



(10) 授权公告号 CN 111936091 B

(45) 授权公告日 2023.06.06

(21) 申请号 201880075174.0

(22) 申请日 2018.10.18

(65) 同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 111936091 A

(43) 申请公布日 2020.11.13

(30) 优先权数据

62/574,136 2017.10.18 US

15/892,833 2018.02.09 US

16/145,119 2018.09.27 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2020.05.20

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2018/056433 2018.10.18

(87) PCT国际申请的公布数据

W02019/079544 EN 2019.04.25

(73) 专利权人 新眸股份有限公司

地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 J·莫雷诺 P·普罗塞尔

(74) 专利代理机构 北京维正专利代理有限公司

11508

专利代理师 全万志

(51) Int.Cl.

A61F 9/00 (2006.01)

A61F 9/007 (2006.01)

A61B 3/00 (2006.01)

A61B 17/34 (2006.01)

(56) 对比文件

CN 101426473 A, 2009.05.06

CN 1909859 A, 2007.02.07

CN 1398173 A, 2003.02.19

US 5460182 A, 1995.10.24

US 2017100243 A1, 2017.04.13

CN 106687078 A, 2017.05.17

CN 107174398 A, 2017.09.19

WO 9532663 A1, 1995.12.07

审查员 林兰兰

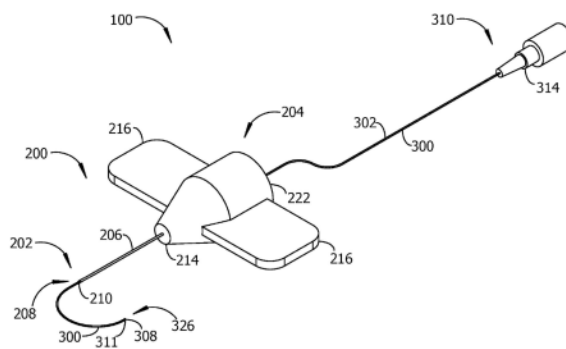
权利要求书2页 说明书14页 附图30页

(54) 发明名称

眼科显微外科手术器械

(57) 摘要

在一些实施例中,一种显微外科手术器械,包括套管针,该套管针具有中空刚性轴,该刚性轴形成有从该轴的近端延伸至远端的内腔。该轴的远端可以被成形用于组织穿透。该器械可以进一步包括复合微型插管,该复合微型插管在该内腔中与该套管针可滑动地接合。该微型插管包括光导和柔性中空管,该中空管的外直径小于该套管针中的内腔的内直径。其他实施例包括:将该微型插管置于该套管针的内腔中,通过照射该微型插管的端部来照射该套管针的端部,使该套管针从眼睛上的选定进入点行进到眼睛中的选定结构中,并且使该微型插管的被照射端部从该套管针延伸到该选定结构中。



1. 眼科显微外科手术器械, 包括:  
手持件;  
可滑动地联接至所述手持件的致动器;  
可滑动地联接至所述手持件的插入件;  
附接至所述致动器的中空管, 所述中空管是大致U形的; 以及  
穿过所述中空管的线丝, 所述线丝的第一端附接至所述手持件, 并且所述线丝的第二端附接至所述插入件;  
附接至所述手持件的套管针;  
复合微型插管, 所述复合微型插管穿过所述套管针的内腔并且联接至所述插入件。
2. 根据权利要求1所述的眼科显微外科手术器械, 进一步包括:  
所述套管针具有中空刚性轴; 以及  
与所述中空刚性轴可滑动地接合的可移动套管, 所述可移动套管附接至所述插入件, 并且所述复合微型插管穿过所述可移动套管。
3. 根据权利要求1所述的眼科显微外科手术器械, 进一步包括:  
所述套管针包括具有近端和远端的刚性轴, 所述刚性轴形成有从所述近端延伸至所述远端的内腔, 所述远端被成形用于组织穿透; 以及  
被定位在所述内腔中的复合微型插管, 所述复合微型插管包括:  
柔性中空管, 所述柔性中空管的外直径小于所述内腔的内直径; 以及  
联接至所述柔性中空管的光导。
4. 根据权利要求3所述的眼科显微外科手术器械, 进一步包括定位器, 所述定位器被配置用于固持所述复合微型插管。
5. 根据权利要求4所述的眼科显微外科手术器械, 其中, 所述定位器被配置用于使所述复合微型插管相对于所述套管针移位。
6. 根据权利要求4所述的眼科显微外科手术器械, 其中, 所述定位器被配置用于使所述复合微型插管相对于所述套管针保持静止。
7. 根据权利要求4所述的眼科显微外科手术器械, 进一步包括中空套管, 所述复合微型插管穿过所述中空套管。
8. 根据权利要求7所述的眼科显微外科手术器械, 其中, 所述中空套管的长度随着所述复合微型插管相对于所述套管针的移位而改变。
9. 根据权利要求4所述的眼科显微外科手术器械, 其中, 所述复合微型插管固定至所述定位器。
10. 根据权利要求4所述的眼科显微外科手术器械, 其中, 所述定位器被配置成与所述复合微型插管滑动地接触。
11. 根据权利要求3所述的眼科显微外科手术器械, 进一步包括光源, 所述光源被定位成将光引导到所述光导中以用于照射所述光导的远端。
12. 根据权利要求3所述的眼科显微外科手术器械, 进一步包括第二光导, 所述第二光导被定位成照射所述套管针的所述远端。
13. 根据权利要求3所述的眼科显微外科手术器械, 其中, 所述复合微型插管的近端与所述复合微型插管的远端处于流体连通。

14. 根据权利要求3所述的眼科显微外科手术器械, 其中, 所述复合微型插管被配置用于容许固体有效载荷进入所述柔性中空管中。

15. 根据权利要求3所述的眼科显微外科手术器械, 所述光导包括材料层, 所述材料层在所述柔性中空管内的空隙间隙周围同心地布置。

16. 根据权利要求1所述的眼科显微外科手术器械, 所述套管针进一步包括:

中空刚性轴, 所述中空刚性轴的远端被成形用于组织穿透, 所述轴形成有从所述轴的所述远端延伸至近端的内腔;

附接至所述近端的转换结构, 所述转换结构形成有用于容许复合微型插管进入所述内腔中的孔;

被定位成照射所述远端的光源; 以及

所述内腔的平滑化的远侧边缘。

17. 根据权利要求16所述的眼科显微外科手术器械, 所述套管针进一步包括: 从所述转换结构向外延伸的手指抓握件。

## 眼科显微外科手术器械

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请是于2018年2月9日提交的共同待决的申请序列号15/892,833的部分继续申请,该申请的全部内容通过援引并入本文,本申请要求于2017年10月18日提交的美国临时专利申请号62/574,136的权益,该申请的全部内容通过援引并入本文。

### 技术领域

[0003] 实施例涉及用于治疗比如青光眼等眼睛疾病的外科手术设备。

### 背景技术

[0004] 眼房水是透明水状流体,其在眼内产生、填充眼睛的前房和后房、输送眼组织所需的试剂、并且通过流体压力来帮助维持眼睛的修圆形状。眼房水通过包括小梁网和巩膜静脉窦、连接至收集器通道的多孔周向流体通道、以及静脉的流体引流网络而流出眼睛。眼睛的引流网络的各部分的阻塞或塌陷可能导致眼内压升高,这种情况可能与视力下降和青光眼等眼部疾病相关联。

[0005] 可以使用外科手术治疗通过改善房水的流动来降低眼内压。一些外科手术治疗包括穿过巩膜、即眼睛的白色坚硬外覆盖物形成相对大的切口,从而形成组织瓣,将该组织瓣折回以暴露小梁网或房水流动路径的其他部分。然后通过去除组织或形成新的引流通道来修改引流网络的暴露部分。穿过巩膜的切口可能会导致眼睛内的流体压力损失以及一个或多个房的塌陷。可能有必要通过将粘弹性流体注入其中一个房中来支撑眼睛的自然形状。粘弹性流体具有从动态流动状态变为静态流动状态的粘度、当受到剪切应力时以相对低的粘度流动、并且在静态条件下呈现凝胶状高粘度状态。

[0006] 涉及眼睛切口的外科手术治疗可能增大术后并发症(比如感染和形成疤痕组织)的风险。已经开发了对眼睛破坏较小的其他治疗程序。例如,通过使微型插管穿过眼睛的引流网络的各部分以去除阻塞物或重新打开塌陷的流体通道,可以改善房水的流动。另外,将药物或药物洗脱装置或材料递送到组织结构中可能是有利的。值得注意的是,由于巩膜静脉窦位于人眼主体内的免疫特许区域之外,因此向巩膜静脉窦递送药物和药物洗脱装置可以是有益的。微型插管可以包括柔性中空管,该柔性中空管的外直径小到足以准许将微型插管引入巩膜静脉窦或眼睛的引流网络的某个其他部分中。微型插管可以具有足够的柔性,以在将微型插管从眼睛外推入(例如穿过如先前描述的外科手术形成的瓣或穿过巩膜的穿刺部)时遵循巩膜静脉窦或引流网络的另一部分而弯曲。微型插管可以用于机械地扩张眼睛中引流通道的选定部分,或可以用于注入材料、物体、流体、药物或粘弹性物质,以施加流体压力从而改善流经眼睛引流系统的流量。或者,可以使显微外科手术的切削、穿透或抓取器械穿过微型套管,以将该器械引导至眼睛的要通过外科手术方式进行改良的部位。

[0007] 一些显微外科手术器械具有与中空柔性外护套可滑动地接合的微型插管。柔性外护套可以用于使微型插管的进入点定位到眼睛内部中,其中微型插管穿过柔性外护套中的内腔,并且外护套相对于眼睛保持静止。微型插管的端部可以从护套的端部延伸进入眼

睛的选定部分。然而,外护套的柔性可能使护套难以穿透巩膜或其他组织,从而使微型插管无法进入眼睛内的引流结构或其他治疗区域。可能有必要用单独的器械来进行切开或穿刺,以准许准确地定位柔性护套以用于放置和引导微型插管。或者,微型插管可以设有被成形用于组织穿透的端头,这可能限制了微型插管用于将有效载荷递送到眼睛内部的用途。

## 发明内容

[0008] 一个示例性设备实施例包括套管针和复合微型插管。套管针的实施例包括具有近端和远端的刚性轴。该刚性轴可以被形成为具有从该近端延伸至该远端的内腔。该套管针上的刚性轴的远端可以被成形用于组织穿透。

[0009] 复合微型插管可以被定位在该套管针的内腔中。该复合微型插管的示例可以包括柔性中空管,该柔性中空管的外直径小于该套管针的内腔的内直径。该复合微型插管的示例可以进一步包括光导。

[0010] 另一示例性设备实施例包括用于眼科手术的套管针。套管针的示例包括中空刚性轴,该中空刚性轴具有被成形用于组织穿透的远端。该中空轴形成有从该中空轴的远端延伸至该中空轴的近端的内腔。该套管针的示例进一步包括附接至该中空轴的近端的转换结构。该转换结构可以形成有用于容许复合微型插管进入该内腔中的孔。该套管针的示例可以进一步包括光源,该光源被布置为照射该中空刚性轴的远端。该中空轴中的内腔的远侧边缘可以平滑化的以减少固体物穿过该内腔和离开该套管针导致的磨损和/或切削。该套管针的示例可以进一步包括从该转换结构向外延伸的手指抓握件。

[0011] 一种示例性方法实施例包括:将复合微型插管的远端置于套管针的内腔内;照射该复合微型插管的远端,由此照射该套管针的远端;在眼睛上选定套管针进入点并且将该套管针定位在所选定的进入点处;使该套管针在所选定的进入点处行进,直至观察到该套管针的被照射远端进入该眼睛中的选定结构;以及使所述复合微型插管从所述套管针的远端朝向所述眼睛中的目标区域延伸,由此从照射所述套管针的远端转换成照射所述套管针外部的组织。

[0012] 另一示例性设备包括:手持件;可滑动地联接至所述手持件的致动器;可滑动地联接至所述手持件的插入件;附接至所述致动器的中空管;以及穿过所述中空管的线丝,所述线丝的第一端附接至所述手持件,并且所述线丝的第二端附接至所述插入件。

[0013] 用于眼科手术的另一示例性套管针尤其包括中空刚性轴,该刚性轴包括用于接纳插管、尤其复合微型插管的内腔,其中,该轴具有被成形用于组织穿透的远端。

[0014] 该轴的远端可以是斜面的或锥形的。可替代地或另外地,该轴的远端被形成为使得组织穿透导致组织的单次刺穿。

[0015] 该轴的远端的内表面可以比该轴的其余部分的内表面的至少一部分更平滑。此外,该轴的远侧边缘可以比该轴的其余部分的内表面的至少一部分更平滑。该轴的外表面可以包括润滑涂层。

[0016] 该套管针可以包括光导和/或光源,该光导和/或光源被布置为使得该轴的远端可被照射。特别地,该光导的一端可以用于照射该轴的远端和/或组织。该光导的这端的截面可以大于该光导的其余部分的至少一部分的截面,和/或该光导的另一端可与用于提供可见光和不可见光的光源连接。

[0017] 该光导可以附接至该轴或者可以是该轴的一体部件。

[0018] 另一示例性设备可以包括上述套管针以及插管。该插管可以是复合微型插管和/或可以布置在该套管针的内腔中。

[0019] 该插管的刚度可以小于该轴的刚度。该插管的直径可以在从100微米至250微米的范围内。

[0020] 该插管可以包括在该插管的两端之间延伸的内腔。通过该插管、尤其是该插管的内腔,可以容许有效载荷在该插管从该中空轴的远端伸出时进入组织中,和/或通过该插管,可以容许有效载荷进入组织中,其中该轴在容许有效载荷进入组织期间保持处于同一位置。

[0021] 该设备可以包括转换结构、尤其是套管针连接器。该套管针、尤其该轴的近端可以与该转换结构连接。此外,该插管可以延伸穿过该转换结构。

[0022] 该光导或另一光导可以联接至该插管。特别地,该光导或另一光导可以附接至该插管、或者可以是该插管的一体部件。可替代地,该光导可以被布置为使得该轴的这端可以被照射,而与该插管的存在或位置无关。

[0023] 该光导和/或另一光导可以与该光源连接。该设备可以包括反光镜,该反光镜被布置用于将来自所述光源的光引导至所述轴的所述近端。

[0024] 该插管的内腔可以与材料、尤其是粘弹性材料的注入器流体地连接。

## 附图说明

[0025] 图1是显微外科手术器械的示例性实施例的示图,该器械包括具有中空刚性轴的套管针、以及柔性复合微型插管。

[0026] 图2是根据实施例的套管针的示例的顶视图。

[0027] 图3是图2的套管针的示例的侧视图。

[0028] 图4是图1-3的套管针的示例的截面视图A-A。图3中标有A-A的截面线示出了图4的截面视图的位置和观看方向。

[0029] 图5是图1-4的中空刚性轴的局部放大截面视图B,示出了被成形用于组织穿透的远端的示例、并且进一步示出了套管针中的内腔的平滑化的远侧边缘的示例。图5中的视图B的位置在图4中用虚线进行标记。

[0030] 图6是根据显微外科手术器械的实施例的复合微型插管的示例的局部顶视图。

[0031] 图7是图6的示例性复合微型插管的截面视图C-C。图7中的截面视图C-C的位置和观看方向用图6中的纵向截面线C-C进行标记。

[0032] 图8是图6的示例性复合微型插管的截面视图D-D。图8中的截面视图D-D的位置和观看方向用图6中的横向截面线D-D进行标记。

[0033] 图9是根据显微外科手术器械的实施例的复合微型插管的另一示例的替代性截面视图D-D。图9中的替代性截面视图D-D的位置和观看方向用图6中的横向截面线D-D进行标记。

