



# [12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200610059678.2

[45] 授权公告日 2009年5月27日

[11] 授权公告号 CN 100490734C

[22] 申请日 2006.3.17  
 [21] 申请号 200610059678.2  
 [30] 优先权  
     [32] 2005.3.18 [33] JP [31] 2005-080425  
 [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 阿部一则 綾目大辅  
 [56] 参考文献  
     US5331551A 1994.7.19  
     US4885634 1989.12.5  
     EP1302152A1 2003.4.16  
 审查员 伍新中

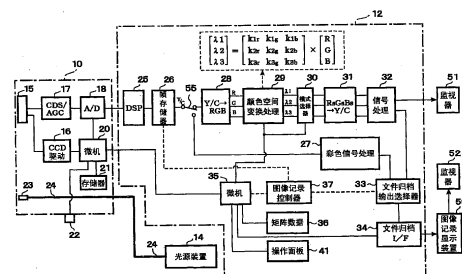
[74] 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司  
 代理人 李香兰

权利要求书 1 页 说明书 12 页 附图 5 页

[54] 发明名称  
 内窥镜系统装置

### [57] 摘要

一种内窥镜系统装置，其具有颜色空间变换处理装置(29)，所述的颜色空间变换处理装置(29)进行利用原图像的 RGB 信号和矩阵数据的矩阵运算，形成由被选择的 3 个波段的  $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$  信号构成的分光图像，其中，例如通过记录操作开关(22)的一次操作，将预先设定波段而形成的 3 个分光图像与原图像一起向图像记录显示装置(50)进行数据传送，同时对于分光图像附加  $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$  信号的波长信息进行通信。另外，这些分光图像和原图像一起由监视器(52)显示。这样，在分光图像的记录中，通过添加波长信息等，使被观察体的微细结构的观察和诊断容易进行，且可以进行效率高的记录操作。



1. 一种内窥镜系统装置，其通过搭载在内窥镜上的摄像元件来形成被观察体的彩色图像，并将该彩色图像记录到图像记录显示装置中，其特征在于，设置了：

存储部，其存储用于形成分光图像的矩阵数据；

分光图像形成电路，其通过该存储部的矩阵数据和所述彩色图像数据的矩阵运算，而形成任意选择的波段  $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$  的分光图像；

记录数据输出电路，其在图像记录操作时，将该分光图像的波长信息和所述分光图像一起向所述图像记录显示装置输出，

所述矩阵运算按下式进行：

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

其中， $k_{1r}$ 、...、 $k_{3b}$  表示矩阵数据， $R$ 、 $G$ 、 $B$  表示各自的彩色图像信号的电平值， $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$  表示任意选择的波段。

2. 根据权利要求 1 所述的内窥镜系统装置，其特征在于，

所述记录数据输出电路将彩色原图像和基于该原图像而形成的分光图像一起向所述图像记录显示装置输出。

3. 根据权利要求 1 或 2 所述的内窥镜系统装置，其特征在于，

所述记录数据输出电路通过记录操作开关的一次操作，将所述彩色原图像以及分光图像记录到所述图像记录显示装置中。

4. 根据权利要求 1 或 2 所述的内窥镜系统装置，其特征在于，

具备显示被观察体的彩色图像的显示器，在该显示器上，同时显示彩色原图像和基于该原图像而形成的分光图像。

## 内窥镜系统装置

### 技术领域

本发明涉及内窥镜系统装置，尤其涉及在医疗领域使用的且用于形成并显示由被任意选择的波段的图像信息构成的分光图像（映像）的结构。

### 背景技术

近年来，在使用了固体摄像元件的电子内窥镜装置中，基于消化器官（胃粘膜等）中的分光反射率的推断，组合了窄频带带通滤波器的分光成像，即窄频带滤波器内置电子内窥镜装置（Narrow Band Imaging—NBI）受到关注。该装置设置3个窄（波长）频带的带通滤波器，来代替面顺次式的R（红）、G（绿）、B（蓝）的旋转滤波器，通过这些窄频带带通滤波器顺次输出照明光，对于由这些照明光而得到的3个信号改变各自的加权（weighting），同时进行与R、G、B（RGB）信号的情况同样的处理，以此形成分光图像。根据这样的分光图像，在胃、大肠等消化器官中，抽出以往不能得到的微细结构等。

另一方面，不是使用上述窄频带带通滤波器的面顺次式的装置，如特开2003—93336号公报所示，提出了如下内容：在固体摄像元件上配置微小马赛克式的滤色器的同时式（simultaneous）中，基于由白色光得到的图像信号，通过运算处理而形成分光图像。这是通过对RGB的各自的彩色灵敏度特性进行数值数据化而得到的数据、和对特定的窄频带带通的发分光特性进行数值数据化而得到的数据之间的关系作为矩阵数据（系数组）而求得，通过运算该矩阵数据和RGB信号，模拟得到借助窄频带带通滤波器得到的分光图像信号。当通过这样的运算形成分光图像时，不需要准备与所希望的波段对应的多个滤波器，而且不需要这些交换配置，所以可以避免装置的大型化，实现低成本化。

专利文献1：特开2003—93336号公报

非专利文献 1: 财团法人 东京大学出版会发行 著者 三宅洋一的数字彩色图像的分析、评价 (P148~153)

但是, 在以往的上述内窥镜装置中, 被拍摄的被观察体的彩色图像被记录(文件归档)到图像记录显示装置中, 即使是上述的分光图像, 为了后面的观察, 也可以记录到图像记录显示装置中。但是, 在该分光图像中, 通过选择其波段可以描绘出各种细微结构, 所以存在应记录的分光图像为多个或大量的情况, 在该情况下作为参考的信息也需要同时记录。即, 通过波段的选择, 可以描绘出例如比较粗的血管、毛细血管、或深部的血管、表浅位置的血管、进展度不同的癌组织等各种微细结构, 另一方面, 例如也能以氧合血红蛋白和去氧血红蛋白之间的差等、特定的物质间的差为靶而将其描绘出来, 而且, 为了良好地提取特定的微细结构, 也需要调整应选择的波段, 在这些分光图像的形成以及观察中, 其波段成为重要信息。

