



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105074521 B

(45)授权公告日 2019.12.10

(21)申请号 201380074454.7

克里斯托弗·彼得罗夫

(22)申请日 2013.03.11

(74)专利代理机构 北京德恒律治知识产权代理有限公司 11409

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 105074521 A

代理人 章社杲 李伟

(43)申请公布日 2015.11.18

(51)Int.Cl.

G02B 6/36(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

G02B 6/24(2006.01)

2015.09.10

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2013/030163 2013.03.11

(56)对比文件

JP 2001174671 A, 2001.06.29,

JP 昭62-35237 Y2, 1987.09.08,

(87)PCT国际申请的公布数据

W02014/142789 EN 2014.09.18

审查员 陶宇

(73)专利权人 光学实验室成像公司

地址 美国马萨诸塞州

(72)发明人 戴斯蒙德·C·阿德勒

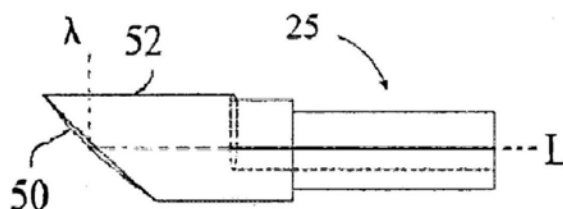
权利要求书2页 说明书9页 附图11页

(54)发明名称

光学纤维束引导系统和装置

(57)摘要

一方面,本发明涉及一种透镜(52),该透镜(52)被构造用于相干断层扫描成像。该透镜包括大致地圆柱形主体(52),该大致地圆柱形主体(52)具有纵向轴线并且包括第一端、外部圆柱形表面以及在第二端的光束引导表面,大致地圆柱形主体和外部圆柱形表面在第一端与光束引导表面之间形成槽(58),光束引导表面与纵向轴线以一角度定向并且槽被设定尺寸以接收光学纤维。在另一方面,本发明涉及一种成型透镜,该成型透镜包括圆柱形实体,该圆柱形实体具有围住金属管的第一端的第二端,该金属管具有被粘接在此金属管的孔中的光学纤维并且该光学纤维从金属管的第一端延伸出。



1. 一种透镜,包括:

圆柱形主体,所述圆柱形主体具有纵向轴线并且包括第一端、外部圆柱形表面以及在第二端处的光束引导表面,

所述圆柱形主体和所述外部圆柱形表面在所述第一端和所述光束引导表面之间形成开口在垂直于所述圆柱形主体的纵向轴线方向的开口槽,所述开口槽限定一内部端面;

所述光束引导表面与所述纵向轴线以一角度定向,以及

所述开口槽被设定尺寸以接收光学纤维,其中所述光学纤维放置在所述开口槽中。

2. 根据权利要求1所述的透镜,其中,所述光束引导表面是平面表面,所述平面表面成角度以将从所述光学纤维接收的光引导至所述透镜的外部。

3. 根据权利要求1所述的透镜,其中,所述光束引导表面限定了非平面表面,所述非平面表面被定位成引导从所述光学纤维接收的光以使得所述光在所述透镜的外部聚焦。

4. 根据权利要求1所述的透镜,其中,所述开口槽限定纵向轴线并且所述圆柱形主体的纵向轴线与所述开口槽的纵向轴线同心,所述内部端面相对于所述开口槽的纵向轴线是成角度的以减少进入所述光学纤维的背向反射。

5. 根据权利要求1所述的透镜,其中,进一步包括使用黏合剂被固定在所述开口槽中的光学纤维。

6. 根据权利要求1所述的透镜,其中,所述开口槽的横截面直径的范围从150 μ m到800 μ m。

7. 根据权利要求6所述的透镜,其中,直径在所述开口槽中的传输区域变化。

8. 一种可旋转的光学相干断层扫描探头,包括:

光学纤维,所述光学纤维具有适合与光源连通的纤维端面,以及具有第二端,并且所述光学纤维限定纵向轴线;以及

包括圆柱体的成型透镜,所述圆柱体具有第一端和第二端并且限定纵向轴线,所述圆柱体的所述第一端的表面与所述圆柱体的所述纵向轴线成角度定向,并且所述第二端形成开口在垂直于所述圆柱形主体的纵向轴线方向的开口槽,所述开口槽被设定尺寸以接收所述光学纤维以便所述光学纤维放置在所述开口槽中,

其中,所述光学纤维通过黏合剂被保持在所述开口槽中,所述开口槽限定一内部端面,所述内部端面相对于所述开口槽的纵向轴线是成角度的以减少进入所述光学纤维的背向反射。

9. 根据权利要求8所述的光学相干断层扫描探头,其中,所述光学纤维的第二端的所述表面相对于所述光学纤维的纵向轴线成角度定向。

10. 根据权利要求9所述的光学相干断层扫描探头,其中,所述光学纤维的所述第二端的所述表面相对于所述光学纤维的纵向轴线的所述角度等于所述圆柱体的所述第一端的所述表面与所述圆柱体的纵向轴线成角度定向的角度。

11. 根据权利要求8所述的光学相干断层扫描探头,其中,使用黏合剂将所述光学纤维保持在所述开口槽中,其中,所述黏合剂具有与所述成型透镜的材料相匹配的折射率。

12. 根据权利要求8所述的光学相干断层扫描探头,其中,所述第一端是平面表面,所述平面表面成角度以经由反射将从所述光学纤维接收的光通过所述圆柱体的侧面反射。

13. 根据权利要求8所述的光学相干断层扫描探头,其中,所述第一端形成有非平面表

面,所述非平面表面成角度以经由内部反射将从所述光学纤维接收的光通过所述圆柱体的侧面反射并且将所述光在所述圆柱体的外部一位置处聚焦。

14.根据权利要求8所述的光学相干断层扫描探头,其中,所述成型透镜的横截面直径的范围从150 μm 到800 μm 。

15.根据权利要求14所述的光学相干断层扫描探头,其中,直径在所述开口槽中的传输区域变化。

16.根据权利要求14所述的光学相干断层扫描探头,其中,所述光学纤维和成型透镜响应所述光学纤维的旋转而一起旋转。

光学纤维束引导系统和装置

技术领域

[0001] 本发明大体而言涉及光学领域,更具体地,涉及用于与光学纤维一起使用的透镜领域。

背景技术

[0002] 光学分析方法(例如干涉方法)将光传送在兴趣样品上,并且进一步地要求收集从样品返回的光的一部分。由于许多光源和光分析器件的尺寸和复杂性,他们通常与兴趣样品远距离地定位。当该兴趣样品为较大物品的内部部分(例如活体里面的生物组织)时,这个是特别显而易见的。一种光学地分析内部部分的方法是使用细光学纤维将光从远光源引导在样品上,其中由于该光学纤维的较小的横截面,所以细光学纤维对样品的正常功能产生最低限度的破坏性。这种方法的一个实例是使用光学纤维导管对诸如血管的带腔器官的光学分析,其中,光学纤维导管的一端连接至身体外部的光源,而另一端插入血管中。

[0003] 对内部区域(例如内腔)进行光学分析的重大障碍是用于使光聚焦或平行的微型光学器件的设计和低成本制造。许多类型的光学分析,例如成像和光谱学,要求入射在样品上的光在特定的距离处聚焦或大致地平行。由于从标准光学纤维的尖头发出的光将会快速地发散,因此能够将微型光学系统连接至该纤维以提供聚焦或平行的功能。此外,通常期望的是分析不直接地与该纤维的光轴一致的样品位置,例如分析薄血管的腔壁。在这些情况下,除了用于使从光学纤维的尖头发出的光聚焦或平行的装置之外,还使用用于大致地改变光的方向的装置。

