



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101327135 B

(45) 授权公告日 2012.05.30

(21) 申请号 200810109777.6

书摘要、说明书第 52 段, 70 段, 82-83 段、附图

(22) 申请日 2008.06.17

1B, 3, 6B, 7C, 12A, 12B.

(30) 优先权数据

11/820, 161 2007.06.18 US

US 2005/0006432 A1, 2005.01.13, 说明书摘要、附图 24.

(73) 专利权人 伊西康内外科公司

EP 0668057 B1, 1995.08.23, 全文.

地址 美国俄亥俄州

US 6113039 A, 2000.09.05, 全文.

(72) 发明人 R·W·蒂姆 F·E·谢尔顿四世

审查员 宋含

(74) 专利代理机构 北京市金杜律师事务所

11256

代理人 苏娟 向虎

(51) Int. Cl.

A61B 17/072 (2006.01)

A61B 17/138 (2006.01)

A61B 17/94 (2006.01)

(56) 对比文件

US 2006/0011699 A1, 2006.01.19, 说明

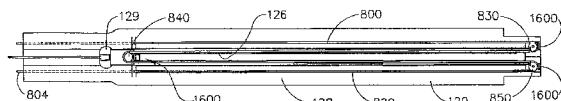
权利要求书 1 页 说明书 39 页 附图 71 页

(54) 发明名称

带阻止索意外脱离设备的索驱动外科缝合和切割器械

(57) 摘要

本发明公开了一种带阻止索意外脱离设备的索驱动外科缝合和切割器械。所述索驱动外科器械包括细长通道组件，其被构造用于可操作地支撑其中的钉仓组件。所述器械可以包括刀组件和至少一个索过渡支架，所述刀组件被定向用于在所述细长通道组件内行进，所述至少一个索过渡支架可操作地安装在所述细长通道组件和所述刀组件中的至少一个上。驱动索可操作地绕所述索过渡支架的至少一部分延伸并且与索驱动系统连接以在所述细长通道组件内驱动所述刀组件。可以包括索保持装置，用于保持所述驱动索围绕所述索过渡支架的至少一部分。



1. 一种外科器械，包括：

细长通道组件，其能够将钉仓组件可操作地支撑在其中；

刀组件，其被定向用于在所述细长通道组件内行进；

至少一个索过渡支架，其可操作地安装在所述细长通道组件和所述刀组件中的至少一个上；

驱动索，其可操作地围绕所述至少一个索过渡支架的至少一部分延伸并且与索驱动系统连接以在所述细长通道组件内驱动所述刀组件；以及

索保持装置，其用于可操作地保持所述驱动索围绕所述索过渡支架的所述至少一部分，

其中，所述索保持装置包括连接在所述驱动索上用于保持其张力的索张紧接头。

2. 根据权利要求 1 所述的外科器械，其中，所述至少一个索过渡支架包括滑轮，所述索保持装置还包括索保持块，所述索保持块与所述滑轮非常接近，并且，所述索保持块具有弧形表面，所述弧形表面相对于所述驱动索的在所述滑轮上的部分形状互补，从而防止所述驱动索从所述滑轮上脱离。

3. 根据权利要求 1 所述的外科器械，其中，所述至少一个索过渡支架包括块，所述块具有延伸通过其的通道，所述通道形成弧形支承表面，所述驱动索通过所述弧形支承表面。

4. 根据权利要求 1 所述的外科器械，其中，所述驱动索具有第一端和第二端，所述索张紧接头包括：

第一止动元件，其连接在所述驱动索的所述第一端上；

第二止动元件，其连接在所述驱动索的所述第二端上并且具有穿过其的通道，所述通道用于容纳通过其的所述驱动索的一部分，所述第二止动元件能够相对于所述第一止动元件在所述驱动索上移动；

第三止动元件，其固定地连接在所述驱动索的一部分上，使得所述第二止动元件可动地容纳在所述第一止动元件和位于所述驱动索的该部分上的所述第三止动元件之间；

张紧弹簧，其连接在所述第二止动元件和所述第三止动元件上。

5. 根据权利要求 4 所述的外科器械，其中，所述索驱动系统包括从动滑轮，所述从动滑轮将所述驱动索的一部分驱动地支撑于其上，所述至少一个索过渡支架包括：

第一和第二滑轮，其安装在所述细长通道组件的远端上；以及

第三滑轮，其安装在所述刀组件上。

6. 根据权利要求 5 所述的外科器械，还包括：

手柄组件，其可操作地支撑所述从动滑轮；

细长轴，其可操作地连接到所述手柄组件和所述细长通道组件上并且将所述驱动索支撑在其中；以及

关节运动接头，其位于所述细长轴中，用以使所述细长通道组件能够相对于所述手柄组件进行关节运动。

带阻止索意外脱离设备的索驱动外科缝合和切割器械

技术领域

[0001] 本发明总体涉及内窥镜外科器械，包括但不限于适于将成排缝钉施加到组织上同时切割那些缝钉排之间的组织的外科缝合器械，更具体涉及有关其击发和驱动系统的改进。

背景技术

[0002] 本申请涉及如下在同一天申请的共有美国专利申请，它们的公开内容通过引用而整体包含在本申请中：

[0003] (1) 题为“Surgical Stapling and Cutting Instrument With Improved Firing System”的美国专利申请，发明人为 Richard W. Timm, Frederick E. Shelton, IV, Eugene L. Timperman 和 Leslie M. Fugikawa, (案卷号 END6094USNP/KLG No. 070064)；

[0004] (2) 题为“Surgical Stapling and Cutting Instrument With Improved Closure System”的美国专利申请，发明人为 Richard W. Timm, Frederick E. Shelton, IV, Eugene L. Timperman 和 Leslie M. Fugikawa(档案号 :END6095USNP/KLG. No. 070065)；

[0005] (3) 题为“Cable Driven Surgical Stapling and Cutting Instrument With Improved Cable Attachment Arrangements”的美国专利申请，发明人为 Frederick E. Shelton, IV 和 Richard W. Timm, (案卷号 END6097USNP/KLG. No. 070067)；

[0006] (4) 题为“Surgical Stapling and Cutting Instrument With Improved Anvil Opening Features”的美国专利申请，发明人为 Richard W. Timm, Frederick E. Shelton, IV 和 Jeffrey S. Swayze, (案卷号 END6098USNP/KLG No. 070068)；和

[0007] (5) 题为“Surgical Stapling and Cutting Instruments”的美国专利申请，发明人为 Richard W. Timm, Frederick E. Shelton, IV, Charles J. Scheib, Christopher J. Schall, Glen A. Armstrong, Eugene L. Timperman, 和 Leslie M. Fugikawa, (案卷号 END6102USNP/KLG. No. 070071)。

[0008] 与传统的开放式外科器械相比，内窥镜外科器械通常更受青睐，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，适于通过套管针的插管将远端执行器精确放置在需要进行外科手术部位上的内窥镜器械领域已经有了显著的发展。这些远端执行器（例如，内镜切割器、抓钳、切割器、缝合器、夹具施放器、进入装置、药物 / 基因治疗输送装置、以及使用超声波、RF、或激光等的能量装置）以各种方式与组织接合，以达到诊断或治疗的效果。

[0009] 已知的外科缝合器包括端部执行器，该端部执行器在组织中形成纵向切口的同时在切口的相对两侧上施加多排缝钉。所述端部执行器包括一对相配合的钳口构件，如果器械用于内窥镜或者腹腔镜应用，这对钳口构件能够穿过插管道道。钳口构件中的一个容纳有具有至少两个横向间隔的缝钉排的钉仓。另一个钳口构件限定了具有缝钉成形凹槽的砧座，所述凹口与钉仓中的缝钉排对准。该器械通常包括多个往复运动的楔形件，这些楔形件在被向远侧驱动时穿过钉仓中的开口并与支承缝钉的驱动器接合，向着砧座击发缝钉。

[0010] 所述外科缝合器的一个例子在美国专利申请 US2006/001699A1 中公开, 其公开的内容通过引用而包含在本申请中。其中公开的缝合装置采用一根或多根索, 所述索围绕定位在远侧的销或者滑轮定位并固定到刀上。索的端部沿着近侧方向被拉动。但是, 这种系统的机械优势较低并趋向于在冲程中需要相对较大的力来拉动刀。

[0011] 因此, 需要提供一种用于索驱动外科缝合器的改进的驱动和击发系统。

[0012] 另外, 这种索击发外科缝合器系统可能遭遇索意外脱离滑轮系统, 这会使装置停止。这种情况可能是在使用或者在使用或装运时遭受其它震动的过程中由机械振动引起的。

[0013] 因此, 还需要用来确保用于击发外科缝合装置的一根或多根索不从它们各自的滑轮或驱动元件上脱离的设备、装置和系统。

发明内容

[0014] 在本发明的一个方面, 提供了一种外科器械, 其包括细长通道组件, 所述细长通道组件具有远端和近端并且被构造用于可操作地支撑其中的钉仓组件。所述器械还包括刀组件, 其被定向用于在所述细长通道组件内行进。至少一个索过渡支架可操作地安装在所述细长通道组件和所述刀组件中的至少一个上。驱动索可以围绕所述至少一个索过渡支架的至少一部分延伸并且与索驱动系统连接以在所述细长通道内驱动所述刀组件。所述器械还可以包括索保持装置, 其用于保持所述驱动索围绕所述索过渡支架的至少一部分。

[0015] 本发明的各种实施方式的另一总的方面, 提供了一种外科器械, 其包括细长通道组件, 所述细长通道组件具有远端和近端并且被构造用于可操作地支撑其中的钉仓。刀组件可以被定向用于在所述细长通道组件内行进。远侧第一和第二索过渡支架可以设在所述细长通道组件的所述远端上。第二索过渡支架可以设在所述刀组件上。驱动索可以围绕所述远侧第一和第二索过渡支架和位于所述刀组件上的所述第二索过渡支架的至少一部分延伸并且与索驱动系统连接以在所述细长通道组件内驱动所述刀组件。可以设置至少一个索保持装置, 其用于保持所述驱动索围绕所述远侧第一和第二索过渡支架和所述第二索过渡支架中的至少一个。

[0016] 具体而言, 本发明公开了:

[0017] (1). 一种外科器械, 包括:

[0018] 细长通道组件, 其能够将钉仓组件可操作地支撑在其中;

[0019] 刀组件, 其被定向用于在所述细长通道组件内行进;

[0020] 至少一个索过渡支架, 其可操作地安装在所述细长通道组件和所述刀组件中的至少一个上;

[0021] 驱动索, 其可操作地围绕所述至少一个索过渡支架的至少一部分延伸并且与索驱动系统连接以在所述细长通道组件内驱动所述刀组件; 以及

[0022] 索保持装置, 其用于可操作地保持所述驱动索围绕所述索过渡支架的所述至少一部分。

[0023] (2). 根据第(1)项所述的外科器械, 其中, 所述至少一个索过渡支架包括滑轮。

[0024] (3). 根据第(2)项所述的外科器械, 其中, 所述索保持装置包括索保持块, 所述索保持块与所述滑轮非常接近。

[0025] (4). 根据第(3)项所述的外科器械,其中,所述索保持块具有弧形表面,所述弧形表面相对于所述驱动索的在所述滑轮上的部分形状互补,从而防止所述驱动索从所述滑轮上脱离。

[0026] (5). 根据第(1)项所述的外科器械,其中,所述至少一个索过渡支架包括块,所述块具有延伸通过其的通道,所述通道形成弧形支承表面,所述驱动索通过所述弧形支承表面。

[0027] (6). 根据第(1)项所述的外科器械,其中,所述索保持装置包括连接在所述驱动索上用于保持其张力的索张紧接头。

[0028] (7). 根据第(6)项所述的外科器械,其中,所述驱动索具有第一端和第二端,所述索张紧接头包括:

[0029] 第一止动元件,其连接在所述驱动索的所述第一端上;

[0030] 第二止动元件,其连接在所述驱动索的所述第二端上并且具有穿过其的通道,所述通道用于容纳通过其的所述驱动索的一部分,所述第二止动元件能够相对于所述第一止动元件在所述驱动索上移动;

[0031] 第三止动元件,其固定地连接在所述驱动索的一部分上,使得所述第二止动元件可动地容纳在所述第一止动元件和位于所述驱动索的所述部分上的所述第三止动元件之间;

[0032] 张紧弹簧,其连接在所述第二止动元件和所述第三止动元件上。

[0033] (8). 根据第(7)项所述的外科器械,其中,所述索驱动系统包括从动滑轮,所述从动滑轮将所述驱动索的一部分驱动地支撑于其上,所述至少一个索过渡支架包括:

[0034] 第一和第二滑轮,其安装在所述细长通道组件的远端上;以及

[0035] 第三滑轮,其安装在所述刀组件上。

[0036] (9). 根据第(8)项所述的外科器械,还包括:

[0037] 手柄组件,其可操作地支撑所述从动滑轮;

[0038] 细长轴,其可操作地连接到所述手柄组件和所述细长通道组件上并且将所述驱动索支撑在其中;以及

[0039] 关节运动接头,其位于所述细长轴中,用以使所述细长通道组件能够相对于所述手柄组件进行关节运动。

[0040] (10). 一种用于处理外科器械的方法,所述方法包括:

[0041] 获得如第(1)项所述的外科器械;

[0042] 对所述外科器械进行消毒;并且

[0043] 将所述外科器械存储在无菌容器内。

[0044] (11). 一种外科器械,包括:

[0045] 细长通道组件,其能够将钉仓可操作地支撑于其中;

[0046] 刀组件,其被定向用于在所述细长通道组件内行进;

[0047] 远侧第一和第二索过渡支架,其位于所述细长通道组件的远端上;

[0048] 第二索过渡支架,其位于所述刀组件上;

[0049] 驱动索,其围绕所述远侧第一和第二索过渡支架以及位于所述刀组件上的所述第二索过渡支架的至少一部分延伸并且与索驱动系统连接以在所述细长通道组件内驱动所

述刀组件；以及

[0050] 至少一个索保持装置，其用于保持所述驱动索围绕所述远侧第一和第二索过渡支架和所述第二索过渡支架中的至少一个。

[0051] (12). 根据第 (11) 项所述的外科器械，其中，所述远侧第一和第二索过渡支架和所述第二索过渡支架中的至少一个包括滑轮。

[0052] (13). 根据第 (12) 项所述的外科器械，其中，所述索保持装置包括索保持块，所述索保持块与所述滑轮非常接近。

[0053] (14). 根据第 (13) 项所述的外科器械，其中，所述索保持块具有弧形表面，所述弧形表面相对于所述驱动索的在所述滑轮上的部分形状互补，从而防止所述驱动索从所述滑轮上脱离。

[0054] (15). 根据第 (11) 项所述的外科器械，其中，所述至少一个索过渡支架包括块，所述块具有穿过其延伸的通道，所述通道形成弧形支承表面，所述驱动索能够通过所述弧形支承表面。

[0055] (16). 根据第 (11) 项所述的外科器械，其中，所述索保持装置包括连接在所述驱动索上用于保持其张力的索张紧接头。

[0056] (17). 根据第 (16) 项所述的外科器械，其中，所述驱动索具有第一端和第二端，所述索张紧接头包括：

[0057] 第一止动元件，其连接在所述驱动索的所述第一端上；

[0058] 第二止动元件，其连接在所述驱动索的所述第二端上并且具有穿过其的通道，所述通道用于容纳通过其的所述驱动索的一部分，所述第二止动元件能够相对于所述第一止动元件在所述驱动索上移动；

[0059] 第三止动元件，其固定地连接在所述驱动索的一部分上，使得所述第二止动元件可动地容纳在所述第一止动元件和位于所述驱动索的所述部分上的所述第三止动元件之间；

[0060] 张紧弹簧，其连接在所述第二止动元件和所述第三止动元件上。

[0061] (18). 根据第 (17) 项所述的外科器械，其中，所述索驱动系统包括从动滑轮，所述从动滑轮将所述驱动索的一部分驱动地支撑在其上。

[0062] (19). 根据第 (18) 项所述的外科器械，还包括：

[0063] 手柄组件，其将所述从动滑轮可操作地支撑在其中；

[0064] 细长轴，其可操作地连接到所述手柄组件和所述细长通道组件上并且将所述驱动索支撑于其中；以及

[0065] 关节运动接头，其位于所述细长轴中，用以使所述细长通道组件能够相对于所述手柄组件作关节运动。

[0066] (20). 一种外科器械，包括：

[0067] 细长通道组件，其具有远端和近端，所述细长通道组件被构造用于将钉仓组件可操作地支撑在其中；

[0068] 刀组件，其被定向用于在所述细长通道组件内行进；

[0069] 至少一个索过渡支架，其可操作地安装在所述细长通道组件和所述刀组件中的至少一个上；

- [0070] 驱动索,其可操作地围绕所述至少一个索过渡支架的至少一部分延伸并且与索驱动系统连接以在所述细长通道组件内驱动所述刀组件;以及
- [0071] 用于保持所述驱动索围绕所述索过渡支架的所述至少一部分的装置。
- [0072] 通过附图以及对附图的描述,本发明的这些和其它目的和优点将变得清楚。

附图说明

[0073] 包含在本说明书中并构成其一部分、示出本发明的实施方式的附图与上面给出的本发明的一般描述以及下面给出的实施方式的详细描述一道,用于解释本发明的各种原理。

- [0074] 图 1 是本发明的各种实施方式的外科缝合和切割器械的透视图。
- [0075] 图 2 是图 1 中示出的工具组件的分解透视图。
- [0076] 图 3 是图 1 的工具组件的从右侧看的透视图,其中该工具组件的一些元件以剖面显示。
- [0077] 图 4 是图 2 和 3 中示出的工具组件的左侧部分剖视图。
- [0078] 图 5 是其中一些部分与本发明的各种实施方式的仓组件分离的仰视透视图。
- [0079] 图 6 是本发明的各种实施方式的滑车、缝钉和缝钉推出器的分解组装图。
- [0080] 图 7 是本发明的各种实施方式的砧座组件的透视图。
- [0081] 图 8 是本发明的各种实施方式的动力夹钳元件的透视图。
- [0082] 图 9 是图 1-4 中示出的工具组件的侧剖视图,其中组织被夹钳在工具组件中。
- [0083] 图 10 是本发明的各种实施方式的细长通道组件的仰视透视图。
- [0084] 图 11 是图 10 的细长通道组件的近侧部分的透视图。
- [0085] 图 12 是图 10 和 11 的细长通道组件的远侧部分的透视图。
- [0086] 图 13 是图 10-12 的细长通道组件的远侧部分的剖面图,其中动力夹钳元件支撑在其中。
- [0087] 图 14 是图 10-13 的细长通道组件的另一仰视图。
- [0088] 图 15 是本发明的各种实施方式的击发系统的示意性侧视图。
- [0089] 图 15A 是本发明的各种实施方式的另一种击发系统的示意性侧视图。
- [0090] 图 16 是图 15 的击发系统的示意性俯视图。
- [0091] 图 16A 是图 15A 的击发系统的示意图。
- [0092] 图 17 是本发明的各种实施方式的绞盘组件的主透視圖。
- [0093] 图 18 是图 17 的绞盘组件实施方式的后透視圖。
- [0094] 图 19 是图 17 和 18 的绞盘组件实施方式的右侧图。
- [0095] 图 20 是处于空闲位置的图 17-19 的绞盘组件实施方式的剖视图。
- [0096] 图 21 是本发明的驱动系统实施方式的透視圖。
- [0097] 图 22 是采用关节运动接头的本发明的另一种实施方式的局部剖视图。
- [0098] 图 23 是在图 22 中示出的关节运动接头的局部放大剖视图。
- [0099] 图 24 是图 22 中示出的器械的一部分的放大剖视图。
- [0100] 图 25 是本发明的另一细长通道组件的仰视图。
- [0101] 图 26 是图 25 的细长通道组件的远端部分的放大图。

- [0102] 图 27 是沿着图 26 中的线 27-27 的图 26 中的细长通道组件远端的一部分的剖视图。
- [0103] 图 28 是本发明的另一细长通道组件实施方式的远端的一部分的仰视图, 其中一些元件以剖面显示。
- [0104] 图 29 是沿着图 28 中的线 29-29 的图 28 中示出的细长通道组件的一部分的剖视图。
- [0105] 图 30 是本发明的各种实施方式的采用索张紧接头的另一索设置的示意性俯视图。
- [0106] 图 31 是图 30 的索设置的另一示意性俯视图, 其中索张紧接头处于完全张开位置。
- [0107] 图 32 是处于进行关节运动位置的图 30 和 31 的索设置的另一示意性俯视图。
- [0108] 图 33 是图 30-32 中示出的索张紧接头的局部放大图。
- [0109] 图 34 是本发明的索实施方式的透视图。
- [0110] 图 35 是本发明的索连接接头实施方式的放大图。
- [0111] 图 36 是与动力夹钳组件连接的本发明的索锚定接头实施方式的剖视图。
- [0112] 图 37 是图 36 的索锚定接头的透视图。
- [0113] 图 38 是与动力夹钳组件连接的本发明的另一索锚定接头实施方式的剖视图。
- [0114] 图 39 是本发明的另一索连接实施方式的局部视图。
- [0115] 图 40 是本发明的另一索连接实施方式的局部视图。
- [0116] 图 41 是关节运动接头设置的局部透视图。
- [0117] 图 42 是本发明的闭合管接头组件实施方式的透视图。
- [0118] 图 43 是沿着线 43-43 的图 42 的闭合管接头组件实施方式的剖视图。
- [0119] 图 44 是安装在图 41 中示出的关节运动接头上方的图 42 和 43 的闭合管接头组件的透视图。
- [0120] 图 44A 是安装在图 41 的关节运动接头上方的本发明的另一闭合管接头组件实施方式的透视图。
- [0121] 图 45 是本发明的另一砧座组件实施方式的透视图。
- [0122] 图 46 是本发明的手柄组件和闭合管致动设置实施方式的分解透视图。
- [0123] 图 47 是本发明的手柄组件和工具组件实施方式的局部剖视图, 其中一些元件以立体方式显示, 并且砧座组件处于闭合或者夹钳位置。
- [0124] 图 48 是本发明的闭合管组件和工具组件实施方式的局部剖视图, 其中砧座组件处于闭合或夹钳位置。
- [0125] 图 49 是图 47 的手柄组件和砧座组件的另一局部剖视图, 其中其砧座组件处于打开位置。
- [0126] 图 50 是图 48 的闭合管组件和工具组件的另一局部剖视图, 其中其砧座组件处于打开位置。
- [0127] 图 51 是本发明的另一种实施方式的闭合管和闭合环的局部剖视图。
- [0128] 图 52 是本发明的另一种实施方式的万向关节运动接头的局部剖切透视图。
- [0129] 图 53 是图 52 的工具组件和关节运动接头的剖视图。
- [0130] 图 54 是图 53 的工具组件和关节运动接头的俯视图。

- [0131] 图 55 是本发明的另一种实施方式的另一万向关节运动接头的剖视图。
- [0132] 图 56 是本发明的索控可锁定关节运动接头实施方式的透视图。
- [0133] 图 57 是图 56 的索控可锁定关节运动接头实施方式的端视图。
- [0134] 图 58 是本发明的另一种实施方式的另一索控可锁定关节运动接头的剖视图。
- [0135] 图 59 是图 58 的索控可锁定关节运动接头的近侧脊段的局部透视端视图。
- [0136] 图 60 是图 59 的近侧脊段的端视图。
- [0137] 图 61 是图 59 和 60 的近侧脊段的局部侧视图。
- [0138] 图 62 是本发明的另一种实施方式的另一可锁定关节运动接头的剖视图。
- [0139] 图 63 是图 62 的可锁定关节运动接头的近侧脊段的局部透视端视图。
- [0140] 图 64 是图 63 的近侧脊段的端视图。
- [0141] 图 65 是本发明的另一种实施方式的另一可锁定关节运动接头的剖视图。
- [0142] 图 66 是图 65 的可锁定关节运动接头的近侧脊段的局部透视端视图。
- [0143] 图 67 是图 66 的近侧脊段的端视图。
- [0144] 图 68 是本发明的另一种实施方式的另一可锁定关节运动接头的剖视图。
- [0145] 图 69 是图 68 的可锁定关节运动接头的近侧脊段的局部透视端视图。
- [0146] 图 70 是图 69 的近侧脊段的端视图。
- [0147] 图 71 是本发明的另一种实施方式的另一可锁定关节运动接头的剖视图。
- [0148] 图 72 是本发明的另一种实施方式的另一可锁定关节运动接头的剖视图。
- [0149] 图 73A 是本发明的另一种外科器械实施方式的工具组件和关节运动接头的局部剖视图。
- [0150] 图 73B 是图 73A 的外科器械的闭合管组件的局部剖视图。
- [0151] 图 74A 是图 73A 和 73B 的外科器械的工具组件和关节运动接头的另一种局部剖视图。
- [0152] 图 74B 是图 73A 和 73B 的外科器械的闭合管组件的另一局部剖视图。
- [0153] 图 75 是沿着图 74A 中的线 75-75 的图 74A 中示出的闭合管组件的剖视图。
- [0154] 图 76 是沿着图 74B 中的线 76-76 的图 74B 中示出的闭合管组件的另一剖视图。
- [0155] 图 77 是沿着图 74B 中的线 77-77 的图 74B 中示出的闭合管组件的另一剖视图。
- [0156] 图 78 是本发明实施方式的快速断开接头的局部分解组装视图，其中其元件以剖面显示。
- [0157] 图 79 是图 78 的快速断开接头的另一局部分解组装视图。
- [0158] 图 80 是图 78 和 79 的快速断开接头的另一局部分解组装视图。
- [0159] 图 81 是图 78-80 的快速断开接头的另一局部分解组装视图。
- [0160] 图 82 是本发明的另一手柄组件实施方式的剖视图。
- [0161] 图 83 是本发明的各种实施方式的驱动系统的示意性端视图。
- [0162] 图 84 是本发明的各种实施方式的制动释放机构的局部透视图。
- [0163] 图 85 是本发明的各种实施方式的另一关节运动接头实施方式的局部透视图。
- [0164] 图 86 是图 85 的关节运动接头的分解组装视图。
- [0165] 图 87 是图 85 和 86 的关节运动接头的局部侧视图。
- [0166] 图 88 是图 87 的关节运动接头的俯视图。

- [0167] 图 89 是处于进行关节运动位置的图 87 和 88 的关节运动接头的另一种俯视图。
- [0168] 图 90 是本发明的各种实施方式的另一工具组件和闭合管设置的局部透视图, 其中一部分闭合管以剖面显示。
- [0169] 图 91 是图 90 的工具组件和闭合管组件设置的剖面图, 其中耳轴锁定杆处于将耳轴保持在它们各自的槽中的锁定位置。
- [0170] 图 92 是图 91 的工具组件和闭合管设置的局部俯视图, 其中其部分以剖面显示。
- [0171] 图 93 是图 90-92 的工具组件和闭合管设置的剖面图, 其中耳轴锁定杆处于未锁定位置。
- [0172] 图 94 是图 93 的工具组件和闭合管设置的局部俯视图, 其中其一部分以剖面显示。
- [0173] 图 95 是图 90-92 的工具组件和闭合管组件设置的剖面图, 其中耳轴锁定杆处于未锁定位置并且耳轴从细长通道组件的耳轴槽中运动出来。
- [0174] 图 96 是本发明的各种实施方式的另一动力夹钳组件的侧视图。
- [0175] 图 97 是本发明的各种实施方式的另一动力夹钳组件的侧视图。
- [0176] 图 98 是本发明的各种实施方式的另一动力夹钳组件的侧视图。
- [0177] 图 99 是本发明的各种实施方式的另一动力夹钳组件的侧视图。
- [0178] 图 100 是在槽已经被打开并且销已经被除去后图 99 的动力夹钳组件的另一侧视图。
- [0179] 图 101 是本发明的各种实施方式的另一动力夹钳组件的侧视图。
- [0180] 图 102 是本发明的各种实施方式的另一动力夹钳组件的侧视图。
- [0181] 图 103 是沿着图 102 中的线 103-103 的图 102 的动力夹钳组件的局部剖视图。
- [0182] 图 104 是本发明的另一种外科器械实施方式的一部分的侧视图, 其中闭合环运动到其最远侧位置并且其中其一些元件以剖面显示。
- [0183] 图 105 是图 104 的外科器械实施方式的侧视图, 其中闭合环运动到其最近侧位置并且其一些元件以剖面显示。

具体实施方式

[0184] 现在将描述一些典型实施方式, 提供对本文中公开的装置和方法的结构、功能、制造和使用的原理的总体理解。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, 在本文中特别描述和在附图中示出的装置和方法是非限制性的典型实施方式, 本发明的各种实施方式的范围仅由权利要求书来限定。结合一种典型实施方式示出和描述的特征可与其他实施方式的特征组合。这样的修改和变化也包括在本发明的范围内。

[0185] 转向附图, 其中相同的附图标记在一些附图中表示相同的元件, 图 1 示出了能够实践本发明的一些独特优点的外科器械, 在典型方案中其具体为外科缝合和切割器械 1。器械 1 可主要包括外科缝合器, 其形式和构造在前面引证的美国专利公开 US 2006/0011699A1 中公开, 在此通过全文引用而包含在本申请中, 其中一个或多个改进在下面描述。但是, 如前面本具体实施方式所说的那样, 本领域普通技术人员可以理解, 与其他外科缝合器构造有关的在本文中描述的各种实施方式和改进都可被包括, 也不脱离本发明的精神和范围。

[0186] 如图 1 所示,器械 1 可包括分别具有远端 4 和近端 6 的外壳 3、安装在外壳 3 上(优选安装在其远端 4 上)的细长轴 20 以及总体标记为 5 的手柄组件。轴 20 可具有远端 20a,可通过连接机构 20b 可操作地将一次性加载单元 10 与其连接。同样如图 1 所示,一次性加载单元(DLU)10 可包括可枢转并可操作地通过连接器机构 C 彼此连接的工具组件 100 和轴连接器部分 20c。

[0187] 在本发明公开的范围内,工具组件 100 例如通过连接机构诸如连接器机构 C 可枢转、可操作或者整体地永久并直接连接到一次性外科缝合器的轴 20 的远端 20a。如同已知的那样,已使用或者用过的一次性加载单元 10 可从可重新使用或者一次性的开放式内窥镜或者腹腔镜外科缝合器的轴 20 上除去,并更换成未使用过的一次性单元。在各种实施方式中,可以想到具有或不具有整体或可拆卸连接的一次性加载单元的轴 20 可选择性地从外壳 3 拆卸。

[0188] 轴连接器部分 20c 包括近端 24 和远端 22。如前所述,近端 24 可永久或者可拆卸地与手柄或者手动(或者其他,例如机器人或计算机)操作的开放式或者内窥镜外科缝合器 1 的其他致动组件连接。轴连接器部分 20c 的远端 22 可操作地连接到工具组件 100。工具组件 100 通常可包括细长通道组件 120、砧座组件 110 和钉仓组件 200。一旦未用尽或未用过的仓 200 安装在细长通道组件 120 上,工具组件 100 还可优选包括致动器(优选为动力夹钳元件 150)、滑车 160 以及缝钉推出器 228 和缝钉 350,参见图 2、5 和 6。

[0189] 应当理解,术语“近端”和“远端”在本文中以临床医生握持器械的手柄为参照。因此,工具组件 100 相对于更近侧的手柄组件 5 为远侧。还应理解,为了方便和清楚起见,空间术语“垂直”和“水平”在本文中以附图为参考来使用。但是,外科器械可以许多朝向和位置来使用,这些术语并不是限制和绝对化。

[0190] 轴连接器部分 20c 可以是圆柱形形状并限定了尺寸可设置为容纳管适配器 40 的内部通道 25,见图 2。轴连接器部分 20c 还可接收或容纳用于致动工具组件 100 的致动器。工具组件 100 可安装到轴连接器 20c 的远端 22(或者轴 20 的远端 20a)上。在各种实施方式中,工具组件 100 可被安装在具有外部圆柱表面 47 的管适配器 40 上,该外部圆柱表面 47 可与轴连接器 20c(再次地,也可与轴 20)的内部通道 25 摩擦配合接合而被滑动容纳。这里,工具组件 100 与轴连接器 20c 的近端连接或附接还可应用到其与轴 20 的连接。管适配器 40 的外表面 47 还可还包括至少一个机械界面,例如切口或者凹口 45,其被定向为与设置在内部通道 25 的内周上的相应的机械界面例如径向向内延伸的凸起或定位槽(未显示)配合,以便将管适配器 40 锁定到轴连接器 20c。

[0191] 在各种实施方式中,管适配器 40 的远端可包括一对相对的翼缘 42a 和 42b,它们限定了用于枢转地容纳枢轴块 50 的腔 41。每个翼缘 42a 和 42b 可包括被定向为容纳枢轴销 57 的孔 44a 和 44b,所述枢轴销延伸通过枢轴块 50 中的孔,允许枢轴块 50 围绕与工具组件 100 的纵向轴线“X”垂直限定的“Z”轴可枢转地运动,见图 3。如同将在下面详细描述的那样,通道组件可形成有两个向上延伸的翼缘 121a、121b,它们分别具有孔 122a、122b,孔的尺寸设置成可容纳枢轴销 59。枢轴销 59 通过枢轴块 50 的孔 53a、53b 安装,以便在给定外科手术过程中当需要时允许工具组件 100 围绕“Y”轴旋转。枢轴块 50 沿着“Z”轴围绕销 57 的旋转使工具组件 100 围绕“Z”轴旋转。在不背离本发明的精神和范围的条件下也可有效采用将通道 120 紧固到枢轴块和将砧座紧固到通道的其他方法。

[0192] 在各种实施方式中,一个或多个致动器(未显示)优选穿过轴连接器部分20c、管道适配器40和枢轴块50,并可操作地与工具组件100连接,以便在外科手术过程中当需要时允许外科医生使工具组件100围绕“Y”轴和“Z”轴进行关节运动。另外,可通过旋钮“K”的旋转使外科缝合器1的轴20能够360°旋转。结果,工具组件100可在所有方向上关节运动至少90°。可被用于完成该任务的各种致动器、手柄组件和枢轴块都是可以想到的,其中一些与美国专利US6250532和US 6330965中的相同,这两分专利的内容通过引用而包含在本申请中。

[0193] 如上所述,在各种实施方式中,工具组件100可包括砧座组件110和细长通道组件120,见图2。细长通道组件120可支撑钉仓组件200、致动器(例如动力夹钳元件150)和滑车160。这样,当组装时,这些不同组件和它们各自的内部元件在给定外科手术过程中(将在下面解释)协作,允许工具组件操作、夹持、夹钳、紧固并优选切割组织。细长通道组件120可包括具有向上延伸的侧壁或翼缘121a和121b的底表面128,所述侧壁或翼缘限定了细长支撑通道125,该支撑通道的尺寸又设置成可将钉仓组件200可安装地容纳在其中。细长通道组件120还可包括多个机械界面127a、127b、127c、127d,它们被定向成容纳设置在钉仓组件200的朝向外面的表面中的相应的多个机械界面235a、235b、235c和235d。见图2和6。

[0194] 钉仓组件200安装在细长通道组件120中并包括上部组织接触或者朝向表面231,如同在本具体实施方式中进一步变得清楚的那样,所述表面231与砧座组件110的组织接触或朝向底部的砧座表面114b相对。在制造或组装工程中钉仓组件200可被组装并安装在细长通道组件120中,并作为整体工具组件100的一部分出售,或者在需要时钉仓组件200可被设计成选择性安装到通道组件120上,并单独出售,例如作为单独使用的替换、可替换或者一次性的钉仓组件200。例如,钉仓组件200可被制造成包括滑车160和动力夹钳元件150。作为替代,具有刀155的动力夹钳元件150可作为不具有刀片155a的可替换钉仓组件200的一部分出售(但优选具有刀片155a),以增强和/或确保缝钉成形后精确地切割组织。工具组件100还可作为套件出售,该套件包括各种含有不同尺寸和/或设置成以不同模式射出外科紧固件350的钉仓200,其中任何一种钉仓可与细长通道组件120选择性地接合以便在在特定手术过程中在需要时使用。

[0195] 如图6最清楚显示的,滑车160可包括一对向上延伸的凸轮楔161a和161b,当由用户致动以运动时,其使一系列外科紧固件350或者缝钉进入并穿过组织并且抵靠砧座组件110的缝钉成形凹槽111(在图9中显示),以便成形紧固件350并紧固组织。动力夹钳元件150与滑车160连接,例如安装并骑设在其上,或者与其相连或者集成在一起和/或骑设在其后面。可以想到,动力夹钳元件150可具有与其连接或者一体形成的凸轮楔或者凸轮表面,或者由凸轮楔或者凸轮表面的远侧前表面推动。

[0196] 在各种实施方式中,动力夹钳元件150可包括具有横向孔154(销159可安装或者安装在其中)的上部157、中央支架或者向上的延伸部分151和大体上为T形的底部翼缘152,所述各部分协同动作以在滑车160的纵向向远侧运动过程中沿着理想切割路径滑动保持动力夹钳元件150。见图8。前切割边缘155(这里为刀片155a)的尺寸设置成倚靠在钉仓组件200的槽282中,并且一旦缝合就使组织400分离。可以想到,动力夹钳元件150的前缘153a可以是锯齿状的、倾斜的或者带缺口的,以利于组织切割。在一些实施方式中,

例如,上部凸轮运动元件不必是销,而可以是任何一体的或可拆卸的适当向上突出的凸轮表面。同样对于底部翼缘 152 来说,其可以是任何合适的凸轮运动表面,包括销或者可拆卸的销、按钮,以利于将动力夹钳元件安装到滑车 160 中或者细长通道组件 120 中。在本文中使用的术语“刀组件”170 可包括前述动力夹钳元件 150、刀 155 和滑车 160 或者其他刀 / 梁 / 滑车驱动设置。另外,本发明的各种实施方式可采用刀组件设置,刀组件设置可完全支撑在钉仓中或者部分支撑在钉仓和细长通道组件中或者完全支撑在细长通道组件中。

[0197] 如图 10 最清楚地显示的,细长通道组件 120 具有远端 123 和近端 123'。细长通道组件 120 的底表面 128 还包括细长的纵向槽 126,该纵向槽包括切口或者槽口 129 并以近端与其连通。槽口 129 的尺寸设置成允许动力夹钳元件 150 的底部翼缘 152 穿过其间。槽 126 的狭窄部分的尺寸设置成滑动容纳向上的支架或者延伸部分 151 并允许其从其中穿过。见图 13。其他动力夹钳元件 150、通道槽和滑车构造也可采用。

[0198] 当组装工具组件 100 时,滑车 160 可滑动定位在钉仓组件 200 和细长通道组件 120 之间(参见图 3)。滑车 160 和上面详细描述的钉仓组件 200 的内部工作元件可操作地协同动作以使缝钉 350 变形。更具体地,如上所述,滑车 160 可包括向上延伸的分叉凸轮楔 161a 和 161b,它们与一系列缝钉推出器 288 接合并协同动作,以便从钉仓组件 200 驱动缝钉 350 通过槽 225,并基于砧座组件 100 的缝钉成形凹槽 11 使缝钉变形。各种实施方式的滑车 160、动力夹钳元件 150 和钉仓组件 200 的进一步的细节在美国专利公开 US2006/0011699A1 中有描述。

[0199] 如图 2 和 7 所示,砧座组件 110 可以是细长的并分别包括近端 116、远端 118、顶表面 114a 和底表面 114b。一对耳轴 119a 和 119b 可设置在近端 116 附近并被设计成用于可枢转接合对应的一对槽口 123a 和 123b,槽口 123a 和 123b 设置在细长通道组件 120 的近端附近的侧壁 121a 和 121b 中。可以想到,通过常规方式(例如远程致动,例如通过手柄组件 5)致动可引起夹钳卡圈 140 沿着远侧方向运动并接合砧座组件 110 的前向凸轮表面 115。这可引起砧座组件 110 从打开的第一位置枢转到闭合的第二位置,在所述第一位置中细长通道组件 120 以彼此间隔设置的关系设置,在所述第二位置中砧座组件 110 和钉仓组件 200 协同动作将组织夹钳在其间,即将组织预先夹钳在砧座组件 110 的组织接合表面 114b 和钉仓组件 200 的相对的组织接合表面 231 之间。但是,其他砧座组件设置也可成功地被采用。

[0200] 在各种实施方式中,砧座组件 110 可包括细长的十字形或者 T 形通道或者槽,其总体标记为 112,具有悬垂中央部分(depending central portion)或者腿 112a 和横向 上部 112b。见图 7。槽 112 优选从砧座组件 110 的上部 114a 的近端 113 纵向延伸到其远端 118。腿 112a 从砧座组件 110 的近端 113 开始或者进入其中并延伸到远端 118,横向 上部 112b 从近侧凸轮 115 开始并延伸到远端 118。见图 7。优选地,上部 112b 的尺寸设置成滑动容纳横向销 159,该横向销 159 在动力夹钳元件 150 的中央支架或者延伸部分 157 的上部 157 中的孔 154 内延伸(见图 9)。销 159 的尺寸设置成将动力夹钳元件 150 的上部 157 滑动锁定在 T 形槽 112 中,使动力夹钳元件 150 可在槽 112 中纵向往复运动。

[0201] 在各种实施方式中,在组织紧固之前,预夹钳卡圈 140 可被设置成围绕通道组件 120 和砧座组件 110,并将它们夹紧或者预夹紧在接近的夹钳位置中。通过向远侧运动预夹钳卡圈 140,用户可从打开的第一位置向着通道组件 120 致动 / 运动砧座组件 110 使钳口即砧座组件 110 和钉仓 200 靠近到闭合的第二位置,将组织夹持在其间。滑车 160 可由用户

致动以缝合并随后切断组织。

[0202] 最好见图 4、8 和 9 所示,在动力夹钳元件 150 通过组织 400 向远侧移动过程中,砧座组件 110 的大尺寸材料以及大致垂直对准的翼缘 152、刀片 155 和凸轮运动销 159 的组合进行操作,使位于刀 155a 的前缘 155 远侧的运动点处的相对的组织接合表面(即砧座底表面 114b 和钉仓组件 200 的朝上表面 231)进一步靠近(即进一步夹钳)。相对于移动的动力夹钳元件 150 向远侧进一步夹钳组织 400 用来保持相对的表面 114b 和 231 之间的最大可接受间隙并从组织 400 压迫出流体,该流体可增强缝合并降低在变形过程中缝钉 350 的液压位移的可能性。可以想到,由于砧座组件 110 的大尺寸材料和上述动力夹钳元件 150 一起产生的增强的闭合力的组合,当前缘 155 行进穿过组织 400 时增强的闭合力的组合允许组织 400 的相对精确的切割。

[0203] 通过前面的描述部并参照各个附图,本领域技术人员将会理解,也可对本发明公开的内容进行一些改变,也不脱离本发明公开的范围。例如,上述工具组件 100 可以是一次性加载单元(DLU)诸如在美国专利 IS6330965 中公开的那些的一部分或者结合到其中,或者直接与任何已知的外科缝合装置的远端连接。用于致动接近元件的手柄组件可选自各种致动机构,包括拉钳、可旋转和滑动的旋钮、可枢转的杆或扳机以及它们的任何组合。上述工具组件 100 作为机械系统的一部分的使用也是可以想到的。

[0204] 图 10-18 示出了单一用途的工具组件设置。如同从这些图中可以看到的那样,一对索、绳线、丝线、窄带或者带 800、820 可由通道组件 120 支撑。如同从图 11 和 12 中看到的那样,第一索 800 包括锚定段 802、致动部分 804 和运动部分 805,锚定段 802 固定到细长通道组件 120 的远端 123 处的底部 128 上的第一连接点 803 上,致动部分 804 延伸到定位在外壳部分 5 中的驱动系统(未示出)。如同特别从图 12 中看到的那样,第一索 800 可操作地支撑在远侧第一索过渡支架 830 上,该远侧第一索过渡支架 830 例如包括安装到细长通道组件 120 的远端 123 的底部 128 上的滑轮、杆、绞盘等。第一索 800 还可操作地支撑在第二索过渡支架 840 上,该第二索过渡支架例如可包括安装到刀组件 170 的双滑轮 840。在一种实施方式中,例如,第二索过渡支架安装到动力夹钳元件 150 的底部翼缘部分 152 上。见图 12 和 13。第一索 800 可经过设置在细长通道组件 120 的底部 128 中的纵向延伸的第一槽 806。运动部分 805 可邻近槽 126 来回自由地轴向运动。致动部分 804 可经过细长通道组件 120 的底部 128 中的第一过渡通道 808,见图 11。

[0205] 同样在该实施方式中,第二索 820 可具有锚定部分 822、延伸到定位在手柄外壳 5 中的驱动系统的致动部分 824 和运动部分 825,所述锚定部分 822 在第二连接点 803' 处固定到细长通道组件 120 的远端 123 的底部 128 上。第二索 820 可操作地支撑在远侧第二索过渡支架 850 上,该过渡支架例如可以包括与细长通道组件 120 的远端 123 连接并且还可操作地支撑在远侧第二索过渡支架 850 上的第二滑轮、杆、绞盘等。第二索 820 可通过设置在细长通道组件 120 的底部 128 中的纵向延伸的第二槽 826。运动部分 825 可靠近槽 126 前后自由地轴向运动。致动部分 824 可经过细长通道组件 120 的底部 128 中的第二过渡通道 828。见图 11。本领域普通技术人员将会理解,所述设置可提供优于现有的索设置的改进的机械优点,由此降低了必须产生使动力夹钳元件 150、刀 155 和滑车 160 形式的刀组件 170 行进以击发缝钉 350 的击发力的大小。

[0206] 如上所述,刀组件 170(即动力夹钳元件 150、刀 155 和滑车 160)的前进和回缩由

索 800、820 控制,每个索都具有例如可与索驱动系统连接的近端,所述索驱动系统例如可包括可旋转的卷绕鼓轮(一个或多个)(未显示),其可操作地支撑在手柄 5 上。一个或多个卷绕鼓轮可机械或手动地旋转或者通过马达提供动力,使索 800、820 在其上旋转。当索 800、820 被卷绕在那些鼓轮上时,刀组件 170(动力夹钳组件 150/滑车 160)从细长通道 120 的近端向其远端驱动,完成切割及缝合操作。在各种实施方式中没有提供装置用于将刀组件 170 回缩到通道 120 的近端,因而工具组件不能被重新使用。

[0207] 替代的击发系统 1300 的实施方式在图 15-20 中公开。如图 15-17 中可以看到的那样,该实施方式采用了行进索 1302 和以示意图形式示出的回缩索 1330,该行进索 1302 分叉形成一对行进索部分 1310、1320。如同更尤其从图 16 中可以看到的那样,第一行进索部分 1310 可操作地支撑在远侧第一索过渡支架 1340 上,该远侧第一索过渡支架例如可包括与细长通道组件 120 的远端 123 连接的滑轮、杆、绞盘等,见上述。第一行进索部分 1310 的远端 1312 可固定到刀组件 170(动力夹钳组件 150)上。第二行进索部分 1320 可操作地支撑在例如可包括安装到细长通道元件 120 的远端 123 上的滑轮、杆、绞盘等的远侧第二索过渡支架 1360 上。第二行进索部分 1320 的远端 1322 与刀组件 170(动力夹钳组件 150)连接。同样在这些实施方式中,采用回缩索 1330。在一种实施方式中,回缩索 1330 可形成环,使远侧成环末端 1332 固定连接到动力夹钳组件 150 上。

[0208] 在各种实施方式中,行进索 1302 和回缩索 1330 例如可由索驱动系统 1000 驱动,所述索驱动系统例如可包括安装在手柄组件 5 中或者由其支撑的手动致动的绞盘组件 1001。见图 17-20。绞盘组件 1001 例如可包括由手柄组件 5 枢转支撑的击发扳机 1004 形式的致动器 1002。虽然该实施方式采用可握持扳机 1004,本领域普通技术人员将会理解,在不背离本发明的精神和范围的条件下,致动器 1002 可包括按钮、杆、滑块等。在图 17-20 所示的实施方式中,绞盘组件 1001 可分别包括支撑在机架组件 1012 上的传动装置 1010、可旋转第一线轴 1250 和可旋转第二线轴 1260。

[0209] 在各种实施方式中,手柄齿轮部分 1006 可形成或者以其他方式设置在击发扳机 1004 上。手柄齿轮部分 1006 与安装到与离合器组件 1050 的第一棘齿离合器盘 1052 连接的轴 1042 上的初级传动齿轮 1040 喷合地安装。见图 18。第二棘齿离合器盘 1060 支撑在旋转支撑在手柄组件 5 中的离合器轴 1062 上。离合器轴 1062 可设置有肩部 1064 并具有通过轴颈连接于其上并与一部分外壳 3 接触的离合器弹簧 1066,将第二棘齿离合器盘 1060 偏压成与第一棘齿离合器盘 1052 喷合。通过图 18 还可以看出,第二传动齿轮 1070 可通过轴颈连接在离合器轴 1062 上并与第三传动齿轮 1080 喷合,所述第三传动齿轮 1080 连接到第一传动轴 1090 上,第一传动轴 1090 由与由安装在机架组件 1012 中的第一传动轴承或者套筒 1092 可旋转支撑。见图 18。第一传动轴 1090 可具有第一小齿轮部分 1100 和在其上形成的一组第一齿轮齿 1102,用于选择性地与轴向地并可旋转运动的轴卷筒 1110 上的一组初级齿轮齿 1112 喷合。从图 20 中可以看出,轴卷筒 1110 容纳在花键轴 1120 上,该花键轴可旋转地容纳在第一传动轴 1090 和第二小齿轮 1130 中。第二小齿轮 1130 具有第二小齿轮部分 1132 和一组第二齿轮齿 1134,以便选择性地与轴卷筒 1110 上的次级齿轮齿 1114 喷合。第二小齿轮 1130 由安装在机架组件 1012 中第二轴承 1136 可旋转地支撑,如图所示。从图 18 和 20 中可以看出,反向锥齿轮 1140 由分别与第一和第二小齿轮 1100、1130 喷合的机架组件 1012 支撑。

[0210] 从图 18 和 20 中还可以看出, 轴卷筒 1110 还具有在其上形成的卡圈部分 1150, 以便容纳从在切换杆 1166 的底部上形成的轭形件 1160 延伸的两个相对的销 1162。切换杆 1166 可具有轴部分 1168, 其可枢转地销接到机架组件 1012 的横杆部分 1014 上。轴 1168 的一部分经过手柄壳体 (未显示) 中的开口向外突出, 并且切换钮 1170 可与轴 1168 的端部连接, 使用户能够来回轴向移动轴 1168, 以便使传动装置 1010 换向 (将在下面进一步探讨)。本领域普通技术人员将会理解, 轼形件 1160 的设置使轴卷筒 1110 能够相对于轭形件 1160 自由旋转, 同时使轭形件 1160 能够在花键轴 1120 上轴向移动轴卷筒 1110。

[0211] 如图 20 所示, 切换器输出齿轮 1180 通过键或其他方式连接到花键轴 1120 上, 以便与花键轴 1120 一起旋转。该切换器输出齿轮 1180 被设置成与第一卷筒齿轮 1190 喷合, 该第一卷筒齿轮 1190 被连接到可旋转第一卷筒 1250 的轴 1200 上。第一卷筒传动齿轮 1220 连接到可旋转第一卷筒轴 1200 的另一端部上。第一卷筒传动齿轮 1220 与反向齿轮 1230 喷合, 该反向齿轮 1230 与连接到可旋转第二卷筒 1260 的轴 1252 上的第二卷筒传动齿轮 1240 喷合。见图 17。在各种实施方式中, 行进索 1302 可被接收在可旋转第二 (底部) 卷筒 1260 上并且回缩索 1330 被接收在可旋转第一卷筒 1250 上。

[0212] 现在将参照图 17-20 描述绞盘 1000 的操作方法。首先转到图 20, 在该图中, 轴卷筒 1110 处于空闲位置。因此, 击发扳机 1004 的致动不会导致动力夹钳元件 150、刀 155 或者滑车 160 的任何运动。为了击发装置 (使动力夹钳元件 150、刀 155 和滑车 160 从细长通道组件 120 的近端运动到细长通道组件 120 的远端), 临床医生将切换器钮 1170 切换到图 18 中显示的位置。在这样做时, 轴卷筒 1110 的初级齿轮齿 1112 与第一小齿轮 1100 的第一齿轮齿 1102 喷合。在轴卷筒 1110 已经运动到该位置之后, 临床医生可开始拉动 / 枢转击发扳机 1004, 引起手柄齿轮部分 1006 沿着由图 18 中的箭头 “A” 表示的方向运动。当击发扳机 1004 继续枢转时, 齿轮部分 1006 使初级传动齿轮 1040 和离合器组件 1050 以及第二传动齿轮 1070 沿着 “B” 方向旋转。当第二传动齿轮 1070 沿着该方向旋转时, 第三传动齿轮 1080 沿着相反的 “A” 方向旋转, 这又引起第一小齿轮 1100 沿着该方向旋转。由于第一小齿轮 1100 的第一齿 1102 与轴卷筒 1110 的初级齿 1112 喷合, 轴卷筒 1110 也沿着 “A” 方向旋转。当轴卷筒 1110 沿着 “A” 方向旋转时, 花键轴 1120 和切换器输出齿轮 1180 也沿着该方向旋转。切换器输出齿轮 1180 与连接到第一卷筒 1250 的轴 1200 连接的第一卷筒齿轮 1190 喷合。当切换器输出齿轮沿着 “A” 方向旋转时, 第一卷筒齿轮 1190 沿着 “B” 方向旋转。第一卷筒传动齿轮 1220 与轴 1200 连接并且也沿着 “B” 方向旋转。当第一卷筒 1250 沿着 “B” 方向旋转时, 回缩索 1330 被第一卷筒 1250 放出。当第一卷筒 1250 旋转时, 第一卷筒传动齿轮 1220 沿着相同方向旋转。第一卷筒传动齿轮 1220、反向齿轮 1230 和第二卷筒传动齿轮 1240 引起第二卷筒 1260 将行进索 1302 卷绕于其上。

[0213] 在击发扳机 1004 已经被下压到其最大可能压缩程度时 (到其冲程末端), 临床医生释放击发扳机 1004, 并且由手柄组件 5 支撑的弹簧 (未显示) 或者其他合适设置偏压击发扳机 1004 回到开始位置 (未击发位置)。当击发扳机 1004 恢复到开始位置时, 第一离合器盘 1052 相对于第二离合器盘 1060 向后旋转 (“A” 方向), 同时第二离合器盘 1060 保持静止而不运动。用户然后可再次压下击发扳机 1004, 直到动力夹钳元件 150、刀 155 和滑车 160 通过行进索 1302 已经完全行进到通道组件 120 中的远端位置。

