



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 114099134 B

(45) 授权公告日 2024.04.12

(21) 申请号 202111436799.5

(74) 专利代理机构 北京世峰知识产权代理有限公司 11713

(22) 申请日 2017.03.16

专利代理人 卓霖 刘娟

(65) 同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 114099134 A

(51) Int.CI.

A61F 9/007 (2006.01)

(43) 申请公布日 2022.03.01

A61F 9/008 (2006.01)

(30) 优先权数据

15/073,177 2016.03.17 US

(56) 对比文件

CN 202665790 U, 2013.01.16

(62) 分案原申请数据

201780030667.8 2017.03.16

JP 3069723 U, 2000.06.30

(73) 专利权人 卡尔蔡司白内障医疗技术公司

US 4869716 A, 1989.09.26

地址 美国内华达州

US 5123906 A, 1992.06.23

(72) 发明人 L·W·克劳森 M·T·古吉驰科瓦

WO 2007011302 A1, 2007.01.25

审查员 叶晨钰

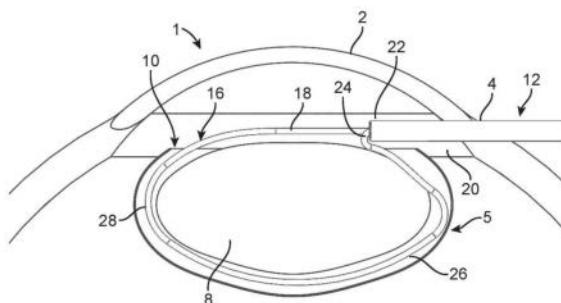
权利要求书2页 说明书21页 附图20页

(54) 发明名称

用于切割晶状体组织的装置和方法

(57) 摘要

一种示例性手术装置包括能够定位在轴杆内的元件，轴杆具有穿过其限定的内腔，其中，元件能够从存储位置移动到展开位置，其中，元件的较大部分从内腔的远端延伸出。当晶状体位于囊袋内时，元件形成环绕晶状体定位的闭环。闭环的尺寸减小，以在晶状体中形成切口。



1. 一种用于切割囊袋内的晶状体的手术装置,包括:

轴杆,具有纵轴和远端,所述远端具有出口,所述轴杆包含第一内腔和第二内腔;

分割元件,能够相对于所述轴杆从第一配置向第二配置移动,在所述第二配置中所述分割元件的至少一部分延伸出所述轴杆,

其中,所述第一配置中的所述分割元件和所述轴杆的远端的尺寸设置为用于通过切口插入到眼睛的前房内,以用于放置在所述囊袋内的所述晶状体的前表面上,并且

其中,当所述分割元件处于所述第一配置时,所述分割元件的至少一部分位于所述轴杆内,并且

其中,所述第二配置包括完全由所述分割元件形成的基本闭环,所述基本闭环包括开口区域,所述开口区域的远侧部分位于所述出口的远侧,所述开口区域的近侧部分位于所述出口的近侧,以及

其中,所述分割元件的所述第二配置的尺寸和形状设置为允许所述分割元件在所述囊袋和晶状体之间前进而所述晶状体保持在所述囊袋中,以捕获所述开口区域内的所述晶状体的一部分;和

致动控件,可操作地连接到所述分割元件,所述致动控件被配置为张紧所述分割元件以减小所述开口区域并切割晶状体,其中,所述致动控件为滑块。

2. 如权利要求1所述的手术装置,其中,所述分割元件具有第一支腿和第二支腿,并且其中所述分割元件从所述第一配置向所述第二配置的移动使得所述分割元件的第一支腿相对于所述轴杆的远端向远侧前进,并且使所述分割元件的第二支腿相对于所述轴杆的远端向近侧移动。

3. 如权利要求1所述的手术装置,其中,所述分割元件具有第一支腿和第二支腿,并且其中,当所述分割元件处于第一配置时,所述分割元件除尖端部之外均位于所述轴杆内,其中所述尖端部包括所述第一支腿的至少一部分和所述第二支腿的至少一部分。

4. 如权利要求1所述的手术装置,其中,当处于第二配置时,所述分割元件的位于所述轴杆外部的大部分从所述轴杆的纵轴偏离。

5. 如权利要求1所述的手术装置,其中,由于所述分割元件延伸出所述轴杆,所述分割元件在从第一配置向第二配置转换期间发生形状变化,所述第二配置为预设形状。

6. 如权利要求5所述的手术装置,其中,所述预设形状是无偏的。

7. 如权利要求1所述的手术装置,其中,所述分割元件是镍钛合金线或带。

8. 如权利要求1所述的手术装置,其中,所述分割元件具有第一支腿和第二支腿,并且其中,所述第二支腿在所述第二配置中相对于所述轴杆的纵轴向后弯曲大于120度。

9. 如权利要求1所述的手术装置,其中,所述滑块与弹簧接合。

10. 如权利要求1所述的手术装置,其中,所述装置还包括附接到所述轴杆的近端的手柄,其中,所述分割元件响应于所述手柄上的致动控件的致动而进行旋转运动,所述旋转运动相对于所述轴杆的纵轴。

11. 如权利要求10所述的手术装置,其中,所述滑块可操作地耦合到所述分割元件和凸轮,所述凸轮将所述滑块的线性运动转换成所述分割元件的旋转运动。

12. 如权利要求1所述的手术装置,其中,所述基本闭环是弯曲的并且是非平面的。

13. 如权利要求1所述的手术装置,其中所述分割元件的第一配置的尺寸被设置为通过

眼睛囊袋前表面上的撕囊插入，

其中，所述分割元件能够从所述第一配置移动到所述第二配置，以在所述晶状体和所述囊袋之间移动，使得当所述分割元件具有所述第二配置时，所述分割元件的形状和尺寸设置为围绕所述囊袋内的晶状体；和

所述分割元件能够从所述第二配置移动到第三配置，以在所述晶状体保持在所述囊袋内同时向所述晶状体施加切割力。

14. 如权利要求1所述的手术装置，其中，所述分割元件能够从所述第一配置移动到所述第二配置，以在所述晶状体和所述囊袋之间移动，同时向所述囊袋施加低于与所述囊袋损坏相关联的阈值的力。

15. 如权利要求1所述的手术装置，其中，所述分割元件具有第一支腿和第二支腿，并且其中所述第二配置的分割元件包括所述轴杆的第一内腔内的第一支腿的一部分和所述轴杆的第二内腔内的第二支腿的一部分。

16. 如权利要求1所述的手术装置，所述分割元件具有第一支腿和第二支腿，并且其中所述第二支腿耦合到所述轴杆，使得只有所述第一支腿能够相对于所述轴杆滑动。

17. 如权利要求1所述的手术装置，其中，当处于所述第二配置时，所述分割元件的开口区域的直径大于所述囊袋中的撕囊的直径。

## 用于切割晶状体组织的装置和方法

[0001] 本申请是申请号为201780030667.8、申请日为2017年3月16日、发明名称为“用于切割晶状体组织的装置和方法”的发明专利申请的分案申请。

[0002] 相关申请的交叉引用

[0003] 本申请要求2016年3月17日提交的美国专利申请15/073,177的优先权，并且涉及2015年9月17日提交的美国专利申请14/857,518，它们通过引用结合于此。

### 技术领域

[0004] 本发明大体上涉及手术装置，并且更具体地涉及切割晶状体组织以在眼科手术中摘除晶状体或其他组织。

### 背景技术

[0005] 某些类型的传统眼科手术需要将晶状体组织和眼内固体物体例如眼内晶状体分解成片，以便可以从眼睛中摘除组织。用于白内障手术的晶状体的摘除是最常见的门诊手术领域之一，仅在美国每年就有超过300万例实施该手术。晶状体位于被称为囊袋的解剖结构内，囊袋将玻璃体腔与前房（位于囊袋和角膜之间）隔开。不希望允许玻璃体腔和前房之间的流体连通，因此在摘除晶状体的过程中，要注意保持囊袋后表面的完整性。然而，囊袋由薄而脆弱的组织组成。结果，医生必须非常小心地移除晶状体组织以避免对囊袋的意外损伤。进一步使手术复杂化的是，通常通过大致圆形的切口从囊袋的前表面移除晶状体。该过程和由该过程产生的切口被称为撕囊术。通常，撕囊术的直径不超过2.8-3mm。一般来说，治疗晶状体的白内障手术以及其他外科手术是通过在角膜边缘形成小切口来实施的，从而提供进入前囊室和囊袋前表面的通路。之后，实施撕囊术，然后该开口能够用于手术进入晶状体。

[0006] 在白内障手术期间，常用的晶状体摘除方法是超声乳化术，其使用超声能量来分解晶状体，之后吸出晶状体碎片。其他的晶状体碎裂和摘除的方法包括使用机械仪器，例如钩子或刀具，或能量输送仪器，例如激光器，从而将晶状体分解成碎片，然后用内路方法（ab-interno approach）通过角膜中的切口摘除。

[0007] 然而，现有的工具和技术不能确保晶状体的全厚度碎裂。这些技术从眼睛的前表面接近晶状体，因此机械仪器所施加的解剖力是有限的，使得它们通常不足以实现全厚度分割。此外，由于通过角膜边缘处的切口实现手术入路，机械器械以基本平行于撕囊所限定的平面的角度输送。结果，传统的外科圈套器、环或线取出工具不处于如下的取向：其中，该装置可环绕在晶状体上以提供碎裂或摘除。此外，即使这样的传统工具可环绕在晶状体上（它不能），当圈套移动到位时，圈套的线也会冒着对囊袋施加过大的破坏力的风险。能量输送仪器切割晶状体的部分的能力有限，所述晶状体的部分物理上靠近其他精细的解剖结构，例如囊袋。例如，激光通常不用于切割晶状体的后缘，因为它紧邻囊袋的后缘，使得晶状体不会完全碎裂，并且必须使用二次技术小心地碎裂。

[0008] 由于这些原因，超声乳化术已成为最受欢迎的晶状体移除方法。然而，超声乳化术

有其自身的缺点。当从囊袋和前房吸出流体和物质时,吸入其他流体如盐水以保持恒定的体积或压力。在吸入和吸出期间眼睛中的流体流动可能产生湍流,这可能对眼睛内的组织例如角膜内皮产生有害影响。超声乳化术中使用的超声波能量会对眼组织产生负面影响。此外,超声乳化术需要昂贵且庞大的资本设备,限制了可实施超声乳化术的位置。

## 发明内容

[0009] 本公开认识到用于移除晶状体组织的现有技术通常是麻烦且低效的。此外,为了克服现有技术损伤囊袋的风险,晶状体不会完全碎裂或溶解,使得一个或多个碎片的尺寸大于临床所需。

[0010] 因此,本公开提供了有效地将晶状体分解成小碎片并捕获这些碎片的装置和方法。这些装置和方法可选地补充或替换用于眼科手术的其他装置或方法。这些方法和接口降低了眼组织例如囊袋损伤的风险,并产生更有效的手术体验。

[0011] 在某些实施例中,一种手术装置包括:轴杆,穿过所述轴杆限定了内腔;以及能够从存储位置移动到展开位置的元件,其中,所述元件的较大部分从所述内腔的远端延伸出;其中,从所述存储位置到所述展开位置的移动使得所述元件的第一支腿相对于所述轴杆的远端向远侧前进,并且使所述元件的第二支腿相对于所述轴杆的远端向近侧移动。

[0012] 在某些实施例中,一种用于人眼手术的装置(其包括囊袋、囊袋内的晶状体和角膜)包括:管,穿过所述管限定了内腔;以及分割元件,其被配置成在至少第一形状和第二形状之间变化,所述第二形状具有周边,并且所述分割元件从所述内腔的远端延伸;其中,所述第一形状被定尺寸为通过所述囊袋的前表面上的撕囊插入,所述撕囊的直径小于所述晶状体的直径;其中,所述分割元件能够从所述第一形状移动到所述第二形状,以在所述晶状体和所述囊袋之间移动,使得当所述分割元件具有所述第二形状时,所述分割元件在其周边内包括所述晶状体的至少一部分;以及其中,所述分割元件能够从所述第二形状移动到第三形状,以向所述晶状体施加切割力。

[0013] 在某些实施例中,一种用于眼睛手术的装置包括:轴杆,穿过所述轴杆限定了内腔;以及内旋转元件,其至少部分地定位于所述内腔中;外旋转元件,其至少部分地定位于所述内腔中,并且径向地定位在所述内旋转元件和所述轴杆之间;第一多个带,其从所述外旋转元件的远端向远侧延伸,所述第一多个带中的每一个沿周向彼此间隔开;第二多个带,其从所述内旋转元件的远端向远侧延伸,所述第二多个带中的每一个沿周向彼此间隔开;以及尖端,其连接到每个带的远端;其中,所述第一多个带和所述第二多个带能够从闭合位置移动到打开位置;以及其中,在所述打开位置,所述第一多个带和所述第二多个带中的至少一个能够相对于另一个旋转。

## 附图说明

[0014] 图1是眼部解剖结构的侧视示意图,示出了通过角膜侧面的切口插入轴杆和分割元件。

[0015] 图2是处于展开位置的分割元件的顶视图。

[0016] 图3是撕囊术已完成的囊袋的透视图,其中,分割元件处于第一插入配置。

[0017] 图4是撕囊术已完成的囊袋的透视图,其中,分割元件处于第二捕获配置。

- [0018] 图5是撕囊术已完成的囊袋的透视图,其中,分割元件处于第三碎裂位置。
- [0019] 图6是图5的晶状体的透视图,其中,为清楚起见未示出分割元件。
- [0020] 图7是图5的晶状体的透视图,其中,为清楚起见未示出分割元件和囊袋。
- [0021] 图8是包括手柄、轴杆和多个分割元件的手术装置的透视图。
- [0022] 图9是图8的手术装置的透视图,其中,分割元件处于第一插入配置。
- [0023] 图10是图8的手术装置的透视图,其中,左滑块前进以使左分割元件朝向第二捕获配置扩展。
- [0024] 图11是图8的手术装置的透视图,其中,左滑块完全前进以使左分割元件扩展到第二捕获配置。
- [0025] 图12是图8的手术装置的透视图,其中,右滑块前进以使右分割元件朝向第二捕获配置扩展。
- [0026] 图13是图8的手术装置的透视图,其中,右滑块完全前进以使右分割元件扩展到第二捕获配置。
- [0027] 图14是图13的透视图,示出了相对于晶状体的分割元件。
- [0028] 图15是图8的手术装置的远端的细节透视图。
- [0029] 图16是手柄的剖面透视图,其中,右滑块处于其初始位置。
- [0030] 图17是图16的手柄的一部分的细节透视图。
- [0031] 图18是图16的手柄的不同部分的细节透视图。
- [0032] 图19是图16-18的手柄的细节透视图,其中,右滑块部分前进。
- [0033] 图20是图16-18的手柄的细节透视图,其中,右滑块比其在图19中的位置前进地更远。
- [0034] 图21是图16-18的手柄的细节透视图,其中,右滑块朝向其原位返回。
- [0035] 图22是图16-18的手柄的细节透视图,其中,右滑块返回原位。
- [0036] 图23是从轴杆延伸以环绕晶状体的两个分割元件的另一实施例的侧视图。
- [0037] 图24是从轴杆延伸以环绕晶状体的两个分割元件和保持袋的另一实施例的顶视图。
- [0038] 图25是第一插入配置中的手术器械的另一实施例的远端的透视图。
- [0039] 图26是第二扩展配置中的图25的手术器械的远端的透视图。
- [0040] 图27是环绕透晶状体碎片的第二扩展配置中的图25的手术器械的远端的透视图。
- [0041] 图28是第三罩式配置中的图25的手术器械的远端的透视图。
- [0042] 图29是第四移除配置中的图25的手术器械的远端的透视图。
- [0043] 图30A是手术器械的替代实施例的侧视图。
- [0044] 图30B是图30A的装置的侧视图,其中,内管从两个内腔延伸出。
- [0045] 图31示出了用于切割晶状体的另一装置。
- [0046] 图32是图31的装置的另一视图。
- [0047] 图33示出了图31的装置,其中,元件处于第一配置。
- [0048] 图34示出了从轴杆进一步延伸的元件。
- [0049] 图35示出了处于中间位置的元件。
- [0050] 图36示出了第二配置中的元件。

- [0051] 图37示出了定位在晶状体上的第二配置中的元件,为清楚起见,移除了囊袋。
- [0052] 图38示出了元件的一部分已经围绕晶状体的圆周到达晶状体后方的位置。
- [0053] 图39示出了元件旋转使得晶状体移动通过闭环。
- [0054] 图40示出了内管在元件上延伸以改变元件的形状。
- [0055] 图41示出了定位在晶状体上的用于切割晶状体的另一装置,其中,为清楚起见移除了囊袋。
- [0056] 图42以另一视图示出了图41的装置。
- [0057] 图43示出了内管向后弯曲。
- [0058] 图44示出了内管围绕晶状体的圆周延伸。
- [0059] 图45示出了元件围绕晶状体的后侧从内管进一步延伸。
- [0060] 图46示出了元件围绕晶状体延伸。
- [0061] 图47示出了元件接合以形成环。
- [0062] 图48示出了用于切割囊袋内的晶状体的另一装置。
- [0063] 图49示出了图48的装置,其中,闭环扩大。
- [0064] 图50示出了图48的装置,其中,闭环进一步扩大。
- [0065] 图51示出了图48的装置,其中,闭环扩大以围绕晶状体的圆周移动到晶状体的后侧。
- [0066] 图52示出了图48的装置,其中,闭环扩大并定位以在晶状体中形成切口。
- [0067] 图53示出了图52的装置,其中,内管从两条支腿延伸出。

