

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200680051387.7

[51] Int. Cl.

A61B 10/00 (2006.01)

A61B 5/107 (2006.01)

A61B 1/04 (2006.01)

A61B 19/00 (2006.01)

[43] 公开日 2009 年 2 月 4 日

[11] 公开号 CN 101360460A

[22] 申请日 2006.11.17

[21] 申请号 200680051387.7

[30] 优先权

[32] 2006. 1. 20 [33] JP [31] 013028/2006

[86] 国际申请 PCT/JP2006/323010 2006.11.17

[87] 国际公布 WO2007/083437 日 2007.7.26

[85] 进入国家阶段日期 2008.7.18

[71] 申请人 住友电气工业株式会社

地址 日本大阪府

[72] 发明人 长谷川健美 岩崎孝 奥野俊明
大西正志

[74] 专利代理机构 北京天昊联合知识产权代理有限公司

代理人 何立波 张天舒

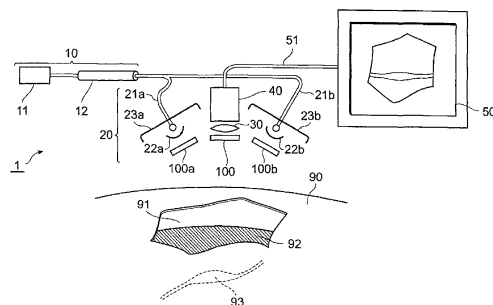
权利要求书 2 页 说明书 10 页 附图 4 页

[54] 发明名称

摄像系统

[57] 摘要

本发明提供一种摄像系统(1)，其具有：照明光源部(10)，其射出具有近红外波长的照明光；照明光学系统(20)，其将从照明光源部(10)射出的照明光向观察对象(90)照射；摄像光学系统(30)，其对由照明光学系统(20)向观察对象(90)照射并被散射、反射或折射的照明光进行引导，作为物体光；以及摄像部(40)，其在近红外波段具有摄像灵敏度，接收由摄像光学系统(30)引导来的物体光，对观察对象(90)进行摄像，摄像部(40)接收透过水及血红蛋白后的物体光。



1. 一种摄像系统，其适用于对血液中的观察对象进行摄像，其具有：

照明光源部，其射出具有近红外波长的照明光；

照明光学系统，其将从前述照明光源部射出的照明光向观察对象照射；

摄像光学系统，其对由前述照明光学系统向前述观察对象照射并被散射、反射或折射的照明光进行引导，作为物体光；以及

摄像部，其在近红外波段具有摄像灵敏度，接收由前述摄像光学系统引导来的物体光，对前述观察对象进行摄像。

2. 根据权利要求1所述的摄像系统，前述照明光源部射出的照明光，包含波长落在 $0.9\mu\text{m}\sim 1.3\mu\text{m}$ 或 $1.5\mu\text{m}\sim 1.8\mu\text{m}$ 范围内的光。

3. 根据权利要求1所述的摄像系统，前述照明光源部射出的照明光包含波长落在 $0.9\mu\text{m}\sim 1.1\mu\text{m}$ 范围内的光，
前述摄像部包含由硅构成的 CCD。

4. 根据权利要求1所述的摄像系统，前述照明光源部包含：
脉冲激光光源，其输出脉冲光；以及
光纤，其使从该脉冲激光光源输出的脉冲光与 HE₁₁ 模式耦合，利用非线性光学效应对前述脉冲光的频谱进行扩展并作为前述照明光输出。

5. 根据权利要求1所述的摄像系统，前述照明光源部及前述摄像部中的至少一个，包含由 InGaAs 系材料构成的元件。

6. 根据权利要求1所述的摄像系统，前述照明光源部及前述摄像部中的至少一个，包含由 Extended-InGaAs 系材料构成的元件。

7. 根据权利要求 1 所述的摄像系统, 前述照明光源部及前述摄像部中的至少一个, 包含由 GaInNAsSb 系材料构成的元件。

8. 根据权利要求 5 至 7 中任一项所述的摄像系统, 前述摄像部为 2 维摄像元件。

9. 根据权利要求 1 所述的摄像系统, 前述照明光学系统包含无影灯反射镜, 其将从前述照明光源部射出的照明光反射而向前述观察对象照射。

10. 根据权利要求 1 所述的摄像系统,

前述照明光学系统包含照明用光纤, 其将从前述照明光源部射出的照明光向前述观察对象进行导波,

前述摄像光学系统包含摄像用光纤, 其将由前述观察对象产生的物体光向前述摄像部进行导波,

前述照明用光纤及前述摄像用光纤设置于内窥镜内。

11. 根据权利要求 1 所述的摄像系统, 其还具有光学滤光器, 该光学滤光器配置于前述照明光源部和前述观察对象之间, 使从前述照明光源部射出的照明光中规定波长的光透过。

12. 根据权利要求 1 所述的摄像系统, 其还具有光学滤光器, 该光学滤光器配置于前述观察对象和前述摄像部之间, 使由前述观察对象产生的物体光中规定波长的光透过。