[0214] 为了回缩 (使刀组件 170 沿着近侧方向 “PD” 运动到开始位置) 动力夹钳元件 150、

刀 155 和滑车 160, 临床医生移动切换器钮 1170, 使轴卷筒 1110 的次级齿轮齿 1114 与第二小齿轮 1130 上的第二齿轮齿 1134 喷合。在轴卷筒 1110 已经运动到该位置之后, 临床医生可以上述方式开始拉动 / 枢转击发扳机 1004。当击发扳机 1004 继续枢转时, 齿轮部分 1006 沿着“B”方向旋转初级传动齿轮 1040 以及离合器组件 1050 和第二传动齿轮 1070。当第二传动齿轮 1070 沿着该方向旋转时, 第三传动齿轮 1080 沿着相反的“A”方向旋转, 也引起第一小齿轮 1110 沿着该方向旋转。当第一小齿轮 1100 旋转时, 其引起反向锥齿轮 1140 旋转并引起第二小齿轮 1130 沿着“B”方向旋转。由于轴卷筒 1110 的次级齿 1114 与第二小齿轮 1130 的第二齿 1134 喷合, 轴卷筒 1110 和花键轴 1120 沿着“B”方向旋转。切换器输出齿轮 1180 引起第一卷筒传动齿轮 1220 沿着“A”方向旋转。当第一卷筒传动齿轮 1220 沿着“A”方向旋转时, 回缩索 1330 卷绕到第一卷筒 1250 上。当第一卷筒 1250 旋转时, 第一卷筒传动齿轮 1220 沿着相同的方向旋转。第一卷筒传动齿轮 1220、反向齿轮 1230 和第二卷筒传动齿轮 1240 引起第二卷筒 1260 旋转以从第二卷筒 1260 松开行进索 1302。

[0215] 在击发扳机 1004 已经被压下到其最大可能压缩程度时 (到其冲程末端), 临床医生释放击发扳机 1004, 并且由手柄组件 5 支撑的弹簧 (未显示) 或者其他合适设置偏压击发扳机 1004 回到开始位置 (未击发位置)。当击发扳机 1004 恢复到开始位置时, 第一离合器盘 1052 相对于第二离合器盘 1060 向后旋转, 同时第二离合器盘 1060 保持静止而不运动。用户然后可再次压下击发扳机 1004, 直到动力夹钳元件 150、刀 155 和滑车 160 通过回缩索 1330 已经完全回缩到细长通道组件 120 中的开始位置。

[0216] 在图 18 和 20 中示出的实施方式中, 可旋转第一卷筒 1250 和可旋转第二卷筒 1260 逐渐变细。也就是说, 它们沿着各自的轴向方向具有逐渐减小的直径。因此, 当绞盘组件 1001 张紧索时, 绞盘组件 1001 具有改变机械优点的能力。在该实施方式中, 行进索 1302 与卷筒 1260 连接并且回缩索 1330 与卷筒 1250 连接, 使最大张紧力在击发过程开始时产生。在绞盘组件 1001 以恒定扭矩转动时, 索在卷筒上张紧并且卷筒直径的变化将改变传递到索上的力。当击发过程中必须克服的最大摩擦或者阻力在击发程序开始发生时, 这种设置特别有利。但是, 如果最大摩擦和阻力预期在接近击发过程结束时遇到, 则索 1302、1330 可与它们各自的卷筒 1260、1250 的另一端 (较小的一端) 连接。在又一种其他实施方式中, 如果最大阻力和摩擦力在击发过程的中间遇到时, 则每个卷筒 1250、1260 可具有带有比卷筒的端部更大的直径的中央部分。这种独特新颖的卷筒构造与上面描述的独特新颖的滑轮一道, 使装置能够被设计成解决在击发顺序中遇到的不同摩擦和阻力, 并代表了对与外科缝合器械结合采用的驱动系统有关的现有索的巨大改进。

[0217] 虽然上述索驱动系统 1000 包括了可手动致动的驱动系统, 但本发明的其他构思实施方式也可采用电池供电的一个或多个马达, 交流电供电的一个或多个马达或者气动马达, 以便为索驱动系统供电。因此, 对本发明的各种实施方式给予的保护不应当仅仅限制为可手动致动的外科器械。

[0218] 图 15A、16A 和 21 示出了本发明的另一种改进实施方式的击发系统 1300'。从图 15A 和 16A 中可以看出, 该实施方式采用了一对行进索 1310'、1320' 和回缩索 1330。图 15A 和 16A 以示意形式示出了索 1310'、1320' 和回缩索 1330。从这些附图中可以看出, 第一行进索 1310' 可操作地支撑在远侧第一索过渡支架 1340 和近侧第一索过渡支架 1350 上, 如同上面描述的那样, 所述远侧第一索过渡支架例如可包括与细长通道组件 120 的远端 123 连

接的滑轮、杆、绞盘等，所述近侧第一索过渡支架例如可包括可操作地由细长通道组件 120 支撑的滑轮、杆、绞盘等。第一行进索 1310' 的远端 1312' 固定到刀组件 170（动力夹钳组件 150）并且第一行进索 1310' 的近端 1314' 连接到与可往复运动驱动元件 1390 连接的连接器 1380。如同从图 15A 和 16A 中看到的那样，远侧第一索过渡支架 1340 可被定向成使其旋转轴线大体上与近侧第一索过渡支架 1350 的旋转轴线垂直。第二行进索 1320' 可操作地支撑在远侧第二索过渡支架 1360 和近侧第二索过渡支架 1370 上，所述远侧第二索过渡支架例如可包括与细长通道组件 120 的远端 123 连接的滑轮、杆、绞盘等，所述近侧第二索过渡支架例如可包括例如安装在细长通道组件 120 的近端的滑轮、杆、绞盘等。第二行进索 1320' 的远端 1322' 连接刀组件 170（动力夹钳组件 150）并且近端 1324' 与连接器 1380' 连接。同样在这些实施方式中，采用回缩索 1330。在一种实施方式中，回缩索 1330 可形成环，使远侧环状末端 1332 固定连接（模压等）到动力夹钳组件 150 上并且两个近端 1334、1336 每个都固定连接（模压等）到连接器 1380 上。

[0219] 本领域普通技术人员将会理解，当驱动杆 1390 沿着远侧方向“DD”行进时，动力夹钳元件 150、刀 155 和滑车 160 也可沿着远侧方向（“DD”）行进。为了沿着近侧方向“PD”回缩刀，驱动杆 1390 沿着近侧方向“PD”运动。在各种实施方式中，驱动杆 1390 可选择性地通过驱动系统 1400 行进和回缩，所述驱动系统 1400 在操作上有些类似于绞盘组件 1001 的操作，但下面描述的不同除外。特别是，从图 21 中可以看出，手柄齿轮部分 1006 可在击发扳机（未显示）上形成或者设置。手柄齿轮部分 1006 可安装成与初级传动齿轮 1040 喷合，所述初级传动齿轮安装在与离合器组件 1050 的第一棘齿离合器盘 1052 连接的轴（未显示）上。第二棘齿离合器盘 1060 支撑在可旋转支撑在手柄组件 5 中的离合器轴 1062 上。离合器轴 1062 可设置有肩部（未显示）并具有通过轴颈连接于其上的离合器弹簧 1066，以便将第二棘齿离合器盘 1060 偏压成与第一棘齿离合器盘 1050 喷合。

[0220] 第二传动齿轮 1070 可通过轴颈连接到离合器轴 1062 上并与第三传动齿轮 1080 喷合，所述第三传动齿轮 1080 与由安装在机架组件 1012' 中的第一传动轴承或套筒（未显示）可旋转支撑的第一传动轴 1090 连接。第一传动轴 1090 具有第一小齿轮部分 1100 和一组在其上形成的第一齿轮齿 1102，以便选择性地与轴向可旋转运动的轴卷筒 1110 上的一组初级齿轮齿 1112 喷合。轴卷筒 1110 容纳在可旋转容纳在第一传动轴 1090 和第二小齿轮 1130 中的花键轴 1120（未显示）上。第二小齿轮 1130 具有第二小齿轮部分 1132 和一组第二齿轮齿 1134，用于选择性地与轴卷筒 1110 上的次级齿轮齿 1114 喷合。第二小齿轮 1130 由安装在机架组件 1012' 中的第二轴承（未显示）可旋转支撑，如图所示。

[0221] 反向锥齿轮 1140 由分别与第一和第二小齿轮 1100、1130 喷合的机架组件 1012' 支撑。轴卷筒 1110 具有在其上形成的卡圈部分 1150，以便容纳从切换杆 1166 的底部上形成的轭形件 1160 延伸的两个相对的销 1162。切换杆 1166 具有枢转地销接到机架组件 1012' 上的横杆部分 1014' 的轴 1168 部分。一部分轴 1168 经过手柄壳体（未显示）中的开口向外突出，并且切换钮 1170 可与轴 1168 的端部连接，使用户可来回轴向移动轴 1168，使驱动器 1140 反向（将在下面进一步探讨）。本领域普通技术人员将会理解，轭形件 1160 的设置使轴卷筒 1110 相对于轭形件 1160 自由旋转，同时使轭形件 1160 在花键轴 1120 上轴向移动卷筒 1110。

[0222] 切换器输出齿轮 1180 锁定到花键轴 1120 上或者与其连接以便与其一起旋转。切

换器输出齿轮 1180 被设置成与连接到传动轴 1200' 的传动齿轮 1190' 喷合。与传动轴 1200' 连接的是传动齿轮 1410，其与被限制成在机架 1012' 中形成的两个凸耳 1422、1424 之间沿着远侧和近侧方向轴向运动的齿条 1420 喷合。为了将驱动杆 1390 的近端固定到齿条 1420 上，可在齿条 1420 的远端 1425 中形成 T 形槽 1426。但是，也可采用其他连接方法。

[0223] 现在将描述操作驱动系统 1400 的方法。从图 21 中可以看出，轴卷筒 1110 处于空闲位置。因此，击发扳机 1004 的致动不会导致动力夹钳元件 150、刀 155 或者滑车 160 的任何运动。为了击发装置（使动力夹钳元件 150、刀 155 或者滑车 160 沿着远侧方向 DD 运动），临床医生移动切换器钮 1170，使第一小齿轮 1100 的第一齿轮齿 1102 与轴卷筒 1110 的初级齿轮齿 1112 喷合。在轴卷筒 1110 已经运动到该位置时，临床医生可开始拉动 / 枢转击发扳机 1004，引起手柄齿轮部分 1006 运动。当击发扳机 1004 继续枢转时，齿轮部分 1006 使离合器组件 1050 的初级传动齿轮和第二传动齿轮 1070 旋转。当第二传动齿轮 1070 沿着一个方向旋转时，第三传动齿轮 1080 沿着相反的方向旋转，并且还引起第一小齿轮 1100 也沿着该方向旋转。由于第一小齿轮 1100 的第一齿 1102 与轴卷筒 1110 的初级齿 1112 喷合，轴卷筒 1110 也沿着该方向旋转。当轴卷筒 1110 沿着该方向旋转时，花键轴和切换器输出齿轮 1180 也沿着该方向旋转。切换器输出齿轮 1180 引起传动齿轮 1190'、传动轴 1200' 和传动齿轮 1410 沿着“B”方向旋转，从而沿着远侧方向 DD 驱动齿条。

[0224] 在击发扳机 1004 已经被下压到其最大可能压缩的程度（到其冲程末端）时，临床医生释放击发扳机 1004 并且弹簧（未显示）或者由手柄组件 5 支撑的其他合适设置偏压击发扳机 1004 回到开始位置（未击发位置）。当击发扳机 1004 返回到开始位置时，第一离合器盘 1052 相对于第二离合器盘 1060 向后旋转（A 方向），同时第二离合器盘 1060 保持静止而不运动。临床医生然后可再次压下击发扳机 1004，直到刀组件 170（动力夹钳元件 150、刀 155 和滑车 160）通过齿条 1420 和驱动杆 1390 已经完全行进到通道组件 120 中的远侧末端位置。

[0225] 为了回缩（沿着近侧方向“PD”运动到开始位置）动力夹钳元件 150、刀 155 和滑车 160，临床医生移动切换器钮 1170，使轴卷筒 1110 的次级齿轮齿 1114 与第二小齿轮 1130 上的第二齿轮齿 1134 喷合。在轴卷筒 1110 已经运动到该位置之后，临床医生可以上述方式开始拉动 / 枢转击发扳机 1004。当击发扳机 1004 继续枢转时，齿轮部分 1006 沿着“B”方向旋转初级传动齿轮 1040 以及离合器组件 1050 和第二传动齿轮 1070。当第二传动齿轮 1070 沿着该方向旋转时，第三传动齿轮 1080 沿着相反的“A”方向旋转，也引起第一小齿轮 1110 沿着该方向旋转。当第一小齿轮 1100 旋转时，其引起反向锥齿轮 1140 旋转并引起第二小齿轮 1130 沿着“B”方向旋转。由于轴卷筒 1110 的次级齿 1114 与第二小齿轮 1130 的第二齿 1134 喷合，轴卷筒 1110 和花键轴 1120 沿着“B”方向旋转。切换器输出齿轮 1180 引起传动齿轮 1190'、传动轴 1220' 和传动齿轮 1410 沿着“A”方向旋转，这引起齿条 1424 沿着近侧方向“PD”运动。

[0226] 在击发扳机 1004 已经被下压到其最大可能压缩程度时（到其冲程末端），用户释放击发扳机 1004，并且由手柄组件 5 支撑的弹簧（未显示）或者其他合适设置偏压击发扳机 1004 回到开始（未击发位置）位置。当击发扳机 1004 返回到开始位置时，第一离合器盘 1052 相对于第二离合器盘 1060 向后旋转（A 方向），同时第二离合器盘 1060 保持静止而不运动。用户然后可再次下压击发扳机 1004，直到动力夹钳元件 150、刀 155 和滑车 160 通

过驱动杆 1390 和导轨 1424 已经完全回缩到细长通道组件 120 中的开始位置。本领域技术人员将会理解,传动装置或导轨和小齿轮的传动比的变化可被用于得到改进的机械优点,以便在细长通道组件 120 中驱动刀组件 170(动力夹钳元件 150、刀 155 和滑车 160)。

[0227] 虽然上述索驱动系统 1400 包括了可手动致动的驱动系统,但本发明的其他构思实施方式也可采用电池供电的一个或多个马达,交流电供电的一个或多个马达或者气动马达,以便为索驱动系统供电。因此,对本发明的各种实施方式给予的保护不应当仅仅限制为可手动致动的外科器械。

[0228] 图 22-24 示出了可采用本发明的一些零件的另一种外科缝合器械 1500 的一部分。该实施方式采用了从手柄(未显示)延伸到通道组件(未显示)的中空脊或者管 1510。在图 22-24 示出的实施方式中,中空脊 1510 与 Racenet 等人的美国专利公开 US 2005/0006432 中公开的类型和构造的关节运动接头 1512 连接,该文献的内容通过引用而包含在本申请中。在不背离本发明的精神和范围的条件下也可采用其他关节运动接头设置。从图 22-24 中可以看出,驱动杆 1520 延伸穿过中空管 1510 并具有近端 1522,该近端 1522 可与上述类型的驱动设置的导轨连接并由手柄支撑。过渡块 1530 可与驱动杆 1520 的远端 1524 连接或者在其上形成以便连接从动杆 1540。近侧滑轮、杆、绞盘等 1560 安装在中空管 1510 中,如图 22 和 24 中所示。

[0229] 索、丝线、窄带、带等 1570 可操作地支撑在通道组件(未显示)上形成的一个或多个滑轮、杆、绞盘等上,并延伸穿过关节运动接头 1512 并可操作地支撑在如图 22-24 中显示的远侧滑轮 1560 上。索 1570 可具有行进部分 1572 和回缩部分 1574。回缩部分 1574 的端部 1576 可固定连接到从动杆 1540 的远端 1542,如图 22 中所示。同样的,索 1570 的另一端部 1578 与从动杆 1540 的远端 1542 连接。图 22 示出了当动力夹钳元件(未显示)、刀(未显示)和滑车(未显示)处于细长通道组件(未显示)的远端时从动杆 1540 的位置。动力夹钳元件、刀和滑车可通过上述驱动系统(图 21)以引起驱动杆 1520 和从动杆 1540 沿着近侧方向“PD”运动的上述回缩模式操作运动到回缩位置。本领域普通技术人员将会理解,所述设置代表了优于现有索设置的机械优点的巨大改进。还应当理解,当器械进行关节运动时索 1570 可挠曲。在其他实施方式中,索的端部可与将在下面进一步描述类型的弹簧连接设置连接在一起。

[0230] 如上所述,当使用索驱动的外科切割和缝合器械时可能遇到的一个问题是一根或多根索可与一个或多个索过渡支架诸如滑轮、杆、绞盘等脱离接合或者可使装置丧失能力的类似问题。例如,所述索脱离可由装置的使用过程中的机械振动引起,或者可通过在使用或者运输过程中装置受到震动引起。图 25-27 示出了采用索止动元件 1600 的本发明的其他实施方式,该索止动元件例如可包括细长通道组件 120 上靠近索过渡支架 830、850 以将索 800、820 分别保持于其上的索保持块 1601。在各种实施方式中,索过渡支架 830、850 例如可包括滑轮、杆、绞盘等。虽然在各种实施方式中索保持块 1601 可以各种形状和构造设置,但每个索保持块 1601 可具有与索 800、820 弧形形状互补的弧形表面 1602,使索 800、820 不会与索过渡支架 800、820 脱离。

[0231] 图 28 和 29 示出了另一种索止动元件 1700,例如其可包括本发明的其他实施方式的索保持块 1701。从这些附图中可以看出,块 1701 具有穿过其中的通道 1702,其形成索 800、820 可通过的弧形支撑表面 1704。在该实施方式中,在安装过程中索可穿入弧形通道

1702 并从其中通过。所述设置避免了索从一个或多个滑轮、杆、绞盘等脱开的问题。

[0232] 图 30-33 以示意形式示出了本发明的另一种实施方式。该实施方式采用具有由索 1800 驱动的动力夹钳元件 150、刀 155 和滑车组件 160（在本文中统称为“刀组件 170”）的细长通道组件 120。特别是，索 1800 可操作地支撑在一对索过渡支架 1802、1804 和位于刀组件 170 上的第三索过渡支架 1806 上，所述索过渡支架 1802、1804 例如可包括安装在细长通道组件 120 的远端 123 底部的滑轮、柱、绞盘等，所述第三索过渡支架 1806 例如可包括滑轮、柱、绞盘等。另外，索 1800 可操作地支撑在由手柄组件 5 可运动支撑的驱动滑轮 1808 上。驱动滑轮 1808 可通过手柄组件 5 中的扳机（未显示）或者其它致动器设置（未显示）选择性地沿着远侧方向“DD”和近侧方向“PD”运动。

[0233] 如图 30-33 中示出的本发明的其他实施方式采用独特新颖的用于连接索 1800 的端部的索张紧接头 1801，以便保持索 1800 的张紧，防止索 1800 从滑轮 1802、1804、1806、1808 脱落。特别是，该设置采用弹簧 1810 形式的张紧元件，其大体上沿着与索加载路径平行的路径定向。从那些附图中可以看出，第一止动元件或者块 1820 固定（模制、粘合、焊接等）连接到索 1800 的第一端部 1803。索 1800 的第二端部 1805 也与第二止动元件或者块 1830 固定连接（模制、焊接、粘合等）。从图 33 中可以看出，第二止动元件 1830 具有穿过其中的通道 1832，一部分索 1800 可滑动通过其中，如该图中的箭头所示。第三止动元件或者块 1840 与索 1800 固定连接并且弹簧 1810 的端部与其连接。弹簧 1810 的另一端与第二止动元件 1830 连接。本领域普通技术人员可以理解，当可操作地支撑在例如滑轮、绞盘、保持块等形式的索过渡支架上时，当张紧弹簧 1810 未扩张时所述设置允许索 1800 使距离“L”（第一和第二止动元件 1820、1830 之间的距离）变长。还应当理解，当采用如图 32 中所示的进行关节运动的器械时所述设置特别有利。特别是，索张紧接头 1801 的使用使索能够延伸或者围绕关节运动接头弯曲，同时保持围绕各种索过渡支架张紧。

[0234] 如上所述，当采用索驱动系统时通常遇到的另一种挑战涉及以确保索有效地将需要的力传递到刀 / 动力夹钳元件或者其他外科器械元件的方式连接索（驱动元件）的端部。图 34 和 35 示出了本发明的各种实施方式的环形索 1900。在该实施方式中，例如，环形索 1900 可包括编织的金属线或者编织的塑性材料元件。为了形成环形索，端部 1902 的纤维 1903 可与端部 1904 的纤维 1905 交织形成索环。另一种实施方式是中国式指套（Chinese finger cuff）（图 35）方法，其中一个端部插入中空编织索的另一端部形成张得更紧的连接。在各种实施方式中，在组装过程中可采用一些紧固剂 / 粘接剂以便于所述接头的预张紧。例如，当沿着纵向施加张力时所述设置可允许索 1900 稍微围绕其纵向轴线“L-L”压缩。所述编织模式的一个例子在 Olseni 的美国专利 US4817643 中公开，其内容通过引用而包含在本申请中。在端部 1902、1904 如图所示编织在一起之后，索 1900 形成封闭的环 1906。当端部 1902、1904 编制或者交织在一起时，索可围绕驱动滑轮或者其他元件以及外科器械元件的可运动元件诸如销、滑轮、绞盘或者其他部分成环。

[0235] 图 36-38 示出了本发明的用于将索与外科器械元件连接的另一种索连接设置 2000。从这些附图中可以看出，索 2002 可具有大体上为楔形或者大体上为圆锥形的嵌块（slug）2010，该嵌块具有在其中延伸的孔 2012，用于容纳索 2002 的端部 2004，如图 36 中所示。嵌块 2010 可卷曲、模制、粘合、包覆成型、超声焊接等到索端部 2012 上，如图所示。在各种实施方式中，例如，嵌块 2010 可由略软的材料诸如铅、铜、黄铜、不锈钢、钛等或者例如

热塑性材料诸如尼龙或者聚碳酸酯制成。嵌块 2010 的尺寸设置成使其能被容纳在例如与动力夹钳元件 150 连接的外科器械元件中的形状互补的凹口 2020 中。凹口 2020 的尺寸可设置成当沿着“T”方向向索 2002 施加张力时使连接变得更紧。也就是说，当索张力增大时，嵌块 2010 进一步压缩在索 2020 的端部 2004 上。在各种实施方式中，凹口 2020 可以至少在其一侧上是开口的，以允许嵌块 2010 被安装在其中。

[0236] 图 39 示出了本发明的各种实施方式的另一种索连接设置 2100。从该图中可以看出，索 2110 的端部 2112 可围绕销 2120 卷绕，并通过一个或多个夹具 2130 与索 2110 的其他部分 2114 连接，所述夹具可卷绕或者夹紧于其上，以便形成环 2140，该环 2140 用于容纳至少一部分外科器械元件例如诸如滑轮、销、绞盘等。

[0237] 图 40 示出了本发明的各种实施方式的另一种索连接设置 2200。从该图中可以看出，索 2210 的端部 2212 可卷绕在销 2220 上并可焊接或者粘合在索 2210 的另一相邻部分 2214 上以形成环 2240，以便容纳至少一部分外科器械元件，例如滑轮、销、绞盘等。

[0238] 在美国专利公开 US 2006/0011699A1 中公开的内镜切割器采用了两个索系统：一个用于闭合砧座，并且另一个拉动动力夹钳组件、刀和滑车，以切割组织并成形缝钉。在一种设置中，索与夹钳卡圈连接以便在凸轮表面上和上方向远侧拉动夹钳卡圈，以便相对于钉仓组件闭合砧座并压缩组织。该闭合索必须通过关节运动接头回穿到手柄中。当该索的近端被拉动时，与夹钳卡圈连接的索的远端引起夹钳卡圈向远侧运动并闭合砧座。但是，所述设置受到产生夹钳力的能力的限制。

[0239] 图 41 示出了在上述公开中公开类型的关节运动接头 1512。图 42 和 43 示出了本发明的各种实施方式的闭合管组件 2300 的关节运动接头组件 2302，这些实施方式可与关节运动接头 1512 结合使用并不需要用索来闭合砧座 110。图 44 示出了安装在关节运动接头 1512 上方的闭合管组件 2300。如同将在下面进一步详细讨论的那样，在各种实施方式中，闭合管组件 2300 可操作地靠近细长通道组件 120 受到支撑，以便当与闭合管组件 2300 闭合接触时选择性地将闭合动作施加到砧座组件 110。

[0240] 从图 42 中可以看出，闭合管组件 2300 的实施方式可包括具有近端 2312 和远端 2314 的远侧闭合管段 2310、具有远端 2322 和近端 2324 的中央闭合管段 2320 和具有近端 2332 和远端 2334 的近侧闭合管段 2330。近侧闭合管段 2330 的近端 2332 可以不可旋转地连接到闭合管段 2340 的远端 2342。从图 43 中可以看出，中空闭合管段 2340 的远端 2342 中可设置有用于容纳从近侧闭合管段 2330 的远端 2334 向近侧突出的翼片 2336 的凹口 2344。从图 43 中还可以看出，近端 2332 可容纳在中空闭合管段 2340 的中空远端 2342 中。近侧闭合管段 2330 可通过粘接剂、胶水等与闭合管段 2340 保持连接。本领域普通技术人员应当理解，所述独特新颖的构造帮助促进装置的组装。但是，例如在其他实施方式中，近侧闭合管段 2330 可与闭合管段 2340 一体形成。

[0241] 在各种实施方式中，闭合管组件 2300 可还包括从近侧闭合管段 2330 的远端 2334 突出的第一上部翼片 2350 和与第一上部翼片 2350 成间隔关系的从近侧闭合管段 2330 的远端 2334 突出的第一下部翼片 2352。第一上部翼片 2350 具有穿过其中的第一上部枢轴孔 2354 并且第一下部翼片 2352 具有穿过其中的第一下部枢轴孔 2356，在各种实施方式中该第一下部枢轴孔与第一上部枢轴孔 2354 共轴对准。中央闭合管段 2320 的近端 2324 具有从其上突出的第二上部翼片 2326 和从其上突出并与第二上部翼片 2326 成间隔关系的第二

下部翼片 2328。第二上部翼片 2326 具有穿过其中的第二上部枢轴孔 2327 并且第二下部翼片 2328 具有穿过其中的第二下部枢轴孔 2329，该第二下部枢轴孔大体上与第二上部枢轴孔 2327 共轴对准。

[0242] 从图 44 中可以看出，中央闭合管段 2320 的远端 2322 具有从其上突出的第一侧向翼片 2321 和第二侧向翼片 2323。第一侧向翼片具有穿过其中的第一侧孔（未显示），第二侧向翼片 2323 具有穿过其中的第二侧孔 2325，该第二侧孔与第一侧孔 2325 共轴对准。另外，远侧闭合管段 2310 的近端 2312 具有从其上突出的第三侧向翼片 2316 和从其上突出并与第三侧向翼片 2316 成间隔关系的第四侧向翼片 2318。第三侧向翼片 2316 具有穿过其中的第三侧向枢轴孔（未显示），第四侧向翼片 2318 具有穿过其中的第四侧向枢轴孔 2319，其与第三侧向枢轴孔大体上共轴对准。

[0243] 在各种实施方式中，闭合管接头组件 2302 还包括具有从其中突出的第一上部销 2362 和第二上部销 2364 的上部双枢轴连接件 2360。第一上部销 2362 的尺寸设置成可枢转地容纳在第一上部枢轴孔 2354 中，第二上部销 2364 的尺寸设置成可枢转地容纳在第二上部枢轴孔 2327 中。上部双枢轴连接件 2360 可通过关节运动接头组件 1512 保持在中央闭合管段 2320 的近端 2324 和近侧闭合管段 2330 的远端 2334 之间的位置中。闭合管接头组件 2300 可还包括下部双枢轴连接件 2370，其具有从其上突出的第一下部销 2372 和第二下部销 2374。见图 43。第一下部销 2372 的尺寸设置成可枢转地容纳在第一下部枢轴孔 2356 中，第二下部销 2374 的尺寸可枢转地容纳在第二下部枢轴孔 2329 中。下部双枢轴连接件 2370 可通过关节运动接头组件 1512 保持在中央闭合管段 2320 的近端 2324 和中央闭合管段 2320 的远端 2322 之间的位置中。

[0244] 当上部双枢轴连接件 2360 和下部双枢轴连接件 2370 连接到中央闭合管段 2320 的近端 2324 和近侧闭合管段 2330 的远端 2334 时，第一上部销 2362 和第一下部销 2372 沿着第一枢转轴线 D-D 共轴对准，在各种实施方式中，该第一枢转轴线 D-D 可大体上与延伸穿过细长闭合管组件 1000 的细长轴轴线 C-C 垂直。见图 43。同样的，第二上部枢轴销 2364 和第二下部枢轴销 2374 沿着第二枢转轴线 E-E 共轴对准。在各种实施方式中，第二枢转轴线 E-E 大体上与细长轴轴线 C-C 垂直并大体上与第一枢转轴线 D-D 平行。读者可以理解，这种设置允许中央闭合管段 2320 围绕枢转轴线 D-D 和 E-E 相对于近侧闭合管段 2330 枢转。

[0245] 在各种实施方式中，闭合管接头组件 2302 可还包括第一侧向双枢轴连接件 2380，其具有从其上突出的第一上部销（未显示）和第二上部销（未显示）。第一侧销的尺寸设置成可枢转地容纳在第一侧向翼片 2321 中的第一侧向枢轴孔（未显示）中，第二侧销的尺寸设置成可枢转地容纳在第三侧向翼片 2316 中的第二侧向枢轴孔（未显示）中。第一侧向双枢轴连接件 2380 可通过关节运动接头组件 1512 保持在远侧闭合管段 2310 的近端 2312 和中央闭合管段 2320 的远端 2322 之间的位置中。闭合管接头组件 2300 可还包括第二侧向双枢轴连接件 2390，其具有从其上突出的第三侧销 2392 和第四侧销 2394。第三侧销 2392 的尺寸设置成可枢转地容纳在第二侧向翼片 2323 中的第二侧孔 2325 中，第四侧销 2394 的尺寸设置成可枢转地容纳在第四侧向翼片 2318 中的第四侧向枢轴孔 2319 中。第二侧向双枢轴孔连接件 2390 可通过关节运动接头组件 1512 保持在远侧闭合管段 2310 的近端 2312 和中央闭合管段 2320 的远端 2322 之间的位置中。

[0246] 当第一侧向双枢轴连接件 2380 和第二双枢轴连接件 2390 连接到远侧闭合管段

2310 的近端 2312 和中央闭合管段 2310 的远端 2322 上时,第一侧销和第三侧销 2392 沿着第三枢转轴线 F-F 共轴对准,在各种实施方式中,该第三枢转轴线 F-F 可大体上横过细长轴轴线 C-C 或与其垂直。同样的,第二侧向枢轴销和第四侧向枢轴销 2394 沿着第四枢转轴线 G-G 共轴对准。在各种实施方式中,第三枢转轴线 F-F 大体上横过细长轴轴线 C-C、第一轴线 D-D 和第二轴线 E-E 或者与其垂直,并且大体上与第四枢转轴线 G-G 平行。读者可以理解,这种设置允许远侧闭合管段 2310 围绕枢转轴线 G-G 和 F-F 相对于中央闭合管段 2320 枢转。因此,所述设置提供了可在接头组件 1512 上方轴向运动并仍提供了围绕四个轴线进行多个关节运动的闭合管组件。

[0247] 本领域普通技术人员将会理解,当闭合管组件 2300 沿着远侧方向 DD 运动(推动)时,远侧闭合管段 2310 的远端 2314 通过与砧座组件 110 的凸轮表面 115(见图 2、4 和 7)接触而将闭合动作施加到砧座组件 110 上,将砧座组件 110 相对于钉仓组件 200 闭合。在各种实施方式中,可采用复位机构例如弹簧、索系统或者类似物(未显示),将闭合管组件 2300 回复成预夹钳朝向,当闭合管段 2310 与砧座组件 110 近端上的反向凸轮表面 117 接触时引起砧座组件 110 重新打开。见图 2 和 7。在图 45 中所示的其他实施方式中,砧座组件 110' 可形成直立的致动翼片 111',其尺寸设置成延伸到远侧闭合管段 2310 的远端 2314 中的马蹄形开口 2315 中。见图 44A。因此,当闭合管组件 2300 沿着远侧方向 DD 运动时,马蹄形开口 2315 接触斜面 115 并促使砧座组件 110' 进入闭合位置。当闭合管组件 2300 沿着近侧方向 PD 运动时,马蹄形开口 2315 拉动翼片 111' 并引起砧座组件 110' 枢转到打开位置。

[0248] 本发明的一种闭合管驱动系统在图 46 中简要图示。但是,其他系统也可被有效地采用,也不脱离本发明的精神和范围。从图 46 中可以看出,一种形式的闭合管驱动系统 2400 包括与闭合扳机 18 连接的轭形件 2402。枢轴销 2404 经过闭合扳机 18 和轭形件 2402 两者中对准的开口插入。轭形件 2402 的远端经销 2406 与闭合托架 2410 的第一部分 2408 连接。第一闭合托架部分 2408 与第二闭合托架部分 2412 连接。整体上,闭合托架 2410 限定了开口,闭合管段 2340 的近端 2346 可安放并保持在其中,使闭合托架 2410 的纵向运动基本上沿着远侧方向 DD 推动或驱动闭合管段 2340(并最终驱动细长闭合管组件 2300)。

[0249] 在操作中,当轭形件 2402 由于闭合扳机 18 的回缩而旋转时,闭合托架 2410 引起近侧闭合管段 2340 沿着近侧方向 PD 运动,这引起远侧闭合管段 2310 向近侧运动。如果采用砧座组件 110',当远侧闭合管段 2310 向近侧运动时则翼片 111' 引起砧座组件 110' 打开。当闭合扳机 18 从锁定位置打开时,近侧闭合管段 2340 沿着远侧方向 DD 被推动或者驱动,引起远侧闭合管段 2310 向远侧滑动。远侧闭合管段 2310 通过驱动砧座组件 110' 向远侧进入斜面 115 而迫使其闭合。这种闭合系统 2400 在共同拥有的申请号为 11/343547 的美国专利申请中进一步描述,该申请的题目为“Endoscopic Surgical Instrument With a Handle That Can Articulate With Respect to the Shaft”,申请人为 Frederick E. Shelton, IV 等,其内容通过全文引用而包含在本申请中。但是,也可采用其他闭合系统使闭合管组件 2300 沿着近侧和远侧方向轴向运动。

[0250] 图 47-50 示出了本发明的各种实施方式的另一种独特新颖的闭合系统 2500。在这些附图中示出的实施方式中,采用了可手动致动的驱动系统 2600。这样的驱动系统设置在共同拥有的申请号为 11/475412 的美国专利申请中公开,其申请日为 2006 年 6 月 27

日,申请人为Frederick E. Shelton等,题目为“Manually Driven Surgical Cutting and Fastening Instrument”,该专利申请的全部内容通过引用而包含在本申请中。如前面所进行的详细描述,本领域技术人员将会理解,本发明的闭合系统2500还可有效地与采用一根或多根索来驱动动力夹钳元件、刀和滑车的外科缝合器械结合使用。另外,闭合系统2500还可有效地与采用马达来驱动动力夹钳元件、刀、滑车等的其他外科缝合器械结合使用。因此,对本文中描述的闭合系统2500所提供的保护不应当仅限于其与图47-50所示出的可手动致动的驱动系统结合使用。

[0251] 如这些附图中所示,击发扳机2610由手柄组件5可操作地支撑并在其上具有与可操作地连接旋转驱动轴2614的传动齿轮设置(未显示)啮合连接的齿轮齿2612。旋转传动轴2614可旋转地支撑在延伸穿过细长中空闭合管2510的脊2616中。旋转传动轴2614可与由脊2617可操作地支撑的其他传动元件连接,以便将旋转驱动运动传递到工具组件100'。而且在各种实施方式中,切换器组件2620与传动齿轮设置连接。切换器组件可包括选择器开关2622,当开关处于一个位置中并且击发扳机2610在棘轮运动中枢转时,使旋转传动轴2614沿着第一方向旋转,并最终将旋转运动施加到工具组件100'上,引起动力夹钳元件或者刀组件沿着远侧方向DD运动,并且当选择器开关2622运动到第二位置时,击发扳机2610的棘轮运动引起旋转传动轴2614沿着相反方向旋转,从而将相反的旋转运动施加到工具组件100',并引起动力夹钳组件或者刀组件沿着近侧方向PD运动。

[0252] 从这些附图中还可以看出,闭合管组件2500可还包括闭合旋钮2520和用于工具组件旋转的旋转组件2550。从图48中更特别能够看出,闭合旋钮2520可支撑在闭合管2510的近端2512和脊连接管2618上。出于组装的目的,闭合旋钮2520可设置成通过机械紧固件或者粘接剂互连的半部。在一种实施方式中,脊连接管2618是中空的并具有带凸缘的近端2619。带凸缘近端2619可旋转支撑在设置在闭合旋钮2520中的径向槽2522中,使闭合旋钮2520可围绕脊连接管2618自由旋转。从图48中还可以看出,脊2616可具有尺寸设置成延伸到脊连接管2618中的近端2617。但是,也可采用其他设置。从图48中还可以看出,闭合管2510的近端2512可以带凸缘并可被定向成不旋转地保持在闭合旋钮2520中形成的第二径向槽2524中,使闭合旋钮2520的旋转引起闭合管2510的旋转。

[0253] 各种实施方式还可包括旋转组件2550。从图47、49和50中可以看出,旋转组件2550可包括可旋转地容纳在手柄组件5中的旋转旋钮2552。如闭合旋钮2520和外科组件5一样,旋转旋钮2552可设置成两部分,为了组装它们可通过机械紧固件—螺钉、按扣等或者粘接剂互连。在各种实施方式中,旋转旋钮2552的远端2554具有在其中延伸的孔2556,其适于将脊管2560容纳在其中,所述脊管具有与旋转旋钮2552的远端2554轴向接合的带键部分2562,使旋转旋钮2550可相对于脊管2560轴向运动,但总是与其带键部分2562接合。从图48中可以看出,脊管2560具有延伸到闭合旋钮2520中并且通过粘接剂或者其他合适的紧固件设置与脊连接管2618不旋转地连接的远端2564。脊管2560的近端2566带有凸缘并适于被容纳在设置在手柄组件5中的环形槽2570中,使带凸缘的近端2566可在其中旋转。

[0254] 从图47和49中还可以看出,外壳组件的远端2580带有凸缘并具有在其上形成的第一径向齿轮2582。外壳组件的带凸缘的远端2580延伸到在旋转旋钮2552中形成的环形腔2567中。环形腔2567通过向内延伸的环形凸缘2568形成,所述环形凸缘2568具有在其

上形成的第二径向齿轮 2569 以便选择性地与第一径向齿轮 2582 啮合。环形凸缘 2568 还延伸到在外科组件 5 中形成的环形弹簧腔 2584 中。在弹簧腔 2584 中设置锁定弹簧 2590。将第二径向齿轮 2569 偏压成与第一径向齿轮 2582 啮合。如同将在下面详细讨论的那样，临床医生可解锁脊 2616，从而通过向近侧拉动旋转旋钮 2552 使第二径向齿轮 2569 从第一径向齿轮 2582 脱离，使临床医生能够旋转脊 2616 并最终将工具组件 100' 旋转到将工具组件 100' 沿着所需的朝向定位，使旋转旋钮 2550、脊管 2560 和脊 2616 能够旋转。

[0255] 如图 47 和 48 中所示，闭合管 2510 的远端 2514 可形成有直径减小部分 2515，以便将不能旋转的闭合环 2594 滑动容纳于其上。在各种实施方式中，一对槽 2516 设置在其中，被定向成容纳从闭合环 2594 的壁上向内突出的相应的销 2596。在各种实施方式中，采用至少一个销和槽设置。在替代实施方式中，销 2596 可以在闭合管 2510 中并且槽 2516 可设置在闭合环中。图 50 示出了处于打开位置中的工具组件 100' 的砧座 110' 中。为了闭合砧座 110'，临床医生简单地沿着第一方向旋转闭合旋钮 2520，并同样沿着该方向旋转闭合管 2510。闭合管 2510 借助销 2596 和槽 2516 之间的相互作用的旋转引起闭合环 2594 向远侧运动，与砧座 110' 的一部分接触，将砧座 110' 枢转到图 47 和 48 中所示的闭合位置。如图 48 所示，在闭合环 2594 的近端 2598 和闭合管 2510 的直径减小部分 2515 的突出部分 2517 之间存在距离 2599。所述距离 2599 代表了闭合环 2594 可利用的轴向行进量。本领域普通技术人员将会理解，通过以相对较低的角度提供槽 2516，销 2596 将易于保持在位置中，由此也将砧座 110' 保持在闭合位置中。但是，也可采用其他锁定设置。

[0256] 为了打开砧座 110'，临床医生再次沿着近侧方向 PD 运动制动旋钮 2552，然后沿着如图 49 和 50 所示的第二方向运动闭合旋钮 2520（和闭合管 2510）。在各种实施方式中，被夹钳在工具组件 100' 中的组织引起砧座 110' 运动到打开位置。在另外的实施方式中，当闭合环 2594 已经运动到图 49 和 50 所示的位置时，可采用弹簧或者其他偏压元件（未显示）将砧座 110' 偏压到打开位置。在其他实施方式中，闭合环 2594 可设置有上述马蹄形开口，并且砧座 110' 可被构造成具有如图 45 中所示的翼片 111'。因此，在该实施方式中，当闭合环 2594 被向近侧拉动时，其将砧座 110' 拉到打开位置，一旦处于打开位置中，临床医生可释放制动旋钮 2552 并且定位槽 2550 将闭合管 2510（和砧座 110'）锁定在打开位置中。本领域普通技术人员将会理解，闭合系统 2500 可有效地与上述闭合管接头组件 2302 结合使用。在所述实施方式中，槽 2516 可设置在远侧闭合管段 2310 中。所述设置将可以上述相同的方式操作，但是，器械还可围绕多个轴进行关节运动。

[0257] 图 51 示出了本发明的另一种实施方式，其中闭合管 2510 的远端 2515' 上具有螺纹 2513，以便与闭合环 2594' 上的螺纹 2597 螺纹接合。在该实施方式中，闭合环 2594' 可被构造成与通道组件 120 和或脊 2616 相互作用，使闭合环 2594' 可相对于其纵向运动，但不旋转。螺纹 2597 在闭合环 2594' 的近端 2595 中形成，当闭合管 2510 沿着一个方向旋转时，使闭合环 2594' 沿着远侧方向 DD 轴向运动，与砧座 110' 接触并将砧座 110' 枢转到夹钳位置。闭合环 2594' 沿着相反方向的旋转引起闭合环 2594' 沿着近侧方向 PD 运动，使待枢转的砧座 110' 通过夹钳在其中的组织或者通过弹簧或者其他偏压元件打开。多圈螺纹的使用可提供比其他闭合环设置更多的闭合动力。在替代实施方式中，闭合环 2594' 可设置有马蹄形开口以便与砧座上的闭合翼片相互作用。见图 45。闭合管 2510' 的旋转和锁定可通过闭合系统 2500 和上述闭合管制动组件 2550 来控制。该实施方式还可与上述各种关

节运动接头结合使用,也不脱离本发明的精神和范围。还应当理解,所述实施方式可有效地用于图 47 和 49 所示的手动驱动系统或者其他驱动设置,诸如索驱动设置等。

[0258] 图 52-54 示出了本发明的另一种索致动闭合系统 2700 的实施方式。从这些附图中可以看出,各种实施方式包括轴向支撑近侧脊段 2720 的近侧覆盖管 2710。近侧脊段 2720 从手柄组件(未显示)延伸并可由此以一些已知设置中任何一种被支撑,也不脱离本发明的精神和范围。

[0259] 在各种实施方式中,近侧脊段 2720 具有远端 2722,所述远端 2722 具有从其上突出并具有与其连接或者与其一起形成的球形元件 2730 的颈部 2724。从这些图中可以看出,球形元件 2730 的尺寸设置成可容纳在通道形远侧脊段 2740 的近端 2742 中形成的插座 2750 中。球形元件 2730 和插座 2750 共同形成球形接头,总体标记为 2760,为远侧脊段 2740 提供相对于近侧脊段 2720 沿着多个方向进行关节运动的能力。在远侧脊段 2740 的近端 2742 和近侧脊段 2720 的远端 2722 之间提供足够大小的间隙 2748,使远侧脊段 2740 相对于近侧脊段 2720 在所需的运动范围内进行关节运动。在各种实施方式中,远侧脊段 2740 和与砧座 110”枢转连接的细长通道组件 120”连接。从图 52-54 中可进一步看出,闭合环 2770 支撑在远侧脊段 2740 上以便在其上轴向行进。

[0260] 在各种实施方式中,砧座 110”的打开和闭合可通过从手柄组件(未显示)穿过近侧脊段 2720 和颈部 2724 中的中空通道 2726 的闭合索 2780 来完成。闭合索 2780 的近端(未显示)可与在本文中描述的一个索驱动系统或者其他索控制系统连接以便选择性地将张力施加到索 2780。本领域普通技术人员还会理解,也可采用上面描述的各种类型的驱动索系统来驱动动力夹钳元件、刀和滑车。

[0261] 从图 52-54 中可以看出,闭合环 2770 可具有安装于其上的第一索过渡支架 2790,其延伸到通道形远侧脊段 2740 的开口上端,当闭合环 2770 在其上运动时,使第一索过渡支架 2790 可在远侧脊段 2740 中向远侧和轴向来回运动。在各种实施方式中,第一索过渡支架 2790 可包括选自包括滑轮、杆、绞盘等的支架组的支架。另外,第二索过渡支架 2792 可沿着图示的朝向安装在远侧脊段 2740 中,使闭合索 2780 可操作地支撑在第一和第二索过渡支架 2790、2792 上。类似地,第二索过渡支架 2792 可包括选自包括滑轮、杆、绞盘等的支架组的支架。

[0262] 闭合索 2780 的远端 2782 可在连接点 2744 处固定到远侧脊段 2740。因此,将张力施加到闭合索 2780(沿着近侧方向 PD 拉动闭合索 2780)引起闭合环 2770 沿着远侧方向 DD 运动与砧座 110”接触并以上述方式将其枢转到闭合位置。在各种实施方式中,被夹钳在工具组件 100”中的组织引起砧座 110”运动到打开位置。在其他实施方式中,当闭合环 2770 已经轴向运动到其近侧未夹钳位置时,可采用弹簧或者其他偏压元件(未显示)将砧座 110”偏压到打开位置中。这种独特新颖的索致动闭合系统相对于现有技术的索提供动力的闭合系统具有显著的机械优点,同时还提供了相对于器械的其他部分致动工具组件 100”的能力。其他实施方式也可被预期,其中球形元件在远侧脊段 2740 中形成并且插座在近侧脊段 2720 中形成。在还有一些其他实施方式中,不采用关节运动接头。也就是说,近侧脊段和远侧脊段包括单个元件。

[0263] 图 55-57 示出了本发明的各种实施方式的索控可锁定关节运动接头 2800,其可连接在细长通道组件 120”和近侧脊段 2820 之间。在各种实施方式中,近侧脊段 2820 可从手

柄组件（未显示）延伸从而可由一些已知设置中的任何一种支撑，都不脱离本发明的精神和范围。近侧脊段 2780 可具有远端 2822，其具有从其上突出并具有与其连接或者与其一起形成的大致球形元件 2822 的颈部 2824。从这些附图中还可以看出，球形元件 2830 的尺寸可设置成容纳于在远侧脊段 2840 的近端 2842 中形成的插座 2850 中。球形元件 2830 和插座 2850 共同形成球接头，总体标记为 2800，其为远侧脊段 2840 提供了相对于近侧脊段 2820 沿着多个方向进行关节运动的能力。在远侧脊段 2840 的近端 2842 和近侧脊段 2820 的远端 2822 之间提供足够大小的间隙 2848，使远侧脊段 2840 相对于近侧脊段 2820 在所需的运动范围内进行关节运动。在各种实施方式中，远侧脊段 2840 与细长通道组件 120”连接，砧座与细长通道组件 120”枢转连接。

[0264] 在各种实施方式中，一个或多个可径向延伸部分 2880 可设置在球形元件 2830 中。在图 55-57 中所示的实施方式中，例如设置三个可径向延伸指 2880。在各种实施方式中，可径向延伸指 2880 可围绕球形元件 2830 等间距（例如以 120° 为间隔）设置。其他数目的可径向延伸指 2880 也可成功地被采用。在各种实施方式中，球形元件 2830 例如可由塑性材料、金属等制成，使可径向延伸指可被拉动或者径向向外驱动一距离，以便以所需的方向将球形元件 2830 锁定在插座 2850 中。

[0265] 在各种实施方式中，每个可径向延伸指 2880 可具有与其连接的索 2882，该索 2882 延伸到近侧脊段 2820 的颈部 2824 附近并穿过近侧脊段 2820 的远端 2822 中相应的通道 2826。索 2882 可延伸穿过中空近侧脊段 2820 并到达由手柄（未显示）支撑的控制系统，以便选择性地将张力施加到索 2882。例如，索 2882 可与锁定扳机或者支撑在手柄中的其他机构连接，所述其他机构可将张力施加到索并可选择性地保持在该位置中，直到需要释放接头，由此所述机构可被打开以释放索 2882 中的张力。从图 55 中可以看出，可采用如图所示的中空索环 2890 将索 2882 保持在颈部 2824 附近。

[0266] 为了使用这种实施方式，临床医生将工具组件 100 定位在患者体内然后通过另一种外科器械将关节运动力施加到工具组件上，或者在将张力施加到锁定索 2882 之前通过将工具组件 100 与患者的一部分接触而使工具组件进行关节运动到所需位置。在工具组件 100 已经进行关节运动到所需位置后，临床医生将张力施加到锁定索 2882，引起可径向延伸指 2880 沿径向向外延伸并将球形元件 2830 在插座 2850 中锁定在该朝向，从而将远侧脊段 2840（以及与其连接的工具组件 100）保持在该关节运动位置。所述系统采用“被动”关节运动技术。

[0267] 图 58-61 示出了本发明的各种实施方式的索控可锁定关节运动接头 2900。从这些图中可以看出，各种实施方式可包括近侧脊段 2920，所述近侧脊段 2920 可从手柄组件（未显示）延伸从而可由一些已知设置中的任何一种支撑，都不脱离本发明的精神和范围。从图 58 中可以看出，球形元件 2936 可在远侧脊段 2930 的近端 2932 上形成。球形元件 2930 的尺寸可设置成容纳于在近侧脊段 2920 的远端 2922 中形成的插座 2924 中。球形元件 2936 和插座 2924 共同形成球接头，整体标记为 2910，其为远侧脊段 2930 提供了相对于近侧脊段 2920 沿着多个方向进行关节运动的能力。在远侧脊段 2930 的近端 2932 和近侧脊段 2920 的远端 2922 之间提供足够大小的间隙 2948，使远侧脊段 2930 相对于近侧脊段 2920 在所需的运动范围内进行关节运动。在各种实施方式中，远侧脊段 2930 可以连接到与砧座（未显示）枢转连接的细长通道组件（未显示）上。

[0268] 在各种实施方式中,近侧脊段 2920 的远端 2922 可具有柔性部分 2950 和束带部分 2960。近侧脊部分例如可由塑性材料、金属等制成。柔性部分 2950 可由设置在近侧脊段 2920 的远端 2922 中的一组等间距的槽 2952 限定,形成多个可径向收缩的锁定部分,例如柔性部分 2954 的形式,用于将插座 2924 限定在其间。另外,在周围延伸的槽 2956 可围绕近侧脊段 2920 的远端 2922 的圆周设置。锁定索 2970 可延伸穿过中空近侧脊段 2920 并围绕在周向延伸的槽 2956 中的束带部分 2960 形成环,如图 59 和 61 所示。从这些附图中可以看出,索 2970 可穿过两个通道 2957、2958,使其末端可延伸穿过近侧脊段 2920 到达支撑在手柄组件(未显示)中的索控制系统(未显示),可用于选择性地将张力施加到索 2970。

[0269] 为了使用该实施方式,临床医生将工具组件 100 定位在患者体内然后使用另一种外科器械将关节运动力施加到工具组件上,或者在将张力施加到锁定索 2970 之前通过将工具组件 100 与患者的一部分接触而使工具组件关节运动到所需位置。在工具组件 100 已经进行关节运动到所需位置后,临床医生将张力施加到锁定索 2970,引起柔性部分 2954 围绕球形元件 2970 锁定并防止其相对于近侧脊段 2920 运动,从而将远侧脊段 2840(以及与其连接的工具组件 100)保持在该关节运动位置。所述系统采用“被动”关节运动技术。为了释放球形元件以便允许工具组件进一步进行关节运动,张力从索 2970 释放。

[0270] 图 62-64 示出了本发明的各种实施方式的可锁定关节运动接头 3000。从这些图中可以看出,各种实施方式可包括近侧脊段 3010,所述近侧脊段 3010 可从手柄组件(未显示)延伸从而可由一些已知设置中的任何一种支撑,都不脱离本发明的精神和范围。近侧脊段 3010 具有远端 3012,其具有从其上突出并具有在其上形成的大体球形元件 3016 的颈部 3014。从图 63 和 64 中可以看出,球形元件 3016 中具有一组槽 3018,用于限定一组球形分部 3020。如图 62 中所示,球形元件 3016 的尺寸可设置成容纳于在远侧脊段 3030 的近端 3032 中形成的插座 3034 中。球形元件 3016 和插座 3034 共同形成球接头,整体标记为 3040,其为远侧脊段 3030 提供了相对于近侧脊段 3010 沿着多个方向进行关节运动的能力。在远侧脊段 3030 的近端 3032 和近侧脊段 3010 的远端 3012 之间提供足够大小的间隙 3042,使远侧脊段 3030 相对于近侧脊段 3010 在所需的运动范围内关节运动。在各种实施方式中,远侧脊段 3030 可以连接到与砧座(未显示)枢转连接的细长通道组件(未显示)上。

[0271] 从图 62 中可以看出,致动元件 3050 可被用于选择性地径向延伸球形分部 3020 以便在插座 3034 中膨胀并锁定球形元件 3016。在一种实施方式中(图 62-64),致动元件具有中空轴部分 3052,其延伸通过近侧脊段 3010 的颈部 3014 中的通道 3015 并且还通过球形元件 3016 中的通道 3017。致动元件 3050 的远端 3054 具有大体锥形部分 3056,其被容纳在球形元件 3016 中的锥形关节运动插座 3050 中,如图所示。当致动元件 3050 沿着近侧方向 PD 被拉动时,锥形部分 3056 引起球形分部 3020 径向向外延伸并将球形元件 3016 锁定在插座 3034 中。也可采用手柄中的各种扳机和锁定设置(未显示),以便选择性地沿着近侧方向 PD 和远侧方向 DD 运动致动元件并将致动元件 3050 锁定在位置中,将球形元件 3016 保持为膨胀/锁定状态。

