



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106456372 B

(45)授权公告日 2020.01.21

(21)申请号 201580018863.4

(22)申请日 2015.04.03

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 106456372 A

(43)申请公布日 2017.02.22

(30)优先权数据
61/975,661 2014.04.04 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2016.10.10

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/US2015/024375 2015.04.03

(87)PCT国际申请的公布数据
W02015/154049 EN 2015.10.08

(73)专利权人 爱尔康制药有限公司

地址 瑞士弗里堡

(72)发明人 J·R·奥尔德 J·C·赫库拉克
M·D·麦考利 M·B·弗劳尔斯

(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 柳爱国

(51)Int.Cl.
A61F 9/01(2006.01)
A61F 9/007(2006.01)

审查员 何雯

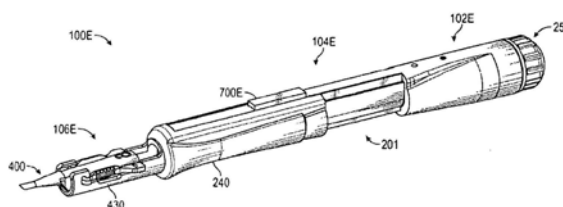
权利要求书2页 说明书10页 附图14页

(54)发明名称

人工晶状体插入器

(57)摘要

人工晶状体插入器可以包括具备可控前进运动的驱动装置。该驱动装置可以包括致动器装置和能量装置。该致动器装置可以包括活塞杆，该活塞杆使用该前进运动来从盒中推出人工晶状体以便插入动物的眼睛中。该能量装置可以用于该致动器装置以便产生该前进运动。该致动器装置可以包括阻尼介质，以便例如通过可控地对该前进运动施以阻尼来控制该前进运动。



1. 一种用于植入人工晶状体的装置,包括:

活塞杆;

加压气体装置,该加压气体装置被配置成用于向该活塞杆施加加压气体压力来使该活塞杆从缩回位置移动至伸出位置;

包括阻尼介质的压缩室,该阻尼介质包括基本上不可压缩的流体,该阻尼介质向该活塞杆施加对该加压气体压力起反作用的阻尼压力;

被配置成用于从该压缩室中排出该阻尼介质的通道;

滑块,该滑块被配置成用于改变该通道的截面积以便控制该阻尼介质从该压缩室中排出的速率;以及

人工晶状体固持部分,该人工晶状体固持部分用于保持用于插入动物的眼睛中的人工晶状体并且与该活塞杆对齐,从而使得在该活塞杆从该缩回位置朝向该伸出位置移动时,该活塞杆用于从该人工晶状体固持部分中推出该人工晶状体。

2. 如权利要求1所述的用于植入人工晶状体的装置,其中,该活塞杆从该缩回位置移动至该伸出位置的速度基于该阻尼介质从该压缩室中排出的速率。

3. 如权利要求1所述的用于植入人工晶状体的装置,其中,该通道被配置成用于将该阻尼介质排出到排放室中,该排放室通过该活塞杆与该压缩室隔开。

4. 如权利要求3所述的用于植入人工晶状体的装置,其中,该排放室、该通道、和该压缩室填充有该阻尼介质。

5. 一种用于植入人工晶状体的装置,包括:

活塞杆;

加压气体装置,该加压气体装置被配置成用于向该活塞杆施加加压气体压力来使该活塞杆从缩回位置移动至伸出位置;

包括阻尼介质的压缩室,该阻尼介质包括基本上不可压缩的流体,并且该阻尼介质向该活塞杆施加对该加压气体压力起反作用的阻尼压力;

被配置成用于从该压缩室中排出该阻尼介质的通道;

被配置成用于关闭或打开该通道的阀;以及

人工晶状体固持部分,该人工晶状体固持部分用于保持用于插入动物的眼睛中的人工晶状体并且与该活塞杆对齐,从而使得在该活塞杆从该缩回位置朝向该伸出位置移动时,该活塞杆用于从该人工晶状体固持部分中推出该人工晶状体。

6. 如权利要求5所述的用于植入人工晶状体的装置,包括被配置成用于控制该阀的滑块。

7. 如权利要求6所述的用于植入人工晶状体的装置,其中,该滑块被配置成用于改变该通道的截面积以便控制该阻尼介质从该压缩室中排出的速率。

8. 如权利要求6所述的用于植入人工晶状体的装置,其中,该滑块被配置成用于基于向该滑块施加的压力来改变该通道的截面积。

9. 如权利要求6所述的用于植入人工晶状体的装置,包括第二滑块,该第二滑块被配置成用于改变该通道的截面积以便控制该阻尼介质从该压缩室中排出的速率。

10. 如权利要求5所述的用于植入人工晶状体的装置,其中,该通道被配置成用于将该阻尼介质排出到排放室中。

11. 如权利要求10所述的用于植入人工晶状体的装置,其中,该排放室包括真空。
12. 如权利要求5所述的用于植入人工晶状体的装置,其中,该加压气体装置包括单相气体。
13. 如权利要求5所述的用于植入人工晶状体的装置,其中,该加压气体装置包括多相气体。
14. 如权利要求13所述的用于植入人工晶状体的装置,其中,该多相气体是包括气体组分和液体组分的两相气体。
15. 如权利要求5所述的用于植入人工晶状体的装置,其中,该加压气体装置位于包括该活塞杆的壳体内。
16. 如权利要求5所述的用于植入人工晶状体的装置,其中,该加压气体装置包括与位于包括该活塞杆的壳体之外的加压气体源处于流体连通的导管。
17. 如权利要求5所述的用于植入人工晶状体的装置,其中,使该活塞杆从该伸出位置移动至该缩回位置将使该阻尼介质从该通道移动至该压缩室中。

人工晶状体插入器

[0001] 相关申请

[0002] 在与本申请一起提交的申请数据表中指明了其对国外或国内优先权的任意和所有申请都根据37CFR 1.57通过援引被并入本文。

技术领域

[0003] 在此所披露的发明总体上涉及用于将人工晶状体插入动物的眼睛中的装置和方法。

背景技术

[0004] 白内障是在眼睛的晶状体或其被膜(晶状体囊)中出现的一种浑浊、程度上从轻微混浊到完全混浊地变化并且阻碍光通过。在年龄相关性白内障的发展前期,晶状体的屈光力可能增大,从而导致近视眼(近视),并且晶状体的逐渐变黄和混浊可能降低对蓝色的感知。白内障通常缓慢地发展而引起视力丧失,并且如果不治疗就可能致盲。这种状况通常影响双眼,但是几乎总是一只眼睛早于另一只眼睛受到影响。以下是不同类型的白内障的清单:

[0005] 老年性白内障-其特征为初期晶状体不透明、随后晶状体肿胀、并且最后萎缩,使得在老年人出现透明度的完全丧失。

[0006] 莫尔加尼氏白内障-白内障皮质液化从而形成乳白色液体,如果随着白内障的发展出现晶状体囊破裂和泄漏,这可能会导致严重炎症。不经治疗,晚期白内障可能导致晶状体形态性(phacomorphic)青光眼。具有薄弱悬韧带的非常晚期白内障易于发生前脱位或后脱位。

[0007] 创伤引起的白内障-其他方面健康的个体由于眼睛创伤而引起的白内障。由眼睛的意外损伤引起的钝性创伤或穿透性创伤可能导致晶状体混浊。涉及毛样体平坦部(para plana)玻璃体切除术的视网膜手术将在手术后六至九个月内引起术后白内障。不常见的是,在视网膜手术过程中被手术器械碰到的、在其他情况下会是健康的晶状体的地方可能出现不良反应。晶状体出现浑浊并且在接触的几分钟内形成白内障。

[0008] 先天性白内障-在儿童出生前或刚出生时出现的白内障。

[0009] 在许多国家,手术服务是不够的,并且白内障仍是失明的主导原因。在发达国家和发展中国家中,白内障是低视力的主要原因。甚至在可获得手术服务的地方,由于长时间等待手术和手术治疗的障碍(例如成本、缺乏信息以及患者输送问题),与白内障相关的低视力可能仍然普遍。

[0010] 若干因素可能促进白内障的形成,包括长期暴露于紫外光中、暴露于电离辐射中,糖尿病、高血压等疾病的继发效应,以及高龄、或创伤。遗传因素通常是先天性白内障的起因,并且阳性的家族史也可能使人在早年易于患上白内障,这是早老性白内障中的“早发”现象。白内障还可能由于眼睛伤害或物理创伤所导致的。

[0011] 白内障还异乎寻常地常见于暴露在红外辐射中的人群中,例如患上剥脱综合征的

玻璃吹制工。暴露于微波辐射可能导致白内障。还知道特应性或过敏性病症将加快白内障的进展,尤其是在儿童身上。白内障还可能是由于缺碘而导致的。白内障可以是局部的或完全的、静止性的或进展性的、或硬性的或软性的。一些药物可能引发白内障的发展,例如皮质类固醇和抗精神病药物喹硫平(作为**Seroquel®**、Ketipinor、或Quepin销售)。