摄像系统

技术领域

本发明涉及一种摄像系统，其适用于观察·记录手术区域及血管内部。

背景技术

作为可以用于观察·记录手术区域及血管内部的摄像系统，已知专利文献1、2所公开的技术。对于专利文献1中公开的摄像系统，在血管内窥镜中具有切换透明流体流速的机构，通过利用高速流体将血液从视野中排出后，利用低速流体防止血液向视野侵入，从而实现了对血管内部安全地进行光学观察。专利文献2公开的摄像系统，通过将透镜保持在用于对手术区域进行照明的照明光聚焦在手术区域的保持部上，经由该透镜利用摄像部对手术区域进行摄像，而拍摄出明亮的像。

专利文献1：美国专利5053002号说明书

专利文献2：美国专利5803905号说明书

发明内容

但是，在专利文献1公开的摄像系统中，向观察对象的介入程度较大，难以进行长时间的观察。另外，为了防止血液遮挡视野，而向血管内注入透明流体。因此，使血管内压上升及血液组成变化。另一方面，在专利文献2公开的摄像系统中，在存在出血的手术区域中视野受到限制，另外，在存在出血的手术区域中会由血液遮挡视野。这样，专利文献1、2公开的摄像系统都不适用于医疗。本发明就是为了解决上述问题而提出的，其目的在于提供一种适用于医疗的摄像系统。

本发明所涉及的摄像系统，其适用于对血液中的观察对象进行

摄像，其具有：照明光源部，其射出具有近红外波长的照明光；照明光学系统，其将从照明光源部射出的照明光向观察对象照射；摄像光学系统，其对由照明光学系统向观察对象照射并被散射、反射或折射的照明光进行引导，作为物体光；以及摄像部，其在近红外波段具有摄像灵敏度，接收由摄像光学系统引导来的物体光，对观察对象进行摄像。

在本发明涉及的摄像系统中，从照明光源部射出具有近红外波长的照明光。如果从该照明光源部射出的照明光通过照明光学系统而照射在观察对象上，则作为物体光而生成由该观察对象散射、反射或者折射后的照射光。由该观察对象产生的物体光，由摄像光学系统向在近红外波段具有摄像灵敏度的摄像部引导，并利用该摄像部对观察对象（的关心区域）进行摄像。此时，由摄像部接收透过水以及血红蛋白后的物体光。即使在观察对象的关心区域被血液覆盖这样的情况下，由于照明光以及物体光透过血液，因此使该摄像系统适用于医疗。

在本发明涉及的摄像系统中，优选照明光源部射出的照明光，包含波长落在 $0.9\mu\text{m}\sim 1.3\mu\text{m}$ 或 $1.5\mu\text{m}\sim 1.8\mu\text{m}$ 范围内的光，更优选包含波长落在 $1.2\mu\text{m}\sim 1.3\mu\text{m}$ 或 $1.6\mu\text{m}\sim 1.8\mu\text{m}$ 范围内的光。在该情况下，特别地，由于照明光以及物体光低损耗地透过血液，因此优选。

另外，优选照明光源部射出的照明光包含波长落在 $0.9\mu\text{m}\sim 1.1\mu\text{m}$ 范围内的光，摄像部包含由硅构成的 CCD。由硅构成的 CCD 价格低，在波长小于或等于 $1.1\mu\text{m}$ 的波段中具有摄像灵敏度。因此，可以使用低价的 CCD 对物体光进行摄像。另外，在波长小于或等于 $1.1\mu\text{m}$ 的波段中，还可以通过使用波长为 $0.9\mu\text{m}\sim 1.1\mu\text{m}$ 这样的长波长的光，使散射减弱，同时提高观察深度。

在本发明涉及的摄像系统中，优选照明光源部包含：脉冲激光光源，其输出脉冲光；以及光纤，其使从该脉冲激光光源输出的脉冲光与 HE11 模式耦合，利用非线性光学效应对脉冲光的频谱进行扩展并作为照明光输出。在该情况下，由于从该照明光源部射出的照明光为宽频超连续光，因此优选。由于当观察对象具有与照明光的波长一致的吸收线时，存在使观察对象发热的风险，因此优选使用如 SC 光

那样使频谱扩展后的照明光。

在本发明涉及的摄像系统中，照明光源部及摄像部中至少一个，优选包含由 InGaAs 系材料构成的元件（例如发光元件或 2 维摄像元件），优选包含由 Extended-InGaAs 系材料构成的元件，优选包含由 GaInNAsSb 系材料构成的元件。在该情况下，由于在近红外具有高灵敏度，因此优选。此外，优选摄像部为 2 维摄像元件。另外，如果使用由 InGaAs 系材料构成的元件，则可以射出或接收波长小于 $1.7\mu\text{m}$ 的光。如果使用由 Extended-InGaAs 系材料构成的元件，则可以射出或接收波长大于或等于 $1.7\mu\text{m}$ 的光。特别地，如果使用由 Extended-InGaAs 系材料构成的元件，则可以在室温下射出或接收波长大于或等于 $1.7\mu\text{m}$ 而小于或等于 $2.65\mu\text{m}$ 的光。如果使用由 GaInNAsSb 系材料构成的元件，则在波长为 $1.7\sim 3.0\mu\text{m}$ 的范围内，可以将噪声抑制为较低，得到鲜明的图像。作为其原因之一，可以认为是由于 GaInNAsSb 系材料与 InP 共格。

在本发明涉及的摄像系统中，优选照明光学系统包含无影灯反射镜，其将从照明光源部射出的照明光反射而向观察对象照射。在该情况下，适于例如对位于手术区域中的观察对象进行摄像。

