



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102293623 A

(43) 申请公布日 2011.12.28

(21) 申请号 201110175447.9

(22) 申请日 2011.06.27

(30) 优先权数据

2010-146865 2010.06.28 JP

(71) 申请人 富士胶片株式会社

地址 日本国东京都

(72) 发明人 黑田修 饭田孝之

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任
公司 11021

代理人 杨静

(51) Int. Cl.

A61B 1/00 (2006.01)

A61B 1/06 (2006.01)

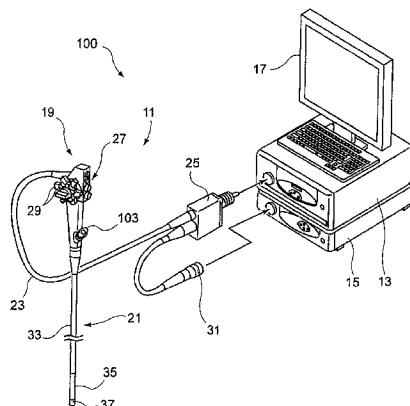
权利要求书 2 页 说明书 15 页 附图 16 页

(54) 发明名称

内窥镜系统

(57) 摘要

本发明公开了一种能够稳定地获得没有散斑干涉的图像的内窥镜系统。拍摄的图像包括重叠有激光束的斑点噪声的第一基本彩色成分 B 和不包括斑点噪声的第二基本彩色成分。根据第一基本彩色成分 B 与第二基本彩色成分 G 之间的差异信息提取斑点噪声成分 Bs。根据提取的斑点噪声成分 Bs, 从第一基本彩色成分 B 中除去斑点噪声成分 Bs 以获得没有斑点噪声的良好的观察图像。



1. 一种内窥镜系统，所述内窥镜系统通过对多种基本彩色成分具有灵敏性的成像装置在包括激光束的照明光下拍摄患者的图像，对拍摄的图像进行图像处理并输出合成的图像作为观察图像，其中：

所述拍摄图像包括重叠有所述激光束的斑点噪声的第一基本彩色成分和不包括所述斑点噪声的第二基本彩色成分，

所述内窥镜系统包括：

斑点噪声提取单元，所述斑点噪声提取单元根据所述第一基本彩色成分与所述第二基本彩色成分之间的差异信息提取斑点噪声成分；和

控制器，所述控制器根据提取的斑点噪声成分确定用于从所述第一基本彩色成分中除去所述斑点噪声成分的控制量。

2. 根据权利要求 1 所述的内窥镜系统，其中，所述斑点噪声提取单元通过用每一个像素的所述第二基本色成分除每一个像素的所述第一基本色成分对所述拍摄图像的每一个像素提取所述斑点噪声成分。

3. 根据权利要求 1-2 中任一项所述的内窥镜系统，其中：

所述基本彩色成分包括红色、绿色和蓝色三原色；以及

所述斑点噪声提取单元根据与所述拍摄图像的所述第一基本彩色成分相对应的 B 成分和与所述第二基本彩色成分相对应的 G 成分之间的差异信息提取斑点噪声成分。

4. 根据权利要求 1-2 中任一项所述的内窥镜系统，其中：

所述基本彩色成分包括青色、品红色和黄色三种补色；

所述内窥镜系统还包括颜色转换单元，所述颜色转换单元根据所述拍摄图像的 C 成分、M 成分和 Y 成分通过计算获得与所述第一基本彩色成分相对应的 B 成分和与所述第二基本彩色成分相对应的 G 成分；以及

所述斑点噪声提取单元根据通过所述计算获得的 B 成分与通过所述计算获得的 G 成分之间的差异信息提取所述斑点噪声成分。

5. 根据权利要求 1-2 中任一项所述的内窥镜系统，其中：

所述基本彩色成分包括青色、品红色、黄色和绿色四种补色；

所述内窥镜系统还包括颜色转换单元，所述颜色转换单元根据所述拍摄图像的 C 成分、M 成分和 Y 成分通过计算获得与所述第一基本彩色成分相对应的 B 成分；以及

所述斑点噪声提取单元根据通过所述计算获得的 B 成分与所述拍摄图像的 G 成分之间的差异信息提取所述斑点噪声成分。

6. 根据权利要求 1-2 中任一项所述的内窥镜系统，其中，所述控制器通过从每一个像素的所述第一基本彩色成分中减去每一个像素的所述斑点噪声成分产生所述观察图像。

7. 根据权利要求 1-2 中任一项所述的内窥镜系统，还包括：

发光设备，所述发光设备包括：

激光光源，所述激光光源发射第一波长带的光；

磷光体，所述磷光体通过由所述第一波长带的所述光所引起的激发发射发出第二波长带的光；和

光纤，所述光纤将所述第一波长带的所述光从所述激光光源引导到所述磷光体以用于照射，

所述发光设备通过混合所述第一波长带的所述光和所述第二波长带的所述光产生所述照明光；以及

高频率重叠单元，所述高频率重叠单元使高频信号重叠在要供应给所述激光光源的驱动电流上，以用于获得所述激光光源的多模振荡，

其中，所述控制器对所述高频信号进行反馈控制，以使所述斑点噪声成分的强度参数最小化。

8. 根据权利要求 1-2 中任一项所述的内窥镜系统，还包括：

发光设备，所述发光设备包括：

激光光源，所述激光光源发出第一波长带的光；

磷光体，所述磷光体通过由所述第一波长带的所述光所引起的激发发射发出第二波长带的光；和

光纤，所述光纤将所述第一波长带的所述光从所述激光光源引导到所述磷光体以用于照射，

所述发光设备通过混合所述第一波长带的所述光和所述第二波长带的所述光产生所述照明光；以及

振动单元，所述振动单元设置在内窥镜插入部分内，并且使所述光纤在沿轴向方向的方向上振动，

其中，所述控制器对所述振动单元的振动强度进行反馈控制，以使所述斑点噪声成分的强度参数最小化。

内窥镜系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种内窥镜系统。

背景技术

[0002] 在广泛使用的内窥镜系统中,从设置在光源装置中的灯发出的光由沿着内窥镜插入部分设置的导光装置引导,由此通过导光装置引导的照明光通过设置在内窥镜插入部分的末端处的照明窗发出以照射检查目标位置。恰恰相反,在一些内窥镜系统中使用激光光源来代替用于照明的灯。例如,在 JP 2005-205195A 中所述的照明设备中,从蓝色半导体激光器发出的光通过光纤被引导到内窥镜插入部分的末端,所述光纤用于激发设置在光纤末端处的磷光体以发光,使得由此获得的白色照明光照射检查目标位置。该照明设备可以获得内窥镜要求的窄导光路径以及照明光的亮度。

[0003] 然而,已知的是在使用半导体激光器中会造成照射表面上的诸如跳跃模式噪声、回光噪声和斑点噪声的强噪声。如 JP 2005-205195A 中所述,当使用半导体激光器时,这种现象出现,点形式的噪声图案根据照射表面的不规则形状在照射表面上波动。该微小的波动由于散斑干涉造成。由于这种微小波动可能成为在内窥镜或类似设备中使用照明光时对疾病部分的观察的障碍,因此现在要研究可防止所述波动的技术。

发明内容

[0004] 根据上述情况提出本发明,并且本发明提供能够始终稳定地获得没有散斑干涉的图像的内窥镜系统。

[0005] 根据本发明的方面,一种内窥镜系统通过对多种基本彩色成分具有灵敏性的成像装置在包括激光束的照明光下拍摄患者的图像。内窥镜系统对拍摄图像进行图像处理并输出合成图像作为观察图像。所述拍摄图像包括重叠有激光束的斑点噪声的第一基本彩色成分和不包括斑点噪声的第二基本彩色成分。所述内窥镜系统包括斑点噪声提取单元和控制器。斑点噪声提取单元根据第一基本彩色成分与第二基本彩色成分之间的差异信息提取斑点噪声成分。控制器根据提取的斑点噪声成分确定用于从第一基本彩色成分中清除斑点噪声成分的控制量。

[0006] 在所述内窥镜系统中,根据第一基本彩色成分与第二基本彩色成分之间的差异信息提取光斑成分,以便通过使用该光斑成分作为评估参数除去斑点噪声。因此,通过对于已经难于定量评估的斑点噪声使用所述评估参数进行控制,可以最佳地设置用于清除斑点噪声的控制量。因此,对于清除斑点噪声不必执行无用的控制或过多的计算,因此,斑点噪声可以被以高效率适当地除去。因此,可以始终稳定地获得没有波动和不会不均匀的观察图像。

附图说明

[0007] 图 1 是说明本发明的实施例的视图,并且具体地为显示内窥镜和连接到内窥镜的

各种装置的内窥镜系统的示意图；

[0008] 图 2 为内窥镜系统的方框图；

[0009] 图 3 为从蓝色半导体激光器发射的蓝色激光束和通过由磷光体转换蓝色激光束的波长获得的光的发射光谱的曲线图；

[0010] 图 4 是通过对 BGR 基本彩色成分具有灵敏性的成像装置获得的拍摄图像的示例图；

[0011] 图 5 是通过斑点噪声提取单元从 B 成分中提取的斑点噪声成分的示例图；

[0012] 图 6 是通过对 CMY 基本彩色成分具有灵敏性的成像装置获得的拍摄图像的示例图；

[0013] 图 7 是通过对 CMYG 基本彩色成分具有灵敏性的成像装置获得的拍摄图像的示例图；

[0014] 图 8 是示意性地显示第二结构的照明光学系统的结构图；

[0015] 图 9 是显示通过图 8 的光源驱动电路提供的示例性驱动电流的曲线图；

[0016] 图 10 是显示用于蓝色激光光源的驱动电流与所述驱动电流的光学输出强度之间的关系的曲线图；

[0017] 图 11 是显示波长与振荡波形之间的关系的曲线图；

[0018] 图 12 是控制用于使斑点噪声最小化的光斑减少过程的参数的反馈的控制方框图；

[0019] 图 13 是显示通过拍摄麦克白色卡的白色获得的斑点噪声相对于调制频率的状态的曲线图；

[0020] 图 14A 是通过用成像光学系统以时间序列拍摄获得的多个帧图像的示例图；

[0021] 图 14B 是概念性地显示帧图像的类别的示例图；

[0022] 图 15 是显示在几乎没有斑点噪声的白色光的照明下获得的图像和在包括许多斑点噪声的白色光的照明下获得的图像显示在监视器的显示屏中的不同显示区中的状态的示例图；

[0023] 图 16 是第三结构的内窥镜插入部分的末端部分的示意性横截面图；

[0024] 图 17 是示意性地显示压电构件的结构和用于压电构件的驱动电路的示例图；

[0025] 图 18 是其中压电构件缠绕光纤的内窥镜插入部分的末端的示意性横截面图；

[0026] 图 19 是其中光纤缠绕夹钳通道的内窥镜插入部分的末端的示意性横截面图；和

[0027] 图 20 是显示在施加振动之后获得的以横坐标表示的从振动单元到发光端的距离与和照明光的噪声相对应的以纵坐标表示的 RMS 值之间的关系的曲线图。

具体实施方式

[0028] 以下将参照附图详细说明本发明的内窥镜系统的实施例。首先，将说明内窥镜的结构。

[0029] (第一结构)

[0030] 图 1 是用于显示内窥镜和连接到内窥镜的相应装置的内窥镜系统的示意图，图 2 是图 1 的内窥镜系统的方框图。

[0031] 如图 1 中所示，内窥镜系统 100 包括内窥镜 11、光源装置 13、用于执行成像信号处

理的处理器 15 和监视器 17。内窥镜 11 包括操作部分 19 和插入部分 21，所述插入部分连接到操作部分 19 并插入患者（体腔）中。操作部分 19 连接到通用绳 23，并且通用绳 23 的末端通过导光 (LG) 连接器 25 连接到光源装置 13。此外，成像信号通过视频连接器 31 输入处理器 15。

[0032] 在内窥镜 11 的操作部分 19 中，布置诸如用于在插入部分 21 的末端侧进行抽吸、空气供给和供水的按钮以及成像中使用的快门按钮的各种操作按钮 27。设置一对角形旋钮 29A 和 29B。插入部分 21 包括柔软部分 33、弯曲部分 35 和末端部分 37，柔软部分 33、弯曲部分 35 和末端部分 37 以此顺序从操作部分 19 侧依次设置。弯曲部分 35 通过旋转操作部分 19 的角形旋钮 29A 和 29B 远程控制。因此，末端部分 37 可以形成为面向期望的方向。

[0033] 此外，如图 2 中所示，在内窥镜 11 的末端部分 37 上设置成像光学系统的观察窗 41 和照明光学系统的发光窗 43，使得通过发光窗 43 发出并反射在患者上的照明光的反射光通过观察窗 41 被拍摄。由此获得的观察图像显示在连接到处理器 15 的监视器 17 上。

[0034] 成像光学系统包括诸如 CCD(电荷耦合装置) 或 CMOS(互补金属氧化物半导体) 的成像装置以及诸如透镜 47 的光学构件。通过成像光学系统获得的观察图像在成像装置 45 的光接收表面上形成图像以便被转换成为电信号。所述电信号通过信号电缆 49 被输入到处理器 15 的成像信号处理部分 51 以便在所述成像信号处理部分中被转换成为视频信号。

[0035] 照明光学系统（照明设备的一个实例）包括具有激光光源部分 55 的光源装置 13、连接到光源部分 13 的光纤 53 以及用作波长转换部分并设置在光纤 53 的发光侧的磷光体 69。光纤 53 为光缆，所述光缆包括在该光缆的中心处的芯层和环绕芯层设置的包覆层。光纤 53 将激光束引导到内窥镜 11 的末端部分 37，以便允许设置在末端部分 37 中的磷光体 69 发射白色照明光。激光光源部分 55 接收根据控制部分 61 发出的指令从光源驱动电路 59 输入的驱动信号并发射激光束。