[0012] 去除白内障的手术可以在其发展的任何阶段进行。在去除白内障之前不再有理由等到其“成熟”。然而,由于所有手术都有一定风险,所以在去除白内障之前通常值得等到视力有所改变。

[0013] 最有效且最常见的治疗是在浑浊晶状体的囊中作出切口(囊切开术)以便通过手术将其去除。可以使用两种类型的眼部手术来去除白内障:白内障囊外摘除术(ECCE)以及白内障囊内摘除术(ICCE)。ECCE手术在于去除晶状体但是留下大部分晶状体囊是完好的。有时使用高频声波(晶状体乳化)来在摘除之前将晶状体破碎。ICCE手术涉及去除晶状体和晶状体囊、但是在现代实践中较少执行。在囊外手术或囊内手术中,白内障晶状体被去除并且用永久停留在眼睛内的塑料人工晶状体(人工晶状体植入物)来代替。将该人工晶状体放在盒中并且穿过小的手术切口来插入。插入器将该人工晶状体折叠并且将其推动穿过小的针管。该针管的末端位于囊袋内。当折叠后的人工晶状体离开该针管的末端时,它随着外科医师操纵该晶状体进入其最终位置而慢慢地展开。白内障手术通常使用局部麻醉剂来进行,并且允许患者当天回家。直到21世纪初,人工晶状体一直是单焦点的;后来,人工晶状体技术的改善允许植入多焦点晶状体来创建使患者较少依赖于眼镜的视觉环境。这样的多焦点晶状体是机械柔性的并且可以使用用于控制天然晶状体的眼肌来控制。

[0014] 在白内障手术之后可能存在并发症,包括眼内炎、后囊混浊、和视网膜脱落。

[0015] 激光手术涉及切除晶状体囊的小的圆形区域,这个区域足以允许光直接穿过眼睛到达视网膜。一如既往地存在一些风险,但严重的副作用非常少见。高频超声是目前摘除白内障晶状体的最常见方式。

[0016] 白内障手术在无菌条件下的手术室中进行以防止感染的风险,尤其是眼内炎,这是可能在几天内导致失明的快速的毁灭性的感染。用抗菌剂清洗患者的眼睛、接着用于完全覆盖该患者而仅暴露眼睛的无菌护帘隔离。在该患者周围创建无菌环境,使得任何人员或器械必须遵照标准的无菌程序来进行适合地擦洗、覆盖、或消毒。

[0017] 参见图1和2,此类现有技术类型的白内障手术包括使用手术显微镜穿过患者的角膜和虹膜来观察眼睛内部。外科医师典型地在患者的角膜中、靠近角膜缘做出两个切口10、12,以使得手术器械能够触及眼睛的内部区段并且在白内障晶状体已被去除之后植入人工晶状体。例如,可以将人工晶状体插入器14穿过切口10穿入并且可以将定位装置16穿过切口12插入。

[0018] 该手术典型地包括在囊袋中心的内侧创建整圆的裂口(被称为“撕囊术”)并且去除该囊的所撕裂的圆。接着使用晶状体乳化器、超声灌注与抽吸器械来去除白内障晶状体,该器械破碎白内障并且抽吸碎片从而去除白内障。

[0019] 接着使用灌注/抽吸器械来抽吸附着至囊袋内表面上的粘附皮质物质。接着使用晶状体插入器14来插入人工晶状体18并且使用定位装置16或其他装置来将该人工晶状体定位在囊袋内。

[0020] 晶状体插入器14将扁平的人工晶状体18穿过小的清晰的角膜切口10传递至囊孔

中(撕囊术)并且直至其在囊袋内的最终位置。插入器14将扁平的晶状体18推动穿过盒,这致使该晶状体折叠并穿过该盒的被放入该小切口10中的管状部分。当晶状体18从盒14的管状末端出来时,它缓慢地展开并且恢复至其初始扁平形状。

[0021] 飞秒激光器械化的最新进展是使形成进入切口的过程和撕囊术以及预切割白内障变得自动化,从而使外科医师更精确、更安全并且更容易地执行白内障手术过程。

[0022] 目前大多数晶状体插入器是主要带有用于推动晶状体的以下两个器件-推进螺杆或柱塞-之一的、手动操作的可再使用的器械。推进螺杆方案提供了晶状体的稳定顺畅的递送、但是缓慢,并且在外科医师定位该器械的尖端时需要该外科医师或助手来转动该手动推进螺杆。

[0023] 柱塞方案不需要助手,因为外科医师使用拇指来驱使晶状体向前,很像从注射器注射药物。另外,外科医师可以更容易地控制递送速度:快速地移动穿过较不关键的部分并且对于更精细的区段减速。柱塞方案的缺点是,当晶状体被卡住从而导致外科医师要更有力的推动来解决堵塞时,该晶状体可能离开过猛并且伤害患者。

[0024] 可再使用的器械需要再处理(清洁和灭菌),从而导致额外的器械费用以及毒性眼前节综合征(TASS) (www.cdc.gov/mmwr/preview/mmwrhtml/mm5625a2.htm) 的风险增大。

[0025] 近年来,已经做出了努力来使用较小的角膜切口进行这样的晶状体置换手术。例如,如图3的展示中示意性示出的,典型地在插入人工晶状体18的过程中将人工晶状体插入器14的远端穿过切口10完全插入。

[0026] 然而,参见图4,外科医师最近采取“伤口辅助”技术,其中仅人工晶状体插入器14的尖端20的一小部分被插入切口10中,其中切口10小于之前形成(例如在图3中所展示的过程中形成)的切口。这样,将人工晶状体18以其折叠状态推动穿过切口10并沿该切口的内表面滑动。这允许切口10更小,并且伤口本身(切口10)变成用于将晶状体18插入眼睛中的腔。

[0027] 在这样的过程中,外科医师可以使用人工晶状体插入器14的尖端的远端20来帮助保持切口10打开。例如,外科医师可以沿箭头22的方向施加侧向力,以便保持切口10打开,从而使得可以将晶状体18推动穿其而过。

[0028] 存在多种用于植入现有技术中所描述的人工晶状体的眼内装置。例如,WO 96/37152描述了在壳体中的推杆,该推杆可以通过拇指的压力来移动。在该推杆的轴向前进过程中,人工晶状体可以从该壳体中被移出并被植入眼睛中。由弹性橡胶或塑料材料制成的弹簧和/或阻尼元件与该推杆的前进方向相反地起作用来调整该推杆的力。还有,EP 0477466A1描述了可以被实施为电动机的旋转驱动器,该旋转驱动器经由杆和传动装置对推杆起作用。由此,旋转运动被转化成前进运动。将人工晶状体(具体包括可折叠人工晶状体(包括橡胶-弹性体材料例如硅))定位在可以放在植入装置上的植入工具中。在植入过程中沿该轴向前进方向的推杆运动被传递到该植入工具中的人工晶状体上。

发明内容

[0029] 在此披露的这些发明中的至少一项发明的一方面包括实现:一种人工晶状体插入器可以允许外科医师用一只手来致动插入器装置并因此从中释放晶状体、并且还可以减小该外科医师必须施加的手动力量。例如,在一些已知的常规装置(例如柱塞装置)中,外科医师必须对该柱塞的近端施加显著的手动力量以便将晶状体推动穿过该插入器装置的末端。

这使得外科医师更难以在插入过程中以所希望的取向和位置来握持该装置。这个问题在进来采用的外科手术(例如以上参见图4所描述的)中更显著。因此,提供了辅助性释放力的人工晶状体插入装置可以帮助外科医师如所希望地执行外科手术。

[0030] 在此所披露的这些发明中的至少一项发明的另一方面包括实现:可以通过使用结合了用于储存能量以提供释放力的机构的一种插入式装置来减少此类装置的显著成本。

[0031] 因此,通过提供一种具有存储能量以提供释放力的能量装置的人工晶状体插入器,使得该人工晶状体插入器是更便携的并且避免了外科医师购买或租用单独的操纵台的需要。

[0032] 在此所披露的这些发明中的至少一项发明的另一方面包括实现:手持式人工晶状体插入器可以被制作成结合有能量装置和移动控制致动器、有足够的简化性使得所得的装置可以被设计成单次使用装置并且因此是一次性的,由此避免了再消毒的成本以及潜在的交叉污染。因此,例如,一种人工晶状体插入装置可以包括可压缩能量装置和致动器,该致动器被配置成用基本上不可压缩的流体来工作以用于控制该能量装置储存的能量的释放以及下游部件(例如,晶状体插入杆/柱塞)的移动。

[0033] 在此所披露的这些发明中的至少一项发明的另一方面包括实现:可压缩能量装置(例如弹簧或压缩空气)可以为储存能作为力而被输出的能量提供常规且便携的手段。然而,这样的能量装置更难以进行控制以提供例如匀速输出。

[0034] 在此所披露的这些发明中的至少一项发明的另一方面包括实现:用基本上不可压缩的流体(例如液体)提供阻尼介质来适应对于甚至在能量是由可压缩储存装置(例如弹簧或压缩空气)供应的情况下也可以对下游部件的速度提供较精细控制的机理的使用。

