



1. 一种生物体观测装置，其具有：照明部，其向作为被检体的生物体照射光；和/或信号处理控制部，其对摄像部的动作进行控制并向显示装置输出摄像信号，所述摄像部根据来自该照明部的照明光，对从所述生物体反射的光进行光电转换并生成所述摄像信号，该生物体观测装置的特征在于，其具有：

光谱信号生成部，其根据所述摄像信号，通过信号处理来生成与光学波长窄频带的图像对应的光谱信号；以及

颜色调节部，在向所述显示装置输出所述光谱信号时，该颜色调节部按照形成该光谱信号的多个频带来调节色调，

另外，在从所述照明部到所述摄像部的光路上还设置有光谱特性控制部，该光谱特性控制部控制针对所述光路上的光的光谱特性。

2. 根据权利要求1所述的生物体观测装置，其特征在于，

所述光谱特性控制部是对所述照明光的光谱强度特性进行控制的光谱强度控制部和/或对所述摄像部中的摄像元件的光谱灵敏度特性进行控制的摄像元件光谱灵敏度控制部。

3. 根据权利要求1或2所述的生物体观测装置，其特征在于，

所述光谱特性控制部使规定波长频带的强度和/或灵敏度相对高于其他波长频带的强度和/或灵敏度。

4. 根据权利要求1、2或3中的任一项所述的生物体观测装置，其特征在于，

所述光谱特性控制部使蓝色波长频带的强度和/或灵敏度相对高于其他波长频带的强度和/或灵敏度。

5. 根据权利要求1、2、3或4中的任一项所述的生物体观测装置，其特征在于，

所述显示装置具有触摸面板功能，

并且具有信号生成控制部，该信号生成控制部通过所述触摸面板功能来控制所述光谱信号生成部。

## 生物体观测装置

### 技术领域

本发明涉及利用拍摄生物体而获得的彩色图像信号，并通过信号处理作为光谱图像显示在显示装置上的生物体观测装置。

### 背景技术

以往，作为生物体观测装置，广泛使用照射照明光来获得体腔内的内窥镜图像的内窥镜装置。在这种内窥镜装置中，使用具有摄像部的电子内窥镜，该摄像部使用光导等将来自光源装置的照明光导入到体腔内，并通过其返回光拍摄被摄体，该内窥镜装置通过视频处理器对来自摄像部的摄像信号进行信号处理，从而在观察监视器上显示内窥镜图像，来观察患部等观察部位。

在内窥镜装置中进行通常的生物体组织观察的情况下，作为一种方式，利用光源装置发出可见光区域的白色光，经由例如 RGB 等的旋转滤波器，向被摄体照射面顺次光，由视频处理器对该面顺次光的返回光进行同时化来进行图像处理，从而获得彩色图像。并且，在内窥镜装置中进行通常的生物体组织观察的情况下，作为其他方式，在内窥镜的摄像部的摄像面的前表面配置色卡（color chip），利用光源装置发出可见光区域的白色光，利用色卡将该白色光的返回光按照各颜色成分进行分离，从而进行拍摄，利用视频处理器进行图像处理，由此获得彩色图像。

根据所照射的光的波长，生物体组织的光吸收特性和散射特性不同，所以，例如在日本特开 2002-95635 号公报中公开了如下的窄频带光内窥镜装置：向生物体组织照射离散的光谱特性的窄频带的 RGB 面顺次光作为可见光区域的照明光，获得生物体组织的期望深部的组织信息。

在日本特开 2003-93336 号公报中公开了如下的窄频带光内窥镜装置：对基于可见光区域的照明光的图像信号进行信号处理，生成离散的

光谱图像，获得生物体组织的期望深部的组织信息。

在该日本特开 2003-93336 号公报的装置中，进行如下处理：针对获得通常光观察图像时的照明光量，利用光量控制部降低获得光谱图像时的照明光量（例如，照明光照射定时控制、光斩波器控制、灯施加电流控制和电子快门控制等），并进行避免作为摄像部的 CCD 的饱和的控制。

但是，例如在上述日本特开 2003-93336 号公报所记载的装置中，在向被摄体照射来自灯的照明光的照明光学系统以及拍摄被摄体像的摄像光学系统中，例如，由于遮断近紫外光用的内窥镜的光导的传送特性以及插入在光源光路上的红外截止滤波器的透射特性等，大多为蓝色波长频带的照明光量降低，并且 CCD 的灵敏度特性也在蓝色波长频带降低，所以，根据所拍摄的图像信息来生成该蓝色波长频带的光谱图像时，与其他波长频带的光谱图像相比，具有 S/N 相对较低的问题。

#### 发明内容

本发明是鉴于上述问题而完成的，其目的在于，提供一种生物体观测装置，该生物体观测装置能够改善基于可见光区域的照明光的离散的光谱图像生成中的 S/N。

本发明的一个方式的生物体观测装置具有：照明部，其向作为被检体的生物体照射光；和/或信号处理控制部，其对摄像部的动作进行控制并向显示装置输出摄像信号，所述摄像部根据来自该照明部的照明光，对从所述生物体反射的光进行光电转换并生成所述摄像信号，该生物体观测装置的特征在于，其具有：光谱信号生成部，其根据所述摄像信号，通过信号处理来生成与光学波长窄频带的图像对应的光谱信号；以及颜色调节部，在向所述显示装置输出所述光谱信号时，该颜色调节部按照形成该光谱信号的多个频带来调节色调，在从所述照明部到所述摄像部的光路上还设置光谱特性控制部，该光谱特性控制部控制针对所述光路上的光的光谱特性。

#### 附图说明

图 1 是示出本发明的实施例 1 的电子内窥镜装置的外观的外观图。

图 2 是示出图 1 的电子内窥镜装置的结构框图。

图 3 是示出图 2 的光量限制滤波器的透射特性的图。

图 4 是示出在图 2 的 CCD 前表面设置的颜色滤波器的排列的图。

图 5 是说明图 2 的矩阵运算部中计算矩阵的矩阵计算方法的图。

图 6 是示出由图 2 的矩阵运算部所生成的光谱图像的光谱特性的图。

图 7 是示出通过图 2 的电子内窥镜装置观察到的生物体组织的层方向结构的图。

图 8 是说明来自图 2 的电子内窥镜装置的照明光到达生物体组织的层方向的状态的图。

图 9 是示出通过图 2 的电子内窥镜装置进行通常观察时的 RGB 光的各波段的光谱特性的图。

图 10 是示出图 9 的通常观察时的基于 RGB 光的各波段图像的第 1 图。

图 11 是示出图 9 的通常观察时的基于 RGB 光的各波段图像的第 2 图。

图 12 是示出图 9 的通常观察时的基于 RGB 光的各波段图像的第 3 图。

图 13 是示出图 6 的各光谱图像的第 1 图。

图 14 是示出图 6 的各光谱图像的第 2 图。

图 15 是示出图 6 的各光谱图像的第 3 图。

图 16 是说明使用了图 2 的触摸面板功能的图形用户界面的第 1 图。

图 17 是说明使用了图 2 的触摸面板功能的图形用户界面的第 2 图。

图 18 是说明使用了图 2 的触摸面板功能的图形用户界面的第 3 图。

图 19 是说明使用了图 2 的触摸面板功能的图形用户界面的第 4 图。

图 20 是说明使用了图 2 的触摸面板功能的图形用户界面的第 5 图。

图 21 是说明使用了图 2 的触摸面板功能的图形用户界面的第 6 图。

图 22 是说明使用了图 2 的触摸面板功能的图形用户界面的第 7 图。

图 23 是说明使用了图 2 的触摸面板功能的图形用户界面的第 8 图。

图 24 是说明使用了图 2 的触摸面板功能的图形用户界面的第 9 图。  
图 25 是说明使用了图 2 的触摸面板功能的图形用户界面的第 10 图。  
图 26 是说明使用了图 2 的触摸面板功能的图形用户界面的第 11 图。  
图 27 是说明使用了图 2 的触摸面板功能的图形用户界面的第 12 图。  
图 28 是说明由图 2 的矩阵运算部所生成的光谱图像的白平衡处理的图。

图 29 是说明使用了图 2 的触摸面板功能的图形用户界面的第 13 图。  
图 30 是说明使用了图 2 的触摸面板功能的图形用户界面的第 14 图。  
图 31 是示出图 1 的内窥镜装置主体的背面的板槽 (board slot) 的结构图。

图 32 是说明插入设置在图 31 的板槽中的功能扩张基板的追加功能菜单的第 1 图。

图 33 是说明插入设置在图 31 的板槽中的功能扩张基板的追加功能菜单的第 2 图。

图 34 是说明插入设置在图 31 的板槽中的功能扩张基板的追加功能菜单的第 3 图。

图 35 是示出可以连接在图 2 的内窥镜装置主体上的波长选择用的专用键盘的一例的图。

图 36 是示出图 4 的颜色滤波器的变形例的排列的图。

图 37 是示出本发明的实施例 2 的电子内窥镜装置的结构框图。

图 38 是示出图 37 的 RGB 旋转滤波器的结构的图。

图 39 是示出第 1 光谱图像生成模式即在光路上没有光量限制滤波器时、透过图 38 的 RGB 旋转滤波器的光的光谱特性的图。

图 40 是示出第 2 光谱图像生成模式即在光路上存在光量限制滤波器时、透过图 38 的 RGB 旋转滤波器的光的光谱特性的图。

图 41 是示出图 37 的电子内窥镜装置的变形例的结构框图。

图 42 是示出图 41 的 RGB 旋转滤波器的结构的图。

图 43 是示出图 37 的 RGB 旋转滤波器的变形例的结构图。

## 具体实施方式

下面，参照附图叙述本发明的实施例。

### (实施例 1)

图 1~图 36 涉及本发明的实施例 1，图 1 是示出电子内窥镜装置的外观的外观图，图 2 是示出图 1 的电子内窥镜装置的结构框图，图 3 是示出图 2 的光量限制滤波器的透射特性的图，图 4 是示出在图 2 的 CCD 前表面设置的颜色滤波器的排列的图，图 5 是说明图 2 的矩阵运算部中计算矩阵的矩阵计算方法的图，图 6 是示出由图 2 的矩阵运算部所生成的光谱图像的光谱特性的图，图 7 是示出通过图 2 的电子内窥镜装置观察到的生物体组织的层方向结构的图，图 8 是说明来自图 2 的电子内窥镜装置的照明光到达生物体组织的层方向的状态的图，图 9 是示出通过图 2 的电子内窥镜装置进行通常观察时的 RGB 光的各波段的光谱特性的图，图 10 是示出图 9 的通常观察时的基于 RGB 光的各波段图像的第 1 图。

图 11 是示出图 9 的通常观察时的基于 RGB 光的各波段图像的第 2 图，图 12 是示出图 9 的通常观察时的基于 RGB 光的各波段图像的第 3 图，图 13 是示出图 6 的各光谱图像的第 1 图，图 14 是示出图 6 的各光谱图像的第 2 图，图 15 是示出图 6 的各光谱图像的第 3 图，图 16 是说明使用了图 2 的触摸面板功能的图形用户界面的第 1 图，图 17 是说明使用了图 2 的触摸面板功能的图形用户界面的第 2 图，图 18 是说明使用了图 2 的触摸面板功能的图形用户界面的第 3 图，图 19 是说明使用了图 2 的触摸面板功能的图形用户界面的第 4 图，图 20 是说明使用了图 2 的触摸面板功能的图形用户界面的第 5 图。

图 21 是说明使用了图 2 的触摸面板功能的图形用户界面的第 6 图，图 22 是说明使用了图 2 的触摸面板功能的图形用户界面的第 7 图，图 23 是说明使用了图 2 的触摸面板功能的图形用户界面的第 8 图，图 24 是说明使用了图 2 的触摸面板功能的图形用户界面的第 9 图，图 25 是说明使用了图 2 的触摸面板功能的图形用户界面的第 10 图，图 26 是说明使用了图 2 的触摸面板功能的图形用户界面的第 11 图，图 27 是说明使用了

图 2 的触摸面板功能的图形用户界面的第 12 图，图 28 是说明由图 2 的矩阵运算部所生成的光谱图像的白平衡处理的图，图 29 是说明使用了图 2 的触摸面板功能的图形用户界面的第 13 图，图 30 是说明使用了图 2 的触摸面板功能的图形用户界面的第 14 图。

图 31 是示出图 1 的内窥镜装置主体的背面的板槽 (board slot) 的结构图，图 32 是说明插入设置在图 31 的板槽中的功能扩张基板的追加功能菜单的第 1 图，图 33 是说明插入设置在图 31 的板槽中的功能扩张基板的追加功能菜单的第 2 图，图 34 是说明插入设置在图 31 的板槽中的功能扩张基板的追加功能菜单的第 3 图，图 35 是示出可以连接在图 2 的内窥镜装置主体上的波长选择用的专用键盘的一例的图，图 36 是示出图 4 的颜色滤波器的变形例的排列的图。

在作为本发明的实施例中的生物体观测装置中的电子内窥镜装置中，从照明用光源向作为被检体的生物体照射光，利用作为摄像部的固体摄像元件接收根据该照射光从生物体反射的光，并对其进行光电转换，从而生成彩色图像信号即摄像信号，根据该摄像信号，通过信号处理，生成与光学波长窄频带的图像对应的光谱信号即光谱图像信号 (以下简称为光谱图像)。

如图 1 所示，实施例 1 的电子内窥镜装置 100 具有：作为观察部的内窥镜 101、内窥镜装置主体 105、作为显示装置的显示监视器 106。并且，内窥镜 101 主要由以下部分构成：插入部 102，其插入到被检体的体内；前端部 103，其设置在该插入部 102 前端；以及角度操作部 104，其设置在插入部 102 的前端侧的相反侧，用于指示前端部 103 的弯曲动作等。

在内窥镜装置主体 105 中，对由软性镜即内窥镜 101 所取得的被检体图像进行规定的信号处理，在显示监视器 106 上显示处理后的图像。在显示监视器 106 的显示部上设有触摸面板 106a，在显示监视器 106 的显示部上显示各种设定画面，实现使用了触摸面板 106a 的指示设备功能 (以下称为触摸面板功能) 的图形界面。

接着，参照图 2 详细说明内窥镜装置主体 105。另外，图 2 是电子

内窥镜装置 100 的框图。

如图 2 所示，内窥镜装置主体 105 主要由以下部分构成：作为照明部的光源部 41、作为信号处理控制部的控制部 42、主体处理装置 43。控制部 42 和主体处理装置 43 构成如下的信号处理控制部：其控制所述光源部 41 和/或作为摄像部的 CCD 21 的动作，向作为显示装置的显示监视器 106 输出图像信号，并控制触摸面板 106a 的触摸面板功能。并且，控制部 42 与存储各种数据的数据存储部 44 连接。

另外，在本实施例中，对在作为 1 个单元的内窥镜装置主体 105 内具有光源部 41 和进行图像处理等的主体处理装置 43 的情况进行了说明，但是，这些光源部 41 和主体处理装置 43 也可以作为独立于内窥镜装置主体 105 的单元以可以取下的方式构成。