[0034] 图10是根据显微外科手术器械的实施例的复合微型插管的另一示例的替代性截面视图D-D。图10中的替代性截面视图D-D的位置和观看方向用图6中的横向截面线D-D进行标记。

[0035] 图11是根据显微外科手术器械的实施例的复合微型插管的另一示例的替代性截面视图D-D。图11中的替代性截面视图D-D的位置和观看方向用图6中的横向截面线D-D进行标记。

[0036] 图12是套管针的另一示例的替代性截面视图A-A,进一步展示了复合微型插管沿近侧方向偏离套管针的远端的示例,并且进一步展示了套管针的被照射远端的示例。

[0037] 图13是图12的示例的续图,示出了复合微型插管的被照射远端从套管针中的内腔的远端向外延伸的示例。

[0038] 图14是替代性截面视图D-D,示出了复合微型插管的另一示例,在该复合微型插管的柔性中空管的内部纵向空隙中具有两个光导。

[0039] 图15是替代性截面视图D-D,示出了复合微型插管的另一示例,该复合微型插管具有两个光导,一个光导位于复合微型插管的柔性中空管的内部,而另一光导与柔性中空管的外表面接触。

[0040] 图16是替代性截面视图D-D,示出了复合微型插管的另一示例,该复合微型插管具有两个光导,一个光导位于复合微型插管的柔性中空管的内部中,而另一光导位于中空管与外套管之间。

[0041] 图17是替代性截面视图D-D,示出了复合微型插管的另一示例,该复合微型插管具有两个光导,一个光导位于复合微型插管的柔性中空管的内部,而第二光导通过施加在第二光导和柔性中空管上的外涂层而固持靠在柔性中空管上。

[0042] 图18是替代性设备实施例的框图,该设备包括用于使复合微型插管相对于套管针移位的定位器,并且可选地包括用于将流体引入复合微型插管中的流体注入器。

[0043] 图19示出了具有定位器和套管针的显微外科手术器械实施例的示例的顶视图。

[0044] 图20是图19的定位器的示例的截面视图E-E。图20中的截面视图E-E的位置和观看方向用图19中标为E-E的纵向截面线进行标记。

[0045] 图21示出了示例性显微外科手术器械实施例的示例,该显微外科手术器械包括定位器,其中套管针的远侧端头穿过眼睛的巩膜进入巩膜静脉窦中,展示了从套管针的被照射远端发出的光准确地指示套管针的位置的示例。

[0046] 图22示出了示例性显微外科手术器械和套管针相对于巩膜静脉窦处于与图21相同的位置的示例,并且进一步展示了复合微型插管的被照射远侧端头沿着巩膜静脉窦的周向路径从套管针向外延伸的示例。

[0047] 图23是图1的套管针的示例的另一替代性截面视图A-A,示出了复合微型插管及其穿过套管针的内腔的光导的示例,并且进一步示出了定位在内腔中、与复合微型插管中的光导分离的可选的第二光导。

[0048] 图24示出了如图23的示例一样的具有复合微型插管和第二光导的套管针的局部示例,展示了套管针和复合微型插管的被照射远端沿着巩膜静脉窦的周向路径彼此分离的示例。

[0049] 图25示出了复合微型插管实施例的示例的替代性截面视图D-D,该复合微型插管在柔性中空管内载有可选的流体有效载荷的示例和可选的固体有效载荷的示例。

[0050] 图26示出了套管针进入点标记仪的示例的示例。

[0051] 图27示出了图26的套管针进入点标记仪的标记垫片上的标记表面的示例的视图。

[0052] 图28示出了图26-27的示例性套管针进入点标记仪的侧视图。

[0053] 图29示出了人眼的巩膜和虹膜的示例的视图,展示了由图26-28的套管针进入点标记仪形成的切线的图案的示例。

[0054] 图30展示了用于将套管针插入穿过眼睛的巩膜、并且将复合微型插管从套管针推入比如巩膜静脉窦等结构中的方法中所包含的一些步骤的示例。

[0055] 图31是根据显微外科手术器械的实施例的复合微型插管的另一示例的局部顶视图。

[0056] 图32是图31的示例性复合微型插管的截面视图F-F。图32中的截面视图F-F的位置和观看方向用图31中的纵向截面线F-F进行标记。

[0057] 图33是图30-31的示例性复合微型插管的截面视图G-G。图33中的截面视图G-G的位置和观看方向用图31中的横向截面G-G进行标记。

[0058] 图34是具有定位器和套管针的显微外科手术器械实施例的另一示例的顶侧的视图。

[0059] 图35是图34的显微外科手术器械示例中的两个示例的侧视图,其中上部装置示出了处于缩回位置的示例的复合微型插管,并且下部装置示出了处于延伸位置的示例的复合微型插管。

[0060] 图36是图34-35的示例的续图,示出了显微外科手术器械在复合微型插管处于缩回位置时的截面视图H-H以及复合微型插管处于延伸位置时的截面视图K-K的示例。截面H-H和K-K的位置用图35中的截面线H-H和K-K进行标记。

## 具体实施方式

[0061] 本文描述了根据本发明的示例性实施例。一种具有中空刚性轴的套管针,该中空轴具有被成形用于组织穿透的远端,该套管针被配置用于刺穿生物组织(例如眼睛的巩膜),从而形成了用于使复合微型插管穿过套管针的内腔的非常小的进入组织的进入点。复合微型插管(本文还可以被称为微型导管)包括用于照射微型插管的远端的光导。光源可以联接至复合微型插管和/或套管针以通过将光引导穿过光导进入套管针的内腔中来照射中空刚性轴的远端,由此使得能够准确地确定套管针的远端的位置、套管针进入眼睛结构的视觉指示、以及在复合微型插管朝向目标治疗区域行进时其远端的位置的视觉指示。复合微型插管的被照射远端可以用于确定微型插管何时偏离优选路径,例如离开穿过巩膜静脉窦的优选路径并且进入比如收集器通道或眼睛引流系统的另一部分等另一通道或房中。

[0062] 通过观察从套管针发出的光穿过组织(其可能包括巩膜、小梁网或其他组织,包括与眼睛无关联的组织),实施例有效地提供了套管针的远端的位置的视觉指示。从套管针穿过巩膜或其他组织的光进一步指示套管针的行进方向。还可以通过对从微型插管的端头发出的光的视觉观察来准确地确定复合微型插管的位置和行进方向。可以将实施例准确地引导到组织和/或组织间隙中,例如但不限于小梁网、巩膜静脉窦和收集器通道。相反,可以将实施例准确地引导以特别地避免进入选定组织或组织间隙。可以使用相机、使用前房角镜(gonioprism)、使用其他光学辅助件、或这些装置和方法的任何组合来直接观察眼睛中的组织以及实施例的位置和行进方向。

[0063] 在一些实施例中,第二光导使得能够独立地且可选地同时对套管针和复合微型插



管的远端进行照射。在其他实施例中,可以将包括流体和/或固体物的有效载荷递送穿过复合微型插管到达眼睛中的目标区域。流体有效载荷的示例包括但不限于:包括基因疗法、干细胞和其他基于流体的药物、粘弹性流体、水、以盐溶液。固体有效载荷的示例包括但不限于:装置、颗粒、纳米颗粒、包括固体有效载荷的药物洗脱示例的小型装置、比如钳子等显微外科手术器械、用于穿透和/或切削组织的器械、支架、光导、以及线丝。如本文使用的,光导是指能够将在输入表面处接收的电磁能量通过中间光学介质传输到输出表面的光学元件。光导的示例包括但不限于:被布置用于将光束从源引导至终点的一个或多个反光镜、柔性光纤、一束光纤、以及刚性光导管。

[0064] 一些实施例包括用于使复合微型插管相对于套管针的远端移位的定位器。该定位器可以可选地包括微型插管移位机构,该机构被配置用于使复合微型插管延伸和可选地缩回。该定位器可以进一步可选地包括流体注入器,该流体注入器被配置用于使流体从流体储器移动进入复合微型插管并且能够进入眼睛中的选定目标区域。该定位器的一些实施例包括光源,该光源被布置用于将光发射到复合微型插管的光导中、并且当设置了第二光导时可选地发射到与套管针联接的第二光导中。该定位器可以使得复合微型插管能够准确地进行进和/或缩回而不会干扰进入眼睛中的微型插管进入点,从而能够减少完成治疗过程所需的时间量并且降低对眼睛组织造成损伤的风险。

[0065] 眼科显微外科手术器械的实施例可以被配置为从照射套管针的远端平滑地且连续地转换成照射套管针外部的组织,由此使得能够非常精确地确定套管针和复合微型插管相对于眼中结构的位置。套管针在巩膜或眼睛其他部位中产生的很小的刺孔与以前的外科手术技术所需要的使组织瓣从巩膜上抬起以进入眼睛内部的结构相对较大的切口形成了对比。较小的刺孔减少了患者的不适感以及比如瘢痕和感染等手术后并发症的风险。与使用穿过巩膜的切口的方法相比,外科手术区域的制备、监测和闭合更快、更简单,这能够使得实施例能够以比在手术室中外科手术过程可以实施的无菌度和患者监测更低的水平被采用,并且能够准许患者从外科手术中更快地痊愈和康复。

[0066] 图1示出了显微外科手术器械的示例性实施例。示例性实施例100包括套管针200,该套管针被配置用于接纳复合微型插管300。复合微型插管300可以与套管针200可滑动地接合、穿过套管针的近端204处的套管针连接器222、转换结构214、以及在中空刚性轴206中形成的内腔208,该内腔从转换结构214向外延伸至套管针200的远端202。中空刚性轴206优选地形成有远端210,该远端被成形用于组织穿透。一个或多个可选的手指抓握件216可以附接至套管针连接器222和/或转换结构214、或可替代地被形成为其一体部分。

[0067] 在图1的示例中,复合微型插管300被示出为具有若干折弯部和弯曲部以展示形成复合微型插管的大部分长度的中空管302的柔性。复合微型插管的柔性使得微型插管能够遵循比如巩膜静脉窦的曲壁等眼中结构,而不会刺穿或损伤该结构的各壁。复合微型插管300的实施例可以由挠曲刚度在从 $3.0 \times 10^{-11} \text{ kN} \cdot \text{m}^2$ 至 $2.9 \times 10^{-10} \text{ kN} \cdot \text{m}^2$ 的范围内的多个微型插管区段形成。复合微型插管的远端和/或近端附近的各部分可以可选地比复合微型插管的其他部分刚性更大。套管针200的中空刚性轴206比复合微型插管显著更硬、并且优选地形成具有至少 $1.5 \times 10^{-8} \text{ kN} \cdot \text{m}^2$ 的挠曲刚度,使其硬到足以容易地穿透巩膜和眼睛中的其他组织。挠曲刚度大于优选最小值的套管针可以不再需要单独的外科手术器械穿过眼睛的外表面形成穿刺部。

[0068] 复合微型插管300可以包括位于柔性中空管302的近端310处的可选的微型插管连接器314。微型插管连接器可以包括连接部,这些连接部用于将有效载荷引入复合微型插管以及用于将来自光源的光耦合到复合微型插管中。被引入近端310中的液态、固态或气态有效载荷可以通过中空管302输送至复合微型插管的远端308以递送到眼睛中的目标区域。入射在近端310上的光可以行进至远端308以形成复合微型插管的被照射远端326。可以在远端308设置可选的光扩散器311以用于将光沿许多方向分散,由此指示复合微型插管在移动穿过眼睛中的通道和房时其远端的精确位置。通过从柔性中空管302的壁穿过被引入中空管302中的液体、或穿过复合微型插管的一些实施例所包括的一个或多个光导的内反射,光可以从复合微型插管的近端行进至远端。

[0069] 图2示出了套管针200的示例性实施例的顶视图,并且图3示出了其侧视图。在图3的示例中,已经省略了图2中可见的可选的手指抓握件216。套管针200的近端204处的套管针连接器222可以是鲁尔连接器、例如滑动配合式或扭转锁定式鲁尔连接器。可替代地,可以使用能够形成防漏密封的其他连接器。套管针200的中空刚性轴206附接至转换结构214。中空刚性轴206中的内腔208与转换结构和套管针连接器中的空隙间隙处于流体连通,由此能够将流体引入内腔208中。套管针200的内腔208延伸穿过被成形用于组织穿透的远端210。

[0070] 图4中的截面视图A-A和图5中的局部放大视图B展示了根据实施例的套管针200的示例的一些内部细节。通过附接至套管针连接器222的转换结构214牢固地固持中空刚性轴206。穿过中空刚性轴206的内腔208与套管针连接器222中的空隙间隙224处于流体连通。空隙间隙224可以被形成为具有在中空轴206的近端附近的锥形微型插管导向表面221。锥形表面221可以使复合微型插管穿过在空隙间隙224的远端附近的转换结构214中形成的孔223、朝向内腔208偏转。

[0071] 内腔208的远侧边缘212优选地例如通过使一直位于内腔的远端周围的边缘212圆化而变平滑。平滑化的远侧边缘212减少了在复合微型插管滑动越过套管针内腔时从微型插管磨损或切削材料。如果保持不平滑,则套管针内腔的远侧边缘可能尖锐到足以从复合微型插管中去除材料。减少从复合微型插管切削或磨损的材料量减少了此类材料在眼睛中的不期望的沉积。

[0072] 图5中的视图B进一步展示了中空刚性轴206的外直径219以及穿过中空刚性轴206的内腔208的内直径218的示例。外直径219可以在从约200微米至约700微米的范围内。例如,一些套管针实施例具有外直径219为450微米的中空刚性轴。其他套管针实施例具有外直径219为250微米的中空刚性轴。内直径218优选地大于被配置为可滑动地穿过内腔的复合微型插管的最大横向尺寸306,例如柔性中空管302的外直径306、跨越管302及施加到该管上的外涂层321的最大横向尺寸306、跨越中空管302及与该管接触的外部光导304的最大横向尺寸306、或环绕管302的套管320的外直径306。

[0073] 图6示出了复合微型插管300的示例性实施例的顶视图,图7示出了其纵向截面视图C-C,并且图8-11示出了替代性横向截面视图D-D。如图6、图7和图8所提示的,光导304可以被定位在从柔性中空管302的近端310延伸至远端308的纵向空隙303中。复合微型插管300内的纵向空隙303还被称为复合微型插管的内腔303。空隙303可以用作被引入柔性中空管302中的流体的流体路径324。被引到复合微型插管上的有效载荷在该有效载荷从近端

310移动至远端308时遵循流体路径324。

[0074] 光导304可以与柔性中空管分开形成,如先前的示例所提示的。可替代地,光导可以被形成成为柔性中空管302的内层,如图31、图32和图33的示例所示。光导304可以被布置为与复合微型插管300中的空隙303相邻的同心材料层。光导304的材料的折射率优选地与柔性中空管302的材料的折射率充分不同,以使得来自光源的光能够通过穿过光导的内反射有效耦合至远端308。形成光导304的材料层可以通过模制、化学沉积或通过中空管机械地插入柔性中空管302中来形成。虽然附图示出了由单一材料层形成的光导的示例,但是光导可以替代性地由若干材料层制成,每个材料层具有选定的折射率值,或者可以替代性地被制成使其折射率随距光导的边缘的距离而变化。

[0075] 图31、图32和图33进一步展示了光扩散器311的示例,该光扩散器具有与图6和图7的示例中的光扩散器311的外直径相比减小的外直径312。光扩散器311可以替代性地被形成成为柔性中空管302的圆形端,其中扩散器的半径等于柔性中空管的直径313的一半。