[0035] 提供本概述是用来以简化的形式介绍一系列概念,这些概念会在以下详细说明中进一步描述。本概述并不旨在标识所要求保护的主题的关键特征或本质特征,也不旨在用于帮助限制所要求保护的主题的范围。

附图说明

[0036] 通过在结合附图考虑时参照详细说明部分和权利要求书可以获得对该主题的更全面理解,其中贯穿这些附图,同样的参考数字指代相似的元素。

[0037] 图1是人的眼睛的放大截面视图,其中人工晶状体插入器穿过角膜中的切口插入并且定位装置穿过第二切口插入,其中替代用人工晶状体被示出为正被从该人工晶状体插入器中部分地推出。

[0038] 图2是图1中所展示的过程的前视平面图。

[0039] 图3是图1所示出安排的一部分的示意图,其中人工晶状体插入器的远端穿过切口完全插入并且正释放替代晶状体。

[0040] 图4是不同于图3所示的过程的示意性展示,在该图中人工晶状体插入器的远端仅部分地插入该切口中。

[0041] 图5是人工晶状体插入器的实施例的示意性展示。

[0042] 图6是图5的驱动装置的实施例的示意性展示。

[0043] 图7是图5的带有滑块的驱动装置的实施例的示意性展示。

[0044] 图8是图7的驱动装置的实施例的示意性展示,其中两相加压气体被替换成单相加

压气体。

[0045] 图9是图8的驱动装置的实施例的示意性展示,其中加压气体是远离该装置储存的并且是经由导管递送至该装置的。

[0046] 图10是图5的人工晶状体插入器的另外的实施例的透视图。

[0047] 图11是图10的人工晶状体插入器的侧视立面图和截面视图。

[0048] 图12是图10的人工晶状体插入器的晶状体盒固持器部分的分解视图。

[0049] 图13是图12所示的人工晶状体插入器的放大的透视且分解的视图。

[0050] 图14是晶状体盒从晶状体盒固持部分中去除的放大的侧视立面图。

[0051] 图15是图14的插入器的视图,其中晶状体盒被插入晶状体盒固持器部分中。

[0052] 图16是图15的插入器在晶状体盒与柱塞接合之前的局部截面视图。

[0053] 图17是在晶状体固持器部分已经轴向移动到使柱塞与晶状体盒相接合之后示出的插入器的截面视图。

具体实施方式

[0054] 以下详细说明在性质上仅是展示性的并且不旨在限制本主题的实施例或此类实施例的应用和用途。如在此使用的,词语“示例性的”意为“用作实例、例子或展示”。任何在此描述为“示例性的”实现方式不一定要解释成是比其他实现方式优选的或有利的。此外,不旨在被任何存在于前述技术领域、背景、发明内容或以下详细说明中的表述出的或暗示的理论所束缚。

[0055] 某些术语在以下说明中可能仅是出于参考的目的的、并且因此不旨在进行限制。例如,“上部”、“下部”、“上方”、和“下方”等术语指代在所参照的附图中的方向。诸如“近”、“远”、“前”、“后”、“背”以及“侧”的术语描述的是部件的多个部分在统一的但任意的参照系内的取向和/或位置,通过参照对所讨论的部件进行描述的文本以及相关附图会明了该参照系。这样的术语可以包括以上明确提及的词语、其衍生词、以及具有类似意义的词语。类似地,提及结构的术语“第一”、“第二”和其他此类数字词并不暗示顺序或次序,除非上下文清楚地指出。

[0056] 在此所披露的这些发明是在用于治疗白内障的人工晶状体插入器的背景下进行描述的。然而,在此所披露的这些发明也可以用在就外科手术装置而言的其他背景下,这些外科手术装置要求将装置例如放入动物(例如人)的组织之中或超过该组织。

[0057] 总体上描述的是,本披露的多个方面涉及包括具备可控前进运动的驱动装置的人工晶状体插入器。该驱动装置可以包括致动器装置和能量装置。该致动器装置可以包括活塞杆,该活塞杆使用该前进运动来从盒中推出人工晶状体以便插入动物的眼睛中。该能量装置可以作用于该致动器装置以便产生该前进运动。该致动器装置可以包括阻尼介质,以便例如通过可控地对该前进运动施以阻尼来控制该前进运动。

[0058] 在一些实施例中,该活塞杆可以包括柱塞部分、活塞部分、和推杆部分。该推杆部分可以沿前进方向被该能量装置提供的加压气体撞击。该加压气体可以是单相气体或多相气体,例如液化两相气体。在例如涉及使用液化两相气体的一些实施例中,加压气体组分可以作为基本上恒定力的储存手段起作用。在一些实施例中,该加压气体是完全储存在该人工晶状体插入器内的。在一些实施例中,该加压气体是远离该人工晶状体插入器储存的。当

该加压气体被远距离储存时,该人工晶状体插入器可以从与该人工晶状体插入器处于流体连通的导管供送加压气体的。

[0059] 与前进方向相反,阻尼器件向该活塞部分施加阻尼压力。该阻尼器件可以是能够流动的阻尼介质。例如,该阻尼介质可以是液压流体。在一些实施例中,该阻尼介质可以是眼科容忍的液体。在植入过程中,向该活塞部分施加的阻尼压力对向该推杆部分施加的加压气体压力起反作用。由此,该柱塞部分的移动控制可以通过控制向该活塞部分施加的阻尼压力来进行控制的。

[0060] 例如,该能量装置可以在该推杆上释放加压气体压力以使该活塞杆沿前进方向移动(通过沿前进方向向该推杆部分施加加压液体压力)。然而,该活塞杆的活塞部分可以与压力室中的阻尼介质相接触以便施加对该加压气体压力起反作用的阻尼压力(通过沿与该前进方向相反的方向向该活塞部分施加阻尼压力)。由此,对该阻尼介质的控制可以用来控制人工晶状体插入器的运动(通过控制该阻尼压力的减小,例如通过从该压力室中排出该阻尼介质)。

[0061] 在某些实施例中,可以使用通道来从该压力室中排出该阻尼介质。由此,可以通过改变该通道的截面来控制该阻尼介质。并且,可以使用阀来允许该阻尼介质经由该通道从该压力室中排出。由此,可以通过改变该通道的截面(例如通过打开和/或关闭该阀)来控制该阻尼介质。在一些实施例中,可以使用滑块来控制该通道的截面和/或可以控制该阀(例如通过向该滑块施加手指的压力)使得该加压气体被转化为用于植入晶状体的松弛的冲程。

[0062] 参见图5,人工晶状体插入器100可以包括能量装置102、致动器装置104、以及晶状体释放装置106。能量装置102可以呈任何类型的能量装置的形式。在一些实施例中,该能量装置102处于用于储存能量(例如可压缩流体)的装置、机械弹簧、或其他可压缩类型的能量储存装置的形式。还可以使用其他类型的能量储存装置。在一些实施例中,该能量装置102可以接收和/或转化来自外部源的能量,例如通过从与该能量装置处于流体连通的导管供送加压气体。

[0063] 在一些实施例中,该能量装置102可以被配置成用于由其中的能量释放出机械能。例如,在能量装置102呈压缩气体容器的形式时,能量装置102可以释放此类压缩气体,由此提供机械能的输出。此外,在能量装置102呈用于导管(该导管从能量源供送加压气体)的接口(例如阀或连接器)的形式时,该能量装置102可以释放此类加压气体,这提供了机械能的输出。

[0064] 该致动器装置104可以是被配置成用于提供对来自能量装置102的机械能输出的可控致动的任何类型的致动器。例如,在一些实施例中,致动器装置104包括用户界面(例如,机械或电子按钮、杠杆或滑动件),以便向用户提供用于控制能量装置102的机械能输出的器件。例如,致动器装置104可以包括滑动件、杠杆、或按钮,它们被配置成用于控制对于从能量装置102向该活塞杆施加的加压气体压力的可变阻力或运动阻尼。致动器装置104还可以控制活塞杆与晶状体释放装置106的相互作用。例如,致动器装置104可以包括输出柱塞部分或用于与晶状体释放装置106相互作用的其他装置。

[0065] 晶状体释放装置106可以被配置成用于与人工晶状体盒相互作用或将其固持,该人工晶状体盒是从若干不同来源广泛可商购的。例如,晶状体释放装置106可以被配置成用

于与作为从 **Alcon®** 可获得的 **Monarch®** 而可商购的人工晶状体盒可释放地接合。晶状体释放装置106还可以被配置成用于在打开位置与关闭位置之间移动,该打开位置被配置成允许人工晶状体盒与晶状体释放装置106相接合,并且在该关闭位置中晶状体释放装置106与该晶状体盒相接合。

[0066] 这样,在操作中,致动器装置104可以由用户例如外科医师操纵来控制能量装置102的机械能输出,以便由此控制从晶状体释放装置106所容纳的晶状体盒中释放晶状体。另外,在不同实施例中,人工晶状体插入器100可以被配置成为手持式的、一次性的、和/或可再使用的。

