



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101505649 B

(45) 授权公告日 2013. 10. 02

(21) 申请号 200780030648. 1

G02B 23/24 (2006. 01)

(22) 申请日 2007. 04. 20

H04N 7/18 (2006. 01)

(30) 优先权数据

223576/2006 2006. 08. 18 JP

(56) 对比文件

JP 特开 2006-61621 A, 2006. 03. 09,

JP 特开 2002-95635 A, 2002. 04. 02,

EP 1302152 A1, 2003. 04. 16,

JP 特开 2003-93336 A, 2003. 04. 02,

(85) PCT申请进入国家阶段日

2009. 02. 17

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2007/058671 2007. 04. 20

审查员 李香波

(87) PCT申请的公布数据

W02008/020499 JA 2008. 02. 21

(73) 专利权人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 山崎健二 后野和弘

(74) 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司

公司 11127

代理人 黄纶伟

(51) Int. Cl.

A61B 1/04 (2006. 01)

A61B 1/00 (2006. 01)

A61B 1/06 (2006. 01)

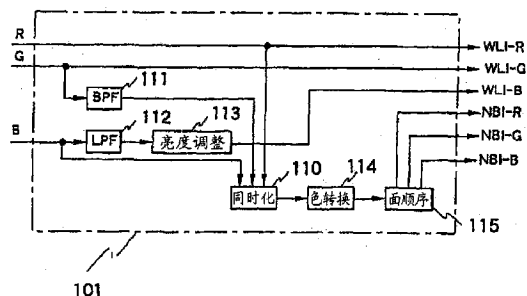
权利要求书2页 说明书10页 附图9页

(54) 发明名称

内窥镜装置及其信号处理方法

(57) 摘要

本发明的按照频带的信号转换部(101)从通过旋转滤光器(14)的一组面顺序光的照射所得到的RGB图像信号生成用于生成普通光观察图像的WLI-R、WLI-G、WLI-B以及用于生成窄带光图像的NBI-R、NBI-G、NBI-B,合成电路(201)将WLI-R、WLI-G、WLI-B的面顺序色信号与NBI-R、NBI-G、NBI-B的面顺序色信号进行合成。由此,可使用简单结构,实时地通过普通光观察图像和窄带光观察来同时观察同一活体组织。



1. 一种内窥镜装置,其特征在于,该内窥镜装置具有:

照明单元,其向被检体照射照明光;

活体图像信息取得单元,其接收由来自所述照明单元的照明光所照明的所述被检体的被检体像,取得所述被检体的活体图像信息;

频带限制单元,其配置在从所述照明单元到达所述活体图像信息取得单元的光路上,将根据光相对于所述被检体的深达度所分配的多个波段中的至少一个波段限制为规定窄带宽;

活体图像信息转换单元,所述活体图像信息取得单元所取得的所述活体图像信息被输入,该活体图像信息转换单元根据与所述规定窄带宽的波段对应的所述活体图像信息和与除了所述规定窄带宽的波段之外的所述多个波段对应的所述活体图像信息,进行色转换处理,由此获得与通过对应于所述规定窄带宽的频带限制光的照射而获得的图像信息的对比度相当的窄带光观察用的第 1 活体图像信号信息,并且将与所述规定窄带宽的波段对应的所述活体图像信息通过低通滤光器生成与比所述规定窄带宽的波段的照明光具有宽带的分光特性的照明光照射所得到的图像同等的低对比度图像,然后通过亮度调整单元进行亮度调整而获得普通观察用的第 2 活体图像信号信息;或者将与所述规定窄带宽的波段对应的所述活体图像信息通过低通滤光器生成与比所述规定窄带宽的波段的照明光具有宽带的分光特性的照明光照射所得到的图像同等的低对比度图像,然后通过亮度调整单元进行亮度调整后获得的图像信息、以及将与除了所述规定窄带宽的波段之外的所述多个波段对应的所述活体图像信息作为普通观察用的第 2 活体图像信号信息;以及

显示图像生成单元,其根据由所述活体图像信息转换单元所转换的所述第 1 活体图像信号信息和所述第 2 活体图像信号信息,生成显示在显示单元上的显示图像。

2. 根据权利要求 1 所述的内窥镜装置,其特征在于,所述频带限制单元将所述照明单元的照明光的所述多个波段中的至少一个波段限制为所述规定窄带宽。

3. 根据权利要求 1 所述的内窥镜装置,其特征在于,所述频带限制单元将所述活体图像信息取得单元所接收的所述被检体像的所述多个波段中的至少一个波段限制为所述规定窄带宽。

4. 根据权利要求 1 或 2 所述的内窥镜装置,其特征在于,所述照明光是 RGB 面顺序光。

5. 根据权利要求 1 至 3 中的任一项所述的内窥镜装置,其特征在于,

所述照明光是白色光,

所述活体图像信息取得单元是 CCD,

所述频带限制单元是配置在所述 CCD 的摄像面上的原色彩色滤光器。

6. 根据权利要求 2 所述的内窥镜装置,其特征在于,所述活体图像信息取得单元是在摄像面上配置有补色滤光器的 CCD。

7. 根据权利要求 1 所述的内窥镜装置,其特征在于,所述活体图像信息转换单元具有图像信号转换单元,该图像信号转换单元对所述活体图像信息实施不同的图像信号转换处理,以获得所述第 1 活体图像信号信息和所述第 2 活体图像信号信息。

8. 根据权利要求 7 所述的内窥镜装置,其特征在于,所述图像信号转换单元包括:

色调转换单元,对所述活体图像信息取得单元所取得的所述活体图像信息进行色调转换,转换成用于窄带观察的第 1 活体图像信号信息;以及

对比度转换单元,对所述活体图像信息取得单元所取得的与所述规定窄带宽的波段对应的所述活体图像信息进行对比度的转换,降低与所述规定窄带宽的波段对应的所述活体图像信息的对比度;

亮度调整单元,对由所述对比度转换单元转换对比度后获得的图像信息进行亮度调整,作为用于普通观察用的第 2 活体图像信号信息。

内窥镜装置及其信号处理方法

技术领域

[0001] 本发明涉及内窥镜装置,特别是涉及拍摄活体组织的像并进行信号处理的内窥镜装置及其信号处理方法。

背景技术

[0002] 以往,广泛使用照射照明光并获得体腔内的内窥镜图像的内窥镜装置。在这种内窥镜装置中,使用具有摄像单元的电子内窥镜,该摄像单元利用光导等将来自光源装置的照明光引导到体腔内并借助其返回光拍摄被摄体,通过利用视频处理器对来自摄像单元的摄像信号进行信号处理,在观察监视器上显示内窥镜图像并观察患部等观察部位。

[0003] 当在内窥镜装置中进行普通的活体组织观察的情况下,在光源装置中发出可见光区域的白色光,通过经由例如 RGB 等旋转滤光器来将面顺序光照射到被摄体上,使该面顺序光的返回光在视频处理器上同时化并进行图像处理来获得彩色图像,或者通过在内窥镜的摄像单元的摄像面的前面配置色片并将白色光的返回光在色片上按各色分量进行分离来摄像,在视频处理器中进行图像处理来获得彩色图像。

[0004] 另一方面,在活体组织中,由于因照射光的波长而使光的吸收特性和散射特性不同,因而例如在日本特开 2002 — 95635 号公报中提出了一种窄带光内窥镜装置,该窄带光内窥镜装置将可见光区域的照明光作为离散的分光特性的窄带 RGB 面顺序光照射到活体组织上,获得活体组织的期望深部的组织信息。

[0005] 然而,在现有的内窥镜装置中,为了进行普通光观察和窄带光观察,必须将普通光和窄带光分别按不同定时照射到活体组织上,具有光源和光学滤光器的结构变得复杂的问题。

[0006] 并且,由于将普通光和窄带光分别按不同定时照射到活体组织上,因而还具有不能实时地通过普通光观察图像和窄带光观察来同时观察同一活体组织的问题。

发明内容

[0007] 本发明是鉴于上述方面而完成的,本发明的目的是提供一种可使用简单结构,实时地通过普通光观察图像和窄带光观察来同时观察同一活体组织的内窥镜装置及其信号处理方法。

[0008] 本发明的一个方式的内窥镜装置构成为具有:

[0009] 照明单元,其向被检体照射照明光;

[0010] 活体图像信息取得单元,其接收由来自所述照明单元的照明光所照明的所述被检体的被检体像,取得所述被检体的活体图像信息;

[0011] 频带限制单元,其配置在从所述照明单元到达所述活体图像信息取得单元的光路上,将根据光相对于所述被检体的深达度所分配的多个波段中的至少一个波段限制为规定窄带宽;