作为照明部的光源部 41 与控制部 42 和内窥镜 101 连接，根据来自控制部 42 的信号，以规定光量照射白色光（也包含不完全是白色光的情况）。并且，光源部 41 具有：作为白色光源的灯 15；红外截止滤波器 15a；作为光谱特性控制部的光量限制滤波器 16，其在光路上插入/取出，限制白色光在规定波长频带的光量；滤波器插入/取出驱动部 17，其在光路上插入/取出光量限制滤波器 16；以及射出白色光的聚光透镜 18。

图 3 示出光量限制滤波器 16 的透射特性。例如如图 3 所示，当光量限制滤波器 16 设蓝色频带的透射率为 100%时，将其他频带的透射率限制为 50%。

并且，经由连接器 11 连接在光源部 41 上的内窥镜 101，在前端部 103 上具有物镜 19 和 CCD 等固体摄像元件 21（以下简称为 CCD）。本实施例中的 CCD 21 是单板式（用于同时式电子内窥镜的 CCD），是原色型。另外，图 4 示出在 CCD 21 的摄像面上配置的颜色滤波器的排列。在 CCD 21 的摄像面上配置的颜色滤波器构成颜色分解部。

并且，如图 2 所示，插入部 102 在内部具有：光导 14，其将从光源部 41 照射的光引导到前端部 103；信号线，其用于将由 CCD 21 所获得的被检体图像传送到主体处理装置 43；以及钳子通道 28 等，其用于进行处置。另外，用于向钳子通道 28 插入钳子的钳子口 29 设置于操作部 104

附近。

操作部 104 在内部设置有用于存储内窥镜 101 的类别信息的 ID 部 110。并且，操作部 104 在外表面设置有用于指示各种操作的指示开关部 111。指示开关部 111 至少具有模式切换开关，该模式切换开关指示用于生成改善了 S/N 的光谱图像的后述的光谱图像生成模式。

并且，作为生物体观测装置用的信号处理装置的主体处理装置 43 与光源部 41 同样，经由连接器 11 连接在内窥镜 101 上。主体处理装置 43 在内部具有用于驱动所述内窥镜 101 内的所述 CCD 21 的 CCD 驱动器 431。并且，主体处理装置 43 具有亮度信号处理系统和颜色信号处理系统，作为用于获得通常图像即彩色图像的信号电路系统。

主体处理装置 43 的所述亮度信号处理系统具有：轮廓校正部 432，其与所述 CCD 21 连接，对来自 CCD 21 的摄像信号进行轮廓校正；以及亮度信号处理部 434，其根据该轮廓校正部 432 所校正的数据，生成亮度信号。并且，主体处理装置 43 的所述颜色信号处理系统具有：采样保持电路（S/H 电路）433a~433c，其与所述 CCD 21 连接，进行由 CCD 21 所获得的摄像信号的采样等，生成 RGB 信号；以及颜色信号处理部 435，其与该 S/H 电路 433a~433c 的输出连接，生成颜色信号。

并且，主体处理装置 43 具有通常图像生成部 437，该通常图像生成部 437 根据亮度信号处理系统和颜色信号处理系统的输出生成 1 个通常图像即彩色图像。该通常图像生成部 437 向显示图像生成部 439 输出亮度信号即 Y 信号、以及色差信号即 R-Y 信号和 B-Y 信号，显示图像生成部 439 根据 Y 信号、R-Y 信号和 B-Y 信号，生成在显示监视器 106 上显示的通常图像即彩色图像的通常图像信号。

另一方面，作为用于获得光谱信号即光谱图像信号的信号电路系统，主体处理装置 43 具有作为光谱信号生成部的矩阵运算部 436，该矩阵运算部 436 被输入 S/H 电路 433a~433c 的输出（RGB 信号），并对 RGB 信号进行规定的矩阵运算。所述矩阵运算部 436 中的矩阵运算是指进行如下处理：对彩色图像信号彼此进行相加处理等，并且，乘以通过后述的矩阵计算方法所求出的矩阵。

另外，在本实施例中，作为该矩阵运算的方法，对使用了电子电路处理（由使用了电子电路的硬件进行的处理）的方法进行了说明，但是，也可以是使用了数值数据处理（由使用了程序的软件进行的处理）的方法。并且，在实施时还可以对这些方法进行组合。

利用颜色调节部即颜色调节部 440 对矩阵运算部 436 的输出即光谱图像信号 F1~F3 进行颜色调节运算，通过光谱图像信号 F1~F3 生成光谱彩色通道图像信号 Rch、Gch、Bch。所生成的光谱彩色通道图像信号 Rch、Gch、Bch 经由显示图像生成部 439 发送到显示监视器 106 的 RGB 的彩色通道 R- (ch)、G- (ch)、B- (ch)。

另外，显示图像生成部 439 生成由通常图像和/或光谱图像等构成的显示图像，向显示监视器 106 输出显示图像，并且，还可以进行显示光谱图像彼此之间的切换。即，操作者可以根据通常图像、基于彩色通道 R- (ch) 的光谱彩色通道图像、基于彩色通道 G- (ch) 的光谱彩色通道图像、基于彩色通道 B- (ch) 的光谱彩色通道图像，在显示监视器 106 上选择性地显示。并且，也可以构成为能够同时在显示监视器 106 上显示任意 2 个以上的图像。特别地，在能够同时显示通常图像和光谱彩色通道图像（以下也称为光谱通道图像）的情况下，能够简单地对比进行一般观察的通常图像和光谱通道图像，能够在参考各自的特征（通常图像的特征在于，颜色程度接近通常的肉眼观察，易于进行观察。光谱通道图像的特征在于，能够观察在通常图像中无法观察的规定的血管等。）的基础上进行观察，在诊断上非常有用。

这里，对矩阵运算部 436 中计算矩阵的矩阵计算方法进行说明。

（矩阵计算方法）

图 5 是示出根据彩色图像信号（这里，为了便于说明设为 R·G·B，但是如后所述，在补色型固体摄像元件中，也可以是 G·Cy·Mg·Ye 的组合）生成相当于与光学波长窄频带的图像对应的图像的光谱图像信号时的信号的流程的概念图。下面，向量和矩阵用粗字体或“”（例如，将矩阵 A 标记为 A 的粗字体或者“A”）进行标记，除此之外用没有修饰的字体进行标记。

首先，电子内窥镜装置 100 对 R·G·B 的各个摄像部的作为光谱灵敏度特性的彩色灵敏度特性进行数值数据化。这里，R·G·B 的彩色灵敏度特性是指，使用白色光的光源，拍摄白色的被摄体时分别获得的相对于波长的输出特性。

另外，R·G·B 的各个彩色灵敏度特性以简化的曲线图的方式示于各图像数据的右侧。并且，将此时的 R·G·B 的彩色灵敏度特性分别设为 n 维的列向量“R”·“G”·“B”。

接着，作为希望提取的光谱信号、例如 3 个光谱信号的基本光谱特性，电子内窥镜装置 100 对中心波长  $\lambda_1$ 、 $\lambda_2$ 、 $\lambda_3$ （例如  $\lambda_1=420\text{nm}$ 、 $\lambda_2=540\text{nm}$ 、 $\lambda_3=605\text{nm}$ ）的光谱图像用的窄频带带通滤波器 F1·F2·F3 的特性进行数值数据化。另外，将此时的滤波器的特性分别设为 n 维的列向量“F1”·“F2”·“F3”。

根据所获得的数值数据，求出对以下关系进行近似的最佳系数集合。即，只要求出满足下式的矩阵的要素即可。

[数 1]

$$(\mathbf{R} \ \mathbf{G} \ \mathbf{B}) \begin{pmatrix} a_1 & a_2 & a_3 \\ b_1 & b_2 & b_3 \\ c_1 & c_2 & c_3 \end{pmatrix} = (\mathbf{F}_1 \ \mathbf{F}_2 \ \mathbf{F}_3) \quad \dots(1)$$

上面的最佳命题的解在数学上如下求出。将表示 R·G·B 的彩色灵敏度特性的矩阵设为“C”，将表示希望提取的窄频带带通滤波器的光谱特性的矩阵设为“F”，将执行主成分分析或正交展开（或者正交变换）时要求出的系数矩阵设为“A”，则得到下式：

[数 2]

$$\mathbf{C} = (\mathbf{R} \ \mathbf{G} \ \mathbf{B}) \quad \mathbf{A} = \begin{pmatrix} a_1 & a_2 & a_3 \\ b_1 & b_2 & b_3 \\ c_1 & c_2 & c_3 \end{pmatrix} \quad \mathbf{F} = (\mathbf{F}_1 \ \mathbf{F}_2 \ \mathbf{F}_3) \quad \dots(2)$$

因此，(1) 式所示的命题相当于求出满足以下关系的矩阵“A”。

[数 3]

$$\mathbf{CA} = \mathbf{F} \quad \dots(3)$$

这里，作为表示光谱特性的光谱数据的点列数 n，满足  $n > 3$  的关系，

所以，(3)式不是作为一元联立方程式的解，而是作为线性最小二乘法的解来求出。即，只要根据(3)式求解伪逆矩阵即可。若将矩阵“C”的转置矩阵设为“ $C'$ ”，则(3)式如下：

[数 4]

$$C'CA = C'CF \quad \dots(4)$$

“ $CC'$ ”为  $n \times n$  的正方矩阵，所以，(4)式可以视为矩阵“A”的联立方程式，其解如下求出。

[数 5]

$$A = (C'CC)^{-1}C'CF \quad \dots(5)$$

对于由(5)式求出的矩阵“A”，电子内窥镜装置 100 通过进行(3)式左边的变换，能够近似希望提取的窄频带带通滤波器  $F1 \cdot F2 \cdot F3$  的特性。

使用这样计算出的矩阵，矩阵运算部 436 根据通常彩色图像信号生成光谱图像信号。

接着，参照图 2 详细说明本实施方式的电子内窥镜装置 100 的动作。

另外，下面首先说明通常图像生成的动作，然后说明光谱图像生成的动作。

通常图像生成：

首先，说明光源部 41 的动作。根据来自控制部 42 的控制信号，将滤波器插入/取出驱动部 17 设定在从光路上取出了光量限制滤波器 16 的位置上。来自灯 15 的光束不经由红外截止滤波器 15a 透过光量限制滤波器 16，而是通过聚光透镜 18 汇聚在作为光纤束的光导 14 的入射端，该光导 14 设置在位于内窥镜 101 和光源部 41 的连接部上的连接器 11 内。

汇聚后的光束通过光导 14，从设于前端部 103 的照明光学系统照射到被检体的体内。所照射的光束在被检体内反射，经由物镜 19，在 CCD 21 中按照图 4 所示的颜色滤波器来收集信号。

所收集的信号并行地输入到上述亮度信号处理系统和颜色信号处理系统。将按照各个颜色滤波器收集到的信号按照每个像素进行相加之后输入到亮度信号系统的轮廓校正部 432，进行轮廓校正后，输入到亮度信

号处理部 434。在亮度信号处理部 434 中生成亮度信号，并将其输入到通常图像生成部 437。

并且，另一方面，在 CCD 21 中收集到的信号按照各个滤波器输入到 S/H 电路 433a~433c，分别生成 R·G·B 信号。进而，利用颜色信号处理部 435 针对 R·G·B 信号生成颜色信号，在通常图像生成部 437 中，根据所述亮度信号和颜色信号生成 Y 信号、R-Y 信号、B-Y 信号，通过显示图像生成部 439 在显示监视器 106 上显示被检体的通常图像。

光谱图像生成：

在光谱图像生成中具有 2 个生成模式。第 1 光谱图像生成模式与通常图像生成时同样，是不使来自灯 15 的光束透过光量限制滤波器 16 的模式。第 2 光谱图像生成模式是使来自灯 15 的光束透过光量限制滤波器 16 的模式。在默认状态下，控制部 42 将光谱图像的生成模式设定为所述第 1 光谱图像生成模式。然后，当操作指示开关部 111 的模式切换开关时，控制部 42 驱动控制滤波器插入/取出驱动部 17，将滤波器插入/取出驱动部 17 配置在来自灯 15 的光束的光路上，设定为第 2 光谱图像生成模式。其结果，在第 2 光谱图像生成模式中，来自灯 15 的光束透过光量限制滤波器 16。

另外，在本实施例中，不限于指示开关部 111 的模式切换开关，通过操作设置在主体 105 上的键盘或触摸面板 106a，也可以将光谱图像的生成模式设定为第 2 光谱图像生成模式。除此之外的动作在第 1 光谱图像生成模式和第 2 光谱图像生成模式中相同，所以，以第 1 光谱图像生成模式为例进行说明。并且，省略进行与通常图像生成同样的动作的说明。

在第 1 光谱图像生成模式的光谱图像生成时，在矩阵运算部 436 中对 S/H 电路 433a~433c 的输出（RGB 信号）进行放大/相加处理。然后，利用颜色调节部 440 对矩阵运算部 436 的输出即光谱图像信号 F1~F3 进行颜色调节运算，通过光谱图像信号 F1~F3 生成光谱彩色通道图像信号 Rch、Gch、Bch。将所生成的光谱彩色通道图像信号 Rch、Gch、Bch 发送到显示监视器 106 的 RGB 的彩色通道 R- (ch)、G- (ch)、B- (ch)。

由此，主体处理装置 43 能够在显示监视器 106 上显示光谱图像，该光谱图像相当于利用经由图 6 所示的中心波长  $\lambda_1$ 、 $\lambda_2$ 、 $\lambda_3$  的窄频带带通滤波器 F1•F2•F3 的窄频带光获得的窄频带光观察图像。

以下示出与窄频带带通滤波器 F1•F2•F3 对应的、利用其伪滤波器特性生成的光谱图像的一例。

如图 7 所示，体腔内组织 51 大多具有例如深度方向不同的血管等吸收体分布结构。在粘膜表层附近主要分布有较多毛细血管 52，并且，在比该层深的中层上除了毛细血管之外还分布有比毛细血管粗的血管 53，进而在深层上分布有更粗的血管 54。

另一方面，光对体腔内组织 51 的深度方向的到达深度依赖于光的波长，如图 8 所示，在包含可见区域的照明光为蓝（B）色这种波长短的光的情况下，由于生物体组织中的吸收特性和散射特性，光只能到达表层附近，在到达表层的深度范围内被吸收、散射，可观测到从表面发出的光。并且，在为波长比蓝（B）色光长的绿（G）色光的情况下，到达比蓝（B）色光所到达的范围更深的地方，在该范围内被吸收、散射，观测到从表面发出的光。进而，在为波长比绿（G）色光长的红（R）色光的情况下，光到达更深的范围。

体腔内组织 51 的通常观察时的 RGB 光如图 9 所示，各波长频带重叠，因此，

(1) 在通过 B 频带光利用 CCD 21 所拍摄的摄像信号中，拍摄到图 10 所示的具有包含较多浅层上的组织信息的浅层和中层组织信息的波段图像，

(2) 并且，在通过 G 频带光利用 CCD 21 所拍摄的摄像信号中，拍摄到图 11 所示的具有包含较多中层上的组织信息的浅层和中层组织信息的波段图像，

(3) 进而，在通过 R 频带光利用 CCD 21 所拍摄的摄像信号中，拍摄到图 12 所示的具有包含较多深层上的组织信息的中层和深层组织信息的波段图像。

而且，通过内窥镜装置主体 105 对这些 RGB 摄像信号进行信号处理，

由此，作为内窥镜图像可以获得期望或自然的颜色再现的内窥镜图像。

在上述矩阵运算部 436 的矩阵处理中，使用如上所述预先生成的伪带通滤波器（矩阵），对彩色图像信号制作光谱图像信号。例如使用图 6 所示的可提取期望的深层组织信息的离散且窄频带的光谱特性的伪带通滤波器 F1~F3，获得光谱图像信号 F1~F3。伪带通滤波器 F1~F3 如图 6 所示，各波长频带未重叠，因此，

