



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200780016642.9

[43] 公开日 2009 年 5 月 20 日

[11] 公开号 CN 101437438A

[22] 申请日 2007.4.24

[21] 申请号 200780016642.9

[30] 优先权

[32] 2006.5.8 [33] JP [31] 129681/2006

[86] 国际申请 PCT/JP2007/058859 2007.4.24

[87] 国际公布 WO2007/129570 日 2007.11.15

[85] 进入国家阶段日期 2008.11.7

[71] 申请人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京

[72] 发明人 山崎健二

[74] 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司
代理人 黄纶伟

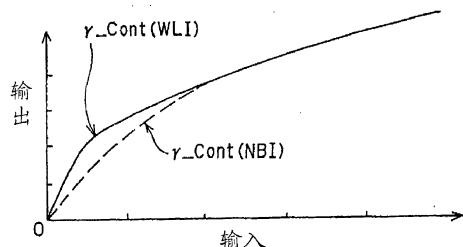
权利要求书 6 页 说明书 27 页 附图 9 页

[54] 发明名称

内窥镜用图像处理装置和内窥镜装置

[57] 摘要

一种内窥镜用图像处理装置，其具有：图像处理部，其针对由安装在内窥镜上的摄像元件所拍摄的信号进行信号处理，该信号处理是生成用于作为内窥镜图像进行观察的图像信号的处理；灰度校正电路部，其针对图像信号校正灰度；以及切换部，其切换作为内窥镜图像进行观察的观察模式或种类，该内窥镜用图像处理装置根据观察模式或种类的切换，变更灰度校正电路部的灰度校正特性。



1. 一种内窥镜用图像处理装置，其特征在于，该内窥镜用图像处理装置具有：

图像处理部，其针对由安装在内窥镜上的摄像元件所拍摄的信号进行信号处理，在该信号处理中生成用于作为内窥镜图像进行观察的与所述内窥镜图像对应的图像信号；

灰度校正电路部，其针对所述图像信号校正灰度；以及

切换部，其切换作为内窥镜图像进行观察的观察模式或种类，

其中，所述内窥镜用图像处理装置根据所述观察模式或种类的切换，变更所述灰度校正电路部的灰度校正特性。

2. 根据权利要求 1 所述的内窥镜用图像处理装置，其特征在于，所述切换部能从包含普通光图像、特殊光图像和分光图像中的至少两个的观察模式或种类在内的内窥镜图像向任意一个切换，所述普通光图像是在可见波长区的照明光下生成的，所述特殊光图像是在与所述普通光图像不同的照明光下生成的，所述分光图像相当于通过对在所述可见波长区的照明光下生成的所述图像信号实施数值数据处理而生成的窄带图像。

3. 根据权利要求 1 所述的内窥镜用图像处理装置，其特征在于，该内窥镜用图像处理装置还具有：强调电路部，其针对所述图像信号进行清晰度强调；以及强调整量切换部，其进行所述清晰度的强调整量的切换。

4. 根据权利要求 3 所述的内窥镜用图像处理装置，其特征在于，通过所述强调整量的切换，所述灰度校正电路部对应于所设定的强调整量来变更所述灰度的校正特性。

5. 根据权利要求 3 所述的内窥镜用图像处理装置，其特征在于，所述灰度校正电路部具有：

第 1 灰度校正电路部，其使用第 1 校正特性校正所述图像信号的灰度；以及

第 2 灰度校正电路部，其具有与所述第 1 灰度校正电路部不同的第

2 校正特性，并针对向所述强调电路部输入的输入图像信号校正灰度。

6. 根据权利要求 5 所述的内窥镜用图像处理装置，其特征在于，所述第 2 灰度校正电路部对应于所述观察模式或种类的切换、或者所述强调量的切换，变更所述第 2 校正特性。

7. 根据权利要求 2 所述的内窥镜用图像处理装置，其特征在于，至少在向所述普通光图像切换的情况下、以及向所述特殊光图像或所述分光图像切换的情况下，所述灰度校正电路部将所述灰度的校正特性变更为相互不同的校正特性。

8. 根据权利要求 5 所述的内窥镜用图像处理装置，其特征在于，所述第 2 灰度校正电路部对应于所述观察模式或种类的切换、或者所述强调量的切换，针对所述输入图像信号中的至少低亮度变更第 2 校正特性。

9. 根据权利要求 5 所述的内窥镜用图像处理装置，其特征在于，所述第 2 灰度校正电路部在增大所述强调量的切换的情况下，与减小所述强调量的切换的情况下相比，变更为具有得到更小的输出值的输入输出特性的所述第 2 校正特性。

10. 根据权利要求 5 所述的内窥镜用图像处理装置，其特征在于，所述第 2 灰度校正电路部在所述内窥镜图像是所述特殊光图像或所述分光图像的情况下，与所述普通光图像的情况下相比，变更为具有得到更小的输出值的输入输出特性的所述第 2 校正特性。

11. 根据权利要求 2 所述的内窥镜用图像处理装置，其特征在于，所述特殊光图像是根据在至少一个窄带的照明光下拍摄的图像信号而生成的窄带光图像、荧光图像、红外光图像中的任意一种。

12. 根据权利要求 6 所述的内窥镜用图像处理装置，其特征在于，所述第 2 灰度校正电路部具有数据存储部，该数据存储部存储决定所述第 2 校正特性的数据，并且所述第 2 灰度校正电路部根据所述观察模式或种类、或者所述强调量的切换来变更所述数据。

13. 一种内窥镜用图像处理装置，其特征在于，该内窥镜用图像处理装置具有：

图像处理部，其针对由安装在内窥镜上的摄像元件所拍摄的信号进

行信号处理，在该信号处理中生成用于作为内窥镜图像进行观察的与所述内窥镜图像对应的图像信号；

灰度校正电路部，其针对所述图像信号校正灰度；

强调电路部，其针对所述图像信号进行清晰度的强调；

切换部，其切换作为内窥镜图像进行观察的观察模式或种类；以及强调量切换部，其进行所述清晰度的强调量的切换，

其中，所述内窥镜用图像处理装置根据所述观察模式或种类的切换、以及所述强调量的切换中的至少一种切换，变更所述灰度校正电路部的灰度校正特性。

14. 根据权利要求 13 所述的内窥镜用图像处理装置，其特征在于，所述切换部能从包含普通光图像、特殊光图像和分光图像中的至少两个的内窥镜图像向任意一个切换，所述普通光图像是在可见波长区的照明光下生成的，所述特殊光图像是在与所述普通光图像不同的照明光下生成的，所述分光图像相当于通过对在所述可见波长区的照明光下生成的所述图像信号实施数值数据处理而生成的窄带图像。

15. 根据权利要求 13 所述的内窥镜用图像处理装置，其特征在于，所述灰度校正电路部具有：

第 1 灰度校正电路部，其使用第 1 校正特性校正所述图像信号的灰度；以及

第 2 灰度校正电路部，其具有与所述第 1 灰度校正电路部不同的第 2 校正特性，并针对向所述强调电路部输入的输入图像信号校正灰度，

所述第 2 灰度校正电路部根据所述观察模式或种类的切换、以及所述强调量的切换中的至少一种切换，变更所述第 2 校正特性。

16. 根据权利要求 15 所述的内窥镜用图像处理装置，其特征在于，所述第 2 灰度校正电路部对应于所述观察模式或种类的切换、或者所述强调量的切换，变更所述第 2 校正特性。

17. 根据权利要求 14 所述的内窥镜用图像处理装置，其特征在于，至少在向所述普通光图像切换的情况下、以及向所述特殊光图像或所述分光图像切换的情况下，将所述灰度校正电路部的校正特性变更为相互不

同的校正特性。

18. 根据权利要求 15 所述的内窥镜用图像处理装置，其特征在于，所述第 2 灰度校正电路部对应于所述观察模式或种类的切换、或者所述强调量的切换，针对所述输入图像信号中至少低亮度变更所述第 2 校正特性。

19. 根据权利要求 15 所述的内窥镜用图像处理装置，其特征在于，所述第 2 灰度校正电路部在增大所述强调量的切换的情况下，与减小所述强调量的切换的情况下相比，变更为具有得到更小的输出值的输入输出特性的所述第 2 校正特性。

20. 根据权利要求 15 所述的内窥镜用图像处理装置，其特征在于，在所述内窥镜图像是所述特殊光图像或所述分光图像的情况下，与所述普通光图像的情况下相比，所述第 2 灰度校正电路部变更为具有得到更小的输出值的输入输出特性的所述第 2 校正特性。

21. 根据权利要求 14 所述的内窥镜用图像处理装置，其特征在于，所述特殊光图像包含根据在至少一个窄带的照明光的照射下拍摄的图像信号而生成的窄带光图像、荧光图像、红外光图像中的任意一种。

22. 根据权利要求 15 所述的内窥镜用图像处理装置，其特征在于，所述第 2 灰度校正电路部具有数据存储部，该数据存储部存储决定所述第 2 校正特性的数据，并且所述第 2 灰度校正电路部根据所述观察模式或种类、或者所述强调量的切换来变更所述数据。

23. 一种内窥镜装置，其特征在于，该内窥镜装置具有：

光源部，其产生对被检体进行照射的至少包含可见波长区的普通照明光的照明光；

内窥镜，其具有利用来自所述被检体的返回光拍摄所述被检体的摄像部；

图像处理部，其根据在所述照明光的状态下由所述摄像部拍摄的信号，生成用于在显示装置进行观察的与内窥镜图像对应的图像信号；

灰度校正电路部，其针对所述图像信号校正灰度；以及

切换部，其切换作为所述内窥镜图像进行观察的观察模式或种类，

其中，所述内窥镜装置根据所述观察模式或种类的切换，变更所述灰度校正电路部的灰度校正特性。

24. 根据权利要求 23 所述的内窥镜装置，其特征在于，所述切换部能从包含普通光图像、特殊光图像和分光图像中的至少两个的内窥镜图像向任意一个选择切换，所述普通光图像是在可见波长区的照明光下生成的，所述特殊光图像是在与所述普通光图像不同的照明光下生成的，所述分光图像相当于通过对在所述可见波长区的普通照明光下生成的所述图像信号实施数值数据处理而生成的窄带图像。

25. 根据权利要求 24 所述的内窥镜装置，其特征在于，所述光源部与所述普通光图像和所述特殊光图像之间的切换联动地切换要产生的照明光。

26. 根据权利要求 23 所述的内窥镜装置，其特征在于，该内窥镜装置还具有：强调电路部，其针对所述图像信号进行清晰度的强调；以及强调量切换部，其进行所述清晰度的强调量的切换。

27. 根据权利要求 26 所述的内窥镜装置，其特征在于，通过所述强调量的切换，所述灰度校正电路部对应于所设定的强调量变更所述灰度的校正特性。

28. 一种内窥镜装置，其特征在于，该内窥镜装置具有：

光源部，其产生对被检体进行照射的至少包含可见波长区的普通照明光的照明光；

内窥镜，其具有利用来自所述被检体的返回光拍摄所述被检体的摄像部；

图像处理部，其根据在所述照明光的状态下由所述摄像部拍摄的信号，生成用于在显示装置进行观察的与内窥镜图像对应的图像信号；

灰度校正电路部，其针对所述图像信号校正灰度；

切换部，其切换作为所述内窥镜图像进行观察的观察模式或种类；以及

强调电路部，其能进行强调量的切换，并针对所述图像信号进行清晰度的强调，

其中，所述内窥镜装置根据所述观察模式或种类的切换、以及所述强调量的切换中的至少一种，变更所述灰度校正电路部的灰度校正特性。

29. 根据权利要求 28 所述的内窥镜装置，其特征在于，所述切换部能从包含普通光图像、特殊光图像和分光图像中的至少两个的内窥镜图像向任意一个选择切换，所述普通光图像是在可见波长区的照明光下生成的，所述特殊光图像是在与所述普通光图像不同的照明光下生成的，所述分光图像相当于通过对在所述可见波长区的普通照明光下生成的所述图像信号实施数值数据处理而生成的窄带图像。

30. 根据权利要求 29 所述的内窥镜装置，其特征在于，所述光源部与所述普通光图像和所述特殊光图像之间的切换联动地切换要产生的照明光。

内窥镜用图像处理装置和内窥镜装置

技术领域

本发明涉及根据内窥镜图像的种类或观察模式、或者强调内窥镜图像的清晰度的强调电平进行灰度特性变更的内窥镜用图像处理装置和内窥镜装置。

背景技术

在内窥镜装置中安装有强调内窥镜图像的清晰度的功能（例如结构强调），例如，如作为第 1 现有例的日本特开 2004-000335 号公报中公开的那样，可通过配备在内窥镜上的开关等的操作来切换与强调电平对应的强调量，能将清晰度不同的内窥镜图像输出到显示装置上。并且，还设计了除具有普通光观察以外还具有特殊光观察、即能通过切换观察模式来使用种类不同的内窥镜图像进行观察的内窥镜装置。

并且，作为减轻图像的低亮度部分的噪声的方法，例如有作为应用于电子相机的第 2 现有例的日本专利 3540567 号公报。在该第 2 现有例中，通过将与主信号用的灰度特性不同的清晰度强调处理用的灰度校正电路设计成专用来实现。