[0012] 活体图像信息转换单元,所述活体图像信息取得单元所取得的所述活体图像信息

被输入,该活体图像信息转换单元根据与所述规定窄带宽的波段对应的所述活体图像信息和与除了所述规定窄带宽的波段之外的所述多个波段对应的所述活体图像信息,进行色转换处理,由此获得与通过对应于所述规定窄带宽的频带限制光的照射而获得的图像信息的对比度相当的窄带光观察用的第 1 活体图像信号信息,并且将与所述规定窄带宽的波段对应的所述活体图像信息通过低通滤光器生成与比所述规定窄带宽的波段的照明光具有宽带的分光特性的照明光照射所得到的图像同等的低对比度图像,然后通过亮度调整单元进行亮度调整而获得普通观察用的第 2 活体图像信号信息;或者将与所述规定窄带宽的波段对应的所述活体图像信息通过低通滤光器生成与比所述规定窄带宽的波段的照明光具有宽带的分光特性的照明光照射所得到的图像同等的低对比度图像,然后通过亮度调整单元进行亮度调整后获得的图像信息、以及将与除了所述规定窄带宽的波段之外的所述多个波段对应的所述活体图像信息作为普通观察用的第 2 活体图像信号信息;以及

[0013] 显示图像生成单元,其根据由所述活体图像信息转换单元所转换的所述第 1 活体图像信号信息和所述第 2 活体图像信号信息,生成显示在显示单元上的显示图像。

[0014] 并且,本发明的一个方式的内窥镜装置的信号处理方法具有:

[0015] 照明步骤,其向被检体照射照明光;

[0016] 活体图像信息取得步骤,其接收由所述照明光所照明的所述被检体的被检体像,取得所述被检体的活体图像信息;

[0017] 频带限制步骤,其在从所述照明步骤到达所述活体图像信息取得步骤的光路上,将根据光相对于所述被检体的深达度所分配的多个波段中的至少一个波段限制为规定窄带宽;

[0018] 活体图像信息转换步骤,其对于在所述活体图像信息取得步骤中所取得的所述活体图像信息,转换成与对应于所述规定窄带宽的频带限制光的照射对应的用于窄带观察的第 1 活体图像信号信息和与所述照明光的照射对应的用于通常观察的第 2 活体图像信号信息;以及

[0019] 显示图像生成步骤,其根据由所述活体图像信息转换步骤所转换的所述第 1 活体图像信号信息和所述第 2 活体图像信号信息,生成显示在显示单元上的显示图像。

附图说明

[0020] 图 1 是示出本发明的实施例 1 的内窥镜装置的结构的结构图。

[0021] 图 2 是示出图 1 的旋转滤光器的结构的结构图。

[0022] 图 3 是示出旋转滤光器的滤光器组的分光特性的图。

[0023] 图 4 是示出图 1 的按照频带的信号转换部的结构的结构图。

[0024] 图 5 是示出图 4 的 BPF 的振幅特性的图。

[0025] 图 6 是示出图 1 的观察监视器的显示例的第 1 图。

[0026] 图 7 是示出图 1 的观察监视器的显示例的第 2 图。

[0027] 图 8 是示出图 1 的观察监视器的显示例的第 3 图。

[0028] 图 9 是示出图 1 的 γ 校正电路的 γ 校正特性的图。

[0029] 图 10 是示出本发明的实施例 2 的内窥镜装置的结构的结构图。

[0030] 图 11 是示出图 10 的原色彩色滤光器的结构的结构图。

- [0031] 图 12 是示出图 11 的原色彩色滤光器的透过特性的图。
- [0032] 图 13 是示出图 10 的按照频带的信号转换部的结构的结构图。
- [0033] 图 14 是示出本发明的实施例 3 的内窥镜装置的结构的结构图。
- [0034] 图 15 是示出图 14 的红外线截止滤光器的透过特性的图。
- [0035] 图 16 是示出图 14 的补色滤光器的结构的结构图。
- [0036] 图 17 是示出图 14 的按照频带的信号转换部的结构的结构图。
- [0037] 图 18 是示出图 14 的红外线截止滤光器的透过特性的变形例的图。
- [0038] 图 19 是示出图 14 的按照频带的信号转换部的变形例的结构的结构图。

具体实施方式

[0039] 以下,参照附图描述本发明的实施例。

[0040] (实施例 1)

[0041] 图 1 至图 9 涉及本发明的实施例 1,图 1 是示出内窥镜装置的结构的结构图,图 2 是示出图 1 的旋转滤光器的结构的结构图,图 3 是示出图 2 的旋转滤光器的滤光器组的分光特性的图,图 4 是示出图 1 的按照频带的信号转换部的结构的结构图,图 5 是示出图 4 的 BPF 的振幅特性的图,图 6 是示出图 1 的观察监视器的显示例的第 1 图,图 7 是示出图 1 的观察监视器的显示例的第 2 图,图 8 是示出图 1 的观察监视器的显示例的第 3 图,图 9 是示出图 1 的 γ 校正电路的 γ 校正特性的图。

[0042] 如图 1 所示,本实施例的内窥镜装置 1 由以下构成:电子内窥镜 3,其具有插入到体腔内并拍摄体腔内组织的作为活体图像信息取得单元的 CCD2;光源装置 4,其向电子内窥镜 3 提供照明光;以及视频处理器 7,其对来自电子内窥镜 3 的 CCD2 的摄像信号进行信号处理,将内窥镜图像显示在观察监视器 5 上。

[0043] 光源装置 4 构成为具有:作为照明单元的发出照明光(白色光)的氙灯 11;红外线截止滤光器 12,其遮断白色光的红外线;光圈装置 13,其控制经由红外线截止滤光器 12 的白色光的光量;作为频带限制单元的旋转滤光器 14,其使照明光成为面顺序光;聚光透镜 16,其使经由旋转滤光器 14 的面顺序光会聚到配设在电子内窥镜 3 内的光导 15 的入射面上;以及控制电路 17,其控制旋转滤光器 14 的旋转。

[0044] 如图 2 所示,旋转滤光器 14 具有构成为圆盘状并以中心作为旋转轴的结构,在直径部分上配置有构成用于输出图 3 所示的分光特性的面顺序光的滤光器组的 R 滤光器部 14r、G 滤光器部 14g 和 B 滤光器部 14b。R 滤光器部 14r 和 G 滤光器部 14g 具有重叠的分光特性,而 B 滤光器部 14b 的分光特性,例如波长区域 $\lambda_{11} \sim \lambda_{12}$ 为 405 ~ 425nm 的窄带。另外,可以使 B 滤光器部 14b 的波长区域 $\lambda_{11} \sim \lambda_{12}$ 为 400 ~ 440nm。

[0045] 然后,如图 1 所示,旋转滤光器 14 由控制电路 17 进行旋转滤光器电动机 18 的驱动控制来旋转。

[0046] 另外,氙灯 11、光圈装置 13 以及旋转滤光器电动机 18 由电源部 10 提供电力。

[0047] 视频处理器 7 构成为具有:CCD 驱动器 20,放大器 22,处理电路 23,A/D 转换器 24,白平衡电路(W.B)25,选择器 100,作为活体图像信息转换单元的按照频带的信号转换部 101,选择器 102, γ 校正电路 26,放大电路 27,强调电路 28,选择器 29,同时化存储器 30、31、32,图像处理电路 33,D/A 电路 34、35、36,定时产生器(T.G)37,控制电路 200,以及作为

显示图像生成单元的合成电路 201。

[0048] CCD 驱动器 20 驱动设在电子内窥镜 3 内的所述 CCD2, 输出与旋转滤光器 14 的旋转同步的面顺序的摄像信号。并且, 放大器 22 经由设在电子内窥镜 3 的前端的物镜光学系统 21 对由 CCD2 拍摄体腔内组织而得到的面顺序的摄像信号进行放大。

[0049] 处理电路 23 对经由所述放大器 22 的面顺序的摄像信号进行相关双重取样和噪声去除等。A/D 转换器 24 将经由所述处理电路 23 的面顺序的摄像信号转换成数字信号的面顺序的图像信号。

[0050] W. B25 针对由所述 A/D 转换器 24 进行了数字化后的面顺序的图像信号, 以例如图像信号的 G 信号为基准进行增益调整并执行白平衡处理, 以使图像信号的 R 信号和图像信号的 B 信号的亮度相等(即, W. B25 如例如将白帽(white cap)安装在电子内窥镜 3 的前端的状态那样, 求出当以被摄体作为白色面时所得到的 R 信号、G 信号、B 信号各方的信号, 通过将根据对 G 信号的亮度比计算出的增益系数乘以 R 信号、B 信号, 执行生成亮度与 G 信号相等的 R 信号、B 信号的处理即白平衡处理)。

