



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102401928 B

(45) 授权公告日 2015. 04. 01

(21) 申请号 201110254672. 1

US 2008037933 A1, 2008. 02. 14, 全文.

(22) 申请日 2011. 08. 31

CN 1242082 A, 2000. 01. 19, 全文.

CN 101155546 A, 2008. 04. 02, 全文.

(30) 优先权数据

2010-193798 2010. 08. 31 JP

审查员 刘莹

(73) 专利权人 富士胶片株式会社

地址 日本国东京都

(72) 发明人 吉田光治 吉弘达矢

(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 吴敬莲

(51) Int. Cl.

G02B 6/00(2006. 01)

A61B 1/07(2006. 01)

(56) 对比文件

US 2010210911 A1, 2010. 08. 19, 全文.

CN 101426414 A, 2009. 05. 06, 全文.

CN 1620624 A, 2005. 05. 25, 全文.

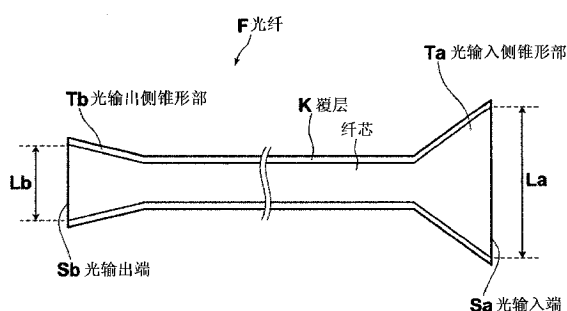
权利要求书2页 说明书8页 附图5页

(54) 发明名称

用于内窥镜的光导、装配有该光导的内窥镜
和制造用于内窥镜的光导的方法

(57) 摘要

本发明公开一种用于内窥镜的光导, 该光导装配有光纤。该光纤包括输入侧锥形部和输出侧锥形部。输入侧锥形部为光纤的包括输入端的预定部分, 照明光在所述输入端中进入光纤, 并且光纤的纤芯具有向着光输入侧锥形部的输入端变粗的形状。光输出侧锥形部为光纤的包括输出端的预定部分, 照明光通过该输出端被输出, 光纤的纤芯具有向着光输出侧锥形部的输出端变粗的形状。输入端处的纤芯直径大于输出端处的纤芯直径。



1. 一种用于内窥镜的光导,所述光导装配有用于将照明光引导至将被观察的部分的光纤,该光纤包括:

光输入侧锥形部;和

光输出侧锥形部,其中

光输入侧锥形部为所述光纤的包括输入端的预定部分,所述照明光在所述输入端中进入所述光纤,并且所述光纤的纤芯具有向着所述光输入侧锥形部的输入端变粗的形状;

光输出侧锥形部为所述光纤的包括输出端的预定部分,所述照明光通过所述输出端被输出,并且所述光纤的纤芯具有向着所述光输出侧锥形部的输出端变粗的形状;以及

所述输入端处的纤芯直径大于所述输出端处的纤芯直径。

2. 根据权利要求1所述的用于内窥镜的光导,其中:

所述输入端处的纤芯直径相对于所述输出端处的纤芯直径的比值在从2到3的范围内。

3. 根据权利要求1所述的用于内窥镜的光导,其中:

所述输入端处的纤芯直径在从300 μm 至6000 μm 的范围内,而所述输出端处的纤芯直径在从150 μm 至4000 μm 的范围内。

4. 根据权利要求1所述的用于内窥镜的光导,其中:

所述光纤为多模光纤。

5. 一种内窥镜,包括:

如在权利要求1-4中任一项中所述的用于内窥镜的光导;

用于产生照明光的光源,所述光源连接至所述用于内窥镜的光导的输入侧;和

成像部,所述成像部用于接收由于照射由所述用于内窥镜的光导引导的照明光而在将被观察的部分处产生的光,并用于对所述将被观察的部分进行成像。

6. 一种制造用于内窥镜的光导的方法,所述用于内窥镜的光导将照明光引导至将被观察的部分,所述方法包括下述步骤:

制备第一光纤和第二光纤,第一光纤的第一端处具有第一锥形部,所述第二光纤的第一端处具有第二锥形部;

熔化所述第一光纤的第二端和所述第二光纤的第二端,以形成具有所述第一锥形部和所述第二锥形部的第三光纤;以及

将第三光纤放入内窥镜的探头部中,使得所述第二锥形部为照明光的输入侧,而所述第一锥形部为照明光的输出侧,其中:

所述第一锥形部为所述第一光纤的预定部分,所述预定部分包括所述第一光纤的第一端,并且所述光纤的纤芯具有在所述预定部分中向着所述第一光纤的第一端变粗的形状;

所述第二锥形部为所述第二光纤的预定部分,所述预定部分包括所述第二光纤的第一端,并且所述光纤的纤芯具有在所述预定部分中向着所述第二光纤的第一端变粗的形状;以及

所述第二光纤的第一端处的纤芯直径大于所述第一光纤的第一端处的纤芯直径。

7. 根据权利要求6所述的制造用于内窥镜的光导的方法,其中:

所述第一光纤的第一端处的纤芯直径相对于所述第二光纤的第一端处的纤芯直径的比值在从2到3的范围内。

8. 根据权利要求 6 或 7 所述的制造用于内窥镜的光导的方法, 其中:

所述第二光纤的第一端处的纤芯直径在从 $300\ \mu\text{m}$ 至 $6000\ \mu\text{m}$ 的范围内, 而所述第一光纤的第一端处的纤芯直径在从 $150\ \mu\text{m}$ 至 $4000\ \mu\text{m}$ 的范围内。

9. 一种制造用于内窥镜的光导的方法, 所述用于内窥镜的光导将照明光引导至将被观察的部分, 所述方法包括下述步骤:

处理光纤的包括所述光纤的第一端的预定部分以形成锥形, 使得在所述预定部分中的所述光纤的纤芯向着第一端变粗;

处理所述光纤的包括所述光纤的第二端的预定部分以形成锥形, 使得在所述预定部分中的所述光纤的纤芯向着第二端变粗, 并且使得所述第二端处的纤芯直径大于所述第一端处的纤芯直径; 以及

将所述光纤放入内窥镜的探头部中, 使得具有较大纤芯直径的端部为照明光的输入侧, 而具有较小纤芯直径的端部为照明光的输出侧。

10. 根据权利要求 9 所述的制造用于内窥镜的光导的方法, 其中:

所述光纤的第二端处的纤芯直径相对于所述光纤的第一端处的纤芯直径的比值在从 2 到 3 的范围内。

11. 根据权利要求 9 和 10 中任一项所述的制造用于内窥镜的光导的方法, 其中:

所述光纤的第二端处的纤芯直径在从 $300\ \mu\text{m}$ 至 $6000\ \mu\text{m}$ 的范围内, 而所述光纤的第一端处的纤芯直径在从 $150\ \mu\text{m}$ 至 $4000\ \mu\text{m}$ 的范围内。

