



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 03823023.2

[43] 公开日 2005 年 10 月 19 日

[11] 公开号 CN 1684624A

[22] 申请日 2003.7.23 [21] 申请号 03823023.2

[30] 优先权

[32] 2002.7.25 [33] US [31] 10/205,374

[86] 国际申请 PCT/US2003/023019 2003.7.23

[87] 国际公布 WO2004/010856 英 2004.2.5

[85] 进入国家阶段日期 2005.3.25

[71] 申请人 莱特莱图像公司

地址 美国麻萨诸塞州

[72] 发明人 克里斯托弗·L·彼得森

爱德华·I·麦克纳马拉

罗纳德·B·兰波特

麦克尔·阿特拉斯

约瑟夫·M·施米特 保罗·马格宁

埃里克·A·斯旺森

[74] 专利代理机构 中原信达知识产权代理有限责任公司

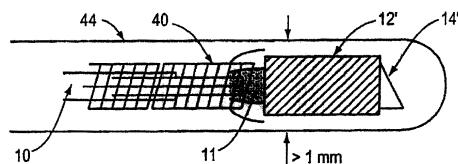
代理人 陆弋 顾红霞

权利要求书 4 页 说明书 17 页 附图 14 页

[54] 发明名称 带有光学畸变校正和旋转控制的扫描微型光学探针

[57] 摘要

本发明是关于一种光学探针(130)，其包括一个护套，一个位于护套(44)内的柔性的，可双向旋转的光传输系统(10, 135, 137)和一种位于护套内的粘度阻尼流体(140)。光传输系统能够传输，聚焦和收集预定波长范围的光。护套和粘度阻尼流体至少对那些光的一部分波长是透明的。粘性流体的折射率经过特殊选择，可以去除光在上述护套传播时产生的光学效应。具有实际直径 500 微米以下的用于扫描的光学探针从一个长的高柔性的纤维(10)到达样品。在一个实施例中，探针包括一种粘滞阻尼流体，其适合于防止非均匀旋转畸变(NURD)。这种探针被用于光学相干断层扫描(OCT)和其它干涉成像和测距系统，也可以用于其它成像形态的传输(荧光)或者医用光学资源。



1. 一种光学探针，包括：

5 护套；

安置在所述护套内的柔性的、可双向转动的光传输系统；所述光
传输系统能够传输、聚焦和收集预定范围波长的光；以及
位于所述护套内的粘滞阻尼流体，

其中，所述护套和所述粘滞阻尼流体都至少对所述波长中的一些
波长是透明的，且所述粘性流体的折射率经过选择，能够基本消除通
10 过所述护套的光传播产生的光学效应。

2. 权利要求 1 所述的光学探针，其中，所述光传输系统的直径小
于约 300 微米。

15 3. 权利要求 2 所述的光学探针，其中，所述光传输系统包括：
传输纤维；和
与光束定向元件光学耦合的聚焦元件。

20 4. 权利要求 1 所述的光学探针，其中，所述光传输系统产生：一
个出射光束腰，半径小于 100 微米，工作距离从 0 到 10 毫米，景深可
到 10 毫米。

25 5. 权利要求 4 所述的光学探针，其中，所述工作距离和景深可以
应用于气基或者流体基的成像环境。

6. 权利要求 1 所述的光学探针，其中，所述护套的直径小于约 500
微米。

30 7. 权利要求 1 所述的光学探针，其中，所述粘度阻尼流体至少位
于护套的一远端部分中。

8. 权利要求 1 所述的光学探针，其中，纤维在所述护套内能够滑动地旋转。

5 9. 权利要求 3 所述的光学探针，其中，所述传输纤维能够在一近端被旋转地驱动。

10 10. 权利要求 3 所述的光学探针，其中，所述聚焦元件和光束定向元件包括连接于第一段无芯二氧化硅纤维的传输纤维，该第一段无芯二氧化硅纤维连接到一渐变折射率纤维，该渐变折射率纤维连接到第二段无芯纤维，

其中，所述第二段无芯纤维具有一个或多个成角度的面以构成光束定向元件。

15 11. 权利要求 3 所述的光学探针，其中，所述聚焦元件和光束定向元件包括：

20 连接到一个渐变折射率纤维的传输纤维，该渐变折射率纤维的工作孔径和折射率曲线设计用于产生半径小于 100 微米的一光束腰，并且该光束腰位于在空气或者流体中从透镜末端开始测量的工作距离上，该工作距离不超过 10 毫米，并且

连接于渐变折射率纤维的一个有小面的无芯纤维。

25 12. 权利要求 10 所述的光学探针，其中，所述成角度的无芯纤维在一个成角度的面上被反射性涂覆。

13. 权利要求 10 所述的光学探针，其中，所述成角度的无芯纤维具有第一面角，从而使光束定向元件利用全内反射来定向光束。

30 14. 权利要求 3 所述的光学探针，其中，所述光束定向元件包括两个小面，第一小面作为一反射体，第二小面作为一透射元件，其中，

从第二小面发出并通过聚焦元件从第一小面再次反射的残留背反射光的角度大于传输纤维的受光角。

15. 权利要求 10 所述的光学探针，其中，所述成角度的无芯纤维的所述第二段在一个小面上涂覆有一种二色性涂覆层，从而使光能量基本在一个波长范围基本发生反射，在另一不同的第二波长范围基本发生透射。

16. 权利要求 1 所述的光学探针，其中，所述护套包括多个区域，每个区域都具有预定的长度并包含具有预定粘度系数的流体。

17. 权利要求 1 所述的光学探针，还包括用于进行导管冲洗的一内腔。

18. 权利要求 17 所述光学探针，其中，导管清洗保持在体温下进行以将导管远端处由温度引起的粘度变化减到最小。

19. 一种光学探针，包括：

光传输系统，该光传输系统设计用于在预定波长范围内操作，所述光传输系统包括：

带有一孔洞的第一护套，所述第一护套在其远端密封；

光束定向元件位于所述第一护套的所述孔洞内；

聚焦元件位于所述第一护套的所述孔洞内并且与位于第一护套的所述孔洞中的所述光束定位元件光学耦合；

25 带有一孔洞的第二护套，所述第一护套位于所述第二护套的孔洞内；

位于所述第二护套的所述孔洞内的粘滞阻尼流体，其中，所述流体的折射率被选择成能够基本消除在所述第二护套中的光传播所引起的光学效应；并且

30 其中，所述第一护套在其远端封闭，且所述光传输系统装在所述

第一护套内。

20. 权利要求 19 所述的光学探针，其中，所述光传输系统的直径小于约 300 微米。

5

21. 权利要求 19 所述的光学探针，其中，所述光传输系统产生一个半径小于 100 微米的出射光束腰，其工作距离为 0 到 10 毫米，且景深不超过 10 毫米。

10

22. 权利要求 19 所述的光学探针，其中，所述光束定向元件通过一个成角度的小面利用全内反射。

23. 权利要求 19 所述的光学探针，其中，所述第二护套的直径小于约 500 微米。

15

24. 权利要求 19 所述的光学探针，其中，所述光束定向元件只有一个单一的内反射面。

20

25. 权利要求 19 所述的光学探针，其中，所述聚焦元件包括带有辐射式末端的一个无芯纤维。

26. 权利要求 19 所述光学探针，其中，还包括用于进行导管冲洗的一内腔。

25

27. 权利要求 26 所述光学探针，其中，导管冲洗保持在体温下进行，从而将导管远端处由温度引起的粘度变化减到最小。

带有光学畸变校正和旋转控制的扫描微型光学探针

5 技术领域

本发明涉及超小型扫描成像探针的设计、制作和应用，更具体的，涉及带有防止旋转畸变功能的超小型扫描成像探针的设计、制作和应用。

10 背景技术

发展制造超小型扫描光学探针的需求十分紧迫。这种探针需要有超小型的成像镜头和相应的扫描和光束定向元件。这种探针可以用于光学相干断层扫描（OCT）和其他干涉成像和测距系统，也可以用于其它成像形态（如荧光）的传输或者医用光源。未来的医用（和非医用）光学探针要求这些小型探针可以进入微小并且弯曲的通道比如动脉、静脉、和肺部的气道。当探针的直径必须小于 500 微米，同时工作距离延长到几个毫米并且用于做可控的、潜在复杂扫描图案时，目前的技术一般不能完全满足这些需要。