(4) 在基于伪带通滤波器 F1 的光谱图像信号 F1 中，拍摄到图 13 所示的具有浅层上的组织信息的波段图像，并且，

(5) 在基于伪带通滤波器 F2 的光谱图像信号 F2 中，拍摄到图 14 所示的具有中层上的组织信息的波段图像，而且，

(6) 在基于伪带通滤波器 F3 的光谱图像信号 F3 中，拍摄到图 15 所示的具有深层上的组织信息的波段图像。

针对这样获得的光谱图像信号 F1~F3，颜色调节部 440 作为最单纯的颜色转换的例子，将光谱图像信号 F3 分配给光谱彩色通道图像信号 Rch，将光谱图像信号 F2 分配给光谱彩色通道图像信号 Gch，将光谱图像信号 F1 分配给光谱彩色通道图像信号 Bch，并经由显示图像生成部 439 输出到显示监视器 106 的 RGB 的彩色通道 R- (ch)、G- (ch)、B- (ch)。

在利用显示监视器 106 观察基于这些的彩色通道 R- (ch)、G- (ch)、B- (ch) 的彩色图像的情况下，得到例如图 16 所示的图像。粗血管位于深的位置，反映出光谱图像信号 F3，作为规定的目标颜色的彩色图像，显示为红色系的图案。位于中层附近的血管网较强地反应出光谱图像信号 F2，所以，作为规定的目标颜色的彩色图像，显示为品红色系的图案。存在于血管网内、粘膜表面附近的部分表现为黄色系的图案。

另外，除了被摄体的光谱反射率以外，光谱图像信号 F1~F3 还依赖于透镜和光电转换系统等内窥镜的光谱灵敏度，所以，控制部 43 从操作部 104 内的 ID 部 110 读出内窥镜 101 的类别信息即 ID，根据 ID，使用存储在数据存储部 44 中的与所连接的内窥镜 101 对应的校正系数，来校正光谱图像信号 F1~F3。另外，本实施例也可以构成为，预先将校正系数存储在 ID 部 110 中，控制部 43 从 ID 部 110 与 ID 一起读出校正系数。

如上所述,通过相当于伪带通滤波器 F1~F3 的矩阵来生成光谱图像信号 F1~F3,通过中心波长  $\lambda_1$ 、 $\lambda_2$ 、 $\lambda_3$  对伪带通滤波器 F1~F3 赋予特征。即,主体处理装置 43 通过设定 1 个中心波长  $\lambda$ ,来决定 1 个伪带通滤波器 F,根据该伪带通滤波器 F,生成光谱图像信号 F。

本实施例可以使用触摸面板 106a 的功能,通过图形用户界面设定中心波长  $\lambda$ ,来生成期望的光谱图像信号 F。

以下,说明基于触摸面板 106a 的功能的图形用户界面。

在本实施例中,如图 17 所示,主体处理装置 43 在具有触摸面板 106a 的观察监视器 106 上显示设定画面,该设定画面用于设定与光谱图像信号对应的伪带通滤波器的中心波长。该设定画面可以设定多个、例如 6 个中心波长  $\lambda_{11}$ 、 $\lambda_{12}$ 、 $\lambda_{13}$ 、 $\lambda_{21}$ 、 $\lambda_{22}$ 、 $\lambda_{23}$ 。例如,当使用触摸面板功能选择开始设定波长  $\lambda_{11}$  的  $\lambda_{11}$  按钮 201 时,主体处理装置 43 在观察监视器 106 上展开显示具有多个可以选择的波长的弹出窗口 207。然后,通过使用触摸面板功能选择该弹出窗口 207 的设定波长值,由此,主体处理装置 43 将波长  $\lambda_{11}$  设定为设定波长值。图 17 示出主体处理装置 43 将设定波长值 425nm 设定为波长  $\lambda_{11}$  的状态。其他波长即  $\lambda_{12}$  按钮 202、 $\lambda_{13}$  按钮 203、 $\lambda_{21}$  按钮 204、 $\lambda_{22}$  按钮 205、 $\lambda_{23}$  按钮 206 的设定操作也与波长  $\lambda_{11}$  同样,能够在设定画面上使用触摸面板功能对设定波长值进行设定。通过在该设定画面上分别对至少 3 个波长(例如波长  $\lambda_{11}$ 、 $\lambda_{12}$ 、 $\lambda_{13}$ )的设定波长值进行设定,由此,能够使光谱图像彩色化。以下,将彩色化的光谱图像称为彩色光谱图像。

在本实施例中,用于设定伪带通滤波器的中心波长的设定画面不限于图 17,作为本实施例的第 1 变形例,如图 18 所示,也可以是具有如下的集合表 208 的设定画面,该集合表 208 为了彩色化而预先设定以 3 个波长为一组的多个波长集合。在具有触摸面板 106a 的观察监视器 106 上显示该图 18 的设定画面的情况下,可以使用触摸面板功能来选择设定在集合表 208 中的多个波长集合中的更期望的波长集合。

并且,作为本实施例的第 2 变形例,如图 19 所示,也可以设置选择按钮 209,每当使用触摸面板功能来操作选择按钮 209 时,使波长集合跳

转移动来设定集合表 208。具体而言，每当使用触摸面板功能来操作选择按钮 209 时，使设定的集合以集合 1→集合 2→集合 3→集合 4→集合 1→这样的方式移动来进行选择。图 20 示出在图 19 的状态下使用触摸面板功能操作选择按钮 209 时的设定画面，如图 20 所示，利用选择按钮 209 的操作，将图 19 所示的集合 1 的选择移动到集合 2 的选择。

在本实施例中，作为在触摸面板 106a（即观察监视器 106）的显示画面上显示彩色光谱图像的显示方式，显示图像生成部 439 通过如下的显示方式等来实施：（1）通常光观察图像和彩色光谱图像同时显示的显示方式；（2）仅显示彩色光谱图像的显示方式；（3）仅显示通常光观察图像的显示方式。

在通常光观察图像和彩色光谱图像同时显示的显示方式中，如图 21 所示，主体处理装置 43 能够通过显示图像生成部 439 在观察监视器 106 上同时显示通常光观察图像 210 和彩色化的彩色光谱图像 211。此时，除了通常光观察图像 210 和彩色光谱图像 211 以外，显示图像生成部 439 还显示可以在彩色光谱图像 211 的彩色化中使用的、例如在上述设定画面中所设定的 6 个中心波长的光谱图像的缩略图像 221~226。而且，利用与其他缩略图像不同的显示方式（例如亮度或色调），来显示构成彩色光谱图像 211 的 3 个光谱图像的缩略图像。在本实施例中，通过使用触摸面板功能来选择缩略图像 221~226，由此，能够任意地变更构成彩色光谱图像 211 的 3 个光谱图像。具体而言，例如当触摸彩色光谱图像 211 时，缩略图像 221~226 成为可以选择的状态，通过选择用于彩色化的 3 个中心波长的光谱图像的缩略图像，来变更构成彩色光谱图像 211 的 3 个光谱图像。图 21 示出通过中心波长  $\lambda_{11}$ 、 $\lambda_{12}$ 、 $\lambda_{13}$  的 3 个光谱图像来生成彩色光谱图像 211 的状态，图 22 示出通过中心波长  $\lambda_{12}$ 、 $\lambda_{21}$ 、 $\lambda_{23}$  的 3 个光谱图像来生成彩色光谱图像 211 的状态。

并且，如图 23 所示，在触摸面板 106a 上仅显示通常光图像的情况下，主体处理装置 43 能够重叠显示用于变更通常光图像的色调的着色设定窗口 230，通过使用触摸面板功能来触摸着色设定窗口 203 的指示器 230a，来变更红色相对于蓝色的比率，由此，能够变更通常光图像的色

调。

在仅显示彩色光谱图像的显示方式的情况下，如图 24 所示，该着色设定窗口 203 可以用作中心波长  $\lambda$  的波长选择窗口 230。作为波长选择窗口 230 使用时，指示器 230a 指示波长，对指示器 230a 的各显示点分配多个中心波长，通过选择指示器 230a 的 3 个显示点，在波长选择窗口 230 中，也能够选择构成彩色光谱图像 211 的 3 个光谱图像。另外，选择 3 个光谱图像时，在波长选择窗口 230 的下方显示用于设定光谱图像的亮度的亮度设定窗口 231，可以任意地设定各波长的光谱图像的亮度。

在仅显示彩色光谱图像的显示方式中，如图 25 所示，主体处理装置 43 可以在彩色光谱图像 241 附近，将来自被检体的光谱反射率 242 图表化并进行显示，例如，在光谱反射率 242 上提示构成彩色光谱图像 241 的 3 个光谱图像的波长  $\lambda_1$ 、 $\lambda_2$ 、 $\lambda_3$ ，通过触摸面板功能使该波长  $\lambda_1$ 、 $\lambda_2$ 、 $\lambda_3$  可动，当波长  $\lambda_1$ 、 $\lambda_2$ 、 $\lambda_3$  可变时，构成彩色光谱图像 241 的 3 个光谱图像也连动地变化。

并且，在仅显示彩色光谱图像的显示方式中，例如当操作设置在内窥镜 101 的操作部 104 上的指示开关部 111 的冻结开关（未图示）时，如图 26 所示，以动画方式显示的彩色光谱图像成为静止的冻结彩色光谱图像 241。主体处理装置 43 在冻结彩色光谱图像 241 附近，显示可以在冻结彩色光谱图像 241 的彩色化中使用的、例如在上述设定画面中所设定的 6 个中心波长的光谱图像的缩略图像 221~226。而且，利用与其他缩略图像不同的显示方式（例如不同的亮度或色调），来显示构成冻结彩色光谱图像 241 的 3 个光谱图像的缩略图像。在本实施例中，如图 27 所示，使用触摸面板功能，选择缩略图像 221~226 并操作选择决定按钮 243，由此，能够任意地变更构成冻结彩色光谱图像 241 的 3 个光谱图像。进而，在本实施例中，通过使用触摸面板功能来操作确认按钮 244，由此，能够在缩略图像 221~226 中显示基于所选择的 3 个光谱图像的动画的彩色光谱图像 241。并且，在本实施例中，也可以不设置确认按钮 244，仅通过选择决定按钮 243 的操作，自动地在缩略图像 221~226 中显示基于所选择的 3 个光谱图像的动画的彩色光谱图像 241。

如上所述，在本实施例中，内窥镜装置主体 105 能够任意地变更构成彩色光谱图像的 3 个光谱图像，但是，该情况下，同时进行 3 个光谱图像的白平衡处理的变更。详细地讲，内窥镜装置主体 105 例如预先在数据存储部 44 中离散地存储图 28 所示的以 3 个波长  $\lambda_i$ 、 $\lambda_j$ 、 $\lambda_k$  为轴的三维数据表，在该三维数据表的各体素 (Voxel) 中存储有白平衡处理所使用的权重系数 ( $k_x$ 、 $k_y$ 、 $k_z$ )，作为体素数据。然后，内窥镜装置主体 105 对波长  $\lambda_{il}$ 、 $\lambda_{jm}$ 、 $\lambda_{kn}$  的 3 个光谱图像  $F_l$ 、 $F_m$ 、 $F_n$ ，通过例如“彩色光谱图像= $k_x \times F_l + k_y \times F_m + k_z \times F_n$ ”的运算，来进行白平衡处理。

另外，为了削减存储各体素数据的数据存储部 44 的存储容量，内窥镜装置主体 105 离散地存储三维数据表，所以，体素数据间的权重系数通过一般的线性插值来计算，从而进行白平衡处理。

在仅显示通常光观察图像的显示方式的情况下，如图 29 所示，主体处理装置 43 在通常光观察图像 210 上指定光谱图像显示框 281，由此，能够在所指定的光谱图像显示框 281 的区域上重叠显示该区域的光谱图像。另外，如图 30 所示，该光谱图像显示框 281 通过触摸面板功能，能够任意地变更框的尺寸和位置。

并且，在本实施例中，使用波长作为设定参数来设定光谱图像的结构，但是不限于此，也可以使用光的到达深度即深度信息作为设定参数来指定，还可以使用血管强调这样的功能名称作为设定参数来指定。

进而，在本实施例中，也可以根据作为观察对象的脏器，自动地指定最适于观察的光谱图像的结构。这里，作为基于脏器的光谱图像的结构指定方法，例如有如下方法等：根据来自操作部 104 内的 ID 部 110 的 ID，识别使用了内窥镜 101 的脏器并进行指定的方法；利用触摸面板 106a 上的菜单开关进行指定的方法；通过读入记录有患者信息的 PC 卡的数据来进行指定的方法；以及通过场景理解模型对通常光观察图像进行图像处理，来自动识别脏器的方法。

并且，如图 31 所示，本实施例的内窥镜装置主体 105 在其背面设有多个板槽 300，在该板槽 300 中能够插入设置可以扩张功能的功能扩张基板。另一方面，控制部 44 在触摸面板 106a 上显示图 32 所示的菜单窗口

260, 由此来展开可以执行的功能。在将没有插入设置功能扩张基板的控制部 44 默认时的功能分类为例如 4 个基本功能时, 可以利用菜单窗口 260, 通过菜单 1、2、3、4 这样的标签 261 对其进行切换。除了菜单 1、2、3、4 的标签 261 以外, 菜单窗口 260 具有多个功能扩张基板用的菜单标签 262, 在功能扩张基板没有放置在板槽 300 中的默认时, 如图 33 所示, 菜单标签 262 为空菜单。但是, 当控制部 44 在板槽 300 中插入设置功能扩张基板时, 如图 34 所示, 能够通过菜单 5 这样的标签 262a, 从菜单窗口 260 展开所插入设置的功能扩张基板的功能的追加功能的菜单窗口。

该追加功能的菜单窗口以软件方式构成, 当插入设置功能扩张基板时, 控制部 44 识别功能扩张基板, 自动生成与基本功能相同结构的菜单窗口, 所以, 不需要变更软件版本, 或者, 能够容易进行软件版本的升级。

并且, 在本实施例中, 利用触摸面板 106a 进行各操作, 所以, 不变更硬件, 就能够利用软件版本的升级来容易地变更规格。

另外, 在本实施例中, 不需要利用触摸面板 106a 进行全部操作, 也可以通过跟踪球或鼠标等指示设备进行操作, 例如如图 35 所示, 也可以通过波长选择用的专用键盘 270 来设定光谱图像的波长。并且, 也可以对普通键盘的功能键分配波长设定功能。