### 具体实施方式

- [0068] 参考图1,眼睛1的正常解剖结构包括角膜2、囊袋6和囊袋6内的晶状体8。在角膜2的边缘形成切口4,并且外科医生对囊袋6实施撕囊手术,使得在囊袋6的前表面形成撕囊10。撕囊10可以以任何合适的方式实施,例如用手术刀切开,用飞秒激光器或其他基于能量的切割器施加能量,在机器人或自动控制下或以任何其他合适的方式切开。撕囊10可撕裂或切割成直径约2.0mm至8.0mm。根据其他实施例,可以使撕囊10的直径小于2.0mm,特别是在晶状体8的碎片(如下面更详细描述的)的尺寸足够小以通过较小直径的撕囊10摘除的情况下。撕囊10可以利用一组独立的器械例如微型钳形成,如通常所做的那样。可选地,可以将特征和工具结合到本文所述的手术装置40中以促进或完全实施撕囊术。例如,可以将微型钳添加到轴杆12的远端,使得工具40可以实施撕囊术。作为其他示例,刀片、角膜刀、钩、激光器、消融能量施加器等中的一个或多个可以结合到轴杆12的远端中或与轴杆12的远端相关联,以在手术期间使用。例如,延伸尖端可以附接到轴杆12,并且用于在如本文所述的碎裂步骤之间旋转晶状体8。延伸尖端可以是尖锐的尖端,其可以刺入晶状体8中,使得用户可以将晶状体8旋转至新的取向并且从不同的角度分割晶状体8。根据某些实施例,外科医生用于实施撕囊术的任何单独的工具被从角膜2中的切口4移除。而且,参考图3,随后通过角膜2中的切口3插入轴杆12。如图3所示,轴杆12的远端位于撕囊10的上方(即,前方),与撕囊10间隔开,但从眼睛1的外侧观察时位于撕囊10的圆周内。如图1所示,当通过角膜2中的切口3插入时,轴杆12大致平行于由撕囊10的边缘限定的平面。在某些实施例中,在第一插入配置中,分割元件16的远端从轴杆12的远端处的内腔14中的出口5延伸出。在这样的实施

例中,半径急弯曲部24可以位于轴杆12的外部,已至少部分地朝向近侧方向弯曲。以这种方式,即使在分割元件16由超弹性材料制成的实施例中,在从第一插入配置转换到第二捕获配置时分割元件16的第二支腿20弯曲的角度也会减小。此外,在轴杆12的内腔14内保持分割元件16的一部分需要的空间比保持其所有部分需要的空间小,从而允许轴杆12的直径更小。根据某些实施例,轴杆12是具有圆形尖端的卵形横截面管。卵形横截面增强了轴杆12通过角膜切口4插入眼睛1的能力。另外,在存在多个分割元件的情况下,它们可以更容易地并排布置在卵形横截面轴杆12的内腔14中。可选地,轴杆12可以具有圆形横截面或任何其他合适形状的横截面。分割元件16的近端延伸通过轴杆12的内腔14。可选地,整个分割元件16在第一插入配置中位于轴杆12的内腔14内。可选地,使用多于一个的分割元件16,其中,每个分割元件16最初处于第一插入配置。虽然为清楚起见关于该特定实施例描述了单个分割元件16,但根据下面的进一步公开内容将显而易见的是,可以提供任何合适数量的分割元件16并将其用于单个晶状体移除过程中,并且本文的装置和方法不限于使用任何特定数量的分割元件16。

[0069] 根据某些实施例,分割元件16包括第一端部18和第二端部20。如下面关于图16-22更详细描述的,分割元件16的端部18、20中的一个可相对于轴杆12移动,而分割元件16的端部18、20中的另一个可相对于轴杆12固定。例如,分割元件16的第二端部20可相对于轴杆12固定,并且分割元件16的第一端部18可相对于轴杆12滑动。第二端部20可连接至轴杆12或者通过卷边、焊接、粘合剂、机械互锁或任何其他合适的结构或方法连接至其他结构。在某些实施例中,分割元件16是具有圆形、椭圆形或其他无创伤横截面的线。在其他实施例中,分割元件16是带。如在本文中所使用的,当从纵向观察时,带是比其厚度更宽的结构。

[0070] 在第一插入配置中,在分割元件16的远端向远侧延伸出轴杆12的情况下,分割元件16的尺寸和形状确定为通过标准角膜切口4而不损伤眼睛1。角膜切口4的宽度为大致3.5mm或更小,并且由小刀形成。因此,轴杆12的外径有利地为3.5mm或更小。在使用不同尺寸的切口4的情况下,可以使用轴杆12的不同外径,同时考虑最理想地使切口4形成为长度为5mm或更短的线。在其他实施例中,分割元件16完全位于轴杆12的内腔14内,使得当轴杆12通过切口4插入时,分割元件16位于轴杆12的内径之内,然后一旦在眼睛中则延伸出轴杆12。可选地,在通过角膜切口4插入时,可以使用附加部件包覆分割元件16。例如,锥形件可以位于轴杆12的远端上,其从轴杆12的端部逐渐变细到较小的横截面,使其可以有助于通过角膜切口4插入。锥形件还可以覆盖分割元件16以在插入时对其进行约束。锥形件还可以在前部具有狭缝,一旦分割元件16已通过切口4,则分割元件16可以延伸通过或撕开狭缝。

[0071] 根据某些实施例,分割元件16由柔性或超弹性材料例如镍钛合金制成,其允许分割元件16在通过角膜切口4插入眼睛1时弯曲和屈曲。在这些实施例中,分割元件16的收缩形状可以在一个或多个维度上大于角膜切口4,并且当轴杆12朝向撕囊10移动时屈曲以通过切口4。可选地,分割元件16可以不具有第一插入配置,并且可以稍后用于接合晶状体8的相同配置通过切口4插入。在这样的实施例中,分割元件16在通过角膜切口4时压缩,然后一旦其进入眼睛1则重新扩张。在其他实施例中,分割元件16可以不具有第一插入配置,并且可以稍后用于接合晶状体8更大的配置通过切口4插入。在其他实施例中,分割元件16可以以任意数量的方法钩住、旋转或以其他方式通过角膜切口4插入。

[0072] 参考图4,一个或多个分割元件16相对于轴杆12的内腔14向远侧推动。如上所述,

分割元件16的一个支腿20可以固定,使得分割元件16的另一支腿18相对于轴杆12的内腔14向远侧推动。结果,分割元件16从第一插入配置移动到第二捕获配置。

[0073] 分割元件16可以由任何合适的材料制成。例如,如上所述,诸如镍钛合金的形状记忆材料可用于允许分割元件16以高弹性在第二捕获配置中移动到其预定形状。在一个实施例中,镍钛合金可以以其超弹性条件使用,其中镍钛合金转变其晶体结构以从第一插入配置移动到第二捕获配置。在其他实施例中,分割元件16由镍钛合金制成,其形状设定为在达到高于室温但低于体温的转变温度时从第一插入配置移动到第二捕获配置。由此,由镍钛合金制成的分割元件16可以在低于其转变温度的室温下进入眼睛,使得其将保持收缩形状。当将分割元件16放入眼睛1中并使其升温至体温时,镍钛合金可变得比其转变温度更热并开始返回其预定的第二捕获配置。这种形状变化可以在一段时间内发生,该时间段允许外科医生将分割元件放入囊袋6中并在形状改变时使其定向为使得环可以限定穿过晶状体的分割平面。可选地,可以考虑任何其他数量的生物相容性材料,例如不锈钢。在某些实施例中,镍钛合金可以通过手术装置40主动加热,在这种情况下,分割元件16的转变温度可被选择为大于室温但小于会损伤囊袋6的组织或眼睛的其他组织1的温度。可以使用其他形状记忆材料如形状记忆塑料代替镍钛合金。可选地,可以考虑任何其他数量的生物相容性材料,例如不锈钢、钛、硅酮、聚酰亚胺、PEBAX®聚醚嵌段酰胺、尼龙、聚碳酸酯或任何其他合适的材料。此外,可以使用端对端或以层压层连结的多种材料或者同心管材料。

[0074] 同样参考图1和图4,在第二捕获配置中,分割元件16具体地成形用于晶状体捕获。根据某些实施例,第二捕获配置是分割元件16的预设形状,例如通过使用弹性或超弹性材料来制造分割元件。

[0075] 如在图4中最清楚地看到的,在第二捕获配置中,分割元件16近似于不规则的环,其形状大致类似于晶状体8的横截面,并且其被成形且定尺寸为环绕囊袋6内的晶状体8。如上所述,在某些实施例中,分割元件16由一段圆线制成。分割元件16的第二捕获配置具有合并点22,其中,分割元件16的第一支腿18和第二支腿20合并在一起,形成具有周边的形状,使得装置40近似于闭环21。“合并”是指将分割元件16的第一支腿18和第二支腿20放置成靠近彼此。合并点22可以位于轴杆12的远端处或附近。在第二捕获配置中,分割元件包括在合并点22的远侧延伸的远侧部28和在合并点22的近侧延伸的近侧部26。在该示例性实施例中,合并点22位于晶状体表面上方的一点,并且位于囊袋6顶部的撕囊10所限定的圆圈内。在某些实施例中,分割元件16的近侧部26可以包括如图1所示的半径急弯曲部24。半径急弯曲部24使分割元件16的第二支腿20向近侧弯曲,使得第二支腿20从合并点22向近侧延伸。可选地,分割元件16可采用不同的路径来实现该路径过渡而没有这样尖锐的半径弯曲。例如,可以合并图1的法平面之外的路径诸如曲线或振荡以减小分割元件16的近侧部26的总弯曲半径。这可以提高分割元件16将形状改变成其他较小收缩配置的能力,如下面将讨论的。

[0076] 如上所述,第一支腿18和/或第二支腿20被推出轴杆12的内腔14,而另一支腿相对于轴固定。可选地,分割元件16的两个支腿18、20均可相对于轴杆12移动,并被配置成相对于轴杆12的内腔14滑动。可选地,轴杆12可以是滑动部件,而分割元件16保持静止。当支腿18、20中的一个或多个从内腔14被向外推动时,分割元件16转换为第二捕获配置。当分割元件16转换时,半径急弯曲部24允许分割元件的近侧部在与内腔12的纵向中心线间隔开并且

位于内腔12的纵向中心线的一侧的位置处沿着朝向囊袋6的方向从轴杆12的远端向近侧延伸。通过这种方式,分割元件16能够向下延伸通过撕囊10并且在囊袋6内扩展到大于撕囊10的直径的长度,如图1所示。根据某些实施例,半径急弯曲部24使得第二支腿20相对于轴杆12的纵向中心线以及相对于远侧方向具有至少120度的角度,如图1所示。在第二捕获配置中,分割元件16的远侧部28和近侧部均是平缓弯曲的并且大致近似于囊袋6的侧面的尺寸和形状,以便进入囊袋6而不会造成损伤(例如,如囊状撕裂或孔、过度拉伸囊袋,或损伤囊袋组织的内表面)。

[0077] 同样参考图2,根据某些实施例,第二捕获配置中的分割元件16的形状形成相对于晶状体顶表面大致平坦或水平的平面。返回参考图1和图3,在正确定向的情况下,分割元件16被保持成使其通过撕囊10通向囊袋6。当分割元件16继续扩展时,由分割元件16形成的平面可以旋转,使得分割元件穿过囊袋和晶状体之间的空间。该平面包括轴杆12的内腔14的纵向轴线。可选地,第二捕获配置中的分割元件16的形状是不位于单个平面内的更为立体的形状。例如,分割元件16可以在平坦平面内进出振荡,或者可以沿着一个方向或另一方向大体上弯曲到平坦平面之外。旋转可以通过用户手动旋转轴杆12或手术装置40来实现,或者可以通过手术装置40内的集成机构来实现,如下面更详细描述的。同样参考图4,分割元件16已经大部分从第一插入配置行进至第二捕获配置,并且已经部分地相对于晶状体8旋转。分割元件16可以旋转使得形状平面主要是垂直或任意数量的其他角度。下面更详细地描述用于产生这种旋转的机构和方法。另外,可以使用旋转到各种角度的多个分割元件16。在其他实施例中,直到分割元件16转换到第二捕获配置才发生旋转。根据某些实施例,当分割元件16转换到第二捕获配置时,开始旋转。例如,一旦在分割元件16内的环的开口区域46扩展到其中5-6mm的弦延伸穿过近侧部26和远侧部28上的两个点之间的开口区域46的尺寸,可以开始旋转。作为另一示例,当弦长于或短于5-6mm时,可以开始旋转。

[0078] 分割元件16的第二捕获配置可以是大致卵形的,参考图1,根据某些实施例,宽度为7.0-15.0mm并且高度为3.0-10.0mm。根据其他实施例,分割元件16的宽度可以是4.0-20.0mm,高度为1.0-15.0mm。在某些实施例中,分割元件16的第二捕获配置的尺寸可以有意地小于晶状体在某些区域或沿整个轮廓的尺寸。这可以提高分割元件16保持靠近晶状体8的能力并减少与囊袋6的相互作用。例如,分割元件16的第二捕获配置可以是12.0mm宽和4.0mm高。这可以允许分割元件16和晶状体8之间在椭圆形的宽度处的间隙,同时保持沿椭圆形的高度的过盈,这可以降低损伤囊袋6的后表面的可能性。也就是说,通过配置分割元件16的第二捕获配置以接合晶状体8的一部分,而不是移动到其环绕晶状体8的最厚部分的位置,与分割元件16的第二捕获配置能够环绕晶状体8的最厚部分相比,分割元件16的尺寸更小,并且与囊袋6的接合更少。在其他实施例中,分割元件16的第二捕获配置被预定义为在晶状体8周围具有大致特定的间隙。根据某些实施例,分割元件16的第二捕获配置具有与通常的椭圆形不同的形状。

[0079] 分割元件16可具有进一步防止元件损伤囊袋的特征或几何形状。例如,根据某些实施例,分割元件16是具有足以降低撕裂或损伤囊袋6的可能性的直径的圆线。该圆线的直径可以是0.004"-0.012",但也可以是防止过大应力置于囊袋6上的任何尺寸,例如0.001"-0.030"的直径。可选地,分割元件16的轮廓可以是具有较大宽度或高度的卵形,或者可以是带子,以进一步使分割元件16在囊袋6上的力分布在较大的表面积上,从而减少或消除由分

割元件施加在囊袋6上的高压区域。

[0080] 在某些实施例中,可以涂覆分割元件16的外表面的一部分以改善装置的某些方面。例如,如下面更详细讨论的,分割元件16穿过囊袋6和晶状体8之间的空间。当分割元件16在这些解剖结构之间移动时,具有更亲水或疏水的表面可能是有利的,使得分割元件16更自由地旋转和移动。在一个实施例中,分割元件16可以涂覆有疏水材料,例如含氟聚合物;例如,PTFE。可以通过浸涂、等离子体气相沉积工艺、热收缩套管或任何其他合适的方法来添加涂层。涂层可以减小分割元件16与晶状体8和/或囊袋6之间的摩擦,以允许分割元件16更自由地移动。减小摩擦的其他方法可包括使用机械磨蚀、等离子体处理或任何其他合适的方法。可选地,分割元件16可以涂覆有其他材料,例如活性药剂,其配置成在手术过程中释放到其中。例如,类似于曲安奈德的类固醇可以添加到分割元件16的表面,使其在手术过程中释放到眼睛中。可以考虑任何其他数量的涂层和药物。

[0081] 分割元件16可以用任何其他合适的几何结构或材料构造。在示例性实施例中,分割元件16是圆线。该线被配置成径直穿过晶状体8和囊袋6之间的空间。该线可以沿着分割元件16的长度具有各种尺寸或直径。可选地,分割元件16可以是任意数量的其他轮廓。例如,分割元件16可以是管、条带、带子、具有六边形轮廓的线,或任何其他数量的合适形状。另外,分割元件16的轮廓可沿其长度变化。例如,分割元件16可沿其轮廓包括一个或多个衬垫区域,其中特别关注对囊袋4的损伤。衬垫区域可以包括不同的材料,例如但不限于柔软的弹性体材料例如硅树脂,这些材料粘合或涂覆在分割元件16的适当区域上。衬垫区域可以使力分布在更大的面积上,并且针对囊袋6提供更柔软且更无创伤的接口。在其他实施例中,衬垫区域是分割元件在某些区域中的几何轮廓变化。例如,即使由相同材料构成,展开或展宽的区域也使力分布在更大的面积上。另外,通过改变某些区域中的材料厚度或线直径,分割元件的刚度或柔性可以在分割元件16上变化。可选地,可以将套筒或其他材料添加到分割元件16,以在某些区域中局部地增加刚度。在其他实施例中,分割元件16可沿其长度具有切口或肋,这改变了其在某些区域中的柔性或刚度。

[0082] 在其他实施例中,第二捕获配置中的分割元件16的形状不是预定的。取而代之的是,第二捕获配置中的分割元件16的形状由与晶状体8接合的分割元件16的材料或几何特性限定。分割元件16可沿其长度足够柔韧、有弹性、柔软或钝化,同时保持足够的刚度以允许旋转从而接合晶状体8,使得即使当分割元件16在囊袋4内并且完全打开时也对囊袋6施加最小的力。在其他实施例中,分割元件16可以是柔软的弹性体例如硅树脂,其可以足够柔软并且直径足够大,使得分割元件16不会对囊袋6施加过大的力。在其他实施例中,分割元件16沿某些部分和边缘可以是足够钝化的,使得施加到囊袋6的力分布在更大的面积上,因此可以减小撕裂压力。在其他实施例中,分割元件16可以包括多个元件的联动机构,例如链状结构,从而允许多个元件之间的柔性运动。在其他实施例中,分割元件16可以沿其长度的部分具有狭缝,从而局部地可以增加其柔韧性。例如,分割元件16可以包括沿其长度在囊袋6可以与分割元件16进行接触的区域具有切口的管,使得这些区域更加柔韧,因此不太可能将过大的力施加到囊袋6上。在其他实施例中,第二捕获配置中的分割元件16的部分的形状不是预定的,而分割元件16的其他部分的形状是预定的。例如,在晶状体前方的分割元件16的一部分可以由形状记忆圆线制成,其形状被设定为预定形状,这有助于将分割元件16引导到眼睛中。例如,这样的部分可以包括近侧部26的半径急弯曲部24。在晶状体8后方的分

