

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 17/94 (2006.01)
A61B 1/012 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200710089757.2

[43] 公开日 2007年9月26日

[11] 公开号 CN 101040798A

[22] 申请日 2007.3.23

[21] 申请号 200710089757.2

[30] 优先权

[32] 2006.3.23 [33] US [31] 11/277,328

[71] 申请人 伊西康内外科公司

地址 美国俄亥俄州

[72] 发明人 M·S·奥尔蒂斯

F·E·谢尔顿四世

[74] 专利代理机构 北京市金杜律师事务所
代理人 苏娟

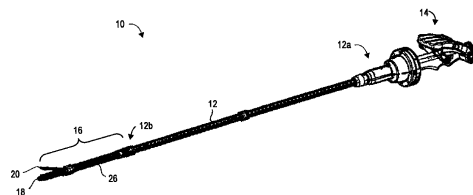
权利要求书 2 页 说明书 25 页 附图 21 页

[54] 发明名称

带有具模仿功能的端部执行器的外科紧固件和切割器

[57] 摘要

本发明提供了用于控制外科装置工作端的运动的方法和装置。在一种实施方式中，提供了用于运动外科紧固装置的远端上的端部执行器的方法和装置。所述运动可包括端部执行器围绕轴的轴线的旋转运动，端部执行器相对于轴的关节运动和端部执行器的致动，例如闭合、击发和/或切割。在其它实施方式中，提供了单根索致动器，其可在第一位置和第二位置之间运动，在第一位置中其有效地旋转端部执行器而不致动（即闭合和击发）端部执行器，在第二位置中其有效地致动端部执行器而不旋转端部执行器。在其它方面中，提供了用于运动在与内窥镜一起使用的辅助通道的远端上形成的柔性颈的方法和装置。柔性颈的运动可用于控制通过柔性颈延伸的工具的定位。



1、一种外科紧固装置，包括：

具有近端和远端的细长轴，手柄可动地连接到所述近端，端部执行器从所述远端延伸，所述端部执行器能够与组织接合并且将至少一个紧固件传递到被接合的组织中，其中，所述手柄和所述端部执行器联接在一起，从而使所述端部执行器模仿所述手柄的运动。

2、如权利要求1所述的装置，其中，所述运动是成比例的。

3、如权利要求1所述的装置，其中，所述手柄通过接头联接到所述细长轴的近端，所述接头选自球窝接头、铰接接头以及柔性接头组成的组中。

4、如权利要求1所述的装置，还包括在所述手柄和所述端部执行器之间延伸的致动器，所述致动器能够将运动从所述手柄传递到柔性颈。

5、如权利要求4所述的装置，其中，所述致动器包括多根沿着所述细长轴的长度延伸的索。

6、如权利要求5所述的装置，还包括锁定机构，该锁定机构围绕所述细长轴和所述手柄中的至少一个设置，并且能够与所述多根索接合以将所述索锁定在固定位置中。

7、如权利要求5所述的装置，其中，所述多根索由电活性聚合物材料制成，并且所述手柄的运动能够有效地将能量有选择地传递到所述多根索，以使所述多根索轴向收缩和径向扩张，并由此使至少一个所述柔性颈模仿所述手柄的运动。

8、如权利要求5所述的装置，其中，所述索沿着所述细长轴的圆周彼此等间隔地隔开。

9、如权利要求1所述的装置，其中，所述端部执行器包括柔性颈，该柔性颈形成于所述端部执行器的近侧部分并能够屈曲，以使所述端部执行器成比例地模仿所述手柄的运动。

10、如权利要求1所述的装置，还包括设置于所述细长轴远端

上的光学图像采集单元，所述光学图像采集单元在内窥镜手术过程中能够采集图像。

带有具模仿功能的端部执行器的外科紧固件和切割器

技术领域

本发明广泛涉及用于控制外科装置工作端的运动的装置和方法。

背景技术

内窥镜外科器械通常优于传统的开放式外科装置，因为使用天然孔口易于缩短术后康复时间并减少并发症。因此，适用于将工具的工作端通过天然孔口精确设置在所需的手术部位的内窥镜外科器械的领域得到极大的发展。这些工具可被用于以多种方式接合和/或治疗组织，以达到诊断或治疗效果。

内窥镜医生需要装置的轴是柔性的，同时还允许工作端能够进行关节运动，以便相对于组织成角度地定向工作端，并且需要装置的轴在一些情况下被致动以便击发或者使工作端运动。由于使用柔性轴以及内窥镜器械的尺寸限制，对于内窥镜装置的工作端的关节运动和致动的控制的集成趋于复杂。一般而言，控制运动都作为纵向平移经过轴传输，这可能与轴的柔性相互干扰。还需要将使工作端进行关节运动和/或致动所需的力降低到所有或者绝大多数医生可操作的水平。降低击发力的一种已知的解决办法是使用电动马达。但是，医生通常优选感受来自工作端的反馈来确保端部执行器的正确操作。在现有马达驱动装置中用户反馈效果不能很好实现。

因此，对于控制内窥镜外科装置工作端的运动而言需要改进的方法和装置。

发明内容

在一种实施方式中，提供了一种外科装置，其具有带近端和远

端的细长轴，所述近端具有与其可动地连接的手柄，所述远端具有从其上伸出的柔性颈。手柄和柔性颈可操作地连接，使手柄的运动有效地引起柔性颈在多个平面中进行关节运动。在一些示例性实施方式中，手柄的运动可被柔性颈模仿。装置还可包括在手柄和柔性颈之间延伸并被构造成将运动从手柄传递到柔性颈的致动器。

装置的手柄可具有多种构造，但在一种实施方式中，手柄可适于相对于细长轴的近端进行关节运动。例如，手柄可通过接头，例如球窝接头、铰接接头或者挠曲接头与细长轴的近端连接。装置的致动器还可具有多种构造，在一种实施方式中致动器可以是至少一根沿着细长轴的长度延伸的索。例如，装置可包括多个沿着轴的长度延伸并且彼此围绕致动器的圆周等距离间隔设置的索。索被构造成相对于细长轴滑动并将张力施加到细长轴，引起至少一部分细长轴挠曲和弯曲。手柄和/或索还可任选地包括与其相关联并被构造成将手柄和/或索保持在固定位置中的锁定机构。在示例性实施方式中，当其经过弯曲的腔插入时，细长轴被构造成被动挠曲并弯曲。

细长轴还可具有多种构造，但在一种实施方式中装置可以是外科缝合器的形式，并且细长轴可包括与柔性颈的远端连接并适于接合组织并将至少一个紧固件输送到被接合的组织中的端部执行器。手柄和端部执行器可被连接成使手柄的运动被端部执行器模仿。例如，手柄可通过接头，例如球窝接头、铰接接头或者挠曲接头与细长轴的近端连接，并且柔性颈可在端部执行器上形成或者与其连接，允许端部执行器按比例模仿手柄的运动。装置还可包括在手柄和端部执行器之间延伸并被构造成从手柄向柔性颈传递运动的致动器。例如，致动器可以是多个沿着细长轴的长度延伸的索。索可以彼此围绕致动器的圆周等距离间隔设置。

在另一种实施方式中，装置可以是辅助通道的形式并且细长轴可以是具有适于将工具容纳在其中的内腔的管的形式。从细长轴的远端延伸的柔性颈可被构造成挠曲以定向通过细长管延伸的工具。柔性颈可具有多种构造，但在一种实施方式中，它可以包括多个在

其中形成的狭缝，以促进其挠曲。狭缝可被构造成使柔性颈挠曲到所需定向。例如，柔性颈可包括狭缝的远侧区域和狭缝的近侧区域，狭缝可被构造成使施加到柔性颈的张力将引起柔性颈在近侧和远侧区域弯曲。手柄可与细长管的近端连接，并且它可操作地与柔性颈关联，使手柄的运动被柔性颈模仿。手柄还可具有多种构造，在一种实施方式中手柄可包括固定构件和适于相对于固定构件进行关节运动的可动构件。可动构件可通过接头与固定构件连接，例如球窝接头、铰接接头或者挠曲接头。使用时，辅助通道可被构造成可松开开放连接到内窥镜。例如，配合元件可在外表面的长度上形成或者沿着其延伸，用于与在适于容纳内窥镜的套筒上形成的辅助配合元件配合。装置还可包括在手柄和柔性颈之间延伸的致动器。致动器可被构造成从手柄向柔性颈传递运动。在一些示例性实施方式中，致动器是至少一根延着细长管的长度延伸的索的形式。在致动器包括多根索时，索优选彼此围绕细长管的圆周等距离间隔设置。使用各种技术使索可沿着细长管延伸。例如，细长管可包括至少一个在其侧壁中形成并沿着其长度延伸的腔，并且索可滑动设置在腔中。装置还可包括定位成与手柄和索中的至少一个接合的锁定机构，以将手柄和索锁定在固定位置中。

本发明还提供了一种内窥镜系统，其具有构造为围绕内窥镜设置的细长套筒和可与细长套筒运动配合的辅助通道。辅助通道可具有、用于容纳工具的在其近端和远端之间、穿过其间延伸的内腔；在其远侧部分上形成并由多个在其中形成的狭缝产生柔性的柔性部分；和至少一个与其近端连接并可操作地与柔性部分连接的手柄，使手柄被构造成引起柔性部分在至少一个平面中进行关节运动。手柄通过至少一根索可操作地与柔性部分连接，并且手柄可被构造成使索相对于辅助通道轴向运动，引起索将张力施加到辅助通道的柔性部分，使柔性部分在至少一个平面中进行关节运动。在一种实施方式中，装置可包括被构造成引起柔性部分在多个平面中进行关节运动的单个手柄。单个手柄可包括与辅助通道的近端连接的固定构

件和被构造成相对于固定构件进行关节运动的可动构件。单个手柄和柔性部分可操作地连接，使单个手柄的运送被柔性部分模仿。在另一种实施方式中，手柄可包括构造成引起柔性部分在第一平面中进行关节运动的第一构件和构造成起柔性部分在第二平面中进行关节运动的第二构件。特别是，手柄可包括与辅助通道连接的固定构件，并且第一和第二构件可旋转地连接到固定构件。装置还包括与第一构件连接并具有至少一个从其上延伸并与柔性部分连接的索的第一卷筒，和与第二构件连接并具有至少一个从其上延伸并与柔性部分连接的索的第二卷筒。第一和第二构件可有效地旋转第一和第二卷筒，从而使索轴向运动，引起柔性部分进行关节运动。

本文中公开的外科装置还可包括多个其它零件。例如，装置可包括设置在细长轴远端上的光学图像采集单元。光学图像采集单元可适于在内窥镜手术期间采集图像。图像显示屏可设置在装置的近端部分上并适于与光学图像采集单元通信以显示采集的图像。在其它实施方式中，装置的端部执行器可包括可拆卸设置在其中并包含多个用于缝合组织的钉的匣和用于切割被缝合的组织的刀。

在其它方面，提供了一种手术方法，包括将细长轴插入体腔中以将与细长轴远端连接的柔性颈定位在待处理的组织附近，并使与细长轴近端枢转连接的手柄运动，以引起柔性颈模仿手柄的运动。柔性颈可镜像反映手柄的运动，或者柔性颈的运动可直接对应于手柄的运动。在一些示例性实施方式中，运动是成比例的。

在一种示例性实施方式中，与细长轴的远端连接的端部执行器被定位在被紧固的组织附近，与细长轴的近端枢轴连接的手柄运动引起端部执行器成比例地模仿手柄的运动。端部执行器可反射手柄的运动，或者端部执行器的运动可直接对应于手柄的运动。在示例性实施方式中，手柄围绕细长轴的近端可枢转地进行关节运动，引起端部执行器模仿手柄的运动。所述方法还包括将组织接合在端部执行的相对钳口之间，并从端部执行器中将至少一个紧固件驱动到组织中。组织可通过在手柄上形成的平移构件从第一位置运动到第

二位置以关闭相对的钳口被接合，并且紧固件可通过旋转在手柄上形成的可旋转构件被击发，以致动设置在端部执行器中的驱动器机构，引起驱动器机构将多个紧固件驱动到组织中。在另一种实施方式中，在使平移构件从第一位置运动到第二位置之前，可旋转构件可被旋转，使端部执行器相对于柔性颈旋转，而不致动驱动器机构。

在再一个方面，细长轴可以是辅助通道的形式，所述辅助通道可滑动配合到在体腔中设置的内窥镜，以便将辅助通道的远端定位在内窥镜的远端附近。工具经过辅助通道中的腔被插入，使工具向远端延伸超过辅助通道的远端，与辅助通道的近端连接的手柄可被运动，引起辅助通道远端上的柔性颈进行关节运动，从而引起工具的工作端沿着所需的位置被定向。手柄可通过手柄相对于辅助通道枢转的关节运动来运动，或者作为替代，可通过旋转手柄上的至少一个可旋转构件来运动。

更具体地说，本发明涉及如下内容：

(1) 一种外科紧固装置，包括：

具有近端和远端的细长轴，手柄可动地连接到所述近端，端部执行器从所述远端延伸，所述端部执行器能够与组织接合并且将至少一个紧固件传递到被接合的组织中，其中，所述手柄和所述端部执行器联接在一起，从而使所述端部执行器模仿所述手柄的运动。

(2) 如第(1)项所述的装置，其中，所述运动是成比例的。

(3) 如第(1)项所述的装置，其中，所述手柄通过接头联接 to 所述细长轴的近端，所述接头选自由球窝接头、铰接接头以及柔性接头组成的组中。

(4) 如第(1)项所述的装置，还包括在所述手柄和所述端部执行器之间延伸的致动器，所述致动器能够将运动从所述手柄传递到柔性颈。

(5) 如第(4)项所述的装置，其中，所述致动器包括多根沿着所述细长轴的长度延伸的索。

(6) 如第(5)项所述的装置，还包括锁定机构，该锁定机构

围绕所述细长轴和所述手柄中的至少一个设置，并且能够与所述多根索接合以将所述索锁定在固定位置中。

(7) 如第(5)项所述的装置，其中，所述多根索由电活性聚合物材料制成，并且所述手柄的运动能够有效地将能量有选择地传递到所述多根索，以使所述多根索轴向收缩和径向扩张，并由此使至少一个所述柔性颈模仿所述手柄的运动。

