

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200610072551.4

A61B 17/00 (2006.01)

A61B 17/08 (2006.01)

A61B 17/122 (2006.01)

A61B 17/94 (2006.01)

[45] 授权公告日 2009 年 7 月 8 日

[11] 授权公告号 CN 100508899C

[22] 申请日 2006.4.7

[21] 申请号 200610072551.4

[30] 优先权

[32] 2005. 4. 7 [33] US [31] 11/100,847

[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 约瑟夫·C·赫艾尔

肯尼斯·S·威尔士

查德·P·布德罗克斯

[56] 参考文献

WO2004/006980A2 2004.1.22

CN1596833A 2005.3.23

US2005/0006429A1 2005.1.13

US5465895A 1995.11.14

US5673841A 1997.10.7

审查员 胡亚婷

[74] 专利代理机构 北京市金杜律师事务所

代理人 陈文平

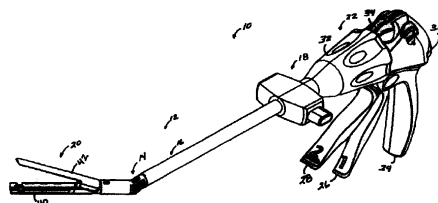
权利要求书 2 页 说明书 25 页 附图 20 页

[54] 发明名称

具有导向横向运动的关节运动构件的外科器械

[57] 摘要

一种特别适用于内窥镜使用的外科器械，通过在使端部执行器枢转到所选择的一侧的轴的近侧部分包括一横向滑动构件，使端部执行器关节运动。通过将引导机构结合于横向滑动构件和轴的框架之间，差动的相对致动力（例如水压、流体的、机械的）无束缚地作用在横向滑动构件上。



1.一种外科器械，包括：

端部执行器，其具有近侧凸轮表面；

细长轴，其包括限定了一与纵向轴线对准的横向凹槽的框架；

关节运动接头，其将端部执行器枢转地连接到细长轴的远端上；

位于横向凹槽中的滑动杆，其具有与端部执行器的近侧凸轮表面接合的远端；

横向引导机构，其将滑动杆与框架接合，用于滑动杆的横向运动和纵向对准的运动；以及

手柄部分，其与细长轴的近端连接，并被可操作地构造成能产生关节运动，以使滑动杆横向运动。

2. 如权利要求 1 所述的外科器械，其特征为，端部执行器的近侧凸轮表面包括指向近侧的凸轮凹槽，用于收纳滑动杆的远端。

3. 如权利要求 1 所述的外科器械，其特征为，端部执行器的近侧凸轮表面包括一扇形齿轮，并且滑动杆的远端包括一齿条。

4. 如权利要求 3 所述的外科器械，其特征为，横向引导机构包括一在框架中横向形成的通道和一收纳于该通道中的肋，该横向引导机构垂直地连接到滑动杆上，该滑动杆还包括将所述肋连接到齿条上的挠性纵向部分，其中，对端部执行器的操纵引起扇形齿轮的向回驱动，该驱动使纵向部分挠曲，从而使肋束缚地接合于通道中。

5. 如权利要求 1 所述的外科器械，其特征为，横向引导机构包括：

左支承面和右支承面，其经过细长通道中的横向凹槽而横向间隔开；

滑动杆中的至少一个横向通孔，该通孔与所述左支承面和右支承面对准；以及

至少一个滑动销，其收纳于滑动杆的横向通孔中并连接到每个支承面上。

6. 如权利要求 1 所述的外科器械, 其特征为, 所述横向引导机构包括:

- 一形成于横向凹槽的附近的框架上的横向通道; 以及
- 一连接到所述滑动杆上并滑动地收纳于横向通道中的横向肋。

7. 如权利要求 1 所述的外科器械, 其特征为, 横向引导机构包括:

- 一形成于框架附近的滑动杆上的横向通道; 以及
- 一横向肋, 其连接到延伸到横向凹槽中的框架表面上并滑动地收纳于滑动杆的横向通道中。

8. 如权利要求 1 所述的外科器械, 其特征为, 横向引导机构包括:

- 一形成于框架附近的滑动杆上的横向通道;
- 一形成于横向凹槽和滑动杆横向通道附近的框架上的相应的横向通道; 以及
- 一支承构件, 其收纳于由滑动杆横向通道和框架横向通道限定的横向导向凹槽中。

9. 如权利要求 8 所述的外科器械, 其特征为, 支承构件包括至少一个球面轴承。

10. 如权利要求 8 所述的外科器械, 其特征为, 支承构件包括一圆柱形轴承。

具有导向横向运动的关节运动 构件的外科器械

相关申请的交叉参考

本发明要求 Kenneth Wales 和 Chad Boudreaux 于 2005 年 2 月 18 日申请的题为 “SURGICAL INSTRUMENT INCORPORATING A FLUID TRANSFER CONTROLLED ARTICULATION MECHANISM” 的共有美国专利申请的优先权，其内容在此全部引用作为参考。

技术领域

本发明总的通常涉及外科器械，其适用于将端部执行器（例如，末端切割器，抓钳，切割器，缝合器、夹钳施放器、接触装置、药物/基因治疗传送装置，以及采用超声波、RF、激光等的能量装置）以内窥镜检查的方式插入到手术部位，更具体地说，本发明涉及带有关节运动轴的这种外科器械。

背景技术

内窥镜外科器械通常比传统的开放手术装置更优越，是由于较小的切口减少了术后康复时间和并发症。因此，适于将远侧端部执行器经套管针插管精确放置到所需的手术部位的各种内窥镜外科器械得到了极大的发展。这些远侧端部执行器以多种方式与组织接合，实现诊断或治疗的效果（例如，末端切割器、抓钳、切割器、缝合器、夹钳施放器、接触装置、药物/基因治疗传送装置，以及采用超声波、RF、激光等的能量装置）。

端部执行器的定位受到套管针的约束。通常，这些内窥镜外科器械包括位于端部执行器和由临床医生操纵的手柄部分之间的长杆。该长杆可插入到所需的深度并围绕杆的纵向轴线旋转，由此将端部执行

器定位到某种程度。例如，通过另一个套管针正确放置套管针并使用抓钳，这种定位的量常常就足够了。手术缝合以及切割器械（例如在美国专利 No.5,465,895 中描述的器械）是一成功地通过插入和旋转来定位端部执行器的内窥镜外科器械的例子。

最近，Shelton IV 等于 2003 年 5 月 20 日申请的题为“SURGICAL STAMPLING INSTRUMENT INCORPORATING AN E-BEAM FIRING MECHANISM”的美国专利 No.10/443,617 公开了一种用于切割组织并致动缝钉的改进的“E 形梁”发射杆，其全部内容在此引入作为参考。该装置的一些其它优点包括确保将端部执行器的钳夹间隔开，或者更具体地说，将缝钉施加组件间隔开，即使夹钳了比最佳缝合形成略多或略少的组织也是如此。而且，E 形梁发射杆与端部执行器和缝钉筒以能进行几种有益的锁定的方式接合。

根据手术的性质，可能需要进一步调节内窥镜外科器械的端部执行器的定位。具体地说，通常需要将端部执行器在相对于器械的轴的纵向轴线为横向的轴线上定位。端部执行器相对于器械的轴的横向运动通常称为“关节运动”（articulation）。这通常可通过将枢轴（或关节）接头设置于与缝钉施加组件近侧伸出的轴中来实现。这使得外科医生可在远处将缝钉施加组件关节运到任一侧，以更好的放置缝合线，并更容易进行组织操纵和定向。在一些情况下，例如在器官的后面这种关节运动定位使临床医生能够更容易地接合组织。另外，有利地，关节运动定位可使内窥镜定位于端部执行器的后面，而不受器械轴的阻碍。

通过将对关节运动的控制与对闭合端部执行器以夹钳组织和在内窥镜检查器械的很小直径范围内发射端部执行器（即缝合及切除）的控制一体化，来使手术缝合及切割器械进行关节运动的方法显得非常复杂。通常，当纵向平移时，这三种控制运动都通过轴来传送。例如，美国专利 No.5,673,840 公开了一种折叠式关节运动机构（“挠性颈”），其通过执行轴选择性拉回两个连接杆中的一个而进行关节运动，每个杆分别在轴的中心线的相对侧上偏置。连接杆借助一系列不

连续位置步进运动。

关节运动机构纵向控制的另一例子是美国专利 No.5,865,361, 其包括从凸轮枢轴偏置的关节运动连接件, 使关节运动连接件的推拉纵向平移致动关节运动到相应侧。同样地, 美国专利 No.5,797,537 公开了一种类似的杆, 其穿过轴进行关节运动。

在 Frederick E. Shelton IV 等的题为“SURGICAL INSTRUMENT INCORPORATING AN ARTICULATION MECHANISM HAVING ROTATION ABOUT THE LONGITUDINAL AXIS”的共同未决和共有美国专利申请 No.10/615,973 中, 作为纵向运动的替代, 其采用旋转运动来传送关节运动, 其内容在此通过引入作为参考。

尽管这些机械传送的关节运动成功地使内窥镜手术缝合和切割器械进行关节运动, 发展趋势造成了进入市场的极大挑战和障碍。相矛盾的设计目标包括一直径尽可能小的轴, 以减小手术开口的尺寸, 但仍具有足够的强度来进行几种运动(例如, 闭合、发射、关节运动、旋转等)。此外, 在没有束缚以及其它摩擦问题的情况下传递足够的力会限制设计的所需特征和可靠性。

因此, 非常需要一种关节运动外科器械, 其包含采用可包含于其闭合范围中的关节运动力的关节运动机构, 而不会干扰发射和闭合运动。

发明内容

本发明通过提供一种外科器械, 其具有连接于手柄和端部执行器之间的关节运动轴, 所述端部执行器采用一在对端部执行器的枢转结构起作用的轴的近侧部分的横向滑动元件, 克服了现有技术的上述及其它缺点。横向滑动构件的相对侧上的横向运动致动器控制的枢转运动到任一侧。该横向运动元件具有在其上作用的大的纵向表面积。有利地, 将运动元件支撑于其中的轴的框架包括一与横向滑动构件接合的横向引导机构, 从而避免了可能对性能造成损害的束缚。

在本发明的一个方面, 该外科器械包括一近侧部分, 其在患者的

体外操纵，以将相连的细长轴和端部执行器定位于患者体内需要手术的部位。一关节运动接头将端部执行器与细长轴相连，以在所需的角度的角度达到组织时提供进一步的临床弹性。一与近侧部分相连的关节运动控制器沿着轴向下传送差动纵向运动，以对横向滑动构件的每一侧协同作用。在所述框架或横向滑动构件一个中形成的横向通道通过在另一个中形成的相应横向轨道接合。因此，防止了横向滑动构件以不同于与轴的纵向轴线对准的定向角度被致动。

本发明的另一方面，膨胀和压缩的囊与横向滑动构件的每一侧相对。

(1) 本发明涉及一种外科器械，包括：

端部执行器，其具有近侧凸轮表面；

细长轴，其包括限定了一与纵向轴线对准的横向凹槽的框架；

关节运动接头，其将端部执行器枢转地连接到细长轴的远端上；

位于横向凹槽中的滑动杆，其具有与端部执行器的近侧凸轮表面接合的远端；

横向引导机构，其将滑动杆与框架接合，用于滑动杆的横向运动和纵向对准的运动；以及

手柄部分，其与细长轴的近端连接，并被可操作地构造成能产生关节运动，以使滑动杆横向运动。

(2) 如项目(1)所述的外科器械，其中，端部执行器的近侧凸轮表面包括指向近侧的凸轮凹槽，用于收纳滑动杆的远端。

(3) 如项目(1)所述的外科器械，其中，端部执行器的近侧凸轮表面包括一扇形齿轮，并且滑动杆的远端包括一齿条。

(4) 如项目(3)所述的外科器械，其中，横向引导机构包括一在框架中横向形成的通道和一收纳于该通道中的肋，该横向引导机构垂直地连接到滑动杆上，该滑动杆还包括将所述肋连接到齿条上的挠性纵向部分，其中，对端部执行器的操纵引起扇形齿轮的向回驱动，该驱动使纵向部分挠曲，从而使肋束缚地接合于通道中。

(5) 如项目(1)所述的外科器械，其中，横向引导机构包括：

左支承面和右支承面，其经过细长通道中的横向凹槽而横向间隔开；

滑动杆中的至少一个横向通孔，该通孔与所述左支承面和右支承面对准；以及

至少一个滑动销，其收纳于滑动杆的横向通孔中并连接到每个支承面上。

(6) 如项目(1)所述的外科器械，其中，所述横向引导机构包括：

一形成于横向凹槽的附近的框架上的横向通道；以及

一连接到所述滑动杆上并滑动地收纳于横向通道中的横向肋。

(7) 如项目(1)所述的外科器械，其中，横向引导机构包括：

一形成于框架附近的滑动杆上的横向通道；以及

一横向肋，其连接到延伸到横向凹槽中的框架表面上并滑动地收纳于滑动杆的横向通道中。

(8) 如项目(1)所述的外科器械，其中，横向引导机构包括：

一形成于框架附近的滑动杆上的横向通道；

一形成于横向凹槽和滑动杆横向通道附近的框架上的相应的横向通道；以及

一支承构件，其收纳于由滑动杆横向通道和框架横向通道限定的横向导向凹槽中。

(9) 如项目(8)所述的外科器械，其中，支承构件包括至少一个球面轴承。

(10) 如项目(8)所述的外科器械，其中，支承构件包括一圆柱形轴承。

(11) 如项目(1)所述的外科器械，其中，滑动杆和细长轴的横向凹槽附近的框架的表面中的一个包括一横向肋，并且另一个包括一个横向通道，其大小设置成能容纳横向肋和多个轴承。

(12) 如项目(1)所述的外科器械，其中，将滑动杆与框架接合用于滑动杆的横向和纵向对准运动的横向引导机构包括一个与滑

动杆平行对准并与所述细长轴的垂直中心线对准的旋转连接件，所述旋转连接件与滑动杆的邻近表面枢转连接，导致其随着旋转连接件的旋转而横向运动。

(13) 如项目(12)所述的外科器械，其中，可旋转的连接件包括多个与滑动杆连接的枢转接头，它们沿着其纵向长度间隔，以在致动过程中保持对准。

(14) 如项目(1)所述的外科器械，其中，左右远侧流体致动囊分别设置于滑动杆的相应侧，所述手柄部分包括一个关节运动控制器，其可操作地构造成能将流体差动地传送到左右远侧流体致动囊。

(15) 如项目(1)所述的外科器械，其中，左右远侧流体致动囊分别设置于滑动杆的相应侧，所述手柄部分包括一个关节运动控制器，其可操作地构造成能将差动纵向运动施加到左右机械致动器上，以使滑动杆横向移位。

