

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 1/04 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200680013670.0

[43] 公开日 2008 年 4 月 16 日

[11] 公开号 CN 101163438A

[22] 申请日 2006.3.7

[21] 申请号 200680013670.0

[30] 优先权

[32] 2005. 5. 11 [33] JP [31] 138929/2005

[32] 2005. 5. 11 [33] JP [31] 138930/2005

[32] 2005. 5. 13 [33] JP [31] 141539/2005

[86] 国际申请 PCT/JP2006/304385 2006. 3. 7

[87] 国际公布 WO2006/120794 日 2006. 11. 16

[85] 进入国家阶段日期 2007. 10. 23

[71] 申请人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京

[72] 发明人 后野和弘 天野正一 高桥智也

大岛睦巳

[74] 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司
代理人 黄纶伟

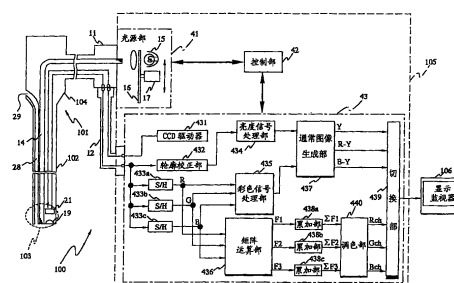
权利要求书 4 页 说明书 43 页 附图 28 页

[54] 发明名称

用于生物体观测装置的信号处理装置

[57] 摘要

本发明涉及用于生物体观测装置的信号处理装置，该信号处理装置能够将基于通过信号处理所得到的分光图像的生物体组织的希望深部的组织信息调整成适合于观察的色调的图像信息。矩阵运算部(436)的输出分别与累加部(438a~438c)连接，进行累加运算之后，利用调色部(440)对各个分光图像信号($\Sigma F1 \sim \Sigma F3$)进行颜色变换运算，由分光图像信号($\Sigma F1 \sim \Sigma F3$)生成分光颜色通道图像信号(Rch、Gch、Bch)，经由切换部(439)，将分光颜色通道图像(Rch、Gch、Bch)的图像发送到显示监视器(106)。



1. 一种用于生物体观测装置的信号处理装置，该信号处理装置具备：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，其控制摄像部的动作，向显示装置输出摄像信号，该摄像部对根据来自该照明部的照明光被所述生物体反射的光进行光电转换，生成所述摄像信号，所述信号处理装置的特征在于，所述信号处理装置包括：

分光信号生成部，其通过信号处理，由所述摄像信号生成与光学波长窄频带的图像对应的分光信号；以及

调色部，其在将所述分光信号输出到所述显示装置时，针对形成该分光信号的多个频带的每个频带调整色调。

2.根据权利要求 1 所述的用于生物体观测装置的信号处理装置，其特征在于，所述分光信号生成部通过电路处理生成所述分光信号。

3.根据权利要求 1 所述的用于生物体观测装置的信号处理装置，其特征在于，所述分光信号生成部通过数值数据处理生成所述分光信号。

4.根据权利要求 1 所述的用于生物体观测装置的信号处理装置，其特征在于，所述分光信号生成部使用根据所述照明部和/或所述摄像部的分光特性计算出的系数。

5.根据权利要求 1 所述的用于生物体观测装置的信号处理装置，其特征在于，所述分光信号生成部使用根据所述被检体的反射特性计算出的系数。

6.根据权利要求 1 所述的用于生物体观测装置的信号处理装置，其特征在于，所述分光信号包括负信号。

7.根据权利要求 1 所述的用于生物体观测装置的信号处理装置，其特征在于，所述分光信号包括相当于主要以 400nm~440nm 的波段照明或拍摄时的信号、或者相当于主要以 520nm~560nm 的波段照射或拍摄时的信号。

8.根据权利要求 7 所述的用于生物体观测装置的信号处理装置，其特征在于，所述调色部将相当于主要以 400nm~440nm 的波段照明或拍

摄时的信号输出到显示输出装置的B和G通道,将相当于主要以520nm~560nm的波段照明或拍摄时的信号输出到显示输出装置的R通道。

9.根据权利要求1所述的用于生物体观测装置的信号处理装置,其特征在于,所述分光信号包括相当于主要以400nm~440nm的波段照明或拍摄时的信号、或者相当于主要以430nm~470nm的波段照射或拍摄时的信号、或者相当于主要以480nm~520nm的波段照射或拍摄时的信号。

10.根据权利要求9所述的用于生物体观测装置的信号处理装置,其特征在于,所述调色部将相当于主要以400nm~440nm的波段照明或拍摄时的信号输出到显示输出装置的B通道,将相当于主要以430nm~470nm的波段照明或拍摄时的信号输出到显示输出装置的G通道,将相当于主要以480nm~520nm的波段照明或拍摄时的信号输出到显示输出装置的R通道。

11.根据权利要求1所述的用于生物体观测装置的信号处理装置,其特征在于,假设所述被检体的分光特性可以用多个基本分光特性的线性和来近似,以计算出用于生成所述分光信号的系数。

12.根据权利要求11所述的用于生物体观测装置的信号处理装置,其特征在于,所述基本分光特性值的数量为所述反射的光的分色值的数量以下。

13.根据权利要求11所述的用于生物体观测装置的信号处理装置,其特征在于,通过对所述被检体的分光特性数据的集合进行主成分分析或正交扩展,计算出所述基本分光特性。

14.根据权利要求1所述的用于生物体观测装置的信号处理装置,其特征在于,通过假设所述被检体的分光特性、所述照明部的分光特性、以及摄像部的分光特性在预定的波段宽度中分别可以用一个数值近似,计算出用于生成所述分光信号的系数。

15.根据权利要求1所述的用于生物体观测装置的信号处理装置,其特征在于,所述调色部对多个所述分光信号进行预定的输出调整,以波长的长短顺序,输出到显示输出部的B、G、R颜色通道。

16.根据权利要求1所述的用于生物体观测装置的信号处理装置，其特征在于，所述调色部进行信号变换，以便在显示输出装置上作为亮度再现多个所述分光信号之中包含想要以最高对比度输出的被检体信息的通道。

17.根据权利要求1所述的用于生物体观测装置的信号处理装置，其特征在于，所述调色部进行调整输出，使得所述被检体的特征在显示输出装置上以预定的目标色再现。

18.根据权利要求1所述的用于生物体观测装置的信号处理装置，其特征在于，所述被检体具有血管和/或粘膜微细结构。

19.根据权利要求1所述的用于生物体观测装置的信号处理装置，其特征在于，所述生物体观测装置是电子内窥镜装置。

20.根据权利要求1所述的用于生物体观测装置的信号处理装置，其特征在于，所述摄像信号是经由分色部生成的。

21.根据权利要求1~20中的任意一项所述的用于生物体观测装置的信号处理装置，其特征在于，所述摄像部包含在内窥镜中。

22.根据权利要求21所述的用于生物体观测装置的信号处理装置，其特征在于，所述内窥镜为软性镜。

23.根据权利要求21所述的用于生物体观测装置的信号处理装置，其特征在于，所述内窥镜为硬性镜。

24.根据权利要求1~20中的任意一项所述的用于生物体观测装置的信号处理装置，其特征在于，所述摄像部包含在口腔照相机中。

25.根据权利要求1~20中的任意一项所述的用于生物体观测装置的信号处理装置，其特征在于，所述摄像部包含在以与所述生物体的表面接触的状态拍摄所述生物体的照相机中。

26.根据权利要求20所述的用于生物体观测装置的信号处理装置，其特征在于，所述分色部是设置于所述摄像部的滤色器。

27.根据权利要求20所述的用于生物体观测装置的信号处理装置，其特征在于，所述分色部是设置于所述照明部的滤色器。

28.根据权利要求20所述的用于生物体观测装置的信号处理装置，

其特征在于，所述分色部的原色是 RGB 原色系。

29.根据权利要求 20 所述的用于生物体观测装置的信号处理装置，其特征在于，所述分色部的原色包括 CMY 补色系。

30. 一种生物体观测装置，该生物体观测装置控制摄像部的动作，向显示装置输出摄像信号，该摄像部对根据向作为被检体的生物体照射的照明光被所述生物体反射的光进行光电转换，生成宽频带的所述摄像信号，所述生物体观测装置的特征在于，所述生物体观测装置具有：

分光信号生成部，其通过信号处理，由所述摄像信号生成与光学波长窄频带的图像对应的分光信号；

调色部，其在将所述分光信号输出到所述显示装置时，针对要形成该分光信号的多个频带的每个频带调整色调；以及

多个光源，其射出分光特性互不相同的多个照明光作为所述照明光。

31.根据权利要求 30 所述的生物体观测装置，其特征在于，所述生物体观测装置具有包括所述分光信号生成部和所述调色部的信号处理控制部，该信号处理控制部进行要将所述多个光源的哪一个光源用于照明光的控制。

32.根据权利要求 30 或 31 所述的生物体观测装置，其特征在于，所述分光信号生成部从所述多个光源生成具有希望的分光特性的多个照明光。

33.根据权利要求 30~32 中的任意一项所述的生物体观测装置，其特征在于，所述多个光源之中的至少一个光源是半导体光源。

34.根据权利要求 30~33 中的任意一项所述的生物体观测装置，其特征在于，所述多个光源之中的至少一个光源具有亮线光谱。

用于生物体观测装置的信号处理装置

技术领域

本发明涉及用于生物体观测装置的信号处理装置，该信号处理装置利用拍摄生物体所得到的彩色图像信号，通过信号处理在监视器上显示分光图像。

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得到体腔内的内窥镜图像的内窥镜装置。这种内窥镜装置中，使用具有摄像单元的电子内窥镜，该摄像单元使用光导等将从光源装置发出的照明光导入到体腔内，借助其返光拍摄被摄体，该电子内窥镜通过视频处理器对来自摄像单元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，以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时，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 等的旋转滤网 (rotating-filter)，对被摄体照射帧序光 (frame sequential light)，利用视频处理器将该帧序光所产生的返光同步化，以进行图像处理，从而得到彩色图像。并且，在内窥镜装置中进行通常的生物体组织观察时，作为其它方式，在内窥镜的摄像单元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，借助色卡将该白色光所产生的返光按照各颜色成分分离，以进行拍摄，利用视频处理器进行图像处理，从而得到彩色图像。

根据所照射的光的波长的不同，生物体组织对光的吸收特性以及散射特性也有所不同，因此，例如在日本特开 2002-95635 号公报中公开了一种窄频带光内窥镜装置，其将离散的分光特性的窄频带的 RGB 帧序光作为可见光区域的照明光照射到生物体组织，得到生物体组织的希望深

部的组织信息。

并且，日本特开 2003-93336 号公报中公开了一种电子内窥镜装置，其对可见光区域的照明光所产生的图像信号进行信号处理，生成离散的分光图像，得到生物体组织的图像信息。

但是，在例如上述日本特开 2003-93336 号公报所记载的装置中，通过信号处理来得到分光图像，从而无需用于生成窄频带 RGB 光的滤波器，但是由于单纯地将所得到的分光图像输出到监视器，因此，监视器上显示的图像有可能无法成为适合于观察生物体组织的希望深部的组织信息的色调的图像。

并且，在日本特开 2002-95635 号公报所记载的装置中，采用了使用光学上窄频带的带通滤波器等的方式，但是在日本特开 2003-93336 号公报所记载的装置中，不使用光学上窄频带的滤波器，而通过信号处理来生成窄频带的分光图像信号（又称为分光信号）。

但是，在日本特开 2003-93336 号公报所记载的装置中，不使用光学上窄频带的带通滤波器，而是进行如下处理，即，由以宽频带的波段拍摄到的彩色图像信号，通过进行基于（相当于模拟带通滤波器）矩阵运算的电运算处理，生成类似于使用窄频带带通滤波器的情况下得到的分光信号，因此，受光源发出、照射到生物体组织的照明光的分光特性的影响较大，但是，在现有例中，仅公开了使用 1 个灯进行照明的情况。

因此，存在难以确保电生成的分光信号的精度或可靠性的缺点。

发明内容

本发明是鉴于上述情况而提出的，其目的在于，提供一种用于生物体观测装置的信号处理装置，该信号处理装置能够将基于通过信号处理所得到的分光图像的生物体组织的希望深部的组织信息调整成适合于观察的色调的图像信息。

此外，本发明的目的在于，提供一种生物体观测装置，其具有根据生物体信号电生成分光信号的功能，适合于获得更高精度或更高可靠性的分光信号。

本发明的第一方式的用于生物体观测装置的信号处理装置，其具备：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，其控制摄像部的动作，向显示装置输出摄像信号，该摄像部对根据来自该照明部的照明光被所述生物体反射的光进行光电转换，生成所述摄像信号，其中，所述信号处理装置包括：分光信号生成部，其通过信号处理，由所述摄像信号生成与光学波长窄频带的图像对应的分光信号；以及调色部，其在将所述分光信号输出到所述显示装置时，针对形成该分光信号的多个频带的每个频带调整色调。

本发明的第二方式的生物体观测装置，其控制摄像部的动作，向显示装置输出摄像信号，该摄像部对根据向作为被检体的生物体照射的照明光被所述生物体反射的光进行光电转换，生成宽频带的所述摄像信号，其中，所述生物体观测装置具有：分光信号生成部，其通过信号处理，由所述摄像信号生成与光学波长窄频带的图像对应的分光信号；调色部，其在将所述分光信号输出到所述显示装置时，针对形成该分光信号的多个频带的每个频带调整色调；以及多个光源，其射出分光特性互不相同的多个照明光作为所述照明光。

附图说明

图 1 是表示本发明的实施例 1 的根据彩色图像信号制作分光图像信号时的信号的流程的概念图。

图 2 是表示本发明的实施例 1 的分光图像信号的积分运算的概念图。

图 3 是表示本发明的实施例 1 的电子内窥镜装置的外观的外观图。

图 4 是表示图 3 的电子内窥镜装置的构成的框图。

图 5 是表示图 4 的斩光器(chopper)的外观的外观图。

图 6 是表示图 3 的 CCD 的摄像面上配置的滤色器的排列的图。

图 7 是表示图 6 的滤色器的分光灵敏度特性的图。

图 8 是表示图 4 的矩阵运算部的构成的构成图。

图 9 是本发明的实施例 1 的光源的光谱的光谱图。

图 10 是表示本发明的实施例 1 的生物体的反射光谱的光谱图。

图 11 是表示通过图 4 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 12 是说明从图 4 的电子内窥镜装置发出的照明光到达生物体组织的层方向的状态的图。

图 13 是表示白色光的各波段的分光特性的图。

图 14 是表示图 13 的白色光产生的各波段图像的第 1 图。

图 15 是表示图 13 的白色光产生的各波段图像的第 2 图。

图 16 是表示图 13 的白色光产生的各波段图像的第 3 图。

图 17 是表示图 8 的矩阵运算部所生成的分光图像的分光特性的图。

图 18 是表示图 17 的各分光图像的第 1 图。

图 19 是表示图 17 的各分光图像的第 2 图。

图 20 是表示图 17 的各分光图像的第 3 图。

图 21 是表示图 4 的调色部的构成的框图。

图 22 是说明图 21 的调色部的作用的图。

图 23 是表示图 4 的调色部的变形例的构成的框图。

图 24 是表示图 17 的分光图像的第 1 变形例的分光特性的图。

图 25 是表示图 17 的分光图像的第 2 变形例的分光特性的图。

图 26 是表示图 17 的分光图像的第 3 变形例的分光特性的图。

图 27 是表示本发明的实施例 2 的电子内窥镜装置的构成的框图。

图 28 是表示本发明的实施例 3 的矩阵运算部的构成的框图。

图 29 是表示本发明的实施例 4 的电子内窥镜装置的构成的框图。

图 30 是表示图 29 的 CCD 的电荷累积时间的图。

图 31 是表示本发明的实施例 5 的 CCD 的电荷累积时间的图。

图 32 是表示本发明的实施例 6 的滤色器的排列的图。

图 33 是表示图 32 中滤色器的分光灵敏度特性的图。

图 34 是本发明的变形例中的矩阵运算时的流程图。

图 35 是表示硬性镜的外观的图。

图 36 是表示口腔照相机的外观的图。

图 37 是表示与生物体表面接触来使用的照相机的外观的图。

图 38 是表示本发明的实施例 7 的电子内窥镜装置的构成的框图。

图 39 是表示图 38 的光源部的构成的框图。

图 40 是表示实施例 7 的动作的流程图。

图 41 是表示实施例 7 的变形例的电子内窥镜装置的构成的框图。

图 42 是表示实施例 8 的光源部的构成的框图。

图 43 是表示氙灯的发光的光谱特性的特性图。

图 44 是表示汞灯的发光的光谱特性的特性图。

图 45 是表示分光图像观察模式时的通过光混合部输出的照明光的强度相对于波长的分布特性例的图。

图 46 是表示实施例 9 的电子内窥镜装置的构成的框图。

图 47 是表示图 46 的光源部的构成的框图。

图 48 是表示图 47 的 LED 部的多个 LED 产生的发光的光谱特性例的图。

图 49 是表示实施例 9 的分光图像观察模式时的照明光的发光特性例的图。

图 50 是表示实施例 9 的变形例的光源部的构成的框图。

图 51 是表示实施例 9 的变形例的分光图像观察模式时的照明光的发光特性例的图。

具体实施方式

下面，参照附图，说明本发明的实施例。

实施例 1

图 1～图 26 涉及本发明的实施例 1，图 1 是表示根据彩色图像信号制作分光图像信号时的信号的流程的概念图，图 2 是表示分光图像信号的积分运算的概念图，图 3 是表示电子内窥镜装置的外观的外观图，图 4 是表示图 3 的电子内窥镜装置的构成的框图，图 5 是表示图 4 的斩光器的外观的外观图，图 6 是表示图 3 的 CCD 的摄像面上配置的滤色器的排列的图，图 7 是表示图 6 的滤色器的分光灵敏度特性的图，图 8 是表示图 4 的矩阵运算部的构成的构成图，图 9 是光源的光谱的光谱图，图 10

是表示生物体的反射光谱的光谱图。

图 11 是表示通过图 4 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 12 是说明从图 4 的电子内窥镜装置发出的照明光到达生物体组织的层方向的状态的图，图 13 是表示白色光的各波段的分光特性的图，图 14 是表示图 13 的白色光产生的各波段图像的第 1 图，图 15 是表示图 13 的白色光产生的各波段图像的第 2 图，图 16 是表示图 13 的白色光产生的各波段图像的第 3 图，图 17 是表示图 8 的矩阵运算部所生成的分光图像的分光特性的图，图 18 是表示图 17 的各分光图像的第 1 图，图 19 是表示图 17 的各分光图像的第 2 图，图 20 是表示图 17 的各分光图像的第 3 图。

图 21 是表示图 4 的调色部的构成的框图，图 22 是说明图 21 的调色部的作用的图，图 23 是表示图 4 的调色部的变形例的构成的框图，图 24 是表示图 17 的分光图像的第 1 变形例的分光特性的图，图 25 是表示图 17 的分光图像的第 2 变形例的分光特性的图，图 26 是表示图 17 的分光图像的第 3 变形例的分光特性的图。

在本发明的实施例中的作为生物体观测装置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被生物体反射的光，进行光电转换，从而生成作为彩色图像信号的摄像信号，通过信号处理，由该摄像信号生成与光学波长窄频带的图像对应的分光信号、即分光图像信号。

下面，在说明本发明的实施例 1 之前，先说明作为本发明的基础的矩阵计算方法。此处，矩阵是指从为生成彩色图像（下面又称为通常图像）而取得的彩色图像信号生成作为分光信号的分光图像信号时使用的预定系数。

并且，接着该矩阵的说明，对用于求出更准确的分光图像信号的校正方法、提高所生成的分光图像信号的 S/N 比的 S/N 改善方法进行说明。另外，关于该校正方法、S/N 改善方法，可以根据需要来使用。而且，下面向量和矩阵用粗字体或“**”**（例如，矩阵 A 表示为 **A** 的粗字体或者“A”），除此之外不进行字符修饰进行标记。

（矩阵计算方法）

图 1 是由彩色图像信号（此处，为了便于说明设为 $R \cdot G \cdot B$ ，如后述的实施例所述，在补色型固体摄像元件中，可以是 $G \cdot Cy \cdot Mg \cdot Ye$ 的组合）生成相当于与光学上波长更窄频带的图像对应的图像的分光图像信号时的信号的流程的概念图。

首先，电子内窥镜装置对 $R \cdot G \cdot B$ 的各个摄像部的作为分光灵敏度特性的彩色灵敏度特性进行数值数据化。此处， $R \cdot G \cdot B$ 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得到的相对于波长的输出的特性。

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

接着，电子内窥镜装置对想要提取的分光信号、例如 3 个分光信号的作为基本分光特性的用于分光图像的窄频带带通滤波器 $F1 \cdot F2 \cdot F3$ （电子内窥镜装置了解能够有效提取结构的滤波器的特性作为预见信息。该滤波器的特性是指，将大致 590nm～大致 610nm、大致 530nm～大致 550nm、大致 400nm～大致 430nm 的波段分别设为通过频带。）的特性进行数值数据化。

另外，此处“大致”是指波长包括大致 10nm 左右的概念。将此时的滤波器的特性分别设为 n 维的列向量“ $F1$ ”、“ $F2$ ”、“ $F3$ ”。根据所得到的数值数据，求出将以下关系近似的最佳的系数组。即，只要求出满足下述式的矩阵的要素即可。

$$(R \quad G \quad B) \begin{pmatrix} a_1 & a_2 & a_3 \\ b_1 & b_2 & b_3 \\ c_1 & c_2 & c_3 \end{pmatrix} = (F_1 \quad F_2 \quad F_3) \quad \dots(1)$$

上面的优化的命题的解可以以如下数学方式求得。将表示 $R \cdot G \cdot B$ 的彩色灵敏度特性的矩阵设为“ C ”，将表示想要提取的窄频带带通滤波器的分光特性的矩阵设为“ F ”，将执行主成分分析或正交展开（或者正交变换）时的、要求出的系数矩阵设为“ A ”，则得到下述式：

$$C = (R \quad G \quad B) \quad A = \begin{pmatrix} a_1 & a_2 & a_3 \\ b_1 & b_2 & b_3 \\ c_1 & c_2 & c_3 \end{pmatrix} \quad F = (F_1 \quad F_2 \quad F_3) \quad \dots(2)$$

因此，(1) 式所示的命题相当于求出满足以下关系的矩阵“A”。

$$CA = F \quad \dots (3)$$

此处，作为表示分光特性的光谱数据的点列数 n ，满足 $n > 3$ 的关系，因此，(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，只要从 (3) 式求解伪逆矩阵即可。若将矩阵“C”的转置矩阵设为“ tC ”，则 (3) 式如下：

$${}^tCCA = {}^tCF \quad \dots (4)$$

“ tCC ”为 $n \times n$ 的正方矩阵，因此，(4) 式可以看作是对矩阵“A”的联立方程式，其解如下：

$$A = ({}^tCC)^{-1} {}^tCF \quad \dots(5)$$

对于由 (5) 式求出的矩阵“A”，电子内窥镜装置通过进行 (3) 式左边的变换，能够将想要提取的窄频带带通滤波器 $F_1 \cdot F_2 \cdot F_3$ 的特性近似。

以上是对成为本发明的基础的矩阵计算方法的说明。

使用以上述方式计算出的矩阵，后述的矩阵运算部 436 由通常彩色图像信号生成分光图像信号。

(校正方法)

下面，说明用于求出更准确的分光图像信号的校正方法。

在上述的矩阵计算方法的说明中，CCD 等固体摄像元件接收的光束完全是白色光（可见区域中，全部的波长强度相同）时，能够更准确地应用。即，RGB 的输出均相同的情况下，成为最佳近似。

但是，在实际的内窥镜观察下，所照明的光束（光源的光束）不完全是白色光，生物体的反射光谱也不都是一样的，因此，固体摄像元件所接收的光束也不是白色光（带有颜色，因此 RGB 值也不相同）。

因此，在实际的处理中，为了更准确地解出 (3) 式所示的命题，除了作为摄像部的分光灵敏度特性的 RGB 的彩色灵敏度特性之外，优选还

考虑作为照明部的分光灵敏度特性的照明光的分光特性、作为被检体的分光特性数据的集合的生物体的反射特性。

此处，将彩色灵敏度特性（摄像部的分光灵敏度特性）分别设为 $R(\lambda)$ 、 $G(\lambda)$ 、 $B(\lambda)$ ，将照明光的分光特性（照明部的分光灵敏度特性）的一例设为 $S(\lambda)$ ，将生物体的反射特性（被检体的分光特性数据的集合）的一例设为 $H(\lambda)$ 。另外，该照明光的分光特性以及生物体的反射特性不必一定是进行检查的装置、被检体的特性，也可以是例如预先取得的一般的特性。

