



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102138774 A

(43) 申请公布日 2011.08.03

(21) 申请号 201010623053.0

(22) 申请日 2010.12.31

(30) 优先权数据

2010-017487 2010.01.28 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 加贺屋宽人 水由明 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 张成新

(51) Int. Cl.

A61B 1/07(2006.01)

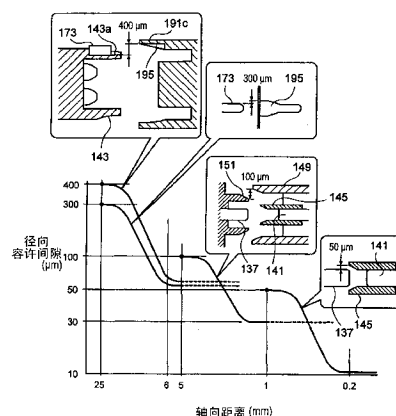
权利要求书 2 页 说明书 17 页 附图 24 页

(54) 发明名称

医疗设备和内窥镜设备

(57) 摘要

本发明公开了一种医疗设备和内窥镜设备，所述医疗设备包括光学连接器，所述光学连接器可拆卸地将插塞连接到设置在设备主体中的插孔，从而光学地连接固定到插塞的插塞侧光纤和固定到插孔的插孔侧光纤。插塞和插孔具有多个接合对，每一个接合对都具有在插塞的插入方向上突出的突起部和适于与突起部接合的接合部。接合对在突起部和接合部开始接合的接合开始位置沿插入方向不同。与任何一个接合对中的突起部与接合部之间的接合间隙相比，每个接合对在突起部与接合部之间具有较窄的接合间隙，所述任何一个接合对中的突起部和接合部在插入插塞时比每个接合对中的突起部和接合部在插入插塞时开始接合得更早。



1. 一种医疗设备,包括:

光学连接器,所述光学连接器能够拆卸地将插塞连接到设置在设备主体中的插孔,从而光学地连接固定到所述插塞的插塞侧光纤和固定到所述插孔的插孔侧光纤,其中:

所述插塞包括保持第一光纤的插塞侧保持器;

所述插孔包括:

保持第二光纤的插孔侧保持器;和

保持器对准单元,所述保持器对准单元在所述插塞的插入方向上弹性支撑所述插孔侧保持器,并且支撑所述插孔侧保持器以使所述插孔侧保持器能够在垂直于所述插入方向的方向上移动;

设置突起部和接合部的多个接合对;

每个接合对中的所述突起部形成在所述插塞和所述插孔中的一个中并在所述插塞的所述插入方向上突出;

每个所述接合对中的所述接合部形成在所述插塞和所述插孔中的另一个中,并且适于与对应的突起部接合;

所述接合对的接合开始位置沿着所述插塞的所述插入方向不同,所述突起部和所述接合部在所述接合开始位置开始接合;以及

与任何一个接合对中的所述突起部与所述接合部之间的接合间隙相比,每个接合对在所述突起部与所述接合部之间具有较窄的接合间隙,所述任何一个接合对中的所述突起部和所述接合部在插入插塞时比每个接合对中的所述突起部和所述接合部在插入插塞时开始接合得更早。

2. 根据权利要求1所述的医疗设备,其中,所述插塞侧光纤和所述插孔侧光纤为单模光纤。

3. 根据权利要求1所述的医疗设备,其中:

设置多组所述插塞侧保持器和所述插孔侧保持器;以及

所述光学连接器适于能够拆卸地连接多个所述插塞侧光纤和多个所述插孔侧光纤。

4. 根据权利要求1所述的医疗设备,其中:

所述插塞侧保持器包括:

插塞侧套圈,所述插塞侧套圈固定所述插塞侧光纤;和

插塞侧内套筒,所述插塞侧内套筒遮盖所述插塞侧套圈的外圆周;

所述插孔侧保持器包括:

插孔侧套圈,所述插孔侧套圈固定所述插孔侧光纤;和

插孔侧内套筒,所述插孔侧内套筒遮盖所述插孔侧套圈的外圆周;

还设置外套筒,所述外套筒遮盖所述插塞侧内套筒和所述插孔侧内套筒中的一个并在所述插塞的所述插入方向上突出;以及

所述多个接合对中的一对包括:

作为所述突起部的所述外套筒;和

作为所述接合部的所述插塞侧内套筒和所述插孔侧内套筒中的任一个。

5. 根据权利要求4所述的医疗设备,其中:

所述插塞侧保持器包括插塞侧圆筒形部分,所述插塞侧圆筒形部分在所述插塞的插入

方向上比所述插塞侧内套筒更加突出；

所述插孔侧保持器包括插孔侧圆筒形部分，所述插孔侧圆筒形部分在所述插塞的插入方向上比所述插孔侧内套筒更加突出并具有内圆周，所述内圆周的直径比所述插塞侧圆筒形部分的外径大；以及

所述插塞侧圆筒形部分和所述插孔侧圆筒形部分适于作为所述接合对中的一对相互接合。

6. 根据权利要求 5 所述的医疗设备，其中：

所述插塞包括插塞侧外圆筒，所述插塞侧外圆筒内容纳所述插塞侧保持器，并且所述插塞侧外圆筒在所述插塞的插入方向上比所述插塞侧保持器更加突出；

所述插孔包括插孔侧外圆筒，所述插孔侧外圆筒内容纳所述插孔侧保持器，所述插孔侧外圆筒在所述插塞的插入方向上比所述插孔侧保持器更加突出并具有内圆周，所述内圆周的直径比所述插塞侧外圆筒的外径大；以及

所述插塞侧外圆筒和所述插孔侧外圆筒适于作为所述接合对中的一对相互接合。

7. 根据权利要求 1-6 中任一项所述的医疗设备，其中：

第一渐变折射率准直器装入到所述插孔侧保持器的光学连接端面部分中；

所述第一渐变折射率准直器放大和校准从所述插孔侧光纤射入到所述第一渐变折射率准直器上的光的光束直径；

第二渐变折射率准直器装入到所述插塞侧保持器的光学连接端面部分中；

所述第二渐变折射率准直器具有与所述第一渐变折射率准直器近似相同的芯部直径；以及

所述第二渐变折射率准直器使从所述第一渐变折射率准直器射入到所述第二渐变折射率准直器上的光的光束直径收敛并将所述光引入到所述插塞侧光纤中。

8. 一种构造成为根据权利要求 1-7 中任一项所述的医疗设备的内窥镜设备，所述内窥镜设备包括：

内窥镜，所述内窥镜从适于插入待检查目标的内窥镜插入部的前端照射从所述插塞引入的光；和

光源装置，所述插塞连接到所述光源装置。

9. 根据权利要求 8 所述的内窥镜设备，其中：所述光源装置将具有不同光谱的多种激光供应到所述内窥镜。

10. 根据权利要求 9 所述的内窥镜设备，其中：所述光源装置同时或交替地将所述激光供应到所述内窥镜。

医疗设备和内窥镜设备

技术领域

[0001] 本发明涉及一种医疗设备和一种内窥镜设备。

背景技术

[0002] 存在一种内窥镜设备以及一种控制设备,所述内窥镜设备包括具有照明光学系统的内窥镜,其中所述照明光学系统从将要插入待检查目标中的内窥镜插入部的前端发出照明光,以及所述内窥镜连接到所述控制设备。所述控制设备具有产生照明光的光源装置以及执行图像处理的视频处理器。通用软线连接到内窥镜的主体部分。通用软线内设有连接到照明光学系统和观察光学系统的信号线、弯曲操作线以及供气 / 供水通道和 / 或抽吸通道。通用软线通过连接部连接到每个控制设备,例如,光源装置。连接到光源装置的连接部设有光学连接器。光学连接器被构造成构成一对能够连接内窥镜的插塞和光源装置的插孔(例如,参见 JP 2008-278971 A(对应于 US 2008/0281157 A))。

[0003] 近年来已经实现通过特定的光观察捕捉细微病变的内窥镜诊断。所述特定的光观察包括增强及显示浅表血管的窄带光观察、观察生命体的自发荧光的荧光观察、利用来自服用的医疗药剂的荧光提取深血管的信息的红外光观察以及类似观察。当白光照明用于正常观察时,例如具有 405nm 波长的光用于窄带光观察和荧光观察,而例如具有 760nm 波长的光用于红外光观察。另外,例如具有 405nm 波长的光用于光动力诊断(PDD),而例如具有 630nm 波长的光用于光动力疗法(PDT)。因此,当执行上述的观察和治疗中的一些观察和治疗时,多个光纤通过通用软线。

[0004] 因此,连接光纤的插塞和插孔具有多对用于连接光纤的插塞侧保持器和插孔侧保持器。插塞侧保持器保持插塞侧光纤,而插孔侧保持器保持插孔侧光纤。然而,为了总体连接所述多对插塞侧保持器和插孔侧保持器,需要高度精准地装配插塞侧和插孔侧,从而造成难于制造和 / 或操作。另外,仅是将插塞插入插孔中的简单的插塞连接操作基于插塞的插入操作而由于连接插塞和插孔时的震动可能会造成对光轴的损坏或光轴的偏移。因此,通常难以始终高精度稳定地配合所有光纤的光轴。

发明内容

[0005] 考虑到上述情况已经提出本发明,并且本发明可以提供一种医疗设备,所述医疗设备能够以简单的操作精准地连接光纤并以低损耗实现光学连接,并且始终可以稳定地引导激光。

[0006] 采用上述医疗设备和内窥镜设备,当连接光学连接器时,具有不同的接合开始位置的多个接合对依次接合,使得可以逐步地增加定位精度。当完成光学连接器的连接时,光纤的光轴自动以高精度匹配。因此,可以以低损耗简单地连接光纤,使得可以稳定地引导激光。

附图说明

- [0007] 图 1 是显示根据本发明的一个实施例的内窥镜设备的实例的外观图；
- [0008] 图 2 是内窥镜设备的概念方框图；
- [0009] 图 3 是插塞的立体图；
- [0010] 图 4 是沿着插塞的轴线剖开的剖面图；
- [0011] 图 5 是插孔的立体图；
- [0012] 图 6 是沿着插孔的轴线剖开的剖面图；
- [0013] 图 7A 是当从对角线前侧观看时具有连接到浮动基部的插孔侧保持器的浮动基部的立体图；
- [0014] 图 7B 是当从对角线后侧观看时浮动基部的立体图；
- [0015] 图 8 是图 7 中显示的保持器对准单元的立体图；
- [0016] 图 9 是恰好在连接之前的插塞侧保持器和插孔侧保持器的立体图；
- [0017] 图 10 是插塞和插孔的立体图，其中偏心圆筒以分解方式显示并与接合销接合；
- [0018] 图 11A 是显示连接之前的光纤的连接结构的剖面图；
- [0019] 图 11B 是显示连接之后的光纤的连接结构的剖面图；
- [0020] 图 12 是连接开始之前的插塞和插孔的剖面图；
- [0021] 图 13 是与主要部件的示意图一起显示每个接合部处的轴向距离与径向容许间隙之间的关系的曲线图；
- [0022] 图 14 是具有处于接触状态的接合销的插塞和插孔的剖面图；
- [0023] 图 15 是在插入接合销之前的插塞和插孔的剖面图；
- [0024] 图 16 显示了通过移动第二直线支撑件进行的芯部对准操作；
- [0025] 图 17 显示了通过移动第一直线支撑件进行的芯部对准操作；
- [0026] 图 18 是显示受到支撑并由保持器对准单元进行芯部对准操作的插孔侧保持器的移动方向的立体图；
- [0027] 图 19 是插入接合销之后的插塞和插孔的剖面图；
- [0028] 图 20 显示了根据插塞侧短柱和插孔侧短柱的长度而变化的光传输状态；
- [0029] 图 21 是显示光轴方向上的容许偏差的曲线图；
- [0030] 图 22 是显示垂直于光轴的方向上的容许偏差的曲线图；
- [0031] 图 23 是显示插塞和插孔的另一个连接结构的示意性剖面图；
- [0032] 图 24 是根据一个改进实施例的保持器对准单元的立体图，其中插孔侧保持器通过垂直支撑板固定到第一直线支撑件；和
- [0033] 图 25 是根据另一个改进实施例的保持器对准单元的立体图，其中第一直线支撑件和第二直线支撑件在相反的方向上延伸。

具体实施方式

- [0034] 在下文中将参照附图说明本发明的实施例。
- [0035] 图 1 是显示根据本发明的一个实施例的内窥镜设备的实例的立体图。图 2 是所述内窥镜设备的概念方框图。
- [0036] 如图 1 和图 2 所示，为一个医疗设备的内窥镜设备 100 具有内窥镜 11 和控制装置

13,内窥镜 11 连接到控制装置 13。控制装置 13 与显示图像信息的显示部分 15 以及接收输入操作的输入部分 17 相连接。为电子内窥镜的内窥镜 11 具有照明光学系统和成像光学系统,所述照明光学系统从插入到待检查目标的内窥镜插入部 19 的前端发出照明光,所述成像光学系统包括对将要观察的区域进行成像的成像装置。

[0037] 另外,内窥镜 11 具有内窥镜插入部 19、操作部分 23 和连接器部分 25A,25B。操作部分 23 用于执行使内窥镜插入部 19 的前缘弯曲的操作以及观察操作。连接器部分 25A,25B 将内窥镜 11 可拆卸地连接到控制装置 13。尽管未显示,但在操作部分 23 和内窥镜插入部 19 中设置有诸如用于插入用于收集组织的治疗工具的镊子通道以及供气 / 供水通道的各种通道。

[0038] 内窥镜插入部 19 具有柔性部分 31、弯曲部分 33 和前端部分 35(在下文中可以被称作“内窥镜前端部分”),所述柔性部分具有柔韧性。内窥镜前端部分 35 设有照射端口(稍后将详细说明)以及成像装置 21(参见图 2),光穿过所述照射端口照射到将要观察的区域,所述成像装置获得将要观察的区域的图像信息并且例如为 CCD(电荷耦合装置)图像传感器和 CMOS(互补金属氧化物半导体)图像传感器。另外,物镜单元布置在成像装置 21 的光接收面侧。

[0039] 弯曲部分 33 设置在柔性部分 31 与前端部分 35 之间。弯曲部分 33 可以通过由角度旋钮 22 执行的旋转操作而弯曲,所述角度旋钮设置在操作部分 23 中。弯曲部分 33 可以沿任意方向以任意角度弯曲,这取决于使用内窥镜 11 的待检查目标的部分,从而能够使内窥镜前端部分 35 的照射端口和成像装置 21 的观察方向指向期望的观察部分。

[0040] 控制装置 13 具有光源装置 41 和处理器 43。光源装置 41 产生将要供应到内窥镜前端部分 35 的照射端口的光。处理器 43 对来自成像装置 21 的图像信号执行图像处理。控制装置 13 通过连接器部分 25A,25B 连接到内窥镜 11。另外,处理器 43 连接到显示部分 15 和输入部分 17。处理器 43 根据来自内窥镜 11 的操作部分 23 或输入部分 17 的指令对由内窥镜 11 传输的成像信号执行图像处理,并且产生用于显示的图像并将该图像供应到显示部分 15。

[0041] 如图 2 所示,光源装置 41 具有多个激光光源,所述多个激光光源具有不同的发光波长。在该说明性实施例中,光源装置 41 包括具有 405nm 中心波长的激光光源 LD1、具有 445nm 中心波长的激光光源 LD2 以及具有 405nm 中心波长的激光光源 LD3,LD4。激光光源 LD1 为发射紫色激光的用于窄带光观察的光源。激光光源 LD2 为发射蓝色激光并因此由波长转换构件(稍后将说明)产生白色照明光的用于正常观察的光源。另外,激光光源 LD3,LD4 为用于荧光观察的光源,并且构造成在没有通过荧光体(稍后将说明)的光的情况下朝着将要观察的区域发射光。

[0042] 另外,在该结构中,激光光源 LD3,LD4 可以共享共用的光路,并且可以进一步设置具有 472nm 中心波长的激光光源 LD(未显示)、具有 665nm 中心波长的激光光源 LD(未显示)以及具有 785nm 中心波长的激光光源 LD(未显示)。具有 472nm 中心波长的激光从与激光光源 LD3,LD4 共享共用的光路的激光光源 LD(未显示)发出,并且用于提取关于血液氧饱和度和血管深度的信息。具有 665nm 中心波长的激光为用于治疗激光,并且在以相对较强的输出将激光照射到活组织表面并因此治疗诸如癌肿的肿瘤的光动力疗法(PDT)中使用。此外,具有 785nm 中心波长的激光在用药到血管中的 ICG(靛氰绿)的红外光观察中使用。

[0043] 另外,激光光源 LD1 可以用作用于光动力诊断 (PDD) 的照明光源。PDD 为一种诊断方法,所述诊断方法将具有肿瘤亲和特性并相应特定的激发光的感光材料预先施加到人体中,以相对较弱的输出将为激发光的激光照射到活组织表面,并观察来自感光材料的浓度增加的部分 (例如,其中存在诸如癌肿的肿瘤的病变部分) 的荧光。通过 PDD 对病变部分执行 PDT。

[0044] 来自各激光光源 LD1 至 LD4 (以及与激光光源 LD3, LD4 的光路共享共用的光路的激光光源 (未显示)) 的光由光源控制器 49 单独控制。各激光可以单独产生或同时产生。另外,通过操作内窥镜 11 的开关 81、通过输入部分 17 的操作或者通过光源装置 41 可以任意改变各激光光源的发射时序以及从各激光光源发射的光量比率。

[0045] 大面积类型的 InGaN 基激光二极管、InGaAs 基激光二极管和 GaAs 基激光二极管可以用作激光光源 LD1 至 LD4。另外,诸如发光二极管的半导体发光装置可以用作光源。取代半导体发光装置,可以使用通过用滤色器对从诸如氙气灯的白光光源发射的光进行波长选择获得的光。

[0046] 从激光光源 LD1 至 LD4 发射的激光被聚光透镜分别引入到光纤中。来自激光光源 LD1, LD2 的激光通过图 2 中显示的组合器 51 相结合,通过耦合器 53 分开并接着被传输到连接器部分 25A。由此,来自激光光源 LD1, LD2 的激光被均匀地传输到光纤 55B, 55C, 同时减小由于个别激光光源的不同造成的发光波长的不一致性或散斑。同时,可以在不使用组合器 51 和耦合器 53 的情况下将来自激光光源 LD1, LD2 的激光直接传输到连接器部分 25A, 从而可以简化光源装置的结构。

[0047] 光纤 55A 至 55D 为多模光纤。例如,具有 105 μm 的纤芯直径、125 μm 的包覆层直径和 0.3 至 0.5mm 的直径 Φ 的薄光缆可以用作光纤,所述薄光缆包括为外罩的保护层。同时,内窥镜设备 100 可以使用仅以单一模式传输光的单模光纤。