[0004] 用于制造适合于连接至提供一些以上所述的功能的光学纤维的微型光学系统的许多方法已经在之前讨论过。这些方法通常地使用三个方法的其中一个提供光束聚焦装置:(1)使用梯度折射率(GRIN)纤维段;(2)将纤维尖头直接地形成成为透镜;或者(3)使用微型的块状透镜。光束引导装置通常地使用四个方法中的其中一个被提供:(1)使用来自纤维的成角度的端面的光的全内反射(TIR);使用成角度的反射平面;(3)使用微型的块状反射镜;或者(4)在纤维尖头上使用反射涂层。然而,这些方法具有许多内在的限制,包括过高的制造成本、过大的尺寸或选择焦点尺寸和焦距不够自由。

[0005] 在本技术领域中公知的有许多能够用于内部腔结构的分析的微型光学系统。每个光学系统能够被概念地分成光束聚焦装置和光束引导装置。光从外部光源通过一个或更多个光学照明纤维传到内部腔,其中,光学照明纤维在本质上可为单一模式或多模式。照明纤维与微型光学系统连通,将光束聚焦或引导至腔壁中。光使用同一纤维、或使用与该照明纤维并置的其它纤维从腔中返回至身体外侧的分析装置。在一种类型的微型光学系统设计中,聚焦装置和引导装置由分开的光学元件执行。在另一种类型的设计中,聚焦装置和引导装置由同一元件执行。

[0006] 现有的光学系统的几个特征是不合需要的。例如,在一些器件中,所有光学元件必须具有与光学纤维相似的直径(直径通常接近125 μm)以将整个系统的尺寸最小化。这极大地减少了选择聚焦元件、光束扩展器以及光束引导器的可用的选项,并且因此限制了焦点

尺寸以及通过该设计可达到工作距离的范围。此外,这些极其小的元件是易碎的,很难处理,并且在制造和操作期间易于破碎。第三,在许多实施例中必须设置有空气间隙以使用TIR用于光束重新导向。这要求在纤维与其它元件之间维持紧密密封以维持空气间隙。这在当把装置浸入水、血液或胃酸中时,或当该装置以高速旋转或平移以形成图像时可能是有问题的。第四,GRIN聚焦元件具有旋转对称的折射率分布图,使得校正光束上引起的圆柱状像差是不可能的。这些缺点的整体影响是,某些微型光学系统是昂贵的,制造困难,容易损坏,并且不在聚焦平面产生圆形输出。

[0007] 进一步地,其它的方法使用融合拼接的纤维段,与聚合物和环氧树脂的薄层通过成型工艺共同形成透镜系统。然而,包括环形端面和钻孔的成型透镜的制造通常是有问题的。通常地,在注射成型期间,钻孔通过定位在模具中并且仅支撑在成型工具的一侧上的细(135 μ m/220 μ m)中心销形成。问题产生的部分原因是该中心销可能偏转。当将加压液体聚合物注入模具中并且向中心销施加力时,能够发生这种偏转。如果施加的力相比于中心销的刚度足够大,则销偏转并且造成成型偏转,其中,孔为不规则的或以一角度弯曲的。

[0008] 鉴于以上确定的各种挑战和其它挑战,因此存在对于在制造期间不需要中心销的光学透镜、组件以及相关的制造方法的需求。本发明解决了此需求和其它需求。

发明内容

[0009] 一方面,本发明涉及一种与用于OCT成像的光学纤维一起使用的成型透镜。在一个实施例中,该成型透镜包括圆柱体,该圆柱体具有第一端和第二端,并且限定纵向轴线。在另一个实施例中,圆柱体的第一端的表面与该圆柱体的纵向轴线成一角度定向,并且第二端形成槽。在又一个实施例中,槽被设定尺寸以接收光学纤维。

[0010] 在一个实施例中,第一端为平面表面,该平面表面成角度以经由反射使从光学纤维接收的光通过该圆柱的侧面反射。在另一个实施例中,第一端形成非平面表面,该非平面表面成角度以经由反射使从光学纤维接收的光通过该圆柱的侧面反射并且使该光在圆柱体的外部的一位置处聚焦。在又一个实施例中,孔终止于与圆柱体的纵向轴线成角度定向的平坦表面。在另一个实施例中,所述孔的纵向轴线以及所述槽的纵向中心与圆柱体的纵向轴线同心。在另一个实施例中,透镜由从包括丙烯酸、聚碳酸酯、聚苯乙烯、聚醚酰亚胺、聚甲基戊烯以及玻璃的组中选定的材料制成。在另一个实施例中,在成型期间为了减小注射压力以及在工具上的对应的应力,使用可浇注的树脂制造透镜。然后通过化学反应使其固化。

[0011] 在另一个方面,本发明涉及一种OCT探头。在一个实施例中,OCT探头包括光学纤维,该光学纤维具有第一端和第二端,其中所述第一端适合与光源连通,并且该光学纤维还限定纵向轴线;成型透镜包括具有第一端和第二端的并且限定纵向轴线的圆柱体,该圆柱体的第一端的表面与圆柱体的纵向轴线以一角度定向,并且第二端形成槽或孔,该槽或孔被设定尺寸以接收光学纤维。在另一个实施例中,光学纤维通过黏合剂被保持在孔或槽中。在又一个实施例中,圆柱体的第一端是平面表面,该平面表面成角度以经由反射使从光学纤维接收的光通过该圆柱的侧面反射。在另一个实施例中,圆柱的第一端形成非平面表面,该非平面表面成角度以经由反射使从光学纤维接收的光通过该圆柱的侧面反射并且使该光在圆柱体的外部的一位置处聚焦。

[0012] 在又一个实施例中,光学纤维的第二端的表面相对于该光学纤维的纵向轴线成角度定向。在另一个实施例中,纤维的第二端相对于该光学纤维的纵向轴线的角度大致地等于平坦表面相对于圆柱体的纵向轴线成角度定向的角度。在一个实施例中,光学纤维使用黏合剂被保持在槽或孔中,其中该黏合剂具有与成型透镜的材料相匹配的折射率。

[0013] 在另一个方面,本发明涉及一种与用于OCT成像的光学纤维一起使用的成型透镜。在一个实施例中,该成型透镜包括圆柱形实体,该圆柱形实体具有第一端和第二端并且限定纵向轴线,圆柱形实体的第一端的表面与圆柱形实体的纵向轴线以一角度定向,并且第二端将金属管的第一端围住,光学纤维被粘接在金属管的孔中并且从该金属管的第一端延伸出。在另一个实施例中,圆柱形实体的第一端为平面表面,该平面表面成角度以经由内部反射使从光学纤维接收的光通过圆柱形实体的侧面反射。在又一个实施例中,圆柱形实体的第一端形成了非平面表面,该非平面表面成角度以经由内部反射使从光学纤维接收的光通过圆柱形实体的侧面反射并且使该光在该圆柱形实体的外部的一位置处聚焦。

[0014] 在另一个方面,本发明涉及一种OCT探头。在一个实施例中,OCT探头包括光学纤维,该光学纤维具有第一端和第二端,其中所述第一端适合与光源连通,并且该光学纤维还限定纵向轴线;成型透镜包括圆柱形实体,该圆柱形实体具有第一端和第二端,并且限定纵向轴线,该圆柱形实体的第一端的表面与该圆柱形实体的纵向轴线以一角度定向,并且第二端围住金属管的第一端,光学纤维被粘接在金属管的孔中并且从金属管的第一端延伸出。在另一个实施例中,圆柱形实体的第一端是平面表面,该平面表面成角度以经由内部反射使从光学纤维接收的光通过圆柱形实体的侧面反射。在又一个实施例中,圆柱形实体的第一端形成了非平面表面,该非平面表面成角度以经由内部反射使从光学纤维接收的光通过圆柱形实体的侧面反射并且使该光在圆柱形实体外部的一位置处聚焦。

