

(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102256530 A

(43) 申请公布日 2011.11.23

(21) 申请号 200980150782.4

代理人 吴敬莲

(22) 申请日 2009.12.09

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61B 1/00 (2006.01)

2008-322842 2008.12.18 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2011.06.17

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2009/070584 2009.12.09

(87) PCT申请的公布数据

W02010/071057 JA 2010.06.24

(71) 申请人 富士胶片株式会社

地址 日本国东京都

(72) 发明人 寺村友一

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任

公司 11021

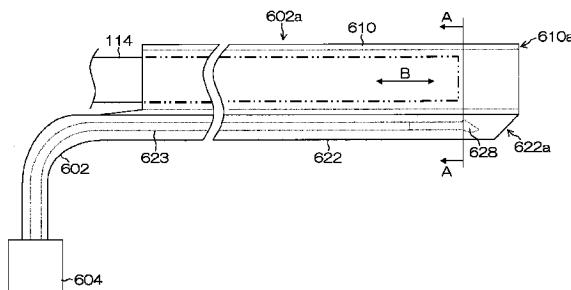
权利要求书 3 页 说明书 13 页 附图 23 页

(54) 发明名称

光学探头和光学观察装置

(57) 摘要

本发明的一个方面提供一种光学探头(600)，该光学探头包括：具有闭合远端的管状护套(622)；设置在护套内并沿着护套的纵向轴线设置的光导装置(623)；和聚光装置(628)，该聚光装置设置在光导装置的发射端侧，且偏转从发射端发射的光的光路，从而使光会聚在测量对象上。光学探头(600)在大致垂直于从聚光装置(628)发射的会聚光的光轴方向的平面上扫描所述会聚光，并经由聚光装置将来自测量对象(S)的光引导到光导装置(623)。光学探头(600)还包括圆筒形管状构件(610)，该圆筒形管状构件具有外圆周壁，该外圆周壁沿纵向轴线方向一体结合到护套(622)的外壁。



1. 一种光学探头,包括:

管状护套,所述管状护套具有闭合的远端;

光导装置,所述光导装置设置在所述护套内,并沿着所述护套的纵向轴线设置;和

聚光装置,所述聚光装置设置在所述光导装置的发射端侧,并且偏转从所述发射端发射的光的光路,从而使所述光会聚在测量对象上,

其中所述光学探头在大致垂直于从所述聚光装置发射的会聚光的光轴方向的平面上扫描所述会聚光,并经由所述聚光装置将来自所述测量对象的光引导到所述光导装置;

所述光学探头进一步包括具有外圆周壁的圆筒形管状构件,所述外圆周壁沿所述纵向轴线的方向一体地结合到所述护套的外壁。

2. 根据权利要求1所述的光学探头,其中,所述管状构件是具有两个打开端部的外圆筒,并且至少一个内窥镜插入部分能够插入到所述外圆筒中。

3. 根据权利要求1或2所述的光学探头,其中,所述护套的垂直于所述护套的纵向轴线的横截面的内表面形状为大致梯形形状。

4. 根据权利要求1或2所述的光学探头,其中,所述护套的垂直于所述护套的纵向轴线的横截面的内表面形状为大致半圆形形状。

5. 根据权利要求1到4中任一项所述的光学探头,其中,至少所述聚光装置被构造成能够在所述护套中在垂直于所述护套的纵向轴线的平面内移动。

6. 根据权利要求1到5中任一项所述的光学探头,其中,所述护套至少在面对结合到所述管状构件的外壁的侧表面的远端位置处具有半透明光学开口,所述半透明光学开口传送从所述聚光装置发射的光和来自所述测量对象的光。

7. 根据权利要求6所述的光学探头,进一步包括:

可膨胀和可收缩的充气囊装置,所述充气囊装置设置在外圆周位置处,所述外圆周位置面对结合到所述管状构件的护套的外圆周侧;和

充气囊控制装置,所述充气囊控制装置控制所述充气囊装置的膨胀和收缩。

8. 根据权利要求6所述的光学探头,其中,所述护套包括间隙调节装置,所述间隙调节装置设置在所述远端位置的附近,并调节所述光学开口的外表面与所述测量对象的表面之间的间隙,使得所述间隙具有预定距离。

9. 根据权利要求8所述的光学探头,其中,所述间隙调节装置是设置在邻近所述光学开口的侧表面位置处的突起部。

10. 根据权利要求9所述的光学探头,其中,所述突起部沿所述护套的纵向轴线设置在所述光学开口的前部和后部。

11. 根据权利要求7所述的光学探头,包括间隙调节装置,所述间隙调节装置设置在所述远端位置的附近,并调节所述光学开口的外表面与所述测量对象的表面之间的间隙,使得所述间隙具有预定距离。

12. 根据权利要求11所述的光学探头,其中,所述间隙调节装置是设置在邻近所述光学开口的侧表面位置处的突起部。

13. 根据权利要求12所述的光学探头,其中,所述突起部沿所述护套的纵向轴线设置在所述光学开口的前部和后部。

14. 根据权利要求12或13所述的光学探头,其中,所述突起部是能够膨胀和收缩的充

气囊构件。

15. 根据权利要求 14 所述的光学探头, 其中, 所述充气囊构件与所述充气囊装置一体地形成。

16. 根据权利要求 14 或 15 所述的光学探头, 其中, 所述充气囊控制装置进一步控制所述充气囊构件的膨胀和收缩。

17. 根据权利要求 8 或 11 所述的光学探头, 其中 :

所述间隙调节装置是凹陷, 所述凹陷形成在所述护套的远端侧表面上的位置处; 和所述光学开口设置在所述凹陷内。

18. 根据权利要求 1 至 17 中任一项所述的光学探头, 其中, 所述护套的闭合远端被形成锥形形状。

19. 一种光学观察装置, 包括 :

光学层析成像设备, 所述光学层析成像设备供应发射到体腔内的测量对象的测量光, 并且基于来自所述测量对象的光生成所述测量对象的层析图像; 和

光学探头, 所述光学探头将所述测量光引导到所述测量对象, 并且将来自所述测量对象的光引导到所述光学层析成像设备,

所述光学探头包括 :

管状护套, 所述管状护套具有闭合的远端;

光导装置, 所述光导装置设置在所述护套内, 并沿着所述护套的纵向轴线设置;

聚光装置, 所述聚光装置设置在所述光导装置的发射端侧, 并且偏转从所述发射端发射的光的光路, 从而使所述光会聚在测量对象上; 和

圆筒形管状构件, 至少具有柔性的细长内窥镜插入部分能够通过所述圆筒形管状构件插入, 并且所述圆筒形管状构件具有外圆周壁, 所述外圆周壁沿所述纵向轴线的方向一体地结合到所述护套的外壁,

其中所述光学探头在大致垂直于从所述聚光装置发射的会聚光的光轴方向的平面上扫描所述会聚光, 并经由所述聚光装置将来自所述测量对象的光引导到所述光导装置。

20. 根据权利要求 19 所述的光学观察装置, 进一步包括 :

可膨胀和可收缩的充气囊装置, 所述充气囊装置设置在外圆周位置处, 所述外圆周位置面对结合到所述管状构件的护套的外圆周壁; 和

充气囊控制装置, 所述充气囊控制装置控制所述充气囊装置的膨胀和收缩。

21. 根据权利要求 19 或 20 所述的光学观察装置, 进一步包括 :

半透明光学开口, 所述半透明光学开口至少设置在面对结合到所述护套的管状构件的外壁的侧表面的远端位置处, 并且透射从所述聚光装置发射的光和来自所述测量对象的光; 和

间隙调节装置, 所述间隙调节装置设置在所述远端位置的附近, 并调节所述光学开口的外表面与所述测量对象的表面之间的间隙, 使得所述间隙具有预定距离。

22. 一种光学观察装置, 包括 :

光学层析成像设备, 所述光学层析成像设备供应发射到体腔内的测量对象的测量光, 并基于来自所述测量对象的光生成所述测量对象的层析图像;

光学探头, 所述光学探头将所述测量光引导到所述测量对象, 并将来自所述测量对象

的光引导到所述光学层析成像设备；

光源装置，所述光源装置供应发射到所述测量对象的照明光；

内窥镜，所述内窥镜包括细长插入部分，所述细长插入部分具有柔性，并且采集测量对象的图像，所述照明光被发射到所述测量对象；和

内窥镜处理器，所述内窥镜处理器关于来自所述内窥镜的图像拾取信号执行信号处理，并生成所述测量对象的内窥镜图像；

所述光学探头包括：

管状护套，所述管状护套具有闭合的远端；

光导装置，所述光导装置设置在所述护套内，并沿着所述护套的纵向轴线设置；和

聚光装置，所述聚光装置设置在所述光导装置的发射端侧，并且偏转从所述发射端发射的光的光路，从而使所述光会聚在测量对象上；和

圆筒形管状构件，至少内窥镜的所述插入部分能够通过所述圆筒形管状构件插入，并且所述圆筒形管状构件具有外圆周壁，所述外圆周壁沿所述纵向轴线的方向一体地结合到所述护套的外壁，

其中所述光学探头在大致垂直于从所述聚光装置发射的会聚光的光轴方向的平面上扫描所述会聚光，并经由所述聚光装置将来自所述测量对象的光引导到所述光导装置。

23. 根据权利要求 22 所述的光学观察装置，进一步包括：

可膨胀和可收缩的充气囊装置，所述充气囊装置设置在外圆周位置处，所述外圆周位置面对结合到所述管状构件的护套的外圆周壁；和

充气囊控制部分，所述充气囊控制部分控制所述充气囊装置的膨胀和收缩。

24. 根据权利要求 22 或 23 所述的光学观察装置，进一步包括：

半透明光学开口，所述半透明光学开口至少设置在面对结合到所述护套的管状构件的外壁的侧表面的远端位置处，并且透射从所述聚光装置发射的光和来自所述测量对象的光；和

间隙调节装置，所述间隙调节装置设置在所述远端位置的附近，并调节所述光学开口的外表面与所述测量对象的表面之间的间隙，使得所述间隙具有预定距离。

## 光学探头和光学观察装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及光学探头和光学观察装置，并且更具体地，涉及光学探头和光学观察装置，其特征在于该光学探头的护套结构。

### 背景技术

[0002] 传统地，作为用于观察活体的体腔内部的内窥镜设备，在活体的体腔内部发射照明光的电子内窥镜设备利用反射光采集图像并将该图像显示在监测器或类似的设备上，该电子内窥镜设备被广泛应用并在不同领域中被使用。大多数内窥镜设备配有镊子开口，并且可以借助于通过该镊子开口引入到体腔内的探头执行体腔内的组织的活组织检查或处理。

[0003] 同时，在最近几年中已经进行了作为光学观察装置的层析图像获取设备的开发，该光学观察装置在不需要切割诸如活组织的测量对象的情况下获得活体或类似物的层析图像。例如，已知一种层析成像设备，该层析成像设备利用光学相干层析成像 (OCT) 测量方法，该方法使用由低相干光所引起的干涉 (PTL1)。

[0004] OCT 测量是一种使用当测量光和反射光的光程长度与基准光的光程长度匹配时可检测干涉光的事实的测量方法。即，根据该方法，从光源发射的低相干光被分成测量光和基准光，该测量光被发射至测量对象，来自该测量对象的反射光被引导至多路传输装置。当基准光的光程长度被改变以便改变测量对象中的测量深度之后，基准光被引导至该多路传输装置。反射光和基准光通过多路传输装置被多路传输，并且由于多路传输所产生的干涉光通过外差检测装置或类似装置被测量。

[0005] 在上述 OCT 设备中，通过改变基准光的光程长度，藉此改变测量对象内的测量位置（测量深度），从而获得层析图像。这种技术通常被称为“TD-OCT（时域 OCT）测量”。

[0006] 另一方面，利用 SD-OCT（谱域 OCT）测量或 SS-OCT（扫频光源 OCT）测量的光学层析成像的成像设备已被建议作为用于在不需要改变基准光的光程长度的情况下高速获得层析成像的图像的设备。

[0007] 相对于以上描述的层析图像，预定扫描区域的二维或三维光学层析图像可以通过在每次稍微改变照射位置时重复测量而获得。

[0008] 这种 OCT 设备（光学层析成像设备）允许测量位置的详细观察（大约  $10 \mu\text{m}$  的分辨率）。例如，通过将 OCT 探头（光学探头）插入到内窥镜设备的镊子开口中以及引导信号光和该信号光和反射光以获得体腔内部的光学层析图像而允许早期癌症的侵入深度诊断。

[0009] 已经揭露的用于扫描 OCT 探头使用的光的方法包括旋转纤维的径向扫描法、旋转设置在探头远端的偏转元件的径向扫描法 (PTL2)、利用电磁感应装置或类似物使纤维左右摆动的线性扫描法 (PTL3)、以及其中较小的反射镜设置在 OCT 探头内部的线性扫描法 (PTL4)。还揭露了一种二维扫描方法，该二维扫描方法在旋转的同时在旋转方向和与旋转方向垂直的方向上进行扫描。

[0010] 根据传统的 OCT 设备，因为 OCT 探头具有柔性并具有近似圆柱形的形状，其难以稳

定地保持诸如在 OCT 探头接触活组织的位置或在观察需要的一段时间以后 OCT 探头以一定距离与活组织间隔开的位置处的观察位置。

[0011] 另一方面,还揭露了装备有充气囊和用于内窥镜的上管的内窥镜 (PTL5)。这是一种便于将内窥镜固定在消化道内部的结构。然而,根据该结构,具有一定缺点:当使 OCT 探头从这种装备有充气囊的内窥镜的镊子开口突出时,OCT 探头和壁面之间的距离太大。

[0012] 还揭露了设置有充气囊的 OCT 探头 (PTL6)。虽然 OCT 探头单元的可操作性良好,但是 OCT 探头不能与标准内窥镜很好地组合,并且难以通过内窥镜的镊子通道抵靠被感染区接触 OCT 探头。

[0013] 图 26 是示出其中利用从内窥镜的镊子通道的远端开口引导出的 OCT 探头获得层析图像的方式的视图的示例。如图 26 所示,根据 OCT 测量法,3 的插入部分 4 接近测量对象 S 的期望位置以获得层析图像,其中所述 OCT 探头从内窥镜 1 的镊子通道的远端开口 2 突出。

[0014] 在这种情况下,例如,因为 OCT 探头 3 的护套是柔性的,所以从远端开口 2 突出的细长的 OCT 探头 3 刚性不足。因此,因为 OCT 探头突出部分以其中远端开口 2 用作支点的方式容易弯曲,并且此外,由于体腔内部的组织的折叠结构或颤动移动或类似物,因此难以在保持其中 OCT 探头 3 的护套 5 的外表面抵靠测量对象 S 的表面接触的状态的同时,或者相对于上述状态,将 OCT 探头 3 的护套 5 的外表面保持在 OCT 探头 3 进一步与测量对象 S 的表面间隔开的位置处的同时进行观察。

[0015] 因此,已经提出了允许在其中光学探头与活组织间隔开固定距离的状态下进行观察的技术 (PTL7)。

[0016] 引用列表

[0017] 专利文献

[0018] PTL1 :已公开的日本专利申请第 6-1657846 号;

[0019] PTL2 :国际专利申请的国家公开第 2000-503237 号;

[0020] PTL3 :美国专利第 6950692 号;

[0021] PTL4 :已公开日本专利申请第 2004-229963 号;

[0022] PTL5 :已公开日本专利申请第 2005-168990 号;

[0023] PTL6 :已公开日本专利申请第 2007-75403 号;

[0024] PTL7 :已公开日本专利申请第 2002-263055 号。

## 发明内容

[0025] 技术问题

[0026] 然而,根据上述 PTL4,虽然在内窥镜的远端设置盖,以便在距离活组织(测量对象 S)的固定距离处定位光学探头,由于这种结构,不仅通过镊子通道的内窥镜的远端端面上的开口位置调节光学探头和活组织(测量对象 S)之间的距离,而且还能抵靠该活组织(测量对象 S)接触光学探头,其中光学探头通过所述镊子通道被插入。此外,根据 PTL4 中所述的技术,还存在在观察(测量)的过程中盖会从内窥镜的远端掉落的风险。

[0027] 技术方案

[0028] 本发明已经考虑到了上述的情况,并且本发明的目的是提供一种光学探头和一种

光学观察装置,其可以稳定地保持理想的观察位置,将测量光会聚在测量对象上,并获得关于测量对象的结构信息。

[0029] 为实现以上目标,根据本发明第一方面的光学探头包括:管状护套,所述管状护套具有闭合的远端;光导装置,所述光导装置设置在护套内,并沿着护套的纵向轴线设置;和聚光装置,所述聚光装置设置在光导装置的发射端侧,并且偏转从发射端发射的光的光路,从而使所述光会聚在测量对象上,其中光学探头在大致垂直于从聚光装置发射的会聚光的光轴方向的平面上扫描所述会聚光,并经由聚光装置将来自测量对象的光引导到光导装置,光学探头进一步包括具有外圆周壁的圆筒形管状构件,所述外圆周壁沿所述纵向轴线的方向一体地结合到护套的外壁。