[0036] 控制部分 61 连接到用于储存成像信号的存储器 63。控制部分 61 控制整个内窥镜系统 100，以便在监视器 17 上显示从成像信号处理部分 51 输出的图像数据并与诸如 LAN 的未显示的用于输送包括图像数据的信息的网络连接。

[0037] 激光光源部分 55 包括蓝色半导体激光器，所述蓝色半导体激光器产生 445nm 波长的蓝色激光束，即第一波长带的光。对于蓝色半导体激光器，可以使用大面积型基于 InGaN 的激光二极管，或者可以使用基于 InGaNAs 的激光二极管或基于 GaNAs 的激光二极管。

[0038] 从激光光源部分 55（即，蓝色半导体激光器）发出的蓝色激光束通过聚光透镜（未显示）输入到光纤 53 并被传送到内窥镜 11 的末端部分 37，激发用作用于发射荧光（即，第二波长带的光）的波长转换部分的磷光体 69。另外，一部分蓝色激光束实际上通过磷光体 69。

[0039] 磷光体 69 包括多种类型的磷光体（例如，基于 YAG 的磷光体和 BMA(BaMgAl₁₀O₃₇) 磷光体或类似磷光体），所述磷光体通过激发吸取一部分蓝色激光束并发射绿色到黄色的光。因此，从蓝色激光束获得的绿色到黄色的激发光以及没有被磷光体 69 吸取而是通过磷光体 69 的蓝色激光束的一部分相结合而产生白色（伪白色）照明光。

[0040] 图 3 是显示从蓝色半导体激光器发射的蓝色激光束的发射光谱以及通过由磷光体 69 转换蓝色激光束的波长获得的光的光谱的曲线图。蓝色激光束（即，第一波长带的光）用具有 445nm 中心波长的发射谱线来表示，从蓝色激光束获得并由磷光体 69 发射的

激发发射光（即，第二波长带的光）具有光谱密度分布，所述光谱密度分布具有在大约 450nm–700nm 的波长带中增加的辐射强度。激发发射光和蓝色激光束的轮廓产生白色照明光。

[0041] 白色照明光不局限于严格包括可见光的所有波长部分的光，而是可以为任意光，只要该光包括诸如 R、G 和 B 的特定波长带的光即可。在广义下，白色光的实例包括具有从绿色到红色的波长部分的光、具有从蓝色到绿色的波长部分的光和类似光。

[0042] 再次参照图 2，如上所述从蓝色激光束生成的白色照明光和来自磷光体 69 的激发发射光通过设置在内窥镜 11 的末端部分 37 中的发光窗 43 照射患者的观察区。然后，用白色照明光照射的观察区的图像通过透镜 47 形成在成像装置 45 的光接收表面上，所述图像被转换成电信号，并且所述电信号通过电缆 49 输入到处理器 15 的成像信号处理部分 51，电信号在所述成像信号处理部分中转换成视频信号。

[0043] 众所周知当使用半导体激光器时，在照射面上出现斑点噪声。还公知的是斑点噪声在多模光纤中而非单模光纤是显著的。

[0044] 该结构的成像装置 45 对红色 (R)、绿色 (G) 和蓝色 (B) 三原色的三个基本彩色成分具有灵敏度。在通过成像装置 45 获得的用包括蓝色激光束的白色照明光进行照射的患者被拍摄的图像（例如，疾病部分）中，目标形状在 (RGB 的) 各个彩色成分的拍摄图像中基本上相同，如图 4 中所示。在其中斑点噪声成分重叠的（第一波长带的）B 成分拍摄图像中产生许多斑点噪声，而这种噪声在其它彩色成分（即，R 和 G 成分）拍摄图像中产生得最少。斑点噪声可能成为对在内窥镜中观察疾病部分的障碍。因此，期望在监视器 17 上显示斑点噪声已经被除去的观察图像。

[0045] 以下将说明斑点噪声的清除。

[0046] 成像信号处理部分 51 根据包括斑点噪声的 B 成分（第一基本彩色成分的实例）与不包括斑点噪声的 G 成分（第二基本彩色分量的实例）之间的差异信息提取通过成像装置 45 获得的拍摄图像中的斑点噪声成分。具体地，斑点噪声提取单元用拍摄图像的每一个像素的 G 成分除拍摄图像的每一个像素的 B 成分，以便提取其蓝色和绿色成分不同的像素，即，提取由斑点噪声所引起的亮度变化。因此，如图 5 中所示提取每一个像素的斑点噪声成分 Bs。

[0047] 随后，成像信号处理部分 51 从每一个像素的 B 成分中减去拍摄图像的每一个像素的斑点噪声成分 Bs，以便除去重叠在 B 成分上的斑点噪声成分 Bs。因此，生成不包括斑点噪声成分 Bs 的拍摄图像。其中由此已经除去斑点噪声成分 Bs 的观察图像显示在监视器 17 上（参见图 1 和图 2）。

[0048] 依此方式，成像信号处理部分 51 起到斑点噪声提取单元和执行操作过程的控制器的功能。通过从 B 成分拍摄图像中提取斑点噪声成分 Bs 并从 B 成分拍摄图像减去斑点噪声成分 Bs 来实施斑点噪声成分 Bs 的清除。因此，通过该方法除去斑点噪声成分 Bs 与需要高速处理的移动图像相比较被更加有效地应用到静止图像。

[0049] 要注意的是 R 成分可以用作不包括斑点噪声的第二基本彩色成分，以根据 B 成分与 R 成分之间的差异信息获得斑点噪声成分 Bs。

[0050] （变形例 1）

[0051] 在如下所述的变形例 1 中，一种对青色 (C)、品红色 (M) 和黄色 (Y) 补色的三个基

本彩色成分具有灵敏度的成像装置用于拍摄图像。

[0052] 该变形例的成像装置 45 对 C、M 和 Y 三个基本彩色成分具有灵敏性。C、M 和 Y 彩色成分分别由下方使用三原色 RGB 的三个基本颜色的公式 (1)、(2) 和 (3) 表示。C 成分和 M 成分中的每一个都包括 B(蓝色) 成分, 斑点噪声成分 Bs 重叠在 B 成分上。因此, 在包括激光束的白色照明光下通过成像装置拍摄的患者的图像中, 斑点噪声成分 Bs 重叠在 C 成分和 M 成分中, 如图 6 中所示。

[0053] $C = B+G \quad (1)$

[0054] $M = B+R \quad (2)$

[0055] $Y = G+R \quad (3)$

[0056] 为了从这些 C、M 和 Y 基本彩色成分提取斑点噪声成分 Bs, 成像信号处理部分 51 用作处理器 15 的颜色转换单元, 所述颜色转换单元通过计算根据通过变换公式 (1)–(3) 获得的以下公式 (4) 和 (5) 从拍摄图像的 C、M 和 Y 成分获得 B 成分和 G 成分:

[0057] $B = (C+M-Y)/2 \quad (4)$

[0058] $G = (C+Y-M)/2 \quad (5)$

[0059] 在获得 B 成分和 G 成分之后, 成像信号处理部分 51 通过用每一个像素的 G 成分除每一个像素的 B 成分提取拍摄图像的每一个像素的斑点噪声成分 Bs, 并且之后通过从每一个像素的 B 成分减去每一个像素的斑点噪声成分 Bs 除去重叠在 B 成分上的斑点噪声成分 Bs。因此, 获得不包括斑点噪声成分 Bs 的 Bc(蓝色) 成分。

[0060] 此后, 为了显示不包括斑点噪声成分 Bs 的观察图像, 根据以下公式 (6) 和 (7) 基于不包括斑点噪声成分 Bs 的 Bc、R 和 G 成分逆向地计算不包括斑点噪声成分 Bs 的 Cc 成分和 Mc 成分(使用原始 Y 成分, 这是因为 Y 成分初始不包括斑点噪声成分 Bs)。因此获得的 Cc、Mc 和 Y 成分颜色转换成 R、G 和 B 成分, 以便产生显示在监视器 17 上的如上所述的观察图像。

[0061] $Cc = Bc+G \quad (6)$

[0062] $Mc = Bc+R \quad (7)$

[0063] (变形例 2)

[0064] 在如下所述的变形例 2 中, 对四个基本彩色成分 C、M、Y 和 G 具有灵敏性的成像装置用于拍摄图像。

[0065] 该变形例的成像装置 45 对四个基本彩色成分 C、M、Y 和 G 具有灵敏性。当使用该变形例的成像装置 45 时, 获得 C、M、Y 和 G 成分的拍摄图像, 如图 7 中所示, 并且如变形例 1 中所述斑点噪声成分 Bs 重叠在 C 成分和 M 成分上。

[0066] 在该变形例中, 可以用和变形例 1 中一样的方式根据使用 C、M 和 Y 成分的公式 (4) 和 (5) 获得 B 成分和 G 成分。然而, 由于 G 成分是已知的, 因此在该变形例中可以采用较简单的过程。具体地, 成像信号处理部分 51 根据以下式 (8) 通过使用已知的 G 成分获得 B 成分:

[0067] $B = C-G \quad (8)$

[0068] 然后, 采用和变形例 1 中一样的方式, 成像信号处理部分 51 通过用拍摄图像的每一个像素的已知的成分除根据公式 (8) 计算的每一个像素的 B 成分提取每一个像素的斑点噪声成分 Bs。此外, 通过从每一个像素的成分减去拍摄图像的每一个像素的斑点噪声成分

Bs 除去重叠在 B 成分上的斑点噪声成分 Bs。因此，获得不包括斑点噪声成分 Bs 的 Bc 成分。
[0069] 接下来，根据公式 (6) 和 (7) 逆向计算不包括斑点噪声成分 Bs 的 Cc 成分和 Mc 成分（使用原始的 Y 成分，这是因为 Y 成分初始不包括斑点噪声成分 Bs）。因此获得的 Cc、Mc 和 Y 成分颜色转换成 R 成分、G 成分和 B 成分，以便生成显示在监视器 17 上的如上所述的观察图像。

[0070] （第二结构）

[0071] 以下将参照图 8-15 说明内窥镜系统的第二示例性结构。

[0072] 在该示例性结构中，高频信号重叠在用于激光光源部分的半导体激光器的驱动电流上，以便通过反馈控制将上述的斑点噪声成分 Bs 减小到目标值。

[0073] 如图 8 的照明光学系统的示意图中所示，激光光源部分 55 包括发射 445nm 中心波长的蓝色激光的大面积型半导体激光器 65（以下可以称为蓝色半导体激光器）以及用于使从蓝色半导体激光器 65 发射的激光束聚集的聚光透镜 67。在半导体激光器中，发射光的波长越短，则与单模式相对应的活性区域（条带）的宽度越小。对于蓝色半导体激光器，单模状态在于活性区域的宽度为 1–2 μm。因此，具有宽度为 3–6 μm 或更大的活性区域的半导体激光器可以被称为大面积型半导体激光器，其中所述宽度为单模状态下的宽度的多倍。换句话说，大面积型半导体激光器在这里被限定为包括具有例如 3–6 μm 或更大（更具体地，例如，5 μm 或 5 μm 以上且 50 μm 或 50 μm 以下）的宽度的活性区域的半导体激光器，所述半导体激光器不同于具有窄活性区域的窄条带型半导体激光器。

[0074] 只要发射光的波长在 400nm 的范围内（例如，405nm 或 445nm），从实际的观点来看所述宽度可以如上所述为 50 μm 或更小。然而，活性区域的宽度的该上限表示由于现有技术大约 50 μm 的宽度为使氮化晶体在选定的基板平面方向上生长且高度不均匀的极限而不是理论极限。例如，用于血管导航的具有 780nm 波长的基于磷化砷的激光二极管中的一些激光二极管具有 200 μm 的活性区域宽度。

[0075] 以下将说明具有上述结构的照明光学系统（照明设备的一个实例）中使用的用于蓝色半导体激光器的驱动电路。

[0076] 如图 8 中所示，蓝色半导体激光器 65 通过感应器 73 连接到用于供应 DC 驱动电流的 DC 电流源 71，并且还通过耦合电容器 77 连接到振荡器 75，所述振荡器用于使正弦波高频信号重叠到从 DC 电流源 71 供应的驱动电流上。该高频信号为可以任意设定成几百至几千 MHz 频率的正弦波信号。当所述高频信号重叠在驱动电流上时，蓝色半导体激光器 65 的纵模改变成多模式。在上述的结构中，感应器 73 相对于从振荡器 75 供应的高频信号表现出高阻抗而相对于驱动电流表现出低阻抗。此外，耦合电容器 77 从由振荡器 75 供应的高频信号中除去 DC 成分。换句话说，振荡器 75 起到高频重叠单元的作用，所述高频重叠单元通过将高频信号重叠在驱动电流上引起蓝色半导体激光器 65 的多模振荡。

[0077] 图 9 为显示通过图 8 的光源驱动电路获得的驱动电流的实例的曲线图，图 10 为显示用于蓝色半导体激光器的驱动电流与其光学输出强度之间的关系的曲线图。

[0078] 如图 9 中所示，在驱动电流中，从振荡器 75 供应的高频信号重叠在从 DC 电流源 71 供应的偏压电流上。该驱动电流被施加到蓝色半导体激光器 65。当驱动电流如图 10 中所示进行变化时，多模式（张弛振荡）出现在激光振荡的瞬变响应中。因此，光学输出强度变化。由于这种相对于时间轴的扰动，相干性降低。因此，可以减少用激光束照射的区域中散