[0048] 来自激光光源 LD1 至 LD4 的激光被以任意时序引入到光纤 55A 至 55D 中,所述光纤从连接器部分 25A 延伸到内窥镜前端部分 35。来自激光光源 LD1, LD2 的激光传输到布置在内窥镜前端部分 35 处的荧光体 57。来自激光光源 LD3, LD4 的激光传输到光偏转 / 漫射构件 58。接着,激光作为照明光 (或治疗光) 通过照射端口 37A, 37B 被发射到将要观察的区域。

[0049] 在此,光纤 55A 和光偏转 / 漫射构件 58 构成光照射单元 71A。光纤 55B 和光偏转 / 漫射构件 58 构成光照射单元 71B。光纤 55B 和荧光体 57 构成光照射单元 71C。光纤 55C 和荧光体 57 构成光照射单元 71D。光照射单元 71A, 71C 横跨内窥镜前端部分 35 的成像装置 21 和物镜单元 39 设置,并且光照射单元 71B, 71D 也横跨内窥镜前端部分 35 的成像装置 21 和物镜单元 39 设置。

[0050] 光照射单元 71C, 71D 的荧光体 57 包括多个荧光物质 (例如, YAG 基荧光物质或 BAM ($\text{BaMgAl}_{10}\text{O}_{17}$)), 所述荧光物质吸收来自激光光源 LD2 的蓝色激光的一部分并因此受激发而发射绿色至黄色的光。由此,由激发蓝色激光激发的受激发发射的绿色至黄色的光、以及没有被荧光体 57 吸收而横穿过荧光体的蓝色激光相结合以产生白色 (近似白色) 照明光。

[0051] 由具有 445nm 的中心波长的发射谱线表示蓝色激光。来自荧光体 57 的由蓝色激光产生的受激发而发射的光形成在大约 450nm 至 700nm 的波段内具有大的发光强度的光谱

强度分布。受激发而发射的光以及蓝色激光的分布图产生白光。在与该示例性实施例中相同的半导体发光装置用作激发光源的情况下,可以以高发光效率获得高强度的白光。因此,可以容易地调节白光的强度以及限制白光的色温和色度改变。

[0052] 在此,说明书中所述的白光没有严格地限定到包括可见光的所有波长成分的光,而是为任何光,只要该光包括为三原色的 R(红色)、G(绿色)和 B(蓝色)的特定波段的光即可。例如,从广义上看,白光可以为具有从绿色至红色的波长成分的光或者具有从蓝色至绿色的波长成分的光。

[0053] 荧光体 57 可以防止为成像障碍的噪音叠加或者在显示移动图像时产生的闪烁,噪音叠加和闪烁由于激光的相干性产生的散斑而造成。另外,对于荧光体 57,考虑到构造荧光体的荧光物质与用于固定和固化成为填充材料的树脂的折射率的差异,优选很少吸收并高度散射红外区的光的材料构造荧光物质以及一定直径的填充材料。由此,可以增加散射效果而不会降低红色或红外区的光的强度,使得光损耗减少。

[0054] 此外,光照射单元 71A,71B 的光偏转/漫射构件 58 可以由任何材料制成,只要来自激光光源 LD3,LD4 的激光可以通过该材料即可。例如,可以使用光透射树脂材料或玻璃。另外,光偏转/漫射构件 58 可以设有光漫射层,在所述光漫射层中,具有微小不均匀度或不同的折射率的颗粒(填充物或类似物)混合到树脂材料或玻璃的表面中,或者可以由半透明材料构造光偏转/漫射构件 58。由此,从光偏转/漫射构件 58 透射的光变为具有在预定照射区域中是均匀的光量的为窄带波长的光。

[0055] 如上所述,由蓝色激光和从荧光体 57 受激发发射的光产生的白光、以及由各激光发射的窄带光从内窥镜 11 的前端部分 35 朝着待检查目标的将要观察的区域照射。对于照明光照射到的将要观察的区域,待检查目标的图像通过物镜单元 39 形成,并因此通过成像装置 21 成像。

[0056] 在成像后,从成像装置 21 输出的捕捉到的图像的图像信号通过观测电缆(scope cable)59 传输到 A/D 转换器 61,然后被转换成数字信号。已转换的信号通过连接器部分 25B 输入到处理器 43 的图像处理部分 63。图像处理部分 63 对捕捉到的图像信号执行各种处理,例如,白平衡校正、伽玛校正、轮廓加重和色彩校正,其中所述图像信号从成像装置 21 输出并转换成数字信号。控制部分 65 根据在图像处理部分 63 中处理的已捕捉到的图像信号和各种信息产生内窥镜观察图像。接着,内窥镜观察图像显示在显示部分 15 上。此外,捕捉的图像信号在需要时储存在诸如存储器或存储装置的存储部分 67 中。

[0057] 内窥镜设备 100 组合多个光照射单元以照射白光和窄带光。由此,可以在良好的照明条件下(i)通过白光执行正常观察,以及执行(ii)特定光观察,例如,窄带光观察、荧光观察和红外光观察。另外,由于构造成使得用于特定光观察的窄带光不会通过用于产生白光的荧光体 57,因此在没有附有不需要的荧光成分的情况下可以以高强度照射没有变化的窄带光。

[0058] 光源装置 41 可以同时或交替供应激光光源 LD1 至 LD4 的激光。另外,光源装置 41 可以与成像装置的成像帧同步转换和供应激光。当光源装置 41 与成像帧(一个或多个)同步转换激光光源 LD1 至 LD4 时,在特定光观察的情况下,例如,在偶数帧中捕捉从激光光源 LD1,LD2 中的一个或两个照射激光下的图像,而在奇数帧中捕捉从激光光源 LD3,LD4 照射激光下的图像。通过叠加和显示作为整体的图像信息的奇数及偶数帧,可以同时正常

观察的观察图像上显示荧光观察的图像。由此,可以以较高的可见度更平滑地执行内窥镜诊断。

[0059] 可以分别在显示部分 15 的显示区域中的不同位置显示偶数帧的图像和奇数帧的图像,而不需要叠加偶数帧的图像和奇数帧的图像作为整体的图像信息。在这种情况下,可以执行观察或治疗,同时比较病变部分和治疗部分,例如,分别对病变部分和治理部分进行检查。就这点而言,通过以任何时序将多种激光供应到内窥镜 11,可以产生与将由内窥镜 11 进行观察的图像相对应的最佳的照明图案,并因此改进内窥镜 11 的诊断精确度。

[0060] < 插塞和插孔的结构 >

[0061] 接下来将更详细地说明连接器部分 25A 的结构。

[0062] 图 3 是插塞 95 的立体图。

[0063] 插塞 95 连接到光纤 55A 至 55D(在下文中可以共同称为“插塞侧光纤”55),并且连接到内部包括插塞侧光纤 55 的通用软线 103 的端部,所述光纤连接到图 2 中显示的光照射单元 71A 至 71D。插塞 95 在其外圆周上具有可旋转环形柄部 155。金属外圆筒 143 设置在环形柄部内。金属外圆筒 143 固定到插塞主体 165。

[0064] 四个插塞侧保持器 105 固定到插塞主体 165 的圆形连接侧壁部 165a。每个插塞侧保持器 105 的内部保持一个插塞侧光纤 55。另外,可与环形柄部 155 一体旋转的偏心圆筒 169 固定在环形柄部 155 的内圆周上。一对导向沟槽 171 形成在偏心圆筒 169 的前端面中。偏心圆筒 169 与环形柄部 155 成一体,并且可相对于金属外圆筒 143 旋转。导向键 173 设置在金属外圆筒 143 的外圆周上并沿插塞插入方向 a 突出。导向键 173 被引入设置在插孔中的键凹槽中,所述插孔为插塞 95 的连接配合件。应该注意的是插塞侧保持器 105 为任意数量。即,在本示例性实施例中举例说明四个插塞侧保持器。另外,尽管未显示,但插塞主体 165 的连接侧壁部 165a 设有用于供气 / 供水到内窥镜 11 的通道、位置调节销及类似部件。

[0065] 图 4 是沿插塞 95 的轴线截得的剖面图。

[0066] 插塞侧保持器 105 包括接头保持器 (nipple holder) 175、压圈 177、插塞侧内套筒 137、罩 181 和螺旋弹簧 183。插塞侧内套筒 137 内容纳插塞侧套圈 135。罩 181 遮盖接头保持器 175 的基端侧。螺旋弹簧 183 与用作轴芯的插塞侧套圈 135 一起布置在罩 181 内。接头保持器 175 穿过插塞主体 165 的连接侧壁部 165a,从而在所述接头保持器的外圆周处固定到连接侧壁部 165a。压圈 177 装配到接头保持器 175 的外圆周,并且与连接侧壁部 165a 的后表面接触以防止接头保持器 175 在插塞插入方向 a 上被拉出。要注意的是,将采用称为向前的插塞插入方向以及称为向后的与插塞插入方向相反的方向来说明插塞 95。罩 181 为具有底部的圆柱形形状。罩 181 的前端开口侧固定到接头保持器 175 的后端,从而遮盖插塞侧套圈 135 的后部。套圈导向盖 187 固定到罩 181 的后部。套圈导向盖具有通孔,插塞侧套圈 135 的后端部穿过所述通孔被引导到罩 181 外。插塞侧套圈 135 的延伸通过套圈导向盖 187 的后端部与插塞侧光纤 55 相连接。

[0067] 在罩 181 中,套环部件 189 形成在插塞侧套圈 135 的沿轴向方向的近似中心部分处。螺旋弹簧 183 绕着插塞侧套圈 135 的后端插入到套环部件 189 与套圈导向盖 187 之间。换句话说,插塞侧套圈 135 在插塞插入方向 a 上被螺旋弹簧 183 偏压。插塞侧套圈 135 通过在与插塞插入方向 a 相反的方向上压下插塞侧套圈 135 可以抵抗螺旋弹簧 183 的偏压力

后退。

[0068] 图 5 是插孔 93 的立体图。

[0069] 连接到插塞 95 的插孔 93 连接到光源装置 41 的设备主体 91 (参见图 1)。换句话说,插塞 95 和插孔 93 构成可拆卸地连接内窥镜 11 和光源装置 41 的光学连接器 101。采用以上结构,可以通过将插塞 95 连接到光源装置 41 的插孔 93 简单地提取内窥镜 11 的照明光,并且可以从内窥镜插入部 19 的前端部分 35 发射内窥镜 11 的照明光。光源装置 41 通过光学连接器 101 以低光学连接损耗安全可靠地将具有不同光谱的激光供应到内窥镜 11。

[0070] 插孔 93 具有金属壳体 191,所述金属壳体包括凸缘部 191a、楔形部 191b 和前端圆筒形部分 191c。沿直径方向突起的一对接合销 193 固定在前端圆筒形部分 191c 的外圆周中。接合销 193 适于与形成在插塞 95 的偏心圆筒 169 (参见图 3) 中的导向沟槽 171 接合。键槽 195 在前端圆筒形部分 191c 的内圆周上形成在接合销 193 的后侧位置。键槽 195 适于容纳设置在插塞 95 的金属外圆筒 143 中的导向键 173。

[0071] 首先在插塞 95 和插孔 93 完全连接之前 25mm 的轴向位置处开始金属外圆筒 143 和前端圆筒形部分 191c 之间的装配。处于初始装配状态的金属外圆筒 143 和前端圆筒形部分 191c 在径向上具有 $400\mu\text{m}$ 的初始容许间隙。此外,在金属外圆筒 143 和前端圆筒形部分 191c 彼此装配之后,导向键 173 开始进入键槽 195。键槽 195 具有锥形面,并且在进入开始位置处在所述键槽的一侧具有 $300\mu\text{m}$ 的容许间隙。

[0072] 圆柱形绝缘推压部 197 固定在金属外壳 191 的内圆周上且固定绝缘板 199。绝缘板 199 形成有四个自由装配孔 201。在各自由装配孔 201 中,插孔侧保持器 107 设置在与图 3 中显示的插塞侧保持器相对应的位置处。在绝缘板 199 的自由装配孔 201 与插孔侧保持器 106 的外圆周之间形成间隙。插孔侧保持器 107 在插塞插入方向上由保持器对准单元 (稍后将详细说明) 弹性支撑,使得所述插孔侧保持器可以在正交于插塞插入方向 a 的方向上水平移动。换句话说,自由装配孔 201 与插孔侧保持器 107 之间形成的环形间隙用作允许插孔侧保持器 107 在执行芯部对准操作时移动的运动空间。

[0073] 在内窥镜设备 100 中,多组插塞侧保持器 105 和插孔侧保持器 107 设置在光学连接器 101 中 (参见图 1),并且一次可以执行插塞侧光纤 55 与插孔侧光纤之间的连接 / 拆开。另外,光学连接器 101 本身具有对准功能 (未显示)。因此,当插塞 95 插入插孔 93 中时,光学连接器 101 与保持器对准单元 (稍后将说明) 共同作用,以在任意方向上自动对准各插孔侧保持器 105,从而共同执行光学连接。

[0074] 图 6 是沿插孔 93 的轴线截得的剖面图。在图 6 中,为了简明省略了绝缘推压部 197 和绝缘板 199。

[0075] 设备主体 91 形成有用于插孔的通孔 203。多个支撑轴 205 (在本示例性实施例中为三个支撑轴) 绕着用于插孔的通孔 203 在沿圆周等距离处突起。支撑轴 205 穿过盘形浮动基部 109,使得浮动基部 109 可以滑动,并且较大的头部 109a 可防止浮动基部 109 脱离所述支撑轴。螺旋弹簧 207 绕着支撑轴 205 插入到设备主体 91 与浮动基部 109 之间。螺旋弹簧 207 在远离设备主体 91 的方向上偏压浮动基部 109。当浮动基部 109 在插塞插入方向 a 上被压下时,浮动基部 109 可以抵抗螺旋弹簧 207 的偏压力后退。换句话说,浮动基部 109 在插塞 95 的插入方向 a 上弹性支撑插孔侧保持器 107。将采用称为向后的插塞插入方向以及称为向前的与插塞插入方向相反的方向来说明插孔 93。

[0076] 在此,图 7A 为当从浮动基部 109 的对角线前侧观看时具有连接到所述浮动基部的插孔侧保持器 107 的浮动基部 109 的立体图。图 7B 为当从浮动基部 109 的对角线后侧观看时的浮动基部 109 的立体图。

[0077] 如图 6、图 7A 和图 7B 中所显示,四个插孔侧保持器 107 的后端部插入设备主体 91 的用于插孔的通孔 203 中。在插孔侧保持器 107 的轴向上在所述插孔侧保持器的近似中心部分处形成大直径固定部 209。大直径固定部 209 布置在浮动基部 109 的用于保持器的通孔 217 中,并且大直径固定部 209 与通孔 217 之间具有预定间隙。每一个在外圆周都具有大直径弹簧座 211a 的圆柱形座罩 211 沿轴向方向插入到插孔侧保持器 107 的前侧部分。螺旋弹簧 213 环绕插孔侧保持器 107 插入到大直径弹簧座 211a 与大直径固定部 209 之间。螺旋弹簧 213 在向前的方向上偏压座罩 211。通过拆分限制部分(未显示)防止座罩 211 向前从插孔侧保持器 107 拆下。采用所述结构,当在插塞插入方向 a 上压下座罩 211 时,座罩 211 可以抵抗螺旋弹簧 213 的偏压力后退。

[0078] 另外,如图 7A 和图 7B 中所示,浮动基部 109 形成有用于保持器的通孔 217,所述通孔通过使用用于自由装配的四个插孔侧保持器 107 的圆形开口相互连接而形成。每个插孔侧保持器 107 都与保持器对准单元 113 相连接,所述保持器对准单元具有由浮动基部 109 支撑的固定端。换句话说,保持器对准单元 113 分别通过固定螺钉 218 固定到大直径部 209。固定到插孔侧保持器 107 的保持器对准单元 113 插入用于保持器的通孔 217,接着通过固定螺钉 221 固定到浮动基部 109。

[0079] 保持器对准单元 113 设置在插孔侧保持器 107 与浮动基部 109 之间。由此,插孔侧保持器 107 可以在垂直于插塞 95 的插入方向 a 的方向上相对于浮动基部 109 移动。采用所述结构,插孔侧保持器 107 被支撑,使得插孔侧光纤 99 的光轴和插塞侧光纤 55 的光轴可以对准。换句话说,当固定到插塞 95 的插塞侧光纤 55 和固定到插孔 93 的插孔侧光纤 99 通过将插塞 95 可拆卸地安装到设置在设备主体 91 中的插孔 93 而进行光学连接时,保持器对准单元 113 支撑插孔侧保持器 107,使得插孔侧保持器 107 可以在垂直于连接器连接方向的方向上平行移动,从而使光轴对准。

[0080] 在此将说明保持器对准单元 113 的具体结构。

[0081] 图 8 是图 7 中显示的保持器对准单元 113 的立体图。

[0082] 保持器对准单元 113 具有共用板部 117、一对第一平行直线支撑件 121,121 以及一对第二平行直线支撑件 123,123。所述一对第一平行直线支撑件 121,121 从共用板部 117 垂直突出,且虚轴线 119 垂直于设置在所述一对第一平行直线支撑件之间的共用板部 117。所述一对第二平行直线支撑件 123,123 在从第一平行直线支撑件 121,121 绕着虚轴线 119 旋转 90° 的位置处从共用板部 117 垂直突出。

[0083] 在保持器对准单元 113 中,第一直线支撑件 121 的第一前端部 125 固定到插孔侧保持器 107,第二直线支撑件 123 的第二前端部 127 固定到浮动基部 109。第一前端部 125 形成有固定孔 125a,固定螺钉 218 穿过固定孔 125a。第二前端部 127 形成有固定孔 127a,固定螺钉 221 穿过固定孔 127a。另外,共用板部 117 形成有开口 223,插孔侧光纤 99 穿过所述开口。

[0084] 第一直线支撑件 121 和第二直线支撑件 123 分别从共用板部 117 沿相同方向突出。采用此结构,可以限制第一直线支撑件 121 和第二直线支撑件 123 从共用板部 117 突

出的高度,从而提高布置的空间效率。

[0085] 另外,在插塞 95 的插入方向 a 上可弹性变形的弹簧部件 131 形成在共用板部 117 的连接部 129 中,其中共用板部 117 在所述连接部 129 处连接到第二直线支撑件 123。通过将带状板形成的第二直线支撑件 123 折叠成 U 形形状而形成弹簧部件 131。由于保持件对准单元 113 在插塞 95 的插入方向 a 上通过弹簧部件 131 弹性变形,因此可以改进插塞侧套圈 135 的光学连接端面部分和插孔侧套圈 139 的光学连接端面部分的连接端部之间的紧密接触特性。另外,弹簧部件 131 即使在插孔侧保持器 107 平行移动时也能够变形,使得该弹簧部件 131 能够使插孔侧保持器 107 容易地平行移动。