用于内窥镜的光导、装配有该光导的内窥镜和制造用于内窥镜的光导的方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种插入体腔并将照明光引导至将被观察的部分的用于内窥镜的光导,并涉及一种装配有该光导的内窥镜。本发明还涉及用于制造用于内窥镜的光导的方法。

背景技术

[0002] 用于观察体腔中的组织的内窥镜系统是广泛熟知的。例如,通过采用白色光照明体腔内的将被观察的部分进行成像而获得可见图像并将可见图像显示在监视器的屏幕上的内窥镜系统在实际中广泛地应用。

[0003] 用于将照明光引入体腔的用于内窥镜的光导用在前述内窥镜系统中。能够将激光光源用作产生照明光的光源。

[0004] 用于内窥镜的装配有用于将照明光引导到体腔中的光纤的光导用在前述内窥镜系统中。激光光源可以用作产生照明光的光源。从激光光源输出的激光束具有高方向性。为此原因,传统上,靠近光纤的输出端的预定部分形成为向着该输出端变细的锥形形状,以增加用于照明光的扩散角,如在日本未审查专利公开 No. 2009-297188 中所述。

[0005] 然而,从激光束的安全标准的观点来看,将光纤的输出端形成为如日本未审查专利公开 No. 2009-297188 中披露的那样薄会引起多个问题。存在即使发射量低由激光光源发射的激光束由于该激光束的每视角的高功率密度而将会对人体有害的情况。因此,在激光光源用作照明光源的情况中,从操作部位的安全的观看来看,优选的是尽可能采用具有最低水平的安全标准等级的激光。

发明内容

[0006] 已经考虑到前述情况开发了本发明。本发明的目标是提供一种用于内窥镜的光导,所述光导在不需使光纤形成锥形而使得光纤在其端部处变细的情况下实现扩散角的增加,并且还通过形成具有较大发光区域的光源而使得能够降低光纤的输出端处得每视角的激光束强度。本发明的另一个目标是提供装配有上述光导的内窥镜。

[0007] 本发明的又一个目标是提供制造用于内窥镜的光导的方法和用于制造装配有这种光导的内窥镜的方法,用于内窥镜的光导的方法使得能够制造展现前述操作效果的用于内窥镜的光导。

[0008] 本发明的实现上述目标的用于内窥镜的光导装配有用于将照明光引导至将被观察的部分的光纤,该光纤包括:

[0009] 光输入侧锥形部;和

[0010] 光输出侧锥形部,其中

[0011] 光输入侧锥形部为光纤的包括输入端的预定部分,照明光在所述输入端中进入光纤,并且光纤的纤芯具有向着光输入侧锥形部中的输入端变粗的形状;

[0012] 光输出侧锥形部为光纤的包括输出端的预定部分,照明光通过所述输出端被输

出,并且光纤的纤芯具有向着光输出侧锥形部中的输出端变粗的形状;以及

[0013] 输入端处的纤芯直径大于输出端处的纤芯直径。

[0014] 在本发明的用于内窥镜的光导中,优选的是输入端处的纤芯直径相对于输出端处的纤芯直径的比率在从 2 至 3 的范围内。

[0015] 还优选的是,输入端处的纤芯直径在从 300 μm 至 6000 μm 的范围内,而输出端处的纤芯直径在从 150 μm 至 4000 μm 的范围内。纤芯直径的下限由光源的尺寸限定,从激光安全的观点看,该光源被认为是点光源。纤芯直径的上限由使得能够获得用于内窥镜的光导通常所要求的柔性程度的纤芯直径限定。

[0016] 此外,优选的是光纤为多模光纤。

[0017] 本发明的内窥镜包括:

[0018] 如上所述的用于内窥镜的光导;

[0019] 用于产生照明光的光源,所述光源连接至用于内窥镜的光导的输入侧;和

[0020] 成像部,所述成像部用于接收由于照射通过用于内窥镜的光导引导的照明光而在将被观察的部分处产生的光,并用于对将被观察的部分进行成像。

[0021] 在本说明书中,表述“由于照明光的照射而在将被观察的部分处产生的光”表示例如在采用白色光作为照明光获得可见图像的情况中的反射光,和表示在采用激发光作为照明光获得荧光图像的情况中对应于激发光的荧光。

[0022] 本发明的用于制造将照明光引导至将被观察的部分的用于内窥镜的光导的第一方法包括下述步骤:

[0023] 制备第一光纤和第二光纤,第一光纤的第一端处具有第一锥形部,第二光纤的第一端处具有第二锥形部;

[0024] 熔化第一光纤的第二端和第二光纤的第二端,以形成具有第一锥形部和第二锥形部的第三光纤;以及

[0025] 将第三光纤放入内窥镜的探头部中,使得第二锥形部为照明光的输入侧,而第一锥形部为照明光的输出侧,其中

[0026] 第一锥形部为第一光纤的预定部分,所述预定部分包括所述第一光纤的第一端,并且光纤的纤芯具有在所述预定部分中向着第一光纤的第一端变粗的形状;

[0027] 第二锥形部为第二光纤的预定部分,所述预定部分包括所述第二光纤的第一端,并且光纤的纤芯具有在所述预定部分中向着第二光纤的第一端变粗的形状;以及

[0028] 第二光纤的第一端处的纤芯直径大于第一光纤的第一端处的纤芯直径。

[0029] 在本发明的用于制造用于内窥镜的光导的第一方法中,优选的是第一光纤的第一端处的纤芯直径相对于第二光纤的第一端处的纤芯直径的比率在从 2 到 3 的范围内。

[0030] 此外,优选的是第二光纤的第一端处的纤芯直径在从 300 μm 至 6000 μm 的范围内,而第一光纤的第一端处的纤芯直径在从 150 μm 至 4000 μm 的范围内。

[0031] 本发明的用于制造将照明光引导至将被观察的部分的用于内窥镜的光导的第二方法包括下述步骤:

[0032] 处理光纤的包括该光纤的第一端的预定部分以形成锥形,使得在所述预定部分中的光纤的纤芯向着第一端变粗;

[0033] 处理该光纤的包括该光纤第二端的预定部分以形成锥形,使得在所述预定部分中

的光纤的纤芯向着第二端变粗,并且使得第二端处的纤芯直径大于第一端处的纤芯直径;以及

[0034] 将该光纤放入内窥镜的探头部中,使得具有较大纤芯直径的端部为照明光的输入侧,而具有较小纤芯直径的端部为照明光的输出侧。

[0035] 在本说明书中,进行拉锥处理“使得第二端处的纤芯直径大于第一端处的纤芯直径”涉及多种情况。这些情况包括:其中首先对第一端执行拉锥处理,随后对第二端执行拉锥处理,使得第二端处的纤芯直径大于第一端处的纤芯直径的情况;以及其中首先对第二端执行拉锥处理,随后对第一端执行拉锥处理,使得第一端的纤芯直径小于第二端的纤芯直径,从而使得第二端处的纤芯直径更大的情况。也就是说,本发明的用于制造用于内窥镜的光导的第二种方法不依赖于对光纤的端部执行拉锥处理的顺序。

