

[51] Int. Cl.

A61B 1/04 (2006.01)

G02B 23/24 (2006.01)

H04N 7/18 (2006.01)

H04N 9/04 (2006.01)



[12] 发 明 专 利 说 明 书

专利号 ZL 200610051580.2

[45] 授权公告日 2009 年 4 月 8 日

[11] 授权公告号 CN 100475125C

[22] 申请日 2006.3.6

[21] 申请号 200610051580.2

[30] 优先权

[32] 2005. 3. 4 [33] JP [31] 2005-060199

[73] 专利权人 富士能株式会社

地址 日本国埼玉县

[72] 发明人 竹内信次 阿部一則 綾目大輔

[56] 参考文献

CN1572231A 2005.2.2

US5408263 A 1995.4.18

US6618502B1 2003.9.9

US2003/0001952A1 2003.1.2

JP2002 - 34908A 2002.2.5

JP2003 - 93336A 2003.4.2

审查员 李玉菲

[74] 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公
司

代理人 罗松梅

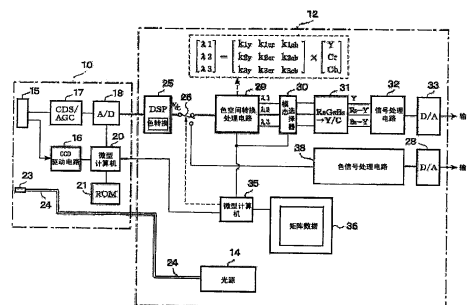
权利要求书 2 页 说明书 13 页 附图 3 页

[54] 发明名称

内窥装置

[57] 摘要

一种内窥装置，该内窥装置包括：内窥镜，该内窥镜包括成像器件，该成像器件用于生成待观察物体的彩色图像信号；Y/C 信号处理电路，该信号处理电路用于根据由所述成像器件所获得的所述彩色图像信号生成亮度/色差信号；储存部分，该储存部分用于储存 Y/C 矩阵数据，该 Y/C 矩阵数据用于在所述亮度/色差信号的基础上生成光谱图像；以及 Y/C 光谱图像生成电路，该光谱图像生成电路用所述储存部分所储存的 Y/C 矩阵数据及所述 Y/C 信号处理电路的亮度/色差信号输出来实施矩阵计算并在一个任意选定的波长范围内生成光谱图像。



1. 一种内窥镜装置，该内窥镜装置包括：

内窥镜，该内窥镜包括成像器件，该成像器件用于生成待观察物体的彩色图像信号；

Y/C 信号处理电路，该 Y/C 信号处理电路根据从所述成像器件得到的彩色图像信号生成亮度/色差信号；

第一存储部分，该存储部分用于储存 Y/C 矩阵数据，该 Y/C 矩阵数据用于在所述亮度/色差信号的基础上生成光谱图像；以及

Y/C 光谱图像生成电路，该 Y/C 光谱图像生成电路用所述存储部分上储存的 Y/C 矩阵数据和所述 Y/C 信号处理电路输出的亮度/色差信号实施矩阵计算并生成任意指定波长范围上的光谱图像。

2. 一种内窥镜装置，该内窥镜装置包括：

内窥镜，该内窥镜包括成像器件，该成像器件用于生成待观察物体的彩色图像信号；

图像信号处理电路，该图像信号处理电路包括下列二者之一：

(1) Y/C 信号处理电路，该 Y/C 信号处理电路根据从所述成像器件得到的彩色图像信号生成亮度/色差信号，(2) RGB 信号处理电路，该 RGB 信号处理电路根据从所述成像器件得到的彩色图像信号生成 RGB 信号；

选择器，用于根据内窥镜的信号输出模式的识别信息选择 Y/C 光谱图像生成电路和 RGB 光谱图像生成电路之一；

第一存储部分，该存储部分用于储存 Y/C 矩阵数据，该 Y/C 矩阵数据用于在所述亮度/色差信号的基础上生成光谱图像；

Y/C 光谱图像生成电路，该 Y/C 光谱图像生成电路用所述第一存储部分上储存的 Y/C 矩阵数据和所述 Y/C 信号处理电路输出的亮度/色差信号实施矩阵计算并生成第一个任意指定波长范围上的光谱图像；

第二存储部分，该存储部分用于储存 RGB 矩阵数据，该 RGB 矩阵数据用于在所述 RGB 信号的基础上生成光谱图像；以及

RGB 光谱图像生成电路，该 RGB 光谱图像生成电路用所述第二存储部分上储存的 RGB 矩阵数据和所述 RGB 信号处理电路输出的 RGB 信号实施矩阵计算并生成第二个任意指定波长范围上的光谱图像。

