



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102551648 A

(43) 申请公布日 2012.07.11

(21) 申请号 201110341152.4

(22) 申请日 2011.11.02

(30) 优先权数据

2010-247539 2010.11.04 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 雒运朴

(51) Int. Cl.

A61B 1/07(2006.01)

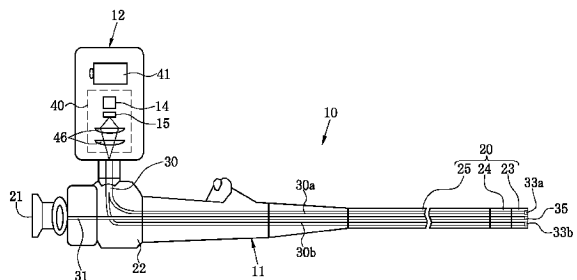
权利要求书 1 页 说明书 5 页 附图 5 页

(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。支气管镜具备相对于内窥镜主体拆装自如的光源单元。在光源单元内，使半导体激光的蓝色激光撞击荧光体而使白色光激发发光。半导体激光使脉冲状的蓝色激光以固定的频率以上振荡，从而实现省电化且使观察者感到充分明亮。半导体激光以 GHz 为单位进行蓝色激光的调制，从而使白色光的色调保持为固定。



1. 一种内窥镜,其特征在于,具备:  
光源部,其具有发出特定波长的激光的激光光源及通过所述激光发出白色光的波长转换构件;  
光导,来自所述光源部的所述白色光向该光导入射,且该光导将所述白色光朝向体腔内发出。
2. 根据权利要求1所述的内窥镜,其特征在于,  
所述激光光源周期性地发出脉冲状的激光。
3. 根据权利要求1所述的内窥镜,其特征在于,  
所述激光光源能够进行以 GHz 为单位的调制。
4. 根据权利要求1所述的内窥镜,其特征在于,  
具备对所述激光的脉冲数、脉冲宽度、脉冲高度进行调整的调制部,以使所述白色光的色调固定。
5. 根据权利要求4所述的内窥镜,其特征在于,  
所述调制部在内窥镜诊断开始时以 50 ~ 1KHz 使激光点亮,之后以 50k ~ 几十 MHz 使激光点亮。
6. 根据权利要求1所述的内窥镜,其特征在于,  
具备使来自所述波长转换构件的所述白色光向所述光导的入射端面会聚的聚光透镜。
7. 根据权利要求6所述的内窥镜,其特征在于,  
所述聚光透镜具有多个凸透镜。
8. 根据权利要求1所述的内窥镜,其特征在于,  
具备像导,该像导从被来自所述光导的白色光所照明的体腔内引导返回光。
9. 根据权利要求1所述的内窥镜,其特征在于,  
所述激光为蓝色激光。
10. 根据权利要求1所述的内窥镜,其特征在于,具备:  
内窥镜主体,其具有所述光导;  
光源单元,其拆装自如地设置于所述内窥镜主体,且具有向所述光源部和所述光源部的激光光源供给电力的蓄电池。
11. 根据权利要求1所述的内窥镜,其特征在于,具备:  
内窥镜主体,其具有所述光源部和所述光导;  
蓄电池,其拆装自如地设置于所述内窥镜主体,向所述光源部的激光光源供给电力。
12. 根据权利要求1所述的内窥镜,其特征在于,  
具备所述光源部及所述光导,所述光源部从外部的电源装置接受电力的供给。
13. 一种内窥镜用光源装置,其与内窥镜连接或装入到内窥镜中,该内窥镜将经由光导所引导的光朝向体腔内照射,所述内窥镜用光源装置的特征在于,  
具备光源部,该光源部具有发出特定波长的激光的激光光源及通过所述激光发出白色光的波长转换构件,所述白色光向所述光导入射。

## 内窥镜及内窥镜用光源装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及通过肉眼经由像导来观察患者的体腔内的光纤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, 已知有通过肉眼经由像导来观察患者的体腔内的光纤镜。在该光纤镜中, 将由光导引导的照明光向体腔内照射, 并通过肉眼经由像导来观该体腔内的像。因而, 不像电子内窥镜那样需要对体腔内进行拍摄的 CCD 等摄像装置, 因此也不需要发送 CCD 的摄像信号的信号线缆和接收该摄像信号而生成内窥镜图像的处理装置等。