20 尽管已存在小型镜片的设计和制造，例如一个导管的设计，使用小的渐变折射率透镜（GRIN 透镜）（约 1mm）同折叠反射镜耦连，通过单模纤维的缝隙投像到导管壁上，但是这种设计当缩小到小于 500 微米时存在多个问题。同时尽管制造非常小的具有小的工作距离的透镜的技术已经存在，并且这种透镜可以耦合到激光二极管上和其它光学元件上，但这种透镜通常不能提供大于 1 毫米的工作距离和大于 1 毫米的景深，而这在多个应用中都非常需要。

30 进一步的，现在已经多个市售的“扭矩线”——小型的绕线装置，用在一个长而柔性的轴上传输扭矩。这些装置目前通常应用在血管内超声显像（IVUS）上。这种超声波探针同扭矩线相结合已经应用

在冠状动脉转动扫描上。然而，这些装置一般直径至少为 1 毫米，比多个应用中要求的装置要大 2 到 4 倍。目前，这些扭矩线不能升级到所要求的尺寸，以用于小的光学扫描探针的制造。

5 专利 6,165,127 ('127) 披露了将一种粘性的流体置于一个超声波导管内腔的应用。流体的作用是方便扭矩线的固定，从而使纤维以恰当的旋转速率进入高扭转刚性的区域。如专利 '127 中所述，这种流体放置入主导管内部形成的独立孔腔内，将会提高整个装置的体积，并且流体不能同成像尖端接触，也不能像本发明一样使超声波能量通过流体传播。
10

15 最后，保持整个装置直径小于 500 微米的同时，在单纤维的远端成功获得均匀的旋转扫描图是目前主要的挑战。由于在远端顶部安装带有拖线和其它体积附件的马达非常的不合需要，所以必须找出一个方法使扭矩作用在近端，然后将扭矩传递到远端，而在导管应用中，
近端和远端的距离可长达三米。如果考虑到玻璃纤维极低的内在扭转强度（大约施加百万分之一 N·m 的扭矩将引起 125 微米标准直径的 1
厘米长的纤维扭曲 1 度），通过作用近端而使远端均匀的扭转是完全合
适的。为获得准确的四周图像，均匀的旋转在内窥镜技术中非常的重要。
20 术语“NURD”（非均匀旋转畸变）就是为描述本领域中这种有害的影响而创造出的词汇。

25 本发明涉及一种小的光学纤维探针的发明，其基本上没有非均匀旋转畸变。

发明内容

本发明涉及一种光学探针，其包括一个护套；一个位于护套内的有柔韧性的，可双向旋转的光传输系统和一种位于护套内的粘滞阻尼流体。其中光传输系统能够传输，聚焦以及收集预定波长的光波，而护套和粘滞阻尼流体对那些光波的至少部分波长的光是透明的。对粘

5

性流体的折射率加以选择以去除通过上述护套传播所引起的光学方面的影响。在一个实施例中，光传输系统直径本质上小于 300 微米。在一些实例中，护套主要为圆柱结构。在某些实施例中，光学探针还进一步包含一个内腔可以提供静脉管冲洗。在其它实施例中，静脉管冲洗主要保持在体温范围内，以降低粘滞阻尼流体由温度引起的粘度变化。

10

在另一方面，光传输系统包括一个光纤和一个同光束定向装置光学耦合的聚焦元件。这种聚焦元件可以产生半径小于 100 微米的出射光束腰，工作距离范围可以从零到几毫米，景深可以到几毫米。在一个实施例中，护套的直径基本小于 500 微米。在一个实施例中，传输纤维在它的近端进行旋转的操作。

20

在一个实施例中，聚焦元件和光束定向元件包含传输纤维，其附于二氧化硅纤维的第一部分。而二氧化硅纤维的第一部分附着在渐变折射率纤维上，同时渐变折射率纤维附着在无芯纤维的第二部分。在另一个实施例中，无芯纤维的第二部分有一个或者多个成角度的小面 (facet) 从而形成光束定向元件。还是在这一个实施例中，聚焦元件和光束定向元件包括一个传输纤维，其连接于一个渐变折射率纤维上，其中渐变折射率纤维的工作孔径和折射系数范围经过设计可以产生半径小于 100 微米的光束腰，同时从透镜末端测量，其工作距离为几毫米。

附图说明

25

图 1 示出根据本发明的实施例的一个成像透镜的实施例。

图 2 为图 1 中的成像透镜中的焦点和景深的关系图，假定为高斯光束。

图 3 为现有技术中的已知装置的实施例的示意图。

图 4 示出根据本发明的装置的一个实施例。

30

图 5 示出根据本发明的带有一个分离的折叠镜的实施例。

图 6A 示出保护性框架中的一个成像导线的实施例。

图 6B 示出通过护套进行光学无补偿传播和经补偿的传播的具体示意图。

图 7 示出带有一种光学透明粘滞阻尼流体的本发明的实施例。

图 8 示出本发明的一个实施例，可以在光学粘滞阻尼流体内利用全内反射。

图 9 示出本发明使用非均匀旋转畸变补偿装置对一个平坦表面的成像图。

图 10 示出没有非均匀旋转畸变补偿装置所形成的一个平坦表面的成像图。

图 11 示出本发明的一个应用，使用非均匀旋转畸变补偿装置所拍摄的圆柱形组织显影图。

图 12 示出没有使用非均匀旋转畸变补偿装置所拍摄的圆柱形组织显影图。

图 13 示出根据本发明的一个描述性实施例的小型光学探针。

具体实施方式

图 1 示出一个成像透镜实施例的例子。在这个实施例中，一个单模纤维 10 同透镜 12 接合或固定。透镜 12 的直径与纤维 10 大约相同。纤维 10 包括一些不同的薄的保护性涂层。光束定向装置 14，在此实施例中为 45 度（或者其它合适角度）折叠的反射镜，使用融合粘结或者胶水粘附在透镜 12 上。折叠反射镜 14 可以涂附高反射系数材料或者根据内部全反射原理操作。关于图 1 所示，在所示实施例中，透镜 12 的工作距离 16 长度从折叠反射镜 14 的表面 18 到高斯光束的腰部位置 20。透镜 12 和光束定向元件 14 相结合放大（或者缩小）了原来位于单模纤维 10 出口处的光束腰，并且在位于工作距离 16 的圆点上产生新的束腰 20。在工作距离 16 上，如图 2 所示，光点尺寸变到最小，而相前部分几乎是平的。

一般来说，在高度多模光束中（模数大约为 10 或者更大），束腰

位置 20 和经典的成像部位几乎重合。然而在这里的单模光束中，这两者的位置相差很大。透镜/成像系统有一个焦深 22，其同光点尺寸成反比。在多个成像系统中，包括光学相干断层扫描系统，纤维中发出的光在样品上聚焦，并且反射光随后通过透镜反馈耦合，并进入单模纤维。
5 在这里和其它的成像或者光传递/收集应用中，当光撞击的样品位于焦深或者景深 22 之内时，可以获得最佳的光学性能。

单模高斯光束根据下面已知的关系式从它们的最小宽度(束腰 20)处扩展。

10

$$\omega(z) = \omega_0 \sqrt{1 + \left(\frac{z}{z_0}\right)^2} \quad (1)$$

15

20

其中， $\omega(z)$ 指位于 z 处的光束半径， ω_0 指光束腰的半径，定义其出现的地方 $z=0$ ，并且 z_0 为瑞利范围，其代表在束腰处测量的强度为峰强度的 $1/2$ 时的点之间的长度。瑞利范围根据公式 $(n\pi\omega_0^2/\lambda)$ 获得，其中 λ 为真空中光的波长， n 为介质的折射系数。瑞利范围因而规定为景深 22，典型的，定义为 z_0 的两倍并且经常称之为共焦参数。如图 1 所示，从成像的光束腰所在位置 20 到表面 18 的长度在这里被定义为透镜组 12/14 的工作距离。透镜 12 本身的总的聚焦长度另外包括穿过光束定向元件 14 的光程。