[0067] 在一些实施例中,致动器装置104和能量装置102可以组合起来被称为驱动装置200。参见图6,人工晶状体插入器100可以包括驱动装置200A的另外的实施例,该驱动装置包括致动器装置104A和能量装置102A。包括致动器装置104A和能量装置102A的这个驱动装置200A的特征和部件可以是与包括致动器装置104和能量装置102的这个驱动装置200的相应部件相同或相似的,这些特征和部件用相同的参考数字标出,除了添加了字母“A”。

[0068] 图6是驱动装置200A的实施例的截面展示,通过该驱动装置,壳体602中的活塞杆615的柱塞部分600可以沿前进方向604移动。加压气体606(例如具有液体组分606A和气体组分606B的液化两相气体)是完全储存在壳体602内的。

[0069] 在一些实施例中,加压气体606可以用作能量装置102A的恒定能量储存器件。加压气体606在一侧作用在推杆部分608上,该推杆部分经由O形环610以气密或总体上气密的方式可移位地支撑于壳体602中。

[0070] 活塞部分612引导在壳体602的活塞室632中、并且例如经由O形环614也处于气密或总体上气密的方式,优选地是不漏液体的。活塞室632可以包括被活塞部分612隔开的压力室616和排放室628。由此,推杆部分608和活塞部分612沿轴向方向、具体地沿前进方向604作用在柱塞部分600上。

[0071] 在活塞612的另一侧处,压力室616包括阻尼介质618。阻尼介质618可以是能够流动的并且可以处于液压流体的形式。在闲置状态下,例如位于密封插塞622处的阀620是关闭的。当阀620关闭时,压力室616与压力室616的外部以气密或总体上气密的方式密封。为此,在密封插塞622处提供了例如处于另一个O形环624的形式的密封件。并且,活塞杆615也以气密或总体上气密的方式引导在密封插塞622中。这是在另一个密封件的辅助下进行的,该另一个密封件也可以被实施为O形环625。

[0072] 在该示例性实施例中,通道626可以与阀620相连接。该通道626可以在排放室628处终止。由此,阻尼介质618可以经该通道626从压力室616中排放出。然而,在其他实施例中,通道626可以将该阻尼介质排放至代替排放室628或与排放室628一起的另一个收集器皿(未展示)。

[0073] 在该闲置状态(在阀620关闭时)下,加压气体606的气体组分606B经由推杆部分608在活塞杆615上起作用。然而,该阻尼介质阻碍活塞部分612沿前进方向移动(该阻尼介质可以是不可压缩的或基本上不可压缩的流体,例如包括像盐水在内的液体)。

[0074] 打开阀620允许阻尼介质618经该通道626流入排放室628中。这允许加压气体606的气体组分606A将活塞杆615沿前进方向604驱动。这致使压力室616中的阻尼介质618穿过打开的阀620和通道626移位进入排放室628中。为了限制活塞612的前进运动,可以在压力

室616中定位止挡件630。

[0075] 可以向柱塞部分600施加压力以用于使活塞部分612与前进方向604相反地缩回。通过与前进方向604相反地向柱塞部分600施加压力, 阻尼介质可以通过抽吸而存积在压力室616中并且加压气体606可以被再压缩。当活塞部分612缩回时, 压力室616中产生真空, 使得阻尼介质618可以被抽吸穿过打开的阀620。推杆部分608还减少了该液化两相气体的体积。在缩回活塞部分612并且使得阀620关闭之后, 驱动装置200A可以被返回至准备使用状态。

[0076] 在某些实施例中, 活塞室632和通道626可以被阻尼介质618填充, 使得活塞614的移动相当于阻尼介质618在压力室616与排放室628之间的移位。在其他实施例中, 压力室616可以被阻尼介质618填充, 而排放室628和/或通道626和/或该收集器皿可以包括不同于阻尼介质618的另一种介质(例如, 真空、一种不同的阻尼介质、或驱动装置200A的周围环境)。

[0077] 可以通过调节阀620的截面、通道626的截面、和/或阻尼介质618的黏度来控制阻尼介质618的移位(并且因此活塞612和柱塞600的移动)速率。例如, 可以利用用户界面(例如下文进一步讨论的滑块)来控制该阻尼介质的移位速率。由此, 可以控制活塞杆615的前进速度以便将人工晶状体从盒中平稳地推出以用于插入眼中。

[0078] 图7是驱动装置200B的示例性实施例的截面展示。参见图7, 驱动装置200B可以是驱动装置200A的另外的实施例。驱动装置200B的特征和部件可以是与驱动装置200A的相应部件相同或相似的, 除了添加了字母“B”。如图7所展示的, 驱动装置200B包括通道626B和滑块700。通道626B可以由柔性材料形成, 使得通道626B的截面可以通过向通道626B的表面施加压力(例如来自手指的压力)而减小和增大。滑块700可以被定位在通道626B上, 使得手指对滑块700上的压力可以控制该通道的截面。例如, 该滑块可以包括板, 该板是相对于通道626B垂直地可移动或可变形的。

[0079] 此外, 在某些实施例中, 阀620B的截面可以通过滑块700来控制。例如, 阀620B的截面可以被控制成使得, 阀620B是完全打开的、完全关闭的、或处于完全打开或完全关闭之间的任何位置中(例如通过递增地控制阀620B的截面)。例如, 杆构件(未示出)可以将滑块700连接至阀620B上以便控制阀620B的打开, 阀620B可选地在滑块700处于零位状态下时被偏置到关闭状态, 并且阀620B随着滑块700离开该零位状态的移动而被打开。在其他实施例中, 单独的用户界面(例如另外的滑块(未展示))可以控制阀620B的截面孔径。

[0080] 并且在某些实施例中, 可以选择和/或控制阻尼介质618B的黏度, 以影响活塞杆615B的前进速率。例如, 不同的阻尼介质可能具有不同的黏度, 使得活塞部分612B的移动是驱动装置200B中所使用的具体阻尼介质618B的黏度的因素。并且, 该黏度可以例如通过控制阻尼介质618B的温度或另一个特征而被控制, 以便影响活塞612B的前进速率。

[0081] 图8是驱动装置200C的示例性实施例的截面展示。参见图8, 驱动装置200C可以是驱动装置200B的另外的实施例。驱动装置200B的特征和部件可以是与驱动装置200C的特征和部件相同或相似的, 除了添加了字母“C”。如图8中所展示的, 加压气体606(是具有液体组分606A和气体组分606B的液化两相气体)被替换成具有单相的加压气体800。

[0082] 图9是驱动装置200D的示例性实施例的截面展示。参见图9, 驱动装置200D可以是驱动装置200B的另外的实施例。驱动装置200C的特征和部件可以是与驱动装置200B的特征

和部件相同或相似的,除了添加了字母“D”。如图9中所展示的,加压气体606(是具有液体组分606A和气体组分606B的液化两相气体)被替换成远离驱动装置200C储存的加压气体(未展示)。远距离加压气体源可以经由与驱动装置200D的能量装置102D的接口900(例如阀或连接器)处于流体连通的导管902而被递送至驱动装置200C。

[0083] 参见图10-17,展示了人工晶状体插入器100的另外的实施例并且用参考数字100E标出。晶状体插入器100E的特征和部件可以是与晶状体插入器100的对应部件相同或相似的、已经用相同的参考数字标出,除了添加了字母“E”。

[0084] 图10是图5的人工晶状体插入器100的另外的实施例的透视图。如图10中所展示的,人工晶状体插入器100E也包括能量装置102E、致动器装置104E、和晶状体装置106E。人工晶状体插入器100E可以包括主体部分201,该主体部分包括多个不同的空腔、凹陷和管道并且在本实施例中提供了能量储存部分102A和致动器部分104A以及晶状体装置106E之间的连通。在一些实施例中,可选地,主体部分201可以由单件材料制成从而形成整体。然而,也可以使用其他构型。

[0085] 如图所示,晶状体装置106E可以包括被配置成用于接纳晶状体盒400的盒接纳部分430。晶状体装置106E还可以包括被配置成用于连接晶状体装置106E和致动器装置104E的盒接合构件240。致动器装置104E可以包括滑块700E。并且,能量装置102E可以包括可移除的盖子256。

[0086] 图11是图10的人工晶状体插入器的侧视立面图和截面视图。如图11所示,该可移除的盖子256可以被移除以便将压缩空气容器插入接纳部分202中。该接纳部分可以被配置成主体部分201内的凹陷、其大小和构型被确定成用于接纳该压缩气体容器。在一些实施例中,凹陷202的大小可以被确定为用于接纳压缩二氧化碳罐204。此类压缩气体(具体为二氧化碳)容器是广泛可商购的。

[0087] 参见图12和13,盒接合构件240可以包括盒接纳部分430。例如,盒接纳部分430可以包括远侧翼片接合部分432和本体接纳部分434。翼片接合部分432和本体接纳部分434的大小可以根据本领域熟知的可商购晶状体盒400的外部尺寸来确定。

[0088] 该远侧翼片接合部分432可以包括被设计成用于接合晶状体盒400的翼片436的凹陷。因此,当如图10所示,盒400与盒接纳部分430相接合时,盒400总体上与柱塞600E对齐。

