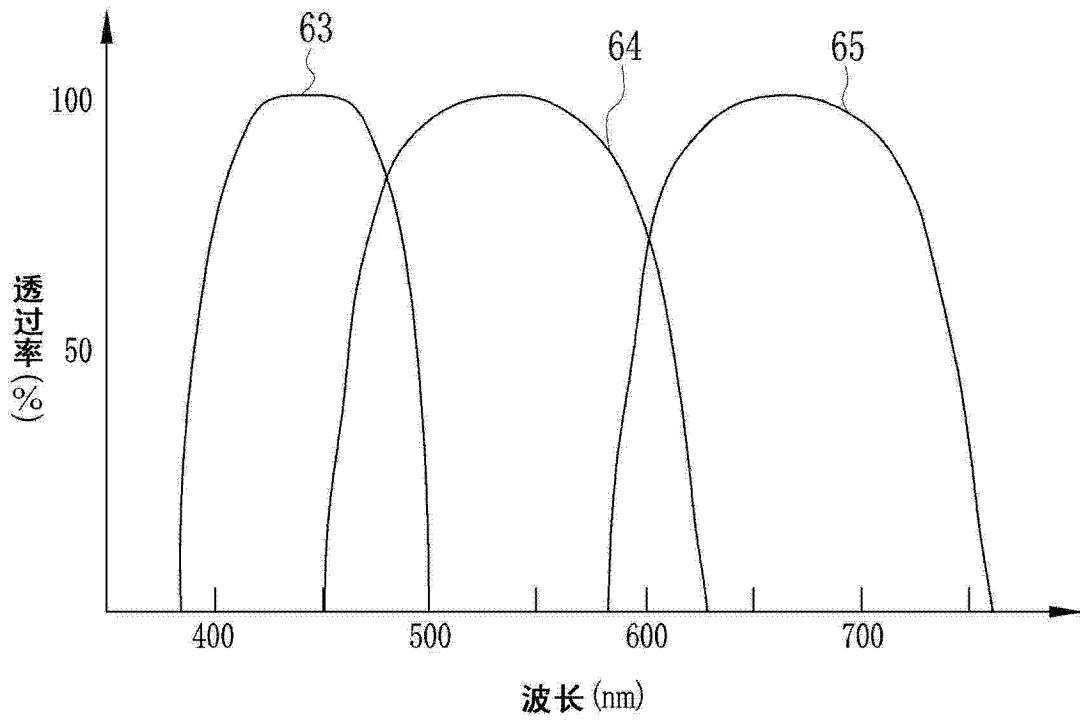
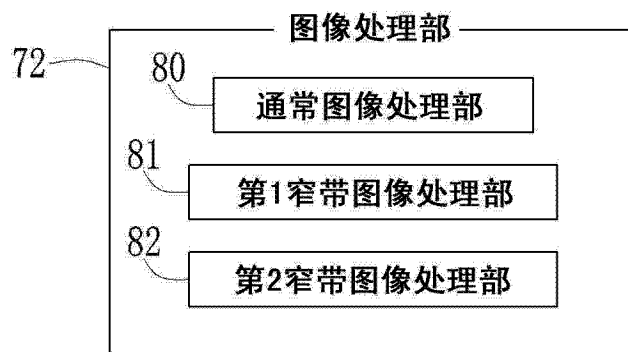
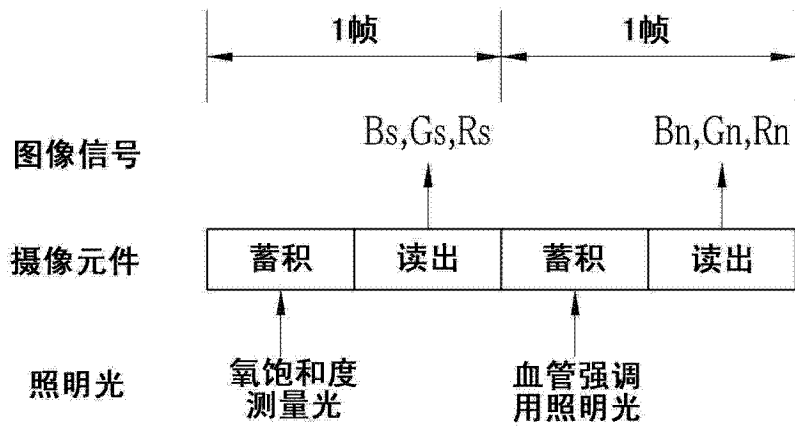
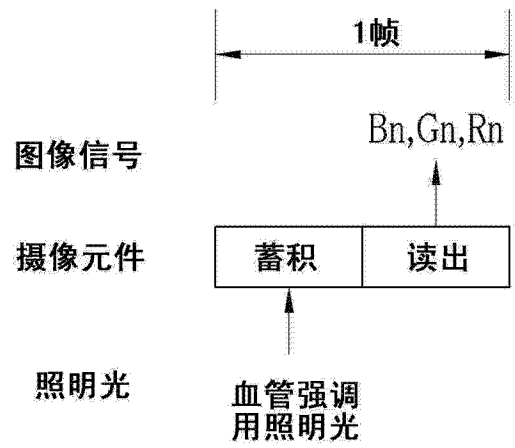
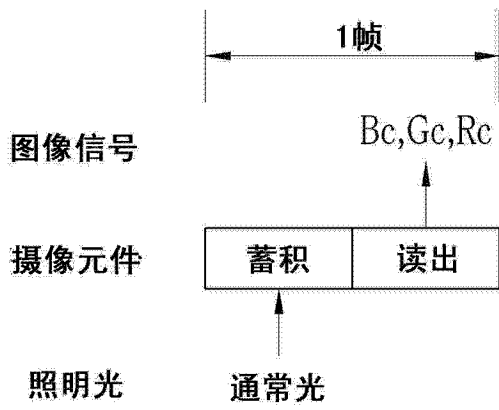