[0272] 为了使用该实施方式,临床医生将工具组件 100 定位在患者体内然后使用另一种外科器械将关节运动力施加到工具组件上,或者在沿着近侧方向 PD 拉动致动元件 3050 之前将工具组件 100 与患者的一部分接触,使工具组件关节运动到所需位置。在工具组件 100

已经进行关节运动到所需位置后，临床医生沿着近侧方向拉动致动元件 3050，引起球形分部 3020 径向向外扩张并沿着该朝向将球形元件 3016 锁定在插座 3034 中，从而将远侧脊段 3030（以及与其连接的工具组件 100）保持在该关节运动位置。所述系统采用“被动”关节运动技术。

[0273] 图 65-67 示出了本发明的各种实施方式的另一种可锁定关节运动接头 3100，其基本上与上述关节运动接头 3000 的操作相同，但致动元件 3150 和球形元件 3116 除外。从这些图中可以看出，球形元件 3116 具有在其中形成的至少一个并优选三个可径向延伸部分 3120。致动元件 3150 具有中空轴部分 3152，其延伸穿过近侧脊段 3010 的颈部 3014 中的通道 3015 并且还通过球形元件 3116 中的通道 3017。致动元件 3150 的远端 3154 具有大体锥形楔部 3156，其与球形元件 3116 中的每个可径向延伸部分 3120 对应，延伸到球形元件 3116 中的锥形致动插座 3118 中，如图所示。当致动元件 3150 沿着近侧方向 PD 被拉动时，锥形楔部 3156 引起对应的可径向延伸部分 3120 径向向外膨胀并将球形元件 3116 锁定在插座 3034 中。也可采用手柄中各种扳机和锁定设置（未显示），以便选择性地沿着近侧方向 PD 和远侧方向 DD 运动致动元件并将元件锁定在位置中，将球形元件 3116 保持为膨胀 / 锁定状态。

[0274] 为了使用该实施方式，临床医生将工具组件 100 定位在患者体内使用另一种外科器械将关节运动力施加到工具组件上，或者将工具组件 100 与患者的一部分接触，在沿着近侧方向 PD 拉动致动元件 3150 之前使工具组件沿着近侧方向 PD 进行关节运动到所需位置。在工具组件 100 已经进行关节运动到所需位置后，临床医生沿着近侧方向拉动致动元件 3150，引起可径向延伸的部分 3120 径向向外膨胀并沿着该朝向将球形元件 3116 锁定在插座 3034 中，从而将远侧脊段 3030（以及与其连接的工具组件 100）保持在该关节运动位置。所述系统采用“被动”关节运动技术。

[0275] 图 68-70 示出了本发明的各种实施方式的另一种可锁定关节运动接头 3200。从这些图中可以看出，各种实施方式可包括近侧脊段 3210，所述近侧脊段 3210 可从手柄组件（未显示）延伸从而可由一些已知设置中的任何一种支撑，都不脱离本发明的精神和范围。近侧脊段 3210 具有远端 3212，其具有多个可径向收缩部分，例如其中限定插座 3216 的柔性插座指 3214 的形式。从图 68 中可以看出，球形元件 3310 可在远侧脊段 3300 的近端 3312 上形成。球形元件 3310 可在颈部 3308 的端部上形成，其尺寸可设置成容纳于在由插座指 3214 形成的插座 3216 中。球形元件 3310 和插座 3216 共同形成球接头，整体标记为 3320，其为远侧脊段 3300 提供了相对于近侧脊段 3210 沿着多个方向进行关节运动的能力。在远侧脊段 3300 的近端 3304 和近侧脊段 3210 的远端 3212 之间提供足够大小的间隙 3002，使远侧脊段 3300 相对于近侧脊段 3210 在所需的运动范围内进行关节运动。在各种实施方式中，远侧脊段 3300 可以连接到与砧座（未显示）枢转连接的细长通道组件（未显示）上。另外，中空通道 3306 可经过球形元件 3310 和颈部 3308 设置，以便于索或其他致动器械 / 元件从其中穿过。

[0276] 从图 68-70 中还可以看出，该实施方式还可包括闭合环 3400，其选择性地沿着近侧和远侧方向在近侧脊段 3210 上滑动并可轴向运动。上述各种系统和元件都可被采用，以便选择性地沿着近侧和远侧方向运动闭合环 3400。特别是从图 68 中可以看出，插座指 3214 具有倾斜或者逐渐变细的端表面 3215，使闭合环 3400 的远侧部分 3402 在其上滑动，并引起

插座指 3214 闭合在球形元件 3310 上并将其锁定在位置中。

[0277] 为了使用该实施方式,临床医生将工具组件 100 定位在患者体内使用另一种外科器械将关节运动力施加到工具组件上,或者在向远侧行进闭合环 3400 之前通过将工具组件 100 与患者的一部分接触而使工具组件关节运动到所需位置。在工具组件 100 已经进行关节运动到所需位置后,临床医生向远侧行进闭合环 3400,引起插座指 3214 闭合在球形元件 3310 上并将球形元件 3310 沿着该朝向锁定在插座 3216 中,从而将远侧脊段 3300(以及与其连接的工具组件 100)保持在该关节运动位置。所述系统采用“被动”关节运动技术。

[0278] 图 71 示出了本发明的各种实施方式的另一种被动关节运动接头 3500。从该图中可以看出,各种实施方式可包括近侧脊段 3510,所述近侧脊段 3510 可从手柄组件(未显示)延伸从而可由一些已知设置中的任何一种支撑,都不脱离本发明的精神和范围。近侧脊段 3510 具有远端 3512,其中具有插座 3514。从图 71 中还可以看出,球形元件 3530 可在远侧脊段 3520 的近端 3522 上的颈部 3532 上形成。球形元件 3530 和插座 3514 共同形成球接头,整体标记为 3540,其为远侧脊段 3520 提供了相对于近侧脊段 3510 沿着多个方向进行关节运动的能力。在替代实施方式中,插座可在远侧脊段中形成并且球形元件可在近侧脊段中形成。在远侧脊段 3520 的近端 3522 和近侧脊段 3510 的远端 3512 之间提供足够大小的间隙 3542,使远侧脊段 3520 相对于近侧脊段 3510 在所需的运动范围内进行关节运动。在各种实施方式中,远侧脊段 3520 可以连接到与砧座(未显示)枢转连接的细长通道组件(未显示)上。

[0279] 从图 71 中还可以看出,球形元件 3530 的近侧朝向面 3532 具有两个在其中形成的定位槽 3534。锁定销 3550 可操作地支撑在近侧脊段 3510 中并被定向成与定位槽 3534 接合。锁定销 3550 可被弹簧偏置成向着球形元件 3530 的近侧朝向面 3532,当远侧脊段 3520 相对于近侧脊段 3510 进行关节运动时,使锁定销扣合到相应的一个定位槽 3534 中,将远侧脊段 3520 保持在该位置中。

[0280] 为了使用该实施方式,临床医生将工具组件 100 定位在患者体内使用另一种外科器械将关节运动力施加到工具组件上,或者将工具组件 100 与患者的一部分接触,使工具组件关节运动到所需位置,或者另一个外科工具可被用于将关节运动力施加到工具组件,引起工具组件 100 向着所需方向运动。当工具组件进行关节运动时,锁定销的远端 3552 将扣合到定位槽 3534 中,直到到达所需的关节运动位置再从其中脱离。所述系统采用“被动”关节运动技术。

[0281] 图 72 示出了本发明的各种实施方式的另一种被动关节运动接头 3600,其有些类似于上述关节运动接头 3500,下面讨论其不同。例如在该实施方式中,球形元件 3630 可在从近侧脊段 3610 向远侧突出的颈部 3632 上形成。近侧脊段 3610 可从手柄组件(未显示)延伸从而可由一些已知设置中的任何一种支撑,都不脱离本发明的精神和范围。远侧脊段 3620 中具有插座 3624。球形元件 3630 和插座 3624 共同形成球接头,整体标记为 3650,其为远侧脊段 3620 提供了相对于近侧脊段 3610 沿着多个方向进行关节运动的能力。在远侧脊段 3620 的近端 3622 和近侧脊段 3610 的远端 3612 之间提供足够大小的间隙 3642,使远侧脊段 3620 相对于近侧脊段 3610 在所需的运动范围内进行关节运动。在各种实施方式中,远侧脊段 3620 连接到与砧座(未显示)枢转连接的细长通道组件(未显示)。

[0282] 从图 72 中还可以看出,插座面 3636 的一部分 3638 具有两个在其中形成的定位槽

3639。锁定销 3660 可操作地支撑在近侧脊段 3610 中并被定向成与定位槽 3639 结合。锁定销 3660 可被弹簧偏压成向着球形元件 3530 的面 3636，当远侧脊段 3620 相对于近侧脊段 3610 进行关节运动时，使锁定销 3660 扣合到相应的一个定位槽 3639 中，将远侧脊段 3620 保持在该位置中。

[0283] 为了使用该实施方式，临床医生将工具组件 100 定位在患者体内然后使用另一种外科器械将关节运动力施加到工具组件上，或者通过将工具组件 100 与患者的一部分接触而使工具组件进行关节运动到所需位置，或者另一个外科工具可被用于将关节运动力施加到工具组件而引起工具组件 100 向着所需方向运动。当工具组件进行关节运动时，锁定销 3660 的远端 3662 将扣合到定位槽 3639 中，直到到达所需的关节运动位置再从其中脱离。所述系统采用“被动”关节运动技术。

[0284] 本发明的各种外科缝合器械可被设计成适用被设计成单次使用后被抛弃的工具组件。在缝合操作完成后，工具组件被抛弃并且器械可在准备用于另一次手术时重新灭菌。在所述应用中，因此通常希望采用接头设置，方便将工具组件与器械快速地连接和拆卸。图 73-83 示出了外科器械 4000，其被构造成与可进行外科手术动作的外科工具组件 100”结合使用。在各种实施方式中，工具组件 100”被构造成通过上述索提供动力的动力夹钳元件 / 刀设置来切割并缝合组织。在其他实施方式中，可采用不同的驱动设置来驱动动力夹钳元件 / 刀穿过工具组件 100”的细长通道部分。

[0285] 在一些实施方式中，工具组件 100”包括一次性重新加载单元 4002 的一部分。在其他实施方式中，工具组件 100”可与器械 4000 的其他部分永久连接并能够与钉仓组件结合重新使用。一次性重新加载单元 4002 可还包括用于将一次性重新加载单元 4002 与器械 4000 连接的连接器部分 4004。在各种实施方式中，工具组件 100”可通过关节运动接头 4006 相对于连接器部分 4004 进行关节运动。

[0286] 特别是从图 73A 中可以看出，一种实施方式的工具组件 100”可包括具有与其枢转连接的砧座组件 4020 的细长通道组件 4012。例如，在一种实施方式中，砧座组件 4020 可具有一对耳轴 4022，它们适于被容纳在细长通道组件 4012 的壁中相应的槽 4014 中，如图所示。砧座组件 4020 可被形成为在其近端 4024 上具有砧座闭合翼片 4026，以便选择性地由闭合环 4030 接触。不旋转的闭合环 4030 键接到细长通道组件 4012 和 / 或砧座组件 4020，使闭合环 4030 不能相对于细长通道 4012 旋转。翼片间隙开口 4032 可经过闭合环 4030 设置，当砧座组件 4020 处于闭合（夹钳）位置时容纳砧座闭合翼片 4026。一组内螺纹 4036 可设置在不旋转的闭合环 4030 的近端 4034，用于螺纹接收远侧闭合管段 4040 的带螺纹远端 4042。如同将在下面进一步详细讨论的那样，当远侧闭合管段 4040 旋转时，闭合环 4030 沿着远侧方向 DD 轴向驱动。当闭合环 4030 沿着远侧方向 DD 运动时，其上到砧座组件 4020 的近端的斜面 4021 上，引起砧座组件 4020 枢转到闭合位置。这种设置代表了优于其中闭合环由索沿着远侧方向拉动的现有设置的巨大改进。

[0287] 外科器械 4000 可还包括细长闭合管组件 5000，其容纳各种元件并可操作地与手柄组件连接（将在下面进一步详细讨论）。在本发明的各种实施方式中，闭合管组件 5000 可包括中间闭合管段 5001 和近侧闭合管段 5020。在一些实施方式中，工具组件 100”可通过关节运动接头 4006 与闭合管组件 5000 的中间闭合管段 5001 连接，方便工具组件 100”相对于闭合管组件 5000 围绕大体上彼此垂直的两个轴线 UA-UA 和 OA-OA 的行进（将在下

面进一步详细讨论）。而且，各种实施方式可包括用于主动控制工具组件 100”、具有被动关节运动能力、同时还具有将工具组件锁定在所需的关节运动位置中的能力的部件。当详细描述本发明时这些独特新颖的特征和优点将进一步变得清楚。

[0288] 例如，在各种实施方式中，远侧闭合管段 4040 可形成为具有从其上沿着近侧方向突出的一对相对的通用枢转臂 4046。中间闭合管段 5001 的远端 5002 可形成为具有两个从其上向远侧突出的相对的紧固件臂 5004、5006，见图 73A 和 74B。紧固件臂 5004 具有穿过其中的枢轴孔 5008，并且紧固件臂 5006 具有大体上与枢轴孔 5008 共轴对准的枢轴孔 5010，限定通用枢转轴线 UA-UA。定位在紧固件臂 5004 和 5006 之间的是通用环 4070，其具有从其上突出的两对销 4072、4074，其中每个销可围绕通用环 4070 的圆周彼此间隔 90 度（一个销 4074 如图 73A 和 74B 中虚线所示）。如图 73A 所示，一个销 4072 可枢转地容纳在紧固件臂 4006 的下部枢轴孔 5010 中。这种设置使通用环 4070 能够相对于闭合管组件 5000 围绕通用轴线 UA-UA 枢转。从远侧闭合管 4040 突出的每个相对的通用枢转臂 4046 中具有可枢转地将一个对应的销容纳在其中的孔 4047，使远侧闭合管 4040 能够围绕垂直轴线 OA-OA（在图 75 中显示）沿着由图 73A 中的箭头 FD 所示的第一枢转方向和由图 73A 中的箭头 SD 所示的第二枢转方向相对于通用环 4070 和闭合管组件 5000 枢转。轴线 UA-UA 和 OA-OA 可大体上彼此垂直。

[0289] 因此，本领域普通技术人员将会理解，上述通用环 4070 设置利于远侧闭合管 4040 的关节运动，并最终利于与其连接的工具组件 100”相对于闭合管组件 5000 围绕多个轴线 UA-UA 和 OA-OA 进行关节运动。另外，如同将在下面进一步描述的那样，在各种实施方式中，闭合管组件 5000 可由手柄组件旋转地支撑，使其可围绕轴的轴线 C-C 旋转。由于工具组件 100”固定到闭合管组件 5000（通过关节运动接头 4006），工具组件 100”也可与其一起旋转。因此，这种设置提供了工具组件 100”，其中可具有索驱动刀组件和具有围绕多个轴被致动的能力的非索驱动的砧座闭合设置。

[0290] 从图 73A 和 74A 中还可以看到，该实施方式可还包括远侧脊段 4050，其可具有在其上形成的容纳在远侧闭合管 4040 中的定位槽 4044 中的环状保持凸缘 4052。在各种实施方式中，关节运动接头 4006 还可包括关节运动锁定组件，整体标记为 4007，其利于在工具组件 100”已经进行关节运动到所需朝向后关节运动接头 4006 的锁定。所述锁定组件 4007 可包括在远侧脊段 4050 的颈部 4054 上形成的球形元件 4060。锁定组件 4007 可还包括带齿插座元件 5030，其在定位在连接器部分 4004 中的中间脊段 5020 的远端 5022 上形成。带齿插座元件 5030 可包括多个可径向收缩指 5032，将插座 5034 限定在它们之间，球形元件 4060 可沿着多个方向在其中进行关节运动。带齿插座元件 5030 安装在通用环 4070 中。

[0291] 在各种实施方式中，插座锁定管 5080 可共轴容纳在一次性脊段 5020 上，使其可相对于脊段 5020 轴向运动（将在下面进一步详细讨论）。锁定管 5080 的远端 5082 可逐渐变细，以便当锁定管 5080 沿着远侧方向 DD 轴向运动时选择性地与带齿插座元件 5030 轴向接触，引起带齿指 5032 径向收缩并围绕球形元件 4060 闭合，将远侧脊段 4050（以及工具组件 100”）相对于细长闭合管组件 5000 锁定在位置中。

[0292] 本发明的各种实施方式的外科器械 4000 可还包括主动关节运动系统，整体标记为 5090，用于将关节运动主动施加到远侧脊段 4050。例如在各种实施方式中，主动关节运动系统 5090 可包括四个进行关节运动的丝 5092，它们可由弹簧钢或者类似物制成，并具有

足够的硬度,以便将施加的压缩力传递到其近侧部分而不皱缩。丝 5092 可围绕带齿插座 5030 彼此以 90 度为间隔设置,并可容纳在可径向收缩指 5032 的外表面中的对应槽 5033 中。每根丝 5092 的远端 5094 可与远侧脊段 4050 的颈部 4054 连接,并且每根丝 5092 的近端 5096 可与容纳在闭合管 5000 中的远侧丝固定架 5100 的套节部分 5102 连接,如图 73B 中所示。如同将在下面进一步详细讨论的那样,远侧脊段 4050(以及与其连接的工具组件 100”)可通过拉动和推动丝 5092 主动进行关节运动。

[0293] 而且在各种实施方式中,球形元件 4060 的近侧朝向部分中可具有大体锥形腔 4062,以容纳一个或多个刀致动索 5040,该刀致动索 5040 与安装在一次性工具组件 100”中的动力夹钳元件(未显示)和 / 或刀(未显示)连接。索 5040 的近端 5042(图 73A)可与刀螺母 5050 连接,该刀螺母 5050 可螺纹连接在刀螺钉 5060 上。从图 73A 和 75 中可以看出,刀螺母 5050 具有一对侧向突出的翼片 5052,它们轴向容纳在一次性脊段 5020 中的相应的轴向延伸槽 5024 中。本领域普通技术人员将会理解,当刀螺钉 5060 旋转时这种设置允许刀螺母 5050 沿着近侧方向 PD 或远侧方向 DD 轴向运动。

[0294] 如上所述,各种实施方式中一次性重新加载单元 4002 可被构造成一次使用后丢弃。为了便于重新加载单元 4002 的快速拆卸和新的重新加载单元 4002 的重新连接而无需工具,可采用快速断开接头 4008。在本文中,术语“快速断开”指的是不使用工具将一个元件从另一个元件上拆下的能力。快速断开接头 4008 的各种实施方式的操作和构造可通过图 73B、74B 和 76 来理解。从图 73B 和 74B 可以看出,闭合管组件 5000 包括中间闭合管段 5001 和近侧闭合管段 5120。从图 73B 和 76 中可以看出,中间闭合管段 5001 的近端具有一组在其上形成的径向齿轮齿 5003,当一次性重新加载单元 4002 与近侧闭合管段 5120 连接时用于与近侧闭合管段 5120(在图 76 中未显示)的远端 5122 上的齿轮齿 5124(在图 76 中未显示)啮合。

[0295] 为了支持一次性重新加载单元 4002 和近侧闭合管段 5120 之间的可拆卸互连,可采用连接星轮 5150。连接星轮 5150 可部分容纳在中间闭合管段 5001 的近端中并从其中突出,当中间闭合管段 5001 与近侧闭合管段 5120 连接时,使连接星轮 5150 的一部分突出到近侧闭合管段 5120 的远端 5122 中。在各种实施方式中,连接星轮可通过销钉在或者通过粘接剂或者其他合适的紧固件设置连接在中间闭合管段 5001 的近端中。见图 76。

[0296] 在各种实施方式中,连接星轮 5150 还可通过轴颈连接在一次性脊段 5020 上并被构造成容纳从远侧丝固定架 5100 突出的相应的致动器杆 5104。每个致动器杆 5104 的近端 5106 可包括锥形的定位槽,以利于多个近侧丝连接器元件 5160 之间的互连。例如在一种实施方式中,可采用四个近侧丝连接器元件。多个致动器杆 5104 可设置有定位槽 5108,用于容纳安装在每个近侧丝连接器 5160 中的锥形孔定位槽 5162 中的相应连接器球 5164。见图 73B 和 77。因此,采用四个连接器球 5164,每个近侧丝连接器 5160 一个。从图 73B、78 和 79 中还可以看出,一次性脊段 5020 的近端 5021 具有向近侧延伸的连接部分 5023,其可具有在其中形成的内卡圈部分 5025,以支撑刀螺钉 5060 的近侧部分 5062。另外,向近侧延伸的连接部分 5023 可具有在其上形成的外部花键 5026,用于容纳在近侧脊段 5200 的远端 5202 中形成的键槽 5206 中。刀螺钉 5060 的近端 5062 可支撑在轴承 5064 中,并具有带键驱动部分 5066,以便不旋转容纳在刀驱动轴 5220 的远端 5222 中的带键驱动腔 5224 中,见图 78。

[0297] 接着转到图 74A 和 74B, 锁定管 5080 的连接可被理解。从图 74A 中可以看出, 锁定管 5080 具有从其上向近侧突出的一对致动器制动臂 5084。图 74B 是从图 73B 中显示的剖面旋转大约 45 度的剖视图。从图 74B 中可以看出, 每个致动器制动臂 5084 具有在其中形成的定位槽 5085, 用于将安装在锥形孔定位槽 5166 中的连接器球 5168 容纳在相应近侧致动器制动臂 5300 中, 见图 74B 和 77。为了为致动器制动臂 5084 提供滑动横向支撑, 每个致动器制动臂 5084 可滑动容纳在一次性脊段 5020 中的对应槽 5027 中。见图 75 和 76。

[0298] 从图 73B 中还可以看出, 外部近侧脊段 5400 可容纳在近侧闭合管 5120 中并与其协作来限定用于将闭合管弹簧 5410 容纳在其中的弹簧腔 5402。近侧闭合管段 5120 的近端 5126 上可具有加大的旋钮部分 5128, 以便于由临床医生将控制运动施加到其上。插座 5130 可在旋钮部分 5128 中形成, 用于将固定到外部近侧脊段 5400 的弹簧挡圈 5132 容纳在其中。因此, 闭合管弹簧 5410 用于将近侧闭合管段 5120 偏压成与一次性闭合管段 5000 咬合。从图 73B 和 78 中可以看出, 近侧闭合管段 5120 的远端 122 具有更大的内径 5123, 其具有倾斜的表面 5125。为了将工具组件 100, 从器械 4000 上拆下, 临床医生依靠弹簧 5410 的力沿着近侧方向 PD 拉动旋钮 5128, 直到更大的内径部分 5123 与连接器球 5164 对准, 当用户将除去力施加到工具组件 100”、沿着远侧方向 DD 对其进行拉动时, 使连接器球 5164 能够沿着远侧丝固定架 5100 的致动器杆 5104 的近端 5106 与定位槽 5108 脱离结合。

[0299] 图 78-81 示出了将一次性重新加载单元 4002 连接到器械部分 4000。特别参见图 78, 临床医生定向单元 4002, 使刀螺钉 5060 的带键部分 5066 与刀驱动轴 5220 中的内部带键腔 5224 对准并将带键驱动部分 5066 的近端插入其中。见图 79。此后, 临床医生将一次性脊段的近端 5021 上的花键 5026 与近侧脊段 5200 中的键槽 5206 对准。见图 79 和 80。临床医生然后继续将近端 5106 插入到四个近侧丝连接器 5160 和近侧脊段 5200 之间的区域 5161 中。见图 80。临床医生然后可沿着近侧方向运动闭合旋钮 5128, 当致动器杆 5104 的近端 5106 向近侧被推动到位置中时, 使连接器球 5164 能够径向向外运动。临床医生染后释放旋钮 5128, 允许近侧闭合管 5120 向远侧运动, 将连接器球 5164 锁定在远侧丝固定架 5100 的致动器杆 5104 中的定位槽 5108 中, 将四个近侧丝连接器 5160 固定到远侧丝固定架 5100, 并且还将连接器球 5168 锁定在致动器制动臂 5084 中的定位槽 5085 中。另外, 径向齿轮 5003、5124 被保持为彼此啮合。

[0300] 图 82-84 示出了可用于使工具组件 100”相对于连接器部分 4004 进行关节运动并为其提供致动的一种实施方式。从图 82 中可以看出, 器械 4000 可还包括手柄组件 5500, 其可由可通过螺钉、扣件、粘接剂等连接在一起的两个外壳部分 5510(在图 82 中仅仅显示一个外壳部分 5510) 形成。在各种实施方式中, 手柄组件 5500 可采取具有手柄抓持部分 5512 的“手枪把手”形外壳。从图 82 中可以看出, 连接凸缘 5404 可在外部近侧脊段 5400 的近端上形成, 用于将外部近侧脊段 5400 固定到手柄组件 5500 上。凸缘 5404 可通过粘接剂或者其他机械紧固件设置、螺钉、扣件、槽等与手柄外壳 5500 连接。同样地, 近侧脊段 5200 的近端 5204 可具有用于将近侧脊段 5200 固定到手柄组件 5500 的凸缘 5210。凸缘 5210 可通过粘接剂或者其他机械紧固件设置、螺钉、扣件、槽等与手柄外壳 5500 连接。

[0301] 在各种实施方式中, 主动关节运动系统 5090 可还包括关节运动控制系统, 整体标记为 5600, 其由手柄组件 5500 可操作地支撑并与关节运动丝 5092 连接。从图 82 中可以看出, 关节运动控制系统 5600 可包括操纵杆组件 5602, 每个近侧丝连接器 5160 的近端与其可

枢转连接。例如在一种实施方式中,操纵杆组件 5602 可包括可旋转地支撑在手柄组件 5500 中的插座 5520 中的关节运动球 5610。在各种实施方式中,近侧丝连接器 5160 的每个近端 5170 可具有支撑在其上的球形支架 5172,以便容纳支架安装销 5612,将近侧丝连接器 5160 与关节运动球 5610 连接。但是,也可采用其他紧固件设置。另外,关节运动旋钮 5620 可与关节运动球 5610 连接。

[0302] 因此,为了使工具组件 100”相对于连接器部分 4004 进行关节运动,临床医生可用一只手握持手柄部分 5512 并用另一只手握持关节运动旋钮 5620。通过操纵关节运动旋钮 5620,临床医生可将关节运动施加到远侧丝固定架 5100,并最终将关节运动施加到与其连接的四根关节运动丝 5092,进而将关节运动施加到将引起工具组件 100”相对于一次性重新加载单元 4002 进行关节运动的远侧脊段 4050。因此临床医生可通过使用操纵杆组件 5602 有效地调整工具组件 100”。

[0303] 工具组件 100”的位置可通过整体标记为 5640 的制动控制系统锁定在位置中。从图 82 和 84 中可以看出,制动控制系统 5640 可包括通过轴颈可动地连接在刀驱动轴 5220 上的驱动器盘 5642,用于选择性地与其一道运动而不妨碍刀驱动轴 5220 的旋转。从图 84 中可以看出,每个近侧致动器制动臂 5300 具有固定到驱动盘 5642 的近端 5302。制动轭形件 5650 可通过突出到在驱动器盘 5642 中形成的沿着圆周延伸的槽 5644 中的一对销 5643 与驱动器盘 5642 连接。制动轭形件 5650 由制动轭形件枢轴销 5652 上的外壳组件 5500 可枢转支撑。从图 84 中可以看出,在各种实施方式中,制动扳机 5654 在制动轭形件 5650 的下部形成。制动扳机 5654 可具有从其上突出到外壳组件 5500 中的开口 5506 中的锁定臂 5656。锁定臂 5656 的下部可具有在其上形成的锁定齿 5658,以便与外壳组件 5500 的锁定壁部分 5508 接合。

[0304] 本发明的各种实施方式还可采用制动释放机构 5660 来锁定和解锁制动扳机 5654。从图 84 中可以看出,一种形式的释放机构 5660 可包括锁定按钮 5662,其具有释放按钮部分 5664 并可由图 84 中示出的位置中的手柄组件 5500 可动地支撑。从该图中可以看出,锁定按钮 5664 可具有锥形末端部分 5666,该锥形末端部分 5666 具有延伸到释放按钮部分 5664 的锥形部分(未显示)的颈部。当临床医生沿着第一方向推动释放按钮部分 5664 时,锥形部分 5666 与锁定臂 5656 接触并将其升高,使其与锁定壁部分 5508 脱离结合,从而使扳机 5654 能够枢转。弹簧(未显示)可被用于将锁定按钮 5662 保持在锁定位置中。一旦扳机 5654 枢转到所需位置,用户可简单地沿着相反方向推动释放部分 5664,使锥形部分 5666 运动,与锁定臂 5656 脱离结合,允许其再次与锁定壁部分 5508 接合。因此,一旦临床医生已经使工具组件 100”运动到所需位置,临床医生可向着手柄组件 5500 挤压制动扳机 5654。该动作引起制动轭形件 5650 和驱动器盘 5642 沿远侧方向 DD 运动制动臂 5300,这沿着远侧方向 DD 驱动锁定管 5080,将指 5032 锁定在球形元件 4060 周围。一旦指 5032 已经被锁定在球形元件 4060 周围,临床医生就可沿着允许锁定臂 5656 上的一个齿 5658 与锁定壁部分 5508 接合的方向推动锁定按钮,并将制动释放机构保持在锁定位置中。当临床医生需要解锁工具组件 100”或许使其再次进行关节运动时,临床医生可简单地推动锁定扳机释放按钮部分,允许扳机 5654 枢转远离手柄组件 5500,由此使致动器臂 5300 向近侧运动。

[0305] 在本发明的各种实施方式中,可通过整体标记为 5700 的驱动系统将旋转运动施加到刀驱动轴 5220 上。从图 82 和 83 可以看出,在一种实施方式中,驱动系统 5700 可包括

可枢转或者可致动连接到手柄组件 5500 的击发手柄 5702。例如在一种实施方式中，击发手柄 5702 通过枢轴销 5704 可枢转地连接到手柄组件 5500。与击发手柄连接的是击发齿轮 5706，其被定向成随着击发手柄 5702 枢转。击发齿轮 5706 可与安装在棘轮传动轴 5710 的棘轮传动齿轮 5708 喷合。棘轮传动轴 5710 可与棘轮离合器组件 5720 连接。

[0306] 在各种实施方式中，棘轮离合器组件 5720 可包括第一离合器盘 5722，其与棘轮轴 5710 连接并与安装在输出轴 5726 的第二棘轮离合器盘 5724 喷合。第二离合器盘 5724 可被偏压成通过棘轮弹簧 5730 与第一离合器盘 5722 喷合。棘轮输出齿轮 5740 可与设置成与安装到锥齿传动轴 5752 上的传动齿轮 5750 喷合的棘轮输出轴 5726 连接。输入锥齿轮 5760 可被安装到锥齿传动轴 5752 上并与安装到输出轴 5780 上的输出锥齿轮 5770 喷合。输出齿轮 5782 被安装到输出轴 5780 并与连接到刀驱动轴 5220 的近端 5226 的刀驱动齿轮 5790 喷合。

[0307] 因此，为了旋转刀驱动轴 5220 并沿着近侧方向 PD 驱动刀螺母 5050，并通过刀致动索 5040 致动动力夹钳组件（未显示）和刀设置（未显示），临床医生握持手柄组件并向着握持部分 5512 使手柄组件 5702 来回棘轮运动。击发手柄 5512 以该方式的运动将引起驱动系统 5700 将旋转运动施加到刀驱动轴 5220，并最终将旋转运动施加到刀螺钉 5060，引起刀螺母 5050 沿着近侧方向运动。在击发顺序已经完成时，临床医生可拆下重新加载单元 4002 并重新连接另一个重新加载单元并重复该过程。在替代实施方式中，刀驱动轴可通过马达和行星齿轮驱动旋转。马达可以由电池供电或者由交流电供电。其他设置也可被采用。

[0308] 图 85-89 示出了采用主动或者可控关节运动接头设置 6010 的另一种实施方式的外科器械 6000。从图 85 和 86 中可以看出，一种实施方式可采用上面描述的类型和构造的闭合管 6020。闭合管 6020 具有可与由手柄组件支撑的各种闭合管控制机构连接的近端（未显示），用于为手柄组件提供致动力。闭合管 6020 还可与各种上述工具组件之一连接，将打开或者打开与闭合力施加到其砧座组件。而且在该实施方式中，脊元件 6030 可从手柄组件（未显示）延伸穿过闭合管 6020。再次地，脊元件 6030 的近端（未显示）可操作地由手柄组件（未显示）以上面描述的各种方式或者其他已知方式支撑。在各种实施方式中，脊元件 6030 的远端 6032 可形成有顶部脊臂 6034 和底部脊臂 6036，它们从脊元件 6030 的远端 6032 沿着远侧方向 DD 突出。顶部脊臂 6034 具有穿过其中的枢轴孔 6037，底部脊臂 6036 具有大体上沿着垂直轴线 VA-VA 与枢轴孔 6037 共轴对准的枢轴孔 6039。

[0309] 各种实施方式还包括延伸穿过脊元件 6030 的水平锁定管 6040。水平锁定管 6040 具有近端（未显示），其由手柄组件（未显示）支撑并可与致动设置（未显示）连接以便在脊元件 6030 中轴向沿着近侧方向 PD 和远侧方向 DD 轴向行进水平锁定管 6040，并选择性地将水平锁定管 6040 保持或者锁定在所需轴向位置。另外，用于水平锁定管 6040 的致动设置还可采用弹簧或者其他设置，以便在水平锁定管 6040 被解锁之后沿着近侧方向 PD 偏压水平锁定管 6040。从图 86 中可以看出，水平锁定管 6040 具有顶部或者第一锁定杆 6042，其具有在其中形成的一组顶部或者第一齿 6044。水平锁定杆 6040 进一步具有底部或者第二锁定杆 6046，其具有在其远端形成的底部或者第二齿 6048。

[0310] 同样在这些实施方式中，垂直锁定管 6050 可延伸穿过水平锁定管 6040。垂直锁定管 6050 具有近端（未显示），其由手柄组件（未显示）支撑并可与致动设置（未显示）连接以便在水平锁定管 6040 中轴向沿着近侧方向 PD 和远侧方向 DD 轴向行进垂直锁定管

6050，并选择性地将垂直锁定管 6050 保持或者锁定在所需轴向位置。另外，用于垂直锁定管 6050 的致动设置还可采用弹簧或者其他设置，以便在垂直锁定管 6050 被解锁之后沿着近侧方向 PD 偏压垂直锁定管 6050。例如在各种实施方式中，所采用的致动设置可被构造成同时致动、锁定和释放水平锁定管 6040 和垂直锁定管 6050。

[0311] 从图 86 中可以看出，例如在各种实施方式中，垂直锁定管 6050 具有第一垂直锁定尖端 6052 和第二垂直锁定尖端 6054。各种实施方式可采用上面描述类型的使用索驱动动力夹钳元件和 / 或刀设置的工具组件。垂直锁定管可具有从其中穿过的索通道 6056，以容纳穿过工具组件到达手柄组件的驱动索（未显示）。

[0312] 在各种实施方式中，第一和第二垂直锁定尖端 6052、6054 被定向成与垂直锁定块 6060 接合。例如在一种实施方式中，垂直锁定块 6060 可具有第一侧向锁定柱 6062 和第二侧向锁定柱 6066，第一侧向锁定柱上具有一组第一侧齿 6064，第二侧向锁定柱上具有一组第二侧齿 6068。第一侧向锁定柱 6062 和第二侧向锁定柱 6066 通过上部或者第一侧向横杆 6070 和底部或者第二侧向横杆 6072 彼此间隔地设置，两个横杆彼此成间隔设置关系以便在它们之间限定致动器容纳通道 6074。在各种实施方式中，垂直锁定块 6060 可被构造成响应于来自垂直锁定管 6050 的致动动作相对于关节运动元件或者块 6080 沿着近侧方向 PD 和远侧方向 DD 轴向行进。垂直锁定块 6060 可被支撑，以便通过一对延伸到垂直锁定块 6060 中的孔 6077、6079 和关节运动块 6080 中的孔（未显示）向着和远离致动块 6080 轴向行进。

[0313] 从图 85 和 86 中可以看出，关节运动块 6080 可具有穿过其中的纵向通道 6082，用于容纳驱动索（未显示）。另外，第一垂直销 6084 容纳在关节运动块中的孔 6083 中并从其上突出到被容纳在脊元件 6030 的顶部或者第一上臂 6037 中的第一枢轴孔 6037 中。同样地，下部销 6089 从关节运动块 6080 的底表面突出成可枢转容纳在脊元件 6030 的底部或者第二臂 6036 中的底部或者第二枢轴孔中，使关节运动块 6080 可选择性地围绕垂直轴线 VA-VA 枢转。同样在该实施方式中，可包括一部分工具组件的细长通道组件 6090 的近端可具有从其上沿着近侧方向延伸的第一夹板部分或者臂 6092 和第二夹板部分或者臂 6094。第一夹板臂 6092 的近侧朝向面 6096 具有在其上形成的第一组水平锁定齿 6068，用于选择性地与第一侧向锁定柱 6062 上相应组的第二水平锁定齿 6064 结合。同样的，第二夹板臂 6094 的近侧朝向面 6100 具有在其上形成的另一组第一水平锁定齿 6102，用于选择性地与垂直锁定块 6060 上的第二侧向锁定柱 6062 上另一相应组的第二水平锁定齿 6068 咬合。第一夹板臂 6092 可具有穿过其中的第一枢轴孔 6093，其适于枢转容纳从关节运动块 6080 突出的枢轴销 6110，第二夹板臂 6094 可具有穿过其中的第二枢轴孔 6095，用于可枢转地容纳从关节运动块 6080 突出的第二枢轴孔 6112，使得通道组件 6090 可选择性地围绕水平轴线 HA-HA 相对于关节运动块 6080 枢转。

[0314] 从图 86 中还可以看出，第一水平锁定片 6120 可与关节运动块 6080 的上表面 6081 连接或者与其一体形成，并具有一组在其中形成的第一垂直锁定齿 6122，用于与在顶部或者第一水平锁定杆 6042 中形成的相应组的第二垂直锁定齿 6044 接合。同样地，第二水平锁定片 6130 可与关节运动块 6080 的底表面 6083 连接或者与其一体形成，并具有另一组在其中形成的第一垂直锁定齿 6132，用于与在第二或者底部锁定杆 6046 上的相应组的第二垂直锁定齿 6048 结合。

[0315] 为了使用户能够使工具组件（通道组件 6090）主动进行关节运动，关节运动接头 6010 可设置有水平致动器杆 6140 和垂直致动器杆 6150。水平致动器杆 6140 例如可由塑性材料、弹簧钢等制成。水平致动器杆 6140 的远端 6142 可形成有上面描述的球形轴承设置，并可被销接在关节运动块 6080 上或者通过其他方式与关节运动块 6080 连接。水平致动器杆 6140 的近端（未显示）可以可操作地与上面描述的类型的操纵杆组件连接，该操纵杆组件可支撑在手柄组件中或者其他致动设置中，用于将推拉运动施加到水平致动器杆 6140。从图 85 和 86 还可以看出，垂直致动器杆 6150 的远端 6152 可与第二夹板臂 6094 上形成的延伸块 6097 连接。远端 6152 可固定连接到延伸块 6097，或者具有在其上形成的球形轴承，以便可枢转地与其连接。垂直致动器杆 6150 的近端（未显示）可以可操作地与上面描述的类型的操纵杆组件连接，该操纵杆组件可支撑在手柄组件中或者其他致动设置中，用于将推拉运动施加到垂直致动器杆 6150。垂直致动器杆 6150 的近端（未显示）可以可操作地与上面描述的类型的操纵杆组件连接，该操纵杆组件可支撑在手柄组件中或者其他致动设置中，用于将推拉运动施加到垂直致动器杆 6150。在替代实施方式中，垂直致动器杆 6150 或者水平致动器杆 6140 可被省略。在那些实施方式中，例如，如果水平致动器杆 6140 被省略，则可采用垂直致动器杆 6150 使通道组件 6090（和工具组件）围绕水平轴线 HA-HA 进行关节运动，并且临床医生可通过释放（解锁）水平锁定管 6040 并将工具组件与患者身体的一部分或者另一种外科器械接触，将枢转力施加到通道组件（和工具组件），使通道组件 6090（以及工具组件）围绕垂直轴线 HA-HA 进行关节运动，引起它们围绕垂直轴线 VA-VA 枢转，直到它们被锁定在所需位置中（在该时刻水平锁定管 6040 可被行进到与水平锁定元件 6120、6130 锁定结合）。类似地，如果垂直致动器杆被省略，则可采用水平致动器杆来使通道组件 6090（和工具组件）围绕垂直轴线 VA-VA 进行关节运动，并且临床医生可通过释放（解锁）垂直锁定管 6050 并将工具组件与患者身体的一部分或者另一种外科器械接触，将枢转力施加到通道组件 6090（和工具组件），使通道组件 6090（以及工具组件）围绕水平轴线 HA-HA 进行关节运动，引起它们围绕水平轴线 HA-HA 枢转，直到它们被定位在所需位置中（在该时刻垂直锁定管 6050 可被行进到分别与通道夹板臂 6092、6094 上的水平锁定齿 6068、6102 锁定结合）。

[0316] 图 90-105 示出了本发明的另一种实施方式的外科器械 7000，其可在使用后被抛弃。但是，这些实施方式的独特新颖的特征可与上面描述的多个实施方式结合采用，也不脱离本发明的精神和范围。从图 90 中可以看出，工具组件 7002 包括砧座组件 7010，其可枢转地连接到上面描述的类型和构造的通道组件 7020，以便可操作地将钉仓 7021 容纳在其中。砧座组件 7020 具有近端 7012，该近端 7012 具有两个从其上突出砧座耳轴 7014，它们适于被容纳在通道组件 7020 的近端 7021 的壁 7022 中的相应的端部开口的槽 7024 中。从图 90-95 中还可以看出，器械 7000 还可包括脊元件 7030，该脊元件具有可与通道组件 7020 的近端 7021 连接的远端 7032。

[0317] 这些实施方式还可采用按照上面描述的方式构建并操作的闭合管 7040。例如，远端 7042 可被构造用于选择性地与在砧座组件 7010 中形成的近侧朝向壁架 7016 轴向接触，使得当闭合管 7040 沿着远侧方向 DD 运动时，远端 7042 与壁架 7016 接触并引起砧座组件 7010 枢转到闭合位置（图 90-92），同时耳轴 7014 通过将在下面进一步描述的耳轴锁定杆 7050 被限制成在它们各自的槽 7024 中枢转。闭合管 7040 的近端（未显示）可由手柄组

件（未显示）中的上面描述的类型和构造的致动元件支撑，以便选择性地控制闭合管 7040 沿着远侧方向 DD 和近侧方向 PD 轴向运动。

[0318] 从图 90 中可以看出，耳轴锁定杆 7050 可滑动支撑在设置于脊 7030 中的轴向槽 7034 中。耳轴锁定杆 7050 的近端（未显示）可与手柄组件中的致动元件相互作用，使耳轴锁定杆 7050 沿着远侧方向 DD 和近侧方向 PD 进行运动，并选择性地将杆 7050 保持在那些位置中。从图 92 和 94 中还可以看出，耳轴锁定杆 7050 的远端 7052 可具有两个从其上突出的耳轴保持臂 7054。

[0319] 图 90-92 示出了处于锁定位置中的耳轴锁定杆 7050，其中耳轴保持臂 7054 将耳轴保持在通道组件 7020 中各自的端部开口的槽 7024 中。从这些附图中可以看出，当处于该位置中时，砧座组件 7010 可处于闭合（夹钳）位置。在缝合手术已经完成后（例如动力夹钳元件 / 刀组件已经从工具组件 7002 的近端 7004 驱动到工具组件 7002 的远端 7006 之后），临床医生可沿近侧方向回缩闭合管和耳轴锁定杆 7050，允许耳轴 7014 通过每个槽 7024 的开口端 7025 弹出，如图 95 中所示。当砧座组件 7010 的近端 7012 处于图 95 中所示的位置中时，本领域普通技术人员将会理解，被夹钳在砧座组件 7010 和钉仓 7021 之间的组织现在就可以从其中被释放。

[0320] 图 104 和 105 示出了作为替代实施方式的外科器械 4000'，其可具有大体上与上面描述的外科器械 4000 相同的构造和操作。但是，在图 104 和 105 所示的实施方式中，槽 4014' 具有开口端，允许耳轴 4022' 变得与其脱离接合。从图 104 中可以看出，当闭合环 4030 已经行进到其最远侧位置中以闭合砧座组件 4020 时，闭合环 4030 可用于通过其在砧座组件 4020' 的近端部分 4024' 上的轴承将砧座组件 4020' 保持在夹钳位置中。当闭合环 4030 被行进到其最近侧位置时，如图 105 中所示，耳轴 4022' 自由运动，从细长通道组件 4012' 中的端部开口的槽 4014' 中运动脱离。外科器械 400' 还可以在上面详细描述的外科器械 4000 相同的方式操作。

[0321] 同样在各种实施方式中，为了完全释放砧座组件 7010，砧座组件 7010 可设置有与砧座组件 7010 的下侧 7011 连接的弹簧元件 7100，如图 95 所示。从该图还可以看出，被构造成由一个或多个驱动索 7110、7112 在细长通道组件 7020 中驱动的动力夹钳元件 150 可设置有销 159，其被定向成可滑动容纳在砧座组件 7010 中的槽 7018 中。当动力夹钳组件 150 沿着远侧方向 DD 被驱动经过细长通道组件 7010 时，销 159 用于向着细长通道组件 7020 拉动砧座组件 7010。从图 95 中可以看出，弹簧元件 7102 的远端 7102 向下延伸，以便当动力夹钳组件 150 已经到达图 95 中所示的其最远侧位置时与销 159 接合。此后，沿着近侧方向拉动或者运动动力夹钳组件 150 可导致弹簧 7102 将销 159 从槽 7018 中释放出来。

[0322] 动力夹钳元件 150 的各种实施方式在图 96-103 中示出。从这些附图中可以看出，动力夹钳元件 150 可包括上部 157、中央支架或者向上的延伸部分 151 和底部 152，在动力夹钳元件 150 在细长通道组件 7020 中向远侧纵向运动过程中，这些部分协同动作以沿着理想切割路径滑动保持动力夹钳元件 150。前切割边缘 155（这里为刀片 155a）的尺寸设置成倚靠在钉仓 7021 中形成的槽中，并且一旦缝合则将组织分开。可以想到动力夹钳元件 150 的前缘可以为齿状、带斜边或者切口，以利于组织切割。动力夹钳元件 150 可由一根或多根驱动索 7100、7112 驱动。为了便于所述驱动索 7110、7112 的连接，动力夹钳元件 150 可设置有连接孔 7130 和壁架 7132。但是，也可采用其他连接设置和驱动构造。

[0323] 转向图 96, 动力夹钳元件的上部 157 设置有端部开口的槽 7140, 用于将销 159 容纳在其中。一旦销 159 与弹簧 7100 接触, 则销 159 可被迫使脱离端部开口的槽 7140。图 97 的动力夹钳元件实施方式大体上与图 96 的相同, 但上部 157 具有在其上形成的加强元件 7150。在图 98 的实施方式中, 底切部分 7160 设置在上部中并且槽 7162 最初被卷曲闭合。当销 159 与弹簧 7100 接触时, 形成槽的底部 7164 允许向下弯曲以释放销 159。在图 99 所示的实施方式中, 支撑销 159 的槽 7170 由可弯曲的挡板 7172 限定, 该挡板可弯曲或者变形以便打开槽 7170, 允许销从其上被除去, 如图 100 所示。图 101 中示出的实施方式具有与第一销槽 7180 连通的第二槽 7190, 使第一销槽 7180 能够被打开到其中销可从其上被释放的位置。在图 96-101 所示的实施方式中, 销 159 具有大体为圆形的截面形状。在图 102 和 103 所示的实施方式中, 销 159' 可设置有侧翼或者角板 7200, 为销 159' 提供另外的支撑并将当动力夹钳元件 150 被驱动经过细长通道组件 7020 时使销弯曲的任何可能最小化。

[0324] 虽然已经描述了本发明的一些实施方式, 但可想到的是, 本领域技术人员为获得本发明的一些或者所有优点, 可对这些实施方式进行各种修改、变化和改变。例如, 根据各种实施方式, 单个元件可被多个元件代替, 多个元件也可被单个元件代替, 来执行给定的一种或多种功能。本申请因此覆盖了所有这些修改、改变和变化, 都不脱离由所附的权利要求书所限定的本发明的精神和范围。

[0325] 在本文中公开的装置可被设计成在单次使用后可抛弃的, 或者它们可被设计成可多次使用的。但在任何一种情况下, 在至少一次使用后装置可再生以便重新使用。再生可包括下列步骤的任何组合: 装置拆卸, 然后清洁并替换特定部件, 随后重新组装。特别是, 装置可被拆卸, 任意数目的特定部件或者装置的部分可选择性地以任意组合被替换或者除去。当清洁和 / 或替换特定部分时, 装置可在再生工厂或者由外科团队在外科手术前立即重新组装以便后续使用。本领域普通技术人员将会理解, 装置的再生可利用用于拆卸、清洁 / 替换和重新装配的各种不同技术。所述技术的使用以及产生的再生装置都属于本申请的范围。

[0326] 优选地, 在这里所描述的本发明在外科手术前处理。首先得到新的或者使用过的器械, 如果可能的话, 对其进行清洁。器械然后可被灭菌。在一种灭菌技术中, 器械被放置在密闭并密封的容器中, 诸如塑料袋或者 TYVEK® 袋。容器和器械然后放置在可穿透容器的辐射场所中, 诸如 γ 射线、x- 射线或者高能电子。辐射杀死器械上和容器中的细菌。灭菌的器械然后可存在在灭菌容器中。密封容器保持器械无菌, 直到其在医疗场合被打开。

[0327] 声称通过引用而包含在本申请中的任何专利、出版物或者其他形式的公开材料, 全部或部分, 在本文中仅仅包含到所包含的材料不与在本申请中阐明的现有定义、陈述或者其他公开材料相矛盾的程度。这样, 并且在需要的程度, 在本文中明确阐明的公开内容代替了任何通过引用而包含在本申请中的相矛盾的材料。声称通过引用而包含在本申请中但与现有定义、陈述或者其他公开材料相矛盾的任何材料或者其部分仅仅包含到不引起所包含的材料与现有公开材料不相矛盾的程度。

[0328] 试图保护的本发明不被解释为由所公开的特定实施方式所限定或限制的内容。因此这些实施方式被认为是示意性的而不是限制性的。可在不脱离本发明的精神和范围的情况下对其进行变化和改变。因此, 清楚的是落入由权利要求书所限定的本发明的精神和范围内的所有这些等同物、变化和改变由此而被包括。