(16) 本发明还涉及一种外科器械，包括：

端部执行器，其具有近侧凸轮表面；

细长轴，其连接到端部执行器上并且包括限定了一与纵向轴线对准的横向凹槽的框架；

关节运动接头，其将端部执行器枢转地连接到细长轴的远端上；

位于横向凹槽中的滑动杆，其具有与端部执行器的近侧凸轮表面接合的远端；

在横向凹槽中的滑动杆的相应侧上的右致动器和左致动器；

横向引导机构，其包括在滑动杆和框架的一个中形成的横向通道和在滑动杆和框架的另一个中形成的横向肋；以及

手柄部分，其与细长轴的近端连接，并被可操作地构造成能对相应的致动器产生差动纵向运动，以使滑动杆横向运动。

(17) 如项目(16)所述的外科器械，其中左右致动器包括囊，手柄部分可操作地构造为将流体传送到左右囊致动器中的一个，并从另一个中传送流体。

(18) 如项目(16)所述的外科器械，其中左右致动器包括纵向

弯曲构件，每个具有可移动的近端，所述手柄部分可操作地构造成能将纵向弯曲构件的近端差别定位。

(19) 如项目(16)所述的外科器械，还包括一支撑构件，其选自插入框架和滑杆之间的球面轴承和圆柱形轴承。

(20) 一种外科器械，包括：

一缝钉施加组件；

一细长轴，其与缝钉施加组件相连并包括限定了一与纵向轴线对准的横向凹槽的框架；

一关节运动接头，其将缝钉施加组件与细长轴的远端枢转连接；

一位于横向凹槽内的滑动杆，其具有与端部执行器的近侧凸轮表面接合的远端；

分别位于横向凹槽中的滑动杆的相应侧的左右致动器；

一用于横向引导由框架限定的凹槽中的滑动杆的部件，其将滑动杆与细长轴的纵向轴线保持为平行对准；以及

一手柄部分，其与细长轴近侧连接，并被可操作地构造成能对相应的致动器产生差动纵向运动，以使滑动杆横向运动

通过附图及其描述，本发明的这些和其它目的和优点将更加明显。

附图简述

包含于并构成说明书的一部分的附图，与上面给出的本发明的总的描述以及下面给出的实施例的详细描述一起示出了本发明的实施例，用于解释本发明的原理，其中：

图1是手术缝合及切割器械的前俯视透视图，其具有开口的端部执行器，或者缝钉施加组件，并且其中去除了缝钉筒。

图2是图1中的手术缝合及切割器械的前俯视透视图，其中关节运动机构由流体致动控制器所致动。

图3是图1的手术缝合及切割器械的细长轴和关节运动机构的分解透视图。

图 4 是图 1 的手术缝合及切割器械的执行部分的远侧部分的分解透视图，包括缝钉施加组件和关节运动机构。

图 5 是图 1 及图 4 的缝钉施加组件的俯视透视图，其中去除了缝钉筒的侧面半部，以暴露由发射运动所驱动的组成元件。

图 6 是图 1 的外科器械的执行部分的前方透视图，其中去除了双枢轴闭合套管组件和端部执行器，以显示通过流控关节运动机构而进行关节运动的单枢轴框架底。

图 7 是图 1 的外科器械的一种作为选择的关节接头的透视详示图，显示出具有单枢轴框架底的位于近侧位置处的双枢轴闭合套管。

图 8 是图 7 的作为替代的关节接头的底部右侧分解透视图，包括双枢轴固定壁狗骨形连接件和具有用于横向运动构件（T 形杆）的导轨的框架底。

图 9 是图 1 的外科器械的另一作为选择的关节接头的顶部左侧分解透视图，包括一结合于下部双枢轴连接件中的作为替代的坚固壁支撑板机构，以支撑发射杆，并包括受导轨引导的横向运动构件（T 形杆）。

图 10 是用于图 1 的外科器械的一种作为选择的关节运动锁定机构的顶部示意图，其中去除了闭合的套管组件，以暴露用于自动的关节运动锁定接合和脱离接合的支撑负载（backloading）的脱离接合 T 形杆。

图 11 是用于图 1 的外科器械的另一种作为选择的关节运动锁定机构的顶部示意图，T 形杆具有由弹簧偏置的齿条，其具有由于端部执行器的支撑负载而接合的锁定结构。

图 12 是用于图 1 的外科器械的一种作为选择的 T 形杆和带有横向导向件的框架底。

图 13 是用于图 1 的外科器械的另一种作为选择的 T 形杆和带有横向导向件的框架底。

图 14 是用于图 1 的外科器械的一种作为选择的关节运动机构的左侧顶部分解透视图，包括一双枢轴框架组件和一单枢轴闭合套管组

件。

图 15 是图 14 的作为选择的关节运动机构的左侧底部透视图。

图 16 是具有齿条和处于非关节运动状态的齿轮部分的横向运动的流控关节运动机构的示意图。

图 17 是图 16 中的流控关节运动机构沿着线 17-17 截取的前剖视图。

图 18 是横向运动流控关节运动机构的示意图，具有齿条和处于关节运动状态的齿轮部分。

图 19 是图 18 中的流控关节运动机构沿着线 19-19 的前剖视图。

图 20 是由至少一使滑动杆横向凸出的纵向运动构件导致关节运动的外科器械的顶部示意图，所述外科器械又使端部执行器关节运动。

图 21 是处于关节运动状态的图 20 的外科器械的顶部示意图。

图 22 是用于图 16 或 20 的外科器械的一种作为选择的旋转连接件机械控制系统的前剖视图，该系统用于分别在非关节运动状态横向平移 T 形杆或滑动。

图 23 是处于关节运动状态的图 22 的可选择的旋转连接件机械控制系统的前剖视图。

图 24 是外科器械的顶部示意图，具有由一对纵向弯曲构件横向定位的滑动杆，所述构件每个具有可纵向调节的近侧端点，以使端部执行器关节运动。

图 25 是处于关节运动状态的图 24 的外科器械的顶部示意图。

图 26 是具有电磁横向关节运动控制机构的外科器械的顶部示意图。

图 27 是处于关节运动状态的图 26 的外科器械的顶部示意图。

具体实施方式

关节运动轴概述

参照附图，其中在所有附图中，相同的附图标记表示相同的元件，

图 1 描绘了一种外科器械，在该示例性方案中具体为手术缝合和切割器械 10，能够实现本发明的独特优点。具体地说，手术缝合和切割装置 10 的大小设置为能够以如图 1 所示的非关节运动状态，通过套管针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 通过插管通道插入，如图 2 中所示，就可通过关节运动控制器 18 遥控使执行部分 12 的细长轴 16 的远侧部分中结合有的关节运动机构 14 进行关节运动。在示例性方案中描述为缝钉施加组件 20 的端部执行器与铰接机构 14 远侧相连。因此，远程使关节运动机构 14 关节运动使缝钉施加组件 20 从细长轴 16 的纵向轴线关节运动。这种成角度的定位可具有根据切割和缝合所需的角度来接近组织的优点，避免了在接近组织时其它器官和组织所造成的障碍，和/或使内窥镜能够定位于后面并与缝钉施加组件 20 对准，以确保其放置。

手柄

手术缝合及切割器械 10 包括一手柄部分 22，其与执行部分 12 的近端连接，以对其进行定位、关节运动、闭合和发射运动。手柄部分 22 包括一手枪式把手 24，临床医生向着它枢转且向近侧拉动闭合触发器 26，引起缝钉施加组件 20 的夹钳或闭合。一发射触发器 28 设置于闭合触发器 26 更远的外侧，并可由临床医生枢转地拉动，引起对在缝钉施加组件 20 中夹钳的组织进行缝合及切割。此后，按下闭合释放按钮 30，从释放夹钳的闭合触发器 26，并由此释放夹钳的组织的已切割和缝合的末端。手柄部分 22 还包括一用于与细长轴 16 的运动偶联的旋转旋钮 32，以使轴 16 和铰接的缝钉施加组件 20 围绕轴 16 的纵向轴线旋转。手柄部分 22 还包括一发射回缩手柄 34，以在发生束缚时帮助回缩发射机构（在图 1-2 中未显示），从而使缝钉施加组件 20 此后可张开。

应当理解，这里使用的术语“近侧”和“远侧”以临床医生握持器械的手柄为参照。因此，手术缝合组件 20 相对于更近侧的手柄部分 20 位于远侧端。还应理解，为了方便和清楚起见，这里使用的空

间术语，例如“垂直”和“水平”与是相对附图而言的。然而，外科器械可以在许多定向和位置使用，这些术语并不意图进行限制和绝对化。

在 Swayze 和 Shelton IV 的题为“SURGICAL STAPLING INSTRUMENT INCORPORATING A MULTISTROKE FIRING POSITION INDICATOR AND RETRACTION MECHANISM”的共同未决的共有美国专利申请 No.10/674,026 中详细描述了一种用于图 1-2 中的手术缝合及切割器械 10 的例证性多冲程手柄部分 22，其内容在此全部引入作为参考，此处描述另外的特征和变化。尽管多冲程手柄部分 22 有利地支持能以较大发射力远距离应用，与本发明一致的应用可包括单发射冲程，例如在 Frederick E. Shelton IV, Michael E. Setser, and Brian J. Hemmelgarn 题为“SURGICAL STAPLING INSTRUMENT HAVING SEPARATE DISTINCT CLOSING AND FIRING SYSTEMS”的共同未决的共有美国专利申请 No.10/441,632 中所描述的，其内容在此全部引入作为参考。

执行部分（使细长轴和缝钉施加组件关节运动）

在图 3-5 中，执行部分 12 有利地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，闭合和发射的多种致动运动。缝钉施加组件 20（“端部执行器”）具有一对枢轴相对的夹钳，描述为一具有枢轴连接的砧座（anvil）42 的细长通道 40（图 1-2，4-5）。砧座 42 对细长通道 40 的闭合和夹钳通过用可旋转地连接于手柄部分 22 的框架组件 44（图 3）纵向支撑细长通道 40 来实现，双枢轴闭合套管组件 46 在所述手柄部分 22 的上方沿纵向运动，以分别闭合和打开向砧座 42 的远离和靠近运动，即使其中如图 2 所示缝钉施加组件 20 关节运动也是如此。

特别参照图 3，框架组件 44 包括一单枢轴框架底 48，如图 3 所示，其近端与旋转旋钮 32 接合，右侧半壳位于其上方。应当理解，闭合套管组件 46 的近端，具体为闭合直管 52，包围框架底 48 的近端，所述近端进一步穿过其内部到达手柄部分 22，以与使闭合套管组件

46 纵向平移的闭合元件（未显示）接合。一位于闭合直管 52 近端的圆形唇缘 54 提供了与所述元件的旋转接合。旋转旋钮 32 的接合元件穿过直的闭合管 52 的近侧部分上的纵向狭槽 56 与在框架底 48 上近侧地定位的开孔 58 接合。纵向狭槽 56 具有足够的长度，以允许闭合套管组件 46 以由旋转旋钮 32 设定的旋转角度相对于闭合套管组件 46 和框架底 48 闭合纵向平移。

细长轴 16 通过收纳与手柄部分 22 的发射元件（未显示）旋转接合的发射杆 60 来支持发射运动。发射杆 60 沿着框架底 48 的纵向中心线进入近侧开口 62。框架底 48 的远侧部分沿着其底部包括一与近侧开口 62 相连通的发射杆狭槽 64。发射杆 66 在发射杆狭槽 64 中纵向平移，并包括一向上突出的近侧销 68，其与发射杆 60 的远端 70 接合。

细长轴 16 通过具有矩形容器腔 72（在旋转旋钮 32 的远侧部分中描绘为横向部分）来支持关节运动。一位于矩形容器腔 72 中的底部分隔室 74 具有横向间隔开的左右挡板 76、78。一关节运动致动器 80 在底部分隔室 74 的上方横向滑动，其位于挡板 76、78 外侧的横向向下隔开的左右凸缘 82、84 每个与从旋转旋钮 32 的相应半壳向外伸出的左右按钮开关 86、88 横向相通。关节运动致动器 80 的横向运动使左右凸缘 82、84 分别更靠近或更远离左右挡板 76、78，这与流控关节运动系统 94 的左右储存囊 90、92 的运转相反，每个囊 90、92 分别与左右流体导管或通道 96、98 远侧连通，该流体导管或通道又分别与左右致动囊 100、102 连通。后者相对并使致动机构 14 的 T 形杆 104 横向枢转。

框架组件 44 通过包括一框架底 48 的顶部和远端带凹槽的台面 106 来限制这些流控的致动，在所述框架底的上面有流体通路 96、98 和致动囊 100、102。T 形杆 104 滑动地位于带凹槽的台面 106 的上、致动囊 100、102 之间。靠近 T 形杆 104 处，一突出的屏障肋 108 与其对准，用于防止流体通路 96、98 向内扩张。框架组件 44 具有一圆形的顶部框架盖（隔离物）110，其在框架底 48 的上方滑动，防止流

体通路 96、98 和致动囊 100、102 的垂直膨胀，同时限制 T 形杆 104 的任何垂直运动。特别地，框架盖 110 包括能使其还提供关节运动锁定构件 111 的结构，下面将作为关节运动锁定机构 113 的一部分详细描述。

T 形杆 104 的远端（“齿条”）112 接合，以使关节运动机构 14 的铰接的远侧框架构件 114 的指向近侧的扇形齿轮 115 枢转。一铰接的闭合管 116 包围铰接的框架构件 114，并具有一与砧座 42 接合的马蹄形开孔 118。在闭合直管 52 和关节运动的闭合环 116 之间、关节运动机构 14 的上方形成一双枢轴连接件，从而可允许纵向闭合运动，即使当关节运动机构 14 关节运动时也是如此。特别地，闭合直管 52 上的带有销孔 122、124 的顶部和底部远侧突出的枢轴翼片 118、120 分别与关节运动闭合环 116 上具有销孔 130、132 的相应的顶部和底部近侧突出的枢轴翼片 126、128 纵向间隔开。上部双枢轴连接件 134 具有分别与销孔 122、130 接合的纵向间隔的向上定向的远侧和后部销 136、138，下部双枢轴连接件 140 具有分别与销孔 124、132 接合的纵向间隔的向下突出的远侧和后部销 142、144。

特别参照图 4，为了增强可制造性，关节运动闭合环 116 显示为包括短管 146，其与具有近侧突出的枢轴翼片 126、128 的连接卡圈 148 相连。同样地，直闭合管 52 由与后部连接卡圈 152 相连的长闭合管 150 组装而成，所述连接卡圈 152 包括向远侧突出的枢轴翼片 118、120。短闭合管 146 中的马蹄形开孔 118 与在横向枢轴销 156 附近的向上突出的砧座结构 154 接合，所述枢轴销 156 与细长通道 40 中的枢轴凹槽 158 接合。

图 4 的示例性方案包括狗骨形连接件 160，其近侧销 157 与框架孔 161 中的框架底 48 枢转连接，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，从而在其间提供枢轴支撑。狗骨形连接件 160 中的底部纵向刀槽 163 引导发射杆 66 的关节运动部分。关节运动框架构件 114 还包括一底部纵向狭槽 164，以引导发射杆 66 的远侧部分。