[0076] 第二光导和/或其他液体或固体有效载荷可以穿过由光导304环绕的空隙303。在一些实施例中,光导304完全环绕柔性中空管302中的空隙间隙303。可替代地,光导可以不完全环绕空隙间隙,例如被形成成为完整中空管的一半、四分之一或某个其他部分的纵向地分离的中空管。

[0077] 复合微型插管300的外直径306可以是复合微型插管上的最大直径、例如图6中的直径312。外直径306(例如可选的光扩散器311的远端308处的外直径312和中空管302的外直径313中的较大者)优选地小于套管针200中的内腔208的内直径218。

[0078] 当入射到光导304的近端310上的光从远端308发出时,复合微型插管的远端308对应于被照射端326。如图6和图7所提示的,复合微型插管的远端308可以是圆形的以减少组织创伤、并且使来自光扩散器311的光沿许多方向分散以增强被照射远端326的可见性。光扩散器的外直径312可以大于中空管302的外直径313。可替代地,直径(312,313)可以彼此大致相等。

[0079] 对于一些示例,复合微型插管300的柔性区段322的长度可以比巩膜静脉窦的周向长度长几毫米。人眼中的巩膜静脉窦的周向长度为约36毫米。对于复合微型插管300的一些实施例,柔性区段322的长度可以大于40毫米(1.6英寸)。柔性区段322的长度可以可选地比巩膜静脉窦周向长度显著更长,例如以准许复合微型插管连接至光源或流体注入设备,或提供套管针近端外部的方便的长度以用于用镊子或手指来抓握复合微型插管。

[0080] 可替代地,复合微型插管300的柔性区段322的长度可以为约20毫米,从而允许巩膜静脉窦插管两次。第一次可以沿顺时针方向前进穿过巩膜静脉窦的长度的约一半。第二次可以沿逆时针方向前进穿过巩膜静脉窦的另一半。

[0081] 在图8的复合微型插管300的示例中,光导304被定位在纵向空隙303内。该光导的直径小于柔性中空管302的内直径307。复合微型插管300的外直径306可以是中空管302的外直径。

[0082] 在图9的复合微型插管300的示例中,光导304被定位在柔性管302的外表面上,从而在柔性管302内留下可用于输送有效载荷穿过复合微型插管的空间。在图9的示例中,复合微型插管的外直径306包括柔性管302和光导304的尺寸。

[0083] 图10和图11示出了根据显微外科手术器械实施例100的复合微型插管300的更多

示例。图10中的示例性复合微型插管300将光导304定位在柔性中空管302中的空隙303外部。外套管320环绕光导304和柔性管302。复合微型插管的外直径306可以对应于图10中的套管320的外直径。在图11中,已经在光导304和柔性中空管302上施加了涂层321示例。沿着复合微型插管的柔性区段的外直径306包括中空管302、光导304以及外涂层321的尺寸。图10和图11的示例性实施例两者均提供了中空管302的完整内直径307,该中空管用于承载有效载荷穿过纵向空隙303。

[0084] 复合微型插管可以被定位在套管针的内腔内以在套管针插入眼睛中时照射套管针的远端。图12和图13示出了用于转换结构214的替代性构型的示例和复合微型插管的位置的示例。在图12中,复合微型插管被定位成照射套管针的中空刚性轴206的远端202。复合微型插管的远端308(在图12-13的示例中,该远端还是微型插管的被照射端326)可以安装在套管针的内腔中、偏离套管针的远端202达优选距离626。套管针内腔中的内反射导致从复合微型插管的远端发出的光614从套管针的远端出射,这是由于光612在很宽的角度范围上分散,使得从不同的观看方向可见套管针端头。套管针的被照射远端220可以用于标识套管针的端头在眼睛组织内的精确位置。例如,所发出的光612的易于感知的亮度变化(如可以通过小梁网在角膜镜下观察到的)指示套管针的远端何时穿过巩膜并进入巩膜静脉窦。

[0085] 将复合微型插管的被照射远端326推出套管针中的内腔导致从照射套管针的端头平滑转换成照射套管针外部的组织。在图13的示例中,从复合微型插管的被照射远端326发出的光614可以在很宽的角度范围上分散,以准确地指示复合微型插管的端头在眼睛内的位置。

[0086] 复合微型插管的一些替代性实施例包括两个光导,如图14-17所示。在图14的复合微型插管300的示例中,第一光导304和第二光导412被布置在中空管302的内腔303内。在图15的示例中,第一光导304可以位于中空管302的内腔303外部,而第二光导412可以位于其内。在图16的示例中,这两个光导可以如图15所示的定位,其中外套管320环绕柔性中空管302和第一光导304。在图17的示例中,这两个光导同样可以如图15所示的定位,但是在第一光导304和柔性中空管302上施加了外涂层321。

[0087] 显微外科手术器械的一些实施例包括用于使复合微型插管相对于套管针移位的定位器。图18的示例示出了具有定位器的显微外科手术器械100的替代性实施例的框图。定位器400可以包括固持微型插管移位机构425的手持件420,该机构被配置用于使复合微型插管300从套管针200中延伸以及可选地缩回。套管针200可以附接至套管针接收器422、例如用于套管针上的鲁尔接头的接收器。复合微型插管可以穿过布置在套管针接收器422与微型插管移位机构425之间的中空套管433。中空套管433可以通过在微型插管移位机构操作时减少复合微型插管的柔性部分在定位器400内的屈曲或扭结来改善复合微型插管的平滑延伸和缩回。机械地连结至微型插管移位机构425的致动器424使得能够手动控制复合微型插管从套管针的远端延伸的长度。

[0088] 可选的光源328可以设置在定位器400内。从光源328输出的光可以耦合到与复合微型插管300附接的微型插管连接器314中。微型插管连接器314可以可选地被配置用于接收来自外部光源330的光。在一些实施例中,光源328可以被布置为使光穿过第二光导412、可能穿过中间套管针接收器422传输到套管针200的内腔中。

[0089] 微型插管连接器314可以可选地提供与流体注入器446的流体连接,该流体注入器

被布置为将来自手持件420内的流体储器442的流体传递到复合微型插管300。微型插管连接器314可以替代性地连接至外部流体注入器448,该外部流体注入器被配置用于使来自外部流体储器444的流体移入复合微型插管300。

[0090] 图19和图20示出了包括定位器400的显微外科手术器械实施例100的示例的一些细节。套管针连接器222在套管针200的近端连接至定位器400的远端418处的套管针接收器422。套管针接收器422可以被形成为手持件420的一体部分、或者替代性地单独地形成或牢固地附接至手持件。致动器424沿着致动器孔428与手持件420可滑动地接合以使复合微型插管从套管针延伸。致动器可以附接至导向块426或替代性地被形成为其一体部分,该导向块被配置用于沿着手持件420内的导向脊430跟踪。

[0091] 中空套管433在其近端处可以连接至导向块426、并且在其远端处连接至套管针200。复合微型插管(在图19-20中不可见)可以被定位在中空套管433内。中空套管可以包括固定区段436和可移动区段434,该固定区段附接至套管针200或替代性地被形成为其一体部分,该可移动区段连接至致动块426,其中,中空套管433的长度438包括固定区段和可移动区段两者。中空套管433的固定区段和可移动区段可以替代性地被实施为具有可折叠侧面的中空的、可折叠的且可伸长的波纹管套管。中空套管433的长度438可以随复合微型插管300相对于套管针200的移位而改变。

[0092] 端盖440可以封闭定位器400的近端416。端盖440可以形成有盖孔482,以准许复合微型插管从近端416伸出。

[0093] 图21和图22展示了眼睛上的套管针进入点的位置以及复合微型插管遵循巩膜静脉窦的周向路径延伸的示例。图21和图22两者示出了定位器400相对于眼睛1000处于相同位置和取向的示意图。在附图中以简化形式示出的大致球形的眼睛1000的其他部位包括巩膜1002、虹膜1006、瞳孔1016、以及眼睛的角膜缘附近的巩膜静脉窦1010的周向路径。巩膜静脉窦1010包括多孔的大致圆形的引流通路,以用于接纳流经虹膜外边缘附近的小梁网的眼房水。在附图中用隐藏线标记了巩膜静脉窦,以表示巩膜静脉窦在巩膜1002的外表面后方的大致位置。可以认为在图21和图22中存在有在虹膜1006上方朝向观察者向外延伸的角膜,但是其是透明的并且没有标记。瞳孔1016的中心1018还指示虹膜1006的大致中心。

[0094] 在图21和图22的示例中,套管针200的远端202已经在优选的套管针进入点606处插入巩膜1002中,从而将巩膜穿刺出直径约等于中空刚性轴206的外直径的小孔洞。套管针可以沿着与巩膜静脉窦1010相切的线604在方向610上行进。在图21的示例中,套管针200的远端202被定位为刚好进入巩膜静脉窦1010的内部。套管针的远端的位置可通过从套管针的内腔辐射的光612见到。在一些实施例100中,已经从光导的远端发出光612,光导的这端偏离套管针内腔208的远端达选定距离626(参见图12)。从巩膜静脉窦的内部辐射穿过巩膜的光612的视觉外观可以是从眼睛外部看位于眼外的亮点,并且从巩膜静脉窦的内部辐射穿过小梁网的这个光的视觉外观可以是跨越眼睛前房可见的清晰可见的亮点。该亮点是套管针200的远端202的精确位置的视觉指示。在附图中,从套管针的端部发出的光612和从复合微型插管的端部发出的光614由短波浪线表示。可以使用前房角镜来观看标记套管针和复合微型插管的位置的亮点。

[0095] 图21中示出了套管针200沿着与巩膜静脉窦相切的线604穿过巩膜的优选进入点606的示例。套管针200进入巩膜1002中的进入点606可以偏离切线604上的角膜缘达预定距

离。该偏离距离可以被选择为导致套管针在优选的进入点606处插入时进入巩膜静脉窦的内部中,其中套管针的轴206平行于该切线。可以使用套管针进入点标记仪来在眼睛的表面标记优选进入点606以及套管针沿着切线604行进的方向,如参见图26-29更详细地解释的。

[0096] 在图21中,定位器400的示例上的致动器424被示出为在致动器行进范围的近端附近。随着致动器从其在图21的位置沿远侧方向移动至图22所示的位置,微型插管移位机构425(可以包括图20的定位器实施例400的致动块426和中空套管433)导致复合微型插管从套管针的远端向外延伸。图22中的移位距离630的示例对应于通过致动器424的移动使复合微型插管的一部分从套管针的远端向外延伸的长度。

[0097] 在图22的示例中,复合微型插管从套管针200的远端202向外延伸的区段从套管针进入点606沿逆时针方向611遵循巩膜静脉窦1010的周向路径。从复合微型插管300的远端发出的光614可以作为较小光点通过巩膜可见、准确地指示了复合微型插管的远端的位置。复合微型插管可以替代性地通过将定位器400重新定向而在逆时针方向上遵循巩膜静脉窦。如果复合微型插管偏离优选路径、例如离开巩膜静脉窦进入收集器通道,则该路径将会由于微型插管的被照射远端而很快地变得明显。

[0098] 当复合微型插管移动穿过巩膜静脉窦或眼睛的其他部位时,定位器400可以相对于眼睛1000保持静止。例如在将有效载荷穿过复合微型插管递送到眼睛中的目标区域时,定位器400可以将复合微型插管相对于眼睛保持静止。虽然图19-22中的套管针的示例不包括手指抓握件,但是这些示例也适用于具有手指抓握件的套管针。手指抓握件可以用于例如通过将手指抓握件通过粘性胶带或临时缝合固持到患者皮肤上而使定位器固定不动。

[0099] 套管针的一些实施例被配置用于接纳两个光导。其中一个光导可以包括在复合微型插管中,如先前描述的。第二光导可以位于另一复合微型插管中、或者可以独立于复合微型插管设置。图23和图24示出了适用于两个光导的套管针的示例。在图23的示例中,复合微型插管300被示出为其远端308从套管针200的远端202伸出,并且光614是从复合微型插管中的光导发出的。可选的第二光导412也定位在套管针200的内腔中,其中第二光导412的远端413保持在套管针内,从而使光612从套管针的远端辐射。如图24所提示的,这两个光导可以可选地相继或同时照射仅套管针200的远端202、仅复合微型插管的远端326、或者以上两者。所发出的光(612,614)可以可选地具有人类裸眼视觉不可见的波长和/或强度。

[0100] 可以设置可选的相机616来捕捉所发出的光(612,614)从套管针和/或微型插管穿过眼睛组织的图像。复合微型插管和套管针的位置可以在呈现在计算机监视器、智能电话显示器和/或仪器显示器上的来自相机616的图像中看到。在一些显微外科手术器械实施例100中,复合微型插管300和第二光导412两者均可以接收来自同一光源的光。复合微型插管可以行进直至其到达目标区域1014,例如障碍物的或狭窄部的要被清除的区域、或将会接纳通过复合微型插管递送的有效载荷的区域。

[0101] 图25示出了有效载荷620承载在复合微型插管300的柔性中空管302内的空隙303中的示例。该有效载荷可以遵循穿过复合微型插管的流体路径324。因此,复合微型插管可以用于将有效载荷精确地定位在眼睛的目标区域中。有效载荷620可以是固体物624、流体622(例如包括气体和/或液体的流体)、或固体物和流体两者。流体可以可选地用于输送固体物624,或者可以从复合微型插管的近端推入长的固体有效载荷直至有效载荷从复合微型插管的远端伸出。图25的复合微型插管300的示例具有在柔性中空管内的光导304。本文

披露的复合微型插管300的其他实施例也可以用于递送有效载荷620。

[0102] 图26、图27和图28示出了套管针进入点标记仪800、也被称为标记夹具800的示例。该标记仪可以用于在眼睛的巩膜上形成切线图案。线条的图案标出至少一个、并且可选地一个以上优选套管针进入点和优选套管针插入方向,用于引导套管针200穿过巩膜进入巩膜静脉窦中的内部流体通路中。标记仪800包括至少一对标记垫片810、812。当穿过汇集部806的照准孔的边缘808与眼睛的瞳孔同中心时,每个标记垫片810、812优选地被定位成形成与巩膜静脉窦相切的线。在每个标记垫片810、812上的接触表面814上施加的染料可以在这些接触表面与眼睛表面接触时作为相交线段传递到巩膜1002。

[0103] 每对标记垫片中的两个标记垫片810、812相对于彼此成一定角度地布置,使得在眼睛上形成的两个线段的交点标出优选的套管针进入点606的位置。两个线段的交点优选地偏离角膜缘1008达预定间隔距离826,该距离是从瞳孔中心1018在径向方向上测量的。角膜缘1008以足够的精度指示巩膜静脉窦1010的基础位置,以用于使得由两个垫片810、812形成的标记准确地指示套管针的远端进入巩膜静脉窦中的插入位置和方向。可以根据要在眼睛上标出的每个线段的选定长度以及要在眼睛上标出的单独套管针进入点606的数量来确定该预定间隔距离。

[0104] 多对垫片810、812可以连接至中央汇集部806。手柄802可以附接至中央汇集部806。垫片810、812可以直接连接至汇集部、或者可以替代性地通过中间径向臂804连接至汇集部。图26中的套管针进入点标记仪800的示例包括具有七个径向臂804的汇集部806。第一标记垫片810以及与第一标记垫片812成一定角度地布置的第二标记垫片连接至每个径向臂804。标记夹具800的替代性实施例可以具有与附图所示的数量不同的径向臂和标记垫片。

[0105] 图29示出了通过图26-28的标记仪800在眼睛的外表面上形成的套管针进入点标记的示例。在图29的示例中,虹膜1006表示为在瞳孔1016的边缘与角膜缘1008之间的阴影区域,其中巩膜静脉窦1010靠近角膜缘。在图29中用虚线表示角膜缘1008、巩膜静脉窦1010、以及瞳孔1016的边缘,以区分这些线条与仪器800形成的标记。在图29中,用角膜缘1008的外围之外的区域来表示巩膜1002。

