

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200610059451.8

[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 2006 年 9 月 6 日

[11] 公开号 CN 1827033A

[22] 申请日 2006.3.2

[21] 申请号 200610059451.8

[30] 优先权

[32] 2005.3.4 [33] JP [31] 2005-060200

[32] 2005.10.14 [33] JP [31] 2005-300191

[32] 2005.10.14 [33] JP [31] 2005-300192

[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 阿部一则 绫目大辅
樋口充

[74] 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司

代理人 刘 建

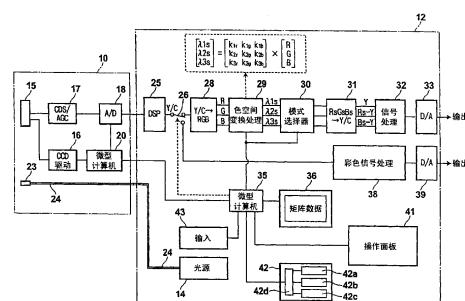
权利要求书 2 页 说明书 26 页 附图 9 页

[54] 发明名称

内窥镜装置

[57] 摘要

一种内窥镜装置，在利用装置于内窥镜中的摄像器件、形成被观察体的彩色图像信号的内窥镜装置中，设置：存储构成分光图像的频段的矩阵数据的存储部；利用此存储部的矩阵数据、进行基于上述彩色图像信号的矩阵运算，形成被选择的频段的分光图像的分光图像形成电路；边连续地或阶段地切换此分光图像形成电路形成的分光图像的频段、边选择的波长选择机构。



1、一种内窥镜装置，利用装载于内窥镜中的摄像器件形成被观察体的彩色图像信号，其设置有：

存储部，其存储构成分光图像的频段的矩阵数据；

分光图像形成电路，其利用上述存储部的矩阵数据，进行基于上述彩色图像信号的矩阵运算，形成被选择的频段的分光图像；

波长选择机构，其边连续地或阶段地切换由上述分光图像形成电路所形成的分光图像的频段，边进行选择。

2、根据权利要求1所述的内窥镜装置，其特征在于，

设置有波长切换幅度设定机构，其用于可变设定由上述波长选择机构选择的频段的切换幅度。

3、一种内窥镜装置，利用装载于内窥镜中的摄像器件、形成被观察体的彩色图像信号，设置有：

存储部，其存储构成分光图像的频段的矩阵数据；

分光图像形成电路，其利用上述存储部的矩阵数据，进行基于上述彩色图像信号的矩阵运算，形成被选择的频段的分光图像；

波长选择机构，其将上述分光图像形成电路所形成的分光图像的多个频段作为多个波长设定值进行设定，边切换上述波长设定值边进行选择。

4、根据权利要求3所述的内窥镜装置，其特征在于，

上述波长选择机构，能够将在单色模式下形成分光图像时的单一频段，选择为上述波长设定值。

5、根据权利要求3及4所述的内窥镜装置，其特征在于，

由上述波长选择机构可选择的波长设定值，包括用于描绘氧基血红素和脱氧基血红素之差的波长设定值，和用于描绘血液和胡萝卜素之差的波长设定值或用于描绘血液和细胞质之差的波长设定值。

6、根据权利要求1所述的内窥镜装置，其特征在于，

还具备预先存储由上述波长选择机构所选择的上述频段的波长存储机构。

7、根据权利要求3所述的内窥镜装置，其特征在于，

还具备波长存储机构，其预先存储作为由上述波长选择机构所选择的上述波长设定值的多个频段。

8、根据权利要求 6 或 7 所述的内窥镜装置，其特征在于，

上述波长存储机构，除预先存储上述频段的区域之外，还具备存储在波长选择机构中被选择的频段的初始设定值的默认数据存储区域。

9、根据权利要求 6 或 7 所述的内窥镜装置，其特征在于，

上述波长存储机构，除预先存储上述频段的区域之外，还具备预先存储保持从上述区域中读出后被变更的频段的变更波长保存区域。

10、根据权利要求 9 所述的内窥镜装置，其特征在于，

具有将存储于上述变更波长保存区域中的频段，写入到存储上述频段的区域的构成。

11、一种电子内窥镜装置，是可将生体粘膜的通常图像和基于从上述多个波长设定值中选择的波长设定值的矩阵运算得到的、作为上述生体粘膜的窄带分光图像的诊断用图像，进行切换显示的权利要求 3 所述的电子内窥镜装置，

其具备存储被选择的最新的上述波长设定值的最新波长设定值存储机构，

当从上述通常图像向上述诊断用图像切换时，可显示对应于存储在上述最新波长设定值存储机构中的上述最新波长设定值的诊断用图像。

12、根据权利要求 11 所述的内窥镜装置，其特征在于，

上述最新波长设定值存储机构，含有备用机构，该备用机构在即使电子内窥镜装置的驱动电源处于 OFF 状态的情况下，可进行上述最新波长设定值存储机构的上述最新波长设定值的存储保持。

内窥镜装置

技术领域

本发明涉及内窥镜装置，特别涉及在医疗领域内使用的、用于形成显示由任意选择的频段的图像信息组成的分光图像（影像）的构成。

背景技术

近年来，在使用固体摄像器件的电子内窥镜装置中，根据消化器官（胃粘膜等）的分光反射率，组合窄频带带通滤光器的分光成像，即窄带滤波内置电子内窥镜装置（Narrow Band Imaging—NBI）备受瞩目。此装置代替表面顺次按 R（红）、G（绿）、B（兰）转动的滤光器，设计 3 个窄（波长）频带的带通滤光器，通过这些窄带带通滤光器顺次输出照明光，对于由这些照明光得到的 3 个信号，通过改变其各自的加权、实施和 R、G、B（RGB）信号情况相同的处理来形成分光图像。根据这样的分光图像，在胃、大肠等的消化器官内，可提取以往得不到的微细构造等。

另一方面，采用上述的窄带带通滤光器的并不是表面顺次式的，象专利 2003—93336 号公报、财团法人 东京大学出版社发行、著者 三宅洋一的数字彩色图像的分析/评价（P148～P153）所示那样，公开了在固体摄像器件中配置微小镶嵌结构的滤色片的同时，以由白色光得到的图像信号为基础，采用运算处理形成分光图像。这是把数值数据化的 RGB 的各个彩色灵敏度特性和数值数据化的特定的窄带带通的分光特性的关系作为矩阵数据（系数设定值）进行求解，根据此矩阵数据和 RGB 信号的运算，得到近似于可通过窄带带通滤光器得到的分光图像信号。通过这样的运算、形成分光图像时，不需要准备对应期望频段的多个滤光器，另外也不需要交换这些滤光器的配置，所以能够避免装置的大型化、从而谋求低成本化。

然而，在上述内窥镜装置的分光图像的形成中，考虑到要描绘出的目标有比较粗的血管、毛细血管或深位置的血管、浅位置的血管、病情恶化

程度不同的癌组织等多个种类或状态，另外，选择这些关心的区域和应选择的频段的关系，根据被观察体的个体差异，也存在不同的情况，所以要得到描绘所期待的关心区域的最适合的分光图像的频段的选择、设定不是很容易的。

另一方面，例如分析了以描绘出氧基血红素和脱氧基血红素的之等、特定的物质间的差为目标时的频段，针对这样的目标，期望能够迅速的得到设定在规定的频段上的分光图像。

发明内容

本发明正是鉴于上述问题而提出，其目的在于提供一种内窥镜装置，其能够容易而迅速的选择出用于形成描绘出期望的目标的分光图像的频段。

还有，在形成、显示临幊上易观察的分光图像后，最适合的频段往往由于临幊医师等的装置操作者的不同而不同，所以对应被观察体的部位、即使预先准备好被认为最适的频段，也存在各临幊医师等在分光图像形成时不能利用，必须逐一进行选择适合于自身灵敏度的频段的作业的情况。如果是那样，要想形成、显示对于各装置操作者自身来说、最易观察的分光图像，就会需要很长时间。

本发明鉴于上述问题而提出，目的在于提供一种内窥镜装置，其对于各装置操作者自身来说、能够迅速形成、显示的最易观察的分光图像。

为了达到上述目的，第1发明的特征在于，在利用装载于内窥镜中的摄像器件、形成被观察体的彩色图像信号的内窥镜装置中设置：存储构成分光图像的频段的矩阵数据（系数数据）的存储部；利用此存储部的矩阵数据，实施基于上述彩色图像信号的矩阵运算，形成被选择的频段的分光图像的分光图像形成电路；对用该分光图像形成电路形成的分光图像的频段，进行连续的或阶段的（阶跃的）边切换边选择的频段选择机构。

第2发明的特征在于，设置用于改变设定的被上述波长选择机构选择的频段的切换幅度的波长切换幅度设定机构。

第3发明的特征在于，在利用装载于内窥镜中的摄像器件、形成被观察体的彩色图像信号的内窥镜装置中，设置存储构成分光图像的频段的矩

阵数据的存储部；利用此存储部的矩阵数据，进行基于上述彩色图像信号的矩阵运算，形成被选择的频段的分光图像的分光图像形成电路；将用此分光图像形成电路形成的分光图像的多个频段，作为多个波长设定值进行设定，边切换边选择这些波长设定值的波长选择机构。

第4发明的特征在于，上述波长选择机构，能够将在单色模式下形成分光图像时的单一频段，作为上述波长设定值进行选择那样进行。

第5发明的特征在于，可用上述波长选择机构选择的波长设定值，包含用于描绘氧基血红素和脱氧基血红素的差的波长设定值、和用于描绘血液和胡萝卜素的差的波长设定值或血液和细胞质的差的波长设定值。

通过上述的构成，为了从RGB信号利用矩阵运算求得波长窄带(成分)的 λ_1 、 λ_2 、 λ_3 信号，例如将以5nm间隔分割从400nm到700nm的频段的61个频段参数(系数设定值p1~p61)组成的矩阵数据，存储在处理装置侧的运算用存储器内。而且，通过波长选择机构，如果操作者选择3个频段(1个频段也可)，则从上述存储器中读出对应此3个频段的矩阵数据，在分光图像形成电路中，形成通过此矩阵数据和DSP等输出的RGB信号组成的 λ_1 、 λ_2 、 λ_3 信号，再根据这些 λ_1 、 λ_2 、 λ_3 信号，形成分光图像。

在上述波长选择机构中，利用设计于处理装置内的操作面板的各开关、键盘的操作，能够用1nm幅度连续的或用5nm、10nm、20nm等的幅度阶跃切换、选择上述 λ_1 、 λ_2 、 λ_3 的频段。而且，此切换幅度可利用切换幅度设定开关进行选择。

另外，在第3~5发明的构成中，利用作为波长选择机构的开关等，能够选择用于描绘血管的波长设定值、描绘癌组织等的特定组织的波长设定值、而且描绘氧基血红素和脱氧基血红素之差、血液和胡萝卜素的差或者血液和细胞质的差等的波长设定值，能够很容易形成以特定的目标作为目的的分光图像。

通过本发明的内窥镜装置，通过用任意设定的切换幅度选择频段，另外通过选择预先设定的波长设定值，能够容易且迅速的选择出用于描绘出期望的目标的分光图像的频段，将描绘出血管、特定组织、氧基血红素和脱氧基血红素差等的分光图像显示在监测器上等，对诊断提供有益的信

息。

本发明的第6发明，其特征在于，在上述第1发明中，还具备存储由上述波长选择机构选择的上述频段的波长存储机构。

另外，本发明的第7发明，其特征在于，在上述第3发明中，是对应采用多个频段的情况的，还具备存储由上述波长选择机构选择的作为上述波长设定值的多个频段的波长存储机构。

还有本发明的内窥镜装置中的上述波长存储机构，在存储上述频段的区域之外，最好还具备存储在波长选择机构中选择的频段的初始设定值（默认值）的默认数据存储区域。

另外，上述波长存储机构，在存储上述频段的区域之外，最好还具备存储保持从此区域读出后的被变更的频段的变更波长保存区域。在那样的情况下，本发明的内窥镜装置，最好具有可将存储于上述变更波长保存区域的频段，写入存储上述频段的区域的构成。

