

[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 200710162409.3

[43] 公开日 2008 年 4 月 2 日

[51] Int. Cl.

A61B 1/04 (2006.01)

G02B 23/24 (2006.01)

H04N 7/18 (2006.01)

[22] 申请日 2007.9.29

[21] 申请号 200710162409.3

[30] 优先权

[32] 2006.9.29 [33] JP [31] 2006-267104

[71] 申请人 富士能株式会社

地址 日本国埼玉县

[72] 发明人 关口正

[74] 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司

代理人 李香兰

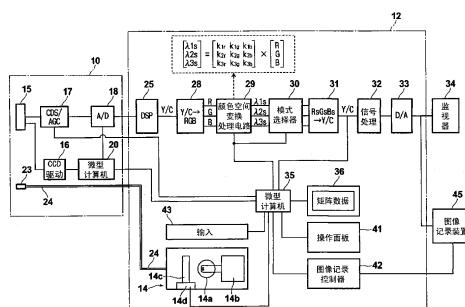
权利要求书 1 页 说明书 16 页 附图 5 页

[54] 发明名称

电子内窥镜装置

[57] 摘要

根据彩色摄像元件的输出图像信号来形成规定波长范围的分光图像的电子内窥镜装置中，以该实物的色调显示被观察体的分光图像。该电子内窥镜装置，具备：向被观察体照射白色光的光源(14)；对被观察体进行拍摄的彩色摄像元件(15)；和基于该元件(15)的输出的Y(亮度)/C(色差)信号变换后得到的R、G、B三种颜色图像信号，形成规定波长范围的分光图像的分光图像形成电路(29)，分光图像形成电路(29)按照生成用于以被指定的波长范围的颜色表示分光图像的分光图像信号的方式构成。



1、一种电子内窥镜装置，具备：

光源，其向被观察体照射白色光；

彩色摄像元件，其对接受了该白色光照射的所述被观察体进行拍摄；

分光图像形成电路，其通过基于该彩色摄像元件的输出的 RGB 三种颜色图像信号与规定的矩阵数据之间的运算，形成用于表示所指定波长的分光图像的分光图像信号，

所述分光图像形成电路按照针对互相不同的至少三种波长生成所述分光图像信号，分别作为以所述被指定的波长的颜色表示分光图像的信号的方式构成。

2、根据权利要求 1 所述的电子内窥镜装置，其特征在于，

还具备存储机构，其存储矩阵数据，该矩阵数据用于生成以所述被指定的波长颜色表示分光图像的分光图像信号。

3、根据权利要求 1 或 2 所述的电子内窥镜装置，其特征在于，

被构成为：所述分光图像形成电路在也可生成以各自固定的颜色表示所述分光图像的信号作为所述分光图像信号后，

可以选择地切换输出以该固定颜色表示所述分光图像的信号和以所述被指定的波长颜色表示分光图像的信号。

## 电子内窥镜装置

### 技术领域

本发明涉及一种电子内窥镜装置，特别详细地说，涉及通过对载有被观察体的彩色图像的图像信号进行运算处理，形成并可显示特定的波长范围的分光图像（影像）的电子内窥镜装置。

### 背景技术

在使用固体摄像元件的电子内窥镜装置的领域，近年来，根据胃粘膜等消化器官中的分光反射率，组合窄频带带通滤光器而进行分光成像的装置，即窄频带滤光器内置电子内窥镜装置（Narrow Band Imaging—NBI）备受关注。该装置，代替面顺次式的 R（红）、G（绿）、B（兰）的旋转滤光器而设置三个窄（波长）频带的带通滤光器，经由该窄频带带通滤光器顺次输出照明光，并且在对由这些照明光得到的三个信号分别进行权重赋予的同时进行与 R、G、B（RGB）信号的情况同样的处理，由此形成分光图像。根据这样的分光图像，在胃、大肠等消化器管中，可以提取以往不能得到的细微构造等。

另一方面，不是使用上述窄频带带通滤光器的面顺次式的装置，如专利文献 1、2 和非专利文献 1 所示，提出了如下方案：在固体摄像元件中配置微小马赛克拼成式的颜色滤光器的同时式中，以拍摄由白色光照射的被观察体而得到的图像信号为基础，通过运算处理来形成分光图像。这是求出 RGB 各个彩色灵敏度特性数值数据化后的参数与特定的窄频带带通滤光器的分光特性数值数据化后的参数之间的关系，作为矩阵数据（系数组），通过该矩阵数据和 RGB 信号之间的运算，得到经由窄频带带通滤光器得到的分光图像推定后的分光图像信号。在通过这样的运算形成分光图像的情况下，不必准备与期望的波长范围对应的多个滤光器，且不需要这些交换配置，因此可以避免装置的大型化，实现成本降低。

专利文献 1：日本国特开平 7—96005 号公报；

专利文献 2: 日本国特开 2003—93336 号公报;

非专利文献 1: 三宅洋一著《デジタルカラー画像の解析・評価》東京大学出版会、2000 年、p.148~153。

但是,通过上述运算得到分光图像的现有电子内窥镜装置,因为被构成:将分光图像作为单色图像进行显示、或作为以预先指定的特定的三种颜色为基础而形成的彩色图像进行显示,所以例如虽然正常的部分和病灶部分之间的区别是明确的,但是有时显示部位也被以实际不同的颜色显示,这一点使未使用惯装置的医生等感到困惑。

## 发明内容

本发明是鉴于上述问题而做出的,其目的在于在通过上述运算得到分光图像的电子内窥镜装置中,可以将分光图像中的部位以实际颜色相同的色调进行显示。

本发明的电子内窥镜装置,具备:

光源,其向被观察体照射白色光;

彩色摄像元件,其对接受了该白色光的照射的所述被观察体进行拍摄;

分光图像形成电路,其通过基于该彩色摄像元件的输出的 RGB 三种颜色图像信号与规定的矩阵数据之间的运算,形成用于表示被指定波长的分光图像的分光图像信号,

所述分光图像形成电路按照针对互相不同的至少三种波长生成所述分光图像信号,分别作为以所述被指定的波长的颜色表示分光图像的信号的方式构成。

另外,优选所述三种波长分别为红、绿、兰区域的波长。

另外,优选用于生成以所述被指定的波长颜色表示分光图像的分光图像信号的矩阵数据,预先生成并存储在存储机构中。

另外,优选被构成为:所述分光图像形成电路在可生成以各自固定的颜色表示所述分光图像的信号作为所述分光图像信号的基础上,可选择地切换输出以该固定颜色表示所述分光图像的信号和以所述被指定的波长颜色表示分光图像的信号。

