



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102613953 A

(43) 申请公布日 2012.08.01

(21) 申请号 201110447604.7

(22) 申请日 2011.12.28

(30) 优先权数据

2011-014724 2011.01.27 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 雒运朴

(51) Int. Cl.

A61B 1/04 (2006.01)

A61B 1/06 (2006.01)

A61B 1/00 (2006.01)

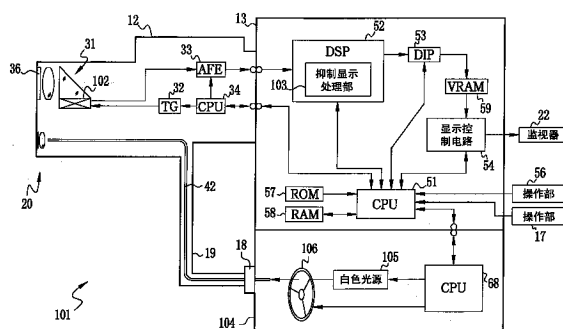
权利要求书 2 页 说明书 17 页 附图 16 页

(54) 发明名称

电子内窥镜系统

(57) 摘要

本申请提供一种电子内窥镜系统,其向体腔内的生物体组织依次照射透过旋转滤色器之后的多个颜色的照明光。基于各颜色的照明光,由CCD拍摄生物体组织,获取蓝色、绿色和红色的色信号。基于各颜色的色信号,生成显示图像。该显示图像中,在表层血管和中深层血管之中,提高观察对象的血管的对比度,抑制非观察对象的血管的对比度。



1. 一种电子内窥镜系统,其特征在于,具备:

照明光照射单元,其具有多个使规定的颜色的窄带光透过的窄带滤色器,向体腔内的生物体组织依次照射从白色光取出的所述颜色的照明光;

摄像单元,其在各个所述颜色的照明光下拍摄所述生物体组织,并输出与三原色的各颜色对应的色信号;

显示图像生成单元,其基于来自所述摄像单元的色信号,生成显示图像;和

抑制单元,其降低在所述显示图像中所包含的表层血管和中深层血管之中的非观察对象的血管的对比度,由此相对于观察对象的血管,抑制所述非观察对象的血管的显示。

2. 根据权利要求1所记载的电子内窥镜系统,其特征在于,

所述抑制单元通过对所述非观察对象的血管的对比度高的色信号加上所述非观察对象的血管的对比度低的色信号,从而降低所述非观察对象的血管的对比度。

3. 根据权利要求2所记载的电子内窥镜系统,其特征在于,

所述抑制单元对所述非观察对象的血管的对比度高的色信号加上所述非观察对象的组织的对比度低的色信号时,根据预先设定的参数改变加权量,由此改变对所述非观察对象的血管的显示的抑制程度。

4. 根据权利要求1所记载的电子内窥镜系统,其特征在于,

所述照明光照射单元具备:

第1窄带滤色器,其用于获得所述表层血管的对比度高的色信号;

第2窄带滤色器,其用于获得所述中深层血管的对比度高的色信号;和

第3窄带滤色器,其用于获得所述表层血管及所述中深层血管的对比度都低的色信号。

5. 根据权利要求4所记载的电子内窥镜系统,其特征在于,

在所述观察对象的血管为所述中深层血管,且所述非观察对象的血管为表层血管的情况下,

所述抑制单元对透过所述第1窄带滤色器而照射的第1照明光下获得的第1色信号加上在透过所述第3窄带滤色器而照射的第3照明光下获得的第3色信号,来生成中间信号,并向所述显示图像的各个像素分配该中间信号、和在透过所述第2窄带滤色器而照射的第2照明光下获得的第2色信号,从而抑制所述非观察对象的血管的显示。

6. 根据权利要求4所记载的电子内窥镜系统,其特征在于,

在所述观察对象的血管为所述表层血管,且所述非观察对象的血管为中深层血管的情况下,

所述抑制单元对透过所述第2窄带滤色器而照射的第2照明光下获得的第2色信号加上在透过所述第3窄带滤色器而照射的第3照明光下获得的第3色信号,来生成中间信号,并向所述显示图像的各个像素分配该中间信号、和在透过所述第1窄带滤色器而照射的第1照明光下获得的第1色信号,从而抑制所述非观察对象的血管的显示。

7. 根据权利要求1所记载的电子内窥镜系统,其特征在于,

所述电子内窥镜系统具备强调处理单元,该强调处理单元对所述显示图像实施强调所述观察对象的血管的强调处理。

8. 根据权利要求1所记载的电子内窥镜系统,其特征在于,

所述抑制单元在选择了由所述强调处理单元进行强调处理的所述观察对象的血管时，抑制所述非观察对象的血管的显示。

9. 根据权利要求 1 所记载的电子内窥镜系统，其特征在于，
所述三原色是蓝色、绿色和红色，

所述显示图像生成单元在蓝色像素及绿色像素中使用所述蓝色的色信号、在红色像素中使用所述绿色的色信号，来生成所述显示图像。

10. 根据权利要求 1 所记载的电子内窥镜系统，其特征在于，
所述电子内窥镜系统具备色调修正单元，该色调修正单元修正所述显示图像的色调。

电子内窥镜系统

技术领域

[0001] 本发明涉及通过电子内窥镜拍摄被检测体内的电子内窥镜系统。

背景技术

[0002] 在医疗领域中,正在普及采用了电子内窥镜的诊断或治疗。在通过电子内窥镜拍摄被检测体内的电子内窥镜系统中,进行向被检测体内照射白色光(以下,称作普通光)来执行拍摄的普通光观察。但是,在照射普通光而拍摄出的图像中,有时很难把握组织性状等。因此,近几年,公知如下的电子内窥镜,即:通过照射特定的窄带光(以下,称作特殊光)的同时进行拍摄,从而拍摄容易把握特定的组织性状的图像。例如,在照射特殊光来进行观察的特殊光观察中,由于很好地吸收特殊光的特定的组织与其他组织之间的对比度变得比较明确,因此与照射普通光来进行观察的普通光观察相比,更能够强调显示很好地吸收特殊光的特定的组织。

[0003] 此外,公知一种通过对拍摄到的图像实施提高特定的组织的对比度的图像处理,来强调显示特定的组织的技术。例如,公知如下技术:对拍摄到的图像实施强调规定频率的图像的图像处理(以下,称作频率强调处理),从而能够提高粘膜表层的血管(以下,称作表层血管)或中深层的血管(以下,称作中深层血管)的对比度(日本特开 2000-148987 号公报)。

[0004] 在使用如上述的特殊光而拍摄到的图像中,会明显地拍摄到根据该特殊光而被强调的特定组织,而另一方面对于未被强调的组织虽然不明显但也会被拍摄到。这种未强调的组织的拍摄有时会妨碍诊断。例如,在横跨多个层的血管之中,通过特殊光强调表层血管且对其下层的中深层血管未进行强调的情况下,若在该表层血管中重叠了中深层血管的状态下进行了拍摄,则表层血管的可见度会极其降低。

[0005] 此外,通过使用如上述的频率强调处理,能够强调所关注的组织,但是由于拍摄距离的原因,有时无法实施适当的强调处理。例如,在拍摄距离较远的情况下,中深层血管会被再现成与表层血管相同程度较细的图像。此时,若实施只强调表层血管的频率强调处理,则不仅会强调表层血管,而且还会强调中深层血管。相反,在拍摄距离较近的情况下,表层血管会被再现成与中深层血管相同程度较粗的图像。因此,若实施强调中深层血管的频率强调处理,则不仅会强调中深层血管,而且还会强调表层血管。这样,若通过频率强调处理强调了意图之外的血管,则有时反而会很难对作为观察对象的血管进行观察。

[0006] 因此,近几年,要求在不受其他血管影响的情况下进一步提高作为观察对象的血管的可见度的方法。

发明内容

[0007] 本发明的目的在于提供一种在不妨碍其他血管的情况下适当提高了观察对象的血管的可见度的电子内窥镜系统。

[0008] 为了达到上述目的,本发明的电子内窥镜系统具备照明光照射单元、摄像单元、显

示图像生成单元和抑制单元。照明光照射单元具备多个使规定颜色的窄带光透过的窄带滤色器,向体腔内的生物体组织依次照射从白色光取出的所述颜色的照明光。摄像单元在各个所述颜色的照明光下拍摄所述生物体组织,并输出与三原色的各颜色对应的色信号。显示图像生成单元基于来自所述摄像单元的色信号,生成显示图像。抑制单元降低在所述显示图像所包含的表层血管和中深层血管之中的非观察对象的血管的对比度,由此相对于观察对象的血管,抑制所述非观察对象的血管的显示。

[0009] 优选所述抑制单元在所述非观察对象的血管的对比度高的色信号上相加所述非观察对象的血管的对比度低的色信号,从而降低所述非观察对象的血管的对比度。优选所述抑制单元在所述非观察对象的血管的对比度高的色信号上相加所述非观察对象的组织的对比度低的色信号时,根据预先设定的参数改变加权量,从而改变对所述非观察对象的血管的显示的抑制程度。

[0010] 优选所述照明光照射单元具备:第1窄带滤色器,其用于获得所述表层血管的对比度高的色信号;第2窄带滤色器,其用于获得所述中深层血管的对比度高的色信号;和第3窄带滤色器,其用于获得所述表层血管及所述中深层血管的对比度都低的色信号。

[0011] 优选在所述观察对象的血管为所述中深层血管,且所述非观察对象的血管为表层血管的情况下,所述抑制单元在透过所述第1窄带滤色器而照射的第1照明光下获得的第1色信号上相加在透过所述第3窄带滤色器而照射的第3照明光下获得的第3色信号,来生成中间信号,并向所述显示图像的各个像素分配该中间信号、和在透过所述第2窄带滤色器而照射的第2照明光下获得的第2色信号,从而抑制所述非观察对象的血管的显示。

[0012] 优选在所述观察对象的血管为所述表层血管,且所述非观察对象的血管为中深层血管的情况下,所述抑制单元在透过所述第2窄带滤色器而照射的第2照明光下获得的第2色信号上相加在透过所述第3窄带滤色器而照射的第3照明光下获得的第3色信号,来生成中间信号,并向所述显示图像的各个像素分配该中间信号、和在透过所述第1窄带滤色器而照射的第1照明光下获得的第1色信号,从而抑制所述非观察对象的血管的显示。

[0013] 优选具备强调处理单元,其对所述显示图像实施强调所述观察对象的血管的强调处理。优选所述抑制单元在选择了由所述强调处理单元进行强调处理的所述观察对象的血管时,抑制所述非观察对象的血管的显示。

[0014] 优选所述三原色是蓝色、绿色和红色,所述显示图像生成单元在蓝色像素及绿色像素中使用所述蓝色的色信号、在红色像素中使用所述绿色的色信号,从而生成所述显示图像。优选具备色调修正单元,其修正所述显示图像的色调。

[0015] 根据本发明,能够在不妨碍其他组织的像的情况下适当提高观察对象的血管的可见度。

附图说明

[0016] 图1是表示电子内窥镜系统的结构的外观图。

[0017] 图2是表示第1实施方式的电子内窥镜系统的电结构的框图。

[0018] 图3是表示根据摄像信号生成特殊光图像数据的方式的说明图。

[0019] 图4是在特殊光图像中反映的表层血管及中深层血管的示意图。

[0020] 图5是表示抑制中深层血管的显示的处理的说明图。

- [0021] 图 6 是抑制了中深层血管的显示的特殊光图像的示意图。
- [0022] 图 7A 是表示特殊光图像的色调的说明图。
- [0023] 图 7B 是表示中深层血管抑制图像的色调的说明图。
- [0024] 图 8 是表示通过增益修正对中深层血管抑制图像的色调进行修正的方式的说明图。
- [0025] 图 9 是表示通过色调变换处理对中深层血管抑制图像的色调进行修正的方式的说明图。
- [0026] 图 10 是表示以规定比例在 R 像素中补充 G 信号和 R 信号来修正中深层血管抑制图像的色调的方式的说明图。
- [0027] 图 11 是表示第 2 实施方式的电子内窥镜系统的电结构的框图。
- [0028] 图 12 是表示荧光体发出的荧光的激励发光的方式的曲线。
- [0029] 图 13A 是表示未抑制表层血管的显示时的例子的说明图。
- [0030] 图 13B 是表示抑制表层血管的显示时的例子的说明图。
- [0031] 图 14A 是表示特殊光图像的色调的说明图。
- [0032] 图 14B 是表示表层血管抑制图像的色调的说明图。
- [0033] 图 15 是表示通过增益修正对表层血管抑制图像的色调进行修正的方式的说明图。
- [0034] 图 16 是表示通过色调变换处理对表层血管抑制图像的色调进行修正的方式的说明图。
- [0035] 图 17 是表示通过在 R 像素中补充 G 信号的一部分来修正表层血管抑制图像的色调的方式的说明图。
- [0036] 图 18 是表示不同于图 2 的方式的光源装置的结构框图。
- [0037] 图 19 是表示粘膜、表层血管、中深层血管的反射率的曲线。
- [0038] 图 20 是表示不同于图 2、图 18 的方式的光源装置的结构框图。
- [0039] 图 21 是表示第 3 实施方式的电子内窥镜系统的结构框图。
- [0040] 图 22 是表示进行抑制显示的设定的 GUI 的一例的说明图。
- [0041] 图 23 是表示进行强调显示的设定的 GUI 的一例的说明图。
- [0042] 图 24 是表示第 5 实施方式的电子内窥镜系统的结构框图。
- [0043] 图 25 是表示旋转滤色器的结构的说明图。
- [0044] 图 26 是表示生成特殊光图像数据的方式的说明图。
- [0045] 图 27 是表示生成中深层血管抑制图像数据的方式的说明图。
- [0046] 图 28 是生成表层血管抑制图像数据的方式的说明图。
- [0047] 图 29 是表示以可更换的方式设置透过特性不同的两个旋转滤色器的例子的说明图。
- [0048] 图 30 是表示以可更换的方式设置透过特性不同的三个旋转滤色器的例子的说明图。

具体实施方式

[0049] 第 1 实施方式

[0050] 如图 1 所示,电子内窥镜系统 11 具备电子内窥镜 12、处理装置 13、和光源装置 14。电子内窥镜 12 具备:插入到被检测者的体内的挠性的插入部 16;与插入部 16 的基端部分相连的操作部 17;与处理装置 13 及光源装置 14 相连的连接器 18;连接操作部 17 和连接器 18 之间的通用挠性线 19。在插入部 16 的前端(以下,称作前端部)20 设有用于拍摄体腔内的生物体组织(以下,称作被检测体内)的 CCD 型图像传感器(参照图 2,以下称作 CCD)21。

[0051] 在操作部 17 中设有如下操作部件:送气/送水按钮,用于从使前端部 20 向上下左右弯曲的角形手柄或插入部 16 的前端喷出空气或水;用于对观察图像进行静止图像记录的快门按钮;指示在监视器 22 中显示的观察图像的放大/缩小的变焦按钮;切换普通光观察与特殊光观察的切换按钮等。

