



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101336087 B

(45) 授权公告日 2011.04.13

(21) 申请号 200680052363.3

A61B 1/04 (2006.01)

(22) 申请日 2006.12.11

G06T 1/00 (2006.01)

(30) 优先权数据

G06T 5/20 (2006.01)

058711/2006 2006.03.03 JP

H04N 9/04 (2006.01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

(56) 对比文件

2008.08.05

WO 2006/010372 A1, 2006.02.02, 说明书第 8 页第 11 行至 17 页第 3 行, 图 2-6.

(86) PCT申请的申请数据

CN 1694643 A, 2005.11.09, 全文.

PCT/JP2006/324681 2006.12.11

JP 特开 2003-93336 A, 2003.04.02, 全文.

(87) PCT申请的公布数据

EP 1576920 A1, 2005.09.21, 说明书第 4 页第

WO2007/099681 JA 2007.09.07

22 段至第 8 页 73 段, 图 1-11.

(73) 专利权人 奥林巴斯医疗株式会社

审查员 李香波

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 1/00 (2006.01)

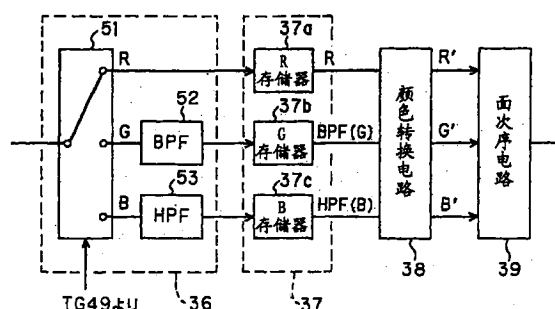
权利要求书 1 页 说明书 13 页 附图 8 页

(54) 发明名称

活体观察装置

(57) 摘要

本发明提供活体观察装置。来自灯 (11) 的白色光经过旋转滤光片 (14) 的 R、G、B 滤光片成为宽频带的 R、G、B 的面次序照明光, 并经过电子内窥镜 (2) 照射到体腔内的活体粘膜上, 被 CCD (25) 依次拍摄。CCD (25) 的输出信号在滤光片电路 (36) 中通过选择器来依次切换, 按照针对 R 信号为直接通过、针对 G 信号为通过 BPF、针对 B 信号为通过 HPF 的方式分离为与活体粘膜结构的频率成分对应的信号成分。通过该分离, 生成容易识别活体粘膜结构的图像的图像信号。



1. 一种具有信号处理单元的活体观察装置，其中，该信号处理单元可以对在照射到活体上的包含红、绿、蓝的波长区域的宽频带照明光下进行拍摄的摄像元件的输出信号进行信号处理，将所生成的图像信号输出到显示装置侧，

该活体观察装置的特征在于，

所述信号处理单元针对所述输出信号，生成与所述红、绿、蓝的波长区域对应的宽频带的 R 信号、G 信号和 B 信号，

通过分离单元，针对所述 R 信号、G 信号、B 信号中的所述 G 信号抑制该 G 信号中的高频部，并增强中低频部，并且针对所述 B 信号增强该 B 信号中的高频部，

并且，所述信号处理单元具有：

第 1 对比度转换处理单元，该第 1 对比度转换处理单元根据第 1 输入输出特性实施针对从所述分离单元输出的分离单元输出信号中的所述 R 信号的对比度转换处理；以及第 2 对比度转换处理单元，其针对所述 G 信号以及所述 B 信号，根据第 2 输入输出特性实施对比度转换处理，所述第 2 输入输出特性与所述第 1 输入输出特性相比，在小的输入区域输出小，在大的输入区域输出大。

2. 根据权利要求 1 所述的活体观察装置，其特征在于，

所述分离单元将所述输出信号分离为体现了所述活体中的较细的粘膜结构及较粗的粘膜结构的信号。

3. 根据权利要求 1 或 2 所述的活体观察装置，其特征在于，

所述信号处理单元具有颜色调整单元，该颜色调整单元针对从所述分离单元输出的分离单元输出信号调整色调。

4. 根据权利要求 1 所述的活体观察装置，其特征在于，

所述分离单元利用用于针对所述 G 信号和所述 B 信号进行滤波处理的、与所述活体的结构对应的频率通过特性不同的滤光片构成。

5. 根据权利要求 1 所述的活体观察装置，其特征在于，

所述分离单元利用用于针对所述 G 信号和所述 B 信号进行小波变换的小波变换单元构成。

6. 根据权利要求 1 所述的活体观察装置，其特征在于，

所述分离单元具有带通滤光片，该带通滤光片的频率特性被设定为，增强所述 G 信号具有的频带中的低频部和中频部的振幅、而且抑制高频部的振幅。

7. 根据权利要求 6 所述的活体观察装置，其特征在于，

所述分离单元具有高通滤光片，该高通滤光片的频率特性被设定为，增强所述 B 信号具有的频带中的高频部的振幅。

活体观察装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种观察体腔内等的活体粘膜等的内窥镜装置等的活体观察装置。

[0002] 背景技术

[0003] 以往，具有内窥镜和光源装置等的内窥镜装置被广泛应用于医疗领域等。

[0004] 在医疗领域中的内窥镜装置中，例如进行普通观察外，还进行窄带光观察(NBI：Narrow Band Imaging)，其中，在所述普通观察中，向活体内粘膜等的被摄体照射白色光，拍摄与肉眼观察时大致相同的该被摄体的像，在所述窄带光观察中，向该被摄体照射频带比普通观察的照射光窄的光即窄带光来进行观察，由此与普通观察相比，能够以良好的对比度拍摄活体中的粘膜表层的血管等。作为进行该窄带光观察的装置的第1现有例，例如有日本特开 2002-095635 号公报。

[0005] 在前面叙述的窄带光观察中使用的窄带光，需要将照明光的频带变窄。因此，需要针对在普通观察中使用的宽频带的照明光介入滤光片等。

[0006] 对此，作为第2现有例的日本特开 2003-93336 号公报公开了如下的窄带光内窥镜装置：对通过普通照明光得到的图像信号进行信号处理，生成离散的分光图像，获得活体组织的所期望的深处部位的组织信息。

[0007] 在上述第2现有例中，存在如下缺点：除用于获得分光图像的估计处理外，例如需要进行使所拍摄的信号不饱和的光量控制等，从而结构变复杂。

[0008] 发明内容

[0009] 本发明就是鉴于上述情况而提出的，其目的在于，提供一种活体观察装置，其利用简单的结构即可生成容易识别表层侧和深层侧的粘膜结构等活体结构的图像的图像信号。

[0010] 本发明的活体观察装置具有信号处理单元，该信号处理单元可以对在照射到活体上的包含红、绿、蓝的波长区域的宽频带照明光下进行拍摄的摄像元件的输出信号进行信号处理，将所生成的图像信号输出到显示装置侧，该活体观察装置的特征在于，所述信号处理单元针对所述输出信号，生成与所述红、绿、蓝的波长区域对应的宽频带的R信号、G信号和B信号，通过分离单元，针对所述R信号、G信号、B信号中的所述G信号抑制该G信号中的高频部，并增强中低频部，并且针对所述B信号增强该B信号中的高频部，并且，所述信号处理单元具有：第1对比度转换处理单元，该第1对比度转换处理单元根据第1输入输出特性实施针对从所述分离单元输出的分离单元输出信号中的所述R信号的对比度转换处理；以及第2对比度转换处理单元，其针对所述G信号以及所述B信号，根据第2输入输出特性实施对比度转换处理，所述第2输入输出特性与所述第1输入输出特性相比，在小的输入区域输出小，在大的输入区域输出大。