如以上说明的那样, 在本实施例中, 在将光谱图像生成模式设为第 1 光谱图像生成模式的默认状态下, 可以优先考虑通常光观察图像的画质, 在显示监视器 106 上选择性地显示通常光观察图像和光谱图像, 并且, 通过操作指示开关部 111 的模式切换开关, 将光谱图像生成模式切换为第 2 光谱图像生成模式, 使来自灯 15 的光束透过光量限制滤波器 16, 与蓝色波长频带的光相比, 使其他波长频带的光的光量减半, 由此, 可以优先考虑光谱图像的画质, 在显示监视器 106 上选择性地显示通常光观察图像和光谱图像。

即, 通过将光谱图像生成模式设定为第 2 光谱图像生成模式, 使来自灯 15 的光束透过光量限制滤波器 16, 由此, 能够将例如蓝色波长频带

的光谱图像改善成与其他波长频带的光谱图像相同程度的 S/N 的图像信息。

另外，在本实施例中，光量限制滤波器 16 构成为可以在光路上插入/取出，但是也可以始终设置在光路上。并且，通过使设置在 CCD 21 上的颜色滤波器具有与光量限制滤波器同样的光谱特性，也可以省略光量限制滤波器 16。

并且，在本实施例中，作为变形例，使用 RGB 原色型彩色滤波器，与此相对，也可以使用补色型彩色滤波器。该补色型滤波器的排列如图 36 所示，由 G、Mg、Ye、Cy 的各要素构成。另外，原色型彩色滤波器的各要素和补色型彩色滤波器的各要素之间的关系为， $Mg=R+B$ 、 $Cy=G+B$ 、 $Ye=R+G$ 。

该变形例的情况下，读出 CCD 21 的全部像素，对来自各颜色滤波器的图像进行信号处理或图像处理。在使用补色型滤波器的情况下，图 2 所示的 S/H 电路当然不是针对 R·G·B 进行的，而是分别针对 G·Mg·Cy·Ye 进行的，但是，能够利用 3 个基本光谱特性来近似生物体光谱反射率的部分为 4 个或 4 个以下。所以，由此，用于运算估计矩阵的维数从 3 变更为 4。

#### (实施例 2)

图 37~图 43 涉及本发明的实施例 2，图 37 是示出电子内窥镜装置的结构框图，图 38 是示出图 37 的 RGB 旋转滤波器的结构的图，图 39 是示出第 1 光谱图像生成模式即在光路上没有光量限制滤波器时、透过图 38 的 RGB 旋转滤波器的光的光谱特性的图，图 40 是示出第 2 光谱图像生成模式即在光路上存在光量限制滤波器时、透过图 38 的 RGB 旋转滤波器的光的光谱特性的图，图 41 是示出图 37 的电子内窥镜装置的变形例的结构框图，图 42 是示出图 41 的 RGB 旋转滤波器的结构的图，图 43 是示出图 38 的 RGB 旋转滤波器的变形例的结构图。

实施例 2 几乎与实施例 1 相同，所以，仅说明不同点，对相同结构标注相同标号并省略说明。

本实施例与实施例 1 的主要不同点在于光源部 41 和 CCD 21。在实

实施例 1 中, 在 CCD 21 上设置图 4 所示的彩色滤波器, 通过该彩色滤波器生成彩色信号, 是所谓的同时式, 与此相对, 在本实施例中, 按照 RGB 的顺序照射照明光, 来生成彩色信号, 是所谓的面次序式。

如图 37 所示, 在本实施例的光源部 41 中, 经由灯 15、红外截止滤波器 15a 以及光量限制滤波器 16 的光透过 RGB 滤波器 23。另外, 与实施例 1 同样, 光量限制滤波器 16 可以在光路上插入/取出。并且, RGB 旋转滤波器 23 与 RGB 旋转滤波器控制部 26 连接, 以规定的旋转速度进行旋转。

如图 38 所示, RGB 旋转滤波器 23 由透过 R 频带的光的 R 滤波器部 23r、透过 G 频带的光的 G 滤波器部 23g 以及透过 B 频带的光的 B 滤波器部 23b 构成。图 39 示出第 1 光谱图像生成模式即在光路上没有光量限制滤波器 16 时、透过 RGB 旋转滤波器 23 的光的光谱特性, 图 40 示出第 2 光谱图像生成模式即在光路上存在光量限制滤波器 16 时、透过 RGB 旋转滤波器 23 的光的光谱特性。

作为本实施例中的光源部的动作, 利用红外截止滤波器 15a 截止从灯 15 输出的光束中的不需要的红外成分, 透过红外截止滤波器 15a 的光束选择性地经由光量限制滤波器 16, 并透过 RGB 旋转滤波器 23, 从而按照规定时间, 作为 R·G·B 各自的照明光从光源部输出。并且, 各个照明光在被检体内反射而由 CCD 21 接收。根据所照射的时间, 利用设在内窥镜装置主体 105 中的切换部(未图示)对由 CCD 21 所获得的信号进行划分, 分别输入到 S/H 电路 433a~433c。即, 在从光源部 41 经由 R 滤波器照射照明光的情况下, 向 S/H 电路 433a 输入由 CCD 21 所获得的信号。另外, 其他动作与实施例 1 相同, 所以省略说明。

根据本实施例, 与实施例 1 一样, 通过将光谱图像生成模式设定为第 2 光谱图像生成模式, 使来自灯 15 的光束透过光量限制滤波器 16, 由此, 能够将例如蓝色波长频带的光谱图像改善成与其他波长频带的光谱图像相同程度的 S/N 的图像信息。

另外, 在本实施例中, 光量限制滤波器 16 构成为可以在光路上插入/取出, 但是不限于此, 通过如图 42 所示那样构成 RGB 旋转滤波器 23,

也可以如图 41 所示那样省略光量限制滤波器 16。

即，如图 42 所示，旋转滤波器 23 构成为圆盘状，且是将中心作为旋转轴的双重结构，在外侧径部分配置有用于输出图 39 所示的光谱特性的面顺次光的构成第 1 滤波器组的 R 滤波器部 23r1、G 滤波器部 23g1 以及 B 滤波器部 23b1，在内侧径部分配置有用于输出图 40 所示的光谱特性的面顺次光的构成第 2 滤波器组的 R' 滤波器部 23r2、G' 滤波器部 23g2 以及 B' 滤波器部 23b2。

而且，如图 41 所示，通过控制部 42 进行旋转滤波器电动机 26 的驱动控制，使旋转滤波器 23 旋转，并且，通过控制部 42 由滤波器切换电动机 17a 进行径方向的移动（是与旋转滤波器 23 的光路垂直的移动，使旋转滤波器 23 的第 1 滤波器组或第 2 滤波器组选择性地在光路上移动）。

另外，在本实施例中，照射 R·G·B 的 3 波段的面顺次光，但是不限于此，旋转滤波器 23 也可以是如下的旋转滤波器：透过 4 波段以上的多波段、例如图 43 所示的 4 个不同频带的面顺次光 I1、I2、I3、I4，来照射多波段的面顺次光。

该情况下，根据 4 个频带的信号，如式（6）～（8）那样估计光谱图像。

[数 6]

$$\begin{pmatrix} F1 \\ F2 \\ F3 \end{pmatrix} = \mathbf{K} \begin{pmatrix} I1 \\ I2 \\ I3 \\ I4 \end{pmatrix}$$

$$\mathbf{K} = \begin{pmatrix} k_1 & k_2 & k_3 & k_4 \\ l_1 & l_2 & l_3 & l_4 \\ m_1 & m_2 & m_3 & m_4 \end{pmatrix} \quad \dots(6)$$

在式（6）中，可以根据 4 个频带的信号，生成由 3 个波长构成的彩色光谱图像。

[数 7]

$$F1 = N \begin{pmatrix} I1 \\ I2 \\ I3 \\ I4 \end{pmatrix}$$

$$N = (n_1 \quad n_2 \quad n_3 \quad n_4) \quad \dots(7)$$

在式(7)中,可以根据4个频带的信号,生成由1个波长构成的单色光谱图像。

[数8]

$$\begin{pmatrix} F1 \\ F2 \\ F3 \\ F4 \end{pmatrix} = O \begin{pmatrix} I1 \\ I2 \\ I3 \\ I4 \end{pmatrix}$$

$$O = \begin{pmatrix} o_1 & o_2 & o_3 & o_4 \\ p_1 & p_2 & p_3 & p_4 \\ q_1 & q_2 & q_3 & q_4 \\ r_1 & r_2 & r_3 & r_4 \end{pmatrix} \quad \dots(8)$$