3. 如权利要求 2 的内窥装置，该内窥装置包括一个处理单元，该处理单元和内窥镜可拆卸地相连接，其中：

所述图像信号处理电路设置在内窥镜中；

所述 Y/C 光谱图像生成电路和 RGB 光谱图像生成电路二者都设置在处理单元内。

内窥装置

技术领域

本发明涉及一种内窥装置，更具体地涉及一种在医学领域中用来生成并显示光谱图像（视频）的构造，该光谱图像由任意选定波长范围的图像信息组成。

背景技术

近年来，一种内部装有窄带滤波器的（窄带成像 NBI）电子内窥装置已经引起人们的注意。这种内窥装置在用于对消化道（胃粘膜之类）进行光谱反射的具有固体成像器件的电子内窥装置的基础上并入一种窄带带通滤波器以进行光谱成像。这种系统不是按照帧顺序方法来形成 R（红）、G（绿）、B（蓝）旋转滤波器，而是通过三个窄带（波长）的带通滤波器顺序地发出照射光，并对由该照射光所获得的在本场合下为红（R）、绿（G）及蓝（B）的三种信号进行处理并同时改变这三种信号的各自的权重，从而生成一个光谱图像。这种光谱图像能够对诸如胃、大肠等胃肠道的微小构造作出过去所做不到的如实的表现。在已经公布但尚未审定的日本专利申请 No.2003-93336 中描述了一种使用上述窄带带通滤波器的帧顺序方法，与此相反的是，已经有人提出了一种同时性的方法。在该同时性方法中，所用的固体成像器件上设有多个微型的马赛克滤色器，并在从白色光获得的图像信号的基础上通过计算处理来生成光谱图像。在该方法中，相应的 R、G 及 B 色灵敏度特征的数值数据和特定的窄通带上的光谱特征的数值数据之间的关系被测定出来并表示为矩阵数据（系数集）的形式，并对该矩阵数据及 R、G 及 B 信号进行人工计算以求出通过窄带带通滤波器的光谱图像信号。尽管这种方法通过这种计算生成了光谱图像，但却不需要配备与要求波长范围相应的大量滤波器及它们的转换装置。因此，这种方法成功地避免了系统尺寸的增加并且降低了成本。然而，在使

用内窥装置生成光谱图像的过程中,所基于的彩色图像信号是 R (红色)、G (绿色) 及 B (蓝色) 信号。当所使用的固体成像器件是一种,例如,具有滤色器 Mg、Ye、Cy 及 G 的补色型 CCD 时, Mg (品红)、Ye (黄)、Cy (青) 及 G (绿) 信号通常都要转换成一个亮度 (Y) 信号及一个色差 (C) 信号 (亦即 Y/C 信号) 以进行处理。同样, Y/C 信号也必须经过色转换而变换成 RGB 信号。同样,当使用的是一种具有 RGB 滤色器的原色型 CCD 时,为了适应下一步进行的各种信号处理以及电路构造,这种 RGB 信号要转换成 Y/C 信号。在这种情况下,还必须根据 Y/C 信号来生成 RGB 信号。这类色转换处理通常都是很累赘的,并且这样反复进行的色转换还会导致图像质量下降以及电路构造的复杂化。

另一方面,在近代的内窥装置中,已经有单个内窥镜和不同类型的一个或多个内窥镜相连的情况。这种情况下,从内窥镜输出 Y/C 信号或 RGB 信号,以及根据内窥镜的输出格式,可能不能够形成光谱图像。根据这样的情况来看,有需要提供一种具有对用户友善的内窥装置。

发明内容

本发明针对对上述问题而产生。本发明的一个目的是提供一种对用户友善的内窥装置,该内窥装置能够从 Y/C 信号直接生成光谱图像也能够从 Y/C 信号或是从 RGB 信号来生成光谱图像 (spectral image)。

为了达到上述目的,一个符合本发明第一方面内容的内窥装置包括:内窥镜,该内窥镜包括一个成像器件,该成像器件用于生成待观察物体的彩色图像信号;一个 Y/C 信号处理电路,该信号处理电路用于由所述成像器件所获得的所述彩色图像信号生成亮度/色差信号;第一储存部分,该储存部分用于储存 Y/C 矩阵数据,该 Y/C 矩阵数据用于在所述亮度/色差信号的基础上生成光谱图像;以及一个 Y/C 光谱图像生成电路,该图像生成电路用所述储存部分所储存的 Y/C 矩阵数据及所述 Y/C 信号处理电路输出的亮度/色差信号来实施矩阵计算并在一个任意选定波长范围内生成光谱图像。

一个符合本发明第二方面内容的内窥装置包括:内窥镜,该内窥镜包括成像器件,该成像器件用于生成待观察物体的彩色图像信号;图像信号

处理电路,该信号处理电路包括下列两种电路中的一种:(1) Y/C 信号处理电路,该信号处理电路由所述成像器件所获得的所述彩色图像信号生成亮度/色差信号以及(2) RGB 信号处理电路,该信号处理电路由所述成像器件所获得的所述彩色图像信号生成 RGB 信号;第一储存部分,该储存部分用于储存 Y/C 矩阵数据,该 Y/C 矩阵数据用于在亮度/色差信号的基础上生成光谱图像;Y/C 光谱图像生成电路,该图像生成电路用所述储存部分所储存的 Y/C 矩阵数据及所述 Y/C 信号处理电路输出的亮度/色差信号来实施矩阵计算并在一个任意选定的第一波长范围内生成光谱图像;第二储存部分,该储存部分用于储存 RGB 矩阵数据,该 RGB 矩阵数据用于在 RGB 信号的基础上生成一个光谱图像(所述第一及第二储存部分可以是相同的或不相同的);以及一个 RGB 光谱图像生成电路,该图像生成电路用所述储存部分所储存的 RGB 矩阵数据及所述 RGB 信号处理电路输出的 RGB 信号来实施矩阵计算并在一个任意选定的第二波长范围内生成光谱图像。其中,可以在所述 Y/C 光谱图像生成电路及 RGB 光谱图像生成电路二者中选用其中的一个。

一个符合本发明第三方面内容的内窥装置包括处理器单元,该处理器单元和本发明第二方面内容中的内窥镜可拆地相连。其中,图像信号处理电路配置在内窥镜中,而 Y/C 光谱图像生成电路及 RGB 光谱图像生成电路二者都配置在该处理器单元中。并且,在该处理器单元中,可以根据内窥镜上的识别信息来选用 Y/C 光谱图像生成电路或 RGB 光谱图像生成电路二者中的一个。

