

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

G02B 23/24 (2006.01)

A61B 1/07 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 02828186.1

[45] 授权公告日 2007年2月28日

[11] 授权公告号 CN 1302308C

[22] 申请日 2002.12.20 [21] 申请号 02828186.1

[30] 优先权

[32] 2001.12.28 [33] FR [31] 01/16979

[86] 国际申请 PCT/FR2002/004482 2002.12.20

[87] 国际公布 WO2003/056379 法 2003.7.10

[85] 进入国家阶段日期 2004.8.18

[73] 专利权人 莫纳基技术公司

地址 法国巴黎

[72] 发明人 F·伯里尔 S·鲍里奥西

M·格内特 B·维埃尔罗贝

A·洛伊塞奥 B·阿拉特

[56] 参考文献

US5961445A 1999.10.5

EP0887043A1 1998.12.30

US5191879A 1993.3.9

EP0821907A1 1998.2.4

CN1326557A 2001.12.12

审查员 韩黎敏

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 邹光新 陈景峻

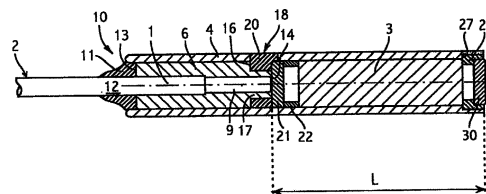
权利要求书 3 页 说明书 10 页 附图 3 页

[54] 发明名称

特别用于内窥镜的微型聚焦光头

[57] 摘要

本发明涉及一种微型光头，用于装配柔性光纤束(2)的远端，所述光头被设计成与分析表面相互接触，并且包括用于将来自所述光纤束的激励信号聚焦到所谓的激励焦点的光学装置(3)，该焦点位于分析表面之下的特定深度处，并且用于采样被激励焦点反向散射的信号，该信号被所述光纤束传输回去。本发明的特征在于包括光学元件保持管(4)，其中在其一侧上插入光纤束(2)的远端部分(1)，以及其他光学装置，后者包括与光纤束的末端(14)相接触放置的盘(21)，其折射率接近于纤芯的折射率，以及聚焦光学块(3)，此外提供了输出窗口(30)，适用于提供折射率调整从而消除分析表面上出现的杂光反射。



1. 一种用于装配柔性光纤束(2)远端的微型光头, 所述微型光头包含用于将来自所述光纤束的激励信号聚焦到所谓的激励焦点的光学装置(3, 21), 该激励焦点位于分析表面之下的给定深度处, 该光学装置(3)还用于采样被激励焦点反向散射、并被所述光纤束传输回去的信号, 其特征在于, 光学元件保持管(4), 其剖面为圆形, 其中在其一侧上插入光纤束(2)的远端部分(1), 而在另一端插入光学装置, 后者包括与光纤束的末端(14)相接触放置的盘(21), 其折射率接近于纤芯的折射率, 以及聚焦光学块(3), 输出窗口(30)也与分析表面相接触, 适用于提供折射率调整从而消除分析表面上出现的杂光发射。

2. 根据权利要求1的光头, 其特征在于, 该光学块包括一组透镜, 每个透镜位于焦外平面中, 使得可以避免透镜反射的信号引起的、对于来自样本的信号干扰。

3. 根据权利要求1的光头, 其特征在于, 该光学块包括一组透镜, 每个透镜具有最适合于工作波长的抗反射处理, 所述处理使得可以避免透镜反射的信号引起的、对于来自样本的信号干扰。

4. 根据权利要求1的光头, 其特征在于, 该光学块包括一组透镜, 对每个透镜的曲率进行调整, 从而避免透镜反射的信号引起的、对于来自样本的信号干扰。

5. 根据权利要求1的光头, 其特征在于, 在光学元件保持管(4)的末端部插入输出窗口(30), 将管状间隔器(26)设置在光学块(3)和所述输出窗口(30)之间。

6. 根据权利要求5的光头, 其特征在于, 将窗口(30)的边缘放置成紧靠一个套环(28), 所述套环(28)位于间隔器(26)内的凹进处。

7. 根据权利要求5的光头, 其特征在于, 将管状间隔器(26)放置成紧靠另一套环(27), 所述另一套环(27)位于光学元件保持管内的凹进处。

8. 根据权利要求1的光头, 其特征在于, 窗口(30)带有活动盖(50), 其耦合到光头的末端上, 提供轴向移动所述盖子以便改变给定深度的视觉焦平面的装置。

9. 根据权利要求 8 的光头，其特征在于，活动盖（50）包括具有前表面（53）的端部（51），在其中设置了用于窗口（30）的开口，将所述端部（51）耦合到活动盖（50）的中间部分（58），在耦合水平面处设置可压缩密封（60）。

