



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 1903138 B

(45) 授权公告日 2011.01.05

(21) 申请号 200610106298.X

WO 2004/002327 A1, 2004.01.08, 全文.

(22) 申请日 2006.07.19

审查员 陈响

(30) 优先权数据

11/184, 159 2005.07.19 US

(73) 专利权人 伊西康内外科公司

地址 美国俄亥俄州

(72) 发明人 肯尼思·S·威尔士

(74) 专利代理机构 北京市金杜律师事务所

11256

代理人 陈文平

(51) Int. Cl.

A61B 17/94 (2006.01)

A61B 1/005 (2006.01)

(56) 对比文件

EP 1495726 A1, 2005.01.12, 全文.

WO 01/93766 A1, 2001.12.13, 全文.

WO 03/013374 A1, 2003.02.20, 说明书第 12

页第 6 行—第 16 页第 11 行、附图 1—3.

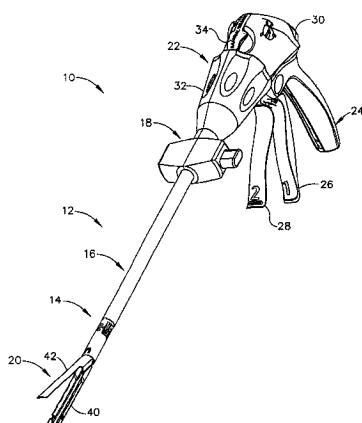
权利要求书 1 页 说明书 15 页 附图 21 页

(54) 发明名称

具有与枢转关节接头连接的横向运动轴致动器的外科器械

(57) 摘要

一种特别适于以内窥方式使用的外科器械，通过包括位于轴的近侧部分中的横向滑动构件使端部执行器进行关节运动，所述轴将端部执行器枢转到所选的一侧。通过在横向滑动构件和轴的框架之间包括导向机构，有差别的相反致动力（例如液压的、流体的、机械的致动力）作用于该横向滑动构件而不会发生束缚。



1. 一种外科器械，其包括：

端部执行器，其包括近侧凸出表面；

细长轴，其包括限定了与纵向轴线对准的横槽的框架；

关节运动接头，其将端部执行器以可枢转的方式连接到所述细长轴的远端；

滑杆，其位于所述横槽中并具有与端部执行器的近侧凸出表面接合的远端；

致动器，其定位在所述横槽中所述滑杆的选定横向侧；以及

手柄部分，其连接到所述细长轴的近端，并在操作上构造为有差别地控制所述致动器以使滑杆横向运动，由此枢转关节运动接头和端部执行器。

2. 如权利要求 1 所述的外科器械，其中，所述致动器包括第一纵向运动构件，该第一纵向运动构件邻近定位在滑杆的一个横向运动平面中并包括多个指向内的横向凸出表面，所述滑杆包括对应的多个指向外的横向凸出表面，其中所述第一纵向运动构件以远侧和近侧纵向运动中选定的一个运动能导致滑杆沿横向运动离开，其中第一纵向运动构件沿着与所述选定的一个运动相反方向的运动允许所述滑杆向着第一纵向运动构件运动。

3. 如权利要求 2 所述的外科器械，其中，所述致动器包括第二纵向运动构件，该第二纵向运动构件邻近定位在滑杆的与第一纵向运动构件相对的横向运动平面中并包括多个指向内的横向凸出表面，所述滑杆包括对应的多个指向外的横向凸出表面，其中第二纵向运动构件以远侧和近侧纵向运动中选定的一个运动能导致滑杆沿横向运动离开，其中第二纵向运动构件沿着与所述选定的一个运动相反方向的运动允许所述滑杆向着第二纵向运动构件运动。

4. 如权利要求 1 所述的外科器械，还包括旋转控制构件，该旋转控制构件与所述滑杆平行对准并与其沿径向连接，并且该旋转控制构件的旋转使所述滑杆横向平移。

具有与枢转关节接头连接的横向运动轴致动器的外科器械

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求 Kenneth Wales 和 Chad Boudreax 于 2005 年 2 月 18 日提交的申请号为 11/061,908、题为“SURGICAL INSTRUMENT INCORPORATING A FLUID TRANSFER CONTROLLED ARTICULATION MECHANISM”的共有的美国专利申请的优先权，其内容通过全部引用而包含于本申请中。

技术领域

[0003] 本发明总的涉及适合于将端部执行器（例如，内切割器、抓钳、切割器、缝合器、夹具施放器、接触装置、药物 / 基因治疗输送装置和使用超声波、RF、激光等的能量装置）以可内窥的方式插入到手术部位的外科器械，更具体地说，涉及具有关节连接轴的这种外科器械。

背景技术

[0004] 内窥镜外科器械通常比传统的开放式外科装置更受到偏爱，这是因为较小的切口易于减少术后恢复时间和并发症。因此，在内窥镜外科器械的领域中已经有了显著发展，该内窥镜外科器械适合于将远端执行器通过套管针的套管精确地放置在所需的手术部位。这些远端执行器以多种方式接合组织以实现诊断或治疗作用（例如，内切割器、抓钳、切割器、缝合器、夹具施放器、接触装置、药物 / 基因治疗输送装置和使用超声波、RF、激光等的能量装置）。

[0005] 通过套管针限制端部执行器的定位。通常，这些内窥镜外科器械包括在端部执行器和由医生操作的手柄部分之间的长轴。这个长轴能够插入到所需深度并围绕轴的纵向轴线转动，从而将端部执行器定位到一定程度。在正确定位套管针和例如通过另一套管针使用抓钳的条件下，通常这个定位量是足够的。诸如在美国专利 No. 5,465,895 中描述的外科缝合和切割器械是通过插入和转动成功定位端部执行器的内窥镜外科器械的一个例子。

[0006] 更近地，美国专利序列号 10/443,617 描述了一种改进的用于切割组织和致动缝合的“E 形梁”击发杆，该申请由 Shelton IV 等人于 2003 年 5 月 20 日提交，名称为“SURGICAL STAPLING INSTRUMENT INCORPORATING AN E-BEAM FIRING MECHANISM”，该申请在此全部引入作为参考。一些另外的优点包括即使为了最优化钉的形成而夹住略微过多或过少的组织，也可肯定地分隔端部执行器的钳口，或更具体地说，钉施加组件的钳口。此外，E 形梁击发杆以能够采用几个有利的闭锁的方式接合端部执行器和钉仓。

[0007] 取决于操作的性质，可能希望进一步调整内窥镜外科器械的端部执行器的定位。特别是，通常希望在横切该器械的轴的纵向轴线的轴线上定向端部执行器。通常将端部执行器相对器械轴的横向运动称为“关节运动”(articulation)。这典型地通过被放置在靠近钉施加组件的伸长的轴中的枢轴（或关节）接合来实现。这允许医生远程致动钉施加组件到任一侧，用于更好的手术放置钉线和更简单的组织操作和定向。这种关节连接定位允许医生在一些情况下更简单地接合组织，例如在器官后。另外，关节连接定位有利地允许将

内窥镜定位在端部执行器后方,而不会被器械轴挡住。

[0008] 由于将关节运动控制与在内窥镜器械的小直径的限制下闭合端部执行器以夹住组织和击发端部执行器(即,缝合和切割)的控制结合在一起,使外科缝合和切割器械进行关节运动的方法很复杂。通常,将三个控制动作都通过轴转换为纵向平移。例如美国专利No. 5, 673, 840披露了手风琴状的关节运动机构(“柔性颈”),该关节运动机构由有选择地通过执行轴拉回两个连接杆中的一个而进行关节运动,每个杆分别在轴中心线的相对侧处偏移。连接杆通过一系列不连续位置渐进运动。

[0009] 关节运动机构的纵向控制的另一例子是美国专利No. 5, 865, 361, 该关节运动机构包括关节运动连接件,其与凸出枢轴偏置,从而推动或拉动关节运动连接件的纵向平移实现向相应侧的关节运动。同样,美国专利No. 5, 797, 537公开了类似的穿过轴以实现关节运动的杆。

[0010] 在未审结和共有的美国专利申请序列号10/615, 973中使用旋转运动作为替换以将关节运动转换成纵向运动,该申请由Frederick E. Shelton IV等人申请,名称为“SURGICAL INSTRUMENT INCORPORATING AN ARTICULATION MECHANISM HAVING ROTATION ABOUT THE LONGITUDINAL AXIS”,该申请公开的内容在此全部引入作为参考。

[0011] 虽然机械方式连接的关节运动已经成功地使内窥镜外科缝合和切割器械进行关节运动,但发展趋势为进入市场提出多种挑战和阻碍。矛盾的设计目标包括设计这样一种轴,其具有尽可能小的直径以减小手术开口的尺寸,但是具有足够强度以进行几种运动(例如,闭合、击发、关节运动、转动等)。另外,传递足够的力而不会产生束缚以及其它摩擦问题对设计施加了约束,限制了期望的特征和可靠性。

[0012] 因此,对于关节运动外科器械存在这样的需要,即:采用关节运动机构,该关节运动机构采用进行关节运动的力,其包含于关节运动机构的封闭边界内,而且不与击发和闭合运动发生干扰。

发明内容

[0013] 本发明通过提供如下所述的外科器械克服了现有技术的上述和其它的缺点,该外科器械具有连接在手柄和端部执行器之间的关节连接轴,所述关节连接轴在轴的近侧部分中采用抵抗端部执行器的枢转零件起作用的横向滑动构件。位于横向滑动构件的相对侧上的横向运动致动器控制向每一侧的枢转。该横向运动构件具有可差别的作用在上面的大的纵向表面积,从而在细长轴的封闭边界内有利地获得进行关节运动所需的作用力,该细长轴适于经过套管针的插管插入,以进行内窥镜或者腹腔镜外科手术。

[0014] 在本发明的一个方面中,外科器械使用定位在靠近作为滑杆的一部分的铁磁靶标的横向槽中的电磁体。控制电路选择性地激励该电磁体来定位滑杆,用于使端部执行器进行关节运动。

[0015] 在本发明的另一方面中,外科器械使用关节运动控制器,该关节运动控制器具有位于滑杆每一侧上在细长轴内运动的差别纵向运动构件,所述差别纵向运动构件有差别地抵抗滑杆机械地致动,以对滑杆进行横向定位,并由此引起端部执行器的关节运动。

[0016] 更具体地说,本发明涉及了如下内容:

[0017] (1) 一种外科器械,其包括:

- [0018] 端部执行器,其包括近侧凸出表面;
- [0019] 细长轴,其包括限定了与纵向轴线对准的横槽的框架;
- [0020] 关节运动接头,其将端部执行器以可枢转的方式连接到所述细长轴的远端;
- [0021] 滑杆,其位于所述横槽中并具有与端部执行器的近侧凸出表面接合的远端;
- [0022] 致动器,其定位在所述横槽中所述滑杆的选定横向侧;以及
- [0023] 手柄部分,其连接到所述细长轴的近端,并在操作上构造为有差别地控制致动器以使滑杆横向运动,由此枢转关节运动接头和端部执行器。
- [0024] (2) 如第(1)项所述的外科器械,其中,所述致动器包括第一纵向运动构件,第一纵向运动构件邻近定位在滑杆的一个横向运动平面中并包括多个指向内的横向凸出表面,所述滑杆包括对应的多个指向外的横向凸出表面,其中所述第一纵向运动构件以远侧和近侧纵向运动中选定的一个运动能导致滑杆沿横向运动离开,其中第一纵向运动构件沿着与所述选定的一个运动相反方向的运动允许所述滑杆向着第一纵向运动构件运动。
- [0025] (3) 如第(2)项所述的外科器械,其中,所述致动器包括第二纵向运动构件,第二纵向运动构件邻近定位在滑杆的与第一纵向运动构件相对的横向运动平面中并包括多个指向内的横向凸出表面,所述滑杆包括对应的多个指向外的横向凸出表面,其中第二纵向运动构件以远侧和近侧纵向运动中选定的一个运动能导致滑杆沿横向运动离开,其中第二纵向运动构件沿着与所述选定的一个运动相反方向的运动允许所述滑杆向着第二纵向运动构件运动。
- [0026] (4) 如第(1)项所述的外科器械,还包括旋转控制构件,该旋转控制构件与所述滑杆平行对准并与其沿径向连接,并且该旋转控制构件的旋转使所述滑杆横向平移。
- [0027] (5) 如第(1)项所述的外科器械,还包括:
- [0028] 第一和第二致动器,它们分别包括在所述滑杆的相对横向侧的第一和第二挠曲构件,每个挠曲构件包括至少一个可纵向定位的连接点;以及
- [0029] 关节运动控制器,其操作上构造为有差别地定位所述第一和第二挠曲构件的至少一个可纵向定位的连接点。
- [0030] (6) 如第(1)项所述的外科器械,其中,所述右侧和左侧致动器中选定的一个包括横向靠近所述滑杆的第一电磁体,其中所述滑杆包括磁体靶标。
- [0031] (7) 如第(6)项所述的外科器械,其中,所述右侧和左侧致动器中的另一个包括横向靠近所述滑杆并与所述第一电磁体相对的第二电磁体,所述磁体靶标包括含铁靶标。
- [0032] (8) 如第(6)项所述的外科器械,其中,所述滑杆包括磁体,所述第一电磁体操作上构造为可选择地产生正和负磁场。
- [0033] (9) 如第(1)项所述的外科器械,其中,所述端部执行器的近侧表面包括扇形齿轮,并且所述滑杆的远端包括齿轮齿条。
- [0034] (10) 如第(9)项所述的外科器械,还包括在所述细长轴中的锁定构件,其可选择性地向远侧纵向平移,以接合端部执行器的扇形齿轮,从而锁定关节运动接头。
- [0035] (11) 如第(10)项所述的外科器械,其中,所述锁定构件被向远侧偏压,并且其包括近侧销,所述关节运动控制器包括带齿表面,该带齿表面在致动期间使近侧销向近侧顶起,并在关节运动控制停止时允许近侧销向远侧运动进入带齿表面的相应齿根处。
- [0036] (12) 如第(1)项所述的外科器械,其中,所述端部执行器的近侧表面包括指向近

侧的凸轮槽，该凸轮槽容纳所述滑杆的远端。

[0037] (13) 如第 (1) 项所述的外科器械，其中，所述端部执行器的近侧凸出表面包括指向近侧的凸轮槽，该凸轮槽容纳所述滑杆的远端。

[0038] (14) 如第 (1) 项所述的外科器械，其中，所述端部执行器的近侧凸出表面包括扇形齿轮，并且所述滑杆的远端包括齿轮齿条。

[0039] (15) 一种外科器械，其包括：

[0040] 端部执行器；

[0041] 细长轴，其与端部执行器连接并包括限定了与纵向轴线对准的横槽的框架；

[0042] 关节运动接头，其将端部执行器以可枢转的方式连接于所述细长轴的远端；

[0043] 滑杆，其位于所述横槽中并具有与端部执行器的近侧凸出表面接合的远端，还包括铁磁靶标；

[0044] 电磁体，其靠近所述铁磁靶标定位在所述横槽中；

[0045] 手柄部分，其与所述细长轴的近端连接；以及

[0046] 控制电路，其操作上设置为选择性地激励电磁体来定位滑杆，用来使端部执行器进行关节运动。

[0047] (16) 如第 (15) 项所述的外科器械，还包括与所述滑杆接合的定心偏压件，所述铁磁靶标包括磁体，所述控制电路还包括操作上设置为选择电磁体的极性，以抵抗所述定心偏压件以选定方向进行关节运动。

[0048] (17) 如第 (16) 项所述的外科器械，还包括第二电磁体，其定位在滑杆的与第一电磁体相对的一侧，所述控制电路操作上设置为以所需关节运动方向激励选定的电磁体。

[0049] (18) 一种外科器械，其包括：

[0050] 端部执行器；

[0051] 细长轴，其与端部执行器连接并具有限定了与纵向轴线对准的横槽的框架；

[0052] 关节运动接头，其将端部执行器以可枢转的方式连接到所述细长轴的远端；

[0053] 滑杆，其位于所述横槽中并具有与端部执行器的近侧凸出表面接合的远端；

[0054] 右侧和左侧致动器，它们在横槽中位于滑杆的相应侧；

[0055] 手柄部分，其与所述细长轴在近端连接；以及

[0056] 关节运动控制器，其包括有差别的纵向运动构件，所述有差别的纵向运动构件使右侧和左侧致动器差别定位，由此使滑杆横向移位。

[0057] (19) 如第 (18) 项所述的外科器械，其中，所述左和右致动器包括挠曲构件。

[0058] (20) 如第 (18) 项所述的外科器械，其中，所述滑杆还包括横向凸出表面，所述左和右致动器还包括定位成与滑杆有差别地接触的相对的凸出构件。

[0059] 通过下面的附图和对附图的说明将清楚地了解本发明的这些和其它目的及优点。

附图说明

[0060] 包括在该说明书中并构成该说明书的一部分的附图图示出本发明的实施例，并且与上述本发明的概述以及下述实施例的详细说明一起用来解释本发明的原理。

[0061] 图 1 是外科缝合和切割器械的从前侧上部看的透视图，示出了打开的端部执行器或说钉施加组件，其中除去了钉仓。

[0062] 图 2 是图 1 的外科缝合和切割器械的从前侧上部看的透视图, 其中关节运动机构由流体致动控制器致动。

[0063] 图 3 是图 1 的外科缝合和切割器械的细长轴和关节运动机构的分解透视图。

[0064] 图 4 是图 1 的外科缝合和切割器械的执行部分的远侧部分的分解透视图, 包括钉施加组件和关节运动机构。

[0065] 图 5 是图 1 和图 4 中的钉施加组件的从前侧上部看的透视图, 其中钉仓的侧半部被除去以暴露由击发运动驱动的元件。

[0066] 图 6 是图 1 的外科器械的执行部分的从前侧看的透视图, 其中除去了双枢轴闭合套管组件和端部执行器, 暴露出通过流体关节运动机构进行关节运动的单枢轴框架底。