[0036] 在本发明的用于制造用于内窥镜的光导的第二种方法中,优选的是该光纤的第二端处的纤芯直径相对于该光纤的第一端处的纤芯直径的比率在从 2 到 3 的范围内。

[0037] 此外,优选的是光纤的第二端处的纤芯直径在从 300 μm 至 6000 μm 的范围内,而光纤的第一端处的纤芯直径在从 150 μm 至 4000 μm 的范围内。

[0038] 本发明的用于内窥镜的光导和装配有该光导的内窥镜装配有光纤。光纤具有光输入侧锥形部和光输出侧锥形部。光输入侧锥形部为光纤的包括输入端的预定部分,照明光在所述输入端中进入光纤,并且光纤的纤芯具有向着光输入侧锥形部中的输入端变粗的形状。光输出侧锥形部为光纤的包括输出端的预定部分,照明光通过所述输出端被输出,并且光纤的纤芯具有向着光输出侧锥形部中的输出端变粗的形状。该光纤的特征在于,输入端处的纤芯直径大于输出端处的纤芯直径。因此,通过增加光纤的输出端处的发光区域,可以降低每视角的激光束强度。同时,光纤的输入端形成为向着输入端变粗的锥形形状,其中所述输入端具有比输出端的纤芯直径大的纤芯直径。因此,根据光学扩展量守恒,可以增加输出端处的扩散角。因此,在不需要使光纤形成锥形而使得光纤向其端部变细的情况可以实现扩散角的增加。同时,通过形成具有大的发光区域的光源,可以实现光纤的输出端处的每视角的激光束强度的降低。

[0039] 此外,基于上述效果,本发明的用于内窥镜的光导和装配有该光导的内窥镜展现出照明区域被扩大且激光的安全标准等级降低的有益效果。

[0040] 本发明的用于制造用于内窥镜的光的第一种方法是一种用于制造将照明光引导至将被观察的部分的用于内窥镜的光导的方法,该方法包括下述步骤:制备第一光纤和第二光纤,第一光纤的第一端处具有第一锥形部,第二光纤的第一端处具有第二锥形部;熔化第一光纤的第二端和第二光纤的第二端,以形成具有第一锥形部和第二锥形部的第三光纤;以及将第三光纤放入内窥镜的探头部中,使得第二锥形部为照明光的输入侧,而第一锥形部为照明光的输出侧,其中第一锥形部为第一光纤的包括该第一光纤的第一端的预定部分,并且光纤的纤芯具有向着第一光纤在所述预定部分中的第一端变粗的形状;第二锥形部为第二光纤的包括该第二光纤的第一端的预定部分,并且光纤的纤芯具有向着第二光纤在所述预定部分中的第一端变粗的形状;并且第二光纤的第一端处的纤芯直径大于第一光纤的第一端处的纤芯直径。因此,能够制造展现前述操作效果的用于内窥镜的光导和装配有该光导的内窥镜。

[0041] 本发明的用于制造将照明光引导至将被观察的部分的用于内窥镜的光导的第二

种方法包括下述步骤：处理光纤的包括该光纤的第一端的预定部分以形成锥形，使得在所述预定部分中的光纤的纤芯向着第一端变粗；处理该光纤的包括该光纤的第二端的预定部分以形成锥形，使得在所述预定部分中的光纤的纤芯向着第二端变粗，并且使得第二端处的纤芯直径大于第一端处的纤芯直径；以及将该光纤放入内窥镜的探头部中，使得具有较大纤芯直径的端部为照明光的输入侧，而具有较小纤芯直径的端部为照明光的输出侧。因此，能够制造展现前述操作效果的用于内窥镜的光导和装配有该光导的内窥镜。

附图说明

[0042] 图 1 为图示采用本发明的用于内窥镜的光导的内窥镜系统的外观的示意图；

[0043] 图 2 为示意性地图示采用本发明的用于内窥镜的光导的内窥镜系统的内部结构的示意图；

[0044] 图 3 为示意性地图示用在本发明的用于内窥镜的光导中的其两端都被形成锥形的光纤的截面示意图；

[0045] 图 4 为图示在具有预定锥形形状的光纤中输出光的入射角 Φ 和扩散角 θ 之间的关系的概念图的集合；以及

[0046] 图 5 为图示作为本发明的实施方式而被制造的在其两端都具有锥形部的光纤的概念图的集合。

具体实施方式

[0047] 以下，将参照附图描述本发明的实施方式。然而，本发明不限于下文将描述的实施方式。注意到，为了便于视觉理解，附图中的构成元件的尺寸、比例等可能与实际尺寸、比例等不同。

[0048] [用于内窥镜的光导、装配有该光导的内窥镜、以及用于制造用于内窥镜的光导的方法的实施方式]

[0049] 用于内窥镜的光导和装配有该光导的内窥镜用在如图 1 所示的内窥镜系统 2 中。如图 1 所示，内窥镜系统 2 由下述部件构成：用于获取对象体（体腔）内的将被观察的部分的图像的电子内窥镜 10；用于生成内窥镜图像的处理设备 11；和供应用于照明体腔的内部的照明光的光源设备 12。用于显示内窥镜图像的监视器 20 连接至处理设备 11。

[0050] 电子内窥镜 10 装配有：将插入体腔的探头部 13；设置在探头 13 的基端处的操作部 14；和从操作部 14 延伸的通用塞绳 15。探头部 13 由下述部件构成：细长柔性管部 13a；由多个连接的弯曲件形成的弯曲部；和定位在探头部 13 的远端处的末端部 13c。末端部 13c 由刚性金属材料等形成，并在其中容纳用于获取体腔内的图像的 CCD 30（参见图 2）等。

[0051] 操作部 14 装配有镊子开口 17、角度旋钮 18 等。镊子开口 17 连接至形成在末端部 13c 中的镊子出口 27（参见图 2）。治疗器械插入穿过镊子开口 17，并通过镊子出口 27 突进到体腔中。角度旋钮 18 经由设置在探头部 13 内的线连接至弯曲部 13b。通过操作角度旋钮 18 推拉电而使弯曲部 13b 弯曲以沿垂直方向和水平方向移动。因此，末端部 13c 可以向体腔内的期望方向被定向。

[0052] 连接器 19 设置在通用塞绳 15 的延伸端处。连接器 19 为由通信连接器 19a 和光源连接器 19b 构成的组合型的连接器，并能够可移除地连接至处理设备 11 和光源设备 12。

[0053] 如图 2 所示,用于接收对象的图像光的观察窗 25、射通过照明光的照明窗 26 和镊子出口 27 设置在电子内窥镜 10 的末端部 13c 的远端面上。导光光学系统 28 和棱镜 29 设置至观察窗 25 的后面。CCD 30 直接设置在棱镜 29 下面,且 CCD 30 连接至电路板 31。对象的已经穿过导光光学系统 28 和棱镜 29 的图像光进入 CCD 30 的光接收表面。CCD 30 基于进入光接收表面的图像光输出图像信号,并将该图像信号输入至电路板 31。

