



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103654686 B

(45)授权公告日 2017.03.01

(21)申请号 201310384560.7

(22)申请日 2013.08.29

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 103654686 A

(43)申请公布日 2014.03.26

(30)优先权数据
2012-197692 2012.09.07 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

(51)Int.Cl.

A61B 1/00(2006.01)

(56)对比文件

CN 102613953 A,2012.08.01,
WO 2012/090552 A1,2012.07.05,
JP 特开2012-152332 A,2012.08.16,
JP 特开2012-152460 A,2012.08.16,
CN 102188226 A,2011.09.21,

审查员 万语

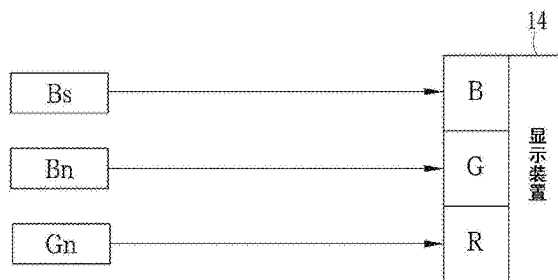
权利要求书3页 说明书13页 附图20页

(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高的波长域、以及还原血红蛋白的吸光系数比氧合血红蛋白的吸光系数高的波长域的双方的第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高的波长域、以及还原血红蛋白的吸光系数比氧合血红蛋白的吸光系数高的波长域的双方的第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高的波长域、以及还原血红蛋白的吸光系数比氧合血红蛋白的吸光系数高的波长域的双方的第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高的波长域、以及还原血红蛋白的吸光系数比氧合血红蛋白的吸光系数高的波长域的双方的第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高的波长域、以及还原血红蛋白的吸光系数比氧合血红蛋白的吸光系数高的波长域的双方的第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高的波长域、以及还原血红蛋白的吸光系数比氧合血红蛋白的吸光系数高的波长域的双方的第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高的波长域、以及还原血红蛋白的吸光系数比氧合血红蛋白的吸光系数高的波长域的双方的第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高的波长域、以及还原血红蛋白的吸光系数比氧合血红蛋白的吸光系数高的波长域的双方的第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运动的说明图。

[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运动的说明图。

[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运动的说明图。

[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动作的说明图。
- [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动作的说明图。
- [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动作的说明图。
- [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GaNaNs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将透过了荧光体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,设置有用于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Bn、绿色信号Gn、红色信号Rn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Bs、绿色信号Gs、红色信号Rs由A/D变换器68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。

[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Bc、绿色图像数据Gc、红色图像数据Rc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Bn分配给显示装置14的B、G通道、且将绿色图像数据Gn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Bn的像素值因血管的吸收而变低,但绿色图像数据Gn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Bn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Bn更大的绿色图像数据Gn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Gn的像素值因血管的吸收而变低,但蓝色图像数据Bn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Gn更大的蓝色图像数据Bn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。

[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、且将绿色图像数据Gn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(HbO₂)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。该一系列的动作为在被设定成第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。这样的动作在被设定成氧饱和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，在选择了通常显示模式时，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Bn、绿色图像数据Gn、红色图像数据Rn的像素值变得大致相同。通过将该增益调整后的图像数据Bn、Gn、Rn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Bn分配给监视器153的B、G通道，并将绿色图像数据Gn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Bn、绿色图像数据Gn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Bs分配给监视器153的B通道,将蓝色图像数据Bn分配给监视器153的G通道,并将绿色图像数据Gn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Bs、Bn、Gn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。