[0030] 根据第一方面的光学探头,通过具有沿纵向轴线的方向一体地结合到护套的外壁的外圆周壁的圆筒形管状构件,可以稳定地保持适当的观察位置并将测量光会聚到测量对象上以获得关于测量对象的结构信息。

[0031] 根据本发明的第二方面的光学探头基于第一方面的光学探头,其中管状构件是具有两个打开端部的外圆筒,并且至少一个内窥镜插入部分可以插入到外圆筒中。

[0032] 根据本发明第三方面的光学探头基于第一或第二方面的光学探头,其中护套的垂直于护套的纵向轴线的横截面的内表面形状为大致梯形形状。根据本发明第四方面的光学探头基于第一或第二方面的光学探头,其中护套的垂直于护套的纵向轴线的横截面的内表面形状为大致半圆形形状。

[0033] 根据本发明第五方面的光学探头基于第一至第四中的任一个光学探头,其中至少聚光装置被构造成可在护套中在垂直于护套的纵向轴线的平面内移动。

[0034] 根据本发明第六方面的光学探头基于第一至第五方面中的任一个光学探头,其中护套至少在面对结合到管状构件的外壁的侧表面的远端位置处具有半透明光学开口,所述半透明光学开口透射从聚光装置发射的光和来自测量对象的光。

[0035] 根据本发明第七方面的光学探头基于第六方面的光学探头,进一步包括充气囊装置和充气囊控制装置,该充气囊装置可膨胀和可收缩,该充气囊装置设置在外圆周位置处,所述外圆周位置面对结合到管状构件的护套的外圆周侧,该充气囊控制装置控制充气囊装置的膨胀和收缩。

[0036] 根据本发明第八方面的光学探头基于第六方面的光学探头,其中护套包括间隙调节装置,所述间隙调节装置设置在远端位置的附近,并调节光学开口的外表面与测量对象的表面之间的间隙,使得该间隙具有预定距离。

[0037] 根据本发明第九方面的光学探头基于第八方面的光学探头,其中间隙调节装置是设置在邻近光学开口的侧表面位置处的突起部。

[0038] 根据本发明第十方面的光学探头基于第九方面的光学探头,其中该突起部沿护套的纵向轴线设置在光学开口的前部和后部(在相对于开口的护套的远端侧和近端侧上)。

[0039] 根据本发明第十一方面的光学探头基于第六方面的光学探头,进一步包括间隙调节装置,所述间隙调节装置设置在远端位置的附近,并调节光学开口的外表面与测量对象的表面之间的间隙,使得所述间隙具有预定距离。

[0040] 根据本发明第十二方面的光学探头基于第十一方面的光学探头,其中间隙调节装置是设置在邻近光学开口的侧表面位置处的突起部。

[0041] 根据本发明第十三方面的光学探头基于第十二方面的光学探头，其中突起部沿着护套的纵向轴线设置在光学开口的前部和后部。

[0042] 根据本发明第十四方面的光学探头基于第十二或第十三方面的光学探头，其中突起部是可膨胀和可收缩的充气囊构件。

[0043] 根据本发明第十五方面的光学探头基于第十四方面的光学探头，其中充气囊构件与充气囊装置一体形成。

[0044] 根据本发明第十六方面的光学探头基于第十四或第十五方面的光学探头一致，其中充气囊控制装置进一步控制充气囊构件的膨胀和收缩。

[0045] 根据本发明第十七方面的光学探头基于第八或第十一方面的光学探头，其中间隙调节装置是凹陷，所述凹陷形成在护套的远端侧表面上的位置处，并且光学开口设置在所述凹陷内。

[0046] 根据本发明第十八方面的光学探头基于第一至第十七方面中的任一个光学探头，其中护套的闭合远端被形成为锥形形状。

[0047] 根据本发明第十九方面的光学观察装置包括：光学层析成像设备，所述光学层析成像设备供应发射到体腔内的测量对象的测量光，并且基于来自测量对象的光生成测量对象的层析图像；和光学探头，所述光学探头将测量光引导到测量对象，并且将来自测量对象的光引导到光学层析成像设备；所述光学探头包括：管状护套，所述管状护套具有闭合的远端；光导装置，所述光导装置设置在护套内，并沿着护套的纵向轴线设置；聚光装置，所述聚光装置设置在光导装置的发射端侧，并且偏转从发射端发射的光的光路，从而使光会聚在测量对象上；和圆筒形管状构件，至少具有柔性的细长内窥镜插入部分可以通过圆筒形管状构件插入，并且所述圆筒形管状构件具有外圆周壁，所述外圆周壁沿纵向轴线的方向一体地结合到护套的外壁，其中光学探头在大致垂直于从聚光装置发射的会聚光的光轴方向的平面上扫描所述会聚光，并经由聚光装置将来自测量对象的光引导到光导装置。

[0048] 根据第十九方面的光学观察装置，通过具有沿纵向轴线的方向一体地结合到护套的外壁的外圆周壁的圆筒形管状构件，可以稳定地保持适当的观察位置并将测量光会聚到测量对象上以获得关于测量对象的结构信息。

[0049] 根据本发明第二十方面光学观察装置基于第十九方面的光学观察装置，其可以被构造为进一步包括：可膨胀和可收缩的充气囊装置，所述充气囊装置设置在外圆周位置处，所述外圆周位置面对结合到管状构件的护套的外圆周壁；和充气囊控制装置，所述充气囊控制装置控制充气囊装置的膨胀和收缩。

[0050] 根据本发明第二十一方面的光学观察装置基于第十九或第二十方面的光学观察装置，进一步包括：半透明光学开口，所述半透明光学开口至少设置在面对结合到护套的管状构件的外壁的侧表面的远端位置处，并且透射从聚光装置发射的光和来自测量对象的光；和间隙调节装置，所述间隙调节装置设置在远端位置的附近，并调节光学开口的外表面与测量对象的表面之间的间隙，使得所述间隙具有预定距离。

[0051] 根据本发明第二十二方面的光学观察装置包括：光学层析成像设备，所述光学层析成像设备供应发射到体腔内的测量对象的测量光，并基于来自测量对象的光生成测量对象的层析图像；和光学探头，所述光学探头将测量光引导到测量对象，并将来自测量对象的光引导到光学层析成像设备；光源装置，所述光源装置供应发射到测量对象的照明光；内

窥镜，所述内窥镜包括细长插入部分，所述细长插入部分具有柔性，并且采集测量对象的图像，所述照明光被发射到测量对象；和内窥镜处理器，所述内窥镜处理器相对于来自内窥镜的图像拾取信号执行信号处理，并生成测量对象的内窥镜图像；所述光学探头包括：管状护套，所述管状护套具有闭合的远端；光导装置，所述光导装置设置在护套内，并沿着护套的纵向轴线设置；和聚光装置，所述聚光装置设置在光导装置的发射端侧，并且偏转从发射端发射的光的光路，从而使光会聚在测量对象上；和圆筒形管状构件，至少内窥镜的插入部分能够通过所述圆筒形构件插入，并且所述圆筒形管状构件具有外圆周壁，所述外圆周壁沿纵向轴线的方向一体地结合到护套的外壁，其中光学探头在大致垂直于从聚光装置发射的会聚光的光轴方向的平面上扫描所述会聚光，并经由聚光装置将来自测量对象的光引导到光导装置。

[0052] 根据第二十二方面的光学观察装置，通过具有沿纵向轴线方向一体地结合到护套的外壁的外圆周壁的圆筒形管状构件，可以稳定地保持适当的观察位置并将测量光会聚到测量对象上以获得关于测量对象的结构信息。

[0053] 根据本发明第二十三方面的光学观察装置基于第二十二方面的光学观察装置，其进一步包括：可膨胀和可收缩的充气囊装置，所述充气囊装置设置在外圆周位置处，所述外圆周位置面对结合到管状构件的护套的外圆周壁；和充气囊控制部分，所述充气囊控制部分控制充气囊装置的膨胀和收缩。

[0054] 根据本发明第二十四方面的光学观察装置与第二十二或第二十三方面的光学观察装置一致，进一步包括：半透明光学开口，所述半透明光学开口至少设置在面对结合到护套的管状构件的外壁的侧表面的远端位置处，并且透射从聚光装置发射的光和来自测量对象的光；和间隙调节装置，所述间隙调节装置设置在远端位置的附近，并调节光学开口的外表面与测量对象的表面之间的间隙，使得所述间隙具有预定距离。

[0055] 本发明的有益效果

[0056] 如上所述，根据本发明所具有有益效果，其可以稳定地保持适当的观察位置并将测量光会聚到测量对象上以获得关于测量对象的结构信息。

## 附图说明

- [0057] 图 1 是根据第一实施例的诊断成像设备的外视图；
- [0058] 图 2 是示出图 1 中所示的 OCT 探头的结构的视图；
- [0059] 图 3 是示出沿着图 2 中的线 A-A 截得的横截面的剖视图；
- [0060] 图 4 是示出沿图 2 中的线 A-A 截得的横截面的第一变形示例的剖视图；
- [0061] 图 5 是示出沿图 2 的线 A-A 截得的横截面的第二变形示例的剖视图；
- [0062] 图 6 是示出在图 1 中显示的 OCT 探头的远端和内窥镜的插入部分的横截面的剖视图；
- [0063] 图 7 是示出在图 6 中显示的 OCT 探头的第一变形示例的视图；
- [0064] 图 8 是示出在图 6 中显示的 OCT 探头的第二变形示例的视图；
- [0065] 图 9 是示出根据第二实施例的 OCT 探头的结构的视图；
- [0066] 图 10 是描述显示在图 9 中的 OCT 探头的动作的第一视图；
- [0067] 图 11 是描述显示在图 9 中的 OCT 探头的动作的第二视图；

- [0068] 图 12 是示出根据第三实施例的 OCT 探头的远端结构的视图；  
[0069] 图 13 是示出在图 12 中显示的突起部和光学开口之间的位置关系的视图；  
[0070] 图 14 是示出在图 13 中显示的突起部和光学开口之间的位置关系的变形示例的视图；  
[0071] 图 15 是示出在图 12 中显示的 OCT 探头的远端结构的第一变形示例的视图；  
[0072] 图 16 是示出在图 12 中显示的 OCT 探头的远端结构的第二变形示例的视图；  
[0073] 图 17 是示出在图 12 中显示的 OCT 探头的远端结构的第三变形示例的视图；  
[0074] 图 18 是示出在图 17 中显示的突起部和光学开口之间的位置关系的视图；  
[0075] 图 19 是示出根据第四实施例的 OCT 探头的远端结构的视图；  
[0076] 图 20 是示出在图 19 中显示的凹陷和光学开口之间的位置关系的视图；  
[0077] 图 21 是示出根据第一至第四实施例的管状构件的变形示例的结构的视图；  
[0078] 图 22 是示出根据第一至第四实施例的 OCT 探头的第一变形示例的结构的视图；  
[0079] 图 23 是示出根据第一至第四实施例的 OCT 探头的第二变形示例的结构的视图；  
[0080] 图 24 是显示在图 23 中示出的 OCT 探头的侧表面的视图；  
[0081] 图 25 是示出根据第一至第四实施例的 OCT 探头的第三变形示例的结构的视图；以及  
[0082] 图 26 是示出其中利用从内窥镜的镊子通道的远端开口中引出的 OCT 探头获得层析图像的方式的视图。

### 具体实施方式

- [0083] 以下参照附图说明用于实施本发明的方式。  
[0084] 第一实施例：  
[0085] 图 1 是示出根据第一实施例的诊断成像设备的外视图的示例。如图 1 所示，作为第一实施例的光学观察装置的诊断成像设备 10 主要由内窥镜 100、内窥镜处理器 200、作为光源装置的光源设备 300、作为光学层析成像设备的 OCT 处理器 400、和监测装置 500 构成。内窥镜处理器 200 可被构成为包括光源设备 300。  
[0086] 内窥镜 100 包括手动操作部分 112 和串联地连接至手动操作部分 112 的插入部分 114。医生抓握并操作该手动操作部分 112 并将插入部分 114 插入到对象的身体内以观察身体的内部。  
[0087] 通用缆线 116 连接到手动操作部分 112。LG(光导)连接器 120 设置在通用缆线 116 的远端。通过将 LG 连接器 120 可拆卸地连接至光源设备 300 可以将照明光供应给照明光学系统(未示出)，该照明光学系统布置在插入部分 114 的远端部分处。电连接器 110 还经由通用缆线 116 被连接到 LG 连接器 120。电连接器 110 可拆卸地连接到内窥镜处理器 200。因此，由内窥镜 100 得到的观察图像的数据被输出到内窥镜处理器 200，并且图像被显示在连接到内窥镜处理器 200 的监测装置 500 上。  
[0088] 供气 / 供水按钮、抽吸按钮、快门按钮、功能切换按钮、一对弯角钮、和一对锁定杆设置在手动操作部分 112 中。然而，以下省略了这些构件的进一步描述。  
[0089] OCT 探头 600 包括插入部分 602、操作部分 604、和经由连接器 410 连接到 OCT 处理器 400 的缆线 606，其中医生用该操作部分 604 操作 OCT 探头 600。

[0090] 圆筒形管状构件 610 被设置在 OCT 探头 600 的插入部分 602 中。圆筒形管状构件 610 沿其纵向轴线方向一体形成在插入部分 602 的护套 602a 的外圆周上。管状构件 610 的两端被开口，并且内窥镜 100 的插入部分 114 可以插入通过管状构件 610。护套 602a 和管状构件 610 中的每一个都由柔性管状构件构成。

[0091] 内窥镜 100 的插入部分 114 从手动操作部分 112 侧起依次包括：柔性部分 140、弯曲部分 142、和远端部分 144。随后说明的观察光学系统和照明光学系统以及类似系统设置在远端部分 144 中。

[0092] 内窥镜处理器和光源设备的结构是公知的，因此这里省略对它们的描述。OCT 处理器 400 是利用例如 SS-OCT（扫频光源 OCT）测量法的处理器，并且因为该细节是公知的，所以这里省略对它的描述。例如，关于此，已知的 TD-OCT（时域 OCT）测量法或 SD-OCT（谱域 OCT）测量法可以用作该 OCT 测量法。

[0093] 图 2 是示出在图 1 中显示的 OCT 探头的结构的视图。如图 2 所示，在 OCT 探头 600 的插入部分 602 中，插入部分 602 的护套由双护套 602a 构成，双护套 602a 包括作为用于 OCT 测量的光导向装置的光纤 623 通过管状 OCT 护套部分 622 插入的管状 OCT 护套部分 622、和用于插入内窥镜 100 的插入部分 114 的圆筒形管状构件 610，该圆筒形管状构件从插入部分 602 的近端侧上的预定位置到插入部分 602 的远端沿着插入部分 602 的纵向轴线方向一体地形成在插入部分 602 的外圆周上。作为聚光装置的光学透镜 628 安装在光纤 623 的远端。光学透镜 628 由半球形透镜构成。OCT 护套部分 622 的远端 622a 具有闭合（密封）结构，并且被形成为锥形结构，使得当插入部分 602 被插入到身体中时，远端 622a 不会被阻塞在组织或类似物中。管状构件 610 的两个端部被开口，并且内窥镜 100 的插入部分 114 可以在管状构件 610 内部在由箭头 B 表示的方向上（纵向轴线方向）前进和退回。内窥镜 100 的插入部分 114 可以比管状构件 610 的远端 610a 更突出。

[0094] 图 3 是示出沿着图 2 中的线 A-A 截得的横截面的剖视图。如图 3 所示，在垂直于插入部分 602 的纵向轴线的平面上，OCT 护套部分 622 的横截面形成为大致梯形形状，而管状构件 610 的横截面形成为大致圆形形状。通过将 OCT 护套部分 622a 的底面依此方式形成为表面平坦，可以稳定 OCT 护套部分 622 相对测量对象的接触。

[0095] 图 4 是示出沿图 2 中的线 A-A 截得的横截面的第一变形示例的剖视图。图 5 是示出沿图 2 中的线 A-A 截得的横截面的第二变形示例的剖视图。如图 4 所示，OCT 护套部分 622 的横截面可以在垂直于插入部分 602 的纵向轴线的平面上形成大致半圆形形状。另外，如图 5 所示，可以采用以下结构：其中 OCT 护套部分 622 的横截面在垂直于插入部分 602 的纵向轴线的平面上形成为大致梯形形状，并且光学透镜 628 可在 OCT 护套部分 622 的内部在由箭头 C 表示的方向上（至少平行于垂直于插入部分 602 的纵向轴线的平面上的轴向轴线的方向）移动。