割元件16的一部分可以由不同的、更加柔韧的材料制成,从而更容易顺应眼睛的形状。以这种方式,第二捕获配置中的分割元件16的允许分割元件插入通过撕囊的部分,包括半径急弯曲部,在晶状体8的前方,并且第二捕获配置中的分割元件16的与囊袋6接触的部分由更加柔韧的材料构成,更不易损伤囊袋6。

[0083] 根据某些实施例,附加的引导管或部件可以对准或引导分割元件16的路径通过撕囊10和/或绕过晶状体8。例如,在第二捕获配置中的分割元件16不具有预定形状的实施例中,引导元件可沿着分割元件16的远侧部28或近侧部26的区域存在,以将其约束成特定形状。一个管可以从合并点22沿着远侧部28的方向延伸,并且该管可以同心地约束柔性分割元件16,使其在插入囊袋6期间或者围绕晶状体4放置时或多或少地遵循期望的路径。然后,可以使引导管缩回,使柔性分割元件16围绕晶状体4就位。

[0084] 在其他实施例中,可以在外科手术的任何部分期间创建第二捕获配置中的分割元件16的预定形状。例如,外科医生可以利用成像技术测量眼睛的解剖学特征,例如晶状体8或囊袋4。然后,外科医生可以利用该信息来改变分割元件的形状。可选地,一件诸如成形模具或机加工成形的自动线的设备可以与测量数据结合使用,以改变第二捕获配置中的分割元件16的形状。在一个实施例中,外科医生利用诸如OCT的成像模式来执行晶状体8的测量,然后将该信息提供给自动线材成形站,从而为患者创建定制分割元件16。在其他实施例中,外科医生可以添加或改变分割元件16的形状,同时分割元件16的至少一部分在眼睛内。例如,外科医生可以开始将分割元件16放入囊袋6中并确定其形状可以改善。然后,外科医生可以将诸如钳的单独工具插入眼睛中或使用与轴杆12相关联的集成工具来添加或改变分割元件16的形状。

[0085] 根据某些实施例,在形成撕囊10之后在囊袋6之间引入流体,使得晶状体8和囊袋6之间在至少一些区域中产生空间。这可被称为流体解剖、水力解剖或空间创建。根据某些实施例,流体为第二捕获配置中的分割元件16创建空间,以在囊袋6内并且围绕晶状体8旋转。在示例性实施例中,可注射诸如粘弹性透明质酸或盐水的流体,因为这些材料在眼科手术期间是常用的、在眼内耐受良好,并且容易获得。可以引入一种或多种其他或另外的流体,例如染色流体、药物液体如类固醇、载药流体、生物可吸收流体、润滑剂、水凝胶、微球、粉末物质、荧光对比剂、液体泡沫或任何其他合适的流体。另外,可以另外或替代地引入一种或多种气体,例如空气、氧气、氩气、氮气等。可选地,在其他实施例中,在晶状体8和囊袋6之间可以无需流体空间,并且当分割元件16围绕晶状体8旋转时,分割元件16可以对晶状体8和囊袋4实施机械解剖或钝性解剖。流体解剖和钝性解剖可以彼此组合或单独进行。可以使用单独的器械通过套管或针将流体注射到囊袋6中。根据其他实施例,可以将用于流体解剖的装置结合到手术装置40的元件中,例如分割元件16。例如,分割元件16可被制造成具有沿其长度具有多个孔的柔性管,从而允许流体通过。在这样的实施例中,可以将流体引入分割元件16的内腔中,然后使流体从多个孔流出。这可以提高分割元件16在囊袋6和晶状体8之间通过的能力,因为当需要解剖时,流体可以连续地或在离散的时间点通过分割元件16引入。在其他实施例中,可以将流体注射结合到手术装置40的其他方面。例如,流体可以通过轴杆12的内腔14输送。可选地,与轴杆12分离的部件例如伸缩管或其他管可以连接到轴杆12以提供流体引入。在某些实施例中,通过装置的一个部件(例如轴杆12或元件16)注入的流体可用于其他手术目的。例如,可以通过轴杆12注入流体以维持眼睛1的腔室,而无需单独的

套管或者无需粘弹性物质。灌注和抽吸可以通过单个组件或通过多个单独的组件来完成。例如,如上所述,诸如盐水的流体可以通过分割元件16的一个实施例的内腔灌注到眼睛中,并且通过轴杆12的内腔被吸出。根据某些实施例,可以实施其他灌注或抽吸的技术。

[0086] 参考图5,分割元件16已经完全扩展到第二捕获配置,并且已经围绕轴杆12的纵向轴线旋转和/或其他方式旋转或移动到囊袋6内的一方位,其中,分割元件16在不对袋状袋6施加过大的力的情况下环绕晶状体8。然后,通过张紧分割元件16的一个或两个支腿18、20,例如通过经由轴杆12的内腔14缩回支腿18、20中的一个或两个,分割元件16用于切割晶状体8。分割元件16可以以与上述相反的方式移动,以使分割元件16从第一配置扩展到第二配置,以便压缩和切割晶状体8。当分割元件16被张紧时,其在晶状体8上施加向内的力,并且由于在细径分割元件16的小表面区域上施加到晶状体8的力,开始对晶状体8进行切割和/或碎裂。分割元件16继续被张紧,直到晶状体8被部分或完全地切开。在某些实施例中,分割元件16被张紧,直到晶状体8被完全切开。在其他实施例中,分割元件16的张紧仅部分地使晶状体8碎裂,并且晶状体8的其余部分可以通过重复使用分割元件或使用附加工具而被碎裂。参考图6,被碎裂的晶状体8显示在囊袋6内。分割平面主要是垂直的,但应该理解的是,分割元件16的切割路径可以存在任意数量的角度和取向。参考图7,示出了晶状体,其中移除了囊袋。

[0087] 在某些实施例中,手术装置40可以包括多个分割元件16,如下所述,以一次产生多个晶状体碎片。例如,多个分割元件16可以形成网格,该网格能够将晶状体8切割成多个碎片;分割元件16可以相对于彼此成倾斜或锐角,使得它们形成十字交叉图案。在其他实施例中,手术装置40可以连续地用在晶状体8上。例如,在创建单个部分之后,晶状体8(或分割元件16)可以旋转90度,使得第一分割平面现在垂直于输送装置平面。然后,可以如上所述将分割元件16重新插入囊袋6中,并用于在两个晶状体碎片上形成新的部分,其总共产生四个碎片。该过程可以根据需要重复多次,以产生任意数量的任何期望尺寸的晶状体碎片。晶状体碎片的最终期望尺寸可取决于从眼睛1中摘除的方法。在某些实施例中,还可在囊袋6中使用超声乳化术以移除晶状体碎片。这在难治性白内障中特别有用,其中全晶状体碎裂增加了表面积并减小了要通过超声乳化术乳化的碎片的尺寸。在其他实施例中,可以如下所述摘除晶状体碎片。

[0088] 在某些实施例中,可以通过在轻微压力下将流体引入囊袋6中将晶状体碎片推出囊袋6。流体流动和/或压力可以将晶状体碎片移动到眼睛1的前房中,使得可以使用用于摘除晶状体的其他工具和方法。例如,可以使用钳或抓紧工具来抓住晶状体碎片并通过角膜切口4将它们拉出眼睛1。在某些实施例中,分割元件16可用于圈套晶状体碎片并将它们拉出眼睛1。分割元件16可以返回到第二捕获配置并围绕晶状体碎片放置。然后,可以张紧或以其他方式闭合分割元件16,直到晶状体8被保持在分割元件内但晶状体碎片未被切割。之后,可以利用分割元件16将晶状体碎片拉出眼睛1。为了确保晶状体8不被分割元件16切割,可以使用额外的部件,例如垫片、带子或具有更大表面积的条带,抓住晶状体碎片而不是切割它。这些部件可以从轴杆12延伸,或者可以是通过切口4插入眼睛1并且附接到分割元件16的单独部件。

[0089] 参见图8-9,手术装置40的一个实施例包括从轴杆12的远端延伸的两个分割元件16,其中手柄机构42附接到轴杆12的近端。同时参考图15,两个分割元件16以第一插入配置

示出在轴杆12的远端。手柄42具有两个可纵向滑动的滑块，它们连接到两个分割元件16，如下所述。该初始配置中的滑块处于它们的缩回的近侧位置。如上所述，第一插入配置中的轴杆12和分割元件16通过角膜中的切口4朝向撕囊10插入。如在本文中所使用的，术语“手柄”包括被配置用于由外科医生手动抓握和致动的手柄，以及耦合到手术机器人并且被配置用于机器人控制和致动的机器人手柄。

**[0090]** 还参考图16-17，手术装置40的手柄42的一个实施例以剖视图示出，其配置对应于分割元件16的第一插入配置。滑块44可沿手柄42的顶表面滑动。指状物48通过手柄42的顶表面中的槽从滑块44延伸到手柄42中。指状物48连接到螺旋凸轮50或位于指状物48近侧的其他凸轮结构，螺旋凸轮50或其他凸轮结构纵向地固定到指状物48，但可以相对于指状物48自由地轴向旋转。这可以通过接合销、轴环或其他合适的机构来机械地完成。凸轮路径52被限定在螺旋凸轮50的表面中。螺旋凸轮50被限制在手柄42中的腔室内，从而允许螺旋凸轮50纵向滑动但基本上不径向地移动。鼻部56从指状物48向远侧延伸并且可相对于指状物48旋转。有利地，鼻部56被旋转地固定到螺旋凸轮50；在某些实施例中，鼻部56仅仅是螺旋凸轮50的远端。缩回弹簧58位于指状物48和前通道60之间、手柄42之外，用于将指状物48朝向第一插入配置推动。缩回弹簧58的近端可以在鼻部56上居中并与鼻部56接合。分割元件16的第一支腿18的近端可以以任何合适的方式固定到鼻部16，例如通过缠绕在鼻子上、摩擦配合、焊接、焊接或通过压力配合。可选地，第一支腿18的近端可以固定到指状物48。凸轮柱62被限定在手柄42中和/或相对于手柄42固定，并且与凸轮路径52接合。当螺旋凸轮50相对于手柄42的其余部分平移时，凸轮柱62保持在手柄42上的同一位置。在使用两个分割元件16的情况下，如上所述的两个这样的组件（滑块44、指状物48、凸轮50、鼻部56、缩回弹簧58以及与分割元件16的第一支腿18的连接）在手柄42内被并排使用。这些组件可以彼此相同，可以是彼此的横向镜像，或者可以以允许基本上相同的组件以下述方式操作两个单独的分割元件16的其他方式彼此变化。除非另有说明，滑块44a、44b和分割元件16的运动的描述对于滑块44和分割元件16是相同的，并且除非另有说明，两者的描述是可互换的。

**[0091]** 参考图10，一个分割元件16通过向远侧滑动相应的滑块44b而转换到第二捕获配置。分割元件16的一个支腿20可以连接到轴杆12、手柄42或相对于手柄固定的其他结构，并且保持在固定位置同时第一支腿18被配置成与手柄42内的移动元件一起平移和旋转。如上所述，第一支腿18附接到鼻部56上。还参考图18，当滑块44向远侧平移时，指状物48压缩收缩弹簧58，向远侧移动鼻部56，并向远侧拉动螺旋凸轮50。缩回弹簧58被压缩并在指状物48上施加近侧力。如果用户释放滑块44，则滑块44、指状物48和平移地固定到指状物48的机构被朝着滑块44的初始位置向远侧推动。当滑块44向远侧前进时，螺旋凸轮50在手柄42内平移。在滑块44的该第一运动段期间，凸轮路径52可以基本上是纵向的，使得凸轮路径52和凸轮柱62之间的接合不会引起螺旋凸轮50的旋转；因此，分割元件16相对于轴杆12的纵向轴线保持基本相同的旋转方向。当滑块44向远侧前进时，其向远侧推动分割元件的第一支腿18。结果，分割元件16以与上面关于图1-4所述的相同方式将形状改变为第二捕获配置。

**[0092]** 还参考图11，在分割元件16将形状改变为第二捕获配置之后，滑块44可以进一步向远侧推进。凸轮路径52接合凸轮柱62以旋转螺旋凸轮50，如图18-20所示。滑块44的远侧运动量控制螺旋凸轮50的旋转量。这样，滑块44的线性运动被转换为分割元件16的旋转运动。在第二捕获配置中，因为螺旋凸轮50和鼻部56彼此旋转地固定，螺旋凸轮50的旋转引起

鼻部56的旋转,从而引起分割元件16的旋转。分割元件16旋转,并且由分割元件16的形状限定的平面相应地旋转。分割元件16从其初始位置旋转到与垂直方向大约在0-40度的位置,该初始位置可以基本上平行于由撕囊10的边缘限定的平面。在该旋转期间,分割元件16在囊袋6和晶状体8之间移动,将晶状体8捕获在分割元件16的周边内的开口区域46中。分割元件16可以基本上不与囊袋6和/或晶状体8接合,或者可以被配置成与晶状体8或囊袋6接合。可选地,分割元件16可以在囊袋6和晶状体8之间引起钝性解剖。

[0093] 还参见图20,滑块44完全向前移动,并且螺旋凸轮50和分割元件16的旋转完成。分割元件16环绕囊袋6内的晶状体8,并且被配置成以上面关于图4-5描述的方式相对于晶状体8施加向内的切割力。

[0094] 还参考图12-13,之后可以将第二分割元件16展开到第二捕获配置,并且以与上面关于图9-11和16-20所述相同的方式旋转到环绕晶状体8的位置。还参考图14,两个分割元件16与晶状体8接合,使得当分割元件16被张紧或以其他方式闭合时,分割元件16将晶状体8切割成三个部分或完全分开的碎片。还参考图21,可以通过向近侧滑动滑块44来提供张紧,从而向近侧拉动每个分割元件16的第一支腿18并使其张紧。在某些实施例中,由缩回弹簧58施加在指状物48上的近侧力可足够大以在没有用户施加额外力的情况下切割晶状体8。在其他实施例中,用户提供使晶状体8碎裂的额外力。这对于难治性白内障尤其必要。根据某些实施例,每个分割元件16沿着与另一个分割元件16间隔开的线与晶状体8的后表面接合,并且沿着基本相同的线与晶状体8的前表面接合。

[0095] 在图22中,滑块44向近侧移动以返回到原始位置。分割元件16旋转回其原始插入平面,然后朝轴杆12缩回。还参考图15,在分割晶状体之后,分割元件16可以基本上返回到它们的初始配置。螺旋凸轮50的凸轮路径52可以是如所示的闭环。可选地,凸轮路径52可以是单向路径,其中滑块44必须完全向远侧平移,然后向近侧平移以将其移动到原始位置。在某些实施例中,单向闩锁或杠杆可以被结合到凸轮路径52中,以防止螺旋凸轮50在某些方向上旋转或移动,并且可以被包括在凸轮路径52的离散位置或沿着整个凸轮路径52。

[0096] 根据某些实施例,分割元件16可以被配置成与单个滑块44的致动同步移动,而非如上所述每个分割元件16耦合到不同的滑块44a、44b。如果是这样,分割元件16可以被配置成同时打开和旋转。可选地,分割元件16的旋转可以交错,使得一个分割元件16首先打开并且在另一个分割元件16之前首先旋转。这可以通过将不同的凸轮路径52和凸轮柱62与每个分割元件16相关联来实现。在其他实施例中,两个滑块44a、44b可以被配置成使得左滑块44b将两个滑块44向前移动但右滑块44a将仅向前移动右滑块44a(反之亦然)。右滑块44a可以被配置成向后移动滑块44a、44b并且移动左滑块以仅向后移动左滑块44b。因此,用户可以决定是独立地还是同步地移动滑块44a、44b。

[0097] 根据某些元件,分割元件16沿同一方向旋转。例如,第一分割元件16打开然后沿顺时针方向旋转到囊袋6中。然后,第二分割元件打开并且也沿顺时针方向旋转到囊袋6中。在本实施例中,第一分割元件16可以旋转到超过垂直平面10-40度的角度,并且第二分割元件16可以旋转到比垂直平面小10-40度的角度。

[0098] 在其他实施例中,可以使用一个或多个附加或不同的机构来展开分割元件16。例如,可以使用滚轮推进机构或其他旋转机构来展开一个或两个分割元件16。在某些实施例中,通过使用齿轮、比例滑轮或任何其他数量的部件,用户的运动被加速或减速以移动分割

元件16,使得移动给定量的用户接口部件使分割元件16移动或多或少的量。在某些实施例中,手术装置40的某些部分可以通过诸如电机、线性电机、气动装置、液压装置、磁体等的部件机械地供电。手术装置40可以被结合作为一个或多个较大机器人组件的一部分。例如,被配置成实施白内障手术的机器人装置可以包括手术装置40的实施例。这可以允许外科医生以机器人的方式实施所描述的方法的一部分。在某些实施例中,这可以允许替代技术和方法,例如通过巩膜接近囊袋4。根据某些实施例,至少通过角膜切口4朝向撕囊10插入其中具有内腔14的轴杆12,并且将分割元件16从内腔14的远端延伸出,以使分割元件16通过撕囊10远离轴杆12的轴线弯曲,扩展到大于撕囊10的尺寸,并且在机器人控制下对晶状体8的至少一部分执行捕获。