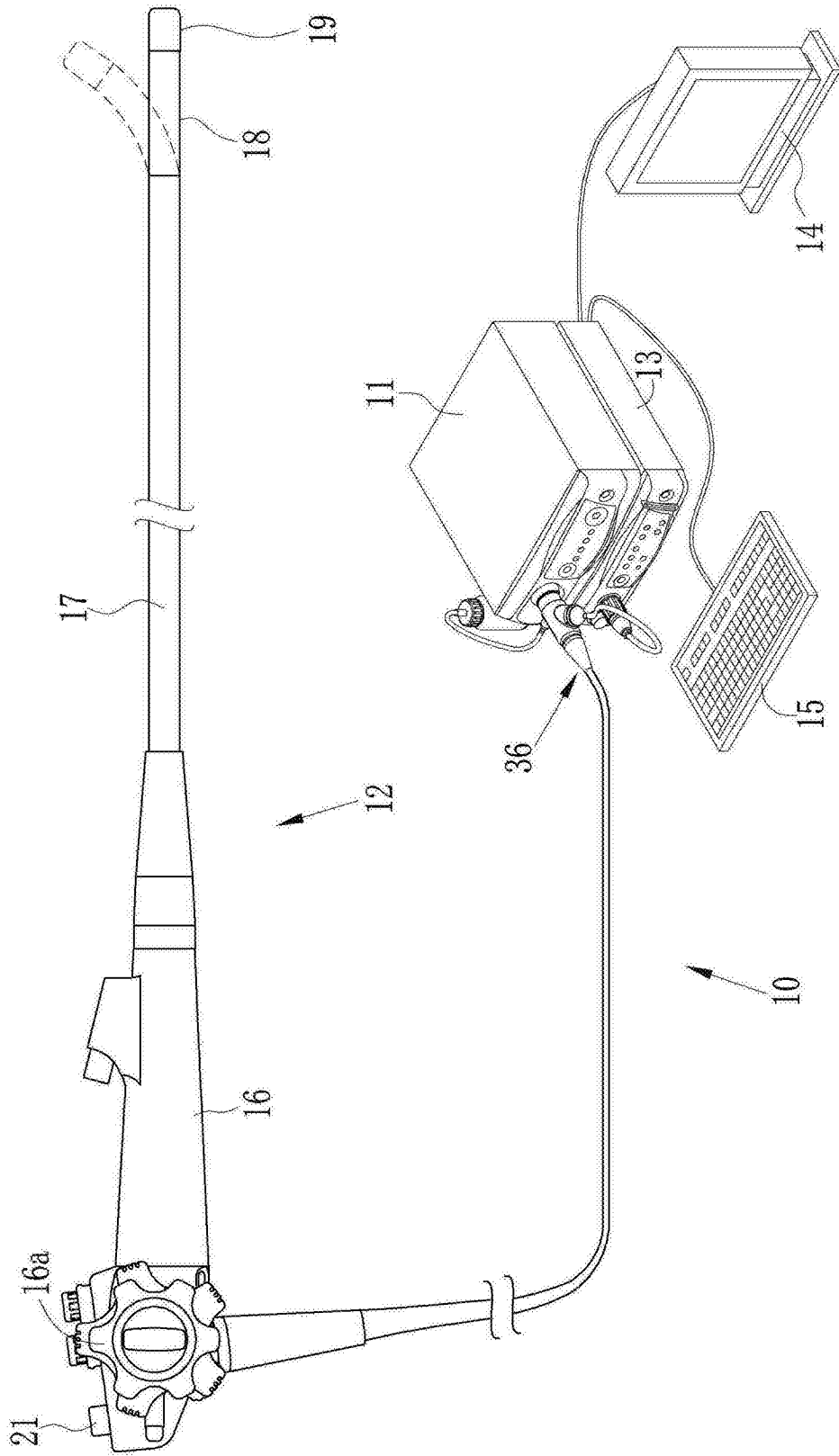


图1

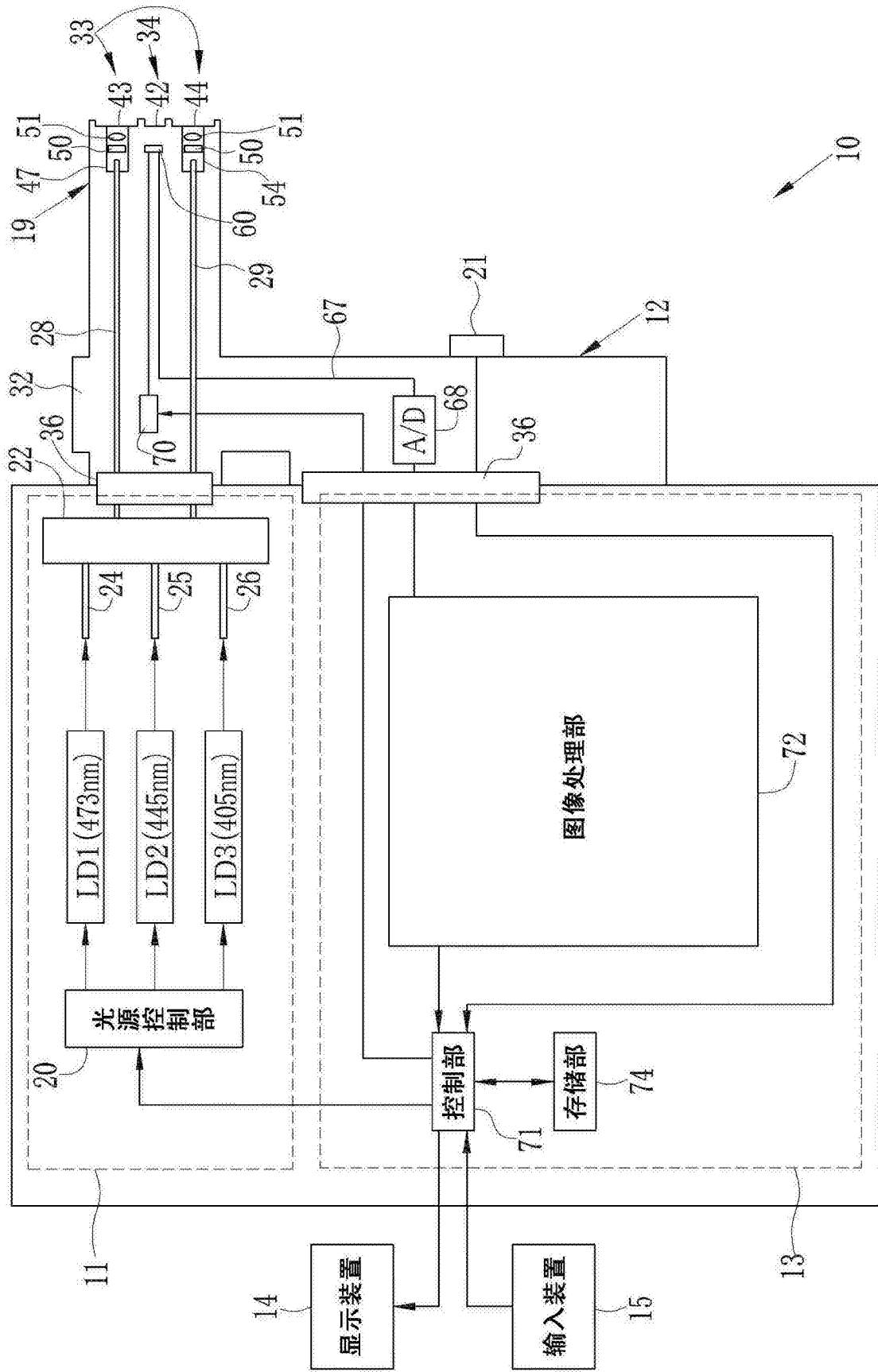


图2

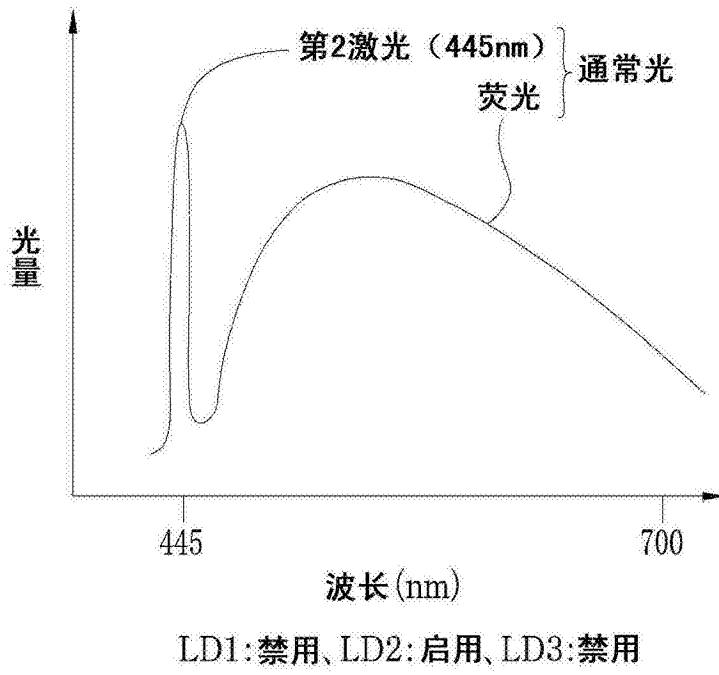


图3A

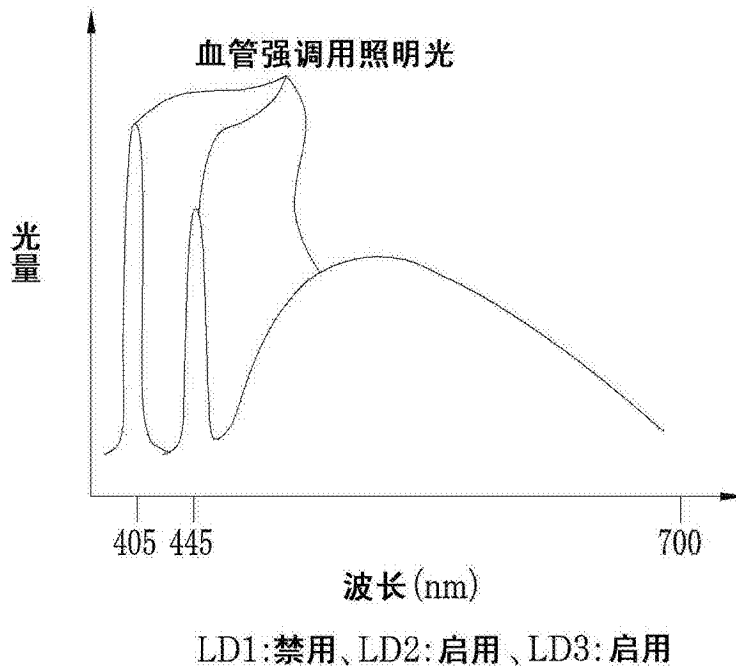
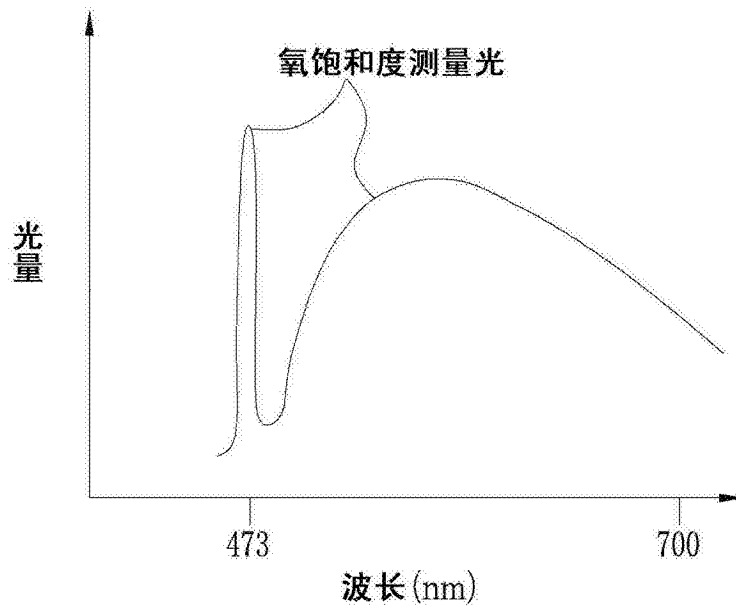
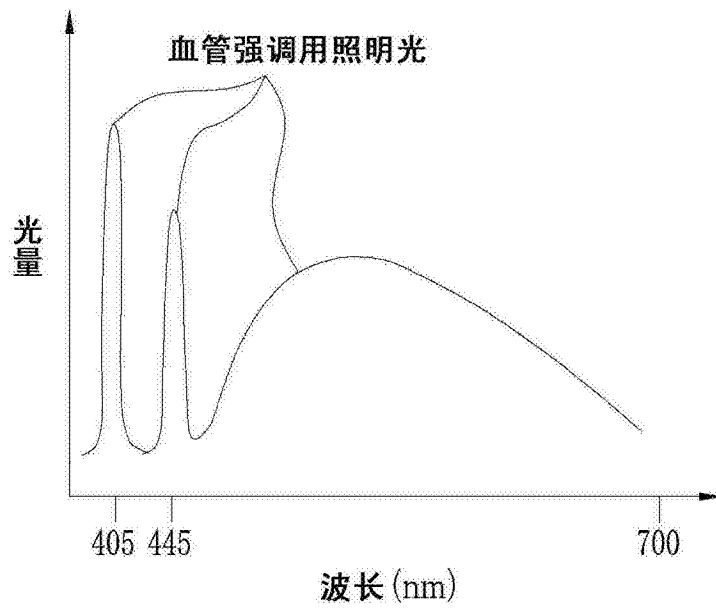


