



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105828698 B

(45)授权公告日 2018.06.01

(21)申请号 201480069559.8

(22)申请日 2014.12.08

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 105828698 A

(43)申请公布日 2016.08.03

(30)优先权数据

14/137,568 2013.12.20 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.06.20

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2014/069101 2014.12.08

(87)PCT国际申请的公布数据

W02015/094770 EN 2015.06.25

(73)专利权人 诺华股份有限公司

地址 瑞士巴塞尔

(72)发明人 B·L·维特莱伊 K·帕尔托

(74)专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利商标事务所 11038

代理人 陈华成

(51)Int.Cl.

A61B 3/10(2006.01)

审查员 杨琼

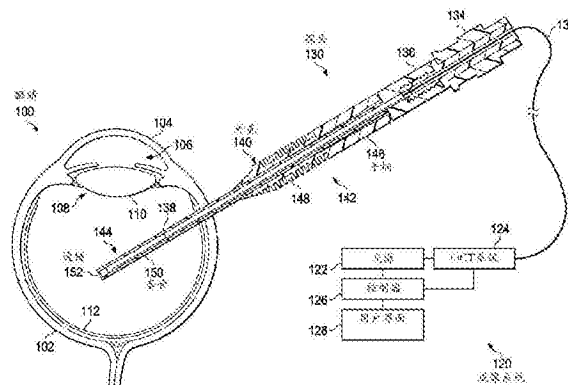
权利要求书4页 说明书11页 附图10页

(54)发明名称

利用弹性体光学元件的成像探头以及相关装置、系统和方法

(57)摘要

成像探头可以包括外壳,该外壳具有被配置成联接至光缆的近侧区域;套管,该套管从该外壳的远侧区域延伸;光导,该光导被定位成部分位于该外壳中并且部分位于该套管中、被配置成接收来自于该外壳的近侧区域中的光缆的成像光并且朝向该套管的远端引导该成像光;光学聚焦元件,该光学聚焦元件被配置成接收来自于该光导的成像光并且发出聚焦的成像光;弹性体光学元件,该弹性体光学元件被配置成接收来自于该光学聚焦元件的聚焦的成像光、并且是可变形的以对该聚焦的成像光进行重定向;以及致动器系统,该致动器系统被配置成使该弹性体光学元件变形,以对该聚焦的成像光进行重定向。



1. 一种成像探头,包括
外壳,该外壳具有被配置成联接至光缆的近侧区域;
套管,该套管从该外壳的远侧区域延伸;
光导,该光导被定位成部分位于该外壳中并且部分位于该套管中,该光导被配置成接收来自于该外壳的近侧区域中的光缆的成像光,并且
朝向该套管的远端引导该成像光;
光学聚焦元件,该光学聚焦元件被配置成
接收来自于该光导的成像光,并且
发出聚焦的成像光;
透明弹性体光学元件,该透明弹性体光学元件被配置成
接收来自于该光学聚焦元件的聚焦的成像光,并且
是可变形的,以对穿过该弹性体光学元件的该聚焦的成像光进行重定向;以及
致动器系统,该致动器系统被配置成使该弹性体光学元件变形,以对该聚焦的成像光进行重定向,其中

该致动器系统被配置成使该弹性体光学元件变形以沿着扫描线或二维扫描图样中的至少一个扫描该聚焦的成像光。

2. 如权利要求1所述的成像探头,其中:

该光缆和该光导是一个连续光学引导系统的部分。

3. 如权利要求1所述的成像探头,其中:

该光学聚焦元件包括梯度折射率 (GRIN) 透镜。

4. 如权利要求1所述的成像探头,其中:

该弹性体光学元件包括弹性体和聚合物中的一种或多种,聚合物包括硅酮材料、环氧树脂、聚氨酯材料、凝胶和电活性聚合物。

5. 如权利要求1所述的成像探头,其中:

该弹性体光学元件包括纳米粒子。

6. 如权利要求5所述的成像探头,其中:

这些纳米粒子包括TiO₂。

7. 如权利要求1所述的成像探头,其中:

该弹性体光学元件的折射率高于1.4。

8. 如权利要求1所述的成像探头,该致动器系统包括:

至少一个致动臂,该致动臂具有

远端,该远端联接至该弹性体光学元件,以及

近端,该近端联接至移动机构,其中

该移动机构被配置成进行以下中的至少一者:推动和拉动该至少一个致动臂的近端,使得该至少一个致动臂的远端选择性地压缩和扩张该弹性体光学元件。

9. 如权利要求8所述的成像探头,该致动器系统包括:

两个致动臂;并且

该移动机构被配置成使这两个致动臂以反向的方式移动,以便它们一起使该弹性体光学元件变形。

10. 如权利要求1所述的成像探头,其中:
聚焦的成像光的数值孔径大于该光导的数值孔径。
11. 如权利要求1所述的成像探头,其中:
聚焦的成像光的焦点的直径小于50微米。
12. 如权利要求1所述的成像探头,该致动器系统包括:
环状元件,该环状元件被定位在该弹性体光学元件的远侧区域处;以及
至少一个可移动致动线,该可移动致动线定位在该套管内并且联接至该环状元件、被配置成能够使该弹性体光学元件的远侧面倾斜。
13. 如权利要求1所述的成像探头,包括:
远侧窗口,
该远侧窗口被布置在该弹性体光学元件的远端,并且
该远侧窗口被配置成保持该弹性体光学元件的远侧表面的形状,其中
该远侧窗口包括玻璃和刚性透明材料中的至少一种。
14. 如权利要求13所述的成像探头,其中:
该远侧窗口的折射率低于该弹性体光学元件的折射率并且高于水的折射率。
15. 如权利要求1所述的成像探头,其中:
该致动器系统包括弹簧、斜坡件以及致动臂,该弹簧、斜坡件以及致动臂被配置成使该弹性体光学元件的至少一部分变形。
16. 如权利要求15所述的成像探头,其中:
该致动臂相对于该斜坡件是可平移的。
17. 如权利要求15所述的成像探头,其中:
该弹簧和该斜坡件被定位在该弹性体光学元件的相对的两侧上。
18. 如权利要求1所述的成像探头,其中:
该致动器系统被配置成致动该弹性体光学元件以使聚焦的成像光距离该弹性体光学元件的远端5mm和10mm之间、沿着扫描图样进行扫描,该扫描图样的线性范围是在1mm和5mm之间。
19. 如权利要求1所述的成像探头,其中:
该致动器系统被配置成致动该弹性体光学元件,以使聚焦的成像光沿着在两个方向上延伸的二维扫描图样进行扫描。
20. 如权利要求19所述的成像探头,其中:
该二维扫描图样包括螺旋、栅格、定半径星号图样、多半径星号图样、多瓣玫瑰图样和多折叠路径中的一种或多种。
21. 如权利要求19所述的成像探头,其中:
该致动器系统包括被配置成在至少两个方向上使该弹性体光学元件变形的至少两组致动机构。
22. 如权利要求1所述的成像探头,其中:
该光学聚焦元件和该弹性体光学元件是一个集成式光学元件。
23. 如权利要求1所述的成像探头,其中:
在该成像探头的扫描操作过程中,该光导的位置相对于该光学聚焦元件保持稳定。

24. 一种成像探头,包括
外壳,该外壳具有被配置成联接至光缆的近侧区域;
套管,该套管从该外壳的远侧区域延伸;
光导,该光导被定位成部分位于该外壳中并且部分位于该套管中,被配置成接收来自于该外壳的近侧区域中的光缆的成像光,并且
朝向该套管的远端引导该成像光;
光学聚焦元件,该光学聚焦元件被配置成接收来自于该光导的成像光,并且
发出聚焦的成像光;
弹性体光学元件,该弹性体光学元件被配置成接收来自于该光学聚焦元件的聚焦的成像光,并且
是可变形的,以对该聚焦的成像光进行重定向;以及
致动器系统,该致动器系统被配置成使该弹性体光学元件变形,以对该聚焦的成像光进行重定向,其中:

该致动器系统包括弯曲成U形的柔性条,该柔性条具有
连接到该U形的顶点的两个条状段,这些条状段中的至少一者是可移动的,
该U形的顶点定位在该套管的远端处,并且
在该U形的顶点处形成开口;并且
该弹性体光学元件的远侧面附着在该U形的顶点,因而被配置成
聚焦的成像光通过该开口离开该弹性体光学元件,并且
当至少一个条状段被致动时,该弹性体光学元件变形。

25. 如权利要求24所述的成像探头,其中:

第一条状段是可移动的,

第二条状段被固定至该套管的内侧,并且

该致动器系统被配置成通过移动该可移动的第一条状段而使该弹性体光学元件变形。

26. 如权利要求25所述的成像探头,其中:

该可移动的第一条状段的近侧部分伸展进入内致动器套管中、在该套管内可移动;并
且

在该内致动器套管的侧面上形成凹槽,以容纳该固定的第二条状段。

27. 一种成像探头,包括

外壳,该外壳具有被配置成联接至光缆的近侧区域;

套管,该套管从该外壳的远侧区域延伸;

光导,该光导被定位成部分位于该外壳中并且部分位于该套管中、被配置成接收来自于该外壳的近侧区域中的光缆的成像光,并且

朝向该套管的远端引导该成像光;

光学聚焦元件,该光学聚焦元件被配置成

接收来自于该光导的成像光,并且

发出聚焦的成像光;

弹性体光学元件,该弹性体光学元件被配置成

接收来自于该光学聚焦元件的聚焦的成像光,并且
是可变形的,以对该聚焦的成像光进行重定向;以及
致动器系统,该致动器系统被配置成使该弹性体光学元件变形,以对该聚焦的成像光进行重定向,该致动器系统包括:

弯曲成U形的柔性条,该柔性条具有
可移动条状段和固定的条状段,这些条状段连接至该U形的顶点,
该U形的顶点定位在该套管的远端处,并且
在该U形的顶点处形成开口;以及
内致动器套管,该内致动器套管可移动地布置在该套管内;其中
该可移动条状段联接至该内致动器套管,
该固定的条状段联接至固定的内套管段、固定至该套管的内壁,并且
该内致动器套管包括凹槽,以容纳该固定的内套管段。

利用弹性体光学元件的成像探头以及相关装置、系统和方法

技术领域

[0001] 在此披露的实施例涉及使用光学相干断层扫描术 (OCT) 成像探头对组织进行扫描的装置、系统和方法,并且更具体地涉及利用具有弹性体光学元件的OCT成像探头用于眼科成像的装置、系统和方法。

背景技术

[0002] 在眼科中可以使用光学相干断层扫描术 (OCT) 系统来产生组织层的图像。OCT系统经常包括OCT探头,该OCT探头插入眼睛来使眼科学组织、如视网膜可视化。OCT探头经常包括手柄,利用光缆和插入患者组织的突出套管,可以将该手柄连接至OCT成像系统的其余部分。

[0003] 在使用中,所产生的光束被分为成像光束和参考光束。在靶标组织处成像探头引导成像光束。从一个深度范围的靶标组织反射一部分成像光,并且通过相同的探头进行收集。然后被反射和收集的成像光束与参考光束干涉,并从干扰中产生了一个深度范围内的靶标的OCT图像。

[0004] 有些OCT系统创建对应于靶点的深度图像,这种图像通常被称为A扫描。建立其他OCT系统以扫描一组靶点,并且创建对应于这些扫描点的深度图像。这些深度图像可以组装成所谓的B扫描,在本质上,是靶标组织在横向(X或Y)方向和在深度(Z)方向上的XZ或YZ截面图像。

[0005] 有些探头可以通过在套管的远侧区域内来回移动光纤来扫描成像光束。然而,套管较小直径使其难以使光纤来回移动。进一步地,成像探头内的可用的小空间限制了可以移动光纤的致动器的类型。最后,因为在几种类型的使用中在手术之后处置OCT探头,其制造必须便宜。

[0006] 因此,对于利用OCT探头在靶标组织上扫描成像光束的改进的装置、系统和方法是有需要的,包括解决以上讨论的一种或多种需求的眼用OCT探头。

发明内容

[0007] 在此披露的实施例涉及利用被配置成选择性地变形以改变聚焦的成像光的方向的弹性体光学元件的装置、系统和方法。

[0008] 与一些实施例一致的是,提供成像探头。该成像探头可以包括外壳,该外壳具有被配置成联接至光缆的近侧区域;套管,该套管从该外壳的远侧区域延伸;光导,该光导被定位成部分位于该外壳中并且部分位于该套管中、被配置成接收来自于该外壳的近侧区域中的光缆的成像光、并且朝向该套管的远端引导该成像光;光学聚焦元件,该光学聚焦元件被配置成接收来自于该光导的成像光、并且发出聚焦的成像光;弹性体光学元件,该弹性体光学元件被配置成接收来自于该光学聚焦元件的聚焦的成像光、并且是可变形的以对聚焦的成像光进行重定向;以及一个致动器系统,该致动器系统被配置成使该弹性体光学元件变形,以对聚焦的成像光进行重定向。

[0009] 与一些实施例一致的是,提供成像系统。该成像系统可以包括光学相干断层扫描术成像系统,该光学相干断层扫描术成像系统包括被配置成产生成像光的成像光源;光缆,该光缆被配置成引导该成像光;外壳,该外壳具有被配置成联接至光缆的近侧区域;套管,该套管从该外壳的远侧区域延伸;光导,该光导被配置成接收来自于该外壳的近侧区域中的光缆的成像光、并且朝向该套管的远端引导该成像光;光学聚焦元件,该光学聚焦元件被配置成接收来自于该光导的成像光、并且发出聚焦的成像光;一个弹性体光学元件,该弹性体光学元件被配置成接收来自于该光学聚焦元件的聚焦的成像光、并且是可变形的以对聚焦的成像光进行重定向;以及一个致动器系统,该致动器系统被配置成使该弹性体光学元件变形,以对聚焦的成像光进行重定向。

[0010] 与一些实施例一致的是,提供了使用成像探头对眼科靶标进行成像的方法,该方法包括:使用光导将成像光引导到该成像探头的套管内的光学聚焦元件上;使用该光学聚焦元件对该成像光进行聚焦;利用弹性体光学元件接收聚焦的成像光;通过使用致动器系统使该弹性体光学元件变形而将聚焦的成像光重定向到靶点;并且通过使用该致动器系统使该弹性体光学元件继续变形而沿着扫描图样对重定向的聚焦的成像光进行扫描。

[0011] 本发明的另外的方面、特征和优点将从以下详细描述变得明显。

附图说明

[0012] 图1展示了接受治疗的眼睛以及示例性OCT成像系统。

[0013] 图2展示了接受治疗的眼睛以及示例性OCT成像系统。

[0014] 图3展示了成像探头的远侧部分的截面视图。

[0015] 图4A-B展示了图3的成像探头的扫描操作。

[0016] 图5A-F展示了成像探头的实施例。

[0017] 图6展示了沿图3的线6-6截取的成像探头的截面视图。

[0018] 图7展示了成像探头的远侧部分的截面视图。

[0019] 图8展示了图7的成像探头的远侧部分的截面视图。

[0020] 图9展示了图7的成像探头的远侧部分的截面视图。

[0021] 图10展示了沿图9的线10-10截取的成像探头的端视图。

[0022] 图11展示了成像探头的远侧部分的截面视图。

[0023] 图12展示了图11的成像探头的远侧部分的截面视图。

[0024] 图13展示了沿图12的线13-13截取的成像探头的端视图。

[0025] 在附图中,具有相同标号的元件具有相同或类似的功能。

具体实施方式

[0026] 在以下描述中,阐明具体细节以便描述特定的实施例。然而,本领域的技术人员将清楚的是可以在不具有这些具体细节中的一些或全部的情况下实践所披露的实施例。所呈现的具体实施例意在为说明性的,而非限制性的。本领域的技术人员可认识到,虽然在本文中未明确描述,但其他材料也在本披露的范围和精神内。本公开所涉及领域内的技术人员通常能够完全想到对于所述装置、系统、方法的任何改变和进一步的修饰以及对于本披露的原理的任何进一步应用,并将其包含在本申请中。具体而言,完全可以想到针对一个实施

例描述的特征、组件和/或步骤可与针对本披露的其它实施例描述的特征、组件和/或步骤组合。为简明起见,然而,将不分别描述这些组合的大量重复方案。

[0027] 本披露总体上涉及OCT探头、OCT系统以及扫描组织以获取OCT图像的方法。OCT成像探头可以包括手柄,该手柄联接至将成像光从光源引导至手柄的光缆。套管可以从该手柄的远端延伸,被配置成侵入性地穿透患者的组织,如眼球。该套管可以容纳光纤,在其远端将光导向透镜。该光纤引导成像光穿透该透镜至靶标,并且捕获来自于该靶标、穿透该透镜的反射光。

[0028] 该套管具有较小的截面,因为希望插入造成的切口要尽量小。因此,该光纤的直径必须足够小,以配合非常细的套管,这样加强限制了光纤直径上限。另外,光纤直径还有一个下限,由OCT成像光的波长 λ 来设置。OCT系统中的 λ 的代表值包括850nm、1060nm或1350nm,并且利用波长来设置最小光纤直径。上述上限和下限可以结合成光纤直径的一个较窄的设计范围。另外,该光纤需要留出用于一部分致动器机构以及用在套管中的空间。

[0029] 第二个重要的考虑因素是,扫描组织的线或区域,而不是仅仅扫描成像点,成像光可以被重定向以跨所需的线或区域进行扫描。在一些设计中,通过使光纤的远端相对于远侧透镜进行移动而实现扫描。因为光纤要在套管内移动,其直径甚至必须小于套管的管腔,以为光纤的运动提供空间。并且因为该光纤的直径小于该远侧透镜的直径,成像光束只传播穿过透镜表面的一部分,使得与光纤与该透镜的直径相同的设计相比聚焦的成像光束的数值孔径更小,使得成像光束传播穿过整个透镜表面。在光纤可相对于该透镜移动的设计中,该数值孔径更小,并且因此焦点更大,可能会影响OCT图像的清晰度。

[0030] 最后,在光纤相对于透镜移动的系统中,这种光纤-透镜光耦合在扫描过程中是不同的,则对于扫描操作周期而言这种耦合可能不是最佳的。

[0031] 在此描述的示例性扫描成像探头中,光纤可以附接至透镜的近侧表面的较大部分上,有可能附接至整个近侧透镜表面上。这类设计使得成像光束更宽,则使其传播穿过该透镜的整个近侧表面。因此,在这些设计中,成像光束的数值孔径相对于移动光纤的设计是增加的。其中一种结果是,还改进了成像光束的聚焦。

[0032] 这些设计不仅通过移动光纤、还通过将可变形的弹性体光学元件附接至透镜远端来提供扫描功能性。利用致动器系统可以使该弹性体光学元件变形,以沿着1D或2D图样来扫描一个方向的聚焦的成像光。该致动器系统可以包括具有一个或多个臂的致动器,这些臂的远端附接至该弹性体光学元件的各自的部分。可以移动这些致动臂的近端,以使这些致动臂的远端使该弹性体光学元件的各自的部分变形。该致动器系统的其余部分可以定位在OCT探头的手柄上有更多可用空间的地方。这些设计可以使OCT探头的弹性体光学元件可以反复变形,能够使用光学扫描功能,并且能以成本效益的方式进行制造。