10. 根据权利要求 9 的光头，其特征在于，将窗口（30）紧靠凸缘（55）进行胶接，所述凸缘（55）为了胶接而设置在端部（51）的开口中。

11. 根据权利要求 8 的光头，其特征在于，在活动盖（50）和光头之间设置与气源相连的间隔物，调节气源可以移动所述盖子，从而移动输出窗口（30）的位置。

12. 根据权利要求 1 的光头，其特征在于，在光学块中提供适于轴向移动的活动光学装置。

13. 根据权利要求 12 的光头，其特征在于，利用压电马达执行移动。

14. 根据权利要求 1 的光头，其特征在于，可以对光学块中的另一光学装置的曲率半径进行修改，从而改变焦距，并且因此改变观察平面的深度。

15. 根据权利要求 14 的光头，其特征在于，光学装置是液体光学装置。

16. 根据权利要求 1 的光头，其特征在于，围绕光纤束（2）的端部（1）设置了管状连接部件（6），光纤束的末端（14）与所述连接部件的末端平齐。

17. 根据权利要求 16 的光头，其特征在于，光纤束（2）包括外套（12），在其被连接部件（6）包围的部分具有裸露端（9）。

18. 根据权利要求 16 的光头，其特征在于，连接部件（6）基本上凹进光学元件保持管（4），以至于可以将胶接点（11）设置为与连接部件（6）的后端（13）、光学元件保持管（4）的后端和光纤束（2）的外套（12）相接触。

19. 根据权利要求 16 的光头，其特征在于，在折射率调整盘（21）的一侧上的连接部件（6）包括具有狭窄直径的末端（17），面对该末端，在光学元件保持管（4）中设置了开口（18），所述盘（21）具有对应于光学元件保持管（4）的内径的外径，以至于可以将第二

胶接点(20)设置为与连接部件(6)的所述末端(17)、所述盘(21)的边缘和光学元件保持管(4)相接触。

20. 根据权利要求1的光头,其特征在于,在折射率调整盘(21)和聚焦光学块(3)之间设置另一管状间隔器(22)。

21. 根据权利要求1的光头在共焦成像内窥镜中的应用。

22. 根据权利要求21的光头在共焦成像内窥镜中的应用,该内窥镜利用在光纤束的近端处逐个进行扫描的一束光纤。

特别用于内窥镜的微型聚焦光头

本发明涉及一种微型光头，其用于装配柔性光纤束的远端，使所述光头与分析表面相互接触地安置并且适用于将所述光纤束传输的激励信号聚焦为激励焦点，该焦点可以位于相对于光头接触表面的不同深度处。该光头也适用于将来自于表面激励焦点的反向散射信号按照其被光纤束传送的顺序特别地收集到检测装置以及对该信号进行分析和数字处理的装置中。

本申请所涉及的领域是子表面分析设备，其具有共焦的特性，所传输的信号特别是在那些成像和/或光谱学领域中的信号，这取决于所使用的光源或激励源以及检测装置。共焦的特性是由于利用相同的光纤来传输激励信号和反向散射信号而产生的。该设备可用于对人或动物的现场生物分析，外部的分析诸如皮肤医学领域，或者利用内窥镜的测量管道进行内部的分析并可出入的分析，在该测量管道中可以插入光纤束和光头。该设备还可用于在样本上所进行的细胞分析。此外，该光头也可用于分析所制造的设备的内部情况。

目前，肠胃病学、呼吸病学、妇科医学、泌尿学、耳鼻喉学、皮肤病学、眼科学、心脏病学和神经病学都是受到关注的医学领域。

根据本发明的光头的放大率可以是单一的，也可以不是单一的，将分析和信号处理装置设置在光纤束近端一侧上，该装置可以使用户图像或图形复原，可以由用户对图像或图形进行解释。

对于光头而言，所追求的目标特别在于以下几点：

- 特别为了具有最小的空间需求，从而能够插入内窥镜的测量管道，其大体上具有2到4mm的直径以及给定的曲率半径；
- 为了提供良好质量的反向散射信号，使信号中的象差最小化；
- 为了使光纤束远输出端的杂光反射最小化；
- 为了提供4 μm数量级的激励焦点的空间分辨率，或者在非单一放大率的情况下该分辨率更小，从而允许对细胞大小的组织进行分析和/或观察；
- 为了能够与分析表面相互接触从而避免因为不适时移动所引起的问题；

- 为了使一点聚焦在位于距离分析表面给定深度处的剖面 XY 内。

光头的微型化也是有利的，其提高了定位的精度，也使自动化应用中的机械惯性最小化，例如在机械手或遥控装置的伸展过程中。

从 W000/16151 中获知了一种观察设备，其包括在光纤柔性通道远端的光学聚焦头，在通道输出端连续地包括三个透镜： $a \times 10$ 显微物镜、150mm 焦距双合透镜以及 50mm 焦距双合透镜。

已知的光头还包括四透镜系统，第一透镜和第四透镜是两个 $\times 10$ 显微物镜，第二透镜和第三透镜是两个 150mm 焦距双合透镜，其构成了放大率为 1 的无焦系统。