[0089] 继续参见图14和15,盒接纳部分430可以可选地包括被配置成用于与盒400的近侧部分相接合的近侧接合部分440。例如,在盒400的一些商业实施例中,盒400包括在后的翼片442或其他在后的表面。因此盒接合部分430可以包括用于与这些翼片442强制接合的另外的近侧凹陷444和接合装置446。因此,如图15所示,当盒400与在前的接合部分432和在后的接合部分444两者相接合、突出部446延伸在在后的翼片442上方时,盒400就更牢靠地坐于盒接纳部分430内。

[0090] 这可以对使用插入器100E的外科医师提供显著的益处。例如,由于突出部446在在后的翼片442上方延伸,所以如果外科医师沿箭头F的方向(图15)向插入器100E施加力,就会在盒400上产生或施加扭矩T,由此倾向于致使该盒围绕远侧接纳部分432枢转,从而由此可以倾向于致使盒400的近端沿箭头U的方向向上升高。然而,接合部分446可以有助于将盒400的近侧部分固位在接纳部分430内。这种类型的力可以是在变得越来越常见的、例如上文参见图4所描述的、被称为“伤口辅助”的外科手术的执行过程中产生的。

[0091] 继续参见图13-15,盒接合构件240还可以与主体部分201可滑动地相接合。因此,盒接合构件240可以包括被配置成用于与主体部分201的外表面相协作的多个不同内表面。因此,盒接合构件240可以沿着主体部分201、平行于人工晶状体插入器100E的纵向轴线L纵向地滑动。

[0092] 例如,参见图16和17,部分240可以移动至图16所示的远侧位置。在这个位置中,晶状体接纳部分430是与柱塞600E间隔开的。这样,盒400可以被插入该盒接纳部分430中而不受柱塞600E干扰。因此在如此(如图17所示)接纳了该盒之后,盒接合构件240可以相对于主体部分201向后滑动,直至柱塞600E接合盒400内的晶状体或压靠在该晶状体上。

[0093] 如以上指出的,主体部分201可以包括多个不同的棘爪或斜坡或其他部分246、248,它们可以与盒接合构件240的一部分相接合以便强制接合到多个不同位置中。例如,盒接合构件240可以包括被配置成用于与主体部分201的部分246和248相接合的斜坡及钩状部分460。因此,盒接合构件240可以在图17所示的位置中与主体部分201强制地接合,并且接着,在沿近侧方向拉动以便使柱塞600E移动进入盒400中时,部分460可以与壳体201的近侧部分相接合以便由此接合到缩回位置中。还可以使用其他设计来提供盒400的常规插入和去除。

[0094] 虽然在以上详细说明中呈现了至少一个示例性实施例,但是应了解的是,存在大量的变体。还应了解的是,在此描述的这个或这些示例性实施例不旨在以任何方式限制所要求保护的主体范围、应用、或构型。而是,以上详细说明将向本领域技术人员提供用于实施所描述的这个或这些实施例的便利的路线图。应理解的是,可以在要素的功能和安排方面作出多种改变而不出离权利要求书所限定的范围,本权利要求书限定的范围包括在提交本专利申请时已知的等效物以及可预见的等效物。

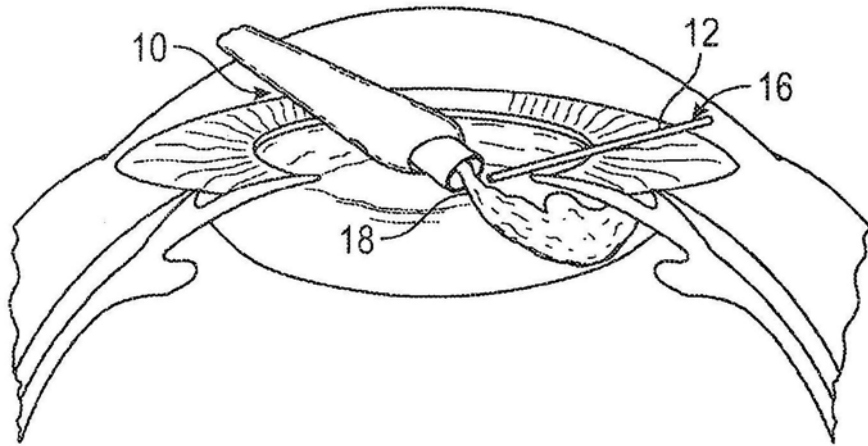


图1 (现有技术)

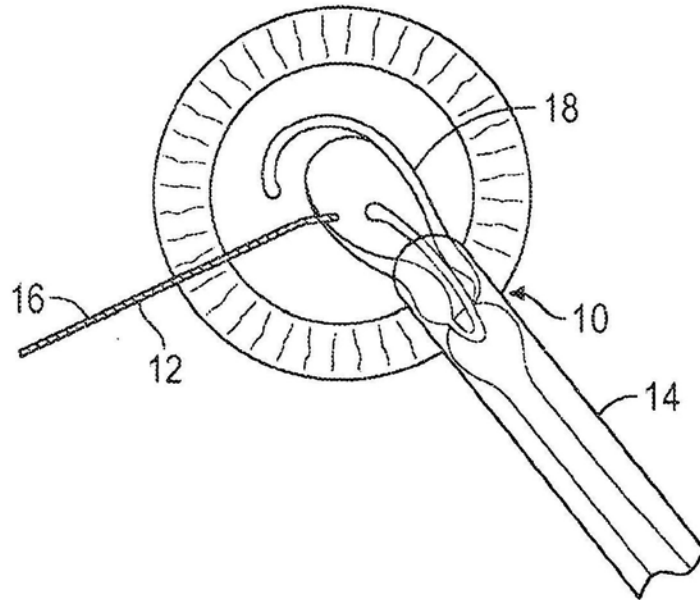


图2 (现有技术)

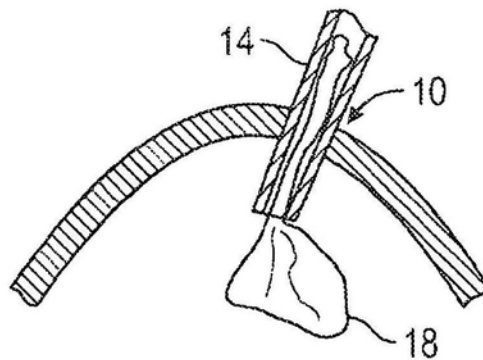


图3 (现有技术)

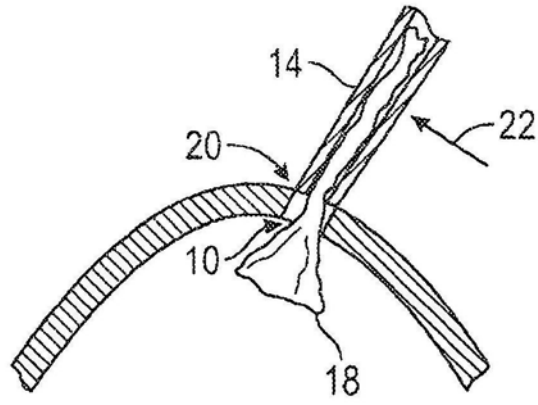


图4 (现有技术)