高斯光束半径的曲度 $R(z)$ 通过另一个大家共知的关系式获得。

$$R(z) = z_0 \left(\frac{z}{z_0} + \frac{z_0}{z} \right) \quad (2)$$

25

等式 2 显示高斯光束在束腰处的曲率半径为无限大（前面平坦阶段），并且在比瑞利范围大的长度上，高斯光束将作为 $z=0$ 为中心的球形波传播，并且在此区域能够使用经典光学（几何学的）处理。然而在目前的情况下，想要的工作距离 (z) 和景深 (z_0) 是同等的，并

且经典光学不能有效使用。为解决目前的问题，想要的工作距离 16 和景深 22 被首先选择。这也决定了通过透镜产生的需要的束腰的大小。在空间中，需要的束腰大小和束腰的位置 16 反过来决定必需的光束大小以及在透镜表面 27 处的波前曲率半径（出射光束）。这样，透镜系统 12 必须让光束从纤维出口处扩展，以同透镜表面 27 所需要的光束大小相匹配，并且还必须使入射光束的相前弯曲，以同出射的光束匹配。因此，只要已知两个输入条件，即工作距离 16 和景深 22，就可以唯一地确定透镜系统。

尽管从弯曲表面制造出的透镜能够同样有效的使用，使用渐变折射率材料（GRIN）制造微型透镜是这里描述的探针的优选实施例。形成渐变折射率透镜的必要因素在于折射率的径向变化，从而使波前产生弯曲，并且其同在传统曲面透镜所产生的相弯曲相似。在渐变折射率透镜和标准曲面透镜之间的简单指导性的关系可以通过都看作薄透镜处理而获得，也就是透镜内的长度可以忽略。其关系式如下：

$$\frac{n_1 - n_0}{R_1} = n_c \frac{A}{a^2} l_{grin} \quad (3)$$

其中 n_c 为 GRIN 材料的中心折射率，而 A 为渐变折射率，例如：

$$n_r = n_c \left(1 - \frac{A}{2}\right) \left(\frac{r}{a}\right)^2 \quad (4)$$

其中 n_r 为从中心到半径 r 处的折射率， l_g 为 GRIN 材料的长度（这里长度仅仅用来确定薄渐变折射率透镜的聚焦能力）， a 为渐变折射率透镜的半径。如前面所述，这种材料已经商业化，可以直接获得。然而，因为渐变曲线 A 和 GRIN 材料的大小 (a) 的影响，不能同时得到满足要求的工作距离 16 和景深 22，一般的商业上可以得到的渐变折射率透镜不能满足目前成像的要求。

因而，在一个实施例中，传统的 GRIN 材料需变大以满足这里所

讲的要求。为成功的达到要求，需要进行更严格的计算，将 GRIN 长度对光束传播和聚焦强度的影响也考虑进去。也就是说，当高斯光束通过 GRIN 材料传播，高斯光束通过折射曲线不断的改变。因为在这些透镜要求具有相对大的孔径和低的聚焦强度，它们不能像上面那样看作是薄透镜。

5

为计算所要求的 GRIN 渐变曲线，可以应用众所周知的处理高斯光束在近轴传播中使用的 ABCD 矩阵形式。ABCD 矩阵可以描述从单模纤维中的传播，通过 GRIN 材料的传播和进入中间界质的情况，具体如下所示：

10

$$\begin{bmatrix} A & B \\ C & D \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos(l_{grin} A') & \frac{n_{smf}}{n_c A'} \sin(l_{grin} A') \\ -\frac{n_c A}{n_0} \sin(l_{grin} A') & \frac{n_{smf}}{n_0} \cos(l_{grin} A') \end{bmatrix} \quad (5)$$

15

其中， A' 为 $(\sqrt{A})/a$ ， n_{smf} 是单模纤维的折射率。如在相关技术中所知，假设其它的参数，如以前所述，想要的景深 22 和工作距离 26 已经设定，通过研究高斯光束变化的 ABCD 定律可以解决 A' 参数的问题。通过代数变换，可以获得下面两个等式：

20

$$\frac{1}{\omega_f^2} = \frac{1}{\omega_i^2} \left(\cos^2(l_{grin} A') + \left(\frac{n_c A' \pi \omega_i^2}{\lambda} \right)^2 \sin^2(l_{grin} A') \right) \quad (6)$$

$$\frac{1}{W_D} = \left(\frac{n_{smf}}{n_0} \right)^2 \frac{1}{\sin(l_{grin} A') \cos(l_{grin} A') \left(\left(\frac{\pi \omega_i^2}{\lambda_{smf}} \right)^2 \frac{n_c A'}{n_0} - \frac{n_{smf}^2}{n_c n_0 A'} \right)} + \frac{n_c A' \sin(l_{grin} A')}{n_0 \cos(l_{grin} A')} \quad (7)$$

25

其中， ω_f 为最终光束腰（想象中的）半径， ω_i 为单模纤维出口处开始光束腰的半径， λ 为自由空间波长， λ_{smf} 为单模纤维内部波长， W_D 为工作距离（举例来说指成像腰的位置）。例如，假定想要的景深为 4 毫米，工作距离为 3 毫米，同时 λ 等于 1.32 微米，等式 (7) 和 (8) 可以通过叠代得到以一种标准单模光纤 SMF-28 开始，并在空气中成像

时，所得到的数值为 $A' = 1.2074\text{mm}^{-1}$, $l_{\text{grin}} = 1.41$ 毫米。

如果不能获得准确的 GRIN 参数，特别是不能获得本设计中准确的梯度系数，其数值如在现有技术中所知道的明显小于商业化 GRIN 纤维的梯度系数。我们可能在单模纤维和 GRIN 材料之间增加一个中间纤维介质。目的在于使光束在从单模纤维射出，还没有进入 GRIN 纤维之前，使它能够扩散。这种中间纤维介质优选纯二氧化硅，其没有光束形状或导向的影响，仅仅使光束在其中扩散。扩散装置和 GRIN 材料的结合可以使梯度系数的选择范围更广，并且可以成功获得想要的工作距离和景深。因为增加装置的矩阵仅仅需要乘以 GRIN 材料的矩阵，在 ABCD 矩阵公式中可以非常容易的加入扩散系数。

$$\begin{bmatrix} A & B \\ C & D \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & L \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (8)$$

如果在增加装置和渐变折射率透镜之间存在折射指数的变化，计算指数变化的附加矩阵能够插入等式。

图 3 描述了现有技术中的小型成像探针的实施例。在此实例中，单模纤维 10（在一个实施例中，直径为 125 微米）使用紫外活化光引发粘合剂 11（紫外光粘合剂）与市售的 700 微米的 GRIN 透镜 12' 粘合，同时，渐变折射率透镜又与一个 700 微米的光束定向装置 14' 通过紫外光粘合剂粘合。这种光学传递系统包含在一个可转动的扭矩电缆 40 中，而电缆 40 则粘附在渐变折射率透镜 12' 近端。整个组装系统都包含在一个护套 44 内，并且护套对单模纤维 10 放射出的光的波长透明，或者在靠近棱镜 14' 附近有一个透明窗。这种成像探针可以成功得到图 2 所示的结果，景深和光点大小。

如图 2 所示，尽管这种纤维的直径只有 125 微米，并且所要求的最大光束尺寸小于 100 微米，整个组装系统直径大约为 1 毫米。这么大的直径限制了此类装置只能在通路直径明显大于 1 毫米时才能使用。

5

例如，为在小血管内部成像，探针的外径（OD）必须小于 350 微米，以在现存导管导丝内腔插入。进一步的，目前所述的设计因为满足不同元件的反射指标还存在困难，还存在背反射过大的缺点。这些背反射极大的影响透镜的成像质量，特别是光学相干断层扫描的成像质量。在光学相干断层扫描应用中，大的背反射会产生众所周知的盲区，这样大的反射会引起前端电子的饱和，从而只能提供小的无法探测到的反射。