[0051] 选择器 100 将来自所述 W. B25 的面顺序的图像信号分配输出到按照频带的信号转换部 101 的各部。按照频带的信号转换部 101 将来自所述选择器 100 的图像信号转换成普通光观察用图像信号和窄带光观察用图像信号。选择器 102 将来自所述按照频带的信号转换部 101 的普通光观察用图像信号和窄带光观察用图像信号的面顺序的图像信号依次输出到 γ 校正电路 26 和合成电路 201。

[0052] γ 校正电路 26 对来自所述选择器 102 或所述合成电路 201 的面顺序的图像信号实施 γ 校正处理。放大电路 27 对在所述 γ 校正电路 26 中进行了 γ 校正处理后的面顺序的图像信号进行放大处理。强调电路 28 对在所述放大电路 27 中进行了放大处理后的面顺序的图像信号实施轮廓强调处理。选择器 29 和同时化存储器 30、31、32 用于使来自强调电路 28 的面顺序的图像信号同时化。

[0053] 图像处理电路 33 读出存储在所述同时化存储器 30、31、32 内的面顺序的各图像信号, 进行动态图像色偏差校正处理等。D/A 电路 34、35、36 将来自所述图像处理电路 33 的图像信号转换成模拟影像信号并输出到观察监视器 5。T. G37 从所述光源装置 4 的控制电路 17 输入与旋转滤光器 14 的旋转同步的同步信号, 将各种定时信号输出到上述视频处理器 7 内的各电路。

[0054] 并且, 在电子内窥镜 2 内设有模式切换开关 41, 该模式切换开关 41 的输出被输出到视频处理器 7 内的模式切换电路 42。视频处理器 7 的模式切换电路 42 将控制信号输出到调光控制参数切换电路 44 和控制电路 200。调光电路 43 根据来自调光控制参数切换电路 44 的调光控制参数以及经由处理电路 23 的摄像信号来控制光源装置 4 的光圈装置 13, 进行适当的亮度控制。

[0055] 下面, 使用图 4 说明按照频带的信号转换部 101。选择器 100 根据来自 T. G37 的定时信号, 将来自 W. B25 的面顺序的图像信号(各色信号)依次输出到按照频带的信号转换部 101。

[0056] 在按照频带的信号转换部 101 中, 如图 4 所示, 来自选择器 100 的色信号即 R 信号是适于普通观察的宽带的 R 图像信号, 将 R 信号整体作为普通光观察用 R 信号(以下记为 WLI — R)输出到选择器 102, 并将 R 信号输出到同时化存储器 110。

[0057] 并且,在按照频带的信号转换部 101 中,来自选择器 100 的色信号即 G 信号是适于普通观察的宽带的 G 图像信号,将 G 信号整体作为普通光观察用 G 信号(以下记为 WLI - G)输出到选择器 102,并将 G 信号经由带通滤光器(BPF)111 输出到同时化存储器 110。通过经由具有图 5 所示的振幅特性的 BPF111,增强再现为宽带的 G 图像信号的深部的组织信息的对比度,生成与通过比起透过了 G 滤光器部 14g 的照明光具有窄带的分光特性的照明光的照明所获得的图像相当的高对比度图像信号。

[0058] 然后,在按照频带的信号转换部 101 中,将来自选择器 100 的色信号即 B 信号输出到同时化存储器 110 中,并经由低通滤光器(LPF)112 在亮度调整电路 113 中进行规定的亮度调整,作为普通光观察用 B 信号(以下记为 WLI - B)输出到选择器 102。来自选择器 100 的色信号即 B 信号是适于窄带光观察的窄带的 B 图像信号。通过使该 B 信号经由 LPF112,生成与通过比起透过了 B 滤光器部 14b 的照明光具有宽带的分光特性的照明光的照射所得到的图像同等的低对比度图像。然后,由于 B 图像信号是由在蓝色短波长侧的窄带光的照射所得到的图像信号,因而血液等的光的吸收高而暗,因此将亮度调整电路 113 设在 LPF112 的后级,调整成期望的亮度,作为 WLI - B 输出到选择器 102。

[0059] 输入到同时化存储器 110 的各色信号在色转换电路 114 中进行式(1)所示的规定的色转换处理,通过面顺序电路 115 作为面顺序的窄带光观察用 R 信号(以下记为 NBI - R)、窄带光观察用 G 信号(以下记为 NBI - G)以及窄带光观察用 B 信号(以下记为 NBI - B)被输出到选择器 102。

[0060] [算式 1]

$$[0061] \quad \begin{pmatrix} NBI - R \\ NBI - G \\ NBI - B \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 & m_1 & 0 \\ 0 & 0 & m_2 \\ 0 & 0 & m_3 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} r \\ g \\ b \end{pmatrix} \quad \cdots(1)$$

[0062] 这里, m_1 、 m_2 、 m_3 是色转换系数(实数), r 、 g 、 b 表示输入到色转换电路 114 的 R、G、B 的色信号。

[0063] 然后,选择器 102 根据来自控制电路 200 的控制信号,将构成普通光观察图像的 WLI - R、WLI - G、WLI - B 的面顺序色信号、以及构成窄带光图像的 NBI - R、NBI - G、NBI - B 的面顺序色信号输出到 γ 校正电路 26 或合成电路 201。

[0064] 并且,图像处理电路 33 对从同时化存储器 30、31、32 所输入的色信号实施动态图像色偏差校正处理,生成输出到 D/A 电路 34、35、36 的图像信号。即,在输入了 WLI - R、WLI - G、WLI - B 的面顺序色信号的情况下,生成普通光观察图像,并在输入了 NBI - R、NBI - G、NBI - B 的面顺序色信号的情况下,生成窄带光图像,而且,在输入了后述的合成图像信号的面顺序色信号的情况下,生成实施了动态图像色偏差校正处理后的合成图像信号。

[0065] 然后,如图 6 和图 7 所示,根据模式切换开关 41 的操作,以触发的方式实时切换普通光观察图像和窄带光图像,将其显示在观察监视器 5 上。并且,根据模式切换开关 41 的操作,如图 8 所示,还能在观察监视器 5 上,在同一画面上实时显示普通光观察图像和窄带光图像。

[0066] 即,在本实施例中,在显示模式将普通光观察图像和窄带光观察图像同时显示在

观察监视器 5 上的情况下,选择器 102 根据来自控制电路 200 的控制信号被切换成,从配备在选择器 102 内的存储器(未作图示)将相同色信号的 2 个图像信号(在 R 信号的情况下是 WLI - R 和 NBI - R)输入到合成电路。

[0067] 合成电路 201 通过将所输入的 2 个图像信号分别缩小后进行合成来生成合成图像信号并将其输出到 γ 校正电路 26(G 和 B 信号也一样。另外,根据来自后述的控制电路 200 的控制信号控制成,将 WLI - R 和 NBI - R、WLI - G 和 NBI - G、WLI - B 和 NBI - B 依次输入到合成电路 201。并且,将合成图像信号从合成电路 201 以面顺序的方式输出到 γ 校正电路 26)。

[0068] 在仅显示普通光观察图像或窄带光观察图像的任一方的模式的情况下,选择器 102 根据来自控制电路 200 的控制信号,不被切换成将图像信号输出到合成电路 201,而被切换成将普通光观察图像或窄带光观察图像的 R 信号、G 信号、B 信号以面顺序的方式输出到 γ 校正电路 26。

[0069] 控制电路 200 根据来自模式切换电路 42 的模式切换信号,判定上述的模式来进行选择器 102 的切换。然后,控制电路 200 根据来自 T.G37 的定时信号控制成,使选择器 102 中的 R、G、B 信号依次输出到合成电路 201 或 γ 校正电路 26 (在向合成电路 201 输出的情况下,同时输出 WLI - R 和 NBI - R,在下一定时输出 WLI - G 和 NBI - G,再在下一定时输出 WLI - B 和 NBI - B,重复这些动作。在向 γ 校正电路 26 输出的情况下,例如在显示普通光观察图像的模式中,按 WLI - R $\rightarrow$ WLI - G $\rightarrow$ WLI - B 重复)。

[0070] 另外,在选择器 102 内配备有存储器(未作图示),该存储器只有在同时显示普通光观察图像和窄带光图像的模式的情况下,才根据来自控制电路 200 的控制信号,存储从按照频带的信号转换部 101 所输入的 WLI - R、WLI - G、WLI - B、NBI - R、NBI - G、NBI - B。