另外, 上述分光图像是将通常的彩色图像作为原图像而被生成的, 在观察分光图像时, 若可以与作为其基础的彩色原图像进行比较的话, 则被观察体的微细结构的观察、诊断容易进行, 从而得到使用方便的好的装置。

而且, 在应记录的分光图像为多个或大量的情况下, 希望的是效率高的记录操作。

## 发明内容

本发明是鉴于上述问题点而做成的发明, 其目的在于提供一种内窥镜系统装置, 其是在分光图像的记录中, 通过添加对于分光图像的形成及观察重要的波长信息等, 从而容易进行被观察体的微细结构的观察和诊断, 且可以进行效率高的记录操作。

为了达到上述目的, 技术方案 1 的发明是一种内窥镜系统装置, 其通过搭载在内窥镜上的摄像元件来形成被观察体的彩色图像, 并将该彩色图像记录到图像记录显示装置中, 其特征在于, 设置了:

存储部, 其存储用于形成分光图像的矩阵数据(系数组);

分光图像形成电路, 其通过该存储部的矩阵数据和所述彩色图像数据之间的矩阵运算, 而形成任意选择的波段  $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$  的分光图像;

记录数据输出电路, 其在图像记录操作时, 将该分光图像的波长信息和所述分光图像一起向所述图像记录显示装置输出,

所述矩阵运算按下式进行：

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

其中， $k_{1r}$ 、...、 $k_{3b}$  表示矩阵数据，R、G、B 表示各自的彩色图像信号的电平值， $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$  表示任意选择的波段。

技术方案 2 的发明的特征在于，所述记录数据输出电路将彩色原图像和基于该彩色原图像而形成的分光图像一起向所述图像记录显示装置输出。

技术方案 3 的发明的特征在于，所述记录数据输出电路通过记录操作开关的一次操作，将所述彩色原图像以及分光图像记录到所述图像记录显示装置中。

技术方案 4 的发明的特征在于，具备对被观察体的彩色图像进行显示的显示器，在该显示器上，同时显示彩色原图像和基于该原图像而形成的分光图像。

根据上述的结构，首先在处理装置一侧，为了通过针对 RGB 信号的矩阵运算来求得波长窄频带（成分） $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$  信号，由以 5nm 间隔将例如 400nm~700nm 的波段分成 61 个波段参数（系数组 p1~p61）而构成的矩阵数据被存储在运算用存储器中。然后，当操作者通过波长选择机构选择 3 个波段（也可以是 1 个波段）时，则从所述存储器中读出与该 3 个波段相对应的矩阵数据，在分光图像形成电路中，根据该矩阵数据和从 DSP 等输出的 RGB 信号来运算  $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$  信号，通过这些  $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$  信号形成分光图像。该分光图像可以不形成 1 个，而形成不同波段的多个。

然后，在记录操作时，1 个或多个分光图像与彩色原图像相关联，并一起从处理装置向图像记录显示装置传送，并记录到该图像记录显示装置中，而在所述分光图像中添加并记录波长信息。另外，在技术方案 3 的结构中，通过记录操作开关的一次操作，将彩色原图像和 1 个或多个分光图像（图像组）以及波长信息记录到所述图像记录显示装置中。

在上述技术方案 4 的结构中，在设置于内窥镜系统装置中的显示器的画面上设定多个小画面（分割画面），通过该小画面同时显示彩色原图像和 1 个或多个分光图像。

根据本发明的内窥镜系统装置，在分光图像的记录中，由于添加其波长信息，所以易于进行被观察体的微细结构的观察、诊断，而且也能得到对下一次的分光图像的形成有益的信息。另外，通过记录操作开关的一次

操作等，例如通过将彩色原图像和多个分光图像分组并同时记录到图像记录显示装置中，可以进行效率高的记录操作。

## 附图说明

图 1 是表示本发明实施例的内窥镜系统装置的结构框图。

图 2 是表示实施例的处理装置的操作面板的结构以及波长组的例子图。

图 3 是将实施例中形成的分光图像的波段的一个例子和原色型 CCD 的分光灵敏度特性一起表示的曲线图。

图 4 是将实施例中形成的分光图像的波段的一个例子和生物体的反射光谱一起表示的曲线图。

图 5 是表示从实施例的处理装置向图像记录显示装置输送的数据的内容图。

图 6 是表示实施例的监视器中显示的原图像和分光图像的显示状态的图。

图中：10—内窥镜（电子内窥镜）；12—处理装置；15—CCD；20、35—微机；21、36—存储器；22—记录操作开关；25—DSP；26—帧存储器；27—彩色信号处理电路；29—颜色空间变换处理电路；30—模式选择器；32—信号处理电路；33—文件归档输出选择器；34—文件归档 I/F；37—图像记录控制器；41—操作面板；50—图像记录显示装置；51、52—监视器。

## 具体实施方式

在图 1 中，表示实施例的电子内窥镜系统装置的结构，就该电子内窥镜装置而言，如图所示，内窥镜（scope）（电子内窥镜）10 相对处理装置 12 和光源装置 14 拆装自由地被安装。在该处理装置 12 上连接图像记录装置 50 和监视器 51，在图像记录显示装置 50 上也连接了其他的监视器 52，并在检查后的观察、诊断等的再生显示中使用。另外，也存在上述光源装置 14 与处理装置 12 一体构成的情况。在上述内窥镜 10 的前端部设有作为固体摄像元件的 CCD 15，作为该 CCD 15，例如采用在摄像面上具有显