[0067] 图 7 是用于图 1 的外科器械的替代的关节运动接头的详细透视图, 示出了双枢轴闭合套管组件, 在近侧位置带有单枢轴框架底。

[0068] 图 8 是图 7 的替代的关节运动接头的从底部右侧看的分解透视图, 包括双枢轴固定壁狗骨型连接件和具有用于横向运动构件 (T 型杆) 的轨道的框架底。

[0069] 图 9 是用于图 1 的外科器械的另一种替代关节运动接头的从上部左侧看的分解透视图, 包括作为替代的实心壁支撑板机构, 该实心壁支撑板机构被结合到下部双枢轴连接件中用于支撑击发杆并包括轨道导引的横向运动构件 (T 型杆)。

[0070] 图 10 是用于图 1 的外科器械的作为替代的关节运动锁定机构的俯视示意图, 其中除去了闭合套管组件, 暴露出用于自动关节运动锁定接合和脱离接合的用反向载荷脱开的 T 型杆。

[0071] 图 11 是用于图 1 的外科器械的另一种替代关节运动机构的俯视示意图, 其中位于 T 型杆上的弹性偏压齿条带有由于来自端部执行器的反向载荷而接合的锁定零件。

[0072] 图 12 是用于图 1 所示外科器械的作为替代的 T 型杆和具有横向导向件的框架底。

[0073] 图 13 是用于图 1 所示外科器械的又一种作为替代的 T 型杆和具有横向导向件的框架底。

[0074] 图 14 是用于图 1 的外科器械的作为替代的关节运动机构的左侧上部看的透视图, 该关节运动机构包括双枢轴框架底组件和单枢轴闭合套管组件。

[0075] 图 15 是作为图 14 的替代的关节运动机构的从左侧底部看的透视图。

[0076] 图 16 是横向运动流体关节运动机构的示意图, 其中枢转的齿条和扇形齿轮示出为未进行关节运动的状态。

[0077] 图 17 是图 16 的流体关节运动机构沿着线 17-17 截取的主剖视图。

[0078] 图 18 是横向运动流体关节运动机构的示意图, 其中枢转的齿条和扇形齿轮示出为进行关节运动的状态。

[0079] 图 19 是图 18 的流体关节运动机构沿着线 19-19 截取的主剖视图。

[0080] 图 20 是由至少一个纵向运动构件使外科器械进行关节运动的俯视示意图, 所述纵向运动构件将滑杆横向顶起, 该滑杆又使端部执行器进行关节运动。

[0081] 图 21 是图 20 的外科器械处于关节运动状态的俯视示意图。

[0082] 图 22 是用于图 16 或 20 所示外科器械的作为选择的旋转连接机械控制系统的主剖视图, 图示为未进行关节运动的状态, 该旋转连接机械控制系统分别使 T 型杆或者滑杆横向平移。

[0083] 图 23 是处于进行关节运动状态的图 22 的可旋转连接机械控制系统的一种替代的主剖视图。

[0084] 图 24 是外科器械的俯视示意图, 其具有由一对挠曲构件横向定位使端部执行器进行关节运动的滑杆, 每个挠曲构件具有可纵向调节的近侧端点。

[0085] 图 25 是图 24 的外科器械的俯视示意图, 图示为进行关节运动的状态。

[0086] 图 26 是具有电磁横向关节运动控制机构的外科器械的俯视示意图。

[0087] 图 27 是处于关节运动状态的图 26 的外科器械的俯视示意图。

[0088] 图 28 是具有不对称偏压电磁横向关节运动控制机构的外科器械的俯视示意图。

[0089] 图 29 是处于关节运动状态的图 28 的外科器械的俯视示意图。

具体实施方式

[0090] 关节轴概述

[0091] 参照附图, 其中在所有附图中相同的附图标记代表相同的组成构件。图 1 示出了一种外科器械, 更具体地, 在解释性方案中为外科缝合和切割器械 10, 其能够实践本发明的独特优点。特别地, 在图 1 中所示的未进行关节运动的状态下, 该外科缝合和切割器械 10 的大小适于通过套管针的插管通道插入到患者 (未显示) 体内的手术部位, 以进行外科手术。一旦执行部分 12 经过插管通道插入, 该执行部分 12 的细长轴 16 的远侧部分中包含的关节运动机构 14 可通过关节运动控制器 18 远距离的进行关节运动, 如图 2 所示。端部执行器 (在解释性方案中示为钉施加组件 20) 从远侧与关节运动机构 14 连接。因此, 远距离地使关节运动机构 14 进行关节运动由此使钉施加组件 20 相对于细长轴 16 的纵向轴线进行关节运动。这种带角度的位姿具有如下优点: 以所需的角度接近组织以进行切割和缝合, 接近那些否则受其它器官和组织阻挡的组织, 和 / 或允许将内窥镜定位在钉施加组件 20 的后面并与其对准, 以确认放置。

[0092] 手柄

[0093] 外科缝合和切割器械 10 包括与执行部分 12 从近侧连接的手柄部分 22, 用于向该执行部分提供定位、关节运动、闭合和击发运动。该手柄部分 22 具有手枪式把手 24, 医生朝着该把手 24 枢转地向近侧拉动闭合触发器 26, 导致钉施加组件 20 的夹紧和闭合。击发触发器 28 在所述闭合触发器 26 的外侧, 医生以枢转的方式拉动该击发触发器 28, 使夹钳在钉施加组件 20 中的组织被缝合和切割。此后, 按压闭合释放按钮 30 释放夹紧的闭合触发器 26, 并由此释放被夹钳的组织的切割和缝合端部。手柄部分 22 还包括与细长轴 16 一起运动的连接的旋钮 32, 以使轴 16 和关节连接的钉施加组件 20 围绕轴 16 的纵向轴线旋转。手柄部分 22 还包括击发回缩手柄 34, 用于在产生束缚时辅助缩回击发机构 (在图 1-2 中未显示), 从而使钉施加组件 20 此后可以打开。

[0094] 应当理解, 这里使用的术语“近侧”和“远侧”是以握持器械手柄的医生为参照。因此, 钉施加组件 20 相对于更近侧的手柄部分处于远侧。还应理解, 为了方便和清楚起见, 这里使用的空间术语, 诸如“垂直”和“水平”均相对于附图而言。然而, 外科器械可以多种方向和位置使用, 这些术语并不是限制性的和绝对的。

[0095] 在如下的未审结和共有的美国专利申请中更详细地描述了图 1-2 中用于外科缝合和切割器械 10 的示例性多冲程手柄部分 22, 该申请是 Jeffrey S. Swayze 等人申请的序

列号为 11/052, 632 的名称为“MULTI-STROKE MECHANISM WITH AUTOMATIC END OFSTROKE RETRACTION”的美国专利申请以及 Swayze 和 Shlton IV 的序列号为 10/674, 026、名称为“SURGICAL STAPLING INSTRUMENT INCORPORATING A MULTISTROKE FIRINGPOSITION INDICATOR AND RETRACTION MECHANISM”的申请，上述两个申请公开的内容在此全部引入作为参考，附加特征和变化在此进行描述。虽然多冲程手柄部分 22 有利地支持在长距离上高击发力的应用，但是与本发明一致的应用可以采用单一击发冲程，例如在 Frederick E. Shelton IV、Michael E. Setser 和 Brian J. Hemmelmarn 的序列号为 10/441, 632、名称为“SURGICAL STAPLING INSTRUMENT HAVING SEPARATE DISTINCT CLOSING AND FIRING SYSTEMS”的未审结和共有的美国专利申请中所描述的，该申请的公开内容在此全部引入作为参考。

[0096] 执行部分（进行关节运动的细长轴和钉施加组件）

[0097] 在图 3-5 中，有利地，执行部分 12 包括在适于内窥镜和腹腔镜手术的较小直径内的纵向旋转、关节运动，闭合和击发的多种致动运动。钉施加组件 20（“端部执行器”）具有一对可枢转地相对的钳口，图示为一个具有可枢转地连接的砧座 42 的细长通道 40（图 1-2, 4-5）。砧座 42 相对于细长通道 40 的闭合和夹钳通过用可旋转地连接到手柄部分 20 的框架组件 44（图 3）、甚至用图 2 中所示的关节连接的钉施加组件 20 沿纵向支撑该细长通道 40 来实现，其中，一个双枢轴闭合套管组件 46 在所述框架组件 44 的上方沿纵向运动，以向砧座 42 施加分别对应于向远侧和近侧运动的闭合和打开。

[0098] 特别参照图 3，框架组件 44 包括一个单枢轴框架底 48，其近端与旋钮 32 接合，并且如图 3 所示旋钮 32 上带有右侧半壳 50。应当理解，闭合套管组件 46 的近端、特别是闭合直管 52 的近端包围框架底 48 的近端，进一步穿过手柄部分 22 内部，与使闭合套管组件 46 纵向平移的闭合构件（未显示）接合。一个位于闭合直管 52 近端的圆形凸缘 54 提供了与所述元件的旋转接合。旋钮 32 的接合元件穿过闭合直管 52 的近侧部分上的纵向槽 56 与在框架底 48 上在近侧定位的孔口 58 接合。纵向槽 56 具有足够的长度，以允许闭合套管组件 46 以由旋钮 32 为闭合套管组件 46 和框架底 48 设定的各种旋转角度沿纵向平移。

[0099] 细长轴 16 通过容纳与手柄部分 22（未显示）旋转接合的击发杆 60 来支持击发运动。击发杆 60 沿着框架底 48 的纵向中心线进入近侧开口 62。框架底 48 的远侧部分包括一个沿着其与近侧开口 62 相通的底部的击发杆槽 64。击发杆 66 在击发杆槽 64 中纵向平移，并包括一个向上突出的近侧销 68，该近侧销与击发杆 60 的远端 70 接合。

[0100] 细长轴 16 通过具有矩形容器腔 72 来支持关节运动，该容器腔 72 在旋钮 32 的远侧部分中描绘为横向部分。位于矩形容器腔 72 中的底部分隔室 74 具有横向间隔开的左和右挡板 76、78。关节运动致动器 80 在底部分隔室 74 的上方横向滑动，该关节运动致动器的向下的横向间隔开的左和右凸缘 82、84 位于挡板 76、78 外侧，每个凸缘与分别从旋钮 32 的每个半壳向外伸出的左和右按钮 86、88 横向相通。抵抗流体关节运动系统 94 的左和右储存囊 90、92 而运转，关节运动致动器 80 的横向运动使左和右凸缘 82、84 分别更靠近或更远离左和右挡板 76、78，每个囊 90、92 分别向远侧与左和右流体导管或通道 96、98 连通，该左和右流体导管或通道 96、98 又分别与左和右致动囊 100、102 连通。后者（也就是左和右致动囊 100、102）相对并横向枢转关节运动机构 14 的滑杆，图示为 T 型杆 104。

[0101] 框架组件 44 通过包括框架底 48 的顶部和远侧带凹槽的板 106 来限制这些流体致

动,流体通道 96、98 和致动囊 100、102 位于所述框架底的所述板 106 上面。T 型杆 104 在致动囊 100、102 之间滑动地位于带凹槽的板 106 上面。在 T 型杆 104 的近侧,一个凸出的阻挡肋 108 与其对准,用于防止流体通道 96、98 向内膨胀。框架组件 44 具有一个圆形的顶部框架盖(隔离件)110,其在框架底 48 的上方滑动,从而防止流体通道 96、98 和致动囊 100、102 的垂直膨胀,同时限制 T 型杆 104 的任何垂直运动。特别地,框架盖 110 包括能使其还可提供关节运动的锁定构件 111 的零件,下面将作为关节运动锁定机构 113 的一部分进行详细描述。

[0102] T 型杆 104 的远端(“齿条”)112 用于使关节运动机构 14 的关节连接的远侧框架构件 114 的指向近侧的扇形齿轮 115 枢转。关节连接的闭合管 116 包围关节连接的框架构件 114,并包括一个与砧座 42 接合的马蹄形孔口 118。在闭合直管 52 和关节运动闭合环 116 之间关节运动机构 14 的上方形成一个双枢轴连接,从而允许即使当关节运动机构 14 进行关节运动时也可进行纵向闭合运动。特别地,带有销孔 122、124 的闭合直管 52 上的顶部和底部向远侧伸出的枢轴翼片 119、120 分别与具有销孔 130、132 的关节运动闭合环 116 上相应的顶部和底部向近侧伸出的枢轴翼片 126、128 沿纵向间隔开。一个上部双枢轴连接件 134 具有分别与销孔 130、122 接合的沿纵向间隔开的向上的远侧和后部销 136、138,一个下部双枢轴连接件 140 具有分别与销孔 132、124 接合的沿纵向间隔开的向下伸出的远侧和后部销 142、144。

[0103] 特别参照图 4,为了增强可制造性,关节运动闭合环 116 显示为包括一个短管 146,该短管 146 与包括向近侧伸出的枢轴翼片 126、128 连接的关节连接卡圈 148 相连。类似地,闭合直管 52 由与后部连接卡圈 152 连接的长闭合管 150 组装而成,所述连接卡圈 152 包括向远侧伸出的枢轴翼片 119、120。短闭合管 146 中的马蹄形孔口 118 与略微靠近横向枢轴销 156 的向上伸出的砧座零件 154 接合,所述枢轴销 156 与细长通道 40 中的枢轴槽 158 接合。

[0104] 在图 2、6 中,在框架底 48 中形成的竖直的远侧销孔 169 用于容纳框架枢轴销 171,该框架枢轴销 171 在远侧框架构件 114 中枢转。

[0105] 图 4 的解释性方案包括狗骨型连接件 160,其近侧销 157 被可枢转地连接到框架底 48 的框架孔 161 中,并且其近侧销 159 与关节运动框架构件 114 的近侧下表面 162 刚性连接,从而在各销之间提供可枢转地支撑。狗骨型连接件 160 的底部纵向刀槽 163 导引击发杆 66 的关节运动部分。关节运动框架构件 114 还包括一个用于导引击发杆 66 的远侧部分的底部纵槽 164。

[0106] 钉施加器械(端部执行器)

[0107] 参照图 4-5,击发杆 66 在远侧终止于 E- 形梁 165,所述 E- 形梁 165 包括上部导销 166,该上部导销 166 插入砧座 42 中的砧座槽 168 中,以便在形成钉和切割期间检验并辅助将砧座 42 保持为闭合状态。细长通道 40 和砧座 42 之间的间隔还可通过如下方式来保持,即,E- 形梁 165 具有沿着细长通道 40 的顶面滑动的中间销 170,同时其底脚 172 由细长通道 40 中的纵向开口 174 导引沿着该细长通道 40 的下表面相对地滑动。位于上部导销 166 和中间销 170 之间的 E 形梁 164 的在远侧的切割表面 176 对夹钳的组织进行切割,同时 E 形梁通过向远侧运动楔形滑动件 180 致动可拆卸的钉仓 178,该楔形滑动件 180 引起钉驱动器 182 向上凸出,以驱动钉 184 向上脱离钉仓体 188 中的钉孔 186,从而抵靠砧座 42 的钉

形成下表面 190 形成钉。钉仓座 192 从底部包围钉仓 178 的其它元件,将它们保持在适当的位置。钉仓座 192 包括一向后开口的槽 194,该槽 194 覆盖在细长通道 40 中的纵向开口 174 上,从而使中间销 170 穿过钉仓座 192 的内部。

[0108] 钉施加组件 20 由 Frederick E. Shelton IV 等共有的于 2004 年 9 月 30 日提交的申请号为 10/955,042、名称为“ARTICULATING SURGICAL STAPLING INSTRUMENT INCORPORATING A TWO-PIECE E-BEAM FIRING MECHANISM”的美国未审结专利申请中有详细描述,其公开的内容在此全部引入作为参考。