在上述符合本发明第一方面内容的构造中,由于亮度(Y)/色差(R-Y 及 B-Y)信号亦即 Y/C 信号和 RGB 信号之间的关系(转换系数)通常是已知的,因此用来从 Y/C 信号计算指定波长范围内的 λ_1 、 λ_2 、及 λ_3 信号的矩阵系数都已经根据上述关系以及指定波长范围内的 λ_1 、 λ_2 、及 λ_3 信号和 RGB 信号之间的关系(转换系数)而事先确定。此矩阵数据(系数集)储存在处理器单元上的一个计算存储器中。当操作员选择三个波长范围(窄带)(也可以只选择一个波长范围)以生成光谱图像时,便从该存储器中读取和这三个波长范围相对应的矩阵数据。随后,系统便根据该矩阵数据及 DSP 等终端所输出的 Y/C 信号来生成 λ_1 、 λ_2 、

及 λ_3 信号，从而使得有可能将光谱图像连同所选定的三个波长范围一起显示在监视器上。

更进一步说，在上述符合本发明第二及第三方面内容的构造中，和内窥镜相连的处理器单元可以既包括 Y/C 光谱图像生成电路又包括 RGB 光谱图像生成电路。这样，当与其相连的内窥镜输出 Y/C 信号或 RGB 信号时该处理器单元便可生成与其相应的光谱图像。还有一种情况是，在单个处理器单元中进行信号处理而既生成 Y/C 信号又生成 RGB 信号。这样，只要合适，便可根据这两种信号来生成光谱图像。

附图说明

图 1 所示为符合本发明的实施例 1 的内窥装置的构造方框图；

图 2 所示为本发明的实施例 1 所生成的光谱图像的波长范围的一个例子，图中同时展示出补色型 CCD 的光谱灵敏度特征。

图 3 所示为本发明的实施例 1 所生成的光谱图像的波长范围的一个例子，图中同时展示出一个活体的反射光谱。

图 4 所示为符合本发明的实施例 2 的内窥装置的构造方框图。

具体实施方式

图 1 所示为符合本发明的实施例 1 的电子内窥装置的构造。如图 1 所示，构造电子内窥装置，观察器（电子内窥镜）10 和处理器单元 12 以可自由接通/脱开的方式相连，并且处理器单元 12 中设有一个光源 14。在有些场合，光源 14 配置在一个独立的光源装置中。内窥镜 10 的端头成像表面上设有一个固体成像器件 CCD 15，该 CCD 15 是一个具有，例如，Mg、Ye、Cy 以及 G 滤色器的补色型 CCD。内窥镜 10 中设有 CCD 驱动电路 16、一个 CDS/AGC（相关双重采样/自动增益控制）电路 17、以及一个 A/D 转换器 18。该驱动电路 16 用于根据同步信号生成驱动脉冲。该 CDS/AGC 电路 17 用于对来自 CCD 15 的图像（视频）信号进行采样及放大。内窥镜 10 中还设有一个微型计算机 20 及一个存储器（ROM）21，其用途为对内窥镜 10 内的各种电路进行控制并且也对该内窥镜 10 与处理器单元 12 之间的通讯进行控制。存储器 21 中存有关于 CCD 15 的滤色器

类型(补色型 CCD 还是原色型 CCD)的识别信息以及信号输出模式信息。另外,内窥镜 10 的端头上还设有一个照明窗口 23,该照明窗口 23 通过光导器件 24 和光源 14 相连。

处理器单元 12 中设有一个 DSP (数字信号处理器) 25 (相当于 Y/C 信号处理电路),该 DSP 25 对经过数字转换的图像信号进行各种图像处理。该 DSP 25 根据 CCD 15 所输出的信号 (Mg、Ye、Cy 及 G 信号) 生成并输出 Y/C 信号,该 Y/C 信号由亮度 (Y) 信号及色差 [C (R-Y, B-Y)] 信号组成。处理器单元 12 中还设有一个色空间转换处理电路 29 (相当于 Y/C 光谱图像生成电路),其用途为对通过选择器 26 (或其它终端) 对光谱图像实施矩阵计算。色空间转换处理电路 29 输出选定波长范围内的光谱图像信号 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、及 $\lambda 3$ 。色空间转换处理电路 29 的下一级是一个模态选择器 30、色转换电路 31、信号处理电路 32 以及一个 D/A 转换器 33。模态选择器 30 用于选择由一个波长范围 (窄带) 组成的光谱图像 (单色模态) 或由三个波长范围组成的光谱图像 (三色模态) 光谱 (模态选择器也可以设有一个双色模态,光谱利用该模态可以选择两种颜色)。色转换电路 31 的用途为将由单个或三个波长带组成的图像信号 ($\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、及 $\lambda 3$) 转换为 Rs、Gs、及 Bs 信号以实施处理,这种信号相当于常规的 RGB 信号。色转换电路 31 的另一个用途为将 Rs、Gs、及 Bs 信号转换成 Y/C 信号。信号处理电路 32 的用途为实施其它的各种信号处理 (镜像处理、表征码的生成、字符的生成等)。另外, DSP 25 也可以设置在内窥镜 10 中。处理单元 12 中还设有一个微型计算机 35。该计算机 35 和内窥镜 10 相沟通,并对处理单元 12 中的各种电路进行控制,该计算机 35 从存储器 36 (相当于第一储存部分) 上读取矩阵数据并将该数据提供给色空间转换处理电路 29。根据 Y/C 信号生成光谱图像过程中需要使用的矩阵数据 (系数表格) 储存在存储器 36 中。在本实施例中,下面的表 1 展示了存储器 36 中所储存的一个矩阵数据的例子。

