



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102727158 A

(43) 申请公布日 2012. 10. 17

(21) 申请号 201210096305. 8

(22) 申请日 2012. 04. 01

(30) 优先权数据

2011-081757 2011. 04. 01 JP

2012-058199 2012. 03. 15 JP

(71) 申请人 富士胶片株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 峰苦靖浩 加来俊彦

(74) 专利代理机构 北京天昊联合知识产权代理

有限公司 11112

代理人 陈源 张天舒

(51) Int. Cl.

A61B 1/00(2006. 01)

A61B 1/06(2006. 01)

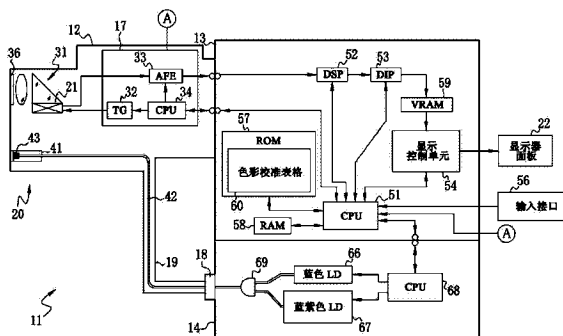
权利要求书 2 页 说明书 14 页 附图 10 页

(54) 发明名称

内窥镜系统以及校准方法

(57) 摘要

本发明提供了一种内窥镜系统以及校准方法。内窥镜系统包括：用于将成像光施加至体腔的管状器官中的身体组织的照明设备。电子内窥镜对被所述成像光照明的所述身体组织进行成像，并输出蓝色的蓝色图像信号以及绿色的绿色图像信号。信号处理装置根据蓝色和绿色图像信号来检测身体组织中的特定身体组织（例如血管）。校准装置对根据所述身体组织关于蓝色和绿色的反射率而预定的基准比值进行参考，并且校准蓝色和绿色图像信号以便将所述蓝色和绿色图像信号之间的比值设置为等于所述基准比值。



1. 一种电子内窥镜系统,用于对体腔的管状器官中的身体组织进行成像,所述电子内窥镜系统包括:

照明装置,用于将成像光施加至所述身体组织;

检测装置,用于对被所述成像光照明的所述身体组织进行成像,并用于输出第一波长范围颜色的第一颜色图像信号以及第二波长范围颜色的第二颜色图像信号;

校准装置,用于对根据所述身体组织关于所述第一波长范围和第二波长范围的反射率而预定的基准比值进行参考,并且校准所述第一颜色图像信号和第二颜色图像信号以将所述第一颜色图像信号和第二颜色图像信号之间的比值设置为等于所述基准比值。

2. 根据权利要求1所述的电子内窥镜系统,进一步包括信号处理装置,用于根据所述第一颜色图像信号和第二颜色图像信号来检测所述身体组织中的特定身体组织。

3. 根据权利要求1所述的电子内窥镜系统,其中所述校准装置在所述照明装置和所述检测装置中的至少一个被更换时执行校准。

4. 根据权利要求1所述的电子内窥镜系统,其中根据通过利用基准照明装置和基准检测装置进行成像而获得的所述第一颜色图像信号和第二颜色图像信号来确定所述基准比值。

5. 根据权利要求4所述的电子内窥镜系统,其中利用通过对基准图表进行成像而获得的基准图像信号来确定所述基准比值,并且其中所述基准图表具有所述身体组织的反射光谱。

6. 根据权利要求4所述的电子内窥镜系统,其中所述第一波长范围大于等于400nm并且小于等于500nm,并且所述第二波长范围大于等于500nm并且小于等于600nm。

7. 根据权利要求5所述的电子内窥镜系统,进一步包括用于存储色彩校准表格的存储器,该色彩校准表格用来将第二对的所述第一颜色图像信号和第二颜色图像信号与第一对的所述第一颜色图像信号和第二颜色图像信号关联起来,通过利用所使用的所述照明装置和所使用的所述检测装置对所述基准图表进行成像来获得所述第二对的第一颜色图像信号和第二颜色图像信号,通过利用基准照明装置和基准检测装置对所述基准图表进行成像来获得所述第一对的第一颜色图像信号和第二颜色图像信号;

其中,所述校准装置根据所述色彩校准表格来执行校准。

8. 根据权利要求4所述的电子内窥镜系统,进一步包括显示控制单元,该显示控制单元用于通过使用所述第一颜色图像信号和第二颜色图像信号来创建显示图像。

9. 根据权利要求8所述的电子内窥镜系统,其中所述显示控制单元通过将所述第一颜色图像信号的信号电平分配给蓝色像素和绿色像素、以及将所述第二颜色图像信号的信号电平分配给红色像素,来创建用于所述显示图像的特殊图像。

10. 根据权利要求2所述的电子内窥镜系统,其中所述信号处理装置逐像素地评估所述第一颜色图像信号和第二颜色图像信号的比值,并且根据所述比值的评估结果从所述身体组织的图像中提取所述特定身体组织。

11. 根据权利要求1所述的电子内窥镜系统,其中所述检测装置包括彩色图像传感器;所述照明装置包括:

蓝色激光器,用于产生蓝色激光束;

蓝紫色激光器,用于产生蓝紫色激光束;

荧光体,其布置在具有所述检测装置的内窥镜的远端,并且所述荧光体用于在发射所述蓝色激光束和所述蓝紫色激光束时产生从绿色到黄色的荧光,其中在所述荧光和穿过所述荧光体的蓝光的组合中产生白光,并且所述白光变成到达所述身体组织的所述成像光。

12. 根据权利要求 3 所述的电子内窥镜系统,其中所述成像光是白光,所述检测装置包括彩色图像传感器。

13. 根据权利要求 3 所述的电子内窥镜系统,其中所述成像光包含依次施加至所述身体组织的蓝色窄带光和绿色窄带光,所述检测装置包括用于顺次输出所述第一颜色图像信号和第二颜色图像信号的单色图像传感器。

14. 一种校准方法,用于利用基准电子内窥镜系统来校准第一电子内窥镜系统,其中所述基准电子内窥镜系统和所述第一电子内窥镜系统中的每一个都包括照明装置和检测装置,所述照明装置用于将成像光施加至体腔的管装器官中的身体组织,所述检测装置用于对被所述成像光照明的所述身体组织进行成像,并用于输出第一波长范围颜色的第一颜色图像信号以及第二波长范围颜色的第二颜色图像信号,所述校准方法包括以下步骤:

利用所述基准电子内窥镜系统来对基准图表进行成像,以获得第一对的所述第一颜色图像信号和第二颜色图像信号,所述基准图表具有遵循所述身体组织的表面颜色的彩色图案;

确定所述第一对的所述第一颜色图像信号和第二颜色图像信号之间的基准比值;

利用所述第一电子内窥镜系统来对所述基准图表进行成像,从而获得第二对的所述第一颜色图像信号和第二颜色图像信号;

确定所述第二对的所述第一颜色图像信号和第二颜色图像信号之间的比值;

通过将所述比值设置为所述基准比值来校准所述第二对的所述第一颜色图像信号和第二颜色图像信号,以控制所述第一电子内窥镜系统输出的图像的色彩平衡。

15. 根据权利要求 14 所述的校准方法,其中所述照明装置在所述基准电子内窥镜系统和所述第一电子内窥镜系统之间共用。

16. 根据权利要求 14 所述的校准方法,其中在所述第一电子内窥镜系统中的所述照明装置和所述检测装置中的至少一个更换时执行所述校准步骤。

内窥镜系统以及校准方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种内窥镜系统以及校准 (calibration) 方法。更具体地说, 本发明涉及这样一种内窥镜系统以及校准方法, 其中利用特殊光来执行特殊光模式成像, 并且可以在不受系统部件 (例如内窥镜和照明设备) 的细微差别特征的影响的情况下稳定地在特殊光模式成像中对身体组织进行成像。

背景技术

[0002] 电子内窥镜是广泛用于诊断和治疗的医疗仪器。普通光或白光被施加至病人体腔的身体组织。但是, 很难仅仅利用普通光来查看身体组织。存在这样一种类型的内窥镜, 其中在窄带的预定波长范围内将特殊光施加至身体组织。在利用特殊光进行特殊光模式成像时, 使身体组织的目标部分以高比率吸收特殊光, 从而身体组织的目标部分与身体组织的其余部分之间的对比度可以很高。相对于利用普通光进行普通模式成像, 可改善对目标部分的成像。

[0003] 内窥镜系统包括内窥镜、处理设备以及照明设备。内窥镜伸入病人体腔。处理设备根据图像信号创建图像数据, 并且对用于图像处理的图像信号进行处理。照明设备向内窥镜提供用于照明的光。内窥镜系统中的这种系统部件或设备组合在一起, 并且在需要时能被独立更换。例如, 针对作为关注对象的不同身体部位制备多种类型的内窥镜, 这些内窥镜在伸长管的直径等方面存在差异。针对一个身体部位的使用来选择一种内窥镜。并且, 可针对特殊光模式成像或根据是否存在具有特殊光模式成像所需波长的光源来更换照明设备。

[0004] 由于 CCD 图像传感器 (检测单元)、光源等的特征上的差异, 所以存在内窥镜系统的系统部件的类型之间的类型差异。而且, 即使已经以相同的形式制造了各系统部件, 也存在 CCD 或光源在特征上的个体差异。处理设备以恒定条件进行信号处理和图像处理。因此, 各系统部件的类型差异和个体差异将导致对诊断的不利影响, 或者说图像质量更差, 这是因为图像是利用不同于该图像的对象色彩平衡来获取的。存在使成像时的各系统部件的个体差异的影响最小的技术需要。如果在内窥镜系统中更换任意一个系统部件, 则也应该以同等条件进行成像。

[0005] 在内窥镜中, 来自 CCD 的图像信号通过诸如通用缆线之类的信号缆线而传递至处理设备。如果信号缆线的长度由于连接条件的改变而发生改变, 则图像信号的波形发生改变而降低了图像质量。鉴于这个问题, JP-A 2000-342533 公开了一种内窥镜系统, 其中信号缆线的长度的信息存储在内窥镜中, 并且以遵循信号缆线长度的预定波形的形式校对图像信号的波形, 从而不管内窥镜的个体差异如何均获取具有高图像质量的图像。

[0006] 在内窥镜系统中使用特殊光模式成像时, 通过利用按照波长的吸收上的差异来增强针对身体组织的目标部分的成像。如果图像的色彩平衡由于内窥镜或照明设备的个体差异而细微变化, 则身体组织的对比度急剧下降, 从而在没有成功增强的情况下很难成像。内窥镜或照明设备的个体差异的减小在用于特殊光模式成像的内窥镜系统中是特别重要的。

[0007] 在传统内窥镜系统中,通过调节图像信号的白平衡来调节图像的色彩平衡。但是,很可能不能仅仅利用对白色的控制来在特殊光模式成像中充分增强所关注的身体组织。此外,由于清晰度不够等原因,所以会因为各系统部件的个体差异而很难在特殊光模式成像中对身体组织进行成像。

[0008] JP-A 2000-342533 的内窥镜系统存储了作为内窥镜的个体差异的 CCD 的特征、信号缆线长度的信息,以校准图像信号的波形。但是,仅仅能够获得与白平衡控制相同的效果。不能在特殊光模式成像中降低内窥镜和照明设备的个体差异的影响。

发明内容

[0009] 鉴于上述问题,本发明的一个目的是提供一种内窥镜系统和校准方法,其中利用特殊光执行特殊光模式成像,并且可以在不受系统部件(例如内窥镜和照明设备)的细微不同特征的影响的情况下稳定地在特殊光模式成像中对身体组织进行成像。

[0010] 为了实现本发明的上述及其它目的和优势,提供了一种电子内窥镜系统,用于对身体腔的管状器官中的身体组织进行成像,该电子内窥镜系统包括用于将成像光施加至所述身体组织的照明设备。存在一个检测单元,用于对被所述成像光照明的所述身体组织进行成像,并用于输出第一波长范围颜色的第一颜色图像信号以及第二波长范围颜色的第二颜色图像信号。校准装置对根据所述身体组织关于所述第一和第二波长范围的反射率而预定的基准比值进行参考,并且校准所述第一和第二颜色图像信号以便将所述第一和第二颜色图像信号之间的比值设置为等于所述基准比值。