[0015] 在又一个方面,本发明涉及透镜。该透镜包括大致地圆柱形主体,该圆柱形主体具有纵向轴线并且包括形成狭槽的纤维接收端面、外部圆柱形表面以及光束引导表面,大致地圆柱形主体和外部圆柱形表面形成槽,该槽与所述狭槽流体连通并且设置在纤维接收端面与光束引导表面之间,所述槽具有第一端和第二端并且限定纵向轴线,光束引导表面与所述纵向轴线以一角度定向,所述槽被设定尺寸以接收光学纤维。在一个实施例中,本发明涉及血管内的成像探头,该探头包括设置在透镜的槽中的光学纤维。可将光学纤维设置在扭转线中。在一个实施例中,光线离开槽中的光学纤维的端面以使发散光被透镜接收。在一个实施例中透镜为一体结构。

附图说明

[0016] 在结合附图的情况下可从本文的说明中最佳地理解本发明的结构和功能。附图不一定按照比例,而应将重点通常放在所说明的原理。附图在所有方面都被认为是示例性的并且并不意在限制本发明,本发明的范围仅由权利要求限定。

[0017] 图1是包含根据本发明的示例性的透镜实施例的透镜的图像数据收集系统的框图;

[0018] 图2(a)是本发明的示例性的透镜实施例的立体图;

[0019] 图2(b)是图2(a)的透镜的纵向截面图;

[0020] 图2(c)是图2(a)的透镜的俯视图;

- [0021] 图2(d)是图2(a)的透镜的侧视图；
- [0022] 图2(e)是图2(a)的透镜的后视图；
- [0023] 图2(f)是图2(a)的透镜的正视图；
- [0024] 图2(g)是图2(a)的透镜的另一立体图；
- [0025] 图3是根据本发明的示例性实施例的成型透镜的显微照片；
- [0026] 图4(a)是通过透镜得到的血管腔的OCT图像；
- [0027] 图4(b)是通过根据本发明的示例性实施例的成型透镜得到的血管腔的OCT图像；
- [0028] 图5是用于构造根据本发明的另一个实施例的成型透镜的模具的示意图；
- [0029] 图6是根据在图5中示出的本发明的实施例构造的成型透镜的侧视纵向截面图；
- [0030] 图7是根据本发明的另一个实施例的构造成成型有标志物的透镜组件的侧视纵向截面图；
- [0031] 图8是构造有图7的组件的探头的俯视纵向视图；
- [0032] 图9是图8的探头的侧视图；以及
- [0033] 图10是包括根据本发明的另一个实施例的标志物的透镜的侧视图。

具体实施方式

[0034] 先进的光学分析或成像方法(例如共聚焦显微镜、单光子和多光子荧光成像、谐波成像、光学光谱以及光学相干断层扫描(OCT))的发展对工业检查、基本的生物学研究以及动物和人类的体内成像具有巨大的影响。尽管这些方法在许多方面不同,但是它们具有共同的设计特征,就是使照亮兴趣样品的入射光聚焦或平行。聚焦的光比未聚焦的光提供更多的优势,包括提供用于获得更好的空间分辨率的改进的入射光的定位,以及用于产生增加的信号水平的更高的光功率密度。

[0035] 通过将光源的输出引导通过共同形成光学系统的一系列的光学元件来产生聚焦的或平行的光束。光学系统的元件经过选择以达到期望的焦点尺寸,该期望的焦点尺寸在远离光学系统中的最后的元件的期望的距离处发生,将此期望的距离称为“工作距离”。每个具体的光学分析应用具有自己的最优焦点尺寸和工作距离。例如,共聚焦显微镜要求接近于 $1\mu\text{m}$ 的小焦点尺寸。另一方面,OCT要求大约 $5\mu\text{m}$ 至大约 $100\mu\text{m}$ 的中等焦点尺寸。

[0036] 尽管使用包括传统的块状透镜的光学系统可能获得更宽范围的焦点尺寸和工作距离,但是许多应用要求灵活的和微型的光学系统,以便分析位于较大物品的内部的样品。生物医学是经常发现这种需求的领域的一个实例。腔结构(例如食管、肠、泌尿道、呼吸道、肺以及血管)的光学分析能够使用来自外部光源的经由柔性探头传输的光,通过微型光学系统使光聚焦,以及通过柔性探头返回到身体外部的数据分析系统。

[0037] 此外,通常期望的是分析腔壁而不是腔的容纳物,例如使用OCT对血管的内膜和中间膜成像而不是对包含在血管中的血液成像。这引起额外的设计目标,即引导光束远离光学系统的纵向轴线或沿另一个优选的方向(或方向范围)。通常将这种类型的光学探头称为“侧面发光”,“侧面引导”,“侧面成像”或“侧视”。这些腔的尺寸可小到几毫米,例如在血管中,使得微型光学系统的设计相当具有挑战性。此外,本文描述的实施例还适合与各种多纤维或纤维束的实施例共同使用。以下描述的多个实施例解决了这些需要以及与探头部件和光束构造相关的其他需要。

[0038] 示例性光学纤维束聚焦实施例

[0039] 部分地,本发明涉及透镜或具有纵长三维形状(例如大致地实心圆柱)的光学元件。该透镜形成有槽。可设定形成的透镜和槽的尺寸以接收光学纤维部分以及可操作地引导和聚焦光。可将透镜固定至光学纤维,用来重新定向和聚焦光学元件外部的光以及接收来自兴趣样品的光。部分地,本发明涉及使用方法和系统,该系统包括给定的透镜实施例和作为可插入探头的一部分的光学纤维。反过来,探头可用于进行活体内部的腔结构的光学分析。

[0040] 本发明的其他实施例还涉及这种器件的设计、制造和使用,这种器件用于将聚焦的光或大致平行的光传送至样品,以及从样品中返回一部分的光,用于通过成像或数据收集系统的处理。这种系统的一个示例性而非限制性的实例是光学相干断层扫描(OCT)系统。图1中示出了示例性的OCT系统,该OCT系统包括根据本发明的实施例的示例性的光学光束聚焦元件或透镜。

[0041] 基于透镜的组件和其他光束引导光学器件可用在涉及检测和诊断的多种应用中。如图1中所示,用于这种透镜和光束引导光学器件的一个应用是OCT。OCT成像导管包含光束引导器,该光束引导器可例如为成角度的反射件或适合将光引导至冠状动脉的内壁上的其他光束引导元件。通常,OCT成像系统包括光源10,光源10将光通过可移除地连接至光学纤维16的光耦合器14传输进入干涉仪12。在纤维16的端部是透镜25,透镜25将光从光学纤维16传输至在研究中的血管22。光学纤维16和透镜25的组合被称为光学探头20。

[0042] 光学探头20旋转并且因此在一个循环中照亮血管22的壁的一个扫描区域。从血管壁22反射的光由透镜25收集并且经过光学纤维16传输到干涉仪12。产生的干涉图像被检测和分析并且产生的图像在显示器24上示出。如所示出的,透镜包括槽28,设定槽28的尺寸以接收光学纤维16。通常在槽28中或槽28上方设置有黏合剂,以将光学纤维16紧固至透镜25。

[0043] 部分地,本发明涉及纵长透镜25,例如在图2(a)-2(f)中所示出的,纵长透镜25被构造成形成有大致地圆柱形外部表面52,该大致地圆柱形外部表面52具有槽58以接收光学纤维。由于该纵长的光学元件包括槽58,其中槽58允许光学纤维被接收,例如可通过将纤维落入槽58中实现,因此该纵长元件避免了在现有技术透镜的制造中使用的中心销的使用以及避免了与其相关的制造问题。

[0044] 在一个实施例中,在给定透镜实施例的槽58中接收的光学纤维包括光学纤维端面。设置在槽中的光学纤维被构造成发送和接收光学信号。离开光学纤维端面的光束从该端面展开或发散。以这种方式,透镜提供光束引导或聚焦来代替使用带有光学纤维的GRIN透镜。与在现有技术的透镜中的孔不同,其中,在现有技术中的孔由形成或限定该孔的材料在其所有侧上界定,而纤维接收槽58具有裂缝或U形外观。即,槽58由该槽的两个壁和该槽的底部部分地界定,以形成用于接收光学纤维并且将光学纤维结合至透镜的裂缝或槽。