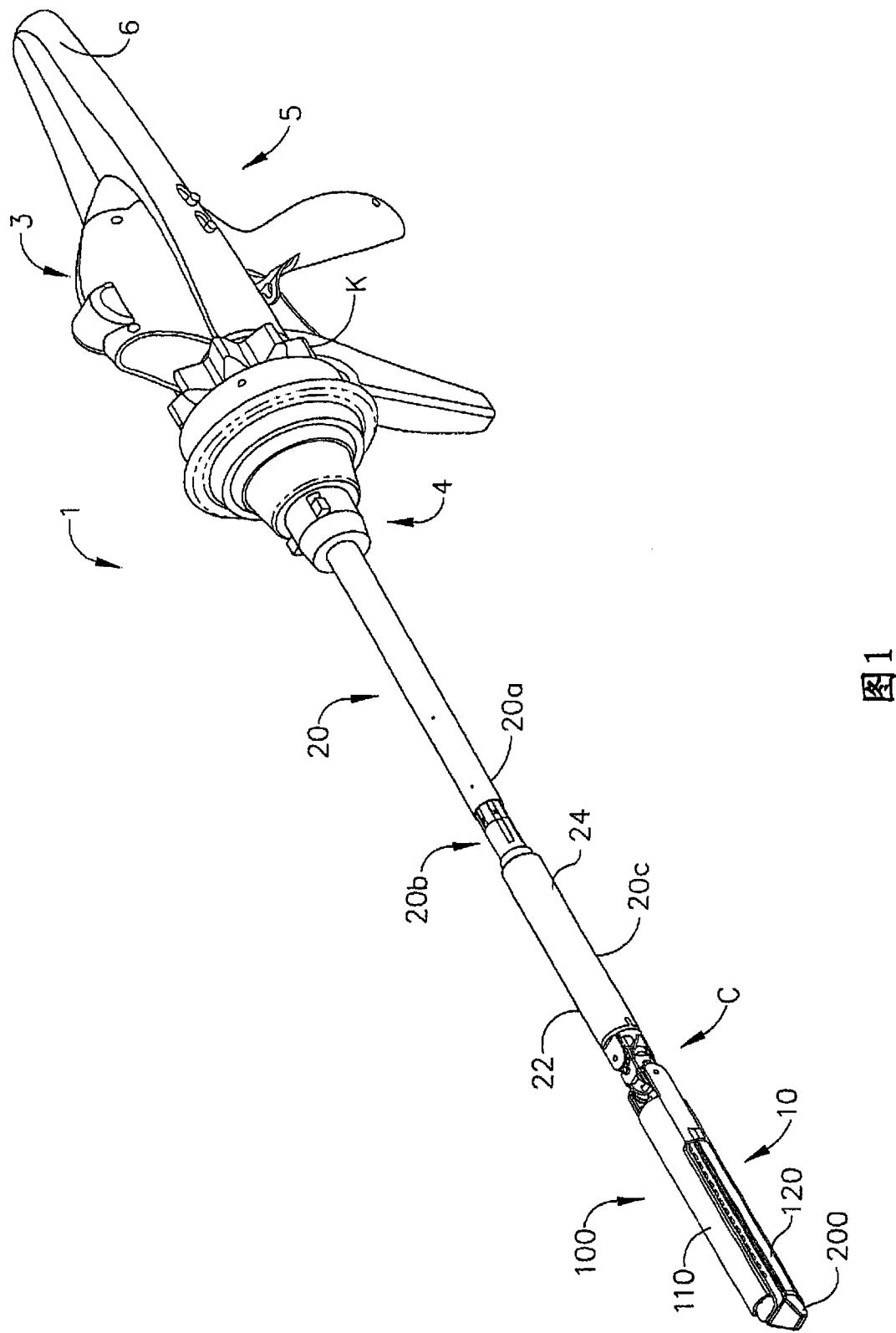


图1

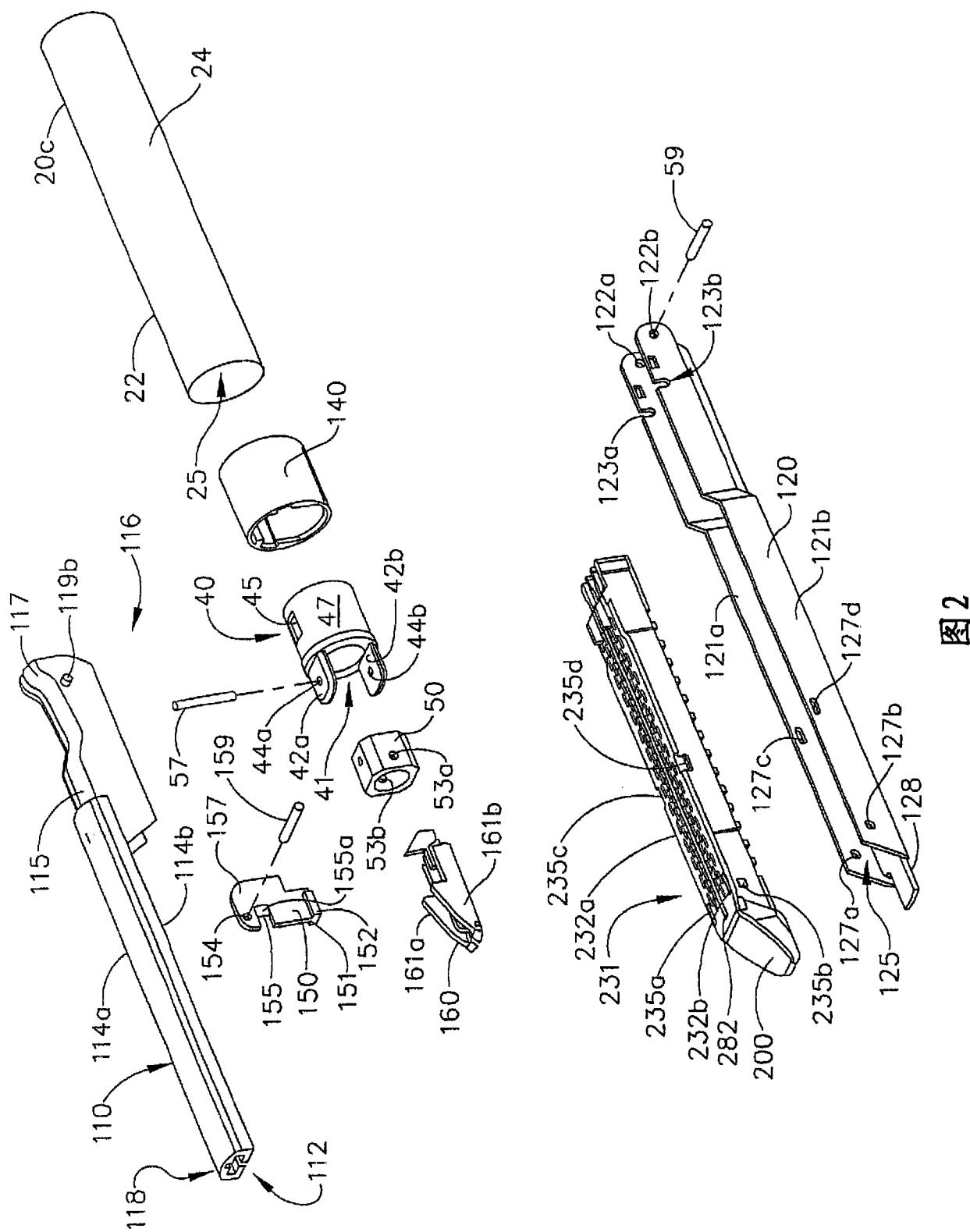


图2

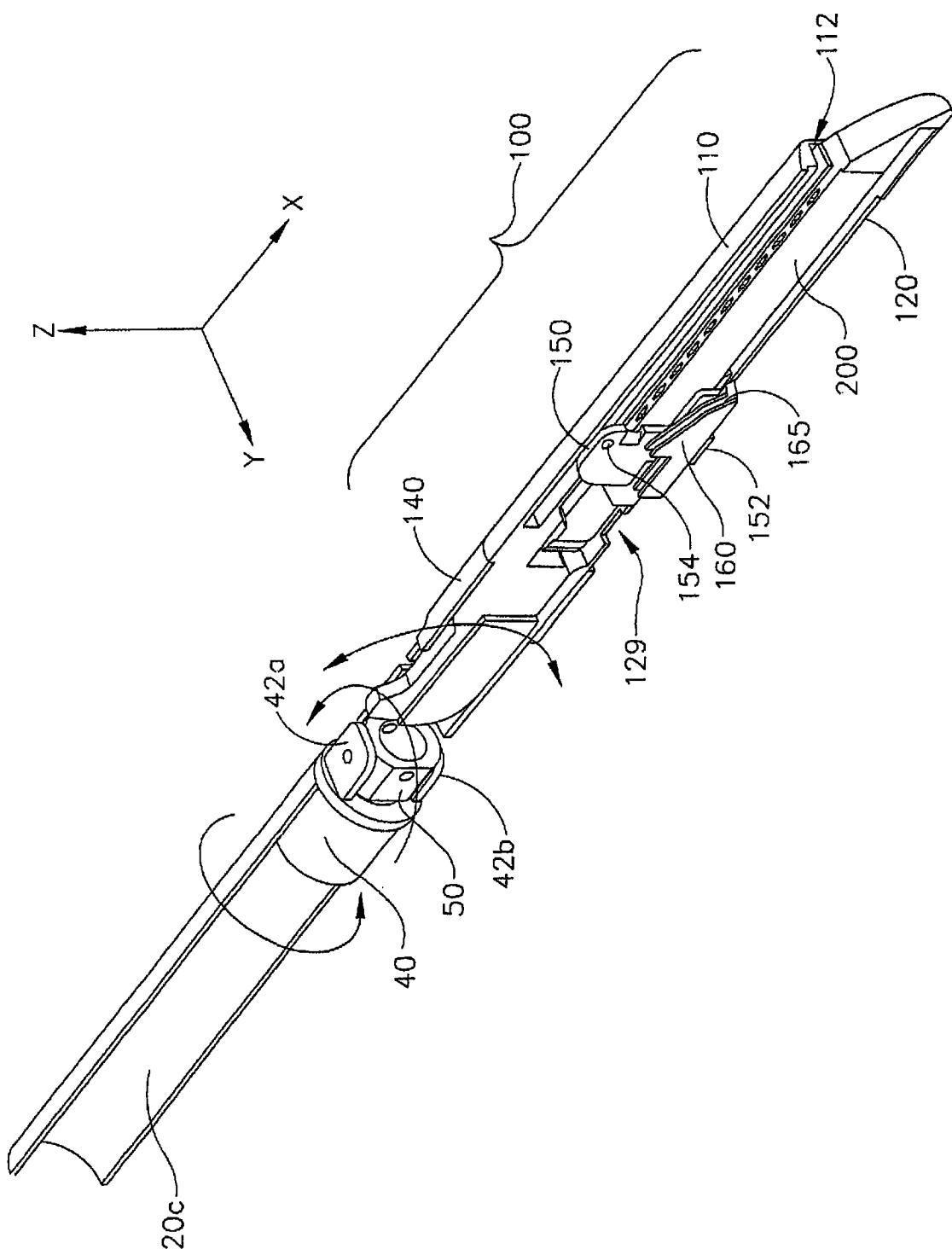


图 3

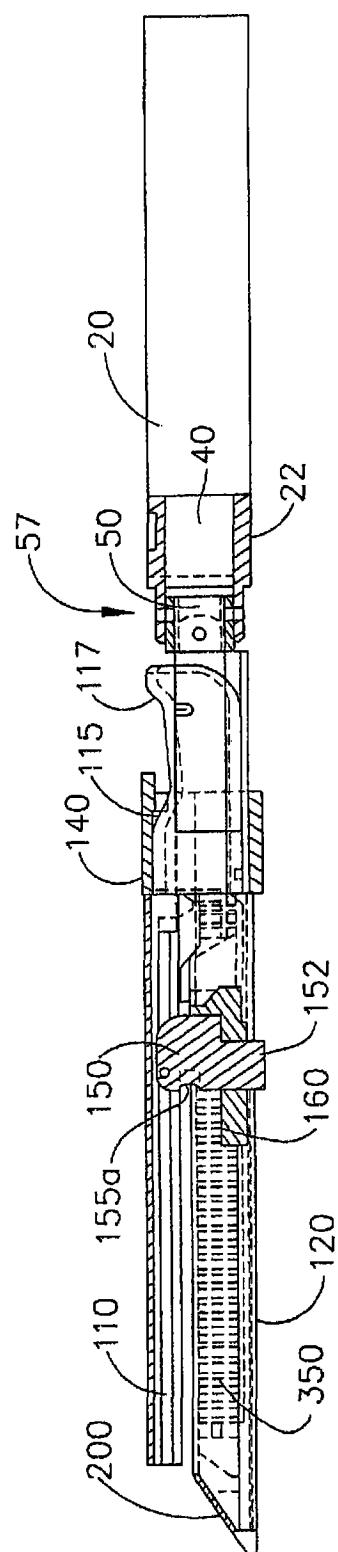


图4

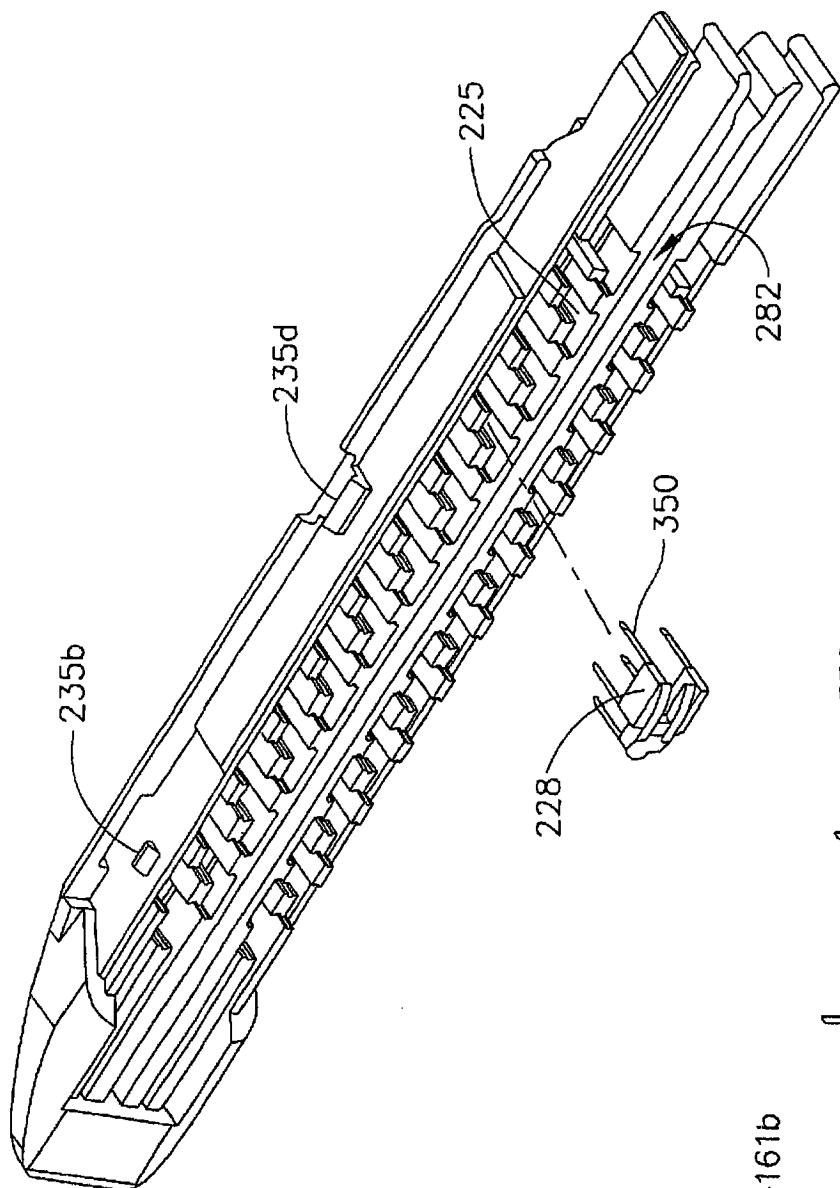


图 5

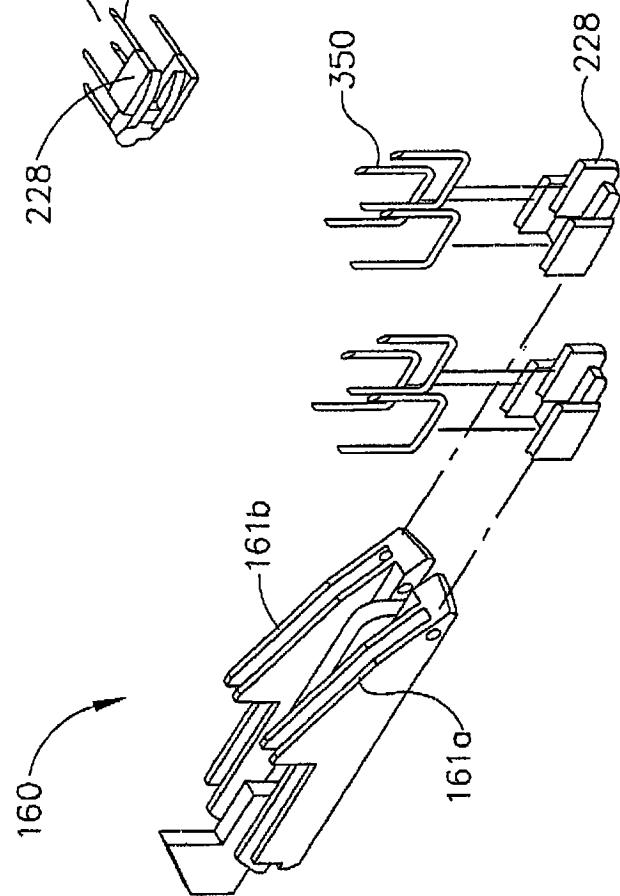


图 6

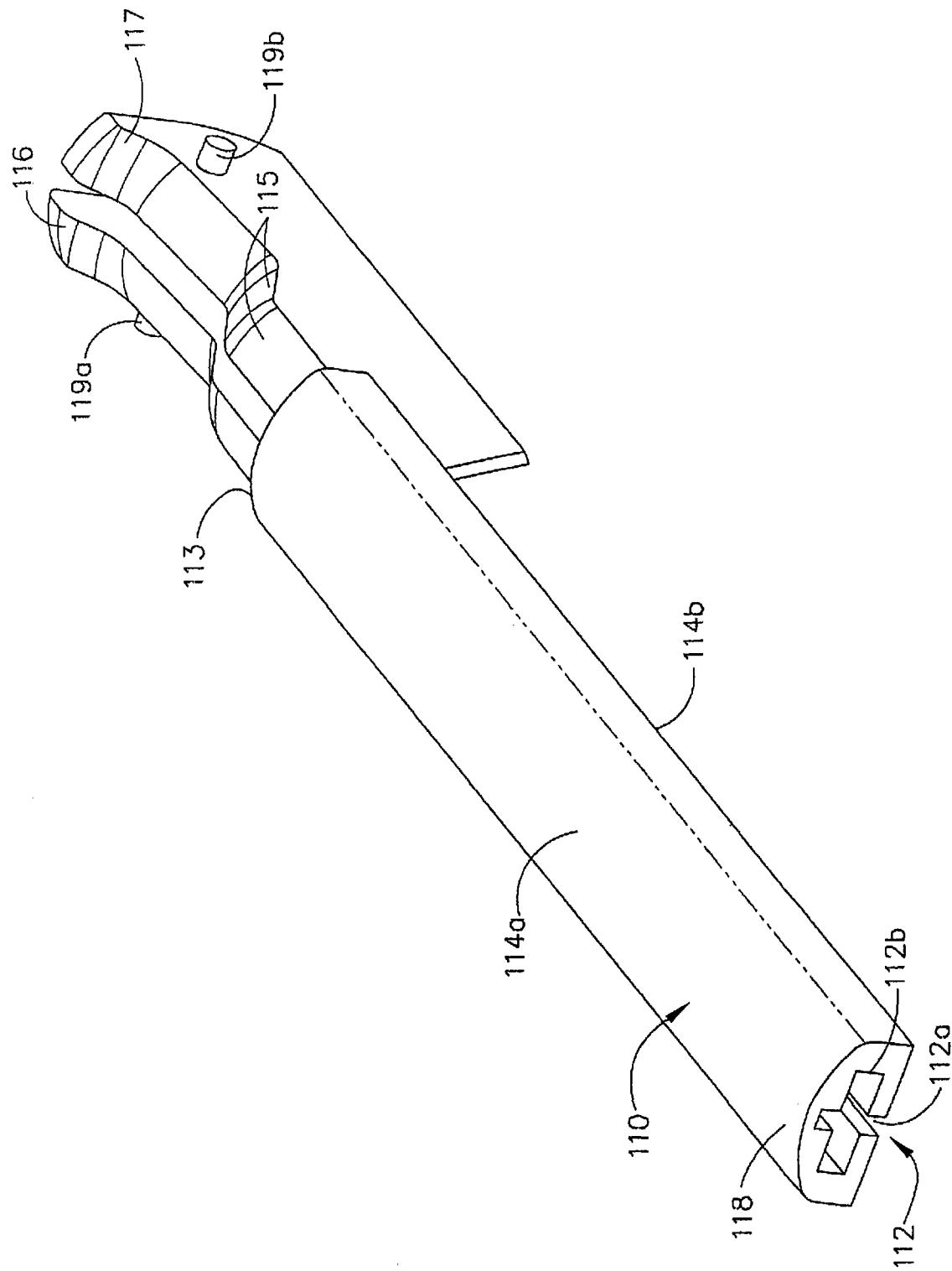


图7

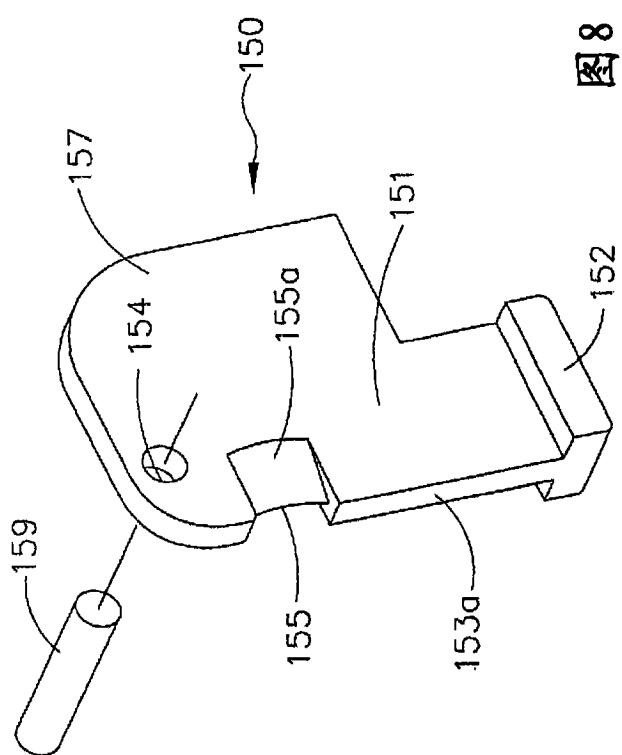


图 8

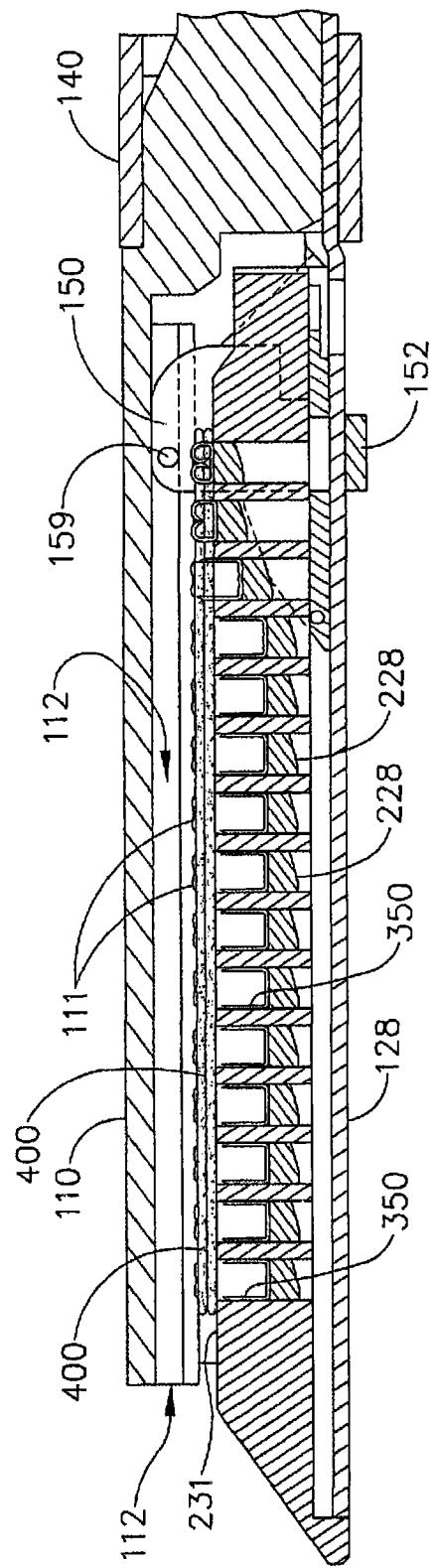
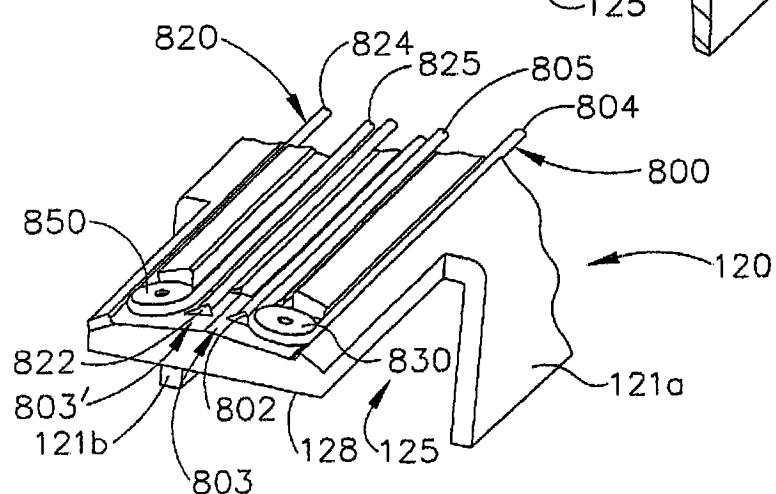
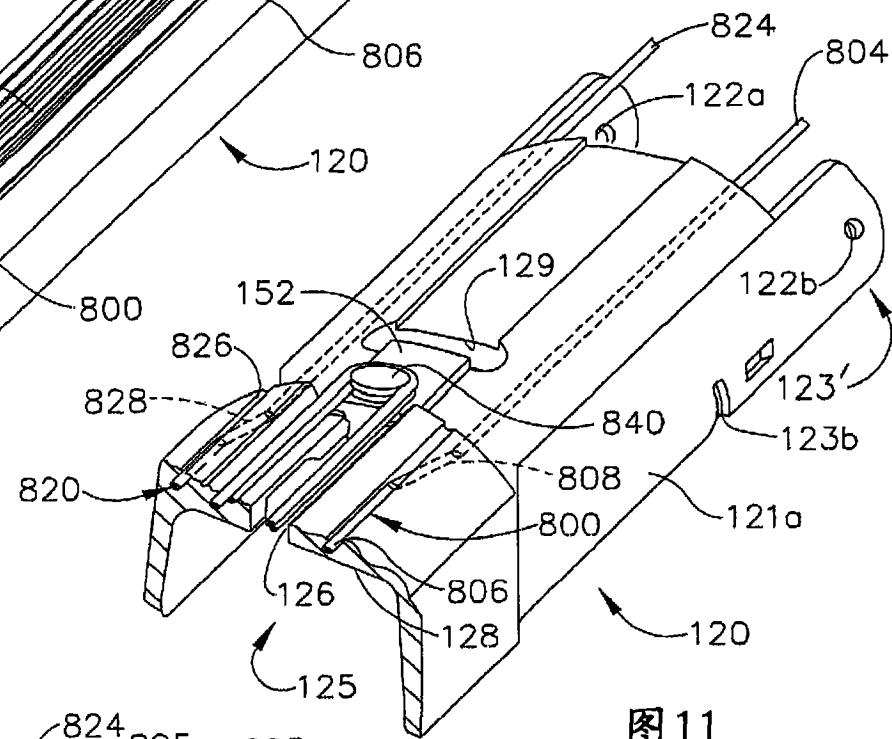
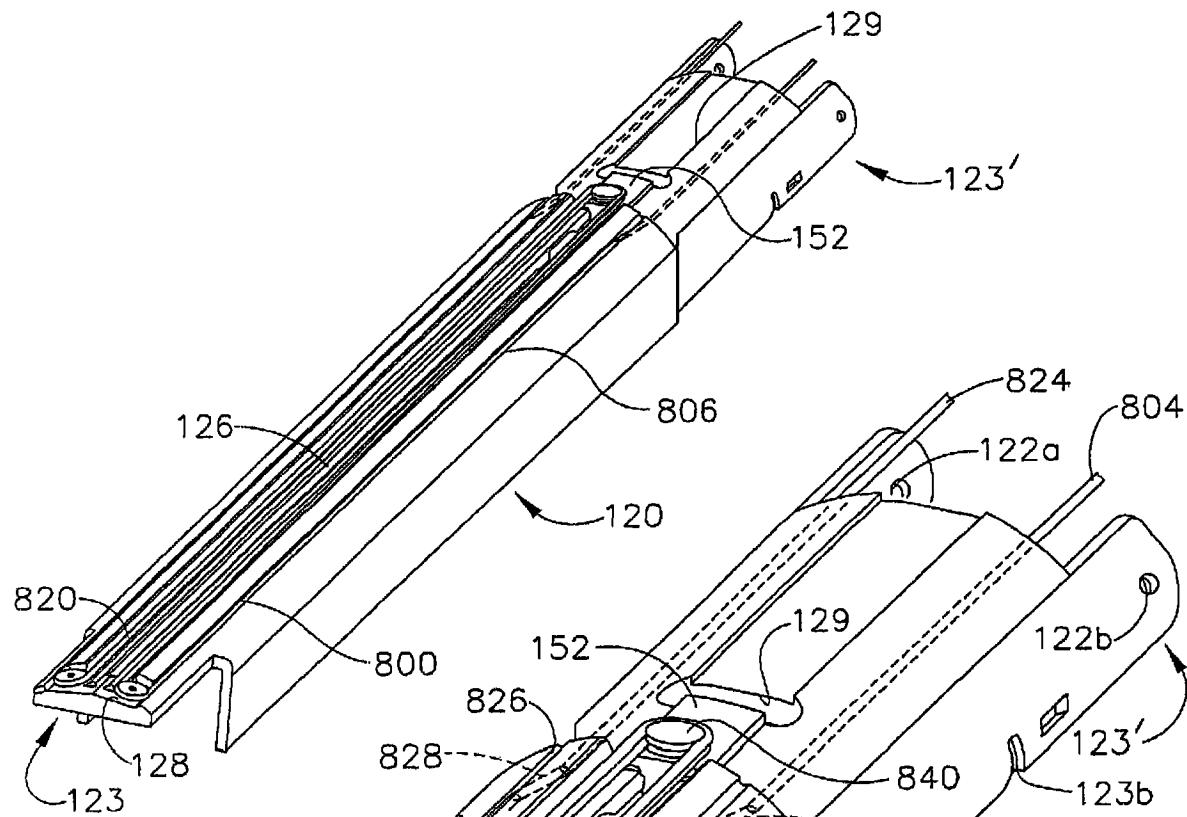


