



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105025821 A

(43) 申请公布日 2015. 11. 04

(21) 申请号 201480011979. 0

(74) 专利代理机构 北京市金杜律师事务所
11256

(22) 申请日 2014. 02. 25

代理人 易咏梅

(30) 优先权数据

13/782, 499 2013. 03. 01 US

(51) Int. Cl.

A61B 17/072(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 09. 01

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2014/018241 2014. 02. 25

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/137662 EN 2014. 09. 12

(71) 申请人 伊西康内外科公司

地址 美国俄亥俄州

(72) 发明人 S·G·哈尔 D·L·巴伯

R·L·莱姆巴赫

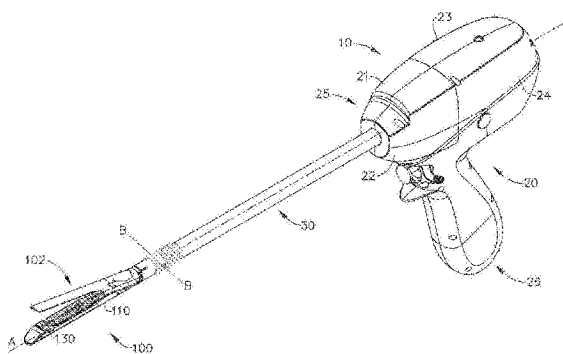
权利要求书2页 说明书66页 附图97页

(54) 发明名称

具有信号传递构造的机电外科装置

(57) 摘要

本发明公开了一种外科器械 (4010), 该外科器械 (4010) 被构造为能够将来自端部执行器 (4002) 的低功率信号传递到远程装置 (4014)。该外科器械可包括柄部、从柄部朝远侧延伸的轴、以及附接到轴的远侧端部的端部执行器。传感器 (4116) 可设置在端部执行器中。该传感器可生成表示端部执行器处的状态的信号 (4006)。发射器 (4124) 可位于端部执行器中。该发射器可以第一功率水平发射来自所述传感器的信号。该信号可被位于轴近侧的中继站 (4008) 接收。该中继站被构造为能够以第二功率水平重新发射信号 (4012), 其中第二功率水平高于第一功率水平。



1. 一种外科器械,包括:
端部执行器;
从所述端部执行器朝近侧延伸的轴;
设置在所述端部执行器中的传感器,所述传感器被构造为能够生成表示所述端部执行器处的状态的第一信号;
发射器,所述发射器位于所述端部执行器中,以第一功率水平发射所述第一信号;
位于所述轴近侧的中继站,所述中继站被构造为能够接收来自所述发射器的所述第一信号,其中所述中继站被构造为能够将所述第一信号转换成表示所述端部执行器处的所述状态的第二信号,其中所述中继站以第二功率水平发射所述第二信号,其中所述第二功率水平高于所述第一功率水平。
2. 根据权利要求 1 所述的外科器械,其中所述发射器包括天线,所述天线被构造为能够以第一频率和第一功率水平发射所述第一信号。
3. 根据权利要求 2 所述的外科器械,其中所述中继站以第二频率发射所述第二信号。
4. 根据权利要求 3 所述的外科器械,其中所述第一频率和所述第二频率为不同的。
5. 根据权利要求 3 所述的外科器械,其中所述中继站包括被构造为能够存储多个频率的存储器模块,其中所述第二频率选自所述多个存储的频率。
6. 根据权利要求 2 所述的外科器械,其中所述第一频率为能够透过人体组织的频率。
7. 根据权利要求 2 所述的外科器械,其中所述第一频率为 2.4GHz。
8. 根据权利要求 1 所述的外科器械,其中所述中继站包括收发器。
9. 根据权利要求 1 所述的外科器械,其中所述中继站包括具有第一天线的接收器和具有第二天线的发射器。
10. 根据权利要求 1 所述的外科器械,其中所述传感器包括模 / 数转换器,其中所述第一信号被生成成为模拟信号,其中在发射所述第一信号之前所述第一信号被所述模 / 数转换器转换成数字信号。
11. 根据权利要求 1 所述的外科器械,其中所述第一信号利用第一通信协议发射,并且所述第二信号利用第二通信协议发射。
12. 一种用于在外科手术期间传递来自远程位置的信号或将信号传递到远程位置的外科中继站,所述中继站包括:
被构造为能够接收来自传感器的信号的接收器,所述传感器位于外科器械的端部执行器中,其中所述信号以第一功率水平发射;
放大器,所述放大器被构造为能够将所述信号的功率水平从所述第一功率水平增加到第二功率水平;
被构造为能够以所述第二功率水平发射所述信号的发射器,其中所述第二功率水平高于所述第一功率水平。
13. 根据权利要求 12 所述的外科中继站,包括:
被构造为能够将所述信号从第一频率转换成第二频率的处理模块,其中所述发射器被构造为能够以所述第二频率发射所述信号。
14. 根据权利要求 13 所述的外科中继站,其中所述第一频率包括水吸收频带之外的频率。

15. 根据权利要求 13 所述的外科中继站,其中所述信号包括数字信号。
16. 根据权利要求 13 所述的外科中继站,包括:
被构造为能够存储多个频率的存储器模块,其中所述第二频率选自所述多个频率。
17. 一种用于传递外科传感器信号的方法,所述方法包括:
通过传感器生成表示外科端部执行器处的状态的第一信号;
通过发射器以第一功率水平发射所述第一信号;
通过中继站接收所述第一信号;
通过所述中继站将所述第一信号转换成第二信号,其中所述第二信号表示所述外科端部执行器处的所述状态;
通过所述中继站以第二功率水平发射所述第二信号,其中所述第二功率水平高于所述第一功率水平。
18. 根据权利要求 17 所述的方法,其中所述第一信号包括第一频率,并且所述第二信号包括第二频率。
19. 根据权利要求 17 所述的方法,其中所述第一信号包括第一通信协议,并且所述第二信号包括第二通信协议。
20. 根据权利要求 17 所述的方法,包括:
通过监测装置接收所述第二信号。

具有信号传递构造的机电外科装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种外科器械,并且在各种布置中,本发明涉及被设计成用于切割和缝合组织的外科切割和缝合器械及其钉仓。

背景技术

[0002] 外科缝合器通常用于将缝钉部署到软组织中,以例如尤其在组织被横切时减少或消除软组织的出血。诸如直线切割器的外科缝合器例如可包括端部执行器,该端部执行器能够相对于细长轴组件运动或铰接。端部执行器经常被构造为能够将软组织固定在第一钳口构件和第二钳口构件之间,其中第一钳口构件经常包括被构造为能够在其中可移除地储存缝钉的钉仓,第二钳口构件经常包括砧座。此类外科缝合器可包括用于使砧座相对于钉仓枢转的闭合系统。

[0003] 如上文所述,外科缝合器可被构造为能够使得端部执行器的砧座相对于钉仓枢转,以便将软组织捕获于两者间。在各种情况下,砧座可被构造为能够对软组织施加夹持力,以便将软组织牢固地保持在砧座和钉仓之间。然而,如果外科医生不满意端部执行器的位置,则外科医生通常必须启用外科缝合器上的释放机构来将砧座枢转至打开位置并且随后重新定位端部执行器。然后,缝钉通常由驱动器从钉仓部署,该驱动器横贯钉仓中的通道,并且使得缝钉抵靠砧座而变形,并且将软组织层固定在一起。如本领域所知,缝钉经常以若干缝钉行或排部署,以将组织层更可靠地固定在一起。端部执行器还可包括诸如刀具的切割构件,在软组织层已经被缝合在一起之后,该切割构件在两排缝钉之间推进以切除软组织。

[0004] 此类外科缝合器和执行器的尺寸和配置可被设计成通过套管针或其他进入开口插入体腔中。端部执行器通常联接到尺寸被设计成穿过套管针或开口的细长轴。细长轴组件通常可操作地联接到柄部,该柄部支撑用于控制端部执行器的操作的控制系统和/或触发器。为了有利于端部执行器在体内的正确定位和取向,许多外科器械被构造为能够有利于端部执行器相对于细长轴的一部分进行关节运动。

[0005] 上述讨论仅是为了举例说明本发明技术领域相关技术目前的每个方面,而不应当视为对权利要求范围的否定。

附图说明

[0006] 通过结合附图来参考本发明实施例的以下说明,本发明的特征和优点以及其获取方法将会变得更加明显,并可更好地理解发明本身,其中:

[0007] 图1为本发明的一种形式的外科缝合器械的透视图;

[0008] 图2为图1的外科器械的另一个透视图,其中柄部外壳的一部分被移除;

[0009] 图3为本发明的一个执行器布置的分解组件图;

[0010] 图4为图1和2的外科器械的端部执行器和细长轴组件的一部分的局部剖视图,其中砧座组件处于打开位置;

[0011] 图 5 为图 4 的端部执行器和细长轴组件的另一个局部剖视图,其中砧座组件处于击发之前的闭合位置;

[0012] 图 6 为组织切割构件已推进至端部执行器内的最远侧位置之后的图 4 和图 5 的端部执行器和细长轴组件的另一个局部剖视图;

[0013] 图 7 为本发明的联接器组件布置的透视图;

[0014] 图 8 为图 7 的联接器组件的分解组件图;

[0015] 图 9 为端部执行器的近侧端部以及细长轴组件和与其附接的联接器组件的远侧端部的透视图;

[0016] 图 10 为图 9 的端部执行器的近侧端部的正视图;

[0017] 图 11 为图 9 的联接器组件的远侧端部的正视图;

[0018] 图 12 为端部执行器与细长轴组件联接之前的端部执行器和细长轴组件的一部分的透视图;

[0019] 图 13 为端部执行器已初始与细长轴组件的联接器组件部分接合之后的端部执行器和细长轴组件布置的一部分的另一个透视图;

[0020] 图 14 为端部执行器已联接到细长轴组件的联接器组件部分之后的图 13 所示的部件的另一个透视图;

[0021] 图 15 为本发明的关节运动控制布置的透视图;

[0022] 图 16 为关节运动轴段布置的一部分的透视图;

[0023] 图 17 为本发明的关节运动接头布置的分解透视图;

[0024] 图 18 为图 17 的关节运动接头布置的透视图;

[0025] 图 19 为图 17 和图 18 的关节运动接头布置的顶视图;

[0026] 图 20 为图 19 所示的部件的剖视图;

[0027] 图 21 为图 19 和图 20 的关节运动接头的另一个剖视图;

[0028] 图 22 为处于关节运动构型的图 21 的关节运动接头的另一个剖视图;

[0029] 图 23 为本发明的击发系统布置的透视图;

[0030] 图 24 为本发明的端部执行器旋转系统布置的透视图;

[0031] 图 25 为本发明的关节运动接头和联接器组件的一部分的透视图;

[0032] 图 26 为本发明的轴旋转系统布置的透视图;

[0033] 图 27 为图 1 和图 2 的外科器械的分解透视图;

[0034] 图 28 为本发明的可拆卸的驱动安装件布置的分解透视图;

[0035] 图 28A 为附接到马达安装组件布置的图 28 的可拆卸的驱动安装件布置的一部分的端部正视图;

[0036] 图 28B 为图 28A 的可拆卸的驱动安装件布置和马达安装组件布置的一部分的透视图;

[0037] 图 29 为柄部组件布置的一部分的剖视图;

[0038] 图 30 为位于柄部外壳部分内的可拆卸的驱动安装件和马达安装组件的分解组件图;

[0039] 图 31 为马达安装组件布置的分解组件图;