[0071] 另外,对在上述的合成电路 201 中以将 2 个图像信号分别缩小后左右配置的方式进行合成处理的内容作了说明,然而可以仅检测图像信号中的被摄体图像信号(基于被摄体像的图像信号部分。在图 6 中是与除了空白以外的普通光观察图像相当的图像信号),通过仅将从上述 2 个图像信号检测出的上述被摄体图像信号左右配置来进行合成处理。

[0072] 这里,在本实施例中,如图 9 所示, γ 校正电路 26 针对从选择器 102 所输出的面顺序信号,应用对 WLI - R、WLI - G、WLI - B 与 NBI - R、NBI - G、NBI - B 来说不同的 γ 校正特性。即,针对作为普通光观察图像的 WLI - R、WLI - G、WLI - B 的面顺序色信号,应用图 9 的伽马 1 (γ - 1) 特性,针对作为窄带光图像的 NBI - R、NBI - G、NBI - B,应用图 9 的伽马 2 (γ - 2) 特性以达到高对比度。

[0073] 即,在仅显示普通光观察图像或窄带光观察图像的模式的情况下,将来自控制电路 200 的(判定了仅显示普通光观察图像或窄带光观察图像的显示模式的)控制信号输入到 γ 校正电路 26。

[0074] 如图 9 所示, γ 校正电路 26 根据上述控制信号,在显示普通光观察图像的模式的情况下,进行基于伽马 1 的特性的 γ 校正处理,在显示窄带光观察图像的模式的情况下,进行基于伽马 2 的特性的 γ 校正处理(在该情况下, γ 校正电路 26 不进行后述的基于上述控制信号的图像信号的判别)。

[0075] 另一方面,在同时显示普通光观察图像和窄带光观察图像的模式的情况下,将从

合成电路 201 所输出的合成信号输入到 γ 校正电路 26, 并且, 将来自控制电路 200 的(判定了同时显示模式的)控制信号输入到 γ 校正电路 26。

[0076] 如图 9 所示, γ 校正电路 26 根据上述控制信号, 判别 WLI 的图像信号和 NBI 的图像信号, 对 WLI 图像信号应用伽马 1 的特性, 对 NBI 图像信号应用伽马 2 的特性。上述图像信号的判别使用图像区域信息。例如, 在图 8 所示的显示的情况下, 将与画面的左半部分相当的图像信号判别为 WLI 图像信号, 应用伽马 1 的特性, 将右半部分的图像信号判别为 NBI 图像信号, 应用伽马 2 的特性。

[0077] 这样, 在本实施例中, 按照频带的信号转换部 101 从通过旋转滤光器 14 的一组面顺序光的照射所得到的 RGB 图像信号生成用于生成普通光观察图像的 WLI - R、WLI - G、WLI - B 以及用于生成窄带光图像的 NBI - R、NBI - G、NBI - B。即, 可通过由一组 R 滤光器部 14r、G 滤光器部 14g 和 B 滤光器部 14b 构成的旋转滤光器 14 的面顺序光照射, 实时生成普通光观察图像和窄带光图像。因此, 可简化装置结构, 可将普通光观察图像和窄带光图像作为相同定时的图像来观察。

[0078] 并且, 合成电路 201 可将普通光观察图像和窄带光图像进行合成。因此, 可同时观察普通光观察图像和窄带光图像。

[0079] (实施例 2)

[0080] 图 10 至图 13 涉及本发明的实施例 2, 图 10 是示出内窥镜装置的结构的结构图, 图 11 是示出图 10 的原色彩色滤光器的结构的结构图, 图 12 是示出图 11 的原色彩色滤光器的透过特性的图, 图 13 是示出图 10 的按照频带的信号转换部的结构的结构图。

[0081] 由于实施例 2 与实施例 1 几乎相同, 因而仅说明不同点, 对同一结构附上相同标号, 省略说明。

[0082] 在实施例 1 中, 是这样的实施例: 通过旋转滤光器 14 的面顺序摄像观察来实现普通光观察图像和窄带光图像的生成, 而在本实施例中, 是这样的实施例: 如图 10 所示, 向体腔内组织照射白色光, 通过原色彩色滤光器 71 进行色分离, 通过 CCD2 进行摄像的同时式摄像观察来实现普通光观察图像和窄带光图像的生成。图 11 示出原色彩色滤光器 71 的结构, 图 12 示出各色滤光器的透过特性。

[0083] 在本实施例的视频处理器 7 中, 如图 10 所示, 将来自 A/D 转换器 24 的单板(1 色 / 像素)图像信号即 RGB 图像信号在三板化电路 72a 上三板化(RGB 的 3 色 / 像素)成 R 信号、G 信号和 B 信号。然后, 在三板化电路 72a 上进行了三板化后的 R 信号、G 信号和 B 信号与实施例 1 一样, 由 W. B25 执行白平衡处理。之后, 进行了白平衡处理后的 R 信号、G 信号和 B 信号被暂时存储在存储器 73 内, 从存储器 73 中读出 R 信号、G 信号和 B 信号并输出到按照频带的信号转换部 101。

[0084] 按照频带的信号转换部 101 的结构与实施例 1 大致相同, 然而如图 13 所示, 在本实施例的按照频带的信号转换部 101 中, 通过原色彩色滤光器 71 所拍摄的 R 信号是适于普通观察的宽带的 R 图像信号(参照图 12), 将 R 信号整体作为 WLI - R 输出到选择器 102, 并输出到色转换电路 114。并且, 通过原色彩色滤光器 71 所拍摄的 G 信号是适于普通观察的宽带的 G 图像信号(参照图 12), 将 G 信号整体作为 WLI - G 输出到选择器 102, 并将 G 信号通过 BPF111 输出到色转换电路 114。而且, 通过原色彩色滤光器 71 所拍摄的 B 信号是适于窄带光观察的窄带的 B 图像信号(参照图 12), 将 B 信号输出到色转换电路 114, 并通过

LPF112 在亮度调整电路 113 中进行亮度调整,作为 WLI - B 输出到选择器 102。

[0085] 色转换电路 114 对所输入的图像信号实施规定的色转换处理,作为 NBI - R、NBI - G、NBI - B 输出到选择器 102。

[0086] 然后,选择器 102 根据来自控制电路 200 的控制信号,将 WLI - R、WLI - G、WLI - B 以及 NBI - R、NBI - G、NBI - B 输出到 γ 校正电路 26 或合成电路 201。合成电路 201 将所输入的图像信号进行合成。

[0087] 即,在本实施例中,在显示模式将普通光观察图像和窄带光观察图像同时显示在观察监视器 5 上的情况下,选择器 102 根据来自控制电路 200 的控制信号被切换成,从配备在选择器 102 内的存储器(未作图示)将 6 个图像信号(WLI - R、WLI - G、WLI - B、NBI - R、NBI - G、NBI - B)输入到合成电路 201。

[0088] 合成电路 201 通过将相同色信号的 2 个图像信号(WLI - R 和 NBI - R、WLI - G 和 NBI - G、WLI - B 和 NBI - B)分别缩小后进行合成来生成合成图像信号(R、G、B 的图像信号)并输出到 γ 校正电路 26。

[0089] 在仅显示普通光观察图像或窄带光观察图像的任一方的模式的情况下,选择器 102 根据来自控制电路 200 的控制信号,不被切换成将图像信号输出到合成电路 201,而是被切换成将普通光观察图像或窄带光观察图像的 R 信号、G 信号、B 信号输出到 γ 校正电路 26。

[0090] 控制电路 200 根据来自模式切换电路 42 的模式切换信号,判定上述模式来进行选择器 102 的切换。然后,控制电路 200 根据来自 T. G37 的定时信号控制成,将选择器 102 中的 R、G、B 信号输出到合成电路 201 或 γ 校正电路 26 (在向合成电路 201 输出的情况下,控制成同时从选择器 102 输出 WLI - R、WLI - G、WLI - B、NBI - R、NBI - G、NBI - B,并且,在向 γ 校正电路 26 输出的情况下,例如在显示普通光观察图像的模式中,控制成同时从选择器 102 输出 WLI - R、WLI - G、WLI - B)。

[0091] 另外,对在上述的合成电路 201 中以将相同色信号的 2 个图像信号分别缩小来左右配置的方式进行合成处理的内容作了说明,然而可以仅检测图像信号中的被摄体图像信号(基于被摄体像的图像信号部分。图 8 中与去除了空白后的普通光观察图像相当的图像信号),通过仅将从上述 2 个图像信号检测出的上述被摄体图像信号左右配置来进行合成处理。

[0092] γ 校正电路 26 与实施例 1 一样,根据控制信号判别 WLI 图像信号和 NBI 图像信号,对 WLI 图像信号应用伽马 1 的特性,对 NBI 图像信号应用伽马 2 的特性。上述图像信号的判别使用图像区域信息。例如,在图 8 所示的显示的情况下,将与画面的左半部分相当的图像信号判别为 WLI 图像信号,应用伽马 1 的特性,将右半部分的图像信号判别为 NBI 图像信号,应用伽马 2 的特性。

