



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102697449 A

(43) 申请公布日 2012. 10. 03

(21) 申请号 201110362078. 4

(22) 申请日 2011. 11. 15

(30) 优先权数据

2010-255040 2010. 11. 15 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 水由明

(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 锥运朴

(51) Int. Cl.

A61B 1/07(2006. 01)

A61B 1/00(2006. 01)

A61B 18/22(2006. 01)

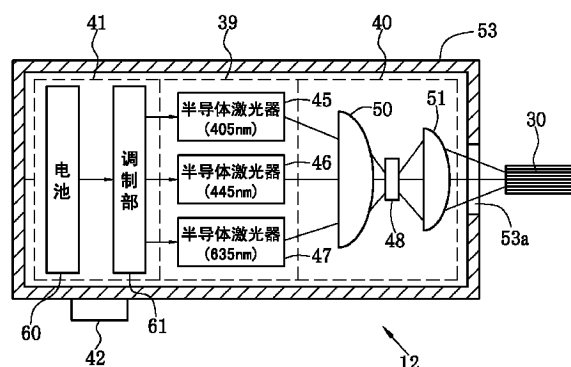
权利要求书 2 页 说明书 6 页 附图 7 页

(54) 发明名称

内窥镜及内窥镜用光源装置

(57) 摘要

本发明提供一种内窥镜及内窥镜用光源装置。支气管镜具备与内窥镜本体可自由装卸的光源单元。在光源单元内的激光器光源部中,从3个半导体激光器发出中心波长为405nm、445nm、635nm的激光。这3种激光通过第1聚光透镜而入射到荧光体。中心波长为445nm的蓝色激光被荧光体波长变换成白色光。该白色光与中心波长为405nm的蓝色激光或中心波长为635nm的治疗光一起通过第2聚光透镜而入射到光导向设备。



1. 一种内窥镜,其特征在于,具备:

激光器光源部,至少具有第1及第2激光器光源,所述第1激光器光源产生第1激光,所述第2激光器光源产生中心波长与所述第1激光不同的第2激光;

波长变换部,配置成入射所述第1及第2激光,并将所述第1激光变换成白色光,向该白色光射出混合了第2激光的照明光;和

光导向设备,传送所述照明光并向体腔内放射。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜,其特征在于,
所述第1激光的中心波长为445nm。

3. 根据权利要求1所述的内窥镜,其特征在于,
所述第2激光是用于使所述体腔内的血管强调显示的窄带光。

4. 根据权利要求1所述的内窥镜,其特征在于,
所述第2激光是用于从体腔内激发荧光的激发光。

5. 根据权利要求3所述的内窥镜,其特征在于,
所述第2激光的中心波长为405nm。

6. 根据权利要求1所述的内窥镜,其特征在于,
所述第2激光是用于使体腔内的肿瘤患部灭绝的治疗光。

7. 根据权利要求6所述的内窥镜,其特征在于,
所述第2激光的中心波长为635nm。

8. 根据权利要求1所述的内窥镜,其特征在于,
所述第2激光是中心波长为405nm的蓝色窄带光。

9. 根据权利要求8所述的内窥镜,其特征在于,
所述第2激光是中心波长为473nm的蓝色窄带光。

10. 根据权利要求1所述的内窥镜,其特征在于,
所述第1及第2激光器光源周期性地发出脉冲状的激光。

11. 根据权利要求1所述的内窥镜,其特征在于,
所述第1及第2激光器光源能以GHz为单位进行调制。

12. 根据权利要求1所述的内窥镜,其特征在于,
所述内窥镜具备导出来自所述体腔内的反射光的导像装置。

13. 根据权利要求1所述的内窥镜,其特征在于,
所述内窥镜具备:

内窥镜本体,具有所述光导向设备;和

光源单元,以与所述内窥镜本体自由装卸的方式设置,该光源单元具有所述激光器光源部、所述波长变换部及向所述激光器光源部提供电力的电池部。

14. 一种内窥镜用光源装置,连接于或者安装于向体腔内射出经由光导向设备导出的光的内窥镜,该内窥镜用光源装置的特征在于,

具备:

激光器光源部,至少具有第1及第2激光器光源,所述第1激光器光源产生第1激光,所述第2激光器光源产生中心波长与所述第1激光不同的第2激光;和

波长变换部,配置成入射所述第1及第2激光,并将所述第1激光变换成白色光,向该

白色光射出混合了第 2 激光的照明光，
来自所述波长变换部的照明光入射到所述光导向设备。

内窥镜及内窥镜用光源装置

技术领域

[0001] 本发明涉及用肉眼观察患者体腔内的纤维镜等内窥镜以及与该内窥镜连接的内窥镜用光源装置。

背景技术

[0002] 作为医疗用的内窥镜,公知借助导像装置(image-guided)用肉眼观察患者体腔内的纤维镜。由于纤维镜不需要如电子内窥镜那样拍摄体腔内的 CCD 等摄像装置,因而也无需发送通过拍摄得到的信号的信号电缆、接收该信号并生成内窥镜图像的处理器装置等等。

[0003] 因此在使用了纤维镜的内窥镜观察过程中,除了纤维镜之外,只要具有向光导向设备(light guide)提供照明光的光源装置,就可观察体腔内。此外,作为光源装置,通过使用不需要电缆等的、可直接安装于纤维镜自身的电池式的便携型光源单元,从而能够容易搬运。由此,也可在医院以外的自己住宅等进行内窥镜诊断。

[0004] 在将这种便携型光源单元安装于纤维镜进行内窥镜观察的情况下,为了进行长时间的观察,需要能够长时间照射具有充足光量的照射光。例如,如日本特开 2009-146893 号公报所示,将以一定频率以上的频率发出脉冲状照明光的照明方法也应用于纤维镜的照明中。

[0005] 近年来,作为体腔内的照明光,除了从氙灯发出的氙光等宽带光之外,如日本特开 2007-324239 号公报所示,逐渐使用向荧光体等波长变换构件照射特定波长的激发光进行激发发光的白色光。这样,在使用波长变换构件激发发光出白色光的情况下,通过激发光的脉冲发光,从而也能够实现白色光的脉冲发光。由此,能够谋求节省电力化,另外因为即便用脉冲照明人类眼睛也能识别为连续照明,所以能够进行充分亮的照明。

[0006] 然而,由于波长变换构件的荧光变换效率具有温度特性(在激发光的光量中被波长变换构件变换成荧光的比例随着温度而变化的特性),因而激发光量与荧光光量的比例会发生变化,白色光的色调会发生改变。另外,作为激发光光源,在如发光二极管那样使用了响应速度慢的半导体光源的情况下,难以使脉冲宽度小且亮。

[0007] 此外,近年来,为了谋求诊断能力及治疗的进一步提高,除了进行基于白色光的普通光观察之外,也进行通过窄带光强调显示表层血管等的 NBI(Narrow Band Imaging)、观察从体腔内发出的荧光的 AFI(Auto Fluorescence Imaging)、PDD(Photo Dynamic Diagnosis)等特殊光观察、向肿瘤患部照射治疗光以灭绝肿瘤的 PDT(Photo Dynamic Therapy)等光学治疗。因此,要求一种能够实施这些多种类的观察或治疗的纤维镜。