[0033] 通过使该弹性体光学元件变形来扫描成像光的设计克服了先前方法的如下一个或多个问题或限制。(1) 这些设计可以使光纤与尺寸大于扫描光纤的设计相结合,从而放宽光纤直径的上限。(2) 它们保留光纤相对于该远侧透镜的取向,从而允许形成优化的光纤-透镜光耦合。(3) 更大的光纤直径增加了该成像探头的数值孔径。(4) 最后,这些设计改进了聚焦,从而改进了图像的清晰度和分辨率。

[0034] 图1是展示了本披露的方面的一种安排的图解示意图。具体地,显示了接受治疗的眼睛100。眼睛100包括巩膜102、角膜104、前房106和后房108。囊袋110在后房108中示出。眼

睛100还包括视网膜112。

[0035] 在图1中展示了示例性成像系统120。如下文更加详细的论述,成像系统120被配置成眼睛100的成像部分,如视网膜112。成像系统120可以包括光源122、光学相干断层扫描术(OCT)系统124、控制器126、用户界面128和成像探头130。光源122被配置成提供成像光,该成像光由成像探头130导向在靶标生物组织上。光源122可以由提供波长相对较长(如在700nm到1400nm之间、在900nm到1200nm之间或在1000nm到1100nm之间)的光的超发光二极管、超短脉冲激光器或超连续激光器构成。波长为800-900nm的超发光二极管(SLED)可以具有近20微米的焦点。利用从该靶标生物组织反射、并由成像探头130捕获的成像光来生成靶标生物组织的图像。

[0036] OCT系统124被配置成使从光源122接收到的成像光分裂成被成像探头130导向到靶标生物组织上的成像光束以及被导向参考镜上的参考光束。OCT系统124可以是谱域或时域系统。OCT系统124进一步地被配置成接收由靶标生物组织反射并且被成像探头130捕获的成像光。利用反射的成像光与参考光束之间的干涉图样来生成靶标生物组织的图像。因此,OCT系统124可以包括被配置成对干涉图样进行检测的检测器。该检测器可以包括电荷耦合检测器(CCD)、像素或基于被检测光来生成电信号的任何其他类型的一个或多个传感器的阵列。进一步地,该检测器可以包括二维传感器阵列和检测器照相机。

[0037] 控制器126可以包括处理器和存储器,其可包括用于控制光源122、用户界面128和/或成像探头130、并用于执行并进行功能和程序以进行OCT成像过程的一个或多个可执行程序。例如,控制器126可以被配置成控制成像探头130的致动系统、被配置成在一些实现方式中使成像光束跨靶标生物组织进行扫描。

[0038] 光源122、OCT系统124、控制器126和用户界面128中的一个或多个可以在单独的外壳中实现,这些外壳彼此通信联接或在共同的控制台或外壳内。例如,在一些实现方式中,光源122、OCT系统124和该控制器被定位在与用户界面128通信联接的控制台内。用户界面128可以是可移动的或形成部分控制台。进一步地,用户界面128或至少其一个或多个部分可以与该控制台分开。用户界面128可以包括显示器,该显示器被配置成为使用者或患者呈现图像,并且显示在OCT成像操作过程中由成像探头130扫描的组织。用户界面128还可以包括输入装置或系统,除其他输入装置外以非限制性方式还包括键盘、鼠标、操纵杆、触摸屏、刻度盘和按钮。

[0039] 成像探头130可以与OCT系统124进行光学联通。光缆132可以将成像探头130连接至OCT系统124和/或控制器126。光缆132可以包括一个或多个光纤、一个或多个电导体、一个或多个绝缘体、一个或多个护罩和/或被配置成有利于成像探头130与OCT系统124和/或控制器126之间的光学和/或电气联通的其他特征件。进一步地,应当理解,光缆132可以包括多个单独的光缆。例如,在某些情况下,光缆将成像探头130连接至OCT系统124,并且单独的电缆将成像探头130连接至控制器126。

[0040] 成像探头130可以接收由光缆132引导的来自于光源122的成像光。接收的成像光束可以被光导或光纤138所接收,并且在套管150的远端区域被导向远侧透镜152,以被聚焦并导向靶标区域。

[0041] 成像探头130可以与控制器126处于电联通。在那方面,控制器126可以经由向成像探头130发送的电信号来控制成像探头130的致动系统,用以使得该致动系统使成像光束跨

靶标生物组织进行扫描。

[0042] 在展示的实施例中,光缆132可以终止在连接件134中,该连接件被配置成有利于将成像探头130与光缆132进行可移除的联接。连接件134可以被配置成选择性地接合与成像探头130相关联的连接件136,以利于成像探头130与光缆132的机械联接、光学联接和/或电联接。例如,沿着成像探头130的长度延伸的光纤或光导138可以光学联接至光缆132,并且因而经由连接件134和136的联接而联接至OCT系统124。光纤/光导138可以是单根光纤或光纤束。

[0043] 在一些实施例中,只有一个连接件,如连接件134。在所展示的实施例中,连接件136被配置成与连接件134螺纹接合。然而,应当理解,在其他连接类型中,可以利用任何类型的一个或多个选择性接合特征件或连接件来将成像探头130联接至光缆132,包括但不限于压入配合、鲁尔锁、螺纹及其组合。连接件136与连接件134的选择性接合使得整个探头130是一次性的、被配置成在单一过程中使用的,而连接件134和光缆132则是可以被消毒的(例如使用高压灭菌过程)并可在多个过程中使用的可重复使用的部件。

[0044] 在其他实施例中,光缆132可以直接联接在成像探头130中,并且连接件134和136可以被定位在OCT系统124中。在这些实施例中,探头130和光缆132都是一次性的。这类实施例的一个方面是,成像系统120没有可重复使用的部分需要在操作过程之间进行消毒。

[0045] 成像探头130可被设定尺寸和成形为可由外科医生使用。成像探头130可以包括具有近侧部分142的外壳140。外壳140的近侧部分142可被设定尺寸和成形为可由外科医生手持抓握。例如,外壳140的近侧部分142可以限定手柄146。手柄146可被设定尺寸和成形为使得使用者可单手抓握。进一步地,手柄146可以包括织纹表面148(例如毛面、滚花、凸起/凹陷、锥形、其它表面特征和/或其组合)以增强使用者在手柄146上的抓握。在使用中,该外科医生可以通过操纵手柄146来控制从外壳140延伸的套管150的位置,以便朝向该靶标生物组织引导成像光束。

[0046] 套管150可被设定尺寸和成形为用于插入有待进行治疗的眼睛100。例如,套管150可被设定尺寸和成形为用于插入穿过眼睛100的巩膜102而有利于视网膜112的成像。套管150可以与手柄146一体成型。在这类设计中,手柄146和套管150可以看作集成式探头130的近侧部分142和远侧部分144。可替代地,套管150和手柄146可以是固定至彼此的单独的部件。

[0047] 光缆132可以将成像光从OCT成像系统120导向成像探头130,在此其可以将成像光耦合至光纤138的光导。光导/光纤138可以将成像光引导至套管150的远侧区域。在一些实施例中,光缆123和光导/光纤138可以是一个连续光学导引系统的几个部分。该光纤/光导138可以定位成部分位于外壳140中、并且部分位于套管150中。

[0048] 在套管150的远侧区域中,可以固定光学聚焦元件152。光学聚焦元件152可以被配置成将从光导138接收到的成像光聚焦到靶标生物组织上,如视网膜112。将就图3-13对套管150的远侧区域进行更加详细的描述。

[0049] 将在以下更详细地进行讨论,利用被布置在成像探头130内的致动器系统可以使弹性体光学元件选择性地变形,以使成像光束跨靶标生物组织的一部分进行扫描。图3-13展示了根据本披露的致动器系统的不同的示例性实施例。在那方面,应当理解,本披露的致动器系统可以定位在手柄146内、在套管150内和/或及组合,以使该弹性体光学元件选择性

地变形,以使聚焦的成像光跨所需扫描图样进行扫描。在一些实施例中,该致动器系统可以被配置成驱动该弹性体光学元件190以使聚焦的成像光距离该弹性体光学元件的远端5mm和10mm之间、沿着扫描图样进行扫描,该扫描图样的线性范围是在1mm和5mm之间。

[0050] 利用光学聚焦元件152可以确定从成像探头130的远端到成像光束的焦点的距离。因此,可以选择光学聚焦元件152的光焦度以使聚焦深度对应于在使用过程中从靶标生物组织到成像探头130的远端的可能距离。例如,在用于视网膜的成像的成像探头130的一些实现方式中,选择光学聚焦元件152的焦度,以便成像光束的焦点可以超过成像探头130的远端在1mm到20mm之间、在5mm到10mm之间、在7mm到8mm之间、或近7.5mm。

[0051] 图2是与图1的实施例相似的实施例的示意图。具体地,展示了示例性成像系统160。与图1的成像系统120相似,成像系统160可以包括光源122、OCT系统124、控制器126、用户界面128以及光缆132。

[0052] 成像系统160还可以包括成像探头130。成像探头130在很多方面都与上述的成像探头130相似。例如,成像探头130被设定尺寸和成形为可由外科医生使用以伸入患者体内。成像探头130包括近侧部分142和远侧部分174。近侧部分142可被设定尺寸和成形为可由使用者手持抓握。例如,近侧部分142可以包括手柄146,该手柄具有织纹表面148,以增强使用者对成像探头130的抓握。

[0053] 相比于图1的成像探头130的实施例,成像探头130的远侧部分174可以被配置成可移除地联接至成像探头130的近侧部分142。在所展示的实施例中,远侧部分174被配置成与近侧部分142在连接处176螺纹地接合。然而,应当理解,在其他连接类型中,可以利用任何类型的一个或多个选择性接合特征件或连接件来将近侧部分142与成像探头130的远侧部分174联接在一起,包括但不限于压入配合、鲁尔锁、螺纹及其组合。

[0054] 远侧部分174与近侧部分142的选择性接合可以利于在远侧部分174的套管150内延伸的光纤138与OCT系统124经由光缆132的光学联接。光缆132可以永久性地固定在成像探头130的近侧部分142上,如图所示。或者其可以例如使用类同于连接件134和136的连接件而可移除地联接至近侧部分142,如上所述。