[0003] 因此, 在使用了光纤镜的内窥镜观察中, 除了光纤镜以外, 主要还具有向该光纤镜内的光导供给照明光的光源装置, 则就能够进行体腔内的观察。并且, 通过使用不能够直接安装于光纤镜自身的蓄电池形式的携带型的光源单元来作为光源装置, 从而搬运变得容易。由此, 在医院以外的自家等也能够进行内窥镜诊断。

[0004] 在将这样的携带型的光源单元安装于光纤镜而进行内窥镜观察时, 需要使该光源单元能够长时间照射具有充足的光量的照明光, 以备于长时间的观察。例如日本特开 2009-146893 号公报所示, 认为也可以将以固定的频率以上照射脉冲状的照明光的照明方法适用于光纤镜。

[0005] 近些年, 作为体腔内的照明光, 除了由氙灯发出的氙光等宽频带光之外, 如日本特开 2007-324239 号公报所示那样, 还一直使用使特定波长的激发光撞击荧光体等波长转换构件而激发发光的白色光。即使在这样使用波长转换构件发出白色光的情况下, 通过使激发光脉冲发光, 从而也能够使白色光脉冲发光。由此, 能够实现省电化, 并且, 即使是脉冲照明, 由人的眼睛也识别辨认成连续照明, 因此能够进行充分明亮的照明。

[0006] 然而, 由于波长转换构件的荧光转换效率具有温度特性 ( 激发光的光量中通过波长转换构件转换成荧光的比例因温度而变化的特性 ), 因此激发光量与荧光的光量的比率变化, 从而存在白色光的色调变化的情况。另外, 在使用发光二极管那样响应速度低的半导体光源作为激发光光源的情况下, 难以减小脉冲宽度而变得更加明亮。

### 发明内容

[0007] 本发明的目的在于提供一种能够实现省电化, 且在不改变色调的情况下能够使观察者感到充分明亮的内窥镜及内窥镜用光源装置。

[0008] 本发明的内窥镜的特征在于, 具备 : 光源部, 其具有发出特定波长的激光的激光光源及通过所述激光发出白色光的波长转换构件 ; 光导, 来自所述光源部的所述白色光向其入射, 其将所述白色光朝向体腔内发出。

[0009] 优选所述激光光源周期性地发出脉冲状的激光。优选所述激光光源能够进行以 GHz 为单位的调制。优选所述内窥镜具备对所述激光的脉冲数、脉冲宽度、脉冲高度进行调整的调制部, 以使所述白色光的色调固定。优选所述调制部在内窥镜诊断开始时以 50 ~

1KHz 使激光点亮,之后以 50k ~几十 MHz 使激光点亮。

[0010] 优选所述内窥镜具备使来自所述波长转换构件的所述白色光向所述光导的入射端面会聚的聚光透镜。优选所述聚光透镜具有多个凸透镜。

[0011] 优选所述内窥镜具备像导,该像导从被来自所述光导的白色光照明的体腔内引导其返回光。优选所述激光为蓝色激光。

[0012] 优选所述内窥镜具备:内窥镜主体,其具有所述光导;光源单元,其拆装自如地设置于所述内窥镜主体,且具有向所述光源部和所述光源部的激光光源供给电力的蓄电池。另外,优选所述内窥镜具备:内窥镜主体,其具有所述光源部和所述光导;蓄电池,其拆装自如地设置于所述内窥镜主体,向所述光源部的激光光源供给电力。另外,优选所述内窥镜具备所述光源部及所述光导,所述光源部从外部的电源装置接受电力的供给。

[0013] 本发明的内窥镜用光源装置与内窥镜连接或装入内窥镜,该内窥镜将经由光导引导的光朝向体腔内照射,所述内窥镜用光源装置的特征在于,具备光源部,其具有发出特定波长的激光的激光光源及通过所述激光发出白色光的波长转换构件,所述白色光向所述光导入射。

[0014] 根据本发明,使用半导体激光等能够进行以 GHz 为单位的调制的激光光源作为用于从波长转换构件使白色光激发发光的激发光的光源。由此,通过与波长转换构件的波长转换效率的温度特性等各种条件对应而进行激光的调制,从而能够将色调保持为固定。并且,由于使蓝色激光形成为脉冲状并将其周期性地发出,因此能够实现省电化,并且只要在固定的频率以上就能够变得充分明亮。