[0109] 关节运动锁定机构

[0110] 在图 3-4 和 6-8 中,有利地包括一个关节运动锁定机构 113,以将钉施加组件 20 保持在预定的关节运动角度。关节运动锁定机构 113 减小了左和右致动囊 100、102 上的负载。特别地,压缩弹簧 202(图 3)在近侧定位位于关节锁定构件 111 的近端 204 和手柄部分 22 之间,向远侧偏压关节锁定构件 111。特别参照图 4,关节锁定构件 111 远端 210 上的两个平行的狭槽 206、208 分别容纳框架底 48 上的向上伸出的导向肋 212、214。导向肋 212、214 的纵向长度比平行的狭槽 206、208 的长度短,使其具有相对纵向行程范围。特别参照图 8,由此使远侧摩擦表面(示为从关节锁定构件 111 向远侧伸出的带齿的槽 216)的可选抵接接合部分与容纳在关节运动框架构件 114 的顶部近侧凹槽 220 中的制动板 218 中的相应锁定扇形齿轮 217 接合。制动板 218 的远侧和近侧孔 221、222 容纳从顶部近侧凹槽 220 向上伸出的远侧和近侧销 223、224。

[0111] 特别参照图 6,细长轴 16 示为处于进行关节运动的位置,其中闭合套管组件 46 被从框架组件 44 周围除去,而且没有细长通道 40 和砧座 42。关节运动致动器 80 显示为横向运动到左侧,以压缩右侧近侧储存囊 90,并使远侧右侧致动囊 100 膨胀,从而将 T 型杆 104 向左侧运动到所示位置。因此,如图所示,关节运动致动器 80 的横向运动使远侧框架 114 围绕单枢轴框架底 48 沿顺时针进行关节运动。有利地,关节运动致动器 80 还自动地与关节运动锁定机构 113 接合和脱离接合。特别地,沿着关节运动致动器 80 的近侧上表面的带齿止动表面 225 容纳从关节锁定构件 111 的近端 204 向下伸出的锁定销 226。锁定销 226 在带齿止动表面 225 根部的接合为关节锁定构件 111 提供了足够的向远侧的运动,将锁定扇形齿轮 217 锁定接合于制动板 218 中。由操作人员造成的关节运动致动器 80 向近侧的横向运动向近侧推压锁定销 226,由此使关节锁定构件 111 与制动板 218 脱离接合。当操作人员释放关节运动致动器 80 时,锁定销 226 被压缩弹簧 202 推压到止动表面 225 的相邻止动槽中,以使锁定机构 111 锁定,从而锁定钉施加组件 20。

[0112] 在图 10 中,外科器械 2004 的关节运动机构 2002 的一种替代的锁定机构 2000 通常是未锁定的,并通过使横向运动的 T 型杆 2006 由于反向载荷而歪斜来启动。一个狭槽 2008 位于框架底 2010 中,以容纳并导引从 T 型杆 2006 向下伸出的肋 2012。如果端部执行器 2016 受反向载荷,则一个与肋 2012 成直角连接的细长纵向部分 2014 偏斜。例如,当端部执行器 2016 受到如箭头 2018 所示向右的力,其近侧扇形齿轮 2020 作用在 T 型杆 2006 的齿条 2022 上,从而施加非垂直的反向驱动力,如箭头 2114 所示。因此,细长纵向部分 2014 偏斜,将肋 2012 旋塞到狭槽 2008 中。这种旋塞产生了相反的束缚力(如箭头 2026、2028 所示),将 T 型杆 2006 锁定并阻止其继续进行关节运动。当关节运动的致动使横向运动 T 型杆 2006 释放时,则解除锁定。此后,肋 2016 可辅助导引 T 型杆 2006。

[0113] 在图 11 中,显示了外科器械 2102 的又一种关节运动锁定机构 2100,其通常是未锁定的,并通过由端部执行器 2106 的齿轮齿 2104 和 T 型杆 2110 的齿条齿 2108 以 20 度压力角形成的近侧力向量来致动。当端部执行器 2106 受到反向载荷(如非垂直箭头 2112 所示)时,压力角的纵向向量(如箭头 2114 所示)使 T 型杆 2110 向近侧运动。该纵向力向量施加到位于 T 型杆 2110 的齿条 2120 后面的牵引弹簧 2118 上。当弹簧 2118 随着 T 型杆 2110 向近侧运动而偏斜时,从齿条 2120 向近侧伸出的锁定齿 2126 开始接合,同时锁定元件 2122 在底部框架 2124 上向远侧横向地对准。当通过除去端部执行器 2106 的反向载荷并且 T 型杆 2110 由于弹簧 2118 的推压向远侧运动使近侧力向量 2114 减小或消除时,锁定齿 2126 和锁定构件 2122 脱离接合。

[0114] 双枢轴闭合套管和单枢轴框架底的组合

[0115] 参照图 3-4 和 7,有利地,执行部分 12 包括双枢轴闭合套管组件 46,该双枢轴闭合套管组件 46 围绕一个单枢轴框架底 48 并在其上方纵向平移。下面将进一步详细描述这些机构和它们的操作。特别参照图 7,关节运动机构 14 显示为处于进行关节运动的状态,其中闭合套管 46 向近侧回缩到砧座处于打开状态。在砧座 42 的打开的情况下,关节运动控制器 18 的致动引起关节连接的闭合环 116 分别围绕上部和下部双枢轴闭合连接件 134、140 的向上的远侧销 136 和向下的远侧销 142 枢转。框架底 48 围绕单个销(图示为连接框架底 48 与远侧框架构件 114 的框架枢轴销 171(图 3))枢转。随着砧座 42 的打开,框架底 48 的框架枢轴销 171 与闭合套管组件 46 的上部和下部双枢轴连接件 134、140 的最远位置对准。当砧座 42 打开时,这样定位很容易使钉施加组件 20 进行枢转和旋转。当闭合套管组件 46 向远侧运动来枢转闭合砧座 42 时,闭合直管 52 围绕框架底 48 向远侧运动,并且关节连接的闭合环 116 由于枢轴连接件 134、140 的促动沿着关节连接的远侧框架构件 114 的轴向远侧运动。当所述装置进行关节运动时(未显示),随着它们向着远侧闭合位置的致动,连接件 134、140 上的双枢轴销 136、138 以及 142、144 有利于与闭合直管 52 和关节连接的闭合环 116 的接合。在远侧闭合位置,框架枢轴销 171 在进行完全关节运动时与近侧枢轴销 138、144 垂直对准,或者当有效运行时落在远侧销 136、142 和近侧销 138、144 之间的任一点上。

[0116] 实心击发杆支撑件

[0117] 在图 8 中,图 7 中的关节运动机构 14 被局部分解并从底部图示,显示图 4 中的实心壁击发杆支撑设计(狗骨型连接件 160),其提供了传统弹性支撑板所不具备的优点。支撑板用于间隙的桥接,并通过单框架底枢轴关节运动接头 1801 导引并支撑击发杆 66。弹性击发杆支撑件是已知的,但是采用实心壁击发杆支撑件(例如图 4、8、9 中显示的那些)提供了独特的优点。下面参见图 8,框架底 48 包括一个沿着框架底 48 的底部延伸的框架刀槽 1802,和一个沿着进行关节运动的远侧框架构件 114 的底部延伸用于将击发杆 66(未显示)滑动容纳于其中的远侧刀槽 164。如上所述的框架底 48 还包括一个在框架枢轴销 171 处与远侧框架构件 114 的直接单枢轴连接。可旋转地连接于近侧销端部 157 并可动地连接在远侧销端部 159 上的固定壁狗骨型连接件 160 包括左和右横向导向件 1818、1820,在这两个导向件之间限定了一个导槽 1822,作为击发杆 66 的滑动通道(图 4)。

[0118] 因此,为了桥接框架底 48 和远侧框架构件 114 之间的间隔,将固定壁枢轴狗骨型连接件 160 可枢转地连接到框架底 48,并与框架构件 114 滑动连接。枢转的狗骨型连接件

160 的近侧销 157 可枢转地容纳于框架底 48 的孔 1824 中,使枢转的狗骨型连接件 160 能够围绕孔 1824 枢转。远侧销 159 从枢轴狗骨型连接件 160 向上伸出,并滑动容纳于远侧框架构件 114 中的狭槽 1826 中。钉施加组件 20 与纵向轴线成例如 45 度角的关节运动使枢转狗骨型连接件 116 以其近侧销 157 为轴在孔 1824 中枢转,并且远侧销 157 滑进在远侧框架构件 114 中形成的狭槽 1826 中,使击发杆 66 弯曲成两个分开的角,它们的角度是钉施加组件 20 的角度的一半。与以前参照的将击发杆 66 弯曲成 45 度角的弹性支撑板不同,固定壁枢转狗骨型连接件 160 将击发杆 66 弯曲成两个分开的角,例如每个 22.5 度。将一个或多个弹性击发杆 66 弯曲成所述角度的一半可以在击发杆 66 中将弯曲应力减小到传统的关节运动支撑件中的一半。击发杆 66 中的弯曲应力的减小降低了击发杆中的永久弯曲或设置预定量 (placing a set) 的可能性,降低了击发阻塞的可能性,确保了较小的击发杆回缩力,并为击发系统提供了更平稳的运行。

[0119] 在图 9 中,外科器械 1900 包括双闭合枢轴。单框架枢轴关节运动接头 1902 给出了一种作为替代的实心壁支撑板机构 1904,其可替代图 8 中的下部双枢轴连接件 140 和狗骨型连接件 1812。左和右击发杆支撑件 1906、1908 从闭合套管组件 1912 的下部双枢轴连接件 1904 向上伸出。在框架底 1916 中提供间隙 1914,当闭合套管组件 1912 向远侧运动闭合砧座 42(在图 9 中未显示)以及向近侧运动打开砧座 42 时,使击发杆 1906、1908 能够在该间隙中运动。与上述的枢转狗 骨型连接件 160 类似,作为替代的下部双枢轴连接件 1910 也可弯曲并支撑击发杆 66(在图 9 中未显示),从而形成两个分开的弯曲角,其中的每个达到钉施加组件 20 的弯曲角的一半。

[0120] 横向构件导向机构

[0121] 继续参照图 9,框架底 1916 上的左和右向上凸缘 1918、1920 包括远侧和近侧横向销导向件 1921、1923,它们横向穿过 T 型杆 1926 中的通孔 1923、1924,从而辅助将关节运动机构 1928 中的束缚降到最低。作为另一个例子,在图 7 中,有利地,T 型杆 104 包括一个燕尾状横向导向件 1930,其可在 T 型杆 104 中形成的燕尾状通道 1932 中横向滑动。作为另一个例子,在图 12 中,一个从框架底 1936 上的凸出的肋 1934 容纳于在 T 型杆 1940 中形成的矩形狭槽 1938 中。为了进一步有利于无束缚的横向平移,每个远侧和近侧横向支撑轨道都包括多个滚珠 1946、1948。作为又一个例子,在图 13 中,与 T 型杆 1964 中的 T 型杆横向沟槽 1958-1962 相对应,在框架底 1956 中形成多个框架横向沟槽 1950-1954。滑动滚柱 1966-1970 被捕获停留在每对横向沟槽 1950/1958、1952/1960、1954/1962 中。这些决不意味着对防止 T 型杆 1940 不期望的倾斜或旋转的横向导向构件的穷尽列举。

[0122] 双枢轴框架底和单枢轴闭合件的组合

[0123] 在图 14-15 中,外科器械 2202 包括一种替代的框架底和闭合机构 2200,该框架底和闭合机构 2200 包括双枢轴框架组件 2204。特别地,框架底 2206 通过双枢轴框架狗骨型件 2210 与远侧框架构件 2208 连接,所述双枢轴框架狗骨型件 2210 具有一个与框架底 2206 中的近侧孔 2214 枢转接合的近侧枢轴销 2212 和一个与远侧框架构件 2208 的远侧孔 2218 接合的远侧枢轴销 2216。导向槽 2220 设置于狗骨型件 2210 的下侧,以在其中导引击发杆 66(在图 14-15 中未显示)。刀槽 2222 设置在远侧框架构件 2208 中。如图所示,闭合套管组件 2224 的闭合环 2230 以四十五 (45) 度角进行关节运动,使远侧框架构件 2208 以四十五 (45) 度角相进行关节运动,并使框架狗骨型件 2210 以该角度的一半进行关节运动。因此,

击发杆 66 仅受到分开的两个小的半弯曲，并能获得上述列举的优点。

[0124] 最外层闭合套管组件 2224 的不同之处在于，框架组件 2204 的双枢轴设计中仅有一个枢轴适于纵向闭合运动。如图所示，闭合管轴 2226 在其远端具有一个叉形头 (clevis) 2228。叉形头 2228 与闭合环 2230 可枢转地接合。闭合环 2230 在其近端形成有近侧齿轮 2232，并且销 2234 穿过近侧齿轮 2232 并与叉形头 2228 的上柄脚 2236 枢转接合。下臂 2238 通过定位销 2241 与叉形头 2228 的下柄脚 2240 可枢转地接合。叉形头 2228 中的孔 2242 容纳横向导销 2243，并且 T 型杆 2244 可滑动地连接于其中，以接合闭合环 2230 的近侧齿轮 2232。因此，这种替代机构 2200 使用与前面描述的机构相反的单 / 双枢轴替代构想。也就是说，这种作为替代的闭合机构 2200 具有单枢轴，而作为替代的框架底具有双枢轴，这与前面描述的具有单枢轴框架底的双枢轴闭合机构不同。

[0125] 横向运动关节运动机构

[0126] 在图 16-19 中示意性地描绘出了横向运动关节运动机构 230，显示出用于执行端部执行器 232 的关节运动的横向运动。横向运动是至少一个元件向着或离开外科装置 234 的纵向轴线的运动。这种运动一般与纵向轴线（该纵向轴线是将机构 230 二等分的水平线）成直角，并不涉及旋转运动或者纵向运动。横向运动关节运动机构可以如图 16-19 所示地流体致动，也可以如图 20-23 所示地机械致动。

[0127] 横向运动流体关节运动机构

[0128] 在图 16-19 中示意性地显示了横向运动关节运动机构 230，其包括流体控制系统 235，该流体控制系统 235 具有流体填充的平行的左和右流体囊 236、238，所述流体囊 236、238 在其间纵向延伸，通过流体 242 的运动使横向构件或者 T 型杆 240 横向运动。所有方向均以纵向轴线为参照。参见没有进行关节运动的图 16、17，位于远侧的端部执行器 232 围绕销 244 枢转，并在其近端具有扇形齿轮 246。枢轴销 244 与框架（未显示）连接。位于 T 型杆 240 远端的齿条 248 可操作地与扇形齿轮 246 接合。T 型杆 240 和齿条 248 可沿着轴线 A-A 横向运动。长的左和右流体囊 236、238 的每个远侧部分位于可横向运动的 T 型杆 240 的侧部，并在横向被限制于闭合套管 250 中，在垂直方向上由下面的框架 252 和上面的定位片 254 限制。特别地，左侧致流动体囊 236 具有左侧远侧致流动囊 256、左侧流体通道 258 以及左侧近侧储存囊 260。右侧流体囊 238 具有右侧远侧致流动囊 262、右侧流体通道 264 以及右侧近侧储存囊 266。固定的分隔器 270 从框架 252 伸出并隔开囊 260、266 以及流体通道 258、264。固定分隔器 270 和闭合套管 250 限制该流体通道 258、264，防止在囊 236、238 的流体通道 258、264 部分的膨胀。可横向运动的“C”形压缩构件 272 包括于关节运动控制机构 273 中，用于压缩近侧储存囊 260、266 中的一个，并用于端部执行器 232 的关节运动。另外，也可采用其它元件，诸如穿过框架 252 中的击发杆槽 276 的击发杆 274（图 17、19）。

[0129] 如图 18、19 中所示，C 形压缩构件 272 向左侧的横向运动压迫右侧近侧储存囊 266，迫使流体 242 进入右侧流体通道 264 和右侧远侧致流动囊 262 中。随着右侧远侧致流动囊 262 使 T 型杆 240 横向运动到左侧，左侧远侧致流动囊 256 被压缩，端部执行器 232 被致动到右侧（从图示的顶部顺时针方向观察）。左侧远侧致流动囊 256 的压缩引起流体 242 经过左侧固定流体通道 258 向近侧流动，并进入左侧近侧储存囊 260 中。具体地，与 C 形压缩构件 272 相连的右侧壁 280 向左侧运动，引起右侧近侧储存囊 266 的压缩。当流体流进膨胀的左侧近侧储存囊 260 时，与 C 形压缩构件 272 相连的左侧壁 278 的相应的左向运动为来自受

压缩的左侧制动器囊 256 的流体提供了空间。

[0130] 该用于关节运动机构 230 的流体控制系统 235 提供了至少多个优点。首先,致动囊 256、262 靠近关节运动接头或者机构 230 的定向允许在外科装置 234 中使用长的囊 236、238 和更长的 T 型杆 240。作为流体驱动系统,可以两种方式来实现流体控制系统 235 的输出力的增加。第一种,对于在 T 型杆 240 上的固定流体面积,可增大作用在固定面积上的流体压力。第二种,对于固定的流体压力,可增加 T 型杆 240 上的流体接触面积。第一种方法使设计更紧凑,系统压力更高。第二种方法导致设计更大,系统压力更小。为了降低成本,简化设置,降低系统应力,并减小囊破裂的风险,示例性方案示出了长的远侧致动囊 256、262,它们处于外科装置 234 中靠近关节运动机构 230 的有利位置。正是囊 256、262 的这种设置使囊 256、262 可以很长,而且对较低的输入压力而言,关节运动的输出力可以很高。