若使用这些系数，则校正系数 $k_R \cdot k_G \cdot k_B$ 如下：

$$\begin{aligned} k_R &= (\int S(\lambda) \times H(\lambda) \times R(\lambda) d\lambda)^{-1} \\ k_G &= (\int S(\lambda) \times H(\lambda) \times G(\lambda) d\lambda)^{-1} \\ k_B &= (\int S(\lambda) \times H(\lambda) \times B(\lambda) d\lambda)^{-1} \quad \dots(6) \end{aligned}$$

若将灵敏度校正矩阵设为“K”，则可以以如下方式得到。

$$K = \begin{pmatrix} k_R & 0 & 0 \\ 0 & k_G & 0 \\ 0 & 0 & k_B \end{pmatrix} \quad \dots(7)$$

因此，对于系数矩阵“A”，对（5）式施加（7）式的校正，则得到如下状态。

$$A^T = KA = K(^tCC)^{-1}{}^tCF \quad \dots(8)$$

并且，在实际进行最佳化时，利用当作为目标的滤波器的分光灵敏度特性（图 1 中的 F1·F2·F3：基本分光特性）为负时图像显示上为 0（即，仅使用滤波器的分光灵敏度特性之中具有正灵敏度的部分）的情况，附加允许最佳化的灵敏度分布的一部分为负。电子内窥镜装置为了从较宽的分光灵敏度特性生成窄频带的分光灵敏度特性，如图 1 所示，在作为目标的 F1·F2·F3 的特性上附加负的灵敏度特性，从而能够生成将具有灵敏度的频带近似的成分。

（S/N 的改善方法）

接着，说明提高所生成的分光图像信号的 S/N 以及精度的方法。通

过对上述的处理方法附加该 S/N 比的改善方法，能够进一步解决下面的课题。

(i) 若假设前述的矩阵计算方法中的原始信号 (R·G·B) 的某一个处于饱和状态，则处理方法中的滤波器 F1~F3 的特性有可能与能够有效提取结构的滤波器的特性 (理想特性) 有较大不同 (R·G·B 之中，仅利用 2 个信号生成滤波器 F1~F3 的情况下，该 2 个原始信号均需要处于不饱和状态)。

(ii) 从彩色图像信号变换为分光图像信号时，从宽频带的滤波器生成窄频带滤波器，因此，发生灵敏度劣化，所生成的分光图像信号的成分也减小，S/N 比变差。

该 S/N 比改善方法是指，如图 2 所示，在通常图像 (一般的彩色图像) 的 1 场 (field) (1 帧) 中分几次 (例如 n 次，n 为 2 以上的整数) 照射照明光 (可以在每次照射时改变照射强度。图 2 中，示出 I0~In。另外，这可以仅通过照明光的控制来实现。)

从而，电子内窥镜装置能够减小 1 次的照射强度，能够抑制 RGB 信号均分别达到饱和状态。并且，分割成几次的图像信号在后级进行 n 张的加法运算。从而，电子内窥镜装置能够增大信号成分，提高 S/N 比。图 2 中，累加部 438a~438c 起到改善 S/N 比的画质调整部的作用。

以上是对成为本发明的基础的矩阵运算方法、以及可以与矩阵运算方法共同实施的用于求出正确的分光图像信号的校正方法、提高所生成的分光图像信号的 S/N 比的方法的说明。

此处，说明上述的矩阵计算方法的变形例。

(矩阵计算方法的变形例)

将彩色图像信号 (摄像部的分光灵敏度特性) 设为 R,G,B，将要估计的分光图像信号 (基本分光特性) 设为 F1,F2,F3。另外，更严紧地说，彩色图像信号 R,G,B 是图像上的位置 x,y 的函数，因此，例如应标记为 R(x,y)，但此处省略。

以估计出从 R,G,B 计算 F1,F2,F3 的 3×3 的矩阵“A”为目标。

若估计出“A”，则可采用以下的 (9) 式，由 R,G,B 计算出 F1,F2,F3。

$$\begin{pmatrix} F_1 \\ F_2 \\ F_3 \end{pmatrix} = \mathbf{A} \begin{pmatrix} R \\ G \\ B \end{pmatrix} \quad \dots(9)$$

此处，定义以下数据的表述。

被检体的分光特性：

$$\mathbf{H}(\lambda), [\mathbf{H}] = (H(\lambda_2), H(\lambda_2), \dots, H(\lambda_n))^t$$

λ 为波长， t 表示矩阵运算中的转置。同样地，

照明光的分光特性：

$$\mathbf{S}(\lambda), [\mathbf{S}] = (S(\lambda_2), S(\lambda_2), \dots, S(\lambda_n))^t$$

CCD 的分光灵敏度特性：

$$\mathbf{J}(\lambda), [\mathbf{J}] = (J(\lambda_2), J(\lambda_2), \dots, J(\lambda_n))^t$$

进行分色的滤波器的分光特性：原色的情况下

$$\mathbf{R}(\lambda), [\mathbf{R}] = (R(\lambda_2), R(\lambda_2), \dots, R(\lambda_n))^t$$

$$\mathbf{G}(\lambda), [\mathbf{G}] = (G(\lambda_2), G(\lambda_2), \dots, G(\lambda_n))^t$$

$$\mathbf{B}(\lambda), [\mathbf{B}] = (B(\lambda_2), B(\lambda_2), \dots, B(\lambda_n))^t$$

“R”、“G”、“B”如（10）式所示，利用矩阵“C”汇总成 1 个。

$$\mathbf{C} = \begin{pmatrix} \mathbf{R} \\ \mathbf{G} \\ \mathbf{B} \end{pmatrix} \quad \dots(10)$$

利用矩阵如下表述图像信号 R,G,B、分光信号 F1,F2,F3。

$$\mathbf{P} = \begin{pmatrix} R \\ G \\ B \end{pmatrix}, \quad \mathbf{Q} = \begin{pmatrix} F_1 \\ F_2 \\ F_3 \end{pmatrix} \quad \dots(11)$$

图像信号“P”通过下式计算出。

$$\mathbf{P} = \mathbf{C} \mathbf{S} \mathbf{J} \mathbf{H} \quad \dots(12)$$

再次，将用于求出“Q”的分色滤色器设为“F”，则与（12）式相同，

$$\mathbf{Q} = \mathbf{F} \mathbf{S} \mathbf{J} \mathbf{H} \quad \dots(13)$$

此处，作为重要的第一假设，若假设被检体的分光反射率能够以基本的多个（此处为 3 个）分光特性的线性和近似表示，则“H”可以如下表述。

$$H \approx DW \quad \dots (14)$$

此处，“D”是列向量上具有 3 个基本光谱 $D1(\lambda)$ 、 $D2(\lambda)$ 、 $D3(\lambda)$ 的矩阵，“W”是表示 $D1(\lambda)$ 、 $D2(\lambda)$ 、 $D3(\lambda)$ 作用于“H”的权重系数。众所周知，被检体的色调没有较大变动的情况下，该近似成立。

将 (14) 式代入到 (12) 式中，得到下述式。

$$P = CSJH = CSJDW = MW \quad \dots (15)$$

此处， 3×3 的矩阵“M”表示将矩阵“CSJD”的计算结果汇总成 1 个矩阵。

同样地，将 (14) 式代入到 (13) 式，得到下述式。

$$Q = FSJH = FSJDW = M'W \quad \dots (16)$$

相同地，“M”表示将矩阵“FSJD”的计算结果汇总成 1 个矩阵。

最后，从 (15) 式和 (16) 式除去“W”，得到下述式。

$$Q = M'M^{-1}P \quad \dots (17)$$

“ M^{-1} ”表示矩阵“M”的逆矩阵。最后，“ $M'M^{-1}$ ”为 3×3 的矩阵，成为估计目标的矩阵“A”。

此处，作为重要的第 2 假设，假设在利用带通滤波器进行分色的情况下，能够将其波段内的被检体的分光特性近似为 1 个数值。即，

$$\mathbf{H} = (h_1, h_2, h_3)' \quad \dots (18)$$

用于分色的带通并不是完全的带通，还可以考虑在其它频带上也具有灵敏度的情况，在该假设成立的情况下，若将 (15) 式、(16) 式中的“W”考虑为上述“H”，则最后能够估计出与 (17) 式相同的矩阵。

接着，参照图 3 说明本发明的实施例 1 中的作为生物体观测装置的电子内窥镜装置的具体构成。另外，以下所示的其它实施例中采用相同的构成。

如图 3 所示，作为生物体观测装置的电子内窥镜装置 100 具有作为观察部的内窥镜 101、内窥镜装置主体 105、作为显示装置或显示输出装置的显示监视器 106。并且，内窥镜 101 主要由如下部分构成：插入部 102，其插入到被检体的体内；前端部 103，其设置于插入部 102 前端；以及弯曲操作部 104，其设置在插入部 102 的与前端侧相反一侧，用于指

示前端部 103 的弯曲动作等。

在内窥镜装置主体 105 中对作为软性镜的内窥镜 101 所取得的被检体的图像进行预定的信号处理，在显示监视器 106 上显示处理后的图像。

接着，参照图 4，详细说明内窥镜装置主体 105。另外，图 4 是电子内窥镜装置 100 的框图。

如图 4 所示，内窥镜装置主体 105 主要由作为照明部的光源部 41、控制部 42、主体处理装置 43 构成。控制部 42 和主体处理装置 43 构成信号处理控制部，该信号处理控制部控制所述光源部 41 和/或作为摄像部的 CDD 21 的动作，向作为显示装置的显示监视器 106 输出摄像信号。

另外，本实施例中说明在作为 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，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，以可装卸的方式构成。

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，以预定光量进行白色光（也包括并不完全是白色光的情况）照射。并且，光源部 41 具有作为白色光源的灯 15、用于调整光量的斩光器 16、以及用于驱动斩光器 16 的斩光器驱动部 17。

如图 5 所示，斩光器 16 具有如下构成：以点 17a 为中心，在预定半径 r_0 的圆盘状的结构体上沿圆周方向设置有具有预定长度的切口部。该中心点 17a 与设置于斩光器驱动部 17 上的旋转轴连接。即，斩光器 16 以中心点 17a 为中心进行旋转运动。并且，在每个预定的半径上设置有多该切口部。图 5 中，该切口部在从半径 r_0 到半径 r_a 之间，最大长度 $= 2\pi r_0 \times 200 \text{ 度} / 360 \text{ 度}$ 、宽度 $= r_0 - r_a$ 。并且，同样地在半径 $r_a \sim$ 半径 r_b 之间，最大长度 $= 2\pi r_a \times 201 \text{ 度} / 360 \text{ 度}$ 、宽度 $= r_a - r_b$ ；在半径 $r_b \sim$ 半径 r_c 之间，最大长度 $= 2\pi r_b \times 202 \text{ 度} / 360 \text{ 度}$ 、宽度 $= r_b - r_c$ （各个半径设为 $r_0 > r_a > r_b > r_c$ ）。

另外，斩光器 16 中的切口部的长度、宽度为一例，不应该限于本实施例。

并且，斩光器 16 在该切口部的大致中央具有沿半径方向延伸的突起

部 160a。另外，当借助该突起部 160a 遮蔽了光时，控制部 42 切换帧，从而将在 1 帧前和 1 帧后照射的光的间隔设到最小限度，将被检体的运动等所引起的模糊设到最小限度。

而且，如图 4 中的箭头所示，斩光器驱动部 17 构成为可以在相对于灯 15 的方向上移动。

即，控制部 42 能够改变图 5 所示的斩光器 16 的旋转中心 17a 与灯发出的光束（虚线圆所示）之间的距离 R。例如，在图 5 所述的状态下，距离 R 相当小，因此，照明光量处于小的状态。通过增大距离 R（使斩光器驱动部 17 远离灯 15），则能够使光束通过的切口部变长，照射时间增长，控制部 42 能够增大照明光量。

如上所述，电子内窥镜装置中，在新生成的分光图像有可能作为 S/N 不足、以及生成分光图像所需的 RGB 信号的某一信号处于饱和状态的情况下，不能进行正确的运算，因此，需要控制照明光量。由斩光器 16 和斩光器驱动部 17 负责该光量调节。

并且，经由连接器 11 与光源部 41 连接的内窥镜 101 在前端部 103 上具有物镜 19 和 CCD 等固体摄像元件 21（下面简称为 CCD）。本实施例中的 CCD 是单板式（用于同步式电子内窥镜的 CCD），为原色型。另外，图 6 表示配置于 CCD 的摄像面上的滤色器的排列。配置于 CCD 的摄像面上的滤色器构成分色部。而且，图 7 表示图 6 的滤色器中的 RGB 的各个分光灵敏度特性。

并且，如图 4 所示，插入部 102 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，其用于将利用 CCD 得到的被检体的图像传送到主体处理装置 43；以及钳子通道 28，其用于进行处置；等等。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。

而且，作为用于生物体观测装置的信号处理装置的主体处理装置 43 与光源部 41 同样地经由连接器 11 与内窥镜 101 连接。主体处理装置 43 具备用于驱动 CCD 21 的 CCD 驱动器 431。此外，主体处理装置 43 具有亮度信号处理系统和彩色信号处理系统作为用于得到通常图像的信号电

路系统。

亮度信号处理系统具有：轮廓校正部 432，其与 CCD 21 连接，进行轮廓校正；以及亮度信号处理部 434，其根据轮廓校正部 432 所校正的数据，生成亮度信号。而且，彩色信号处理系统具有：采样保持电路（S/H 电路：sample hold circuit）433a~433c，其与 CCD 21 连接，进行 CCD 21 所得到的信号的采样等，生成 RGB 信号；以及彩色信号处理部 435，其与 S/H 电路 433a~433c 的输出连接，用于生成彩色信号。

而且，主体处理装置 43 设置有通常图像生成部 437，该通常图像生成部 437 由所述亮度信号处理系统的输出和所述彩色信号处理系统的输出生成 1 个通常图像，从通常图像生成部 437 经由切换部 439 向显示监视器 106 输送 Y 信号、R-Y 信号、B-Y 信号。

另一方面，作为用于得到分光图像的信号电路系统，设置有矩阵运算部 436，该矩阵运算部 436 中输入有 S/H 电路 433a~433c 的输出（RGB 信号），对 RGB 信号进行预定的矩阵运算。矩阵运算部 436 构成分光信号生成部。矩阵运算是指对彩色图像信号彼此进行加法运算处理等、并将通过上述的矩阵计算方法（或其变形例）求出的矩阵相乘的处理。

另外，本实施例中，作为该矩阵运算的方法，说明使用了电路处理（由使用了电路的硬件进行的处理）的方法，但如后所述的实施例，也可以采用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，实施时，还可以将这些方法组合。

图 8 表示矩阵运算部 436 的电路图。RGB 信号分别经由电阻组 31a~31c 输入到放大器 32a~32c。各个电阻组具有分别与 RGB 信号连接的多个电阻，各个电阻的电阻值为与矩阵系数对应的值。即，采用如下结构：借助各个电阻改变 RGB 信号的放大率，利用放大器进行加法运算（也可以是减法运算）。各个放大器 32a~32c 的输出成为矩阵运算部 436 的输出。即，该矩阵运算部 436 进行所谓的加权加法运算处理。另外，此处所使用的各个电阻的电阻值可以设为可变。

矩阵运算部 436 的输出分别与累加部 438a~438c 连接，进行积分运算之后，利用调色部 440 对各个分光图像信号 $\Sigma F1 \sim \Sigma F3$ 进行后述的调色

运算, 通过分光图像信号 $\Sigma F1 \sim \Sigma F3$ 生成分光颜色通道图像信号 Rch、Gch、Bch。所生成的分光颜色通道图像信号 Rch、Gch、Bch 经由切换部 439 输送到显示监视器 106 的 RGB 的颜色通道 R(ch)、G(ch)、B(ch)。另外, 调色部 440 的构成将在后面叙述。

另外, 切换部 439 用于进行通常图像和分光图像之间的切换, 并且, 还可以进行分光图像彼此的切换显示。即, 操作者可以从通常图像、颜色通道 R(ch) 的分光颜色通道图像、颜色通道 G(ch) 的分光颜色通道图像、颜色通道 B(ch) 的分光颜色通道图像中选择性地显示到显示监视器 106 上。并且, 还可以构成为将任意 2 个以上的图像同时显示到显示监视器 106 上。尤其是, 将通常图像和分光颜色通道图像(下面称为分光通道图像)同时显示的情况下, 能够简单地对比进行一般观察的通常图像和分光通道图像, 在考虑了各个图像的特征(通常图像的特征在于色度接近通常的肉眼观察而易于进行观察。分光通道图像的特征在于能够观察到通常图像中不能观察到的预定血管等。)的基础上进行观察, 从而非常有利于诊断。

另外, 对于本实施例中使用的、作为软性镜构成的内窥镜即镜体 101, 例如, 也可以是图 35 所示的内窥镜 101a 那样的作为硬性镜构成的内窥镜。

内窥镜 101a 具有: 硬性的插入部 102a, 其插入到被检体的体内; 以及摄像机 103a, 其以可相对于插入部 102a 的基端部自由装卸的方式构成。

插入部 102a 具有电缆 112, 该电缆 112 具有可相对于内窥镜装置主体 105 的光源部 41 自由装卸的构成。并且, 在插入部 102a 和电缆 112 的内部设置有未图示的光导, 该光导用于将来自光源部 41 的照明光引导到插入部 102a 的前端部。

此外, 插入部 102a 的前端部具有未图示的物镜光学系统, 该物镜光学系统用于形成被检体的像。插入部 102a 设置于所述物镜光学系统的基端侧, 从前端部到基端部具有中继透镜(relay lens)(未图示)。

插入部 102a 具有上述的构成, 因此, 被检体的像借助所述物镜光学系统在所述中继透镜的前端面成像之后, 经由所述中继透镜组传送。该

传送的被检体的像的光在所述中继透镜组的后端面侧上设置的摄像机 103a 的 CCD（未图示）上对焦。而且，所述 CCD 将对焦后的被检体的像作为摄像信号输出。

摄像机 103a 具有电缆 111，该电缆 111 具有可自由装卸于内窥镜装置主体 105 的主体处理装置 43 上的构成。通过这样的构成，摄像机 103a 经由电缆 111 向主体处理装置 43 输出摄像信号。

并且，本实施例中使用的内窥镜 101 也可以构成为例如如图 36 所示的镜体 201 那样的口腔照相机。

镜体 201 的前端部具有：未图示的 LED 等光源，其发出与光源部 41 大致相同的照明光；未图示的物镜光学系统，其形成所述光源所照明的被检体的像；未图示的 CCD，其设置于所述物镜光学系统的成像位置，将拍摄到的被检体的像作为摄像信号输出；以及未图示的滤色器，其设置于所述 CCD 上，并且，镜体 201 的基端部具有电缆 201a，该电缆 201a 具有可相对于主体处理装置 43 自由装卸的构成。

并且，本实施例中使用的内窥镜 101 也可以构成为例如如图 37 所示的镜体 301 那样的、与生物体表面接触而使用的照相机。

镜体 301 具有接触部 301a 和电缆 301b，该接触部 301a 上设置有：未图示的 LED 等光源，其发出与光源部 41 大致相同的照明光；未图示的物镜光学系统，其形成所述光源所照明的被检体的像；未图示的 CCD，其设置于所述物镜光学系统的成像位置，将拍摄到的被检体的像作为摄像信号输出；以及未图示的滤色器，其设置于所述 CCD 上，该电缆 301b 具有可相对于主体处理装置 43 自由装卸的构成，将来自接触部 301a 的摄像信号传送到主体处理装置 43。

接着，参照图 4，详细说明本实施方式的电子内窥镜装置 100 的动作。

另外，下面首先说明观察通常图像时的动作，然后说明观察分光图像时的动作。

首先，说明光源部 41 的动作。根据来自控制部 42 的控制信号，斩光器驱动部 17 被设定在预定位置，使斩光器 16 旋转。来自灯 15 的光束

通过斩光器 16 的切口部，借助聚光透镜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 之间的连接部上的连接器 11 内。

汇聚后的光束通过光导 14，从设置于前端部 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 6 所示的各个滤色器收集信号。

收集到的信号并行地输入到上述的亮度信号处理系统和彩色信号处理系统。按照各个滤色器收集到的信号以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。亮度信号处理部 434 中生成亮度信号，输入到通常图像生成部 437。

并且，另一方面，CCD 21 中收集的信号按照各个滤色器输入到 S/H 电路 433a~433c，分别生成 R·G·B 信号。此外，R·G·B 信号在彩色信号处理部 435 中生成彩色信号，在通常图像生成部 437 中由所述亮度信号和彩色信号生成 Y 信号、R-Y 信号、B-Y 信号，经由切换部 439，在显示监视器 106 上显示被检体的通常图像。

接着，说明观察分光图像时的动作。另外，关于进行与通常图像的观察相同的动作的部分，在此省略说明。

操作者通过对设置于内窥镜装置主体 105 的键盘或设置于内窥镜 101 的操作部 104 上的开关等进行操作，从而进行从通常图像观察分光图像的指示。此时，控制部 42 变更光源部 41 以及主体处理装置 43 的控制状态。

具体地说，根据需要，变更从光源部 41 照射的光量。如上所述，不希望来自 CCD 21 的输出达到饱和状态，因此，与观察通常图像时相比，观察分光图像时要减小照明光量。并且，控制部 42 也可以将光量控制成不使来自 CCD 的输出信号处于饱和状态，并在不饱和的范围内改变照明光量。

并且，作为由控制部 42 进行的向主体处理装置 43 的控制变更，将从切换部 439 输出的信号从通常图像生成部 437 的输出切换到调色部 440

的输出。并且，S/H 电路 433a~433c 的输出被矩阵运算部 436 进行放大/加法运算处理，根据各个频带，输出到累加部 438a~438c，进行累加处理后，输出到调色部 440。即使在利用斩光器 16 减小了照明光量的情况下，也可以在累加部 438a~438c 中保存/累加，从而如图 2 所示，能够提高信号强度，并且，能够得到提高了 S/N 的分光图像。

下面叙述本实施例中的具体的矩阵运算部 436 的矩阵处理。本实施例中，想要由图 7 中实线所示的 RGB 滤色器的分光灵敏度特性，制作接近图 7 中所示的理想的窄频带带通滤波器 F1~F3（此处，将各个透过波长区域设为 F1: 590nm~620nm、F2: 520nm~560nm、F3: 400nm~440nm）的带通滤波器（下面称为模拟带通滤波器）时，通过前述的（1）式~（5）式所示的内容，使得以下的矩阵成为最佳矩阵。

$$A = \begin{pmatrix} 0.625 & -3.907 & -0.05 \\ -3.097 & 0.631 & -1.661 \\ 0.036 & -5.146 & 0.528 \end{pmatrix} \quad \dots(19)$$

此外，通过（6）式和（7）式所示的内容进行校正，则得到以下的校正系数。

$$K = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1.07 & 0 \\ 0 & 0 & 1.57 \end{pmatrix} \quad \dots(20)$$

另外，使用如下的预见信息：（6）式所示的光源的光谱 $S(\lambda)$ 如图 9 所示、（7）式所示的要关注的生物体的反射光谱 $H(\lambda)$ 如图 10 所示。

因此，矩阵运算部 436 所进行的处理与以下的数学矩阵运算为同值。

$$\begin{aligned} A' = KA &= \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1.07 & 0 \\ 0 & 0 & 1.57 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 0.625 & -3.907 & -0.05 \\ -3.097 & 0.631 & -1.661 \\ 0.036 & -5.146 & 0.528 \end{pmatrix} \\ &= \begin{pmatrix} 0.625 & -3.907 & -0.050 \\ -3.314 & 0.675 & -1.777 \\ 0.057 & -8.079 & 0.829 \end{pmatrix} \quad \dots(21) \end{aligned}$$

通过进行该矩阵运算，能够得到模拟滤波器特性（图 7 中表示为滤波器模拟 F1~F3 的特性）。即，上述的矩阵处理中，使用以上述方式预

先生成的模拟带通滤波器（矩阵），对彩色图像信号制作分光图像信号。

使用该模拟滤波器特性生成的内窥镜图像的一例如下所示。

如图 11 所示，体腔内组织 4 大多形成例如沿深度方向具有不同的血管等的吸收体分布结构。在粘膜表层附近主要分布有较多毛细血管 46，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 47，进而在深层上分布有更粗的血管 48。

另一方面，光对体腔内组织 45 的深度方向的侵入深度，取决于光的波长，如图 12 所示，包括可见区域的照明光为蓝（B）色光这类波长短的光时，由于生物体组织中的吸收特性以及散射特性，光只能侵入到表层附近，到该深度的范围内被吸收、散射，可观测到从表面发出的光。并且，包括可见区域的照明光为波长比蓝（B）色光长的绿（G）色光时，侵入到蓝（B）色光所侵入的范围更深的地方，在该范围内被吸收、散射，观测到从表面发出的光。此外，对于波长比绿（G）色光长的红（R）色光，光到达更深的范围。