通过本发明的上述内窥镜装置，根据具备的存储由波长选择机构选择的频段、或作为波长设定值的多个频段的波长存储机构，能够将对于临床医师等的装置操作者自身来说、认为最佳的一次选择出的频段存储、保存在此波长存储机构中。因此，当其装置使用者在下回以后形成、显示分光图像时，能够读出保存在其中的频段并再使用，所以对于装置使用者来说，能够迅速的形成、显示最易观察的分光图像。

另外，特别的，本发明的内窥镜装置中的波长存储机构，在存储上述频段的区域之外，还具备存储在波长选择机构中选择的频段的初始设定值的默认数据存储区域的情况下，能够从那里读出频段的初始设定值并加以利用。如果是那样，装置操作者可多次更改选择的频段，在混乱、不清楚哪个对自己来说是最适合的频段的情况下，通过使频段返回到基准的初始设定值的方式来消除混乱。

另外，上述波长存储机构，在存储频段的区域之外，在还具备存储、保持从此区域读出后被变更的频段的变更波长保存区域的情况下，由于利用此变更波长保存区域、进行频段的变更作业，所以能够防止在存储频段的区域内存储的频段写成误值的不适合情况的发生。

另外，本发明的目的在于提供一种能够更容易进行通常图像和期望的

诊断用图像的切换操作的电子内窥镜装置。

本发明的第8发明是能够将生体粘膜的通常图像，和通过基于从上述多个波长设定值中选择的波长设定值的矩阵运算（分光图像推定运算）、得到的作为生体粘膜的窄带分光图像的诊断用图像，进行切换显示的电子内窥镜装置。其构成具备存储被选择的最新的波长设定值的最新波长设定值存储机构，当从通常图像向诊断用图像切换时，可显示对应存储于最新波长设定值存储机构中的最新的波长设定值的诊断用图像。

上述最新波长设定值存储机构，含有即使在此电子内窥镜的驱动电源处于OFF状态下，能够将此最新波长设定值存储机构中的上述最新波长设定值的存储保持的备用机构。

还有，上述存储机构并不限于存储波长设定值本身的情况，实际上表示此波长设定值的相关信息都能进行存储。

本发明人在采用能够使利用上述窄带分光图像生成的多种诊断用图像和通常图像进行显示的电子内窥镜装置的生体粘膜的诊断中，从通常图像向诊断用图像进行图像切换时，得到了使切换上述通常图像之前被显示的诊断用图像显示出来的很多的实际知识，根据这些知识，完成了本发明。也就是说，在上述电子内窥镜装置中，一旦确定对生体粘膜的诊断适合的特定的波长设定值，根据在通常图像和对应上述特定的波长设定值的诊断用图像之间反复切换显示的很多的相关知识，完成了本发明。

本发明的电子内窥镜装置，其具备存储被选择的最新波长设定值的最新波长设定值存储机构，当从通常图像向诊断用图像切换时，显示出对应存储于最新波长设定值存储机构中的最新波长设定值的诊断用图像，所以能够更容易的进行通常图像和期望的诊断用图像的切换操作。

也就是说，一般的，从通常图像向诊断用图像切换时，想要显示的诊断用图像是在显示上述通常图像之前显示的诊断用图像的可能性很高。在那样的情况下，根据对应存储于存储机构中的波长设定值的诊断用图像的显示，能够实现期望的诊断用图像的显示，所以能够更容易的实现从通常图像向期望的诊断用图像的切换操作。

另外，上述最新波长设定值存储机构，如果含有即使在此电子内窥镜的驱动电源处于OFF状态下，能够将此最新波长设定值存储机构中的上述

最新波长设定值的存储保持的备用机构，就能够更可靠的实现显示上述期望的诊断用图像的动作。

附图说明

图 1 是表示关于本发明的一实施方式的内窥镜装置的构成的框图。

图 2 是表示构成图 1 的内窥镜装置的处理装置的操作面板构成及波长设定值的例子的图。

图 3 是表示图 1 的内窥镜装置的检测器中的波长信息显示区域及其显示例的图。

图 4 是和原色型 CCD 的分光灵敏度特性一起、表示分光图像的频段的一例的曲线图。

图 5 是和生体反射频谱一起、表示分光图像的频段的一例的曲线图。

图 6 是表示用图 1 的内窥镜装置的波长切换开关操作的波长切换状态的图。

图 7 是表示在图 1 的内窥镜装置中、由单色模式选择的波长设定值的图。

图 8 是表示实施例的设定值切换开关中的波长设定值切换的其他的例子的说明图。

图 9 是表示本发明的实施方式的电子内窥镜装置的概略构成的框图。

图 10 是表示波长设定值的具体例的图。

图 11 是表示变形例 1 的概略构成的放大框图。

图 12 是表示变形例 2 的概略构成的放大框图。

具体实施方式

图 1 表示关于实施例的电子内窥镜装置的构成。此电子内窥镜装置如图示那样，示波器（电子内窥镜）10、即将内窥镜本体部分相对于处理装置 12 连接成可自由装卸的构成，在此处理装置 12 上，例如配置发白色光的光源 14。还有，此光源 14 也存在被配置成分体的光源装置的情况。在上述示波器 10 上，其前端部设置固体摄像器件 CCD15，作为此 CCD15，例如可采用摄像面上含有 Mg（洋红）、Ye（黄色）、Cy（青色）、G（绿色）滤色片的补色型或含有 RGB 的滤色片的原色型。

对于此 CCD15，设置根据同步信号、形成驱动脉冲的 CCD 驱动电路 16 的同时，设置采样此 CCD15 输入的图像（影像）信号、且进行放大的 CDS/AGC（相关二重采样/自动增益控制）电路 17、A/D 变换器 18。另外，配置控制示波器 10 内的各种电路且和处理装置 12 之间的通信的微型计算机 20。还有，在示波器 10 上其前端设置照明窗 23，此照明窗 23 通过光导向设备 24，连接到上述光源 14。

另一方面，在处理装置 12 上，设置对于被数字变换后的图像信号、进行各种图像处理的 DSP（数字信号处理器）25，在此 DSP25 上，形成并输出上述 CCD15 的输出信号来的由亮度（Y）信号和色差[C（R-Y）、(B-Y)]信号构成的 Y/C 信号。在实施例中，能够选择的形成与显示通常的图像（动态图像及静止图像）和分光图像（动态图像及静止图像），在上述 DSP25 上，通过实施形成通常的图像还是形成分光图像的切换的切换器 26（在一个端子上），设置第 1 色变换电路 28，在此第 1 色变换电路 28 上，将由上述 DSP25 输出的 Y（亮度）/ C（色差）信号变换为 RGB 信号。还有，上述 DSP25 也可配置在示波器 10 侧。

在此第 1 色变换电路 28 的后段，设置：用于分光图像进行矩阵运算、输出被选择的波长 λ_1 、 λ_2 、 λ_3 的分光图像信号的色空间变换处理电路 29（相当于分光图像形成电路）；选择由 1 各频段（窄带）的分光图像（单色模式）和由 3 个频段组成的分光图像（3 色模式）中的任何一个的模式选择器 30（在此模式选择器中，也可设置选择 2 色的 2 色模式）；为了使 1 个频段或 3 个频段的图像信号（ λ_{1s} 、 λ_{2s} 、 λ_{3s} ）、实现对应以往的 RGB 信号的处理，将 Rs、Gs、Bs 信号作为输入、将此 Rs、Gs、Bs 信号变换为 Y/C 信号的第 2 色变换电路 31；以及进行其他的各种信号处理（镜像处理、产生遮蔽、字符发生等）的信号处理电路 32、D/A 变换器 33。

另外，在图 1 的处理装置 12 的内部，设置在和示波器 10 之间进行通信的同时控制装置 12 内部的各电路、从存储器 36（相当于存储部）中读出矩阵（系数）数据、供给上述色空间变换处理电路 29 的微型计算机 35。在上述存储器 36 上，根据 RGB 信号，存储用于形成分光图像的矩阵（系数）数据（表格）。在本实施方式中，存储于上述存储器 36 中的矩阵数据的一例如下表 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

上述表 1 的矩阵数据, 例如由用 5nm 间隔分割的从 400nm 到 700nm 后的 61 个频段的参数 (系数设定值) p1~p61 组成。这些参数 p1~p61 由用于矩阵运算的系数 k_{pr} 、 k_{pg} 、 k_{pb} (p 相当于 p1~p61) 构成。

而且, 在上述色空间变换处理电路 29 中, 根据上述系数 k_{pr} 、 k_{pg} 、 k_{pb} 和由第 1 色变换电路 28 输出的 RGB 信号, 进行下面的式 1 的矩阵运算, 形成 λ_{1s} 、 λ_{2s} 、 λ_{3s} 。

[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，作为构成分光图像的波段 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ ，例如当分别选择 500nm、620nm、650nm 时，作为系数 (k_{pr} 、 k_{pg} 、 k_{pb})，采用表 1 的 61 个参数中的对应中心波长 500nm 的参数 p21 的系数 (-0.00119、0.002346、0.0016)、对应中心波长 620nm 的参数 p45 的系数 (0.004022、0.000068、-0.00097) 及对应中心波长 650nm 的参数 p51 的系数 (0.005152、-0.00192、0.000088)，进行上述矩阵运算。还有，这样的参数是根据存储于后述的波长置位存储器 42 中的波长的组合、从存储器 36 中读出的，关于这一点在后面阐述。

另外，在上述切换器 26 的另一个输出端子上，连接用于形成非分光图像、而是通常的彩色图像的彩色信号处理电路 38，而且 D/A 变换器 39 连接此彩色信号处理电路 38。

微型计算机 35 除了上述存储器 36，还连接了由操作面板 41、波长设定值存储器 42 及由键盘等组成的输入部 43。图 2 详细的表示了上述操作面板 41，在此操作面板 41 上，综合起来例如设置了如概略图所示的用于选择 a~h 波长设定值的设定值选择开关 41a；用于选择频段 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ 的各个中心波长的波长选择开关 41b；设定由此波长选择开关 41b 选择的波长切换的幅度的切换幅度设定开关 41c；实施选择单一波长的单色模式和 3 色模式的切换的模式切换开关 41d；用于使 a~h 的全部的波长设定值的频段回到后述的初期值的全复位开关 41e；用于使 a~h 中的 1 个波长设定值的频段回到初期值的一部分复位开关 41f；用于将每个临床医师等的装置使用者生成的波长设定值 a~h 写入到波长设定值存储器 42、而且再从那读出的医师页面开关 41g；用于将波长设定值存储、保存在波长设定值存储器 42 中的保存开关 41h；及指示分光图像形成的分光图像形成开关 41j。还有，也可将此分光图像形成开关 41j 设置在示波器 10 侧。

波长选择开关 41b，与由设定值选择开关 41a 所设定的波长设定值的频段无关，能够选择中心波长。另外，也可将由设定值选择开关 41a 选择

的波长设定值的值作为开始位置，来切换选择频段。而且，上述微型计算机 35，将上述开关 41a~41e 信号选择的频段 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ 的矩阵数据供给色空间变换处理电路 29。还有，这些开关的功能都可由键盘的按键分配。

以下，针对含有上述构成的本实施方式的电子内窥镜装置的作用进行说明。首先，从通常图像及分光图像的形成进行说明。如图 1 所示，在示波器 10 中，由 CCD 驱动电路 16 驱动的 CCD15 摄像被观察体，输出摄像信号。此摄像信号在 CDS/AGC 电路 17 中，接受由相关二重采样和自动增益控制所进行的放大后，在 A/D 变换器 18 中进行 A/D 变换，作为数字信号输入到处理装置 12 的 DSP25 中。