[0096] 图 6 是示出在图 1 中显示的 OCT 探头的远端和内窥镜的插入部分的横截面的剖视图。如图 6 所示，观察光学系统 150、照明光学系统 152 和类似物设置在插入通过管状构件 610 的内窥镜 100 的插入部分 114 的远端部分 144 中。为固态图像拾取装置的 CCD 图像传感器 143 在观察光学系统 150 的后部处布置在远端部分 144 内。

[0097] 由观察光学系统 150 捕获的观察图像在 CCD 图像传感器 143 的光接收表面上进行成像并被转化成电信号。电信号被输出到内窥镜处理器 200，并被转化成视频信号。因此，

观察到的图像被显示在监测装置 500 上, 监测装置 500 连接到内窥镜处理器 200( 参见图 1)。

[0098] 照明光学系统 152 邻近观察光学系统 150 设置, 并且如果需要, 可以设置在观察光学系统 150 的两侧上。光导 141 的发射端被设置在照明光学系统 152 的后部。光导 141 插入通过插入部分 114、手动操作部分 112、和通用缆线 116, 并且光导 141 的入射端被设置在 LG 连接器 120 的内部。因此, 通过连接 LG 连接器 120 到光源设备 300, 从光源设备 300 发射的照明光通过光导 141 发送到照明光学系统 152, 并从照明光学系统发射到照明光学系统 152 的前部的观察范围内 (参见图 1)。

[0099] 在 OCT 护套部分 622 中, 远端侧上的侧表面的至少一部分包括光学开口 650, 测量光 L1 和反射光 L3 经由光学透镜 628 穿过所述远端侧上的侧表面的至少一部分, 光学开口 650 由构件 (半透明构件) 形成, 该构件使光发送穿过所述构件的整个圆周。

[0100] 光纤 623 是沿其纵向轴线容纳在 OCT 护套部分 622 内的线性构件。光纤 623 将从 OCT 处理器发射的测量光 L1 引导直到光学透镜 628。光纤 623 还将来自测量对象 S 的反射光 L3 引导至 OCT 处理器 400, 反射光 L3 作为当测量光 L1 被发射到测量对象 S 时被反射的光而在光学透镜 628 处获得。

[0101] 光纤 623 连接到旋转驱动部分 (未示出) 内部的旋转接头 (未示出) 或类似物, 所述旋转驱动部分设置在 OCT 探头 600 的操作部分, 并且光纤 623 被光学连接到 OCT 处理器 400。光纤 623 相对于 OCT 护套部分 622 以可自由旋转的状态设置。

[0102] 柔性轴 624 固定到光纤 623 的外圆周。光纤 623 和柔性轴 624 连接到旋转驱动部分 (未示出), 并且旋转驱动部分 (未示出) 使光学透镜 628 相对于 OCT 护套部分 622 沿箭头 R2 的方向旋转。

[0103] 光学透镜 628 被设置在光纤 623 的远端, 并且所述光学透镜的远端部分被形成为大致球形形状, 以便将从光纤 632 发射的测量光 L1 会聚到测量对象 S 上。

[0104] 光学透镜 628 用从光纤 623 发射的测量光 L1 照射测量对象 S, 会聚来自测量对象 S 的反射光 L3, 并且使会聚的反射光 L3 入射在光纤 623 上。

[0105] 固定构件 626 被设置在光纤 623 和光学透镜 628 之间的连接部分的外圆周上。固定构件 626 将光学透镜 628 固定到光纤 623 的远端。

[0106] 光纤 623、柔性轴 624、固定构件 626 和光学透镜 628 被构造成可通过旋转驱动部分的前进和退回机构 (未示出) 在 OCT 护套部分 622 的内部沿箭头 S1 (OCT 护套部分 622 的近端的方向) 和箭头 S2 (OCT 护套部分 622 的远端的方向) 的方向移动。

[0107] 在如上所述构成的 OCT 探头 600 中, 通过旋转驱动部分使光纤 623 和柔性轴 624 在图 6 中示出的箭头 R2 的方向上旋转, 从光学透镜 628 发射的测量光 L1 被发射到测量对象 S, 同时在箭头 R2 的方向上 (OCT 护套部分 622 的圆周方向) 被扫描, 并获得反射光 L3。

[0108] 根据本实施例, 如图 6 所示, 医生首先将内窥镜 100 的插入部分 114 插入到双护套 602a 的管状构件 610 中。随后, 在观察由内窥镜 100 得到的图像时, 医生将双护套 602a 插入到病人的身体中 (插入到内腔中), 其中内窥镜 100 的插入部分 114 通过双护套 602a 被插入。当医生基于内窥镜图像在身体内发现作为测量对象 S 的被感染区时, 医生旋转双护套 602a 以进行调节, 使得 OCT 护套部分 622 侧面对测量对象 S 的方向, 并使 OCT 护套部分 622 的光学开口 650 接触测量对象 S。在此状态下, 医生在纵向轴线上移动 OCT 护套部

分 622 内部的光纤 623 和光学透镜 628，同时旋转光纤 623 和光学透镜 628，从而执行二维扫描。由于通过 OCT 测量获得关于深度方向的信息，因此测量过程的结果是获得关于测量对象 S 的三维结构的数据。

[0109] 如上所述，根据本实施例，由于双护套 602a 由管状构件 610 和 OCT 护套部分 622 构成，双护套 602a 的总体刚性由于管状构件 610 增加。因为双护套 602a 的总体刚性，因此可以使 OCT 护套部分 622 的光学开口 650 稳定地接触测量对象 S。

[0110] 更具体地，OCT 探头 600 稳定地保持与测量对象 S 的接触位置（期望的观察位置），将测量光会聚到测量对象 S 上，并将来自测量对象 S 的光引导至 OCT 处理器 400。因此，可以获得关于测量对象 S 的三维结构的数据，并获得测量对象 S 的光学层析图像。

[0111] 此外，在内窥镜 100 的插入部分 114 插入通过管状构件 610 的状态下，即，当进行内窥镜观察时，双护套 602a 的总体刚性在 OCT 探头 600 被进一步提高，并且与测量对象 S 的接触位置可以通过利用插入部分 114 的弯曲部分 142 的弯曲操作而甚至保持更大的稳定性。

[0112] 在此连接中，虽然根据本实施例，已经描述了其中 OCT 护套部分 622 的远端 622a 的位置和管状构件 610 的远端 610a 的位置大致如图 6 中所示的相同的示例，但是本发明的实施例不限于此。图 7 是说明在图 6 中示出的 OCT 探头的第一变形示例的视图，而图 8 是在图中示出的 OCT 探头的第二变形示例的视图。更具体地，如图 7 所示，双护套 602a 可以构造成使得 OCT 护套部分 622 的远端 622a 定位在远端侧上比管状构件 610 的远端 610a 更远的位置上。可选地，如图 8 所示，双护套 602a 可以构造成使得 OCT 护套部分 622 的远端 622a 定位在近端侧上比管状构件 610 的远端 610a 更远的位置上。

[0113] 第二实施例：

[0114] 第二实施例几乎与第一实施例相同。因此，只在以下说明其相对于第一实施例的结构上的差异，并且相同的部件由相同的附图标记表示，并且这些部件的描述被省略。

[0115] 图 9 是示出根据第二实施例的 OCT 探头的结构的视图。根据本实施例，如图 9 所示，充气囊 700 在面对 OCT 护套部分 622 接触测量对象 S 的位置的一侧设置在管状构件 610 的侧表面上。用于膨胀 / 收缩充气囊 700 的充气囊控制部分 701 经由供气路径 702 连接到充气囊 700，供气路径 702 沿其纵向轴线设置在管状构件 610 的侧表面内。其它结构与第一实施例相同。

[0116] 图 10 是描述在图 9 中示出的 OCT 探头的动作的第一视图。图 11 是描述在图 9 中示出的 OCT 探头的动作的第二视图。

[0117] 如图 10 所示，与第一实施例类似，根据本实施例，医生首先将内窥镜 100 的插入部分 114 插入到双护套 602a 的管状构件 610 的内部。随后，在观察用内窥镜 100 获得的图像同时，医生将双护套 602a（内窥镜 100 的插入部分 114 已经插入通过双护套 602a）插入到病人的身体（内腔中）中。当医生基于内窥镜图像在身体内（在内腔中）发现作为测量对象 S 的被感染区时，医生旋转双护套 602a 以执行调节，使得 OCT 护套部分 622 侧面对测量对象 S 的方向，并使 OCT 护套部分 622 的光学开口 650 接触测量对象 S。

[0118] 根据本实施例，如图 11 所示，接下来医生操作充气囊控制部分 701 以使充气囊 700 膨胀，并抵靠内腔的内壁推进双护套 602a，并从而固定测量对象 S 和光学开口 650 之间接触的部分。在此状态下，医生在纵向轴线上移动 OCT 护套部分 622 内的光纤 623 和光学

透镜 628, 同时旋转光纤 623 和光学透镜 628, 从而执行二维扫描。由于通过 OCT 测量获得关于深度方向的信息, 因此测量过程的结果是获得关于测量对象 S 的三维结构的数据。

[0119] 因此, 根据本实施例, 除第一实施例的有益效果之外, 还可以获得有益效果使得: 当双护套 602a 通过充气囊 700 固定在测量对象 S 处时, 可以在可以进入管状构件 610 的内窥镜的范围之内更换内窥镜。

[0120] 例如, 在已经利用内窥镜(该内窥镜在双护套 602a 插入到病人的身体时允许正常观察或者特殊光观察)识别测量对象 S 的位置之后, 医生可以更换内窥镜, 治疗装置可以插入通过那些发现问题的内窥镜, 从而允许医生执行对测量对象 S 的治疗。

[0121] 虽然未在附图中示出, 例如, 具有双护套 602a 的 OCT 探头 600 用于肺的周边(支气管)的活组织检查, 在双护套 602a 中, 管状构件 610 的内径是例如 1.0 毫米。随后, 具有例如 0.8 毫米的直径的薄内窥镜 100 插入到具有 1.0 毫米内径的管状构件 610 中。内窥镜 100 设置有用于荧光观察的照明灯部分和观察相机, 并且不具有镊子开口。当利用内窥镜 100 执行观察时, 医生将内窥镜 100 一直插入到肺的周边(支气管)。当使用荧光观察的同时医生发现类似损坏部分的位置时, 医生在该位置处执行 OCT 测量。医生利用 OCT 测量以检查壁面的过度生长或改变。通过使充气囊 700 膨胀, 医生可以从管状构件 610 收回内窥镜 100, 同时将双护套 602a 保持在有问题的位置。随后, 代替内窥镜 100, 医生使活体组织钳通过管状构件 610, 并执行对其已经执行 OCT 测量的测量对象 S 的活组织检查。因此, 可以高精度地执行损坏部分的活组织检查。关于此, 术语“活组织检查”表示从测量对象 S(患者)提取一部分活体和确定损坏等是否存在。

[0122] 第三实施例:

[0123] 第三实施例几乎与第一实施例相同。因此, 只在以下说明其相对于第一实施例的结构上的差异, 并且相同的部件由相同的附图标记表示, 并且这些部件的描述被省略。

[0124] 图 12 是示出根据第三实施例的 OCT 探头的远端结构的视图。图 13 是示出在图 12 中示出的突起部和光学开口之间的位置关系的视图。

[0125] 根据本实施例, 如图 12 所示, 作为间隙调节装置的突起部 800 被形成在 OCT 护套部分的光学开口 650 的前后位置上(近端侧位置和远端侧位置: 参见图 13)。其它结构与第一实施例相同。

[0126] 根据本实施例, 如图 12 所示, 与第一实施例类似, 医生首先将内窥镜 100 的插入部分 114 插入到双护套 602a 的管状构件 610 中。随后, 在观察由内窥镜 100 得到的图像的同时, 医生将双护套 602a 插入到病人的身体中(内腔中), 内窥镜 100 的插入部分 114 通过双护套 602a 插入。当医生基于内窥镜图像在身体内(在内腔)中发现作为测量对象 S 的被感染区时, 医生旋转双护套 602a 以执行调节, 从而使得 OCT 护套部分 622 侧面对测量对象 S 的方向, 并朝向测量对象 S 压 OCT 护套部分 622 的光学开口 650。因为突起部 800 的存在, 光学开口 650 等于突起部 800 的高度的高度处悬在测量对象 S 上, 并从而位于适当的高度(例如, 1 毫米)。在此状态(其中光学开口处于观察位置的状态)下, 医生在纵向轴线方向上移动 OCT 护套部分 622 内的光纤 623 和光学透镜 628, 同时旋转光纤 623 和光学透镜 628, 以从而执行二维扫描。由于通过 OCT 测量获得关于深度方向的信息, 所以测量过程的结果是获得关于测量对象 S 的三维结构的数据。

[0127] 因此, 根据本实施例, 除第一实施例的有益效果之外, 还获得其它有益效果, 使得

光学开口 650 和测量对象 S 之间的距离可以通过作为间隙调节装置的突起部 800 被调节到预定距离,以从而保证光学开口 650 和测量对象 S 之间的间隙,并允许从适当的观察位置进行测量。因此,与其中获得关于测量对象 S 的深层部分的三维结构的数据的第一实施例相反,根据本实施例,例如,可以获得关于测量对象 S 的表层部分的三维结构的数据。更具体地,根据本实施例,可以基于作为间隙调节装置的突起部 800 的高度从适当的观察位置执行测量,并且可以获得关于测量对象 S 的预定深度层部分的三维结构的数据。

[0128] 图 14 是在图 13 中示出的突起部和光学开口之间的位置关系的变形示例的视图。根据本实施例,采用其中突起部 800 被设置在光学开口 650 的前部和后部的结构(参见图 13)。然而,本发明不限于此,并且如图 14 所示,突起部 800 可以形成为包围光学开口 650。

[0129] 图 15 是示出在图 12 中示出的 OCT 探头的远端结构的第一变形示例的视图。此外,根据本实施例,作为第一变形示例,与第二实施例类似,充气囊 700 可以如图 15 所示设置。

[0130] 图 16 是示出在图 12 中示出的 OCT 探头远端结构的第二变形示例的视图。根据本实施例,作为第二变形示例,如图 16 所示,除充气囊 700 之外,突起部 800 还由充气囊 810 和 811 构成,并且充气囊控制部分 701 可以被操作以膨胀充气囊 700、810、和 811,从而固定双护套 602a。在这种情况下,首先,在相对于测量对象 S 的前部的远端侧的充气囊 700 和第一充气囊 810 膨胀以固定双护套 602a。接下来,双护套 602a 被推入到测量对象 S 中,以牢牢地拉伸开测量对象 S 的附近。当测量对象 S 的附近被拉伸开时,近端侧上的第二充气囊 811 膨胀并被固定。因此,可以在测量对象 S 的周边松弛的情况下,防止测量对象 S 进入充气囊 810 和 811 之间的间隔中。

[0131] 图 17 是示出在图 12 中示出的 OCT 探头的远端结构的第三变形示例的视图。图 18 是示出在图 17 中示出的突起部和光学开口之间的位置关系的视图。作为本实施例的第三变形示例,如图 17 所示,代替充气囊 700、810 和 811,两个环形充气囊 820 和 821 被设置在光学开口 650 的前部和后部的位置处(参见图 18)。根据该结构,当操作充气囊控制部分 701 操作以膨胀充气囊 820 和 821 并固定双护套 602a 时,可以获得与第二变形示例(参见图 16) 中类似的作用和效果。

[0132] 第四实施例:

[0133] 第四实施例几乎与第一实施例相同。因此,只在以下说明其相对于第一实施例的结构上的差异,并且相同的部件由相同的附图标记表示,并且这些部件的描述被省略。

[0134] 图 19 是示出根据第四实施例的 OCT 探头的远端结构的视图。图 20 是示出在图 19 中示出的凹陷和光学开口之间的位置关系的视图。

[0135] 根据本实施例,如图 19 所示,作为间隙调节装置的凹陷 900 由使 OCT 护套部分 622 的光学开口 650 的圆周凹陷而形成。其它结构与第一实施例相同。

[0136] 如图 19 所示,与第一实施例类似,根据本实施例,医生首先将内窥镜 100 的插入部分 114 插入到双护套 602a 的管状构件 610 中。随后,在观察由内窥镜 100 得到的图像的同时,医生将双护套 602a 插入到病人的身体中,其中内窥镜 100 的插入部分 114 已经插入通过双护套 602a。当医生基于内窥镜的图像发现作为测量对象 S 的被感染区时,医生旋转双护套 602a 以执行调节,使得 OCT 护套部分侧面对测量对象 S 的方向并朝向测量对象 S 压 OCT 护套部分 622 的光学开口 650。因为凹陷 900 的存在,光学开口 650 进入其中光学开口 650 悬在测量对象 S 上的状态,且光学开口 650 和测量对象 S 之间具有例如 1 毫米的距离。