斑干涉的出现。当采用该方法时,无论蓝色半导体激光器 65 具有侧向单模或侧向多模,斑点噪声都可以被毫无疑问地减小。

[0079] 此外,大面积型半导体激光器具有大的发射宽度并具有多种侧向模式。如图 11 中对于波长的振荡波形所示,各个多种侧向模式具有高次模的不同波长带成分,所述高次模具有作为其中心的基本振荡频率 f_0 并具有规定的波长分布。由于横向模式的这种增加和发射波长的所述分布,可以减少用激光束照射的区域中散斑干涉的出现。

[0080] 具体地,通过重叠高频信号,从蓝色半导体激光器 65 发射的蓝色光的多个横向模式分别相对于时间轴受到干扰以生成白噪声。因此,波长还根据横向模式的变化而变化。因此,激光束的相干性降低。因此,可以减少散斑干涉的出现。

[0081] 此外,在激光束通过聚光透镜 67 聚集到光纤 53 上的情况下,大面积型半导体激光器的各个横向模式在光耦合效率方面不同。所述横向模式由于诸如环境温度变化的外界因素而可能改变。此时,激光束的输出将发生变化。然而,如果采用该结构,则各个横向模式在均匀地激发的情况下使用。因此,即使横向模式出现变化,激光束的输出的变化也可以被限制到很小。

[0082] 此外,在激发磷光体中,由于大面积型半导体激光器的横向模式可以通过重叠高频信号进行调制,因此输出相对于时间轴是稳定的。因此,可以减少以相对低的大约几个 kHz 的频率出现的强度噪声,使得可以稳定地拍摄图像。

[0083] 依此方式,当上面重叠有高频信号的驱动电流被施加到具有多个横向模式的大面积型蓝色半导体激光器 65 时,纵模改变成多模式,多个横向模式中的每一个获得波长分布,并且横向模式相对于时间轴改变。因此,可以始终稳定地发射使散斑干涉最小的光。因此,可以防止斑点噪声出现在由所述光照射的区域中。

[0084] 当上面重叠有高频信号的驱动电流以上述方式被施加到蓝色半导体激光器 65 时,可以获得减少斑点噪声的效果。当要重叠在驱动电流上的高频信号受到反馈控制以使斑点噪声成分 B_s 最小化时,可能更加有效地减少斑点噪声。

[0085] 图 12 是用于使斑点噪声最小化的光斑减少过程(与该结构中的高频信号的重叠相对应)的反馈控制参数的控制方框图。如第一结构中所述(参见图 4 和图 5),在执行用于将高频信号施加到用于蓝色半导体激光器 65 的驱动电流的斑点噪声减少处理之后,成像信号处理部分 51 用拍摄图像的 G 成分除拍摄图像的 B 成分,以获得斑点噪声成分 B_{s2} 。然后,基于目标斑点噪声成分 B_{st} 与斑点噪声成分 B_{s2} 之间的差(ΔB_{st}),将施加到驱动电流的高频信号的参数(例如,频率和振幅)受到反馈控制以使目标斑点噪声成分 B_{st} 最小化。因此,可以提高减少斑点噪声的效果,使得可以通过受到限制的斑点噪声获得良好的观察图像。

[0086] 接下来,将说明通过具有改变蓝色半导体激光器 65 的调制频率的光源驱动电路 59 获得的减少散斑干涉的效果。

[0087] 图 13 是显示在麦克白色卡(Macbeth chart)的白色被拍摄到时的斑点噪声相对于调制频率的状态的曲线图。在该曲线图中,横坐标表示光源驱动电路 59 的调制频率,纵坐标表示拍摄图像的像素值的均方根值(RMS 值)。在这种情况下假定调制幅度在 0~100% 的范围内且占空比为 50%。此外,所述像素值为 RGB 颜色的 16 位值,QL 最大值(量化电平最大值)为 65416。

[0088] 在蓝色半导体激光器没有被调制的情况下拍摄的全色图像中,出现具有大约4000RMS值的斑点噪声。因此,在视觉上容易识别的随机噪声被重叠。该斑点噪声的出现是来源于与激发光相对应的蓝色激光束。当仅从全色图像中提取蓝色(B)成分时,斑点噪声明显地表现出来。

[0089] 另一方面,当蓝色半导体激光器65在1kHz的频率下被调制时,由此拍摄的全色图像的RMS值降低到大约3500,光量分布在时间和空间方面是均匀的,并且即使在通过仅提取蓝色成分获得的图像中也几乎不能在视觉上识别出。当调制频率是1kHz或更大时,RMS值相对于调制频率的变化趋向于减小,并且RMS值收敛到给定数值(所述给定数值在说明的示例性情况中为3500)。因此,大约1kHz的频率足以获得减少斑点噪声的效果。

[0090] 另外,虽然斑点噪声在100Hz的调制频率下开始减少,但是内窥镜中使用的成像装置的拍摄时间例如为1/30-1/60秒。因此,如果调制频率大约为100Hz,则“闪烁”将出现在照射区域中。通过减小改变振幅可以防止“闪烁”,但是在这种情况下会出现斑点噪声。

[0091] 例如,如果调制振幅为100%,则在500Hz或更大的调制频率下可以拍摄没有“闪烁”的图像和斑点噪声。如果调制频率为1kHz或更大,则进一步提高所述效果,并且即使调制振幅减小大约10%或20%也可以阻止斑点噪声的出现。因此,可以获得更加稳定的噪声减少效果。

[0092] 此外,如果光源的光量增加,则在例如用于详细检查或类似操作的内窥镜中必须增加激光二极管的输出。在这种情况下,驱动电流增加,并且为了以100%的调制振幅驱动大的驱动电流,需要电路具有高匹配精度,从而增加电源的成本。在这种情况下,有效的是进一步增加调制频率或减小调制振幅。这不仅应用到矩形脉冲形状而且还应用到上述的正弦波、锯齿形脉冲或三角形脉冲。此外,通过在内窥镜的拍摄时间段(1/30-1/60秒)的电荷积聚时间内使脉冲频率从100Hz扫掠到几百Hz或几kHz可以获得类似的效果。

[0093] 接下来说明具有上述结构的内窥镜系统100的示例性应用。

[0094] 在这里说明的应用中,通过利用可以自由控制斑点噪声的出现程度设置用于在观察面上观察不规则形状的形状观察模式。

[0095] 当通过插入患者(体腔)中的插入部分21从图1和图2的内窥镜11的插入部分21的末端发射白色照明光时,内窥镜系统100可以在高频信号的重叠与高频信号不重叠之间进行切换。在任一种情况下通过拍摄获得的成像信号储存在图2的存储器63中。此后,成像信号处理部分对成像信号执行适当的信号处理,以用于使成像信号显示在监视器17上或存储在记录介质中。

[0096] 例如,在该内窥镜11用于在白色照明光下观察患者的情况下,在正常的内窥镜诊断中,控制部分61使光源驱动电路59(参见图2)将驱动电流施加到蓝色半导体激光器65以发射蓝色激光束,其中高频信号重叠在所述驱动电流上。该蓝色激光束的相干性低。通过使由磷光体69的波长转换获得的荧光与通过磷光体69漫射并通过磷光体69的漫射光相混合产生几乎没有斑点噪声的白色光。

[0097] 可选地,当控制部分61使从光源驱动电路59的振荡器75供应到驱动电流上的高频信号的重叠停止时,产生具有斑点噪声的照明光。在这种情况下,特别是在蓝色成分(B成分)中生成包括斑点噪声的拍摄图像。因此,观察面上的不规则形状在拍摄图像中更加清晰。

[0098] 当控制部分 61 控制高频信号在适当的时间是否要依此方式重叠在驱动电流上时,可以选择性地从患者获得适于观察目的的图像信息。图 14A 是通过具有成像光学系统拍摄以时间序列获得的多个帧图像的视图,图 14B 是概念性显示这些帧图像的类别的示例性图。在这种情况下,在几乎没有斑点噪声的白色光的照射下获得的观察图像以及在具有许多斑点噪声的照明光下获得的观察图像分别显示在监视器 17 中的不同显示位置。

[0099] 如图 14A 中所示,控制部分 61 通过照明光学系统控制照明光的发射,使得上面重叠有高频信号的驱动电流被施加到蓝色半导体激光器 65,以在移动图像的拍摄中在第一帧中发射 445nm 中心波长的蓝色激光束。因此,患者被几乎没有斑点噪声的白色光照射。成像装置 45 拍摄通过该白色光照射的患者的图像,并且因此获得的成像信号储存在存储器 63(参见图 2) 中。

[0100] 随后,控制部分 61 控制从照明光学系统发射的光,使得上面不重叠高频信号的驱动电流被施加到蓝色半导体激光器 65,以用于在第二帧中用包括许多斑点噪声的白色光照射患者。用该白色光照射的患者的图像被拍摄,并且因此获得的成像信号储存在存储器 63 中。

[0101] 此后,重复照射、成像和成像信号的储存的类似处理,使得对于第三帧(及其它奇数帧) 执行对第一帧的处理,并且对第四帧(及其它偶数帧) 执行对第二帧的处理。换句话说,对于成像装置 45 的每一个成像帧交替切换用几乎没有斑点噪声的白色光进行的照射和用包括许多斑点噪声的白色光进行的照射。

[0102] 然后,如图 14B 中所示,通过用几乎没有斑点噪声的白色光进行照射获得的图像以及通过用包括许多斑点噪声的白色光进行照射获得的图像储存在存储器 63 中。这两种成像信号的图像信息分别显示在监视器 17 的显示器屏幕中的不同显示区 78 和 79 中,如图 15 中所示。虽然显示区 78 和 79 在图 15 的示例情况中具有相同的尺寸,但是显示区 78 和 79 的尺寸可以被任意设置成例如所述尺寸中的一个可以大于另一个,或者所述显示区中具有较小尺寸的一个可以显示为重叠在另一个的显示区内。

[0103] 依此方式,在普通白色光的照射下获得的正常图像以及不规则形状增加的增强图像同时显示在一个屏幕上。因此,可以快速且简单地控制观察部分的状态。此外,由于每一个图像信息都可以实时进行观察,因此可以准确地识别出图像信息。因此,可以进一步提高诊断精度。

[0104] 可选地,可以通过设置在内窥镜 11 的操作部分 19 上的开关 81(参见图 2) 的简单的手动操作在几乎没有斑点噪声的白色照明光和包括许多斑点噪声的白色照明光之间自由转换。在这种情况下,可以在任何时间手动转换照明光,并因此可以提高便利性。

[0105] (第三结构)

[0106] 以下将参照图 16-20 说明内窥镜系统的第三示例性结构。

[0107] 在该结构中,照明光学系统机械地振动,以通过反馈控制将斑点噪声成分 Bs 减小到目标值。

[0108] 图 16 是内窥镜插入部分的末端部分的示意性横截面图。插入部分 21 的末端部分 37 设置有由陶瓷或金属材料制成的末端刚性部分 85,并且还设置有用于将照明光发射到装配在末端刚性部分 85 中的发光窗 43 的构件。同样地,容纳成像部分 87 的聚光光学系统的镜筒 87a 插入通过设置在末端刚性部分 85 中的另一个孔(未示出)。成像部分 87 具有

其中镜筒 87a 的光轴通过用于在安装在基板 89 上的成像装置 45 上形成图像的棱镜 87b 以直角弯曲的结构。从成像装置 45 供应的成像信号通过电缆 49 被从基板 89 发送到处理器 15。成像装置 45 对其具有灵敏性的基本颜色可以为三原色 RGB 或补色 CMY 或 CMYG 中任一种。

[0109] 照明光学系统相对于图 16 的纸设置在成像部分 87 的前侧，并且包括设置在光纤 53 的发光端的磷光体 69、用于使从磷光体 69 发出的光朝向插入部分 21 的末端射出的透镜组 91 以及遮盖发光窗 43 的透明构件 93。从磷光体 69 发出的光通过透镜组 91 沿着光程向前射出，以便通过透明构件 93 照射体腔内的观察区域。

[0110] 此外，开口 95 形成在末端刚性部分 85 中。由金属制成的夹钳管 97 被固定在该开口 95 中。夹钳管 97 在与开口 95 相对的一侧的端部连接到管子 99，夹钳管 97 和管子 99 一起形成夹钳通道 101。夹钳通道 101 从插入部分 21 的末端处的开口 95 连通到设置在操作部分 19 侧的夹钳开口 103（参见图 1）。

[0111] 压电构件 105（振动单元的一个实例）沿着光纤 53 的轴向方向规定长度粘附到设置在磷光体 69 的前侧的光纤 53。压电构件 105 可以为将粘附到光纤 53 的外圆周的一部分上的狭长薄片形式，或者可以为将粘附到光纤 53 的块状形式。通过具有彼此紧密粘附的光纤 53 和压电构件 105，确保由电压的施加所引起的压电构件 105 的变形被以高效率传送到光纤 53。

[0112] 图 17 示意性地显示压电构件 105 的结构以及用于所述结构的驱动电路。

[0113] 压电构件 105 包括夹在电极层 109 之间的为氮化铝或类似材料的压电材料层 107，使得压电材料层 107 由于在电极层 109 之间施加电场而变形。压电构件 105 可以通过控制电场施加时间段和极性变换时间段被调节成具有任意的振动频率，并且可以通过控制施加的电压被调节成具有任意的振幅。因此，压电构件 105 具有高可控性优点。此外，对于形状，压电构件 105 可以被制成从薄形状到厚形状的范围中的各种形状中的任何一种，并且可以根据目的提供高的设定自由度。压电材料层 107 除了上述材料之外还可以由诸如石英的通常所说的铁电材料、铌酸锂、钽酸锂、兰克赛、锆钛酸铅、罗谢尔盐、锂电气石或聚偏氟乙烯制成。要注意的是电极层 109 通过用于电压施加的引线（未示出）连接到处理器 15。