[0040] 图 32 为位于柄部外壳部分内的可拆卸的驱动安装件和马达安装组件的另一个分

解剖视组件图；

[0041] 图 33 为柄部组件的一部分的侧正视图,其中为清楚起见省略了多个部件；

[0042] 图 34 为本发明的开关布置的底部透视图；

[0043] 图 35 为图 34 的开关布置的分解组件图；

[0044] 图 36 为安装有柄部组件的图 34 和图 35 的开关布置的一部分的剖视图,其中操纵杆控制部分处于未致动位置；

[0045] 图 37 为图 36 的开关布置的另一个剖视图,其中操纵杆控制部分处于致动位置；

[0046] 图 38 为图 36 的开关布置的侧剖视图；

[0047] 图 39 为图 37 的开关布置的侧剖视图；

[0048] 图 40 为图 34-39 的开关布置的侧正视图；

[0049] 图 41 为图 34-40 的开关布置的前正视图；

[0050] 图 42 为图 34-41 的开关布置的另一个分解组件图；

[0051] 图 43 为处于致动位置的压轮桨叶控制组件布置的后正视图；

[0052] 图 44 为处于另一个致动位置的压轮桨叶控制组件布置的另一个后正视图；

[0053] 图 45 为端部执行器和细长轴组件布置的另一个局部剖视图；

[0054] 图 46 为关节运动接头布置和联接器组件布置的一部分的放大剖视图,所述联接器组件布置具有与其联接的端部执行器；

[0055] 图 47 为柄部组件布置的一部分的透视图,其中柄部外壳的一部分被移除；

[0056] 图 48 为示出导体联接布置的柄部组件的一部分的放大透视图；

[0057] 图 49 为另一个联接器组件布置和关节运动接头布置的一部分的分解透视图；

[0058] 图 50 为本发明的另一个关节运动接头布置的透视图；

[0059] 图 51 为图 50 中的关节运动接头布置的分解组件图；

[0060] 图 52 为图 50 和图 51 的关节运动接头布置的剖视图；

[0061] 图 53 为图 50-52 的关节运动接头布置的另一个剖视透视图；

[0062] 图 54 为本发明的另一个关节运动接头布置的透视图；

[0063] 图 55 为图 54 的关节运动接头布置的分解组件图；

[0064] 图 56 为图 54 和图 55 的关节运动接头布置的局部剖视图；

[0065] 图 57 为图 54-56 的关节运动接头布置的另一个局部剖视图；

[0066] 图 58 为图 54-57 的关节运动接头布置的另一个局部透视剖视图；

[0067] 图 59 为图 54-58 的关节运动接头布置的另一个局部透视剖视图,其中接头处于关节运动取向；

[0068] 图 60 为图 54-59 的关节运动接头布置的另一个局部透视剖视图,其中接头处于另一个关节运动取向；

[0069] 图 61 为本发明的另一个关节运动接头布置的透视图；

[0070] 图 62 为处于关节运动取向的图 60 的关节运动接头布置的另一个透视图；

[0071] 图 63 为图 61 和图 62 的关节运动接头的分解组件图；

[0072] 图 64 为图 61-63 的关节运动接头布置的剖视图；

[0073] 图 65 为图 61-64 的关节运动接头布置的另一个剖视透视图；

[0074] 图 66 为图 61-65 的关节运动接头布置的另一个剖视透视图；

- [0075] 图 67 为本发明的另一个马达安装组件布置的透视图；
- [0076] 图 68 为图 67 的马达安装组件布置的前正视图；
- [0077] 图 69 为图 67 和图 68 的马达安装组件布置的分解组件图；
- [0078] 图 70 示出了与外科器械一起使用的电外科端部执行器的一些形式的透视图；
- [0079] 图 71 示出了图 70 的端部执行器的一些形式的透视图,其中钳口闭合并且可轴向运动的构件的远侧端部处于部分推进位置；
- [0080] 图 72 为图 70 的端部执行器的可轴向运动的构件的一些形式的透视图；
- [0081] 图 73 为图 70 的端部执行器的一些形式的剖视图；
- [0082] 图 74-75 示出了与外科器械一起使用的超声端部执行器的一个形式；
- [0083] 图 76-77 示出了图 74 的端部执行器的可轴向运动的构件的一个形式的附加视图；
- [0084] 图 78 示出了可与外科器械一起使用的线性缝合端部执行器的一个形式；
- [0085] 图 79 示出了可与外科器械一起使用的圆形缝合端部执行器的一个形式；
- [0086] 图 80 示出了与外科器械一起使用的若干示例电源线；
- [0087] 图 81 示出了可与外科器械一起使用的若干示例轴；
- [0088] 图 82 为示出多个控制元件的外科器械的柄部组件的框图；
- [0089] 图 83 示出了包括本文所述的电路的各种端部执行器执行部分的一个形式；
- [0090] 图 84 为示出控制构型的一个形式的框图,所述控制构型通过控制电路来实现以控制外科器械；
- [0091] 图 85 为示出用于实现图 84 的控制算法的处理流程的一个示例形式的流程图；
- [0092] 图 86 为示出控制构型的另一个形式的框图,所述控制构型通过控制电路来实现以控制外科器械；
- [0093] 图 87 为示出用于实现图 86 的控制算法的处理流程的一个示例形式的流程图；
- [0094] 图 88 示出了在柄部中包括中继站的外科器械的一个形式；
- [0095] 图 89 示出了具有传感器模块的端部执行器的一个形式,所述传感器模块被构造为能够传输设置于其中的信号；
- [0096] 图 90 为示出传感器模块的一个形式的框图；
- [0097] 图 91 为示出中继站的一个形式的框图；
- [0098] 图 92 为示出中继站的一个形式的框图,所述中继站被构造为能够转换所接收的低功率信号；
- [0099] 图 93 为用于传送表示端部执行器处的状态的信号表示的方法的一个形式的流程图；
- [0100] 图 94 示出了根据本文所述的某些方面的包括如图 1 所示的机械止动件的器械的远侧部分；
- [0101] 图 95 为根据本文所述的某些方面的适于与机电止动件一起使用的包括功率源、控制系统和驱动马达的系统的简图；
- [0102] 图 96 为示出根据本文所述的某些方面的与包括不具有软止动件的机电止动件的器械相关的电流随时间的变化的示意图；
- [0103] 图 97 示出了根据本文所述的某些方面的配备有包括软止动件的机电止动件的器

械的远侧部分,其中驱动构件在与行程末端的第二位置处的软止动件接触之前被致动到某一位置;

[0104] 图 98 示出了根据本文所述的某些方面的图 97 所示的器械,其中驱动构件被致动穿过行程末端的第一位置到达行程末端的第二位置;

[0105] 图 99 为示出根据本文所述的某些方面的与包括具有软止动件的机电止动件的器械相关的电流随时间的变化的示意图;

[0106] 图 100 为另选的马达安装组件的透视图,所述另选的马达安装组件采用齿轮驱动的驱动安装件组件;

[0107] 图 101 为图 100 的马达安装组件的另一个透视图,其中为清楚起见省略了远侧轴外壳;

[0108] 图 102 为图 100 和图 101 的马达安装组件的另一个透视图;

[0109] 图 103 为图 100-102 的马达安装组件的剖视图;并且

[0110] 图 104 为图 100-103 的马达安装组件的顶视图。

[0111] 图 105 示出了包括处于关节运动状态的传感器拉直式端部执行器的外科器械的一个形式。

[0112] 图 106 示出了处于拉直状态的图 105 的外科器械。

[0113] 图 107 示出了插入外科外管中的传感器拉直式端部执行器的一个形式。

[0114] 图 108 示出了插入外科外管中的处于关节运动状态的传感器拉直式端部执行器的一个形式。

[0115] 图 109 示出了处于关节运动状态的传感器拉直式端部执行器的一个形式。

[0116] 图 110 示出了处于拉直状态的图 109 的传感器拉直式端部执行器的一个形式。

[0117] 图 111 示出了与传感器拉直式端部执行器一起使用的磁性环的一个形式。

[0118] 图 112 示出了包括磁性传感器的传感器拉直式端部执行器的一个形式。

[0119] 图 113 示出了磁簧传感器的一个形式。

[0120] 图 114 示出了模块化马达控制平台的一个形式。

[0121] 图 115 示出了包括多个马达-控制器对的模块化马达控制平台的一个形式。

[0122] 图 116 示出了包括主控制器和从控制器的模块化马达控制平台的一个形式。

[0123] 图 117 示出了可通过多个马达控制的外科器械执行的控制程序的一个形式。

具体实施方式

[0124] 本申请的申请人还拥有以下专利申请,所述专利申请与本申请同一天提交并且全文各自以引用的方式并入本文:

[0125] - 名称为“Rotary Powered Surgical Instruments With Multiple Degrees of Freedom”的美国专利申请,代理人案卷号 END7195USNP/120287;

[0126] - 名称为“Rotary Powered Articulation Joints For Surgical Instruments”的美国专利申请,代理人案卷号 END7188USNP/120280;

[0127] - 名称为“Articulatable Surgical Instruments With Conductive Pathways For Signal Communication”的美国专利申请,代理人案卷号 END7187USNP/120279;

[0128] - 名称为“Thumbwheel Switch Arrangements For Surgical Instruments”的美

国专利申请,代理人案卷号 END7189USNP/120281 ;

[0129] - 名称为“Joystick Switch Assemblies For Surgical Instruments”的美国专利申请,代理人案卷号 END7192USNP/120284 ;

[0130] - 名称为“Electromechanical Soft Stops For Surgical Instruments”的美国专利申请,代理人案卷号 END7196USNP/120288 ;

[0131] - 名称为“Sensor Straightened End Effector During removal Through Trocar”的美国专利申请,代理人案卷号 END7193USNP/120285 ;

[0132] - 名称为“Multiple Processor Motor Control For Modular Surgical Device”的美国专利申请,代理人案卷号 END7091USNP/120283 ;

[0133] 和

[0134] - 名称为“Control Methods for Surgical Instruments with Removable Implement Portions”的美国专利申请,代理人案卷号 END7194USNP/120286。

[0135] 现在将描述某些示例性实施例,以从整体上理解本文所公开的装置和方法的结构、功能、制造和用途原理。这些实施例的一个或多个例子在附图中示出。本领域的普通技术人员将会理解,在本文中具体描述并示出于附图中的装置和方法为非限制性的示例性实施例,并且本发明的多个实施例的范围仅由权利要求书限定。结合一个示例性实施例进行图解说明或描述的特征可与其他实施例的特征进行组合。这些修改形式和变化形式旨在包括在本发明的范围之内。

[0136] 术语“包括”(和包括的任何形式,例如“包括 (comprises)”和“包括 (comprising)”)、“具有”(和具有的任何形式,例如“具有 (has)”和“具有 (having)”)、“包括”(和包括的任何形式,例如“包括 (includes)、和“包括 (including) 以及“含有”(和含有的任何形式,例如“含有 (contains)”和“含有 (containing)”)为开放式系动词。因此,“包括”、“具有”、“包含”或“含有”一个或多个元件的外科系统、装置、或设备具有这些一个或多个元件,但不限于仅具有这些一个或多个元件。同样,“包括 (comprises)”、“具有”、“包括 (includes)”或“含有”一个或多个特征结构的系统、装置、或设备的元件具有那些一个或多个特征结构,但不限于仅具有那些一个或多个特征结构。

[0137] 术语“近侧”和“远侧”在本文中是相对于操纵外科器械的柄部部分的临床医生来使用的。术语“近侧”是指最靠近临床医生的部分,并且术语“远侧”是指远离临床医生的部分。还应当理解,为简洁和清楚起见,本文可结合附图使用例如“竖直”、“水平”、“上”和“下”之类的空间术语。然而,外科手术器械在许多方向和位置中使用,并且这些术语并非限制性的和 / 或绝对的。

[0138] 提供各种示例性装置和方法以执行腹腔镜式和微创外科手术。然而,本领域的普通技术人员将容易理解,本文所公开的各种方法和装置可用于许多外科手术和应用中,包括例如与开放式外科手术相结合。继续参阅本具体实施方式,本领域的那些普通技术人员将进一步理解,本文所公开的各种器械可以任何方式插入身体中,诸如通过自然孔、通过形成于组织中的切口或穿刺孔等。器械的工作部分或端部执行器部分可直接插入患者身体中或可通过具有工作通道的进入装置而插入,外科器械的端部执行器和细长轴能够通过所述工作通道而推进。

[0139] 转到附图,其中在所有视图中,类似的数字代表类似的部件,图 1-3 示出了外科器

械 10, 所述外科器械 10 能够对与其可操作地联接的执行部分 100 施加旋转致动运动。如将在下文进一步详细讨论, 器械 10 可与可互换地联接到器械 10 的多个不同工具一起有效地使用。图 1 和图 2 的布置例如被示为联接到被构造为能够切割和缝合组织的端部执行器 102。然而, 其他工具布置也可通过器械 10 来操作。

[0140] 端部执行器

[0141] 图 1-6 所示的端部执行器 102 包括可被构造为能够可操作地并且可移除地支撑钉仓 130 的细长通道构件 110。钉仓 130 可包括上表面或仓平台 132, 所述上表面或仓平台 132 包括多个钉凹坑 134, 所述多个钉凹坑 134 在细长狭槽 136 的每一侧以交错方式来成行地进行布置。参见图 3。多个外科钉 140 支撑在对应的钉驱动器 138 上, 所述钉驱动器 138 可操作地支撑在钉凹坑 134 内。此外, 如在图 3 中可见, 在一个形式中, 端部执行器 102 包括端部基座 150, 所述端部基座 150 被构造为能够联接到钉仓 130 的近侧端部并且置于细长通的 110 的近侧端部内。例如, 端部基座 150 可形成有远侧延伸的闩锁突片 152, 所述远侧延伸的闩锁突片被构造为能够接收在仓平台 132 中对应闩锁狭槽 142 内。此外, 端部基座 150 可设置有侧向延伸的附接凸耳 154, 以用于将端部基座 150 附接到细长通道 110。例如, 附接凸耳 154 可被构造为能够接收在细长通道 110 中的对应附接孔 112 中。

[0142] 在一个形式中, 端部基座 150 包括居中设置的狭槽 156, 所述居中设置的狭槽 156 被构造为能够支撑组织切割构件 160 和滑动件 170。组织切割构件 160 可包括主体部分 162, 所述主体部分在其上具有或具有与其附接的组织切割部分 164。主体部分 162 可通过螺纹轴颈连接在端部执行器驱动螺杆 180 上, 所述端部执行器驱动螺杆 180 可旋转地安装在细长通道 110 内。滑动件 170 被支撑以用于相对于端部执行器驱动螺杆 180 轴向行进, 并且可被构造为能够与组织切割构件 160 的主体部分 162 交接。当朝远侧驱动组织切割构件 160 时, 通过组织切割构件 160 朝远侧驱动滑动件 170。当朝远侧驱动滑动件 170 时, 形成于其上的楔形件 172 用于将驱动器 138 向上推进到钉仓 130 内。

[0143] 端部执行器 102 还可包括砧座组件 190, 所述砧座组件 190 被支撑以用于相对于钉仓 130 的选择性运动。在至少一个形式中, 砧座组件 190 可包括第一砧座部分 192, 所述第一砧座部分 192 联接到后部砧座部分 194 和顶部砧座部分 196。后部砧座部分 194 可具有一对侧向突出的凸耳 198, 所述一对侧向突出的凸耳被构造为能够接收在细长通道 110 中的对应凸耳孔或腔体 114 中以有利于砧座组件 190 相对于细长通道 110 和支撑于其中的钉仓 130 的可运动或枢转的行进。