在此状态下,医生在纵向轴线方向上移动 OCT 护套部分 622 内的光纤 623 和光学透镜 628,同时旋转光纤 623 和光学透镜 628,以从而执行二维扫描。由于通过 OCT 测量获得关于深度方向的信息,所以测量过程的结果是获得关于测量对象 S 的三维结构的数据。

[0137] 因此,根据本实施例,除第一实施例的有益效果之外,还获得其它有益效果,使得光学开口 650 和测量对象 S 之间的距离可以通过作为间隙调节装置的凹陷 900 被调节到预定距离,以从而保证光学开口 650 和测量对象 S 之间的间隙。因此,与第一实施例中获得关于测量对象 S 的深层部分的三维结构的数据相反,根据本实施例,与第三实施例类似,例如,可以获得关于测量对象 S 的表层部分的三维结构的数据。更具体地说,根据本实施例,可以基于作为间隙调节装置的凹陷 900 的深度获得测量对象 S 的期望深度层部分的三维结构的数据。

[0138] 要注意的是,虽然没有在附图中示出,但是充气囊 700 也可以根据与第二实施例类似的本实施例被设置。

[0139] 图 21 是示出根据第一与第四实施例的管状构件的变形示例的结构视图。如图 21 所示,更优选的是在上述实施例中每一个的管状构件 610 的远端部分处布置可打开和可关闭的镜部分 950。在这种情况下,当插入管状构件 610 到病人的身体中时,或者当执行标准内窥镜观察时,镜部分 950 处于打开状态,使得镜部分 950 不会在向前的方向上妨碍观察。当在 OCT 测量之前抵靠测量对象 S 压 OCT 护套部分 622 的光学开口 650 时,镜部分 950 处于关闭状态。当镜部分 950 处于关闭状态时,镜部分 950 在内窥镜的一部分的前部以 45 度的角度悬下。因此,可以观察管状构件 610 的光学开口 650 设置在其内的底部表面,从而增加了医生在测量位置执行定位或者观察时的便利性。此外,用于内窥镜观察的开口也可以在管状构件 610 中形成在非常接近其中设置有光学开口 650 的区域的位置处。

[0140] 要注意的是,虽然只有旋转纤维的径向扫描被说明作为根据每一个上述实施例的扫描的示例,本发明不限于此,也可以采取如图 22 到图 25 所示的结构。

[0141] 图 22 是其中偏转元件 971 和旋转偏转元件 971 的电动机 972 被设置在探头的远端的结构。根据通过此结构执行的扫描,当电动机 972 旋转时,通过偏转元件 971 径向扫描光束。

[0142] 图 23 和图 24 图解说明了以下结构:其中准直透镜 975 一体设置在光纤 623 的远端,并且压电元件(压电元件)976 安装在接近光纤 623 的远端的位置处。图 23 是显示从管状构件 610 侧观察的光纤 623 的视图。图 24 是图 23 的视图的侧表面。根据该结构执行的扫描是线性扫描,在该线性扫描中,通过压电元件 976 使光纤在从左到右的方向 K 上摆动。根据该结构,当通过电信号使压电元件 976 改变形状时,与此伴随地,光纤 623 的远端在从左到右的方向 K 上振动。因此,光束经由偏转元件 971 在与光纤 623 的光轴垂直的方向上被扫描。

[0143] 图 25 示出其中 OCT 护套部分包括小型微镜 980 的线性扫描型结构。来自光纤 623 经由偏转元件 971 传播的光束通过使微镜 980 振荡而被线性扫描。虽然图 25 示出其中微镜 980 在平行于光纤 623 的光轴的方向上振荡的示例,但是振荡方向不限于此。

[0144] 要注意的是,虽然在每一个上述实施例中,光学开口 650 都是由半透明材料构成,也可以采取其中包括护套 602a 和管状构件 610 的整个 OCT 探头 600 都是由半透明材料构成的结构。

[0145] 虽然以上详细地描述了本发明的 OCT 探头和光学观察装置,应该理解的是本发明不局限于上述示例。当然,可以在不背离本发明的精神和保护范围的范围之内进行各种改进和修改。

- [0146] 附图标记列表 .
- [0147] 10.... 诊断成像设备
- [0148] 100.... 内窥镜
- [0149] 114,602.... 插入部分
- [0150] 200.... 内窥镜处理器
- [0151] 230... 图像合成部分
- [0152] 300.... 光源设备
- [0153] 400.... OCT 处理器
- [0154] 500.... 监测装置
- [0155] 600.... OCT 探头
- [0156] 602a.... 双护套
- [0157] 610.... 管状构件
- [0158] 622.... OCT 护套部分
- [0159] 623.... 光纤
- [0160] 628.... 光学透镜
- [0161] 650.... 光学开口
- [0162] 700.... 充气囊
- [0163] 800.... 突起部