示 Mg (洋红色)、Ye (黄色)、Cy (蓝绿色)、G (绿色) 的滤色器的补色型或具有 RGB 的滤色器的原色型。

在该 CCD 15 上设有基于同步信号而形成驱动脉冲的 CCD 驱动电路 16, 同时设有对从该 CCD 15 输入的图像(映像)信号进行抽样(sampling)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, 配置微机 20 和存储器 (ROM 等) 21, 所述微机 20 控制内窥镜 10 内的各种电路且进行和处理装置 12 (微机 35) 之间的通信控制; 所述存储器 21 存储上述 CCD 15 的驱动信息或内窥镜 10 的识别信息等。而且, 在该内窥镜 10 的操作部设有记录操作开关 22, 同时在内窥镜 10 的前端部设有照明窗 23, 该照明窗 23 通过光导 24 与上述光源装置 14 连接。

另一方面, 在处理装置 12 上设有对被数字变换的图像信号实施各种图像处理的 DSP (数字信号处理器) 25, 该 DSP 25 从上述的 CCD 15 的输出信号, 形成并输出由亮度 (Y) 信号和色差 [C (R-Y、B-Y)] 信号构成的 Y/C 信号。另外, 该 DSP 25 可以配置在内窥镜 10 一侧。在该 DSP 25 上连接有上述帧存储器 26, 该帧存储器 26 将从 DSP 25 输出的一帧图像存储为用于形成分光图像的原图像 (Y/C 信号)。在实施例中, 可以选择性地形成、显示通常的图像 (动态图像以及静态图像) 和分光图像 (动态图像以及静态图像), 在上述帧存储器 26 上, 通过用来进行是形成通常的图像还是形成分光图像的切换的切换器 55 (在一个端子上), 连接用于形成通常的彩色图像的彩色信号处理电路 27。

另外, 在上述切换器 55 的另一个端子上, 设有第一颜色变换电路 28, 通过该第一颜色变换电路 28, 将从上述帧存储器 26 输出的 Y (亮度) /C (色差) 信号变换成 RGB 信号。在该第一颜色变换电路 28 的后段, 设置: 进行用于分光图像的矩阵运算并输出被选择的波长  $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$  的分光图像信号的颜色空间变换处理电路 29; 选择 1 个波段 (窄频带) 的分光图像 (单色模式) 和由 3 个波段构成的分光图像 (3 色模式) 中的某一模式的模式选择器 30 (利用该模式选择器也可以设置选择 2 色的 2 色模式); 为了进行与以往的 RGB 信号对应的处理, 而将 1 个波段或 3 个波段的图像信号 ( $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ ) 作为  $R_s$ 、 $G_s$ 、 $B_s$  信号输出, 并将该  $R_s$ 、 $G_s$ 、

Bs 信号变换为 Y/C 信号的第二颜色变换电路 31；和进行其他的各种信号处理（镜像处理、屏蔽（mask）产生、符号（character）产生等）的信号处理电路 32。然后，从该信号处理电路 32 输出的分光图像和从上述彩色信号处理电路 27 输出的通常的彩色图像被提供给监视器 51。

另外，在图 1 的处理装置 12 内，设有文件归档输出选择器 33 和文件归档 I/F（接口）34，所述文件归档输出选择器 33 输入从上述彩色图像信号处理电路 27 输出的通常的彩色图像数据和从信号处理电路 32 输出的分光图像数据，所述文件归档 I/F（接口）34 向图像记录装置 50 传送图像数据（静态图像以及动态图像）。而且在该处理装置 12 内，设有微机 35 和图像记录控制器 37，所述微机 35 进行和内窥镜 10（微机 20）之间的通信，同时控制装置 12 内的各电路，从存储器 36 读出矩阵数据并将该矩阵数据传递给上述颜色空间变换处理电路 29；所述图像记录控制器 37 在记录操作时控制图像记录。即，若通过内窥镜 10 的记录操作开关 22 进行记录操作，则其记录控制信号通过微机 20、微机 35 被提供给图像记录控制器 37，图像记录控制器 37 通过文件归档输出选择器 33 进行通常的彩色图像的数据输出控制，并且选择分光图像的形成，此时，在进行帧存储器 26 中的原图像的存储控制的同时，进行将被形成的分光图像和原图像一起通过文件归档输出选择器 33 数据输出的控制。

然后，在上述存储器 36 中，存储基于 RGB 信号形成分光图像所用的矩阵（系数）数据（表格），在本实施例中，被存储在上述存储器 36 中的矩阵数据的一个例子如下面的表 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	-3.6E-05
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 的矩阵数据由以 5nm 的间隔将例如 400nm~700nm 的波段分成 61 个波段参数（系数组）p1~p61 构成，该参数 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，在上述颜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 信号来进行下面数学式 1 的矩阵运算。

【数学式 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，作为  $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ ，例如选择表 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（ $K_{pr}$ 、 $K_{pg}$ 、 $K_{pb}$ ），代入 p21 的（-0.00119、0.002346、0.0016）、p45 的（0.004022、0.000068、-0.00097）、p51 的（0.005152、-0.00192、0.000088）即可。

而且,在处理装置 12 的操作面板 41 上,配置如图 2 所示那样的用于选择分光图像的波段的操作开关。

在图 2 中,在该操作开关 41 上设有组选择(切换)开关(向排列的 2 个方向顺次切换组的上下开关) 41a、波长选择开关(向增减的 2 个方向顺次切换选择值的上下开关) 41b、模式切换开关 41c、重置开关 41d,所述组选择开关 41a 用于选择 a~h 等的波长组(各自的中心波长的组),所述波长选择开关 41b 用于选择波段  $\lambda_1$ 、 $\lambda_2$ 、 $\lambda_3$  的各自的波段(中心波长),所述模式切换开关 41c 进行选择单一波长的单色模式和 3 色模式的切换,所述重置开关 41d 用于使波段复原到标准值,这些开关 41a~41d 的信号被提供给微机 35。