[0055] 成像探头130的远侧部分174与成像探头130的近侧部分142的选择性接合使得远侧部分174成为被配置成在单一过程中使用的一次性部件,而近侧部分142和光缆132成为可以被消毒(例如使用高压灭菌过程)的、在多个过程中使用的可重复使用的部件。

[0056] 图3是根据本披露的一个方面的成像探头130的实施例的截面视图的典型化说明。如图所示,光纤138可以沿着成像探头130的长度延伸穿过套管150。光导138可以在其近端接收来自于光缆132的成像光。光纤138的远端可以光学联接至光学聚焦元件152。光学聚焦元件152可以是透镜152,该透镜被配置成对接收到的成像光进行聚焦并发出聚焦的成像光。在一些实施例中,该光学聚焦元件可以是梯度折射率(GRIN)透镜。

[0057] 另外,一些实施例可以包括远侧地定位在光学聚焦元件152上的弹性体光学元件190。弹性体光学元件190可以光学联接至光学聚焦元件152,并且被配置成接收聚焦的成像光,并且是可变形的以对聚焦的成像光进行重定向。

[0058] 弹性体光学元件190可以由透明的并且可变形材料形成,如硅酮材料、弹性体、聚合物、环氧树脂、聚氨酯材料、凝胶或电活性聚合物。进一步地,弹性体光学元件190可以包括纳米粒子以对其折射率进行调整。在一些实施例中,这些纳米粒子可以包括二氧化钛

(TiO₂) 纳米粒子,以具有高折射率 n ,由Monson,T.C.等人在“高折射率TiO₂纳米粒子/硅酮复合材料(High Refractive Index TiO₂Nanoparticle/Silicone Composites)”(国家核能安全管理局物理、化学及纳米科学中心研究简报(National Nuclear Security Administration Physical,Chemical,&Nano Sciences Center Research Briefs)(2008):第46-47页(2012年2月3日))中描述的。

[0059] 将其通过引用以其全文结合在此。在实施例中, n 可以高于玻璃体液的折射率,玻璃体液与水(1.37)相近。在一些实施例中,折射率 n 是从1.4到10.0之间、从1.4到3.0之间或从1.4到1.8之间。

[0060] 成像探头130可以包括致动器系统178,该致动器系统被配置成使弹性体光学元件190进行选择性的变形、伸展和压缩,以重定向或调节聚焦的成像光束。致动器系统178可以包括至少部分地定位在套管150内的一个或多个致动臂192和194。致动器系统178的致动臂192和194可以被配置成使弹性体光学元件190变形,以使聚焦的成像光束沿着扫描图样进行重定向和扫描。

[0061] 光学聚焦元件152可以被配置成对从光纤138接收的成像光进行聚焦、并发出聚焦的成像光束。因为在以上讨论的可移动光纤系统中光导138的直径占光学聚焦元件190的直径的比例更大,聚焦的成像光的数值孔径可大于光导138的数值孔径。更大的数值孔径能够形成更小的焦点。在一些实施例中,聚焦的成像光的焦点的直径可小于50微米。

[0062] 聚焦的成像光束可以从光学聚焦元件152进入弹性体光学元件190,并且通过远侧面184而离开。当弹性体光学元件190不变形时,弹性体光学元件190的远侧面184可垂直于套管150的光轴线。或者,当弹性体光学元件190变形时,远侧面184可以形成相对于套管150的光轴线的斜角。

[0063] 致动器系统178被配置成使弹性体光学元件190变形以改变聚焦的成像光束的方向或进行重定向,以使聚焦的成像光沿着靶标组织中的扫描图样进行扫描。致动器系统178可以包括沿着套管150的纵向轴线伸展的致动臂192和194。致动臂192和194可以是线、带、条带或长形薄板,被配置成可通过致动器系统178的移动机构179在其近端被推动或拉动,如下进一步描述的。在一些实施例中,致动器系统178只包括一个可以推动和拉动的致动臂192。致动臂192和194的远端可以分别联接至弹性体光学元件190的侧壁上。

[0064] 图4A-B展示了致动器系统178的扫描操作。可以驱动致动臂192和194以使弹性体光学元件190变形而改变聚焦的成像光的方向或进行重定向。移动机构179可以被配置成使两个致动臂192和194以反向的方式移动,以便它们一起使弹性体光学元件190变形。

[0065] 例如,利用移动机构179可以朝向套管150的近端拉动致动臂194,以对联接至致动臂194的弹性体光学元件190的一部分进行压缩。进一步地,利用移动机构179可以朝向套管150的远端推动致动臂192,以使联接至致动臂192的弹性体光学元件190的另一部分伸展。致动臂192和194的致动可以使弹性体光学元件190的远侧表面184倾斜,如图4A所示。远侧表面184的倾斜可以产生棱镜效应,以使聚焦的成像光转向或重定向。在图4A的情况下,其结果是,可以改变聚焦的成像光的方向,如图4A所示向朝下改变。

[0066] 现在参照图4B,可以驱动致动臂192和194以使聚焦的成像光转向一个不同的方向。例如,利用移动机构179可以朝向套管150的远端推动致动臂194、并且朝向套管150的近端拉动致动臂192,以使弹性体光学元件190变形,以便该弹性体光学元件的远侧表面184向

下倾斜,如图4B所示。弹性体光学元件190的这种变形可以使聚焦的成像光向上重定向,如图4B所示。通过选择性地推动或拉动致动臂192和194,可以在弹性体光学元件190中实现不同的变形角度和形状,导致聚焦的扫描光的多个不同方向。

[0067] 在其他实施例中,致动臂192和194中的一个可以固定,并且只有一个致动臂是可移动的。在这些实施例中,该致动器机构179可以通过推动或拉动该可移动致动臂来致动弹性体光学元件190。这类实施例用更少的运动部件提供了更简单的实现。

[0068] 在又其他实施例中,可以利用两个以上致动臂。例如,致动器系统178可以包括三个、四个或更多个致动臂。这类实施方式为扫描操作提供更精细的精度和控制,而且提供二维扫描,而不是线性扫描。

[0069] 弹性体光学元件190可以循环致动以实现扫描。致动器系统178可以被配置成对弹性体光学元件190进行振荡,其频率范围是在0.1Hz到大约100kHz之间,或在1Hz到1kHz之间,或在1Hz到100Hz之间,尽管可以考虑其他或大或小的频率范围。

[0070] 图5A-F展示了致动器系统178的其他实施例。如图5A-B中所示,在这些实施例中,致动器系统178可以包括柔性条191,弯成具有两个条状段192u和194u的U形,这两个条状段连接至U形的顶点193。条状段192u或194u之一是可移动的,在所示的图中是条状段194u。条状段192u和194u可以是致动臂192和194的实施例。

[0071] U形的顶点193可以定位在套管150的远端处。在U形的顶点193处可以形成开口195,并且弹性体光学元件190的远侧面可以在开口195处附着至U形的顶点193。在一些实施例中,弹性体光学元件190可以通过开口195突出到一定程度。在这些实施例中,聚焦的成像光通过开口195离开弹性体光学元件190。当致动条状段192u和194u中的一个或两者时,弹性体光学元件190可以变形。

[0072] 在图5C-F中示出了实施例的操作。在这个实施例中,条状段194u是可移动的,并且条状段192u固定在套管150的内侧上。移动机构179被配置成使可移动条状段194u移动以使弹性体光学元件190变形。如前面的图4A-B所示,弹性体元件190的远侧面的倾斜可以使聚焦的成像光重定向。该移动机构的连续或循环的操作可以使聚焦的成像光沿着扫描图样(如扫描线)进行扫描。

[0073] 图5D在侧视图中示出,在致动器系统178的一些实施例中,可移动条状段194u的近侧部分可以伸展进入可在套管150内移动的内致动器套管194c。在内致动器套管194c的侧面中形成了凹槽194g以容纳固定的条状段192u。这种容纳可以使致动器178沿着其大部分远侧部分具有相同的直径,使得更容易地组装成像探头130。在操作中,移动机构179可以使内致动器套管194c移动。因为固定的条状段192u被固定在套管150的内壁上,U形柔性条191会在顶点区域193处折曲并弯曲,使弹性体光学元件190的远侧面倾斜。

[0074] 图5E展示了与图5D相关的实施例,为了清楚起见是没有套管150、光导138、光学聚焦元件152和弹性体光学元件190的透视图。在此,可移动条状段194u扩展进入内致动器套管194c,非常靠近顶点193。凹槽194g可以相当长,并且固定的条状段192u可以延伸至相当大的长度。

[0075] 图5F示出了基本上相同的实施例的可替代的说明。可移动条状段194u和固定的条状段192u可以视为短元件。可移动条状段194u可以联接至内致动器套管194c,并且固定的条状段192u可以联接至固定在套管150的内壁上的固定的内套管段192c。可以将固定的内

套管段192c容纳在内致动器套管194c中形成的凹槽194g中。

[0076] 在以上所有实施例中,移动机构179可以是各种各样的已知机构,包括电动机、压电致动器、液压操作机构、电磁致动机构或等同的机构。

[0077] 图6示出了沿线6-6截取的图3的实施例的端视图,在此可移动致动臂192和194是联接至环状元件193r的线或条。在一些实施例中,致动臂192、194可以定位在套管150内的弹性体光学元件190和光纤138周围的空间中。在其他实施例中,致动臂192和194可以被定位在套管150内形成的开口、凹陷或凹槽中。这类实施例使得光学聚焦元件152可占据套管150的全部或大部分截面。具有更大的光学聚焦元件152的实施例可以实现更高的光焦度,并且因而实现更小的焦点。有些实施例可只包括一个可移动致动臂192或194。