在式(8)中,根据4个频带的信号生成4个波长的光谱图像,利用显示图像生成部439选择4个光谱图像中的3个,由此,能够生成彩色光谱图像。

在上述的照射多波段的面顺次光的结构中,可以根据4个频带的信号来估计光谱图像,所以,能够更高精度地估计光谱图像。

另外,在上述的照射多波段的面顺次光的结构中,也可以通过多色的LED、LD来实现不同频带的多波段光。

本发明不限于上述实施例,在不改变本发明的主旨的范围内,可以进行各种变更、改变等。

本申请是以2006年3月16日在日本申请的日本特愿2006-073183号为优先权主张的基础来申请的,并将上述公开内容引用在本申请的说明书、权利要求范围中。

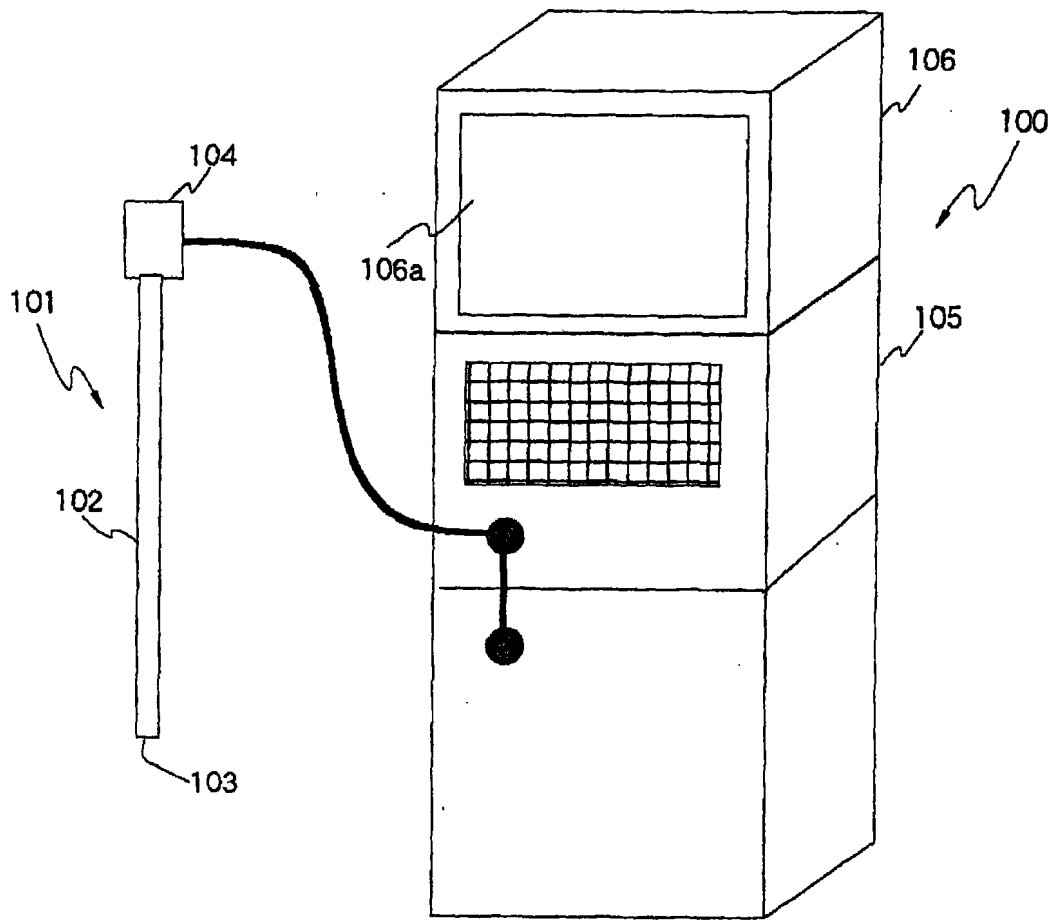


图 1

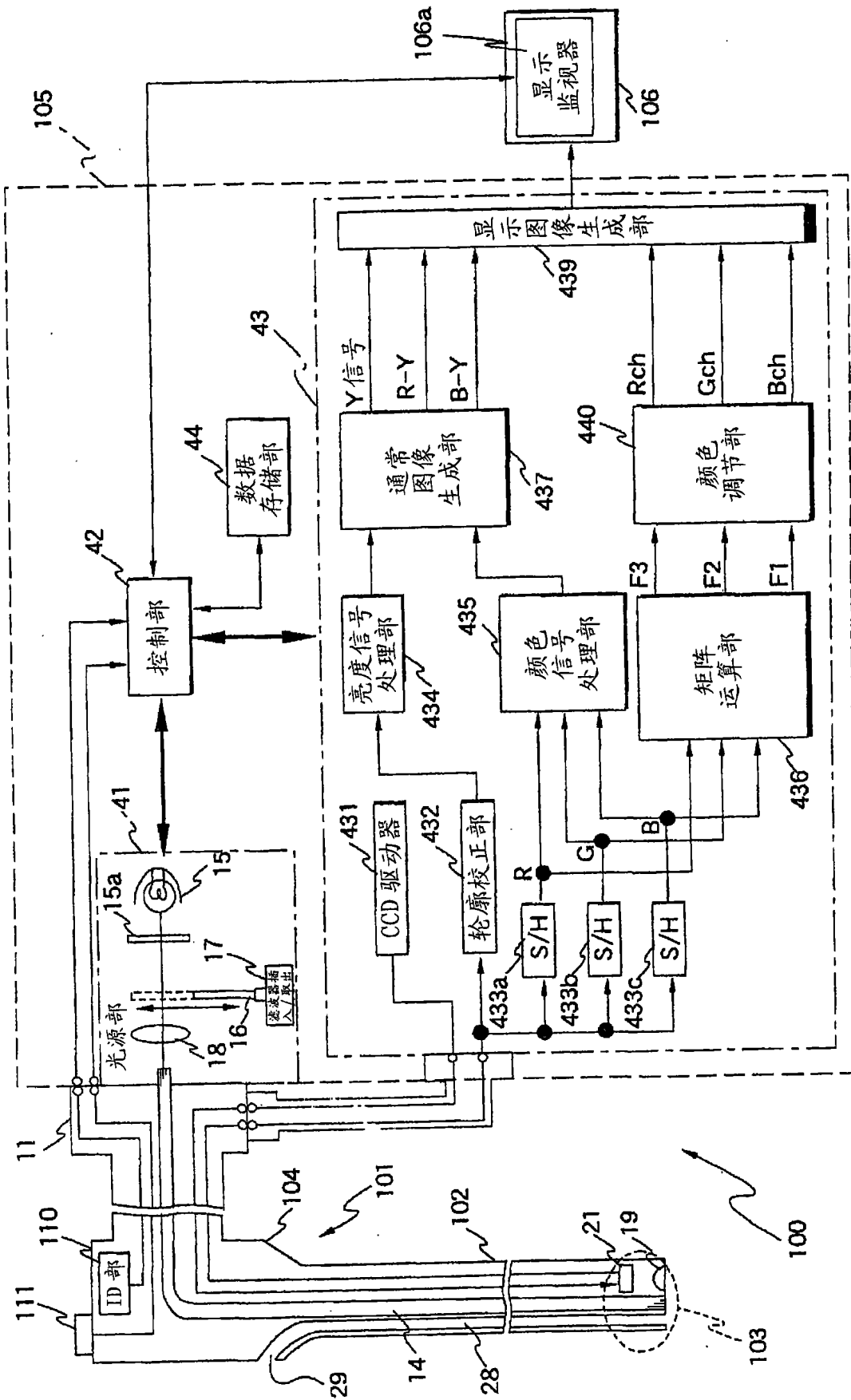


图 2

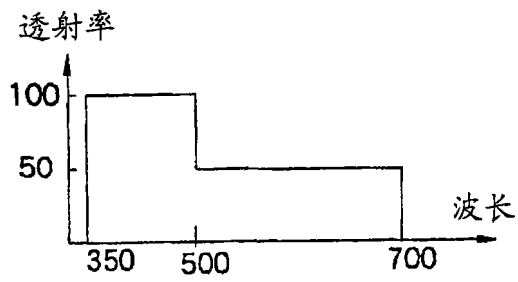


图 3

R	G	R	G
R	B	R	B
R	G	R	G
R	B	R	B

图 4

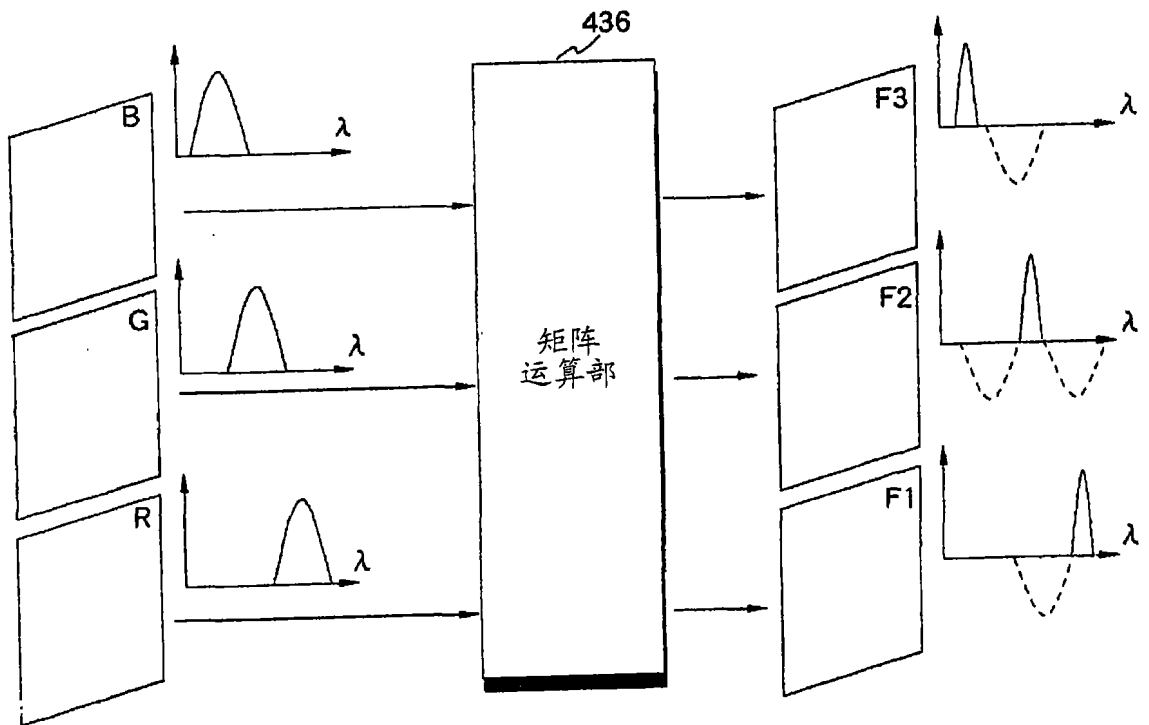


图 5

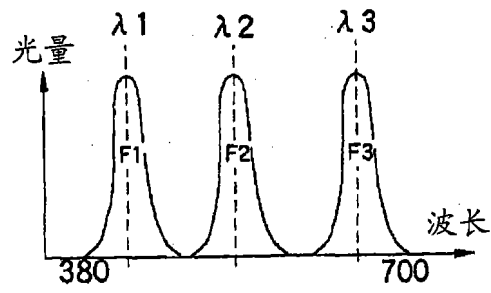


图 6

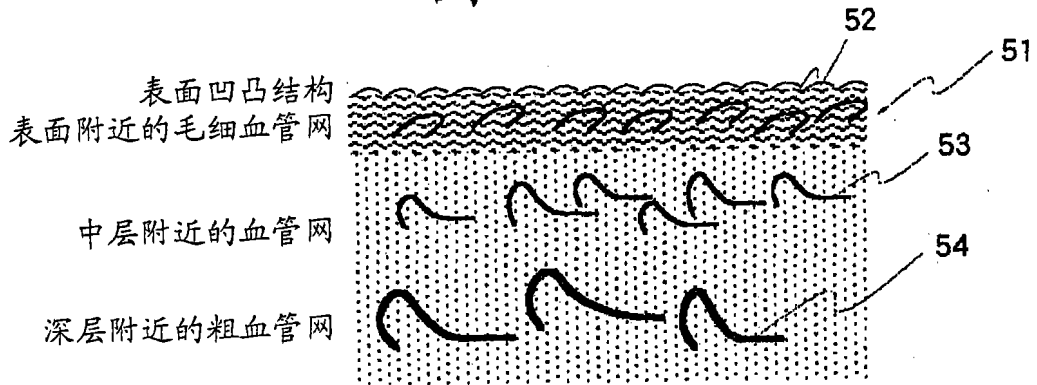


图 7

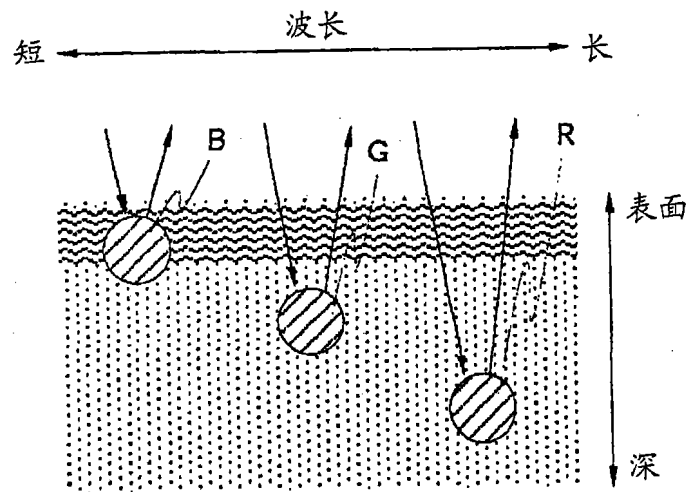


图 8

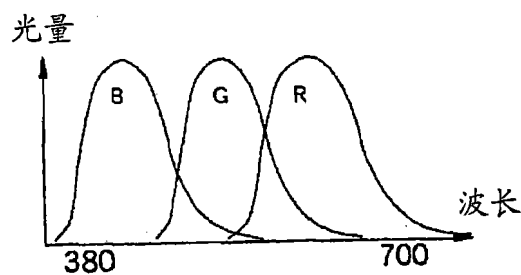


图 9



图 10



图 11

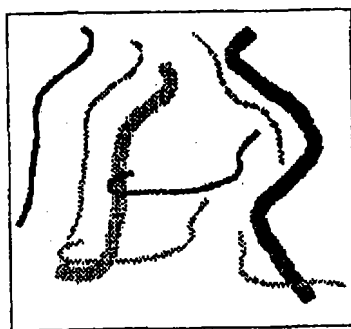


图 12

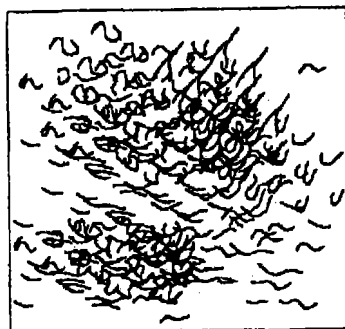


图 13

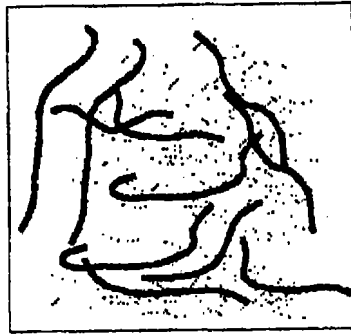


图 14

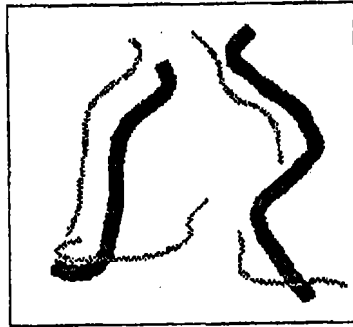


图 15

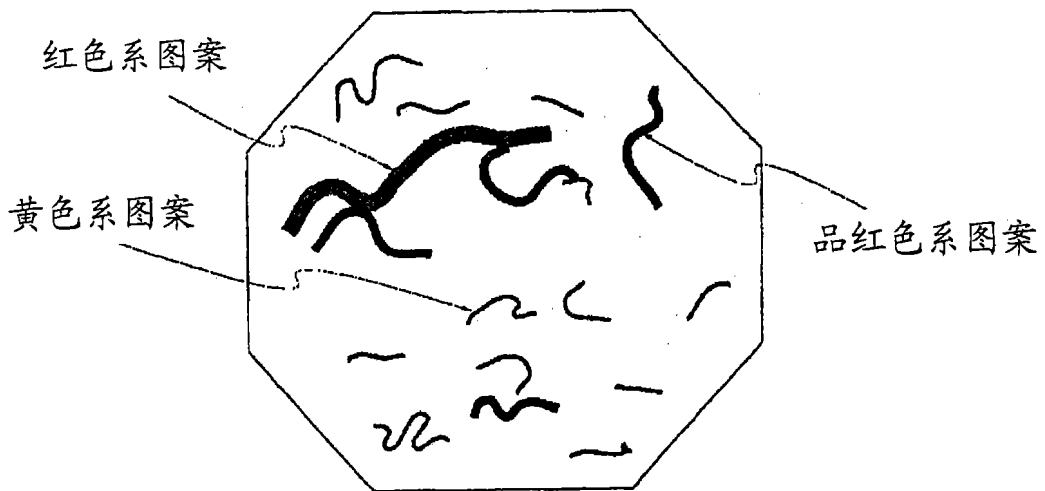


图 16

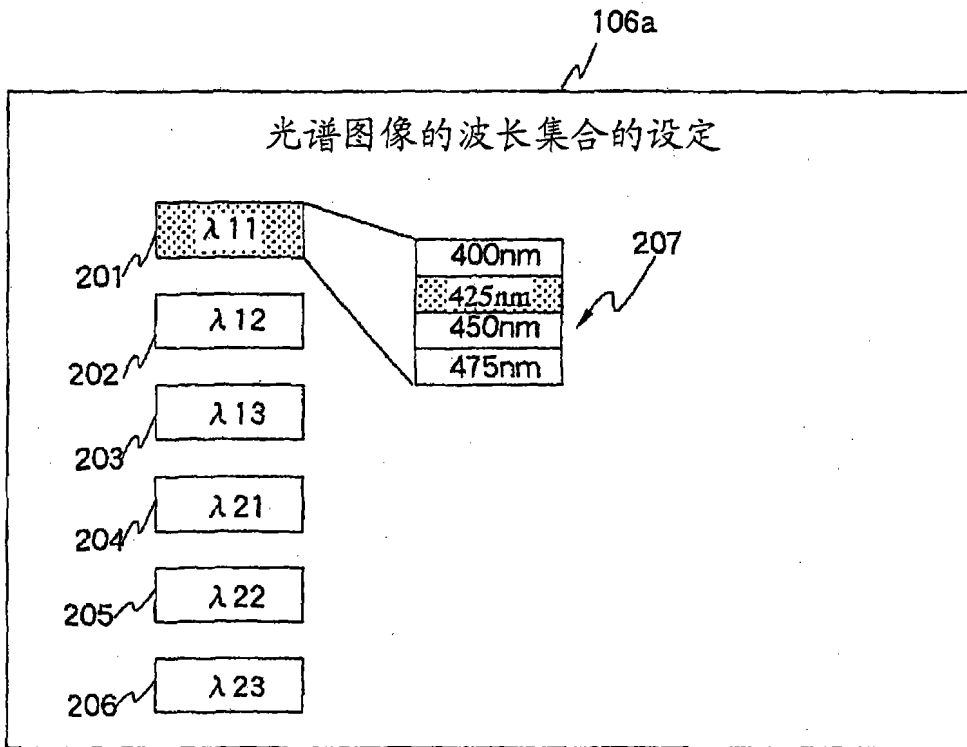


图 17

106a

光谱图像的波长集合的设置

208

	λ 1	λ 2	λ 3
集合 1	400nm	445nm	500nm
集合 2	425nm	500nm	600nm
集合 3	450nm	540nm	650nm
集合 4	475nm	570nm	700nm