即,波长选择开关 41b 与由组选择开关 41a 所设定的波长组的波段没有关系,可以选择波段,另外,也能以组选择开关 41a 所选择的波长组的值为开始位置来切换选择波段。然后,上述微机 35 将由上述开关 41a~41d 的信号选择的波段  $\lambda_1$ 、 $\lambda_2$ 、 $\lambda_3$  的矩阵数据向颜色空间变换处理电路 29 供给。另外,这些开关功能可以分配到处处理装置 12 等的键盘的键上。

实施例由以上构成,首先从通常图像以及分光图像的形成来进行说明。如图 1 所示,在内窥镜 10 中,通过由 CCD 驱动电路 16 来驱动 CCD 15,从 CCD 15 输出被观察体的拍摄信号,该信号在 CDS/AGC 电路 17 中进行通过相关二重采样和自动增益控制的放大后,通过 A/D 变换器 18,作为数字信号被提供给处理装置 12 的 DSP 25。在该 DSP 25 中,对来自内窥镜 10 的输出信号进行伽马处理,同时进行颜色变换处理,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 55 向彩色信号处理电路 27 供给,由该电路 27 进行镜像处理、屏蔽产生以及符号产生等规定处理,之后,向监视器 51 供给,在该监视器 51 上显示通常的被观察体的彩色图像。

另一方面,在分光图像形成模式中,通过操作面板 41 的操作而选择了  $\lambda_1$ 、 $\lambda_2$ 、 $\lambda_3$  信号的 3 个波段后,若按压内窥镜 10 的记录操作开关 22,则帧存储器 26 将现在的 1 帧彩色图像存储为原图像,通过切换器 55,将存储在该帧存储器 26 中的原图像(Y/C 信号)向第一颜色变换电路 28 供给,并由该电路 28 进行从 Y/C 信号向 RGB 信号的切换。接着,该 RGB

信号被提供给颜色空间变换处理电路 29，在该颜色空间变换处理电路 29 中，通过 RGB 信号数据和矩阵数据，进行用于分光图像形成的上述数学式 1 的矩阵运算。即，在该分光图像的形成过程中，微机 35 从存储器 36（表 1）读出与  $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$  信号的 3 个选择波段对应的矩阵（系数）数据，并将其提供给颜色空间变换处理电路 29。

例如，作为 3 个波段（ $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ ），选择了 p21（中心波长 500nm）、p45（中心波长 620nm）、p51（中心波长 650nm）的情况，是从 RGB 信号通过下面的数学式 2 的矩阵运算而求得  $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$  的信号。

### 【数学式 2】

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

然后，当通过模式切换开关 41c 以及模式选择器 30 选择 3 色模式时，将上述  $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$  的信号作为  $R_s (= \lambda 1)$ 、 $G_s (= \lambda 2)$ 、 $B_s (= \lambda 3)$  的信号而向第二颜色变换电路 31 供给，另外，当选择单色模式时，将上述  $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$  中的某个信号（例如当选择  $\lambda 2$  信号情况时为  $\lambda 2$  信号）作为  $R_s$ 、 $G_s$ 、 $B_s$  的信号向第二颜色变换电路 31 供给。在该第二颜色变换电路 31 中，将  $R_s (= \lambda 1)$ 、 $G_s (= \lambda 2)$ 、 $B_s (= \lambda 3)$  的信号向 Y/C 信号（Y、 $R_s - Y$ 、 $B_s - Y$ ）变换，并将该 Y/C 信号通过信号处理电路 32 向监视器 51 提供。

这样，在监视器 51 上显示的分光图像是由图 3 以及图 4 所示的波段的颜色成分构成的图像。即，图 3 是将形成分光图像的 3 个波段与 CCD15（原色型）的滤色器的分光灵敏度特性重叠了的概念图（滤色器和  $\lambda 1$   $\lambda 2$   $\lambda 3$  信号波段的灵敏度的标度不一致），另外，图 4 是将 3 个波段与生物体的反射光谱重叠了的概念图，在实施例中，如图所示，作为  $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$  信号而被选择的波长 p21、p45、p51 是，按照顺序将它们的中心波长设为 500nm、620nm、650nm 且为  $\pm 10$ nm 左右的范围的波段的颜色信号，并通过监视器 51 显示由该 3 个波段的颜色的组合构成的分光图像（动态图像、静态图像）。

接着,对上述 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ 信号的波长选择进行说明。在实施例中,如图2所示,作为波长组,例如设定并存储:400(中心波长)、500、600[按照 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ 的顺序(nm)]构成的标准(基本)(a)组;用于描绘出血管的470、500、670的血管B1(b)组和475、510、685的血管B2(c)组;用于描绘出特定组织的440、480、520的组织的E1(d)组和480、510、580的组织的E2(e)组;用于描绘出氧合血红蛋白和去氧血红蛋白的差的400、430、475的血红蛋白(f)组;用于描绘出血液和胡萝卜素的差的415、450、500的血液-胡萝卜素(g)组;用于描绘出血液和细胞质的差的420、550、600(h)组等。可以由组选择开关41a从这些组当中选择所希望的波长组。据此,通过预先设定使用频繁的波长组,可以容易地选择波长组。

另外,当操作者选择任意的波段时,例如当选择标准组a,并按压重置开关41d时,则在监视器51上显示400、500、600(nm),在这里,操作者通过操作波长选择开关41b,可以将波段 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ 分别设定成任意的值。而且,图2的模式切换开关41c是进行单色模式和3色模式的切换的开关,在单色模式时,将波段 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ 全都设定成同一个值,即470。