体腔内组织 45 的通常观察时的 RGB 光如图 13 所示各波段重叠，因此，

（1）在借助 B 频带光利用 CCD 21 拍摄到的摄像信号中拍摄到图 14 所示的具有包含较多浅层上的组织信息的浅层以及中层组织信息的波段图像，

（2）并且，在借助 G 频带光利用 CCD 21 拍摄到的摄像信号中拍摄到图 15 所示的具有包含较多中层上的组织信息的浅层以及中层组织信息的波段图像，

（3）而且，在借助 R 频带光利用 CCD 21 拍摄到的摄像信号中拍摄到图 16 所示的具有包含较多深层上的组织信息的中层以及深层组织信息的波段图像。

此外，利用内窥镜装置主体 105 对这些 RGB 摄像信号进行信号处理，从而作为内窥镜图像可以得到希望或自然的颜色再现的内窥镜图像。

上述的矩阵运算部 436 中的矩阵处理中，使用以上述方式预先生成的模拟带通滤波器（矩阵），对彩色图像信号制作分光图像信号。例如，

使用图 17 所示的可提取希望的深层组织信息的离散且窄频带的分光特性的模拟带通滤波器 F1~F3，得到分光图像信号 F1~F3。模拟带通滤波器 F1~F3 如图 17 所示，各波段未重叠，因此，

(4) 在模拟带通滤波器 F3 产生的分光图像信号 F3 中拍摄到图 18 所示的具有浅层上的组织信息的波段图像，并且，

(5) 在模拟带通滤波器 F2 产生的分光图像信号 F2 中拍摄到图 19 所示的具有中层上的组织信息的波段图像，而且，

(6) 在模拟带通滤波器 F1 产生的分光图像信号 F1 中拍摄到图 20 所示的具有深层上的组织信息的波段图像。

接着，针对这样得到的分光图像信号 F1~F3，作为最单纯的颜色变换的例，调色部 440 将分光图像信号 F1 分配给颜色通道 R (ch)，将分光图像信号 F2 分配给颜色通道 G (ch)，将分光图像信号 F3 分配给颜色通道 B (ch)，经由切换部 439 输出到显示监视器 106。

如图 21 所示，调色部 440 由颜色变换处理电路 440a 构成，该颜色变换处理电路 440a 具有：3×3 矩阵电路 61；设置于 3×3 矩阵电路 61 前后的 3 组 LUT 62a,62b,62c,63a,63b,63c；以及系数变更电路 64，其变更 LUT 62a,62b,62c,63a,63b,63c 的表数据和 3×3 矩阵电路 61 的系数。

通过 LUT 62a,62b,62c 按照各波段数据对输入到颜色变换处理电路 440a 的分光图像信号 F1~F3 进行反 γ 校正和非线性的对比度变换处理等。

然后，利用 3×3 矩阵电路 61 进行颜色变换之后，通过后级的 LUT 63a,63b,63c 进行 γ 校正和适当的灰度变换处理。

可以利用系数变更电路 64 变更这些 LUT 62a,62b,62c,63a,63b,63c 的表数据和 3×3 矩阵电路 61 的系数。

系数变更电路 64 执行的变更根据来自设置于内窥镜 101 的操作部等上的处理变换开关（未图示）的控制信号进行。

接收到这些控制信号的系数变更电路 64 从预先记载于调色部 440 内的系数数据调出适当的数据，利用该数据改写当前的电路系数。

接着，叙述具体的颜色变换处理内容。式 (22) 示出颜色变换式的

一例。

$$\begin{pmatrix} R_{ch} \\ G_{ch} \\ B_{ch} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} F_1 \\ F_2 \\ F_3 \end{pmatrix} \quad \dots(22)$$

基于该式(22)的处理是指以波长短的顺序向分光通道图像信号 Rch、Gch、Bch 分配分光图像信号 F1~F3 的颜色变换。

以这些颜色通道 R(ch)、G(ch)、B(ch)所产生的彩色图像进行观察的情况下,例如成为图22所示的图像。粗血管位于深的位置,反映出分光图像信号 F3,对于作为预定目标色的彩色图像,显示为蓝色系的图案。位于中层附近的血管网较强地反应出分光图像信号 F2,因此,对于作为预定目标色的彩色图像,显示为红色系的图案。血管网内存在于粘膜表面附近的部分表现为作为预定目标色的黄色系的图案。

尤其是该粘膜表面附近的图案的变化对于早期病变的发现鉴别诊断来说很重要。但是,作为预定目标色的黄色系的图案与背景粘膜之间的对比度较弱,存在视觉辨认性低的倾向。

于是,为了更加清楚地再现该粘膜表面附近的图案,进行式(23)所示的变换是有效的。

$$\begin{pmatrix} R_{ch} \\ G_{ch} \\ B_{ch} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \omega_G & \omega_B \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} F_1 \\ F_2 \\ F_3 \end{pmatrix} \quad \dots(23)$$

基于该式(23)的处理是将分光图像信号 F1 以一定比率混合到分光图像信号 F2 中,将所生成的数据作为预定的目标色,重新设定分光 G 通道图像信号 Gch 的变换例,可以更加明确血管网等的吸收散射体根据深度位置而有所不同的情况。

因此,经由系数变更电路 64 调整矩阵系数,从而用户可以调整显示效果。作为动作,与设置于内窥镜 101 的操作部上的模式切换开关(未图示)连动地在图像处理部内以贯穿动作将矩阵系数设定为默认值。

此处,贯穿动作是指,3×3 矩阵电路 61 上搭载单位矩阵、LUT 62a,62b,62c,63a,63b,63c 上搭载非变换表的状态。默认值是指对矩阵系数的 ω_G 、 ω_B 赋予例如 $\omega_G=0.2$ 、 $\omega_B=0.8$ 这样的设定值。

于是，用户操作内窥镜 101 的操作部等，将该系数调整成 $\omega_G=0.4$ 、 $\omega_B=0.6$ 等。根据需要，对 LUT 62a,62b,62c,63a,63b,63c 应用反 γ 校正表、 γ 校正表。

颜色变换处理电路 440a 利用由 3×3 矩阵电路 61 构成的矩阵运算器进行颜色变换，但是，不限于此，也可以利用数值运算处理器（CPU）或 LUT 构成颜色变换处理电路。

例如，在上述实施例中，通过以 3×3 矩阵电路 61 为中心的构成来示出了颜色变换处理电路 30a，但是如图 23 所示，即使采用与各波段对应的三维 LUT 65 替代颜色变换处理电路 30a，也能得到同样的效果。该情况下，系数变更电路 64 进行如下动作：根据来自设置于内窥镜 101 的操作部等上的处理变换开关（未图示）的控制信号，变更表的内容。

另外，模拟带通滤波器 F1~F3 的滤波器特性不限于可见光区域，作为模拟带通滤波器 F1~F3 的第 1 变形例，可以将滤波器特性设为例如图 24 所示的离散的分光特性的窄频带。该第 1 变形例的滤波器特性适合于如下情况：为了观察生物体表面的凹凸和极深层附近的吸收体，将 F3 设定在近紫外线区域，将 F1 设定在近红外区域，从而得到在通常观察中无法得到的图像信息。

而且，作为模拟带通滤波器 F1~F3 的第 2 变形例，如图 25 所示，可以替代模拟带通滤波器 F2，设置滤波器特性在短波长区域相近的 2 个模拟带通滤波器 F3a、F3b。该情况适合于，利用该附近的波段只能侵入到生物体的极表层附近的特性，将吸收特性到散射特性的微小的差异影像化。可以想象在医学上用于伴随早期癌症等粘膜表层附近的细胞排列的混乱所致的疾病的识别诊断。

此外，作为模拟带通滤波器 F1~F3 的第 3 变形例，如图 26 所示，可以利用矩阵运算部 436 生成可提取希望的层组织信息的离散的分光特性的 2 波段的窄频带的滤波器特性的 2 个模拟带通滤波器 F2、F3。

在图 26 的模拟带通滤波器 F2、F3 的情况下，在窄频带的分光图像观察时的图像的彩色化中，作为分光通道图像信号 $Rch \leftarrow$ 分光图像信号 F2、分光通道图像信号 $Gch \leftarrow$ 分光图像信号 F3、分光通道图像信号 $Bch \leftarrow$

分光图像信号 F3，调色部 440 生成 RGB 三通道的彩色图像。

即，针对分光图像信号 F2 和分光图像信号 F3，调色部 440 通过以下的式 (24) 生成 RGB 三通道的分光颜色通道图像信号 (Rch、Gch、Bch)。

$$\begin{pmatrix} R_{ch} \\ G_{ch} \\ B_{ch} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} h_{11} & h_{12} \\ h_{21} & h_{22} \\ h_{31} & h_{32} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} F_2 \\ F_3 \end{pmatrix} \quad \dots(24)$$

例如，设 $h_{11}=1$ 、 $h_{12}=0$ 、 $h_{21}=0$ 、 $h_{22}=1.2$ 、 $h_{31}=0$ 、 $h_{32}=0.8$ 。

例如，基本分光特性的分光图像 F3 相当于中心波长主要为 415nm 的图像，基本分光特性的分光图像 F2 相当于中心波长主要为 540nm 的图像。

并且，例如，即使运算为，基本分光特性的分光图像 F3 作为相当于中心波长主要为 415nm 的图像，基本分光特性的分光图像 F2 作为相当于中心波长主要为 540nm 的图像，基本分光特性的分光图像 F1 作为相当于中心波长主要为 600nm 的图像，调色部 440 也仍可以用 F2、F3 图像构成彩色图像，而不使用 F1 图像。该情况下，可以替代式 (24)，应用以下的式 (24') 的矩阵运算。

$$Rch = h_{11} \times F1 + h_{12} \times F2 + h_{13} \times F3$$

$$Gch = h_{21} \times F1 + h_{22} \times F2 + h_{23} \times F3$$

$$Bch = h_{31} \times F1 + h_{32} \times F2 + h_{33} \times F3 \quad \dots (24')$$

在上述式 (24') 的矩阵运算中，只要将 h_{11} 、 h_{13} 、 h_{21} 、 h_{22} 、 h_{31} 、 h_{32} 的系数设为 0，将其它系数设为预定的数值即可。

根据这样的本实施例，利用用于生成通常的电子内窥镜图像（通常图像）的彩色图像信号，生成模拟的窄频带滤波器，从而不使用用于分光图像的光学波长为窄频带的带通滤波器，也能够得到具有血管图案等的希望深部的组织信息的分光图像，并且，根据分光图像，设定调色部 440 的颜色变换处理电路 440a 的参数，从而可以实现活用了窄频带的分光图像观察时的侵入深度信息这样的特征的表现方法，能够有效分离生物体组织的组织表面附近的希望深部的组织信息，进行确认。

因此，调色部 440 进行信号变换，以便在显示监视器 106 中作为亮度图像再现多个分光信号之中包括想要以最高对比度输出的被检体的信息的通道。

并且，尤其是在调色部 440 中，

(1) 为 2 波段的分光图像的情况下，将例如相当于 415nm 的图像分配到颜色通道 G (ch)、B (ch)，将例如相当于 540nm 的图像分配到颜色通道 R (ch) 时，或者，

(2) 为 3 波段的分光图像的情况下，将例如相当于 415nm 的图像分配到颜色通道 B (ch)，将例如相当于 445nm 的图像分配到颜色通道 G (ch)，将例如相当于 500nm 的图像分配到颜色通道 R (ch) 时，能够得到如下的图像效果。

- 生物体组织的最表层的表皮、或者粘膜以低彩度的颜色再现，最表层的毛细血管以低亮度、即暗线再现，从而能够得到最表层的毛细血管的高视觉辨认性。

- 同时，位于比毛细血管深的位置的血管在色相方向上向蓝色方向旋转而再现，因此，更容易与最表层的毛细血管进行区别。

并且，根据所述通道的分配方法，在通常观察下以黄色调观察到的残渣和胆汁在大肠内窥镜检查中以红色色调观察到。

实施例 2

图 27 是表示本发明的实施例 2 的电子内窥镜装置的构成的框图。

实施例 2 与实施例 1 大致相同，因此，仅说明不同之处，对于相同构成，赋予相同符号，省略说明。

本实施例与实施例 1 的主要不同之处在于控制照明光量的光源部 41。本实施例中，不是利用斩光器，而是通过灯 15 的电流控制来控制从光源部 41 照射的光量。具体地说，在图 27 所示的灯 15 上设置有电流控制部 18。

作为本实施例的动作，控制部 42 控制电流控制部 18，以控制流入到灯 15 的电流，使得 RGB 的任意的彩色图像信号都不处于饱和状态。从而，对用于使灯 15 发光的电流进行控制，所以其光量根据电流的大小

变化。

另外，关于其它动作，与实施例 1 相同，因此，在此省略。

根据本实施例，能够与实施例 1 同样地得到清楚显示有血管图案的分光图像。并且，本实施方式中，与实施例 1 那样的使用了斩光器的光量控制方法相比，具有控制方法简单的优点。

实施例 3

图 28 是表示本发明的实施例 3 的矩阵运算部的构成的框图。

实施例 3 与实施例 1 大致相同，因此，仅说明不同之处，对于相同构成，赋予相同符号，省略说明。

本实施例与实施例 1 的主要不同之处在于矩阵运算部 436 的构成。

实施例 1 中，通过电路、即所谓的硬件处理，进行矩阵运算，但在图 28 的本实施例中，通过数值数据处理（基于使用了程序的软件的处理）进行该矩阵运算。

将本实施例中的矩阵运算部 436 的具体构成示于图 28。该矩阵运算部 436 具有图像存储器 50，该图像存储器 50 存储 RGB 各自的彩色图像信号。并且，具有系数寄存器 51，该系数寄存器 51 中存储有式 (21) 所示的矩阵“A”的各值作为数值数据。

系数寄存器 51 和图像存储器 50 与乘法器 53a~53i 连接，而且乘法器 53a、53d、53g 与乘法器 54a 连接，乘法器 54a 的输出与图 4 中的累加部 438a 连接。并且，乘法器 53b、53e、53h 与乘法器 54b 连接，其输出与累加部 438b 连接。而且，乘法器 53c、53f、53i 与乘法器 54c 连接，其输出与累加部 438c 连接。

作为本实施例的动作，所输入的 RGB 图像数据暂时存储在图像存储器 50 中。接着，通过保存在预定存储装置（未图示的）的运算程序，利用乘法器将来自系数寄存器 51 的矩阵“A”的各计数和图像存储器 50 中存储的 RGB 图像数据相乘。

另外，图 28 中示出利用乘法器 53a~53c 将 R 信号和各矩阵计数相乘的例子。并且，如图 28 所示，利用乘法器 53d~53f 将 G 信号和各矩阵计数相乘，利用乘法器 53g~53i 将 B 信号和各矩阵计数相乘。分别与

矩阵计数相乘的数据利用乘法器 54a 将乘法器 53a、53d、53g 的输出相乘，利用乘法器 54b 将乘法器 53b、53e、53h 的输出相乘，并且，利用乘法器 54c 将乘法器 53c、53f、53i 的输出相乘。乘法器 54a 的输出发送到累加部 438a。并且，乘法器 54b、乘法器 54c 的输出分别发送到累加部 438b、438c。

根据图 28 的本实施例，能够与实施例 1 相同地得到清楚显示有血管图案的分光图像。

并且，本实施例中，不是像实施例 1 那样通过硬件进行矩阵处理，而是使用软件进行矩阵处理，因此，例如能够迅速地与各矩阵系数的变更等对应。

而且，对于矩阵计数，仅以结果的值、即不是矩阵“A”、而是按照 $S(\lambda)$ 、 $H(\lambda)$ 、 $R(\lambda)$ 、 $G(\lambda)$ 、 $B(\lambda)$ 存储，根据需要进行运算，从而求出矩阵“A”来使用的情况下，可以仅变更其中 1 个要素，从而方便性提高。例如，可以仅变更照明光的分光特性 $S(\lambda)$ 等。

实施例 4

图 29 和图 30 涉及本发明的实施例 4，图 29 是表示电子内窥镜装置的构成的框图，图 30 是表示图 29 的 CCD 的电荷累积时间的图。

实施例 4 与实施例 1 大致相同，因此，仅说明不同之处，对于相同构成要素，赋予相同符号，省略说明。

本实施例与实施例 1 的主要不同之处在于光源部 41 和 CCD 21。实施例 1 中，CCD 21 上设置有图 6 所示的滤色器，通过该滤色器生成彩色信号，相对于这种所谓的同步式，本实施例中采用在 1 帧期间以 RGB 的顺序照射照明光来生成彩色信号的场序式。

如图 29 所示，本实施例中的光源部 41 中，灯 15 的前面设置有用于进行调光的光圈 25，比光圈 25 更前面的位置设置有 RGB 滤波器 23，该 RGB 滤波器 23 为了射出 R、G、B 的帧序光，1 帧例如旋转 1 次。RGB 滤波器 23 构成分色部。并且，光圈 25 与作为光量控制部的光圈控制部 24 连接，根据来自光圈控制部 24 的控制信号，限制从灯 15 照射的光束之中透过光束，改变光量，从而可进行调光。并且，RGB 旋转滤网 23 与

RGB 旋转滤网控制部 26 连接，以预定的旋转速度旋转。

作为本实施例中的光源部的动作，从灯 15 输出的光束被光圈 25 限制成预定的光量，透过了光圈 25 的光束经由 RGB 旋转滤网 23，从而每隔预定的时间，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，被 CCD 21 接收。CCD 21 所得到的信号根据所照射的时间，利用设置于内窥镜装置主体 105 的切换部（未图示）进行分配，分别输入到 S/H 电路 433a~433c。即，从光源部 41 照射了经由 R 滤波器的照明光的情况下，CCD 21 所得到的信号输入到 S/H 电路 433a。另外，对于其它动作，与实施例 1 相同，因此，省略说明。

另外，本实施例中，经由 R、G 以及 B 的滤波器的照明光分别照射到被检体时，输出基于所述照明光各自的反射光的像的摄像信号的 CCD 21 不限于以单板式构成，也可以以例如三板式等多板式构成。

根据本实施例，能够与实施例 1 相同地得到清楚显示有血管图案的分光图像。并且，本实施例中，与实施例 1 有所不同，可以享受由所谓的场序方式带来的优点。另外，该优点是指例如后述的实施例 5 那样的效果。

并且，上述的实施例中，为了避免 RGB 彩色信号饱和，控制/调节照明光量（来自光源部的光量）。相对于此，本实施例中，采用调整 CCD 21 的电子快门的方法。CCD 21 中在一定时间内累积与入射的光强度成正比的电荷，将该电荷量设为信号。所谓的电子快门就相当于该累积时间。利用 CCD 驱动器电路 431 调节该电子快门，从而能够调整电荷的累积量、即信号量。如图 30 所示，通过得到以每一帧依次改变电荷累积时间的状态下的 RGB 彩色图像，从而能够得到同样的分光图像。即，在上述的各个实施例中，光圈 25 进行的照明光量的控制用于得到通常图像，在得到分光图像时，通过改变电子快门，从而可以避免 RGB 彩色信号饱和。

实施例 5

图 31 是表示本发明的实施例 5 的 CCD 的电荷累积时间的图。

实施例 5 与实施例 4 大致相同，因此，仅说明与实施例 4 不同之处，对于相同的构成要素，赋予相同符号，省略说明。

本实施例与实施例 4 的主要不同之处在于利用了场序方式, 并且, 活用了该优点。通过对实施例 4 中的电子快门控制得到的电荷累积时间按照每个 R,G,B 加权, 从而能够简化分光图像数据的生成。即, 本实施例中具有 CCD 驱动器 431, 该 CCD 驱动器 431 能够在 1 帧期间内对每个 R,G,B 改变 CCD 21 的电荷累积时间。另外, 其它与实施例 4 相同。

作为图 31 的例子的动作, 经由 RGB 旋转滤网 23 分别照射照明光时, 改变 CCD 21 中的电子快门产生的电荷累积时间。

此处, 将照明光分别为 R·G·B 时的 CCD 21 的电荷累积时间设为 tdr、tdg、tdb (另外, 图 31 中, B 的彩色图像信号没有设定累积时间, 因此省略 tdb)。例如, 对于进行 (21) 式所示的矩阵处理时的 F3 模拟滤波器图像, 由通常内窥镜所得到的 RGB 图像, 进行下述的运算,

$$F3 = -0.050R - 1.777G + 0.829B \dots (25)$$

因此, 将图 30 中的按照各个 RGB 的电子快门控制产生的电荷累积时间设定为

$$tdr:tdg:tdb = 0.050:1.777:0.829 \dots (26)。$$

并且, 矩阵运算部中, 将仅反转了 R 和 G 成分的信号和 B 成分相加。由此, 能够得到与实施例 1~实施例 4 相同的分光图像。

根据本实施例, 能够与实施例 4 相同地得到清楚显示有血管图案的分光图像。并且, 本实施例中, 与实施例 4 同样地在彩色信号的制作中利用了场序方式, 并且, 使用电子快门, 使每个彩色信号的电荷累积时间不同, 因此, 由此在矩阵运算部中, 仅进行加法运算、差分处理即可, 可以将处理简化。

实施例 6

图 32 和图 33 涉及本发明的实施例 6 的生物体观察装置, 图 32 是表示滤色器的排列的图, 图 33 是表示图 32 所示滤色器的分光灵敏度特性的图。

实施例 6 与实施例 1 基本相同, 因此, 仅说明与实施例 1 的不同之处, 对于相同的构成要素, 赋予相同符号, 省略说明。

本实施例与实施例 1 的主要不同之处在于设置在 CCD 21 上的滤色

器。实施例 1 中如图 6 所示使用了 RGB 原色型滤色器，相对于此，本实施例中使用了补色型滤色器。

该补色型滤波器的排列如图 32 所示，由 G、Mg、Ye、Cy 的各要素构成。另外，原色型滤色器的各要素与补色型滤色器的各要素的关系为 $Mg=R+B$ 、 $Cy=G+B$ 、 $Ye=R+G$ 。

该情况下，读出 CCD 21 的全部像素，对来自各滤色器的图像进行信号处理或图像处理。并且，对于原色型滤色器的 (1) 式～(8) 式以及 (19) 式～(21) 式，变形为补色型滤色器时，成为以下的 (27) 式～(33) 式。其中，作为目标的窄频带的带通滤波器的特性相同。

$$(G \quad Mg \quad Cy \quad Ye) \begin{pmatrix} a_1 & a_2 & a_3 \\ b_1 & b_2 & b_3 \\ c_1 & c_2 & c_3 \\ d_1 & d_2 & d_3 \end{pmatrix} = (F_1 \quad F_2 \quad F_3) \quad \dots(27)$$

$$C = (G \quad Mg \quad Cy \quad Ye) \quad A = \begin{pmatrix} a_1 & a_2 & a_3 \\ b_1 & b_2 & b_3 \\ c_1 & c_2 & c_3 \\ d_1 & d_2 & d_3 \end{pmatrix} \quad F = (F_1 \quad F_2 \quad F_3) \quad \dots(28)$$

$$\begin{aligned} k_G &= (\int S(\lambda) \times H(\lambda) \times G(\lambda) d\lambda)^{-1} \\ k_{Mg} &= (\int S(\lambda) \times H(\lambda) \times Mg(\lambda) d\lambda)^{-1} \\ k_{Cy} &= (\int S(\lambda) \times H(\lambda) \times Cy(\lambda) d\lambda)^{-1} \\ k_{Ye} &= (\int S(\lambda) \times H(\lambda) \times Ye(\lambda) d\lambda)^{-1} \quad \dots(29) \end{aligned}$$

$$K = \begin{pmatrix} k_G & 0 & 0 & 0 \\ 0 & k_{Mg} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & k_{Cy} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & k_{Ye} \end{pmatrix} \quad \dots(30)$$

$$A = \begin{pmatrix} -0.413 & -0.678 & 4.385 \\ -0.040 & -3.590 & 2.085 \\ -0.011 & -2.504 & -1.802 \\ 0.332 & 3.233 & -3.310 \end{pmatrix} \quad \dots(31)$$

$$\mathbf{K} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0.814 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0.730 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0.598 \end{pmatrix} \quad \dots(32)$$

$$\begin{aligned} \mathbf{A}' = \mathbf{KA} &= \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0.814 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0.730 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0.598 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} -0.413 & -0.678 & 4.385 \\ -0.040 & -3.590 & 2.085 \\ -0.011 & -2.504 & -1.802 \\ 0.332 & 3.233 & -3.310 \end{pmatrix} \\ &= \begin{pmatrix} -0.413 & -0.678 & 4.385 \\ -0.033 & -2.922 & 1.697 \\ -0.008 & -1.828 & -1.315 \\ 0.109 & 1.933 & -1.979 \end{pmatrix} \\ &\quad \dots(33) \end{aligned}$$

并且,图 33 示出使用了补色型滤色器时的分光灵敏度特性、设为目标的带通滤波器以及通过上述 (27) 式~(33) 式求出的模拟带通滤波器的特性。

另外,使用补色型滤波器的情况下,自不必说,图 4 中示出的 S/H 电路是分别针对 G·Mg·Cy·Ye 进行的,而不是分别针对 R·G·B 进行的。

而且,即使在使用了补色型滤色器的情况下,也能够应用式 (9)~(18) 所示的矩阵估计方法。该情况下,补色滤波器的数量为 4 个时,以式 (14) 假设的生物体分光反射率能够用 3 个基本分光特性近似的部分为 4 个或 4 个以下。因此,与此相对应,用于运算估计矩阵的维数由 3 变为 4。