表 1

参数	K_{py}	K_{pr}	K_{pcb}
p1	0.000008	-0.0002	0.000802
⋮	⋮	⋮	⋮
p18	0.00241	0.006147	-0.00289
p19	0.00603	0.005843	-0.00294
p20	0.001037	0.005427	-0.00294
p21	0.001549	0.004912	-0.00288
p22	0.002132	0.004283	-0.00277
p23	0.002767	0.003563	-0.00263
⋮	⋮	⋮	⋮
p43	0.00708	-0.00139	-0.00149
p44	0.007294	-0.00165	-0.0014
p45	0.007484	-0.00188	-0.00132
p46	0.007638	-0.00206	-0.00124
p47	0.007732	-0.00219	-0.00116
p48	0.007792	-0.00228	-0.00108
p49	0.007834	-0.00234	-0.00102
p50	0.007864	-0.00237	-0.00098
p51	0.007903	-0.00238	-0.00097
p52	0.007956	-0.00238	-0.00097
⋮	⋮	⋮	⋮
p61	0.008051	-0.00216	-0.00094

表 1 所示的矩阵数据由 61 个波长范围参数（系数集）p1 到 p61 组成，其中，例如，在波长 400 纳米到 700 纳米之间以 5 纳米的间隔来分段。参

数 P1—p61 都由系数 K_{py} 、 K_{pcr} 及 K_{pcb} (p 对应于 p1—p6) 组成以进行矩阵计算。之后, 在色空间转换处理电路 29 中按下面的数学式 1 来进行矩阵计算,

$$\begin{bmatrix} \lambda 1 \\ \lambda 2 \\ \lambda 3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} K 1 y & K 1 cr & K 1 cb \\ K 2 y & K 2 cr & K 2 cb \\ K 3 y & K 3 cr & K 3 cb \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} Y \\ Cr \\ Cb \end{bmatrix}$$

[数学式 1]

式中 由系数 K_{py} 、 K_{pcr} 、 K_{pcb} 和从 DSP 25 输出的 Y/C 信号 ($Cr=R-Y$, $Cb=B-Y$) 表示。更具体地说, 作为例子, 这里选表 1 中的参数 p21 (中心波长 500 纳米)、p45 (中心波长 620 纳米)、及 p51 (中心波长 650 纳米) 作为 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、及 $\lambda 3$, 而将 p21 的 (-0.001549, 0.004912, -0.00288)、p45 的 (0.007484, -0.00188, -0.00132)、p51 的 (0.007903, -0.00238, -0.00097) 代入而作为系数 (K_{py} 、 K_{pcr} 、 K_{pcb})。另外, 在选择器 26 的另一端上连有并设置了用来生成原色图像 (视频) 而不是生成光谱图像的色信号处理电路 38 以及 D/A 转换器 28。以上描述了实施例 1 的构造。图 1 所示的内窥镜 10 中, CCD 驱动电路 16 启动 CCD 15, 于是待观察物体的图像信号便从 CCD 15 上输出。该信号在 CDS/AGC 17 中经过相关双重采样及放大后通过 A/D 转换器 18 作为一个数字信号而传送给处理单元 12 中的 DSP 25。内窥镜 10 所输出的信号在 DSP 25 中进行伽马处理, 而通过滤色器 Mg、Ye、Cy 及 G 得到的信号则在 DSP 25 中进行色转换处理, 结果生成由亮度 (Y) 信号和色差 ($R-Y$, $B-Y$) 信号组成的 Y/C 信号。DSP 25 的输出信号通常被选择器 26 分配给色信号处理电路 38, 该输出信号在电路 38 中经过类似于常规的信号处理后便通过 D/A 转换器 28 输送给监视器。于是监视器上便显示出待观察物体的彩色图像。当需要生成光谱图像而按压装在操作面板等部件上的一个操作开关时, 选择器 26 便转而将 DSP 25 的输出信号输送给色空间转换处理电路 29。此时, 操作员要选择三个和 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、及 $\lambda 3$ 相对应的波长范围, 微型计算机 35 从存储器 36 上读取对应于所选定的三个波长范围的矩阵 (系数) 数据 (如表 1) 并将该数据传送给色空间转换处理电路 29。

1. 为了生成光谱图像，色空间转换处理电路 29 按上面的数学式 1 进行矩阵计算。作为例子，这里 p21（中心波长 500 纳米）、p45（中心波长 620 纳米）、p51（中心波长 652 纳米）作为三个选定的波长范围，而信号 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、及 $\lambda 3$ 则通过下面的由 RGB 信号所表示的数学式 2 所作的矩阵计算来确定。

[数学式 2]

$$\begin{bmatrix} \lambda 1 \\ \lambda 2 \\ \lambda 3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -0.001549 & 0.004912 & -0.00288 \\ 0.007484 & -0.00188 & -0.00132 \\ 0.007903 & -0.00238 & -0.00097 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} Y \\ Cr \\ Cb \end{bmatrix}$$