[0114] 压电构件 105 主要包括图 17 中所示的结构和驱动电路，并且沿着关于光纤 53 的轴向方向 A（参见图 16）产生振动。具体地，压电构件 105 以下述方式紧密粘附：堆叠压电材料层 107 和电极层 109 的方向与光纤 53 的轴向方向相匹配。当压电构件 105 从处理器 15 接收驱动电压信号时产生振动。驱动电压信号至少在进行观察中产生。由于该振动，当通过光纤 53 传送的激光束作为白色照明光从磷光体 69 发出时，在照明光中可防止不均匀的强度和斑点噪声。换句话说，具有均匀强度的照明光可以通过阻止斑点噪声的影响而获得。虽然图 17 的压电构件 105 具有例如五层结构，但是也可以任意设定层的数量。

[0115] 此外，由于压电构件 105 设置在插入部分 21 的末端侧，因此在通过压电构件 105 振动的部分之前的一部分光程中可以防止由光纤本身获得的偏压电场分布造成的不均匀强度和斑点噪声再次重叠。此外，由于即使所述振动具有小振幅也可以获得上述防止效果，因此压电构件 105 的振动性能可以被限制到最小，从而获得整个设备的紧凑性。另外，由于压电构件 105 与其中插入部分 21 能够自由弯曲的弯曲部分 35 相比被设置在更靠近插入部分 21 的末端的位置，因此即使当在使弯曲部分 35 弯曲中应力施加到光纤 53 且传送的光的

强度分布改变时,也可以通过设置在弯曲部分 35 之前的压电构件 105 的振动获得均匀的照明光。因此,即使施加外力以移动插入部分 21,在照明光中也不会产生干扰,并且可以始终在良好的照明光下进行观察。

[0116] 如至此所述,减少斑点噪声的效果可以通过借助于压电构件 105 将振动施加到光纤 53 而获得。如果通过压电构件 105 施加到光纤 53 的振动的强度受到反馈控制而使斑点噪声成分 Bs 最小化,则可以进一步有效地减少斑点噪声。

[0117] 此外,对于该结构,由于光纤 53 被压电构件 105 支撑在插入部分 21 内,因此当插入部分 21 在内窥镜 11 的操作期间由于外力而变形时,在例如光纤 53 的发光端部与磷光体 69 之间的连接部分中可以防止应力集中。此外,由于压电构件 105 与弯曲部分 35 相比设置在更靠近末端的一侧,因此可以防止由在内窥镜的操作期间施加到弯曲部分 35 中的光纤的应力产生的光斑,即,通常所说的光纤中造成的模式变化的影响。要注意的是压电构件 105 可以不直接与光纤 53 接触,而是可以通过设置在所述压电构件与所述光纤之间的另一个中间构件连接到光纤 53。在这种情况下,当中间构件为具有沿着光纤 53 的外圆周延伸的半圆形沟槽的形状或者具有用于使光纤 53 插入该中间构件中并支撑光纤 53 的通孔的形状时,可以增加与光纤 53 的接触面积,以便进一步增加接触特性和振动传播特性。以下将说明具有第三结构的内窥镜系统的可选变形例。

[0118] 图 18 是内窥镜插入部分的末端的示意性横截面图,其中压电构件缠绕在光纤上。这里,对与图 16 中所示的元件相同的元件的说明将被省略或简化。如图 18 中所示,为柔性带形状的压电构件 105A 成螺旋形缠绕插入部分 21 的末端部分中的光纤 53 并粘附到所述光纤。在这种情况下,压电构件 105A 产生的振动在光纤 53 中造成包括沿着轴向方向 A 的振动的扭转振动。换句话说,带形压电构件 105A 产生具有沿着其纵向的振幅方向的振动,使得光纤 53 可以沿着轴向方向 A 振动,同时由于沿着轴向方向 A 的收缩和膨胀而扭曲。由于光纤 53 被压电构件 105A 以悬挂状态支撑并振动,因此可以通过较小的振动能量获得较大的振幅。

[0119] 此外,压电构件 105A 的末端侧如上所述成螺旋形缠绕光纤 53,并且所述压电构件的后端侧旋绕夹钳通道 101 的管子 99 并固定到所述管子。由于压电构件 105A 的后端侧由此粘附并固定到管子 99,因此压电构件 105A 可以连接到具有小直径的光纤 53,以便不会明显受到外力的影响。因此,压电构件 105A 可以持续稳定地连接到光纤 53。要注意的是用于电压施加的引线连接到压电构件 105A 的电极层 109,以便将驱动信号从处理器 15 供应到压电构件 105A。

[0120] 当采用带形压电构件 105A 缠绕光纤 53 的该结构时,由于光纤 53 的整个外圆周可以均匀地膨胀和收缩,因此可以在整个照射面上以高精度防止出现不均匀的强度和斑点噪声。因此,可以辐射具有更均匀的光量分布的照明光。

[0121] 此外,由于光纤 53 被以悬挂状态支撑在插入部分 21 内,因此光纤 53 由于施加到插入部分 21 的外力而略微弯曲,并且该弯曲变形还降低了照明光中不均匀强度和斑点噪声的出现。

[0122] 以下将说明具有第三结构的内窥镜系统的另一个变形例。

[0123] 图 19 是内窥镜插入部分的末端的示意性横截面图,其中光纤缠绕夹钳通道。这里,对与图 16 中所示的元件相同的元件的说明将被省略或简化。

[0124] 如图 19 中所示,在该插入部分 21 的末端部分中,图 16 的管子 99 与夹钳管 97 之间的连接部分由管状压电构件 105B 形成,所述管状压电构件具有与夹钳管 97 的内径和外径基本上相同的内径和外径。管状压电构件 105B 具有接触并连接到夹钳管 97 的一端以及连接到管子 99 的另一端,以便用作夹钳通道 101 的一部分。

[0125] 管状压电构件 105B 产生用于在直径上反复伸缩的振动。当光纤 53 缠绕该压电构件 105B 并通过粘合剂或类似物固定时,压电构件 105B 产生的振动被传送到光纤 53。因此,光纤 53 沿着轴向方向 A 振动。如图中所示,当光纤 53 被制作成捆并反复缠绕(例如,沿着夹钳通道 101 的轴向方向缠绕多次)时,通过协同效应可以防止出现不均匀的强度和斑点噪声。具体地,当沿着所述反复缠绕的缠绕面的方向,即光纤 53 的轴向方向,与振动方向相匹配时,可以以高效率使照射面上获得的光强度均匀。

[0126] 当光纤 53 缠绕管状压电构件 105B 时,光纤 53 可以缠绕成在压电构件 105B 上自己相交叉。在这种情况下,压紧力被施加到交叉的光纤 53。因此产生的压缩应力(应变)使折射率改变,从而导致进一步增加获得照明光的均匀强度的效果。此外,当光纤 53 在紧紧挤压的同时缠绕压电构件 105B 以使拉伸应力在缠绕之后保留在光纤 53 中且通过施加的拉力用粘合剂或类似物进行固定时,也可以增加获得均匀光强度的效果。

[0127] 压电构件 105B 可以被设置成围绕夹钳管 97 以形成双管结构,或者可以沿着圆周方向部分地设置在夹钳管 97 的外圆周上,来代替如上所述提供作为夹钳管 97 包括在夹钳通道 101 中的部分。

[0128] 在至此说明的内窥镜系统 100 中,由于用于将激光束引导到设置在插入部分 21 的末端处的磷光体 69 的光纤 53 在插入部分 21 内在末端侧振动,因此从磷光体 69 发出的照明光的光强分布可以是均匀的。具体地,减少激光束本身不均匀的强度和斑点噪声,并且另外由于光纤 53 在发光端附近的部分中振动,因此在振动部分与在光程中定位在振动部分之前的发光端之间的部分中可以防止由从光纤 53 本身获得的偏压电场分布所引起的不均匀强度和斑点噪声重叠在被导向的激光束上。

[0129] 压电构件 105、105A、105B 的位置优选地尽可能地靠近插入部分 21 的末端,并且位于光纤 53 的发光端与操作部分 19 之间。具体地,压电构件 105、105A、105B 优选地设置在距离发光端 2m 内,并且更优选地设置在 1m 内。换句话说,振动单元从光纤 53 的发光端朝向插入部分 21 的与末端侧相对的基底侧设置在 2m 内。

[0130] 使光纤 53 振动的振动单元不局限于上述的压电构件 105、105A、105B,而可以为各种类型的紧凑且可遥控的振动源中的任何一种,包括诸如音圈电动机的电动类型、采用活塞驱动的液压类型、不均衡质量类型和类似类型。

[0131] 此外,对于振动单元的优选振动产生状态,振动频率优选地高达通过成像装置 45(参见图 16)拍摄图像中的帧频的几倍至几十倍。此外,当在拍摄图像中产生大振幅时,插入部分 21 的末端部分中可以产生热量。当所述振幅不足时,减小了减少照明光中的噪声的效果。因此,必须还将振幅限制在规定的范围内。

[0132] 例如,假定采用具有 $30\text{--}116 \mu\text{m}$ 的芯体直径的多模光纤,并且激光束的发射波长为 $375\text{--}850\text{nm}$,则振动单元的振幅优选为 $0.001\text{--}0.1\text{mm}$ 且振动频率优选为 $50\text{--}100\text{Hz}$ 。此外,假定振动程度由加速度表示,则振动程度优选地在例如 0.1G (对应于 0.01mm 的振幅和 50Hz 的振动频率)至 5G 的范围内。

[0133] 如果光纤的芯体直径小于 $30 \mu\text{m}$, 则至光纤的透镜耦合效率由于半导体激光器的发光部分的宽度为大约 $10\text{--}30 \mu\text{m}$ 而降低, 并且光纤将对于位置精度过于灵敏。此外, 通用连接器中使用的套圈具有 $125 \mu\text{m}$ 的内径, 并且包括包覆层的光纤的外径优选为不超过套圈的内径。因此, 由于包覆层具有至少几 μm 的厚度, 因此光纤的芯体直径优选为 $116 \mu\text{m}$ 或更小。

[0134] 以下将说明通过使用图 16 的振动单元的结构获得的照明光的均匀性的测量结果。

[0135] 图 20 是显示在施加振动之后从振动单元到发光端的由横坐标表示的距离和与照明光的噪声相对应的由纵坐标表示的 RMS 值之间的关系的曲线图。施加到光纤的振动被设定成 500Hz 的振动频率和 0.001mm 的振幅。如图 20 中所示, 当从振动单元到发光端的距离超过 100cm 时, 照明光的噪声的增加比增加。此外, 在所述距离超过 200cm 增加到 500cm 之后, 噪声持续增加。

[0136] 当 RMS 值为大约 3700 时, 照明光的噪声是可忽略的。当 RMS 值变成大约 3900 时, 噪声在视觉上将被明显地识别出。因此, RMS 值优选地被限制到 3800 或更小。要注意的是 RMS 值为通过被限定为拍摄图像的 RGB16 位值的被提取的单个颜色的均方根值获得的数值(即, 在 QL 最大值为 65416 时的 RMS 值)。

[0137] 另外, 如果在诸如高频信号重叠在要供应给激光光源的驱动电流上(第二结构中所述)或者振动施加到光纤(第三结构中所述)的斑点噪声减少处理之后残留有斑点噪声, 则除斑点噪声减少处理之外还可以执行第一结构中所述的斑点噪声清除处理。

[0138] 本发明不局限于上述实施例, 本领域的技术人员将会理解在不背离本发明的精神和保护范围的前提下可以做出各种改变和修改。

[0139] 如至此详细说明, 至少说明了以下内容:

[0140] (1) 根据本发明的一个方面, 一种内窥镜系统通过对多种基本彩色成分具有灵敏性的成像装置在包括激光束的照明光下拍摄患者的图像, 对拍摄图像进行图像处理并输出合成图像作为观察图像。所述拍摄图像包括重叠有激光束的斑点噪声的第一基本彩色成分和不包括斑点噪声的第二基本彩色成分。所述内窥镜系统包括斑点噪声提取单元和控制器。斑点噪声提取单元根据第一基本彩色成分与第二基本彩色成分之间的差异信息提取斑点噪声成分。控制器根据提取的斑点噪声成分确定用于从第一基本彩色成分中清除斑点噪声成分的控制量。

[0141] 对于该内窥镜系统, 根据第一基本彩色成分与第二基本彩色成分之间的差异信息提取斑点噪声成分。通过使用该斑点噪声成分作为评估参数除去斑点噪声。因此, 已经难以定量评估的斑点噪声可以使用所述评估参数进行控制, 使得可以最佳地设置用于清除斑点噪声的控制量。因此, 在清除斑点噪声中不必执行无用的控制、过多的计算和类似操作。因此, 斑点噪声可以被以高效率最佳地除去。因此, 可以始终稳定地获得没有激光特有的闪烁和不均匀性的良好的观察图像。

[0142] (2) 在(1)的内窥镜系统中, 其中斑点噪声提取单元可以通过用每一个像素的第二基本色成分除第一基本色成分对拍摄图像的每一个像素提取斑点噪声成分。

[0143] 对于该内窥镜系统, 包括斑点噪声成分的第一基本彩色成分的图像除以不包括斑点噪声成分的第二基本彩色成分的图像, 以便提取其中第一和第二基本彩色成分不同的特