图3B



LD1: 启用、LD2: 禁用、LD3: 禁用



LD1: 禁用、LD2: 启用、LD3: 启用

图3C

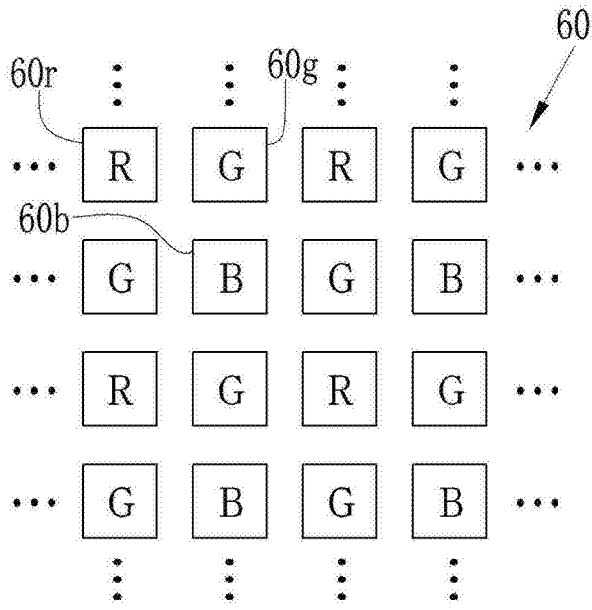


图4A

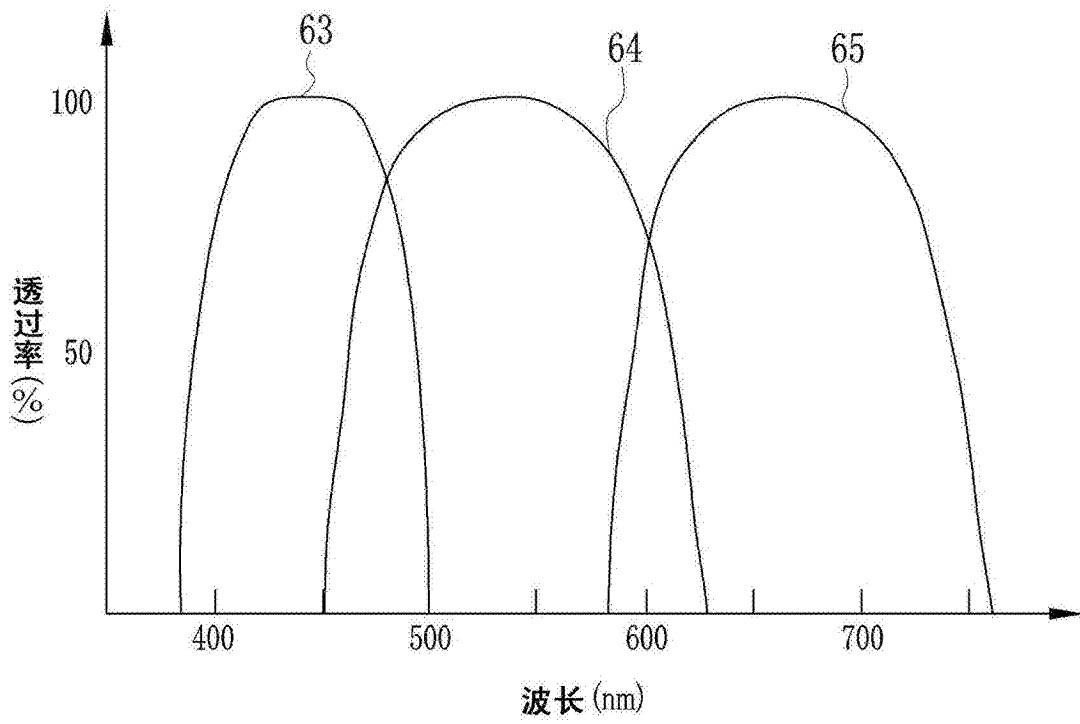


图4B

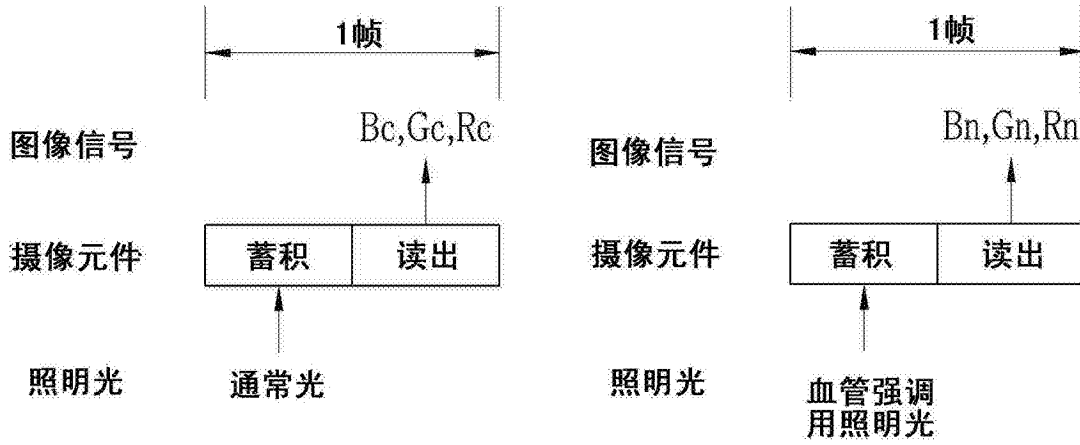


图5A

图5B