**[0099]** 在某些实施例中,当分割元件16被放入囊袋6中时,分割元件16最初不需要接近环。例如,分割元件16可以是单根圆线,其从轴杆12被送入囊袋6中,而不会使其自身对折以形成环。在这样的实施例中,分割元件16的远侧尖端是钝的,以防止眼睛1内的组织被刺穿或损伤。当分割元件16的远侧尖端到达囊袋6的壁时,其可以被配置成在其结构中以预定义的弯曲而弯曲,或者通过沿着囊袋6的内表面行进而弯曲。然后,分割元件16可以横穿晶状体8和囊袋6之间的空间,使其围绕囊袋6的圆周行进。之后,分割元件16可以返回到用户的视野中,进入囊袋6的顶部,在那里用户可以利用手柄42上的特征例如夹持器或者完全使用单独的工具抓住分割元件16。此时,分割元件16环绕囊袋6内的晶状体8并且近似于环。当分割元件16的一端或两端被张紧和/或拉动时,向内的切割力被施加到晶状体8,使其被碎裂。本实施例的分割元件16可以具有允许其优先地在某些方向上比其他方向上更容易弯曲的横截面,使得分割元件16可以根据需要弯曲以围绕晶状体8行进但仍然遵循围绕晶状体8的合适的路径而没有偏离轨道进入组织。这可以包括使用优选的弯矩横截面,如“I”形梁,其优先围绕某些平面弯曲。可选地,具有切口以允许弯曲的管可以被配置成通过将切口放置在该平面内而在某些平面内弯曲。因此,分割元件16可以主要以远到近的方式围绕晶状体8弯曲。这可以提高分割元件16相对于囊袋6和晶状体8横穿期望的一般路径的能力。在某些实施例中,分割元件16可以是完全柔性的,使其远侧尖端不受约束以在任何预定路径中行进。远侧尖端可以被配置成包括磁体或电磁部件,可以利用外部电磁场向该磁体或电磁部件施加力。然后,可以使用外部装置来控制分割元件16的远侧尖端的位置,使其可以沿着期望路径围绕囊袋6被引导。利用本实施例可以预期任意数量的不同路径或碎裂平面。手术装置40可以结合各种成像形式,以便为分割元件16的远侧尖端创建不会损伤囊袋6的期望路径。

**[0100]** 在某些实施例中,分割元件16可以分成多个部分和/或多个环。例如,在初始配置中,分割元件16可具有如上所述的形状和轮廓。然而,当转换到第二捕获配置时,分割元件16可沿其长度分成两个元件,这两个元件可具有相同或相似的形状或者不同的形状,每个元件整体或部分地环绕晶状体8。这可以在允许分割元件16将晶状体8切割成多个碎片而无需使用两个单独的分割元件16。

**[0101]** 在某些实施例中,分割元件16中的一个或两个可以被配置成施加一种或多种类型的能量以有助于晶状体8的钝性解剖或碎裂。例如,分割元件16中的一个或两个可以包括一个或多个部分,所述一个或多个部分被配置成通过使用在电流通过时变热的电阻线来加热。升高的温度可以改善囊袋6和晶状体8的分离以及有助于分割晶状体8。可选地,可以使

用任意数量的其他形式,例如射频消融、电烧灼、超声波振动能量等。

[0102] 在某些实施例中,手柄42可结合流体输送特征。例如,如上所述,分割元件16或轴杆12可允许流体通过相应的部件注入。手柄42可包括通过管、集成连接器等将这些部件连接到外部流体源的流体通道和路径。可选地,手柄42可以包括推动流体通过轴杆12的内压注射系统。流体可以被储存在具有活塞的缸体中,其中活塞通过手柄42中的致动部件而前压。例如,单独的滑块或者按钮可以连接到活塞并且布置成使得当滑块被用户移动时,活塞平移并且将流体从缸体排出到注射系统中。这可以允许用户在手术期间的某些时间控制通过分割元件16、轴杆12或任何其他手柄42部件的流体输送,例如在囊袋6和晶状体8之间产生空间。可选地,手术装置40可以被配置成使得在装置的正常致动期间的某些时段由手术装置40自动注射流体。例如,弹簧可以被配置成在活塞上施加力,使得当螺旋凸轮50移动通过其路径时,活塞被配置成排出一定量的流体。

[0103] 参考图23,分割元件16的一个替代实施例以侧视图示出。两个分割元件16从轴杆12的远端延伸。在本实施例中,分割元件16布置成从晶状体8的远端8a开始环绕晶状体8,而不是如上所述环绕晶状体8的侧面。分割元件16可以一次一个地从轴杆12的远端朝向晶状体8的远端8a向远侧延伸到囊袋中。分割元件16可以近似于一线圈,该线圈被配置成具有预定形状和曲线以允许其围绕晶状体8行进而不会在囊袋上施加过大的力。这可以包括左右弯曲以及前后弯曲,从而当分割元件16从输送装置延伸时形成各种三维几何形状。为了进入囊袋并捕获晶状体8,分割元件16被配置成在它们扩展时不同地成形。在第二配置中,这些分割元件16不是平面的,而是从轴杆12向下弯曲,如图23所示。在使用多个分割元件16的情况下,每个分割元件可以被配置成以与一个或多个其他的分割元件不同的程度弯曲。如上所述,分割元件16的一端可以延伸而另一端保持相对地固定到输送装置,或者两端可以同时延伸。如上所述,分割元件沿其长度可具有各种轮廓、材料或柔韧性。

[0104] 一个分割元件16可以延伸以横穿囊袋和晶状体8之间的空间,然后可以围绕晶状体8向下和向近侧移动。第二分割元件16可以如所示地延伸,并且可以使用任意数量的其他分割元件16。在某些实施例中,向前延伸的分割元件16可以与如上所述的侧向延伸的分割元件16结合使用,以便产生相交的碎裂平面,使得两个分割元件16可以将晶状体切成4个不连续的片。此外,碎裂平面可以彼此成任意数量的角度,并且分割元件16可以从任意数量的方向围绕晶状体8延伸,例如前向延伸和侧向延伸实施例的组合。

[0105] 参考图24,另一替代实施例以俯视图示出。在本实施例中,一个分割元件16沿着其暴露长度的至少一部分附接到保持袋70。保持袋70可以由薄的聚合物材料制成,例如聚酯、高密度聚乙烯、低密度聚乙烯或任何其他合适的塑料。可选地,保持袋可以由网状物构成,例如小线不锈钢编织物、镍钛合金编织物或任何其他合适的材料。保持袋70连接到分割元件16的一部分并形成腔体,由此分割元件16可在打开和收缩配置之间变换从而打开和闭合保持袋70。在一个实施例中,分割元件16与保持袋70可以置于收缩的形状并通过切口4放入患者的眼睛1中。在通过切口插入眼睛1期间,保持袋70可以隐藏在轴杆12的内腔14中。然后,如上所述,分割元件16可以放置在撕囊10处并围绕晶状体8插入囊袋6中。在某些实施例中,保持袋70可具有预定形状,例如晶状体8的轮廓或晶状体碎片。当分割元件16环绕在晶状体8上时,保持袋70跟随分割元件16,并且晶状体8进入由保持袋70形成的腔体中。根据某些实施例,分割元件16可以移动,使得整个晶状体8一直围绕晶状体8被纳入保持袋70中。然

后,分割元件16改变成收缩的形状,从而闭合保持袋70并封装晶状体8。之后,通过切口4将保持袋70从眼睛1中拉出。当被移除时,晶状体8可折叠并挤压以通过角膜切口长度4。取出袋70可以以任何合适的方式涂覆以增强将其从切口4中移出的能力,例如通过减小取出袋70的摩擦系数。在其他实施例中,根据晶状体8的刚性,可以使用附加的工具或部件将晶状体8进一步碎裂。例如,如图24所示,多个分割元件16可以被插入囊袋中以使晶状体8在保持袋70内碎裂。这些附加的分割元件16可以在保持袋70定位的同时定位,或者可以在保持袋70已从囊袋中移除了晶状体8之后但在晶状体8已被从眼睛1移除之前引入。

[0106] 在其他实施例中,一旦晶状体8位于保持袋70内,可以使用其他碎裂形式。例如,一旦晶状体8被保持袋70捕获,可以在保持袋70内利用超声波能量或超声乳化术以使晶状体8碎裂。这可以包括使用伸缩探针从轴杆12的远端进入保持袋70中。可选地,可以使用诸如清创器、螺旋钻等机械器械来使晶状体8充分地碎裂,使其可以通过狭窄的角膜切口4从眼睛1中拉出。

[0107] 在其他实施例中,此处描述的保持袋70可以用作在晶状体8已被碎裂之后使用的取出装置,以便从眼睛1中移除晶状体碎片。例如,可以使用图1中示出的装置将晶状体8切割成任意数量的碎片。一个或多个碎片可能足够大,使得它们难以利用正常器械通过角膜切口取出。保持袋70可用于捕获囊袋内的晶状体碎片或漂浮在前房中,并将它们从角膜切口4中拉出。另外,保持袋70可在其中具有允许流体或小物体通过的切口或开口。例如,保持袋70可以是网状物或编织物,从而允许房水流体或粘弹性流体渗透通过开口,同时仍然保留晶状体碎片。

[0108] 参考图25-29,示出了手术装置80的另一实施例,用于从眼睛1中移除晶状体碎片8f。手术装置80包括外旋转元件82a和内旋转元件82b。元件82a、82b沿中心轴线同心地布置,中心轴线也可以限定轴杆12的纵向轴线。参考图25,手术装置80最初处于第一配置,其中装置的轮廓足够小,使其可以通过标准角膜切口4插入,如图1所示。外旋转元件82a和内旋转元件82b可以是沿其长度已被切割的管,以产生由窗口84周向分开的带82。外旋转元件82a的外径可以适当地被定尺寸为能够适配角膜切口,理想地,外径在0.015"和0.060"之间,但可以根据目标切口长度预期任何外径。内旋转元件82b可以具有如下的外径,其被定尺寸为同心地适配在外旋转元件82a的内径内。外旋转元件82a和内旋转元件82b的管可以被激光切割、机械加工、化学蚀刻、焊接在一起,或者用任何合适的工艺制造,以便形成带82和窗口84。带82可以被定尺寸为具有当施加力以约束元件82a、82b时不会切穿晶状体8f的任何合适的宽度,如下所述。带82的宽度可以在0.004"到0.050"之间,但带82可以具有该范围以外的宽度。

[0109] 外旋转元件82a和内旋转元件82b可以被约束为第二捕获配置,例如利用诸如推杆的单独部件向前推动手术装置80的远侧尖端,或者通过利用在插入眼睛期间套在手术装置80上的附加的外管来约束外旋转元件82a。可选地,手术装置80足够柔韧,从而无需约束元件并且手术装置80在通过角膜切口4插入时屈曲。远侧尖端86可以连接到外旋转元件82a和内部旋转元件82b中的每一个的远端,并且提供到角膜切口的平滑插入以及用于接触眼结构的钝性表面。远侧尖端86可以由柔性聚合物构成,例如PEBAX®聚醚嵌段酰胺、聚氨酯、热塑性弹性体等。可选地,远侧尖端86可由硬质材料构成,例如金属如不锈钢或钛,或者生物相容的非金属物质。可选地,远侧尖端86可以是尖锐的并且允许手术装置80插入眼睛1

中而不会产生先前的切口4,其中尖锐的远侧尖端86形成切口。在外旋转元件82a和内旋转元件82b由超弹性材料构成的情况下,从第一配置到第二配置的转换可包括材料的相变。

[0110] 有利地,带82被配置成具有预定的开放形状,使得一旦手术装置80位于眼睛1的前房内,其被打开,使得元件回复到它们的预定形状。这可以利用处于其超弹性状态的形状记忆材料如镍钛合金来实现,该形状记忆材料被成形为一旦约束元件被释放则回复到图26中示出的开放轮廓。可选地,一旦将装置插入眼睛中并且允许加热到高于镍钛合金的转变温度的体温,镍钛合金可以使每个带82回复到开放形状。可选地,一旦手术装置80处于第二配置的开放形状理想的位置,加热元件可以连接到手术装置80以将手术装置80加热到甚至更高的转变温度之上。在其他实施例中,外旋转元件82a和内旋转元件82b可由任意数量的材料构成。例如,可以使用弹性材料,例如不锈钢、钛、塑料等,其中形变低于弹性恢复的应变极限。可选地,带82的部分或全部可以由多种材料构成,这些材料还可以不同于旋转元件82a、82b的部分。例如,带82可以由镍钛合金制成并固定到由不锈钢构成的旋转元件上。在图25-29所示的实施例中,两个旋转元件82a、82b中的每一个包括两个带82。然而,可以包括任何其他合适数量的带82作为每个旋转元件82a、82b的一部分,并且可以提供任何合适数量的旋转元件82a、82b。例如,装置可以包括四个同心堆叠的旋转元件82a、82b,其中每个旋转元件仅包含一个带82。在本实施例中,带82可以旋转以使它们全部组合在一起,从而进一步减小装置在角膜切口4处的交叉轮廓。在某些实施例中,带82的预定形状是初始配置,并且带向外屈曲到第二配置。

[0111] 参考图26,在第二配置中,旋转元件82a、82b限定一平面,并且包围一中心区域,该中心区域开放以便接收晶状体的碎片,可以由装置环绕。参考图27,手术装置80被移动以环绕晶状体碎片8f。参考图28,内旋转元件82a和外旋转元件82b已相对于彼此旋转大约90度。手术装置80现在处于第三旋转配置。旋转元件82a、82b中的一个或两个可以旋转以实现第三配置。例如,附接到外旋转元件82b的近端的管88和/或附接到内旋转元件82a的近端的管90旋转,以使旋转元件82a、82b旋转到第三配置。在其他实施例中,旋转元件82a、82b可以相对于彼此旋转到任何其他合适的角度。在第三配置中,内旋转元件82a和外旋转元件82b近似于环绕晶状体碎片8f的罩。

[0112] 参考图29,带82移动以围绕晶状体碎片8f收缩。在某些实施例中,诸如外护套或推杆的约束元件可用于约束带82。在其他实施例中,将带扩展到第二配置的机构或方法是相反的。例如,在带82是超弹性的情况下,带82可以被冷却或者可以通过朝向其初始形状的相变被机械地推进。在其他实施例中,旋转元件82a、82b在它们被拉过角膜切口4时收缩。切口4挤压并压缩带82和晶状体8,使得带82和晶状体8在它们被拉出时顺应切口4的尺寸。另外,可以结合其他部件和机构以有助于从眼睛1中移除晶状体碎片8f。例如,压缩弹簧、气动机构、机动机构等可以与手术装置80结合或一起使用以从眼睛1中拉出晶状体碎片8f。在某些实施例中,带82可以切入晶状体碎片8f或者还使晶状体碎裂。

[0113] 在某些实施例中,如上所述,带82可以包括移除袋或附接到移除袋。在旋转元件82a、82b中的一个或多个上的两个或更多个带82之间可以存在袋。在开放配置中,晶状体碎片8f类似地能够放置在内旋转元件82a和外旋转元件82b的中心区域内。当内旋转元件82a和外旋转元件82b移动到第三配置时,袋同样移动并捕获晶状体碎片。

[0114] 在其他实施例中,图25-29的装置可以以任何其他合适的方式构造。例如,旋转元

件82a、82b可以不在它们的远端连接,而是可以形成开口罩。在某些实施例中,旋转元件82a、82b可以不是同心对准的,或者可以由诸如线或梁等的非管状结构构成。

[0115] 参考图30A和30B,示出了一个替代实施例。不同于单内腔轴杆12,两内腔轴杆具有第一输送管12a和第二输送管12b。每个管包括穿过其中的内腔,并且分割元件16延伸通过每个输送管12a、12b的自由端以形成闭合的环或形状。分割元件16可以具有与上面关于任何实施例描述的相同的特性。第二输送管12b向近侧向后弯曲(如图30所示向右),使得分割元件16的近侧段在使用中能够围绕晶状体8的近端旋转。两个输送管12a、12b的自由端可以彼此间隔开小于撕囊10的直径的距离。结果,如上所述,输送管12a、12b能够将柔性分割元件16输送到晶状体并使该分割元件16相对于晶状体8旋转并环绕晶状体的至少一部分。使用简单的柔性分割元件16而不是超弹性分割元件16可以简化装置的构造。输送管12a、12b中的一个或两个可以与图1中所示的分割元件16的不同实施例的至少一部分相同的方式成形;例如,第二输送管12b可包括在图1的实施例中由分割元件16本身形成的半径急弯曲部24。如上所述,分割元件16能够从较不开放的初始形状扩展到更开放的捕获形状。例如,作为初始形状,分割元件16可以在输送管12a、12b的端部之间基本上线性地延伸,之后,分割元件16的另外部分可以被推出一个或两个输送管12a、12b的端部以形成图30的弯曲的捕获形状。基本上如上所述地操作图30A的实施例。

[0116] 参考图30B,第一内管180A位于一个内腔中,而第二内管180B位于另一内腔中。可以以结合本文所述的内管描述的任何方式使用第一内管180A和第二内管180B。第一内管180A和第二内管180B可以从元件16的两端前进以使元件16成形,使元件16围绕圆周移动,或者本文所述的任何其他用途。第一内管180A和第二内管180B的优势在于它们可以用于基本上成形16,使得元件16可以非常柔韧并且利用内管180A、180B以如下所述的步进方式前进。

[0117] 在上述任何实施例中,真空抽吸可以被结合到装置40、80的某些元件,例如轴杆12的内腔14或内旋转元件82a中。真空抽吸可以用于吸出晶状体的小碎片或在移动期间将晶状体碎片保持在适当位置。