图 18

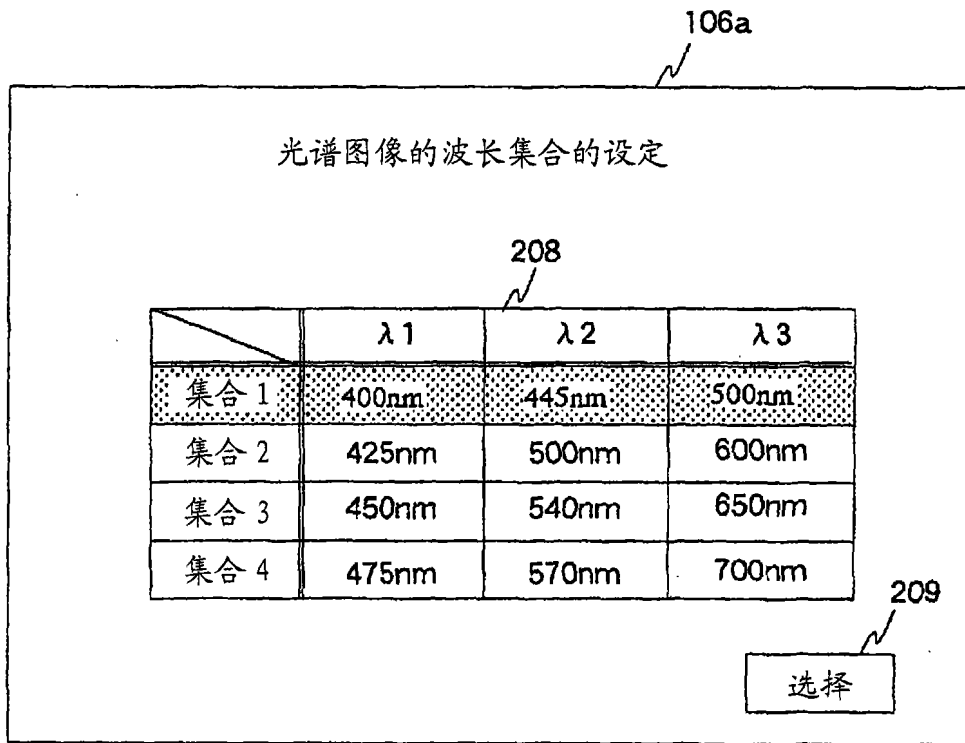


图 19

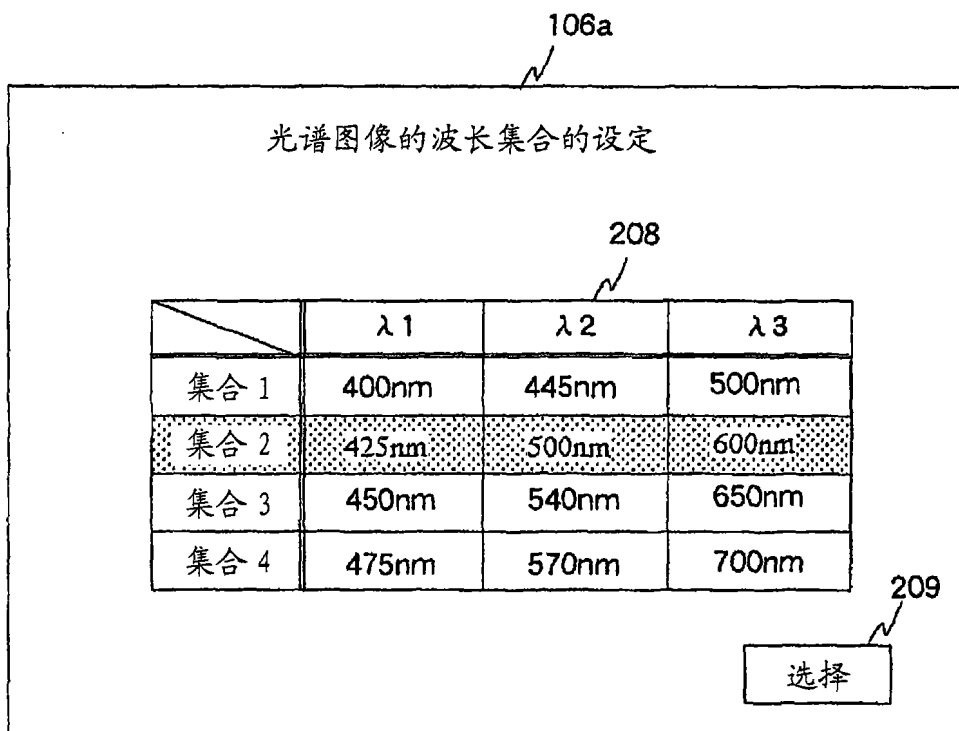


图 20

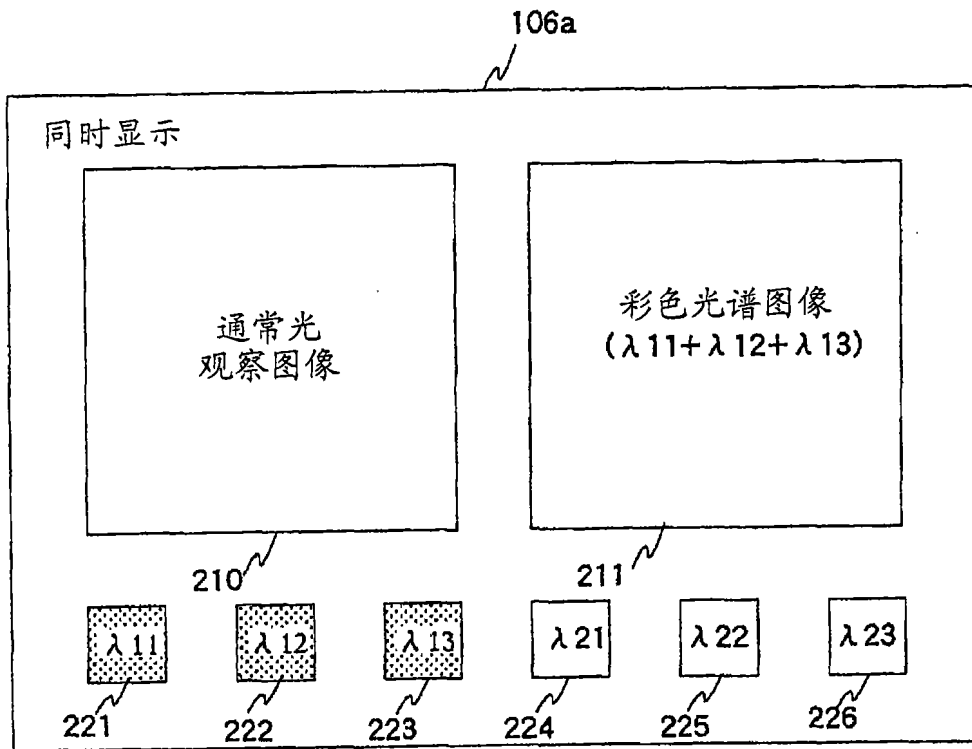


图 21

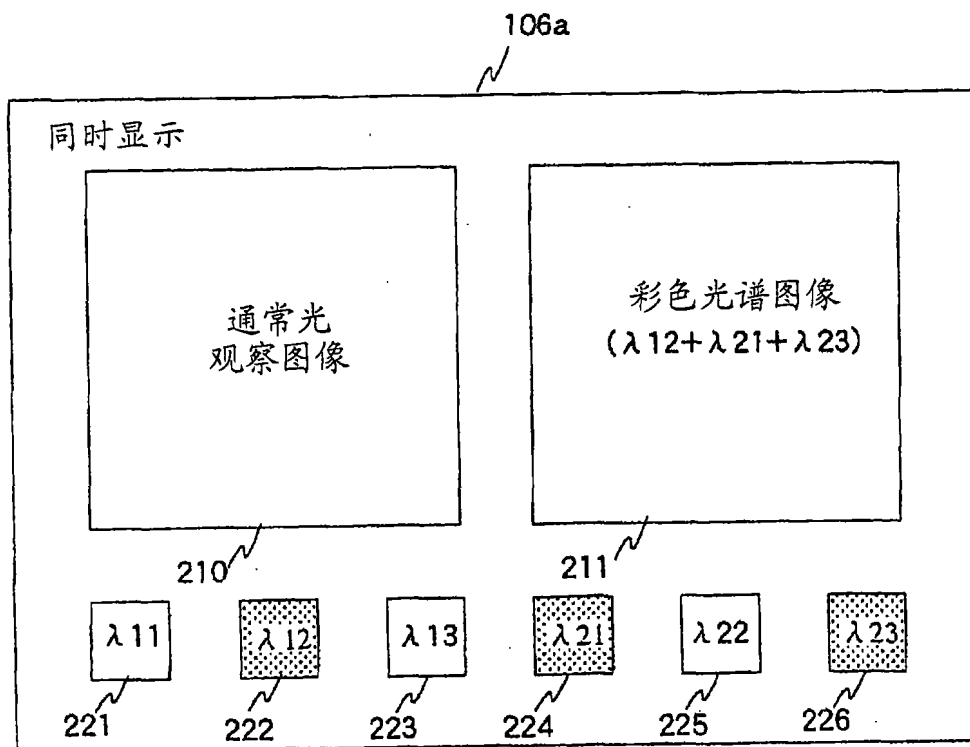


图 22

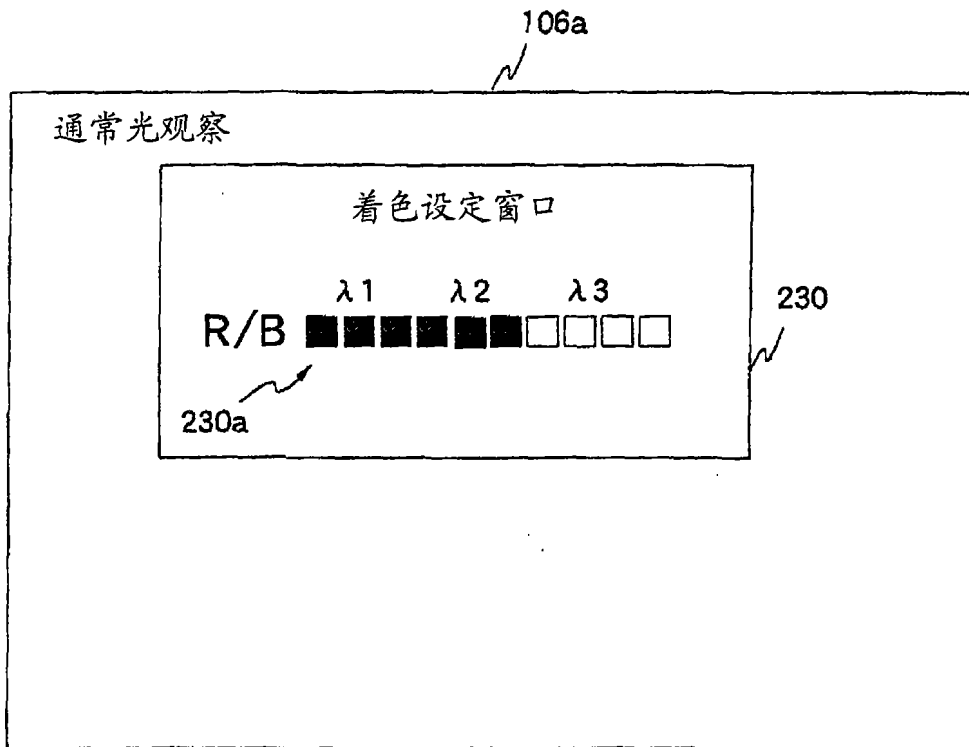


图 23

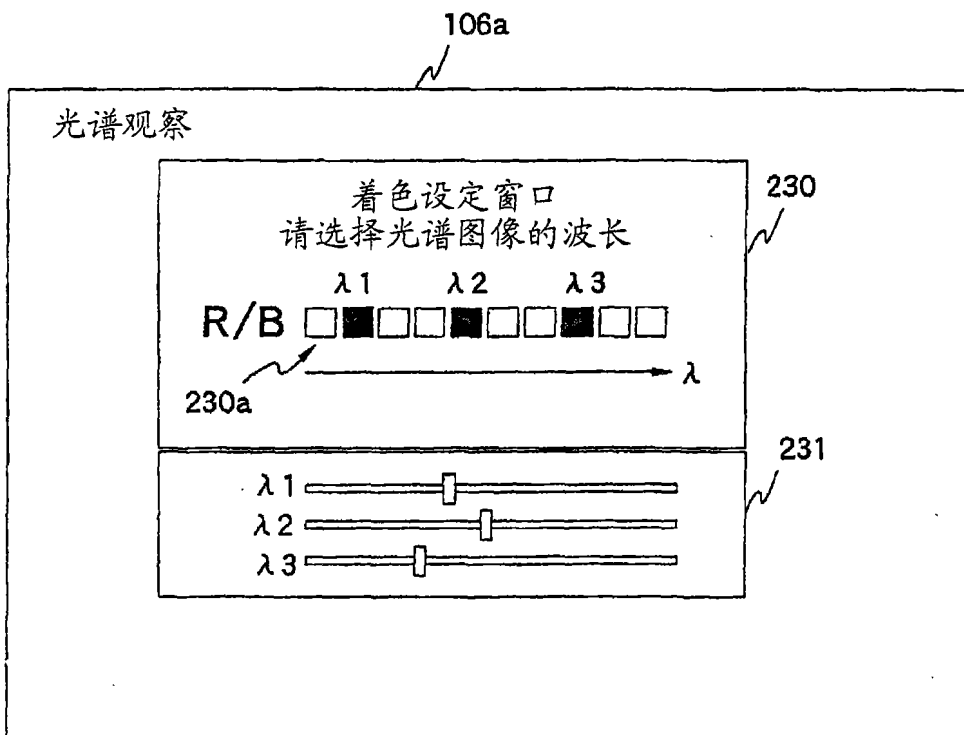


图 24

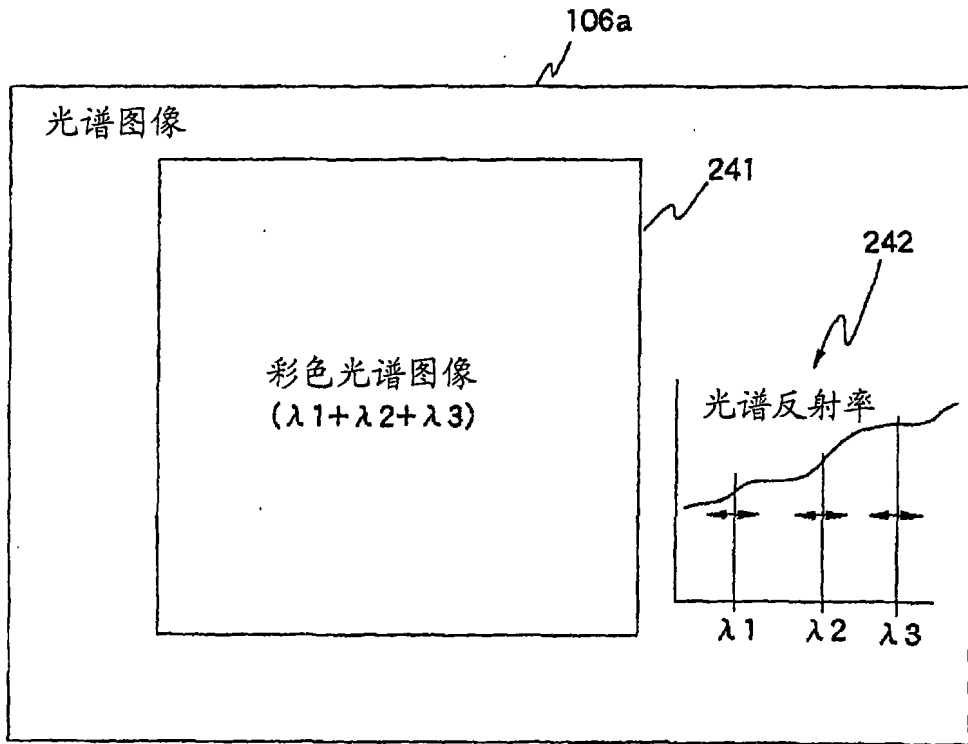


图 25

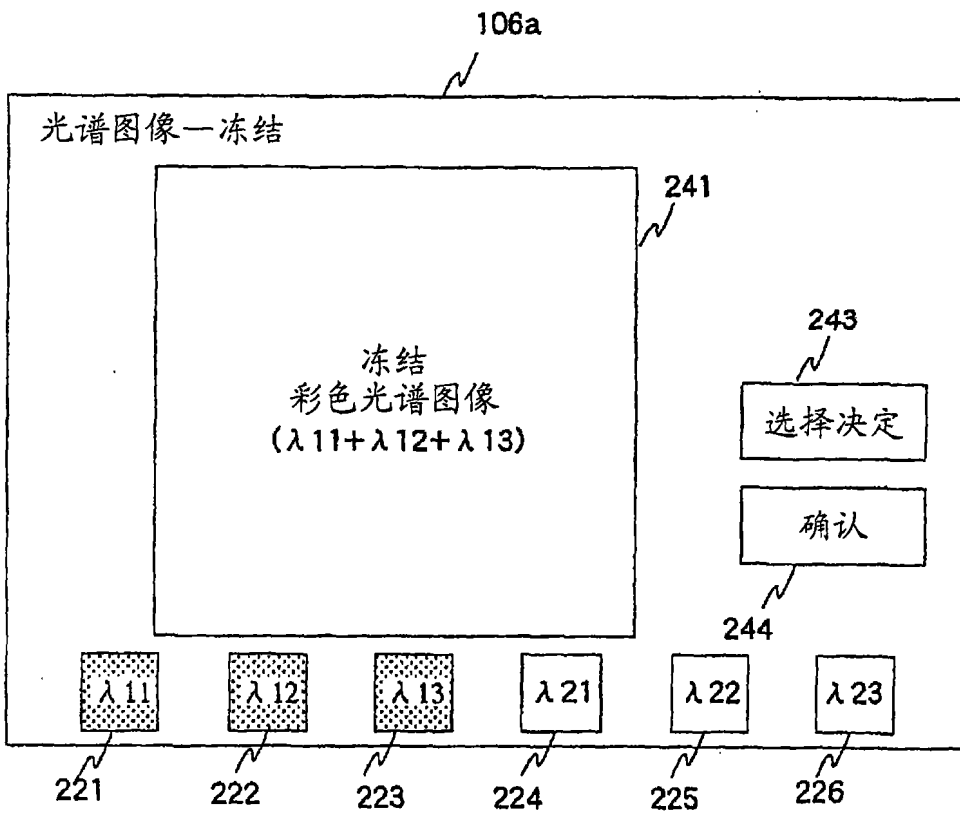


图 26

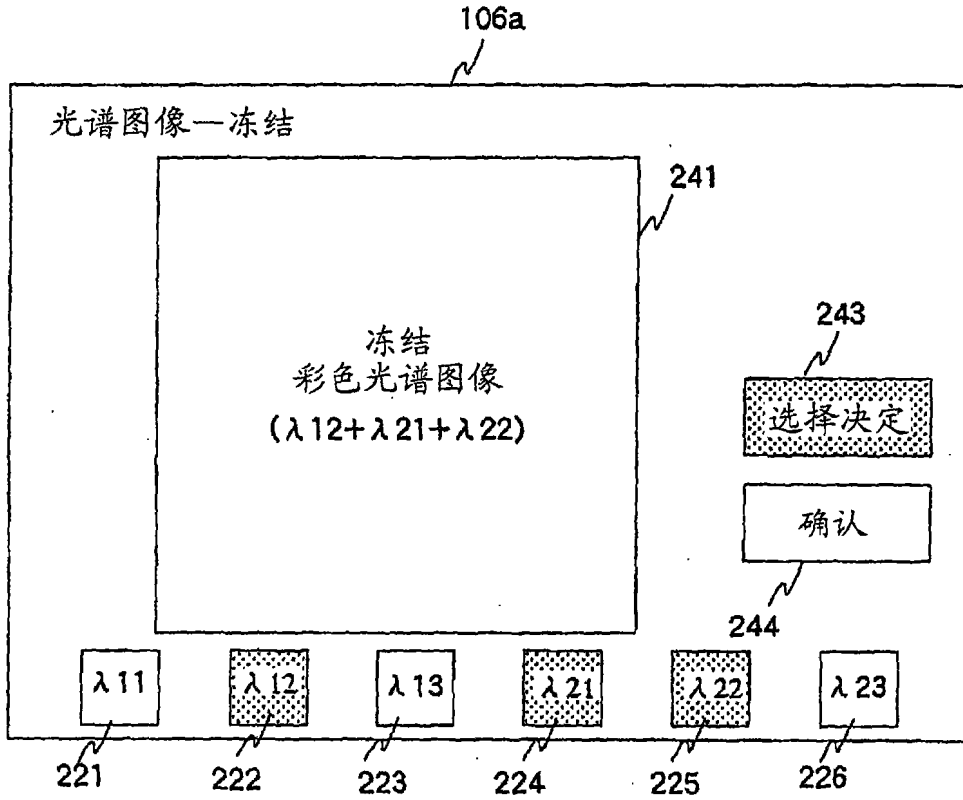


图 27

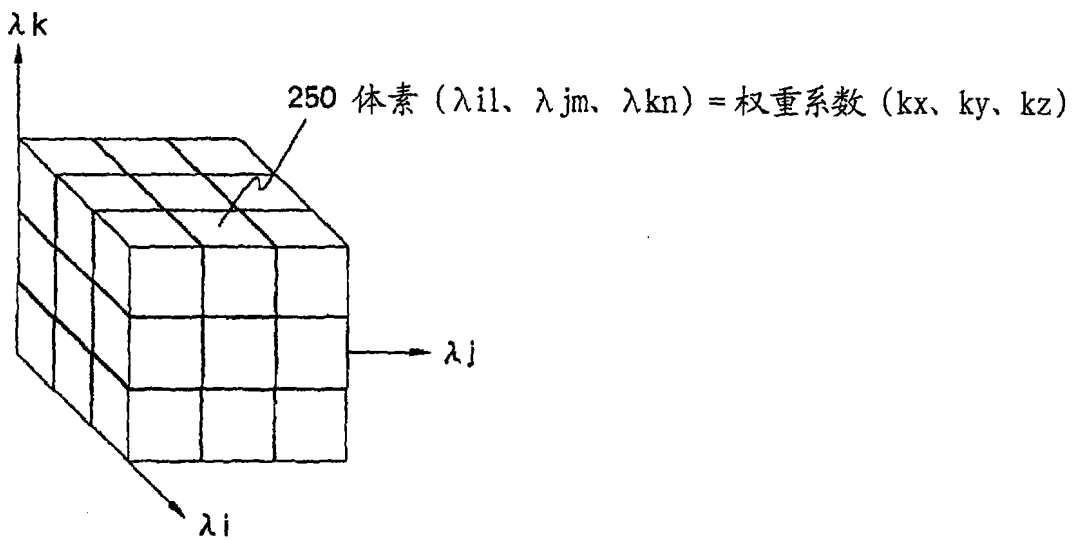


图 28

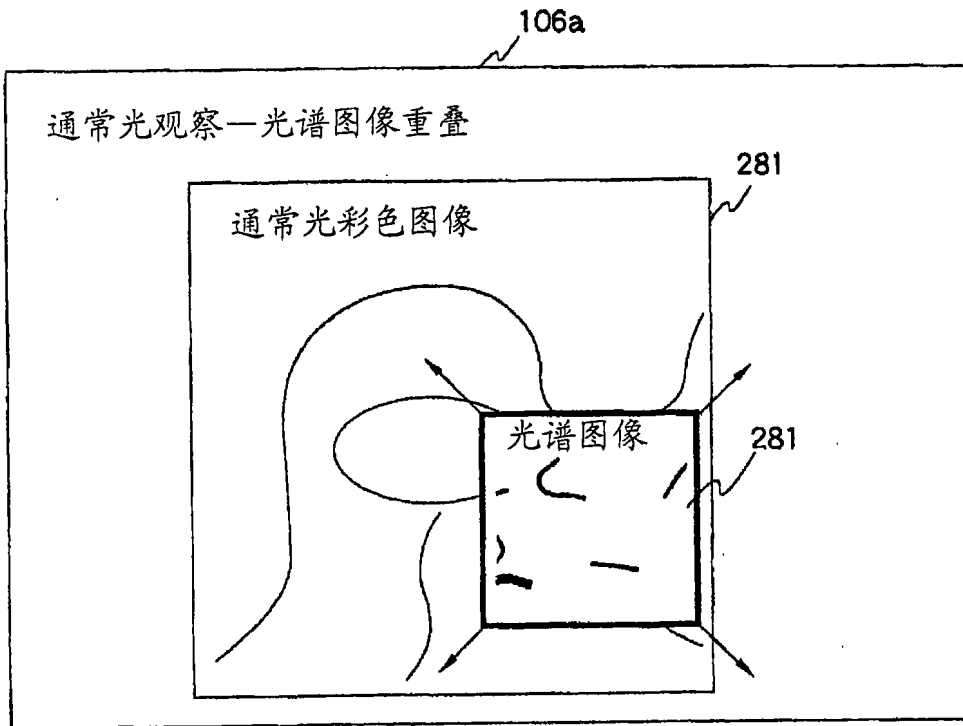


图 29

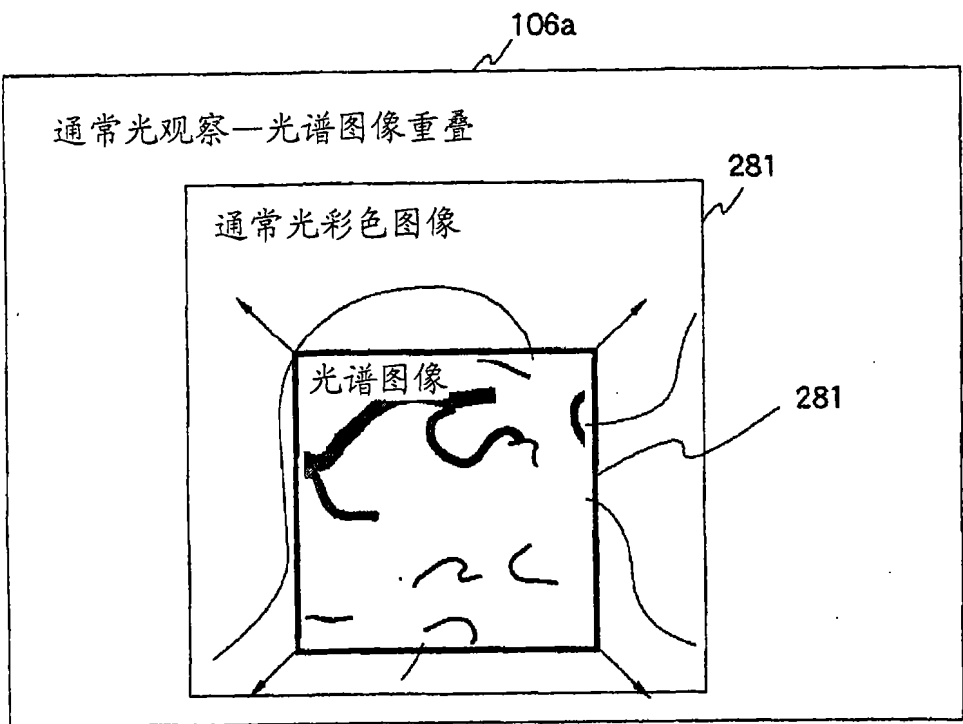


图 30

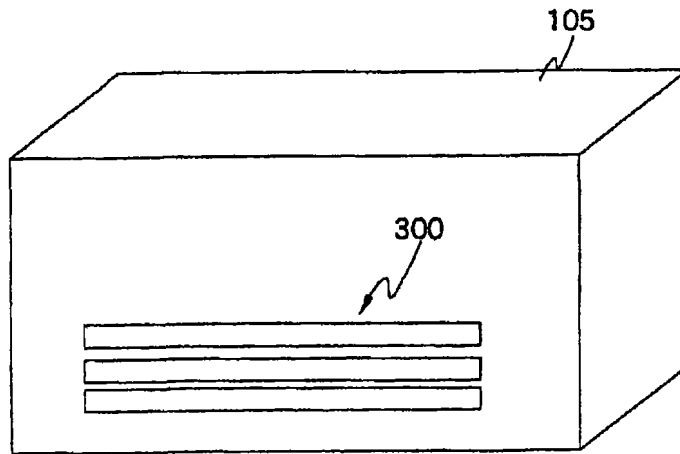


图 31