## 附图说明

[0015] 图 1 是第一实施方式的支气管镜的外观图。

[0016] 图 2 是光源单元的简图。

[0017] 图 3 是表示脉冲状的蓝色激光的发光时间的时间图。

[0018] 图 4 是用于说明脉冲数、脉冲宽度、脉冲高度的图表。

[0019] 图 5 是第二实施方式的支气管镜的外观图。

[0020] 图 6 是第三实施方式的支气管镜的外观图。

## 具体实施方式

[0021] 图 1 所示的第一实施方式的支气管镜 10 为肉眼观察的光纤镜,其具备:向体腔内照射照明用的白色光,并将该体腔内的像光学地传递的内窥镜主体 11;相对于内窥镜主体 11 拆装自如,向内窥镜主体 11 供给白色光和电力的光源单元 12。支气管镜 10 所使用的白色光通过在光源单元 12 内使半导体激光 14 的蓝色激光向波长转换构件即荧光体 15 撞击而产生。需要说明的是,由于在内窥镜主体 11 本身未设置特定的光源,因此第一实施方式的支气管镜 10 除了上述光源单元 12 以外,还可以根据观察模式而适当更换成氙或卤素等的光源单元或特殊光观察用的光源单元等。

[0022] 内窥镜主体 11 具备插入体腔内的挠性的插入部 20、用于观察体腔内的目镜部 21、设置在插入部 20 与目镜部 21 之间来进行各种操作的操作部 22。插入部 20 由前端部 23、弯曲部 24、可挠曲部 25 构成。弯曲部 24 由彼此连结的多个弯曲部分构成,通过操作操作部

20 的弯角钮 ( 图示省略 ), 而向上下左右方向进行弯曲动作, 使前端部 23 朝向体腔内的所期望的方向。

[0023] 在插入部 20 及操作部 22 设有对来自光源单元 12 的白色光进行引导的光导 30 (Light Guide (LG)) 和对来自体腔内的返回光进行引导的像导 31 (Image Guide (IG))。需要说明的是, 在附图中, 为了容易观察, 而由细线表示。光导 30 由对多根光纤进行捆束而得到的光纤束构成。该光导 30 的入射侧为一个光纤束, 在中途分支成两个光纤束 30a、30b。分支出的一方的光纤束 30a 的出射部朝向前端部 23 的玻璃盖片 33a, 另一方的光纤束 30b 朝向前端部 23 的玻璃盖片 33b。从光导 30 射出的白色光经由玻璃盖片 33a、33b 向体腔内照射。需要说明的是, 优选预先在光导 30 中的分支点的跟前使光纤偏斜 ( 搀混、扭转 )。

[0024] 像导 31 由使各光纤整齐排列配置而得到的光纤束构成。该像导 31 通过前端部 23 的观察窗 35 接受来自体腔内的返回光, 并将该接受的光引导到目镜部 21。由此, 在目镜部 21 中, 能够进行体腔内的观察。需要说明的是, 在观察窗 35 与像导 31 之间配置有成像透镜 ( 图示省略 )。另外, 也可以在前端部 25 内的玻璃盖片 33a、33b 与光纤束 30a、30b 之间配置照明透镜系统。

[0025] 如图 2 所示, 光源单元 12 包括光源部 40 和蓄电池 41。光源部 40 具备发出蓝色激光的半导体激光 14、通过蓝色激光使白色光激发发光的荧光体 15、用于使来自荧光体 15 的白色光向光导 30 会聚的聚光透镜 46、收纳半导体激光 14 及荧光体 15 的壳体 48。需要说明的是, 在光源单元 12 中的与光导 30 对置的部分设有用于避免灰尘等异物进入光源单元 12 内的透明罩或能够开闭的开闭器来作为保护机构 ( 图示省略 )。

[0026] 半导体激光 14 (Laser Diode) 发出例如中心波长为 445nm 的蓝色激光。需要说明的是, 为了对像导 31 中的分光吸收进行补偿, 优选除了中心波长为 445nm 的蓝色激光以外, 还使中心波长为 405nm 的蓝色激光或红色激光撞击荧光体 15 并透过, 向体腔内照射。