[0011] 附图说明

[0012] 图1是表示本发明的实施例1的内窥镜装置的整体结构的框图。

[0013] 图2是表示旋转滤光片的结构的图。

[0014] 图3是表示设于旋转滤光片的R、G、B滤光片的分光特性的特性图。

- [0015] 图 4 是表示滤光片电路周边部的结构的框图。
- [0016] 图 5 是表示构成滤光片电路的 BPF 的频率特性的特性图。
- [0017] 图 6 是表示构成滤光片电路的 HPF 的频率特性的特性图。
- [0018] 图 7 是表示在第 2 观察模式下设定的 γ 校正电路的输入输出特性的特性图。
- [0019] 图 8 是使用图 5 的 BPF 时的作用说明图。
- [0020] 图 9 是使用图 6 的 HPF 时的作用说明图。
- [0021] 图 10 是表示本发明的实施例 2 的内窥镜装置的整体结构的框图。
- [0022] 图 11 是表示本发明的实施例 3 的小波变换部的结构的框图。
- [0023] 图 12 是表示基于二维的离散小波变换的分解等级 2 的变换系数组的结构例的图。
- [0024] 图 13 是表示变形例的小波变换部的结构的框图。
- [0025] 具体实施方式
- [0026] 以下，参照附图说明本发明的实施例。
- [0027] （实施例 1）
- [0028] 图 1～图 9 涉及本发明的实施例 1。图 1 是表示本发明的实施例 1 的内窥镜装置的整体结构的框图。图 2 是表示旋转滤光片的结构的图。图 3 是表示设于旋转滤光片的 R、G、B 滤光片的分光特性的图。图 4 是表示滤光片电路周边部的结构的框图。
- [0029] 图 5 是表示构成滤光片电路的 BPF 的频率特性的图。图 6 是表示构成滤光片电路的 HPF 的频率特性的图。图 7 是表示在第 2 观察模式下设定的 γ 校正电路的输入输出特性的图。图 8 是表示使用图 5 的 BPF 时的作用说明图的图。图 9 是表示使用图 6 的 HPF 时的作用说明图的图。
- [0030] 如图 1 所示，作为本发明的活体观察装置的实施例 1 的内窥镜装置 1 具有：电子内窥镜 2，其被插入体腔内，在该体腔内拍摄活体组织等被摄体的像并作为摄像信号输出；光源装置 3，其向该电子内窥镜 2 射出用于照明被摄体侧的宽频带的照明光；作为信号处理单元的 video 处理器 4，其驱动内置在电子内窥镜 2 中的摄像单元，并且对从电子内窥镜 2 输出的摄像信号进行信号处理，生成作为图像信号（也称为活体信号）的影像信号；和作为显示装置的监视器 5，其根据从 video 处理器 4 输出的影像信号，显示该被摄体的图像。
- [0031] 电子内窥镜 2 具有插入体腔内的细长插入部 7，在该插入部 7 的后端设有操作部 8。并且，在插入部 7 内插通有传送照明光的导光路 9，该导光路 9 的后端（基端）可自由装卸地连接光源装置 3。
- [0032] 光源装置 3 具有：例如氙气灯等的灯 11，其借助来自灯驱动电路 10 的点亮电力的供给，产生覆盖可见光区域的宽频带的照明光；遮断照明光中的热射线的热射线截止滤光片 12；控制经过热射线截止滤光片 12 的照明光的光量的光圈装置 13；把照明光转换为面次序光的旋转滤光片 14；聚光透镜 15，其会聚通过旋转滤光片 14 的面次序光，将其提供给设于电子内窥镜 2 内部的导光路 9 的射入面；和控制旋转滤光片 14 的旋转的控制电路 16。
- [0033] 如图 2 所示，旋转滤光片 14 在圆板的周方向上，将用于使红 (R)、绿 (G)、蓝 (B) 波长的光在宽频带中透过的三个 R 滤光片 14R、G 滤光片 14G、B 滤光片 14B 设置

成扇状。

[0034] 图 3 表示 R 滤光片 14R、G 滤光片 14G、B 滤光片 14B 的分光特性。R 滤光片 14R、G 滤光片 14G、B 滤光片 14B 分别表示使 R、G、B 波段的光在宽频带中透过的特性。

[0035] 该旋转滤光片 14 通过由控制电路 16 控制驱动的电机电机 17 以预定的旋转速度旋转，通过该旋转，R 滤光片 14R、G 滤光片 14G、B 滤光片 14B 被依次配置在照明光路中，R、G、B 的光通过聚光透镜 15 被会聚并依次射入导光路 9 的射入面。

[0036] 并且，通过该导光路 9 传送、并经过安装在插入部 7 的前端部 22 的照明窗上的照明透镜 23，作为照明光照射到体腔内组织侧。

[0037] 在与该照明窗相邻设置的观察窗上安装有物镜 24，在其成像位置配置有作为摄像元件的电荷耦合元件（简称为 CCD）25，该 CCD25 对所形成的光学像进行光电转换。

[0038] 该 CCD25 通过信号线 26 连接视频处理器 4 内的 CCD 驱动器 29 和前置放大器 30。另外，信号线 26 实际上通过未图示的连接可自由装卸地连接视频处理器 4。

[0039] 借助来自 CCD 驱动器 29 的 CCD 驱动信号的施加并通过 CCD25 被光电转换的摄像信号通过前置放大器 30 被放大，然后经过进行相关双重采样（CDS）和噪声去除等的处理电路 31，输入 A/D 转换电路 32，并且输入调光电路 33。

[0040] 通过该 A/D 转换电路 32 从模拟信号的图像数据转换为数字信号的图像数据，然后输入白平衡电路 34，在进行白平衡处理后，输入自动增益控制电路（简称为 AGC 电路）35，被放大到预定电平。

[0041] 另外，AGC 电路 35 优先进行基于光源装置 3 的光圈装置 13 的照明光量的调光动作，在该光圈装置 13 的孔径达到开放状态后，根据该开放状态的信息，通过 AGC 电路 35 进行放大动作，以使不足的信号电平得到放大。

[0042] 并且，调光电路 33 根据处理电路 31 的输出信号，调整光源装置 3 的光圈装置 13 的孔径，生成控制为合适的照明光量的调光信号。

[0043] 上述 AGC 电路 35 的输出数据被输入到形成本实施例的分离单元的滤光片电路 36，并通过切换开关 40 输入到 γ 校正电路 41。

[0044] 并且，电子内窥镜 2 设有模式切换开关 20，以便可以根据医生等的操作，选择观察例如作为普通观察模式的第 1 观察模式、和作为强调活体粘膜结构的观察模式即活体粘膜强调观察模式的第 2 观察模式这两个观察模式。

[0045] 并且，通过模式切换开关 20 进行的观察模式切换的指示被输入视频处理器 4 的模式切换电路 21，模式切换电路 21 根据模式切换指示进行切换开关 40 的切换，并向定时产生器 49 发送模式切换信号。

[0046] 另外，模式切换开关 20 不限于设在电子内窥镜 2 中，例如也可以设在视频处理器 4 的未图示的前面板上，还可以构成为能够连接视频处理器 4 的未图示的键盘上的预定的键。

[0047] 在根据模式切换开关 20 的操作，通过模式切换电路 21 而处于与普通观察对应的第 1 观察模式时，切换开关 40 选择 a 接点，在第 2 观察模式时，切换开关 40 选择 b 接点。

[0048] 因此，在选择第 2 观察模式时，AGC 电路 35 的输出信号经过形成分离单元的

滤光片电路 36，再经过同步化电路 37、颜色转换电路 38 和面次序电路 39 进行处理后，经过切换开关 40 输入 γ 校正电路 41，其中，所述分离单元用于分离提取观察对象的活体具有的主要结构、具体地讲是较细的粘膜结构和较粗的粘膜结构的空间频率成分。

[0049] 滤光片电路 36 如图 4 所示由以下部分构成：根据来自定时产生器 49 的定时信号被切换的选择器 51；被设定为能够分离提取与活体的主要粘膜结构对应的空间频率成分的频率特性的带通滤光片（简称为 BPF）52 和高通滤光片（简称为 HPF）53。

[0050] 如图 4 所示，在滤光片电路 36 中，按照在宽频带的 R、G、B 信号以面次序输入的定时，选择器 51 通过定时产生器 49 被切换。

[0051] 并且，R 信号直接通过并存储在同步化电路 37 的 R 存储器 37a 中，G 信号经过 BPF52 存储在 G 存储器 37b 中，B 信号经过 HPF53 存储在 B 存储器 37c 中。

[0052] 即，R 信号直接存储在 R 存储器 37a 中，G 信号在通过 BPF52 进行滤波处理后存储在 G 存储器 37b 中，B 信号在通过 HPF53 进行滤波处理后存储在 B 存储器 37c 中。

[0053] 该情况时，如图 5 所示，BPF52 被设定为如下的滤光片特性（频率特性）：针对中频或中低频部 Fa 的频率成分，增强其振幅，使该振幅大于 1，并抑制高频部 Fb。并且，如图 6 所示，HPF53 被设定为如下的滤光片特性：针对高频部 Fc 的频率成分，增强其振幅，使该振幅大于 1。另外，BPF52、HPF53 各自的 DC 成分都被设定为，其振幅为 1，以使该 DC 成分的值不发生变化。

[0054] 构成本实施例的分离单元的滤光片电路 36 分离活体中的较细的粘膜结构和较粗的粘膜结构，并且在 γ 校正电路 41 中实施后述的对比度转换处理，以便容易识别这些结构。

[0055] 分别存储在上述同步化电路 37 的 R、G、B 存储器 37a、37b、37c 中的 R、G、B 信号数据，成为被同时读出并被同步化的 R、G、B 信号，并输入到作为颜色调整单元的颜色转换电路 38 而进行颜色转换。另外，如图 4 所示，G、B 信号分别通过滤光片 BPF52、HPF53 实施滤波处理，所以利用 BPF(B)、HPF(B) 表示。

[0056] 颜色转换电路 38 利用 3×3 的矩阵对被同步化的 R、BPF(B)、HPF(B) 的图像信息进行颜色转换。由此进行颜色转换处理，使分别利用不同的色调显示粘膜的表层侧的较细的结构部分和深层侧的较粗的结构部分。这样，通过进行颜色转换处理，使显示被分离的粘膜结构的色调不同，从而形成更加容易识别的图像。

[0057] 从该情况时的 R、BPF(B)、HPF(B) 颜色转换为 R' 、 G' 、 B' 的转换式，可以使用 3 行 3 列的矩阵 K 表示为下式 (1)。

$$[0058] \quad \begin{pmatrix} R' \\ G' \\ B' \end{pmatrix} = K \begin{pmatrix} R \\ BPF(G) \\ HPF(B) \end{pmatrix} \quad \text{式 (1)}$$

[0059]

$$K = \begin{pmatrix} 0 & m1 & 0 \\ 0 & 0 & m2 \\ 0 & 0 & m3 \end{pmatrix}$$

[0060] 其中，矩阵K例如由3个实数成分m1～m3（其他成分为0）构成，利用该式（1）所示的转换式，增大R、BPF(G)、HPF(B)的色彩信号中的BPF(G)和HPF(B)的颜色信号的加权（比率）。在此，抑制了长波长的R颜色信号。