[0118] 参考图31-33,示出了用于切割/分割晶状体的另一装置140。装置140具有切割或分割元件116,其可以以本文所述的任何方式使用。此外,本文描述的所有装置可以与本文描述的任何方法一起使用,并且所有这些方法被明确地结合到每个装置。元件116可从图33中示出的第一配置移动到图31中示出的第二配置。元件116具有第一支腿118和第二支腿120。第一支腿118可以延伸通过轴杆112中的内腔114,如图33-36所示。内腔114在远端123处具有出口115,其中内腔114在出口115处限定纵向中心线LC,其通常还限定元件16离开内腔114时的取向。轴杆112还可具有第二内腔(参见图30),其中第二支腿120定位成使得元件116的两端相对于轴杆112可滑动并如本文所述地进行操纵。可选地,第二支腿120可以耦合到轴杆112,使得仅第一支腿118可相对于轴杆112滑动。

[0119] 装置140形成闭环121,当元件116从第一配置移动到第二配置时,闭环121的尺寸增加。如本文所述,当元件116从第一配置移动到第二配置时,元件116在晶状体的前表面和囊袋之间前进。闭环121形成由最大化闭环121的开口区域146的取向限定的开口区域146。一旦装置140处于第二配置,操纵装置140以将开口区域146围绕晶状体移动到切割晶状体的期望位置。如上所述,装置140还可用于通过移动元件116从囊袋中解剖晶状体的后表面。

元件116可以以任何合适的方式移动,例如元件116和/或轴杆112的旋转。闭环121在移动时例如在解剖期间可以具有固定的尺寸。由于闭环121的尺寸增加和闭环121的弹性特性,当元件116朝向第二配置移动时,闭环121的尺寸增加,其中闭环121在晶状体和囊袋之间前进。闭环121的刚度要求在提供柔韧的元件116以减少和防止对囊袋的创伤之间达到平衡,但还必须具有足够的刚度以当闭环121扩展时前进通过囊袋和晶状体的前表面之间的空间。由细丝制成的传统圈套器不能以这种方式前进,因为细丝无法施加足以在晶状体和囊袋之间前进的向外的力。另一方面,刚性环能够在晶状体和囊袋之间前进,但过度刚性的环增加了损伤囊袋的可能性。

[0120] 当元件116朝向第二配置移动时,从轴杆112延伸的元件116的长度增加。在本发明的一个方面,当元件116从第一配置移动到第二个配置时,第一支腿118可以从轴杆112的内腔延伸第一长度,第一长度是总长度增加量的至少85%或至少95%。当然,当第二支腿120不能相对于轴杆112移动时,第一支腿118产生所有的长度增加量。

[0121] 当元件116处于图33的第一配置时,在将元件116从第一配置移动到第二配置之前,元件116的一部分可以定位在囊袋和晶状体的前表面之间(为了清楚起见,囊袋被夸大)。例如,在将元件116移动到第二配置之前,图34的闭环121的一部分或全部可以定位或折叠在囊袋和晶状体之间。元件116可以以任何合适的方式定位在眼睛中、晶状体上方/前方的位置。例如,元件116可以被完全包含在轴杆112中并且在引入眼睛中之后从轴杆112延伸到图34的第一配置。可选地,元件116在被引入眼睛中时可处于第一配置并且在第一配置中定位在晶状体上。元件116可以前进通过另一套管或管以在引入眼睛期间容纳元件。可以使用任何合适的接近技术将装置140引入眼睛中。

[0122] 元件116可以在到达第二配置之前形成中间位置,如图35所示。装置140在中间位置形成中间闭环130。中间闭环130具有在此定义为第二配置中的开口区域146的30%的区域IA。可选地,当闭环121上的最大尺寸达到或等于5mm时,中间位置可被限定。

[0123] 中间位置表示闭环121已到达或接近到达晶状体圆周的中间状态。根据本发明,元件116以下的方式从内腔114延伸:趋向于将元件116展开在晶状体上,而不是将闭环121推向囊袋。由开口区域146形成的中间区域IA具有几何中心GC。纵向中心线LC与在出口115和几何中心GC之间延伸的线L形成至少60度或至少80度的角度A。通过在中间位置期间以这种方式定向元件116和纵向中心线LC,元件116从中间位置的进一步延伸倾向于将元件116展开在晶状体上而不是将中间闭环121朝向囊壁移动,如可能形成小角度。换句话说,闭环121和元件116在晶状体上展开而不是向外突出,因为当元件116移动到中间位置同时第一支腿118向远侧移动时,第二支腿120相对于轴杆112的远端123向近侧移位。换句话说,中间位置具有近侧区域PA,该近侧区域PA位于轴杆112的远端123的近侧,该近侧区域PA是中间区域IA的至少30%。

[0124] 参考图31,当元件116处于第二配置时,元件116可以主要在纵向中心线LC的一侧上延伸例如至少85%或完全延伸,这类似地增强了闭环121的展开。第二配置中的开口区域146具有位于轴杆112的远端123的近侧的近侧部143,以及位于轴杆112的远端123的远侧的远侧部145。在图31中为清楚起见示出了轴杆112(未示出)的远端123的位置。在第二配置中,近侧部143具有为开口区域146的至少10%的面积。换句话说,在第二配置中,元件116的长度L的至少10%定位在轴杆112的远端123的近侧,其中长度沿纵向中心线LC测量。

[0125] 元件116还可以具有前进部150,当元件116从第一配置移动到第二配置时,前进部150朝向晶状体的圆周移动。前进部150具有一致地翻转到晶状体的后侧的部分152。在第二配置中,前进部150可以具有比晶状体圆周的曲率半径大、例如大20%或40%的曲率半径。沿前进部150的较大曲率半径可有助于防止元件116过度地突出到囊袋中,如可能形成更弯曲的形状。当然,前进部150可具有可变的曲率半径,而不脱离本发明的范围。如此处所使用的,为了本文定义的目的,平直部分应被视为具有无限的曲率半径并因此大于晶状体半径。

[0126] 前进部150的围绕圆周翻转的部分152在围绕圆周移动之后移动到晶状体的后表面和囊袋之间的位置,而不是向外延伸。由于元件116简单地移动到第二配置,该部分可以围绕晶状体的圆周翻转,而无需对元件116进行额外的操纵(例如旋转元件116和/或轴杆112)。可选地,可以操纵装置140以在将元件116移动到第二配置期间或之后将部分152翻转到晶状体的后侧。

[0127] 部分152可以具有翻转到晶状体后侧的临界长度。在一个方面,当晶状体的圆周具有5mm半径时,部分152翻转到后侧,其中临界长度为至少2mm、或至少4mm。前进部150的翻转到晶状体后侧的部分152与晶状体的轴线154形成至少20度或至少45度的角度。前进部150还可具有至少6mm的长度。

[0128] 在第二配置中,前进部150还限定了包络156,该包络156限制元件116,使得元件116的任何部分都不会延伸超过包络156。包络156由前进部150的对称延伸部分限定为180度的角度。在第二配置中,元件116可以完全定位在包络156内。当沿着晶状体的轴线154观察时,前进部150可以是元件116的第一部分,以到达晶状体的圆周。第二配置中的开口区域146在横向于纵向中心线的方向上可以具有不大于前进部150的曲率半径的0.7倍的宽度。在第二配置中,前进部150还可以具有元件116的长度L的至少25%的长度(参见图31)。当在切割晶状体之前将晶状体定位在开口区域146中时,前进部150也可以定位在元件116的后部160上。后部160具有后部长度PL,并且前进部150的长度为后部长度PL的至少70%。

[0129] 现在参考图31和32更详细地描述装置140。元件116的后部160包括近侧弯曲部162的大约一半和远侧弯曲部164的大约一半。近侧弯曲部162和远侧弯曲部164邻近晶状体的圆周定位并且每个弯曲部162、164横跨晶状体的前侧和后侧。元件116的前部166具有从轴杆112的内腔114延伸并通向远端曲线170的平直段168。远端曲线170具有0.2143英寸的曲率半径,近端弯曲部半径为0.0394英寸,远端弯曲部半径为0.0689英寸,前进部150半径为0.3176英寸,并且急弯曲部172半径为0.0059英寸。急弯曲部172可具有本文针对急弯曲部半径所述的任何特征,例如角度为至少120度。参考图32,远侧曲线170和近侧曲线174都是弯曲的,其中,远侧曲线的半径为0.414英寸并且近侧曲线的半径为0.186英寸。元件116可以是具有如上所述设置的形状的镍钛诺线,但可以使用其他横截面和形状而不脱离本发明的许多方面。丝的直径可以为0.004英寸至0.008英寸,但可以使用其他尺寸,并且尺寸和横截面的变化不脱离本发明的范围。元件116具有凹形形状,如图32所示,其面向晶状体的凸出的前表面,以促使元件116在晶状体的凸出的前表面和囊袋之间平滑地前进。

[0130] 本文所述的装置140和其他装置可被设计成主要由于闭环的弹性扩展而在晶状体和囊袋之间略微地前进。为此,当元件延伸时,闭环处于比闭环的无偏形状小的塌缩状态。当元件的更多部分从轴杆延伸时,闭环向无偏形状扩展,这自然地使环在囊袋和晶状体之间前进。闭环的无偏形状大于中间形状,并且可以是当元件处于第二配置时形成的闭环形

状。当然在的情况下,无偏的形状可以比第二配置更小或更大,而不脱离本发明的许多方面。换句话说,由于闭环的自然扩展,由装置形成的闭环在囊袋和晶状体之间前进。从内腔延伸的元件的长度增加,以增加闭环的尺寸。

[0131] 现在参考图40,示出了装置140,其中轴杆112具有内管180。内管180定位在内腔114中并且可在内腔114内滑动并且可移动到延伸位置,其中内管180从内腔114的出口115延伸。内管180具有元件116延伸通过的管腔182和管出口184。该内管180可适于与本文所述的其他实施例结合工作,如图30所示。特别是如果内管180可在管12a内滑动,则可以由更加松弛的材料制造线16,例如缝合线或更细的金属线,并且仍然可以实现所述的晶状体封装。

[0132] 内管180可以在元件116上前进,以改变元件116和闭环121的形状,如图40所示。例如,内管180可具有当内管180移出内腔时向后弯曲的形状。如上所述,内管180可以改变元件116的形状以使部分160(参见图38)围绕圆周翻转。图40示出了元件116和晶状体之间的小间隙161,其允许闭环121的部分160(特别是前进部)移动到晶状体的后侧,如图38所示。因而,内管180可以在元件116上前进,以将闭环121的部分移动到晶状体的后侧。内管180可以逐步前进并且可以与元件116的逐步延伸和闭环121的扩展配合。例如,元件116可以延伸以扩展闭环121,其中内管180的前进分两步;一次在元件116延伸之前,一次在元件116延伸之后。

[0133] 在使用内管180的另一种方法中,元件116可以从轴杆112延伸,以通过使轴杆112相对于内管180回转来增加闭环121的暴露长度和尺寸,使得闭环121向近侧展开。本发明的所有适用方面例如与促进闭环121在晶状体上展开相关的那些方面在此同样适用,如上所述。元件116具有从内管180出口延伸的第一端和附接到轴杆112的第二端。内管180还可以帮助移动元件116,使得晶状体移动通过闭环121。换句话说,移动元件116,使得闭环121环绕晶状体的前表面和后表面的一部分。例如,可旋转元件116以将晶状体的后表面从囊袋解剖到图39的位置。当轴杆112包括内管180时,如本文所使用的,轴杆112的出口和轴杆112的纵向中心线LC应由内腔出口115和内管出口184的更远侧限定,因为当离开最远侧的出口时,元件116不受约束。换句话说,当内管180从轴杆112的内腔114延伸时,内管出口184构成轴杆112的出口并且限定纵向中心线LC。

[0134] 参见图41-47,示出了用于切割囊袋内的晶状体的另一装置200。装置200包括具有远端202的元件116A,远端202可以是自由端。元件116A围绕晶状体延伸,并且元件116上的位置,例如远端202,被如图47所示地接合。然后,元件116A被张紧,使得晶状体定位在环121A中,环121A的尺寸减小以切割晶状体。元件116A具有联接器,该联接器被接合以向元件116A施加张力。该联接器可以是任何合适的联接器,例如可以由钩210接合的孔眼208。可以使用任何其他合适的接合元件,例如抓紧器或圈套器。此外,接合元件可以耦合到轴杆上或独立于轴杆。元件116A也可以利用轴杆112或内管180上的槽或突起抓住。可以以任何合适的方式向元件116A施加张力,包括拉动元件116A的一端或两端或者通过收紧轴杆112、内管180或元件116A上的任何其他合适的结构(同时保持元件116A静止)或它们的任何组合。

[0135] 元件116A定位在轴杆112中,轴杆112也可包括内管180。图41和42示出了邻近囊袋内的晶状体定位的轴杆112,其中元件116A和内管180均从内腔114中的出口115延伸。元件116A可以在没有内管180的情况下延伸以在囊袋和晶状体之间前进而不脱离本发明。图43-45示出了从晶状体的前侧前进到后侧的内管180和元件116A。

[0136] 元件116A可以具有预定形状,其中元件116A在内腔114中处于塌缩状态,并且当元件116A从轴杆112延伸时朝向预定形状扩展。内管180可以在元件116A上前进以改变元件116A的形状。例如,内管180可以具有当内管180移出内腔114时向后弯曲的形状。内管180也可以前进越过晶状体的圆周并且前进到晶状体的后方。

[0137] 内管180可以在元件116A上前进,以将元件116A移动到晶状体的后侧。内管180和元件116A也可以以多个步骤前进。例如,元件116A可以在管的前方前进,然后管在元件116A上方延伸,随后元件116A进一步延伸。

[0138] 内管180具有向后弯曲的扩展形状,如图44-47所示。内管180被轴杆约束为塌缩的形状,并且当从轴杆延伸时朝向弯曲的扩展形状扩展。如上所述,可以移动元件116A以从囊袋中解剖晶状体的后表面。

[0139] 可以在开始张紧步骤之前形成环121A来执行张紧步骤,如图46所示。可选地,如果在环121A完全形成之前接合元件116A的孔眼,则可以在张紧元件116A时形成环121A。当施加张力时,环121A随后形成,之后环121A的尺寸减小以切割晶状体。通过在张紧元件116A之前缩回内管180,环121A可以主要由元件形成(以增强切割)。环121A也可以由元件116A和轴杆112形成。当然,元件116A确实围绕环121A延伸,即使当定位于轴杆112中时也是如此。

[0140] 参见图48-53,示出了用于切割囊袋内的晶状体的另一装置220。装置220具有从轴杆112向远侧延伸的元件116B。元件116B具有同时延伸的第一支腿222和第二支腿224。装置220形成闭环226,当元件116B从图48的第一配置移动到图52的第二配置时,闭环226的取向变化至少60度或至少75度。当沿着晶状体的轴线154观察时,闭环226的取向围绕横向于轴杆的纵向中心线LC的轴线变化。闭环226可具有前进部230,前进部230具有至少6mm的曲率半径,其中前进部230是环226的最远侧部分,并且当元件116B处于第二配置时,前进部230延伸至少45度的角度。闭环226的取向的变化不需要改变轴杆112的取向。这可以通过元件116B内的预定形状来辅助。在某些实施例中,元件116B的尺寸可沿其长度变化,并且例如较粗的部分可存在于发生取向变化的近侧根部,这可提供更大的力以实现第二配置。另外,可以通过内管来辅助所述变化,内管可以从轴杆112的内腔延伸或可以不从轴杆112的内腔延伸。图53示出了在元件116B的第一支腿222和第二支腿224上延伸的内管180。内管180可以以任何方式使用,例如使元件116B成形或使元件116围绕晶状体的圆周移动。此外,内管180可有助于以本文所述的方式重新定向闭环226。

[0141] 当从第一配置移动到第二配置时,元件116B从轴杆112延伸一段长度。该长度可以分成分别在第一半部分和第二半部分延伸期间延伸的第一半部分和第二半部分。元件116B被成形为使得在长度的第二半部分期间取向的变化是长度的第一半部分的至少两倍。换句话说,至少40%的取向变化发生在从轴杆延伸的最后20%的长度期间。当元件处于第二配置时,闭环226完全位于内腔114的出口115远侧。可以张紧元件116B以在元件到达图52的位置时切割晶状体。元件116B可以与另一装置例如装置140组合使用,以产生如上所述的交叉切口。

[0142] 尽管本文中参考某些形式详细描述了各种方法和装置的实施例,但应当理解,其他形式、实施例、使用方法以及它们的组合也是可行的。因此,本发明的精神和范围不应限于本文包含的实施例的描述。此外,尽管各种实施例和描述可以指定某些解剖位置、物种或外科手术,但是应当理解,这些实施例适用于其他位置、物种和外科手术。

