

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200610136175.0

[51] Int. Cl.

A61B 1/04 (2006.01)

G02B 23/24 (2006.01)

H04N 7/18 (2006.01)

H04N 9/04 (2006.01)

[43] 公开日 2007 年 4 月 18 日

[11] 公开号 CN 1947651A

[22] 申请日 2006.10.13

[21] 申请号 200610136175.0

[30] 优先权

[32] 2005.10.14 [33] JP [31] 2005-300193

[71] 申请人 富士能株式会社

地址 日本国埼玉县

[72] 发明人 竹内信次 樋口充 阿部一则

[74] 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司

代理人 李贵亮

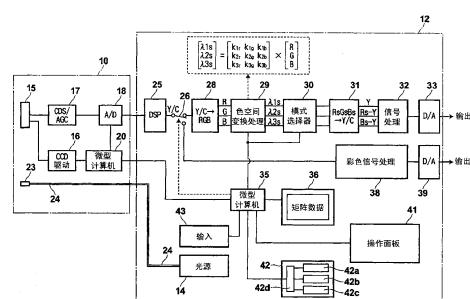
权利要求书 2 页 说明书 16 页 附图 4 页

[54] 发明名称

内视镜装置

[57] 摘要

本发明公开一种内视镜装置，其使用构成分光图像的波长域的矩阵数据，进行基于彩色图像信号的矩阵运算，形成所选择的波长域的分光图像。在具有根据 RGB 信号和与被选择的三个波长域 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ 信号相对应的矩阵数据进行矩阵运算而形成分光图像的色空间变换处理电路的内视镜中，设置波长存储机构，其具备对在波长选择机构中选择的波长域的初始设定值进行存储的缺省数据存储区域，和从初始设定值变更之后对在波长选择机构中选择的波长域进行存储的变更波长保存区域。而且，通过复位机构，将在变更波长保存存储的波长域的至少一部分，重写为在缺省数据存储区域存储的初始设定值。从而能够不产生混乱地执行新的波长域的设定。



1、一种内视镜装置，通过搭载于内视镜的摄像元件形成被观察体的彩色图像信号，包括：

存储部，其对构成分光图像的波长域的矩阵数据进行存储；

分光图像形成电路，其使用该存储部的矩阵数据对所述彩色图像信号进行矩阵运算，形成所选择的波长域的分光图像；

波长选择机构，其一边连续或阶段性地切换由该分光图像形成电路所形成的分光图像的波长域，一边进行选择；

波长存储机构，其备有：对在该波长选择机构中所选择的波长域的初始设定值进行存储的缺省数据存储区域；以及从所述初始设定值变更之后起对在所述波长选择机构中选择的波长域进行存储的变更波长保存区域；和

复位机构，其在接收到复位指示时，将在所述变更波长保存区域存储的波长域的至少一部分，改写为在所述缺省数据存储区域中存储的初始设定值。

2、一种内视镜装置，通过搭载于内视镜的摄像元件形成被观察体的彩色图像信号，包括：

存储部，其对构成分光图像的波长域的矩阵数据进行存储；

分光图像形成电路，其使用该存储部的矩阵数据对所述彩色图像信号进行矩阵运算，形成所选择的波长域的分光图像；

波长选择机构，其将由该分光图像形成电路所形成的分光图像的多个波长域作为波长设定而进行设定，并且一边切换该波长设定一边进行选择；

波长存储机构，其备有：对在该波长选择机构中所选择的波长域的初始设定值进行存储的缺省数据存储区域，和从所述初始设定值变更之后起对在所述波长选择机构中选择的波长域进行存储的变更波长保存区域；以及

复位机构，其在接收到复位指示时，将在所述变更波长保存区域中存储的波长域的至少一部分，改写为在所述缺省数据存储区域存储的初始设

定值。

3、根据权利要求 1 或 2 所述的内视镜装置，其特征在于，所述波长存储机构除了所述缺省数据存储区域和变更波长保存区域之外，还具备对由所述波长选择机构所选择的波长域进行存储的区域。

内视镜装置

技术领域

本发明涉及内视镜装置，具体而言，特别涉及一种在医疗领域使用、用于形成由被任意选择的波长域的图像信息构成的分光图像（映像）并进行显示的构成。

背景技术

近年来，在使用了固体摄像元件的电子内视镜装置中，基于消化器官（胃粘膜等）中的分光反射率，组合了窄频带带通滤光器的分光成像，即窄频带滤光器内置电子内视镜装置（Narrow Band Imaging—NBI）受到瞩目。该装置替代面顺次式（frame sequential type）的 R（红）、G（绿）、B（蓝）的旋转滤光器，设置 3 个窄（波长）频带的带通滤光器，经由这些窄频带带通滤光器顺次输出照明光，通过一边与由这些照明光而得到的 3 个信号相对应地改变各自的权重，一边进行与 R、G、B（RGB）信号的情况相同的处理，由此来形成分光图像。根据这样的分光图像，能够在胃、大肠等消化器官中提取以往无法得到的微细构造等。

另一方面，不是采用上述窄频带带通滤光器的面顺次式设备，如专利文献 1 与非专利文献 1 所述那样，公开了一种如下设备：其在将微小马赛克图案（mosaic）的彩色滤光器配置于固体摄像元件的同时（synchronous）方式中，以由白色光得到的图像信号为基础，通过运算处理得到分光图像。这是，将 RGB 各自的彩色灵敏度特性进行数值数据化后的数据与将特定的窄频带通频带的分光特性进行数值数据化之后的数据之间的关系，作为矩阵数据（系数设定）而求出，并通过该矩阵数据与 RGB 信号的运算，来得到对经由窄频带带通滤光器而得到的分光图像进行推定的分光图像信号。在通过这样的运算形成分光图像的情况下，不需要准备与所期望的波长域对应的多个滤光器，而且，由于不需要这些设备的交换配置，所以，避免了装置的大型化，由此可以实现低成本化。

专利文献 1：特开 2003—93336 号公报

非专利文献 1：三宅洋一著《数值彩色图像的分析/评价》东京大学出版社社会、2000 年、p.148～153

这里，由于最适于在临幊上形成并显示容易观察的分光图像的波长，大多因为临幊医师等的装置操作者不同而不相同，所以，即使预先准备了根据被观察体的部位等而认为是最佳的波长域，有时在各临幊医师等形成分光图像之际也无法对其进行利用，而必须逐一进行对适合于自己感觉的波长域进行选择的作业。

在这种情况下，装置操作者会逐渐改变预先所准备的波长域，而在进行这样的变更作业时，希望独自设置在变更后对用于分光图像形成的波长域进行存储的波长存储机构或存储区域。也就是说，如果按照这样的做法，则由于能够与对预先如上所述那样进行准备的波长域和/或例如对各临幊医师来说最佳化的波长域进行存储、保存的其他存储机构和存储区域相区别，因此能够防止如下那样的问题：即因对变更作业中途的波长域进行错误操作，而导致对保存在上述其他存储机构或存储区域的波长域进行替代而覆盖保存。