[0093] 在仅显示普通光观察图像或窄带光观察图像的模式的情况下,根据来自控制电路的控制信号,在普通光观察图像的情况下,进行基于伽马 1 的特性的 γ 校正处理,在窄带光观察图像的情况下,进行基于伽马 2 的特性的 γ 校正处理(在该情况下, γ 校正电路 26 根据上述控制信号,不进行图像信号的判别)。

[0094] 本实施例的视频处理器 7 与实施例 1 一样具有:对经由选择器 102 的图像信号实施 γ 校正处理的 γ 校正电路 26,将进行了 γ 校正处理后的图像信号进行放大处理的放大

电路 27,以及对进行了放大处理后的图像信号实施轮廓强调处理的强调电路 28,视频处理器 7 利用 D/A 电路 34、35、36 将来自强调电路 28 的图像信号转换成模拟影像信号并输出到观察监视器 5。

[0095] 另外,在本实施例中,如图 10 所示,具有控制电路 200。该控制电路 200 输入来自 CCD 驱动器 20 的 CCD 驱动相关的信号。所述控制电路 200 根据来自 CCD 驱动器 20 的 CCD 驱动相关的信号,检测 1 帧的摄像,控制选择器 102,从选择器 102 将 WLI — R、WLI — G、WLI — B、NBI — R、NBI — G、NBI — B 输出到 γ 校正电路 26 或合成电路 201。

[0096] 这样,即使在本实施例中,也可取得与实施例 1 相同的效果。

[0097] (实施例 3)

[0098] 图 14 至图 19 涉及本发明的实施例 3,图 14 是示出内窥镜装置的结构的结构图,图 15 是示出图 14 的红外线截止滤光器的透过特性的图,图 16 是示出图 14 的补色滤光器的结构的结构图,图 17 是示出图 14 的按照频带的信号转换部的结构的结构图,图 18 是示出图 14 的红外线截止滤光器的透过特性的变形例的图,图 19 是示出图 14 的按照频带的信号转换部的变形例的结构的结构图。

[0099] 由于实施例 3 与实施例 2 几乎相同,因而仅说明不同点,对同一结构附上相同标号,省略说明。

[0100] 在本实施例中,如图 14 所示,光源装置 4 与实施例 2 几乎相同,然而使红外线截止滤光器 12 具有图 15 所示的透过特性。并且,在 CCD2 的摄像面上设有图 16 所示的结构的补色滤光器 81 来取代原色彩色滤光器 71。

[0101] 在本实施例的视频处理器 7 中,如图 14 所示,将来自 A/D 转换器 24 的图像信号在 Y/C 分离电路 82 中进行 Y/C 分离(亮度 / 色差信号分离),将进行了 Y/C 分离后的亮度信号 Y 和色差信号 Cr、Cb 暂时存储在存储器 83 内,从存储器 83 中读出亮度信号 Y 和色差信号 Cr、Cb,在 RGB 矩阵电路 84 中转换成 RGB 信号。然后,来自 RGB 矩阵电路 84 的 R 信号、G 信号和 B 信号与实施例 1 一样由 W. B25 执行白平衡处理。之后,将进行了白平衡处理后的 R 信号、G 信号和 B 信号输出到按照频带的信号转换部 101。按照频带的信号转换部 101 以后的结构与实施例 2 相同。

[0102] 由于作为频带限制单元的红外线截止滤光器 12 的透过特性如图 15 所示为窄带特性,因而如图 17 所示,本实施例的按照频带的信号转换部 101 将 R 信号、G 信号、B 信号在色转换电路 114 中进行规定的色转换处理,之后作为 NBI — R、NBI — G、NBI — B 输出到选择器 102。并且,将 R 信号、G 信号和 B 信号分别通过 LPF112 在亮度调整电路 113 中进行亮度调整,作为 WLI — R、WLI — G、WLI — B 输出到选择器 102。

[0103] 这样,即使在本实施例中,也可取得与实施例 2 相同的效果。

[0104] 另外,红外线截止滤光器 12 的透过特性不限于图 15,可以是图 18 所示的透过特性。在该情况下,如图 19 所示,本实施例的按照频带的信号转换部 101 将 R 信号和 G 信号整体作为 WLI — R、WLI — G 输出到选择器 102。并且,将 B 信号通过 LPF112 在亮度调整电路 113 中进行亮度调整,作为 WLI — B 输出到选择器 102。然后,将 R 信号和 G 信号分别通过 BPF111 输出到色转换电路 114,与 B 信号一起在色转换电路 114 中进行规定的色转换处理,之后作为 NBI — R、NBI — G、NBI — B 输出到选择器 102。

[0105] 附记:

[0106] 附记项 1)

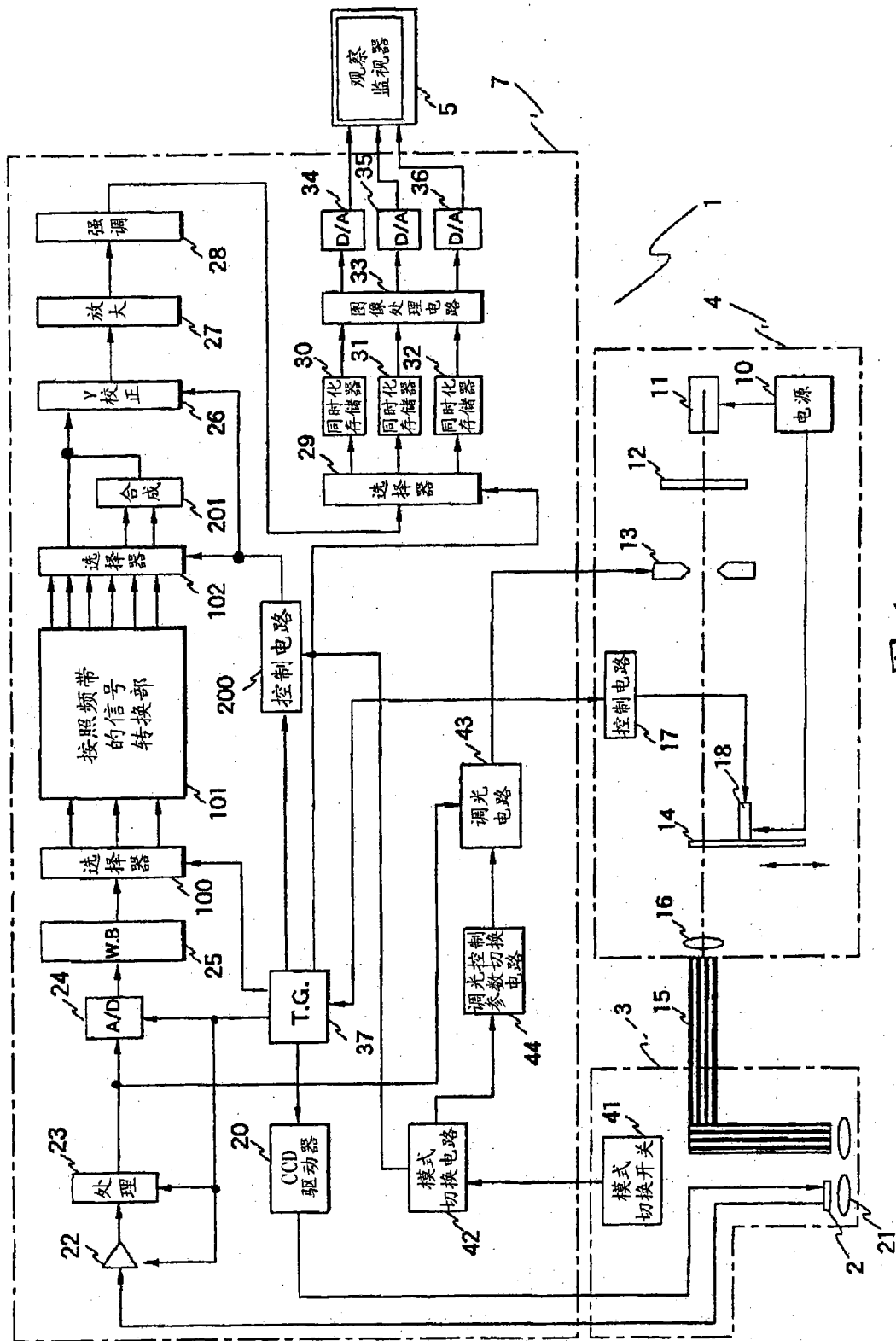
[0107] 在权利要求 1 中,所述活体图像转换单元具有图像信号转换单元,该图像信号转换单元实施对所述第 1 活体图像信息和所述第 2 活体图像信息来说不同的图像信号转换处理。