发明内容

[0008] 本发明的主要目的在于提供一种在纤维镜等内窥镜中不改变色调就能照明得充分亮的内窥镜及内窥镜用光源装置。另外,本发明的其他目的在于提供一种,不仅进行普通光观察还能进行特殊光观察或光学治疗的内窥镜及内窥镜用光源装置。

[0009] 本发明的内窥镜,其特征在于,具备:激光器光源部,至少具有第1及第2激光器光源,所述第1激光器光源产生第1激光,所述第2激光器光源产生中心波长与所述第1激光不同的第2激光;波长变换部,配置成入射所述第1及第2激光,并将所述第1激光变换成白色光,向该白色光射出混合了第2激光的照明光;和光导向设备,传送所述照明光并向体腔内放射。

[0010] 优选,所述第1激光的中心波长为445nm。优选,所述第2激光是用于使体腔内的血管强调显示的窄带光。优选,所述第2激光是用于从体腔内激发荧光的激发光。优选,所述第2激光的中心波长为405nm。优选,所述第2激光是用于使体腔内的肿瘤患部光学性灭绝的治疗光。优选,所述第2激光的中心波长为635nm。优选,所述第2激光是中心波长为405nm的蓝色窄带光。优选,所述第2激光是中心波长为473nm的蓝色窄带光。

[0011] 优选,所述第1及第2激光器光源周期性发出脉冲状的激光。优选,所述第1及第2激光器光源能以GHz为单位进行调制。优选,内窥镜具备接收来自体腔内的反射光并导出到目镜部的导像装置。

[0012] 优选,所述内窥镜具备:内窥镜本体,具有所述光导向设备;和光源单元,以与所述内窥镜本体自由装卸的方式设置,该光源单元具有所述激光器光源部、所述波长变换部及向所述激光器光源部供电的电池部。

[0013] 本发明的一种内窥镜用光源装置,连接于或者安装于向体腔内射出经由光导向设备导出的光的内窥镜,其特征在于,所述内窥镜用光源装置具备:激光器光源部,至少具有第1及第2激光器光源,所述第1激光器光源产生第1激光,所述第2激光器光源产生中心波长与所述第1激光不同的第2激光;和波长变换部,配置成入射所述第1及第2激光,并将所述第1激光变换成白色光,向该白色光射出混合了第2激光的照明光,来自所述波长变换部的照明光入射到所述光导向设备。

[0014] 根据本发明,利用半导体激光器(Laser Diode)等激光器光源的发光点比发光二极管(Light Emitting Diode)小很多的特性,将来自多个激光器光源的激光聚光到一个荧光体,并混合从该荧光体发出的白色光及激光后入射到光导向设备。因而,由于能够与白色光一起,经由光导向设备照射窄带光、激发光、治疗光等激光,因而除了普通光观察之外,也能够进行NBI、AFI、PDD等特殊光观察或PDT等光学治疗。另外,由于激光器光源能够以GHz为单位进行调制,因而能够根据荧光体的波长变换效率的温度特性等各种条件进行激光调制,从而能够不改变色调进行照明。

附图说明

[0015] 图1是第1实施方式的支气管镜的外观图。

[0016] 图2是光源单元的示意图。

[0017] 图3是用于说明脉冲状蓝色激光的说明图。

[0018] 图4是表示白色光的分光强度的曲线图。

[0019] 图5是表示中心波长为405nm的蓝色激光和白色光的分光强度的曲线图。

[0020] 图6是表示中心波长为405nm的蓝色激光、中心波长为635nm的治疗光、白色光的分光强度的曲线图。

[0021] 图7是用于说明脉冲数、脉冲宽度、脉冲高度的说明图。

- [0022] 图 8 是在图 2 的光源单元中增加了半导体激光器 (473nm) 的光源单元的示意图。
- [0023] 图 9 是表示中心波长为 405nm 的蓝色激光、中心波长为 473nm 的蓝色激光、白色光的分光强度的曲线图。
- [0024] 图 10 是第 2 实施方式的支气管镜的外观图。
- [0025] 图 11 是第 3 实施方式的支气管镜的外观图。

具体实施方式

[0026] 图 1 所示的第 1 实施方式的支气管镜 10 是纤维镜,并具备:内窥镜本体 11,其向体腔内同时混合照射多种光,用肉眼观察来自体腔内的反射光;和光源单元 12,其与该内窥镜本体 11 自由装卸,向内窥镜本体 11 提供光和电力。

[0027] 内窥镜本体 11 具备:向体腔内插入的可挠性插入部 20、用于观察体腔内的目镜部 21、设置于插入部 20 与目镜部 21 之间进行各种操作的操作部 22。插入部 20 由前端部 23、弯曲部 24 和可挠部 25 构成。弯曲部 24 由相互连结的多个弯曲部分(湾曲部)构成,通过操作操作部 20 的角度钮(angle knob,省略图示),使其沿着上下左右方向弯曲动作,并使前端部 23 朝向体腔内的希望方向。

[0028] 插入部 20 及操作部 22 设有导出来自光源单元 12 的光的光导向设备 30(Light Guide(LG))、和导出来自体腔内的反射光的导像装置 31(Image Guide(IG))。此外,在附图中,为了便于观看,用细线表示。光导向设备 30 由捆绑了多个光学纤维的纤维束(fiber bundle)构成。该光导向设备 30 的入射侧被作为一个纤维束,中间被分为 2 个纤维束 30a、30b。被分开的一个纤维束 30a 的射出部朝向前端部 23a 的玻璃保护片 33a,另一个纤维束 30b 朝向前端部 23a 的玻璃保护片 33b。从光导向设备 30 射出的光,经由玻璃保护片 33a、33b 向体腔内照射。另外,在光导向设备 30 中的分叉点,优选在其跟前使光学纤维变形(混、拧)。

[0029] 导像装置 31 由纤维束构成,从前端部 23a 的观察窗 35 接收来自体腔内的反射光,并将接收到的光导出到目镜部 21。由此,在目镜部 21 中可观察体腔内。此外,在观察窗 35 与导像装置 31 之间配置有成像透镜(省略图示)。另外,在前端部 23 内,也可在玻璃保护片 33a、33b 与纤维束 30a、30b 之间配置照明透镜系统。

[0030] 如图 2 所示,光源单元 12 具备:激光器光源部 39、波长变换部 40、电池部 41、模式切换按钮 42。激光器光源部 39、波长变换部 40 以及电池部 41 被收纳在外壳 53 内,模式切换按钮 42 被装配在外壳 53 的外面。