[0131] 因此,可以简单地通过增加 T 型杆 240 上的远侧致动囊(球囊)256、262 的压力接触面积来增大关节运动机构 230 的输出力(对相同的输入压力而言)。压力接触面积的增大受到高度和长度的限制。由于传统内窥镜外科器械的直径是用于穿过注入口的固定直径,这限制了高度的变化。压力接触面积的长度变化具有最大效果,并使装置的横向输出力可(通过改变长度)有利地调节,以符合系统对各种输出力的需求。

[0132] 在横向运动装置中使用的流体既可以是可压缩的,也可以是不可压缩的。如这里所指,术语“流体”包括液体、气体、凝胶、微粒和能够在压力梯度之间流动的任何其它材料。虽然可使用任何流体,特别优选灭菌溶液,诸如盐水、矿物油或者硅氧烷。

[0133] 横向运动机械关节运动机构

[0134] 尽管上面描述了用流体机构引起横向运动和关节运动,机械机构可实现与流体囊 236、238 产生的横向运动相同的横向运动。在图 20-21 中,作为替代的横向运动关节运动机构 300 采用机械控制系统(具体地说是纵向运动构件)为外科器械 301 施加横向运动和关节运动。在示例性方案中,特别参考图 20,横向运动滑杆 302 具有至少一对倾斜的左和右凸出表面 304、306,它们从滑杆 302 向细长纵轴 308 的相对侧横向伸出。在示例性方案中,还可包括另一对近侧左和右倾斜凸出表面 310、312。右侧纵向运动连接件 314 包括对应的方向向内的远侧和近侧反向倾斜表面 316、318,该远侧和近侧反向倾斜表面 316、318 与远侧和近侧的右侧凸出表面 306、312 对准并滑动接合,从而使运动连接件 312 的远侧纵向运动引起滑杆 302 的左向横向运动。应当理解,这种倾斜接触可颠倒,从而使远侧运动引起向右运动。

[0135] 应当理解,在滑杆 302 上可包括弹性偏压件(未显示),以用于促动滑杆 302 向右与右侧纵向运动连接件 314 接合,从而使右侧纵向运动连接件 314 的反向近侧运动允许滑杆 302 的向左运动。作为替代,在示例性方案中,左侧纵向运动连接件 320 包括对应的方向向内的远侧和近侧反向倾斜表面 322、324,该远侧和近侧反向倾斜表面 322、324 与远侧和近侧的右侧凸出表面 304、310 对准并滑动接合,凸出表面 304、310 向远侧倾斜,反向倾斜表面 322、324 向近侧倾斜,从而使左侧纵向运动连接件 320 的远侧纵向运动引起滑杆 302 的向右横向运动。应当理解,这种倾斜接触可颠倒,使远侧运动引起向左运动。应当理解,右侧和左侧纵向运动连接件 314、320 和滑杆 302 支撑于细长轴 308 中,这允许纵向运动连接件 314、320 的这种纵向运动和滑杆 302 的横向运动。

[0136] 图示为窝球(socket ball)328 的滑杆 302 的远端容纳于 V 形凸轮槽 330 中,该 V

形凸轮槽 330 向近侧设置并靠近侧部执行器 334 的枢轴销 332。因此，在图 21 中，右侧纵向运动连接件 314 的近侧运动和左侧纵向运动连接件 320 的远侧运动引起滑杆 302 的向右运动以及窝球 328 的相应的向右运动。这样 V 形凸轮槽 330 被向右驱动，其最远端 336 向左枢转。作为替代，滑杆 302 的横向运动可通过参见图 16-19 描述的齿条和扇形齿轮转化成端部执行器 334 的关节运动。因此，采用纵向运动的机械系统可用于为外科器械 301 提供横向关节运动。

[0137] 可旋转连接件

[0138] 在图 22 和 23 中，又一种作为替代的关节运动机构 400 采用可旋转连接件 402 使图示为横向运动滑杆 404 的横向构件运动，从而导致 外科器械 406 进行关节运动。该横向运动滑杆 404 可操作地在端部执行器（未显示）的近端与上面图 16 和 20 中所示的旋转齿轮或者凸轮槽接合。可旋转连接件 402 可定位在滑杆 404 的下面，并具有至少一个臂 408，所述臂 408 从该可旋转连接件 402 的纵向轴线横向地可旋转地伸出，以便接合到滑杆 404 中的插槽 410 内。滑杆 404 在顶部定位片 412 和底部框架 414 之间受到垂直限制，该底部框架 414 具有容纳可旋转连接件 402 并适于臂 408 旋转的纵向沟槽 416。定位片 412 和框架 414 由管状套管 418 包围。可旋转连接件 402 的旋转使臂 408 沿着弧形运动，由此使滑杆 404 沿着旋转方向横向运动。

[0139] 具有相对挠曲的弹性构件的关节运动机构

[0140] 在图 24 中，外科器械 500 具有沿着细长轴 504 的纵向轴线对准的滑动构件 502，并允许该滑动构件 502 在左侧挠曲构件 506 和右侧挠曲构件 508 之间横向运动且在垂直方向上由框架和定位片（未显示）限制。每个挠曲构件 506、508 分别具有固定的远侧固定件 510、512，和纵向平移近侧连接件 514、516。每个左和右弹性构件 518、520 沿相反的方向抵靠滑杆 502 向内弯成弓形，并且横向弯入量与它们各自的近侧连接件 514、516 的远侧纵向运动相关。在图 24 中显示的未进行关节运动的状态，近侧连接件 514、516 在位置上没有差别，因此滑动构件 502 的向远侧伸出的末端 522 定位在 V 形凸轮槽 524 的中央，该 V 形凸轮槽 524 相对于端部执行器 528 的枢轴销 526 向近侧开放。在图 25 中，左侧的近侧连接件 514 已经向远侧行进并且右侧的近侧连接件 516 已经向近侧回缩，因而引起滑杆 502 横向平移到右侧，从而导致向远侧伸出的末端 522 抵靠 V 形凸轮槽 524 的右侧部分进行凸轮运动，结果端部执行器 528 围绕枢轴销 526 向左进行关节运动。

[0141] 电磁横向关节运动控制机构

[0142] 在图 26 中，外科器械 600 具有在远侧连接的端部执行器 602，其选择性地通过滑杆 608 的横向运动围绕其枢轴销 604 相对于细长轴 606 沿弧形进行关节运动。特别地，滑杆 608 的远侧球 610 与 V 形凸轮槽 612 接合，该 V 形凸轮槽 612 在靠近枢轴销 604 处敞开。滑杆 608 在细长轴 606 中沿垂直方向由框架和定位片（未显示）限制。向内定向的位于滑杆 608 的相对横向侧上的左和右压缩弹簧 614、616 靠近细长轴 606 的远端 618。这些弹簧 614、616 在滑杆 608 上提供了定心偏压，并由此在端部执行器 602 上提供了定心偏压。位于滑杆 608 的相对侧上的左和右电磁体 620、622 可选择性地被激励，以便吸引与滑杆 608 成一体或者固定于其上的含铁靶标 (ferrous target) 624，从而选择性地使滑杆 608 横向移位并使端部执行器 602 进行关节运动，如图 27 中所示。为了简化起见，图示了纵向对准的线圈，但是应当理解，可对准一个或多个电磁体来产生与滑杆 608 垂直的磁场，例如多个沿

着滑杆 608 的纵向长度对准的线圈（未显示），并且每个线圈的纵向轴线与滑杆 608 的横向运动轴线对准。

[0143] 不对称横向关节运动控制机构

[0144] 在图 28 中，外科器械 700 具有在远侧连接的端部执行器 702，其选择性地通过滑杆 708 的横向运动围绕其枢轴销 704 相对于细长轴 706 沿弧形进行关节运动。特别地，滑杆 708 的远侧齿条 710 与扇形齿轮 712 接合，该扇形齿轮 712 位于枢轴销 704 近侧。滑杆 708 在细长轴 706 中沿垂直方向由框架和定位片（未显示）限制。向内定向的位于滑杆 708 的相对横向侧上的左和右压缩弹簧 714、716 靠近细长轴 706 的远端 718。这些弹簧 714、716 提供了在滑杆 708 上的不对称定心偏压并因此提供了在端部执行器 702 上的不对称定心偏压。因此位于滑杆 708 的相对侧的左侧未致动空间 720 和右侧电磁体 722 可选择性地形成有可选的左向不对称偏压，通过吸引与滑杆 708 成一体或者固定于其上的含铁靶标 724，从而选择性地使滑杆 708 横向移位并使端部执行器 702 进行关节运动，如图 29 所示。为了简化起见，图示了纵向对准的线圈，但是应当理解，可对准一个或多个电磁体来产生与滑杆 708 垂直的磁场，例如多个沿着滑杆 708 的纵向长度对准的 线圈（未显示），并且每个线圈的纵向轴线与滑杆 708 的横向运动轴线对准。

[0145] 除弹簧 714 的向右偏压之外或者作为替代，滑杆 708 可包括多个磁体（例如永久磁体、电磁体）732，这样通过使右侧电磁体 722 的极性相反，使滑杆 708 可选择性地被吸引或者排斥。因此，当电磁体 722 去激励时，定心的弹簧 714、716 可实现对立平衡，从而伸直端部执行器 702。

[0146] 作为替代，应当理解，在滑杆中放置永磁体，并且在每个横向侧排列永磁体来排斥滑杆中的磁体，这样可有利地采用一个或多个电磁体来克服定心偏压而使滑杆定心。

[0147] 还应理解，不对称致动可包括如这里描述的在滑杆一侧上的流体输送、机械凸轮机构、挠曲构件等，并且在另一侧上具有来自于压缩弹簧和 / 或永久磁体的相对的偏压。而且，这些实施方式还可包括锁定机构。

[0148] 作为又一种选择，与上述实时方式类似的，例如具有从端部执行器 702 向近侧伸出的弧形的扇形齿轮 734（其被垂直间隔开以避免与滑杆 708 相互干扰）可以将端部执行器 702 相对于细长轴 706 成角度地锁定。在关节运动期间从细长轴 706 向远侧伸出的锁定杆 736 可稍微放到近侧，以与弧形的扇形齿轮 734（图 28）脱离接合，然后稍微向远侧运动而接合（图 29），以所需的关节运动角度锁定。

[0149] 通过对多个实施例的描述对本发明进行了解释，这些示例性的实施例描述得非常详细，但申请人并不是想将所附的权利要求书的范围限制或以任何方式限定得如此详细。其它优点和变化对本领域技术人员来说是显而易见的。