这些光学系统具有以下的主要缺点：

- 这种基于复杂显微物镜的结构（最多可以包含 12 个透镜）无法微型化，因而不能插入 2 到 4mm 直径的内窥镜测量管道中；

- 横向分辨率为 $8 \mu\text{m}$ 数量级，不足以用于分析细胞大小的组织；

- 在共焦成像的情况下，由于逐个地对光纤进行照明和扫描，因此观察到的形成图像发生畸变（线的“鼓胀”）。

本发明的目的就是要克服这些缺点并且实现上述的目标。

这个目的是通过微型光头实现的，该光头用于装配柔性光纤束的远端，使所述光头与分析表面相互接触，并且包括用于将来自所述光纤束的激励信号聚焦到所谓的激励焦点的光学装置，该焦点位于分析表面之下的给定深度处，并且用于收集被激励焦点反向散射的信号，该信号被所述光纤束传输回去，其特征在于光学元件保持管，其剖面为圆形，其中在其一端插入光纤束的远端部分，而在另一端插入光学装置，后者包括与光纤束的末端相接触放置的盘，其折射率接近于纤芯的折射率，以及聚焦光学块，此外输出窗口要与分析表面相接触，适于提供折射率调整从而消除分析表面上出现的杂光反射。

该光学块包括一组透镜，这组透镜可能是标准的，每个透镜的定位和曲率不允许对由透镜反射的信号进行耦合，特别是相对于光纤输出信号的大于 10^{-5} 的耦合。这可以避免反射信号对来自观察的样本的信号进行干扰。为了这个目的，组成光学块的各个透镜经过最适于工作波长的抗反射处理，此外将其安置在焦外平面并且其曲率可以阻碍激励光纤之外的反射信号。不同透镜的组合可以根据需要逐点地照明分析位置，同时确保获得高分辨率共焦图像所需的良好光学质量。

根据第一实施例，窗口也插到光学元件保持管的末端处。

根据第二实施例，允许在不同深度进行分析，特别是50到400 μm 之间，该窗口带有安装到光头末端上的活动盖，利用适当的方式可将其移位，该方式诸如液压、气压、压电、马达驱动、电光等。第二实施例所需的空间仍与微型化目标相一致。

可以预见到其他用于移动分析平面深度的方法，特别是设置在光学块中的活动光学装置的轴向移动，该活动光学装置可以由衍射光学元件或折射光学元件（标准的或具有渐变折射率）组成。压电马达可以移动这个活动光学装置。也可以使用液压致动器。另一轴向扫描模式也可以包括利用该光学块专用的光学装置，该光学装置适于通过改变其曲率半径（或光功率）来改变焦距。这种光学装置可以是例如液体光学装置。

对非常分散和/或具有细胞大小的细节的生物组织（例如健康细胞的细胞核）进行观察和分析需要非常高的空间分辨率，光头将优选具有非单一的放大率。特别的，从图像传导的远端到分析平面，放大率为0.5。这就有可能提高横向和轴向分辨率并获得更大的数值孔径。

因此，根据本发明，为了获得微型化，传统上，将由于出色的光学质量而在聚焦头中选用的显微物镜替换为优化的机械和光学装置的组合，从而获得了最佳的光纤输出信号耦合，即利用点分布函数（PSF）的优化转换，受到衍射限制的波前质量（优选地在场的中心处为 $\lambda/30$ 数量级，在场的边缘处为 $\lambda/20$ 数量级），从而因此获得了最小的像差，这是因为将更多的标准透镜用于聚焦光学块。

为了观察仅轻度分散且其细节大于5 μm 的组织，特别是对于仅为轻度分散的生物组织或生产产品，例如集成电路来说，单一放大率的光头的优点是更易于生产和集成，这是因为其具有对称性，并且因此成本低于非单一放大率光头。

通过以下参照附图对于非限定性实施例的描述，本发明的其他优点和特性将变得更加明显，其中：

图1是根据本发明的光头的光机纵向横截面图；

图2是表示具有非单一放大率的聚焦光学块的实施例的光路图；

图3是表示具有非单一放大率的聚焦光学块的实施例的光路图；

和

图 4 与图 1 相似，表示了具有可调场深的光头的实施例的横截面图。

根据图 1 中所选定和表示的实施例，该光头包括机械结构，其中在一侧上插入并固定了组织的柔性光纤束 2 的远端部分 1，在另一侧上设置了光学装置，从而使得从所述光纤束的一根或多根光纤中发出的信号聚焦。

