



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105050475 B

(45)授权公告日 2017.10.13

(21)申请号 201480016982.1

(22)申请日 2014.03.28

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 105050475 A

(43)申请公布日 2015.11.11

(30)优先权数据
2013-072688 2013.03.29 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2015.09.18

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/JP2014/059220 2014.03.28

(87)PCT国际申请的公布数据
W02014/157645 JA 2014.10.02

(73)专利权人 索尼公司
地址 日本东京

(72)发明人 伊藤辉将 福本敦 前田史贞
中钵秀弥 广野游

(74)专利代理机构 北京康信知识产权代理有限公司 11240

代理人 田喜庆 吴孟秋

(51)Int.Cl.
A61B 1/00(2006.01)
A61B 1/06(2006.01)
G02B 23/26(2006.01)
G02B 26/08(2006.01)
G02B 26/10(2006.01)

(56)对比文件
CN 101384212 A,2009.03.11,
CN 101384212 A,2009.03.11,
WO 2009137704 A1,2009.11.12,
CN 1768346 A,2006.05.03,
CN 102525377 A,2012.07.04,
US 2011137178 A1,2011.06.09,
CN 101925844 A,2010.12.22,
US 5699196 A,1997.12.16,
US 2008304143 A1,2008.12.11,

审查员 李坤

权利要求书3页 说明书59页 附图37页

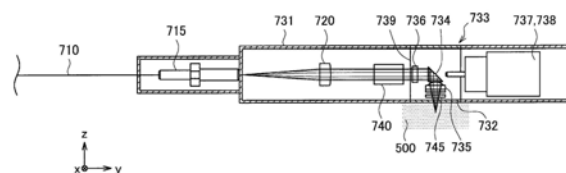
(54)发明名称

激光扫描观察装置和激光扫描方法

(57)摘要

提供了一种激光扫描观察装置,包括:窗口单元,设置在壳体的一区域中并被配置为接触或接近观察目标;物镜,被配置为通过窗口单元将激光聚集在观察目标上;光路改变元件,被配置为朝向所述窗口单元改变在所述壳体内被引导的激光的行进方向;像散校正元件,设置在所述窗口单元的前方基台并被配置为校正当激光聚集在观察目标上时发生的像散;和转动机构,被配置为使至少所述光路改变元件绕垂直于窗口单元上的激光的入射方向的转动轴转动以利用激光扫描观察目标。象散校正元件以对应于由观察深度的变化引起的像散的变化量的校正量校正像散,观察深度是激光在观察目标上被聚集的位

置的深度。



1. 一种激光扫描观察装置,包括:

窗口单元,设置在壳体的部分区域中并被配置为接触或接近观察目标;

物镜,被配置为通过所述窗口单元将激光聚集在所述观察目标上;

光路改变元件,被配置为朝向所述窗口单元改变在所述壳体内被引导的所述激光的行进方向;

像散校正元件,设置在所述窗口单元的光路的激光源的一侧并被配置为校正当所述激光聚集在所述观察目标上时发生的像散;以及

转动机构,被配置为允许至少所述光路改变元件绕垂直于所述窗口单元上的所述激光的入射方向的转动轴转动以利用所述激光扫描所述观察目标,

其中,所述像散校正元件以对应于由观察深度的变化引起的像散的变化校正量校正所述像散,所述观察深度是所述激光在所述观察目标上被聚集的位置的测量深度。

2. 根据权利要求1所述的激光扫描观察装置,

其中,所述像散校正元件包括透镜,所述透镜具有所述激光穿过至少双面的圆柱形表面或环形表面,所述像散校正元件被配置为通过所述转动机构与所述光路改变元件一起转动。

3. 根据权利要求2所述的激光扫描观察装置,

其中,所述像散校正元件是弯月形透镜,所述弯月形透镜的两个表面形成为圆柱形表面。

4. 根据权利要求1所述的激光扫描观察装置,

其中,所述像散校正元件是光学构件,所述光学构件包括驱动元件,所述驱动元件被配置为根据所述观察深度的变化来动态地改变像散的校正量。

5. 根据权利要求1所述的激光扫描观察装置,还包括:

平行移动机构,被配置为允许至少所述光路改变元件在所述转动轴的方向上平行移动以在所述转动轴的方向上利用所述激光扫描所述观察目标。

6. 根据权利要求1所述的激光扫描观察装置,还包括:

观察深度调整机构,被配置为改变所述观察深度以在深度方向上利用所述激光扫描所述观察目标。

7. 根据权利要求6所述的激光扫描观察装置,

其中,所述观察深度调整机构包括准直透镜和移动机构,所述准直透镜被配置为将所述激光准直为平行的光束以引导到所述光路改变元件和所述像散校正元件上,所述移动机构被配置为在光轴方向上移动所述准直透镜。

8. 根据权利要求1所述的激光扫描观察装置,

其中,所述激光扫描观察装置检测通过所述激光照射在所述观察目标上而发生的荧光来作为返回光,以获取与所述观察目标相关的信息,并且

所述激光扫描观察装置还包括像差校正元件,被配置为校正由所述激光和所述荧光之间的波长差引起的像差。

9. 根据权利要求8所述的激光扫描观察装置,

其中,所述像差校正元件是粘合透镜,所述粘合透镜相对于对应于所述激光的波段的光用作平行平板相对于对应于所述荧光的波段的光用作凹透镜。

10. 根据权利要求1所述的激光扫描观察装置，
其中，所述光路改变元件被配置为允许所述激光的光束入射到所述光路改变元件上，
并且

所述物镜将所述激光的光束聚集在所述观察目标的多个不同点处。

11. 根据权利要求10所述的激光扫描观察装置，
其中，所述激光的光束由调制为多个不同状态的所述激光构成。

12. 根据权利要求10所述的激光扫描观察装置，
其中，所述激光的光束通过多个光纤被引导到所述壳体中。

13. 根据权利要求10所述的激光扫描观察装置，
其中，所述激光的光束通过包括多个芯的多芯光纤被引导到所述壳体中。

14. 根据权利要求1所述的激光扫描观察装置，还包括：
偏振调制元件，设置在所述光路改变元件的光路的激光源的一侧且被配置为改变入射在所述光路改变元件上的所述激光的偏振方向，

其中，所述光路改变元件是偏振分束器，被配置为改变具有预定偏振方向的所述激光的光路，并且

其中，所述偏振分束器根据所述激光的偏振方向朝向所述窗口单元改变所述激光的行进方向，所述偏振方向由所述偏振调制元件改变。

15. 根据权利要求1所述的激光扫描观察装置，还包括：
光路分支元件，设置在所述光路改变元件的光路的激光源的一侧并被配置为允许入射在所述光路改变元件上的所述激光被分支为多个光路，

其中，为所述多个光路中的每个分别设置所述像散校正元件、所述光路改变元件和所述物镜，并且

所述光路改变元件将由所述光路分支元件分支的所述激光的每个行进方向改变为垂直于所述转动轴的方向的多个方向。

16. 根据权利要求1所述的激光扫描观察装置，

其中，所述激光扫描观察装置设置有机壳，所述机壳被配置为容纳至少多个所述光路改变元件并与多个所述光路改变元件一起转动，

其中，所述机壳的入射所述激光的壁上形成有入射窗口单元，所述入射窗口单元被配置为允许所述激光入射到多个所述光路改变元件中的每个上，

其中，为多个所述入射窗口单元中的每个设置所述像散校正元件和所述物镜，

其中，所述激光在所述激光的光轴被保持在相对于所述壳体的预定位置处的状态下被引导在所述壳体内，且随着所述机壳转动所述激光被顺序照射到多个所述入射窗口单元，
而且

其中，从对应于所述激光的照射位置的所述入射窗口单元入射的激光由所述光路改变元件引导到所述窗口单元。

17. 根据权利要求1所述的激光扫描观察装置，

其中，所述壳体具有圆柱形状，并且

所述窗口单元设置在平行于所述壳体的纵向方向的侧壁上并且具有符合所述壳体的所述侧壁的形状的圆柱形弯曲表面。

18. 根据权利要求1所述的激光扫描观察装置,

其中,所述壳体具有圆柱形状,并且

所述窗口单元设置在所述壳体在纵向方向上的末端部分并且具有垂直于所述壳体的所述纵向方向的表面。

19. 根据权利要求1所述的激光扫描观察装置,

其中,所述物镜设置在所述光路改变元件和所述窗口单元之间,并且

所述物镜和所述窗口单元之间的空间被浸没在具有与所述窗口单元的折射率相同的折射率的液体中。

20. 根据权利要求1所述的激光扫描观察装置,

其中,所述壳体是内窥镜的镜筒,并且

设置在所述镜筒的部分区域中的所述窗口单元与待观察的人或动物的体腔内的生物组织接触或接近并利用所述激光扫描所述生物组织。

21. 根据权利要求1所述的激光扫描观察装置,

其中,所述窗口单元与待观察的人或动物的身体表面接触或接近并利用所述激光扫描距所述身体表面预定深度处的生物组织。

22. 根据权利要求1所述的激光扫描观察装置,还包括:

基台,被配置为放置有所述观察目标,

其中,利用所述激光通过设置在所述基台的至少部分区域上的所述窗口单元扫描所述观察目标。

23. 根据权利要求1所述的激光扫描观察装置,还包括:

多个所述物镜,用于执行多条线的激光扫描。

24. 一种激光扫描方法,包括:

使激光入射到设置在壳体内部的光路改变元件上;

通过所述光路改变元件改变在所述壳体内引导的所述激光的行进方向,并将由物镜聚集的所述激光照射在观察目标上,其中,所述激光通过设置在所述壳体的部分区域中并与所述观察目标接触或接近的窗口单元照射,并通过像散校正元件校正像散;以及

使至少所述光路改变元件绕垂直于观察方向的转动轴转动以利用所述激光扫描所述观察目标,所述观察方向是所述激光入射到所述观察目标上的方向,

其中,所述像散校正元件以对应于由观察深度的变化引起的像散的变化量的校正量校正所述像散,所述观察深度是所述激光在所述观察目标上被聚集的位置的深度。

激光扫描观察装置和激光扫描方法

技术领域

[0001] 本公开涉及一种激光扫描观察装置和一种激光扫描方法。

背景技术

[0002] 对于以高分辨率观察目标的技术,有激光扫描显微装置。激光扫描显微装置可在利用激光扫描对象的同时,通过将激光施加到对象并检测其透射光、背向散射光、荧光、拉曼散射光、由于非线性光学效应产生的各种光等等的强度,获取关于对象的各种信息为2维或3维图像数据。在最近几年,使用这样的激光扫描显微装置的技术已被应用到与受试者(患者)的身体表面接触的探针或插入受试者的体腔中的内窥镜,从而以更高分辨率观察受试者(患者)的身体组织。

[0003] 在如上所述通过利用激光扫描对象来观察对象的使用显微镜、内窥镜和探针(以下,这种装置将被统称为“激光扫描观察装置”)的领域中,需要获得观察目标(例如,生物组织)的详尽视图并在必要时以放大形式观察任何特定区域。换句话说,激光扫描观察装置必须实现更宽的视场(即实际视场(FOV))和更大数值孔径。然而,为了实现更宽视场和更大数值孔径,通常需要使光学系统复杂,并因此产生大尺寸和高成本的问题。具体而言,在需要在其应用的方面具有较小尺寸的装置中(诸如探针或内窥镜),安装复杂的光学系统很困难,且因此实现更宽视场和更大数值孔径两者的构造难以实施。

[0004] 另一方面,在所谓的光学相干断层扫描(OCT)的领域中,其中使用光的干涉获得生物组织的断层扫描图像,已经建议了其中通过将转动机构安装在内窥镜的头部中的光学元件中来实现头部的小型化的内窥镜装置。例如,非专利文献1公开了OCT系统,其能够通过利用低相干光照射生物组织同时转动设置在作为转动轴方向的纵向方向上的内窥镜的头部中的渐变折射率(GRIN)透镜和棱镜来获取生物组织的断层图像。此外,例如,非专利文献2公开了一种技术,其在类似于非专利文献1的基于OCT的内窥镜(其通过转动设置在作为转动轴方向的纵向方向上的头部的GRIN透镜和棱镜来获取观察图像)中,通过形成镜的反射面以校正正在设置在管的侧壁上的用于数据采集(用于获取图像)的窗口中容易引起的像散,获取具有更高图像质量的观察图像。在非专利文献1和2中公开的光学元件的转动机构适用于激光扫描观察装置,并因此可实现更宽FOV。

[0005] 因此,已经建议了如下技术,其用于通过转动内窥镜的头部中的光学元件并在管的圆周方向上由激光进行扫描来实现宽视场。例如,非专利文献3公开了激光扫描内窥镜装置,其使用管的纵向方向作为转动轴方向,以在内窥镜装置中利用激光在管的圆周方向执行扫描,其中,通过使GRIN透镜聚集在管中由光纤引导到镜子的激光,在管的侧表面方向上施加光到生物组织。此外,非专利文献4公开了激光扫描内窥镜装置,其通过使用管的纵向方向作为转动轴方向而转动光栅和物镜,并通过在内窥镜装置中由激光在管的圆周方向上进行扫描来采集图像数据,其中,通过在管的侧表面方向上使光栅衍射在管内部由光纤引导的激光,光经由物镜施加到生物组织。

[0006] 引文列表

[0007] 非专利文献

[0008] 非专利文献1:Guillermo J.Tearney,等人,In vivo endoscopic optical biopsy with optical coherence tomography,Science,1997,Vol.276,p.2037-2039

[0009] 非专利文献2:Jiefeng Xi等人,High-resolution OCT balloon imaging catheter with astigmatism correction,OPTICS LETTERS,2009,Vol.34,No.13,p.1943-1945

[0010] 非专利文献3:Gangjun Liu等人,Rotational multiphoton endoscopy with a 1 μm fiber laser system,OPTICS LETTERS,2009,Vol.34,No.15,p.2249-2251

[0011] 非专利文献4:Yelin等人,Large area confocal microscopy,OPTICS LETTERS,2007,Vol.32,No.9,p.1102-1104。

发明内容

[0012] 技术问题

[0013] 在激光扫描观察装置中,为了获取所需区域的更稳定的图像数据,考虑了一种方法,其中设置在壳体的一部分上的用以获取图像数据(采集图像)的窗口单元与观察目标接触,并且同时,激光由物镜通过窗口单元聚集在目标观察上,从而观察目标。这样的方法对于窗口与观察目标接触以具有预定厚度以便实现预定强度以保证安全是必要的。

[0014] 在这方面,考虑在由物镜聚集的激光通过窗口单元施加到观察目标时引起的像差,因为物镜的NA和窗口的厚度增加,所以像差的程度趋于增加。当窗口设置在圆柱形壳体(诸如内窥镜的管)的侧表面且是圆柱形(管状)以匹配壳体的形状时,由于窗口具有低曲率(即壳体的管具有小直径),所以像差的程度被认为进一步增加。特别而言,当激光穿过具有圆柱形表面的窗口时,像差可甚至在光轴上发生(尤其是像散),从而导致获取的图像数据的质量恶化。

[0015] 此外,在激光扫描观察装置中,需要通过进行激光扫描同时改变可观察深度(即施加到观察目标的激光的穿透深度)采集包括多层的图像。在通过物镜和窗口单元的通道后,观察深度的变化会改变激光的会聚和发散状态,且像差的程度相应地变化。为了获取高质量观察图像,有必要通过考虑在如上所述的观察期间的光学系统的任何变化引起的像差的变化来设计光学系统。

[0016] 然而,在非专利文献1和2中所公开的技术基于OCT并使用具有相对较低NA的(例如,NA约等于0.1)的物镜,因此这样的像差对于观察图像的质量不会造成如此严重的问题。在非专利文献2中公开的技术中,使用镜的形状来校正像差,以提高图像质量,但是该技术不能处理其中像差的程度由如上所述的观察深度的变化改变的情况。此外,在非专利文献2和非专利文献3中公开的技术中,没有提及窗口单元的详细构造。因此,从安全性或由于窗口单元的构造发生的像差的上述视点对于窗口单元必须的条件不予考虑。以此方式,在本领域中已知的内窥镜中,通过设置具有预定厚度的窗口同时使用具有相对更大NA的物镜难以实现安全性的增强,以通过减小像差的影响实现高精度的观察。

[0017] 因此,根据本公开的实施例,提供了一种新颖和改进的激光扫描观察装置和激光扫描观察方法,其能够实现更高精度的观察。

[0018] 解决问题

[0019] 根据本公开,提供了一种激光扫描观察装置,包括:窗口单元,设置在壳体的部分区域中并被配置为接触或接近观察目标;物镜,被配置为通过窗口单元将激光聚集在观察目标上;光路改变元件,被配置为朝向窗口单元的行进方向改变在壳体内被引导的激光;像散校正元件,设置在所述窗口单元的前方基台并被配置为校正当激光聚集在观察目标上时发生的像散;和转动机构,被配置为允许至少光路改变元件绕垂直于窗口单元上的激光的入射方向的转动轴转动以利用激光扫描观察目标。像散校正元件以对应于由观察深度的变化引起的像散的变化校正量校正像散,观察深度是激光在观察目标上被聚集的位置的深度。

[0020] 根据本公开,提供了一种激光扫描方法,包括:使激光入射到设置在壳体内的光路改变元件上;通过光路改变元件改变在壳体内引导的激光的行进方向,并将由物镜聚集的激光照射在观察目标上,其中,激光通过设置在壳体的部分区域中并与观察目标接触或接近的窗口单元照射,并通过像散校正元件校正像散;以及使至少光路改变元件绕垂直于观察方向的转动轴转动以利用激光扫描所述观察目标,观察方向是激光入射到观察目标上的方向。像散校正元件以对应于由观察深度的变化引起的像散的变化校正量校正像散,观察深度是激光在观察目标上被聚集的位置的深度。

[0021] 根据本公开的实施例,允许光路改变元件在壳体内转动,并由此利用激光扫描观察目标。由此,获得在光路改变元件的一个转动期间利用激光扫描的观察目标的范围,作为FOV,并且因此即使在物镜具有相对大的NA时,也可实现宽视场。此外,提供了像散校正元件,被配置为根据由观察深度的变化引起的像散的变化确定的校正量校正像散,因此有可能即使在观察深度改变时也可以较少的像散影响进行高精度观察。

[0022] 发明的有利效果

[0023] 根据如上所述的本公开的实施例,能够进行更高精度观察。应注意,上述优点不必旨在是限制性的,并且除了或替代以上所述的优点,本文所述的任何其它优点和将通过本公开理解的其它优点是可以实现的。

附图说明

[0024] [图1A]图1A是示出根据相关技术的激光扫描内窥镜装置中的NA和FOV之间的关系的曲线图。

[0025] [图1B]图1B是示出根据相关技术的激光扫描内窥镜装置中的头部的尺寸与NA和FOV之间的关系的曲线图。

[0026] [图2]图2是示出根据本公开的第一实施例的激光扫描内窥镜装置的一个构造实施例的示意图。

[0027] [图3]图3是示意地示出图2所示的扫描单元的构造的示意图。

[0028] [图4A]图4A是示出根据本公开的第二实施例的激光扫描内窥镜装置的一个构造实施例的示意图。

[0029] [图4B]图4B是示出多芯光纤的剖面的示意图。

[0030] [图5]图5是示出当扫描单元包括多个物镜时的激光扫描内窥镜装置的一个构造实施例的示意图。

[0031] [图6A]图6A是示出当光路改变元件是偏振分束器时的扫描单元的一个构造实施

例的示意图。

[0032] [图6B]图6B是示出当图6A所示的扫描单元绕作为转动轴的y轴转动180度时的状态的示意图。

[0033] [图7A]图7A是示出当光路改变元件是MEMS镜时的扫描单元的一个构造实施例的示意图。

[0034] [图7B]图7B是示出当光路改变元件是MEMS镜时的扫描单元的一个构造实施例的示意图。

[0035] [图8A]图8A是示出当扫描单元包括光路分支元件时的扫描单元的一个构造实施例的示意图。

[0036] [图8B]图8B是示出当扫描单元包括光路分支元件时的扫描单元的一个构造实施例的示意图。

[0037] [图9A]图9A是示出当激光的入射位置相对于管固定时的扫描单元的一个构造实施例的示意图。

[0038] [图9B]图9B是示出当激光的入射位置相对于管固定时的扫描单元的一个构造实施例的示意图。

[0039] [图10A]图10A是示出其中扫描单元具有另一转动轴方向的内窥镜的一个构造实施例的示意图。

[0040] [图10B]图10B是示意地示出图10A中所示的扫描单元的构造的示意图。

[0041] [图11]图11是示出其中多个物镜布置在管的纵向方向上的修改实施例的内窥镜的示例性构造的示意图。

[0042] [图12]图12是示出其中多个物镜布置在管的纵向方向上的修改实施例的内窥镜的另一示例性构造的示意图。

[0043] [图13A]图13A是示出其是根据实施例的像差校正元件的一个构造实施例的圆柱形凹凸透镜对的构造的示意图。

[0044] [图13B]图13B是示出其是根据实施例的像差校正元件的一个构造实施例的圆柱形凹凸透镜对的构造的示意图。

[0045] [图14]图14是示出其是根据实施例的像差校正元件的一个构造实施例的圆柱形弯月透镜的构造的示意图。

[0046] [图15]图15是示出其是根据实施例的像差校正元件的一个构造实施例的圆柱形平凸透镜的构造的示意图。

[0047] [图16]图16是示出描述根据实施例的激光扫描内窥镜装置中的观察深度调整机构的图。

[0048] [图17]图17是示出使用根据实施例的激光扫描内窥镜装置中的深度观察调整机构的激光扫描方法的实施例。

[0049] [图18]图18是示出根据实施例的激光扫描探针的示例性构造的侧视图。

[0050] [图19]图19是示出图18中所示的激光扫描探针中的光学构件的布置。

[0051] [图20]图20是示出图18中所示的激光扫描探针中的光学构件的布置。

[0052] [图21]图21是示出图18中所示的激光扫描探针中的光学构件的布置。

[0053] [图22]图22是示出以描述影响激光扫描探针的光学系统中的像散的参数的图。

[0054] [图23]图23是示出用作实施例中的像散校正元件的圆柱形弯月透镜的光学特性的实例的曲线图。

[0055] [图24]图24是示出像散对于具有两个弯曲表面的光学构件和具有一个弯曲表面的光学构件的观察深度的依赖性的曲线图。

[0056] [图25]图25是被示出以描述用于激光扫描探针中的像差校正元件的图。

[0057] [图26]图26是示出在采用和不采用像差校正元件的这两种情况之间的光纤上的荧光的光聚集效率的曲线图。

[0058] [图27]图27是示出作为根据实施例的激光扫描探针的另一示例性构造的手持式激光扫描探针的构造的透视图。

[0059] [图28]图28是示出根据实施例的激光扫描显微装置的示例性构造的示意图。

[0060] [图29]图29是被示出以描述根据实施例的激光扫描观察装置的硬件构造的框图。

具体实施方式

[0061] 在下文,将参考附图详细描述本公开的优选实施例。应注意,在本说明书和附图中,具有基本相同功能和结构的结构元件由相同的参考标号指示,且这些结构元件的重复说明被省略。

[0062] 将按照以下顺序进行描述。

[0063] 1.具有不同构造的激光扫描内窥镜装置的检查

[0064] 2.第一实施例

[0065] 3.第二实施例

[0066] 4.修改实例

[0067] 4-1.其中扫描单元包括多个物镜的构造

[0068] 4-1-1.其中光路改变元件是极化分束器的构造

[0069] 4-1-2.其中光路改变元件是MEMS镜的构造

[0070] 4-1-3.其中扫描单元包括光路分支元件的构造

[0071] 4-1-4.其中激光相对于管的入射位置被固定的构造

[0072] 4-2.其它构造

[0073] 4-2-1.其中扫描单元具有另一转动轴方向的构造

[0074] 4-2-2.物镜在管的纵向方向上的布置的修改

[0075] 5.像差校正单元的构造

[0076] 5-1.像散的校正

[0077] 5-1-1.圆柱形凹凸透镜对

[0078] 5-1-2.圆柱形弯月透镜

[0079] 5-1-3.圆柱形平凹透镜

[0080] 6.包括深度观察调整机构的构造

[0081] 6-1.使用深度观察调整机构的激光扫描

[0082] 6-2.激光扫描探针

[0083] 6-2-1.一般构造

[0084] 6-2-2.像散校正元件

[0085] 6-2-3. 像差校正元件

[0086] 6-2-4. 激光扫描探针的另一示例性构造

[0087] 6-3. 激光扫描显微装置

[0088] 7. 硬件构造

[0089] 8. 结论

[0090] 在下文中, 将给出作为项目1 (具有不同构造的激光扫描内窥镜装置的检查) 至项目5 (像差校正元件的构造) 的描述中的实例的根据实施例的激光扫描内窥镜装置的示例性构造及其修改。本公开的实施例不限于这样的实例, 且根据本公开的实施例的激光扫描观察装置可具有除了本文提出的那些构造外的其它构造, 诸如激光扫描探针和激光扫描显微装置。项目1中描述的任何情况 (具有不同构造的激光扫描内窥镜装置的检查) 至项目5 (像差校正元件的构造) 可类似地应用于除了本文提出的那些构造外的其它构造, 诸如激光扫描探针和激光扫描显微装置。将项目6-2 (激光扫描探针) 和项目6-3 (激光扫描显微装置) 中详细描述在激光扫描探针或激光扫描显微装置的示例性构造。

[0091] 作为本发明的优选实施例, 激光扫描观察装置可设置有助于调整其是在观察目标上聚集的激光的深度的观察的深度调整机构。激光扫描观察装置 (包括深度观察调整机构) 能够获取与观察目标的深度方向相关的信息, 从而实现更适合于操作者 (用户) 的需求的有用观察。因此, 在项目6 (包括深度观察调整机构的构造) 中, 将在本文中详细地描述包括深度观察调整机构的激光扫描观察装置的构造。然后, 将在项目7 (硬件构造) 中描述能够实现根据实施例的激光扫描观察装置的示例性硬件构造。

[0092] 具体而言, 在项目6 (包括深度观察调整机构的构造) 中, 将首先给出通过使用项目 (使用观察深度调整机构的激光扫描) 中的观察深度调整机构实施的激光扫描方法的描述。然后, 在项目6-2 (激光扫描探针) 中, 作为除了直到后来描述的内窥镜外的示例性构造, 将描述包括观察深度调整机构的激光扫描探针的构造。此外, 将给出观察深度调整机构或被配置为处理观察深度的变化的像差校正元件的构造的详细描述。然后, 在项目6-3 (激光扫描显微装置) 中, 作为根据实施例的激光扫描观察装置的又另一示例性构造, 将描述设置有观察深度调整机构的激光扫描显微装置的构造。在项目6-2 (激光扫描探针) 和项目6-3 (激光扫描显微装置) 中描述的激光扫描探针和激光扫描显微装置的每个构造都说明了包括观察深度调整机构的情况。激光扫描探针和激光扫描显微装置的构造不限于这些实例, 并且它不一定设置有观察深度调整机构。根据实施例的激光扫描探针和激光扫描显微装置可具有通过采取激光扫描内窥镜装置作为实例来描述的各种构造。

[0093] (1. 具有不同构造的激光扫描内窥镜装置的检查)

[0094] 首先, 首先将描述由本发明人检查的相关技术的具有不同构造的激光扫描显微装置的内容以阐明本公开的实施例。

[0095] 激光扫描内窥镜装置所必需的性能的实例包括下面的性能。即包括, “1. 穿透深度”、“2. 头部的小型化”、“3. 高NA”、“4. 宽视场”, 和“5. 高速扫描”。

[0096] “1. 穿透深度”是表示其为观察目标的生物组织的深度方向的可观察距离的指数。当穿透深度更大时, 不仅生物组织的表面而且生物组织的深度位置都可观察到。因此, 可获得有关生物组织的更多信息。具体而言, 穿透深度可通过由布置为面对生物组织的物镜扩大工作距离 (在生物组织内达到物镜的聚焦的距离) 而被扩大。优选的是提供一种机构 (在

下文中,有时称为“观察深度调整机构”),其具有穿透深度的预定幅度且能够在穿透深度的范围内改变观察深度。可变的观察深度允许获取观察图像,例如,在改变观察深度的同时,并且因此可获得包括多个层的图像,从而获得更多信息。

[0097] 从微创医疗的观点来看“2.头部的小型化”是必要的。考虑到对患者的身体负担,内窥镜的管的末端处的头部的直径优选等于或小于数毫米。然而,这样的性能对于内窥镜特别重要。对于激光扫描探针和激光扫描显微装置,可使用具有10mm或更大直径的大型管(壳体)。

[0098] “3.高NA”对于获取具有很分辨力(分辨率)的图像是必要的。通过使用具有高NA的物镜,能够获取尤其是在深度方向具有高分辨力的图像。在OCT的领域的情况中,物镜的NA可为约0.1。然而,在激光扫描内窥镜中,物镜的NA优选等于或大于例如约0.5以获得具有高分辨力的图像。

[0099] “4.宽视场”对于是广泛查看其是观察目标的生物组织是必要的。这里提到的视场可以是所谓的实际视场(FOV)或其中由激光进行扫描的线的范围。当上述“3.高NA”和上述“4.宽视场”之间的兼容性可实现时,可能在扫描宽范围的同时获取具有高分辨力的图像。作为视场,例如,FOV优选小于或大于约1.0mm。

[0100] “5.高速扫描”对于观察移动生物组织是必要的。这是因为当扫描速度低时,需要很长时间来获取图像数据,且因此很难准确地理解生物组织的移动。例如,扫描速度优选为等于或大于至少1fps(每秒帧)。理想地,扫描速度是约30fps,这与一般视频速率相同。

[0101] 从上述5各性能的观点出发,本发明人已经检查了根据相关技术的激光扫描内窥镜装置。

[0102] 例如,MEMS镜型激光扫描内窥镜装置已经由蒙大拿州大学等的研究小组开发(例如,由Christopher L.Arrasmith等人在OPTICS EXPRESS 2010Vol.18No.4,第3805页至3819页的“MEMS-based handheld confocal microscope for in-vivo skin imaging”)。该装置是被配置为扫描激光的装置,且“2.头部的小型化”和“5.高速扫描”之间的兼容性通过使用MEMS形成的小型化镜来实现。

[0103] 作为另一实例,纤维端扫描型激光扫描内窥镜装置已经由华盛顿大学等的研究小组开发(例如,由Cameron M.Lee等人在杂志BIOPHOTONICS2010Vol.3No.5至6,第385页至407页的“Scanning fiber endoscopy with highly flexible,1mm catheterscopes for wide-field,full-color imaging”)。该装置通过2维地移动引导激光的光纤的末端并由激光进行扫描生物组织实现“2.头部的小型化”和“5.高速扫描”之间的兼容性。

[0104] 作为另一实例,纤维束接触型激光扫描内窥镜装置已经由Mauna Kea Technologies开发。在该装置中,用于在内窥镜的管内引导激光的光纤以束(块)的形式被构造且使用从光纤束射出的光进行激光扫描。在该方法中,由于可确保对应于所述束的直径的大小的视场,所以“2.头部的小型化”、“4.宽视场”和“5.高速扫描”可同时实现。该公司还建议了具有其中物镜设置在上述束接触型纤维束的前端的构造的激光扫描内窥镜装置。

[0105] 作为另一实例,致动器型激光扫描内窥镜装置已经由生物医学工程研究所(IBMT)等的研究小组开发(例如,由R.Le Harzic等人在“Nonlinear optical endoscope based on a compact two axes piezo scanner and a miniature objective lens”,OPTICS EXPRESS 2008Vol.25No.16,第20588页至 20596页)。该装置通过2维地移动包括物镜的整

个光学系统并利用激光扫描生物组织来实现“3.高NA”和“4.宽视场”之间的兼容性。

[0106] 在这里,具有现有技术的构造的激光扫描内窥镜装置中,通常难以同时实现“2.头部的小型化”、“3.高NA”和“4.宽视场”。这是因为具有高NA的透镜的FOV通常会降低,这是因为透镜具有高倍率。在这里,在激光扫描显微装置中,由于管直径相对更大并且可在管内部形成大规模构造,所以光学系统的设计自由度高并且能够实现“3.高NA”和“4.宽视场”之间的兼容性。例如,当“ $FOV \times NA$ ”被定义为表示微观装置和内窥镜装置的性能的性能指标时,激光扫描显微装置具有约“ $FOV \times NA = 1.0$ ”的性能指标。然而,广泛离轴特性必然增加透镜数量,从而导致光学系统的大而复杂的构造,这将难以实现尺寸和成本的降低。然而,在其中管直径的所需尺寸为约数毫米的激光扫描内窥镜装置中,认为难以在管内部构造复杂的光学系统并同时实现“2.头部的小型化”、“3.高NA”和“4.宽视场”。

[0107] 因此,本发明人已经以具有相关技术的每个上述构造的激光扫描内窥镜装置为基准,重点检查了“2.头部的小型化”、“3.高NA”和“4.宽视场”的每个性能。

[0108] 标准检查的结果示于图1A和图1B中。图1A是示出根据相关技术的激光扫描内窥镜装置中的NA和FOV之间的关系的曲线图。图1B是示出根据相关技术的激光扫描内窥镜装置中的头部的尺寸与NA和FOV之间的关系的曲线图。在曲线图中由图例“转动”指示的点表示激光扫描显微镜的性能,其通过转动内窥镜的头部中的光学元件而利用激光扫描生物组织,如非专利文献3和非专利文献4中所描述的。

[0109] 首先,图1A是曲线图,其中水平轴表示NA,纵轴表示视场,且绘制了具有相关技术的每个上述构造的激光扫描内窥镜装置的性能。参考图1A,NA和FOV的整体趋势为具有矛盾关系(成反比关系)。如上述的回顾可理解,难以实现“3.高NA”和“4.宽视场”之间的兼容性。

[0110] 接下来,图1B是曲线图,其中水平轴表示头部的直径,垂直轴表示“ $FOV \times NA$ ”,这是内窥镜装置的性能指标,并且绘制了具有相关技术的每个上述构造的激光扫描内窥镜装置的性能。参考1B,当头部的直径被设置为等于或小于数毫米时, $FOV \times NA$ 的限值可被理解为最高约0.3(mm)。

[0111] 参考图1B,具有“ $FOV \times NA$ ”的最高值的激光扫描内窥镜装置可被理解为是相关技术的当前标准检查的激光扫描内窥镜装置中的致动器类型激光扫描内窥镜装置。然而,由于致动器型激光扫描内窥镜装置具有其中整个光学系统移动的构造,所以扫描速度被认为在更宽视野被配置为被获取时而被限制,即,当光学系统被配置为移动到扫描更宽领域。因此,虽然在图1B中未示出,但是在致动器型激光扫描内窥镜装置中难以实现“4.宽视场”和“5.高速扫描”之间的兼容性。

[0112] 已经在上面描述了具有由本发明人检查的相关技术的不同构造的激光扫描内窥镜装置的内容。通过上述检查结果,本发明人已经意识到,在相关技术的激光扫描内窥镜装置的构造中难以同时满足“1.穿透深度”、“2.头部的小型化”、“3.高NA”、“4.宽视场”,和“5.高速扫描”。在这些性能中,已经认为在相关技术的激光扫描内窥镜装置的构造中特别难以同时满足“2.头部的小型化”、“3.高NA”和“4.宽视场”。作为满足前述性能中的“2.头部的小型化”、“3.高NA”和“4.宽视场”的构造的检查的结果,本发明人已经构思了在下面描述的根据本公开的实施例的激光扫描内窥镜装置。在下文中,将描述与本公开相关的激光扫描内窥镜装置的优选实施例。

[0113] (2.第一实施例)

[0114] 首先,将参考图2和图3描述根据本公开的第一实施例的激光扫描内窥镜装置1的构造实例。图2是示出根据本公开的第一实施例的激光扫描内窥镜装置1的一个构造实例的示意图。图3是示出图2所示的扫描单元的构造的示意图。在包括图2和图3的下面附图中,支撑包括在根据本公开的实施例的激光扫描内窥镜装置中的每个构成构件的支撑构件未示出。此外,虽然将省略详细描述,但是构成构件被假设为由不同支撑构件适当地支撑,使得下面将要描述的激光的传播和构成构件的驱动不会干扰。

[0115] 参考图2,根据第一实施例的激光扫描内窥镜装置1包括激光源110、分束器120、光纤140、光纤导光透镜130和150、内窥镜160、光检测器170、控制单元180、输出单元190,和输入单元195。为了简化起见,在激光扫描内窥镜装置的功能中,在图2中仅示出关于利用激光扫描进行的图像数据的采集的构造。在这里,激光扫描内窥镜装置1也可进一步具有除了图2中所示的构造之外的其它已知内窥镜装置的各种构造。

[0116] 在根据第一实施例的激光扫描内窥镜装置1中,从激光源110射出的激光按序穿过分束器120、光纤导光透镜130、光纤140和光纤导光透镜150,且然后被引导到内窥镜160的部。内窥镜160的部分区域插入其是观察目标的人或动物(在下文中,作为实例,称为患者)的体腔中,并因此将引导到内窥镜160的内部激光施加到其是观察目标的患者的体腔内部的生物组织500。当激光被施加到其是观察目标的生物组织500时,包括各种物理信息或化学信息的光(诸如反射光、散射光、荧光),或由于非线性光学效果产生的各种光源自生物组织500。因此,源自生物组织500并包括各种物理信息或化学信息的返回光沿反向路径返回到光路,即,返回光按序穿过光纤导光透镜150、光纤140和光纤导光透镜130,且然后被引导到分束器120。分束器120将源自生物组织500的返回光引导到光检测器170。对应于返回光并由光检测器170检测的图像信号经受由控制单元180进行的合适图像信号处理,且因此采集关于生物组织500的各种信息作为图像数据。将在下面详细描述激光扫描内窥镜装置1的每个构成构件。在以下描述中,相对于激光沿其从激光源110射出、引导到内窥镜160的内部且然后施加到生物组织500的光路,激光源110的一侧被称为上游侧且生物组织500的一侧被称为下游侧。另外,为了描述沿激光的光路布置的构成构件之间的位置关系,光路的上游侧被称为前方基台且光路的下游侧被称为后基台。

[0117] 激光源110发射激光以被施加到其是观察目标的生物组织500。在本实施例中,激光源110的构造不被唯一地限制,但是可根据观察目标或使用激光扫描内窥镜装置1被适当地设置。例如,激光源110可以是固态激光器,或者可以是半导体激光器。固态激光器和半导体激光器的介质(材料)可被适当地选择,使得具有所需波长带的激光可根据激光扫描内窥镜装置1的使用被发射。例如,激光源110的材料被适当地选择,使得其渗透性被称为相对于人体生物组织500比较高的具有近红外线波长带的光可被发射。

[0118] 例如,激光源110可发射连续波激光(CW激光)或脉冲振荡激光器(脉冲激光)。当激光源110发射CW激光时,例如,可在激光扫描内窥镜装置1中使用单光子共焦反射、共焦荧光等实施各种观察。另外,当激光源110发射例如脉冲激光时,可在激光扫描内窥镜装置1中使用多光子激发、非线性光学现象等来实施各种观察。

[0119] 分束器120在不同方向引导从一个方向入射的光和从另一方向入射的光。具体而言,分束器120引导将从激光源110发射的激光经由光纤导光透镜130引导到光纤140。另外,分束器120将由施加到其是观察目标的生物组织500的激光产生的返回光引导到光检测

器170。即,如图2中的虚线的箭头所指示,分束器120经由光纤导光透镜130将从上游侧入射的激光引导到光纤140,并将由生物组织500产生并从下游侧入射的返回光引导到光检测器170。

[0120] 光纤导光透镜130和150分别设置在光纤140的前方基台和后基台的端部、允许光入射到光纤140上,并将从光纤140发射的光引导到后基台处的构件。具体而言,光纤导光透镜130允许由分束器120从激光源110发射并引导的光被入射到光纤140上。另外,光纤导光透镜130将由生物组织500产生并穿过光纤140的返回光引导到分束器120。

[0121] 光纤140是导光构件,其将从激光源110射出的激光向上引导到内窥镜160的内部。光纤140延伸到内窥镜160的内部以将激光向上引导到对应于内窥镜160的末端部分的头部。由光纤140向上引导到内窥镜160的头部的激光经由光纤导光透镜150被引导到如下所述设置在内窥镜160的头部设置的扫描单元163。激光由扫描单元163施加到生物组织500且所产生的返回光由光纤导光透镜150入射到光纤140。然后,返回光由光纤140引导到内窥镜160的外部。

[0122] 因此,光纤导光透镜150设置在内窥镜160的头部中并将通过光纤140引导的激光引导到扫描单元163。另外,光纤导光透镜150允许由扫描单元163施加到生物组织500的激光的返回光入射到光纤140上并将入射的返回光向上引导到内窥镜160的外部。光纤导光透镜150可用作准直透镜以通过光纤140将激光来引导到扫描单元163作为基本平行的光束。光纤导光透镜150可调整其在光轴方向的位置(管161的纵向方向),者会导致激光在用于聚集生物组织500的激光的物镜165上的会聚和发散的变化,因此能够改变观察深度。以此方式,光纤导光透镜150可用作用于调整观察深度的观察深度调整机构。

[0123] 在这里,在本实施例中,光纤140的构造不唯一地被显示,但是可根据观察目标或使用激光扫描内窥镜装置1被适当地设置。例如,激光扫描内窥镜装置1使用共聚焦反射进行观察时,单模光纤可用作光纤140。另外,当光纤140是例如单模式光纤时,多个单模光纤可栓系以用作作为一束而使用。

[0124] 例如,当激光扫描内窥镜装置1使用多光子激发进行观察时,对返回光的方式没有限制。因此,多芯光纤或双包层光纤可用作光纤140。另外,当光纤140是例如双包层光纤时,激光(即激发光)可通过芯被向上引导到内窥镜160的头部且来自生物组织500的返回光(即荧光)可通过内包层被向上引导到内窥镜160的外部。因此,通过使用双包层光纤作为光纤140,能够更有效地引导激光和返回光。将在项目6-2(激光扫描探针)中详细描述其中使用双光子激发进行观察的情况中的根据实施例的激光扫描观察装置的消息构造。