[0011] 并且,信号处理装置根据所述第一和第二颜色图像信号来检测所述身体组织中的特定身体组织。

[0012] 所述校准装置在所述照明设备和所述检测单元中的至少一个更换时执行校准。

[0013] 根据通过利用基准照明设备和基准检测单元进行成像而获得的所述第一和第二颜色图像信号来确定所述基准比值。

[0014] 利用通过对基准图表进行成像而获取的基准图像信号来确定所述基准比值,并且所述基准图表具有所述身体组织的反射光谱。

[0015] 所述第一波长范围大于等于 400nm 并且小于等于 500nm,并且所述第二波长范围大于等于 500nm 并且小于等于 600nm。

[0016] 并且,存储器存储用来将第二对的所述第一和第二颜色图像信号与第一对的所述第一和第二颜色图像信号关联起来的色彩校准表格,通过利用所使用的所述照明设备和所使用的内窥镜对所述基准图表进行成像来获取所述第二对的第一和第二颜色图像信号,通过利用基准照明设备和基准内窥镜对所述基准图表进行成像来获取所述第一对的第一和第二颜色图像信号。所述校准装置根据所述色彩校准表格来执行校准。

[0017] 并且,显示控制单元通过使用所述第一和第二颜色图像信号来创建显示图像。

[0018] 所述显示控制单元通过将所述第一颜色图像信号的信号电平分配给蓝色和绿色像素、以及将所述第二颜色图像信号的信号电平分配给红色像素,来创建用于所述显示图像的特殊图像。

[0019] 所述信号处理装置逐像素地评估所述第一和第二颜色图像信号的比值,并且根据所述比值的评估结果从所述身体组织的图像中提取所述特定身体组织。

[0020] 成像光是具有对应于蓝色的第一峰值波长以及具有短于第一峰值波长且对应于蓝紫色的第二峰值波长的特殊光。

[0021] 所述检测单元包括彩色图像传感器。所述照明设备包括：蓝色激光器，用于产生蓝色激光束。蓝紫色激光器产生蓝紫色激光束。荧光体布置在具有所述检测单元的内窥镜的远端，并且用于在发射所述蓝色激光束和所述蓝紫色激光束时产生从绿色到黄色的荧光，其中在所述荧光和穿过所述荧光体的蓝光的组合中产生白光，并且所述白光变成到达所述身体组织的所述成像光。

[0022] 所述成像光包含白光成分，内窥镜包括全色图像传感器。

[0023] 在优选实施例中，所述成像光包含依次施加至所述身体组织的蓝色窄带光和绿色窄带光。内窥镜包括用于顺次输出所述第一和第二颜色图像信号的单色图像传感器。

[0024] 并且，提供了一种校准方法，用于利用基准内窥镜系统来校准第一内窥镜系统。所述基准内窥镜系统和所述第一内窥镜系统中的每一个都包括照明设备和电子内窥镜，该照明设备用于将成像光施加至体腔的管状器官中的身体组织，该电子内窥镜用于对被所述成像光照明的所述身体组织进行成像，并用于输出第一波长范围颜色的第一颜色图像信号以及第二波长范围颜色的第二颜色图像信号。所述校准方法包括步骤：利用所述基准内窥镜系统来对基准图表进行成像，从而获取第一对的所述第一和第二颜色图像信号，所述基准图表具有遵循所述身体组织的表面颜色的彩色图案。确定所述第一对的所述第一和第二颜色图像信号之间的基准比值。利用所述第一内窥镜系统来对基准图表进行成像，从而获取第二对的所述第一和第二颜色图像信号。确定所述第二对的所述第一和第二颜色图像信号之间的比值。通过将所述比值设置为所述基准比值来校准所述第二对的所述第一和第二颜色图像信号，从而控制所述第一内窥镜系统输出的图像的色彩平衡。

[0025] 所述照明设备在所述基准内窥镜系统和所述第一内窥镜系统之间同用。

[0026] 并且，内窥镜系统包括用于将成像光施加至体腔的管状器官中的身体组织的照明设备。电子内窥镜对被所述成像光照明的所述身体组织进行成像，并输出第一波长范围颜色的第一颜色图像信号以及第二波长范围颜色的第二颜色图像信号。信号处理装置根据所述第一和第二颜色图像信号来检测所述身体组织中的特定身体组织。校准装置对根据所述身体组织关于所述第一和第二波长范围的反射率而预定的基准比值进行参考，并且校准所述第一和第二颜色图像信号以将所述第一和第二颜色图像信号之间的比值设置为等于所述基准比值。

[0027] 从而，可以在不受系统部件（例如内窥镜和照明设备）的细微差异特征的影响的情况下稳定地在特殊光模式成像中对身体组织进行成像，这是因为通过根据基准比值对颜色图像信号进行校准补偿了这种差异。

附图说明

[0028] 通过结合附图来阅读下面的详细描述，本发明的上述目的和优点将变得明显，其中

[0029] 图 1 是图示了内窥镜系统的透视图；

[0030] 图 2 是示意性地图示了内窥镜系统的框图；

[0031] 图 3 是图示了通过图像信号的校准来创建模式图像数据的说明示图；

- [0032] 图 4 是图示了色彩校准表格的创建的流程图；
- [0033] 图 5 是图示了色彩校准表格的表格；
- [0034] 图 6 是图示了身体组织所反射的光的光谱的曲线图；
- [0035] 图 7 是图示了光源的光谱的曲线图；
- [0036] 图 8 是图示了彩色滤光器的特征的曲线图；
- [0037] 图 9 是图示了通过对校准图 (calibration chart) 进行成像而获得的图像信号的曲线图；
- [0038] 图 10 是图示了图像信号的校准的曲线图；
- [0039] 图 11 是图示了在白平衡控制下获取的图像信号的曲线图；
- [0040] 图 12 是图示了组织深度与比值 B/G 之间的关系的曲线图；
- [0041] 图 13 是示意性地图示了帧序列类型的内窥镜系统的框图；
- [0042] 图 14 是图示了滤光轮 (filter wheel) 的平面图；
- [0043] 图 15 是图示了窄带光的光谱的曲线图；
- [0044] 图 16 是图示了帧序列类型的内窥镜系统中的模式图像数据的创建的说明示图。

具体实施方式

[0045] 在图 1 中,内窥镜系统 11 包括电子内窥镜 12、处理设备 13 和照明设备 14。可出于使用的目的(即针对病人的身体部位)而更换内窥镜 12 和照明设备 14 的类型。内窥镜 12 包括一段伸长管 16 或导管、操纵装置 17、连接插头 18 以及通用缆线 19。伸长管 16 柔性地伸入体腔。操纵装置 17 布置在伸长管 16 的近端处。连接插头 18 连接至处理设备 13 和照明设备 14。通用缆线 19 在操纵装置 17 和连接插头 18 之间延伸以用于连接。头部组件 20 布置在伸长管 16 的远端处。CCD 图像传感器 21(检测单元)结合在头部组件 20 中,以便对体腔中的身体组织进行成像,如图 2 所示。

[0046] 操纵装置 17 包括方向盘、液体供应按钮、释放按钮、缩放按钮、模式按钮等。方向盘旋转来上下左右地操控头部组件 20。液体供应按钮提供空气和水以通过伸长管 16 的末端喷嘴喷射出来。释放按钮记录静态图像形式的对象图像。缩放按钮指定对象图像的放大和缩小。监控显示器面板 22 显示对象图像,并且为了操作缩放按钮而对其进行查看。模式按钮在正常模式成像和特殊光模式成像之间进行改变。

[0047] 处理设备 13 电连接至照明设备 14,并且控制内窥镜系统 11 的各个元件。处理设备 13 通过沿着通用缆线 19 延伸的缆线以及通过伸长管 16 向内窥镜 12 提供能量,并且控制 CCD 21。处理设备 13 通过缆线接收 CCD 21 输出的图像信号,在各种功能的图像处理中处理图像信号,并且创建对象图像的图像数据。来自处理设备 13 的图像数据的图像被显示在通过缆线连接至处理设备 13 的监控显示器面板 22 上。

[0048] 在图 2 中,除了 CCD 21 以外,头部组件 20 还具有物镜系统 31 和发光单元 41。各种元件被并入操纵装置 17,包括定时发生器 32(TG)、模拟信号处理器 33(AFE) 和 CPU 34。

[0049] 物镜系统 31 包括透镜、棱镜等。存在一个成像窗口 36,物光通过成像窗口 36 入射在物镜系统 31 上,物镜系统 31 将物光聚焦在 CCD21 上。

[0050] CCD 21 或全色图像传感器将由物镜系统 31 聚焦在各个像素的成像表面上的物体图像的图像数据进行光电转换,并且存储根据入射光量的信号电荷。CCD 21 根据所存储的

信号电荷从各个像素输出图像信号。并且,彩色滤光装置形成在 CCD 21 上,并且由用于像素的多个彩色滤光片构成。CCD 21 的彩色滤光装置的一个示例是 R、G、B 的拜耳滤光阵列 (Bayer filter array) 的彩色滤光器。

[0051] 定时发生器 32 向 CCD 21 输入时钟信号。响应于此,CCD 21 依次针对存储信号电荷以及读取信号电荷而进行操作。来自定时发生器 32 的时钟信号由 CPU 34 控制。

[0052] 模拟信号处理器 33 包括相关双取样电路 (CDS)、自动增益控制电路 (AGC)、A/D 转换器等。向模拟信号处理器 33 提供的是模拟形式的图像信号,并且模拟信号处理器 33 从图像信号中去除电噪声。模拟信号处理器 33 针对增益修正来校准图像信号,并且将其转换成数字信号。该数字信号被提供给数字信号处理装置 52 (DSP)。CDS 根据相关双取样进行操作,去除由 CCD 21 的操作引起的噪声,并且获取图像信号。AGC 对来自 CDS 的图像信号进行放大。A/D 转换器将来自 AGC 的图像信号转换成具有预定位数的数字图像信号,并且将数字图像信号发送至数字信号处理装置 52。模拟信号处理器 33 由 CPU 34 控制。CPU 51 被并入处理设备 13。CPU 34 根据来自 CPU 51 的控制信号来调节 AGC 中的图像信号的增益。

[0053] 发光单元 41 向体腔的身体组织施加光。发光单元 41 发射普通光和特殊光以进行照明。注意,如下所述,发光单元 41 同时地发射普通光和特殊光。

[0054] 发光单元 41 包括荧光体 (phosphor) 43。导光装置 42 由光纤构成,其引导来自照明设备 14 的蓝色激光或蓝紫色激光。荧光体 43 通过部分地吸收蓝色激光或蓝紫色激光来进行激励以发射从绿色到黄色的光。荧光体 43 的示例是 YAG 荧光体、BAM 荧光体 ($\text{BaMgAl}_{10}\text{O}_{17}$) 等。被引导至发光单元 41 的蓝色光和蓝紫色光被荧光体 43 部分地吸收,其中荧光体 43 发射从绿色到黄色的荧光。部分光通过荧光体 43。因此,发光单元 41 将合成光施加至体腔的身体组织,该合成光是来自荧光体 43 的从绿色到黄色的荧光与荧光体 43 所传播的蓝光进行组合后的普通光 (伪白光)。同时,来自荧光体 43 的蓝光和蓝紫光还作为特殊光进行操作。

[0055] 激励荧光体 43 的发光效率在蓝色激光和蓝紫色激光之间有所不同。在相等的入射光量的条件下,根据蓝色激光产生的荧光量多于根据蓝紫色激光产生的荧光量。并且,蓝色激光在传播时被荧光体 43 漫射。发光单元 41 发射的普通光在内窥镜 12 的视野中是规律的。