根据本实施例,能够与实施例 1 相同地得到清楚显示有血管图案的分光图像。并且,本实施例中,能够享受使用了补色型滤色器时的优点。

根据以上说明的各实施例,具有如下效果:能够将基于通过信号处理得到的分光图像的生物体组织的希望深部的组织信息调整成适合于观察的色调的图像信息。

以上,对本发明的各实施例进行了说明,但本发明可以以各种法方式组合上述实施例来使用,并且,可以在不脱离本发明宗旨的范围内进

行变形。

例如，对于以上说明的全部实施例，在临床中，可以按照其它的定时由操作者亲自制作新的模拟带通滤波器，应用于临床。即，若示于实施例 1 中，则在图 4 中的控制部 42 上设置能够运算/计算矩阵系数的设计部（未图示）。

由此，经由图 3 所示的内窥镜主体上设置的键盘，输入条件，从而新设计能够适合得到操作者想要知道的分光图像的模拟带通滤波器，并且，计算出的矩阵系数（相当于（19）式和（31）式的矩阵“A”的各要素）上施加校正系数（相当于（20）式和（32）式的矩阵“K”的各要素）的最终矩阵系数（相当于（21）式和（33）式的矩阵“A”的各要素）设定到图 4 中的矩阵运算部 436 中，从而能够即时应用于临床。

图 34 表示到应用为止的流程。详细说明该流程。首先，操作者经由键盘等输入作为目标的带通滤波器的信息（例如波段等）。从而，与已经存储于预定存储装置等中的光源/滤色器的特性等一起计算出矩阵“A”，如图 32 所示，作为光谱图，在监视器上显示作为目标的带通滤波器的特性以及该矩阵“A”的运算结果（模拟带通滤波器）。

操作者确认到该运算结果之后，使用新制作的矩阵“A”时，进行其设定，使用该矩阵“A”生成实际的内窥镜图像。并且，与此同时，新制作的矩阵“A”存储到预定的存储装置中，可以根据操作者的预定操作，再次使用。

从而，操作者可以不采用既有的矩阵“A”，而根据自己的经验等生成新的带通滤波器，尤其是在用于研究的情况下，能够得到较高的效果。

实施例 7

图 38～图 41 涉及本发明的实施例 7 的生物体观察装置。实施例 7 与实施例 1 基本相同，因此，仅说明与实施例 1 的不同之处，对于相同的构成要素，赋予相同符号，省略说明。

图 38 是表示本实施例的电子内窥镜装置的构成的框图，图 39 是表示图 38 的光源部的构成的框图，图 40 是表示包括图 24 等的分光图像的生成功能的本实施例的动作的流程图，图 41 是表示变形例的电子内窥镜

的构成图。

如图 3 所示，电子内窥镜装置 100 具有：电子内窥镜（简称为镜体）101，其具备照明部和摄像部；内窥镜装置主体 105，其与内窥镜 101 连接，控制照明部和摄像部；以及显示监视器 106，其显示输出从该内窥镜装置主体 105 输出的生物体信号。

如图 38 和图 39 所示，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，以预定的光量照射白色光（也包括不完全是白色光的情况）的照射。

该光源部 41 具有：作为第 1 光源的例如氙灯 15；斩光器 16，其用于调整光量；以及斩光器驱动部 17，其用于驱动斩光器 16。并且，来自该氙灯 15 的光通过斩光器 16，透过了配置在其光路上的半反射镜 18A 之后，在聚光透镜中聚光，入射到内窥镜 101 的光导 14 的入射端。

并且，本实施例中，在该光源部 41 上设置有：作为第二光源的例如卤灯 25A，其分光特性不同于上述第一光源；光圈 26b，其调整该卤灯 25A 的光量；以及光圈驱动部 27b，其驱动该光圈 26b。

该卤灯 25A 的照明光透过了光圈 26b 之后，被半反射镜 18A 部分反射，通过聚光透镜汇聚，入射到内窥镜 101 的光导 14 的入射端。

并且，在该光源部 41 内设置光源驱动控制部 30，该光源驱动控制部 30 进行两个灯 15、25A 的点亮/熄灭、斩光器驱动部 17、以及光圈驱动部 27b 的控制动作。

而且，该光源驱动控制部 30 还与控制部 42 连接，能够经由控制部 42，根据观察模式等，对借助光源部 41 提供给内窥镜 101 的光导 14 的照明光进行控制。另外，氙灯 15 的分光分布与后述的实施例 8 中采用的汞灯的情况相结合地示于图中。此外，卤灯 25A 在低于氙灯 15 的色温下具有宽频带的分光分布。

本实施例中，在例如通常图像观察模式中，例如仅使氙灯 15 侧点亮，进行照明，在分光图像观察模式中，点亮两个灯 15、25A，进行照明。

而且，通过采用后述的方式，能够得到更优选的分光图像信号。配置于氙灯 15 前面、进行光量调整的斩光器 16 可以采用例如日本特开

2003-93336 号公报中记载的斩光器，其详细构成在该日本特开 2003-93336 号公报中已有记载，因此，省略说明。

并且，如图 39 中的箭头所示，斩光器驱动部 17 构成为可沿着与来自氙灯 15 的光的光路正交的方向移动。而且，若通过该移动来增大与光路之间的距离，则能够使光束通过的切口部增长，因此，照射时间变长，能够增大照明光量。

如上所述，当新生成的分光图像作为 S/N 有可能不足、以及生成所需的某个信号处于饱和状态时，不能进行正确的运算，因此，需要控制照明光量。该光量调节采用日本特开 2003-93336 号公报中的方式，仅利用 1 个灯负担斩光器 16 以及斩光器驱动部 17。

相对于此，本实施例中具有分光特性不同的 2 个光源，因此，尤其是设为分光图像观察模式，生成分光图像信号，将该分光图像显示到显示监视器 106 的情况下，使用 2 个光源，能够生成更合适的分光图像。

该情况下，例如设置于控制部 42 的 EEPROM 等非易失性的存储器 42a 中存储有从以分光图像观察模式进行照明时的两个灯 15、25A 提供给光导 14 的照明光量之比和最大光量的信息。而且，设定为分光图像观察模式时，控制部 42 参照该信息，经由光源驱动控制部 30，控制从光源部 41 提供给光导 14 的照明光。

并且，CCD 21 的摄像面上设置有进行光学分色的滤色器 22a，该滤色器 22a 的排列如上所述的图 6 所示。而且，图 7 中用实线示出构成该滤色器 22a 的 R、G、B 滤波器各自的分光灵敏度特性。

首先，说明观察通常图像时的光源部 41 的动作，根据来自控制部 42 的控制信号，光源驱动控制部 30 仅使光源部 41 的氙灯 15 侧动作。该情况下，斩光器驱动部 17 设定在预定位置，使斩光器 16 旋转。来自氙灯 15 的光束通过斩光器 16 的切口部，借助聚光透镜汇聚在作为光纤束的光导 14 的入射端，该光导 14 设置在位于镜体 101 和光源部 41 之间的连接部上的连接器 11 内。而且，通常图像与上述的实施例 1 中的通常图像的观察动作相同。

接着，观察分光图像时，操作者通过操作设置于内窥镜装置主体 105

的键盘或设置于内窥镜 101 的操作部 104 的未图示的镜体开关、主体处理装置 43 的前面板等,指示从通常图像观察分光图像。此时,控制部 42 变更光源部 41 和主体处理装置 43 的控制状态。

具体地说,控制部 42 参照存储器 42a 的控制信息,向光源部 41 的光源驱动控制部 30 发送控制信号,还点亮卤灯 25A。并且,控制部 42 控制斩光器 16 和光圈 26b 的驱动,使得两个灯 15、25A 产生的照明光量达到适当的光量。

如上所述,不希望来自 CCD 21 的输出饱和,因此,与观察通常图像时相比,在观察分光图像时减小照明光量的最大值。并且,控制部 42 控制光量,使得来自 CCD 21 的输出信号不饱和,将照明光量设定在不饱和的范围内。

并且,作为控制部 42 进行的向主体处理装置 43 的控制变更,将从切换部 439 输出的信号从通常图像生成部 437 的输出切换到调色部 440 的输出。并且,利用矩阵运算部 436 对 S/H 电路 433a~433c 的输出进行放大/加法运算处理,根据各个频带,输出到累加部 438a~438c,进行累加处理后,输出到调色部 440。即使在利用斩光器 16 或光圈 26b 减小照明光量的情况下,也利用累加部 438a~438c 进行保存/累加,从而如图 2 所示,能够提高信号强度,并且能够得到提高了 S/N 的分光图像。

下面,对本实施例的具体的矩阵运算部 436 的矩阵处理进行记述。为了说明本实施例的使用分光特性不同的 2 个灯 15、25B 时的优先顺位,首先,先以与仅使用 1 个灯 15 时的日本特开 2003-93336 号公报的情况相当的情况进行说明。

仅使用 1 个灯 15 时,由图 7 中实线所示的 RGB 滤色器的分光灵敏度特性,制作与图 7 中示出的理想的窄频带带通滤波器 F1~F3 (此处,将各个透过波长区域设为 F1: 590nm~620nm、F2: 520nm~560nm、F3: 400nm~440nm) 接近的带通滤波器(以下称为模拟带通滤波器)时,通过上述的(1)式~(5)式所示的内容,使上述的(19)式的矩阵成为最佳矩阵。

此外,通过(6)式和(7)式所示的内容进行校正,得到上述的(20)

式的校正系数。

另外，使用了如下的预见信息：(6)式所示的光源的光谱 $S(\lambda)$ 在例如仅有氙灯 15 的情况下，为图 9 所示，(7)式所示的要关注的生物体的反射光谱 $H(\lambda)$ 如图 10 所示。

因此，通过矩阵运算部 436 进行的处理在数学上与上述的 (21) 式的矩阵运算得到相同值。

通过进行该矩阵运算，能够得到模拟滤波器特性（图 7 中作为滤波器模拟 F1~F3 的特性示出）。即，上述的矩阵处理是指使用以上述方式预先生成的模拟带通滤波器（矩阵），对彩色图像信号制作分光图像信号。

该情况下，图 7 的用粗虚线所示生成的模拟带通滤波器（矩阵）、尤其长波长侧的模拟滤波器（F1）与理想中的情况有较大背离。

因此，本实施例中，分光图像观察模式时，还点亮色温低于氙灯 15、即发光特性偏向长波长侧的卤灯 25A。使用由两个灯 15、25A 发出的照明光，进行生成模拟带通滤波器（矩阵）的处理。

即，通过提高照明光中的长波长侧的亮度电平，能够相对于增大长波长侧的 R 信号的值，与仅使用 1 个氙灯 15 的情况相比，能够进一步改善长波长侧的模拟带通滤波器（矩阵）的背离。

而且，像这样使用模拟滤波器特性生成的内窥镜图像和将要观察的生物体组织的结构如使用图 11~图 26 进行的上述说明。

另外，例如可以在控制部 42 的存储器 42a 中存储与各个分光图像观察模式相适应的信息，以便能够与上述的实施例、第 1 变形例、第 2 变形例、第 3 变形例的任意的分光图像观察模式对应。

而且，切换到分光图像观察模式时，例如设定为在以前最后使用的分光图像观察模式，通过用户的选择，能够以其它分光图像观察模式选择使用（切换使用）。

图 40 表示在与该情况对应的分光图像观察模式下进行生物体观察的动作。另外，在以下的说明中，将上述实施例的分光图像观察模式、第 1~第 3 变形例的分光图像观察模式作为第 1~第 4 分光图像观察模式进行说明。

接通电源，电子内窥镜装置 100 处于动作状态时，如步骤 S1 所示，控制部 42 读取存储器 42a 的程序信息，开始该电子内窥镜装置 100 的控制动作。并且，读取存储器 42a 的各观察模式时的针对光源部 41 的控制信息。

然后，如步骤 S2 所示，控制部 42 求出起动时的观察模式的选择。例如，显示菜单画面，在该菜单画面上显示求出起动时的观察模式的选择。接着，用户选择起动时的观察模式。

而且，在选择了通常图像观察模式的情况下，如步骤 S3 所示，控制部 42 根据从存储器 42a 读取的信息，向光源控制部 30 发送控制信号，仅点亮氙灯 15，设定为通常图像观察模式。此外，用户在该通常图像观察模式中，对作为被检体的生物体组织进行观察。

若处于该通常图像观察模式，则如步骤 S4 所示，控制部 42 处于等待观察模式的切换指示的状态。而且，若操作了设置于内窥镜 101 等的观察模式的切换开关等，进行观察模式的切换指示，则如步骤 S5 所示，控制部 42 根据从存储器 42a 读取的信息，向光源驱动控制部 30 发送控制信号，点亮卤灯 25A。

并且，如步骤 S6 所示，控制部 42 求出在哪个分光图像观察模式进行观察的选择。用户选择想要观察的分光图像观察模式。而且，设选择了第 k ($k=1\sim 4$) 分光图像观察模式。这样，如步骤 S7 所示，控制部 42 参照与所选择的第 k 分光图像观察模式对应的控制信息，设定氙灯 15 与卤灯 25A 的光量比，并设定最大光量。

并且，控制部 42 与该第 k 个分光图像观察模式的选择连动地选择设定矩阵运算部 436 的系数，通过该连动的系数的选择设定，能够高精度地生成第 k 分光图像观察模式的情况下的分光图像信号。

而且，用户能够在该第 k 分光图像观察模式下进行观察。若设定为该第 k 分光图像观察模式，则如步骤 S8 所示，控制部 42 处于监视向其它分光图像观察模式的切换的状态。而且，若进行了切换到第 m ($m\neq k$) 分光图像观察模式的操作，则如步骤 S7 所示，参照与所选择的第 m 分光图像观察模式对应的信息，设定氙灯 15 与卤灯 25A 的光量比，并设定最

大光量。

并且，步骤 S8 中若不进行向其它分光图像观察模式的切换操作，则如步骤 S9 所示，控制部 42 判断是否进行了观察模式的切换指示。

不进行观察模式的切换指示时，返回到步骤 S8，若进行观察模式的切换指示，则如步骤 S10 所示，进行卤灯 25A 的熄灭控制之后，返回到步骤 S3。

另外，在上述的控制处理中，替代熄灭卤灯 25A，进行关闭光圈 26b 的控制，可以提高切换观察模式时的响应性。

像这样根据本实施例，能够活用实施例 1 的效果，并且，为了得到分光图像而利用发光特性不同的多个光源，因此，与 1 个光源的情况时相比，能够得到高精度的分光图像。

另外，本实施例中的矩阵运算部 436 可以采用图 28 所示的结构作为变形例。

并且，实施例 1 的电子内窥镜装置 100 中，示出了发出照明光的光源部 41 和进行信号处理的主体处理装置 43 形成为一体的构成，但是，也可以像图 41 所示的电子内窥镜装置 100B 那样，独立构成光源部 41 和主体处理装置 43。图 41 的构成例中，将控制部 42 设置于主体处理装置 43 内，通过通信电缆，在其与光源部 41 内的光源驱动控制部 30 之间收发控制信号。

本变形例具有与图 4 所示的实施例 1 的情况大致相同的作用效果。

实施例 8

下面，参照图 42～图 45，说明本发明的实施例 8。本实施例的电子内窥镜装置采用了将图 38 的光源部 41 变更为图 42 所示的光源部 41B 的构成。

替代图 39 所示的光源部 41 中作为第二光源使用的卤灯 25，该光源部 41B 采用了具有亮线光谱的超高压汞灯（下面简称为汞灯）35。

并且，本实施例中，在氙灯 15 和半反射镜 18A 之间配置光圈 26a，通过光圈驱动部 27a 可变驱动光圈 26a 的开口量。

而且，形成光混合部 36，在该光混合部 36 中执行如下处理：利用

光圈 26a 对氙灯 15 的光进行光量调整之后, 将光入射到半反射镜 18A, 利用光圈 26b 对汞灯 35 的光进行光量调整, 将光入射到半反射镜 18A 而通过该半反射镜 18A 与来自氙灯 15 的光进行混合。

并且, 借助光源驱动控制部 30 经由氙灯 15 和汞灯 35 内部的点亮驱动电路, 控制氙灯 15 和汞灯 35 的点亮和熄灭, 光圈驱动部 27a、27b 也借助光源驱动控制部 30 控制其驱动动作。

图 43 表示氙灯 15 的发光的光谱特性, 在可见区域上具有较宽的强度分布。并且, 图 44 表示汞灯 35 的发光特性, 在可见区域上具有较宽的强度分布, 并且具有多个亮线光谱。

而且, 本实施例中, 在通常图像观察模式下, 仅点亮氙灯 15, 将通常图像显示到显示监视器 106 上。

另一方面, 在分光图像观察模式下, 点亮氙灯 15 和汞灯 35, 设定此时两个灯 15、35 的光量比, 且将限制了所有光量的照明光、例如图 45 所示利用光混合部 36 进行光混合的照明光提供给光导 14, 将分光图像显示到显示监视器 106 上。

根据本实施例, 在分光图像观察模式时, 通过采用具有多个亮线光谱的照明光, 从而能够增大在各亮线光谱部分的信号强度, 与不具有亮线光谱的情况相比, 能够高精度地计算出分光图像信号。而且, 能够得到可靠性高的分光图像。

实施例 9

接着, 参照图 46~图 51, 说明本发明的实施例 9。图 46 所示的本实施例的电子内窥镜装置 100 的构成为将图 46 的光源部 41 变更为图 47 所示的光源部 41C。

如图 47 所示, 替代图 42 所示的光源部 41B 中使用的汞灯 35, 该光源部 41C 采用了作为半导体光源的发光二极管部 (LED 部) 37。该 LED 部 37 由多个具体为 4 个具有多个发光光谱的 LED38a~39d 构成。

图 48 表示这些 LED 38a~39d 的发光光谱 (分光特性)。该情况下的发光光谱在将要生成的分光图像信号的波长附近具有亮线光谱或将亮线光谱稍微放宽的光谱。另外, 此处表示了 4 个的情况, 但不限该数量。

并且,本实施例中,光源驱动控制部 30C 由如下部分构成:LED 驱动器 39a~39d,其用于发光驱动构成 LED 部 37 的多个 LED 38a~38d;灯点亮电路 161,其用于点亮氙灯 15;以及控制电路 62,其控制这些 LED 驱动器 39a~39d、灯点亮电路 161 和光圈驱动部 27a、27b。

该控制电路 62 根据来自控制部 42 的控制信号控制从该光源部 41C 的光混合部 36 提供给光导 14 的照明光。

本实施例中,在通常图像观察模式下,仅点亮氙灯 15,将通常图像显示到显示监视器 106 上。

另一方面,在分光图像观察模式下,点亮氙灯 15 和 LED 38a~38d,设定此时氙灯 15、LED38a~39d 所产生的光量比,且将限制了所有光量的照明光、例如图 49 所示的通过光混合部 36 进行了光混合的照明光提供给光导 14,将分光图像显示到显示监视器 106 上。

根据本实施例,具有与实施例 8 类似的效果。即,在分光图像观察模式时,通过采用具有多个接近亮线光谱的强度分布的照明光,能够增大生成分光图像信号时的波长部分上的信号强度,与使用不具有这样的特性的照明光时相比,能够更高精度地计算出分光图像信号。

并且,根据将要计算出的分光图像信号的波长,选择使用 LED,从而能够以该波长进行亮线光谱状的发光,能够得到高精度的分光图像信号。

图 50 表示变形例的光源部 41D。本变形例中,在图 47 的光源部 41C 中,替代 LED 部 37,采用了激光二极管(下面略为 LD)部 67。

即,替代图 47 中的 LED 38a~38d,采用了 LD 68a~68d。并且,在图 47 的控制电路 30C 中,替代 LED 驱动器 39a~39d,采用 LD 驱动器 69a~69d。

LD68a~68d 以例如比 LED 38a~38d 的发光光谱的宽度窄的光进行发光。而且,像实施例 7 那样在通常图像观察模式时仅将氙灯 15 作为照明光使用,在分光图像观察模式时将 LD 68a~68d 和氙灯 15 一起点亮。

图 51 (A) 示出从光混合部 36 提供给光导 14 的照明光的分光特性例,在图 49 的照明光中,具有如下特性:具有比 LED 38a~38d 产生的

发光光谱的宽度窄的亮线光谱。

根据本变形例，具有与实施例 7 类似的效果。即，想要得到希望波长下的分光图像信号时，通过使用在该波长部分亮度电平亮线状地增大的照明光，从而能够增大该波长下的信号电平，能够更高精度地计算出希望的分光图像信号。

并且，如图 51 (B)、图 51 (C) 所示，用户可以借助未图示的镜体开关等变更（选择）从光混合部 36 提供给光导 14 的照明光的分光特性。

图 51 (B)、图 51 (C) 中变更（选择）了要点亮的 LD 的数量。图 51 (B) 表示仅变更图 51 (A) 中要点亮的 LD 的数量的例子，图 51 (C) 相当于仅实质地点亮 LD，熄灭了氙灯 15 的情况。

图 51 (B) 的情况对于生成以 2 个亮线光谱部分的分光图像信号的情况有效。并且，根据图 51 (C)，仅为 2 个亮线光谱部分的光，因此，能够生成更高精度的分光图像信号。图 51 (C) 对得到 2 个波长下的分光图像信号有效，得到其它波长的分光图像信号时，优选使在与该分光图像信号对应的波长具有基线光谱的 LD 发光。另外，LD 的情况下说明的内容也同样地可以适用于 LED 的情况。

即，在分光图像观察模式下点亮使用多个 LED 38a~38d、LD 68a~68d 等（其数量可以更多）时，可以根据将要计算出的分光图像信号，选择要点亮的 LED38a~38d、LD68a~68d 等。这样，能够针对更广范围的波长，得到精度高且希望的分光图像。

另外，上述的实施例中作为 CCD 21 的滤色器 22a 采用了图 6 所示的滤色器，但作为变形例，可以采用图 32 所示的滤色器。对于该情况下的电子内窥镜装置的构成，与实施例 7 基本相同，因此，省略说明，对于相同的构成要素，赋予相同符号，省略说明。

实施例 7 中如图 32 所示使用了 RGB 原色型滤色器，相对于此，本变形例中使用补色型滤色器。

该情况下，读出 CCD 21 的全部像素，对来自各滤色器的图像进行信号处理或图像处理。并且，对于针对原色型滤色器的 (1) 式~(8) 式以及 (19) 式~(21) 式，若变形为补色型滤色器的情况下，则成为

上述的(27)式~(33)式。对于(27)式~(33)式,已在上面有所叙述,因此,省略说明。使用了补色型滤色器时的分光灵敏度特性、设为目标的带通滤波器以及通过上述(27)式~(33)式求出的模拟带通滤波器的特性如上述的图33所示。

另外,本实施例中,使用补色型滤波器时,自不必说,图4所示的S/H电路是分别针对G•Mg•Cy•Ye进行的,而不是分别针对R•G•B进行的。

而且,即使在使用了补色型滤色器的情况下,也能够应用式(9)~(18)所示的矩阵估计方法。该情况下,补色滤波器的数量为4个时,以式(14)假设的生物体分光反射率能够以3个基本分光特性近似的部分为4个或4个以下。因此,与此相对应,用于运算估计矩阵的维数由3变为4。

根据本实施例,能够与实施例1相同地得到清楚显示有血管图案的分光图像。并且,本实施例中,能够享受使用补色型滤色器时的优点。

另外,通过将上述的各实施例部分组合等来构成的实施例等也属于本发明。

如上所述,根据各实施例,具有如下效果:能够将基于通过信号处理得到的分光图像的生物体组织的希望深部的组织信息调整成适合于观察的色调的图像信息。

另外,在以上所述的各实施例中,作为照明部说明了配置于内窥镜装置主体105内的光源部41、41B等,但本发明不限于此,照明部也可以采用例如在内窥镜101前端设置LED(发光二极管)的结构。

如上所述,根据本发明的各实施例,能够得到更高精度或高可靠性的分光信号。

本发明不限于上述的各实施例,在不改变本发明的宗旨的范围内,可以进行各种变更、改变等。

产业上的可利用性

照射宽频带的照明光,得到通常图像和窄频带的分光图像,从而能够以容易视觉辨认状态观察生物体组织的表面附近或更深部侧的血管行

进图案等。

本申请是以 2005 年 5 月 11 日在日本申请的特愿 2005-138929 号、2005 年 5 月 11 日在日本申请的特愿 2005-138930 号、2005 年 5 月 13 日在日本申请的特愿 2005-141539 号为优先权主张的基础, 上述的公开内容被引用在本申请说明书、权利要求书中。