[0054] 电路板 31 经由信号电缆 32 连接至处理设备 11 的计时 / 驱动电路 42 和数字信号处理电路 43 (DSP 43)。电路板 31 装配有模拟信号处理电路 (未示出)。模拟信号处理电路对从 CCD 30 输入的图像信号执行相关双采样处理,以去除预设噪声和放大器噪声。随后,已经从中去除噪声的图像信号被以预定增益被放大,随后转换成具有预定位数的数字信号。数字图像信号经由信号电缆 32 输入至处理设备 11 的 DSP 43。

[0055] 将照明光照射向体腔的内部的照射透镜 33 设置在照明窗 26 的后面。照射透镜 33 面向光导 34 的输出端。光导 34 穿过探头部 13、操作部 14、通用塞绳 15 的内部,并且所述光导的输入面突出到光源连接器 19b 的端部之外。当光源连接器 19b 连接至光源装置 12 时,光导 34 的输入面插入光源装置 12 的内部。来自光源装置 12 的照明光由光导 34 引导至末端部 13c,并经由照射透镜 33 和照明窗 26 照射到体腔的内部。

[0056] 用作光导 34 的导光构件的光纤 F 由纤芯 C 和覆层 K 构成。如图 3 所示,光纤 F 具有光输入侧锥形部 Ta 和光输出侧锥形部 Tb。光输入侧锥形部 Ta 为光纤 F 的包括输入端 Sa 的预定部分,照明光在输入端 Sa 中进入光纤 F,光纤 F 的纤芯 C 具有向着光输入侧锥形部 Ta 的输入端 Sa 变粗的形状。光输出侧锥形部 Tb 为光纤 F 的包括输出端 Sb 预定部分,照明光通过输出端 Sb 输出,光纤 F 的纤芯 C 具有向着光输出侧锥形部 Tb 的输出端 Sb 变粗的形状。

[0057] 光纤 F 形成为使得光输入端 Sa 处的纤芯直径 La 大于光输出端 Sb 处的纤芯直径 Lb。优选的是输入端处的纤芯直径相对于输出端处的纤芯直径的比率在从 2 至 3 的范围内。此外,优选的是输入端处的纤芯直径在从 $300\ \mu\text{m}$ 至 $6000\ \mu\text{m}$ 的范围内,输出端处的纤芯直径在从 $150\ \mu\text{m}$ 至 $4000\ \mu\text{m}$ 的范围内。在这里,在可见光和近红外光区域中,满足前述关于纤芯直径的条件的光纤作为多模光纤而操作。

[0058] 在其两端具有锥形部的光纤 F 例如可以通过下述方法形成。首先,制备在其第一端具有第一锥形部的第一光纤和在其第一端具有第二锥形部的第二光纤。在这里,第一锥形部为第一光纤的包括其第一端的预定部分,光纤的纤芯在所述预定部分中具有向着第一光纤的第一端变粗的形状。第二锥形部为第二光纤的包括其第一端的预定部分,且光纤的纤芯在所述预定部分中具有向着第二光纤的第一端变粗的形状。此外,第二光纤的第一端处的纤芯直径大于第一光纤的第一端的纤芯直径。接下来,熔化第一光纤的第二端和第二光纤的第二端,以形成具有第一锥形部和第二锥形部的第三光纤。因此,形成为如上所述的光纤的第三光纤。此外,根据需要通过重复上述步骤制备多根这种光纤。随后,将第三光纤放入内窥镜的探头部中,使得第二锥形部为照明光的输入侧,而第一锥形部为照明光的输出侧,从而获得第一实施方式的光导。

[0059] 可替换地,可以通过下述方法形成在其两端都具有锥形部的光纤 F。首先,处理光纤的包括该光纤的第一端的预定部分以形成锥形,使得在所述预定部分中的光纤的纤芯向着第一端变粗。接下来,处理光纤的包括该光纤的第二端的预定部分形成锥形,使得在所述

预定部分中的光纤的纤芯向着第二端变粗,并且使得第二端处的纤芯直径大于第一端处的纤芯直径。此时,可以首先或其次形成具有较大纤芯直径的锥形部。通过上述步骤形成如上所述的光纤。此外,根据需要通过重复上述步骤制备多根这种光纤。然后,将该光纤放入内窥镜的探头部中,使得具有较大纤芯直径的端部为照明光的输入侧,而具有较小纤芯直径的端部为照明光的输出侧,从而获得第一实施方式的光导。在上述方法,通过调节拉丝光纤的速度可以执行拉锥处理。通常,光纤拉丝装置能够在从约 1000m/min 至 2600m/min 的范围内调节拉丝速度。因此,可以进行拉丝,使得锥形部的纤芯直径和线性部的纤芯直径可以呈现期望的值。

[0060] 在光纤 F 的两端形成为向着端部变粗且输入侧的的纤芯直径大于输出侧的纤芯直径的锥形形状的情况下,在不需要使光纤的端部形成锥形以向着该端部变细的情况下可以实现扩散角的增加。此外,可以形成具有较大发光区域的光源,从而降低光纤的输出端处的每视角的激光束强度。

[0061] 此外,本发明的光导仅需要具有仅在该光导的两端处向着端部变粗的锥形形状。也就是说,能够采用除其两端处之外具有细直径的光纤。这样做的优点在于:具有极好弹性和刚性的细直径光纤可以用在光导的中心部分处,在该中心部分处经常出现弯曲变形。

[0062] 采用上述结构的理由如下。图 4A 为图示在具有向着端部变细的锥形部的传统的光纤中照明光相对于输出光的扩散角 θ 的入射角 Φ 的示意图。在输出端处的纤芯直径根据激光束安全的观点而增加的情况中,如图 4B 所示,输出端处的发光区域增加。然而,扩散角由于光学扩展量守恒而降低。通过增加光输入端处的纤芯直径使得端部的面积之比(光输出端:光输入端)等于图 4A 中图示的情况,如图 4C 所示,扩散角在理论上将被保持不变,因为所述面积之间的比率保持。

[0063] 镊子出口 27 经由镊子通道 35 连接至镊子开口 17。镊子通道 35 例如为由树脂形成的圆筒形构件。在采用内窥镜进行观察的同时在染病部位将被切开的情况中,作为处理工具的电动解剖刀 36(高频解剖刀)通过镊子开口 17 插入镊子通道 35 中。

[0064] 处理设备 11 装配有接合通用塞绳 15 的通信连接器 19a 的插座 40。插座 40 经由绝缘体(未示出)组装在壳体 41 中,该绝缘体用于使处理设备 11 的主体和连接器 19 电绝缘。壳体 41 接地。当通信连接器 19a 与插座 40 接合时,CCD 30 连接至计时/驱动电路 42 和 DSP 43。

[0065] 计时/驱动电路 42 响应于来自 CPU 44 的命令产生控制信号(时钟脉冲),并经由信号电缆 32 将控制信号输入至 CCD 30。控制信号控制从 CCD30 读出积累电荷的时序(timing)、CCD 30 的电子快门的快门速度等。DSP43 对经由信号电缆 32 输入的图像信号进行色分离、颜色插值、增益校正、白平衡调整、伽马校正等,以产生图像数据。图像数据由数模转换器 45 转换成模拟信号,并作为内窥镜图像显示在监视器 20 上。