[0056] 处理设备 13 具有 CPU 51 和数字信号处理装置 52,并且还包括数字图像处理器 53 (DIP)、显示控制单元 54 和输入接口 56。

[0057] CPU 51 通过数据总线、地址总线和线路 (未示出) 连接至处理设备 13 的各个元件,并且控制处理设备 13。ROM 57 存储程序、图形数据和控制数据。程序包括操作系统 (OS)、用于控制处理设备 13 的应用程序等。控制数据的示例是色彩校准表格 60 (用于校准装置)。RAM 58 是工作存储器。CPU 51 根据 RAM 58 的使用需要来从 ROM 57 读取程序和数,并依次处理程序。并且,CPU 51 通过输入接口 56 或诸如 LAN 之类的网络取得信息,并且将信息写入 RAM 58,信息包括针对诊断或成像的一个病例的病人姓名、手术人员姓名、诊断日期和时间、以及其它字母数字信息。

[0058] 数字信号处理装置 52 通过模拟信号处理器 33 接收来自 CCD 21 的图像信号,并且根据信号处理 (例如颜色分离、颜色插值、增益校准、白平衡控制、伽玛校准等) 来处理信号。针对普通模式成像来执行白平衡控制。在下文描述的其它实施例模式中针对特殊光模

式成像来执行色彩调节。

[0059] 在普通模式成像中,数字信号处理装置 52 创建普通图像数据,其中来自 CCD 21 的蓝色像素的蓝色信号(蓝色图像信号)被分配给蓝色像素,来自 CCD 21 的绿色像素的绿色信号(绿色图像信号)被分配给绿色像素,而来自 CCD 21 的红色像素的红色信号(红色图像信号)被分配给红色像素。

[0060] 在特殊光模式成像中,数字信号处理装置 52 创建模式图像数据(特殊光模式图像数据或色彩增强图像数据),其中蓝色信号被分配给蓝色像素和绿色像素,并且绿色信号被分配给红色像素。红色信号被抛弃。并且,数字信号处理装置 52 从 ROM 57 读取色彩校准表格 60,并且根据色彩校准表格 60 来处理经过蓝色、绿色和红色图像信号的信号电平的校准之后的图像信号,以创建模式图像数据。

[0061] 色彩校准表格 60 是用于对来自 CCD 21 的图像信号的信号电平按照每个颜色进行校准的数据转换表格,其被预先根据内窥镜 12 和照明设备 14 的特征而获得。色彩校准表格 60 中的数据形成为使得图像信号的信号电平能够代表预定色彩平衡。利用色彩校准表格 60 校准的图像信号中,校准之后的蓝色信号与绿色信号的比值 B/G 被设置成等于预定基准比值。即使在个体差异(特异性)出现在具有不同于基准特征的特征的内窥镜 12 或照明设备 14 中时,由校准后的图像信号创建的模式图像数据也具有这样的形式,其中比值 B/G 等于基准比值。针对 B/G 的基准比值被预定以通过基准内窥镜 12 和基准照明设备 14 来获取具有血管的高对比度的图像数据。

[0062] 数字信号处理装置 52 所创建的图像数据存储于数字图像处理器 52 的工作存储器中。并且,数字信号处理装置 52 创建用于 ALC 的控制数据,并且将控制数据输入至 CPU 51,控制数据包括用于 ALC 或照明自动控制的图像数据的像素的平均亮度值等。

[0063] 数字图像处理器 53 在各种功能(例如电子缩放和增强)的图像处理中对来自数字信号处理装置 52 的图像数据进行处理。存在一个 VRAM 59,其中以临时性的方式存储了来自数字图像处理器 53 的处理后的图像数据。随后,处理后的图像数据被发送至显示控制单元 54。在数字图像处理器 53 中进行的图像处理中的增强是一种频率增强,按需对其进行使用。数字图像处理器 53 针对用于增强的身体组织的各种状态(例如表层血管、深层血管等),通过增大预定频率范围的图像中的像素值,增大了将被增强的图像的对比度。

[0064] 显示控制单元 54 从 VRAM 59 取得对象图像,并且通过 CPU 51 从 ROM 57 和 RAM 58 接收图形数据。图形数据的示例包括显示标记的数据,包括诸如病人姓名、手术人员姓名、检查日期和时间之类的字母数字信息,还包括图形用户界面(GUI)的数据等。显示标记仅仅用来显示有效像素区域,其中对象图像中对象处于该有效像素区域中。显示控制单元 54 将图形数据叠加在对象图像上,并且根据监控显示器面板 22 的显示格式将图像转换成视频信号(分量信号、合成信号等),并将视频信号输出至监控显示器面板 22。因此,监控显示器面板 22 显示对象图像。

[0065] 输入接口 56 布置在处理设备 13 的壳体上。输入接口 56 的示例包括任意输入面板、鼠标、键盘以及其它公知的输入装置。CPU 51 从内窥镜 12 的操纵装置 17 或输入接口 56 接收控制信号,并且使内窥镜系统 11 的各个元件进行操作。

[0066] 处理设备 13 还包括压缩器、媒体接口和网络接口。压缩器根据预定压缩格式(例如 JPEG)来压缩图像数据。媒体接口响应于释放按钮的按下而将压缩后的图像数据写入可

移动存储介质。网络接口将各种数据传递给 LAN 或其它网络或从 LAN 或其它网络接收数据。它们通过数据总线等连接至 CPU 51。

[0067] 照明设备 14 包括用于发光的蓝色激光二极管 (LD) 66 和蓝紫色激光二极管 (LD) 67。

[0068] 蓝色 LD 66 发射中心波长为 445nm 的蓝色激光。通过连接插头 18 和导光装置 42 将蓝色激光引导至发光单元 41。荧光体 43 将蓝色激光转换成伪白色的普通光, 普通光被施加至体腔。并且, 蓝色激光透过荧光体 43 而漫射, 并且变成被施加至体腔的蓝光。蓝光强于荧光体 43 被激励时产生的荧光, 并且被用作可被表层血管中的血液高度吸收的特殊光。

[0069] 蓝紫色 LD 67 发射中心波长为 405nm 的蓝紫色激光。光耦合器 69 将蓝紫色激光与蓝色激光组合在一起。以与蓝色激光相似的方式, 通过连接插头 18 和光导装置 42 将蓝紫色激光引导至发光单元 41。蓝紫色激光入射至荧光体 43, 并且在施加至体腔之前变成伪白色的普通光。该光的光量一般少于由蓝色激光形成的光的光量。以与蓝光类似的方式, 由蓝紫色激光透过荧光体 43 而漫射而输出的蓝紫色光被应用成特殊光。

[0070] CPU 68 控制蓝色和蓝紫色 LD 66 和 67 的光发射的次序、光量等。例如, 针对普通模式成像仅仅接通蓝色 LD 66。针对特殊光模式成像接通蓝色和蓝紫色 LD 66 和 67。并且, CPU 68 根据从处理设备 13 的 CPU 51 接收的 ALC 控制数据, 以用于成像的优化方式, 实时地自动控制蓝色和蓝紫色 LD 66 和 67 的光量。

[0071] 对于内窥镜系统 11, 根据将被成像的身体部位适当地从多种类型中选择内窥镜 12 和照明设备 14。选择后的内窥镜 12 和照明设备 14 连接至用来使用的处理设备 13。蓝色和蓝紫色 LD 66 和 67 同时接通, 而与普通模式成像和特殊光模式成像无关。发光单元 41 同时发射白光和特殊光 (蓝色和蓝紫色), 以照射所关注的对象。注意, 根据普通模式成像和特殊光模式成像中所选的一个、对表层血管和深层血管中所选的一个的增强等来调节蓝色和蓝紫色 LD 66 和 67 的光量以及它们的光量之间的比值。

[0072] 在普通模式成像期间, 内窥镜系统 11 根据来自 CCD 21 的输出, 通过使用用于蓝色像素的蓝色信号、使用用于绿色像素的绿色信号以及使用用于红色像素的红色信号来创建普通图像数据。通过数字图像处理器 53 在各种功能的图像处理中处理普通图像数据, 并且显示控制单元 54 将普通图像数据与图形数据以重叠方式组合, 从而监控显示器面板 22 可显示该图像。

[0073] 在图 3 中, 内窥镜系统 11 根据用于特殊光模式成像的色彩校准表格 60 来对颜色图像信号进行校准以获取 B'、G'、R' 信号, 颜色图像信号是 CCD 21 针对原色产生的。随后, 通过利用用于蓝色及绿色像素的 B' 信号以及利用用于红色像素的 G' 信号来创建模式图像数据 (特殊光模式图像数据或者色彩增强图像数据), B' 信号是校准后的蓝色图像信号, G' 信号是校准后的绿色图像信号。在按照这样的方式获取的模式图像数据的图像中, 相比于普通图像数据的图像, 增强了血管。这是因为, 血液中的血红素的光吸收峰值包含在蓝光和绿光每一个的波长范围中。根据蓝色信号和绿色信号的血管的对比度以相应的方式增大。在显示控制单元 54 组合图形数据和模式图像数据 (合成图像被显示在监控显示器面板 22 上) 之前, 数字图像处理器 53 以控制信号所指定的功能的图像处理对模式图像数据进行处理。

[0074] 内窥镜 12 中的 CCD 21 的像素的灵敏度、彩色滤光器的特征等中存在偏差。在照

明设备 14 中,蓝色和蓝紫色 LD 66 和 67 的中心波长中存在多达几 nm 的偏差。这种偏差是内窥镜 12 和照明设备 14 的个体差异的源头。但是,比值 B/G (或者 B'/G') 等于遵循如上所述根据色彩校准表格 60 校准的颜色的图像信号 B' 、 G' 、 R' 的基准比值。因此,通过使用 B' 和 G' 信号产生的模式图像数据与内窥镜 12 或照明设备 14 的个体差异无关。作为所关注对象的血管可以在相同条件下以特殊光模式成像中的预定色彩平衡和清晰度来成像。

[0075] 在图 4 中,初始地根据用来使用的内窥镜 12 和照明设备 14 来创建色彩校准表格 60。为此,首先在步骤 S10 中将成像时使用的内窥镜 12 和照明设备 14 连接至处理设备 13。随后,在步骤 S11 中,通过内窥镜 12 与照明设备 14 来对基准图表成像。该基准图表是具有身体组织所反射的光的光谱的仿真形式的身体组织的表面颜色的比色图表,并且其具有微红外观。后面将详细描述基准图表的细节。

[0076] 随后,在步骤 S12 中,处理设备 13 中的 CPU 51 创建色彩校准表格 60,并将其写入 ROM 57。CPU 51 获取用于针对每个原色将对基准图表成像时的图像信号的信号电平与基准图像信号的信号电平关联起来的转换数据,从而对于在步骤 S11 中对基准图表成像后由 CCD 21 输出的颜色的图像信号的信号电平可等于该颜色的基准图像信号的信号电平。所获取的转换数据是色彩校准表格 60。并且,色彩校准表格 60 的数据被确定成使得校准后的颜色的图像信号之间的比值等于预定基准比值,或者校准后的蓝色信号与绿色信号之间的比值 B/G 等于基准比值。

[0077] 注意,通过使用初始准备的基准内窥镜 12 和基准照明设备 14 来对基准图表进行成像,从而预先确定颜色的图像信号的信号电平以及图像信号之间的关于基准图表的成像的基准比值。

[0078] 在图 5 中,色彩校准表格 60 包括用于将蓝色信号转换成基准值的蓝色转换表格 60B、以及用于将绿色信号转换成基准值的绿色转换表格 60G。

[0079] 蓝色转换表格 60B 是用于对 CCD 21 向数字信号处理装置 52 输入的蓝色信号进行校准的数据组,其将蓝色信号的信号电平与校准后的 B' 信号的信号电平关联起来。蓝色信号的信号电平根据蓝色转换表格 60B 来发生改变从而将蓝色信号校准为 B' 信号。而且,绿色转换表格 60G 是用于对 CCD 21 向数字信号处理装置 52 输入的绿色信号进行校准的数据组,其将绿色信号的信号电平与校准后的 G' 信号的信号电平关联起来。绿色信号的信号电平根据绿色转换表格 60G 来发生改变从而将绿色信号校准为 G' 信号。