(8) 如第(5)项所述的装置，其中，所述索沿着所述细长轴的圆周彼此等间隔地隔开。

(9) 如第(1)项所述的装置，其中，所述端部执行器包括柔性颈，该柔性颈形成于所述端部执行器的近侧部分并能够屈曲，以使所述端部执行器成比例地模仿所述手柄的运动。

(10) 如第(1)项所述的装置，还包括设置于所述细长轴远端上的光学图像采集单元，所述光学图像采集单元在内窥镜手术过程中能够采集图像。

(11) 如第(1)项所述的装置，还包括图像显示屏，该图像显示屏设置于所述装置的近侧部分上并能够与所述光学图像采集单元通信，以显示所采集的图像。

(12) 如第(1)项所述的装置，其中，所述端部执行器包括可拆卸地设置于其中的钉仓，所述钉仓容纳有用于缝合组织的多个钉以及用于切割被缝合的组织的刀。

(13) 一种用于再生第(1)项所述装置的方法，包括：

除去并替换可拆卸地设置在端部执行器中的钉仓，以制备重新使用的装置，所述钉仓容纳有设置在其中的多个紧固件。

(14) 一种外科紧固装置，包括：

柔性的细长轴；

可动地连接到所述柔性细长轴的近端的手柄；

具有形成于其上并联接到所述柔性细长轴的远端的柔性颈的端部执行器，所述端部执行器包括相对的钳口，所述钳口能够接合位于其间的组织并将至少一个紧固件驱动到被接合的组织中；以及

在所述手柄和所述端部执行器之间延伸的致动器，所述致动器能够将来自所述手柄运动的力传递到所述柔性颈，以使所述端部执行器与所述手柄协调地运动。

(15) 如第(14)项所述的装置，其中，所述致动器包括多根在所述手柄和所述端部执行器之间延伸的索，所述索沿着所述细长轴的圆周彼此等间隔地隔开。

(16) 如第(14)项所述的装置，其中，所述手柄通过接头联接到所述细长轴的近端，所述接头选自球窝接头、铰接接头以及柔性接头组成的组中。

(17) 一种外科手术方法，包括：

将细长轴插入到体腔中，以便将与所述细长轴的远端连接的端部执行器定位在待紧固组织附近；

使与所述细长轴的近端枢转连接的手柄运动，以使所述端部执行器成比例地模仿手柄的运动。

(18) 如第(17)项所述的方法，其中，所述端部执行器镜像所述手柄的运动。

(19) 如第(17)项所述的方法，其中，所述端部执行器的运动直接对应于所述手柄的运动。

(20) 如第(17)项所述的方法，其中，使所述手柄围绕所述细长轴的近端进行枢转关节运动，以使所述端部执行器模仿所述手柄的运动。

(21) 如第(17)项所述的方法，还包括接合位于所述端部执行器的相对钳口之间的组织，以及将至少一个紧固件从所述端部执行器驱动到组织中。

(22) 如第(21)项所述的方法，其中，接合组织和传递至少一个紧固件包括：

将形成于所述手柄上的平移构件从第一位置运动到第二位置，以闭合相对的钳口；

使形成于所述手柄上的可旋转构件转动，以致动设置于所述端

部执行器上的驱动器机构，从而使所述驱动器机构将多个紧固件驱动到组织中。

(23) 如第(22)项所述的方法，还包括在将所述平移构件从所述第一位置运动到所述第二位置之前使所述可旋转构件转动，以便在不致动所述驱动器机构的情况下使所述端部执行器相对于所述柔性颈转动。

附图说明

通过下列结合附图的详细描述，本发明将更全面地被理解，其中：

图 1A 是外科缝合和切割装置的一种实施方式的透视图，显示出装置的工作端处于初始位置；

图 1B 是图 1A 的外科缝合和切割装置的透视图，显示出装置的工作端处于进行关节运动的位置；

图 2 是图 1A 和 1B 中显示的装置的柔性颈的透视图；

图 3A 是图 1A 和 1B 中显示的装置的远侧部分的透视图，显示与其连接的图 2 的柔性颈和端部执行器；

图 3B 是沿着图 3A 中所示端部执行器的线 3B-3B 截面的剖视图；

图 4A 是图 1A 和 1B 中显示的装置的近端部分的透视图，显示可动地连接到装置的轴的近端的手柄；

图 4B 是图 4A 中显示的装置的近端部分的分解图；

图 5 是设置在图 1A 和 1B 中显示的装置的柔性颈和细长轴之间的连接元件的透视图，显示光学图像采集装置；

图 6 是图 1A 和 1B 中显示的装置的手柄的透视图，显示图像显示屏；

图 7 是用于内窥镜的辅助通道的透视图；

图 8A 是图 7 中显示的装置的柔性颈的透视图；

图 8B 是图 8A 中显示的柔性颈的透视图，显示颈沿着第一方向进行关节运动；

图 8C 是图 8A 中显示的柔性颈的透视图，显示颈沿着第二方向进行关节运动；

图 9A 是与所述辅助通道一起通用的柔性颈的另一种实施方式的透视图；

图 9B 是图 9A 中显示的柔性颈的透视图，显示颈沿着第一方向进行关节运动；

图 9C 是图 9A 中显示的柔性颈的透视图，显示颈沿着第二方向进行关节运动；

图 10 是用于图 7 的装置的多根索致动器的透视图；

图 11 是图 7 的辅助通道的轴的剖视图；

图 12 是用于图 7 的辅助通道的端盖的一种实施方式的透视图；

图 13A 是图 7 中显示的细长轴的手柄和近端部分的分解图；

图 13B 是处于组装结构中的图 13A 中所示细长轴的手柄和近端部分的剖视图；

图 14A 是辅助通道的另一种实施方式的透视图；

图 14B 是图 14A 中显示的辅助通道的剖视图；

图 15A 是图 14A 和 14B 中显示的装置的手柄组件的侧视图；

图 15B 是图 15A 中的手柄组件的分解图；

图 16A 是锁定机构的一种实施方式的透视图；和

图 16B 是与图 1A 和 1B 的外科缝合和切割装置连接的图 16A 的锁定机构的透视图。

具体实施方式

现在将描述一些示例性实施方式，为本文中所公开的装置和方法的结构、功能、制造和使用的原理提供全面的理解。这些实施方式的一个或多个例子在附图中示出。本领域普通技术人员将会理解，在本文中特别描述并在附图中示出的装置和方法是非限定性的示例性实施方式，本发明的范围仅仅由权利要求书来限定。结合一种示例性实施方式示出和描述的特征可与另外的实施方式的特征组合。

旨在将一些修改和变化都包含在本发明的范围内。

本发明提供了用于控制内窥镜外科装置的方法和装置。一般而言，内窥镜外科装置具有细长轴，所述细长轴具有带柔性颈的远端工作端和具有用于控制远端工作端上的柔性颈的运动的运动的手柄的近端。在一些示例性实施方式中，这可使用例如一个或多根在手柄和柔性颈之间延伸的索实现，使手柄的运动将力施加到一个或多根索上，引起柔性部分挠曲，从而使装置的工作端运动。还提供了各种其它零件，以利于装置的使用。本领域技术人员将会理解，被控制的特定装置以及工作端的特定构造可变化，并且在本文中描述的各种控制技术事实上在需要工作端的任何外科装置中都可使用。

图 1A 和 1B 示出了用于控制端部执行器关节运动的技术的一种示例性实施方式，特别是用于引起端部执行器模仿并与手柄同时运动的技术。在该实施方式中，装置是用于将多个线性钉排施加到组织并用于切割被缝合的组织的线性缝合和切割装置 10 的形式。如图所示，装置 10 通常包括具有近端 12a 和远端工作端 12b 的细长轴 12，手柄 14 与近端 12a 连接，工作端 12b 具有与其连接或者在其上形成的端部执行器 16（将在下面详细讨论）。在使用时，端部执行器 16 被构造成模仿手柄 14 的运动。在手柄 14 和端部执行器 16 之间的模仿运动一般可通过使用致动器（未显示）来实现，所述致动器在手柄 14 和端部执行器 16 之间延伸，并有效地将力从手柄 14 传输到端部执行器 16。在示例性实施方式中，致动器是可围绕细长轴 12 的圆周间隔并沿着细长轴 12 的长度设置的多根索。手柄 14 围绕轴 12 的近端 12a 的运动将力施加到一个或多根索，引起索将力施加到端部执行器 16，从而引起端部执行器 16 模仿手柄 14 的运动。模仿运动可包括相应的运动，从而使端部执行器 16 沿着与手柄 14 相同的方向和朝向(orientation)运动，或者镜像运动，从而使端部执行器 16 沿着与手柄 14 相反的方向和朝向运动。模仿运动还可与手柄的运动成比例。

装置 10 的细长轴 12 可具有多种构造。例如，其可以是实心或

中空的，并且可以由单个元件或者多个节段形成。如图 2 中所示，细长轴 12 是中空的，并且由多个相连的节段形成，以允许细长轴 12 挠曲。轴 12 的柔性以及相对较小的直径允许轴 12 可在内窥镜手术中使用，从而使装置经过天然孔内经腔引入。轴的长度还可发生变化，这取决于其期望的应用。

图 2 还示出了围绕细长轴 12 的圆周间隔设置并沿着细长轴 12 的长度延伸的多根索 34a、34b、34c、34d 形式的致动器 22 的一种示例性实施方式。索的数目和位置是可以变化的。例如，这些索可以彼此间隔大约 120° 围绕轴 12 的圆周设置。每根索 34a-d 延伸穿过在细长轴 12 上、其中或周围形成的通道，例如腔。图 2 示出了延伸穿过在轴 12 的每个节段的外表面上形成的切除部分的每根索 34a-d。因此，每个节段包括四个围绕轴 12 的圆周的等距离切除部分，将索 34a-d 彼此等距离保持。切除部分优选具有有效地将索 34a-d 限制在其中同时允许索 34a-d 相对于轴 12 自由滑动的尺寸。

索 34a-d 的远端可与端部执行器 16 配合以控制端部执行器 16 的运动。虽然端部执行器 16 可具有多种构造，并且本领域已知的各种短端部执行器均可使用，但图 3A 示出了一种端部执行器的示例性实施方式，其通常包括适于将组织容纳在其间的一对相对设置的第一和第二钳口 18、20。第一钳口 18 适于包含具有设置在其中并被构造成被驱动到组织中的多个钉的钉仓，第二钳口 20 形成用于使钉变形的砧座。端部执行器 16 的特定构造和基本操作可以变化，并且本领域已知的各种端部执行器 16 均可使用。作为非限定性的例子，名称为“Surgical Stapling Instrument Incorporating an E-Beam Firing Mechanism”的美国专利 No.6978921 公开了可用于本发明的端部执行器的一种实施方式，其全部内容均包含于本申请中。

为了允许端部执行器 16 相对于细长轴 12 运动，端部执行器 16 可与细长轴 12 的远端 12b 可动接合。例如，端部执行器 16 可通过枢转或者旋转接头枢转连接到细长轴 12 的远端 12b。作为替代，端部执行器 16 可包括在其上形成的柔性颈 26，如图所示，以允许端部

执行器 16 相对于细长轴 12 的运动。柔性颈 26 可与细长轴 12 的远端 12b 和/或钳口 18、20 的近端体形成，或者其可以是在轴 12 和钳口 18、20 之间延伸的独立元件。如图 13A 所示，柔性颈 26 包括用于将柔性颈 26 配合到相对的钳口 18、20 的近端的第一联接件 28，和用于将柔性颈 26 配合到细长轴 12 远端的第二联接件 30。联接件 28、30 可拆卸的固定配合到柔性颈 26 和/或钳口 18、20 以及轴 12。联接件 28、30 还起到容纳端部执行器 16 的一些元件的作用。例如，第一联接件 28 可起到将索锚定在其中的作用（将在下面讨论），它还可以起到容纳用于致动（例如关闭和击发）钳口 18、20 的齿轮和驱动组件的作用。

为了方便柔性颈 26 的挠曲，颈 26 可包括一个或多个在其中形成的狭缝 32。狭缝 32 的数量、位置和尺寸可以变化，以得到需要的柔性。在图 3A 中显示的实施方式中，柔性颈 26 包括多排狭缝 32，每排围绕柔性颈 26 径向延伸，并且每排可沿着柔性颈 26 的长度轴向间隔设置。每排狭缝包括两个围绕颈 26 的圆周延伸的狭缝，每排狭缝 32 彼此轴向交错。结果，柔性颈 26 包括交替的狭缝 32。本领域技术人员将理解，狭缝 32 的具体图式可改变，图 3A 仅仅示出了用于形成允许柔性颈 26 挠曲的狭缝 32 的一种图式。其它示例性狭缝构造将在下面详细讨论。

如上所述，索 34a-d 可与端部执行器 16 连接，以允许端部执行器 16 与手柄 14 协同运动。索 34a-d 与端部执行器 16 的连接位置可基于所需的运动而变化。在所示的实施方式中，索 34a-d 的远端与柔性颈 26 的近端连接，特别是它们延伸到第一联接件 28 中并与其连接。图 3B 示出了第一联接件 28 的剖视图，显示分别用于容纳四根索 34a、34b、34c、34d 的四个膛孔 28a、28b、28c、28d。事实上，本领域任何已知技术都可用于将索 34a-d 连接到联接件 28，包括例如机械配合技术（诸如粘合、干涉配合、球窝连接、螺纹等）。使用时，当手柄 14 将轴向力施加到索 34a-d 时，索 34a-d 在柔性颈 26 的远端的连接将允许索 34a-d 将张力施加到柔性颈 26。该张力将引