[0078] 环状元件193r可以环形定位在弹性体光学元件190周围,以便环状元件193r的运动可引起弹性体元件190的远侧面184的相应变形。在一些实施例中,环状元件193r可以是短圆筒或支柱,附接至弹性体光学元件190的远端部分的侧面上。在其他实施例中,环状元件193r可以是基本上扁平的元件,其中具有大的中心开口而用于使聚焦的成像光穿过。扁平的环状元件193r可以定位至弹性体光学元件190的远侧。在这些实施例中的任一个实施例中,致动臂192和194可以使环状元件193倾斜,而导致弹性体光学元件190的远侧面184的相应的倾斜。

[0079] 利用可以朝向或远离套管150的远端而选择性地推动或拉动致动臂192和194中的一个或两者的移动机构179可以驱动致动臂192和194的近端,以使弹性体光学元件190选择性地变形。移动机构179可以被布置在成像探头130的近端。在另一个实施例中,该移动机构可以被布置在OCT系统124处。

[0080] 套管150的远端可以包括透明盖,例如玻璃膜或玻璃板,被配置成可防止流体进入套管150。

[0081] 图7是套管150的截面视图,与图3-6所示的截面视图相似,但是展示了包括远侧窗口或玻璃板186的光学聚焦元件152的实施例。远侧窗口/玻璃板186可以附接至弹性体光学元件190的远侧表面184,以在弹性体光学元件190变形时保持远侧表面184的形状。远侧窗口186可以是有用的,因为当致动器系统178使弹性体光学元件190变形时,弹性体光学元件190的远侧表面184可以是扭曲的或弯曲的。远侧表面184的扭曲或弯曲可导致成像质量变差。具有远侧窗口186的实施例可降低或消除弹性体光学元件190的远侧表面184的这种不必要的扭曲。

[0082] 远侧窗口186可以结合至远侧表面184,以使远侧表面184保持所需的形状,包括平面的、凸起的或凹形的形状。远侧窗口186可以是折射率与弹性体光学元件190相似的玻璃。在一些实施例中,远侧窗口186可以是玻璃或其他刚性的透明材料,其折射率的值低于弹性体元件190的折射率、并高于大约1.33,即水或玻璃体液的折射率。

[0083] 在有些实施例中,致动器系统178可以经由远侧窗口186致动该弹性体光学元件。在这些实施例中,致动臂192和194可以附接至远侧窗口186的而不是弹性体光学元件190的侧壁或远侧区域。通过这种设计,通过致动臂192和194使远侧窗口186倾斜可以使弹性体光学元件190变形或倾斜。

[0084] 图8显示,可以朝向套管150的近端拉动致动臂194,并且可以朝向套管150的远端推动致动臂192。因此,远侧窗口186可以向上倾斜。这样会导致弹性体光学元件190相应地

变形:在上部区域中压缩,并且在下部区域中伸展。远侧窗口186同样可以向下倾斜。

[0085] 图9是套管150的截面视图,与图3-8中所示的相似,但是展示了包括附加的致动臂196和198的致动器系统178的实施例。图10是沿图9中的线10-10截取的套管150的端视图。

[0086] 如图10所示,致动臂192、194、196和198可以均匀地布置在远侧窗口186的周围,例如在远侧窗口186的外周周围以 0° 、 90° 、 180° 和 270° 布置。致动臂192、194、196和198各自可以被选择性地拉动或推动,以连续变化的倾斜角度使远侧窗口186倾斜。因此,致动臂192、194、196和198的协作运动可以使远侧窗口186倾斜,以使聚焦的成像光不仅沿着扫描线、还沿着各种各样的二维扫描图样进行扫描。这些二维扫描图样可以包括螺旋、栅格、多瓣玫瑰图样、多半径图样、多折叠路径等等。控制器126可以控制致动器系统178以选择性地使致动臂192、194、196和198致动,从而实现这些任一扫描图样。

[0087] 类似的四致动线的实施例没有远侧窗口186,对应于图3的实施例。进一步地,实施例存在数量不同的致动臂。例如,一些实施例可以具有三个呈 0° 、 120° 和 240° 布置的致动臂。显然,这些致动臂不是以相对的方式来布置的。三致动臂的实施例已经能够以二维扫描图样对聚焦的成像光束进行扫描。

[0088] 图11是套管150的截面视图,与图3-5和图7-9相似,展示了致动器系统178的另一个实施例,该致动器系统包括弹簧212、致动臂214和斜坡件216。弹簧212的近端可以附接至套管150的内壁。弹簧212的远端可以朝向弹性体光学元件190弯曲以接触弹性体光学元件190。弹簧212可以被设计成在190上施加迫力。弹簧212的迫力可以迫使弹性体光学元件190远离弹簧212、并且朝向斜坡件216。

[0089] 如图12所示,致动臂214和斜坡件216可以布置在弹性体光学元件190的与弹簧212相对的一侧。致动臂214可以沿着套管150延伸。利用移动机构179实施例可以推动或拉动致动臂214的近端。致动臂214的远端可以具有朝向弹性体光学元件190的弯曲。斜坡件216的近端可以附接至套管150的内壁。斜坡件216的远端可以朝向弹性体光学元件190弯曲,以形成逐渐接近弹性体光学元件190的倾斜。

[0090] 如图12所示,当利用移动机构179朝向套管150的远端在远侧方向202上推动致动臂214时,致动臂214可以在斜坡件216上滑动。斜坡件216可以朝向弹性体光学元件190引导致动臂214的远端。这样,斜坡件216可以使得致动臂214的远端推动弹性体光学元件190远离斜坡件216并朝向弹簧212。根据致动臂214在斜坡件216上的位置,可以改变在弹性体光学元件190上施加的推动力。例如,朝向斜坡件216的远端推动另一个致动臂214,利用致动臂214在弹性体光学元件190上施加更大的推动力。

[0091] 弹簧212的迫力对抗致动臂214的推动力。当弹簧212的偏置力等于致动臂214的推动力时,两种力可以彼此平衡,并且弹性体光学元件190可以处于非变形状态。当弹性体光学元件190处于这种非变形状态时,其可使聚焦的成像光前行,无需进重定向聚焦的成像。

[0092] 如图12所示,当将致动臂214更远地推到斜坡件216上时,可以增加致动臂214的推动力以超过弹簧212的迫力。致动臂214与斜坡件216相互作用得到的力可以在方向200上朝向弹簧212推动弹性体光学元件190的远端。

[0093] 汇总图11和图12,当移动机构179使致动臂214沿着斜坡件216滑动时,弹性体光学元件190可以从朝向斜坡件216弯曲的初始状态变形成为朝向弹簧212弯曲的最终状态。当弹性体光学元件190在这两种状态之间变形时,沿着扫描线对聚焦的成像光进行扫描。

[0094] 图13示出了沿图12中的线13-13截取的套管150的端视图。如图所示,弹簧212可以包括具有曲线的板或条,其中曲线的顶点接触弹性体光学元件190并在该弹性体光学元件上施加迫力。致动臂214和斜坡件216都可以包括板或条,其曲线符合弹性体光学元件190的外周。致动臂214的弯曲尖端可以沿着弹性体光学元件190的侧壁移动,以使弹性体光学元件190变形。可以协作方式设计弹簧212、致动臂214和斜坡件216,以使弹性体光学元件190变形而使聚焦的成像光沿着竖直方向在图13所示的定向中进行扫描。

[0095] 在另一个实施例中,包括第二弹簧、致动臂和斜坡件的第二变形单元可以在与弹簧212、致动臂214和斜坡件216的第一变形单元成直角的方向上被布置在弹性体光学元件190的相对侧。这两个变形单元能够不仅沿着单一扫描线、而且沿着二维扫描图样对聚焦的成像光进行扫描。如前所述,还可以设计具有两个以上变形单元的实施例。

[0096] 最后,在一些实施例中,光学聚焦元件152和弹性体光学元件190可以是一个集成式光学元件。

[0097] 在此所述的实施例可提供具有致动器的成像探头,该致动器利用弹性体光学元件沿着扫描图样对成像探头的聚焦的成像光进行扫描。以上提供的实例仅为示例性的,并非旨在进行限制。本领域的技术人员可容易设想出与所披露的实施例一致的其他系统,所述其他系统旨在处于本披露的范围内。因此,本申请仅受所附权利要求书限制。