[0061] 该颜色转换电路38的输出信号（虽然已转换成为R'、G'、B'，但以下除不会混淆的情况之外，为了简化而使用R、G、B进行说明），被输入到面次序电路39。

[0062] 面次序电路39利用帧存储器构成，把同时存储的R、G、B图像数据作为颜色成分图像依次读出，从而转换为面次序的图像数据。该面次序的R、G、B图像数据经过切换开关40输入到γ校正电路41而进行γ校正。

[0063] 该γ校正电路41例如在其内部具有存储了γ校正的输入输出特性的γ表，通过定时产生器49切换γ校正的输入输出特性。

[0064] 在第1观察模式下，该γ校正电路41被设定为对按照面次序输入的R、G、B信号进行相同的γ校正的输入输出特性，但在第2观察模式下，该γ校正电路41针对按照面次序输入的每个R、G、B信号，切换γ校正的输入输出特性。

[0065] 具体地讲，γ校正电路41针对R信号设定为图7中实线表示的gamma1的输入输出特性，针对相比于该R信号再现粘膜表层的细微的结构信息的G和B信号，设定为图7中虚线表示的gamma2的输入输出特性，进行对比度转换处理。

[0066] gamma2的输入输出特性被设定为在较小的输入区域中为小于gamma1的输入输出特性的输出，在较大的输入区域中为大于gamma1的输入输出特性的输出。

[0067] 通过按照这种输入输出特性对G和B信号进行γ校正，可以提高图像信号中再现的细微的粘膜结构信息的对比度。

[0068] 在利用该γ校正电路41进行γ校正后，输入放大电路42进行放大插值处理，然后输入强调电路43。

[0069] 通过该强调电路43进行结构强调或轮廓强调处理后，经过选择器44输入同步化电路45。该同步化电路45利用3个存储器45a、45b和45c形成。

[0070] 通过同步化电路45被同步化的R、G、B图像数据被输入图像处理电路46，在实施动态画像的颜色偏差校正等图像处理，输入D/A转换电路47a、47b和47c。并且，通过D/A转换电路47a、47b、47c转换为模拟影像信号或图像信号（广义的活体信号），然后输入到作为显示装置的监视器5。监视器5显示对应于所输入的影像信号的内

窥镜图像。并且，在视频处理器 4 中设有定时产生器 49，并从光源装置 3 的控制电路 16 输入与旋转滤光片 14 的旋转同步的同步信号，把与该同步信号同步的各种定时信号输出给上述各个电路。

[0071] 并且，调光电路 33 控制光源装置 3 的光圈装置 13，控制其照明光量，以便形成适合于观察的合适明亮度的图像。

[0072] 下面，说明这种结构的本实施例的内窥镜装置 1 的作用。

[0073] 首先，医生等如图 1 所示那样，把电子内窥镜 2 连接光源装置 3 和视频处理器 4，并接通电源。并且，医生等把电子内窥镜 2 插入体腔内，观察体腔内的观察对象部位的活体组织。内窥镜装置 1 的各个部分在初始状态下，例如被设定成作为普通观察的第 1 观察模式的状态。

[0074] 在照明光的光路上，旋转滤光片 14 以恒定速度旋转，R、G、B 的照明光通过聚光透镜 15 被会聚后射入导光路 9。如图 3 所示，宽频带的 R、G、B 的各个照明光从导光路 9 的前端面经过照明透镜 23 依次照射活体组织。

[0075] 并且，在宽频带的 R、G、B 的各个照明光下通过 CCD25 进行拍摄，通过 CCD25 被光电转换后的 CCD 输出信号在视频处理器 4 内的前置放大器 30 中被放大，然后通过处理电路 31 内的 CDS 电路被提取信号成分。处理电路 31 的输出信号通过 A/D 转换电路 32 被转换为数字信号，（如上所述在第 1 观察模式时）经过白平衡电路 34、AGC 电路 35，由切换开关 40 输入到 γ 校正电路 41。

[0076] 通过 γ 校正电路 41 进行 γ 校正后，输入放大电路 42 进行放大插值处理，然后输入强调电路 43，通过该强调电路 43 进行结构强调或轮廓强调处理后，经过选择器 44 输入同步化电路 45。通过该同步化电路 45 被同步化的图像数据输入图像处理电路 46，在实施动态画像的颜色偏差校正等图像处理，通过 D/A 转换电路 47a、47b、47c 转换为模拟影像信号，然后输出给监视器 5。并且，监视器 5 显示对应于所输入的影像信号的内窥镜图像。

[0077] 在该第 1 观察模式下，在监视器 5 上显示基于可见光区域的照明光的普通彩色图像。

[0078] 另一方面，在电子内窥镜 2 的模式切换开关 20 被操作而进行向第 2 观察模式的切换指示后，该信号输入视频处理器 4 的模式切换电路 21。

[0079] 模式切换电路 21 向定时产生器 49 发送已进行向第 2 观察模式的切换指示的模式切换信号，切换开关 40 的接点 b 切换为接通状态。

[0080] 定时产生器 49 按照图 4 所示，按照滤光片电路 36 被输入宽频带的 R、G、B 各个信号的定时依次切换选择器 51。该情况时，R 信号不进行滤波处理而在滤光片电路 36 中直接通过，并存储在同步化电路 37 的 R 存储器 37a 中。

[0081] 对此，G 信号如图 5 所示，通过被设定为抑制高频部 Fb 并增强中低频部 Fa 的频率特性的 BPF52，提取（分离）中低频部 Fa 的频率成分。

[0082] 并且，B 信号如图 6 所示，通过被设定为增强高频部 Fc 的特性的 HPF53，提取（分离）高频部 Fc 的频率成分。

[0083] 这样，通过滤光片电路 36 的 BPF52 和 HPF53，按照以下说明的那样生成容易识别活体粘膜的表层侧和相比该表层侧的深层侧结构、具体地讲是对应于血管走向结构的

信号, 其中, 该滤光片电路 36 的 BPF52 和 HPF53 被设定为分别分离提取与这些结构对应的空间频率成分的频率分离特性, 以及容易识别这些结构的特性。

[0084] 图 8 是表示使用图 5 的 BPF52 分离提取与在窄带的 G 照明光下拍摄的 G 信号类似的 G 信号成分的说明图。

[0085] 图 8 中的梯形表示宽频带的 G 照明光。该 G 照明光包括被限制为中央附近的频带而适合于获得较粗的粘膜结构的波长区域 G0、比其短的短波长侧的短波长区域 Ga、和比波长区域 G0 长的长波长侧的长波长区域 Gb。对于短波长区域 Ga 而言, 由于血红蛋白的吸光度较低, 所以在利用 CCD25 拍摄的 G 信号中, 血管像等的对比度低于波长区域 G0, 但是有助于浅层(表层)的较细的粘膜结构的图像。

[0086] 该较细的粘膜结构表现为高频成分, BPF52 的特性是抑制高频侧的特性, 所以抑制了其再现。

[0087] 长波长区域 Gb 再现相比波长区域 G0 更深层的信息, 但其大部分是深层的较粗的血管的结构, 所以可以认为与相邻的波长区域 G0 的再现信息没有大的差异。另外, 由于血红蛋白的吸光度更低, 其对比度降低, 与基于波长区域 G0 的高对比度的图像信息重合并被平均化, 所以整体上使对比度降低。

[0088] 因此, 如图 5 所示, 如果将 BPF52 的频率特性设定为针对低~中频的频率成分增强对比度的频率特性, 则能够增强而提取低~中频的频率成分信号, 所以能够获得对应于深层侧的较粗的粘膜结构的图像的 G 信号成分。

[0089] 并且, 图 9 是表示使用图 6 的 HPF53 提取与在窄带的 B 照明光下拍摄的 B 信号类似的 B 信号成分的说明图。

[0090] 图 9 中的梯形表示宽频带的 B 照明光。该 B 照明光包括被限制为窄带而适合于获得较细的粘膜结构的波长区域 B0、和比其长的长波长侧的长波长区域 Ba。长波长区域 Ba 由于波长比波长区域 B0 长, 所以有助于还再现比波长区域 B0 略微深层的粘膜信息。

[0091] 并且, 在该长波长区域 Ba 获得的 B 图像数据是中频的频率成分, 属于抑制对象。因此, HPF53 的频率特性如图 6 所示被设定为抑制该频带的特性。

[0092] 并且, 该长波长区域 Ba 有助于与波长区域 B0 相同的粘膜信息的再现, 但由于血红蛋白的吸光度低, 其对比度降低。该信息成为与对比度较高的波长区域 B0 进行平均化的图像, 所以与只照射波长区域 B0 的情况相比, 图像的对比度降低。

[0093] 因此, 在本实施例中针对所拍摄的信号, 通过 HPF53 设定为增强高频的频率特性, 增强高频区域的对比度。这样, 可以生成容易识别表层侧的较细的粘膜结构的 B 图像。

[0094] 这样, 体现与窄带的 G 信号和 B 信号类似的粘膜结构的 G 信号和 B 信号, 在与 R 信号一起被同步化后, 通过颜色转换电路 38 进行颜色转换, 被转换为更容易识别粘膜结构的色调。另外, 在被转换为面次序的信号后, 在 γ 校正电路 41 中, 针对 G 信号和 B 信号, 实施增大较小的输入区域和较大的输入区域各自的输出差异的对比度转换处理, 所以能够在监视器 5 上显示容易识别表层侧的粘膜结构的图像。