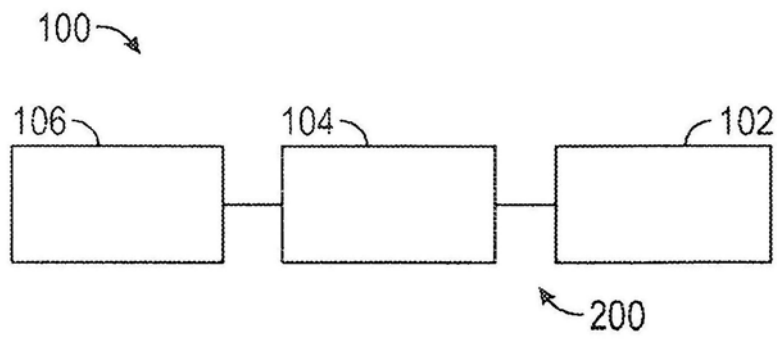


图5

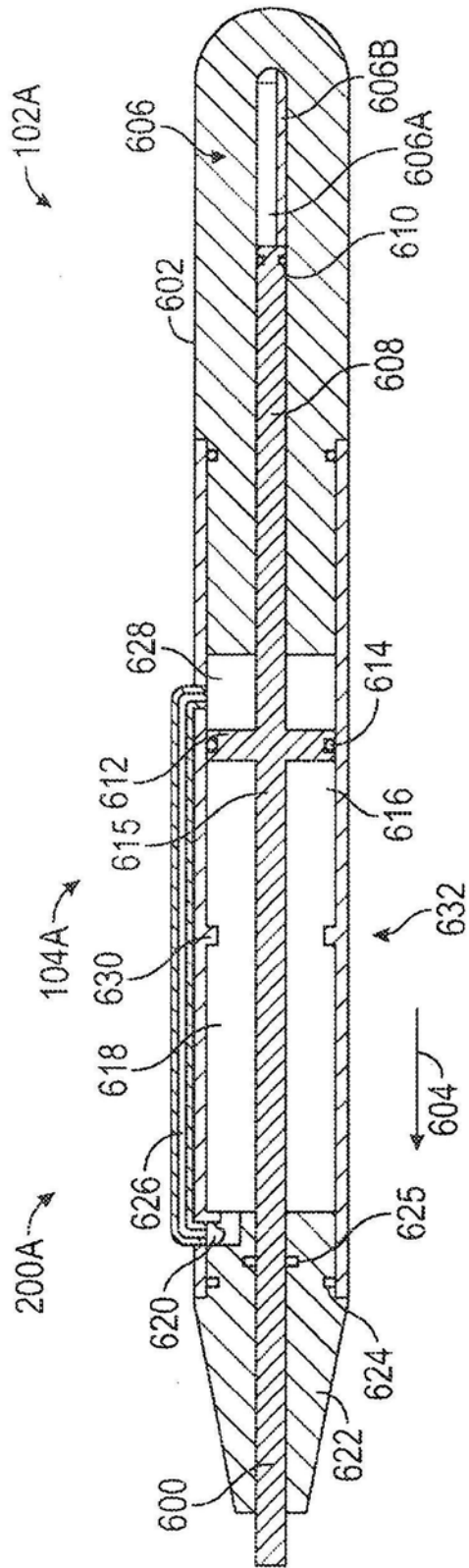


图6

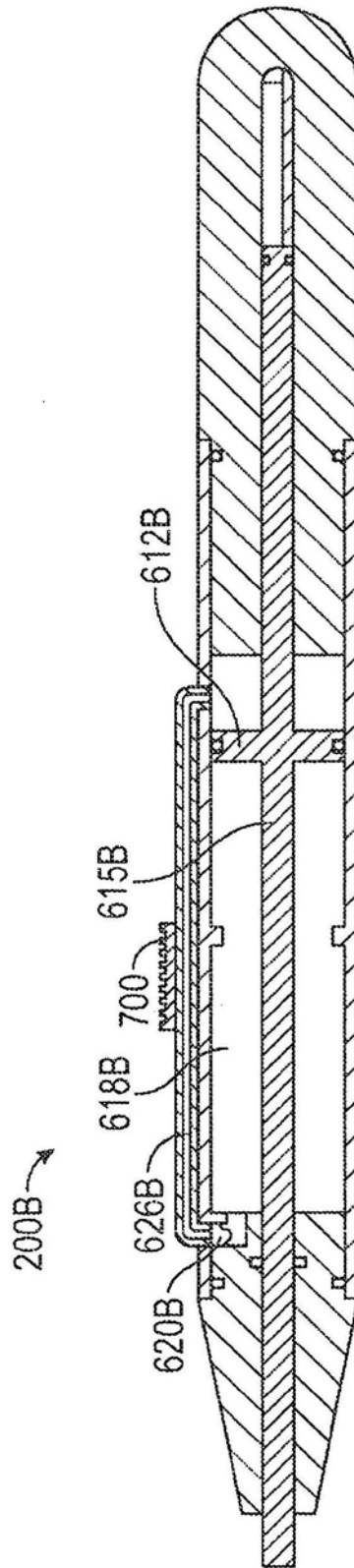


图7

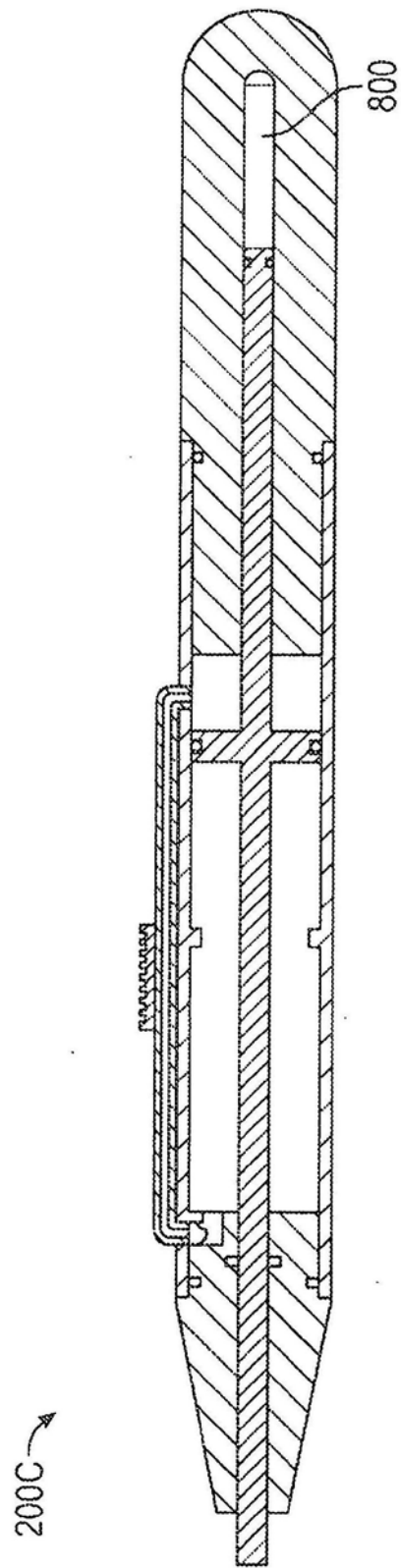


图8