图 9



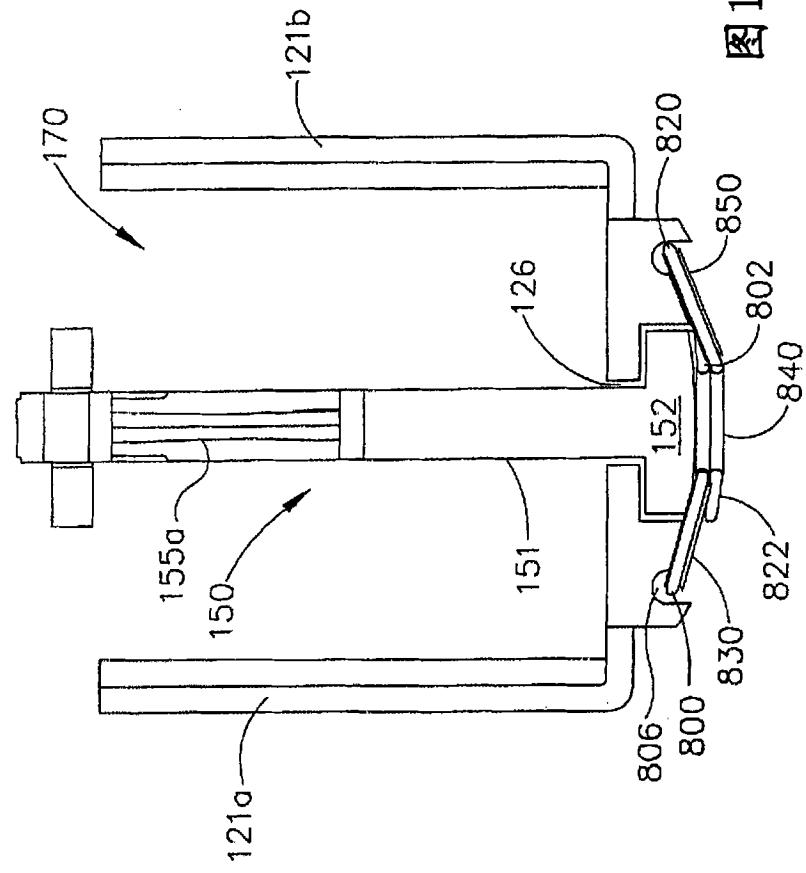


图 13

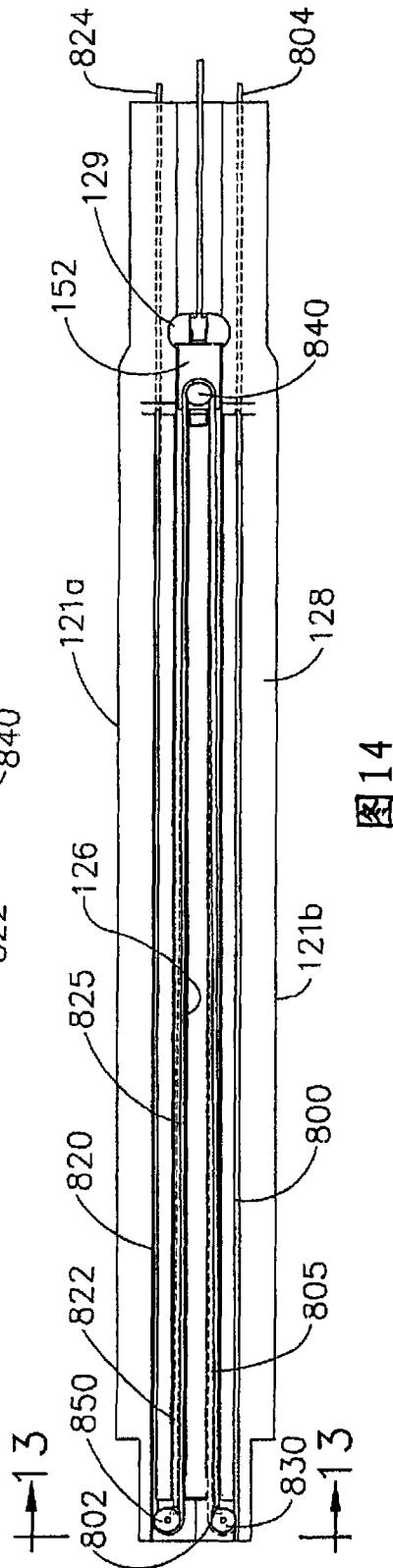


图 14

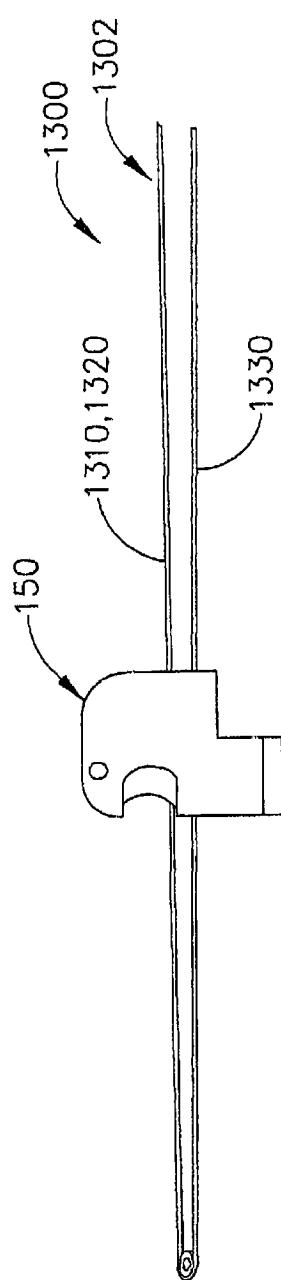


图15

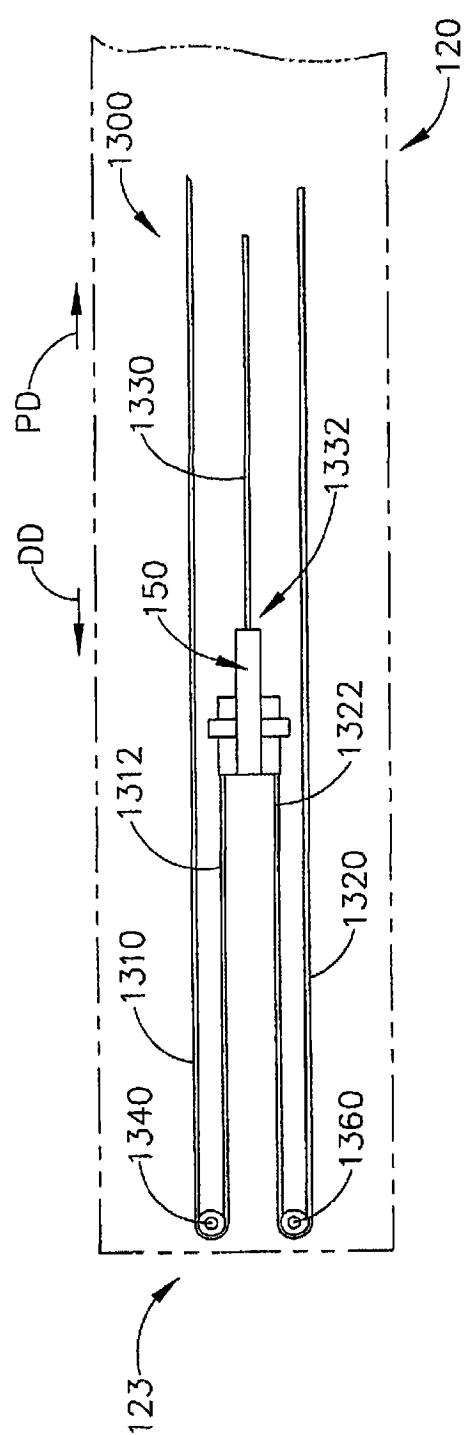


图16

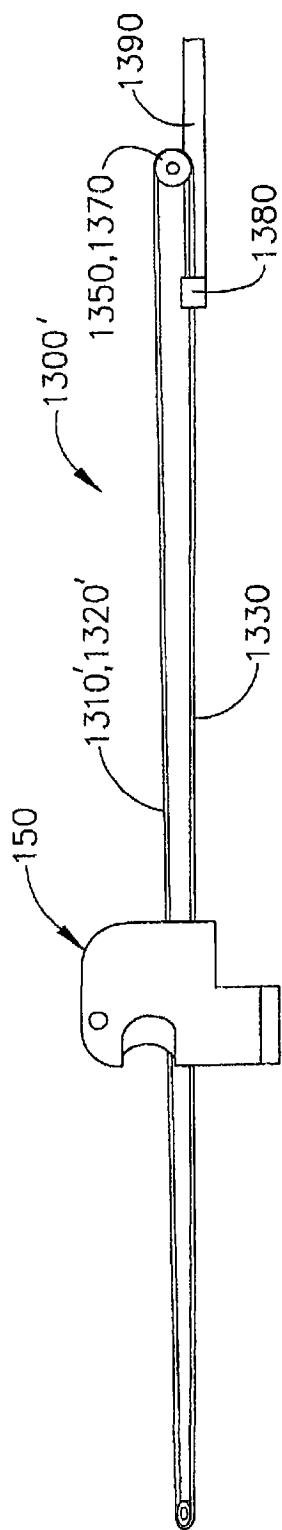


图 15A

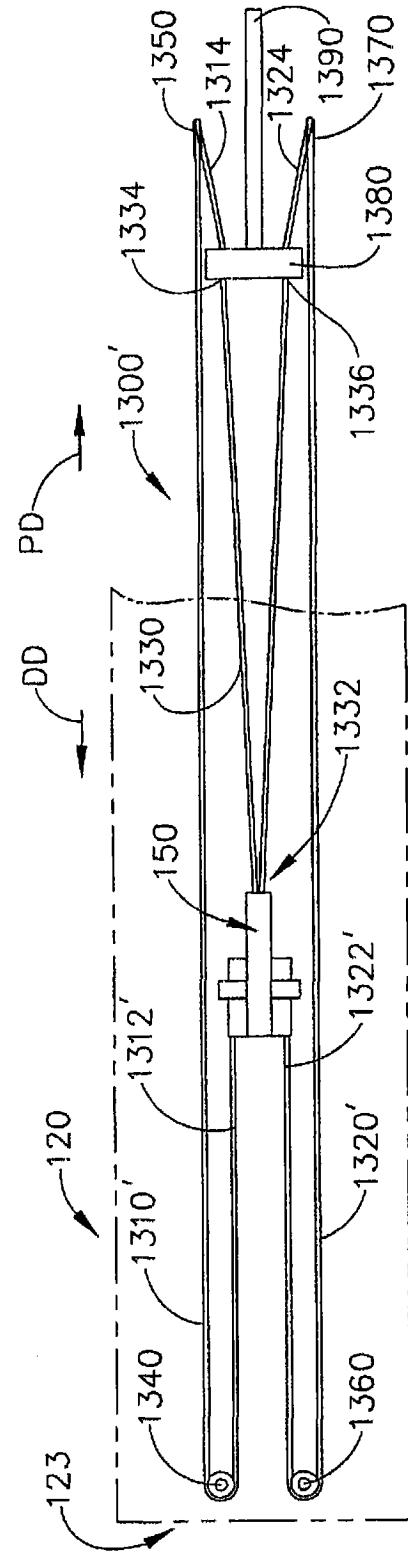


图 16A

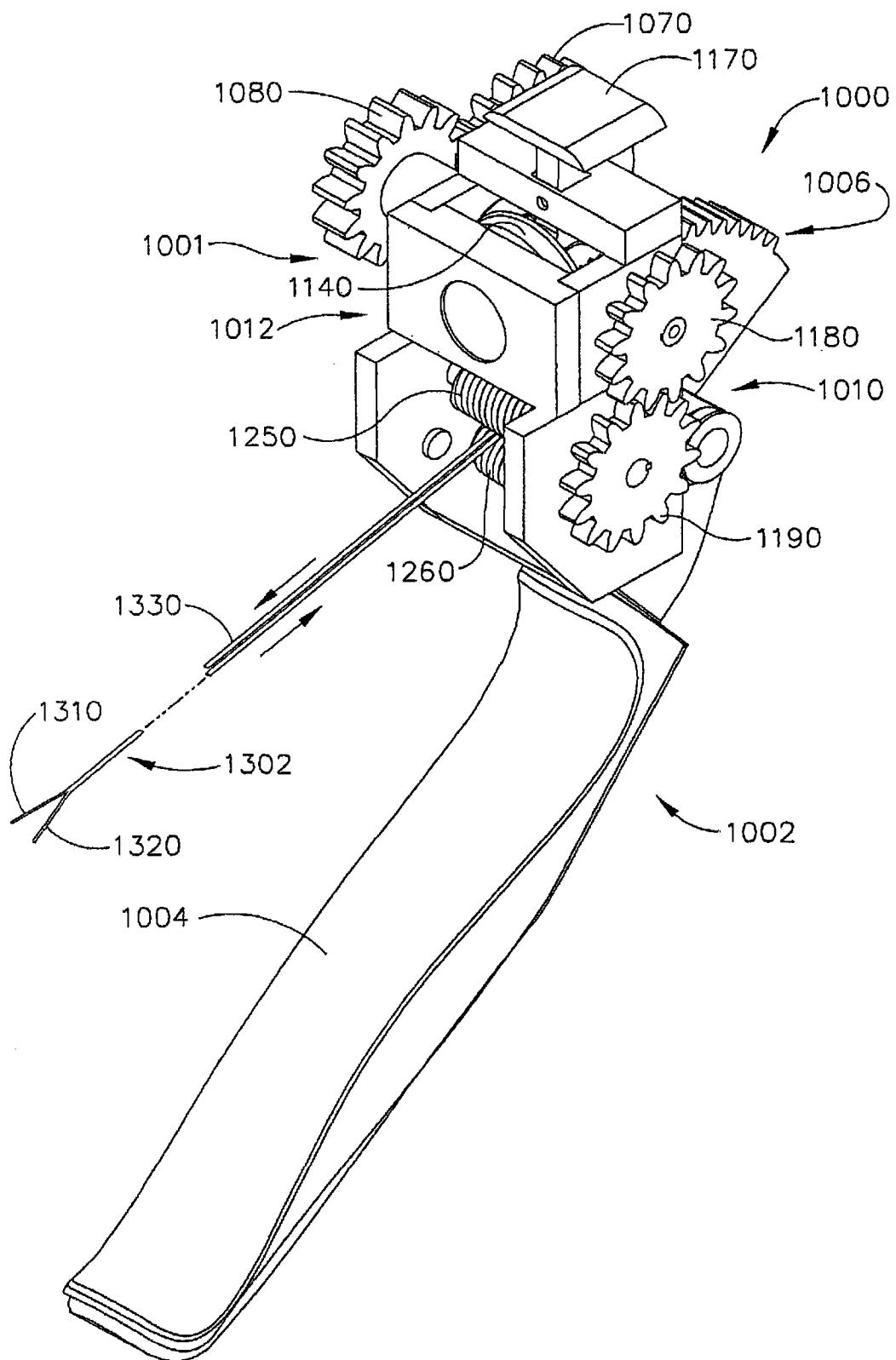


图 17

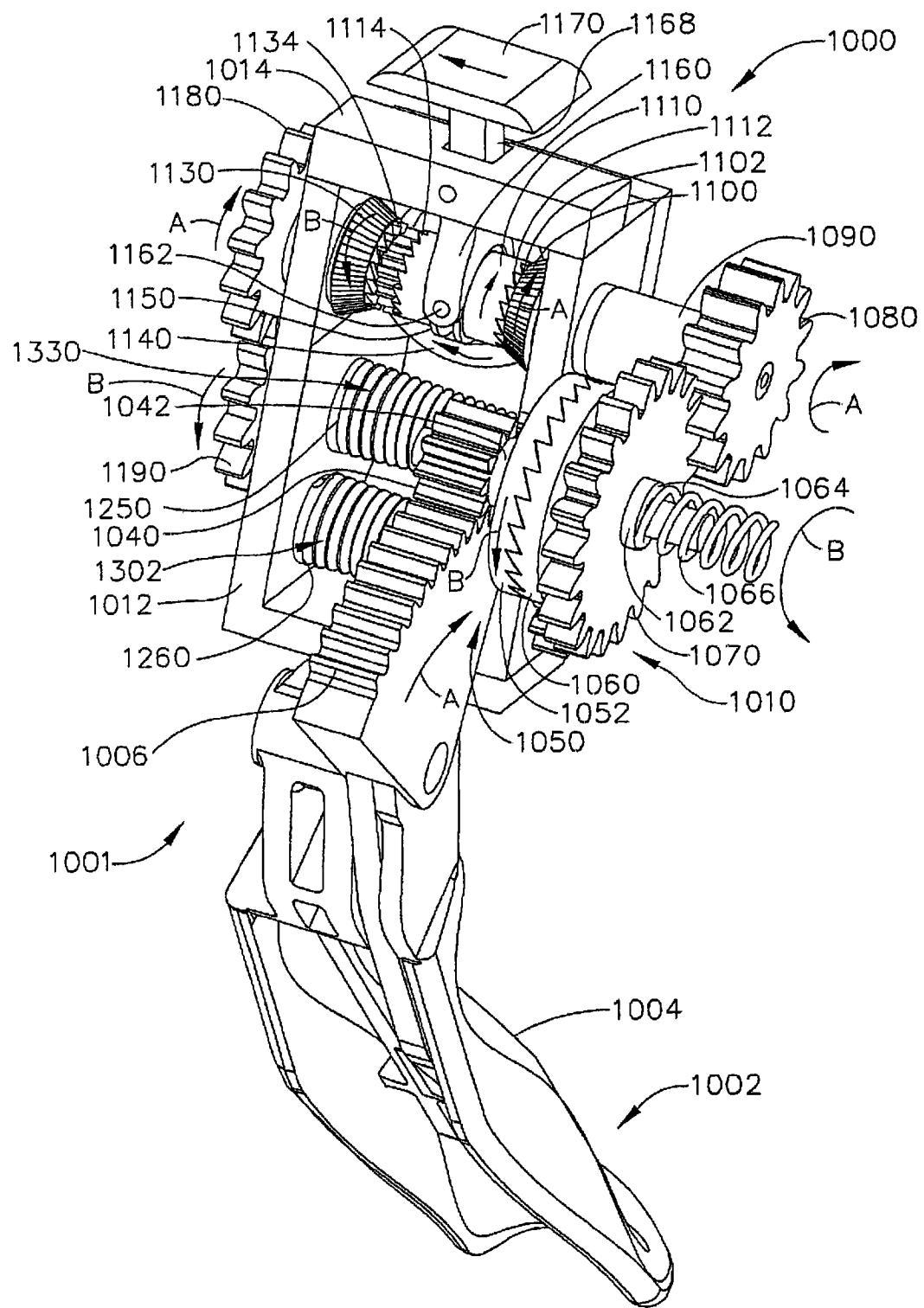


图 18

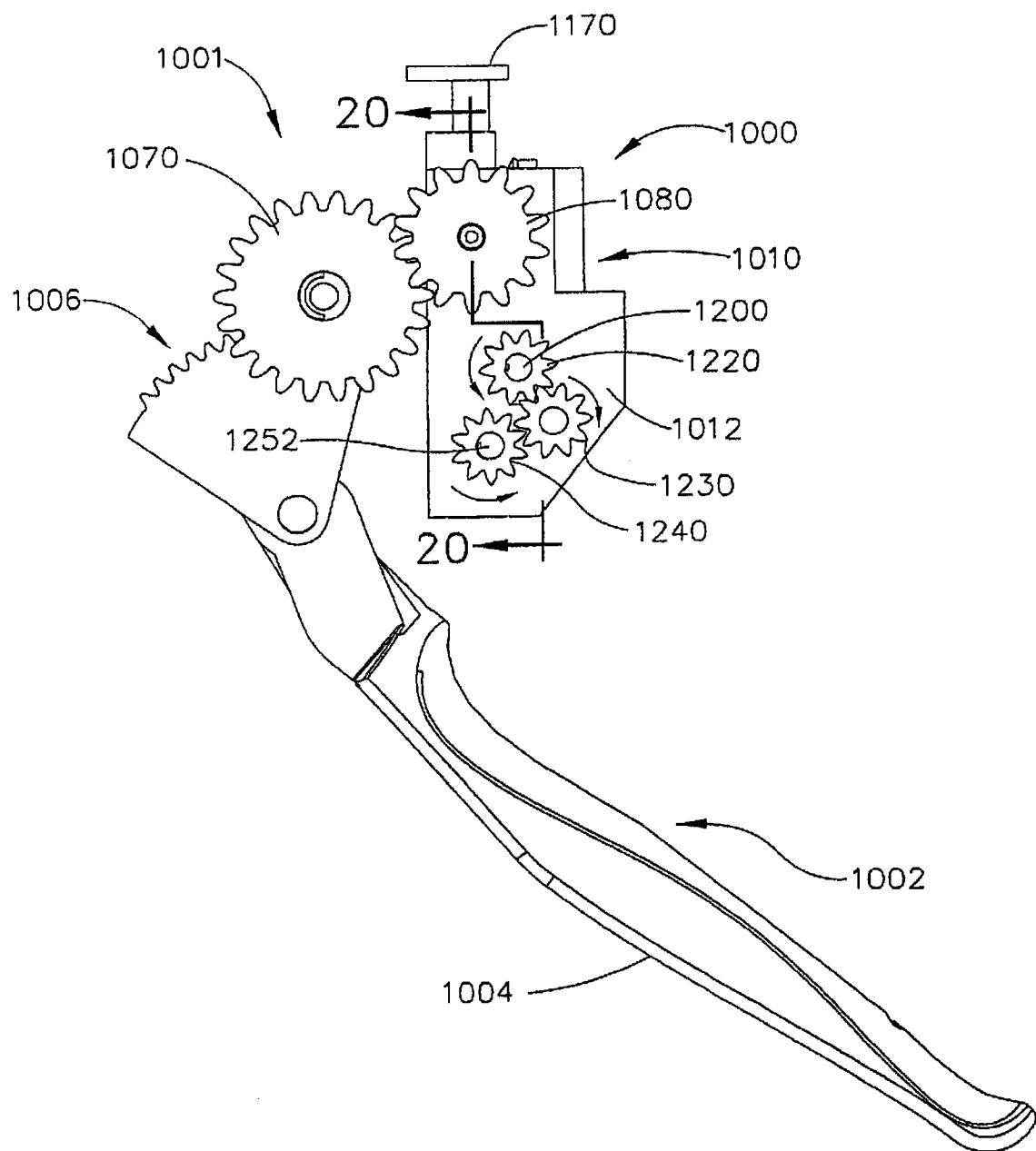


图 19

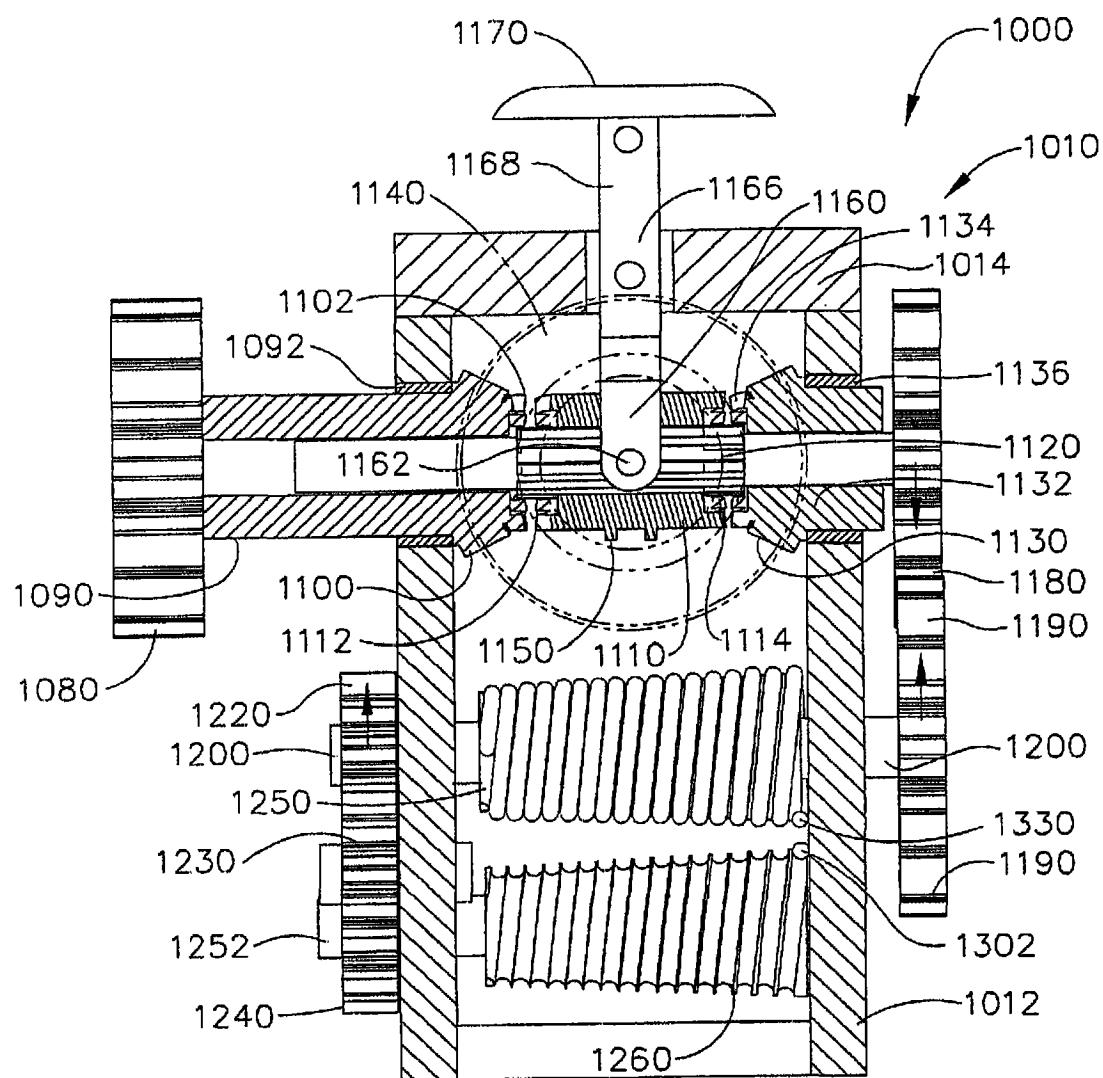


图 20

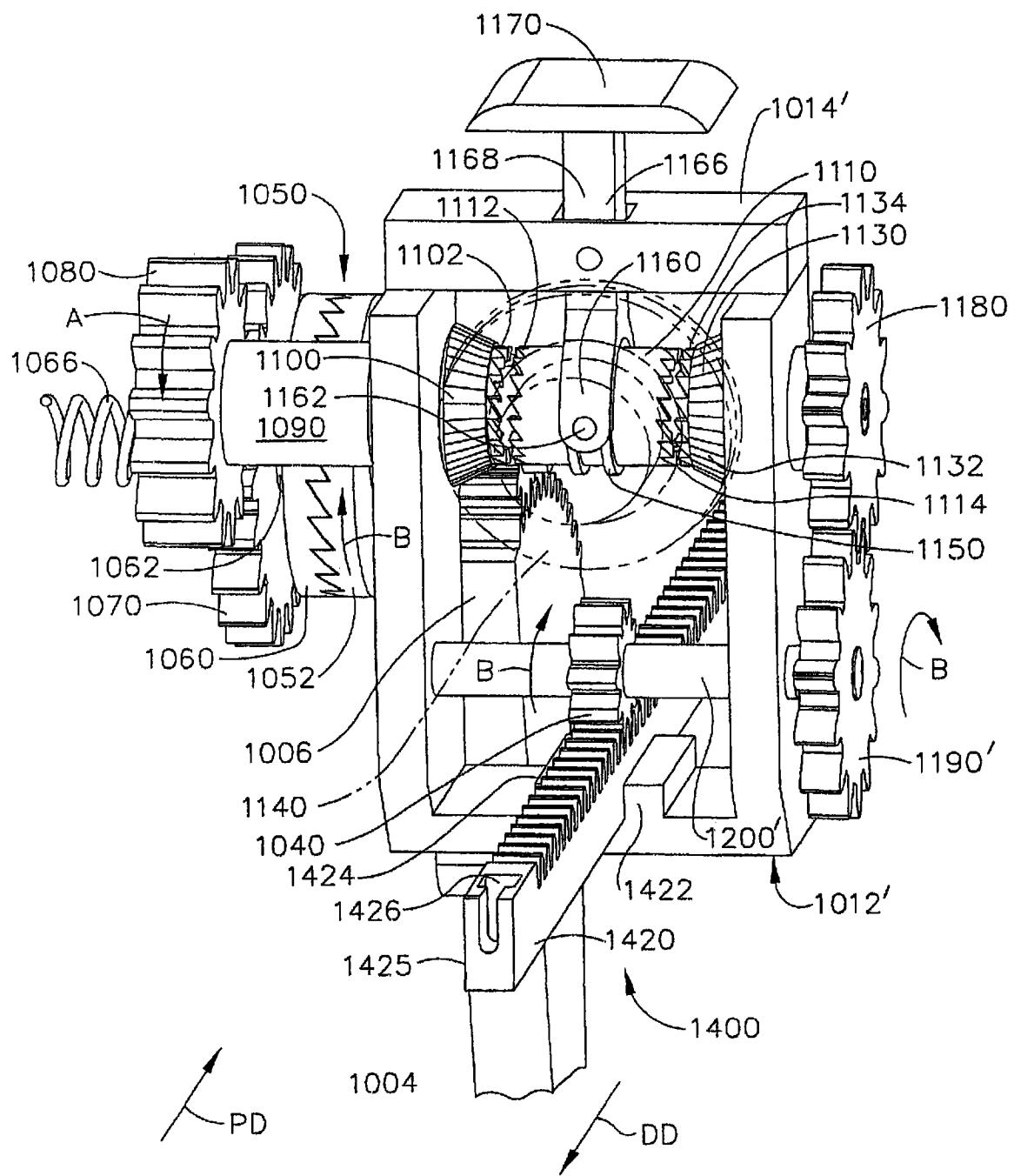


图 21

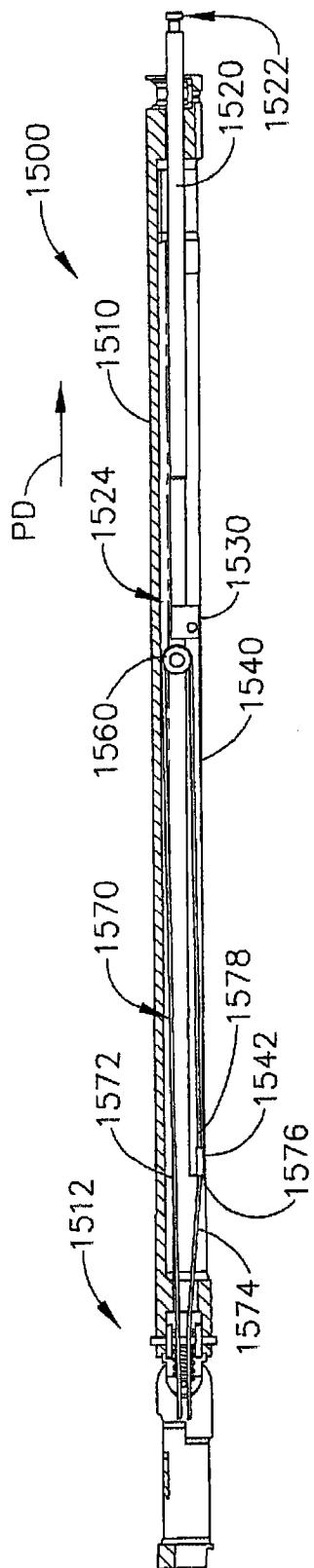


图 22

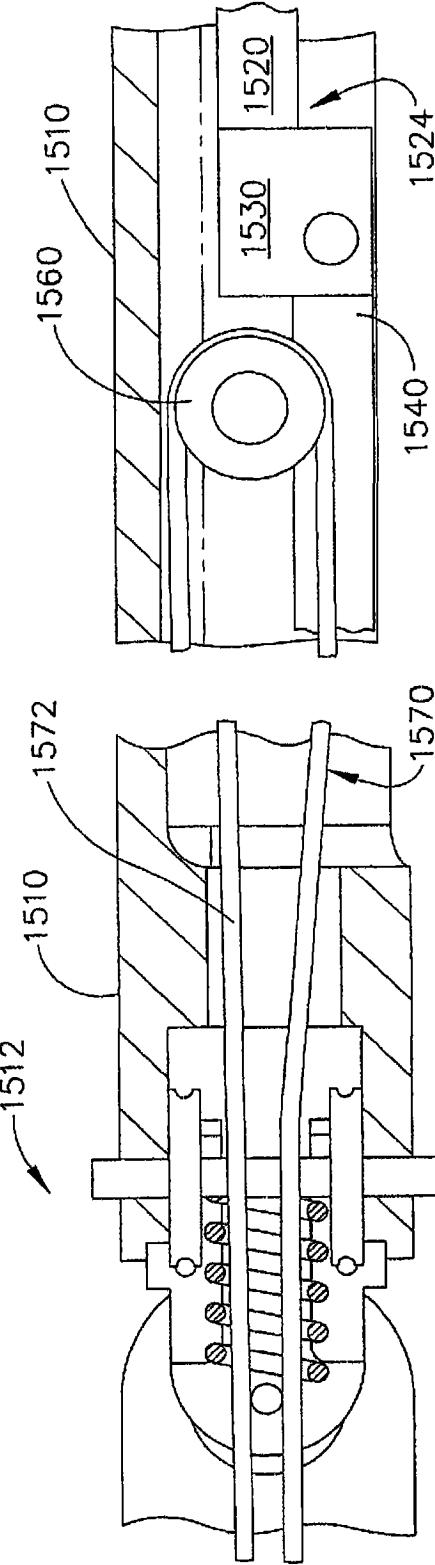


图 23

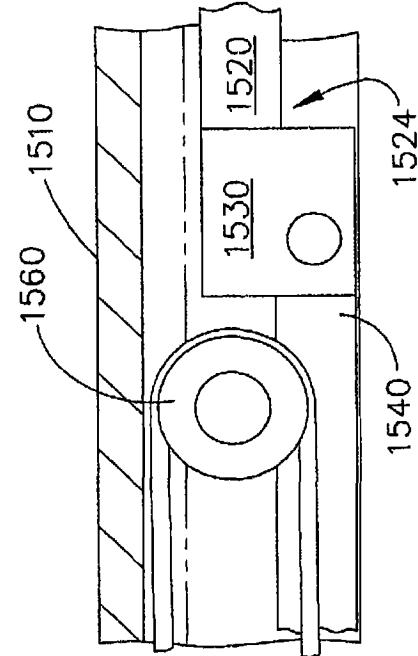


图 24

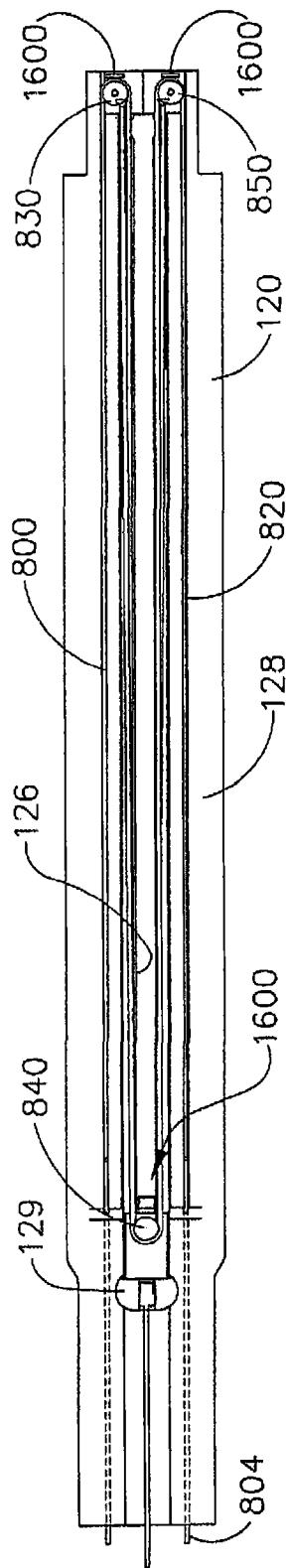


图 25

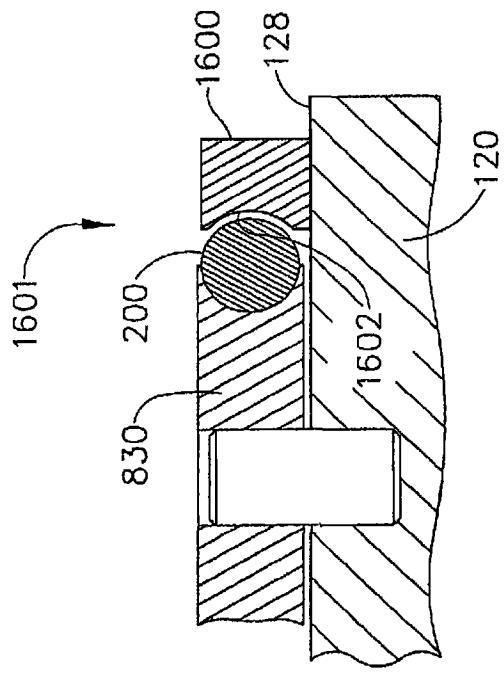


图 27

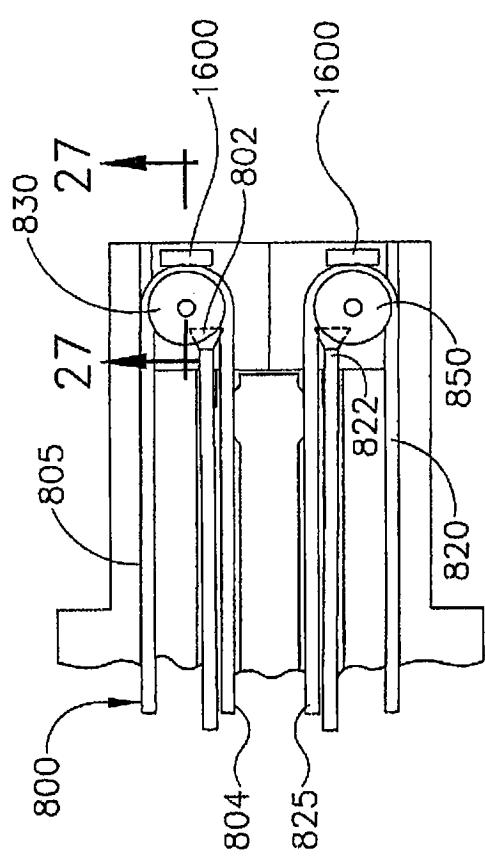


图 26

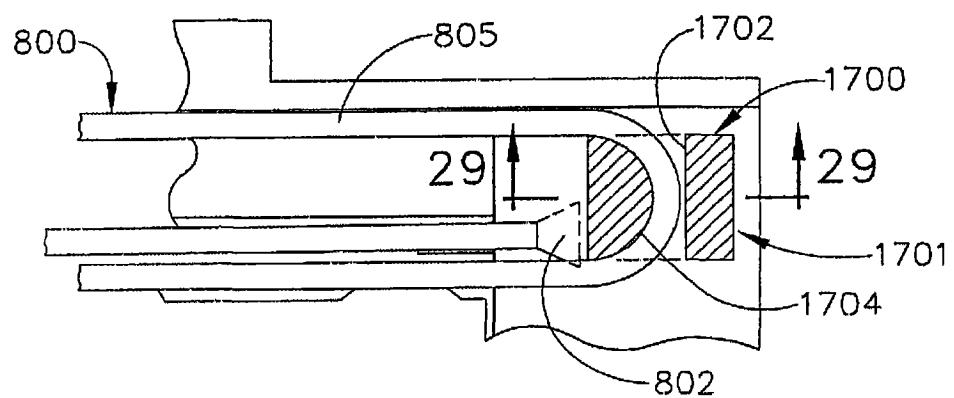


图 28

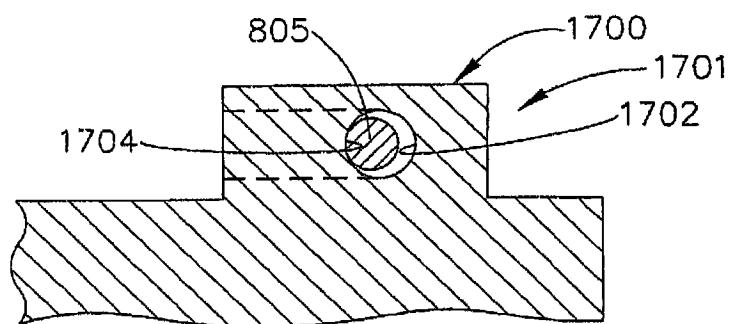


图 29

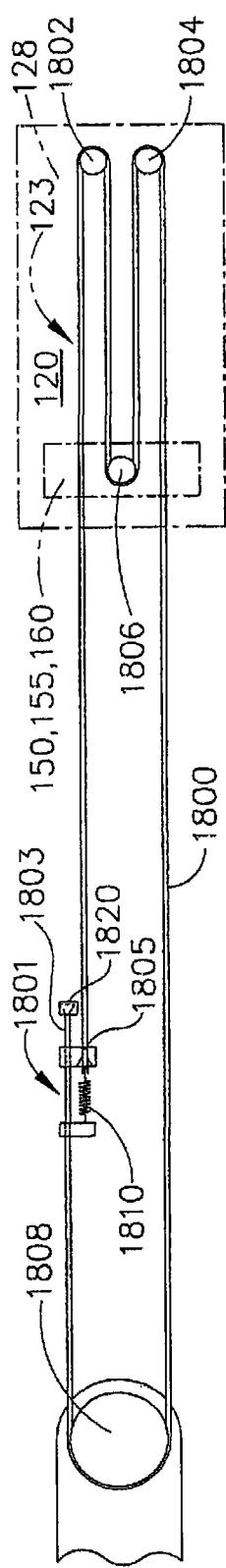


图 30

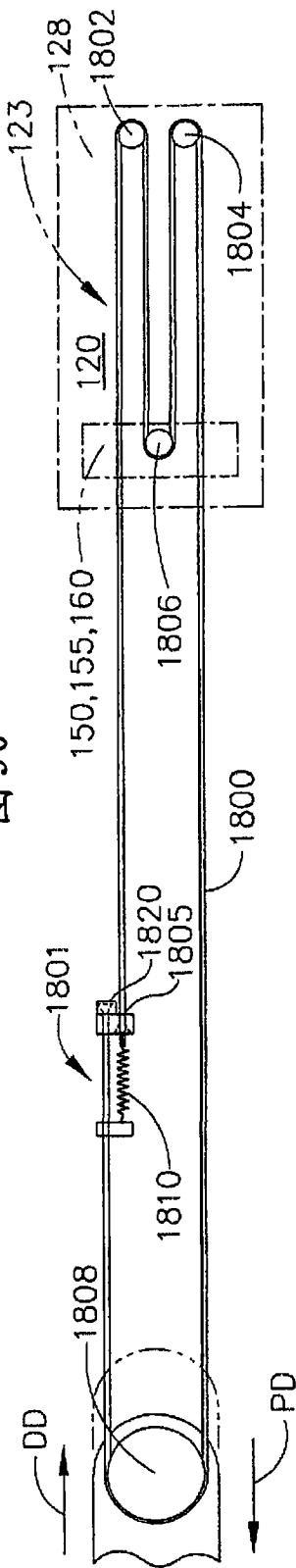


图 31

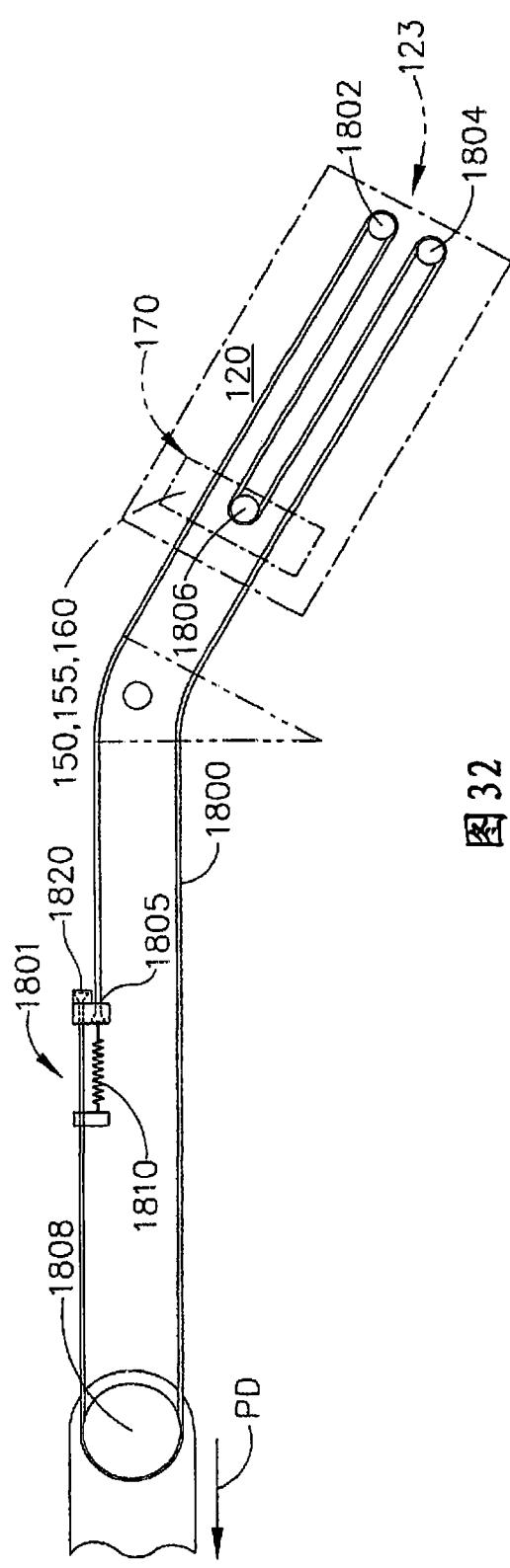


图 32

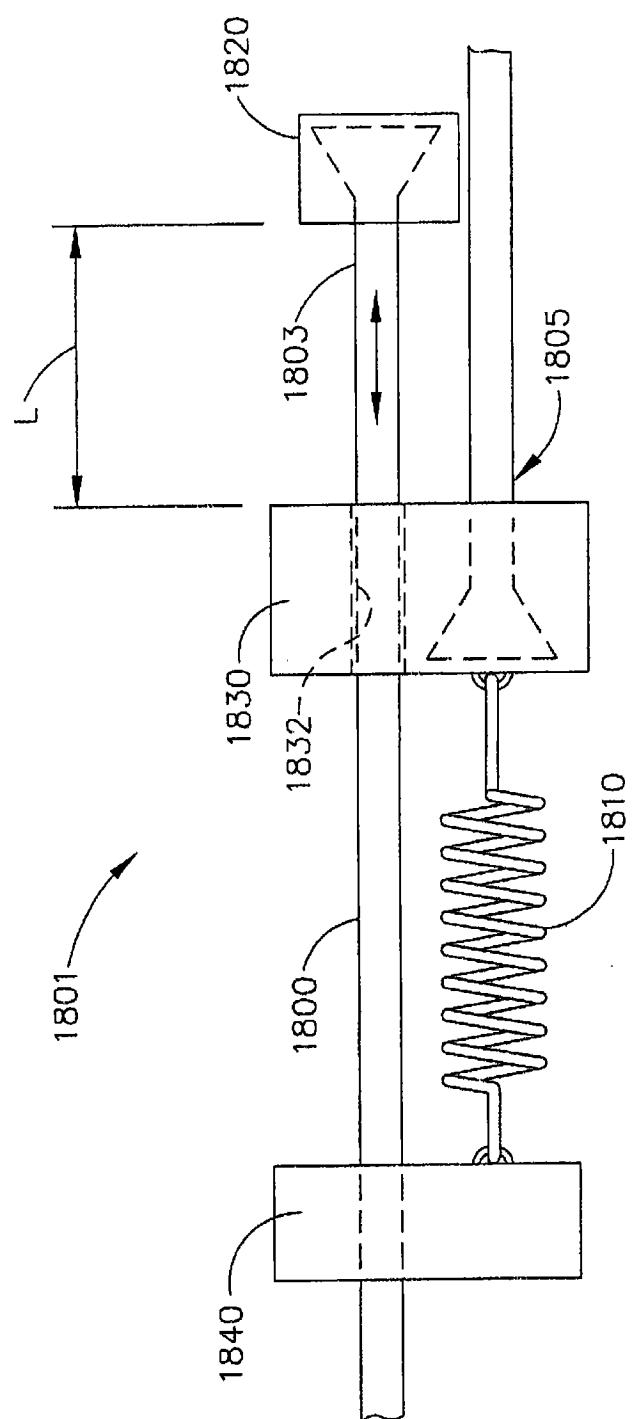


图 33