[0031] 激光器光源部 39 具有发出中心波长互不相同的激光的半导体激光器(激光二极管,Laser Diode)45~47。波长变换部 40 具备:入射来自各激光器 45~47 的激光的荧光体 48、设置在各激光器 45~47 与荧光体 48 之间的第 1 聚光透镜 50、配置在荧光体 48 与光导向设备 30 之间的第 2 聚光透镜 51。另外,在外壳 53 中与光导向设备 30 对置的部分形成了开口 53a。在该开口 53a,作为保护机构(省略图示)装配有避免尘土等异物进入到光源单元 12 内的透明盖或可开闭的快门。

[0032] 半导体激光器(405nm)45 发出中心波长为 405nm 的蓝色激光(405nm)。半导体激光器(445nm)46 发出中心波长为 445nm 的蓝色激光(445nm)。半导体激光器(653nm)47 发出中心波长为 635nm 的治疗光。荧光体 48 包括吸收来自半导体激光器 45~47 的激光器

中的蓝色激光 (445nm) 的一部分而激发发光为绿色~黄色的多种荧光体物质 (例如, YAG 系荧光体、或者 BAM($\text{BaMgAl}_{10}\text{O}_{17}$) 等荧光体) 而构成。因而, 通过蓝色激光 (445nm) 的激发发光, 使得荧光体 48 发出包括蓝色激光 (445nm) 和绿色~红色成分的光在内的白色光 (参照图 4)。另外, 优选荧光体 48 具有大致长方体形状。这种情况下, 荧光体 48 通过粘结剂将荧光体物质凝固形成为大致长方体形状, 另外, 也可以将在无机玻璃等树脂中混合了荧光体物质后的物质形成为大致长方体形状。

[0033] 另一方面, 蓝色激光 (445nm) 以外的蓝色激光 (405nm) 或治疗光不被荧光体 48 吸收而直接透过去 (其中, 有时蓝色激光 (405nm) 会激发荧光体)。

[0034] 半导体激光器 45~47 的各发光点例如如 $1\mu\text{m}\times 1\mu\text{m}$ 那样小, 因而能够使来自这 3 个半导体激光器 45~47 的光通过第 1 聚光透镜 50 而聚光在一个荧光体 48 上。另外, 通过使荧光体 48 微小化, 由于来自荧光体 48 的光也能够有效地聚光在光导向设备 30 上, 因而能够谋求光导向设备 30 的细直径化。另外, 在将来自荧光体 48 的光经由第 1 聚光透镜 50 入射到光导向设备 30 之际, 由于大多数光都入射到光导向设备 30, 因而能够抑制透镜转动引起的发热。因而, 即便长时间进行内窥镜诊断, 也能够避免光源单元 12 及其附近的发热问题。

[0035] 与此相对, 专利文献 1 这样的发光二极管 (Light Emitting Diode) 的发光点例如如 $1\text{mm}\times 1\text{mm}$ 那样大, 所以难以如上述半导体激光器那样将来助多个发光二极管的光聚光到一个荧光体上。假设要将来自多个发光二极管的光聚光到一个荧光体上, 则荧光体不得不变大。这样, 当荧光体变大时, 由于光向光导向设备 30 入射的入射效率也变差, 因而易于引起发热问题。

[0036] 另外, 在半导体激光器 (445nm) 46 中, 如图 3 所示, 周期性地发出脉冲状的蓝色激光 (445nm)。因而, 这种脉冲状的蓝色激光 (445nm) 被周期性地照射到荧光体 48, 故从荧光体 48 也周期性发出脉冲状的白色光。由此, 在体腔内周期性照射脉冲状的白色光。然后, 通过缩短该脉冲状的白色光的发光周期, 从而不会感觉到是脉冲发光, 与普通的连续照明同样地能够被人类识别。此外, 由于半导体激光器较之发光二极管, 其峰值亮度非常高, 因而能够更有效地进行向光导向设备的聚光, 另外也能够明亮地被察觉。

[0037] 进而, 在脉冲发光的情况下, 由于较之普通的连续照明能够实现节省电力化, 因而能够使得电池 60 更耐用。此外, 为了防止偏差, 优选蓝色激光 (445nm) 的闪烁周期尽量快。另外, 除了蓝色激光 (445nm) 之外, 蓝色激光 (405nm) 或治疗光 (635nm) 也周期性照射为脉冲状。

[0038] 半导体激光器 45~47 根据由模式切换按钮 42 设定的模式来切换点亮和熄灭。在被设定为普通光观察模式的情况下, 由于只有半导体激光器 (445nm) 46 点亮, 因而从荧光体 48 只发出白色光。因而, 具有图 4 所示的分光强度的白色光被照射到体腔内。

[0039] 在被设定为特殊光观察模式的情况下, 由于半导体激光器 (405nm) 45 和半导体激光器 (445nm) 46 这 2 个激光器点亮, 因而除了由蓝色激光 (445nm) 激发发光的白色光之外, 从荧光体 48 还发出直接透过荧光体 48 的蓝色激光 (405nm)。因而, 具有图 5 所示的分光强度的白色光和蓝色激光 (405nm) 被同时混合照射到体腔内。

[0040] 通过向体腔内照射窄带光的蓝色激光 (405nm), 得到了表层血管等被强调显示的效果 (NBI)。另外, 由于蓝色激光 (405nm) 也是激发体腔内的荧光的激发光, 因而通过蓝色

激光 (405nm) 的照射能够观察从体腔内发出的自身荧光 (AFI), 另外在下药时能够观察从体腔内发出的药剂荧光 (PDD)。

[0041] 此外, 在 PDD 中, 药剂荧光的波长因给患者下的药剂而不同。例如, 作为药剂, 在给患者“光敏素 (Photofrin)”、“他拉泊芬钠 (Laserphyrin)”及“维速达尔 (Visudyne)”药剂时, 从生物体组织发出中心波长为 660nm 的药剂荧光。另外, 作为药剂, 在给患者“5-ALA (氨基乙酰丙酸, アミノアレブミン): 5-aminolevulinic acid”药剂时, 从生物体组织发出具有波长为 635nm、670nm 这 2 个峰值的药剂荧光。此外, 在本发明中, 除了 PDD 之外, 作为荧光药剂, 也可使用 ICG (Indocyanine Green) 进行近红外荧光观察。在近红外荧光观察过程中, 为了激发具有峰值波长 845nm 的近红外域的荧光, 需要能够发出中心波长为 800nm 左右的激发光的光源 (LD、LED 等)。

[0042] 在被设定为治疗模式的情况下, 由于半导体激光器 (405nm) 45、半导体激光器 (445nm) 46、半导体激光器 (635nm) 47 点亮, 因而除了白色光之外, 从荧光体 48 还发出直接透过荧光体 48 的蓝色激光 (405nm) 及治疗光。因而, 具有图 6 所示的分光强度的白色光、蓝色激光 (405nm)、治疗光被同时混合照射到体腔内。此外, 在治疗模式下, 也可照射蓝色激光 (405nm)。