[0095] 这样显示在监视器 5 上的图像被显示为以下状态的图像, 即, 活体中的较细的粘膜结构部分和较粗的粘膜结构部分按照与它们的空间频率对应的频率特性被分离, 而且容易利用不同的色调识别。

[0096] 因此, 根据本实施例, 能够利用简单的结构观察容易识别活体中的较细的粘膜结构部分和较粗的粘膜结构部分的图像。 所以也具有能够提高容易进行诊断的图像的效果。

[0097] (实施例 2)

[0098] 下面, 参照图 10 说明本发明的实施例 2。 图 10 表示本发明的实施例 2 的内窥镜装置 1B。 实施例 1 的内窥镜装置 1 是面次序式内窥镜装置, 但在本实施例中是同步式的内窥镜装置 1B。

[0099] 该内窥镜装置 1B 由电子内窥镜 2B 和光源装置 3B、视频处理器 4B 和监视器 5 构成。

[0100] 电子内窥镜 2B 在图 1 所示的电子内窥镜 2 中, 在 CCD25 的摄像面, 按照各个像素单位安装有进行光学颜色分离的分色滤光片 60、例如补色系滤光片。 虽然没有图示, 但该补色系滤光片在各个像素前分别按照在水平方向上交替配置 Mg 和 G, 在纵方向上以 Mg、Cy、Mg、Ye、和 G、Ye、G、Cy 的排列顺序进行配置的方式配置深红色 (Mg)、绿色 (G)、青绿色 (Cy)、黄色 (Ye) 这四种颜色的色卡。

[0101] 并且, 在使用了该补色系滤光片的 CCD25 的情况下, 将在纵方向上相邻的两列像素相加而依次读出, 但此时按照奇数域和偶数域将像素的列错开读出。 并且, 可以通过后级侧的分色电路, 生成公知的亮度信号和色差信号。

[0102] 并且, 在电子内窥镜 2B 的例如操作部 8 内设有 ID 产生电路 61。 通过利用该 ID 产生电路 61 的 ID 信息, 例如可以根据电子内窥镜 2B 的 CCD25 的分色滤光片 60 的类型、偏差等变更要进行信号处理时的特性, 从而进行更加合理的信号处理。

[0103] 并且, 光源装置 3B 构成为在图 1 所示的光源装置 3 中去除了旋转滤光片 14、电机 17 和控制电路 16。

[0104] 即, 该光源装置 3B 将白色照明光通过聚光透镜 15 会聚后射入导光路 9 的基端面。 并且, 该照明光从导光路 9 的前端面再经过照明透镜 23 照射到体腔内的观察对象部位的活体粘膜上。 且被照明的活体粘膜的光学像通过分色滤光片 60 被分离为补色系, 并被 CCD25 拍摄。

[0105] CCD25 的输出信号输入视频处理器 4B 内的 CDS 电路 62。 并且, CCD25 的输出信号通过该 CDS 电路 62 被从输出信号中提取信号成分, 并转换为基带的信号, 然后输入 A/D 转换电路 63 而转换为数字信号, 同时输入明亮度检测电路 64 而检测出明亮度 (信号的平均亮度)。

[0106] 通过明亮度检测电路 64 检测的明亮度信号输入调光电路 33, 根据其基准明亮度 (调光的目标值) 的差分, 生成调光用的调光信号。 来自该调光电路 33 的调光信号控制光源装置 3B 的光圈装置 13, 并调光成为适合于观察的照明光量。

[0107] 从 A/D 转换电路 64 输出的数字信号输入 Y/C 分离电路 65, 生成亮度信号 Y 和 (作为广义上的颜色信号 C 的) 线次序的色差信号 $Cr (= 2R - G)$ 、 $Cb (= 2B - G)$ 。 亮度信号 Y 通过 γ 电路 66 输入选择器 67 (将该亮度信号表述为 Y_h), 同时输入限制信号的通过频带的 LPF71。

[0108] 该 LPF71 被设定为与亮度信号 Y 对应的较宽的通过频带。 并且, 根据该 LPF71 的通过频带特性设定的频带的亮度信号 Y_1 输入第 1 矩阵电路 72。

[0109] 并且, 色差信号 Cr、Cb 通过限制信号的通过频带的第 2LPF73(线次序) 输入同步化电路 74。

[0110] 该情况时, 第 2LPF73 通过控制电路 68 根据观察模式变更其通过频带特性。具体地讲, 在对应于普通观察的第 1 观察模式时, 第 2LPF73 被设定为比第 1LPF71 低的通过频带(低频带)。

[0111] 另一方面, 在进行粘膜强调观察的第 2 观察模式时, 第 2LPF73 被变更为比普通观察用的第 1 观察模式时的低频带宽的频带。例如, 第 2LPF73 被设定(变更)为与第 1LPF71 大致相同的宽频带。这样, 第 2LPF73 与观察模式的切换联动, 变更针对色差信号 Cr、Cb 的通过频带。另外, 与该观察模式的切换联动的第 2LPF73 的特性变更, 在控制电路 68 的控制下进行。

[0112] 另一方面, 在进行粘膜强调观察的第 2 观察模式时, 第 2LPF73 被变更为比普通观察用的第 1 观察模式时的低频带宽的频带。例如, 第 2LPF73 被设定(变更)为与第 1LPF71 大致相同的宽频带。这样, 第 2LPF73 与观察模式的切换联动, 变更针对色差信号 Cr、Cb 的通过频带。另外, 与该观察模式的切换联动的第 2LPF73 的特性变更, 在控制电路 68 的控制下进行。

[0113] 同步化电路 74 生成被同步化的色差信号 Cr、Cb, 该色差信号 Cr、Cb 被输入第 1 矩阵电路 72。

[0114] 第 1 矩阵电路 72 从亮度信号 Y 和色差信号 Cr、Cb 转换为 R1、G1、B1 的颜色信号。

[0115] 该第 1 矩阵电路 72 由控制电路 68 控制, 根据 CCD25 的分色滤光片 60 的特性, 变更(确定转换特性的)矩阵系数的值, 转换为没有混色或基本消除了混色的 R1、G1、B1 的颜色信号。

[0116] 例如, 有时根据实际连接视频处理器 4B 的电子内窥镜 2B, 安装在该电子内窥镜 2B 上的 CCD25 的分色滤光片 60 的特性有所不同, 控制电路 68 利用 ID 信息, 根据实际使用的 CCD25 的分色滤光片 60 的特性, 变更第 1 矩阵电路 72 的系数。

[0117] 这样, 在实际使用的摄像单元的类型不同时也能够合理对应, 可以防止产生伪色彩, 变更为没有混色的 R1、G1、B1 的三原色信号。

[0118] 通过该第 1 矩阵电路 72 生成的 R1、G1、B1 的颜色信号, 经过对应于实施例 1 的滤光片电路 36 的滤光片电路 36B, 输出给白平衡电路 86。

[0119] 在实施例 1 中, 由于按照面次序输入 R、G、B 信号的结构, 在滤光片电路 36 中采用了图 4 所示的选择器 51, 但在本实施例中, 由于同时输入 R1、G1、B1 的颜色信号的结构, 不需要图 4 所示的选择器 51。

[0120] 并且, R1 信号在滤光片电路 36B 中直接通过并输入白平衡电路 86。G1 信号和 B1 信号分别经过 BPF52 和 HPF53 成为 G1' 信号和 B1' 信号, 分别输入白平衡电路 86。

[0121] 在本实施例中, 通过该滤光片电路 36B 实施实质上与实施例 1 相同的信号处理。并且, 输入已通过了该滤光片电路 36B 的 R1 信号、G1' 信号和 B1' 信号的白平衡电路 86、以及输入该白平衡电路 86 的输出信号的 γ 电路 75, 由控制电路 68 控制。

[0122] 白平衡电路 86 针对所输入的 R1 信号、G1' 信号和 B1' 信号进行白平衡调整,

向 γ 电路 75 输出白平衡调整后的 R1 信号、G1' 信号和 B1' 信号。

[0123] 在本实施例中, 通过 γ 电路 75 对所拍摄的信号实施与实施例 1 的 γ 校正电路 41 基本相同的对比度转换处理。即, 在第 1 观察模式下, 按照相同的输入输出特性进行 γ 校正, 但在第 2 观察模式下, 对每个 R1、G1'、B1' 按照不同的输入输出特性进行 γ 校正。

[0124] 该情况时, 在实施例 1 中, 先进行颜色转换, 然后在 γ 校正电路 41 中进行 γ 校正, 而相对于此, 在本实施例中变更为在进行 γ 校正后, 在后述的第 2 矩阵电路 76 中进行颜色转换的结构。

[0125] 为此, 在本实施例中, 在第 2 观察模式下, 对 R1、G1' 信号按照图 7 的 γ_{gamma1} 的输入输出特性进行 γ 校正, 且对 B1' 信号按照图 7 的 γ_{gamma2} 的输入输出特性 (此时为同时) 进行 γ 校正。

[0126] 这样, 通过本实施例的 γ 电路 75, 在第 2 观察模式时变更为相比于第 1 观察模式时强调了 γ 校正的特性的 γ 特性, 实施对比度转换处理, 由此强调对比度, 实现容易识别的显示。

[0127] 通过 γ 电路 75 进行了 γ 校正的 R2、G2、B2 的颜色信号, 通过第 2 矩阵电路 76 被转换为亮度信号 Yn 和色差信号 R-Y、B-Y。