[0045] 在一个实施例中,槽的底部和壁可为弯曲的或直的或它们的组合。在一个实施例中,由透镜形成的槽具有从大约80 μ m到大约300 μ m的范围的宽度,以使该槽能够接收光学纤维。在一个实施例中,由透镜形成的槽具有从大约0.2mm到大约3mm的范围的长度,以使该纤维能够可靠地粘接到槽中。在一个实施例中,由透镜形成的槽具有选定的高度,该选定的高度用以将光学纤维的中心沿该透镜的纵向轴线定位。因此该槽被构造成具有相对于该槽的宽度更长/更深的高度,例如以实例示出的槽边界的部分。相似地,在一个实施例中,槽的宽

度被构造成比槽的长度更窄,例如由在纤维接收端面与槽边界部分之间的距离所示出的。在一个实施例中,透镜由单一材料例如通过注射成型制成。

[0046] 更详细地,并且大致地参照图2 (a) 至图2 (f),透镜25包括光束传输表面50,光束传输表面50也被称为前端表面或光束引导表面或光束聚焦表面。在图2 (c) 和图2 (d) 中, λ 被示出以指示光在槽58中的光学纤维中沿透镜的纵向轴线L传输所导致的光离开表面50的区域。在一个实施例中,光束传输表面50为大致地平坦表面或为大致地平面表面,该平面表面相对于透镜L的纵向轴线是成角度的,并且将来自光学纤维的光反射和引导出使其通过透镜25的圆柱形主体52的侧面。在其他的实施例中,前端表面50是弯曲的以形成透镜,透镜用来使被引导通过圆柱形主体52的侧面的光线聚焦至特定的工作距离。在一个实施例中,光束引导表面50可被成形为包括但不限于一个或更多个的双锥非球面、非球面、双锥泽尼克式(Zernike)、菲涅耳式(Fresnel)以及非均匀合理B样条。

[0047] 在一个实施例中,透镜25的直径在光束引导表面50与槽58之间的一个或更多个过渡横截面处增大。在直径中设置一个梯级可允许透镜被插入成像导管的其他部件中(例如不透射线标志物带),其中该透镜的限定的部分在该其他部件的外侧延伸。

[0048] 在一个实施例中,槽58的中心与圆柱主体52的纵向轴线L同心。在一个实施例中,如在图2 (f) 中所示,该圆柱主体52为大致地圆柱形的实体,并且具有在一端处的端面64和在另一端处的光束传输表面50。具体地参照图2 (c),透镜的邻近光学纤维(当被安装在槽中时)的端面的内部端面64也为成角度的并且被高度抛光以减少由反射回纤维中的光造成的OCT图像伪影。在一个实施例中,在纵向轴线L与同图2 (b) 中的表面50对齐的直线之间示出的角度的范围为大约5度到大约25度。在一个实施例中,用于包含在槽58中的选定的光学纤维也为裂角的或抛光角的以减小背向反射。

[0049] 在一个实施例中,使用黏合剂将光学纤维固定在槽58中。同样参照图2 (b)、图2 (d)、图2 (e)、图2 (f) 和图2 (g),开口通道或槽58的使用代替了钻孔导致了当将光学纤维固定在槽58中时空气气泡的减少(如图1所示)。这是因为空气气泡通过在圆柱形主体52中形成的槽58的开口区域自然地向上排放。当把纤维粘接到成型透镜中时,可使用具有与光学纤维和用于制造成型透镜的聚合物接近的折射率的黏合剂。应当避免黏合剂折射率的不匹配或者将黏合剂折射率的不匹配降低到可能的程度,以便减少在不同折射率的材料的光学界面处的背向反射。

[0050] 此外,由于纤维被插入槽中,所以透镜设计允许导管由带有连续完整的保护性的聚酰亚胺涂层的单件连续光学纤维构造而成。在没有去除的区域或熔融的拼接的情况下使用纤维使组件的整体强度最大化并且使损坏的可能性最小化。

[0051] 更详细地,槽被设定尺寸以接收带有保护性涂层(例如聚酰亚胺)的单一模式的光学纤维,通常地镀有涂层的光学纤维总直径为大约105 μm 到大约155 μm 。因为槽58沿透镜的表面延伸,因此槽58可通过工具金属的实体鳍状件形成,而非通过在现有技术中使用的用于形成孔的中心销。在一个实施例中,实体鳍状件与形成成型透镜的上半部分的工具金属的其余部分是一体的。形成槽的鳍状件的强度大大的高于中心销,并且该形成槽的鳍状件的整个长度都被支撑不会偏转。这消除了以上描述的中心销偏转的问题。

[0052] 成型透镜的垂直于槽得到的显微照片在图3中示出。槽58如所示出的在圆柱形主体52中形成。在透镜的具有第一横截面直径的第一部分之间中,透镜具有传输区域70,在该

传输区域70中,第一横截面直径阶梯式增加到第二横截面直径,第二横截面直径包括槽58的子集。该传输区域或横截面70还在图2(b)中被示出。在一个实施例中,透镜的第一横截面直径的范围从大约150 μm 到大约800 μm 。在一个实施例中,透镜的第二横截面直径的范围从大约300 μm 到大约1000 μm 。

[0053] 此外,在一个实施例中,如在图3(c)中所示的透镜的端面64邻近槽58,以便减少光学背向反射。在一个实施例中,内部端面64相对于透镜的纵向轴线是成角度的并且是抛光的以便减少背向反射。这是有意义的,因为OCT系统对等级低至-100dB ($1/10^{-10}$) 至-120dB ($1/10^{-12}$) 的背向反射敏感。为了达到这个等级的背向反射,端面64在大约5度与大约25度之间成角度,并且端面高度抛光为表面粗糙度低于30nm。成角度的和抛光的端面64的组合将光学背向反射减小到了可接受的等级。此外,光学纤维本身的端面为在5度与25度之间的裂角或者抛光角,以防止来自纤维端部的背向反射。

[0054] 经由将纤维通过保护性聚酰亚胺涂层直接地裂角(angle-cleaving)而不是机械地将纤维抛光可进一步地简化制造工艺。直接的裂角具有额外的益处,即允许整个导管由带有连续的保护性聚酰亚胺涂层的单件连续纤维构造成(即,没有去除的区域或熔融的拼接)。遍及整个导管维持纤维和涂层的完整性使强度最大化并且降低了损坏的可能性。

[0055] 本文描述的透镜的成像性能已经在动物研究中被评估。将图像质量与传统的透镜设计进行了比较,其中传统的透镜设计使用梯级折射率光学纤维部分用于光束聚焦,以及使用全内反射的空气-玻璃反射界面用于光束引导。在图4(a)和图4(b)中示出了样品图像。显微照片(图4(a))示出了使用传统的透镜设计得到的血管的OCT图像的展示。图4(b)示出了使用纵长的成型透镜盖得到的血管的OCT图像的展示,其中纵长的成型透镜盖具有环形的端面和槽,并且在制造期间避免使用中心销。从右侧(图4(b))的图像可清晰的看出,产生的图像更亮并且带有关于下层面细节的提高了的分辨率,例如在图4(b)的顶部四分之一中所示的暗区域。

[0056] 参照图5,在另一个实施例中,成型透镜通过首先将光学纤维80插入金属管84中被构造。光学纤维80的一端82被定位成使得该端82延伸穿过并且轻微地超过金属管84的一端。这种光学纤维和金属管的组合通过黏合剂85被粘接到一起,并且然后被放置到模具组件86、86'、86''(通常地为86)中,其中模具组件86、86'、86''包括肩部87以防止金属管84和粘接的纤维80的组合从模具86中移出。由于纤维80被粘接至管84上,因此纤维80被防止推回。可替代地,纤维通过压入配合在模具部分中被保持就位。这消除了对胶黏剂的需要。