[0144] 组织切割构件 160 可设置有一对侧向突出的致动器突片 166, 所述一对侧向突出的致动器突片被构造为能够被滑动地接收在砧座组件 190 中的狭槽 199 内。此外, 组织切割构件 160 还可具有底座 168, 所述底座的尺寸设定成接合细长通道 110 的底部部分, 使得当朝远侧驱动组织切割构件 160 时, 突片 166 和底座 168 使得砧座组件 190 运动到闭合位置。突片 166 和底座 168 可用于当切割和缝合组织时使得砧座组件 190 相对于钉仓 130 隔开。第一砧座部分 192 可在其上具有钉成形下侧面 193, 从而当驱动外科缝钉 140 接触钉成形下侧面时使得外科缝钉成形。图 4 示出了当砧座组件 190 处于打开位置时的砧座组件 190 和切割构件 160 的位置。图 5 示出了砧座组件 190 已闭合之后但组织切割构件 160 已朝远侧推进或“击发”之前的砧座组件 190 和切割构件 160 的位置。图 6 示出了组织切割构件 160 已推进至其在钉仓 130 内的最远侧位置之后的位置。

[0145] 端部执行器驱动螺杆 180 可旋转地支撑在细长通道 110 内。在一个形式中,例如,端部执行器驱动螺杆 180 可具有联接到驱动轴附接构件 184 的近侧端部 182,所述驱动轴附接构件 184 被构造为能够与联接器组件 200 交接。驱动轴附接构件 184 可被构造为能够附接到端部执行器驱动螺杆 180 的近侧端部 182。例如,驱动轴附接构件 184 可具有从其延伸的六边形突出部 186,所述六边形突出部能够不可旋转地接收在对应的六边形插座中,所述六边形插座包括通常命名为 500 的击发系统的一部分。端部执行器驱动螺杆 180 沿第一方向的旋转使得组织切割构件 160 沿远侧方向运动。在各种形式中,钉仓 130 可配有一对缓冲器 174,该对缓冲器用于在滑动件 170 到达其在细长通道 110 内的最远侧位置时对其缓冲。缓冲器 174 可各自具有弹簧 176,以对缓冲器提供所需的缓冲量。

[0146] 端部执行器联接器组件

[0147] 各种形式的工具 100 可通过联接器组件 200 可操作地联接到外科器械 10。图 7-14 示出了联接器组件 200 的一个形式。联接器组件 200 可包括联接器外壳段 202,所述联接器外科段被构造为能够可操作地支撑统称为 220 的驱动齿轮组件。在至少一个形式中,驱动齿轮组件 220 包括输入齿轮 222、传送齿轮 228 和输出齿轮 232。参见图 8。输入齿轮 222 安装到或形成于输入轴 224 上,所述输入轴能够由第一和第二隔板构件 204, 206 旋转地支撑。输入轴 224 具有被构造为能够与远侧击发轴段 510 配合的近侧端部 226,所述远侧击发轴段 510 包括将在下文进一步详细描述独特的和新型的击发系统 500 的一部分。例如,近侧端部 226 可被构造为能够具有六边形横截面形状,以用于不可旋转地插入形成于远侧击发轴段 510 的远侧端部中的六边形插座 512 内。传送齿轮 228 可安装到或形成于传送轴 230 上,所述传送轴能够通过挡板构件 204, 206 旋转地支撑。输出齿轮 232 可安装到或形成于输出驱动轴 234 上,所述输出驱动轴 234 能够通过挡板构件 204, 206 旋转地支撑。为了组装目的,输出驱动轴 234 的远侧端部 236 可被构造为能够不可旋转地附接到朝远侧突伸穿过远侧端盖 210 的输出插座 238。在一个布置中,远侧端盖 210 可通过紧固件 208 或任何其他合适的紧固件布置而附接到联接器外壳 202。输出插座 238 可销接到输出驱动轴 234 的远侧端部 236。输出插座 238 可被构造为能够与驱动轴附接构件 184 不可旋转地配合。例如,输出插座 238 可被构造为能够具有六边形形状,以使其可与驱动轴附接构件 184 上的六边形突出部 186 配合。此外,为了有利于工具 100 可操作地附接到联接器组件 200,附接凸耳可形成或附接到端盖 210。

[0148] 联接器组件 200 的一个布置还可包括通常命名为 240 的锁定组件。在至少一个形式中,锁定组件 240 包括弹簧偏置的锁定构件或销 242,所述弹簧偏置的锁定构件或销 242 被运动地支撑在形成于联接器外壳段 202 中的锁定狭槽 214 中。锁定销 242 可被构造为能够在锁定狭槽 214 内轴向运动,以使其锁定端部 244 突伸穿过端盖 210 中的孔 211。参见图 8。锁定弹簧 246 轴颈连接在锁定销 242 上,以在锁定狭槽 214 内沿远侧方向“DD”偏置锁定销 242。致动器臂 248 可形成于或者附接到锁定销 242 上,使得用户能够沿近侧方向“PD”对锁定销 242 施加解锁运动。

[0149] 如在图 3、图 9、和图 10 中可见,端部执行器 102 的细长通道 110 可具有近侧端壁 116,所述近侧端壁 116 具有形成于其中的联接开口 118,以用于将附接凸耳 212 接收于其中。在一个布置中,例如,附接凸耳 212 可包括颈部部分 213,所述颈部部分具有形成于其上的蘑菇附接头部分 215。联接开口 118 可具有第一圆形部分 120,所述第一圆形部分的尺寸设

定成使得附接头部 215 能够插入其中。联接开口 118 还可具有形成于其中的狭窄狭槽 122, 所述狭窄狭槽 122 的尺寸设定成使得颈部 213 被构造为能够接收于其中。近侧端壁 116 还可具有锁定孔 124, 以用于将锁定销 242 的远侧端部 244 接收于其中。

[0150] 将端部执行器 102 附接到外科器械 10 的联接组件 200 的一种方法可参照图 12-14 理解。例如, 为了将端部执行器 102 附接到联接组件 200, 用户可将驱动轴附接构件 184 上的六边形突出部 186 与六边形输出插座 238 对齐。同样, 可将蘑菇头部 215 与联接开口 118 的圆形开口部分 120 对齐, 如图 9 和图 12 所示。然后, 用户可将突出部 186 轴向地插入插座 238 中并且将附接头部 215 轴向地插入联接开口 118 中, 如图 13 所示。然后, 用户可旋转端部执行器 102 (由图 14 中的箭头“R”表示), 使得颈部 213 进入狭槽 122 并且使得锁定销 242 的远侧端部 244 卡合到锁定孔 124 中, 从而阻止端部执行器 102 与联接组件 200 之间的进一步相对旋转。此类布置用于将端部执行器 102 可操作地联接到外科器械 10。

[0151] 为了使得端部执行器 102 从联接组件 200 拆卸, 用户可对致动器臂 246 施加解锁运动, 从而沿近侧方向“PD”偏置锁定销。锁定销 242 的此类运动使得锁定销 242 的远侧端部 244 运动离开细长通道 110 的端壁 116 中的锁定孔 124。然后用户相对于联接组件沿相反方向自由地旋转端部执行器 102, 使得附接按钮 212 的颈部部分 213 运动离开狭槽 122, 以使附接头部 215 被构造为能够轴向地拉出端部执行器 102 的联接开口 118, 由此将端部执行器 102 从联接组件 200 拆卸。如上文可见, 联接组件 200 提供了独特的和新型的布置, 以用于可操作地联接外科工具 100, 所述外科工具可通过对外科器械 10 施加的旋转驱动运动来操作。具体地讲, 联接组件 200 使多种不同的外科工具 100 或端部执行器 102 能够可操作地联接到外科器械 10 的细长轴组件 30。

[0152] 关节运动系统

[0153] 如在图 1 和图 2 中可见, 细长轴组件 30 可限定轴的轴线 A-A。在至少一个形式中, 细长轴组件 30 可包括关节运动系统 300, 以用于使端部执行器 102 围绕关节运动轴线 B-B 进行选择性的关节运动, 所述关节运动轴线 B-B 基本上横向于轴的轴线 A-A。关节运动系统 300 的一个形式示于图 15 和图 16 中。如在这些附图中可见, 关节运动系统 300 可包括电动关节运动接头 310。在至少一个布置中, 关节运动接头 310 包括远侧接头部分或远侧连接叉 312, 所述远侧接头部分或远侧连接叉 312 可通过远侧外壳轴承 314 旋转地支撑在联接器外壳段 202 的近侧延伸的衬套部分 203 上。参见图 20。远侧连接叉 312 可通过限定关节运动轴线 B-B 的关节运动销 332 枢转地附接到近侧接头部分或近侧连接叉 330。参见图 18。远侧连接叉 312 可包括远侧突出的附接衬套 316, 所述朝远侧突出的附接衬套 316 的尺寸设定成接收在联接器外壳段 202 的近侧端部内。附接衬套 316 可在其中具有环形沟槽 318, 所述环形沟槽 318 能够在其中接收附接销 320。参见图 8。附接销 320 用于将联接器外壳段 202 附接到远侧连接叉 312, 使得联接器外壳段 202 可相对于远侧连接叉 312 围绕轴的轴线 A-A 旋转。如在图 20 中可见, 远侧击发轴段 510 延伸穿过联接器外壳段 202 的衬套部分 203 并且可通过安装在衬套部分 203 内的远侧击发轴轴承 322 相对于衬套部分被旋转地支撑。

[0154] 为了有利于对端部执行器 102 施加旋转驱动或击发运动, 以及为了有利于端部执行器 102 相对于细长轴 30 围绕轴的轴线 A-A 的旋转, 同时保持端部执行器 102 相对于细长轴组件 30 围绕关节运动轴线 B-B 关节运动的能力, 关节运动接头 310 可包括独特的或新型的通常命名为 350 的“嵌套”齿轮组件并且所述齿轮组件被定位在远侧连接叉 312 和近侧

连接叉 330 之间的齿轮区域 351 内。参见图 18-20。在至少一个形式中,例如,嵌套齿轮组件 350 可包括与外部端部执行器齿轮系或“第二齿轮系”380 “嵌套”的内部驱动轴齿轮系或“第一齿轮系”360。如本文所用,术语“嵌套”可为指第一齿轮系 360 的任何部分未径向向外延伸越过第二齿轮系 380 的任何部分。此类独特的和新型的齿轮布置为紧凑的并且有利于将旋转控制运动传送到端部执行器,同时还使得远侧连接叉部分能够相对于近侧连接叉部分枢转。如将在下文进一步详细讨论,内部驱动轴齿轮系 360 有利于通过关节运动接头 310 将旋转驱动或击发运动从近侧击发轴段 520 施加到远侧击发轴段 510。同样,外部端部执行器齿轮系 380 有利于将旋转控制运动从端部执行器旋转系统 550 施加到联接器组件 200,如将在下文进一步详细讨论。

[0155] 在至少一个形式中,例如,内部驱动轴齿轮系 360 可包括远侧驱动轴锥齿轮 362,所述远侧驱动轴锥齿轮可通过螺杆 364 附接到远侧击发轴段 510 的近侧端部。参见图 17。内部驱动轴齿轮系 360 还可包括通过螺杆 368 附接到近侧击发轴段 520 的近侧驱动轴锥齿轮 366。参见图 20。此外,内部驱动轴齿轮系 360 还可包括安装在传送齿轮轴承 374 上的驱动轴传送齿轮 370,所述传送齿轮轴承安装在横向齿轮轴 372 上。参见图 17。此类内部驱动轴齿轮系 360 可有利于通过关节运动接头 310 将旋转驱动运动从近侧击发轴段 520 传送到远侧击发轴段 510。

[0156] 如上所述,嵌套齿轮组件 350 还包括外部端部执行器齿轮系 380,所述外部端部执行器齿轮系有利于通过关节运动接头 310 将旋转控制运动从端部执行器旋转系统 550 施加到联接器组件 200。在至少一个形式中,外部端部执行器齿轮系 380 可例如包括不可旋转地(如,键入)到联接器外壳段 202 的近侧延伸的衬套部分 203 上的输出锥齿轮 382。外部端部执行器齿轮系 380 还可包括输入锥齿轮 384,所述输入锥齿轮 384 不可旋转地附接到(如,键入到)端部执行器旋转系统 550 的近侧旋转轴段 552。此外,外部端部执行器齿轮系 380 还可包括安装在外部传送齿轮轴承 386 上的旋转轴传送齿轮 388,所述外部传送齿轮轴承支撑在横向延伸的关节运动销 332 上。参见图 17。关节运动销 332 延伸穿过中空横向齿轮轴 372 并且用于将远侧连接叉 312 销接到近侧连接叉 330 以用于围绕横向关节运动轴线 B-B 进行关节运动。关节运动轴 332 可通过弹簧夹 334 保持在适当位置。独特的和新型的关节运动接头 310 和嵌套齿轮组件 350 有利于通过细长轴组件 30 将多个控制运动从柄部组件 20 传送到端部执行器 102,同时使得端部执行器 102 能够围绕细长轴的轴线 A-A 旋转并且能够围绕关节运动轴线 B-B 进行关节运动。

[0157] 端部执行器 102 相对于细长轴组件 30 围绕关节运动轴线 B-B 的关节运动可通过关节运动控制系统 400 来实现。在各种形式中,关节运动控制系统 400 可包括可操作地支撑在柄部组件 20 中的关节运动控制马达 402。参见图 15。关节运动控制马达 402 可联接到关节运动驱动组件 410,所述关节运动驱动组件可操作地支撑在可拆卸的驱动安装件 700 上,所述可拆卸的驱动安装件 700 可移除地支撑在柄部组件 20 中,如将在下文进行更详细地讨论。在至少一个形式中,关节运动驱动组件 410 可包括近侧关节运动驱动轴段 412,所述近侧关节运动驱动轴段 412 可旋转地支撑在可拆卸的驱动安装件 700 的轴外壳组件 710 中。参见图 27 和图 28。例如,近侧关节运动驱动轴段 412 可通过关节运动轴承 414 可旋转地支撑在远侧轴外壳部分 712 内。此外,近侧关节运动驱动轴段 412 可通过轴承 415 可旋转地支撑在近侧轴外壳部分 714 中。参见图 28。关节运动控制系统 400 还可包括由关节