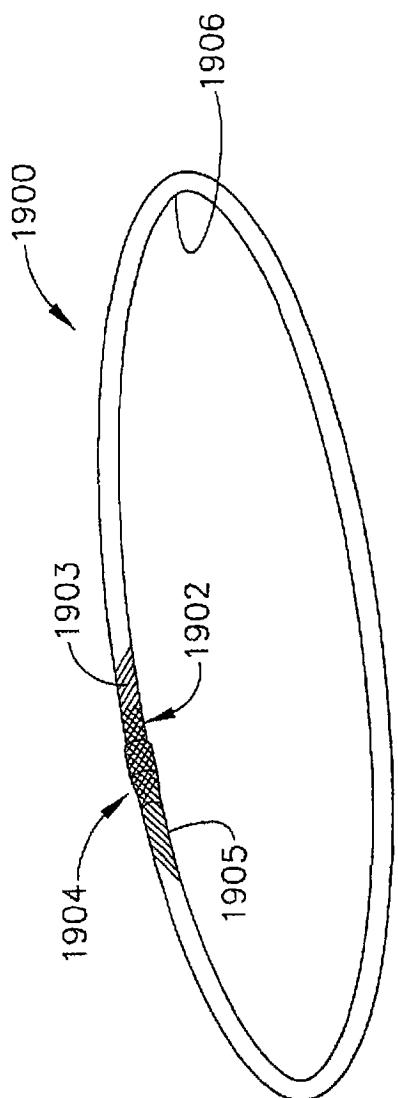


图 34

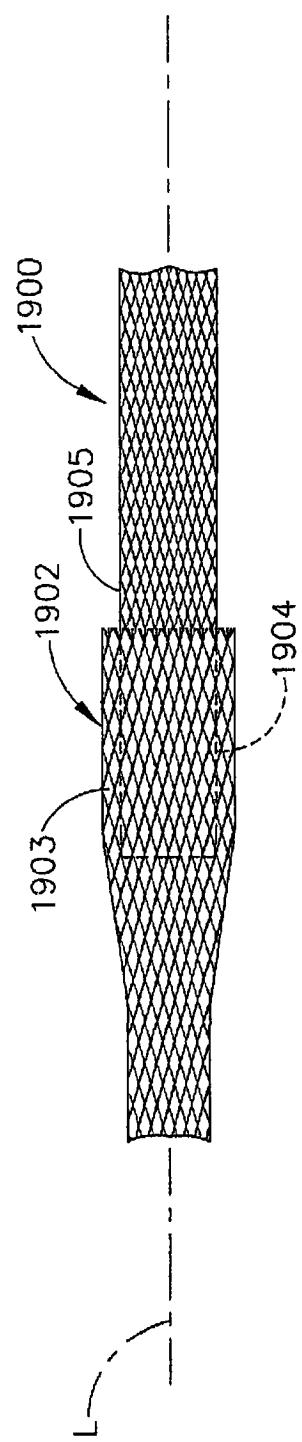


图 35

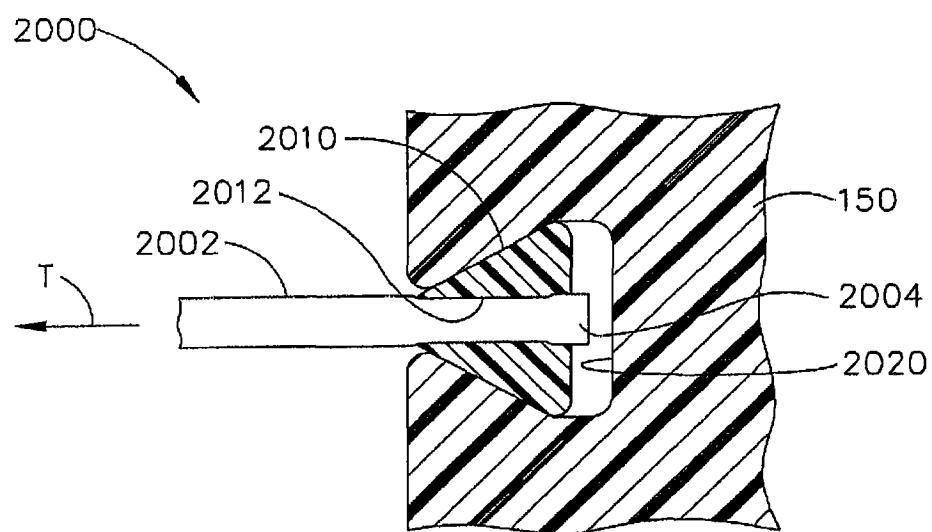


图 36

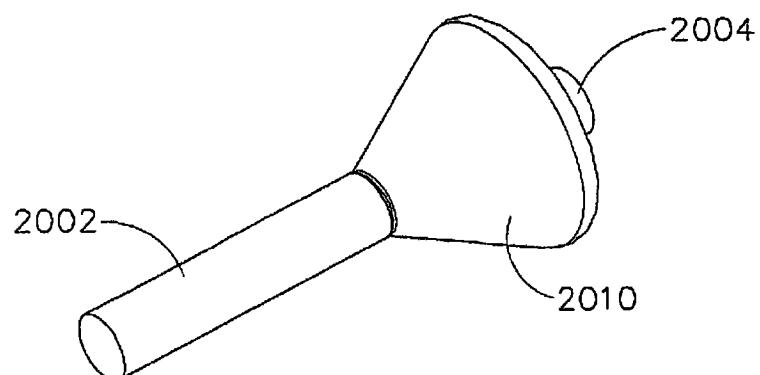


图 37

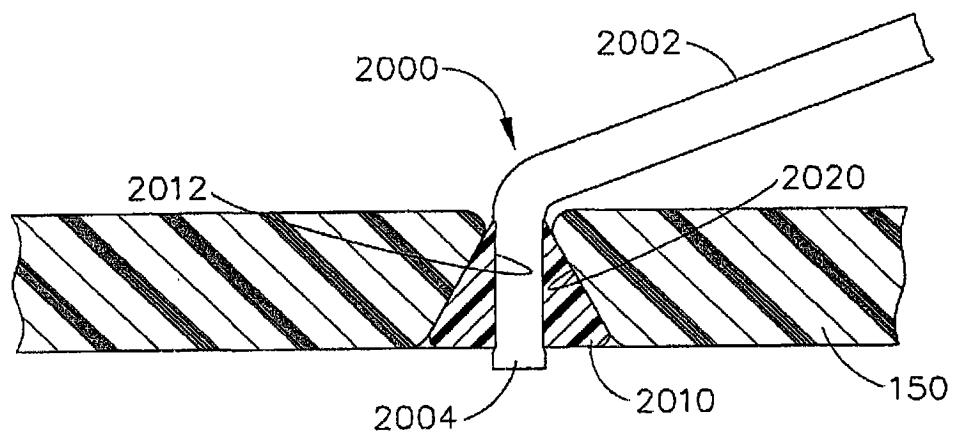


图 38

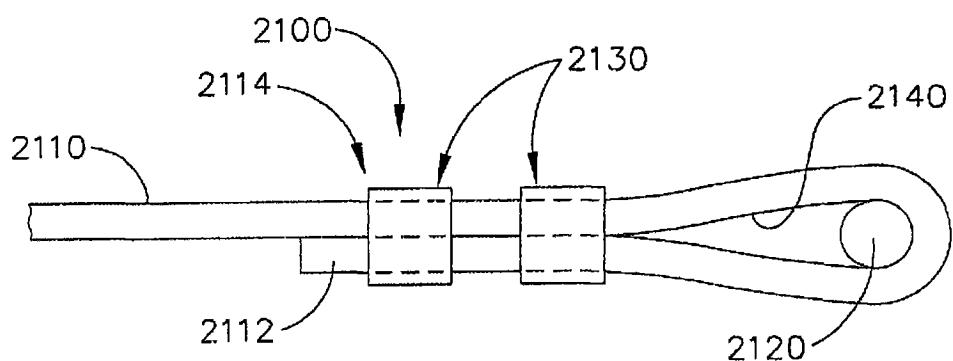


图 39

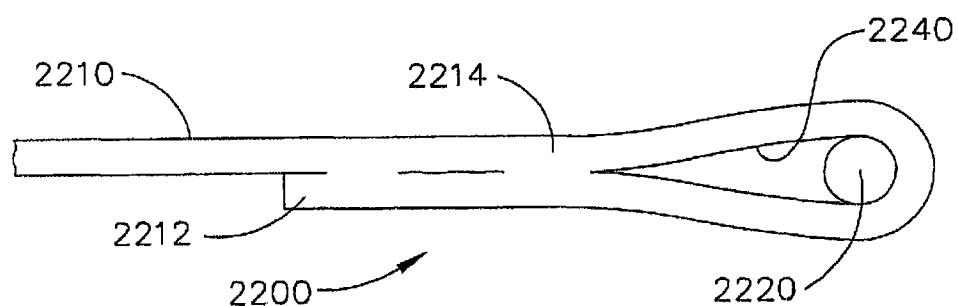


图 40

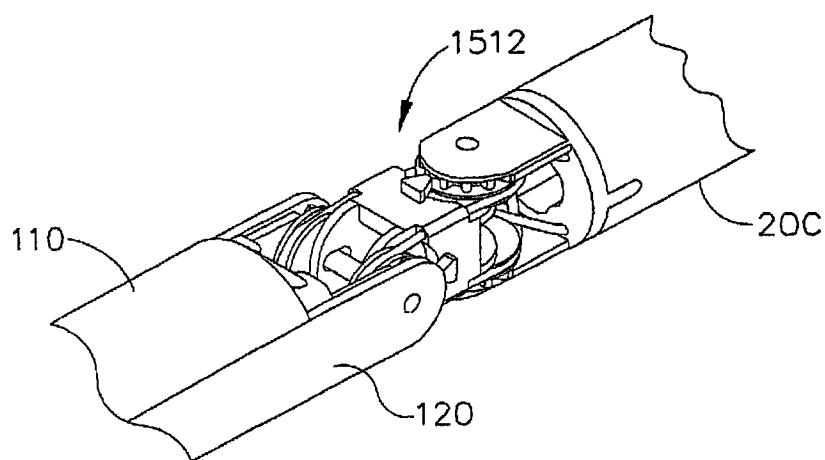


图 41

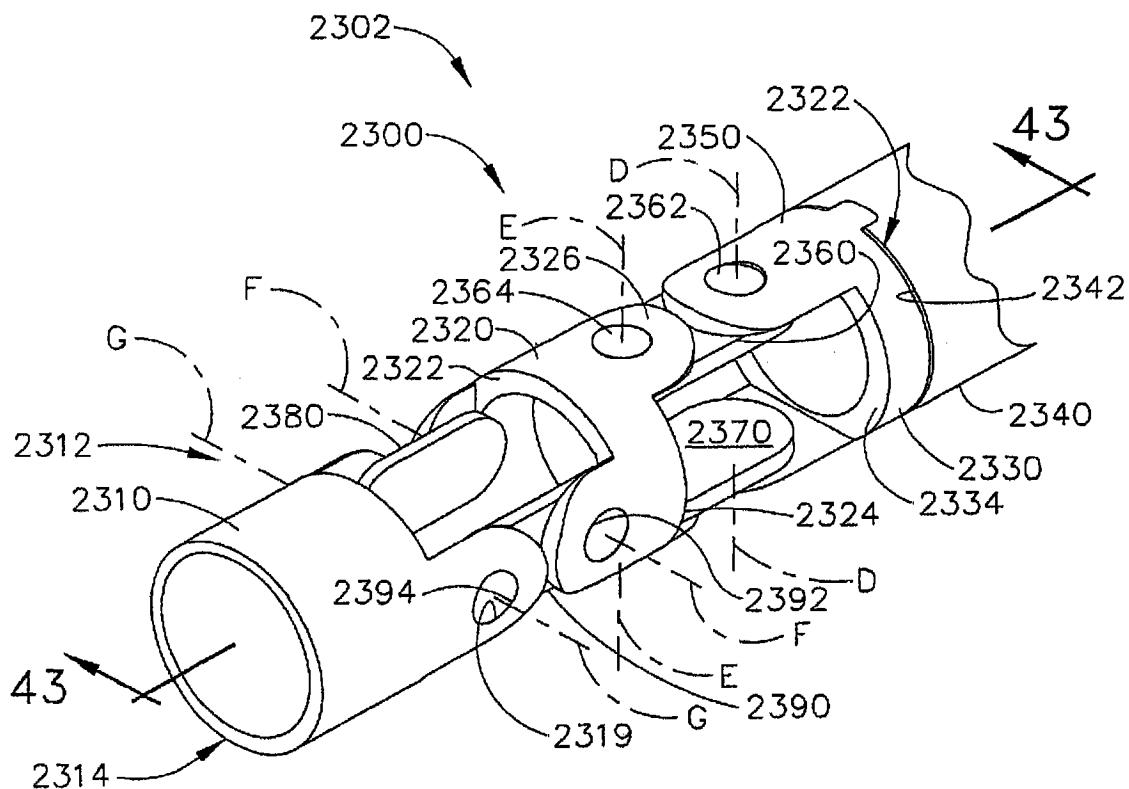


图 42

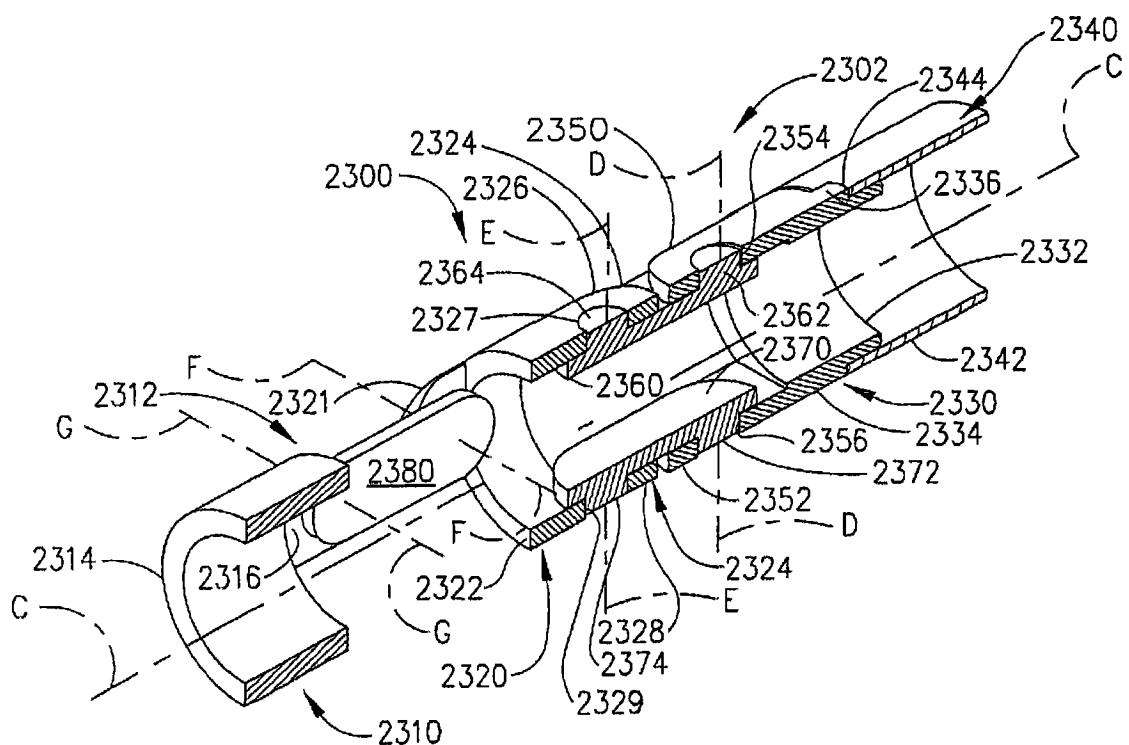


图 43

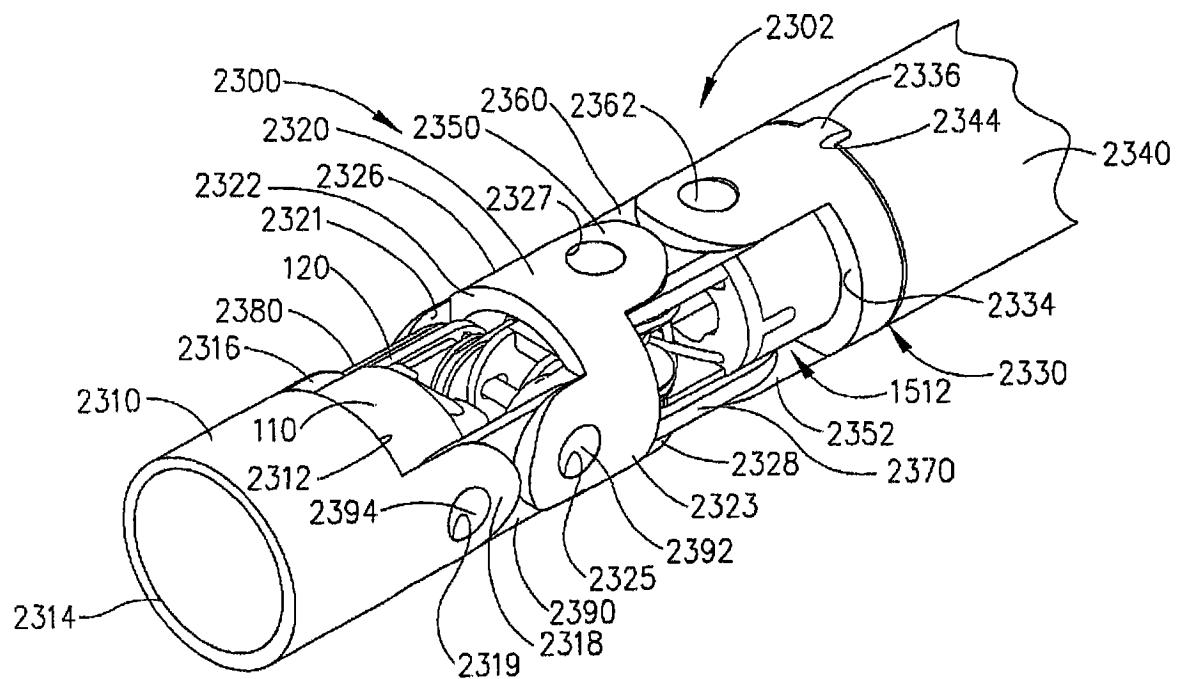


图 44

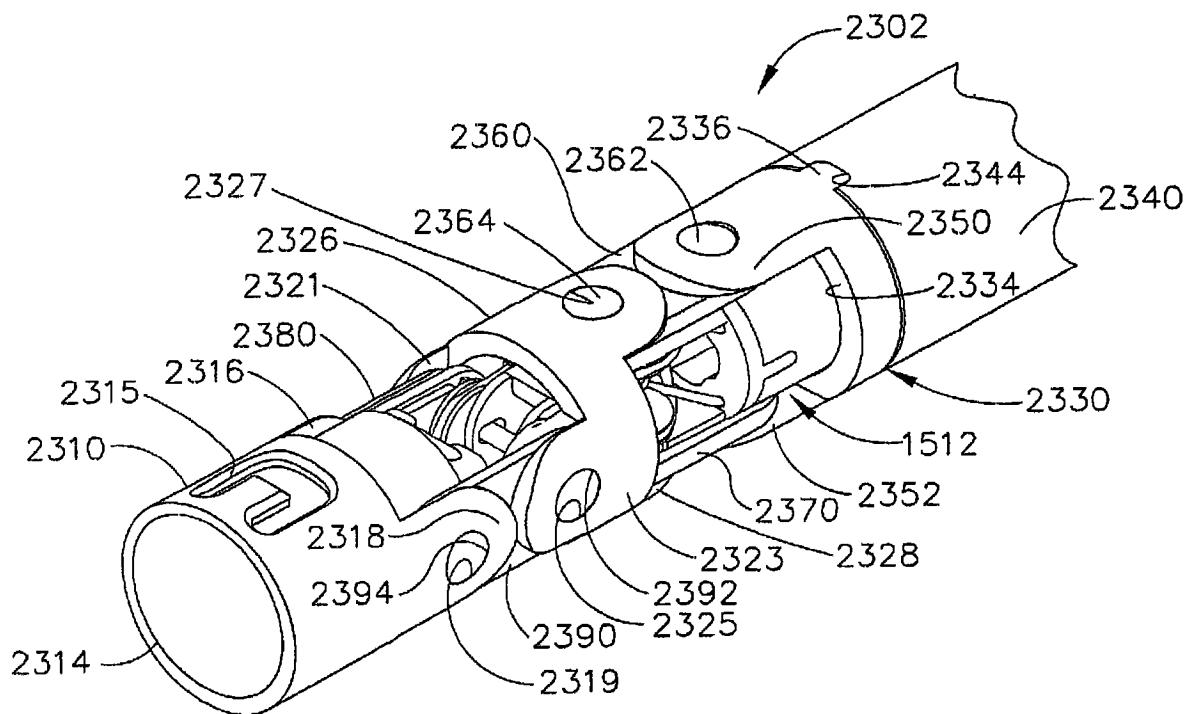


图 44A

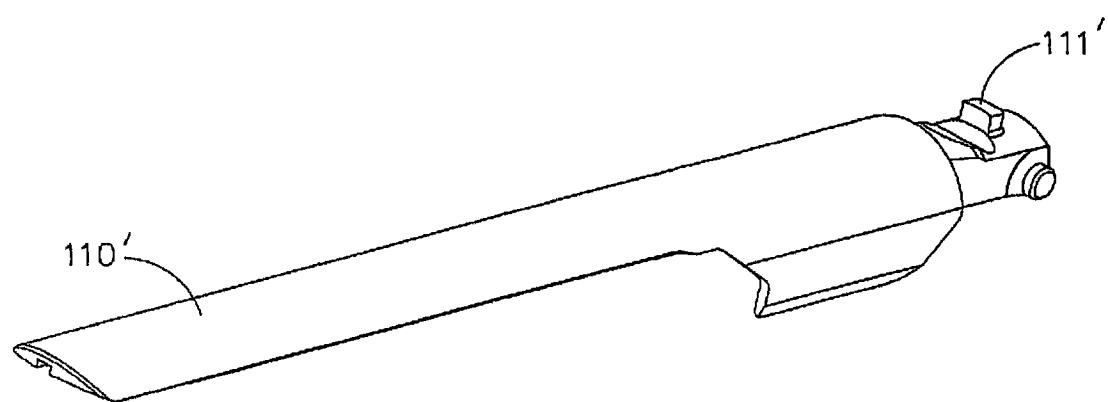


图 45

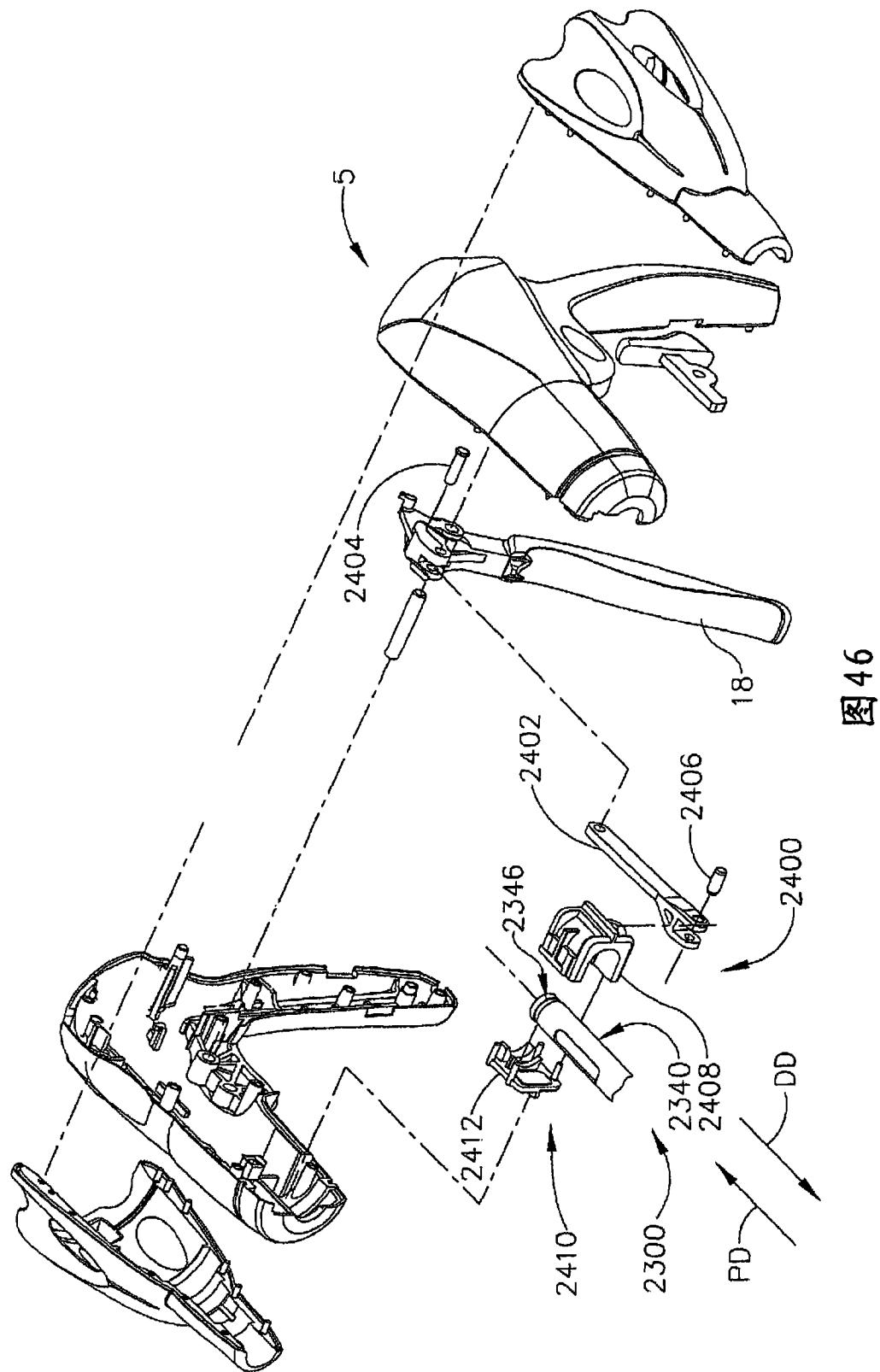


图 46

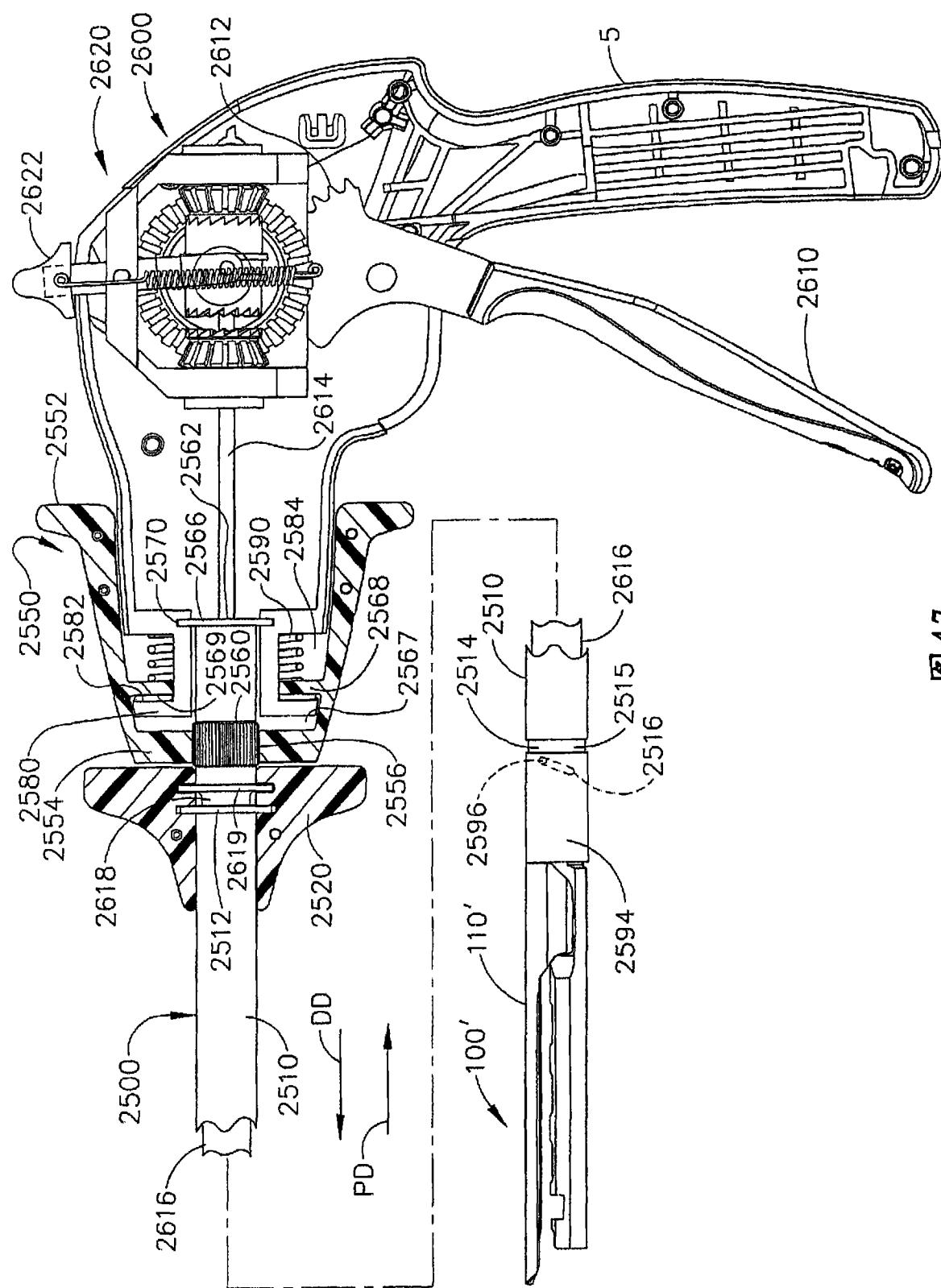


图 47

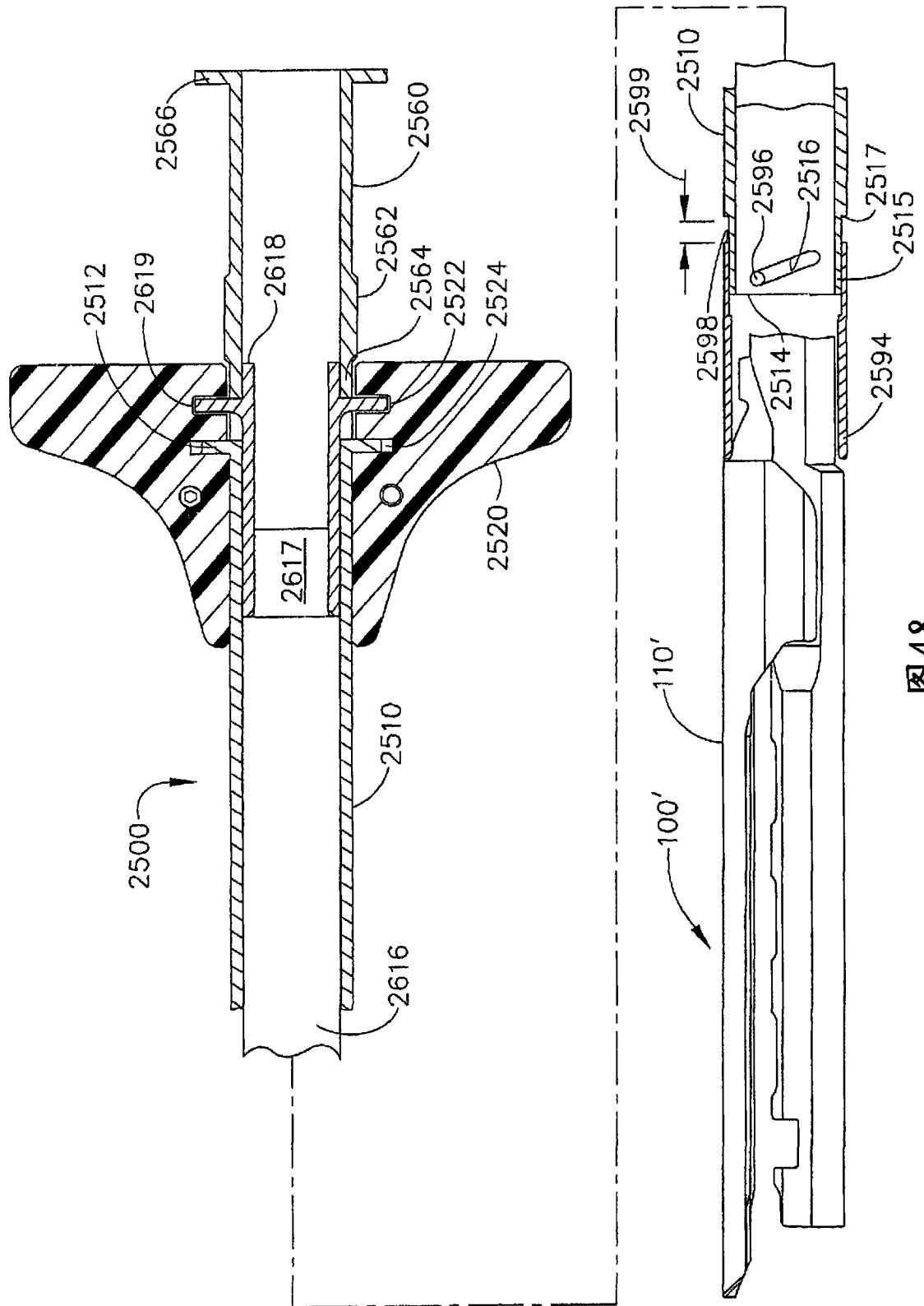


图 48

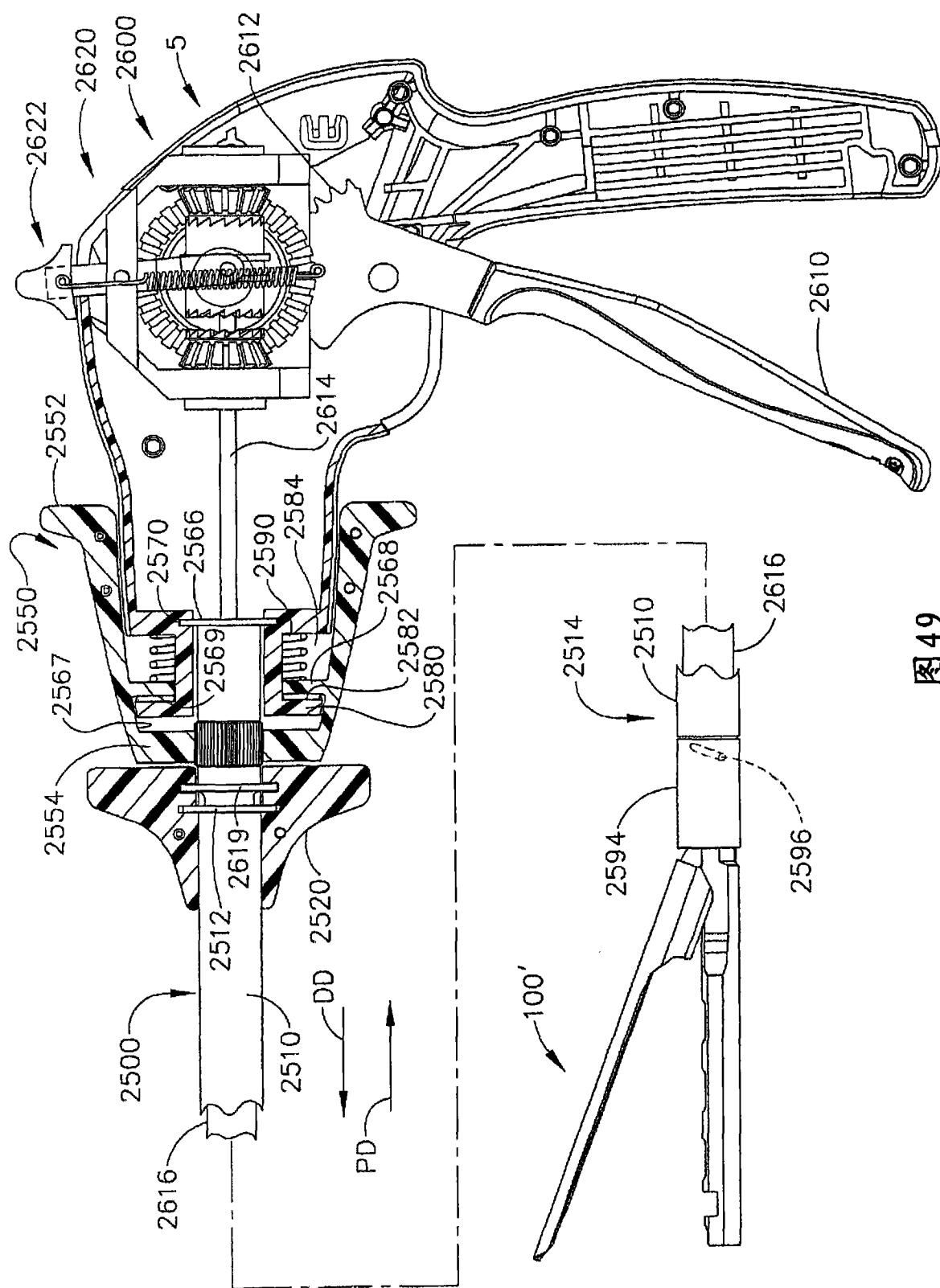


图 49

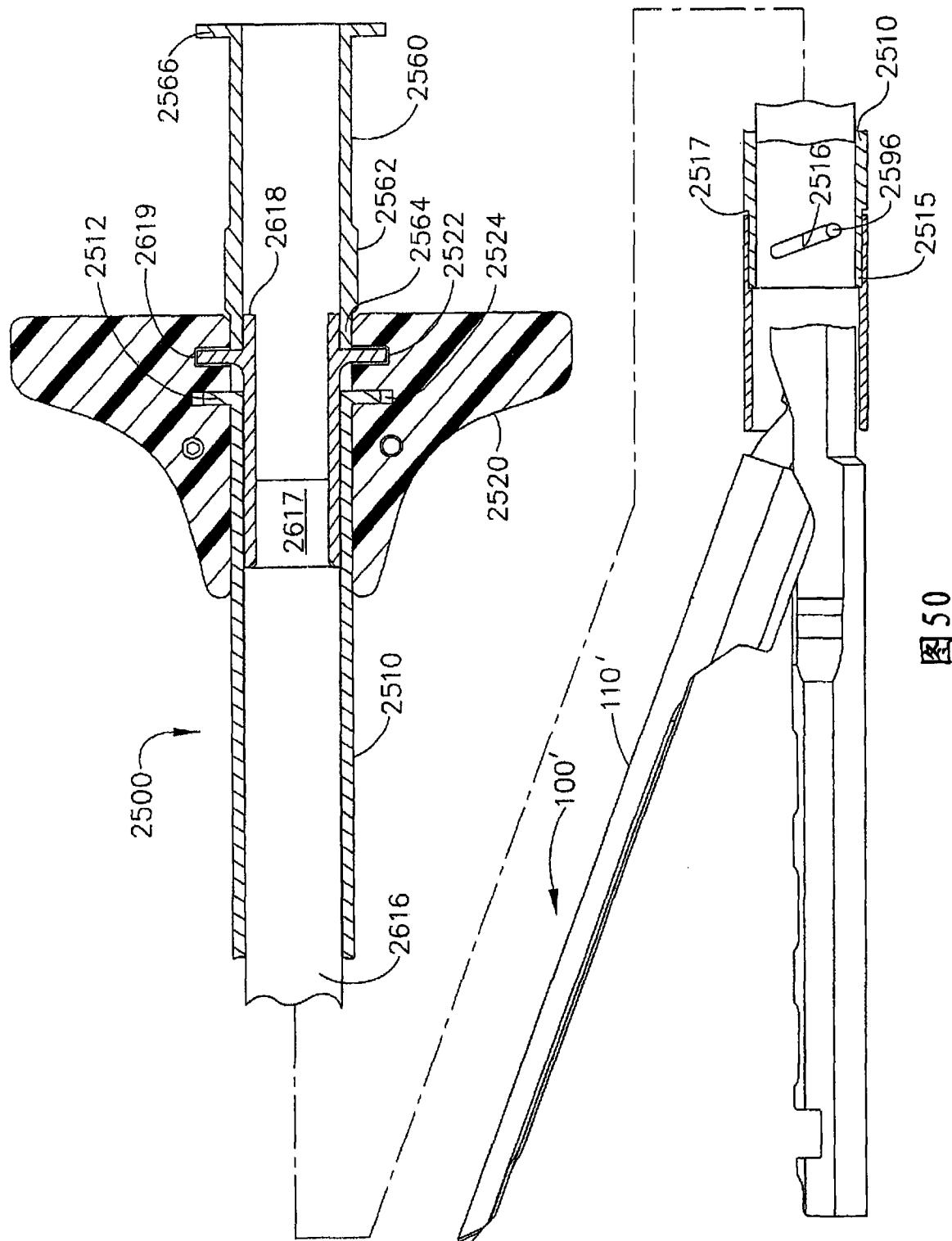


图 50

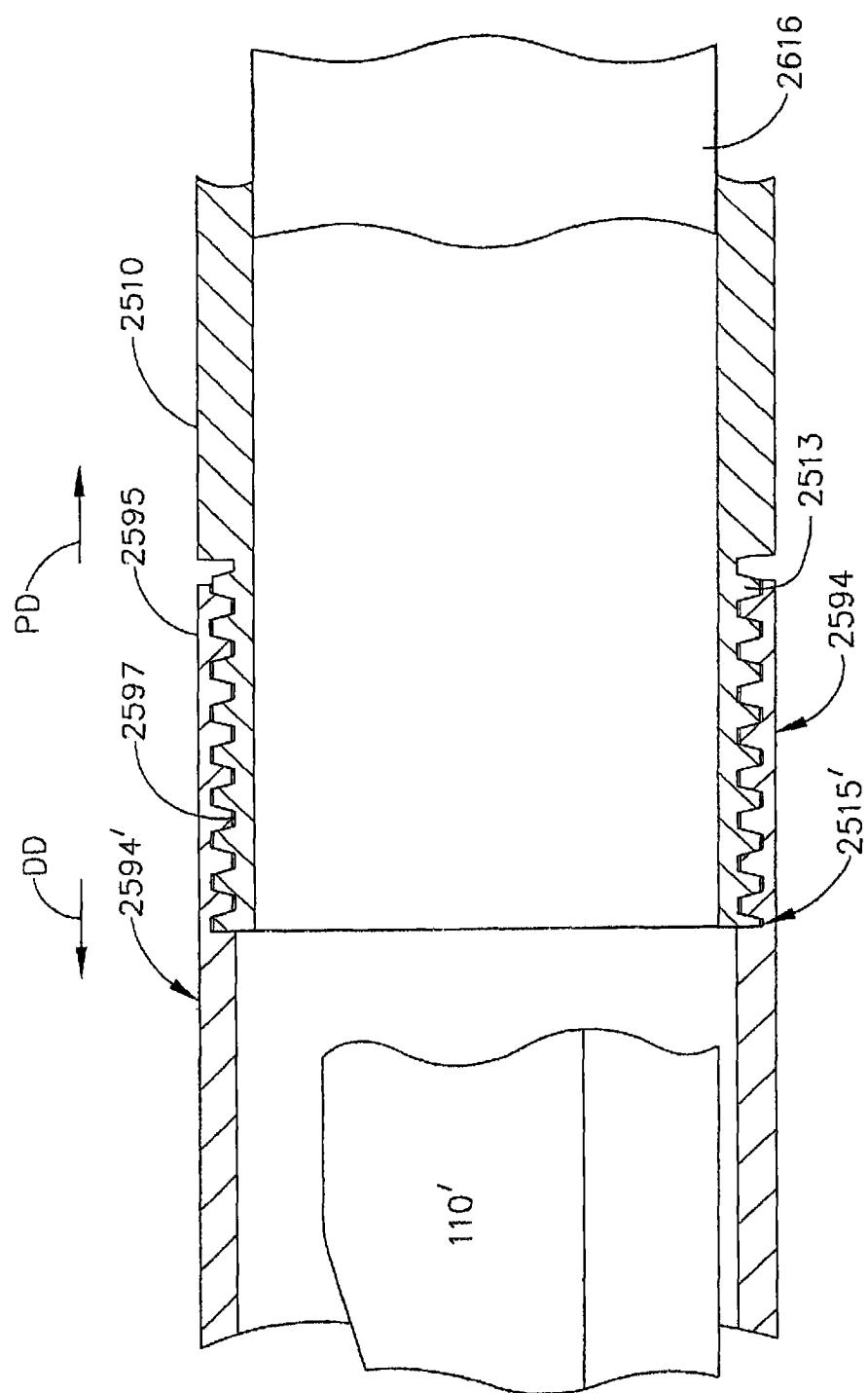


图 51

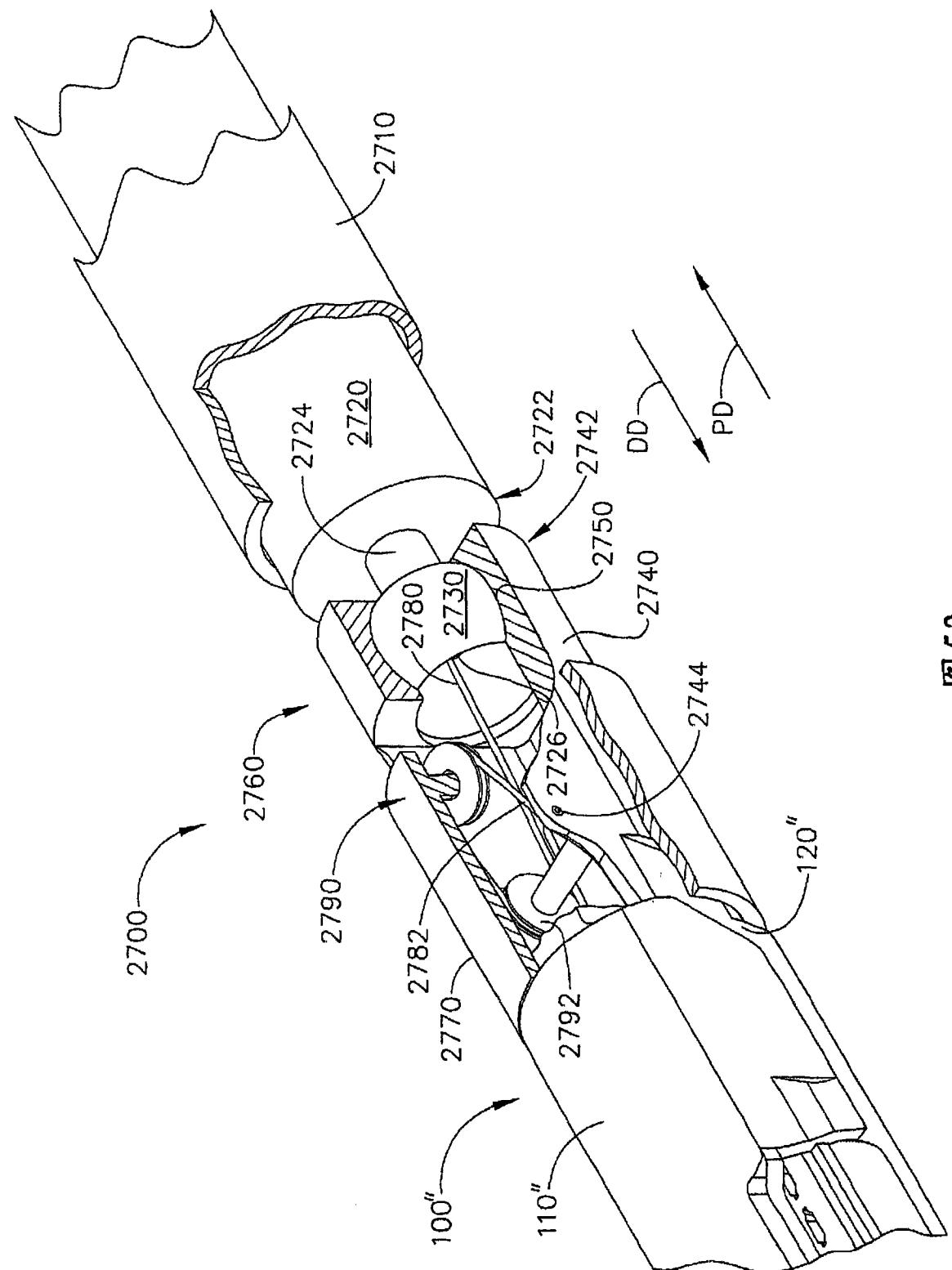
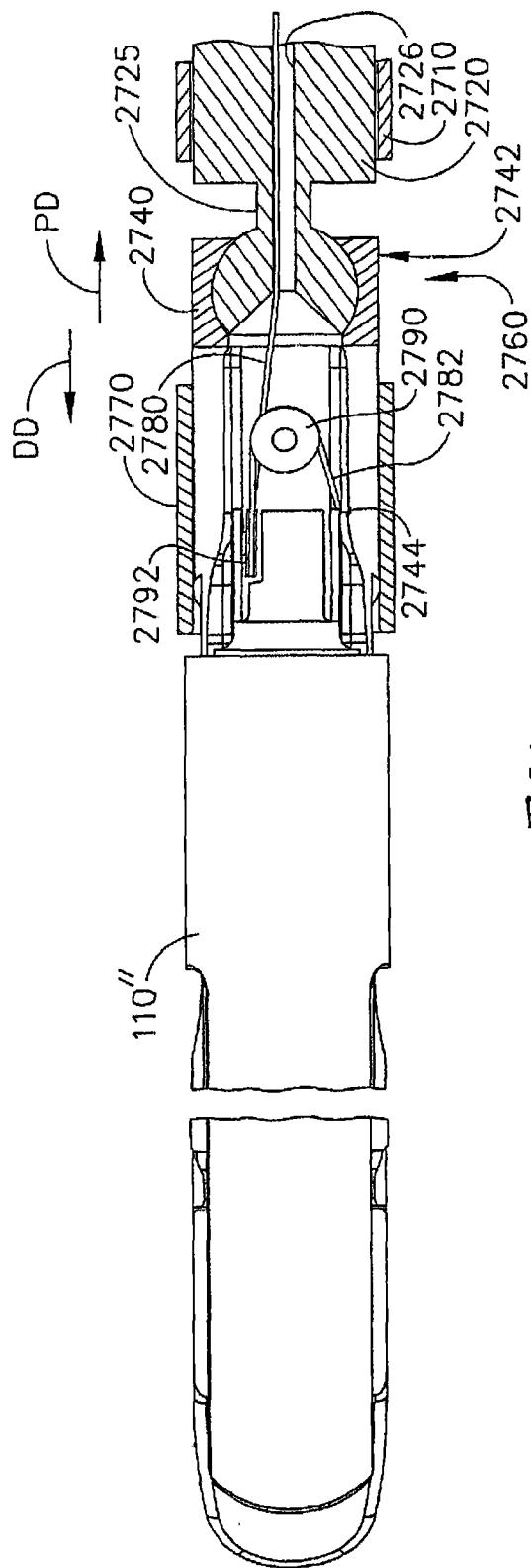
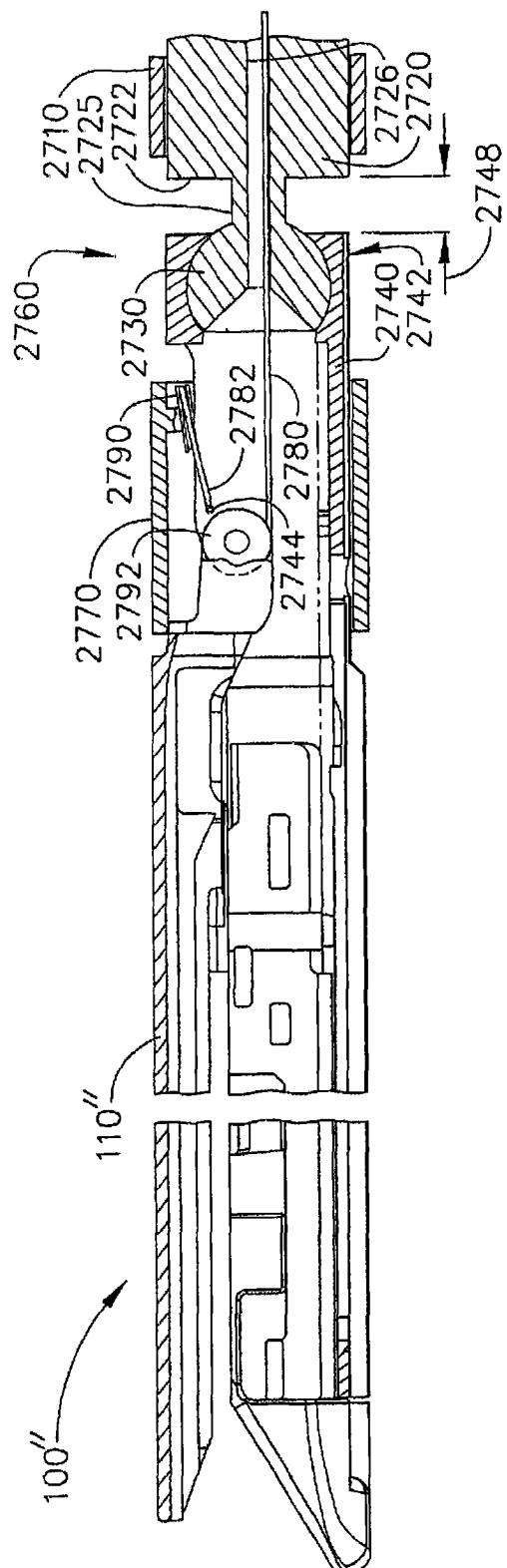


图 52



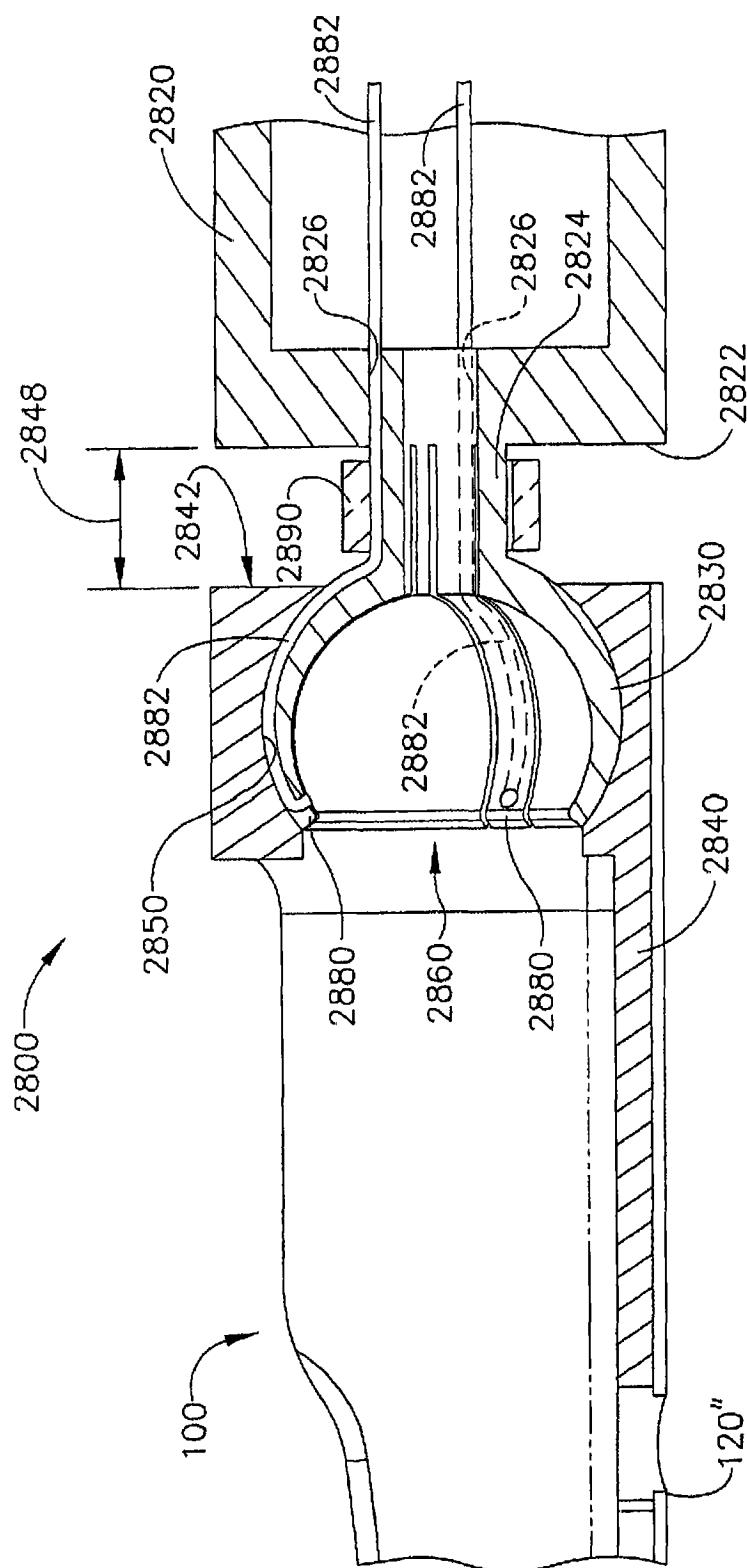
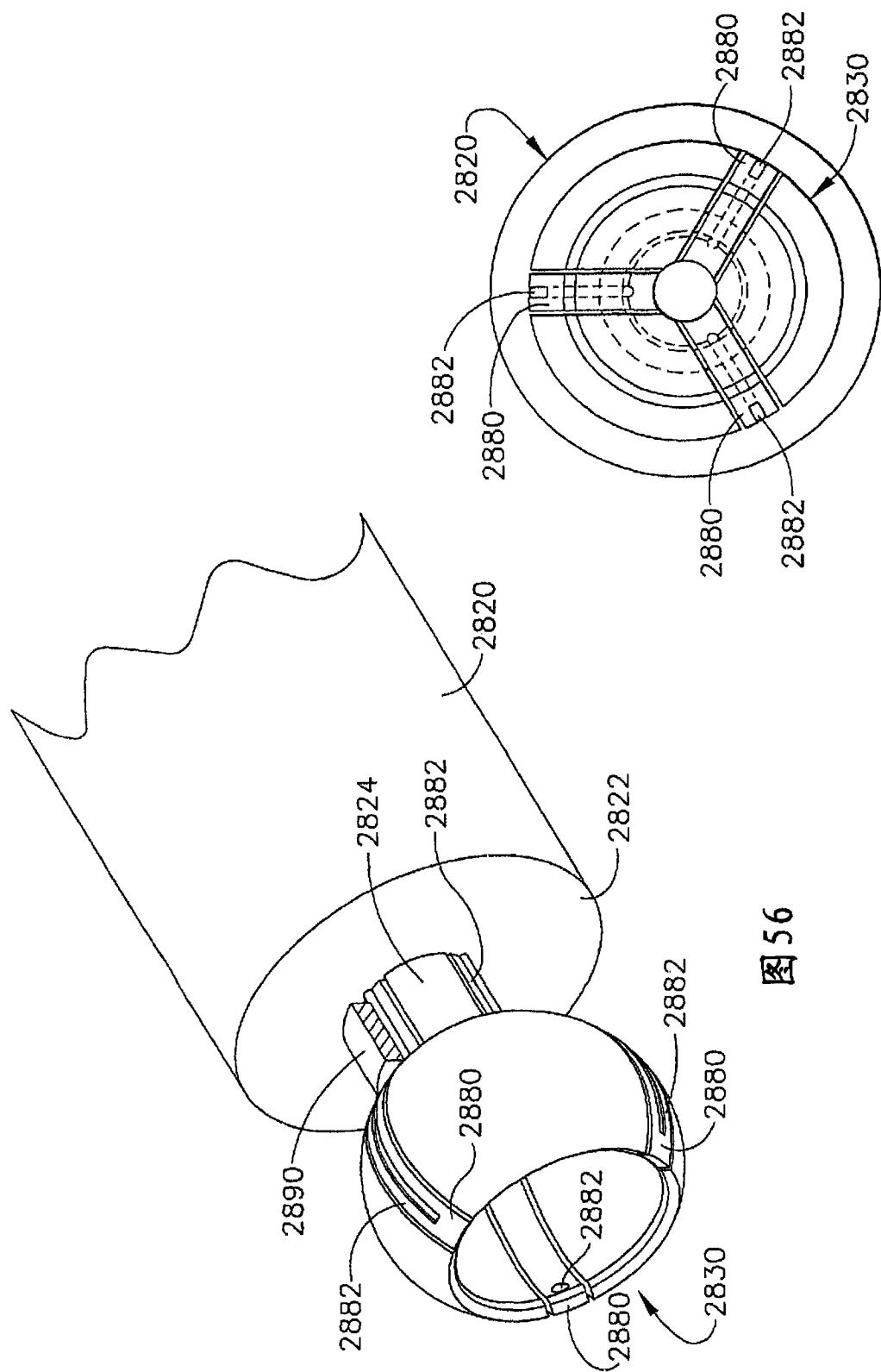