在此 DSP25 中，对于从示波器 10 来的输出信号，在进行灰度系数处理的同时、对于通过 Mg、Ye、Cy、G 的滤色片得到的信号，进行色变换处理，形成由亮度 (Y) 信号和色差 (R-Y、B-Y) 信号组成的 Y/C 信号。此 DSP25 的输出，通常通过切换器 26 供给彩色信号处理电路 38，利用此电路 38 接受镜像处理、产生遮蔽及字符发生等的规定的处理后，在通过 D/A 变换器 39 变换成模拟信号后，供给如图 3 所示的监测器 34。由此，在此监测器 34 上显示通常的被观察体的彩色图像。

另一方面，如果按下如图 2 所示的操作面板 41(相当于波长选择机构)的分光图像形成开关 41j，切换器 26 就会使 DSP25 输出的 Y/C 信号切换到供给第 1 色变换电路 28 的状态，通过此电路 28，上述 Y/C 信号被变换为 RGB 信号。此 RGB 信号被供给色空间变换处理电路 29，在此色空间变换处理电路 29 中，根据 RGB 信号和矩阵数据进行用于分光图像形成的上述式 1 的矩阵运算。也就是说，在这个分光图像的形成中，通过后述的操作面板 41 的操作，设定 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ 的 3 个频段，微型计算机 35 从存储器 36 读出对应其 3 个频段的矩阵数据，将其输入到色空间变换处理电路 29 中。

例如，当 3 个频段 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ 被选择 500nm、620nm、650nm 时，采用对应各个波长的表 1 的参数 p21、p45、p51 的系数，从 RGB 信号利用下面式 2 的矩阵运算，形成分光图像信号 $\lambda 1s$ 、 $\lambda 2s$ 、 $\lambda 3s$ 。

[式 2]

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

当模式选择器 30 选择 3 色模式时, 将上述分光图像信号 $\lambda 1s$ 、 $\lambda 2s$ 、 $\lambda 3s$ 分别作为 Rs 、 Gs 、 Bs 的 3 色图像信号输入到第 2 色变换电路 31 中。另外, 当选择单色模式时, 将分光图像信号 $\lambda 1s$ 、 $\lambda 2s$ 、 $\lambda 3s$ 中的任何一个作为 Rs 、 Gs 、 Bs 信号, 输入到第 2 色变换电路 31 中。在此第 2 色变换电路 31 中, Rs 、 Gs 、 Bs 的 3 色图像信号被变换为 Y/C 信号 (Y、 $Rs-Y$ 、 $Bs-Y$), 此 Y/C 信号通过信号处理电路 32 及 D/A 变换器 33 被输入到上述的监测器 34 等中。

如上所述, 显示在监测器 34 等上的分光图像, 由图 4 及图 5 所示的频段的色成分构成。也就是说, 图 4 是在原色型 CCD15 的滤色片的分光灵敏度特性 R、G、B 上、重叠形成分光图像的 3 个频段 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ 概念图。另外, 图 5 是在生体的反射频谱上重叠 3 个频段 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ 的概念图。由如前所示的参数 p21、p45、p51 组成的分光图像信号 $\lambda 1s$ 、 $\lambda 2s$ 、 $\lambda 3s$ 是如图 5 所示, 分别以 500nm、620nm、650nm 为中心波长的 $\pm 10nm$ 左右范围的频段的色信号, 显示了由这些 3 个频段的色组合构成的分光图像 (动态图像及静止图像)。

还有, 切换器 26 处于使 DSP25 输出的 Y/C 信号供给第 1 色变换电路 28 的状态, 当形成、显示分光图像时, 如果按下图 2 所示的操作面板 41 的分光图像形成开关 41j, 切换器 26 就会回到使上述 Y/C 信号供给彩色信号处理电路 38 的状态, 显示出作为动态图像或静止图像的彩色的通常图像。

下面, 针对上述频段 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ 的选择进行说明。在本实施例中, 如图 2 所示, 作为 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ 的波长设定值, 例如将 400、500、600 (nm、以下同样) 的标准设定值 a; 用于描绘出血管的 470、500、670 的血管 B1 设定值 b; 同样用于描绘出血管的 475、510、685 的血管 B2 设定值 c; 用于描绘出特定组织的 440、480、520 的组织 E1 设定值 d; 同样用于描绘出特定组织的 480、510、580 的组织 E2 设定值 e; 用于描绘出氧基血

红素和脱氧基血红素差的 400、430、475 的血红素设定值 f；用于描绘出血液和胡萝卜素差的 415、450、500 的血液—胡萝卜素设定值 g；用于描绘出血液和细胞质之差的 420、550、600 的血液—细胞质设定值 h 的 8 个波长设定值，作为默认波长设定值，存储到如图 2 所示的波长设定值存储器 42 的第 1 区域 42a 中。

在电子内窥镜装置的工场出货时，存储于上述第 1 区域 42a 的默认波长设定值也被存储到波长设定值寄存器 42 的第 2 区域 42b 中，其后如果先通电起动装置，则存储于此第 2 区域 42b 的默认波长设定值通过微型计算机 35 选择。而且，如果按下如图 2 所示的操作面板 41 的分光图像形成开关 41j，上述被选择的波长设定值中的标准设定值 a，显示在图 3 的监测器 34 中的波长信息显示区域 34s 中。此时，如果按下模式切换开关 41d、选择 3 色模式，则从存储器 36 中读出对应标准设定值 a 的 $\lambda 1=400\text{nm}$ 、 $\lambda 2=500\text{nm}$ 、 $\lambda 3=600\text{nm}$ 的各参数，再将那些参数输入到色空间变换处理电路 29 中。色空间变换处理电路 29，利用输入的参数进行上述的矩阵运算，形成分光信号 $\lambda 1s$ 、 $\lambda 2s$ 、 $\lambda 3s$ 。而且，由这些分光图像信号 $\lambda 1s$ 、 $\lambda 2s$ 、 $\lambda 3s$ 组成的分光图像显示在图 3 的监测器 34 中。

另外，临床医师等的装置操作者，通过操作图 2 的操作面板 41 上含有的设定值选择开关 41a；能够任意选择默认波长设定值的以外的波长设定值 b~h，微型计算机 35 使这样选择的波长设定值显示在图 3 的监测器 34 中的波长信息显示区域 34s 中。与此同时，通过微型计算机 35 从存储器 36 中读出对应被选择的波长设定值的频段 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ 的各参数，再将这些参数输入到色空间变换处理电路 29 中。色空间变换处理电路 29，利用输入的参数进行上述的矩阵运算，形成分光图像信号 $\lambda 1s$ 、 $\lambda 2s$ 、 $\lambda 3s$ ；而且由这些分光图像信号 $\lambda 1s$ 、 $\lambda 2s$ 、 $\lambda 3s$ 组成的分光图像显示在图 3 的监测器 34 中。

还有，设定值选择开关 41a，如图 2 所示那样由含有朝上的三角形操作部的上行开关和含有朝下的三角形操作部的下行开关组成。每按下前者一次，波长设定值逐次选择 $a \rightarrow h \rightarrow g \cdots$ ；与其相对，每按下后者一次，波长设定值逐次选择 $a \rightarrow b \rightarrow c \cdots$ 。

另外，当选择上述波长设定值 a~h 中的一个时，操作者通过操作波

长选择开关 41b，能够将其选择的波长设定值的频段 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ 的各值变更为任意值。在此频段变更时，可通过切换幅度设定开关 41c（相当于波长切换幅度设定机构）改变波长切换幅度。也就是说，通过转动切换幅度设定开关 41c 的旋钮，能够设定象近似于连续切换的 1nm 幅度、阶跃切换的 5nm 幅度、10nm 幅度、20nm 幅度那样的连续的或阶段的切换。还有，例如用 1nm 切换时，变成在 400~700 的范围内设定 301 频段，生成对应此 301 频段的矩阵数据（p'1~p'301）。

图 6 表示此频段的选择，当设定上述 5nm 幅度时，如在 $\lambda 1$ 的切换中所示，象 $400 \rightarrow 405 \rightarrow 410$ 那样进行切换，当切换上述的 20nm 的幅度时，如在 $\lambda 3$ 的切换中所示，象 $600 \rightarrow 620 \rightarrow 640$ 那样进行切换，此值显示在监测器 34 的波长信息显示区域 34s 中。这样，具有使寻找目标时的频段的设定变得很容易的优点。

图 3 详细的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，通过上述信号处理电路 32 内的字符发生等，如图 3 (A) 所示，在设定于监测器 34 的右下部等的波长信息显示区域 34s 中显示了波长信息。也就是说，在此波长信息显示区域 34s 上，如图 3 (B) 所示，在 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ 等的文字的下面，显示了被选择的波长值 (nm)。或者也可如图 (C) 所示，以横轴为波长刻度、纵轴为灵敏度，在可动坐标图（对应图 4 曲线）中可视的显示被选择的频段。

还有，象上述那样，将波长设定值的频段 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ 变更为任意值的处理，利用如图 2 所示的波长设定值存储器 42 的作业区域 42d，通过在那里存储暂时数据而进行的。

图 2 所示的模式切换开关 41d 是进行单色模式和 3 色模式的切换的，3 色模式动作时、如果按下此模式切换开关 41d，则切换为单色模式，通过微型计算机 35 将频段 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ 的全部设定成象 470、470、470 那样的相同值。而且，在监测器 34 中，如图 7 所示，显示共同的频段。还有，即使在此共同的频段上，也可通过上述波长选择开关 41b 选择任意的值。

这里，可将上述操作面板 41 上的开关类的一部分的功能置换为键盘的按键功能，也可将全部的功能置换为键盘的按键功能。

如上所述，针对波长设定值 $a \sim h$ 中的几个，变更其频段 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ 时，如果按下图 2 的操作面板 41 所含有的保存开关 41h，包含其变更的新的波长设定值 $a \sim h$ ，将通过微型计算机 35 写入、保存到波长设定值存储器 42 的第 2 区域 42b 上。这样的保存，对利用其新的波长设定值 $a \sim h$ 直接形成、显示分光图像的情况是有利的。

另外，象上述那样生成的新的波长设定值 $a \sim h$ ，例如通过同时按下图 2 的操作面板 41 上含有的保存开关 41h 和医师页面开关 41g，由微型计算机向波长设定值存储器 42 的第 3 区域 42c 上进行新的存储、保存。此时，在图 3 所示的监测器 34 上，会弹出提示输入进行其保存的装置操作者的名字的通知显示。由此，利用图 1 所示的键盘等的输入部 43，例如输入 [Dr. $\times \times$] 等的名字。微型计算机 35 对应此输入的名字，将上述新的波长设定值 $a \sim h$ 存储于上述第 3 区域 42c 上。在本实施方式中，作为一例，可将最大 10 组的波长设定值 $a \sim h$ ，与各个装置操作者的名字分别对应存储。

存储、保存在上述波长设定值存储器 42 的第 3 区域 42c 上的波长设定值 $a \sim h$ ，通过按下操作面板 41 上含有的医师页面开关 41g，可从该第 3 区域 42c 中读出并使用。也就是说，每按一下此医师页面开关 41g，就可由微型计算机 35 象选择第 1 组的波长设定值 $a \sim h$ 、第 2 组的波长设定值 $a \sim h$ 、第 3 组的波长设定值 $a \sim h$ ……那样顺次选择波长设定值，从第 3 区域 42c 中读出，存储到作为变更波长保存区域的上述第 2 区域 42b 中。而且，通过微型计算机 35，可将此存储的对应波长设定值的频段 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ 的各参数，从存储器 36 中读出，由其参数组成的分光图像形成，和上述相同。