[0125] 例如,可设置多个光纤140。另外,将激光向上引导到内窥镜160的头部的光纤和将由生物组织500产生的返回光向上引导到内窥镜160的外部的光纤可被配置为不同光纤。

[0126] 当激光源110发射脉冲激光时,光纤140的芯部优选具有大模面积或优选是中空芯型光子晶体光纤,以便抑制光纤140内部产生的非线性光学效应。同样地,当激光源110发射脉冲激光时,考虑到在光纤140内部发生的分散或与分散相关联的脉冲宽度的扩大(脉冲时间宽度),各种色散补偿元件可设置在光纤140的前方基台。

[0127] 根据根据本公开的实施例的装置的构造,可不必使用光纤140。例如,在激光扫描探针或根据实施例的激光扫描内窥镜装置1中,光必须从光源被引导到探针或内窥镜160以用于由激光照射目标观察,且因此可优选使用光纤140。然而,激光扫描显微装置可具有能

够将观察目标样本放置在设置在装置中的基台且有激光对其照射的构造。因此,根据一个实施例的激光扫描显微装置可适当地设置在装置的壳体内,具有用于将光从光源引导到样本的光学系统,并且因此可不必使用光纤140。

[0128] 内窥镜160具有管状形状且包括其是末端部分的头部的部分区域插入患者的体腔中。通过由头部的激光扫描体腔内部的生物组织500,可获取关于生物组织500的各种信息。稍后将参考图3描述内窥镜160的头部具有的激光扫描功能的细节。

[0129] 在这里,内窥镜160的头部还可具有除了前述激光扫描功能之外的其它已知的内窥镜的各种构造。例如,内窥镜160的头部可包括成像部分,被配置为用于拍摄患者的体腔内部;治疗工具,被配置为对患病部位进行各种治疗;和清洗喷嘴,被配置为喷射水或空气来清洗出成像单元的透镜等。内窥镜160可搜索目标观察部分,同时由成像单元监测患者的体腔内部的状态,并且可对目标观察部分进行激光扫描。然而,成像单元、治疗工具、清洗喷嘴等的构造与其它已知的内窥镜的构造相同。因此,将在下面主要描述内窥镜160的功能中的头部的激光扫描功能且将省略其它功能和构造的详细描述。

[0130] 光检测器170检测由生物组织500产生并由光纤140引导到内窥镜160外部的返回光。具体而言,光检测器170检测由生物组织500产生的返回光,作为根据返回光的强度的信号强度的图像信号。例如,光检测器170可包括光接收元件,诸如光电二极管或光电倍增管(PMT)。例如,光检测器170可包括各种图像传感器,诸如电荷耦合装置(CCD)和互补金属氧化物半导体(CMOS)。为了获取返回光的光谱信息,分光元件可设置在光检测器170的前方基台。光检测器170可连续地(当激光是CW 激光时)或间歇地(当激光是脉冲激光时)检测通过以激光的扫描顺序由激光对生物组织500扫描产生的返回光。光检测器170将对应于所检测到的返回光的图像信号传输到控制单元180。

[0131] 控制单元180通常控制激光扫描内窥镜装置1并进行生物组织500的激光扫描的控制和对由于激光扫描获得的图像信号的各种图像信号处理。

[0132] 将详细描述控制单元180的功能和构造。参考图2,控制单元180包括图像信号获取单元181、图像信号处理单元182、驱动控制单元183,和显示控制单元184。控制单元180的构成元件的所有功能可通过例如各种信号处理电路(诸如中央处理单元(CPU)和数字信号处理器(DSP))来进行。

[0133] 图像信号获取单元181采集从光检测器170传输的图像信号。在这里,由于光检测器170以激光的扫描顺序连续地或间歇地检测返回光,所以对应于返回光的图像信号也同样以激光的扫描顺序连续地或间歇地传输到图像信号获取单元181。图像信号获取单元181可按时间顺序采集以激光的扫描顺序连续地或间歇地产生的图像信号。当从光检测器170传输的图像信号是模拟信号时,图像信号获取单元181可将所接收的图像信号转换为数字信号。即,图像信号获取单元181可具有模拟/数字转换功能(A/D转换功能)。图像信号获取单元181将数字化的图像信号传输到图像信号处理单元182。

[0134] 图像信号处理单元182通过对所接收的图像信号进行各种信号处理来生成图像数据。在本实施例中,对应于由其扫描生物组织500的激光的图像信号由光检测器170以扫描顺序连续地或间歇地检测并经由图像信号获取单元181被传输到图像信号处理单元182。图像信号处理单元182基于连续或间歇传输的图像信号生成对应于利用激光扫描生物组织500的图像数据。此外,图像信号处理单元182可根据激光扫描内窥镜装置1的使用通过进行

对应于激光扫描内窥镜装置1的使用的信号处理来生成图像数据,(即,根据其可采集图像数据)。图像信号处理单元182可通过进行与一般的激光扫描内窥镜装置进行的各种图像数据生成处理相同的处理来生成图像数据。此外,在图像信号处理单元182生成图像数据时,图像信号处理单元182可进行各种信号处理,诸如噪声去除处理、黑电平校正处理,和亮度(辉度)或白平衡调整处理,处理按照一般图像信号处理进行。图像信号处理单元182将所生成的图像数据传输到驱动控制单元183和显示控制单元184。

[0135] 驱动控制单元183通过控制内窥镜160的头部的激光扫描功能的驱动来进行生物组织500的激光扫描。具体而言,驱动控制单元183通过控制设置在内窥镜160的头部的转动机构167和/或平移运动机构168的驱动(如下所述)并驱动扫描单元163来进行生物组织500的激光扫描。在这里,驱动控制单元183可通过控制驱动转动机构167和/或平移运动机构168调整激光扫描条件,诸如激光扫描的扫描速度和激光扫描间隔。驱动控制单元183可基于输入单元195的命令输入或基于由图像信号处理单元182所生成的图像数据调整激光扫描条件。在描述内窥镜160的功能和构造时将详细描述由驱动控制单元183对转动机构167和/或平移运动机构168的驱动控制。

[0136] 显示控制单元184控制输出单元190中的数据显示功能的驱动并在输出单元190的显示屏幕上显示各种数据。在本实施例中,显示控制单元184控制驱动单元190的输出并在输出单元190的显示屏幕上显示由图像信号处理单元182生成的图像数据。

[0137] 输出单元190是输出接口,被配置为将在激光扫描内窥镜装置1中处理的各种信息输出给操作者(用户)。例如,输出单元190包括显示装置,诸如显示装置或监测装置,其在显示屏幕上显示文本数据、图像数据或类似数据。在本实施例中,输出单元190在显示屏幕上显示由图像信号处理单元182生成的图像数据。另外,输出单元190还可包括具有数据输出功能的各种输出装置,诸如音频输出装置,诸如其输出作为音频的音频数据的扬声器或耳机,或在页面上打印和输出各种数据的打印机装置。

[0138] 输入单元195是输入接口,其被构造使用户将关于处理操作、命令等的各种信息输入到激光扫描内窥镜装置1。例如,输入单元195包括输入装置,其具有由用户操作的操作单元,诸如鼠标、键盘、触摸面板、按钮、开关和控制杆。在本实施例中,用户可从输入单元195输入有关内窥镜160的操作的各种命令。具体而言,内窥镜160中的激光扫描条件可根据从输入单元195输入的命令来控制。另外,除了内窥镜160的激光扫描功能外,可根据输入单元195的输入命令来控制各种偏置,例如,成像单元、处理工具、清洗喷嘴等的驱动。

[0139] 已经在上面参考图2描述了根据本公开的第一实施例的激光扫描内窥镜装置1的示意构造。接下来,将结合图2参考图3来更详细地描述内窥镜160的功能和构造。图3是示意地示出图2所示的扫描单元163的构造的示意图。为了简化起见,在内窥镜160的功能中,在图3中主要描述了关于激光扫描功能的构造。

[0140] 参考图2和图3,根据第一实施例的内窥镜160包括管(壳体)161、窗口单元162、扫描单元163、转动机构167和平移运动机构168。

[0141] 在本实施例中,如图2所示,内窥镜160的部分区域与其是目标观察的生物组织500接触且激光被从扫描单元163施加到接触区域。然后,当激光被从扫描单元163施加到生物组织500时,生物组织500通过使用内窥镜160的插入方向(管161的纵向方向)作为转动轴方向来转动扫描单元163和/或在内窥镜160的插入方向平移地移动扫描单元163来利用激光

扫描。在以下描述中,内窥镜160或其它构成构件与生物组织500的“接触”可表示“接触或靠近”。

[0142] 在这里,在以下描述中,如图2和图3所示,其中通过转动扫描单元163进行的激光扫描的方向(垂直于页面的方向)被定义为x轴,内窥镜160(管161)插入其中的方向被定义为y轴,且垂直于x轴和y轴被定义作为z轴。在这里,图2示意地示出在内窥镜160的扫描单元163和扫描单元163附近的构造在平行于穿过管161的中心轴的y-z平面的横截表面上被切出。图3是示出其中从y轴的前方向观看的沿图2的线A-A截取的横截表面的状态。在这里,图3示出其中扫描装置163绕前述转动轴以预定角度转动的状态。

[0143] 管161是管状壳体。其是管的末端部分的头部具有各种构造,其中对于激光扫描功能设有窗口单元162、扫描单元163、转动机构167,和平移运动机构168等。管161的头部的直径例如等于或小于约几个毫米。在本实施例中,如图2和图3所示,管161具有圆柱形状,但是管161的横截面形状不限定于该实例。可使用任何形状,只要管是管状壳体即可。例如,管161的横截面形状可以是任何多边形。然而,考虑到患者的物理负担的减少,管161的横截面形状优选是接近圆圈的形状。因此,当管161的横截面形状是任何多边形时,多边形的顶点的数量优选尽可能多,使得截面形状接近圆形。在以下描述中,内窥镜160和管161的纵向方向被称为壳体的长轴方向。

[0144] 头部还可包括除了成像单元、处置工具、清洗喷嘴等的激光扫描功能外的各种机构。各种机构由在管161内部延伸的电缆或电线(都未示出)电和机械地连接到激光扫描内窥镜装置1的装置主体,并因此在根据用户从输入单元195输入的命令的控制下被驱动。

[0145] 窗口单元162设置在管161的部分区域中并与其是观察目标的患者的体腔内的生物组织500接触。在本实施例中,窗口单元162设置在基本上平行于管161的纵向方向的侧壁的部分区域中并且具有适合于管161的侧壁的形状的圆柱形表面。如图2所示,由光纤140在管161内部引导的激光经由窗口单元162被施加到生物组织500。另外,来自生物组织500的返回光经由窗口单元162入射到管161内部并由光纤140引导到内窥镜160的外部。因此,窗口单元162的材料优选对于由激光源110发射的激光的波长带和来自生物组织500的返回光的波长带是透明的(具有更大透射率)。具体而言,例如,窗口单元162可由各种公知的材料(诸如石英、玻璃或塑料)形成。

[0146] 在本实施例中,如上所述,通过扫描单元163绕用作转动轴的y轴的转动和/或扫描单元163在y轴方向的平移运动利用激光扫描生物组织500。因此,扫描单元163之后的光学系统(直到激光被施加到生物组织500)优选相对于扫描单元163的转动和/或平移运动而保持。可鉴于以下事实来设置窗口单元162的形状:扫描单元163之后的光学系统相对于扫描单元163的转动和/或平移运动而保持。

[0147] 由于在激光扫描的时间窗口单元162与生物组织500接触,所以从安全性的观点出发,窗口单元162有必要具有预定强度。因此,窗口单元162的厚度或材料被设计为具有足够强度,使得考虑到窗口单元162与生物组织500的接触,窗口单元162会不损伤患者。例如窗口单元162根据其材料优选具有约数百 μm 的厚度。

[0148] 在图2和图3所示的实例中,窗口单元162具有适合于管161的侧壁的形状的圆柱形表面,但本实施例并不局限于这个实例。例如,窗口单元162可具有另一形状,诸如各种不同的弯曲表面或平面表面。在图2和图3所示的实例中,窗口单元162仅设置在圆周方向(外周

方向)上的管161的部分区域,但本实施例不限于这个实例。窗口单元162可在管161的纵向方向具有给定宽度以设置在管161的圆周方向的整个区域。窗口单元162在管161的圆周方向上的安装长度可根据在管161在激光扫描时相对生物组织500被按压时的相互接触的区域面积而被适当设置。

[0149] 当扫描单元163经由窗口单元162将激光施加于生物组织500时,通过扫描单元163相对于管161内的窗口单元162的转动和/或平移运动利用激光扫描生物组织500进行。

[0150] 将详细描述扫描单元163的功能和构造。扫描单元163包括光路改变元件164、物镜165、像差校正元件166和机壳169。

[0151] 光路改变元件164将在管161内在管161的纵向方向上引导的激光引导到物镜165的透镜表面。具体而言,光路改变元件164由光纤140接收在管161内引导的激光、改变激光的光路,并引导物镜165的光轴的激光。在图2所示的实例中,由光纤140引导的激光由光纤导光透镜150准直为基本平行光、在y轴方向上引导,并且入射到光路改变元件164。光路改变元件164例如是折叠镜并在z轴方向上基本正交地反射从光纤导光透镜150引导的激光以将激光引导到位于光路改变元件164本身的视图中的z轴位置的物镜165。在本实施例中,光路改变元件164不限于折叠镜,但是可以是各种其它光学元件。将在下面详细地描述光路改变元件164是另一光学元件的本实施例的修改实例(4.修改实例)。

[0152] 物镜165设置在管161的内部并经由窗口单元162聚集生物组织500上的激光。具体而言,物镜165聚集从光路改变元件164引导的激光并经由窗口单元162将所聚集的激光朝向生物组织500施加。另外,来自生物组织500的返回光经由窗口单元162和物镜165入射到管161的内部并由光纤140引导至内窥镜160外部。因此,物镜165的材料优选对于由激光源110发射的激光的波长带和来自生物组织500的返回光的波长带是透明的(具有更大透射率)。具体而言,例如,物镜165可由各种公知的材料(诸如石英、玻璃或塑料)形成。例如,物镜165可以是非球面透镜。在本实施例中,物镜165优选地具有相对较高NA,以便获取具有高分辨力的图像数据。例如,物镜165的NA可等于或大于0.5。

[0153] 在图2和图3所示的实例中,物镜165设置在扫描单元163中的光路改变元件164后面的基台上并且被配置为与光路改变元件164一起转动。然而,物镜165设置的位置不限于此。例如,物镜165可不包括在扫描单元163中(例如,它可不与扫描单元163的其它组件一起转动),或者可设置在光路改变元件164的前方基台。这样的构造允许由物镜165聚集的激光的行进方向通过光路改变元件164改变以穿过窗口单元162并扫描生物组织500。当物镜165设置在光路改变元件164的前方基台时,考虑到物镜165和光路改变元件164之间的距离和光路改变元件164和生物组织500之间的距离,优选使用具有相对较长工作距离的物镜165。

[0154] 像差校正元件166设置在窗口单元162的前方基台并且校正在激光被聚集在生物组织500上时发生的像差。具体而言,像差校正元件166校正在在激光被施加到生物组织500时由于物镜165和/或像差校正元件166所发生的像差、球面像差、像散等中的至少一个。用于校正球面像差的像差校正元件166的实例可包括例如物镜165和窗口单元162之间的平行平板,以用于补偿由窗口单元162或物镜165的厚度引起的误差而产生的像差的目的。然而,当物镜165是非球面透镜时,物镜165本身可具有球面像差校正功能。例如,各种圆柱形透镜或圆柱形弯月透镜可用作像差校正元件166来校正像散。将在下面详细地描述像差校正元件166的具体构造(5.像差校正元件的构造)。

[0155] 在这里,上述像差的程度收到物镜165的NA或窗口单元162的的形状的值得影响。具体而言,物镜的NA 165越高,窗口单元162的构成构件的厚度越厚,且窗口单元162的曲率越小(即,管161的直径较小),像差的程度会趋于更高。因此,可根据窗口单元162和物镜165的形状和特征适当地选择用作像差校正元件166的光学元件或光学元件的具体构造。

[0156] 当观察的深度通过使用光纤导光透镜150(其用作例如如上所述的准直透镜)来改变时,这可适合于使用像差校正元件,器校正像散且考虑到与观察深度的变化相关联的像差波动而设计。当激光扫描内窥镜装置使用双光子激发进行观察时,它可适合于使用像差校正元件来校正像差。以此方式,将在项目6-2(激光扫描探针)中详细地描述以下情况:包括观察深度调整机构的情况或使用双光子激发进行观察的情况下的像差校正元件的详细构造。

[0157] 在图2和图3所示的实例中,像差校正元件166设置在光路改变元件164和物镜165之间,但像差校正元件166的安装位置不限于该位置。像差校正元件166可设置在任何位置,直到从光纤140发射的激光穿过窗口单元162,或像差校正元件166可被配置为防止作为扫描单元163的组件而转动或平移地移动。

[0158] 为了抑制在激光被聚集在生物组织500上时发生的像差的目的,物镜165和窗口单元162之间的空间可被浸没在具有与物镜165和窗口单元162的折射率基本上相同的折射率的液体中。所述液体可以是例如符合上述条件的油。通常情况下,生物组织500的折射率已知是比空气更接近可选择作为窗口单元162的材料的玻璃或类似材料的值。因此,在物镜165和窗口单元162之间具有预定折射率的液体中的浸没空间改变从物镜165通过窗口单元162到生物组织500的光路上的折射率,特别是窗口单元162的内表面中的折射率差更小,从而能够减少像差的发生。当物镜165和窗口单元162之间的空间被浸没在液体中时,考虑到光学特性,诸如,空间被浸入其中的液体的折射率,像差校正元件166的构造被适当地选择。另外,为了抑制像差的目的,物镜165和窗口单元162之间的空间所填充的介质不限于液体。可使用由符号折射率的上述条件的各种公知材料形成的另一介质。

[0159] 通过将折叠镜的激光反射表面(其是光路改变元件164)构造为具有非球面表面形状,光路改变元件164可具有像差校正功能。当光路改变元件164具有像差校正功能时,考虑到光路改变元件164的像差校正功能的性能,像差校正元件166的构造也被适当地选择。

[0160] 机壳169在其内部空间中容纳扫描单元163的每个构成构件。在本实施例中,如在图2和图3所示,机壳169具有在其中具有空间的基本矩形形状,并且光路改变元件164和像差校正元件166被布置在内部空间中。另外,物镜165被布置在面向机壳169的管161的内壁的一个表面的部分区域上。如图2所示,入射到扫描单元163上的激光入射到设置在机壳169内部的光路改变元件164上,并因此改变激光的光路。然后,激光穿过像差校正元件166并经由物镜165被引导到机壳169的外部。光路改变元件164和像差校正元件166被假设为通过将构件或类似构件(未示出)支撑在机壳169的内部空间中而被固定到机壳169。

[0161] 转动机构167绕转动轴(其垂直于物镜165的光轴和不穿过物镜165的内部)在管161内部转动至少物镜165,使得利用激光扫描生物组织500。具体而言,转动机构167可包括例如使用电磁力、超声波等作为功率驱动的各种电机或包括压电元件的电机。另外,转动机构167可包括小型空气涡轮。此外,转动机构167可包括可使用联接机构传送内窥镜160外部的转矩的机构。

[0162] 在图2和图3所示的实例中,转动机构167转动扫描单元163,即,绕作为转动轴的y轴整体地转动光路改变元件164、物镜165、像差校正元件166和机壳169。即,转动机构167作为转动轴的y轴转动扫描单元163,使得物镜165的光轴在x轴方向被扫描到窗口单元162的表面。因此,在本实施例中,在转动机构167转动扫描单元163一次的时候,在x轴方向由对应于一行的激光扫描生物组织500。因此,通过检测激光的返回光,对应于通过机构167的转动利用激光扫描的那行的生物组织500的一部分的特征可被获取作为图像数据。

[0163] 平移运动机构168由转动机构167在转动轴的方向上在管161内部平移地移动至少物镜165。具体而言,平移运动机构168可包括例如线性致动器或压电元件。在图2和图3所示的实例中,平移运动机构168移动扫描单元163,即,在y轴方向上整体地平移移动光路改变元件164、物镜165、像差校正元件166,和机壳169。即,平移运动机构168在y轴方向上平移地移动扫描单元163,使得物镜165的光轴在y轴方向扫描窗口单元162的表面。在这里,在本实施例中,入射到扫描单元163上的激光由光纤导光透镜150准直为基本平行光。因此,即使当扫描单元162由平移运动机构168在y轴方向上平移地移动,施加到生物组织500的激光的焦点也不会改变。

[0164] 因此,在本实施例中,通过由转动机构167转动扫描单元163来进行由激光在x轴方向进行扫描,且通过由平移运动机构168平移地移动扫描单元163来进行由激光在y轴方向进行扫描。因此以2维形式在x-y平面(由x和y轴所定义的平面)上利用激光扫描生物组织500。因此,通过检测激光的返回光,利用激光扫描的生物组织500的那部分的特征可获取作为2维图像数据。

[0165] 在本实施例中,x轴方向上的扫描速度由转动机构167对扫描单元163的转动速度来控制,且y轴方向上的扫描速度由平移运动机构168对于扫描单元163的平移运动速度来控制。因此,转动速度和平移运动速度可基于图像数据的采样频率等被适当地设置。此外,所获取的图像数据的范围根据平移运动机构168对扫描单元163的可移动范围(可移动距离)来控制。因此,考虑到窗口单元162在y轴方向上的长度,可移动距离可被适当地设置。

[0166] 在图2和图3所示的实例中,转动机构167和平移运动机构168平移地转动和运动扫描单元163,即,整体地平移转动和运动光路改变元件164、物镜165,像差校正元件166和机壳169,但本实施例不限于这个实例。例如,转动机构167和平移运动机构168可仅平移地转动和运动物镜165及其保持器,使得生物组织500可利用激光扫描。当转动机构167和平移运动机构168仅平移地转动和运动物镜165及其保持器时,光路改变元件164可不被平移地转动或运动,但可被配置为与由转动机构167和平移运动机构168对物镜165的转动和平移运动同步来动态地改变激光的光路,使得激光可被引导到物镜165的透镜表面(其可被平移地转动和运动)。在这种情况下,像差校正元件166可被配置为设置为使得在光路改变元件164和物镜165之间不会平移地转动和运动并与由光路改变元件164在光路中进行的动态改变同步动态地改变像差校正功能。例如,通过将物镜165和像差校正元件166设置在光路改变元件164的前方基台,转动机构167和平移运动机构165可分别进行仅光路改变元件164的转动和平移运动。以此方式,根据本公开的实施例,扫描单元162的转动和/或平移运动允许生物组织500利用激光扫描,且被平移地转动和/或运动的光学组件可被适当地确定为实施激光的扫描。

[0167] 虽然在图2和图3中未示出,内窥镜160还可包括光轴方向移动机构,其在z轴方向

(即,在物镜165的光轴方向)上移动扫描单元162。具体而言,光轴方向移动机构包括例如小尺寸致动器。通过由光轴方向移动机构移动在z轴方向上移动扫描单元163,物镜165相对于生物组织500的焦点深度(即观察深度)可改变。另外,光轴方向移动机构可在z轴方向上仅移动物镜165机器保持器,如在前述转动机构167和前述平移运动机构168中那样。通过将物镜165构造为可变焦距透镜来代替在光轴方向移动物镜165,物镜165的焦距可改变。内窥镜160可包括聚焦伺服机构,其通过检测窗口单元162和生物组织500之间的可变距离而由前述光轴方向移动机构或前述可变焦距长度透镜自动进行焦距的调整。光轴方向移动机构或使用可变焦距长度透镜的焦距调整机构可以是根据实施例的观察深度调整机构的说明性实例,这类似于作为上述准直透镜的光纤导光透镜150。

[0168] 在该说明性实施例中,使用观察深度调整机构使得能够在z轴方向上利用激光扫描生物组织500。因此,由转动机构167和平移运动机构168驱动扫描单元163和观察深度调整机构的驱动的组合使得能够进行由激光对生物组织500进行三维扫描。此外,来自生物组织的返回光被检测,并因此能够获得生物组织500的性质作为三维图像数据。因此,用户可进行更方便的观察,着允许观察目标区域(例如,患病区域)被搜索,同时在深度方向捕捉包括多层的图像。

[0169] 已经参考图2和图3在上面描述了根据本公开的第一实施例的激光扫描内窥镜装置1的整体构造。在根据第一实施例的激光扫描内窥镜装置1中,如上所述,通过使物镜165绕作为管161内部的转动轴的y轴转动在x轴方向上经由窗口单元162利用激光扫描生物组织500。因此,通过转动物镜165来进行利用激光扫描,由于物镜165的离轴特性,激光扫描内窥镜装置1中的视角(FOV)中不受限制。因此,在激光扫描内窥镜装置1中,在物镜165的转动过程中面对窗口单元162的范围(即,其中在x轴方向上进行利用激光扫描)被确保为FOV。因此,即使在物镜165的NA非常高的时候,也可实现宽视场。由于设置在根据第一实施例的激光扫描内窥镜装置1的内窥镜160中的窗口单元162被形成具有预定厚度,所以在窗口单元162与生物组织接触的时间保证了安全性。在根据第一实施例的激光扫描内窥镜装置1中,像差校正元件166(其校正在生物组织上聚集激光的时候发生的像差)设置在窗口单元162的前方基台。在这里,像差校正元件166的像差校正性能可根据物镜165和窗口单元162的特性或形状被适当地设置,使得由于物镜165和/或窗口单元162而发生的像差被校正。因此,在激光扫描内窥镜装置1中,能够实现确保通过允许窗口单元具有预定厚度获得安全性和采集通过抑制像差的影响获得的高品质图像之间的兼容性,同时使用具有相对较高NA的物镜。

[0170] 在根据第一实施例的激光扫描内窥镜装置1中,由于窗口单元162与生物组织500接触且进行用激光扫描,所以物镜165可接近生物组织500。因此,即使在使用具有相对较高NA的物镜165的时候,可获取通过其可对生物组织500的较深部分进行观察的图像数据,其具有更高分辨率和更高可靠性。

[0171] 在这里,将计算根据第一实施例的激光扫描内窥镜装置1中的FOA×NA的近似值。如上所述,激光扫描内窥镜装置1的FOA是其中生物组织500通过扫描单元163的转动在x轴方向上利用激光扫描的范围。因此,FOA可被视为在圆周方向上的窗口单元162的长度中与生物组织500的接触长度。因此,FOA由下面等式(1)计算。

[0172]
$$FOV = \pi \times (\text{窗口单元162的外径}) \times (\text{与生物组织的接触角} 500/360^\circ) \dots (1)$$

[0173] 在等式(1)中,“接触角”是沿管161的x-z平面截取的截面表面的圆的中心角(即,图3中所示的管161的截面表面),对应于在圆周方向上的窗口单元162的长度中与生物组织500的接触长度。

[0174] 在这里,例如,窗口单元162的外径与管161的直径相同且被假设为5(mm)。例如,与生物组织500的接触角度被假设为 60° 。当这些值被代入上述等式(1)中时,激光扫描内窥镜装置1的FOV被计算为“ $FOV \approx 2.6(\text{mm})$ ”。因此,例如,当使用NA是0.5的物镜165时,表示激光扫描内窥镜装置1的性能的指数“ $FOV \times NA$ ”是“ $FOV \times NA = 2.6 \times 0.5 = 1.3$ ”。如上所述(1.具有不同构造的激光扫描内窥镜装置的检查),相关技术的激光扫描内窥镜中的 $FOV \times NA$ 的最高值是约0.3(mm)且激光扫描内窥镜中的 $FOV \times NA$ 值是约1.0(mm)。因此,对于“3.高NA”和“4.宽视场”的性能,根据第一实施例的激光扫描内窥镜装置1可以说是具有比相关技术的激光扫描显微镜和相关技术的激光扫描内窥镜更高的性能。因此,在激光扫描内窥镜装置1中,“2.头部的小型化”、“3.高NA”和“4.宽视场”通过转动物镜165同时实现。即,在激光扫描内窥镜装置1中,可确保高分辨率和宽视场。因此,由于可通过控制激光扫描的行间隔和采样速率在宽范围内观看生物组织,所以可有效地观察生物组织,或者在必要时可通过扩大所需部分来以高分辨率观察所需部分。

[0175] 当激光扫描内窥镜装置1包括机构时,例如,控制物镜165到生物组织500的焦点深度的上述光轴方向移动机构,在“1.穿透深度”中也可实现预定性能。

[0176] 另外,将考虑激光扫描内窥镜装置1中的“5.高速扫描”性能。根据由转动机构167对扫描单元163的转动速度确定激光扫描内窥镜装置1中的激光的扫描速度。在这里,将计算扫描单元163所需的转动速度。例如,当一帧的图像数据被假设为 $(x \times y) = (500(\text{像素}) \times 500(\text{像素}))$,有必要在一秒钟内扫描对应于500行的激光,以便实现1fps的扫描速度。因此,扫描单元163为了实现对1fps的扫描速度所必需的转动速度是 $500 \times 60 \times 1 = 30000(\text{rpm})$ 。这是在转动机构167包括各种电机时所足够实现的 转数。在激光扫描内窥镜装置1中,至少约1fps的扫描速度可被认为是可实现的。

[0177] 上面已经描述了其中物镜165是非球面透镜的情况,但是本实施例并不限于这个实例。例如,物镜165可以是另一种光学元件,例如GRIN透镜、衍射光学元件、全息摄影装置,或相位调制器,其具有与非球面透镜相同的光学功能。

[0178] 从提高扫描速度的观点出发,具有较轻比重的材料优选用作物镜165的材料,以便实现由转动机构167进行高速转动。

[0179] 可使用各种光学元件(诸如反射型物镜、自由曲面镜,和棱镜,其可聚集激光且也改变光路)来代替物镜165。当使用可聚集激光且也改变光路的光学元件来代替物镜165时,可不必设置光路改变元件164。

[0180] 被配置为包括光偏振装置(诸如电流计式镜和中继透镜光学系统)的附加常用激光扫描机构也可设置在激光源110和物镜165之间。

[0181] 在上面已经描述了其中平移运动机构168被设置为构造为在y轴方向上利用激光扫描生物组织500的单元的情况下,但是本实施例不限于该实例。例如,可不设置平移运动机构168且可通过转动机构167转动扫描单元163来获取x轴方向上的一行图像数据。在由激光到生物组织500的施加中,激光具有预定宽度并施加到生物组织500上。因此,甚至当在x轴方向上用仅一行激光进行扫描时,也可获取y轴方向上的具有预定宽度的图像数据。可替

代地,在平移运动机构168未设置时,可通过将内窥镜160插入体腔或从其中移除的操作来实现在y轴方向上利用激光扫描。手持式激光扫描探针(诸如下面在项目6-2(激光扫描探针)中描述的激光扫描探针5)可通过在待观察的人或动物的身体表面上在y轴方向上移动激光扫描探针本身来进行在y轴方向上的激光扫描。当设置观察目标放置在其上的基台880(诸如下面在项目6-3(激光扫显微装置)中描述的激光扫显微装置6)时,可通过在y轴方向上移动基台880来进行在y轴方向上的扫描。以此方式,即使当不设置平移运动机构168时,也能够通过在y轴方向上移动壳体(更具体地是用于用激光照射观察目标的窗口单元)的时候用激光照射观察目标来进行在y轴方向上的激光扫描。

[0182] (3. 第二实施例)

[0183] 接下来,将参考图4A描述根据本公开的第二实施例的激光扫描内窥镜装置的一个构造实例。图4A是示出根据本公开的第二实施例的激光扫描内窥镜装置的一个构造实例的示意图。

[0184] 参考图4A,根据第二实施例的激光扫描内窥镜装置2包括激光源110、分束器120、光调制器230、光纤束240、光纤导光透镜130和150、内窥镜160、光检测器170、控制单元280、输出单元190,和输入单元195。为了简化起见,在激光扫描内窥镜装置2的功能中,在图4A中仅示出与通过激光扫描采集的图像数据相关的构造。在这里,激光扫描内窥镜装置2还可具有其它已知内窥镜装置的各种构造,以及图4A中所示的构造。

[0185] 在这里,与根据第一实施例的激光扫描内窥镜装置1相比,根据本公开的第二实施例的激光扫描内窥镜装置2最新包括光调制器230,并且包括光纤束240和控制单元280来代替光纤140和控制单元180。其余构造与根据第一实施例的激光扫描内窥镜装置1的构造相同。因此,在根据第二实施例的激光扫描内窥镜装置2的构造的以下描述中,将主要描述不同于根据第一实施例的激光扫描内窥镜装置1的构造且重复构造的详细描述将被省略。

[0186] 参考图4A,与图2所示的第一实施例的激光扫描内窥镜装置1相比,根据本公开的第二实施例的激光扫描内窥镜装置2包括分束器120和光纤导光透镜130之间的光调制器230。另外,激光扫描内窥镜装置2包括光纤束240来代替激光扫描内窥镜装置1的光纤140。

[0187] 光调制器230以例如几MHz到几GHz的不同频率调制经由激光源110和分束器120输入的激光强度以将激光激发到多路复用状态。然后,经受相互不同调制的激光经由光纤导光透镜130朝向光纤束240入射。

[0188] 光纤束240是多根光纤被聚集在其中的束并且在图4A所示的实例中包括光纤241、242和243。由于多根光纤241、242和243都包括在内,如图2所示,所以激光被按序施加到对应于多个光纤241、242和243的生物组织500的多个斑点。因此,通过将激光施加到多个不同点,换言之,在狭窄区域中进行多次激光扫描。施加到多个点的激光的返回光由多个光纤241、242和243在相反方向上引导并且由光检测器170检测。在本说明书中,激光被施加到生物组织500上的“点”是激光被施加的预定散布区域。

[0189] 因此,在本实施例中,激光的光束入射到光路改变元件164且物镜165在生物组织500的多个相互不同点上聚集激光的光束。在这里,穿过物镜165的激光优选基本上在光轴上聚集,但这不以任何方式表明光轴以外的区域都不可用。因此,有可能使用一种扫描方法,其允许使用物镜165中的光轴以外的区域(例如,约几10 μ m的区域)并将激光的光束施加到生物组织500的相互不同点上来使激光的光束入射到物镜165上。

[0190] 在这里,激光扫描内窥镜装置2包括控制单元280,其代替根据第一实施例的激光扫描内窥镜装置1的控制单元180。控制单元280包括图像信号获取单元(光解调单元)281,其代替控制单元180的构造中的图像信号获取单元181。图像信号获取单元(光解调单元)281具有除了图像信号获取单元181的功能之外的解调从光检测器170传输的图像信号的功能。在这里,图像信号获取单元(光解调单元)281可通过对应于光调制器230中的激光调制方法的方法解调图像信号。在本实施例中,如上所述,由于光调制器230调制激光的频率并且对应于多个点的信号被多路复用,所以图像信号获取单元(光解调单元)281通过对应于频率的调制的方法解调返回光的激光。因此,相对于施加到生物组织500的多个点的激光的返回光,图像信号获取单元(光解调单元)281可选择地分离并获取对应于来自每个点的返回光的图像信号。

[0191] 在这里,激光被施加到其上的生物组织500的多个点被布置在例如y轴方向上。通过以这种方式布置生物组织500的点并通过转动机构167转动扫描单元163,同时按序将激光施加到相应的点,在x轴方向的多行可通过转动扫描单元163一次被同时扫描。如上所述,由于图像信号获取单元(光解调单元)281可选择地分离和获取对应于来自每个点的返回光的图像信号,所以可通过转动扫描单元163一次在激光扫描内窥镜装置2中获取关于多个扫描行的图像信息。在这里,在根据第一实施例的激光扫描内窥镜装置1中,仅一行可通过转动扫描装置163一次来扫描。因此,为了扫描多行,有必要重复地进行在y轴方向上的扫描单元163的转动和扫描单元163(或内窥镜160)的平移运动。然而,在根据第二实施例的激光扫描内窥镜装置2中,有可能减少获取与根据第一例的激光扫描内窥镜装置1的图像数据相同的图像数据所需的扫描单元163的转数,因此实现驱动机构(诸如包括在转动机构167中的电机)的小型化或功率消耗的降低。

[0192] 已经在上面参考图4A描述了根据本公开的第二实施例的激光扫描内窥镜装置2的概略构造。如上所述,在根据第二实施例的激光扫描内窥镜装置2中,能够获得除了在根据上述第一实施例的激光扫描内窥镜装置中获得的优点之外的以下优点。即,在激光扫描内窥镜装置2中,激光的光束入射到光路改变元件164上且物镜165聚集在生物组织500的多个相互不同点上的激光的光束。在这里,形成光束的激光可以是相互不同调制的激光。激光扫描内窥镜装置2具有调制激光的功能,且因此可选择地分离和获取对应于来自每个点的返回光的图像信号。因此,在激光扫描内窥镜装置2中,在扫描单元163转动一次的同时,施加到多个点的多行激光可被扫描。因此,即使当扫描单元163的转数比较少时,也可获得高扫描速度。

[0193] 例如,如在上述(2.第一实施例)中所看到的,一帧的图像数据被假设为 $(x \times y) = (500(\text{像素}) \times 500(\text{像素}))$ 。在根据第一实施例的激光扫描内窥镜装置1中,扫描单元163的必要转动数一直是约30000(rpm),以便实现1rpm的扫描速度。然而,例如,当根据第二实施例的激光扫描内窥镜装置2中的点数是5时,实现1rpm的扫描速度所需的扫描单元163的转数仅仅是上述转数的1/5,且因此可为约6000(rpm)。因此,在根据第二实施例的激光扫描内窥镜装置2中,如上所述,可以较少转动获得与根据第一实施例的激光扫描内窥镜装置1相同的图像数据和相同的信息,因此实现驱动机构(诸如包括在转动机构167中的电机)或功率消耗的降低。

[0194] 在上述中,光调制器230允许激光经受由振幅调制进行的频率复用,但本实施例不

限于此。例如,由光调制器230调制激光的光的过程可以是 时分强度调制或频率调制过程。这个由光调制器230进行的调制过程可以是其中对应于来自每个点的返回光的图像信号可通过进行解调过程而被选择地分离的任何过程。

[0195] 在第二实施例中,物镜165优选地设计为使得视场尽可能宽,以接近衍射极限,以便物镜165中的光轴之外的区域可用于激光的扫描。

[0196] 在上面的实例中,使用光纤束240使得能够将激光施加到生物组织500的多个点,但第二实施例不限于此。在第二实施例中,可使用不同方法来形成多个激光的照射点。例如,使用具有多个芯的多芯光纤且激光可通过多芯光纤的每个芯被引导,因此也有可能仅使用一个光纤由激光照射生物组织500的多个点。

[0197] 多芯光纤的一个实例示于图4B中。图4B是示出多芯光纤的剖面的示意图。参考图4B,多芯光纤340被配置为包括多个芯341、内包层342,和外包层343,且芯341由内和外包层342和343覆盖。通过多芯光纤340的每个芯341引导激光可获得类似于使用上述光纤束240的情况的有利效果。

[0198] 例如,多个芯341以相等间隔在多芯光纤340的横截面被优选地布置为一排。在多芯光纤340中,芯341被优选地布置在垂直于激光的转动扫描方向的方向上(换言之,芯341被布置在平行于y轴方向的方向上)。这种布置使得在y轴方向上以相等间距布置的生物组织500的多个点可能由激光照射。因此,有可能通过扫描单元163的转动在x轴方向上进行多行的同时扫描。

[0199] 在图4B所示的实例中,多芯光纤340是双包层多芯光纤,但第二实施例不限于此。单包层多芯光纤可用作多芯光纤340。然而,例如,当如上所述通过使用双包层多芯光纤进行基于双光子激发的观察时,光纤上的作为来自观察目标的返回光的荧光的光聚集效率可提高。

[0200] (4.修改实例)

[0201] 将描述根据本公开的第一和第二实施例的激光扫描内窥镜装置1和2的几个修改。另外,在第一和第二实施例的以下修改实例的描述中,为了描述将主要例举根据第一实施例的激光扫描内窥镜装置1。然而,下面将 要描述的修改实例的构造也适用于根据第二实施例的激光扫描内窥镜装置2。类似于下面示出的修改实例的构造可适用于根据实施例的激光扫描探针和激光扫描显微装置,这将分别在下面的项目6-2(激光扫描探针)和项目6-3(激光扫描显微装置)描述。

[0202] (4-1.扫描单元包括多个物镜的构造)

[0203] 在前述(2.第一实施例)和(3.第二实施例)中描述的激光扫描内窥镜装置1和2中,扫描单元163包括物镜165。然而,本实施例不限于这些实施例,但是扫描单元163可包括多个物镜165。

[0204] 参考图5,将描述当扫描单元包括多个物镜时的激光扫描内窥镜装置1的构造实例。图5是示出当扫描单元包括多个物镜时的激光扫描内窥镜装置1的一个构造实例的示意图。另外,在图5中,主要示出仅激光扫描内窥镜装置中的内窥镜的部分,且未示出其它部分。

[0205] 参考图5,根据本修改实例的内窥镜360包括管161、窗口单元162、扫描单元363、转动机构167,和平移运动机构168。由于构造中的管161、窗口单元162、转动机构167和平移运

动机构168与参考图2和图3所描述的构成构件相同,所以在下面将主要描述扫描单元363的构造,且将省略构造的详细描述。图5示意地示出当内窥镜360的扫描单元363和扫描单元363附近的构造被切出平行于通过管161的中心轴的y-z平面的横截表面时的横截面视图。

[0206] 扫描单元363包括光路改变元件364、一对物镜365和366、一对像差校正元件367和368,和机壳369。

[0207] 一对物镜365和366设置在面对扫描单元363的管161的内壁的位置处。另外,例如,如图5所示,一对物镜365和366设置在扫描单元363的相对位置处。即,当在y轴的正方向观看时,一对物镜365和366可位于扫描单元363的对称位置处,即,转动180度的位置。通过以此方式定位一对物镜365并366,如图5所示,一个物镜365位于z轴的负方向以面对窗口单元162,且此时,另一物镜366位于z轴的正方向以面对管161的内壁。