[0027] 如图 3 所示, 在半导体激光 14 中, 使蓝色激光形成为脉冲状并将其周期性地发出。因此, 这样, 脉冲状的蓝色激光周期性地撞击荧光体 15, 与此相伴, 从荧光体 15 也周期性发出脉冲状的白色光。因此, 在体腔内被周期性地照射脉冲状的白色光。并且, 通过缩短该脉冲状的白色光的发光周期, 从而不会感觉为脉冲发光, 而能够进行与通常的连续照明同样的观察。此外, 在脉冲发光的情况下, 与通常的连续的照明相比, 能够实现省电化, 因此能够使蓄电池 41 耐用。需要说明的是, 优选蓝色激光的点灭周期尽可能缩短, 以防止模糊。

[0028] 另外, 由于半导体激光 14 的发光点小成例如  $1\mu\text{m}\times 1\mu\text{m}$  那样, 因此能够会聚得极其小。因此, 在使半导体激光 14 会聚之前设置的荧光体 15 也能够变小。由此, 也能够使来自荧光体 15 的白色光高效地向光导 30 会聚, 从而能够实现光导 30 的细径化。另外, 即使在使来自荧光体 15 的白色光向光导 30 入射时, 由于几乎是白色光向光导 30 入射, 因此也能够抑制聚光透镜 46 周围的发热。因此, 即使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。

[0029] 与此相对, 日本特开 2009-146893 号公报那样的发光二极管 (Light Emitting Diode) 的发光点大到例如为  $1\text{mm}\times 1\text{mm}$  那样, 因此在将该发光二极管装入光源单元 12 的情况下, 很难向荧光体 15 会聚得较小。因此, 在要向荧光体 15 照射较多的蓝色激光的情况下, 不得不增大荧光体 15 的尺寸。另外, 在发光二极管的情况下, 白色光向光导 30 的入射效率也变差, 因此变得容易引导发热的问题。

[0030] 如图 2 所示, 荧光体 15 包含多种荧光体物质 (例如 YAG 系荧光体、或 BAM( $\text{BaMgAl}_{10}\text{O}_{17}$ ) 等荧光体) 而构成, 该多种荧光体物质吸收来自半导体激光 14 的蓝色激光的一部分而激发发光成绿色~黄色。由此, 以蓝色激光为激发光的绿色~黄色的激发发光光和未被荧光体 15 吸收而透过的蓝色激光混合, 而生成白色光。由荧光体生成的白色光经由两片凸透镜构成的聚光透镜 46 而向光导的入射面入射。

[0031] 需要说明的是, 优选荧光体 15 大致具有长方体形状。在该情况下, 荧光体 15 既可以通过粘合剂将荧光体物质固定而形成大致长方体状, 还可以将在无机玻璃等树脂中混合荧光体物质而得到的物质形成为大致长方体状。

[0032] 蓄电池 41 具备蓄电池主体 50、调制部 51。蓄电池主体 50 向半导体激光 14、内窥镜主体 11 供给电力。调制部 51 通过控制蓄电池主体 50 对半导体激光 14 的电力供给, 而如图 4 所示那样调整蓝色激光的脉冲数、脉冲宽度、脉冲高度 (明亮度) (关于该脉冲调制, 参照日本特开 2009-56248 号公报)。

[0033] 由于半导体激光 14 具有几 GHz 的响应速度, 因此能够对脉冲数、脉冲宽度、脉冲高度等脉冲特性进行极其细微的微调整。另一方面, 由于发光二极管只具有几 MHz 的响应速度, 因此很难像半导体激光 14 那样对脉冲特性进行微调整。

[0034] 因此, 在使蓝色激光撞击荧光体 15 时, 考虑荧光体 15 的波长转换效率的温度特性而调制部 51 对蓝色激光的脉冲特性进行微调整, 从而能够将白色光的色调保持为固定。荧光体 15 的波长转换效率的温度特性是指由于对于蓝色激光的波长转换效率的变化, 而蓝色激光与激发发光光的光量比发生变化, 从而白色光的色调发生变化。

[0035] 作为脉冲特性的微调整方法, 考虑有例如预先确定与波长转换效率的温度特性对应的脉冲数、脉冲宽度、脉冲高度的组合, 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以 50 ~ 1kHz 以上的脉冲宽度点亮, 之后再以 50k ~ 几十 MHz (例如优选为 50k ~ 20MHz, 但不局限于此) 的脉冲幅宽度点亮, 从而能够使作为观察者的医生感觉到充分地明亮。需要说明的是, 通过上述脉冲调制还可以抑制白色光的光斑。在抑制该光斑时, 除了脉冲调制以外, 还可以进行高频叠加。另外, 也可以根据从荧光体 15 发出的白色光的光量或透过荧光体 15 的蓝色激光的透过光量, 来进行蓝色激光的功率控制 (APC (Auto Power Control))。