在上述第 1 现有例中，当提高强调电平来逐渐增加强调量时，有时噪声显著。特别是在按照照明光的波长带被设定为窄带的窄带光观察模式进行内窥镜图像的观察的情况下，有时得到低 S/N，暗部的噪声显著。

并且，在第 2 现有例中，当应用于如内窥镜装置那样强调量的变化范围大并提高强调电平以使强调电平为例如 8 级的情况下，可认为内窥镜图像的噪声显著。

发明内容

鉴于上述情况，本发明的目的在于提供一种能对应于内窥镜图像的

种类或观察模式的切换来抑制噪声的内窥镜用图像处理装置和内窥镜装置。

并且，本发明的目的还在于提供一种能对应于所述强调电平的切换、或者内窥镜图像的种类或观察模式的切换来抑制噪声的内窥镜用图像处理装置和内窥镜装置。

根据本发明的一实施方式的内窥镜用图像处理装置，其特征在于，该内窥镜用图像处理装置具有：

图像处理部，其针对由安装在内窥镜上的摄像元件所拍摄的信号进行信号处理，在该信号处理中生成用于作为内窥镜图像进行观察的与所述内窥镜图像对应的图像信号；

灰度校正电路部，其针对所述图像信号校正灰度；以及

切换部，其切换作为内窥镜图像进行观察的观察模式或种类，

其中，所述内窥镜用图像处理装置根据所述观察模式或种类的切换，变更所述灰度校正电路部的灰度校正特性。

根据本发明的一实施方式的内窥镜用图像处理装置，其特征在于，该内窥镜用图像处理装置具有：

图像处理部，其针对由安装在内窥镜上的摄像元件拍摄的信号进行信号处理，在该信号处理中生成用于作为内窥镜图像进行观察的与所述内窥镜图像对应的图像信号；

灰度校正电路部，其针对所述图像信号校正灰度；

强调电路部，其针对所述图像信号进行清晰度的强调；

切换部，其切换作为内窥镜图像进行观察的观察模式或种类；以及

强调量切换部，其进行所述清晰度的强调量的切换，

其中，所述内窥镜用图像处理装置根据所述观察模式或种类的切换、以及所述强调量的切换中的至少一种切换，变更所述灰度校正电路部的灰度校正特性。

根据本发明的一实施方式的内窥镜装置，其特征在于，该内窥镜装置具有：

光源部，其产生对被检体进行照射的至少包含可见波长区的普通照

明光的照明光；

内窥镜，其具有利用来自所述被检体的返回光拍摄所述被检体的摄像部；

图像处理部，其根据在所述照明光的状态下由所述摄像部拍摄的信号，生成用于在显示装置进行观察的与内窥镜图像对应的图像信号；

灰度校正电路部，其针对所述图像信号校正灰度；以及

切换部，其切换作为所述内窥镜图像进行观察的观察模式或种类，

其中，所述内窥镜装置根据所述观察模式或种类的切换，变更所述灰度校正电路部的灰度校正特性。

根据本发明的一实施方式的内窥镜装置，其特征在于，该内窥镜装置具有：

光源部，其产生对被检体进行照射的至少包含可见波长区的普通照明光的照明光；

内窥镜，其具有利用来自所述被检体的返回光拍摄所述被检体的摄像部；

图像处理部，其根据在所述照明光的状态下由所述摄像部拍摄的信号，生成用于在显示装置进行观察的与内窥镜图像对应的图像信号；

灰度校正电路部，其针对所述图像信号校正灰度；

切换部，其切换作为所述内窥镜图像进行观察的观察模式或种类；以及

强调电路部，其能进行强调量的切换，并针对所述图像信号进行清晰度的强调，

其中，所述内窥镜装置根据所述观察模式或种类的切换、以及所述强调量的切换中的至少一种，变更所述灰度校正电路部的灰度校正特性。

附图说明

图1是示出包括本发明实施例1的内窥镜装置的整体结构的框图。

图2是示出窄带用滤波器的透射特性的特性图。

图3是示出在色分离滤波器中所使用的各滤波器的配置例的图。

图 4 是示出图 1 的 γ 电路的结构的框图。

图 5 是示出图 1 的强调电路的结构的框图。

图 6A 是将与所切换的观察模式对应设定的 γ_{Edge} 电路的输入输出特性连同 γ_{Cont} 电路的输入输出特性一起示出的特性图。

图 6B 是示出在普通光观察模式的情况下和窄带光观察模式的情况下 γ_{Cont} 电路的输入输出特性的特性图。

图 6C 是在窄带光观察模式的情况下示出通过观察模式和强调电平的双方的切换来切换 γ_{Edge} 电路的输入输出特性的例子的特性图。

图 7 是示出变形例的面顺序方式的内窥镜装置的整体结构的框图。

图 8 是示出旋转滤波器的结构的正视图。

图 9 是示出构成图 8 的配置在外侧的第 1 滤波器组的各滤波器的透射特性的特性图。

图 10 是示出构成图 8 的配置在内侧的第 2 滤波器组的各滤波器的透射特性的特性图。

图 11 是示出包括本发明实施例 2 的内窥镜装置的整体结构的框图。

图 12 是示出包括第 1 变形例的内窥镜装置的整体结构的框图。

图 13 是示出包括第 2 变形例的内窥镜装置的整体结构的框图。

具体实施方式

以下，参照附图说明本发明的实施例。

(实施例 1)

参照图 1 至图 10 说明本发明的实施例 1。

如图 1 所示，包括本发明实施例 1 的内窥镜装置 1 具有：电子内窥镜（以下简称为内窥镜）2，其插入体腔内等进行内窥镜检查；光源装置 3，其向该内窥镜 2 提供照明光；作为实施例 1 的内窥镜用图像处理装置的视频处理器 4，其驱动安装在内窥镜 2 上的摄像单元，并对摄像单元的输出信号进行信号处理；以及监视器 5，其通过被输入从该视频处理器 4 输出的图像信号（或影像信号），从而显示出对应的内窥镜图像。

内窥镜 2 具有：细长的插入部 7，设置在该插入部 7 的后端的操作

部 8，以及从该操作部 8 延伸出的通用电缆（universal cable）9，该通用电缆 9 的端部的光导向件连接器 11 自由拆装地连接于光源装置 3，信号连接器自由拆装地连接于视频处理器 4。

在上述插入部 7 内插装有传送照明光的光导向件（light guide）13，通过使该光导向件 13 中的靠前侧端部的光导向件连接器 11 与光源装置 3 连接，将光源装置 3 的照明光提供给光导向件 13。

该光源装置 3 根据由手术者等用户执行的作为内窥镜图像进行观察的观察模式的切换（或选择），产生与所切换的观察模式对应的照明光。

在该内窥镜装置 1 中，用户能从作为普通的内窥镜图像（也称为普通光图像）进行观察的普通光观察模式和作为提供与普通光图像不同的图像信息的特殊光图像进行观察的特殊光观察模式切换到期望的观察模式。在被切换到普通光观察模式时，光源装置 3 产生作为普通照明光的白色（可见波长区）的照明光，即产生宽带的照明光，并将该照明光提供给光导向件 13。另一方面，在被切换到作为特殊光观察模式的例如窄带光观察模式时，光源装置 3 产生窄带的照明光，并将其提供给光导向件 13。

对于普通光观察模式和窄带光观察模式的切换（或选择）指示，能通过例如设置在内窥镜 2 的操作部 8 内的作为由镜体开关等形成的模式切换部的模式切换开关 14a 的操作来进行。

由于对应的内窥镜图像的种类根据观察模式的切换而不同，因而观察模式的切换部具有作为切换（或选择）内窥镜图像的种类的种类切换部的功能。

另外，在本实施例中，当选择了观察模式或内窥镜图像的种类时，照明光被变更为对应的照明光，然而在后述的实施例 2 中，即使切换观察模式或内窥镜图像的种类，照明光也不被变更。在后者的情况下，通过作为内窥镜图像处理装置的视频处理器 4 的电信号处理，根据来自摄像单元的（相同）信号，生成与所选择的观察模式或种类的内窥镜图像对应的图像信号。

观察模式的切换指示可以构成为，除了使用设置在内窥镜 2 上的模

式切换开关 14a 以外，还能使用脚踏开关来进行，也能够从设置在视频处理器 4 的操作面板 17 上的模式切换开关 14b 来进行。而且，可以采用能使用未作图示的键盘等进行切换指示的结构。

该模式切换开关 14a 等的切换信号被输入到视频处理器 4 内的控制电路 15，当被输入了切换信号时，该控制电路 15 控制光源装置 3 的滤波器插拔装置 16，选择性地切换普通照明光和窄带照明光。

并且，如后所述，该控制电路 15 与从光源装置 3 提供给光导向件 13 的照明光的切换控制联动，还进行切换构成视频处理器 4 的图像处理部或信号处理系统中的一部分特性的控制。

然后，通过根据用户执行的模式切换开关 14a 的切换指示来切换信号处理系统中的一部分特性，能进行分别适合于普通光观察模式和窄带光观察模式的信号处理。

并且，在视频处理器 4 的操作面板 17 上设置有：模式切换开关 14b，以及在强调内窥镜图像或图像信号的清晰度时进行强调电平（或强调量）的切换的作为强调量切换部的强调电平切换开关 19，这些开关 14b、19 的信号被输入到控制电路 15。另外，模式切换开关 14b 具有与模式切换开关 14a 相同的功能。

并且，如后所述构成为，针对与这些开关 14b、19 的切换对应的内窥镜图像（或图像信号），控制电路 15 进行如下控制：变更设置在视频处理器 4 内的灰度校正电路部（具体地说是 γ 电路 50）的灰度校正特性和强调电路部（具体地说是强调电路 48）的清晰度强调特性。

控制电路 15 形成这样的控制单元，即：该控制单元进行对应于强调电平的切换和观察模式的切换中的至少一个切换，变更灰度校正电路部的灰度校正特性的控制。

另外，可以采用这样的结构，即：在进行了强调电平的切换和观察模式的切换的情况下，该信号不经由控制电路 50 而直接由灰度校正电路部接收，由灰度校正电路部变更灰度校正特性。

光源装置 3 内置有产生照明光的灯 20，该灯 20 产生包含可见区域的照明光。该照明光由红外截止滤波器 21 截止红外光并成为接近于大致

白色光的波长带的照明光，之后入射到光圈 22。该光圈 22 的通过光量是利用光圈驱动电路 23 调整开口量来控制的。

通过了该光圈 22 的照明光经由窄带用滤波器 24（窄带光观察模式时）入射到会聚透镜 25，或者不经由窄带用滤波器 24（普通光观察模式时）就入射到会聚透镜 25，再由该会聚透镜 25 会聚并入射到光导向件 13 的靠前侧的入射端面，其中窄带用滤波器 24 是通过由插棒等构成的滤波器插拔装置 16 而在照明光路中插拔的。

图 2 示出窄带用滤波器 24 的透射率特性的一例。该窄带用滤波器 24 具有 3 峰性滤波特性，例如在红、绿、蓝的各波长带中，具有分别在窄带上透射的窄带透射滤波特性部 Ra、Ga、Ba。

更具体地说，窄带透射滤波特性部 Ra、Ga、Ba 具有中心波长分别是 600 nm、540 nm、420 nm、且其半值宽度是 20~40 nm 的带通特性。

因此，在窄带用滤波器 24 配置在照明光路中的情况下，在该窄带透射滤波特性部 Ra、Ga、Ba 中透射的 3 带的窄带照明光入射到光导向件 13。

与此相对，在窄带用滤波器 24 未配置在照明光路中的情况下，（可见波长区域的）白色光被提供给光导向件 13。

照明光从光导向件 13 通过光导向件 13 被传送到其前端面。所传送的照明光从该前端面经由安装在设置于插入部 7 的前端部 26 上的照明窗上的照明透镜 27 照射到外部。然后，利用该照明光对作为被检体的体腔内的患部等的生物体组织的表面进行照明。

在前端部 26 上，与照明窗邻接设置有观察窗，在该观察窗上安装有物镜 28。该物镜 28 使来自生物体组织的返回光的光学像成像。在该物镜 28 的成像位置上，作为形成摄像单元（摄像部）的固体摄像元件而配置有电荷耦合元件（简记为 CCD）29，通过该 CCD 29 进行光电转换。

在该 CCD 29 的摄像面上，作为进行光学色分离的色分离滤波器 30 而以各像素为单位安装有例如图 3 所示的补色系滤波器。

该补色系滤波器在各像素前分别配置有品红 (Mg)、绿色 (G)、青色 (Cy)、黄色 (Ye) 这 4 色彩色色基片，并在水平方向上交替配置有 Mg

和 G，在纵方向上，按照 Mg、Cy、Mg、Ye 和 G、Ye、G、Cy 的排列顺序配置。

然后，在使用该补色系滤波器的 CCD 29 的情况下，将在纵方向邻接的 2 列像素相加后依次读出，此时在奇数场和偶数场中错开像素列来读出。然后，利用在后级侧的 Y/C 分离电路 37，如公知那样生成亮度信号和颜色信号。

上述 CCD 29 与信号线的一端连接，并通过连接了该信号线的另一端的信号连接器连接到视频处理器 4 上，由此连接于视频处理器 4 内的 CCD 驱动电路 31 和相关双重采样电路（CDS 电路）32。