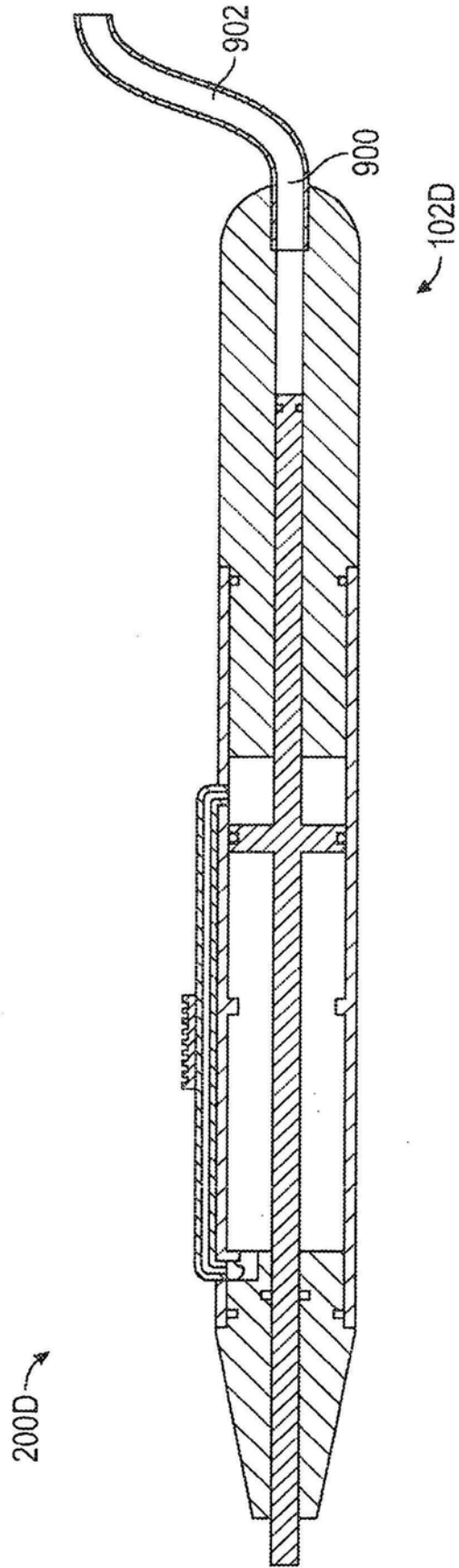


图9

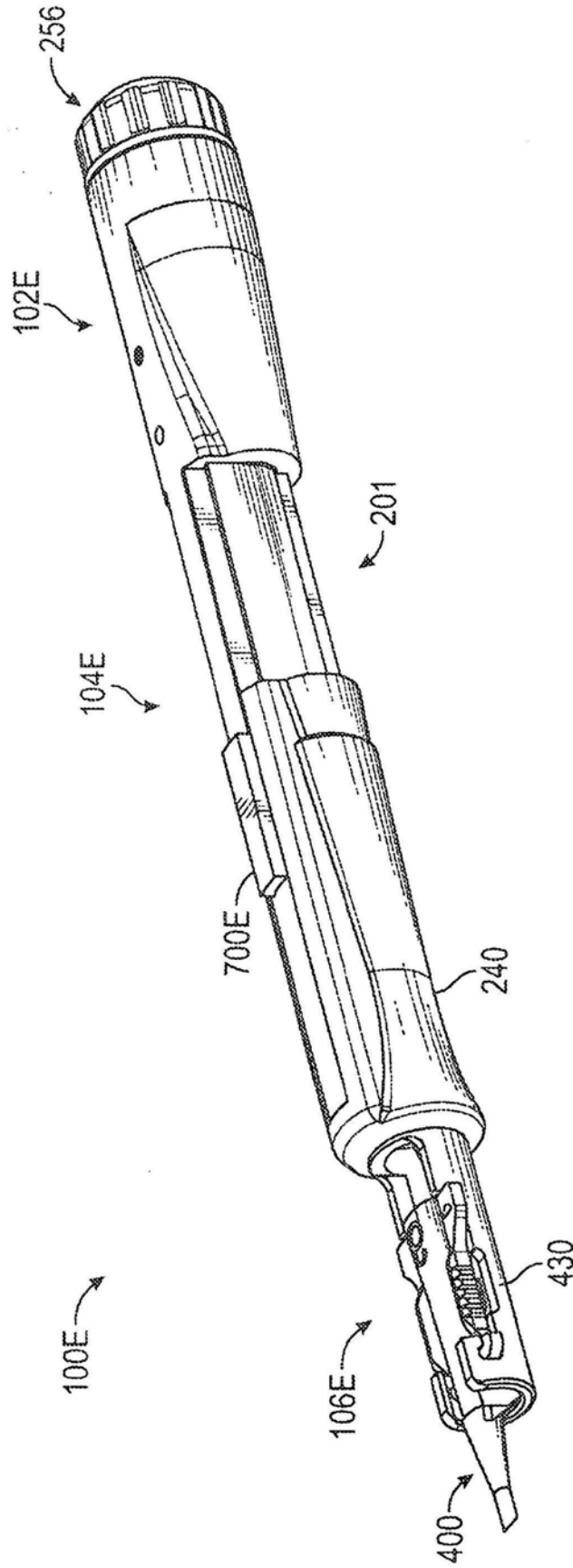


图10

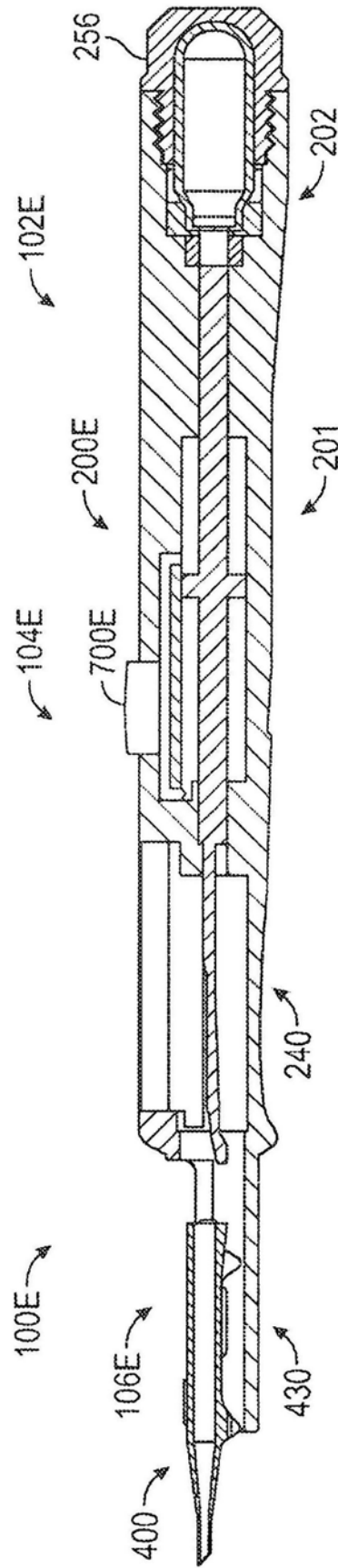


图11

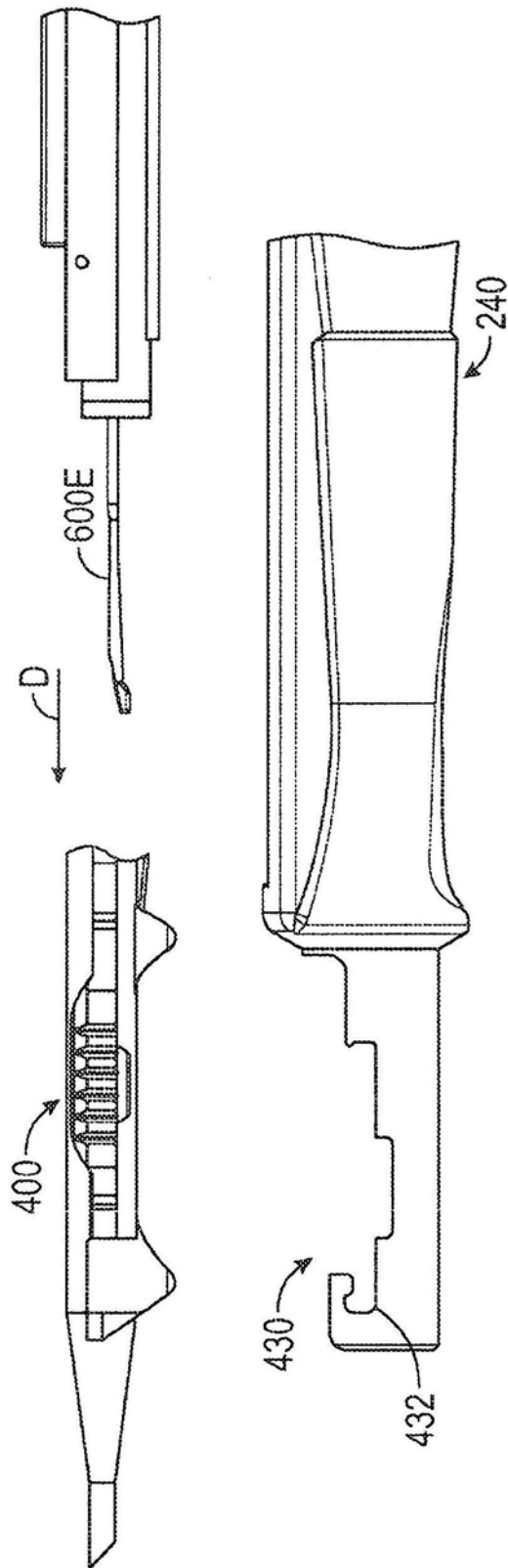


图12

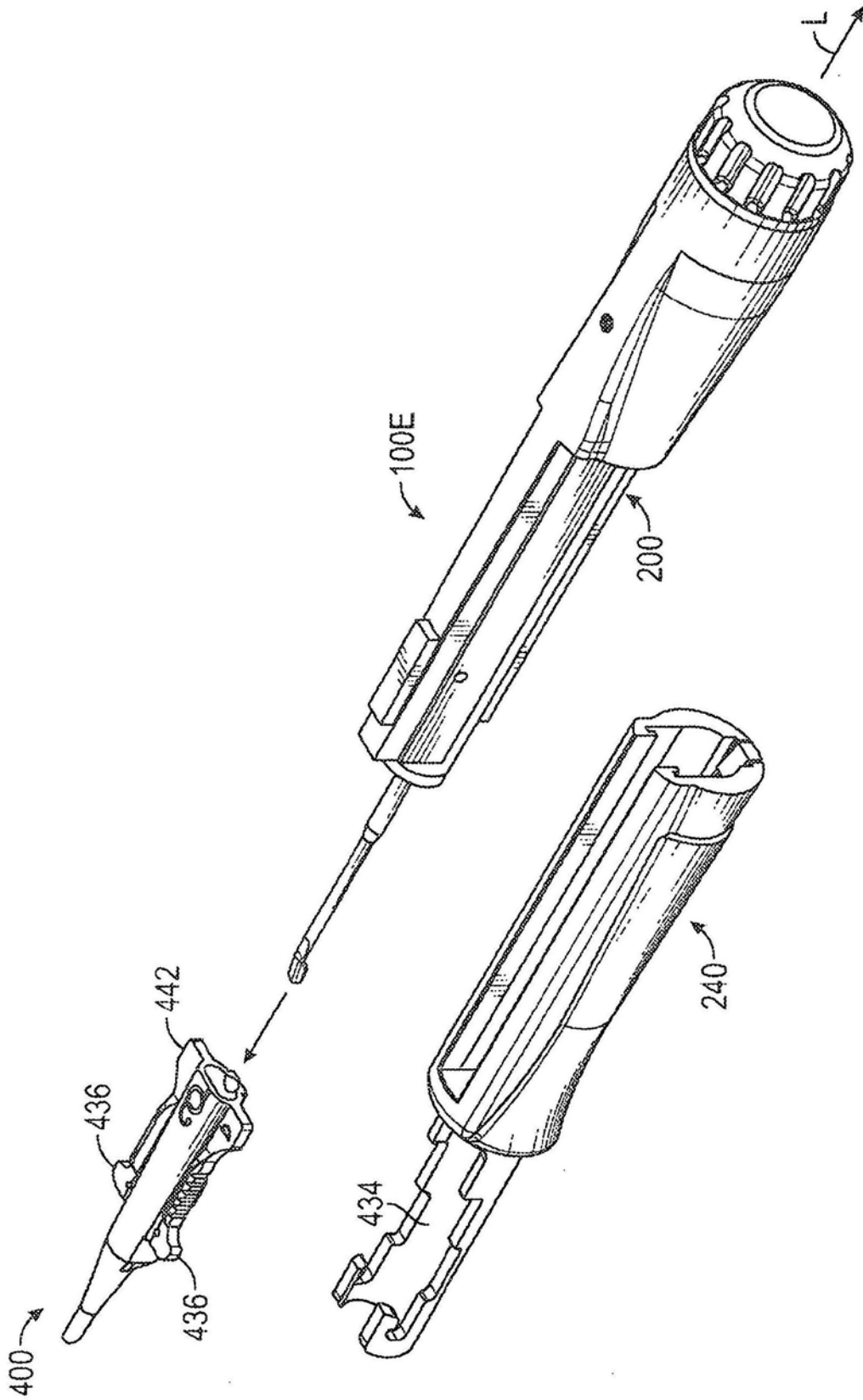