[0080] 在内窥镜系统 11 中,红色信号不被用于特殊光模式成像中的图像数据。不存在用于将红色信号转换成基准值的红色转换表格。但是,红色信号可用于图像数据。优选地,与蓝色和绿色转换表格 60B 和 60G 类似的方式,通过色彩校准表格 60 预先形成红色转换表格。

[0081] 色彩校准表格 60 中的蓝色和绿色转换表格 60B 和 60G 的数据被确定成使校准后的 B' 信号和 G' 信号之间的比值 B/G 变得等于针对每个波长的预定值,而与内窥镜 12 或照明设备 14 的个体差异无关。

[0082] 根据身体组织所反射的光的光谱、照明设备 14 所产生的的光的光谱、与 CCD 21 一起使用的彩色滤光器的光谱组合等来确定来自 CCD21 的颜色的图像信号。所述光以及彩色滤光器的光谱根据具有特征的照明设备 14 和内窥镜 12 (CCD 21) 的个体差异而改变。如果更换照明设备 14 或者内窥镜 12,则颜色的图像信号的信号电平根据照明设备 14 和内窥镜 12

的个体差异而改变。

[0083] 在图 6 中, 图示了身体组织反射的光的光谱的分布。粘膜、表层血管、深层血管(具有很大深度或中等深度的表面下的血管)以及其它具体身体组织之间的光谱存在差异。但是, 针对每个波长范围的身体组织的反射率以对身体组织的任意部分相同的方式发生改变。具体地说, 波长为 400-450nm 的蓝光的反射率低于具有更长波长的绿光和红光的反射率。波长为 450-600nm 的绿光的反射率高于蓝光的反射率, 但是小于具有更长波长的红光的反射率。相对于波长为 600-750nm 的红光, 反射率在 650-700nm 的波长内发生改变, 但是相当高。反射光的光谱来自血红蛋白的吸收。

[0084] 在图 7 中, 施加至对象的光是激励波长为 445nm 的蓝色激光之后的白光(实线)与激励波长为 405nm 的蓝紫色激光之后的白光(虚线)的组合而获得的合成光。

[0085] 初始地根据设计, 蓝色激光和蓝紫色激光的中心波长为 445nm 和 405nm。但是, 中心波长中可能出现正负 2nm 的偏差。偏差影响激励荧光体 43 发光的效率, 从而增大或者减小了激励所发射的光。即使照明设备 14 为同一类型并被同样地制造出来, 也会根据激光的中心波长的偏差而出现照明设备 14 的个体差异。因此, 出现光的光谱差异。

[0086] 在图 8 中, 图示了 CCD 21 的彩色滤光器的光谱。蓝色滤光器 B 吸收波长为 350-450nm 的光。绿色滤光器 G 吸收波长为 450-600nm 的光。红色滤光器 R 吸收波长为 550-700nm 的光。即使具有与同等制造的 CCD 21 相同的类型, 原色的彩色滤光器的透射特性可随着由于制造过程中的不规则性而产生的个体差异而改变以及随着时间而改变。即使对于与内窥镜 12 相同的类型, 根据 CCD 21 的特征的图像信号的信号电平中也会出现细微差异。

[0087] 具有已知特征的基准内窥镜 12 和基准照明设备 14 连接至处理设备 13。当内窥镜 12 对基准图表进行成像时, 根据基准图表所反映的光谱、基准光的光谱、以及作为基准的比色图表的光谱来确定 CCD21 输出的图像信号的信号电平。由于利用身体组织的表面颜色(用于仿真身体组织反射的光的光谱)来准备基准图表, 所以信号电平以类似于身体组织所反射的光的光谱的改变的方式进行改变。出于简化的目的, 在图 9 中假设三个颜色信号不同从而它们的强度以蓝色信号的第一波长范围、绿色信号的第二波长范围、以及红色信号的第三波长范围的顺序增大。颜色信号的信号电平由阴影部分的区域 SB、SG 和 SR 来指定。蓝色信号、绿色信号和红色信号的信号电平 SB、SG 和 SR 以比值 SB : SG : SR 确定。

[0088] 由于内窥镜 12 和照明设备 14 的个体差异, 与利用内窥镜 12 和照明设备 14 的基准设备的成像相比, 在连接至处理设备 13 的内窥镜 12 和照明设备 14 对基准图表进行成像时由 CCD 21 输出的图像信号的信号电平在各颜色之间变得不同。例如, 用来使用的内窥镜 12 和照明设备 14 对基准图表进行成像。参见图 10。由于光源、彩色滤光器和光谱中的差异, 蓝色信号的信号电平 S' B 高于基准信号电平 SB。类似地, 绿色信号的信号电平 S' G 低于基准信号电平 SG。红色信号的信号电平 S' R 高于基准信号电平 SR。

[0089] 随后, 处理设备 13 的 CPU 51 在蓝色信号的信号电平 S' B 等于基准信号电平 SB 并且绿色信号的信号电平 S' G 等于基准信号电平 SG 的条件下, 计算蓝色和绿色转换表格 60B 和 60G 的数据。利用色彩校准表格 60 校准的蓝色和绿色信号之间的比值 B/G 等于基准比值 SB/SG。

[0090] 如果期望创建作为色彩校准表格 60 的红色转换表格, 则在红色信号的信号电平

S' R 等于基准信号电平 SR 的条件下创建红色转换表格。

[0091] 由于如上确定的色彩校准表格 60, 即使存在内窥镜 12 和照明设备 14 的个体差异, 模式图像数据中所使用的图像信号的信号电平也会等于基准信号电平。校准之后蓝色信号与绿色信号的比值 B/G 等于基准比值 SB/SG。可以在内窥镜系统 11 中获得具有恒定确定的色彩平衡的模式图像数据, 而与所使用的内窥镜 12 和照明设备 14 的个体差异无关。

[0092] 在内窥镜系统 11 中, 数字信号处理装置 52 在创建普通图像数据时针对白平衡控制进行操作。理论上, 白平衡控制仅仅基于作为基准的白色。不考虑身体组织所反射的光的光谱来调节原色的信号电平。不保持颜色的信号电平之间的比值。

[0093] 在图 11 中, 通过调节颜色的信号电平来控制白平衡以获取包含所有波长的光分量的白光。白平衡控制之后的信号电平 S" B、S" G 和 S" R 不同于基准信号电平 SB、SG 和 SR。蓝色信号和绿色信号之间比值 B/G 不同于基准比值 SB/SG。

[0094] 利用白平衡控制对信号电平进行校准之后的图像信号很可能对受到所使用的内窥镜 12 和照明设备 14 的个体差异影响的模式图像数据的色彩平衡进行改变。如果所使用的内窥镜 12 和照明设备 14 的组合不是有利的, 则即使在特殊光模式成像中也会由于内窥镜 12 和照明设备 14 的个体差异而导致的表层血管和深层血管的低对比度, 使得视觉识别度很可能较低。但是, 颜色的图像信号的信号电平是根据色彩校准表格 60 来校准的, 从而将蓝色和绿色信号的比值 B/G 设置成等于基准比值 SB/SG。可以保持表层血管和深层血管的很好的色彩平衡和清晰度, 而与内窥镜 12 或照明设备 14 的个体差异无关。

[0095] 在内窥镜系统 11 中, 颜色之间的信号电平的比值是恒定的, 而与内窥镜 12 或照明设备 14 的个体差异无关。这一特点对于提取身体组织或特征图像 (例如血管) 来说是尤其有利的。

[0096] 在图 12 中, 蓝色和绿色信号之间的比值 B/G 与作为身体组织的特定示例的血管 (例如表层血管和深层血管) 之间存在恒定关系。在表层血管中, 由于粘膜下的表层血管的组织深度以及血红素的吸收的原因, 蓝光被显著吸收, 并且绿光的反射率很高。因此, 蓝色和绿色信号之间的比值 B/G 由于表层血管中较低的蓝色信号和较高的绿色信号的原因而较低。在深层血管中, 绿光被显著吸收, 并且蓝光的反射率很高。因此, 蓝色和绿色信号之间的比值 B/G 由于深层血管中较低的绿色信号和较高的蓝色信号的原因而较高。

[0097] 为了提取表层血管和深层血管, 使用第一和第二阈值。通过实验预先获取这些阈值, 并将它们存储在存储器中。如果比值 B/G 等于或小于第一阈值, 则像素被检测为表层血管的局部图像。如果比值 B/G 等于或大于第二阈值, 则像素被检测为深层血管的局部图像。如果比值 B/G 大于第一阈值并小于第二阈值, 则像素被检测为粘膜的局部图像。

[0098] 相应地, 内窥镜系统 11 可以通过图像处理来容易地提取所关注对象 (例如表层血管和深层血管) 的特征图像, 这是因为可以检测到具有蓝色和绿色信号之间恒定值的比值 B/G 的像素。为此, 数字图像处理器 53 针对提取血管等的图像处理来操作。相反地, 通过上述白平衡控制很难进行根据比值 B/G 的图像提取, 这是因为根据内窥镜 12 和照明设备 14 的个体差异, 比值 B/G 是不同的。

[0099] 在本实施例中, 根据比值 B/G 来提取作为特征图像的血管。但是, 可根据比值 B/G 或图像处理来检测身体组织的其它信息, 例如氧饱和、功能信息、血管深度等。注意, 通过利用用于蓝色像素和绿色像素的蓝色信号以及利用用于红色像素的绿色信号来创建具有增

强血管的模式图像数据是本发明的特征的信号处理的一个示例。

[0100] 在模式图像数据中,蓝色信号被用于蓝色和绿色像素。绿色信号被用于红色像素。因此,蓝色信号与绿色信号的比值 B/G 遵循蓝色和红色像素之间的像素值中的比值、或者绿色和红色像素之间的像素值中的比值。

[0101] 在本实施例中,特殊光模式成像和普通模式成像可对换。发光单元 41 具有用于将特殊光转换成白光的荧光体 43。但是,荧光体 43 可能没有包含在发光单元 41 中。来自蓝色和蓝紫色 LD 66 和 67 的特殊光可施加至身体组织,而不使用白光。简而言之,本发明的内窥镜系统可专门针对特殊光模式成像而不针对普通模式成像。

[0102] 现在描述第二个优选的内窥镜系统。这是与全色类型的上述实施例相反的。在第二个优选的内窥镜系统中,内窥镜具有帧序列类型,其中使用了单色图像传感器(检测单元)。原色的图像被逐个创建,并且被合成来获取全色图像。根据本发明的特征,在帧序列的类型中,抑制了表层血管和深层血管的显示。与上述实施例的元素类似的元件标有相同的参考标号。

[0103] 在图 13 中,图示了内窥镜系统 101。CCD 图像传感器 102(检测单元)被结合到内窥镜 12 中。CCD 102 是单色的,而不具有彩色滤光器,并且其操作来通过调换施加至体腔的光的颜色来对每个颜色进行成像。

[0104] 照明设备 104 包括白光源 105 和滤光轮 106。白光源 105 的示例是白色激光二极管、发光二极管、氙气管以及用于发射宽频带的白光的其它光源。CPU 68 针对光发射的次序以及光量来控制白光源 105。

[0105] 滤光轮 106 布置白光源 105 前面,其将白光转换成预定波长的窄频带的光(后面将予以描述),并且将光引导至内窥镜 12。滤光轮 106 具有多个滤光区域,这些滤光区域之间,进入内窥镜 12 之前的窄频带的光的波长是不同的。滤光轮 106 以可旋转的方式布置在白光源 105 前面,并且在 CPU 68 的控制下以预定次序旋转。因此,施加至体腔中的身体组织上的光的窄带的波长可依次变换。

[0106] 通过经由滤光轮 106 对源光进行转换而获得的窄带光被透镜(未示出)等引导至导光装置 42,并且通过具有内窥镜 12 的头部组件 20 中的透镜的照明窗口被施加至体腔的身体组织。