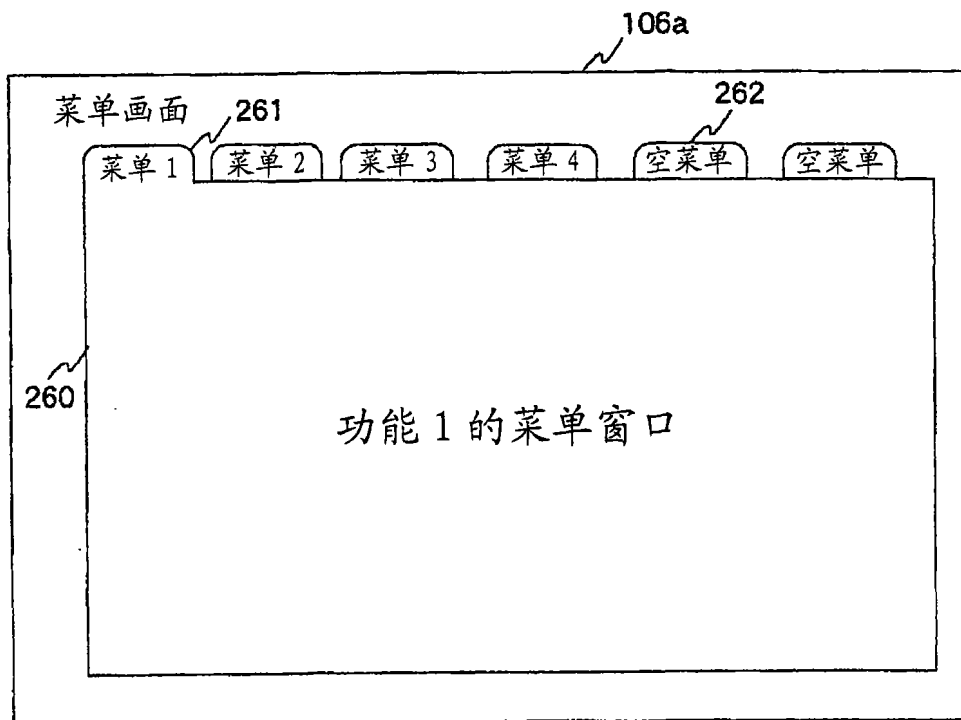


图 32

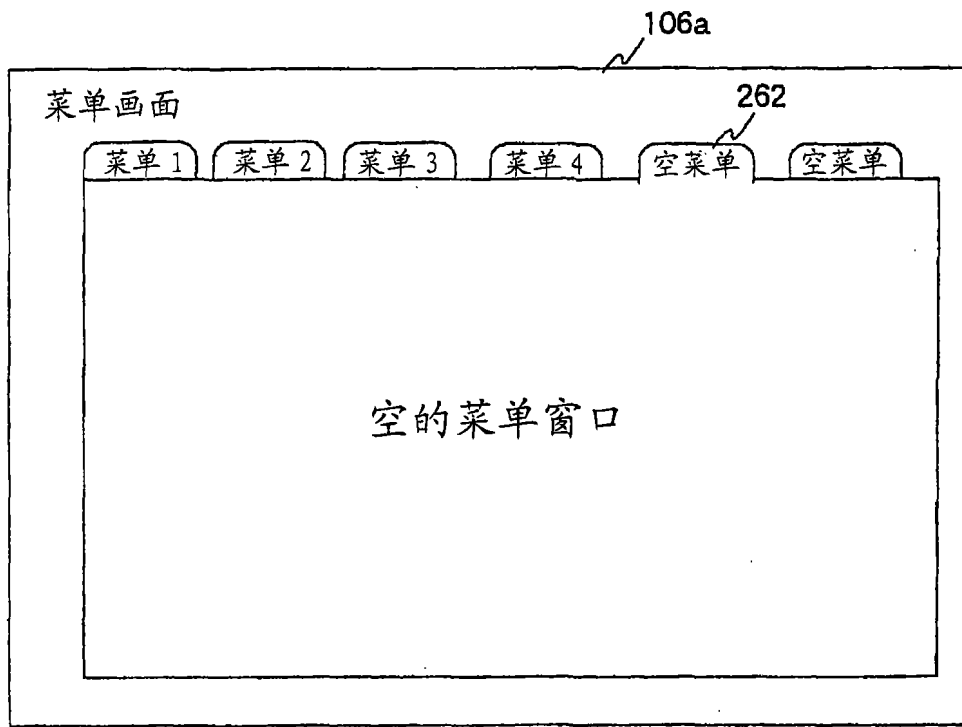


图 33

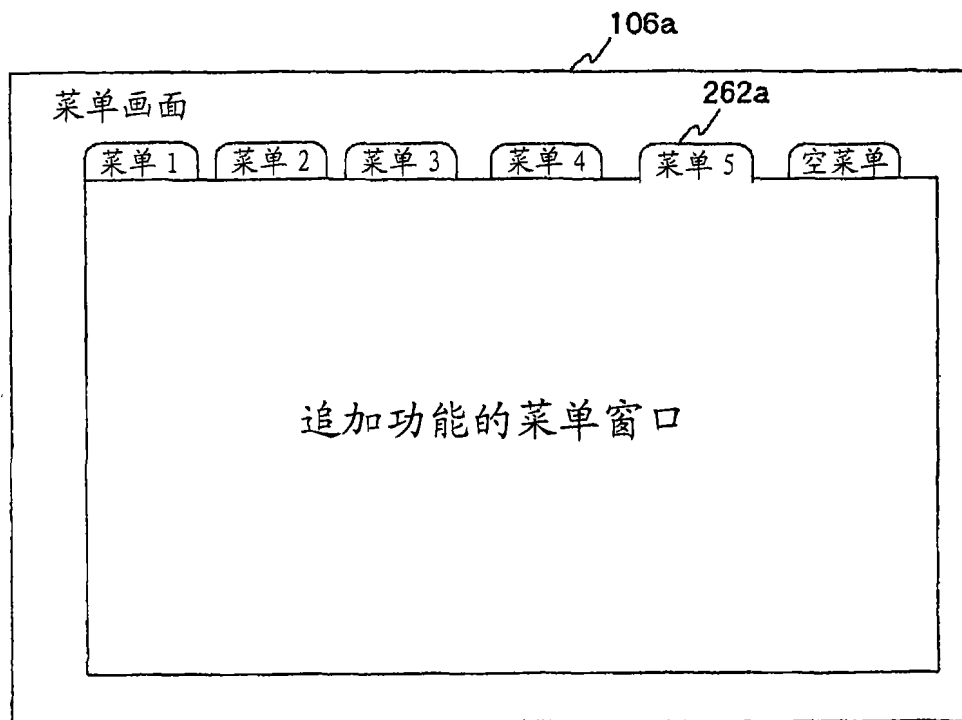


图 34

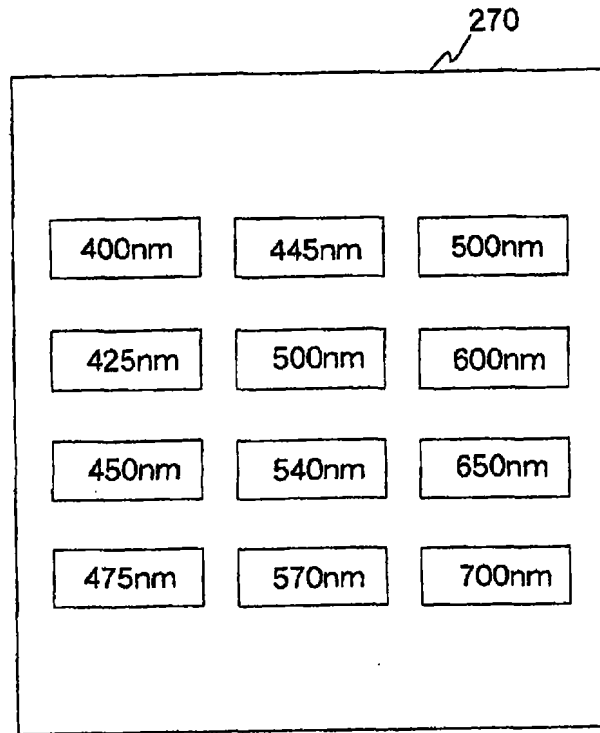


图 35

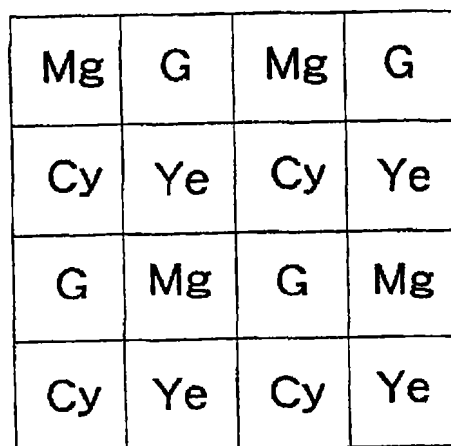


图 36



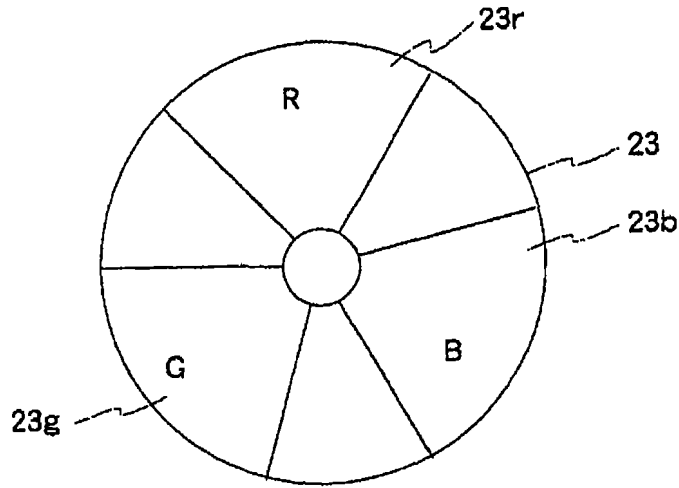


图 38

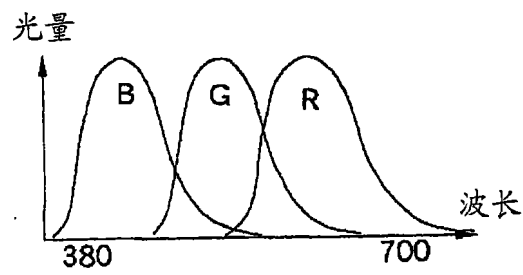


图 39

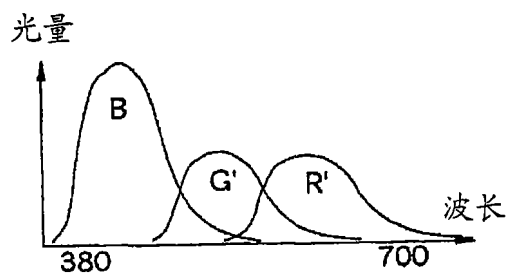


图 40

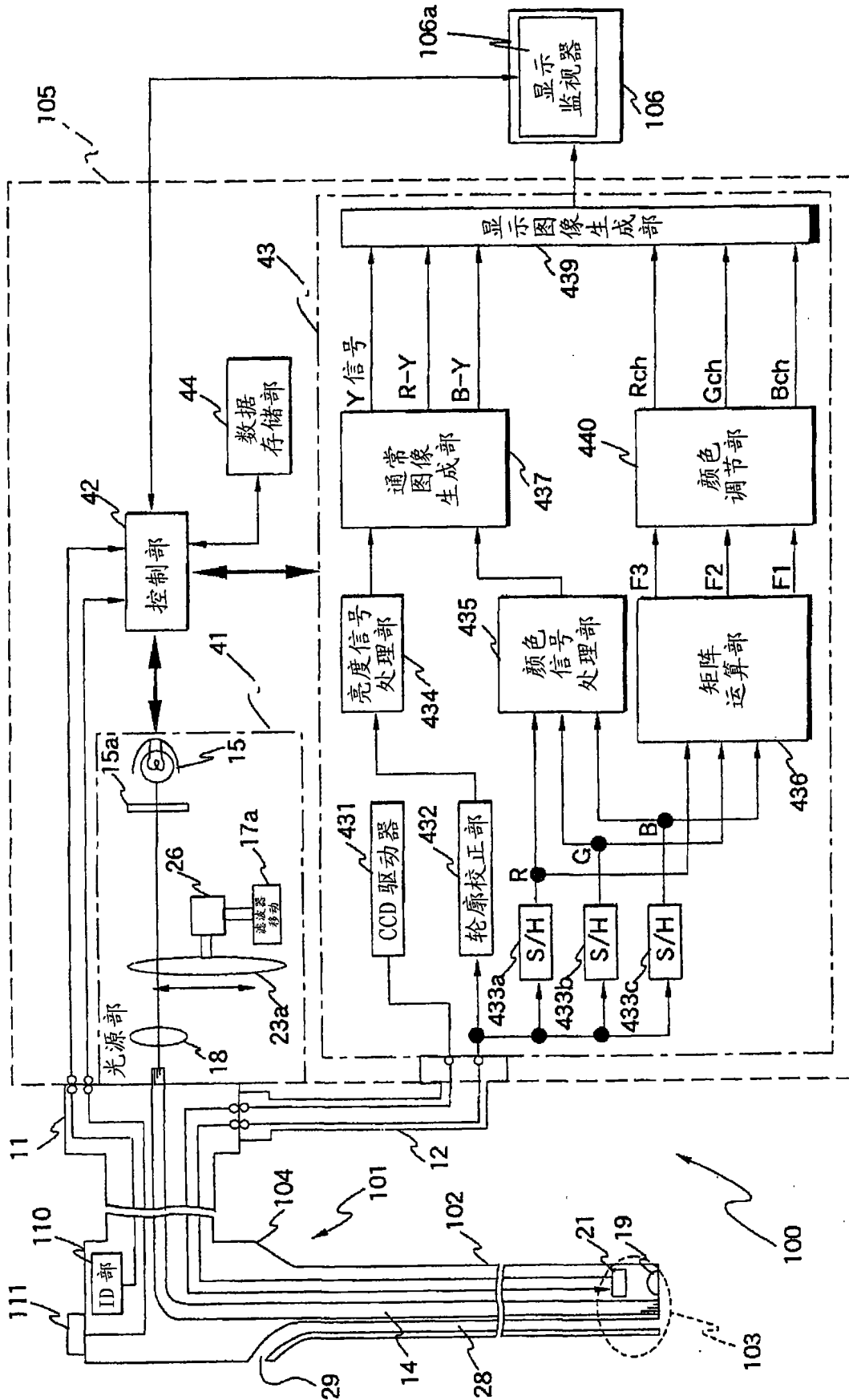


图 41

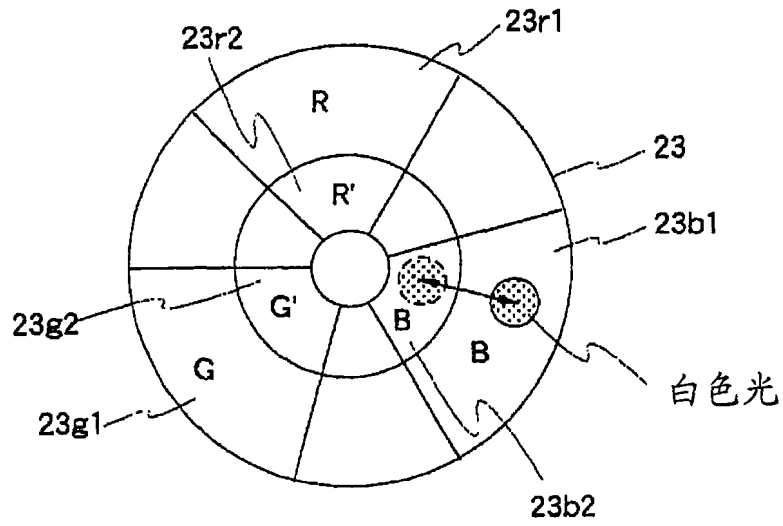


图 42

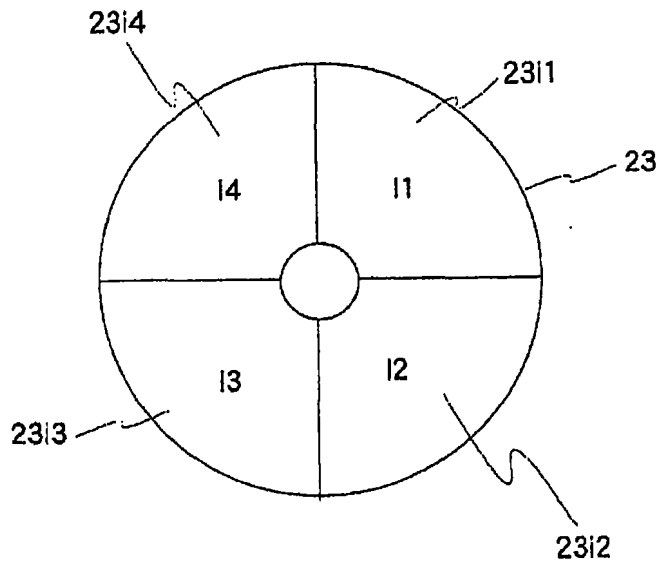


图 43

专利名称(译)	生物体观测装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN101400294A</a>	公开(公告)日	2009-04-01
申请号	CN200780008466.4	申请日	2007-02-20
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
[标]发明人	山崎健二 后野和弘 浦崎刚 竹村尚		
发明人	山崎健二 后野和弘 浦崎刚 竹村尚		
IPC分类号	A61B1/04 G02B23/24 H04N7/18		
CPC分类号	H04N5/2256 A61B1/00009 G02B23/24 H04N2005/2255 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B1/063		
优先权	2006073183 2006-03-16 JP		
其他公开文献	CN101400294B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

光源部(41)与控制部(42)和内窥镜(101)连接，根据来自控制部(42)的信号，以规定光量照射白色光。并且，光源部(41)具有：作为白色光源的灯(15)；红外截止滤波器(15a)；光量限制滤波器(16)，其在光路上插入/取出，限制白色光在规定的波长频带的光量；滤波器插入/取出驱动部(17)，其在光路上插入/取出光量限制滤波器(16)；以及射出白色光的聚光透镜(18)。例如，当光量限制滤波器(16)设蓝色频带的透射率为100%时，将其他频带的透射率限制为50%。由此，能够改善基于可见光区域的照明光的离散的光谱图像生成中的S/N。