如上所述，如果在变更后独自设置对分光图像形成所利用的波长域进行存储的波长存储机构或存储区域，则存储在该处而残留的波长域通常会被多个装置操作者频繁地改写。于是，当以存储在该处而残留的波长域为基准进行利用，并想要从该波长域设定新的波长域时，由于基准频繁地改变，所以，很可能会给新的波长域的设定带来混乱。

为了防止这样的不良情况，例如可以考虑每当内视镜装置使用结束并关闭电源时，将上述波长存储机构或存储区域的存储波长域自动复位成初始设定值的方法。但是，在该情况下，当在内视镜装置的使用过程中想要使上述存储波长域复位成初始设定值时，不得不逐次关闭装置的电源，因此，会显著降低分光图像的形成和显示的作业效率。

发明内容

本发明鉴于上述的问题点而提出，其目的在于，提供一种能够不发生混乱地执行新的波长域的设定，并且不损害分光图像的形成和显示作业效

率的内视镜装置。

本发明的第一内视镜装置，通过搭载于内视镜的摄像元件形成被观察体的彩色图像信号，包括：

存储部，其对构成分光图像的波长域的矩阵数据进行存储；

分光图像形成电路，其使用该存储部的矩阵数据对所述彩色图像信号进行矩阵运算，形成所选择的波长域的分光图像；

波长选择机构，其一边连续或阶段性地切换由该分光图像形成电路所形成的分光图像的波长域一边进行选择；

波长存储机构，其具备对在该波长选择机构中选择的波长域的初始设定值进行存储的缺省数据存储区域，和从所述初始设定值变更之后对在所述波长选择机构中选择的波长域进行存储的变更波长保存区域；和

复位机构，其在接收到复位指示时，将在所述变更波长保存区域存储的波长域的至少一部分，重写为在所述缺省数据存储区域存储的初始设定值。

另外，上述的波长存储机构可以是同时具备上述缺省数据存储区域和变更波长保存区域的一个存储器等，或者，也可以是分别具有上述存储区域的两个存储器等。

另外，本发明的第二内视镜装置与使用多个波长域的情况对应，通过搭载于内视镜的摄像元件形成被观察体的彩色图像信号，包括：

存储部，其对构成分光图像的波长域的矩阵数据进行存储；

分光图像形成电路，其使用该存储部的矩阵数据对所述彩色图像信号进行矩阵运算，形成所选择的波长域的分光图像；

波长选择机构，其将由该分光图像形成电路所形成的分光图像的多个波长域作为波长设定进行设定，一边切换该波长设定一边进行选择；

波长存储机构，其具备对在该波长选择机构中选择的波长域的初始设定值进行存储的缺省数据存储区域，和从所述初始设定值变更之后对在所述波长选择机构中选择的波长域进行存储的变更波长保存区域；和

复位机构，其在接收到复位指示时，将在所述变更波长保存区域存储的波长域的至少一部分，重写为在所述缺省数据存储区域存储的初始设定值。

此外，优选所述波长存储机构除了所述缺省数据存储区域和变更波长保存区域之外，还具备对由所述波长选择机构所选择的波长域进行存储的区域。

根据本发明的内视镜装置，由于具有波长存储机构，其具备对在波长选择机构中选择的波长域的初始设定值进行存储的缺省数据存储区域，和从所述初始设定值变更之后对在波长选择机构中选择的波长域进行存储的变更波长保存区域；以及复位机构，其在接收到复位指示时，将在所述变更波长保存区域存储的波长域的至少一部分，重写为在所述缺省数据存储区域存储的初始设定值。所以，通过操作该复位机构，可以将存储于变更波长保存区域的波长域复位成初始设定值。

如果进行这样的复位操作，则在将残留在存储于上述波长存储机构的波长域作为基准进行利用并根据其设定新的波长域的情况下，可以使基准总是能够返回到固定的波长域，因此能够不引起混乱地设定新的波长域。

而且，由于上述复位操作可以在任意的时候进行，所以，不需要为了进行复位而逐一切断装置的电源，由此，也不会因为该复位而损害分光图像形成、显示的作业效率。

附图说明

图 1 是表本发明一个实施方式所涉及的内视镜装置的构成的框图。

图 2 是表示构成图 1 的内视镜装置的处理器装置的操作面板的构成，以及波长设定的例子的图。

图 3 是表示图 1 的内视镜装置的监视器中的波长信息显示区域，以及其显示例的图。

图 4 是与原色型 CCD 的分光灵敏度特性一同表示分光图像的波长域的一个例子的图表。

图 5 是与生物体的反射波谱一同地表示分光图像的波长域的一个例子的图表。

图 6 是表示通过图 1 的内视镜装置的波长切换开关进行操作的波长切换状态的图。

图 7 是表示在图 1 的内视镜装之中通过单色模式所选择的波长设定的

图。

图中：10—观测器（电子内视镜主体部），12—处理器装置，15—CCD，20、35—微型计算机，25—DSP，26—切换器，29—颜色空间转换处理电路，30—模式选择器，32—信号处理电路，34—监视器，34s—波长信息显示区域，36—存储器，38—彩色信号处理电路，41—操作面板，41a—设定选择开关，41b—波长选择开关，41c—切换幅度设定开关，41d—模式切换开关，41e—全部复位开关，41f—部分复位开关，41g—医生记录（doctor page）开关，41h—保存开关，41j—分光图像形成开关，42—波长设定存储器，42a—波长设定存储器的第一区域，42b—波长设定存储器的第二区域，42c—波长设定存储器的第三区域，42d—波长设定存储器的作业区域，43—输入部。

具体实施方式

下面，参照附图对本发明的实施方式进行详细说明。图1是表示本发明一个实施方式所涉及的电子内视镜装置的基本构成的图。如图所示，该电子内视镜装置由观测器（scope）10 即内视镜主体部分、和与该观测器10 自由拆装地进行连接的处理器装置 12 构成，在该处理器装置 12 内配置有发白色光的光源 14。在观测器 10 的前端设置有照明窗 23，一端与上述光源 14 连接的光线引导设备 24 的另一端与该照明窗 23 对面。另外，光源 14 也可以设置在与处理器装置 12 独立的光源装置上。

在上述观测器 10 的前端部设置有作为固体摄像元件的 CCD15。作为该 CCD15，例如可以采用在摄像面具有 Mg（品红）、Ye（黄）、Cy（蓝绿色：シアン）、G（绿色）等颜色滤光器的辅色型，或者具有 RGB 颜色滤光器的原色型。

在该 CCD15 上连接有基于同步信号形成驱动脉冲的 CCD 驱动电路 16，并且，连接有将该 CCD15 所输出的图像（映像）信号进行取样并放大的 CDS/AGC（相关双重取样/自动增益控制）电路 17。而且，在 CDS/AGC 电路 17 上连接有将其模拟输出数字化的 A/D 转换器 18。并且，在观测器 10 内配置有微型计算机 20，其用于对于设置在观测器的各种电路进行控制，并且进行与处理器装置 12 之间的通信控制。