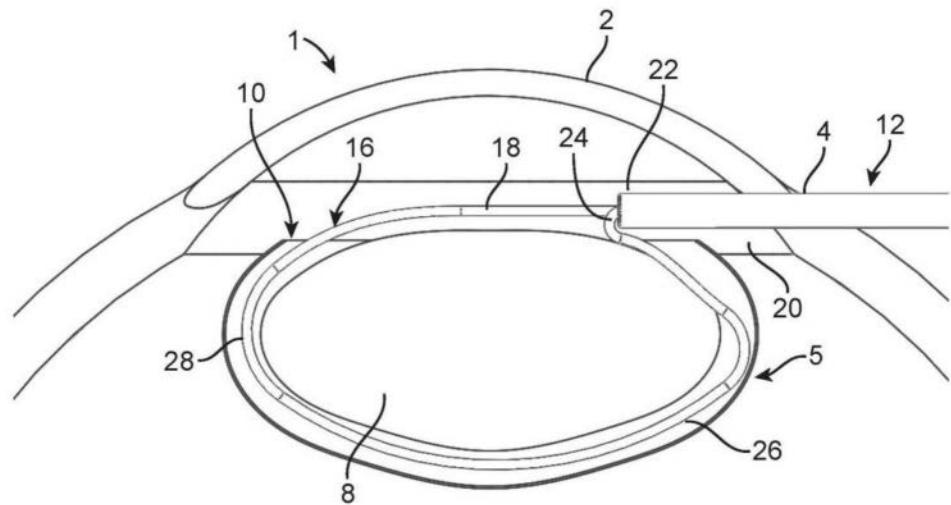


图1



冬 2

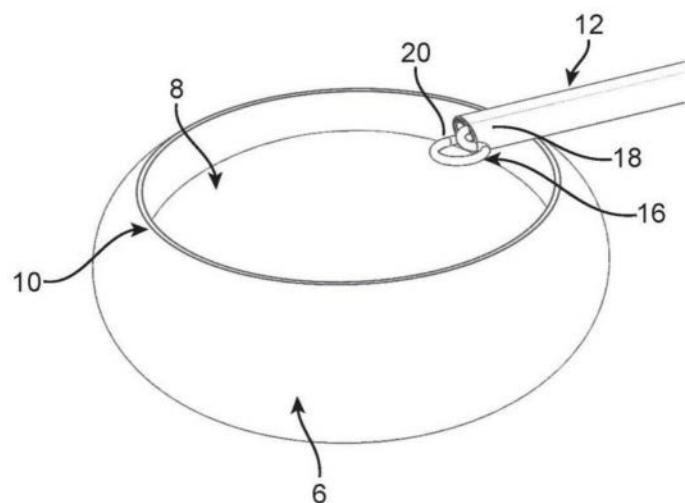


图3

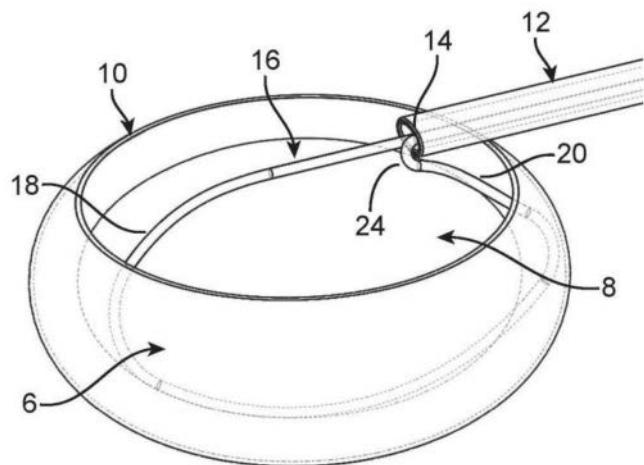


图4

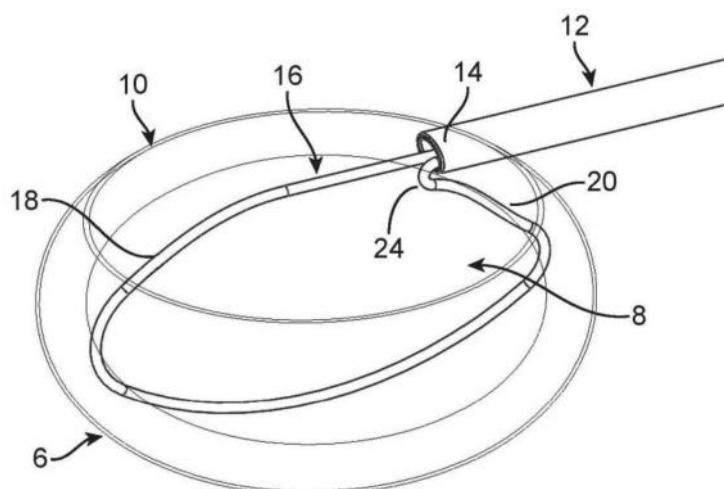


图5

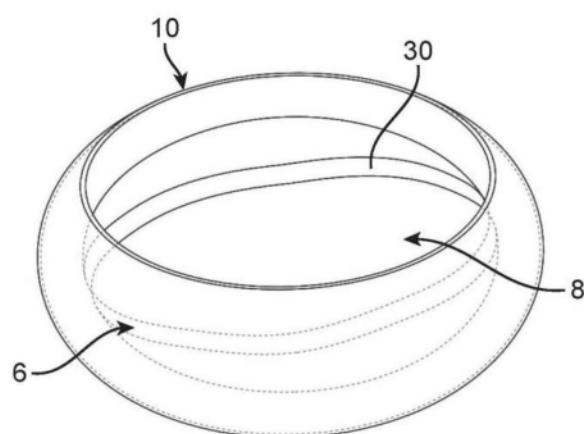


图6

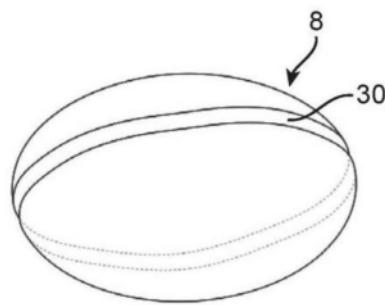


图7

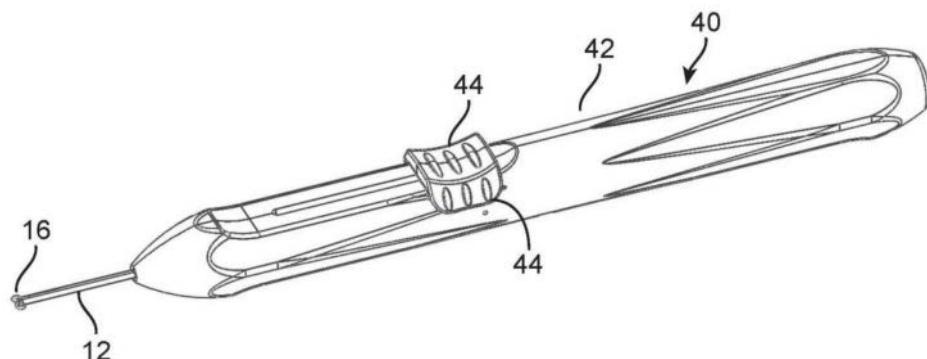


图8

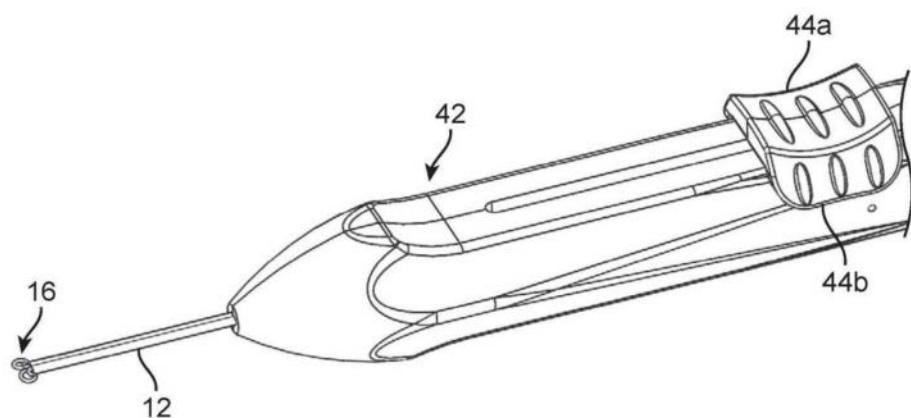


图9

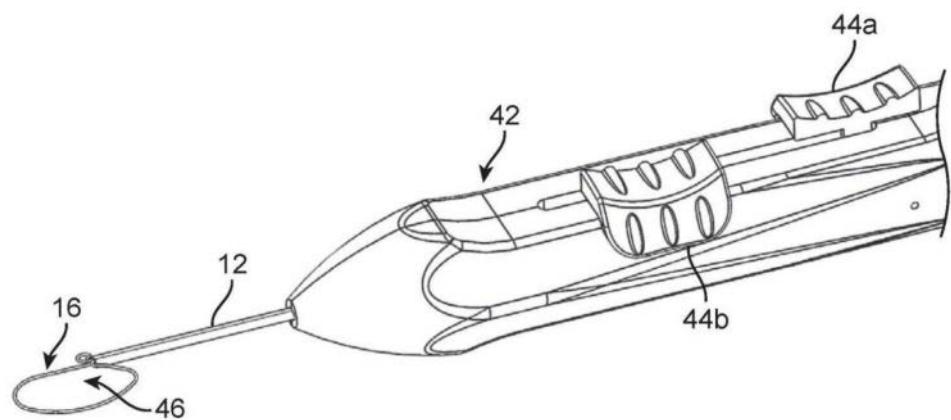


图10

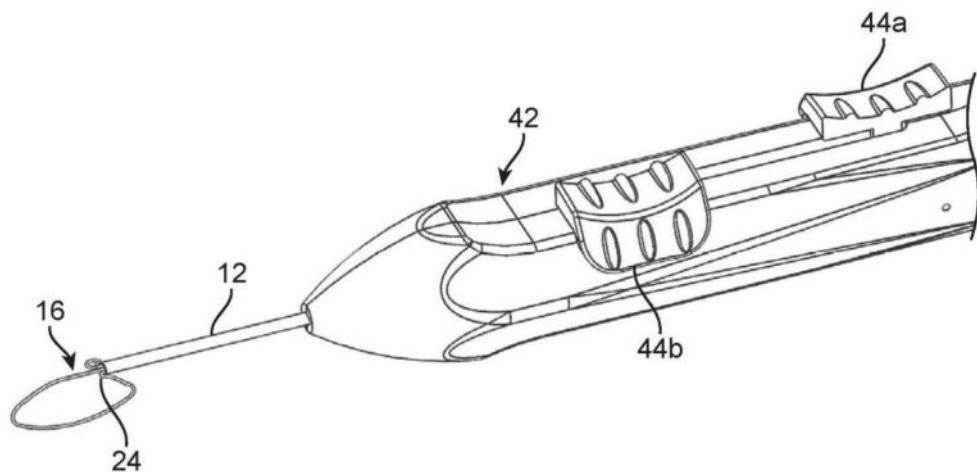


图11

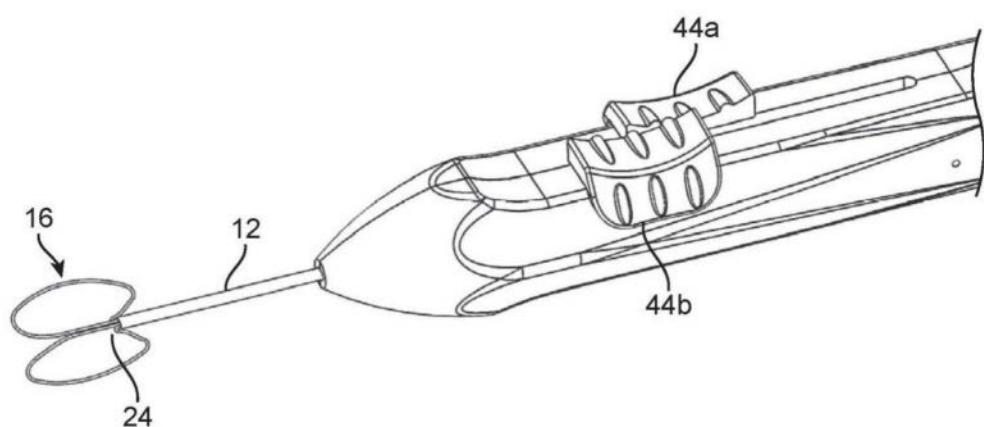


图12

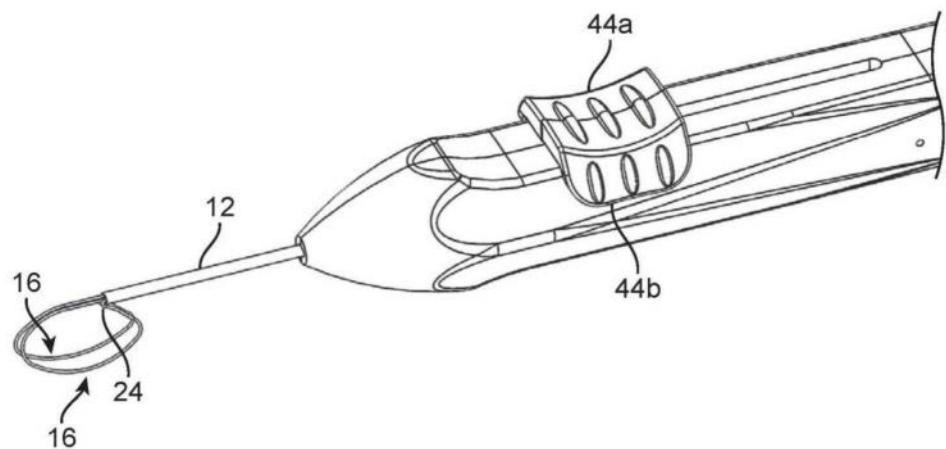


图13

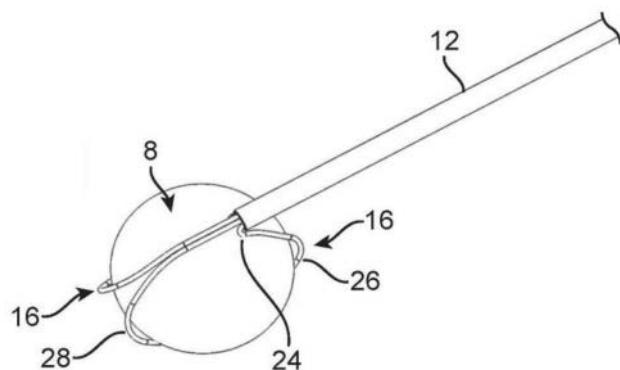


图14

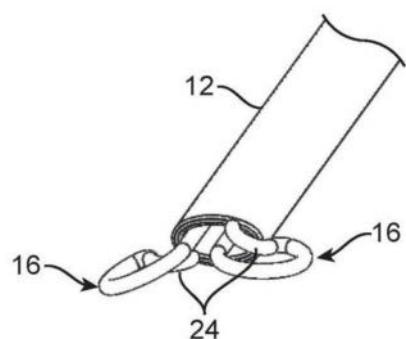


图15

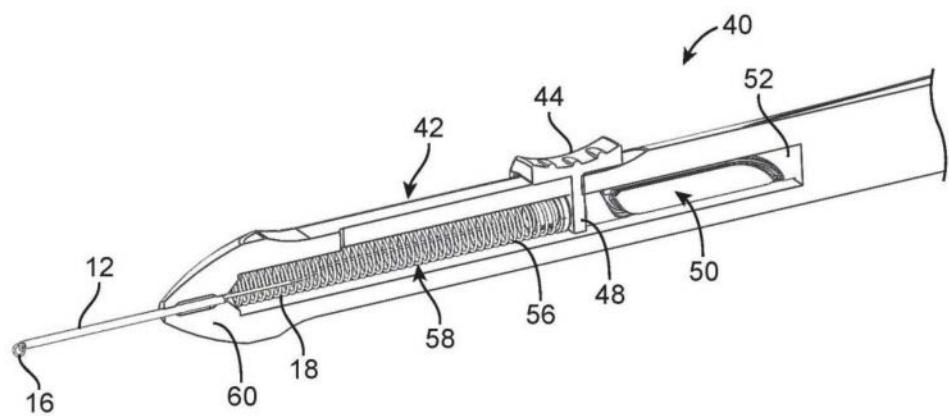


图16

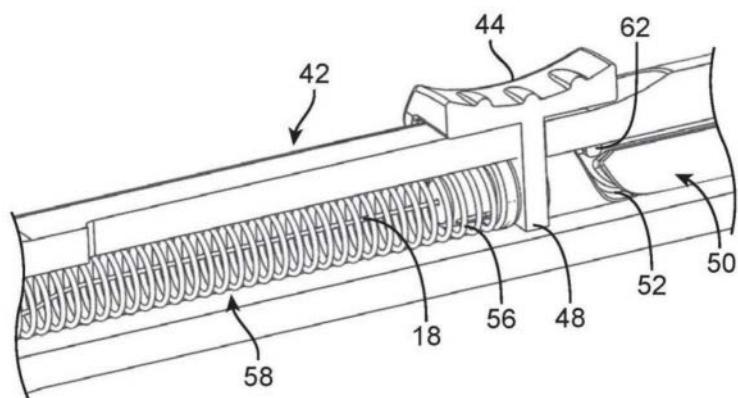


图17

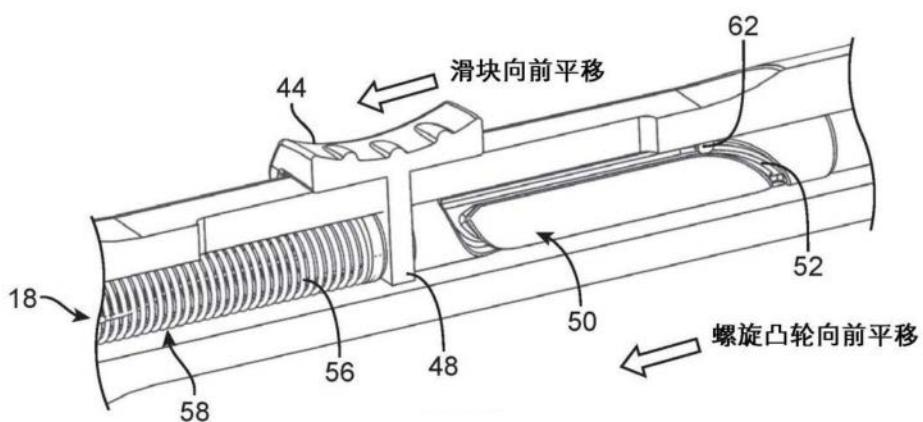


图18

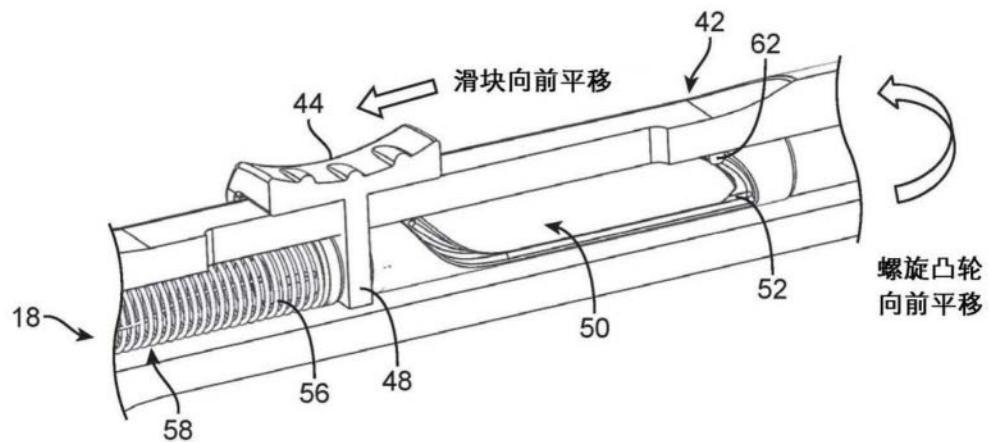