运动控制马达 402 围绕轴的轴线 A-A 可旋转地驱动的近侧关节运动轴段 420。如另外在图 15 中可见, 关节运动驱动组件 410 还可包括用于驱动关节运动驱动带 418 的一对关节运动驱动滑轮 416, 417。因此, 关节运动控制马达 402 的关节运动可导致近侧关节运动轴段 420 围绕轴的轴线 A-A 的旋转。参见图 15。

[0158] 如在图 15 和图 16 中可见, 近侧关节运动轴段 420 具有螺纹部分 422, 所述螺纹部分 422 适于与关节运动驱动联接件 424 螺纹配合。远侧关节运动驱动轴段 420 沿第一方向的旋转可沿远侧方向“DD”轴向地驱动关节运动驱动联接件 424, 并且远侧关节运动驱动轴段 420 沿相反或第二方向的旋转可使得关节运动驱动联接件 424 沿近侧方向“PD”轴向地运动。关节运动驱动联接件 424 可通过销 428 来销接到关节运动杆 426。关节运动杆 426 可继而通过销 429 来销接到远侧连接叉 312。参见图 17。因此, 当临床医生希望端部执行器 102 或工具 100 围绕关节运动轴线 B-B 相对于细长轴组件 30 进行关节运动时, 临床医生致动关节运动控制马达 402, 使得关节运动控制马达 402 旋转近侧关节运动轴段 420, 从而沿所需方向致动关节运动杆 426 以沿所需方向枢转远侧连接叉 312 (和与其附接的端部执行器 102)。参见图 21 和图 22。

[0159] 击发系统

[0160] 如上所述, 端部执行器 102 可通过由击发系统 500 对端部执行器驱动螺杆 180 施加的旋转控制运动来操作, 所述击发系统 500 包括远侧击发轴段 510 和近侧击发轴段 520。参见图 23。近侧击发轴段 520 包括细长轴组件 30 的一部分并且可通过远侧轴承套筒 522 可旋转地支撑在中空近侧旋转轴段 552 内。参见图 20。再次参见图 23, 在至少一个形式中, 击发系统 500 包括可操作地支撑在柄部组件 20 中的击发马达 530。近侧击发轴段 520 的近侧端部可旋转地支撑在可拆卸的驱动安装件 700 内并且可被构造为能够按照下文进一步详细讨论的方式联接到马达 530。如在图 30 中可见, 近侧击发轴段 520 的近侧端部可旋转地支撑在推力轴承 524 中, 所述推力轴承与驱动安装隔板组件 720 的远侧隔板板材 722 安装在一起。击发马达 530 的关节运动将最终导致端部执行器驱动螺杆 180 的旋转, 以将旋转控制运动施加到端部执行器 102。

[0161] 端部执行器旋转系统

[0162] 在各种形式中, 外科器械 10 还可包括端部执行器旋转系统或“远侧辊系统” 550, 以用于使得端部执行器 102 相对于细长轴组件 30 围绕轴的轴线 A-A 选择性地旋转。端部执行器旋转系统 550 可包括近侧旋转轴段 552, 所述近侧旋转轴段 552 还包括细长轴组件 30 的一部分。如在图 20 中可见, 近侧旋转轴段 552 可通过远侧轴承 554 和近侧轴承 556 可旋转地支撑在近侧连接叉 330 内。此外, 近侧旋转轴段 552 可通过远侧轴承套筒 558 和近侧轴承 559 可旋转地支撑在近侧关节运动轴段 420 内。参见图 20 和图 30。近侧旋转轴段 552 的近侧端部还可通过近侧轴承 555 可旋转地支撑在驱动安装隔板组件 720 内, 如在图 30 中可见。

[0163] 在至少一个形式中, 端部执行器旋转系统 550 可包括可操作地支撑在柄部组件 20 中的端部执行器旋转或“远侧辊” 马达 560。参见图 24。端部执行器旋转马达 560 可联接到旋转驱动组件 570, 所述旋转驱动组件 570 可操作地支撑在可拆卸的驱动安装件 700 上。在至少一个形式中, 旋转驱动组件 570 包括近侧旋转驱动轴段 572, 所述近侧旋转驱动轴段可旋转地支撑在可拆卸的驱动安装件 700 的轴外壳组件 710 中。参见图 27。例如, 近侧旋

转驱动轴段 572 可通过轴承 576 可旋转地支撑在远侧轴外壳部分 712 内。此外,近侧旋转驱动轴段 572 通过轴承 577 可旋转地支撑在近侧外壳部分 714 中。参见图 28。如在图 24 和图 28 中可见,旋转驱动组件 570 还可包括用于驱动旋转驱动带 578 的一对旋转驱动滑轮 574, 575。因此,端部执行器旋转马达 560 的关节运动将导致近侧旋转轴段 552 围绕轴的轴线 A-A 的旋转。近侧旋转轴段 552 的旋转导致联接器组件 200 旋转并且最终导致与其联接的端部执行器 102 旋转。

[0164] 轴旋转系统

[0165] 外科器械 10 的各种形式还可包括通常命名为 600 的轴旋转系统。轴旋转系统在本文还可称为“近侧辊系统”。在至少一个形式中,轴旋转系统 600 包括近侧外部轴段 602, 所述近侧外部轴段 602 还包括细长轴组件 30 的一部分。近侧外部轴段 602 具有远侧端部 604, 所述远侧端部不可旋转地联接到近侧连接叉 330。如在图 19 和图 26 中可见,远侧端部 604 在其中具有间隙凹口 606, 以用于允许关节运动杆 426 相对于间隙凹口 606 进行关节运动。轴旋转系统 600 可包括可操作地支撑在柄部组件 20 中的轴旋转或“近侧辊”马达 610。轴旋转马达 610 可联接到可操作地支撑在可拆卸的驱动安装件 700 上的轴驱动组件 620。在至少一个形式中,轴驱动组件 620 包括近侧驱动轴段 622, 所述近侧驱动轴段通过轴承 624 可旋转地支撑在可拆卸的驱动安装件 700 的远侧轴外壳部分 712 中。参见图 28。此外,近侧驱动轴段 622 通过轴承 626 可旋转地支撑在近侧驱动轴外壳部分 714 中。如在图 26 和图 28 中可见,轴驱动组件 620 还可包括用于驱动轴驱动带 634 的一对旋转驱动滑轮 630, 632。驱动滑轮 632 不可旋转地附接到近侧驱动轴段 602, 使得驱动滑轮 632 的旋转导致近侧驱动轴段 602 和与其附接的端部执行器 102 围绕轴的轴线 A-A 的旋转。如在图 28 和图 30 中还可见,近侧驱动轴段 602 通过一对套筒轴承 607 和 608 可旋转地支撑在远侧轴外壳部分 712 内。

[0166] 本发明的独特的和新型的关节运动系统布置向端部执行器提供多个自由度,同时有利于对其施加旋转控制运动。例如,结合一些外科操作,将端部执行器定位在与靶组织共面的位置内可为必要的。例如,本发明的各种布置给端部执行器提供至少三个自由度,同时满足在执行腹腔镜式外科手术时常常遇到的尺寸局限性。

[0167] 本发明的外科器械的各种形式有利于在相对于靶组织定位端部执行器的过程中提供改善的用户灵巧性、精确性和效率。例如,常用于功率传输的常规轴关节运动接头在很多情况下采用万向接头、铰接脊椎件和挠性顺应性联接件。所有这些方法可往往会经受性能缺陷,包括弯曲半径和过量长度特征方面的缺陷。当与其他常规关节运动布置进行比较时,本文所公开的独特的和新型的细长轴组件和驱动系统的各种形式例如允许关节运动轴线和端部执行器之间的距离最小化。本文所公开的细长轴组件和关节运动接头布置有利于向端部执行器传送至少一个旋转控制运动,同时向端部执行器提供多个自由度,以使得端部执行器能够相对于靶组织精确地定位。

[0168] 在端部执行器 102 或工具 100 已被使用之后,其可从外科器械 10 的联接器组件 200 拆卸,并且被处理掉或单独重新加工,并且利用适当的消毒方法进行消毒。外科器械 10 可结合新端部执行器/工具使用多次。根据特定应用,可期望对外科器械 10 进行重新消毒。例如,器械 10 可在用于完成另一个外科手术之前来重新消毒。

[0169] 外科器械在使用之前必须为无菌的。用于对医疗装置进行消毒的一个通用方法涉

及将该装置在所需温度的湿润蒸汽下暴露所需时间段。此类消毒过程尽管有效,但通常不适用于对采用电子部件的外科器械消毒,因为在使用蒸汽消毒方法时生成高温。此类装置常常通过使其暴露于诸如环氧乙烷之类的气体来消毒。

[0170] 外科器械 10 的各种形式可使用常规消毒方法来消毒。在至少一个形式中,例如,细长轴组件 30 可由可通过采用较高消毒温度的方法来有效消毒的部件和材料制成。然而,可为理想的是,当对柄部组件消毒时,例如使用具有较低操作温度的消毒方法以避免可能性地损坏电子部件。因此,可为理想的是将容纳多个电子部件的柄部组件 20 与细长轴组件 30 分开进行消毒。为了有利于使用此类独立的消毒过程,在至少一个形式中,细长轴组件 30 可从柄部组件 20 拆卸。

[0171] 可拆卸的驱动安装件组件

[0172] 更具体地讲并且参考图 28,可拆卸的驱动安装件组件 700 可操作地支撑在柄部组件 20 的一部分内。在一个形式中,例如,可拆卸的驱动安装件组件 700 可安装在远侧柄部外壳段 21 和 22 内,所述远侧柄部外壳段 21 和 22 可通过卡合特征结构、螺杆或其他紧固件布置进行互连。联接到一起的远侧柄部外壳段 21 和 22 在本文中可称为“远侧柄部外壳部分”或“外壳”25。可拆卸的驱动安装件组件 700 可例如包括轴外壳组件 710,所述轴外壳组件 710 包括远侧轴外壳 712 和近侧轴外壳 714。可拆卸的驱动安装件组件 700 还可驱动安装隔板组件 720,所述驱动安装隔板组件 720 包括远侧隔板板材 722 和近侧联接器隔板板材 724。如上所述,在至少一个形式中,可拆卸的驱动安装件组件 700 可操作地支撑关节运动驱动组件 410、近侧击发轴段 520 的近侧端部、旋转驱动组件 570 和轴驱动组件 620。为了有利于将击发轴段 520、关节运动驱动组件 410、旋转驱动组件 570 和轴驱动组件 620 分别快速地联接到一起,可采用独特的和新型的联接器布置。

[0173] 马达安装组件

[0174] 在至少一个形式中,例如,可拆卸的驱动安装件组件 700 可被构造为能够可移除地联接到一起的通常命名为 750 的马达安装组件。马达安装组件 750 可支撑在柄部外壳段 23 和 24 内,所述柄部外壳段 23 和 24 可通过卡合特征结构、螺钉等联接在一起并且用于形成柄部组件 20 的手枪式握把部 26。参见图 1。联接到一起的柄部外壳段 23 和 24 在本文中可称为“近侧柄部外壳部分”或“外壳”28。参见图 29-32,马达安装组件 750 可包括可移除地支撑在柄部外壳段 23 和 24 内的马达安装件 752。在至少一个形式中,例如,马达安装件 752 可具有底板 754 和竖直延伸的马达隔板组件 756。底板 754 可具有形成于其上的紧固件突片 758,所述紧固件突片 758 被构造为能够保持性地配合以接收在可拆卸的驱动安装件 700 的底板部分 730 内。此外,右定位器销 772 和左定位器销 774 安装在马达隔板组件 756 中并且穿过其朝远侧突出到形成于近侧轴外壳部分 714 中的对应的右和左插座管 716, 718 中。参见图 32。

[0175] 在至少一个构型中,可拆卸的驱动安装件组件 700 可通过可释放闩锁布置 760 可移除地联接到一起的马达安装组件 750。如在图 31 中可见,例如,可释放闩锁布置 760 可被定位在马达安装组件 750 的每一横向侧。每个可释放闩锁布置 760 可包括闩锁臂 762,所述闩锁臂 762 通过对应的销 764 枢转地附接到马达隔板组件 756。每个闩锁臂 762 可向外突伸穿过形成于马达隔板组件 756 的远侧上的对应紧固件凸耳 766。紧固件凸耳 766 可被构造为能

够被滑动地接收在对应的接收器构件 726 内,所述接收器构件 726 从近侧连接器隔板板材 724 朝近侧突出。参见图 30 和图 32。当驱动安装件组件 700 与马达安装组件 750 配合接合时,紧固件凸耳 766 滑动到对应的接收器构件 726 内,使得闩锁臂 762 保持接合对应接收器构件 726 的闩锁部分 728。每个闩锁臂 762 具有与其相关联的对应闩锁弹簧 768,以将闩锁臂 762 偏置成保持与对应的闩锁部分 728 接合,以保持可拆卸的驱动安装件组件 700 联接到马达安装组件 750。此外,在至少一个形式中,每个闩锁布置 760 还包括释放按钮 770,所述释放按钮 770 可运动地联接到马达隔板 756 并且被取向成与其选择性地接触。每个释放按钮 770 可包括释放弹簧 771,所述释放弹簧 771 将按钮 770 偏置成与其对应的闩锁臂 762 脱离接触。当临床医生期望将可拆卸的驱动安装件组件 700 从马达安装组件 750 拆卸时,临床医生仅向内推压每个按钮 770,以将闩锁臂 762 偏置成与接收器构件 726 上的闩锁部分 728 脱离保持接合,并且随后牵拉可拆卸的驱动安装件组件 700 以与马达安装组件 750 脱离配合接合。其他可释放闩锁布置可用于可释放地联接可拆卸的驱动安装件组件 700,可拆卸的驱动安装件组件 700 可移除地联接到马达安装组件 750。