起颈 26 沿着由施加到每根索 34a-d 的张力量指示的方向挠曲（将在下面详细讨论）。

装置 10 的手柄 14 可用于控制端部执行器 16 的运动，特别时使端部执行器 16 进行关节运动，从而相对于细长轴 12 的纵向轴线 A 成角度定向。虽然手柄 14 可具有多种构造，在一种示例性实施方式中手柄 14 可动地连接到细长轴 12 的近端 12a，使手柄 14 的运动可被端部执行器 16 模仿。虽然各种技术都可用于将手柄 14 可动地连接到轴 12，在图 4A-4C 所示的实施方式中，在手柄 14 和细长轴 12 的近端 12a 之间形成球窝连接。如图 4B 中最清楚显示的，细长轴 12 的近端 12a 包括在其中形成的窝 24，手柄 14 包括在其远端上形成并构造成可转动安放在窝 24 中的半球 13a。窝 24 可与细长轴的近端 12a 一体形成，或者其可通过将中空外壳 12c（如图所示）连接到细长轴 12 的近端 12a。半球 13a 还可与手柄 14 一体形成，或者其可以是与手柄 14 连接的独立元件。为了将手柄 14 可动地配合到轴 12，手柄 14 上的半球 13a 可使用与手柄 14 连接（将在下面讨论）的索 34a-d 限制在窝 24 中。但是，其它配合技术也可用于将手柄 14 可动地配合到轴 12。例如，球 13a 可以是球形并且其可捕获在形成于细长轴 12 的近端 12a 中的球形窝中，或者配合元件（诸如销）可通过球 13a 延伸以将球 13a 限制在窝 24 中。虽然图 4B 示出了在手柄 14 上形成的球 13a 和在轴 12 中形成的窝 24，球窝连接可颠倒，使球位于轴 12 上并使窝位于手柄 14 中。此外，本领域技术人员将会理解，各种其它技术可用于手柄 14 与细长轴 12 的近端 12a 的可动配合。

使用时，手柄 14 可进行关节运动或者相对于轴 12 枢转运动，引起端部执行器 16 模仿手柄 14 的运动。这可通过将索 34a-d 的近端与手柄 14 连接来实现。索 34a-d 与手柄 14 的连接位置可基于所需的运动而变化。在所示的实施方式中，索（在图 4A 中仅仅显示了三根索 34a, 34b 和 34c）从细长轴 12 延伸穿过中空外壳 12c，并从在中空外壳 12c 中形成的槽或者开口中穿出。然后索 34a-d 围绕手柄 14 上的球 13a 延伸并与围绕球 13a 的手柄 14 上的远端面连接。实际上

任何本领域已知的技术都可用于将索 34a-d 与手柄 14 连接, 包括例如机械配合技术, 诸如粘结, 过盈配合, 螺纹等。如图 4A 所示, 手柄 14 包括在其中形成的开口, 索 34a-d 的近端(未示出)可具有在其上形成并被捕获在开口中的球或者其它元件。图 4A 还显示, 索(在图 4A 中仅仅显示了三根索 34a, 34b 和 34c)可保持围绕手柄 14 的周向间隔。这可允许手柄 14 的运动被端部执行器 16 镜像(将在下面详细讨论)。作为替代, 索 34a-d 可在它们与手柄 14 连接之前交叉, 以引起端部执行器 16 沿着与手柄 14 相同的方向运动。例如, 相对设置的索 34a 和 34c 可彼此交叉并与手柄 14 的相对侧连接, 并且相对设置的索 34b 和 34d 可同样彼此交叉并可与手柄 14 的相对侧连接。索 34a-d 可在任何位置交叉, 诸如在轴 12 的近端 12a 上的中空外壳 12c 中。

图 4A 和 4B 还显示, 手柄 14 还可包括其它零件, 以利于装置的使用。例如, 手柄 14 可包括有效地关闭端部执行器 16 上的钳口 18、20 的平移构件 38, 和有效的选择性旋转并致动端部执行器 16 的可旋转构件 40。平移和可旋转构件 38、40 在由 Mark Ortiz 等人提交的题为“Surgical Fastener And Cutter With Single Cable Actuator”的专利申请中详细描述, 申请日与本申请相同, 其内容通过引用而全文包含于本申请中。在另外的实施方式中, 手柄 14 可包括触发器、旋钮等, 用于旋转和/或致动端部执行器 16。

仍参照图 1B, 在使用时, 手柄 14 可相对于细长轴 12 的近端 12a 枢转或者成角度定向, 以使端部执行器 16 进行模仿运动。特别是, 手柄 14 围绕细长轴 12 沿着第一方向枢转, 将力施加到一个或多个索 34a-d 上以轴向拉动索。结果, 致动的索将张力施加到柔性颈 26, 引起颈 26 挠曲。为了防止细长轴 12 相应于由手柄 14 施加到索 34a-d 的张力挠曲, 柔性颈 26 可具有比细长轴 12 更大的柔性。这可例如通过使用如前所述的交替狭缝 32 实现, 或者在其它实施方式中材料可不同, 或者细长轴可包括稳定元件, 诸如穿过其中延伸的杆, 使细长轴比柔性颈更具刚性。

手柄 14 的运动方向可被端部执行器 16 沿着相同方向（即相应运动）或相反方向（即镜像运动）模仿，从而允许用户精确控制端部执行器 16 的位置。在示例性实施方式中，端部执行器 16 运动的特定量可与手柄 14 的运动量成比例。也就是说，端部执行器 16 的运动量可直接与手柄 14 的运动量相等，或者其可相对于手柄 14 的运动量成比例增加或减少。在一些实施方式中，使端部执行器 16 的运动量相对于手柄 14 的运动量增加是理想的。结果，仅仅需要手柄 14 的小运动来允许端部执行器 16 大运动量。虽然各种技术可用于实现端部执行器 16 运动的成比例倍增或增加，力倍增机构的一种示例性实施方式是与索连接的偏心凸轮，当张力被手柄 14 施加到索 34a-d 时所述偏心凸轮可增加索 34a-d 的机械优点，或是力或者是位移。

本领域技术人员将会理解，虽然手柄和装置的工作端之间的运动在理论上可成比例，但在实践中，由于力经过细长轴被传递时可能发生力的一些损失。因此，在本文中使用的成比例运动试图包括其中手柄和工作端被构造成按比例量运动、但在装置的实际运转过程中可发生一些力的丢失的应用。

本文中公开的各种装置还可包括各种其它零件，以方便其使用。例如，图 1A 的装置 10 可包括设置在细长轴 12 上并被构造成在内窥镜手术期间采集图像的光学图像采集单元。虽然该单元的位置可以变化，在一种实施方式中光学图像采集单元可设置在第二联接件 30 上。特别是，图 5 示出了斜面形外壳 42，从联接件 30 的外表面突出，其中容纳有光学图像采集单元。在外壳 42 的远侧面上形成有视窗 44，以允许所述单元采集端部执行边 16 及周围与手术部位的图像来自光学图像采集单元的图像可被传输到外置图像显示屏，或者作为替代，装置 10 可包括设置在装置的近端部分上或者与其连接的图像显示屏。图 6 示出了从手柄 14 向外突出的图像显示屏 46 的一种实施方式。

如前所述，本文中公开的用于控制内窥镜外科装置的工作端的各种技术可与各种医学装置结合使用。图 7 示出了具有用于控制其

工作端的运动的医学装置的另一种实施方式。在该实施方式中，医学装置是用于内窥镜的辅助通道 100 的形式。辅助通道 100 是可与内窥镜配合并沿着其滑动的外置装置，允许其它工具诸如抓钳，切割器等穿过其中引入并定位在内窥镜的观察端附近。虽然辅助通道 100 实际上可具有各种构造、形状和尺寸在图 7 所示的实施方式中，辅助通道 100 包括细长管或轴 102，其具有在其近端和远端 102a、102b 之间延伸、用于将工具容纳在其间的内腔。辅助通道 100 还可包括在其上形成的配合元件，用于将辅助通道 100 直接配合在内窥镜、或者设置在内窥镜周围的套筒、或者其它装置上。虽然实际上任何配合技术均可使用，但在所示的实施方式中，辅助通道 100 上的配合元件是沿着细长轴 102 的长度延伸的导轨 104 的形式。导轨 104 被构造成容纳在内窥镜或者围绕内窥镜设置的装置（例如套筒）上形成的互补轨道中。本领域技术人员将会理解，各种其它技术都可用于将辅助通道直接或间接配合配合在内窥镜上。

为了控制辅助通道 100 的工作端的运动，装置 100 可包括类似于前面描述的那些零件。特别是，装置 100 可以包括在细长轴 102 的远端 102a 上形成或者与其连接的柔性颈 108、在细长轴 102 的近端 102a 上形成或者与其连接的手柄 106，以及在手柄 106 和柔性颈 108 之间延伸的致动器。在该实施方式中，致动器被构造成从手柄 106 将力传输到柔性颈 108，使手柄 106 的运动被柔性颈 108 模仿，从而允许穿过辅助通道 100 延伸的工具被定位在所需的角朝向。

柔性颈 108 可具有各种构造，并且其可以使与细长轴 12 连接的独立元件，或者其可以与细长轴 102 整体形成，如图 7 所示。颈 108 可使用各种技术产生柔性。例如，颈 108 可由一个或多个可彼此相对运动的节段形成，和/或其可由柔性材料形成。在图 8A 所示的示例性实施方式中，颈 108 包括在其中形成并被构造成提供颈 108 的最大柔性的多个狭缝 112。虽然狭缝 112 的尺寸、数量和朝向可变化以获得需要的结果，在所示的实施方式中柔性颈 108 包括四列狭缝（仅仅显示了三列狭缝，由箭头 112a、112b、112c 指示）。每列沿

着柔性颈 108 的长度轴向延伸，并且每列包括围绕颈 108 的圆周轴向间隔设置的四排狭缝。每列狭缝 112 还轴向彼此交错，以允许狭缝 112 叠置。使用时，当张力被施加到致动器时，狭缝 112 将允许颈 108 弯曲或者采取弯曲构造，使颈 108 相对于细长轴 102 的剩余部分进行关节运动，如图 8A 和 8C 所示。

在另外的实施方式中，狭缝可被定位成允许颈挠曲到预定位置中。作为非限定性的例子，图 9A 示出了在其中形成有狭缝 112' 的两个区域的柔性颈 108' 的另一种实施方式。特别是，柔性颈 108' 包括狭缝的远侧区域 112a' 和狭缝的近端区域 112b'。每个区域 112a'、112b' 可包括定位在任何位置的任何数目的狭缝，以沿着一个或多个所需方向提供所需的柔性程度。如图 9A 所示，狭缝的远侧和近侧区域 112a'、112b' 分别包括两排在柔性颈 108' 的相对侧上形成并沿着其长度延伸的狭缝。使用时，当张力被施加到柔性颈 108' 时（将在下面详细讨论），颈 108' 将在远侧和远侧区域 112a'、112b' 两个区域都挠曲，从而相对于细长轴 102' 的剩余部分进行关节运动。如图 9B 所示，挠曲可首先在颈 108' 的远侧区域 112a' 中发生。进一步施加到 108' 的张力然后可引起近端区域 112b' 中发生挠曲，如图 9C 所示。在另外的实施方式中，狭缝定位和/或狭缝的尺寸可被构造成在挠曲在远侧区域 112a' 中发生之前，引起挠曲在近端区域 112b' 中发生，或者作为替代，狭缝可被构造成引起近侧和远侧区域 112b'、112a' 中同时发生。本领域技术人员将会理解，狭缝的数量、位置、尺寸和形状可调节，以得到所需的结果。用于形成狭缝的切口的具体构造也是可变的。例如，狭缝的宽度和长度可从细长轴的外表面到细长轴的那表面保持一致，或者作为替代，宽度和长度可增加或者减小，使狭缝逐渐变细或者其它变化。作为非限定性的例子，逐渐变细的构造可通过形成具有三角形构造的狭缝来形成，其中狭缝的长度和宽度从细长轴的外表面到内表面减小。

如上所述，致动器被构造成将张力施加到柔性颈 108 上，引起颈 108 进行关节运动。致动器可具有多种构造，但在一种示例性实

施方式中致动器类似于前述致动器，并包括一个或多个在手柄 106 和柔性颈 108 的远端之间延伸的索，使手柄 106 和柔性颈 108 在操作上相关联。每根索可被构造成将张力施加到柔性颈 108，引起颈 108 在运动平面中进行关节运动。因此，在装置 100 仅仅包括一根索时，柔性颈 108 可在单个运动平面中进行关节运动。每个附加的索可允许颈 108 在不同的运动平面中进行关节运动。当提供多根索时，颈 108 可在多个运动平面中进行关节运动。此外，索可同时被施加张力，能够允许柔性颈 108 进行 360°的关节运动。

虽然索的数目可以变化，但装置 100 可仅仅包括一根索，在图 7 所示的实施方式中，装置 100 包括四根索（仅仅显示了三根索 110a、110b、110c）。索 110a、110b、110c、110d 在图 10 中更详细显示。如上所述，索 110a-d 沿着手柄 106 和柔性颈 108 之间的细长轴 102 的长度延伸。索 110a-d 的具体位置可以变化，但在示例性实施方式中索 110a-d 围绕细长轴 102 的圆周沿径向间隔设置，并且它们在柔性颈 108 的最远端和手柄 106 之间延伸。索 110a-d 可通过细长轴 102 的内部或者沿着细长轴 102 外部延伸，或者它们可穿过在细长轴 102 的侧壁中形成的腔或者通道延伸。图 11 示出了细长轴 102 的剖视图，显示在其中形成的四个腔 103a、103b、103c、103d。腔 103a-d 优选具有允许索 116a-d 在其中滑动的尺寸，并且它们围绕细长轴 102 周向间隔设置。腔 103a-d 在细长轴 102 的近端 102a 和远端 102b 之间延伸，允许索 110a-d 在手柄 106 和柔性颈 108 的最远端之间延伸。

索 110a-d 的远端可使用各种技术与柔性颈 108 的最远端配合，但是在图 12 中显示的一种实施方式中，柔性颈 108 包括与其最远端连接或者在其上形成的端盖 114。虽然端盖 114 的构造可基于致动器的构造而变化，在所示的实施方式中端盖 114 包括在其中形成并围绕端盖 114 的圆周间隔设置的四个腔孔 114a、114b、114c、114d，使腔孔 114a-d 与细长轴 102 中的腔 103a-d 对准。每个腔孔 114a-d 被构造成容纳其中一根索 110a-d。各种配合技术都可用于将索 110a-d 保持在腔孔 114a-d 中。例如，图 10 示出了在每根索 110a-d 的末端