另一方面，在处理器装置 12 中设置有对数字化后的图像信号实施各种图像处理的 DSP（数字信号处理器）25。该 DSP25 根据上述 CCD15 的输出信号生成由亮度（Y）信号和色差[C（R-Y，B-Y）]信号构成的 Y/C 信号，并将其输出。本实施方式的装置用于选择性地形成通常图像和分光图像（都是动态图像和静止图像）的一方并进行显示，在上述 DSP25 上连接有切换器 26，所述切换器 26 对是形成通常的图像还是形成分光图像进行切换。而且，在该切换器 26 的一方输出端子上连接有第一颜色变换电路 28。该第一颜色变换电路 28 将从上述 DSP 输出的 Y（亮度）/C（色差）信号变换成 R、G、B 的 3 色图像信号。另外，上述 DSP25 也可以配置在观测器 10 侧。

在上述第一颜色变换电路 28 的后级侧顺次连接有：色空间变换处理电路 29，其进行用于分光图像形成的矩阵运算，将表示基于被选择的波长域 λ_1 、 λ_2 、 λ_3 的分光图像的图像信号进行输出；模式选择器 30，其选择形成一个窄波长频带的分光图像的单色模式，和形成由 3 种波长域构成的分光图像的 3 色模式中任意一种；第二颜色变换电路 31，其为了进行与 RGB 信号对应的处理，将一个波长域或三个波长域的图像信号 λ_{1s} 、 λ_{2s} 、 λ_{3s} 作为 Rs、Gs、Bs 信号而进行输入，并将该 Rs、Gs、Bs 信号变换为 Y/C 信号；信号处理电路 32，其进行镜像处理、掩膜（mask）产生、特性产生等其他各种信号处理；以及 D/A 变换器 33。另外，也可以替代模式选择器 30 所选择的 3 色模式，而设定形成有由 2 个波长域构成的分光图像的 2 色模式。

而且，在上述处理器装置 12 内设置有具备下述功能的微型计算机 35，即，进行与观测器 10 之间的通信，并控制该装置 12 内的各个回路，而且将用于形成分光图像的矩阵（系数）数据输入到上述色空间变换处理电路 29 等。在上述存储器 36 中，以表格的方式存储有用于基于 RGB 信号而形成分光图像的矩阵数据。在本实施方式中，存储于存储器 36 的矩阵数据的一个例子如下述表 1 所示。

【表 1】

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	-0.00046	-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	-0.000036
p51	0.005152	-0.00192	0.000088
p52	0.005215	-0.00207	0.000217
:	:	:	:
p61	0.00548	-0.00229	0.00453

该表 1 的矩阵数据，例如由将从 400nm 到 700nm 的波长域以 5nm 间隔分割成 61 个波长域参数（系数设定）p1~p61 构成，这些参数 p1~p61 分别由用于矩阵运算的系数 k_{pr} 、 k_{pg} 、 k_{pb} ($p=1 \sim 61$) 构成。

而且，在色空间变换处理电路 29 中，根据上述系数 k_{pr} 、 k_{pg} 、 k_{pb} 和从第一颜色变换电路 28 输出的 RGB 信号进行以下述公式所表示的矩阵运算，形成分光图像信号 $\lambda 1s$ 、 $\lambda 2s$ 、 $\lambda 3s$ 。

【公式 1】

$$\begin{bmatrix} \lambda_1 \\ \lambda_2 \\ \lambda_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} k_{1r} & k_{1g} & k_{1b} \\ k_{2r} & k_{2g} & k_{2b} \\ k_{3r} & k_{3g} & k_{3b} \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix}$$

也就是说，在分别选择例如 500nm、620nm、650nm 作为构成分光图像的波长域 λ_1 、 λ_2 、 λ_3 的中心波长的情况下，作为系数 (k_{pr} 、 k_{pg} 、 k_{pb})，使用表 1 中的 61 个参数中与中心波长 500nm 对应的参数 p_{21} 的系数 (-0.00119, 0.002346, 0.0016)、与中心波长 620nm 对应的参数 p_{45} 的系数 (0.004022, 0.000068, -0.00097) 以及与中心波长 650nm 对应的参数 p_{51} 的系数 (0.005152, -0.00192, 0.000088) 进行上述矩阵运算。另外，这样的参数基于存储在后述的波长设定存储器 42 中的波长组合，从存储器 36 读出，对于这一点将在后面叙述。

而且，在上述切换器 26 的另一方输出端子上连接有不是用于形成分光图像而是形成通常彩色图像的彩色信号处理电路 38，并且，在该彩色信号处理电路 38 上连接有 D/A 变换器 39。

除了上述的存储器 36 之外，微型计算机 35 连接有由操作面板 41、波长设定存储器 42 以及键盘等构成的输入部 43。图 2 是详细表示上述操作面板 41 的图，在该操作面板 41 上一并形成有：用于选择概略图所示的例如 a~h 波长设定的设定选择开关 41a；用于选择波长域 λ_1 、 λ_2 、 λ_3 各自的中心波长的波长选择开关 41b；设定由该波长选择开关 41b 所进行的波长切换的幅度的切换幅度设定开关 41c；进行选择单一波长的单色模式与 3 色模式的切换的切换开关 41d；用于将 a~h 的所有波长设定的波长域返回到后述初始值的全部复位开关 41e；用于将 a~h 中的一个波长设定的波长域返回为初始值的局部复位设定开关 41f；用于将按照临床医师等装置使用者所生成的波长设定 a~h 写入到波长设定存储器 42，并从其中进行读出的医生记录开关 41g；用于将波长设定存储、保存于波长设定存储器 42 的保存开关 41h；以及指示分光图像形成的分光图像形成开关 41j。

下面，对具有上述构成的本实施方式的电子内视镜装置的作用进行说明。首先，从通常图像和分光图像的形成进行说明。如图 1 所示，在观测器 10 中，由 CCD 驱动电路 16 所驱动的 CCD15 对被观测体进行摄像，并输出摄像信号。该摄像信号在 CDS/AGC 电路 17 中受到基于相关双重取样

和基于自动增益控制的放大之后，被 A/D 变换器 18 实施 A/D 变换，作为数字信号输入到处理器装置 12 的 DSP25 中。

在该 DSP25 中，对来自观测器 10 的输出信号进行伽马处理，并且，对经由 Mg、Ye、Cy、G 的颜色滤光器而得到的信号进行颜色变换处理，形成由亮度 (Y) 信号和色差 (R-Y, B-Y) 信号构成的 Y/C 信号。该 DSP25 的输出通常通过切换器 26 而向彩色信号处理电路 38 供给，在该电路 38 中受到镜像处理、掩膜产生以及特性发生等规定处理之后，由 D/A 变换器 39 变换成模拟信号，然后供给到图 3 所示的监视器 34。由此，被观察体通常的彩色图像显示于该监视器 34。