[0043] 在体腔内, 当向蓄积了光敏物质 (light-sensitive substance) 的肿瘤患部照射治疗光时, 发出具有杀死细胞作用的活性氧。因而, 肿瘤患部因持续照射一定时间以上的治疗光而被灭绝 (PDT)。在本实施方式中, 由于作为 PDT 的药剂而使用了“光敏素”或“5-ALA (氨基乙酰丙酸)”药剂, 因而使用中心波长为 635nm 的治疗光。此外, 作为 PDT 的药剂, 在使用“他拉泊芬钠”的情况下而使用中心波长为 664nm 的治疗光, 在使用“维速达尔”的情况下而使用中心波长为 689nm 的治疗光。

[0044] 电池部 41 具备电池 (例如干电池或锂电池等) 60 和调制部 61。电池 60 向半导体激光器 45 ~ 47 或内窥镜本体 11 提供电力。调制部 61 通过控制电池 60 向半导体激光器 (445nm) 46 的供电, 从而如图 7 所示那样调整蓝色激光 (445nm) 的脉冲数、脉冲宽度、脉冲高度 (亮度) (关于该脉冲调制, 参照日本特开 2009-56248 号公报)。此外, 在本实施方式中, 虽然只进行蓝色激光 (445nm) 的脉冲调制, 但是也可进行蓝色激光 (405nm) 或治疗光的脉冲调制。

[0045] 由于半导体激光器 (445nm) 46 具有几 GHz 的响应速度, 因而能够极其细致地微调脉冲数、脉冲宽度、脉冲高度等脉冲特性。另一方面, 由于发光二极管只具有几 MHz 的响应速度, 因而难以如半导体激光器那样微调脉冲特性。

[0046] 因而, 调制部 61 在向荧光体 48 照射蓝色激光 (445nm) 时, 通过在考虑荧光体 48 的波长变换效率的温度特性的基础上微调蓝色激光 (445nm) 的脉冲特性, 从而能够将白色光的色调保持为一定。荧光体 48 的波长变换效率的温度特性, 是指因针对蓝色激光 (445nm) 的波长变换效率的变化, 蓝色激光 (445nm) 和激发光的光量比发生变化, 色调发生改变。

[0047] 作为脉冲特性的微调方法, 例如考虑预先确定与波长变换效率的温度特性相对应的脉冲数、脉冲宽度、脉冲高度 (亮度) 的组合, 并根据温度特性来变更组合的方法。例如, 在内窥镜诊断开始时刻, 以 50 ~ 1kHz 以上的脉冲宽度进行点亮, 然后进一步以 50k ~ 几十 MHz (例如, 优选 50k ~ 20MHz, 但是并不限于此) 的脉冲宽度进行点亮, 由此, 能够使作为观察者的医生感觉到足够亮。另外, 也可通过上述脉冲调制抑制白色光的斑点。在抑制该斑

点时,除了脉冲调制之外,也可进行高频叠加。另外,也可根据从荧光体 48 发出的白色光的光量或通过了荧光体 48 的蓝色激光的透过光量进行蓝色激光的功率控制 (APC(Auto Power Control))。

[0048] 此外,在第 1 实施方式中,在激光器光源部 39 中设置了半导体激光器 (405nm) 45、半导体激光器 (445nm) 46、半导体激光器 (635nm) 47 这 3 个激光器,但除此之外,也可如图 8 所示那样设置发出中心波长为 473nm 的蓝色激光 (473nm) 的半导体激光器 70。在普通光观察模式下,如图 4 所示,白色光的绿色成分和红色成分具有充足的光量,关于蓝色成分,蓝色激光 (445nm) 的波长域以外的部分其光量不足。为了消除该蓝色成分中的光量不足,在普通光观察模式下也使半导体激光器 (405nm) 45 和半导体激光器 (473nm) 70 点亮。由此,如图 9 所示那样,能够充分地补足蓝色成分的光量不足部分。

[0049] 另外,在第 1 实施方式中,为了安全起见,优选只在光源单元 12 安装在内窥镜本体 11 时和光源单元 12 从内窥镜本体 11 卸下时,使光源单元 12 内的半导体激光器点亮。另外,在卸下光源单元 12 时,为了防止静电破坏,优选半导体激光器的阴极与阳极相连。另外,优选通过将光源单元 12 内的第 2 聚光透镜 51 作为防水样式的密封密闭窗,能够洗净光源单元 12。另外,为了抑制发热,优选光源单元 12 从电池外面侧放热。

[0050] 如图 10 所示,第 2 实施方式的支气管镜 100 具备:安装了产生白色光的光源部 101 的内窥镜本体 102、相对于内窥镜本体 102 可自由装卸的、向光源部 101 等提供电力的电池部 104。光源部 101 由第 1 实施方式的激光器光源部 39 和波长变换部 40 构成。另外,电池部 104 与第 1 实施方式的光源单元 12 内的电池部 41 大致相同。此外,模式切换按钮 42 与第 1 实施方式不同,被设置在内窥镜本体 12 内。除此之外的结构与第 1 实施方式相同。另外,通过将光源部 101 设置在内窥镜本体 102 内部,从而能够确保半导体激光器的安全。此外,由于可自由装卸电池部 104,因而易于洗净内窥镜本体 11。

[0051] 如图 11 所示,第 3 实施方式的内窥镜系统 120 具备:支气管镜 124,其安装了产生白色光的光源部 121 和使冷却水循环以冷却光源部 121 的冷却部 122;电源装置 127,其经由电源电缆 126 向光源部 121 等供电;和供水装置 130,其经由送水管 128 提供冷却水。关于支气管镜 124,在其内部设置光源部 121、冷却部 122、电源电缆的插口 126a 和送水管的插口 128a,在其外部设置模式切换按钮 42,除此之外与第 1 实施方式的内窥镜本体 11 相同。另外,光源部 121 与第 2 实施方式的光源部 101 相同。此外,向光源部等的供电以不使用电源电缆等有线的非接触供电方式进行。

[0052] 在第 3 实施方式中,通过从外部的电源装置(例如,将商用电源变换成期望的电压、电流的电源装置等)127 向电源部供电,而不是如第 1 及第 2 实施方式那样安装在内窥镜本身的电池部,由此能够谋求支气管镜 124 的轻量化。进而,通过使用能够提供比电池 60 还高的电力的电源装置 127,从而能够将激光的光量提升至期望大小。因此,伴随着激光光量的增加,能够增大白色光的光量。这样,随着光量的增大,发热量也增大,但是该发热能够被围绕光源部 121 设置的冷却部 122 释放。