[0176] 外科器械 10 的至少一种形式还可采用连接器组件,以用于将控制马达联接到其相应的驱动组件,所述驱动组件可操作地支撑安装在可拆卸的驱动安装件 700 上。更具体地讲并且参考图 28-32,连接器组件 780 用于将关节运动驱动组件 410 可移除地联接到关节运动控制马达 402。连接器组件 780 可包括近侧连接器部分 782,所述近侧连接器部分 782 可操作地联接到关节运动控制马达 402 的驱动轴 404。此外,连接器组件 780 还可包括附接到近侧关节运动驱动轴 412 的远侧连接器部分 784。参见图 28 和图 32。每个远侧连接器部分 784 可具有多个(示出三个)连接器突起 786,所述连接器突起 786 被设计成与形成于近侧连接器部分 782 中的对应扇形区域 788 不可旋转地安置在一起。参见图 30。相似地,另一个远侧连接器部分 784 可附接到旋转驱动组件 570 的近侧旋转驱动轴 572,并且对应的近侧连接器部分 782 附接到旋转马达驱动轴 562。此外,另一个远侧连接器部分 784 可附接到近侧击发轴段 520,并且对应的近侧连接器部分 782 附接到击发马达驱动轴 532。另一个远侧连接器部分 784 可附接到轴驱动组件 620 的近侧驱动轴段 622,并且对应的近侧连接器部分 782 附接到轴旋转马达 610 的驱动轴 612。此类连接器组件 780 有利于在不考虑驱动轴和马达轴的位置的情况下将控制马达联接到其相应的驱动组件。

[0177] 上文所述的独特的和新型的柄部组件布置的各种形式使得细长轴组件 30 能够从柄部组件 20 的保持部分容易地拆卸,所述柄部组件 20 容纳马达 402, 530, 560 和 610 以及构成通常命名为 800 的控制系统的各个电子部件。因此,细长轴组件 30 和可拆卸的驱动安装件部分 700 可与容纳马达和控制系统的柄部组件的保持部分分开来消毒,所述马达和控制系统可因采用高温消毒的方法而损坏。此类独特的和新型的可拆卸的驱动安装布置还可与以下布置结合使用,其中驱动系统(马达和控制部件)包括可为或可并非为手持式的机器人系统的一部分。

[0178] 齿轮驱动的驱动安装件布置

[0179] 图 100-103 示出了另选的驱动安装件 5700,所述驱动安装件 5700 采用齿轮驱动的集合,以用于将驱动运动从马达传送到其对应的轴。如在图 100 中可见,驱动安装件 5700 可包括远侧轴外壳组件 5710,所述远侧轴外壳组件 5710 包括可操作地支撑多个齿轮系布置的远侧轴外壳 5712。远侧轴外壳 5712 被构造为能够可移除地安装到近侧连接器隔板板

材 5724, 所述近侧联接器隔板板材 5724 具有一对安装插座 5725, 以用于接收从远侧轴外壳 5712 突出的对应安装凸耳 5713, 如在图 100 中可见。如在上述布置中, 击发或横切马达 530 的轴通过联接器组件 5780 直接联接到近侧击发轴段 5520, 如在图 103 中可见。端部执行器旋转系统 550 的近侧旋转轴段 5552 通过通常示为 5565 的齿轮系进行旋转。在至少一个形式中, 例如, 齿轮系 5565 包括从动齿轮 5566, 所述从动齿轮 5566 附接到近侧旋转轴段 5552 并且被支撑以与驱动齿轮 5567 啮合接合。如在图 103 中最具体可见, 驱动齿轮 5567 被安装到可旋转地支撑在远侧轴外壳 5712 中的正轴 5568。正轴 5568 通过联接器组件 5780 联接到端部执行器旋转或远侧辊马达 560 的轴。

[0180] 近侧关节运动轴段 5420 通过通常示为 5430 的齿轮系进行旋转。在至少一个形式中, 例如, 齿轮系 5430 包括从动齿轮 5432, 所述从动齿轮 5432 附接到近侧关节运动轴段 5420 并且被支撑以与驱动齿轮 5434 啮合接合。如在图 102 中最具体可见, 驱动齿轮 5434 被安装到可旋转地支撑在远侧轴外壳 5712 中的正轴 5436。正轴 5436 通过联接器组件 5780 联接到关节运动控制马达 402 的轴。

[0181] 近侧外部轴段 5602 通过通常示为 5640 的齿轮系进行旋转。在至少一个形式中, 例如, 齿轮系 5640 包括从动齿轮 5642, 所述从动齿轮 5642 附接到近侧外部轴段 5602 并且被支撑以与复合锥齿轮 5644 啮合接合, 所述复合锥齿轮 5644 可旋转地支撑在远侧轴外壳 5712 内。复合锥齿轮 5644 与驱动锥齿轮组件 5646 啮合接合, 所述驱动锥齿轮组件 5646 安装到还可旋转地支撑在远侧轴外壳 5712 中的正轴 5648。正轴 5648 通过联接器组件 5780 联接到轴旋转或近侧辊马达 610 的轴。参见图 101。可使用另选的驱动安装件 5700 马达和齿轮系以按照本文所述的方式来供能和控制外科器械。

[0182] 动力和控制系统

[0183] 在各种形式中, 外科器械 10 可采用通常命名为 800 的控制系统, 以用于控制用于该器械中的多个马达。马达 402, 530, 560 和 610 及其相关的控制部件在本文还可称为通常命名为 398 的“驱动系统”。在一个形式中, 驱动系统 398 用于“电生成”多个控制运动。术语“电生成”是指使用电信号来致动马达或其他电动装置并且可区别于不使用电流而手动或以其他方式机械地生成的控制运动。在一个形式中, 驱动系统 398 可操作地支撑在柄部组件内, 所述柄部组件可保持在临床医生的手中。然而, 在其他形式中, 驱动系统 398 可包括机器人系统的部件, 并且 / 或者可由机器人系统操作和 / 或支持。

[0184] 在一个形式中, 马达 402, 530, 560 和 610 及其相关的控制部件可接收来自电池 802 的功率, 所述电池 802 容纳在柄部组件 20 的手枪式握把部 26 内。在其他布置中, 电池可例如由机器人系统支持。然而, 在其他实施例中, 柄部组件 20 可具有从其突出的电线 (未示出), 以用于从另一个功率源提供功率。在其他布置中, 马达和电子部件可接收来自机器人系统的功率和控制信号。控制系统 800 可包括各种控制系统部件, 所述控制系统部件可包括例如支撑在可拆卸的驱动安装件 700 上的远侧电路板 810。远侧电路板 810 可包括电连接器 812 和 / 或电子部件, 所述电连接器 812 和 / 或电子部件可利用常规蒸汽消毒技术以及通过其他低温消毒方法来消毒。控制系统 800 还可包括近侧电路板 820, 所述近侧电路板 820 支撑在由柄部外壳段 23 和 24 形成的柄部组件 20 的一部分中。近侧电路板 820 被构造为能够在可拆卸的驱动安装件 700 已联接到马达安装组件 750 时电联接到远侧电路板 810。

[0185] 外科器械 10 的各种形式可采用独特的和新型的控制开关布置 830, 所述控制开关布置 830 可操作地容纳在柄部组件 20 的手枪式握把部 26 内或者由其支撑。例如, 在至少一个形式中, 控制开关布置 830 可包括独特的和新型的操纵杆控制器 840, 所述操纵杆控制器 840 使得用户能够通过单个接口来最大化外科器械 10 的各个方面的功能控制。更具体地讲并且参考图 33-39, 操纵杆控制器 840 的一个形式可包括可操作地附接到操纵杆开关组件 850 的操纵杆控制杆 842, 所述操纵杆开关组件 850 可运动地容纳在开关外壳组件 844 内。开关外壳组件 844 可安装在柄部组件 20 的手枪式握把部 26 内。在至少一个形式中, 例如, 开关外壳组件 844 可包括外壳主体 846 和后外壳板 848。如在图 35-39 中最具体可见, 操纵杆印刷电路板 852 可通过后安装板 854 可操作地支撑在操纵杆开关组件 850 上。后安装板 854 可被构造为能够作为与开关外壳 844 内的操纵杆开关组件 850 和操纵杆印刷电路板电路 852 一起的单元运动。操纵杆弹簧 856 可支撑在后外壳板 848 和后安装板 854 之间, 以沿着向前或远侧方向偏置操纵杆开关组件 850 和操纵杆控制杆 842。参见图 36 和图 38。

[0186] 操纵杆控制器 840 可通过各种联接器缆线 864 电联接到控制系统 800 的近侧电路板 820 和电池 802, 以用于对外科器械 10 的多个马达 402, 530, 560 和 610 提供控制功率。例如, 通过摇摆或以其他方式致动操纵杆控制杆 842, 用户可控制关节运动控制马达 402 和 / 或远侧辊马达 560 和 / 或近侧辊马达 610。

[0187] 操纵杆控制开关组件 850 在本文中可称为“第一开关”, 以用于控制驱动系统的一个或多个马达。操纵杆控制器 840 还可包括第一传感器 860, 所述第一传感器 860 可包括例如磁体, 所述磁体可安装到印刷电路板 852 的操纵杆以用于与其一起可运动行进。此外, 第二或固定传感器 862 可安装在后外壳板 848 内。第二传感器 862 可包括例如“霍尔效应”传感器或类似的感测装置。例如, 在至少一个布置中, 传感器 862 可被构造为能够与击发马达 530 通信。第一和第二传感器 860, 862 在本文中可称为通常命名为 858 的“第二开关”。当用户按压操纵杆控制杆 842 时, 上述布置允许操纵杆开关组件 850 向内和向外轴向地运动。通过平衡整个操纵杆开关组件 850 的向内和向外运动, 在至少一个形式中, 该设计基本上由开关内的开关组成。在未致动位置中, 操纵杆弹簧 856 沿向前 (远侧) 方向偏置操纵杆开关组件 850。当临床医生向内 (朝近侧) 推压操纵杆 842 时, 第一传感器 860 运动更靠近第二传感器 862。第一传感器 860 运动更靠近第二传感器 862 可导致所谓的第二开关 858 的致动, 这可导致横切或击发马达 530 的致动。

[0188] 当使用端部执行器 102 执行手术时, 临床医生可希望打开和闭合砧座组件 190, 以将靶组织操纵到所需位置中而不横切或切割组织。在一个形式中, 当临床医生初始按压操纵杆控制杆 842 时, 第二开关 858 导致击发马达 530 启动, 由此使得组织切割构件 160 开始朝远侧运动。在各种形式中, 组织切割构件 160 被布置在端部执行器 102 内, 使得组织切割构件 160 沿远侧方向的初始运动使得砧座组件 190 闭合 (即, 朝钉仓 130 枢转而不切割组织或击发外科缝钉)。当临床医生释放操纵杆控制杆 842 时, 操纵杆弹簧 856 将朝远侧偏置操纵杆组件 850, 由此使第一传感器 860 远离第二传感器 862 运动。传感器 860 远离第二传感器 862 的运动可降低击发马达 530 的旋转速度, 直至击发马达 530 最终停止或停用。在至少一个形式中, 此第二开关布置 858 可被构造为能够使得击发马达 530 的旋转速度与用户按压操纵杆控制杆 842 的速度成正比。

[0189] 一旦临床医生已将所需组织定位并且捕获在端部执行器 102 内, 可通过完全按压

操纵杆控制杆 842 来致动或“击发”端部执行器 102。在各种形式中,操纵杆开关组件 850 还可具有一体化形成于其中并且还与控制系统 800 通信的第三压缩开关 866。操纵杆控制杆 842 的完全压下可导致第三开关 866 的启动。在至少一个形式中,当启动第三开关 866 时,击发马达 530 将保持启动,即使临床医生释放操纵杆控制杆 842。在击发行程已完成之后(即,组织切割构件 160 已被驱动到其在端部执行器 102 中的最远侧位置),用户可再次完全压下操纵杆控制杆 842,以释放第三开关 866 并且由此返回第二开关 858 对击发马达 530 的控制。因此,如果临床医生在第二次完全压下操纵杆控制杆 842 之后将其释放,则操纵杆弹簧 856 将操纵杆开关组件 850 偏置到起始位置。控制系统 800 将使得击发马达 530 沿相反方向旋转,直至组织切割构件 160 已返回到其起始位置,由此使得砧座组件 190 再次运动到打开位置,以使得端部执行器 102 能够释放横切的组织。

[0190] 在各种形式中,开关布置 830 还可采用独特的和新型的压轮控制组件 870。如在图 42 中可见,压轮控制组件 870 可旋转地安装在开关外壳组件 844 的朝远侧突出的衬套部分 845 上,使得压轮控制组件 870 能够围绕开关轴线 SA-SA 枢转。这种定位将压轮控制组件 870 的压轮致动器构件 872 方便地置于以下位置,在该位置,临床医生可在抓握柄部组件 20 的手枪式握把部 26 时利用拇指和/或食指来枢转压轮致动器构件。压轮致动器构件 872 可附接到压轮衬圈 874,所述压轮衬圈 874 被接收在衬套部分 845 上并且可通过由柄部段 23 和 24 形成的安装凸缘 27 来可旋转地保持在适当位置。左传感器(磁体)876 和右传感器(磁体)878 安装到压轮衬圈 874,如图 41 所示。传感器 876 和 878 可具有相反的极性。固定传感器 880 可安装到开关外壳组件 844,使得其居中设置在左传感器 876 和右传感器 878 之间。固定传感器 880 可包括例如“霍尔效应”传感器并且联接到控制系统 800 的近侧电路板 820 以用于对控制马达中的一者进行控制。例如,压轮控制组件 870 可用于控制例如近侧辊或轴旋转马达 610。在其他布置中,压轮控制组件 870 可用于控制远侧辊马达 560,以使端部执行器相对于细长轴组件围绕轴的轴线旋转。一对定心弹簧 882 可用于将压轮衬圈 874 偏置到中心或中性位置。如图 41 所示,当压轮衬圈 874 处于中性位置时,轴旋转或近侧辊马达 610(或远侧辊马达 560- 可为任何一种情况)被停用。