在本发明涉及的摄像系统中，优选照明光学系统包含照明用光纤，其将从照明光源部射出的照明光向观察对象进行导波，摄像光学系统包含摄像用光纤，其将由观察对象产生的物体光向摄像部进行导波，照明用光纤及摄像用光纤设置于内窥镜内。在该情况下，适于例如对血管内壁进行摄像。

优选本发明涉及的摄像系统还具有光学滤光器，其配置于照明光源部和观察对象之间，使从照明光源部射出的照明光中规定波长的光透过。在该情况下，可以将所需波长的光选择性地照射在观察对象上。另外，优选本发明涉及的摄像系统还具有光学滤光器，其配置于观察对象和摄像部之间，使由观察对象产生的物体光中规定波长的光透过。在该情况下，摄像部可以选择性地接收所需波长的光。

发明的效果

根据本发明，可以提供适用于医疗的摄像系统。

附图说明

图 1 是第 1 实施方式涉及的摄像系统 1 的结构图。

图 2 是表示变形例涉及的照明光源部 10 的结构图。

图 3 是表示变形例涉及的照明光源部 10 的结构图。

图 4 是第 2 实施方式涉及的摄像系统 2 的结构图。

符号的说明

1、2…摄像系统，10…照明光源部，11…脉冲激光光源，12…光纤，20…照明光学系统，21a、21b…照明用光纤，22a、22b…反射镜，23a、23b…无影灯反射镜，24a、24b…透镜、25…反射镜，30…摄像光学系统，31…摄像用光纤，34…透镜，40…摄像部，50…显示部，60…内窥镜，90…观察对象，91…关心区域，92…切开部，93…血液，95…关心区域，96…血液，100、100a、100b…光学滤光器。

具体实施方式

下面，参照附图对本发明的优选实施方式详细地进行说明。此外，在附图说明中对相同或同种要素标注相同的标号，省略重复的说明。

（第 1 实施方式）

首先，对本发明涉及的摄像系统的第 1 实施方式进行说明。图 1 是第 1 实施方式涉及的摄像系统 1 的结构图。该图所示的摄像系统 1 具有照明光源部 10、照明光学系统 20、摄像光学系统 30、摄像部 40 以及显示部 50。摄像系统 1 适用于观察手术对象即观察对象 90 的关心区域 91。

照明光源部 10 用于射出具有近红外波长的照明光，作为一个例子，其包含脉冲激光光源 11 及高非线性光纤 12。脉冲激光光源 11 射出功率为 10~100mW 且波长为 1.55 μ m 的脉冲光。该输出的脉冲光与光纤 12 的 HE11 模式耦合。光纤 12 在脉冲光的波长下具有

20[W⁻¹km⁻¹] (优选为 30[W⁻¹km⁻¹]) 的非线性系数 γ , 具有绝对值小于或等于 0.03[ps/nm²/km] 的波长色散斜率。其结果, 通过光纤 12 中的非线性光学效应而使脉冲光的频谱扩展, 由光纤 12 产生作为超连续光(SC 光)而熟知的宽频光。优选该 SC 光在波长范围 0.9 μ m~3.0 μ m, 更优选在波长范围 1.2 μ m~1.8 μ m 中, 具有大于或等于 1 μ W/nm 的频谱密度的光功率。光纤 12 将 SC 光作为照明光输出。

此外, 作为照明光可以使用下述几种激光器获得, 即: 发光波长位于 0.9~1.1 μ m 或 1.3 μ m、或 1.5~1.7 μ m 的激光二极管; 发光波长为 1.06 μ m 的 Nd:YAG 激光器和掺 Yb 光纤激光器; 发光波长为 1.55 μ m 的掺 Er 光纤激光器; 或由上述激光器的激光进行激励的拉曼激光器等。但是, 在激光的功率集中在特定波长的情况下, 由于当观察对象 90 具有与该波长一致的吸收线时, 存在使观察对象 90 发热的风险, 因此优选使用如 SC 光那样频谱扩展后的照明光。

照明光源 10 也可以包含例如激光二极管(LD)、LED、高亮度发光二极管(SLD)等光源。在该情况下, 可以使照明光源部 10 廉价, 可以使照明光源部 10 的结构简单。照明光源部 10 也可以是例如射出下述光的 LED, 该光在波长为 1.2~1.4 μ m 或 1.5~1.9 μ m 的范围内具有峰值波长, 峰值的半高宽大于或等于 5nm。照明光源部 10 也可以是例如在波长为 1.2~1.4 μ m 或 1.5~1.9 μ m 的范围内具有峰值波长的激光二极管。

优选照明光源部 10 包含由 InGaAs 系材料、Extended-InGaAs 或 GaInNaSb 系材料构成的发光元件。如果使用由 InGaAs 系材料构成的发光元件, 则可以射出波长小于 1.7 μ m 的光。如果使用由 Extended-InGaAs 系材料构成的发光元件, 则可以射出波长大于或等于 1.7 μ m 而小于或等于 2.65 μ m 的光。对于 Extended-InGaAs 系材料, 在例如 IPRM(InP & Related Material) 2003 中详细地进行了说明。可以在 InP 基板上生长出多个 InAsP 阶梯层(step layer), 在 InAsP 缓冲层上生长出 Extended-InGaAs 层。