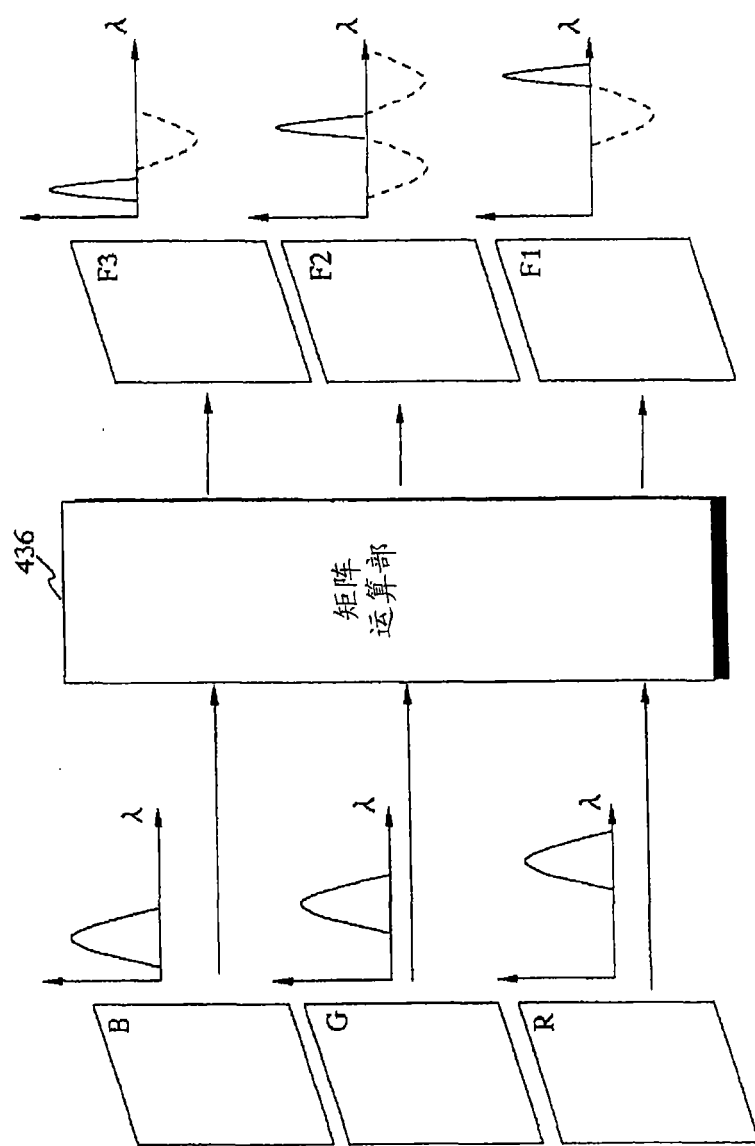


图1

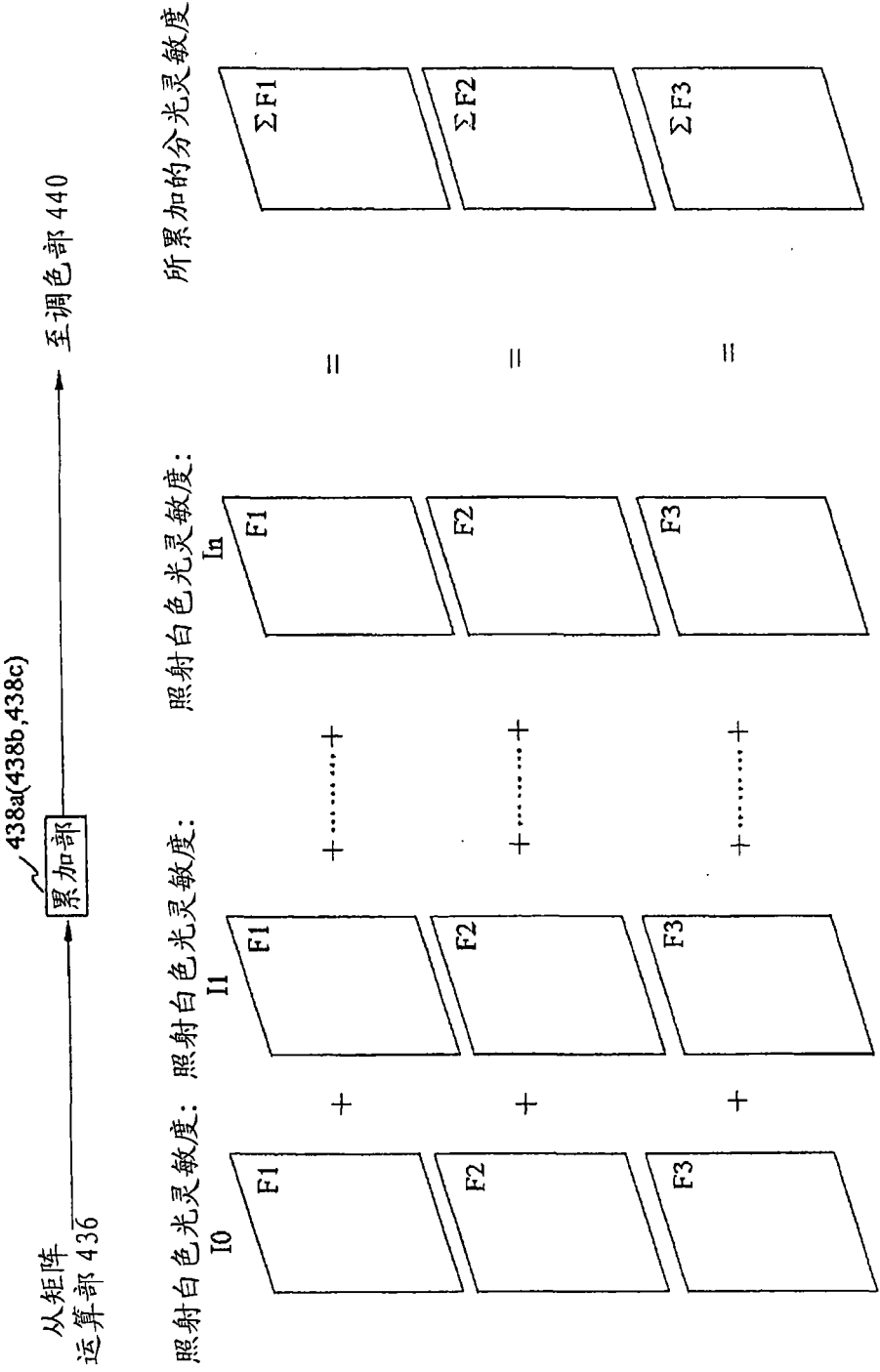


图 2

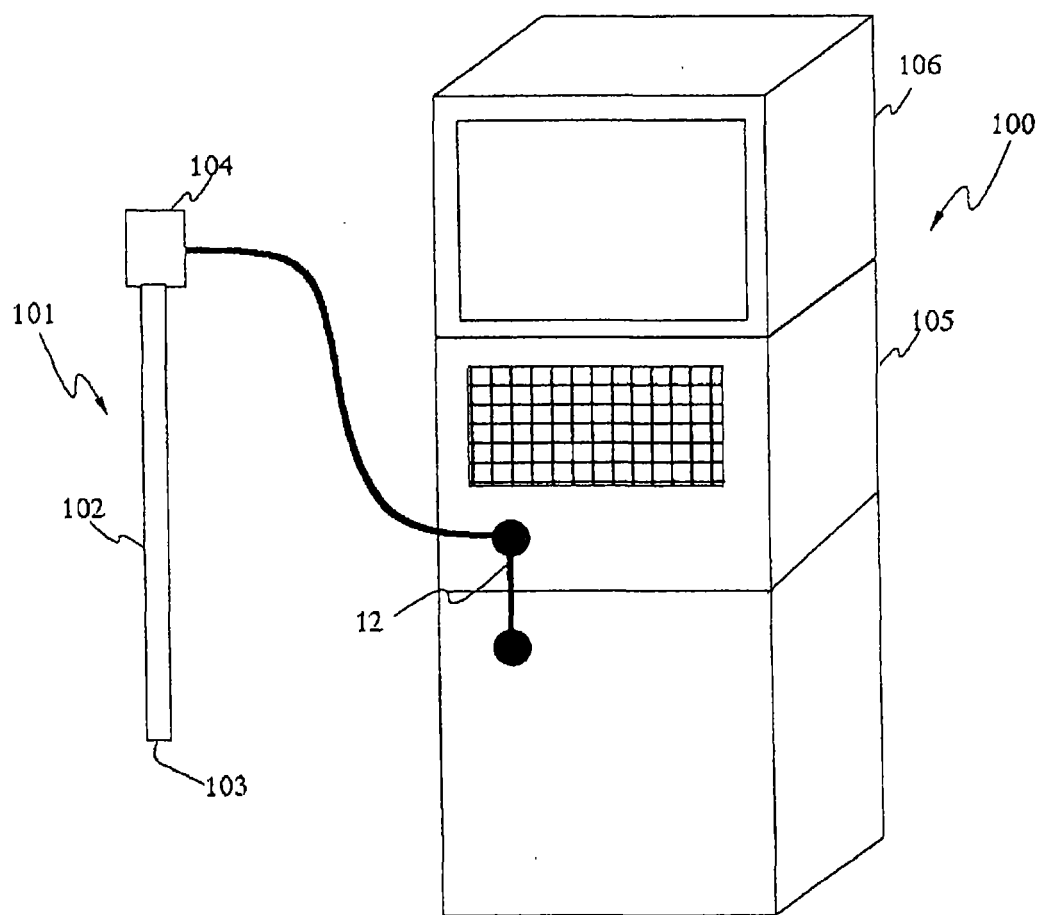


图 3

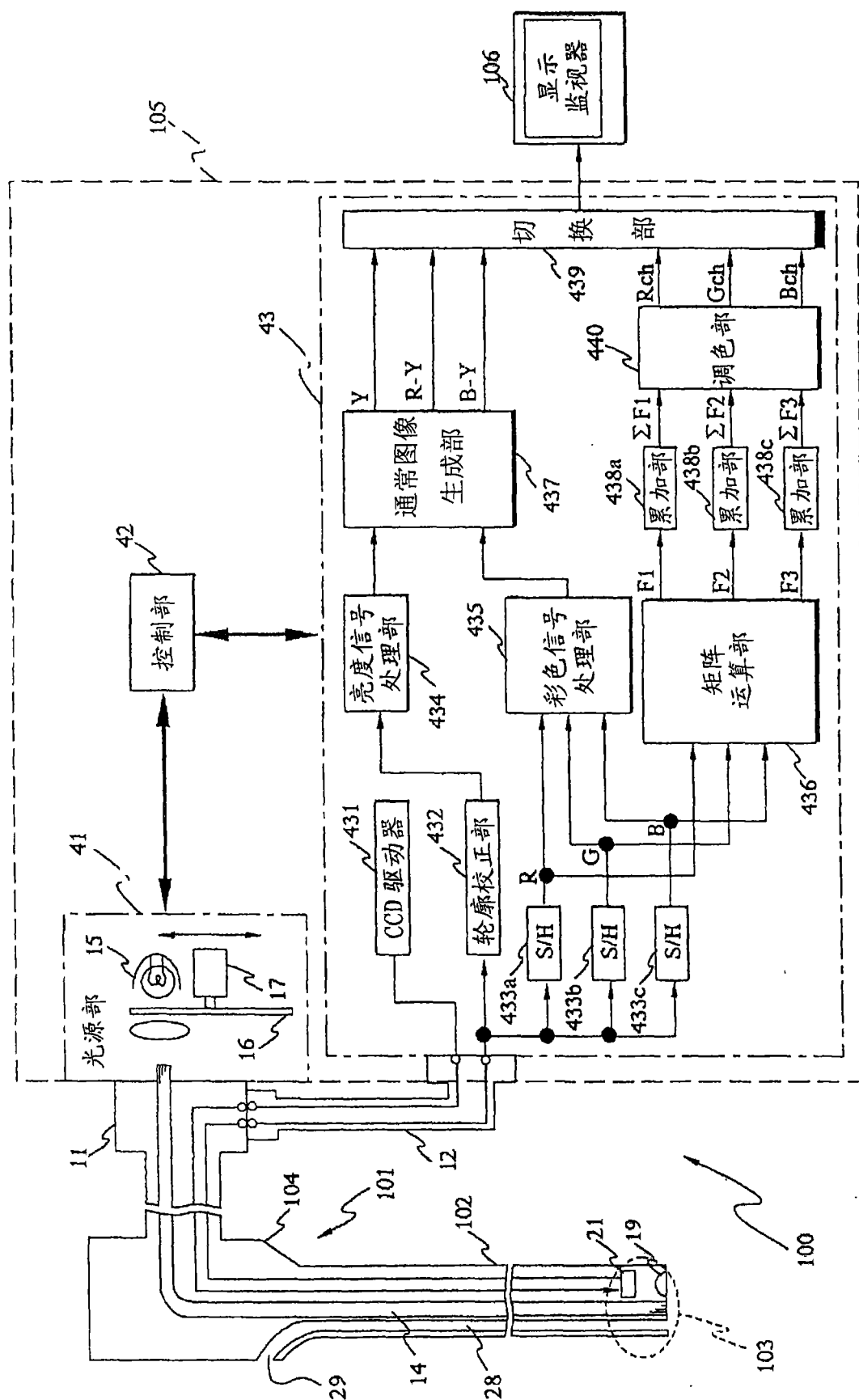


图 4

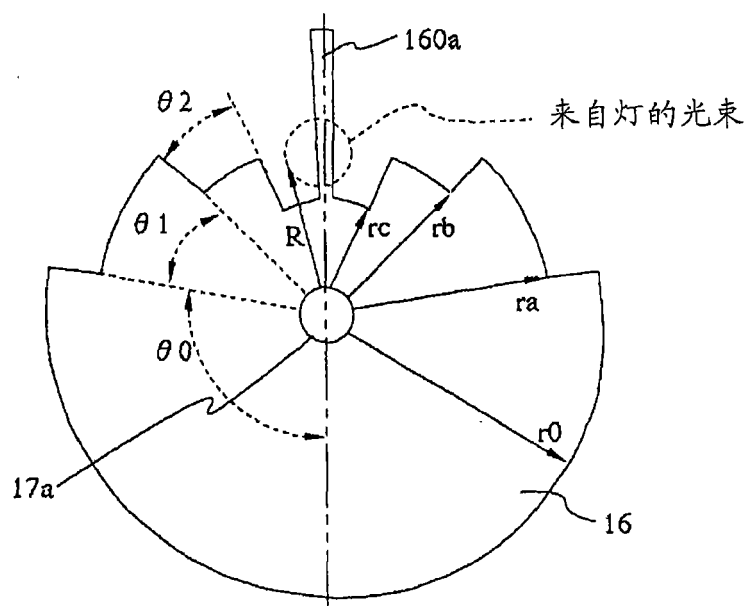


图 5

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

图 6

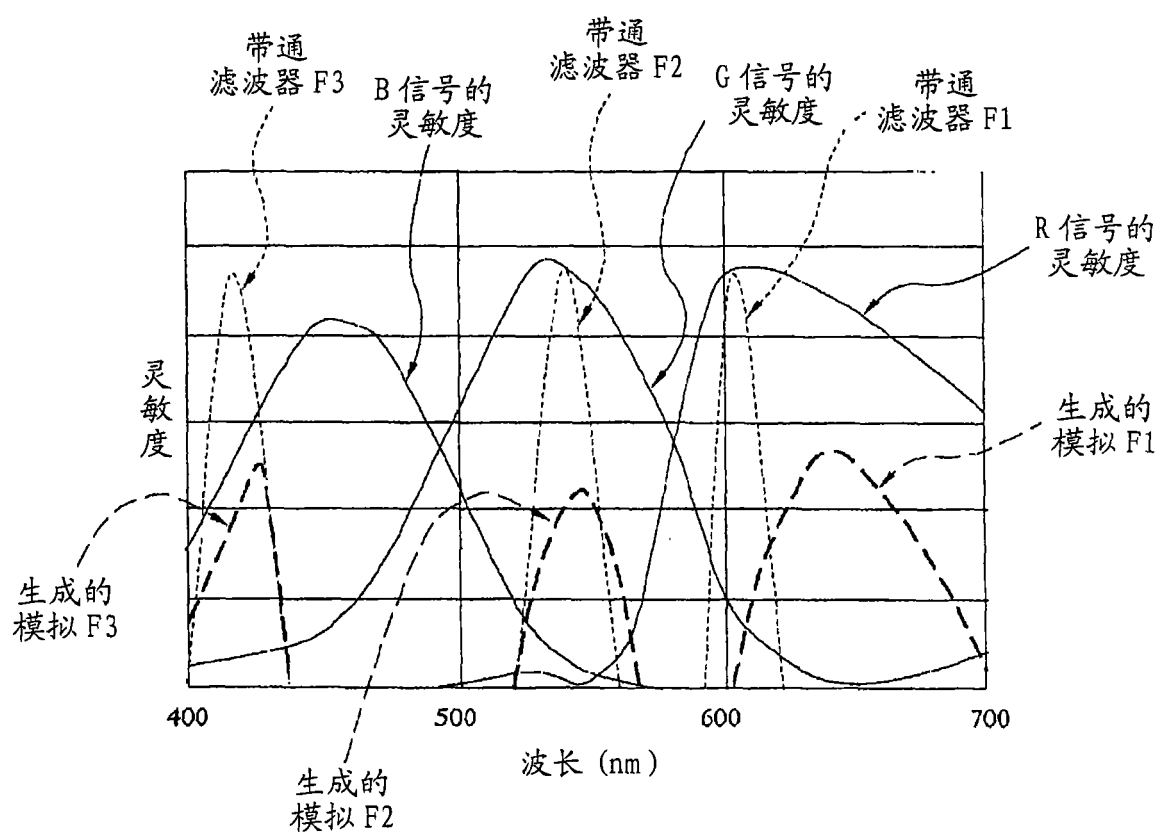


图 7

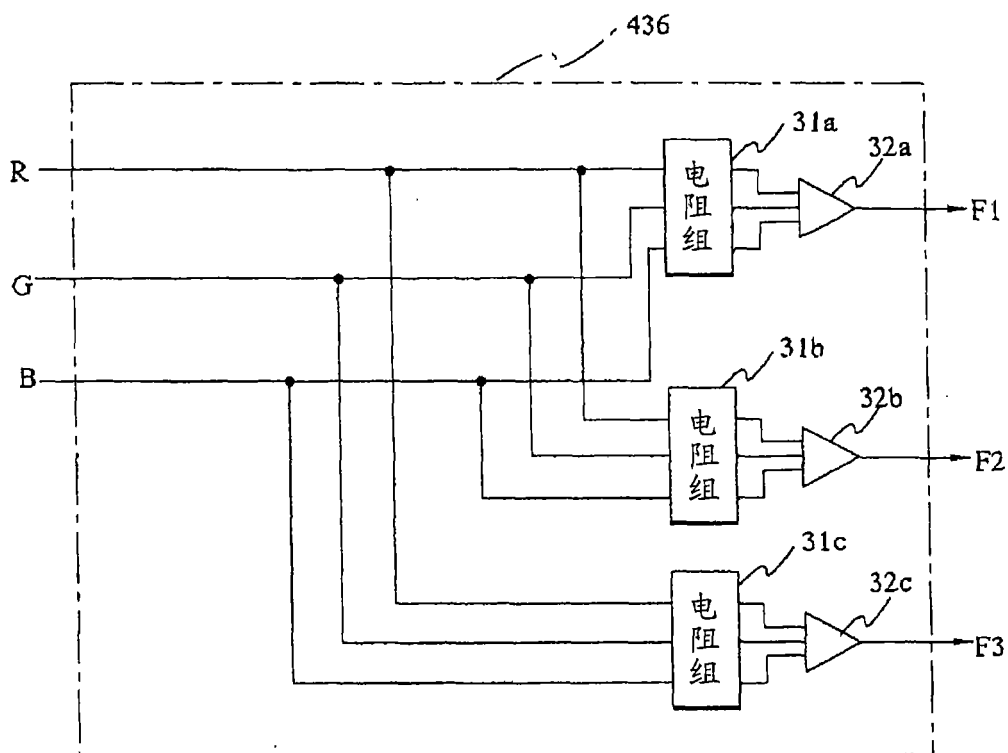


图 8

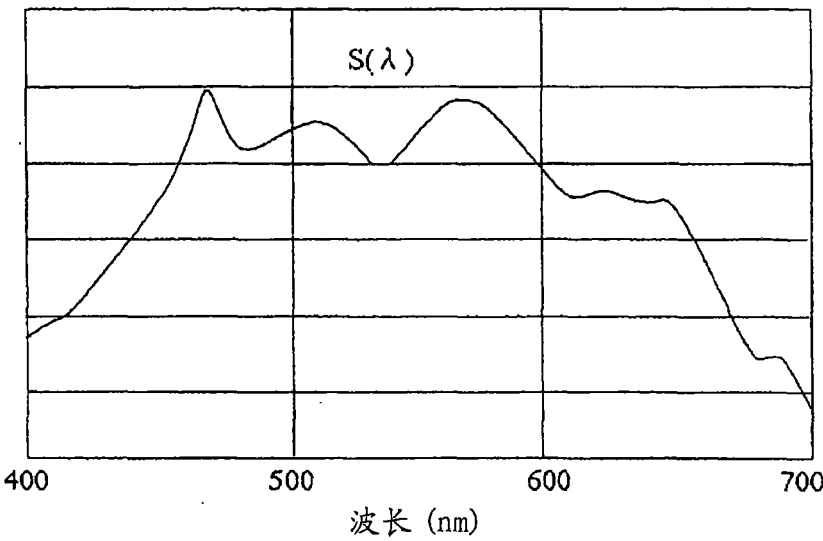


图 9

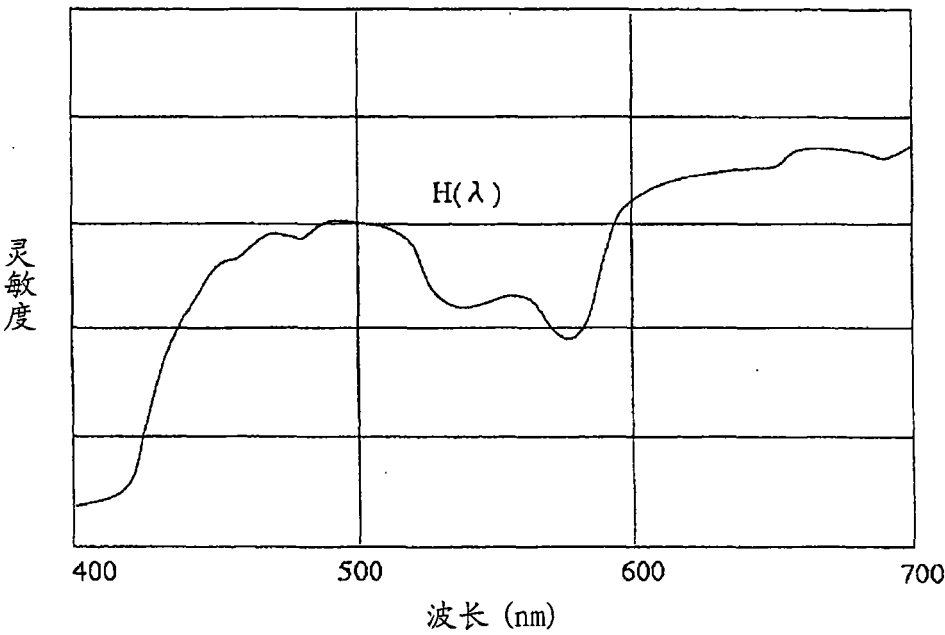


图 10

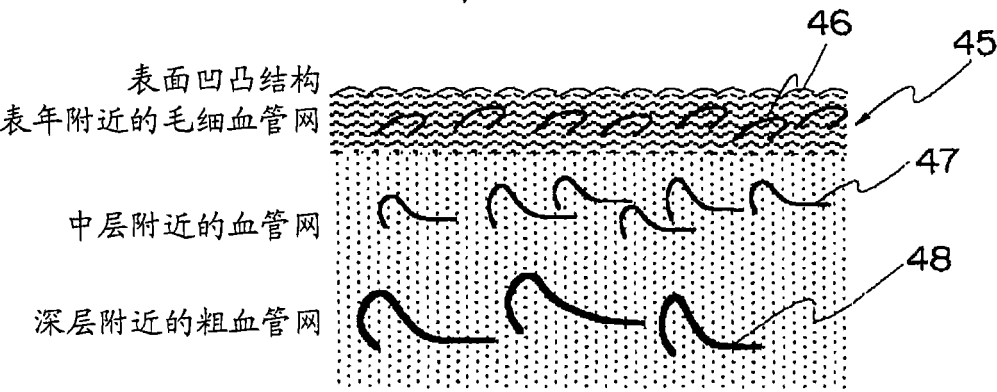


图 11

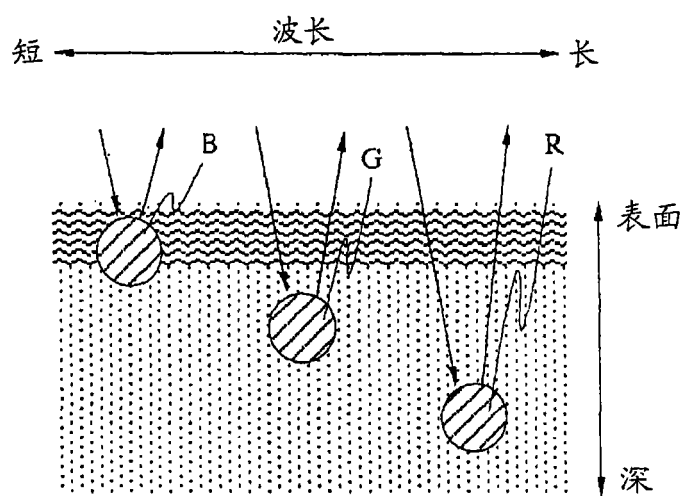


图 12

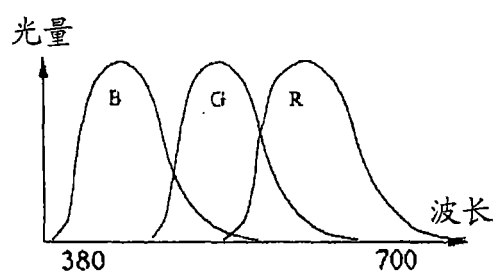


图 13



图 14



图 15

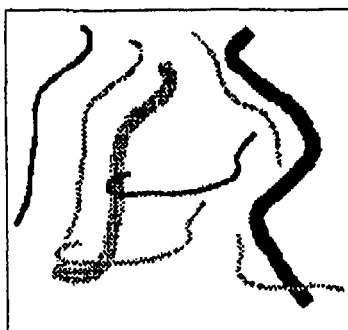


图 16

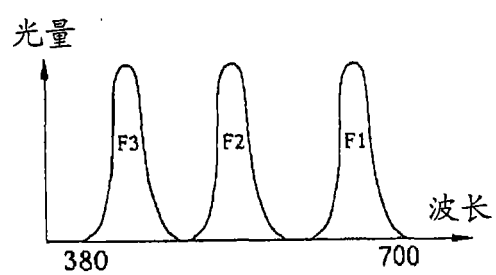


图 17

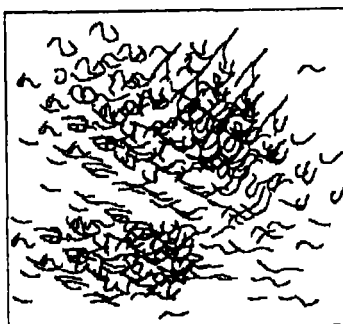


图 18

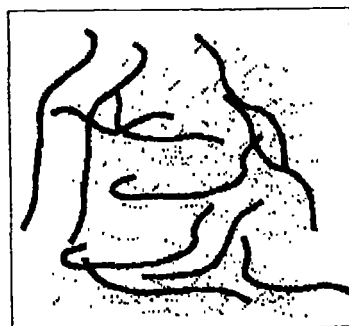