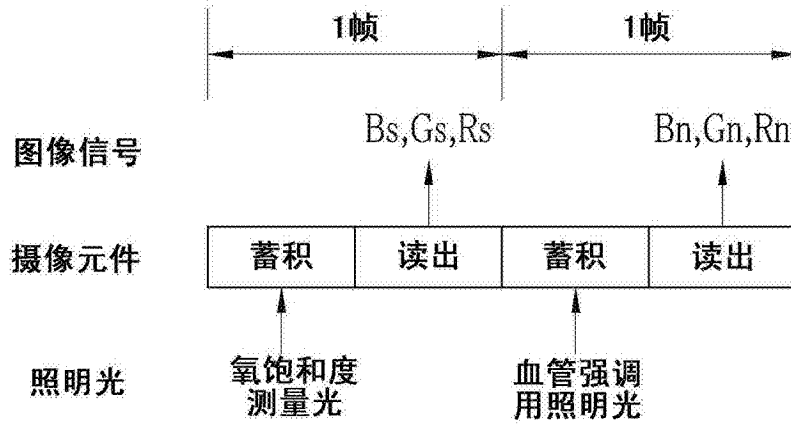


图5C

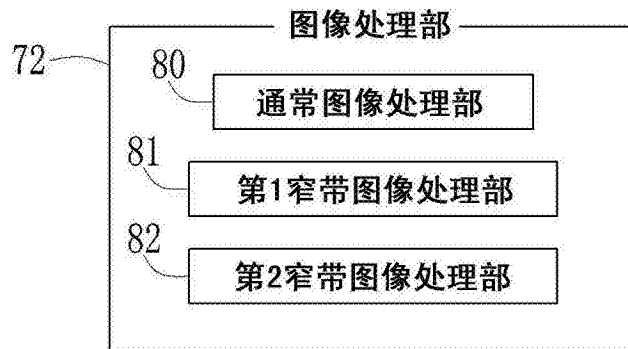


图6

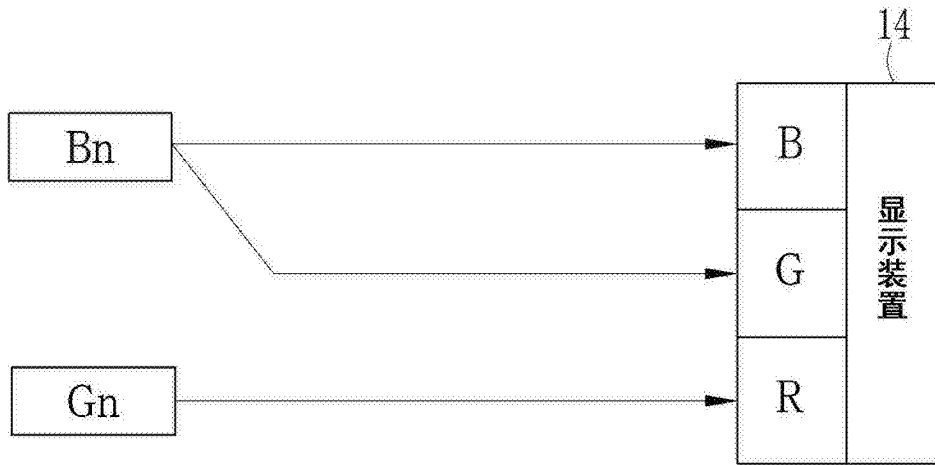


图7

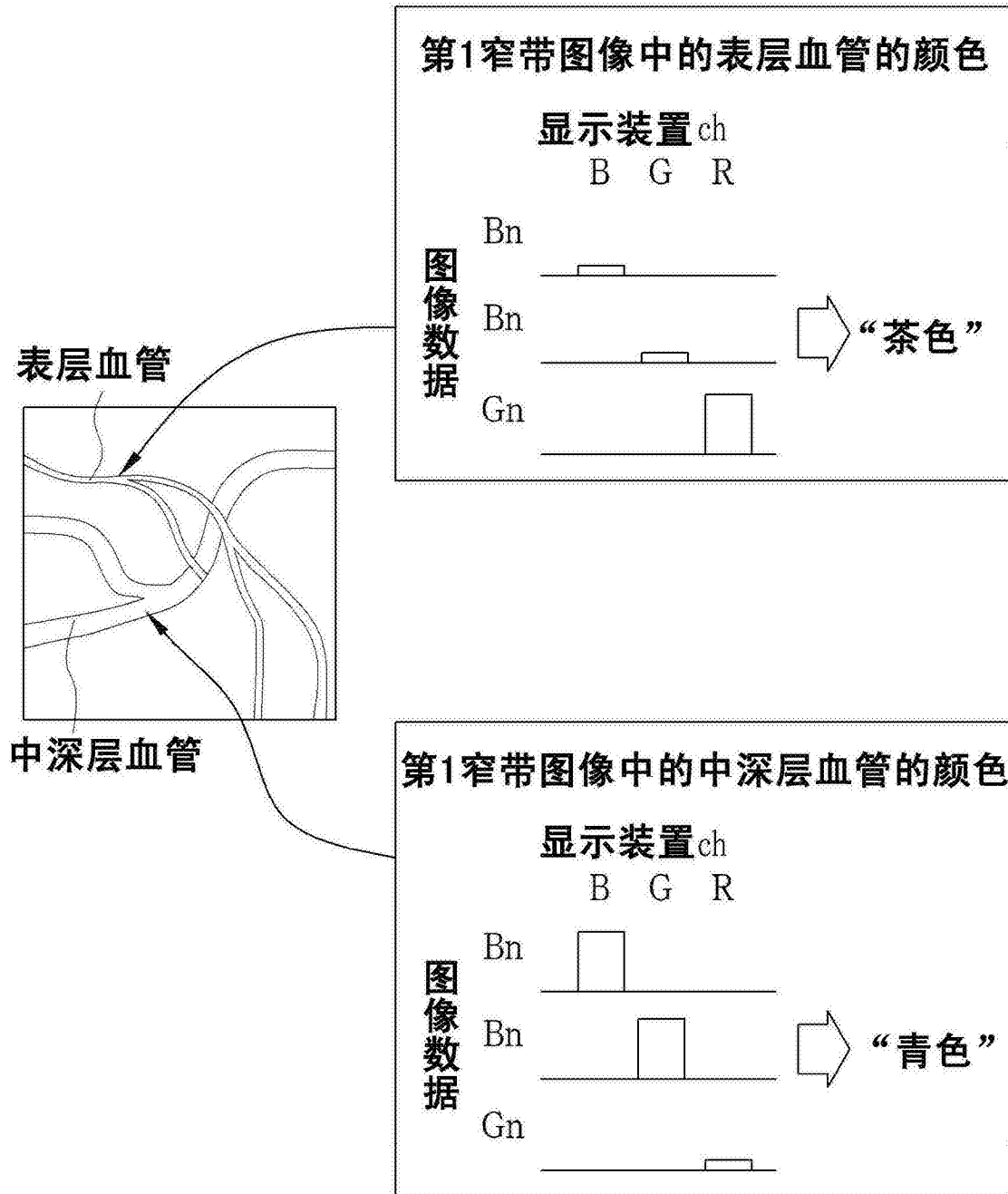


图8

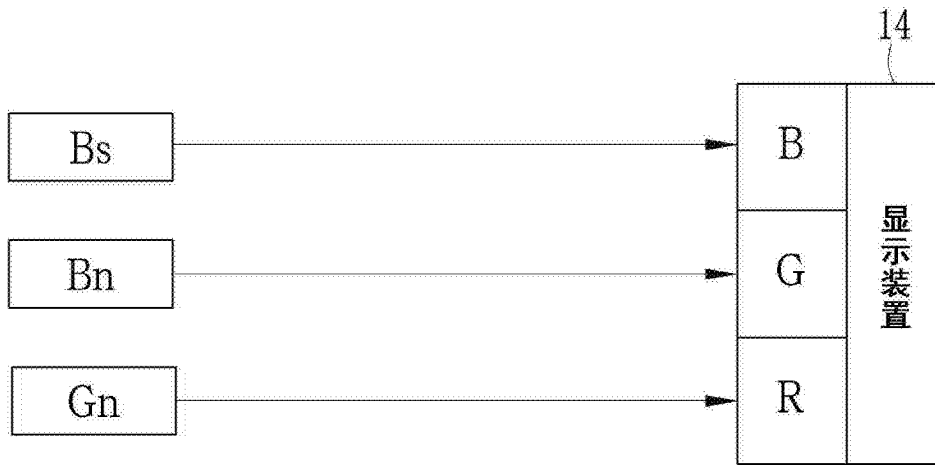


图9