该机械结构包括光学元件保持管 4，其具有环状的截面。束 2 由柔性光纤构成，这些光纤在束的输入端和输出端以相同的方式组织在一起并且被外套 12 包裹。管状金属连接部件 6 的任意一端是开放的，以这样的方式在束 2 的端部 1 上对管状金属连接部件 6 进行耦合和调节，使得束 2 的末端 14 与连接部件 6 的末端相平齐。在组装到光学元件保持管 4 中之前，连接部件 6 允许抛光光纤束的末端 14。为了这个目的，光纤束 2 的端部 1 包括裸露部分 9。由于末端 14 有可能的最理想的表面条件，光纤输入和输出端处的杂光反射得到了最小化并且增强了信号的质量。以调节的方式将连接部件 6 插入到光学元件保持管 4 中。在光头的后端 10 一侧上，利用适合的胶接点 11（适合生物的并且确保紧密的）将光纤束 2 固定，胶 11 连接了光纤束 2 的外套 12、连接部件 6 的后表面 13 和光学元件保持管 4，连接部件 6 微微缩入光学元件保持管中。在光纤束 2 的裸露端 9 一侧上，连接部件 6 具有环形套环 16，其相对于连接部件的外侧表面缩入并且限定了直径较窄的一端 17。在光学元件保持管 4 中存在开口 18，其用于面向连接部件 6 的窄端 17，从而能够调节连接部件 6 的位置并且采用了适合的第二胶接点 20。这也使得胶接到折射率调整盘 21 的边缘，该盘具有平行的平面表面，所述盘被设置成与光纤束 2 的末端 14 和连接部件 6 的末端 17 相接触。盘 21 的直径对应于光学元件保持管 4 的内径。对盘 21 的特性，诸如其本性和厚度进行选择，从而在反向散射级和用于机械集成的足够阻抗之间获得妥协。其折射率选定为非常接近光纤纤芯的折射率。由于这个折射率以及对其厚度的选择，可以使盘 21 最小化并且偏离焦平面，因此通过采取折射率调整在图像传导的远端发生反射。与盘 21 的边缘相接触地设置了一个管状间隔器 22，用于将聚焦光学块 3（下文将详细描述）间隔开一个给定的距离，接着与用于间隔输出窗口 30 的第二管状间隔器 26 相接触。在光头的这个前端部 19 中，光学元件

保持管 4 具有内部凹进的环状套环 27，依靠该套环，间隔器 26 的后表面可以得到支撑。类似地，将环状套环 28 设置在间隔器 26 的内表面中，依靠该套环定位输出窗口 30 后表面的边缘。间隔器 26 和窗口 30 的末端与光头的末端 19 平齐。输出窗口 30 是具有平行平面表面的盘，此处同样具有足够的厚度从而在机械插入过程中确保良好的阻抗。其在与间隔器 26 相接触的边缘胶接。当要将其与组织接触时，对该窗口进行选择使其在化学上是中性的。该窗口允许同时实现相对于观察点的折射率调整，所采用的方式与在光纤束 2 输出端处的相同，使得在分析表面上发生的反射最小化。此外，如果观察生物组织，还可以在水中进行的抗反射处理，从而更适合于组织的折射率，并且因此提高图像对比度。光学系统根据本发明在图像空间中是远心光学系统。

采用以下的方式组装光头：将连接部件 6 安装到具有裸露端的光纤束的端部上；然后将这个组件插入并调节到光学元件保持管 4 中，使所述管 4 的开口 18 与连接部件 6 的狭窄部分 17 相符合；在光学元件保持管 4 的另一端装上将盘 21，从而使其与光纤束的末端 14 相接触；然后安装间隔器 22、光学块 3、间隔器 26，最后安装窗口 30；施加胶接点 11 和 20 从而固定连接部件 6 和盘 21。

光学块 3 包括一组透镜，这些透镜具有将激励光束聚焦成激励焦点的功能，该焦点位于垂直于光轴的子表面分析平面 XY 中。对于位置（特别的焦平面中）、曲率和最佳抗反射处理的选择，使得可以避免由于透镜反射的信号所引起的、对来源于样本的信号干扰（反射信号的耦合相对于光纤输出信号不能超过 10^{-5} ）。

作为举例，图 2 表示了具有单一放大率的光学块 3，其在两侧对称地包括由 BK7 玻璃制成的双凹透镜 31，在盘 21 之上：SF6 玻璃制成的弯月透镜 32，BK7 玻璃制成的双凸透镜 33 和 SF6 玻璃制成的平凸透镜 34，输出窗口 30 上游的 SF6 玻璃制成的平凸透镜 35，BK7 玻璃制成的双凸透镜 36 和 SF6 玻璃制成的弯月透镜 37。

图 2 示意性地表示了从光纤束发出的激励光束的光路。集中于系统光轴的主光束的第一光路 T1 用实线表示，从位于光轴之外的光纤或光纤组发出的光束的第二光路 T2 用虚线表示。从窗口 30 发出的光束会聚为激励焦点，例如 PT1 或 PT2，其位于子表面分析平面 XY 中。由激励焦点反向散射的信号沿相反方向的相同光路而行。