[0107] 在图 14 中,滤光轮 106 包括用于透射窄带光的两个滤光器,该窄带光是具有非常小的波长带宽的光。蓝色窄带滤光器 111 透射蓝色窄带光 B_n 。绿色窄带滤光器 112 透射绿色窄带光 G_n 。如图 15 所示,蓝色窄带光的波长是 415nm。绿色窄带光的波长是 540nm。在本实施例中,滤光轮 106 具有蓝色和绿色窄带滤光器 111 和 112 这两个区域。但是,滤光轮 106 可具有例如红色滤光器的其它滤光器、或用于透射其它颜色的光的区域、或用于完全透射所有颜色分量的光的透射区域、或者用于完全阻挡所有颜色分量的光的不透明区域。可针对每个颜色特定的所需辐射时间来适当地确定每个滤光器的角大小。

[0108] 优选地,通过蓝色窄带滤光器 111、绿色窄带滤光器 112 和作为透射区域(开口或者透明)作为三个区域来构造滤光轮。因此,可在特殊光模式成像和普通模式成像之间切换成像的操作。

[0109] 在图 16 中,出于特殊光模式成像的目的,由内窥镜系统 101 根据蓝色窄带光 B_n 下的成像之后的蓝色图像信号(蓝色信号)来创建蓝色图像数据 114。数字信号处理装置 52

根据色彩校准表格 60 来校准蓝色信号的信号电平。并且,数字信号处理装置 52 根据在绿色窄带光 G_n 下的成像之后的绿色图像信号(绿色信号)来创建绿色图像数据 115。数字信号处理装置 52 根据色彩校准表格 60 来校准绿色信号的信号电平。并且,数字信号处理装置 52 通过将蓝色图像数据 114 分配给蓝色和绿色像素并将绿色图像数据 115 分配给红色像素来创建模式图像数据。由此,可以不考虑内窥镜 12 或照明设备 14 的个体差异,而以预定色彩平衡和清晰度来查看表层血管和深层血管的对比度,这是因为利用色彩校准表格 60 校准之后的蓝色信号和绿色信号被用于模式图像数据中。

[0110] 由此,可以在内窥镜系统 101 中通过使用色彩校准表格 60 校准图像信号的信号电平,从而产生蓝色和绿色图像数据 114 和 115。可以以恒定的色彩平衡和清晰度来获取模式图像数据,而无需考虑内窥镜 12 或照明设备 14 的个体差异。创建色彩校准表格 60 的方法与第一实施例一样。

[0111] 在上述实施例中,在通过内窥镜系统中的成像来进行检查之前通过对基准图表进行成像来创建色彩校准表格 60。但是,本发明并不限于此。

[0112] 将描述根据内窥镜的个体差异来校准图像信号的示例。使用了内窥镜、处理设备和基准照明设备,基准照明设备不同于所使用的照明设备。由内窥镜对基准图表进行成像。因此,针对图像信号的校准来创建色彩校准表格。可以创建用于以不考虑照明设备的个体差异的分离方式来校准内窥镜的色彩校准表格。如果照明设备的个体差异极其小,则用于内窥镜的色彩校准表格尤其有利。并且,基准光可用来代替基准图表。在基准图表上的源光的入口的情况的反射光谱处预先调节基准光。基准光被导入内窥镜,从而输出图像信号。用于内窥镜的色彩校准表格可根据图像信号来创建。

[0113] 并且,可以校准照明设备的个体差异。所使用的照明设备连接至处理设备。与所使用的内窥镜分离的方式使用基准内窥镜,并且基准内窥镜利用来自照明设备的光来对基准图表进行成像。随后,创建用于校准图像信号的色彩校准表格。因此,可在不考虑内窥镜个体差异的情况下确定色彩校准表格,从而用来单独地校准照明设备。如果内窥镜中不存在个体差异(例如,第二实施例的具有单色 CCD 而没有彩色滤光器的内窥镜系统 101),则用于照明设备的色彩校准表格尤其有利。

[0114] 可以准备色彩校准表格来以分离的方式对内窥镜和照明设备进行校准。并且,通过对内窥镜和照明设备的组合使用来计算两个色彩校准表格,可以获取色彩校准表格 60。将描述用于这种计算的方法的示例。内窥镜中的存储器存储了用于内窥镜的色彩校准表格。照明设备中的存储器存储了用于照明设备的色彩校准表格。内窥镜和照明设备连接至处理设备 13,其中 CPU 51 根据这两个色彩校准表格来确定色彩校准表格 60 的最佳形式。相应地,没有必要紧接在内窥成像之前对用于色彩校准表格 60 的基准图表进行成像。存储用于计算色彩校准表格 60 的两个色彩校准表格可提高内窥镜系统的可用性。

[0115] 在上述实施例中,色彩校准表格 60 被创建来将原色的图像信号之间的比值设置成等于基准比值。并且,可以创建色彩校准表格 60 以便将仅仅两个原色的图像信号之间的比值设置成等于基准比值。例如,以波长为 400–450nm 的蓝光的对比度来对表层血管进行成像。以波长为 500–600nm 的绿光的对比度来对深层血管进行成像。由于通过图像处理增强了表层血管和深层血管,所以两个波长范围的图像信号之间的比值很重要。所以,优选地,通过使用 400–450nm 的蓝光条件下的蓝色信号与 500–600nm 的绿光条件下的绿色信号

之间的基准比值来创建色彩校准表格 60。为此,基准图表可具有身体组织的表面颜色,或具有至少在 400-450nm 和 500-600nm 的波长范围内的身体组织所反射的光的模拟光谱的形式。

[0116] 在第一实施例中,蓝色信号是遵循彩色滤光器特征的 350-450nm 的波长范围中的图像信号。绿色信号是 450-600nm 的波长范围中的图像信号。但是,色彩校准表格 60 可被创建为使用这样的基准比值,该基准比值来自与 400-450nm 的光一致的蓝色信号的部分分量和与 500-600nm 的光一致的绿色信号的部分分量的比值。在第二实施例中,使用了蓝色和绿色窄带光 B_n 和 G_n 。蓝色窄带光 B_n 是 350-450nm 范围内的蓝色。绿色窄带光 G_n 是 500-600nm 范围内的绿色。

[0117] 用作创建色彩校准表格 60 的目的的基准图表的数量可以是一个、两个或者更多。例如,准备多个基准图表,并且根据多个组织的深度将多个基准图表与身体组织的反射率的值关联起来。基准图表可以是逐一成像的,从而获取多个图像信号,由此创建色彩校准表格 60。并且,一个基准图表可包括具有高亮度和低亮度的多个区域。可对基准图表进行成像,从而获取与多个灰度级相对应的多个图像信号。注意,任意示例的基准图表都必须具有身体组织的表面颜色或者身体组织的模拟形式的反射率。

[0118] 在上述实施例中,利用用于特殊光模式成像的色彩校准表格 60 校准了图像信号。针对普通模式成像进行了用于图像信号的白平衡控制。但是,即使对于普通模式成像也可以利用色彩校准表格 60 来校准图像信号。对于这一结构,除了蓝色和绿色转换表格 60B 和 60G 之外,还在色彩校准表格 60 中预先创建红色转换表格,用于校准红色。

[0119] 在上述实施例中,校准后的比值 B/G 等于基准比值 S_B/S_G 。并且,颜色的信号电平 S'_B 和 S'_G 可以分别不等于用于创建色彩校准表格 60 的基准信号电平 S_B 和 S_G 。换言之,在上述实施例中,通过确定 $S'_B = S_B$ 、 $S'_G = S_G$ 以及 $S'_R = S_R$,从而创建色彩校准表格 60 以满足 $S'_B/S'_G = S_B/S_G$ 。但是,色彩校准表格 60 中的数据可被创建成仅仅满足 $S'_B/S'_G = S_B/S_G$,而不将各个颜色的信号电平 S'_B 、 S'_G 和 S'_R 设置成等于基准信号电平 S_B 、 S_G 和 S_R 。

[0120] 而且,用于存储色彩校准表格 60 的存储位置并不限于处理设备 13 中的 ROM 57 等。例如,色彩校准表格 60 可被存储在内窥镜 12 或照明设备 14 的存储器中。在全色成像类型的内窥镜系统 11 中,色彩校准表格 60 优选地被存储在处理设备 13 或内窥镜 12 中。在帧序列成像类型的内窥镜系统 101 中,色彩校准表格 60 可优选地被存储在内窥镜 12 中。

[0121] 在上述实施例中,内窥镜 12 和照明设备 14 可与具有个体差异的同一类型的设备对换。通过利用色彩校准表格 60 进行校准来消除个体差异。但是,内窥镜 12 和照明设备 14 中的至少一个可由具有结构差异的另一类型的设备替换。本发明的利用色彩校准表格 60 进行的校准可用来补偿类型差异。

[0122] 在第一实施例中,通过将来自 CCD 的蓝色信号分配给蓝色和绿色像素并将绿色信号分配给红色像素来创建图像数据。但是,CCD 21 输出的图像信号与图像数据的像素之间的关系并不限于该示例。在第二实施例中,通过使用用于蓝色和绿色像素的蓝色图像数据 114、以及使用用于红色像素的绿色图像数据 115 来创建模式图像数据。但是,各颜色的图像数据与图像数据的像素之间的关系并不限于该示例。

[0123] 在上述实施例中,针对数字信号处理装置 52 校准了信号电平以创建模式图像数

据。但是,数字信号处理装置 52 可进行不同操作。例如,数字信号处理装置 52 可根据来自 CCD 的图像信号来按照每个颜色创建图像数据。数字图像处理器 53 可通过图像处理来组合各个颜色的图像数据,从而以上述实施例的方式创建具有受控色彩平衡的图像。

[0124] 在上述实施例中,图像传感器是 CCD 图像传感器。但是,CMOS 或其它图像传感器也可以使用。为此可以适当地确定图像传感器的数量、位置等。

[0125] 虽然已经参考附图通过优选实施例的方式全面地描述了本发明,但是各种修改和改进对于本领域普通技术人员来说是明显的。因此,除非这些修改和改进脱离本发明的范围,否则它们应该被解释为包含在本发明范围内。