随后，当模态选择器 30 选择了三色模态时，上述信号 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、及 $\lambda 3$ 便作为信号 $R_s (= \lambda 1)$ 、 $G_s (= \lambda 2)$ 、及 $B_s (= \lambda 3)$ 输送给色转换电路 31。当选择了单色模态时，信号 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、及 $\lambda 3$ 中的任何一个都可作为信号 $R_s (= \lambda 2)$ 、 $G_s (= \lambda 2)$ 、及 $B_s (= \lambda 2)$ 输送给色转换电路 31（这里作为例子选中了 $\lambda 2$ ）。在色转换电路 31 中， $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 及 $\lambda 3$ 信号作为 R_s 、 G_s 、及 B_s 转换成 Y/C 信号（Y、 $R_s - Y$ 及 $B_s - Y$ ），而该 Y/C 信号则通过信号处理电路 32 及 D/A 转换器 33 递送给监视器等设备。如上所述，显示在监视器等设备上的光谱图像是由图 2 及图 3 所示波长范围的色分量所构成的。更具体地说，在图 2 所示的示意图中，一个由三个波长范围生成的光谱图像和 CCD 15（补色型的 CCD）的滤色器的光谱灵敏度特征叠加在一起（滤色器和对应于 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、及 $\lambda 3$ 信号的波长范围的灵敏度梯度不一致）。在图 3 所示的示意图中，三个波长范围和一个活体的反射光谱叠加在一起。在图示的实施例 1 中，选作 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、及 $\lambda 3$ 信号的 p21、p45 及 p51 的波长是中心波长分别为 500 纳米、620 纳米及 650 纳米波长变化范围约为 ± 10 纳米的色信号。所显示的光谱图像（活动图像及静止图像）由三个波长范围的颜色合成。在下面描述的情况中，表 1 所示的矩阵系数数据（Y/C 矩阵数据）可以由矩阵系数数据（RGB 矩阵数据）来确定，因此光谱图像可以通过对 RGB 信号进行矩阵计算来生成。更具体地说，RGB 信号和 Y/C 信号之间的关系通常可以以下面的数学式 3 及 4 来表达。

[数学式 3]

$$\begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} Ry & Rr & Rb \\ Gy & Gr & Gb \\ By & Br & Bb \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} Y \\ Cr \\ Cb \end{bmatrix} \quad \left(\begin{bmatrix} Ry & Rr & Rb \\ Gy & Gr & Gb \\ By & Br & Bb \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1.164 & 0 & 1.596 \\ 1.164 & -0.391 & -0.813 \\ 1.164 & 2.018 & 0 \end{bmatrix} \right)$$

[数学式 4]

$$\begin{bmatrix} Y \\ Cr \\ Cb \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} Yr & Yg & Yb \\ Crr & Crg & Crb \\ Cbr & Cbg & Cbb \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix} \quad \left(\begin{bmatrix} Yr & Yg & Yb \\ Crr & Crg & Crb \\ Cbr & Cbg & Cbb \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0.257 & 0.504 & 0.098 \\ -0.148 & -0.291 & 0.439 \\ 0.439 & -0.368 & -0.071 \end{bmatrix} \right)$$

当所考虑的是窄带图像 (NBI) 的 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、及 $\lambda 3$ 信号时, 基于 RGB 信号的矩阵计算可以下面的数学式 5 来表达, 而在 Y/C 信号和 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、及 $\lambda 3$ 信号之间可以建立起下面的数学式 6。

[数学式 5]

$$\begin{bmatrix} \lambda 1 \\ \lambda 2 \\ \lambda 3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} K1r & K1g & K1b \\ K2r & K2g & K2b \\ K3r & K3g & K3b \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix}$$

[数学式 6]

$$\begin{bmatrix} Y \\ Cr \\ Cb \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} Yr & Yg & Yb \\ Crr & Crg & Crb \\ Cbr & Cbg & Cbb \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} \lambda 1 \\ \lambda 2 \\ \lambda 3 \end{bmatrix}$$

上面两个数学式 5 及 6 可以综合成为下面的数学式 7。

[数学式 7]

$$\begin{bmatrix} Y \\ Cr \\ Cb \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} Yr & Yg & Yb \\ Crr & Crg & Crb \\ Cbr & Cbg & Cbb \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} K1r & K1g & K1b \\ K2r & K2g & K2b \\ K3r & K3g & K3b \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix}$$

所以,由数学式 7 可见,表 1 所示的符合本发明实施例的矩阵系数是通过 RGB 矩阵数据(下面将要说明的表 2 的数据)以及数学式 4 中的系数来确定的。图 4 展示了一个符合本发明的实施例 2 的内窥装置的构造,该实施例设计成既可根据 Y/C 信号也可根据 RGB 信号来生成光谱图像。如图 4 所示,符合该实施例的内窥装置配备有,例如,一个内窥镜 10A、一个内窥镜 10B 及一个内窥镜 10C。内窥镜 10A 具有一个带有 RGB 滤色器的原色型 CCD 15A 和一个 DSP 25A(相当于 RGB 信号处理电路),该 DSP 25A 输出 RGB 信号来作为色图像信号。内窥镜 10B 具有一个原色型 CCD 15B 及一个 DSP 25B(相当于 Y/C 信号处理电路),该 DSP 25B 通过色转换处理将 RGB 信号转换处理成 Y/C 信号并输出该 Y/C 信号。内窥镜 10C 具有一个带有 Mg、Ye、Cy 及 G 滤色器的补色型 CCD 15C 和一个 DSP 25C(相当于 Y/C 信号处理电路),该 DSP 25C 通过色转换处理将 Mg、Ye、Cy 及 G 信号转换处理成 Y/C 信号并输出该 Y/C 信号。处理器 42 中设有一个色空间转换处理电路 29、一个模态选择器 30A 及一个色转换电路 31A。该色空间转换处理电路 29 相当于一个 Y/C 光谱图像生成电路,其用途就像实施例 1 那样对通过选择器 43 的 Y/C 信号实施矩阵计算。该模态选择器 30A 及色转换电路 31A 的用途为作为一个 Y/C 光谱图像生成电路将实际上置换成 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、及 $\lambda 3$ 信号形式的 R_s 、 G_s 及 B_s 信号转换成 Y/C 信号。处理器 42 中还设有一个色空间转换处理电路 44、一个模态选择器 30B 及一个色转换电路 31B。该色空间转换处理电路 44 相当于 RGB 光谱图像生成电路,其用途为为 RGB 信号实施矩阵计算。该模态选择器 30B 及色转换电路 31B 的用途为将 R_s 、 G_s 及 B_s 信号($\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、及 $\lambda 3$ 信号)转换成 Y/C 信号。此外,上述表 1 所示的 Y/C 矩阵数据 P_c 以及下列表 2 所示的 RGB 矩阵数据 P_d 存储在存储器 36(相当于第一和第二存储部分)中,所述存储器 36 与微处理器 35 连接。