根据特定实施例的不同透镜 31 到 37 以及盘 21 和输出窗口 30 的特性在以下的表 1 中给出。

	表面	类型	半径	厚度	类别	直径
	OBJ	标准	无限	- 100		0.7
	STO	标准	无限	100		92.55952
21	2	标准	无限	0.5	BK7	0.7
	3	标准	无限	0.3		0.9907993
32	4	标准	-0.886257	0.8	BF6	1.094269
	5	标准	-1.201577	0.2		2
33	6	标准	6.25473	0.8	BK7	2.3
	7	标准	-2.246746	0.2		2.3
34	8	标准	2.819419	0.8	BF6	2.3
	9	标准	无限	0.4		2.3
	10	标准	-2.12778	1	BK7	2.3
31	11	标准	无限	0		2.3
	12	标准	无限	1	BK7	2.3
	13	标准	2.12778	0.4		2.3
35	14	标准	无限	0.8	BF6	2.3
	15	标准	-2.819419	0.2		2.3
36	16	标准	2.246746	0.8	BK7	2.3
	17	标准	-6.25473	0.2		2.3
37	18	标准	1.201577	0.8	BF6	2
	19	标准	0.886257	0.3		1.117908
30	20	标准	无限	0.5	BK7	1.029353
	21	标准	无限	0.08	1.330000 62.00000	0.7554534
	22	标准	无限	0		0.7049318
	IMA	标准	无限			0.7049318

表 1 (M = 1)

如以下所示的特性，根据本发明的结构可以被微型化，同时提供非常高质量的信号，仅作为举例，如国际申请 W000/16151 中特别描述的，对于具有参照图 1 所描述的特性并且要被插入内窥镜的测量管道中，以及在信号传导共焦成像装置的近端处使用的光头，其包括：光源（例如脉冲激光器）；用于注入光纤束的扫描装置，该光纤束是以寻址的方式逐个光纤制造的；用于为反向散射信号定时和空间滤波的装置；检测装置；信号处理装置和图像显示装置。

根据本发明，用于结肠镜或胃窥镜的光头的特性是：

尺寸：

- 光学元件保持管的外径是 2.5mm；

· 光纤束 2, 例如 Sumitomo[®] 商标的光纤束, 由 30000 根光纤组成, 其纤芯直径为 $2.5\ \mu\text{m}$, 内部纤芯间隔为 $4\ \mu\text{m}$, 或者 Fujikura[®] 商标的光纤束, 由 30000 根光纤组成, 其纤芯直径为 $1.9\ \mu\text{m}$, 内部纤芯间隔为 $3.3\ \mu\text{m}$;

· 光学块 3 的直径是 1.8mm ;

· 信号传导光纤输出端和输出窗口 30 的外表面之间的长度 L (参见图 1) 是 8.75mm , 其前透镜在 50 到 $150\ \mu\text{m}$ 之间变化;

· 包括 L 和刚性机械连接到光纤束的总长度为 16.6mm , 其与标准结肠镜的测量通道的曲率半径相兼容 ($R_c = 40\text{mm}$);

· 折射率调整盘 21 和输出窗口 30 的厚度是 0.5mm , 足以使机械插入过程中的反向散射级别在 $3 \cdot 10^{-4}$ 数量级。

工作温度: 37°C 。

成像质量

· 成像质量接近衍射极限; 整个场内的 WFE (波前误差) 为在场中心处的 $\lambda/30$ 数量级到场边缘处的 $\lambda/20$ 数量级; 这种极好的图像质量确保了在激励光纤中良好的反向耦合 ($\sim 90\%$);

· MTF (调制转移功能): 这对应于作为空间频率函数的相对强度。截止频率由 $1/(2d)$ 定义, 其中 d 对应于光纤的纤芯之间距离, 其单位是周期/mm。这里, 其中纤芯之间距离是 $4\ \mu\text{m}$, 截止频率是 125 周期/mm。在目前情况下, 频率为 125 周期/mm。MTF 允许利用标准, 通过比较该曲率与衍射极限的曲率来评价图像质量, 根据该标准, 在装置的最大空间分辨率时对比度必须为 0.5 (由曲线而给出的相对强度的值), 并且空间频率为 125 周期/mm。此处获得的结果有效地接近衍射极限, 该极限在空间频率为 125 周期/mm 时对比度为 0.75 , 从而确保了非常好的图像质量;

· 包围的能量: 通过评价直径中所包含的能量的百分比, 可以期望评价横向分辨率。为了分辨直径为 ϕ 的点, 必须在该直径中包含最小能量的 50% 。在目前情况下, 无论其在场内的位置, 来源于物点的能量的 50% 被包围在 $1.5\ \mu\text{m}$ 的直径中。来源于信号传导中的光纤能量的 50% 因而被包围在 $4\ \mu\text{m}$ 的直径中。

· 场的曲率、畸变: 在场的中心和边缘之间, 图像从 $31\ \mu\text{m}$ 弯曲到 $35\ \mu\text{m}$ 。场的剩余曲率以及畸变非常低 (分别是 $2\ \mu\text{m}$ 数量级和 0.8