[0086] 同时,在保持器对准单元 113 中,至少第一直线支撑件 121 和第二直线支撑件 123 由板件 133 形成,使得当各支撑件 121,123 弹性变形时,保持件对准单元 113 可以更稳妥地使插孔侧保持器 107 平行移动。另外,每个保持器对准单元 113 都可以由单个金属板形成。在这种情况下,可以通过压制成型以高精度简单地制造保持器对准单元 113 并因此使部件数量最少。

[0087] 图 9 是恰好在连接之前的插塞侧保持器 105 和插孔侧保持器 107 的立体图。

[0088] 保持器对准单元 113 通过第一直线支撑件 121 和第二直线支撑件 123 使插塞侧保持器 107 能够在垂直于插塞插入方向 a 的方向上移动,同时使插塞侧保持器 107 保持平行于浮动基部 109。依此方式,在连接插孔 93 和插塞 95 中,当插孔侧保持器 107 和插塞侧保持器 105 之间的相对位置由接合单元 111 调节时,插孔侧保持器 107 在垂直于插塞 95 的插入方向 a 的方向上相对于插塞侧保持器 105 移动,并且插孔侧光纤 99 的光轴与插塞侧光纤 55 的光轴对准。此时,螺旋弹簧 213 在插入方向 a 上用作缓冲垫。

[0089] 在此,图 11A 和图 11B 中显示了插塞侧保持器 105 和插孔侧保持器 107 的光轴。图 11A 是显示连接之前的光纤的连接结构的剖面图。图 11B 是显示连接之后的光纤的连接结构的剖面图。

[0090] 插孔侧保持器 107 在座罩 211(参见图 6)中具有间隙,并且同轴地固定外套筒 215。另外,插孔侧内套筒 141 同轴地装入外套筒 215 中,使得所述插孔侧内套筒可滑动。插孔侧内套筒 141 的后部插入固定到插孔侧保持器 107 的后部的推压圆筒 219(参见图 7 和图 9)。在推压圆筒 219 的后部容纳螺旋弹簧(未示出)。螺旋弹簧在向前的方向上偏压插孔侧内套筒 141。当在插塞插入方向 a 上压下插孔侧内套筒 141 时,插孔侧内套筒 141 可以抵抗螺旋弹簧的偏压力后退。

[0091] 插孔侧内套筒 141 为遮盖将在后面详细说明了插孔侧套圈 139 的构件。插塞侧内套筒 137 为遮盖固定插塞侧光纤 55 的插塞侧套圈 135 的外圆周的构件。

[0092] 如图 6 中所示,插孔侧内套筒 141 的外圆周由外套筒 215 遮盖。在连接连接器时,外套筒 215 用作突起部 145,所述突起部与图 4 中显示的插塞侧内套筒 137 的外圆周接合。换句话说,为插孔侧外套筒 215 的突起部 145 与用作要与突起部 145 接合的接合部的插塞侧内套筒 137 构成接合对,并且所述突起部和所述插塞侧内套筒在连接光学连接器时相互接合,从而以高精度定位所述突起部和所述插塞侧内套筒。在本示例性实施例中,突起部 145 设置在外套筒 215 的前端处,所述外套筒装配到插孔侧内套筒 141 的外圆周上。然而,突起部 145 也可以设置在图 4 中显示的插塞侧内套筒 137 的外圆周上。

[0093] 另外,座罩 211 的前部形成有插孔侧圆筒形部分 149,所述插孔侧圆筒形部分将与

设置在图 4 中显示的插塞侧保持器 105 的前端中的插塞侧圆筒形部分 151 相接合。换句话说,当插塞侧保持器 105 插入插孔侧保持器 107 时,插孔侧圆筒形部分 149 的内圆周和插塞侧保持器 105 的插塞侧圆筒形部分 151 的外圆周相互接合,使得可以使插孔 93 和插塞 95 的插入部分相配合,其中所述插孔侧圆筒形部分用作插孔侧保持器 107 的座罩 211 中形成的突起部,所述插塞侧圆筒形部分用作接合部。插塞 95 在垂直于插入方向 a 的方向上的轴向偏移通过保持器对准单元 113 被吸收,其中所述轴向偏移出现在接合操作中。

[0094] 座罩 211、外套筒 215 和插孔侧内套筒 141 的各前端布置在依此顺序从前端圆筒形部分 191c 后退的位置。在插塞侧保持器 105 中,插塞侧保持器 105 和插塞侧内套筒 137 的各前端布置在依此顺序从金属外圆筒 143 的前端后退的位置。

[0095] 依此方式,在具有上述结构的光学连接器 101 中,突起部 145、插孔侧圆筒形部分 149 和插塞侧圆筒形部分 151 被布置成,使得突起部 145 开始与插塞侧内套筒 137 接合的位置与插孔侧圆筒形部分 149 开始与插塞侧圆筒形部分 151 接合的位置根据插塞 95 的插入方向 a 而不同。另外,突起部 145、插孔侧圆筒形部分 149 和插塞侧圆筒形部分 151 被构造成在垂直于插入方向的方向上与各自的接合配合部具有间隙,使得 (i) 在插入插塞 95 时与另一部分相比较早开始与自己的配合部接合的部分具有较宽间隙,以及 (ii) 在插入插塞 95 时与另一部分相比较晚开始与自己的配合部接合的部分具有较窄间隙。

[0096] 另外,当图 4 中显示的插塞 95 的金属外圆筒 143 插入图 6 中显示的插孔 93 的金属壳体 191 的内圆周时,以上的接合方式同样用于前端圆筒形部分 191c 与金属外圆筒 143 之间的接合、以及设置在金属外圆筒 143 中的导向键 173 与前端圆筒形部分 191c 的键槽 195 之间的接合。换句话说,最早接合的前端圆筒形部分 191c 和金属外圆筒 143 被布置成使得前端圆筒形部分 191c 和金属外圆筒 143 在插塞插入方向上突出得最多,而设置在金属外圆筒 143 中的导向键 173 布置在下一个突起位置。垂直于插入方向的方向上的间隙被构造造成,使得较晚相互接合的元件之间的间隙比较早相互接合的元件之间的间隙窄。

[0097] 由此,当插入插塞 95 时,以逐步方式提高定位精度。换句话说,通过仅将插塞 95 插入插孔 93,可在最终连接状态下自动保证定位精度。另外,包括诸如光纤的光学部件的光学连接器被构造造成使得各接合对采用逐步方式以不同的时序接合。由此,可以防止可能由插塞 95 的插入操作造成的震动被强烈地传递给以最高精度连接的部件(靠近光轴)。因此,可以改进光学连接器的抗震动性并提供具有极好的操作特性的光学连接器。

[0098] 此外,具有上述结构的光学连接器 101 还设有多个接合对,例如,插孔侧圆筒形部分 149 和插塞侧圆筒形部分 151,使得各对中的一个部分开始与各对中的另一个部分接合的位置不同。由此,可以实现较高的定位精度。

[0099] 另外,通过两个阶段的不同插入操作(即,插孔 93 的前端圆筒形部分 191c 与插塞 95 的金属外圆筒 143 之间的第一接合操作以及插塞侧保持器 105 与插孔侧保持器 107 之间的第二接合操作)执行插孔 93 与插塞 95 之间的连接操作。

[0100] 在此,图 10 为显示偏心圆筒 169 与接合销 193 之间的接合的插塞 95 与插孔 93 的立体图。如图 10 中所示,当环形柄部 155 和与偏心圆筒 169 的前端面接触的接合销 193 一起旋转时,接合销 193 在形成于偏心圆筒 169 中的导向槽 171 进入而配合到接合销 193 的旋转位置处容纳在导向槽 171 中。接着,当环形柄部 155 在箭头方向 P 上旋转时,沿着导向槽 171 引导接合销 193,使得插孔 93 和插塞 95 相连接。换句话说,在第二接合操作中,当环

形柄部 155 旋转时,设置在插孔 93 的前端圆筒形部分 191c 处的接合销 193 与插塞 95 的偏心圆筒 169 接合,从而减小轴向插入速度。由此,可以在没有将可能出现在执行连接器的连接中的震动施加到保持器 105,107 的情况下,连接插塞侧保持器 105 和插孔侧保持器 107。

[0101] 导向槽 171、接合销 193、导向键 173、键槽 195、突起部 145、插塞侧内套筒 137、插孔侧圆筒形部分 149、插塞侧圆筒形部分 151、前端圆筒形部分 191c 和金属外圆筒 143 构成接合单元 111,所述接合单元以高精度接合插塞 95 和插孔 93。

[0102] <各保持器中的光学连接>

[0103] 接下来将说明由保持器对准单元 113 支撑的插孔侧保持器 107 与插塞侧保持器 105 之间的光学连接结构。

[0104] 如图 11A 和图 11B 中所示,在具有上述结构的光学连接器 101 中,连接插塞侧保持器 105 和插孔侧保持器 107 光学地连接插塞侧光纤 55 和插孔侧光纤 99。在插塞侧保持器 105 中,固定插塞侧光纤 55 的插塞侧套圈 135 的外圆周被插塞侧内套筒 137 遮盖。在插孔侧保持器 107 中,固定插孔侧光纤 99 的插孔侧套圈 139 的外圆周被插孔侧内套筒 141 遮盖。在具有上述结构的光学连接器 101 中,通过接合单元 11 和保持器对准单元 113 以高精度配合光轴。另外,光学连接器还包括即使在光轴略微偏移时也能够用于保证低损耗连接的端面连接结构。

[0105] 具体地,在插孔侧保持器 107 中,第一渐变折射率准直器(第一 GI 准直器)159 装入在插孔侧套圈 139 的光学连接端面部分 161b 中。第一 GI 准直器 159 放大并校准从插孔侧光纤 99 射入的光的光束直径。另外,在插塞侧保持器 105 中,第二渐变折射率准直器(第二 GI 准直器)163 装入在插塞侧套圈 135 的光学连接端面部分 161a 中。第二 GI 准直器 163 具有与第一 GI 准直器 159 的直径近似相同的直径,使从第一 GI 准直器 159 射入的光的光束直径收敛,以及将所述光输入到插塞侧光纤 55。

[0106] 第一 GI 准直器 159 和插孔侧套圈 139 通过插孔侧内套筒 141 可拆卸地连接。另外,第二 GI 准直器 163 和插塞侧套圈 135 通过插塞侧内套筒 137 可拆卸地连接。插孔侧内套筒 141 和插塞侧内套筒 137 可以由诸如金属或氧化锆陶瓷的各种材料中的任意一种制成。

[0107] 插孔侧套圈 139 具有圆柱形形状,并且在中心处形成有轴向穿过的光纤插入开口 139a。插孔侧光纤 99 插入到光纤插入开口 139a 并通过胶粘剂固定,所述插孔侧光纤的外鞘 99a 在其前端处被剥离。要注意的是,尽管图 11A 和图 11B 显示了本发明的示例性实施例的简化结构,然而实际上,粘附到插孔侧套圈 139 的基部侧的金属凸缘在连接插孔侧光纤 99 和插孔侧套圈 139 时保持插孔侧光纤 99。插孔侧套圈 139 的前端 139b 和插入光纤插入开口 139a 的插孔侧光纤 99 的前端被一起抛光成凸球面形状或平面形状。

[0108] 第一 GI 准直器 159 的入射端面 231a 和发射端面 231b 被分别抛光成凸球面形状和平面形状。另外,第一 GI 准直器 159 的入射端面 231a 与插孔侧套圈 139 的前端 139b 接触,使得所述入射端面物理连接到插孔侧光纤 99。密封玻璃 140 设置在发射端面 231b 上。

[0109] 第一 GI 准直器 159 放大并校准由插孔侧光纤 99 传输的激光的光束直径。因此,发射端面 231b 处的光功率密度低于插孔侧光纤 99 的前端处的光功率密度,并且防止由于发射端面 231b 的杂质、擦痕和类似物而使得连接损失降低。

[0110] 第二 GI 准直器 163 具有与第一 GI 准直器 159 的结构基本相同的结构,并且使具

有通过第一 GI 准直器 159 放大的光束直径的光会聚并将所述光引入插塞侧光纤 55。另外，第二 GI 准直器与插塞侧套圈 135 一起保持在插塞侧内套筒 137 中，并且第二 GI 准直器的入射端面 233a 和发射端面 233b 被分别抛光成平面形状和凸球面形状。密封玻璃 142 设置在入射端面 233a 上。

[0111] 另外，入射端面 233a 的密封玻璃 142 以预定间隙 G 面对插孔侧密封玻璃 140。第二 GI 准直器 163 的发射端面 233b 与插塞侧套圈 135 的前端相接触，使得所述发射端面物理连接到插塞侧光纤 55。

[0112] 插塞侧套圈 135 为与插孔侧套圈 139 相同的部件，并且类似于插孔侧套圈 139 保持插塞侧光纤 55 的前端。插塞侧套圈 135 的前端 135b 和插塞侧光纤 55 的前端一起被抛光成凸球面形状（或平面形状）。

[0113] 当装配插孔侧保持器 107 和插塞侧保持器 105 时，插孔侧内套筒 141 与插塞侧内套筒 137 接触。密封玻璃 140 从插孔侧内套筒 141 的端部退出。密封玻璃 142 从插塞侧内套筒 137 的端部突出。因此，当保持器 105, 107 相互配合时，在密封玻璃 142 与密封玻璃 140 相接触之前，套筒 137, 141 首先相互接触。由此，在密封玻璃 142 与密封玻璃 140 之间形成预定间隙 G。

[0114] 通常，已经公知的是可能附着到光纤前端的杂质最大具有为 $50\text{ }\mu\text{m}$ 的尺寸。因此，需要使预定距离 G 应该为 $50\text{ }\mu\text{m}$ 或更大，以便防止附着的杂质夹在密封玻璃 142 与密封玻璃 140 之间并在在密封玻璃 142 与密封玻璃 140 之间被压碎。此外，考虑到端面结构的各构成部件的制造误差、组装误差和类似误差，间隙 G 优选为大约 1.0mm 至 2.0mm。

[0115] < 连接连接器中的操作 >

[0116] 接下来将说明连接光学连接器 101 中的操作。

[0117] 图 12 是开始连接之前的插塞 95 和插孔 93 的剖面图。图 13 是与主要部件的示意图一起显示每个接合部中的轴向距离与径向容许间隙之间的关系的曲线图。

[0118] 如图 12 中所示，首先，光学连接器 101 的连接以将插塞 95 的金属外圆筒 143 插入插孔 93 的金属壳体 191 的前端圆筒形部分 191c 开始。设置在金属外圆筒 143 中的导向键 173 配合到前端圆筒形部分 191c 的键槽 195 并插入到所述键槽中。此时，里面设置导向键 173 的键槽 143a 与前端圆筒形部分 191c 的键槽 195 之间的初始容许间隙被设定为 $400\text{ }\mu\text{m}$ ，如图 13 中所示。另外，键槽 195 在其插入侧较宽。键槽 195 与导向键 173 之间在旋转方向上的间隙在每一侧大约为 $300\text{ }\mu\text{m}$ 。当插入插塞 95 且同时使导向键 173 和键槽 195 相互配合时，在为沿插入方向延伸的间隙 G 的导向键 173 与键槽 195 之间的轴向距离变为大约 6mm 时，径向容许间隙变为大约 $70\text{ }\mu\text{m}$ 。

[0119] 从图 12 的状态开始，当插塞 95 持续插入时，插塞 95 处于图 14 中显示的状态。图 14 是插孔 93 与接合销 193 接触的插塞 95 的剖面图。

[0120] 当金属外圆筒 143 插入前端圆筒形部分 191c 时，偏心圆筒 169 的前端面与设置在前端圆筒形部分 191c 的上部和下部中的接合销 193, 193 接触。由此，使插塞 95 的插入停止。在偏心圆筒 169 的前端面与接合销 193 接触的状态下，为插孔侧保持器 107 的前端的插孔侧圆筒形部分 149 与为插塞侧保持器 105 的前端的插塞侧圆筒形部分 151 分隔开。

[0121] 如图 10 中所示，当环形柄部 155 在接合销 193 被引入导向槽 171 中的状态下进一步旋转时，接合销 193 与倾斜的导向槽 171 滑动接触，使得插塞 95 靠近接合销 193。

[0122] 随着插塞 95 的靠近,如图 15 中所示,插塞侧圆筒形部分 151 开始与插孔侧圆筒形部分 149 接合。尽管插孔侧圆筒形部分 149 和插塞侧圆筒形部分 151 如图 13 中所示具有为 $100\text{ }\mu\text{m}$ 的初始容许间隙,但随着插塞 95 的插入,插孔侧圆筒形部分 149 和插塞侧圆筒形部分 151 的锥形面首先相互接触。在这里,当插孔侧圆筒形部分 149 和插塞侧圆筒形部分 151 之间出现轴向偏移时,来自插塞侧圆筒形部分 151 的反作用力作用在插孔侧圆筒形部分 149 上。所述反作用力被引导至正交于插孔侧保持器 107 的中心轴线的任何方向并被传递给保持器对准单元 113,并因此对准光轴。

[0123] < 保持器对准单元的芯部对准操作 >

[0124] 图 16 显示了通过移动第二直线支撑件 123 进行的芯部对准操作。图 17 显示了通过移动第一直线支撑件 121 进行的芯部对准操作。图 18 是显示通过移动第一和第二直线支撑件 121, 123 进行的芯部对准操作的保持器对准单元 113 的示意图。

[0125] 如图 16 中所示,当正交于轴芯的反作用力作用在插孔侧保持器 107 上时,插孔侧保持器 107 试图在用于浮动基部 109 的保持器的通孔 217 中移动。通过使保持器对准单元 113 变形允许该运动。当来自插孔侧保持器 107 的反作用力作用在第一直线支撑件 121 上,并且所述反作用力的方向为远离第二直线支撑件 123, 123 的方向(图 16 中的左-右方向)时,保持器对准单元 113 使具有固定到浮动基部 109 的前端部 127 的第二直线支撑件 123, 123 平行地倾斜变形。换句话说,保持器对准单元 113 在保持其平行四边形的形状的同时变形。因此,共用板部 117 保持第二前端部 127 相互平行,并且固定到第一直线支撑件 121, 121 的插孔侧保持器 107 可以在正交于插塞插入方向 a 的方向(X 方向)上平行移动。