[0036] 如图 2 所示, 壳体 48 具备用于收纳半导体激光 14 的空间即激光收纳部 48a 和用于收纳荧光体 15 的空间即荧光体收纳部 48b, 半导体激光 14 和荧光体 15 以分离一定间隔的状态收纳于各自的收纳部 48a、48b, 以免直接接触。由此, 能够避免来自半导体激光 14 的热量直接向荧光体 15 传递。另外, 荧光体 15 向荧光体收纳部 48b 的固接使用低熔点玻璃 (例如软化点为 650°C 以下)。在使用树脂粘接剂作为固接构件的情况下, 存在有机成分附着于半导体激光的出射端部而使蓝色激光的输出降低的情况, 但在使用低熔点玻璃的情况下, 能够避免这样的情况。

[0037] 如图 5 所示, 第二实施方式的支气管镜 100 具备: 装入有生成白色光的光源部 101 的内窥镜主体 102; 相对于内窥镜主体 102 拆装自如, 且向光源部 101 等供给电力的蓄电池 104。内窥镜主体 102 中, 光源部 101 与第一实施方式的光源单元 12 内的光源部 40 同样, 除此以外, 与第一实施方式同样。另外, 蓄电池 104 与第一实施方式的光源单元 12 内的蓄电池 41 同样。第二实施方式的支气管镜进行仅使用白色光的通常光观察, 在不需要切换成

特殊光观察用的光源单元时有效。需要说明的是,蓄电池 104 内的调制部也可以装入内窥镜主体 102。

[0038] 如图 6 所示,第三实施方式的内窥镜系统 120 具备:支气管镜 124,其装入有生成白色光的光源部 121 和通过冷却水对光源部 121 进行冷却的冷却部 122;电源装置 127,其经由电源线缆 126 向光源部 121 等供给电力;供水装置 130,其经由送水管 128 供给冷却水。对于支气管镜 124 而言,除了在其内部设有光源部 121、冷却部 122、电源线缆的插入口 126a、送水管的插入口 128a 以外,与第一实施方式的内窥镜主体 11 同样。光源部 121 与第一实施方式的光源单元 12 内的光源部 40 同样。需要说明的是,对光源部等的电力供给可以通过不使用电源线缆等有线的非接触供电进行。

[0039] 在第三实施方式中,不是从第一及第二实施方式那样的蓄电池供给电力,而从外部的电源装置(例如,将商用电源转换成所期望的电压·电流的电源装置等)127 向光源部进行电力供给,从而能够连续地发出大光量的蓝色激光。由此,也能够使通过蓝色激光而激发发光的白色光以大光量连续地发出。这样,在蓝色激光、白色光的光量大的情况下,随之荧光体 15 及其附近的发热量也变大。该荧光体 15 及其附近的发热通过冷却部 122 产生的冷却效果而散热。因此,只要冷却部 122 产生的散热性能高,就能够随之而进一步增大白色光的光量。