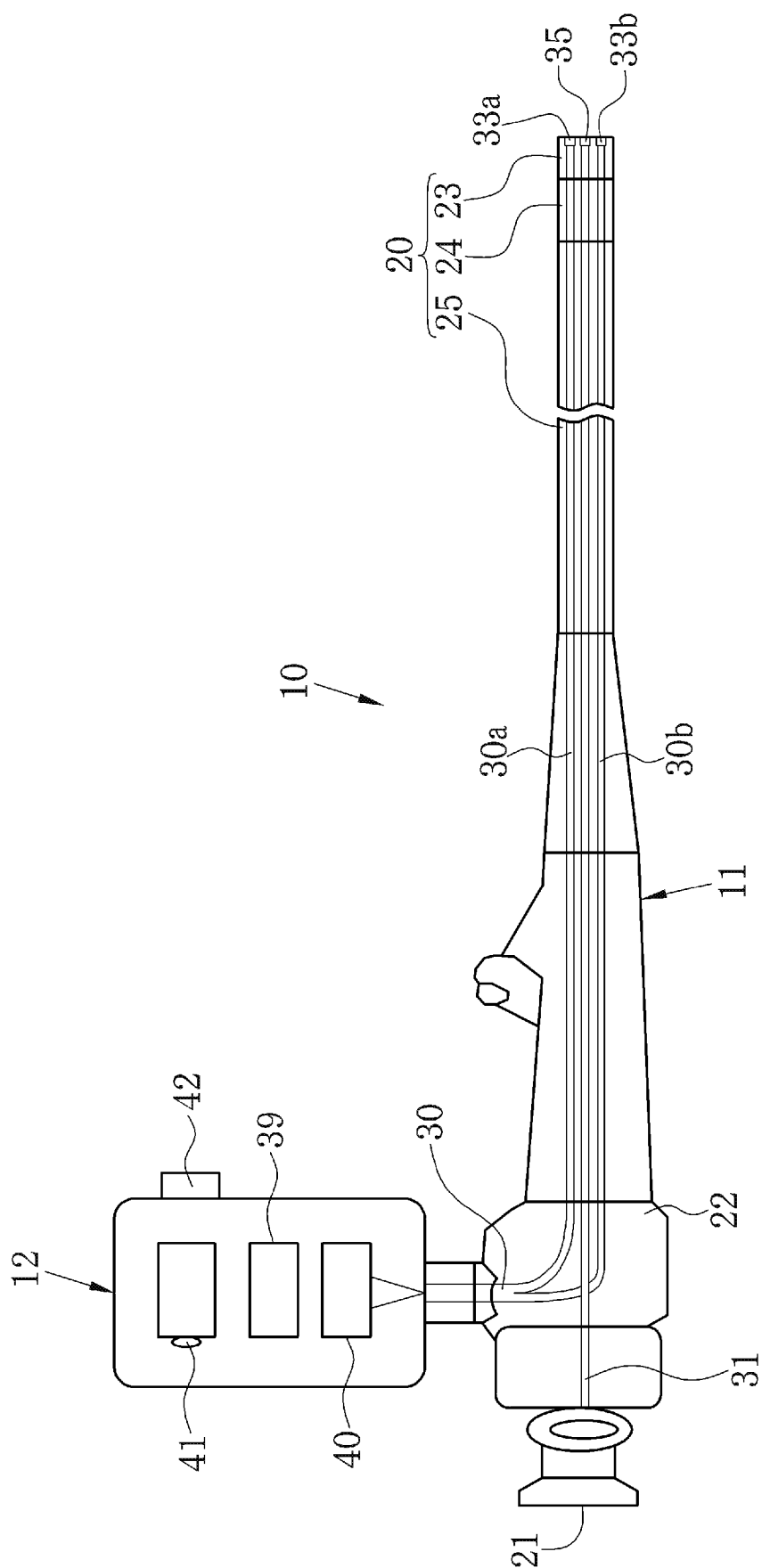


图 1

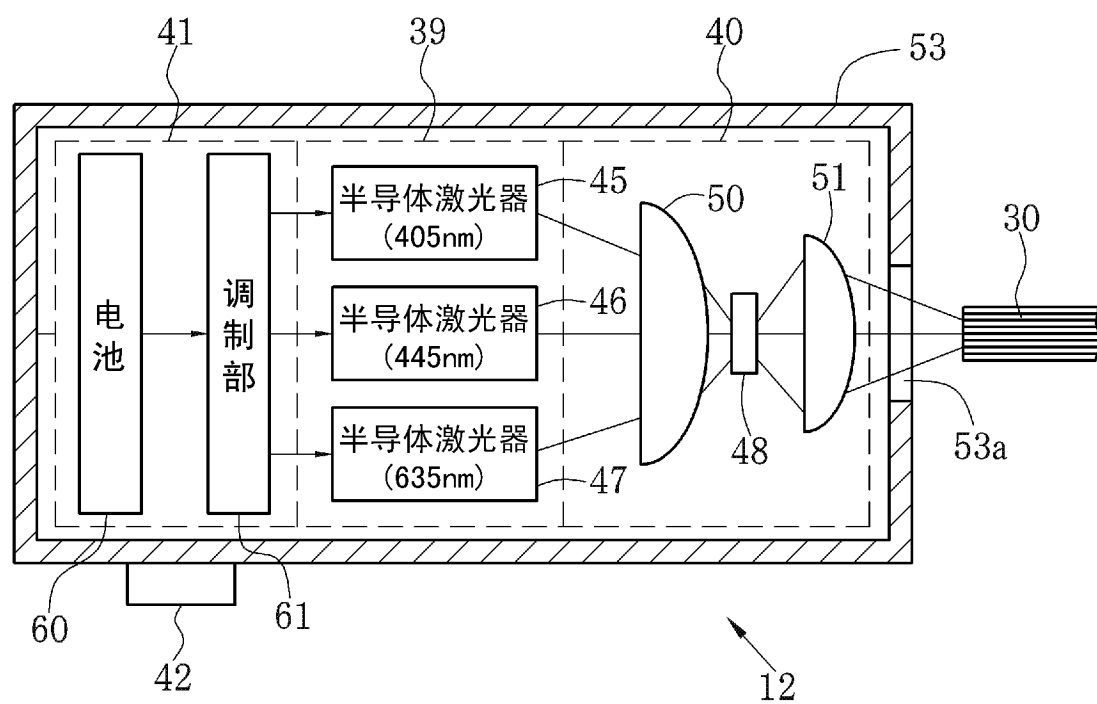


图 2

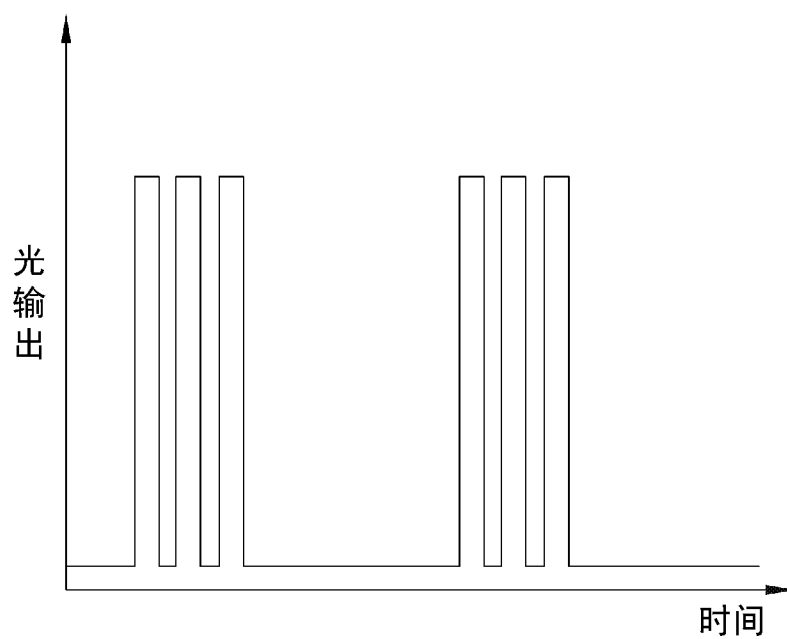


图 3

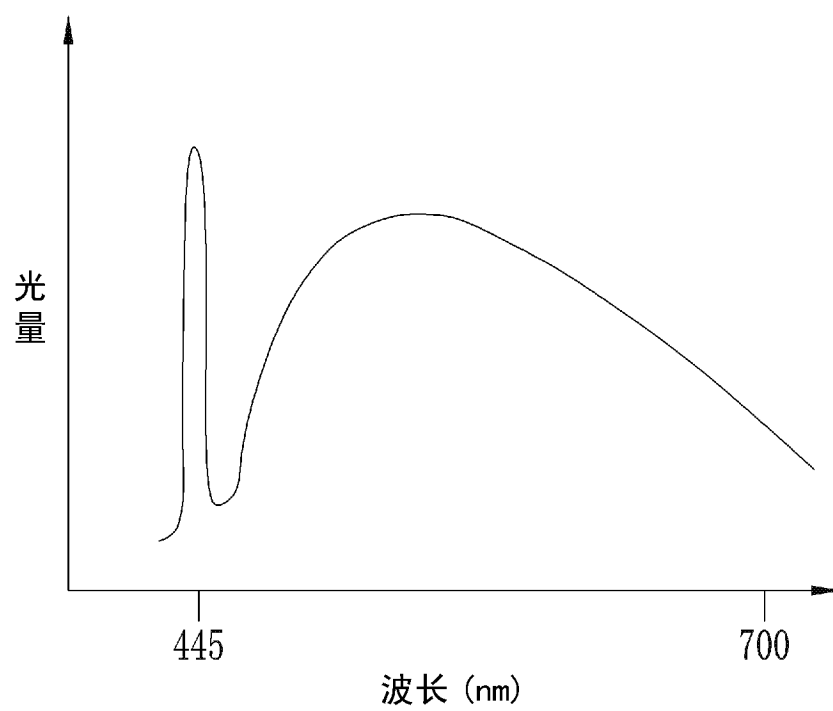


图 4

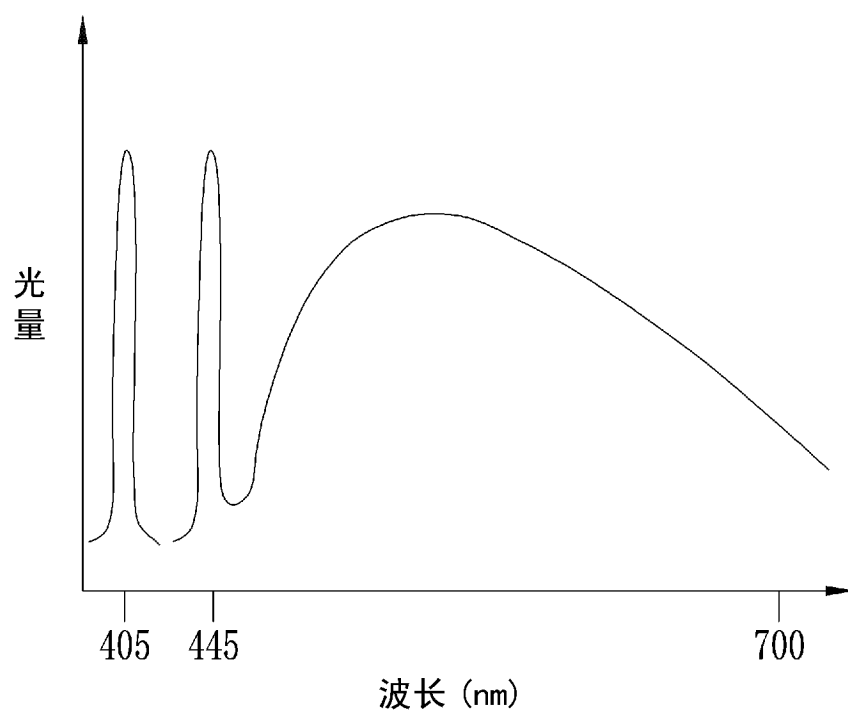


图 5