[0106] 每对标记垫片810、812印出与巩膜静脉窦1010相切的相对应的一对线段818、820。每对线段818、820在与巩膜上的套管针进入点606相对应的相交点822处汇合。可以标出一个以上进入点606,以提供到达眼睛中的目标区域的套管针插入点的选择。每个相交点822在径向方向上偏离角膜缘1008达预定间隔距离826。可以在每个相交点822处设置点或其他标记以增强套管针进入点606的位置的可见性。

[0107] 在套管针进入点标记仪800将相交线段的图案从图29的示例转移至眼睛表面之后,可以选择一个相交点822以用于将套管针插入穿过巩膜。套管针200的远端210优选地被放置成与巩膜上的相交点822直接接触。优选地使得套管针的轴206与线段818、820中的一个线段平行,并且套管针在从相交点822到角膜缘1008的方向上与该线段平行地行进,直至观察到套管针的被照射远端220进入巩膜静脉窦1010。在套管针进入巩膜静脉窦之后,复合微型插管300可以从套管针的端部延伸,如关于图21和图22的示例描述的。

[0108] 图30示出了方法实施例所包括的一些步骤的示例。根据实施例700的方法可以以任何组合包括以下步骤中的一个或多个:



- [0109] 在步骤702,将复合微型插管的远端置于套管针的内腔内;
- [0110] 在步骤704,选择眼睛中的用于接纳套管针的结构。巩膜静脉窦、收集器通道和血管是可以选择的结构的示例,但是应了解的是,显微外科手术器械100的实施例可以用于将复合微型插管引入眼睛中的其他房、血管或通道中或引入另一器官中。
- [0111] 方法实施例的示例可以进一步包括:
- [0112] 在步骤706,选择眼睛上的套管针进入点;
- [0113] 在可选的步骤708,用标记夹具(例如图26的示例中的套管针进入点标记仪800)来标记套管针进入点;
- [0114] 在步骤710,照射该复合微型插管的远端,由此照射该套管针的远端;
- [0115] 在步骤712,将该套管针定位在所选定的套管针进入点处;
- [0116] 在步骤714,使该套管针从所选定的套管针进入点处行进,直至观察到套管针的被照射远端进入眼睛中的选定结构;以及
- [0117] 在步骤716,使该复合微型插管从该套管针的远端朝向该眼睛中的目标区域延伸,由此从照射该套管针的远端转换成照射该套管针外部的组织。目标区域的示例包括但不限于:被阻塞材料堵塞的房、血管、通道或静脉窦,以及待扩大或重新打开的塌陷或狭窄空间。
- [0118] 示例性方法实施例可以可选地包括以下一个或多个:
- [0119] 使该复合微型插管的远端相对于该套管针保持静止;
- [0120] 选择巩膜静脉窦作为套管针的被照射远端要进入的结构;
- [0121] 使该套管针从所选定的套管针进入点沿着与巩膜静脉窦相切的线行进;
- [0122] 在两条线的相交处标记套管针进入点,这两条线中的每条线都与巩膜静脉窦相切;
- [0123] 将这两条切线定位成与眼睛的角膜缘相交优选距离;
- [0124] 使标记仪在眼睛的瞳孔上居中,并且将标记仪抵靠眼睛按压以将这两条切线标记到眼睛表面上;
- [0125] 每次将标记仪抵靠眼睛按压时,标记一个以上套管针进入点;
- [0126] 用另一光导来照射套管针的远端;
- [0127] 将有效载荷插入该复合微型插管中,并且将该有效载荷递送到该目标区域;
- [0128] 用电磁辐射来照射该套管针的远端,并且用对该电磁辐射敏感的相机来观察该套管针的远端,该电磁辐射的波长是人类裸眼视觉不可见的;
- [0129] 在使套管针保持在套管针进入点处的同时,从套管针取出复合微型插管;
- [0130] 将有效载荷插入所述复合微型插管中;
- [0131] 使有效载荷移动穿过复合微型插管到达目标区域;
- [0132] 缩回复合微型插管,使有效载荷保留在目标区域中;以及
- [0133] 在套管针的远端进入眼睛中的选定结构之后,使套管针相对于眼睛保持静止。
- [0134] 图34、图35和图36示出了具有定位器的显微外科手术器械的另一示例,该定位器被配置用于使复合微型插管穿过套管针的内腔延伸和缩回。定位器400被配置用于将套管针200附接至手持件420的远端418。复合微型插管300穿过套管针300的内腔和手持件420,其中,微型插管联接至与手持件420可滑动地接合的插入件488。如以下更详细地解释的,使致动器424在手持件420上的槽缝428中滑动选定距离484导致复合微型插管相对于套管针



的中空刚性轴206的端部相对地移位达距离486,该距离等于致动器的移位距离484的两倍。套管针200和复合微型插管300可以与定位器400分开地设置,并且可以是可移除的以在套管针或微型插管被损坏或以其他方式无法用于特定手术过程的情况下进行更换。

[0135] 图36的两个截面视图示出了图34的示例性定位器400的一些内部特征。图36的截面H-H示出了致动器424朝向手持件420的近端416缩回。截面J-J示出了致动器朝向手持件420的远端418行进。图36中手持件420的这两个视图彼此参照,使得可以在这些截面之间准确地比较内部部件的位置。

[0136] 插入件488与在手持件420内形成的空隙的内表面可滑动地接合。致动器424沿着一个或多个导向脊430行进。附接至致动器424的U形中空管492与致动器一起移动。插入移位线丝490可滑动地穿过U形中空管492的内腔。插入移位线丝490的一端附着于插入件488。插入移位线丝490的相反端附着于锚固柱494,该锚固柱牢固地附接至手持件420或替代性地被形成为其一体部分。插入移位线丝490优选地是柔性的,足以容易地围绕U形中空管492的折弯部滑动,还硬到足以当致动器在远侧方向上移位时使插入件488在远侧方向上(即,远离套管针200)推动。

[0137] 在插入移位线丝490的一端在锚固柱494处固定至手持件上并且线丝的另一端固定至插入件488的情况下,致动器424沿着手持件滑动移位一定距离“d”484导致U形中空管492移位相同距离“d”,并且插入件488移位两倍( $2 \times d$ ),在附图中用该插入件在截面H-H与K-K之间的相对移位486表示。复合微型插管300足够牢固地联接至插入件488,以在致动器相对于手持件移动时使复合微型插管相对于该插入件保持静止。由于该插入件使致动器移动了移位距离484的两倍,因此复合微型插管也使致动器移动了移位距离484的两倍。使致动器向近侧移动距离“d”484来使复合微型插管从套管针中延伸距离“ $2 \times d$ ”486。使致动器向远侧移动距离“d”来使复合微型插管缩回距离“ $2 \times d$ ”。

[0138] 复合微型插管300可以穿过具有固定区段436的中空套管,该固定区段附接至套管针200的中空刚性轴206或者替代性地被形成为其一体部分。中空套管的可移动区段434在一端与固定区段436可滑动地接合、而在另一端附接至插入件488。当致动器行进和缩回时,中空套管限制复合微型插管的横向偏转,从而迫使复合微型插管行进和缩回而不会在手持件内扭结或显著地折弯。

[0139] 如图36的示例所提示的,复合微型插管300可以从定位器400的近端416和插入件488向外延伸。复合微型插管的近侧延伸部分可以被配置用于接纳固体和/或液体有效载荷、外科手术器械以及一个或多个光纤,如先前描述的。