[0208] 从光纤140发射并由光纤导光透镜150准直为基本平行光的激光入射到光路改变元件364上。光路改变元件364改变激光的光路,使得入射激光面对至少窗口单元162朝向物镜365和366入射。例如,光路改变元件364可具有分束器的功能以将入射激光分离为两条光并朝向物镜365和366引导所分离的激光。另外,光路改变元件364可以是光学元件,其能够与扫描单元363的转动同步来动态地改变光路的方向并且可利用面对窗口单元162的物镜365或366引导激光。下面将参考图6A、6B、7A、7B、8A和8B详细描述在扫描单元363中包括多个物镜的扫描单元的特定构造实例。

[0209] 一对像差校正元件367和368位于一对物镜365和366的前方基台。一对像差校正元件367和368具有与参考图2描述的像差校正元件166相同的功能并且具有在激光被聚集到生物组织500上时发生的校正像差的功能。在图5所示的实例中,一对像差校正元件367和368位于光路改变元件364和一对物镜365和366之间,但该对像差校正元件367和368所处的位置是不限于该实例。该对像差校正元件367和368可位于任何位置,直到从光纤140发射的激光穿过窗口单元162。

[0210] 机壳369在其内部空间中容纳扫描单元363的每个构成构件。在本修改实例中,如图5所示,机壳369具有在其中具有空间的基本矩形形状,而且光路改变元件364和一对像差校正元件367和368布置在所述内部空间中。另外,一对物镜365和366布置在其面对机壳369的管161的内壁并在机壳369中彼此面对的表面的部分区域上。因此,一对物镜365和366被设置为使得透镜表面在机壳369中彼此面对,如图5所示。另外,光路改变元件364和一对像差校正元件367和368被假设由在机壳369的内部空间中的支撑构件或类似装置(未示出)固定到机壳369。

[0211] 在本修改实例中,如在第一实施例中,扫描单元363也可由转动机构(未示出)绕作为转动轴的y轴与机壳369一起转动。另外,如在第一实施例中,扫描单元363可由平移运动机构移动(未示出)在y轴方向上与机壳369一起平移地移动。因此,在本修改实例中,生物组织500通过由转动机构使扫描单元363绕作为转动轴的y轴的转动在x轴方向上利用激光扫描,且生物组织500通过由平移运动机构使扫描单元363绕y轴的平移运动在x轴方向上利用激光扫描。

[0212] 在上面已经参考图5描述了包括根据本公开的第一和第二实施例的修改实例的多个物镜365和366的扫描单元363的构造。在本修改实例中,在扫描单元363转动一次的时候,进行通过物镜365利用激光扫描和通过物镜366用激光扫描。在第一和第二实施例中,实现

更快扫描速度以增加在扫描单元363转动一次的时候所获取的信息量。可替代地,与根据第一和第二实施例的激光扫描内窥镜装置1和2的信息量相同的信息量的图像数据可通过扫描单元363的较少转动来获取。

[0213] 在图5所示的实例中,已经描述了以下情况:扫描单元363包括一对物镜365和366且在y轴的正方向观看时,一对物镜365和366分别位于扫描单元363的对称位置,即,转动180度的位置,但是本修改实例不限于这个实例。扫描单元363可包括两个以上物镜。多个物镜可以位于任何位置,只要物镜在管161的纵向方向上的基本相同位置处面对管161的内壁即可,并且以预定间隔位于管的外周方向161。将在下面参考图6A、6B、7A、7B、8A、8B、9A和9B描述以下情况:位于所定位的物镜的数量或它们在包括多个物镜的扫描单元中的位置不同于图5中所示的实例中的那些。

[0214] (4-1-1. 光路改变元件是偏振分束器的构造)

[0215] 将参考图6A和图6B来描述光路改变元件是偏振分束器的构造,其作为其中扫描单元包括多个物镜的特定构造实例。图6A是示出当光路改变元件是偏振分束器时的扫描单元的一个构造实施例的示意图。图6B是示出图6A所示的扫描单元绕作为转动轴的y轴转动180度的状态的示意图。在图6A和图6B中,为了简单起见,在根据本修改实例的激光扫描内窥镜装置的构造中主要示出仅扫描单元和扫描单元附近的构造。另外,图6A和图6B示意地示出当扫描单元和扫描单元附近的构造被切出平行于通过管的中心轴的y-z平面的横截面表面时的横截面视图。

[0216] 参考图6A和图6B,根据本修改实例的扫描单元370包括偏振分束器372、四分之一波长板373、镜374、一对物镜375和376、一对像差校正元件377和378和机壳379。在图6A示出的构造实例中,偏振调制元件371也设置在扫描单元370的前方基台,即,紧接从光纤发射的激光入射到扫描单元370上。另外,图6A和图6B中所示的实线和虚线箭头指示激光的光路。

[0217] 如在图5所示的实例中,在y轴方向观看时,一对物镜375和376分别位于在扫描单元370的对称位置处,即,转动180度的位置。即,如图6A所示,当一个物镜375位于z轴的负方向以面对窗口单元162时,另一物镜376位于z轴方向的正方向以面对管161的内壁。另外,一对像差校正元件377和378分别位于一对物镜375和376的前方基台。像差校正元件377和378具有与参考图2所述的像差校正元件166相同的功能并且具有校正在激光被聚集在生物组织500上时发生像差的功能。

[0218] 偏振调制元件371具有改变入射激光的偏振方向的功能。具体而言,偏振调制元件371可具有仅传递入射激光中的预定偏振方向的激光的功能。在本修改实例中,在偏振光调制元件371的前方基台处从光纤(未示出)发射的激光入射到偏振调制元件371上,且然后偏振调制元件371仅传递激光中的预定偏振方向的激光使得激光入射到扫描单元370上。

[0219] 穿过偏振调制元件371的激光入射到扫描单元370上并进一步入射到偏振分束器372上。偏振分束器372具有改变预定偏振方向的激光的光路的功能。具体而言,偏振分束器372根据入射激光的偏振方向改变光路。在图6A所示的实例中,偏振分束器372改变穿过偏振调制元件371的激光的光路约90度,使得激光被调整为入射到位于z轴的负方向上的像差校正元件377和物镜上透镜375上。其光路有偏振分束器372改变的激光穿过像差校正元件377和物镜375并且经由所述窗口单元162被施加到生物组织500。

[0220] 机壳379将扫描单元370的每个构成构件容纳在其内部空间中。在本修改实例中,如图6A所示,机壳379具有在其中具有空间的基本矩形形状,并且偏振分束器372、四分之一波长板373、镜374和一对像差校正元件377和378被布置在内部空间中。另外,一对物镜375和376布置在其面对机壳379的管161的内壁并在机壳379中彼此面对的表面的部分区域上。另外,偏振分束器372、四分之一波长板373、镜374,和一对像差校正元件377和378被假设由在机壳379的内部空间中的支撑构件或类似装置(未示出)固定到机壳379。

[0221] 在本修改实例中,如在第一实施例中,扫描单元370也可由转动机构(未示出)绕作为转动轴的y轴与机壳379一起转动。另外,如在第一实施例中,扫描单元370可由平移运动机构移动(未示出)在y轴方向上与机壳379一起平移地移动。因此,在本修改实例中,生物组织500通过由转动机构使扫描单元370绕作为转动轴的y轴的转动在x轴方向上利用激光扫描,且生物组织500通过由平移运动机构使扫描单元370绕y轴的平移运动在x轴方向上利用激光扫描。。

[0222] 图6B示出扫描单元370从图6A的状态绕作为转动轴的y轴转动180度时的状态。由于扫描单元370绕作为转动轴的y轴转动180度,所以偏振分束器372和像差校正元件377和物镜375之间和像差校正元件378和物镜376之间的位置关系也转动180度。即,在图6B所示的状态中,像差校正元件378和物镜376面对窗口单元162。

[0223] 在图6B所示的状态中,偏振分束器372调整在y轴的正方向穿过偏振调制元件371并入射的激光使得激光在y轴的负方向传递,而不改变光路。可替代地,当偏振分束器372从图6A中所示的状态转动180度并进入图6B所示的状态时,偏振调制元件371的特性可与扫描单元370的转动同步而动态地改变,使得入射激光在y轴的正方向上传递。

[0224] 四分之一波长板373和镜374以该顺序位于偏振光束分光器372的y轴的正方向。因此,穿过偏振分束器372的激光在穿过四分之一波长板373之后由镜374反射、再次穿过四分之一波长板373,并在y轴的正方向上入射到偏振分束器372上。激光沿一系列光路穿过四分之一波长板373两次,因此其偏振方向改变。偏振分束器372改变在y轴的正方向入射的激光的光路约90度,且其偏振方向改变使得激光被调整为入射到位于z轴的负方向的像差校正元件378和物镜376上。其光路由偏振分束器372改变的激光穿过像差校正元件377和物镜375并且经由窗口单元162被施加到生物组织500。

[0225] 在本修改实例中,如上面参考图6A和图6B所述,激光可通过组合控制激光的偏振方向的偏振调制元件371和根据激光的偏振方向控制激光的光路的偏振分束器372在物镜375或376的方向面向窗口单元162被引导,与扫描单元370的转动同步。因此,在扫描单元370转动一次的同时,可通过经物镜375利用激光扫描生物组织500和经由物镜376利用激光扫描生物组织500两者来有效地进行激光扫描。

[0226] (4-1-2光路改变元件是MEMS镜的构造)

[0227] 接下来,将参考图7A和图7B来描述其中光路改变元件是MEMS镜的构造,作为其中扫描单元包括多个物镜的特定构造实例。图7A和图7B是示出当光路改变元件是MEMS镜时的扫描单元的一个构造实施例的示意图。在图7A和图7B中,为了简单起见,在根据本公开的实施例的激光扫描内窥镜装置的构造中主要示出仅扫描单元和扫描单元附近的构造。另外,图7A示意地示出当扫描单元和扫描单元附近的构造被切出平行于通过管的中心轴的y-z平面的横截表面时的横截面视图。此外,图7B示意地示出当扫描单元和扫描单元附近的构造

被切出平行于通过扫描单元的物镜的中心轴的y-z平面的横截表面时的横截面视图。图7A对应于沿图7A所示的线B-B截取的横截面视图。

[0228] 参考图7A和图7B,扫描单元380包括MEMS镜381、一对物镜382和383、一对像差校正元件384和385,和机壳386。图7A和图7B中所示的实线箭头指示激光的光路。

[0229] 在图7A所示的实例中,一对物镜382和383的位置不同于图6A和图6B中所示的实例中的那些。即,如图7A所示,当在y轴方向上观看时,一对物镜382和383不位于扫描单元380中的转动180度的位置处,但是位于小于180度的预定角度处。另外,一对像差校正元件384和385分别位于一对物镜382和383的前方基台。像差校正元件384和385具有与参考图2所述的像差校正元件166相同的功能并且具有校正在激光被聚集在生物组织上时发生像差的功能。然而,在本修改实例中,当在y轴方向上观看时,物镜382和383和像差校正元件384和385的位置也可以是在扫描单元380中转动180度的位置,如图5、图6A和图6B所示。

[0230] MEMS镜381是MEMS形成的镜并且可动态地控制入射激光的反射方向。具体而言,MEMS镜381可通过动态地改变反射入射激光的反射表面的角度和形状中的至少一个来动态地改变入射激光的光路。例如,MEMS镜381基本设置在管的内直径的中心。MEMS镜381的角度位置和表面形状被动态地控制,使得从前方基台的光纤(未示出)发射的激光在管161的径向方向被引导并沿管161的圆周方向扫描观察目标(以在x轴方向上扫描观察目标)。

[0231] 在这里,在本修改实例中,如图7A和图7B所示,机壳386具有杯状形状,其中圆柱体的内部被挖空为具有较小直径的圆柱形状。此外,像差校正元件384和385位于机壳386的内部空间且物镜382和383沿面对管161的内壁的机壳386的表面的部分区域(即,圆柱体的外圆周表面)以预定间隔定位。此外,MEMS镜381不位于机壳386的内部,但位于杯状形状的凹部以与机壳386分离。另外,像差校正元件384和385被假设为固定到机壳386由机壳386的内部空间中的支撑构件或类似装置(未示出)固定到机壳386。

[0232] 在本修改实例中,如在第一实施例中,扫描单元380也可由转动机构(未示出)绕作为转动轴的y轴与机壳386一起转动。在这里,在本修改实例中,MEMS镜381被定位为与机壳386分离,如上所述。因此,即使当扫描单元380转动时,MEMS镜381也不转动。在本修改实例中,其是光路改变元件的MEMS镜381不与扫描单元380一起转动并通过与扫描单元380的转动同步来改变反射表面的角度和表面形状来在面向窗口单元162的物镜382或383的方向上改变激光的光路。即,通过允许MEMS镜381来改变激光的光路而利用激光扫描生物组织500。例如,当扫描单元380以预定角度从图7A中所示的状态转动且像差校正元件385和物镜383因此到达面对窗口单元162的位置时,MEMS镜381通过改变角度或表面形状来改变激光的光路,使得激光入射到像差校正元件385和物镜383上。

[0233] 在本修改实例中,如在第一实施例中,扫描单元380也可由平移运动机构移动(未示出)在y轴方向上与机壳386一起平移地移动。当扫描单元380在y轴方向上平移地移动时,MEMS镜381可与扫描单元380一起 平移地移动。因此,在本修改实例中,通过动态控制MEMS镜381的反射表面的角度或形状来偏振激光的光路而在x轴方向上利用激光扫描生物组织500,且通过平移运动机构在y轴方向对扫描单元370的平移运动而在y轴方向上利用激光扫描生物组织500。

[0234] 然而,MEMS镜381可通过扫描单元380在y轴方向上的平移运动来平移地运动。即,相对于扫描单元380绕作为转动轴的y轴的转动和在y轴方向上的平移运动,MEMS镜381的位

置可以是不变的。即使当MEMS镜381不转动并且不与扫描单元380一起平移地运动时, MEMS镜381也可通过与扫描单元的380的转动和平移运动同步而改变反射表面的角度或表面形状并改变面对窗口单元162的物镜382或383的方向上的激光的光路来进行利用激光扫描生物组织500。

[0235] 另外, MEMS镜381被假设由机壳386的杯状形状的凹部中的支撑构件或类似装置(未示出)支撑,使得上述驱动不受干扰。例如, MEMS镜381可由支撑构件连接到机壳386的杯状形状的凹部的底表面的基本中心(对应于机壳386的转动轴的部分)处。此外,通过将抵消机壳386的转动的机构设置在支撑构件中,能够实现其中即使当机壳386转动时MEMS镜381也不转动的构造。

[0236] 如参考图7A和图7B所描述的,根据本修改实例, MEMS镜381的反射表面的条件(例如,反射表面的角度和形状)可被动态地改变,由此用激光扫描生物组织500。激光扫描的控制通过控制MEMS镜381来进行,且因此可实现具有更高自由度的激光扫描。

[0237] MEMS镜381是能够动态地改变光反射方向的光偏转装置(光偏转元件)的实例。当使用其它光偏转装置来代替MEMS镜381时,能够实施类似于上述构造的构造并实现类似的有益效果。在本修改实例中,可不设置转动机构。例如,在管中的激光的光路上,依次设置了物镜、像差校正元件,和MEMS镜。MEMS镜的反射表面的条件被动态地控制,使得窗口单元设置在管的纵向方向上的管的外壁,处于对应于MEMS镜设置在其上的位置的区域,且穿过物镜和像差校正元件且入射到MEMS镜上的激光在x轴方向上通过窗口单元扫描作为观察目标的生物组织。这种构造允许在x轴方向上激光扫描观察目标,而组件不会在管中转动。

[0238] (4-1-3. 扫描单元包括光路分支元件的构造)

[0239] 接下来,将参考图8A和图8B来描述扫描单元包括光路分支元件的构造,其作为其中扫描单元包括多个物镜的特定构造实例。图8A和图8B是示出当扫描单元包括光路分支元件时的扫描单元的一个构造实施例的示意图。在图8A和图8B中,为了简单起见,在根据本修改实例的激光扫描内窥镜装置的构造中主要示出仅扫描单元和扫描单元附近的构造。另外,图8A示意地示出当扫描单元和扫描单元附近的构造被切出平行于通过管的中心轴的y-z平面的横截表面时的横截面视图。另外,图8B示出当扫描单元和扫描单元附近的构造被切出沿图8A的线C-C截取的横截表面时的横截面视图。

[0240] 参考图8A和图8B,扫描单元390包括光路分支元件391、透镜392、透镜阵列393、光路改变元件394a、394b、394c和394d、物镜395a、395b、395c和395d、像差校正元件396a、396b、396c和396d,和机壳397。因此,根据本修改实例的扫描单元390包括四个物镜395a、395b、395c和395d。如图8B所示,当在y轴方向上观看时,四个物镜395a、395b、395c和395d位于扫描单元390中的转动90度的位置。

[0241] 像差校正元件396a、396b、396c和396d和光路改变元件394a、394b、394c和394d分别位于物镜395a、395b、395c和395d的前方基台。像差校正元件396a、396b、396c和396d具有与参考图2描述的像差校正元件166相同的功能并且具有至少校正在激光被聚集在生物组织上时发生像差的功能。另外,在图8A和图8B所示的实例中,光路改变元件394a、394b、394c和394d是例如折叠镜并且具有与参考图2所述的光路改变元件164相同的功能。即,光路改变元件394a、394b、394c和394d将入射到扫描单元390上的激光引导到物镜395a、395b、395c和395d的透镜表面。

[0242] 机壳397在其内部空间中容纳扫描单元390的每个构成构件。在本修改实例中,如图8A和图8B所示,机壳397具有在其中具有空间的基本 矩形形状,而且光路分支元件391、透镜392、透镜阵列393、光路改变元件394a、394b、394c和394d,和像差校正元件396a、396b、396c和396d,光路改变元件364布置在所述内部空间中。另外,物镜395a、395b、395c和395d布置在其面对机壳397的管161的内壁的四个表面的部分区域上。另外,光路分支元件391、透镜392、透镜阵列393、光路改变元件394a、394b、394c和394d,和像差校正元件396a、396b、396c和396d被假设由在机壳397的内部空间中的支撑构件或类似装置(未示出)固定到机壳397。

[0243] 在本修改实例中,如图8A所示,由光纤(未示出)在管161内引导的激光由光纤导光透镜150准直为基本平行光并入射到设置在机壳397的一侧上的光路分支元件391上。光路分支元件391是一种分束器并且可将入射激光分支为多个光路。例如,光路分支元件391可将由衍射光栅入射的激光分支为多个光路。在本修改实例中,光路分路元件391将入射激光分支为四个光路。

[0244] 分支为四个光路的激光经由透镜392被聚集到透镜阵列393上。透镜阵列393上是其中作为与激光被分支的路径数量相同的数量的透镜被以阵列形式布置的阵列。分支的激光由包括在透镜阵列393中的透镜准直为基本平行光并入射到光路改变元件394a、394b、394c和394d上。光路改变元件394a、394b、394c和394d分别将入射光引导到对应的像差校正元件396a、396b、396c和396d和对应的物镜395a、395b、395c和395d。

[0245] 在本修改实例中,如在第一实施例中,扫描单元390也可由转动机构(未示出)绕作为转动轴的y轴与机壳397一起转动。另外,如在第一实施例中,扫描单元390可由平移运动机构移动(未示出)在y轴方向上与机壳397一起平移地移动。因此,在本修改实例中,生物组织500通过由转动机构使扫描单元390绕作为转动轴的y轴的转动在x轴方向上利用激光扫描,且生物组织500通过由平移运动机构使扫描单元390绕y轴的平移运动在x轴方向上利用激光扫描。

[0246] 在本修改实例中,如上面参考图8A和图8B所述,入射到扫描单元390上的激光由光路分支单元391分支为多个激光路径,例如,四个激光 路径。然后,分支的激光分别由光路改变元件394a、394b、394c和394d朝向物镜395a、395b、395c和395d引导。在本修改实例中,通过在该状态下使扫描单元390绕作为转动轴的y轴转动,在扫描单元390转动一次的时候,生物组织500经由窗口单元162利用激光扫描四次。因此,利用激光扫描可更有效地进行,这是因为通过扫描单元390的一次转动扫描线的数量可增加。

[0247] (4-1-4. 激光线相对于管的入射位置被固定的构造)

[0248] 接下来,将参考图9A和图9B描述其中激光线相对于管的入射位置被固定的构造,其作为其中扫描单元包括多个物镜的特定构造实例。图9A和图9B是示出当激光的入射位置相对于管固定时的扫描单元的一个构造实施例的示意图。在图9A和图9B中,为了简单起见,在根据本公开的实施例的激光扫描内窥镜装置的构造中主要示出仅扫描单元和扫描单元附近的构造。另外,图9A示意地示出当扫描单元和扫描单元附近的构造被切出平行于通过管的中心轴的y-z平面的横截表面时的横截面视图。另外,图9B示出当在x轴的负方向(激光入射的方向)观看扫描单元和扫描单元附近的构造时的状态。在这里,图9B示出扫描单元绕作为转动轴的y轴以预定角度转动的状态并示出通过扫描单元的机壳的物镜。

[0249] 参考图9A和图9B,扫描单元350包括入射窗口单元351a、351b、351c和351d、光路改变元件352a、352b、352c和352d、物镜353a、353b、353c和353d、像差校正元件354a、354b、354c和354d和机壳355。因此,根据本修改实例的扫描单元350包括四个物镜353a、353b、353c和353d。此外,如图9B所示,四个物镜353a、353b、353c和353d位于在y轴方向上观看时在扫描单元350中转动90度的位置。

[0250] 另外,像差校正元件354a、354b、354c和354d和光路改变元件352a、352b、352c和352d分别位于物镜353a、353b、353c和353d的前方基台。像差校正元件354a、354b、354c和354d具有与参考图2描述的像差校正元件166相同的功能并且具有校正在激光被聚集在生物组织500上时发生像差的功能。另外,在图9A和图9B所示的实例中,光路改变元件352a、352b、352c和352d是例如折叠镜并具有与参考图2描述的光路改变元件 164相同的功能。即,光路改变元件352a、352b、352c和352d将入射到扫描单元350上的激光引导到物镜353a、353b、353c和353d的透镜表面。

[0251] 机壳355在其内部空间中容纳扫描单元350的每个构成构件。在本修改实例中,如图9A和图9B所示,机壳355具有在其中具有空间的基本矩形形状,而且光路改变元件352a、352b、352c和352d和像差校正元件354a、354b、354c和354d布置在所述内部空间中。另外,物镜353a、353b、353c和353d布置在其面对机壳397的管161的内壁的四个表面的部分区域上。另外,光路改变元件352a、352b、352c和352d和像差校正元件354a、354b、354c和354d被假设由在机壳355的内部空间中的支撑构件或类似装置(未示出)固定到机壳355。

[0252] 入射窗口单元351a、351b、351c和351d形成于面对位于y轴的负方向上的机壳355的表面上的光路改变元件352a、352b、352c和352d的位置处。在这里,机壳355由不会传递入射激光的波长带下的激光的材料形成且入射窗口单元351a、351b、351c和351d由传递激光的材料形成。因此,在本修改实例中,如图9A所示,在y轴的负方向上入射并被施加到扫描单元350的激光穿过机壳355的入射窗口单元351a、351b、351c和351d并入射到机壳355内部的光路改变元件352a、352b、352c和352d上。在这里,图9A是示出在其上由光纤(未示出)在管161内部引导的激光由光纤导光透镜(未示出)准直为基本平行光的后基台的状态。

[0253] 在本修改实例中,如在第一实施例中,扫描单元350也可由转动机构(未示出)绕作为转动轴的y轴与机壳355一起转动。另外,如在第一实施例中,扫描单元350可由平移运动机构移动(未示出)在y轴方向上与机壳355一起平移地移动。因此,在本修改实例中,生物组织500通过由转动机构使扫描单元350绕作为转动轴的y轴的转动在x轴方向上利用激光扫描,且生物组织500通过由平移运动机构使扫描单元350绕y轴的平移运动在x轴方向上利用激光扫描。

[0254] 在本修改实例中,激光入射的位置相对于管161被固定。即,在激光的光轴相对于管161被保持在预定位置处的状态中,扫描单元350绕作为转动轴的y轴转动且在y轴方向平移地运动。在这里,如上所述,在扫描单元350的机壳355中,入射窗口单元351a、351b、351c和351d形成于面对光路改变元件352a、352b、352c和352d的位置处。因此,如图9B所示,扫描单元350转动且激光入射到机壳355的内部以在入射窗口单元351a、351b、351c或351d位于激光在机壳355中的照射点S的区域内的時候从对应的入射窗口单元351a、351b、351c和351d扫描。

[0255] 在这里,在本修改实例中,如图9B所示,考虑了其中激光被同时施加到多个入射窗

口单元351a和351d的情况。在这种情况下,当从入射窗口单元351a入射的激光和从入射窗口单元351d入射的激光被同时施加到生物组织500时,激光可被同时施加到生物组织500的两个不同区域且来自两个区域的返回光可被同时检测,且因此这种扫描不优选作为激光扫描。因此,施加到机壳355的激光的光束直径(对应于表示图9B中所示的照射点S的圆的直径)、窗口单元351a、351b、351c和351d的尺寸、入射窗口单元351a、351b、351c和351d所定位的间隔等可被设计为使得可防止从相互不同的入射窗口单元351a、351b、351c和351d入射的激光被同时施加到生物组织500。例如,激光的光束直径可以是入射窗口单元351a、351b、351c和351d的尺寸的约1.5倍。

[0256] 在本修改实例中,如上面参考图9A和图9B所示,当激光相对于管161的入射位置被固定时,激光入射到扫描单元350上。此外,在激光入射的机壳355的表面上,入射窗口单元351a、351b、351c和351d形成于彼此不同并对应于设置在机壳355内部的光路改变元件352a、352b、352c和352d的位置处。在这种状态下,通过使扫描单元350绕作为转动轴的y轴转动,对生物组织500进行由从入射窗口单元351a、351b、351c和351d入射的激光中的任何一个扫描。因此,在本修改实例中,在扫描单元350转动一次的时候,生物组织500经由窗口单元162利用激光扫描四次。因此,能够有效地进行激光扫描,这是因为通过扫描单元390的一次转动扫描的线的数量可增加。另外,激光扫描的前述效率(在扫描单元350转动一次的时候,进行激光扫描四次)与图8A和图8B中所示的扫描单元390中的激光扫描的效率基本上相同。然而,如图9A和图9B所示,根据本修改实例的扫描单元350可包括比扫描单元390更少的构成构件。因此,在本修改实例,能够实现与在更简单构造的激光扫描中的图8A和图8B中所示的扫描单元390的效率基本相同的效率。

[0257] 上面已经参考图6A、图6B、图7A、图7B、图8A、图8B、图9A和图9B描述了扫描单元包括多个物镜的构造实例的具体构造实例,其作为根据第一和第二实施例的激光扫描内窥镜装置1和2的修改实例。在本修改实例中,如上所述,扫描单元包括多个物镜,并因此在扫描单元转动一次的时候,可进行由多个物镜进行多行的激光扫描。因此,可更有效地进行激光扫描,这是因为通过扫描单元的一次转动扫描的行的数量可增加。

[0258] (4-2. 其它构造)

[0259] 将描述根据本公开的第一和第二实施例的激光扫描内窥镜装置1和2的其它构造实例。

[0260] (4-2-1. 扫描单元具有其它转动轴方向的构造)

[0261] 将参考图10A和图10B描述其中扫描单元具有另一转动轴方向的修改实例的一个构造实例。图10A是示出其中扫描单元具有不同转动轴方向的内窥镜的一个构造实施例的示意图。图10B是示意地示出图10A中所示的扫描单元的构造的示意图。另外,图10B是示出当在z轴方向观看的沿图10A的线D-D截取的横截表面时的状态。在这里,图10B示出其中扫描单元绕作为转动轴的y轴以预定角度转动的状态。在这里,在本修改实例中,内窥镜的构造不同于图2和图4A中所示的根据第一和第二实施例的激光扫描内窥镜装置1和2的构造,且剩余构造可与激光扫描内窥镜装置1和2的构造相同。因此,将在下面的描述中主要描述内窥镜的构造,其是本修改实例的显着特征。另外,在图10A中,在激光扫描型内窥镜的构造中主要示出内窥镜的构造。

[0262] 参考图10A,根据本修改实例的内窥镜400包括管161、窗口单元162、光纤140、光纤

导光透镜150、转动机构167、平移运动机构168、光路改变单元410、扫描单元420和转动构件430。另外,由于管161、窗口单元162、光纤140、光纤导光透镜150、转动机构167和平移运动机构168的功能与参考图2描述的构成构件的那些功能相同,所以其详细描述将被省略。然而,在本修改实例中,窗口单元162设置管161的纵向方向上的末端部分,而不是设置在管161的侧壁并且具有在管161的纵向方向基本垂直的表面。即,当管161的纵向方向上的一个端部(末端部分)与生物组织500接触时,根据本修改实例的内窥镜400进行激光扫描。另外,在本修改实例中,窗口单元162的形状可以是弯曲表面,例如球表面或圆柱表面,或者可以是平面表面。在图10A和图10B所示的实例中,窗口单元162具有预定曲率的弯曲表面。

[0263] 在本修改实例中,由光纤140在管161内引导的激光由光纤导光透镜150准直为基本平行光并且在管161内部的y轴方向上被引导。光路改变元件410设置在内窥镜400的头部,且因此入射到光路改变元件410上的激光的光路在z轴方向改变并且激光入射到扫描单元420上。任何光学元件可用作光路改变元件410,只要该光学元件可改变激光的光路即可。例如,可以使用折叠镜。

[0264] 扫描单元420包括光路改变元件421、物镜422、像差校正元件423和机壳424。另外,由于光路改变元件421、物镜422、像差校正元件423和机壳424的功能和构造与包括在根据第一和第二实施例中的扫描单元163的光路改变元件164、物镜165、像差校正元件166和机壳169的功能和构造相同,所以其详细描述将被省略。然而,在本实施例中,扫描单元420被布置为使得设置在内窥镜400的末端部分的窗口单元162面对物镜422且激光由物镜422经由窗口单元162被聚集在生物组织500上。即,如图10A所示,其光路由光路改变元件410在z轴方向上改变并入射到扫描单元420的激光由扫描单元420中的光路改变元件421在y轴方向上改变,且然后激光按序穿过像差校正元件423和物镜422并且施加到生物组织500。

[0265] 在本修改实例中,扫描单元420经由转动构件430机械地连接到转动机构167并因此由转动机构167绕作为转动轴的z轴转动。通过在激光从扫描单元420施加到生物组织500上时使扫描单元420绕作为转动轴的z轴,生物组织500可在内窥镜400的末端部分在X轴方向上利用激光扫描。另外,在本修改实例中,平移运动机构168在z轴方向上平移地移动扫描单元420。因此,在本修改实例中,对生物组织500进行在x-z平面上的激光扫描。

[0266] 在这里,转动构件430包括多个轴431和432。轴431在管161内部的管161的纵向方向上延伸且其一端连接到转动机构167。此外,轴431由转动机构167绕作为转动轴的y轴转动。带齿的轮(齿轮)机构设置在轴431的另一端,且因此,齿轮机构与同样设置有齿轮机构的轴432的一端啮合且互锁。轴432在管161内部的z轴方向(其是与管161的纵向方向成约90度的方向)上延伸,使得其一端经由上述齿轮机构与轴431连接,而另一端与扫描单元420连接。通过以此方式使转动机构167连接到转动构件430,由转动机构167绕作为转动轴的y轴的转动运动被最终传送到扫描单元420,作为绕作为转动轴的z轴的转动运动。因此,转动机构167可绕作为转动轴的z轴转动扫描单元420。

[0267] 在本修改实例中,转动机构167和转动构件430的结构不限于该实施例,但可实现任何构造,只要扫描单元420可绕作为转动轴的z轴转动即可。

[0268] 已经在上面参考图10A和图10B描述了其中扫描单元具有另一转动轴方向的修改实例的一个构造实例,其作为根据第一和第二实施例的激光扫描内窥镜装置1和2的修改实例。在本修改实例中,窗口单元162设置在管161的纵向方向的末端部分上并具有基本垂直

于管161的纵向方向的表面。此外,对与管161的末端部分接触的部分进行激光扫描。因此,例如,即使当检查目标部分存在于体腔内部的凹陷部分(其难以与管161的侧壁接触)中时,也可通过激光扫描实施检查。

[0269] 如在根据第一和第二实施例的激光扫描内窥镜装置1和2中的其中窗口单元162设置在管161的侧壁上的内窥镜160,和如在本修改实例中的其中窗口单元162设置在管161的末端部分的内窥镜400可相对于同一装置主体进行交换。是否使用其中窗口单元162设置在管161的侧壁上的内窥镜的构造或其中窗口单元162设置在管161的末端部分的内窥镜的构造可由用户根据检查目标部分的形状等适当地选择。

[0270] (4-2-2.物镜在管的纵向方向上的布置的修改)

[0271] 在上述项目4-1中描述的修改实例(包括多个物镜的扫描单元的构造)中,已经给出了其中多个物镜在管161的纵向方向的基本相同位置沿管161的圆周方向被布置为一排的情况。然而,本实施例不限于此。例如,多个物镜可沿管161的纵向方向被布置为一排。

[0272] 将参考图11描述其中多个物镜被布置在管的纵向方向上的修改实例。图11是示出根据其中多个物镜布置在管的纵向方向上的修改实施例的内窥镜的示例性构造的示意图。

[0273] 参考图11,根据本修改实例的内窥镜450被配置为包括管161、窗口单元162、转动机构167、平移运动机构168和扫描单元460。管161、窗口单元162、转动机构167和平移运动机构168具有类似于参考图2所述的组件的功能的功能,且因此其详细描述将被省略。虽然为了简单起见在图11中未示出,但是内窥镜450具有类似于包括如图2所示的光纤140和光纤导光透镜150的内窥镜160的构造的构造。通过光纤在管161内被引导的激光由光纤导光透镜准直为基本平行的光束、在管161内的y轴方向被引导,并且入射到扫描单元460上。

[0274] 根据本修改实例的扫描单元460被配置为包括像差校正元件461、第一光路改变元件463、第二光路改变元件464、第一物镜465和第二物镜466,其都容纳在机壳469内。如图11所示,在本修改实例中,第一物镜465和第二物镜466沿管161的纵向方向被布置为一排以在基本相同的方向彼此面对(即在管161的圆周方向上的基本上相同位置)。第一光路改变元件463和第二光路改变元件464被设置为分别对应于第一物镜465和第二物镜466。像差校正元件461和机壳469的相应功能和构造类似于图2所示的像差校正元件166和机壳169的功能和构造,并且因此其详细描述将被省略。第一物镜465和第二物镜466的功能和构造类似于在图2所示的物镜165的功能和构造,并且因此其详细描述将被省略。

[0275] 第一光路改变元件463可以是例如分束器。第一光路改变元件463将在管161内被引导的激光的一些引导到第一光路改变元件463后面的级中的第二光路改变元件464,并将其其它激光引导到与第一光路改变元件463相关联而设置的第一物镜465。第二光路改变元件464可以是例如折叠镜。第二光路改变元件464将通过穿过第二光路改变元件464的前方基台的第一光路改变元件463而引导的激光引导到与第二光路改变元件464相关联而设置的第二物镜466。其中其光路由第一光路改变元件463和第二光路改变元件464改变的激光分别穿过第一物镜465和第二物镜466,并被施加到生物组织以通过窗口单元162被观察(未示出)。以此方式,在本修改实例中,激光在y轴方向的两个不同点上被施加到生物组织。在本修改实例中,与图2所示的内窥镜160的扫描单元163的情况一样,扫描单元460在作为转动轴的方向的y轴方向上由转动机构167转动并由平移运动机构168在y轴方向上平移地运动。因此,根据本修改实例的内窥镜450使得能够在扫描单元460的一次转动的过程中由施加到

多个点(在图11所示的实例中是两个点)的激光在y轴方向扫描多行。

[0276] 为了区分通过使用激光照射多个点获得的光信号,激光经受其波长、角度或极化的时间调制,且然后入射到第一光路改变元件463上。因此,激光在第一光路改变元件463中的传输和反射可根据激光的调制来控制。可用于这样控制的第一光路改变元件463的实例包括光学装置,诸如分色镜(根据波长分裂激光束的光学元件的实例)、体积全息衍射元件(根据角度分裂激光束的光学元件的实例),和偏振分束器(根据偏振分裂激光束的光学元件的实例)。入射到第一光路改变装置463和第二光路改变装置464上的激光优选尽可能接近平行光束,使得生物组织中的观察深度不改变。

[0277] 内窥镜160允许平移运动机构168在y轴方向上进行激光扫描时在y轴方向上移动扫描单元163。因此,当旨在y轴方向上获取更宽广视场的时候,需要扫描单元163在y轴方向上的行程变大。当行程大时,以保持高精度的扫描单元163的光学系统的位置精度,同时以高速驱动扫描单元163,每个组件的高精度(例如,平移运动机构168的轴向引导组件或进给机构所必需的机械刚性)有必要为较高。另一方面,根据本修改实例,在y轴方向上设置为一排的第一物镜465和第二物镜466使得能够在y轴方向上由激光照射多个点。因此,在不增加由平移运动机构168进行的扫描单元460的行程的情况下,有可能在y轴方向上获得更宽广视场。根据本修改实例的构造可特别合适地适用于y轴方向上的视场比物镜的孔径的更宽的情况。

[0278] 图12示出根据图11中所示的本修改实例的内窥镜的另一示例性构造的示意图。图12是示出根据其中多个物镜布置在纵向方向上的修改实例的内窥镜的另一示例性构造的示意图。参考图12,根据本修改实例的内窥镜470被配置为包括管161、窗口单元162、转动机构167、平移运动机构168,和扫描单元480。扫描单元480被配置为包括像差校正元件461、第一光路改变元件463、第二光路改变元件464、第一物镜465和第二物镜466,其被容纳在机壳469内。参考图12,在根据本修改实例的内窥镜470中,第一物镜465和第二物镜466沿管161的纵向方向布置。它们被定位在彼此相反约180度的方向(即在管161的圆周方向相对于彼此转动大约180度)。其它构造类似于上面参考图11所述的内窥镜450的构造,因此其详细描述将被省略。

[0279] 在图12所示的内窥镜470中,能够区分第一物镜465和第二物镜466中的哪一个允许基于扫描单元480的转动相位用激光照射生物组织。因此与扫描单元480的转动同步检测来自生物组织的返回光消除了进行用于区分如上所述信号的激光调制的必要性。

[0280] 已经在上面参考图11和图12描述了多个物镜布置在管的纵向方向上的修改实例。如上所述,根据本修改实例,在y轴方向上设置为一排的第一物镜465和第二物镜466使得能够在y轴方向上用激光照射多个点。因此,在不增加由平移运动机构168进行的扫描单元460的行程的情况下有可能在y轴方向上获得更宽视野。如图11和图12所示,根据本修改实例,第一物镜465和第二物镜466可被布置为在基本相同方向上彼此面对,或者可被布置为在不同方向上彼此面对。第一物镜465和第二物镜466的布置不限于图11和图12所示的实例。多个物镜可沿管161的纵向方向以螺旋布置。

[0281] 在本修改实例中,如后面项目6-2-2(像散校正元件)描述的能够动态地改变像散的校正量的像散校正元件(如后面所描述的主动像散校正元件)可用作像差校正元件462。与扫描单元460或480的转动同步,校正量可由主动像散校正元件15适当地调整,且因此有

可能减少由多个物镜的相对校准误差引起的像差的影响。

[0282] (5. 像差校正单元的构造)

[0283] 接下来,将描述图2和图3所示的像差校正元件166的具体构造。如在前述(2. 第一实施例)所描述的,根据本实施例的像差校正元件166校正在激光被聚集在生物组织上时发生的像差500。像差的实例色像差、球面像差、彗形像差和像散。

[0284] 在这些像差中,像差的影响被认为相对较小,这是因为例如当如在本实施例检查生物组织时,具有特定波长带的激光(诸如近红外光)可用于许多情况下。例如由于窗口单元162而发生的球面像差主要通过将物镜165构造为非球面透镜并调整光学特性(诸如非球面透镜的曲率、厚度和非球面系数)来校正。因此,在下面将主要描述校正像差中的在物镜165和窗口单元162中发生的像散的像差校正元件166的具体构造。然而,在本实施例中,除了校正像散的元件,可进一步设置校正像差的元件或校正球面像差的元件。例如,当荧光观察等的激励光(光施加到生物组织500)和生物信号光(来自生物组织500的返回光)的波长频带不同时,校正像差的元件优选单独设置,使得返回光被有效地引导到光纤。另外,例如,为了校正由于窗口单元或生物组织的厚度引起的球面像差,球面像差校正元件可结合上述物镜165的光学特性的调整而单独设置。

[0285] 如上面在第2项目(第一实施例)中描述的,根据本公开的示例性实施例的激光扫描观察装置可设置有助于改变观察深度的深度观察调整机构。设置有这样的观察深度调整机构的激光扫描观察装置可适当地适用于像差校正元件,考虑到由像差观察深度的变化引起的像差的变化,其被设计为校正像差。如上所述,激光扫描内窥镜装置1允许用于校正像差的像差校正元件被适当地适用于使用双光子激发的荧光等进行观察或用多个不同波长的激光进行观察的情况。以此方式,将在项目6-2(激光扫描探针)中详细描述其中设置观察深度调整机构或进行使用双光子激发的观察的情况下的像差校正元件的详细构造。

[0286] (5-1 像散的校正)

[0287] 将描述校正像散的像差校正元件的具体构造实例。在描述校正像散的像差校正元件的具体构造之前,将描述由本发明人审查的像散的内容。

[0288] 如上面在(2. 第一实施例)中所描述的,由于物镜165和窗口单元162而发生的像差度受到物镜165的NA值或窗口单元162的形状影响。具体而言,像差度趋向于随物镜165的NA升高而增加,窗口单元162的构成构件的厚度越厚,且窗口单元162的曲率越小(即,管161的直径(外径)越小)。

[0289] 本发明人已经在改变上述三个参数的同时通过重复射线跟踪仿真更详细研究了这三个参数(物镜165的NA、窗口单元162的厚度,和管161的直径)和像散的程度之间的关系,并且已经考虑用于校正像散的构造。另外,这里所提到的像散是指在图2和图3所示的x轴方向上的焦距和y轴方向上的焦距之间的差。