图 4B



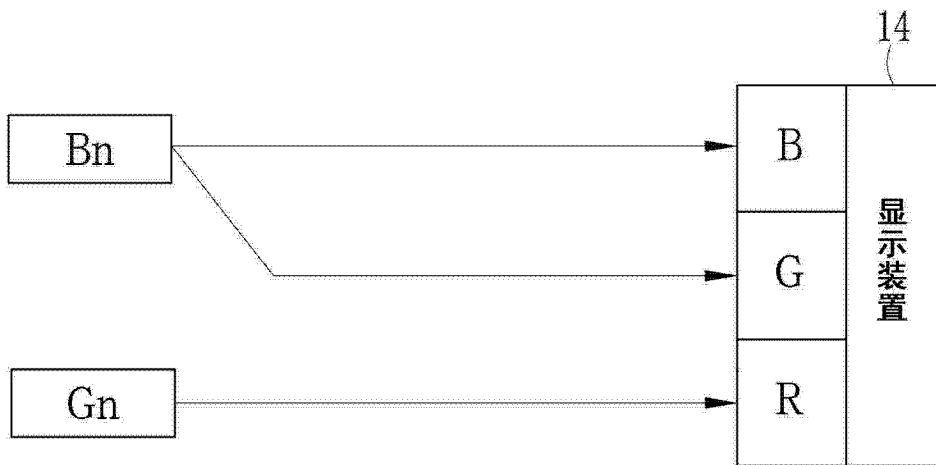


图 7

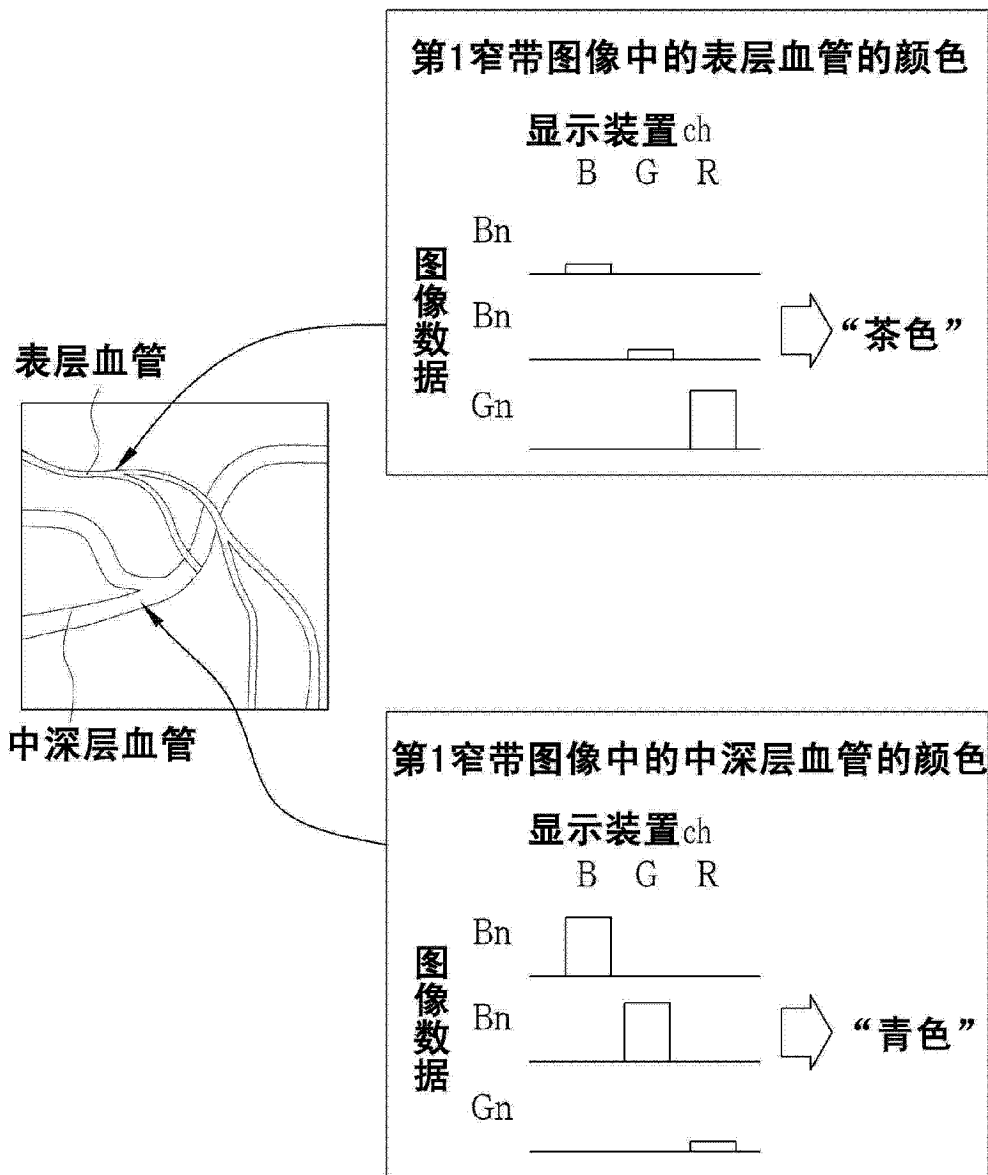


图 8



图 9

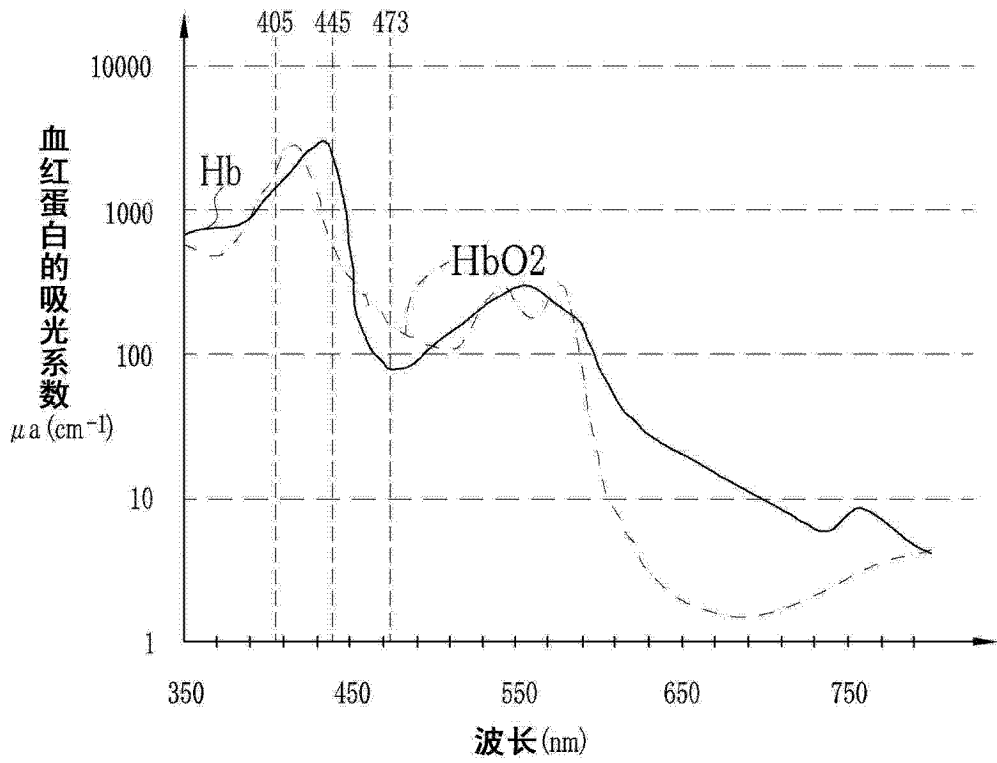


图 10

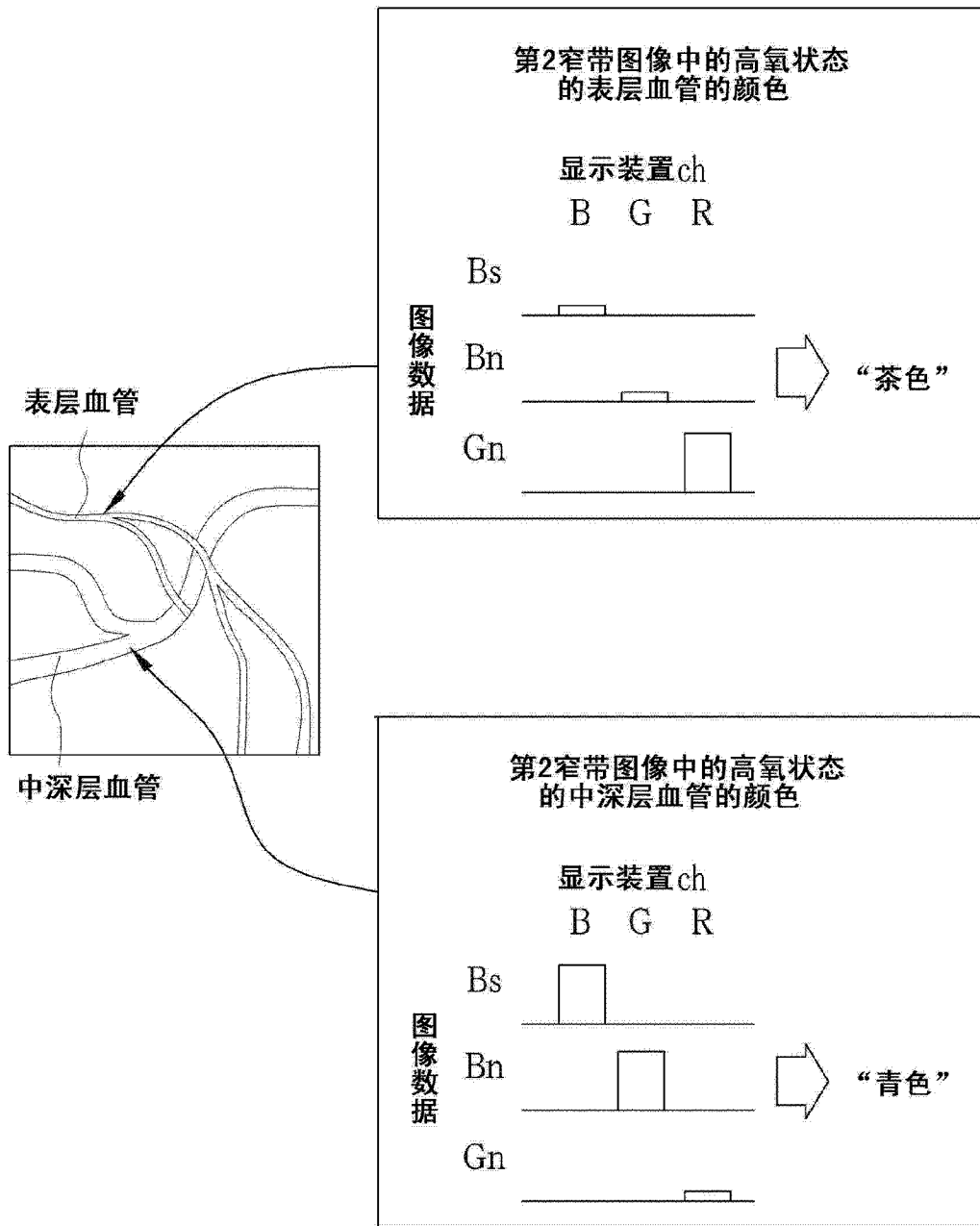


图 11