[0140] 除非本文另有明确说明,否则普通术语在其表示的相应背景内具有其相对应的普通含义,并且本领域普通术语具有其相对应的常规含义。

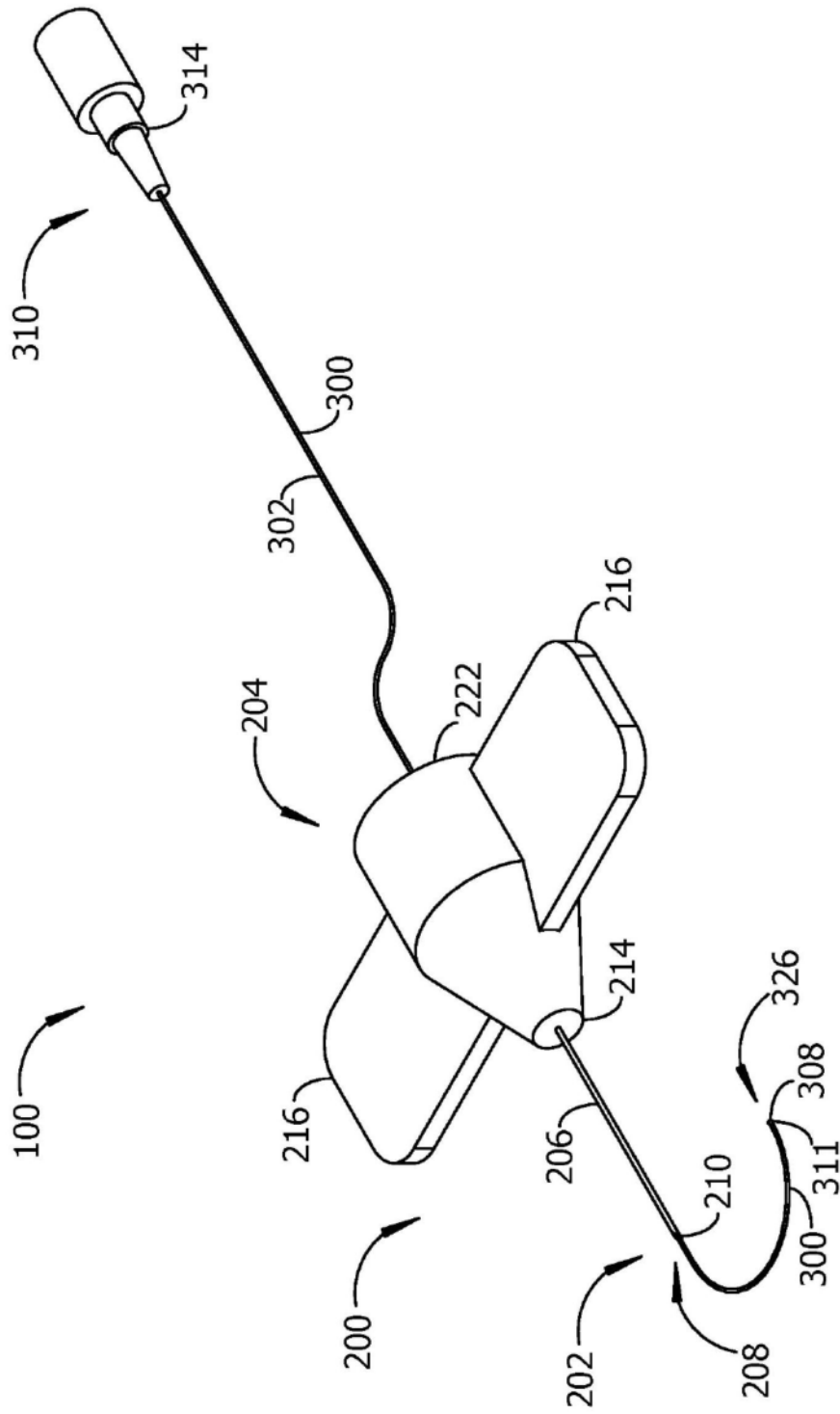


图1

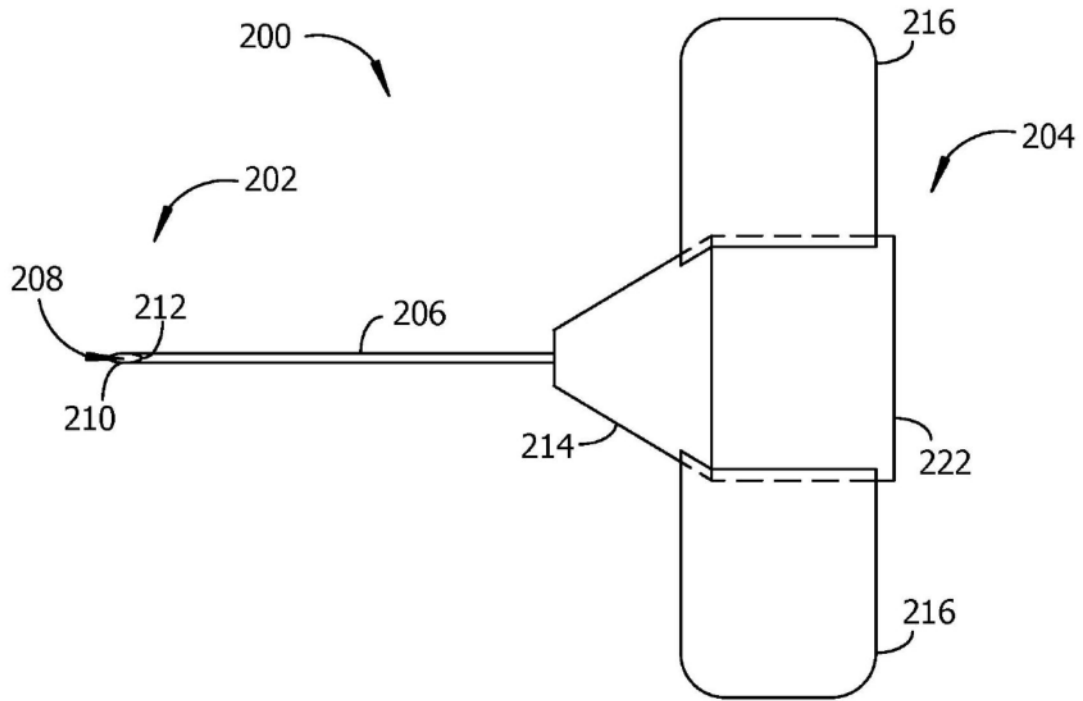


图2

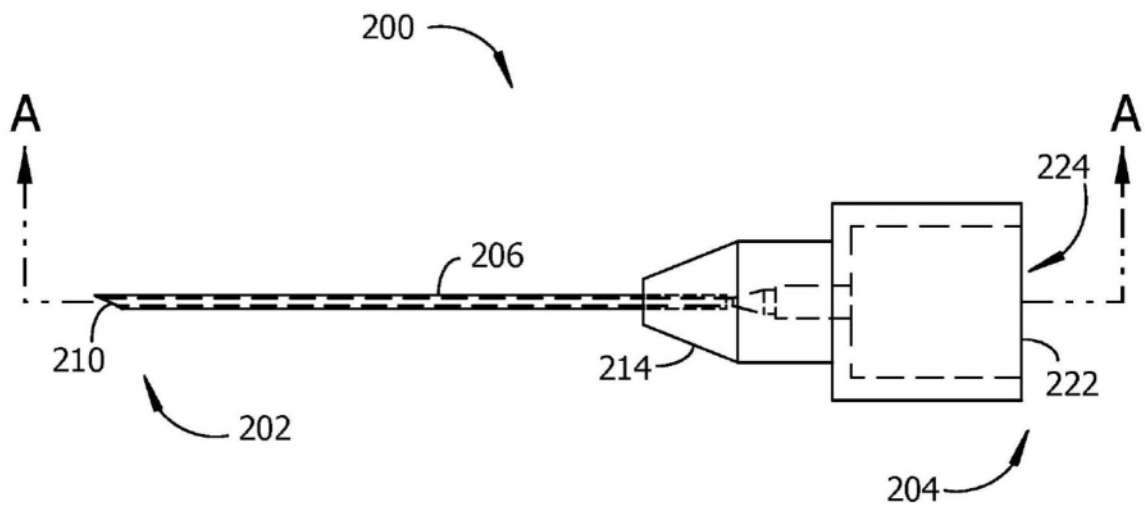


图3

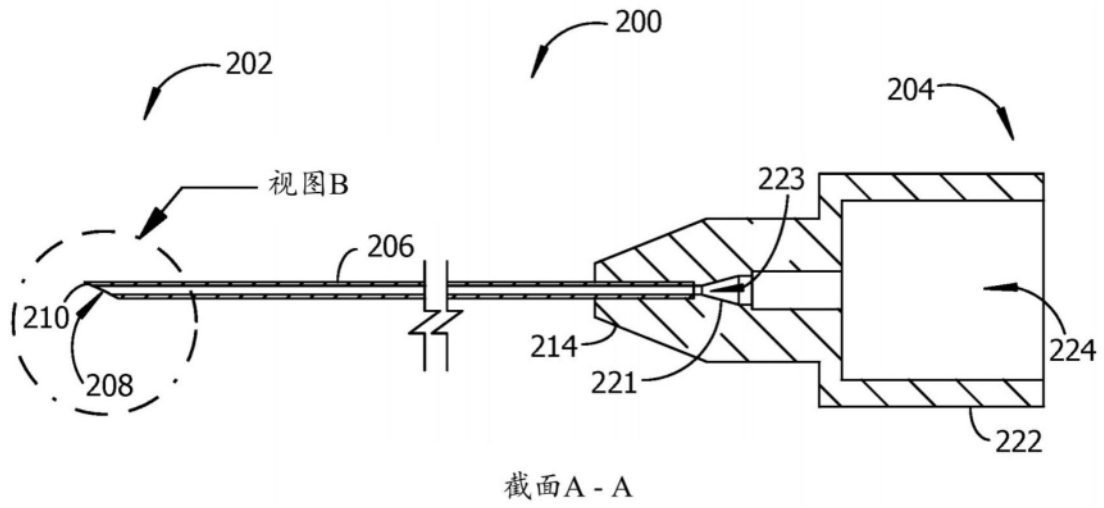


图4

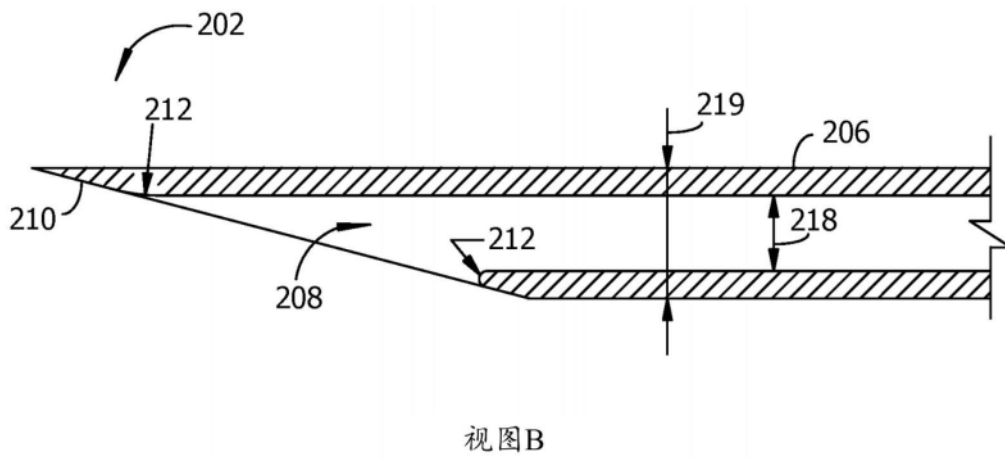


图5

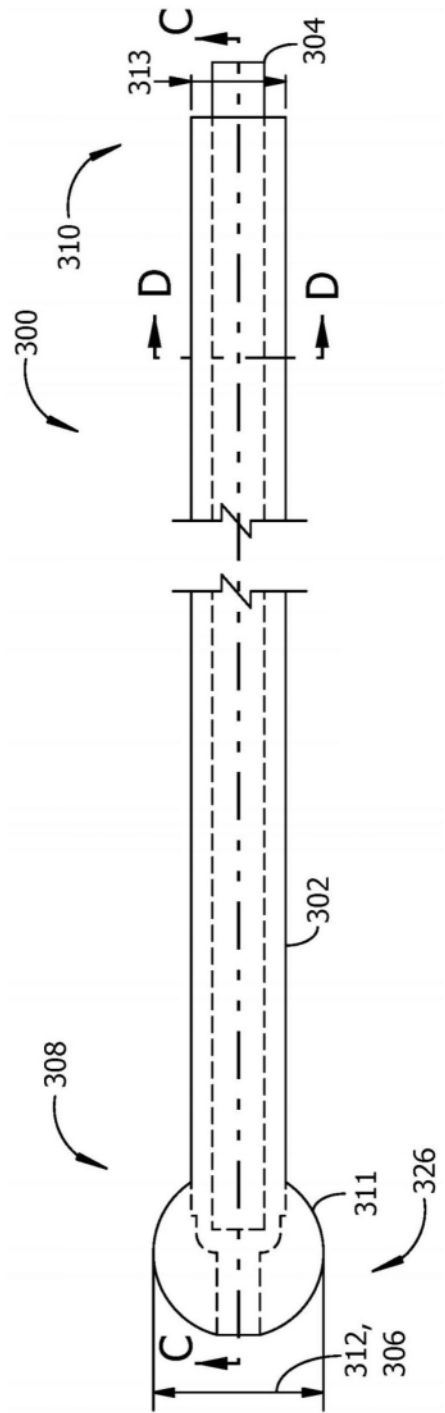


图6

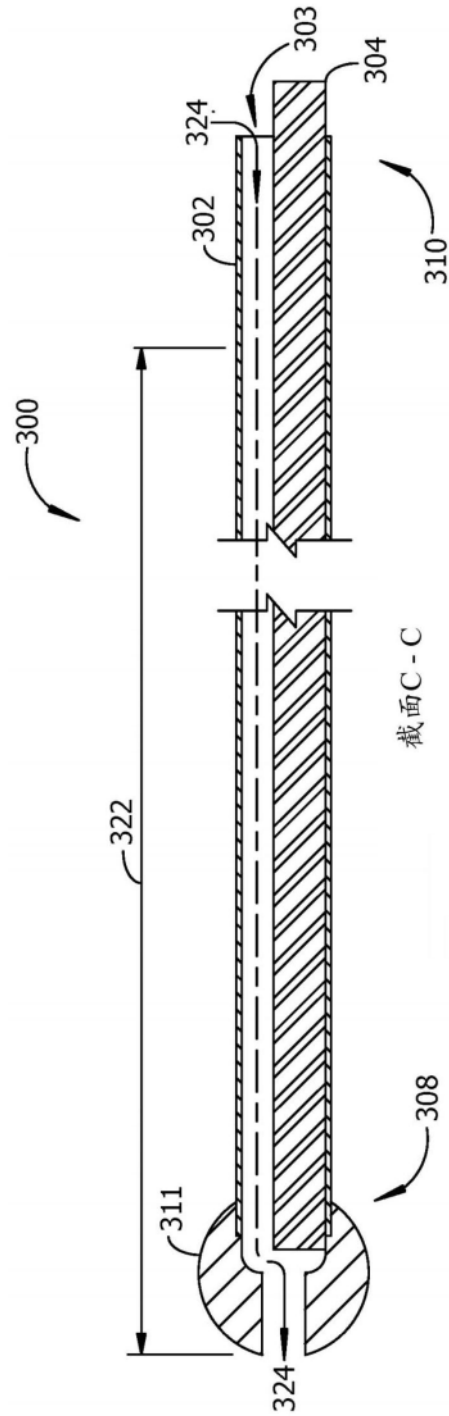


图7

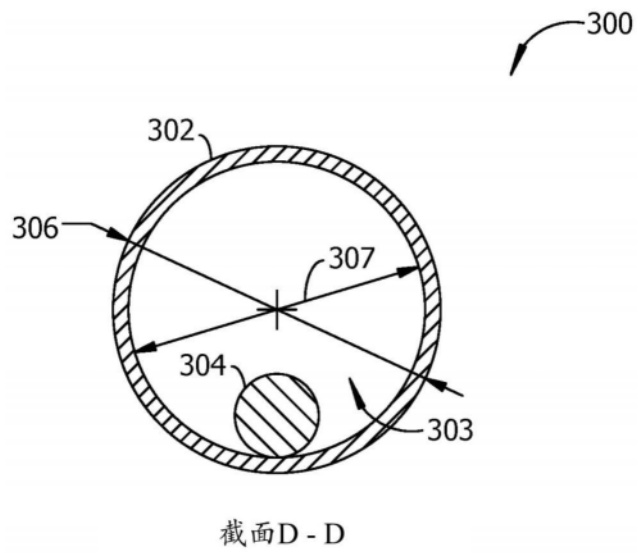


图8

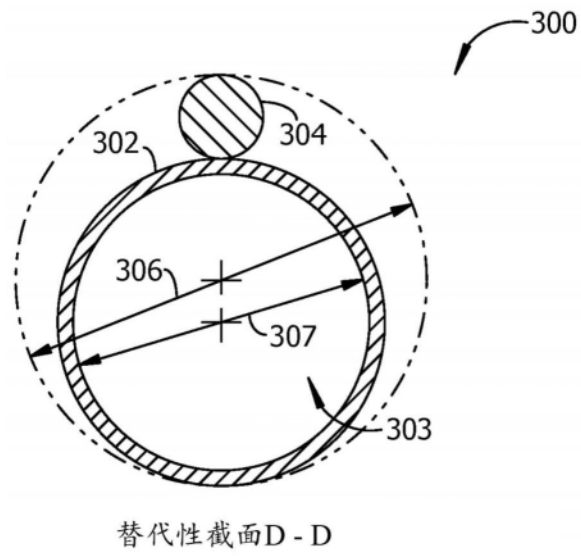


图9

替代性截面D-D

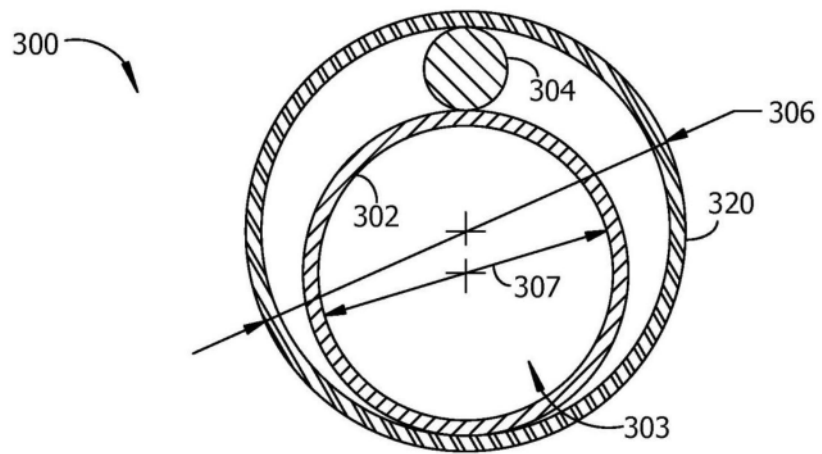


图10

替代性截面D-D

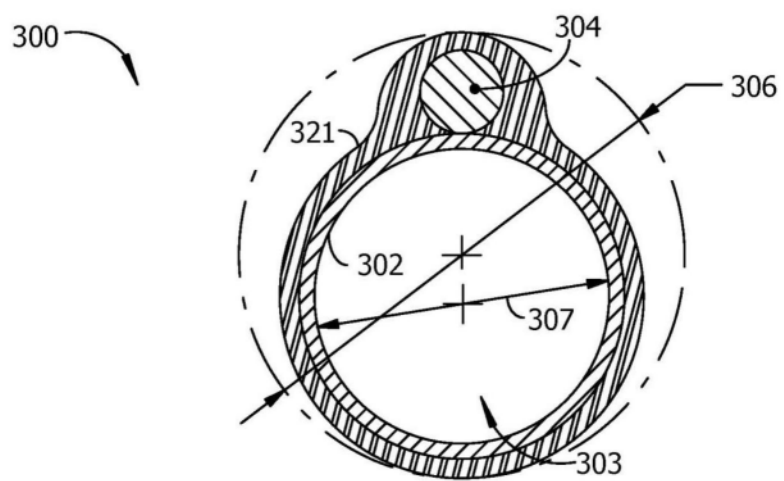


图11



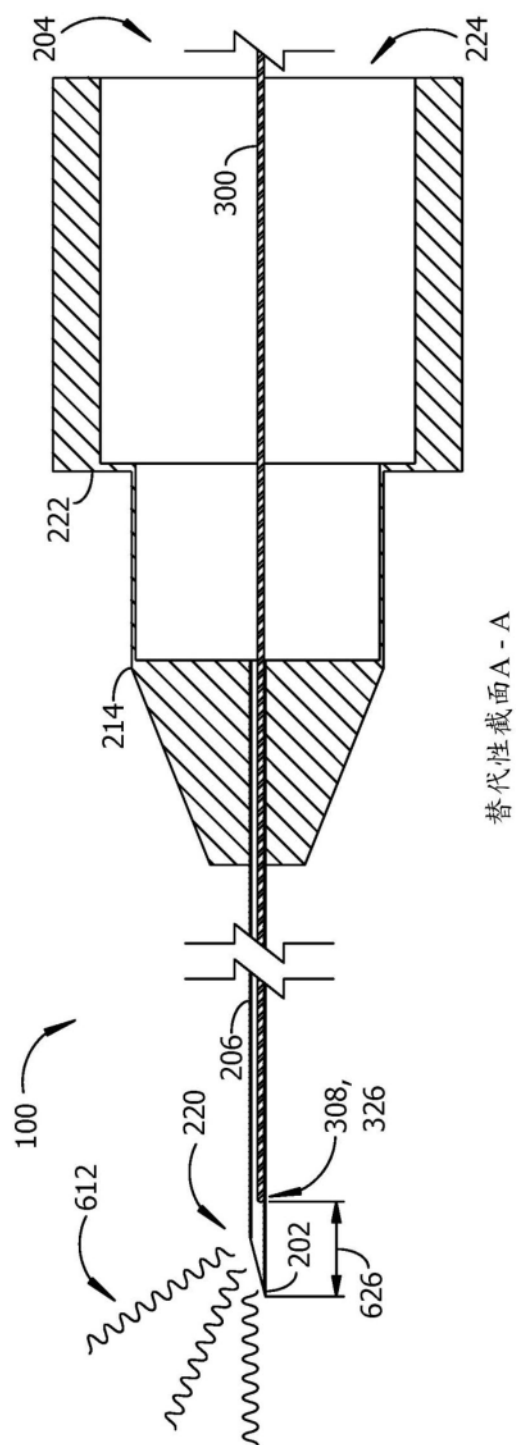


图12

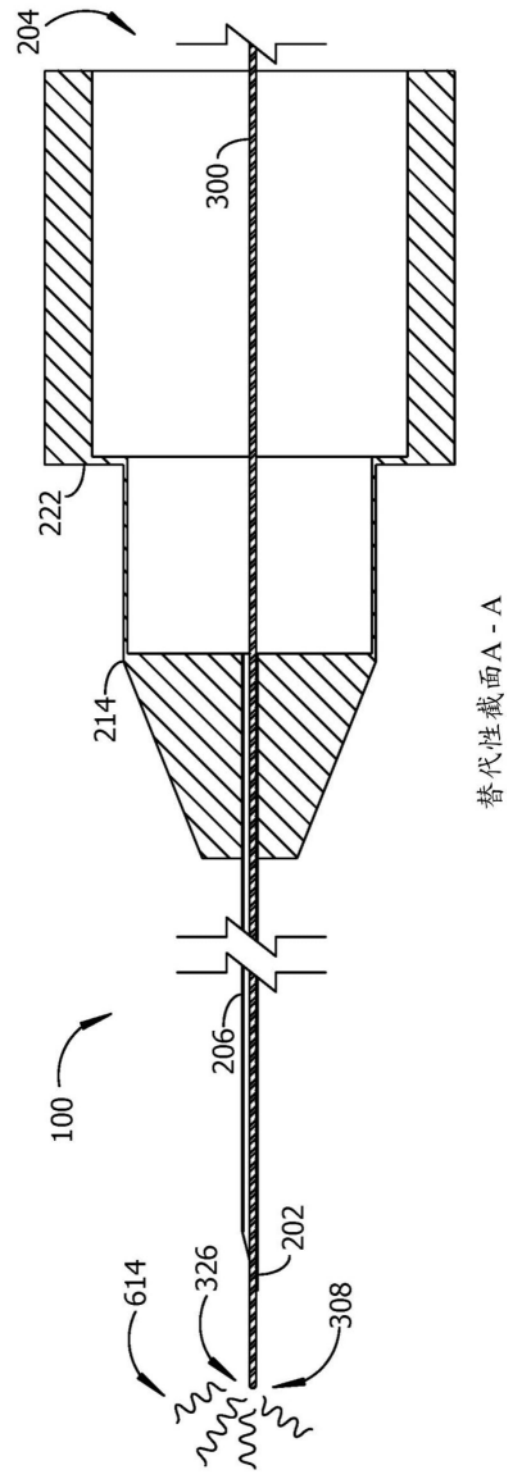
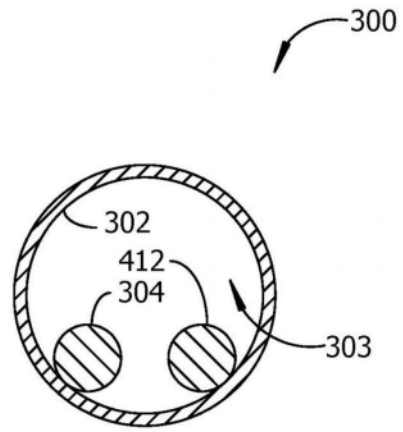
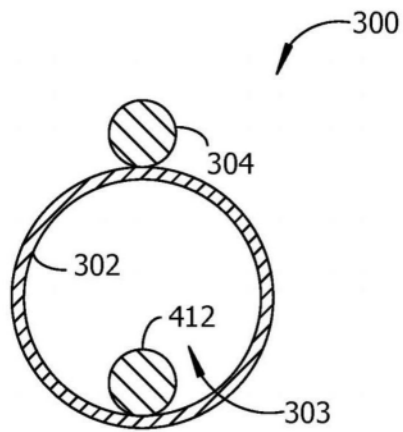