另外，利用从 CDS 电路 32 到 D/A 转换电路 51 的信号处理系统来形成图像处理部，该图像处理部进行根据 CCD 29 的输出信号生成内窥镜图像的信号处理。并且，在该图像处理部内设置有校正灰度的 γ 电路 50 和强调清晰度的强调电路 48 等。

各内窥镜 2 具有产生该内窥镜 2 固有的识别信息（ID）的 ID 产生部 33，ID 产生部 33 的 ID 被输入到控制电路 15，控制电路 15 使用 ID 来识别与视频处理器 4 连接的内窥镜 2 的种类和安装该内窥镜 2 上的 CCD 29 的种类、像素数等。

然后，控制电路 15 控制 CCD 驱动电路 31，使其适当驱动所识别的内窥镜 2 的 CCD 29。

CCD 29 通过来自 CCD 驱动电路 31 的 CCD 驱动信号的施加而进行光电转换。光电转换后的摄像信号被输入到 CDS 电路 32。通过 CDS 电路 32 从摄像信号中提取信号分量而生成的基带信号被输入到 A/D 转换电路 34 后转换成数字信号，并被输入到亮度检波电路 35 来检测亮度（信号的平均亮度）。

由亮度检波电路 35 检测出的亮度信号被输入到调光电路 36，根据与基准亮度（调光目标值）的差而生成用于进行调光的调光信号。该调光信号被输入到光源装置 3 内的光圈驱动电路 23，调整光圈 22 的开口量以达到成为基准的亮度。

从 A/D 转换电路 34 输出的数字信号由自动增益控制电路（简记为

AGC 电路) 38 进行增益控制以使信号电平为规定电平, 之后被输入到 Y/C 分离电路 37。然后, 由该 Y/C 分离电路 37 根据输入信号生成亮度信号 Y_h 和 (作为广义的颜色信号 C 的) 线序的色差信号 Cr ($=2R-G$)、 Cb ($=2B-G$)。

亮度信号 Y_h 被输入到选择器 39, 并被输入到限制信号的通过频带的第 1 低通滤波器 (简记为 LPF) 41。该 LPF 41 对应于亮度信号 Y_h 被设定为宽的通过频带, 与该 LPF 41 的通过频带特性对应的频带的亮度信号 Y_l 被输入到第 1 矩阵电路 42。

并且, 色差信号 Cr 、 Cb 通过限制信号的通过频带的第 2 LPF 43 (线序) 被输入到同步电路 44。

在该情况下, 第 2 LPF 43 的通过频带特性由控制电路 15 根据观察模式进行变更。具体地说, 在普通光观察模式时, 第 2 LPF 43 被设定成比第 1 LPF 41 低的频带。

另一方面, 在窄带光观察模式时, 第 2 LPF 43 被变更为比普通光观察模式时的低频带宽的频带。例如第 2 LPF 43 与第 1 LPF 41 大致一样地被设定 (变更) 为宽带。这样, 第 2 LPF 43 形成了如下处理特性变更单元: 与观察模式的选择联动地变更进行色差信号 Cr 、 Cb 的通过频带限制的处理特性。

同步电路 44 生成同步的色差信号 Cr 、 Cb , 该色差信号 Cr 、 Cb 被输入到第 1 矩阵电路 42。

第 1 矩阵电路 42 从亮度信号 Y_l 和色差信号 Cr 、 Cb 转换成 3 原色信号 R_1 、 G_1 、 B_1 , 所生成的 3 原色信号 R_1 、 G_1 、 B_1 被输入到白平衡电路 45。

该第 1 矩阵电路 42 由控制电路 15 控制, 根据 CCD 29 的色分离滤波器 30 的特性和窄带用滤波器 24 的特性来变更 (决定转换特性) 的矩阵系数的值, 转换成没有混色或几乎消除了混色的 3 原色信号 R_1 、 G_1 、 B_1 并将其输出。

例如, 有时由于与视频处理器 4 实际连接的内窥镜 2 而使安装在该内窥镜 2 上的 CCD 29 的色分离滤波器 30 的特性不同, 控制电路 15 根据

ID 信息, 按照实际使用的 CCD 29 的色分离滤波器 30 的特性来变更第 1 矩阵电路 42 的系数。

这样, 即使在实际使用的摄像元件的种类不同的情况下也能适当应对, 能防止假色产生, 或者能转换成(几乎)没有混色的 3 原色信号 R1、G1、B1。

另外, 通过生成没有混色的 3 原色信号 R1、G1、B1, 特别是在窄带光观察模式时, 具有能有效防止在特定颜色的窄带光下拍摄的颜色信号由于在其他颜色的窄带光下拍摄的颜色信号而难以识别的作用效果。

输入到白平衡电路 45 的 3 原色信号 R1、G1、B1 由白平衡电路 45 进行白平衡调整而生成 3 原色信号 R2、G2、B2。

从该白平衡电路 45 输出的 3 原色信号 R2、G2、B2 被输入到第 2 矩阵电路 46, 由该第 2 矩阵电路 46 转换成亮度信号和色差信号 R-Y、R-Y。

在该情况下, 在普通光观察模式时, 控制电路 15 将第 2 矩阵电路 46 的矩阵系数设定成: 从 3 原色信号 R2、G2、B2 仅转换成亮度信号 Y 和色差信号 R-Y、B-Y。

在窄带光观察模式时, 控制电路 15 根据普通光观察模式时的值变更第 2 矩阵电路 46 的矩阵系数, 根据 3 原色信号 R2、G2、B2 生成特别是增大了 B 信号的比率(加权)的亮度信号 Ynbi 和色差信号 R-Y、B-Y。

该情况下的转换式使用 3 行 3 列矩阵 A、K 时为下式。

$$\begin{pmatrix} Y_{nbi} \\ R-Y \\ B-Y \end{pmatrix} = A * K * \begin{pmatrix} R2 \\ G2 \\ B2 \end{pmatrix} \quad (1)$$

$$K = \begin{pmatrix} 0 & k_1 & 0 \\ 0 & 0 & k_2 \\ 0 & 0 & k_3 \end{pmatrix}$$

这里, K 例如由 3 个实数分量 $k_1 \sim k_3$ (其他分量为 0) 构成, 根据该式 (1) 的转换式, 比起 R 颜色信号, G、B 颜色信号的加权大, 特别是 B 颜色信号的加权 (比率) 最大。换句话说, 抑制成为长波长的 R 颜色信号, 强调短波长侧的 B 颜色信号。

并且, A 是用于从 RGB 信号转换成 Y 色差信号的矩阵, 可使用以下的公知运算系数。

$$A = \begin{pmatrix} 0.299 & 0.587 & 0.114 \\ -0.299 & -0.587 & 0.886 \\ 0.701 & -0.587 & -0.114 \end{pmatrix} \quad (2)$$

由第 2 矩阵电路 46 输出的亮度信号 Y_{nbi} 被输入到选择器 39。该选择器 39 的切换由控制电路 15 控制。即, 在普通光观察模式时选择亮度信号 Y_h , 在窄带光观察模式时选择亮度信号 Y_{nbi} 。图 1 中, 从选择器 39 选择并输出的亮度信号 Y_h 或 Y_{nbi} 用亮度信号 Y_{sel} 表示。

从第 2 矩阵电路 46 输出的色差信号 $R-Y$ 、 $B-Y$ 与通过了选择器 39 的亮度信号 Y_h 或 Y_{nbi} (即 Y_{sel}) 一起被输入到放大插值电路 47。

由该放大插值电路 47 实施了放大处理的亮度信号 Y_{sel} 被输入到作为进行内窥镜图像 (或图像信号) 的 γ 校正即内窥镜图像的灰度校正的灰度校正电路部的 γ 电路 50。

由该 γ 电路 50 进行了 γ 校正处理的亮度信号 Y_{sel} 被输入到进行内窥镜图像 (或图像信号) 的清晰度强调处理的作为强调电路部的强调电路 48。

由该强调电路 48 实施了清晰度强调处理的亮度信号 Y_{sel} 被输入到第 3 矩阵电路 49。并且, 由放大插值电路 47 进行了放大处理的色差信号 $R-Y$ 、 $B-Y$ 由 γ 电路 50 进行了 γ 校正即灰度校正之后被输入到第 3 矩阵电路 49。

然后, 由第 3 矩阵电路 49 转换成 3 原色信号 R、G、B 之后, 由 D/A 转换电路 51 转换成模拟的 3 原色信号 R、G、B, 从影像信号输出端被输出到作为内窥镜图像的显示单元的监视器 5。

控制电路 15 对应于通过模式切换开关 14a 或 14b 的操作进行的观察

模式的切换或选择，进行 LPF 43 的特性变更设定、第 1 矩阵电路 42 和第 2 矩阵电路 46 的矩阵系数变更设定、选择器 39 的亮度信号 Yh/Ynbi 的选择、以及 γ 电路 50 中的 γ 表值的切换的控制。

并且，控制电路 15 根据观察模式的切换来控制光源装置 3 的滤波器插拔装置 16 的动作。并且，在为白平衡调整时，该控制电路 15 进行白平衡电路 45 的增益设定。

上述 γ 电路 50 具有图 4 所示的结构。亮度信号 Ysel 被输入到进行与该亮度信号 Ysel 对应的内窥镜图像整体的灰度校正（构成第 1 灰度校正电路部）的 γ _Contrast 电路（以下简记为 γ _Cont 电路）54 和进行与内窥镜图像的轮廓强调用对应的灰度校正（构成第 2 灰度校正电路部）的 γ _Edge 电路 55。

并且，色差信号 R-Y、B-Y 仅被输入到进行与色差信号对应的灰度校正的 γ _Cont 电路 54。

在 γ _Cont 电路 54 和 γ _Edge 电路 55 内设定了存储在 γ 表存储部 56 内的 γ _Cont 用和 γ _Edge 用的 γ 表值。

在本实施例中，例如对于 γ _Cont 用的 γ 表值，即使在观察模式的切换和强调电平的切换（变更）中也不被变更而是被公共使用。

并且， γ _Cont 电路 54 使用 γ _Cont 用的 γ 表值，对所输入的亮度信号 Ysel 和色差信号 R-Y、B-Y 分别进行灰度校正。

与此相对， γ _Edge 用的 γ 表值在观察模式的切换和强调电平的切换中的任一切换中，被设定为输入输出特性不同，使用实际设定的 γ _Edge 用的 γ 表值对所输入的亮度信号 Ysel 进行灰度校正。

因此，在 γ 表存储部 56 内预先存储有与观察模式对应的 γ _Edge 用的 γ 表值、以及与通过切换而选择的强调电平对应的 γ _Edge 用的 γ 表值。然后，当对应于通过用户的切换操作而选择的观察模式，从控制电路 15 向 γ 表存储部 56 输入了观察模式用设定指示信号 Sob 时，与该观察模式对应的 γ _Edge 用的 γ 表值被读出，并被设定在 γ _Edge 电路 55 内。

这样，在本实施例的 γ 电路 50 中具有这样的结构，即：通过根据观察模式和强调电平的切换来变更存储在检查表单元或 ROM 内的数据，即

使在强调电平等大幅变更的情况下，也能适合于该变更来实现输入输出特性。并且，可有效抑制在低亮度等时容易变得显著的噪声。

并且，对应于由用户选择的观察模式，控制电路 15 控制如后所述在进行通过强调电路 48 强调清晰度的滤波处理时所使用的滤波系数。

并且，同样，当对应于由用户选择的强调电平，从控制电路 15 向 γ _表存储部 56 输入了强调电平用设定指示信号 Sen 时，与该强调电平和所选择的观察模式对应的 γ _Edge 用的 γ _表值被读出，并被设定在 γ _Edge 电路 55 内。

然后， γ _Edge 电路 55 使用所设定的 γ _Edge 用的 γ _表值对所输入的亮度信号 Ysel 进行灰度校正。

如图 5 所示， γ _Edge 电路 55 的输出信号被输入到强调电路 48 内的滤波电路 57。然后，输入到该滤波电路 57 的信号在该滤波电路 57 中由例如空间滤波器（例如 9×9）实施强调清晰度的滤波处理，之后被输入到加法器 58。

γ _Cont 电路 54 输出的亮度信号 Ysel 也被输入到该加法器 58，滤波电路 57 和 γ _Cont 电路 54 的两输出信号被相加并从加法器 58 被输出。

该加法器 58 的输出信号被输入到削波电路 59，由该削波电路 59 进行削波处理以使处于规定的输出范围内，然后被输出到图 1 的第 3 矩阵电路 49。例如，削波电路 59 在其输出信号被输入的第 3 矩阵电路 49 的输入位数是 10 位时，削波成 0~1023 内的数据值。

并且，在强调电路 48 内设置有预先存储了与多个强调电平对应的滤波系数的滤波系数存储部 60，该滤波系数存储部 60 通过被输入上述强调电平用设定指示信号 Sen，将与该指示信号 Sen 对应的滤波系数设定在滤波电路 57 内。然后，该滤波电路 57 使用实际设定的滤波系数进行滤波处理。