[0290] 通过上述考虑,本发明人已经了解到,像散度与深度方向的距离的光学距离的平方(介质的折射率和在深度方向的距离的乘积)成比例地增加并与物镜165的NA的平方成比例地增加。另外,他们已经证实了管161的直径(即,窗口单元162的外径)越小,像散度将会增加。

[0291] 根据上述发现,本发明人已经考虑了用于校正像散的构造。在下文中,将参考图13A、图13B、图14和图15描述由本发明人根据上述设计的像差校正元件的具体构造实例。在

这里,当通过调整其是非球面透镜的物镜165的光学特性来校正球面像差时,如上面所述,例如,物镜165的光学特性的参数可被调整,使得球面像差中的x轴方向和y轴方向上的分量被最小化。因此,本发明人认为,图2和图3所示的y轴方向(即,y-z平面)(其是具有圆柱形的窗口单元162可被视为平行板的方向)上的球面像差可通过调整物镜165的光学特性来校正,且x-z平面上的球面像差可结合用于校正像散的构造来校正。因此,以下将要描述的像差校正元件的具体构造实例是不仅具有校正像散的功能而且还具有校正x-z平面上的球面像差的功能的构造的一个实例。

[0292] 另外,下面将要描述的图13A至图15对应于示出内窥镜160的扫描单元163的状态和图2和图3所示的扫描单元163附近的图。具体而已,在图13A至图15中,主要在图2和图3所示的构造中示出窗口单元162、光路改变元件164、物镜165、像差校正元件166和生物组织500,并且像差校正元件166的构造被更具体地示出。另外,由于图13A至图15所示的窗口单元162、光路改变元件164和物镜165的功能和构造与参考图2和图3描述的构成构件的功能和构造相同,所以将在下面主要描述这些校正元件166的详细描述。此外,在像差校正元件166的具体构造的以下描述中,将描述其中光路改变元件164是折叠镜且物镜165是非球面透镜的情况。每个下面要描述的像差校正元件的每个具体构造也可应用于图5至图10B所示的每个像差校正元件。

[0293] (5-1-1.圆柱形凹凸透镜对)

[0294] 将参考图13A和图13B描述其是校正x-z平面的像散和球面像差的像差校正元件的一个具体构造实例的圆柱形凹凸透镜对。图13A和图13B是示出其是根据本实施例的像差校正元件166的一个构造实例的圆柱形凹凸透镜对的构造的示意图。另外,图13A示出当在z轴的正方向观看图2所示的内窥镜160的扫描单元163和扫描单元163附近时的状态。此外,图13B示出当在y轴的正方向观看图2所示的内窥镜160的扫描单元163和扫描单元163附近时的状态。在这里,图13A示出通过投射光路改变元件164的物镜165。另外,在图13A和图13B中,为了简单起见,仅描述所需的直线被主要示为表示激光的光束的直线。

[0295] 参考图13A,在本构造实例中,圆柱形凹凸透镜对620位于光路改变元件164的前方基台。圆柱形凹凸透镜对620包括具有凹凸镜表面的凹圆柱形透镜621和具有凸透镜表面的凸圆柱形透镜622。圆柱形凹凸透镜对620是对应于在图2和图3所示的像差校正元件166的像差校正元件并校正x-z平面上的像散和球面像差。在本实施例中,圆柱形凹凸透镜对620定位在光路改变元件164的前方基台,即,物镜165的前方基台,如图13A所示。

[0296] 凹圆柱形透镜621具有其是平面表面的一个表面和面对所述一个表面的另一表面并且是凹形状的圆柱形表面。此外,如图13A所示,凹圆柱形透镜621被设置为使得其是平面表面的表面被定向在y轴的负方向,即,激光入射的方向,并且其是凹形状的圆柱形表面的表面被定向在y轴的负方向。另外,凹圆柱形透镜621被设置为使得z轴方向是圆柱形表面的圆周的轴方向。

[0297] 凸圆柱形透镜622具有其是平面表面的一个表面和面对所述一个表面的另一表面并且是凸形状的圆柱形表面。此外,如图13A所示,凸圆柱形透镜622被设置为使得其是凸形状的圆柱形表面的表面被定向在y轴的负方向,即,激光入射的方向,并且其是平面表面的表面被定向在y轴的负方向。即,凹圆柱形透镜621和凸圆柱形透镜622被设置为使得凸圆柱形透镜622的凸形状的圆柱形表面面对凹圆柱形透镜621的凹形状的圆柱形表面。另外,凸圆

柱形透镜622被设置为使得z轴方向是圆柱形表面的圆柱的轴方向。

[0298] 参考图13A和图13B,激光的光束由直线表示。另外,该附图示出以下状态:其中被准直为基本平行光并在y轴方向上被引导的激光穿过圆柱形凹凸透镜对620,激光的路径由光路改变元件164在z轴方向改变,且激光按序穿过物镜165和窗口单元162并且被施加到生物组织500。因此,在本构造实例中,入射激光按序穿过凹圆柱形透镜621的凹形状的平面表面和圆柱形表面和凸圆柱形透镜622的凸形状的圆柱形表面和平面表面,并入射到光路改变元件164上。通过设置圆柱形凹凸透镜对620,如图13A所示,有可能校正x-z平面上的像散和球面像差。另外,圆柱形凹凸透镜对620由转动机构(未示出)和/或平移运动机构(未示出)使其与扫描单元一起转动和/或平移地运动。

[0299] 在这里,圆柱形凹凸透镜对620的光学特性(例如,圆柱形表面的材料、厚度和曲率)或具体构造可根据入射激光的波长带、物镜165的光学特性、窗口单元162的光学特性等而适当地设置。例如,凹圆柱形透镜621的圆柱形表面和凸圆柱形透镜622的圆柱形表面的曲率或两个曲率的大小关系、凹圆柱形透镜621和凸圆柱形透镜622在光轴方向(y轴方向)的厚度,和凹圆柱形透镜621和凸圆柱形透镜622之间的距离可被调整使得像散和球面像差被最小化。

[0300] (5-1-2.圆柱形弯月透镜)

[0301] 将参考图14来描述其是校正x-z平面上的像散和球面像差的像差校正元件的一个构造实例的圆柱形弯月透镜。图14是根据本实施例的像差校正元件166的示意构造实例。另外,图14示出在y轴的正方向观看图2所示的内窥镜160的扫描单元163和扫描单元163附近时的状态。另外,在图14,为了简单起见,仅描述所需的直线被主要示为表示激光的光束的直线。

[0302] 参考图14,在本构造实例中,圆柱形弯月透镜630设置在物镜165和窗口单元162之间。圆柱形弯月透镜630是对应于图2和图3所示的像差校正元件166的像差校正元件,并具有校正x-z平面上的像散和球面像差的功能。

[0303] 圆柱形弯月透镜630是其中两个表面都是圆柱形表面的弯月透镜。如图14所示,其是圆柱形弯月透镜630的两个表面的圆柱形表面被形成使得两个圆柱的轴方向是相同方向,且其是两个表面的圆柱形表面的曲率具有相同特征。在本实施例中,如图14所示,圆柱形弯月透镜630被设置为使得圆柱形表面的圆柱的轴线方向是y轴方向,即,与窗口单元162的圆柱形表面的圆柱的轴方向相同。然而,圆柱形弯月透镜630被设置为使得圆柱形表面的曲率具有与窗口单元162的圆柱形表面的曲率的特征相反的特征。另外,在图14所示的实例中,关于其是圆柱形弯月透镜630的两个表面的圆柱形表面,面对物镜165的圆柱形表面的曲率大于面对窗口单元162的圆柱形表面的曲率。

[0304] 参考图14,激光的光束由直线指示。另外,该图示出以下状态,其中被准直为基本平行光并在y轴方向上被引导的激光由光路改变元件164在z轴方向改变,且激光按序穿过物镜165、圆柱形弯月透镜630和窗口单元162并施加到生物组织500。因此,在构造实例中,通过将圆柱形弯月透镜630设置在物镜165和窗口单元162之间,能够校正x-z平面上的像散和球面像差。另外,圆柱形弯月透镜630由转动机构(未示出)和/或平移运动机构(未示出)使其与扫描单元一起转动和/或平移地运动。

[0305] 在这里,圆柱形弯月透镜630的光学特性(例如,圆柱形表面的材料、厚度和曲率)

或具体构造可根据入射激光的波长带、物镜165的光学特性、窗口单元162的光学特性等而适当地设置。例如,在图14中所示的实例中,圆柱形弯月透镜630形成为使得面对物镜165的圆柱形表面的曲率大于面对窗口单元162的圆柱形表面的曲率,但曲率之间的关系不限于该实例。其是圆柱形弯月透镜630的两个表面的圆柱形表面的曲率或圆柱形表面的曲率之间的大小关系的值可被调整,使得高阶像差(诸如x-z平面上的像散或球面像差)被最小化。

[0306] 如上所述,像散的程度根据观察的深度方向的光学距离(介质的折射率和深度方向的距离的乘积)而变化。如上所述,当使用具有至少两个圆柱形表面的透镜系统(诸如圆柱形凹凸透镜对620和圆柱形弯月透镜630)时,两个弯曲表面的曲率或形状的适当调整使得可以实施以对应于由观察深度的变化引起的像散的变化的校正量校正像散的像散校正元件。因此,当根据本示例性实施例的激光扫描观察装置包括观察深度调整机构时,如在上述圆柱形凹凸透镜对620和圆柱形弯月透镜630中所示的构造可适当地适用作为构造纠正像散的像散校正元件。下面在项6-2-2(像散校正元件)中将描述考虑像散依赖于观察深度的像散校正元件的详细描述。

[0307] (5-1-3.圆柱形平凸透镜)

[0308] 将参考图15来描述其是校正x-z平面上的像散和球面像差的像差校正元件的一个构造实例的圆柱形平凸透镜。图15是示出其是根据本实施例的像差校正元件166的一个构造实例的圆柱形平凸透镜的构造的示意图。另外,图15示出在y轴的正方向观看图2所示的内窥镜160的扫描单元163和扫描单元163附近时的状态。另外,在图15中,为了简单起见,仅描述所需的直线被主要示为表示激光的光束的直线。

[0309] 参考图15,在本构造实例中,圆柱形平凸透镜640设置在物镜165和窗口单元之间162。圆柱形平凸透镜640是对应于图2和图3所示的像差校正元件166的像差校正元件并具有校正x-z平面上的像散和球面像差的功能。

[0310] 圆柱形平凸透镜640是透镜,其具有作为一个表面的圆柱形表面和作为平面表面的面对所述一个表面的另一表面。如图15所示,圆柱形平凸透镜640被设置为使得平面表面面对物镜165且圆柱形表面面对窗口单元162。另外,圆柱形平凸透镜640被设置为使得圆柱形表面的圆柱的轴方向是y轴方向,即,与窗口单元162的圆柱形表面的圆柱的轴方向相同。另外,如图15所示,圆柱形平凸透镜640被设置为邻近窗口单元162。

[0311] 参考图15,激光的光束由直线表示。另外,该图示出以下状态:被准直为基本平行光并在y轴方向上被引导的激光的光路由光路改变元件(未示出)在z轴方向上改变且激光按序穿过物镜165、圆柱形平凸透镜640和窗口单元162,并且施加到生物组织500。因此,在本构造实例中,通过将圆柱形平凸透镜640设置在物镜165和窗口单元162之间且更邻近窗口单元162的位置处,能够校正x-z平面上的像散和球面像差。另外,圆柱形平凸透镜640由转动机构(未示出)和/或平移运动机构(未示出)使其与扫描单元一起转动和/或平移地运动。

[0312] 在这里,圆柱形平凸透镜640的光学特性(例如,圆柱形表面的材料、厚度和曲率)或具体构造可根据入射激光的波长带、物镜165的光学特性、窗口单元162的光学特性等而适当地设置。例如,z轴方向的圆柱形平凸透镜640的厚度、圆柱形表面的曲率、窗口单元162近端的距离等的值可被调整为使得x-z表面上的像散和球面像差被最小化。

[0313] 上面已经参考图13A到图15描述了图2和图3所示的像差校正元件165的具体构造

实例。在这里,像差校正元件166的具体构造实例已经在上面图2和图3中被描述为根据第一实施例的构造的实例,但是上述像差校正元件所应用的构造不限于这些实例。其是上述像差校正元件的圆柱形凹凸透镜对620、圆柱形弯月透镜630和圆柱形平凸透镜640可作为根据上述(3.第二实施例)中所描述的第二实施例或上述(4.修改实例)中描述的每个修改实例的构造中的像差校正元件而应用。另外,根据本实施例的像差校正元件不限于上述构造,而是可具有已知光学构件(诸如各种透镜)的任何构造和匹配介质的折射率。另外,在上述描述中,已经描述了校正像差中的球面像差和像散的像差校正元件的具体构造,但是根据本实施例的像差校正元件不限于这些实施例。根据本实施例的像差校正元件可具有用于校正其它类型的像差的构造或用于校正相互不同类型的像差的多个构造可被组合。此外,当根据本实施例的像差校正元件的构造被设计时,考虑到除了上述光学特性外的物镜在z轴方向上的移位中引起的像差变化、高阶像差(例如,四重对称性的高阶像散)等,构造被优选设置。

[0314] (6.包括观察深度调整机构的构造)

[0315] 根据示例性实施例的激光扫描观察装置可设有用以改变观察深度的观察深度调整机构。包括观察深度调整机构的根据本示例性实施例的激光扫描观察装置使得能够在深度方向上利用激光扫描观察目标,由此实现能够满足用户的要求的有用的观察。

[0316] 观察深度调整机构的实例包括用于将准直透镜移动到光轴以用于将从光纤发射的光准直为基本平行的光束并将其引导到扫描单元(对应于图2所示的光纤导光透镜150)的机构、用于将物镜移动到光轴的机构、使用可变焦距透镜作为物镜的焦距调整机构,和用于将壳体中的光纤的端部分的位置移动到光轴的机构。观察深度可通过将具有不同厚度的多个区域设置在与目标观察接触的窗口单元中并通过改变区域以与目标观察接触来改变。

[0317] 另一方面,观察深度的变化改变激光在物镜或窗口单元上的会聚和发散状态,并因此在激光被聚集到目标观察上时发生的像散度也相应地变化。因此,在本示例性实施例中,当激光扫描观察装置包括观察深度调整机构时,优选提供像散校正元件,以对应于由观察深度的变化引起的像散的变化的校正量校正像散。

[0318] 将详细描述激光扫描方法,其使用观察深度调整机构,和设置有用用于处理观察深度变化的像散校正元件激光扫描观察装置的构造。与上述的第一实施例的情况一样,将在下面描述在激光被施加到观察目标的单个点的情况下的激光扫描观察装置的构造。然而,下面描述的每个构造不限于这样的实例。与第二实施例的情况一样,例如,使用光纤束或多芯光纤允许观察目标的多个点由激光照射。下面描述的每种类型的构造可在可能范围内与上述项目4(修改实例)中所述的修改实例中所示的构造组合使用。

[0319] (6-1.使用观察深度调整机构的激光扫描)

[0320] 将参考图16和图17来描述使用根据示例性实施例的激光扫描内窥镜装置中的观察深度调整机构的激光扫描方法。图16是示出描述根据示例性实施例的激光扫描内窥镜装置中的观察深度调整机构的图。图17是示出使用根据示例性实施例的激光扫描内窥镜装置中的深度观察调整机构的激光扫描方法的实例。

[0321] 图16所示的激光扫描内窥镜装置对应于图2所示的激光扫描内窥镜装置1,并且具有基本类似上述激光扫描内窥镜装置1的构造。因此,在下面参考图16和图17的描述中,将省略与激光扫描内窥镜装置1一样的构造的描述,并且将主要给出观察深度调整机构的描

述。图16主要示出对应于根据示例性实施例的激光扫描内窥镜装置的构造的内窥镜的一部分。

[0322] 参考图16,根据示例性实施例的激光扫描内窥镜装置3的内窥镜660被配置为包括准直透镜650、像差校正元件670、扫描单元663、转动机构667,和平移运动机构668,这些容纳在管661内。在图16所示的实例中,转动机构667和平移运动机构668被示为整体构件,但它们可作为单独构件被布置在管661内。

[0323] 管661的一端经由光纤连接器645连接到光纤641。从激光源(未示出)发射的激光通过光纤641被引导到管661中。通过光纤641被引导到管661中的光在管661内的纵向方向(y轴方向)上行进、穿过准直透镜650和像差校正元件670,且然后入射到扫描单元663上。

[0324] 扫描单元663被配置为包括像散校正元件666、光路改变元件664和物镜665,这些都容纳在机壳669内。扫描单元663被配置为可由设置在管661的另一端的转动机构667绕作为转动轴的方向的y轴方向以整体转动。入射到扫描单元663上的光穿过像散校正元件666。然后,光的行进方向由光路改变元件664在基本上与其垂直的方向(管661的径向方向,即,z轴方向)上改变,并穿过物镜665,且然后被引导到机壳669的外部。在管661的侧壁的一部分中,窗口单元662设置在面对窗口单元662的区域。窗口单元662由可透过对应于至少激光及其返回光的波长带的光束的材料形成。由物镜665聚集的光通过窗口单元662被施加到管661的外部。窗口单元662被配置为与观察目标(例如,生物组织)接触,且因此观察目标由激光照射。

[0325] 扫描单元663由转动机构667在作为转动轴的y轴方向转动允许观察目标在x轴方向上利用激光扫描。扫描单元663由平移运动机构668在y轴方向上的平移运动允许观察目标在y轴方向上利用激光扫描。虽然在图16中未示出,但是激光扫描内窥镜装置3被配置为包括对应于激光源110的组件、分束器120、光纤导光透镜130、光检测器170、控制单元180、输出单元190,和输入单元195,这些都示于图2中。激光扫描内窥镜装置3可基于利用激光扫描发生的返回光来获取观察目标的图像。图16所示的光纤641、管661、窗口单元662、机壳669、光路改变元件664、物镜665、转动机构667和平移运动机构668可具有类似于图2所述的那些的功能,并且因此其详细描述将被省略。

[0326] 像散校正元件666校正在观察目标上聚集的像散时引起的激光。像散校正元件666被设计为提供对应于由观察深度的变化引起的像散的变化的校对量。例如,当荧光从观察目标发射作为返回光时,像差校正元件670校正由激光和荧光之间的波长差引起的像差。像差校正元件670允许光纤641的端面上的荧光的聚集效率得到提高。将在后面的项目6-2(激光扫描探针)中详细描述像散校正元件666和像差校正元件670的消息构造。

[0327] 像散校正元件666和像差校正元件670对应于图2中所示的像差校正元件166。在图2中,仅说明性地示出一个像差校正元件166,但在一个示例性实施例中,可设置多个像差校正元件来校正不同类型的像差。在图2所示的实例中,像差校正元件166被设置在光路改变元件164和物镜165之间。然而,如图16所示,即使当像散校正元件666和像差校正元件670设置在光路改变元件664的前方基台时,也有可能实现光学地类似于图2中所示的实例的像差校正效果。为了校正像散的目的,像散校正元件666有必要改变其与光路改变元件164的相对位置关系,且因此像散校正元件666可被布置为进行与光路改变元件164一起的转动和/或平移运动。另一方面,在像差校正元件670可被布置在准直透镜650和物镜665之间,使得

其中尤其可能在物镜165中发生的像差被校正的荧光被引导到光纤641。

[0328] 准直透镜650对应于图2所示的光纤导光透镜150。准直透镜650使从光纤641发射的光转换成基本平行的光束并将其引导到准直透镜650后面的基台。准直透镜650在光轴(y轴方向)上的运动使得可能改变激光在物镜665上的会聚和发散态,从而改变观察深度。

[0329] 激光扫描内窥镜装置3可进一步设置有用在y轴方向上移动准直透镜650的移动机构(未示出)。观察深度调整机构可被配置为包括准直透镜650和运动机构。由观察深度调整机构进行的观察的深度变化使得能够在观察目标的深度方向(z轴方向)上利用激光扫描观察目标。因此,准直透镜650与扫描单元663的转动和平移运动同步的运动的控制允许观察目标的三维激光扫描。用于移动准直透镜650的移动机构的详细构造可类似于平移运动机构668的构造。例如,移动机构可被配置为包括线性致动器或压电元件。

[0330] 当设置观察深度调整机构时,扫描单元663的转动(即,在x轴方向上的激光扫描)被与观察深度的变化(即z方向上的激光扫描)协同控制,因此能够以更高精度进行观察。参考图17,将描述控制扫描单元663的转动与观察深度的变化协作的激光扫描方法。

[0331] 图17示出在从y轴方向观看内窥镜660时窗口单元662如何与生物组织500接触。在图17中,管661、扫描单元663等的图示被省略,并且与扫描单元663的转动相关联的激光扫描的轨迹R1和R2(扫描轨迹)由圆圈示意地表示。如图17中,不同观察深度的轨迹R1和R2可由具有不同半径的两个圆圈来表示。

[0332] 在激光扫描内窥镜装置3中,由扫描单元663的转动进行x轴方向上的激光扫描。因此在x轴方向上利用激光扫描生物组织500实际上可以是沿在图17所示的圆弧的激光扫描,而不是x轴方向的线性扫描。在这种状态下,当扫描单元663平移地运动且在y轴方向上进行激光扫描时,可获得沿圆弧的截面图像。然而,根据观察目标或观察的目的,可设想可能出现在基本平行于x轴方向的横截面有必要被观察的情况。

[0333] 对于这样的必要性,在示例性实施例中,在使用观察深度调整机构使扫描单元663进行一次转动的过程中的观察深度的动态变化可实施沿x轴方向的线性激光扫描。具体而言,如图17所示,与扫描单元663的转动同步,扫描轨迹可连续地从扫描轨迹R1改变到扫描轨迹R2并从扫描轨迹R2改变到扫描轨迹R1。因此,观察深度调整机构的驱动被控制为使得生物组织500的观察深度基本平行于x轴。这种控制使得能够以基本恒定的观察深度在x轴方向上进行激光扫描。这样的控制与由扫描单元663的平移运动在y轴方向进行的激光扫描结合,并且因此能够观察生物组织500的平面横截面。

[0334] 已经参考图16和图17描述了根据示例性实施例的激光扫描内窥镜装置3的观察深度调整机构的激光扫描方法。在示例性实施例中,扫描单元663的转动被与使用观察深度调整机构的观察深度的变化协同控制,且因此能够以基本恒定的深度进行线性激光扫描。这使得可能根据用户的要求来观察观察目标的平面横截面,由此更进一步提高了用户的方便性。激光扫描内窥镜装置3包括像散校正元件666,其以对应于由观察深度的变化引起的像散的变化校正量校正像散。因此,即使当观察深度变化时,也能够以高精度进行观察。

[0335] (6-2. 激光扫描探针)

[0336] 上述激光扫描观察装置3在内窥镜660的管661内设置有扫描单元663。扫描单元663可使用管661的纵向方向作为转动轴方向而转动。激光扫描观察装置3允许观察目标由激光通过设置在管661的侧壁上的窗口单元662来照射。然而,在示例性实施例中,更一般而

言,激光扫描探针可被配置为使得扫描单元663或其它光学组件被布置在圆柱形壳体内且窗口单元设置在壳体的侧壁的至少一部分区域中。对应于上述激光扫描内窥镜装置3的内窥镜660的一部分是激光扫描探针的应用实例。激光扫描探针可旨在被直接插入被检体的体腔内,或者被容纳在现有内窥镜的管的末端,且然后插入被检体的体腔内。在如上所述激光扫描探针用于激光扫描内窥镜装置时,例如,圆柱形壳体有必要具有约10mm或更小的直径。然而,在示例性实施例中,激光扫描探针可被构造位增加其尺寸(例如,直径大于约10mm)并与人或动物的身体表面接触以进行观察。因此,该激光扫描探针可用于以与主体表面的预定深度来观察生物组织。

[0337] 已经在上面描述了根据示例性实施例的激光扫描探针的示例性构造。作为根据示例性实施例的激光扫描探针的实例,下面将描述其中适当进行使用双光子激发的观察的激光扫描探针的构造。使用双光子使得可能获得与观察目标的表面和深度方向相关的信息。荧光通过使用激发光(激光)的照射发射的荧光的检测允许获得与观察目标相关的信息。因此,有可能获得观察的目标的详细分子级信息,这可不通过显现光的散射和吸收,诸如OCT、光声成像和共焦反射的其它光学成像技术来获得。使用近红外光作为激发光使得可能减少例如对被观察的人的损伤。

[0338] (6-2-1.激光扫描探针的构造)

[0339] 将参考图18至图22来描述根据示例性实施例的激光扫描探针的构造。图18是示出根据示例性实施例的激光扫描探针的示例性构造的侧视图。图18示出布置在通过围绕激光扫描探针的壳体观看时的壳体内部的组件。图19至图21示出图18所示的激光扫描探针中的光学组件的布置。

[0340] 参考图18,根据示例性实施例的激光扫描探针4被配置为包括准直透镜720、像差校正元件740、扫描单元733、转动机构737,和平移运动机构738,这些都布置在圆柱形壳体731内。当壳体731被视为内窥镜的管时,图18所示的激光扫描探针4具有基本类似于图16所示的内窥镜660的构造的构造。因此,在下面参考图18的描述中,与上述激光扫描内窥镜装置3相同的构造的详细描述将省略。

[0341] 壳体731在其一端经由光纤连接器765连接到光纤710。从激光源(未示出)发射的激光通过光纤710被引导到壳体731。通过光纤710被引导到壳体731的光在壳体731内的纵向方向(y轴方向)上行进、穿过准直透镜720和像差校正元件740,且然后入射在扫描单元733上。

[0342] 扫描单元733被配置为包括像散校正元件736、光路改变元件734和物镜735,这些都容纳在机壳739内。扫描单元733被配置为可由设置在壳体731的另一端的转动机构737绕作为转动轴方向的y轴方向整体地转动。入射到扫描单元733的光穿过像散校正元件736。然后,光的行进方向在与其基本垂直的方向(壳体731的径向方向,即,z轴方向)由光路改变元件734改变,且光穿过物镜735和球面像差校正元件745,且然后被引导到机壳739的外部。在壳体731的侧壁的一部分,窗口单元732设置在面对物镜735的区域。窗口单元732由可透对应于至少激光和其返回光的波长带的光束的材料形成。由物镜735聚集的光通过窗口单元732被施加到壳体731外部。窗口单元732被配置为与观察目标(例如,生物组织500)接触,且因此观察目标由激光照射。

[0343] 扫描单元733由转动机构737在作为转动轴的y轴方向的转动允许观察目标在x轴

方向上利用激光扫描。扫描单元733由平移运动机构738在y轴方向上的平移运动允许观察目标在y轴方向上利用激光扫描。虽然在图18未示出,但是激光扫描内窥镜装置4被配置为包括组件,其对应于激光源110、分束器120、光纤导光透镜130、光检测器170、控制单元180、输出单元190和输入单元195,这些示于图2中。激光扫描内窥镜装置4可基于利用激光扫描产生的返回光获取观察目标500的图像。在图18所示的实例中,转动机构737和平移运动机构738被示为整体构件,但是它们可作为单独构件布置在壳体731内。图18所示的光纤710、窗口单元732、机壳739、光路改变元件734、物镜735、转动机构737和平移运动机构738可具有与图2所示的功能类似的功能,并且因此其详细描述将被省略。

[0344] 准直透镜720对应于图16所示的准直透镜650。与上面项目6-1(使用观察深度调整机构的激光扫描)中描述的激光扫描内窥镜装置3的情况相同,激光扫描探针4可设置有用在y轴方向上移动准直透镜720的附加移动机构(未示出)。该运动机构允许准直透镜720在y轴方向上运动,从而改变观察深度。

[0345] 像散校正元件736和像差校正元件740分别对应于图16所示的像散校正元件666和像差校正元件670。像散校正元件736被设计为处理由观察深度的变化引起的像散的变化。例如当使用双光子激发进行观察时,像差校正元件740校正激光和荧光之间的波长差所引起的像差,且因此提高了在光纤710上的荧光聚集效率。

[0346] 设置球面像差校正元件745以校正可能由物镜735发生的球面像差。在图18所示的实例中,球面像差校正元件745是平行平板,但球面像差校正元件745的详细构造不限于此。球面像差校正元件745具有通过其可确定光学特性(诸如形状和材料)的参数。球面像差校正元件745的该参数可优选被设计为根据物镜735的光学特性校正球面像差。当物镜735是非球面透镜时,物镜735可具有校正其自己的球面像差的功能,并且在这种情况下,可不设置球面像差校正元件745。

[0347] 双包层光纤适当地用作光纤710来处理使用双光子激发的观察。当光纤710是双包层光纤时,例如,芯将激光(即激发光)引导到壳体731中且其是来自生物组织500的返回光的荧光可从内部包层被引导到壳体731外部。因此,可提高光纤710上的荧光聚集效率。

[0348] 窗口单元732可仅形成于y轴方向上的壳体731的区域的预定长度上,或整个壳体731可有类似于窗口单元732的材料形成。例如,壳体731可以是由相对于具有对应于至少激光和荧光的波长带的光而透明的材料形成的玻璃管。

[0349] 将参考图19至图21描述光学组件在激光扫描探针4中的布置。图19示出如从x轴方向(向上)观察的图18所示的壳体631内的组件。图20示出如从x轴方向(横向)观察的图18所示的壳体631内的组件。图21示出图18所示的组件中的包括物镜735的光轴的x-z平面的横截面图。图19至图21示出如透视地观看以示出每个光学构件的布置的壳体731、扫描单元733的机壳739,或具有其一部分的类似装置。图19至图21还示出表示光的直线以示出穿过每个光学构件的光的光路的实例。

[0350] 参考图19至图21,从光纤710发射的光穿过准直透镜720、像差校正元件740和像散校正元件736。然后,光的行进方向由光路改变元件734改变,且光穿过物镜735和窗口单元732,然后最终,光被施加到外部。像散校正元件736、光路改变元件734和物镜735被收纳在机壳739内,并且由转动机构737使其在作为转动轴方向的y轴方向一起转动。

[0351] 作为像散校正元件736,例如,使用形成于其一个表面上的圆柱形弯月透镜和形成

于另一表面上的凹透镜(例如,对应于上面参考图14描述的圆柱形弯月透镜630)。作为像散校正元件736,例如,可使用其中两个圆柱形透镜结合的构造,诸如上面参考图13A和图13B描述的圆柱形凹 凸镜对620。另一方面,作为像差校正元件740,例如,可使用其中每个透镜表面彼此面对的状态下由接合的两个凹透镜组成的粘合透镜。在图19至图21中,为了简单起见,不会标亮像差校正元件740和像散校正元件736的详细形状,且仅示意性地示出。在示例性实施例中,光学系统可被光学设计为使得像散校正元件736和像差校正元件740具有根据其它光学构件(例如,准直透镜720、光路改变元件734、物镜735、球面像差校正元件745745和/或窗口单元732)的光学性质的预定性质,由此获得高质量的观察图像。将在下面的项目6-2-2(像散校正元件)和项目6-2-3(像差校正元件)中详细描述像散校正元件736和像差校正元件740。

[0352] (6-2-2. 像散校正元件)

[0353] 将参考图22描述影响激光扫描探针4的光学系统中的像散的参数。图22是被示出以描述影响激光扫描探针4的光学系统中的像散的参数值的图。为了描述起见,图22仅示出图18至图21所示的激光扫描探针4中的组件中的光纤710、准直透镜720、像散校正元件736、物镜735和窗口单元732。在实践中,如图18至图21所示,其行进方向由光路改变元件734改变的光入射到物镜735上。然而,在图22中,未示出光路改变元件,且激光的行进方向的变化由虚线表示。

[0354] 如上面项目5-1(像散的校正)中所描述的,本发明人已经根据检查结果发现,像散度根据观察深度方向的光学距离(介质的折射率和观察深度方向的距离的乘积)而变化。换言之,也可以说,由物镜735聚集的光穿过窗口单元732引起的像散取决于窗口单元732的厚度、物镜735和窗口单元732之间的距离和观察深度。如图22所示,根据示例性实施例的激光扫描探针4允许准直透镜720的光轴的位置改变,从而改变观察深度。因此,像散校正元件736须具有实施对应于由观察深度的变化引起的像散度的变化的校正量的光学性质。

[0355] 为了实施像散校正元件736中的这样的光学特性,像散校正元件736可被设计为具有形状和材料,其使得获得像散对窗口单元732中的观察深度的依赖性,且其具有用于针对每个观察深度精确抵消窗口单元732中的像散的反向像散性质。这样的像散校正元件736(其即使在观察深度改变的情况下也能够抵消窗口单元732上的像散),可例如有被配置为使得激光穿过至少双侧圆柱形表面或环形表面的透镜。例如,作为像散校正元件736,可适当地采用具有两个凹面的圆柱形弯月透镜(即两个表面具有相同的曲率方向)(光从光纤710入射在其上,如图22所示)。

[0356] 图23示出用作示例性实施例中的像散校正元件736的圆柱形弯月透镜的光学特性的实例。图23是示出用作示例性实施例中的像散校正元件736的圆柱形弯月透镜的光学特性的实例的曲线图。在图23中,水平轴表示观察深度且纵轴表示作为指示像散度的指数的泽尼克边缘多项式系数,且绘制了它们之间的关系。

[0357] 在图23中,曲线G表示像散对窗口单元732的观察深度的依赖性。曲线H表示像散校正元件736的依赖性。曲线I表示像散特性,其可在一个示例性实施例中实施、通过总和窗口单元732的像散和圆柱形弯月透镜的像散获得。曲线G和曲线H之间的比较显示了圆柱形弯月透镜的像散具有像散对窗口单元732的观察深度的依赖性的基本相反特性,且像散通过总和两者来基本抵消,如曲线I中所示。

[0358] 参考图24,在像散由具有两个弯曲表面(圆柱形表面或环形表面)的光学构件校正的情况和其中像散由具有一个弯曲表面的光学构件校正的情况之间做出比较。具有两个弯曲表面的光学构件对应于例如上述圆柱形弯月透镜。具有一个弯曲表面的光学构件对应于例如通常用于校正像散的光学构件,诸如圆柱形平-凸透镜和用作在光路改变元件上具有凹圆柱形弯曲表面的光路改变元件的镜。

[0359] 图24是示出像散对于具有两个弯曲表面的光学构件和具有一个弯曲表面的光学构件的观察深度的依赖性的曲线图。在图24中,水平轴表示观察深度且纵轴表示RMS波前像差值,其作为指示波像差的程度的指标,且绘制了它们之间的关系。

[0360] 在图24中,曲线J表示波前像差对具有一个弯曲表面的光学构件的观察深度的依赖性,且曲线K表示波前像差对具有两个弯曲表面的光学构件的观察深度的依赖性。如图24所示,在具有仅一个弯曲表面的光学构件中,观察深度的像差度的变化更大。因此,当具有仅一个弯曲表面的光学构件被用作像散校正元件736时,虽然可作出光学设计来校正指定观察深度的像散,但是难以在深度观察改变的情况下处理。另一方面,在具有两个弯曲表面的光学构件中,观察深度的像差度的变化较小。因此,当具有两个弯曲表面的光学构件用作像差校正元件时,即使观察深度变化时,也能够以基本恒定速率校正像差。以此方式,使用具有两个弯曲表面的透镜(诸如上述圆柱形弯月透镜)作为像散校正元件736使得可能校正对应于观察深度的变化的像散。

[0361] 用作像散校正元件736的圆柱形弯月透镜的详细形状(例如,两个弯曲表面的曲率)可根据影响在如上所述在观察目标上聚集激光时引起的像散的各种参数(例如,窗口单元732的厚度、物镜735和窗口单元732之间的距离、物镜735和窗口单元732的材料和形状,例如,物镜735和窗口单元732的曲率)来优选设计。

[0362] 已经详细描述了根据示例性实施例的像散校正元件736的构造。如上所述,在示例性实施例中,具有实施对应于由观察深度的变化引起的像散的变化的校正量的光学特性的光学构件用作像散校正元件736。这样的光学特性可由具有其中激光穿过至少双侧圆柱形表面或环形表面的构造的透镜系统来实施。因此,像散校正元件736可由单个透镜(诸如上述圆柱形弯月透镜)来实施。可替代地,像散校正元件736可由具有至少一个双侧圆柱形表面或环形表面的透镜系统(诸如图13A和图13B中所示的圆柱形凹凸透镜对620)来实施。使用这样的像散校正元件736使得能够在改变观察深度的时候作出的观察时(即,当在深度方向上进行激光扫描时)以较小影响对像散进行高精度观察。

[0363] 虽然已经给出其中像散校正元件736包括被配置为允许激光穿过至少双侧圆柱形表面或环形表面的透镜的情况的上面描述,但是示例性实施例不限于此。例如,对于具有一个弯曲表面的光学构件,能够提供用于根据观察深度的变化改变弯曲表面的形状的驱动机构,从而根据观察深度调整像散的校正量。因此,有可能实施类似于上述圆柱形弯月透镜的校正特性。以此方式,像散校正元件736可以是包括根据观察深度的变化动态地改变像散的校正量的驱动元件的光学构件(以下也称为“主动像散校正元件”)。主动像散校正元件的实例可包括液晶元件、液体透镜,和可变形镜。

[0364] 当其光学特性不动态改变的光学构件(诸如上述的圆柱形弯月透镜)作为像散校正元件736时,像散校正元件736和光路改变元件734须在激光扫描期间一起转动。这是因为,当像散校正元件736和光路改变元件734之间的相对位置关系时,像散的所需光学特性

不太可能被实施。另一方面,当主动像散校正元件用作像散校正元件736时,像散校正元件736可不必与光路改变元件734一起转动。这是因为像散校正元件736可动态地改变像散的校正量,因此像散的校正量可根据观察深度和光路改变元件734的转动两者而改变。以此方式,使用主动像散校正元件作为像散校正元件736使得能够减少用于随扫描单元733转动的构成构件的数量。因此,能够降低转动机构733所需的输出功率和刚性,因此,转动机构的设计变得容易。

[0365] (6-2-3. 像差校正元件)

[0366] 将参考图25来描述在激光扫描探针4中采用的像差校正元件740。图25是被示出以描述在激光扫描探针中采用的像差校正元件的图。为了描述起见,图25仅示意地示出图18至图21中所示的激光扫描探针4的组件中的光纤710、准直透镜720、像差校正元件740和物镜735。

[0367] 如上所述,在根据示例性实施例的激光扫描探针4中,适当地进行使用双光子激发的观察。在使用双光子激发的观察中,作为激发光的激光从光纤710发射、以此顺序穿过准直透镜720、像差校正元件740和物镜735,且然后施加到生物组织500(由图中的(a)示出)。通过激光照射来自生物组织500的荧光跟随激光的反向路径。具体而言,荧光以此顺序穿过物镜735、像差校正元件740和准直透镜720、被引导到光纤710,且然后由设置在外部的光检测器(未示出)(由图中的(b)示出)检测。因此,为了更有效地进行观察,在光纤710上的荧光的光聚集效率须提高。

[0368] 施加到生物组织500的激光往往具有不同于作为返回光从生物组织返回的荧光的波长的波长。例如,当使用具有对应于近红外光的波长(785nm)的激光时,作为其返回光的荧光可以是具有可见光波带的光束。因此,当从生物组织500返回的荧光穿过物镜735时发生像差,且因此在光纤710的芯上的荧光的聚集效率更可能减少。因此,在示例性实施例中,如图25所示,双包层光纤用作光纤710且光纤710的芯进行激光的单模传播,而荧光传播通过内包层并被引导到光检测器。这种构造使得有可能在光纤710的端部具有大面积的内包层的一部分上聚集荧光,从而提高光聚集效率。

[0369] 然而,当像差度更大时,即使使用双包层光纤,荧光的光聚集效率也不太可能实现。因此,在一个示例性实施例中,在准直透镜720和物镜735之间设置了像差校正元件740。像差校正元件740的设置使得有可能校正由荧光穿过物镜735引起的像差,从而提高光纤710上的荧光的光聚集效率。作为像差校正元件740,例如,优选使用具有光学特性的粘合透镜,其作用于具有对应于近红外光的波长(785nm)的激光的基本平行平板,但也用作具有对应于荧光的波长带(例如,可见光带)的光的凹透镜。

[0370] 图26示出在采用和不采用像差校正元件740的这两种情况中的光纤710上的荧光的光聚集效率的曲线图。图26是示出在采用和不采用像差校正元件740的这两种情况中的光纤710上的荧光的光聚集效率的曲线图。在图26中,横轴表示荧光的波长,且纵轴表示光纤710上的荧光的光聚集效率,且绘制了它们之间的关系。

[0371] 在图26中,曲线L表示在不采用像差校正元件740的情况下的荧光的光聚集效率。曲线M表示在像差校正元件740采用的情况下的荧光的光聚集效率。参考图26,如曲线L所示,当不采用像差校正元件740时,可发现,短波长的荧光的光聚集效率显著降低。这被认为是,由于激光的波长较短,所以激光和荧光的波长之间的差更大且像差的程度更大,且因此

难以在光纤710的端部聚集荧光。另一方面,如曲线M所示,当采用像差校正元件740时,无论荧光的波长如何,都可实现高光聚集效率。以此方式,在示例性实施例中,像差校正元件740的布置使得能够提高光纤710上的荧光的光聚集效率,从而更有效地进行观察。

[0372] 已经描述了根据示例性实施例的像差校正元件740。包括像差校正元件740的形状和材料的详细构造可优选被设计为通过考虑物镜735的光学特性、用于观察激光的波长、被观察的荧光的波长等来获得光纤710上的荧光的适当光聚集效率。

[0373] (6-2-4. 激光扫描探针的其它示例性构造)

[0374] 将描述根据示例性实施例的激光扫描探针的其它示例性构造。如上所述,在示例性实施例中,可制造大激光扫描探针,并且允许窗口单元与人或动物的身体表面接触以由用户的手持有的探针观察。因此,可以与人体表面的预定深度对生物组织进行激光扫描。

[0375] 将参考图27来描述作为根据示例性实施例的激光扫描探针的另一示例构造的手持式激光扫描探针的构造。图27是示出作为根据示例性实施例的激光扫描探针的另一示例性构造的手持式激光扫描探针的构造的透视图。在图27中,壳体被示出为是透明的以显示布置在壳体内的构成组件。