例如, 在使用激光光源作为光源的情况下, 优选照明光源 10 包含相干性降低单元, 其使从激光二极管射出的激光的相干性降低。在

该情况下,由于可以抑制激光的斑纹及干涉的发生,因此可以获得噪声低的信号。由此,可以得到高精度的图像数据。作为相干性降低单元,例如,可以举出积分球、扩散板等。另外,还具有通过使用多个光源部进行多重照射而实现低相干化的方法。照明光源部 10 也可以包含光调制器,其对从激光二极管射出的激光进行高速调制。在该情况下,作为摄像部 40 则使用仅可以检测比高速调制后的激光速度低的激光的部件,可以通过将由该摄像部 40 检测出的信号进行时间平均而使相干性降低。

另外,优选照明光包含波长落在 $0.9\mu\text{m}\sim 1.1\mu\text{m}$ 范围内的光,摄像部 40 为由硅构成的 CCD。由硅构成的 CCD 价格低,在波长小于或等于 $1.1\mu\text{m}$ 的波段中具有摄像灵敏度。另外,在波长小于或等于 $1.1\mu\text{m}$ 的波段中,还可以通过使用波长为 $0.9\mu\text{m}\sim 1.1\mu\text{m}$ 这样的长波长的光,使散射减弱,同时提高观察深度。

图 2 (A) ~ 图 2 (C) 及图 3 是表示变形例涉及的照明光源部 10 的结构图。如图 2 (A) 所示,照明光源部 10 也可以包含例如 LED 102、以及与 LED 102 光学结合的波长可变滤光器 104。在该情况下,可以低成本且简便地使从 LED 102 射出的光的波段改变为规定波段(例如 $1.2\sim 1.3\mu\text{m}$ 或 $1.6\sim 1.8\mu\text{m}$)。也可以取代波长可变滤光器 104,而使用使规定波段(例如波长为 $1.2\sim 1.3\mu\text{m}$)的光透过的波长固定滤光器。此外,也可以取代波长可变滤光器 104,而使用能够将中心波长互不相同的 3 种波长同时取出的滤光器 104a (参照图 3)。为了取出 3 种波长,滤光器 104a 可以是将带通滤光器级联连接而构成,也可以是将低通滤光器和高通滤光器组合而成。在滤光器 104a 为波长可变滤光器的情况下,可以在将所取出的 3 种波长的中心波长之间的间隔固定的状态下使中心波长值偏移,也可以使各自的中心波长独立地移动。通过将这样划分的 3 种波长分别分配给可见的 3 原色 (RGB),在利用可见区域的图像进行显示的情况下,可以根据颜色的差异直接分辨 3 种波长。

如图 2 (B) 所示,照明光源部 10 也可以包含例如波长可变激光二极管 106。作为波长可变激光二极管 106 可以使用例如外部谐振

器型激光二极管。在该情况下，由于从波长可变激光二极管 106 射出具有高功率的多个波长的光，因此对于多个波长的任何一个都可以以高 SN 比获得信号。从波长可变激光二极管 106 射出的光的波长位于规定波段（例如 $1.2\sim 1.3\mu\text{m}$ 或 $1.6\sim 1.8\mu\text{m}$ ）。另外，波长可变激光二极管 106 也可以包含激光二极管、以及对该激光二极管的温度进行调整的温度调整装置。如果激光二极管的温度变化，则从该激光二极管射出的光的波长通常会偏移数 nm。

如图 2 (C) 所示，照明光源部 10 也可以包含：多个激光二极管 108，它们分别射出多个波长的激光；以及光合成部 110，其将从多个激光二极管 108 射出的多个激光进行合成。在该情况下，由于从照明光源部 10 射出的照明光具有多个波长，因此可以得到与该多个波长分别对应的多个图像数据。通过使用该多个图像数据，可以使观察对象 90 的摄像精度提高。作为光合成部 110，例如可以举出 WDM 耦合器、光合波器等。从多个激光二极管 108 分别射出波长互不相同（例如，（1）波长 $1.2\mu\text{m}$ 、波长 $1.3\mu\text{m}$ 和波长 $1.6\mu\text{m}$ 的组合，（2）波长 $1.3\mu\text{m}$ 、波长 $1.6\mu\text{m}$ 和波长 $1.8\mu\text{m}$ 的组合）的激光。此外，照明光源部 10 也可以不包含光合成部 110。在该情况下，从多个激光二极管 108 射出的多个激光经由多个光纤分别独立地照射在观察对象 90 上。特别地，优选射出波长互不相同的激光的激光二极管 108（也可以取代激光二极管 108 而使用频带窄的 LED 或 SLD）并列配置三台。在该情况下，与图 3 所示的照明光源部 10 相同地，通过将 3 种波长分配给可见的三原色(RGB)，在以可见区域的图像进行显示的情况下，可以根据颜色的差异直接分辨 3 种波长。

再次参照图 1。照明光学系统 20 用于将从照明光源部 10 射出的照明光向观察对象 90 照射，其包含照明用光纤 21a、21b、反射镜 22a、22b、以及无影灯反射镜 23a、23b。照明用光纤 21a、21b 也可以是与高非线性光纤 12 相同的高非线性光纤。在该情况下，则不需要高非线性光纤 12。从照明光源部 10 射出的照明光，输入至照明用光纤 21a、21b 各自的入射端并被导波而从出射端输出。从一侧的照明用光纤 21a 的出射端输出的照明光，由反射镜 22a 反射，再由无影灯反