另一方面，如果按压图 2 所示的操作面板 41 的分光图像形成开关 41j，则切换器 26 将从 DSP25 输出的 Y/C 信号切换成向第一颜色变换电路 28 供给的状态，通过该电路 28，上述 Y/C 信号被变换为 RGB 信号。该 RGB 信号被供给到色空间变换处理电路 29，在该色空间变换处理电路 29 中基于 RGB 信号和矩阵数据，进行分光图像形成用的前述公式 1 的矩阵运算。即，在该分光图像的形成中，通过后述的操作面板 41 的操作来设定 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ 的三个波长域，微型计算机 35 从存储器 36 读出与这三个选择波长域对应的矩阵数据，并将这些数据输入到色空间变换处理电路 29 中。

例如在选择波长 500nm、620nm、650nm 作为三个波长域 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ 的情况下，使用与各个波长对应的表 1 的参数 p21、p45、p51 的系数，通过下述公式 2 的矩阵运算由 RGB 信号形成 $\lambda 1s$ 、 $\lambda 2s$ 、 $\lambda 3s$ 。

【公式 2】

$$\begin{bmatrix} \lambda 1s \\ \lambda 2s \\ \lambda 3s \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -0.00119 & 0.002346 & 0.0016 \\ 0.004022 & 0.000068 & -0.00097 \\ 0.005152 & -0.00192 & 0.000088 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix}$$

在通过模式选择器 30 选择了三色模式的情况下，上述分光图像信号 $\lambda 1s$ 、 $\lambda 2s$ 、 $\lambda 3s$ 分别作为各个 Rs、Gs、Bs 的三色图像信号输入到第二颜色变换电路 31 中，另外，在选择了单色模式的情况下，分光图像信号 $\lambda 1s$ 、 $\lambda 2s$ 、 $\lambda 3s$ 的任意一个作为 Rs、Gs、Bs 的信号输入到第二颜色变换电路 31 中。在该第二颜色变换电路 31 中，Rs、Gs、Bs 的三色图像信

号被变换为 YC 信号 (Y, Rs-Y, Bs-Y) , 该 Y/C 信号经由信号处理电路 32 以及 D/A 变换器 33 被输入到前述的监视器 34 等。

如上所述被显示于监视器 34 等的分光图像, 以图 4 和图 5 所示的波长域的颜色成分构成。即, 图 4 是将形成分光图像的三个波长域 λ_1 、 λ_2 、 λ_3 重叠于原色型 CCD15 的色滤光器的分光灵敏度特性 R、G、B 的概念图; 而图 5 是将三个波长域 λ_1 、 λ_2 、 λ_3 重叠于生物体反射波谱的概念图。基于先前举例说明的参数 p21、p45、p51 的分光图像信号 λ_{1s} 、 λ_{2s} 、 λ_{3s} , 分别如图 5 所示那样是以 500nm、620nm、650nm 为中心波长的士 10nm 左右范围的波长域的颜色信号, 表示由这三个波长域的颜色组合所构成的分光图像 (动态图像和静止图像) 。

另外, 当在切换器 26 将从 DSP25 输出的 Y/C 信号提供给第一颜色变换电路 28 的状态下, 形成分光图像并进行显示时, 如果按压图 2 所示的操作面板 41 的分光图像形成开关 41j, 则切换器 26 将上述 Y/C 信号返回到向彩色信号处理电路 38 供给的状态, 显示作为动态图像或静止图像的彩色通常图像。

接着, 对上述波长域 λ_1 、 λ_2 、 λ_3 的选择进行说明。在本实施方式中如图 2 所示, 作为 λ_1 、 λ_2 、 λ_3 的波长设定, 将如下波长存储在图 2 所示的波长设定存储器 42 的第一区域 42a 中: 例如将 400、500、600(nm, 以下相同) 的标准设定 a; 用于描绘血管的 470、500、670 的血管 B1 设定 b; 同样用于描绘血管的 475、510、685 的血管 B2 设定 c; 用于描绘特定组织的 440、480、520 的组织 E1 设定 d; 同样用于描绘特定组织的 480、510、580 的组织 E2 设定 e; 用于描绘含氧血色素 (オキシヘモグロビン) 和脱氧血色素之差的 400、430、475 的血色素设定 f; 用于描绘出血液与胡罗卜素之差的 415、450、500 的血液—胡罗卜素设定 g; 用于描绘血液与细胞质之差的 420、550、600 的血液—细胞质设定 h 这 8 个波长设定作为缺省波长设定。

在电子内视镜装置出厂时, 存储在上述第一区域 42a 中的缺省波长设定也存储在波长设定存储器 42 的第二区域 42b 中, 最后, 在最初接通电源而启动装置时, 存储在该第二区域 42b 的缺省波长设定由微型计算机 35 来选择。然后, 如果按压图 2 所示的操作面板 41 的分光图像形成开关 41j,

则上述被选择的波长设定中的标准设定 a 在图 3 的监视器 34 中，被显示于波长信息显示区域 34s。此时，如果模式切换开关 41d 被按压而选择了三色模式，则标准设定 a 的与 $\lambda_1 = 400\text{nm}$, $\lambda_2 = 500\text{nm}$, $\lambda_3 = 600\text{nm}$ 对应的各个参数被从存储器 36 读出，这些参数被输入到色空间变换处理电路 29 中。色空间变换处理电路 29 使用被输入的参数进行前述的矩阵运算，形成分光图像信号 λ_{1s} 、 λ_{2s} 、 λ_{3s} 。然后，基于这些分光图像信号 λ_{1s} 、 λ_{2s} 、 λ_{3s} 的分光图像被显示于图 3 的监视器 34。

另外，临床医师等装置操作者可以通过对图 2 的操作面板 41 上所具有的设定选择开关 41a 进行操作，来任意选择缺省波长设定的其他波长设定 b~h，微型计算机 35 将如此选择的波长设定在图 3 的监视器 34 中，在波长信息显示区域 34s 进行显示。而且，在该情况下，与被选择的波长设定的波长域 λ_1 、 λ_2 、 λ_3 对应的各个参数也通过微型计算机 35 从存储器 36 读出，这些参数被输入到色空间变换处理电路 29 中。色空间变换处理电路 29 使用被输入的参数进行前述的矩阵运算，形成分光图像信号 λ_{1s} 、 λ_{2s} 、 λ_{3s} 。然后，基于这些分光图像信号 λ_{1s} 、 λ_{2s} 、 λ_{3s} 的分光图像被显示于图 3 的监视器 34。

另外，设定选择开关 41a 如图 2 所示，由具有朝上的三角形操作部的上行开关和具有朝下的三角形操作部的下行开关构成，每当前者被按压一次，波长设定按照 $a \rightarrow n \rightarrow g \cdots$ 而被逐次选择；与之相对，每当后者被按压一次，波长设定按照 $a \rightarrow b \rightarrow c \cdots$ 而被逐次选择。