[0108] 附记项 2)

[0109] 在附记项 1 中,所述图像信号转换单元由转换图像信号的对比度的对比度转换单元(例如, γ 校正电路 26)和 / 或转换图像信号的色调的色调转换单元(例如,色转换电路 114)构成。

[0110] 本发明不限于上述的实施例,可在不改变本发明主旨的范围内进行各种变更、改变等。

[0111] 本申请是以在 2006 年 8 月 18 日于日本提交的日本特愿 2006 — 223576 号作为优先权主张的基础来进行申请的,上述公开内容被引用在本申请说明书和权利要求书中。



一
夕

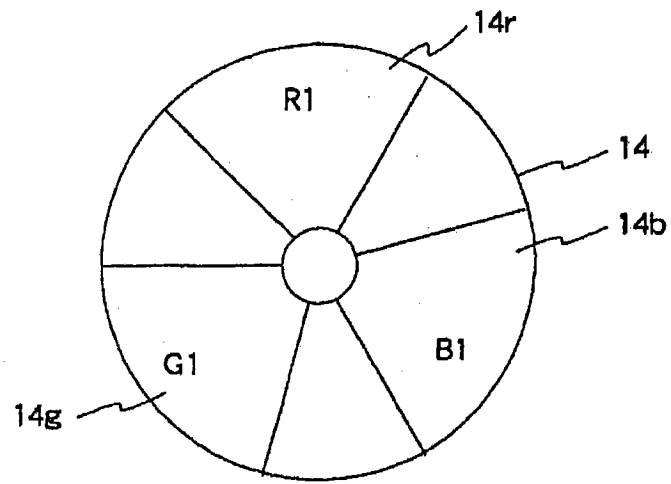


图 2

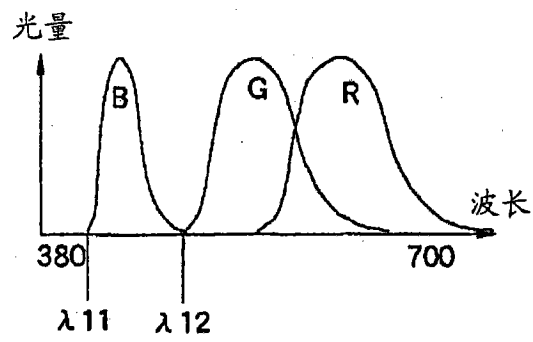


图 3

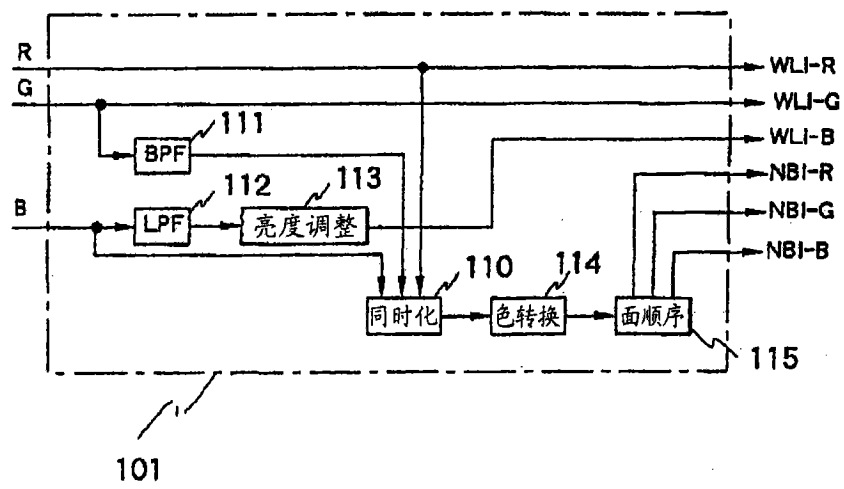


图 4

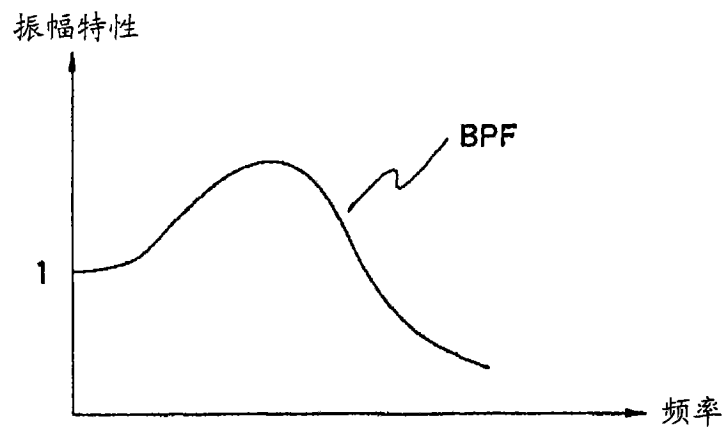