还有，关于象上述那样选择的波长设定值 $a \sim h$ ，如图 3 的 (B) 及 (C) 所示，在监测器 34 的波长信息显示区域 34s 中，例如在表示分光图像形成的 [i] 的显示的同时，以 [Dr. $\times \times$ b. 血管 B1] 的形式进行制作者的名字及设定值名的显示。由此，能够确认是根据哪个波长设定值形成、显示分光图像的。

在形成、显示临幊上易观察的分光图像上，最适合的频段 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ 往往由于临幊医师等的装置操作者的不同而相异，但如上述那样，如果每个各装置操作者生成、保存 1 组波长设定值 $a \sim h$ ，将其读出、使用，

就能够迅速且简单的形成各装置操作者最易观察的分光图像。

还有，对于波长设定值，遇到出现象上述[Dr.××.血管 B1]那样的显示时，如果其波长设定值为上述默认波长设定值的情况下，例如用白色，在默认波长被变更的情况下，例如用绿色那样的方式进行色谱显示，由于知道波长设定值的履历，所以非常方便。

另外，从上述波长设定值存储器 42 的第 3 区域 42c 读出的波长设定值 a~h，和前面所述的变更从第 1 区域 42a 区域读出的默认波长设定值 a~h 的情况相同，能够对于一部分或全部进行频段 λ 1、 λ 2、 λ 3 的变更。这样被变更的波长设定值 a~h，通过按下操作面板 41 上含有的保存开关 41h，通过微型计算机 35 覆盖保存到图 1 的波长设定值存储器 42 的第 3 区域 42c 中。也就是说如果其波长设定值例如是由[Dr.××]生成的第 1 组的波长设定值时，则被变更的波长设定值 a~h 会作为新的第 1 组的波长设定值被保存。

还有，象上述那样被变更的波长设定值 a~h，通过同时按下操作面板 41 上含有的保存开关 41h 和医师页面开关 41g，可在图 1 的波长设定值存储器 42 的第 3 区域 42c 上作为新作的组的波长设定值进行存储、保存。此时如图 3 所示的监测器 34 上，也会弹出提示输入实施其保存的装置操作者的名字的通知显示。因此，利用图 1 所示的键盘等的输入部 43，例如可输入[Dr.○○]等的名字。微型计算机和此输入的名字相对应，使新生成的波长设定值 a~h 存储到上述第 3 区域 42c 上。这样，例如临床经验浅的装置操作者，能够留用一部分临床经验丰富的装置操作者作成的波长设定值 a~h，简单地生成适合自己的波长设定值。

还有，替代上述那样同时按下保存开关 41h 和医师页面开关 41g，在只按下保存开关 41h 的同时，使上述监测器 34 上出现[要覆盖么？]的显示，与此相对，当从输入部 43 得到表示同意的输入时，覆盖读出波长设定值的组的波长设定值，当得到表示非同意的输入时，使其存储、保存新的和读出波长设定值的组不同的组的波长设定值。

下面，针对存储于波长设定值存储器 42 的第 2 区域 42b 的波长设定值的复位进行说明。象上述那样，变更存储于此第 2 区域 42b 中的默认波长设定值，据此形成、显示分光图像后，如果按下操作面板上含有的全复

位开关 41e, 微型计算机 35 会读出存储于波长设定值存储器 42 的第 1 区域 42a 中的默认波长设定值, 使其存储在第 2 区域 42b 中。

此复位操作例如必须在形成、显示分光图像后进行。那样, 以存储于第 2 区域 42b 的波长设定值为基础的新的波长设定值的生成, 无论装置操作者替换为谁, 由于必须从默认波长设定值进行, 而几次作为基础的波长设定值都存在, 所以能够防止新波长设定值的生成的混乱。

另外, 象上述那样变更存储于上述第 2 区域 42b 的默认波长设定值, 据此形成、显示分光图像后, 如果按下图 2 的操作面板 41 上含有的一部分复位开关 41f, 微型计算机 35 会代替用于其分光图像形成的 1 组波长设定值 (a~h 中的任何一个), 使存储于第 1 区域 42a 的默认波长设定值中的同组的波长设定值 (a~h 中的任何一个) 存储到第 2 区域 42b 中。那样, 在各种变更某波长设定值 (a~h 中的任何一个) 中, 在混乱、不清楚哪个是最佳的频段 λ 1、 λ 2、 λ 3 的情况下, 通过回到基础的默认波长设定值, 可消除混乱。

下面, 对存储于波长设定值存储器 42 的第 3 区域 42c 的波长设定值的复位进行说明。如上所述变更存储于第 3 区域 42c 的每个装置操作者的波长设定值, 据此形成、显示分光图像后, 如果按下图 2 的操作面板 41 上含有的全复位开关 41e, 微型计算机 35 会读出存储于波长设定值存储器 42 的第 1 区域 42a 的默认波长设定值, 使其存储在第 3 区域 42c 中。

或者象上述那样, 变更存储于上述第 3 区域 42c 的每个装置操作者的波长设定值, 据此形成、显示分光图像之后, 如果按下图 2 的操作面板 41 上含有的一部分复位开关 41f, 微型计算机 35 代替用于分光图像的形成中的 1 组波长设定值 (a~h 中的任何一个), 使存储于第 1 区域 42a 的默认波长设定值中的同组的波长设定值 (a~h 中的任何一个) 存储到第 3 区域 42c 中。

实施以上的两个复位操作中的哪一个, 在各种变更波长设定值 a~h 中的任何一个或多个的频段 λ 1、 λ 2、 λ 3 中, 混乱、不清楚哪个是最佳的频段 λ 1、 λ 2、 λ 3 的情况下, 利用回到基准的默认波长设定值, 可消除混乱。

图 8 表示用上述设定值选择开关 41a 切换波长设定值时的其他的例

子，此例是通过上述设定值选择开关 41a，使规定数目的设定值（4 设定值、5 设定值等）以循环变换的方式进行。例如，如图所示，设定 a（标准）设定值、b（血管 B1）设定值、c（血管 B2）设定值及 d（组织 E1）设定值（规定数目的设定值），可这些设定值以顺次的循环变换的方式进行，另外，代替这些 b~d 设定值，通过选择其他的设定值 e~h（组织 E2、血红素、血液-胡萝卜素、血液-细胞质等），改变变换波长设定值的种类。这样，通过设定频繁使用的波长设定值，很容易进行波长设定值的选择。

在上述实施方式中，可将 400nm 到 700nm 的频段分割成 61 个频段那样进行选择，但作为频段 λ 1、 λ 2、 λ 3，通过选择包含红外区域的频段或只红外区域的波长设定值，不使用可视光区域的截止滤光器，可得到和以往照射红外线得到的图像相近似的分光图像。另外，在以往的内窥镜中，是通过激励光照射实现摄像从癌组织等来的发光的荧光的，但作为上述 λ 1、 λ 2、 λ 3 的波长设定值，通过选择相配合的荧光波长，形成以发出荧光的部分为目标的分光图像，此时具有不需要激励光的截止滤光器的优点。

还有，在以往的内窥镜中，在被观察体内进行靛青、孔雀蓝等的色素散布，摄像受到色素的散布影响的组织，作为上述 λ 1、 λ 2、 λ 3 的波长设定值，通过选择能够描绘出受色素散布影响的组织的频段，也可得到不需要色素散布、和色素散布时的图像同等的分光图像。

以下，针对本发明的其他的实施方式，利用图面进行说明。图 9 是表示本发明的实施方式的电子内窥镜装置的概略构成的框图，图 10 是表示波长设定值的具体例的图。

由图 9 所示的本发明的实施方式组成的电子内窥镜装置 100，具备：通过彩色镶嵌滤光器 12 摄像生体粘膜 1 的像，取得构成此生体粘膜 1 的通常图像的红色频段、绿色频段及蓝色频段的宽带分光图像数据 Dr、Dg、Db 的摄像部 110；存储规定了构成生体粘膜 1 的诊断图像的各窄带分光图像的频段（说明作为窄频段的情况）的各波长设定值 Se (a)、Se (b)、…的波长设定值存储部 122；从存储于波长设定值存储部 122 的波长设定值 Se (a)、Se (b)、…中，选择用于上述分光图像推定运算的波长设定值的

波长设定值选择部 124；存储用于和生体粘膜 1 相关的分光图像推定运算的分光反射推定矩阵数据 M 的矩阵数据存储部 126；通过上述宽带分光图像数据 Dr、Dg、Db 及波长设定值选择部 124 选择的波长设定值，例如根据基于对应波长设定值 Se (b) 的分光反射推定矩阵数据 M (b) 的分光图像推定运算，求得对应上述波长设定值 Se (b) 所表示的各频段 $\lambda b1$ 、 $\lambda b2$ 、 $\lambda b3$ 的生体粘膜 1 的窄带分光图像数据 Db1、Db2、Db3 的分光图像推定运算部 128；参照波长设定值选择部 124 选择的波长设定值 Se (b)，提取对应此波长设定值 Se (b) 的分光反射推定矩阵数据 M (b)，将此提取的分光反射推定矩阵数据 M (b) 输出到分光图像推定运算部 128 的矩阵数据提取部 132。

还有，上述通常图像是合成宽带分光图像数据 Dr、Dg、Db 的所表示的 3 种宽带分光图像的宽带分光图像。另一方面，诊断用图像是合成窄带分光图像数据 Db1、Db2、Db3 所表示的 3 种窄带分光图像的窄带分光图像。

还有，上述电子内窥镜装置 100，具备：使利用宽带分光图像数据 Dr、Dg、Db 生成的生体粘膜 1 的通常图像 Gt 显示在显示装置 80 上的通常图像显示模式和利用上述窄带分光图像数据 Db1、Db2、Db3 生成的诊断用图像 Gs 显示在上述显示装置 80 上的诊断用图像显示模式，能够进行切换显示的显示模式切换部 134；当切换到上述诊断用图像显示模式时，存储波长设定值选择部 124 选择的最新的波长设定值的最新波长设定值存储部 136；当实施由显示模式切换部 134 形成的从通常图像显示模式向诊断用图像显示模式的切换时，使对应存储于最新波长设定值存储部 136 中的波长设定值的诊断用图像显示出来的初期显示设定部 138。

如上所述，电子内窥镜装置 100 是切换作为生体粘膜 1 的宽带图像的通常图像 Gt，和通过基于从存储于波长设定值存储部 122 中的多个种类的波长设定值中选择的波长设定值的分光图像推定运算部 128 执行的分光图像推定运算、而得到的作为生体粘膜 1 的窄带分光图像的诊断用图像 Gs，显示在显示装置 80 中。另外，此电子内窥镜装置 100 其构成具备存储由波长设定值选择部 124 选择的最新的波长设定值的最新波长设定值存储部 136，当通过显示模式切换部 134、使向显示装置 80 显示的图像从通常图

像 Gt 切换到诊断用图像 Gs 时，通过初期显示设定部 138 的作用，使对应存储于最新波长设定值存储部 136 中的波长设定值的诊断用图像 Gs 被显示出来。

此电子内窥镜装置 100，还具备：合成宽带分光图像数据 Dr、Dg、Db，生成表示通常图像的通常图像数据 Dt 的通常图像数据生成部 142；合成窄带分光图像数据 Db1、Db2、Db3，生成表示诊断用图像的诊断用图像数据 Ds 的诊断用图像数据生成部 144；和控制此内窥镜装置 100 全体的动作的定时、同步等的控制器 82。

还有，上述分光反射推定矩阵数据是预先通过实验等对应生体粘膜的分光反射特性规定的。通过对特定波长设定值的分光反射推定矩阵数据和宽带分光图像数据 Dr、Dg、Db 的分光图像推定运算，可得到表示上述特定的波长设定值规定的各频段中的生体粘膜 1 的窄带分光图像的窄带分光图像数据。

另外，波长设定值选择部 124，连接用于选择波长设定值的循环开关的顺方向切换按钮 124 及逆方向切换按钮 124D，每次按下顺方向切换按钮 124 或逆方向切换按钮 124D 时，存储于波长设定值存储部 122 中的波长设定值 Se (a)、Se (b)、…按此顺序或和上述顺序相反的顺序被选择。