[0057] 此外,模具组件89的前部分被抛光以在透镜上形成光学表面。以这种方法,由于纤维80并未由模具86直接地保持,因此消除了损坏纤维80的机会。进一步地,由于金属管84加上纤维80的组合是坚硬的,因此塑料被放入模具86中的位置可靠近抛光表面89并且可将塑料流朝向金属管84引导。假如金属管84破裂,其也不可能朝向模具86中的抛光表面89流动并且损坏它。

[0058] 参照图6,然后将模具86填满塑料或其他如前所述的透镜材料。一旦透镜塑料已经凝固,就将光学纤维80和金属管84组件从模具86中移除。然后光学纤维80、金属管84和透镜25就被制成了OCT探头。

[0059] 在一个实施例中,光学纤维的外部直径大约为0.006英寸,金属管的内部直径大约为0.0065英寸,以及金属管的外部直径大约为0.0095英寸。注射成型塑料透镜的外部直径

大约为0.014英寸。包围金属管的塑料的大约0.002英寸的壁厚在微型成型的制造能力内。金属管的大约0.0015英寸的壁厚足够为遍及模具内部的管的较短长度提供刚度。

[0060] 金属管84为结构支撑件,其防止纤维80在该纤维80离开成型透镜25的位置处破碎。纤维80在此处断裂的趋势部分地由在该纤维与该成型透镜之间的较大的直径差别造成,其中该较大的直径差别导致大的刚度转变。进一步地,在成型期间,成型透镜25在纤维80上产生来自塑料的收缩的环形压力。该环形压力通常地在纤维80从模具86中离开的位置处在纤维80上施加额外的压力。金属管84保护纤维80使其在离开模具86、86'的邻近的纤维处不受到环形压力。

[0061] 除了保护在纤维80离开模具86处的纤维80的区域,金属管84还在使用期间保护该纤维区域。即,在纤维图像芯拉回期间该纤维承受旋转纤维图像芯的拉伸载荷。在没有金属管将纤维80连接到成型透镜25的情况下,纤维80的用于此力传输的区域仅仅为纤维80的插入成型透镜中的长度。

[0062] 在纤维80与金属管84之间的粘接点85为拉伸载荷力的传递提供了更大的表面面积。此外,金属管84提供了从成型透镜25到纤维80的刚性过渡,进一步地减少了在纤维80上的应力。更小纤维(例如80 μ m镀层0D)的使用对于该设计也同样是实用的。这是有益的,因为当组件在通过动脉中的弯曲时,更小的纤维将会显示出更低的应力,从而降低破裂的可能性。

[0063] 另外重要的是,这种成型方法允许塑料封装纤维面的端部82并且因此在光学路径中没有胶黏剂的情况下形成良好的光学接合处。由于纤维80的端部82延伸经过金属管,因此空气不可能被困在纤维的端部,其中,空气被困在纤维端部能够危害在光学纤维面与成型透镜之间的光学接合处。纤维的端部可为裂角的以减少背向反射。

[0064] 如图7中所示,在另一个实施例中,透镜25与光学纤维80一起被成型插入不透射线标志物100中。如在图7中所示,未被包覆的纤维80是角裂的,并且被插入管84的一短段部分中,并且管84被插入标志物100中。该组件推挤在图8中右侧上的固定装置(未示出)以使这些部件对齐。如所示出的,胶黏剂104连接这些部件。如前文所讨论的,该组件被插入模具中。模具锁定在标志物100的端部上以使其定位。然后将模具填满塑料以制造透镜。

[0065] 然后将透镜25包覆反射涂层,并且将扭转线108或其他扭转装置滑入标志物100的里面并且粘接至标志物100。这就完成了如图9中所示的组件。

[0066] 应当注意的是,纤维80并不需要在管84的外侧延伸非常远,因为在纤维80与透镜之间的主要的连接是标志物100。只有纤维的面需要被成型至透镜。通过选用低熔化温度的塑料,可将管84熔化以结合至塑料透镜。这有助于组件的强度。

[0067] 在另一个实施例中,如图10所示,可将管84的短段部分消除。在该实施例中,代替扭转线108,可使用在纤维光学玻璃80上的非常厚的涂层120作为扭转装置。在此情况中纤维的芯和涂层被简单地插入标志物100中,然后透镜25被成型在标志物100中。因此在成型过程中组件被光学地对齐。这是可重复的对齐方法。标志物与透镜之间的连接点非常牢固,使得该组件是坚固的。因为纤维的面被成型插入到透镜上,所以光学路径将不会被胶黏剂中的气泡影响。管84的消除因此能够允许更小的整体设计。

[0068] 本发明的这些方面、实施例、特征以及实例在所有方面都被认为是实例性的并且并不意在限制本发明,本发明的范围仅由权利要求限定。在不背离由所声明的本发明的本

精神和范围的情况下,其他的实施例、修改和用法对于本领域中的技术人员而言将会是显而易见的。

[0069] 标题的使用以及在应用中的部分并不意味着限制本发明;每部分都能够应用在任何方面、实施例或本发明的特征中。

[0070] 贯穿该申请,组成被描述为具有、包括或包括具体的部件,或者过程被描述为具有、包括或包括具体的过程步骤,应当理解的是,本教导的组成还包括本质地包括、或包括叙述的部件,并且本教导的过程还包括本质地包括、或包括叙述的过程步骤。

[0071] 在该申请中,元件或部件被描述为包括在一列叙述的元件或部件中和/或从一系列叙述的元件或部件中选择,应当理解的是,该元件或部件可为所叙述的元件或部件中的任意一者并且可从一组包括两个或更多个的所叙述的元件或部件中选择。进一步地,应当理解的是,在不背离本教导的无论是在本文中清晰的或是暗示的本精神和范围的情况下,在本文中描述的组成的元件和/或特征、装置、或方法能够以多种方式进行组合。

[0072] 各种以“包括”和“具有”的形式的术语的使用通常地应当理解为可扩充的以及非限制性的,除非明确地另有所指。

[0073] 本文中单数的使用包括复数的情况(反之亦然),除非明确地另有所指。此外,单数形式“一”以及“该”包括复数形式,除非文中清楚地另有所指。此外,在本教导中的术语“大约”在数值之前的使用中,本教导还包括该具体数值的本身,除非明确地另有所指。

[0074] 应当理解的是,只要本教导保持可操作性,那么步骤的顺序或用于执行某些动作的顺序是不重要的。此外,两个或更多个的步骤或动作可同时进行。

[0075] 在一个范围或一系列的数值被提供处,每个介于所述范围或列的上限和下限之间的中间数值被单独考虑并且包含在本发明中,仿佛每个数值都在本文中被具体地列举。此外,在给定范围之间的并且包括上限和下限的更小范围可被考虑并且包含在本发明中。所列举的示例性数值或范围并不是对其他在给定范围之间并且包括上限和下限的数值或范围的放弃。

[0076] 应当理解的是,本发明的附图和说明书已经被简化以说明与本发明的清楚的理解相关的元件,同时为了清楚的目的消除其他的元件。然而,本领域中的技术人员将会认识到这些或其他的元件将会是期望的。然而,因为这些元件在本领域中是公知的,并且因为他们并未有助于本发明的更好的理解,因此在本文中未提供这类元件的讨论。应当理解的是,附图以示例性的目的被呈现并且并不作为结构图。省略的细节以及修改或可替代的实施例在本领域技术人员的视界内。

[0077] 在不背离本发明的本精神和必要特征的情况下,可以其他的具体形式实施本发明。因此前述的实施例在所有方面都应被认为是示例性的而非限制本文中所描述的本发明。因此本发明的范围由所附权利要求表明而非由以上的说明书表明,并且所有的在含义范围内的改变以及与权利要求等同的范围都意在包含在本文中。