上形成的球,用于将索 110a-d 的末端保持在端盖 114 中的腔孔 114a-d 中。端盖 114 还可包括在其中形成的中央腔 116,用于将工具容纳在其中。腔 116 还可用于方便经过辅助通道 100 插入的工具定位。

索 110a-d 的近端可与连接到轴 102 的近端的手柄 106 配合。虽然手柄 106 可具有多种构造,在前面图 7 中显示的一种示例性实施方式中,手柄 106 可以是与细长轴 102 的近端 102a 可动地连接的操纵杆形式,特别是被构造成相对于细长轴 102 的近端进行关节运动。手柄 106 的关节运动可允许手柄 106 的运动被柔性颈 108 模仿(将在下面探讨)。

虽然关节运动可使用多种类型的连接头实现,但在所示的实施方式中,在手柄 106 和细长轴 102 之间形成球窝连接。特别是,如图 13A 和 13B 中更详细显示的那样,细长轴 102 的近端 102a 包括在其上形成并在其近端中限定一个窝 118 的外壳 103。手柄 106 包括可动地设置在窝 118 中的球 120,并且操纵杆从球 120 向近端延伸,从而允许手柄 106 相对于细长轴 102 进行关节运动。销或其它机构可被用于将球 120 可动地保持在窝 118 中。本领域技术人员将会理解,手柄可具有各种其它形状,并且各种其它技术都可用于将手柄 106 可动地连接到细长轴 102。

如上所述,索 110a-d 的近端被构造成与手柄 106 配合。因此,手柄 106 可包括用于配合到索 110a-d 的零件。虽然具体配合零件可基于致动器的构造而变化,在示例性实施方式中,手柄 106 上的操纵杆 122 包括在其上形成的四个腿 124a、124b、124c、124d。腿 124a-d 围绕操纵杆 122 的圆周间隔设置,使它们大致与索对准,并且每个腿 124a-d 被构造成与其中一个索 110a-d 的终端配合。如前所述,索 110a-d 的远端说明的球窝连接可用于使索 110a-d 与腿配合,或者作为替代,可使用任何其它已知的配合技术。

仍参照图 7,在使用时,手柄 106 可相对于细长轴 102 的近端 102a 枢转或者成角度定向,以便柔性颈 108 进行模仿运动,从而定位穿过柔性颈 108 延伸的工具。如图 7 和 13B 所示,手柄 106 上的

操纵杆可包括穿过其中形成并与细长轴 102 中的腔 102c 对准的腔 107，允许工具通过装置 100 引入。在其它实施方式中，手柄 106 可以从细长轴 102 的近端 102a 偏置，使手柄 106 与索连接，但不影响直接接触细长轴 102 中的腔 102c。

为了控制柔性颈 108 的运动并由此控制穿过其中定位的工具，手柄 106 围绕细长轴 102 的近端 102a 枢转或者进行关节运动。例如，手柄 106 沿着第一方向的运动将引起手柄 106 上的腿 124a-d 将力施加到一个或多根索 110a-d 上，以轴向拉动索。结果，致动的索将张力施加到柔性颈 108，引起颈 108 挠曲。为了防止细长轴 102 响应于由手柄 106 施加到索 110a-d 的张力而挠曲，柔性颈 108 可具有比细长轴 102 更大的柔性。例如，这可采用如前所述的狭缝来实现，或者在其它实施方式中轴 102 可包括穿过其中延伸的稳定元件，诸如杆，使轴 102 比柔性颈 108 更具刚性。手柄 106 的运动方向将被柔性颈 108 以相同方向（即相应的运动）或者以相反方向（即镜像）模仿，从而控制穿过柔性颈 108 延伸的工具的位置。在示例性实施方式中，柔性颈 108 的具体运动量可与手柄 106 的运动量成比例。也就是说，柔性颈 108 的运动量可与手柄 106 的运动量直接相等，或者其可相对于手柄 106 的运动量成比例增加或减少。在一些实施方式中，理想的是柔性颈 108 的运动量可相对于手柄 106 的运动量增加。结果，仅仅需要手柄 106 的小运动量来使柔性颈 108 进行更大量运动。虽然各种技术可用于实现柔性颈 108 运动的成比例倍增或者增加，力倍增机构的一种示例性实施方式是与索连接的偏心凸轮，当张力被手柄 106 施加到索 110a-d 时该凸轮可增加索 110a-d 的机械优点，或是力或者是位移。

如前所述，虽然手柄和装置的工作端之间的运动在理论上可成比例，但在实践中，由于力经过细长轴被传递时可能发生力的一些损失。因此，在本文中使用的成比例运动试图包括其中手柄和工作端被构造成按比例量运动、但在装置的实际运转过程中可发生一些力的丢失的应用。

虽然图 1A 和 7 示出了其中工作端模仿手柄运动的装置,但手柄可具有能有效使装置的工作端进行关节运动而不会使装置的工作端模仿手柄的运动的多种其它构造。图 14A 和 14B 示出了具有手柄 204 的装置 200 的另一种实施方式,所述手柄包括有效的使柔性颈 206 沿着一个或多个运动平面相对于装置的细长轴 202 进行关节运动的可旋转构件。一般而言,装置 200 的细长轴 202 与前述细长轴 102 非常相似,并且它通常包括与其远端连接或者在其上形成的柔性颈 206。四根索致动器(未显示)延伸穿过手柄 106 和柔性颈 206 之间的细长轴。轴 102 和索致动器类似于前面参照装置 100 描述的轴 102 和索致动器 110a-d,因此将不再对它们进行详细描述。

装置 200 的手柄 204 在图 15A 和 15B 中更详细显示。一般而言,手柄 204 包括一个或多个可旋转设置在其中的卷筒。每个卷筒被构造成配合到其中一个索致动器并对其进行控制。因此,每个卷筒的转动将卷绕或释放索,从而引起柔性颈 108 挠曲并沿着特定方向致动。虽然卷筒的数目可基于索致动器而变化,在图 15A 和 15B 所示的实施方式中,手柄 204 包括四个卷筒 208a、208b、210a、210b。前面的两个卷筒 208a、208b 彼此连接,并且后面的两个卷筒 210a、210b 彼此连接。第一索 212a 与第一卷筒 208a 连接并卷绕其上,第二索 212b 与第二卷筒 208b 连接并卷绕于其上。第一和第二索 212a、212b 被定位在细长轴 202 的相对侧并上并沿着其延伸。结果,施加到第一索 212a 上的张力将引起柔性颈 206 在第一运动平面中沿着一个方向进行关节运动,施加到第二索 212b 上的张力将引起柔性颈 206 在第二运动平面中沿着相反方向进行关节运动。为了允许张力仅仅被施加到索 212a、212b 中的一个,第一和第二索 212a、212b 沿着相反方向围绕第一和第二卷筒 208a、208b 卷绕。因此,第一和第二卷筒 208a、208b 的旋转将卷绕索 212a\212b 中的一个并向且施加张力,同时使索 212a、212b 中的另一个打开并解除张力。第三和第四索 212c、212d 同样围绕第三和第四卷筒 210a、210b 卷绕,第三和第四卷筒 210a、210b 的旋转将使索 212c、212d 中的一个卷绕并

将张力施加于其上,同时打开索 212c、212d 中的另一个并解除张力。第三和第四索 212c、212d 可沿着轴 202 在与第一和第二索 212a、212b 径向错开的位置延伸,使第三和第四索 212c、212d 引起柔性颈沿着不同的第二运动平面进行关节运动。例如,第三和第四索 212c、212d 可与第一和第二索 212a、212b 错开大约 90° ,使索 212a-d 都围绕细长轴 202 的圆周大致间隔相等的距离。本领域技术人员将会理解,手柄 204 可包括任意数量的卷筒和索,以沿着需要的平面数进行关节运动。

为了控制卷筒 208a、208b、210a、210b,装置可包括一个或多个夹持构件。如图 15A 和 15B 所示,第一旋钮 214 与第一和第二卷筒 208a、208b 连接,第二旋钮 216 与第三和第四卷筒 210a、210b 连接。旋钮 214、216 可与卷筒 208a、208b、210a、210b 整体形成,或者它们可通过穿过卷筒 208a、208b、210a、210b 延伸的轴与卷筒 208a、208b、210a、210b 连接。在所示的实施方式中,第一旋钮 214 直接在第一卷筒 208a 上形成或者与其连接,第二旋钮 216 可通过从穿过第一和第二卷筒 208a、208b 的旋钮 216 延伸并连接到第三和第四卷筒 210a、210b 的轴 218 与第三和第四卷筒 210a、210b 连接。换言之,第一和第二卷筒 208a、208b 围绕轴 218 旋转设置。

在一些示例性实施方式中,卷筒和旋钮也可具有不同尺寸。在图 15A 和 15B 中所示的实施方式中,第一和第二卷筒 208a、208b 以及第一旋钮 214 具有比第三和第四卷筒 210a、210b 和第二旋钮 216 的直径大的直径。虽然不是必须的,所述构造是有利地,因为它将索 212a-d 间隔开,防止了索 212a-d 彼此接触。

使用时,工具经过细长轴 202 被定位,并且旋钮 214、216 可旋转,使柔性颈 206 在轴 202 上进行关节运动,从而根据需要定位工具。如图 14A 和 14B 所示,手柄 204 可包括穿过其中延伸并与细长轴 202 中的腔对准的腔 205,允许工具穿过手柄 204 和轴 202。在另外的实施方式中,手柄 204 可与细长轴 202 错开,以提供细长轴 202 中腔的直接进口。一旦工具经过轴 202 被定位,旋钮 214、216 可旋

转，使柔性颈 206 在细长轴 202 的远端上进行关节运动。特别是，第一旋钮 214 可沿着第一方向（例如沿着顺时针方向）旋转，以将张力施加到一个索（例如第二索 212a），同时释放或者打开另一个索（例如第二索 212b）。结果，施加到第一索 212a 的张力将沿着近端方向拉动柔性颈 206 的最远端，引起柔性颈 206 挠曲并由此沿着第一方向进行关节运动。第一旋钮 214 沿着相反方向的旋转（例如逆时针方向）的旋转，将打开第一索 212a 同时卷绕第二索 212b。柔性颈 206 将恢复到其初始的线性构造。第一旋钮 214 的进一步旋转将继续卷绕第二索 212b，同时打开第一索 212a，从而引起柔性颈 206 挠曲并在相同的运动平面中沿着相反方向进行关节运动。第二旋钮 216 可同样旋转，使柔性颈在不同运动平面中进行关节运动。旋钮 214、216 还可任选地同时旋转，使柔性颈 206 在与第一和第二运动平面不同的另外的运动平面中进行关节运动。

在其它实施方式中，本文中公开的各种装置可包括用于将手柄和/或致动器锁定在固定位置以将装置的工作端保持在所需的关节运动或者角度朝向的锁定机构。虽然锁定机构可具有各种构造，在一种示例性实施方式中锁定机构可以是夹具的形式，其有效地夹钳在索上从而防止索的运动，以便沿着需要的朝向锁定工作端。夹具可具有各种形状和尺寸，并且它可被定位在装置上的各种位置。图 16A 和 16B 示出了夹具 300 的一种示例性实施方式，其围绕图 1A 和 1B 的外科紧固和切割装置 10 上的中空外壳 12c 设置。夹具 300 一般为环形并可被构造成与邻近开口 12c 滑动或者旋转配合，索（在图 16B 中仅仅显示了索 34a、34b、34c）可穿过所述开口延伸。在初始位置，夹具 300 与开口间隔设置，允许索 34a-d 穿过其中自由运动。一旦装置的工作端、例如端部执行器 16 沿着所需的方向进行关节运动，夹具 300 可沿着中空外壳 12c 轴向运动，直到其在开口上方延伸并与延伸穿过其中的索 34a-d 接合。当夹具 300 处于锁定位置中时，夹具 300 将由此防止索 34a-d 的运动。为了使夹具 300 轴向运动并将夹具 300 锁定在外壳 12c 中，夹具 300 可包括在其上形成

并被构造成与在外壳 12c 上形成的相应配合元件接合的配合元件。如图 16A 和 16B 所示，夹具包括在其中形成的螺纹 302，其被构造成与在外壳 12c 上形成的相应螺纹（未显示）配合。结果，夹具 300 围绕外壳 12c 的旋转将引起夹具 300 在初始位置和锁定位置之间运动。本领域技术人员将会理解各种其它配合技术也可使用。例如，手柄可包括在其上形成并被构造成将手柄锁定在固定的关节运动位置中的锁定元件。

在其它实施方式中，索可用于被动地允许细长轴经过体腔进行关节运动，并且在需要时夹具 300 或者其它锁定机构可用于将装置的工作端锁定在位置中。在这类的构造中，手柄可仅仅用于方便装置的夹持。

在其它实施方式中，在本文中公开的用于使装置的工作端进行关节运动的索致动器可由电活化聚合物材料制成。电活性聚合物（EAP）（也被称为人造肌肉）是响应于电场或者化学场表现出压电、热电或者电致特性的材料。特别是，EAP 是一组掺杂的导电聚合物，当施加电压时其形状发生改变。导电聚合物可以是配对形成离子流体或者凝胶和电极，来自流体/凝胶进入或流出导电聚合物的离子流可诱导聚合物形状发生改变。典型地，取决于使用的特定聚合物和离子流或者凝胶施加大约 1V 到 4kV 范围内的电压，需要特别注意的是当供给能量时，EAP 不改变体积，它们仅仅沿着一个方向膨胀并沿着相反方向收缩。因此，前面在本文中公开的索致动器可被 EAP 致动器取代，并且手柄可被构造成能激活能源，以选择性地将能量输送到一个或多根索。在示例性实施方式中，手柄的运动可被构造成控制能源的量以及索接收的能源。结果，手柄的运动仍可被装置的工作端模仿，为用户提供对工作端位置的相同的精确控制。能源可以是内部源（例如电池），或者也可以是外部源。在其它实施方式中，EAP 索致动器可补充通过手柄的运动施加到索上的轴向力，从而相对于手柄成比例增加工作端的运动量。