## 发明效果

在本发明的电子内窥镜装置中，因为分光图像形成电路构成为生成针对互相不同的至少三种波长的分光图像信号，所以如果根据该分光图像信号，则可以形成彩色分光图像。而且，因为这些分光图像信号分别作为以被指定的波长颜色表示分光图像的信号，所以基于该分光图像信号由显示机构显示、或由录像记录机构记录的分光图像成为基本上以实物相同的色调显示由彩色摄像元件拍摄的部分的图像。

另外，在本发明的电子内窥镜装置中，特别是在预先生成上述那样的矩阵数据并存储在存储机构时，可以迅速地进行该运算处理，以短时间显示或记录分光图像。

另外，在本发明的电子内窥镜装置中，特别是分光图像形成电路在可生成以各自固定颜色表示分光图像的信号作为分光图像信号的基础上，可以选择地切换输出以该固定的颜色表示分光图像的信号和以所述被指定的波长颜色表示分光图像的信号的情况下，可以将分光图像按照医生的要求，如上所述那样以实物相同的色调显示或记录，或者可以随意地选择执行以固定色调显示或记录。

## 附图说明

图 1 是表示本发明的一实施方式相关的电子内窥镜装置的结构的方框图。

图 2 是表示构成图 1 的电子内窥镜装置的处理器装置的操作面板的结构和波长组的例子的图。

图 3 是表示图 1 的电子内窥镜装置的监视器中的波长信息显示区域和其显示例的图。

图 4 是与原色型 CCD 的分光灵敏度特性一起表示分光图像的波长范围的一例的曲线。

图 5 是与活体的反射频谱一起表示分光图像的波长范围的一例的曲线。

图 6 是表示用图 1 的电子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 是表示图 1 的电子内窥镜装置中在单色模式下选择的波长组的图。

图中符号说明：

- 10—检查镜（电子内窥镜本体部）
- 12—处理器装置
- 14—光源装置
- 15—CCD
- 17—CDS/AGC 电路
- 20、35—微型计算机
- 25—DSP
- 28—第一颜色变换电路
- 29—颜色空间变换处理电路
- 30—模式选择器
- 31—第二颜色变换电路
- 32—信号处理电路
- 34—监视器
- 34s—波长信息显示区域
- 36—存储器
- 41—操作面板
- 43—输入部

### 具体实施方式

以下，参照附图，详细地说明本发明的实施方式。

图 1 是表示本发明的一实施方式的电子内窥镜装置的基本结构的图。本实施方式的电子内窥镜装置，在设定为用于显示后述形成的被观察体的分光图像的模式和用于显示被观察体的通常图像的模式的任一方，进而构成为在分光图像显示模式下，选择地设定成以下模式的一方：将分光图像作为基于固定的三种颜色图像信号的彩色图像进行显示的模式、和以实物（接近实物）的色调作为用于显示被观察体的彩色图像进行显示的模式。首先，对分光图像显示模式和其结构进行说明。

如图所示，该电子内窥镜装置由检查镜（scope）10 即内窥镜本体部

分、和与该检查镜以拆卸自如方式连接的处理器装置 12 构成，处理器装置 12 内配置有发出白色光的光源装置 14。在检查镜 10 的前端设置照明窗 23，该照明窗 23 和一端连接于上述光源装置 14 的引导线（line guide）24 的另一端相对置。另外，光源装置 14 也可以配置在与处理器装置 12 分体的部分。

在上述检查镜 10 的前端部设置有固体摄像元件 CCD15。作为该 CCD15，可以使用例如在摄像面具有 Mg（洋红）、Ye（黄色）、Cy（青色）、G（绿色）的颜色滤光器的补色型、或具有 RGB 的颜色滤光器的原色型。

在 CCD15 中，连接有根据同步信号形成驱动脉冲的 CCD 驱动电路 16，而且还连接有对该 CCD15 输出的图像（影像）信号进行采样放大的 CDS/AGC（相关二重采样/自动增益控制）电路 17。另外，在 CDS/AGC 电路 17 中连接有将其模拟输出数字化的 A/D 变换器 18。进而，在检查镜 10 内配设有对其中所设置的各种电路进行控制且对其与处理器装置 12 之间的通信进行控制的微型计算机 20。

另一方面，在处理器装置 12 中设置 DSP（数字信号处理器）25，其对由 A/D 变换器 18 数字化后的图像信号施以各种图像处理。该 DSP25 根据上述图像信号生成由亮度（Y）信号和色差[C（R-Y, B-Y）]信号构成的 Y/C 信号且将其输出，在该 DSP25 中连接有第一颜色变换电路 28。该第一颜色变换电路 28 将从 DSP25 输出的 Y/C 信号变换为 R、G、B 三种颜色图像信号。另外，DSP25 也可以配置在检查镜 10 侧。

在上述第一颜色变换电路 28 的后端侧按照如下顺序依次连接有颜色空间变换处理电路 29、模式选择器 30、第二颜色变换电路 31、信号处理电路 32 以及 D/A 变换器 33，颜色空间变换处理电路 29 进行用于分光图像形成的矩阵运算，输出用于表示选择波长范围  $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$  的分光图像的图像信号；模式选择器 30 选择用于形成一个窄波长范围的分光图像的单色模式和用于形成由三种波长范围构成的分光图像的三色模式中的任一个；第二颜色变换电路 31，其将一个波长范围或三个波长范围的图像信号  $\lambda 1s$ 、 $\lambda 2s$ 、 $\lambda 3s$  为了进行与 RGB 信号对应的处理而作为 Rs、Gs、Bs 信号输入，且将该 Rs、Gs、Bs 信号变换为 Y/C 信号；信号处理电路 32 进行镜像处理、掩模生成、字符生成等其他各种信号处理。而且，最后段

的 D/A 变换器 33, 与配置在处理器装置 12 外的例如由液晶显示装置或 CRT 等构成的监视器 34 和由光扫描记录装置等构成的图像记录装置 45 连接。另外, 也可以设定二色模式来代替模式选择器 30 所选择的三色模式, 该二色模式下形成由两个波长范围构成的分光图像。