[0066] 光源设备 12 装配有:光源 50;光源驱动器 51;膜片调节机构 52;光圈驱动器 53;和控制其它部件的 CPU 54。光源 50 根据由光源驱动器 51 施加的控制打开和关闭,以将照明光照向设置在光源 50 前方的聚焦透镜 55。光源 50 的示例包括:氙气灯;卤素灯;LED(发光二极管);荧光发光元件;和 LD(激光器二极管)。根据将获取的内窥镜图像(可见图像、荧光图像等)的类型,即将利用的光的波长,适当地选择光源 50。

[0067] 膜片调节机构 52 设置在光源 50 和聚焦透镜 55 之间,并调节照明光的量,使得由

CCD 30 获得的内窥镜图像具有大致均匀的亮度。膜片调节机构 52 装配有：改变照明光通过的孔口的直径（孔径）的膜片翼板（wing）；和用于驱动膜片翼板的电动机。光圈驱动器 53 打开和关闭膜片调节机构 52 的膜片翼板，以改变照明光通过的面积，从而调节进入光导 34 的照明光的量。

[0068] 探头 13 的柔性管部 13a 由下述部件构成：柔性螺旋管；防止螺旋管拉伸的网；和为网上的树脂涂层的外层。多根信号电缆 32、镊子通道 35 和构成光导的多个光导 34 彼此平行且靠近地通过柔性管部 13a 的内部被供给。

[0069] 接下来，将描述如上构造的内窥镜系统 2 的操作。当电子内窥镜 10 连接至处理设备 11 时，CCD 30 连接至计时 / 驱动电路 42 和 DSP 43。当内窥镜系统 2 的电源打开时，处理设备 11 和光源设备 12 开始操作。光源设备 12 的光源 50 打开，照明光朝向聚焦透镜 55 发射。照明光由聚焦透镜 55 引导至光纤 23 的输入端，随后被引导至电子内窥镜 10 的末端部 13c。

[0070] 在电子内窥镜 10 的探头部 13 插入体腔内且由光导 34 引导的照明光传播到光扩散元件 33 内之后，照明光照射到将被观察的部分上。然后，由 CCD 30 获得通过照明光照明的将被观察的部分的图像。从 CCD 30 输出的图像信号在电路板 31 的模拟处理电路中进行多种处理，随后经由信号电缆 32 输入至处理装置 11 的 DSP 43。DSP 43 对输入的图像信号进行多种信号处理，并产生图像数据。产生的图像数据作为内窥镜图像经由 D/A 转换器 45 显示在监视器 20 上。

[0071] 在内窥镜观察情况下需要处理染病部位的情况中，电动解剖刀 36 通过镊子开口 17 插入镊子通道 35。随后，使其上施加高频电流的电动解剖刀 36 的末端接触染病部位，以切除并烧灼染病部位。

[0072] 如上所述，本发明的用于内窥镜的光导和装配有该光导的内窥镜装配由光纤。光纤具有光输入侧锥形部和光输出侧锥形部。光输入侧锥形部为光纤的包括输入端的预定部分，其中照明光在所述输入端中进入光纤，光纤的纤芯具有向着光输入侧锥形部中的输入端变粗的形状。光输出侧锥形部为光纤的包括输出端的预定部分，其中照明光通过输出端被输出，光纤的纤芯具有向着光输出侧锥形部中的输出端变粗的形状。该光纤的特征在于，输入端处的纤芯直径大于输出端处的纤芯直径。因此，通过增加光纤的输出端处的发光区域，可以降低每视角的激光束强度。同时，光纤的输入端形成为向着输入端变粗的锥形形状，所述输入端具有比输出端的纤芯直径大的纤芯直径。因此，根据光学扩展量守恒，可以增加输出端处的扩散角。因此，在不需要使光纤形成锥形而使得光纤向其端部变细的情况可以实现扩散角的增加。同时，通过形成具有大的发光区域的光源，可以实现光纤的输出端处的每视角的激光束强度的降低。

[0073] 此外，基于上述效果，本发明的用于内窥镜的光导和装配有该光导的内窥镜展现出照明区域被扩大且激光的安全标准等级降低的有益效果。

[0074] 此外，通过用于制造本发明的用于内窥镜的光导的第一和第二方法能够制造展现出前述操作效果的用于内窥镜的光导和装配有该光导的内窥镜。

[0075] （对用于内窥镜的光导的设计修改）

[0076] 上文描述了其中本发明的用于内窥镜的光导应用于柔性内窥镜的情况。然而，本发明不限于这种结构，本发明的用于内窥镜的光导可以应用于刚性内窥镜。

[0077] [实施方式]

[0078] 下文将描述本发明的用于内窥镜的光导的实施方式。

[0079] <实施方式 1>

[0080] 制备两根石英多模光纤,所述光纤的直线部分具有 0.22 的数值孔径 NA、200 μm 的纤芯直径,240 μm 的覆层直径,2.5m 的总长度,对所述光纤执行拉锥处理,使得所述光纤的第一端为向着末端变粗的锥形形状。对两根光纤中的一根进行拉锥处理,以便在离第一端 50cm 的位置处开始拉锥,并且第一端处的纤芯直径为 700 μm 。对两根光纤中的另一根进行拉锥处理,以便在离第一端 50cm 的位置处开始拉锥,并且第一端处的纤芯直径为 300 μm 。随后,第一光纤和第二光纤的细直径端(没有执行拉锥处理的端部)熔化。因此,制成具有光输入侧锥形部和光输出侧锥形部的光纤束,其中光输入侧锥形部向着在端部处具有 700 μm 的纤芯直径的端部变粗,光输出侧锥形部向着具有 300 μm 的纤芯直径的端部变粗,如图 5A 所示。然后,光纤束用来制造用于内窥镜的光导。注意到在图 5A 和 5B 中,为方便起见,仅图示了光纤的纤芯部分。

[0081] 此时,当从 100mm 远的位置观看时,光纤的光输出端的视角 α 为 3mrad。因此,用于内窥镜的该光导的 AEL(可接受的发射极限)可以约为为其中采用具有 1.5mrad 的视角的点光源的情况计算的 AEL 的两倍。这意味着,例如,在激光等级为 1 的情况中,可以允许近似两倍的亮度。基于光学扩展量守恒,光输入侧处的 NA 为 $0.22 \times 200 \mu\text{m} / 700 \mu\text{m} = 0.06$,光输出侧处的 NA 为 $0.22 \times 200 \mu\text{m} / 300 \mu\text{m} = 0.15$ 。因此,可以理解,光输出端处的光束的扩散角大于光输入端处的入射角。