显示模式切换部 134，连接通常图像显示按钮 134T 和诊断用图像显示按钮 134S，如果按下通常图像显示按钮 134T，则从显示模式切换到通常图像显示模式，如果按下诊断用图像显示按钮 134S，则从显示模式切换到诊断用图像显示模式。

也就是说，如果按下通常图像显示按钮 134T，显示模式切换部 134 会将由摄像部 119 的摄像得到的宽带分光图像数据 Dr、Dg、Db 传送到通常图像数据生成部 142，通常图像数据生成部 142 合成上述被传送的宽带分光图像数据 Dr、Dg、Db，生成通常图像数据 Dt。而且，输入了由通常图像数据生成部 142 传送的上述通常图像数据 Dt 的显示装置 80，显示通常图像 Gt。

另一方面，如果按下诊断用图像显示按钮 134S，显示模式切换部 134 将上述宽带分光图像数据 Dr、Dg、Db 传送到分光图像推定运算部 128 中，分光图像推定运算部 128，根据基于上述传送的宽带分光图像数据 Dr、Dg、

Db 的分光图像推定运算，生成窄带分光图像数据 Db1、Db2、Db3。而且，输入了上述窄带分光图像数据 Db1、Db2、Db3 的诊断用图像数据生成部 144，会将其合成、生成表示生体粘膜 1 的诊断用图像的诊断用图像数据 Ds。其后，输入了由诊断用图像数据生成部 144 输出的诊断用图像数据 Ds 的显示装置 80，显示诊断用图像 Gs。

上述最新波长设定值存储部 136，含有即使在电子内窥镜装置 100 的驱动电源处于 OFF 状态的情况下，可进行此最新波长设定值存储部 136 中的波长设定值的存储保持的作为备用机构的备用电源 137。

下面，针对上述电子内窥镜装置的作用进行说明。

从照明光源 113 发出的白色光 Lw，通过集光透镜 114，向被集光的光导向设备 115 的一端入射后，从此光导向设备 115 的另一端射出。从上述光导向设备 115 的另一端射出的白色光 Lw，通过照明透镜 116 照明生体粘膜 1。

受到白色光 Lw 的照明，负责利用生体粘膜 1 反射的此生体粘膜 1 的像的反射光 Lh，通过配置在上述摄像部 110 所具备的固体摄像部件的受光面的前面的彩色镶嵌滤光器 112，被分光的同时，通过成像光学系统 111 成像在上述受光面上。

摄像部 110，摄像被上述分光的受光面上的成像的像，取得表示上述生体粘膜 1 的红色频段、绿色频段及蓝色频段的各种表示宽频带分光图像 Gr、Gg、Gb 的宽带分光图像数据 Dr、Dg、Db。

当按下通常图像显示按钮 134T、变成通常图像显示模式时，采用上述宽带分光图像数据 Dr、Dg、Db 生成的通常图像 Gt，显示在显示装置 80 中。另一方面，当按下诊断用图像显示按钮 134S、变成诊断用图像显示模式时，利用基于上述宽带分光图像数据 Dr、Dg、Db 的分光图像推定运算求得的窄带分光图像数据 Db1、Db2、Db3 而生成的诊断用图像 Gs，被显示在显示装置 80 中。

下面，针对上述图像显示模式的切换进行详细的说明。

当按下诊断用图像显示按钮 134S、变成诊断用图像显示模式时，例如如果按下顺方向切换按钮 124U，波长设定值选择部 124 从存储于波长设定值存储部 122 中的多个种类的波长设定值中，选择出作为目前被选择的

波长设定值 $Se(c)$ 的下一个波长设定值的波长设定值 $Se(c)$ 。

而且，表示多个种类的频段的 $\lambda c1$ 、 $\lambda c2$ 、 $\lambda c3$ 的波长设定值 $Se(c)$ 的数据被输入到矩阵数据提取部 132 中。

如图 10 所示，作为波长设定值，例如存储由 400（中心波长）、500、600[$\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ 的顺序：单位为 nm]组成的标准（基本）用的波长设定值 (a)、用于描绘血管的 470、500、670 的血管 B1 用的波长设定值 (b) 和 475、510、685 的血管 B2 用的波长设定值 (c)；用于描绘特定组织的 440、480、520 的组织 E1 用波长设定值 (d) 和 480、510、580 的组织 E2 用的波长设定值 (e)；用于描绘氧基血红素和脱氧基血红素之差的 400、430、475 的血红素用的波长设定值 (f)；用于描出血液和胡萝卜素的差的 415、450、500 的血液—胡萝卜素用的波长设定值 (g)；用于描出血液和细胞质的差的 420、550、600 血液—细胞质用的波长设定值 (h) 等，通过波长设定值选择部 124，使其中期望的波长设定值被顺次循环选择，被选择的波长设定值输入到矩阵数据提取部 132 中。

矩阵数据输出部 132，参照输入的上述波长设定值 $Se(c)$ ，将通过运算用于推定上述波长设定值 $Se(c)$ 所表示的各频段 $\lambda c1$ 、 $\lambda c2$ 、 $\lambda c3$ 中的分光反射强度的分光反射推定矩阵数据 $M(c)$ ，从矩阵数据存储部 126 中提取，再将此分光反射推定矩阵数据 $M(c)$ 输出到分光图像推定运算部 128 中。

分光图像推定运算部 128，将上述矩阵数据提取部 132 输入的分光反射推定矩阵数据 $M(c)$ 和通过显示模式切换部 134 输入的宽带分光图像数据 Dr 、 Dg 、 Db ，通过采用如下式 (1) 所示的作为矩阵运算的分光图像推定运算，得到表示上述频段 $\lambda c1$ 、 $\lambda c2$ 、 $\lambda c3$ 中的生体粘膜 1 的窄带分光图像 $Gc1$ 、 $Gc2$ 、 $Gc3$ 的窄带分光图像数据 $Dc1$ 、 $Dc2$ 、 $Dc3$ 。

存储于矩阵数据存储部 126 中的分光反射推定矩阵数据的一例，可例举上述的表 1 的数据。

而且，在上述分光图像推定运算部 128 中，根据上述系数 k_{pr} 、 k_{pg} 、 k_{pb} 和从摄像部 110 输出的宽带分光图像数据 Dr 、 Dg 、 Db ，进行下面的式 3 的矩阵运算。还有，由上述系数 k_{pr} 、 k_{pg} 、 k_{pb} 构成的 3 行 \times 3 列的矩阵是对应分光反射推定矩阵数据的。另外，式中的 R、G、B 是对应上述宽带

分光图像数据 Dr、Dg、Db 的。

[式 3]

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

也就是说，作为 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ ，例如当选择表 1 的参数 p21（中心波长 500nm）、p45（中心波长 620nm）、p51（中心波长 650nm）时，作为系数 (k_{pr} 、 k_{pg} 、 k_{pb})，可将 p21 的 (-0.00119、0.002346、0.0016)、p45 的 (0.004022、0.000068、-0.00097)、p51 的 (0.005152、-0.00192、0.000088) 代入上式。

[0044B]

在上述式 3 中，输入了上述各参数值的状态如下所示。

[式 4]

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

合成了象这样的分光推定运算而求得的窄带分光图像的诊断用图像，利用图 4 及图 5 所示的频段的色成分构成。也就是说，图 4 是在由原色型的滤色片组成的镶嵌滤光器的分光灵敏度特性上，重叠形成诊断用图像的 3 个频段的概念图（滤色片和 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ 的各频段的灵敏度的刻度不一致）。另外，图 5 是在生体粘膜的分光反射强度的分布上，重叠形成上述诊断用图像的 3 个频段的概念图。作为上述 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ ，被选择的参数 p21、p45、p51，如图示那样，表示顺次以 500nm、620nm、650nm 为中心波长，±10nm 左右的范围的频段。上述诊断用图像，由此 3 种频段的色的组合构成。

也就是说，对应上述分光图像推定运算得到的上述式的 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ 的窄带分光图像数据 Dc1、Dc2、Dc3，被输入到诊断用图像数据生成部 144 中合成、生成诊断用图像数据 Ds (c)，其后诊断用图像数据 Ds (c) 所表示的诊断用图像 Gs (c) 被显示在显示装置 80 中。

还有，每按下上述顺方向切换按钮 124U 或逆方向切换按钮 124D 时，重复地进行生成对应被选择的波长设定值的诊断用图像的上述动作，相互不同种类的诊断用图像被顺次显示。

另一方面，通过将显示模式切换部 134 切换到通常图像显示模式，能够显示通常的彩色图像。

还有，利用上述分光图像推定运算、取得窄带分光图像的手法，可参照特开 2003—93336 号公报或三宅洋一著[数字彩色图像的分析评价]东京大学出版社等。

下面，针对通过显示模式切换部 134、从通常图像显示模式向诊断用图像显示模式切换时，使对应存储于最新波长设定值存储部 136 中的波长设定值的诊断用图像显示出来的作用进行说明。

例如，在诊断用图像显示模式中，如果通过波长设定值选择部 124 选择波长设定值 $Se(g)$ 时，显示波长设定值 $Se(g)$ 的数据从波长设定值选择部 124 被转发到矩阵数据提取部 132 中，此时也可在最新波长设定值存储部 136 中存储表示此波长设定值 $Se(g)$ 的数据。而且，象上述那样，采用对应波长设定值 $Se(g)$ 的分光反射推定矩阵数据 $M(g)$ 生成的诊断用图像 $Gs(g)$ ，被显示在显示装置中。

其后，当按下通常图像显示按钮 134T、从诊断用图像显示模式向通常图像显示模式切换时，变成如下的状态。即从诊断用图像 $Gs(g)$ 被显示在显示装置 80 中的状态切换到通常图像 Gt 被显示的状态，但最新波长设定值存储部 136 仍保持其存储上述波长设定值 $Se(g)$ 的状态。

其次，如果按下诊断用图像显示按钮 134S、切换到诊断用图像显示模式时，初期显示设定部 138 检测从上述通常图像模式切换到诊断用图像显示模式的情况。而且，此初期显示设定部 138，参照存储于最新波长设定值存储部 136 中的波长设定值 $Se(g)$ ，以波长设定值选择部 124 变成选择了波长设定值 $Se(g)$ 的状态那样的方式，控制上述波长设定值选择部 124。

由此，和上述相同，利用对应波长设定值 $Se(g)$ 的分光反射推定矩阵数据 $M(g)$ 生成的诊断用图像 $Gs(g)$ 被显示出来。

也就是说，当从通常图像向诊断用图像切换显示时，矩阵数据提取部 132 提取存储于最新波长设定值存储部 136 中的对应波长设定值 $Se(g)$

的分光反射推定矩阵数据 $M(g)$ ，将此提取的分光反射推定矩阵数据 $M(g)$ 输出到分光图像推定运算部 128 中。而且，和上述相同，实施分光图像推定运算等，使诊断用图像 $G_s(g)$ 被显示在显示装置 80 中。

上述诊断用图像 $G_s(g)$ 显示后，可使对应按下顺方向切换按钮 124U 或逆方向切换按钮 124D 选择的波长设定值的期望的诊断用图像显示出来。

在上述实施方式中，作为选择波长设定值的机构是采用顺方向及逆方向顺次循环选择 $Se(a)$ 、 $Se(b)$ 、 \cdots $Se(h)$ 循环切换方式，但并不限于那种情况。

例如，不像上述那样进行循环选择，仅仅在顺方向及逆方向的顺次选择波长设定值 $Se(a)$ 、 $Se(b)$ 、 \cdots $Se(h)$ 的情况下，即采用在波长设定值 $Se(h)$ 后选择波长设定值 $Se(a)$ ，在波长设定值 $Se(a)$ 后不选择波长设定值 $Se(h)$ 的限制顺序切换方式。还有，也可采用具备可随机选择各个波长 $Se(a)$ 、 $Se(b)$ 、 \cdots $Se(h)$ 的各个按钮的随机切换方式等。