另外, 在处理器装置 12 内设置有微型计算机 35, 该微型计算机 35 具有与检查镜 10 之间进行通信, 同时对该装置 12 内的各个电路进行控制, 且将存储器 36 中存储的矩阵(系数)数据输入到上述颜色空间变换处理电路 29 等功能。在上述存储器 36 中以表格形式存储有根据 RGB 信号来形成分光图像的矩阵数据。在本实施方式中, 下述表 1 表示了该存储器 36 中存储的矩阵数据的一例。

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
P1	1.00000	0.00000	0.00000
P2	0.00000	1.00000	0.00000
P3	0.00000	0.00000	1.00000

该表 1 的矩阵数据, 例如由 400nm 到 700nm 的波长范围以 5nm 间隔分割后的 61 个波长范围参数(系数组) p1~p61 和用于通常图像形成的参

数 P1~P3 构成。参数 p1~p61 分别由矩阵运算用的系数  $k_{pr}$ 、 $k_{pg}$ 、 $k_{pb}$  ( $p = 1 \sim 61$ ) 构成, 另一方面参数 P1 由系数 (1.00000, 0.00000, 0.00000) 构成, 参数 P2 由系数 (0.00000, 1.00000, 0.00000) 构成, 参数 P3 由系数 (0.00000, 0.00000, 1.00000) 构成。

而且, 在颜色空间变换处理电路 29 中, 通过上述系数  $k_{pr}$ 、 $k_{pg}$ 、 $k_{pb}$  和第一颜色变换电路 28 输出的 RGB 信号, 进行由下式表示的矩阵运算, 形成分光图像信号  $\lambda 1s$ 、 $\lambda 2s$ 、 $\lambda 3s$ 。

[式 1]

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

即, 在作为构成分光图像的波长范围  $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$  例如分别选择 500nm、620nm、650nm 时, 作为系数 ( $k_{pr}$ 、 $k_{pg}$ 、 $k_{pb}$ ) 使用表 1 的 61 个参数中的、中心波长 500nm 对应的参数 p21 的系数 (-0.00119, 0.002346, 0.0016)、中心波长 620nm 对应的参数 p45 的系数 (0.004022, 0.000068, -0.00097) 和中心波长 650nm 对应的参数 p51 的系数 (0.005152, -0.00192, 0.000088) 进行上述矩阵运算。

另外, 颜色空间变换处理电路 29, 如后面所述, 在提供通常图像显示或记录指示时, 使用参数 P1~P3 的系数进行上述矩阵运算。因此, 此时, 从第一颜色变换电路 28 输出的 RGB 信号直接被该颜色空间变换处理电路 29 输出。

微型计算机 35 除所述存储器 36 外, 还连接有操作面板 41、图像记录控制器 42 及由键盘等构成的输入部 43。图 2 详细地表示上述操作面板 41。在该操作面板 41 中设置有概略图示的例如用于选择 a~h 的波长组的组选择开关 41a; 用于选择波长范围  $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$  的各个中心波长的波长选择开关 41b; 由该波长切换开关 41b 进行的设定波长切换的宽度的切换宽度设定开关 41c; 用于切换所述单色模式和三色模式的单色-三色模式切换开关 41d 以及用于指示形成分光图像的分光图像形成开关 41j。

另外, 所述分光图像形成开关 41j 也可以设置在检查镜 10 侧。另外, 在该分光图像形成开关 41j 的下侧设置固定颜色模式开关 41e 和实际颜色

模式开关 41f，对此在后面进行描述。

以下，对于具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。首先从按下分光图像开关 41j 时即分光图像的形成开始进行说明。

在形成该分光图像时，驱动图 1 所示的光源装置 14，其所发生的白色光入射到引导线 24，从配置在检查镜 10 内的引导线 24 的前端所射出的白色光照射到被观察体。而且，由 CCD 驱动电路 16 驱动的 CCD15 对该被观察体进行摄像，并且输出摄像信号。该摄像信号在 CDS/AGC 电路 17 接受相关二重采样和自动增益控制后，在 A/D 变换器 18 进行 A/D 变换，作为数字信号被输入到处理器装置 12 的 DSP25。

在 DSP25 中，对来自检查镜 10 的输出信号进行伽马处理，且对介由 Mg、Ye、Cy、G 的颜色滤光器得到的信号进行颜色变换处理，形成如上所述的 Y/C 信号。该 DSP25 输出的 Y/C 信号被输入到第一颜色变换电路 28，在此被变换为 RGB 信号。该 RGB 信号被输入颜色空间变换处理电路 29，在该颜色空间变换处理电路 29 通过 RGB 信号和矩阵数据进行用于分光图像形成的矩阵运算。

以下，对于该运算进行详细地说明。在按下图 2 所示的操作面板 41 的分光图像形成开关 41j 时，颜色空间变换处理电路 29 使用存储在上述存储器 36 中的矩阵数据，通过其和各个像素的 RGB 信号，进行分光图像形成用的所述（式 1）的矩阵运算。即此时通过操作面板 41 的操作，设定  $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$  三个波长范围，微型计算机 35 从存储器 36 读出与这三个选择波长范围对应的矩阵数据，且将其输入到颜色空间变换处理电路 29。

例如，在作为三个波长范围  $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$  而选择波长 500nm、620nm、650nm 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，根据各个像素的 RGB 信号进行下式（式 2）的矩阵运算而形成分光图像信号  $\lambda 1s$ 、 $\lambda 2s$ 、 $\lambda 3s$ 。

[式 2]

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

另外，在由与图 2 的单色—三色模式切换开关 41d 连接的模式选择开关 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  $Rs$ 、 $Gs$ 、 $Bs$  三种颜色图像信号被输入到第二颜色变换电路 31；另外，在选择单色模式时，分光图像信号  $\lambda 1s$ 、 $\lambda 2s$ 、 $\lambda 3s$  中的任一个作为  $Rs$ 、 $Gs$ 、 $Bs$  信号被输入到第二颜色变换电路 31。以下，对于选择了上述三色模式的情况进行详细的说明。

在上述第二颜色变换电路 31 中， $Rs$ 、 $Gs$ 、 $Bs$  三种颜色图像信号被变换为 Y/C 信号（Y、 $Rs-Y$ 、 $Bs-Y$ ），该 Y/C 信号通过信号处理电路 32 和 D/A 变换器 33 被输入到所述监视器 34 和图像记录装置 45。