征量,即,以便提取由斑点噪声所引起的亮度的变化。因此,可以获得斑点噪声成分。

[0144] (3) 在(1)-(2)中任一项的内窥镜系统中,基本彩色成分可以包括红色、绿色和蓝色三原色。斑点噪声提取单元可以根据与拍摄图像的第一基本彩色成分相对应的B成分和与第二基本彩色成分相对应的G成分之间的差异信息来提取斑点噪声成分。

[0145] 对于该内窥镜系统,由于短波长的激光束包括斑点噪声,因此可以通过获得B成分与不同于B成分的彩色成分之间的差异信息来提取斑点噪声。此外,当使用三原色中具有相对较大亮度的G成分时,在从成分中获得差异中几乎不会产生除斑点噪声之外的噪声。因此,可以准确地获得斑点噪声。

[0146] (4) 在(1)-(2)中任一项的内窥镜系统中,基本彩色成分可以包括青色、品红色和黄色三种补色。内窥镜系统还可以包括颜色转换单元,所述颜色转换单元根据拍摄图像的C成分、M成分和Y成分通过计算获得与第一基本彩色成分相对应的B成分和与第二基本彩色成分相对应的G成分。斑点噪声提取单元可以根据通过计算获得的B成分与通过计算获得的G成分之间的差异信息提取斑点噪声成分。

[0147] 对于该内窥镜系统,在检测补色成分之后通过颜色转换单元获得B成分和G成分。因此,可以根据所述B成分与所述G成分之间的差异信息提取斑点噪声。

[0148] (5) 在(1)-(2)中任一项的内窥镜系统中,基本彩色成分可以包括青色、品红色、黄色和绿色四种补色。内窥镜系统还可以包括颜色转换单元,所述颜色转换单元根据拍摄图像的C成分、M成分和Y成分通过计算获得与第一基本彩色成分相对应的B成分。斑点噪声提取单元可以根据通过计算获得的B成分与拍摄图像的G成分之间的差异信息提取斑点噪声成分。

[0149] 对于该内窥镜系统,在检测补色成分之后通过颜色转换单元获得B成分。可以根据来自拍摄图像的G成分的差异信息提取斑点噪声。

[0150] (6) 在(1)-(5)中任一项的内窥镜系统中,控制器可以通过从每一个像素的第一基本彩色成分中减去每一个像素的斑点噪声成分来生成观察图像。

[0151] 对于该内窥镜系统,可以通过所述减法除去重叠在第一基本彩色成分上的斑点噪声成分。

[0152] (7) (1)-(6)中任一项的内窥镜系统还可以包括照明设备和高频率重叠单元。照明设备包括激光光源、磷光体和光纤。激光光源发射第一波长带的光。磷光体通过由第一波长带的光所引起的激发发射第二波长带的光。光纤将第一波长带的光从激光光源引导到磷光体以用于照射。照明设备可以通过混合第一波长带的光和第二波长带的光产生照明光。高频率重叠单元将高频信号重叠在要供应给激光光源的驱动电流上,以用于获得激光光源的多模振荡。控制器可以对高频信号进行反馈控制,以使斑点噪声成分的强度参数最小化。

[0153] 对于该内窥镜系统,由于重叠有高频信号的驱动电流被施加到激光光源,因此纵模改变成多模式,并且多个横向模式中的每一个获得波长分布。此外,横向模式相对于时间轴改变。因此,可以始终稳定地发射几乎没有散斑干涉的光。因此,可以防止斑点噪声出现在照射区中。此外,当要重叠在用于激光光源的驱动电流上的高频信号受到反馈控制时,斑点噪声成分可以被最小化。

[0154] (8) (1)-(6)中任一项的内窥镜系统还可以包括照明设备和振动单元。照明设备包

括激光光源、磷光体和光纤。激光光源发射第一波长带的光。磷光体通过由第一波长带的光所引起的激发发射第二波长带的光。光纤将第一波长带的光从激光光源引导到磷光体以用于照射。照明设备可以通过混合第一波长带的光和第二波长带的光产生照明光。振动单元被设置在内窥镜插入部分内并使光纤在沿轴向方向的方向上振动。控制器可以对振动单元的振动强度进行反馈控制,以使斑点噪声成分的强度参数最小化。

[0155] 对于该内窥镜系统,由于设置在内窥镜插入部分内的光纤通过振动单元振动,因此可以防止在照明光中出现不均匀的强度和斑点噪声,从而获得不会干扰疾病部分的观察的良好观察图像。此外,当振动单元施加的振动的强度受到反馈控制时,斑点噪声成分可以被最小化。