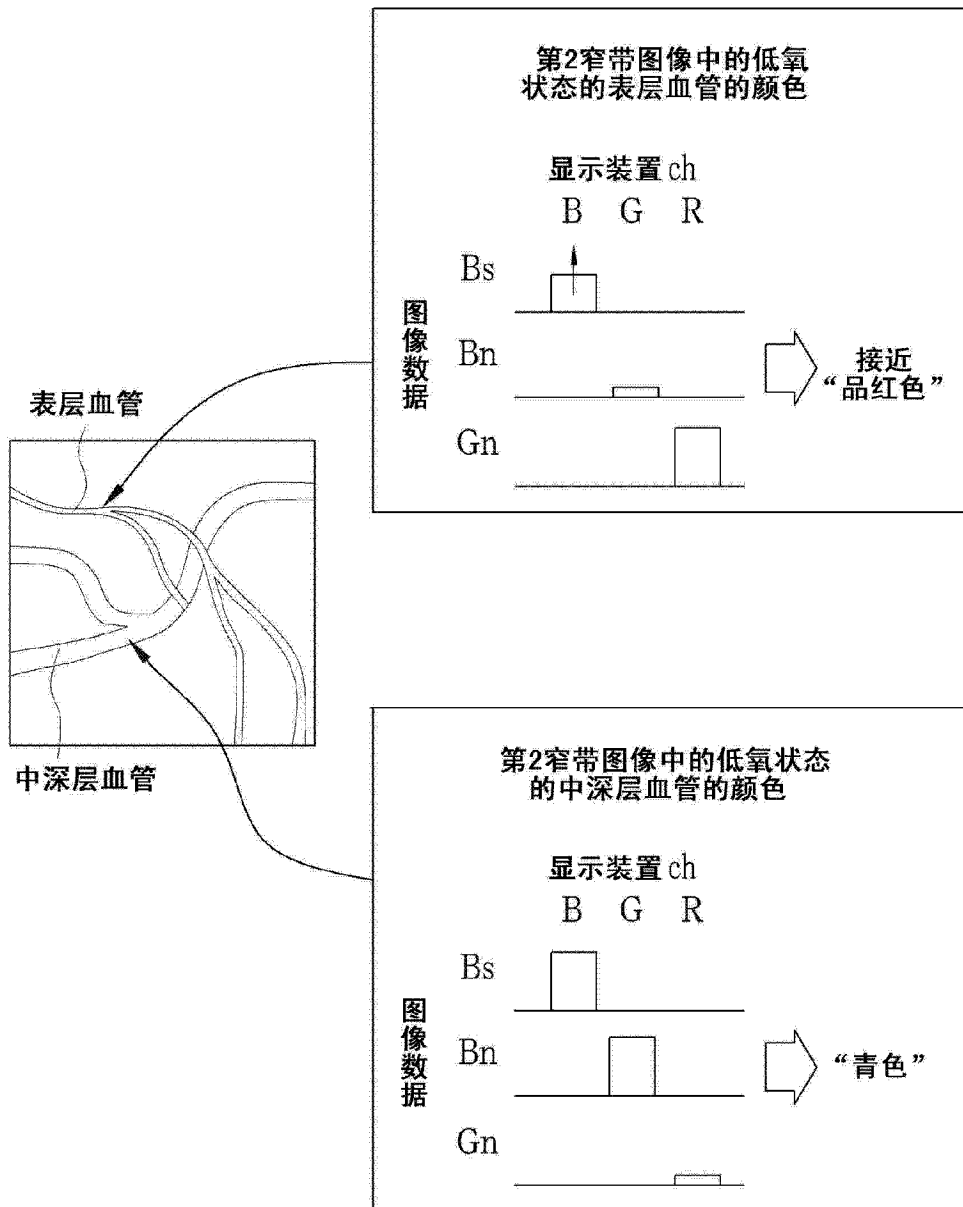


图 12

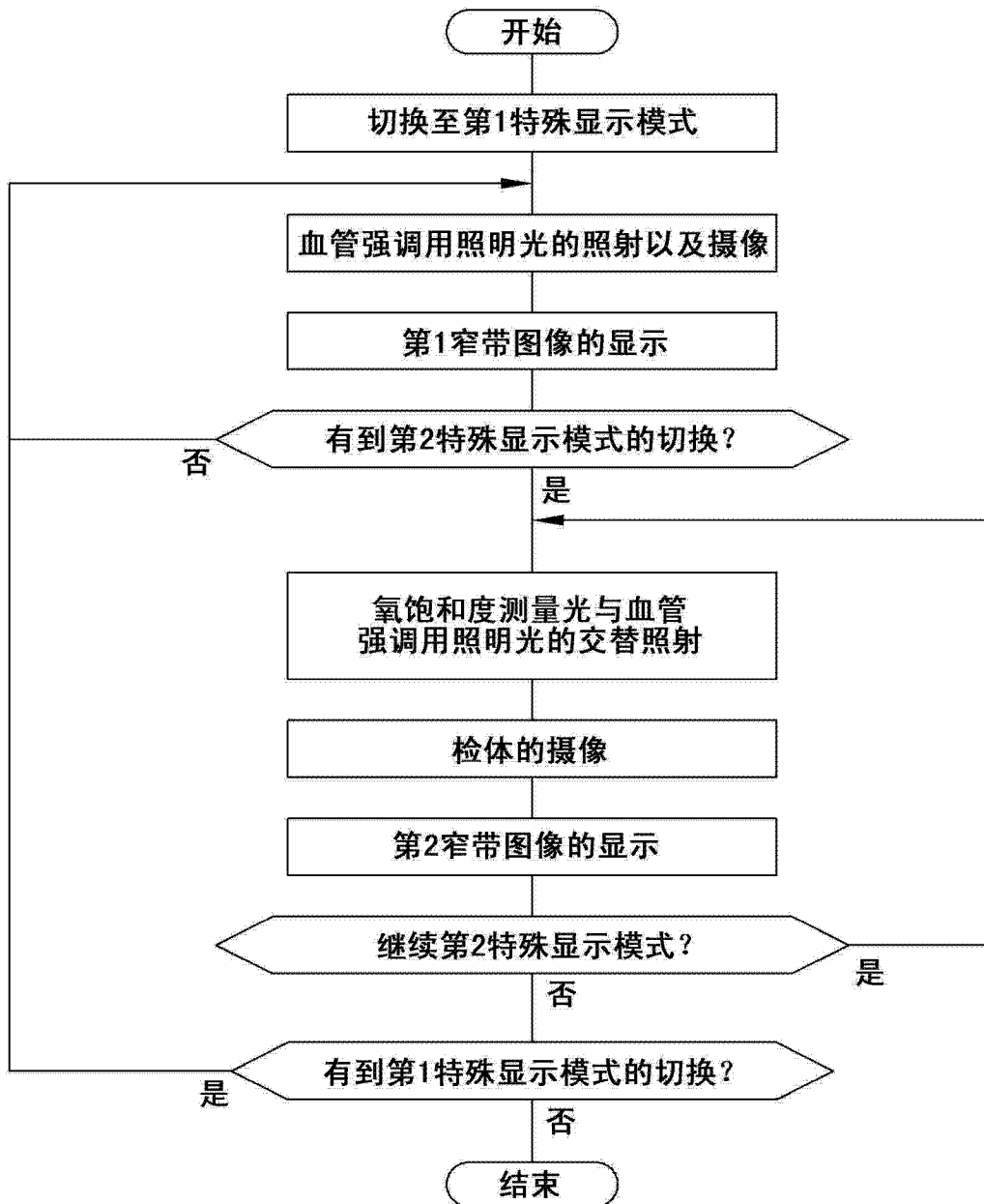


图 13

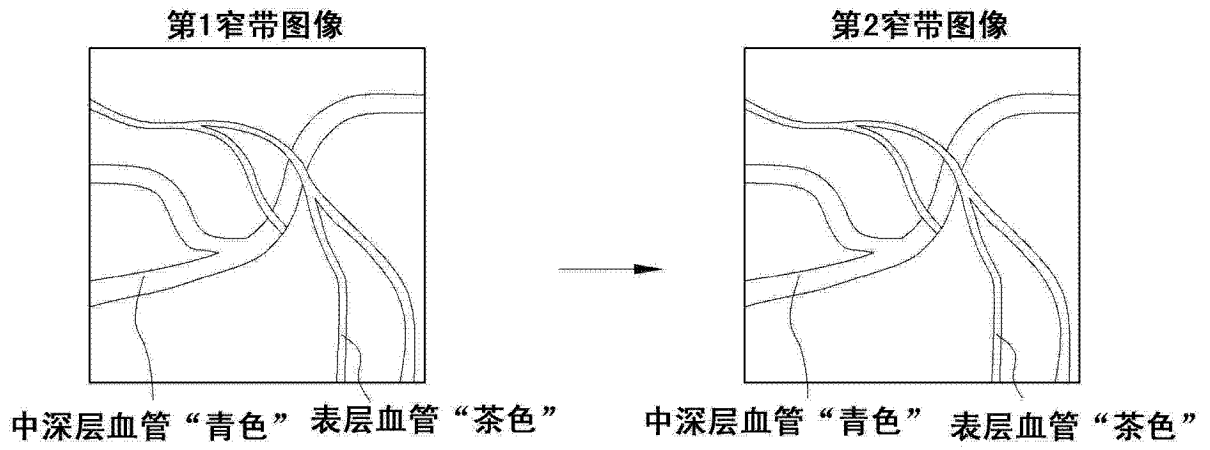


图 14A

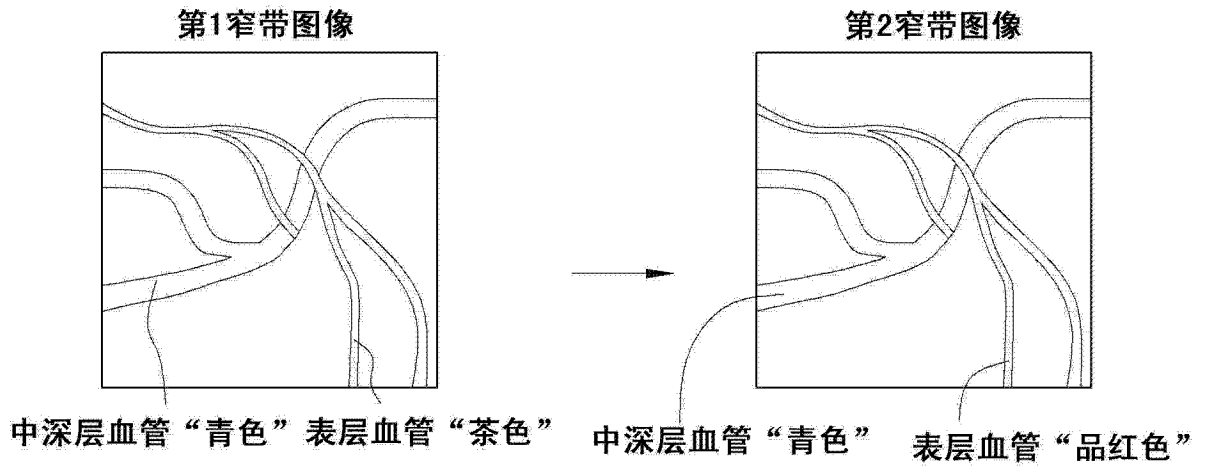


图 14B