10

15

图 4 描述了一个光学组合体系的实施例，其中一个单模传输纤维 10 连在渐变折射率透镜 10 上，透镜 10 随之连接到多面体光束定向元件 14[”] 上。彼此的连接通过纤维熔接粘结剂 48，从而避免光学环氧化物的使用，尽管环氧化物在需要时也可以使用。本实例中的光束定向元件 14[”] 有两个面，第一个小面 50 用来反射光，而第二个小面 54 用来传输光并避免经常在光束通过圆柱形纤维时发生的畸变。在一个实施例中，第一个小面 50 同纤维 10 的纵轴之间的角度为 50 度。还是在此实例中，第二个小面 54 同纤维 10 纵轴之间的角度为 5 度。

20

25

30

第一个小面 50 可以有金属或者电介质涂覆层，也可以涂覆成一种二色性的分光器，以经过不同的波长，同时得到正面图像和侧面图像。可替换的，如果角度大于根据折射定律（Snell 定律）获得的全内反射的角度（二氧化硅和空气界面的度数为 43 度），随后对纤维进行涂覆是没有必要的。因为为了内反射在纤维顶端进行涂覆是一个非常大的技术挑战（相反的外部反射非常容易），因此这个结果极大的降低了装置本身的花费和复杂度。图 4 中光学透镜 12[’] 和光束定向元件 14[”] 的总直径可以很容易的控制在 300 微米以下，同时可以满足想要的例如图 2 所示的光束参数。进一步的，可以使用标准的熔合，粘结和抛光技术制造，并且花费能够不昂贵的透镜 12[’] 具有小的背反射和准确的聚焦。图 4 中粘附的光束定向元件 14[”] 优选以下方法制造，首先熔解连接一部分短的无芯纤维到渐变折射率透镜 12[’] 上，随后以选定的角度抛光折叠镜小面 50 和折叠镜小面 54。

在使用光学相干断层扫描技术时，小面 50 和 54 之间角度的关系必须给予特别关注。因为 OCT 系统常规的敏感度都超过 100dB，防止从第二个小面 54 的背反射，从而耦合入传输纤维 10 非常重要。甚至 5 4%的反射（二氧化硅和空气界面）都足以饱和并有效的使敏感的 OCT 系统产生盲区。因此，角度必须仔细的选择从而使背反射角大于单模传输纤维 10 所能接受的角度。例如，抛光的反射面入射角为 50 度，并且抛光的传输小面 54 同透镜轴的角度为 5 度，返回光束将超过标准 10 SMF-28 单模纤维 10 的受光角。这些特定的角度还具有其它的优点； 50 度角将超过玻璃和空气界面的全内反射角（通常为 43 度）。进一步的，这种设计将允许纤维 10，透镜 12' 和光束定向元件 14'' 的组合体在任何涂覆工艺之前在空气中进行检测。

图 5 描述了另一个实施例，其中光束定向元件 14''（折叠镜面）同透镜 12 是分离的。这种方法具有可以使光束定向元件 14'' 的镜片进行外反射涂覆，一种容易的多的工艺操作的优点。然而，这种方法的一个缺点在于将增加装置的长度并且透镜 12 的焦距作为补偿也必须增加。因为直径 125 微米的纤维 10 存在孔径限制，同时成功得到长的焦距和小的光点尺寸非常困难，所以一般优选紧凑的光束定向元件设计。

如图 6A 所示，在每一个实施例中，纤维 10 和透镜 12 组合体装入一个保护性的护套 44 或者管道中。护套 44 之所以需要有下面几个原因。第一个和最重要的是对纤维 10 的保护。第二，护套 44 提高了长纤维导管的可操作性。第三如下仔细描述的，护套 44 可以使旋转纤维 25 10 具有机械阻尼从而获得均匀的转动速度。

然而，护套 44 必须允许 OCT 光以最小的损失和畸变反射到外出光束上，以使成功获得最有效的光学系统成为可能。即使通过护套 44 没有最小吸收，散射和变形损失，系统的敏感性损失也超过 30dB。在 30 这些损失中，光学变形更难以控制（在圆柱形的护套），并且能够占到

损失的 15~20dB。当光束穿过护套 44 弯曲的可以作为透镜的表面，畸变就会产生。透镜的能量通过护套 44 的半径和护套 44 和周围介质之间的折射率的差异来控制。

5 护套 44 本身可以是透明的，或者它可以包含对光束定向元件 14 的区域透明的合适材料。其中，因为有多个材料可以降低 OCT 中吸收和散射的损失，同时保持良好的机械性能，所以优选透明的护套 44。具有这些性质的材料包括聚四氟乙烯，丙烯酸，聚碳酸酯和几种热塑性材料，如杜邦公司的 Hytrel，是一种热塑性聚酯弹性体。值得注意的是尽管这些材料中有几个对可见光是不透明的，但是它们可以对 OCT 中的波长的光进行传输。一个透明的护套也是优选的，因为它允许旋转的纤维在护套内部纵向转换，以提供三维成像而不用将纤维和护套作为一个单元前后运动。

15 平面的窗面材料或者在护套 44 上形成的平面能够用来降低光学畸变的影响，从而使光学图像的性质更容易处理，但这样会极大的提高制造的复杂性和费用。同时，平面的窗面也不适合于圆周扫描装置所要求的 360 度的扫描。如果选择圆柱形的护套 44 或者窗体，就必须考虑窗体材料和形状对图像质量造成的影响。

20 经典光学标准等式（圆形的）对了解所遇到问题的本质有很好的帮助。

$$\frac{n_1}{f_1} = \frac{n_2}{f_2} = \frac{n_2 - n_1}{R_1} - \frac{n_2 - n_3}{R_2} + \frac{(n_2 - n_3)(n_2 - n_1)t}{n_2 R_1 R_2} \quad (9)$$

25 其中 n_1 为护套左部界质的光折射率指数， n_2 为护套本身材料的光折射指数， n_3 为护套右部界质的光折射率指数， R_1 为曲率内半径， R_2 为曲率外半径， $f_{1,2}$ 为到护套左部和右部的焦距， t 为护套的厚度。在护套为圆柱形的情况下，等式（9）中的焦距只能用于圆周方向。

护套 44 对传输的光束的光学效应是双重的。首先，如图 1 中所示，光束腰大小 24 发生变化，第二，光束腰 20 的位置改变。相对于完美情况的耦合损失最好通过重叠积分计算，但是对于圆周方向上的一维附加损失可以通过下面等式很好的估算近似值。

5

$$\eta = \frac{1}{1 + \frac{L}{z_0}} \quad (10)$$

其中， η 为基点折射值， L 为从圆周光束腰到理想光束腰的距离， z_0 为前面定义的瑞利范围。

10

通过检查上面的等式，很明显可以发现为降低护套 44 的光学效应（例如，将焦距 f_1 和 f_2 向无穷大移动，等价于一个平坦的表面），最重要的方面是通过降低厚度以及提高曲率半径使三个系数匹配（平衡）。可以理解的，上面的等式适用于球形表面，在这种表面上，只存在垂直于护套的轴的影响。然而，虽然这里提供了对影响的说明，但是一般来说，使三种材料的系数匹配非常的困难；减少厚度将引发对机械完整性的影响，而提高半径则导致不能接受的探针直径的增加。另一个可能是，通过护套内界质的合适选择，使两个折射作用的影响（护套/窗体的内部和外部直径）相互抵消到个位数，从而有效的中和弯曲表面的影响。具有正确折射指数的中和流体的选择能够通过下面的等式获得。

$$\frac{n_2 - n_1}{R_1} = \frac{n_2 - n_3}{R_2} \quad (11)$$

25

在这里， n_1 为中和流体或凝胶的光学系数， n_2 为窗体材料的光学系数， n_3 为周围界质的折射系数。这种方法提供了一种新的自由度，从而使平衡护套的大小，厚度和可能的流体系数，从而使中和光学效应到个位数成为可能（例如降低影响到他们原来水平的 10%）。

中和流体的影响如图 6B 所示。无补偿性曲线 60 表示的是一个直径为 355 微米，厚度为 50 微米的充满空气的丙烯酸护套，其使用纤维透镜 12 在进入盐水 2 毫米的深度产生 30 微米的光束腰。无补偿性的情况下，光束产生快速分叉，在界面左部大约 400 微米的地方产生一个外推的 6 微米的光束腰。补偿形曲线 64 也在图中显示，通过一种已经商业化的氟硅氧烷流体，在 1800 微米附近获得一个圆周形的光束腰，其非常接近于理想状态。在无补偿情况下，全部的耦合损失超过 12dB，而在有补偿的情况下，其耦合损失只有 1dB，这意味着通过补偿，不必要的损失降低了 90%。