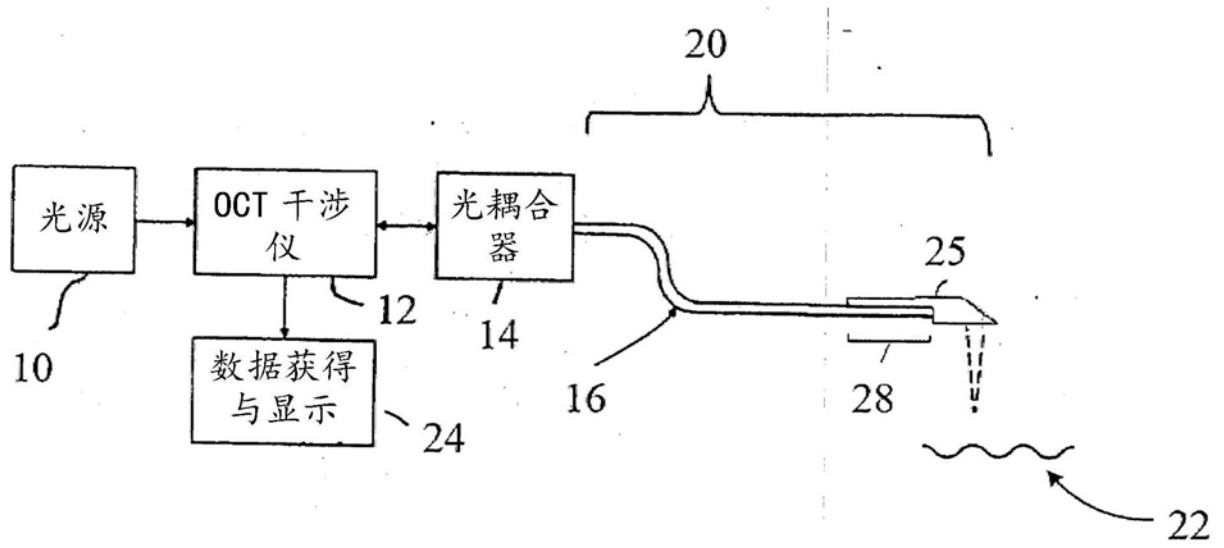


图1

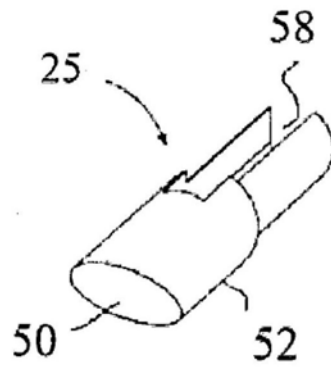


图2a

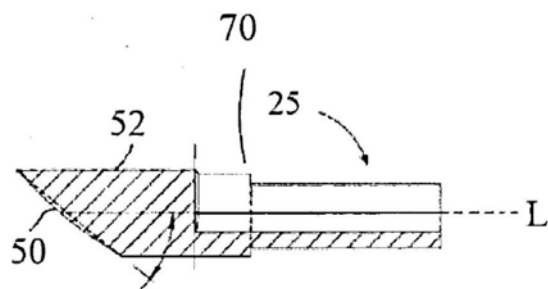


图2b

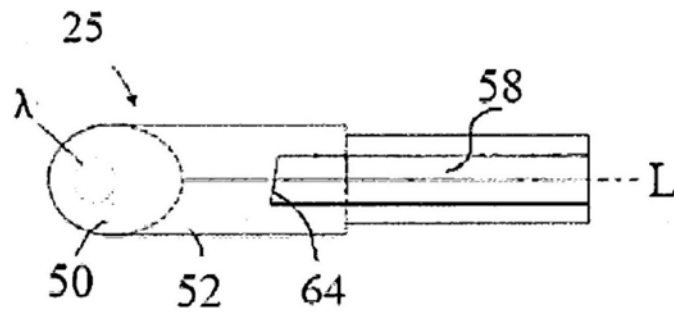


图2c

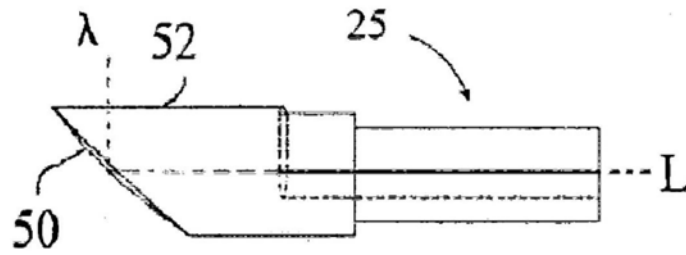


图2d

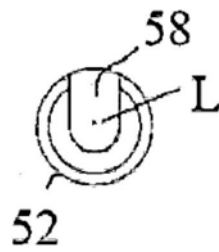