缝钉施加装置（端部执行器）

参照图 4-5，发射杆 66 远端终止于 E-形梁 165 中，所述 E-形梁 165 包括上部导向销 166，其插入砧座 42 中的砧座狭槽 168 中，以在缝钉形成和切割期间核实并帮助将砧座 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 E-形梁 164 使中间销 170 沿着细长通道 40 的顶面滑动来保持，同时底应 172 沿着细长通道 40 的下表面相对地滑动，由细长通道 40 中的纵向开口 174 导向。E 形梁 164 的位于上部导向销 166 和中间销 170 之间的远侧切割表面 176 对夹钳的组织进行切割，同时 E 形梁通过向远侧移动楔形滑板（sled）180 致动可替换的缝钉筒 178，使缝钉驱动器 182 向上突出，使缝钉从在砧座 42 的缝钉形成下表面形成的缝钉筒主体 188 中的向上打开的缝钉孔 186 中弹出。缝钉筒托架 192 从底部包围缝钉筒 178 的其它元件，将它们保持在适当的位置。缝钉筒托架 192 包括一向后打开的狭槽 194，其覆盖在细长通道 40 中的纵向开口 174 上，从而使中间销 170 穿过缝钉筒托架 192 的内部。

缝钉施加组件 20 在 Frederick E. Shelton IV 等于 2004 年 9 月 30 日提交的“ARTICULATING SURGICAL STAPLING INSTRUMENT INCORPORATING A TWO-PIECE E-BEAM FIRING MECHANISM”的共同未决的共有美国专利申请 No. 10/955, 042 中有详细描述，其内容在此全部引入作为参考。

关节运动锁定机构

在图 3-4 和 6-8 中，有利地，包含有一关节运动锁定机构 200，以保持缝钉施加组件 20 处于所需的关节运动角度。关节运动锁定机构 200 减小了左右致动囊 100、102 上的负载。特别地，压缩弹簧 202（图 3）近侧地定位于关节运动锁定构件 111 的近端 204 和手柄部分 22 之间，从而向远侧偏压关节运动锁定构件 111。特别参照图 4，关节运动锁定构件 111 远端 210 处的两个平行的狭槽 206、208 分别收纳框架底 48 上向上突出的导向肋 212、214。导向肋 212、214 的纵向长度比平行的狭槽 206、208 短，使其具有相对纵向冲程范围。因此，特

别参照图 8, 示为从连接锁定元件 111 向远侧突出的带齿的凹槽 216 的远侧摩擦表面的选择性抵接接合与收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 中的远侧和近侧孔 221、222 收纳从顶部近侧凹槽 220 向上突出的远侧和近侧销 223、224。

特别参照图 6, 细长轴 16 描绘为处于铰接位置, 其中闭合套管组件 46 从框架组件 44 周围被去除, 因而没有细长通道 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 和膨胀的远侧右致动囊 100, 使 T 形杆 104 运动到所示的位置。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 顺时针关节运动。有利地, 关节运动致动器 80 还自动与关节运动锁定机构 200 接合和脱离接合。特别地, 沿着关节运动致动器 80 的近端上表面的齿棘表面 225 收纳从铰接闭合元件 111 的近端 204 向上突起的锁定销 226。锁定销 226 在齿棘表面 225 根部中的接合提供了足够的关节运动锁定构件 111 向远侧的运动, 用于将锁定扇形齿轮 217 在制动板 218 中锁定接合。操作人员使压缩构件 272 进行的横向运动, 向近侧推动锁定销 226, 由此使关节运动锁定构件 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 推动到棘表面 225 中的相邻棘中, 使锁定机构 111 锁定, 并由此缝钉施加组件 20, 通过将近侧左右储存囊 90、92 限制和扩张为膨胀的形状, 将关节运动机构 14 限制在所需的关节运动位置。

关节运动锁定机构 200 在 Dale R. Schulze 和 Kenneth S. Wales 等于 1996 年 3 月 10 日提交的题为 “SURGICAL INSTRUMENT” 的共有美国专利 US5673841A 中有详细描述, 其内容在此全部引入作为参考。

作为选择或者另外, 可在平行的流体囊 236、238 中设置一孔口, 以控制近端致动囊 100、102 和远端储存囊 90、92 之间的流速。在图 16、18 中, 流体流路 258、264 的尺寸可设置为提供改变关节运动的

角度的阻力，起孔的作用，或者它们可包括流体流速限制结构。

在图 10 中，一种替代的外科器械 2004 的关节运动机构 2002 的锁定机构 2000 通常是未锁定的，并由于支撑负载通过发射横向运动的 T 形杆 2006 来致动。一狭槽 2008 定位于框架底 2010 中，以收纳并引导从 T 形杆 2006 向下伸出的肋 2012。如果端部执行器 2016 支撑负载，则与肋 2012 正交连接的细长纵向部分 2014 偏转。例如，当端部执行器 2016 受到如箭头 2018 所示向右的力，例如，其近侧扇形齿轮 2020 作用于 T 形杆 2006 的齿条 2022 上，提供非正交的后驱动力 (backdriving force)，如箭头 2024 所示。因此，细长纵向部分 2014 弯曲，将肋 2012 斜置到狭槽 2008 中。这种斜置产生了相对的束缚力，如箭头 2026、2028 所示，该力将 T 形杆 2006 锁定并阻止进一步的关节运动。当关节运动囊的致动使横向运动的 T 形杆 2006 解锁时，则产生释放。此后，肋 2016 可帮助引导 T 形杆 2006。

在图 11 中，显示了另一种用于外科器械 2102 的关节运动锁定机构 2100，其通常由与端部执行器 2106 的齿轮齿 2104 和 T 形杆 2110 的齿条齿 2108 成 20 度压力角的近侧力向量来解锁和致动。当端部执行器 2106 支撑负载时（如非垂直箭头 2112 表示）压力角的纵向向量（以箭头 2114 表示）使 T 形杆 2110 向近侧运动。该纵向力向量施加到位于 T 形杆 2110 的齿条 2120 后面的刚性弹簧 2118 上。当弹簧 2118 随着 T 形杆 2110 向近侧移动而偏转时，从齿条 2120 向近侧突出的锁定齿 2126 开始接合，同时在底部框架 2124 上近侧横向对准的锁定元件 2122 与从齿条 2120 向近侧突出的锁定齿 2126 接合。当通过除去端部执行器 2106 的支撑负载并通过弹簧 2118 的推动使 T 形杆 2110 向远侧运动，使近侧力向量减小或消除时，锁定齿 2126 和锁定元件 2122 脱离接合。

双枢轴闭合套管和单枢轴框架底的结合

参照图 3-4 和 7，有利地，执行部分 12 包括纵向平移的双枢轴闭合套管组件 46，其包围一单枢轴框架底 48。下面将进一步详细描述这些机构和其它操作。特别参照图 7，关节运动机构 14 显示为处于较

接状态，其中闭合套管组件 46 向近侧回缩到砧座打开状态。随着砧座 42 的打开，关节运动控制器 18 的致动引起铰接的闭合环 116 分别围绕上部和下部双枢轴闭合连接件 134、140 的向上指向的远侧销 136 和向下指向的远端销 142 枢转。框架底 48 围绕单销（图示为将框架底 48 与近侧框架构件 114 连接的近侧销 157）枢转。当砧座 42 打开时，框架底 48 的近侧销 147 与闭合套管组件 46 的上部和下部双枢轴连接件 134、140 的最远侧位置对准。当砧座 42 打开时，该定位很容易使缝钉施加组件 20 进行枢转及旋转。当闭合套管组件 46 向远侧运动以使闭合的砧座 42 枢转时，随着枢轴连接件 134、140 的推动，闭合直管 52 围绕框架底 48 向远侧运动，并且铰接的闭合环 116 沿着铰接的远侧框架构件 114 的轴线向远侧运动。当装置被铰接时（未显示），连接件 134、140 上的双枢轴销 136、138 以及 142、144 在它们被推向远端闭合位置有利于与闭合直管 52 和铰接的闭合环 116 的接合。当有效运行时，在远侧闭合位置，框架底枢轴销（“近侧销”）147 与近侧枢轴销 138、144 在完全关节运动时垂直对准，或者落在远端销 136、142 和近端销 138、144 之间的任一点上。

实心发射杆支撑件

在图 8 中，图 7 中的关节运动机构 14 被部分分解并从底部看去，显示实心壁发射杆支撑设计（狗骨状连接件 160），其提供了常规挠性支撑板所不具备的优点。支撑板用于填平间隙，并通过单框架底枢轴关节运动接头 1801，引导和支撑发射杆 66。挠性发射杆是公知的，但结合实心壁发射杆，例如图 4、8、9 中显示的那些发射杆，提供了独特的优点。下面参见图 8，框架底 48 包括一沿着框架底 48 的底部延伸的框架小刀槽 1802，一沿着关节运动的远端框架元件 114 的底部延伸的远侧小刀槽 164，用于将发射杆 66（未显示）滑动地收纳于其中。框架底 48 如上所述，并包括一帶有远侧框架构件 114 的导向单枢轴连接件 157。可旋转地连接在近侧销末端 157 上并可移动地连接在远侧销末端 159 上的固定壁狗骨形连接件 160 包括左右横向导向件 1818、1820，在其间限定了一导向狭槽 1822，用于滑动地通过发射杆

66 (图 4)。

因此,为了填平框架底 48 和远侧框架构件 114 之间的间隙,固定壁枢轴狗骨形连接件 160 与框架底 48 枢转连接,并与框架构件 114 滑动地连接。枢转狗骨形 160 的近侧销 157 枢转地收纳于框架底 48 中的腔 1824 中,使狗骨连接件 160 能够围绕穴 1824 枢转。一远侧销 159 从枢转狗骨连接件 160 向上伸出,并滑动地容纳于远端框架 114 中的狭槽 1826 中。缝钉施加组件 20 相对纵向轴线成例如 45 度角关节运动,使腔 1824 中的枢转狗骨形连接件 116 在其近端销 157 处枢转,并且远端销 157 在其远端 1814 滑进狭槽 1826 中,使发射杆 66 弯曲成两个间隔开的角,它们的角度是缝钉施加组件 20 的角度的一半。与以前参照的将发射杆 66 弯曲成 45 度角的挠性支撑板不同,固定壁枢转狗骨形连接件 160 将发射杆 66 弯曲成两个间隔的角,例如每个 22.5 度。将一或多个挠性发射杆 66 弯曲成该角度的一半,将发射杆 66 中的弯曲应力分割成传统的关节运动支撑件中的一半。发射杆 66 中的弯曲应力的减小降低了发射杆中的永久弯曲或位置固定的可能性,降低了发射阻塞的可能性,确保了较小的发射杆回缩力,并为发射系统提供了更平稳的操作。

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 显示了一种作为替代的实心壁支撑板机构 1904,其可替代下部双枢轴连接件 140 和狗骨连接件 1812。左右发射杆支架 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,从当闭套管组件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,使发射杆 1906、1908 能够运动。如上所述的枢转狗骨形连接件 1812,作为替代的下部双枢轴连接件 1910 还可弯曲并支撑发射杆 66 (在图 9 中未显示),形成两个间隔开的弯曲角,其中的每个达到缝钉施加组件 20 的弯曲角的一半。

横向构件导向机构

继续参照图 9,框架底 1916 上的左右向上的凸缘 1918、1920 包

括近侧和远侧横向销导向件 1922、1924，它们横向穿过 T 形杆 1926 中的孔，帮助在关节运动机构 1928 中减小束缚。作为另一例子，在图 7 中，有利地，T 形杆 104 包括一燕尾横向导向件 1930，其可在 T 形杆 104 中形成的燕尾状通道 1932 中横向滑动。作为另一例子，在图 12 中，一从框架底 1936 上的突出肋 1934 容纳于在 T 形杆 1940 中形成的矩形狭槽 1938 中。为了进一步便于无束缚地横向平移，近侧和远侧横向轴承轨道每个都包括多个球轴承 1946、1948。作为另一个例子，在图 13 中，与 T 形杆 1964 中的 T 形杆纵向沟槽 1958-1962 相对应，在框架底 1956 中形成多个框架横向沟槽 1950-1954。滑动滚子 1966-1970 被捕获于每对纵向沟槽 1950/1958、1952/1960、1954/1962 中。这些决不意味着对防止 T 形杆 1940 意外的倾斜或旋转的横向导向构件的穷尽列举。

双枢轴框架底和单枢轴闭合机构的结合

在图 14-15 中，一种替代的框架底和闭合机构 2200 包括具有双枢轴框架组件 2204 的外科器械 2202。特别地，框架底 2206 通过双枢轴框架狗骨形件 2210 与远端框架构件 2208 连接，所述双枢轴框架狗骨连接件 2210 具有一与框架底 2206 中的近侧腔 2214 枢转接合的近侧枢轴销 2212 和一与远侧框架构件 2208 的远侧腔 2218 接合的远侧枢轴销 2216。一导向狭槽 2220 设置于狗骨件 2210 的下侧，以在其中引导发射杆 66（在图 14-15 中未显示）。小刀槽 2222 设置在远侧框架构件 2208 中。如图所示，闭合环 2230 以 45 度角的关节运动使远侧框架构件 2208 以 45 度角关节运动，并使框架狗骨件 2210 以该角度的一半关节运动。因此，发射杆 66 受到间隔的两个浅的半弯曲，并达到上述列举的优点。

最外侧闭合套管组件 2224 的不同点在于，框架组件 2204 的双枢轴设计中仅一个枢轴提供其纵向闭合运动。如图所示，一闭合管轴 2226 远端具有一 U 形夹（clevis）2228。U 形夹 2228 与闭合环 2230 枢转接合。闭合环 2230 具有一在远端形成的近侧齿轮 2232，并且销 2234 与 U 形夹 2228 的上柄脚 2236 枢转接合，下臂 2238 与 U 形夹 2228

的下柄脚 2240 接合。U 形夹 2228 中的孔 2242 收纳横向导向销 2243，并且 T 形杆 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 使用与前面描述机构相反的单/双枢轴的替代构想。也就是说，这种替代的闭合机构具有单枢轴，而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。

横向运动的关节运动机构

在图 16-19 中，示意性显示了一横向运动的关节运动机构 230，以显示用于使端部执行器 232 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手术装置 234 的纵向轴线的运动。这种运动通常与纵向轴线成直角，其为将机构 230 等分的水平线，而且不涉及旋转运动或纵向运动。横向运动关节运动机构可以由流体致动，如图 16-19 所示，也可机械地致动，如图 20-23 所示。

横向运动流体关节运动机构

横向运动关节运动机构 230 在图 16-19 中示意地显示，包括一流体控制系统 235，其具有在其中纵向延伸的平行的左右流体囊 236、238，其通过流体 242 的运动而移动横向构件或 T 形杆 240。所有方向都以纵向轴线为参照。参见图 16 和 17 的未铰接视图，远端定位的端部执行器 232 绕销 244 枢转，并在其近端具有一个扇形齿轮 246。枢轴销 244 与框架（未显示）相连。在 T 形杆 240 远端的一齿条 248 可操作地与扇形齿轮 246 接合。T 形杆 240 和齿条 248 可沿着轴线 A-A 横向运动。长的左右流体囊 236、238 的远侧部分相对于可横向运动的 T 形杆 240 横向平放，并横向限制于闭合套管 250 中，并在垂直方向上由下方的框架 252 和上方的隔离物 254 限制。左致动流体囊 236 充满流体 242，并具有左远侧致动囊 256、左侧流体通路 258 和左侧近端储存囊 260。右致动流体囊 238 含有流体 242，并具有右侧远侧致动囊 262、右侧流体通路 264 和右侧近端储存囊 268。一固定分隔器 270 从框架 252 伸出，并将囊 260、268 和流体通路 258、264 分开。固定分隔器 270 和闭合套管 250 限制了流体通路 258、264，并防