10

为避免被涂覆的内反射小面 50 的复杂化，优选全内反射。如前面所提到的，对玻璃/空气界面，全内反射可以在大于 43 度的任何角度发生。然而，一旦纤维浸入一种环境，例如水或者盐水，折射率将远大于同质体（空气），全内反射将变得不切实际。因此，保持玻璃/空气界面非常必要。

图 7 描述了获得空气反射光束定向元件 14 的优选制造方法，其中全内反射可以在流体环境内，可应用角度下使用。一个薄的透明的内部护套 44' 同透镜 12/光束定向元件 14 结合，并且在远端端 74 密封。内部护套 44' 可以使用光学环氧粘合剂或者通过热引发收缩粘合。图 6A 中的外部护套 44 也在图 7 中显示。

一旦光学效应确定，获得均匀旋转扫描就变的十分关键，这样高质量，可理解，可重复的图像也可以获得。在内窥镜成像工业中，大量的努力都投入于解决这个问题。基本上有三种可行的技术在以前的工艺中得到发展。第一个是已经讨论过的扭矩线 40 的研究，第二个是相位阵列系统的研究（在超声成像领域），其能够通过末端转换器的电子装置有效的掌握光束。最后，软件成像校正能够用来尝试通过图像的后处理来对非均匀旋转畸变（NURD）进行补偿。如前所述，扭矩线 40 一般不能升级到这里所考虑的尺寸并且会极大的增加花费。相位阵

25

30

列系统非常复杂，因为它们包含多个的转换器和附加的控制型电子装置。复式纤维解决方案是可能的，但是会极大的增加花费。最后，以软件为基础的校正体系非常复杂，并且容易出错，同时如果 NURD 可以避免先验，校正体系所得到的图像一般质量要差多个。

5

一种新的控制纤维光学探针的旋转速率变化的方法在此揭露并被描述。考虑到玻璃纤维极低的扭转刚度（如前详细描述），可以期望在一定长度获得有意义的纤维并使旋转速度适合于应用到多种领域，比如医疗应用。例如，一个两米长的经 7.5 微米厚的聚酰亚胺涂覆层的直径为 125 微米的纤维，在充满水的导管框架内部以 10HZ 的速率旋转，可以经历 10 整圈以上的绕圈。尽管纤维圈的末端必须以平均 10HZ 的速度旋转，(NURD) 在因为绕圈产生的旋转片断，摩擦变化引起的解链，导管的运动，温度变化等此类过程中，其也可以有速度的变化。

15

如图 8 给予的概念性的描述，通过负反馈控制光传输系统远端的速度从而控制这些速度的变化是可能的。位于远端的粘滞阻尼可以提供这种反馈控制。通过在光传输系统和护套 44 之间引入一种粘滞阻尼流体本质上可以产生一种光学透明的径向轴承。一种光径通过断点箭头表示出来，径向轴承的机械性质被很好的理解并彻底的证明。其中几个关系式如下所示：

$$\text{Shear Stress}(\tau) = \mu \times \frac{V}{a} = \mu \times RPS \times \frac{2\pi r}{a} \quad (12)$$

$$\text{Torque} = \mu \times RPS \times \frac{2\pi r}{a} \times 2\pi r \times l \times r \quad (13)$$

$$\frac{\text{Windup}}{\text{length}} = \frac{\text{Torque}}{G \cdot I_z} \quad (14)$$

25

其中， μ 代表粘度， a 代表纤维和护套之间的间隔， V 代表速率， RPS 代表每秒钟的旋转， l 代表护套内粘性流体使用的长度， G 代表剪切模量（纤维的硬度模量）， I_z 表示纤维轴的惯性力矩。

因为粘度引发的扭矩负荷随速度增加，并且会使解链纤维速度变慢，负反馈可以建立。通过控制变量 a 、 l 和 μ ，精确的控制光传输系统远端的旋转特性成为可能。这种技术具有易于控制，低花费，低复杂度和探针体积增加几乎可以忽略的优点，同时还可以在内窥镜成像系统中进行无非均匀旋转畸变的操作。例如，通过在不同的位置使用不同粘度的溶液，非均匀旋转畸变甚至可以进一步的得到控制，而且在这些不同的位置，除了在这些流体的边界线以外，流体内在的高粘度有助于防止混合。这在它们自由旋转的同时，方便了不同流体的隔离。在导管整个长度上分布粘性流体也是可能的，但位于远端的粘滞阻尼对 NURD 的控制通常更为有效。最后，所使用的用于粘度控制的流体同时必须具有所要求的可透射性，优选具有如前详细描述的中和光学特性。有一些流体和凝胶，例如氟硅氧烷化合物，能够同时适合前面描述的光学和机械效果。另外，合适的粘滞阻尼流体代表性的具有大小在 500 和 20,000 厘泡之间的动力学粘度并且在一些实施例中，
10 折射率在 1.32 和 1.65 之间。
15

有几种类型的流体满足这些要求，包括氟硅氧烷，糖浆，合成和天然的油类，甚至用于多个干涉心脏病学过程中的 X 射线对照试剂（如 RenoCal-76 (tm)，一种优路芬 X 射线造影剂溶液，新泽西州普林斯顿 Bracco Diagnostics 公司制造）。
20

多个粘性流体表现出粘度和温度强的相互依赖性。这可以在不同的实施例中方便的使用。在一些实施例中，温度影响能够对粘性流体的使用产生不利的影响。本发明的一个方面就是关于控制粘性流体的温度从而成功降低 NURD 的影响。例如，一个温度依赖性的有利方面的应用为，加热粘滞阻尼流体从而使流体容易注射入非常紧的孔洞，比如一个长导管护套。一种潜在的有害的影响可以在血管内成像应用中看到，在此应用中，经常使用盐水冲洗。如果盐水不能在体温范围内，粘滞阻尼流体的粘度将变化，并且传输纤维将旋紧或者解旋（取决于粘度升高还是降低），从而引起所观察到 OCT 图像的旋转。一种
25
30

5

简单的方法可以用来保证任何注射入的盐水，或者其它恰当的导管洗液保持在体温或者接近体温的范围。MED-36 就是这样一个温度敏感的例子，MED-36 是加州 Carpinteria 的 NuSil 公司制造的一种硅树脂流体，其在室温（25 摄氏度）的粘度为 1010 厘泡，在体温（38 摄氏度）则下降到 750 厘泡。

10

15

图 9 描述了使用图 7 所示导管获得的平面的无非均匀旋转畸变（NURD）的光学相干断层扫描图像。图 10 是同图 9 相同表面的图像，但是其没有粘滞阻尼流体来去除非均匀旋转畸变。相似的，图 11 为使用图 7 所示导管获得的圆柱状组织内部的去非均匀旋转畸变（NURD）的光学相干断层扫描图像。图 12 为图 11 中相同圆柱状组织内部的图像，但是没有使用粘滞阻尼流体。在图 10 和图 12 中，由于光学探针顶端不规则的旋转速度，图像的畸变非常明显。值得指出的是，用于降低 NURD 的定点分布的粘度流体的原理不仅仅使用于纤维光成像情况下。例如，超声导管可以使用这种技术来替代标准的昂贵的扭矩线。

20

尽管本讨论集中在医疗领域，很明显，多个具有工业前景的非医疗应用和其它材料的分析也可能使用本专利。进一步的说，尽管单模纤维对 OCT 成像是优选的，多模纤维也可以同样使用在前面所提的实施例中。

25

30

本发明中的多个不同元素的相互关系在描述性的实施例图 13 中的探针 130 上表现出来、一个单模纤维 10 放置在探针 130 内部护套 44' 内。内部护套 44' 代表性的包括一个空气密封间隙。聚焦元件 135 同光束定向元件 137 的关系显示出来。聚焦元件 135 和光束定向元件 137 都放置在内部护套 44' 内。而内部护套放置在前面不同的实例中都提到的外部护套 44 内。一种粘滞阻尼流体 140 放置在外部护套 44 内，并围绕内部护套 44' 的一部分。在一些实施例中，整个的内部护套 44' 都被粘滞阻尼流体 140 包围。在所显示的不同实例中，外部护套 44 的直径在 500 微米以下。一个密封球 145 特别的放置在外部护套内来使粘