表 2

参数	K_{pr}	K_{pg}	K_{pb}
P1	0.000083	-0.00188	0.003592
⋮	⋮	⋮	⋮
P18	-0.00115	0.000569	0.003325
P19	-0.00118	0.001149	0.002771
P20	-0.00118	0.001731	0.0022
P21	-0.00119	0.002346	0.0016
P22	-0.00119	0.00298	0.000983
P23	-0.00119	0.003633	0.000352
⋮	⋮	⋮	⋮
P43	0.003236	0.001377	-0.00159
P44	0.003656	0.000671	-0.00126
P45	0.004022	0.000068	-0.00097
P46	0.004342	-0.000460	-0.00073
P47	0.00459	-0.00088	-0.00051
P48	0.004779	-0.00121	-0.00034
P49	0.004922	-0.00148	-0.00018
P50	0.005048	-0.00172	-3.6E-05
P51	0.005152	-0.001920	0.000088
P52	0.005215	-0.002070	0.000217
⋮	⋮	⋮	⋮
P61	0.00548	-0.00229	0.00453

如同表 1 中的矩阵数据 P_c 一样, 表 2 中的矩阵数据 P_d 同样包括波长

范围从 400 纳米到 700 纳米的 61 个波段参数（系数集） p_1 到 p_{61} ，并由和该参数 p_1 到 p_{61} 相应的矩阵系数 K_{pr} 、 K_{pg} 及 K_{pb} 组成。色空间转换处理电路 44 按上述由系数 K_{pr} 、 K_{pg} 及 K_{pb} 及来自内窥镜 10A 的 RGB 信号表达的数学式 5 进行矩阵计算，从而生成光谱图像。

具体地说，当如上那样选中了表 2 中的三个波段 p_{21} （中心波长 500 纳米）、 p_{45} （中心波长 620 纳米）及 p_{51} （中心波长 650 纳米）时，那么 p_{21} 的 $(-0.00119, 0.002346, 0.0016)$ ， p_{45} 的 $(0.004022, 0.000068, -0.00097)$ 及 p_{51} 的 $(0.005152, -0.00192, 0.000088)$ 将作为系数（ K_{pr} 、 K_{pg} 、 K_{pb} ）代入数学式中。上面对实施例 2 的构造进行了描述。当图 4 中的内窥镜 10A 至 10C 中的任何一个内窥镜和处理单元 42 接通时，处理单元 42 中的微型计算机 35 便和内窥镜 10A 至 10C 的微型计算机（20）相通信并且获得关于这些内窥镜的信号输出模式的识别信息。如果选择器 43 根据该识别信息而接通内窥镜 10A 时，处理单元 42 便选中了色空间转换处理电路 44。这种情况下，存储器 36 中的 RGB 矩阵数据 P_d 被读取出来并根据矩阵数据 P_d 及 RGB 信号生成包括选定的三个波长段的 λ_1 、 λ_2 、及 λ_3 信号（三色模态）或一个波长段的信号（单色模态）的光谱图像。另一种情况是，如果内窥镜 10B 或 10C 和处理单元 42 接通，选择器 43 便选择接通色空间转换处理电路 29。这时，存储器 36 中的 Y/C 矩阵数据 P_c 被读取出来并根据矩阵数据 P_c 及 Y/C 信号生成包括选定的三个波长段的 λ_1 、 λ_2 、及 λ_3 信号或一个波长段的信号的光谱图像。实施例 2 就是通过这样的方式使得单个处理单元 42 能够和不同输出模式的任何内窥镜 10A 至 10C 相连接。符合实施例 2 的内窥装置也可以设计成这样：通过分析由 CCD 15A 至 15C 获得的图像信号或设置在连接器连接部分的判定识别形成元件，识别有关内窥镜 10A，10B 以及 10C 的信号输出模式的标识信息。其中，连接器连接部分与微型计算机连接，但是不通过微型计算机进行识别。

另外，在某种情况下，内窥装置视其处理单元内的诸如 DSP 等信号处理电路的构造不同而可仅用单个处理单元来既生成 Y/C 信号又生成 RGB 信号。这种情况下，装置可以像在实施例 2 中那样可选择地分别使用 Y/C 光谱图像生成电路和 RGB 光谱图像生成电路来生成并显示光谱图

像，该光谱图像既可以是利用 Y/C 信号的电路所产生的也可以是由利用 RGB 信号的电路所产生的。由于符合本发明的内窥装置能够直接根据 Y/C 信号来生成光谱图像，因此具有电路设计简单的优点。另外，符合本发明的第二及第三方面内容的内窥装置既可以根据 Y/C 信号又可以根据 RGB 信号来获得光谱图像，并且可以连接使用不同信号输出模式的内窥镜，因此是一种使用方便的内窥装置。