[0126] 接下来,假定来自插孔侧保持器 107 的反作用力的方向为如图 17 中所示远离第一直线支撑件 121, 121 的方向(图 17 中的左-右方向)。在这种情况下,由于第二直线支撑件 123 的第二前端部 127 固定到浮动基部 109,因此第一直线支撑件 121, 121 变形而具有普通 S 形状或反 S 形状,且在共用板部 117 与第一直线支撑件 121, 121 之间的连接部 235, 235 用作基点。换句话说,第一直线支撑件 121, 121 的第一前端部 125, 125 可以在远离第一直线支撑件 121, 121 的方向(图 17 中的左-右方向)上移动。因此,固定到第一直线支撑件 121, 121 的插孔侧保持器 107 可以在正交于插塞插入方向 a 的方向(Y 方向)上平行移动。

[0127] 依此方式,保持器对准单元 113 支撑插孔侧保持器 107,使得插孔侧保持器 107 可以如图 18 所示在 XY 方向上移动。由此,插孔侧保持器 107 可以在正交于插塞插入方向 a 的 XY 平面上沿任意方向平行移动。

[0128] 图 19 是插入接合销 193 并旋转环形柄部 155 之后的插塞 95 和插孔 93 的剖面图。

[0129] 在环形柄部 155 无法进一步旋转的位置处,即,接合销 193 到达导向槽 171 的末端的位置处,插塞 95 的靠近停止。在环形柄部 155 的旋转操作期间,插孔侧圆筒形部分 151 和插塞侧圆筒形部分 149 相互接合,然后突起部 145 和插塞侧内套筒 137 相互接合。如图 13 中所示,插塞侧内套筒 137 与外套筒的突起部 145 之间的初始容许间隙为大约 $50\text{ }\mu\text{m}$ 。该容许间隙随着插塞 95 的插入而变窄。由此,插塞 95 相对于以高精度配合的轴线完全连接到插孔 93。

[0130] 在连接插塞 95 和插孔 93 时,与插塞插入方向 a 的位置偏差被螺旋弹簧 207、123、183 和弹簧部件 131 吸收,并且光学连接端面部分 161a 和光学连接端面部分 161b 被定位成具有预定的间隔距离 G。

[0131] 如图 13 所示,在连接完成之前的 25mm 的位置处,导向键 173 的键槽 143a 与键槽 195 之间的径向容许间隙为 $400\ \mu\text{m}$,并且旋转方向上的容许间隙为 $300\ \mu\text{m}$ 。在连接完成之前的 5mm 的位置处,插孔侧圆筒形部分 149 和插塞侧圆筒形部分 151 开始相互接合。已经开始接合的插孔侧圆筒形部分 149 和插塞侧圆筒形部分 151 具有为 $100\ \mu\text{m}$ 的径向容许间隙。接着,在连接完成之前的 1mm 位置处,突起部 145 和插塞侧内套筒 137 开始相互接合,并且径向容许间隙变为 $50\ \mu\text{m}$ 。此外,当完成连接时,径向容许间隙被限制为 $20\ \mu\text{m}$ 或更小。

[0132] 通过保持器对准单元 113 对准的插孔 93 和插塞 95 通过第一 GI 准直器 159 和第二 GI 准直器 163 以低损耗可靠地连接。图 20 示意性地显示第一 GI 准直器和第二 GI 准直器 163 的光传输状态。要注意的是,在图 20 中,间隙 G 被画得较宽,以便使第一 GI 准直器 159 与第一 GI 准直器 163 之间的光传输状态清楚。当第一 GI 准直器 159 的轴向长度 L1 和第二 GI 准直器 163 的轴向长度 L2 为 $1/4$ 间距 (1 间距为 GI 准直器传输的光的模场系统的最小 - 最大 - 最小 - 最大的一个周期的长度) 时,具有通过第一 GI 准直器 159 放大并校准的光束直径的光入射到第二 GI 准直器 163 上而没有大的损失,并且所述光通过第二 GI 准直器 163 会聚并入射到插塞侧光纤 55 上。

[0133] 图 21 和图 22 显示了分别表示在第一 GI 准直器 159 与第二 GI 准直器 163 之间的相对位置在光轴方向 Z 上偏移的情况下,以及在所述相对位置在正交于光轴方向 Z 的方向 X, Y 上偏移的情况下,从插塞侧光纤 55 输出的激光的输出容许偏差曲线。光轴方向 Z 的增加方向表示第一 GI 准直器 159 和第二 GI 准直器 163 相互靠近的方向。另外,正交于图 22 中显示的光轴的方向 X, Y 处于光轴方向 Z 上的偏差为零的状态。容许偏差曲线为当第一 GI 准直器 159 和第二 GI 准直器 163 的长度为大约 4.0mm 至 4.6mm、光轴方向上的容许偏差为 $\pm 100\ \mu\text{m}$ 且方向 X, Y 上的容许偏差为 $\pm 20\ \mu\text{m}$ 时的测量结果。

[0134] 正如可以从图 21 和图 22 看到,激光的输出减少相对于第一 GI 准直器 159 与第二 GI 准直器 163 之间的相对位置的偏移相对较小。也就是说,从第一 GI 准直器 159 发出的光的光束直径变大,从而改进插塞 95 和插孔 93 的定位精度公差。因此,光学连接器 101 的端面结构即使在第一 GI 准直器 159 与第二 GI 准直器 163 之间的相对位置出现偏移时,也可以保持低损耗特性。

[0135] 依此方式,具有该结构的光学连接器 101 可以随着插入插塞 95 逐步地增加定位精度,使得可以简单地实现低损失连接。

[0136] 在上述的示例性实施例中,在插塞 95 与插孔 93 之间的连接结构中使用单个导向键 173 以装配插塞 95 和插孔 93。作为替代方式,也可以采用图 23 中示意性显示截面的连接结构。换句话说,从前端圆筒形部分 191c 的内圆周向内突出的多个内接合销 241, 243 从连接设置在前端圆筒形部分 191c 中的一对接合销 193 的中心线 CL 以不同圆周角度 θ_1, θ_2 分别布置。另外,直线沟槽 245, 247 沿着插塞插入方向并在周边位置处形成,并且在以圆周角度 θ_1, θ_2 定位且对应于内接合销 241, 243 的周边位置形成在插塞 95 的金属外圆筒 143 的外圆周上。采用此连接结构,当接合销 193 插入插塞 95 的偏心圆筒 169 的导向槽 171 中时,插孔 93 的内接合销 241, 243 受到引导并装配到插塞 95 的金属外圆筒 143 的直线沟槽 245, 247。换句话说,通过内接合销 241, 243 与直线凹槽 245, 247 之间的配合以高精度匹配金属外圆筒 143 和前端圆筒形部分 191c 的轴芯,插塞 95 的金属外圆筒 143 插入插孔 93 的前端圆筒形部分 191c。

[0137] 由此,当插塞 95 的金属外圆筒 143 与插孔 93 的前端圆筒形部分 191c 接合时,可以以较高精度匹配金属外圆筒 143 和前端圆筒形部分 191c 的轴芯。此外,可以平稳地继续接下来将开始接合的一对接合构件的插入操作。

[0138] < 保持器对准单元的改进实施例 >

[0139] 接下来将说明根据改进实施例的保持器对准单元。

[0140] 图 24 是根据一个改进实施例的保持器对准单元的立体图,其中插孔侧保持器 107 通过垂直支撑板 251 固定到第一直线支撑件 121。

[0141] 在本改进实施例的保持器对准单元 113A 中,支撑板 251 的中心部分固定到插孔侧保持器 107 的前端面,并且支撑板 251 的两个端部固定到第一直线支撑件 121,121 的第一前端部 125,125。另外,共用板部 117 与第二直线支撑件 123 之间没有形成弹簧部件 131。采用此改进实施例,保持器对准单元 113A 在轴向方向上具有特定的刚度,在径向方向上移动且在轴向方向和径向方向上具有弹簧特性。另外,由于不需要形成弹簧部件 131,因此可以容易地制造保持器对准单元 113A 且提高精度。

[0142] 图 25 是根据另一个改进实施例的保持器对准单元的立体图,其中第一直线支撑件 121 和第二直线支撑件 123 沿相反的方向延伸。

[0143] 根据本改进实施例的保持器对准单元 113B 通过进一步改进保持器对准单元 113A 获得。第二直线支撑件 123,123 在与第一直线支撑件 121,121 的突出方向相反的方向上从共用板部 117 突出。采用根据本改进实施例的保持器对准单元 113B,可以确保支点(第二前端部 127)与作用点(第一前端部 125)之间的直线距离长,可以更容易地产生变形,以及变得可以用小反作用力执行芯部对准。

[0144] 根据具有上述结构的内窥镜设备 100,当插塞 95 开始与插孔 93 接合时,通过使插孔侧保持器 107 使保持器对准单元 113 相对于浮动基部 109 移动,可消除可能出现在插塞侧保持器 105 与插孔侧保持器 107 之间的位置偏移。换句话说,在插塞侧光纤 55 和插孔侧光纤 99 的光轴相匹配的方向上自动进行对准。由此,光纤 97,99 的光轴以高精度匹配,使得可以以低损耗连接光纤。因此,可以稳定地引导激光。

[0145] 在内窥镜设备 100 中,插塞侧光纤 55 和插孔侧光纤 99 为多模光纤。然而,由于设置保持器对准单元 113,因此即使对于使用单模光纤的连接结构,也可以执行可靠的芯部对准操作并以高定位精度连接芯部。

[0146] 在上述的示例性实施例中,已经说明了连接内窥镜设备 100 的光源装置 41 和内窥镜 11 的连接。然而,本发明不限于示例性实施例。例如,本领域普通技术人员根据说明书的描述和公知技术可以改变和/或改进示例性实施例,所述改变旨在包括在请求保护的本发明的范围内。例如,本发明可以应用于各种医疗设备,例如,刚性镜、视界内窥镜(scope endoscope)、各种外科手术工具和类似设备。

[0147] 如上所述,说明书至少公开了以下几点:

[0148] (1) 一种医疗设备包括光学连接器,所述光学连接器可拆卸地将插塞连接到设置在设备主体中的插孔,从而光学地连接固定到插塞的插塞侧光纤和固定到插孔的插孔侧光纤。插塞包括保持第一光纤的插塞侧保持器。插孔包括保持第二光纤的插孔侧保持器和保持器对准单元,所述保持器对准单元在插塞的插入方向上弹性支撑插孔侧保持器,并且支撑插孔侧保持器以使插孔侧保持器可在垂直于插入方向的方向上移动。设置突起部和接合

部的多个接合对。每个接合对中的突起部形成在插塞和插孔中的一个中并在插塞的插入方向上突出。每个接合对中的接合部形成在插塞和插孔中的另一个中,并且适于与对应的突起部接合。接合对在接合开始位置沿着插塞的插入方向不同,所述突起部和所述接合部在所述接合开始位置开始接合。与任何一个接合对中的突起部与接合部之间的接合间隙相比,每个接合对在突起部与接合部之间具有较窄的接合间隙,所述任何一个接合对中的突起部和接合部在插入插塞时比每个接合对中的突起部和接合部在插入插塞时开始接合得更早。

[0149] 采用此医疗设备,当连接光学连接器时,具有不同的接合开始位置的多个接合对依次接合。因此,可以逐步增加定位精度。当完成光学连接器的连接时,光纤根据其光轴以高精度自动匹配。因此,可以以低损失简单地连接光纤。

[0150] (2) 在(1)的医疗设备中,插塞侧光纤和插孔侧光纤可以为单模光纤。

[0151] 采用此医疗设备,即使对于使用以单一模式传输光的单模光纤的连接结构,也可以执行可靠的芯部对准操作并以高定位精度连接芯部。

[0152] (3) 在(1)至(2)中任一项的医疗设备中,可以设置多组插塞侧保持器及插孔侧保持器。光学连接器可以适于可拆卸地连接多个插塞侧光纤和多个插孔侧光纤。

[0153] 采用此医疗设备,一次可以可拆卸地连接多个光纤。

[0154] (4) 在(1)至(3)中任一项的医疗设备中,插塞侧保持器可以包括插塞侧套圈和插塞侧内套筒。插塞侧套圈固定插塞侧光纤。插塞侧内套筒遮盖插塞侧套圈的外圆周。插孔侧保持器包括插孔侧套圈和插孔侧内套筒。插孔侧套圈固定插孔侧光纤。插孔侧内套筒遮盖插孔侧套圈的外圆周。还可以设置外套筒,所述外套筒遮盖插塞侧内套筒和插孔侧内套筒中的一个并在插塞的插入方向上突出。多个接合对中的一对可以包括:作为突起部的外套筒;和作为接合部的插塞侧内套筒和插孔侧内套筒中的一个。

[0155] 采用此医疗设备,通过接合外套筒和内套筒可以使内套筒以高定位精度相互连接。

[0156] (5) 在(4)的医疗设备中,插塞侧保持器可以包括插塞侧圆筒形部分,所述插塞侧圆筒形部分在插塞的插入方向上比插塞侧内套筒更加突出。插孔侧保持器可以包括插孔侧圆筒形部分,所述插孔侧圆筒形部分在插塞的插入方向上比插孔侧内套筒更加突出并具有内圆周,所述内圆周的直径比插塞侧圆筒形部分的外径大。插塞侧圆筒形部分和插孔侧圆筒形部分可以适于作为所述接合对中的一对相互接合。

[0157] 采用此医疗设备,在定位保持器之后,通过接合插塞侧圆筒形部分和插孔侧圆筒形部分可以使内套筒以高定位精度相互连接。另外,由于在早期接合阶段在插塞与插孔之间需要粗略的定位精度,因此可以容易地将插塞安装到插孔。

[0158] (6) 在(5)的医疗设备中,插塞可以包括插塞侧外圆筒,所述插塞侧外圆筒内容纳插塞侧保持器,并且所述插塞侧外圆筒在插塞的插入方向上比插塞侧保持器更加突出。插孔可以包括插孔侧外圆筒,所述插孔侧外圆筒内容纳插孔侧保持器,所述插孔侧外圆筒在插塞的插入方向上比插孔侧保持器更加突出并具有内圆周,所述内圆周的直径比插塞侧外圆筒的外径大。插塞侧外圆筒和插孔侧外圆筒可以适于作为所述接合对中的一对相互接合。

[0159] 采用此医疗设备,在定位外圆筒之后,通过接合插塞侧外圆筒和插孔侧外圆筒可

以使保持器和内套筒以高定位精度相互连接。

[0160] (7) 在 (1) 至 (6) 中任一项的医疗设备中, 第一渐变折射率准直器可以装入到插孔侧保持器的光学连接端面部分中。第一渐变折射率准直器可以放大和校准从插孔侧光纤射入到所述第一渐变折射率准直器上的光的光束直径。第二渐变折射率准直器可以装入到插塞侧保持器的光学连接端面部分中。第二渐变折射率准直器具有与第一渐变折射率准直器近似相同的芯部直径。第二渐变折射率准直器可以使从所述第一渐变折射率准直器射入到所述第二渐变折射率准直器上的光的光束直径收敛并将所述光引入到插塞侧光纤中。

[0161] 采用所述医疗设备, 放大从渐变折射率准直器发射的光的光束直径, 使得可以改进插塞和插孔之间的定位精度公差。

[0162] (8) 内窥镜设备被构造成为 (1) 至 (7) 中任一项的医疗设备。内窥镜设备包括内窥镜和光源装置。内窥镜从适于插入待检查目标的内窥镜插入部的前端照射从插塞引入的光。插塞连接到光源装置。