[0376] 参考图27,根据示例性实施例的激光扫描探针5被配置为包括准直透镜770、像差校正元件790,和扫描单元783,这些都容纳在基本矩形平行管状壳体781内。以此方式,在示例性实施例中,激光扫描探针5中的壳体781的形状可以不是圆柱形。例如,通过考虑用户的可用性,壳体781的形状可被选择为由使用者容易握持的形状。图27所示的激光扫描探针5具有基本类似于图18所示的激光扫描探针4的构造的光学构造,不同之处在于壳体781的形状与其不同。因此,在参考图27的下面描述中,与上述激光扫描探针4相同的详细描述将被省略。

[0377] 壳体781在其一端经由光纤连接器765连接到光纤760。从激光源(未示出)发射的激光通过光纤760被引导到壳体781、穿过准直透镜770和像差校正元件790,且然后入射到扫描单元783上。

[0378] 扫描单元783被配置为包括像散校正元件786、光路改变元件784和物镜785,这些都容纳在机壳789内。扫描单元783被配置为由设置在壳体781的另一端的转动机构787使其绕作为转动轴的方向的y轴方向整体转动。入射到扫描单元733的光穿过像散校正元件786。然后光的行进方向在于其基本垂直的方向(例如,具有曲率的壳体731的表面方向,即,图中的z轴方向)由光路改变元件784上改变,且光穿过物镜785,且然后被引导到机壳789外部。

[0379] 壳体781包括被布置为围绕扫描单元783的圆柱形玻璃管782。壳体781的至少一个表面形成成为具有对应于玻璃管782的曲率。开口形成于具有曲率的壳体781的表面上的区域的一部分。壳体781和玻璃管782被配置为使得玻璃管782的一部分通过开口而暴露(即,具有曲率的壳体781的表面由玻璃管782的一部分形成)。由物镜785聚集并从扫描单元783发射的激光穿过玻璃管782的暴露部分(以下也称为“窗口单元”782)且然后被施加到壳体781外部。当玻璃管782的暴露部分与观察目标接触时,观察目标由激光照射。以此方式,玻璃管782的暴露部分对应于图18所示的激光扫描探针4的窗口单元732。

[0380] 扫描单元783由转动机构787在作为转动轴的y轴方向的转动允许目标观察在x轴方向上利用激光扫描。扫描单元783由平移运动机构788在y轴方向上的平移运动允许目标

观察在y轴方向上利用激光扫描。虽然在图中27未示出,但是激光扫描内窥镜装置5被配置为包括组件,其对应于激光源110、分束器120、光纤导光透镜130、光检测器170、控制单元180、输出单元190,和输入单元195,这些示于图2中。激光扫描内窥镜装置5可基于利用激光扫描产生的返回光获取观察目标的图像。在图27所示的实例中,转动机构787和平移运动机构788被示为整体构件,但它们可作为单独构件布置在壳体781内。光学元件包括准直透镜770、光路改变元件784、物镜785、像散校正元件786和像差校正元件790的光学特性或用于驱动转动机构787和平移运动机构788的驱动机构的详细构造(如图27所示)可具有类似于图18中所示的那些的功能。因此,其详细描述将被省略。

[0381] 激光扫描探针5可进一步设置有用在y轴方向上移动准直透镜770的移动机构(未示出),其类似于图18中所示的激光扫描探针4。准直透镜770由移动机构在y轴方向上的运动允许改变观察深度。这使得能够在z轴方向进行激光扫描,这与上述在x轴方向和y轴方向上激光扫描结合,由此获得三维图像数据。

[0382] 图27所示的激光扫描探针5优选用于能够在与外部(诸如人的皮肤或口腔)接触的一部分的观察。例如,激光扫描探针5设置有摄像装置(未示出),用于通过进行激光扫描的窗口单元782对外部成像。用户可移动激光扫描探针5,同时用户参考在其中激光扫描探针5的窗口单元782与观察目标接触的状态下由摄像装置捕捉的图像,并且可搜索期望精确观察的一部分。当用户发现希望观察的部分时,所述部分上的激光扫描被启动。以此方式,激光扫描探针5可通过用户的手根据需要在一定程度上移动,并且因此能够进行高可用性的观察。

[0383] 由于激光扫描探针5的另一用途,可设想使用允许激光扫描探针5附接到动物的身体的一部分(例如,头部和躯干)以用于随时间的流逝测试和观察脑或器官的状态的方法。对于这样的用途,为了防止过度负担施加到动物上,激光扫描探针5优选地被配置为相对小而轻。

[0384] 已经描述了根据示例性实施例的激光扫描探针的另一示例性构造。如上所述,根据示例性实施例的激光扫描观察装置可以是手持式激光扫描探针5,其旨在由用户的手使用。以此方式,在示例性实施例中,激光扫描观察装置可在以下两种情况下使用:使用内窥镜或类似装置观察在体腔内的生物组织的情况和其中观察体表的预定深度的生物组织。

[0385] (6-3. 激光扫描内窥镜装置)

[0386] 将参考图28来描述根据实施例的激光扫描显微装置的示例性构造。图28是示出根据实施例的激光扫描显微装置的示例性构造的示意图。在图28中,壳体的说明被省略以显示布置在壳体内的构成组件。

[0387] 参考图28,根据示例性实施例的激光扫描显微装置6被配置为包括激光源810、分束器820、光检测器870、准直透镜850、像差校正元件840、转动机构867,和平移运动机构868,这些被布置在壳体(未示出)内。以此方式,包括从激光源到扫描单元的组件的光学系统可被设计为容纳在单一壳体内,且因此激光扫描显微装置6也可不设置有导光构件,诸如光纤。图28所示的激光扫描显微装置6可基本上类似于图18所示的激光扫描探针4,尤其是在光学构造中,不同之处在于,激光源810、分束器820 和光检测器870都设置在壳体内并且不使用光纤。因此,在下面参考图28的描述中,与上述激光扫描探针4相同的详细描述将被省略。

[0388] 从激光源810发射的激光穿过准直透镜850和像差校正元件840,且然后入射到扫描单元863上。扫描单元863被配置为包括像散校正元件866、光路径改变元件864和物镜865,这些都容纳在机壳869内。扫描单元863连接到转动机构867和平移运动机构868,被配置为包括例如电机或线性致动器。扫描单元863被配置为可绕作为转动轴的方向的y轴方向整体地转动并在y轴方向上平移地整体移动。入射到扫描单元863上的光穿过像散校正元件866。然后,光的行进方向在基本垂直于其的方向(例如,在图中的z轴方向)上改变,且光穿过物镜785,且然后被引导到机壳869外部。

[0389] 激光扫描显微装置6设置有在观察目标550被放置其上的基台880。扫描单元863被布置在其中物镜865面对基台880的后表面(其相对观察目标500被放置在其上的表面)的位置上。窗口单元862形成于面对至少扫描单元863的基台880的区域。窗口单元862由透过具有对应于至少激光的波长带的光的材料构成。激光(其由物镜865聚集并从扫描单元863发射)通过窗口单元862被施加到放置在基台880上的观察目标500。如图28所示,其中观察目标500被放置在用于放置样本(诸如载玻片510)的构件上的制备好的试样被预先制造且制备好的试样可被放置在基台880上。在这种情况下,激光穿过载玻片510并被施加到观察目标500,并且因此由具有避免与激光扫描干扰的光学特性的材料形成的构件可优选用作载玻片510。

[0390] 扫描单元863由转动机构867在作为转动轴的y轴方向的转动允许观察目标500在x轴方向上利用激光扫描。扫描单元863由平移运动机构868在y轴方向上的平移运动允许观察目标500在y轴方向上利用激光扫描。返回光被引导到激光穿过其中的反向路径。具体而言,返回光穿过物镜865、光路改变元件864、像散校正元件866,和像差校正元件840,和准直透镜866,且然后由分束器820被引导到光检测器870。根据由光检测器870检测的返回光例如以图像数据的形式获得与观察目标500相关的信息。

[0391] 激光扫描显微装置6还可设置有益于在y轴方向上移动准直透镜850的移动机构(未示出),这类似于图18所示的激光扫描探针4。准直透镜850由移动机构在y轴方向上的移动允许改变观察深度。这使得可能相对于观察目标500在深度方向(z轴方向)进行激光扫描,这与上述的x轴和y轴方向上的激光扫描结合,从而获得三维图像数据。

[0392] 图28所示的激光源810、分束器820、光检测器870、准直透镜850、光路改变元件864、物镜865、像散校正元件866、像差校正元件840、转动机构867,和平移运动机构868可具有类似于图2和图18所示的构成构件的功能,因此其详细描述将被省略。虽然在图28中未示出,但是激光扫描显微装置6还可设置有益于对应于图2所示的控制单元180、输出单元190和输入单元195的组件。这些组件允许基于利用激光扫描产生的返回光获得观察目标500的图像。

[0393] 已经描述了根据示例性实施例的激光扫描显微装置的示例性构造。如上所述,根据示例性实施例的激光扫描观察装置可以是在激光扫描显微装置6。图16所示的激光扫描内窥镜装置3或图27所示的激光扫描探针5旨在受检者的体腔内观察观察目标或由用户的手拿着它来使用激光扫描探针5,并且因此光学系统(诸如扫描单元)或驱动系统(诸如转动机构和平移运动机构)须相对较小。另一方面,在激光扫描显微装置6中,目标观察被放置在设置在装置中的基台上,且基台上的观察目标经受激光扫描,且因此扫描单元、转动机构,和平移运动机构的小构造的要求被相对降低。因此,光学系统或驱动系统可以更高自由度

来设计。

[0394] 作为驱动系统的实例,上述的转动机构867被考虑在内。如上述项目2(第一实施例)中描述的,例如,当一帧的图像数据被假设为 $(x \times y) = (500 \times 500)$ 像素)以实现1fps的扫描速度时,有必要由激光每秒扫描500行。因此,扫描单元863实现1fps的扫描速度所需的转动速度是 $500 \times 60 \times 1 = 30000$ [rpm]。这即使根据使用应用在较低速度下也是可能的,但是转动机构867中设置的电机可能须具有约5000至30000 [rpm]的转动速度。

[0395] 转动机构867的电机在转动到较小范围过程中须减小转动轴的轴向跳动或轴的倾斜(轴倾斜)。这是因为,如果电机的转动轴的位置在转动时波动,则激光的z轴方向上的扫描位置的精度(即,观察深度即精度)可能会降低。

[0396] 为了满足上述转动轴的转动速度和位置精度,转动机构867须具有预定刚性。具体而言,转动机构867的电机的转动轴须设计为承受在转动过程中作用在扫描单元863上的离心力(mrw^2) (m 是扫描单元863的质量, r 是转动轴到作为转动体的扫描单元863的中心,且 w 是转动角速度)。为了保持转动轴的位置精度,设置在电机中的轴承须具有高刚性。例如,如果作为转动体的扫描单元863过度大于转动机构867的电机可处理的性能,则过大离心力被施加到电机的转动轴,且因此对电机的刚性的需求变得更严格。因此,作为转动体的电机和扫描单元863之间的动态平衡被考虑到的设计是必要的,且扫描单元863须更小且更轻。

[0397] 此外,在示例性实施例中,在y轴方向和/或z轴方向上的激光扫描可通过扫描单元863的转动与在x轴方向的激光扫描同步进行。因此,为了提高激光扫描的准确度,用于以高精度检测电机转动角度的精度的高分辨率角传感器(例如,转动编码器)优选与电机一起安装。

[0398] 例如,在图16所示的激光扫描内窥镜装置3中,考虑了如何满意如上所述性能。在激光扫描内窥镜装置3中,例如,有必要在直径约为10mm的管661中配备扫描单元663和转动机构667。因此,如果考虑到其它组件设置在管661中,则转动机构667的电机优选在径向方向上的尺寸是管661的直径的60%或更小(在上述实例中是6mm或更小)且其沿管的长度是20mm或更小。例如,如果物镜被假设为支持0.45的NA,则作为电机的转动轴的位置精度,优选的是,轴向跳动的量是0.01mm或更小且轴倾斜量是0.1[度]或更小。

[0399] 以此方式,在激光扫描内窥镜装置3中,对于相对较小电机,有必要实现刚性,同时保持高精确度的转动轴的位置。角传感器需具有高分辨率和小尺寸。因此,当组件需要设置有相对较小壳体时,如与激光扫描内窥镜装置3的情况一样,当设计包括转动机构667和扫描单元663的构成构件时的条件很可能相对严格。另一方面,激光扫描显微装置6须减小其尺寸,如与激光扫描内窥镜装置3的情况一样。因此,更大电机可用于转动机构867,且因此可容易地设计包括转动机构867和扫描单元863的构成构件。

[0400] 如上述项目1所述(具有不同构造的激光扫描内窥镜装置的检查),在现有技术中常用的激光扫描显微装置中,有可能相对增加其尺寸,且在设计光学系统的自由度高。因此,光学系统的适当设计可获得同时实施上述项目3“高NA”和4“宽视场”的构造。然而,在现有技术中,光学系统具有复杂构造,因此难以实现减小尺寸和成本。另一方面,根据示例性实施例,扫描单元863的转动以简单构造进行激光扫描,因此即使在使用具有相对更大NA的物镜865时也可实现宽视场。像散校正元件866使得即使在观察深度改变时也能够以较小的像散影响进行高精度观察。

[0401] (7. 硬件构造)

[0402] 将参考图29来详细描述根据示例性实施例的激光扫描观察装置的硬件构造。图29是被示出以描述根据实施例的激光扫描观察装置的硬件构造的框图。图29所示的激光扫描观察装置可实施激光扫描内窥镜装置1、2或3、激光扫描探针4或5,或激光扫描显微装置6。

[0403] 参考图29,激光扫描观察装置900主要包括CPU 901、ROM 903和RAM 905。激光扫描观察装置900还包括主机总线907、桥接器909、外部总线911、接口913、传感器914、输入装置915、输出装置917、存储装置919、驱动器921、连接端口923和通信装置925。

[0404] CPU 901用作算术处理装置和控制装置并且根据记录在ROM 903、RAM 905、存储装置919或可移除记录介质927中的各种程序控制激光扫描观察装置900的一些或所有操作。ROM 903存储CPU 901所使用的程序、算术参数等。RAM905首先存储由CPU 901使用的程序或参数或在程序执行中适当改变的类似参数。CPU、ROM和RAM通过包括内部总线(诸如CPU总线)的主机总线907连接。CPU 901、ROM 903和RAM 905对应于例如本实施例中的图2和图4A所示的控制单元180和280。

[0405] 主机总线907经由桥接器909连接到外部总线911,诸如外围组件互连/接口(PCI)总线。

[0406] 传感器914是检测用户唯一的生物信息或用于获取生物信息的各种信息的检测单元。在本实施例中,传感器914对应于例如图2和图4A所示的光检测器170。另外,检测器914对应于例如与一系列系统(包括图2和图4A所示的内窥镜160和光检测器170)相关的每个构成构件,并用激光扫描生物组织500,并检测返回光。例如,传感器914可包括各种图像传感器,例如,光检测器,诸如光电二极管或PMT、电荷耦合装置(CCD)或互补金属氧化物半导体(CMOS)。另外,传感器914还可包括光源或光学系统,诸如用于对生物部位成像的透镜。另外,传感器914可以是被配置为获取音频或类似信号的麦克风或类似装置。另外,除了上述装置外,传感器914还可包括各种测量装置,诸如温度计、照度计、比重计、速度计,和加速计。

[0407] 输入装置915是例如由用户操作的操作单元,诸如鼠标、键盘、触摸面板、按钮、开关和控制杆。另外,输入装置915可以是例如使用红外光或其它无线电波的遥控单元(所谓的遥控器)或者可以是外部连接装置929,诸如对应于激光扫描观察装置900的操作的移动电话或PDA。另外,输入装置915包括例如输入控制电路,其基于由用户使用上述操作单元输入的信息而生成输入信号并将生成的信号输出到CPU 901。在本实施例中,输入装置915对应于例如图2和图4A所示的输入单元195。例如,激光扫描观察装置900的用户可输入关于转动机构、平移运动机构,和/或观察深度调整机构,或类似机构的驱动的各种数据或指示激光扫描观察装置900通过操作输入装置915来进行处理操作。

[0408] 输出装置917包括能够可视地或可听地通知用户所获取的信息的装置。该输出装置的实例包括显示装置,诸如CRT显示装置、液晶显示装置、等离子显示装置、EL显示装置和灯,音频输出装置,诸如扬声器和耳机和打印机装置。输出设备917输出例如通过激光扫描观察装置900进行的各自操作获得的结果。具体而言,显示装置以各种形式(诸如文本、图像、表格和图表)可视地显示通过利用激光扫描观察装置900进行的各种处理获得的结果。另一方面,音频输出装置将由再现的音频数据、声学数据等产生的音频信号转换为模拟信号并输出转换的模拟信号。在本实施例中,输出装置917对应于例如图2和图4A所示的输出

单元190。例如,关于作为激光扫描的结果而获取的生物组织的图像数据被显示在输出装置917的显示屏幕上。

[0409] 虽然在图2和图4A中未示出,但是激光扫描观察装置900还可包括以下构成构件。

[0410] 存储装置919是被配置为激光扫描观察装置900的存储单元的一个实例的数据存储装置。存储装置919包括例如磁存储装置,诸如硬盘驱动器(HDD)、半导体存储装置、光存储装置,或磁光存储装置。存储装置919存储在激光扫描观察装置900中处理的各种数据,例如,由CPU 901执行的程序或各种数据、从外部获得的各种数据,和由于激光扫描观察装置900中的激光扫描产生的各种数据。在本实施例中,例如,存储装置919存储程序、各种条件等以用于控制激光扫描观察装置900中的激光扫描。例如,存储装置919存储关于由于激光扫描获取的生物组织的图像数据。

[0411] 驱动器921是记录介质读写器且内部被包括在内或外部附接到激光扫描观察装置900。驱动器921读取在所安装的可移除记录介质927(诸如磁盘、光盘、磁光盘或半导体存储器)中记录的信息并将所读取的信息输出到RAM 905。另外,驱动器921还可将记录写到所安装的可移除记录介质927(诸如磁盘、光盘、磁光盘,或半导体存储器)上。所安装的可移除记录介质927的实例包括DVD介质、HD-DVD介质,和蓝光(Blu-ray)(注册商标)介质。另外,所安装的可移除记录介质927可以是CompactFlash(CF)(注册商标)、闪存、安全数字(SD)存储卡,或类似装置。另外,所安装的可移除记录介质927可以是电子装置或非接触式IC芯片安装在其上的集成电路(IC)卡。驱动器921将在激光扫描观察装置900中处理的各种数据写到各种类型的所安装的可移除记录介质927并从其中读取。

[0412] 连接端口923是被配置为将各种外部装置直接连接到激光扫描观察装置900的端口。连接端口923的实例包括通用串行总线(USB)端口、IEEE 1394端口和小型计算机系统接口(SCSI)端口。连接端口923的其它实例包括RS-232C端口、光学音频终端,和高清晰度多媒体接口(HDMI)(注册商标)端口。当外部连接装置929连接到连接端口923时,激光扫描观察装置900直接从外部连接装置929获取各种数据或将各种数据提供到外部连接装置929。因此,连接端口923将各种外部装置连接到激光扫描观察装置900,使得各种数据可被传递。激光扫描观察装置900可经由连接端口923将在激光扫描观察装置900中处理的各种数据(例如,关于由于激光扫描而获取的生物组织的图像数据)发送到各种外部装置。

[0413] 通信装置925是例如通信接口,包括通信装置,被配置为连接到网络(网络)931。通信装置925是例如通信卡,用于有线或无线局域网(LAN)、蓝牙(注册商标),或无线USB(WUSB)。另外,通信装置925也可以是用于光学通信的路由器、用于非对称数字用户线(ADSL)的路由器,或者用于各种通信的调制解调器。例如,通信装置925可例如符合预定协议(诸如TCP/IP)至或自互联网或其它通信装置发送和接收信号等。另外,连接到通信装置925的通信网络931包括以有线或无线方式连接的网络,并且可以是例如互联网、家庭LAN、红外通信、无线电波通信或卫星通信。通信装置925可在激光扫描观察装置900和各种外部装置之间发送和接收各种在激光扫描观察装置900中处理的数据。例如,通信设备925可经由通信网络931将在激光扫描观察装置900中处理的各种数据发送到外部装置。例如,关于由于激光扫描所获取的生物组织的图像数据可通过通信装置925被发送到各种外部装置,诸如数据库服务器。

[0414] 已经在上面描述了能够实现根据本公开的实施例的激光扫描观察装置900的功能

的硬件构造的实例。上述每个构成构件可使用一般构件来构造或可由专用于每个构成元件的功能的硬件来构造。因此,要使用的硬件构造可根据实现本实施例时的技术水平来适当地修改。

[0415] 用于实现关于激光扫描和根据上述实施例的激光扫描观察装置900中的图像数据的获取的每个功能的计算机程序可在个人计算机或类似装置上产生并安装在其上。另外,也可设置存储计算机程序的计算机可读记录介质。记录介质的实例包括磁盘、光盘、磁光盘和闪速存储器。另外,上述计算机程序可在不使用记录介质的情况下经由例如网络被递送。

[0416] <8. 结论>

[0417] 如上所述,根据本公开内容的优选实施例可获得以下优点。

[0418] 在根据第一实施例的激光扫描内窥镜装置1中,生物组织500通过使物镜165管161内绕作为转动轴的y轴转动在x轴方向上经由窗口单元162利用激光扫描。因此,由于通过转动物镜165来进行激光扫描,所以由于物镜165的离轴特性,激光扫描内窥镜装置1中的视场(FOV)不会受到限制。因此,在激光扫描内窥镜装置1中,在物镜165的转动过程中面对窗口单元162的范围(即,在在x轴方向上进行激光扫描的范围)被确保为视场。因此,即使当物镜165的NA比较高时,也可实现宽视场。由于设置在根据第一实施例的激光扫描内窥镜装置1的内窥镜160中的窗口单元162形成为具有预定厚度,所以可在窗口单元162与生物组织接触的时候保证安全性。在根据第一实施例的激光扫描内窥镜装置1中,其校正在生物组织上聚集激光的时候发生的像差的像差校正元件166设置在窗口单元162的前方基台。在这里,像差校正元件166的像差校正性能可根据物镜165和窗口单元162的特性或形状适当地设置,使得由于物镜165和/或窗口单元162发生的像差被校正。因此,在激光扫描内窥镜装置1中,能够在具有相对较高NA的物镜的同时,实现通过允许窗口单元具有预定厚度而获得的安全性的保证和通过抑制像差的影响而获得的高质量图像的采集之间的兼容性。

[0419] 另外,在激光扫描内窥镜装置1中,高分辨率和宽视场可通过转动物镜165来保证。因此,生物组织可被有效地观察,因为可通过控制激光扫描的采样速率来查看生物组织或在必要时可通过扩大所需部分来以较高分辨率观察所需部分。

[0420] 在根据第二实施例的激光扫描内窥镜装置2中,能够获得除了根据上述第一实施例的激光扫描内窥镜装置中获得的优点外的以下优点。即,在激光扫描内窥镜装置2中,激光的光束入射到光路改变元件164且物镜165聚集生物组织500的多个不同点上的激光的光束。在这里,构成光束的激光可以是不同调制的激光。激光扫描内窥镜装置2具有解调激光的功能,并且因此可有选择地分离并获取对应于来自每个点的返回光的图像信号。因此,在激光扫描内窥镜装置2中,施加到多个光点的多条激光线可在扫描单元163转动一次时被扫描。因此,即使当扫描单元163的转数比较小的时候,也可获得高扫描速度。

[0421] 另外,在根据第一和第二实施例的激光扫描内窥镜装置1和2中,扫描单元可被配置为包括多个物镜。当扫描单元包括多个物镜时,可在扫描单元转动一次的时候进行由多个物镜对多行进行激光扫描。因此,由于通过扫描单元的一次转动扫描的行数可增加,所以可更有效地进行激光扫描。

[0422] 另外,在根据第一和第二实施例的激光扫描内窥镜装置1和2中,扫描单元可具有其中扫描单元具有另一转动轴方向的构造。例如,窗口单元162设置在该管161的纵向方向

上的末端部分且具有基本垂直于管161的纵向方向的表面。此外,在与管161的末端部分接触的部分上进行激光扫描。因此,即使当检查目标部分存在于难以与管161的外侧壁接触的体腔内的凹部分中时,也可通过激光扫描实施检查。

[0423] 此外,已经在上面的项目6(包括观察深度调整机构的构造)中描述了激光扫描观察装置被配置为包括观察深度调整机构的情况。作为除了根据示例性实施例的激光扫描观察装置的内窥镜装置以外的示例性构造,已经描述了激光扫描探针和激光扫描显微装置的构造。这些构造使得可能获得除了从上述第一实施例和/或第二实施例获得的效果以外的如下所述的有利效果。

[0424] 在上面的项目6(包括观察深度调整机构的构造)中,观察深度调整机构的设置使得可能在深度方向上进行观察目标的激光扫描。因此,可能三维地观察观察目标,因此可获得关于观察目标的更多信息。激光扫描观察装置可设置有像散校正元件,其校正像散量达对应于由观察深度的变化引起的像散的变化量的校正量。具有这样性质的像散校正元件的设置允许即使当观察深度改变的时候也可进行较小像散影响的高精度观察。

[0425] 当检测到作为返回光的荧光时,例如,与使用双光子激发观察的情况一样,双包层光纤可用作光纤,且可设置像差校正元件。使用双包层光纤允许荧光在内包层中被引导。因此,可在更宽区域内聚集荧光,从而提高光聚集效率。像差校正元件被设计为校正由激光和荧光的波长之间的差引起的像散。因此,具有这样性质的像散校正元件的设置使得能够进一步提高光纤上的荧光的光聚集效率。

[0426] 已经在上面参考附图描述了本公开的优选实施例,但是本公开的实施例的技术范围不限于这些实施例。对于本公开的技术领域中的那些熟练的技术人员显而易见的是,在权利要求书及其修改实例中所述的技术范围的范围,可作出各种修改实例或校正实例,并且校正实例当然被解释为属于本发明的技术范围。

[0427] 例如,根据上述每个实施例的技术的使用应用不限于使用内窥镜的观察,且可使用其它使用应用,例如,可引用包括可由光激发控制激活和失活的神经细胞的离子通道的控制的各种光电操作。

[0428] 例如,可在上述构造中进一步设置下面描述的构造。

[0429] 例如,激光源110还可具有在其中激光发射定时被动态地控制的构造。另外,激光源110可于由转动机构167转动扫描单元同步仅在激光施加到生物组织500的时候发射激光。与激光源110仅在必要的时间发射激光的构造相比,功率消耗可减少。

[0430] 例如,激光源110还可具有其中所发射的激光的强度(功率)被动态控制的构造。在一般情况下,当获取扩展的图像数据时,每个像素的光接收累积时间在进行扩展(变焦)的时候较短,并且因此所获取的图像数据的亮度劣化。因此,激光源110可根据所获取的图像数据的大小控制所发射的激光的强度。例如,当获取扩展的图像数据时,激光源110可增加所发射的激光的强度。激光源110的激光的发射定时和强度可由控制单元180来控制。

[0431] 转动机构167还可包括转动伺服机构,其用以稳定地控制扫描单元的转动驱动。转动伺服机构可例如通过在扫描单元的转动期间检测偏心量并控制转动速度等稳定扫描单元的转动。包括像散的像差可根据偏心量度变化。因此,关于扫描单元的偏心量度的信息被反馈到像差校正元件且校正量可根据包括由偏心量度像散计算的像差的变化而由像差校正元件被动态控制。

[0432] 另外,如在上面(2.第一实施例)中所描述的,内窥镜160还可包括成像单元,其对患者的体腔的内部成像。例如,成像单元可包括广角亮场成像相机。当成像单元包括广角亮场成像相机时,激光扫描可通过以下操作来进行:详细参考由扫描单元拍摄的广角图像来搜索观察所需的观察目标部分,并使图像窗口单元162与所搜索的目标观察部分接触。

[0433] 此外,本技术也可以如下构造。

[0434] (1)

[0435] 一种内窥镜,包括:

[0436] 窗口单元,被配置为设置在管状壳体的部分区域中并与其是观察目标的受试者的体腔内的生物组织接触或接近;

[0437] 物镜,被配置为设置在壳体内部并通过窗口单元将激光聚集在观察目标上;

[0438] 光路改变元件,被配置为在壳体的长轴方向上将在壳体内部引导的激光引导到物镜的透镜表面;

[0439] 像差校正元件,被配置为设置在窗口单元的前方基台并校正在生物组织上聚集激光时发生的像散;和

[0440] 转动机构,被配置为使至少壳体内部的物镜绕垂直于物镜且不穿过物镜的光轴的转动轴转动,使得利用激光扫描生物组织。

[0441] (2)

[0442] 根据(1)所述的内窥镜,其中像差校正元件校正由于窗口单元发生的至少像散。

[0443] (3)

[0444] 根据(2)所述的内窥镜,其中像差校正元件包括至少一个圆柱形透镜。

[0445] (4)

[0446] 根据(1)至(3)中任一项所述的内窥镜,其中转动机构整体转动光路改变元件、像差校正元件和物镜。

[0447] (5)

[0448] 根据(1)至(4)中任一项所述的内窥镜,还包括:

[0449] 平移运动机构,被配置为在壳体内部的转动轴的方向上平移地移动至少物镜。

[0450] (6)

[0451] 根据(1)至(5)中任一项所述的内窥镜,

[0452] 其中激光的光束入射到光路上改变元件上,且

[0453] 其中物镜在生物组织的多个不同点上聚集激光的光束。

[0454] (7)

[0455] 根据(6)所述的内窥镜,其中激光的光束包括在多个不同状态下调制的激光。

[0456] (8)

[0457] 根据(1)至(7)中任一项所述的内窥镜,其中窗口单元设置在基本平行于壳体的长轴方向的侧壁的部分区域中。

[0458] (9)

[0459] 根据(8)所述的内窥镜

[0460] 其中设置了多个物镜,并且

[0461] 其中所述多个物镜在壳体的长轴方向上的基本相同位置处面对壳体的内壁并以

预定间隔布置在壳体的外周方向。

[0462] (10)

[0463] 根据(9)所述的内窥镜,还包括:

[0464] 偏振调制元件,被配置为设置在光路改变元件的前方基台并改变入射到光路改变元件上的激光的偏振方向,

[0465] 其中光路改变元件是偏振分束器,其改变具有预定偏振方向的激光的光路,并且

[0466] 其中偏振分束器根据激光的偏振方向将其偏振方向由偏振调制元件改变的激光引导到多个物镜中的面对窗口单元的物镜。

[0467] (11)

[0468] 根据(9)所述的内窥镜,

[0469] 其中光路改变元件是MEMS镜,其能够动态地控制入射激光的反射方向,并且

[0470] 其中MEMS镜将入射激光引导到多个物镜中的面对窗口单元的物镜。

[0471] (12)

[0472] 根据(9)所述的内窥镜,还包括:

[0473] 光路分支元件,被配置为设置在光路改变元件的前方基台并将入射在光路改变元件上的激光分支为多个光路,

[0474] 其中像散校正元件和光路改变元件设置在多个物镜的每个前方基台上,并且

[0475] 其中由光路分支元件分支的激光依次穿过光路改变元件和像差校正元件以被引导到多个物镜的中的每个。

[0476] (13)

[0477] 根据(9)所述的内窥镜,

[0478] 其中像差校正元件和光路改变元件设置在多个物镜的每个前方基台上,

[0479] 其中内窥镜还包括

[0480] 入射窗口单元,被配置为设置在多个光路改变元件的每个前方基台上并允许激光仅入射到对应的光路改变元件上,

[0481] 其中在激光的光轴相对于壳体被保持在预定位置上的状态下激光在壳体内被引导,并且

[0482] 其中对应于激光的照射位置的从入射窗口入射的激光按序被引导到对应于入射窗口单元的像差校正元件、光路改变元件和物镜。

[0483] (14)

[0484] 根据(1)至(7)中任一项所述的内窥镜,其中窗口单元在壳体的长轴方向的末端部分处具有基本垂直于壳体的长轴方向的表面。

[0485] (15)

[0486] 根据(1)至(14)中任一项所述的内窥镜,其中物镜和窗口单元之间的空间被浸没在具有与物镜和窗口单元的折射率基本相同的折射率的液体中。

[0487] (16)

[0488] 根据(1)至(15)中任一项所述的内窥镜,还包括:

[0489] 光轴方向移动机构,被配置为在物镜的光轴方向上平移地移动至少物镜。

[0490] (17)

[0491] 一种激光扫描内窥镜装置,包括:

[0492] 内窥镜,被配置为包括

[0493] 窗口单元,被配置为设置在管状壳体的部分区域中并与其是观察目标的受试者的体腔内的生物组织接触或接近;

[0494] 物镜,被配置为设置在壳体内部并经由窗口单元在观察目标上聚集激光;

[0495] 光路改变元件,被配置为在壳体的长轴方向上将在壳体内部引导的激光引导到物镜的透镜表面;

[0496] 像差校正元件,被配置为设置在窗口单元的前方基台并校正在生物组织上聚集激光时发生的像散;和

[0497] 转动机构,被配置为使至少壳体内部的物镜绕垂直于物镜且不穿过物镜的光轴的转动轴转动,使得利用激光扫描生物组织;

[0498] 光检测器,被配置为检测在生物组织上聚集激光时发生的返回光;和

[0499] 控制单元,被配置为基于所检测的返回光产生关于生物组织的图像数据。

[0500] (18)

[0501] 一种激光扫描方法,包括:

[0502] 在内窥镜中的管状壳体内引导激光并允许激光入射到设置在壳体内部的光路改变元件上;

[0503] 由光路改变元件改变在壳体的长轴方向上引导的激光的光路并将激光引导到设置在壳体内部的物镜的透镜表面;

[0504] 经由被配置为设置在壳体的部分区域中并与生物组织接触或接近的窗口单元通过物镜聚集其是观察目标的受试者的体腔内的生物组织上的激光;和

[0505] 使壳体内部的至少物镜绕垂直于物镜的光轴且不穿过物镜的转动轴转动,使得利用激光扫描生物组织,

[0506] 其中被配置为校正在生物组织上聚集激光时发生的像差的像差校正元件设置在所述窗口单元的前方基台。

[0507] 此外,本技术也可如下构造。

[0508] (1)

[0509] 一种激光扫描观察装置,包括:

[0510] 窗口单元,设置在壳体的部分区域中并被配置为接触或接近观察目标;

[0511] 物镜,被配置为通过窗口单元将激光聚集在观察目标上;

[0512] 光路改变元件,被配置为朝向窗口单元改变在壳体内被引导的激光的行进方向;

[0513] 像散校正元件,设置在所述窗口单元的前方基台并被配置为校正当激光聚集在观察目标上时发生的像散;和

[0514] 转动机构,被配置为允许至少光路改变元件绕垂直于窗口单元上的激光的入射方向的转动轴转动以利用激光扫描所述观察目标,

[0515] 其中像散校正元件以对应于由观察深度的变化引起的像散的变化量的校正量校正像散,观察深度是激光在观察目标上被聚集的位置的深度。

[0516] (2)

[0517] 根据(1)所述的激光扫描观察装置,

[0518] 其中像散校正元件包括透镜,其具有激光穿过其中的至少双侧圆柱形表面或环形表面,像散校正元件被配置为通过转动机构与光路改变元件一起转动。

[0519] (3)

[0520] 根据(2)所述的激光扫描观察装置,

[0521] 其中像散校正元件是弯月透镜,其具有形成于两个表面上的圆柱形表面。

[0522] (4)

[0523] 根据(1)所述的激光扫描观察装置,

[0524] 其中像散校正元件是光学构件,包括驱动元件,被配置为根据观察深度的变化来动态地改变像散的校正量。

[0525] (5)

[0526] 根据(1)至(4)中任一项所述的激光扫描观察装置,还包括:

[0527] 平移运动机构,被配置为允许至少光路改变元件在转动轴的方向上平移地移动以在转动轴方向上利用激光扫描所述观察目标。

[0528] (6)

[0529] 根据(1)至(5)中任一项所述的激光扫描观察装置,还包括:

[0530] 观察深度调整机构,被配置为改变观察深度以在深度方向上利用激光扫描观察目标。

[0531] (7)

[0532] 根据(6)所述的激光扫描观察装置,

[0533] 其中观察深度调整机构包括准直透镜和移动机构,准直透镜被配置为将激光准直为基本平行的光束并将准直的光引导到光路改变元件和像散校正元件,移动机构被配置为在光轴的方向上移动准直透镜。

[0534] (8)

[0535] 根据(1)至(7)中任一项所述的激光扫描观察装置,

[0536] 其中激光扫描观察装置检测通过由作为返回光的激光照射观察目标发生的荧光以获取与观察目标相关的信息,并且

[0537] 其中激光扫描观察装置还包括像差校正元件,被配置为校正由激光和荧光之间的波长差引起的像差。

[0538] (9)

[0539] 根据(8)所述的激光扫描观察装置,

[0540] 其中像差校正元件是粘合透镜,被配置为用作具有对应于激光的波长带的光的平行平板并用作具有对应于荧光的波长带的光的凹透镜。

[0541] (10)

[0542] 根据(1)至(9)中任一项所述的激光扫描观察装置,

[0543] 其中光路改变元件被配置为允许激光的光束入射到光路改变元件上,并且

[0544] 其中物镜在观察目标的多个不同点处聚集激光的光束。

[0545] (11)

[0546] 根据(10)所述的激光扫描观察装置,

[0547] 其中激光的光束被配置为包括调制为多个不同状态的激光。

- [0548] (12)
- [0549] 根据(10)或(11)所述的激光扫描观察装置，
- [0550] 其中激光的光束通过多个光纤被引导到壳体中。
- [0551] (13)
- [0552] 根据(10)或(11)所述的激光扫描观察装置，
- [0553] 其中激光的光束通过包括多个芯的多芯光纤引导到壳体中。
- [0554] (14)
- [0555] 根据(1)至(13)中的任一项所述的激光扫描观察装置，还包括：
- [0556] 偏振调制元件，设置在光路改变元件的前方基台且被配置为改变入射在光路改变元件上的激光的偏振方向，
- [0557] 其中光路改变元件是偏振分束器，被配置为改变具有预定偏振方向的激光的光路，并且
- [0558] 其中，所述偏振分束器根据所述激光的偏振方向朝向所述窗口单元改变所述激光的行进方向，所述偏振方向由所述偏振调制元件改变。
- [0559] (15)
- [0560] 根据(1)至(13)中任一项所述的激光扫描观察装置，还包括：
- [0561] 光路分支元件，设置在光路改变元件的前方基台并被配置为允许入射在光路改变元件上的激光被分支为多个光路，
- [0562] 其中像散校正元件、光路改变元件，和物镜被提供用于多个光路中的每个，并且
- [0563] 其中光路改变元件将由光路分支元件分支的激光的每个行进方向改变为垂直于转动轴的方向的多个方向。
- [0564] (16)
- [0565] 根据(1)至(13)中任一项所述的激光扫描观察装置，
- [0566] 其中所述激光扫描观察装置设置有机壳，被配置为容纳至少多个所述光路改变元件并与所述多个光路改变元件一起转动，
- [0567] 其中机壳包括形成于机壳的壁上的入射窗口单元，激光入射在其上并且入射窗口单元被配置为允许激光入射到多个光路改变元件中的每个上，
- [0568] 其中像散校正元件和物镜被提供用于多个入射窗口单元中的每个，
- [0569] 其中在激光的光轴被保持在相对于壳体的预定位置处且激光被顺序地施加到与机壳一起转动的多个入射窗口单元的状态下，激光在壳体内被引导，而且
- [0570] 其中入射通过对应于由激光照射的位置的入射窗口单元的激光由光路改变元件引导到窗口单元。
- [0571] (17)
- [0572] 根据(1)至(16)中任一项所述的激光扫描观察装置，
- [0573] 其中壳体具有圆柱形状，并且
- [0574] 其中窗口单元设置在基本平行于壳体的纵向方向的侧壁上并且具有符合壳体的侧壁的形状的圆柱形弯曲表面。
- [0575] (18)
- [0576] 根据(1)至(16)中任一项所述的激光扫描观察装置，

[0577] 其中所述壳体具有圆柱形状,并且

[0578] 其中窗口单元设置在壳体在纵向方向上的末端部分并且具有基本垂直于壳体的纵向方向的表面。

[0579] (19)

[0580] 根据(1)至(18)中任一项所述的激光扫描观察装置,

[0581] 其中物镜设置在光路改变元件和窗口单元之间,并且

[0582] 其中物镜和窗口单元之间的空间被浸没在具有与窗口单元的折射率基本相同的折射率的液体中。

[0583] (20)

[0584] 根据(1)至(19)中任一项所述的激光扫描观察装置,

[0585] 其中壳体是内窥镜的管,并且

[0586] 其中设置在管的部分区域中的窗口单元与待观察的人或动物的体腔中的生物组织接触或接近并允许利用激光扫描生物组织。

[0587] (21)

[0588] 根据(1)至(19)中任一项所述的激光扫描观察装置,

[0589] 其中窗口单元与待观察的人或动物的身体表面接触或接近并允许利用激光扫描距身体表面预定深度处的生物组织。

[0590] (22)

[0591] 根据(1)至(19)中任一项所述的激光扫描观察装置,还包括:

[0592] 基台,被配置为允许观察目标被放置所述基台上,

[0593] 其中观察目标由通过设置在基台的至少部分区域上的窗口单元的激光扫描。

[0594] (23)

[0595] 一种激光扫描方法,包括:

[0596] 使激光入射到设置在壳体内的光路改变元件上;

[0597] 由光路改变元件改变在壳体内引导的激光的行进方向,并利用激光通过设置在壳体的部分区域中并被配为接触或接近观察目标的窗口单元照射所述观察目标,激光由物镜聚集,并且其中,像散由像散校正元件校正;和