根据上述 Y/C 信号显示在监视器 34 的分光图像，为由图 4 和图 5 所示的波长范围的颜色成分所构成的彩色图像。也就是，图 4 为在原色型 CCD15 的颜色滤光器的分光灵敏度特性 R、G、B 中重叠了用于形成分光图像的三种波长范围  $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$  的示意图。另外，图 5 为在活体的反射频谱中重叠了三种波长范围  $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$  的示意图。之前所例示的参数  $p21$ 、 $p45$ 、 $p51$  的分光图像信号  $\lambda 1s$ 、 $\lambda 2s$ 、 $\lambda 3s$  如图 5 所示是表示分别以 500nm、620nm、650nm 为中心波长的  $\pm 10nm$  左右的范围的波长范围的分光图像，记录或显示由这三种信号组合构成的彩色分光图像（动态图像或静止图像）。

另外，这样的彩色分光图像，在按压图 2 所示的固定颜色模式开关 41e 时，变为基于固定的三种颜色图像信号的彩色图像；另一方面，在按压同图所示的实际颜色模式开关 41f 时，变为将被观察体以实物颜色（接近实物的颜色）显示或记录的彩色图像，对于这一点在后面进行详细说明。

接着，针对上述波长范围  $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$  的选择进行说明。在本实施方式中，如图 2 所示，在本实施方式中，如图 2 所示，对  $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$  的波长组而言，例如 400、500、600 (nm, 以下同样) 的标准组 a、用于描绘血管的 470、500、670 的血管 B1 组 b、同样用于描绘血管的 475、510、685 的血管 B2 组 c、用于描绘特定组织的 440、480、520 的组织 E1 组 d、同样用于描绘特定组织的 480、510、580 的组织 E2 组 e、用于描绘高级球蛋白（不确定）和非高级球蛋白之间的差别的 400、430、475 的球蛋白组 f、用于描绘血液和胡萝卜素之间的差别的 415、450、500 血液—胡萝卜

素组 g、血液和细胞质之间的差别的 420、550、600 的血液—细胞质组 h 的 8 个波长组作为默认的波长组被存储在图 1 所示的存储器 36 的一部分中。

在电子内窥镜装置出厂后，在最初投入电源而使装置启动时，通过微型计算机 35 选择上述默认波长组。而且，在按压图 2 所示的操作面板 41 的分光图像形成开关 41j 时，上述所选择的波长组中的标准组 a 在图 3 的监视器 34 中显示在波长信息显示区域 34s。此时，如果按压模式切换开关 41d 选择三色模式，则从存储器 36 读出标准组 a 的  $\lambda 1=400\text{nm}$ 、 $\lambda 2=500\text{nm}$ 、 $\lambda 3=600\text{nm}$  所对应的各个参数，将这些参数输入到颜色空间变换处理电路 29。颜色空间变换处理电路 29 使用这样输入的参数进行上述的矩阵运算。

另外，临床医师等装置操作者，通过操作图 2 的操作面板 41 中所具有的组选择开关 41a，可以任意地选择默认波长组中的其他的波长组 b~h，微型计算机 35 将这样选择的波长组在图 3 的监视器 34 中显示在波长信息显示区域 34s。与此同时，此时也通过微型计算机 35 从存储器 36 中读出与选择的波长组的波长范围  $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$  所对应的各个参数，将这些参数输入到颜色空间变换处理电路 29。颜色空间变换处理电路 29 使用这样输入的参数进行上述矩阵运算。

另外，组选择开关 41a 如图 2 所示，由具有朝上的三角形的操作部的上行开关和具有朝下的三角形的操作部的下行开关构成，每按压一次前者，波长组逐次选择为 a→h→g…，与此相反，每按压一次后者，波长组逐次选择为 a→b→c…。

另外，在选择上述波长组 a~h 中的一组时，通过操作者操作波长选择开关 41b，可以将该选择的波长组的波长范围  $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$  各自变换为任意的值。在该波长范围变更时，可以通过切换宽度设定开关 41c 改变波长切换宽度。即通过旋转切换宽度设定开关 41c 的旋钮，可以设定按照接近连续切换的 1nm 宽度、分布切换的 5nm 宽度、10nm 宽度、20nm 宽度的方式连续地或分布地切换。另外，例如在以 1nm 宽度进行切换时，在 400~700nm 的范围内设定 301 的波长范围，生成与该 301 波长范围对应的矩阵数据 (p' 1~p' 301)。

图 6 表示该波长范围的选择，在设定上述 5nm 宽度时，如以  $\lambda 1$  的切换所示，按照  $400 \rightarrow 405 \rightarrow 410$  的方式进行切换，在设定上述 20nm 宽度时，如  $\lambda 3$  的切换所示，按照  $600 \rightarrow 620 \rightarrow 640$  的方式进行切换，该值显示在监视器 34 的波长信息显示区域 34s。

在图 3 中详细地显示了上述波长信息显示区域 34s 中的显示状态。在该实施方式中，通过上述信号处理电路 32 内的字符发生等，如图 3 (A) 所示，在监视器 34 的右下部等设定的波长信息显示区域 34s 显示波长信息。即在该波长信息显示区域 34s 中，如图 3 (B) 所示，在  $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$  等文字的下方，显示选择的波长的值 (nm)。或也可以如图 3 (C) 所示，设横轴为波长刻度，纵轴为灵敏度，以可动曲线 (图 4 所对应的) 对所选择的波长范围进行可视显示。

图 2 所示的模式切换开关 41d 进行单色模式和三色模式切换，在三色模式动作时，按下该模式切换开关 41d 则切换到单色模式，通过微型计算机 35 将波长范围  $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$  全部设定为如 470、470、470 那样的同一值。而且，在监视器 34 中，如图 7 所示，显示共同的波长范围。另外，即使对于该共同的波长范围，通过上述波长选择开关 41b 可以选择任意的值。

这里，作为上述八个波长组，除了如上所述的默认波长组之外，也可以按照装置使用者医师的期望等，准备另外的组，将其存储在存储器，可以适当地选择使用。另外，也可以将上述操作面板 41 上的开关种类的一部分功能置换到键盘的键功能，或将全部的功能置换为键盘的键功能。