在其它方面中，索致动器可由形状记忆材料制成，例如镍钛诺。

所述构造允许张力被施加到索，使端部执行器进行关节运动，还允许索回复到最初的线性构造，而不需要操作手柄。

在又一种实施方式中，本文中公开的各种装置，包括其部分，可被设计成在一次使用后被抛弃，或者它们可被设置成多次使用。在任何一种情况下，在至少一个使用之后，装置可被再生以便再次使用。再生可包括任何装置的拆分，然后清洁或者替换特定部件并随后组装的步骤组合。作为例子，图 1A 和 1B 中所示的外科缝合和切割装置可在装置已经在医学手术中使用后再生。装置可以拆分，并且任意数目的特定部件可在任何组合中选择性地被替换或者被除去。例如，对于外科缝合和切割装置而言，设置在端部执行器中并含有多个紧固件的钉仓可通过将新的紧固件仓增加到端部执行器中来替换。当清洁和/或替换特定部件时，装置可在再生车间或者通过外科团队在外科手术之前立即被重新组装用于随后的使用。本领域技术人员将会理解，装置的再生可利用各种用于组装、清洁/替换和重组技术。所述技术的使用和产生的再生装置都属于本申请的范围。

基于上述实施方式，本领域技术人员将会理解本发明的其它特征和优点。因此，除非由所附的权利要求书特别指明，本发明不由已经特别显示并描述的来限定。在本文中引用的所有出版物和参考文献都通过全文引用而明确地包含在本申请中。