[0598] 使至少光路改变元件绕垂直于观察方向的转动轴转动以利用激光扫描观察目标,观察方向是激光入射到观察目标上的方向,

[0599] 其中像散校正元件以对应于由观察深度的变化引起的像散的变化量的校正量校正像散,观察深度是激光在观察目标上被聚集的位置的深度。

[0600] 附图标记列表

[0601] 1、2、3 激光扫描内窥镜装置

[0602] 4、5 激光扫描探针

[0603] 6 激光扫描显微装置

[0604] 110、810 激光源110

[0605] 120、820 分束器

[0606] 130、150 光纤导光透镜

[0607] 140、241、242、243、340、641、710、740、760 光纤

- [0608] 160、360、400、450、470 内窥镜
- [0609] 161 管
- [0610] 162、662、732、782、862 窗口单元
- [0611] 163、363、370、380、390、420、460、480、663、733、783、863扫描单元
- [0612] 164、364、421、422、664、734、784、864 光路改变元件
- [0613] 165、365、366、422、665、735、785、865 物镜
- [0614] 166、367、368、423、461 像差校正元件
- [0615] 167、667、737、787、867 转动机构
- [0616] 168、668、738、788、868 平移运动机构
- [0617] 169、369、424、469、739、789、869 机壳
- [0618] 170、870 光检测器
- [0619] 180、280 控制单元
- [0620] 181 图像信号获取单元
- [0621] 182 图像信号处理单元
- [0622] 183 驱动控制单元
- [0623] 184 显示控制单元
- [0624] 190 输出单元
- [0625] 195 输入单元
- [0626] 240 光纤束
- [0627] 281 图像信号获取单元(光解调单元)
- [0628] 372 偏振分束器
- [0629] 381 MEMS镜
- [0630] 391 光路分支元件
- [0631] 463 第一光路改变元件
- [0632] 464 第二光路改变元件
- [0633] 465 第一物镜
- [0634] 466 第二物镜
- [0635] 620 圆柱形凹凸透镜对
- [0636] 621 凹圆柱形透镜
- [0637] 622 凸圆柱形透镜
- [0638] 630 圆柱形弯月透镜
- [0639] 640 圆柱形平-凸透镜
- [0640] 650、720、770、850 准直透镜
- [0641] 661、731、781 壳体
- [0642] 666、736、786、866 像散校正元件
- [0643] 670、740、790、840 像差校正元件