图 6A 将与所切换的观察模式对应设定的 γ _Edge 电路 55 的输入输出特性与 γ _Cont 电路 54 的输入输出特性一起示出。

图 6A 中，普通光观察模式的情况下 γ _Edge 电路 55 的输入输出特性用 γ _Edge (WLI) 表示，窄带光观察模式的情况下 γ _Edge 电路 55

的输入输出特性用 $\gamma_{\text{Edge}}(\text{NBI})$ 表示。并且, γ_{Cont} 电路 54 的输入输出特性由于在两模式中是公共的, 因而仅用 γ_{Cont} 表示。

从图 6A 可以看出, 在普通光观察模式下, 在低亮度部(横轴的左侧部分)中, γ_{Edge} 电路 55 被设定为输出比 γ_{Cont} 电路 54 的值小的值的特性。

并且, 在窄带光观察模式下, γ_{Edge} 电路 55 在低亮度部中被设定为输出比普通光观察模式的情况小的值的特性。

由此, 在图像的低亮度部中, 由于可降低由滤波电路 57(参照图 5)提取的清晰度强调信号的强度, 因而可抑制在由 AGC 电路 38 补偿窄带光观察模式中的光量不足的情况下的增益提升时的低亮度部中的噪声。

即, 窄带光观察模式与普通光观察模式的情况相比较, 由于照明光受到频带限制, 因而在该状态下与普通光观察模式相比较光量减小, 在光圈 22 全开的状态下光量有时会不足。在该情况下, AGC 电路 38 的 AGC 功能进行动作, 利用 AGC 电路 38 的增益提升来补偿光量不足。

对于进行了该补偿后的图像中的高亮度部, 虽然 S/N 相对高, 但是在低亮度部中 S/N 低, 因而噪声特别显著, 并且在强调电路 48 的强调处理中噪声有时会变得显著。

在本实施例中, 通过按图 6A 那样设定 γ_{Edge} 电路 55 的输入输出特性, 则如上所述, 可降低在低亮度部中的强调信号的强度, 因而可抑制由强调处理引起的噪声放大。

另外, 在本实施例中, γ_{Cont} 电路 54 对两种模式下是共用的, 然而可以根据观察模式的选择来变更其特性。图 6B 示出在该情况下所设定的特性例。

图 6B 中, 普通光观察模式的情况下的 γ_{Cont} 电路 54 的输入输出特性用 $\gamma_{\text{Cont}}(\text{WLI})$ 表示, 窄带光观察模式的情况下的 γ_{Cont} 电路 54 的输入输出特性用 $\gamma_{\text{Cont}}(\text{NBI})$ 表示。

这里, $\gamma_{\text{Cont}}(\text{WLI})$ 是与图 6A 的 γ_{Cont} 相同的输入输出特性, $\gamma_{\text{Cont}}(\text{NBI})$ 在低亮度部中被设定为输出比 $\gamma_{\text{Cont}}(\text{WLI})$ 小的值的特性。

在该情况下，在图 1 的 γ 电路 50 中，当对应于由用户选择的观察模式，从控制电路 15 向 γ _表存储部 56 输入了观察模式用指定指示信号 Sob 时，读出与该观察模式对应的 γ _Cont 用的 γ _表值，该 γ _表值被设定在 γ _Cont 电路 54 内。

与 γ _Edge 电路 55 的输入输出特性一样，通过根据观察模式切换（变更） γ _Cont 电路 54 的输入输出特性（ γ _表值），可抑制伴随增益提升而产生的窄带光观察模式的低亮度部中的噪声。

图 6C 是在窄带光观察模式的情况下示出根据观察模式的切换和强调电平的切换的双方的切换来切换 γ _Edge 电路 55 的输入输出特性的特性例。这里还示出图 6A 所示的 γ _Cont 电路 54 的输入输出特性以供参考。

作为 γ _Edge 电路 55 的输入输出特性，增大了强调电平的情况下特性用 γ _Edge(Enh_H) 表示，减小了强调电平的情况下特性用 γ _Edge(Enh_L) 表示。另外，强调电平的大小能使用上述的强调电平切换开关 19 来选择。

从图 6C 所示的 γ _Edge(Enh_H) 的特性可以看出，当设定了提高强调电平来增大强调量的程度的滤波系数时，在整个亮度范围内设定成：可应用具有比 γ _Cont 电路 54 的输入输出特性小的输出值的 γ _表。

与此相对， γ _Edge(Enh_L) 的特性仅在低亮度侧成为比 γ _Cont 电路 54 的输入输出特性小的输出值。

由此，在低亮度部中，可抑制噪声的无用的强调，并且在高亮度部中，可减少边缘部的过冲和下冲，因而可抑制过度的强调。

这样，在本实施例中，在针对与内窥镜图像对应的图像信号进行灰度校正处理的情况下，分为对图像信号整体进行灰度校正的接近于普通灰度校正的灰度校正用的处理和清晰度强调用的处理来进行。并且，至少在清晰度强调用的处理中，根据清晰度的强调电平的切换和观察模式的切换来变更其输入输出特性。

此时构成为，将低亮度部中的灰度校正曲线的斜度设定成在清晰度的强调电平高或者受到频带限制的窄带光观察模式的情况下更小，因而在低亮度部中能有效降低视觉上显著的噪声。

并且，由于如上所述根据强调电平和观察模式的切换来变更清晰度强调用的处理时的输入输出特性，因而与不变更的情况相比较，即使在例如强调电平在宽范围内或多级变更的情况下，也能适当地应对该变更。

而且，所述灰度校正用的处理用的灰度校正的输入输出特性也根据观察模式的切换来变更。在该情况下，在窄带光观察模式时，在低亮度部中设定成输出更小的值的输入输出特性。由此，可更有效地抑制由于补偿亮度不足的增益提升而产生的低亮度部的噪声。

并且，本实施例可使用简单的结构有效地降低视觉上显著的噪声。

并且，通过根据清晰度强调电平的切换和观察模式的切换来切换检查表的输入输出特性，可进行高速处理。

作为上述实施例 1，以应用于同步式的情况为例作了说明，然而还能应用于以下的面顺序式的内窥镜装置的情况。

在该面顺序式的内窥镜装置中，将 R、G、B 光或多个窄带光依次照射到被摄体侧，进行面顺序照明，在该面顺序照明下（不具有色分离滤波器），使用单色摄像元件按面顺序式进行摄像。

图 7 所示的面顺序式的内窥镜装置 1B 由以下构成，即：内窥镜 2B，光源装置 3B，视频处理器 4B，监视器 5，以及记录内窥镜图像的归档装置 6。

内窥镜 2B 可使用在图 1 的内窥镜 2 中不具有色分离滤波器 30 的单色 CCD 29。

并且，光源装置 3B 是在图 1 中的光源装置 3 中取代滤波器插拔装置 16 和滤波器 24 而设置有：旋转滤波器 61，其将灯 20 的照明光转换为面顺序光；电动机 62，其对旋转滤波器 61 进行旋转驱动；移动电动机 63，其使保持该电动机 62 的保持板 62a 在与光路正交的方向上移动；以及控制电路 64，其使电动机 62 以一定速度旋转。另外，灯点亮电路 65 将灯点亮电力提供给灯 20 以使其点亮。

在保持板 62a 上例如设置有齿条部，该齿条部与设置在移动电动机 63 的旋转轴上的小齿轮 63a 咬合。然后，当利用移动电动机 63 使保持板 62a 如图 7 中的箭头 C 所示那样移动时，旋转滤波器 61 也与电动机 62

一起移动。

如图 8 所示，旋转滤波器 61 构成为圆板状，并形成为以中心作为旋转轴的双重结构。

然后，在直径大的外侧的圆周方向部分上配置有构成第 1 滤波器组的 Ra 滤波器 61ra、Ga 滤波器 61ga 和 Ba 滤波器 61ba，它们用于输出适合于图 9 所示的色再现的叠加后（宽带的）分光特性的面顺序光。另外，图 9 中，用通过 Ra 滤波器 61ra、Ga 滤波器 61ga 和 Ba 滤波器 61ba 分别透射的波长带 Ra、Ga、Ba 表示。

并且，在内侧的圆周方向部分上配置有构成第 2 滤波器组的 Rb 滤波器 61rb、Gb 滤波器 61gb 和 Bb 滤波器 61bb，它们用于输出能提取生物体组织表层附近的期望深度的组织信息的、离散分光特性的窄带面顺序光。

另外，图 10 中，用通过 Rb 滤波器 61rb、Gb 滤波器 61gb 和 Bb 滤波器 61bb 分别透射的波长带 Rb、Gb、Bb 表示。

然后，通过使用根据用户的模式切换开关 14a 或 14b 的模式切换指示信号而从模式切换电路 73 输出的驱动信号，使移动电动机 18 正转或反转，可根据观察模式在光路上配置第 1 滤波器组或第 2 滤波器组。

在第 1 滤波器组配置在光路上的情况下，得到普通的红、绿、蓝的面顺序光，即图 9 所示的 Ra、Ga、Ba 的宽带的面顺序光，相当于可获得普通光观察像的普通光观察模式。

与此相对，在第 2 滤波器组配置在光路上的情况下，得到窄带的面顺序光，相当于可获得窄带光观察像的窄带光观察模式（NBI 模式）。另外，图 8 中示出在第 1 滤波器组和第 2 滤波器组配置在光路上的情况下光束位置。

并且，视频处理器 4B 具有 CCD 驱动电路 31，通过被施加该 CCD 驱动电路 31 的 CCD 驱动信号而由 CCD 29 进行了光电转换后的信号被该视频处理器 4B 内的前置放大器 66 放大后，经过进行相关双重采样及噪声去除等的处理电路 67 被输入到 A/D 转换电路 34，并被输入到调光电路 36'。该调光电路 36' 具有图 1 的亮度检波电路 35、调光电路 36 以及光

圈驱动电路 23 的功能。

该信号在通过 A/D 转换电路 34 从模拟信号转换成数字信号的图像数据后，被输入到白平衡电路 68 进行白平衡处理，之后被输入到 AGC 电路 69，被放大到规定电平。

另外，与 AGC 电路 69 的 AGC 功能相比优先进行光源装置 3 的光圈 22 的照明光量的调光动作，在该光圈 22 的开口达到开放状态后，根据该开放状态的信息，AGC 电路 69 将在该开放状态下仍不足的部分进行放大，以使增大信号电平。

并且，调光电路 36' 由处理电路 67 的输出信号生成调光信号，该调光信号用于调整光源装置 3 的光圈 22 的开口量来控制为适当的照明光量。

上述 AGC 电路 69 的输出数据被输入到将面顺序信号转换成同步的信号的同步电路 70，并经由切换开关 71 被输入到放大电路 72。切换开关 71 利用模式切换开关 14a 的操作，在普通光观察模式时通过模式切换电路 73 选择接点 a，在窄带光观察模式时通过模式切换电路 73 选择接点 b。

由同步电路 70 进行了同步化的信号数据被输入到颜色转换电路 74，由该颜色转换电路 74 进行颜色转换处理。该颜色转换电路 74 利用 3×3 矩阵对同步化后的 RGB 图像信息进行颜色转换。由此，提高在窄带光观察模式下再现的图像信息的视认性。

该情况下从 RGB 向 R'G'B' 进行颜色转换的转换式是使用式（1）中的 3 行 3 列矩阵 K 来进行转换。

如上所述， K 例如由 3 个实数分量 $k_1 \sim k_3$ （其他分量为 0）构成，通过利用该矩阵 K 的转换，使 RGB 彩色信号中的 B 颜色信号的加权（比率）最大，抑制借助长波长的 R2 滤波器的透射光进行图像化的 R 颜色信号，并强调短波长侧的 B 颜色信号而显示为 RGB 彩色图像。

该颜色转换电路 74 的输出信号（虽然是 R'、G'、B'，但为了简化而使用 R、G、B 进行说明）被输入到面顺序电路 75。

面顺序电路 75 由帧存储器构成，通过依次读出同时存储的 R、G、

B 的图像数据作为颜色分量图像而转换成面顺序的图像数据。该面顺序的图像数据 R、G、B 经由切换开关 71 被输入到放大电路 72 进行放大插值处理，之后被输入到 γ 电路 50B。

由该 γ 电路 50B 对输入的面顺序的 R、G、B 信号数据进行 γ 校正。该 γ 电路 50B 具有相当于实施例 1 中的图 4 所示的 γ 电路 50 的结构。在实施例 1 中，亮度信号 Ysel、R-Y 和 B-Y 被输入到 γ 电路 50，而在本实施例中，输入面顺序的 R、G、B 信号。

并且，在该情况下，取代图 4 所示的亮度信号 Ysel 而输入面顺序的 R、G、B 信号，从而没有以下部分，即：色差信号 R-Y 和 B-Y 被输入到 γ _Cont 电路 54 的部分，以及从该 γ _Cont 电路 54 向第 3 矩阵电路 49 输出色差信号 R-Y 和 B-Y 的部分。

该 γ 电路 50B 的输出信号被输入到强调电路 48B，由强调电路 48B 实施与实施例 1 一样的清晰度强调处理，之后经过选择器 76 被输入到同步电路 77。

另外，在本实施例中，图 4 所示的 γ _Edge 电路 55 的输出信号被输入到强调电路 48B 内的滤波电路 57（参照图 5）。并且，图 4 中的 γ _Cont 电路 54 取代亮度信号 Ysel 而将面顺序的 R、G、B 信号输出到强调电路 48B 内的加法器 58（参照图 5）。