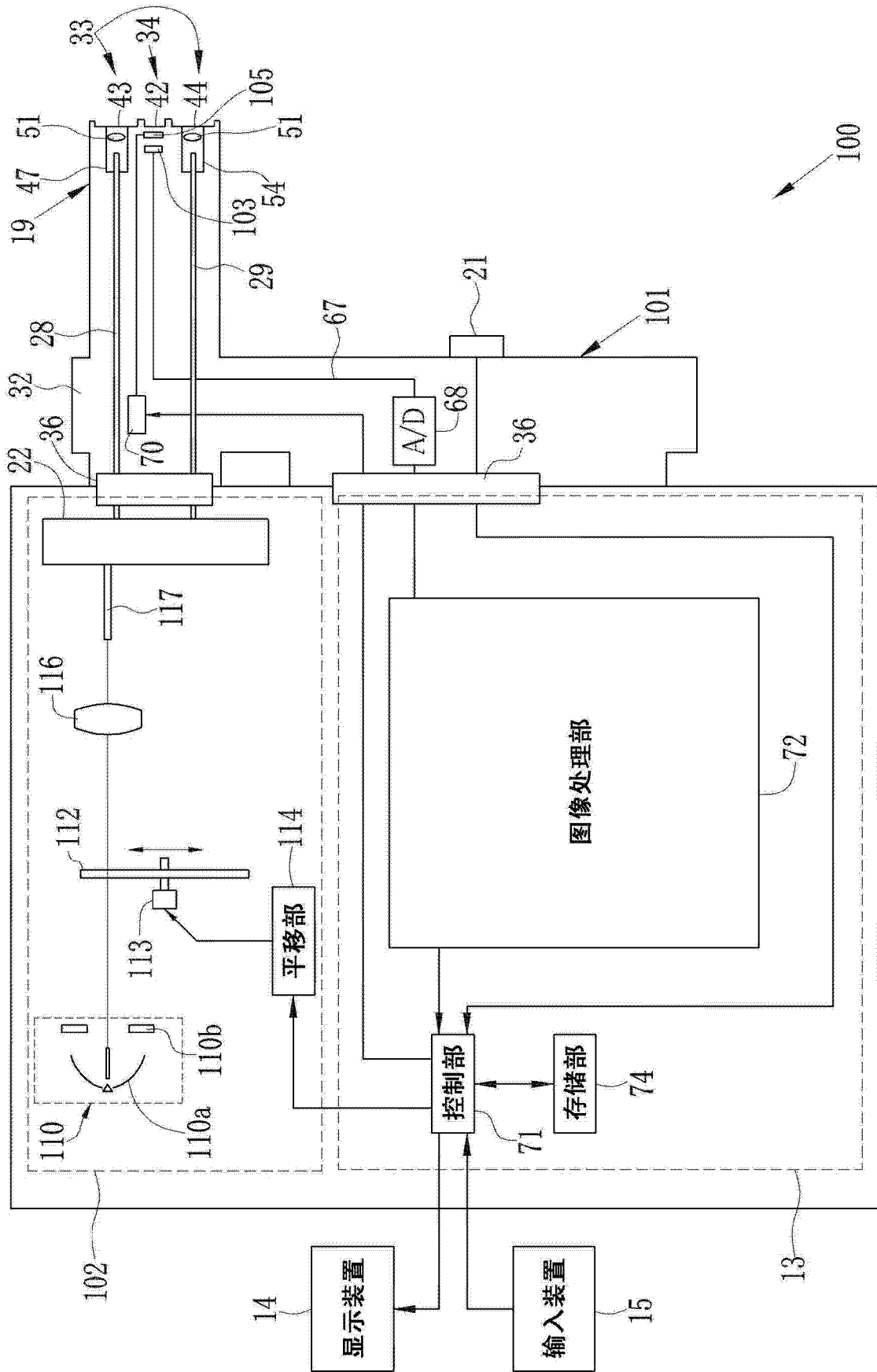


图 15

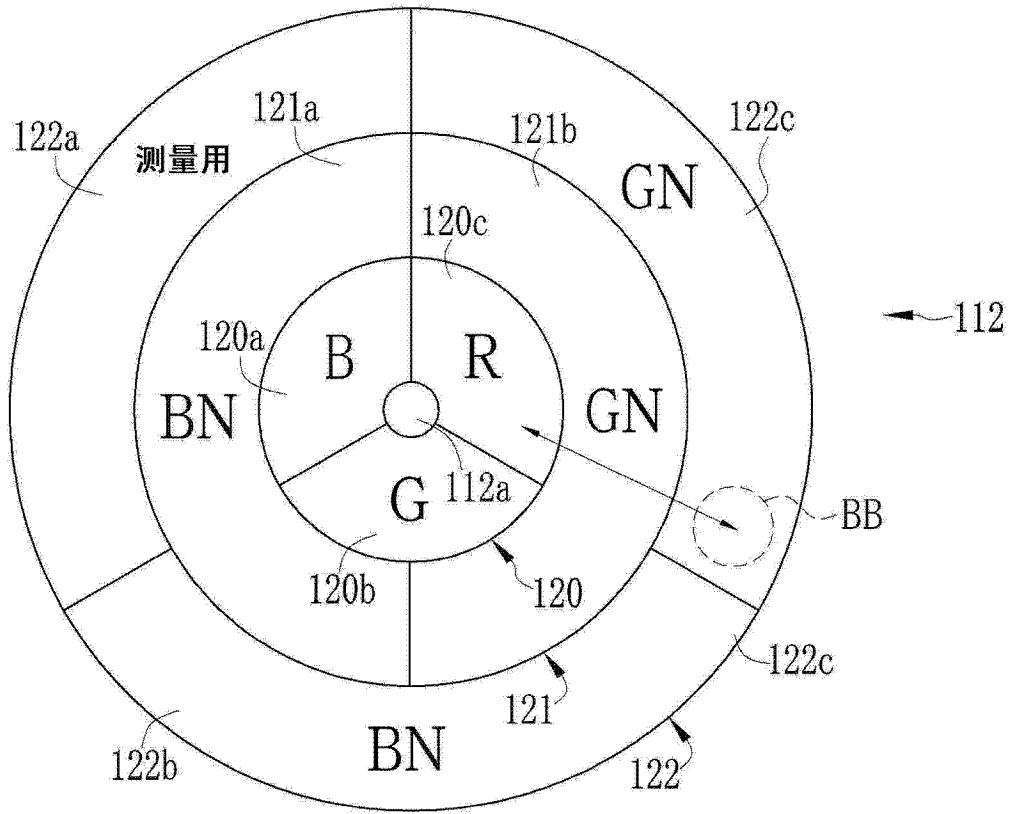


图 16

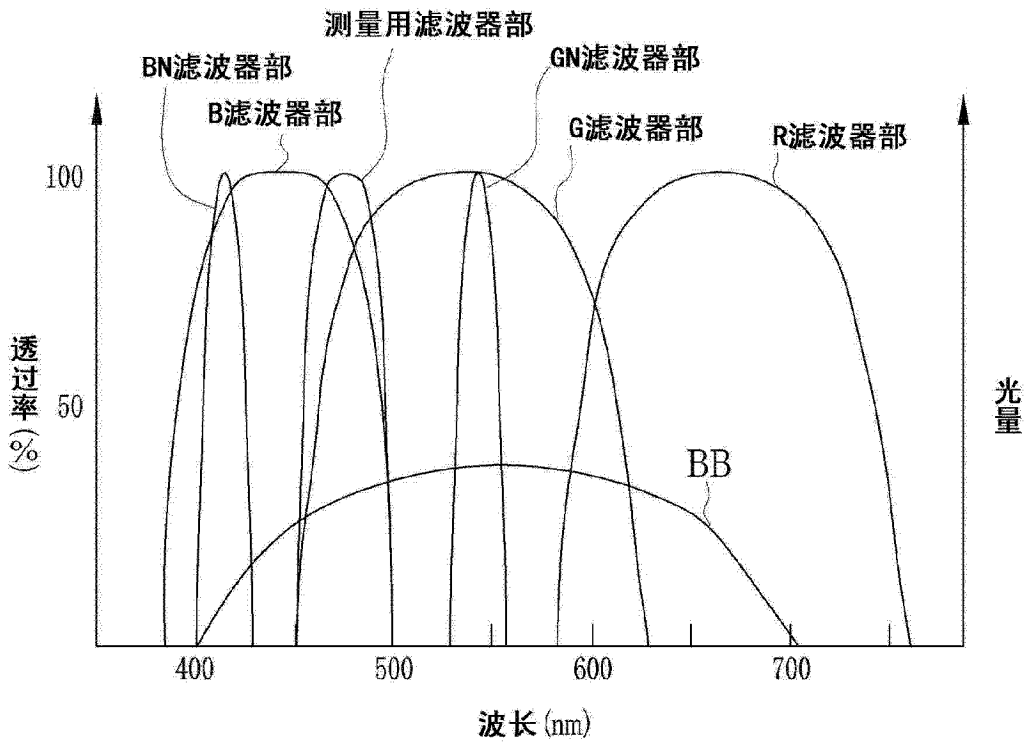


图 17

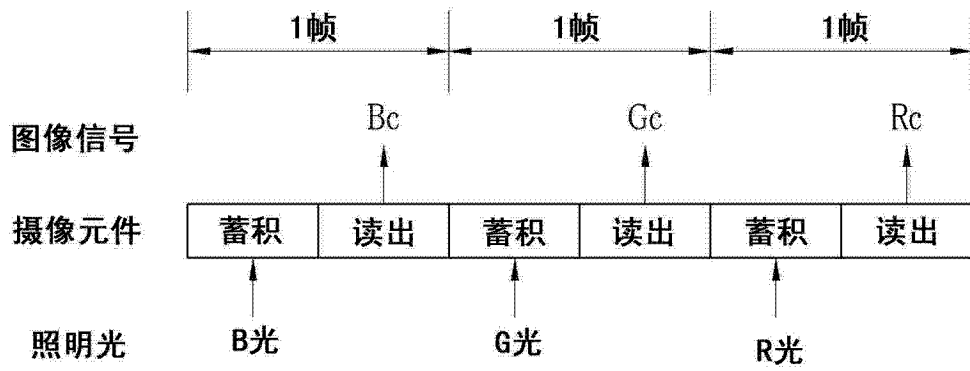


图 18A

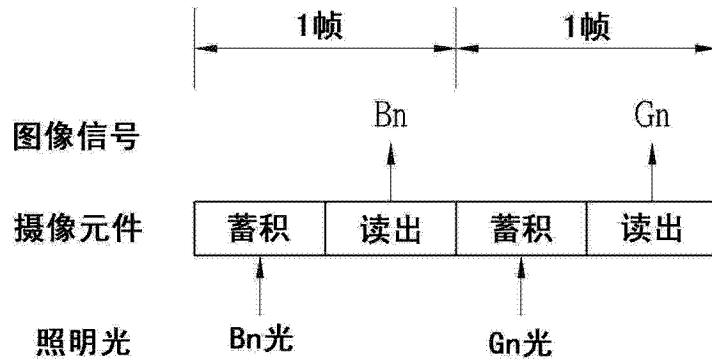