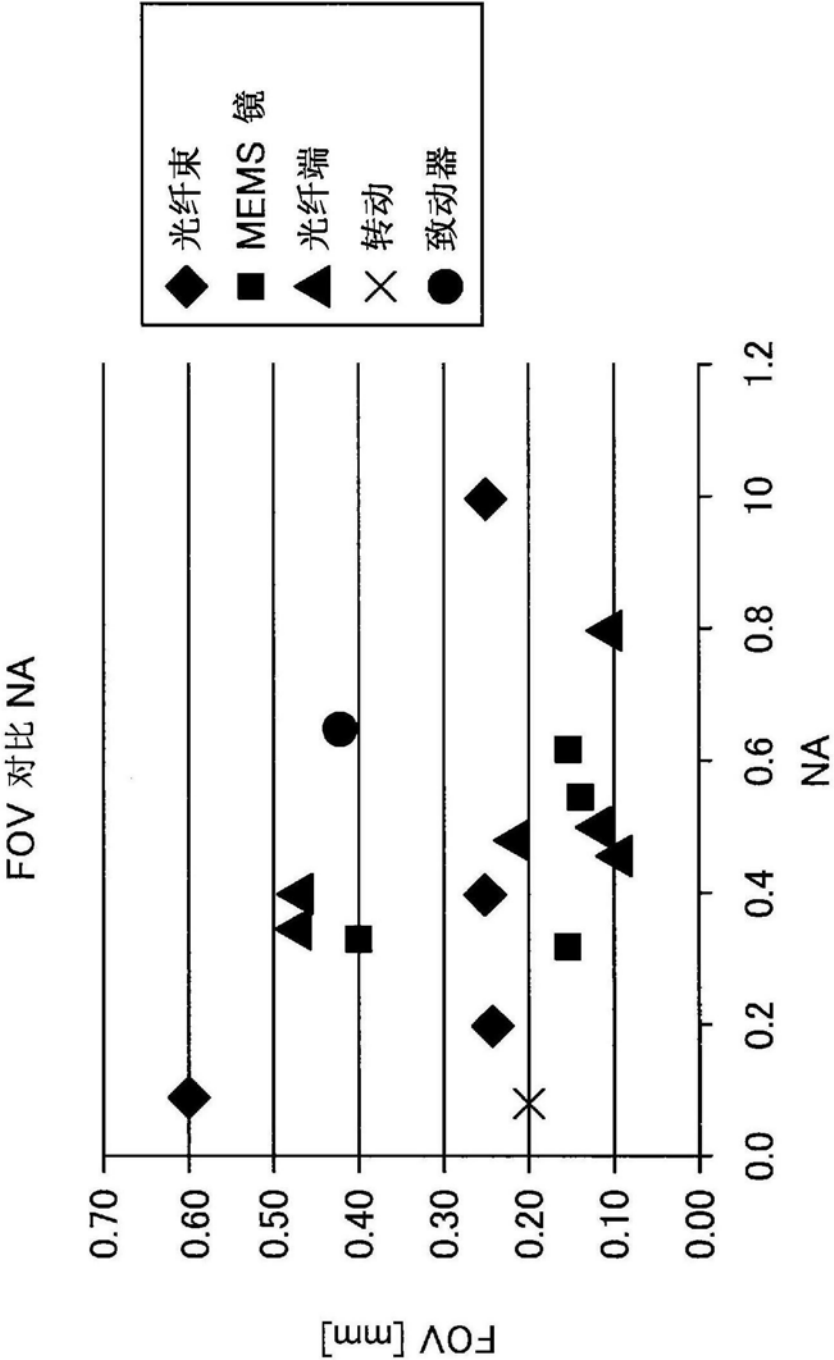


图1A

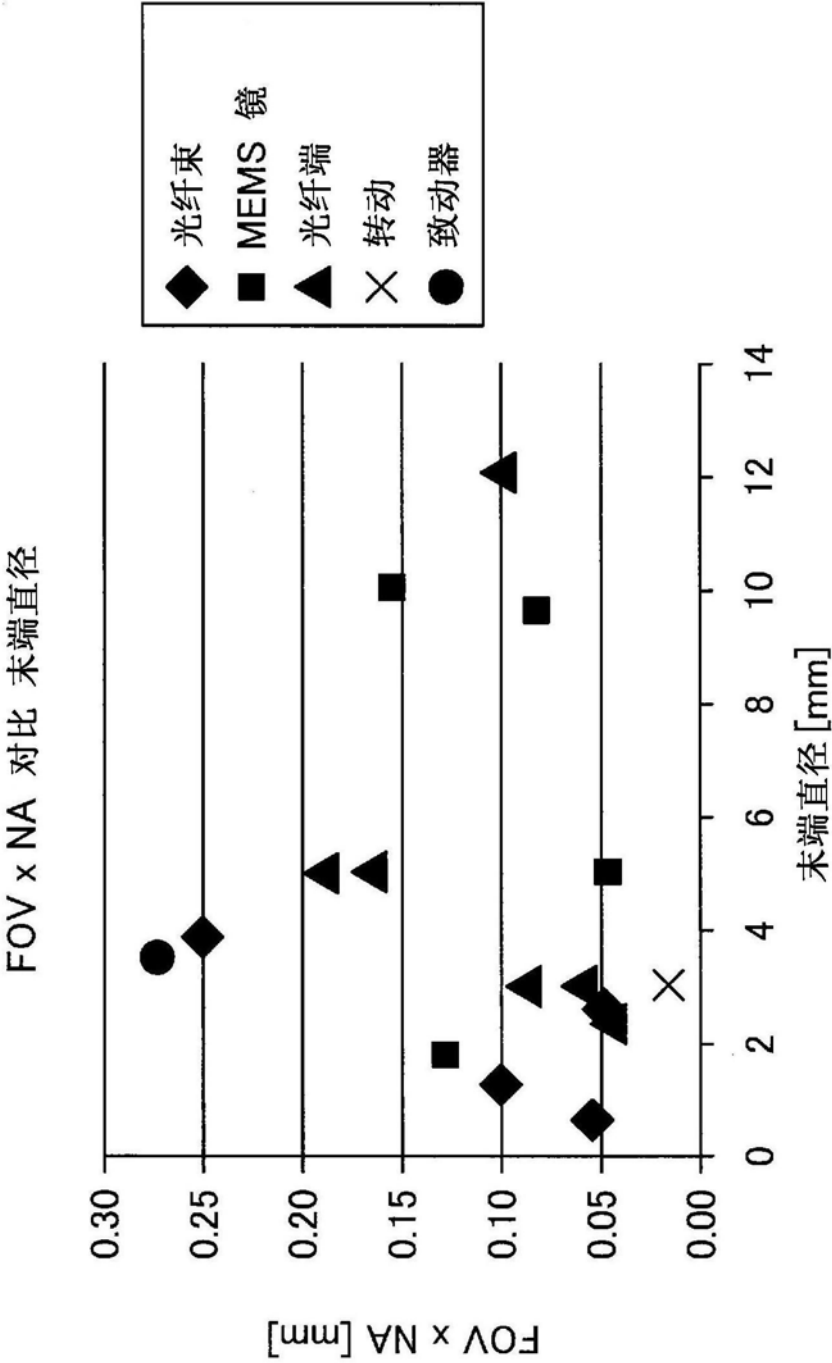


图1B

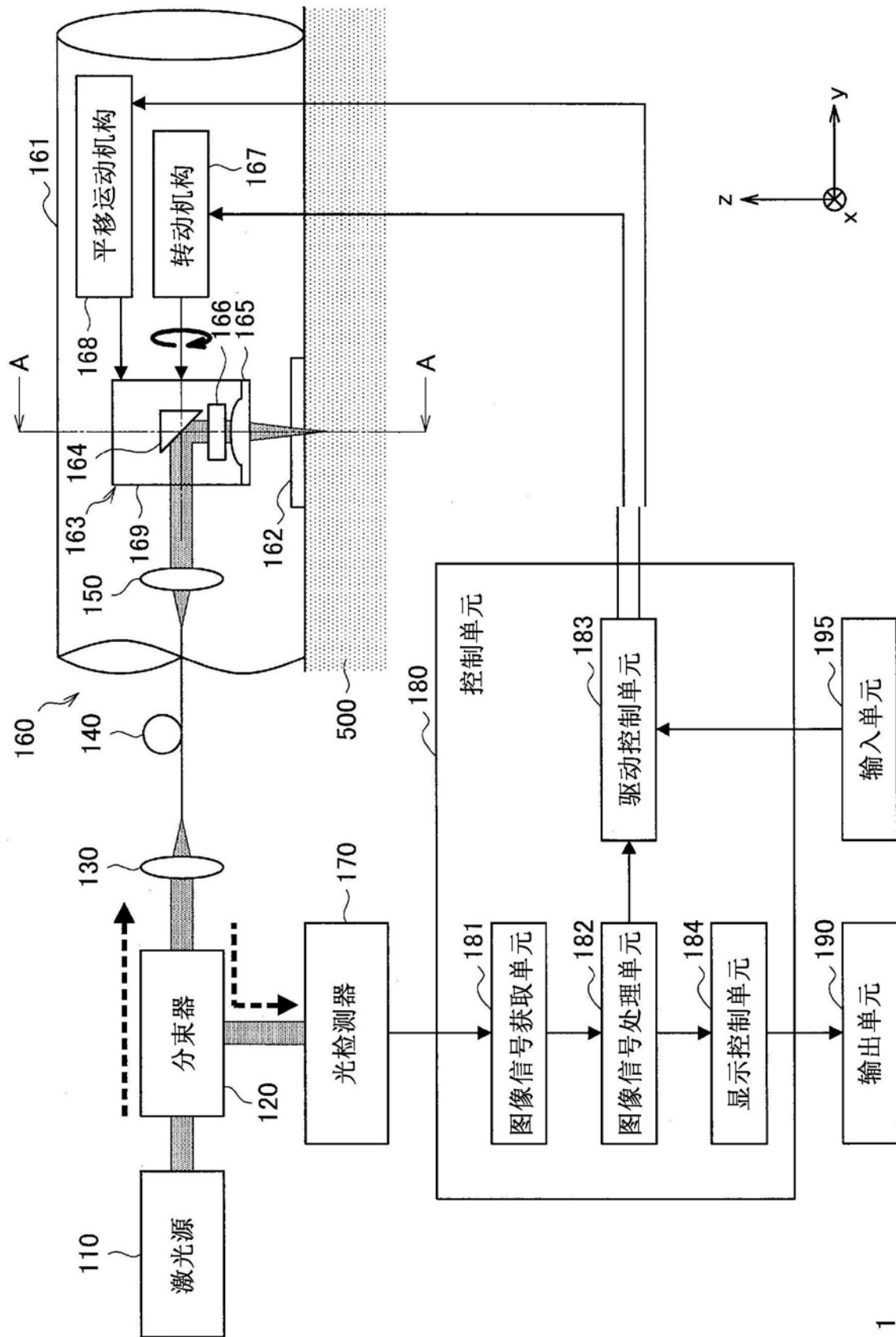


图2

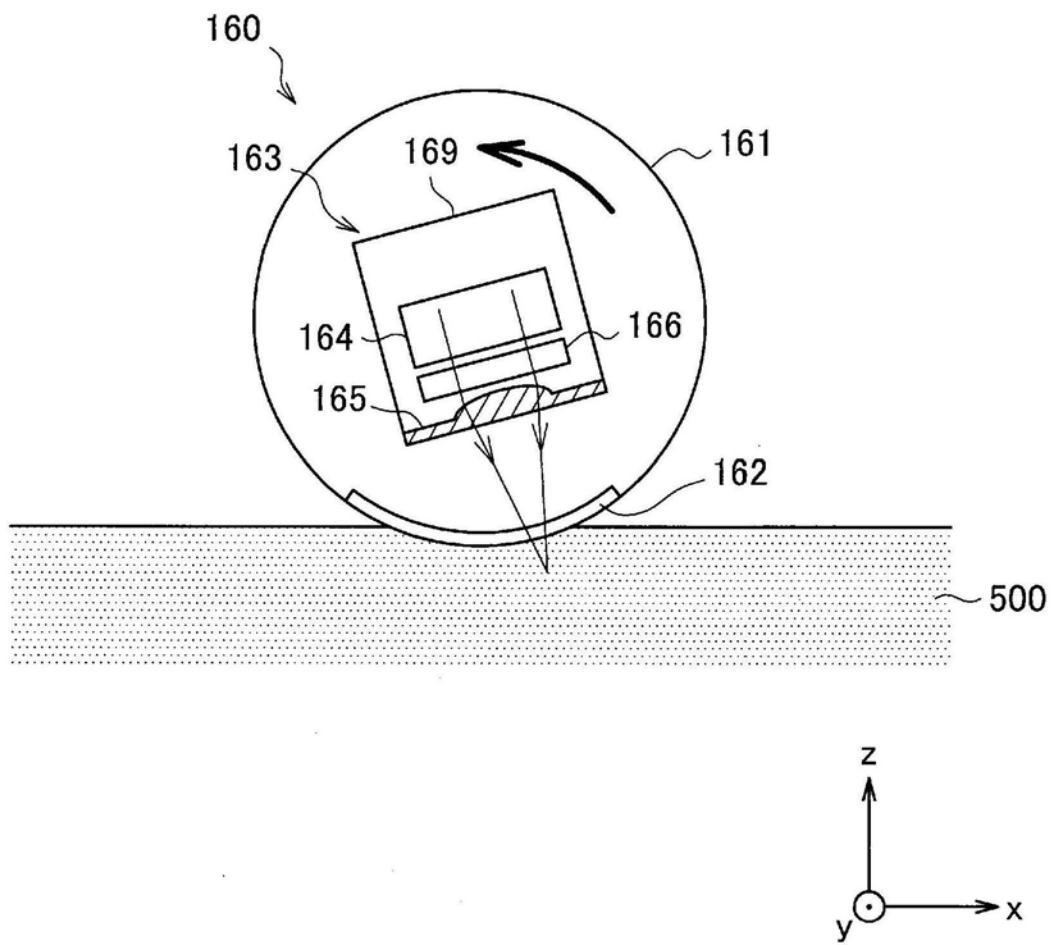
A-A

图3

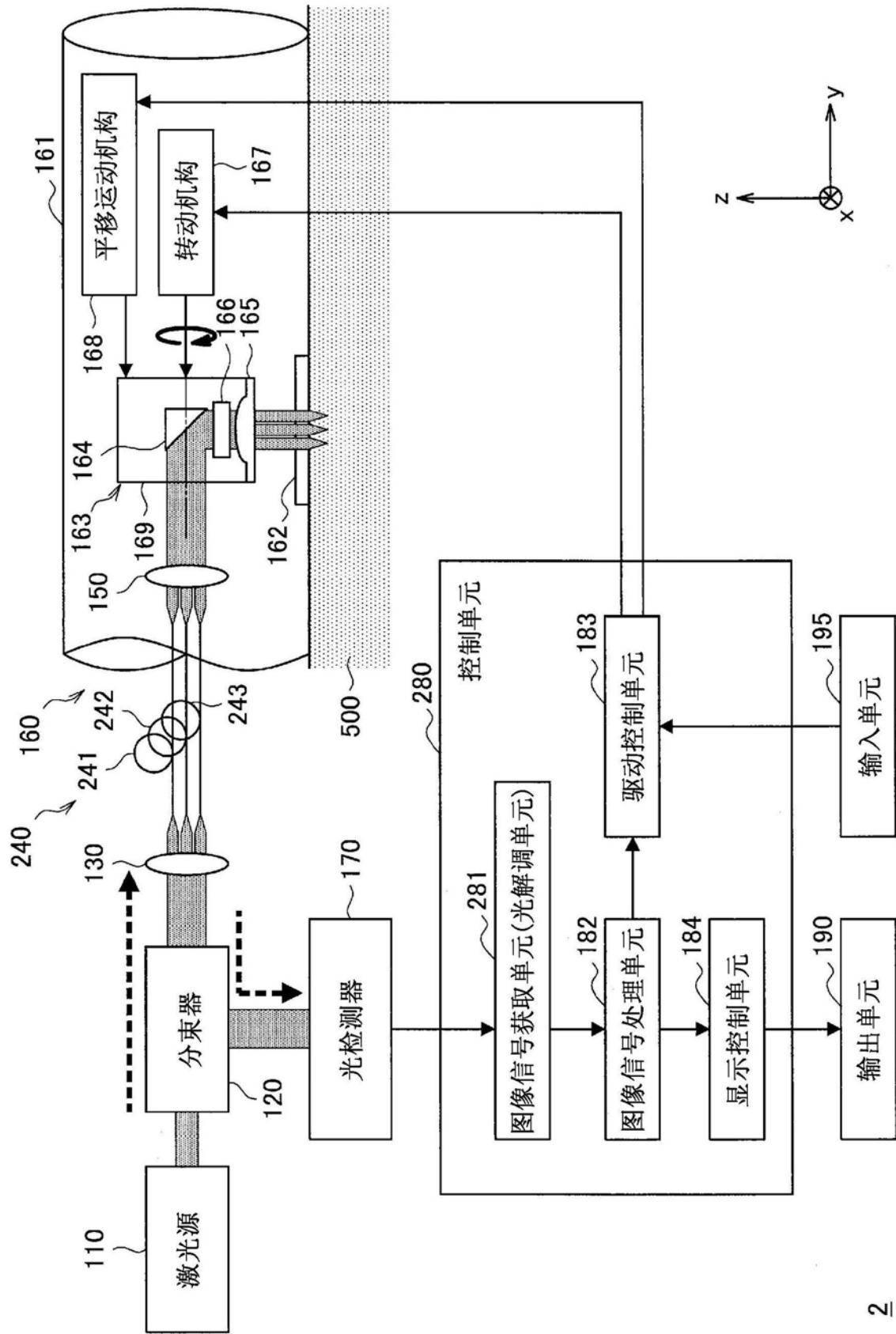


图4A

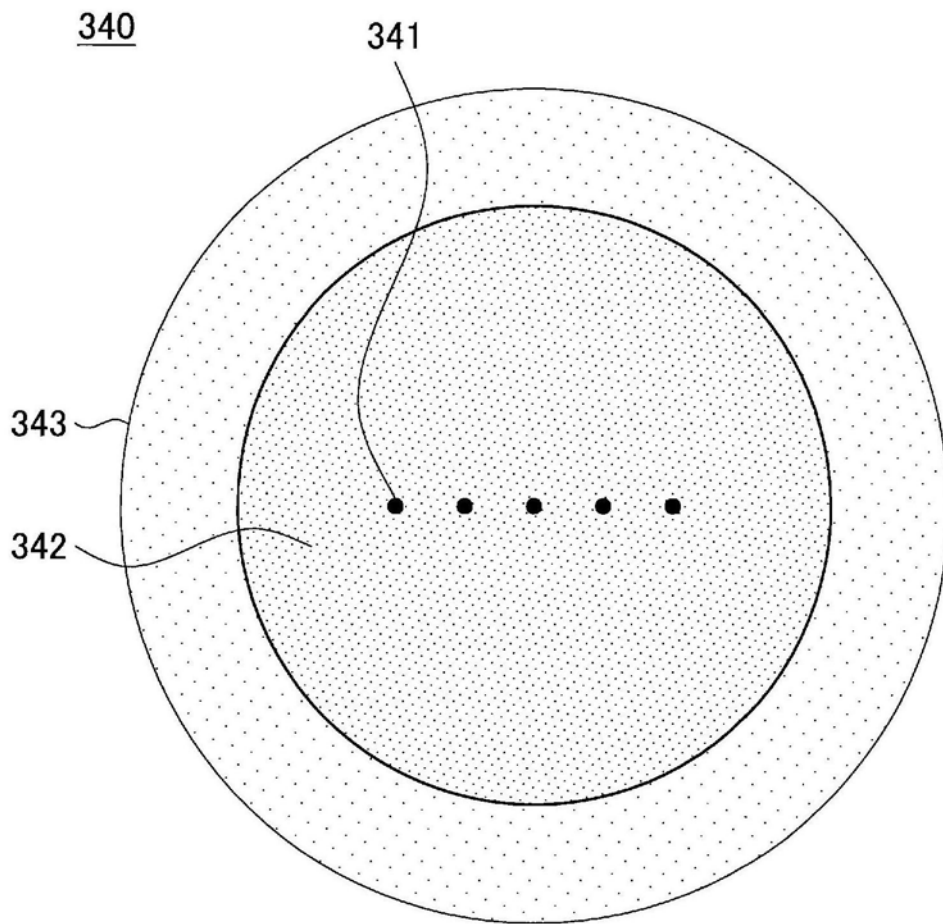


图4B

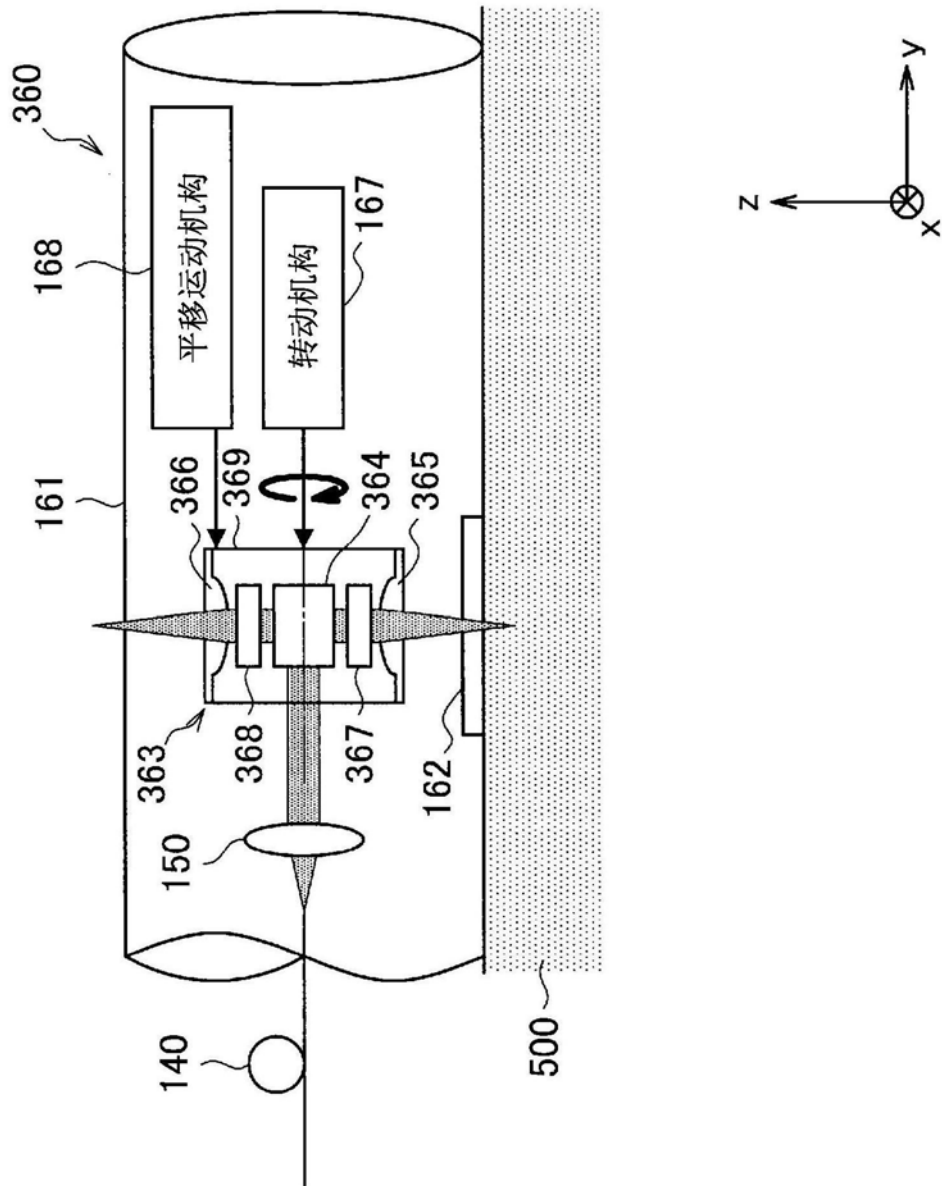


图5

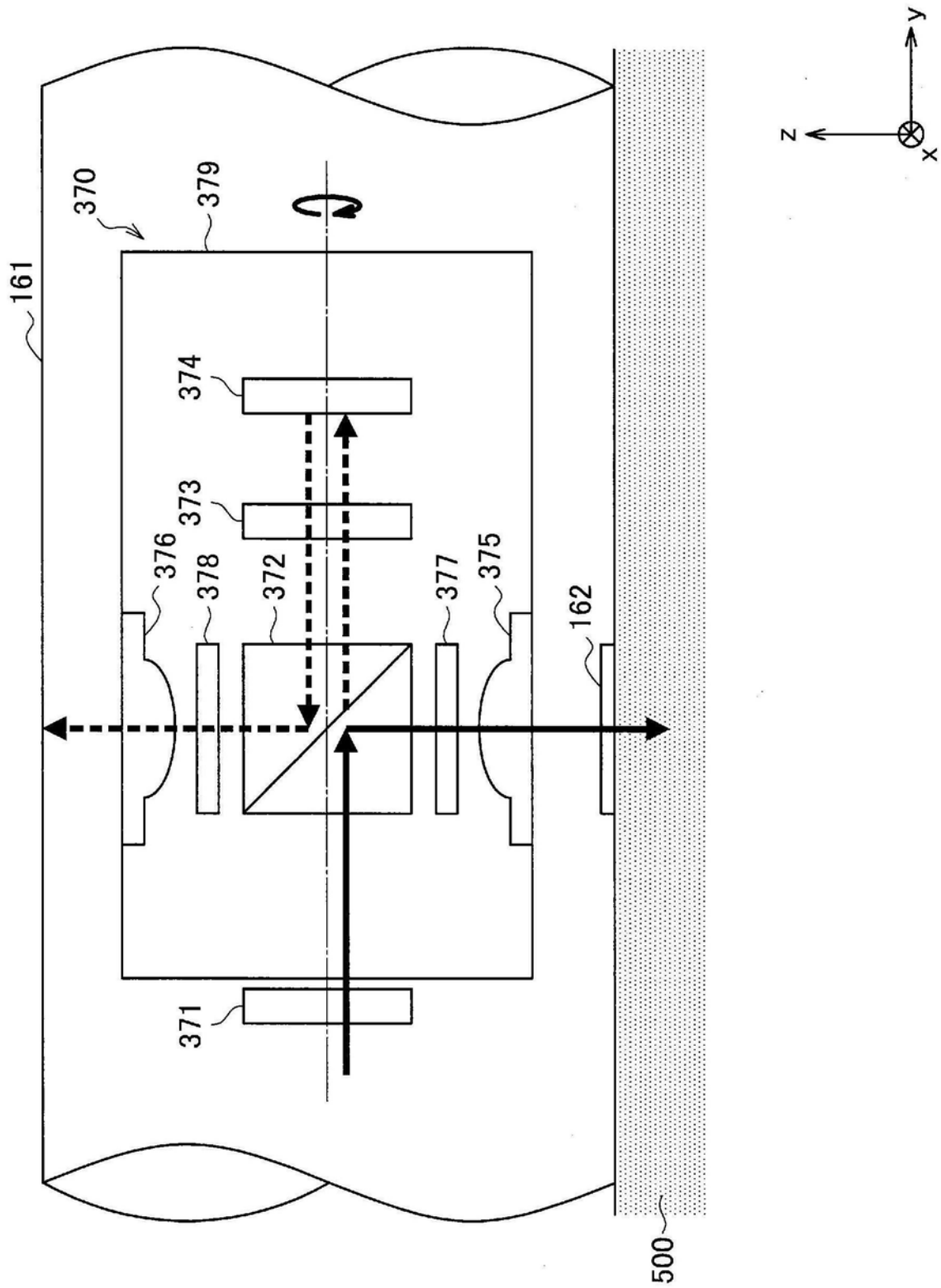


图6A

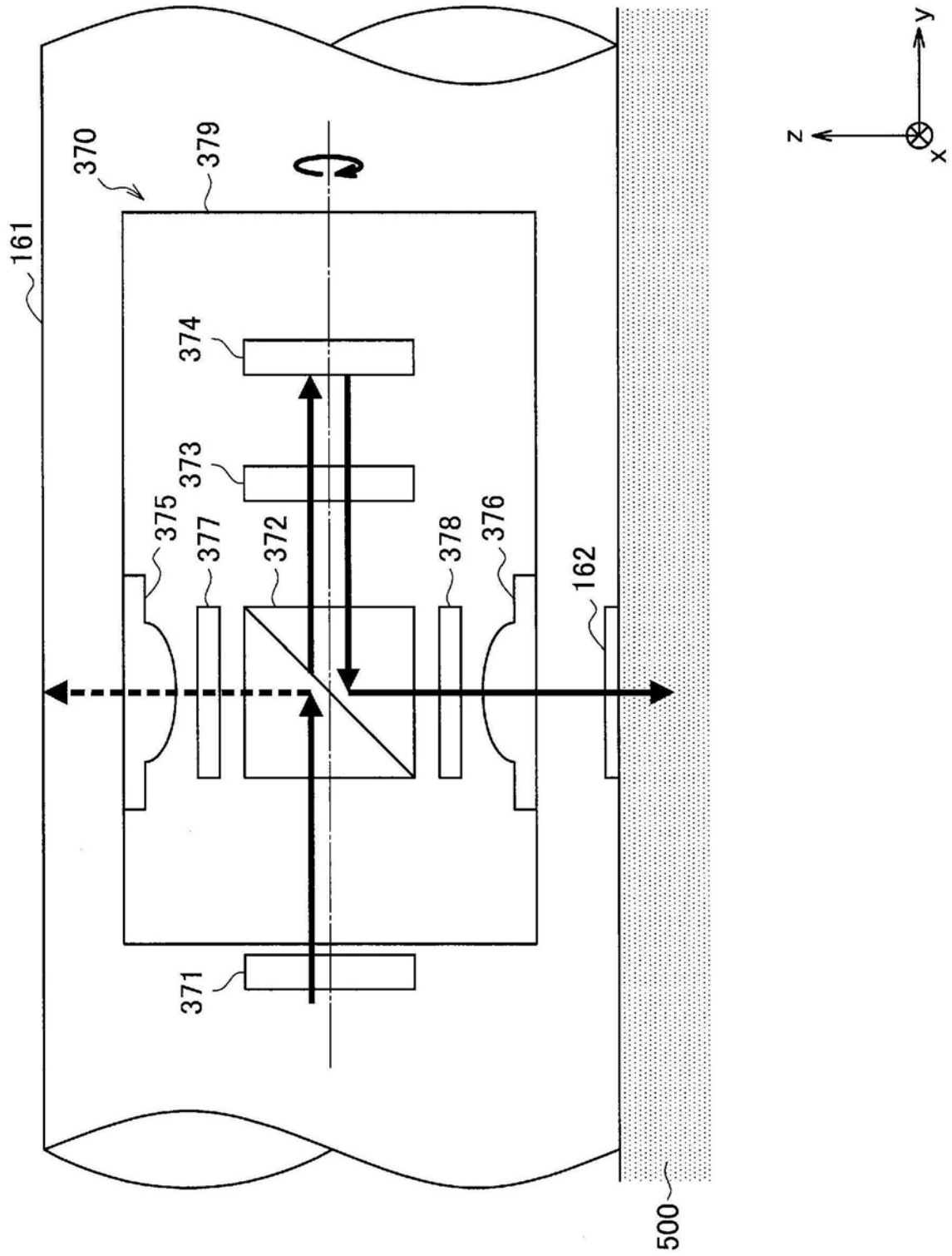


图6B

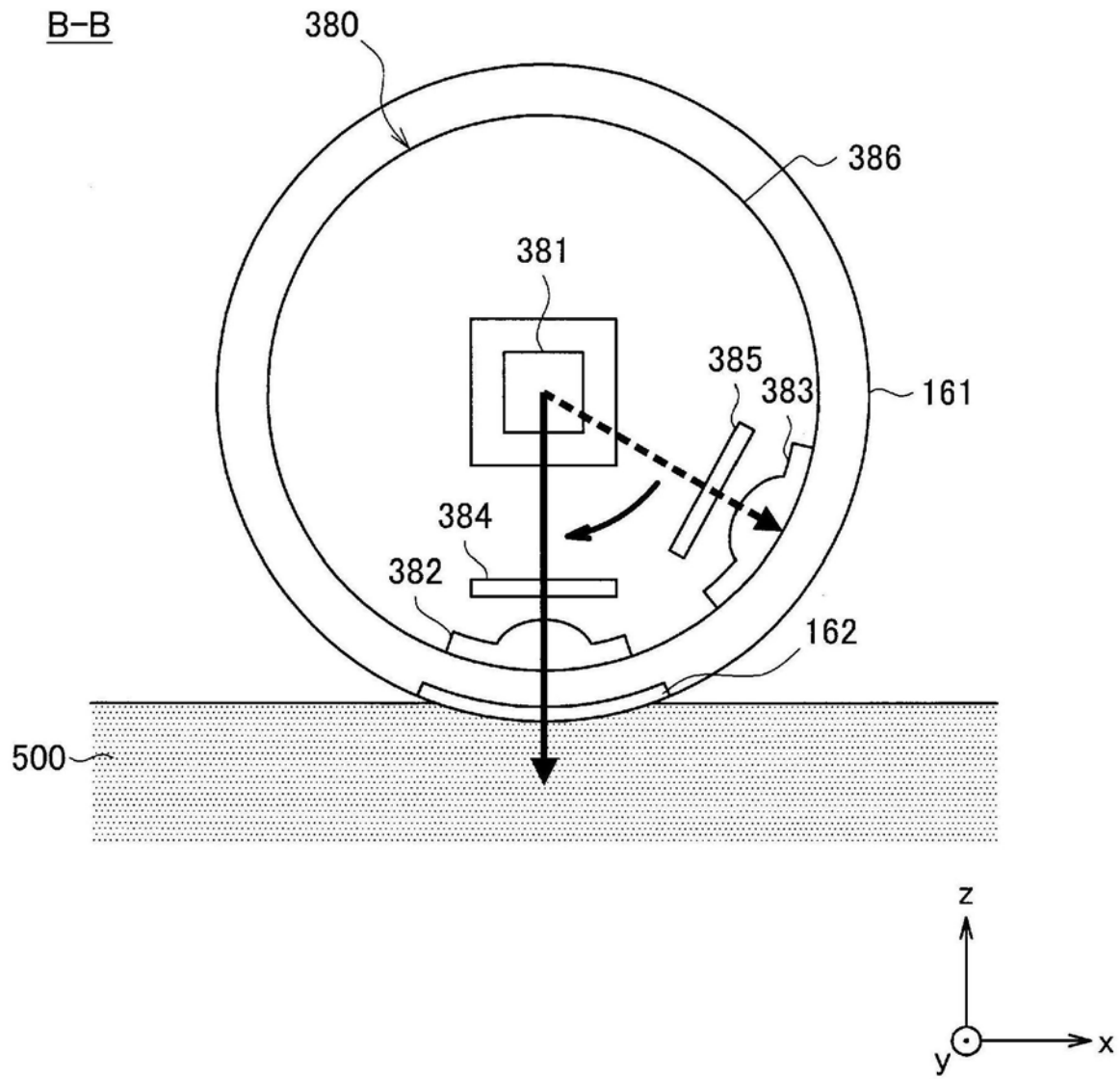


图7A

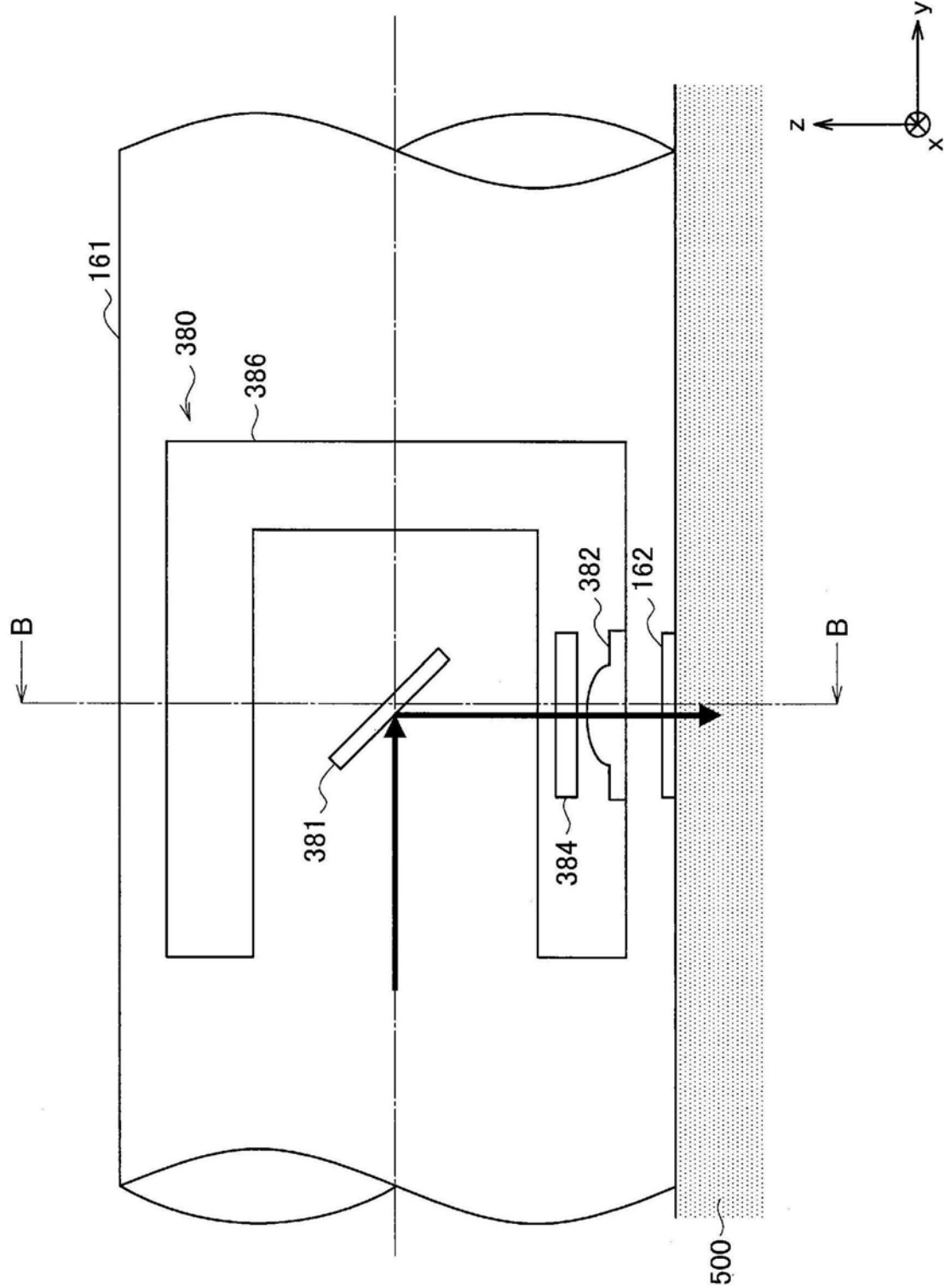


图7B

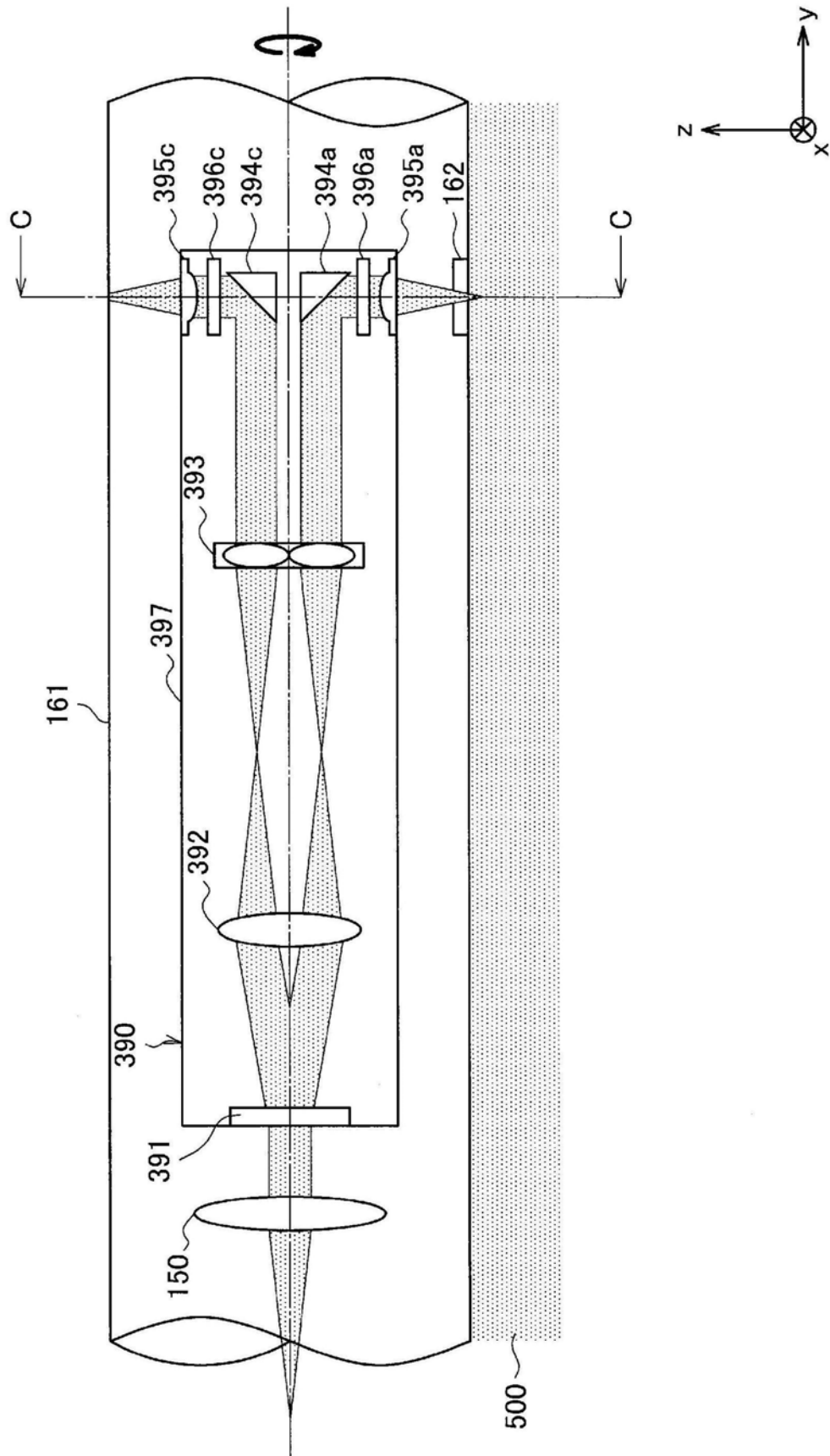


图8A

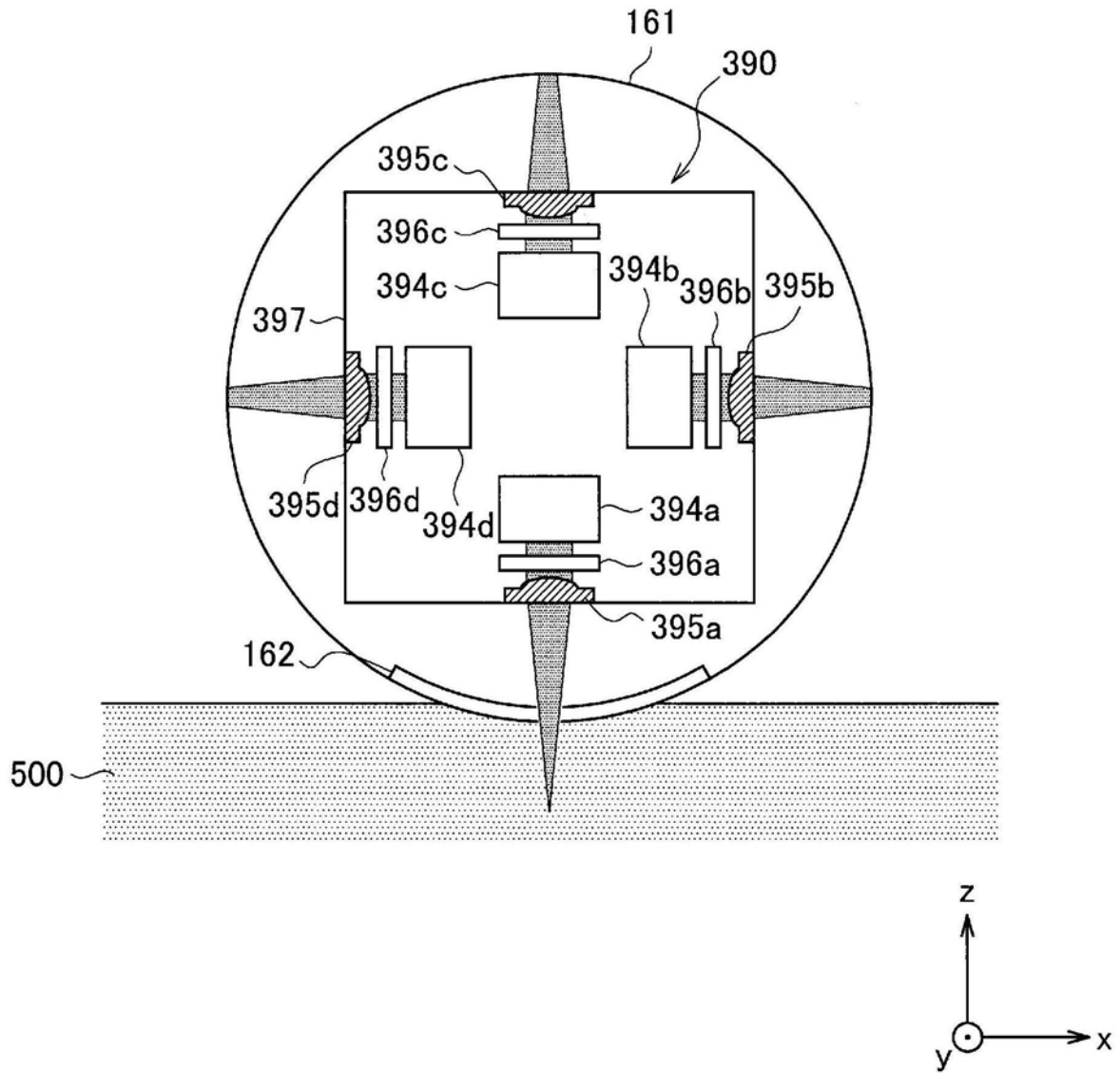
C-C

图8B

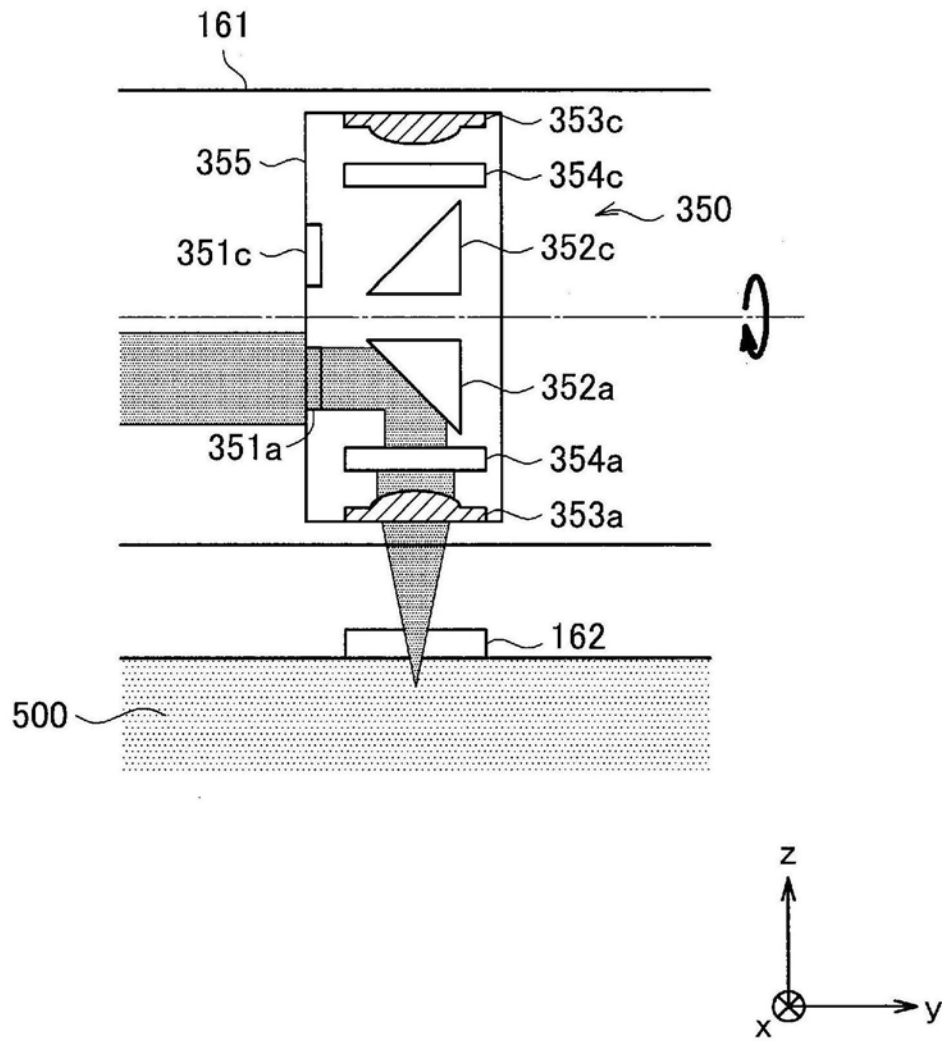


图9A

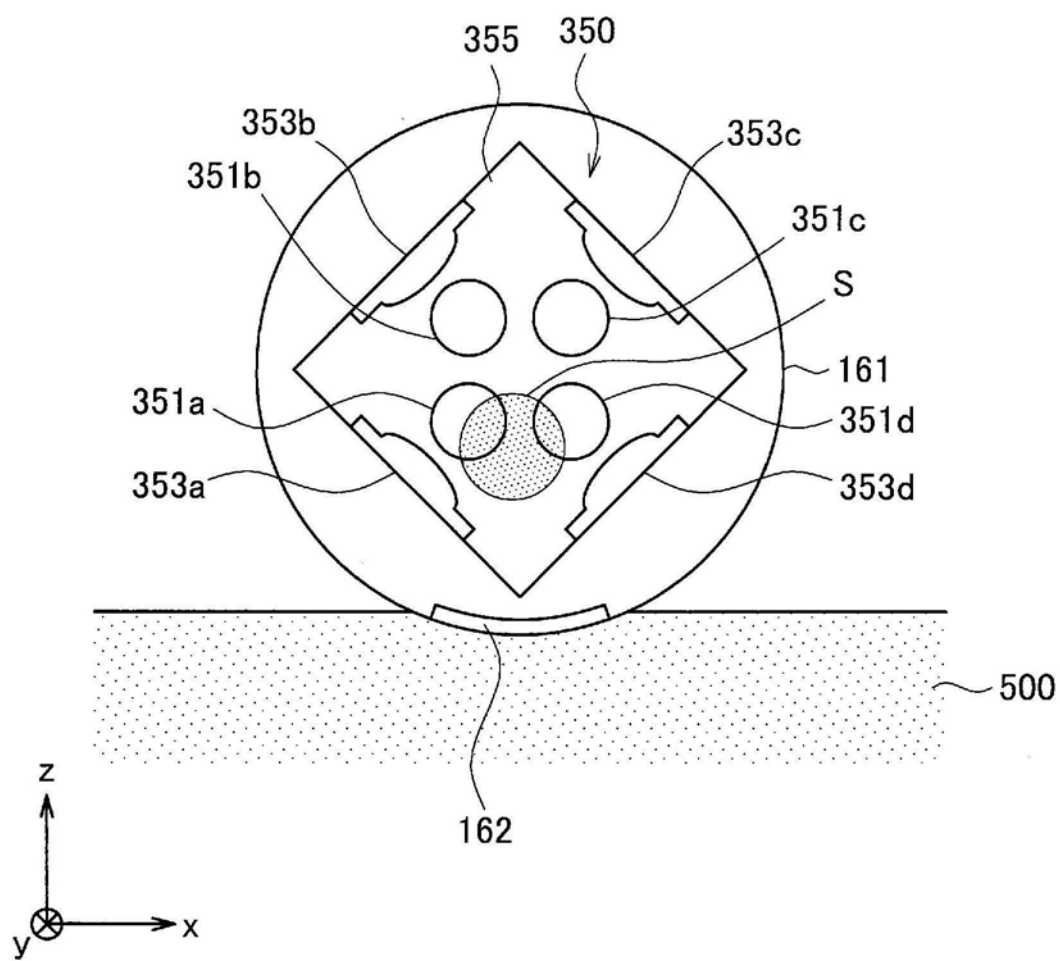


图9B

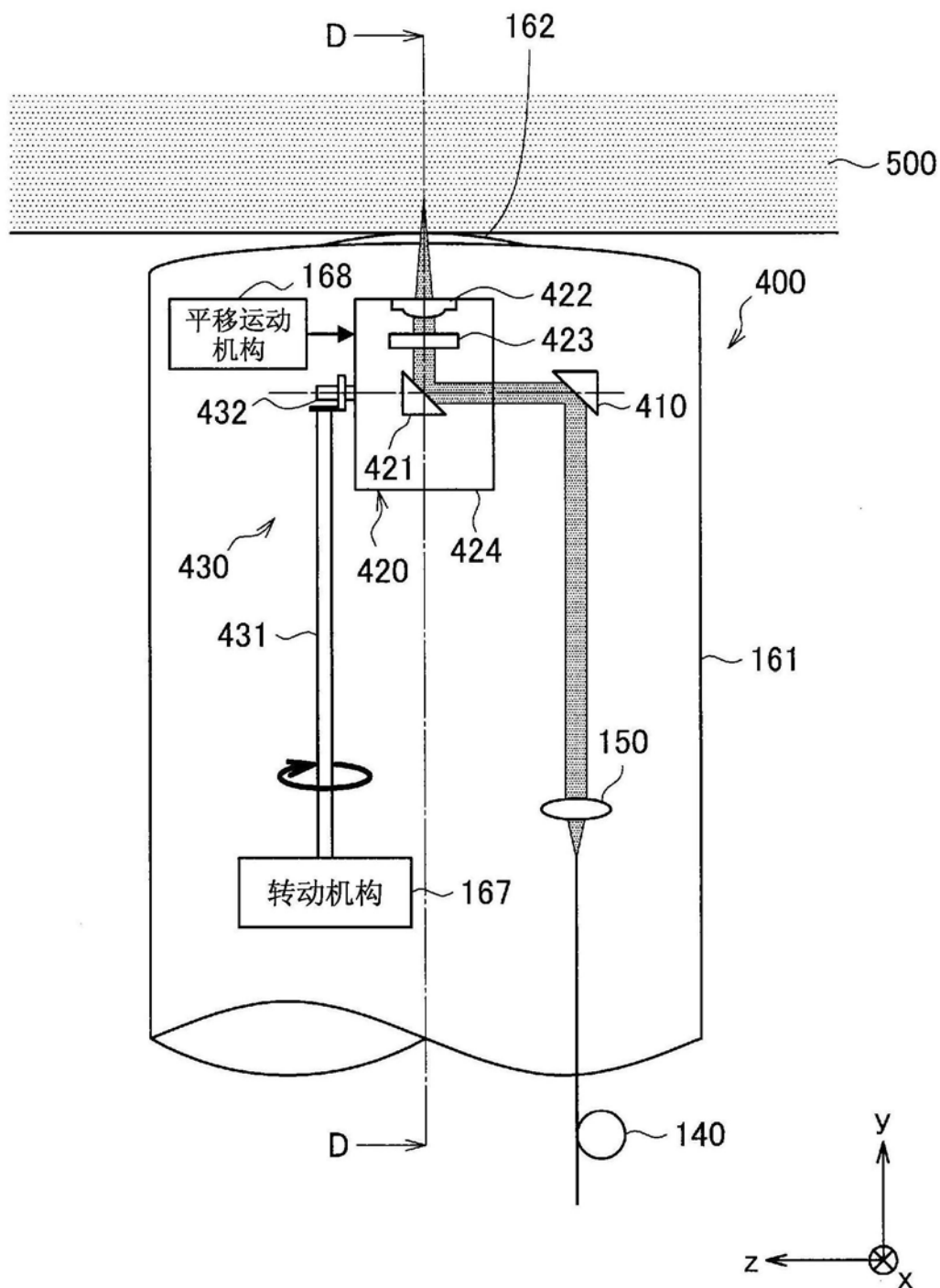


图10A

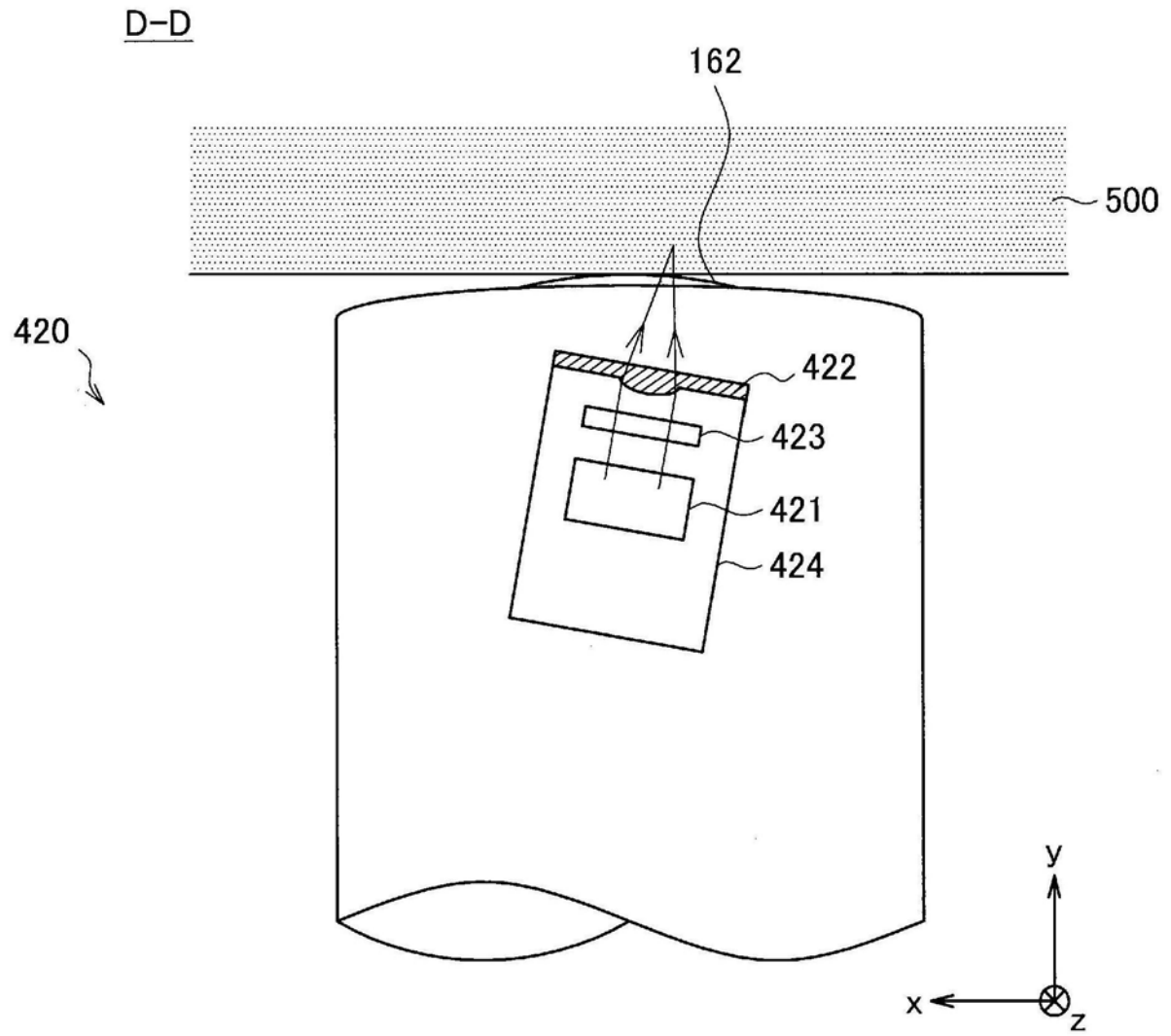


图10B

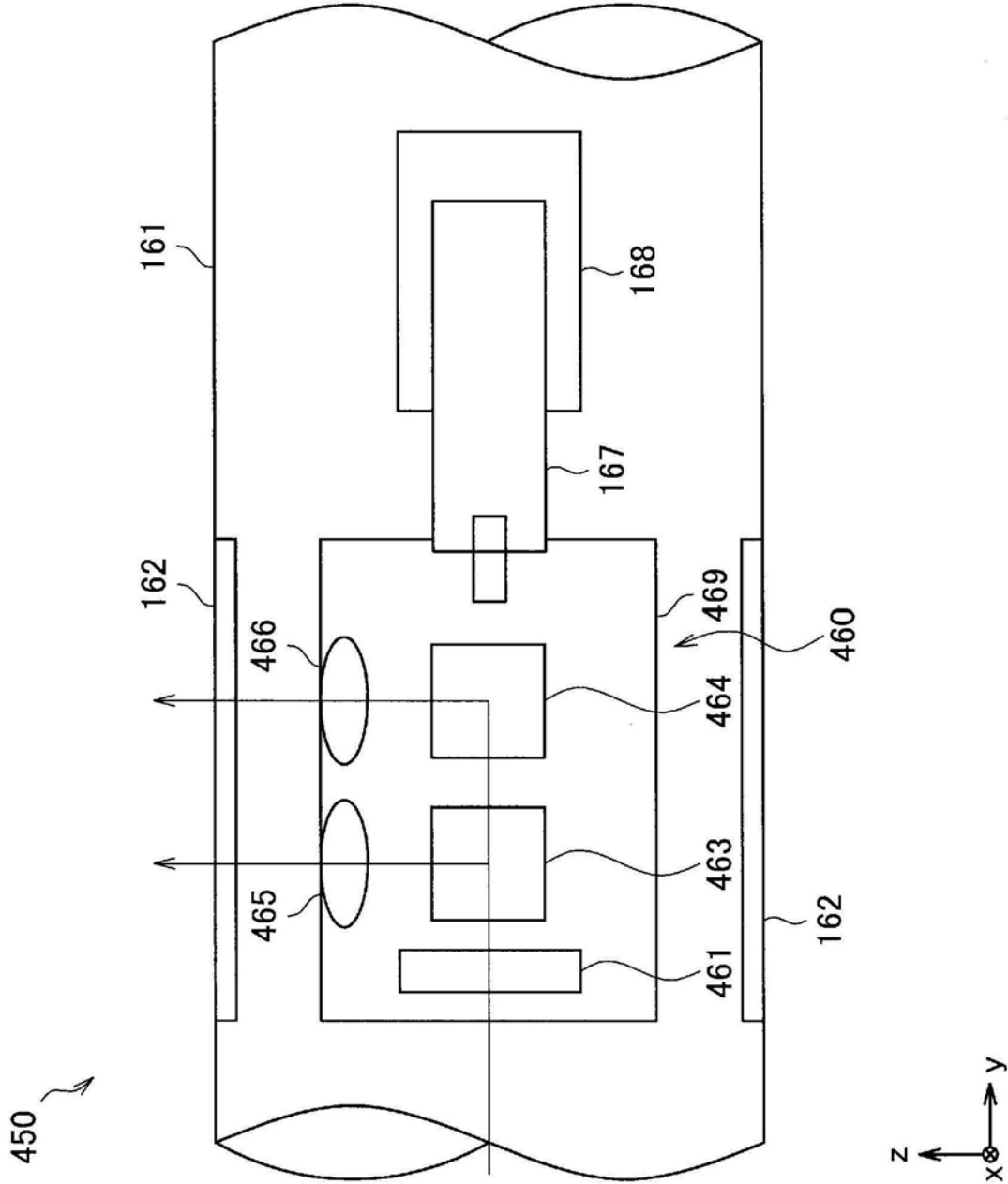


图11

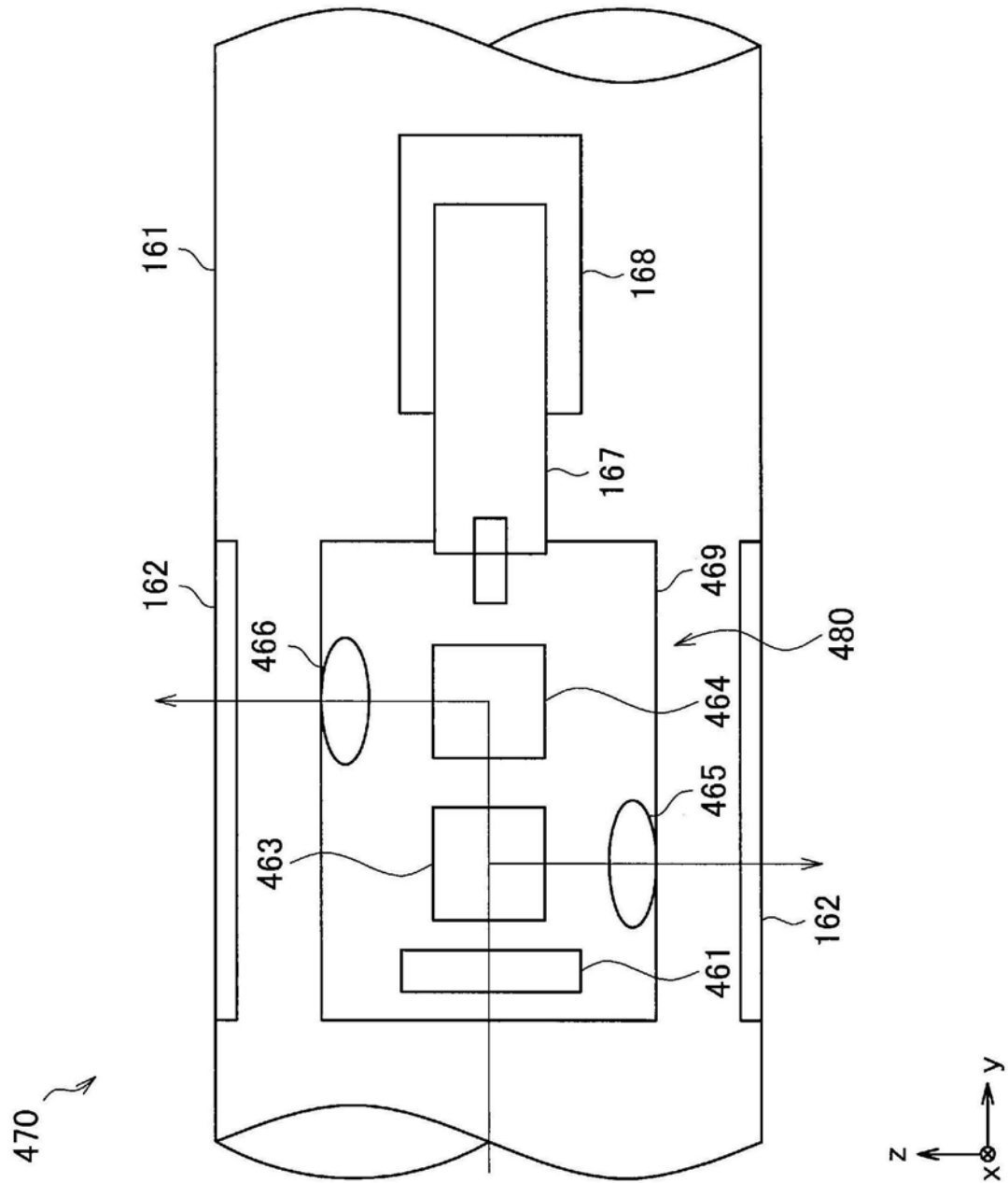


图12

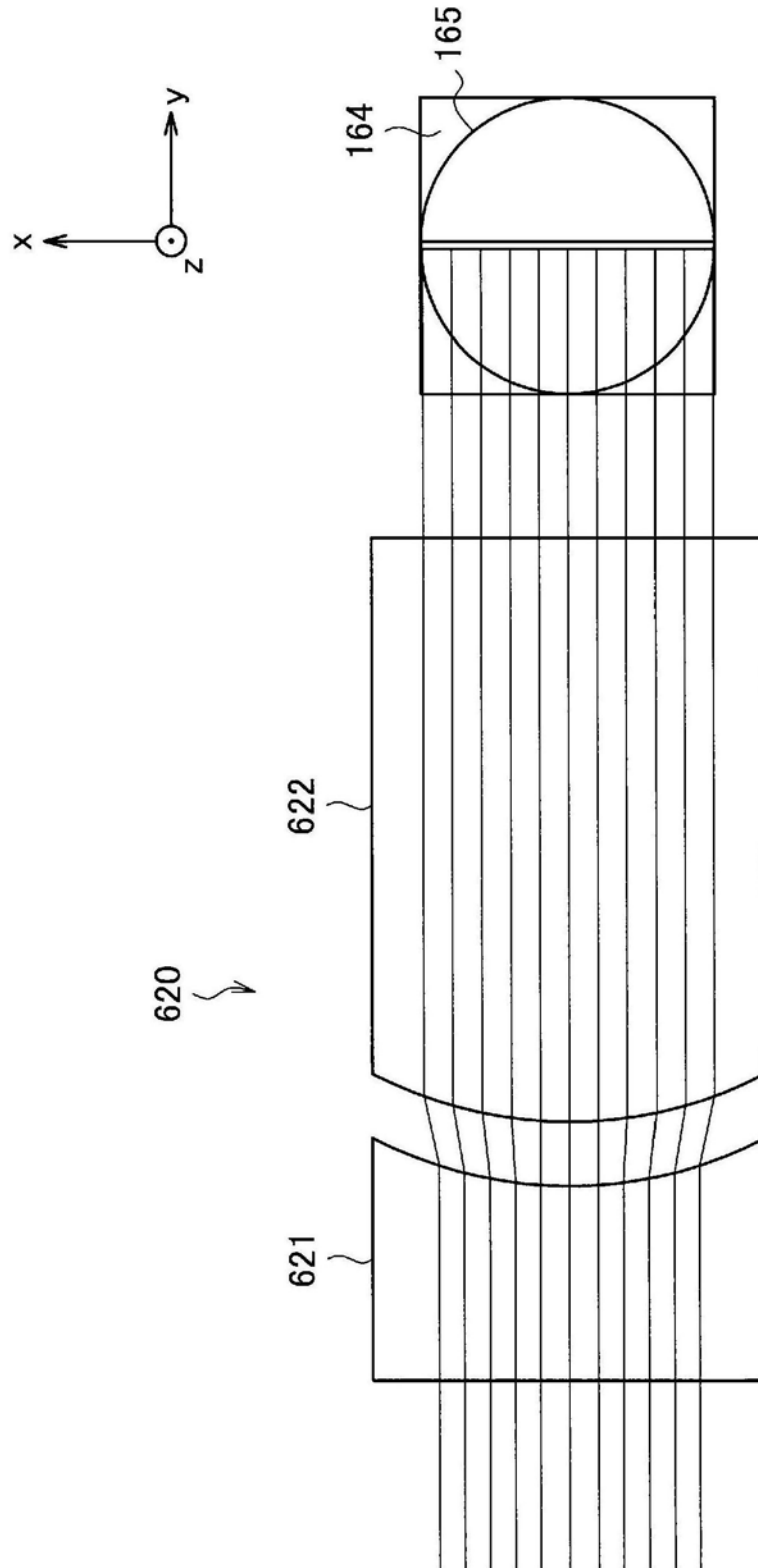


图13A

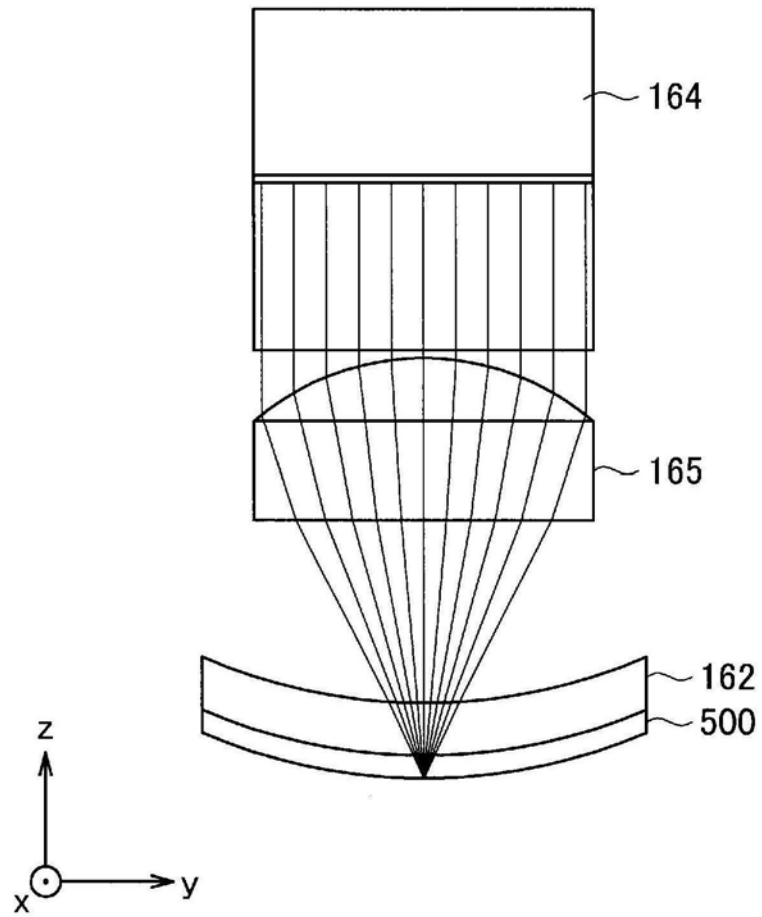


图13B

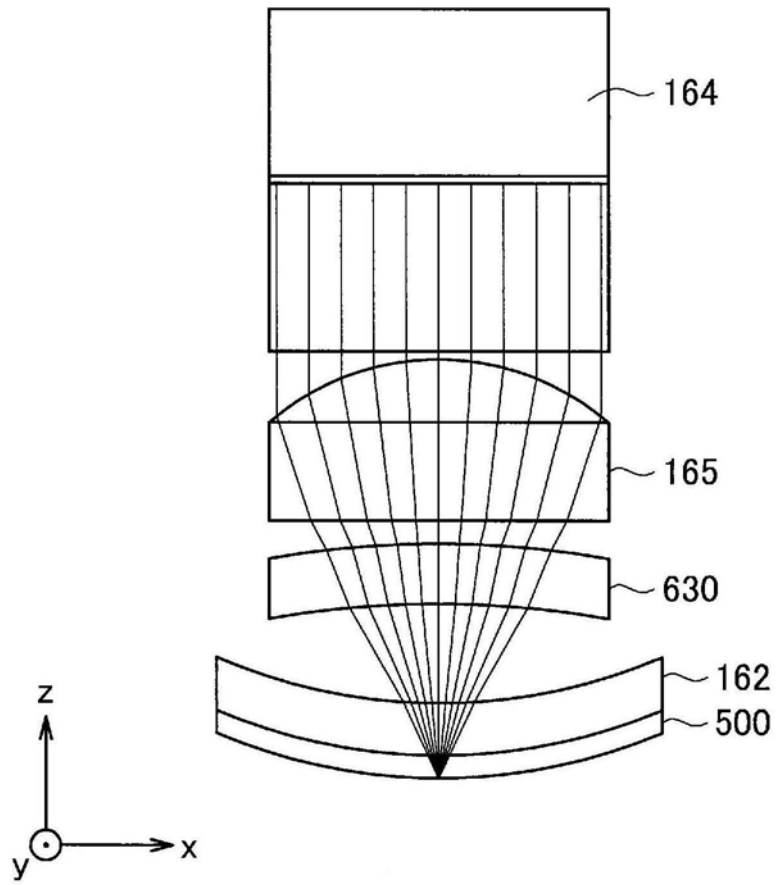


图14

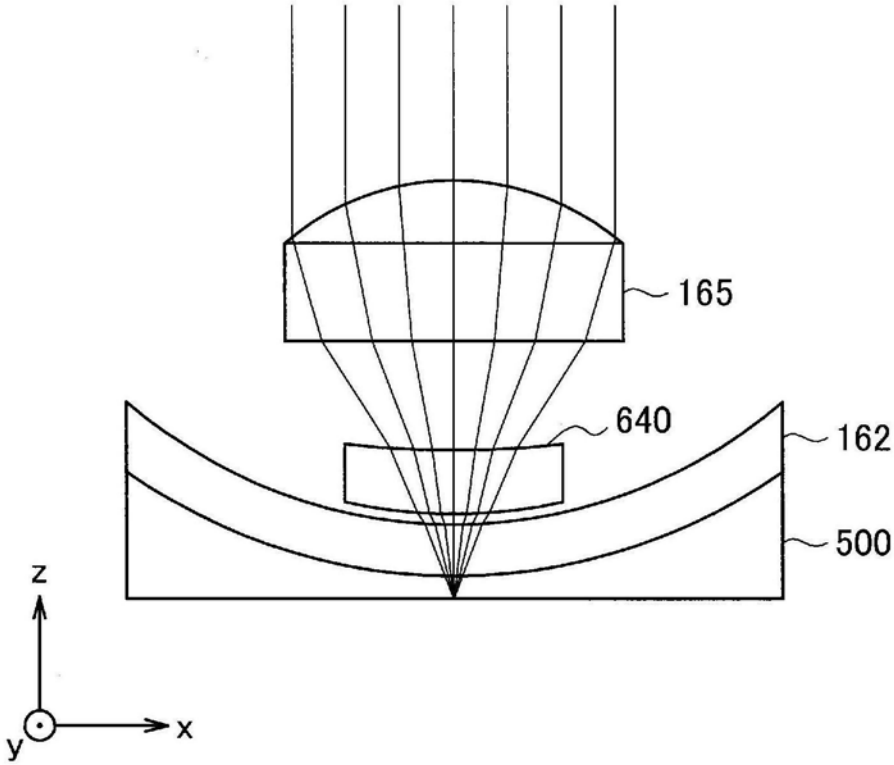


图15

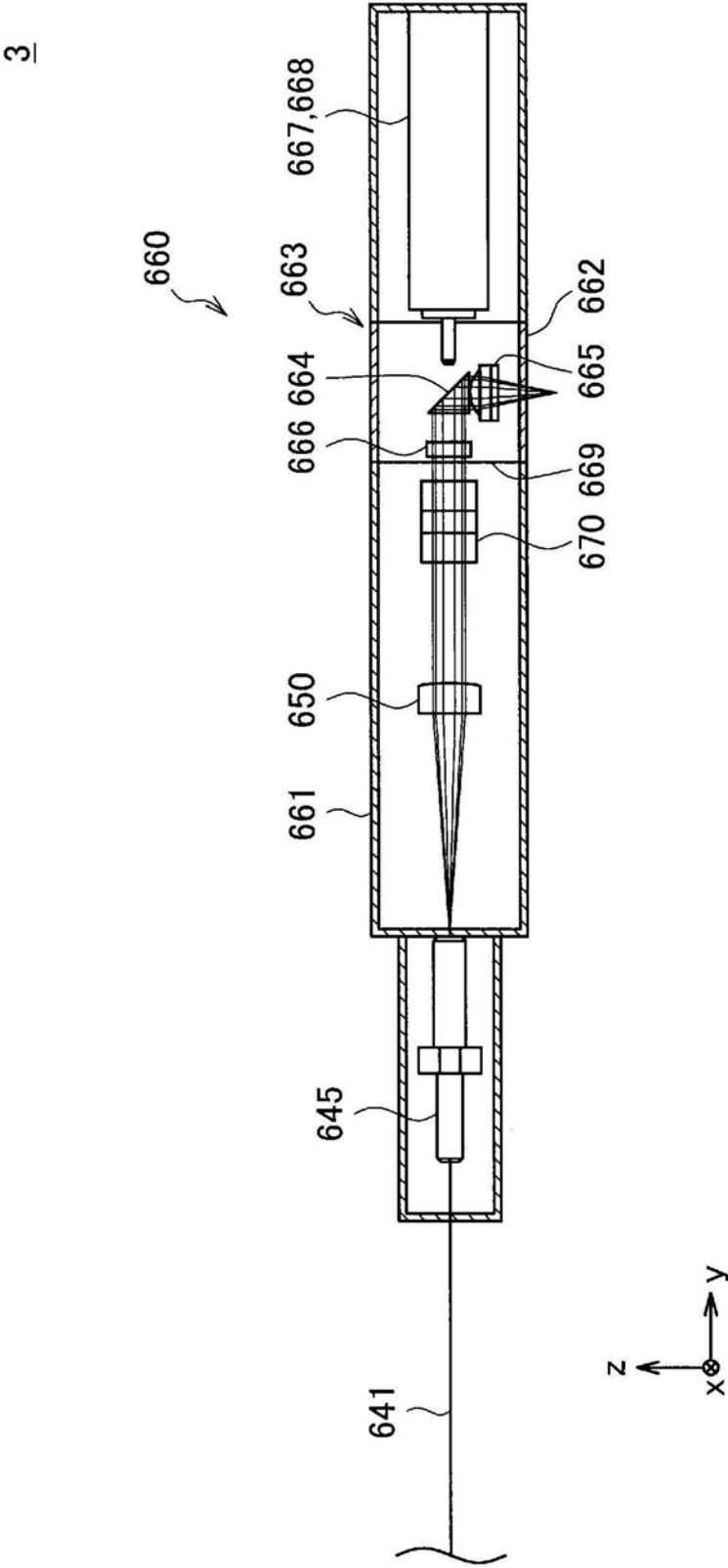


图16

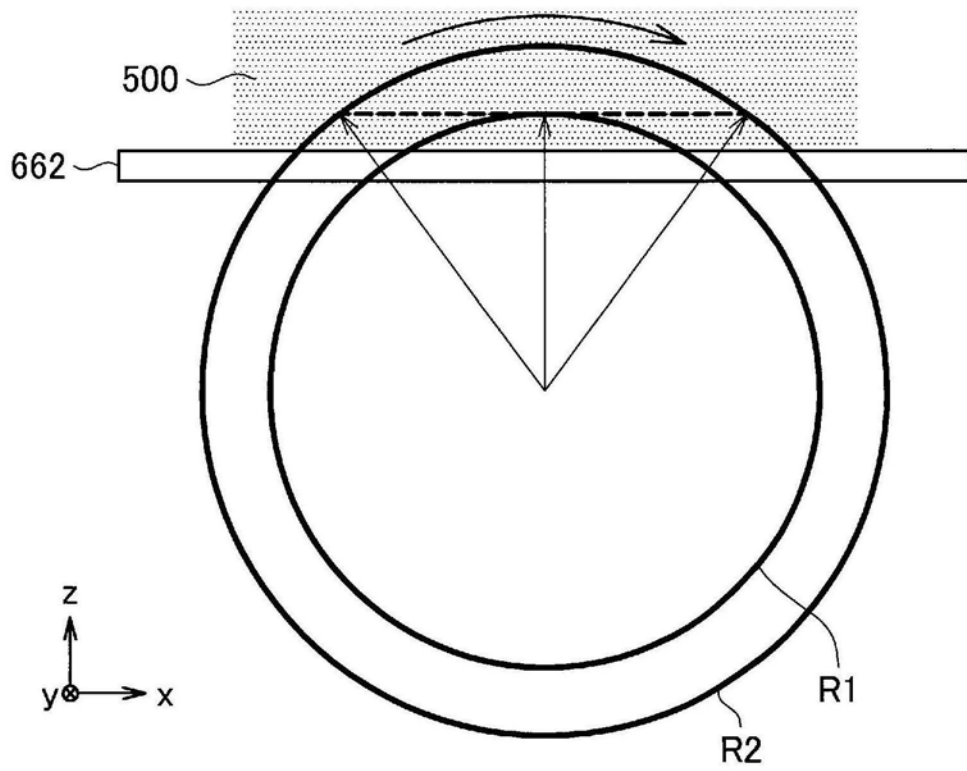


图17

4

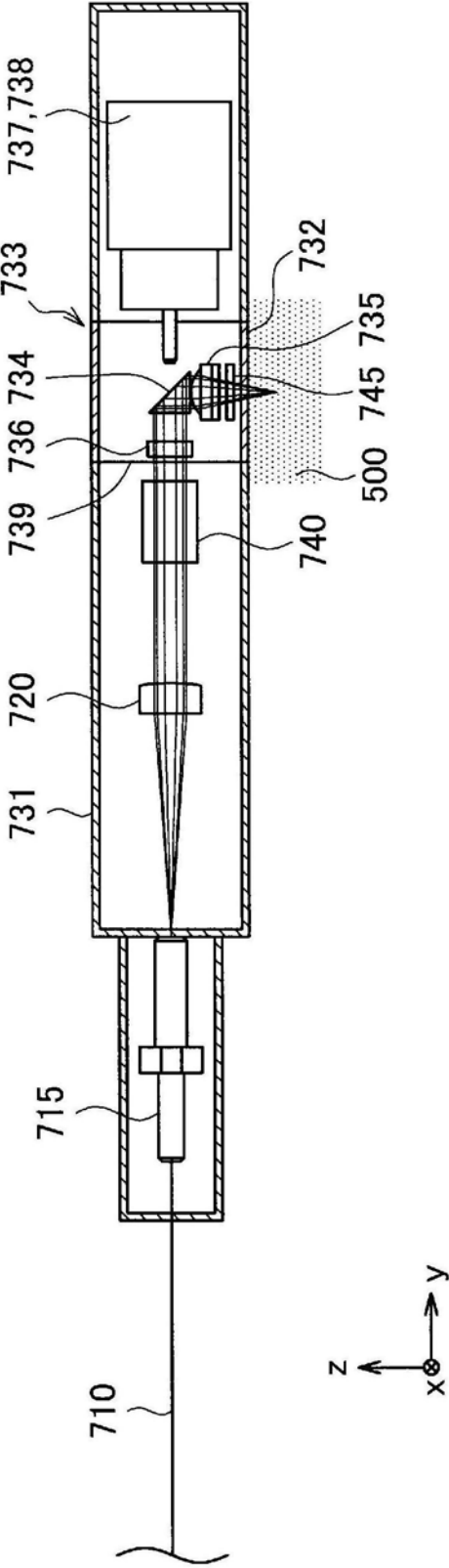


图18

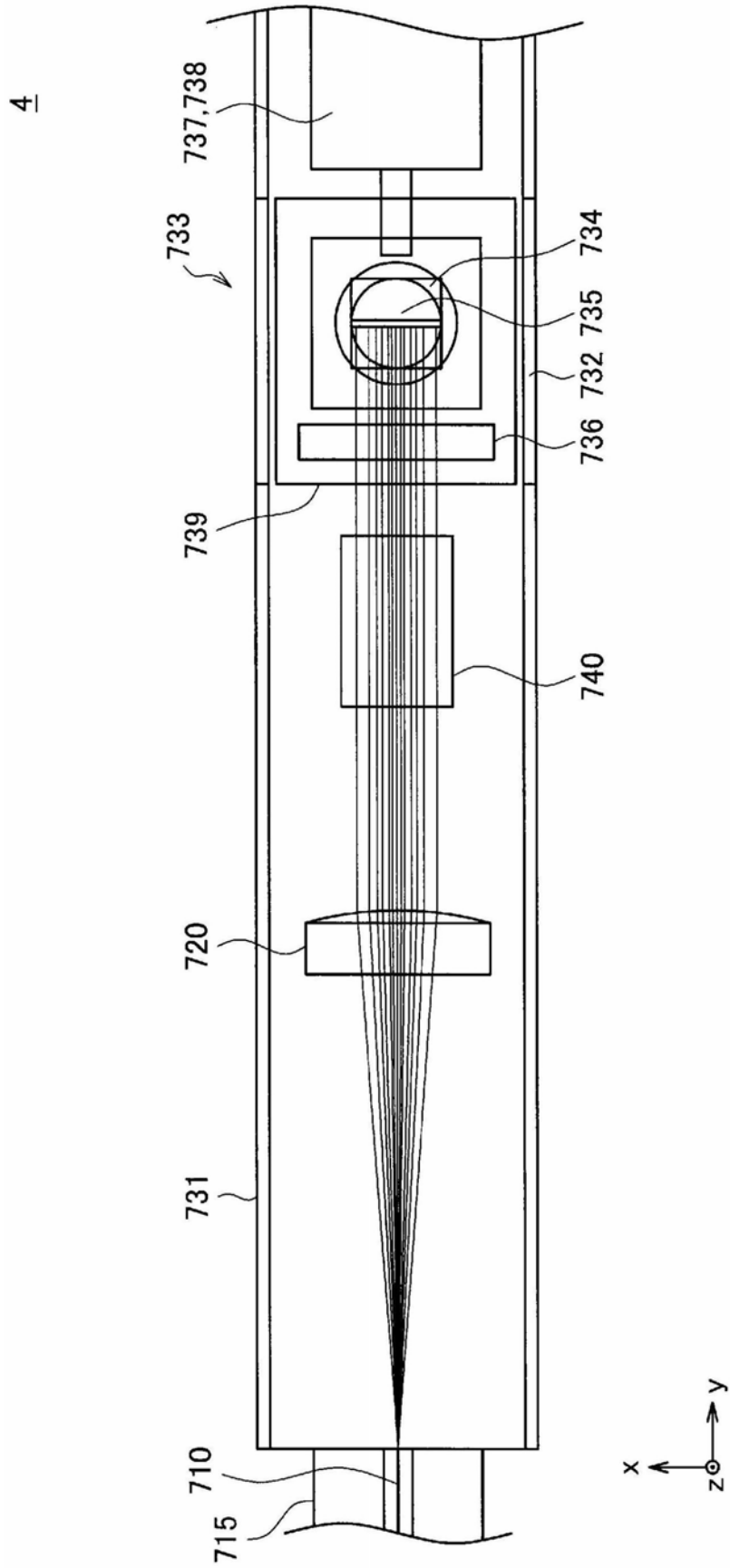


图19