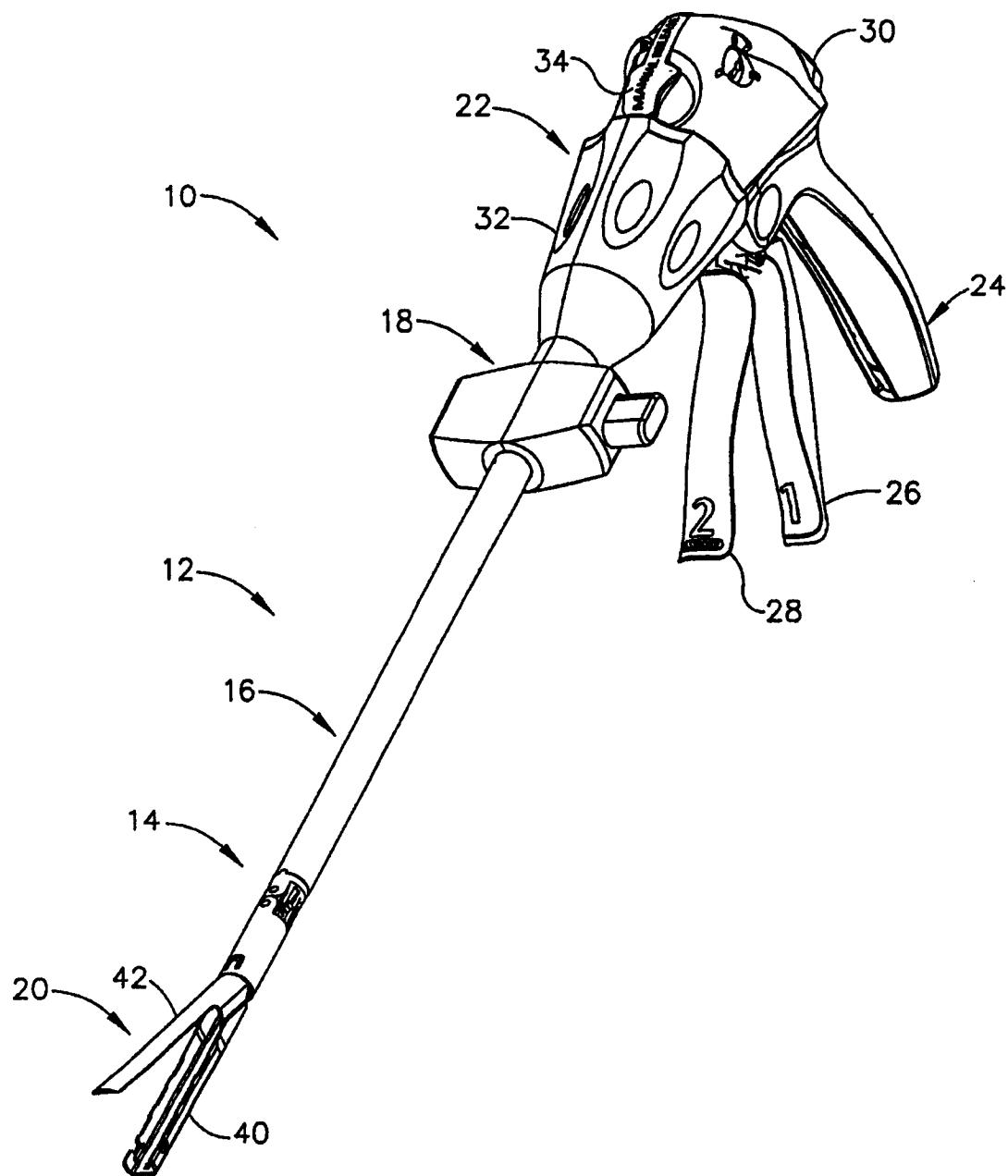


图 1

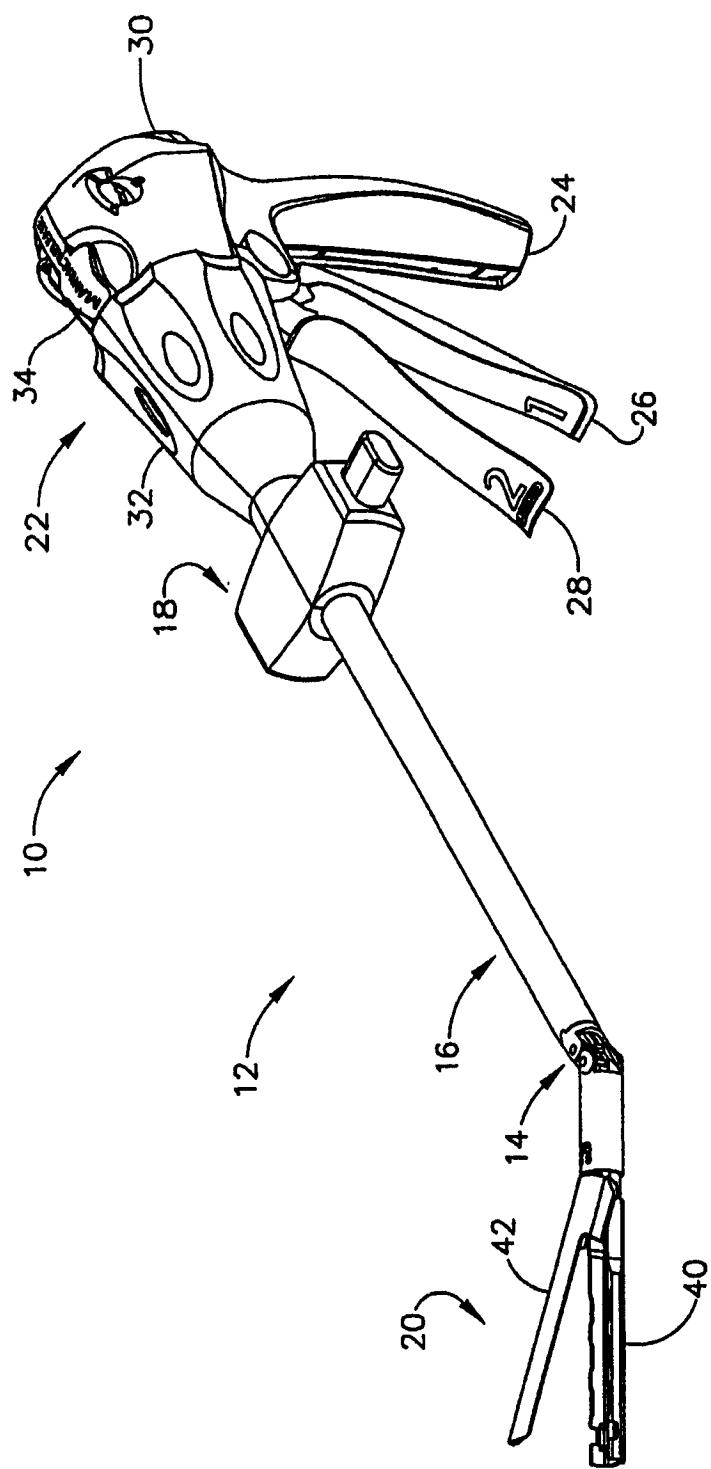


图 2

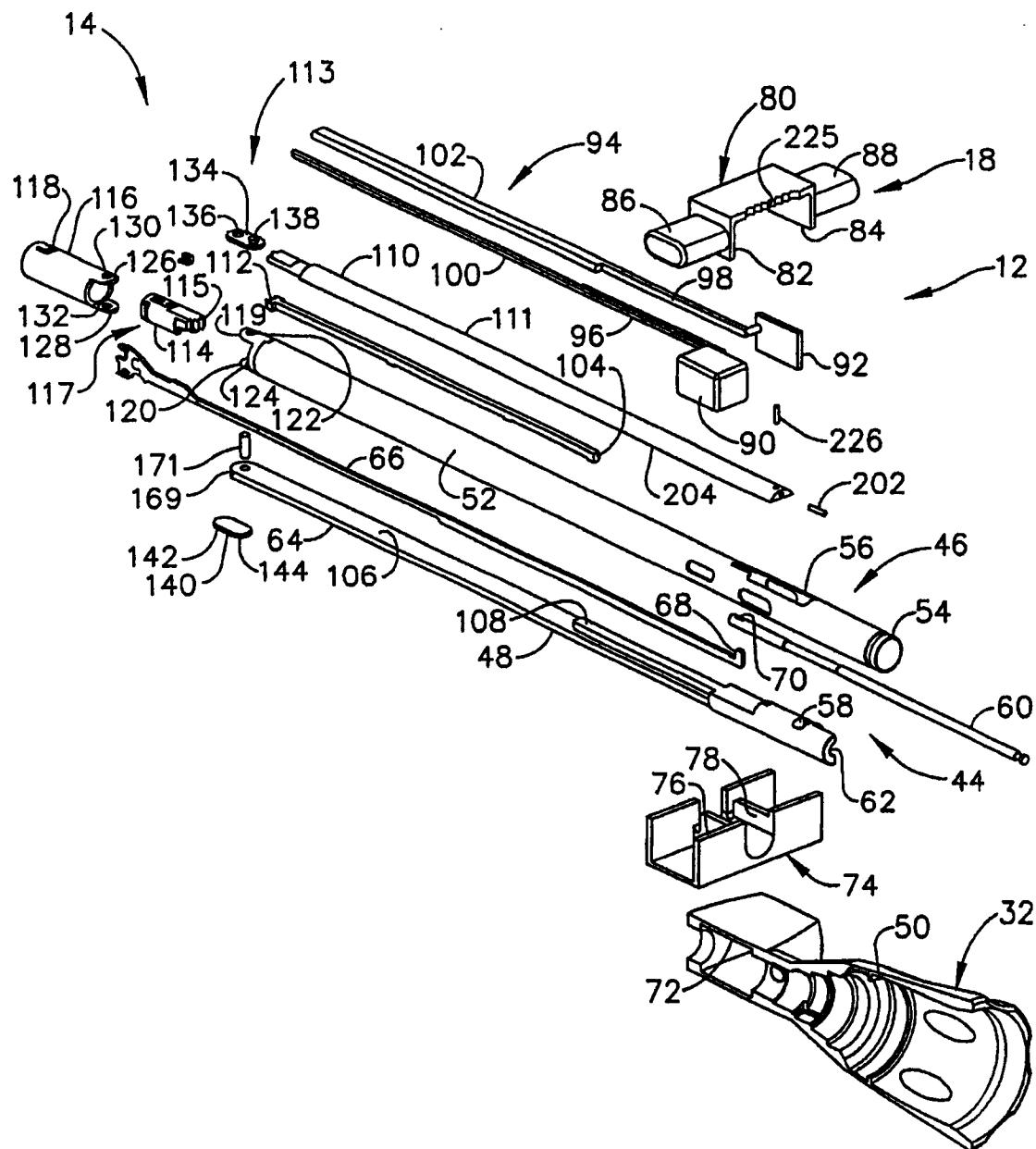


图 3

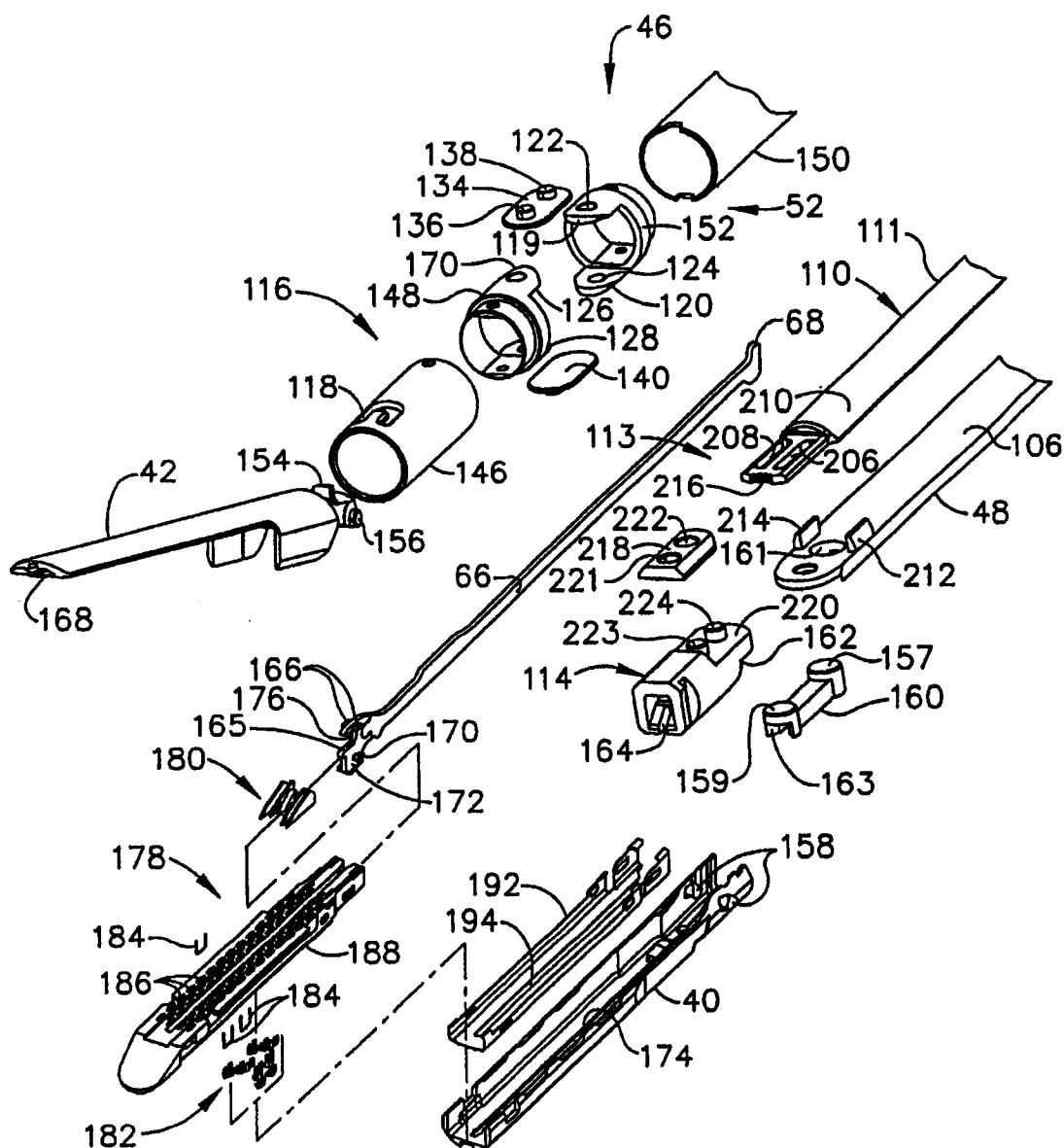


图 4

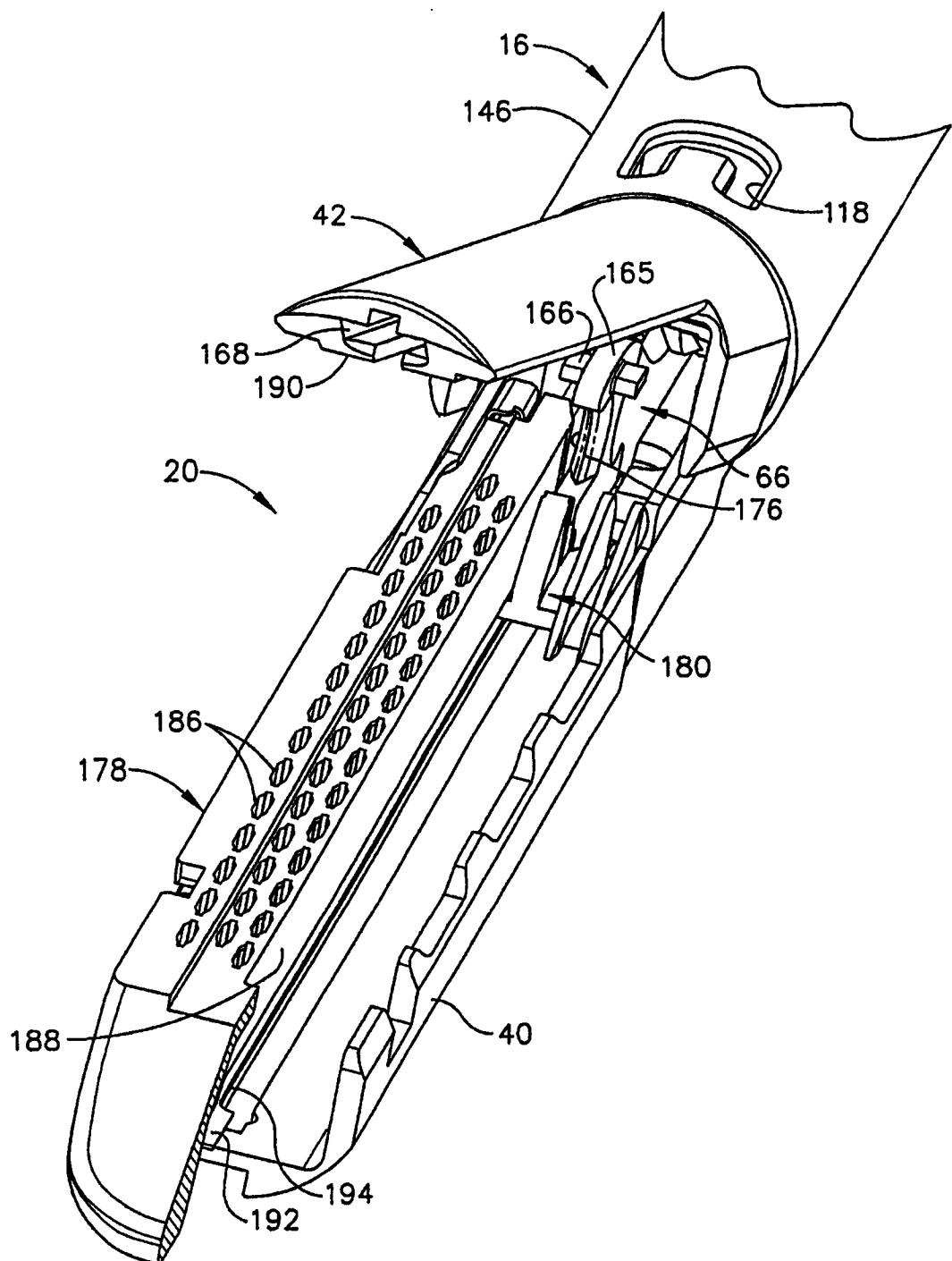


图 5

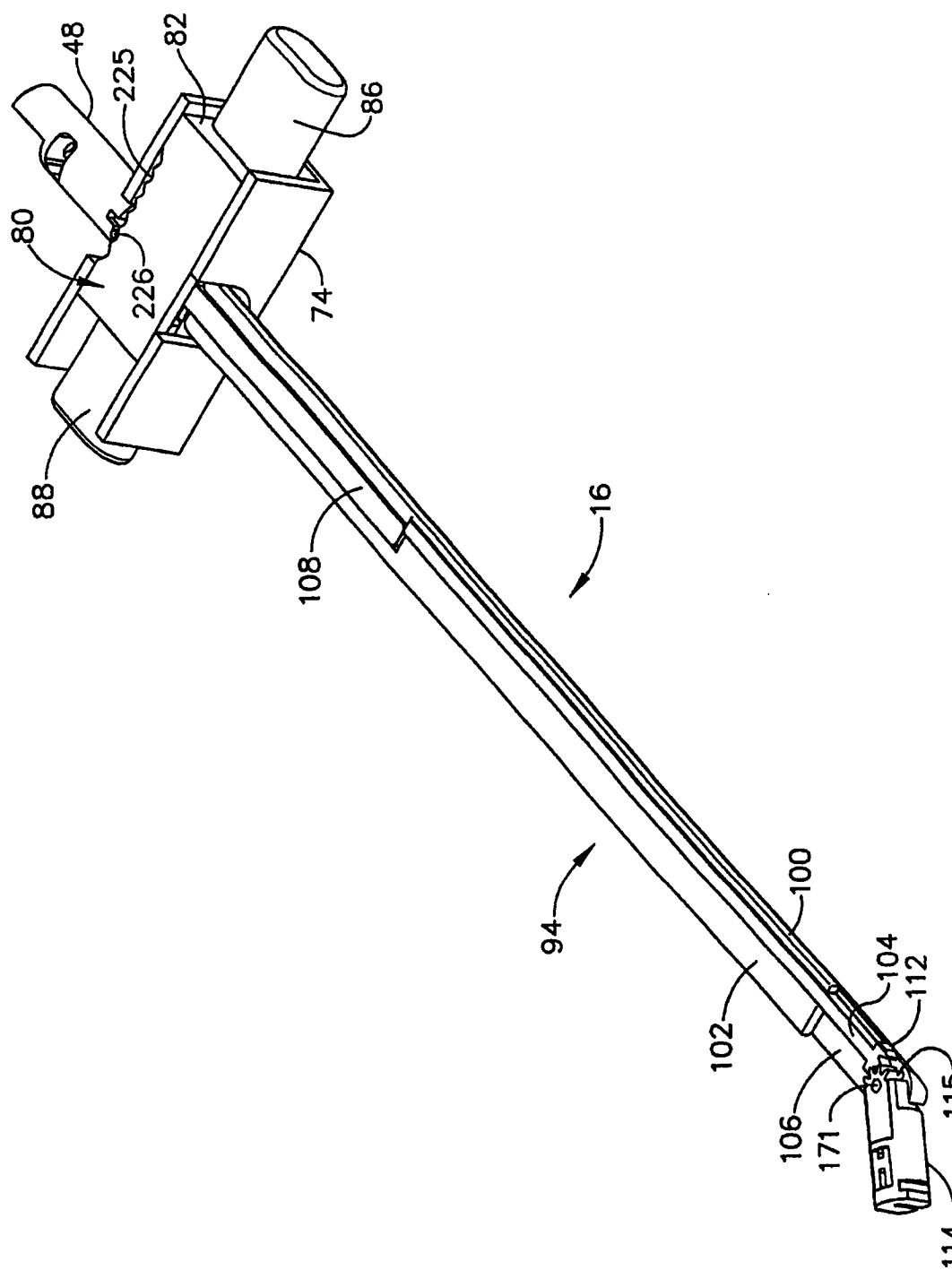


图 6

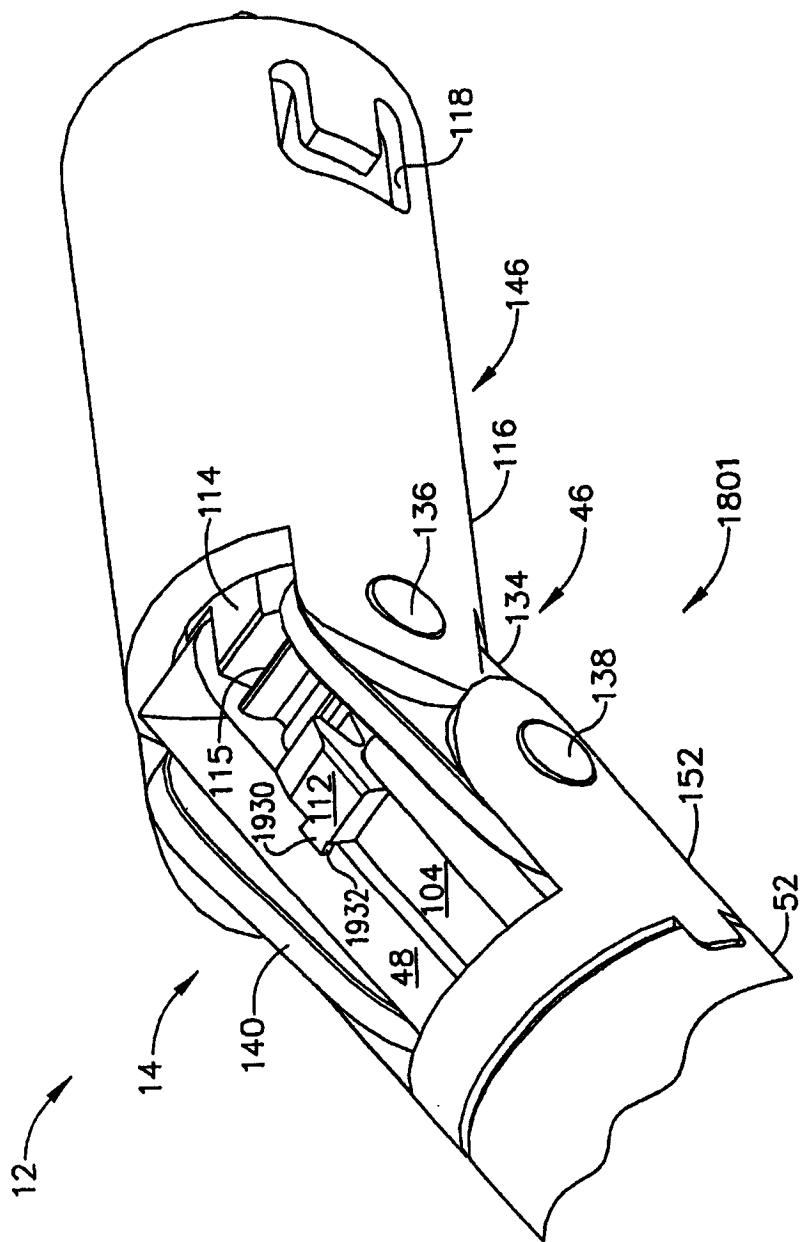


图 7