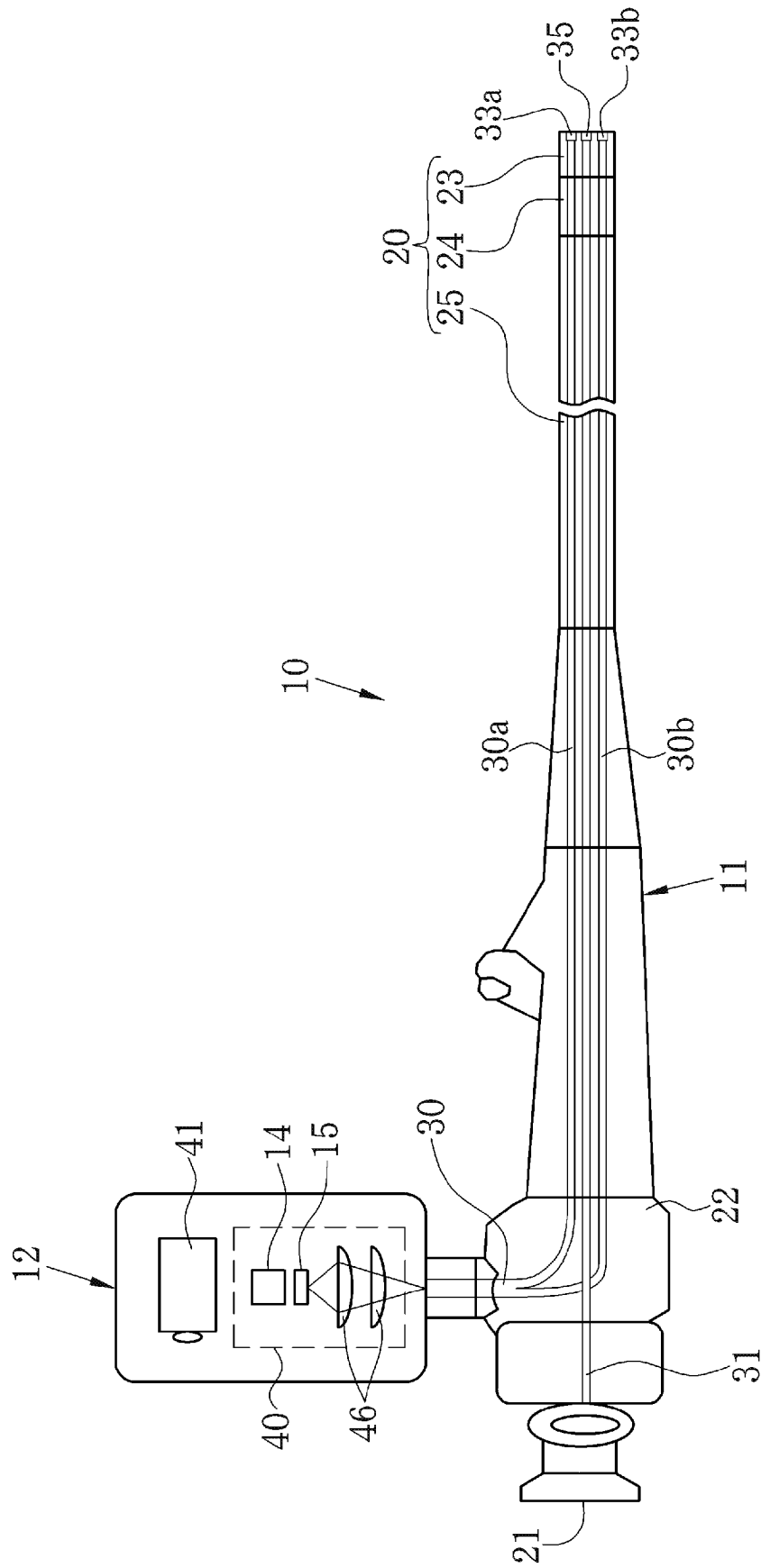


图 1

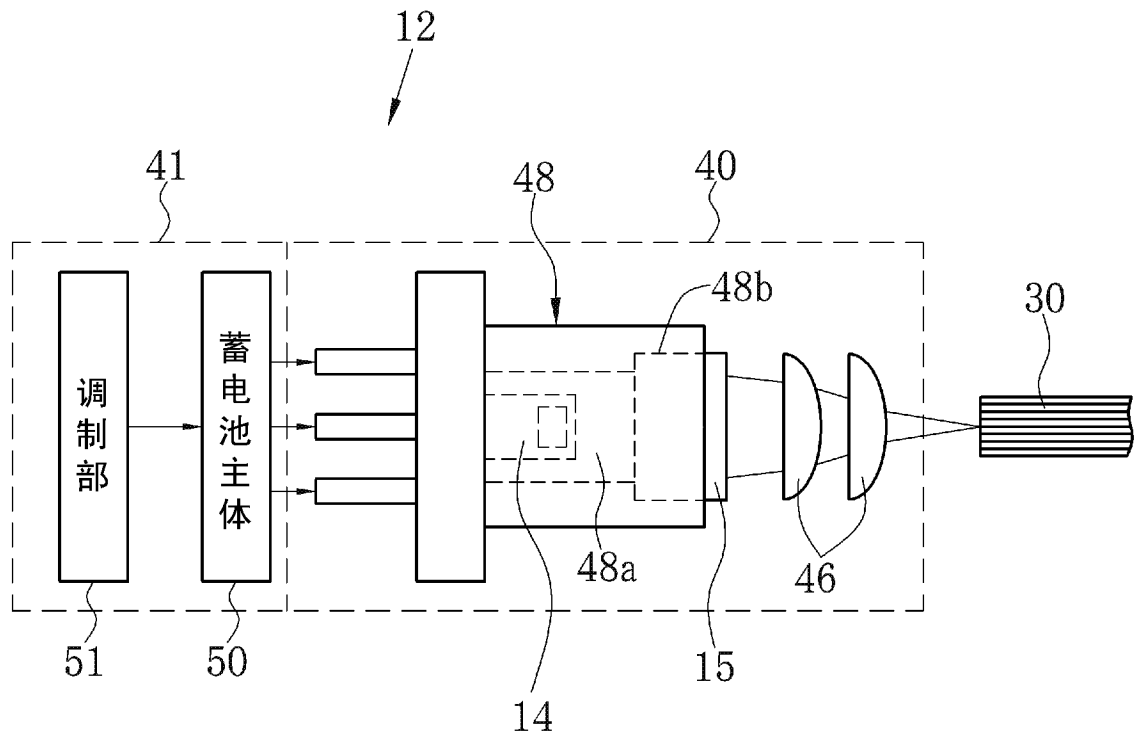


图 2

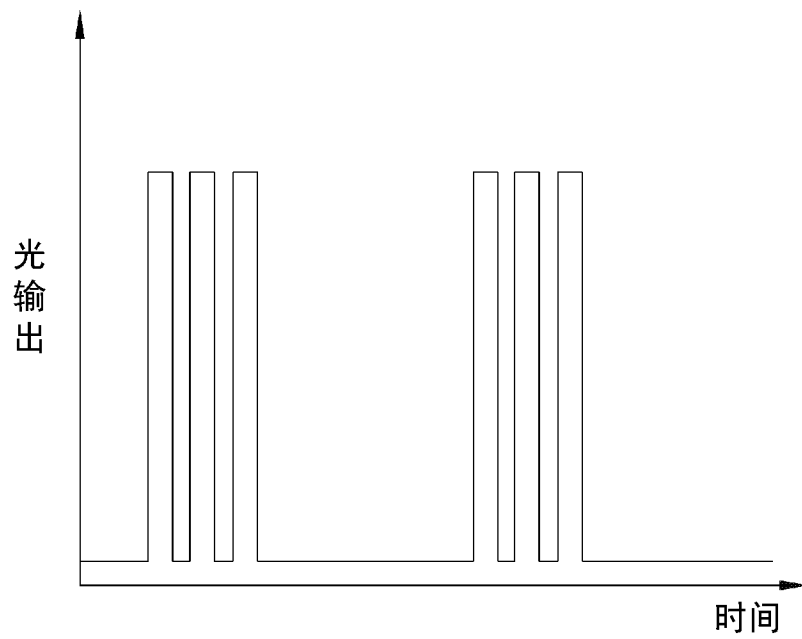


图 3

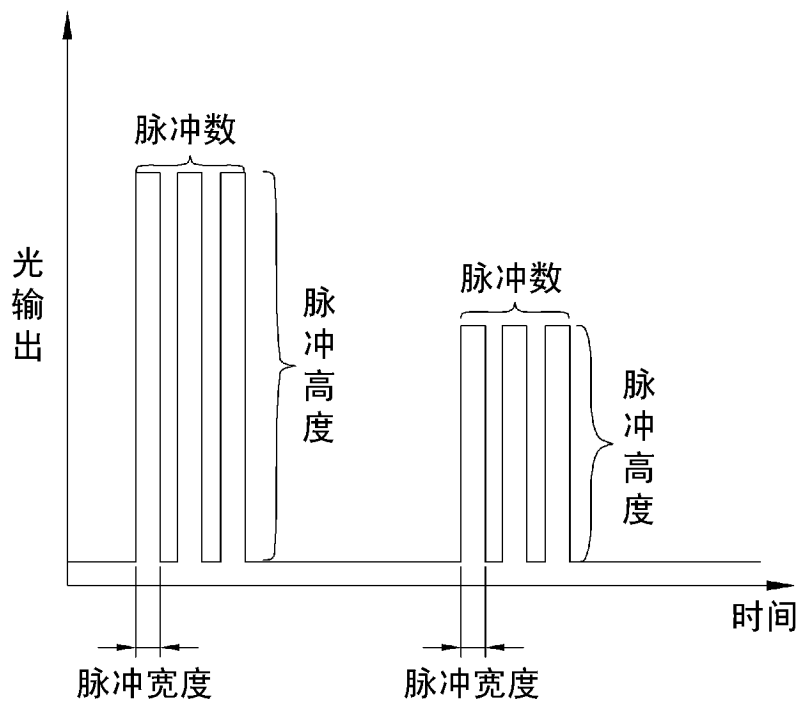


图 4

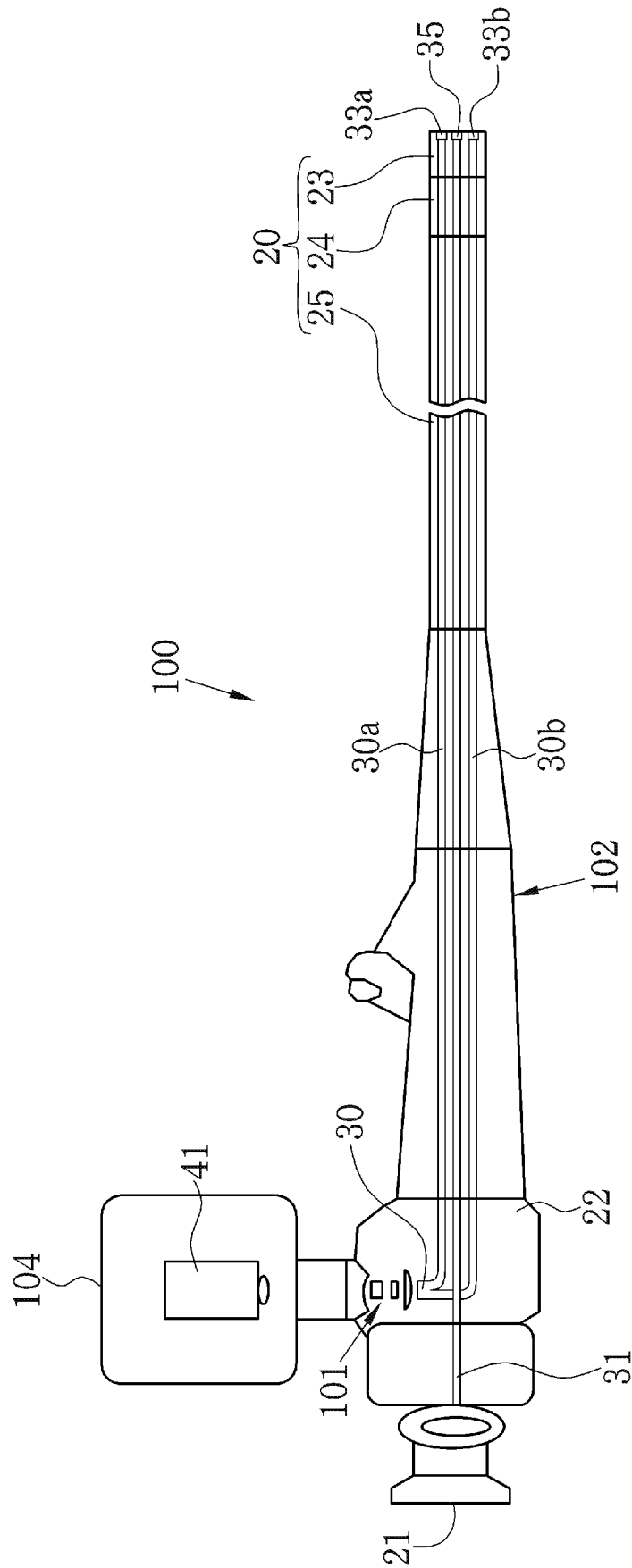


图 5



专利名称(译)	内窥镜及内窥镜用光源装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN102551648A</a>	公开(公告)日	2012-07-11
申请号	CN201110341152.4	申请日	2011-11-02
[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		
优先权	2010247539 2010-11-04 JP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明提供一种内窥镜及内窥镜用光源装置。支气管镜具备相对于内窥镜主体拆装自如的光源单元。在光源单元内，使半导体激光的蓝色激光撞击荧光体而使白色光激发发光。半导体激光使脉冲状的蓝色激光以固定的频率以上振荡，从而实现省电化且使观察者感到充分明亮。半导体激光以GHz为单位进行蓝色激光的调制，从而使白色光的色调保持为固定。