上述同步电路 77 由例如 3 个存储器 77a、77b、77c 形成。

由同步电路 77 进行了同步化的信号数据被输入到图像处理电路 78，被实施动态图像的色偏差校正等的图像处理，之后被输入到 D/A 转换电路 79a、79b、79c 和编码电路 80，由这些 D/A 转换电路 79a、79b、79c 转换成模拟的影像信号，之后被输入到监视器 5。

监视器 5 显示与输入的影像信号对应的内窥镜图像。并且，由编码电路 80 压缩后的内窥镜图像信号被输入到归档装置 6 并被记录。并且，在视频处理器 4B 内设置有定时发生器 81，该定时发生器 81 被输入来自光源装置 3 的控制电路 64 的与旋转滤波器 61 的旋转同步的同步信号，并将与该同步信号同步的各种定时信号输出到上述各电路。

并且，ID 产生部 33 的 ID 被输入到定时发生器 81，定时发生器 81

即使在 CCD 29 的像素数根据 ID 而不同的情况下，也将用于驱动该 CCD 29 的控制信号和定时信号发送到 CCD 驱动电路 31。

并且，设置在内窥镜 2B 内的、进行模式切换指示的模式切换开关 14a 的输出信号被输入到视频处理器 4B 内的模式切换电路 73。

模式切换电路 73 将与所输入的模式切换指示信号对应的控制信号输出到调光控制参数切换电路 83 和光源装置 3 的移动电动机 63，并控制切换开关 71 的切换和 γ 电路 50B 的输入输出特性。

调光控制参数切换电路 83 将与旋转滤波器 61 的第 1 滤波器组或第 2 滤波器组对应的调光控制参数输出到调光电路 36'，调光电路 36'根据来自模式切换电路 73 的控制信号和来自调光控制参数切换电路 83 的调光控制参数，控制光源装置 3 的光圈 22，并以达到适当亮度的方式进行控制。

并且，在仅通过光圈 22 的控制不能达到规定亮度的情况下，调光控制参数切换电路 83 发送用于使 AGC 电路 69 的 AGC 进行动作的控制信号，控制 AGC 电路 69 使其达到规定亮度。

即，调光电路 36'将用于使根据处理电路 67 的输出信号和从 AGC 电路 69 发送的增益值而计算出的图像亮度达到规定值的控制信号发送到 AGC 电路 69。

在本变形例中，通过操作模式切换开关 14a、14b 能切换观察模式，并且根据切换设定的普通光观察模式或窄带光观察模式适当设定 γ 电路 50B 的 γ _Edge 电路 55 和 γ _Cont 电路 54（参照图 4）的输入输出特性。

并且，即使在通过强调电平切换开关 19 的操作切换了强调电平的情况下，也根据该强调电平适当设定 γ 电路 50B 的 γ _Edge 电路 55 的输入输出特性。

在本变形例中，与实施例 1 的情况一样，在从普通光观察模式切换到窄带光观察模式的情况下，如图 6A 所示，输出在窄带光观察模式时的 γ 电路 50B 的 γ _Edge 电路 55 的输入输出特性与普通光观察模式的情况相比在低亮度部侧低的值（小的输出值）。

并且，如图 6C 所示，在提高强调电平来增大了强调量的情况下，切

换到该强调量越大则输出 γ _Edge 电路 55 的输入输出特性越小的值的特性。

因此，作为本变形例的效果，可取得与实施例 1 相同的效果。

另外，作为本变形例中的与强调电平的切换对应的 γ _Edge 电路 55 的输入输出特性，可以如图 6A 所示那样设定。

即，伴随强调电平上升，切换到仅在低亮度部输出更小值的输入输出特性。滤波电路 57 中应用的强调的频率特性在减轻了高亮度部的过冲或下冲的情况下，能减轻低亮度部的噪声，并能减轻高亮度的强调效果的抑制。

并且，在强调电平切换时也采用图 6A 所示的特性的情况下，能通过数据的公共化来减少数据量。

(实施例 2)

下面参照图 11 说明本发明的实施例 2。本实施例是这样的实施例，即：不使用窄带照明光，并在普通照明光状态下，获得相当于通过（同步的）窄带光照明获得的窄带图像的图像（称为假窄带图像或分光图像）。由于是不使用实施例 1 中的窄带照明光的结构，因而首先说明其背景。

在日本特开 2003—93336 号公报中公开了一种用于不使用窄带光就能容易视认粘膜表层附近的深度方向的血管流通状态等的内窥镜装置。尽管该现有例的结构简单，然而由于通过数值运算来生成相当于在窄带光下拍摄的窄带图像的分光图像，因而分光图像的信号电平低，达到低 S/N，结果噪声容易显著。

因此，为实现下述目的而采用本实施例 2 的结构，即：提供一种内窥镜用图像处理装置和内窥镜装置，即使在不使用窄带光而根据在普通可见光下拍摄的信号这样来生成分光图像信号的情况下，也能显示噪声少的清晰度强调处理图像。

图 11 示出包括实施例 2 的内窥镜装置 1C 的结构，对应于使用与实施例 1 的内窥镜 2 相同的补色系的色分离滤波器 30 的情况。

该内窥镜装置 1C 采用在图 1 所示的内窥镜装置 1 中变更了光源装置 3 的一部分后的光源装置 3C 和变更了视频处理器 4 的一部分后的视频处

理器 4C。

光源装置 3C 采用在图 1 的光源装置 3 中不具有滤波器 24 和滤波器插拔装置 16 的结构。即，该光源装置 3C 总是产生普通光观察用的白色光。

并且，本实施例中的视频处理器 4C 在图 1 的视频处理器 4 中未设置选择器，在普通光观察模式的情况下就不用说了，在窄带光观察模式的情况下，也经由 LPF 41 和 LPF 43 以及同步电路 44 向具有图 1 的第 1 矩阵电路 42 的功能的第 1 矩阵电路 86 输入亮度信号 Y1 和颜色信号 Cr、Cb。

该第 1 矩阵电路 86 在普通光观察模式时，针对亮度信号 Y1 和颜色信号 Cr、Cb 转换成 RGB 信号（相当于图 1 的 R1、G1、B1）。

另一方面，在显示装置上显示分光图像的分光观察模式时，从控制电路 15 生成窄带信号（以下称为分光图像信号）的 3 行 3 列矩阵系数被设定在第 1 矩阵电路 86 内，第 1 矩阵电路 86 输出窄带的分光图像信号 F1、F2、F3。

因此，图 11 中，从第 1 矩阵电路 86 输出的信号用 R1'、G1'、B1' 表示（这里，在普通光观察模式时，R1'=R1，G1'=G1，B1'=B1；在分光观察模式时，R1'=F1，G1'=F2，B1'=F3）。

该第 1 矩阵电路 86 的输出信号成为通过白平衡电路 45 进行了白平衡的信号 R2'、G2'、B2'，并由第 2 矩阵电路 46 转换成亮度信号 Y' 和色差信号 R-Y'、B-Y'。

该亮度信号 Y' 和色差信号 R-Y'、B-Y' 经由放大插值电路 47 进行放大插值处理后，被输入到 γ 电路 50C，由 γ 电路 50C 进行了灰度转换的亮度信号 Y' 被输入到强调电路 48C。

上述 γ 电路 50C 具有例如与实施例 1 的 γ 电路 50 相同的结构。然后，特别是针对图像的轮廓强调用的 γ _Edge 电路 55，根据观察模式的切换和强调电平的切换来切换其输入输出特性，并与实施例 1 的情况一样进行处理。

另外，可以根据在本实施例中所选择的观察模式来变更 γ _Cont 电路

的输入输出特性。

这样，在本实施例中，采用这样的结构，即：根据在白色光的宽带照明下拍摄的摄像信号来生成普通的图像信号，并通过电信号处理（数值数据处理）生成与窄带的图像相当的分光图像信号 F1、F2、F3。

在实施例 1 中，在切换了观察模式的情况下切换照明光，然而在本实施例中不进行照明光的切换。并且，控制电路 15 根据观察模式的切换指示，换句话说是根据期望观察的内窥镜图像的种类的切换（选择），进行第 1 矩阵电路 86 的矩阵系数的切换设定。

并且，在普通光观察模式时，按实施例 1 那样进行处理，并在分光观察模式下将在电信号处理中生成的分光图像信号 F1、F2、F3 转换成亮度信号 Y' 和色差信号 R-Y'、B-Y'，与实施例 1 的情况一样地进行处理，从而有效地抑制低亮度部的噪声。

并且，即使在根据强调电平切换开关 19 的切换指示进行了强调电平切换的情况下，也能通过切换 γ _Edge 电路 55 的输入输出特性，与实施例 1 的情况一样地进行处理，有效地抑制低亮度部的噪声，并能减少高亮度部侧的边缘部的过冲。

这样，在本实施例中，与实施例 1 的情况一样，能有效抑制在低亮度部显著的噪声。

在上述情况下，对使用补色系的色分离滤波器 30 的内窥镜 2 的情况下的内窥镜装置 1C 作了说明，而图 12 示出第 1 变形例的内窥镜装置 1D 的结构，该内窥镜装置 1D 可应用于使用补色系的色分离滤波器 30 的内窥镜 2 和使用原色系的色分离滤波器 30' 的内窥镜 2' 中的任一情况。

在图 12 的内窥镜装置 1D 中，使用将图 11 的视频处理器 4C 的一部分按以下那样作了变更后的视频处理器 4D。该视频处理器 4D 采用这样的结构，即能对应于图 11 所示的具有补色系的色分离滤波器 30 的内窥镜 2，并能对应于图 12 所示的使用原色系的色分离滤波器 30' 的内窥镜 2'。图 12 所示的内窥镜装置 1D 采用这样构成的视频处理器 4D，即：在图 11 的内窥镜装置 1C 中的视频处理器 4C 中，在第 1 矩阵电路 86 前设有切换开关 91，并能选择在使用补色系的色分离滤波器 30 的内窥镜 2 的情

况下应用的 Y/C 分离和同步电路 92 以及在使用原色系的色分离滤波器 30'的内窥镜 2'的情况下应用的同步电路 93。

另外，图 12 中的 Y/C 分离和同步电路 92 是将图 11 中的 Y/C 分离电路 37、LPF 41、43 以及同步电路 44 集中示出的。

并且，控制电路 15 根据来自与视频处理器 4D 连接的内窥镜 2 或者 2'内的 ID 产生部 33 的 ID 信息中与色分离滤波器 30 或者 30'对应的信息，进行切换开关 91 的切换和第 1 矩阵电路 86 的矩阵系数的切换设定等。

并且，控制电路 15 还进行针对强调电路 48C 的特性切换控制。图 12 中，示出在视频处理器 4D 上连接有使用原色系的色分离滤波器 30'的内窥镜 2'的情况下，在该情况下选择使用同步电路 93。

从采用原色系的色分离滤波器 30'的 CCD 29 输出、并输入到同步电路 93 的 R、G、B 的像素信号为单色/像素，因而在该同步电路 93 中转换（3 板化）成 3 色/像素的信号并输出到第 1 矩阵电路 86。

在使用补色系的色分离滤波器 30 的 CCD 29 的情况下，亮度信号 Y 和颜色信号 Cr、Cb 被输入到该第 1 矩阵电路 86，在使用原色系的色分离滤波器 30'的 CCD 29 的情况下，R、G、B 信号被输入到该第 1 矩阵电路 86。

控制电路 15 根据来自 ID 产生部 33 的 ID 信息，适当进行第 1 矩阵电路 86 的矩阵系数的切换。并且，按照图 11 所示结构的情况下说明那样，从该第 1 矩阵电路 86 输出 R1'、G1'、B1'的信号。

根据本变形例，在使用原色系的色分离滤波器 30'的情况和使用补色系的色分离滤波器 30 的情况中的任一情况下，可取得与实施例 2 相同的效果。

另外，在本变形例中，可以根据 ID 产生部 33 的 ID，按照安装在该内窥镜 2 或 2'上的 CCD 29 的特性，适当设定 γ 电路 50C 中的例如 γ_{Edge} 电路 55 的特性。

即，CCD 29 由于其进行光电转换时的 S/N 值根据 CCD 29 的种类等而不同，因而根据 CCD 29 的种类等，将与其 S/N 值对应的特性的 γ 表值存储在 γ 电路 50C 内的 γ 表存储部 56 中（参照图 4）。

并且，控制电路 15 根据 ID 产生部 33 的 ID，将使用与 CCD 29 对应的 γ _表值的指示信号 S_{ccd} 发送到 γ 电路 50C 内的 γ _表存储部 56， γ _表存储部 56 将所指示的 γ _表值设定在 γ _Edge 电路 55 内。

该指示信号 S_{ccd} 除了具有根据强调电平和观察模式的切换将 γ _表值设定在 γ _Edge 电路 55 内的功能以外，还能对应于实际使用的 CCD 的种类等适当地设定 γ _表值。

在该情况下，与 S/N 大的 CCD 29 的情况相比，在 S/N 小的 CCD 29 的情况下设定成输出值相对于低亮度部的输入为较低值的特性。这样，即使在 CCD 29 的特性不同的情况下，也能有效抑制特别是低亮度部的噪声。