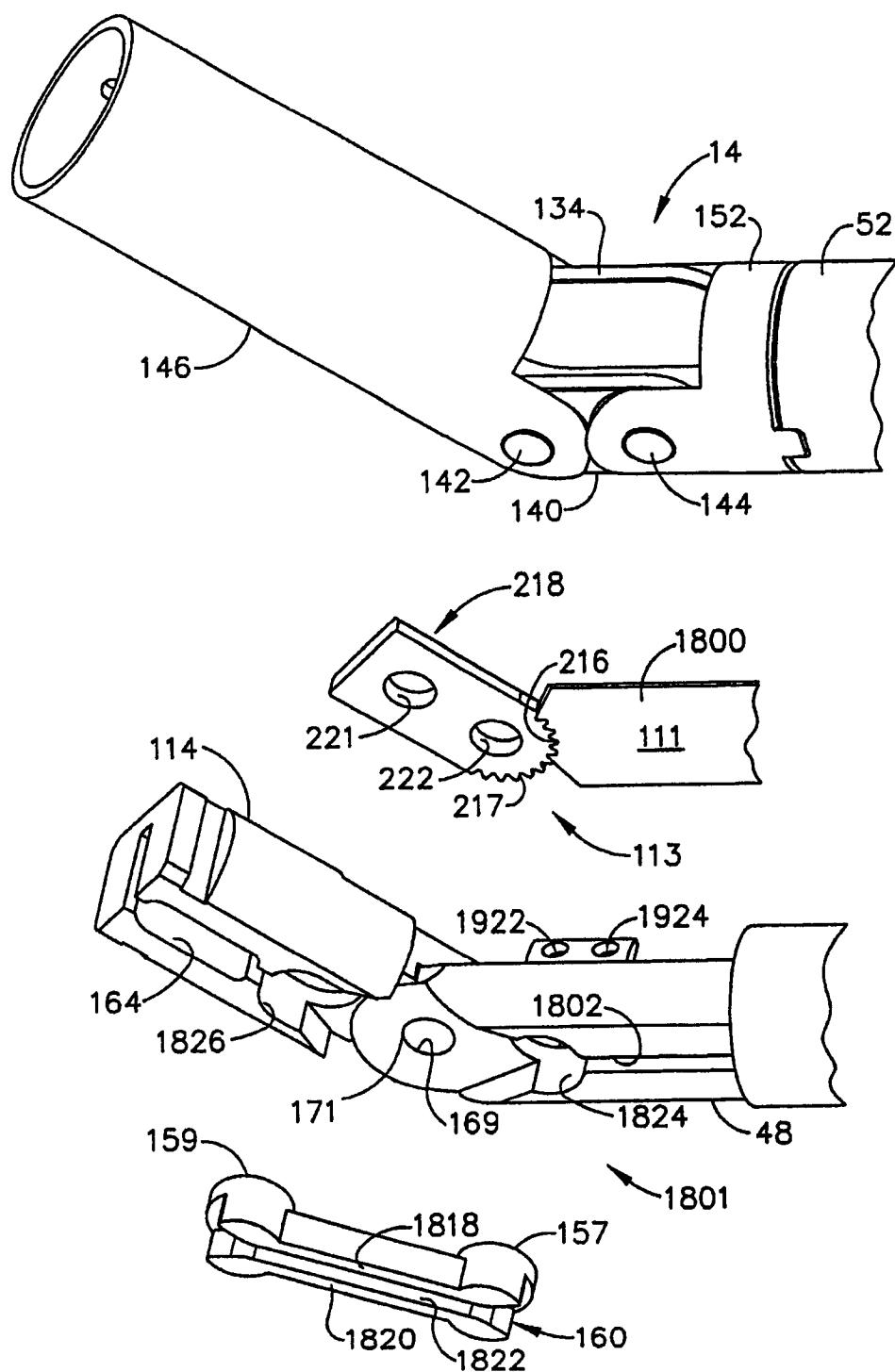


图 8

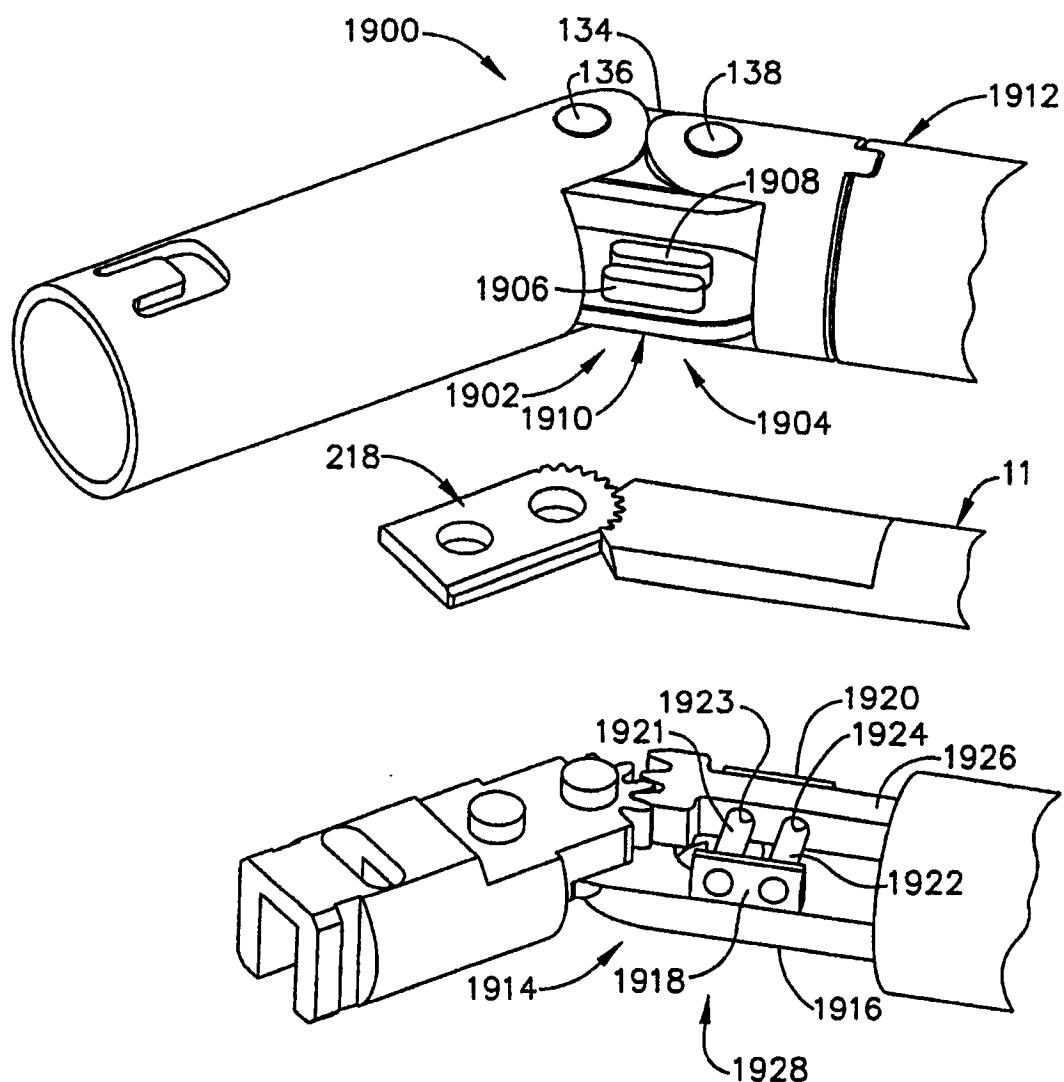


图 9

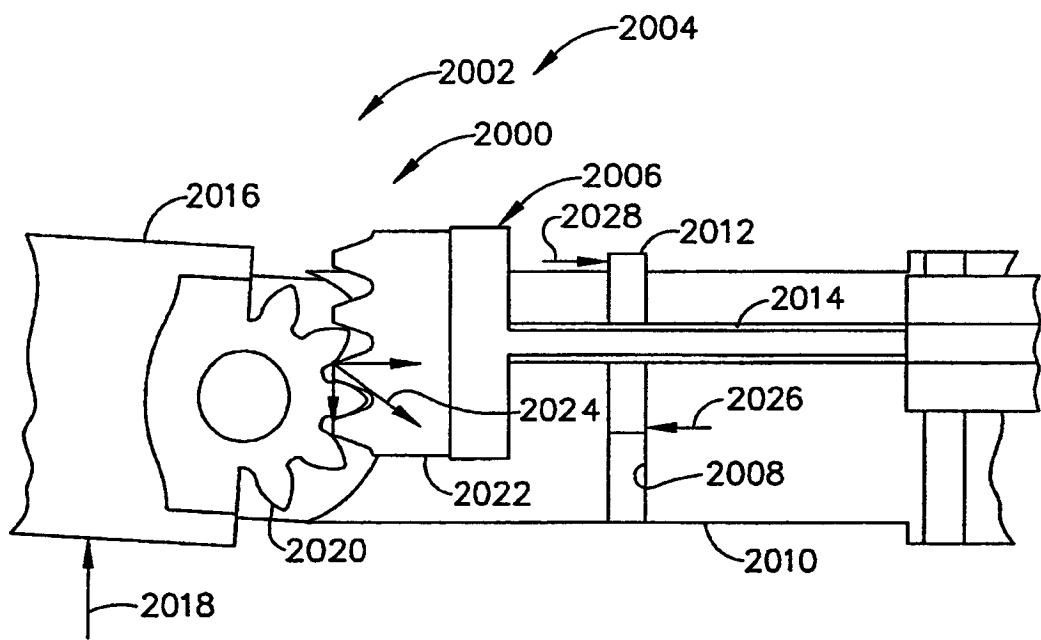


图 10

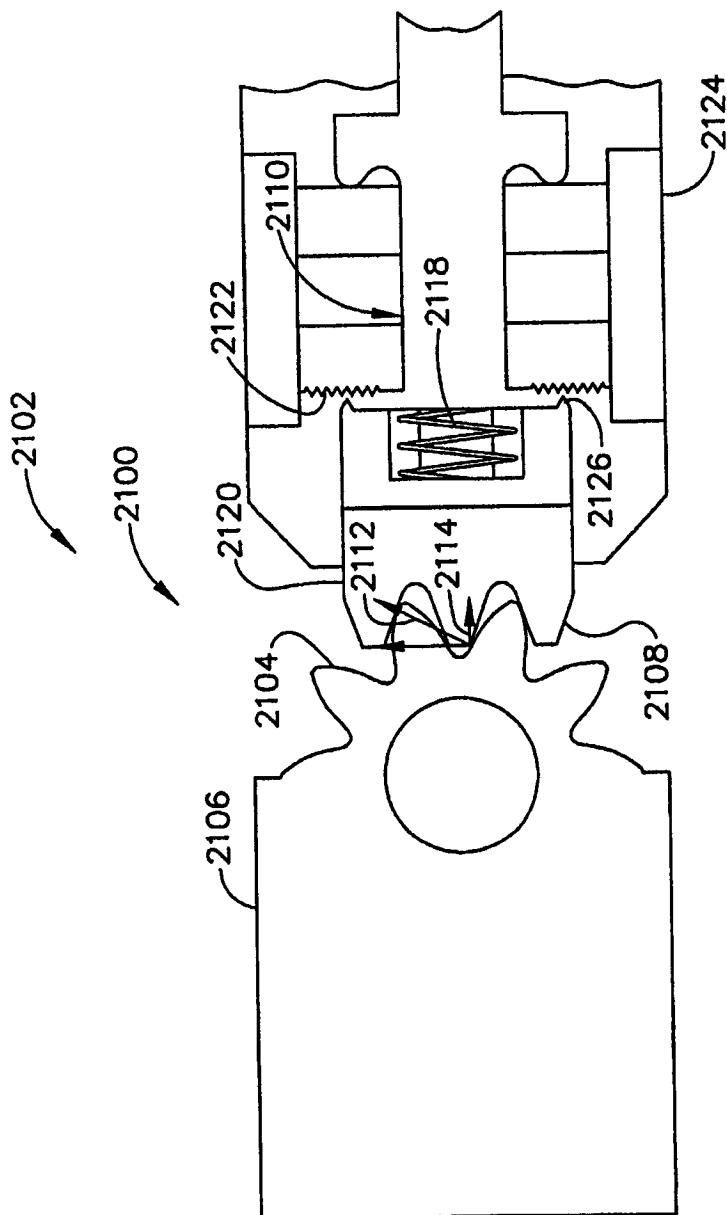


图 11

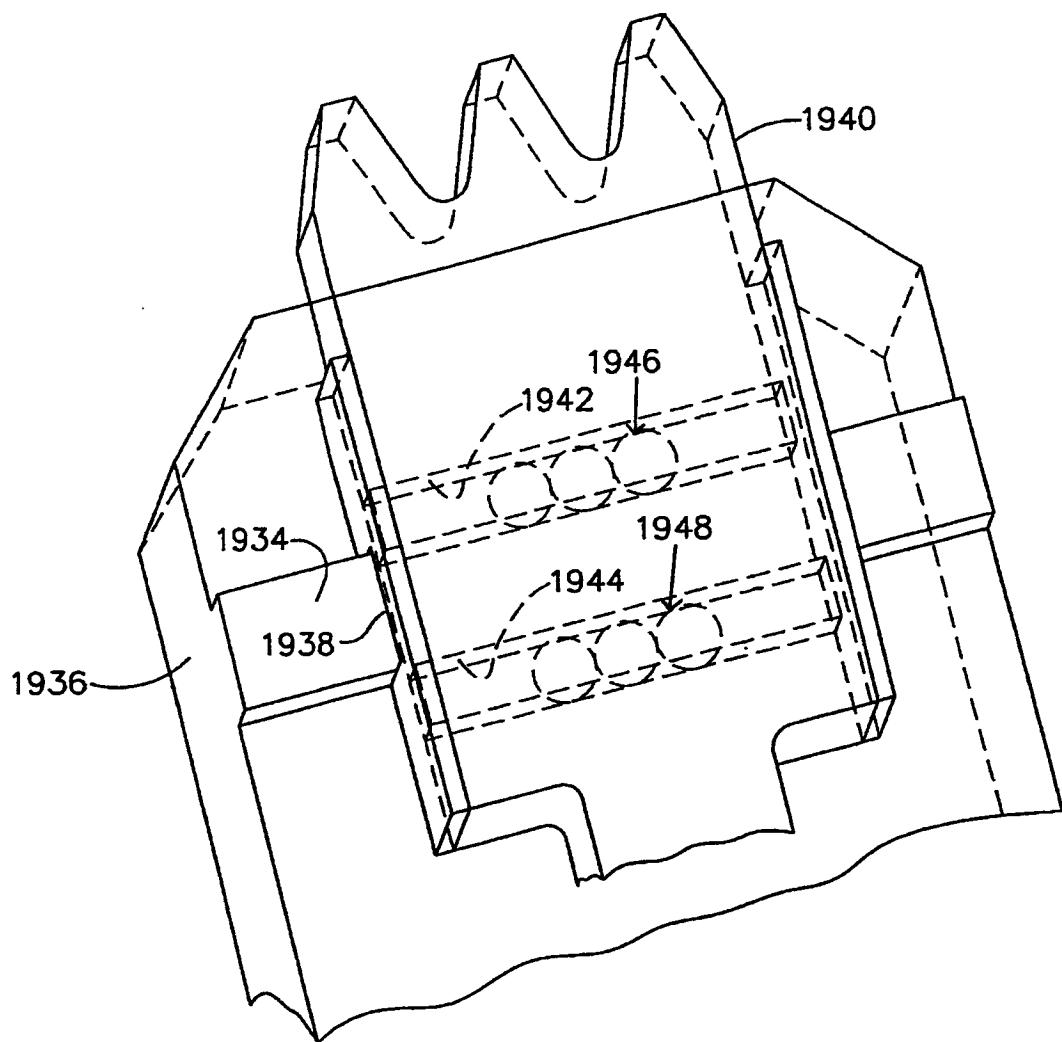


图 12

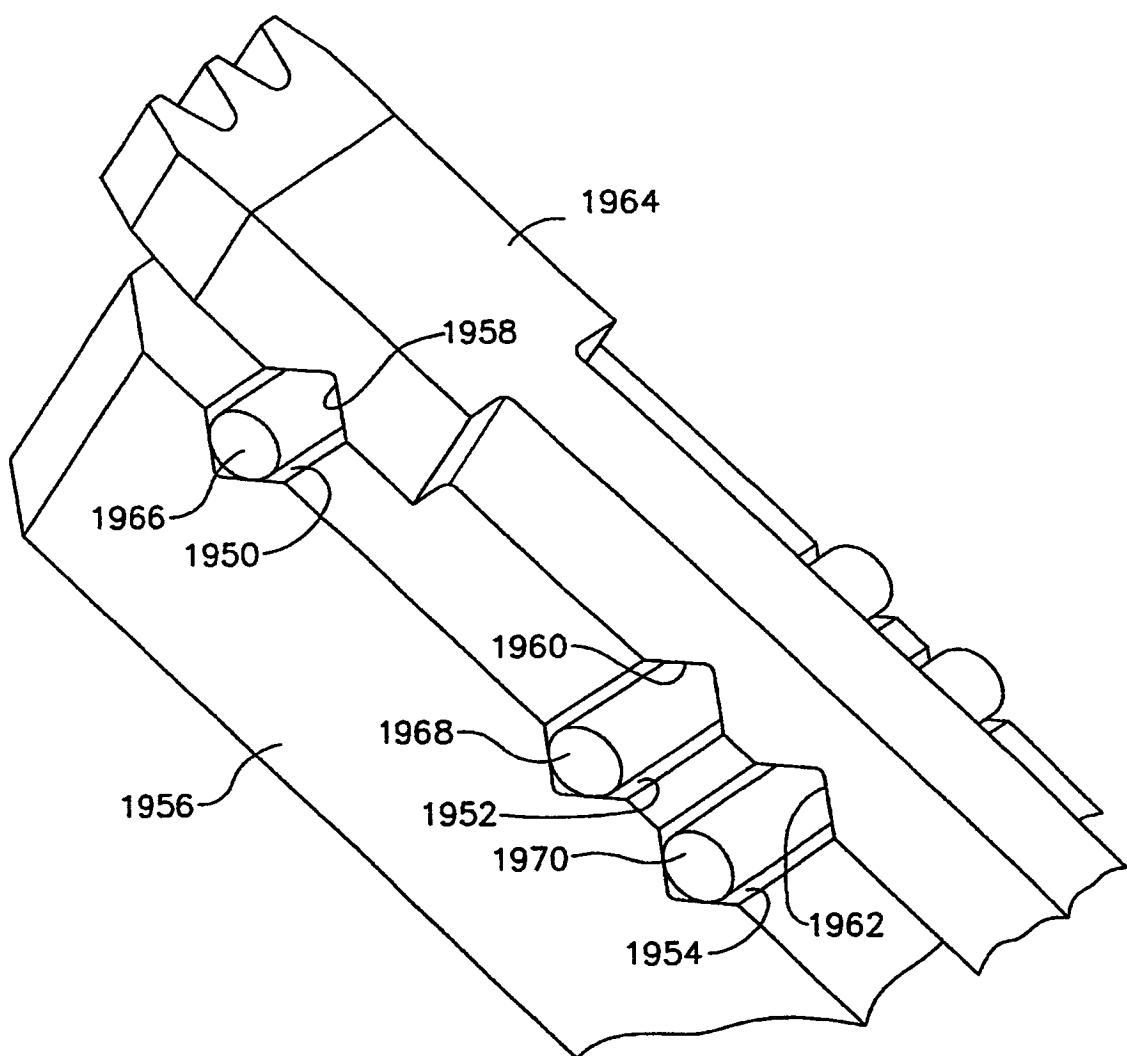


图 13

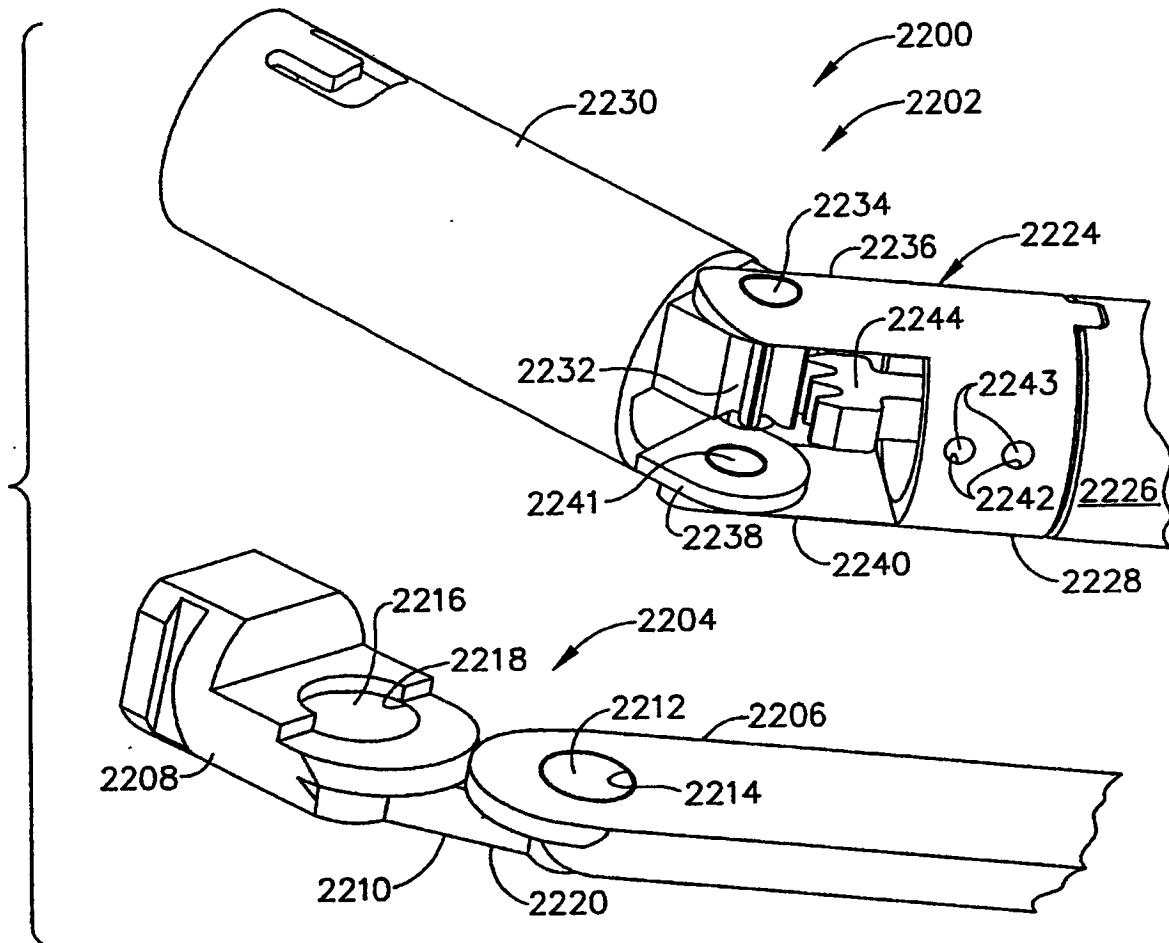


图 14