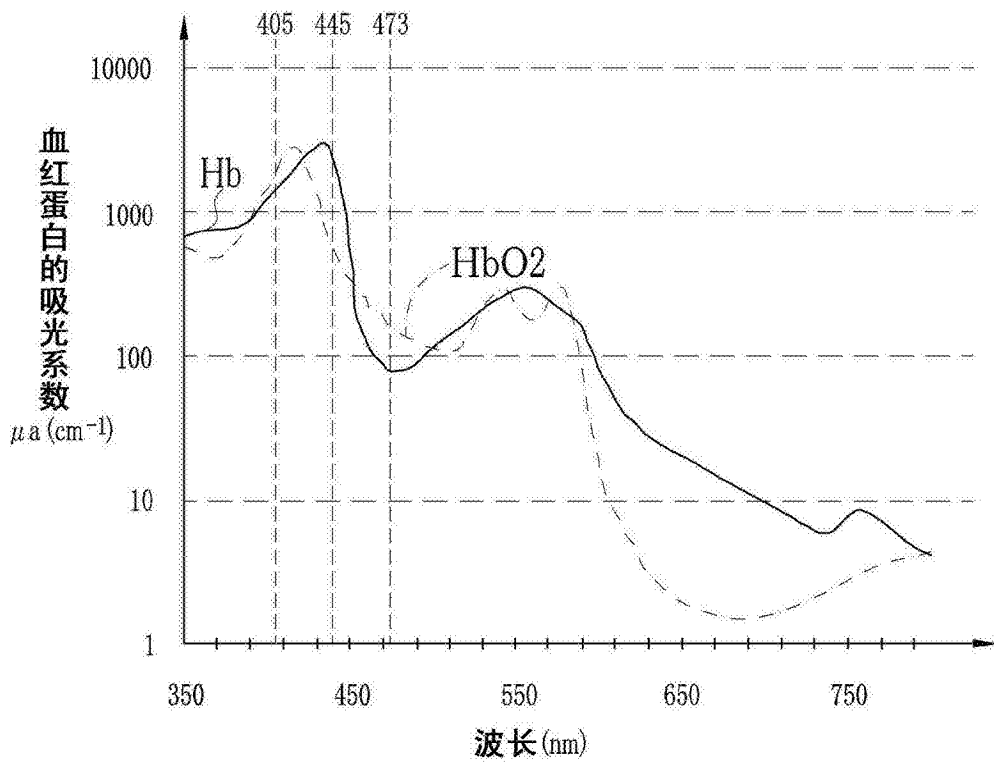


图10

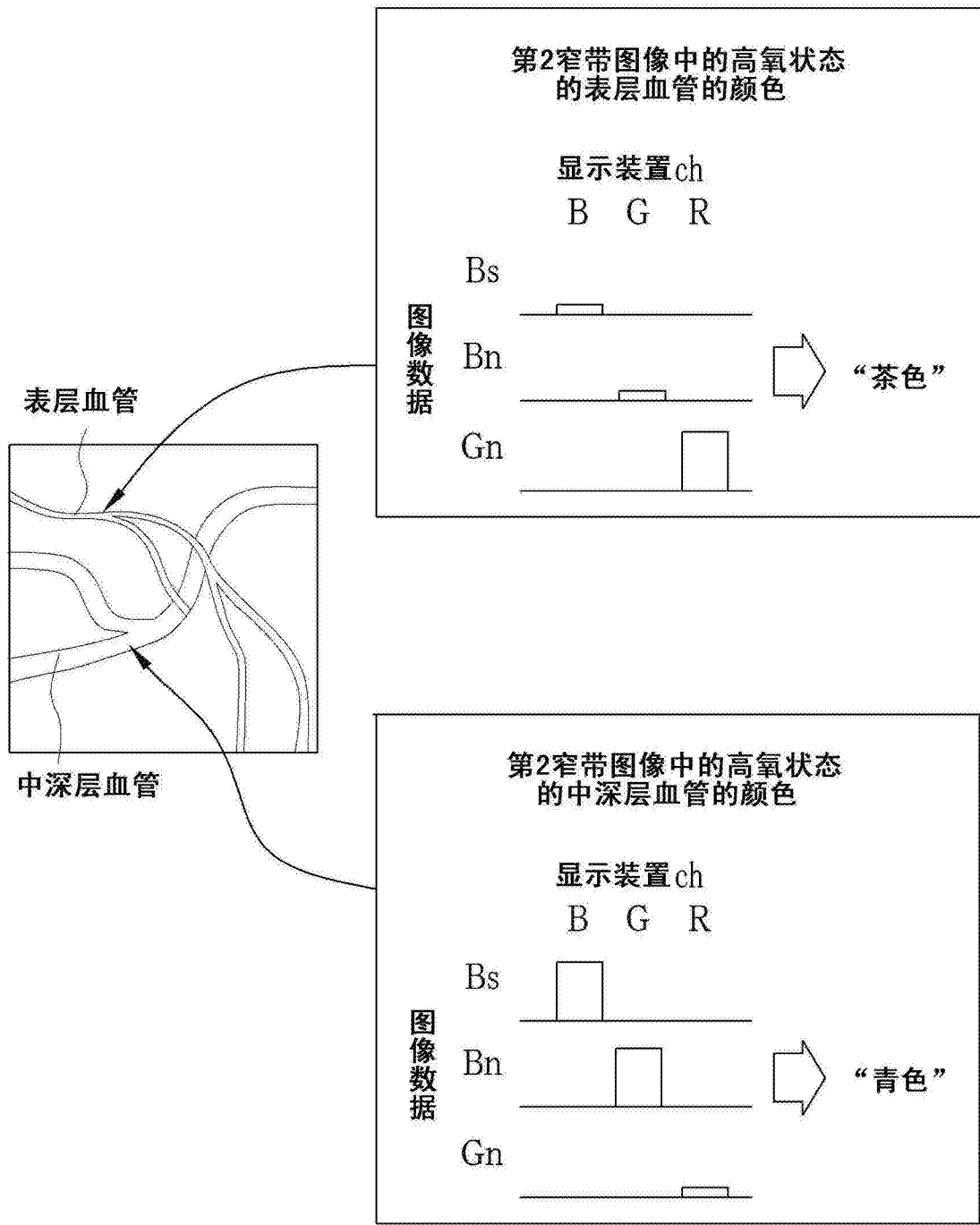


图11

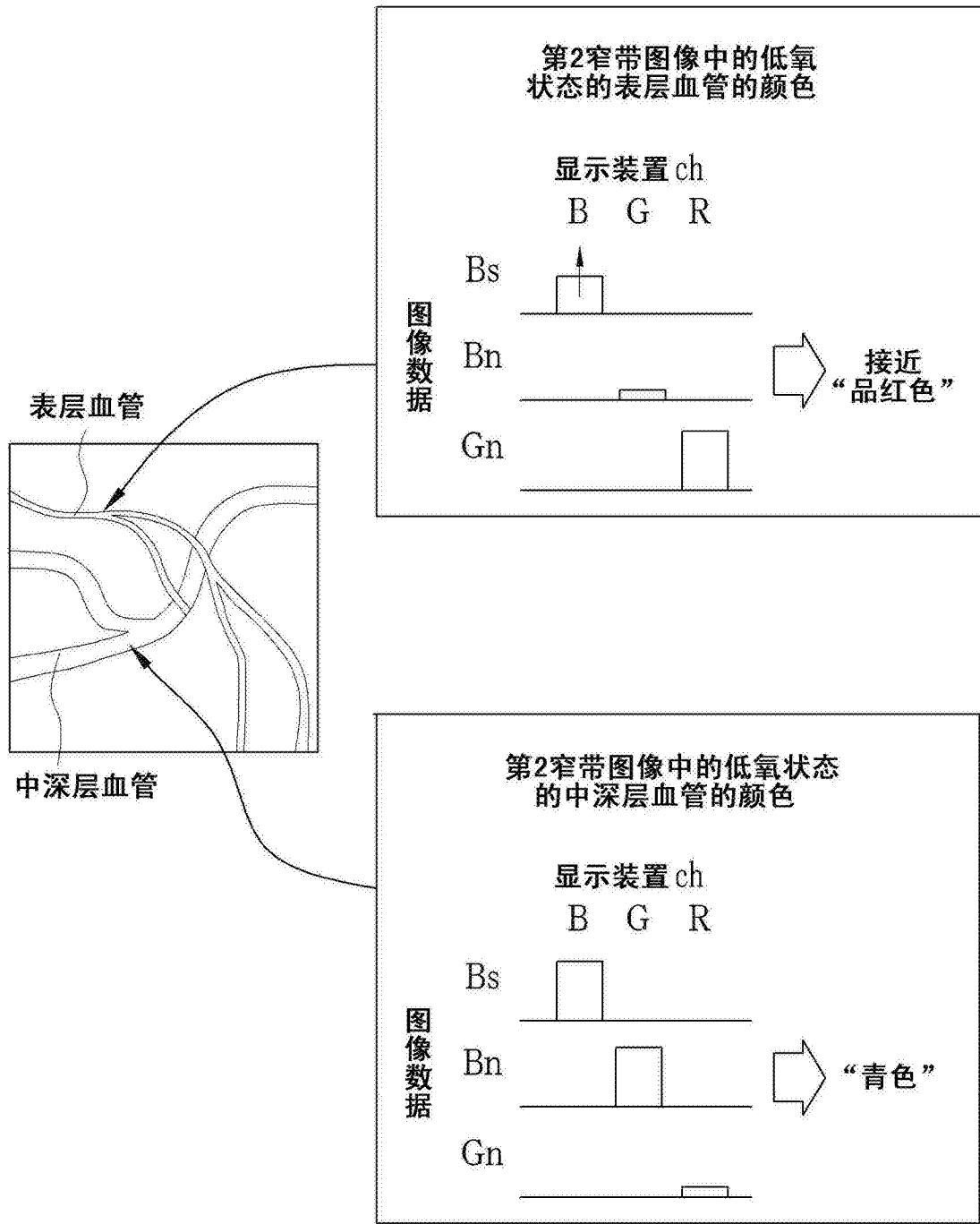


图12

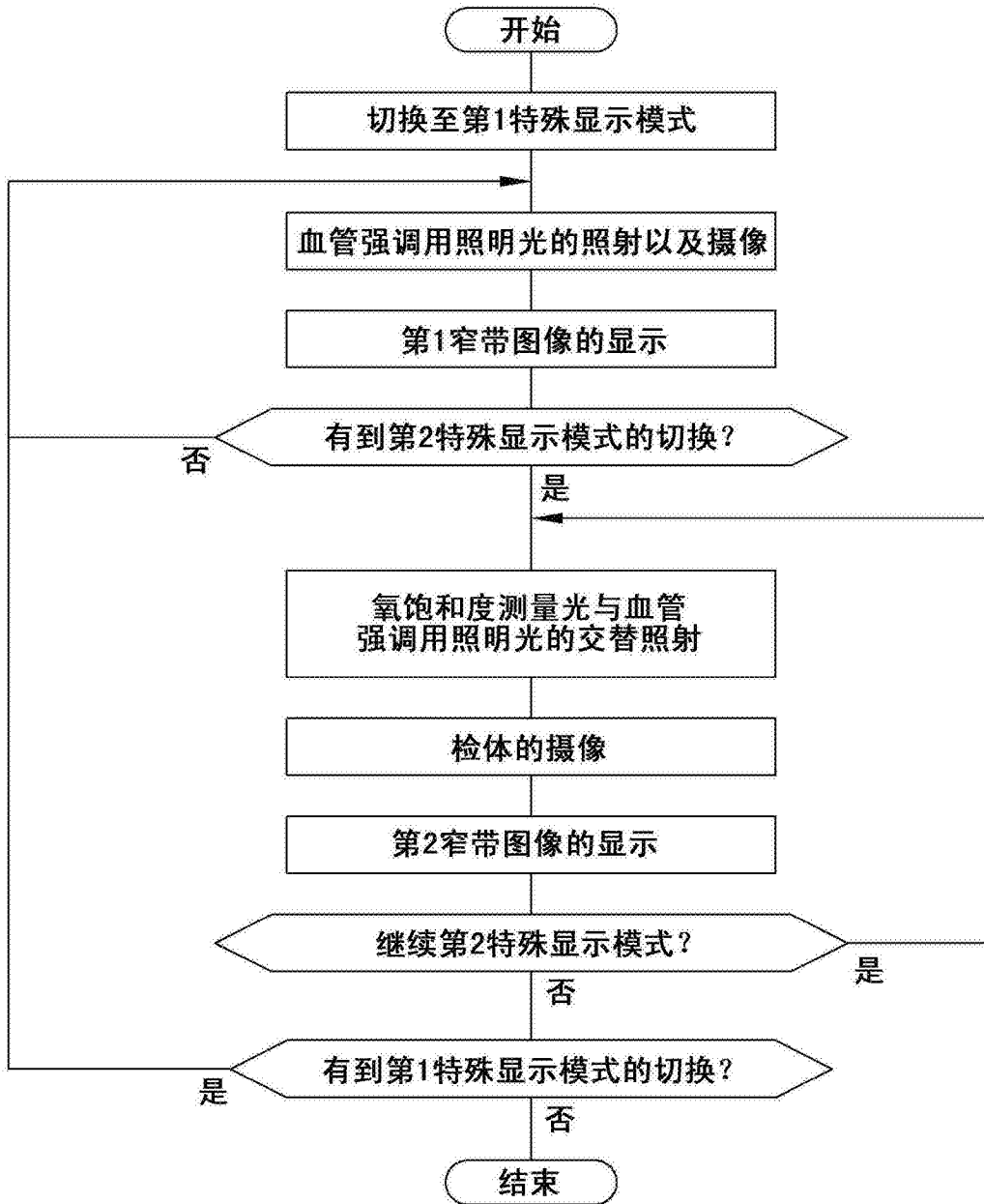


图13

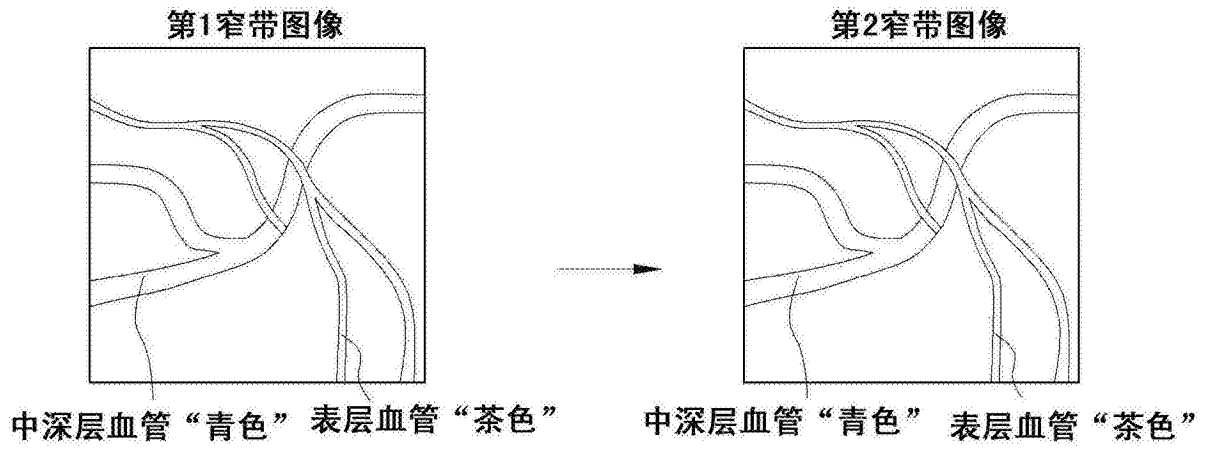


图14A