[0128] 该情况时, 控制电路 68 在第 1 观察模式时, 将第 2 矩阵电路 76 的矩阵系数设定为从 R2、G2、B2 信号仅仅转换为亮度信号 Yn 和色差信号 R-Y、B-Y。

[0129] 并且, 控制电路 68 在第 2 观察模式时, 把第 2 矩阵电路 76 的矩阵系数变更为还兼备基于实施例 1 的颜色转换电路 38 的颜色转换、即颜色调整单元的功能的矩阵系数。

[0130] 通过第 2 矩阵电路 76 输出的亮度信号 Yn 输入选择器 67。该选择器 67 通过控制电路 68 来控制切换。即, 在第 1 观察模式时选择亮度信号 Yh, 在第 2 观察模式时选择亮度信号 Yn。

[0131] 从第 2 矩阵电路 76 输出的色差信号 R-Y、B-Y, 与通过选择器 67 的亮度信号 Yh 或 Yn (表述为 Yh/Yn) 一起输入放大电路 77。

[0132] 通过该放大电路 77 进行放大处理的亮度信号 Yh/Yn, 在通过强调电路 78 强调轮廓后输入第 3 矩阵电路 79。并且, 通过放大电路 77 进行放大处理的色差信号 R-Y、B-Y 不通过强调电路 78 而输入第 3 矩阵电路 79。

[0133] 并且, 亮度信号 Yh/Yn、色差信号 R-Y 和色差信号 B-Y 通过第 3 矩阵电路 79 被转换为 R、G、B 的三原色信号, 然后通过 D/A 转换电路 80 转换为模拟三原色信号, 然后从影像信号输出端输出给监视器 5。

[0134] 另外, 强调电路 78 的轮廓强调也根据 CCD25 和分色滤光片 60 等的类型, 变更其强调特性 (强调频带设为中低频带或中高频带) 等。

[0135] 基于这种结构的本实施例的作用为将如下的方法适用于同步式的情况而得到的效果: 对基本按照实施例 1 的面次序拍摄的信号, 按照空间频率成分分离通过 CCD25 拍摄的信号。

[0136] 即, 在实施例 1 中, 通过滤光片电路 36 对按照面次序拍摄并依次输入的 R、G、B 信号进行按照空间频率成分分离等的处理, 但在本实施例中, 通过滤光片电路 36B 对同时输入的 R、G、B 信号进行按照空间频率成分分离等的处理。

[0137] 因此，根据本实施例，在同步式的情况下，也具有与次序式的情况的实施例 1 基本相同的效果。

[0138] 即，在与普通观察时相同的照明状态下，能够把与在窄带光下拍摄时类似的活体粘膜的表层侧的较细的粘膜结构和深层侧的较粗的粘膜结构形成为容易识别的图像来进行观察。

[0139] 另外，在上述实施例 1 和 2 中，通过滤光片电路 36、36B 按照频率进行分离，并且还考虑活体粘膜的反射特性（吸光特性）而进行对比度转换处理，但本发明也包括仅仅按照活体结构的想要分离的空间频率进行分离（提取）的情况。

[0140] 例如，包括如下的情况：使用把分别与表层侧的较细的粘膜结构和较粗的粘膜结构对应的两个空间频率成分之间的空间频率作为截止频率的 HPF 或 LPF 等，分离为与两个粘膜结构的至少一个粘膜结构对应的活体信号。

[0141] （实施例 3）

[0142] 下面，参照图 11～图 13 说明本发明的实施例 3。图 11 表示本发明的实施例 3 中作为分离单元的小波变换部 36C。本实施例的内窥镜装置构成为例如在图 10 的内窥镜装置 1B 中，使用图 11 所示的小波变换部 36C 取代滤光片电路 36B。

[0143] 如图 11 所示，该小波变换部 36C 由以下部分构成：小波变换电路（以下简称为 DWT）81，其对图 10 所示的 G1 信号和 B1 信号进行二维的离散小波变换；系数转换电路 82，其对从该 DWT81 输出的小波变换系数进行预定的加权处理；以及小波逆变换电路（以下简称为 IDWT）83，其对该系数转换电路 82 的输出进行二维的离散小波逆变换。

[0144] 另外，R 信号在小波变换部 36C 中直接通过，输入第 1 矩阵电路 72。

[0145] 在 DWT81 中，使用 Haar 基进行二维的离散小波变换。该二维的离散小波变换采用由在水平方向和垂直方向上分别适用的两个一维滤光片构成的分离式二维滤光片，由于是公知的，所以省略其说明。

[0146] 图 12 是在基于 DWT81 的二维离散小波变换中，分解等级 2 的变换系数组的结构例。在此，利用 HH1、LH1、HL1、HH2、LH2、HL2、LL2 表示通过离散小波变换被分割为子频带的变换系数（图像成分）。

[0147] 在此，例如 HH1 表示在水平和垂直方向上都适用高通滤光片得到的图像成分，HHx 的 x 表示针对原始图像的分解等级。并且，LH、HL、LL 分别表示在水平方向上适用低通式滤光片、在垂直方向上适用高通式滤光片的图像成分，在水平方向上适用高通式滤光片、在垂直方向上适用低通式滤光片的图像成分，以及在水平方向上适用低通式滤光片、在垂直方向上适用低通式滤光片的图像成分。并且，HH2、HL2、LH2、LL2 是通过把 LL1 分解为子频带而导出的。另外，在分解等级为 1 时，分解前的图像被分解为 4 个变换系数 HH1、LH1、HL1、LL1。

[0148] DWT81 把针对所输入的（原始信号的）G 信号的分解等级设为小于 B 信号，例如把分解等级设为 1，分解为 HH1、LH1、HL1、LL1。另一方面，针对所输入的 B 信号，相比 G 信号时，提高分解等级，例如设为分解等级 4，分解为 HH1、LH1、HL1、HH2、LH2、HL2、HH3、LH3、HL3、HH4、LH4、HL4、LL4。

[0149] 这样通过 DWT81 生成的变换系数被输入到系数转换电路 82。

[0150] 关于该系数转换电路 82 中的加权，针对 G 信号乘上使 HH1、LH1、HL1 的变换

系数更小的权重系数。

[0151] 例如，作为权重系数一律设定为零。由此，可以抑制水平方向、垂直方向、对角方向的高频成分。并且，对于 LL1，作为权重系数 1 乘上 1。

[0152] 另一方面，针对 B 信号乘上使 HH2、LH2、HL2、HH3、LH3、HL3、HH4、LH4、HL4 的变换系数更小的权重系数。例如，权重系数一律设定为零。由此，抑制中低频的频率成分。并且，对于 HH1、LH1、HL1 和 LL4 乘上权重系数 1。

[0153] 这样，通过系数转换电路 82 进行加权处理而输出的系数被输入到 IDWT83，进行二维的离散小波逆变换。

[0154] 该情况时，针对 G 信号，使用加权处理后的 HH1、LH1、HL1 和 LL1 进行离散小波逆变换。其结果，在合成的图像信号 (G 信号) 中抑制了较细的粘膜结构信息。

[0155] 另一方面，针对 B 信号，使用加权后的 HH2、LH2、HL2、HH3、LH3、HL3、HH4、LH4、HL4、和 HH1、LH1、HL1 及 LL4 进行离散小波逆变换。其结果，在合成的图像信号 (B 信号) 中主要再现较细的粘膜信息。

[0156] 这样处理的 R、G、B 信号输入图 10 所示的 γ 电路 75，进行与在实施例 2 中说明的处理相同的处理。

[0157] 根据本实施例，通过使用分离式的二维滤光片，可以获得再现画质更加良好的状态的粘膜结构的图像。此外，能够获得与实施例 2 相同的作用效果。另外，在上述的说明中，作为不进行加权时的权重系数采用了 1，但也可以设定 1 以上的权重系数来增强对比度。即，针对 G 信号，向 LL1 乘上 1 以上的权重系数，增强由中低频成分构成的图像成分的对比度，并且针对 B 信号，向 HH1、LH1、HL1 乘上 1 以上的权重系数，增强较细的粘膜信息的对比度。

[0158] (变形例)

[0159] 图 13 表示变形例的小波变换部 36D。该小波变换部 36D 在图 11 的小波变换部 36C 中设置计算 B 信号的明亮度平均值的明亮度平均图像生成电路 84、和将明亮度平均图像生成电路 84 的输出信号与从 IDWT83 输出的 B 信号相加的加法器 85。

[0160] 并且，与图 11 所示的结构相同，R 信号在该小波变换部 36D 中直接通过并输出给 γ 电路 75，G 信号和 B 信号被依次输入 DWT81、系数转换电路 82 和 IDWT83。另外，B 信号输入明亮度平均图像生成电路 84，使该明亮度平均图像生成电路 84 的输出信号与 IDWT83 的输出信号相加，并输出给 γ 电路 75。

[0161] 在该变形例中，在 DWT81 中对于 G 信号和 B 信号都分解为相同的分解等级，例如分解为分解等级 1 的子频带。

[0162] 系数转换电路 82 对 G 信号乘上使 HH1、LH1、HL1 的变换系数更小的权重系数 (例如一律乘上零的权重系数)，向 LL1 乘 1。

[0163] 另一方面，系数转换电路 82 向 B 信号中的 LL1 的系数乘上权重系数零，向 HH1、LH1、HL1 的系数乘 1。

[0164] 在该系数转换电路 82 中进行了加权处理的系数，在 IDWT83 中被进行二维的离散小波逆变换。B 信号以加权后的 LL1 和 HH1、LH1、HL1 为基础生成合成图像。G 信号也以加权后的 LL1 和 HH1、LH1、HL1 为基础生成合成图像。