2. 凡与本申请书所提权利要求有关的一切其它专利申请项目的公开资料都全文并入本申请书中以作参考。

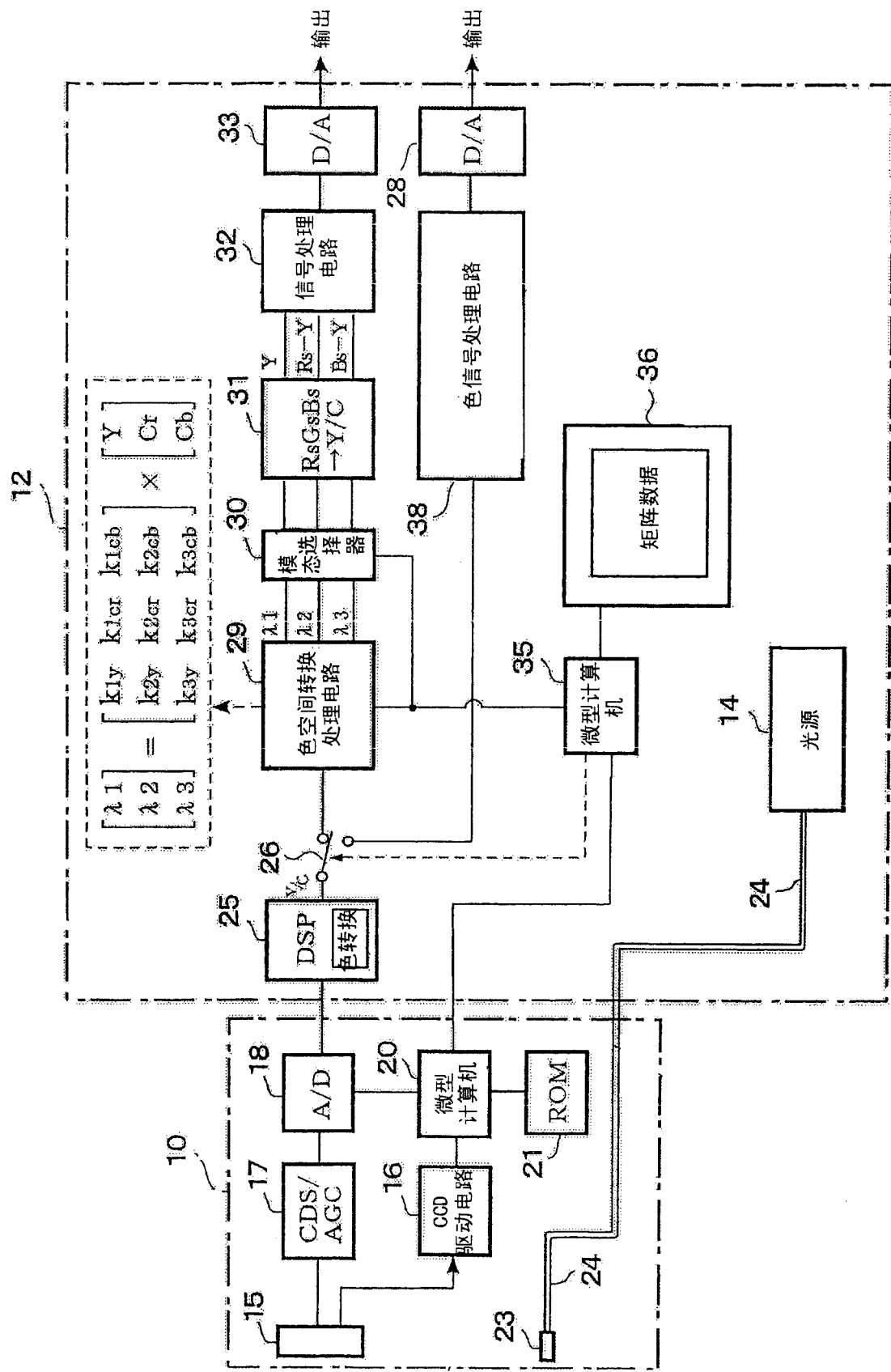


图 1

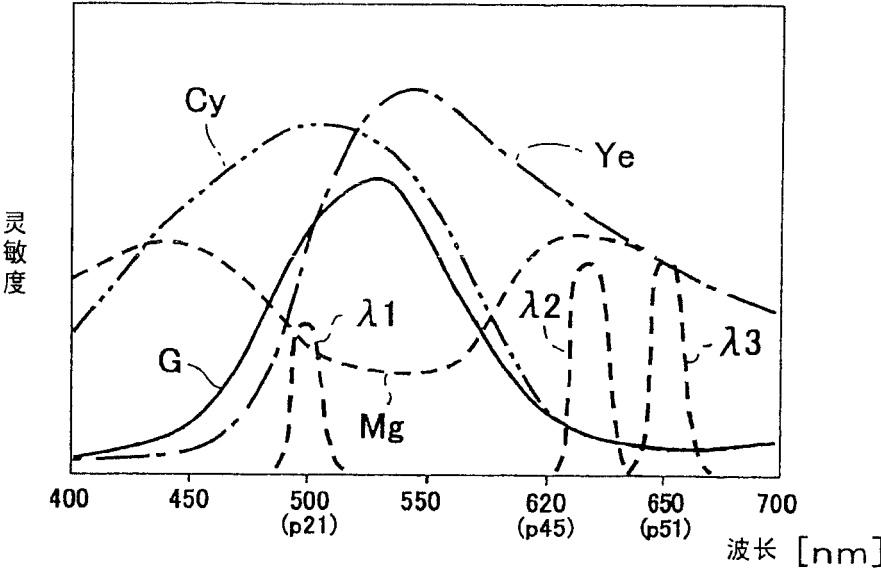