%数量级)。

透射

在路径上: 0.97%数量级。

因此, 根据本发明提出的解决方法, 可以进行有效的微型化并可以获得质量非常好的图像, 其具有预期的横向分辨率(即 $4\mu\text{m}$), 并且通过将图像传导输出端的杂光发射率最小化, 并优化系统的返回耦合级和透射率来优化信噪比。这种方案解决了所引起的问题并且提供了组装简易性和低成本的优点。

不用说, 本发明的变型也是可能的, 特别是, 图 3 表示了一种聚焦光学块 3 (与图 1 中相同的元件由相同的附图标记表示), 其放大率为 0.5。在折射率调整盘 21 之上, 连续地安置了 SF6 玻璃的弯月透镜 40、BK7 玻璃的平凸透镜 41、SF6 的平凸透镜 42、BK7 的平凹透镜 43、BK7 的平凹透镜 44、SF6 的平凸透镜 45、BK7 的双凸透镜 46、SF6 的弯月透镜 47 以及 SF6 的弯月透镜 48。如图 2 中一样, 这里表示了从光纤束的不同光纤中发出的三条光路: 集中于光轴的 T_1' , 在子表面平面 P' 中形成了焦点 PT_1' , 非集中光线 T_2' 和 T_3' 分别在平面 P' 中形成了焦点 PT_2' 和 PT_3' 。

根据特定实施例的不同透镜 40 到 48 以及盘 21 和输出窗口 30 的特性在以下的表 2 中给出。

	表面	类型	半径	厚度	类别	直径
	OBJ	标准	无限	- 100		0.7
	STO	标准	无限	100		92.55952
21	2	标准	无限	0.3	BK7	0.7
	3	标准	无限	0.3		0.8744796
40	4	标准	-0.886257	1.3	BF6	1.044886
	5	标准	-1.201577	0.15		2
41	6	标准	6.25473	0.8	BK7	2.3
	7	标准	-2.246746	0.15		2.3
42	8	标准	2.819419	0.8	BF6	2.3
	9	标准	无限	0.5		2.3
43	10	标准	-2.12778	0.8	BK7	2.3
	11	标准	无限	1.1		2.3
44	12	标准	无限	0.6	BK7	2.167773
	13	标准	2.12778	0.35		2.38508
45	14	标准	无限	0.6	BF6	2.529293
	15	标准	-2.819419	0.1		2.774485
46	16	标准	2.246746	0.7	BK7	3.173711
	17	标准	-6.25473	0.1		3.180204
47	18	标准	1.201577	0.7	BF6	2.856758
	19	标准	0.8862573	0.1		2.636245
48	20	标准	无限	0.7	BF6	1.924121
	21	标准	无限	0.3		1.064745
30	22	标准	无限	0.3	BK7	0.85978848
	23	标准	无限	0.08	1.330000 62.00000	0.5069504
	24	标准	无限	0		0.3947683
	IMA	标准	无限			0.3947683

表 2 (M = 0.5)

从图像传导的远端到本实施例中使用的分析平面的非单一放大率，在本例中为 0.5，使得可以获得：

- 更好的横向分辨率（与具有单一放大率的光头的 $1.4\ \mu\text{m}$ 相比，对于直径等于光纤纤芯直径 ($1.9\ \mu\text{m}$) 的扩展目标，PSF 为 $0.75\ \mu\text{m}$ ）。

- 更好的轴向分辨率（与具有单一放大率的光头的 $10\ \mu\text{m}$ 相比，该分辨率为 $5\ \mu\text{m}$ 数量级）。

- 更大的照明数值孔径（与具有单一放大率的光头的 0.42 相比，该数值孔径为 0.9 数量级），以及因此更大对比度的图像。

图 4 表示根据本发明的光头的另一实施例，其包括用于改变分析平面 P 深度的液压型装置。与图 1 中相同的元件具有相同的附图标记。该光头与图 1 中的光头不同之处在于窗口 30 带有盖，其全体的附图标

记为 50，其被安装到光头上。这个盖包括端部 51，其具有侧壁 52 和前壁 53，在该端部中装有开口 54，其具有适于接收窗口 30 的环状凸缘 55，利用适当的胶将窗口的边缘胶接到凸缘 55 上。该端部 51 的外径约为 3mm，尺寸与内窥镜的测量通道相一致。将侧壁 52 安装到盖 50 的所谓的中间管状部分 58 上，在这两个部分之间提供耦合装置，该装置包括在侧壁 52 内表面上的凹进环状凸缘 56 以及在中间部分 58 外表面上的套环 59，在所述部分之间安置的可压缩环形密封 60，确保耦合紧密性。最后，该盖 50 包括后部 61，用于耦合到气源，其前端 62 的直径被扩大从而耦合到中间部分 58 的后端上，并且其后端 63 的直径变窄从而适合于光纤束 2 的直径。盖 50 的内径整体大于光学元件保持管的外径，以这种方式设置了盖 50 和光头之间的间隔，其用于提供到气源的连接。因此，根据本发明，通过改变窗口 30 相对于所述光学块 3 的位置进行子表面焦平面的位置调节，而不是通过改变光学块 3 内的透镜位置，这是由于可以通过气压来驱动带有所述窗口的活动盖 50。