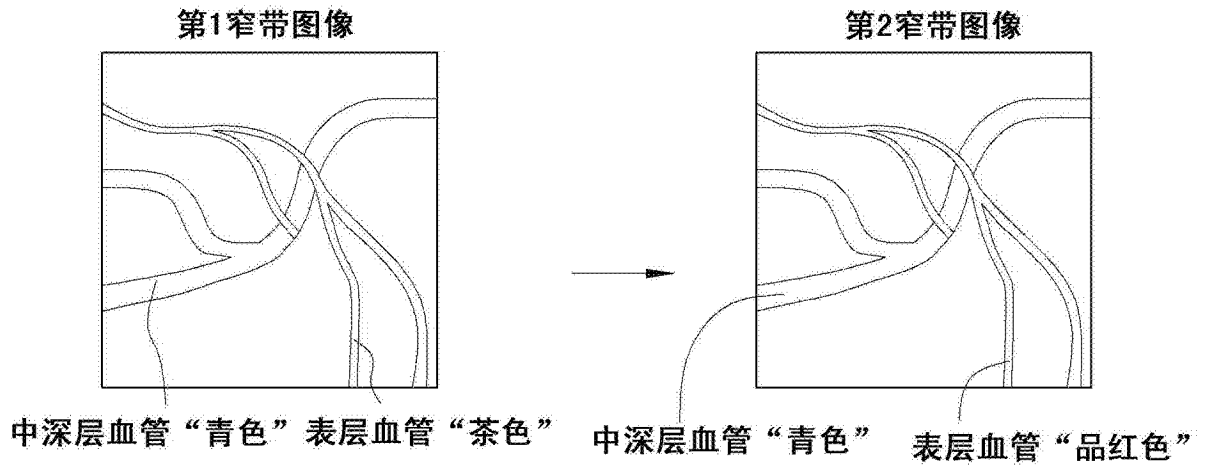


图14B

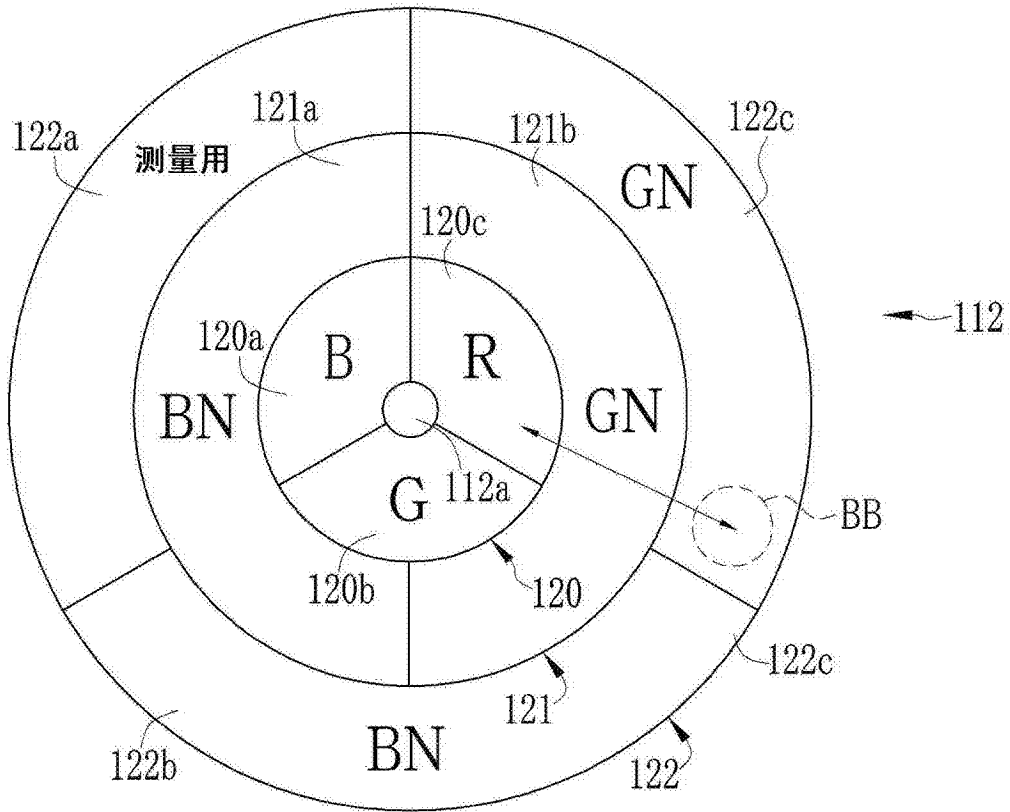


图16

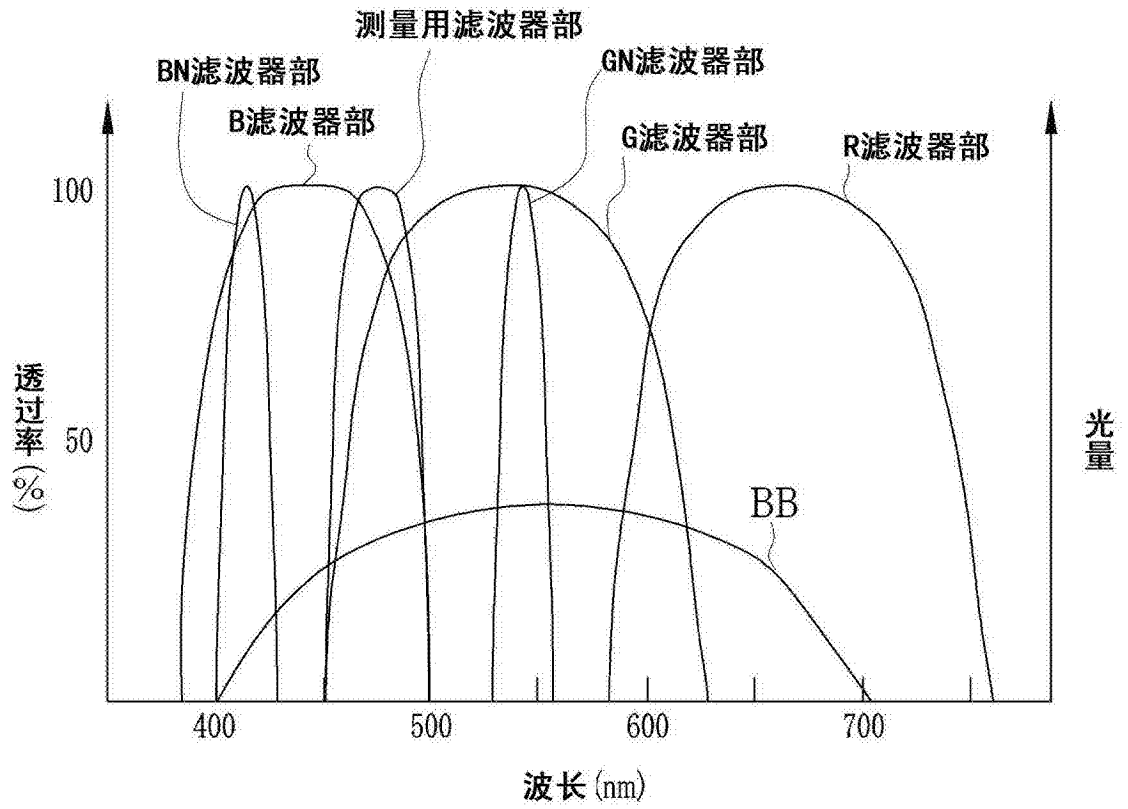


图17

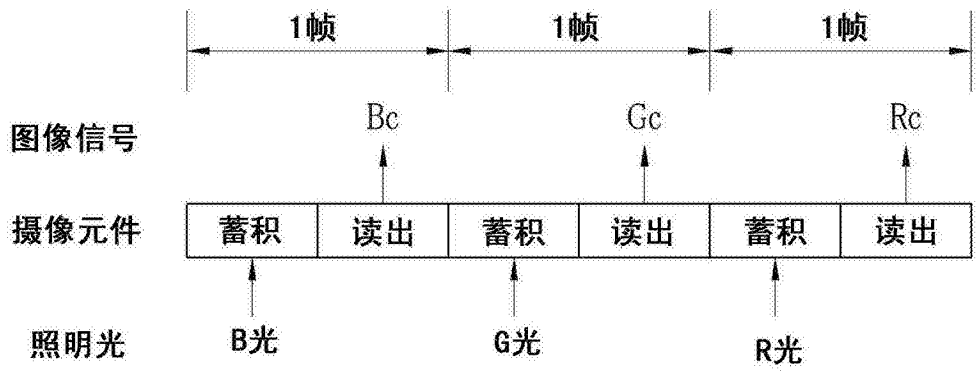


图18A

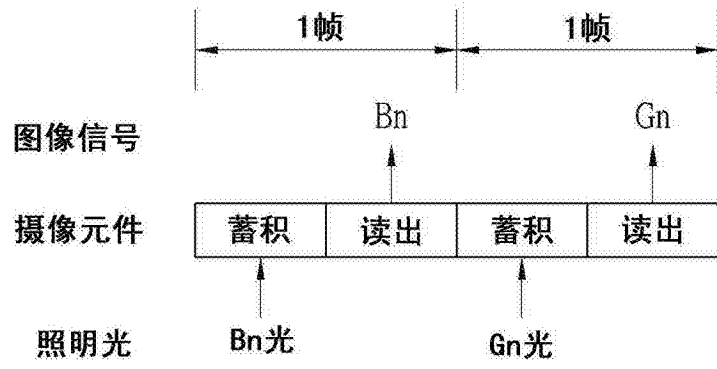