图 5

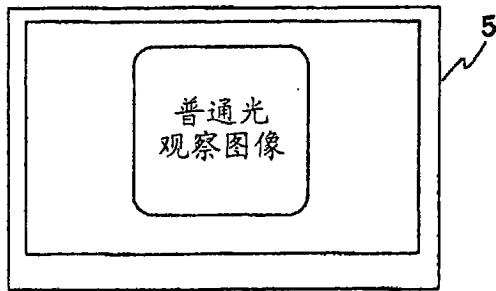


图 6

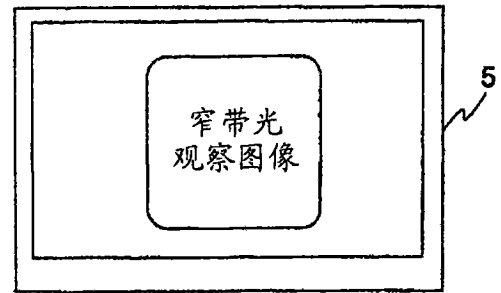


图 7

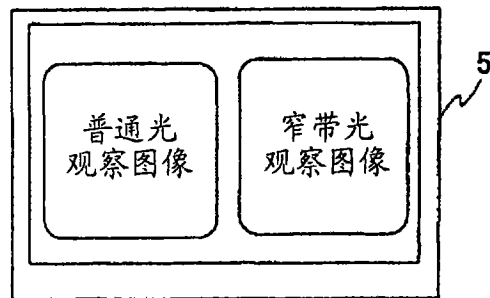


图 8

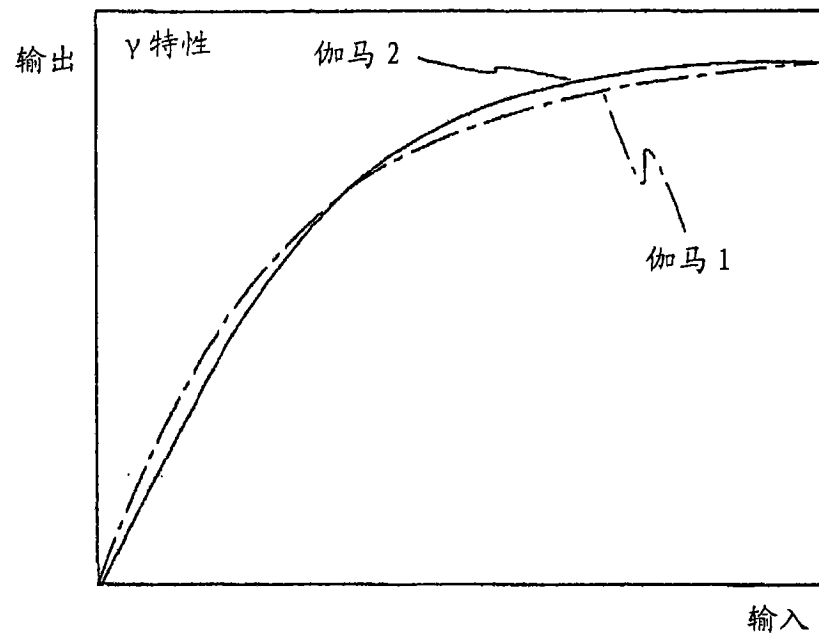


图 9

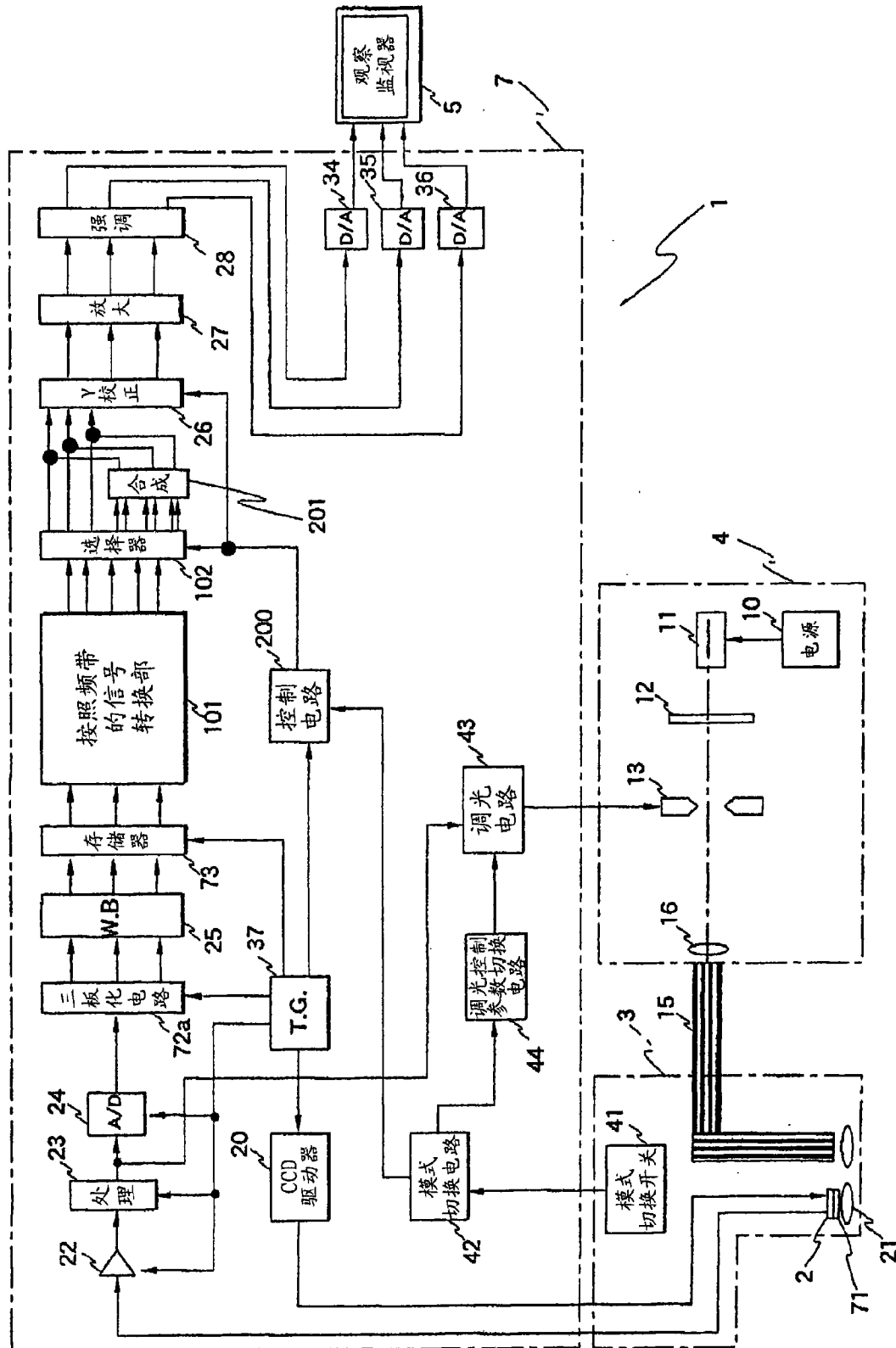


图 10

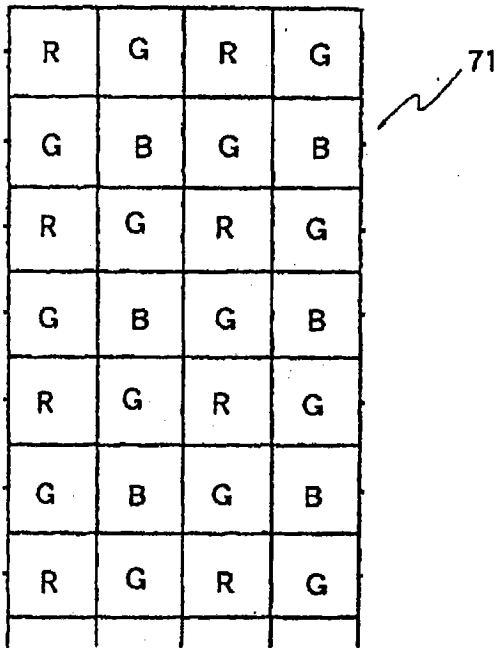


图 11

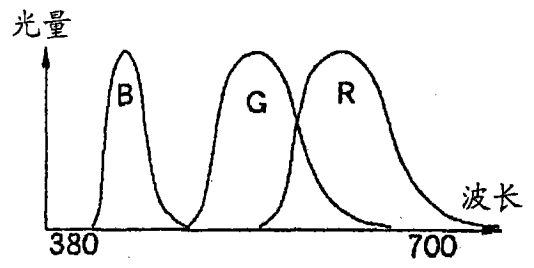


图 12

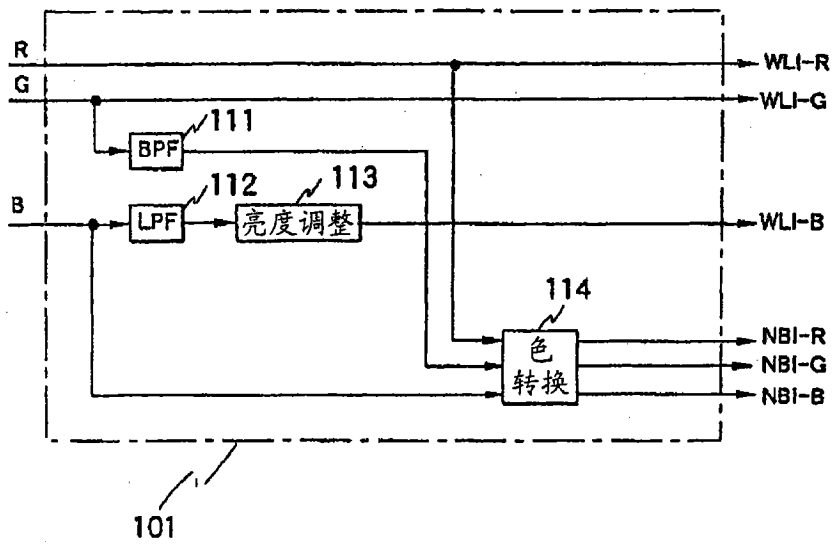
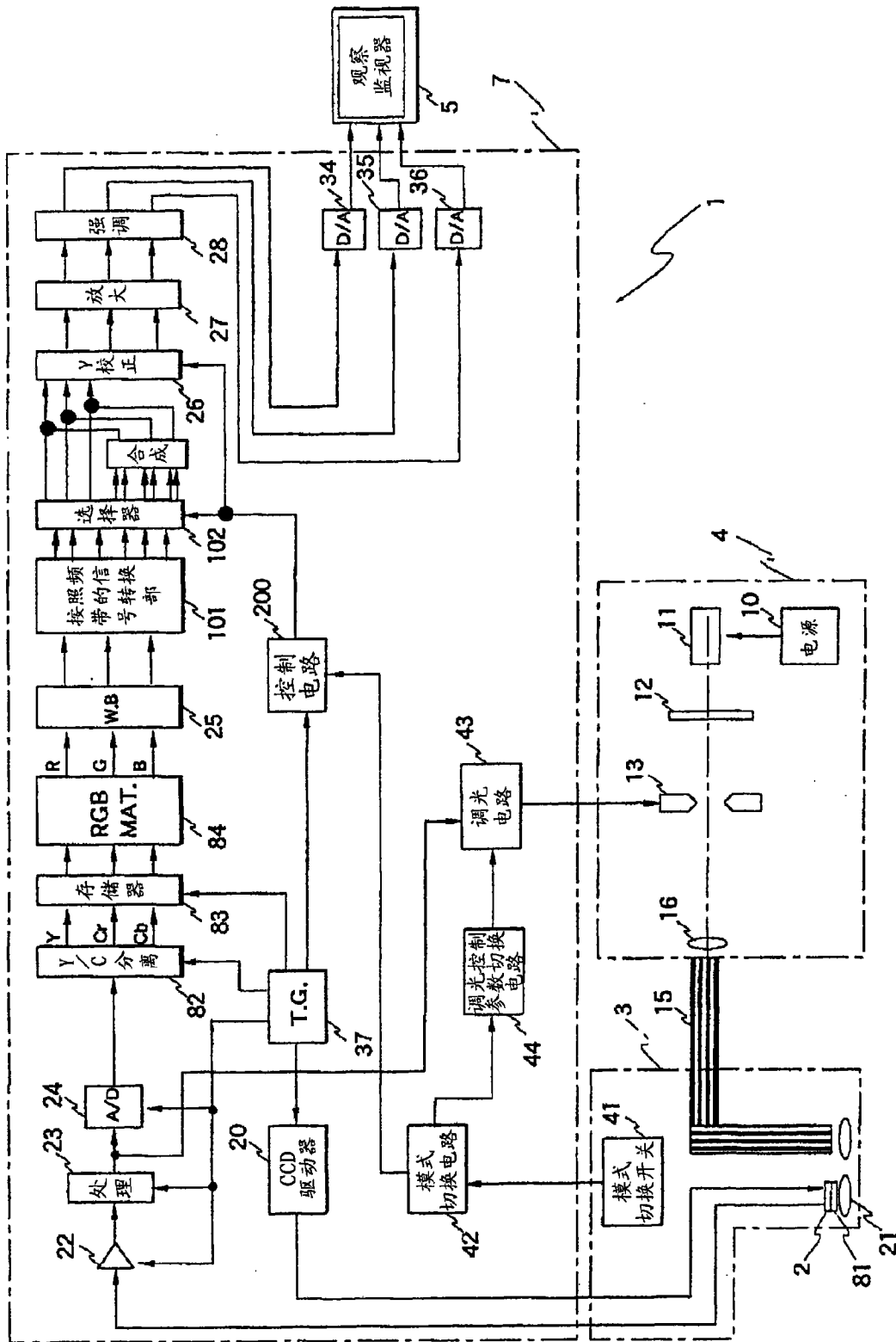