上述的光头同样和参照图 1 所描述的光头不同，不同之处在于没有提供诸如图 1 中的用于固定连接部件 6 末端的胶接点 20。此处利用光头之后的胶接点 11 和固定于光学元件保持管 4 末端、依靠套环的环 65 来进行固定。

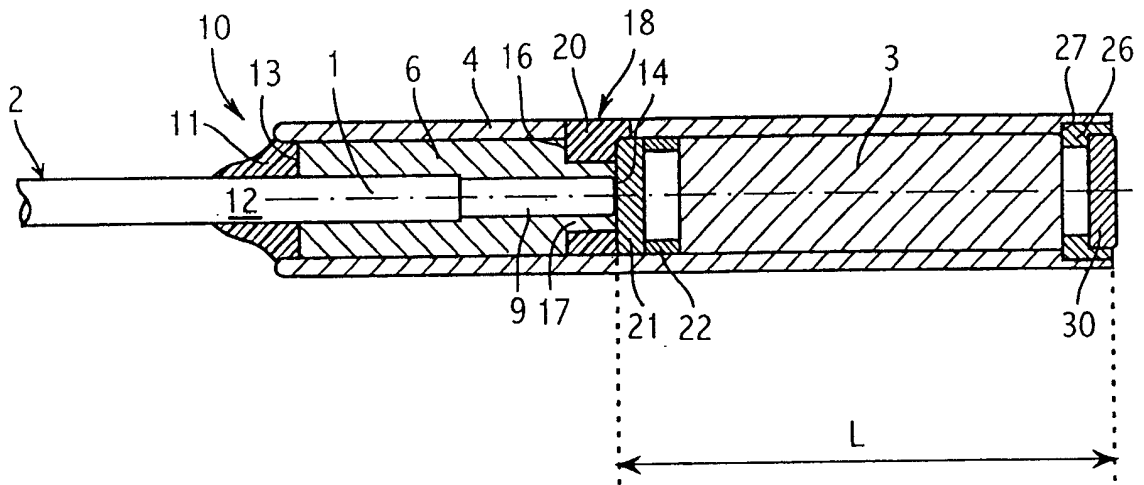