图 55



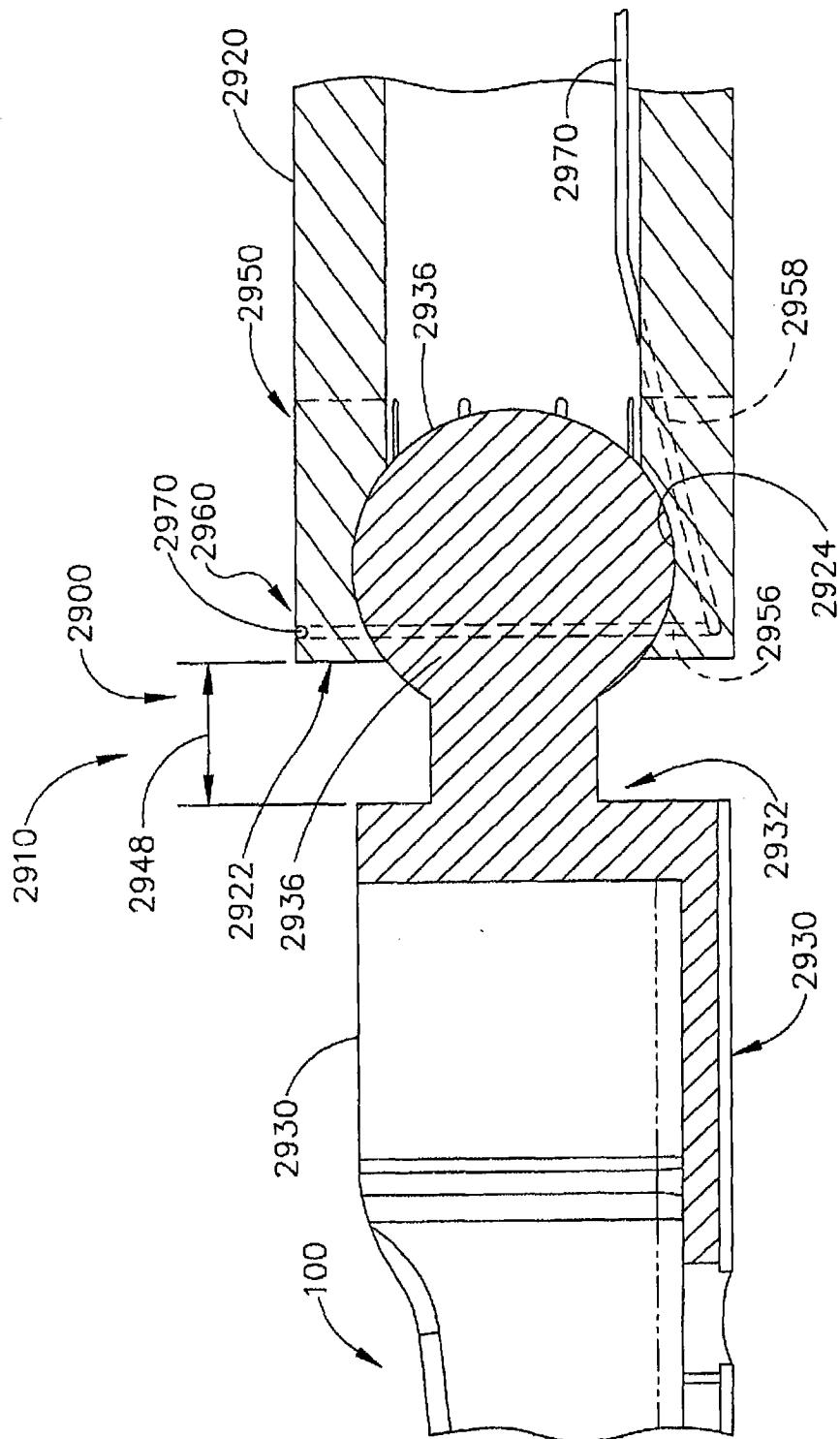


图 58

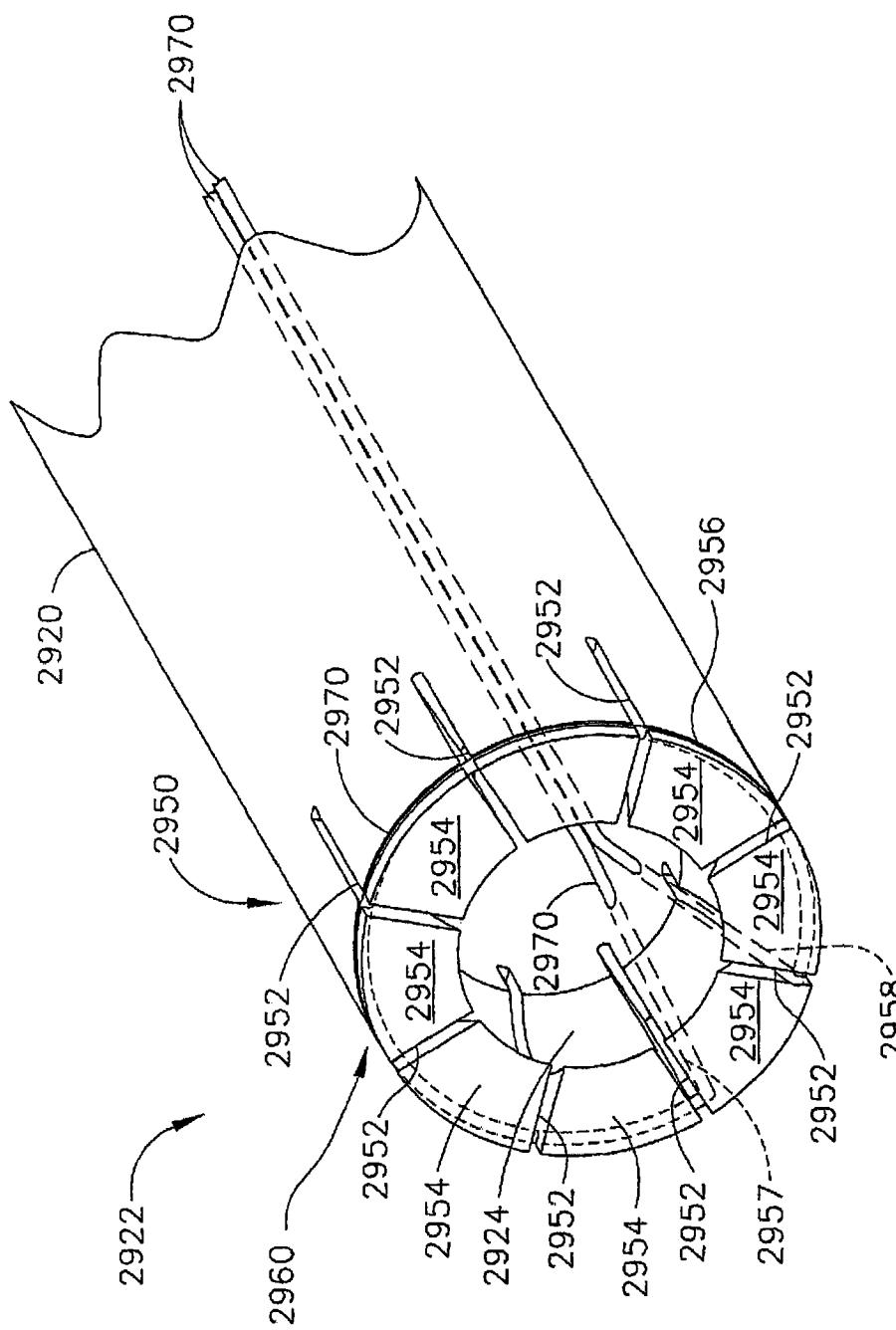


图 59

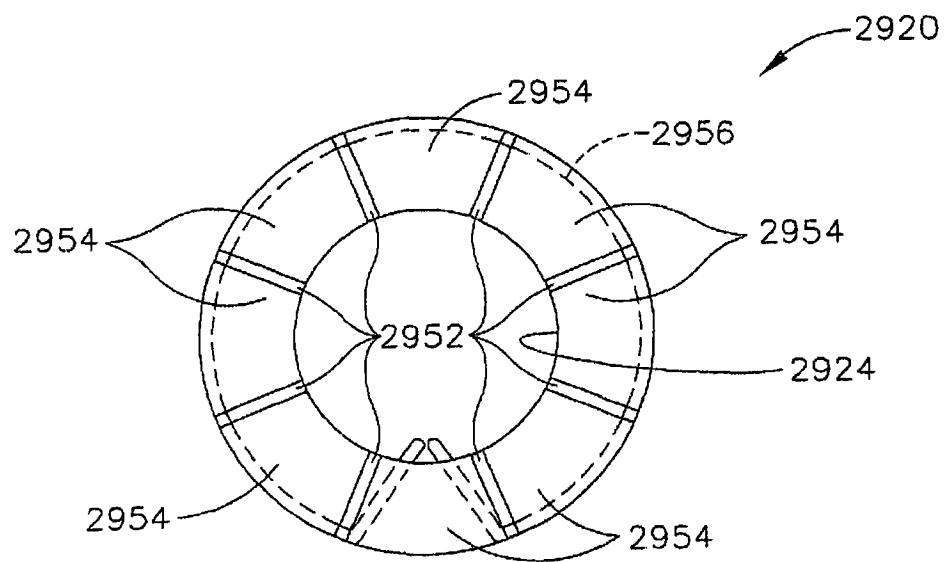


图 60

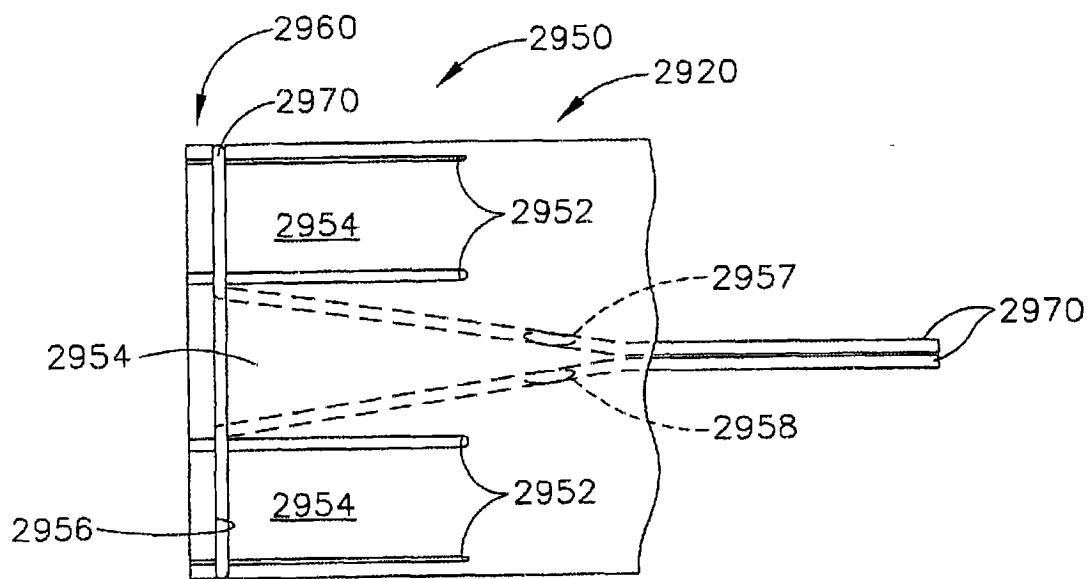


图 61

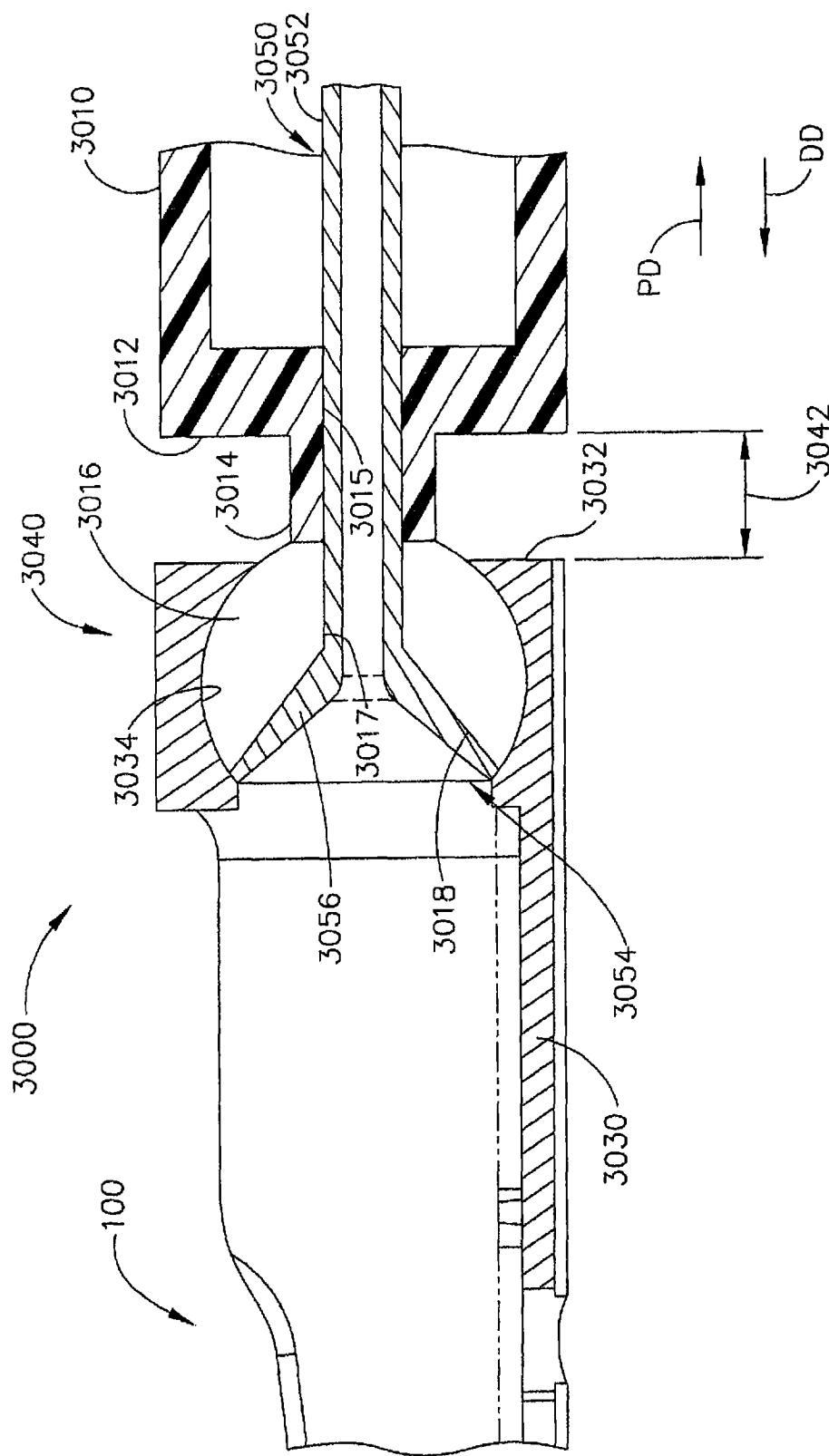


图 62

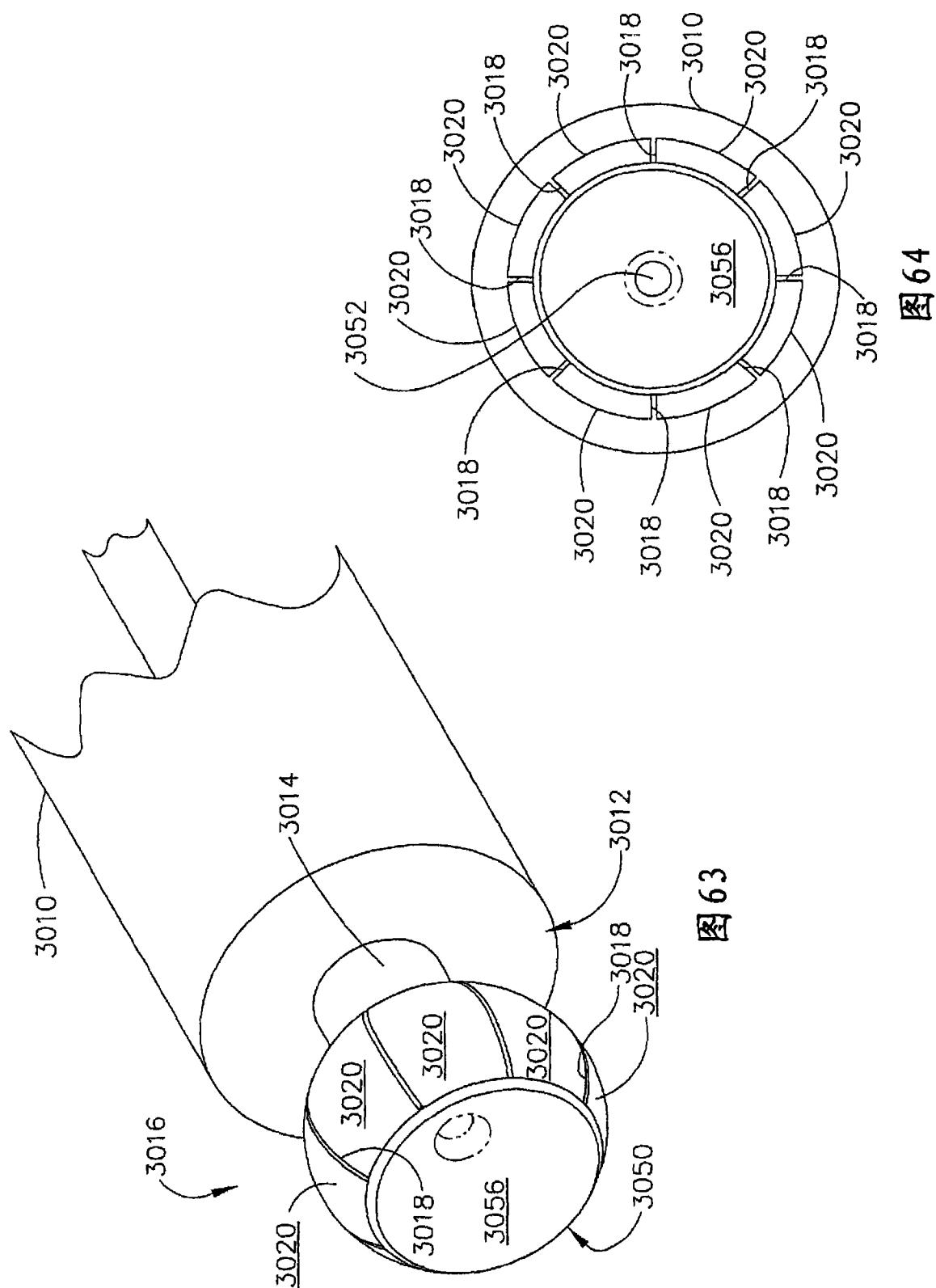


图 63

图 64

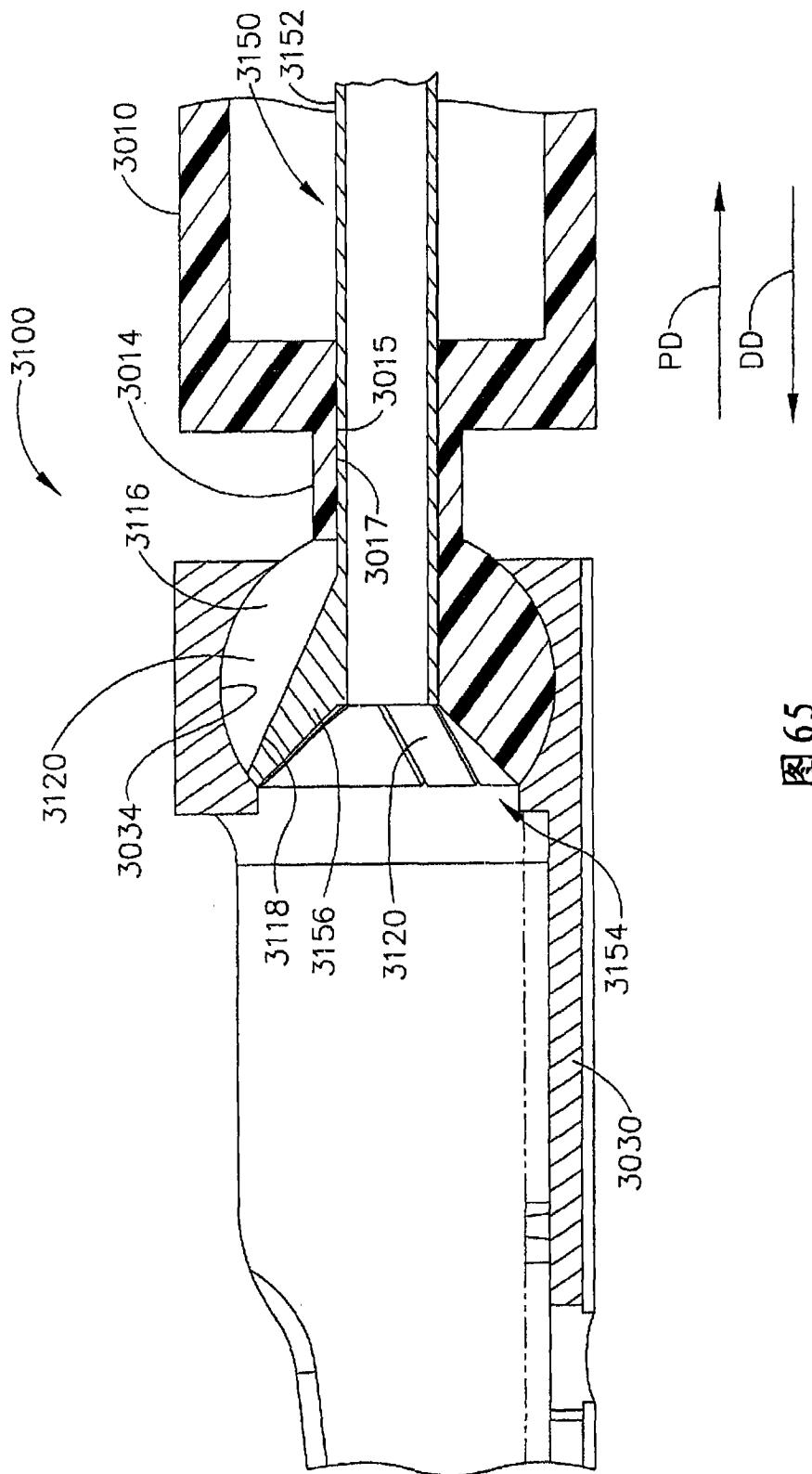


图 65

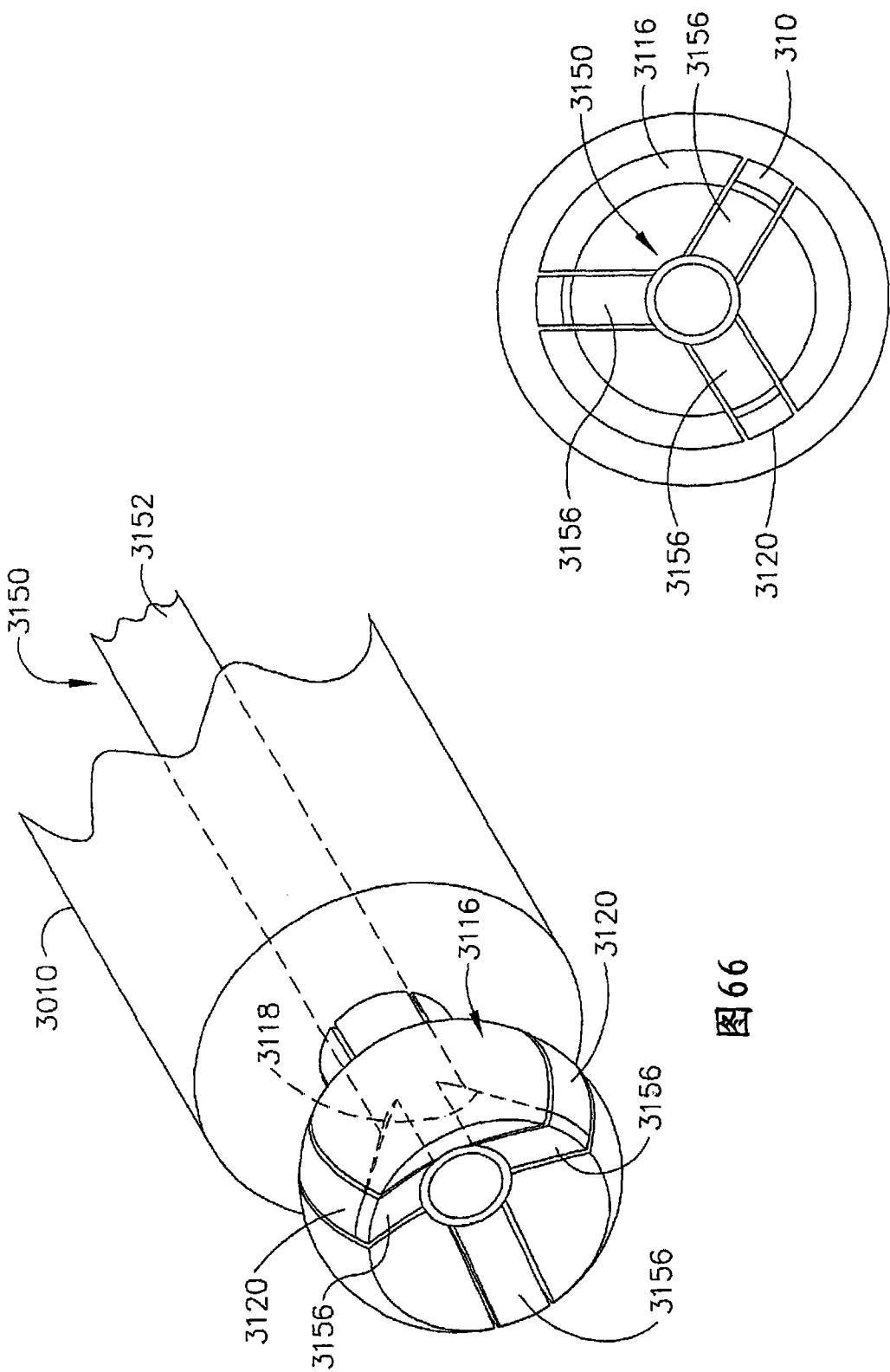


图66

图67

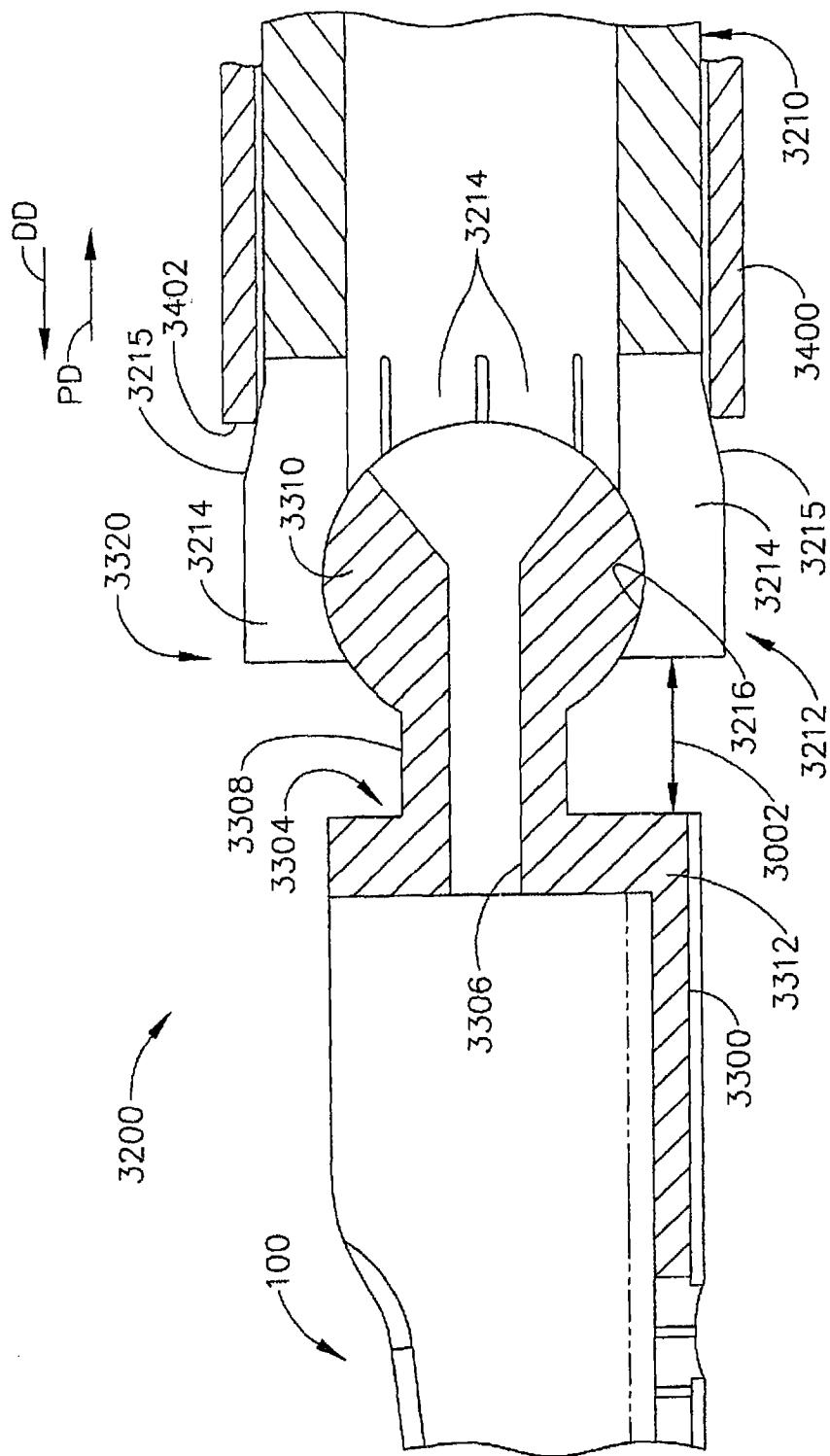


图 68

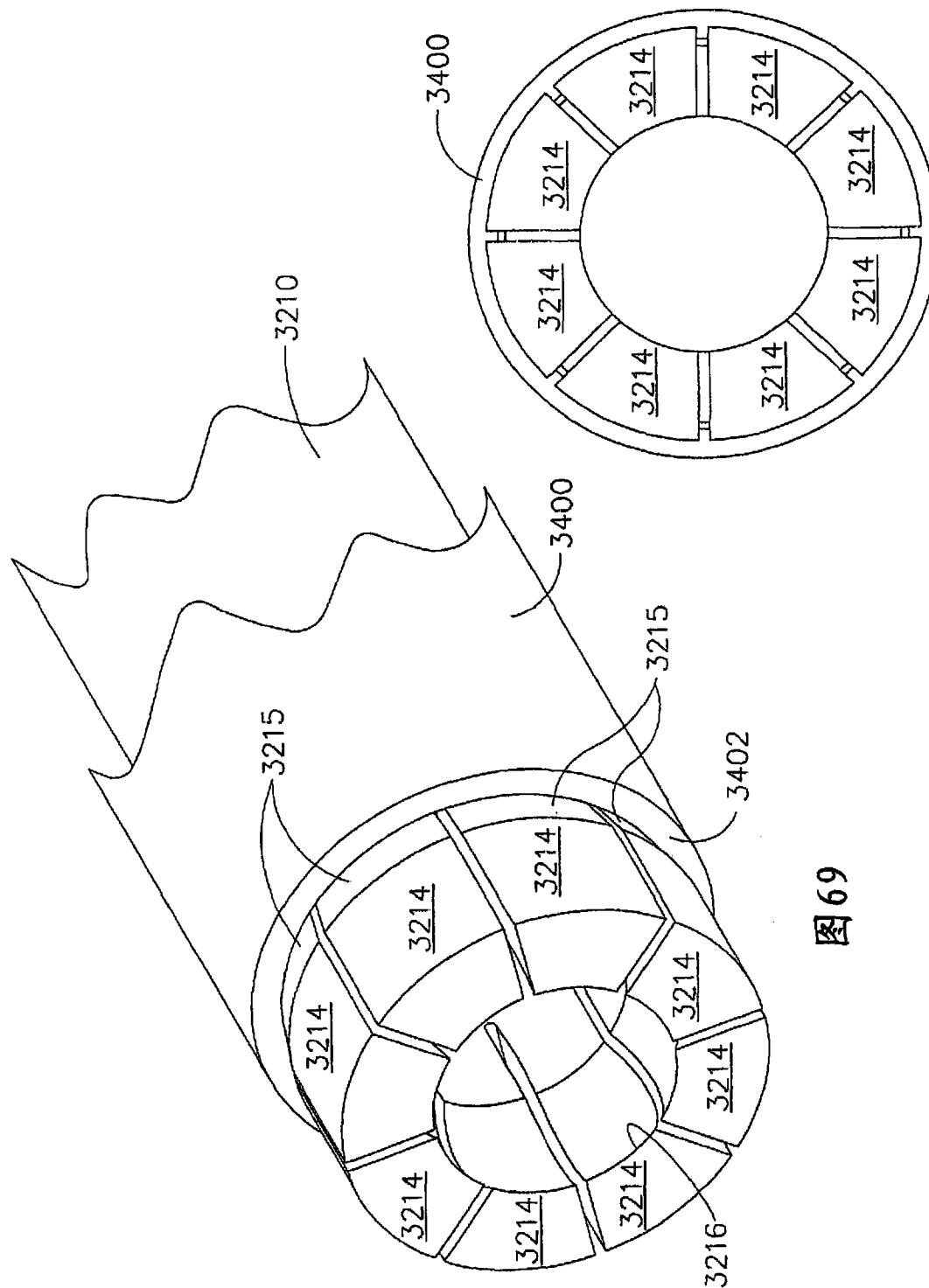


图 69

图 70

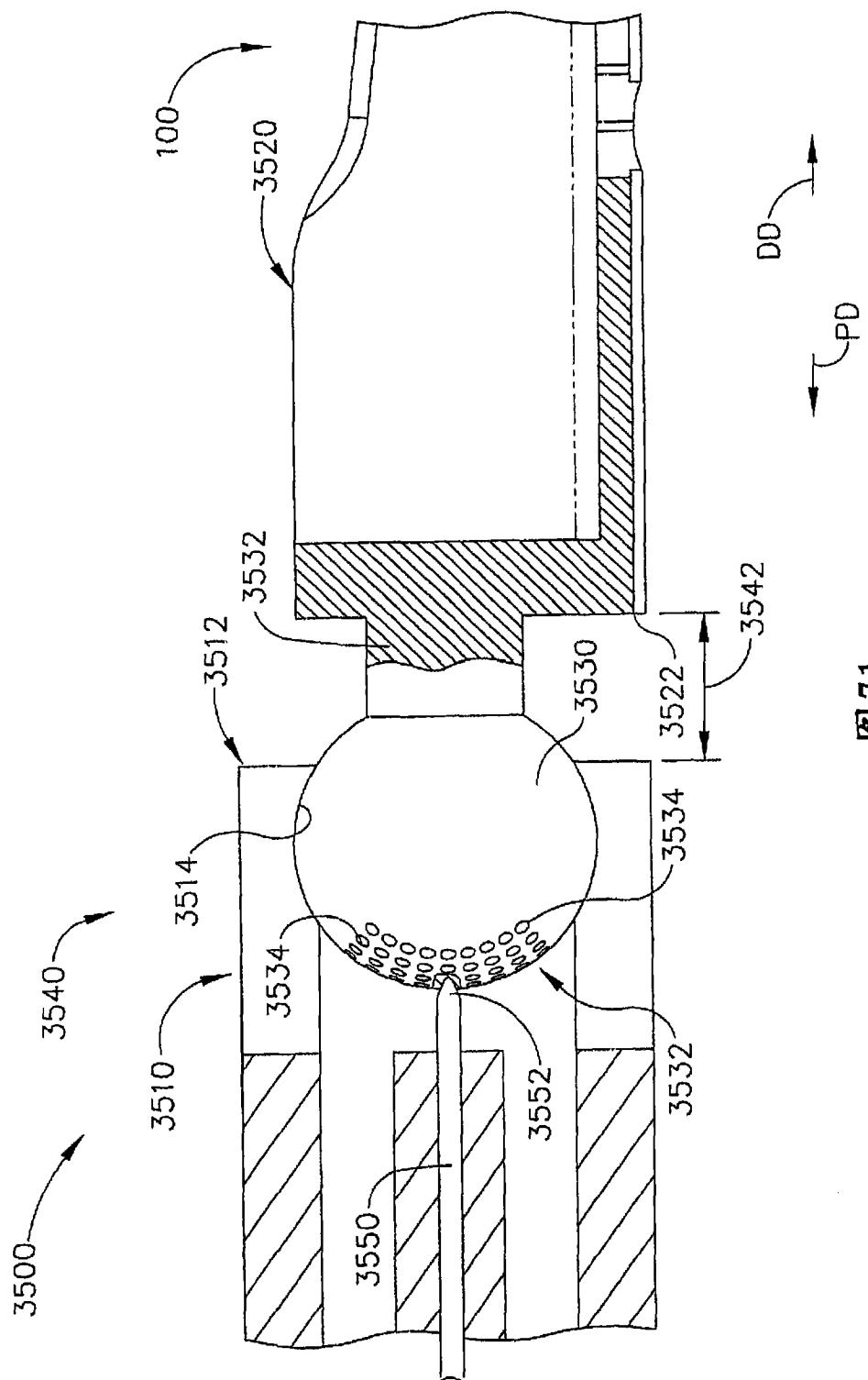


图 71

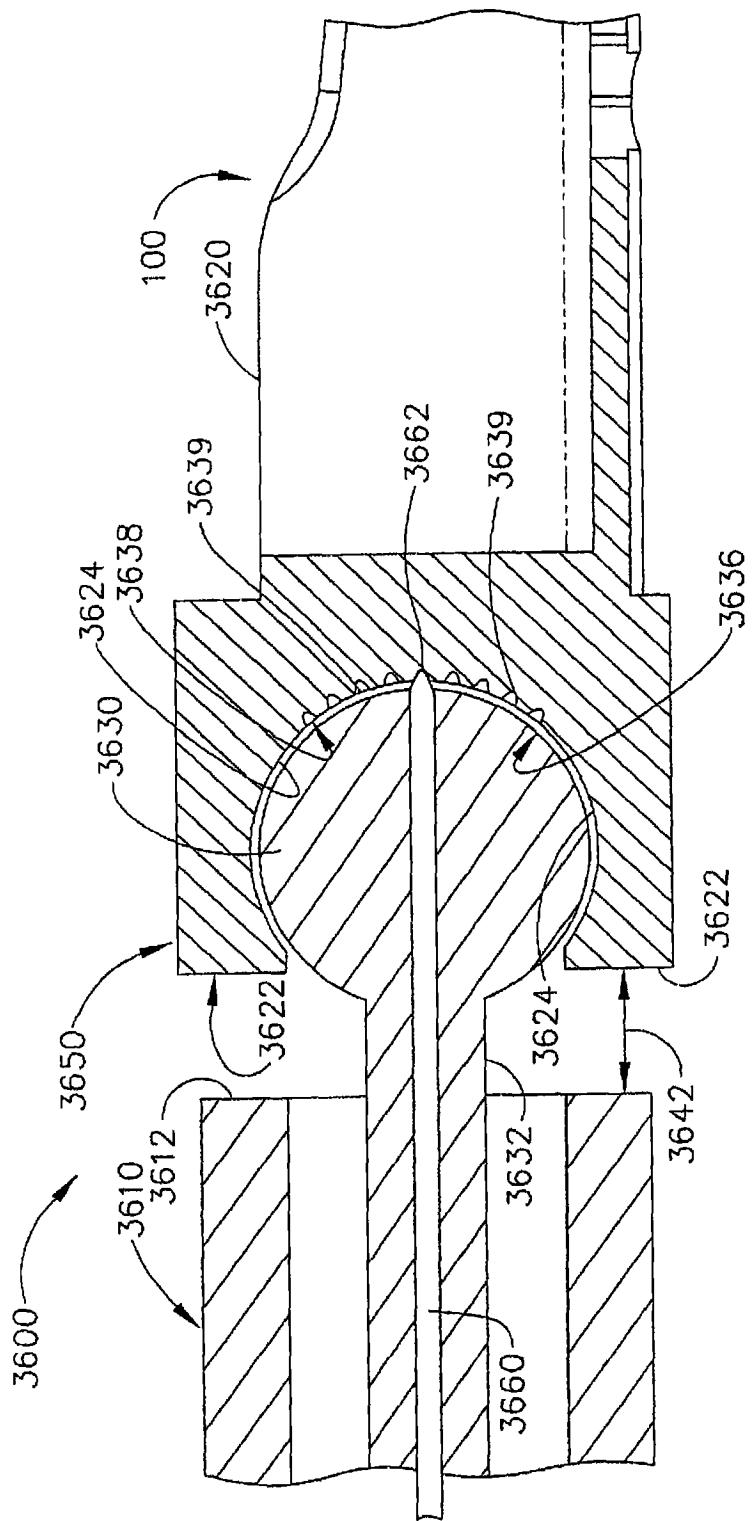


图 72

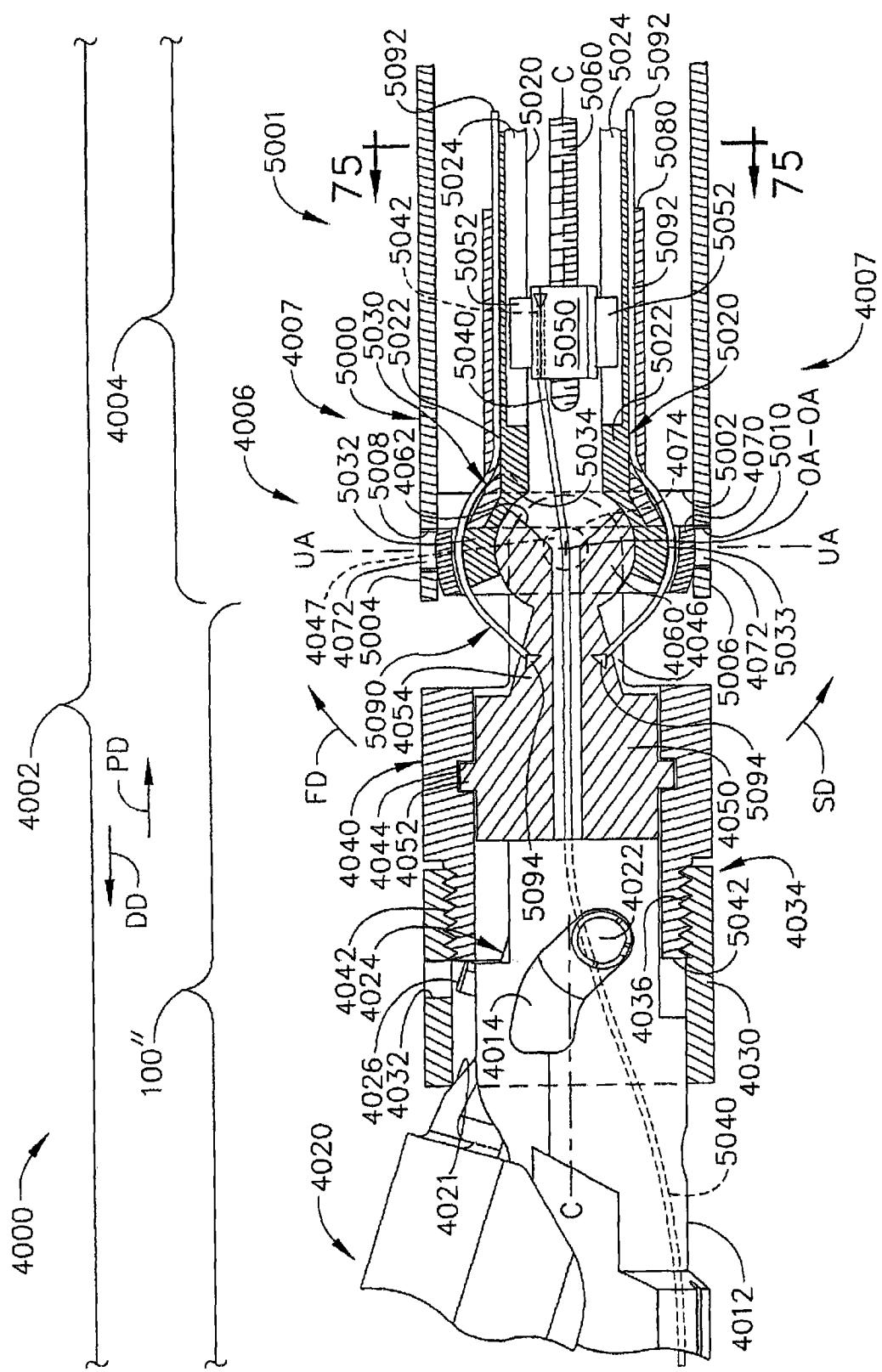


图 73A

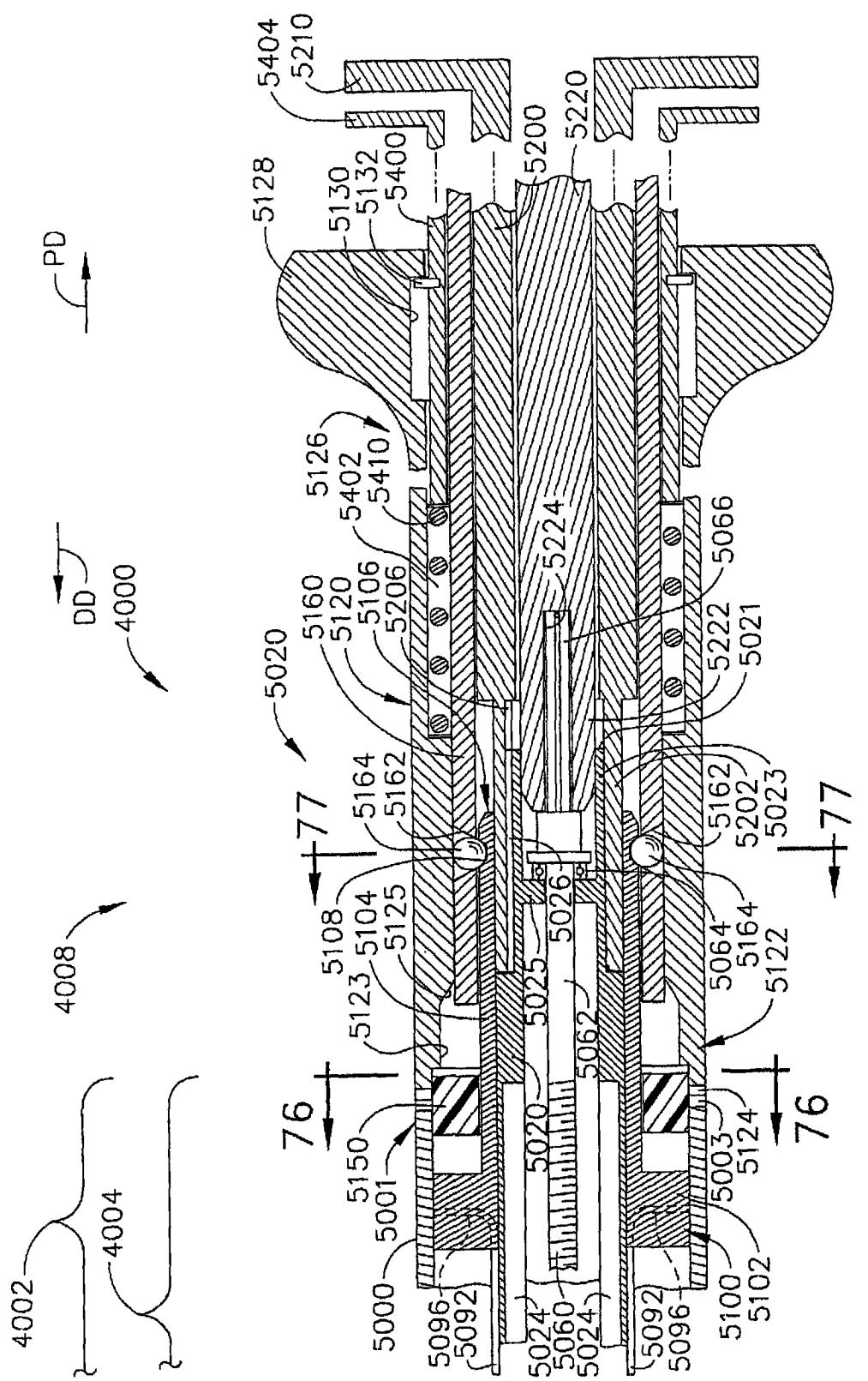


图 73B

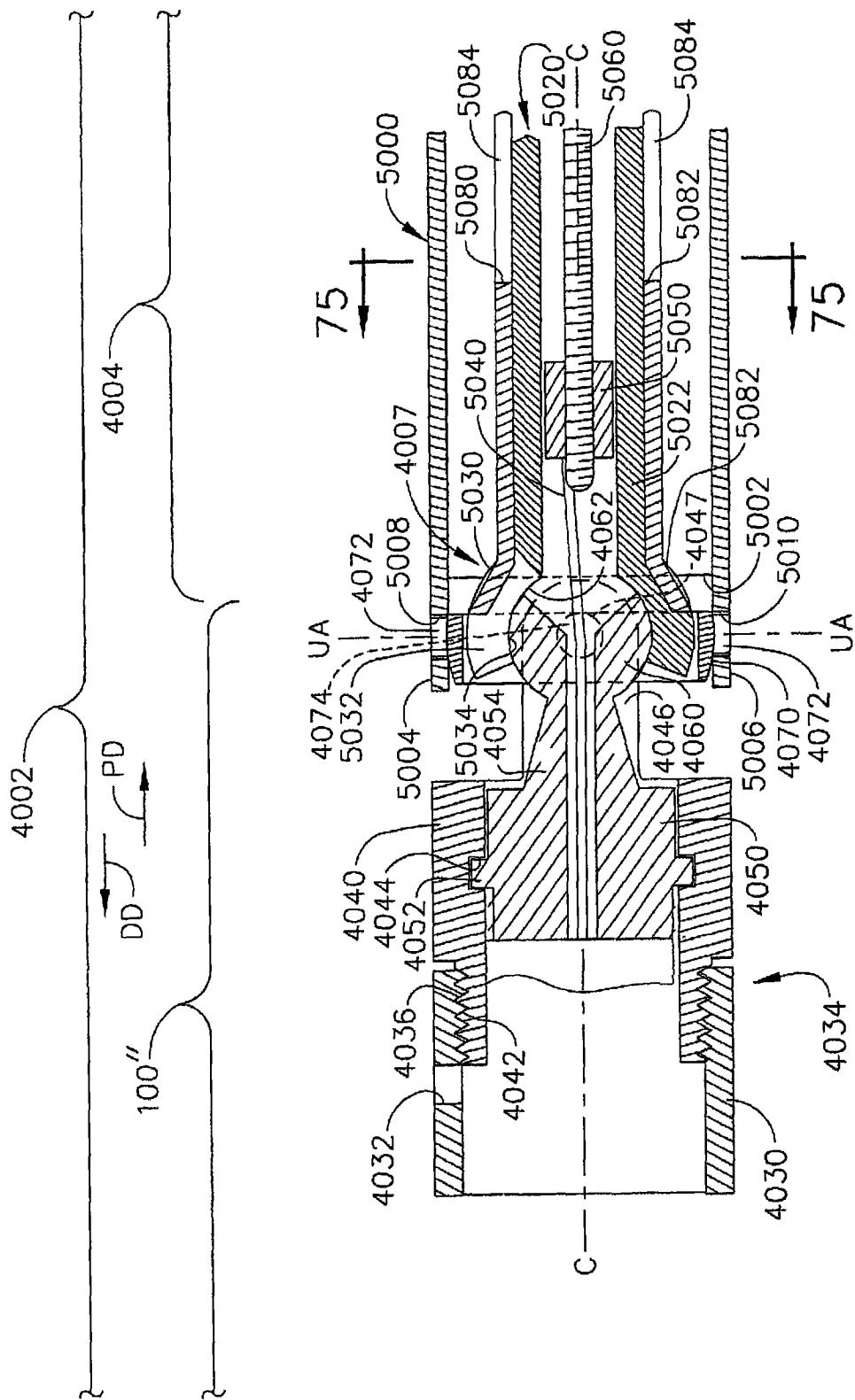


图 74A

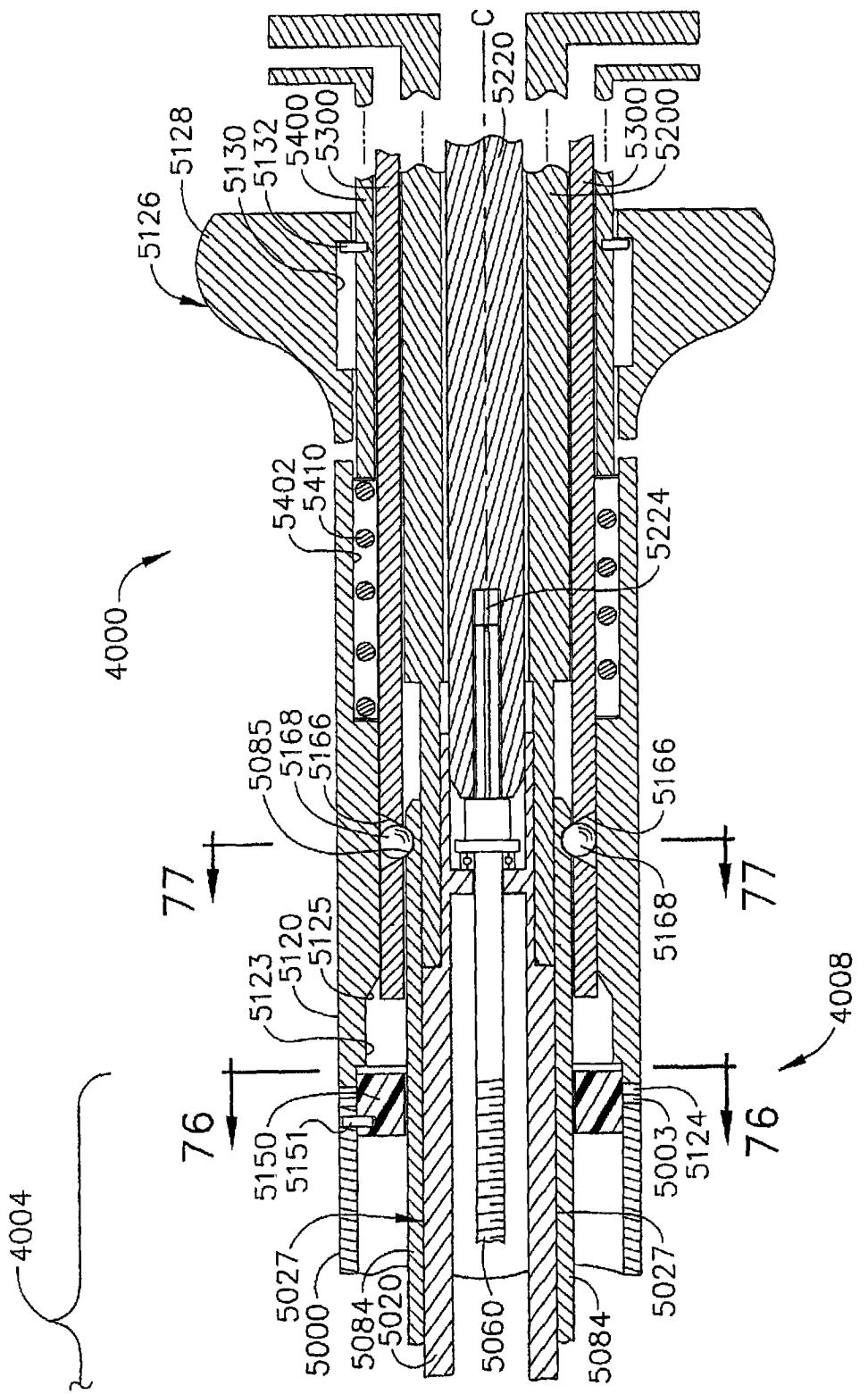


图74B

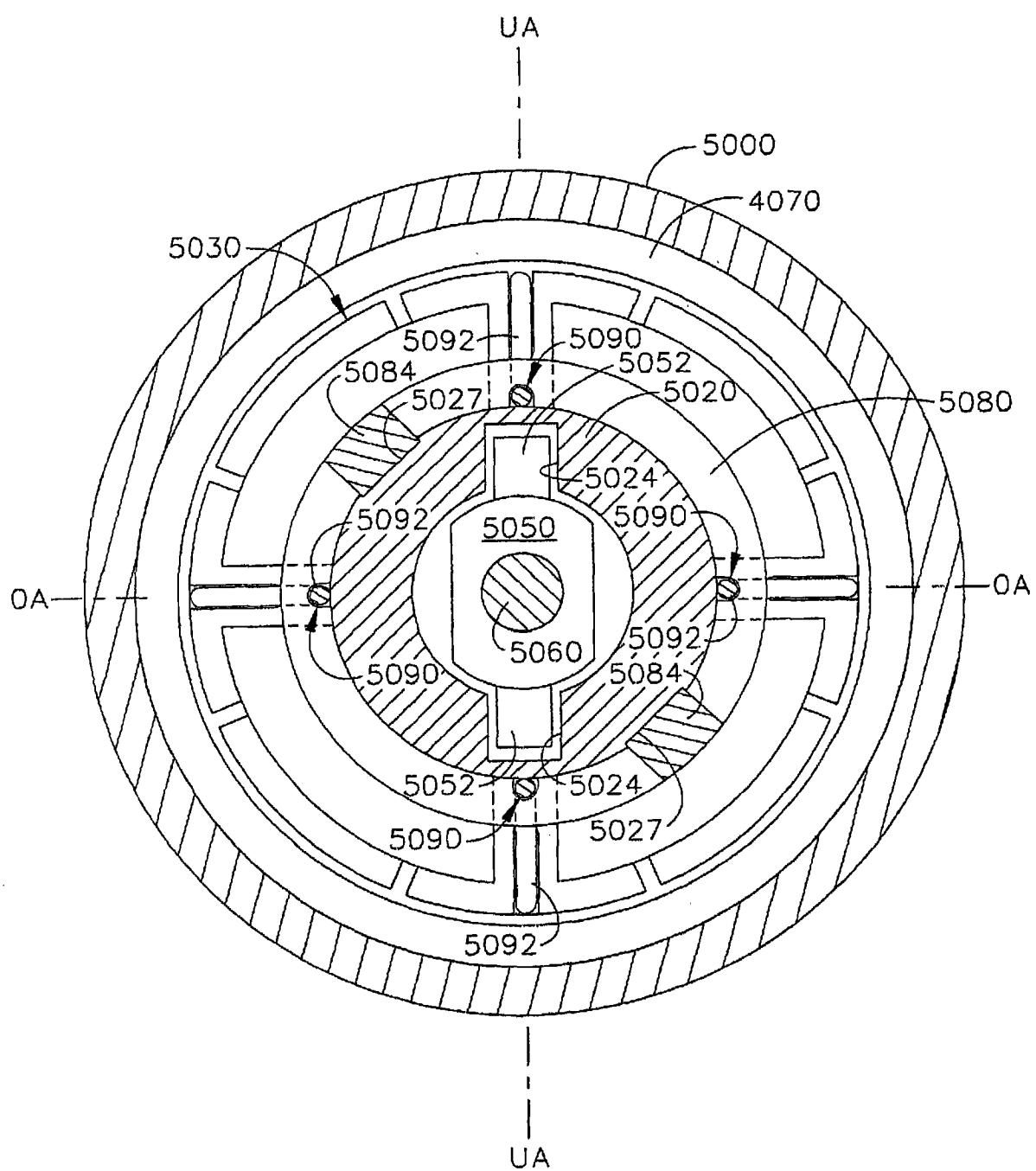


图 75

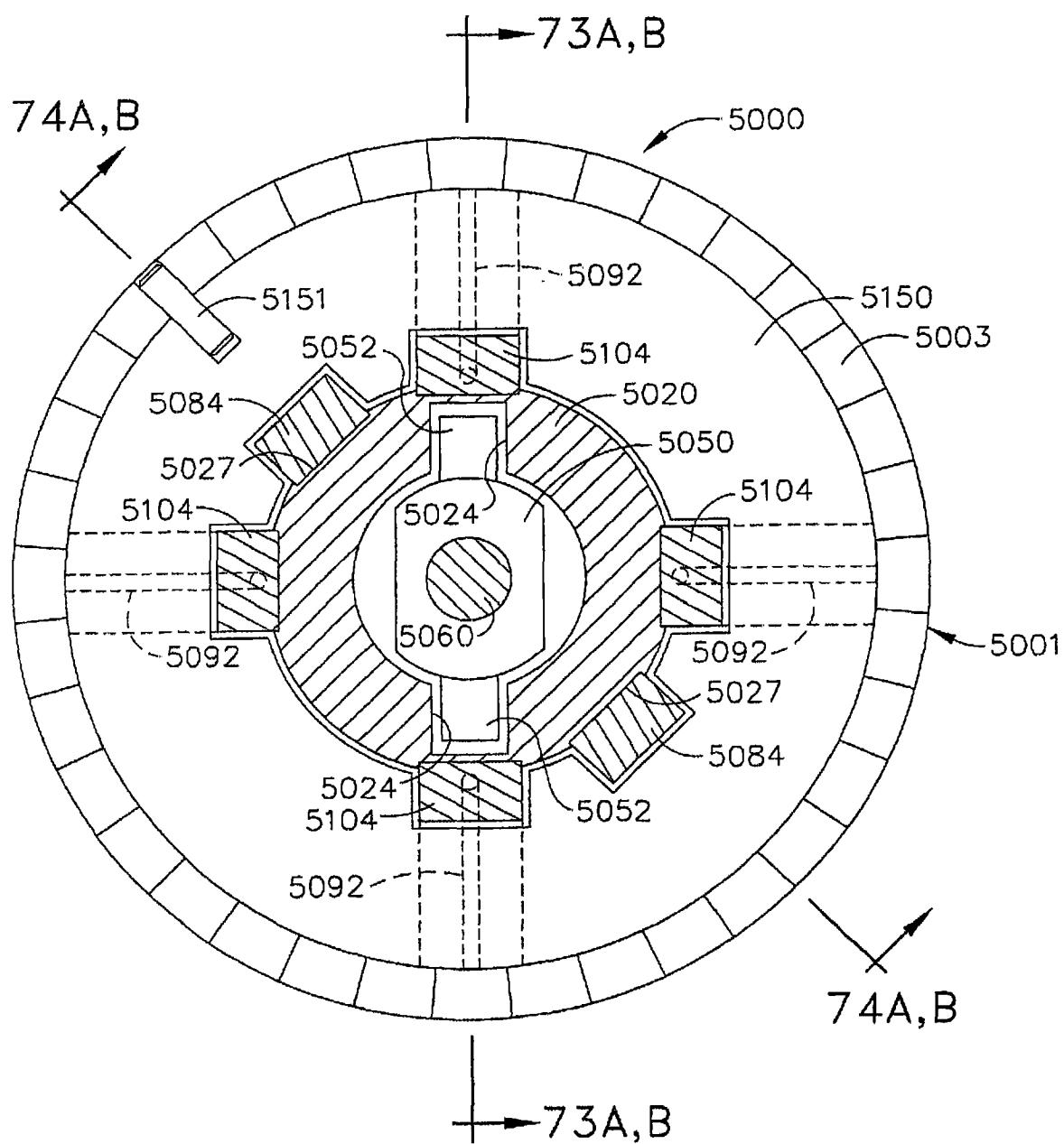


图 76

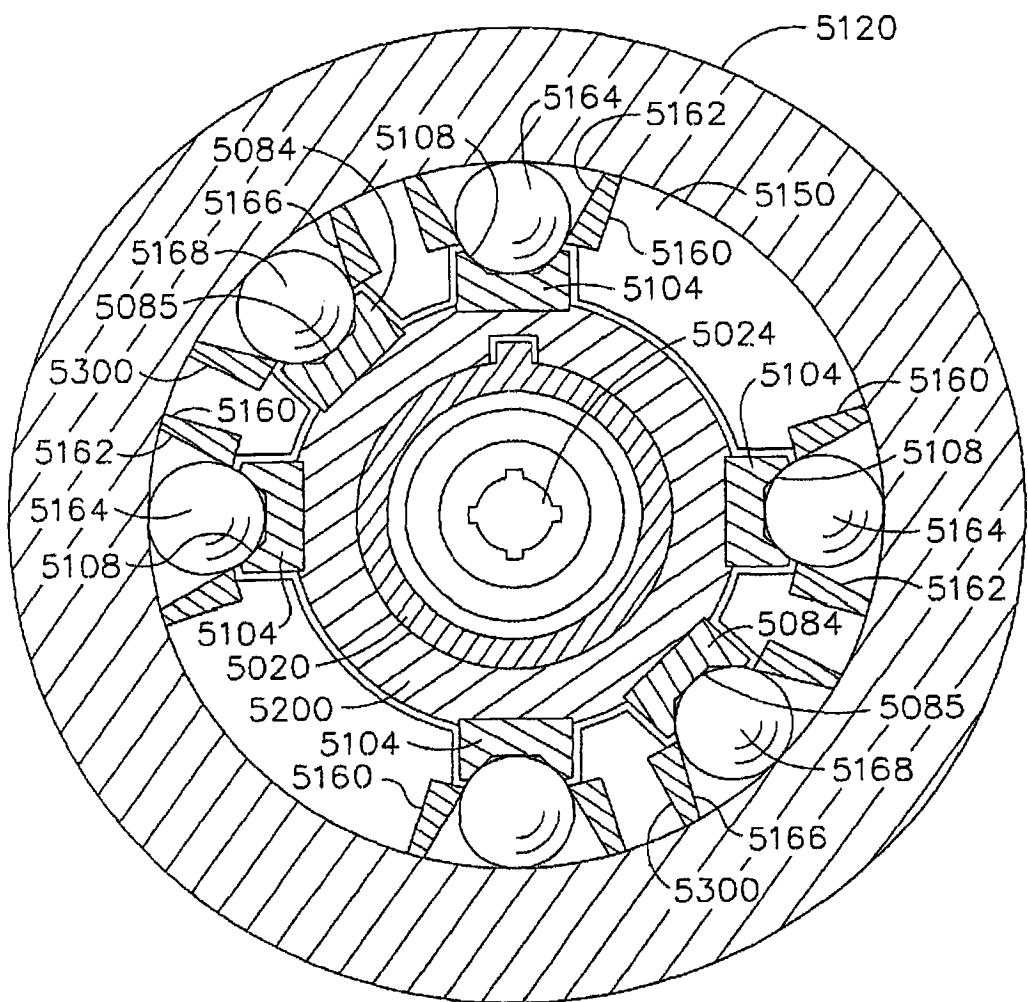


图 77

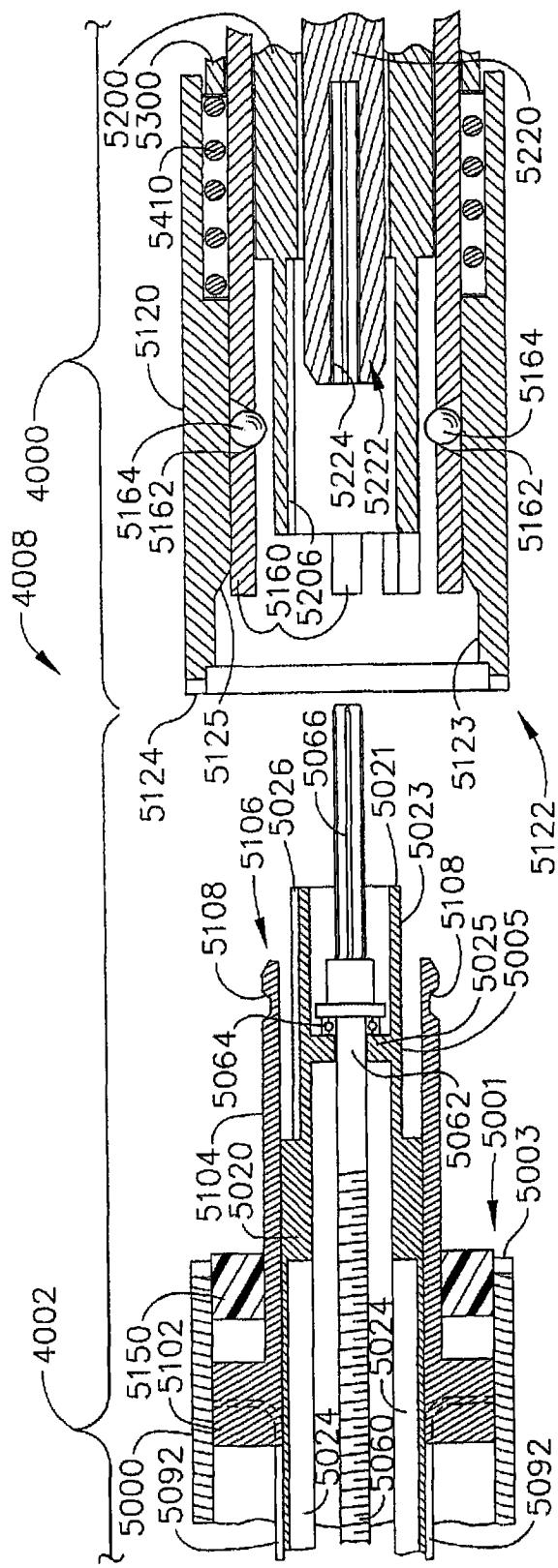


图 78

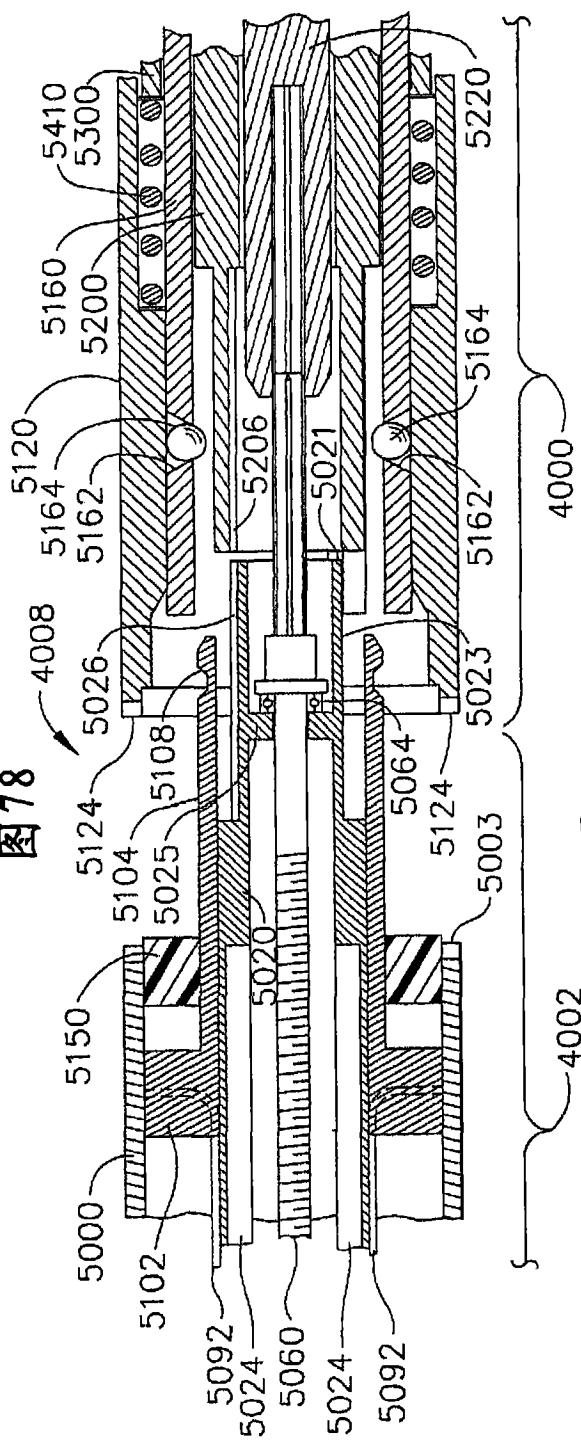


图 79

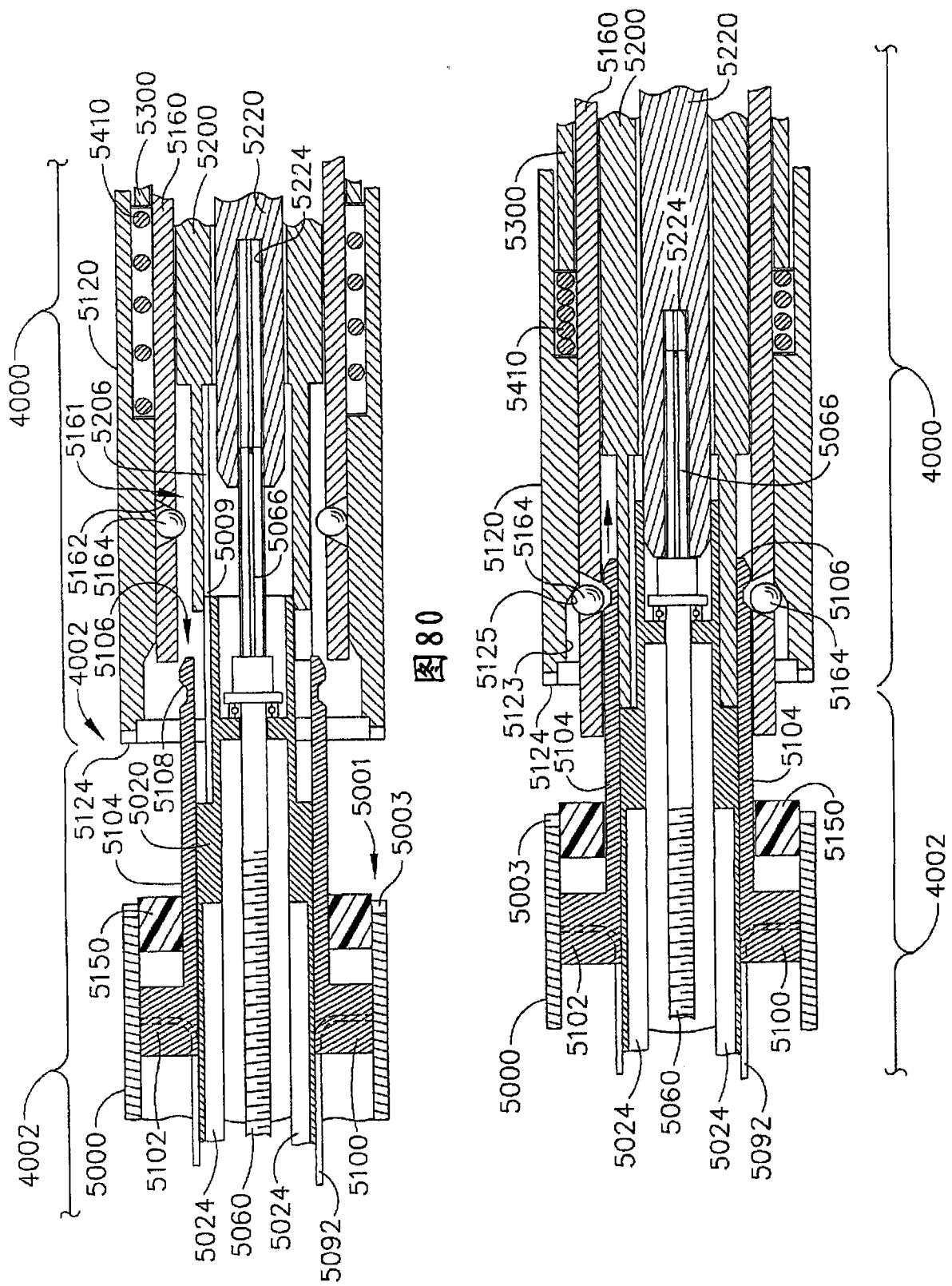


图 80

图 81