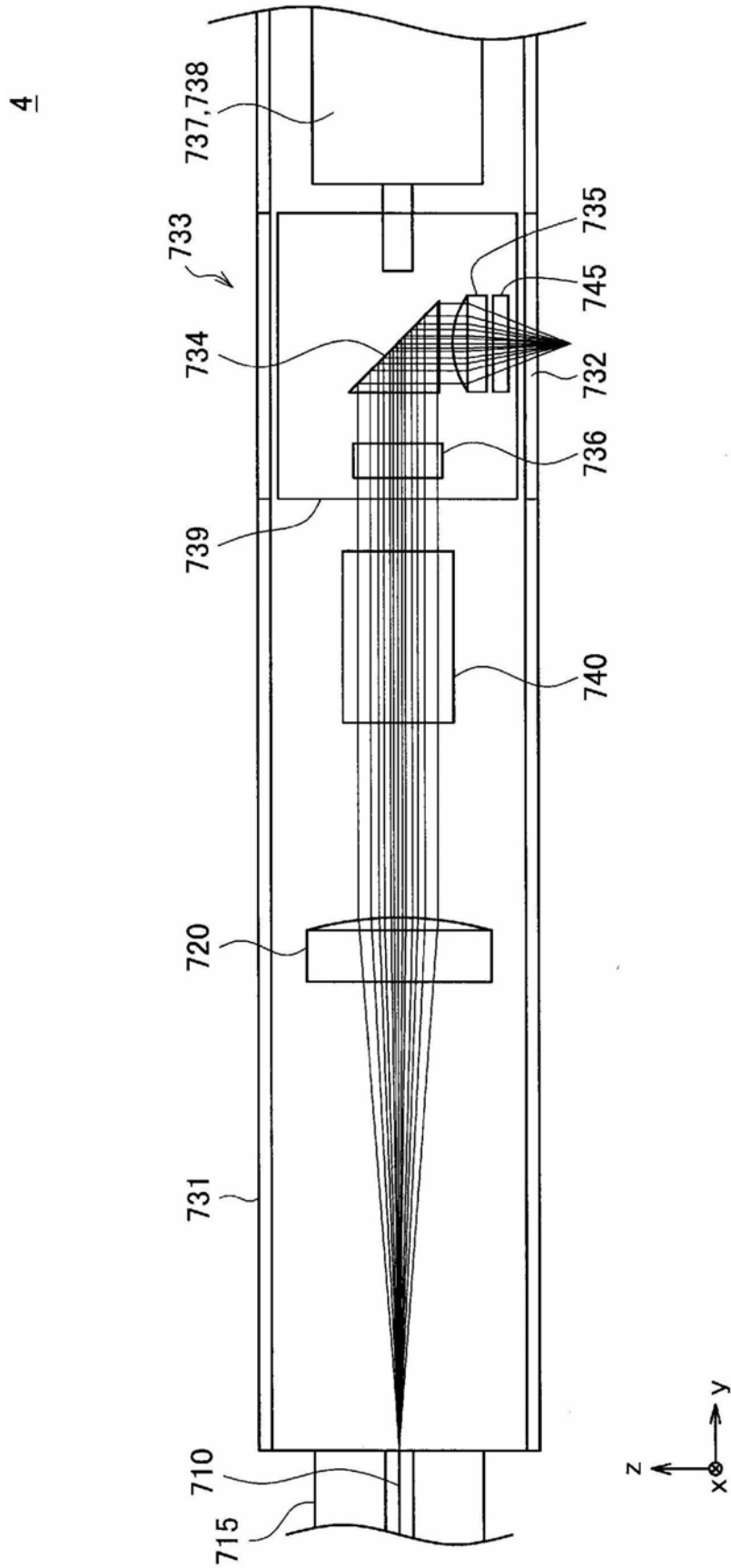


图20

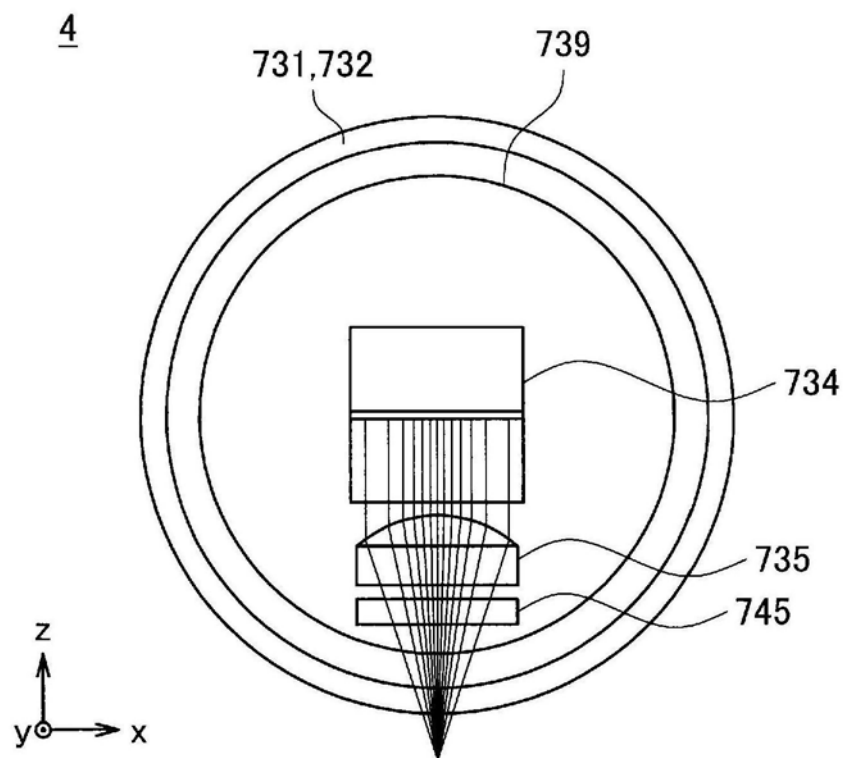


图21

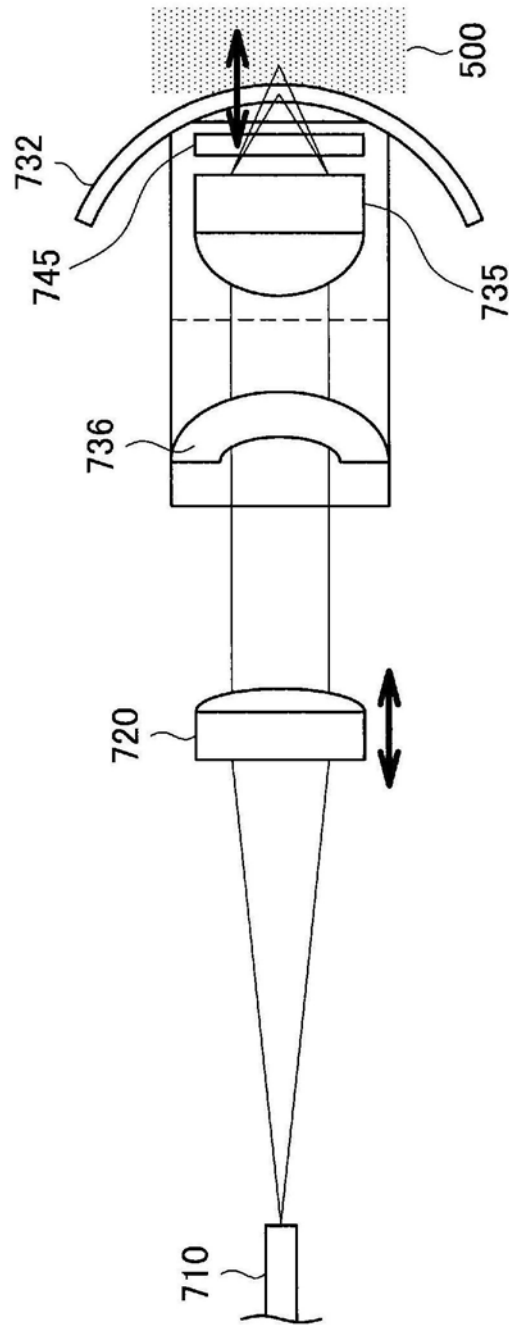


图22

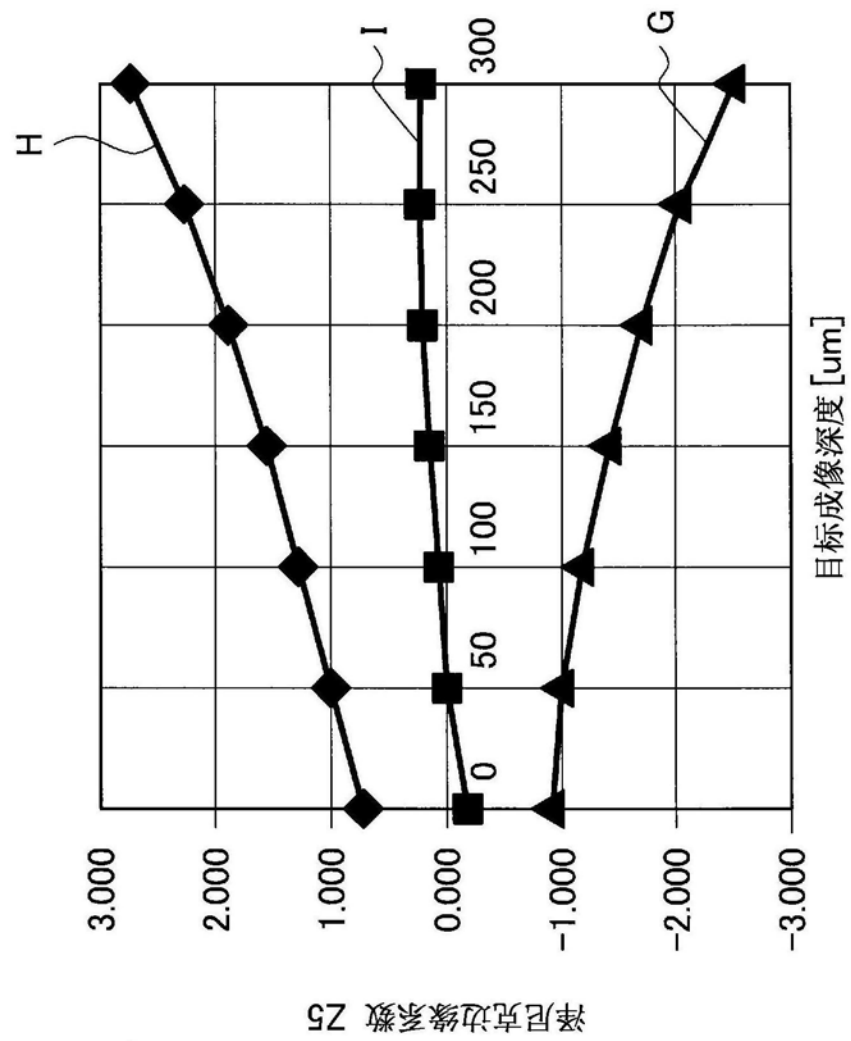


图23

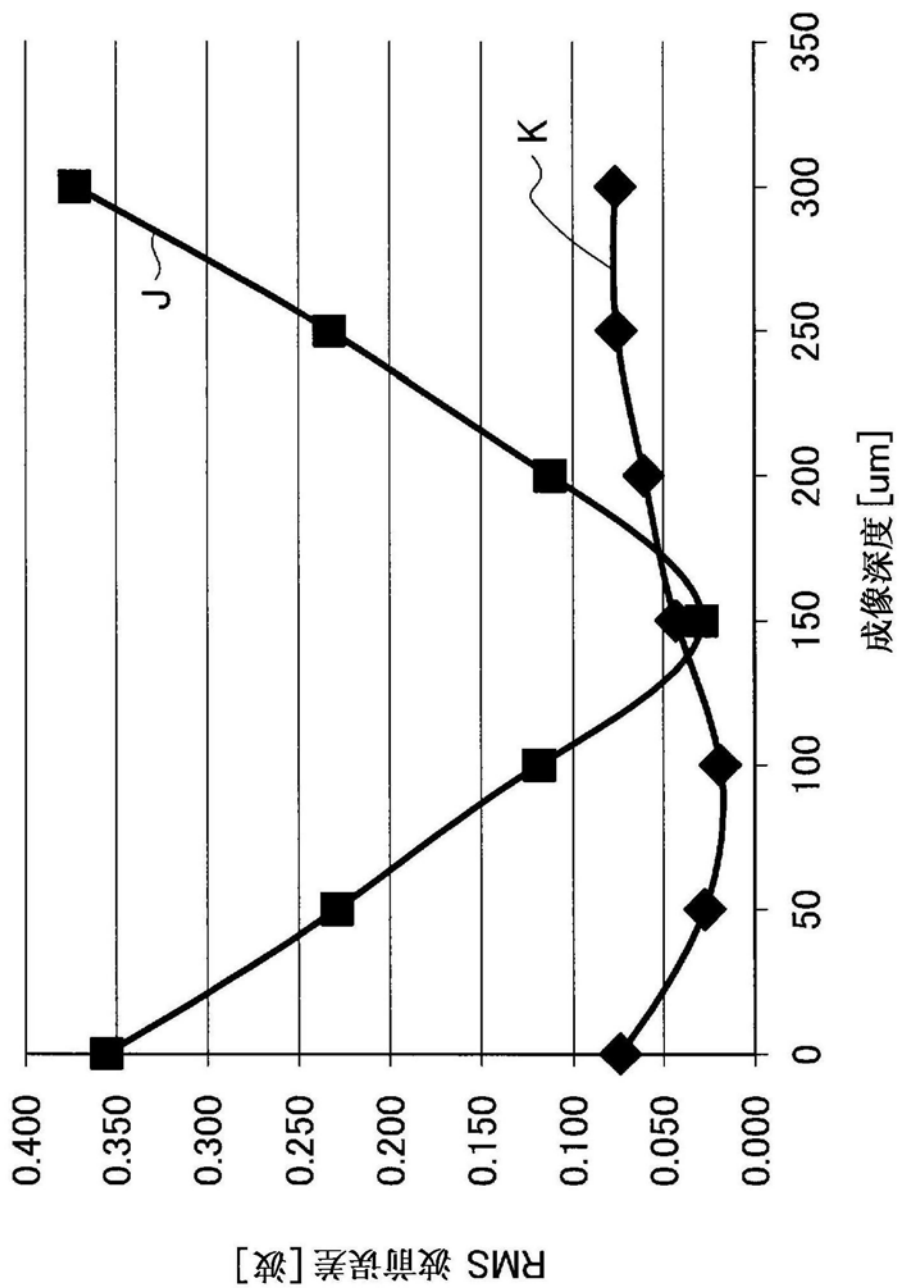


图24

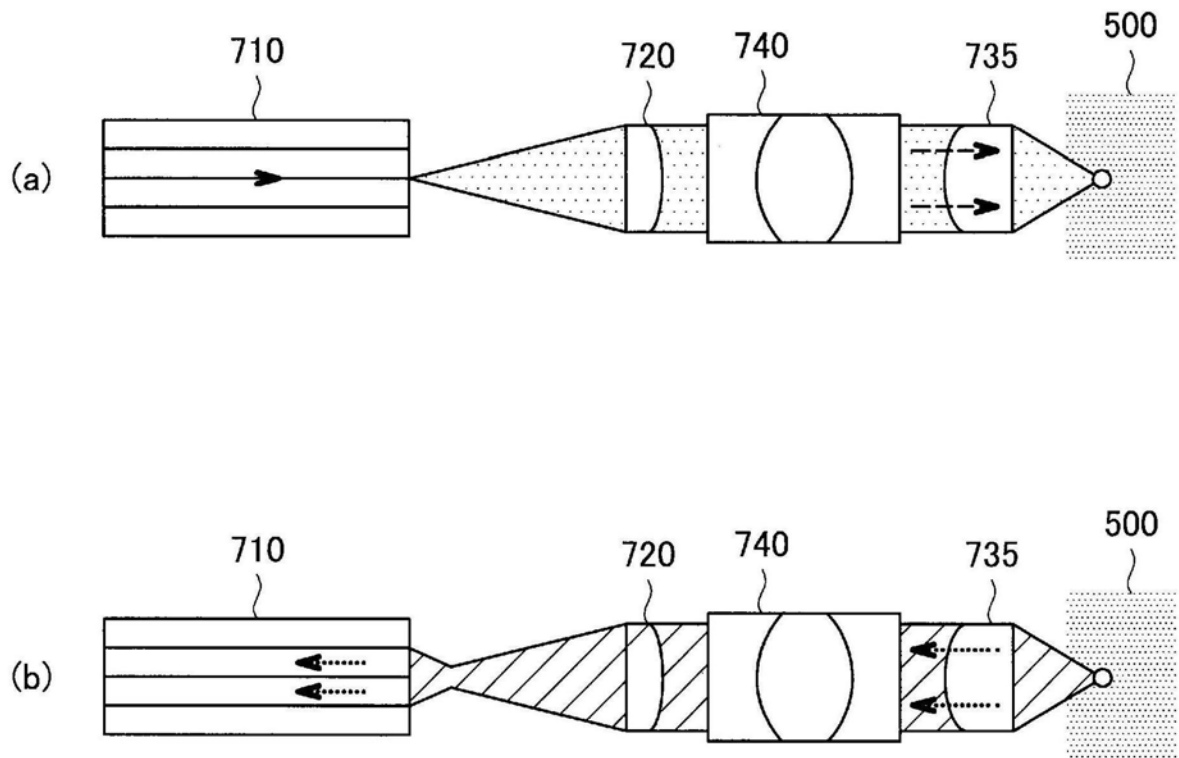


图25

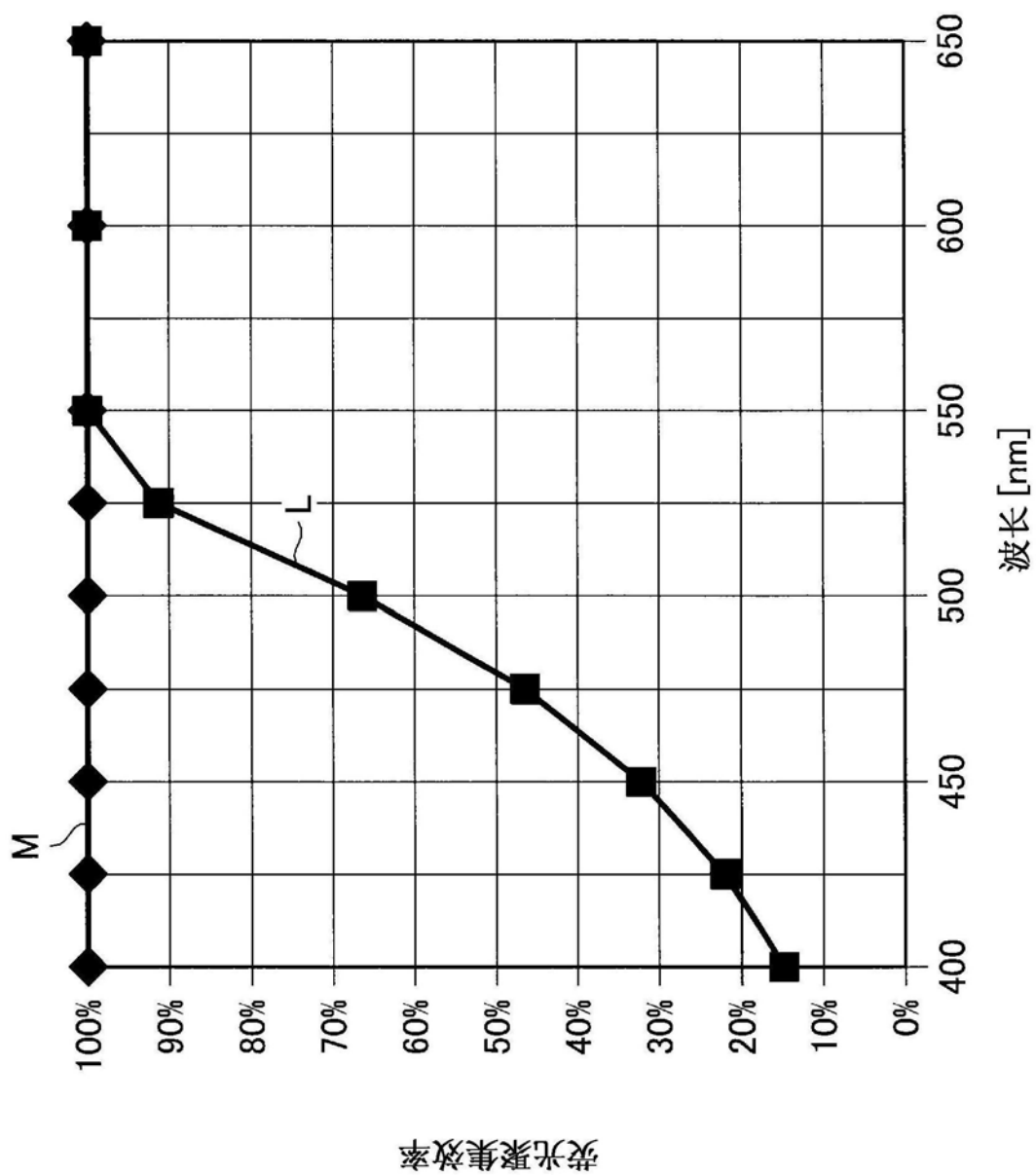


图26

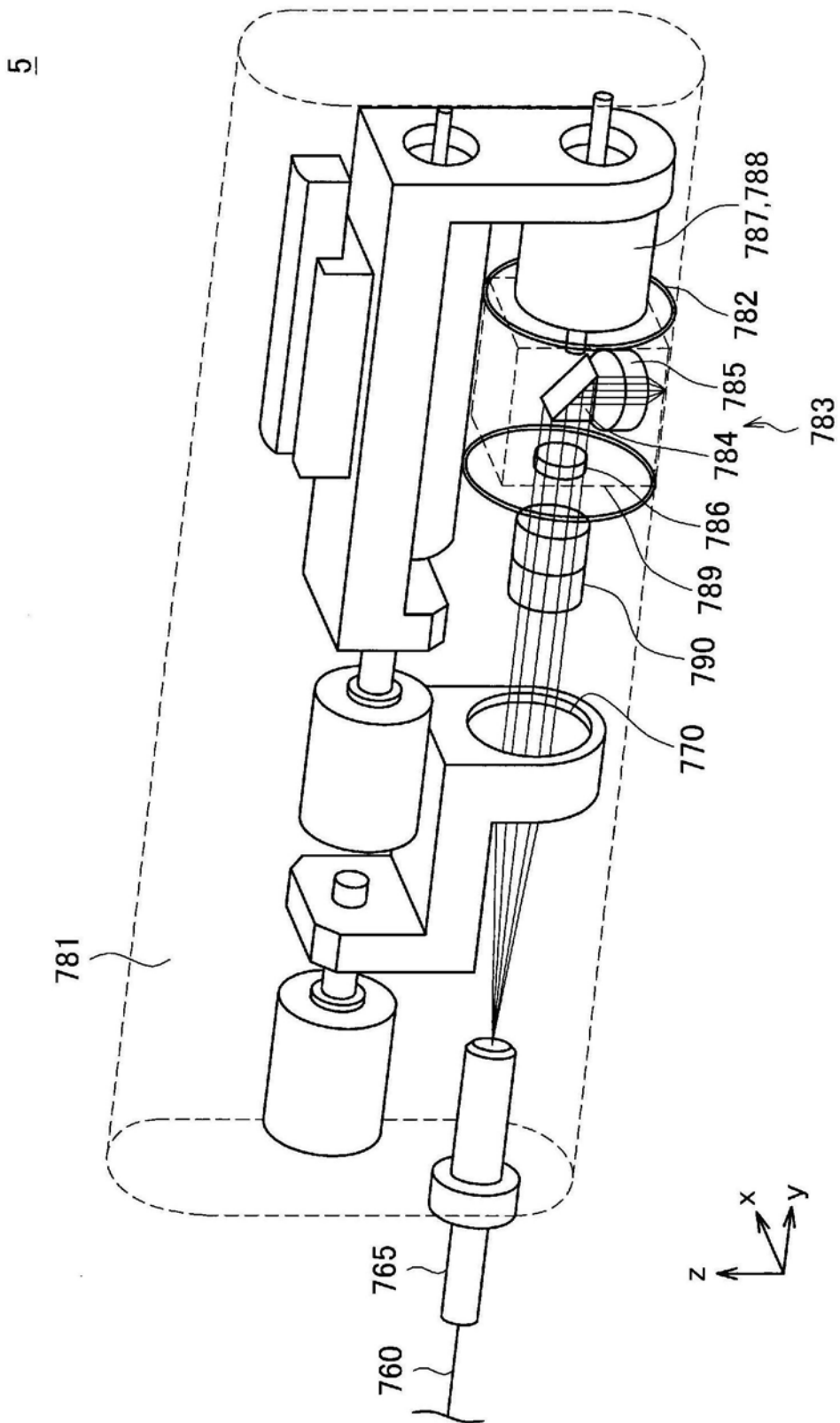


图27

6

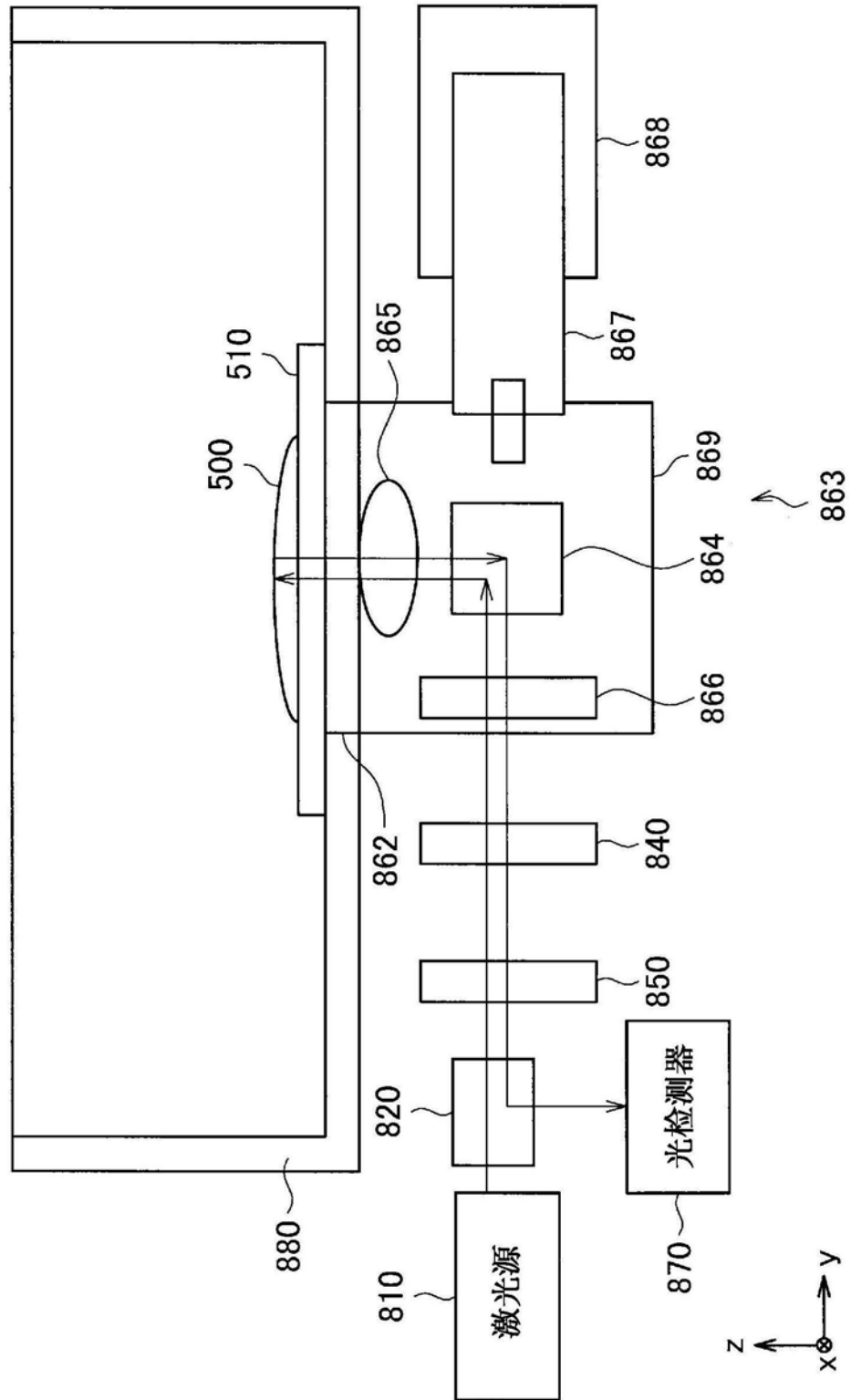


图28

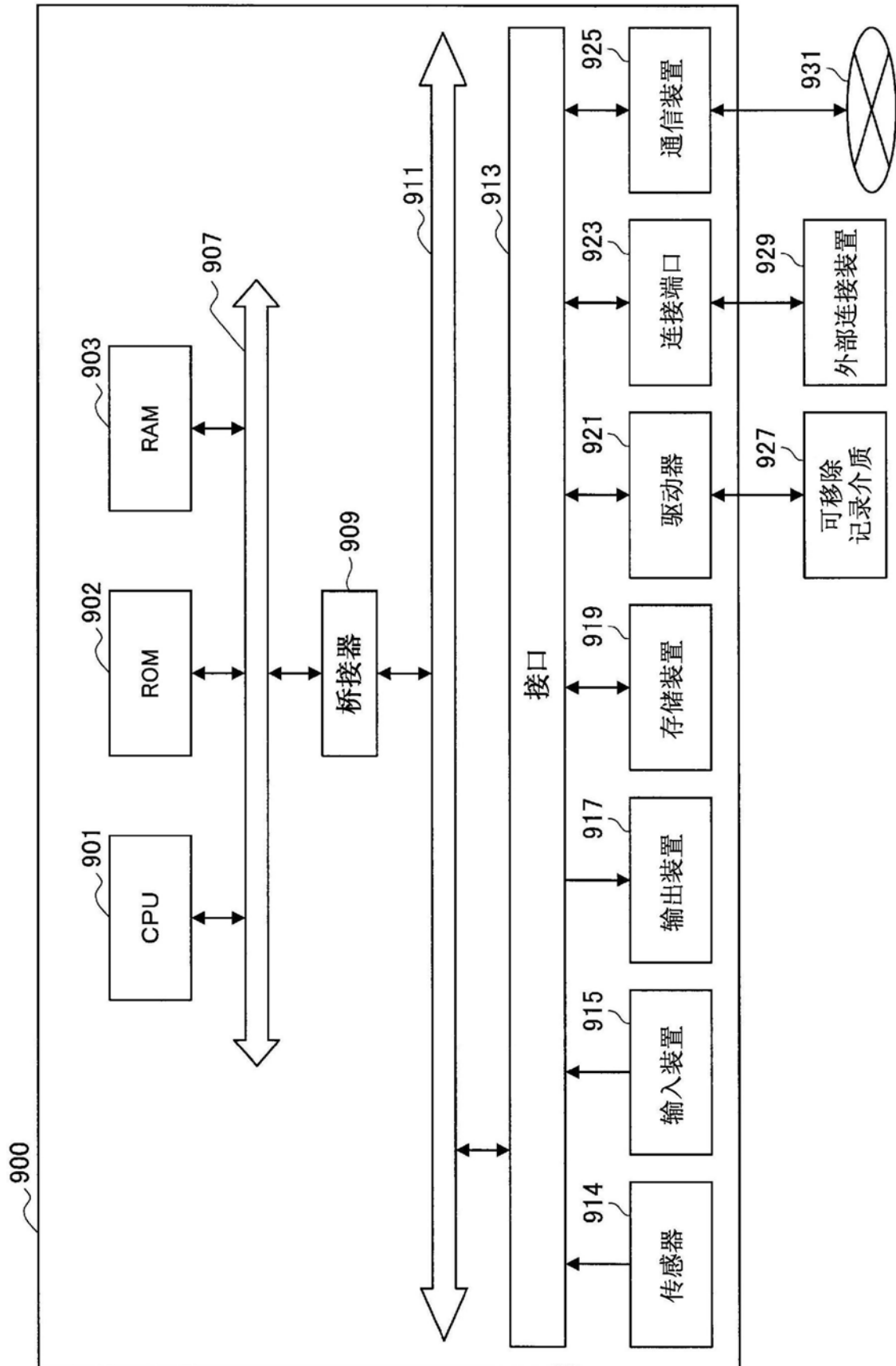


图29

专利名称(译)	激光扫描观察装置和激光扫描方法		
公开(公告)号	CN105050475B	公开(公告)日	2017-10-13
申请号	CN201480016982.1	申请日	2014-03-28
[标]申请(专利权)人(译)	索尼公司		
申请(专利权)人(译)	索尼公司		
当前申请(专利权)人(译)	索尼公司		
[标]发明人	伊藤辉将 福本敦 前田史贞 中钵秀弥 广野游		
发明人	伊藤辉将 福本敦 前田史贞 中钵秀弥 广野游		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06 G02B23/26 G02B26/08 G02B26/10		
CPC分类号	G01Q60/20 A61B1/00172 A61B1/00177 G02B21/006 G02B21/0072 G02B21/0076 G02B23/2423 G02B23/2469 G02B23/26 G02B26/10 G02B27/0031 G02B27/0068 G02B27/283		
审查员(译)	李坤		
优先权	2013072688 2013-03-29 JP		
其他公开文献	CN105050475A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供了一种激光扫描观察装置，包括：窗口单元，设置在壳体的一区域中并被配置为接触或接近观察目标；物镜，被配置为通过窗口单元将激光聚集在观察目标上；光路改变元件，被配置为朝向所述窗口单元改变在所述壳体内被引导的激光的行进方向；像散校正元件，设置在所述窗口单元的前方基台并被配置为校正当激光聚集在观察目标上时发生的像散；和转动机构，被配置为使至少所述光路改变元件绕垂直于窗口单元上的激光的入射方向的转动轴转动以利用激光扫描观察目标。象散校正元件以对应于由观察深度的变化引起的像散的变化量的校正量校正像散，观察深度是激光在观察目标上被聚集的位置的深度。