[0163] 采用该内窥镜设备, 可以通过将插塞连接到光源装置的插孔简单地产生用于内窥镜照明的光。

[0164] (9) 在 (8) 的内窥镜设备中, 光源装置可以将具有不同光谱的多种激光供应到内窥镜。

[0165] 采用所述内窥镜设备, 通过以低损失连接光纤可以可靠地供应不同类型的激光。

[0166] (10) 在 (9) 的内窥镜设备中, 光源装置可以同时或交替地将激光供应到内窥镜。

[0167] 采用该内窥镜设备, 通过以任意时序将多种激光供应到内窥镜, 可以产生与将由内窥镜观察的目标相对应的最佳照明图案, 并因此改进内窥镜的诊断精度。

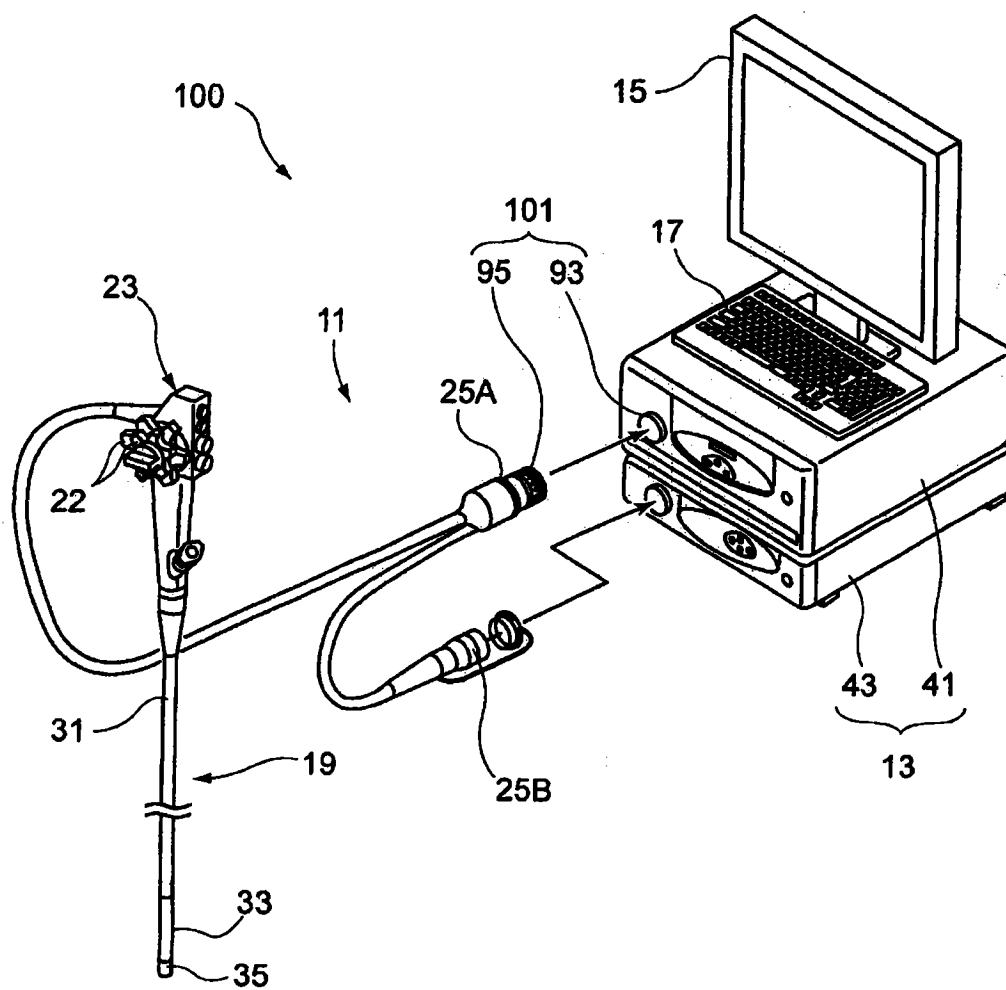


图 1

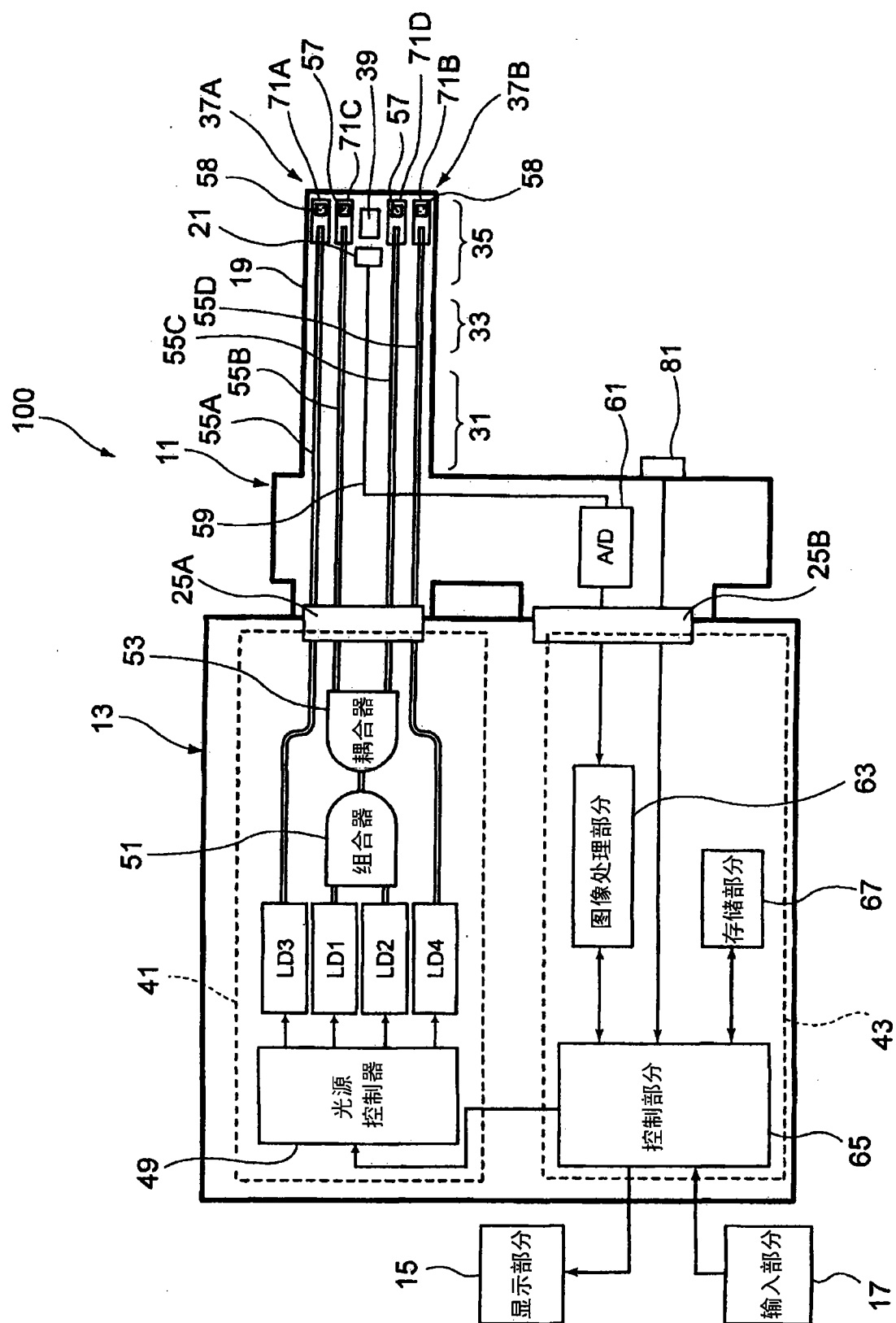


图 2

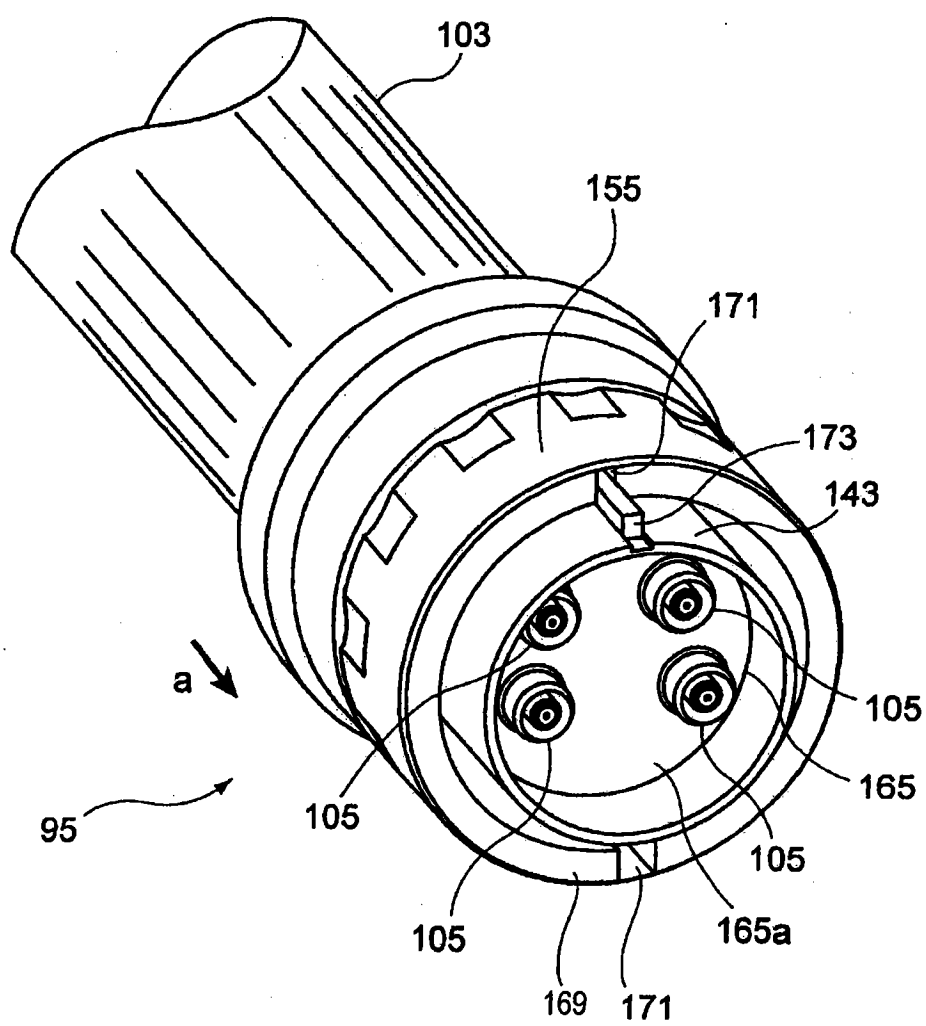


图 3

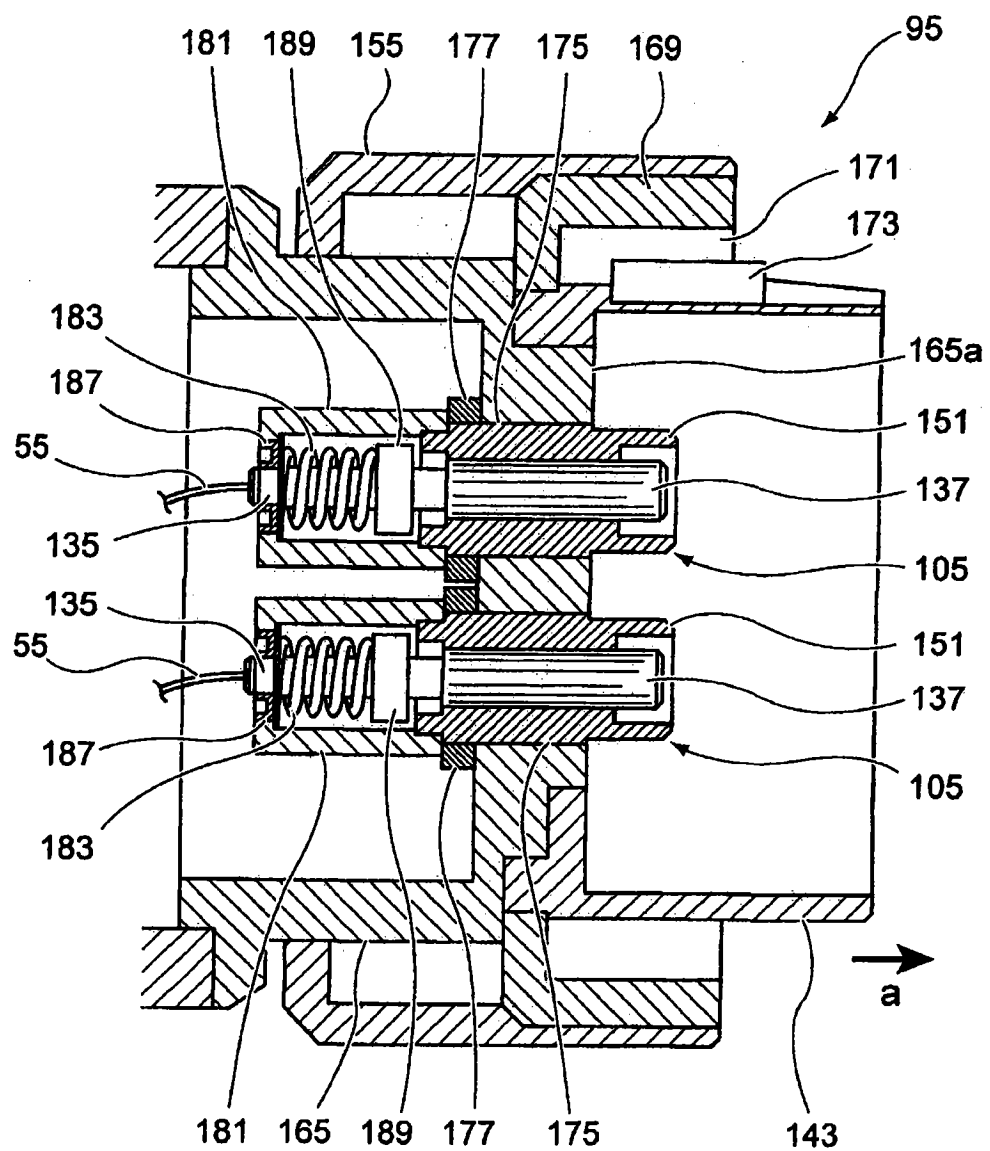


图 4

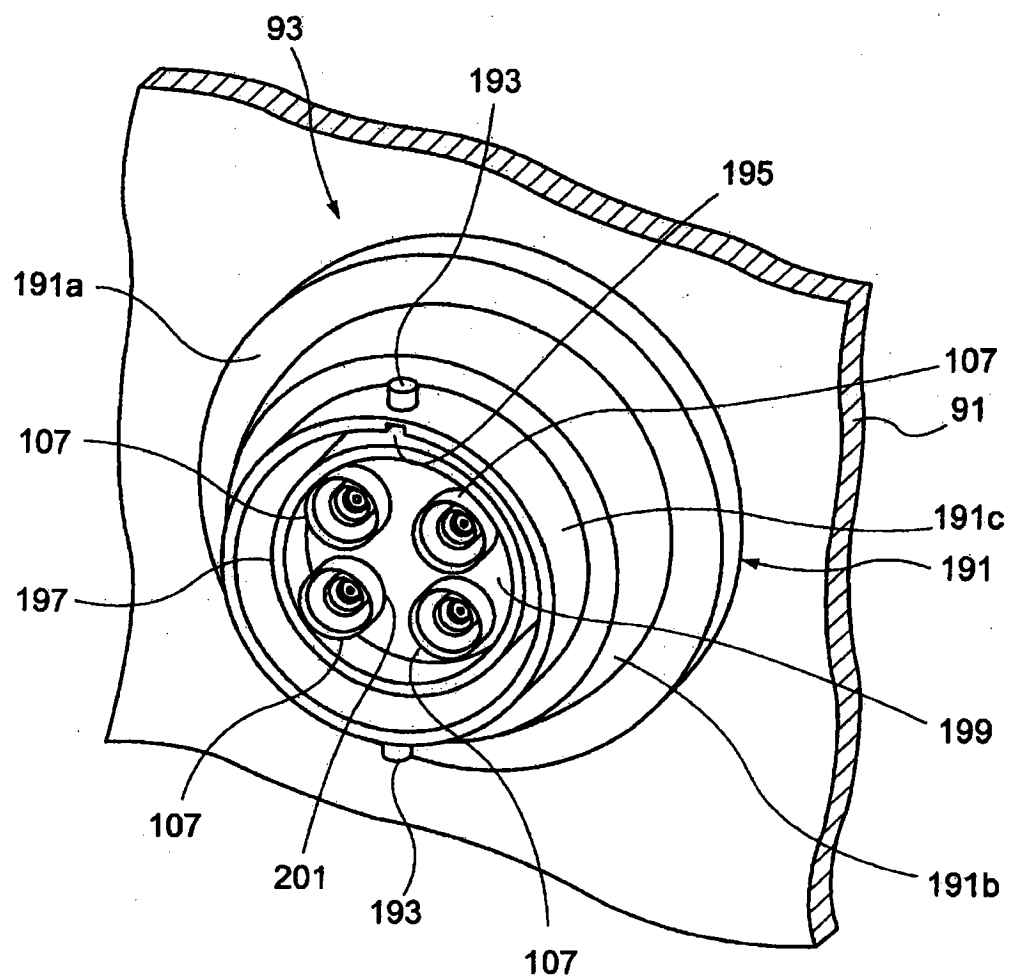


图 5

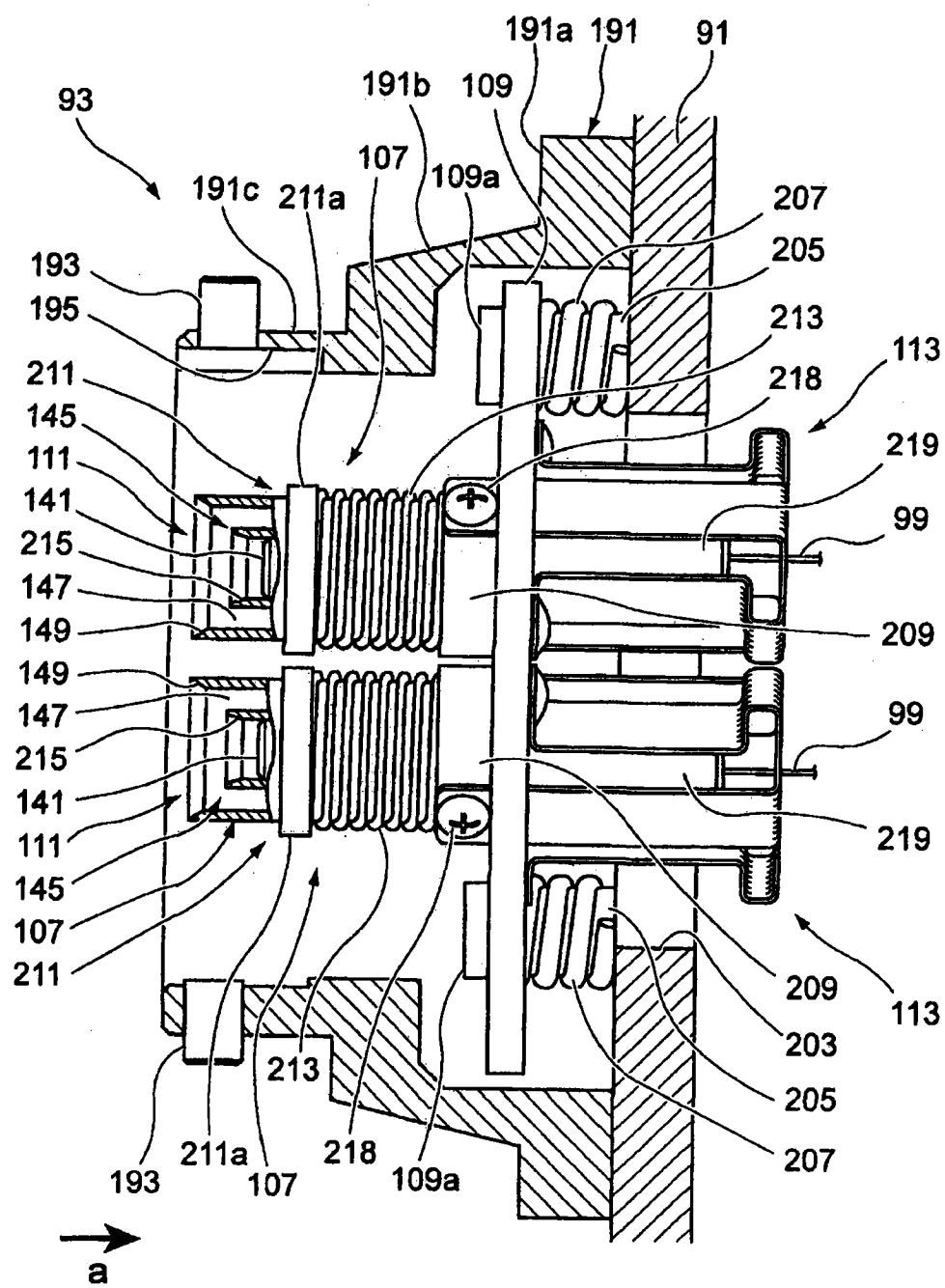