图18B

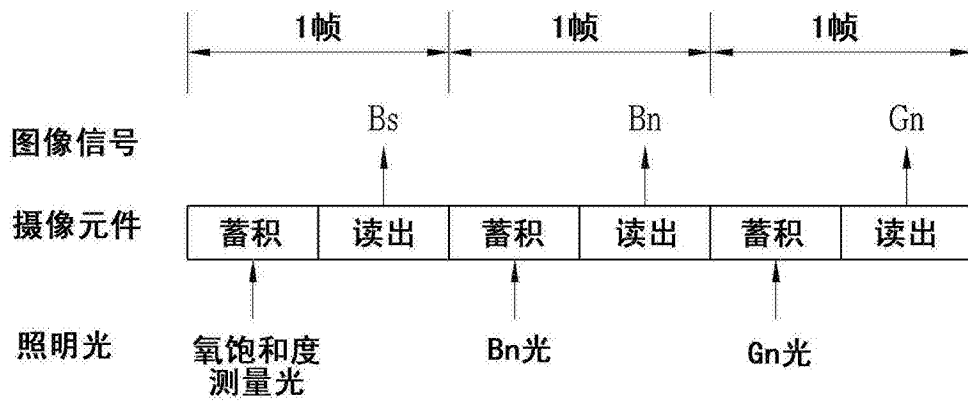


图18C

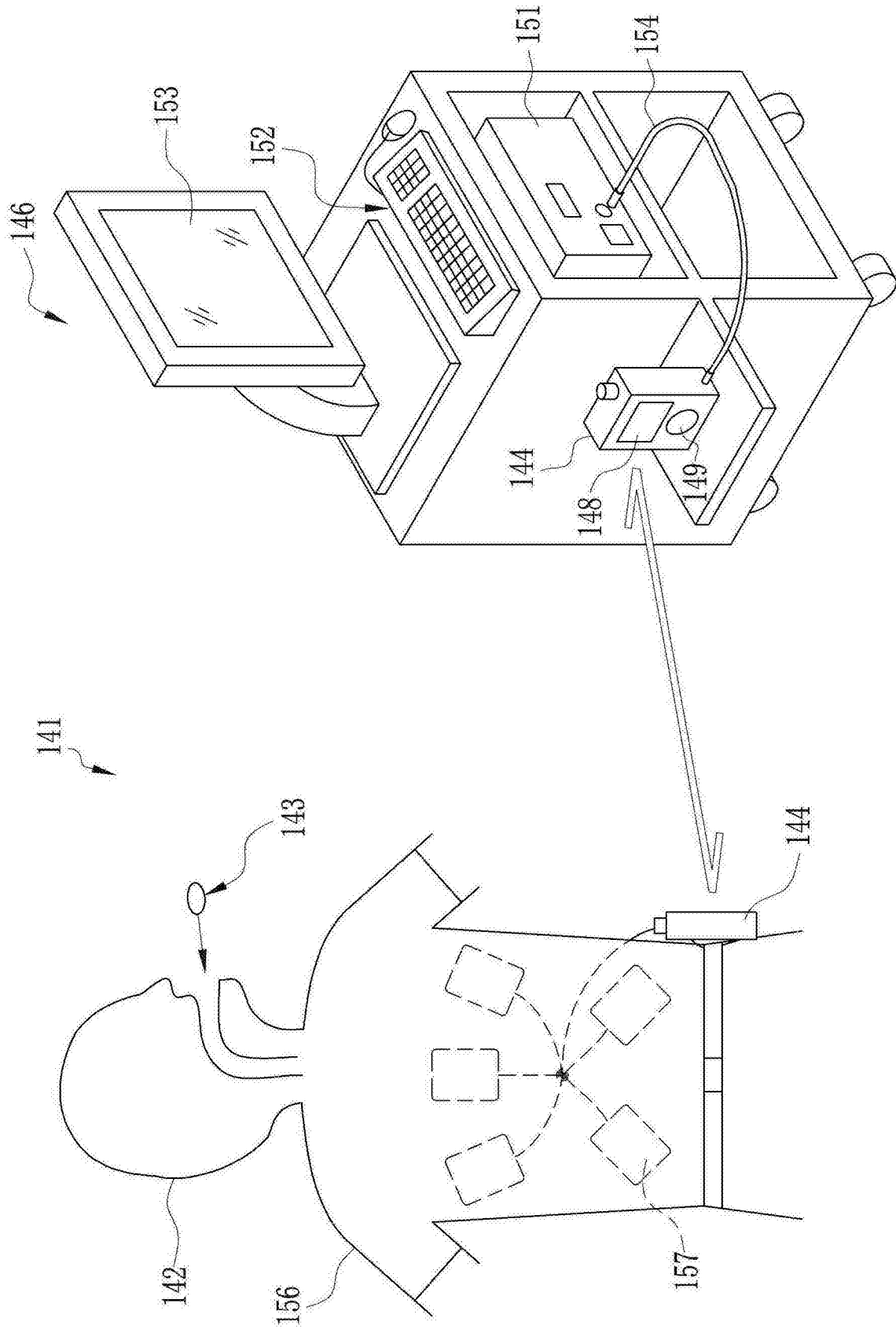


图19

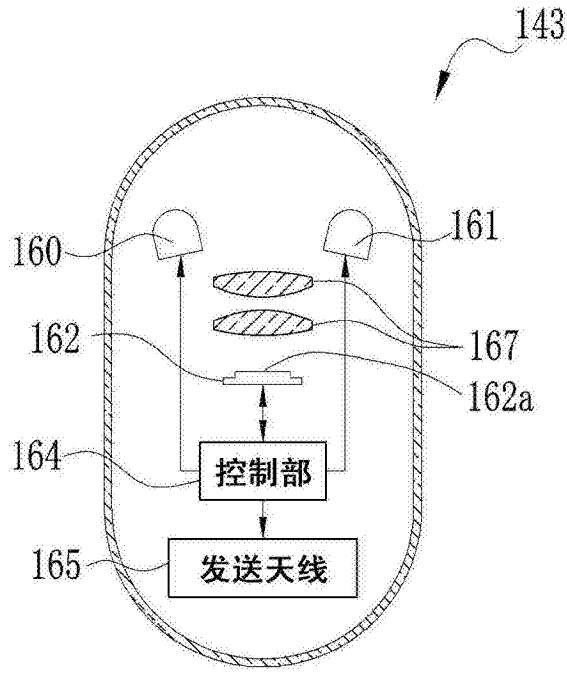


图20

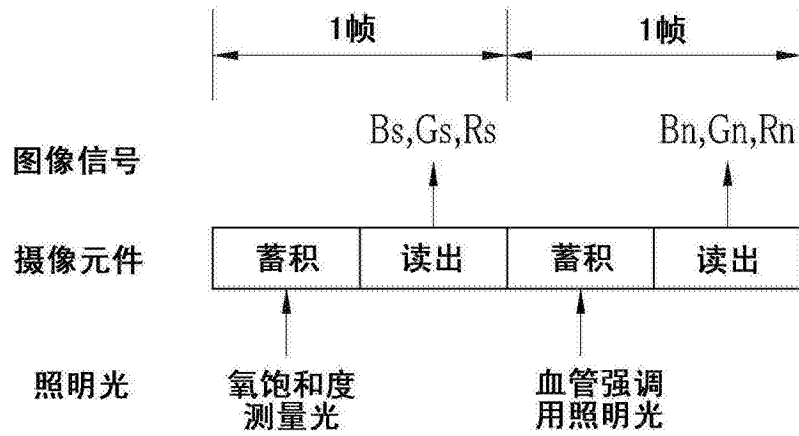


图21

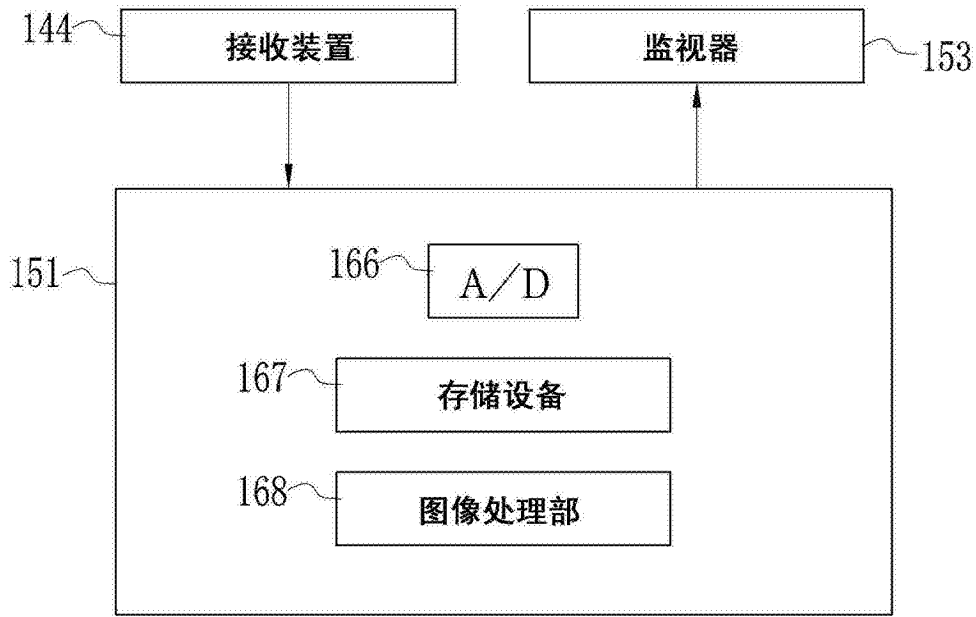


图22

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	CN103654686B	公开(公告)日	2017-03-01
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	CN103654686A		
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。