射镜 23a 反射，向观察对象 90 的手术区域照射。另外，从另一侧的照明用光纤 21b 的出射端输出的照明光，由反射镜 22b 反射，再由无影灯反射镜 23b 反射，向观察对象 90 的手术区域照射。作为无影灯反射镜 23a、23b，可以使用众所周知的手术用无影灯。另外，优选照明光学系统 20 还具有现有的可见照明光源，其输出其他照明用的可见光，使现有无影灯的可见照明和本实施方式的照明光共用反射镜，这样，使用者可以以与通常的肉眼观察相同的自然的感觉进行血液透视观察。

对于位于手术区域的观察对象 90，要进行观察的脏器等有关区域（ROI: region of interest）91 存在于切开部 92 内，但是，该关心区域 91 由血液 93 覆盖。血液中主要的光吸收体为水及血红蛋白，而从照明光源部 10 射出并经过照明光学系统 20 而照射的照明光，波长为 $0.9\mu\text{m}\sim 1.3\mu\text{m}$ 或 $1.5\mu\text{m}\sim 1.8\mu\text{m}$ ，因此能够良好地透过上述光吸收体。其结果，照明光可以透过血液 93 而对关心区域 91 进行照明，由观察对象 90 的关心区域 91 反射、散射或折射的照明光透过血液 93，作为物体光再次射出。

摄像光学系统 30 将照射至观察对象 90 上并被散射、反射或折射的照明光，作为物体光向摄像部 40 引导，在摄像部 40 的摄像面上形成关心区域 91 的像。摄像部 40 在近红外波段具有摄像灵敏度，其接收由摄像光学系统 30 引导来的物体光，对观察对象 90 的关心区域 91 进行摄像。优选摄像部 40 特别是在波长 $0.9\mu\text{m}\sim 1.8\mu\text{m}$ 具有高灵敏度，优选包含由 InGaAs 系材料、Extended-InGaAs 或 GaInNAsSb 系材料构成的 2 维摄像元件。如果使用由 InGaAs 系材料构成的 2 维摄像元件，则可以接收波长小于 $1.7\mu\text{m}$ 的光。如果使用由 Extended-InGaAs 系材料构成的 2 维摄像元件，则可以接收波长大于或等于 $1.7\mu\text{m}$ 而小于或等于 $2.65\mu\text{m}$ 的光。

在摄像部 40 和观察对象 90 之间，根据需要也可以配置光学滤光器 100。光学滤光器 100 使由观察对象 90 产生的物体光中规定波长的光透过。这样，摄像部 40 可以选择性地接收所需波长的光。优选光学滤光器 100 的透射波段是可变的。可以对应于各波段而导出观

察对象 90 的不同信息。另外, 优选光学滤光器 100 使多个规定波长的光通过。作为光学滤光器 100, 可以使用例如光栅。此外, 在照明光源部 10 和观察对象 90 之间, 也可以配置与光学滤光器 100 相同的光学滤光器 100a、100b。在该情况下, 由于光学滤光器 100a、100b 使从照明光源部 10 射出的照射光中的规定波长的光透过, 因此可以选择性地将所需波长的光向观察对象 90 照射。优选将光学滤光器 100、100a、100b 用于照明光或物体光为 SC 光的情况。但是, 在照明光是从 LED 射出的情况下, 也可以使用光学滤光器 100、100a、100b。

摄像部 40 利用导线 51 将摄像得到的观察对象 90 的关心区域 91 的图像数据向显示部 50 发送。然后, 由显示部 50 显示观察对象 90 的关心区域 91 的图像。由此, 使用者可以在显示部 50 上观察通过肉眼或可见光摄像无法观察的血液 93 下的关心区域 91。

(第 2 实施方式)

下面, 对本发明涉及的摄像系统的第 2 实施方式进行说明。图 4 是第 2 实施方式涉及的摄像系统 2 的结构图。该图所示的摄像系统 2 具有照明光源部 10、照明光学系统 20、摄像光学系统 30、摄像部 40 以及显示部 50, 适用于对观察对象 90 的血管 94 的内壁进行观察。

如果与第 1 实施方式的情况进行比较, 则本第 2 实施方式涉及的摄像系统 2 在下述方面与第 1 实施方式不同, 即: 摄像光学系统 30 包含将物体光向摄像部 40 导波的摄像用光纤 31; 照明用光纤 21a、21b 及摄像用光纤 31 设置于内窥镜 60 内; 以及在照明用光纤 21a、21b 及摄像用光纤 31 各自的前端设有透镜 24a、24b、34 及反射镜 25。

在内窥镜 60 的前端, 从照明用光纤 21a、21b 的出射端输出的照明光由透镜 24a、24b 聚光, 由反射镜 25 以直角反射而向观察对象 90 照射。内窥镜 60 是在观察对象 90 的血管 94 中使用的血管内窥镜。在插入血管 94 内的内窥镜 60 的前端部分处, 由于透镜 24a、24b、内窥镜 60 及血管 94 各自的轴线互相平行, 因此从透镜 24a、24b 射出的照明光由反射镜 25 以约 90° 进行反射而照向血管 94 的内壁的关