设定在 γ _Edge 电路 55 内的 γ _表值可以根据指示信号 S_{ccd} 、与强调电平对应的指示信号 S_{en} 、以及与观察模式对应的指示信号 S_{ob} 来设定。

本实施例还能应用于面顺序式的内窥镜 2B 的情况。图 13 示出包括第 2 变形例的内窥镜装置 1E，该内窥镜装置 1E 应用于面顺序式的内窥镜 2B 的情况。

该内窥镜装置 1E 采用在图 7 所示的内窥镜装置 1B 中变更了光源装置 3B 的一部分后的光源装置 3E 和变更了视频处理器 4B 的一部分后的视频处理器 4E。

该光源装置 3E 构成为，在图 7 的光源装置 3B 中使用旋转滤波器 61' 来取代旋转滤波器 61，且不设置使旋转滤波器 61 移动的移动电动机 63 等。

即，旋转滤波器 61' 仅具有图 8 所示的外周侧的滤波器组，而不具有内周侧的滤波器组。而且，总是产生 R、G、B 的面顺序光。

并且，视频处理器 4E 在图 6 的视频处理器 4B 中取代颜色转换电路 74 而使用颜色转换电路 95，该颜色转换电路 95 具有生成窄带的分光图像信号的功能、以及针对所生成的分光图像信号进行（与图 7 的颜色转换电路 74 的功能相当的）颜色转换的功能。

并且，针对该颜色转换电路 95 设置有转换矩阵系数存储部 96，该转换矩阵系数存储部 96 提供用于生成窄带的分光信号的转换矩阵系数。

并且，在向分光观察模式进行了模式切换的情况下，根据来自模式切换电路 73 的信号，从转换矩阵系数存储部 96 向颜色转换电路 95 提供用于生成窄带的分光信号的转换矩阵系数。

然后，通过该颜色转换电路 95 生成分光图像信号并对其进行颜色转换，与从图 7 的颜色转换电路 74 输出的窄带信号相当的信号被输出到面顺序电路 75。其他结构与图 7 相同。

并且，在为普通光观察模式时，本变形例的动作是与图 7 的情况下的普通光观察模式完全相同动作。

另一方面，在为分光观察模式时，从转换矩阵系数存储部 96 向颜色转换电路 95 提供转换矩阵系数，生成分光图像信号，同时进行颜色转换。从该颜色转换电路 95 输出的经过颜色转换后的分光图像信号对应于从图 7 的颜色转换电路 74 输出的经过颜色转换后的窄带信号。并且，该颜色转换电路 95 以后的动作是与图 7 的分光观察模式相同动作。

并且，本变形例还可以应用于根据普通光观察模式下的面顺序式的宽带的图像信号生成窄带的图像信号即分光图像信号的情况，可有效地抑制该情况下的低亮度部的噪声。

另外，在上述实施例 2 及其变形例中，作为特殊光观察模式对分光观察模式的情况作了说明。

并且，作为该特殊光观察模式，取代例如在实施例 1 中所说明的窄带光观察模式，而能够应用于对患部等被检体照射红外光来进行摄像的红外光观察模式、以及对患部等被检体照射激励光来进行荧光观察的荧光观察模式的情况。

例如，在红外光观察模式或荧光观察模式的情况下，与在实施例 1 中所说明的窄带光观察模式的情况一样，可照射至少一个窄带的照明光，并根据在该照明光下拍摄的图像信号获得红外光图像或荧光图像。

并且，通过将上述的各实施例等部分地组合等而构成的实施例等也属于本发明。

产业上的可利用性

在插入体腔内进行内窥镜检查的情况下，有时进行观察模式的切换

和强调电平的切换等来进行观察，在这种情况下，与该切换联动地进行与 γ 电路中的图像轮廓对应的灰度校正特性等的变更。这样，可有效抑制在低亮度部容易变显著的噪声，可在画质良好的观察图像中进行内窥镜检查。