[0082] <实施方式 2>

[0083] 制备两根石英多模光纤,所述光纤的直线部分具有 0.5 的数值孔径 NA,100 μm 的纤芯直径,115 μm 的覆层直径,2.5m 的总长度,对所述光纤上进行拉锥处理,使得所述光纤第一端为向着端部变粗的锥形形状。对两根光纤中的一根进行拉锥处理,以便在离第一端 50cm 的位置处开始拉锥,第一端处的纤芯直径为 700 μm 。对两根光纤中的另一根进行拉锥处理,以便在离第一端 50cm 的位置处开始拉锥,第一端处的纤芯直径为 300 μm 。随后,第一光纤和第二光纤的细直径端(没有进行拉锥处理的端部)熔化。因此,制成具有光输入侧锥形部和光输出侧锥形部的光纤束,其中光输入侧锥形部向着在端部处具有 700 μm 的纤芯直径的端部变粗,光输出侧锥形部向着具有 300 μm 的纤芯直径的端部变粗,如图 5B 所示。然后,光纤束用来制造用于内窥镜的光导。

[0084] 此时,当从 100mm 远的位置观看时,光纤的光输出端的视角 α 为 3mrad。因此,用于内窥镜的该光导的 AEL(可接受的发射极限)可以约为为其中采用具有 1.5mrad 的视角的点光源的情况计算的 AEL 的两倍。此外,可以采用具有两倍或更多倍的总强度的激光束。基于光学扩展量守恒,光输入侧处的 NA 为 $0.5 \times 100 \mu\text{m} / 700 \mu\text{m} = 0.07$,光输出侧处的 NA 为 $0.5 \times 100 \mu\text{m} / 300 \mu\text{m} = 0.15$ 。因此,可以理解,光输出端出的光束的扩散角大于光输入端处的入射角。