[0191] 当用户将压轮致动器 872 沿顺时针方向枢转到图 43 所示的位置时,控制系统 800 可导致轴旋转马达 610 围绕轴的轴线 A-A 沿顺时针方向旋转细长轴组件 30。同样,当用户将压轮致动器 872 沿逆时针方向枢转到图 44 所示的位置时,控制系统 800 可导致轴旋转马达 610 围绕轴的轴线 A-A 沿逆时针方向旋转细长轴组件 30。换句话说,当用户顺时针或逆时针枢转压轮致动器 872 时,固定传感器 880 根据左传感器 876 和右传感器 878 与固定传感器 880 的接近关系来控制细长轴组件 30 的旋转方向。固定传感器 880 的响应可被构造为能够当用户增大压轮致动器 872 的旋转时,马达 610 旋转细长轴组件 30 的相对速度增大。如在图 41-44 中可见,止动凸耳 847 可形成于开关外壳组件 844 上,以与压轮衬圈中的凹口 875 配合,从而阻止可运动传感器 876, 878 和固定传感器 880 之间的接触。本领域的普通技术人员将会理解,压轮控制组件 870 可用于控制外科器械 10 的其他马达中的任一个。相似地,操纵杆控制器 840 可被构造为能够控制外科器械 10 中的任何一个或多个马达。本文所公开的独特的和新型的压轮控制组件布置使得用户能够通过人体工程学压轮致动器接口的旋转来进行功能控制。在另选的形式中,可运动传感器 876, 878 可包括各自与马达通信的霍尔效应传感器。固定传感器 880 可包括磁体。

[0192] 在各种形式中,外科器械 10 的马达中的每一个可设置有对应的编码器,所述编码器与近侧电路板 820 上的微处理器芯片通信。例如,关节运动控制马达 402 可具有与其可操作地联接的编码器 404,所述编码器 404 与近侧电路板 820 通信。击发或横切马达 530 可具有与其可操作地联接的编码器 534,所述编码器 534 与近侧电路板 820 通信。端部执行器旋转或远侧辊马达 560 可具有与其可操作地联接的编码器 564,所述编码器 564 与近侧电路板 820 通信。轴旋转或近侧辊马达 610 可具有与其可操作地联接的编码器 614,所述编码器 614 与近侧电路板 820 通信。编码器可用于为对应的微处理器芯片提供与每个马达的旋转次数和旋转方向相关的反馈。在一些形式中,除了编码器之外,旋转驱动组件 570 可采用传感器布置以跟踪各个轴段的旋转。例如,如在图 15、28 和 29 中可见,关节运动驱动滑轮 417 可具有安装到其的第一关节运动传感器 419,所述第一关节运动传感器 419 能够通过第二关节运动传感器 421 检测,所述第二关节运动传感器 421 可包括例如安装到远侧电路板 810 的霍尔效应传感器。第一关节运动传感器 419 和第二关节运动传感器 421 用于提供另外的反馈装置,以用于跟踪近侧关节运动轴 420 的可旋转位置。同样,旋转驱动组件 570 的远侧辊滑轮 575 可安装到其的第一远侧辊传感器 580,所述第一远侧辊传感器 580 能够通过安装到远侧电路板 810 的第二远侧辊传感器 582 检测。参见图 24、28 和 29。第一远侧辊传感器 580 和第二远侧辊传感器 582 用于提供另外的反馈装置,以用于跟踪近侧旋转轴段 552 的可旋转位置。此外,近侧辊驱动组件 620 的滑轮 632 可具有第一近侧辊传感器 634,所述第一近侧辊传感器 634 能够通过安装到远侧电路板 810 的第二近侧辊传感器 636 检测。参见图 26、28 和 29。第一近侧辊传感器 634 和第二近侧辊传感器 636 用于提供另外的反馈装置,以用于跟踪近侧外部轴段 602 的可旋转位置。

[0193] 从端部执行器到柄部组件的导电性通路

[0194] 如本文所述,外科器械 10 的各种形式可有效地与多种不同的端部执行器或外科工具结合使用,所述端部执行器或外科工具需要或者采用用于端部执行器 / 工具操作或操纵的旋转或其他运动。例如,端部执行器 102 的一个形式需要旋转控制运动,以打开和闭合砧座组件 190、驱动外科缝钉、以及横切组织。端部执行器 102 的一个形式还可配有远侧传感器布置,以用于感测砧座组件 190 相对于外科钉仓 130 所达到的闭合程度或量。例如,砧座组件 190 可包括安装在其远侧端部中的第一砧座传感器 890。参见图 3。砧座传感器 890 可包括例如霍尔效应传感器,所述霍尔效应传感器被构造为能够检测安装在外科钉仓 130 的远侧端部中的第二钉仓传感器(磁体)892。在至少一个形式中,第一砧座传感器 890 可与安装在如图所示的砧座组件 190 上的至少一个端部执行器导体 894 通信。在一个形式中,例如,端部执行器导体 894 包括扁平金属条,所述扁平金属条具有形成于其近侧端部上的柔性钩 896。通常如本文所用,术语“导体”或“导电性”是指能够通过其导电的构件或部件。导体可包括例如一根或多根导线、柔性导电条或金属迹线、多通道导电带缆等。如本文所用,术语“电接触”和“电通信”是指其间被构造为能够传送电流或电信号的部件。

[0195] 现在参见图 45 和图 46,可以看出,柔性钩 896 可被取向成用于与锁定销 242 的远侧端部 244 接触。锁定销 242 可例如由导电材料布置,并且可涂覆有绝缘涂层(如,聚合物等)以使得锁定销 242 与联接器外壳段 202 电绝缘,但具有被构造为能够与钩 896 电接触的暴露顶端。此外,锁定弹簧 246 也可由导电材料(如,金属)制成。锁定弹簧 246 可附接(如,焊接等)到锁定销 242,使得锁定销 242 和锁定弹簧 246 形成导电联接件通路,以用于

通过联接器组件 200 传导电流。锁定弹簧 246 还可涂覆有绝缘涂层, 以使其与联接器外壳段 202 电绝缘。锁定销 242 和锁定弹簧 246 可在本文中统称为“锁定销组件”249。锁定弹簧 246 可终止于近侧端部 247 中, 所述近侧端部 247 能够与近侧导体组件 250 可滑动地电接触, 所述近侧导体组件 250 安装到关节运动接头 310 的远侧连接叉 312。

[0196] 如在图 8 中可见, 近侧导体组件 250 的一个形式可包括导线 / 电线 / 迹线 252 和呈例如导电垫圈 254 形式的环形电导体。如在图 46 中可见, 导体 252 与近侧导体部分 256 通信, 所述近侧导体部分 256 突伸穿过远侧连接叉 312 以与由柔性接头覆盖件 900 支撑的关节运动接头导体 258 通信, 所述柔性接头覆盖件 900 在关节运动接头 310 上延伸。在至少一个形式中, 接头覆盖件 900 包括中空主体 902, 所述中空主体 902 具有开口近侧端部 904 和开口远侧端部 906 以及在两者间延伸的接头接收通道 908。中空主体 902 可包含多个肋 910 并且可由聚合物或类似的非导电材料制成, 所述材料可全方位拉伸以适应关节运动接头部件的运动。然而, 接头覆盖件 900 还可由其他合适的材料和布置 (例如, 柔性微切割管等) 制成。关节运动接头导体 258 可包括例如传导性带缆、导线、电线、迹线等。如还可在图 46 中可见, 关节运动接头导体 258 的近侧端部电联接到近侧外部轴段 602 上的轴导体 260。

[0197] 现在参见图 47 和图 48, 在至少一个形式中, 轴导体 260 的近侧端部可被取向成与安装在柄部组件 20 中的环形导体环 262 滑动接触。当细长轴组件 30 相对于柄部组件 20 围绕轴的轴线 A-A 旋转时, 此类布置可使得电流能够在轴导体 260 和导体环 262 之间流动。如还可在图 47 和图 48 中可见, 导体 264 联接到导体环 262 并且朝近侧延伸穿过柄部外壳 20。导体 264 可包括导线或其他合适的电导体并且具有近侧端部 266, 所述近侧端部 266 被构造为能够柔性接触左定位器销 774 的顶端。具体地讲, 例如, 近侧端部 266 可延伸穿过左定位器插座 718 的壁, 使得当左定位器销 774 插入其中时, 导体 264 的近侧端部部分 266 与左定位器销 774 接触。在至少一个形式中, 左定位器销 774 由导电材料 (金属) 制成, 使得当导体 164 的近侧端部 266 与其接触时, 电流可在那些部件之间流动。此外, 附接导体 776 用于将左定位器销 774 电联接到近侧电路板组件 820, 以有利于电流在两者间的传输。

[0198] 上述布置有利于电流在端部执行器或外科工具与控制系统部件之间流过, 所述端部执行器或外科工具已附接到外科器械 10 的细长轴组件 30, 所述控制系统部件位于外科器械 10 的柄部组件 20 中。此导电性通路可得到保持, 同时仍能保持端部执行器相对于细长轴组件旋转、端部执行器相对于细长轴组件进行关节运动、以及端部执行器和细长轴组件作为一个单元旋转的能力。接头覆盖件 900 可在细长轴和端部执行器之间提供电通信路径。接头覆盖件 900 可包含电挠曲带、导线、迹线等以传导用于电通信的不止一个信号。因此, 多个不同的传感器或电子部件可用于端部执行器中以向用户提供各种形式的反馈。例如, 传感器可用于测定使用循环的次数、跟踪击发期间端部执行器内的切割器械的进程、为控制系统提供反馈以自动地控制柄部组件中的多个马达等等。

[0199] 图 49 示出了被构造为能够允许电流或信号从中穿过的另选关节运动接头 310'。在此形式中, 远侧电接头导体 270 被提供为穿过远侧连接叉 312' 以接触嵌入其中的远侧金属垫圈 272, 如图所示。近侧连接叉 330' 可具有安装到其的近侧金属垫圈 274, 以用于当远侧连接叉 312' 按照上述方式联接到近侧连接叉 330' 时旋转地接触远侧金属垫圈 272。近侧金属垫圈 274 可为弯曲的或倾斜的, 以保持垫圈 272, 274 之间的滑动接触。呈例如导体带、导线、迹线形式的近侧电接头导体 276 附接到垫圈 274, 并且能够与近侧外部

轴段 602 上的轴导体 260 电接触。因此,此类布置有利于电流或信号从端部执行器 102 通过锁定销 242、锁定弹簧 242(即,锁定销组件 249)、导体环 252、远侧电接头导体 270、垫圈 272, 274 和近侧电接头导体 276 传送到轴导体 260。

[0200] 另选的关节运动接头布置

[0201] 图 50-53 示出了关节运动接头 1000 的另一个形式。此类关节运动接头 1000 可有利于与其附接的端部执行器或外科工具相对于附接到关节运动接头 1000 的细长轴的轴的轴线 A-A 进行关节运动和旋转。关节运动接头还可有利于端部执行器或外科工具的此类运动,同时还对端部执行器 / 工具提供旋转控制运动以用于其致动或操纵。关节运动接头 1000 可联接到细长轴组件(所述细长轴组件具有类似于上述细长轴组件 30 的构造),或者其可联接到其他合适的轴组件。细长轴组件可联接到容纳多个马达的柄部组件。一个马达可用于对柔性电缆构件 1010 施加控制运动,所述柔性电缆构件 1010 延伸穿过细长轴组件并且可操作地联接到关节运动接头 1000。例如,柔性电缆 1010 可附接到槽轮或滑轮组件,所述槽轮或滑轮组件与对应马达的轴可操作地附接或通信,以使得马达的操作导致缆线 1010 被致动。柄部组件还可包括击发马达,所述击发马达可操作地附接到近侧击发轴 1030,所述近侧击发轴 1030 延伸穿过细长轴组件以与关节运动接头 1000 交接,如将在下文进一步详细讨论。柄部组件还可包括与端部执行器或远侧辊轴 1040 可操作地交接的马达,所述端部执行器或远侧辊轴 1040 将旋转控制运动传送到关节运动接头 1000,所述关节运动接头 1000 可用于使得端部执行器或外科工具相对于细长轴围绕轴的轴线 A-A 旋转。柄部组件还可包括近侧辊马达,所述近侧辊马达用于使细长轴组件按照上文所述的方式围绕轴的轴线 A-A 旋转。

[0202] 在至少一个形式中,关节运动接头 1000 可包括近侧连接叉组件 1020,所述近侧连接叉组件 1020 附接到或形成于细长轴组件的端部上。在图 50-53 所示的布置中,近侧连接叉组件 1020 形成于细长轴组件 30' 的远侧端部上。如在这些附图中可见,近侧连接叉组件 1020 具有远侧端壁 1022 和一对隔开的连接叉臂 1024, 1026。近侧连接叉 1020 被构造为能够通过用于限定关节运动轴线 B-B 的枢转轴 1051 可枢转地联接到远侧连接叉 1050。关节运动轴线 B-B 可基本上横向于轴的轴线 A-A。

[0203] 远侧连接叉 1050 具有形成于其上的插座 1052 和一对远侧连接叉臂 1054, 1056。枢转轴 1051 居中地延伸穿过连接叉臂 1024, 1054, 1056 和 1026,如图 53 所示。连接叉臂 1054 可具有形成于其上以与柔性电缆 1010 附接的缆线滑轮 1058。因此,缆线 1010 通过其对应马达的旋转将导致远侧连接叉 1050 相对于近侧连接叉 1020 围绕关节运动轴线 B-B 进行旋转。