图 19

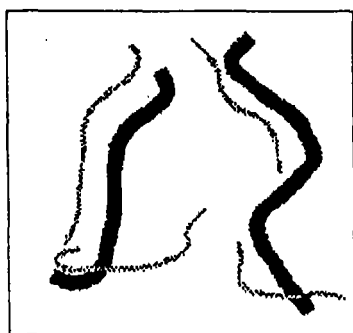


图 20

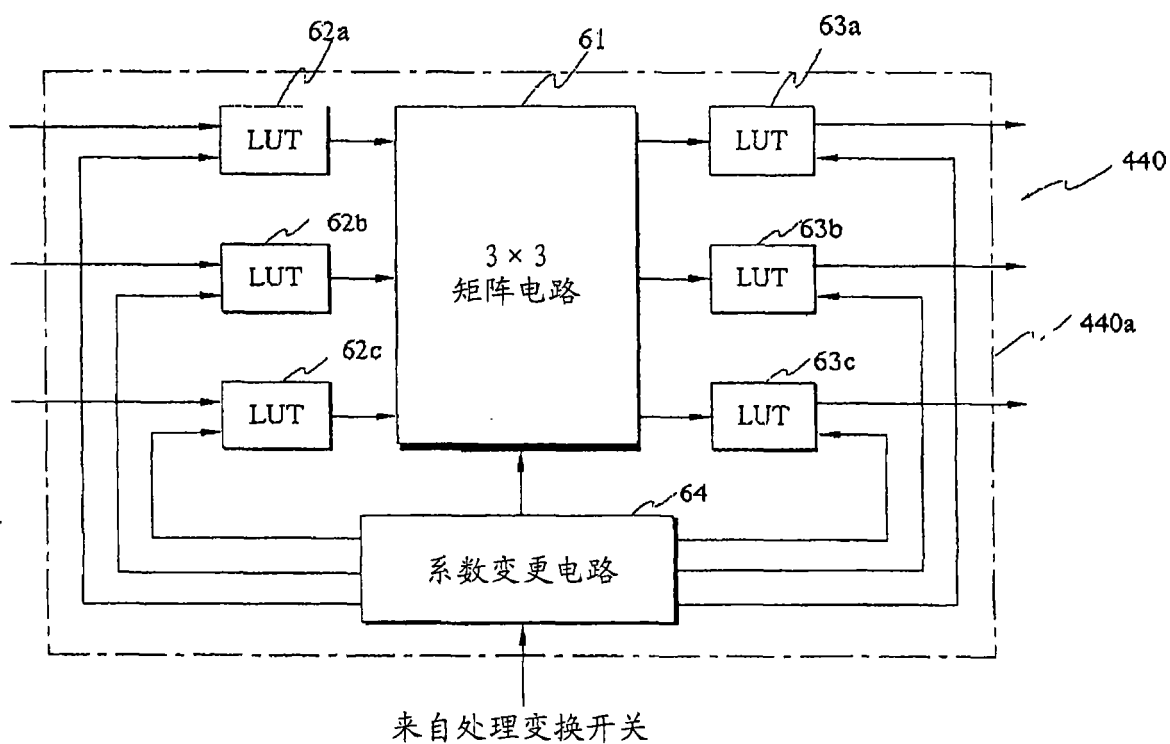


图 21

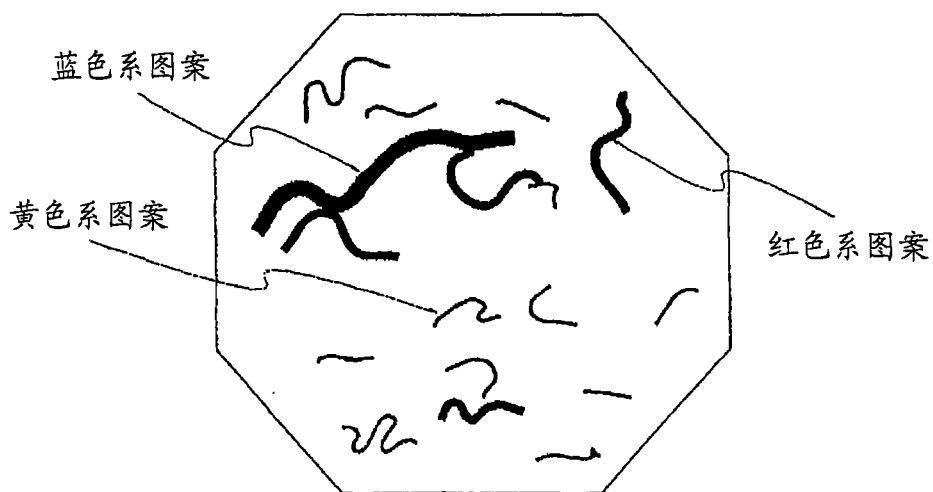


图 22

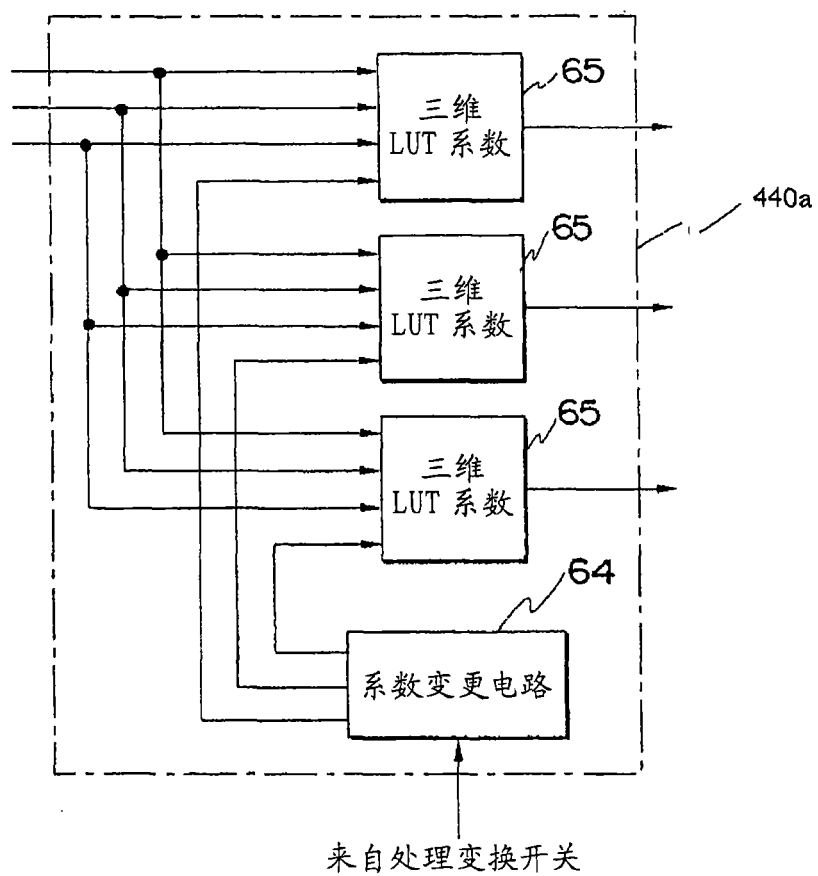


图 23

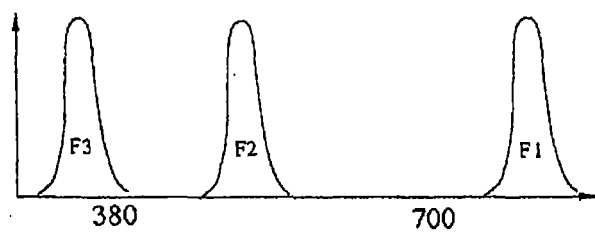


图 24

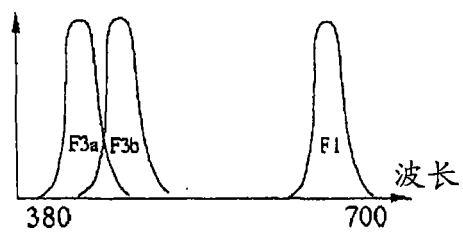


图 25

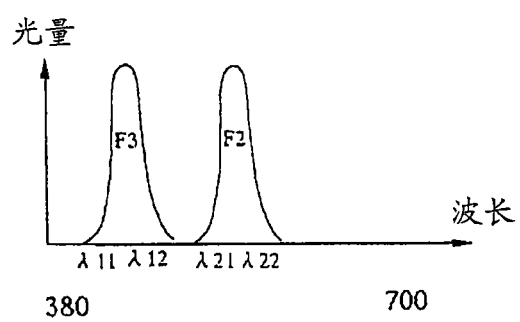


图 26

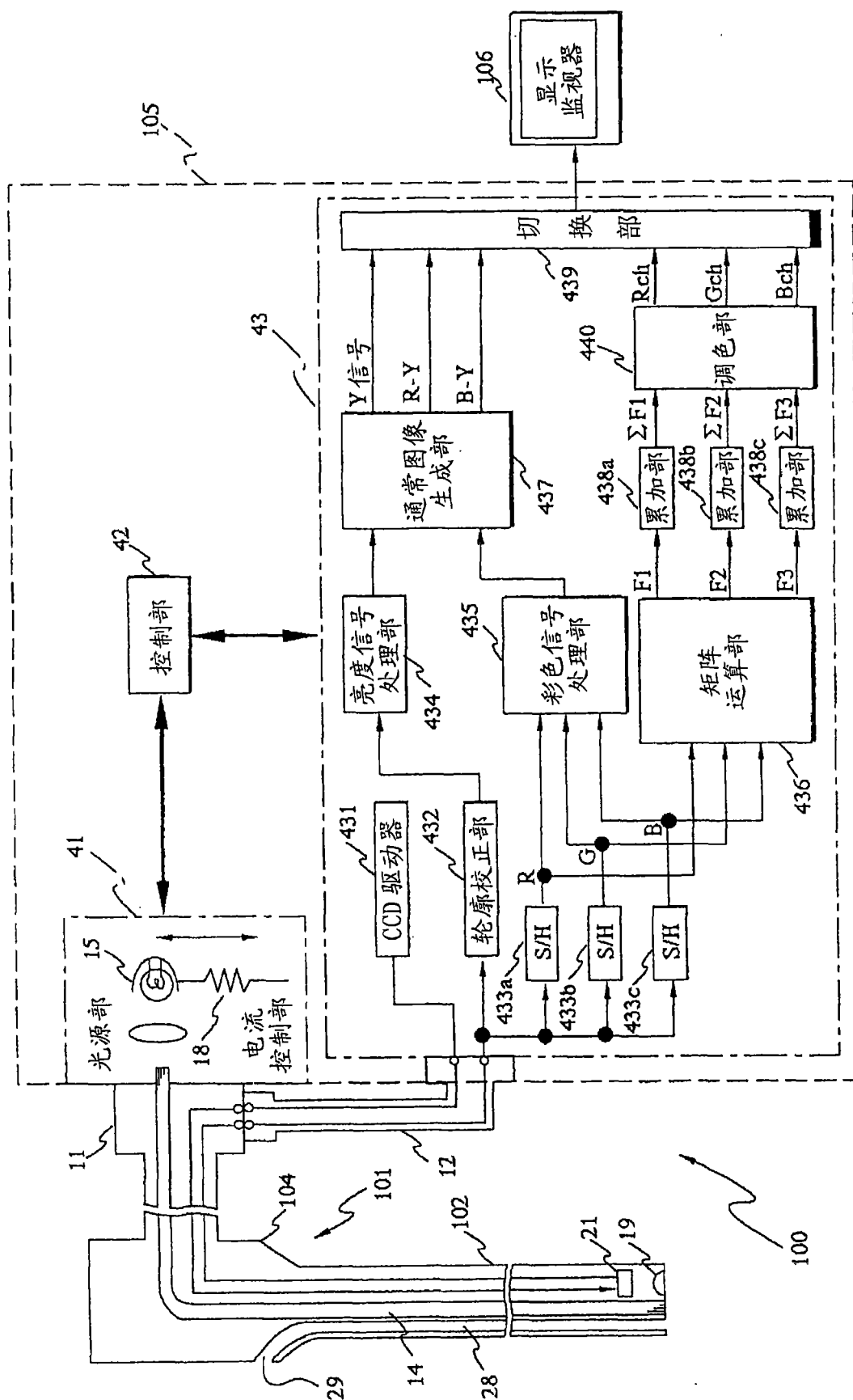


图 27

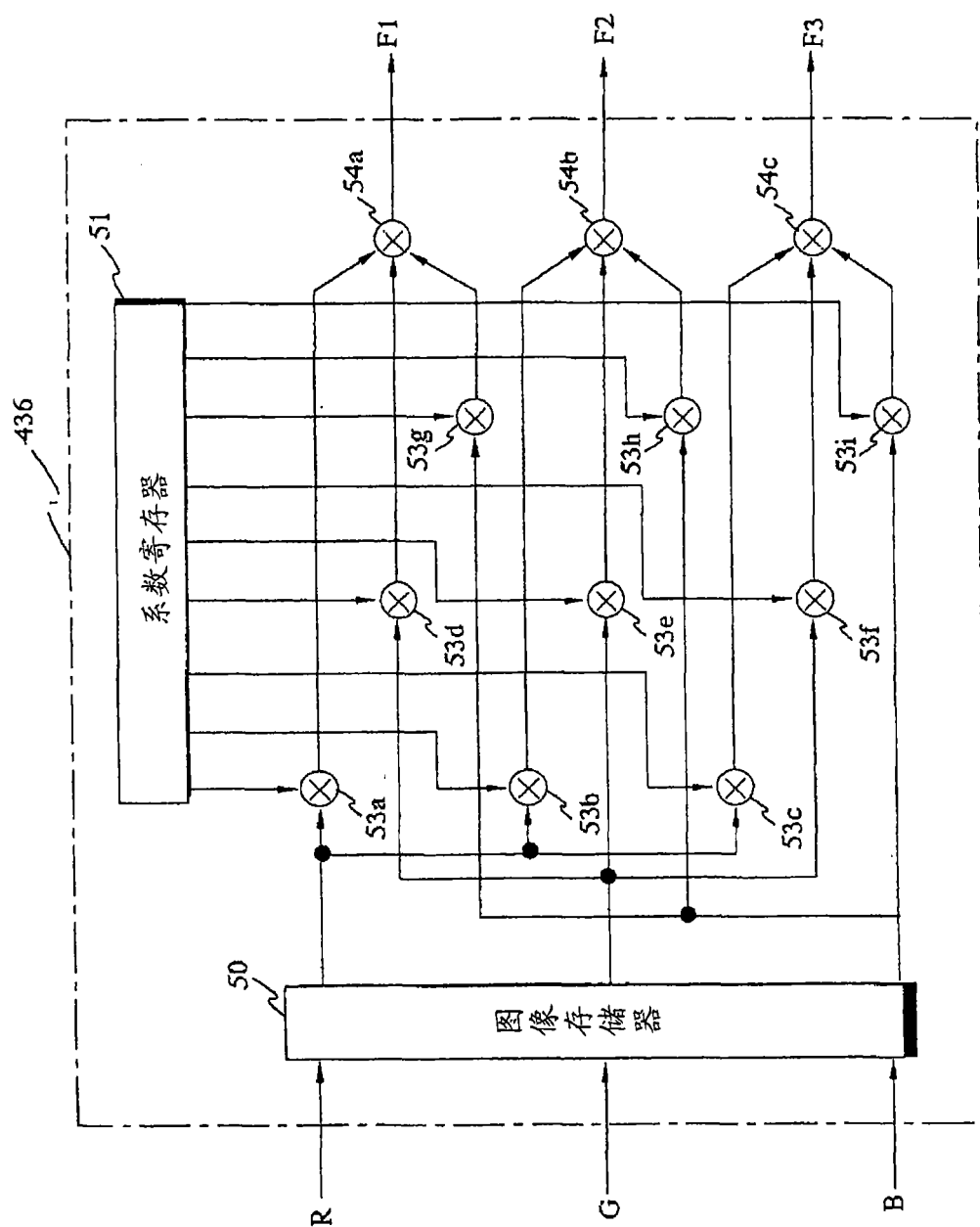


图 28

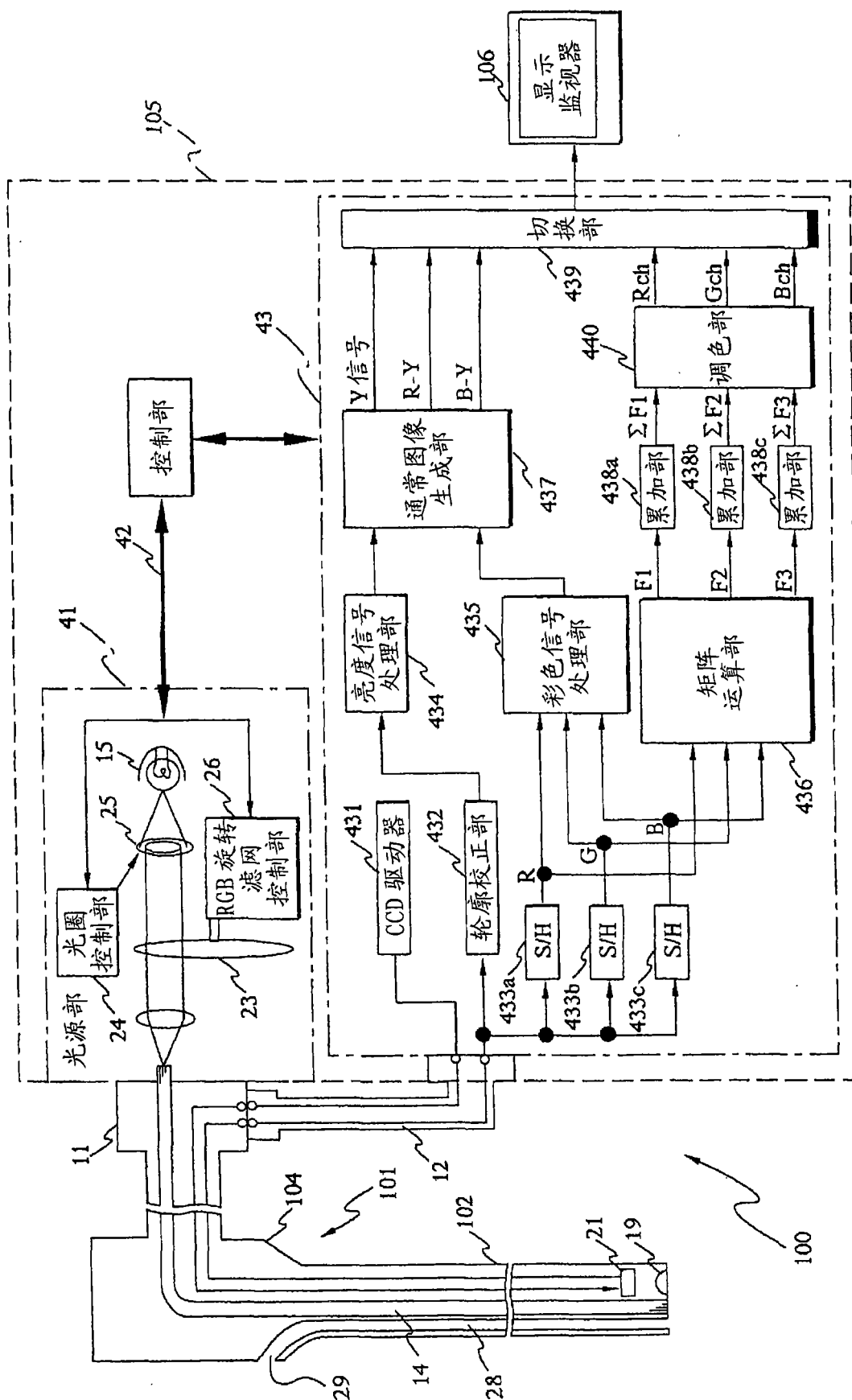


图 29

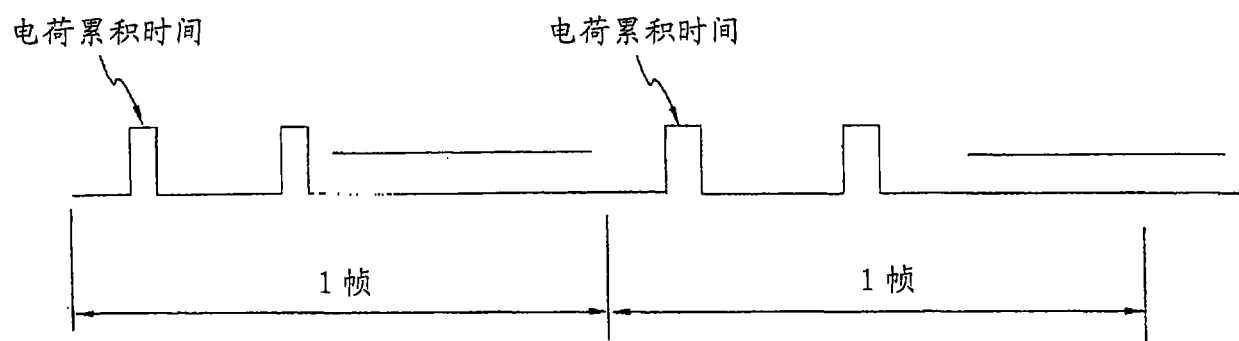


图 30

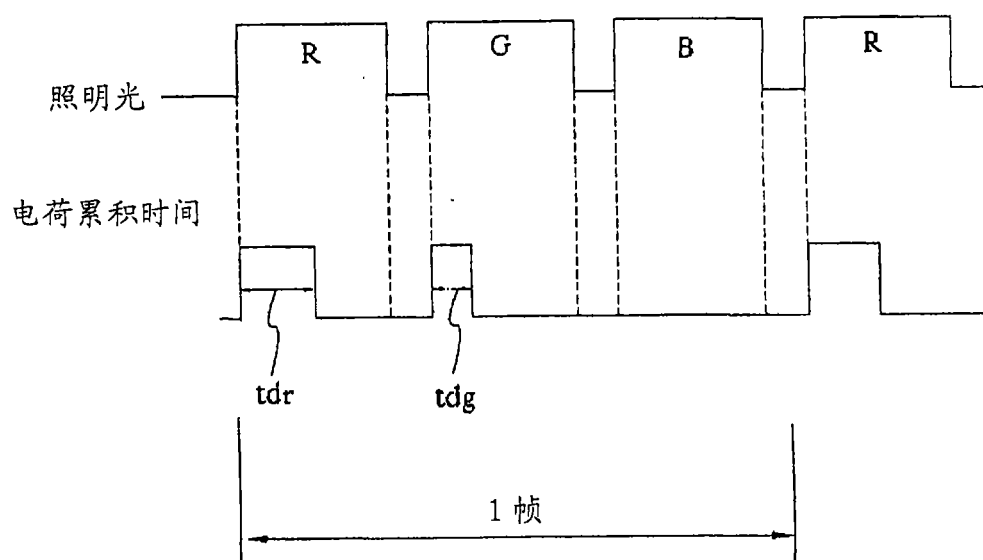


图 31

Mg	G	Mg	G
Cy	Ye	Cy	Ye
G	Mg	G	Mg
Cy	Ye	Cy	Ye

图 32

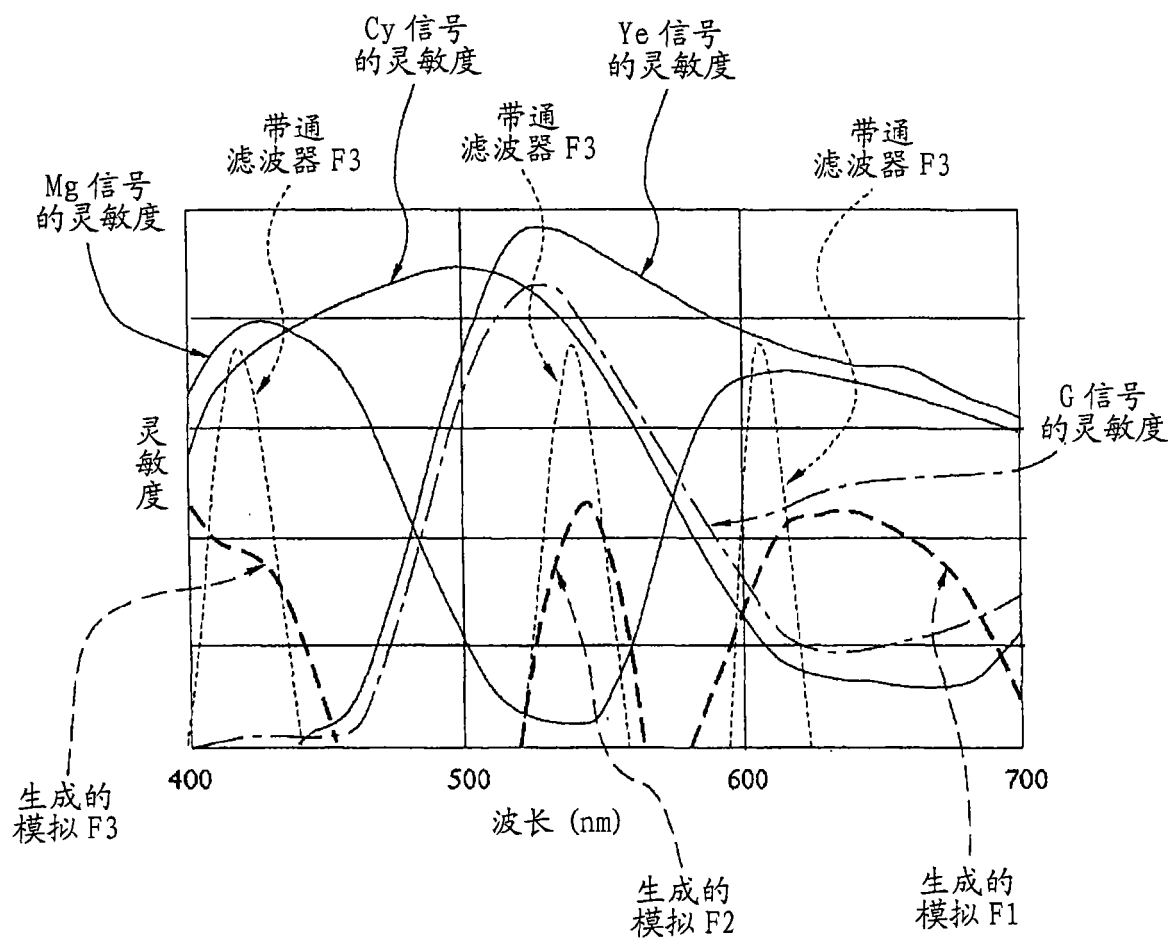


图 33

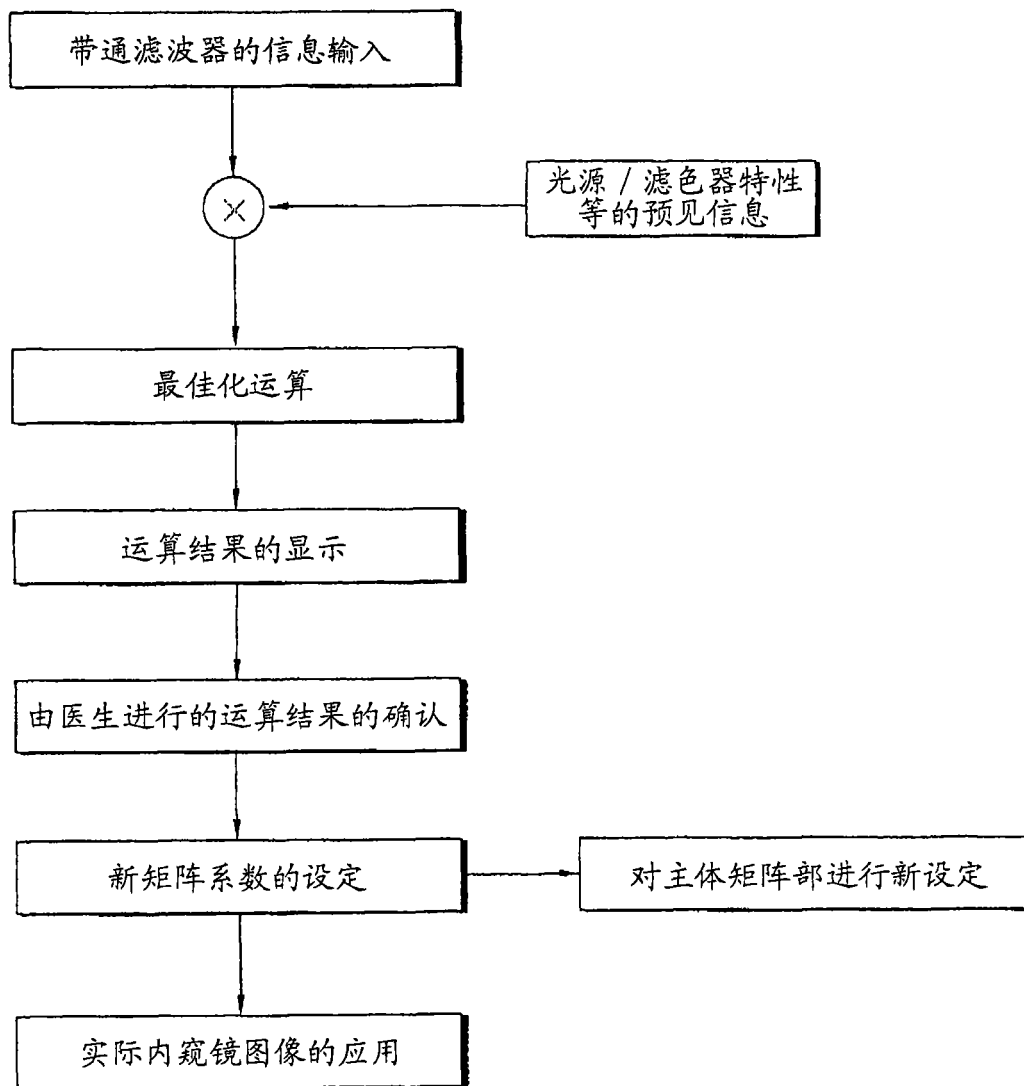


图 34

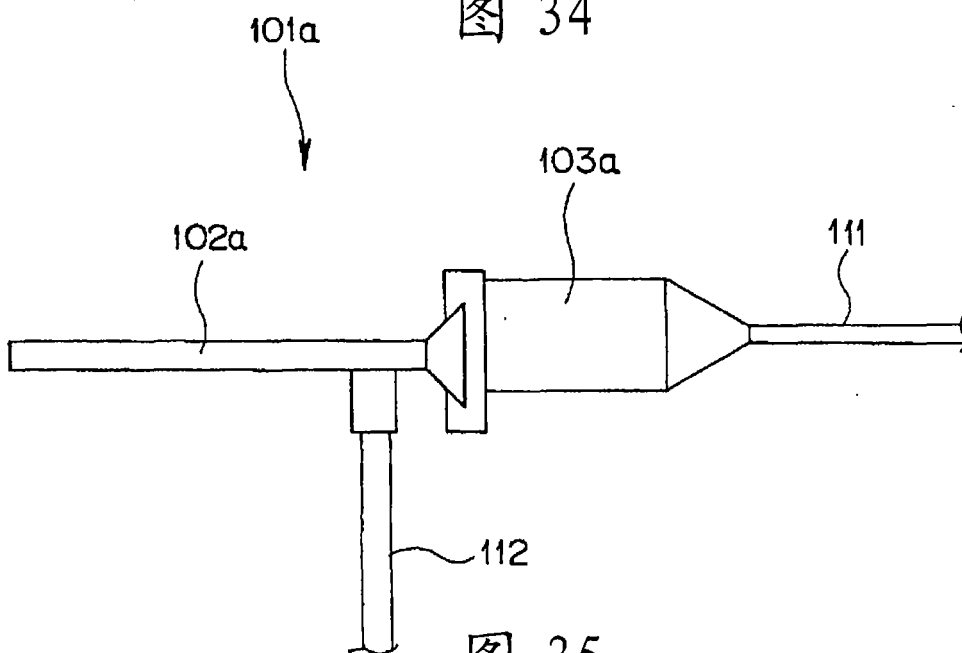


图 35