图 18B

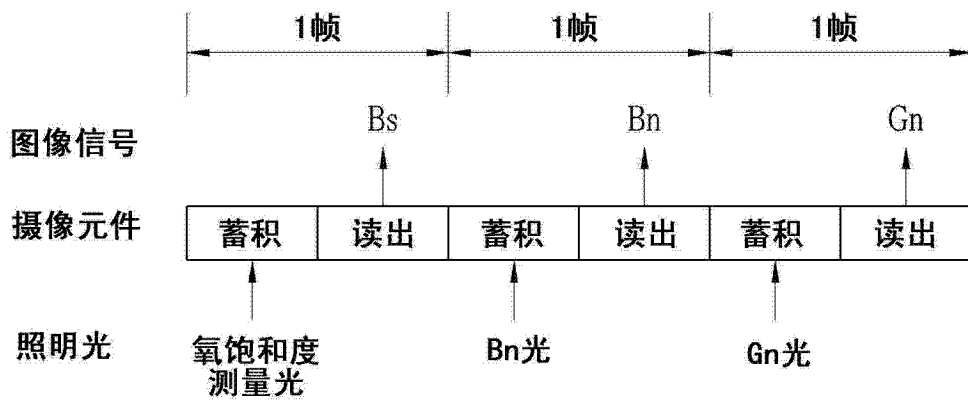


图 18C

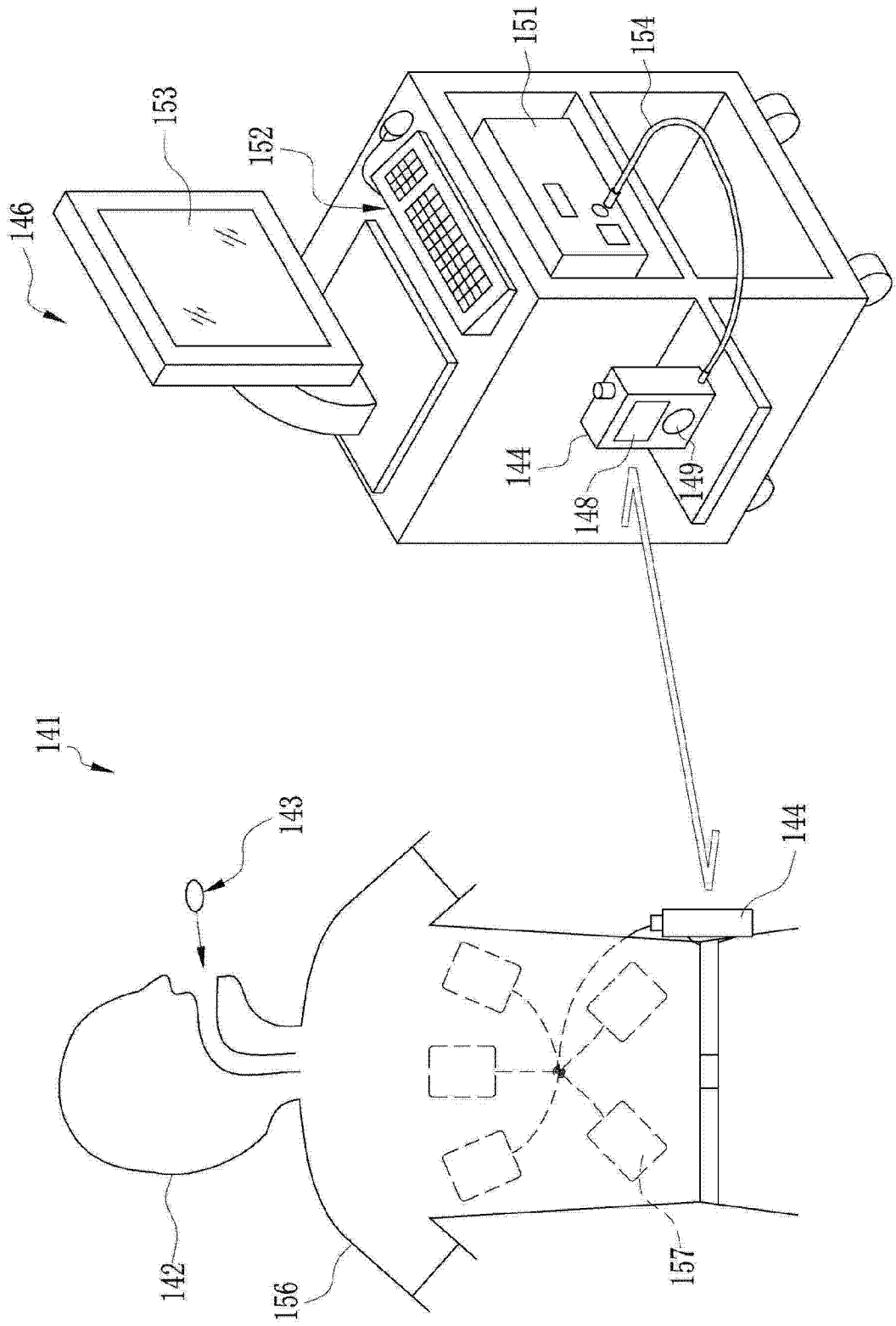


图 19

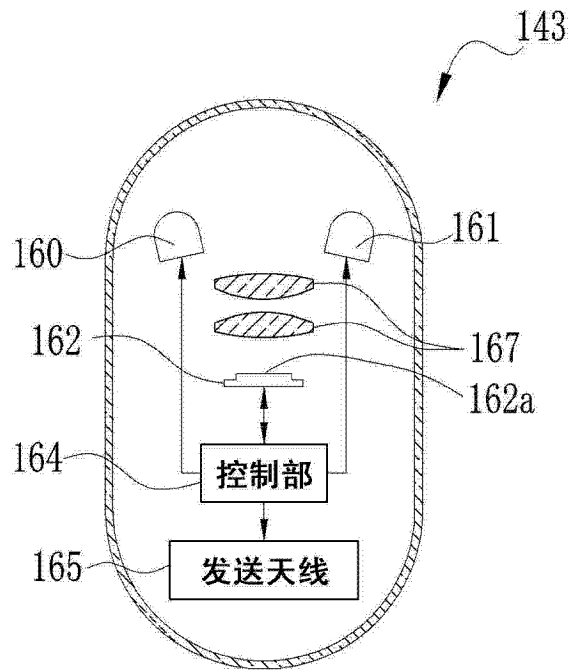


图 20

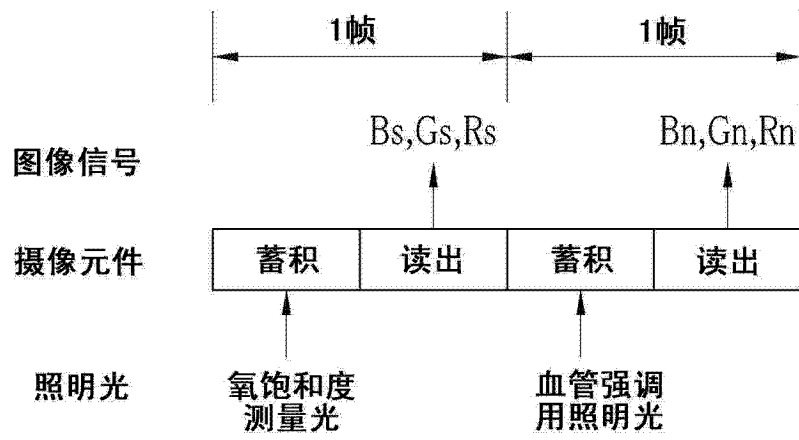