而且，在上述波长设定 a~h 中的一个被选择时，操作者通过操作波长选择开关 41b，可以分别将该被选择的波长设定的波长域 λ_1 、 λ_2 、 λ_3 的各自变更为任意的值。在该波长域的变更之际，波长切换幅度可以通过切换幅度设定开关 41c 进行改变。即，通过使切换幅度设定开关 41c 的旋钮旋转，能够以接近连续切换的 1nm 幅度，作为阶段切换的 5nm 幅度、10nm 幅度、20nm 幅度的方式，设定连续或者阶段性的切换。另外，在当例如 1nm 幅度进行切换的情况下，在 400~700nm 的范围内设定 301 的波长域，作成与该 301 的波长域对应的矩阵数据 ($p' 1 \sim p' 301$)。

图 6 是表示该波长域的选择的图，在设定了上述 5nm 幅度时，如 λ_1 的切换所示那样，以 $400 \rightarrow 405 \rightarrow 410$ 的方式进行切换；在设定了上述 20nm

幅度时，如 λ 3 的切换所示那样，以 $600 \rightarrow 620 \rightarrow 640$ 的方式进行切换；该值被显示于监视器 34 的波长信息显示区域 34s。

图 3 中详细表示了上述波长信息显示区域 34s 中的显示状态。在本实施方式中，基于前述信号处理电路 32 内的特性产生等，如图 3 (A) 所示，波长信息被显示于设置在监视器 34 右下部等的波长信息显示区域 34s 处。即，如图 3 (B) 所示，在该波长信息显示区域 34s 中，于 λ 1、 λ 2、 λ 3 等文字的下面显示被选择的波长值 (nm)。或者，也可以如图 3 (C) 所示，将横轴设为波长刻度，纵轴设为灵敏度，以可动图表 (与图 4 对应的图) 可使显示所选择的波长域。

另外，将波长设定的波长域 λ 1、 λ 2、 λ 3 如上述那样变更为任意值的处理，是通过利用图 2 所示的波长设定存储器 42 的作业区域 42d，将暂时的数据存储到其中而进行的。

图 2 所示的模式切换开关 41d 是进行单色模式与三色模式切换的部件，如果在三色模式工作时按压该模式切换开关 41d，则被切换为单色模式，由微型计算机 35 以 470、470、470 的方式将波长域 λ 1、 λ 2、 λ 3 全部设定为同一值。然后，如图 7 所示，在监视器 34 显示共同的波长域。另外，在该共同的波长域中，也可以通过上述波长选择开关 41b 选择任意的值。

这里，也可以将上述操作面板 41 上的开关类别的一部分功能置换为键盘的键的功能，或者将全部的功能置换为键盘键的功能。

如上所述，在对于波长设定 a~h 中的几个变更了波长域 λ 1、 λ 2、 λ 3 的情况下，若按压了图 2 的操作面板 41 所具有的保存开关 41h，则包含这些变更的新的波长设定 a~h 会通过微型计算机 35 重写保存于波长设定存储器 42 的第二区域 42b。这样的保存有利于利用该新的波长设定 a~h 直接形成、显示分光图像的情况。

而且，如上所述作成的新的波长设定 a~h，例如通过同时按压图 2 的操作面板 41 所具有的保存开关 41h 和医生记录开关 41g，可以由微型计算机 35 重新存储、保存于波长设定存储器 42 的第三区域 42c。此时，在图 3 的监视器 34 上输出了暗示输入进行了该保存的装置操作者姓名的向导显示。因此，利用图 1 所示的键盘等输入部 43，输入例如“Dr. ××”

等姓名。微型计算机 35 使上述新的波长设定 a~h 与该被输入的姓名对应，存储到上述第三区域 42c。在本实施方式中作为一个例子，可以分别与装置操作者姓名对应地最大存储 10 组的波长设定 a~h。

在上述波长设定存储器 42 的第三区域 42c 存储、保存的波长设定 a~h，通过按压操作面板 41 所具有的医生记录开关 41g，可以从该第三区域 42c 读出而使用。即，每当按压一次该医生记录按钮 41g 时，由微型计算机 35 按照第一组的波长设定 a~h、第二组的波长设定 a~h、第三组的波长设定 a~h……的方式，顺次选择波长设定，从第三区域 42c 读出，并存储到作为波长变更保存区域的所述第二区域 42b。然后，通过微型计算机 35，从存储器 36 读出与该波长设定的波长域 λ 1、 λ 2、 λ 3 对应的各个参数。与先前所述相同地进行基于这些参数的分光图像形成。

另外，对于如上所述而选择的波长设定 a~h 而言，如图 3 (B) 和 (C) 所示，在监视器 34 的波长信息显示区域 34s 中，按照例如表示分光图像形成的“i”的显示和“Dr. ×× b. 血管 B1”的方式，进行作成者的姓名和设定名的显示。由此，可以确认是基于怎样的波长设定来形成、显示分光图像的。

在形成、显示临幊上易于观察的分光图像的方面为最佳的波长域 λ 1、 λ 2、 λ 3，因为临幊医师等的装置操作者的不同而不尽相同，但是如上所述，如果可以按照各装置操作者来作成、保存一组波长设定 a~h，并将其读出进行使用，则可以快速且简单地形成各装置操作者最易于观察的分光图像。

另外，对于波长设定而言，如果当显示上述“Dr. ×× b. 血管 B1”的时候，按照在该波长设定为所述缺省波长设定的情况下例如是白色；是在由缺省波长设定变更的情况下例如为绿色的方式，进行颜色区分显示，则由于可以获知波长设定的履历，因此十分便利。

而且，从上述波长设定存储器 42 的第三区域 42c 读出的波长设定 a~h，与对从先前所叙述的第一区域 42a 读出的缺省波长设定 a~h 进行变更的情况同样，可以对其一部分或者全部变更波长域 λ 1、 λ 2、 λ 3。如此变更的波长设定 a~h 通过按压操作面板 41 所具有的保存开关 41h，由微型计算机 35 覆盖保存在图 1 的波长设定存储器 42 的第三区域 42c。即，

如果该波长设定例如是“Dr. ××”所作成的第一组的波长设定，则变更后的波长设定 a～h 作为新的第一组波长设定而被保存。

并且，如上所述而变更的波长设定 a～h，也可以通过同时按压操作面板 41 上所具有的保存开关 41h 和医生记录开关 41g，而作为新组的波长设定而存储、保存于图 1 的波长设定存储器 42 的第三区域 42c。此时，在图 3 的监视器 34 上也出现了暗示对进行了该保存的装置操作者的姓名进行输入的引导显示。因此，利用图 1 所示的键盘等输入部 43，输入例如“Dr. ○○”等姓名。微型计算机 35 使上述新的波长设定 a～h 与该被输入的姓名对应，存储到上述第三区域 42c。由此，例如临床经验少的装置操作者可以部分参照使用临床经验丰富的装置操作者所作成的波长设定 a～h，来简单地作成适合于自己的波长设定。

另外，替代如上所述同时按压保存开关 41h 和医生记录开关 41g，可以在仅按压保存开关 41h 时，在上述监视器 34 上显示“覆盖吗？”，当针对于此而从输入部 43 输入表示同意的输入时，作为读出了波长设定的组的波长设定进行覆盖；在进行表示不同意的输入时，作为与已经读出的波长设定的组不同组的波长设定而重新存储、保存。