图2e

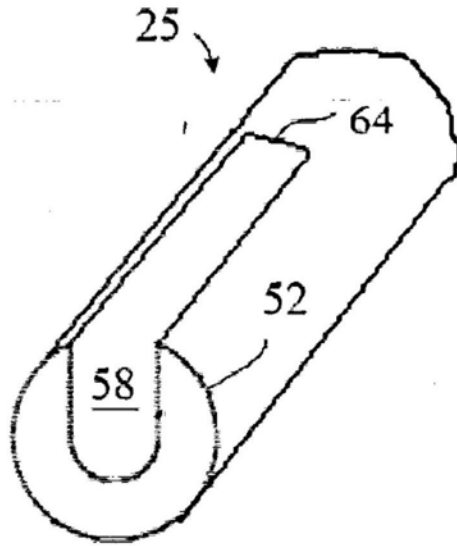


图2f

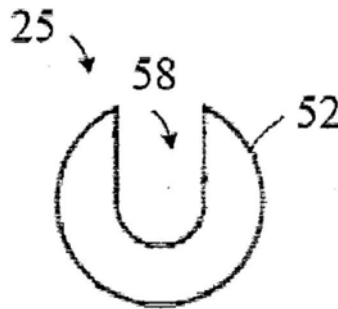


图2g

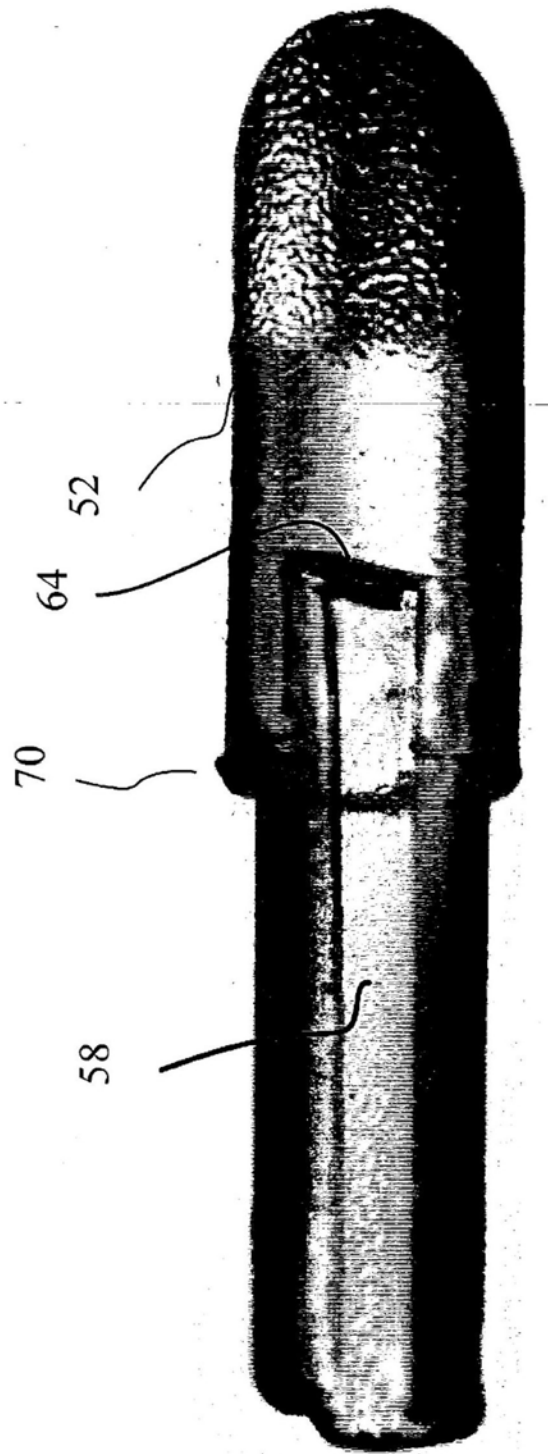


图3

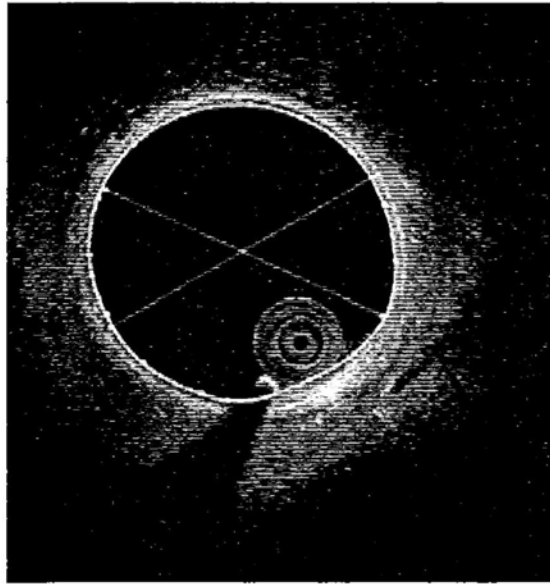


图4a

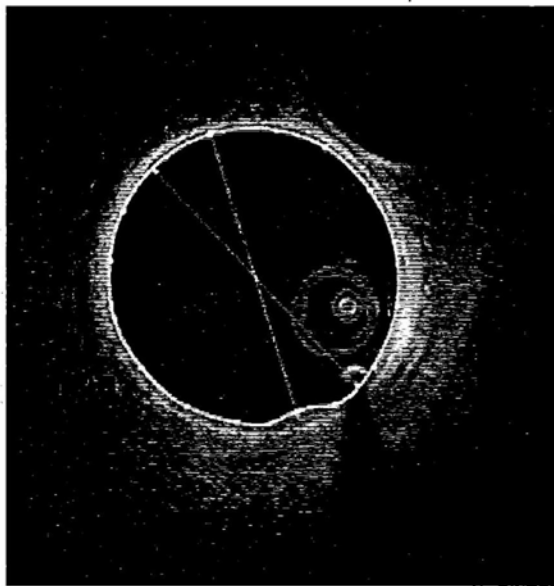


图4b