接着,通过图5以及图6,说明针对图像记录显示装置50的分光图像(静态图像)的记录处理。该分光图像的记录可以在设定任意的波段的同时以1个单位进行,也可以按照如下方式进行,即将规定个数、例如3个分光图像作为一组来预先设定其波段,与原图像相对应地通过对在内窥镜10的操作部上配置的记录操作开关22进行1次操作来进行4个图像。而且,在从处理装置12向图像记录显示装置50进行的通信中,使分光图像与原图像相关联,同时在这些图像中附加拍摄数、分光图像的处理数、设定波长等的识别(ID)信息。

例如,如图5所示,在来自处理装置12的分光图像的通信中,首先,将患者ID、患者名、年龄、医院名、检查担当、使用器材等的信息(患者信息、医院信息、检查信息等)作为标头(header)输出,其后,作为第一次拍摄的图像数据,例如图像ID为1的原图像(原始:original)数据、附加了图像ID:1A以及 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ 的各自的波长信息( $\lambda 1$ :500、

$\lambda 2$ : 620、 $\lambda 3$ : 650) 的分光图像数据 (NO.1)、附加了图像 ID: 1B 以及波长信息 ( $\lambda 1$ : 400、 $\lambda 2$ : 450、 $\lambda 3$ : 500) 的分光图像数据 (NO.2)、附加了图像 ID: 1C 以及波长信息 ( $\lambda 1$ : 410、 $\lambda 2$ : 470、 $\lambda 3$ : 550) 的分光图像数据 (NO.3), 然后作为第二次拍摄的图像数据, 接着图像 ID 为 2 的原图像数据, 附加了图像 ID 为 2A、2B、2C 和  $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$  的各自的波长信息的分光图像数据 (例如数据包), 通过文件归档输出选择器 33、文件归档 I/F 34 被传送给图像记录显示装置 50。

上述的第一次拍摄的分光图像是任意设定波段的图像, 第二次拍摄的分光图像是如下所述的图像, 即是作为波段选择了图 2 中说明的波长组的血管 B1 (b) 组 (第一个)、组织 E2 (e) 组 (第二个)、血红蛋白 (f) 组 (第三个) 的图像, 该每次拍摄的图像数据的通信通过内窥镜 10 的记录操作开关 22 的一次操作来进行。即, 在任意或用上述波长组来选择 3 个分光图像的波段后, 通过按压记录操作开关 22 一次, 而生成原图像和分光图像的 4 个数据, 并将其向图像记录显示装置 50 传送。

在图 6 中, 表示与图像记录显示装置 50 连接的监视器 52 上的显示状态, 在检查后的观察、诊断等的再生时, 例如在 1 画面中, 如图 (A) 所示, 以小画面显示第一次拍摄的原图像和分光图像 4 个, 如图 (B) 所示, 以小画面显示第二次拍摄的原图像和分光图像 4 个。而且, 在该画面上显示患者信息等各种信息, 同时在分光图像的下侧等处, 当是构成各自的分光图像的波长信息 ( $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ ) 和波长组时显示组名等。因此, 在分光图像中, 可以通过波长信息、组名迅速且可靠地掌握微细结构等的靶。

另外, 在实施例的上述监视器 52 上, 能以整个画面显示 1 个原图像或分光图像。即, 在上述的原图像或分光图像的通信中, 不会将由处理装置 12 形成的图像数据减少到适合于小的画面 (分割画面) 的数据量的情况, 而是按照原样传送, 所以即使在以整个画面显示时, 也不会出现画质降低。而且, 在实施例中, 可以将在内窥镜 10 的使用中所产生的分光图像通过处理装置 12 的控制向监视器 51 输出, 如图 6 所示, 可以在该监视器 51 上以 1 个画面显示多个图像, 或以整个画面显示 1 个图像。

在上述的说明中, 对说明静态图像的情况进行了说明, 但记录分光图像的动态图像的情况也如此, 将波长信息连同分光图像的动态图像一起向

图像记录显示装置 50 进行数据通信。

在上述实施例中，虽然可以将 400nm~700nm 的波段分割成 61 个波段进行选择，但作为波段  $\lambda_1$ 、 $\lambda_2$ 、 $\lambda_3$ ，也可以选择包含红外线波段的波段，另外，作为上述  $\lambda_1$ 、 $\lambda_2$ 、 $\lambda_3$  的波长组，通过选择与荧光波长相对应的波长，也可以形成以发出荧光的部分为靶的分光图像，通过选择可以描绘出由散布色素而着色的组织的波段，也可以得到与散布色素时的图像同等的分光图像。