[0052] 处理装置 13 与光源装置 14 电连接,并统一控制电子内窥镜系统 11 的动作。处理装置 13 经由插入到通用挠性线 19 和插入部 16 内的传输电缆对电子内窥镜 12 进行供电,以控制 CCD21 的驱动。此外,处理装置 13 获取经由传输电缆从 CCD21 输出的摄像信号,并实施各种图像处理来生成图像数据。由处理装置 13 生成的图像数据作为观察图像而被显示在通过电缆与处理装置 13 连接的监视器 22 上。

[0053] 如图 2 所示,在前端部 20 中设有物镜光学系统 31、CCD21、投光单元 41 等。此外,在操作部 17 和连接器 18 等中设有定时发生器(以下,称作 TG)32、模拟信号处理电路(以下,称作 AFE)33、CPU34。

[0054] 物镜光学系统 31 由透镜、棱镜等构成,使经由观察窗 36 而入射的来自被检测体内的光成像在 CCD21 上。

[0055] CCD21 按每个像素对通过物镜光学系统 31 成像在摄像面上的被检测体内的像进行光电变换,并蓄积与入射光量相应的信号电荷。CCD21 输出在各像素中蓄积的信号电荷,作为摄像信号。此外,CCD21 在各像素中形成由多个色段构成的彩色滤色器,作为摄像信号而输出三原色(红色、绿色、蓝色)的色信号。CCD21 的彩色滤色器例如是拜尔排列的彩色滤色器。

[0056] TG32 向 CCD21 输入时钟信号。CCD21 基于从 TG32 输入的时钟信号,以规定的定时进行信号电荷的蓄积动作和信号电荷的读出动作。由 CPU34 控制从 TG32 输出的时钟信号。

[0057] AFE33 由相关二重采样(CDS)电路、自动增益调节(AGC)电路、A/D 转换电路构成,从 CCD21 除去噪声的同时获取模拟的摄像信号,并实施增益修正处理之后转换成数字信号而输入给 DSP52。CDS 电路通过相关二重采样处理,除去因驱动 CCD21 而产生的噪声的同时获取摄像信号。AGC 电路对从 CDS 电路输入的摄像信号进行放大。A/D 转换电路将从 AGC 电路输入的摄像信号转换成规定比特数的数字摄像信号并输入给 DSP52。AFE33 的驱动是由 CPU34 控制的。例如,CPU34 基于从处理装置 13 的 CPU51 输入的信号,调节 AGC 电路对摄像信号的放大率(增益)。

[0058] 投光单元 41 是向被检测体内照射照明光的单元。作为照明光,普通光及特殊光都是从投光单元 41 照射的。另外,如后述,投光单元 41 同时向被检测体内的观察部位照射普通光和特殊光。

[0059] 投光单元 41 具备荧光体 43,并且通过由光纤构成的光导向器 42 从光源装置 14 起对蓝色激光和蓝紫色激光进行导光。荧光体 43 是吸收蓝色激光和蓝紫色激光的一部分后激励发出绿色~黄色的荧光体,例如,由 YAG 系荧光体、BAM($\text{BaMgAl}_{10}\text{O}_{17}$)系荧光体等构成。

被引导至投光单元 41 的蓝色激光和蓝紫色激光的一部分被荧光体 43 吸收,从而使荧光体 43 发出绿色~黄色荧光范围的光,并且一部分透过荧光体 43。因此,投光单元 41 作为照明光向被检测体内照射合成了荧光体 43 发出的绿色~黄色范围的荧光、和透过了荧光体 43 的蓝色光之后的虚拟白色光(普通光)。同时,透过了荧光体 43 的蓝色光、蓝紫光如后述那样分别还起到特殊光的作用。

[0060] 另外,荧光体 43 的激励发光效率中,蓝色激光和蓝紫色激光是不同的,若是相同的入射光量,则与蓝色激光相比,蓝色激光产生更多的荧光。此外,由于透过荧光体 43 的蓝色激光会因荧光体 43 而扩散,因此从投光单元 41 照射的普通光在电子内窥镜 12 的视野内是均匀的。

[0061] 处理装置 13 具备 CPU51、数字信号处理电路 (DSP) 52、数字图像处理电路 (DIP) 53、显示控制电路 54、操作部 56 等。

[0062] CPU51 经由未图示的数据总线、地址总线、或控制线而与各部相连,统一控制处理装置 13 整体。在 ROM57 中存储用于控制处理装置 13 的动作的各种程序 (OS, 应用程序等) 和图形数据等各种数据。CPU51 从 ROM57 读出所需的程序或数据,并在作为工作存储器的 RAM58 中展开,逐次处理读出的程序。此外, CPU51 从操作部 56 或 LAN 等网络获取检查日期、被检体或做手术的人的信息等文字信息这样的随着每次检查都会变化的信息,并存储在 RAM58 中。

[0063] DSP52 对经由 AFE33 从 CCD21 输入的摄像信号实施颜色分离、颜色插值、增益修正、白平衡调节、伽玛修正等各种信号处理,从而生成图像数据。

[0064] 在进行普通光观察的情况下, DSP52 作为图像数据而生成将从 CCD21 的蓝色像素输出的蓝色摄像信号(以下,称作 B 信号)分配给蓝色像素(以下,称作 B 像素)、将从绿色像素输出的绿色摄像信号(以下,称作 G 信号)分配给绿色像素(以下,称作 G 像素)、将从红色像素输出的红色摄像信号(以下,称作 R 信号)分配给红色像素(以下,称作 R 像素)的普通光图像数据。另一方面,在进行特殊光观察的情况下, DSP52 作为图像数据而生成将 B 信号分别分配给 B 像素及 G 像素、将 G 信号分配给 R 像素的特殊光图像数据。此时,除了后述的抑制显示处理部 60 起作用的情况外, R 信号是被废弃的。

[0065] 另外, DSP52 具备生成中深层血管抑制图像数据的抑制显示处理部 60。中深层血管抑制图像数据在特殊光观察时生成,是将 B 信号分配给 B 像素及 G 像素、将在 G 信号上相加 R 信号之后的信号值分配给 R 像素的图像数据。根据设定可决定作为 R 像素的像素值而与 G 信号相加的 R 信号的相加率。具体而言,作为图像处理用参数,预先设定表示抑制中深层血管的显示到什么程度的抑制度,所设定的抑制度越大,则相加的 R 信号就越多,抑制度越小,则相加的 R 信号就越少。此外,根据设定,在选择了抑制中深层血管的显示的情况下,抑制显示处理部 60 起作用。

[0066] 由 DSP52 生成的图像数据被输入到 DIP53 的工作存储器中。此外, DSP52 生成例如将所生成的图像数据的各像素的亮度进行平均的平均亮度值等照明光量的自动控制 (ALC 控制) 所需的 ALC 控制用数据,并输入给 CPU51。

[0067] DIP53 是对由 DSP52 生成的图像数据实施电子变倍或强调处理等各种图像处理的电路。由 DIP53 实施了各种图像处理的图像数据被作为观察图像而暂时存储在 VRAM59 中,之后输入给显示控制电路 54。

[0068] 在 DIP53 中实施的各种图像处理中的强调处理具体是频率强调处理,且是通过设定而根据需要实施的。DIP53 在强调表层血管的情况、或强调中深层血管的情况下等,根据要强调的对象的组织性状,通过增大预先确定的频带的像的像素值,从而提高作为强调对象的像的对比度。使为了用于表层血管而预先确定的频带的像的对比度提高,从而强调表层血管。同样,使为了用于中深层血管而预先确定的频带的对比度提高,从而强调中深层血管。

[0069] 但是,在拍摄距离(从前端部 20 至被检测体内粘膜为止的距离)较远的情况下,由于中深层血管也以与细的表层血管相同程度细的状态被再现,因此若实施表层血管强调用的频率强调处理,则有时除了表层血管外还会强调中深层血管。相反,在拍摄距离较近的情况下,即使是表层血管,也会以与中深层血管相同程度粗的状态被再现,因此若实施中深层血管强调用的频率强调处理,则有时除了中深层血管外还会强调表层血管。

[0070] 显示控制电路 54 从 VRAM59 获取观察图像,并且从 CPU51 接收存储在 ROM57 及 RAM58 中的图形数据等。图形数据等具有:仅显示观察图像中的拍摄到被摄体的有效像素区域的显示掩码、被检体及做手术的人的姓名等信息、或检查日期等文字信息、GUI 等。显示控制电路 54 对观察图像进行图形数据等的重叠处理,并且变换成与监视器 22 的显示形式相应的视频信号(分量信号、复合信号等)之后输出给监视器 22。由此,在监视器 22 中显示观察图像。

[0071] 操作部 56 是设置于处理装置 13 的框体的操作面板、鼠标或键盘等公知的输入设备。CPU51 根据从操作部 56 或电子内窥镜 12 的操作部 17 输入的操作信号,使电子内窥镜系统 11 的各部工作。

[0072] 在处理装置 13 中,除了上述结构要素外,还设有:以规定的压缩格式(例如 JPEG 格式)对图像数据实施图像压缩处理的压缩处理电路、与快门按钮的操作联动地在可移动介质中记录被压缩的图像的介质 I/F、和在与 LAN 等网络之间进行各种数据的传送的网络 I/F 等。这些部件是经由数据总线等与 CPU51 连接的。

[0073] 光源装置 14 作为光源具备蓝色 LD66 和蓝紫色 LD67 这两个激光二极管。

[0074] 蓝色 LD66 发出中心波长为 445nm 的蓝色激光。蓝色 LD66 发出的蓝色激光经由连接器 18 和光导向器 42 而被引导至投光单元 41,通过入射至荧光体 43 而成为虚拟白色的普通光,照射被检测体内。此外,蓝色激光在透过荧光体 43 时被扩散而成为蓝色光,照射被检测体内。该蓝色光比荧光体 43 被激励而发出的荧光还强,因此对于表层血管而言,也作为可被血液很好地吸收的特殊光而发挥作用。

[0075] 蓝紫色 LD67 发出中心波长为 405nm 的蓝紫色激光。蓝紫色 LD67 发出的蓝紫激光由耦合器 69 与蓝色激光混合在一起,与蓝色激光同样地经过连接器 18 和光导向器 42 之后被引导至投光单元 41。蓝紫色激光被入射至荧光体 43 而成为虚拟白色的普通光之后照射被检测体内,但是其光量大体上比蓝色激光的光量小。此外,蓝紫色激光被荧光体 43 扩散之后透过的蓝紫色光与蓝色光同样地起到特殊光的作用。

[0076] 蓝色 LD66 及蓝紫色 LD67 的发光定时、发光量是由 CPU68 控制的。例如,CPU68 在进行普通光观察的情况下,仅点亮蓝色 LD66,在进行特殊光观察的情况下,一起点亮蓝色 LD66 及蓝紫色 LD67。此外,CPU68 基于从处理装置 13 的 CPU51 输入的 ALC 控制用数据,按照成为适合于观察的光量的方式,实时自动控制蓝色 LD66 及蓝紫色 LD67 的发光量。

[0077] 如上所述那样构成的电子内窥镜系统 11 无论观察的方式是普通光观察还是特殊光观察都会一起点亮蓝色 LD66 及蓝紫色 LD67, 从而从投光单元 41 同时将白色光和特殊光(蓝色光及蓝紫光)作为照明光而照射至被检测体内。但是, 蓝色 LD66 及蓝紫 LD67 的发光量或 LD66、67 的光量比根据是普通光观察还是特殊光观察、或者在特殊光观察时是强调表层血管还是强调中深层血管等来进行调节。

[0078] 在普通光观察时, 电子内窥镜系统 11 在 B 像素中使用 CCD21 输出的 B 信号、在 G 像素中使用 CCD21 输出的 G 信号、在 R 像素中使用 CCD21 输出的 R 信号, 从而生成普通光图像数据。DIP53 对普通光图像数据实施与设定相应的各种图像处理之后, 由显示控制电路 54 在普通光图像数据上重叠图形数据等, 并显示在监视器 22 上。

[0079] 另一方面, 如图 3 所示, 电子内窥镜系统 11 在特殊光观察时在 B 像素及 G 像素中使用 CCD21 输出的 B 信号、在 R 像素中使用 CCD21 输出的 G 信号, 从而生成特殊光图像数据。这样, 在 B 像素及 G 像素中使用 B 信号、在 R 像素中使用 G 信号而生成的特殊光图像数据成为与普通光图像数据相比更强调了血管的图像数据。这是因为: 由于血液中包含的血红蛋白在蓝色光和绿色光的波段内具有光吸收峰值, 因此在此相对应的 B 信号或 G 信号中血管的对比度会上升。由 DIP53 对特殊光图像数据实施与设定相应的各种图像处理之后, 由显示控制电路 54 在特殊光图像数据上重叠图形数据等, 并作为特殊光图像显示在监视器 22 上。另外, 废弃从 CCD21 输出的 R 信号。

[0080] 如图 4 所示, 特殊光图像 71 被再现为例如强调了表层血管 72。另一方面, 在特殊光图像 71 中, 虽然不显眼, 但是在画面内还包括中深层血管 73。因此, 虽然强调了表层血管 72, 但是由于重叠有中深层血管 73 的像, 因此有时会妨碍表层血管 72 的观察。此外, 若由 DIP53 对特殊光图像 71 实施频率强调处理, 则因拍摄距离而中深层血管 73 也得到强调的结果, 有时会进一步妨碍表层血管 72 的观察。

[0081] 此时, 在电子内窥镜系统 11 中, 对操作部 56 等进行操作来进行抑制中深层血管 73 的显示的设定, 从而能够抑制中深层血管 73 的像的显示。具体而言, 对操作部 56 等进行操作, 从而开启中深层血管 73 的抑制显示的设定。同时, 作为图像处理的参数而设定抑制制度, 该抑制制度表示对中深层血管 73 的显示进行何种程度的抑制。抑制制度例如被设定为 1~100 等数值, 抑制制度越大, 就越能够抑制中深层血管 73 的像的显示, 抑制制度越小, 则深层血管 73 以接近拍摄到的像的状态被残留。

[0082] 若开启中深层血管 73 的抑制显示的设定, 则在 DSP52 中根据从 CCD21 输入的摄像信号生成特殊光图像 71 时, 抑制显示处理部 60 起作用。此时, 如图 5 所示, DSP52 通过抑制显示处理部 60, 在 B 像素及 G 像素中使用 CCD21 输出的 B 信号, 并且在 R 像素的像素值中使用在 G 信号上相加了 R 信号的信号值, 从而生成中深层血管抑制图像数据。

[0083] 由于中深层血管 73 位于比表层血管 72 更靠粘膜下的较深的位置, 因此主要吸收入侵率大的绿色光。因此, 在中深层血管 73 中, G 信号较小。另一方面, 表层血管 72 位于比中深层血管 73 更浅的位置上, 容易吸收入侵率小的蓝色光, 因此 B 信号较小。此外, 由于红色的波段中, 由血红蛋白引起的吸收较少, 因此对于表层血管 72 及中深层血管 73 的 R 信号而言, 这些血管与其周边部分的对比度较小。