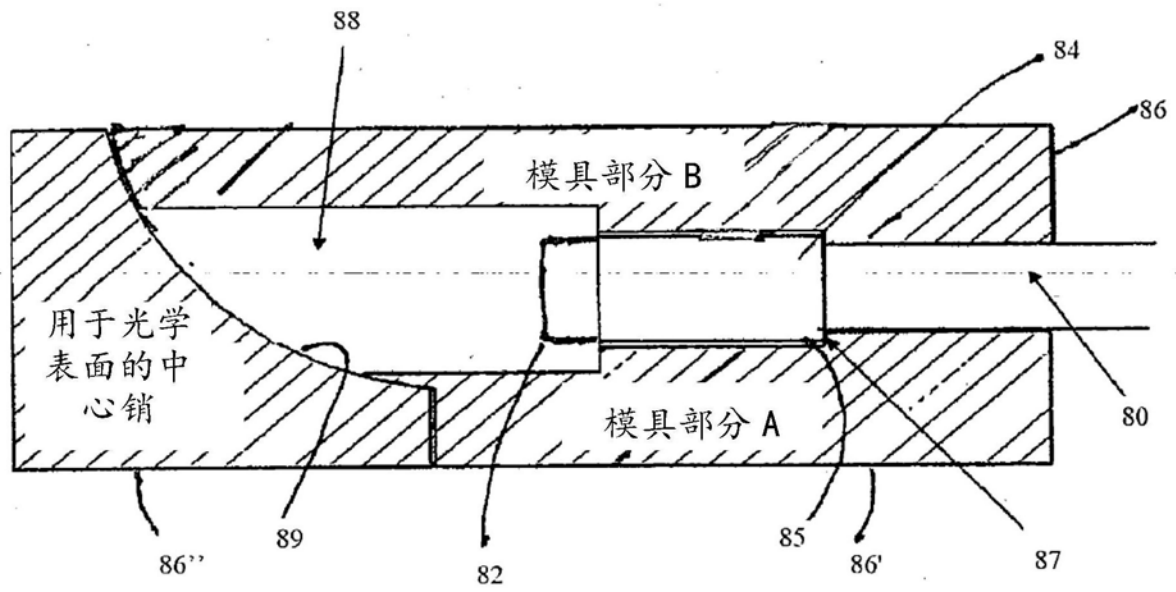


图5

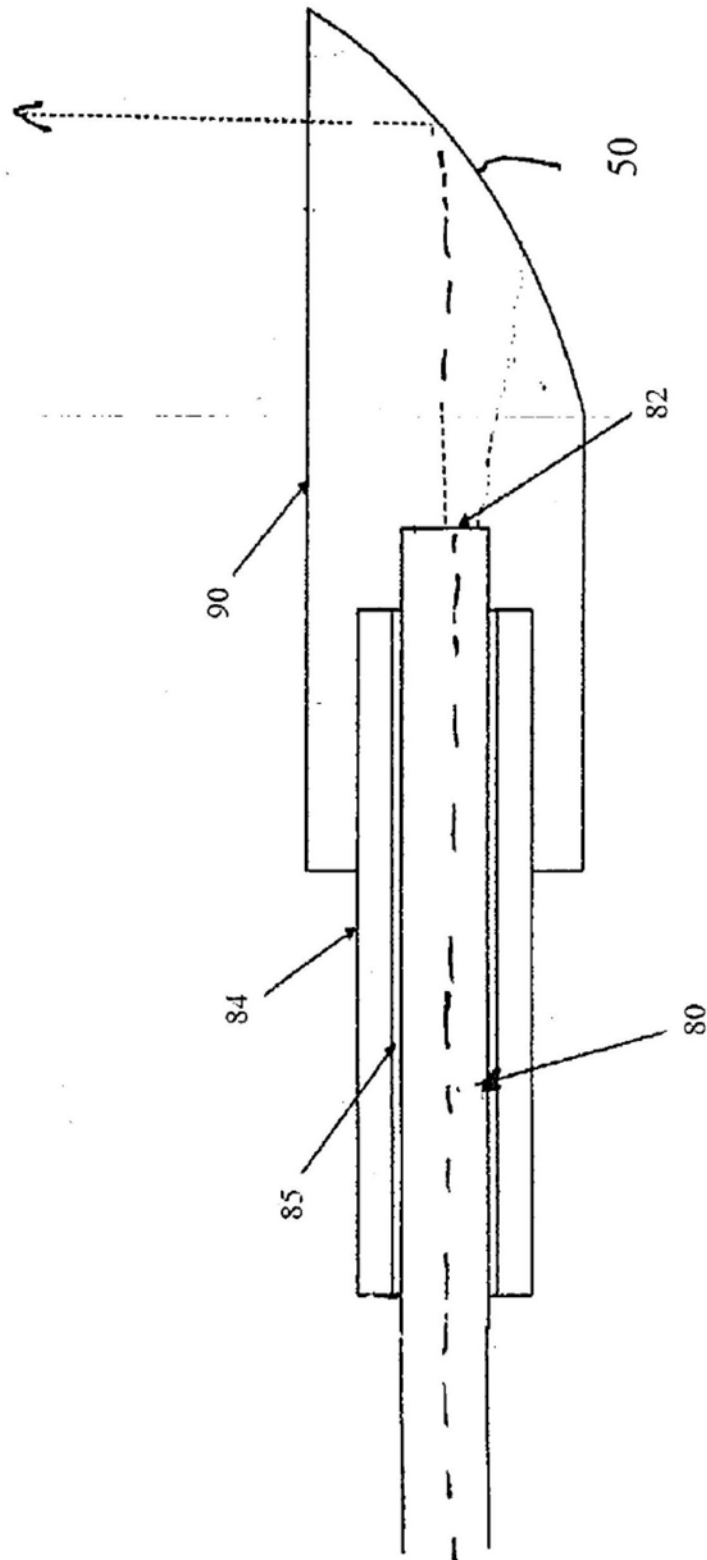


图6

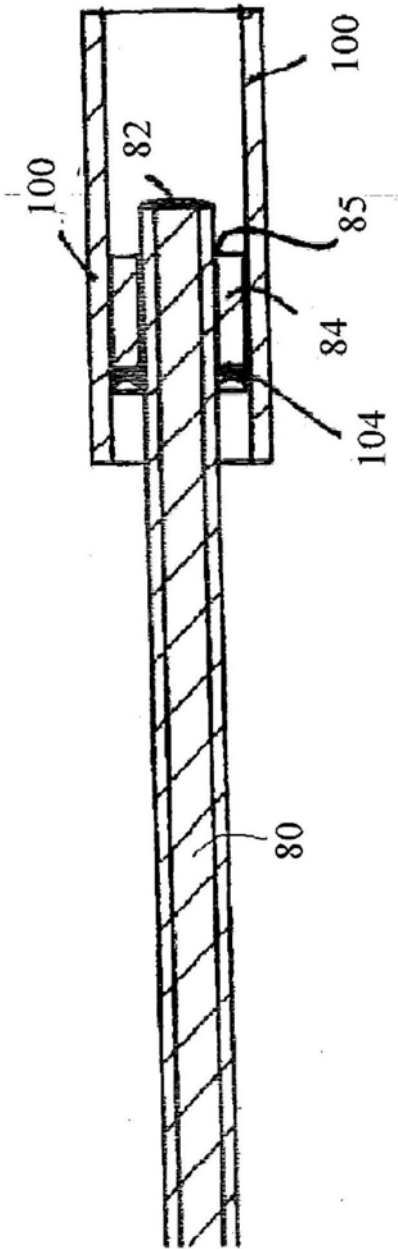


图7

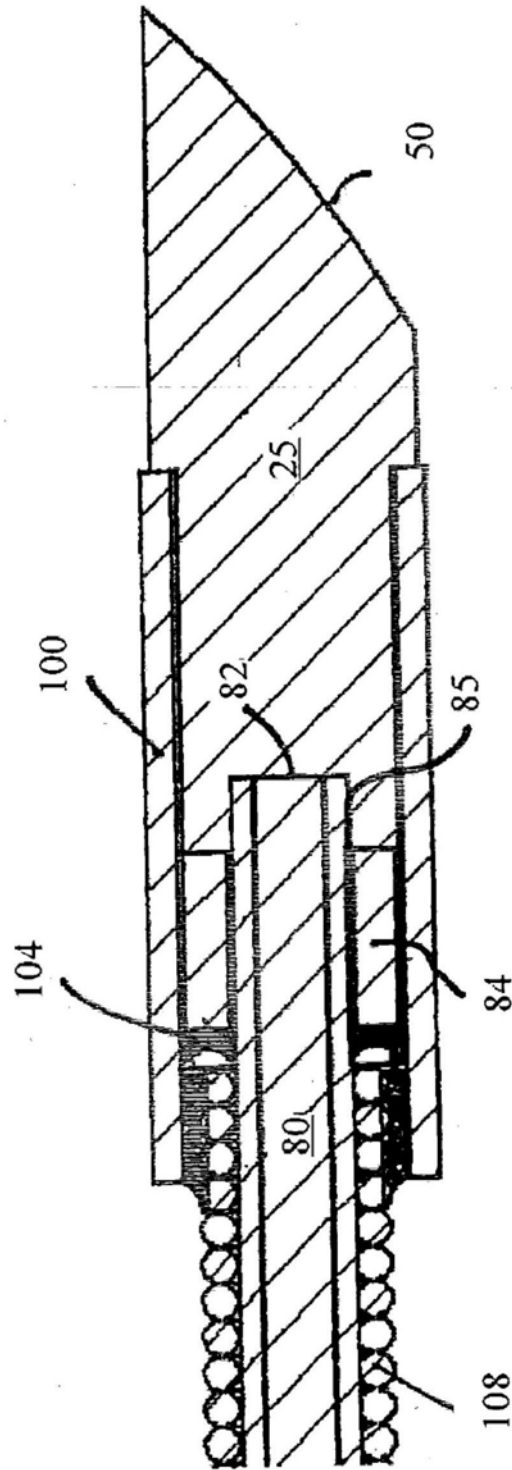


图8

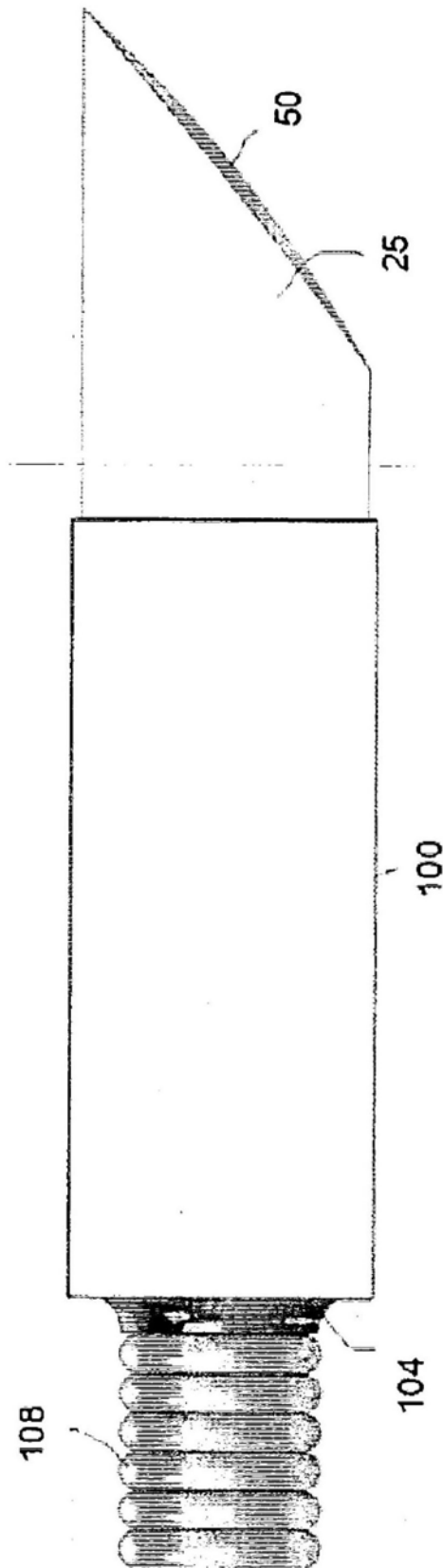


图9

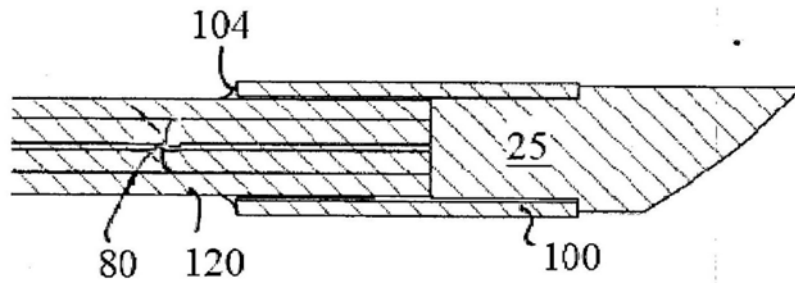


图10