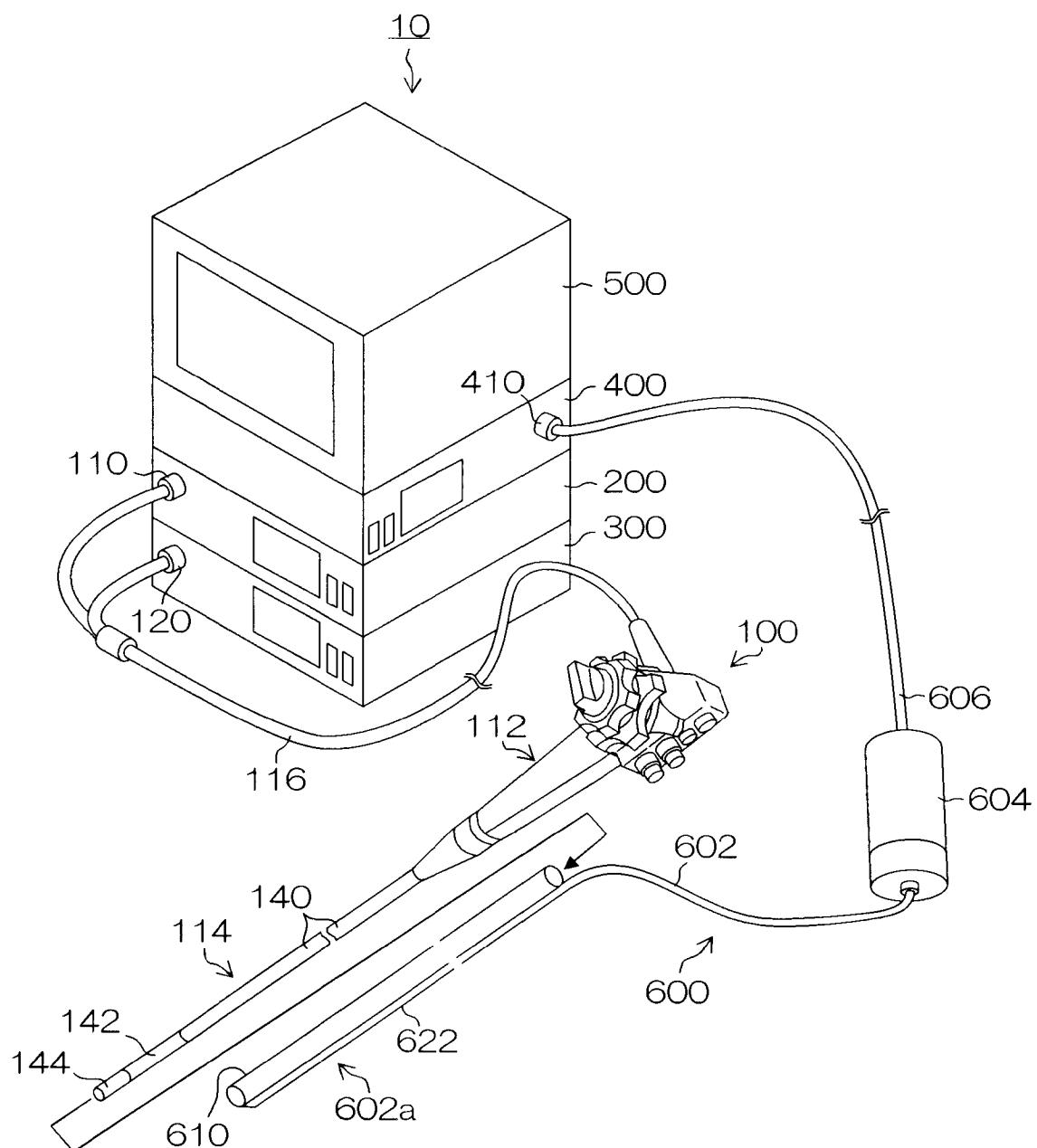


图 1

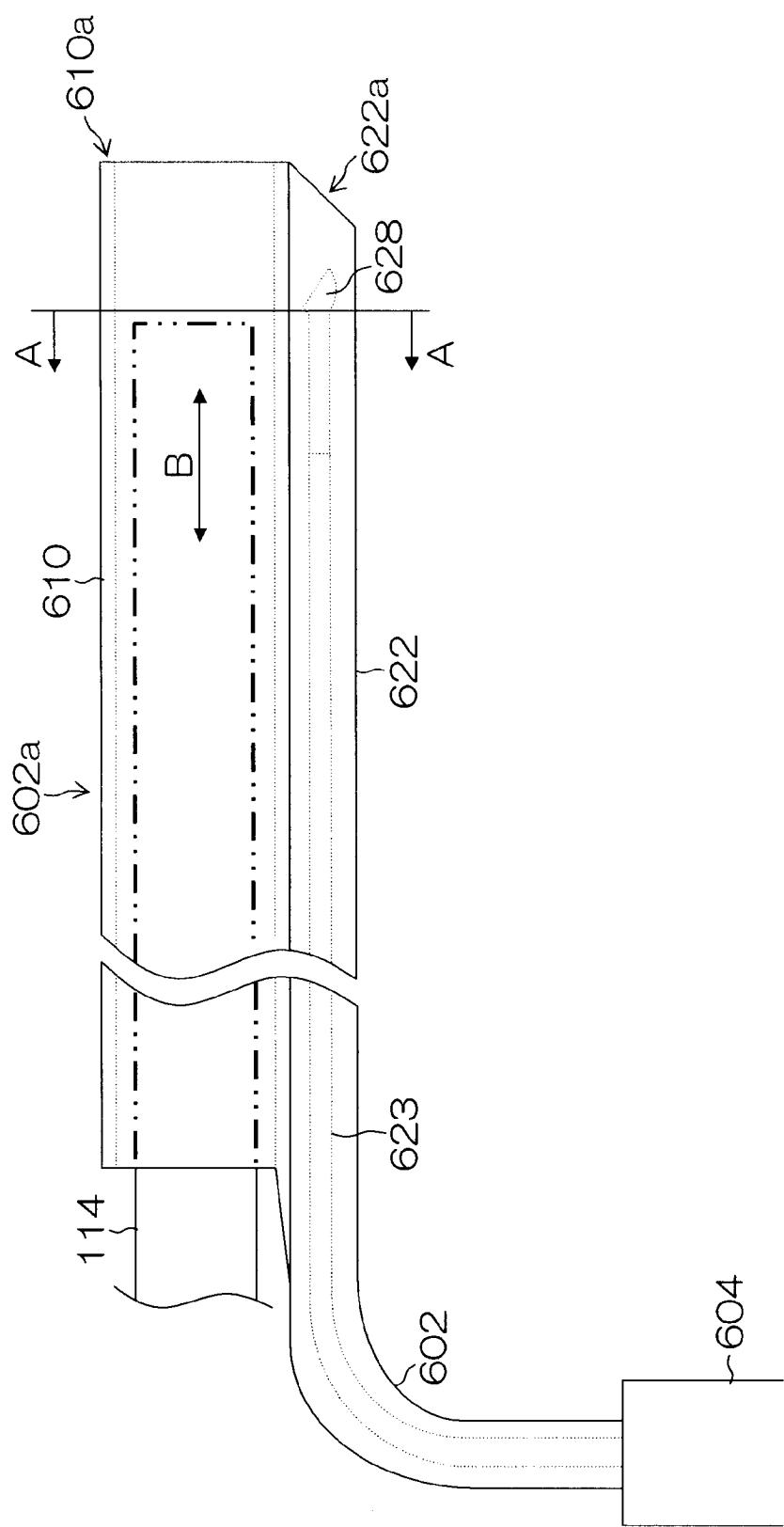


图 2

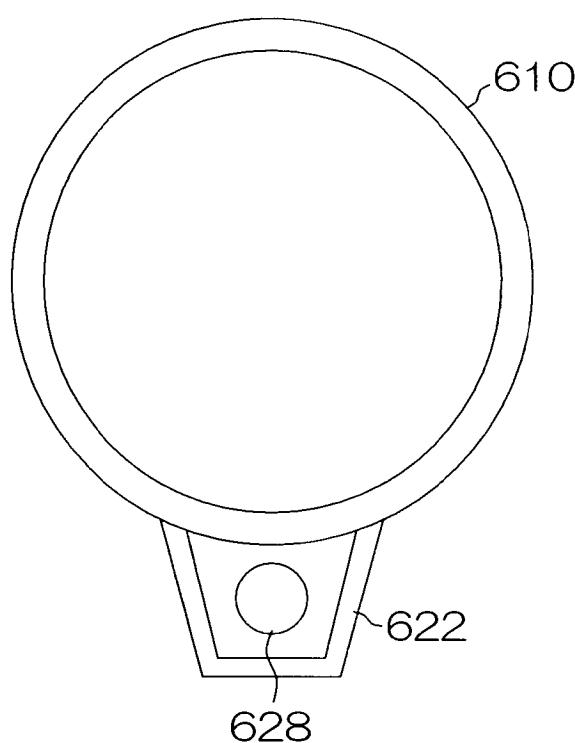


图 3

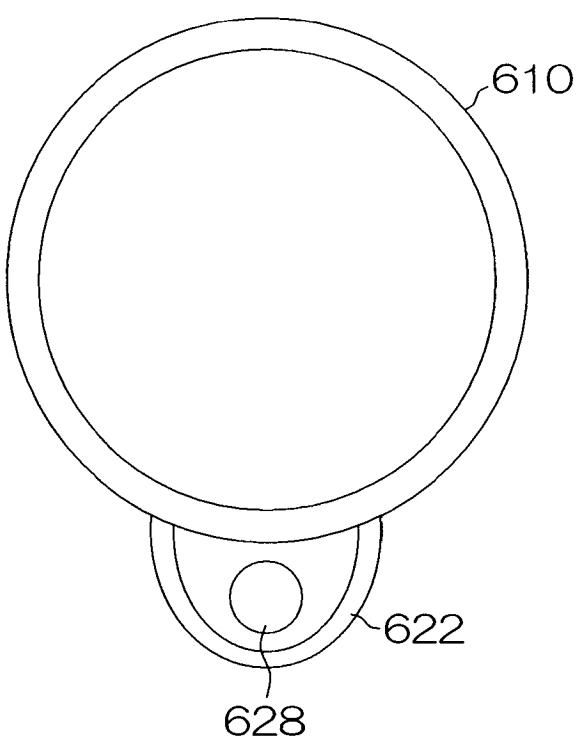


图 4

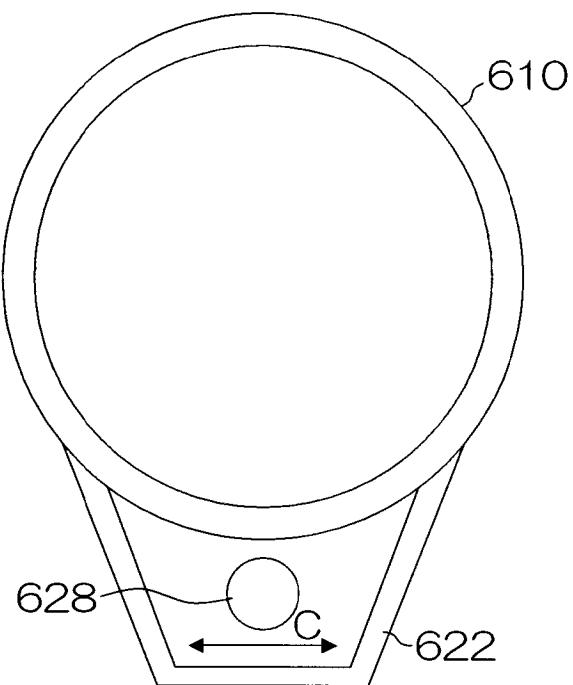


图 5

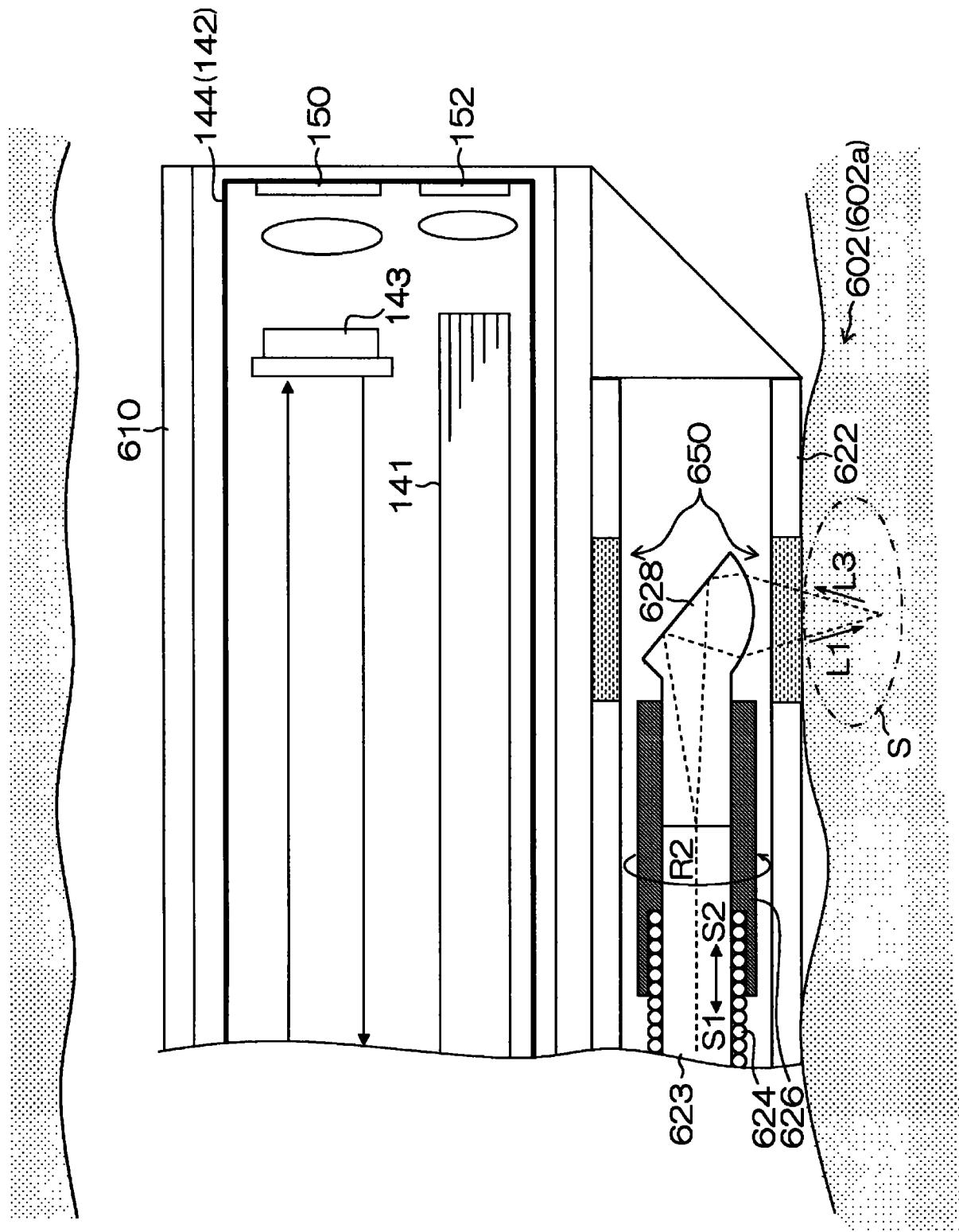


图 6

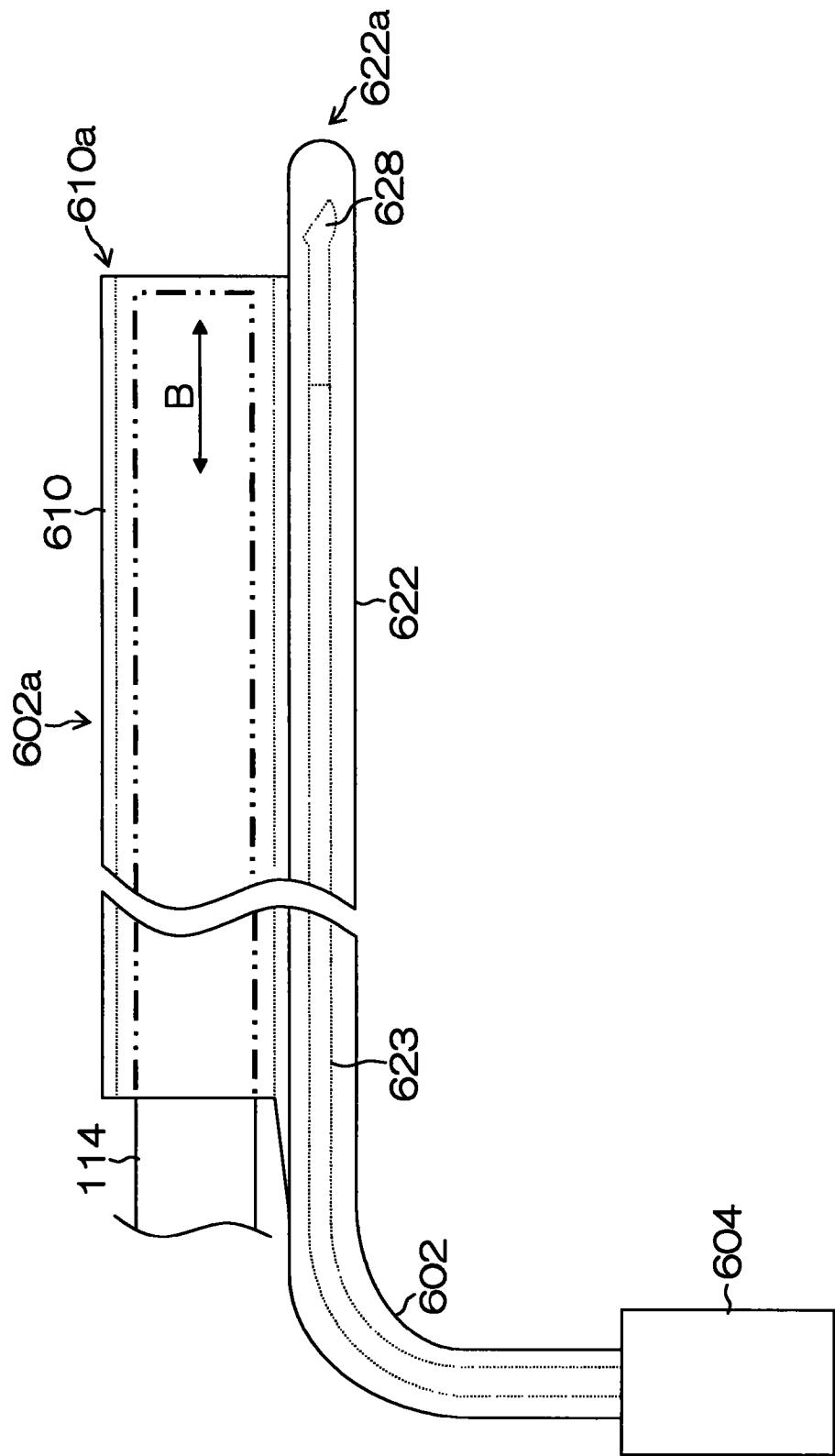


图 7

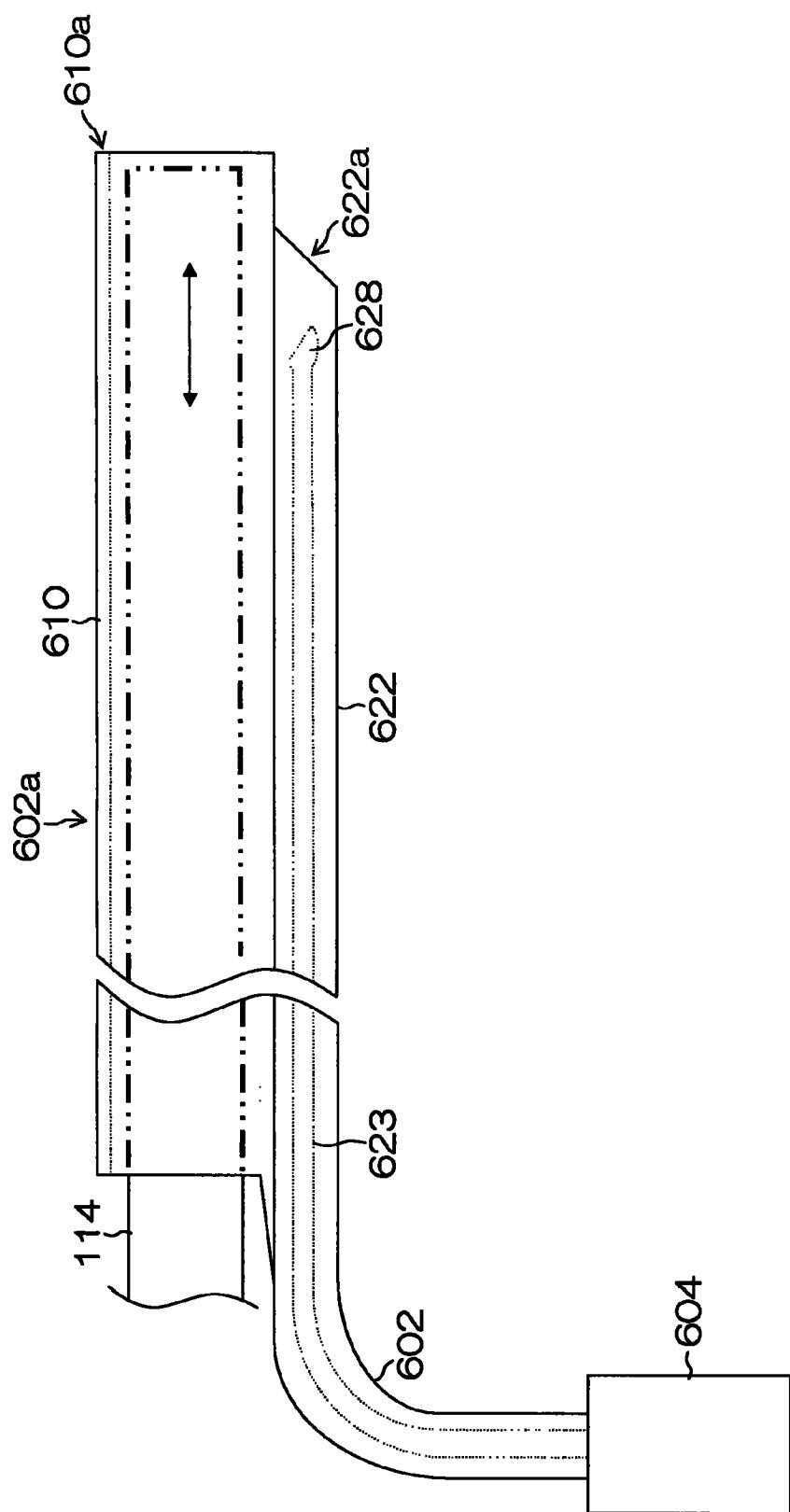


图 8

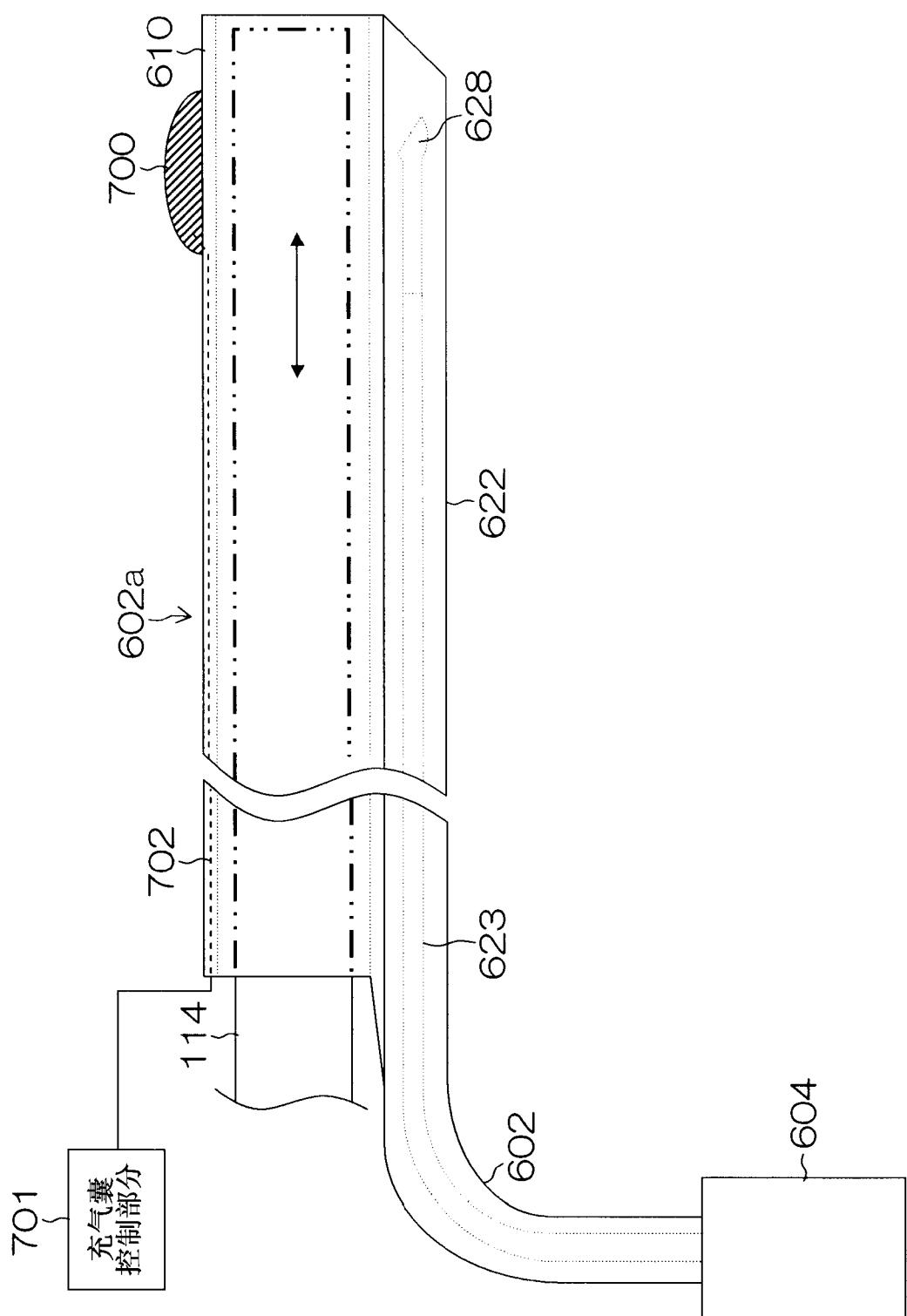


图 9

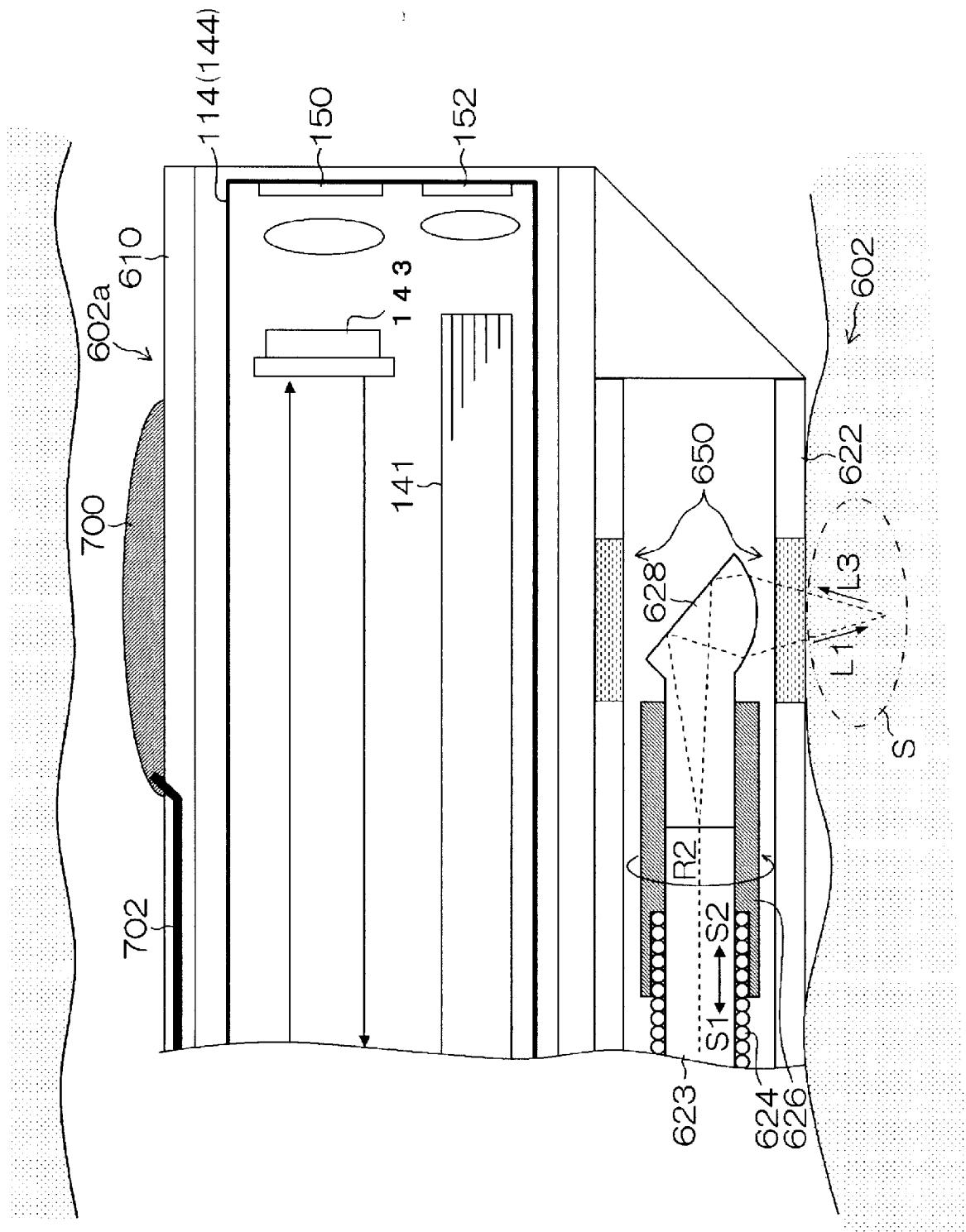


图 10