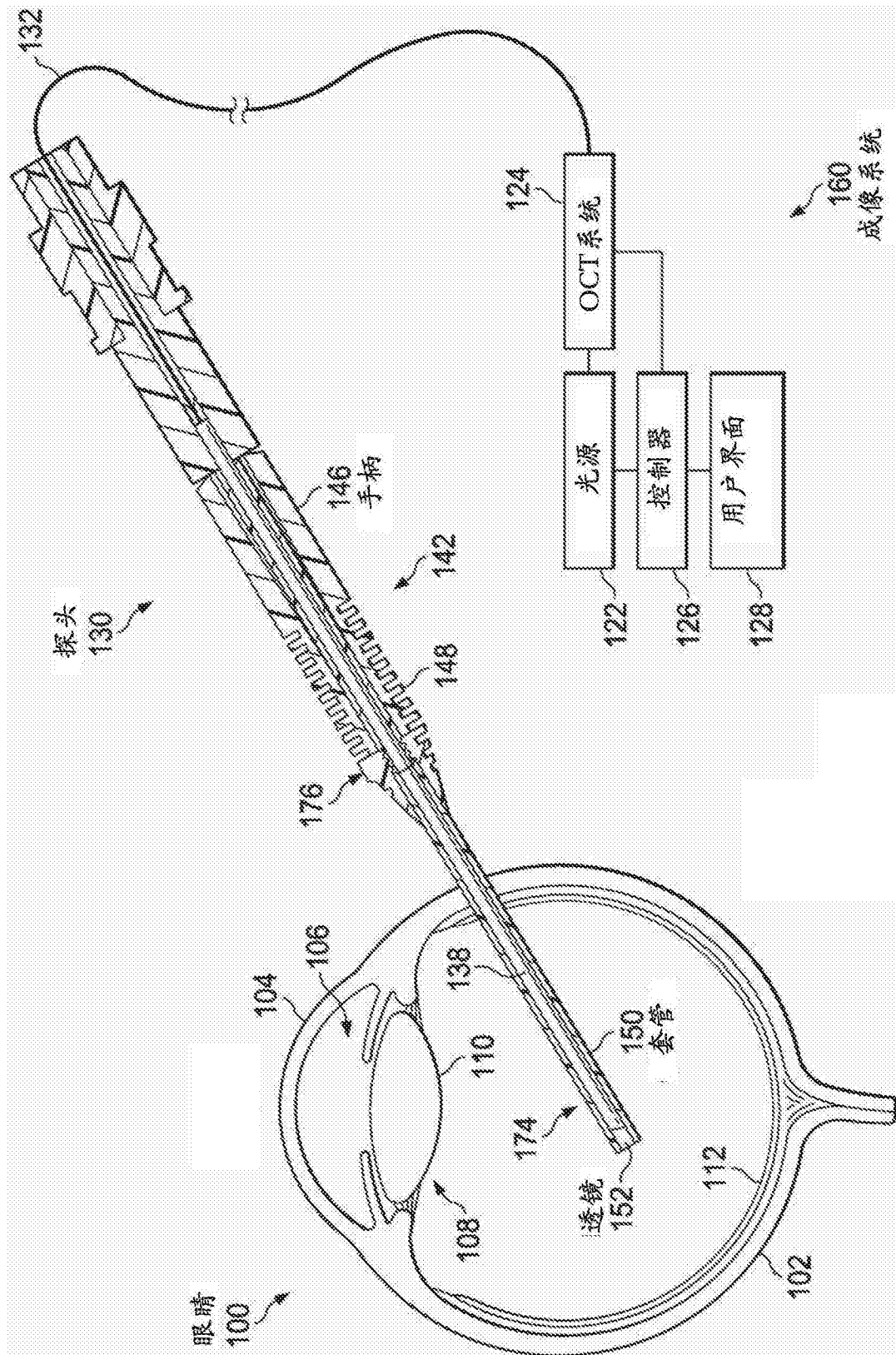


图2

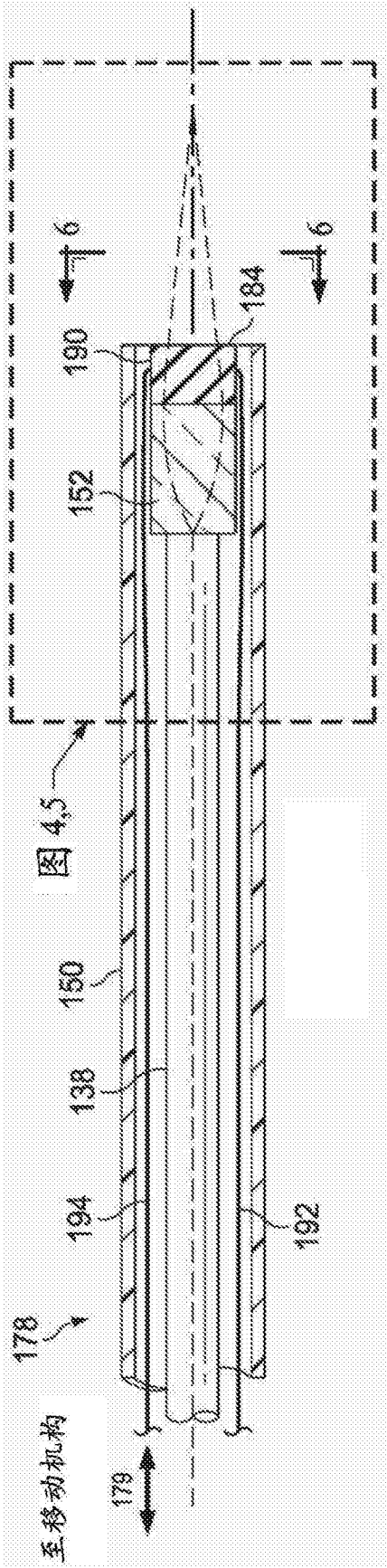


图3

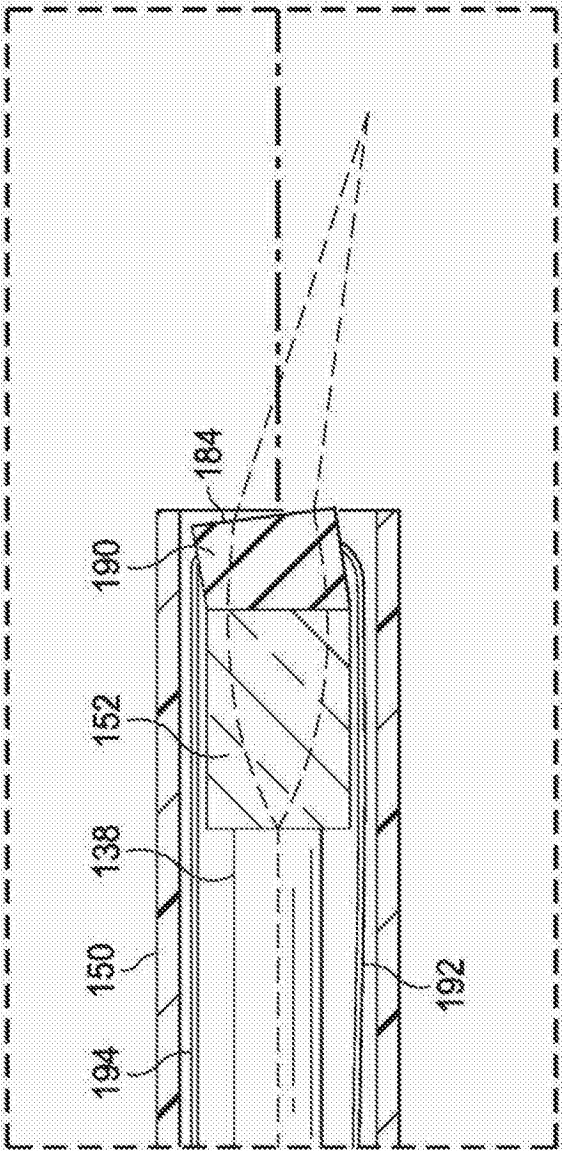


图4A

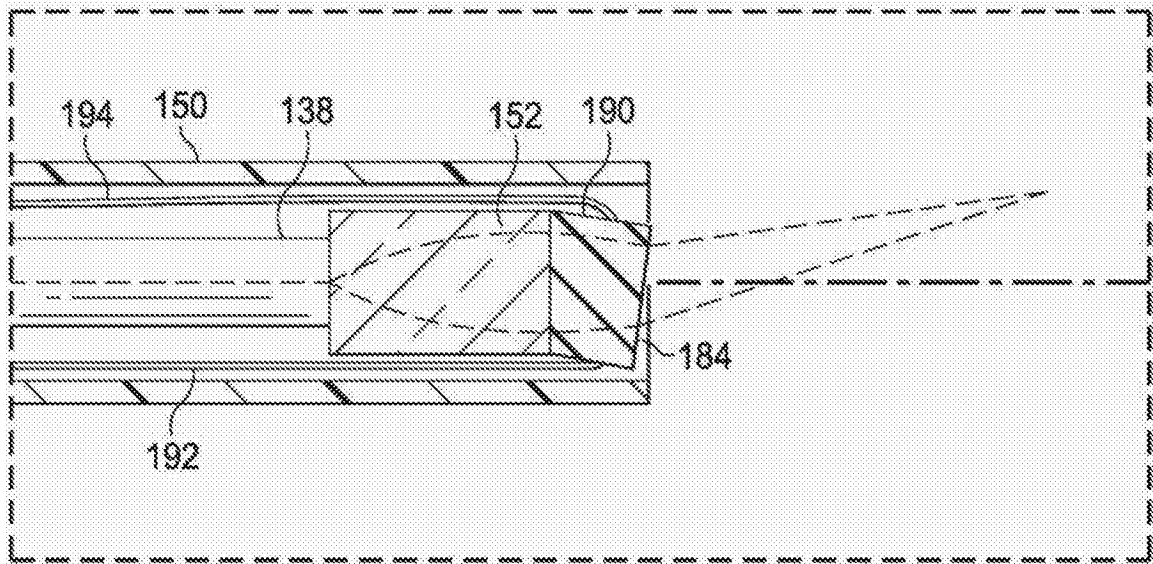


图4B

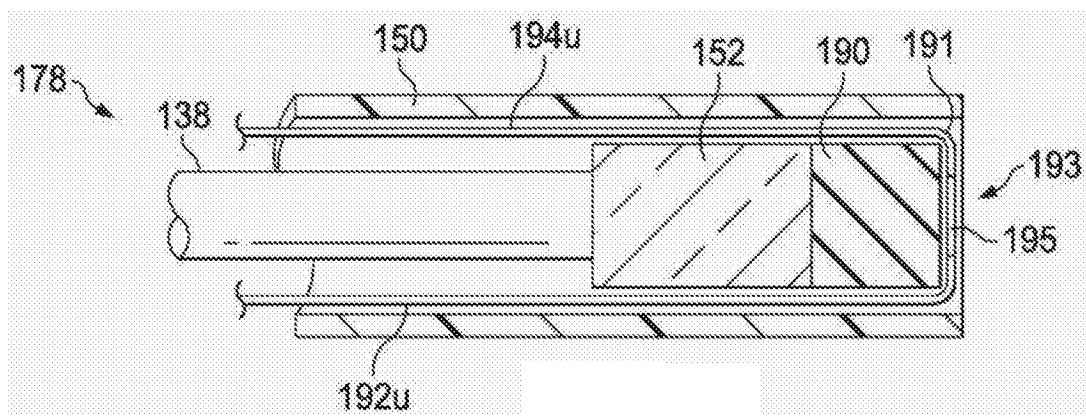


图5A

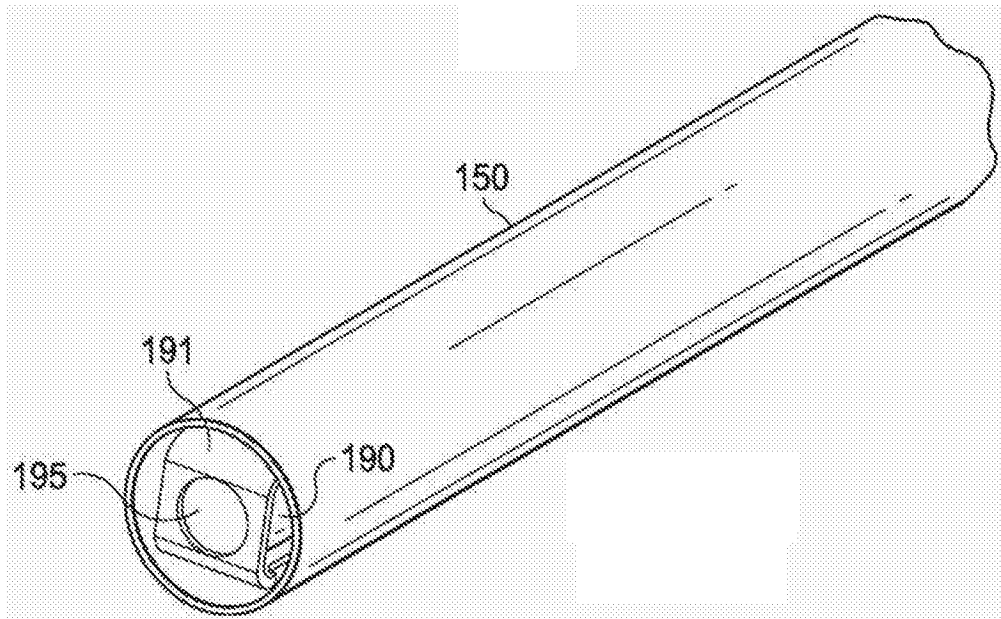