止囊 236、238 的流体通路部分 258、264 的扩张。在关节运动控制机构 230 中包括一可横向运动的“C”形压缩构件 272，用于近端储存囊 260、268 中的一的压缩和端部执行器 232 的关节运动。此外，也可包括其它元件，例如穿过框架 252 中的发射杆狭槽 276 的发射杆 274（图 17，19）。

如图 2 和 18-19 中所示，C 形压缩构件 272 向左侧的横向运动压缩右侧近端储存囊 260，迫使流体进入右侧流体通路 258 和右侧远端致动囊 256 中。当右侧远端致动囊 256 使 T 形杆 240 向左侧横向运动时，左侧远端致动囊 262 被压缩，并且端部执行器 232 向右侧关节运动（从如图所示的顶部观察为顺时针）。左侧远端致动囊 262 的压缩导致流体通过左侧固定流体通路 264 向近侧流动，并进入左侧近端储存囊 266 中。特别地，C 形压缩构件 272 的连接的右侧壁 280 向左侧运动，引起右侧近端储存囊 260 的压缩。当流体流进膨胀的左侧近端储存囊 266 中时，C 形压缩构件 272 的连接左侧壁 278 向左的相应运动为来自压缩的左侧储存囊 262 的流体提供了空间。

这种用于关节运动机构 230 的流体控制系统 235 至少提供了多种好处。首先，致动囊 256、262 靠近关节运动接头或机构 230 的定向使其可在器械 234 中采用长的囊 236、238 和更长的 T 形杆 240。作为流体驱动系统，流体控制系统 235 输出力的增加可以两种方式来实。第一，对于 T 形杆 240 上固定的流体面积而言，可增大作用于固定面积上的流体压强。第二，对于固定的流体压强而言，可增加 T 形杆 240 上的流体接触面积。第一种方法导致更紧凑的设计和更高的系统压力。第二种方法导致更大的设计和更低的系统压力。为了降低成本，简化设计，减小系统应力，并降低囊破裂的风险，该示例性方案示出了长的远端致动囊 256、262，其位于靠近器械的细长轴中的关节运动机构 230 的有利位置。囊 256、262 的这种设置使囊 256、262 可以很长，并且以较低的输入压强得到较高的关节运动输出力。

因此，可简单地通过增大 T 形杆 240 上的远侧囊 256、262 的压力接触面积，使关节运动机构 230 的输出力增加（输入力相同）。压

力接触面积的增加受到高度和长度的限制。由于传统的内窥镜外科器械的直径以某一直径固定，以穿过注入口，这限制了高度的变化。压力接触面积的长度变化具有最大影响，并能使装置的横向输出力被有利地调节（通过改变长度），以符合系统需要的任何输出力。

在横向运动装置中使用的流体可以是可压缩的，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、微粒子以及任何可在压力梯度之间流动的其它材料。尽管可使用任何流体，特别优选使用杀菌溶液，如盐水、矿物油或者硅树脂。

横向运动机械的关节运动机构

尽管上面描述的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 206、208 产生的类似的横向运动。在图 20-21 中，一种替代横向运动关节运动机构 300 采用机械控制系统，特别是纵向运动构件，来进行外科器械 301 的横向运动和关节运动。在该示例性方案中，特别参照图 20，一横向运动滑动杆 302 具有至少一对成角度的左右凸轮表面 304、306，它们从其上在细长纵向轴 308 的相对两侧横向延伸。在该示例性方案中，还包括另一对近端左右成角度的凸轮表面 310、312。一个右侧纵向运动连接件 314 包括相应的向内定向的远侧和近侧反倾斜表面 316、318，它们与远侧和近侧右侧凸轮表面 306、312 对准并与其滑动接合，从而运动连接件 312 的向远侧的纵向运动引起滑动杆 302 向左横向运动。应理解，这种倾斜接触可倒转，从而向远侧的运动分别引起向右的运动。

应当理解，弹性偏压元件（未显示）可包括于滑动杆 302 上，以向右推动滑动杆 302 使其与右侧纵向运动连接件 314 接合，从而右侧纵向运动连接件 314 的相反的近侧运动引起滑动杆 302 向左运动。作为选择，在该示例性方案中，左侧纵向运动连接件 320 包括相应的向内定向的远侧和近侧反倾斜表面 322、324，它们与远侧和近侧凸轮表面 304、310 对准并与其滑动接合，后者向远侧倾斜，前者向近侧倾斜，从而左侧纵向运动的连接件 320 的纵向远侧运动引起滑动杆 302 向右横向运动。应理解，这种倾斜接触可倒转，从而向近侧的运动引

起向左的运动。应当理解，右侧和左侧纵向运动连接件 314、320 和滑动杆 302 支撑于细长轴 326 中，使得前者可进行纵向运动，后者可进行横向运动。

滑动杆 302 的远端，图示为一个承窝球 328，收纳于近侧对准的 V 形凸轮槽 330 中，并靠近端部执行器 334 的枢轴销 332。因此，在图 21 中，右侧纵向运动连接件 314 的向近侧的运动和左侧纵向移动连接件 320 的向远侧运动导致滑动杆 302 相应于承窝球 328 的向右运动而向右运动。因此，V 字形凸轮槽 330 被向右驱动，使其最远端 336 为向左枢转。作为选择，滑动杆 302 的横向运动可通过上面参照图 16-19 中描述的齿条和齿轮的接合转换成端部执行器 334 的关节运动。因此，采用纵向移动的机械系统可用于为外科器械 301 提供横向铰接关节运动。

可旋转的连接件

在图 22 和 23 中，另一种替代的关节运动机构 400 采用可旋转的连接件 402 来移动横向元件，图示为横向运动滑动杆 404，以使外科器械 406 关节运动。横向运动的滑动杆 404 可操作地与如上所述图 16 和 20 中的端部执行器（未显示）近端的旋转齿轮或者带凸轮的沟槽接合。可旋转的连接件 402 可定位于滑动杆 404 的下方，其中至少一个臂 408 可旋转地横向从其延伸到纵向轴线，以与滑动杆中的承窝 410 接合。滑动杆 404 垂直地限制于顶部隔离物 412 和底部框架 414 之间，后者具有纵向沟槽 416，其收纳可旋转的连接件 402，并使臂 408 旋转。隔离物 412 和框架 414 由管状套管 418 包围。旋转连接件 402 的旋转使臂 408 做弧形运动，由此使滑动杆 404 沿着旋转的方向横向运动。

具有相对的纵向弯曲挠性构件的关节运动机构

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，可在左侧纵向弯曲构件 506 和右侧纵向弯曲构件 508 之间横向运动，并在垂直方向上由框架和隔离物（未显示）限制。每个纵向弯曲构件 506、508 分别具有一个固定的远侧附属装置 510、512

和可纵向平移的近端连接件 514、516。每个左右挠性构件 518、520 在对着滑竿 502 的位置向内弯曲成弓形，向内横向弯曲的量与它们的每个近端连接件 514、516 向远端的纵向运动相关。在图 24 中显示的未关节运动状态，近端连接件 514、516 位于不同的位置，因而滑动构件 502 的向远端突出的尖端 522 位于相对于端部执行器 528 的一个枢轴销 526 向近侧打开的 V 字形凸轮沟槽 524 的中央。在图 25 中，左侧近端连接件 514 向远侧行进，并且右侧近端连接件向近侧回缩，导致滑动杆 502 横向平移到右侧，从而导致向远侧突出的尖端 522 顶着 V-字形凸轮槽 524 的右侧部分偏心，结果端部执行器 528 围绕枢轴销 526 向左关节运动。

电磁横向关节运动控制机构

在图 26 中，外科器械 600 具有一个远侧连接的端部执行器 602，其通过滑动杆 608 的横向运动相对于细长轴 606 围绕枢轴销 604 选择性地弧形关节运动。特别地，滑动杆 608 的远侧承窝 610 与 V 字形凸轮槽 612 接合，其靠近枢轴销 604 打开。滑动杆 608 由框架和隔离物（未显示）沿垂直方向限定于细长轴 606 中。与滑动杆 608 的相对的横侧上向内定向的左右压缩弹簧 614、616 靠近细长轴 606 的远端 618。这些弹簧 614、616 提供了在滑动杆 608 上的中心偏压，从而提供了在端部执行器 602 上的中心偏压。滑动杆 608 两相对侧上的左右电磁体 620、622 选择性地致动，以对固定在滑动杆 608 上或与之成整体的铁靶 624 吸引，从而选择性地使滑动杆 608 横向移位，并使端部执行器关节运动，如图 27 所示。为了简化起见，显示了纵向对准的线圈，尽管应当理解，可将一个或多个电磁体对准来产生与滑动杆 608 垂直的磁场，例如多个线圈（未显示）沿着滑动杆 608 的纵向长度对准，其中每个线圈的纵向轴线与滑动杆 608 的横向运动轴线对准。

尽管通过对多个实施例的描述对本发明进行了示例，尽管这些示例性的实施例描述得非常详细，但申请人并不意图将所附的权利要求书的范围限制或以任何方式限定于此细节。其它优点和变化对本领域技术人员来说是显而易见的。

例如，可包含单流体传送方法，其中单流体致动膨胀和压缩来进行关节运动，或者通过未与手柄流体或者气动连通的弹性相对构件来辅助。例如，与这种设计相一致的应用可包括仅仅一个与 T 形杆连接的囊，从而当由抽出流体而压缩时，使其能推动 T 形杆。