接着，针对将分光图像基于固定的三种颜色进行显示彩色显示的模式、和以被观察体实物的颜色 (接近实物的颜色) 进行彩色显示的模式进行说明。首先，对前者的模式即按下图 2 所示的固定颜色模式开关 41e 的情况进行说明。此时，颜色空间变换处理电路 29 将分光图像信号  $\lambda 1s$ 、 $\lambda 2s$ 、 $\lambda 3s$  不局限于  $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$  中任一项，分别作为与固定颜色 (例如 400nm、500nm、600nm 等波长颜色) 对应的  $Rs$ 、 $Gs$ 、 $Bs$  的信号，输入到第二颜色变换电路 31。通过这样显示在监视器 34 的或由图像记录装置 45 记录的分光图像，为根据上述固定的三种颜色构成的彩色图像。另外，在由模式选择器 30 选择单色模式时，用上述固定的三种颜色中的一种显

示分光图像的分光图像信号  $\lambda 1s$ 、 $\lambda 2s$  或  $\lambda 3s$ ，作为  $Rs$ 、 $Gs$  或  $Bs$  信号输入到第二颜色变换处理电路 31。

接着，对按下图 2 所示的实际颜色模式开关 41f 的情况进行说明。此时，颜色空间变换处理电路 29 将分光图像信号  $\lambda 1s$ 、 $\lambda 2s$ 、 $\lambda 3s$  作为分别用波长  $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$  颜色显示分光图像的  $Rs$ 、 $Gs$ 、 $Bs$  的信号，输入到第二颜色变换电路 31。通过这样显示在监视器 34 的或由图像记录装置 45 记录的分光图像，将由 CCD15 拍摄的被观察体的部分以基本上与实物相同的色调进行显示。

以下，对实现这样的实际颜色模式的分光图像  $\lambda 1s$ 、 $\lambda 2s$ 、 $\lambda 3s$  的生成进行详细的说明。在之前叙述的固定颜色模式下，颜色空间变换处理电路 29 将（式 2）的矩阵运算形成的分光图像信号  $\lambda 1s$ 、 $\lambda 2s$ 、 $\lambda 3s$  分别作为例如载置 400nm、500nm、600nm 的波长颜色的亮度（图像显示的情况）的  $Rs$ 、 $Gs$ 、 $Bs$  的三种颜色图像信号输出，但在该实际颜色模式的情况下，将  $Rs$ 、 $Gs$ 、 $Bs$  同样地作为载有 400nm、500nm、600nm 波长颜色的亮度的信号时，颜色空间变换处理电路 29 分别通过下面的运算形成并输出分光图像信号  $\lambda 1s$ 、 $\lambda 2s$ 、 $\lambda 3s$ 。

$$\begin{aligned}\lambda 1s &= aRs + bGs + cBs \\ \lambda 2s &= dRs + eGs + fBs \\ \lambda 3s &= gRs + hGs + iBs\end{aligned}$$

将上述九个系数  $a \sim i$  规定如下：例如，按照波长  $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$  的组合以表格的形式存储在上述存储器 36 中，在上述运算时，通过微型计算机 35 读出这些参数，输入到颜色空间变换处理电路 29。这些系数  $a \sim i$  如果按照波长  $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$  的组合确切地规定，则在监视器 34 显示的或由图像记录装置 45 记录的分光图像，将由 CCD15 拍摄的被观察体的部分用基本上与实物相同的色调进行显示。

接着，对求得上述系数  $a \sim i$  的方法进行说明。这里，使用等色函数，如果三刺激值（X，Y，Z）相同，则认为例如在监视器 34 所显示的图像中的部分以与实物相同的色调显示。以下，矢量用小文字表示，矩阵用大文字表示，设波长  $\lambda$  有关的等色函数为下式 3 所示：

[式 3]

$$\bar{x}(\lambda), \bar{y}(\lambda), \bar{z}(\lambda)$$

另外, 将监视器 34 的发出颜色设为下式 4:

[式 4]

$$\bar{r}(\lambda), \bar{g}(\lambda), \bar{b}(\lambda)$$

而且, 上述的三种波长  $\lambda 1, \lambda 2, \lambda 3$  中的色度分别设为  $(x_1, y_1, z_1), (x_2, y_2, z_2), (x_3, y_3, z_3)$ 。

如果色度值相同则在人的眼睛中能看到相同颜色, 因此根据上述九个系数  $a \sim i$  如果下述式成立, 则监视器 34 所显示的图像中的部分以与实物相同的色调显示。

[式 5]

$$\begin{pmatrix} \bar{x}(\lambda) \\ \bar{y}(\lambda) \\ \bar{z}(\lambda) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \bar{r}(\lambda) & \bar{g}(\lambda) & \bar{b}(\lambda) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} a & d & g \\ b & e & h \\ c & f & i \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_1 & x_2 & x_3 \\ y_1 & y_2 & y_3 \\ z_1 & z_2 & z_3 \end{pmatrix}$$

在此, 设

[式 6]

$$(\bar{x}(\lambda) \bar{y}(\lambda) \bar{z}(\lambda)) = \mathbf{A} \quad (\bar{r}(\lambda) \bar{g}(\lambda) \bar{b}(\lambda)) = \mathbf{B}$$

$$\begin{pmatrix} a & d & g \\ b & e & h \\ c & f & i \end{pmatrix} = \mathbf{C} \quad \begin{pmatrix} x_1 & x_2 & x_3 \\ y_1 & y_2 & y_3 \\ z_1 & z_2 & z_3 \end{pmatrix} = \mathbf{D}$$

转置用  $\sim$  表示时,

[式 7]

$$\tilde{\mathbf{A}} \mathbf{B} \mathbf{C} = \mathbf{D} \quad \therefore \mathbf{C} = (\tilde{\mathbf{A}} \mathbf{B})^{-1} \mathbf{D}$$

[式 8]

$\tilde{A}B$

式 8 为  $3 \times 3$  的矩阵，存在逆阵。因此，根据已知的  $A, B, D$ ，求得系数矩阵  $C$ （即系数  $a \sim i$ ）为

[式 9]

$$C = (\tilde{A}B)^{-1}D$$

其中，

[式 10]