图13



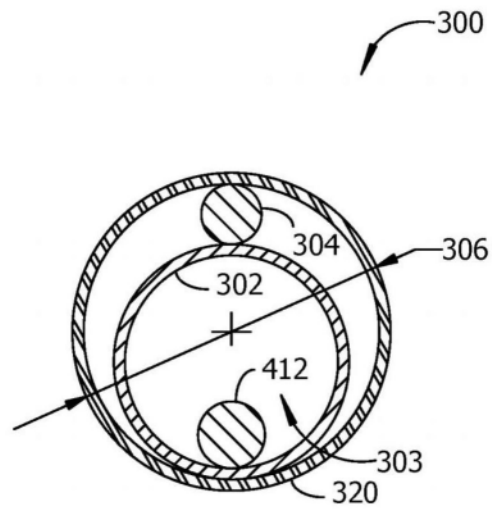
替代性截面D-D

图14



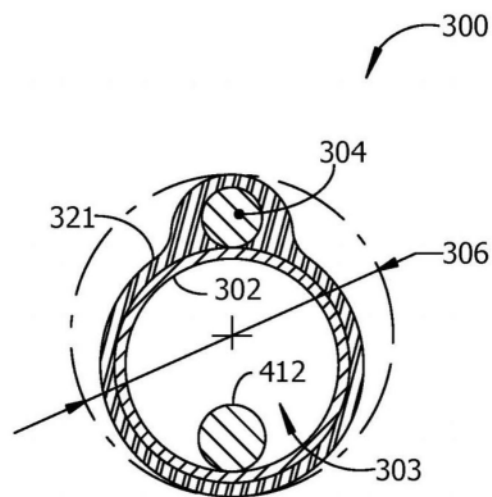
替代性截面D-D

图15



替代性截面D - D

图16



替代性截面D - D

图17

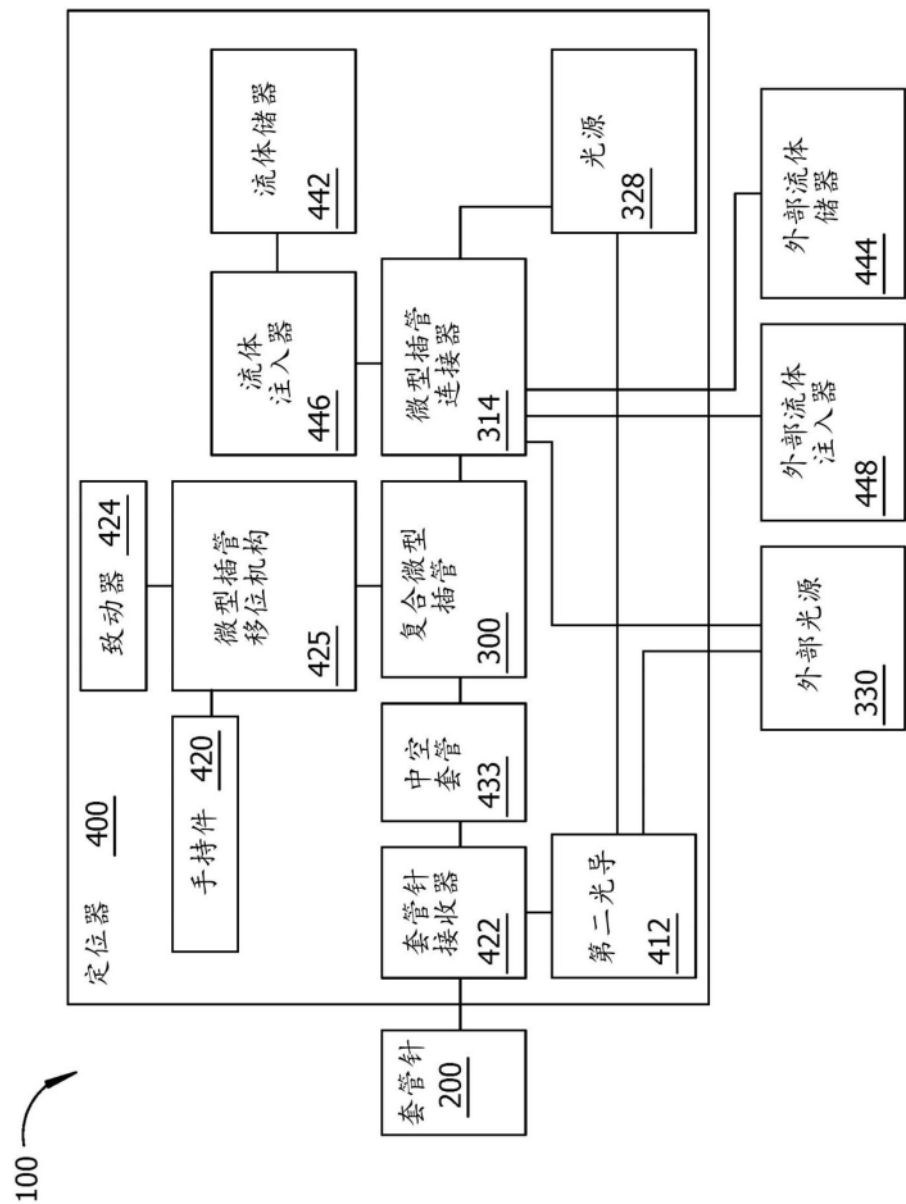


图18

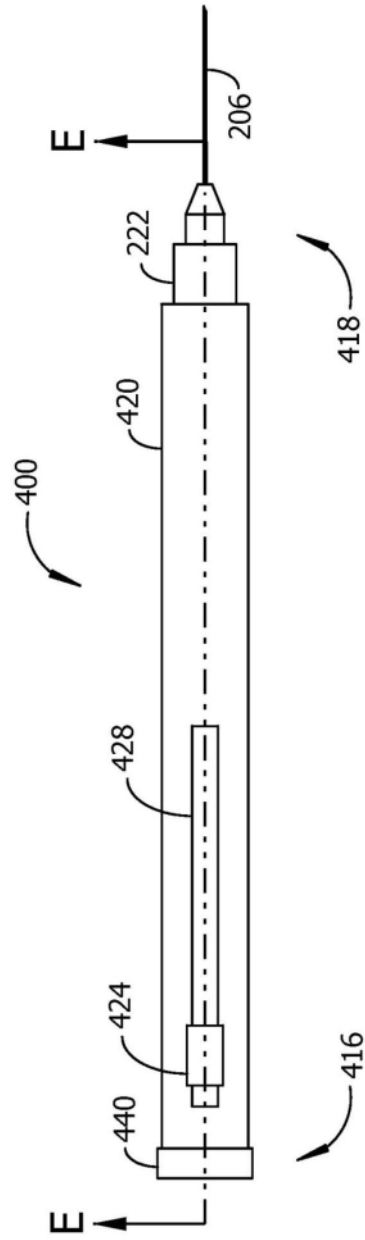


图19

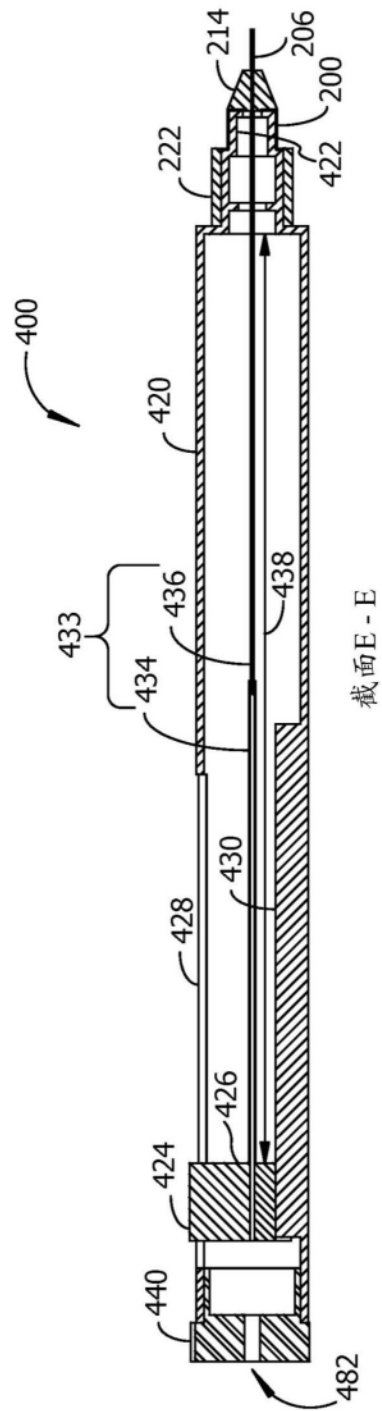


图20

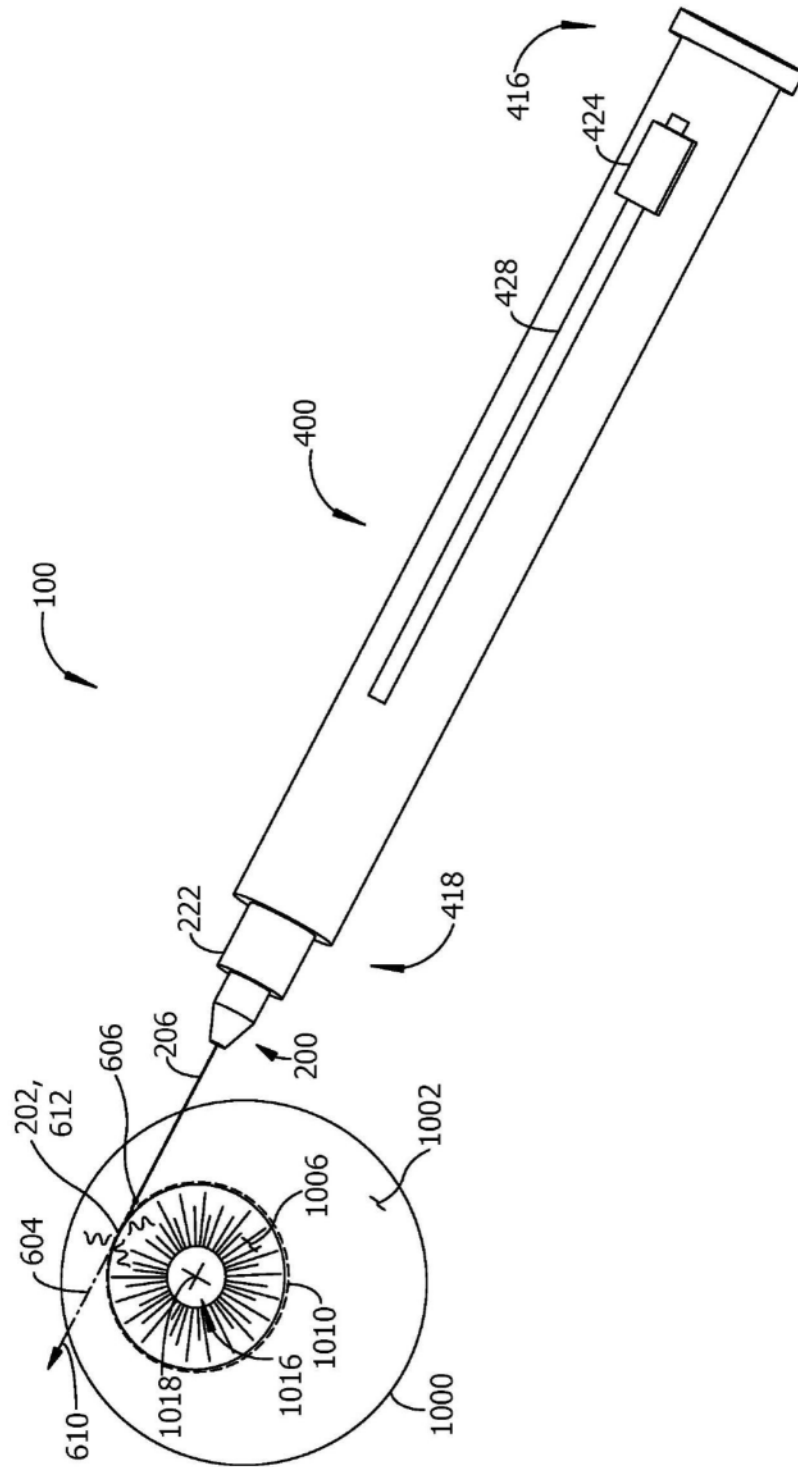


图21





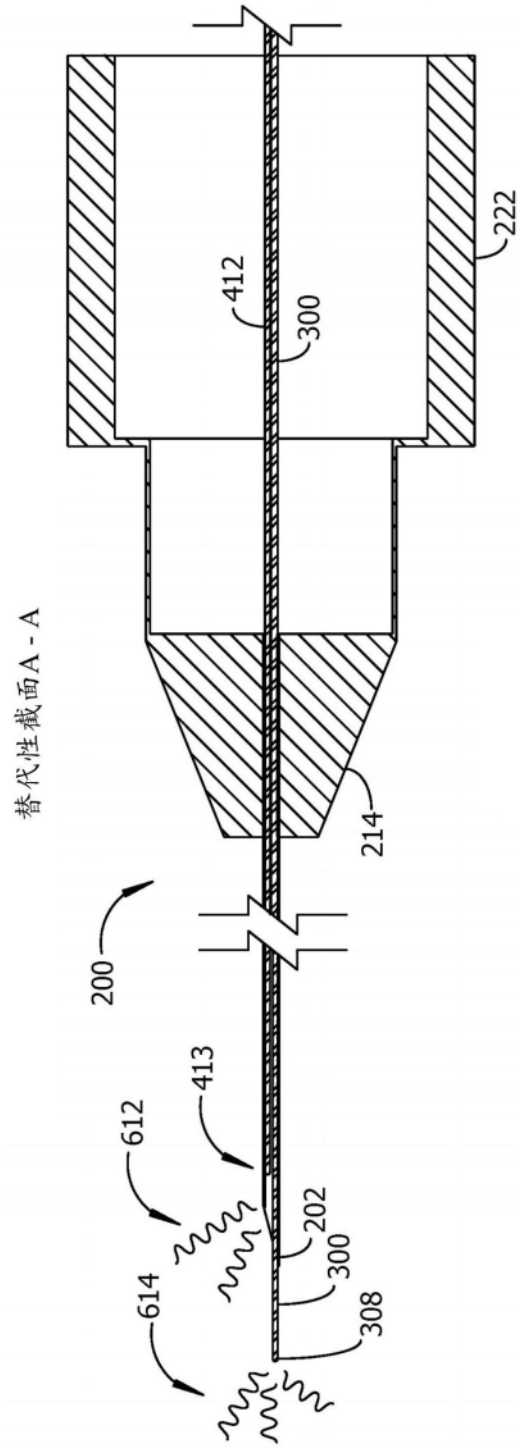


图23

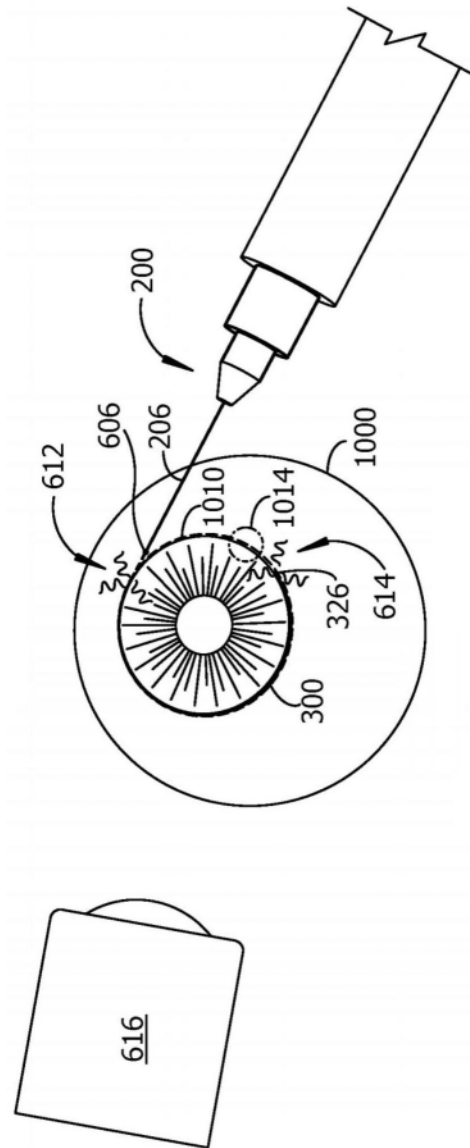
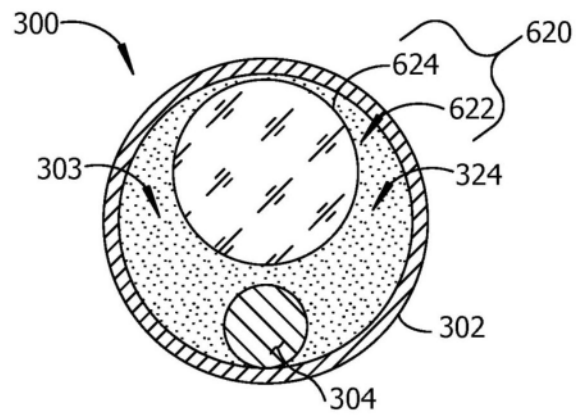