采用上述限制顺序切换方式、随机切换方式的情况，和采用上述循环切换方式时的效果相同，即从通常图像向诊断用图像切换时，使对应存储于最新波长设定值存储机构的波长设定值的诊断用图像显示出来，得到能够更容易进行通常图像和期望的诊断用图像的切换操作的效果。

还有，当存储被选择的最新的波长设定值，从通常图像向诊断用图像切换图像的显示时，显示对应上述最新波长设定值的诊断用图像的构成，哪种方式都可采用，并不限于采用上述最新波长设定值存储部及初期显示设定部的情况。

当存储上述被选择的最新的波长设定值、从通常图像向诊断用图像切换图像的显示时，作为实现显示对应上述最新波长设定值的诊断用图像的功能的方式，可采用以下的变形例所示的方式等。

（变形例 1）

图 1 是表示变形例 1 的概略构成的框图，是变更图 9 的一部分、放大显示其部分的图。

此变形例 1 省略上述图 9 所示的最新波长设定值存储部 136 及初期显示设定部 138，在诊断用图像显示模式中，在按下顺方向切换按钮 124U

或逆方向切换按钮 124D 以外的情况下，具备由禁止波长设定值的选择状态的变更的波长设定值选择 124'代替上述波长设定值选择部 124 的方式。这样，可用此波长设定值选择部 124'实现和采用初期显示设定部 138 的情况相同的作用。

也就是说，波长设定值选择部 124'，检测表示从诊断用图像显示模式向通常图像显示模式切换下的从显示模式切换部 134 来的信号，通过保持的选择了最新波长设定值的状态，存储上述最新的波长设定值。而且，当从通常图像到诊断用图像切换图像的显示时，通过保持上述最新的波长设定值被选择的状态，作为被选择的波长设定值的初期值，选择上述最新的波长设定值，使其对应上述最新波长设定值的诊断用图像显示出来。还有，上述波长设定值选择部 124'，检测表示从诊断用图像显示模式向通常图像显示模式切换下的从显示模式切换部 134 来的信号，消除上述波长设定值的选择状态的变更的禁止。

在上述情况下，波长设定值选择部 124'兼有利用图 9 说明的最新波长设定值存储部 136 和初期显示设定部 138。其他的构成及其作用和利用图 9 说明的情况相同。

还有，上述波长设定值选择部 124'，也可含有在电子内窥镜装置 100 的驱动电源处于 OFF 状态的情况下，能保持最新波长设定值的存储的作为备用机构的备用电源 125。

（变形例 2）

图 12 是表示变形例 2 的概略构成的图，是变更图 9 的一部分、放大显示其部分的图。

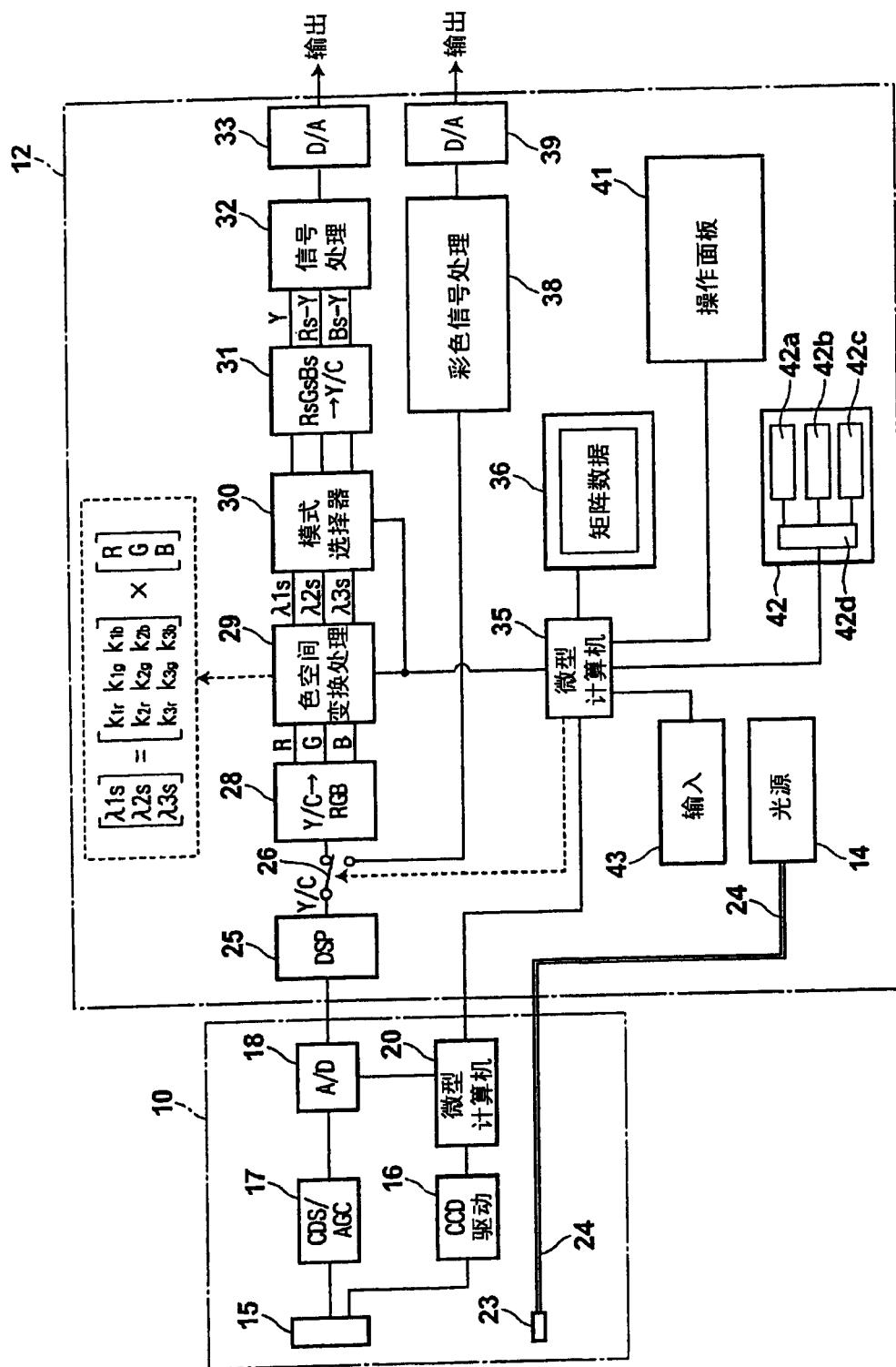
此变形例 2 省略上述图 9 所示的最新波长设定值存储部 136 及初期显示设定部 138，具备存储部 146 和传送控制部 148。

上述存储部 146，存储从矩阵数据提取部 132 传送到分光图像推定运算部 128 的最新的分光反射推定矩阵数据 M。另外，上述传送控制部 148，当从通常图像模式向诊断用图像模式切换时，检测此切换，阻断矩阵数据提取部 132 向分光图像推定运算部 128 的分光反射推定矩阵数据的传送，存储部 146 将存储的最新的分光反射推定矩阵数据 M 从存储部 146 传送到分光图像推定运算部 128 中。

另一方面，在诊断用图像模式中，如果控制部 148 检测到顺方向切换按钮 124U 或逆方向切换按钮 124D 被按下时，检测此切换的传送控制部 148，解除从阻断的矩阵数据提取部 132 向分光图像推定运算部 128 的分光反射推定矩阵数据 M 的传送。

由于具备上述存储部 146 和传送控制部 148，和上述变形例 1 相同，当存储被选择的最新的波长设定值，从通常图像向诊断用图像进行图像的显示的切换时，可使其对应上述最新的波长设定值的诊断用图像显示出来。

上述存储部 146 是存储分光反射推定矩阵数据的，但此分光反射推定矩阵数据是对应波长设定值的，实质上可将存储部 146 看作是存储最新的波长设定值的，此变形例 2 的构成包含在本发明中。