接着，对在波长设定存储器 42 的第二区域 42b 存储的波长设定的复位进行说明。当如上所述对存储在该第二区域 42b 的缺省波长设定进行变更，并基于其形成分光图像并显示之后，如果操作面板 41 上所具有的全部复位开关 41e 被按压，则微型计算机 35 读出在波长设定存储器 42 的第一区域 42a 存储的缺省波长设定，使其存储于第二区域 42b。

优选该复位操作在例如形成并显示分光图像之后必须进行。由此，因为对于以存储在第二区域 42b 的波长设定为基准的新波长设定的作成，无论装置操作者换作是谁，都必须从缺省波长设定开始进行，所以成为基准的波长设定无论怎样都存在，由此可防止新建波长设定的作成发生混乱。

而且，在对存储于上述第二区域 42b 的缺省波长设定进行如上所述的变更并基于此而形成、显示分光图像之后，如果图 2 的操作面板 41 所具有的部分复位开关 41f 被按压，则作为该分光图像形成所使用的一组波长设定（a～h 的任意一个）的替代，微型计算机 35 使存储于第一区域 42a 的缺省波长设定中同组的波长设定（a～h 的任意一个）存储于第二区域

42b。由此，在对某一波长设定（a~h 的任意一个）进行各种变更的过程中，当产生混乱而不知那一个是最佳的波长域 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ 的情况下，通过返回到作为基准的缺省波长设定，可以消除混乱。

接着，对在波长设定存储器 42 的第三区域 42c 中存储的波长设定的复位进行说明。在如上述那样对存储在该第三区域 42c 的、每个装置操作者的波长设定进行变更并基于此而形成且显示分光图像之后，如果图 2 的操作面板 41 所具有的全部复位开关 41e 被按压，则微型计算机 35 读出在波长设定存储器 42 的第一区域 42a 存储的缺省波长设定，使其存储到第三区域 42c。

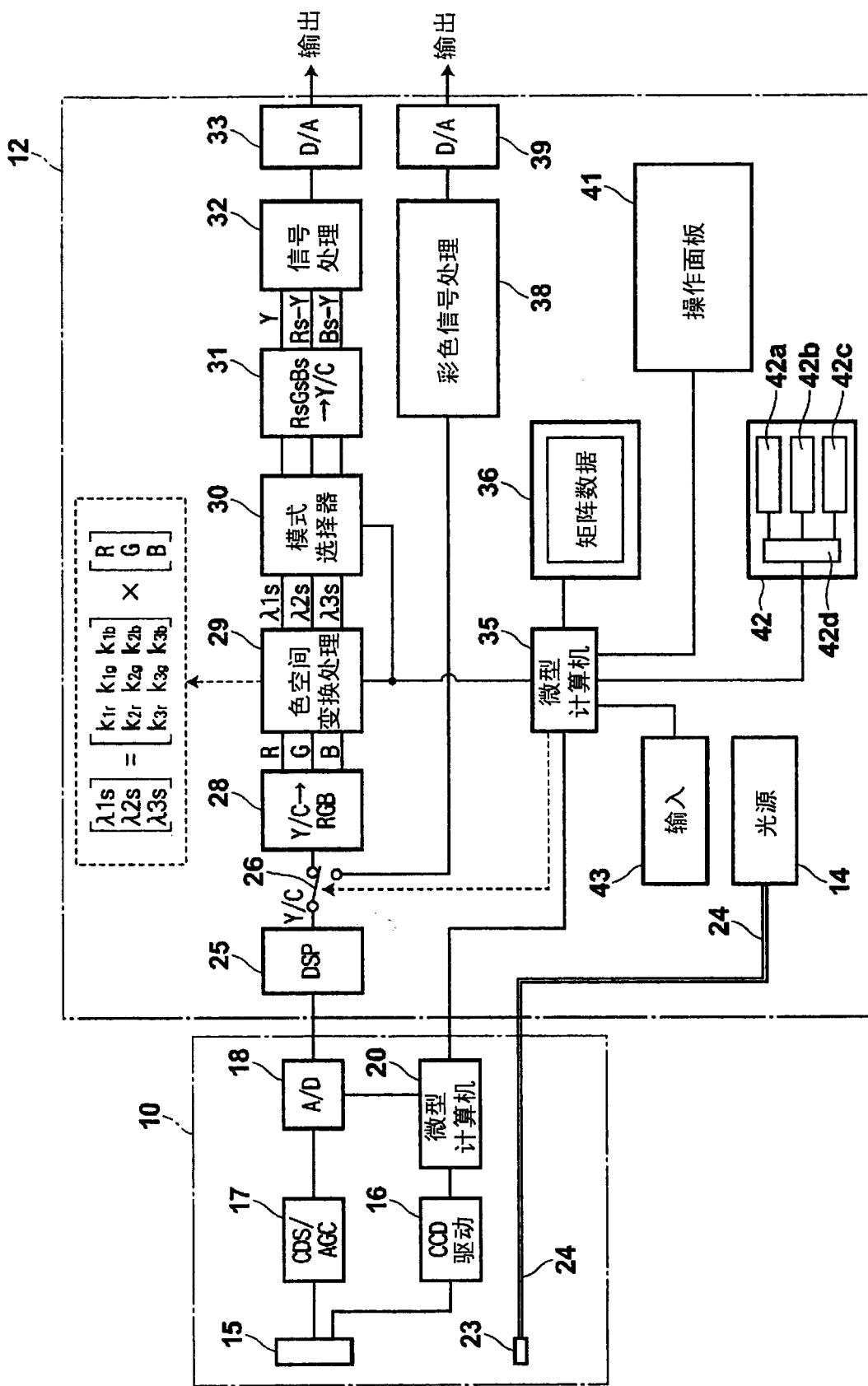
或者，在对按照装置操作者而存储在上述第三区域 42c 的波长设定如上所述进行变更，并基于此而形成且显示分光图像之后，如果图 2 的操作面板 41 所具有的部分复位开关 41f 被按压，则作为该分光图像形成所使用的一组波长设定（a~h 的任意一个）的替代，微型计算机 35 使存储于第一区域 42a 的缺省波长设定中同组的波长设定（a~h 的任意一个）存储于第三区域 42c。

通过进行上述任意一种复位操作，在对波长设定 a~h 中的任意一个或者多个中的波长域 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ 进行各种变更的过程中，当产生混乱而不知那一个是最佳的波长域 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ 的情况下，能够通过返回到作为基准的缺省波长设定而消除混乱。

另外，在上述实施方式中，虽然可以将从 400nm 到 700nm 的波长域分割成 61 个波长域而进行选择，但是作为波长域 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ ，也可以通过选择包含红外区域的波长域或仅是红外区域的波长设定，能够在不使用可见光区域的截止滤光器的情况下，得到与以往通过照射红外光而得到的图像相近的分光图像。而且，虽然在以往的内视镜中通过激励光照射对来自癌组织等发出的荧光进行拍摄，但是作为上述 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ 的波长设定，通过选择与荧光波长对应的波长设定，可以形成发出荧光部分的分光图像，该情况下，具有不需要激励光的截止滤光器的优点。