[0084] 因此, 在中深层血管抑制图像数据中, 将在 G 信号上相加了 R 信号之后的信号分配给 R 像素。对画面整体进行该处理。由此, 如图 6 所示, 中深层血管抑制图像 74 成为中深

层血管 73 的像的对比度降低了的图像。另一方面,由于表层血管 72 主要被反映在 B 信号中,因此 B 像素及 G 像素的对比度变高。因此,在中深层血管抑制图像中,表层血管 72 也被显示成与特殊光图像同样地被强调的像。由此,在中深层血管抑制图像 74 中,表层血管 72 的可见度得到提高。

[0085] 另外,抑制显示处理部 60 根据所设定的抑制制度来调节 R 信号的相加率。例如,抑制制度越大,就在 G 信号上相加越多的 R 信号。在 G 信号上相加越多的 R 信号,表现在 G 信号中的中深层血管 73 的像的对比度就越发降低。由此,以与设定的抑制制度相应的可见度显示中深层血管 73。

[0086] 此外,与特殊光图像 71 同样地由 DIP53 对中深层血管抑制图像 74 实施各种图像处理之后,由显示控制电路 54 在中深层血管抑制图像 74 上重叠图形数据等,并显示在监视器 22 上。如上所述,通过 DIP53 对由 DSP52 生成的图像数据实施频率强调处理的情况下,有时会因拍摄距离而强调观察对象外的组织(这里是中深层血管 73)。但是,在中深层血管抑制图像 74 中,由于根据抑制制度而降低了中深层血管 73 的对比度,因此即使通过频率强调处理而强调了中深层血管 73,其影响也比特殊光图像 71 小。

[0087] 另外,在上述的第 1 实施方式中,由于在 R 像素上相加了 G 信号和 R 信号,因此中深层血管抑制图像 74 的色调相对于特殊光图像 71 而产生变化。

[0088] 例如,如图 7A 所示,以规定条件的照明光为基础进行拍摄时,CCD21 的各颜色的信号值设定为 B 信号 : G 信号 : R 信号 = 300 : 300 : 150。此外, DSP52 以根据这些各颜色的图像信号在观察中感觉不到不协调感的方式调节色调来生成特殊光图像 71,但在此为了简化说明,假设 BG(R) 各颜色信号以其原有的比例被用于特殊光图像 71 的各像素值。于是,特殊光图像 71 成为 B 像素、G 像素、R 像素的像素值为 300 的全部相等的灰色图像。

[0089] 另一方面,如图 7B 所示,若以相同条件的照明光为基础进行拍摄来生成中深层血管抑制图像 74,则 B 像素及 G 像素的像素值是 300,与特殊光图像 71 相等,但是 R 像素的像素值成为在 G 信号上相加了 R 信号的 450。因此,若以与生成特殊光图像 71 时的方式相同的方式生成特殊光图像 71,则整体会成为微红的图像数据。

[0090] 因此,在生成中深层血管抑制图像 74 时,优选以成为与特殊光图像 71 相同色调的方式进行修正。这种色调的修正例如可以通过以下说明的三个方式进行。

[0091] 首先,如图 8 所示,在生成中深层血管抑制图像 74 之前,对 BGR 各颜色的摄像信号实施添加了抑制制度的增益修正,以使中深层血管抑制图像 74 成为规定色调(灰色),从而能够修正中深层血管抑制图像 74 的色调。

[0092] 在生成中深层血管抑制图像 74 时,当设定了 G 信号和 R 信号以 1 : 1 的比例相加的抑制制度的情况下,实施将 B 信号的信号值设为 200、将 R 信号的信号值设为 100 的增益修正。因此,由于增益修正之后的信号值是 B 信号 : G 信号 : R 信号 = 300 : 200 : 100,所以若基于此来生成中深层血管抑制图像 74,则中深层血管抑制图像 74 的各像素的像素值成为 B 像素 : G 像素 : R 像素 = 300 : 300 : 300。由此,与特殊光图像 71 相同地,能够将中深层血管抑制图像 74 设为色调为灰色的图像。

[0093] 另外,这里进行的增益修正可以在从 CCD21 输出摄像信号的阶段的 AFE33 中进行,也可以在 DSP52 中对从 CCD21 输入的摄像信号进行。

[0094] 此外,如图 9 所示,在生成中深层血管抑制图像 74 之后,也可以实施用于变换成与

特殊光图像 71 相同色调的色调变换处理,以修正中深层血管抑制图像 74 的色调。例如,直接利用从 CCD21 输入的各颜色的摄像信号,生成与设定的抑制制度相应的中深层血管抑制图像 74。这里生成的中深层血管抑制图像 74 是如上所述那样微红的图像。之后,对微红的中深层血管抑制图像 74 实施将 R 像素的像素值变换为 300 的色调变换处理,由此生成色调为灰色的中深层血管抑制图像 74。

[0095] 另外,如图 10 所示,也可以在 G 信号上相加 R 信号时,在 G 信号和 R 信号上分别乘以系数 α 及系数 β 之后进行加法运算,从而以 R 像素的像素值成为规定值(这里是 300)的方式进行加法运算,由此生成灰色的中深层血管抑制图像 74。另外,系数 α 、 β 是根据照明光量或抑制制度等预先确定的,例如,在 G 信号和 R 信号的比率为 2 : 1 (= 300 : 150) 的照明光、且 G 信号和 R 信号直接相加的抑制制度的情况下,为了将 R 像素的像素值设为 300 来获得灰色的中深层血管抑制图像 74,也可以将系数 α 及 β 都设定为 2/3。

[0096] 如上所述那样进行的色调的修正处理可通过以下方式很容易实现,即:根据抑制制度等,预先准备多个色调变换用的查询表(LUT),并根据抑制制度来区分使用该查询表。此外,在根据运算进行色调修正处理时,只要准备多个运算中所使用的矩阵(MTX)即可。在通过增益修正对中深层血管抑制图像 74 的色调进行修正时也是同样的,只要准备多个根据抑制制度来确定增益的 LUT、或根据规定的增益计算出与抑制制度相对应的增益时所使用的 MTX 即可。此外,使用系数 α 及 β 时也是同样的。

[0097] 另外,在上述的第 1 实施方式中,说明了通过使抑制显示处理部 60 起作用而抑制中深层血管 73 的显示的例子,同样地,也能够通过抑制显示处理部 60 抑制表层血管 72 的显示。此时,在表层血管 72 中,只要在易识别的 B 信号中相加难以识别表层血管 72 的 R 信号或 G 信号即可。但是,基于使用了抑制显示处理部 60 的信号处理的抑制显示是适用于中深层血管 73 的抑制显示的方式,优选通过后续的第 2 实施方式进行表层血管 72 的抑制显示。

[0098] 第 2 实施方式

[0099] 在上述的第 1 实施方式中,说明了对中深层血管 73 进行抑制显示的例子,但是抑制显示的对象并不限于中深层血管 73。例如,在想要观察中深层血管 73 的情况下,优选抑制表层血管 72 的显示。以下,作为第 2 实施方式说明抑制表层血管 72 的显示的例子。另外,对与上述的第 1 实施方式的电子内窥镜系统 11 相同的部件附加同一符号,并省略其说明。

[0100] 如图 11 所示,电子内窥镜系统 76 是根据设定来抑制表层血管 72 的显示的系统,在光源装置 14 的 CPU68 中具备光量比调节部 77。

[0101] 光量比调节部 77 根据作为通过 ALC 控制而确定的照明光整体的光量、和根据设定确定的抑制制度,调节蓝色 LD66 和蓝紫色 LD67 的发光量之比。由此,照明光的光谱产生变化,降低表层血管 72 的对比度。抑制制度是表示将表层血管 72 的显示进行何种程度的抑制显示的参数,例如通过数值的输入来预先设定。此外,光量比调节部 77 在设定了降低表层血管 72 的对比度、且抑制表层血管 72 的显示的情况下起作用。

[0102] 具体而言,相对于蓝紫色 LD67,光量比调节部 77 相对增大蓝色 LD66 的发光量。蓝色 LD66 的发光量的相对增加率是根据设定的抑制制度来确定的。另外,光量比调节部 77 对蓝色 LD66 及蓝紫色 LD67 进行的光量比的调节是按照如下方式进行的,即:从投光单元 41

照射的普通光的光量成为通过上述的 ALC 控制而确定的光量。因此,根据 ALC 控制的状况,以蓝紫色 LD67 的发光量的降低、蓝紫色 LD67 的发光量的增大、或它们的组合来进行光量比调节部 77 对蓝色 LD66 及蓝紫色 LD67 进行的光量比的调节。

[0103] 普通光观察时或未抑制表层血管 72 的显示的特殊光观察时的电子内窥镜系统 76 的动作与上述的第 1 实施方式的电子内窥镜系统 11 相同。另一方面,在进行特殊光观察的情况下,当抑制表层血管 72 的显示时,电子内窥镜系统 76 以如下方式工作。

[0104] 在抑制表层血管 72 的显示的情况下,首先,对操作部 56 等进行操作,开启表层血管 72 的抑制显示的设定,设定抑制度。抑制度例如被设定为 1 ~ 100 等数值,抑制度越大,则表层血管 72 的像的显示就越被抑制,抑制度越小,则表层血管 72 以更加接近拍摄到的像的状态被残留。

[0105] 由此,若开启表层血管 72 的抑制显示的设定来设定抑制度,则光量比调节部 77 起作用。由此,包含在照明光中的普通光的光量被控制为基于 ALC 控制的规定光量,并且蓝色 LD66 的发光量与蓝紫色 LD67 的发光量相比相对增大。

[0106] 如图 12 中的实线及虚线所示,荧光体 43 被从蓝紫色 LD67 射出的蓝色激光 (405nm)、和从蓝色 LD66 射出的蓝紫色激光 (445nm) 激励而发出的荧光的光量是不同的。具体而言,从蓝色 LD66 入射的蓝紫色激光的激励发光效率更好。

[0107] 因此,如图 12 中的双点划线所示,若增大蓝色 LD66 的发光量,则包含在照明光量中的普通光的成分增多。由此,起到特殊光的作用的蓝色光 (405nm) 及蓝紫光 (445nm) 的光量在照明光量整体中所占的比例变小。

[0108] 表层血管 72 因吸收特殊光而 B 信号的电平变小,因此被再现为具有对比度的图像。如上所述,若特殊光的光量所占的比例在照明光量整体中变小,则相应地表层血管 72 的像的对比度会降低,由此可见度会降低。另一方面,由于中深层血管 73 主要在 G 信号中被再现为对比度高的图像,因此即使改变蓝色 LD66 及蓝紫色 LD67 的光量比,也几乎不会产生变化。因此,无论光量比调节部 77 是否起作用,几乎都能够同样地观察到中深层血管 73。

[0109] 因此,如图 13A 所示,在关闭表层血管 72 的抑制显示的设定的情况下,在特殊光图像 71 中,会在中深层血管 73 上重叠表层血管 72,表层血管 72 会妨碍中深层血管 73 的观察,但是如图 13B 所示,在通过开启表层血管 72 的抑制显示的设定而生成的表层血管抑制图像 78 中,抑制了表层血管 72 的显示,由此相对提高了中深层血管 73 的可见度。

[0110] 另外,若拍摄距离较近,则表层血管被反映得较粗,但是在上记表层血管抑制图像 78 中,即使这样被反映得较粗的表层血管的显示也被抑制,因此并不显眼。因此,假设即便对表层血管抑制图像 78 实施了强调粗的中深层血管的频率强调处理,则能够可靠地强调中深层血管,而另一方面不显眼的表层血管也没怎么被强调。因此,即使拍摄距离较近的情况下,通过实施频率强调处理,不会同时强调表层血管和中深层血管这两者。

[0111] 另外,在上述的第 2 实施方式中,由于改变蓝色 LD66 和蓝紫色 LD67 的光量,因此相对于特殊光图像 71,表层血管抑制图像 78 的色调会产生变化。

[0112] 例如,如图 14A 所示,在以规定条件的照明光为基础进行拍摄时,CCD21 的各颜色的信号值设定为 B 信号 : G 信号 : R 信号 = 500 : 150 : 100。此外,DSP52 根据这些各颜色的图像信号将色调调节成不会在观察中感到不协调感,从而生成特殊光图像 71,但是在此为了简化说明,假设 BG(R) 各颜色的信号以原有的比例被用于特殊光图像 71 的各

像素值中。此时,特殊光图像 71 的各像素的像素值的比率是 B 像素 : G 像素 : R 像素 = 500 : 500 : 150,特殊光图像 71 是蓝绿色。

[0113] 另一方面,如图 14B 所示,若在照明光整体的光量恒定的情况下,改变蓝色 LD66 与蓝紫色 LD67 的发光量之比,则 CCD21 的各颜色的信号值会产生变化。其中,通过光量比调节部 77 调节蓝色 LD66 与蓝紫色 LD67 的发光量之比,从而变化为 B 信号 : G 信号 : R 信号 = 500 : 250 : 170。此时,表层血管抑制图像 78 的各像素的像素值的比率是 B 像素 : G 像素 : R 像素 = 500 : 500 : 250,成为比特殊光图像 71 更浅的蓝绿色(更发白)。

[0114] 由此,在通过光量比调节部 77 调节蓝色 LD66 与蓝紫色 LD67 的发光量之比来生成表层血管抑制图像 78 的情况下,优选以成为与特殊光图像 71 的相同的色调的方式进行修正。这种色调的修正例如可通过以下说明的三个方式来进行。

[0115] 首先,如图 15 所示,在生成表层血管抑制图像 78 之前,对 BGR 各颜色的摄像信号实施添加了抑制度的增益修正,以使表层血管抑制图像 78 成为规定色调(与特殊光图像 71 相同的蓝绿色),从而能够修正表层血管抑制图像 78 的色调。在此进行的增益修正可以在从 CCD21 输出摄像信号的段階的 AFE33 中进行,也可以在 DSP52 中对从 CCD21 输入的摄像信号进行。

[0116] 此外,如图 16 所示,也可以在生成表层血管抑制图像 78 之后,实施用于变换成与特殊光图像 71 相同色调的色调变换处理,从而修正表层血管抑制图像 78 的色调。

[0117] 另外,如图 17 所示,根据蓝色 LD66 与蓝紫色 LD67 的发光量之比预先确定规定系数 p,并将在 G 信号上乘以系数 p 之后的值设为 R 像素的像素值,也能够修正表层血管抑制图像 78 的色调。

[0118] 如上所述那样进行的色调的修正处理可按照如下方式容易实现,即:根据抑制制度等预先准备多个色调变换用的查询表(LUT),并根据抑制制度区分使用这些查询表。此外,在根据运算进行色调修正处理时,只要准备多个运算中所使用的矩阵(MTX)即可。在通过增益修正对中深层血管抑制图像 74 的色调进行修正时也是同样的,准备多个根据抑制制度确定增益的 LUT、或根据规定的增益计算出与抑制制度相应的增益时所使用的 MTX 即可。使用规定系数 p 时也是同样的。