图19

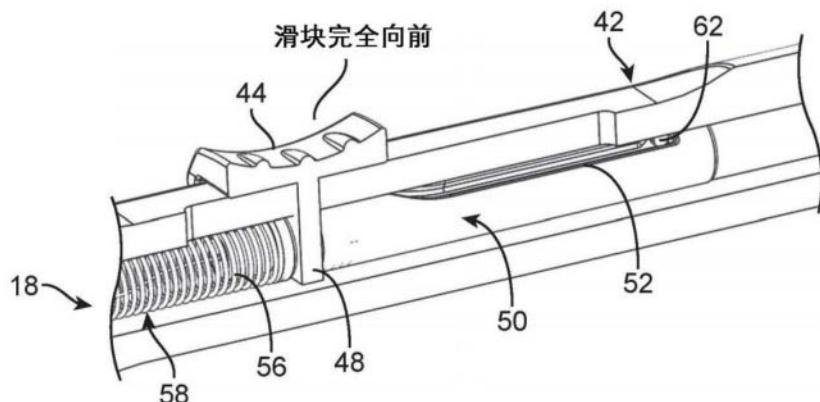


图20

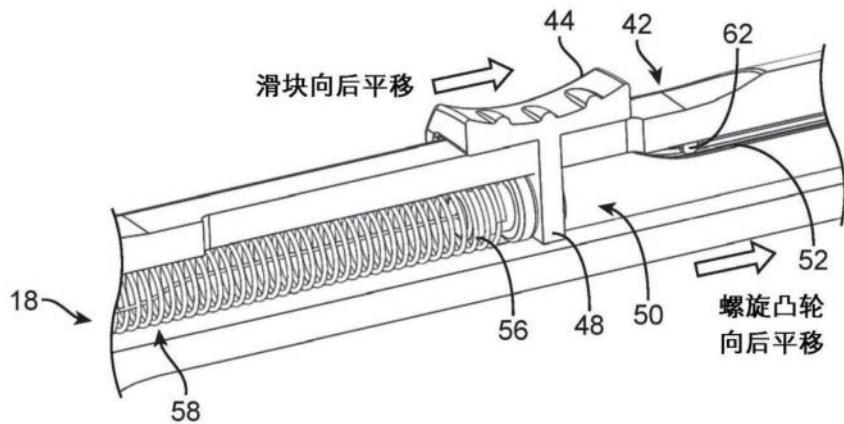


图21

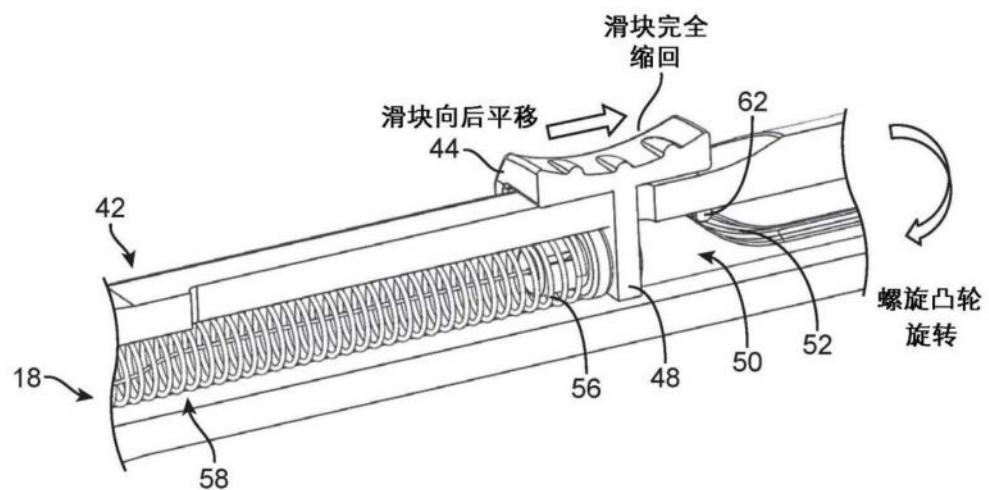


图22

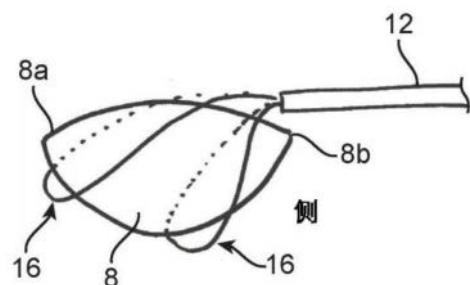


图23

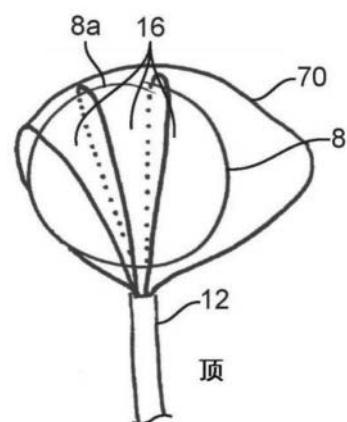


图24

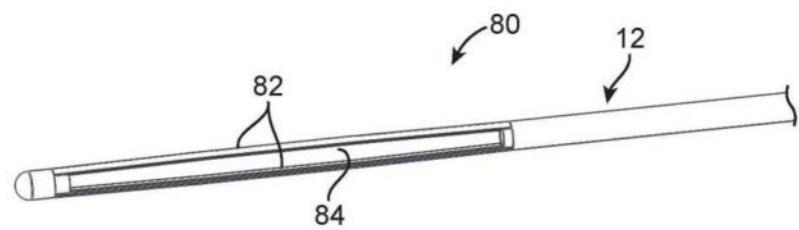


图25

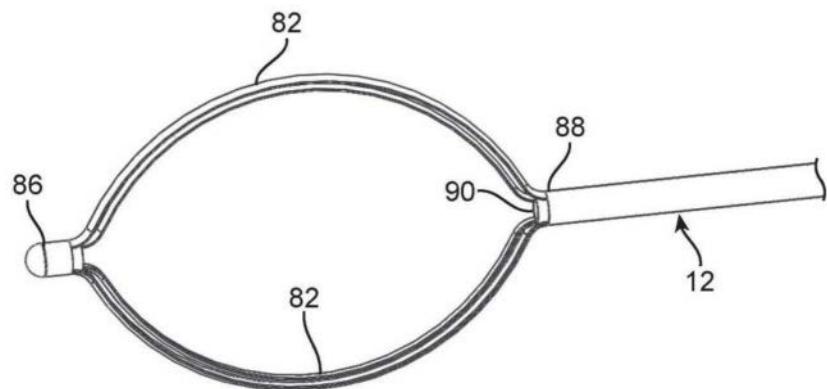


图26

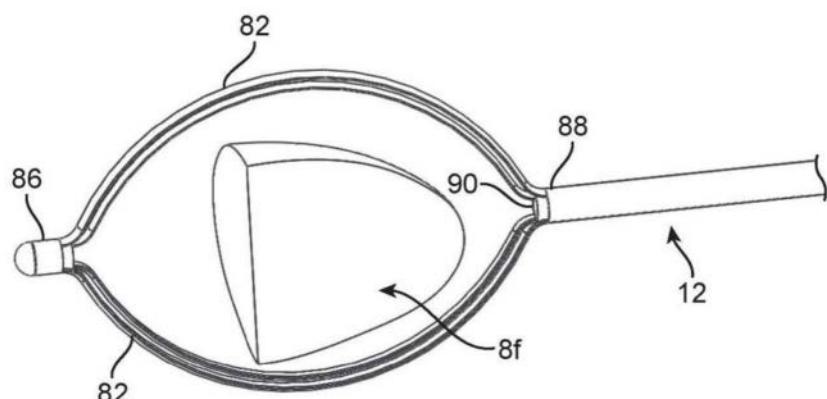


图27

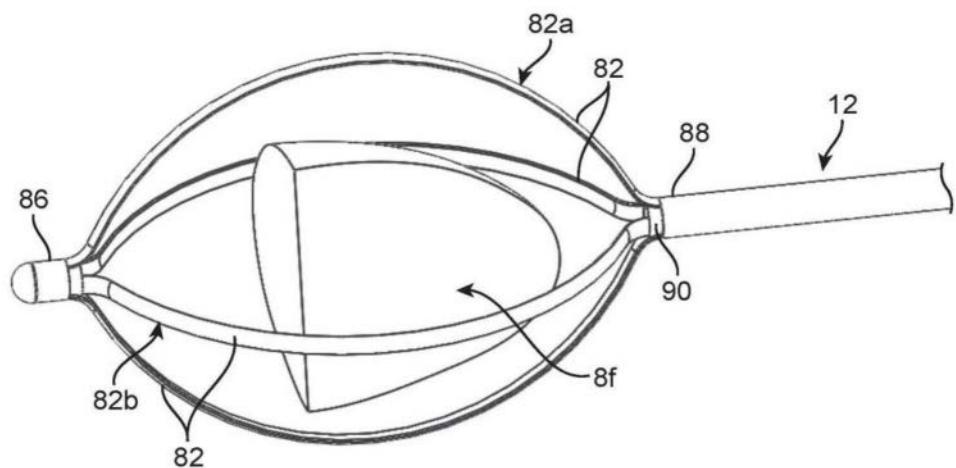


图28

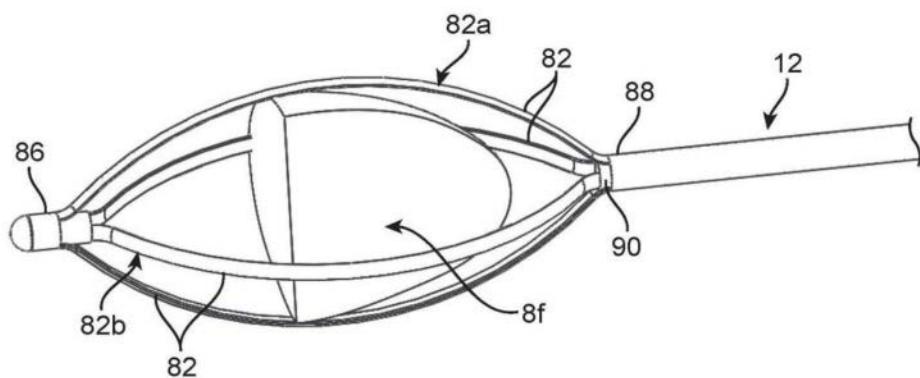


图29

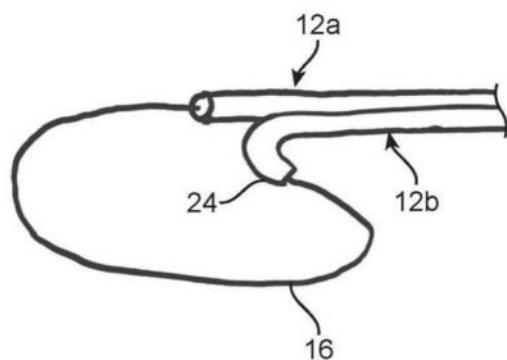


图30A

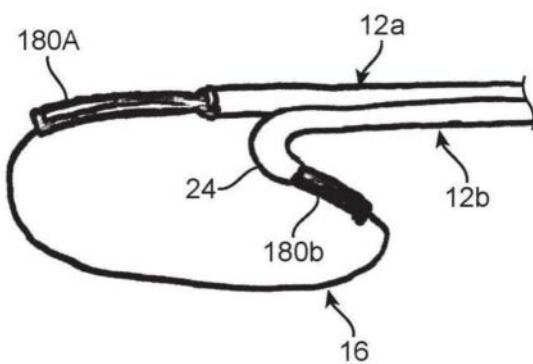


图30B

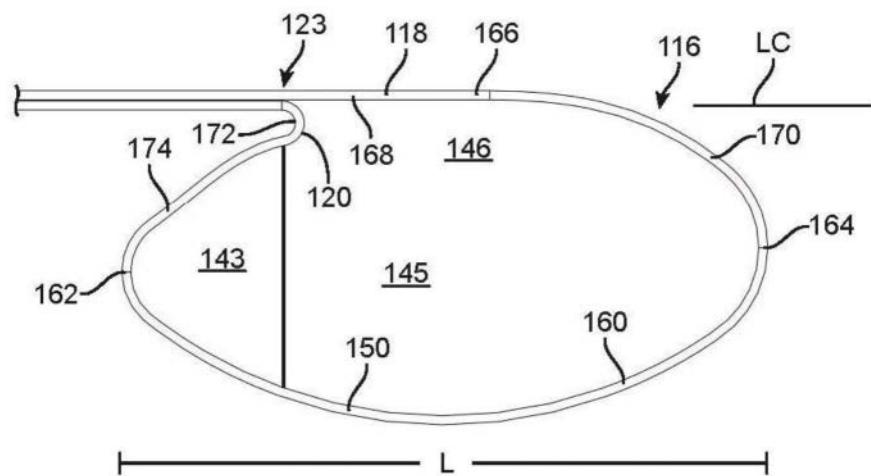


图31

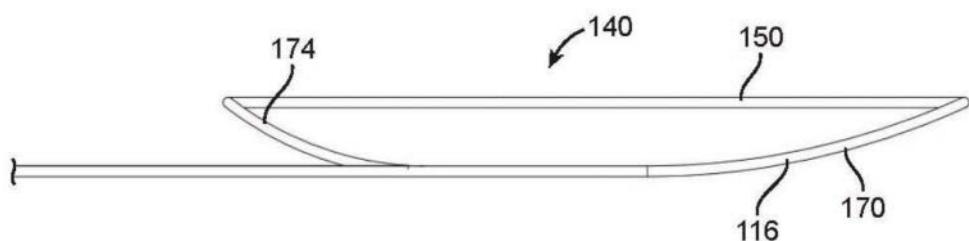


图32

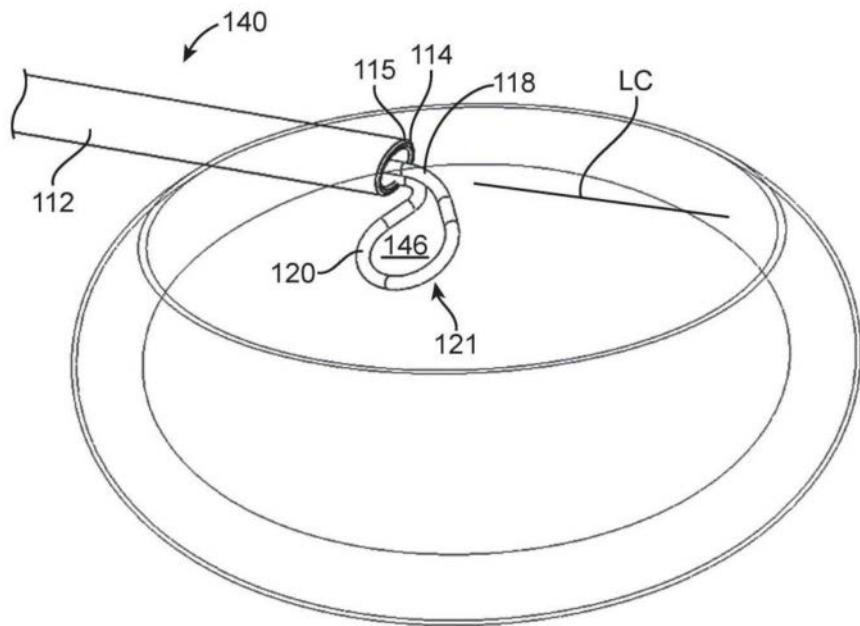


图33

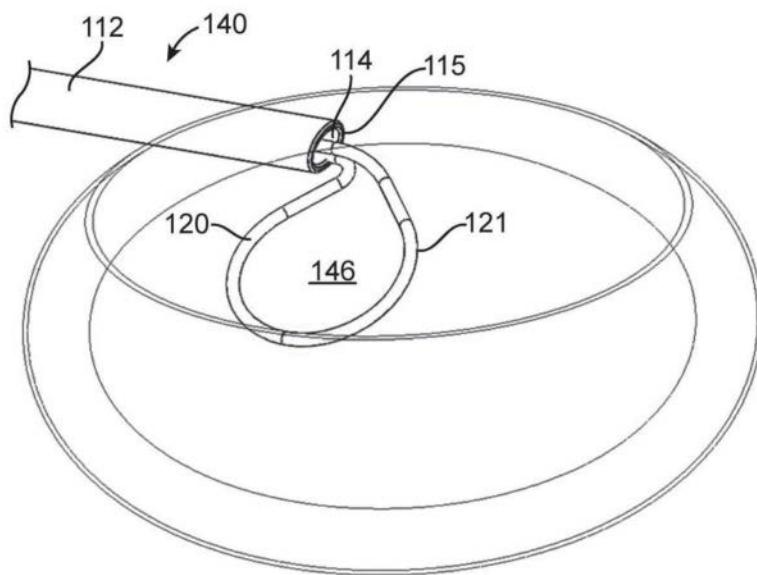


图34

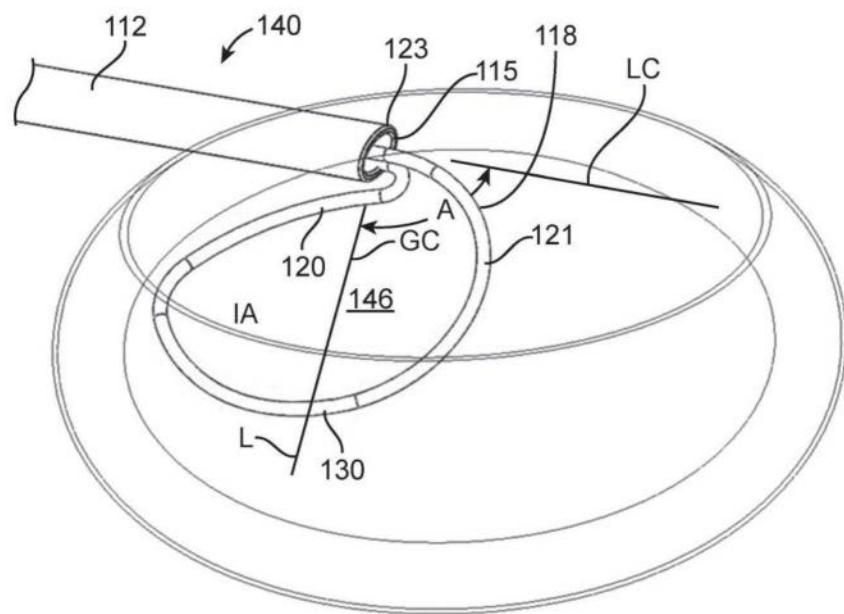


图35