图24



替代性截面D - D

图25

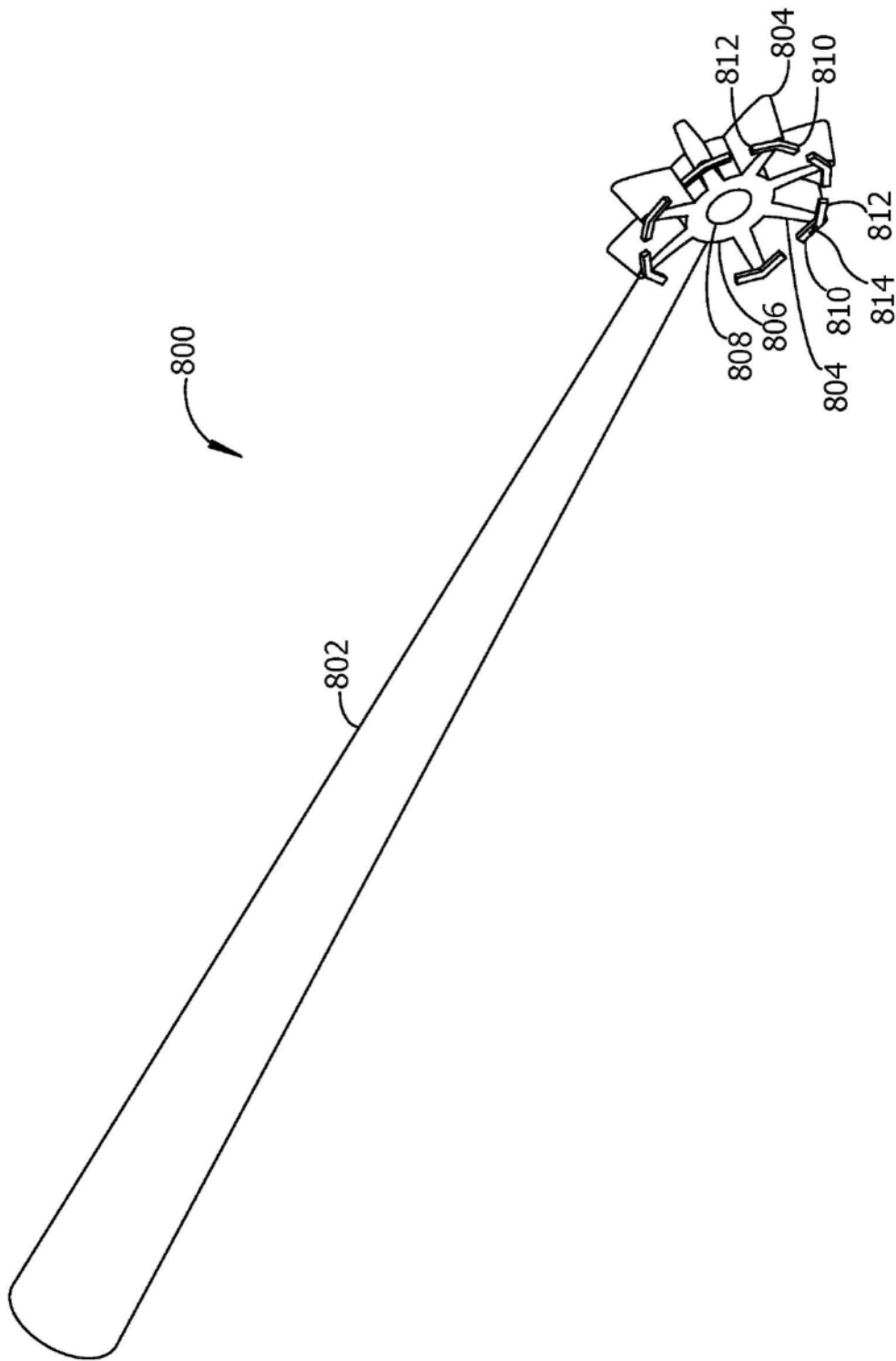


图26

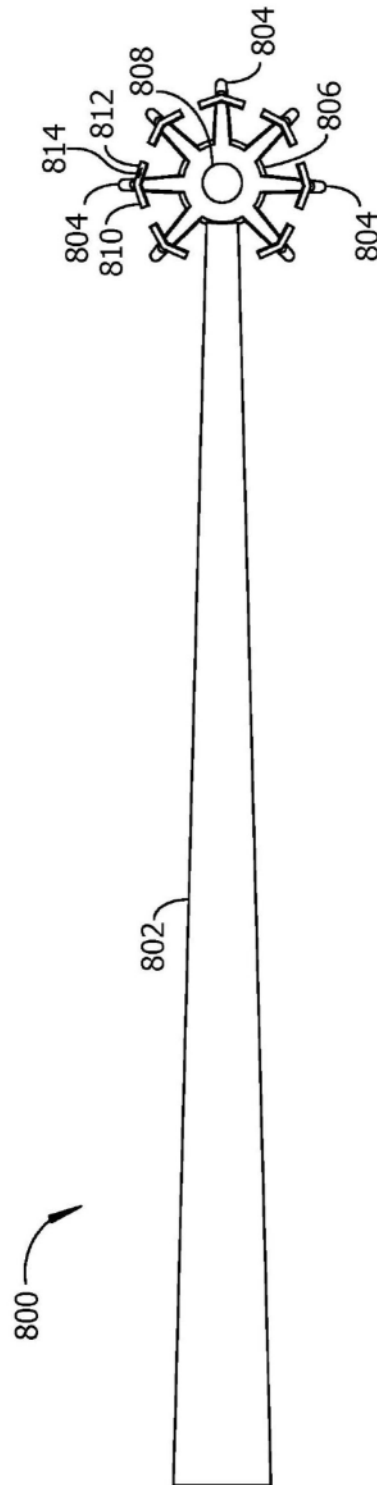


图27

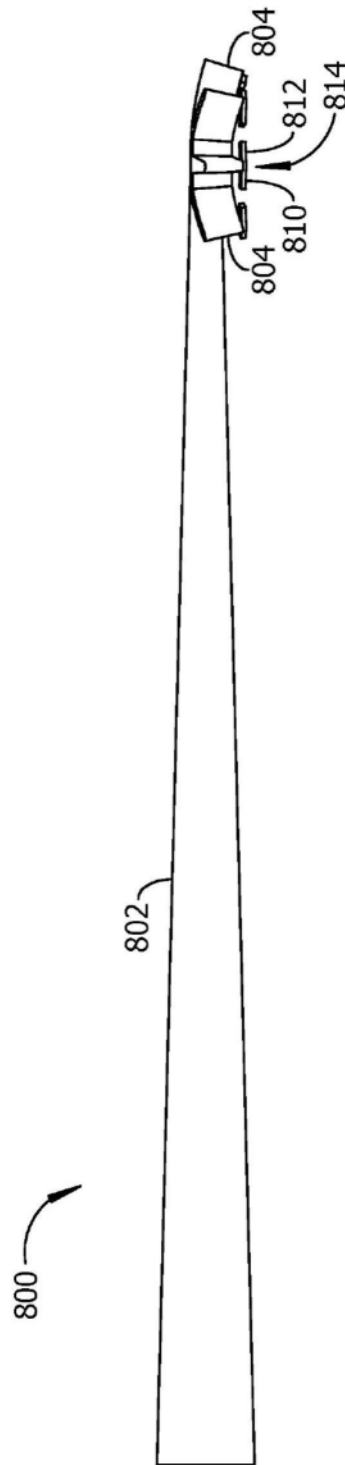


图28

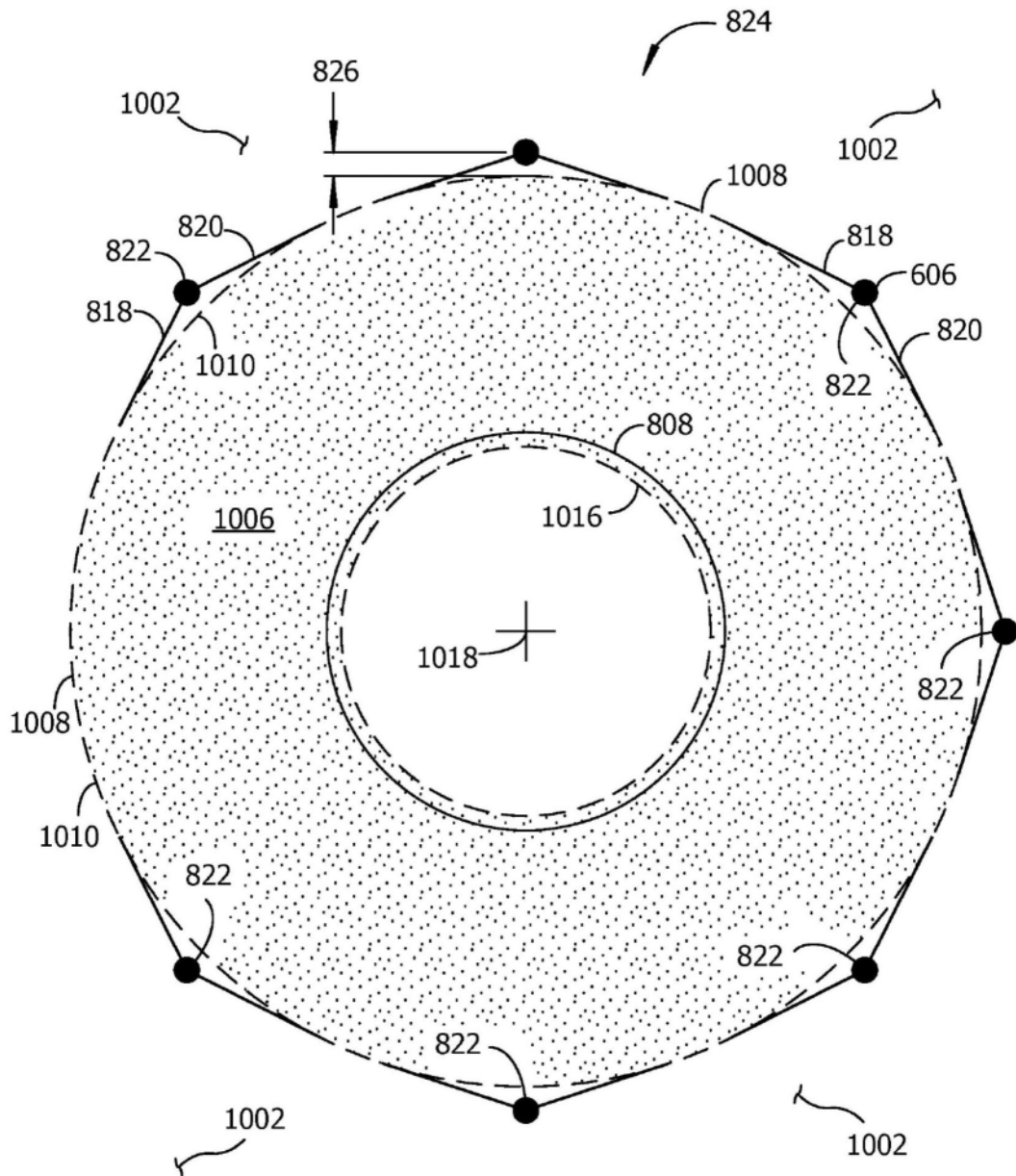


图29



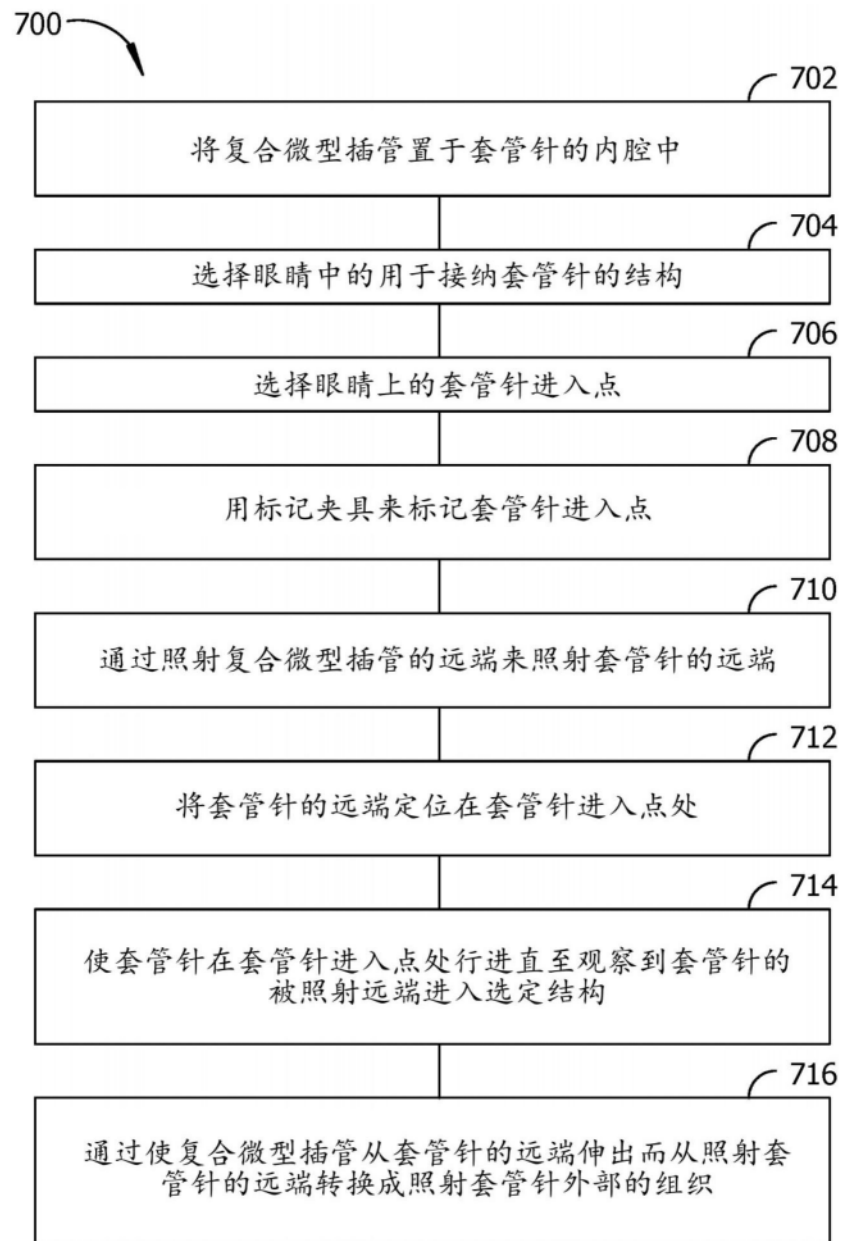


图30