1

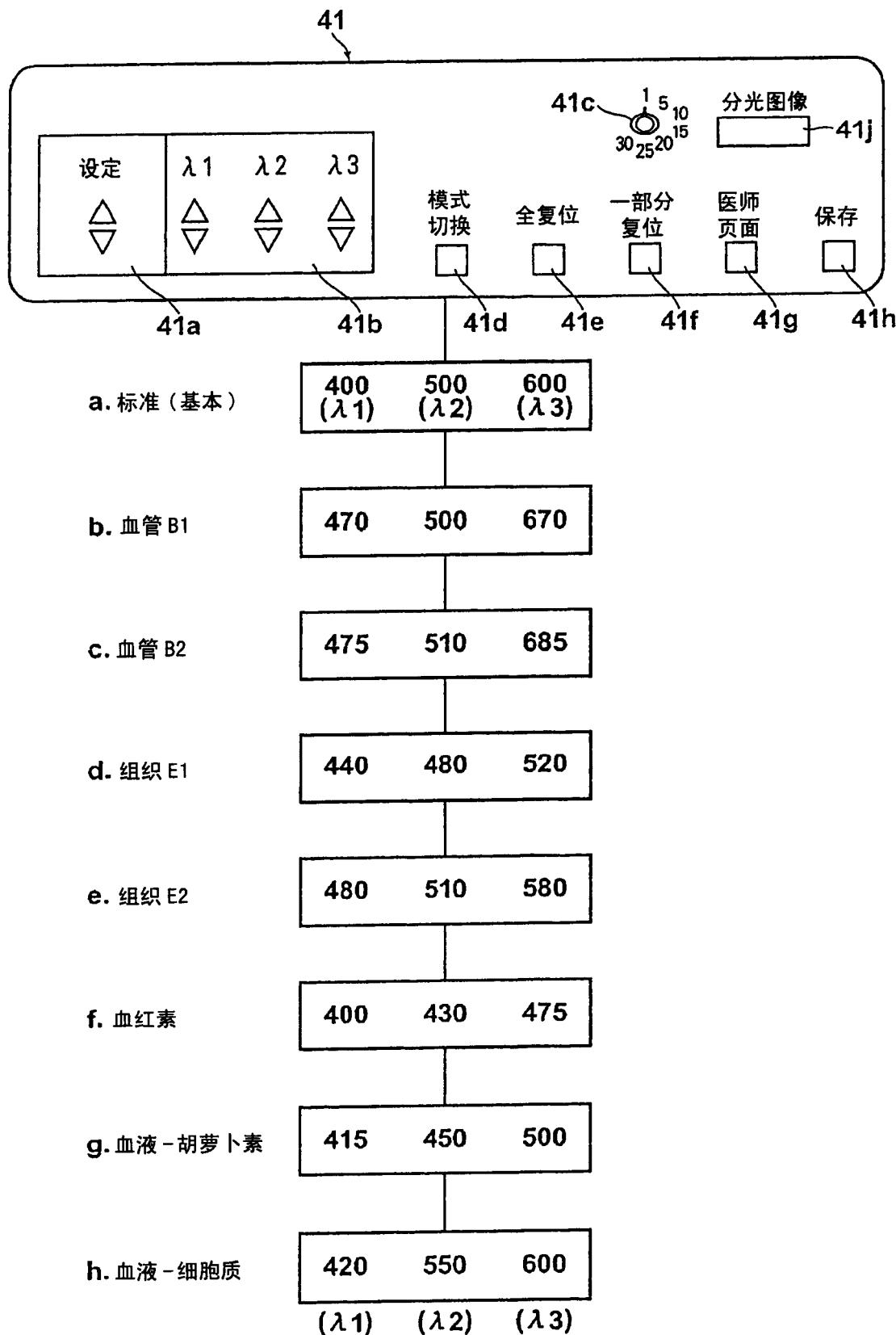


图 2

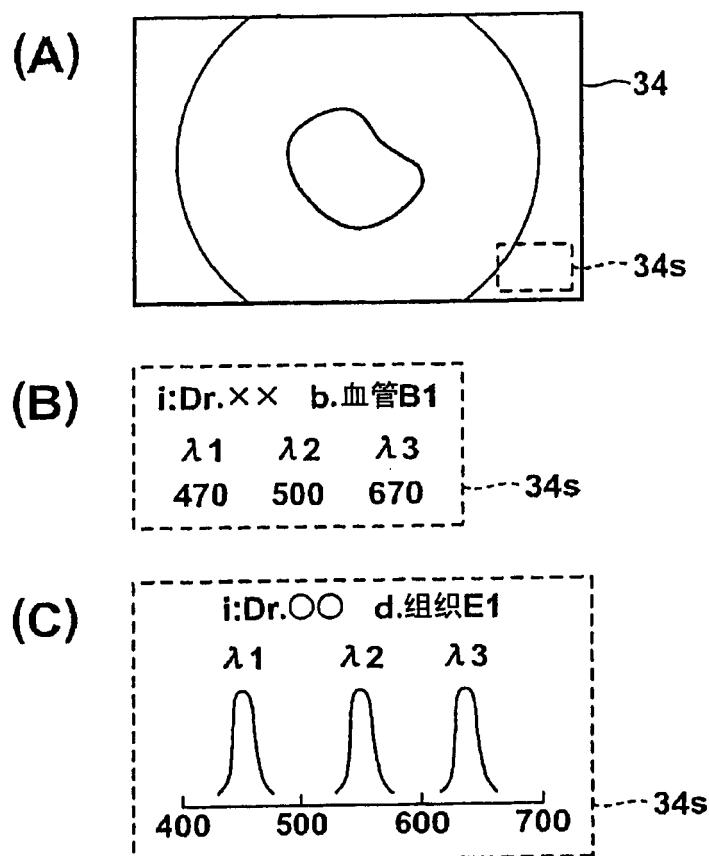


图 3

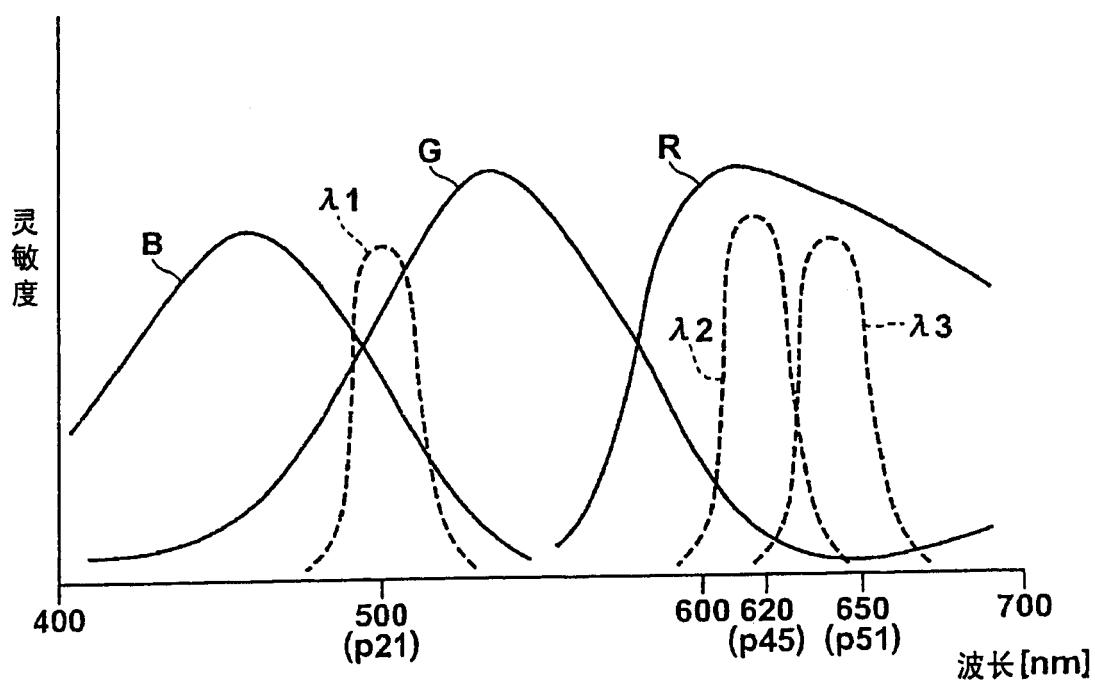


图 4

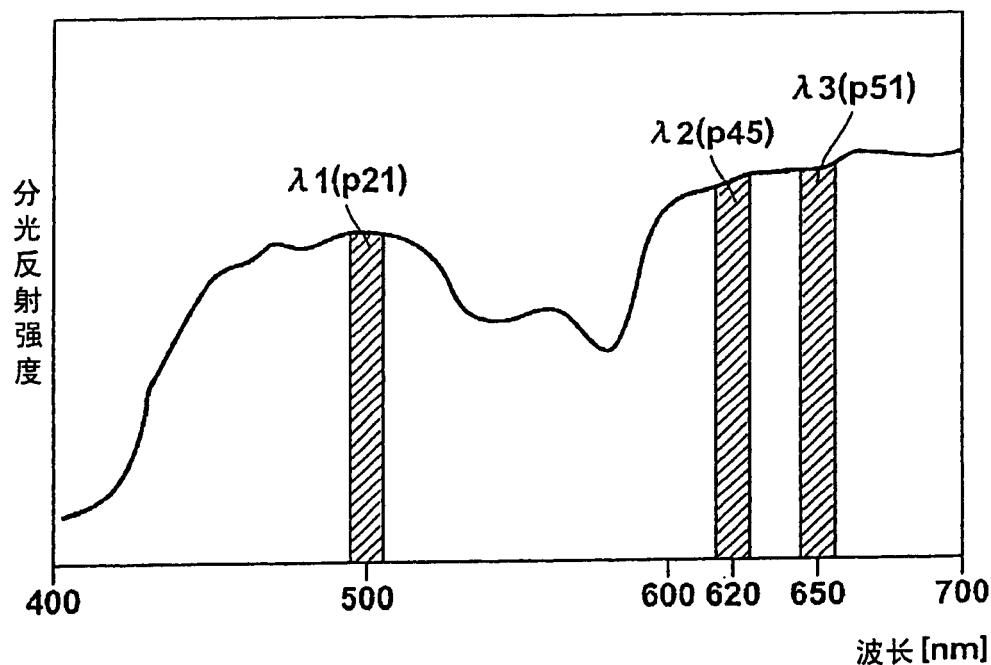


图 5

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

图 6

(单色模式、单一波长设定值)