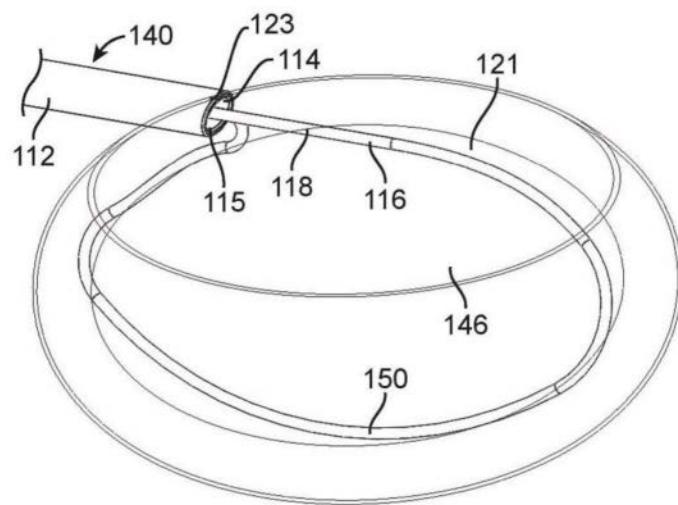


图36

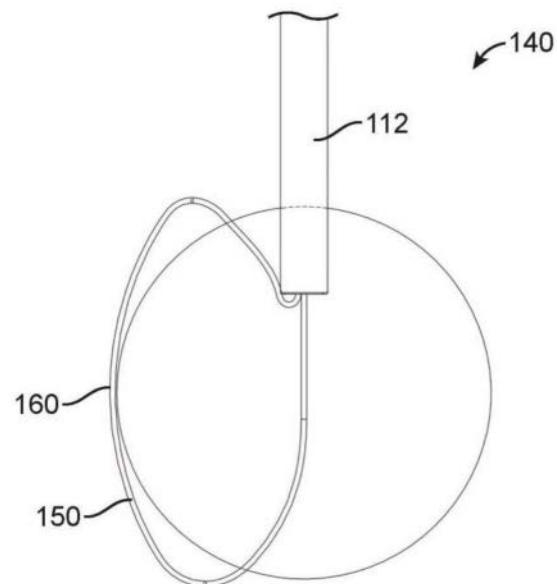


图37

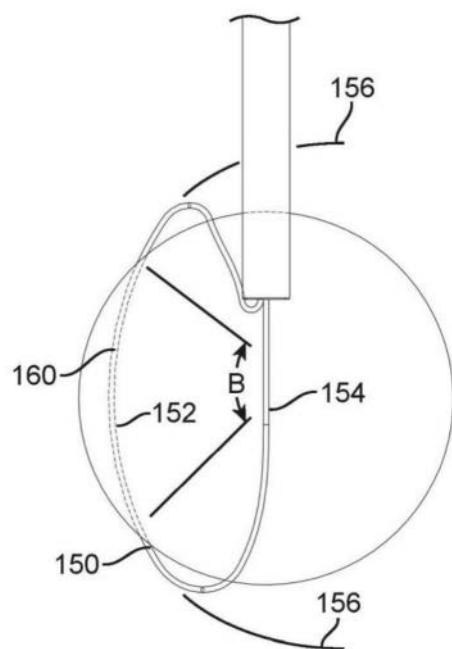


图38

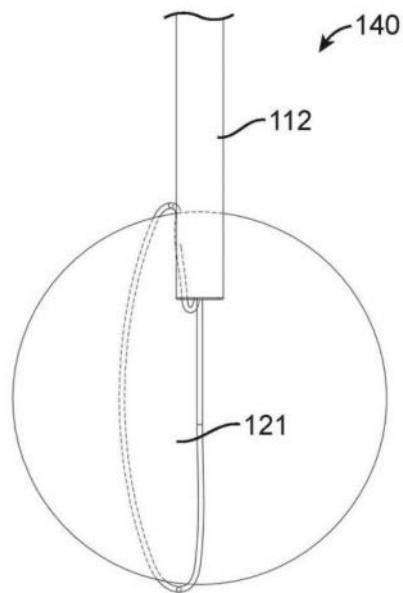


图39

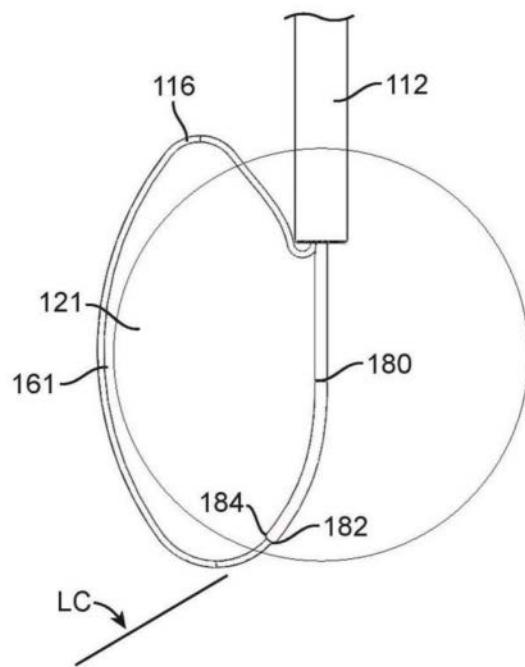


图40

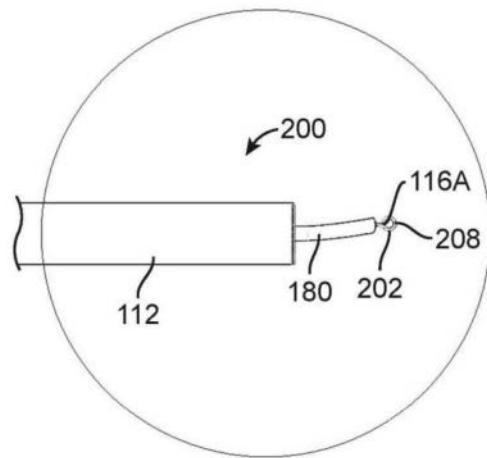


图41

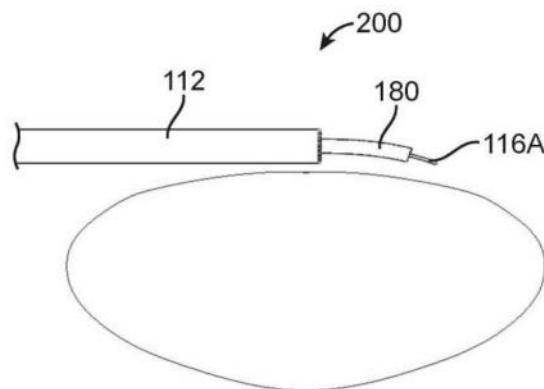


图42

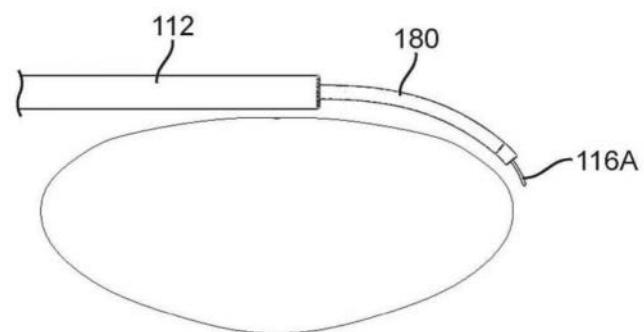


图43

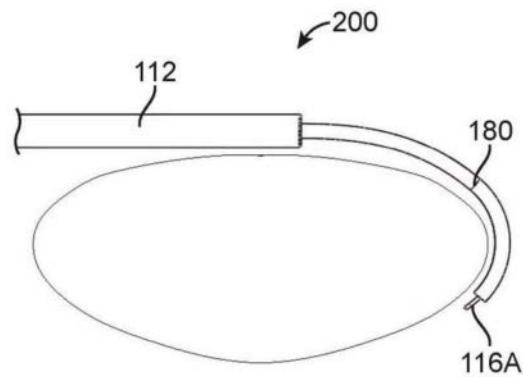


图44

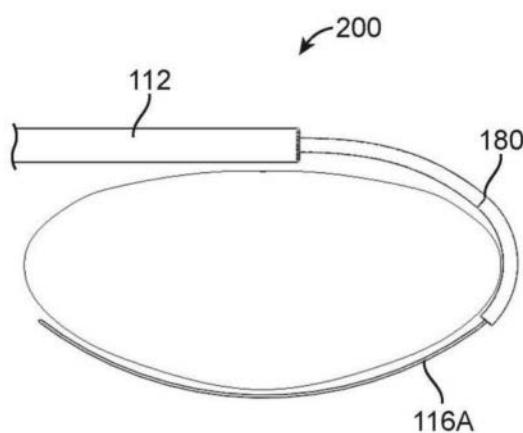


图45

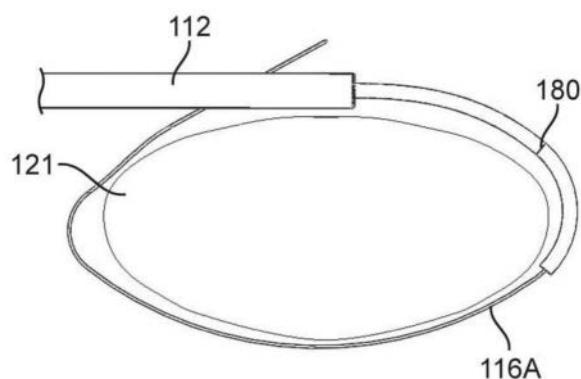


图46

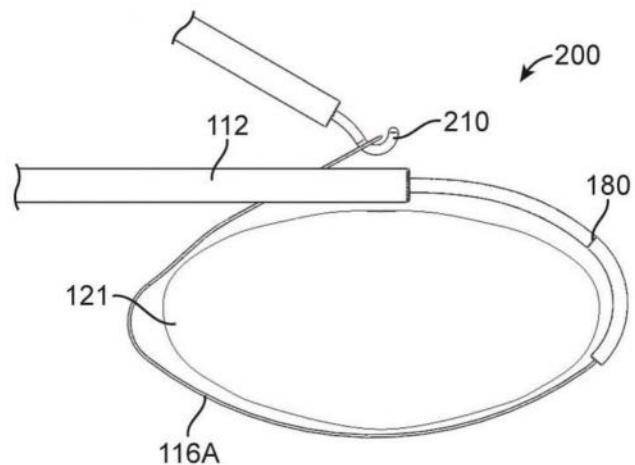


图47

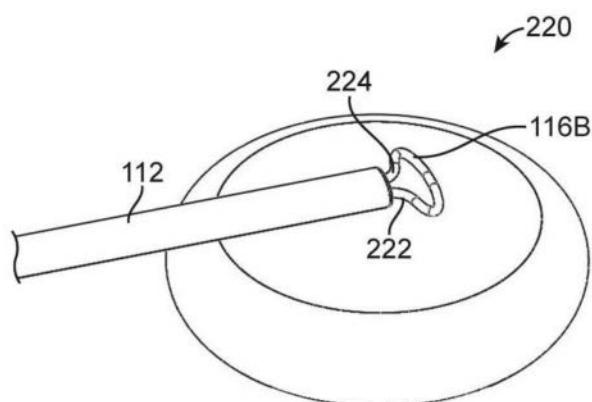


图48

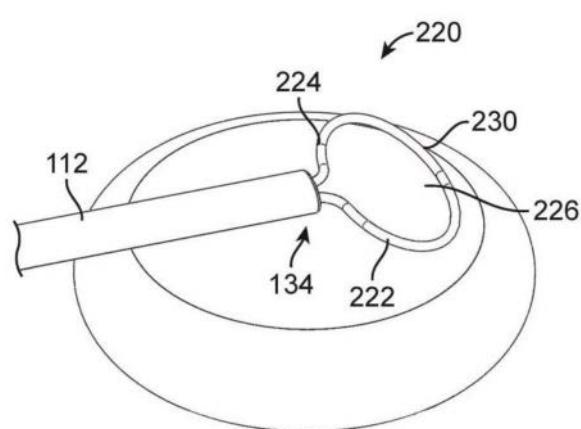


图49

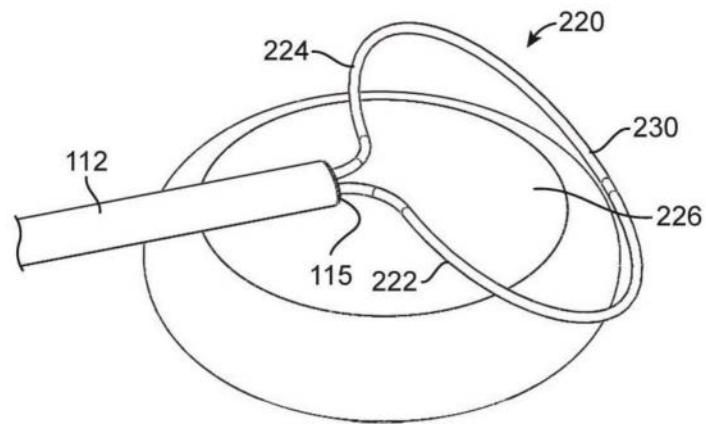


图50

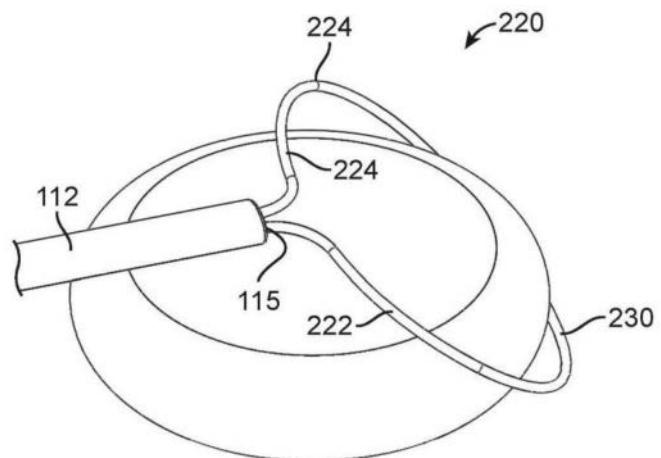


图51

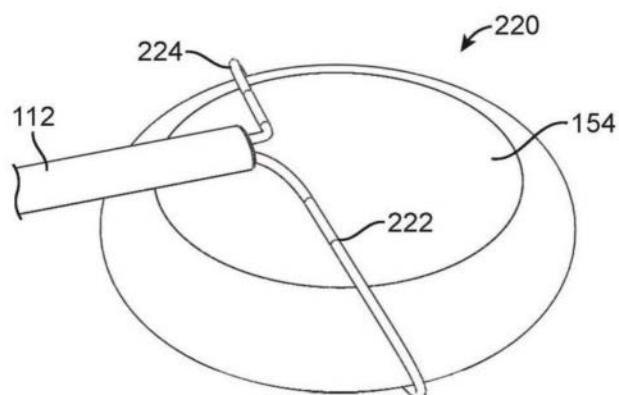


图52

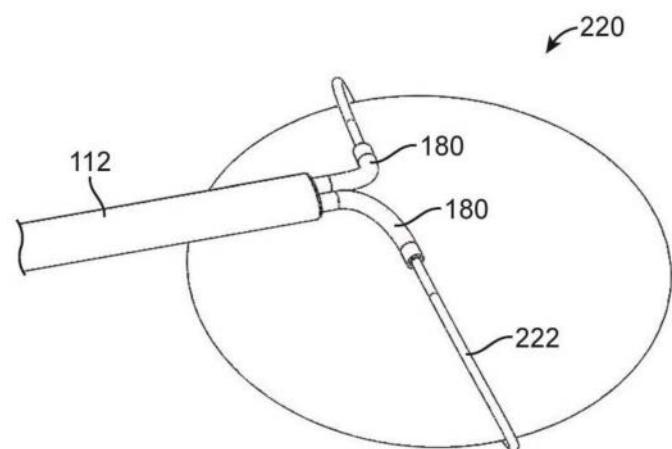


图53