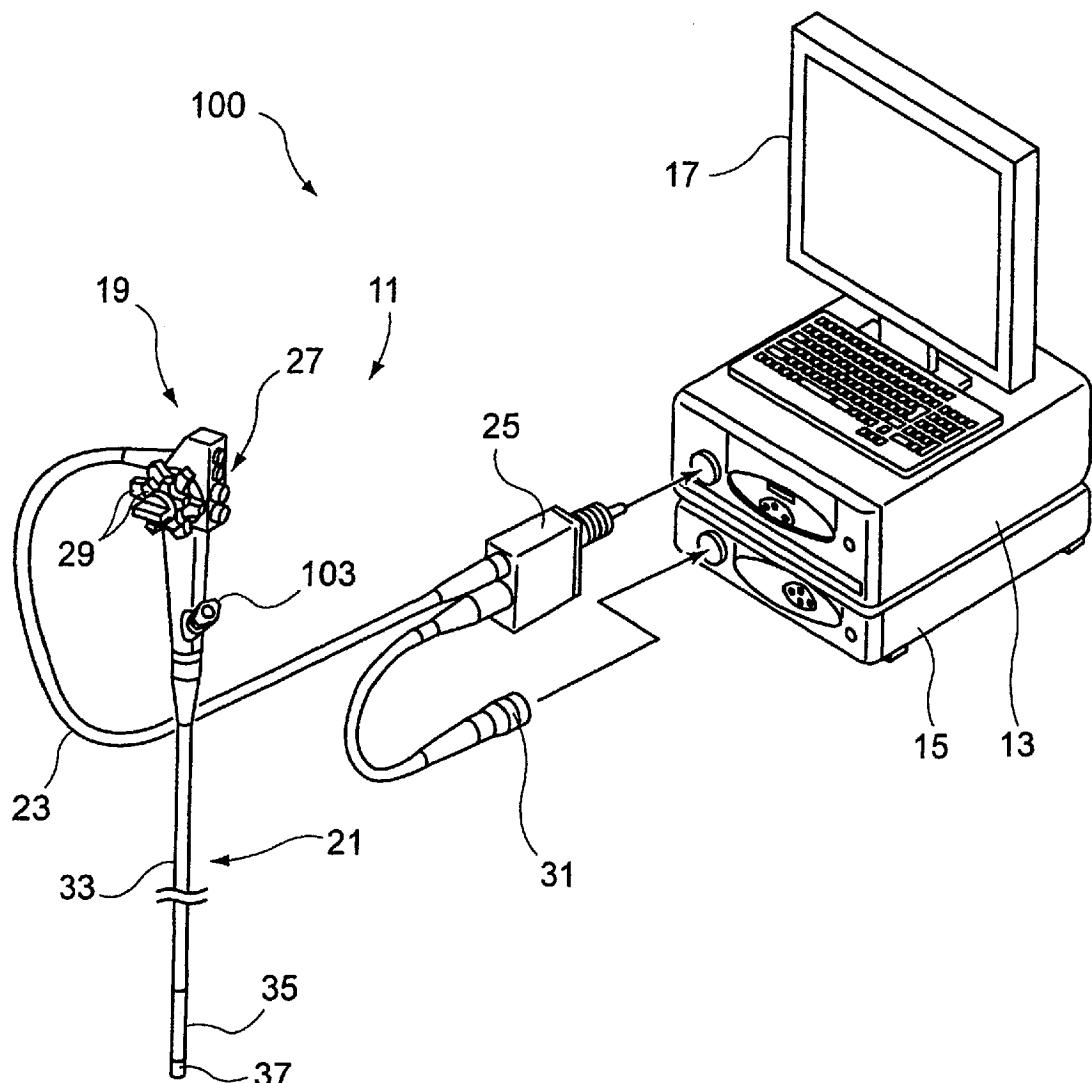


图 1

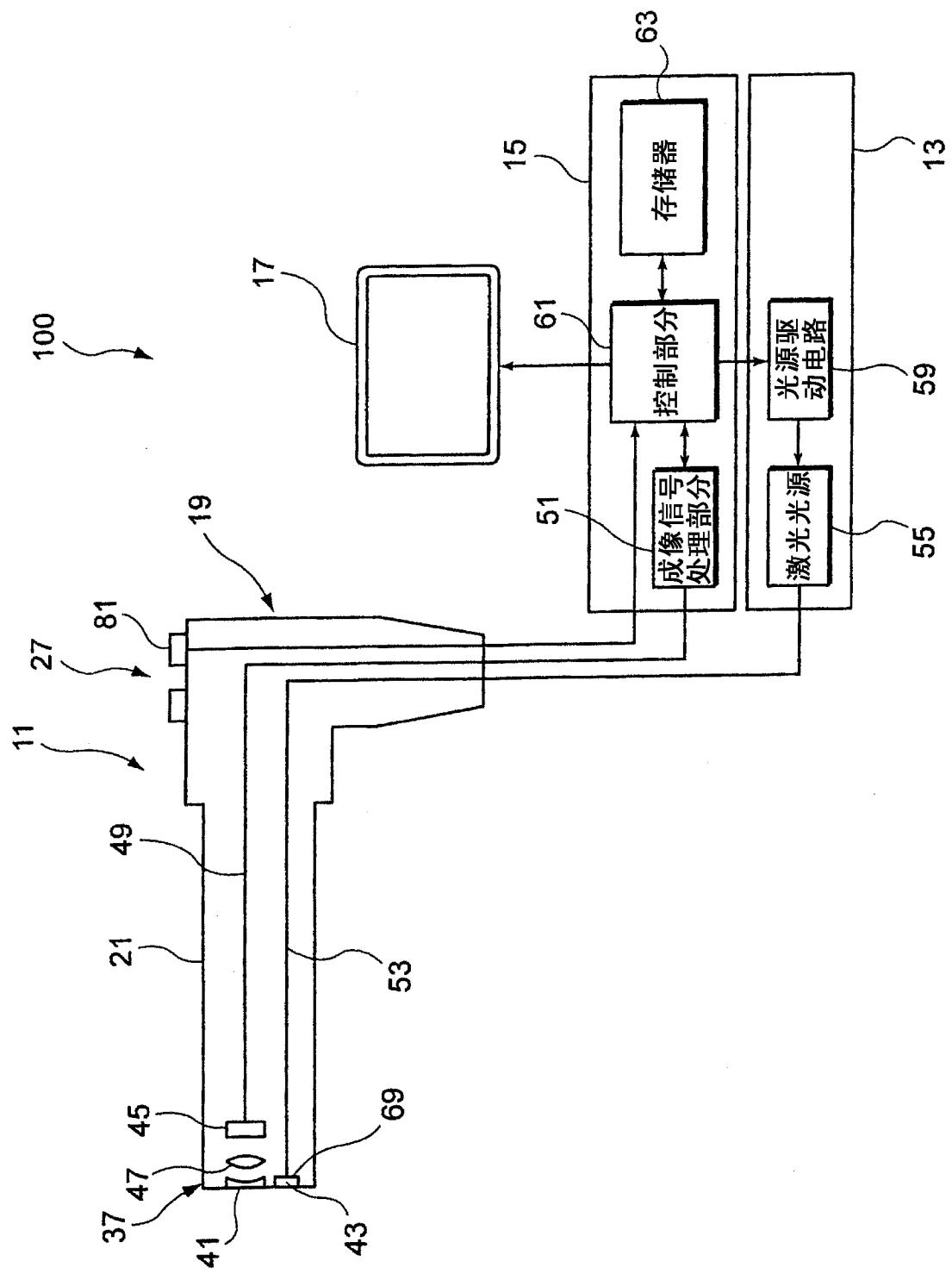


图 2

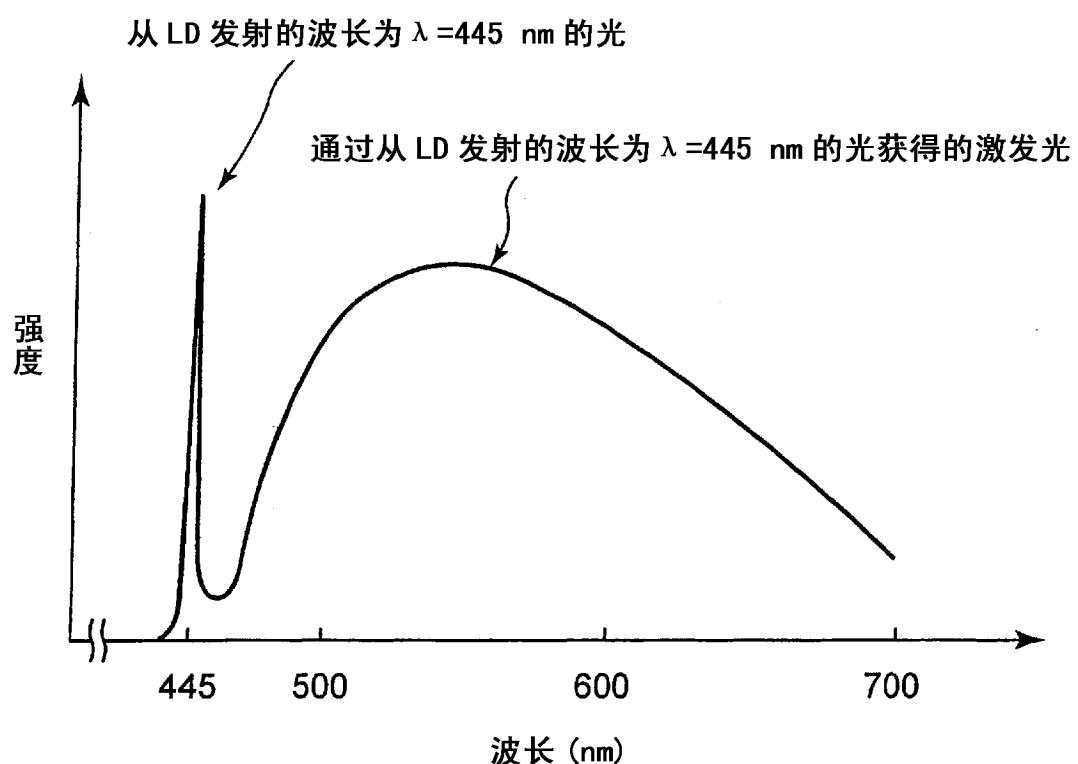


图 3

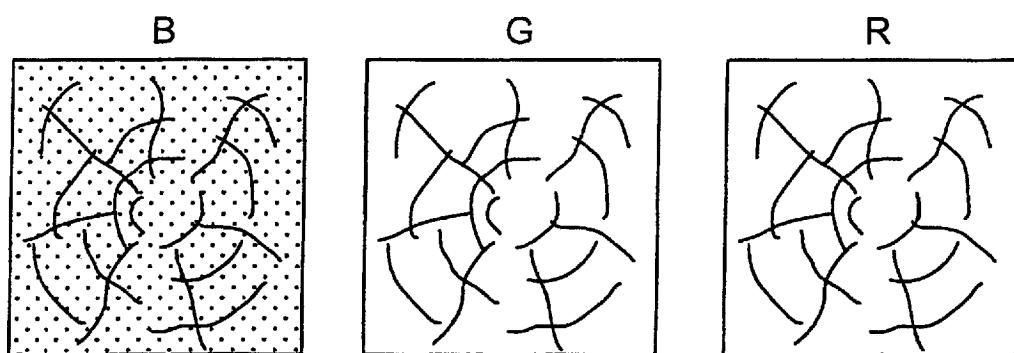


图 4

Bs

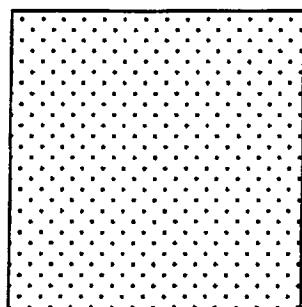
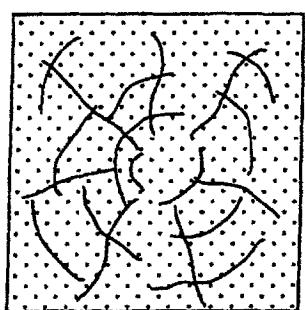
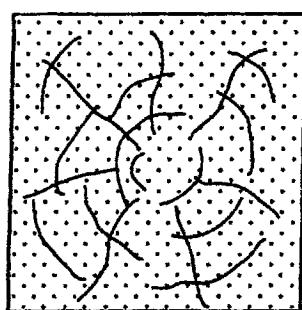


图 5

C



M



Y

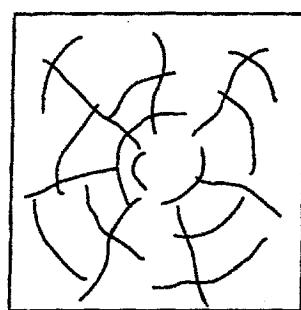


图 6

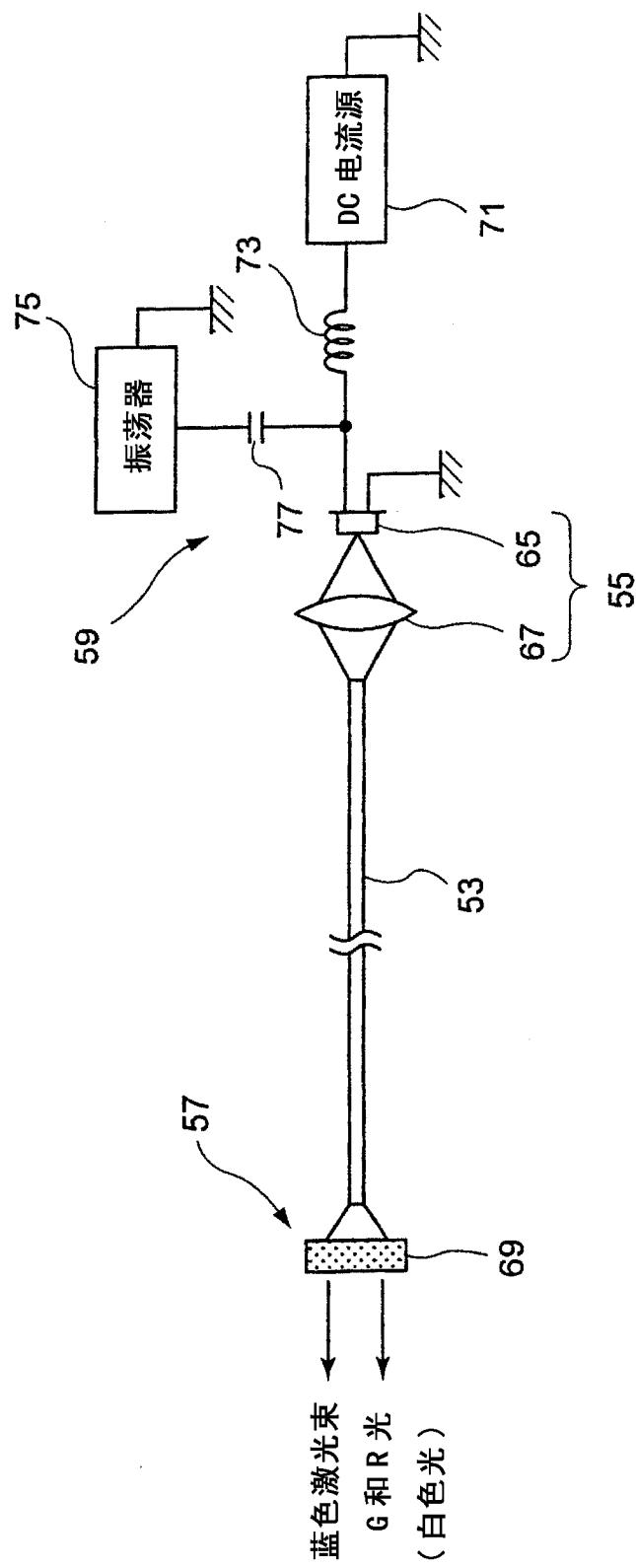
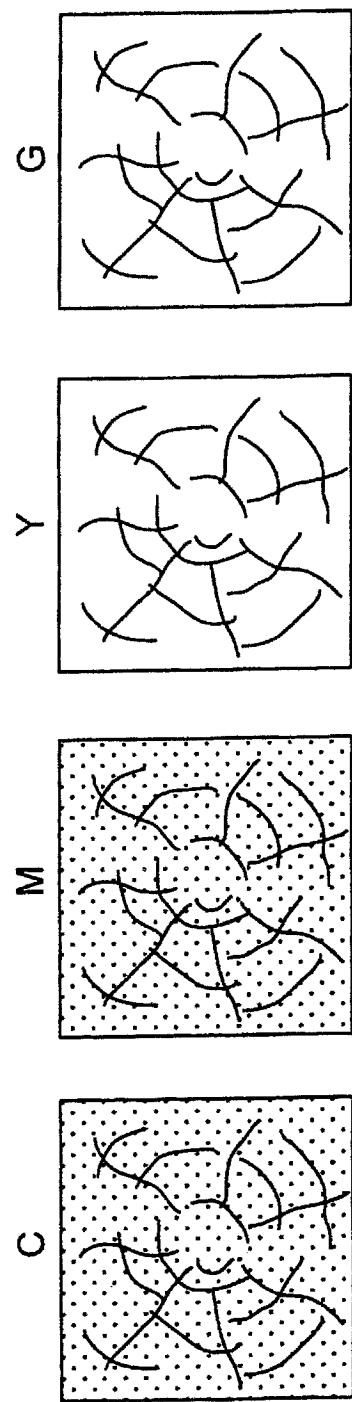