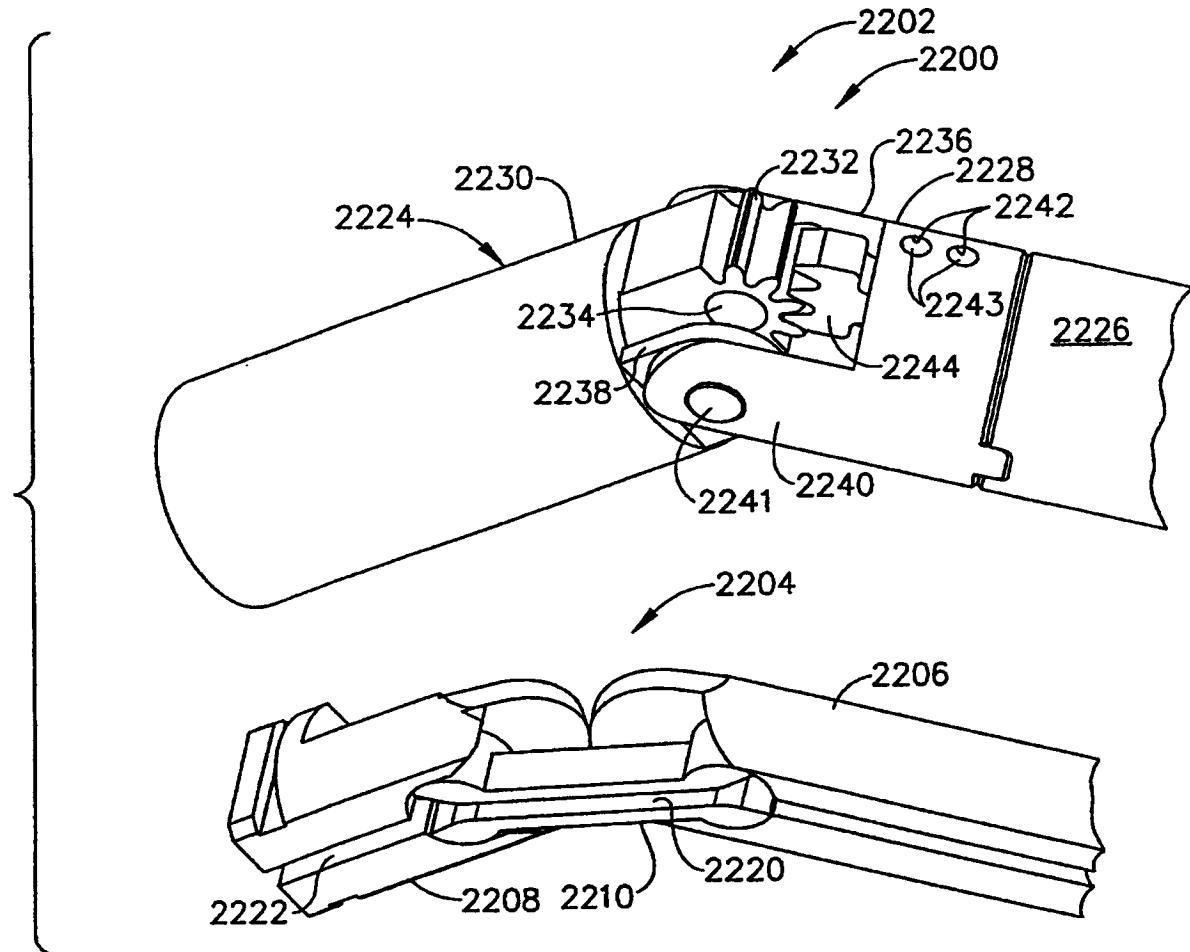


图 15

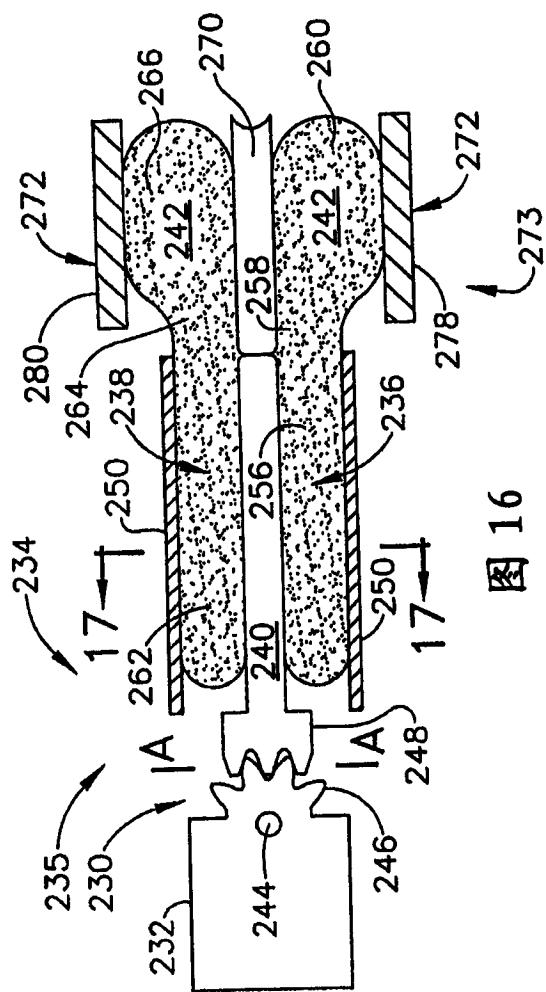


图 16

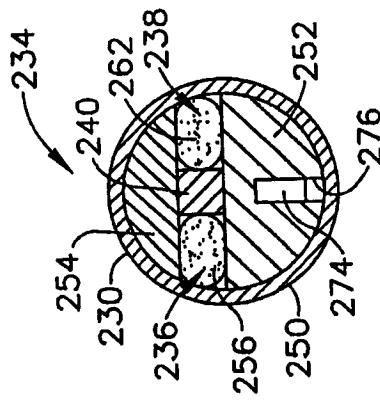


图 17

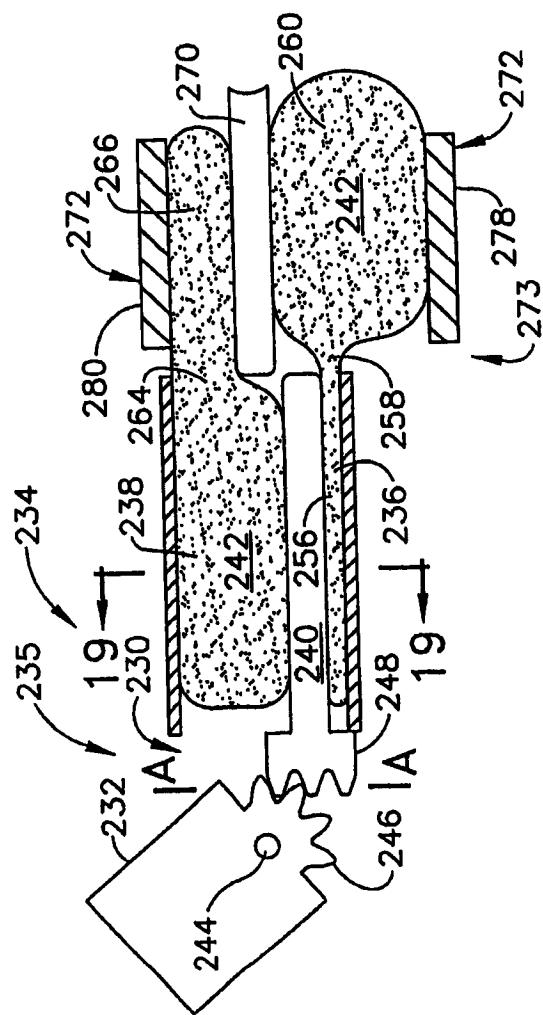


图 19

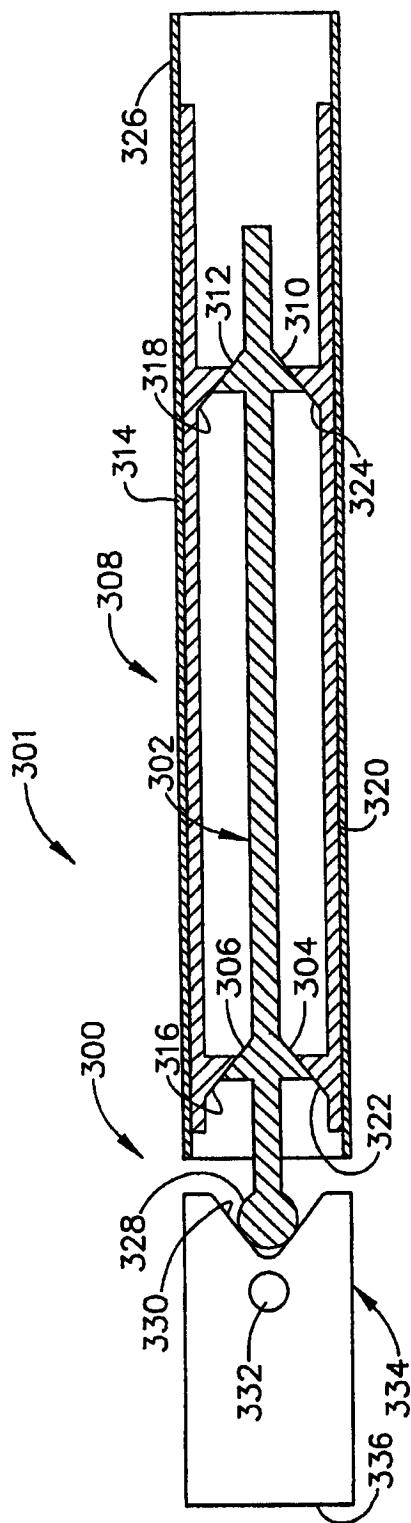


图 20

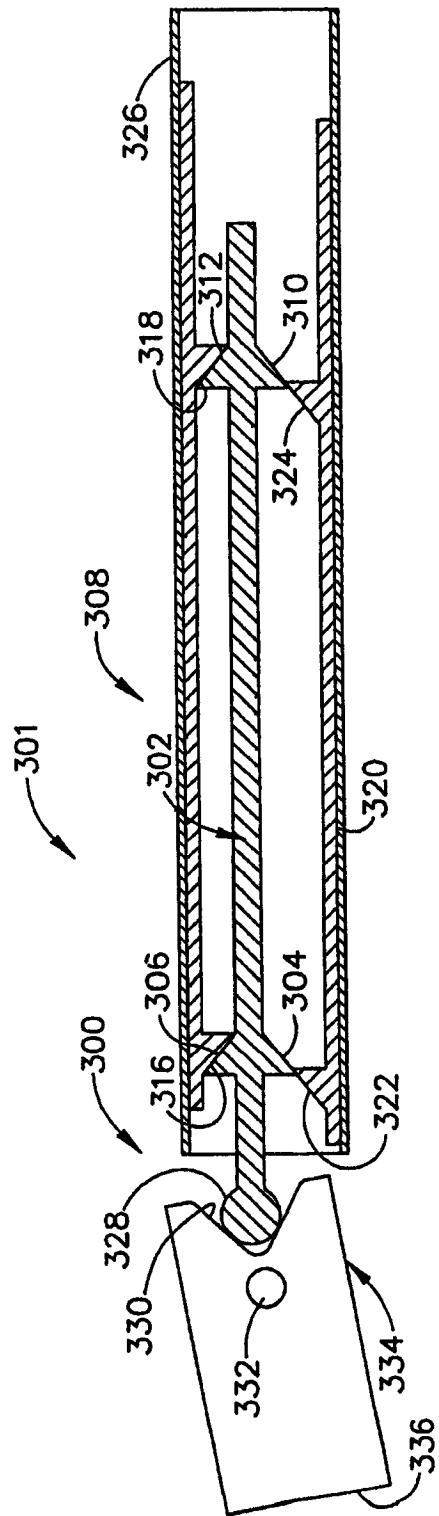


图 21

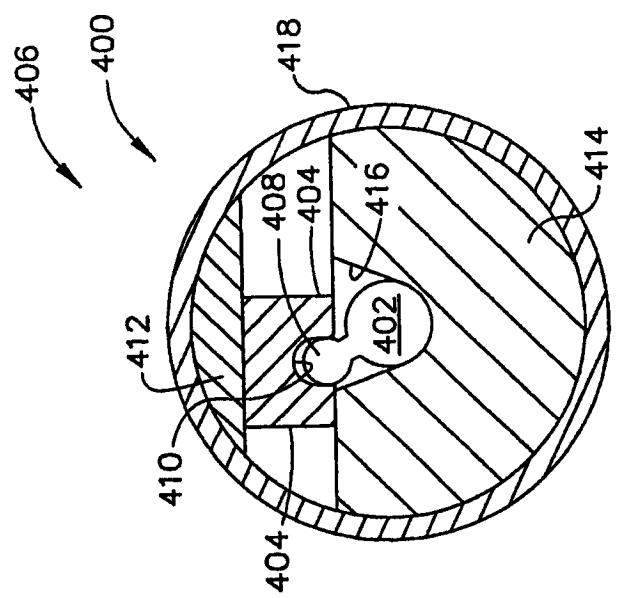


图 23