$\lambda 1$	$\lambda 2$	$\lambda 3$
470	470	470
⋮		
500	500	500
⋮		
530	530	530

图 7

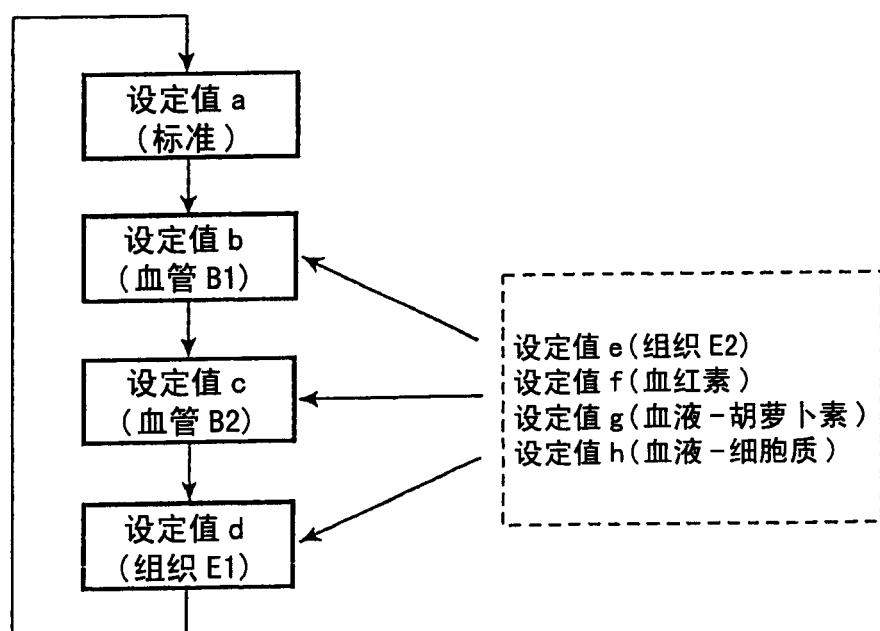


图 8

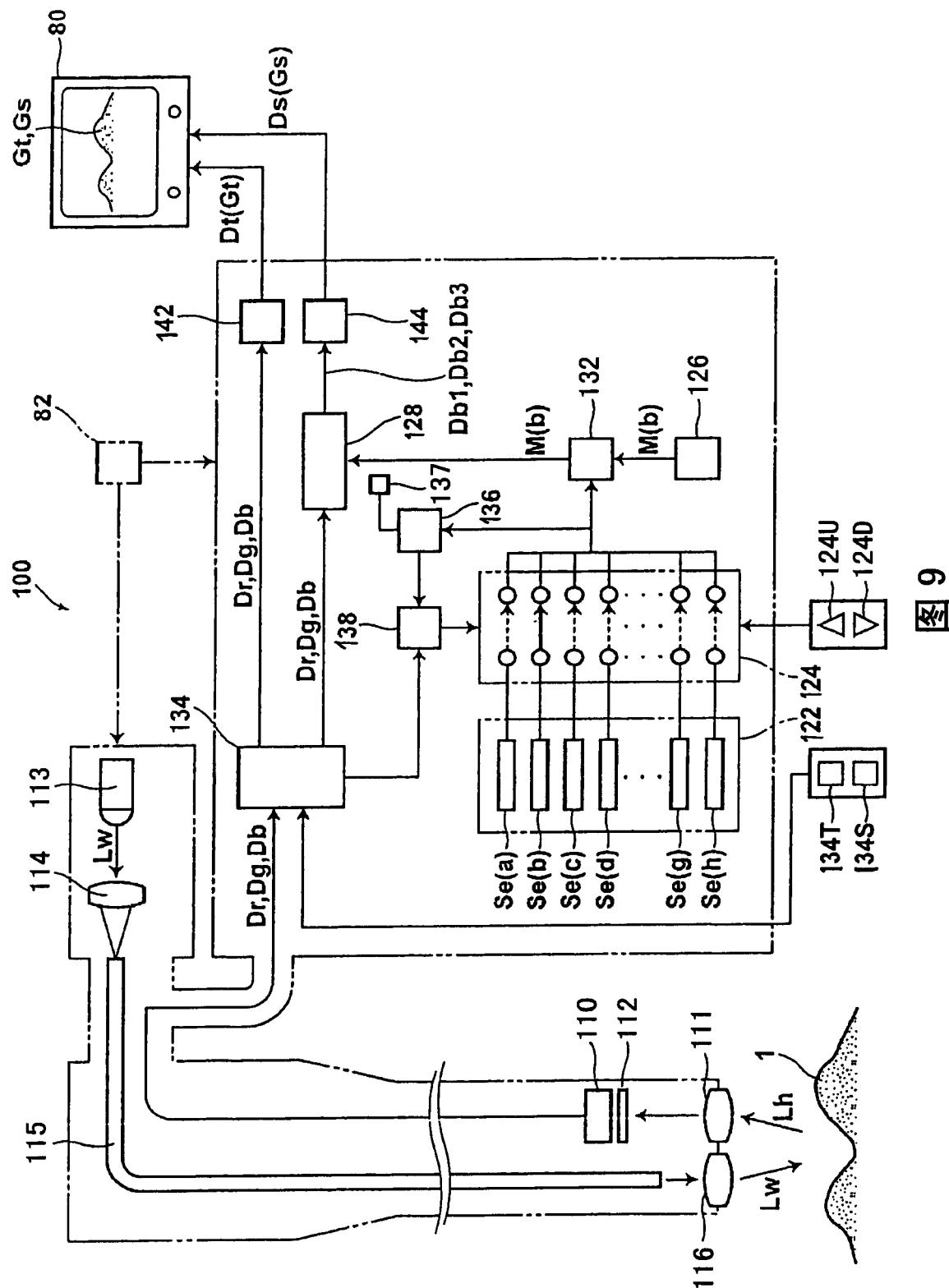


图 9

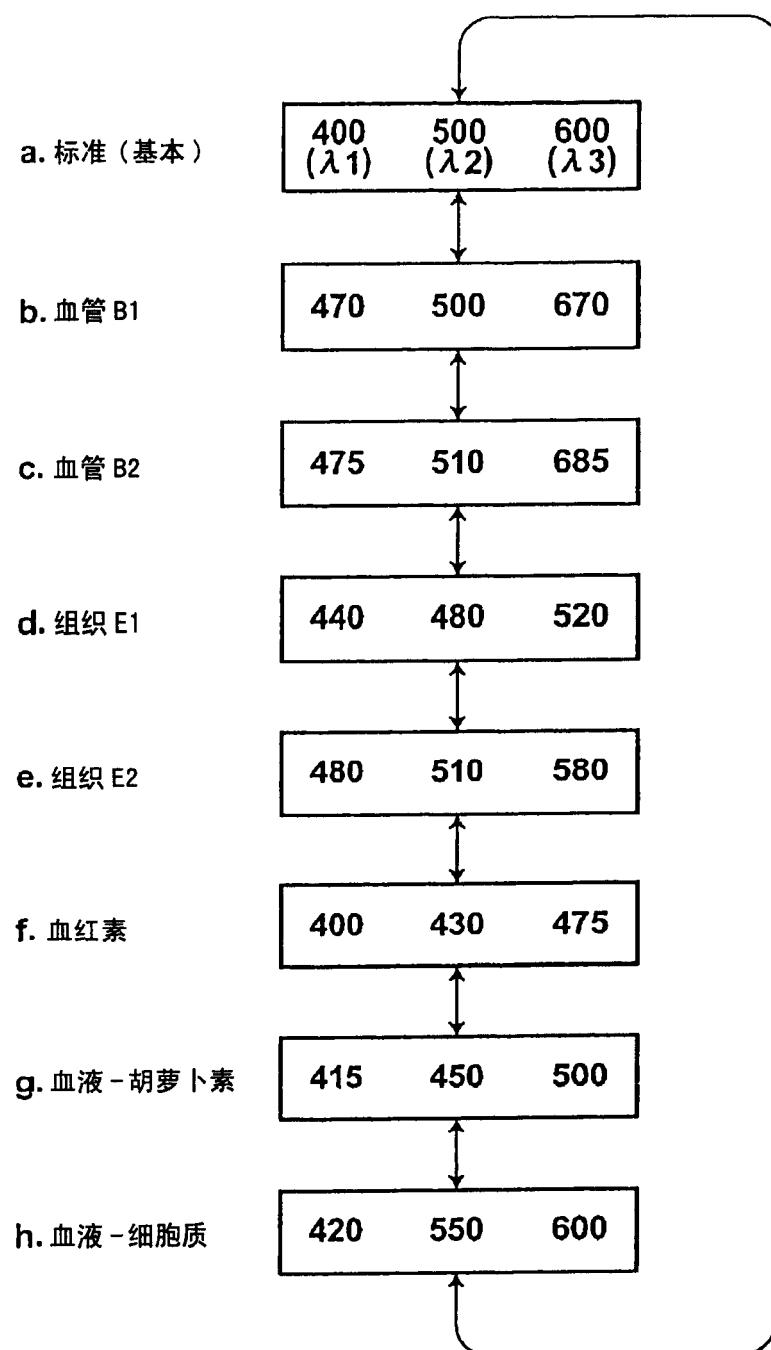


图 10

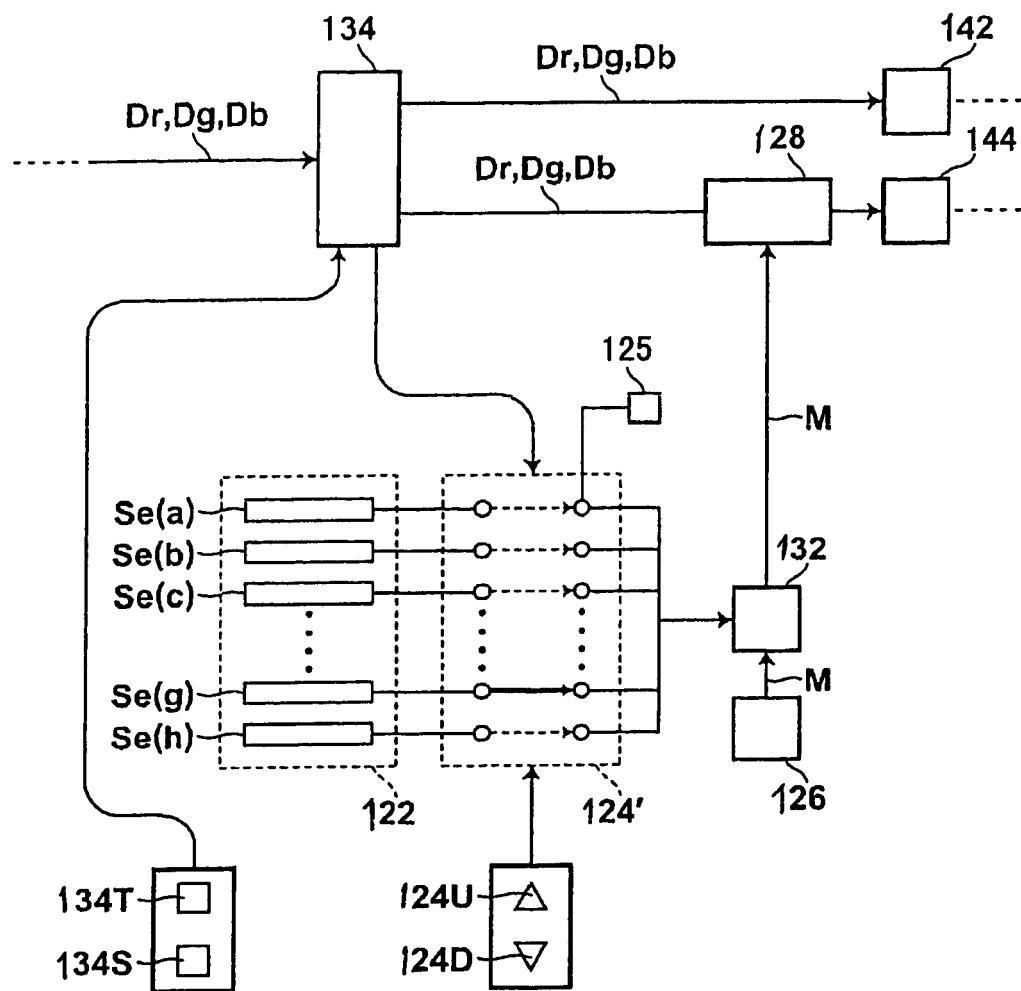
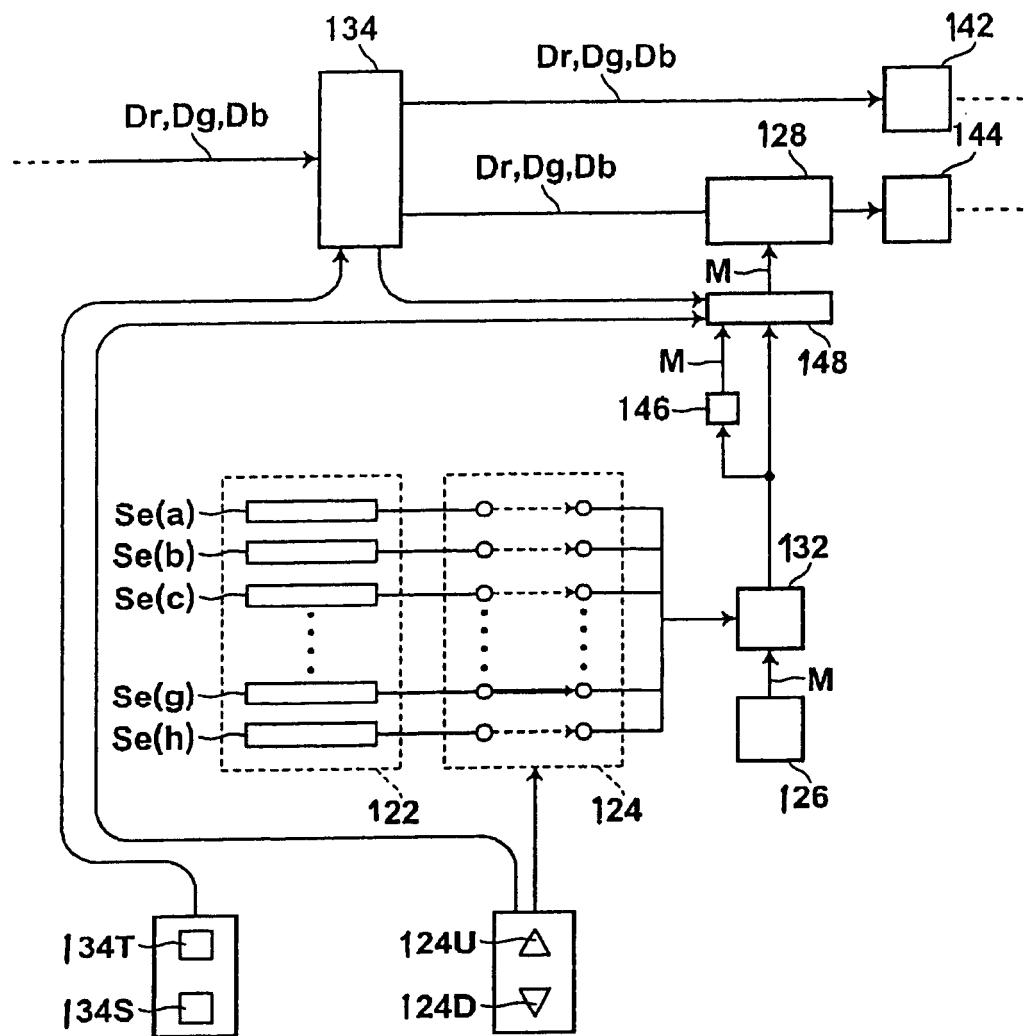


图 11



冬 12

专利名称(译)	内窥镜装置		
公开(公告)号	CN1827033A	公开(公告)日	2006-09-06
申请号	CN200610059451.8	申请日	2006-03-02
[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 阿部一则 绫目大辅 樋口充		
发明人	竹内信次 阿部一则 绫目大辅 樋口充		
IPC分类号	A61B1/04 G02B23/24 H04N7/18 H04N9/04		
代理人(译)	刘建		
优先权	2005060200 2005-03-04 JP 2005300191 2005-10-14 JP 2005300192 2005-10-14 JP		
其他公开文献	CN100450426C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种内窥镜装置，在利用装置于内窥镜中的摄像器件、形成被观察体的彩色图像信号的内窥镜装置中，设置：存储构成分光图像的频段的矩阵数据的存储部；利用此存储部的矩阵数据、进行基于上述彩色图像信号的矩阵运算，形成被选择的频段的分光图像的分光图像形成电路；边连续地或阶段地切换此分光图像形成电路形成的分光图像的频段、边选择的波长选择机构。