[0119] 另外,在上述的第 2 实施方式中,利用荧光体 43 的特性针对蓝紫色 LD67 相对增大了蓝色 LD66 的发光量,从而抑制了表层血管 72 的显示。取而代之,与上述的第 2 实施方式相同,也可以通过调节照明光的成分的其他方式来实现表层血管 72 的显示抑制。

[0120] 例如,如图 18 所示,作为为了抑制表层血管 72 的显示而使用的第 3 激光二极管,在光源装置 14 中具备青绿色 LD81。青绿色 LD81 是发出波长为 473nm 的青绿色激光的光源,与蓝色 LD66 和蓝紫色 LD67 同样地在耦合器 69 中被混合,作为照明光,从投光单元 41 照射被检测体内。青绿色激光被荧光体 43 扩散,作为青绿色的照明光,均匀地照射在视野内。此外,青绿色 LD81 在抑制表层血管 72 的显示时被点亮,在普通光观察时等被熄灭。

[0121] 如图 19 所示,对于青绿色光(473nm)而言,在比较了表层血管 72 和中深层血管 73 的反射率的情况下,表层血管 72 的反射率相对高,与其他波段的光相比也是在表层血管 72 和中深层血管 73 中的反射率之差较大的波长的光。因此,如上所述,通过在照明光中加入青绿色光,表层血管 72 的对比度相对于中深层血管 73 而相对降低,因此能够抑制表层血管 72 的显示。此外,与不使用青绿色光的情况相比,通过使用青绿色光,能够以更好的对比度

拍摄中深层血管 73 的像。

[0122] 在此,说明了利用青绿色光的例,但是在抑制表层血管 72 的显示的情况下,也可以作为照明光而追加其他波长的光,来相对降低 B 图像的对比度,从而抑制表层血管 72 的显示。例如,如图 20 所示,在作为第 3 光源而追加发出白色光的氙气灯 82 来抑制表层血管 72 的显示时,也可以通过点亮氙气灯 82 来增大包含在照明光中的普通光成分,从而相对降低 B 图像的对比度来抑制表层血管 72 的显示。

[0123] 第 3 实施方式

[0124] 另外,在第 1 实施方式中说明了抑制中深层血管 73 的显示的方式,在第 2 实施方式中说明了抑制表层血管 72 的显示的方式,优选在同一电子内窥镜系统中搭载这两种显示抑制功能。这是因为:将表层血管 72 和中深层血管 73 中的哪一个作为观察对象是随着病状等而不同的,根据将表层血管 72 和中深层血管 73 中的哪一个作为观察对象来更换电子内窥镜系统很烦杂,而且对被检测者的负担也比较大。

[0125] 在一个电子内窥镜中搭载中深层血管 73 和表层血管 72 的显示抑制功能的情况下,如图 21 所示的电子内窥镜系统 86 那样,只要在 DSP52 中设置抑制显示处理部 60,且在光源装置 14 的 CPU68 中设置光量比调节部 77,通过设定来选择任一个起作用即可。

[0126] 这样,在同时具备抑制显示处理部 60 和光量比调节部 77 的情况下,如图 22 所示的设定窗 87 那样,优选使用可以一次性设定对中深层血管 73 和表层血管 72 中的哪一方进行抑制显示的抑制显示设定用的 GUI。通过对操作部 56 进行操作,在监视器 22 中显示设定窗 87,例如,设定窗 87 具有择一性复选框 88a ~ 88c、抑制度设定栏 89a、89b。

[0127] 在抑制表层血管 72 的显示的情况下,在设定窗 87 中选择复选框 88a,在抑制度设定栏 89a 中设定抑制度。由此,光量比调节部 77 开始工作,根据在抑制度设定栏 89a 中设定的抑制度,抑制表层血管 72 的显示。

[0128] 在抑制中深层血管 73 的显示的情况下,在设定窗 87 中选择复选框 88b,在抑制度设定栏 89b 中设定抑制度。由此,抑制显示处理部 60 开始工作,根据在抑制度设定栏 89b 中设定的抑制度,抑制中深层血管 73 的显示。

[0129] 在对表层血管 72 和中深层血管 73 都不进行显示抑制的情况下,选择复选框 88c。由此,电子内窥镜系统 86 使抑制显示处理部 60 和光量比调节部 77 都不工作,在特殊光观察时,如在第 1 实施方式和第 2 实施方式中说明的那样,生成特殊光图像。

[0130] 另外,上述的设定窗 87 的方式是一例,也可以使用其他方式的设定窗 87。例如,说明了在设定窗 87 中的抑制度设定栏 89a、89b 中输入数值的例子,但是,优选可通过滑动条等直观地进行操作。此外,由于在设定窗 87 中设定的设定内容会随着每位医师而不同,因此优选按每一位使用电子内窥镜系统的医师而分开保存,通过输入所使用的医师的 ID 等来复原上一次的使用状态。

[0131] 另外,在此,说明了通过使抑制显示处理部 60 和光量比调节部 77 中的任一方起作用来抑制中深层血管 73 和表层血管 72 中的任一方的显示的例子,但是,在抑制表层血管 72 的显示时,也可以同时使用抑制显示处理部 60 和光量比调节部 77 这两者。如上所述,这是因为抑制显示处理部 60 能够抑制中深层血管 73 的显示,并且能够通过 B 信号上相加 R 信号或 G 信号来抑制表层血管 72 的显示。

[0132] 第 4 实施方式

[0133] 在上述的第 1 ~ 第 3 实施方式中,说明了无论是否在 DIP53 中进行频率强调处理,通过抑制表层血管 72 和中深层血管 73 中的不作为观察对象的血管的显示,来提高作为观察对象的血管的可见度的例子,但是也可以联动地进行在 DIP53 中实施的强调处理、和在第 1 ~ 第 3 实施方式中说明的血管的抑制显示处理。以下,如在第 3 实施方式中说明的那样,在一个电子内窥镜系统 86 中同时设置抑制显示处理部 60 和光量比调节部 77。

[0134] 此时,例如如图 23 所示,使用设定是否进行强调处理的设定窗 91,选择是对表层血管 72 实施强调处理,还是对中深层血管 73 实施强调处理,或者对两者都不实施强调处理。设定要强调的血管、或者设定不进行强调处理的复选框 92a ~ 92c 的选择是择一性的。强调度设定栏 93a、93b 是输入对表层血管 72 及中深层血管 73 进行何种程度的强调来显示的栏,例如,可通过 1 ~ 100 的数值来进行设定。

[0135] 在为了强调表层血管 72 而选择了复选框 92a 的情况下,电子内窥镜系统按照如下方式工作。复选框 92a 是进行强调表层血管 72 的设定的复选框,而并不是选择是否进行中深层血管 73 的抑制处理的复选框。但是,在表层血管 72 为观察对象的情况下,由于重叠在表层血管 72 上的中深层血管 73 有时会妨碍表层血管 72 的观察,因此处理装置 13 的 CPU51 选择复选框 92a,与执行了进行强调表层血管 72 的频率强调处理的设定的情形联动地,使 DSP52 的抑制显示处理部 60 工作。因此,DSP52 基于从 CCD21 输入的各颜色的摄像信号,通过抑制显示处理部 60 生成中深层血管抑制图像 74,并输入给 DIP53。

[0136] DIP53 对所输入的中深层血管抑制图像 74 实施强调表层血管 72 的规定频率的频率强调处理。因此,在显示在监视器 22 上的观察图像中,伴随着在设定窗 91 中进行了强调表层血管 72 的设定,表层血管 72 通过频率强调处理被强调的同时,自动抑制有可能妨碍表层血管 72 的观察的中深层血管 73 的显示。

[0137] 另外,DIP53 通过频率强调处理,以输入到强调度设定栏 93a 的强调度相应的程度,强调表层血管 72 的像。另一方面,抑制显示处理部 60 在生成中深层血管抑制图像 74 时,将抑制度自动设定为与在强调度设定栏 93a 中输入的强调度相对应的抑制度(例如,与强调度相同的值),并基于该抑制度决定 R 信号的相加率。

[0138] 同样,在为了强调中深层血管 73 而选择了复选框 92b 的情况下,电子内窥镜系统按照如下方式工作。复选框 92b 是进行强调中深层血管 73 的设定的复选框,而并不是选择是否进行表层血管 72 的抑制处理的复选框。但是,在中深层血管 73 为观察对象的情况下,由于有时重叠在中深层血管 73 上的表层血管 72 会妨碍中深层血管 73 的观察,因此处理装置 13 的 CPU51 选择复选框 92b,与执行了进行强调中深层血管 73 的频率强调处理的设定联动地,使光量比调节部 77 工作。因此,在强调中深层血管 73 的情况下,通过光量比调节部 77 调节蓝色 LD66 和蓝紫色 LD67 的发光量之比,从而调节在照明光中包含的成分,DSP52 所生成的特殊光图像 71 成为表层血管抑制图像 78。

[0139] DIP53 对从 DSP52 输入的表层血管抑制图像 78 实施强调中深层血管 73 的规定频率的频率强调处理。因此,显示在监视器 22 上的观察图像中,伴随着在设定窗 91 中进行了强调中深层血管 73 的设定,通过频率强调处理强调了中深层血管 73 的同时,自动抑制有可能妨碍中深层血管 73 的观察的表层血管 72 的显示。

[0140] 另外,DIP53 通过频率强调处理,以与输入到强调度设定栏 93b 的强调度相应的程度,强调中深层血管 73 的像。另一方面,光量比调节部 77 在调节蓝色 LD66 和蓝紫色 LD67

的发光量之比时,将抑制度自动设定为与输入到强调度设定栏 93b 的强调度相对应的抑制度(例如,与强调度相同的值),并基于该抑制度决定蓝色 LD66 和蓝紫色 LD67 的发光量之比。

[0141] 由此,若联动地进行 DIP53 的强调处理和抑制显示处理,则只要选择想要观察的对象,就能够自动抑制妨碍观察的微细组织的显示,不需要单独设定强调和抑制就能够提高可用性。

[0142] 另外,在上述的第 4 实施方式中,说明了与进行强调处理的设定联动地抑制不作为观察对象的血管的显示的例子,但是也可以与抑制显示的设定联动地将不进行抑制的一方血管当作观察对象来自动进行强调处理。

[0143] 另外,在上述的第 4 实施方式中,说明了同时具备抑制显示处理部 60 和光量比调节部 77 的电子内窥镜系统的例子,但是也可以在第 1 实施方式的电子内窥镜系统 11 或第 2 实施方式的电子内窥镜系统 76 的情况下联动地进行强调处理的设定和抑制显示的设定。

[0144] [第 5 实施方式]

[0145] 另外,在上述的第 1~第 4 实施方式中,使用彩色 CCD 同时获取了三色信号。取而代之,也可以使用单色摄像元件按顺序拍摄三种颜色的各个颜色。在该面顺次式的电子内窥镜系统中,也能够抑制表层血管 72 或中深层血管 73 的显示。以下,说明面顺次式的电子内窥镜的例子,对与第 1~第 4 实施方式相同的部件附加同一符号,并省略说明。

[0146] 如图 24 所示,电子内窥镜系统 101 在电子内窥镜 12 中作为摄像元件而具备 CCD102。CCD102 是没有设置彩色滤色器的单色摄像元件,通过切换向被检测体内照射的照明光的颜色,按每个颜色依次进行拍摄。

[0147] DSP52 基于来自 CCD102 的多张的摄像信号,生成一张图像数据。DSP52 根据设定,组合所有 RGB 各颜色来生成普通光图像数据,例如,组合在蓝色照明光下拍摄的蓝色图像、和在绿色照明光下拍摄的绿色图像来生成与特殊光图像 71 对应的图像数据(后述)。

[0148] 此外,DSP52 具备抑制显示处理部 103。抑制显示处理部 103 基于从 CCD102 依次输入的多个颜色的摄像信号,生成抑制了表层血管 72 的显示的图像数据、或抑制了中深层血管 73 的显示的图像数据。抑制显示处理部 103 在抑制表层血管 72 或中深层血管 73 的显示的情况下起作用。

[0149] 光源装置 104 具备白色光源 105 和旋转滤色器 106。白色光源 105 是白色 LD 或 LED、氙气灯等、射出宽频带的白色光的光源,通过 CPU68 调节发光定时和发光量。

[0150] 旋转滤色器 106 配置在白色光源 105 的前面,是在从白色光源 105 射出的白色光之中提取规定波长的窄带光并使该窄带光入射至电子内窥镜 12 的滤色器。如后述那样,旋转滤色器 106 被划分为多个区域,在各个区域的每一个中所选择的窄带光的波长是不同的。此外,旋转滤色器 106 以旋转自如的方式配置在白色光源 105 的前面,通过 CPU68 的控制,以规定的定时进行旋转。由此,依次切换作为照明光而照射至被检测体内的窄带光的波长。

[0151] 透过旋转滤色器 106 而成为窄带光的照明光经由未图示的透镜等,被引导至光导向器 42,经由设置在电子内窥镜 12 的前端部 20 中的透镜或照明窗等而照射至被检测体内。

[0152] 如图 25 所示,旋转滤色器 106 具备使极窄的波段的光(以下,称作窄带光)透过的三种滤色器。蓝色窄带滤色器 111 使蓝色的窄带光透过,绿色窄带滤色器 112 使绿色的

窄带光透过,青绿色窄带滤色器 113 使青绿色的窄带光透过。例如,优选蓝色窄带光的中心波长为 415nm、绿色窄带光的中心波长为 540nm、青绿色窄带光的中心波长为 445nm。在此,为了简化说明,按照蓝色窄带滤色器 111、绿色窄带滤色器 112 和青绿色窄带滤色器 113 对旋转滤色器 106 进行了三等分,但是也可以具备使红色等其他颜色透过的滤色器、或使规定范围的波段的光透过的滤色器、或使所有颜色的光透过/遮蔽的滤色器等。此外,为了在各颜色中确保所需的照射时间,适当确定各滤色器所占的角度。

[0153] 如图 26 所示,在进行特殊光观察的情况下,电子内窥镜系统 101 基于由 DSP52 在透过了蓝色窄带滤色器 111 的蓝色窄带光的照明下拍摄的蓝色摄像信号,生成蓝色图像数据 114。此外,基于在透过了绿色窄带滤色器 112 的绿色窄带光的照明下拍摄的绿色摄像信号,生成绿色图像数据 115。之后, DSP52 生成将蓝色图像数据 114 分配给 B 像素及 G 像素、将绿色图像数据 115 分配给 R 像素的图像数据。基于这样生成的图像数据的图像对应于上述的第 1~第 4 实施方式中的特殊光图像 71。

[0154] 在抑制中深层血管 73 的显示的情况下, DSP52 生成蓝色图像数据 114 和绿色图像数据 115,并基于在青绿色窄带光的照明下拍摄的青绿色摄像信号同时生成青绿色图像数据 116。之后, DSP52 通过抑制显示处理部 103 生成中深层血管抑制图像数据 117。