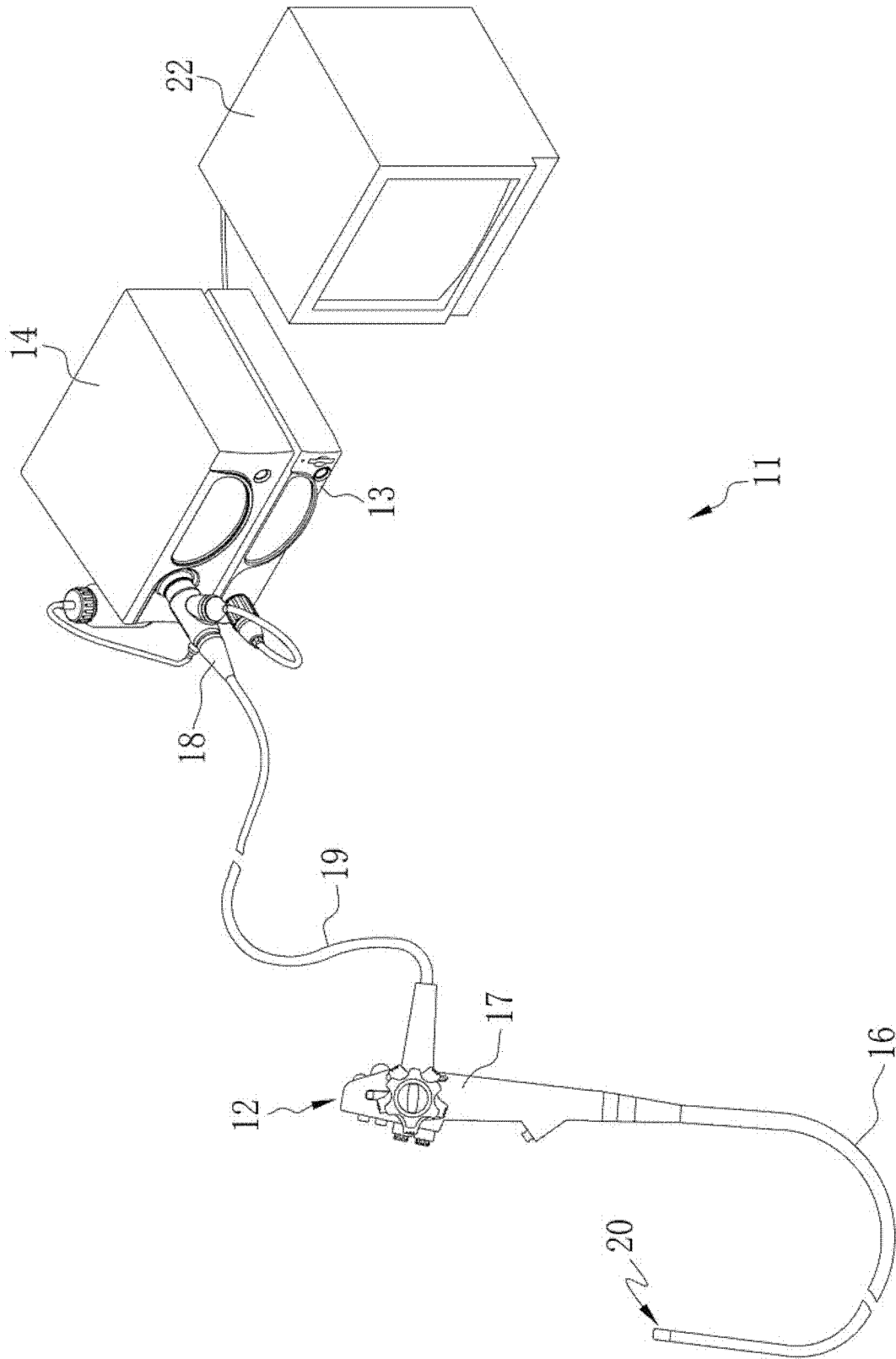


图 1

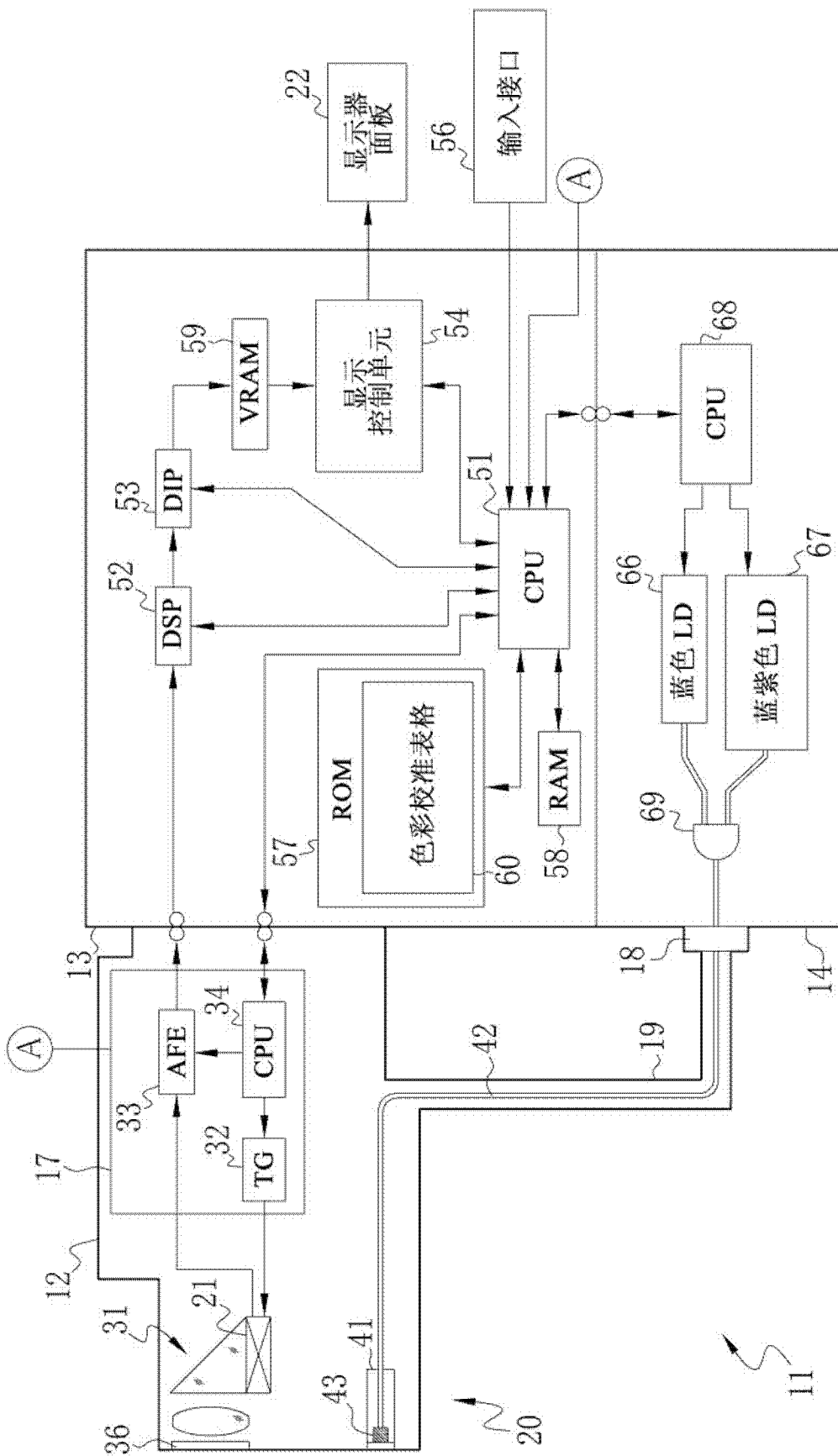


图 2

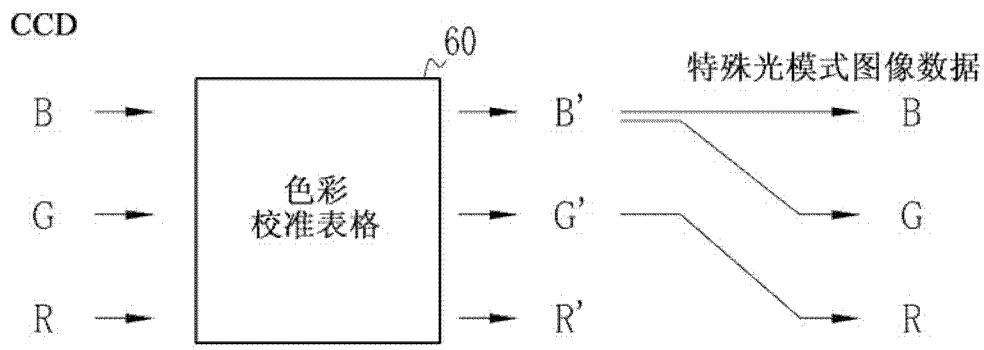


图 3

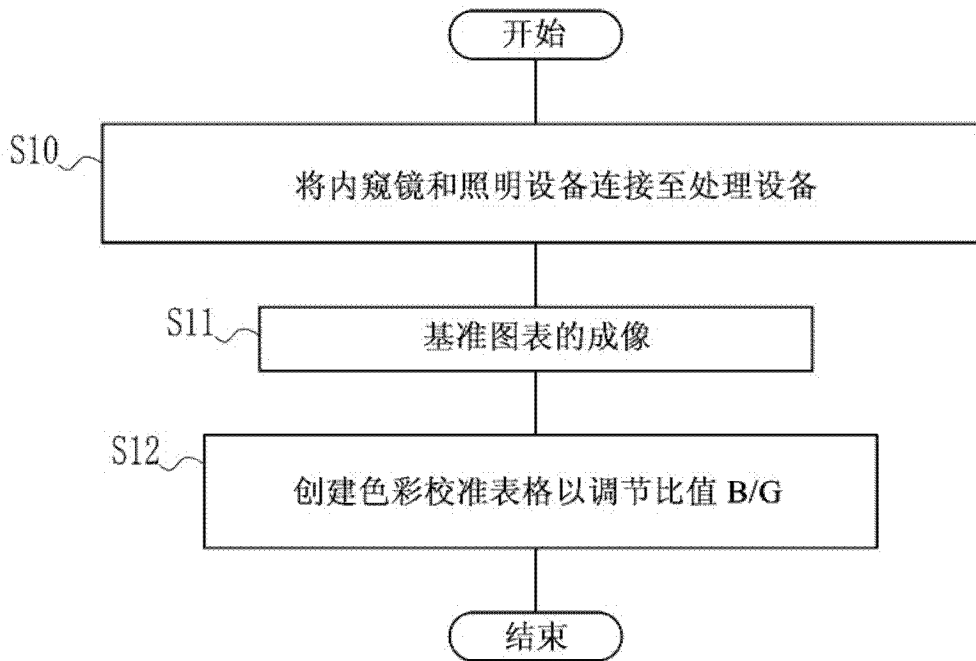


图 4

60B		60G	
输入 (B)	输出 (B)	输入 (G)	输出 (G)
0	0	0	0
1	1.2	1	0.9
2	1.9	2	2.1
3	3.1	3	2.8
⋮	⋮	⋮	⋮
254	254.2	254	253.8
255	255	255	255