图 2

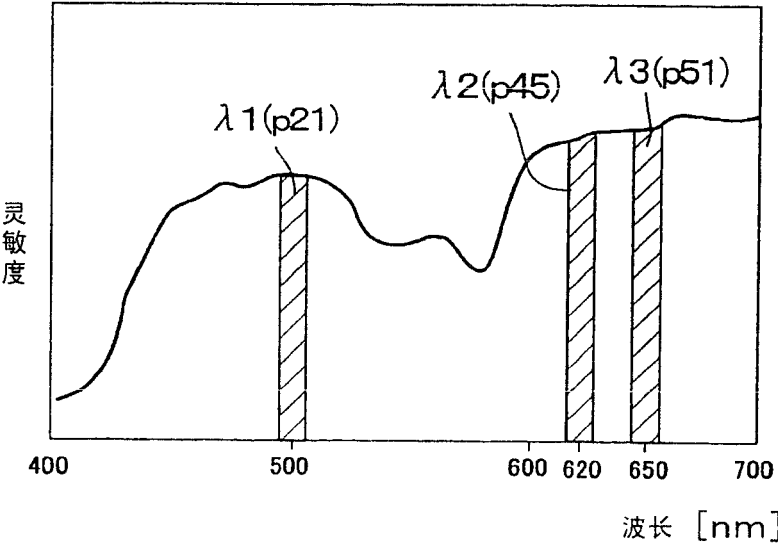


图 3

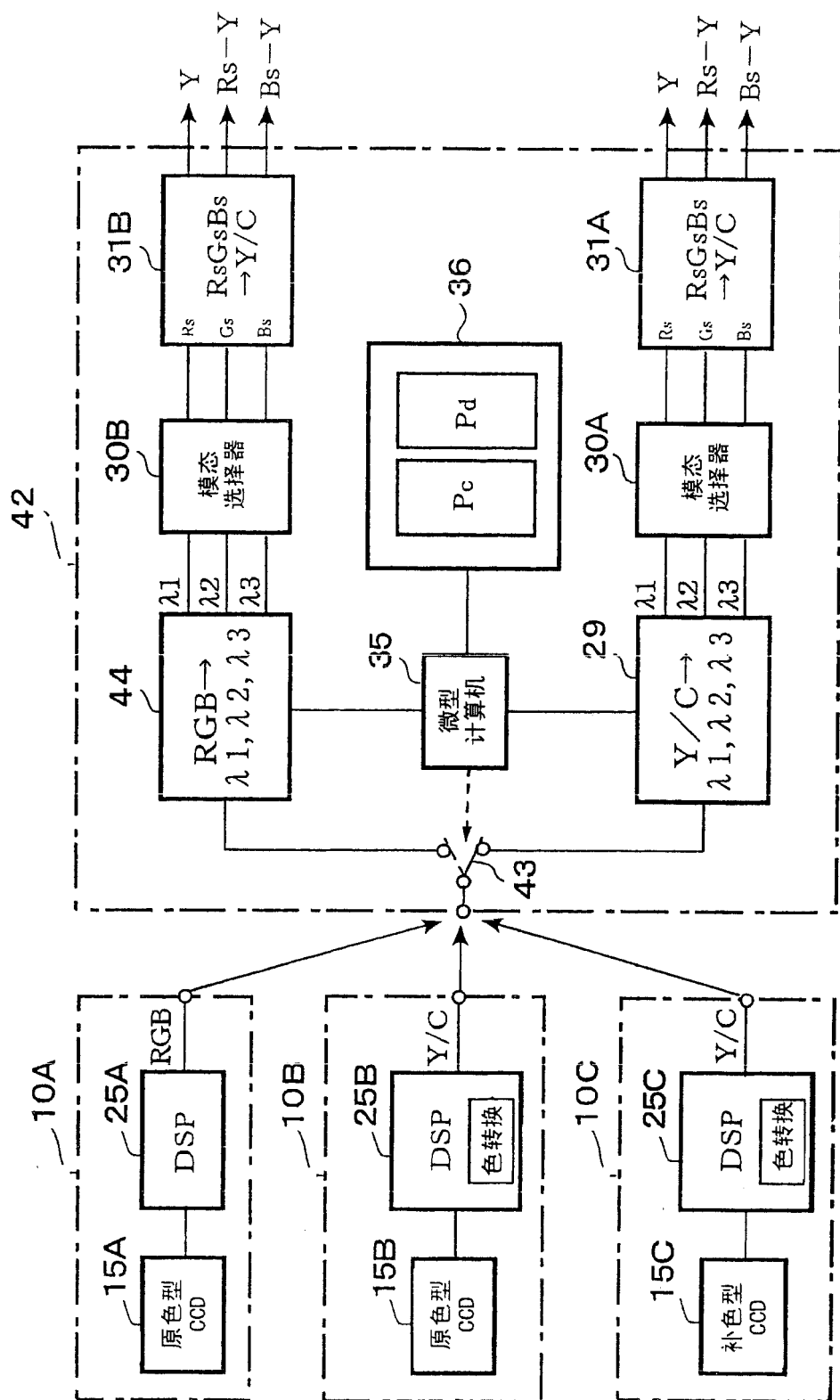


图 4