[0155] 此时,抑制显示处理部 103 首先生成按照每个像素相加了绿色图像数据 115 和青绿色图像数据 116 的第 1 中间图像数据 121。通过绿色图像数据 115,中深层血管 73 被表现为对比度高的图像。另一方面,青绿色窄带光(445nm)是与其他波长相比,在表层血管 72 和中深层血管 73 以及粘膜之间的反射率之差较少的波长的光(参照图 19)。因此,通过青绿色图像数据 116 表现的中深层血管 73 及表层血管 72 的对比度较低。因此,通过相加绿色图像数据 115 和青绿色图像数据 116,从而在第 1 中间图像数据 121 中,对于绿色图像数据 115 来说中深层血管 73 的对比度得到降低。

[0156] 另外,在生成第 1 中间图像数据 121 时,绿色图像数据 115 和青绿色图像数据 116 的加法运算是根据预先设定的抑制度以加权方式进行的。例如,抑制度越大,相对于绿色图像数据 115 则青绿色图像数据 116 的比例就越多,更能降低中深层血管 73 的对比度。

[0157] 抑制显示处理部 103 在 R 像素中使用第 1 中间图像数据 121,并且在 B 像素及 G 像素中使用蓝色图像数据 114 来合成第 1 中间图像数据 121 和蓝色图像数据 114,从而生成中深层血管抑制图像数据 117。由于表层血管 72 成为对于蓝色图像数据 114 而言对比度高的图像,因此在抑制显示处理部 103 生成的中深层血管抑制图像数据 117 中,作为 B 像素及 G 像素的像,能以与蓝色图像数据 114 相等的对比度观察表层血管 72。另一方面,中深层血管 73 的对比度在生成了第 1 中间图像数据 121 的阶段中被降低,因此在中深层血管抑制图像数据 117 中其对比度也降低,可抑制中深层血管 73 的显示。

[0158] 在抑制表层血管 72 的显示的情况下, DSP52 生成蓝色图像数据 114、绿色图像数据 115 和青绿色图像数据 116。并且, DSP52 通过抑制显示处理部 103 生成表层血管抑制图像数据 118。

[0159] 在生成表层血管抑制图像数据 118 情况下,抑制显示处理部 103 首先生成按照每个像素相加了蓝色图像数据 114 和青绿色图像数据 116 的第 2 中间图像数据 122。表层血管 72 被拍摄成蓝色图像数据 114 的对比度。另一方面,如上所述那样,由于青绿色窄带光是在表层血管 72、中深层血管 73 和粘膜中的反射率之差较少的波长,因此以青绿色图像数

据 116 反映出的表层血管 72 的对比度较低。因此,通过相加蓝色图像数据 114 和青绿色图像数据 116,从而在第 2 中间图像数据 122 中,针对蓝色图像数据 114,可降低表层血管 72 的对比度。

[0160] 另外,在生成第 2 中间图像数据 122 时,蓝色图像数据 114 和青绿色图像数据 116 的加法运算是根据预先设定的抑制度以加权方式进行的。例如,所设定的抑制度越大,相对于蓝色图像数据 114 则青绿色图像数据 116 的比例就越多,更能降低表层血管 72 的对比度。

[0161] 抑制显示处理部 103 在 B 像素及 G 像素中使用第 2 中间图像数据 122,并且在 R 像素中使用绿色图像数据 115,从而合成第 2 中间图像数据 122 和蓝色图像数据 114,生成表层血管抑制图像数据 118。由于中深层血管 73 的绿色图像的对比度大,因此在表层血管抑制图像数据 118 中,也能够作为 R 像素的像而以与绿色图像数据 115 相等的对比度表现中深层血管 73。另一方面,由于表层血管 72 的对比度在生成第 2 中间图像数据 122 的阶段被降低,因此在表层血管抑制图像数据 118 中其对比度也降低,可抑制表层血管 72 的显示。

[0162] 另外,在上述的第 5 实施方式中,说明了利用具备蓝色窄带滤色器 111、绿色窄带滤色器 112 和青绿色窄带滤色器 113 这三个滤色器的旋转滤色器 106 的例子,但是并不限于此。

[0163] 例如,如图 29 所示,也可以交换自如地与上述的旋转滤色器 106 一起设置具有蓝色窄带滤色器 111 和绿色窄带滤色器 112 的旋转滤色器 123,在抑制表层血管 72 或中深层血管 73 的显示时,使用旋转滤色器 106,在不抑制显示时,使用旋转滤色器 123。

[0164] 另外,在上述的第 5 实施方式中,使用蓝色窄带滤色器 111、绿色窄带滤色器 112 和青绿色窄带滤色器 113 这三种滤色器。取而代之,例如图 30 所示,以可更换的方式设置具有蓝色窄带滤色器及绿色窄带滤色器这两种滤色器的旋转滤色器 123a ~ 123c。这些旋转滤色器 123a ~ 123c 的各蓝色窄带滤色器(蓝色 1 ~ 蓝色 3)的共同点是使蓝色的窄带光透过,但是各自透过的波长是不同的。因此,以蓝色图像数据 114 再现的表层血管 72 的对比度在各旋转滤色器 123a ~ 123c 中不同。

[0165] 同样,旋转滤色器 123a ~ 123c 的各绿色窄带滤色器(绿色 1 ~ 绿色 3)的共同点是使绿色的窄带光透过,但是各自的透过波长是不同的。因此,以绿色图像数据 115 再现的中深层血管 73 的对比度在各旋转滤色器 123a ~ 123c 中不同。

[0166] 因此,通过选择抑制表层血管 72 和中深层血管 73 中的哪一种血管的显示、或根据设定的抑制度从旋转滤色器 123a ~ 123c 中选择适当的滤色器,从而能够获得抑制了表层血管 72 或中深层血管 73 的图像数据。此时,若以在图 26 中说明的方式合成使用各旋转滤色器 123a ~ 123c 拍摄的蓝色图像数据 114 及绿色图像数据 115,则根据所使用的旋转滤色器 123a ~ 123c,能够获得没有显示抑制的特殊光图像、中深层血管抑制图像 117、表层血管抑制图像 118。

[0167] 另外,在上述的第 5 实施方式中说明的电子内窥镜系统 101 中,与上述的第 1 ~ 第 4 实施方式相同,通过在绿色图像数据 115(或蓝色图像数据 114)上相加青绿色图像数据 116,从而与未进行血管的抑制显示的情况相比,所生成的中深层血管抑制图像数据 117(或表层血管抑制图像数据 118)的色调产生变化。因此,如第 1 实施方式及第 2 实施方式中说明的那样,优选通过增益修正和色调变换处理对所生成的图像数据 114、115 的色

调进行修正。同样,如第 1 实施方式及第 2 实施方式中说明的那样,在相加青绿色图像数据 116 和绿色图像数据 115(或蓝色图像数据 114)时,也可以按照最终得到的像素值恒定的方式,在青绿色图像数据 116 和绿色图像数据 115(或蓝色图像数据 114)上乘以规定系数(加权系数)之后进行相加,从而调节色调。

[0168] 另外,在上述的第 5 实施方式中,说明了抑制表层血管 72 或中深层血管 73 的显示的例子,但是也可以如第 4 实施方式说明的那样,与强调显示联动地进行抑制显示。

[0169] 另外,在上述的第 5 实施方式中设置了青绿色窄带滤色器 113,通过在绿色图像数据 115 或蓝色图像数据 114 上相加将青绿色光作为照明光而进行拍摄时得到的青绿色图像数据 116,从而抑制了表层血管 72 或中深层血管 73 的显示。取而代之,例如,为了显示抑制而在绿色图像数据 115 或蓝色图像数据 114 上相加的图像数据只要是表层血管 72 或中深层血管 73 的对比度低的图像即可。因此,并不一定要相加青绿色图像数据 116,例如,也可以相加在红色窄带光的照明下得到的红色图像数据、或在白色光的照明下得到的白色光图像数据。此时,只要在旋转滤色器 106 中预先设置所需的滤色器或开口等即可。

[0170] 另外,在上述的第 1~第 4 实施方式中,说明了将 CCD21 输出的 B 信号分配给 B 像素及 G 像素、将 G 信号分配给 R 像素来生成图像数据的例子,但是 CCD21 输出的摄像信号与要生成的图像数据的像素之间的对应关系并不限于该例。同样,在第 5 实施方式中,说明了在 B 像素及 G 像素中使用蓝色图像数据 114、在 R 像素中使用绿色图像数据 115 来生成图像数据的例子,但是各颜色的图像数据与要生成的图像数据的像素之间的对应关系并不限于该例。例如,在将 B 信号分配给 B 像素、将 G 信号分配给 G 像素、将 R 信号分配给 R 像素的情况下,也能够与上述的第 1~第 4 实施方式同样地抑制表层血管 72 或中深层血管 73 的显示。此外,如第 5 实施方式所示,在面顺次式的电子内窥镜系统 101 中也是同样的。

[0171] 另外,除了 CCD 之外,还可以使用 CMOS 等其他方式的摄像元件。此外,适当确定所使用的摄像元件的个数或配置等。

[0172] 另外,在上述的第 1~第 5 实施方式中,说明了在 DSP52 中设置抑制显示处理部并通过信号处理生成抑制了观察对象外的血管的显示的图像数据的例子。取而代之,例如,也可以在 DSP52 中基于从 CCD 输入的摄像信号按每个颜色生成图像数据,在 DIP53 中实施合成这些各颜色的图像数据的图像处理,从而如上述的第 1~第 5 实施方式那样,生成抑制了观察对象外的血管的显示的观察图像。