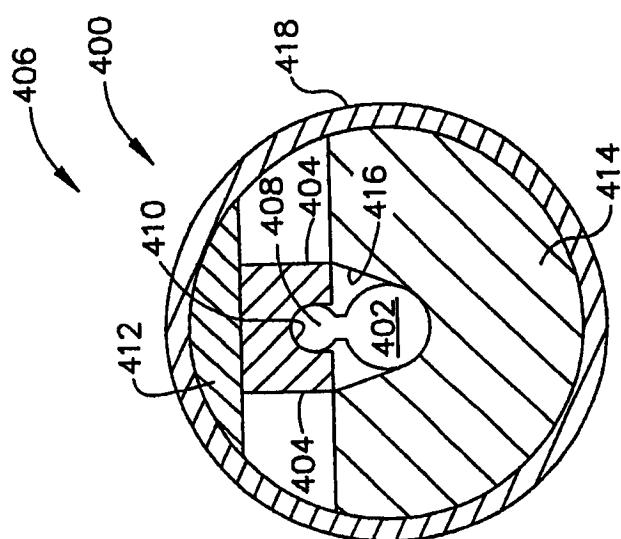


图 22

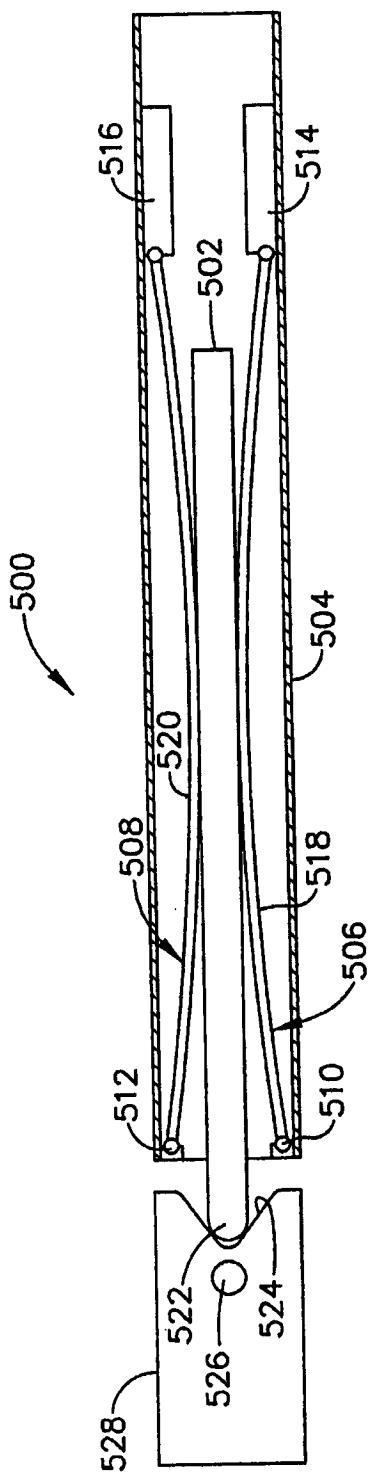


图 24

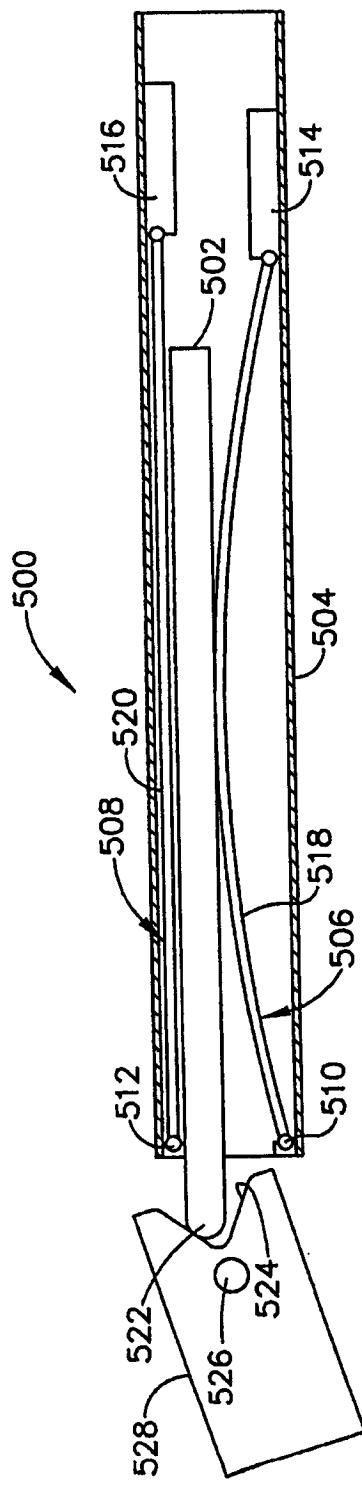


图 25

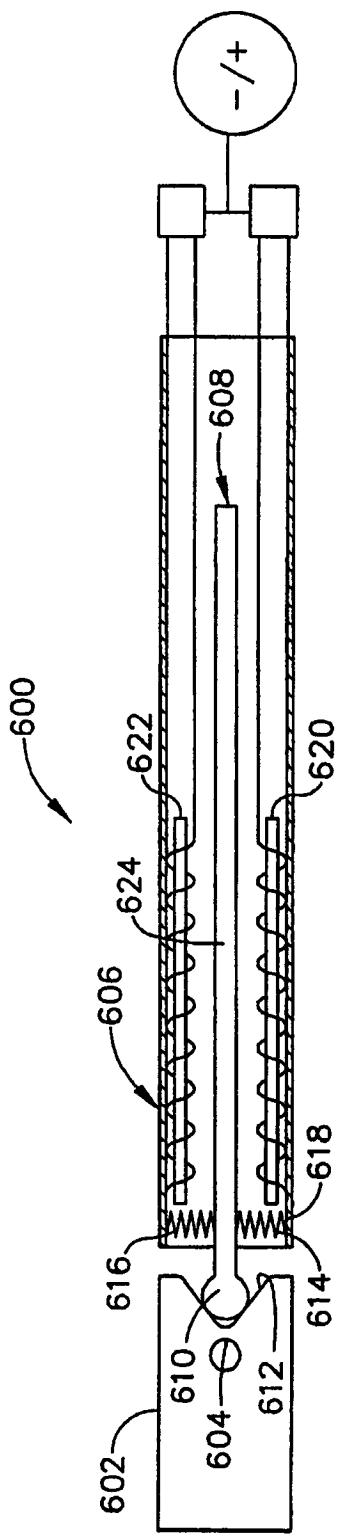


图 26

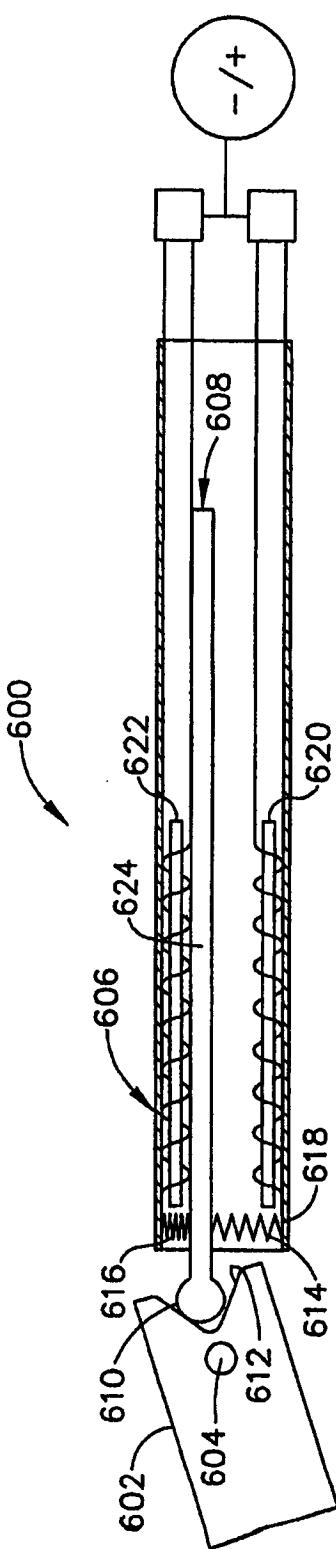


图 27

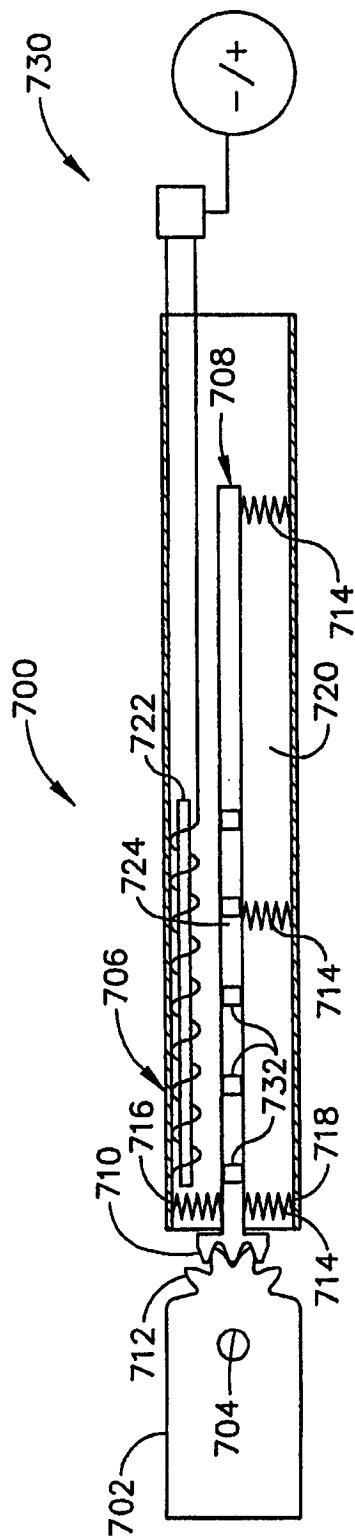


图 28

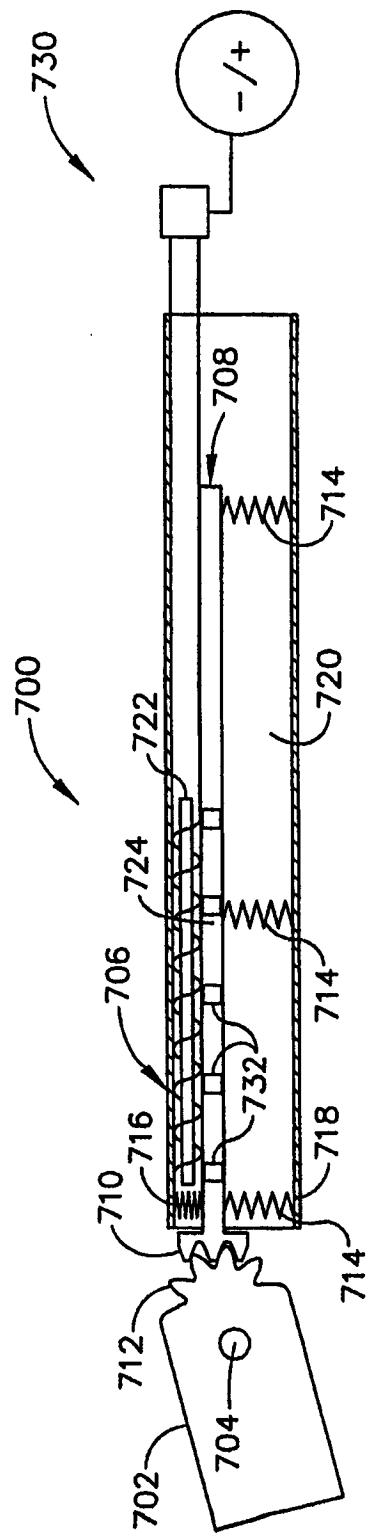


图 29