[0204] 在各种形式中,关节运动接头 1000 还可包括可旋转的安装衬套 1060,所述安装衬套 1060 可旋转地接收在插座 1052 内。安装衬套 1060 可具有与其附接的环形齿轮 1062,所述环形齿轮 1062 能够与远侧辊小齿轮 1064 啮合接合。远侧辊小齿轮 1064 附接到小齿轮轴 1066,所述小齿轮轴 1366 可旋转地支撑在远侧连接叉 1050 的端壁 1053 中。小齿轮轴 1066 具有与其附接的远侧辊输出齿轮 1068。远侧辊输出齿轮 1068 被支撑以与远侧辊传送齿轮 1070(其可旋转地轴颈连接枢转轴 1051 上)啮合接合并且与远侧辊输入齿轮 1072 啮合接合。远侧辊输入齿轮 1072 被安装到远侧辊轴 1040。远侧辊输出齿轮 1068、远侧辊传送齿轮 1070 和远侧辊输入齿轮 1072 在本文中称为通常命名为 1069 的“远侧辊齿轮系”。远侧

辊传送齿轮 1070 在枢转轴 1051 上“自由转动”，使得远侧辊轴 1040 的旋转最终导致远侧辊小齿轮 1064 的旋转而未旋转枢转轴 1051。远侧辊小齿轮 1064 在环形齿轮 1062 内的旋转导致安装衬套 1060 围绕轴的轴线 A-A 的旋转。在各种形式中，端部执行器或外科工具可直接联接到安装衬套 1060，使得安装衬套 1060 的旋转导致端部执行器 / 工具的旋转。例如，安装衬套 1060 可形成有衬套插座 1061，所述衬套插座 1061 的尺寸设定成将端部执行器 / 工具的一部分保持性地接收于其中。在另选的布置中，安装衬套 1060 可包括端部执行器的整体部分，或者端部执行器可通过其他紧固件布置附接到安装衬套 1060。例如，安装衬套 1060 可附接到具有上文所述的类型和构造的联接组件，并且随后端部执行器 / 工具可拆卸地附接到联接组件。

[0205] 关节运动接头 1000 还可有利于将旋转控制运动通过接头 1000 传送到与其附接的端部执行器 / 工具。如在图 52 和 53 中可见，近侧击发轴 1030 的远侧端部由近侧连接叉组件 1020 的远侧端壁 1022 可旋转地支撑，并且具有与其附接的输入击发齿轮 1080。输入击发齿轮 1080 与轴颈连接在枢转轴 1051 上的击发传送齿轮 1082 啮合接合。击发传送齿轮 1082 与击发输出齿轮 1084 啮合接合，所述击发输出齿轮 1084 安装在击发输出轴 1090 上，所述击发输出轴 1090 安装在远侧连接叉 1050 的端壁 1053 中。击发输出轴 1090 可被构造为能够与端部执行器 / 工具上的对应驱动构件或轴驱动接合。例如，击发输出轴 1090 的远侧端部 1092 可形成有六边形形状，以使其可接收在形成于安装凸缘 1094 中的六边形插座中，所述安装凸缘 1094 可被构造为能够附接到端部执行器 / 工具的驱动轴。击发输入齿轮 1080、击发传送齿轮 1082、和击发输出齿轮 1084 在本文中称为通常命名为 1081 的“击发轴齿轮系”。击发传送齿轮 1082 在枢转轴 1051 上“自由转动”，使得近侧击发轴 1030 的旋转最终导致击发输出轴 1090 的旋转而未旋转驱动轴 1051。远侧辊齿轮系 1069 和击发轴齿轮系 1081 基本上“嵌套”在一起，以有利于端部执行器 / 工具相对于细长轴组件的关节运动，同时有利于将旋转控制运动传送到端部执行器，并且同时有利于端部执行器围绕轴的轴线 A-A 的旋转。

[0206] 图 54-60 示出了另一个另选的关节运动接头布置 1100。在至少一个形式中，关节运动接头 1100 可包括近侧连接叉 1110、中心连接叉 1130 和远侧连接叉 1150。关节运动接头 1100 可被构造为能够有利于与其联接的端部执行器或外科工具围绕两个不同的关节运动轴线 B-B 和 C-C 进行关节运动，所述关节运动轴线 B-B 和 C-C 基本上横向于彼此以及横向于附接端部执行器或外科工具的细长轴组件 30”的轴的轴线 A-A。例如，关节运动接头 1100 可被构造为能够使得中心连接叉 1130 可相对于第一连接叉 1110 围绕一关节运动轴线 B-B 进行枢转，并且使得远侧连接叉 1150 可相对于中心连接叉 1130 围绕第二关节运动轴线 C-C 进行枢转。关节运动接头 1100 还可有利于端部执行器或外科工具的此类关节运动，同时还对端部执行器 / 工具提供旋转控制运动以用于其致动或操纵。

[0207] 关节运动接头 1100 可联接到细长轴组件（所述细长轴组件具有类似于上述细长轴组件 30 的构造），或者其可联接到其他合适的轴组件。在一个布置中，近侧连接叉 1110 与细长轴组件 30”一体化形成。如在图 54-60 中可见，近侧连接叉 1110 具有上近侧连接叉臂 1112 和下近侧连接叉臂 1114。中心连接叉 1130 还具有上中心连接叉臂 1132 和下中心连接叉臂 1134。上近侧连接叉臂通过近侧枢转销 1116 可枢转地联接到上中心连接叉臂 1132。近侧枢转销 1116 还将下近侧连接叉臂 1114 可枢转地联接到下中心连接叉臂 1134。

近侧枢转销 1116 用于限定第一关节运动轴线 B-B。

[0208] 另外,在至少一个布置中,中心连接叉 1130 具有右中心连接叉臂 1136 和左中心连接叉臂 1138。远侧连接叉 1150 具有右远侧连接叉臂 1152 和左远侧连接叉臂 1154。右中心连接叉臂 1136 通过远侧枢转销 1156 可枢转地联接到右远侧连接叉臂 1152。左中心连接叉臂 1138 通过远侧枢转销 1156 可枢转地联接到左远侧连接叉臂 1154。远侧枢转销 1156 限定第二关节运动轴线 C-C。在一个布置中,远侧枢转销 1156 不可枢转地附接到右远侧连接叉臂 1152 和左远侧连接叉臂 1154,使得远侧枢转销 1156 与远侧连接叉 1150 一起相对于中心连接叉 1130 旋转。

[0209] 细长轴组件 30”可联接到容纳多个马达的柄部组件。一个马达可用于对第一柔性电缆构件 1170 施加控制运动,所述第一柔性电缆构件 1170 延伸穿过细长轴组件 30”并且可操作地联接到关节运动接头 1100。例如,第一柔性电缆 1170 可附接到第一槽轮或滑轮组件,所述第一槽轮或滑轮组件可操作地附接到对应马达的轴或与其通信,使得马达的操作导致第一缆线 1170 被致动。

[0210] 在一个布置中,第一柔性电缆 1170 可用于使得中心连接叉 1130 相对于近侧连接叉 1110 围绕第一关节运动轴线 B-B 选择性地枢转。在此类布置中,例如,第一缆线 1170 围绕附接到中心连接叉 1130 的第一滑轮或槽轮 1180 延伸。例如,第一滑轮 1180 附接到上中心连接叉臂 1132 并且可枢转地轴颈连接在近侧枢转销 1116 上。第一缆线 1170 的致动将导致中心连接叉 1130 相对于近侧连接叉 1110 围绕第一关节运动轴线 B-B 枢转。

[0211] 关节运动接头 1100 还可采用第二柔性电缆 1190,所述第二柔性电缆 1190 接收在槽轮或滑动组件上,所述槽轮或滑动组件可操作地附接到柄部组件内的对应马达的轴或与其通信,使得马达的操作导致第二电缆 1190 被致动。第二缆线 1190 可用于使得远侧连接叉 1150 相对于中心连接叉 1130 围绕第二关节运动轴线 C-C 选择性地枢转。在此类布置中,例如,第二缆线 1190 围绕第二滑轮或槽轮 1158 延伸,所述第二滑轮或槽轮 1158 不可旋转地附接到远侧枢转销 1156。第二缆线 1190 的致动将导致远侧枢转销 1156 和与其附接的远侧连接叉 1150 相对于中心连接叉 1130 围绕第二关节运动轴线 C-C 旋转。

[0212] 关节运动接头 1100 还可有利于将旋转控制运动通过接头 1100 传送到与其附接的端部执行器/工具。近侧旋转击发轴 1200 可延伸穿过细长轴组件 30”并且可操作地联接到柄部组件中的击发马达以用于对其施加旋转击发运动。在一个布置中,近侧击发轴 1200 可为中空的,使得第二缆线 1190 可从中延伸穿过。近侧击发轴 1200 可操作地与近侧击发齿轮系 1210 交接,所述近侧击发齿轮系 1210 可操作地支撑在关节运动接头 1100 中。例如,在一个布置中,第一击发齿轮系 1210 可包括附接到近侧击发轴 1200 的近侧输入击发齿轮 1212。近侧输入击发齿轮 1212 被取向成与近侧击发传送齿轮 1214 啮合接合,所述近侧击发传送齿轮 1214 轴颈连接在近侧枢转轴 1116 上从而可在其上自由旋转。近侧击发传送齿轮 1212 被取向成与近侧击发输出齿轮 1216 啮合接合,所述近侧击发输出齿轮 1216 联接到中心击发轴 1218,所述中心击发轴 1218 可旋转地穿过中心连接叉 1131 的中心腹板。

[0213] 关节运动接头 1100 还可包括远侧击发齿轮系 1220,所述远侧击发齿轮系 1220 与近侧击发齿轮系 1210 相配合以通过关节运动接头 1100 传送旋转击发或控制运动。远侧击发齿轮系 1220 可包括安装到中心击发轴 1216 的远侧击发输入齿轮 1222。远侧击发输入齿轮 1222 与远侧击发传送齿轮 1224 啮合接合,所述远侧击发传送齿轮 1224 可旋转地安装

到远侧枢转销 1156 从而可在其上自由旋转。远侧击发传送齿轮 1224 与远侧击发输出齿轮 1226 啮合接合,所述远侧击发输出齿轮 1226 可旋转地支撑在远侧连接叉 1150 内。远侧击发输出齿轮 1226 可被构造为能够与端部执行器 / 工具上的对应驱动构件或轴驱动接合。

[0214] 图 61-66 示出了关节运动接头 1300 的另一个形式。此类关节运动接头 1300 可有利于与其附接的端部执行器或外科工具相对于附接到关节运动接头 1300 的细长轴的轴的轴线 A-A 进行关节运动和旋转。关节运动接头还可有利于端部执行器或外科工具的此类运动,同时还对端部执行器 / 工具提供旋转控制运动以用于其致动或操纵。关节运动接头 1300 可联接到细长轴组件(所述细长轴组件具有类似于上述细长轴组件 30 的构造),或者其可联接到其他合适的轴组件。细长轴组件可联接到容纳多个马达的柄部组件。一个马达可用于对柔性电缆 1310 施加控制运动,所述柔性电缆 1310 延伸穿过细长轴组件并且可操作地联接到关节运动接头 1300。例如,柔性电缆 1310 可附接到槽轮或滑轮组件,所述槽轮或滑轮组件与对应马达的轴可操作地附接或通信,使得马达的操作导致缆线 1310 被致动。柄部组件还可包括击发马达,所述击发马达可操作地附接到近侧击发轴 1330,所述近侧击发轴 1030 延伸穿过细长轴组件以与关节运动接头 1300 交接,如将在下文进一步详细讨论。柄部组件还可包括与柔性远侧辊轴 1340 可操作地交接的马达,所述柔性远侧辊轴 1040 将控制运动传送到关节运动接头 1300,所述关节运动接头 1000 可用于使端部执行器或外科工具相对于细长轴围绕轴的轴线 A-A 旋转。柄部组件还可包括近侧辊马达,所述近侧辊马达用于使细长轴组件按照上文所述的方式围绕轴的轴线 A-A 旋转。

[0215] 在至少一个形式中,关节运动接头 1300 可包括近侧连接叉组件 1320,所述近侧连接叉组件 1020 附接到或形成于细长轴组件的端部处。在图 61-66 所示的布置中,近侧连接叉组件 1320 形成于形成细长轴组件 30 的一部分的外管的远侧端部上。如在这些附图中可见,近侧连接叉组件 1320 具有远侧端壁 1322 和一对隔开的连接叉臂 1324, 1326。近侧连接叉 1320 被构造为能够通过上枢转轴 1351 和下枢转轴 1353 可枢转地联接到远侧连接叉 1350,所述上枢转轴 1351 和下枢转轴 1353 用于限定关节运动轴线 B-B。关节运动轴线 B-B 基本上横向于轴的轴线 A-A。

[0216] 远侧连接叉 1350 具有形成于其上的插座 1352 和一对远侧连接叉臂 1354, 1356。上枢转轴 1351 居中地延伸穿过连接叉臂 1324 和 1354。下枢转轴 1353 延伸穿过连接叉臂 1356 和 1026,如图 64 所示。连接叉臂 1356 还具有形成于其上或与其附接的缆线滑轮 1358。柔性电缆 1310 附接到缆线滑轮 1358,使得缆线 1310 的致动将导致远侧连接叉 1350 相对于近侧连接叉 1320 围绕关节运动轴线 B-B 进行关节运动。