图5B

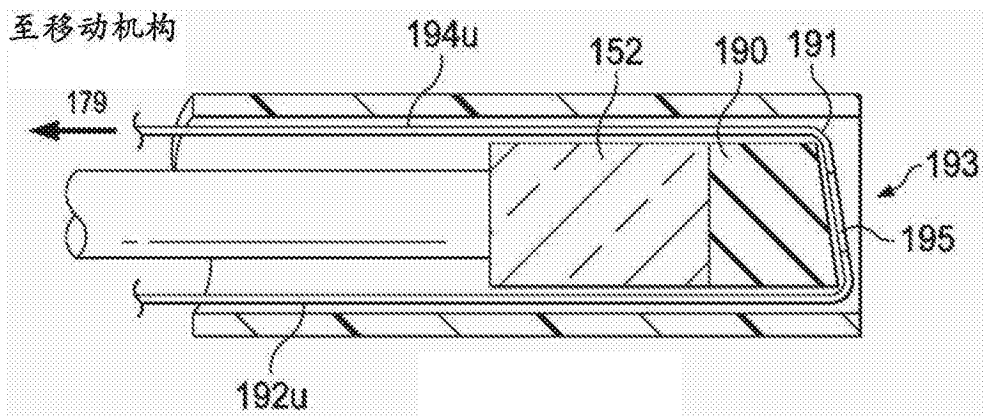


图5C

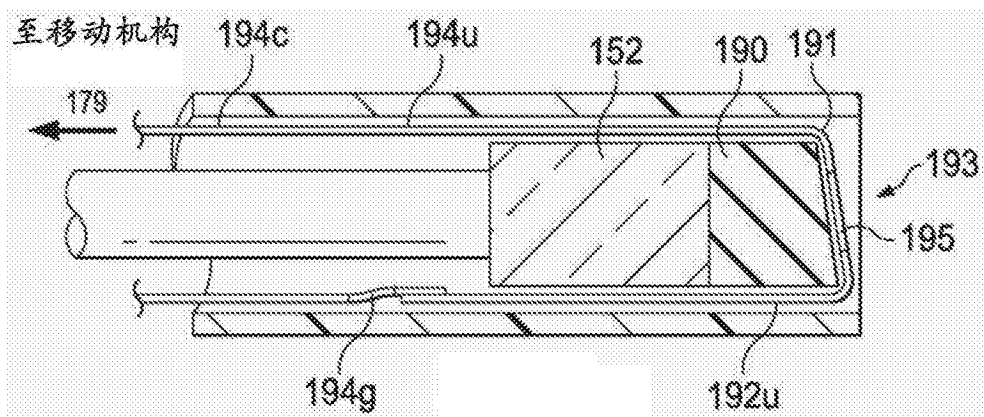


图5D

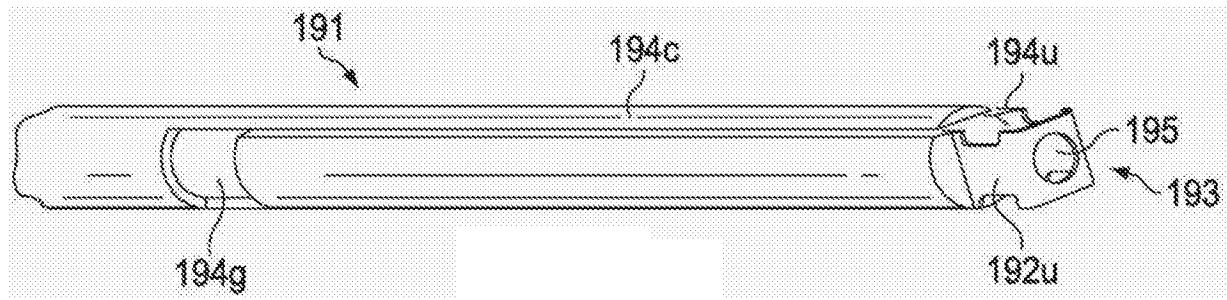


图5E

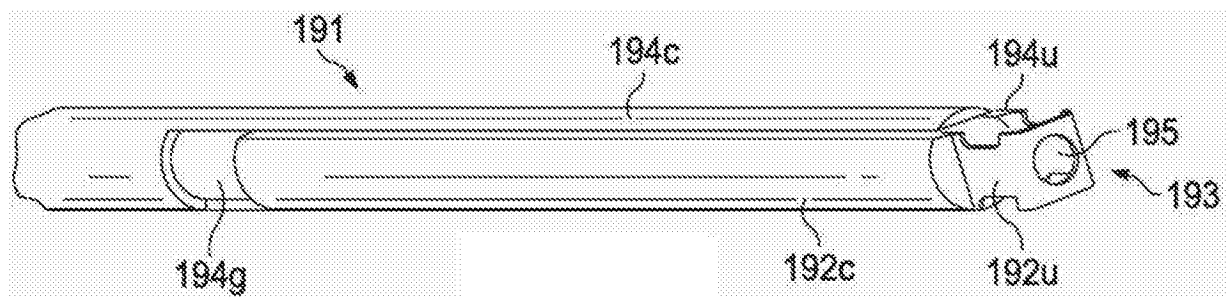


图5F

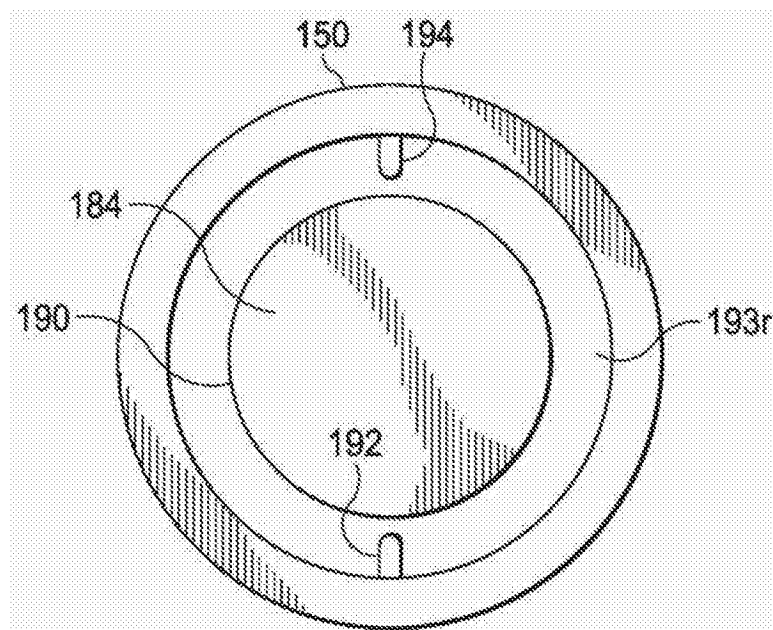


图6

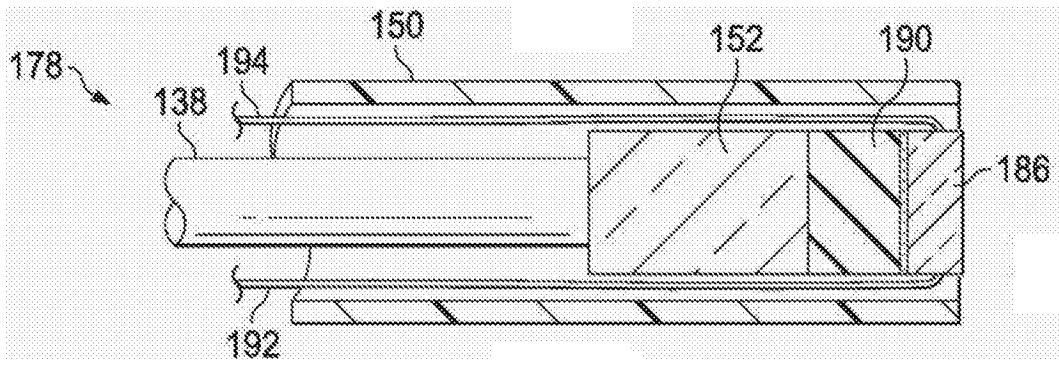