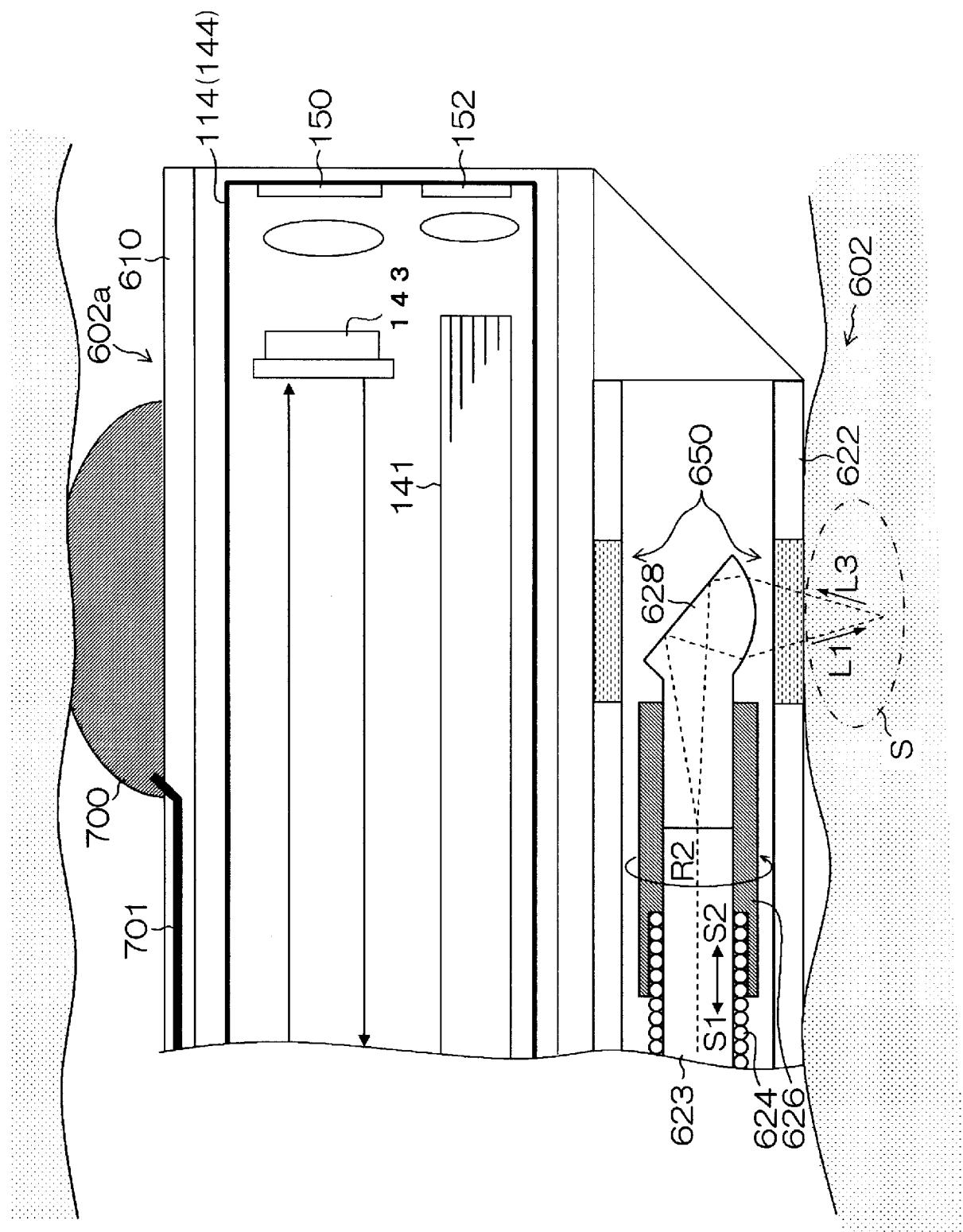


图 11

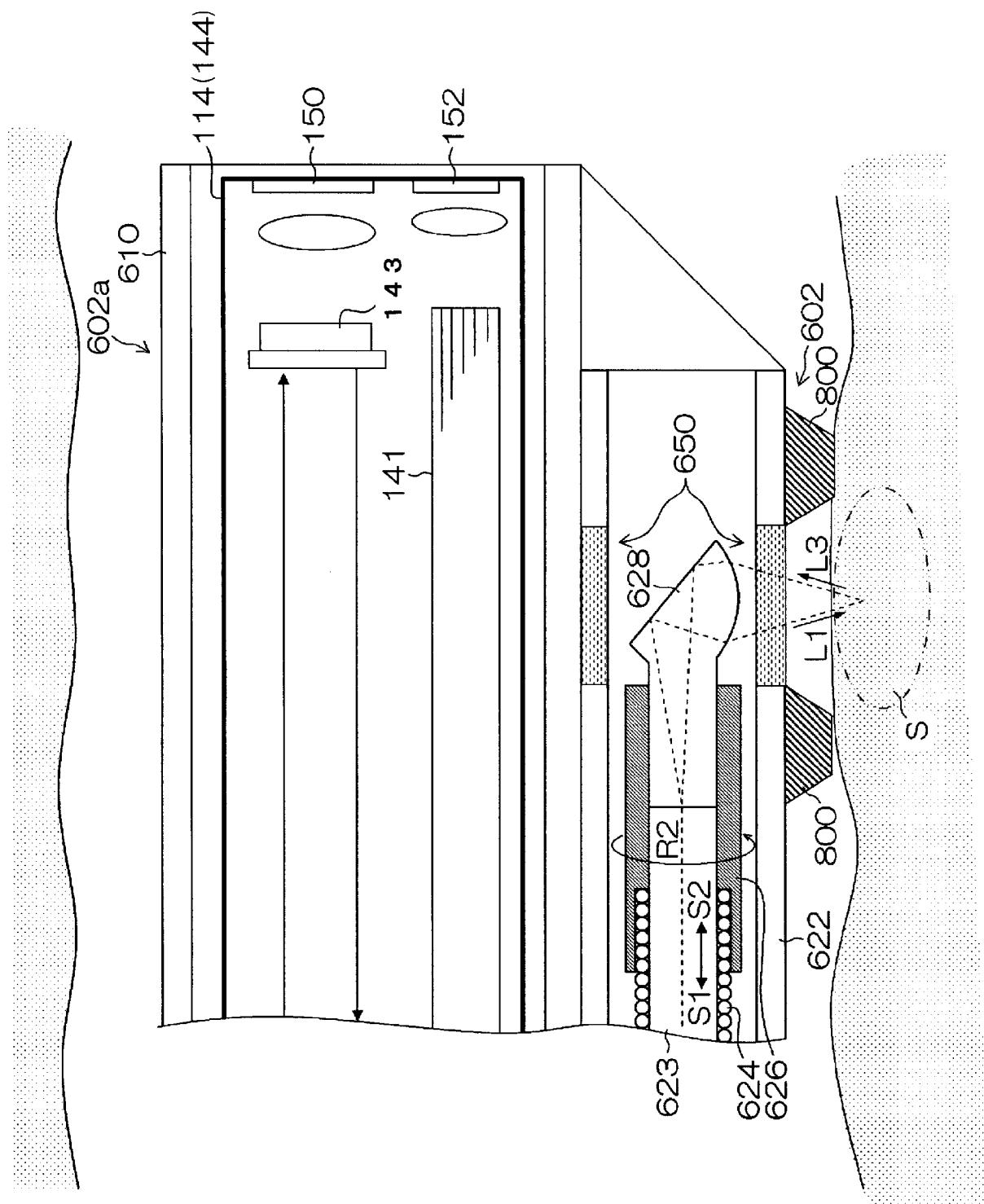


图 12

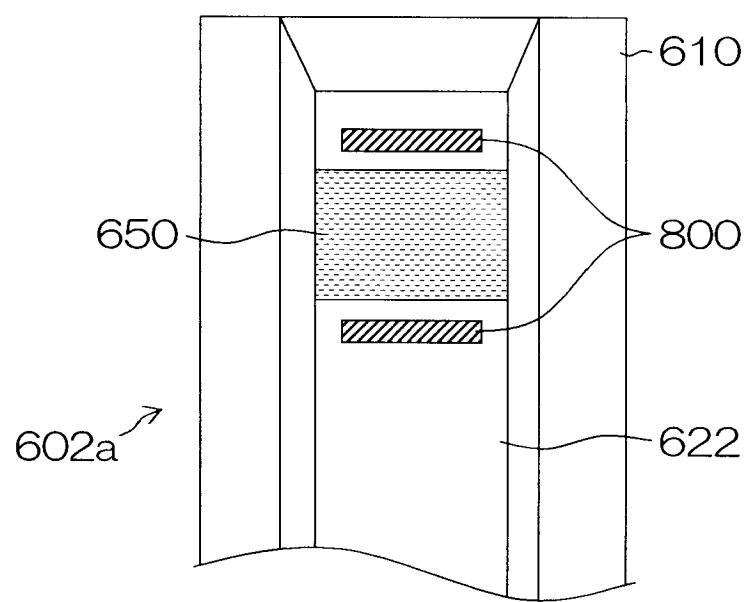


图 13

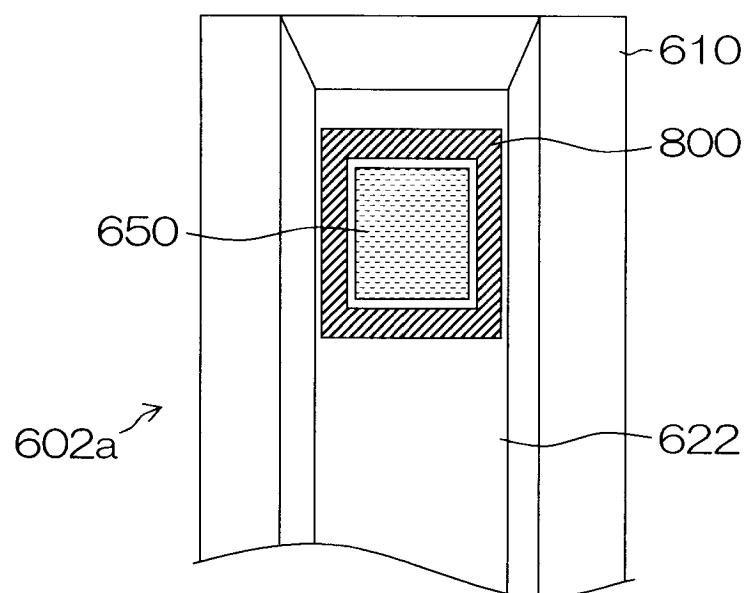


图 14

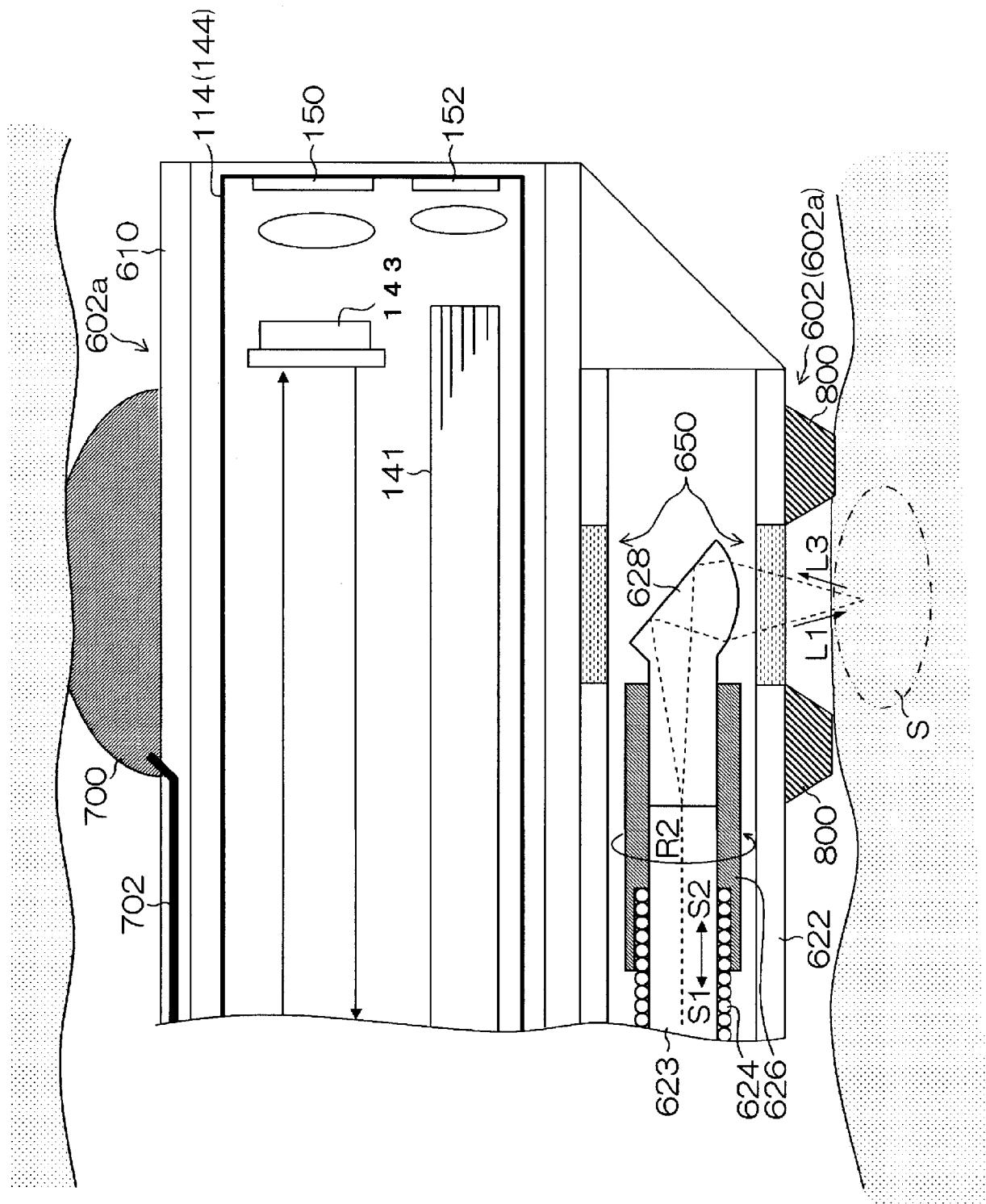


图 15

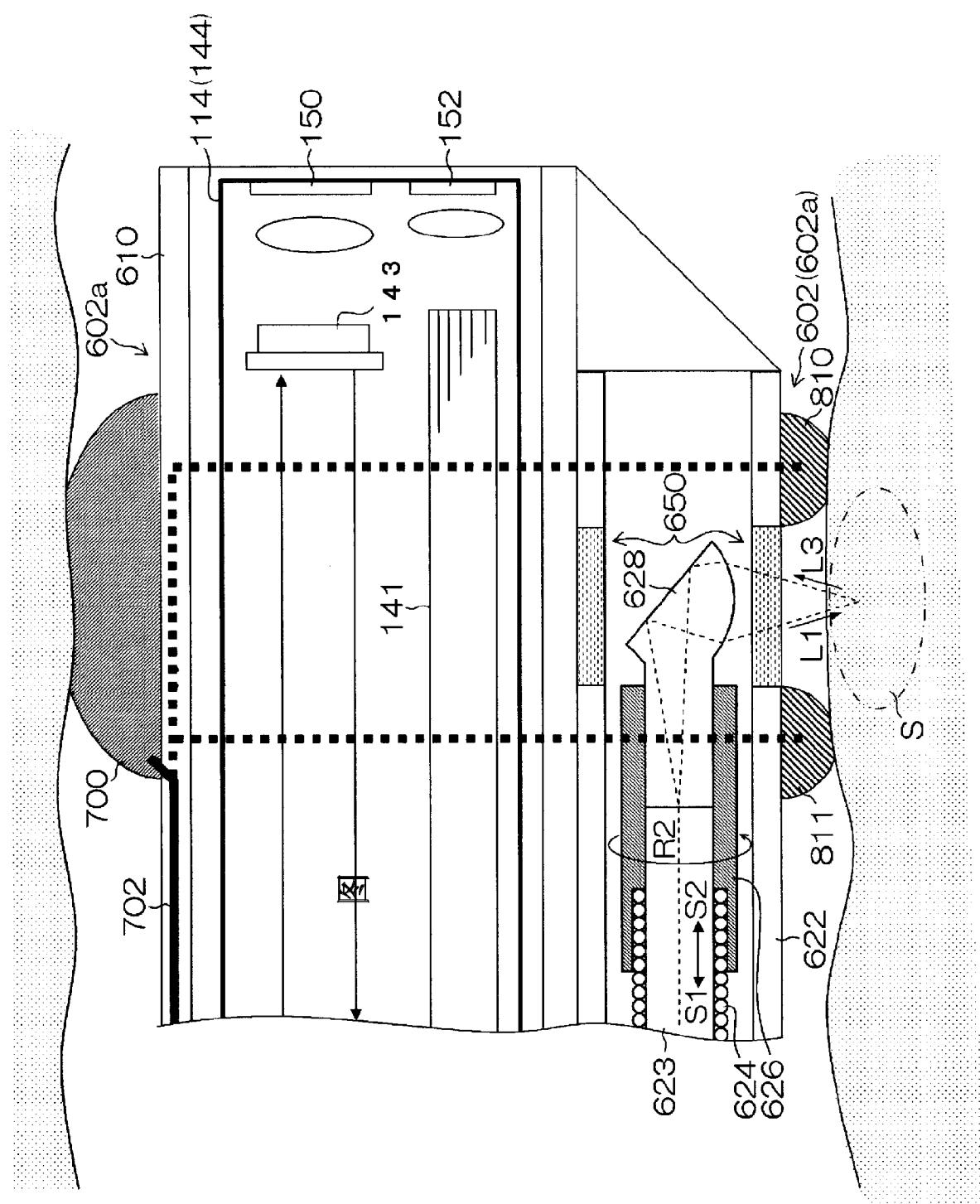


图 16

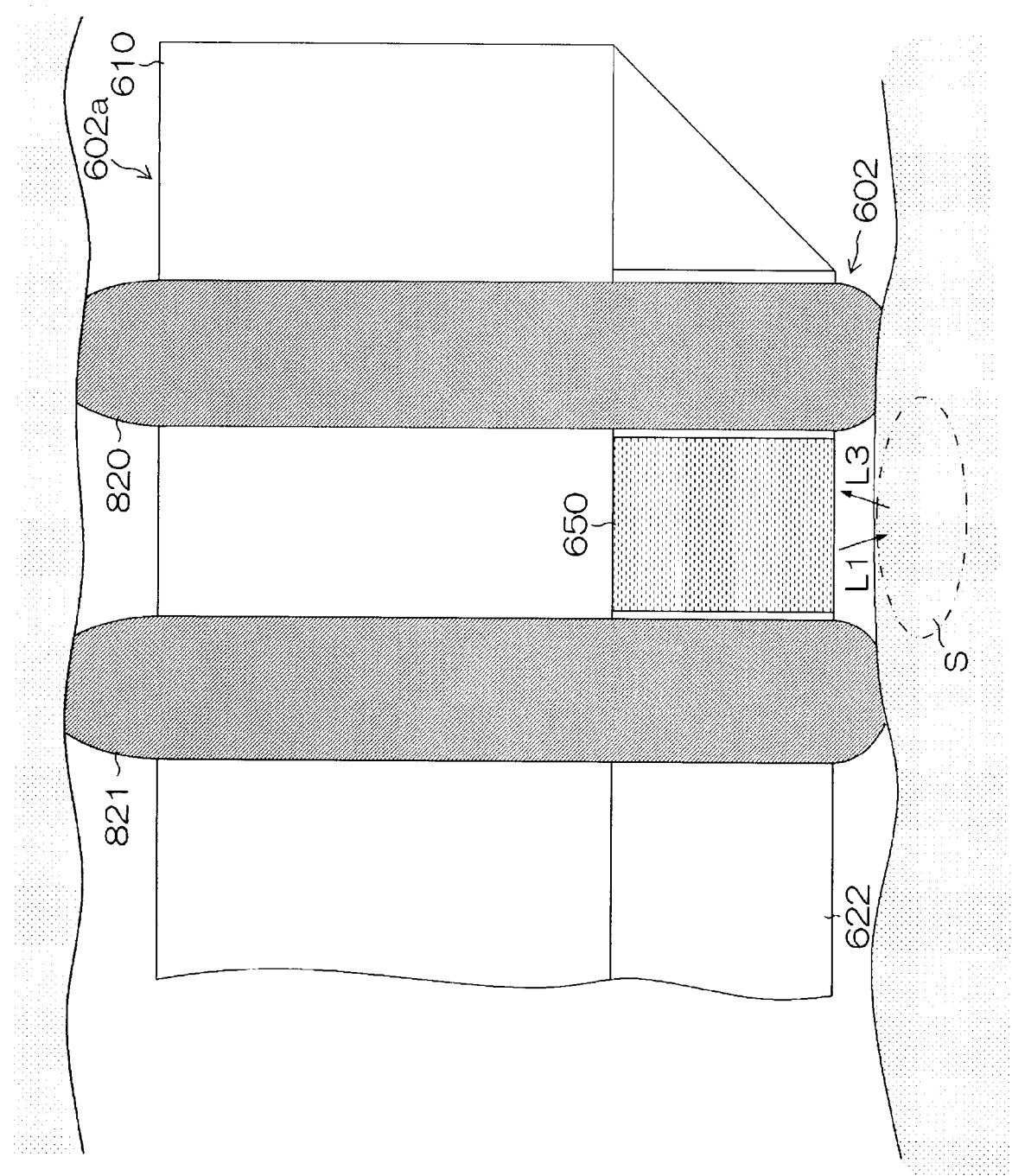


图 17

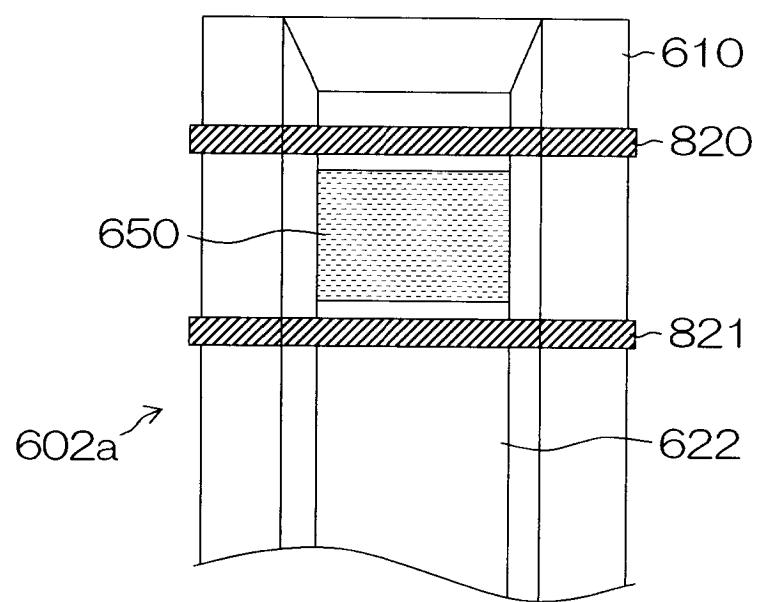


图 18

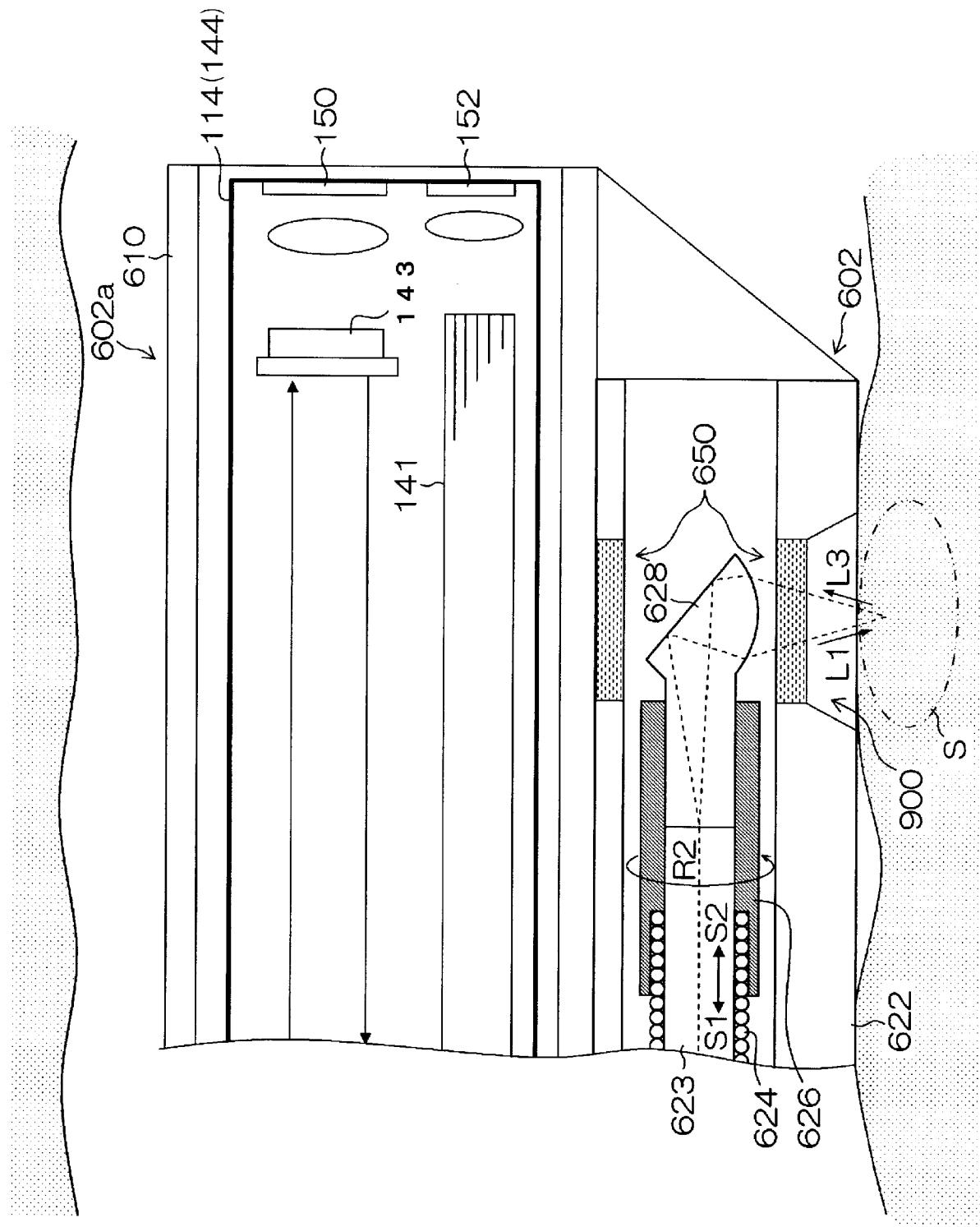


图 19

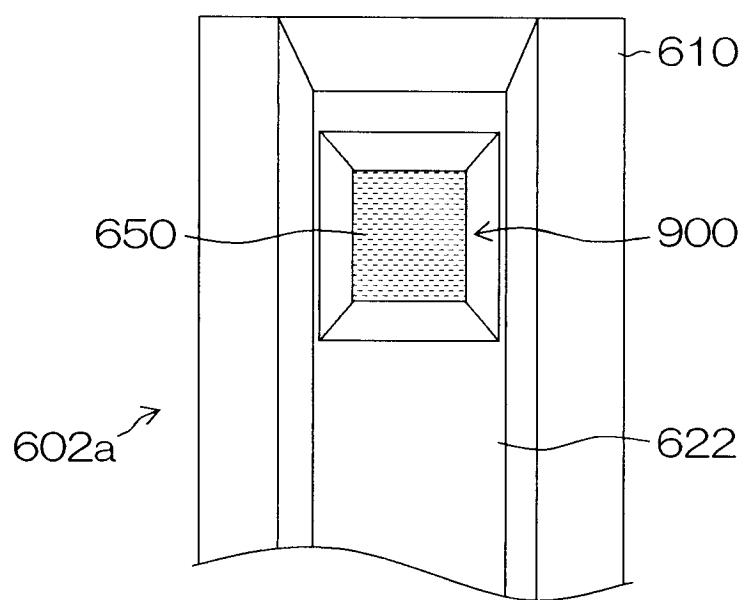


图 20

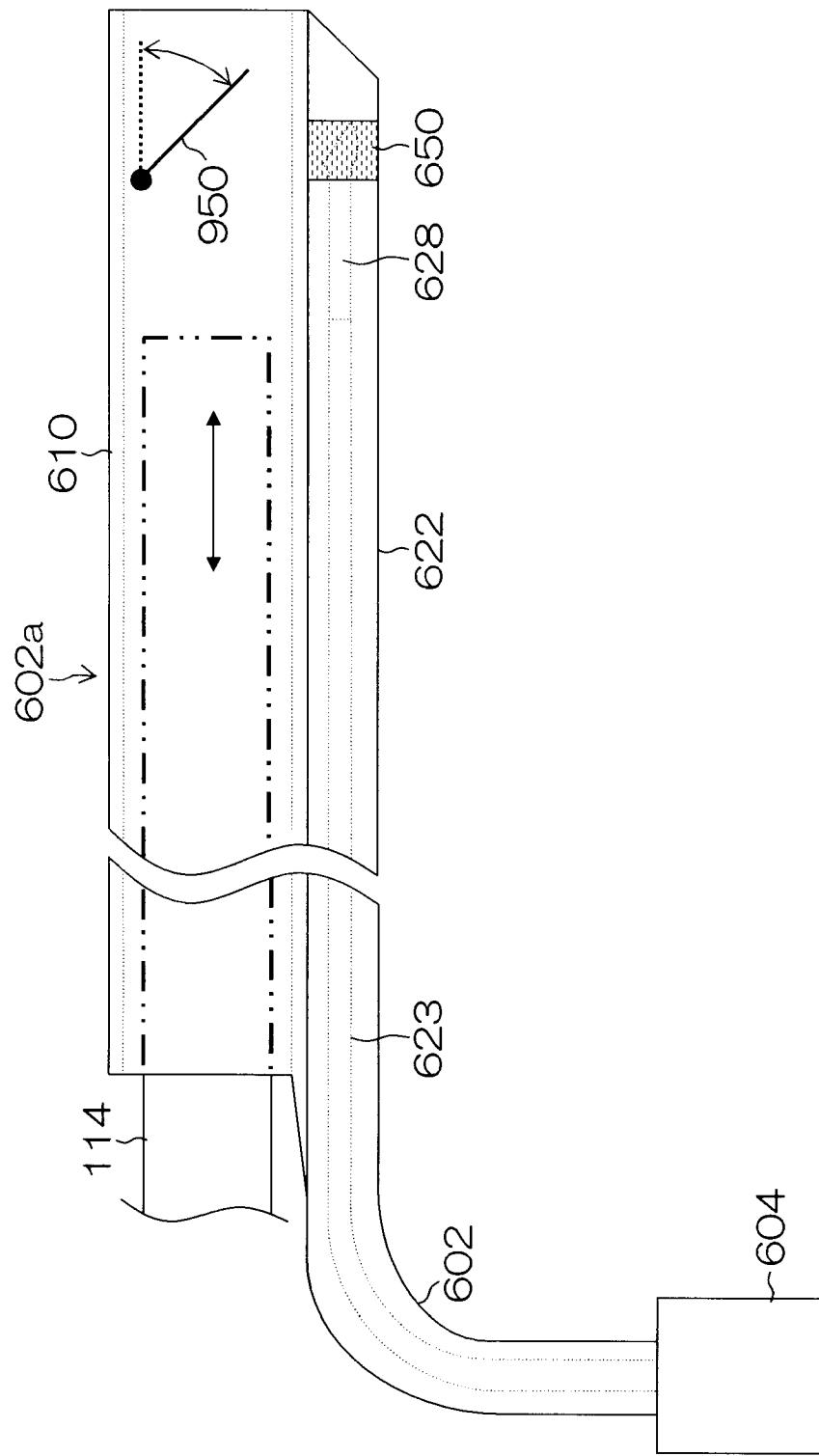