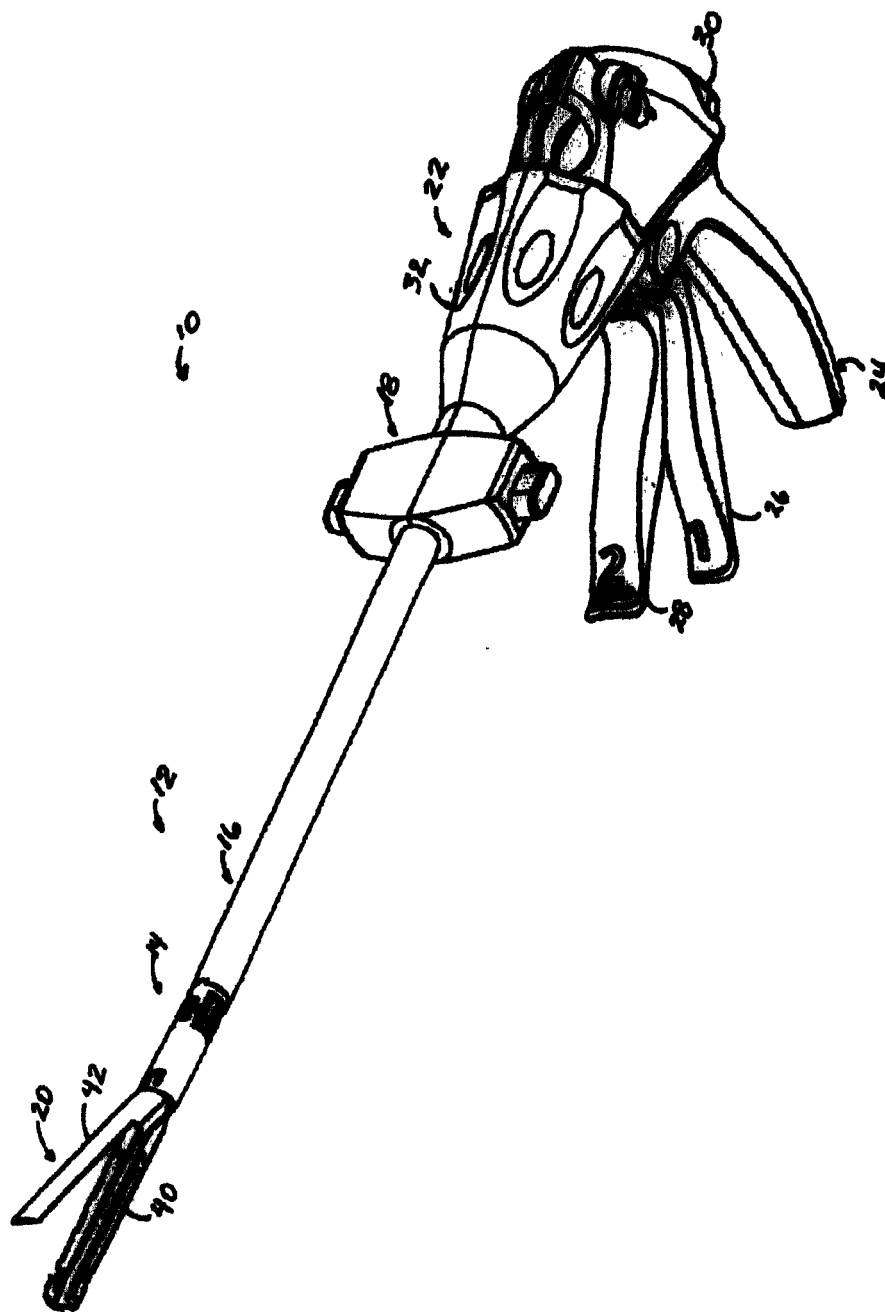


图 1

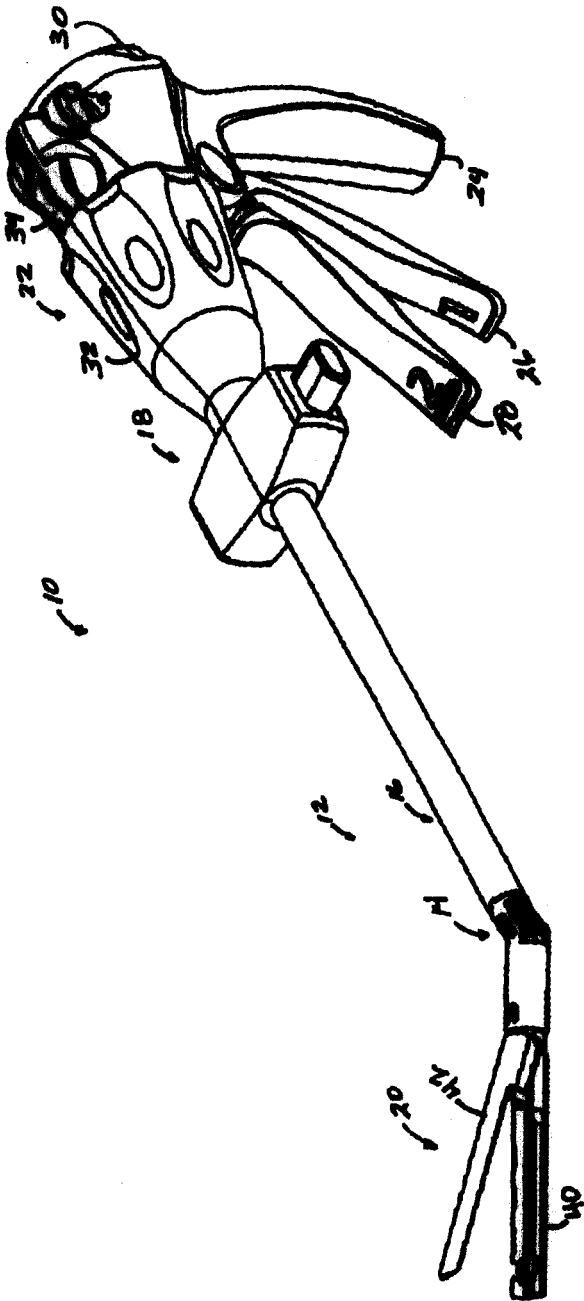


图 2

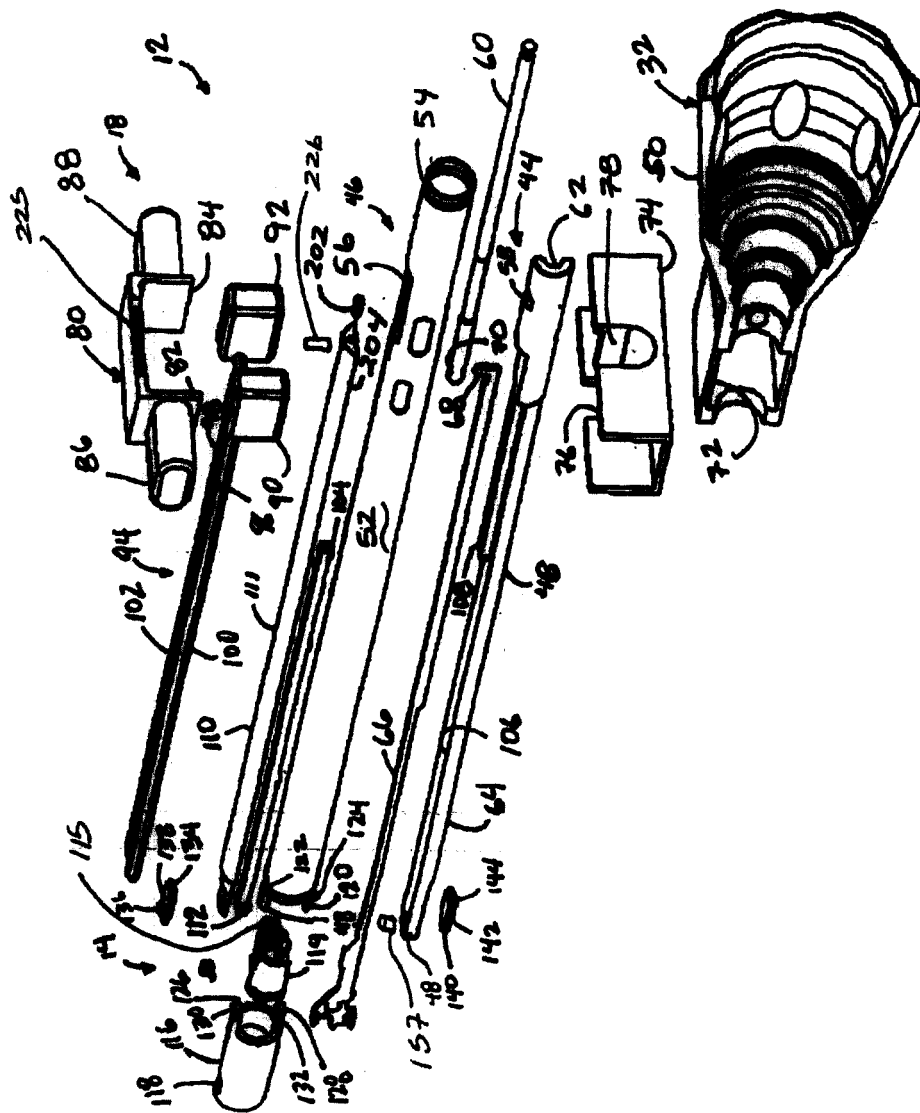


图 3

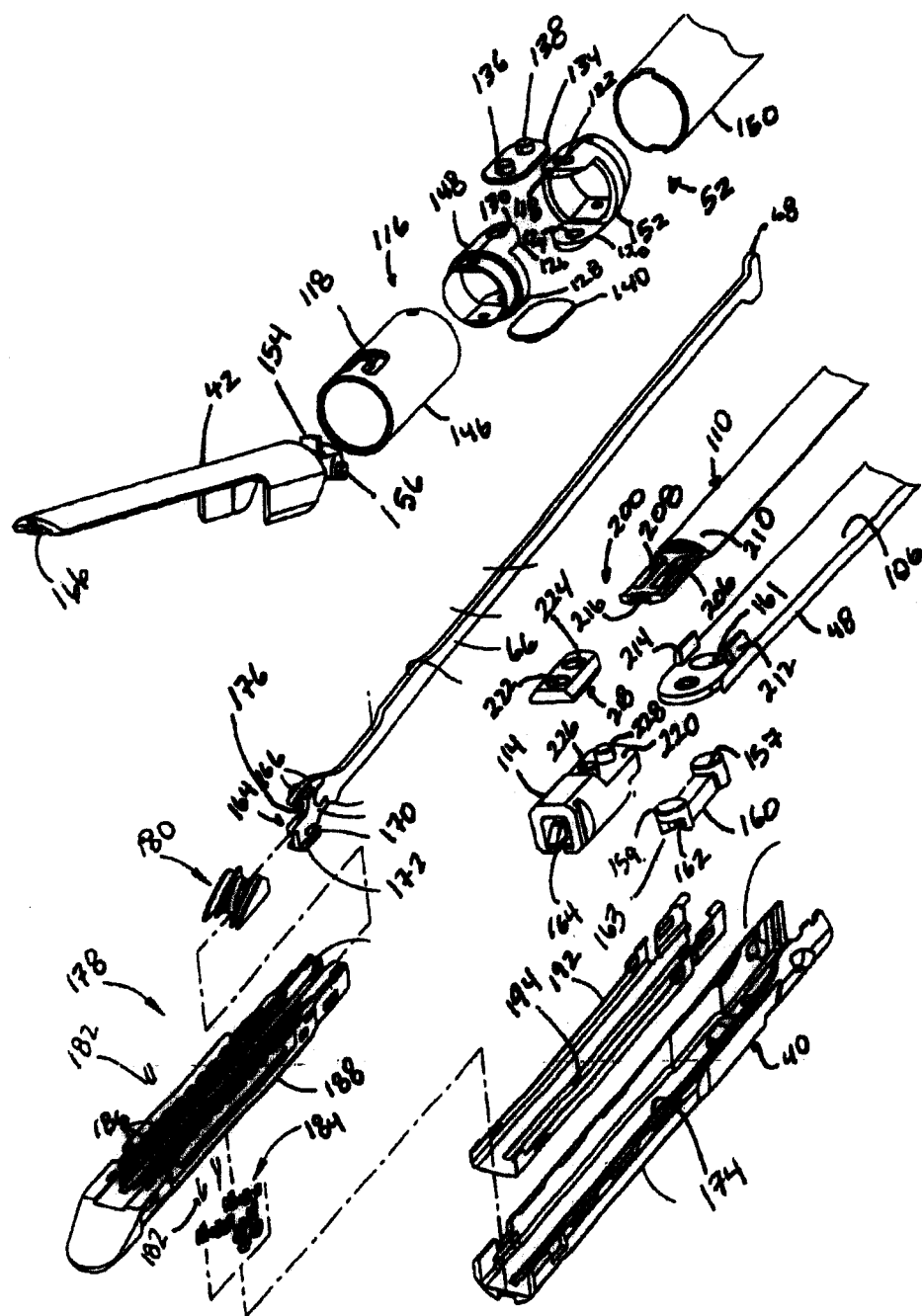


图 4

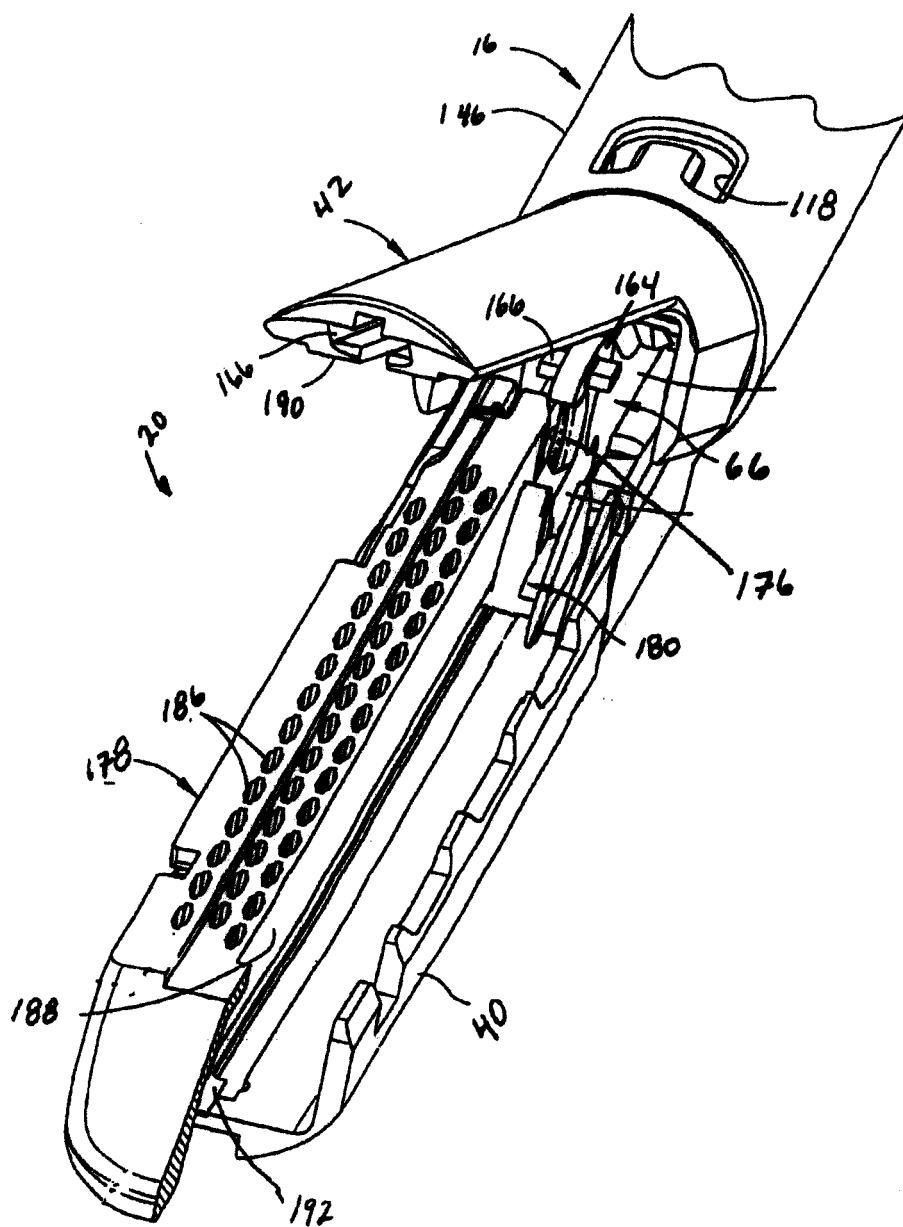


图 5

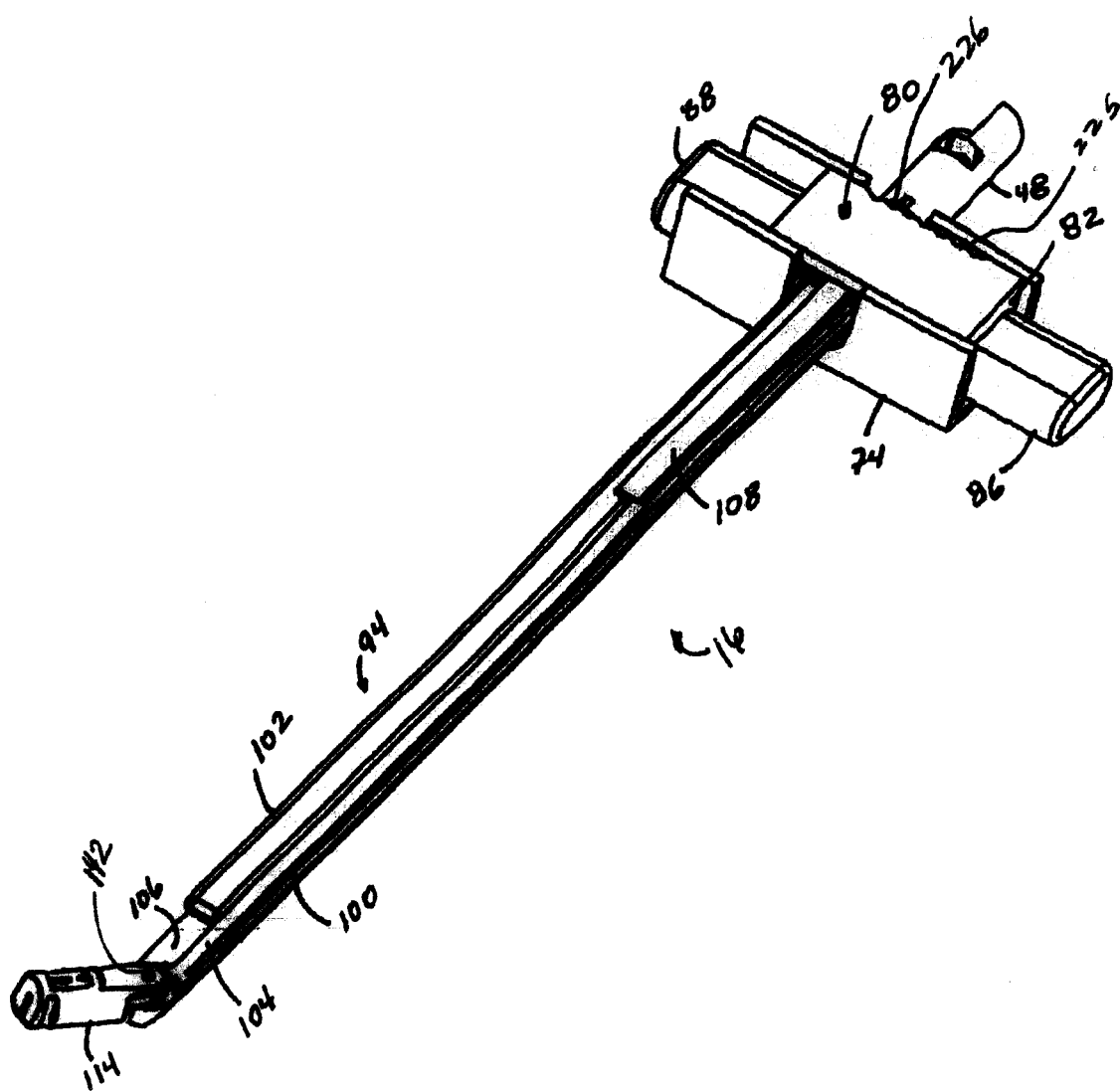


图 6

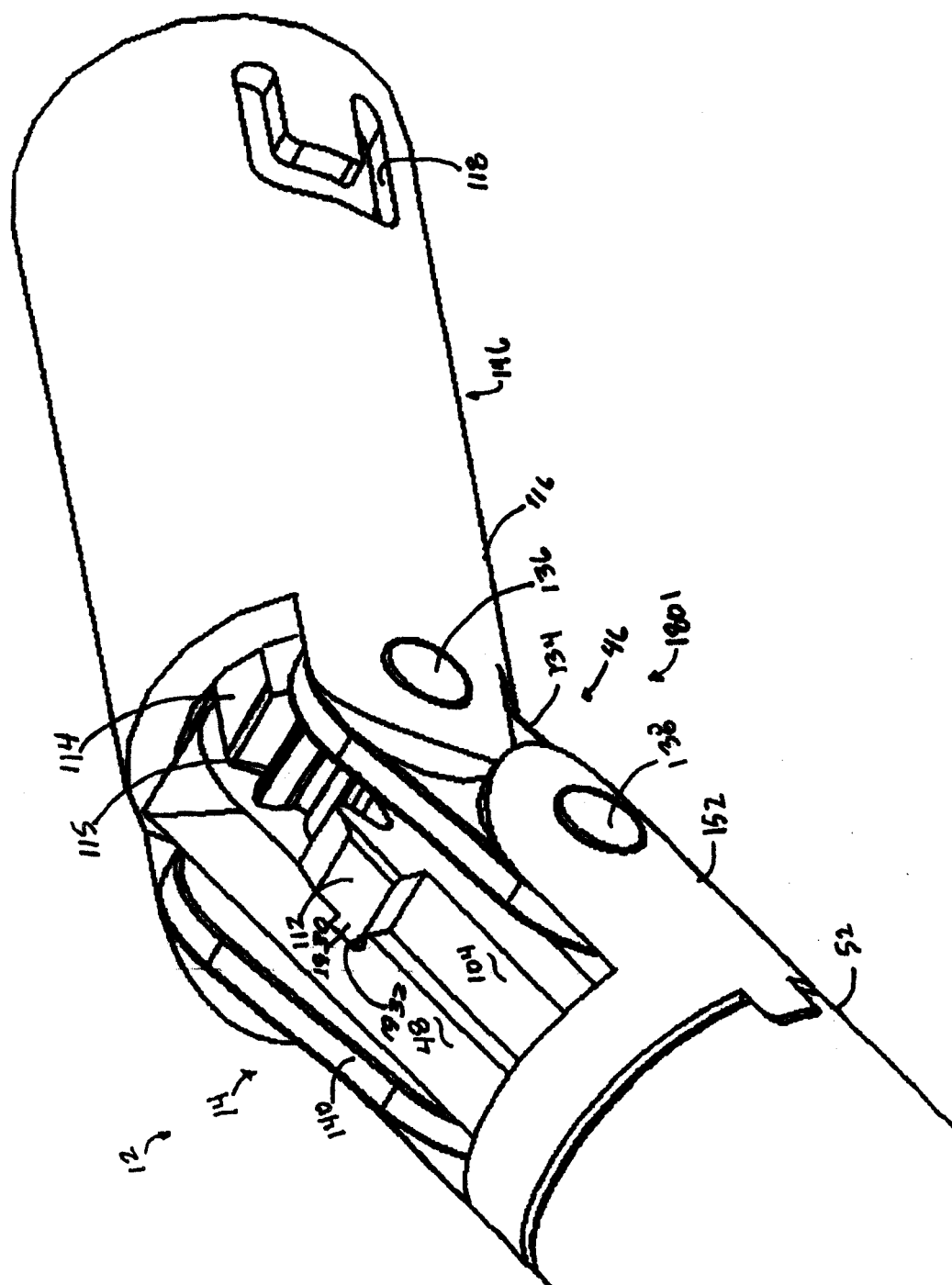


图 7

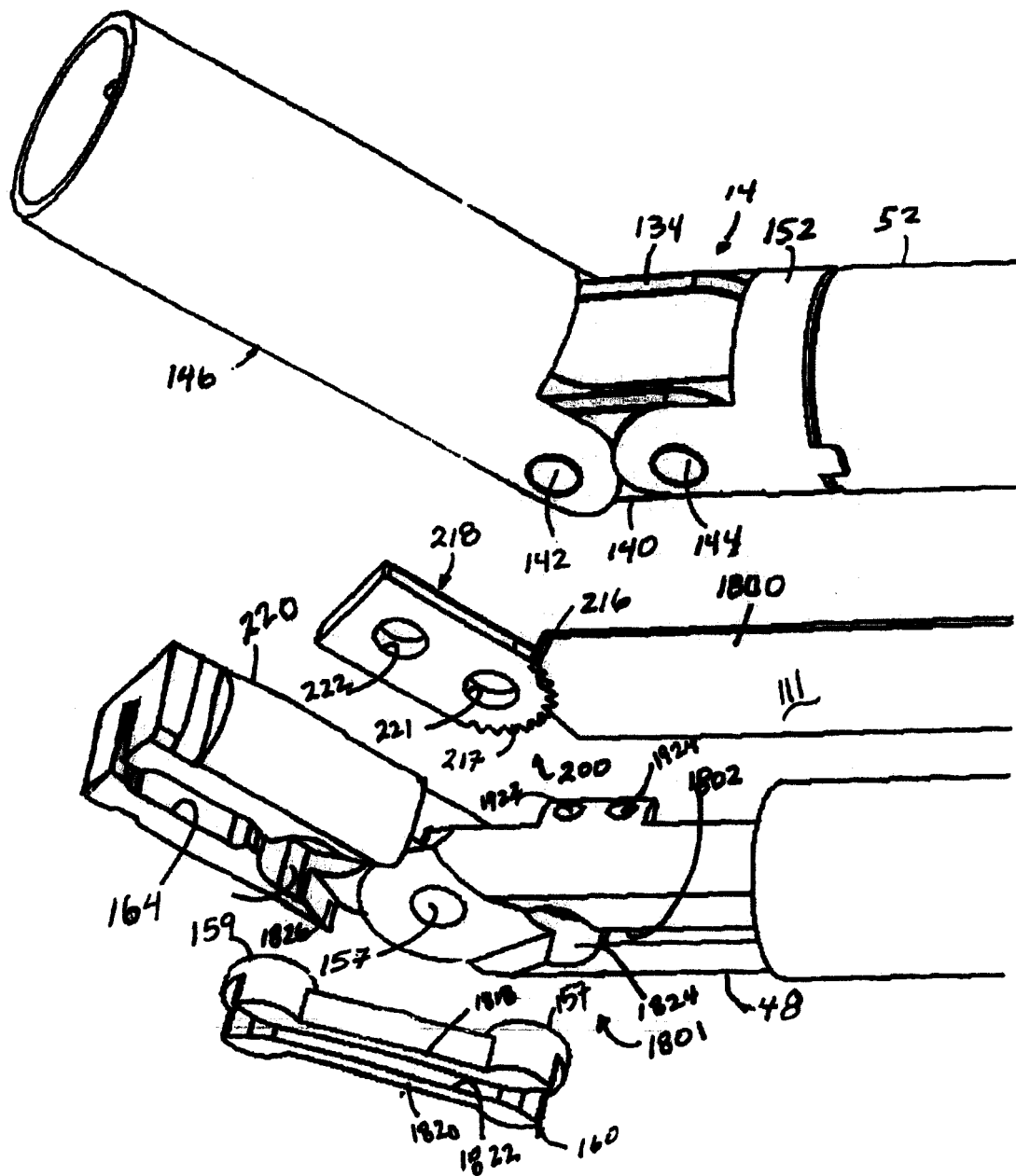


图 8

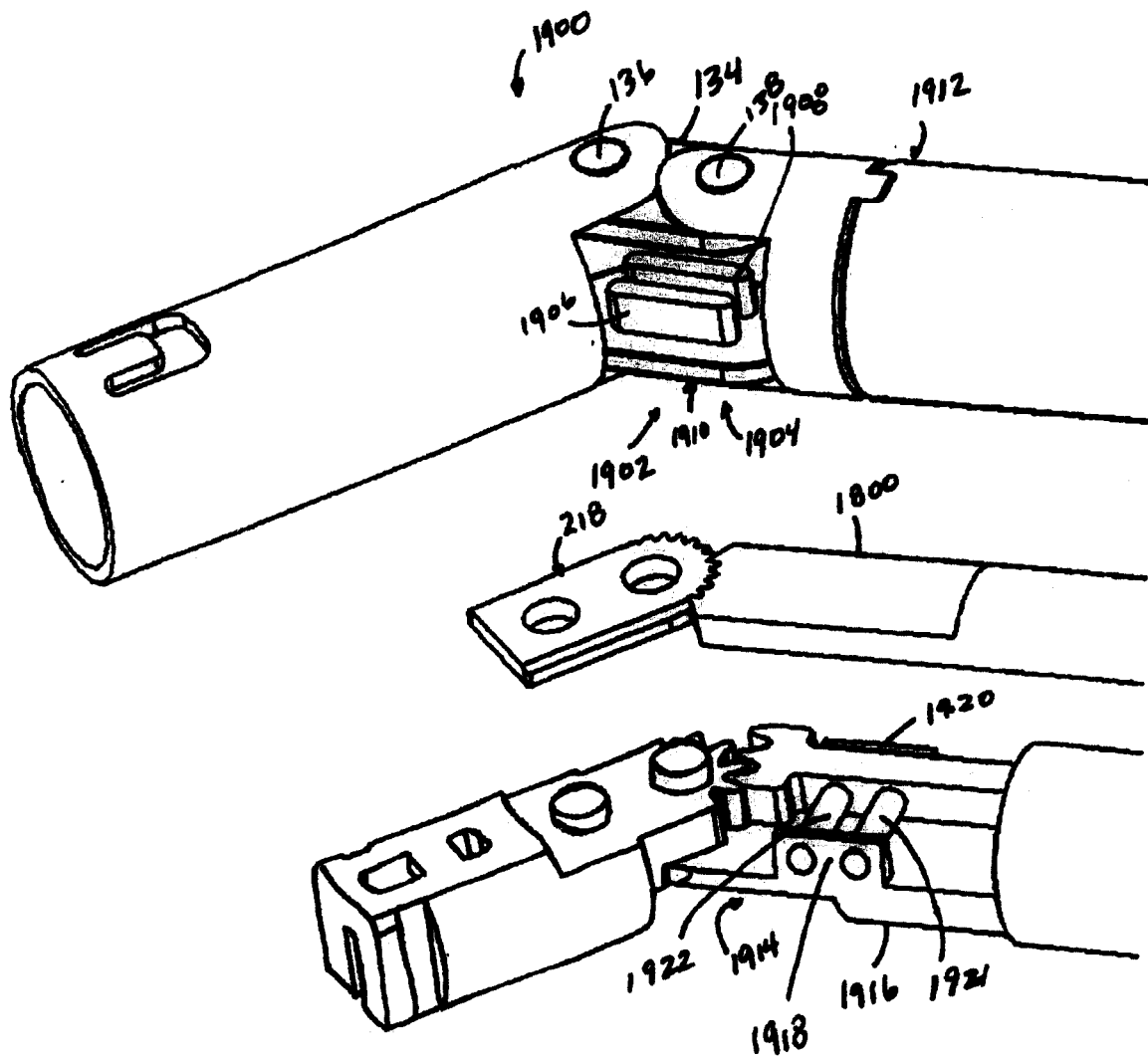


图 9

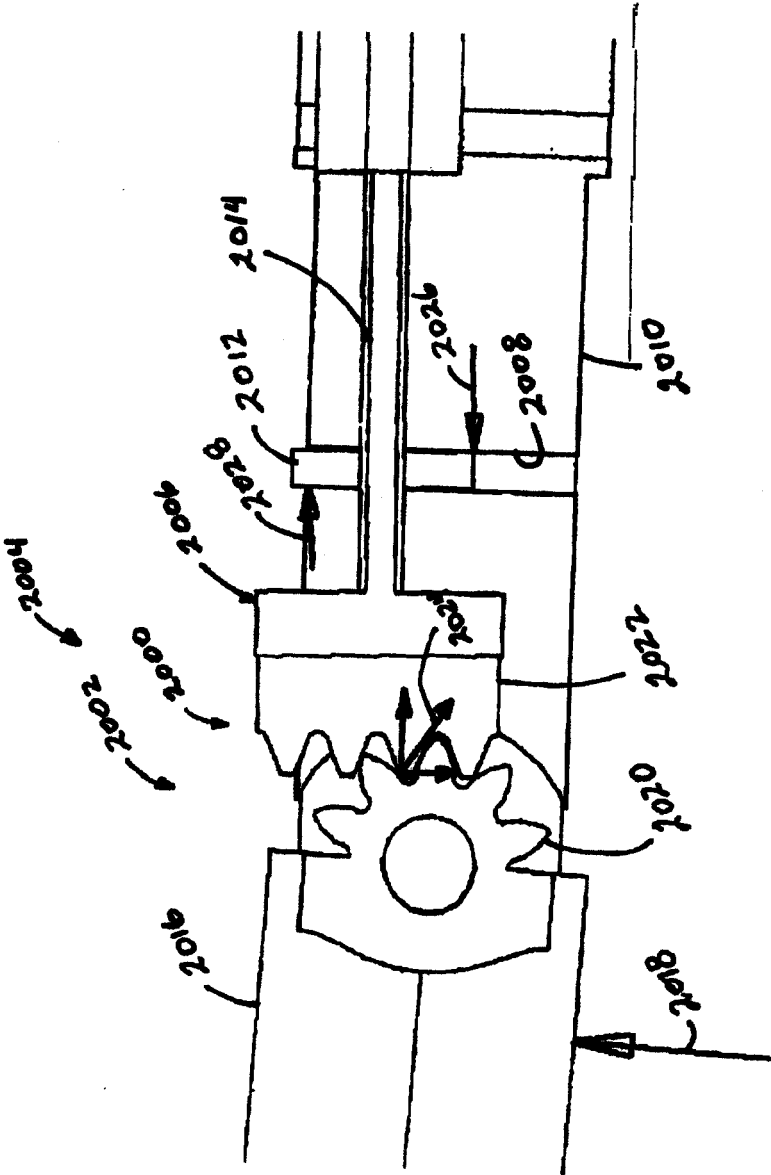