图 5

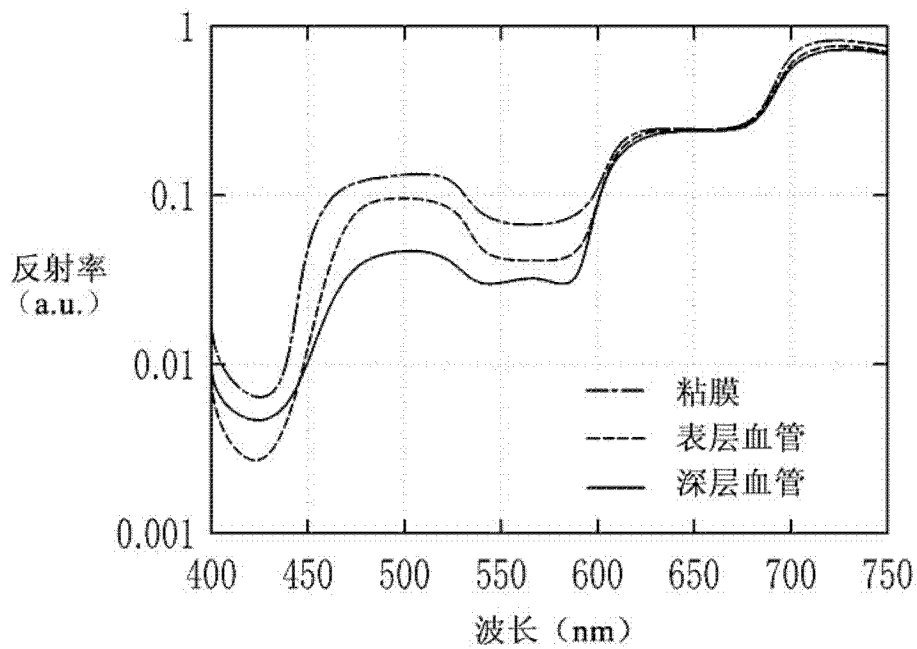


图 6

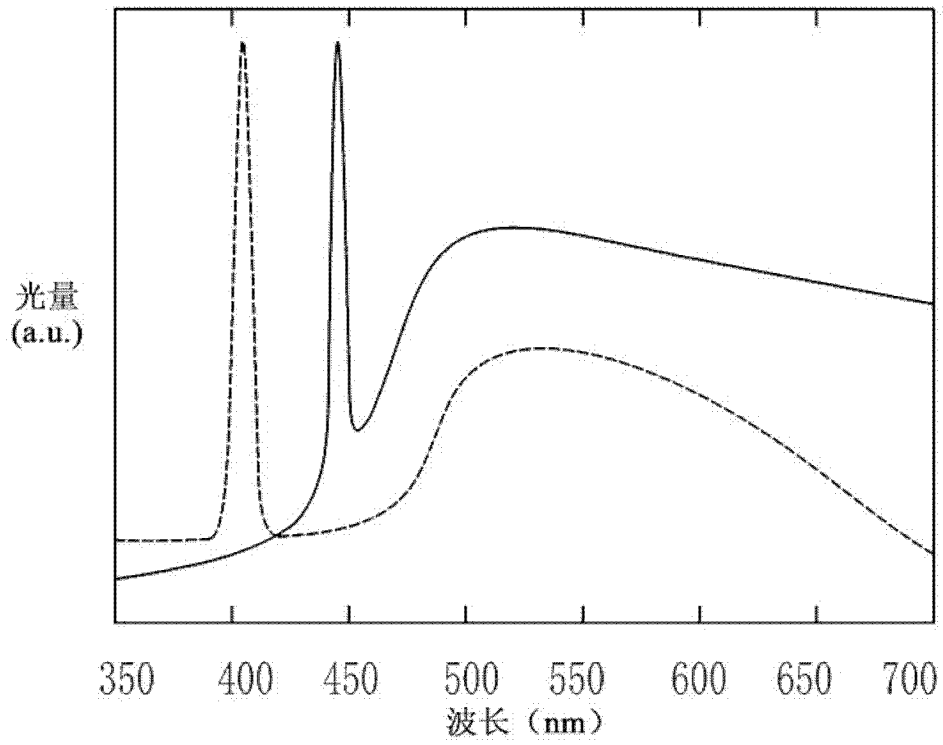


图 7

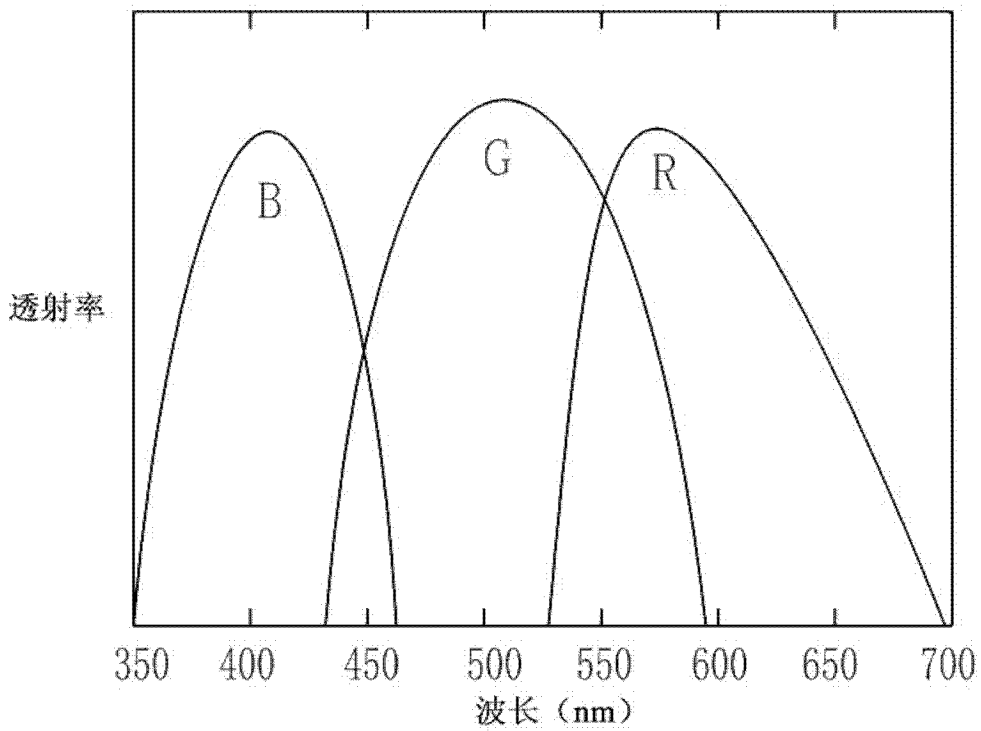


图 8

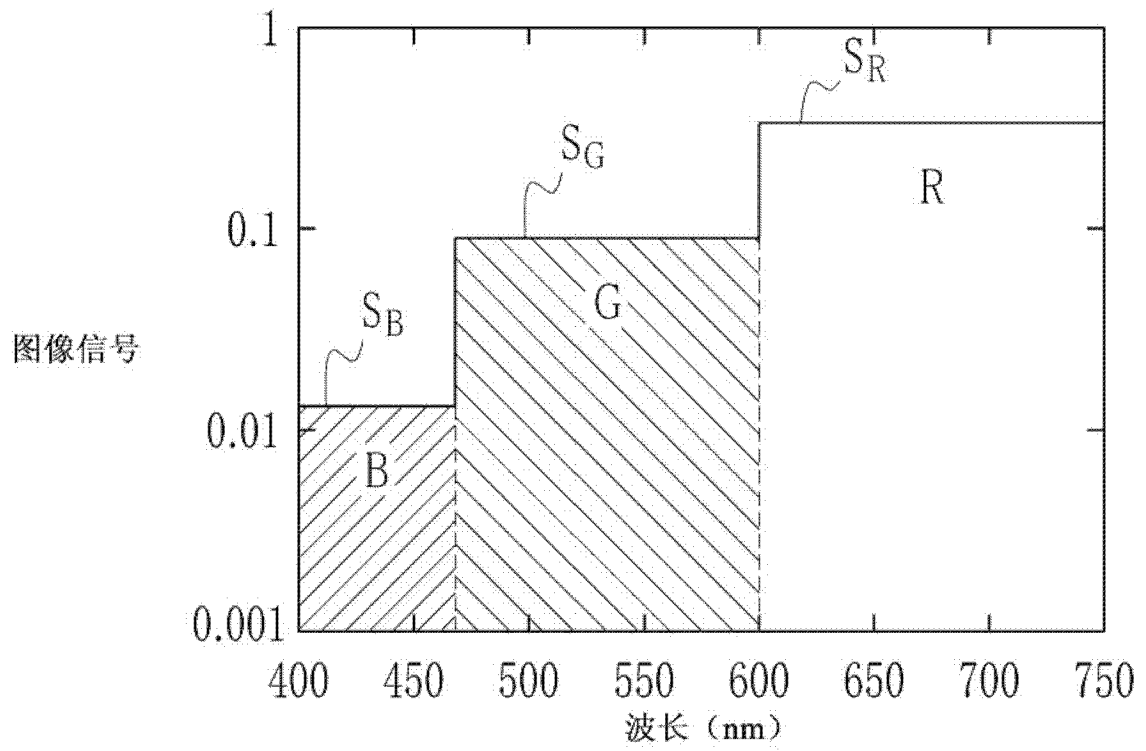


图 9

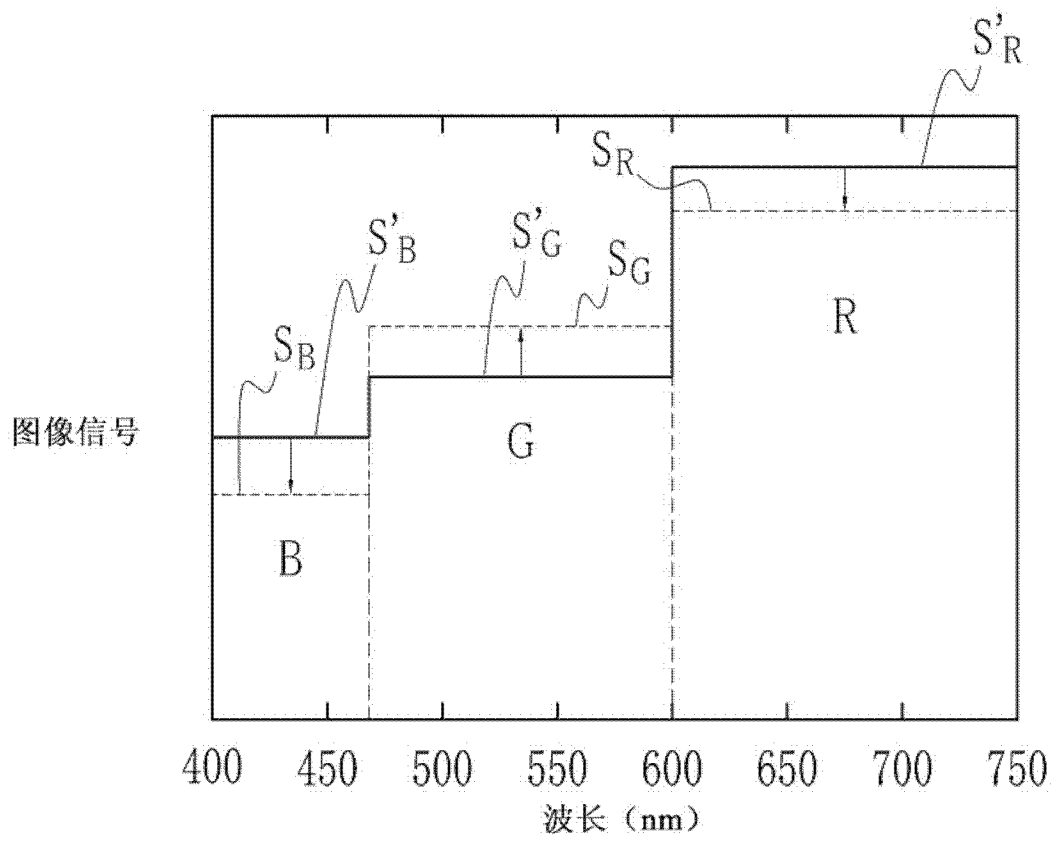


图 10

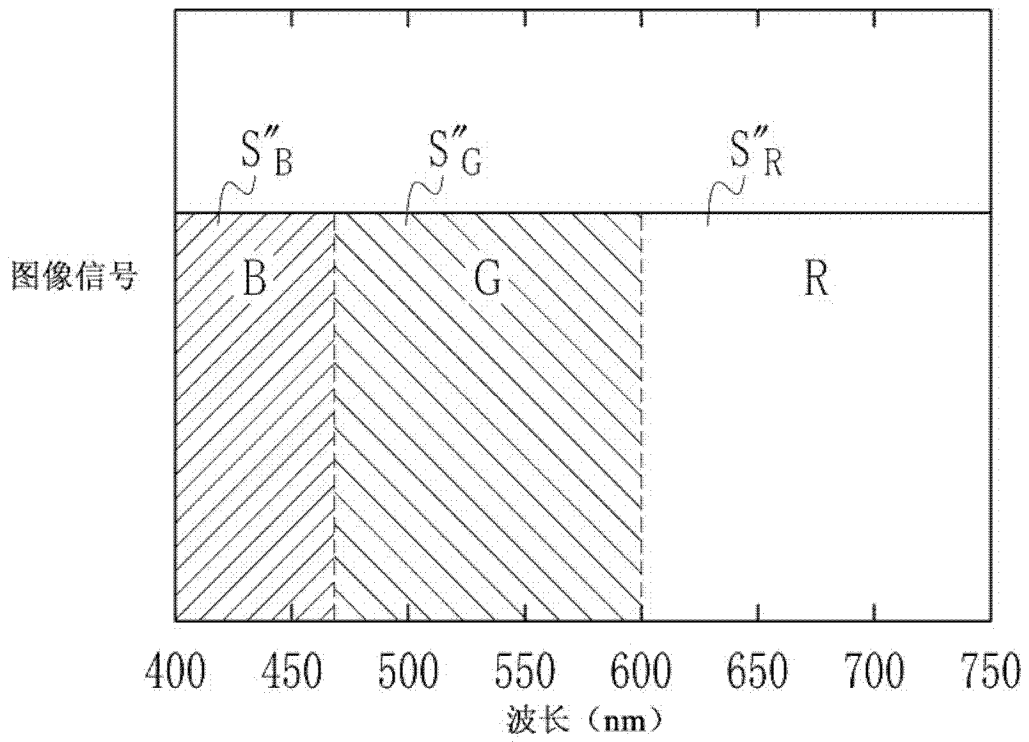