图 21

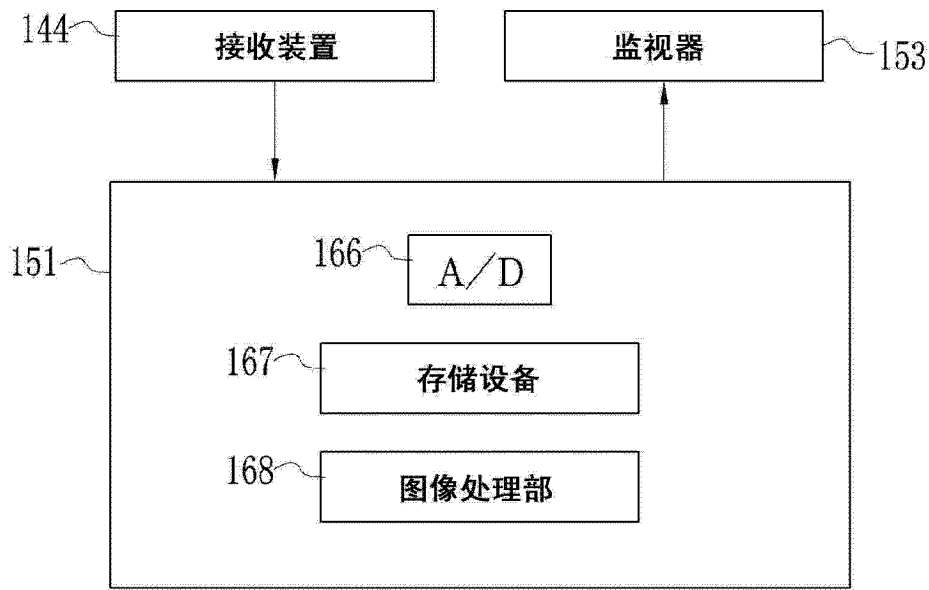


图 22

专利名称(译)	内窥镜系统及其处理器装置、内窥镜图像的显示控制方法及胶囊内窥镜系统		
公开(公告)号	CN103654686A	公开(公告)日	2014-03-26
申请号	CN201310384560.7	申请日	2013-08-29
[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	2012197692 2012-09-07 JP		
其他公开文献	CN103654686B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供不仅对强调显示了血管运行图案的图像进行显示、还对直观地明白具有该血管运行图案的部位是否为病变部的信息进行显示的内窥镜图像显示技术。将氧饱和度测量光和血管强调用照明光交替地照射至检体。通过以彩色的摄像元件对该检体进行摄像，得到2帧的量的图像数据。该2帧的量的图像数据当中，将氧饱和度测量光的发光时所得到的蓝色图像数据(Bs)分配给显示装置(14)的B通道，并将血管强调用照明光的发光时所得到的蓝色图像数据(Bn)和绿色图像数据(Gn)分别分配给显示装置的G通道和R通道。在强调显示表层血管以及中深层血管的同时仅在氧饱和度低时使表层血管的颜色变化了的第2窄带图像被显示于显示装置。