图 6

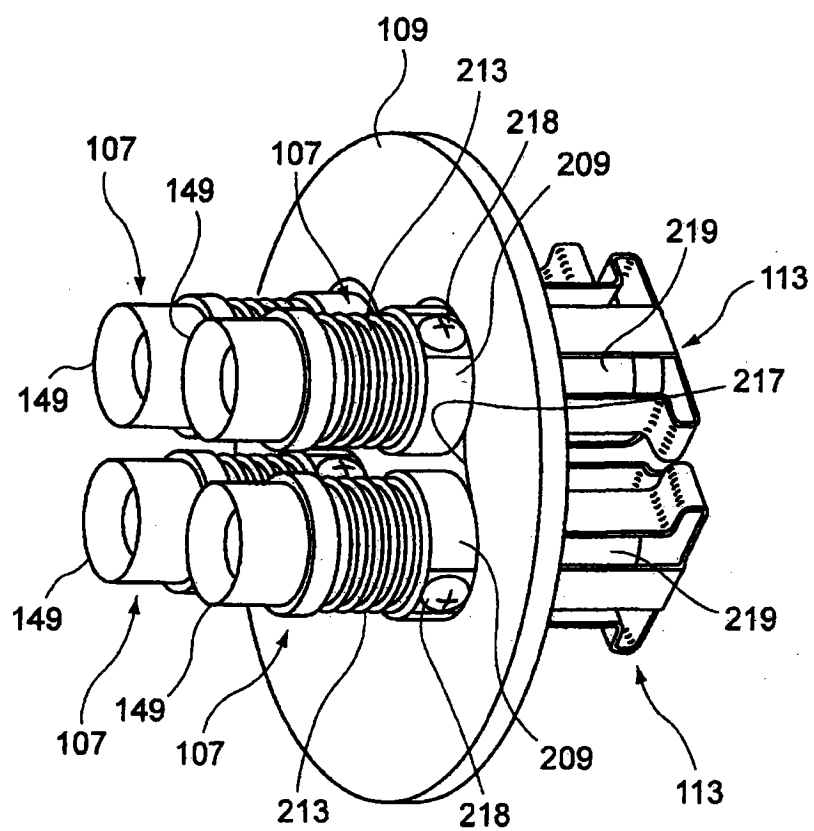


图 7A

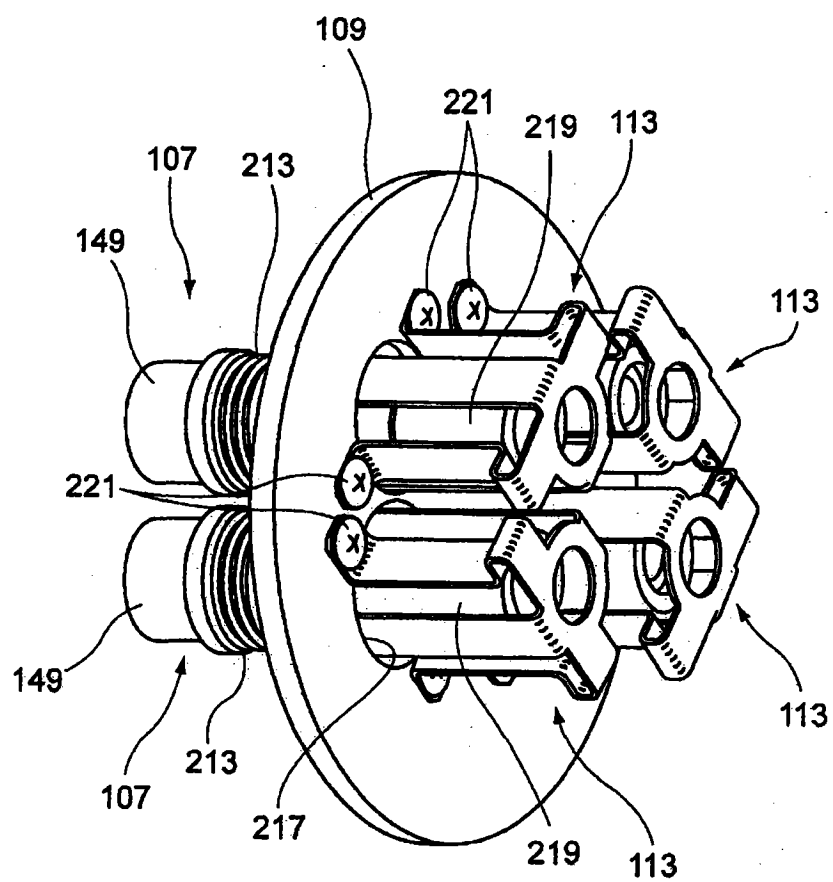


图 7B

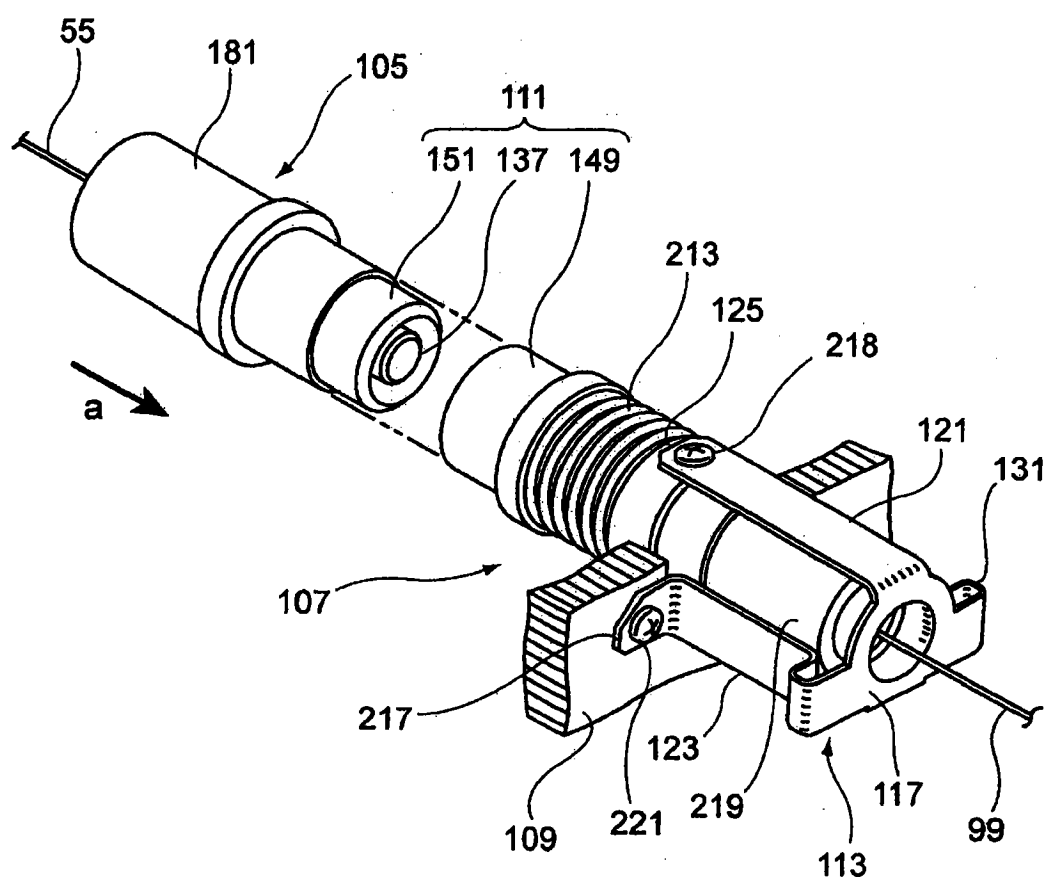


图 9

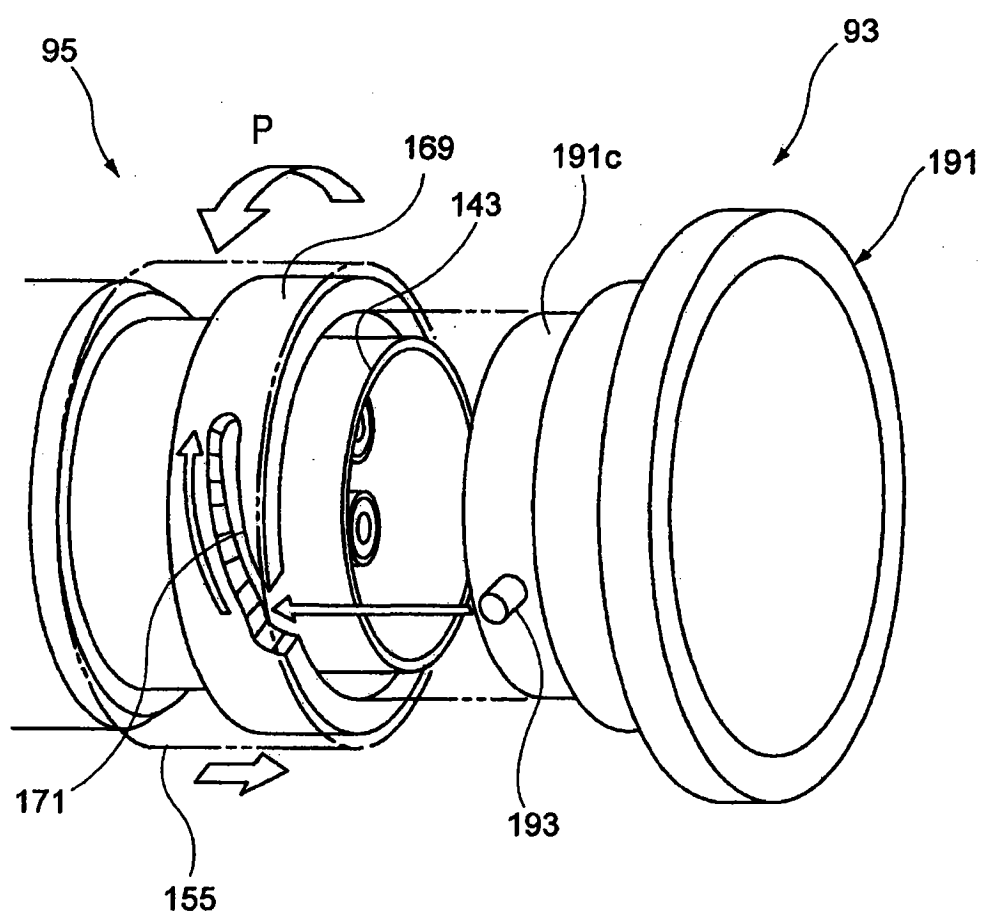


图 10

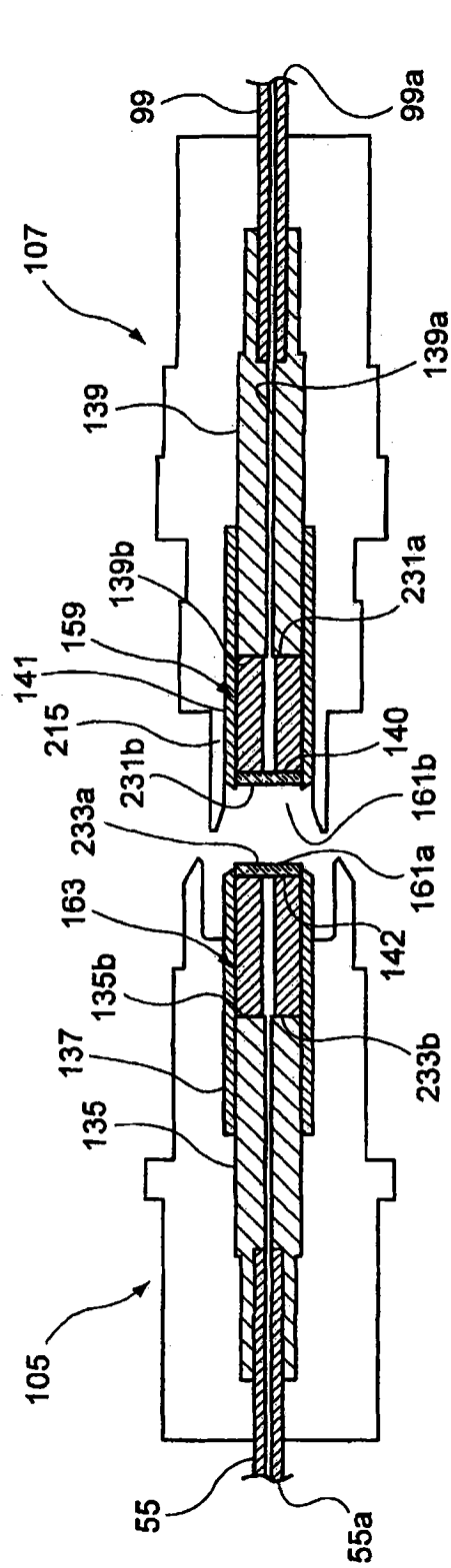


图 11A

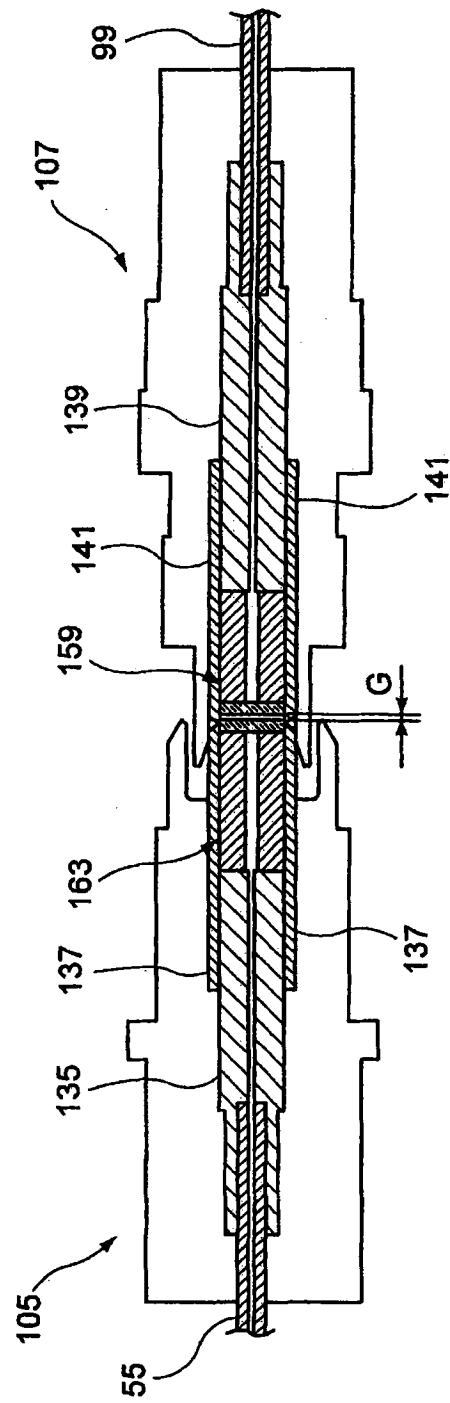


图 11B

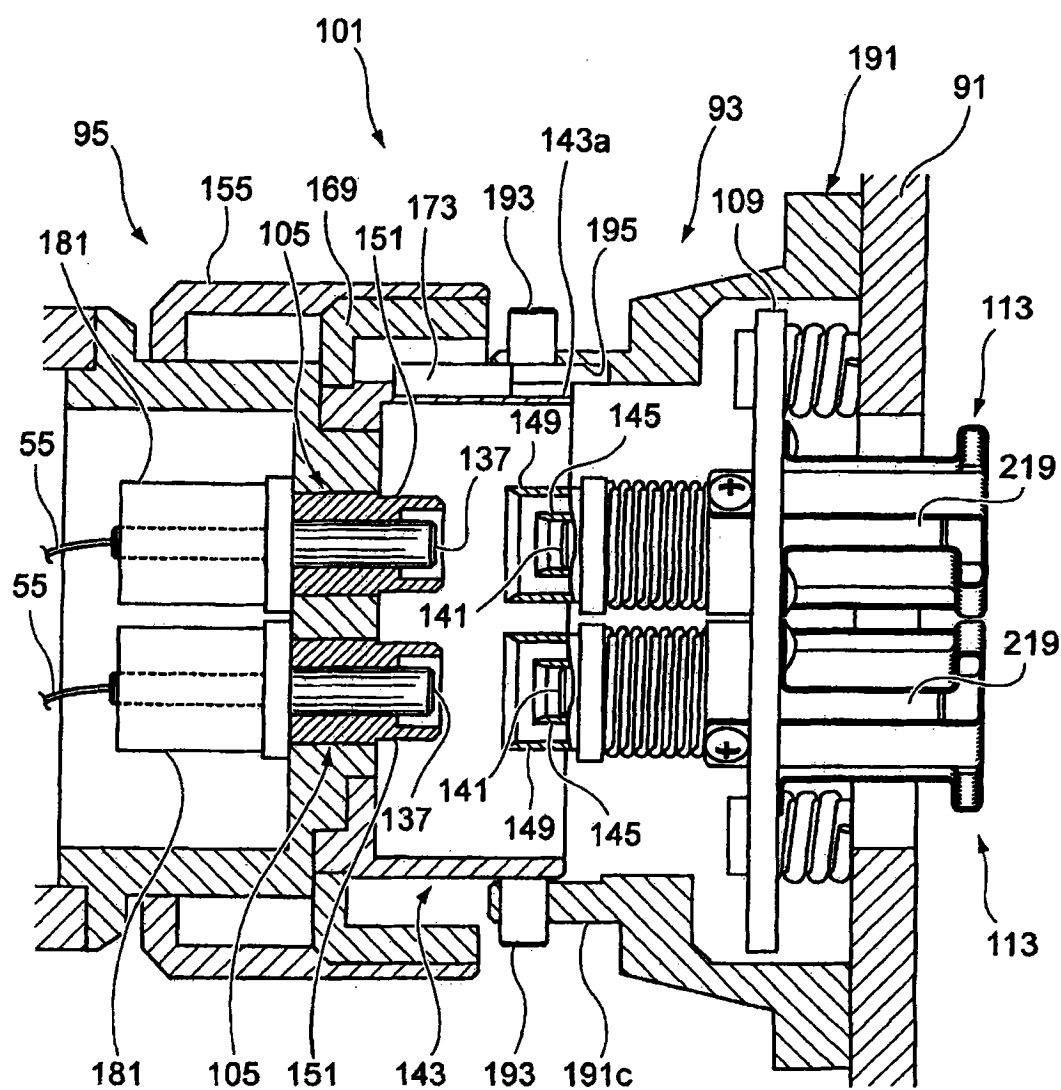


图 12

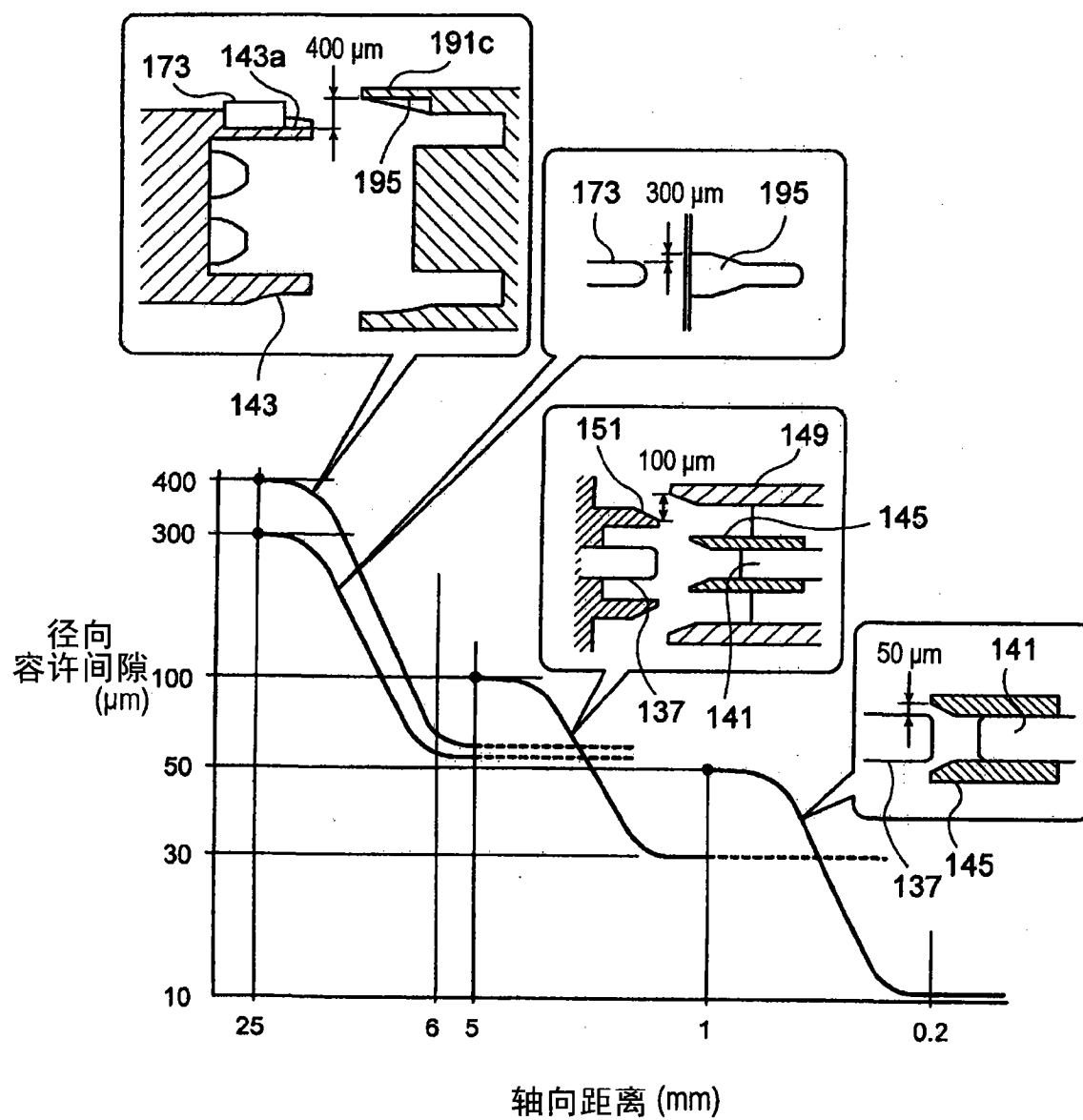


图 13

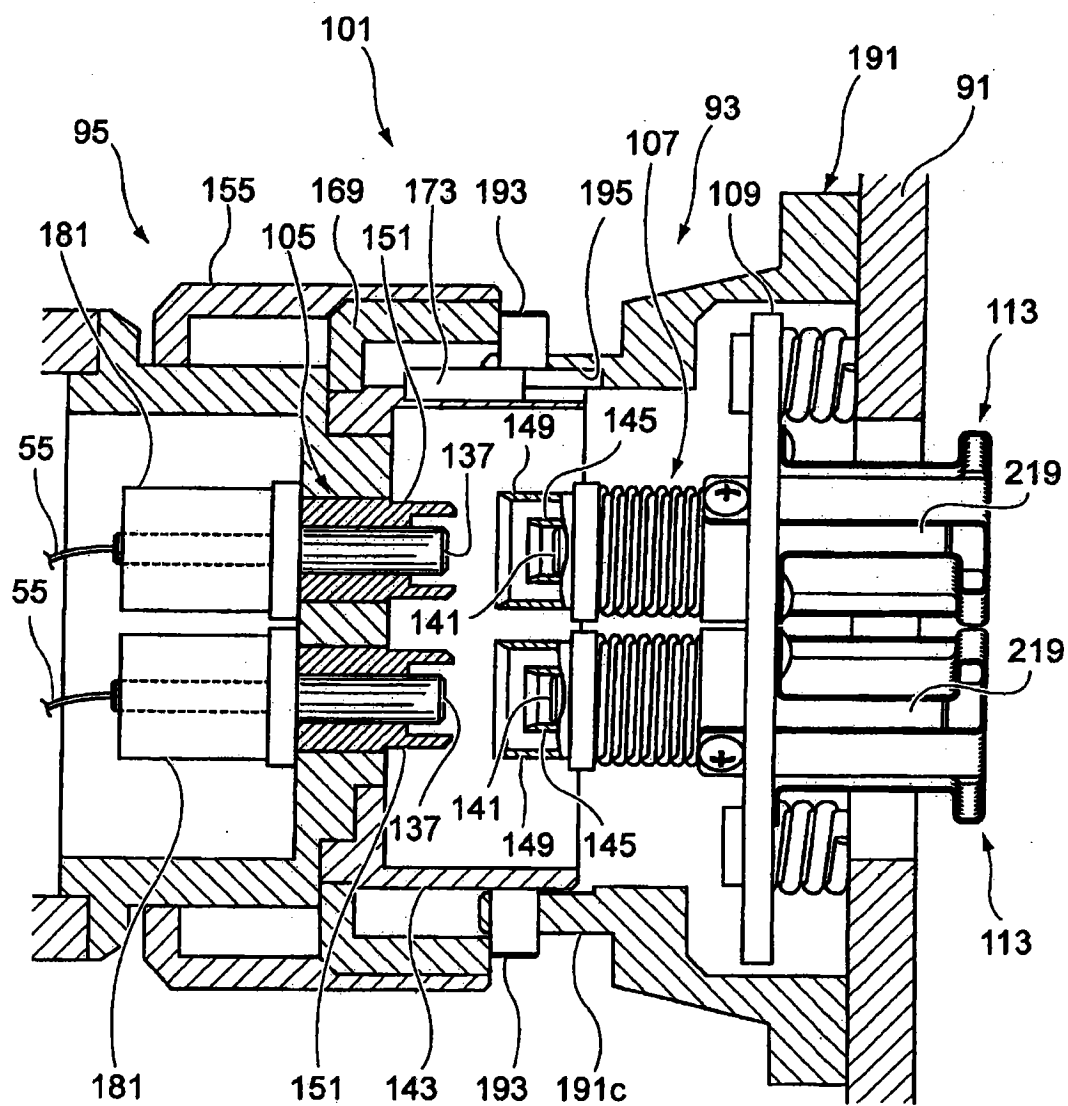


图 14

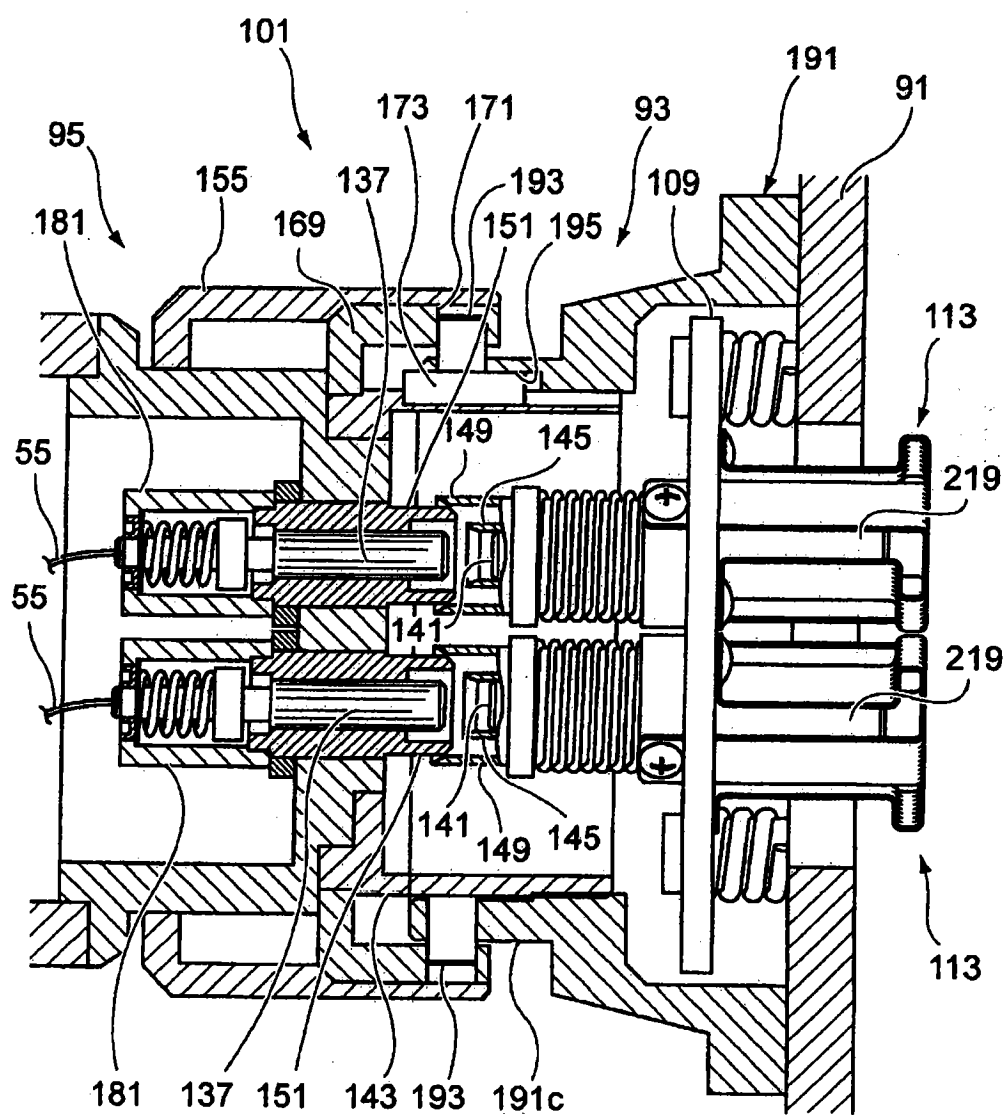


图 15

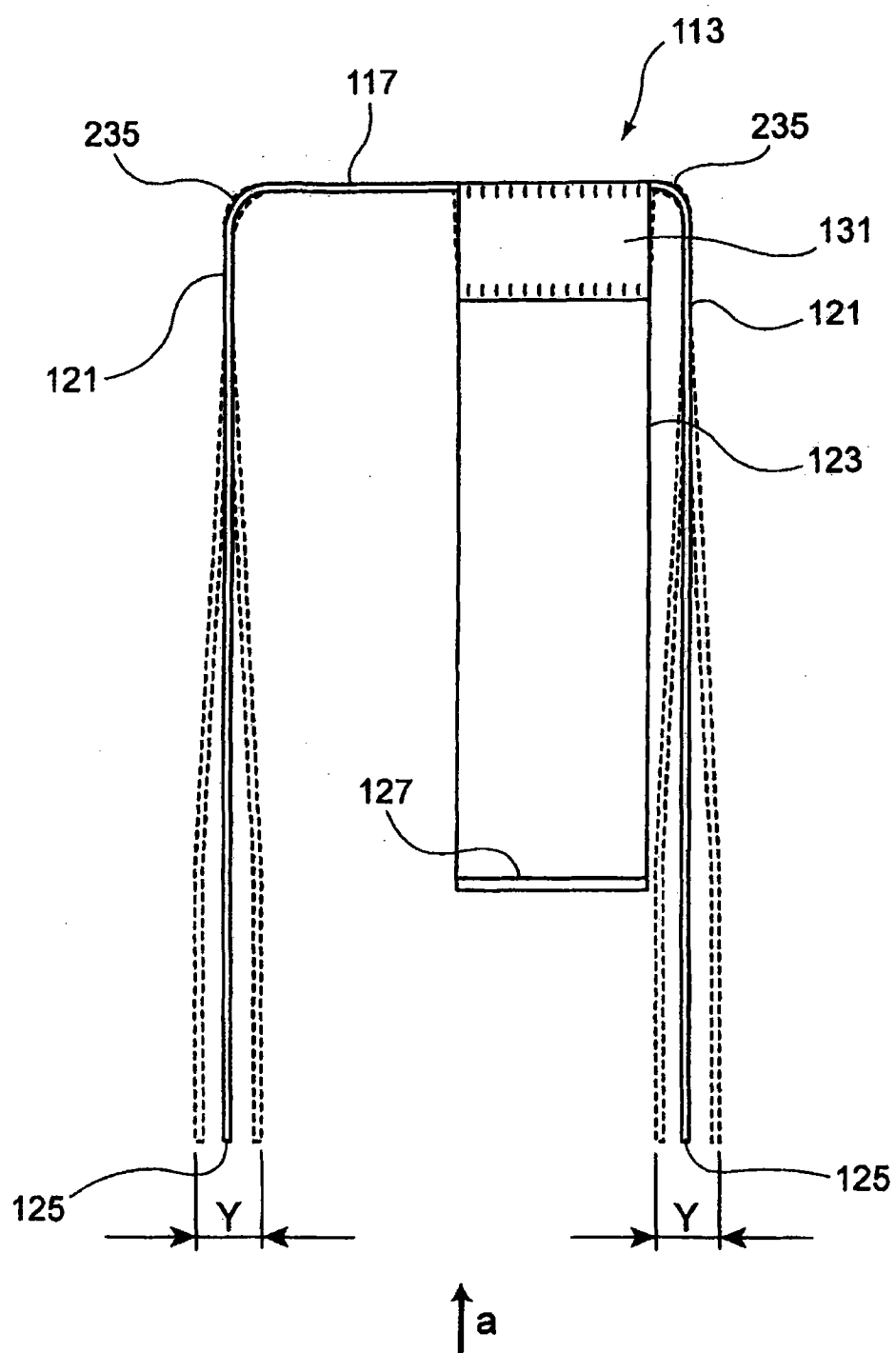


图 17