图13

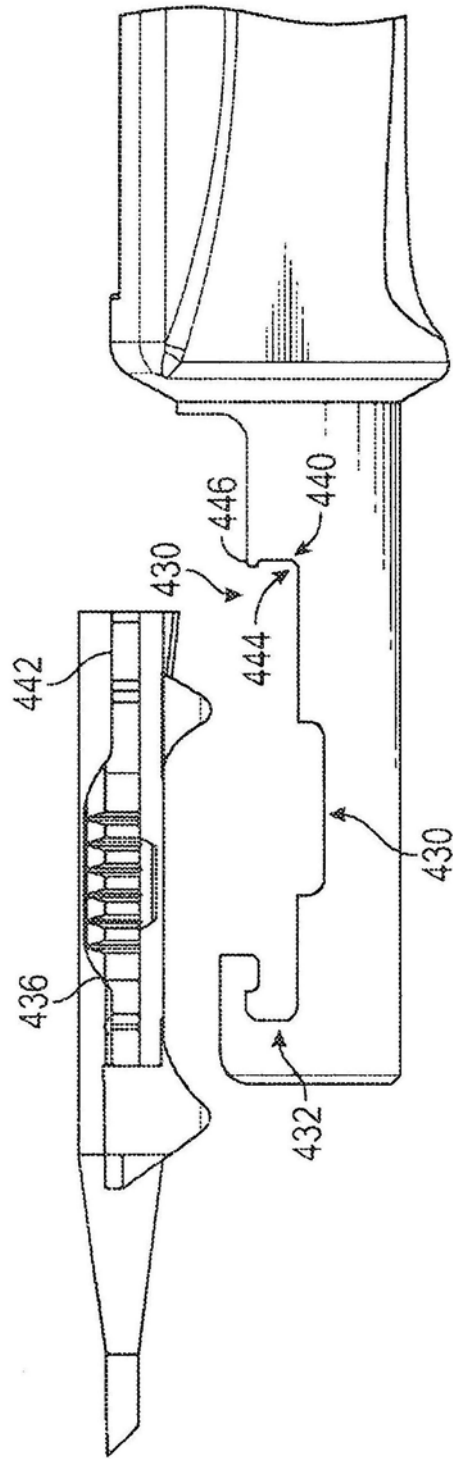


图14

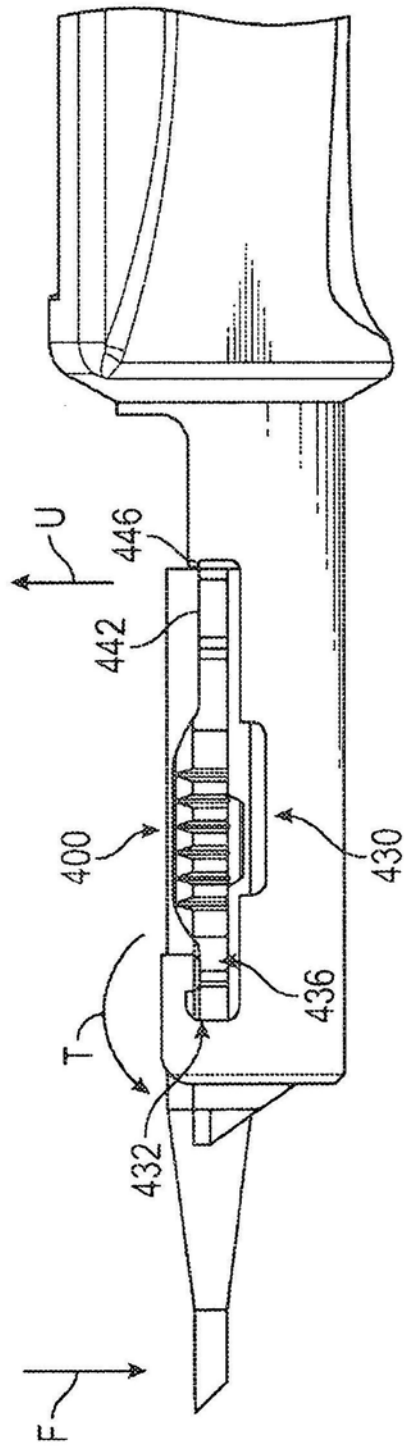


图15

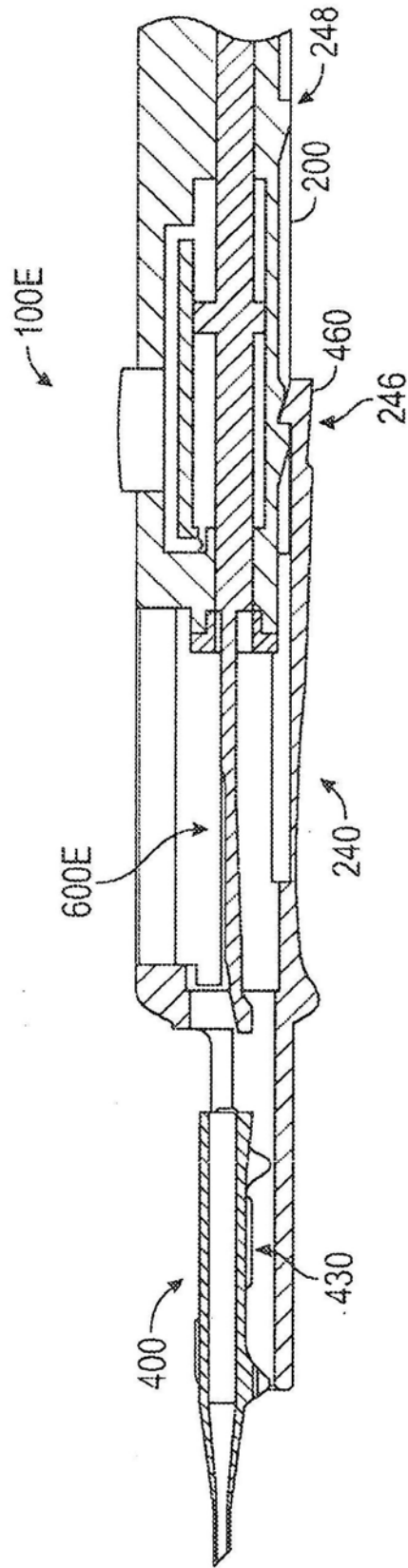


图16

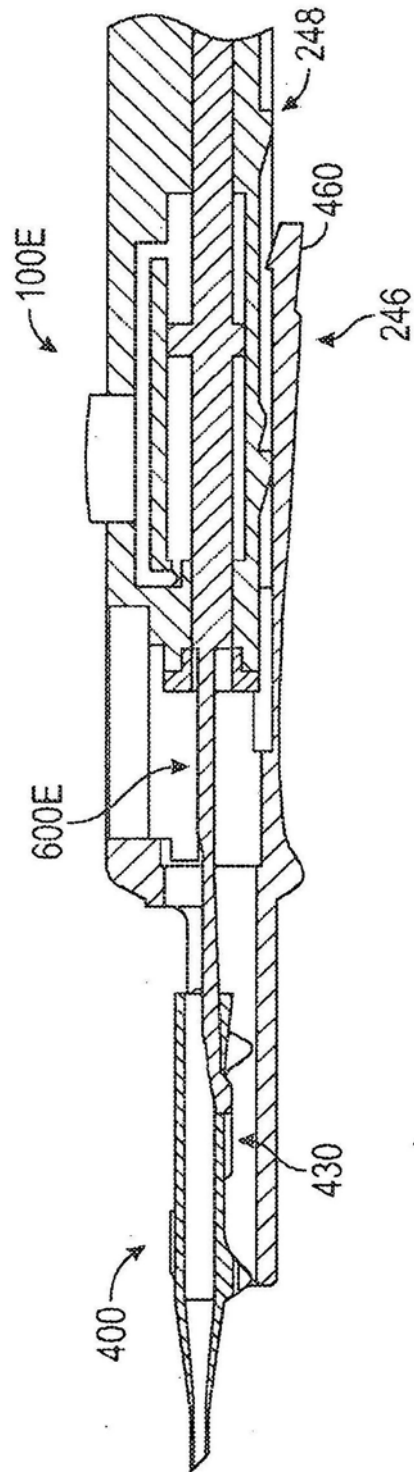


图17