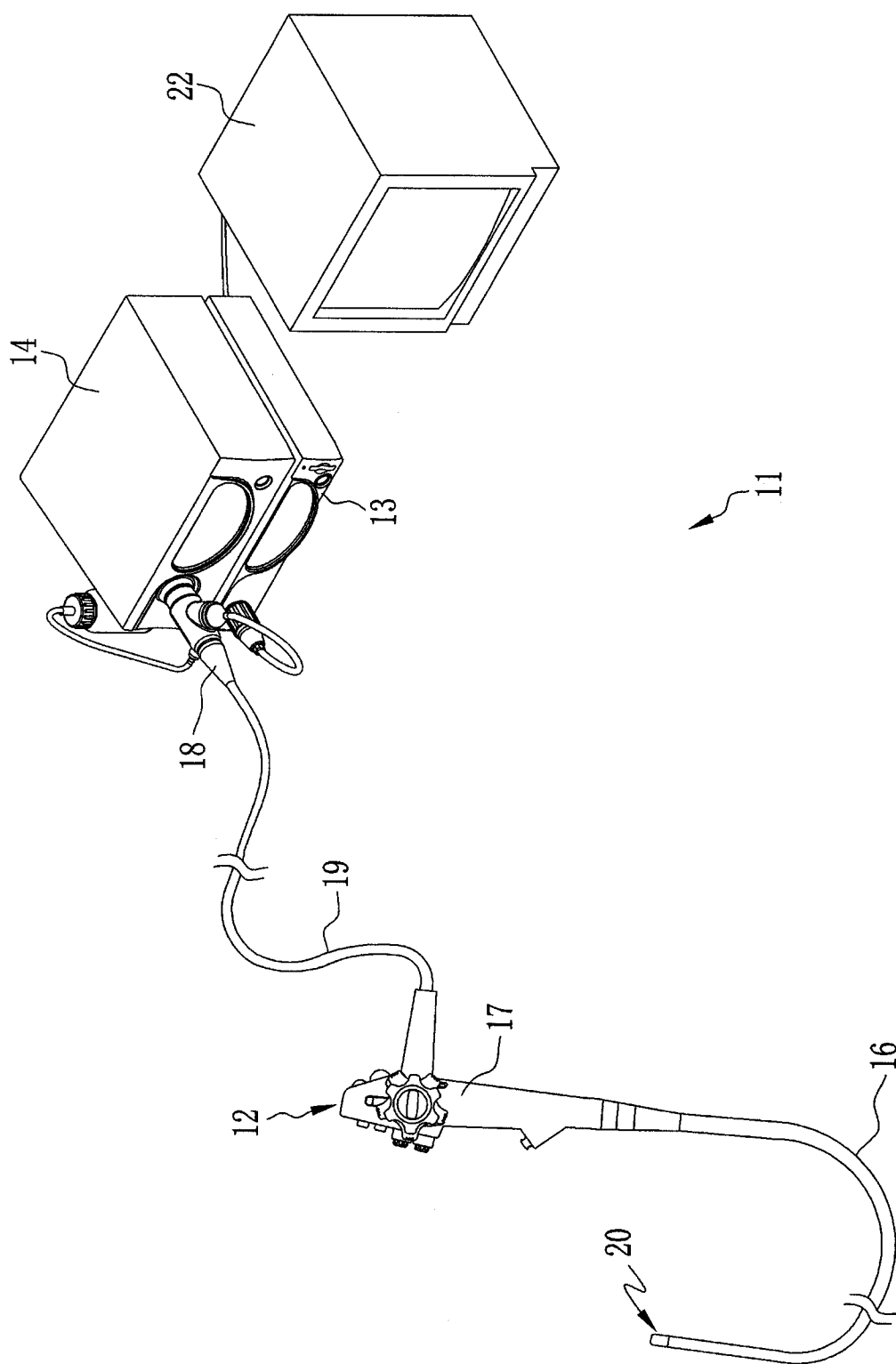


图 1

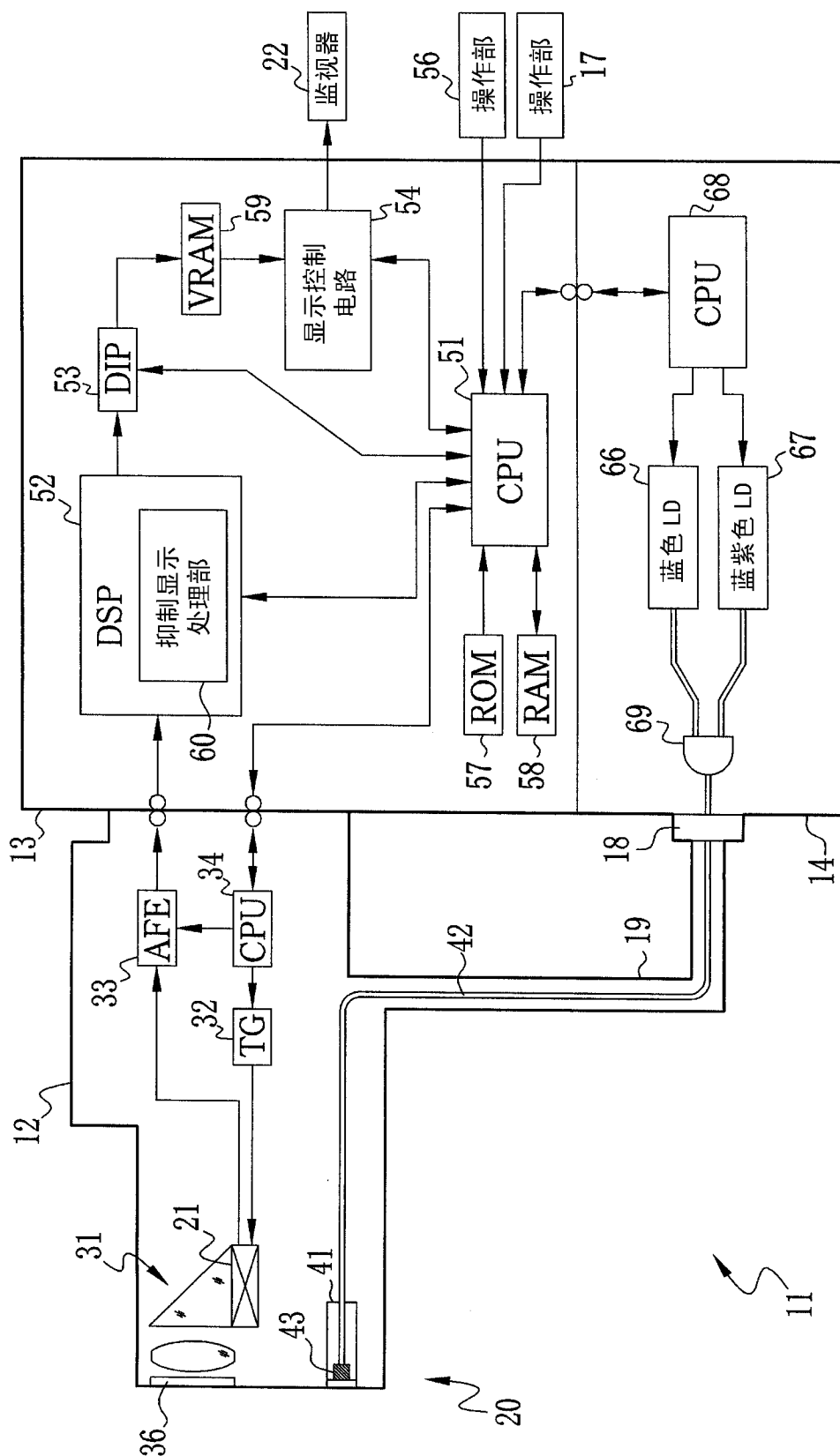


图 2

CCD 特殊光图像数据

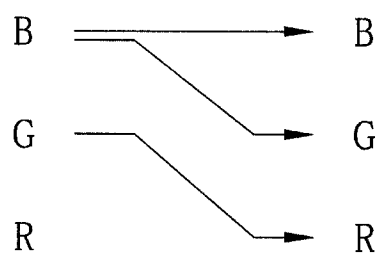


图 3

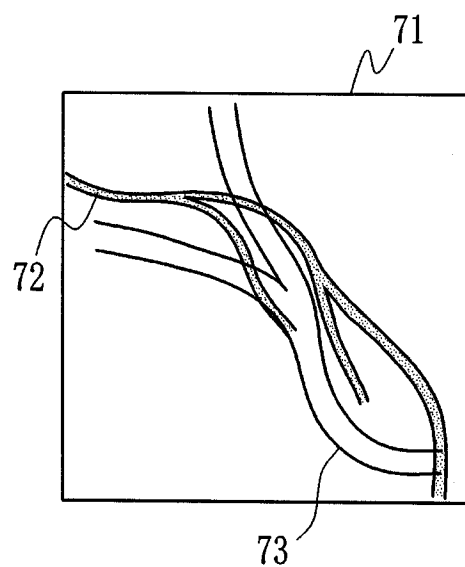


图 4

CCD 中深层血管抑制图像数据

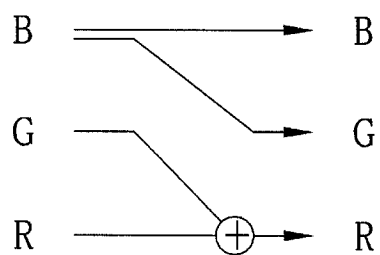


图 5

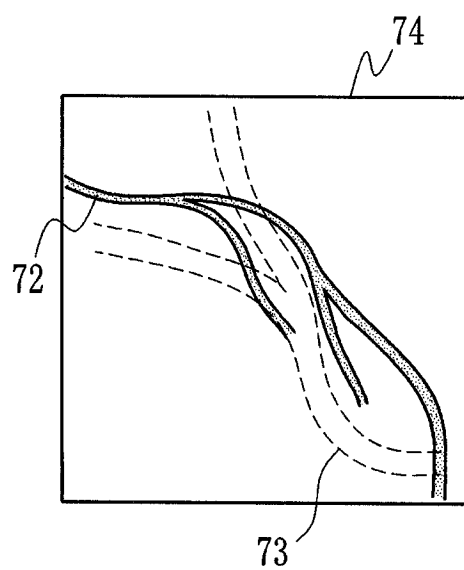


图 6

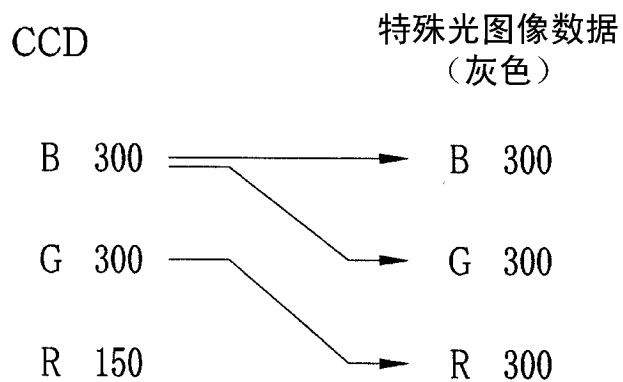


图 7A

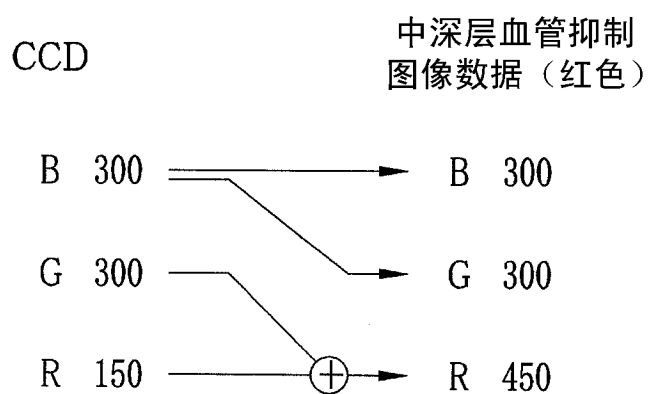


图 7B

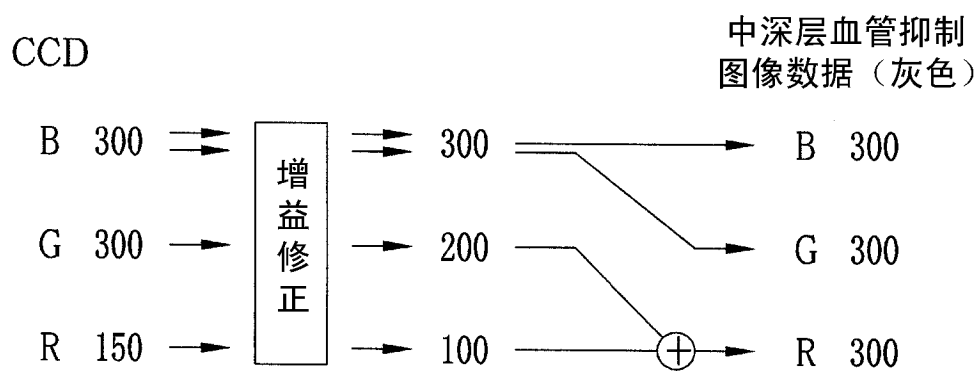


图 8

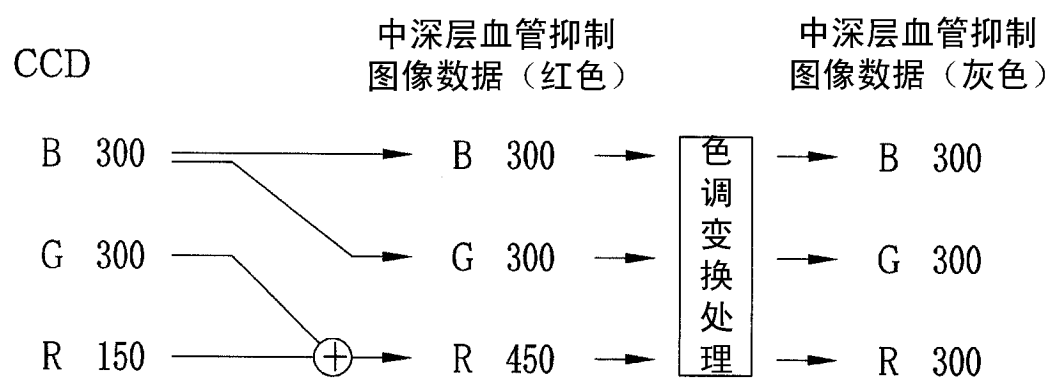


图 9

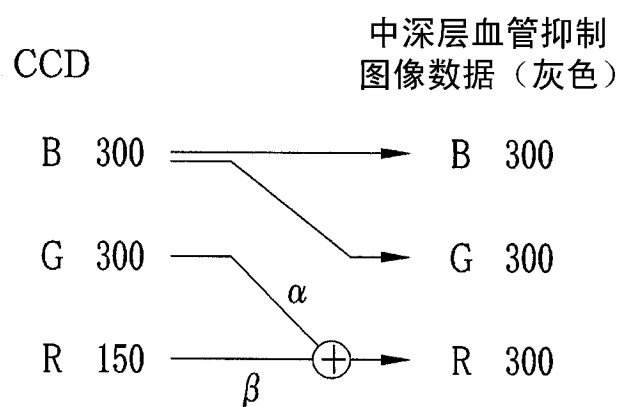


图 10

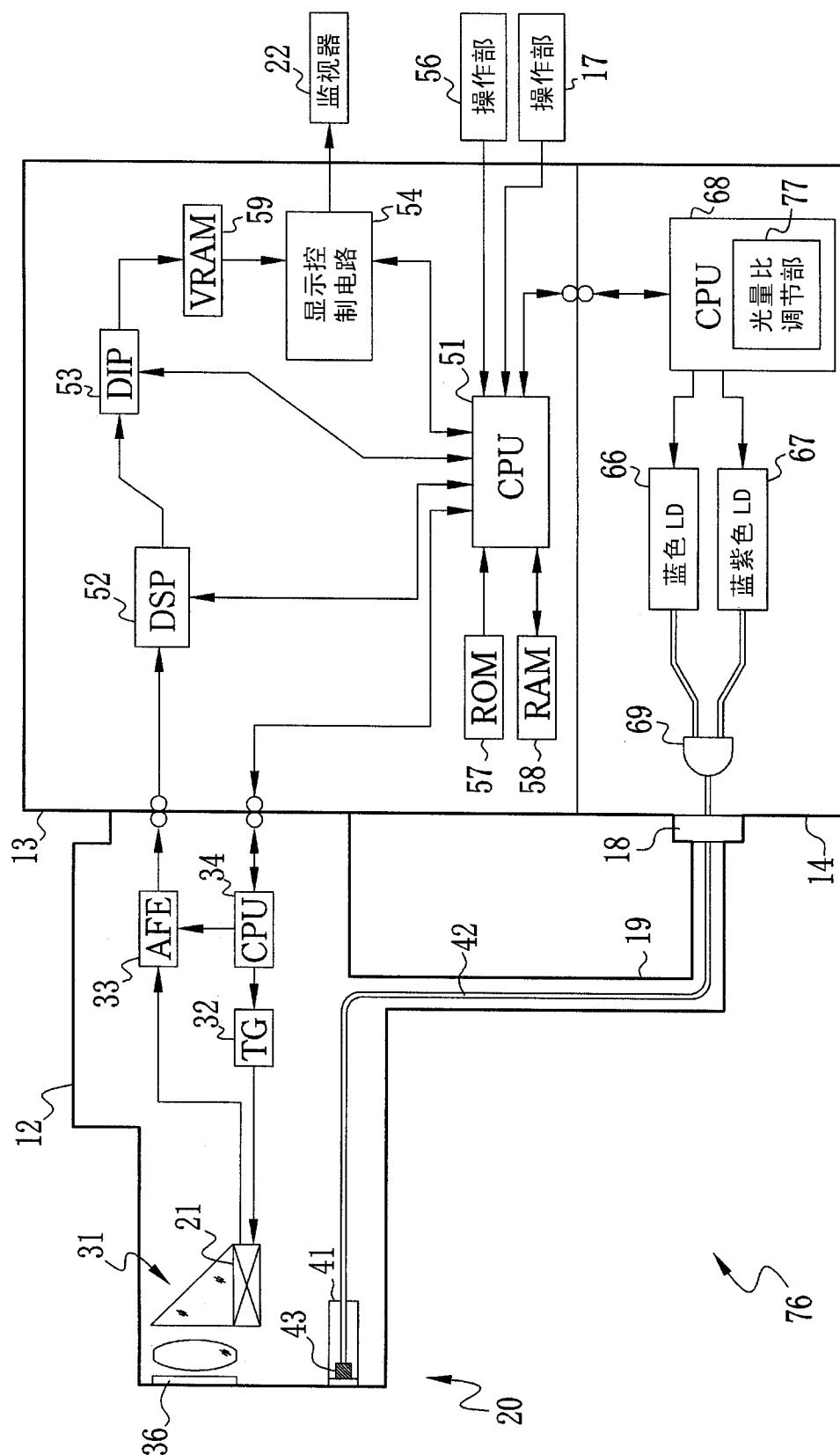


图 11

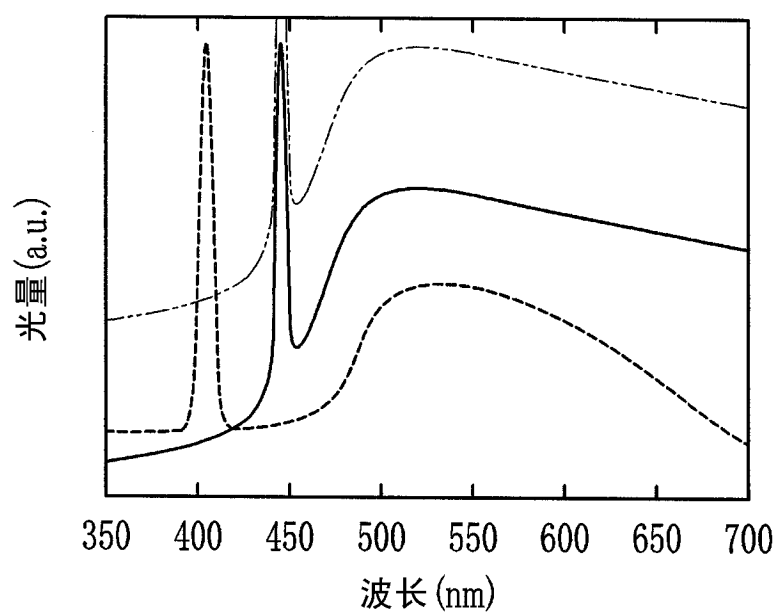


图 12

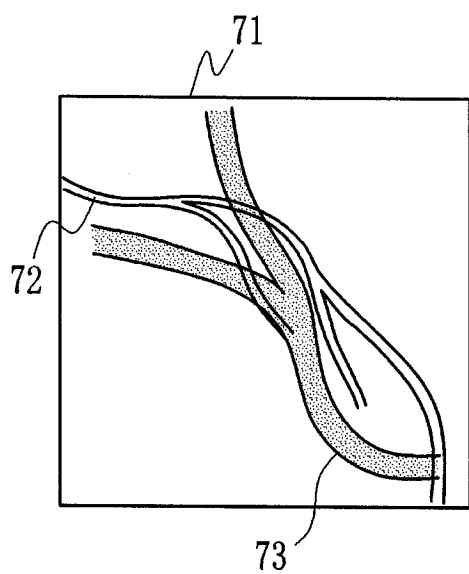