度阻尼流体 145 在确定的体积内。一个热成型末端 150 也在不同的实施例中出现。

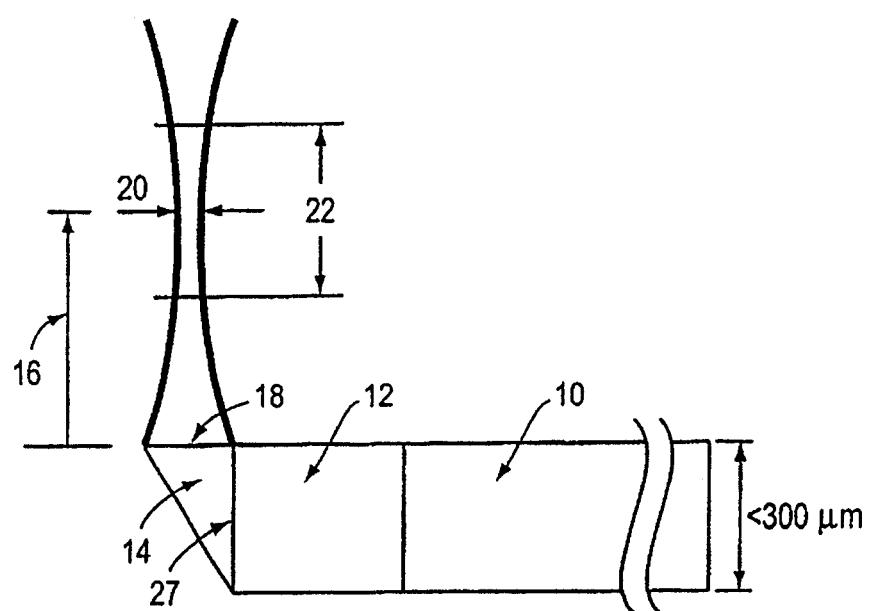


图1

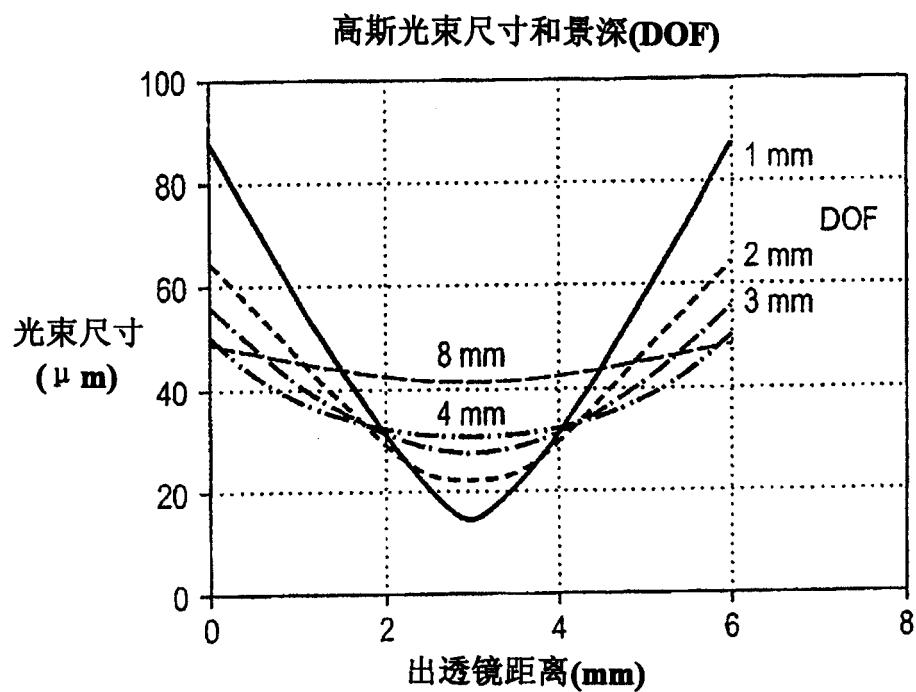


图2

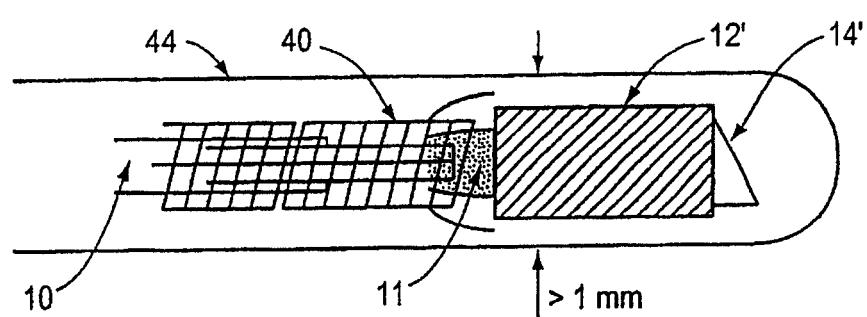


图3
现有技术

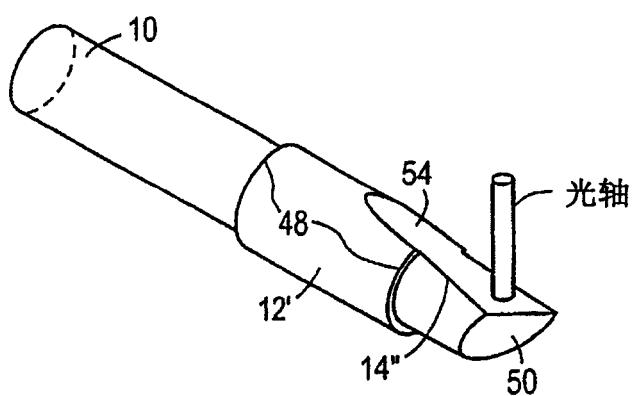


图4

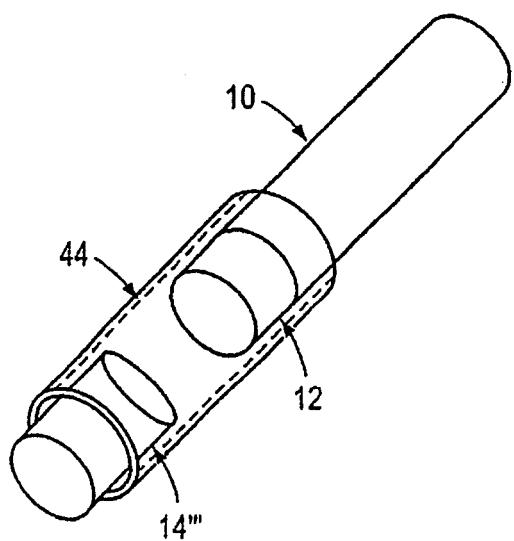


图5

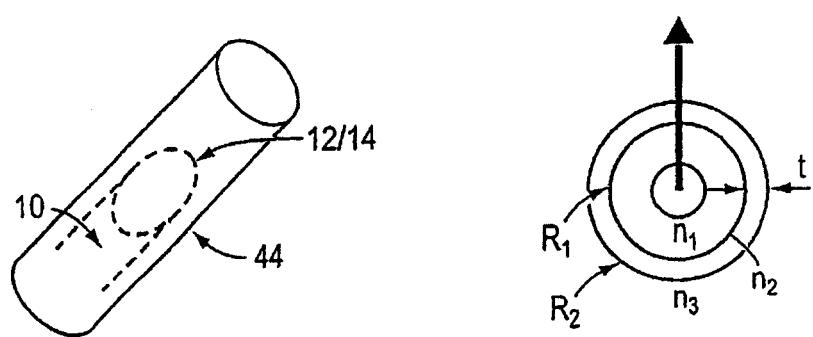


图6A

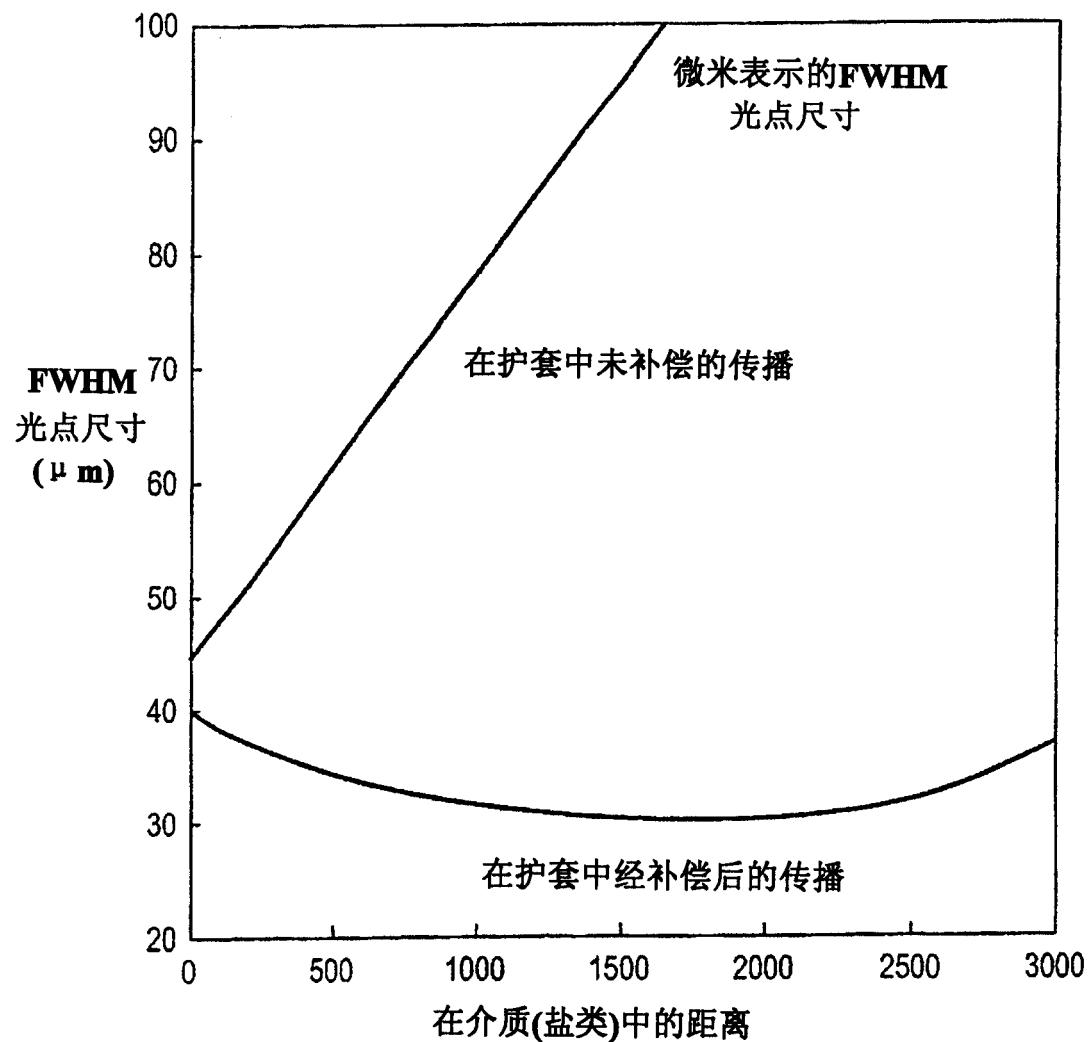


图6B

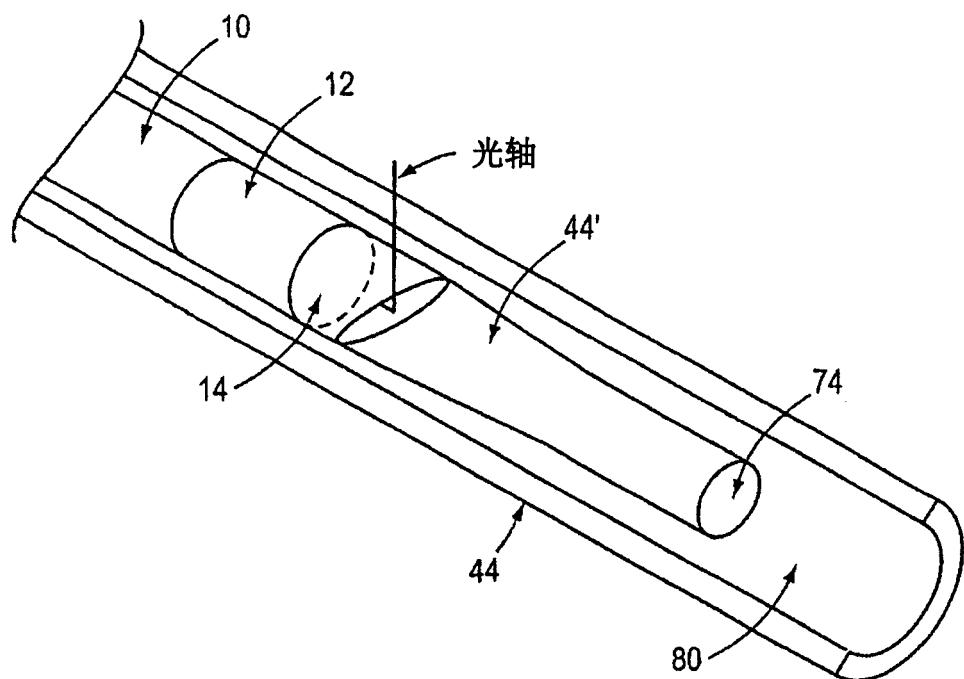


图7

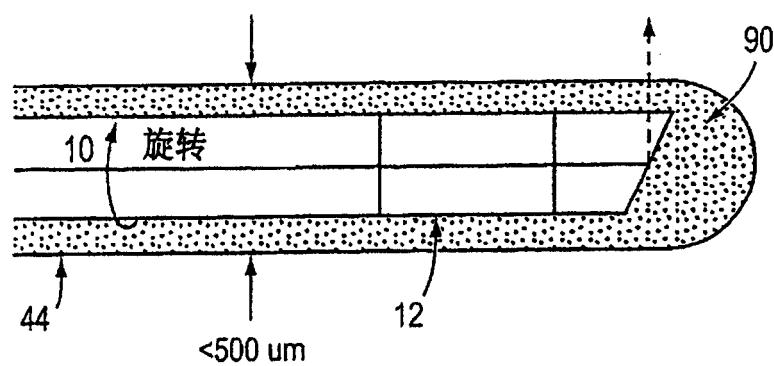


图8

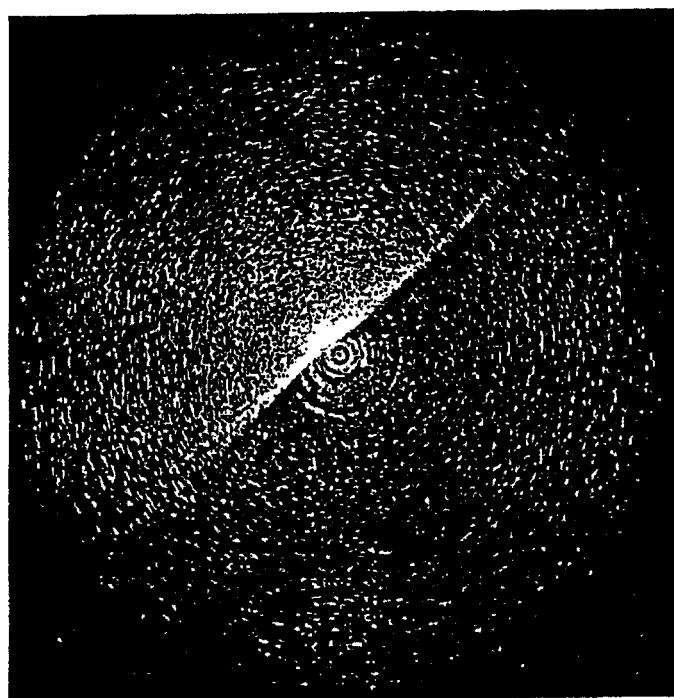


图9