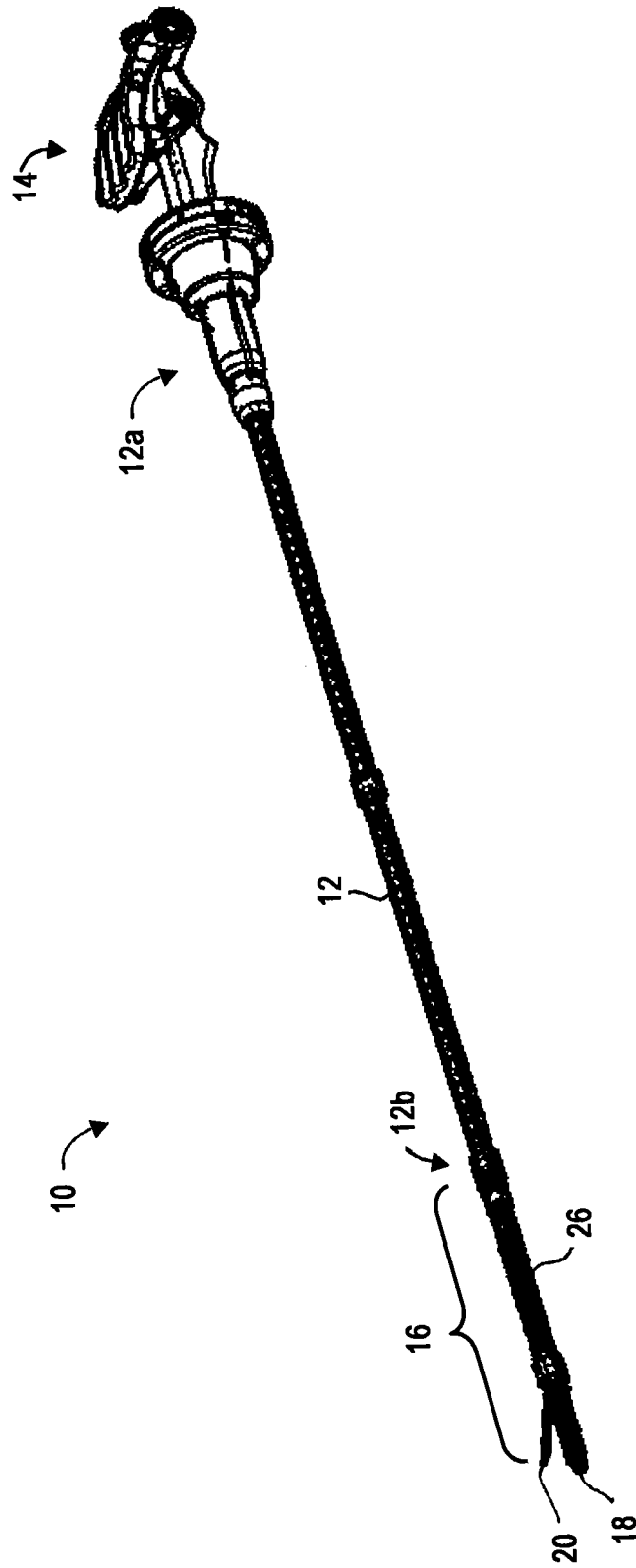


图 1A

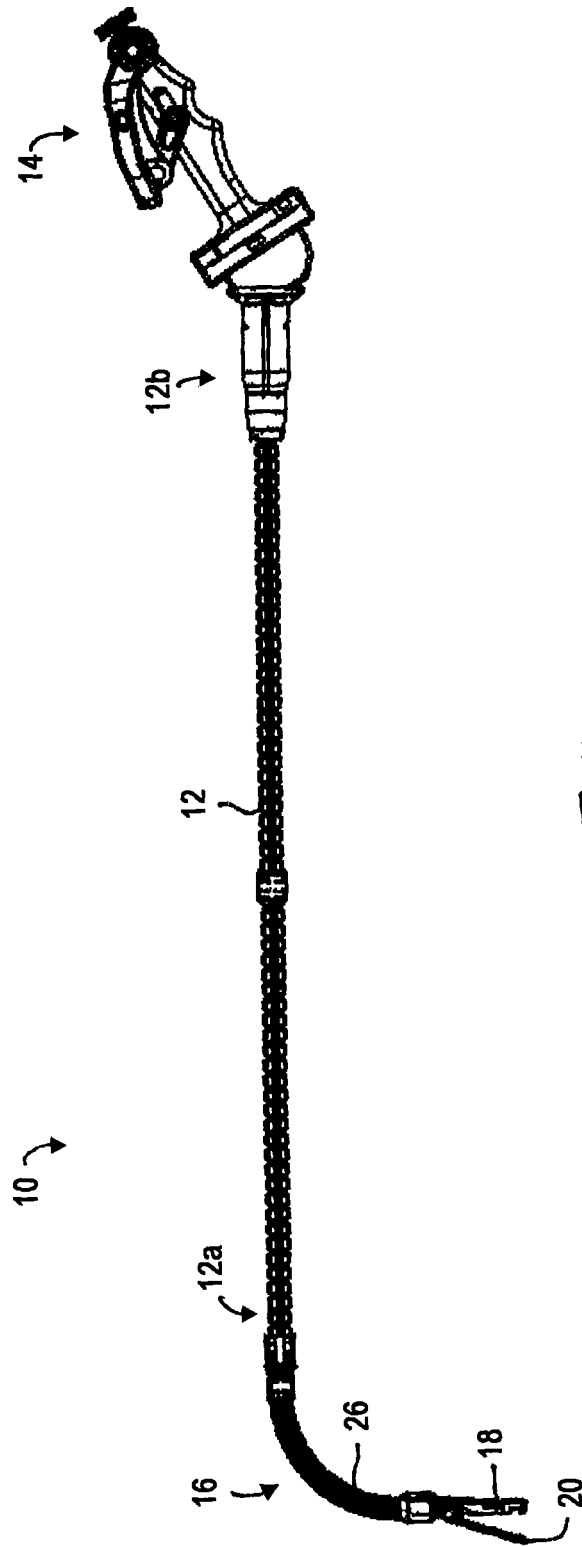


图 1B

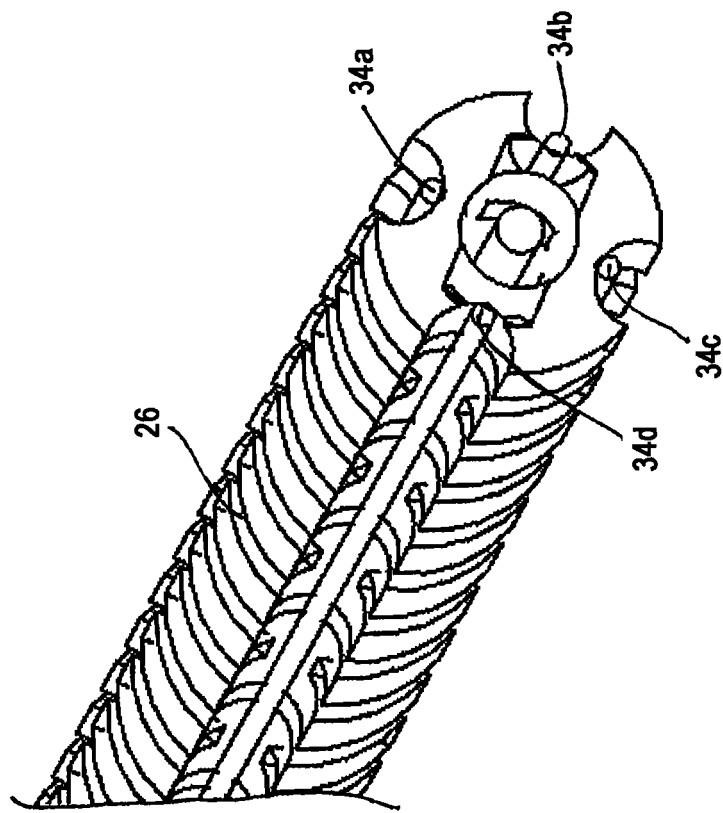


图 2

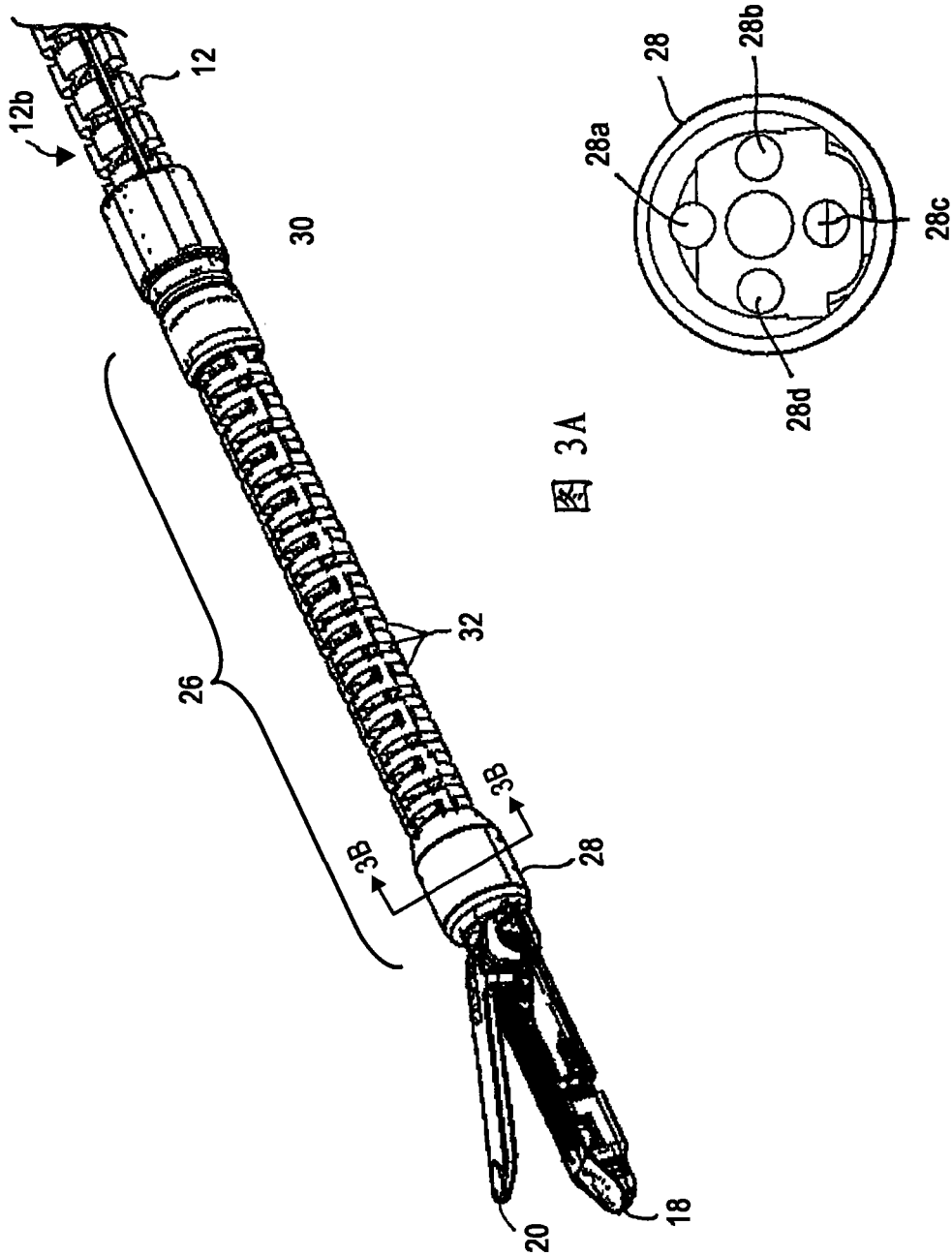


图 3A

图 3B

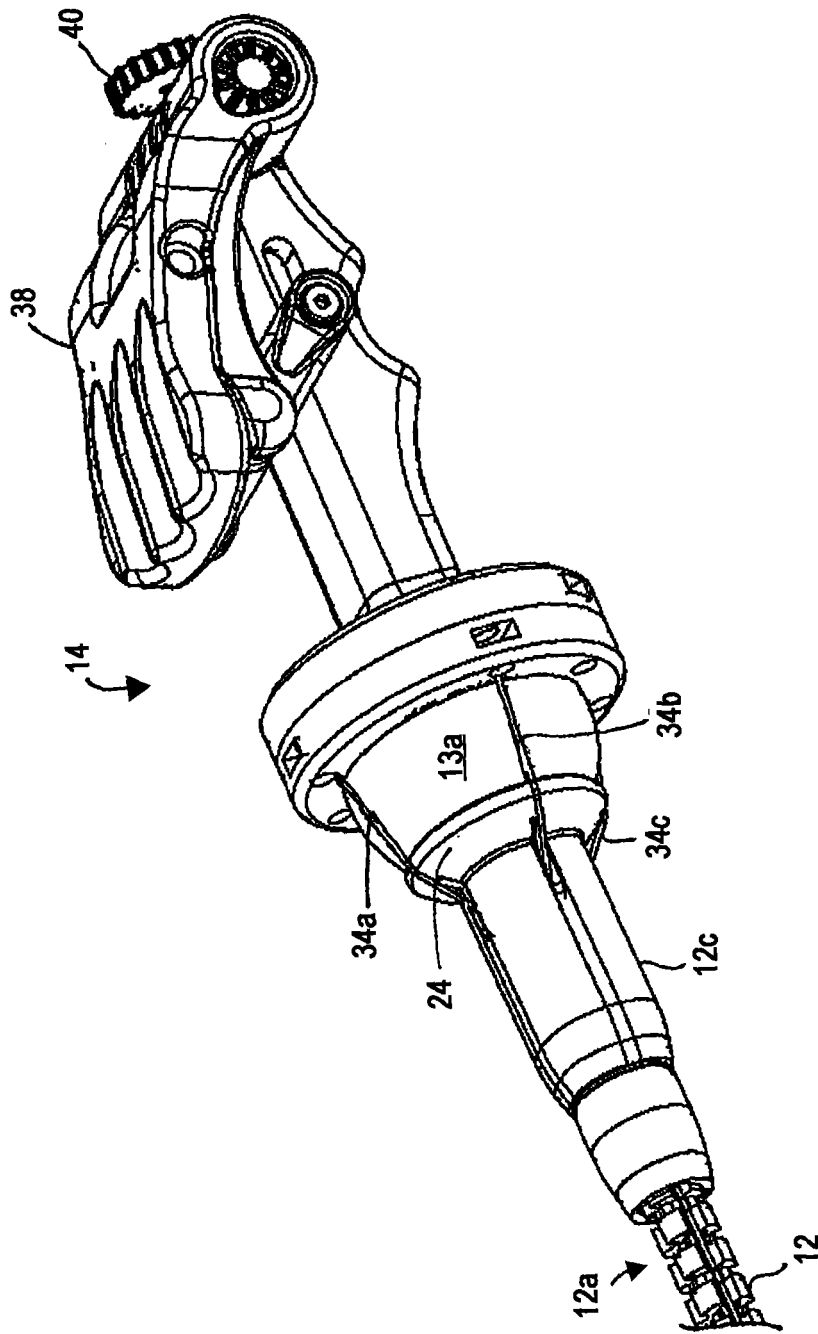


图 4A

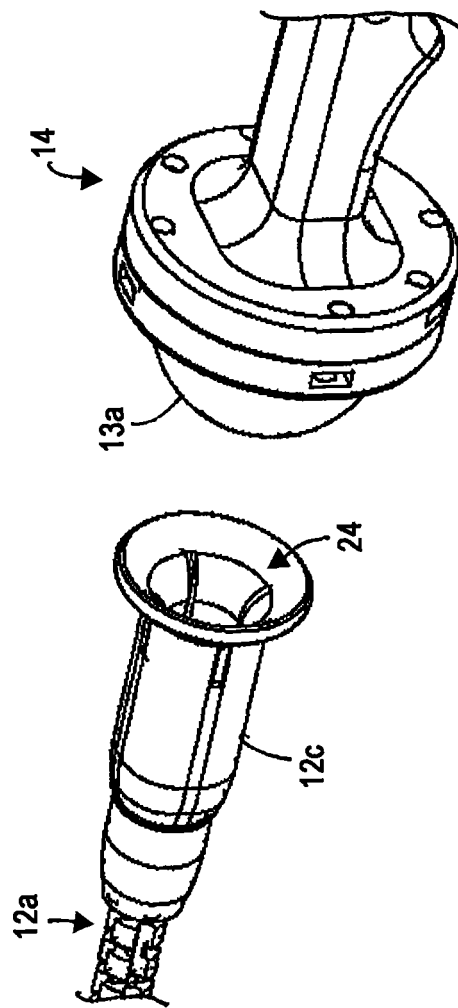


图 4B

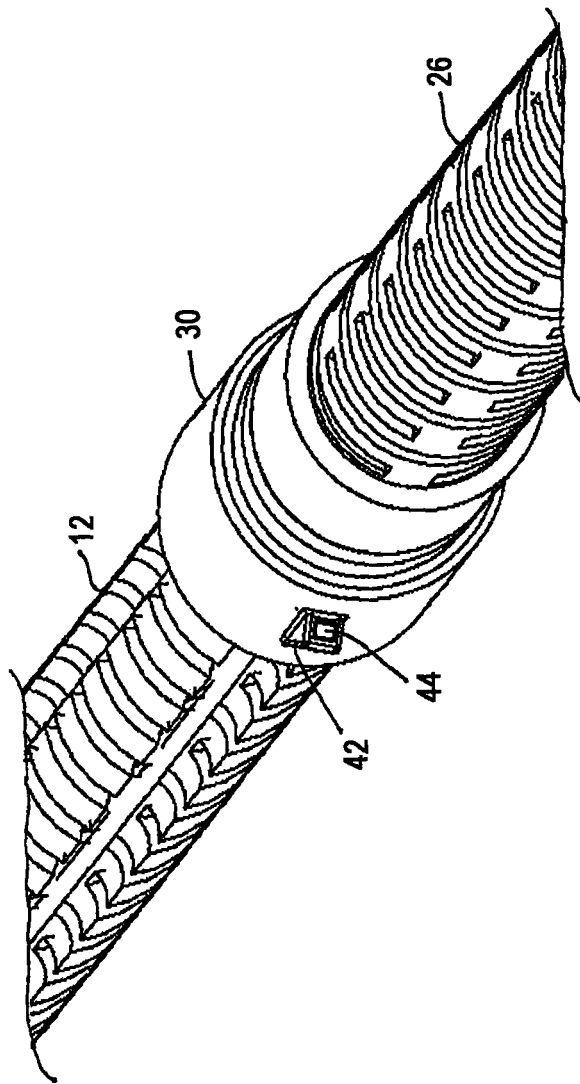


图 5

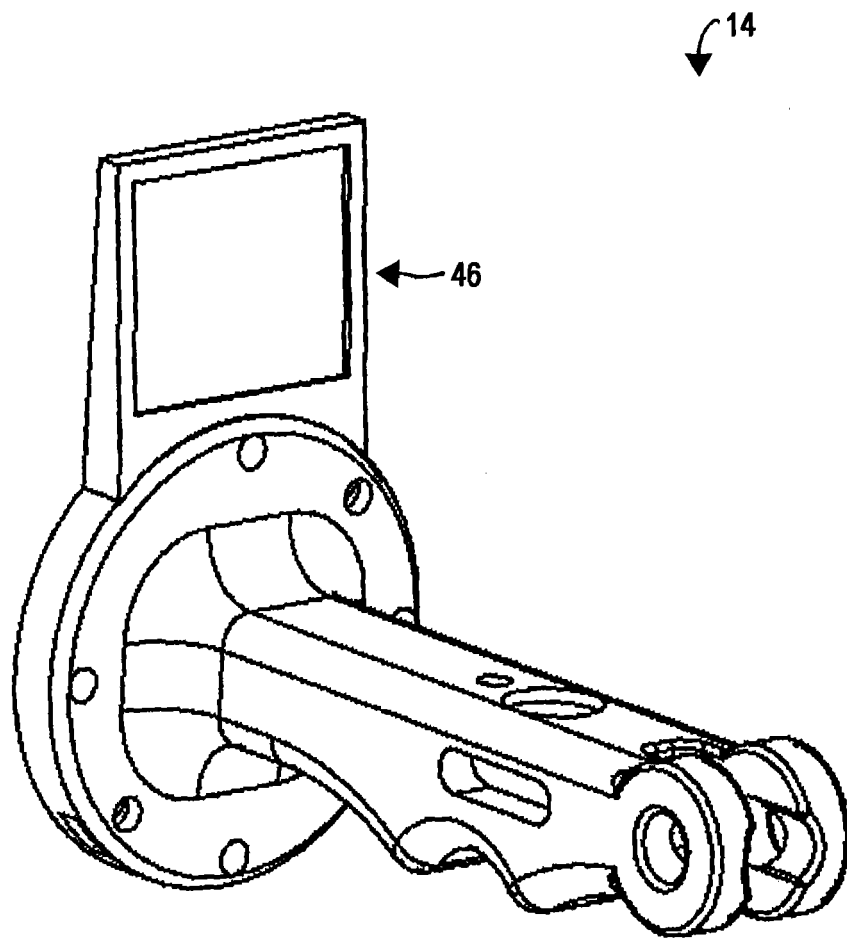