本申请是以2006年5月8日在日本提交的日本特願第2006-129681号作为优先权主张的基础而提交的，上述公开内容被引用在本申请的说明书、权利要求书和附图中。

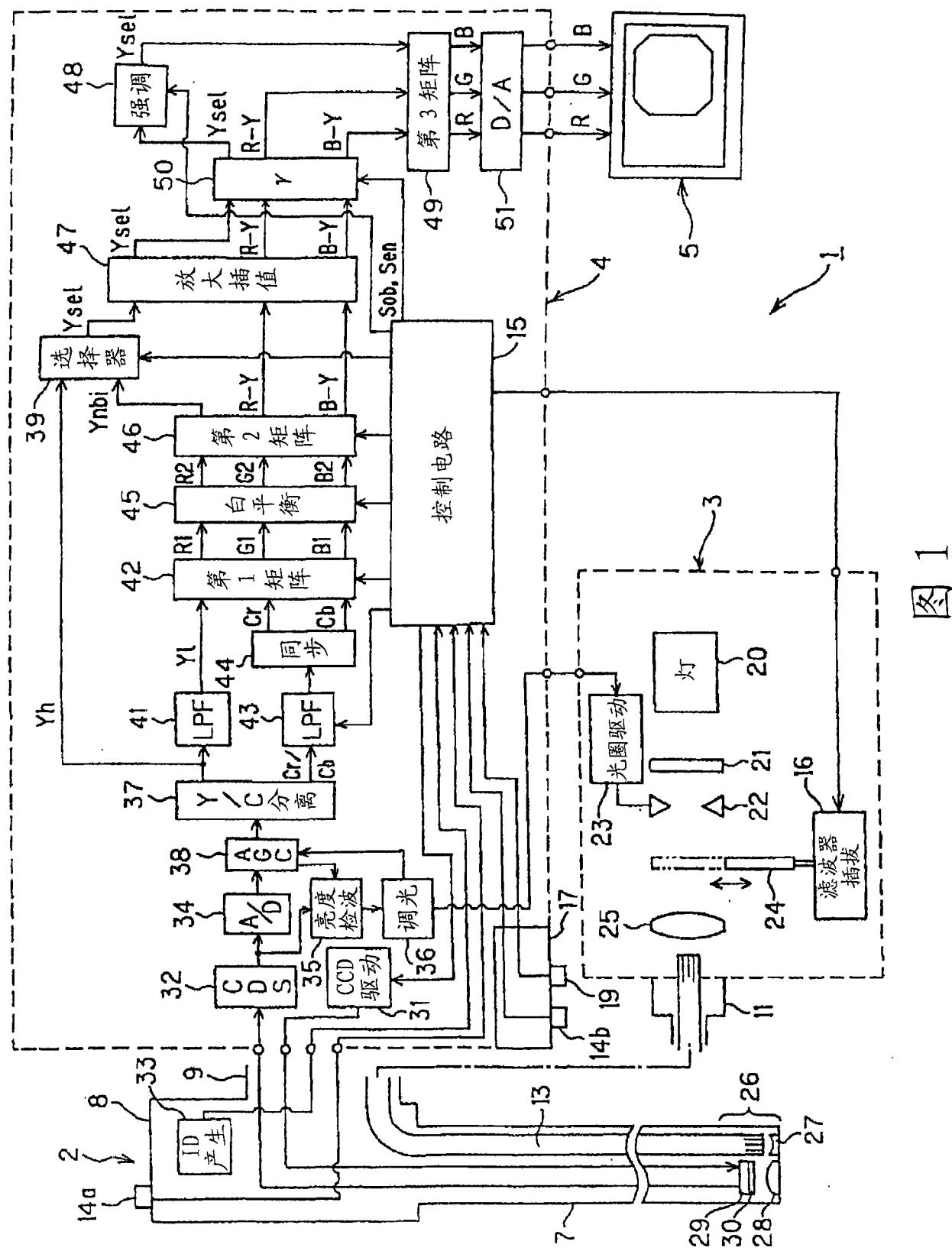


图 1

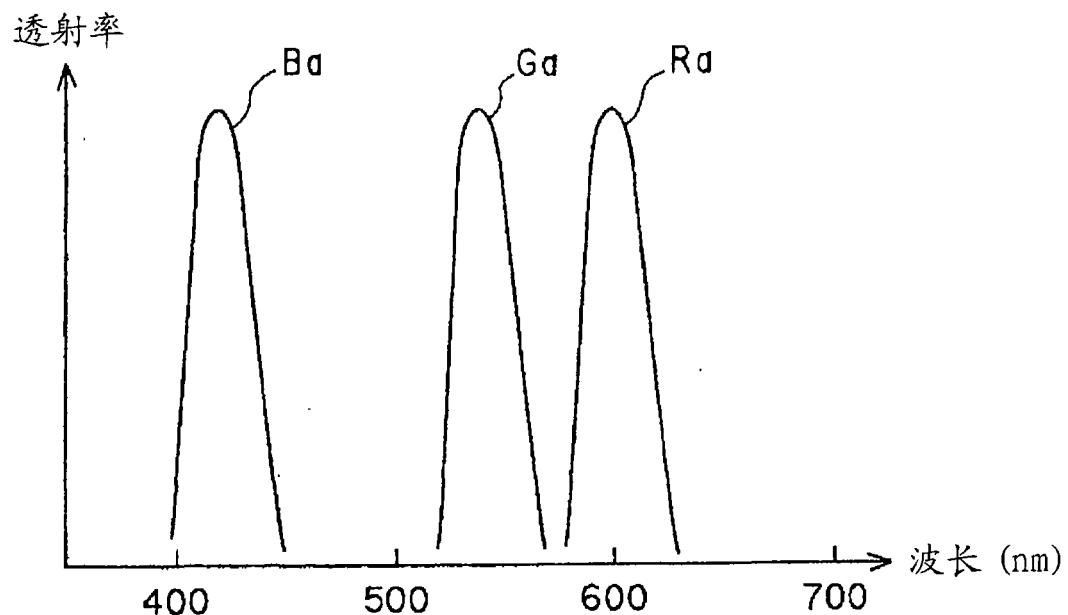


图 2

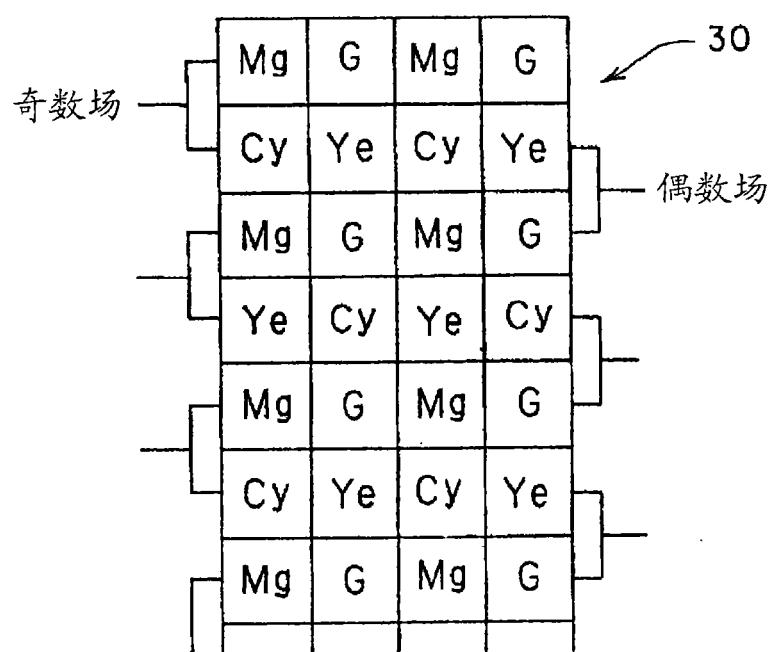


图 3

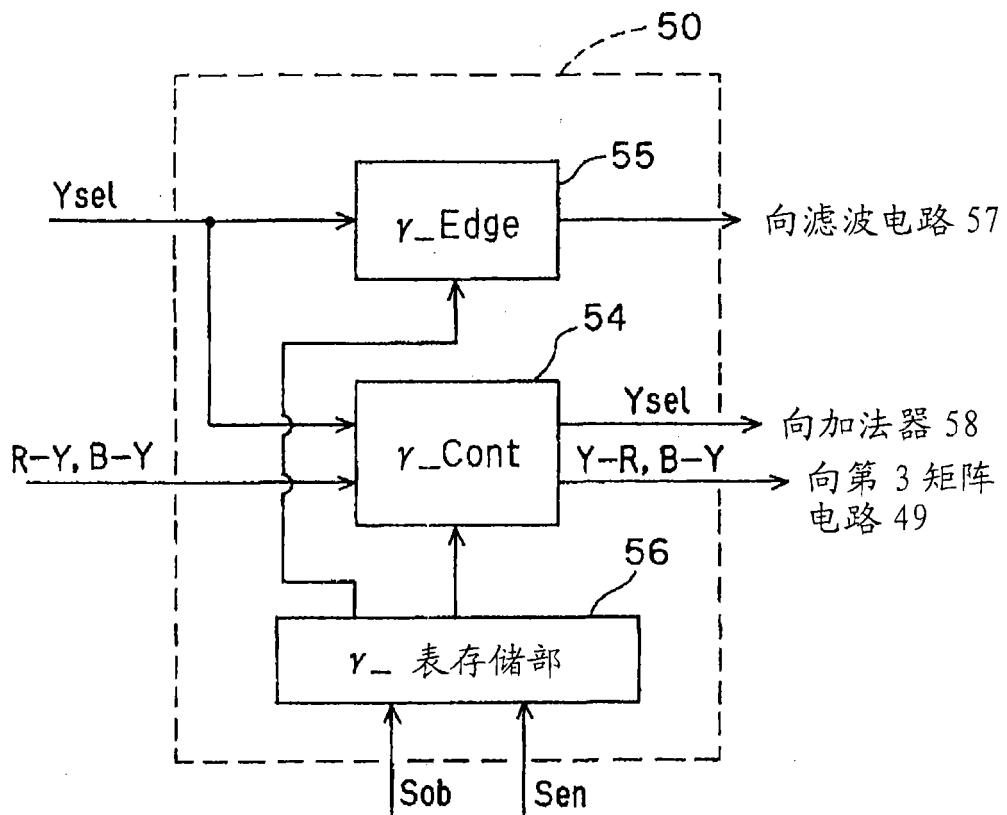


图 4

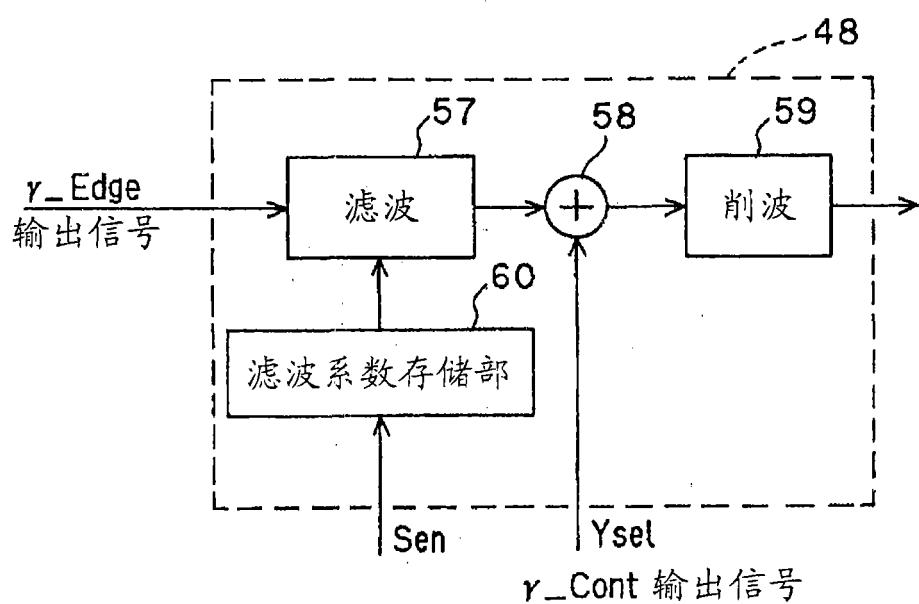


图 5

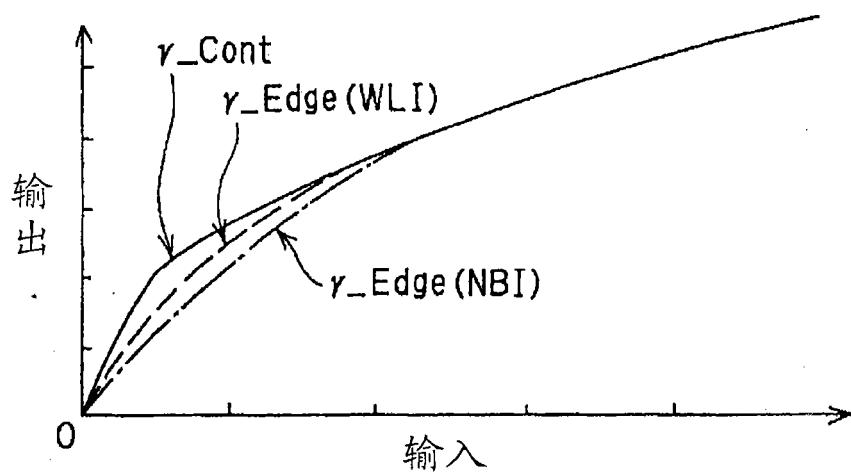


图 6A

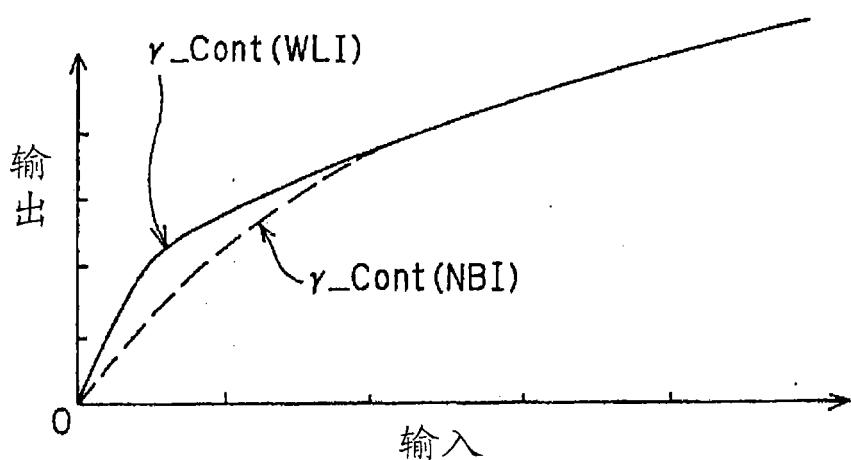


图 6B

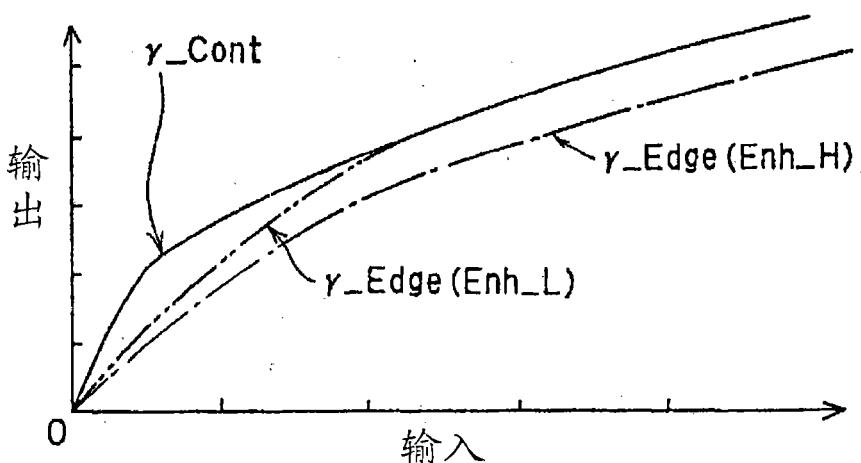


图 6C

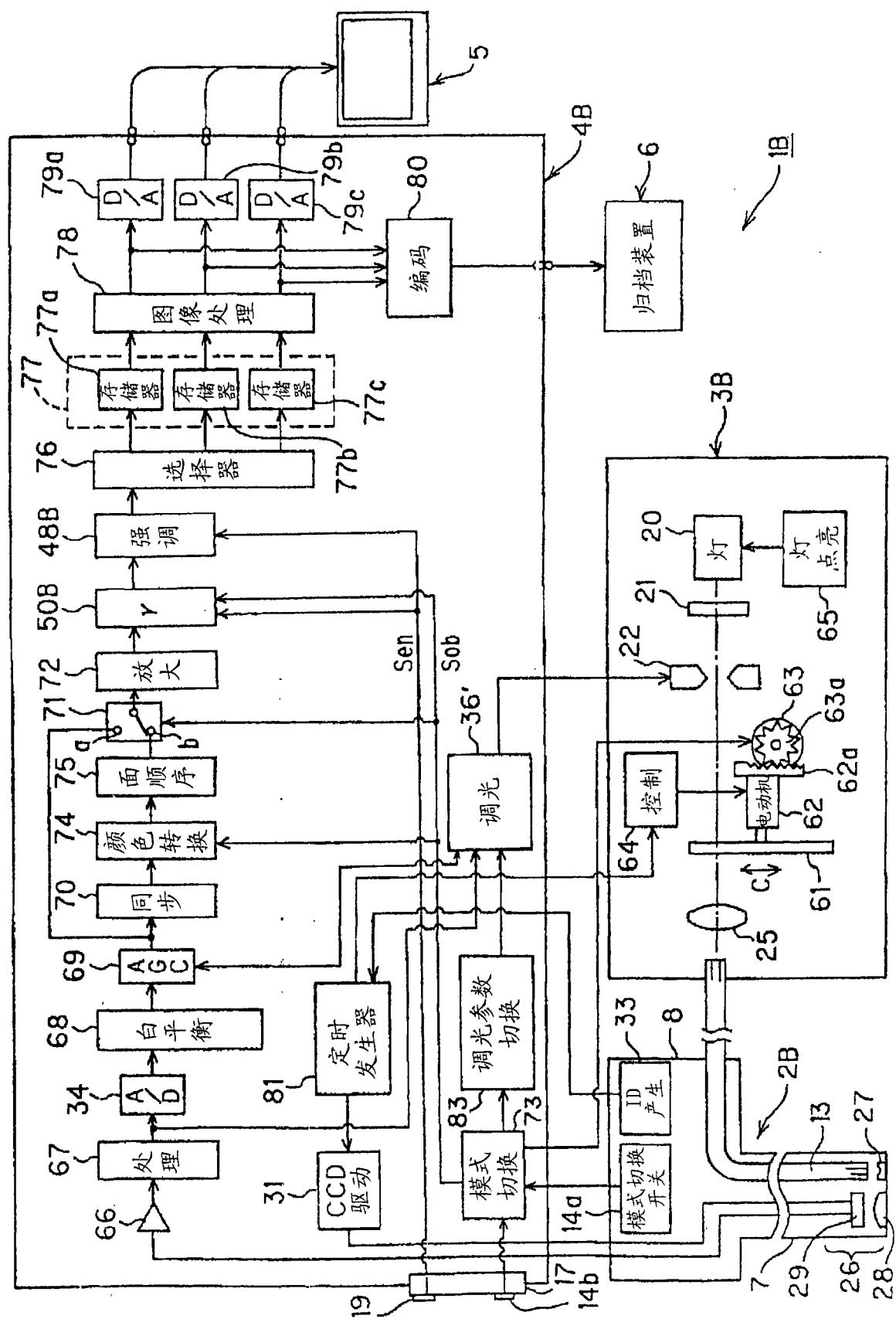


图 7

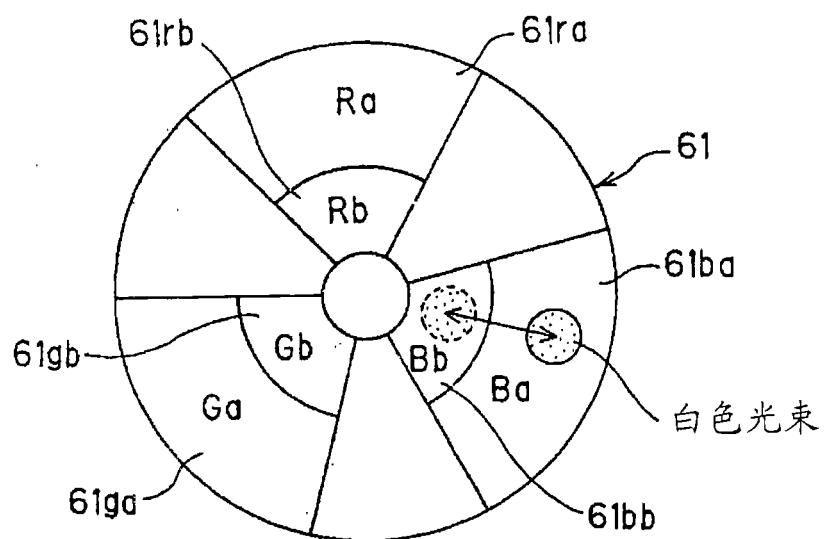


图 8

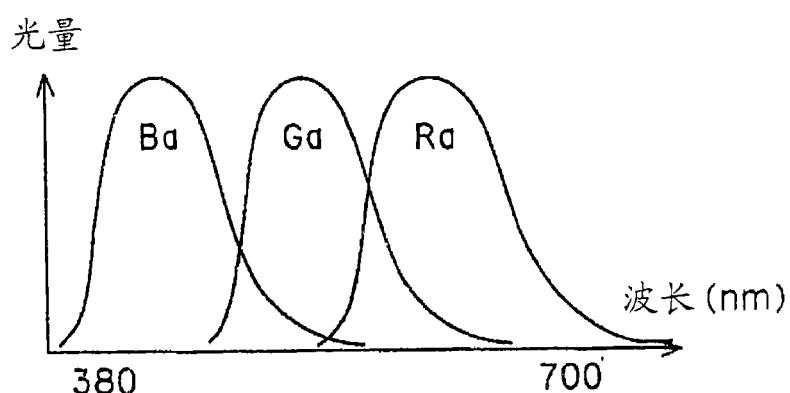


图 9

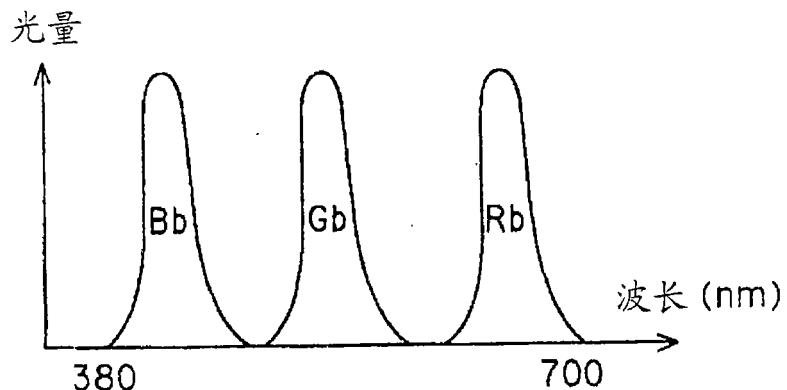