并且，虽然在以往的内视镜中对被观察体进行靛青（indigo）或龙胆紫（ピオクタニン）等的色素分布，通过色素分布对着色后的组织进行摄像，但是作为上述 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ 的波长设定，通过选择能够描绘出因色

素分布而着色的组织的波长域，可以在不进行色素分布的情况下而得到与色素分布时的图像等同的分光图像。



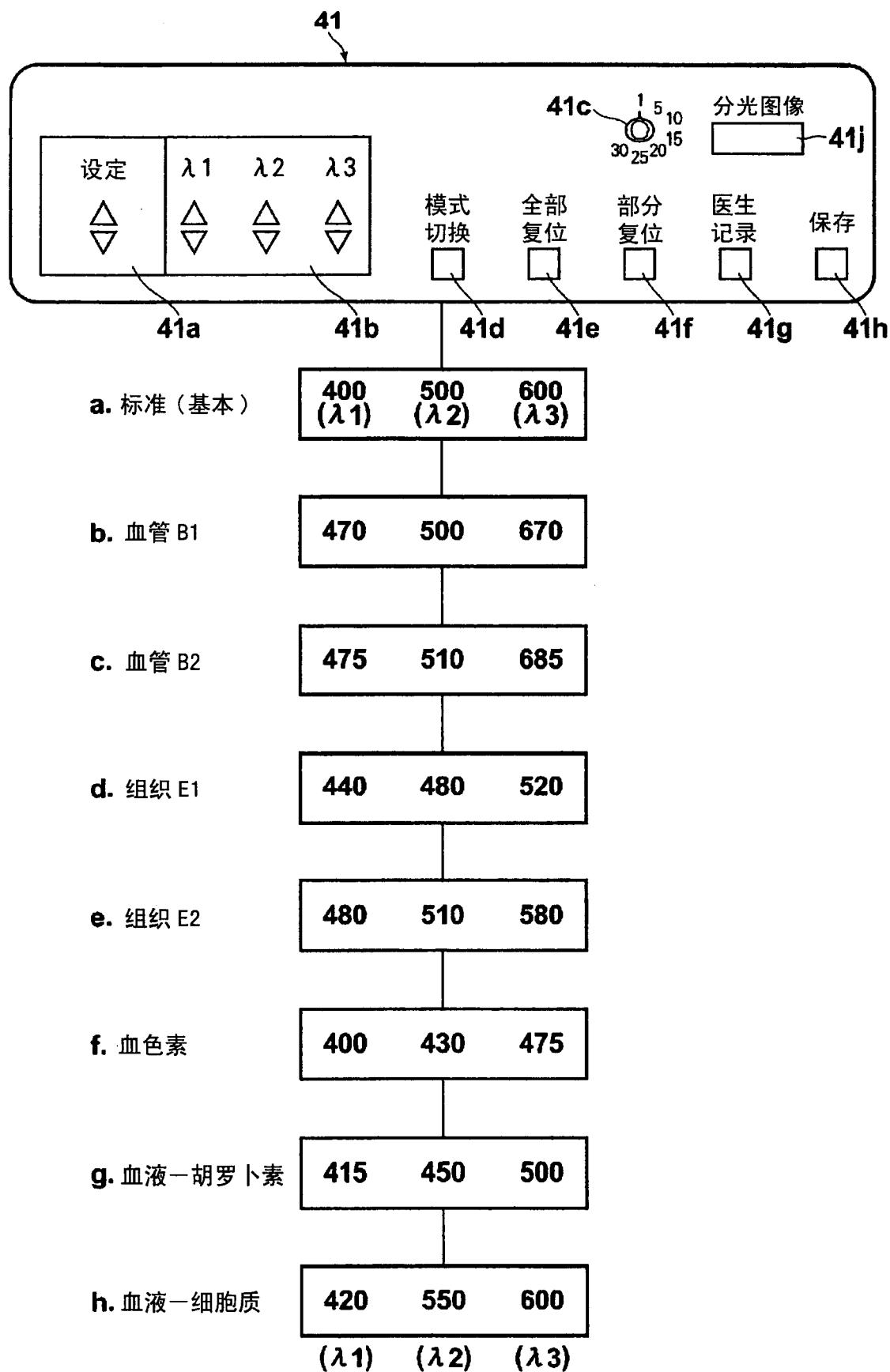


图 2

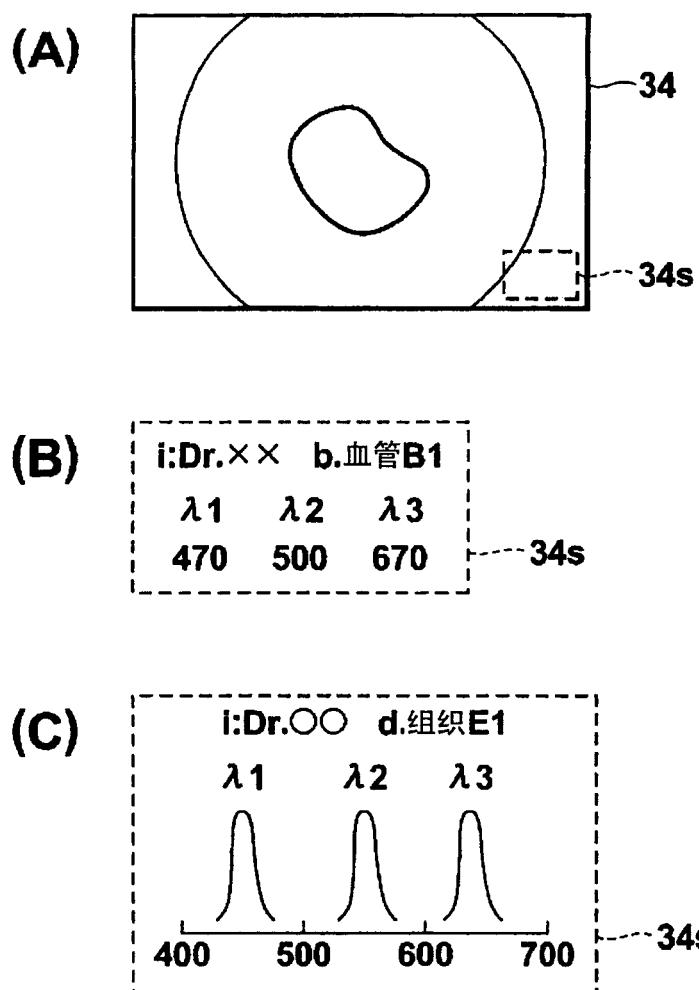


图 3

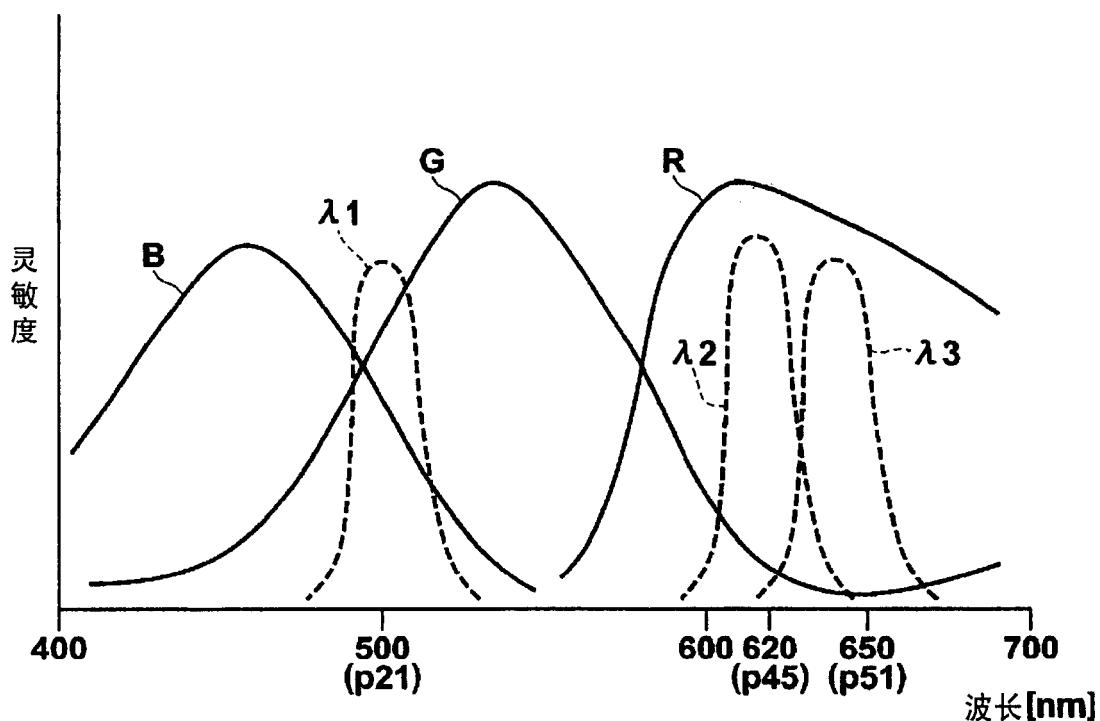


图 4

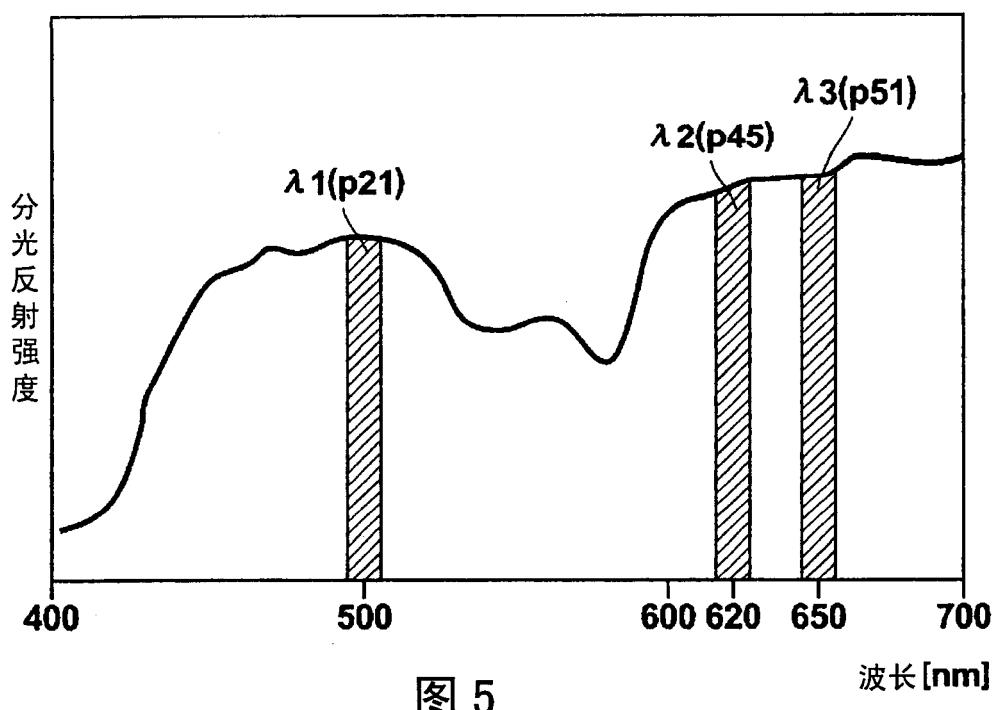


图 5

波长 [nm]

$\lambda 1$	$\lambda 2$	$\lambda 3$
400	500	600
↓	↓	↓
405	510	620
↓	↓	↓
410	520	640
↓	↓	↓
415	530	660
↓	↓	↓

图 6

(单色模式，单一波长设定)

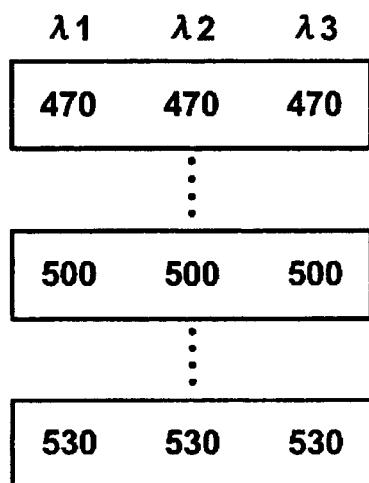


图 7

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	CN1947651A	公开(公告)日	2007-04-18
申请号	CN200610136175.0	申请日	2006-10-13