图 7

图 8

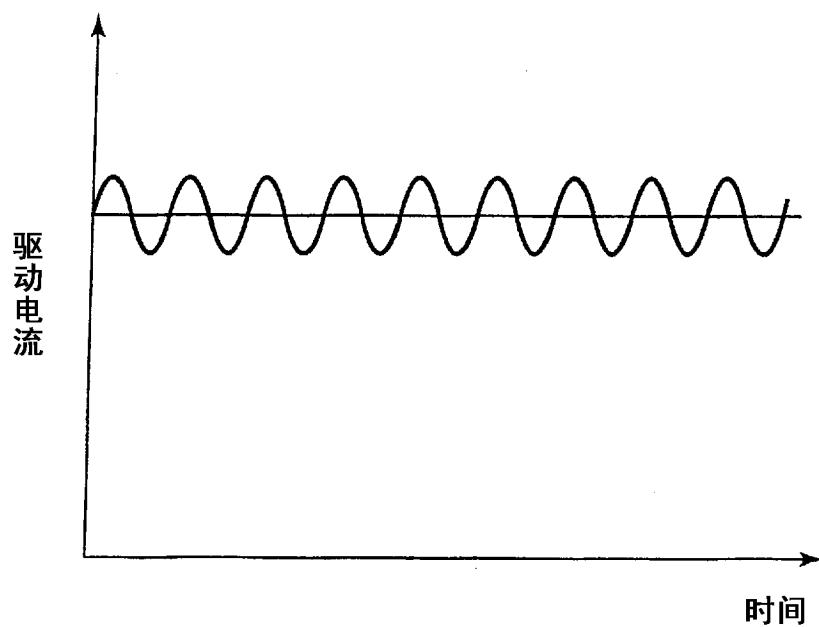


图 9

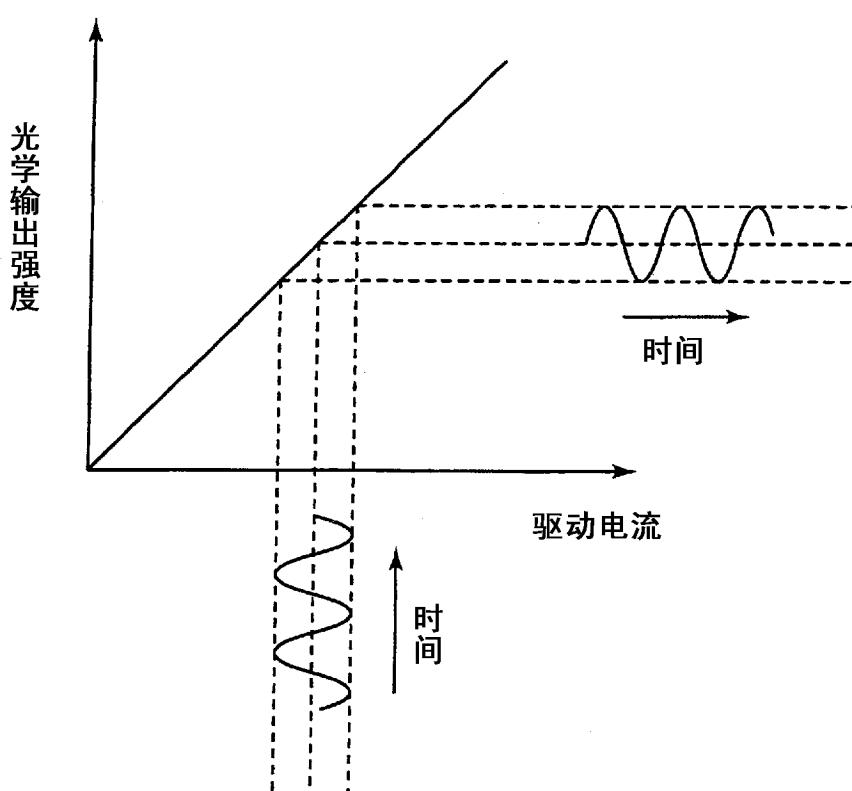


图 10

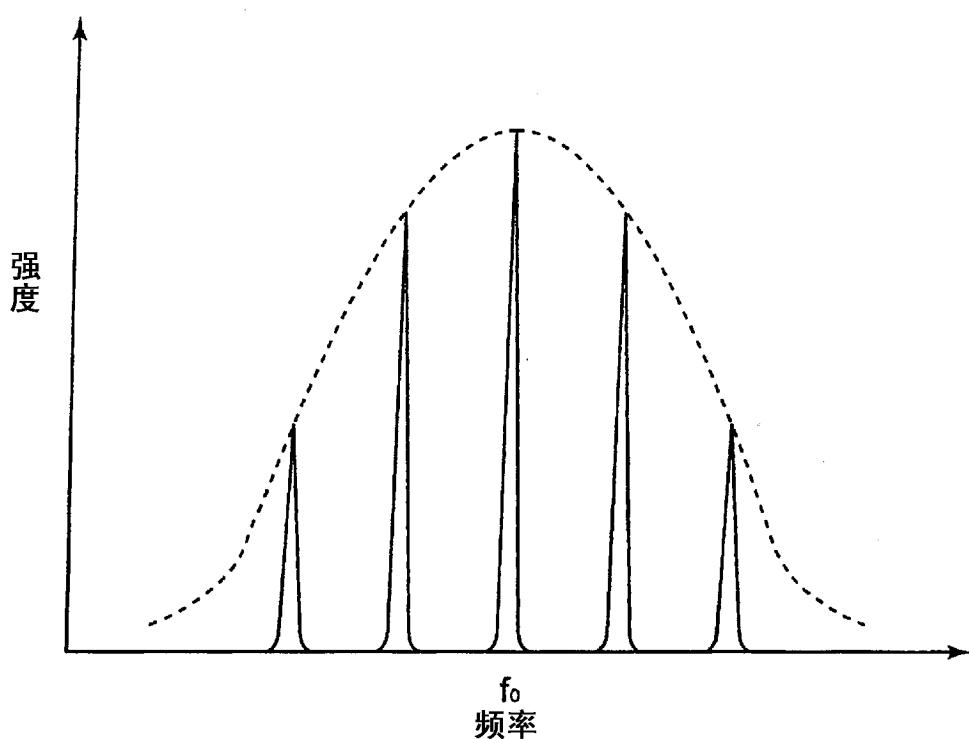


图 11

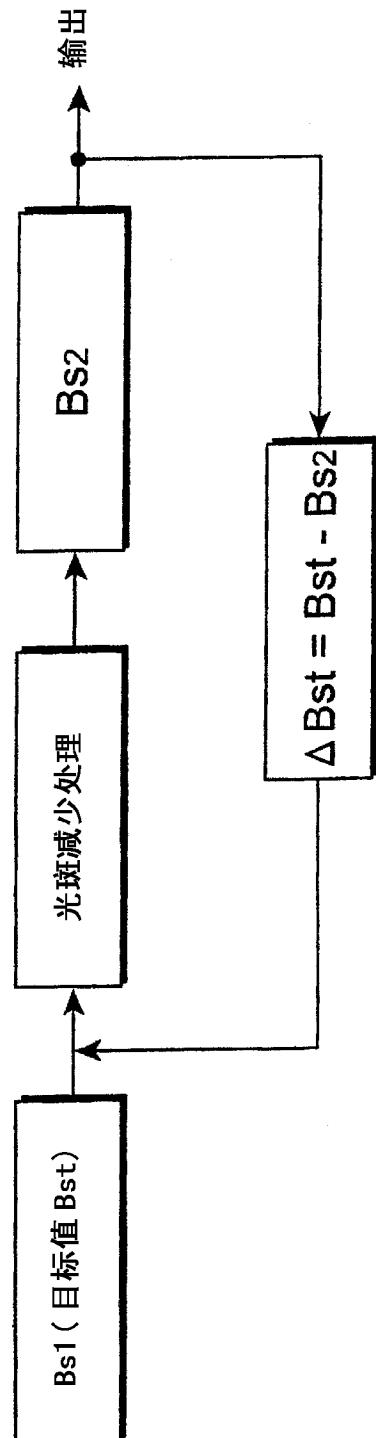


图 12

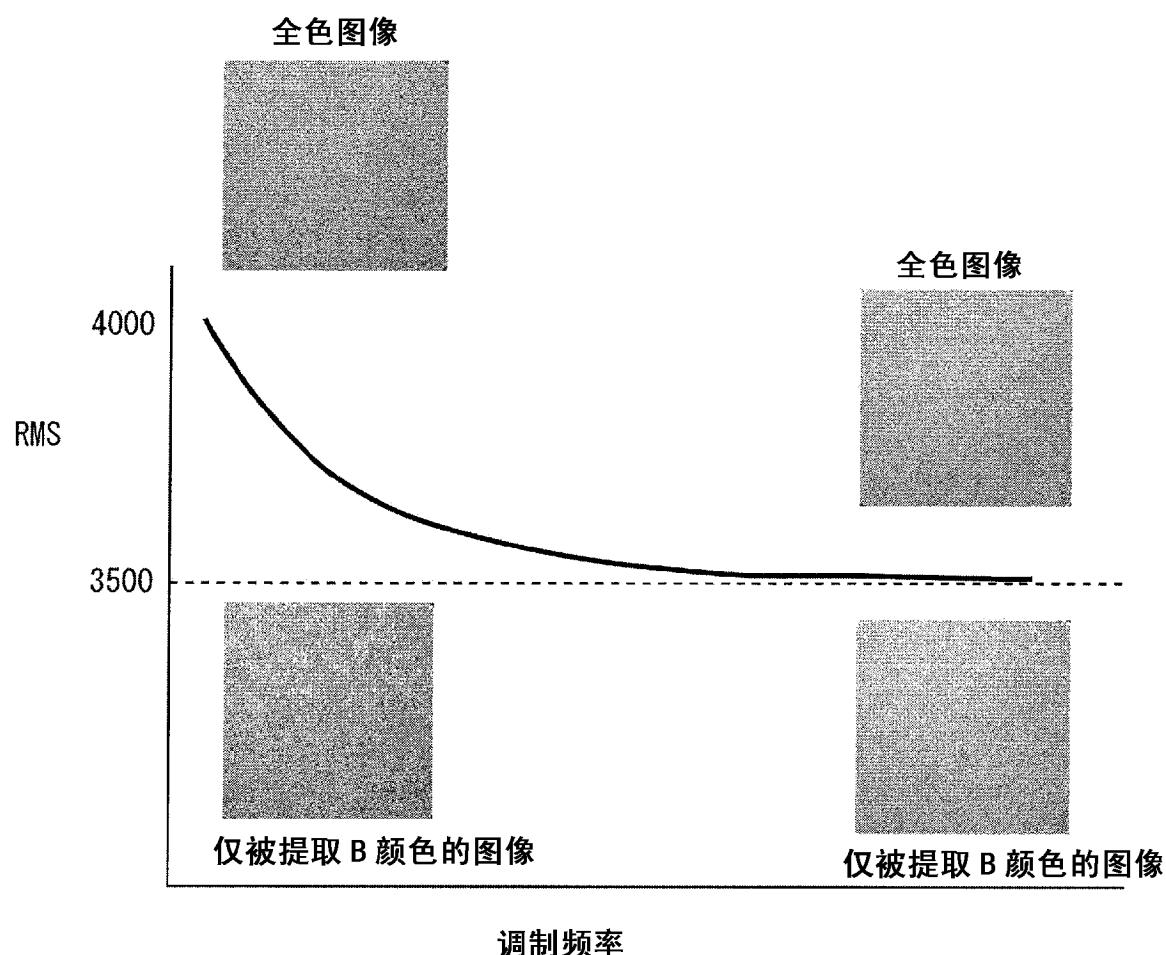


图 13

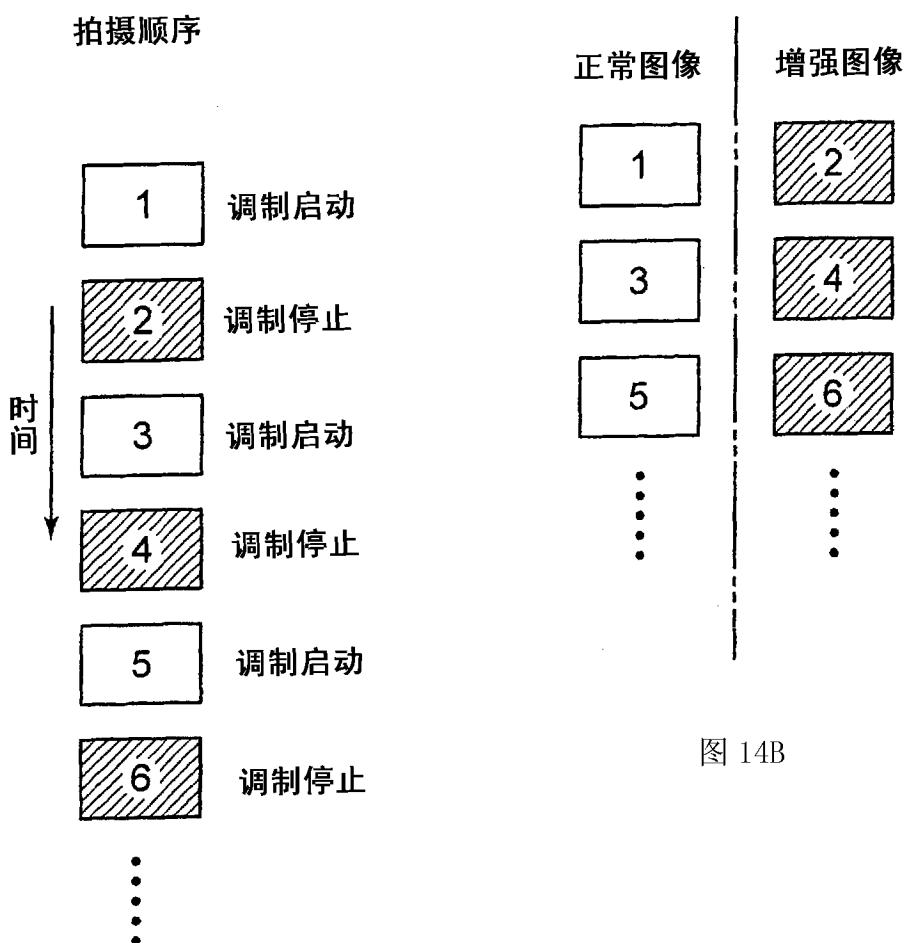


图 14A

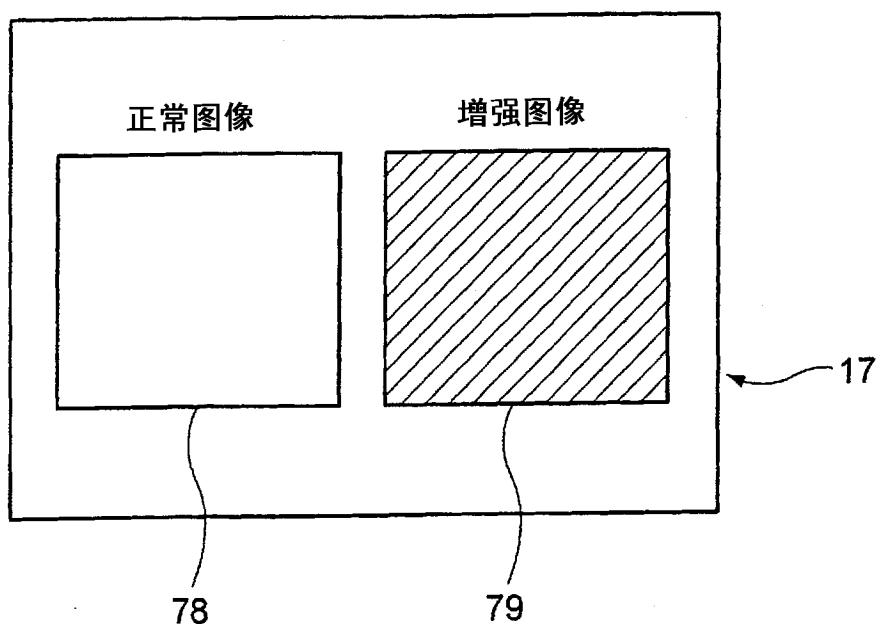


图 15

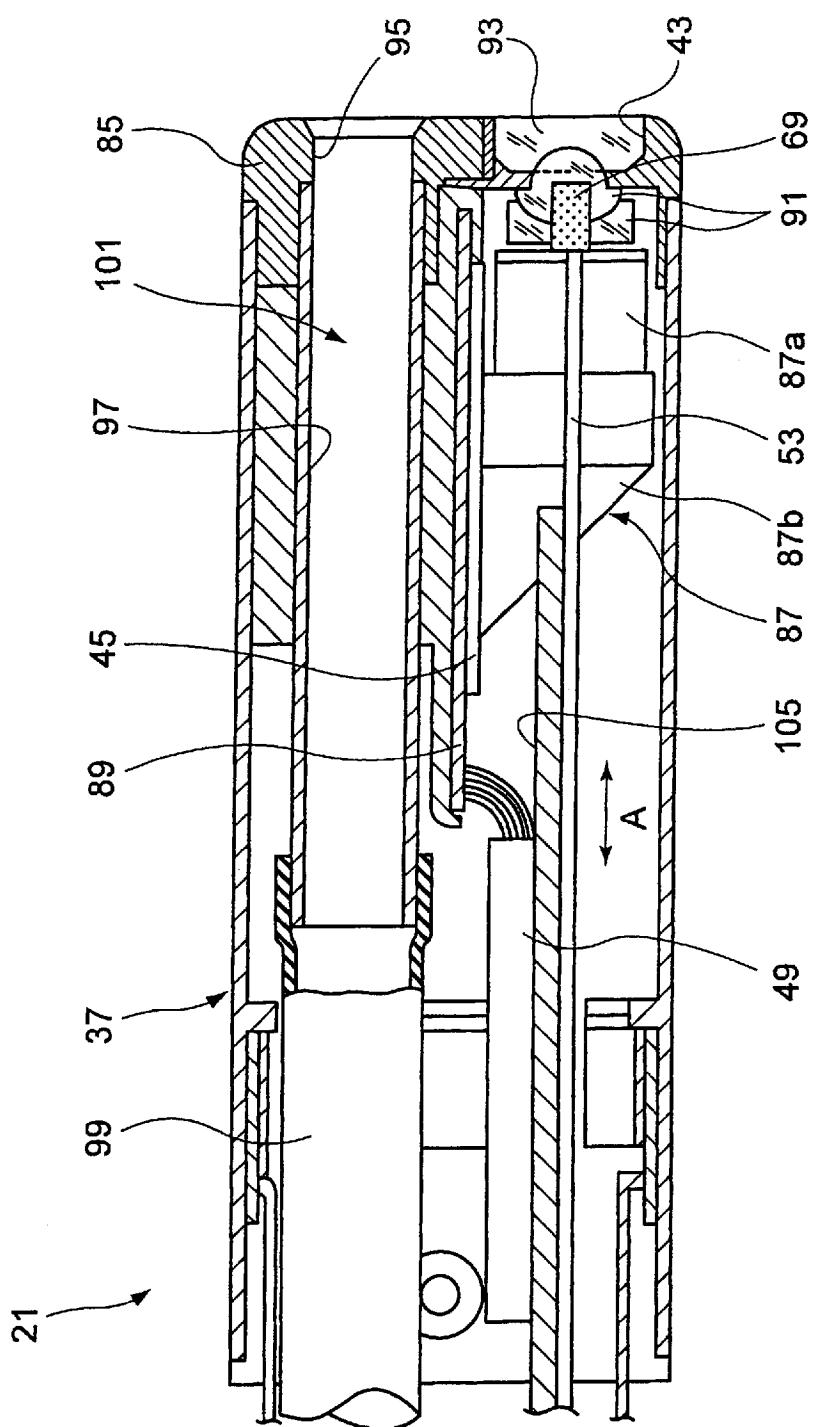


图 16

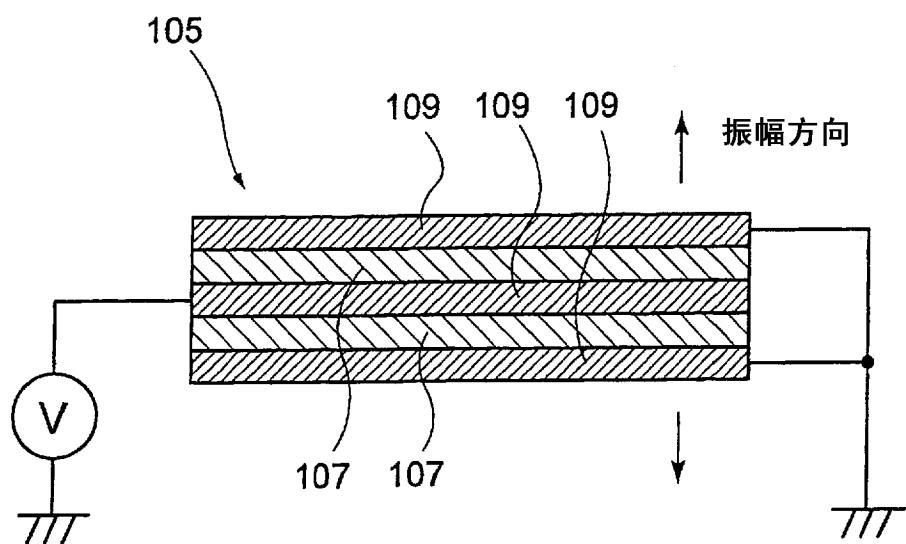


图 17

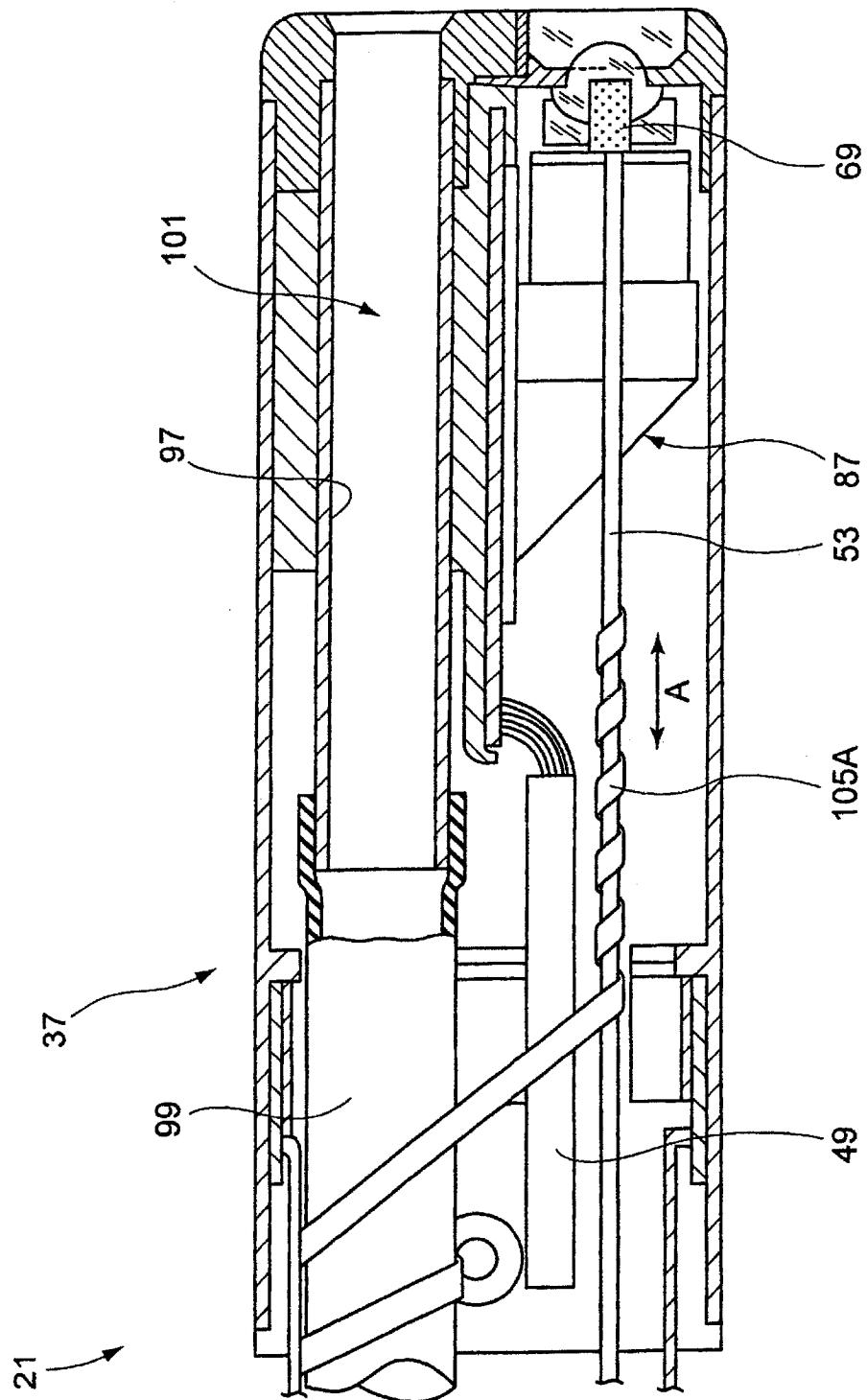


图 18

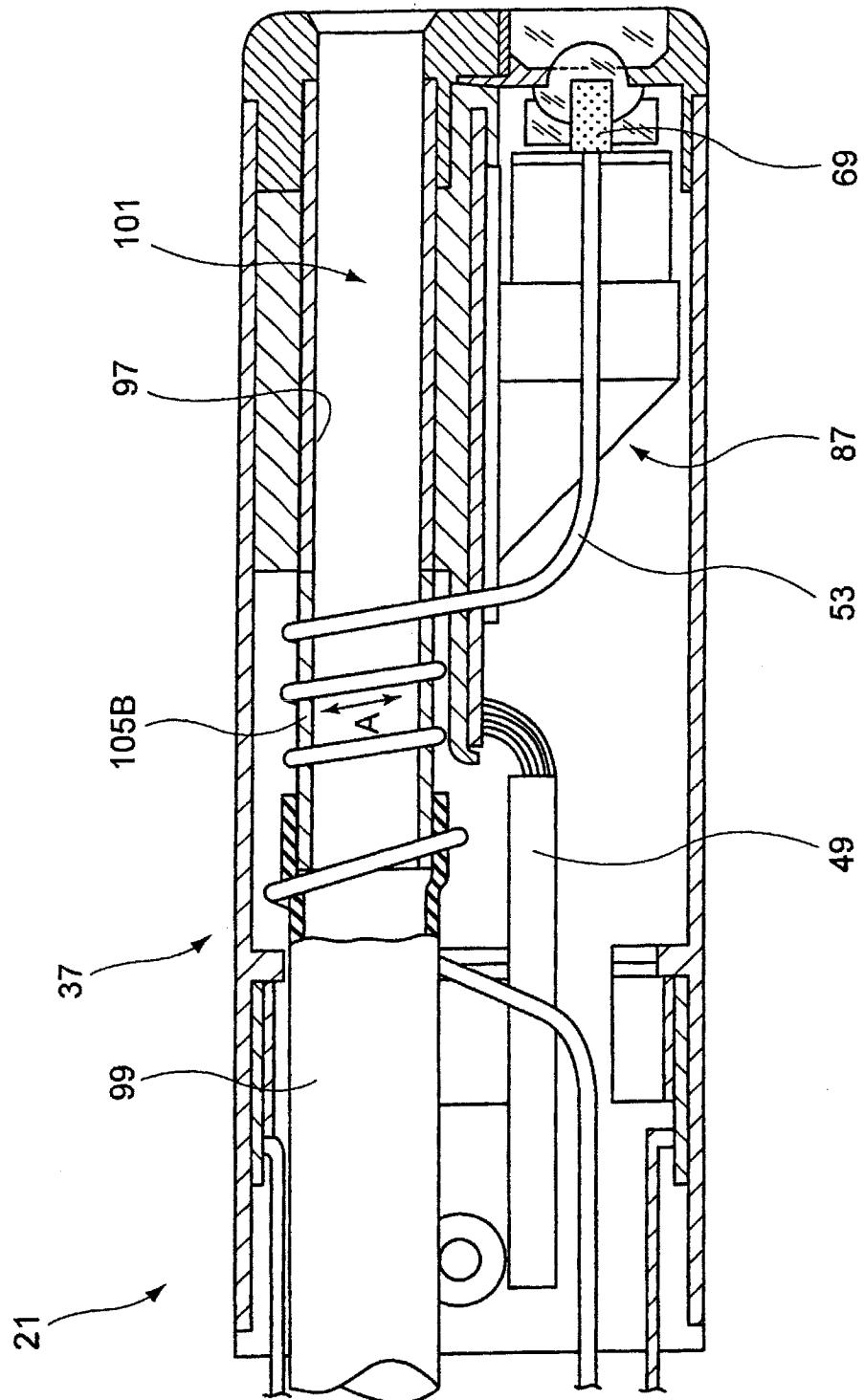


图 19

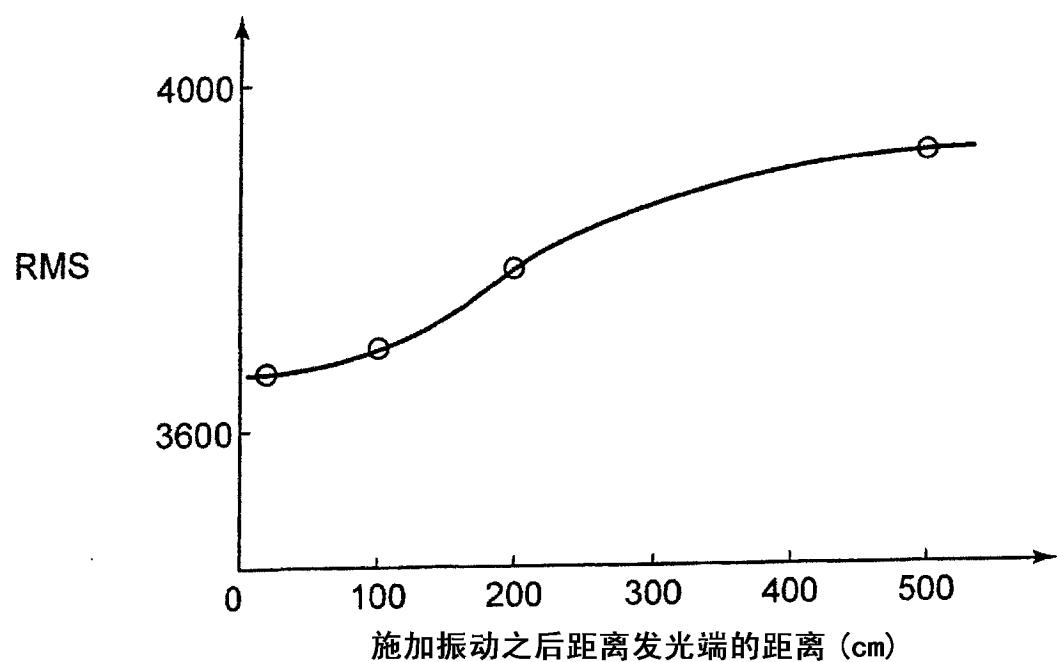


图 20

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	CN102293623A	公开(公告)日	2011-12-28
申请号	CN201110175447.9	申请日	2011-06-27
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	黑田修 饭田孝之		
发明人	黑田修 饭田孝之		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06		
CPC分类号	A61B1/0653 G06T2207/10024 G06T5/002 A61B1/07 G06T5/00 G02B27/48 A61B1/05 G02B23/24 G02B23/2469 G06T2207/10068		
代理人(译)	杨静		
优先权	2010146865 2010-06-28 JP		
其他公开文献	CN102293623B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种能够稳定地获得没有散斑干涉的图像的内窥镜系统。拍摄的图像包括重叠有激光束的斑点噪声的第一基本彩色成分B和不包括斑点噪声的第二基本彩色成分。根据第一基本彩色成分B与第二基本彩色成分G之间的差异信息提取斑点噪声成分Bs。根据提取的斑点噪声成分Bs，从第一基本彩色成分B中除去斑点噪声成分Bs以获得没有斑点噪声的良好的观察图像。