图 10

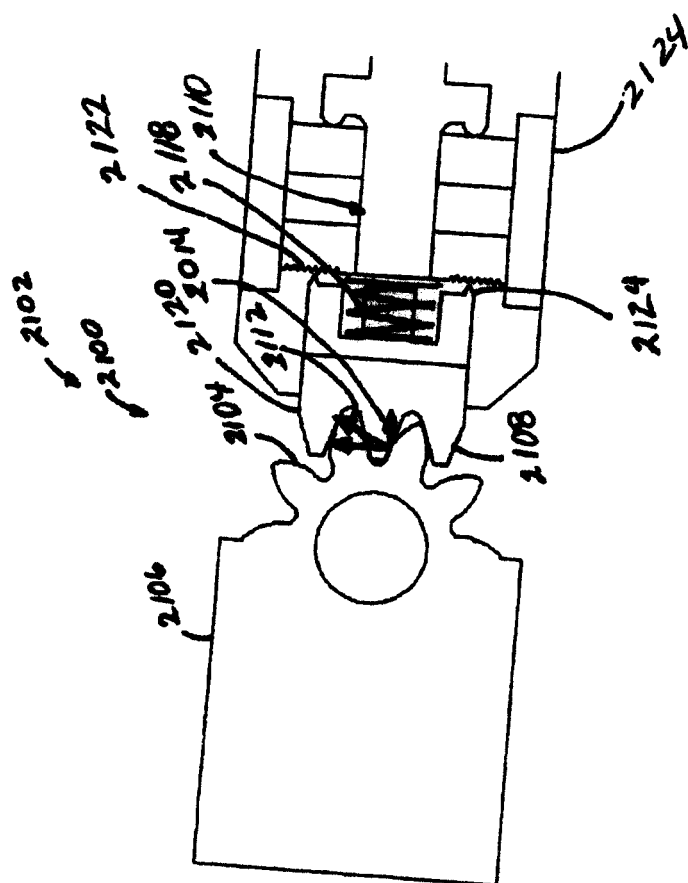


图 11

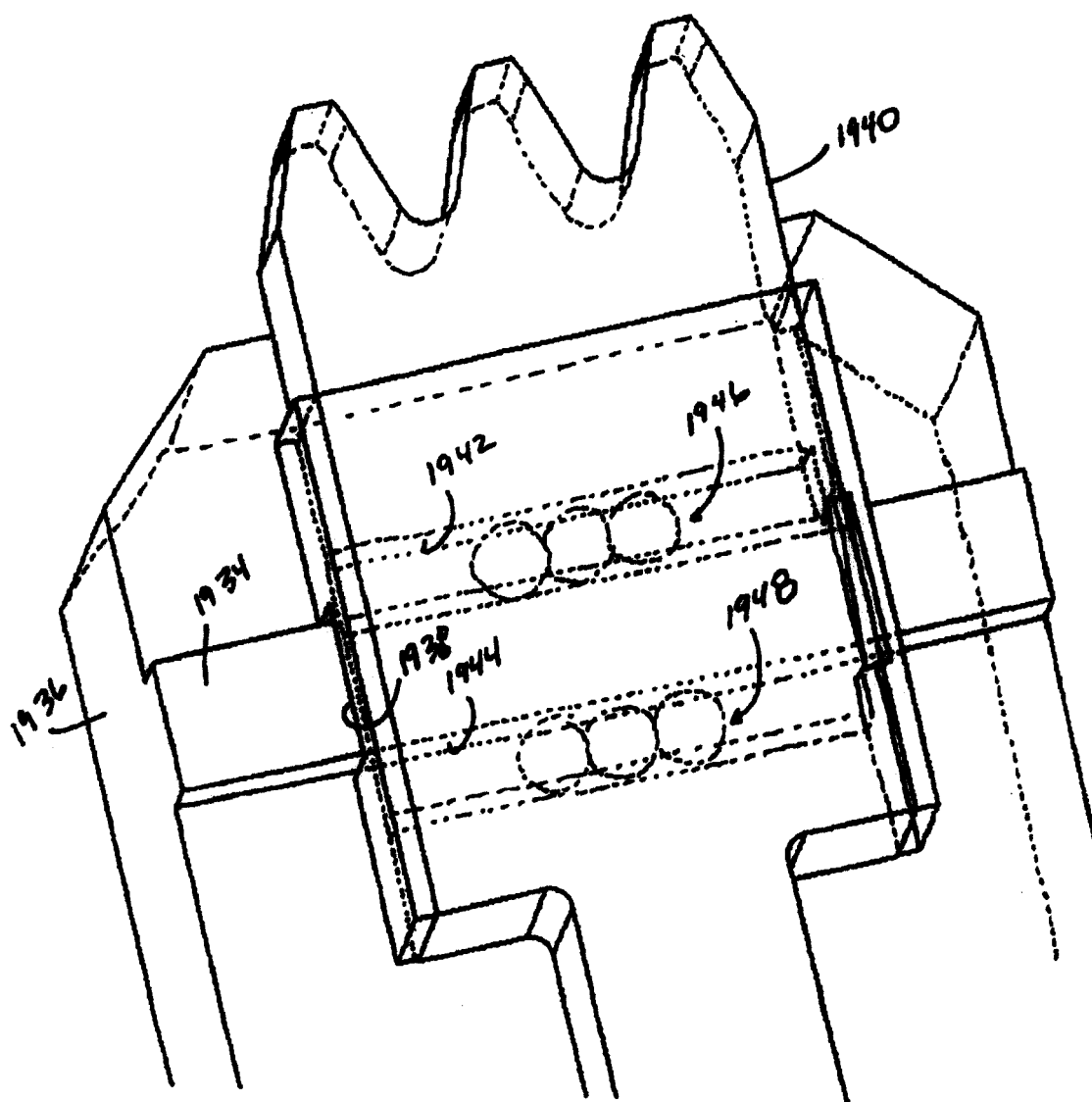


图 12

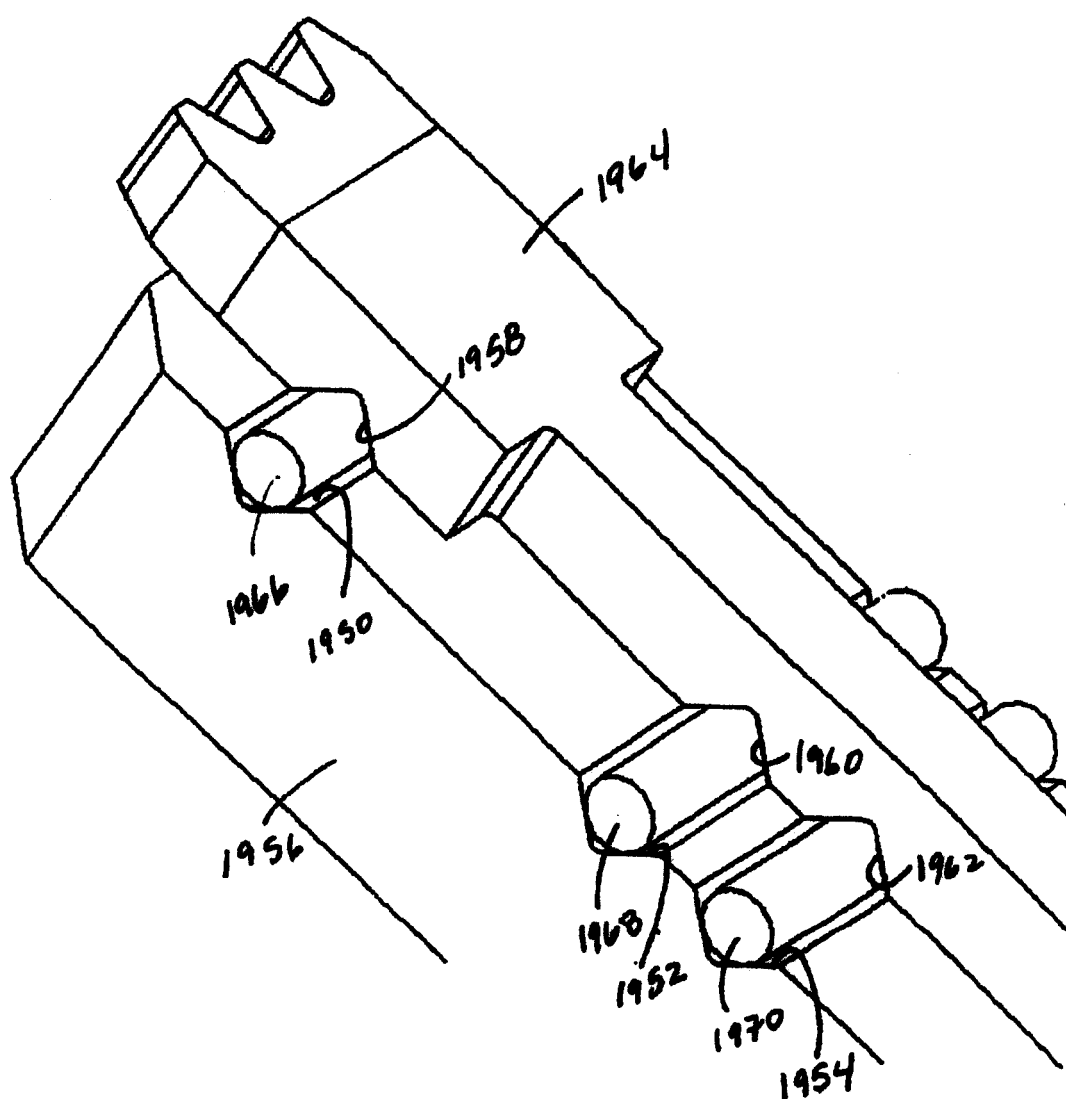


图 13

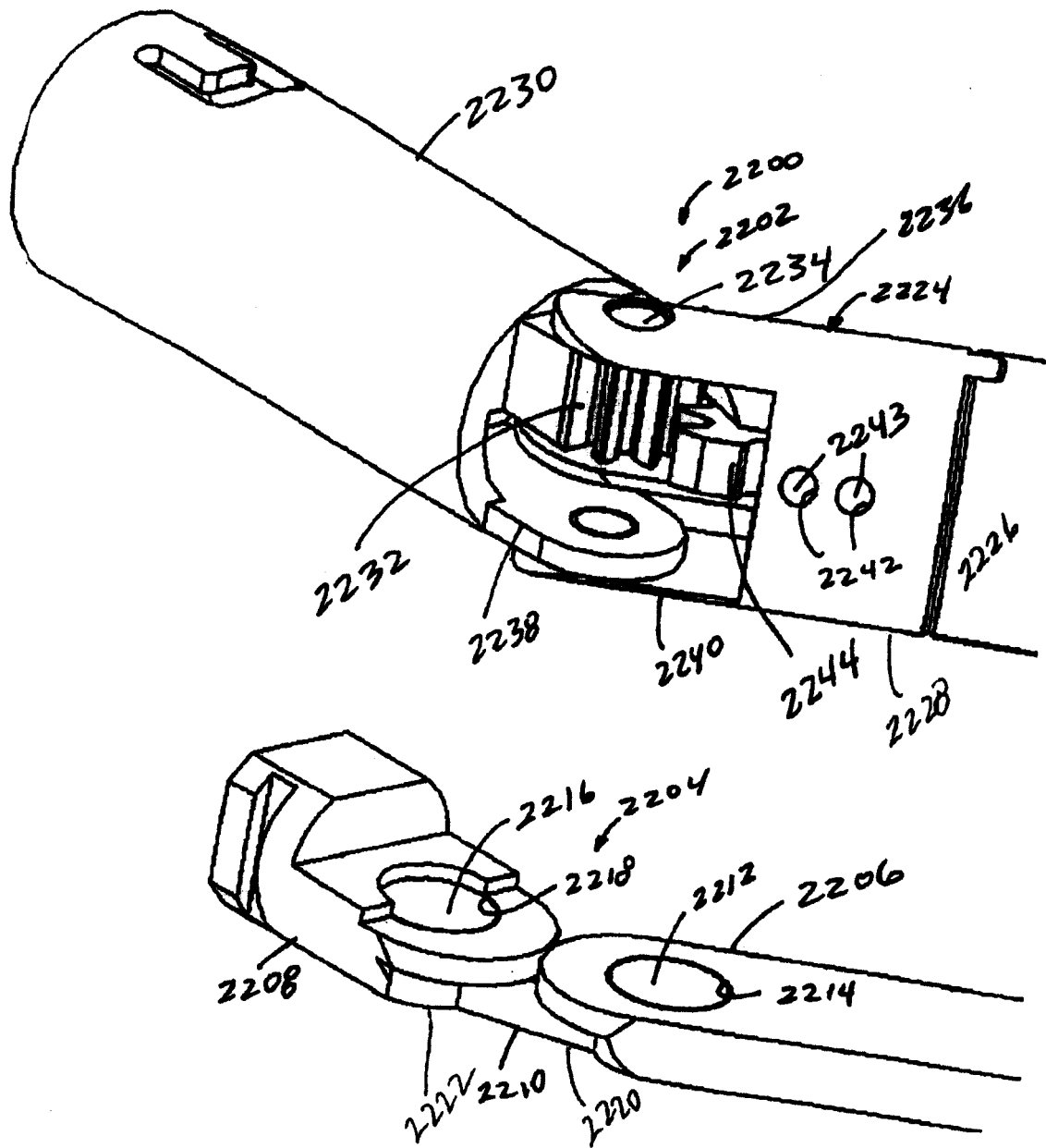


图 14

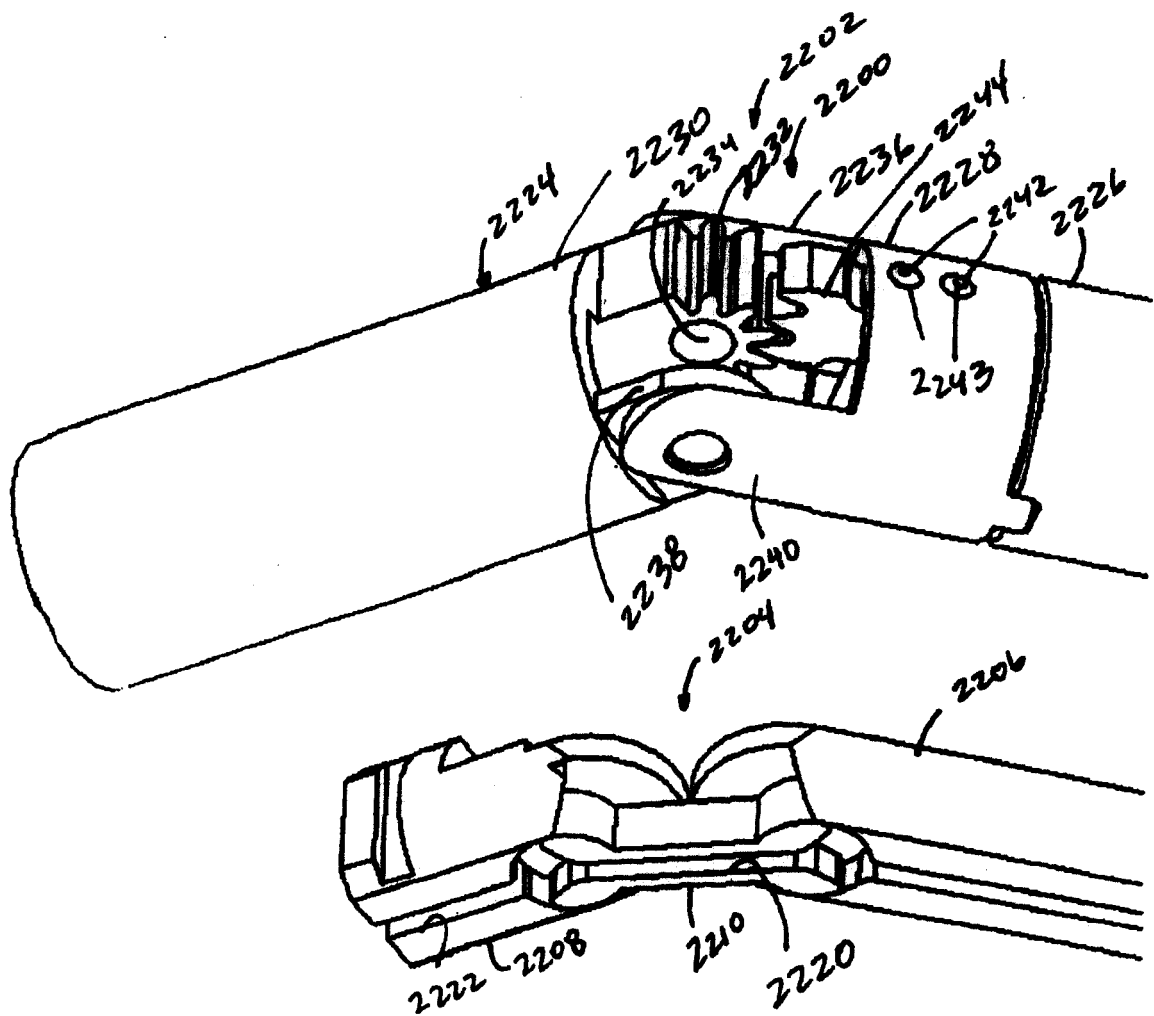


图 15

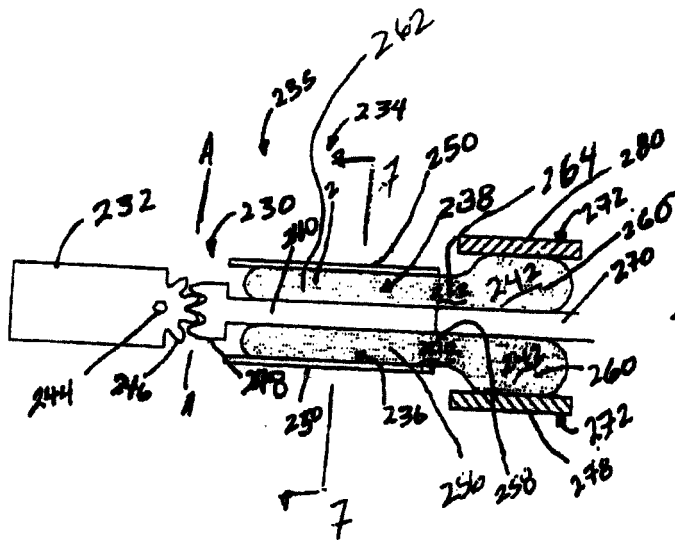


图 16

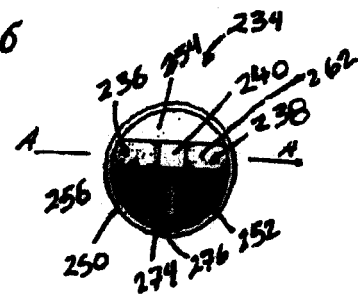


图 17

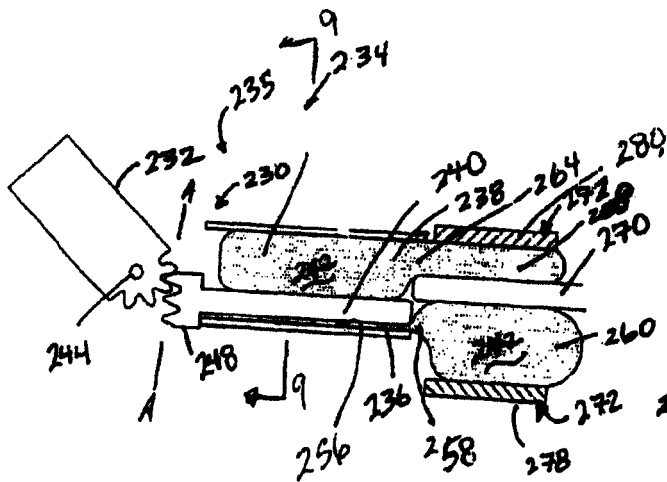


图 18

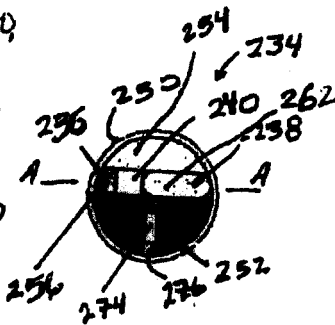


图 19

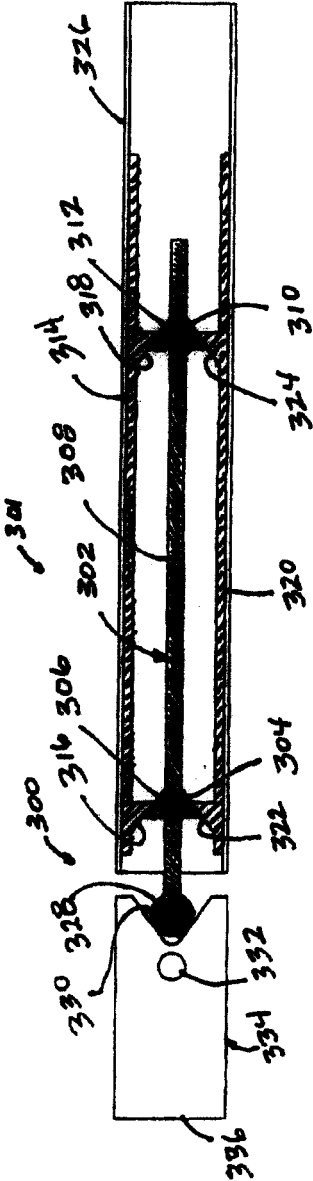