图 13



14

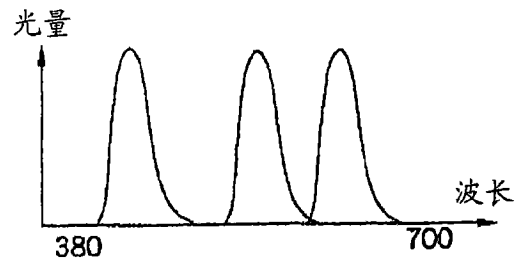


图 15

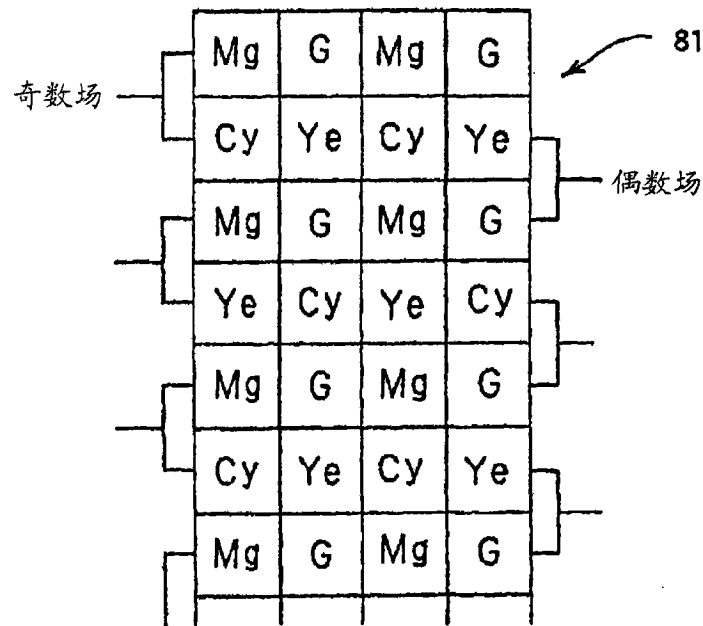


图 16

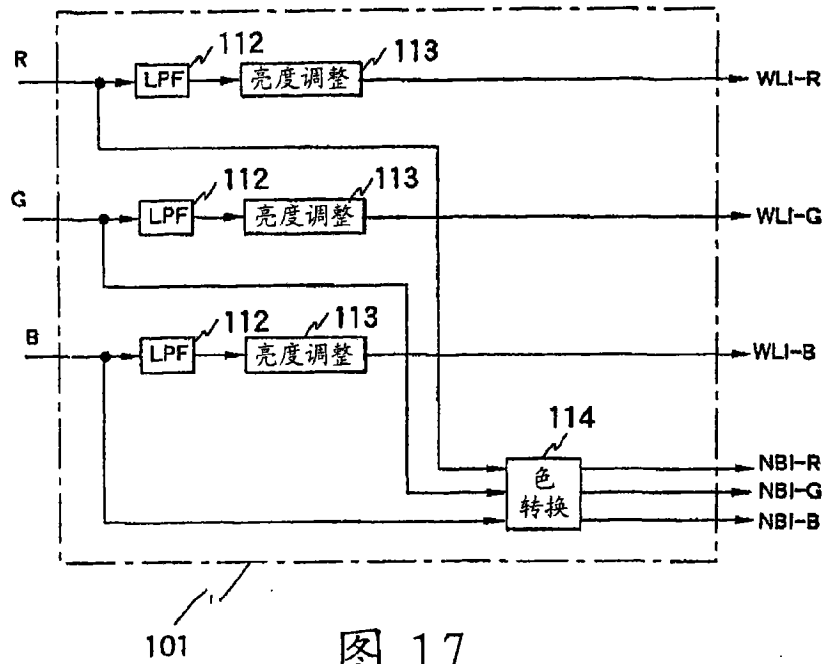


图 17

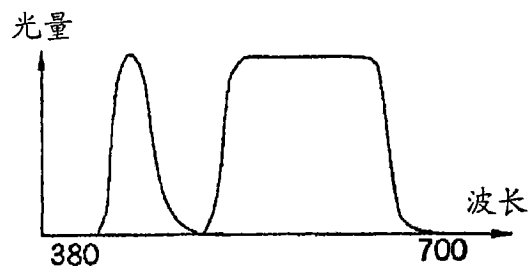


图 18

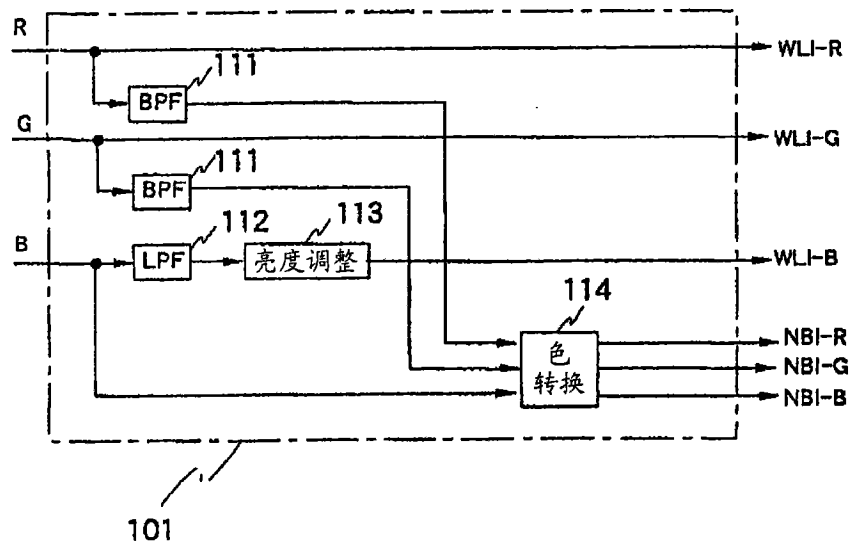


图 19

专利名称(译)	内窥镜装置及其信号处理方法		
公开(公告)号	CN101505649B	公开(公告)日	2013-10-02
申请号	CN200780030648.1	申请日	2007-04-20
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
[标]发明人	山崎健二 后野和弘		
发明人	山崎健二 后野和弘		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 A61B1/06 G02B23/24 H04N7/18		
CPC分类号	G02B23/24 H04N7/183 A61B1/00186 G02B26/008 H04N2005/2255 A61B1/0646		
审查员(译)	李香波		
优先权	2006223576 2006-08-18 JP		
其他公开文献	CN101505649A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的按照频带的信号转换部(101)从通过旋转滤光器(14)的一组面顺序光的照射所得到的RGB图像信号生成用于生成普通光观察图像的WLI-R、WLI-G、WLI-B以及用于生成窄带光图像的NBI-R、NBI-G、NBI-B，合成电路(201)将WLI-R、WLI-G、WLI-B的面顺序色信号与NBI-R、NBI-G、NBI-B的面顺序色信号进行合成。由此，可使用简单结构，实时地通过普通光观察图像和窄带光观察来同时观察同一活体组织。