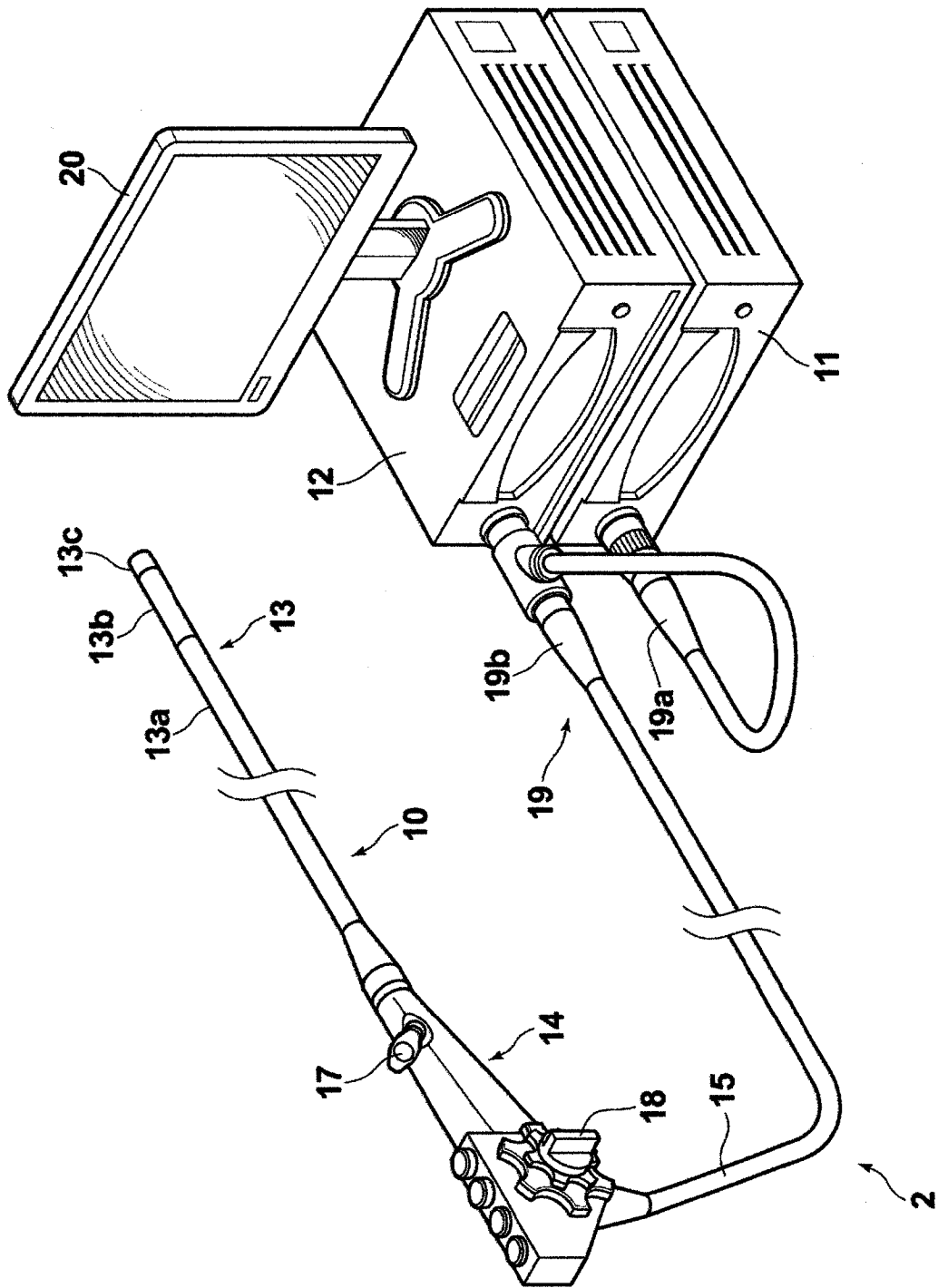


图 1

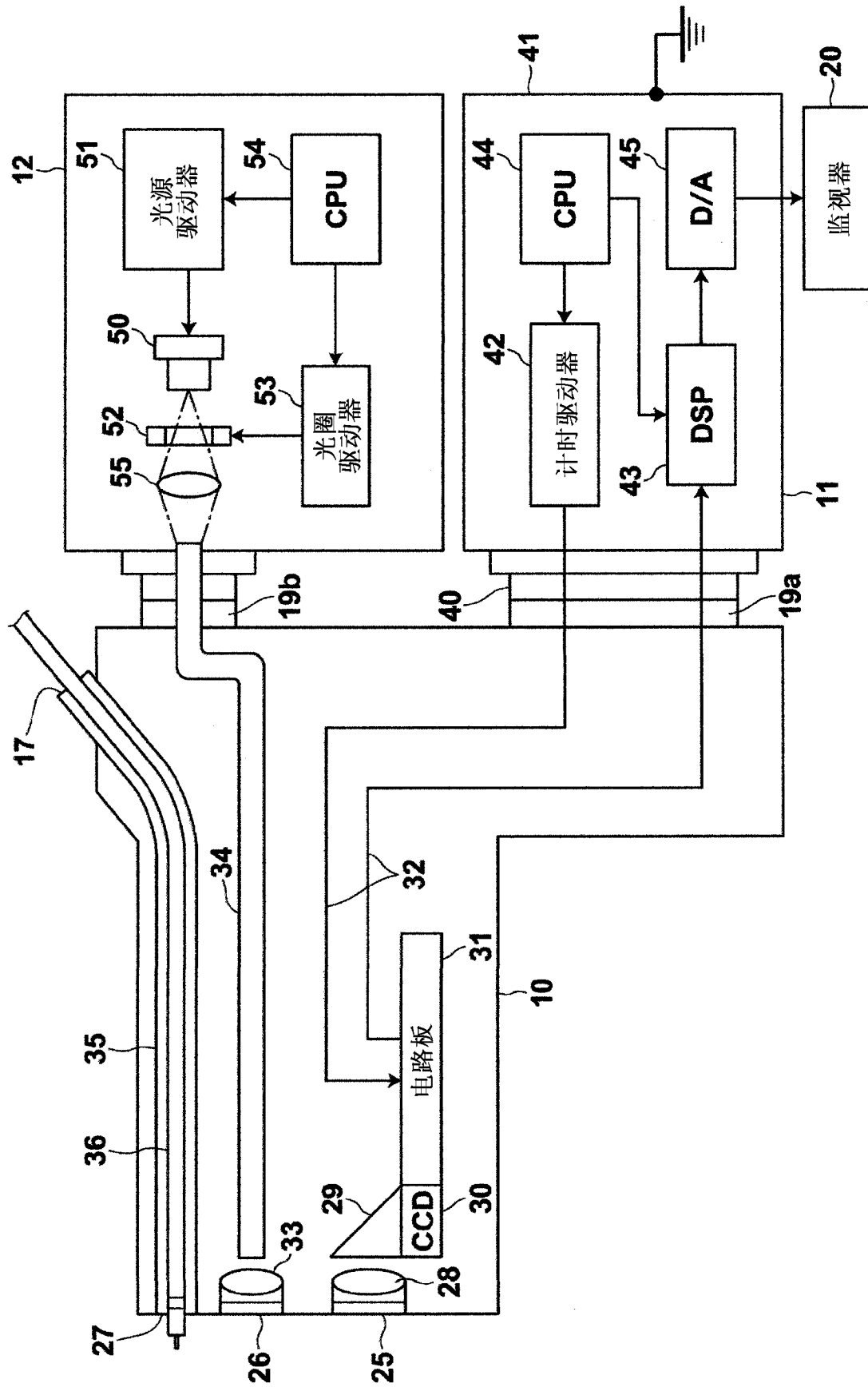


图 2

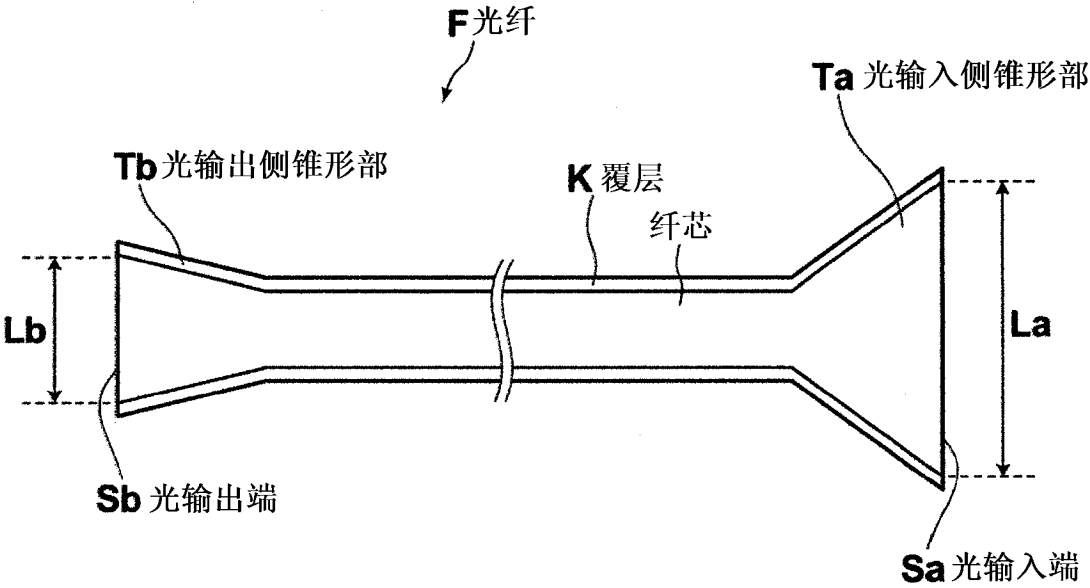


图 3

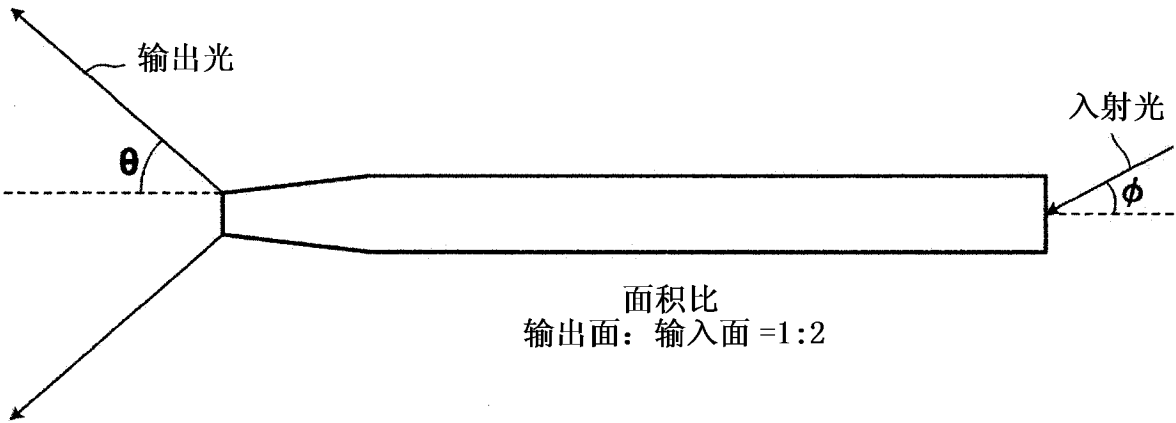


图 4A

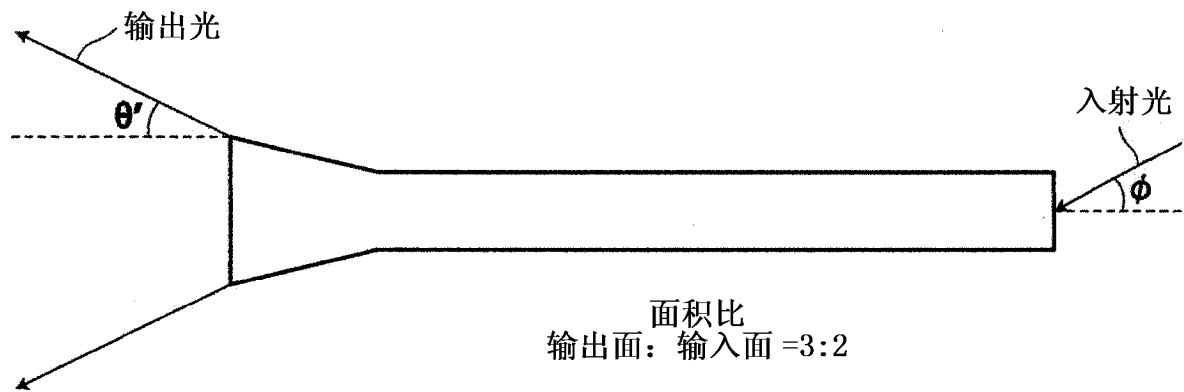


图 4B

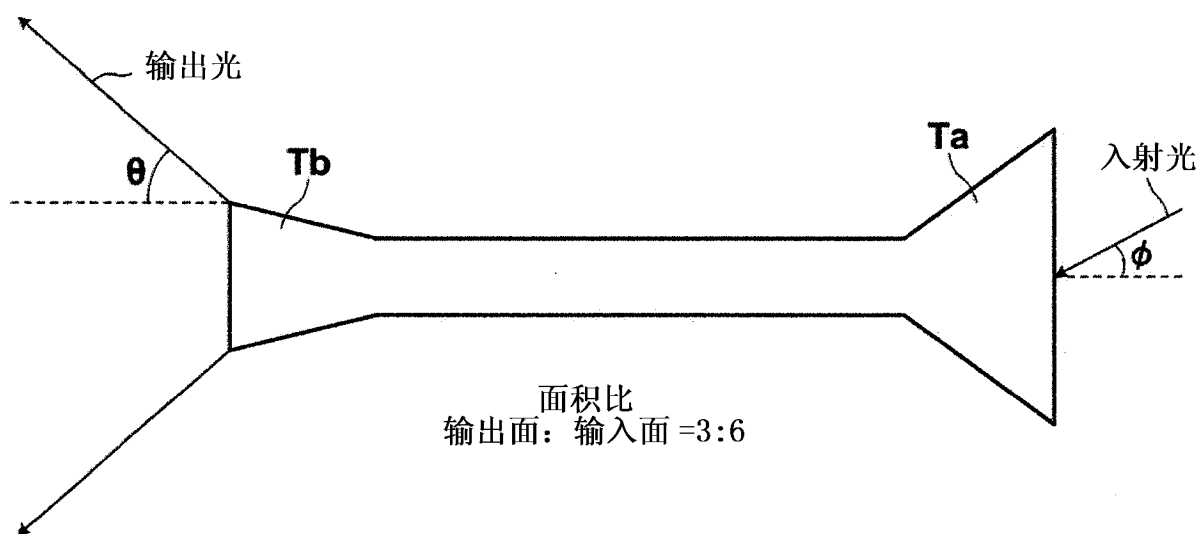


图 4C

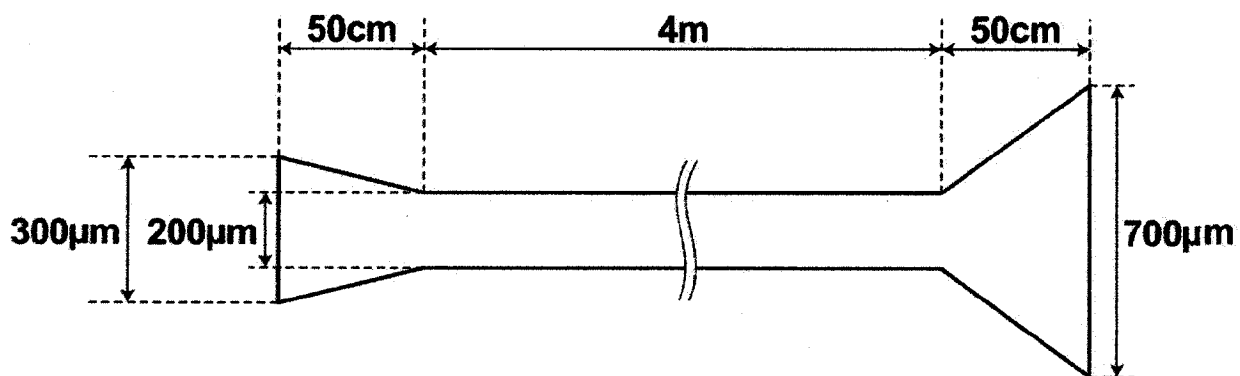


图 5A

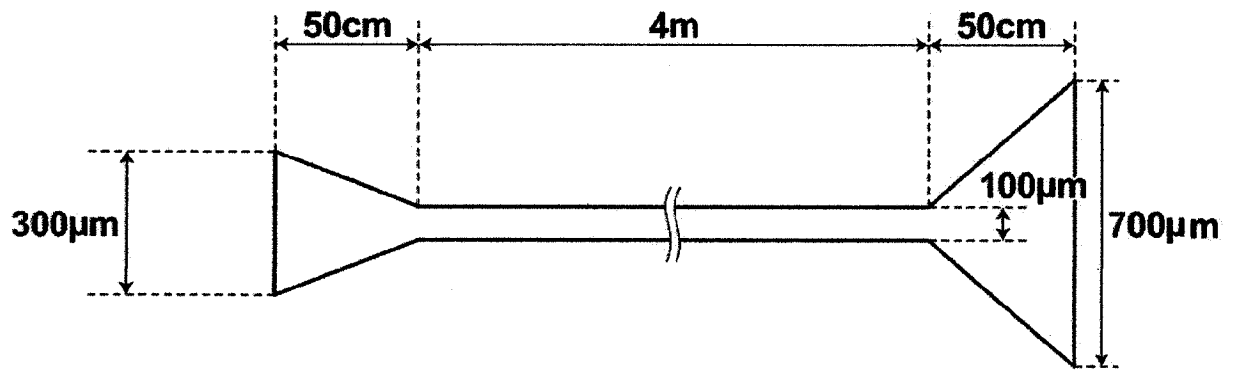


图 5B

专利名称(译)	用于内窥镜的光导、装配有该光导的内窥镜和制造用于内窥镜的光导的方法		
公开(公告)号	CN102401928B	公开(公告)日	2015-04-01
申请号	CN201110254672.1	申请日	2011-08-31
[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	吉田光治 吉弘达矢		
发明人	吉田光治 吉弘达矢		
IPC分类号	G02B6/00 A61B1/07		
CPC分类号	Y10T29/49826 G02B23/2469 A61B1/07 A61B1/05		
审查员(译)	刘莹		
优先权	2010193798 2010-08-31 JP		
其他公开文献	CN102401928A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开一种用于内窥镜的光导，该光导装配有光纤。该光纤包括输入侧锥形部和输出侧锥形部。输入侧锥形部为光纤的包括输入端的预定部分，照明光在所述输入端中进入光纤，并且光纤的纤芯具有向着光输入侧锥形部的输入端变粗的形状。光输出侧锥形部为光纤的包括输出端的预定部分，照明光通过该输出端被输出，光纤的纤芯具有向着光输出侧锥形部的输出端变粗的形状。输入端处的纤芯直径大于输出端处的纤芯直径。