图 21

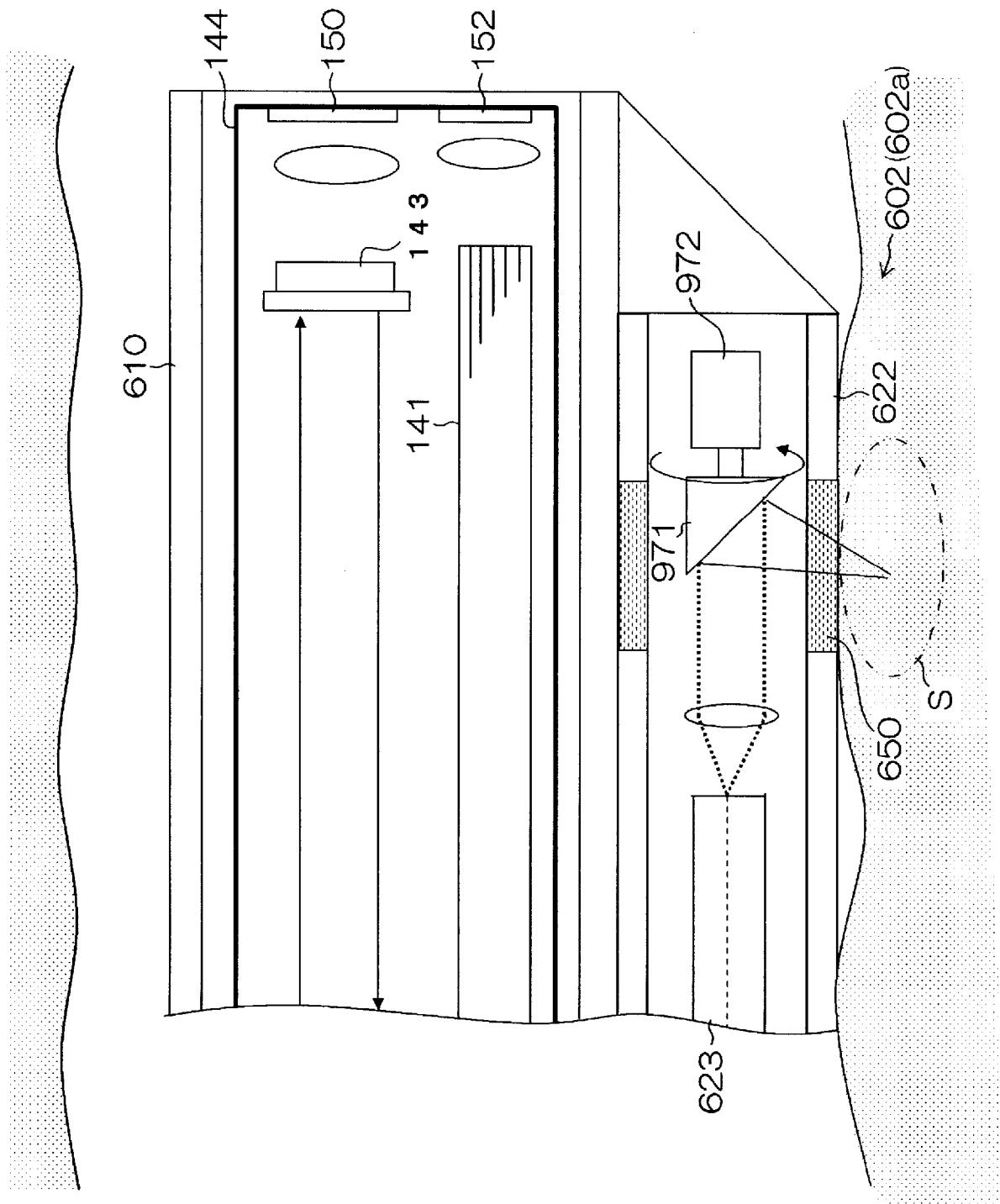


图 22

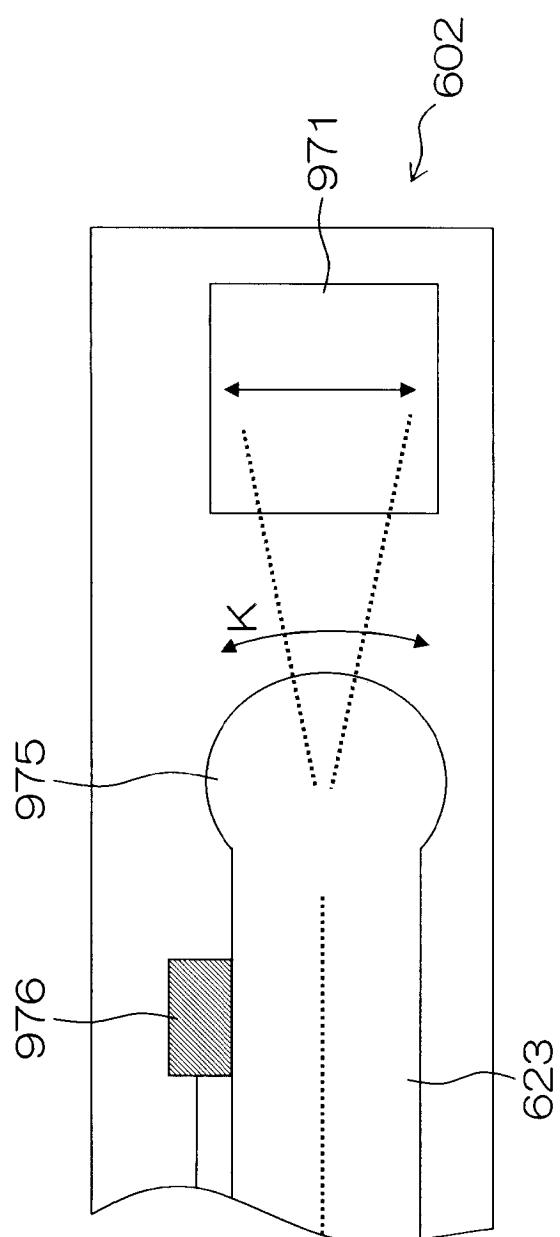


图 23

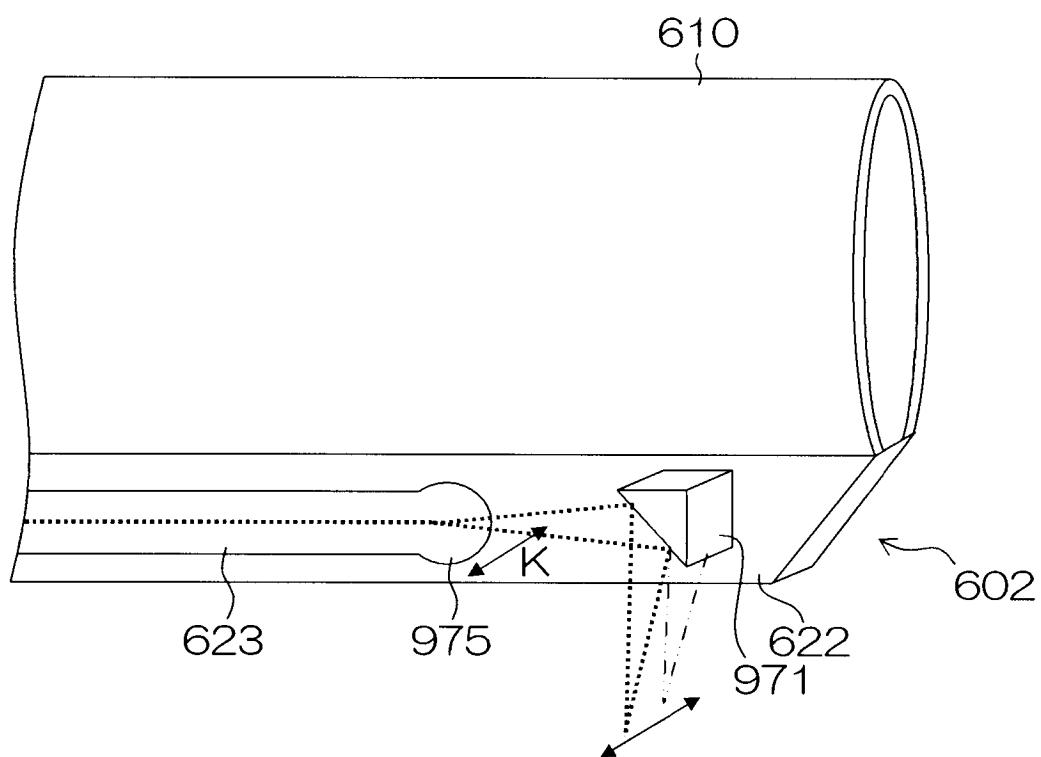


图 24

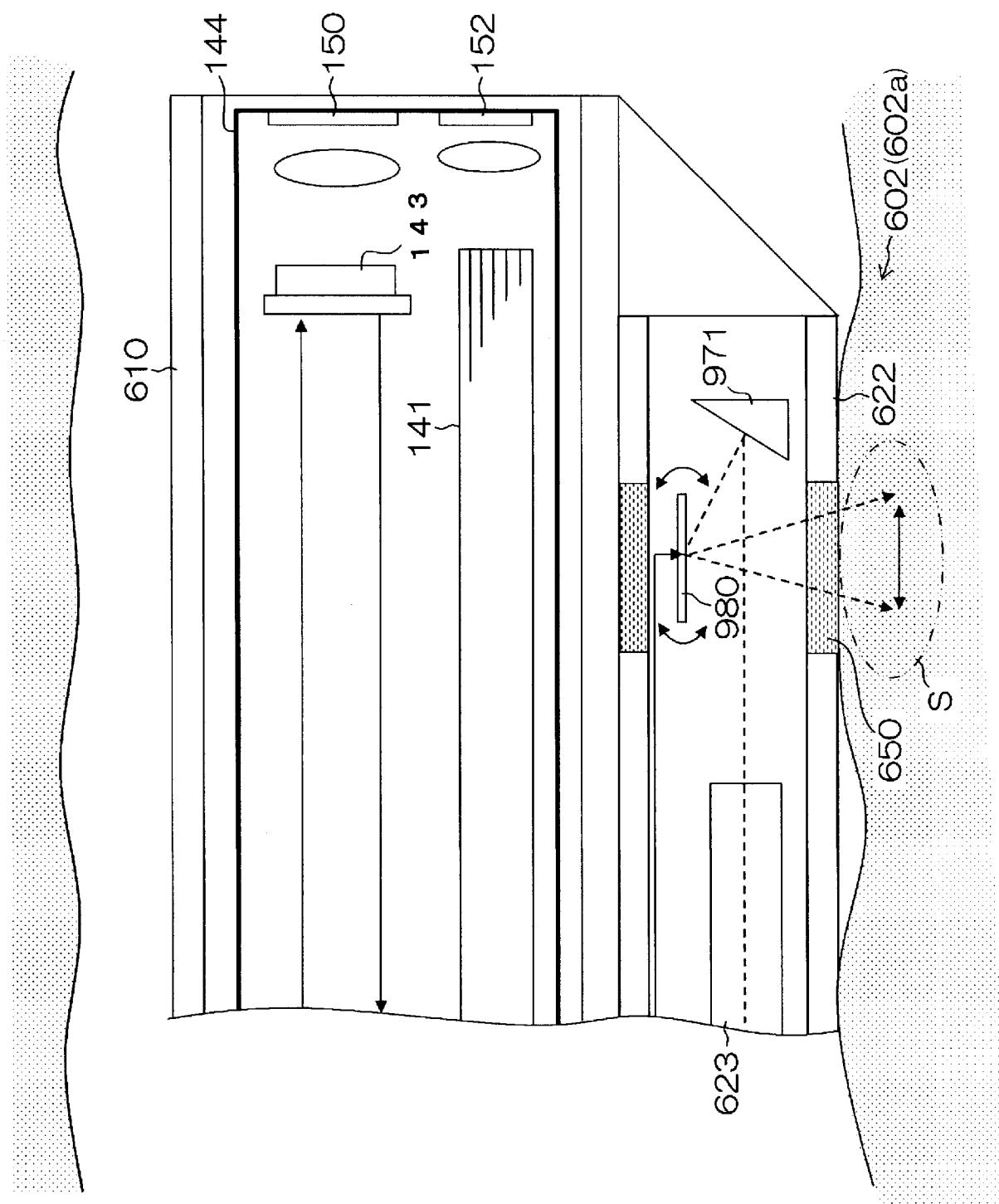


图 25

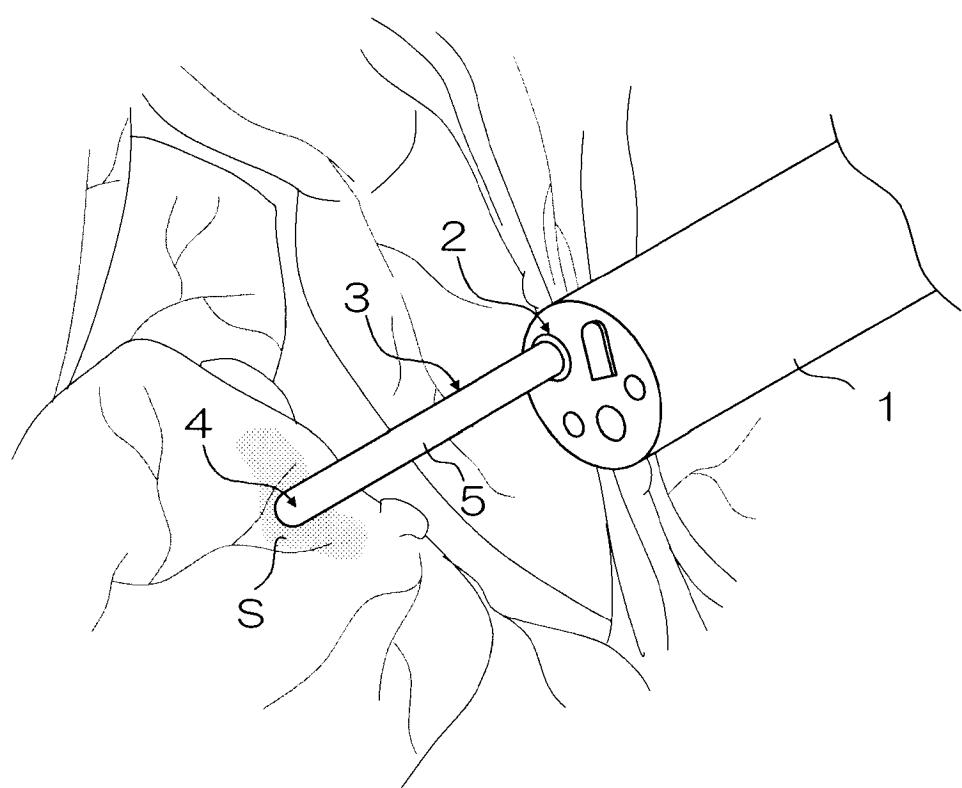


图 26

专利名称(译)	光学探头和光学观察装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN102256530A</a>	公开(公告)日	2011-11-23
申请号	CN200980150782.4	申请日	2009-12-09
[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	寺村友一		
发明人	寺村友一		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/07 A61B1/00101 A61B5/0084 A61B1/00096 A61B5/0066 A61B1/00135 A61B1/00172 A61B1/00082		
优先权	2008322842 2008-12-18 JP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">Sipo</a>		

#### 摘要(译)

本发明的一个方面提供一种光学探头(600)，该光学探头包括：具有闭合远端的管状护套(622)；设置在护套内并沿着护套的纵向轴线设置的光导装置(623)；和聚光装置(628)，该聚光装置设置在光导装置的发射端侧，且偏转从发射端发射的光的光路，从而使光会聚在测量对象上。光学探头(600)在大致垂直于从聚光装置(628)发射的会聚光的光轴方向的平面上扫描所述会聚光，并经由聚光装置将来自测量对象(S)的光引导到光导装置(623)。光学探头(600)还包括圆筒形管状构件(610)，该圆筒形管状构件具有外圆周壁，该外圆周壁沿纵向轴线方向一体结合到护套(622)的外壁。