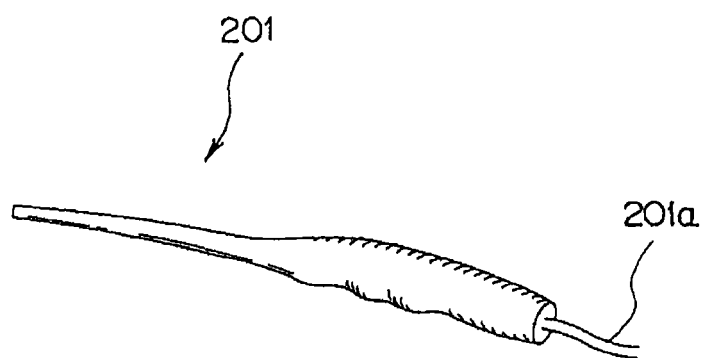


图 36

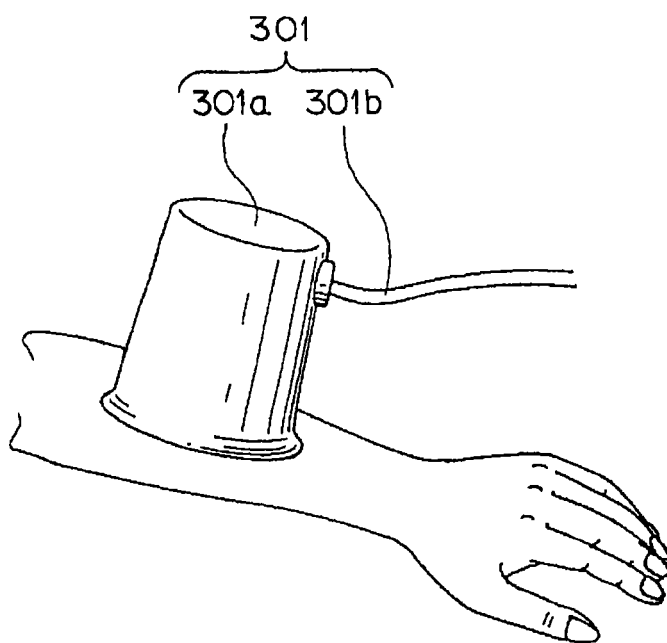


图 37

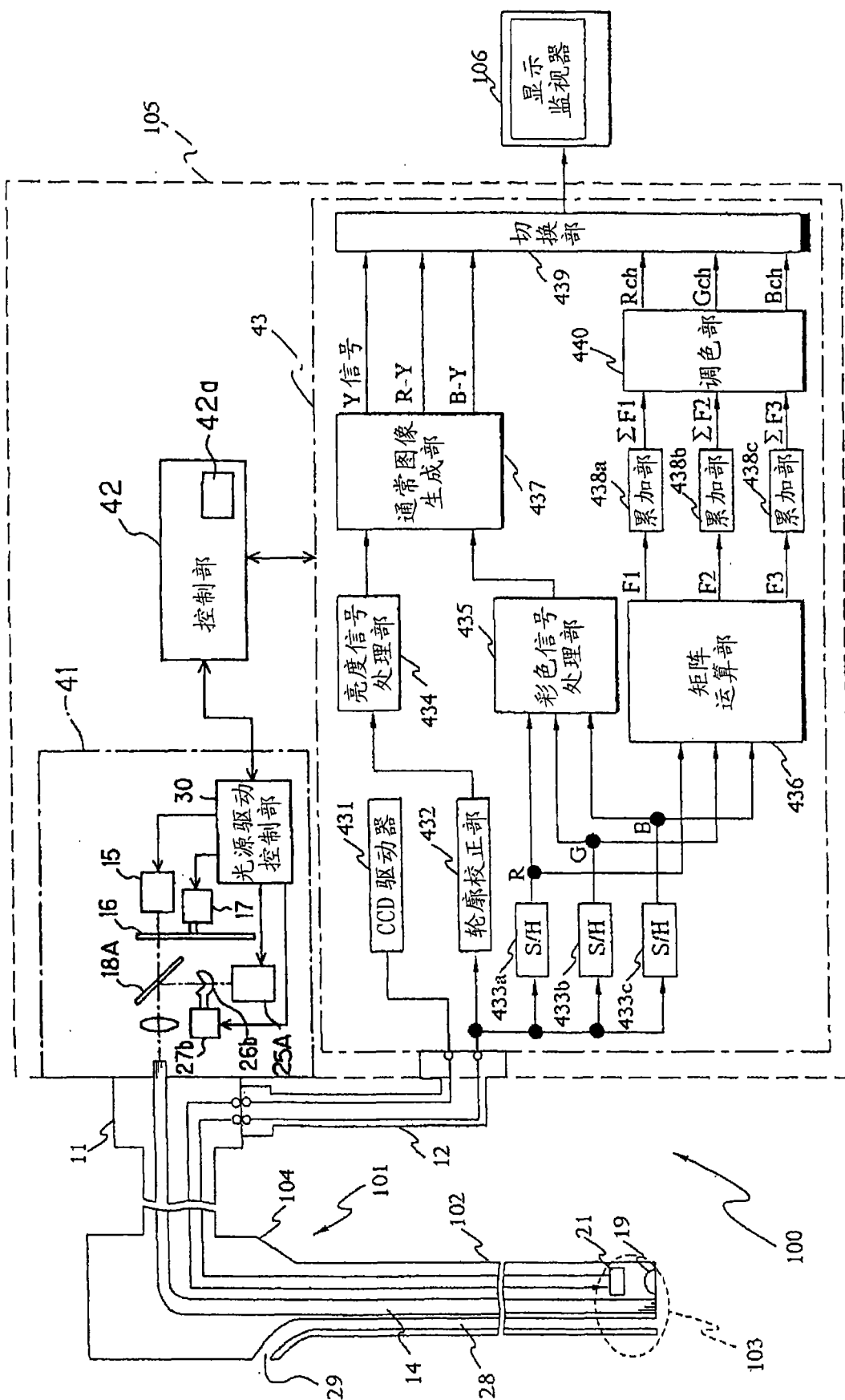


图 38

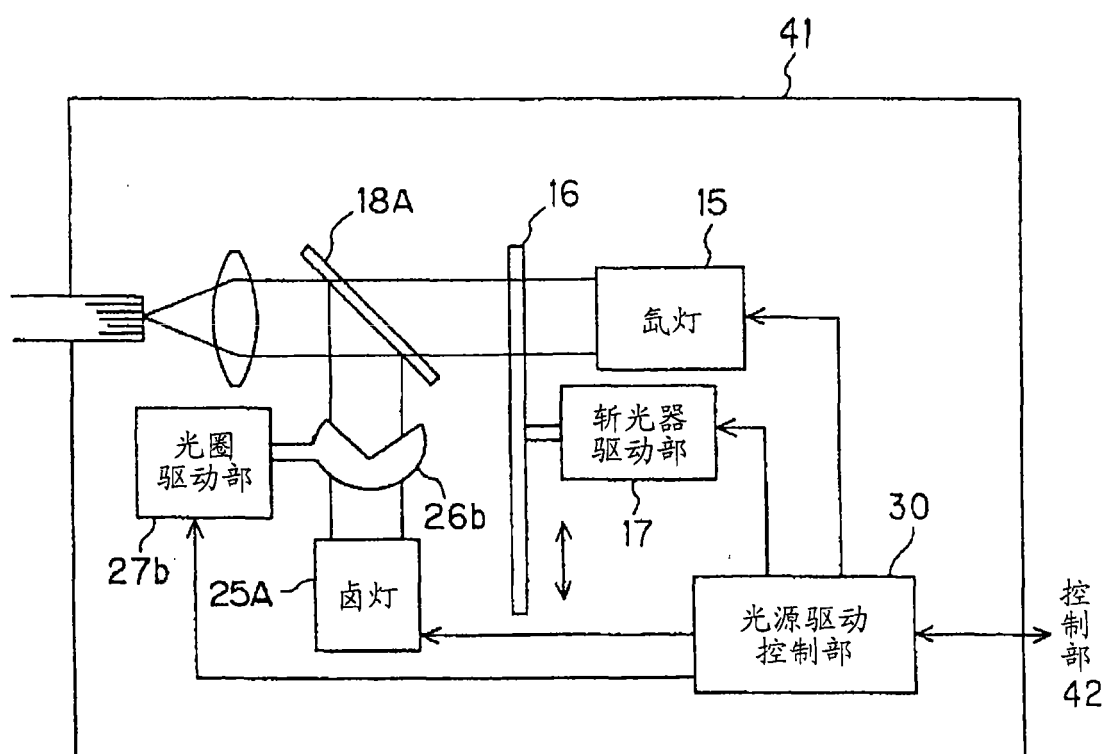


图 39

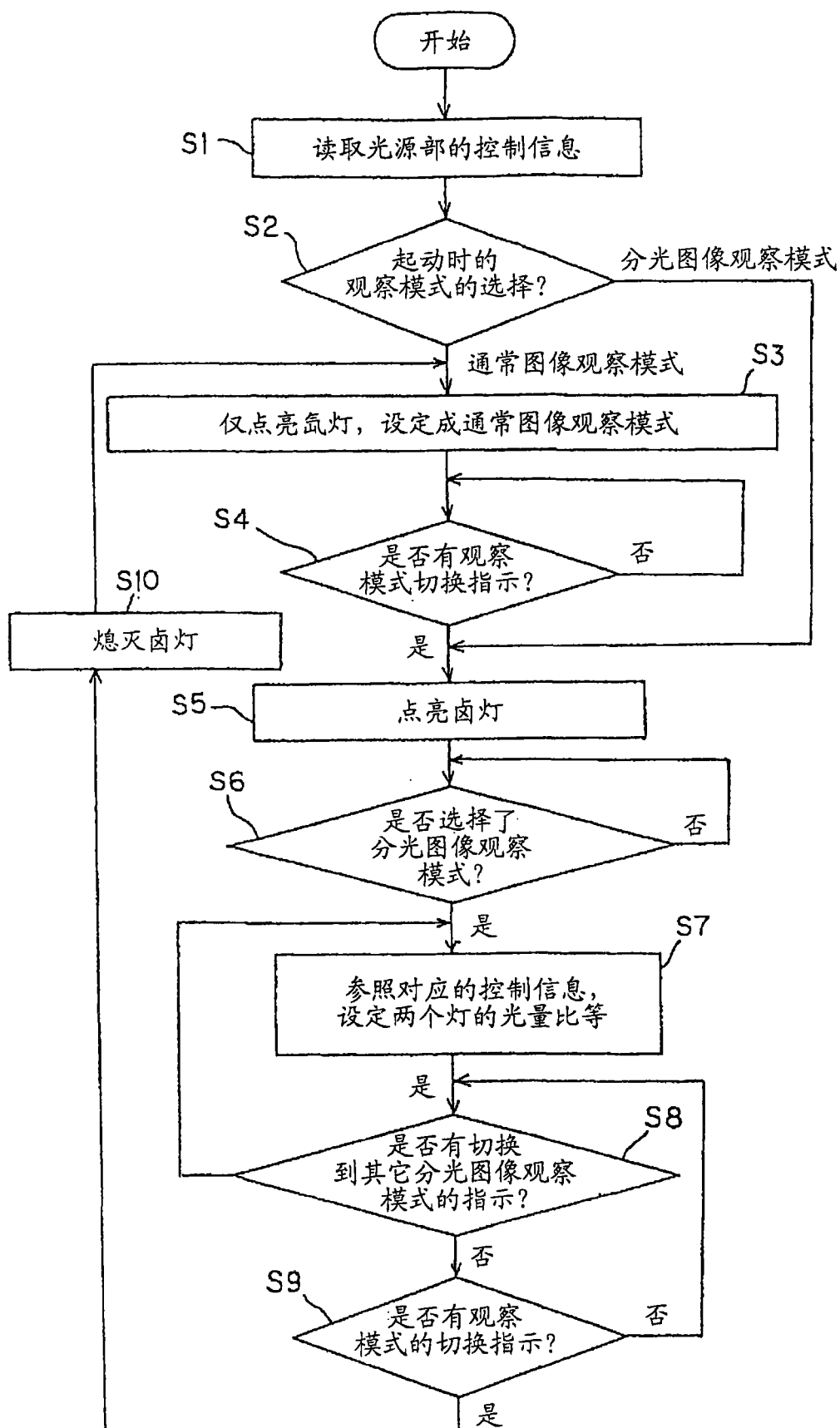


图 40

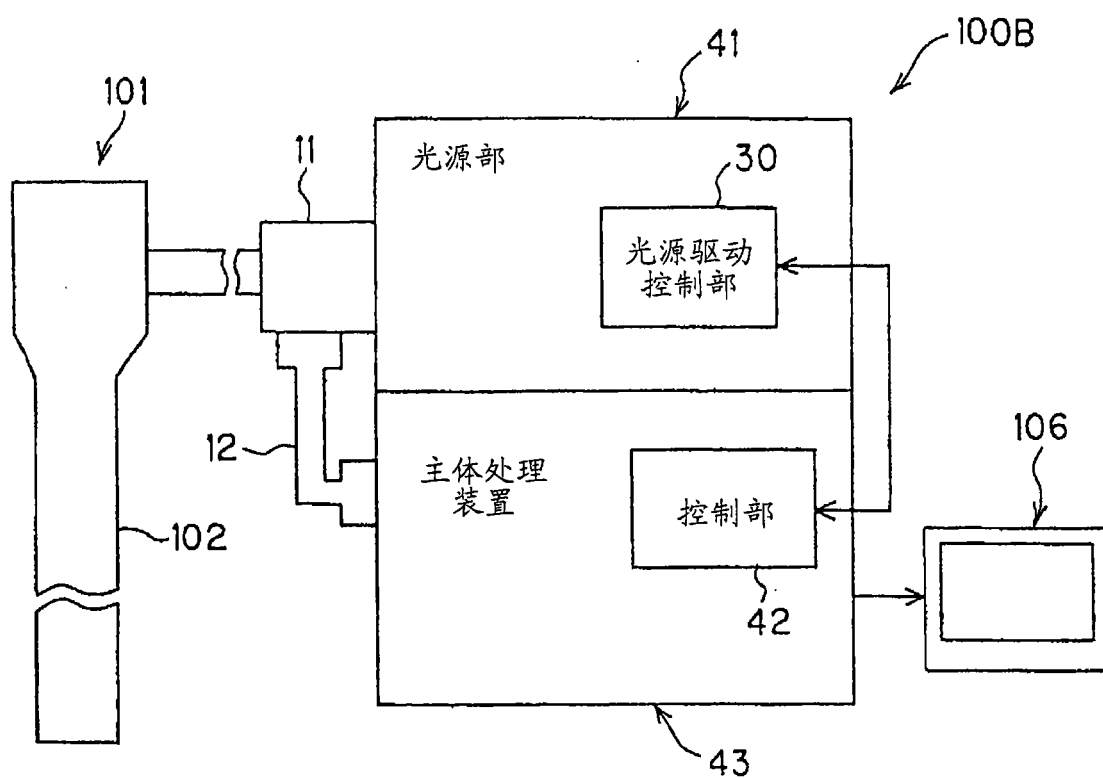


图 41

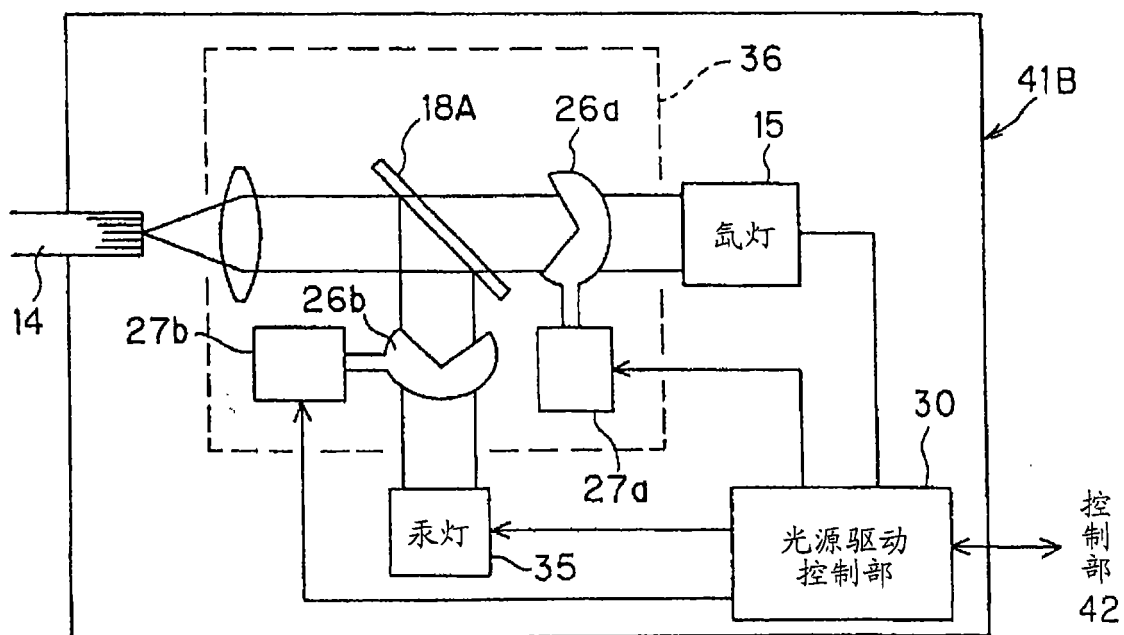


图 42

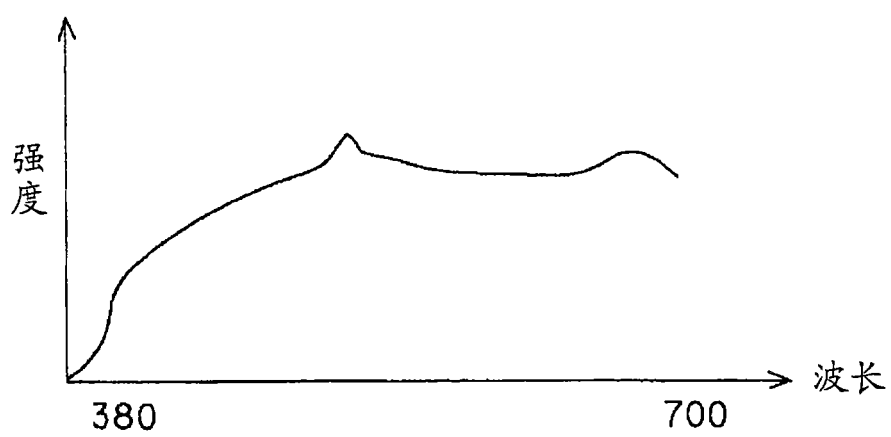


图 43

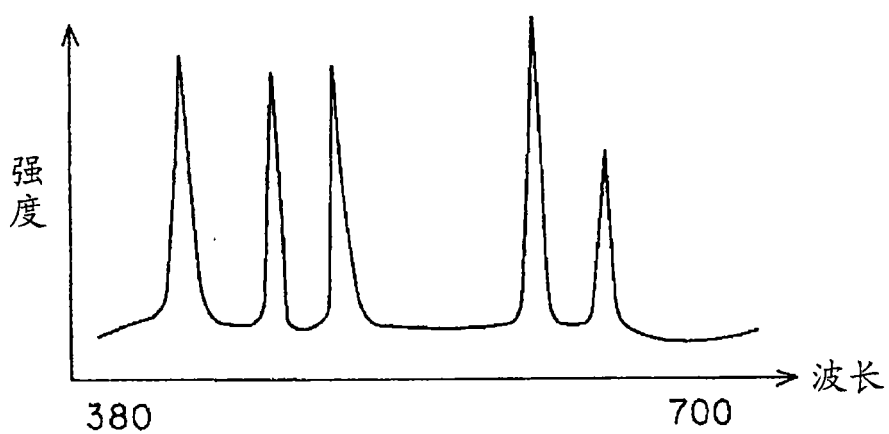


图 44

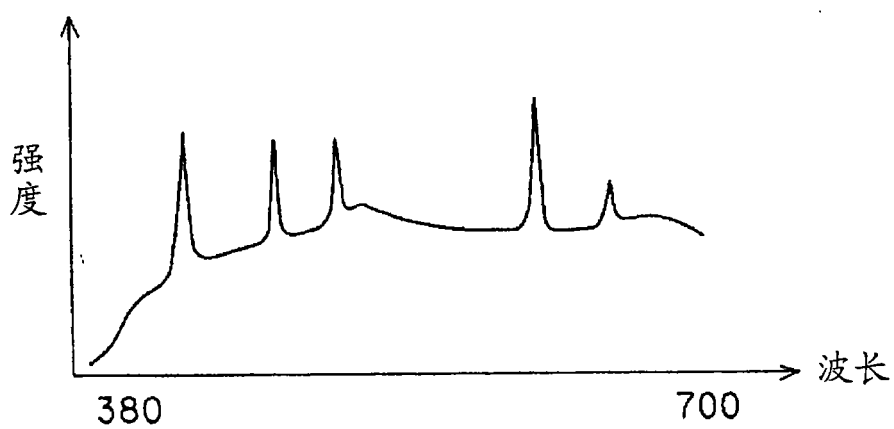


图 45

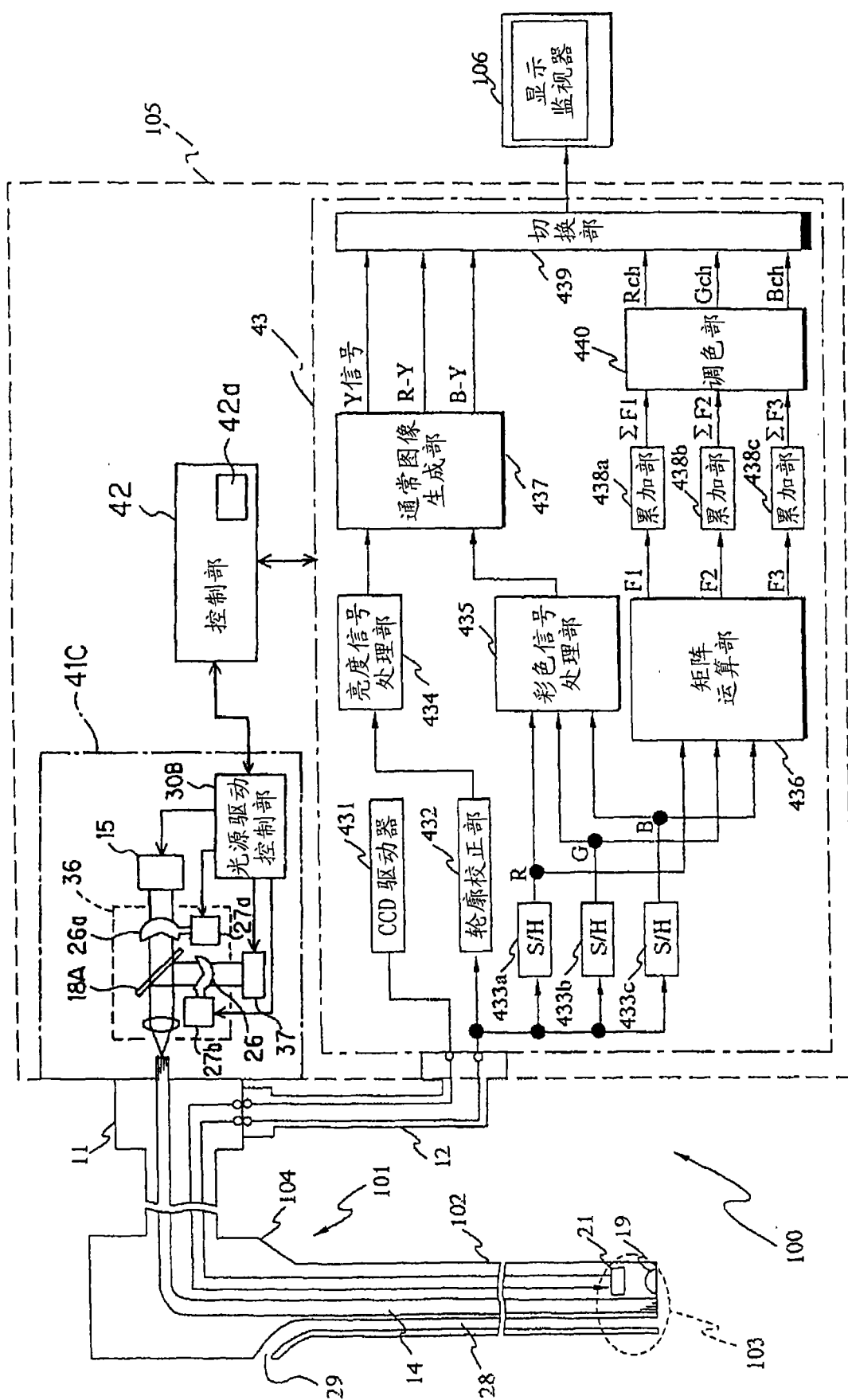


图 46

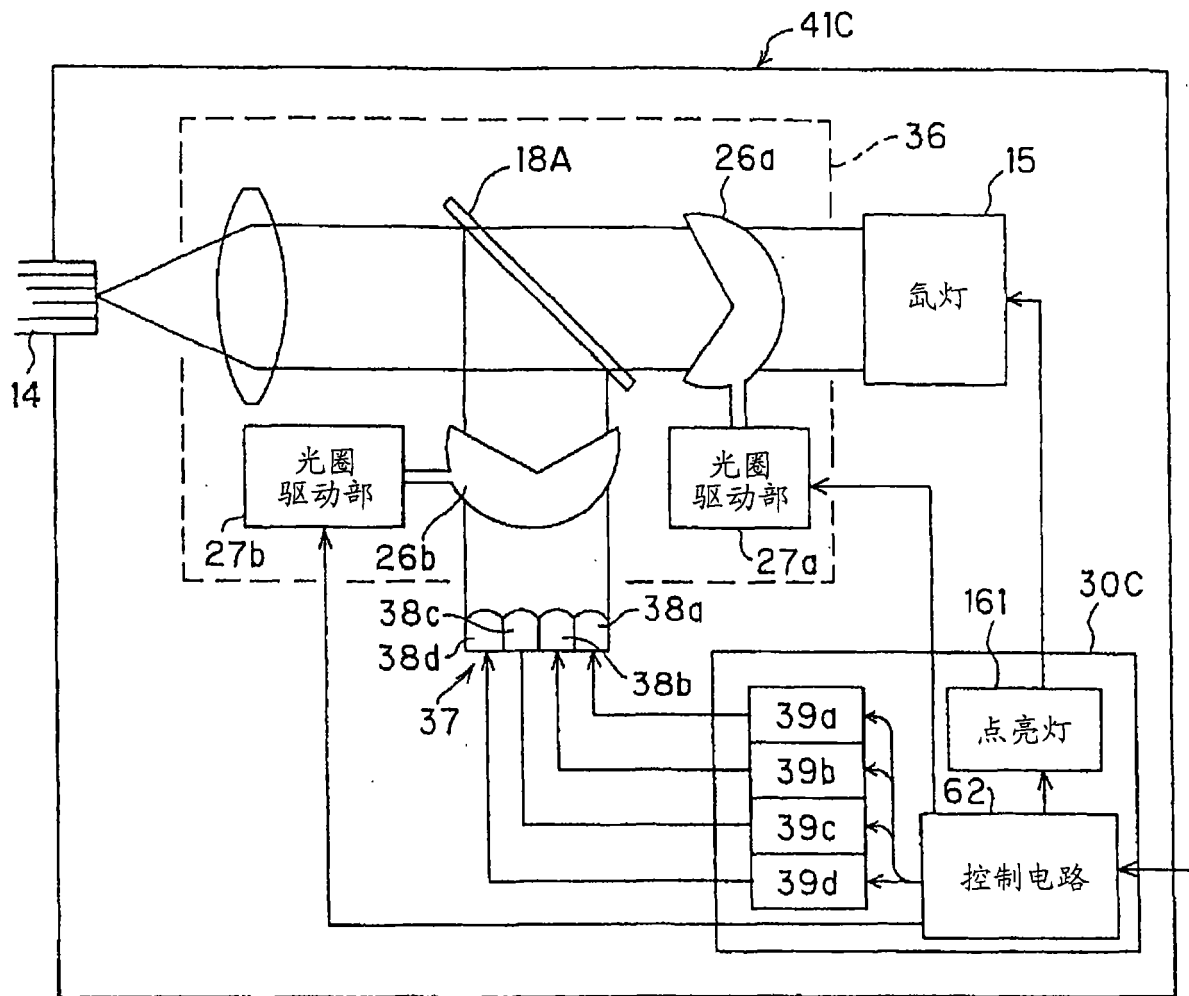


图 47

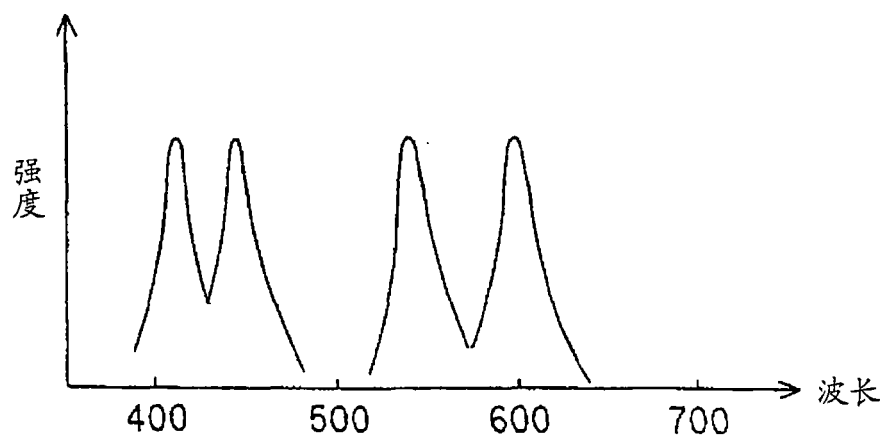


图 48

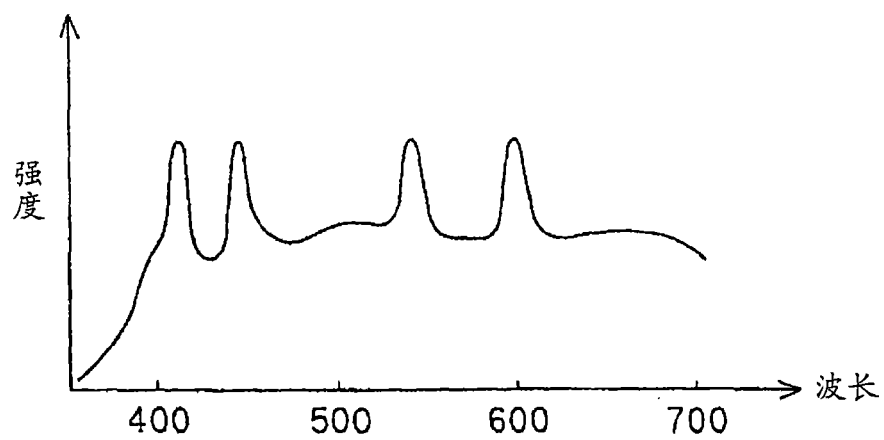


图 49

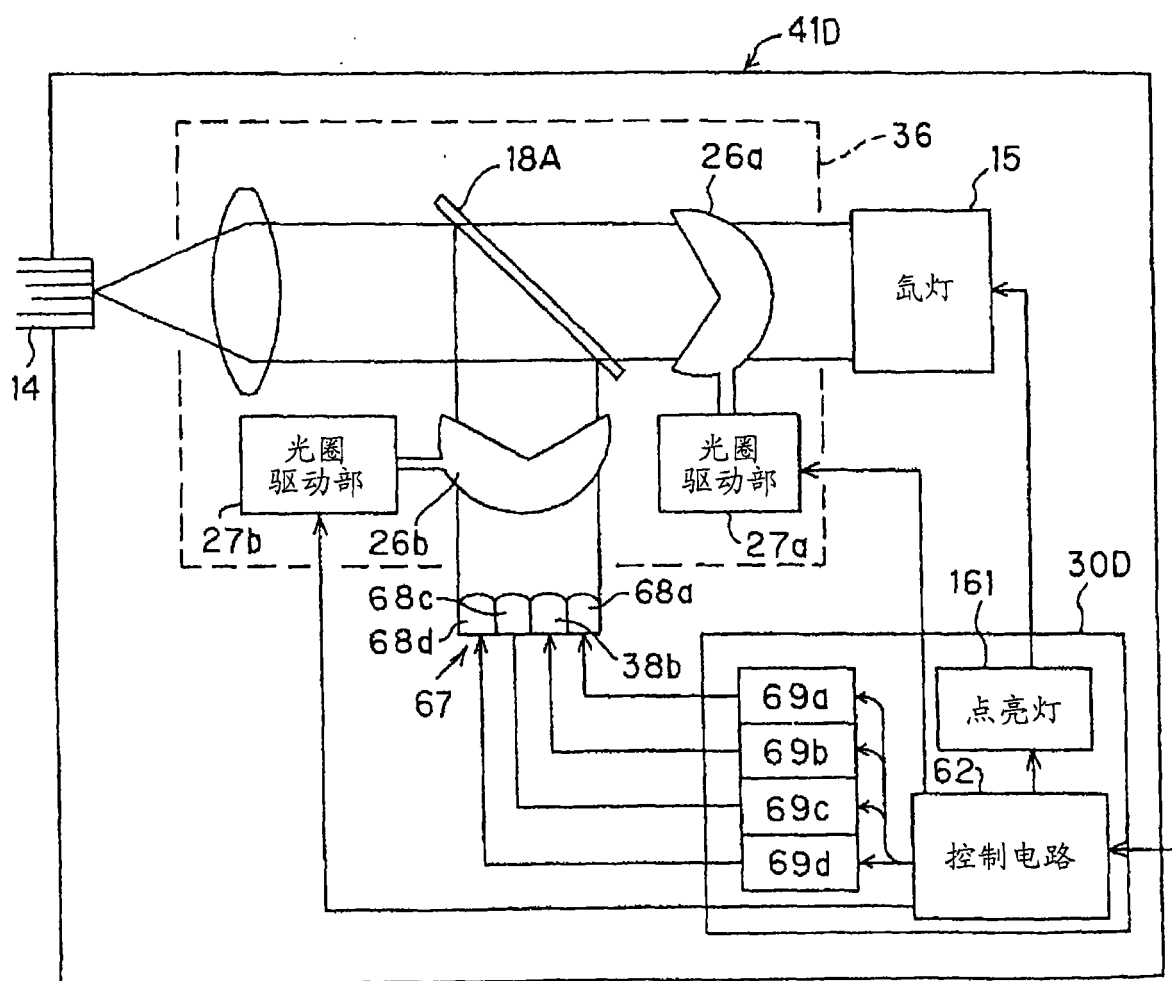


图 50

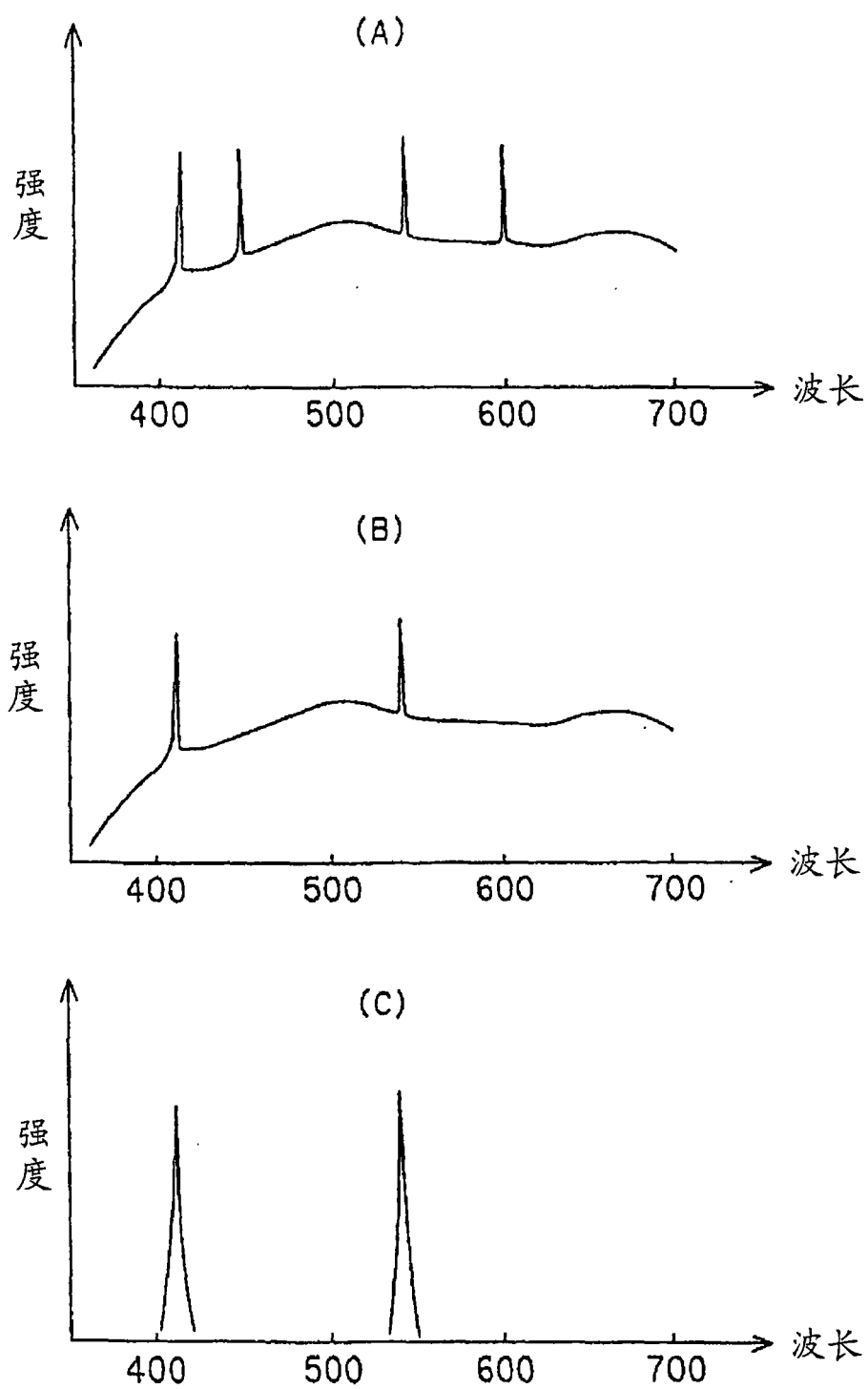


图 51

专利名称(译)	用于生物体观测装置的信号处理装置		
公开(公告)号	CN101163438A	公开(公告)日	2008-04-16