[标]申请(专利权)人(译)	富士写真光机株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士能株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士能株式会社		
[标]发明人	竹内信次 樋口充 阿部一则		
发明人	竹内信次 樋口充 阿部一则		
IPC分类号	A61B1/04 G02B23/24 H04N7/18 H04N9/04		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B5/0084 A61B1/0638 A61B1/05 A61B5/0075 A61B1/043		
代理人(译)	李贵亮		
优先权	2005300193 2005-10-14 JP		
其他公开文献	CN100471442C		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

本发明公开一种内视镜装置，其使用构成分光图像的波长域的矩阵数据，进行基于彩色图像信号的矩阵运算，形成所选择的波长域的分光图像。在具有根据RGB信号和与被选择的三个波长域λ1、λ2、λ3信号相对应的矩阵数据进行矩阵运算而形成分光图像的色空间变换处理电路的内视镜中，设置波长存储机构，其具备对在波长选择机构中选择的波长域的初始设定值进行存储的缺省数据存储区域，和从初始设定值变更之后对在波长选择机构中选择的波长域进行存储的变更波长保存区域。而且，通过复位机构，将在变更波长保存存储的波长域的至少一部分，重写为在缺省数据存储区域存储的初始设定值。从而能够不产生混乱地执行新的波长域的设定。