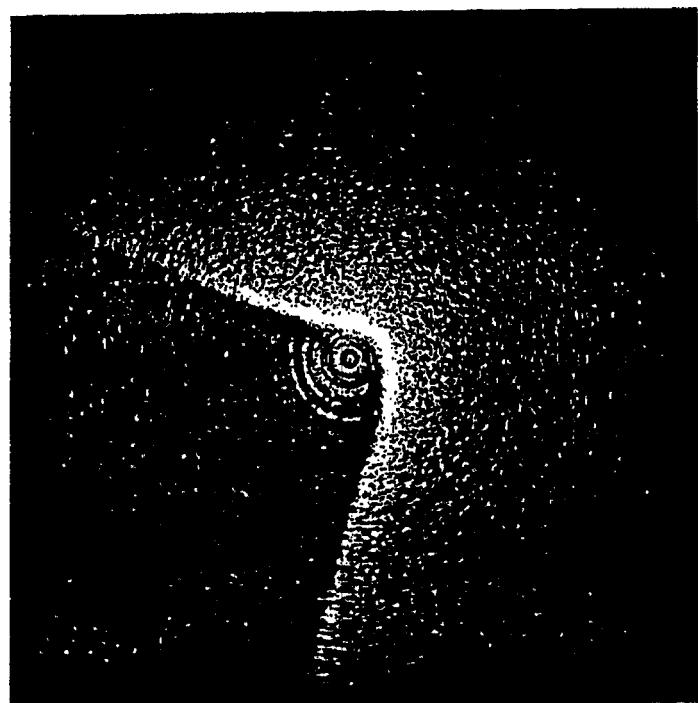


图10

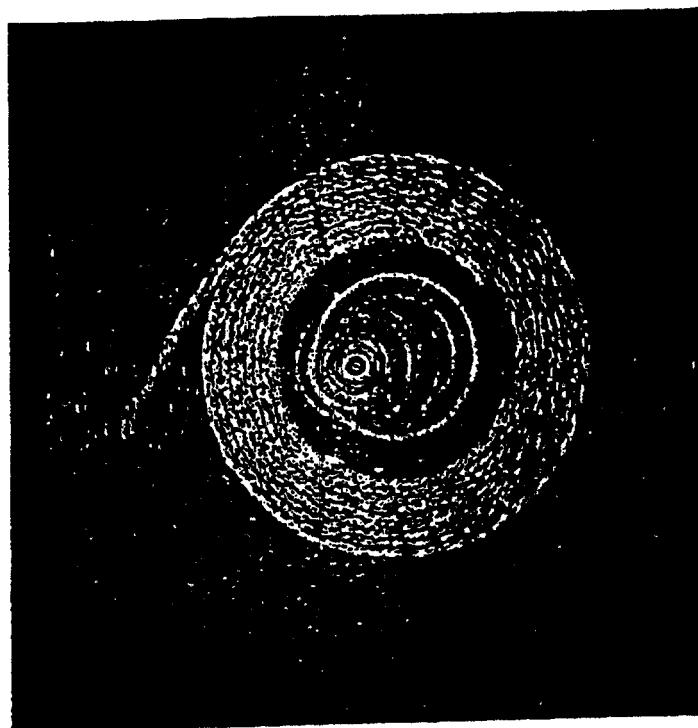


图11

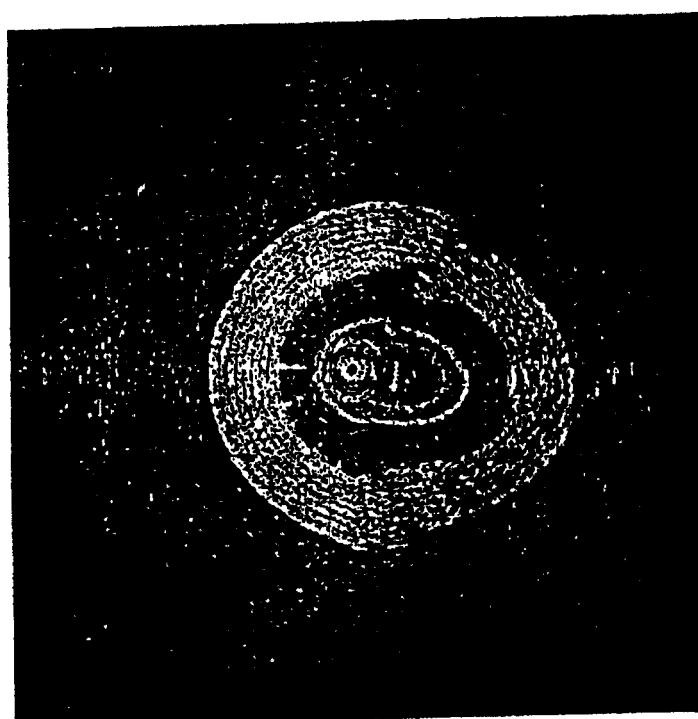


图12

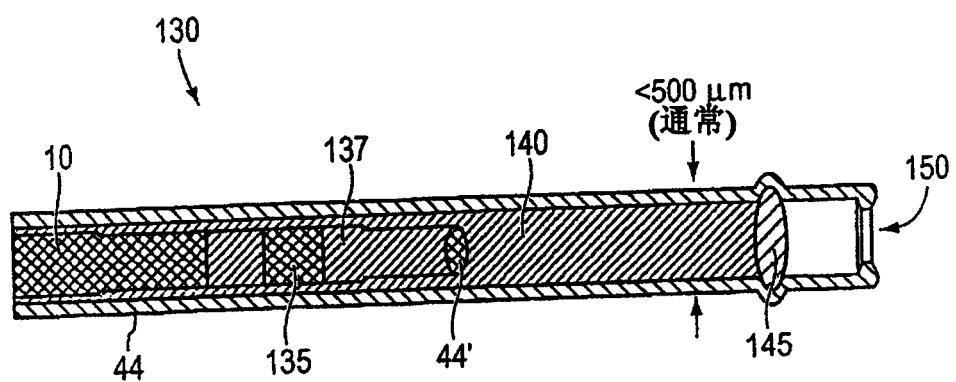


图13

专利名称(译)	带有光学畸变校正和旋转控制的扫描微型光学探针		
公开(公告)号	CN1684624A	公开(公告)日	2005-10-19
申请号	CN03823023.2	申请日	2003-07-23
[标]申请(专利权)人(译)	光学实验室成像公司		
申请(专利权)人(译)	莱特莱图像公司		
当前申请(专利权)人(译)	莱特莱图像公司		
[标]发明人	克里斯托弗L彼得森 爱德华I麦克纳马拉 罗纳德B兰波特 麦克尔阿特拉斯 约瑟夫M施米特 保罗马格宁 埃里克A斯旺森		
发明人	克里斯托弗·L·彼得森 爱德华·I·麦克纳马拉 罗纳德·B·兰波特 麦克尔·阿特拉斯 约瑟夫·M·施米特 保罗·马格宁 埃里克·A·斯旺森		
IPC分类号	G02B23/26 A61B1/00 A61B5/00 G02B23/24 G02B26/10		
CPC分类号	A61B5/6852 G01B9/0205 A61B5/0084 A61B5/0066 G02B23/2407 G01B9/02091		
代理人(译)	顾红霞		
优先权	10/205374 2002-07-25 US		
其他公开文献	CN100407980C		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

本发明是关于一种光学探针(130)，其包括一个护套，一个位于护套(44)内的柔性的，可双向旋转的光传输系统(10，135，137)和一种位于护套内的粘度阻尼流体(140)。光传输系统能够传输，聚焦和收集预定波长范围的光。护套和粘度阻尼流体至少对那些光的一部分波长是透明的。粘性流体的折射率经过特殊选择，可以去除光在上述护套传播时产生的光学效应。具有实际直径500微米以下的用于扫描的光学探针从一个长的高柔性的纤维(10)到达样品。在一个实施例中，探针包括一种粘滞阻尼流体，其适合于防止非均匀旋转畸变(NURD)。这种探针被用于光学相干断层扫描(OCT)和其它干涉成像和测距系统，也可以用于其它成像形态的传输(荧光)或者医用光学资源。