图 1

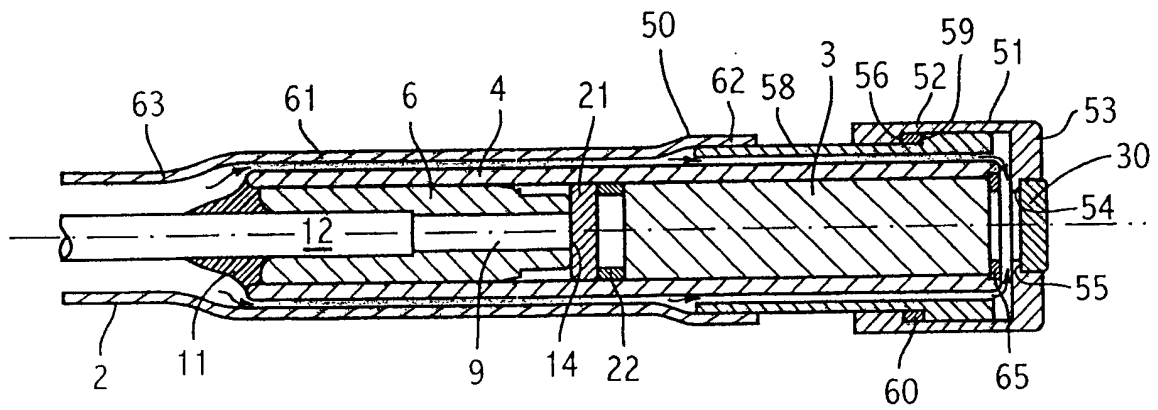


图 4

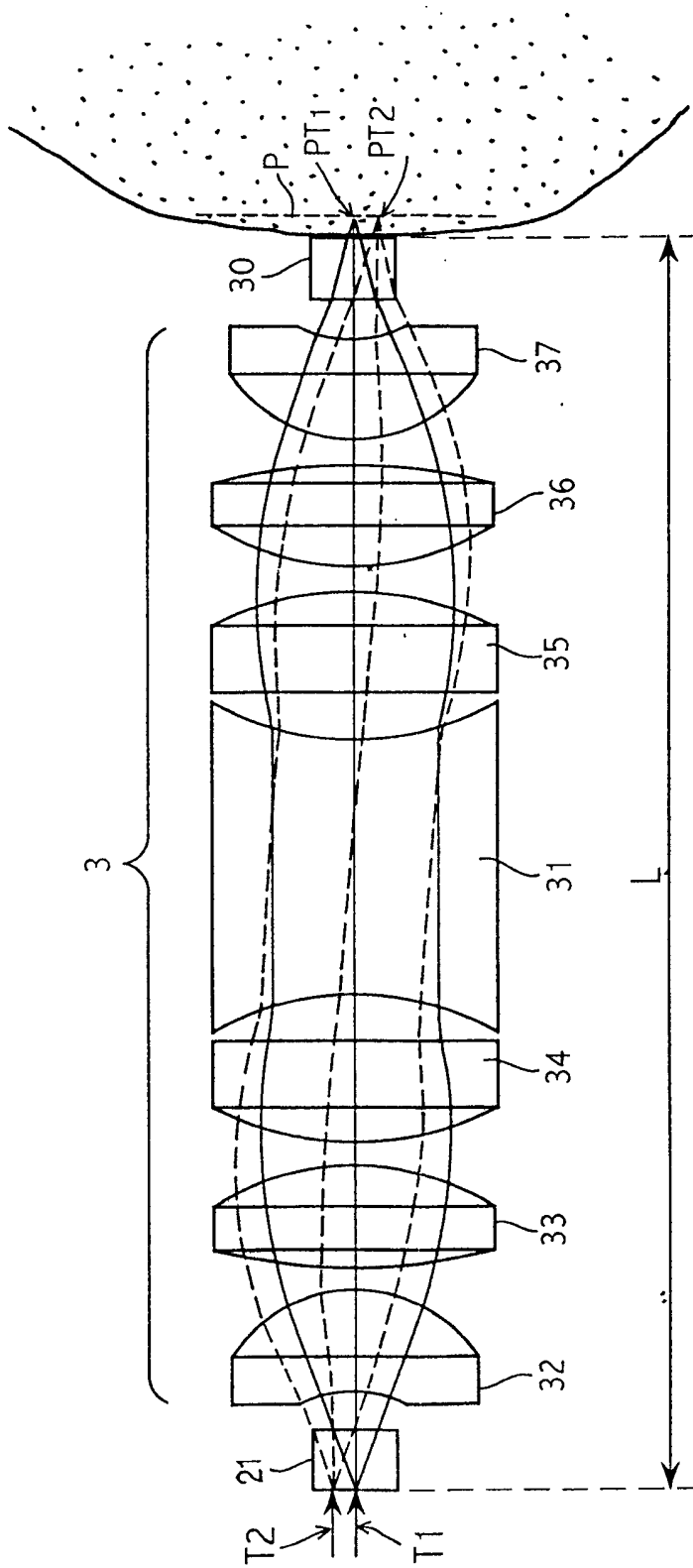


图 2

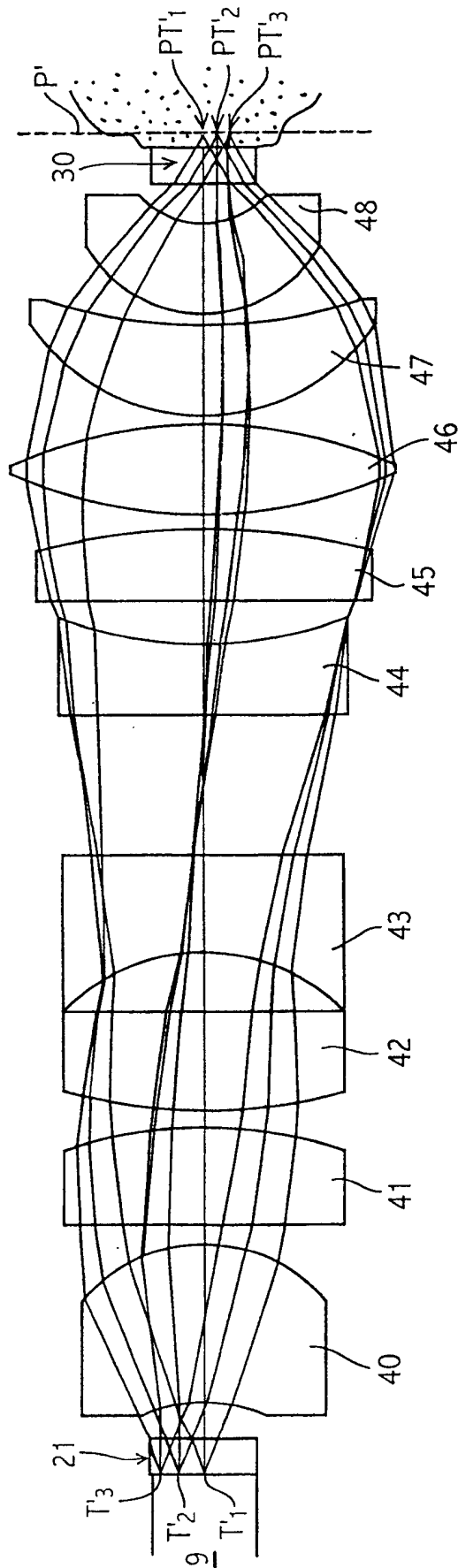


图 3