[0165] 并且，明亮度平均图像生成电路 84 计算 B 信号的明亮度平均，向所有像素输出

该明亮度平均的像素值的图像信号。从该明亮度平均图像生成电路 84 输出的图像信号被输入加法器 85，与从 IDWT83 输出的 B 信号相加后的 B2 信号从该小波变换部 36D 输出。

[0166] 在本变形例中，通过对 G、B 信号设定相同的分解等级，可以简化结构，并且通过设置明亮度平均图像生成单元，可以容易生成进一步抑制了 B 信号中的低频成分的图像信号。此外，具有与实施例 3 相同的效果。

[0167] 另外，关于实施例 3 及其变形例说明了适用于实施例 2 的情况，但同样也可以适用于面次序方式。

[0168] 在上述各个实施例等中，活体观察装置也可以只利用具有信号处理单元的功能的视频处理器 4 或 4B 来构成。

[0169] 并且，在上述各个实施例等中构成为，通过导光路 9 传送由光源装置 3 或 3B 产生的宽频带的照明光，使从该导光路 9 的前端面通过照明透镜 23 传送的照明光照射活体粘膜等。

[0170] 本发明不限于该结构，也可以构成为例如在电子内窥镜 2 或 2B 的前端部 22 配置发光二极管（简称为 LED）等发光元件来形成照明单元，从该发光元件或者通过照明透镜 23 照明活体粘膜等的被摄体。

[0171] 另外，将上述各个实施例等部分地组合等构成的实施例等也属于本发明。

[0172] 并且，本发明不限于上述各实施方式，当然可以在不脱离本发明的宗旨范围内进行各种变更和应用。

[0173] 本发明以在 2006 年 3 月 3 日提出申请的特愿 2006-058711 号日本专利申请为基础并对其主张优先权，并将上述公开内容引用于本申请说明书、权利要求书和附图中。