图 13A

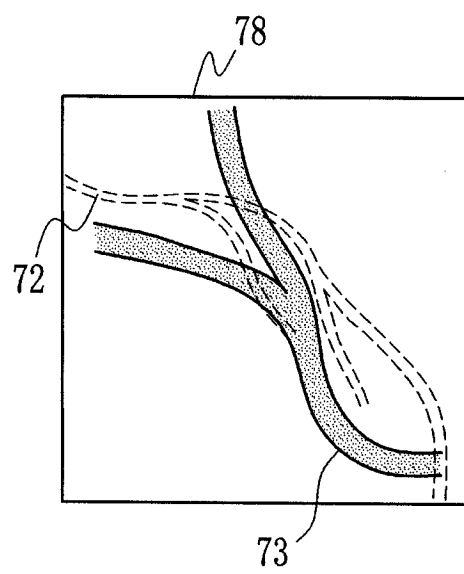


图 13B

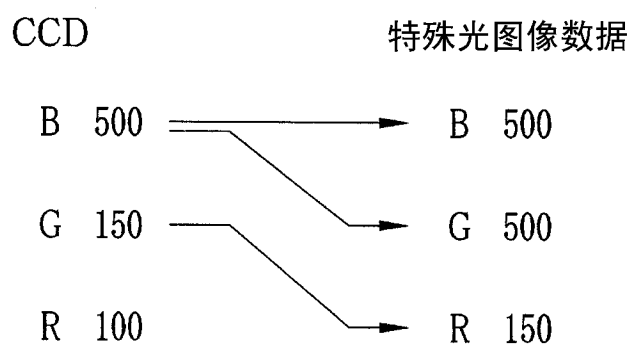


图 14A

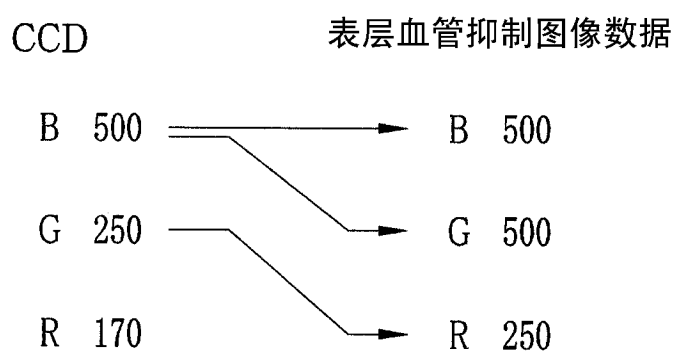


图 14B

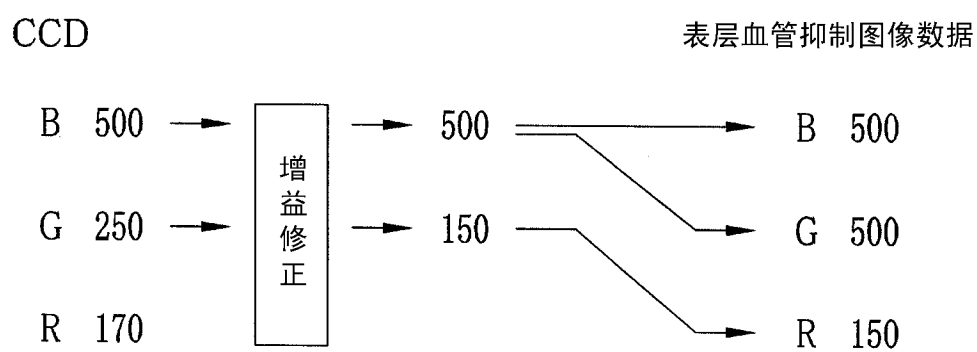


图 15

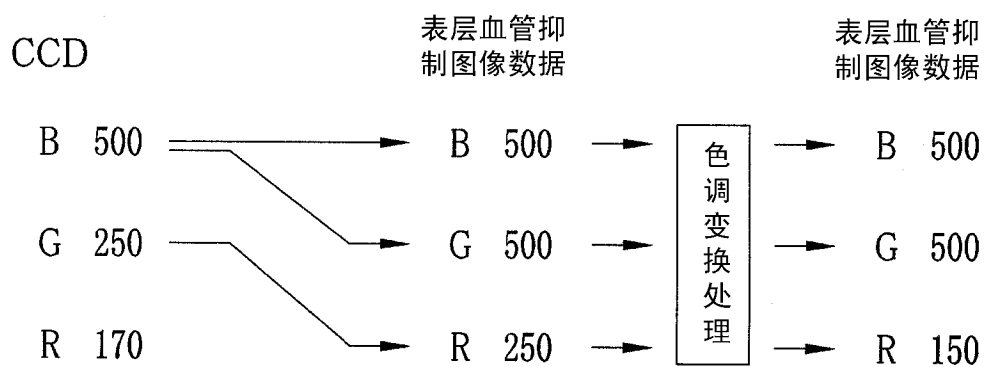


图 16

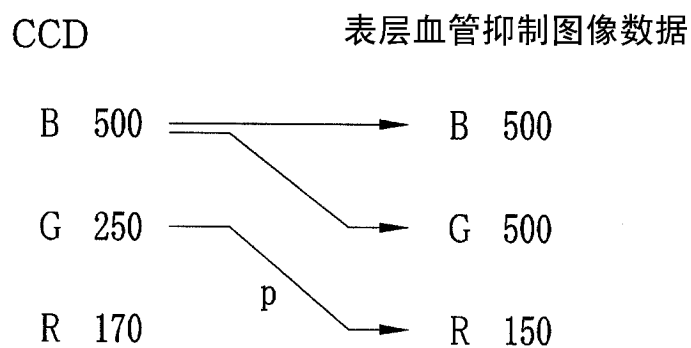


图 17

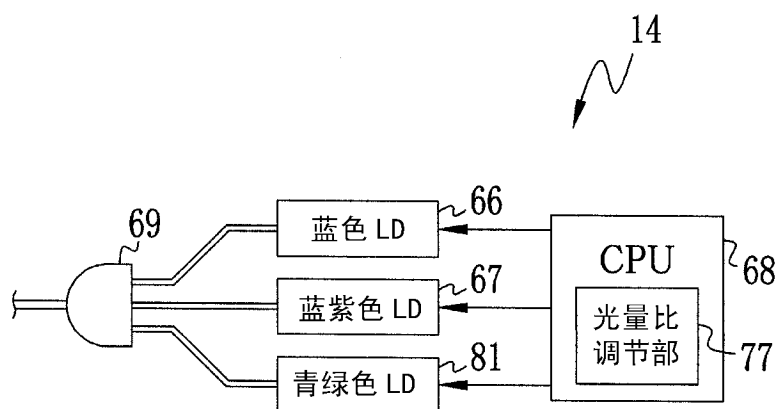


图 18

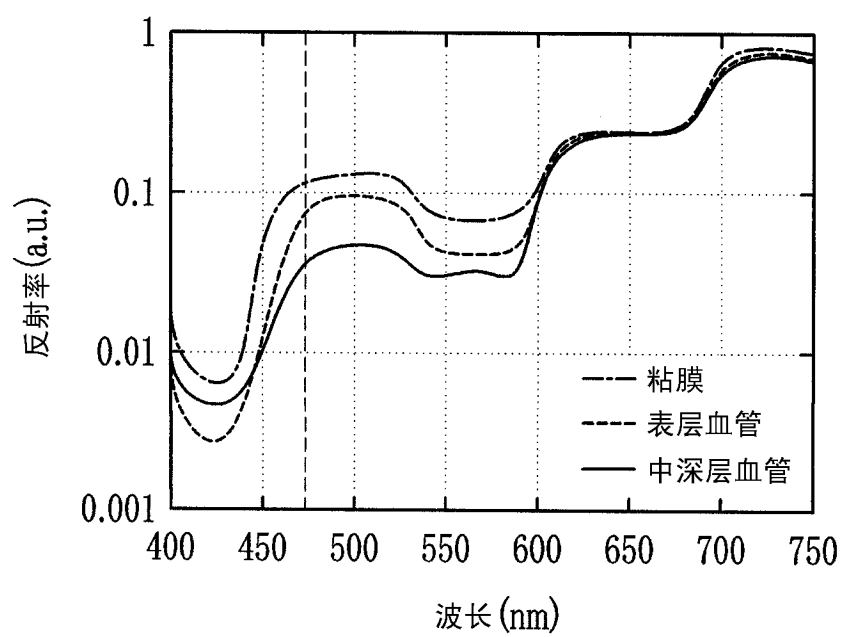


图 19

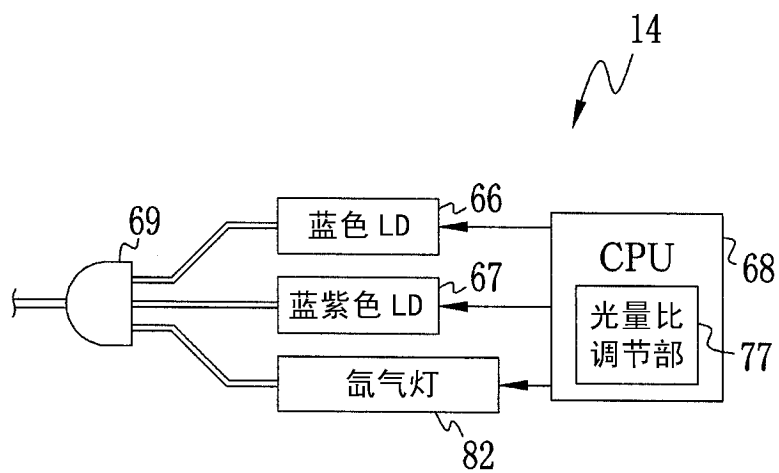


图 20

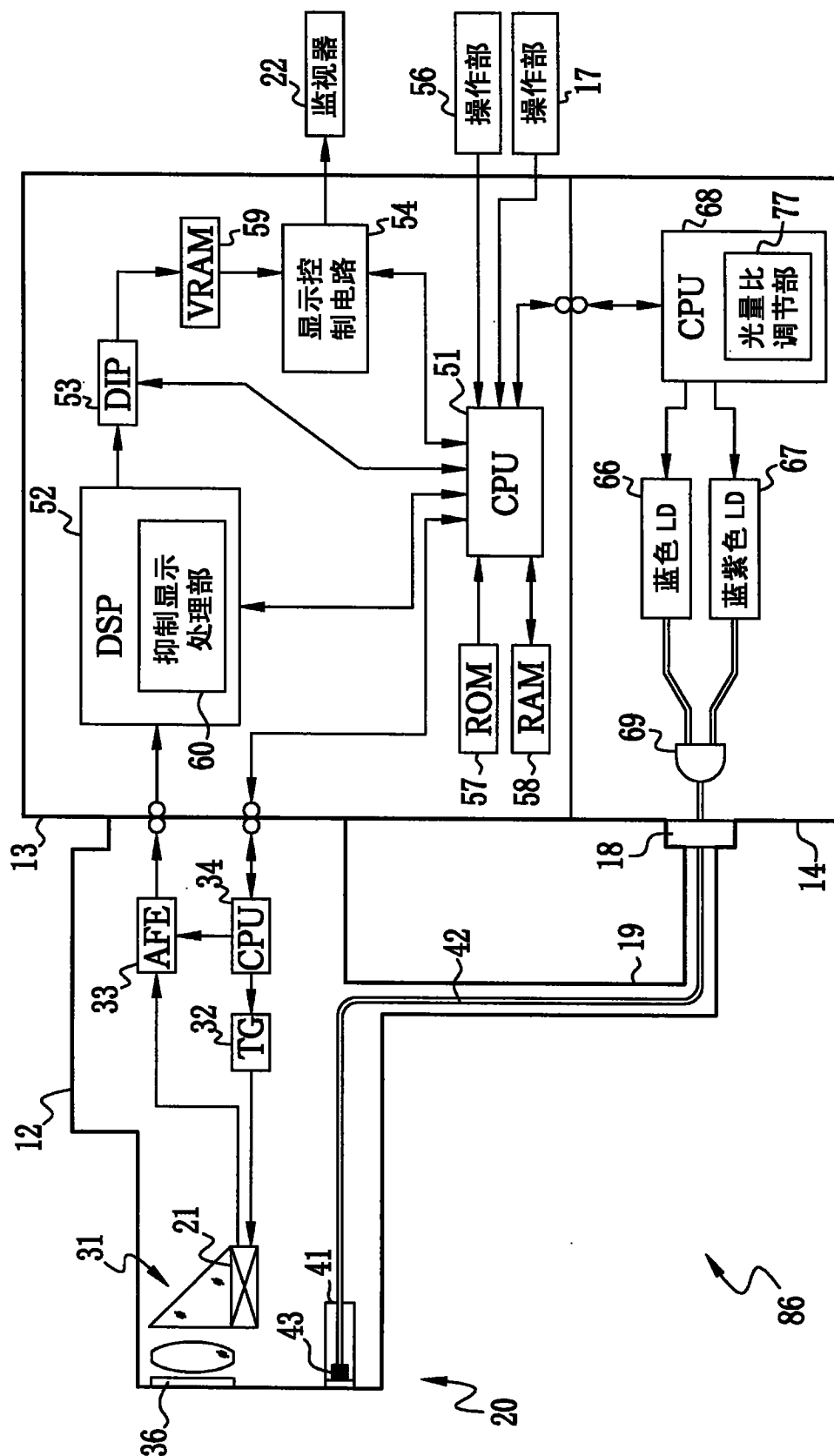


图 21

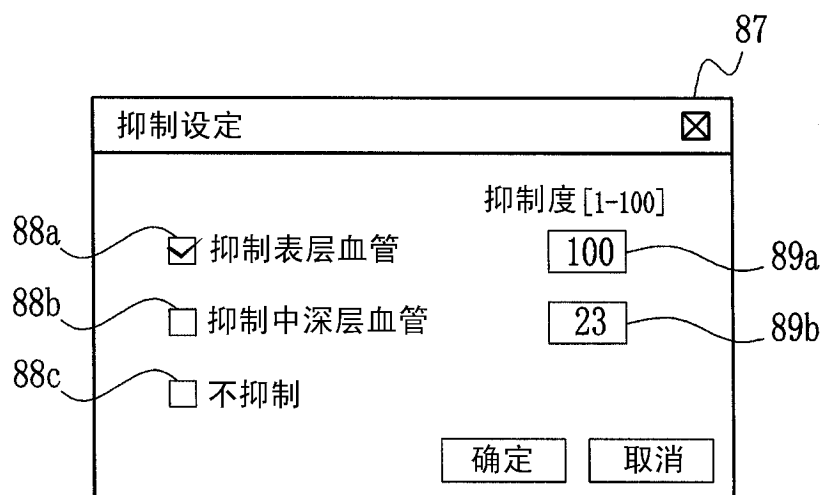


图 22

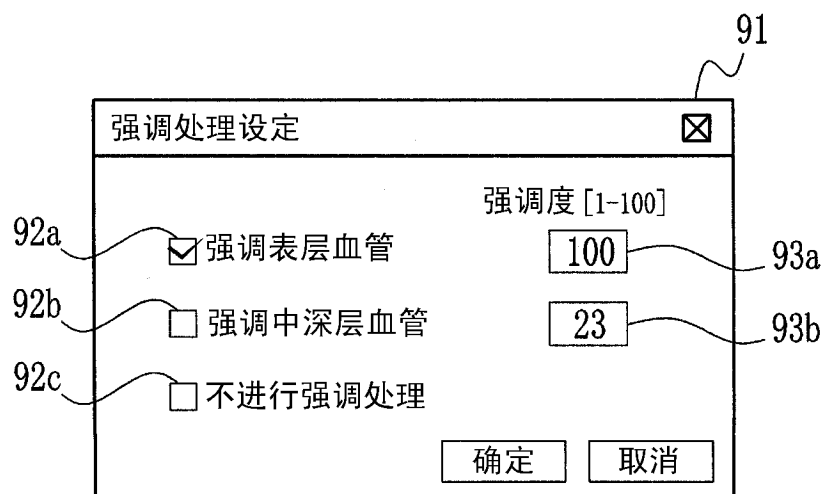


图 23

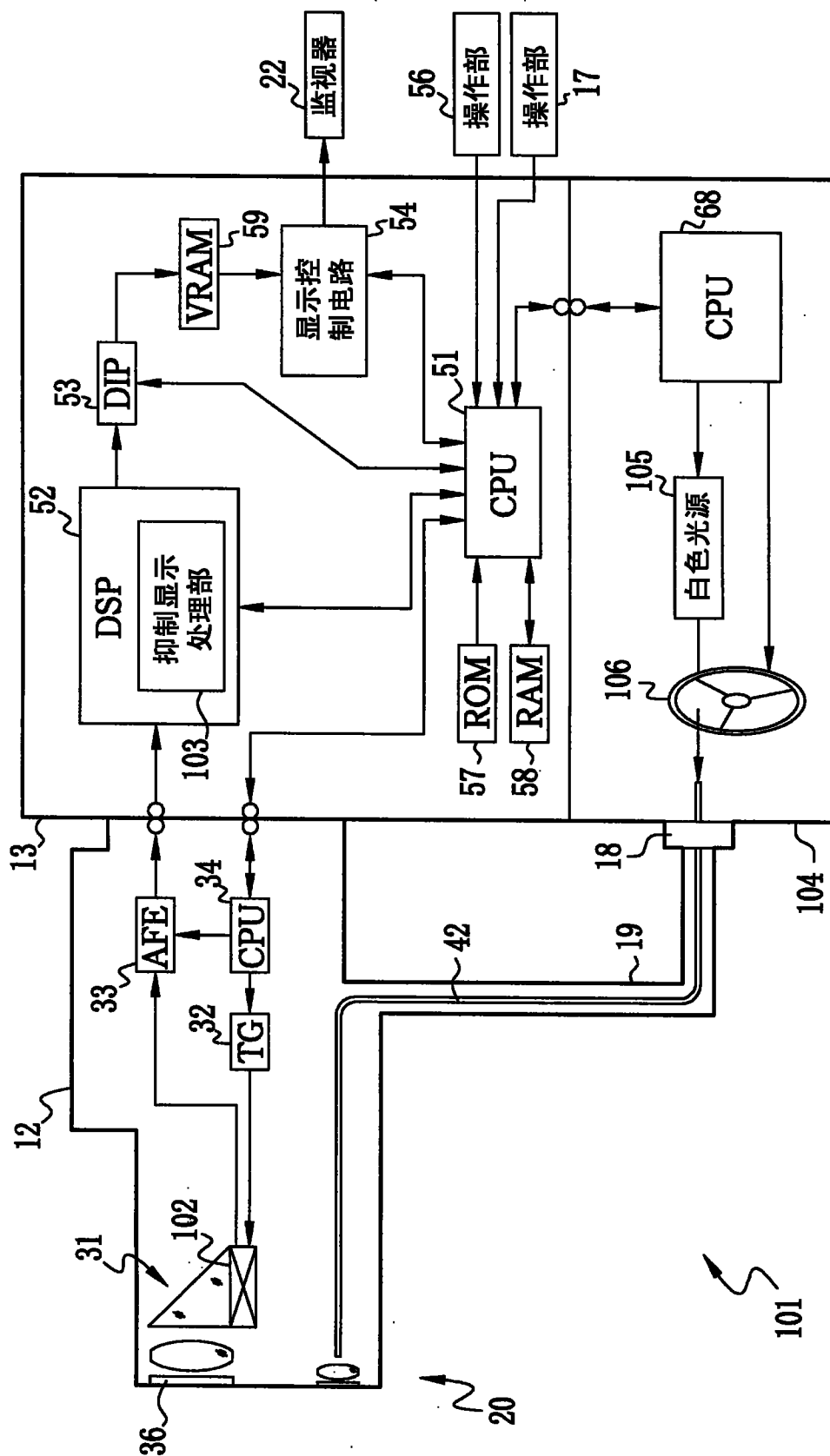


图 24

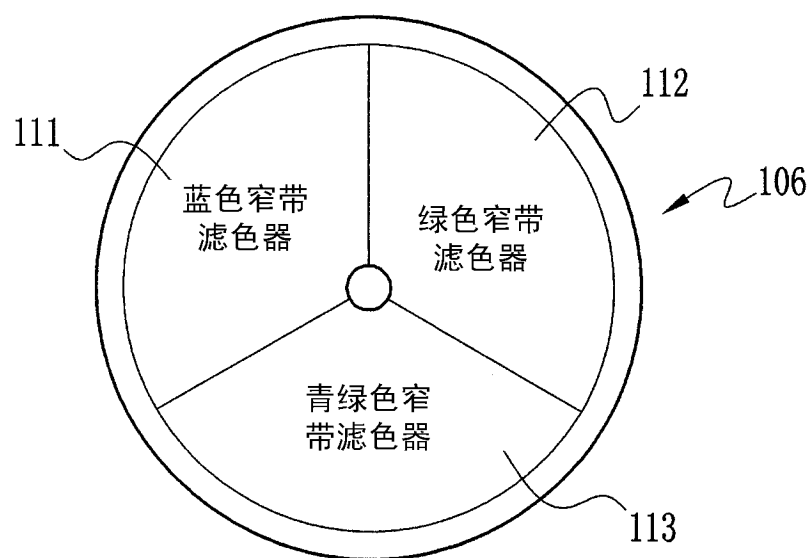