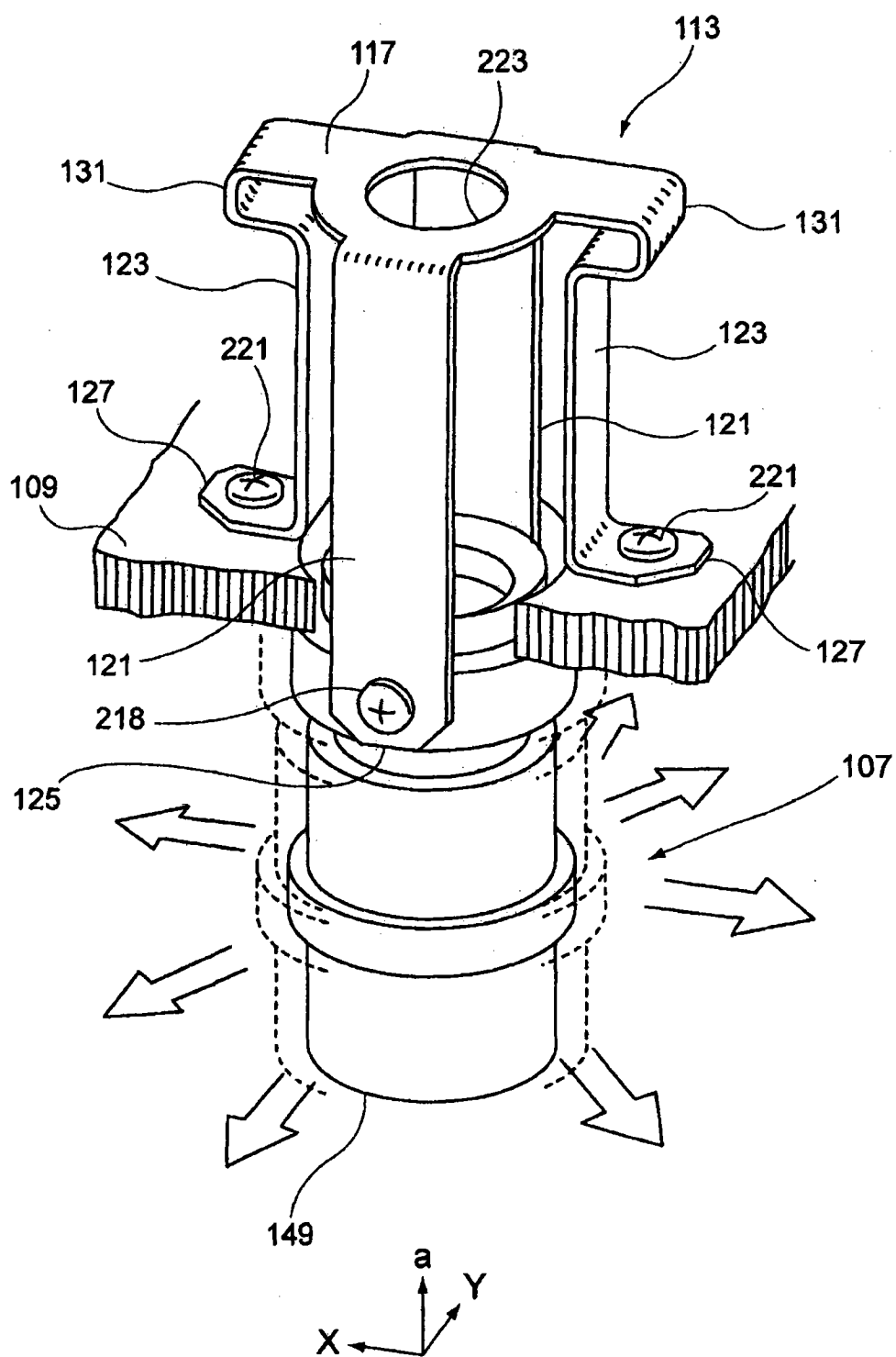


图 18

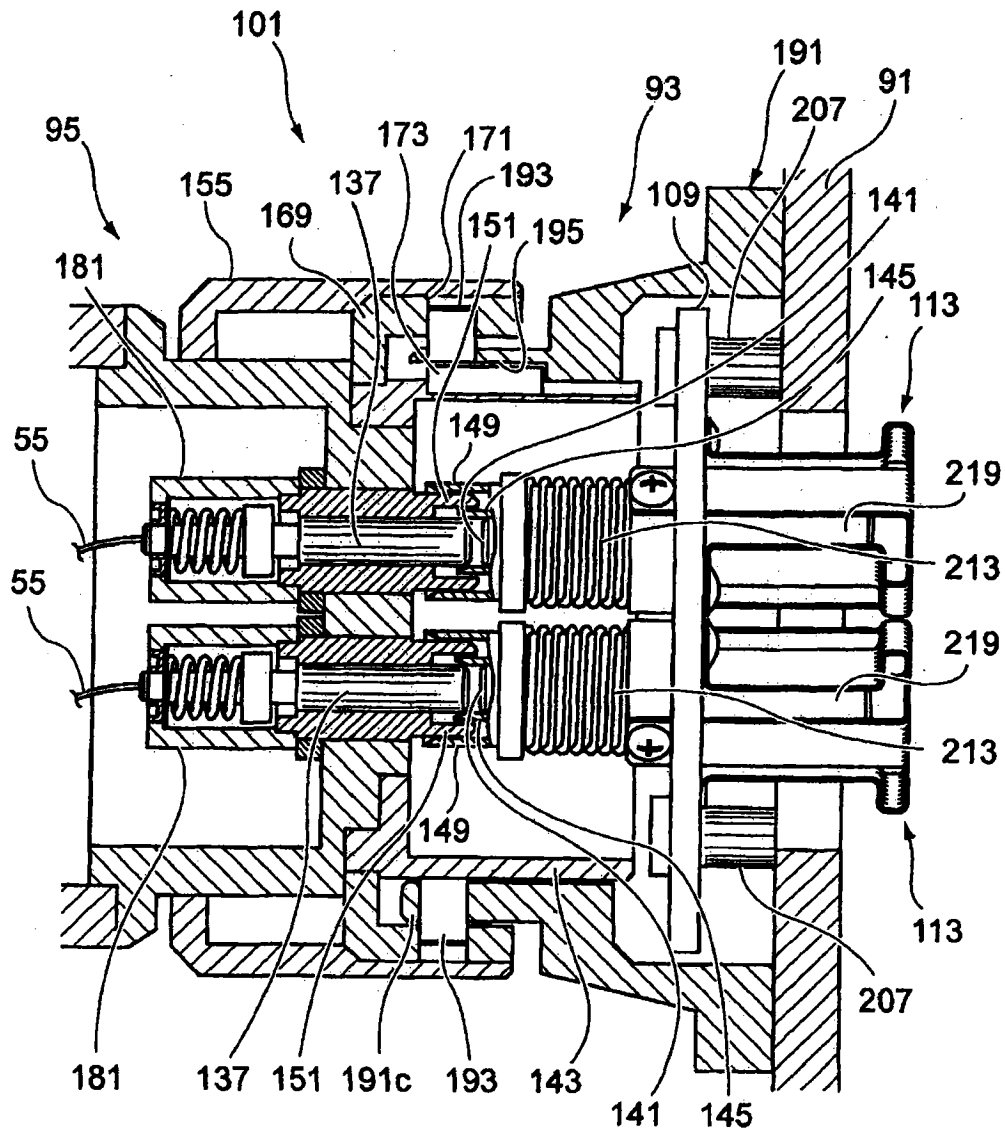


图 19

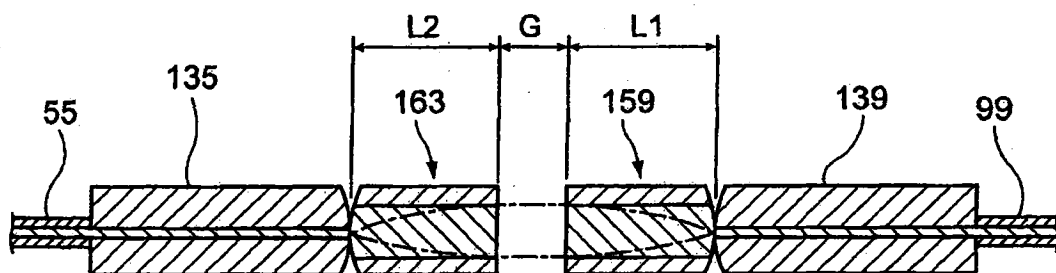


图 20

光轴方向上的容许偏差

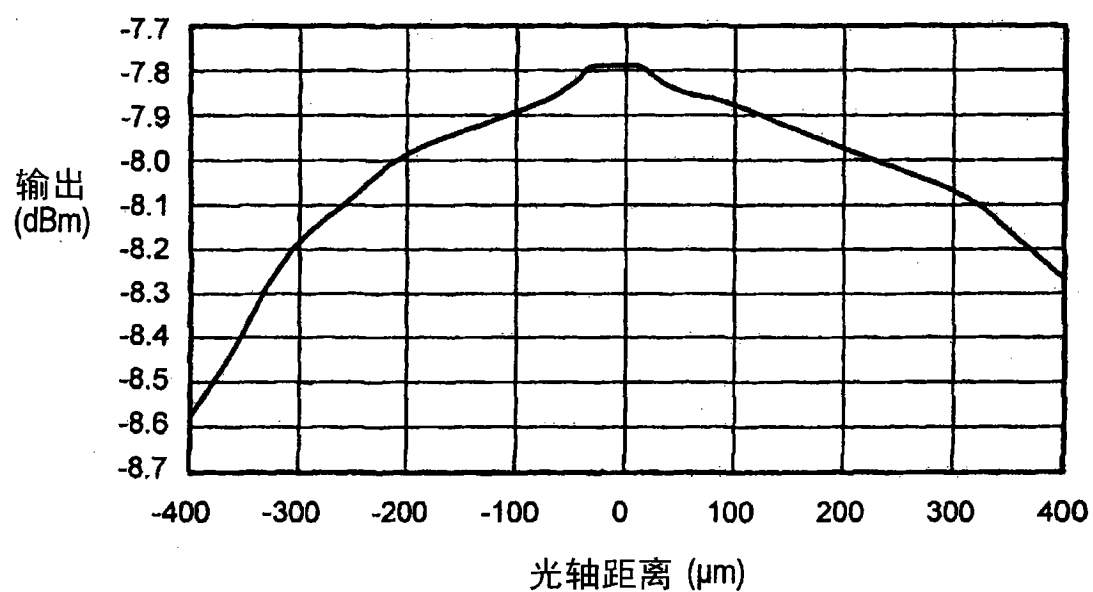


图 21

垂直于光轴的方向上的容许偏差

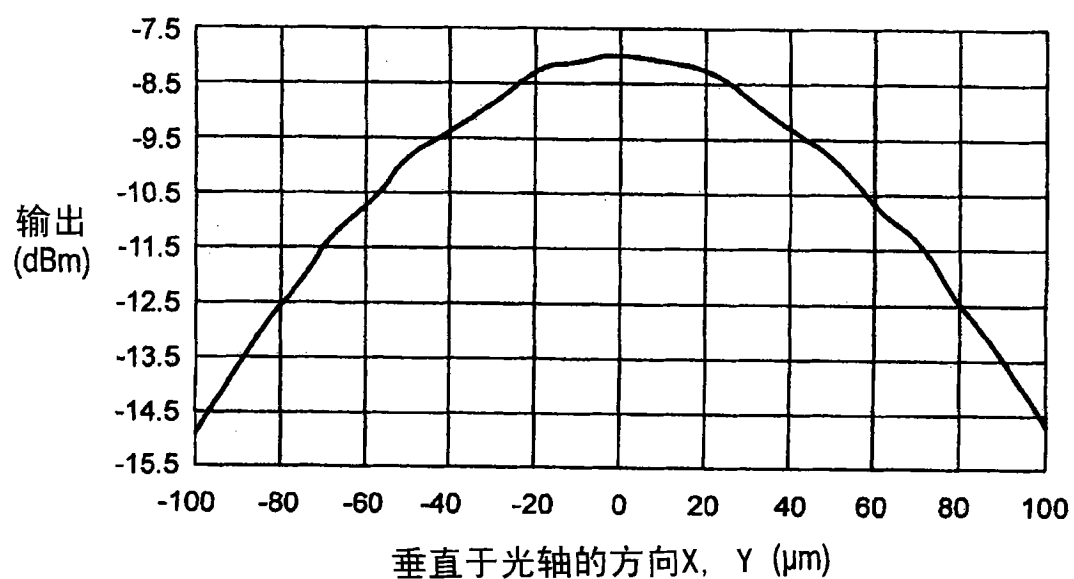


图 22

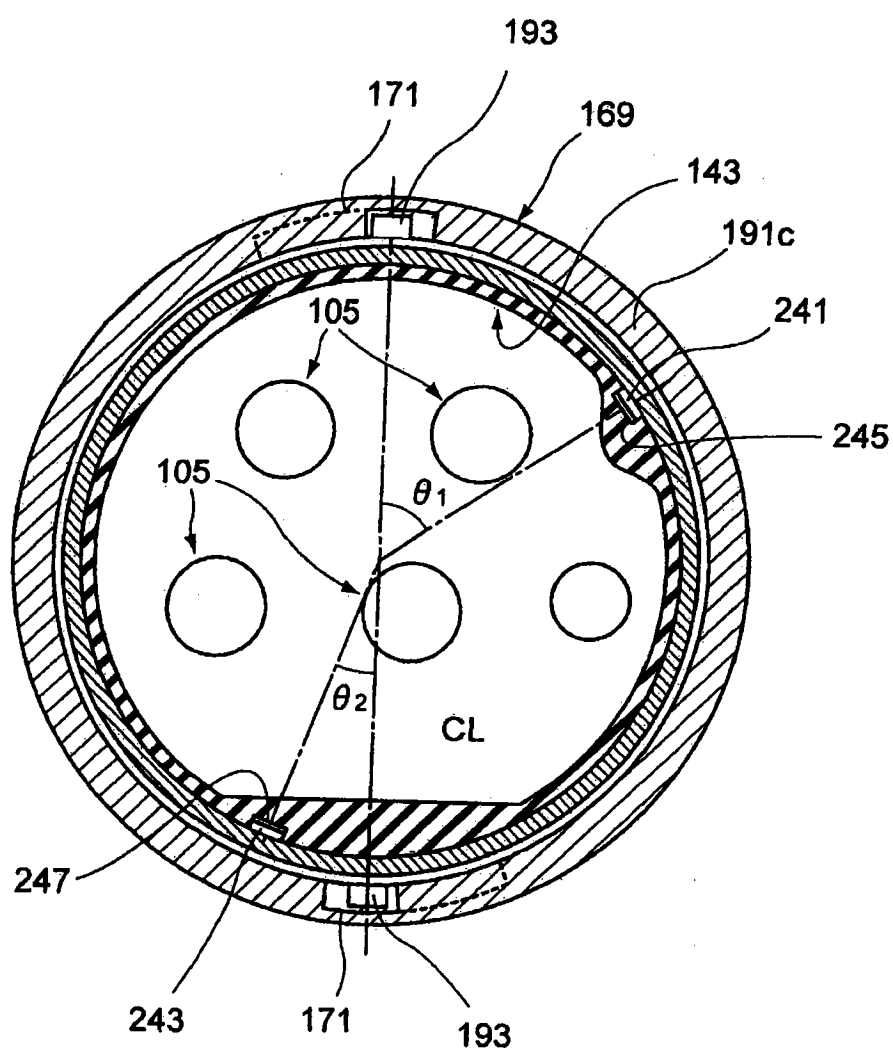


图 23

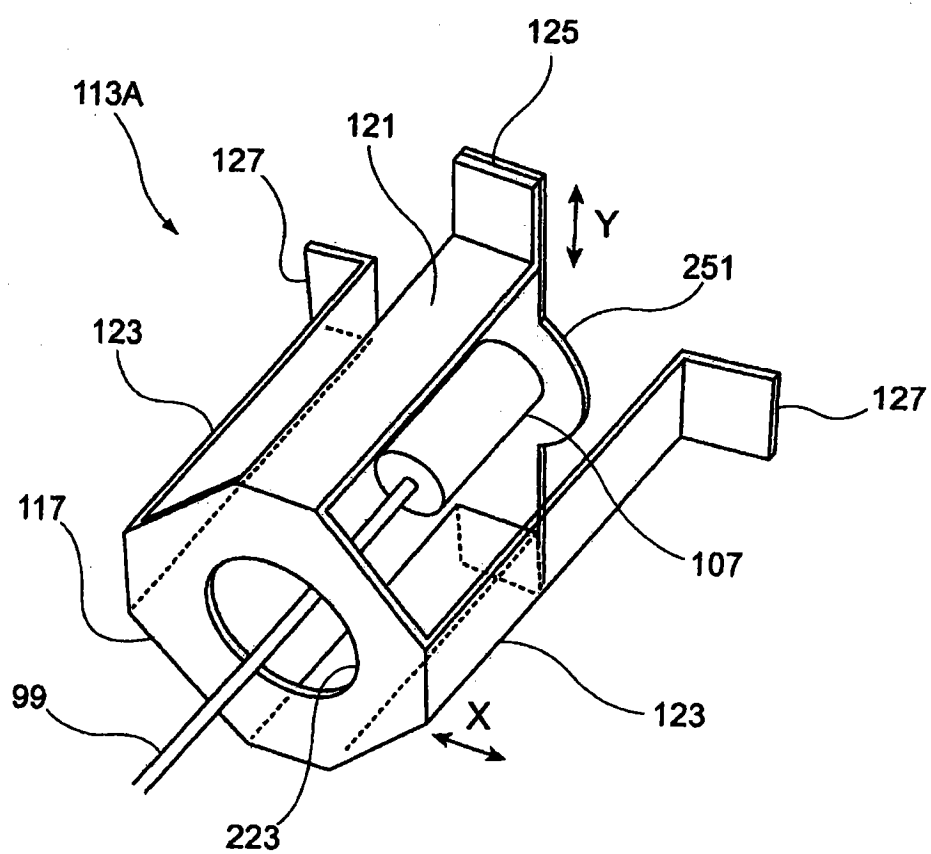


图 24

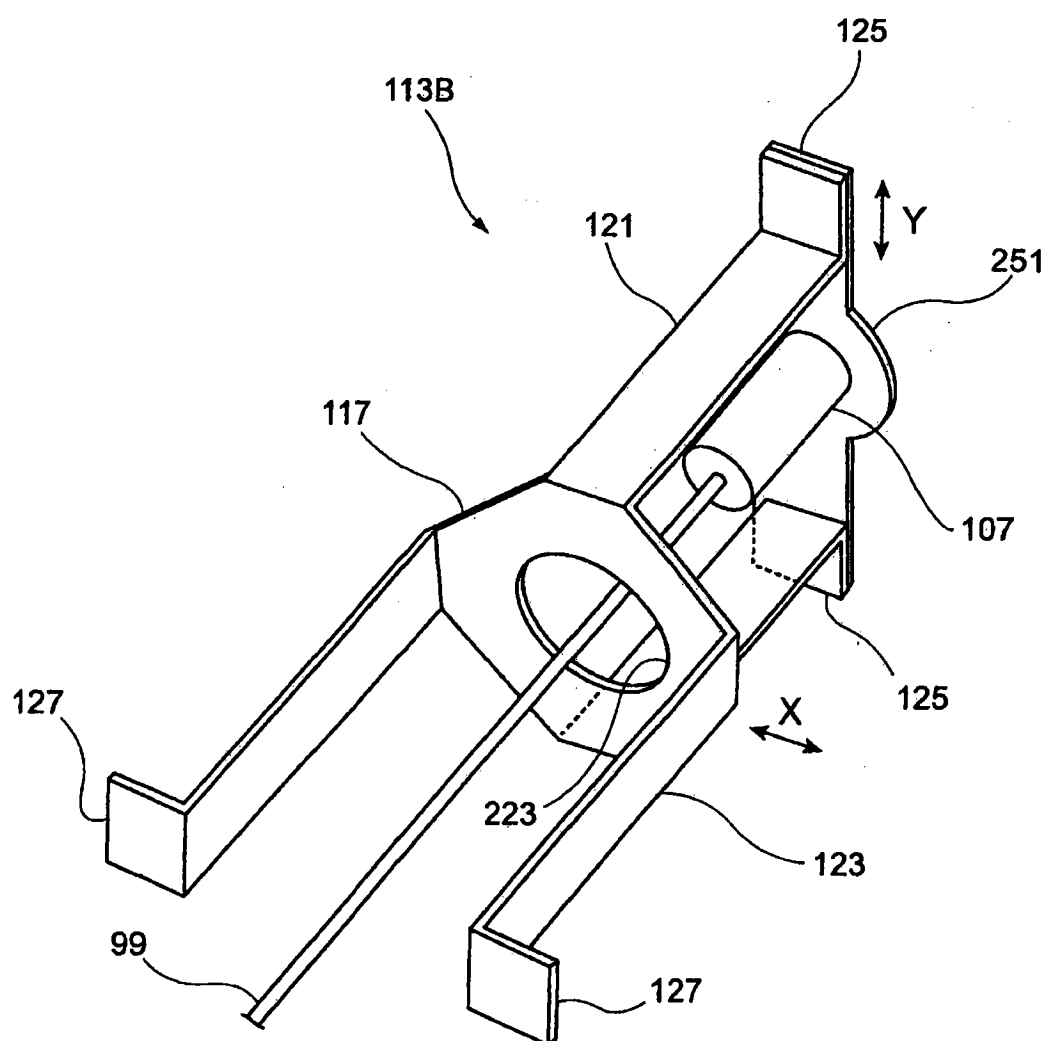


图 25

专利名称(译)	医疗设备和内窥镜设备		
公开(公告)号	CN102138774A	公开(公告)日	2011-08-03
申请号	CN201010623053.0	申请日	2010-12-31
[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	加贺屋宽人 水由明 饭田孝之		
发明人	加贺屋宽人 水由明 饭田孝之		
IPC分类号	A61B1/07		
CPC分类号	G02B6/3853 A61B1/00126 G02B6/3878 A61B1/00112 A61B1/00128 G02B6/4292 G02B6/3821 A61B1/00117		
代理人(译)	张成新		
优先权	2010017487 2010-01-28 JP		
其他公开文献	CN102138774B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种医疗设备和内窥镜设备，所述医疗设备包括光学连接器，所述光学连接器可拆卸地将插塞连接到设置在设备主体中的插孔，从而光学地连接固定到插塞的插塞侧光纤和固定到插孔的插孔侧光纤。插塞和插孔具有多个接合对，每一个接合对都具有在插塞的插入方向上突出的突起部和适于与突起部接合的接合部。接合对在突起部和接合部开始接合的接合开始位置沿插入方向不同。与任何一个接合对中的突起部与接合部之间的接合间隙相比，每个接合对在突起部与接合部之间具有较窄的接合间隙，所述任何一个接合对中的突起部和接合部在插入插塞时比每个接合对中的突起部和接合部在插入插塞时开始接合得更早。