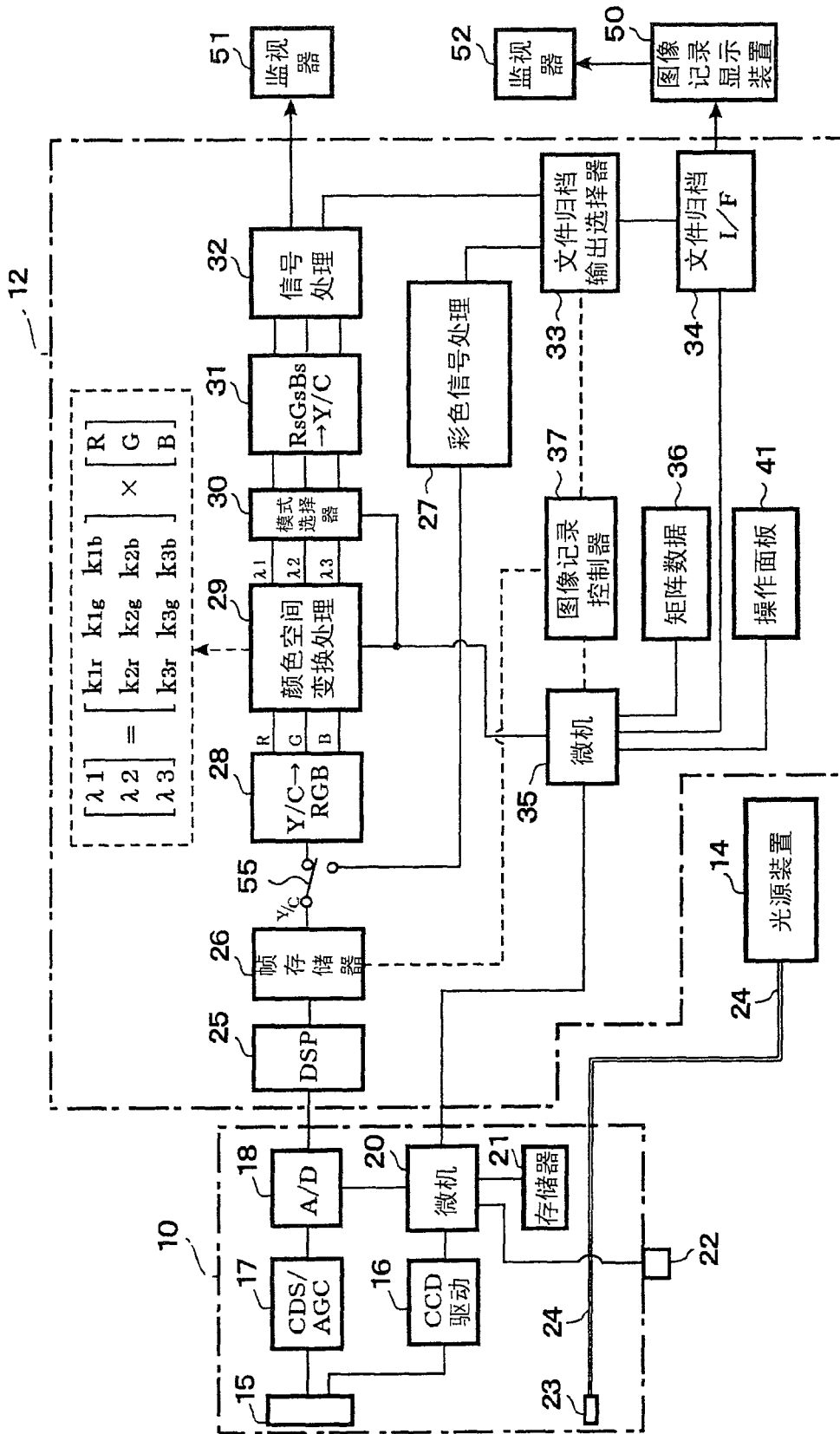


图 1

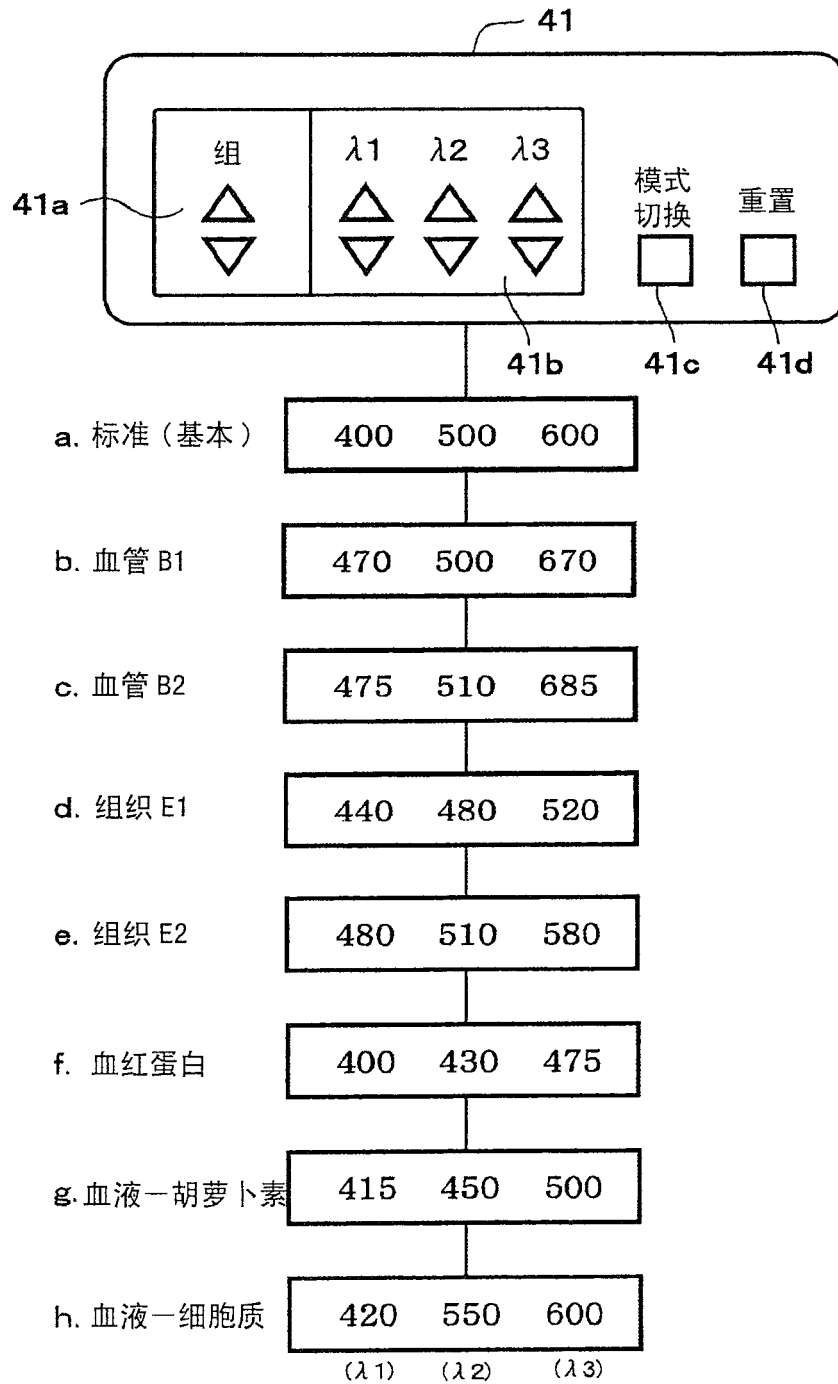


图 2

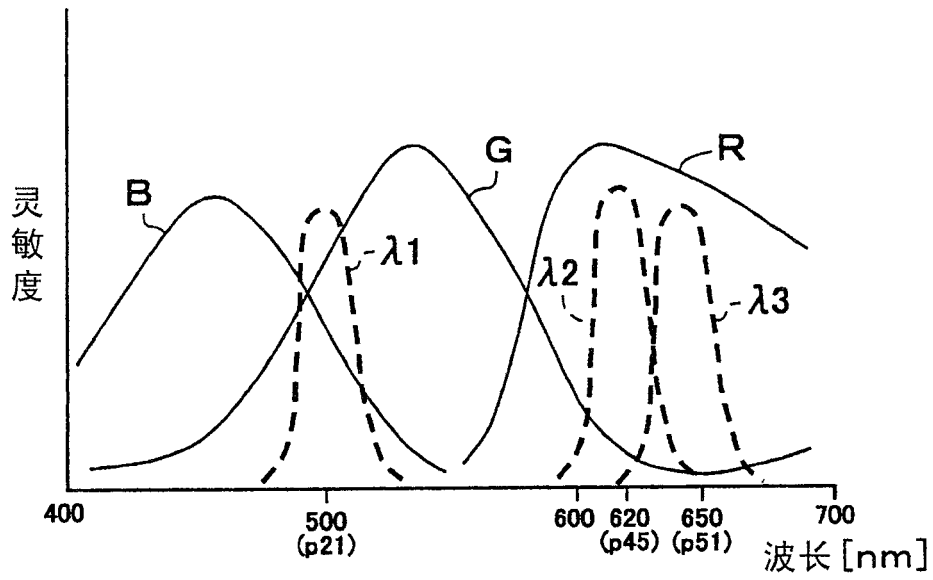


图 3

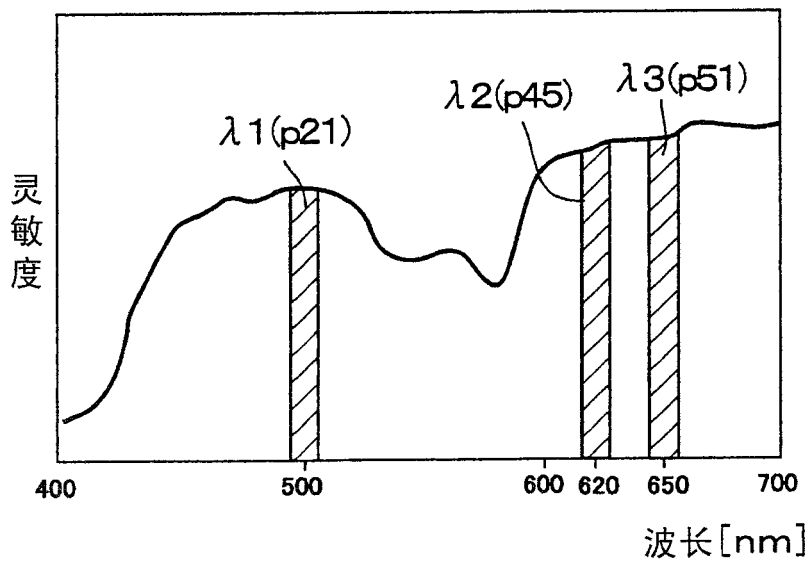


图 4

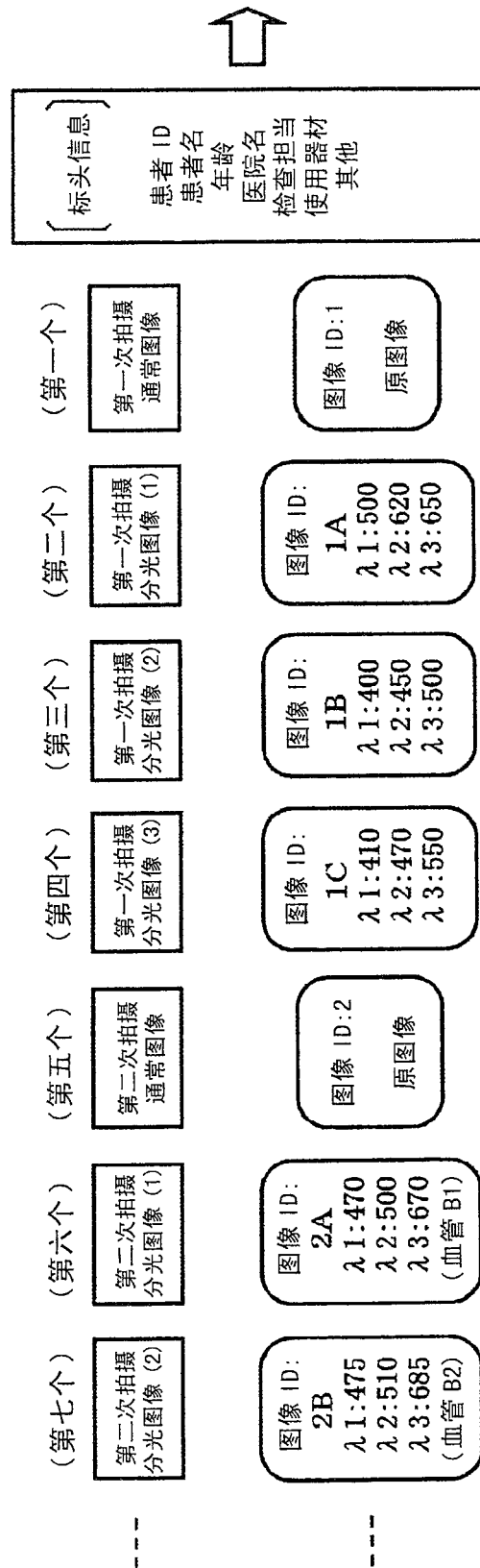


图 5

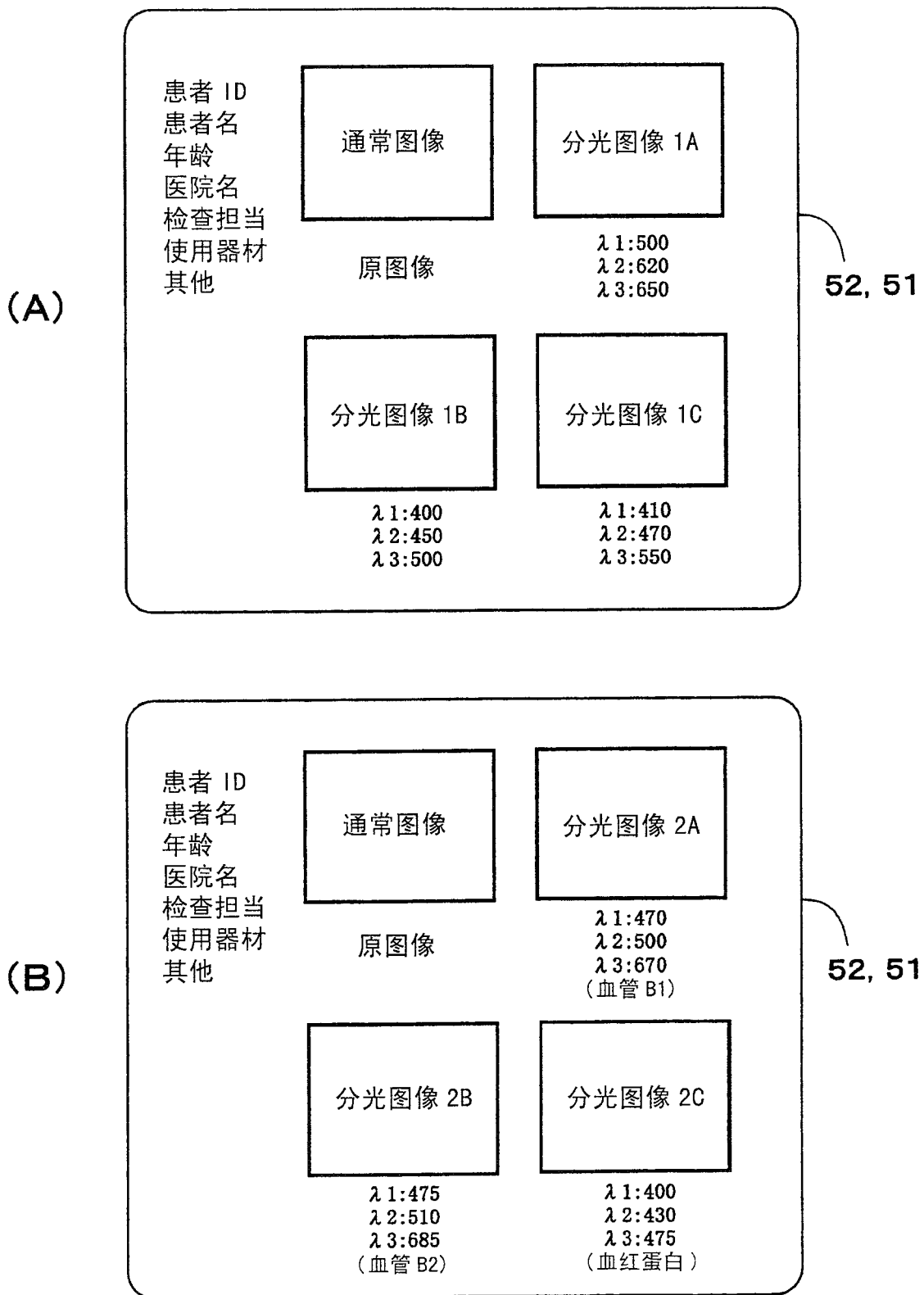


图 6

专利名称(译)	内窥镜系统装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN100490734C</a>	公开(公告)日	2009-05-27
申请号	CN200610059678.2	申请日	2006-03-17
[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		
发明人	竹内信次 阿部一则 绫目大辅		
IPC分类号	A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/05 A61B1/0005 A61B1/045		
代理人(译)	李香兰		
优先权	2005080425 2005-03-18 JP		
其他公开文献	CN1833602A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

一种内窥镜系统装置，其具有颜色空间变换处理装置(29)，所述的颜色空间变换处理装置(29)进行利用原图像的RGB信号和矩阵数据的矩阵运算，形成由被选择的3个波段的λ1、λ2、λ3信号构成的分光图像，其中，例如通过记录操作开关(22)的一次操作，将预先设定波段而形成的3个分光图像与原图像一起向图像记录显示装置(50)进行数据传送，同时对于分光图像附加λ1、λ2、λ3信号的波长信息进行通信。另外，这些分光图像和原图像一起由监视器(52)显示。这样，在分光图像的记录中，通过添加波长信息等，使被观察体的微细结构的观察和诊断容易进行，且可以进行效率高的记录操作。