$C$

式 10 的要素中不存在负值，因此，计算结果生成负值的要素强制地设为 0，由此求得系数  $a \sim i$ 。

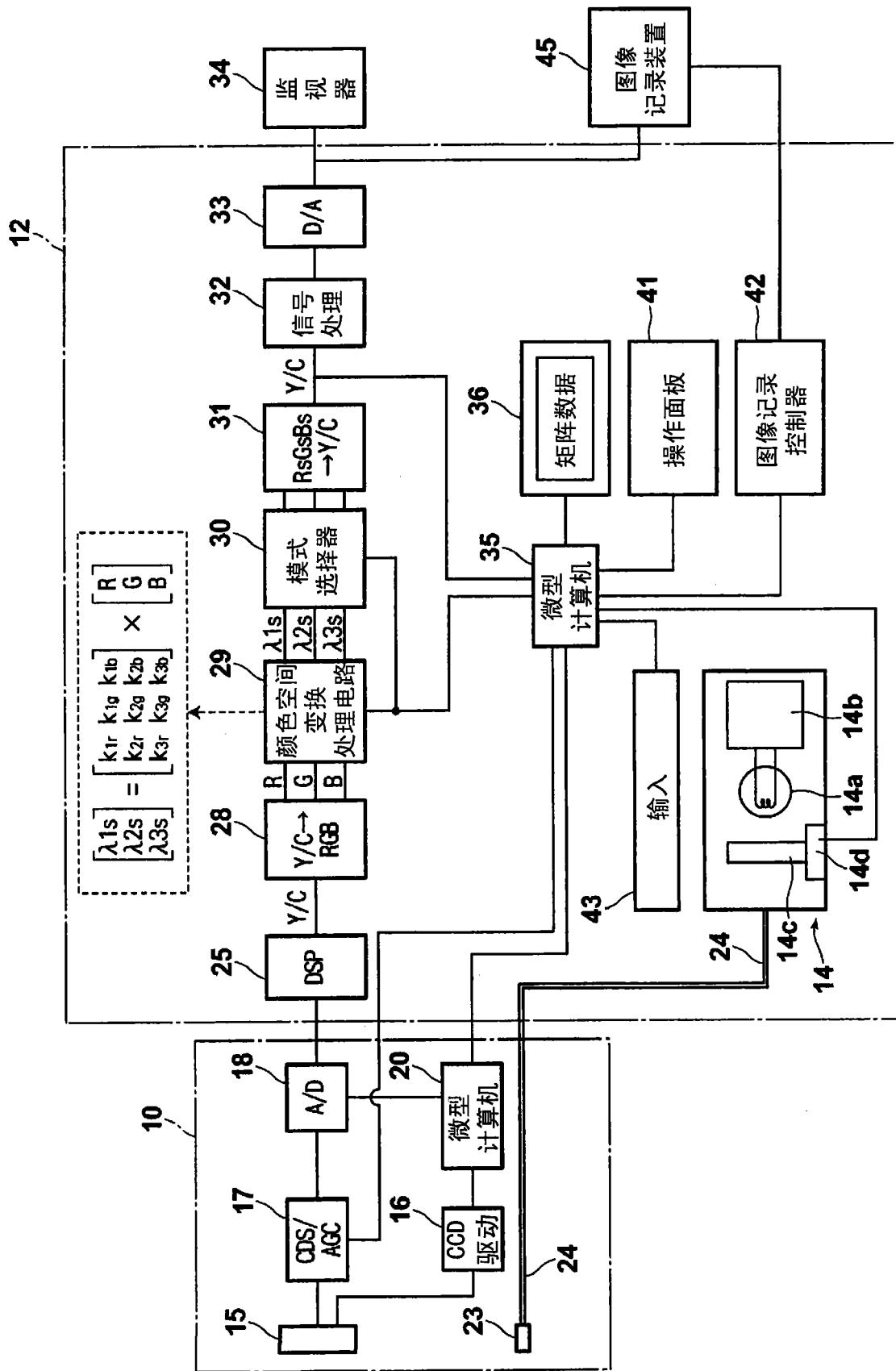
另外，说明了根据以上的三种颜色的图像信号  $\lambda 1s, \lambda 2s, \lambda 3s$  来显示或记录彩色图像，但是在根据四种颜色以上的图像信号来显示或记录彩色图像的情况下，基于基本上同样的考虑，可以形成分光图像用与实物相同的色调表示的信号。

接着，对显示被观察体的通常图像的模式进行说明。如上所述，在形成显示分光图像时，在再次按下图 2 所示的操作面板 41 的分光图像形成开关 41j 时，或者在自最初起未按下分光图像形成开关 41j 时，选择所述参数 P1～P3 的系数作为颜色空间变换处理电路 29 中的矩阵运算的系数，通过这样，从该颜色变换空间处理电路 29 直接输出由第一颜色变换电路 28 输出的 RGB 信号。而且，该 RGB 信号由第二颜色变换电路 31 变换为 Y/C 信号，该 Y/C 信号通过信号处理电路 32 和 D/A 变换器 33 被输入到监视器 34，因此在该监视器 34 中显示被观察体的通常彩色图像（运动图像或静止图像）。

另外，在本实施方式中，上述 D/A 变换器 33 的输出被输入监视器 34 之外还输入到图像记录装置 45，在由微型计算机 35 控制的图像记录控制

器 42 对图像记录装置 45 指示图像记录时，由该指示所指定的场景的通常彩色图像或分光图像的硬拷贝从该图像记录装置 45 输出。

另外，在以往的内窥镜中，对被观察体进行靛蓝（indigo）或ピオクタニン等色素扩散，且拍摄色素扩散着色的组织，但是也可以通过选择可以描绘由色素扩散着色的组织的波长范围作为上述  $\lambda$  1、 $\lambda$  2、 $\lambda$  3 波长组，不必进行色素扩散，得到与色素扩散时的图像相同的分光图像。