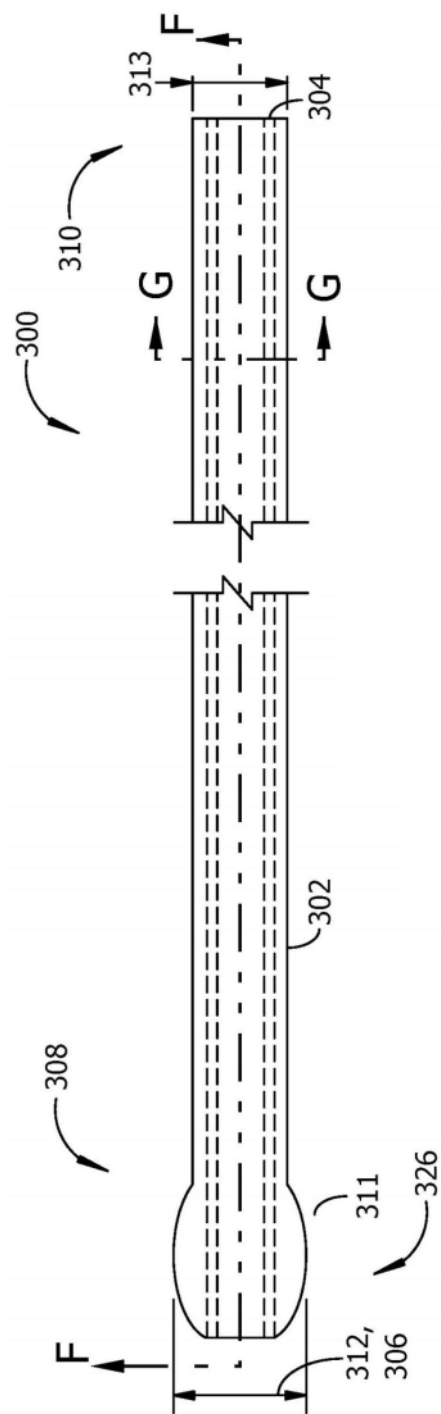


图31

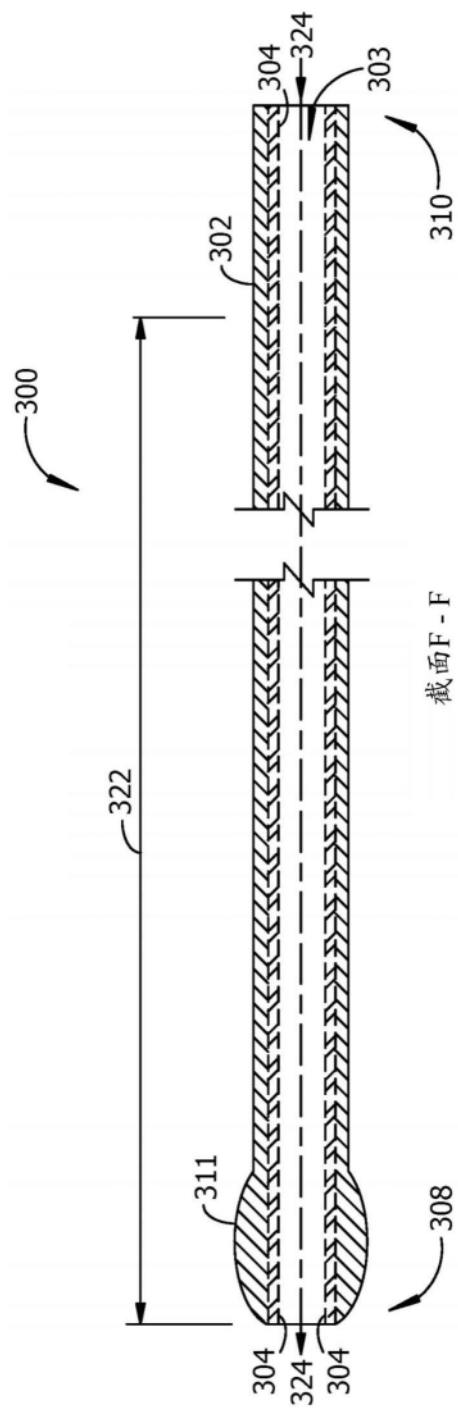


图32

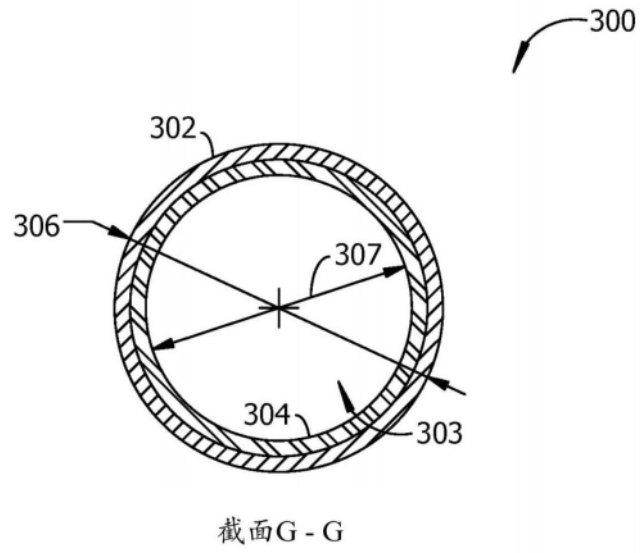


图33

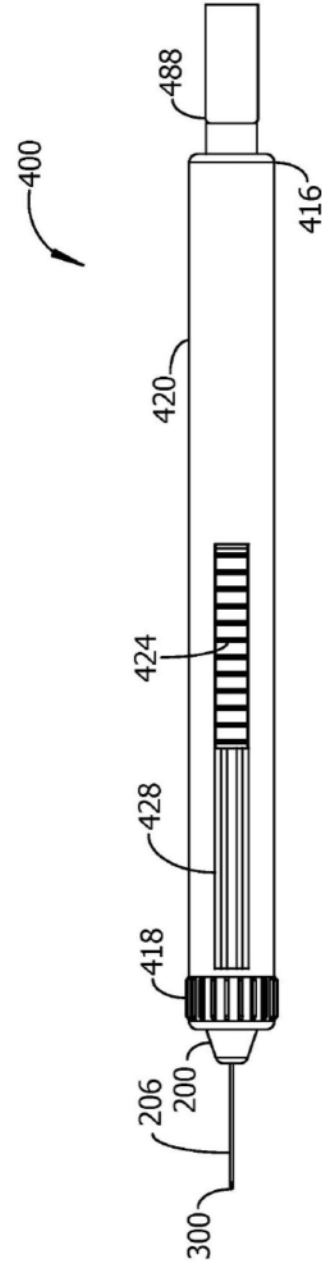


图34

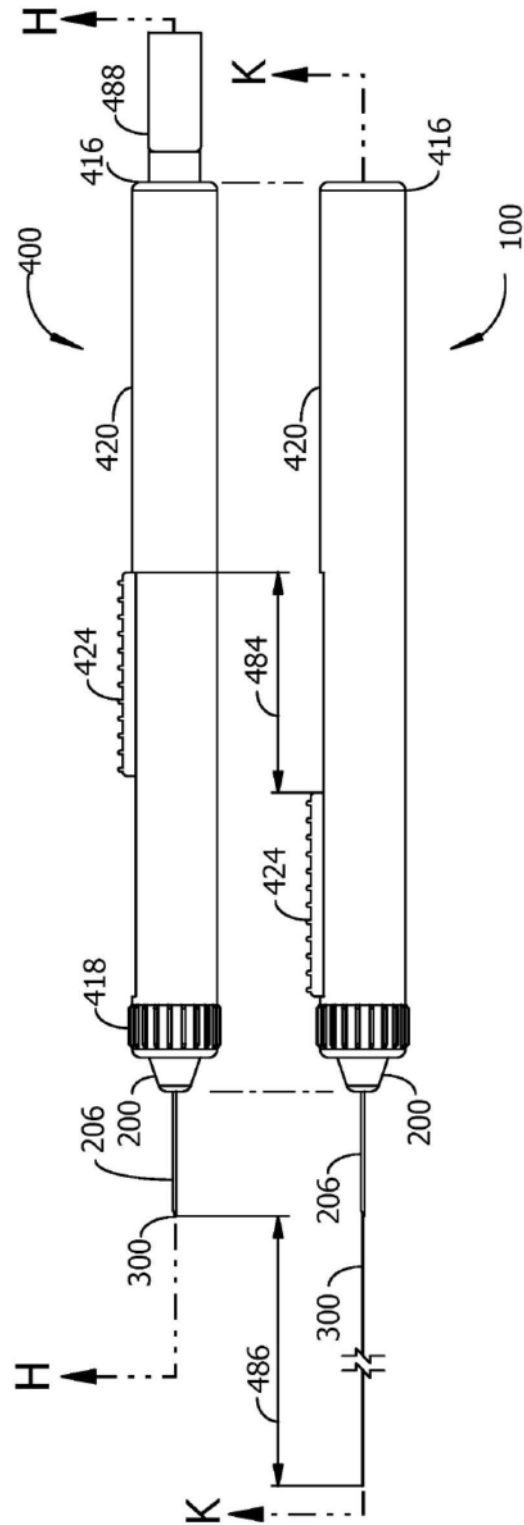


图35

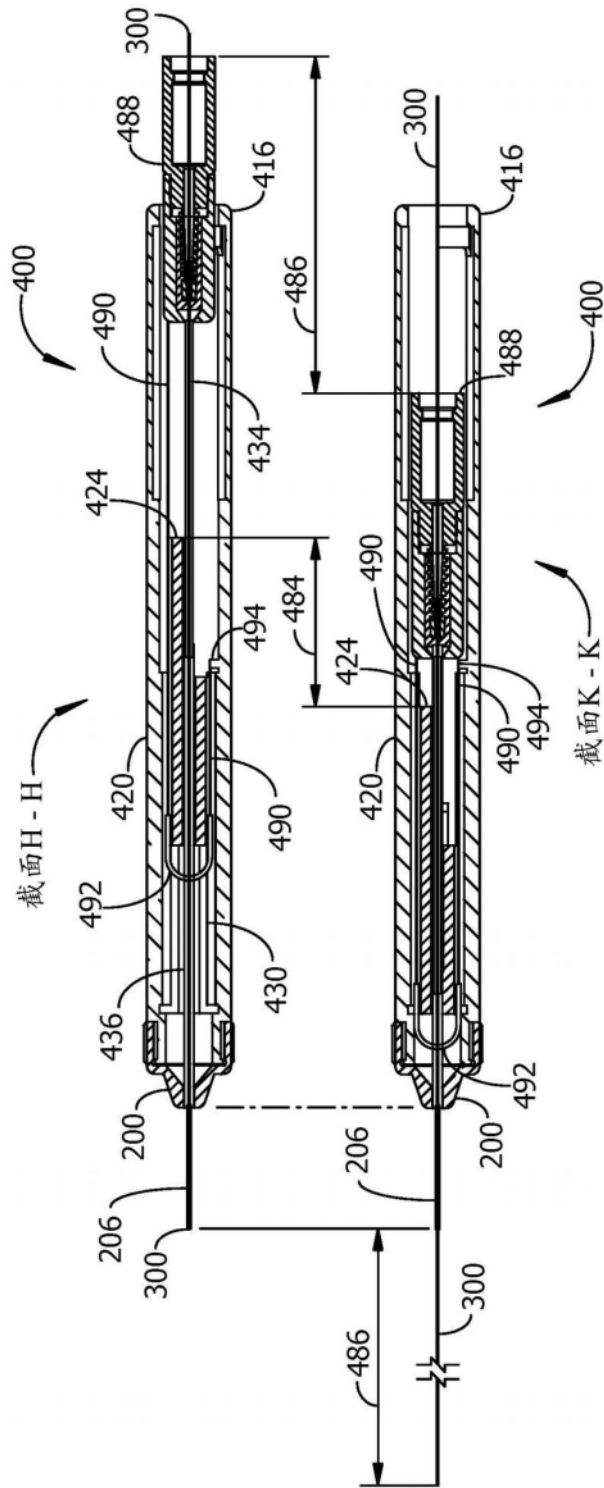


图36