图 6

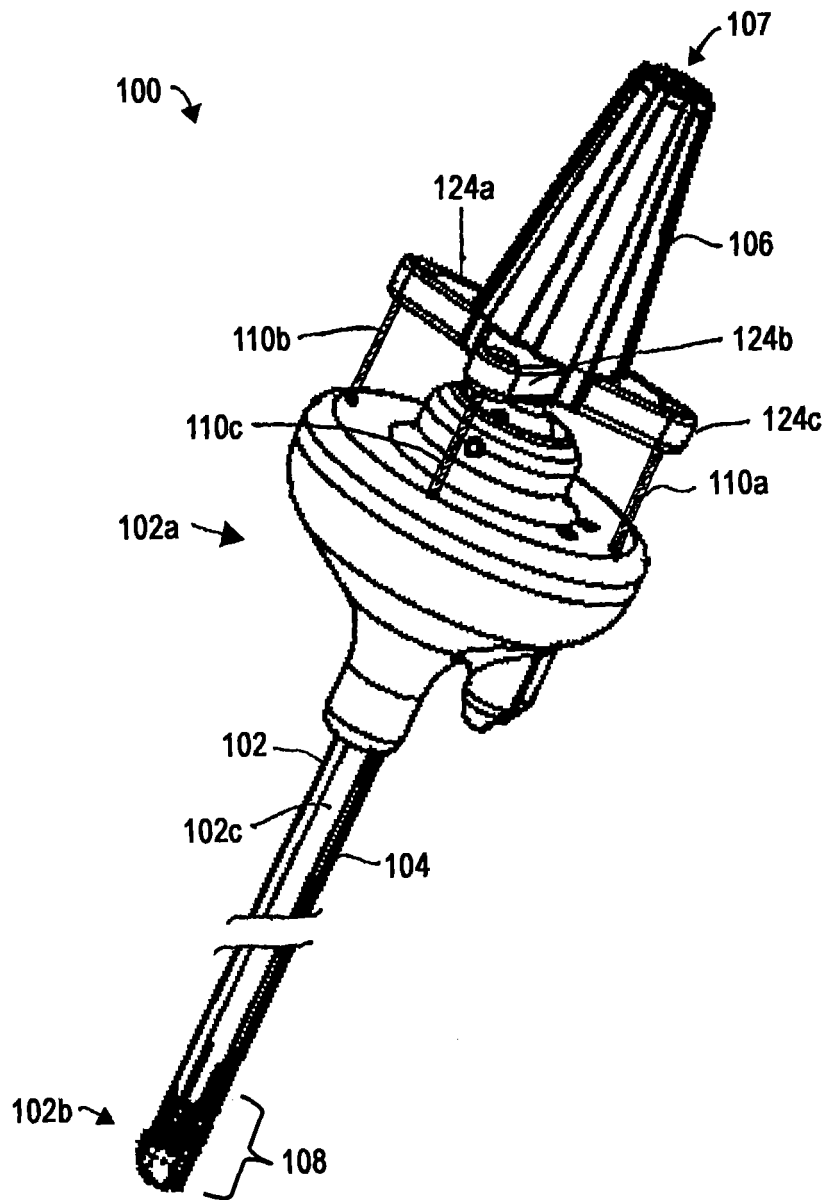


图 7

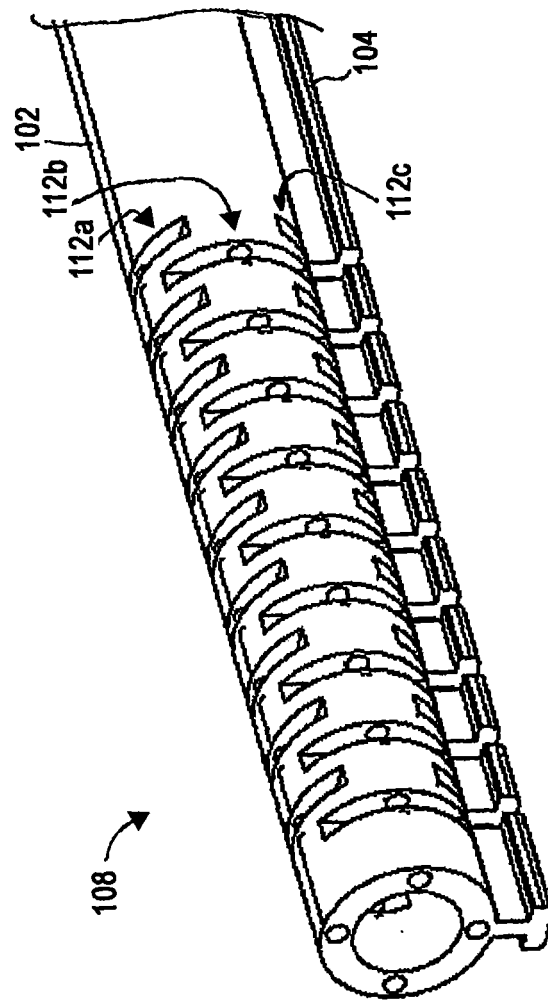


图 8A

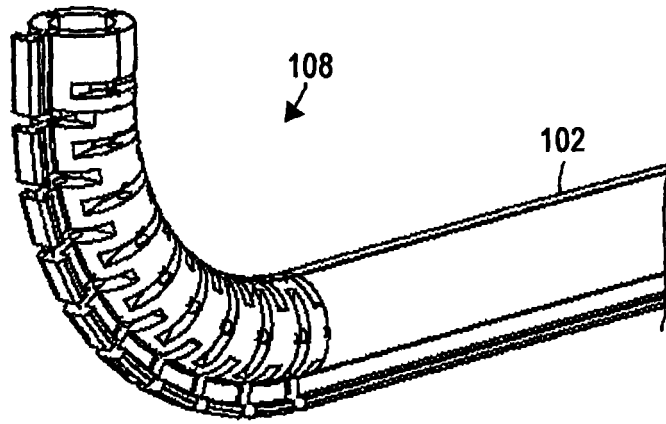


图 8B

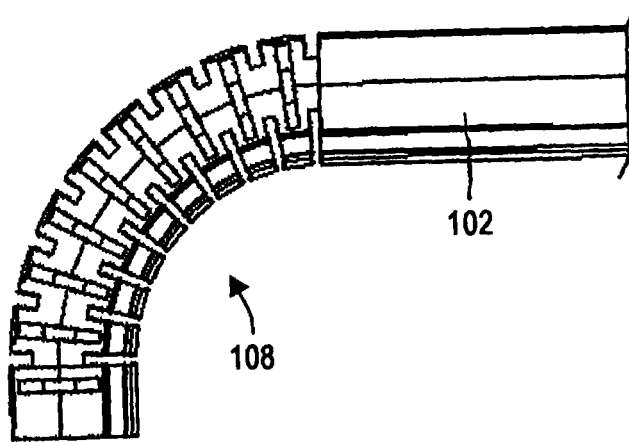


图 8C

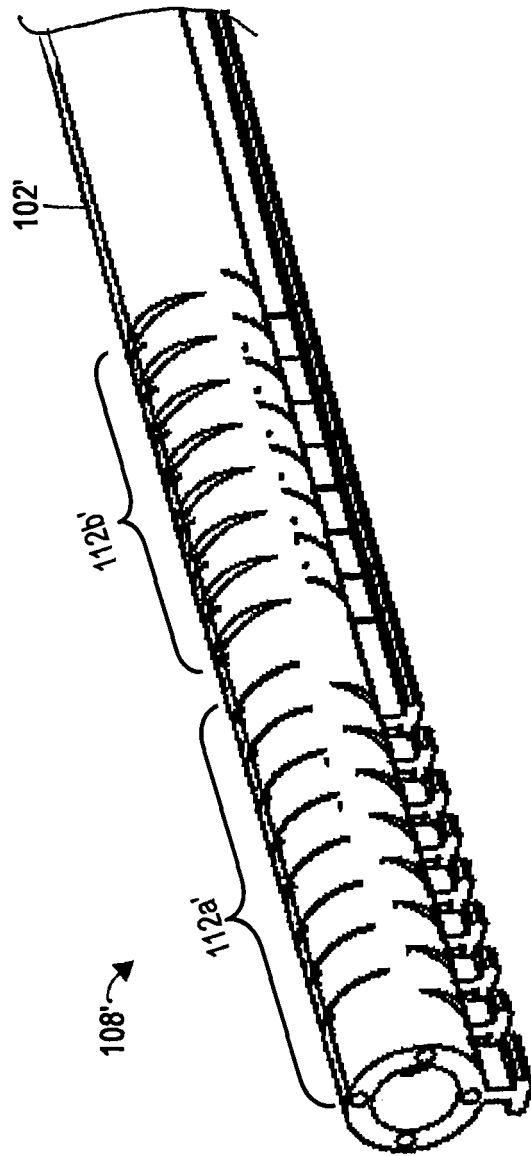


图 9A

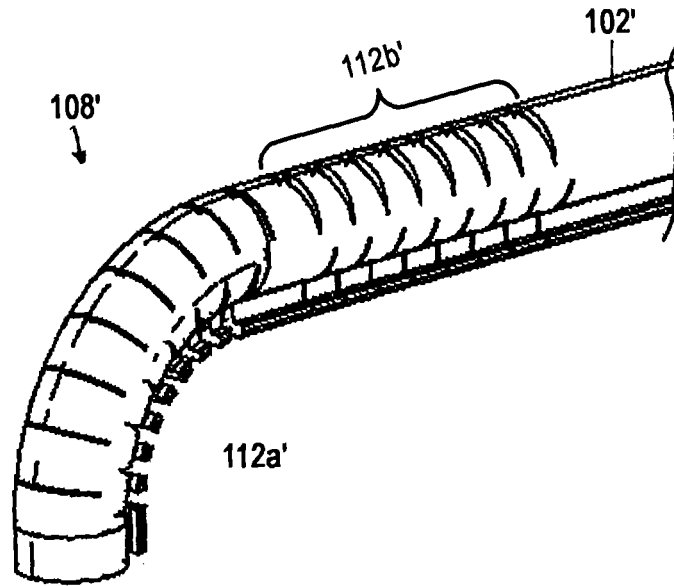


图 9B

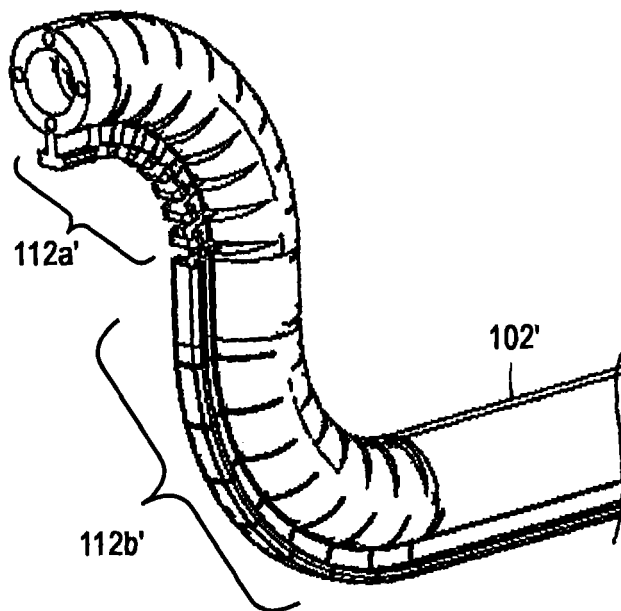
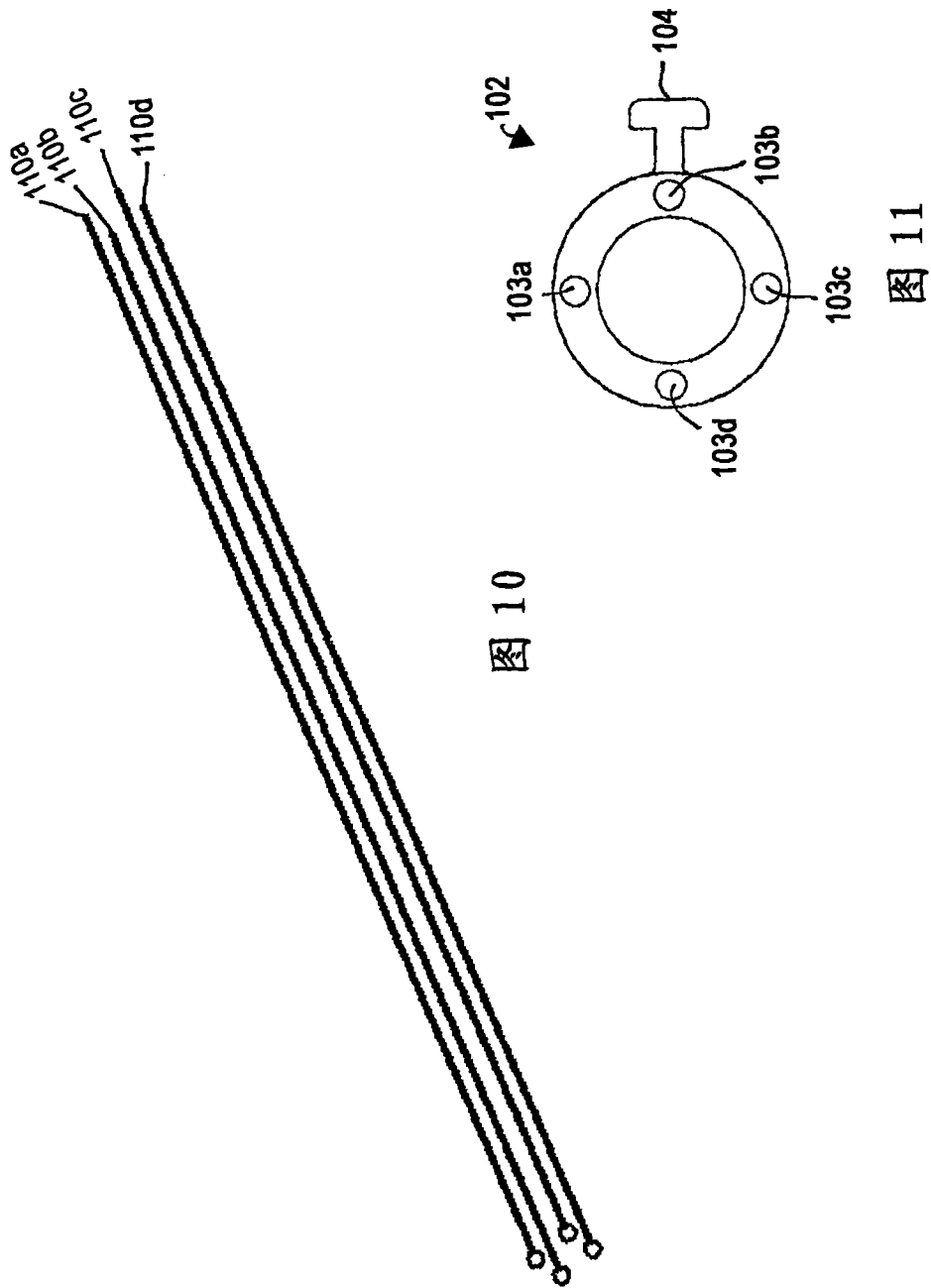