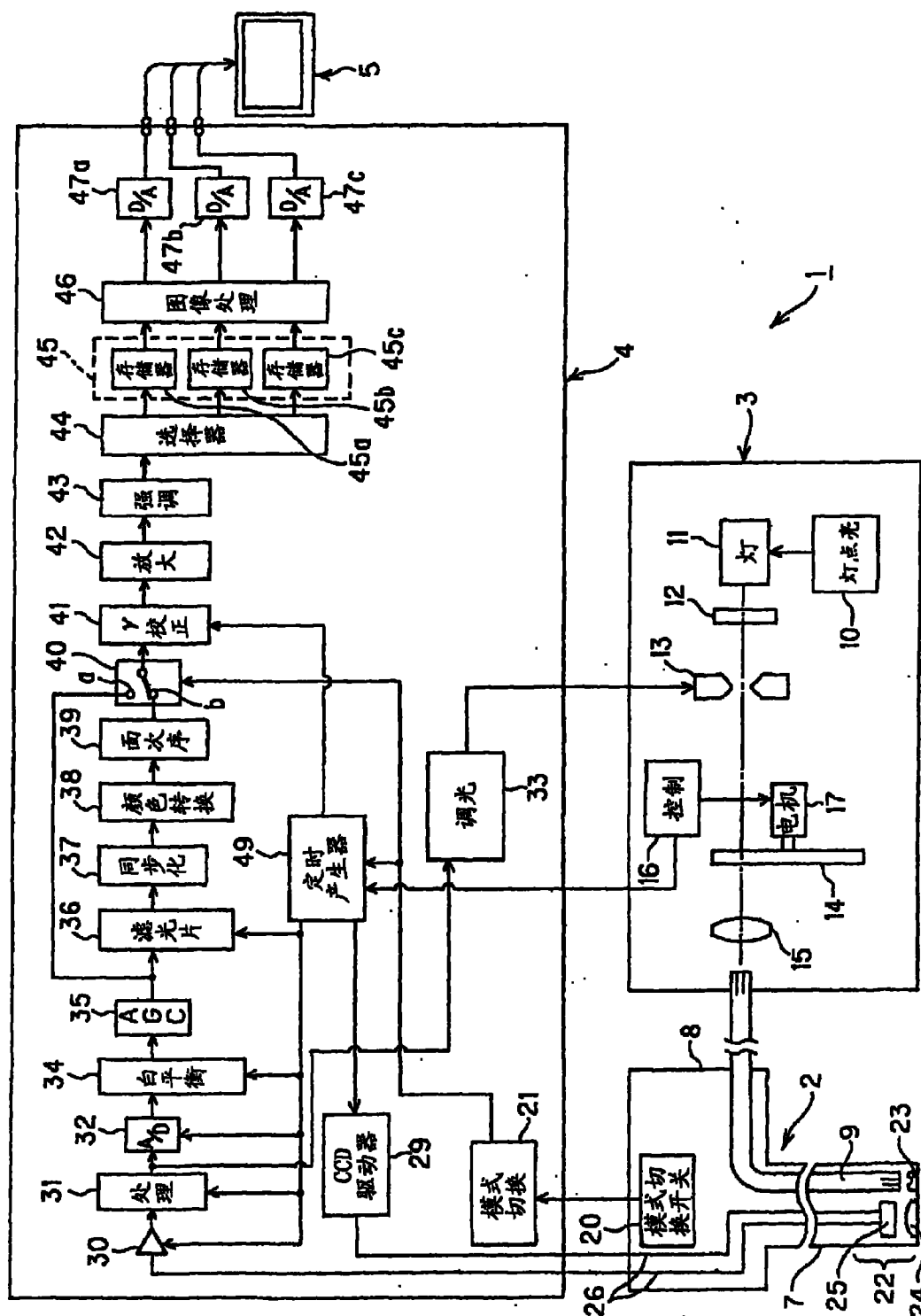


图 1

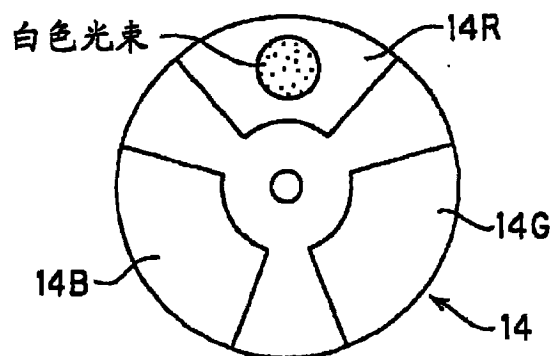


图 2

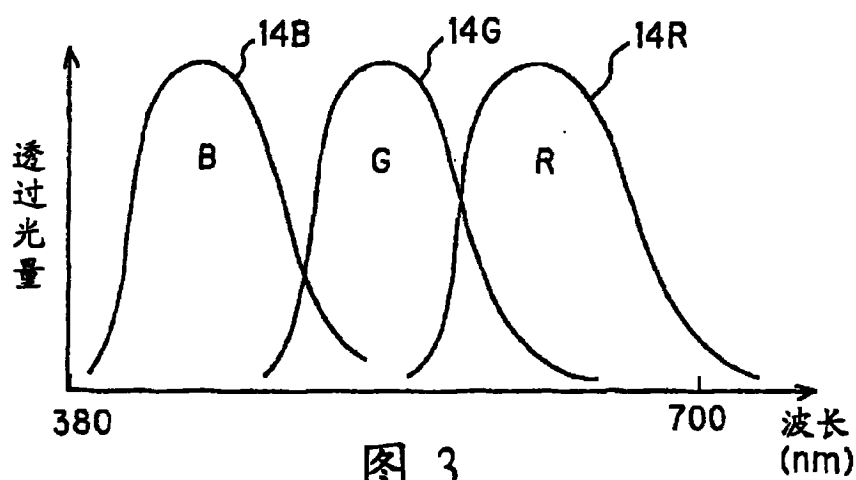


图 3

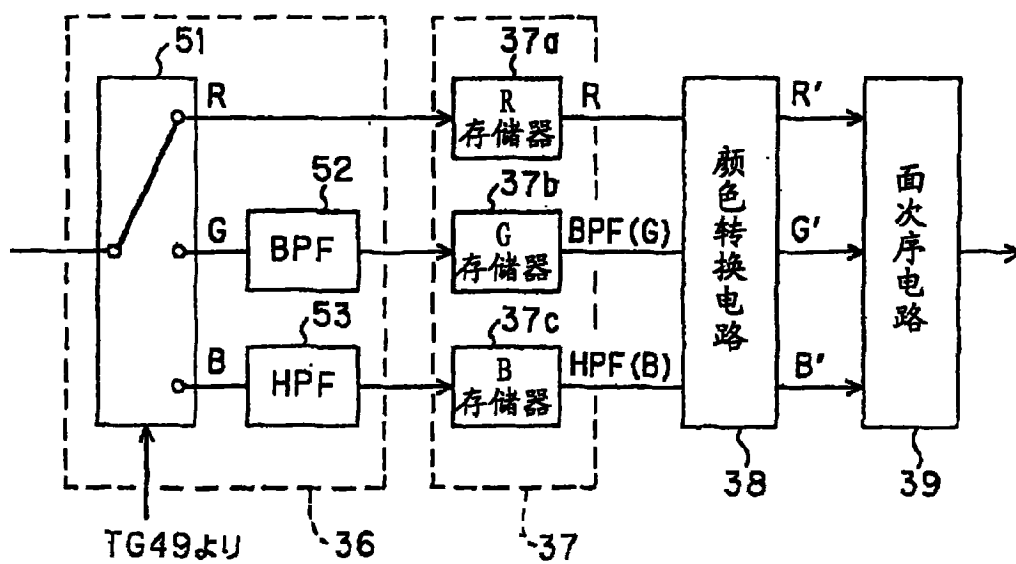


图 4

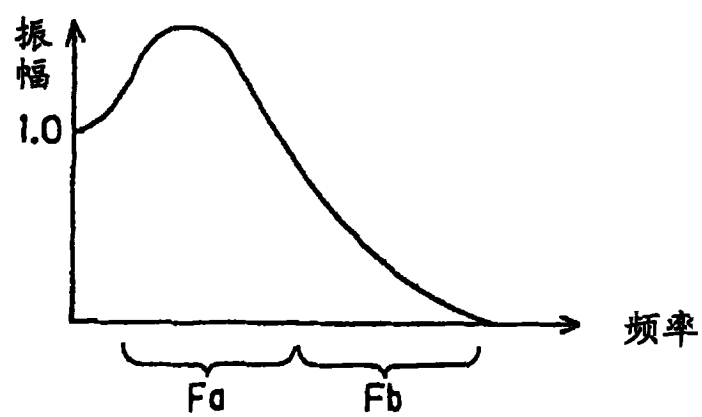


图 5

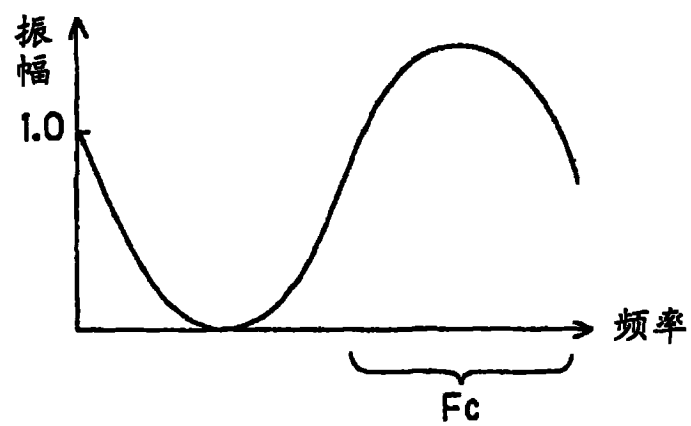


图 6

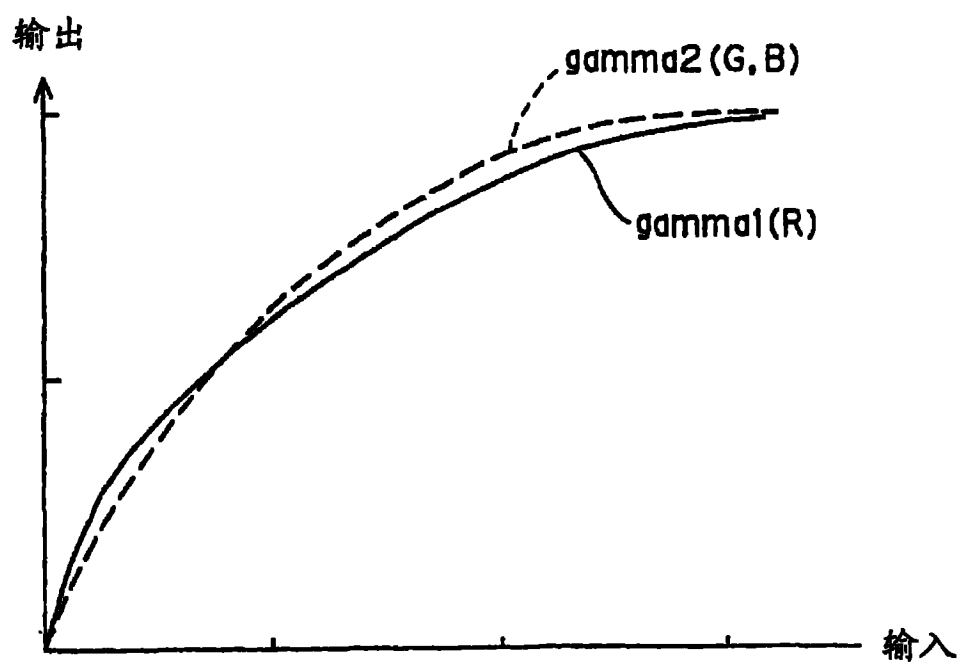


图 7

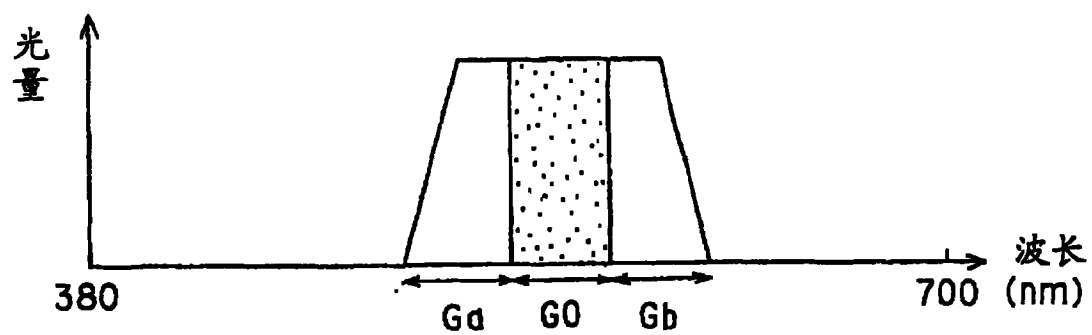


图 8

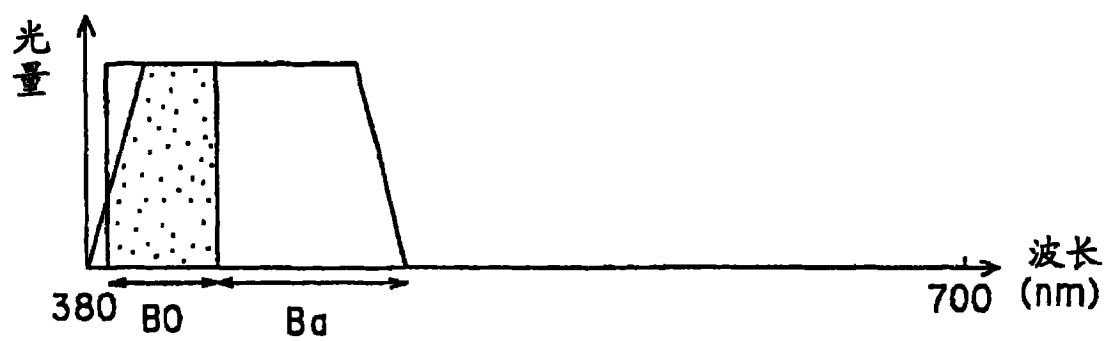


图 9

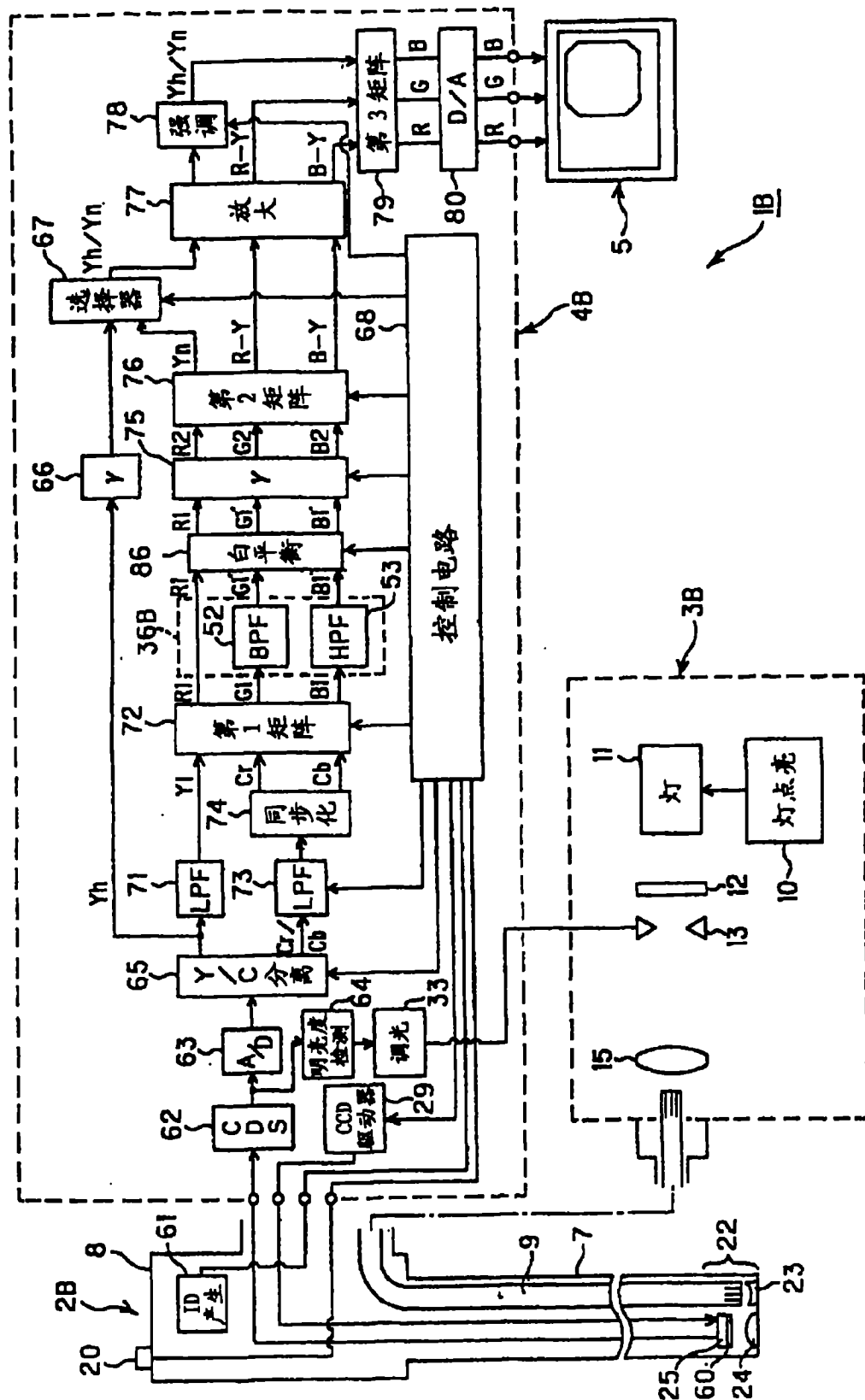


图 10

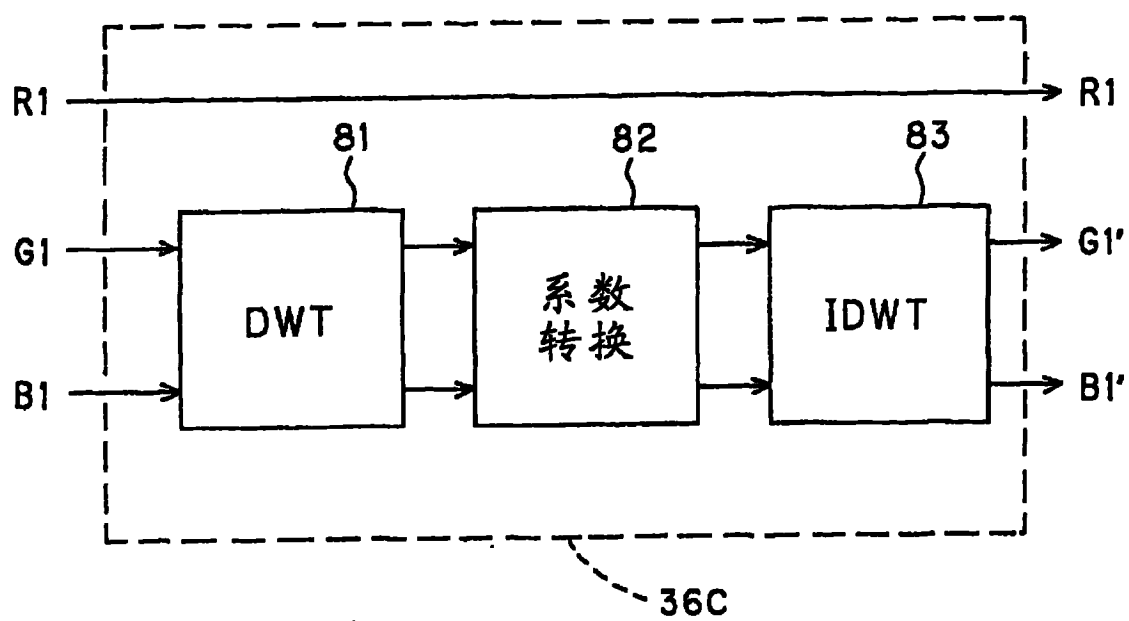


图 11

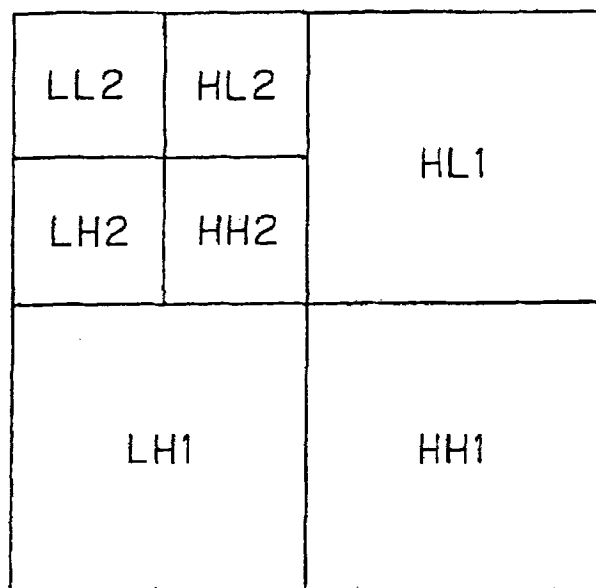


图 12

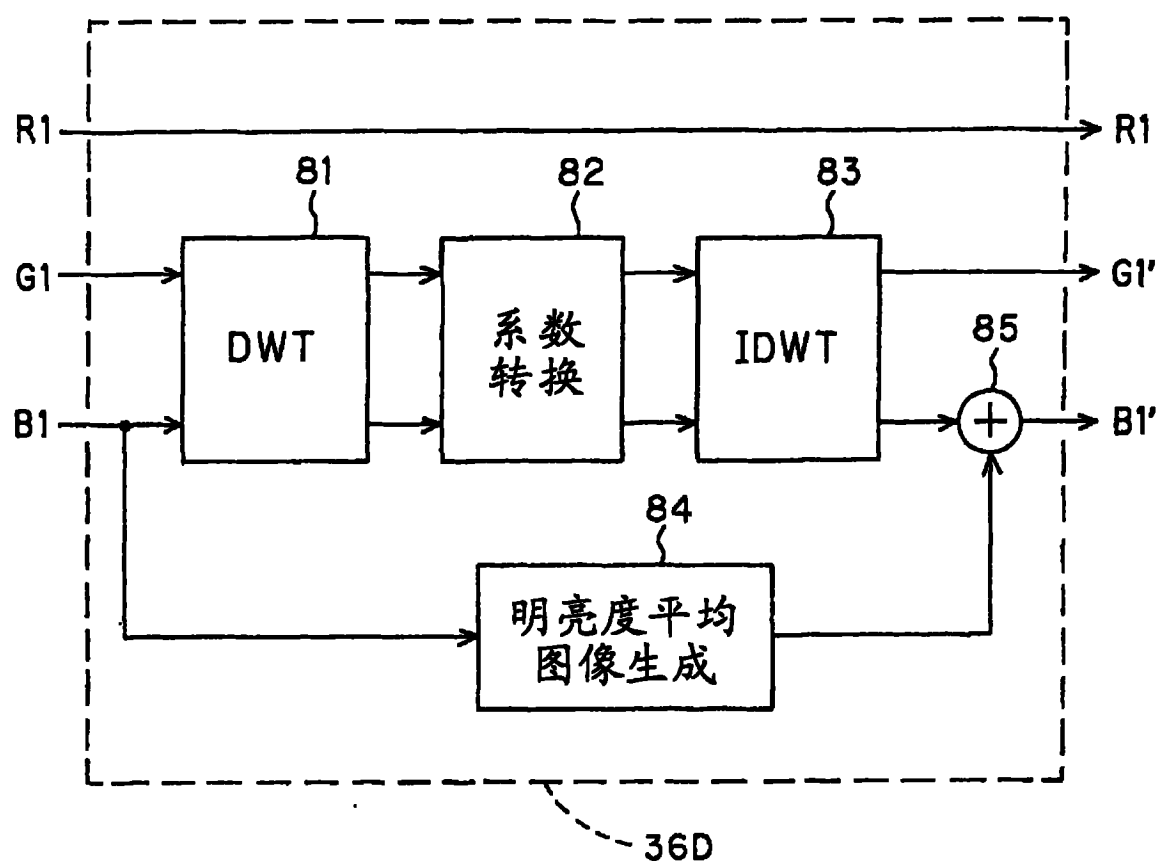


图 13

专利名称(译)	活体观察装置		
公开(公告)号	CN101336087B	公开(公告)日	2011-04-13
申请号	CN200680052363.3	申请日	2006-12-11
[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	A61B1/00 A61B1/04 G06T1/00 G06T5/20 H04N9/04		
CPC分类号	H04N9/045 A61B1/0646 A61B5/726 H04N2005/2255 A61B1/00009 A61B5/0084		
审查员(译)	李香波		
优先权	2006058711 2006-03-03 JP		
其他公开文献	CN101336087A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供活体观察装置。来自灯(11)的白色光经过旋转滤光片(14)的R、G、B滤光片成为宽频带的R、G、B的面次序照明光，并经过电子内窥镜(2)照射到体腔内的活体粘膜上，被CCD(25)依次拍摄。CCD(25)的输出信号在滤光片电路(36)中通过选择器来依次切换，按照针对R信号为直接通过、针对G信号为通过BPF、针对B信号为通过HPF的方式分离为与活体粘膜结构的空间频率成分对应的信号成分。通过该分离，生成容易识别活体粘膜结构的图像的图像信号。