图 25

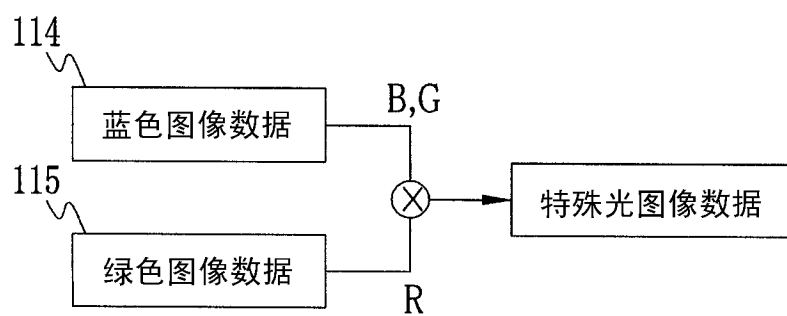


图 26

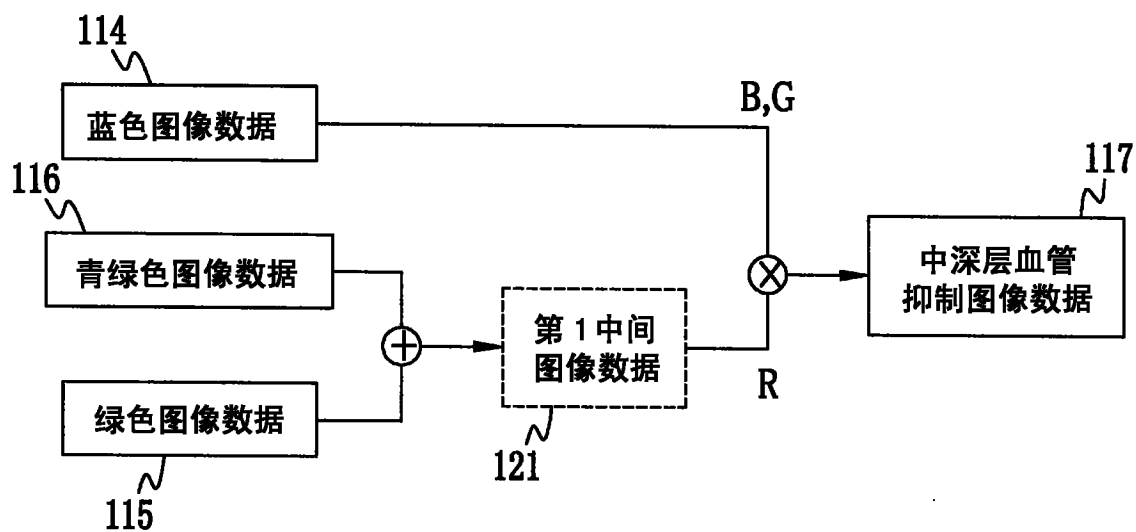


图 27

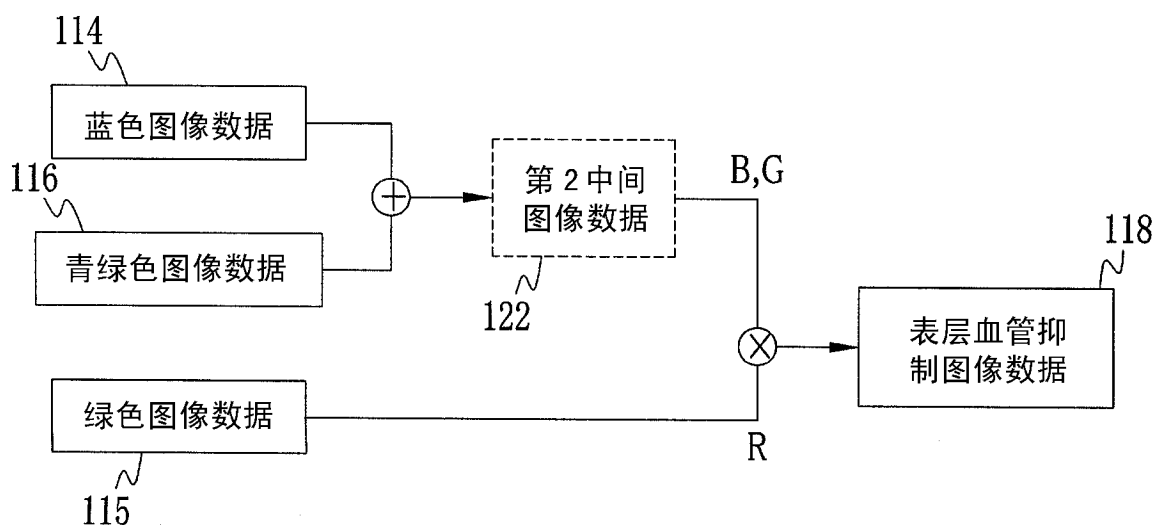


图 28

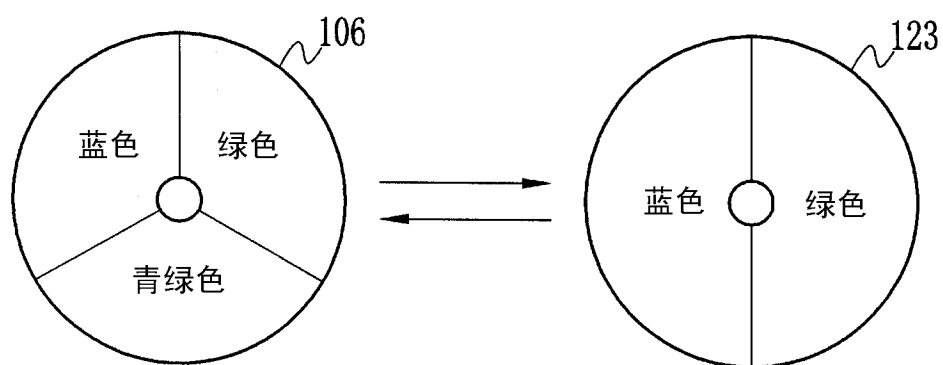


图 29

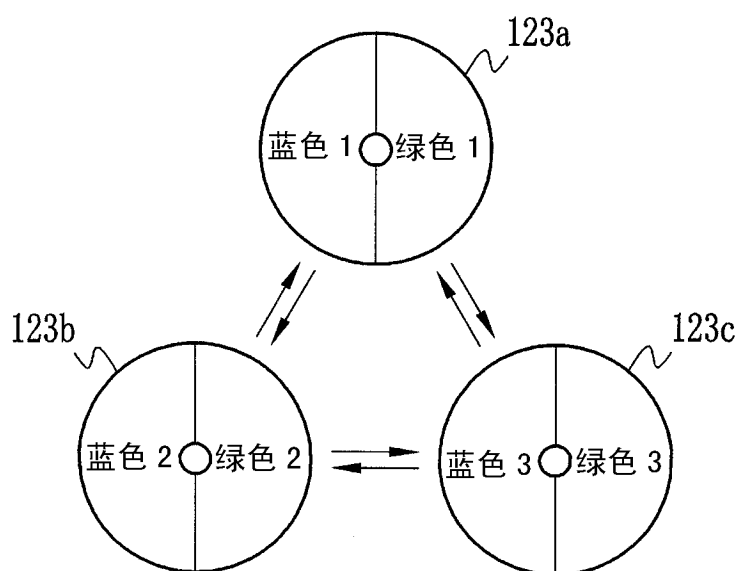


图 30

专利名称(译)	电子内窥镜系统		
公开(公告)号	CN102613953A	公开(公告)日	2012-08-01
申请号	CN201110447604.7	申请日	2011-12-28
[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	A61B1/04 A61B1/06 A61B1/00		
优先权	2011014724 2011-01-27 JP		
其他公开文献	CN102613953B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本申请提供一种电子内窥镜系统，其向体腔内的生物体组织依次照射通过了旋转滤色器之后的多个颜色的照明光。基于各颜色的照明光，由CCD拍摄生物体组织，获取蓝色、绿色和红色的色信号。基于各颜色的色信号，生成显示图像。该显示图像中，在表层血管和中深层血管之中，提高观察对象的血管的对比度，抑制非观察对象的血管的对比度。