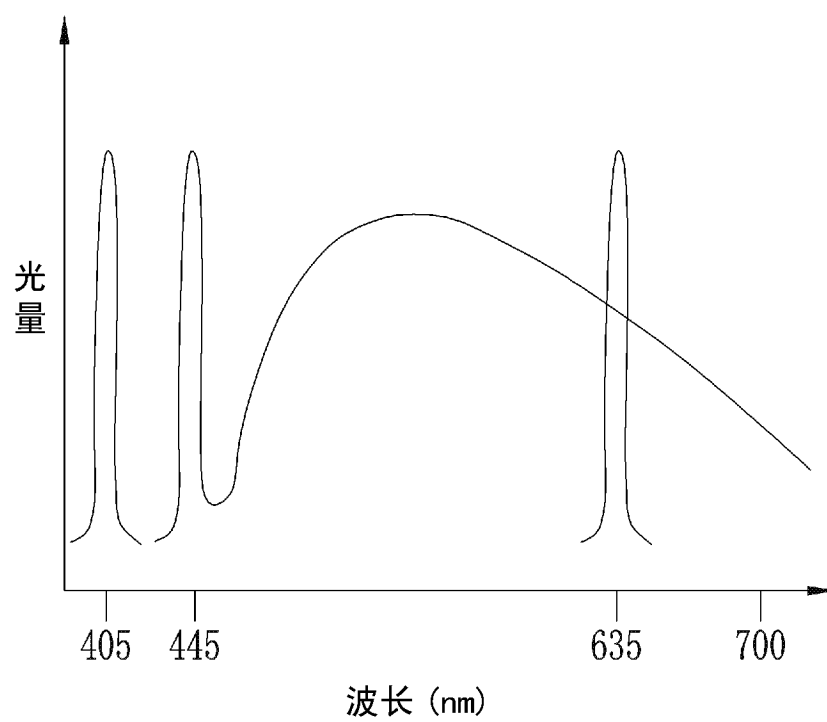


图 6

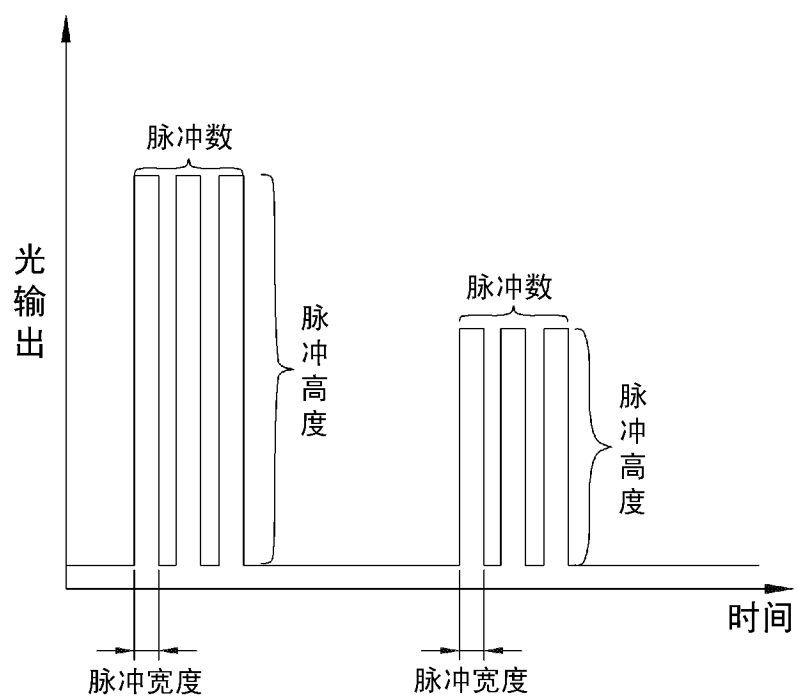


图 7

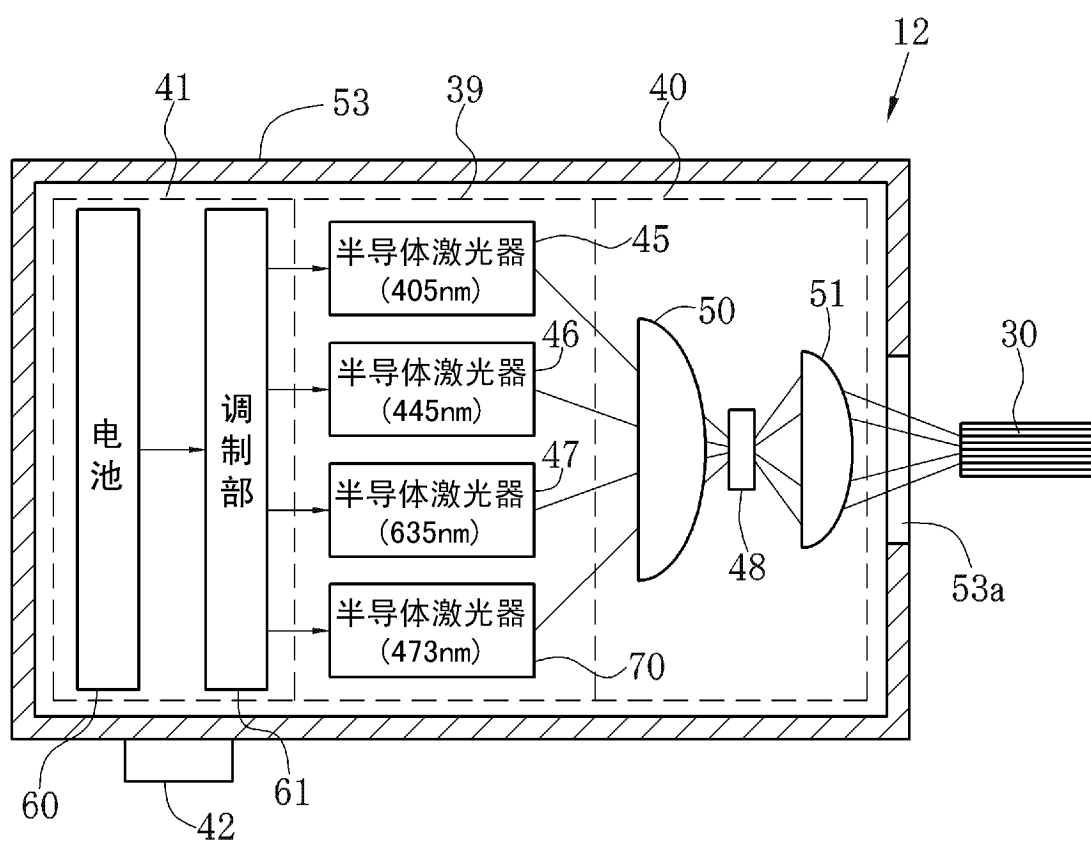


图 8

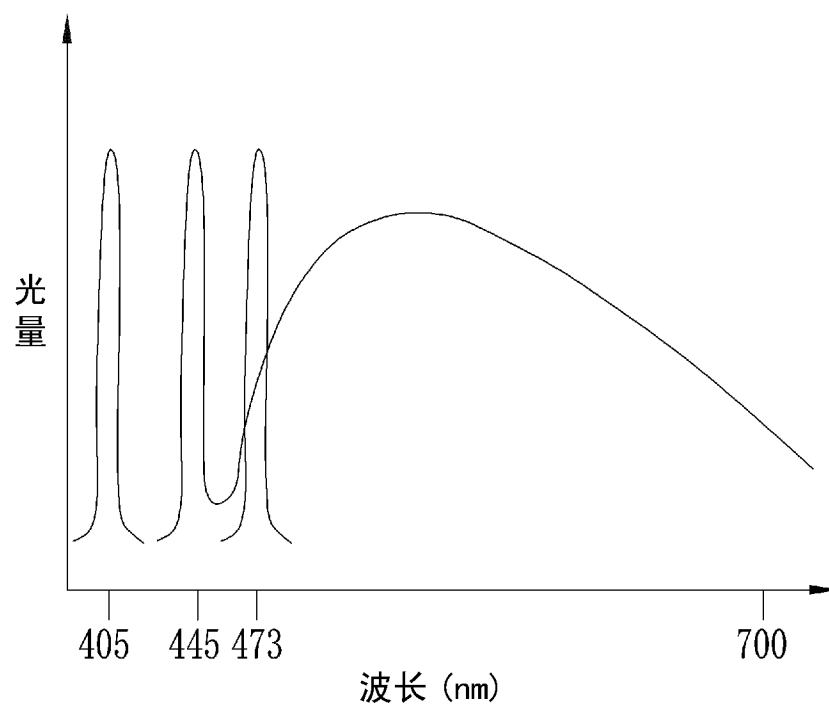


图 9

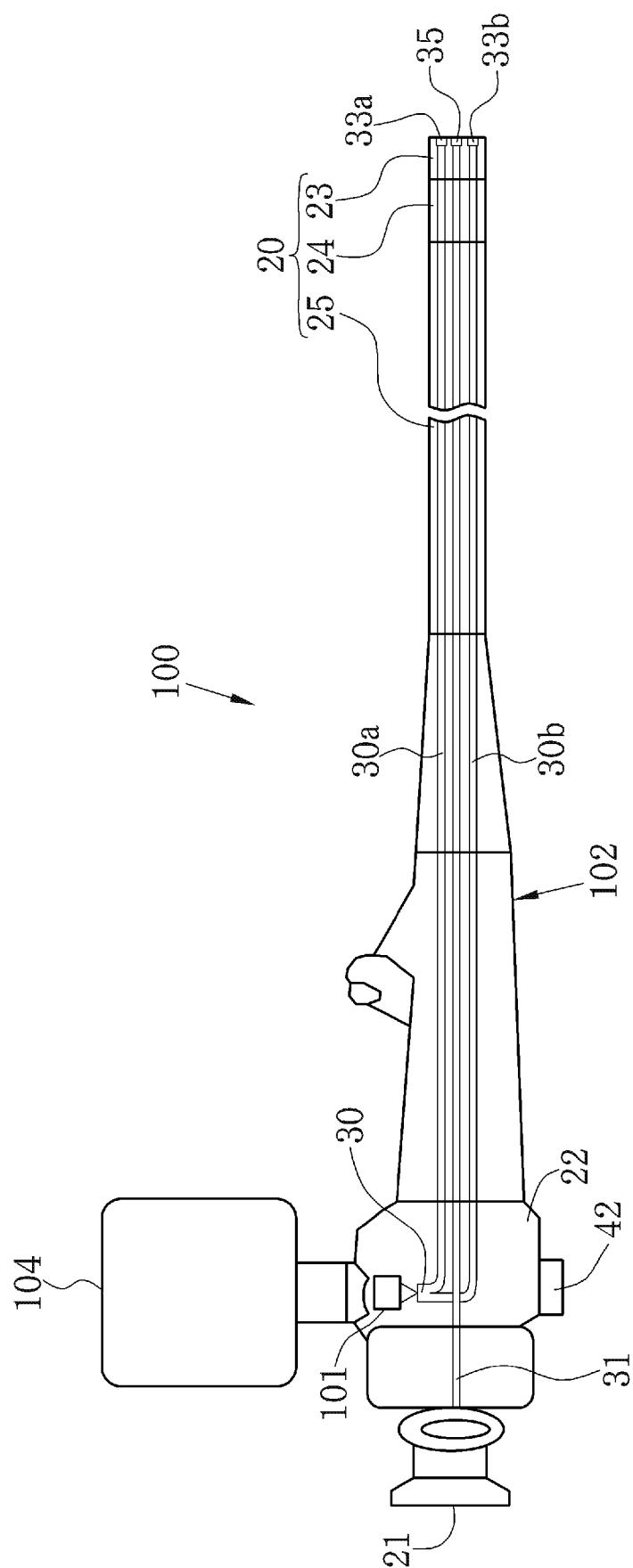


图 10

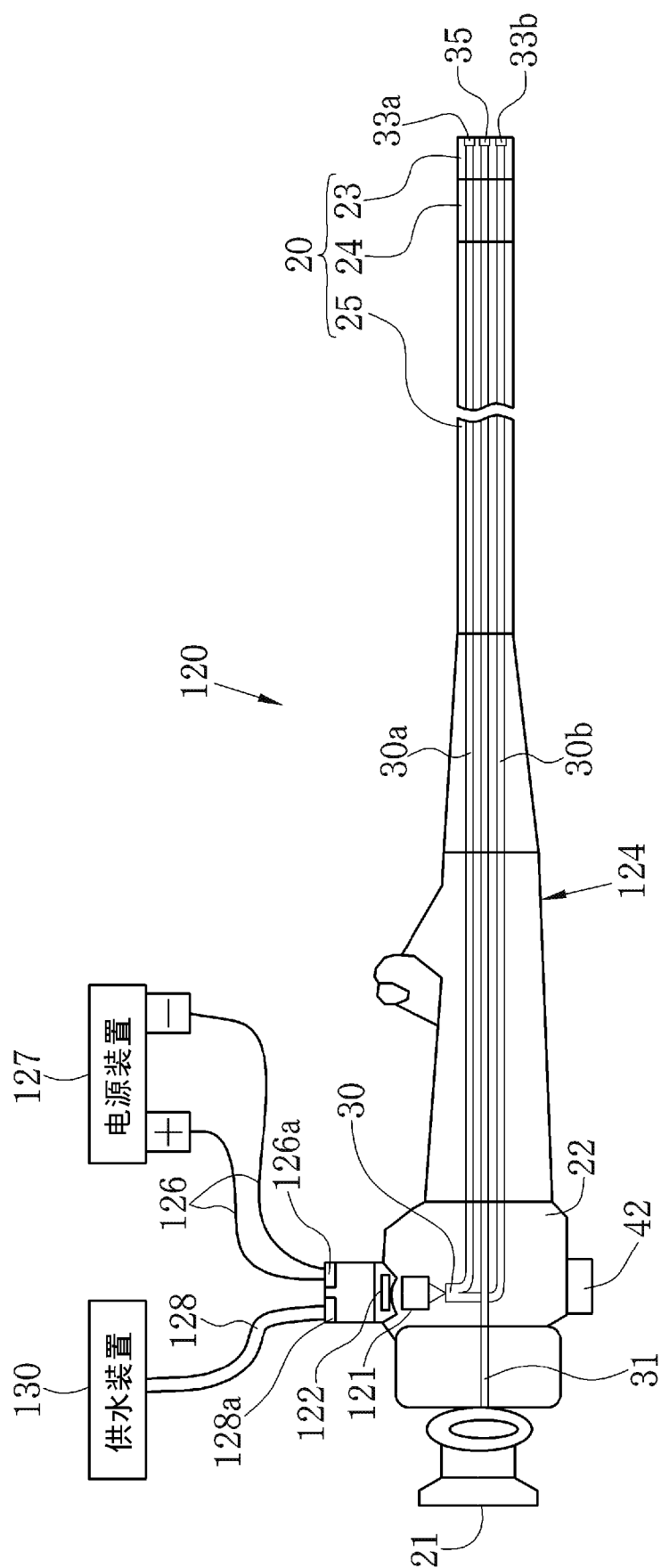


图 11

专利名称(译)	内窥镜及内窥镜用光源装置		
公开(公告)号	CN102697449A	公开(公告)日	2012-10-03
申请号	CN201110362078.4	申请日	2011-11-15
[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	水由明		
发明人	水由明		
IPC分类号	A61B1/07 A61B1/00 A61B18/22		
优先权	2010255040 2010-11-15 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种内窥镜及内窥镜用光源装置。支气管镜具备与内窥镜本体可自由装卸的光源单元。在光源单元内的激光器光源部中，从3个半导体激光器发出中心波长为405nm、445nm、635nm的激光。这3种激光通过第1聚光透镜而入射到荧光体。中心波长为445nm的蓝色激光被荧光体波长变换成白色光。该白色光与中心波长为405nm的蓝色激光或中心波长为635nm的治疗光一起通过第2聚光透镜而入射到光导向设备。