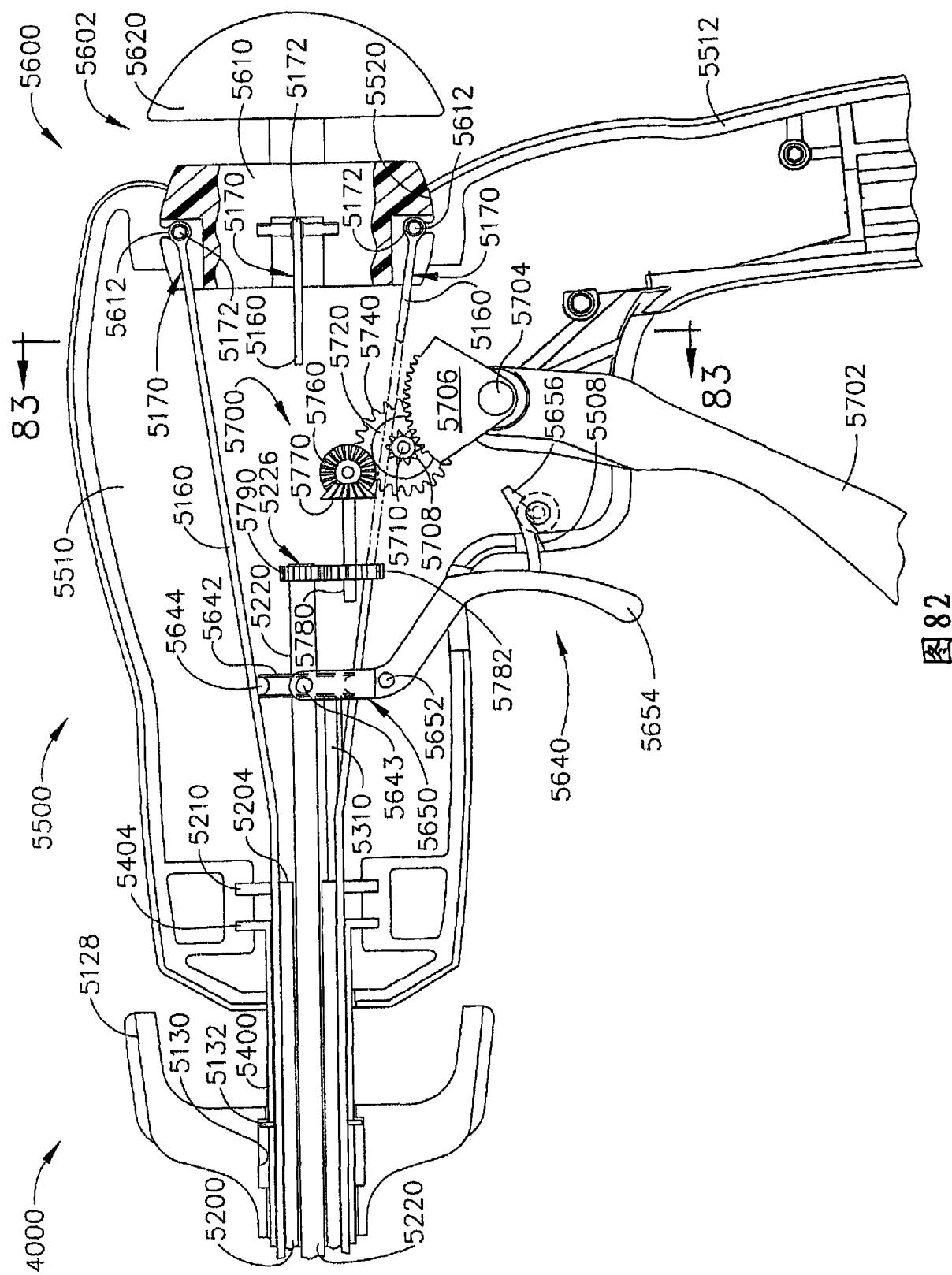


图 82

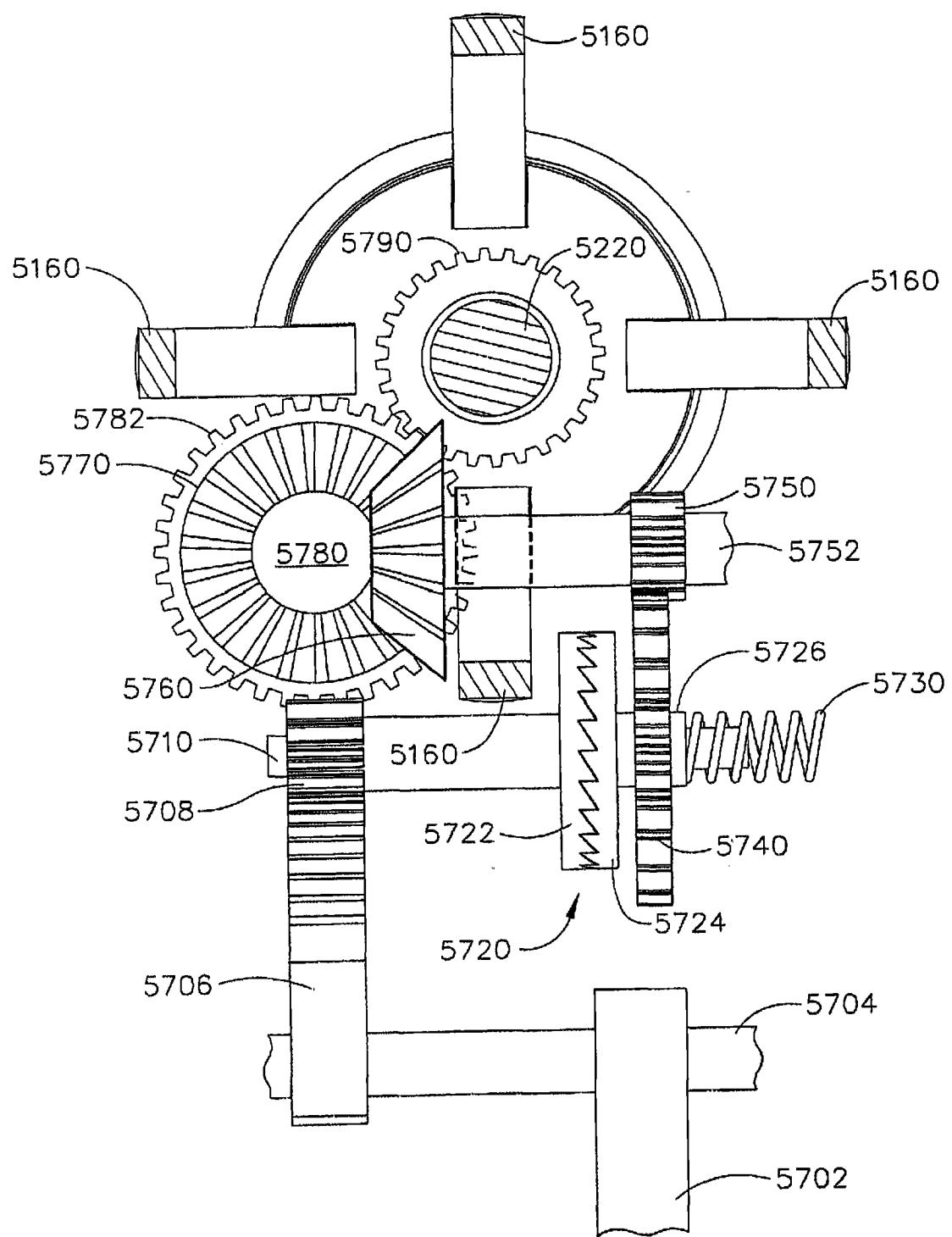


图 83

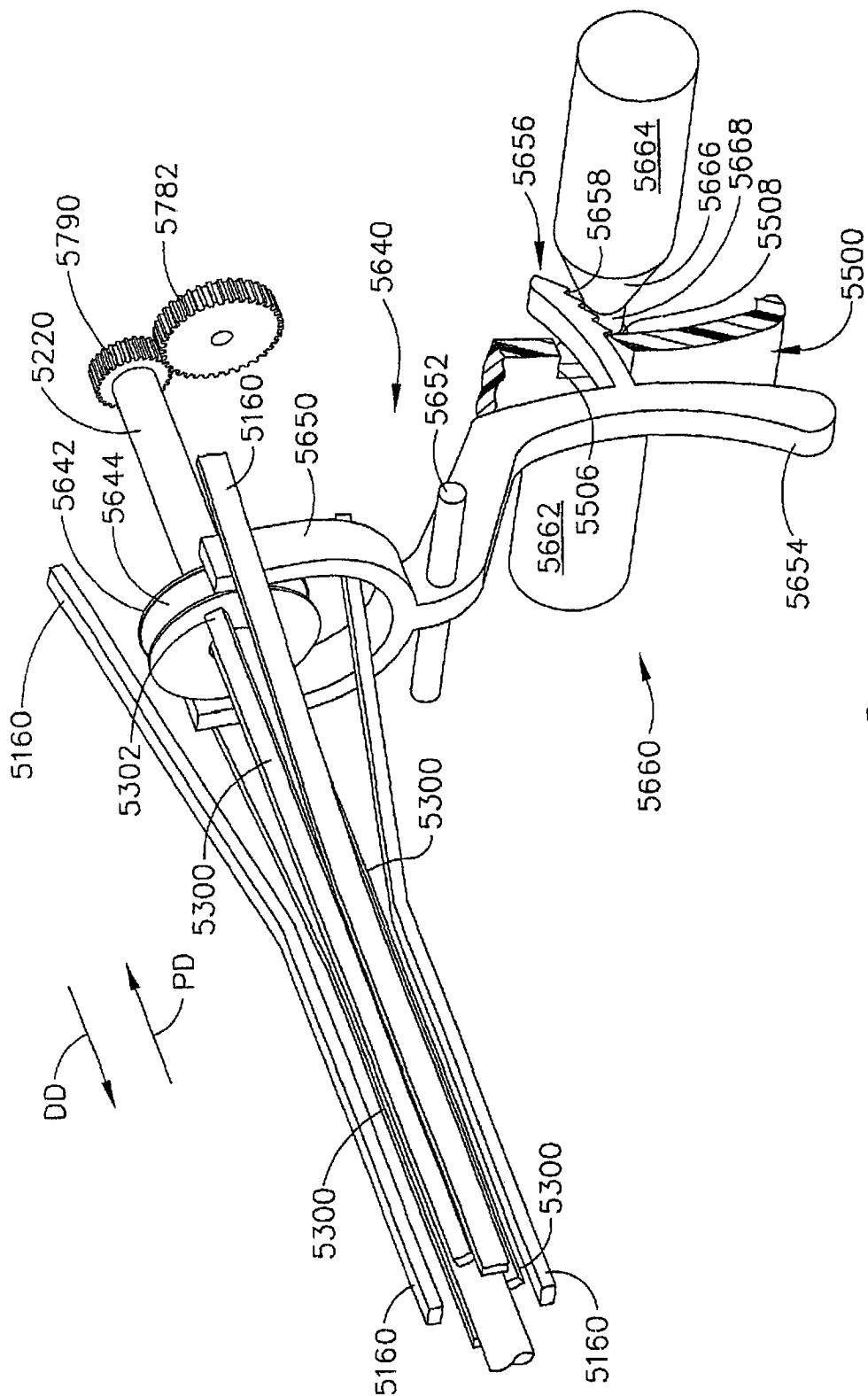


图84

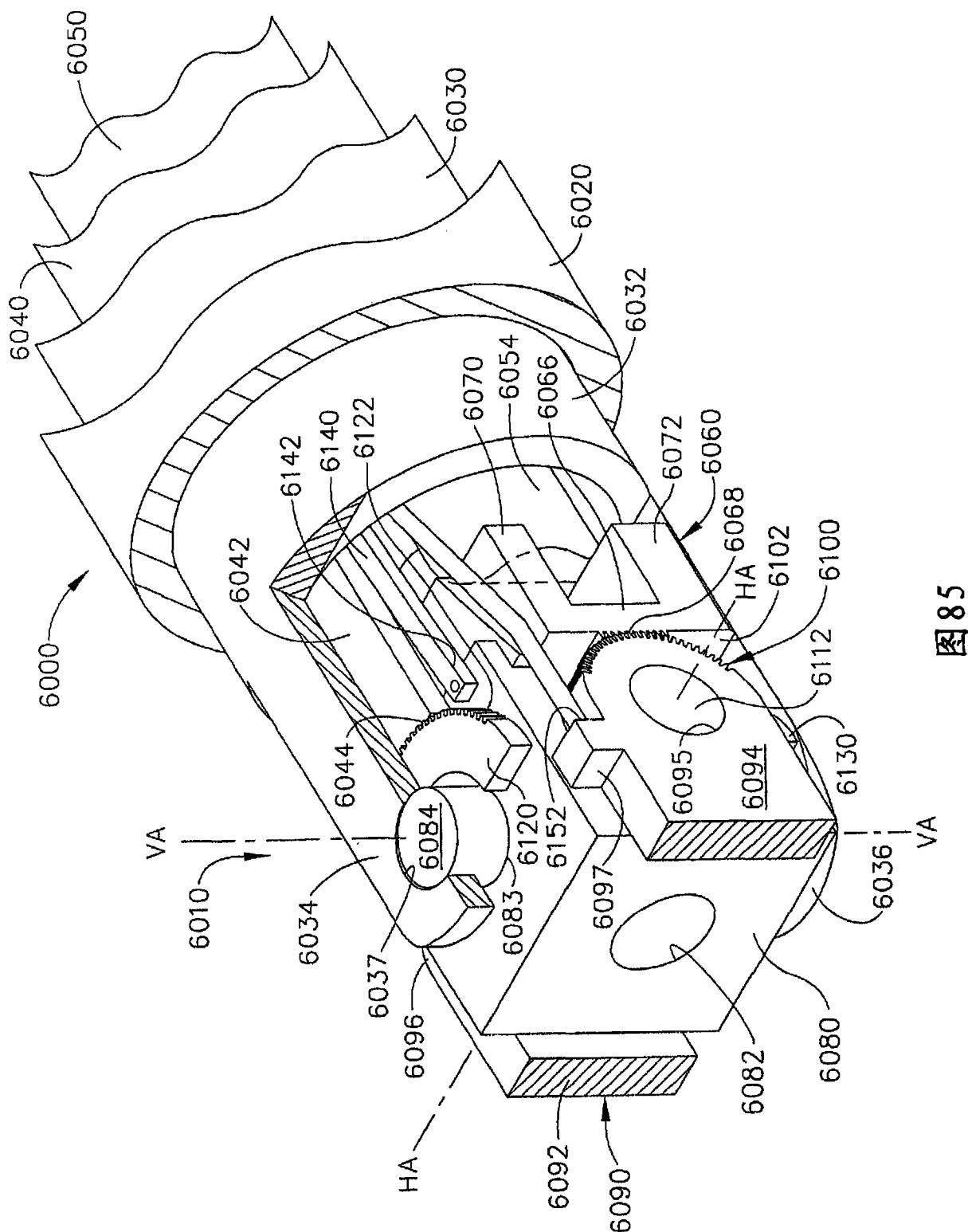


图 85

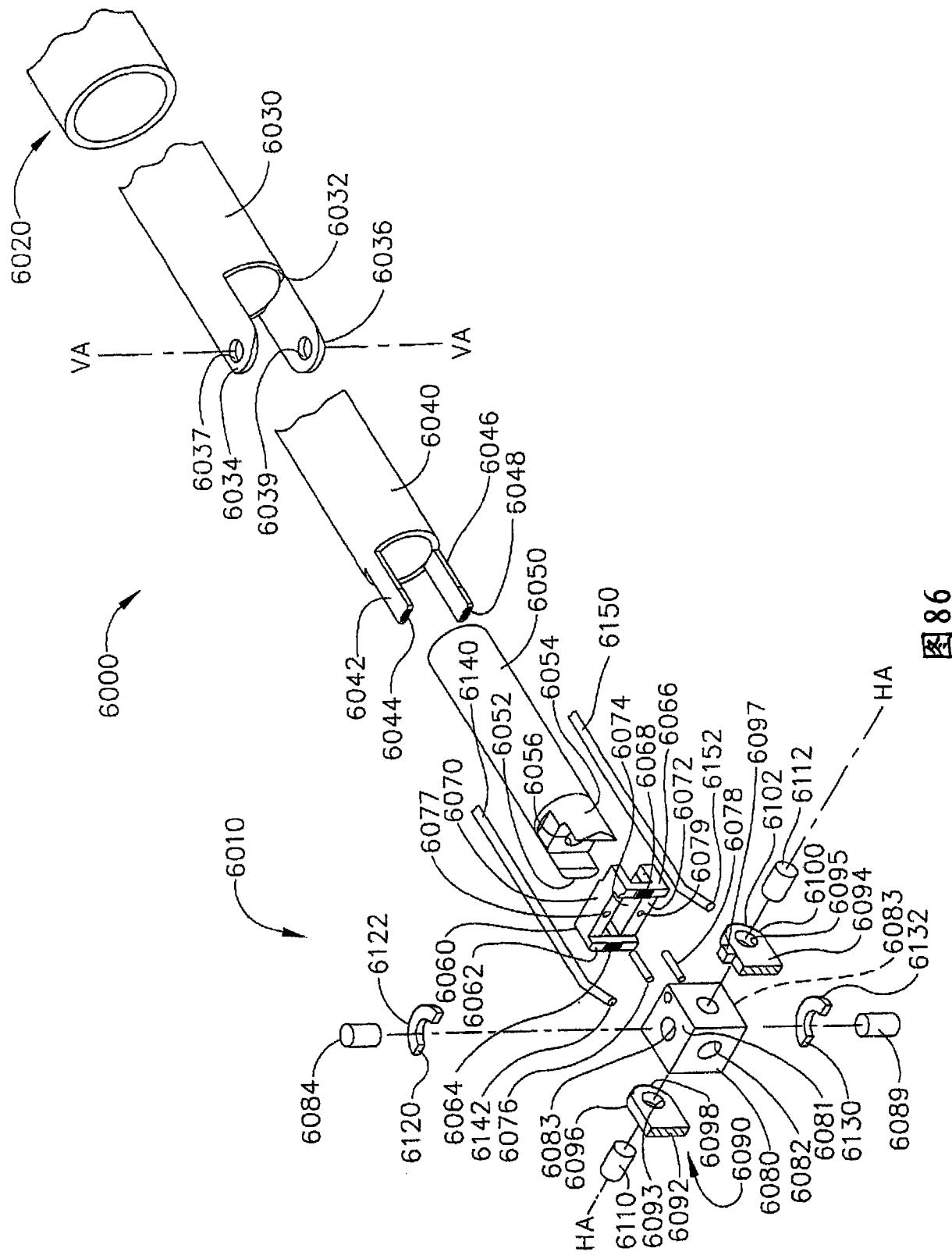
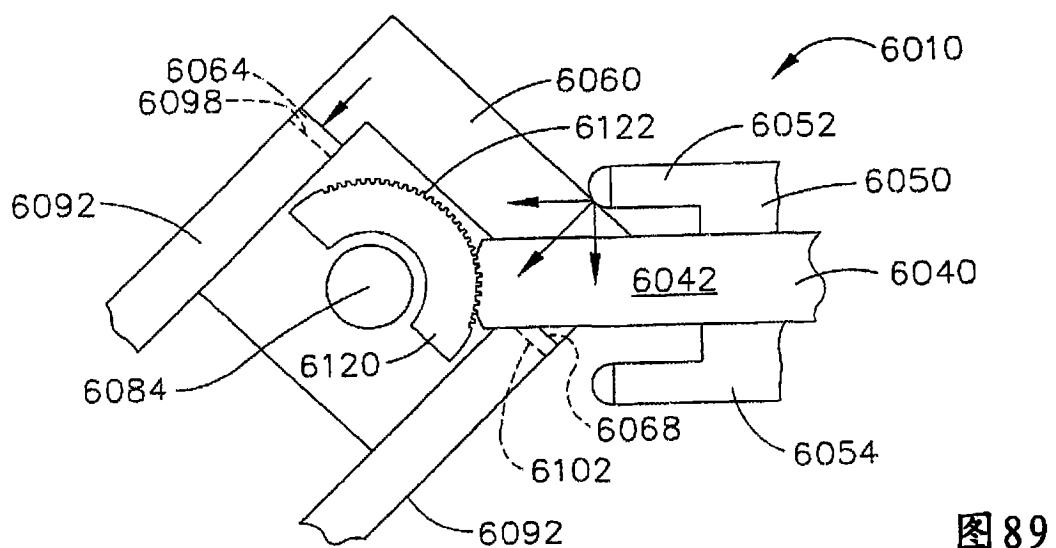
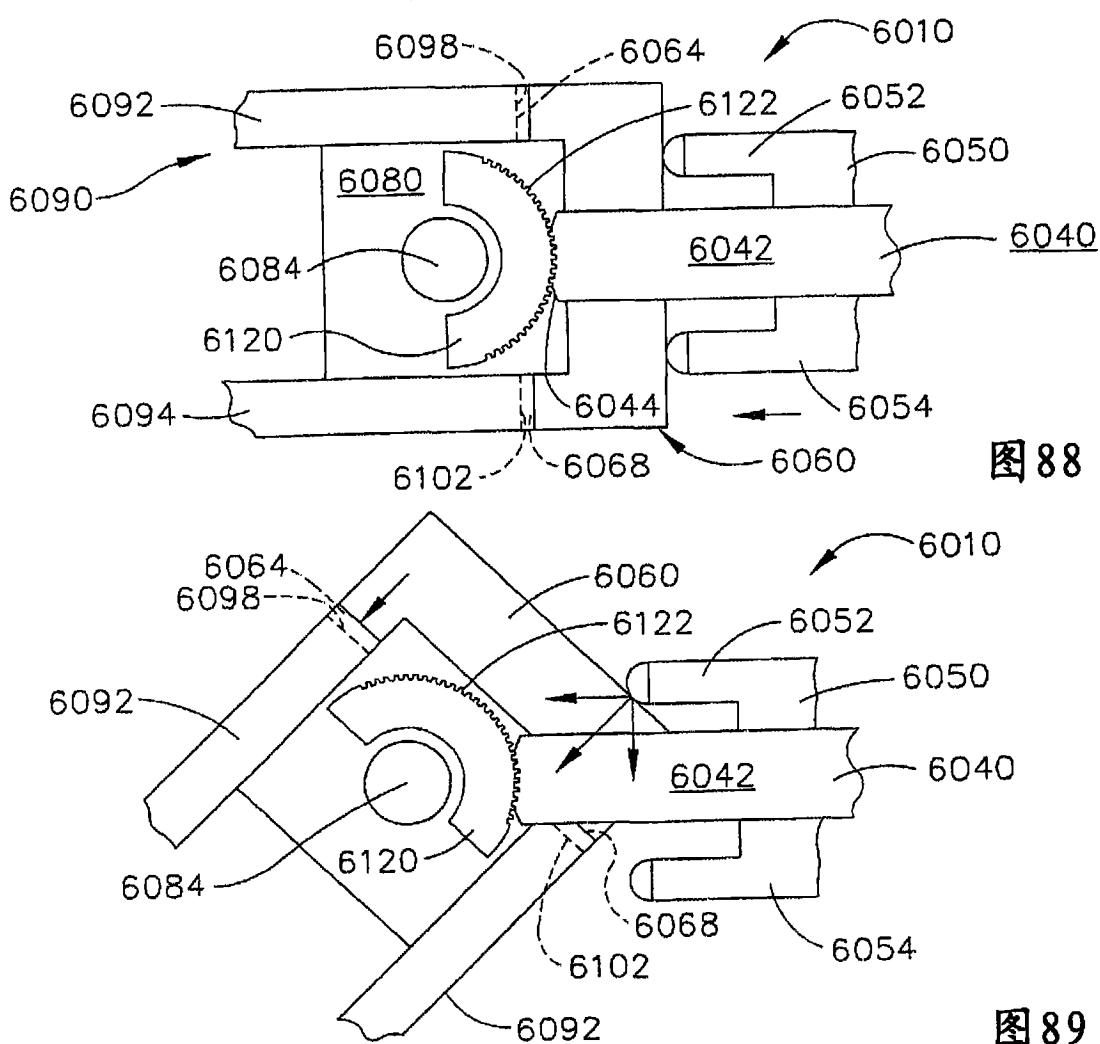
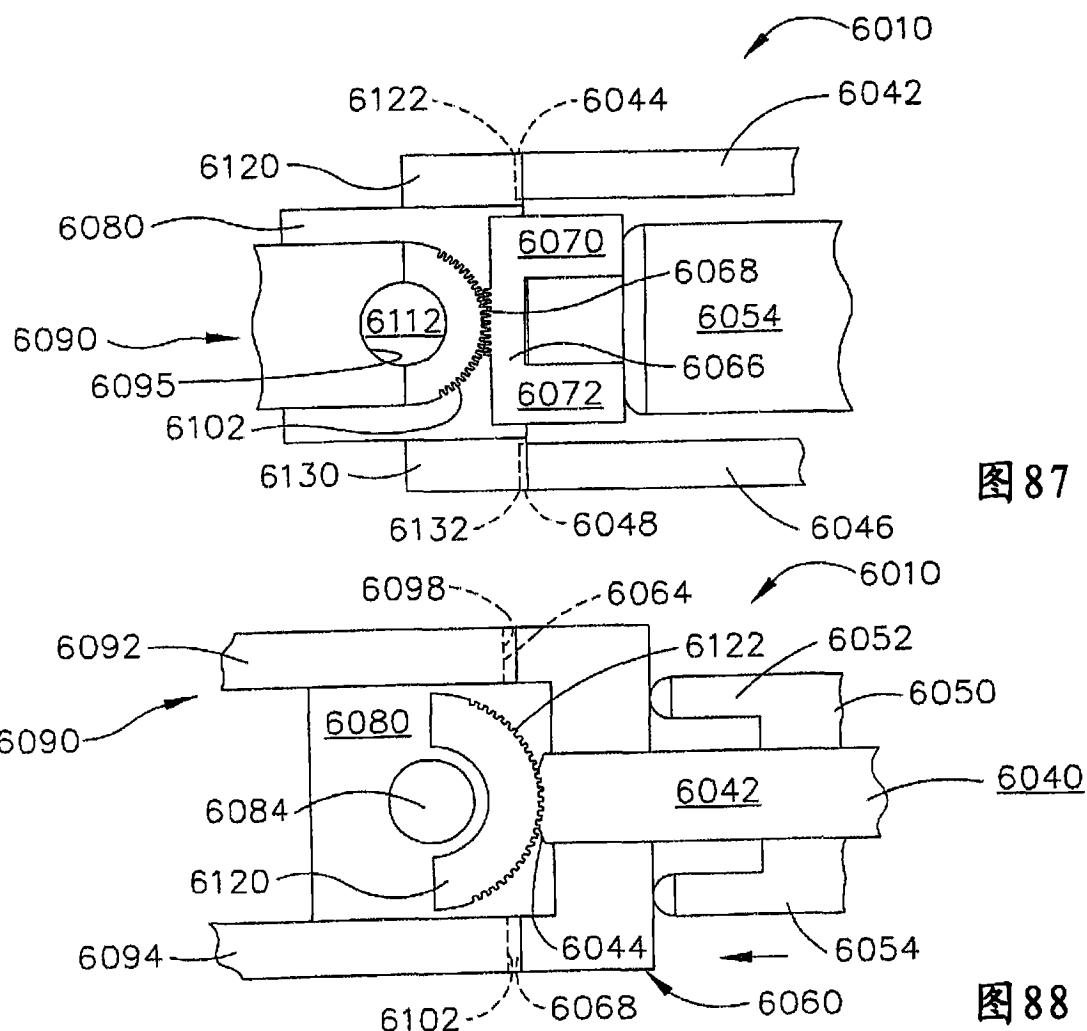


图 86



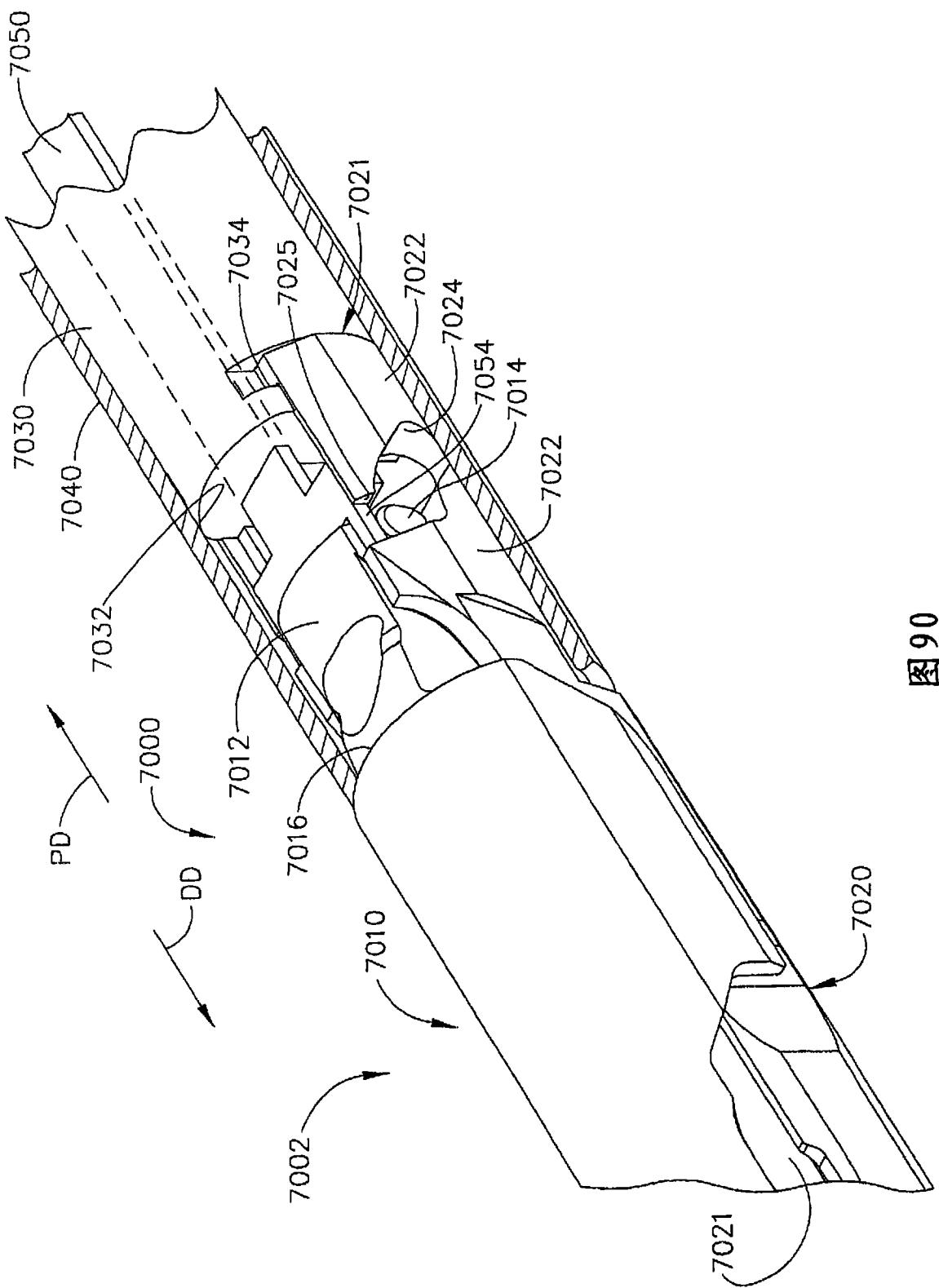


图 90

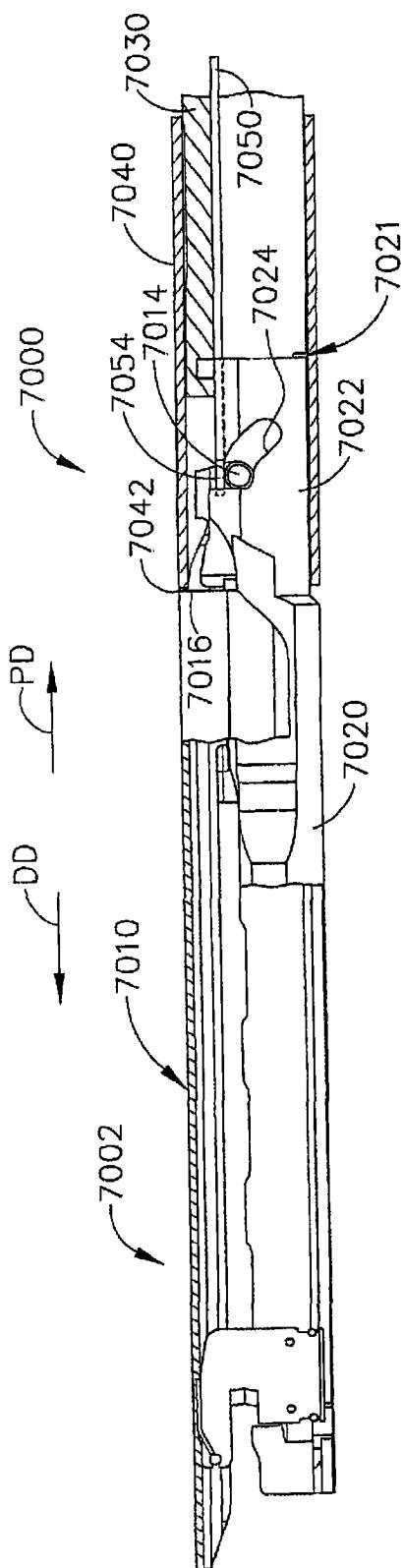


图 91

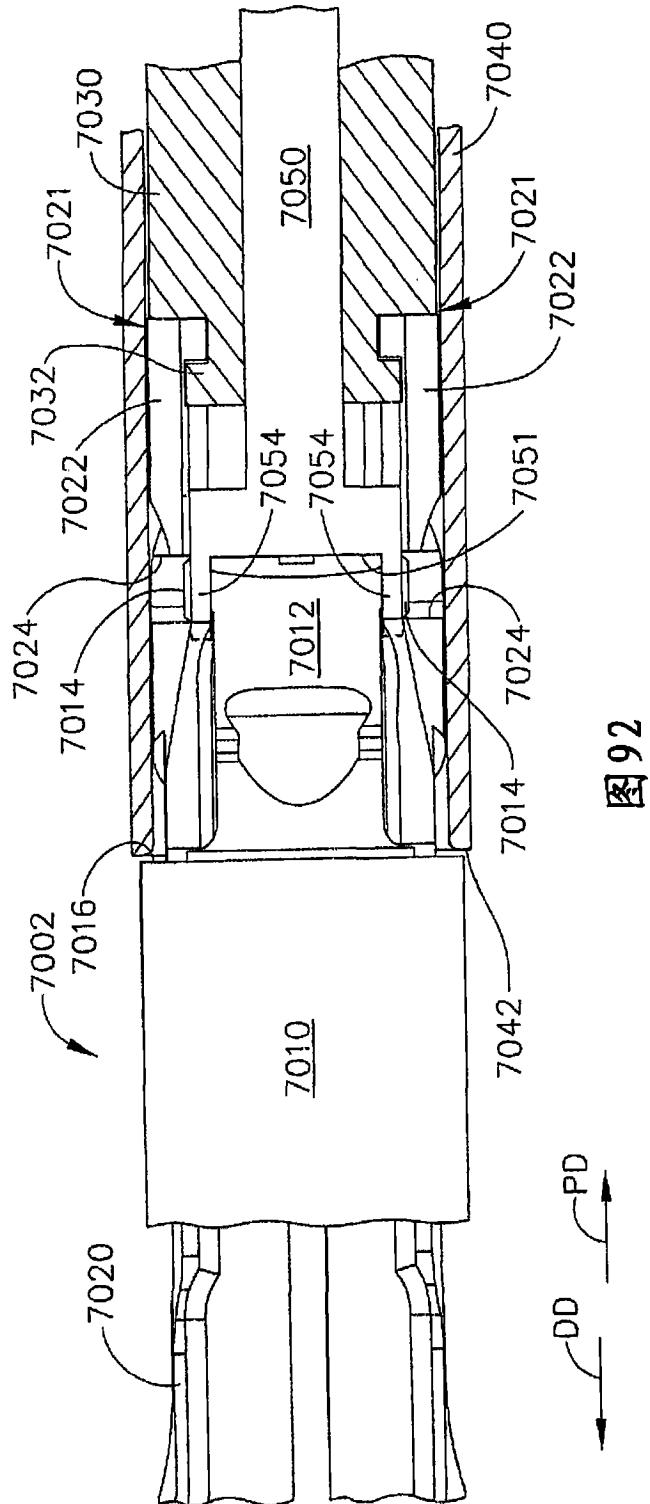
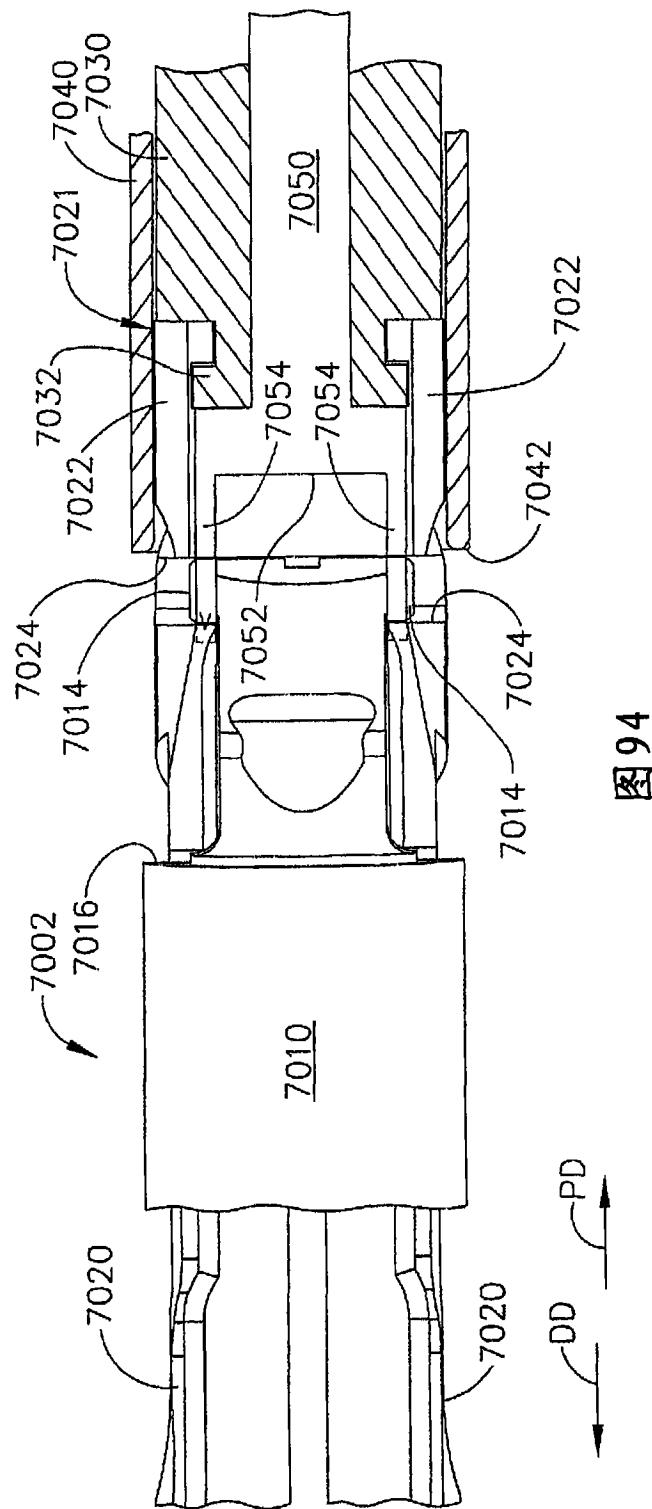
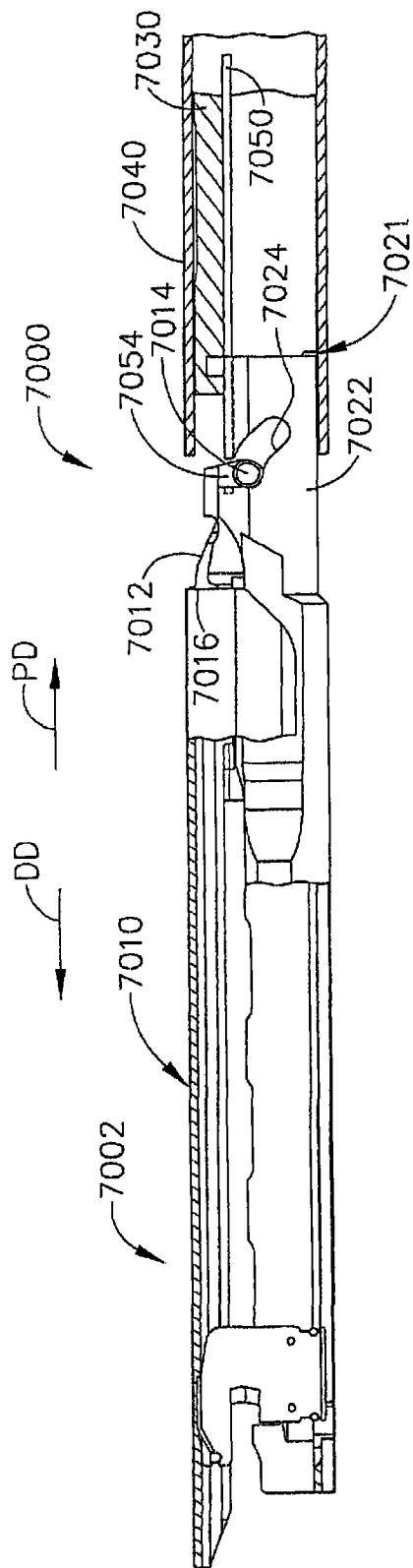


图 92



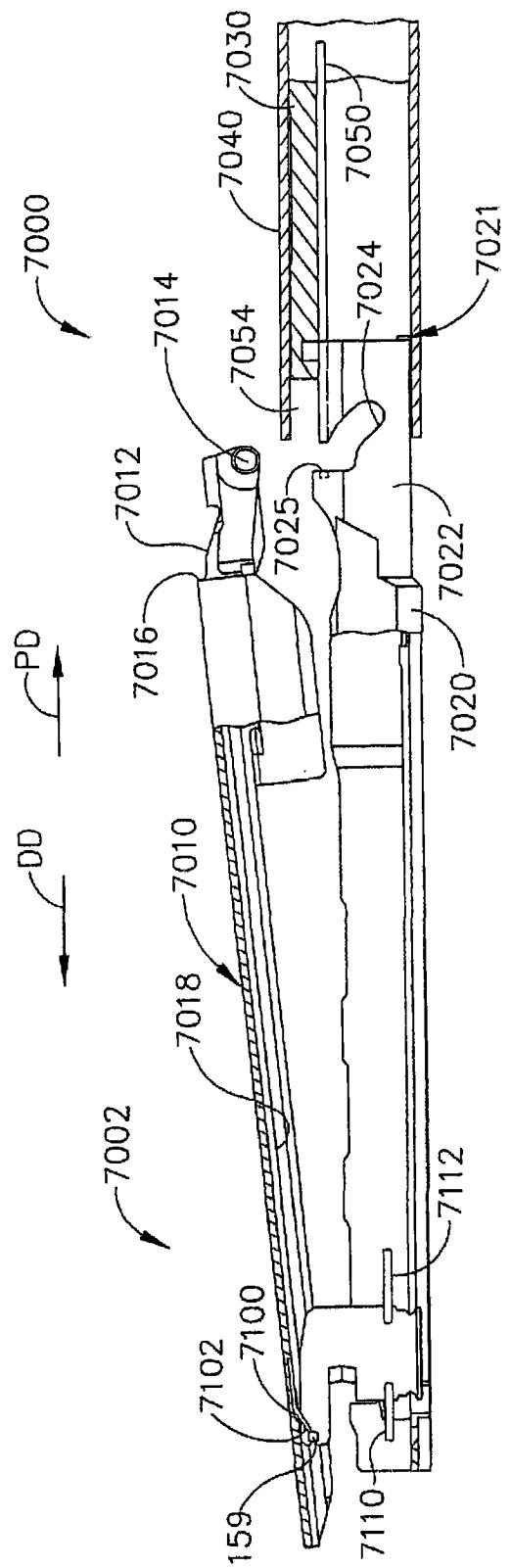


图 95

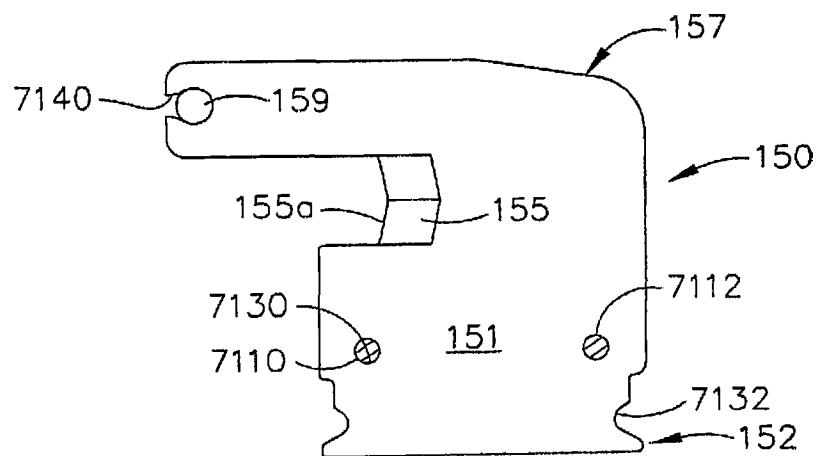


图 96

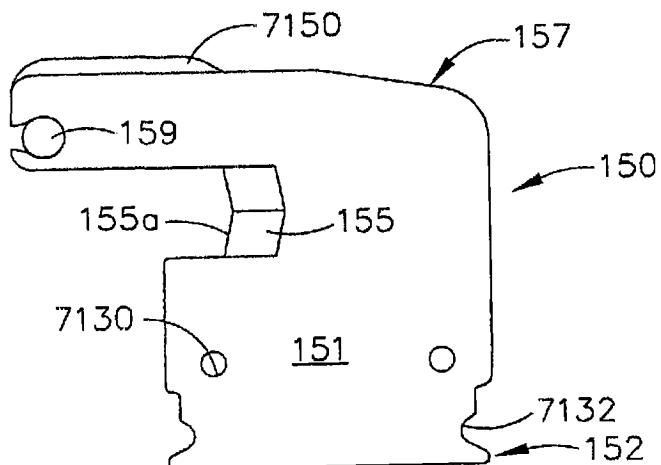


图 97

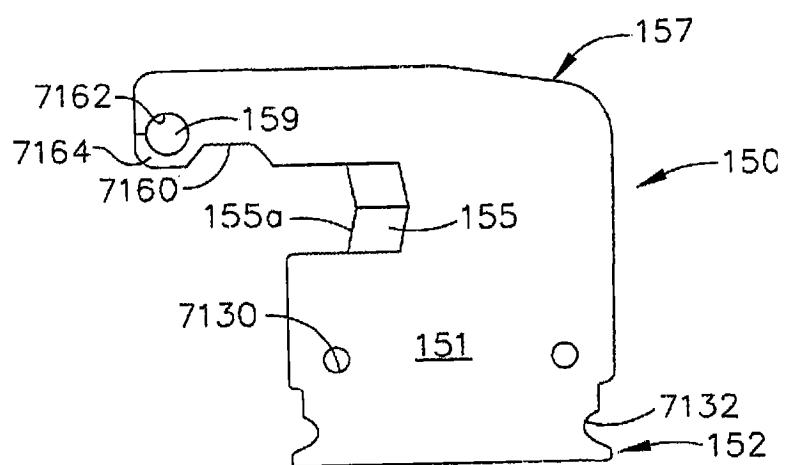


图 98

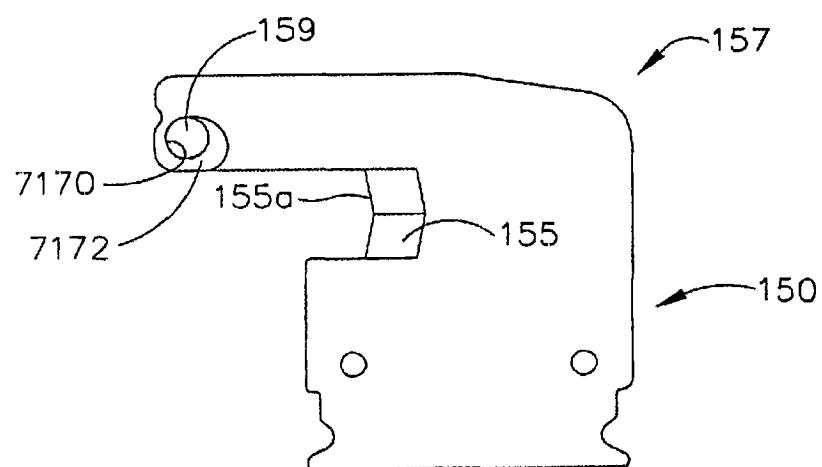


图 99

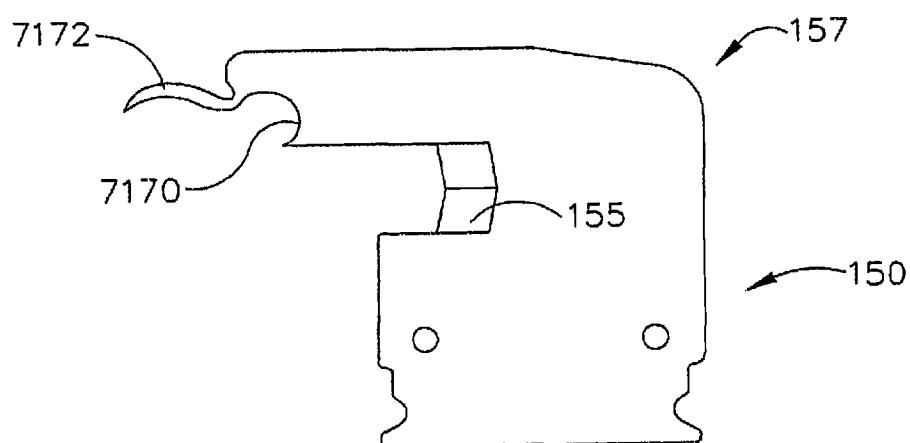


图 100

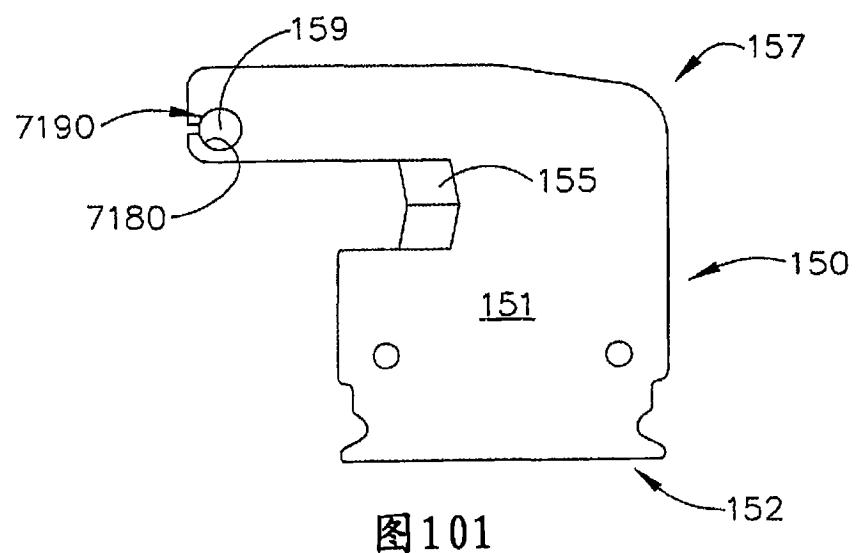


图 101

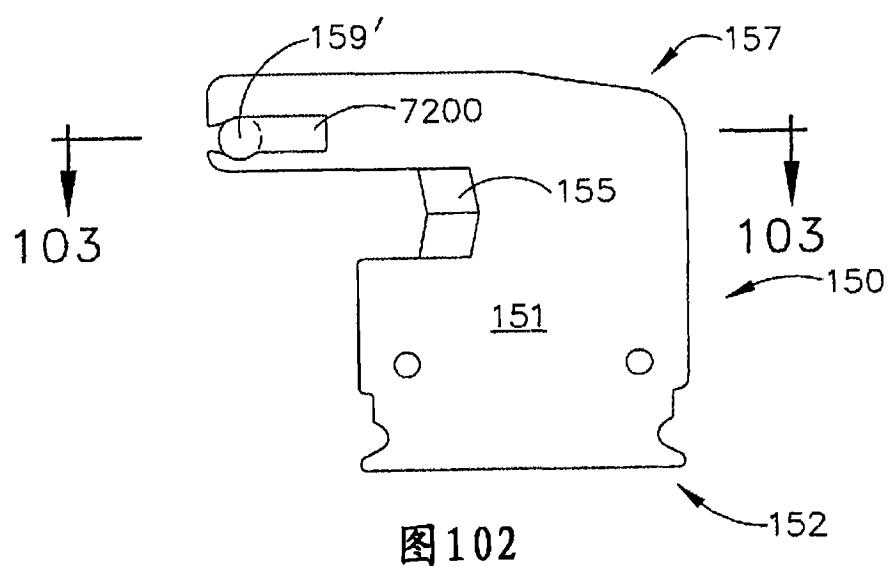


图 102

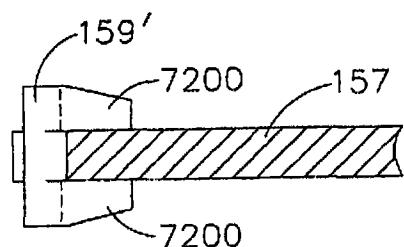


图 103

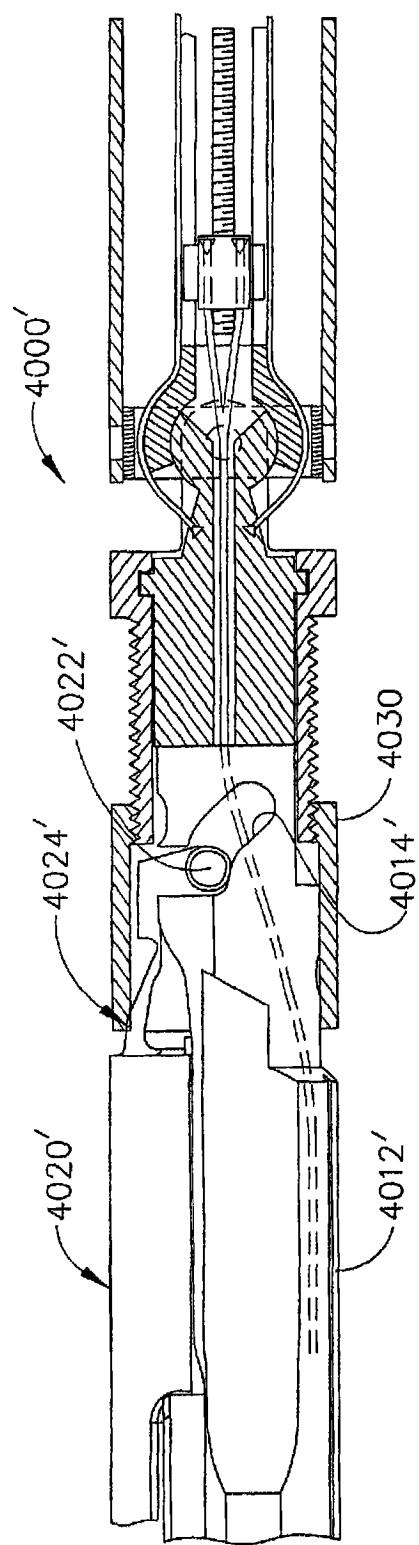


图 104

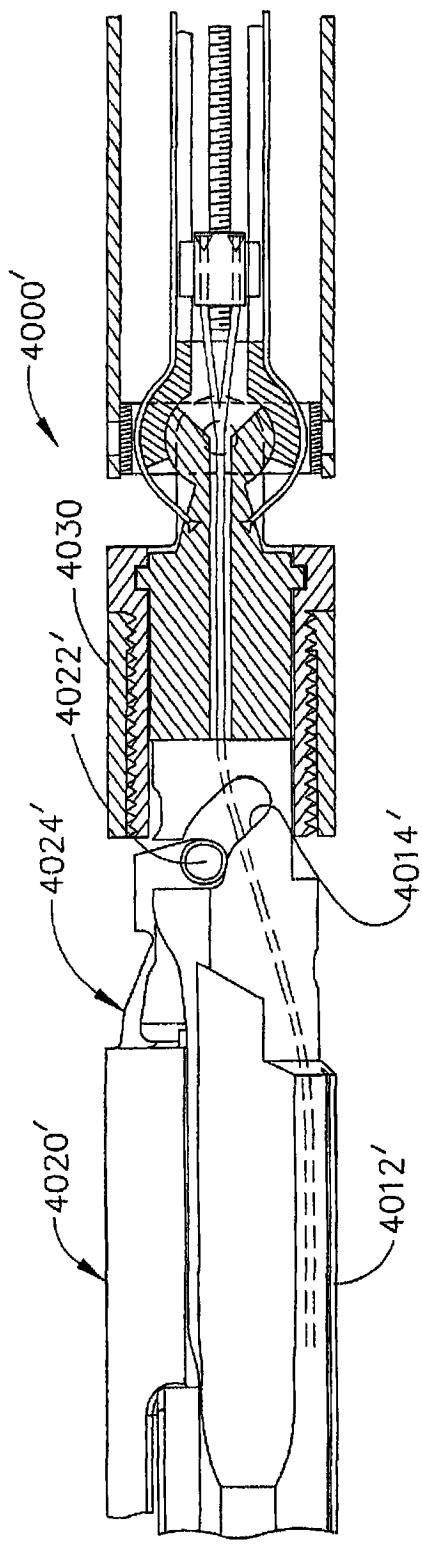


图 105