图 11

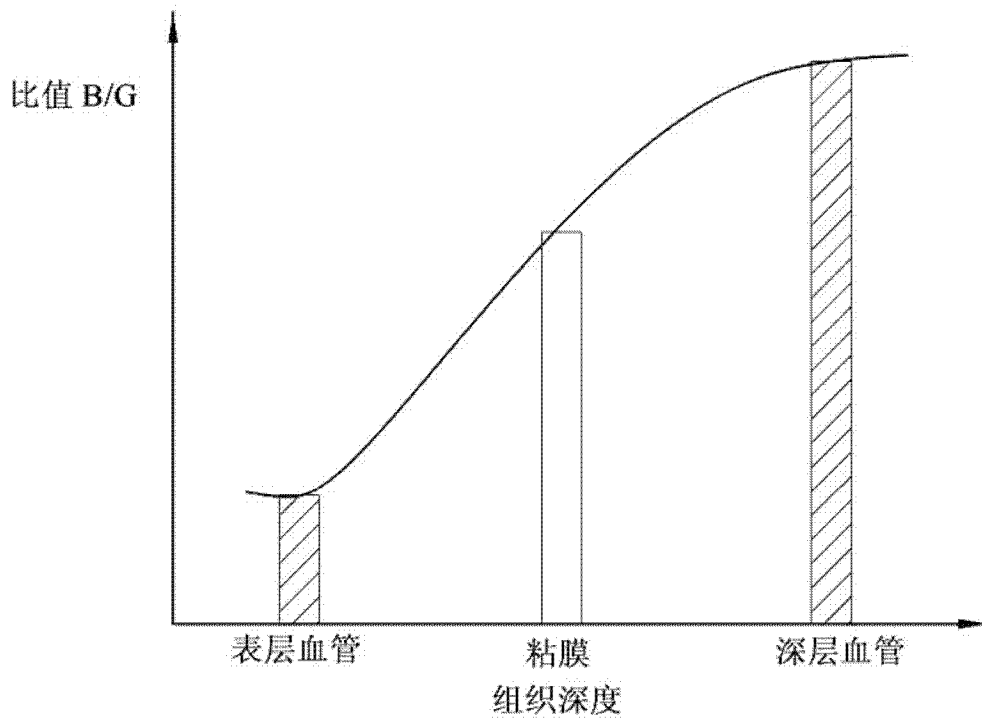


图 12

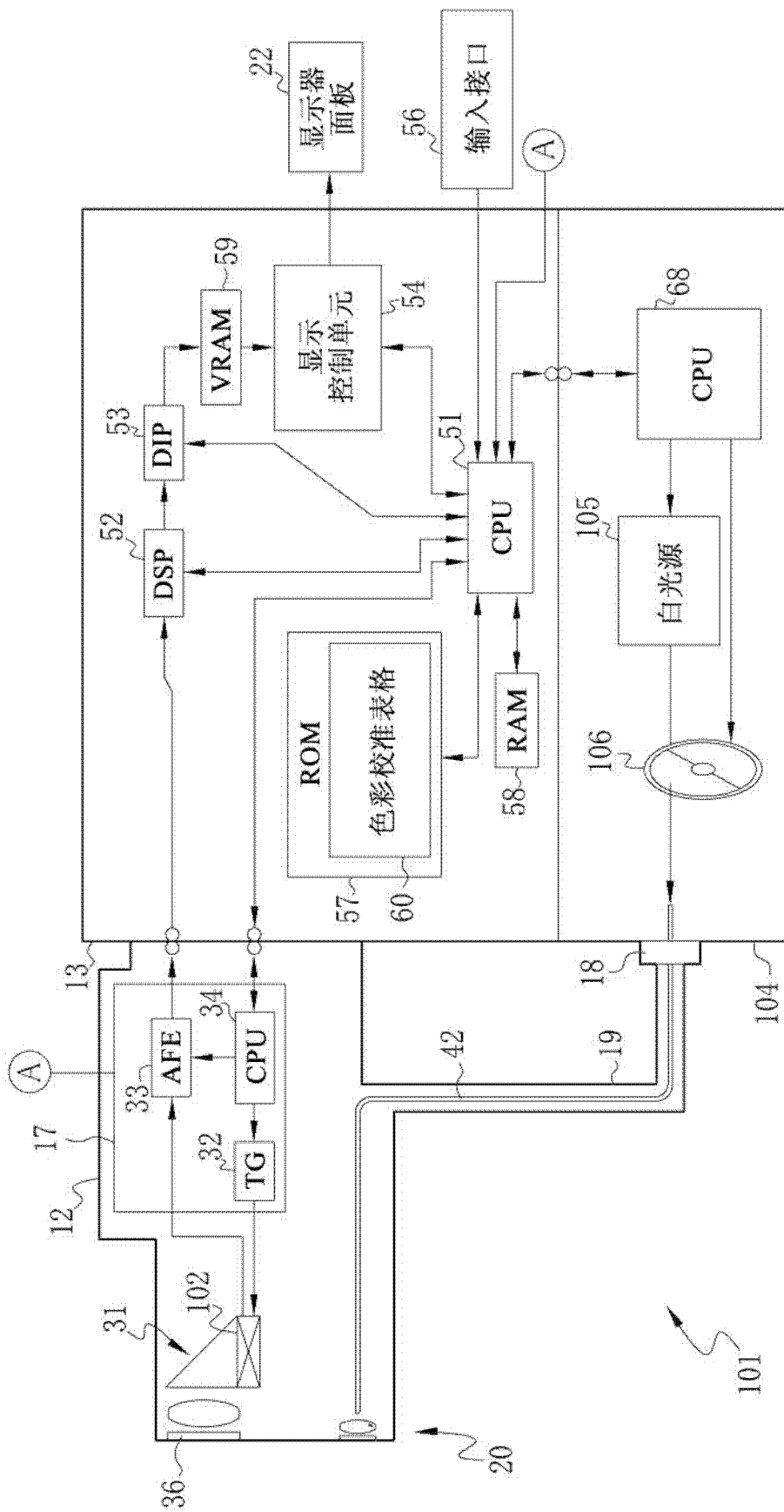


图 13

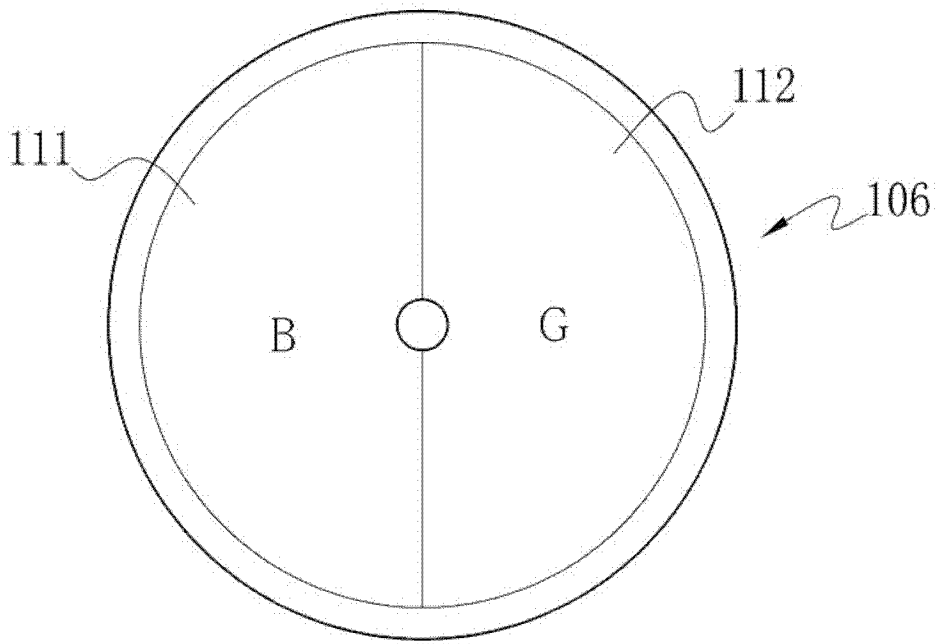


图 14

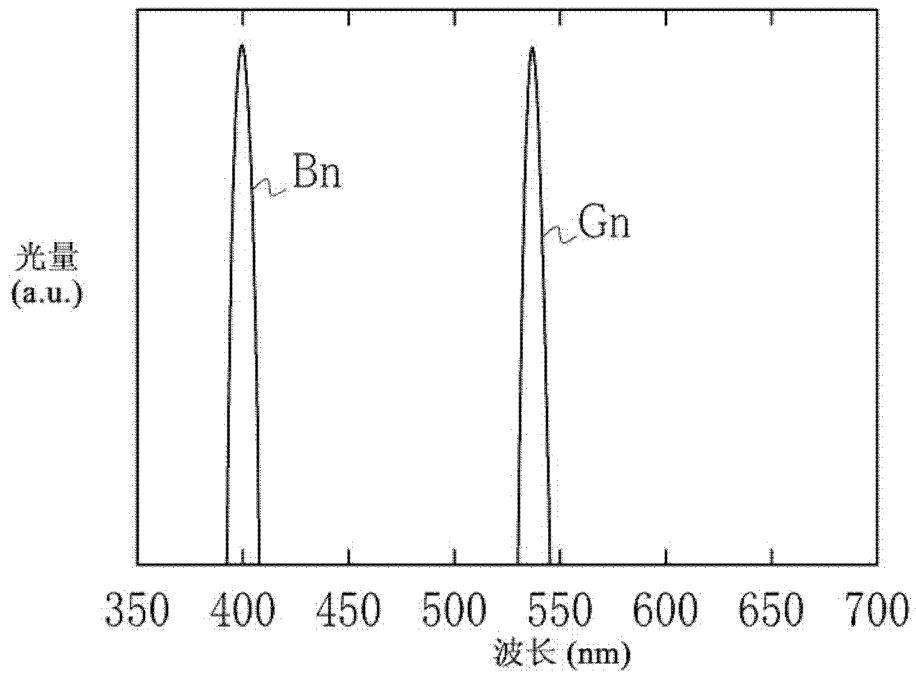


图 15

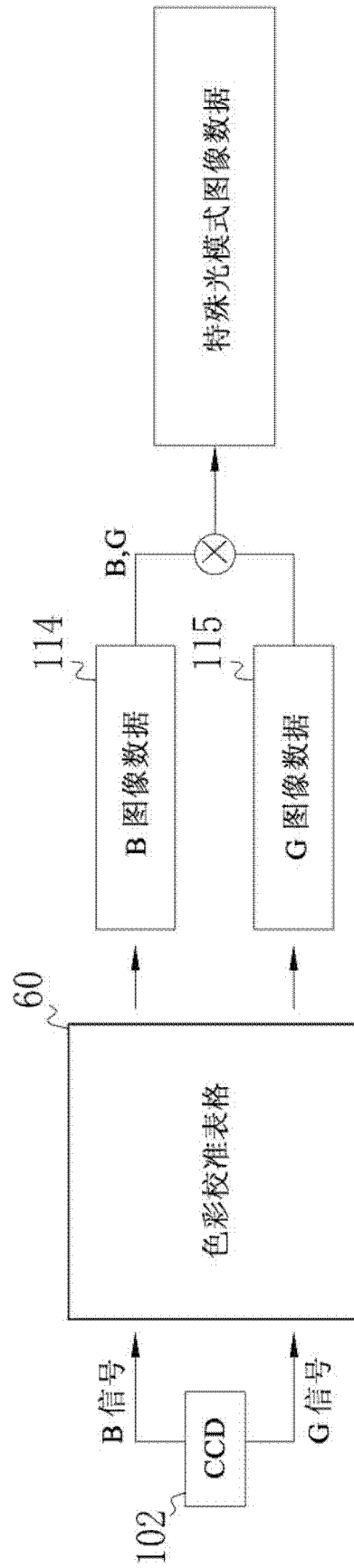


图 16