心区域 95。

血管 94 内充满血液 96，但是如第 1 实施方式所述，照明光透过血液 96 而对关心区域 95 进行照明，由关心区域 95 产生的物体光也透过血液 96。来自关心区域 95 的物体光经由反射镜 25 及透镜 34，在传像束光纤即摄像用光纤 31 的端面上成像。摄像用光纤 31 将关心区域 95 的图像传送至摄像部 40 的摄像面。与第 1 实施方式相同地，在本第 2 实施方式中，摄像部 40 也利用导线 51 将摄像得到的观察对象 90 的关心区域 91 的图像数据向显示部 50 发送。然后，由显示部 50 对观察对象 90 的关心区域 95 的图像进行显示。此外，在摄像系统 2 中，也可以在摄像用光纤 31 的途中配置光学滤光器 100。

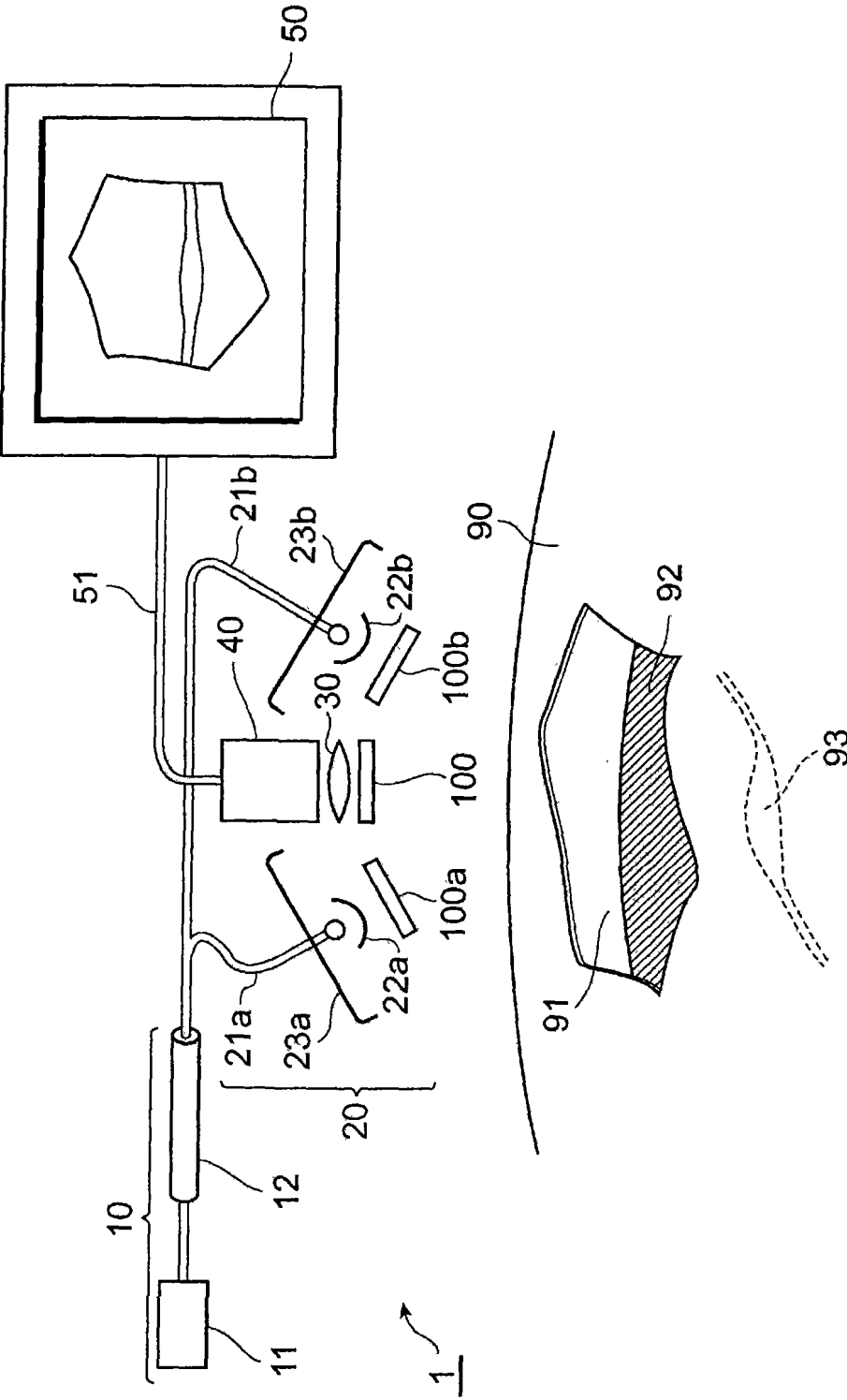


图 1

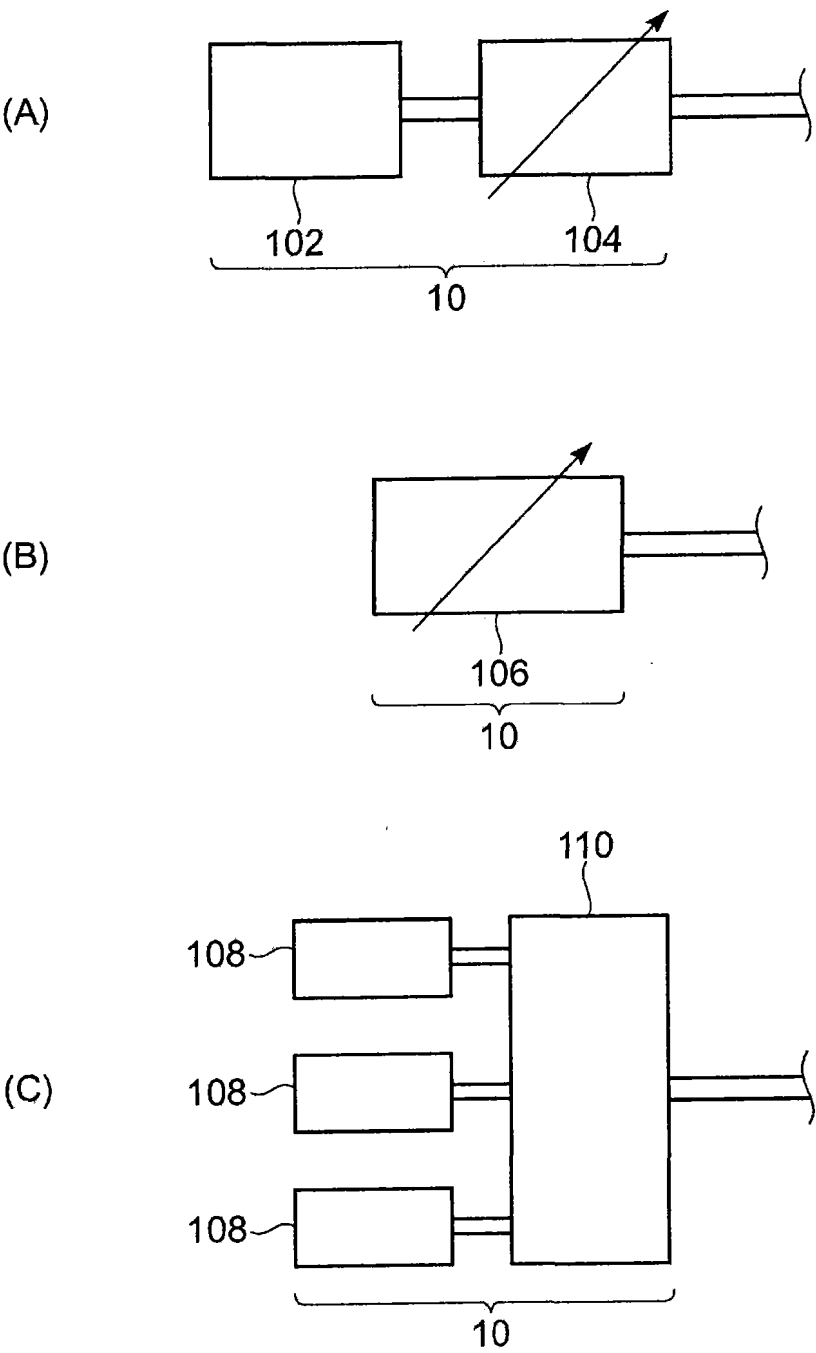