图 9C



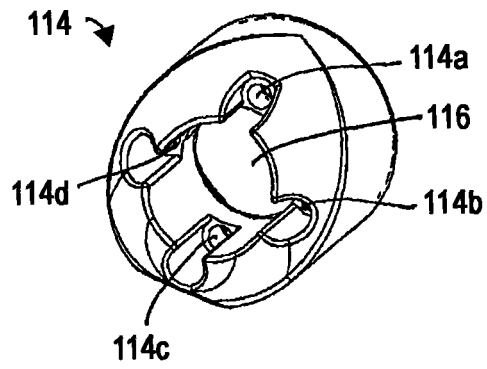


图 12

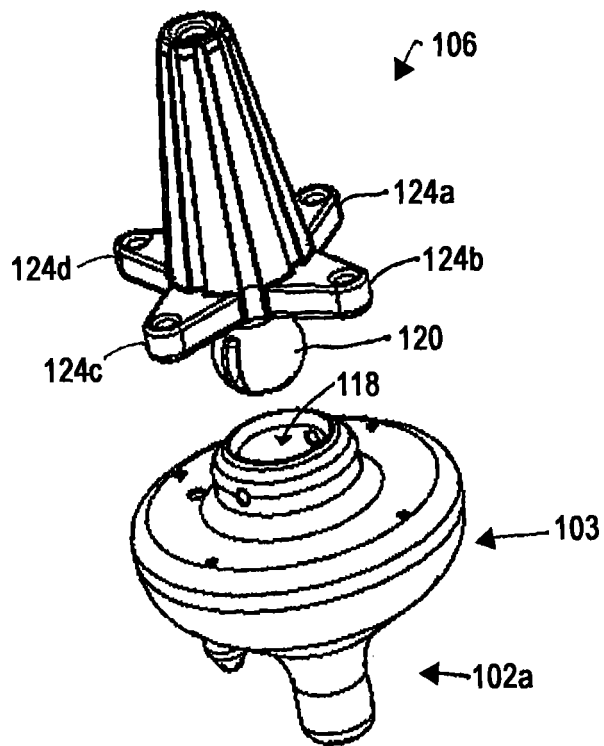


图 13A

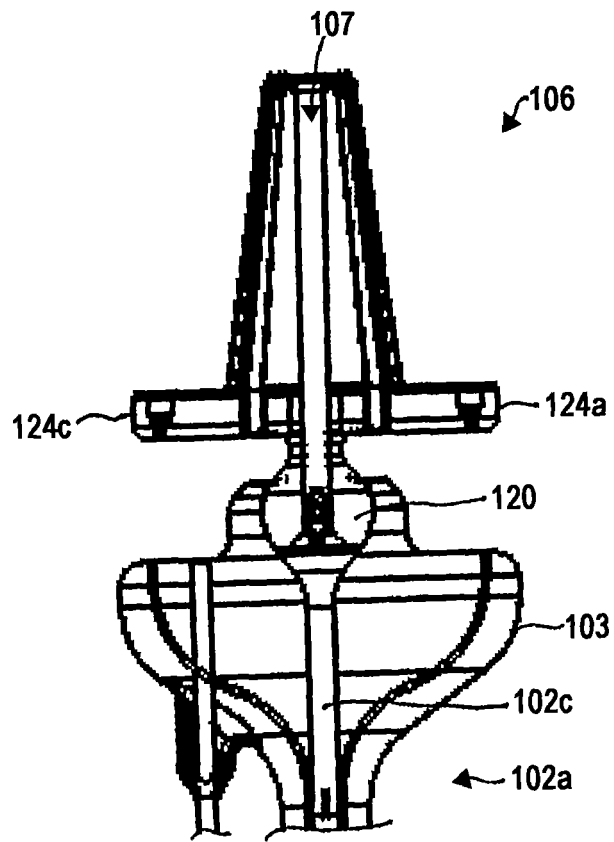


图 13B

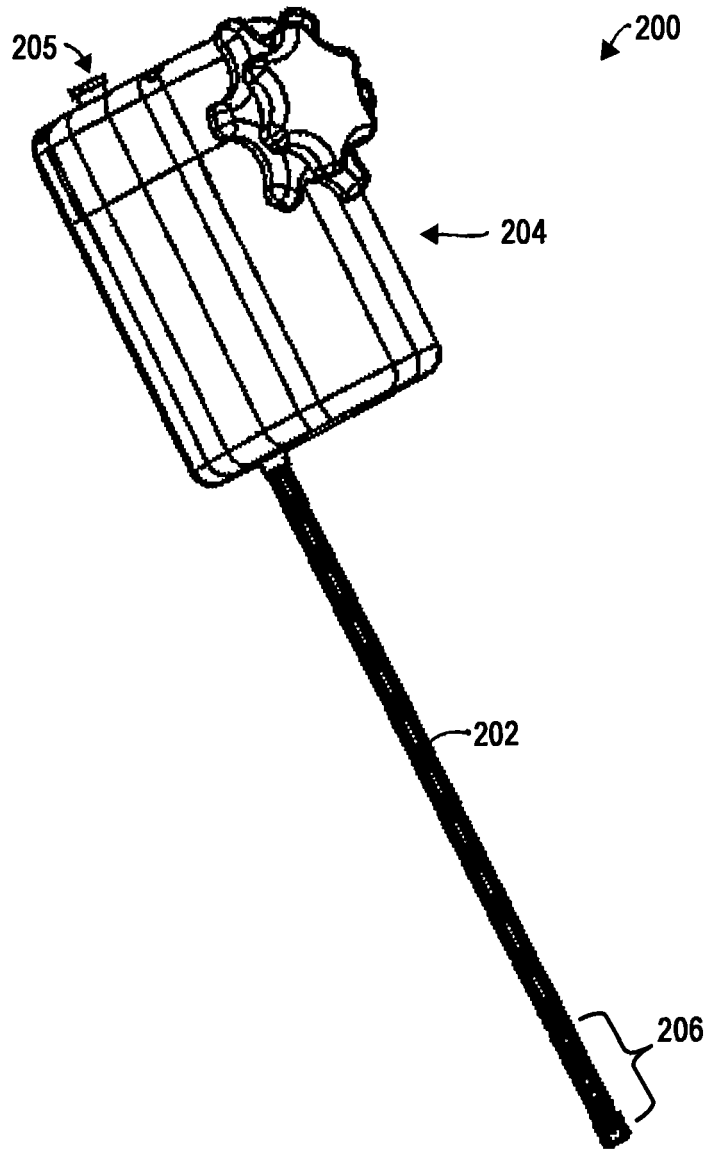


图 14A

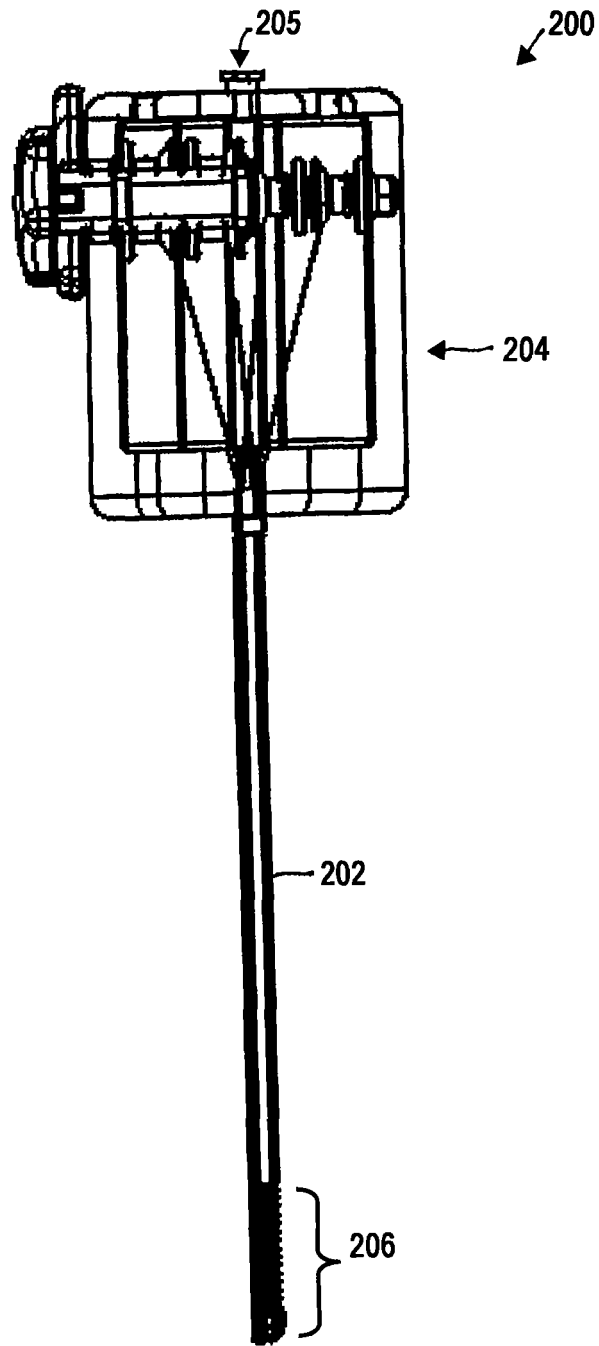


图 14B

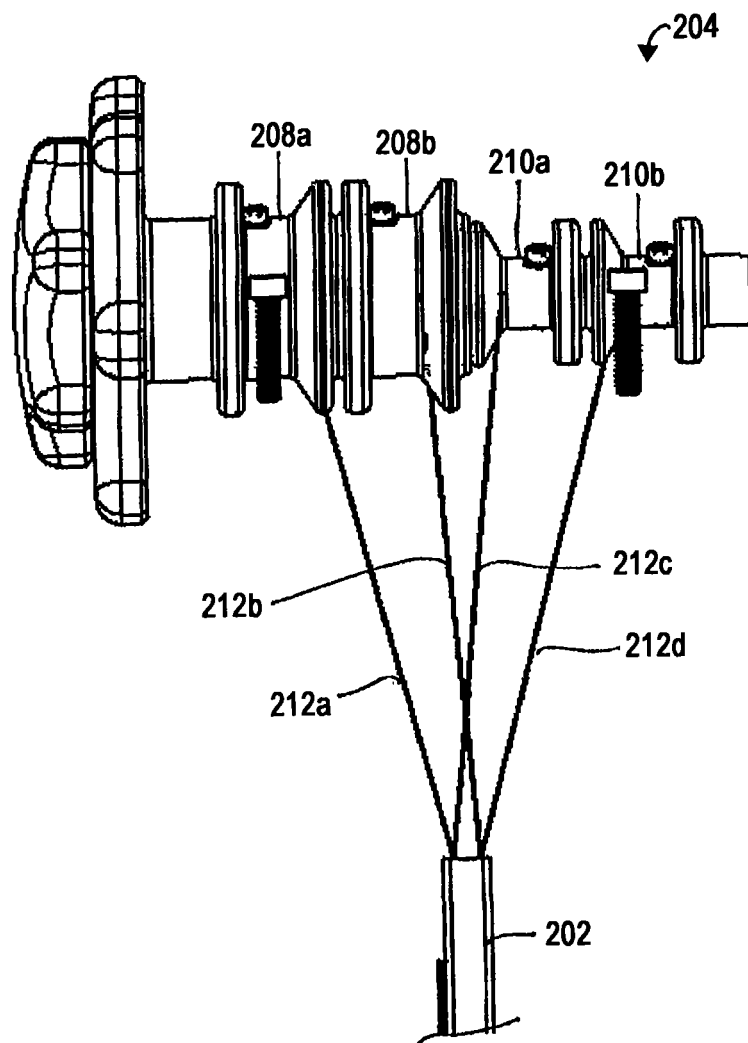


图 15A

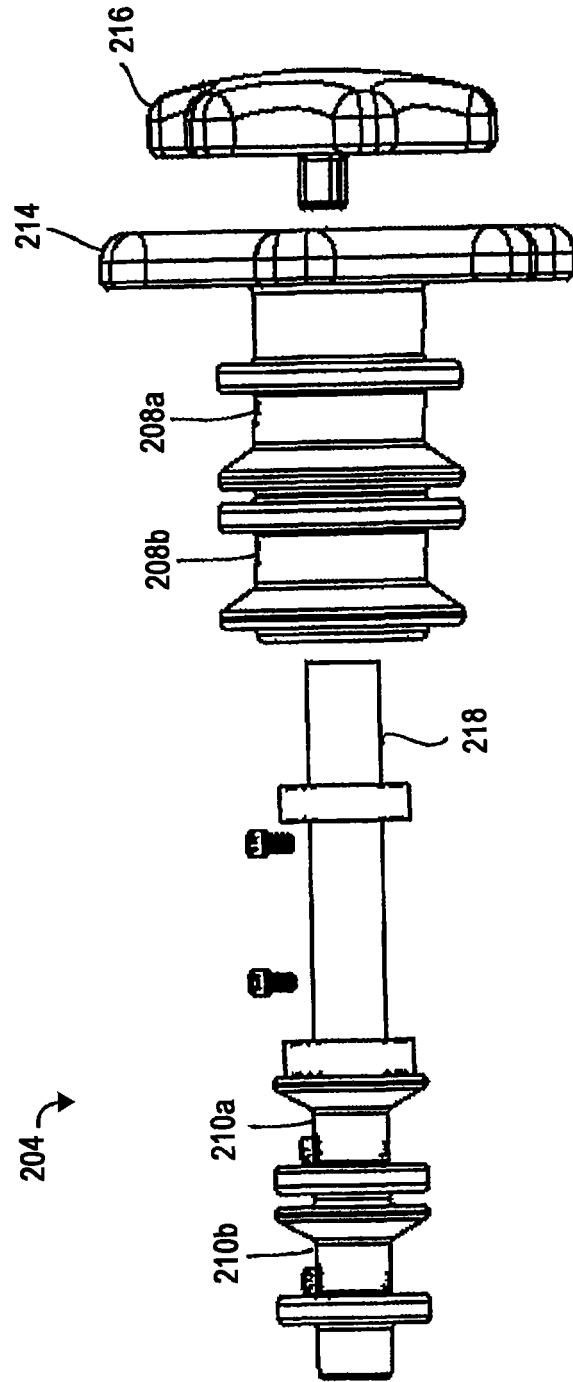


图 15B

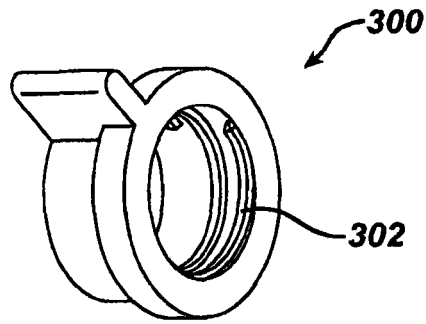


图 16A

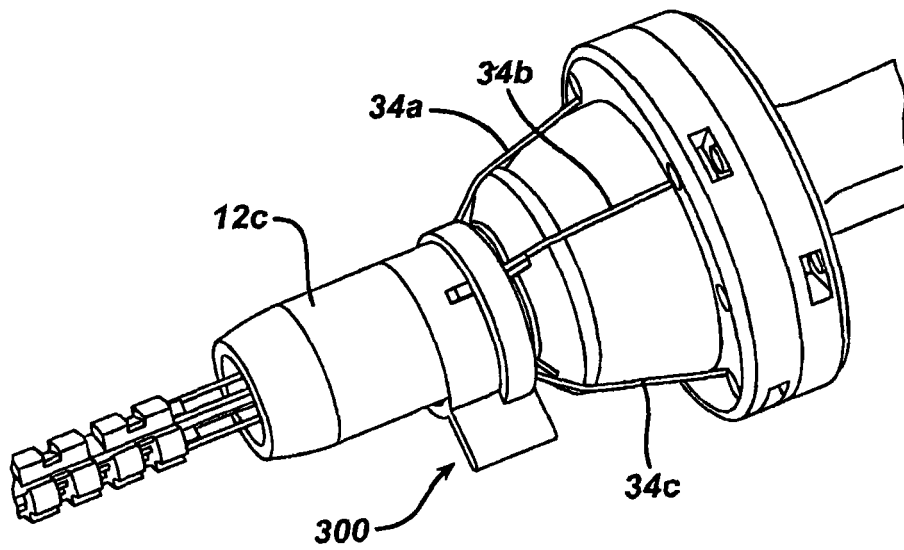


图 16B

专利名称(译)	带有具模仿功能的端部执行器的外科紧固件和切割器		
公开(公告)号	CN101040798A	公开(公告)日	2007-09-26
申请号	CN200710089757.2	申请日	2007-03-23
[标]申请(专利权)人(译)	伊西康内外科公司		
申请(专利权)人(译)	伊西康内外科公司		
当前申请(专利权)人(译)	伊西康内外科公司		
[标]发明人	MS奥尔蒂斯 FE谢尔顿四世		
发明人	M·S·奥尔蒂斯 F·E·谢尔顿四世		
IPC分类号	A61B17/94 A61B1/012		
代理人(译)	苏娟		
优先权	11/277328 2006-03-23 US		
其他公开文献	CN101040798B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了用于控制外科装置工作端的运动的方法和装置。在一种实施方式中，提供了用于运动外科紧固装置的远端上的端部执行器的方法和装置。所述运动可包括端部执行器围绕轴的轴线的旋转运动，端部执行器相对于轴的关节运动和端部执行器的致动，例如闭合、击发和/或切割。在其它实施方式中，提供了单根索致动器，其可在第一位置和第二位置之间运动，在第一位置中其有效地旋转端部执行器而不致动(即闭合和击发)端部执行器，在第二位置中其有效地致动端部执行器而不旋转端部执行器。在其它方面中，提供了用于运动在与内窥镜一起使用的辅助通道的远端上形成的柔性颈的方法和装置。柔性颈的运动可用于控制通过柔性颈延伸的工具的定位。