申请号	CN200680013670.0	申请日	2006-03-07
[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	后野和弘 天野正一 高桥智也 大岛睦巳		
发明人	后野和弘 天野正一 高桥智也 大岛睦巳		
IPC分类号	A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/045 A61B5/0084 G01J2003/1221 G02B23/24 A61B1/00186 G01J3/501 A61B5/7242 G01J3/32 G01J3/50 G01J2003/1213 A61B5/0075 A61B1/00009 A61B1/0646 H04N2005/2255 G01J3/513 A61B1/0638 G01N21/255		
优先权	2005138930 2005-05-11 JP 2005141539 2005-05-13 JP 2005138929 2005-05-11 JP		
其他公开文献	CN101163438B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及用于生物体观测装置的信号处理装置，该信号处理装置能够将基于通过信号处理所得到的分光图像的生物体组织的希望深部的组织信息调整成适合于观察的色调的图像信息。矩阵运算部(436)的输出分别与累加部(438a~438c)连接，进行累加运算之后，利用调色部(440)对各个分光图像信号($\Sigma F1 \sim \Sigma F3$)进行颜色变换运算，由分光图像信号($\Sigma F1 \sim \Sigma F3$)生成分光颜色通道图像信号(Rch、Gch、Bch)，经由切换部(439)，将分光颜色通道图像(Rch、Gch、Bch)的图像发送到显示监视器(106)。