图 20

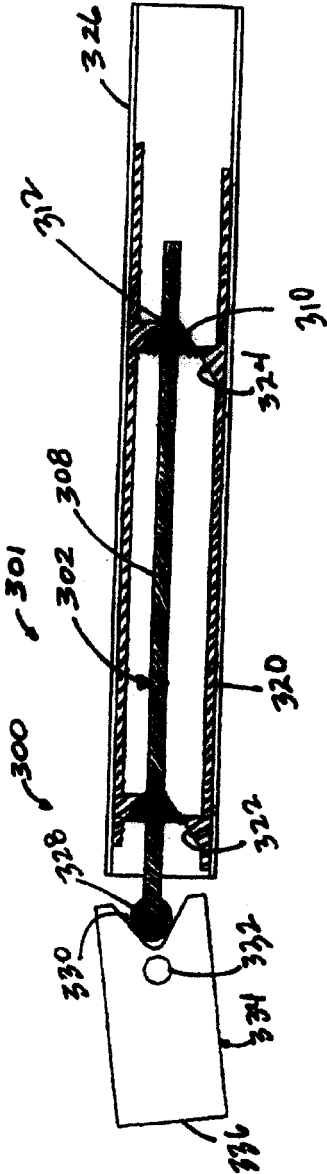


图 21

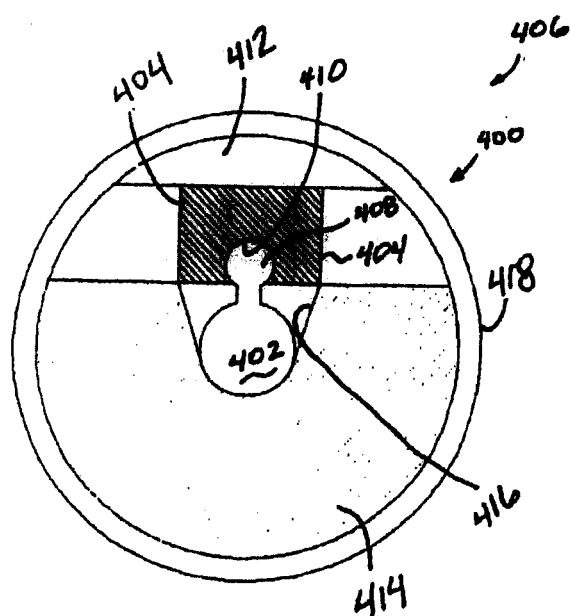


图 22

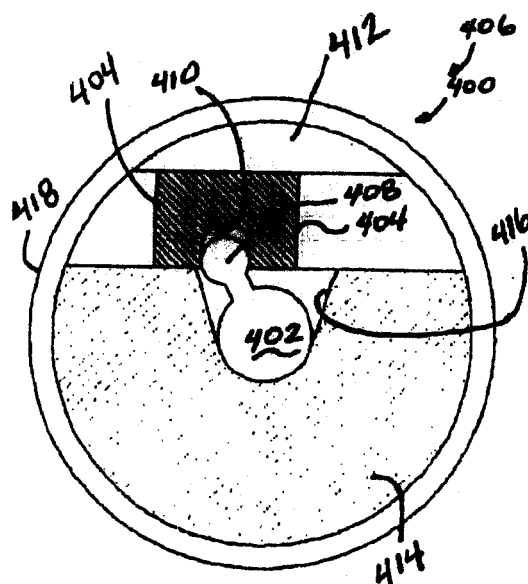


图 23

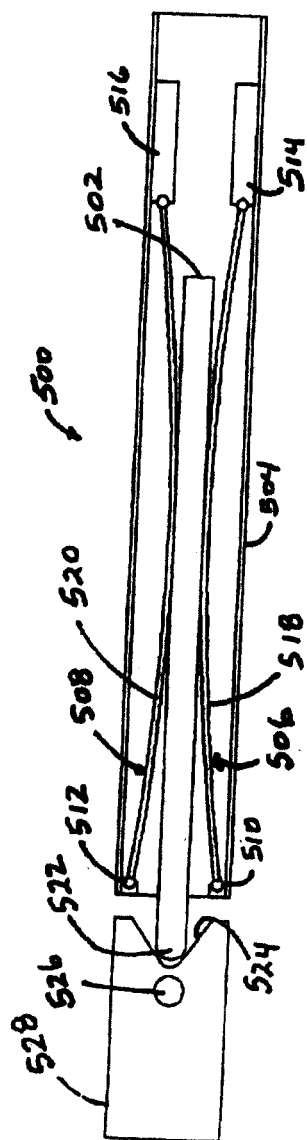


图 24

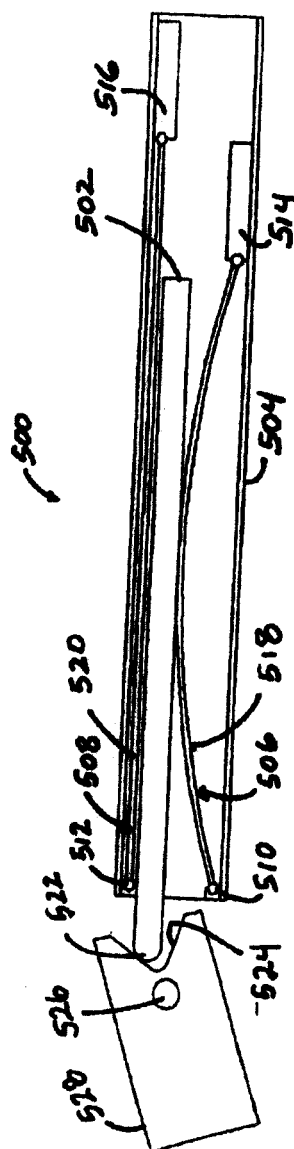


图 25

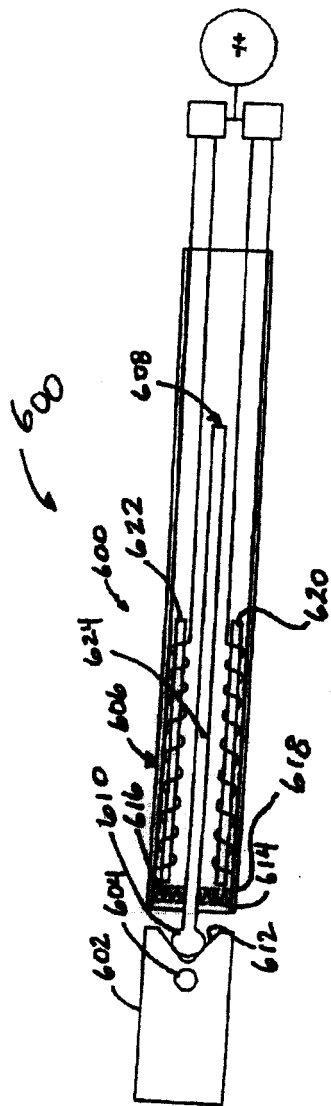


图 26

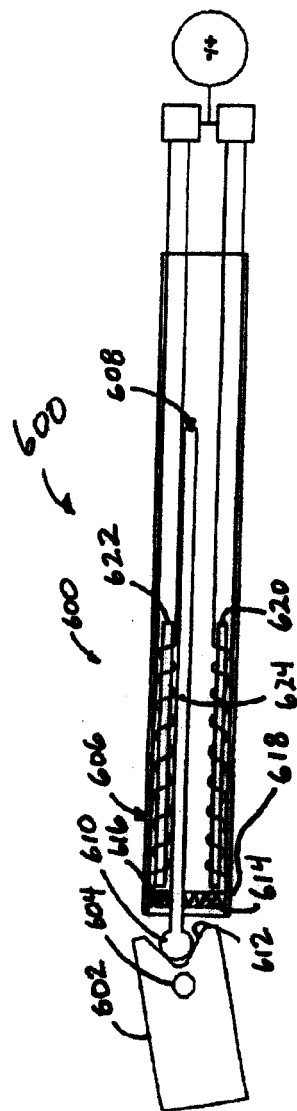


图 27

专利名称(译)	具有导向横向运动的关节运动构件的外科器械		
公开(公告)号	CN100508899C	公开(公告)日	2009-07-08
申请号	CN200610072551.4	申请日	2006-04-07
[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	约瑟夫C赫艾尔 肯尼斯S威尔士 查德P布德罗克斯		
发明人	约瑟夫·C·赫艾尔 肯尼斯·S·威尔士 查德·P·布德罗克斯		
IPC分类号	A61B17/00 A61B17/08 A61B17/122 A61B17/94		
CPC分类号	A61B17/07207 A61B2017/2927 A61B2017/00535 A61B2017/2943		
代理人(译)	陈文平		
审查员(译)	胡亚婷		
优先权	11/100847 2005-04-07 US		
其他公开文献	CN1843302A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种特别适用于内窥镜使用的外科器械，通过在使端部执行器枢转到所选择的一侧的轴的近侧部分包括一横向滑动构件，使端部执行器关节运动。通过将引导机构结合于横向滑动构件和轴的框架之间，差动的相对致动力(例如水压、流体的、机械的)无束缚地作用在横向滑动构件上。