图 2

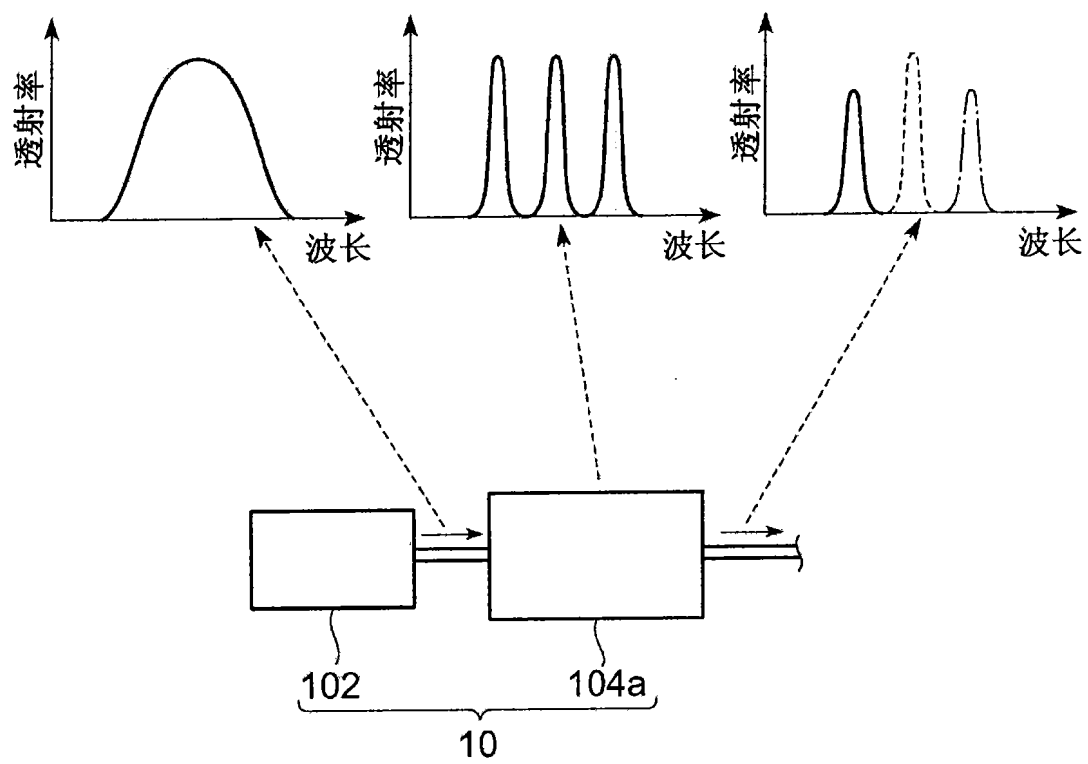


图 3

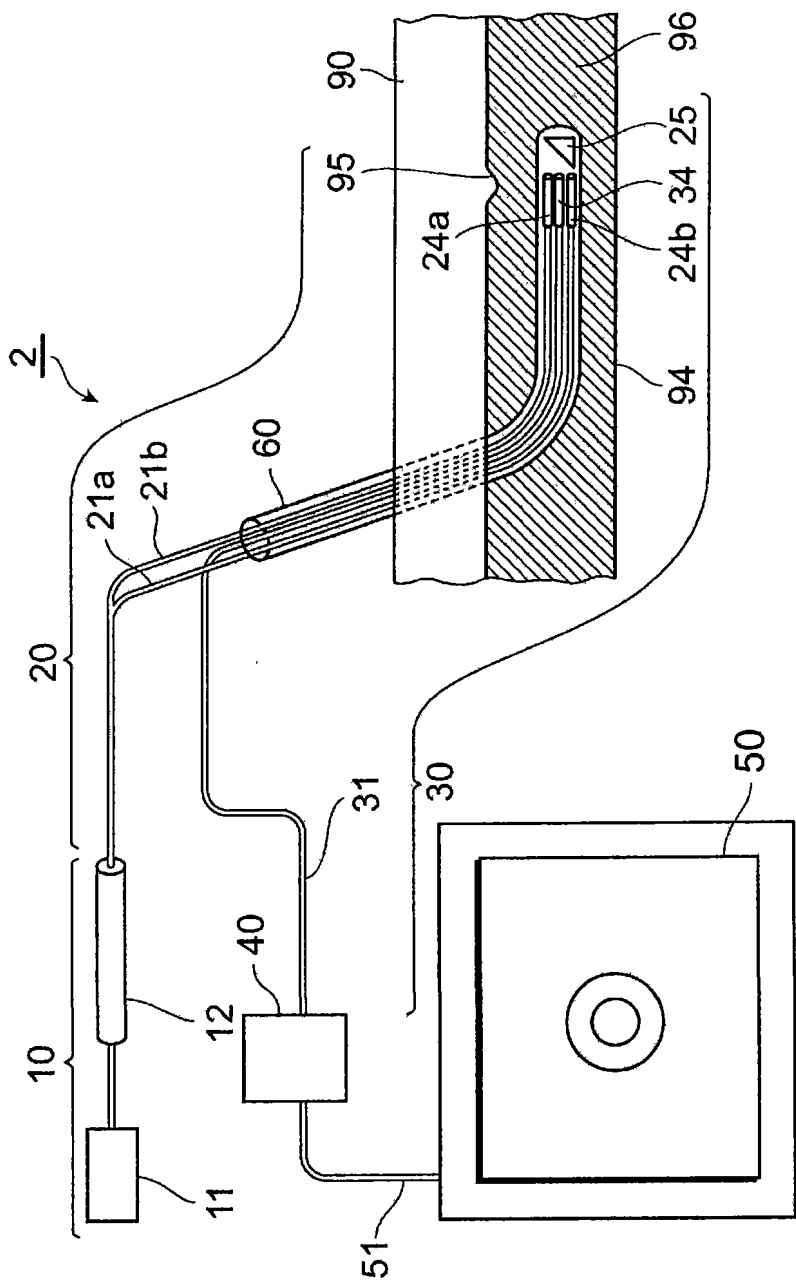


图 4

专利名称(译)	摄像系统		
公开(公告)号	CN101360460A	公开(公告)日	2009-02-04
申请号	CN200680051387.7	申请日	2006-11-17
申请(专利权)人(译)	住友电气工业株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	住友电气工业株式会社		
[标]发明人	长谷川健美 岩崎孝 奥野俊明 大西正志		
发明人	长谷川健美 岩崎孝 奥野俊明 大西正志		
IPC分类号	A61B10/00 A61B5/107 A61B1/04 A61B19/00		
CPC分类号	A61B5/0086 A61B2019/5231 A61B5/0084 A61B19/52 A61B90/36 A61B2090/373		
代理人(译)	何立波 张天舒		
优先权	2006013028 2006-01-20 JP		
其他公开文献	CN101360460B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种摄像系统(1)，其具有：照明光源部(10)，其射出具有近红外波长的照明光；照明光学系统(20)，其将从照明光源部(10)射出的照明光向观察对象(90)照射；摄像光学系统(30)，其对由照明光学系统(20)向观察对象(90)照射并被散射、反射或折射的照明光进行引导，作为物体光；以及摄像部(40)，其在近红外波段具有摄像灵敏度，接收由摄像光学系统(30)引导来的物体光，对观察对象(90)进行摄像，摄像部(40)接收透过水及血红蛋白后的物体光。