一

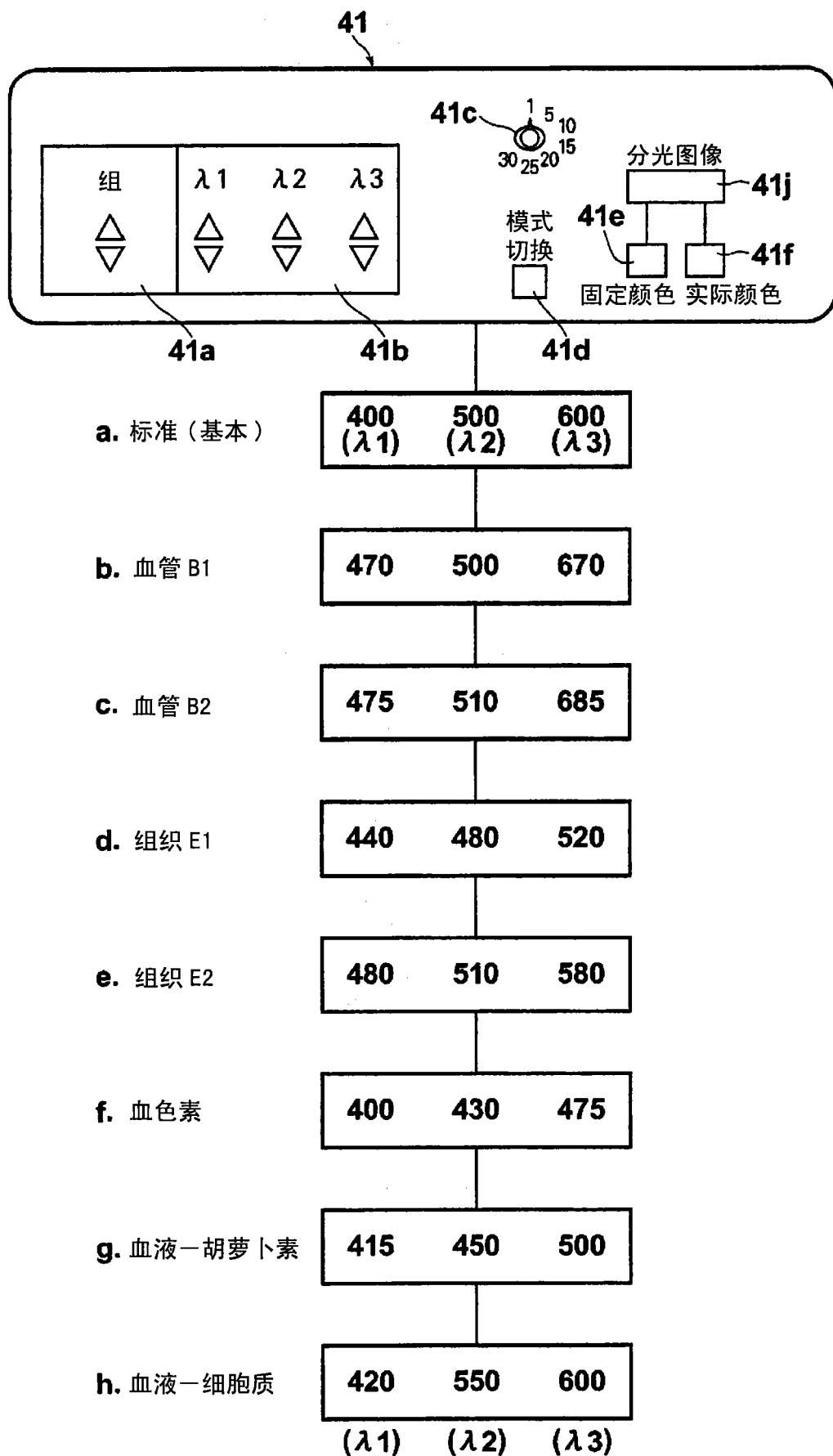


图 2

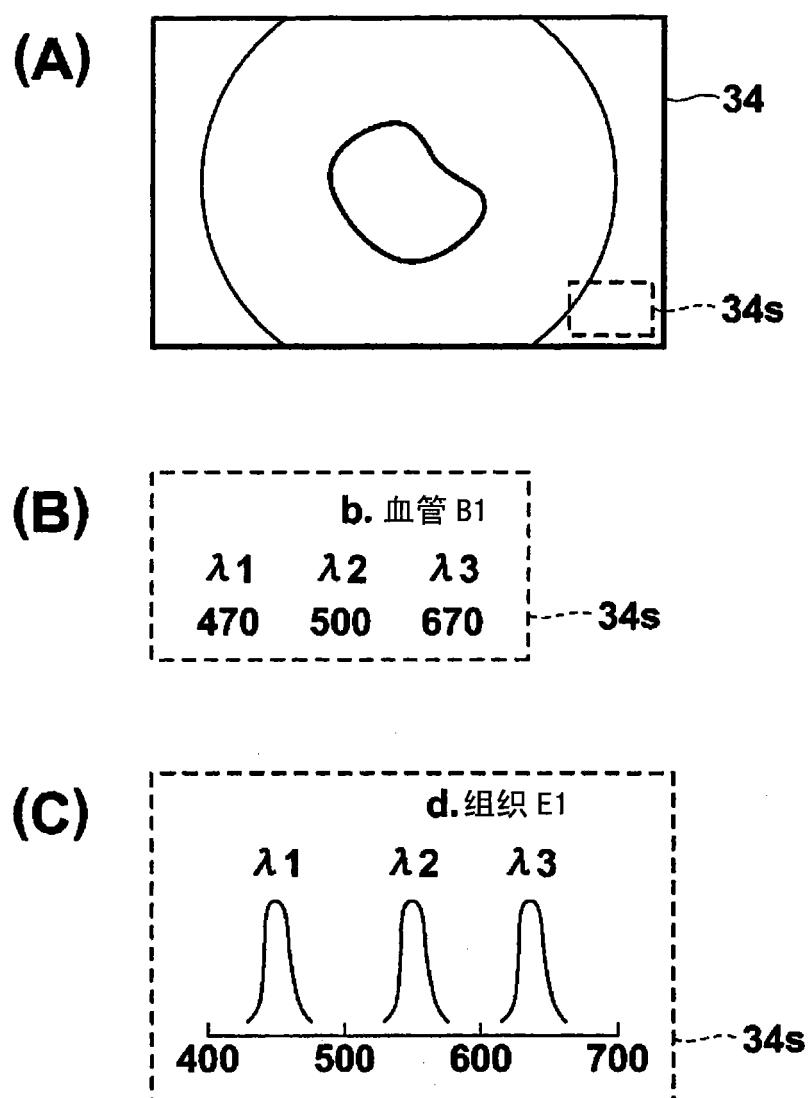


图 3

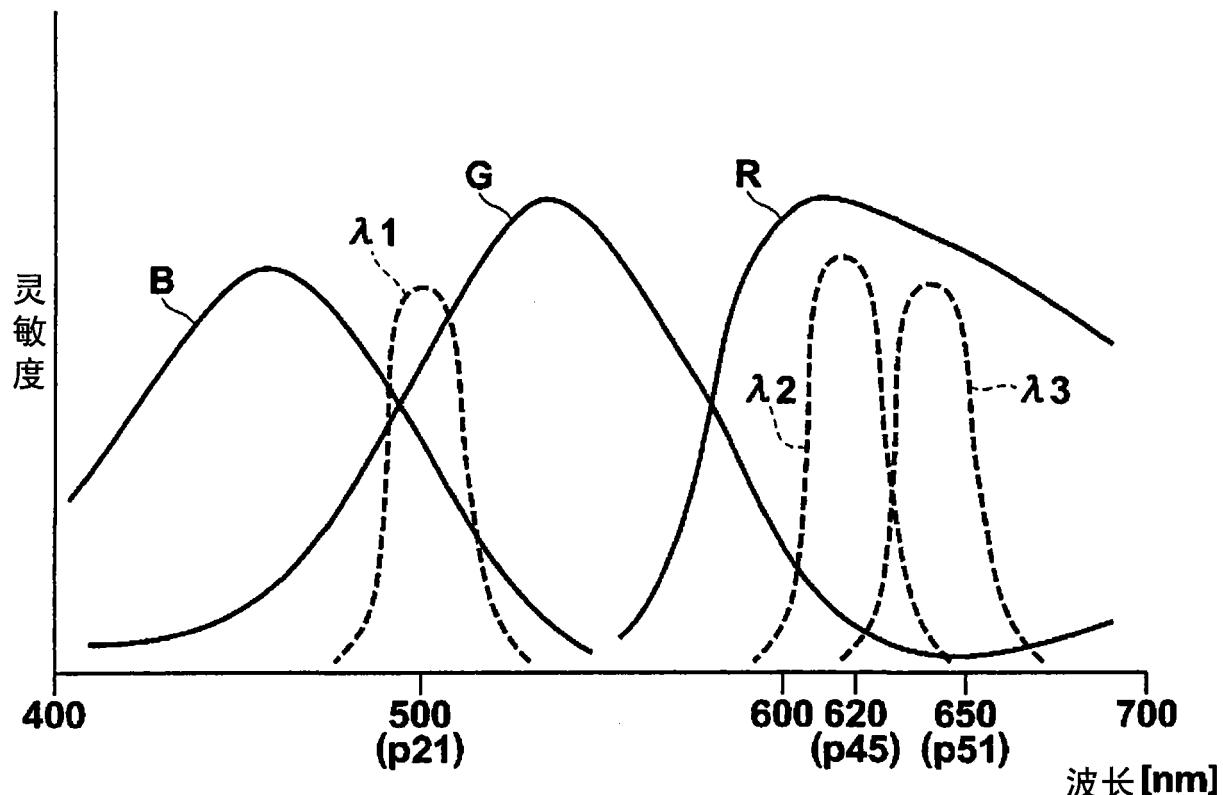


图 4

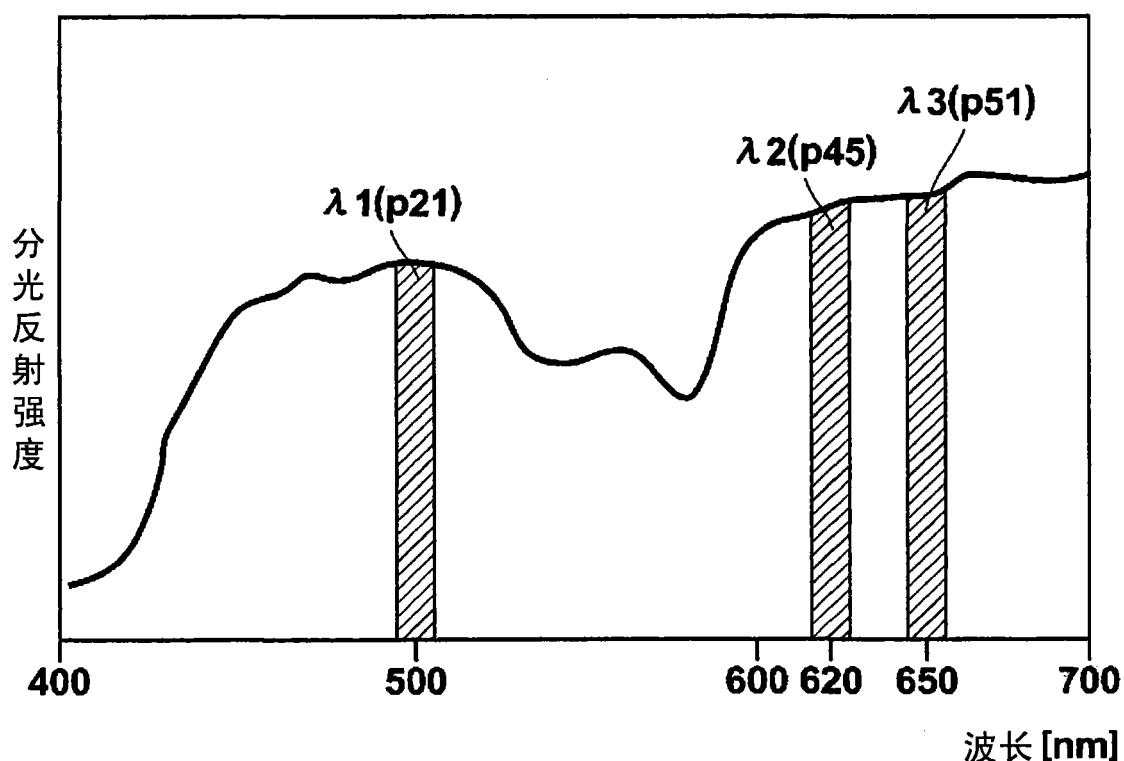


图 5

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

图 6

(单色模式、单一波长组)

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

图 7

专利名称(译)	电子内窥镜装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN101152073A</a>	公开(公告)日	2008-04-02
申请号	CN200710162409.3	申请日	2007-09-29
[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	关口正		
发明人	关口正		
IPC分类号	A61B1/04 G02B23/24 H04N7/18		
CPC分类号	A61B1/0005 A61B5/0086 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B5/0075		
代理人(译)	李香兰		
优先权	2006267104 2006-09-29 JP		
其他公开文献	CN101152073B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">Sipo</a>		

### 摘要(译)

根据彩色摄像元件的输出图像信号来形成规定波长范围的分光图像的电子内窥镜装置中，以该实物的色调显示被观察体的分光图像。该电子内窥镜装置，具备：向被观察体照射白色光的光源(14)；对被观察体进行拍摄的彩色摄像元件(15)；和基于该元件(15)的输出的Y(亮度)/C(色差)信号变换后得到的R、G、B三种颜色图像信号，形成规定波长范围的分光图像的分光图像形成电路(29)，分光图像形成电路(29)按照生成用于以被指定的波长范围的颜色表示分光图像的分光图像信号的方式构成。