图7

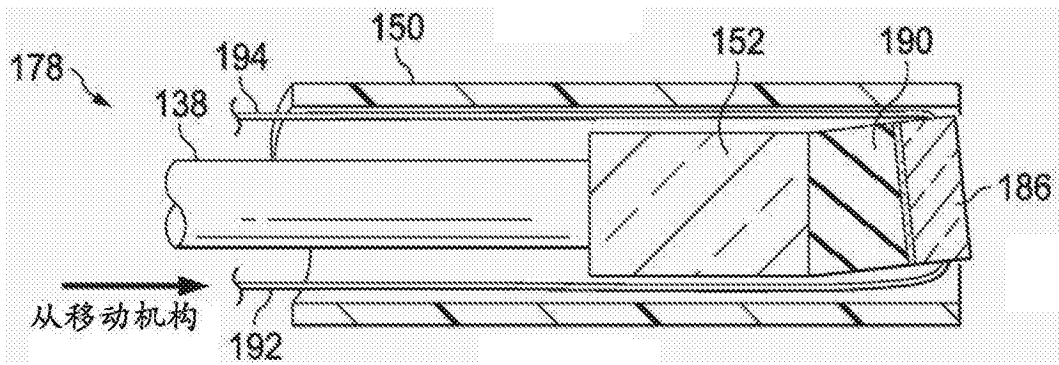


图8

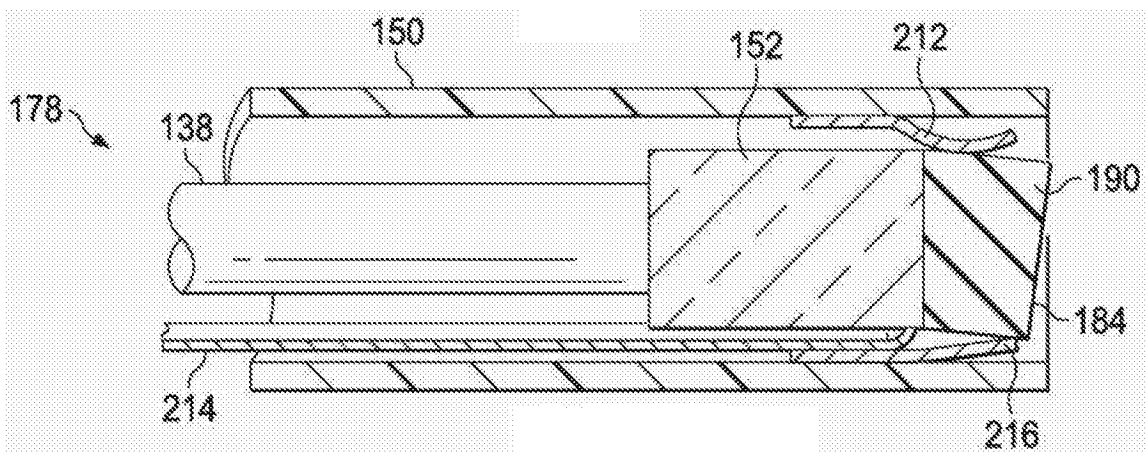
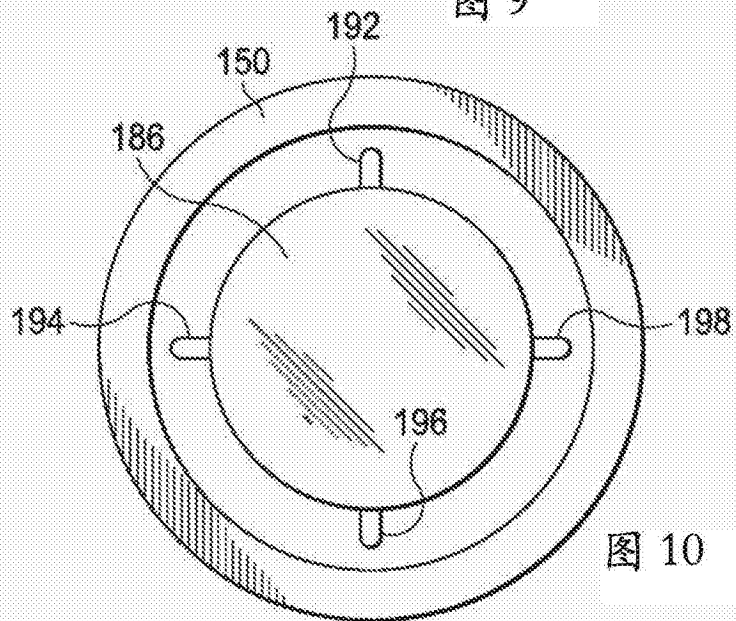
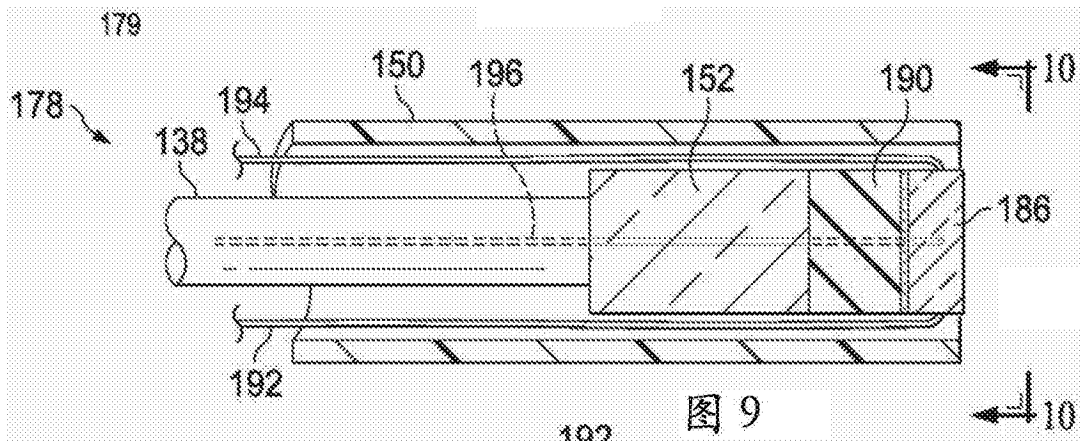


图11

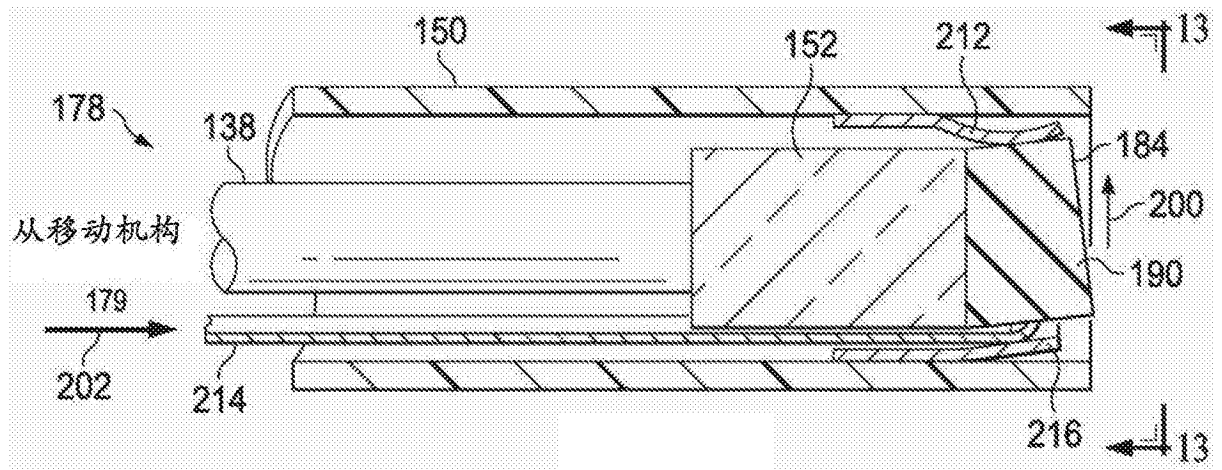


图12

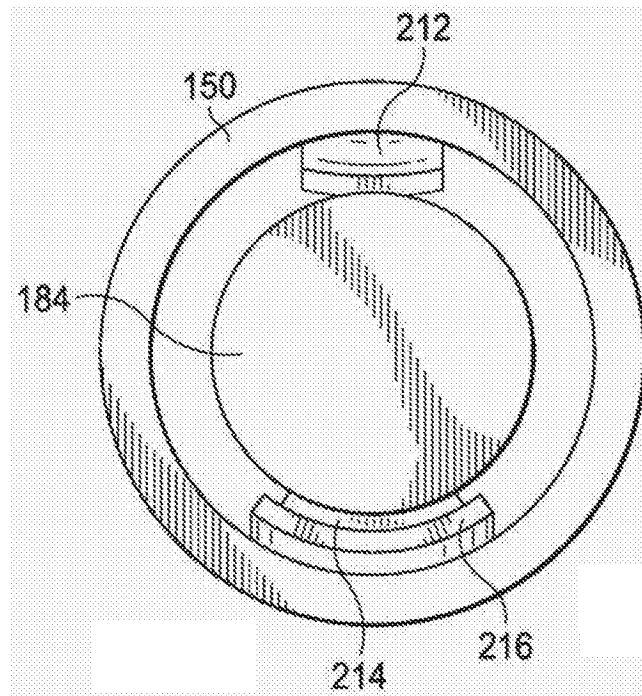


图13