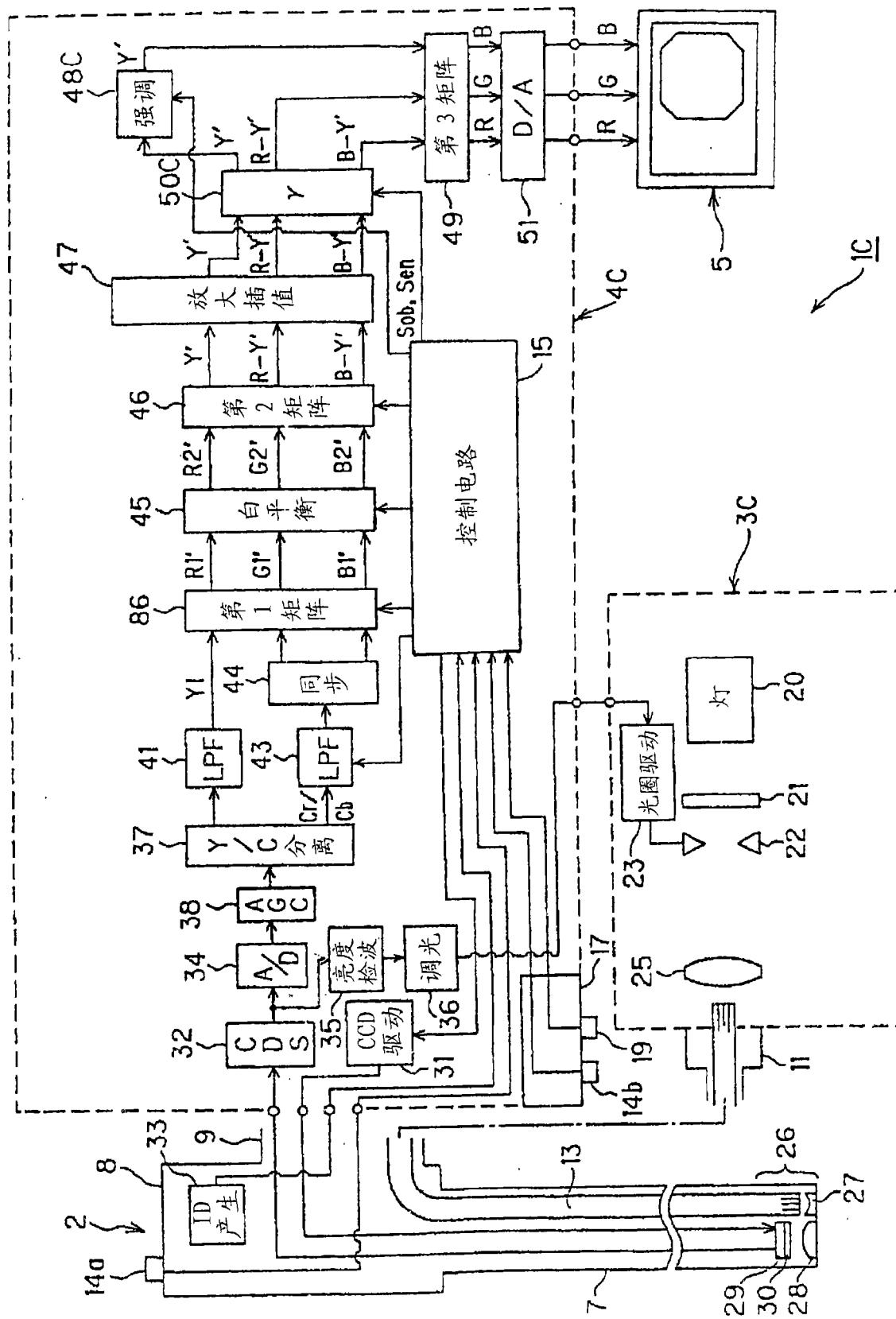


图 10



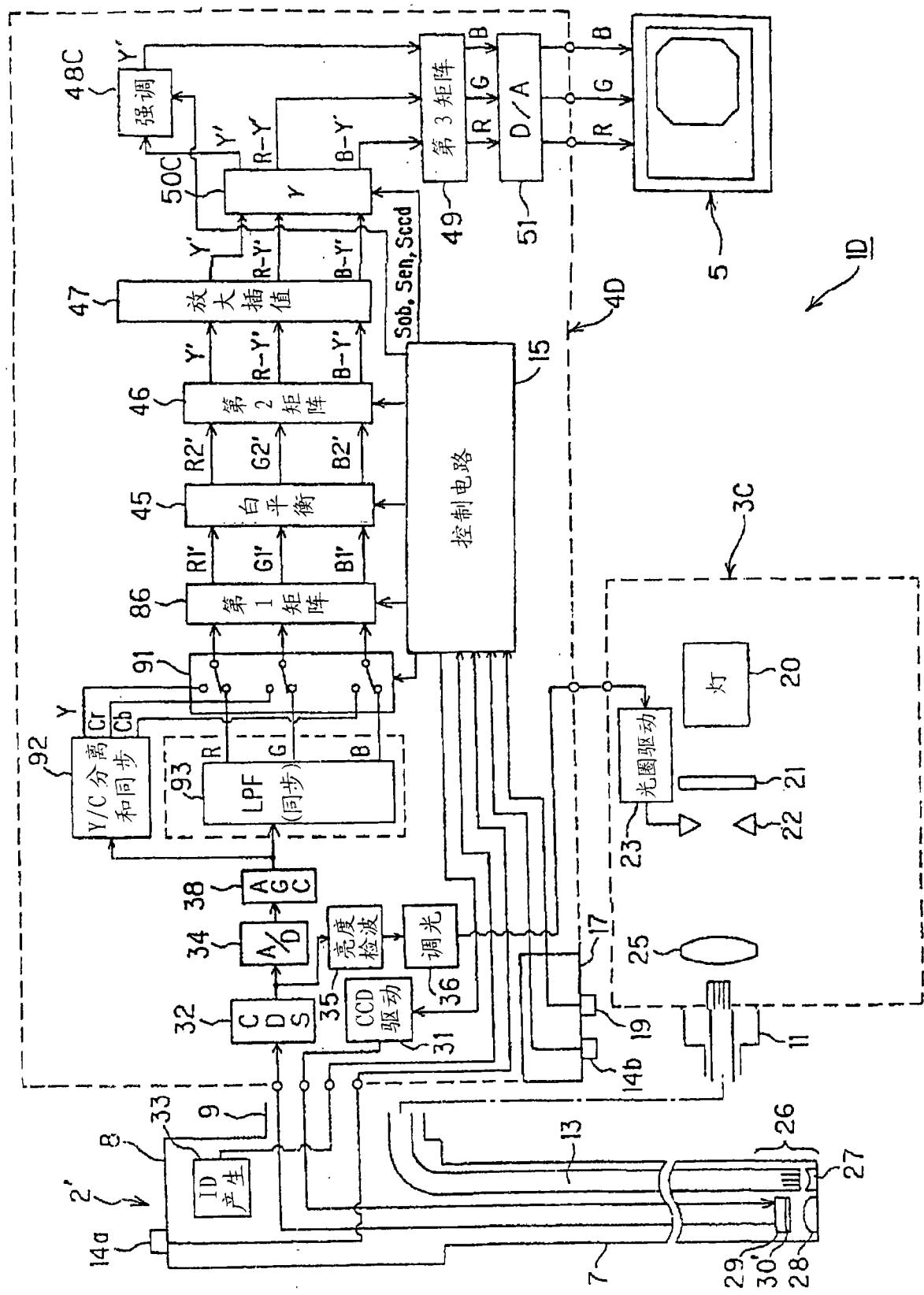


图 12

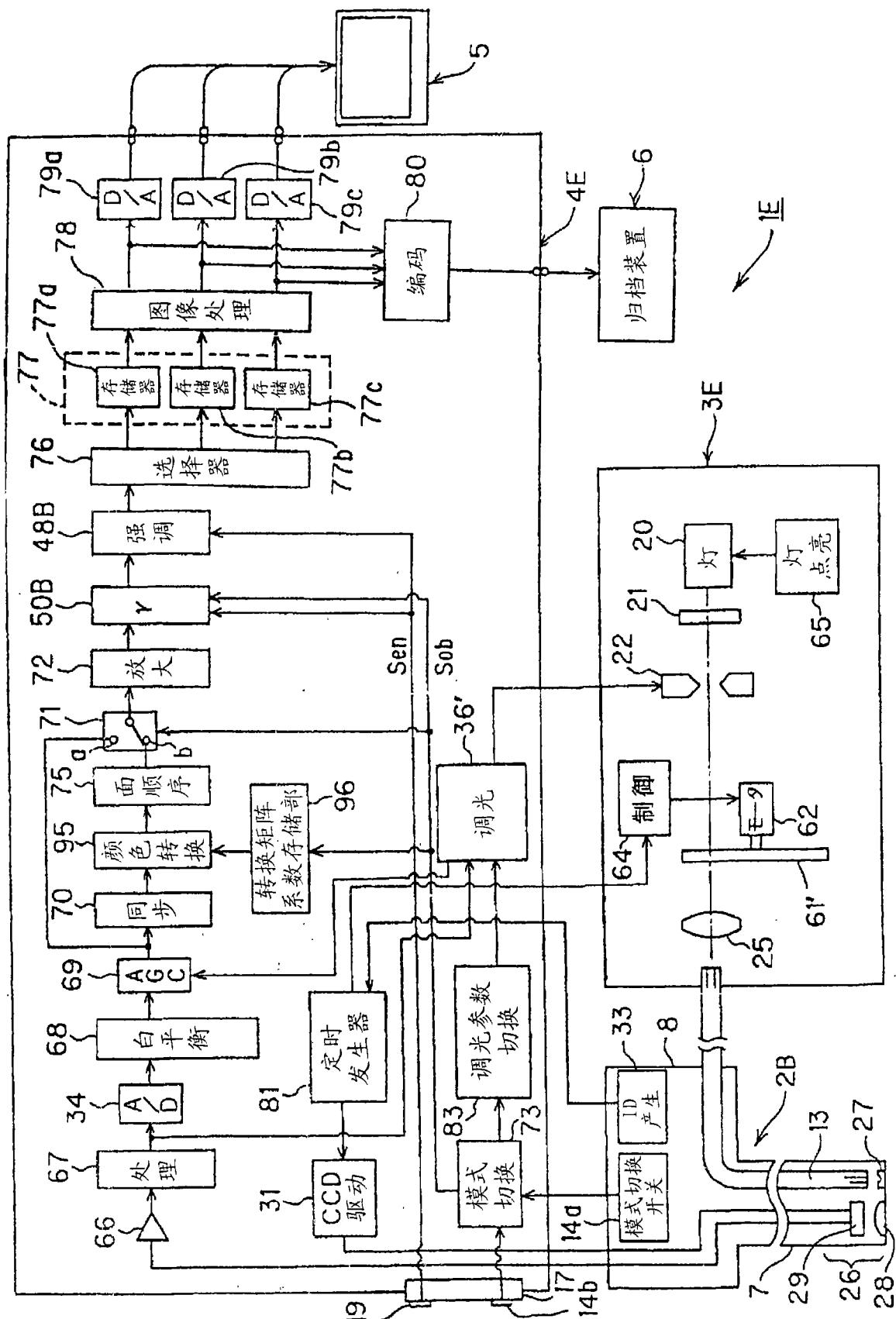


图 13

专利名称(译)	内窥镜用图像处理装置和内窥镜装置		
公开(公告)号	CN101437438A	公开(公告)日	2009-05-20
申请号	CN200780016642.9	申请日	2007-04-24
[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		
发明人	山崎健二		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/0638 A61B1/063 A61B1/0646 A61B1/043		
优先权	2006129681 2006-05-08 JP		
其他公开文献	CN101437438B		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

一种内窥镜用图像处理装置，其具有：图像处理部，其针对由安装在内窥镜上的摄像元件所拍摄的信号进行信号处理，该信号处理是生成用于作为内窥镜图像进行观察的图像信号的处理；灰度校正电路部，其针对图像信号校正灰度；以及切换部，其切换作为内窥镜图像进行观察的观察模式或种类，该内窥镜用图像处理装置根据观察模式或种类的切换，变更灰度校正电路部的灰度校正特性。