[0217] 在各种形式中,关节运动接头 1300 还可包括可旋转的安装衬套 1360,所述安装衬套 1360 可旋转地接收在插座 1052 内。安装衬套 1060 可具有与其附接的从动齿轮 1362,所述从动齿轮 1362 能够与远侧辊小齿轮 1364 啮合接合。远侧辊小齿轮 1364 附接到小齿轮轴 1366,所述小齿轮轴 1366 可旋转地支撑在远侧连接叉 1350 的端壁 1355 中。在至少一个布置中,远侧辊小齿轮 1364 通过柔性远侧辊轴 1340 进行操作,所述柔性远侧辊轴 1340 延伸穿过近侧支撑轴 1342,所述近侧支撑轴 1342 延伸穿过细长轴组件 30”。在各种形式中,端部执行器或外科工具可直接联接到安装衬套 1360,使得安装衬套 1360 的旋转导致端部执行器 / 工具的旋转。例如,安装衬套 1360 可形成有衬套插座 1361,所述衬套插座 1361 的尺寸设定成将端部执行器 / 工具的一部分保持性地接收于其中。在另选的布置中,安装衬套

1360 可包括端部执行器的整体部分,或者端部执行器可通过其他紧固件布置来附接到安装衬套 1360。例如,安装衬套 1360 可附接到具有上文所述的类型和构造的联接组件,并且随后端部执行器/工具可拆卸地附接到联接组件。

[0218] 关节运动接头 1300 还可有利于将旋转控制运动通过接头 1300 传送到与其附接的端部执行器/工具。如在图 63 和 64 中可见,近侧击发轴 1330 的远侧端部由近侧连接叉组件 1320 的远侧端壁 1322 可旋转地支撑,并且具有与其附接的击发输入齿轮 1380。输入击发齿轮 1380 与轴颈连接在下枢转轴 1353 上的击发传送齿轮 1382 啮合接合。击发传送齿轮 1382 与击发输出齿轮 1384 啮合接合,所述击发输出齿轮 1384 安装在击发输出轴 1390 上,所述击发输出轴 1390 延伸穿过远侧连接叉 1350 的端壁 1355 和安装衬套 1360 的端壁 1370。击发输出轴 1390 可被构造为能够与端部执行器/工具上的对应驱动构件或轴驱动接合。例如,击发输出轴 1390 的远侧端部 1392 可形成有六边形形状,以使其可接收在形成于安装凸缘 1394 中的六边形插座中,所述安装凸缘 1394 可被构造为能够附接到端部执行器/工具的驱动轴。击发输入齿轮 1380、击发传送齿轮 1382、和击发输出齿轮 1384 在本文中称为通常命名为 1381 的击发轴齿轮系。击发传送齿轮 1382 在下枢转轴 1353 上“自由转动”,使得近侧击发轴 1330 的旋转最终导致击发输出轴 1390 的旋转而未旋转下枢转轴 1353。远侧辊齿轮系 1369 和击发轴齿轮系 1381 有利于端部执行器/工具相对于细长轴组件的关节运动,同时有利于将旋转控制运动传送到端部执行器,并且有利于端部执行器围绕轴的轴线 A-A 的旋转。

[0219] 另选的马达安装组件

[0220] 图 67-69 示出了通常命名为 1750 的另选的马达安装组件。马达安装组件 1750 可支撑在柄部外壳段 23 和 24 内,所述柄部外壳段 23 和 24 可通过卡合特征结构、螺钉等联接在一起并且用于形成柄部组件 20 的手枪式握把部 26。在至少一个形式中,马达安装组件 1750 可包括马达外壳 1752,所述马达外壳 1752 可移除地支撑在柄部外壳段 23 和 24 内。在至少一个形式中,例如,马达外壳 1752 具有与其附接的马达隔板组件 1756。马达外壳 1752 用于支撑马达 402, 530, 560 和 610。每个马达具有与其附接的自身电路控制板 1780,以用于按照本文所述的各种方式来控制各个马达的操作。

[0221] 在一些形式中,执行部分 100 可包括电外科端部执行器,所述电外科端部执行器使用电能来治疗组织。电外科端部执行器和相关器械在以下专利中有所描述:名称为“Surgical End Effector Jaw and Electrode Configurations”的美国专利申请 No. 13/536,393,代理人案卷号 END7137USNP/120141;和名称为“Electrode Connections for Rotary Drive Surgical Tools”的美国专利申请 No. 13/536,417,代理人案卷号 END7149USNP/120153,上述两个专利均全文以引用方式并入本文。70-73 示出了构成另选的执行部分 100 的示例端部执行器 3156。端部执行器 3156 可能够捕获并横切组织,且同时通过能量(例如,射频(RF)能量)的受控施加来焊接所捕获的组织。第一钳口 3160A 和第二钳口 3160B 可闭合,从而围绕由可轴向运动的构件 3182 限定的纵向轴线 3194 来捕获或接合组织。第一钳口 3160A 和第二钳口 3160B 还可对组织施加压缩。

[0222] 图 70 示出了与外科器械 10 一起使用的电外科端部执行器 3156 的一些形式的透视图。图 70 示出了端部执行器 3156,其中钳口 3160A, 3160B 打开。图 71 示出了端部执行器 3156 的一些形式的透视图,其中钳口 3160A, 3160B 闭合。如上所述,端部执行器 3156 可

包括上部第一钳口 3160A 和下部第二钳口 3160B, 它们可是直的或弯曲的。第一钳口 3160A 和第二钳口 3160B 可各自包括沿它们相应的中间部分向外设置的细长狭槽或通道 3162A 和 3162B(图 70)。另外, 第一钳口 3160A 和第二钳口 3160B 各自可具有设置在第一钳口 3160A 和第二钳口 3160B 的内部部分上的组织夹持元件, 例如齿状物 3198。第一钳口 3160A 可包括上部第一钳口主体 3200A, 所述上部第一钳口主体 3200A 具有上部第一向外表面 3202A 和上部第一能量递送表面 3204A。第二钳口 3160B 可包括下部第二钳口主体 3200B, 所述下部第二钳口主体 3200B 具有下部第二向外表面 3202B 和下部第二能量递送表面 3204B。第一能量递送表面 3204A 和第二能量递送表面 3204B 可围绕端部执行器 3156 的远侧端部以“U”形延伸。应当理解, 端部执行器 3156 可按照类似于本文参照端部执行器 102 所述的方式进行旋转和关节运动。

[0223] 图 72 示出了端部执行器 3156 的可轴向运动的构件 3182 的一个形式。可轴向运动的构件 3182 由带螺纹驱动轴 3151 驱动。(图 70) 带螺纹驱动轴 3151 的近侧端部可被构造为能够不可旋转地联接到输出插座 238, 并且由此接收由马达 530 提供的旋转运动。可轴向运动的构件 3182 可包括带螺纹螺母 3153 以用于接收带螺纹驱动轴 3151, 使得带螺纹驱动轴 3151 的旋转导致可轴向运动的构件 3182 沿着轴线 3194 朝远侧和朝近侧平移。(图 72) 可轴向运动的构件 3182 可包括一个或若干个零件, 但在任何情况下, 其均可相对于伸长轴 158 和 / 或钳口 3160A, 3160B 运动或平移。另外, 在至少一些形式中, 可轴向运动的构件 3182 可由 17-4 沉淀硬化不锈钢制成。可轴向运动的构件 3182 的远侧端部可包括带凸缘的“I”形梁, 所述“I”形梁被构造为能够在钳口 3160A 和 3160B 中的通道 3162A 和 3162B 内滑动。可轴向运动的构件 3182 可在通道 3162A, 3162B 内滑动, 以打开和闭合第一钳口 3160A 和第二钳口 3160B。可轴向运动的构件 3182 的远侧端部还可包括上凸缘或“c”形部分 3182A 以及下凸缘或“c”形部分 3182B。凸缘 3182A 和 3182B 分别限定内部凸轮表面 3206A 和 3206B, 以用于接合第一钳口 3160A 和第二钳口 3160B 的向外表面。钳口 3160A 和 3160B 的打开和闭合可使用凸轮机构对组织施加极高的压缩力, 所述凸轮机构可包括可运动的“I形梁”、可轴向运动的构件 3182、以及钳口 3160A, 3160B 的向外表面 3208A, 3208B。

[0224] 更具体地讲, 现在参见图 70-72, 可轴向运动的构件 3182 的远侧端部的内部凸轮表面 3206A 和 3206B 共同地能够分别可滑动地接合第一钳口 3160A 的第一向外表面 3208A 和第二钳口 3160B 的第二向外表面 3208B。第一钳口 3160A 内的通道 3162A 和第二钳口 3160B 内的通道 3162B 的尺寸可被设计成且被构造为能够适应可轴向运动的构件 3182 的运动, 该可轴向运动的构件 3182 可包括组织切割元件 3210, 例如, 包括锐利的远侧边缘。例如, 图 71 示出了至少部分地推进穿过通道 3162A 和 3162B(图 70) 的可轴向运动的构件 3182 的远侧端部。可轴向运动的构件 3182 的推进可将端部执行器 3156 从图 70 中所示的打开构型闭合。在图 71 所示的闭合位置, 上部第一钳口 3160A 和下部第二钳口 3160B 分别限定第一钳口 3160A 的第一能量递送表面 3204A 和第二钳口 3160B 的第二能量递送表面 3204B 之间的间隙或尺寸 D。在各种实施例中, 尺寸 D 可等于约 0.0005” 至约 0.040”, 例如, 在一些形式中, 在约 0.001” 至约 0.010” 之间。另外, 第一能量递送表面 3204A 和第二能量递送表面 3204B 的边缘可为圆形的以防止切开组织。

[0225] 图 73 为端部执行器 3156 的一些形式的剖视图。下部钳口 3160B 的接合或组织接触表面 3204B 能够至少部分地通过导电-电阻基质(诸如可变电阻正温度系数(PTC)主体)

向组织递送能量。上部钳口 3160A 和下部钳口 3160B 中的至少一者可承载被构造为能够将能量从发生器 3164 递送到捕获组织的至少一个电极 3212。上部钳口 3160A 的接合或组织接触表面 3204A 可承载类似的导电 - 电阻基质 (即, PTC 材料), 或者在一些形式中, 该表面可是例如导电电极或绝缘层。作为另外一种选择, 钳口的接合表面可承载 2001 年 10 月 22 日提交的名称为“ELECTROSURGICAL JAW STRUCTURE FOR CONTROLLED ENERGY DELIVERY”的美国专利 No. 6, 773, 409 中所公开的任何能量递送部件, 该专利的全部公开内容以引用方式并入本文。

[0226] 第一能量递送表面 3204A 和第二能量递送表面 3204B 可各自与发生器 3164 电通信。发生器 3164 经由诸如导体 3172, 3174 之类的合适传输介质连接到端部执行器 3156。在一些形式中, 发生器 3164 联接到控制器, 诸如, 例如控制单元 3168。在各种形式中, 控制单元 3168 可与发生器 3164 整体形成或者可作为电联接到发生器 3164 (以虚线显示以示出此选项) 的独立电路模块或装置而提供。发生器 3164 可实施为设备的外部零件和 / 或可与外科器械 10 一体地实施。

[0227] 第一能量递送表面 3204A 和第二能量递送表面 3204B 可被构造为能够接触组织并且将能够密封或焊接组织的电外科能量递送到捕获的组织。控制单元 3168 调节由电发生器 3164 递送的电能, 所述电发生器 3164 继而向第一能量递送表面 3204A 和第二能量递送表面 3204B 递送电外科能量。控制单元 3168 可在启动期间调节由发生器 3164 生成的功率。

[0228] 如上所述, 由电发生器 3164 递送并且由控制单元 3168 调节或以其他方式控制的电外科能量可包括射频 (RF) 能量, 或其他合适形式的电能。另外, 相对的第一能量递送表面 3204A 和第二能量递送表面 3204B 可承载可变电阻正温度系数 (PTC) 主体, 所述主体与发生器 3164 和控制单元 3168 电通信。有关电外科端部执行器、钳口闭合机构、以及电外科能量递送表面的附加细节在以下美国专利和已公布的专利申请中有所描述: 美国专利 No. 7, 087, 054、No. 7, 083, 619、No. 7, 070, 597、No. 7, 041, 102、No. 7, 011, 657、No. 6, 929, 644、No. 6, 926, 716、No. 6, 913, 579、No. 6, 905, 497、No. 6, 802, 843、No. 6, 770, 072、No. 6, 656, 177、No. 6, 533, 784、和 No. 6, 500, 176; 以及美国专利申请公布 No. 2010/0036370 和 No. 2009/0076506, 所有这些专利和专利申请公布均全文以引用方式并入本文并构成本说明书的一部分。

[0229] 合适的发生器 3164 为得自 Ethicon Endo-Surgery, Inc. (Cincinnati, Ohio) 的型号 GEN11。另外, 在一些形式中, 发生器 3164 可实施为电外科单元 (ESU), 所述电外科单元能够提供足以利用射频 (RF) 能量来执行双极电外科手术的功率。在一个形式中, ESU 可为 ERBE USA, Inc. (Marietta, Georgia) 出售的双极 ERBE ICC 350。在一些形式中, 诸如对于双极性电外科手术应用而言, 可利用具有有源电极和返回电极的外科工具, 其中有源电极和返回电极可抵靠、邻近待处理的组织来定位和 / 或与待处理的组织电连通, 使得电流可从有源电极通过正温度系数 (PTC) 主体并通过组织流到返回电极。因此, 在各种形式中, 使用端部执行器 3156 的外科器械 10 创建了供给路径和返回路径, 其中正被处理的所捕获组织完成或闭合电路。在一些形式中, 发生器 3164 可为单极性 RF ESU 并且外科器械 10 可包括其中集成一个或多个有源电极的单极性端部执行器。对于此类系统而言, 发生器 3164 可使用位于远离操作位点的位置处与患者紧密接触的返回垫, 和 / 或其他合适的返回路径。返回垫可经由缆线连接到发生器 3164。

[0230] 在电外科器械 150 的操作过程中,用户通常抓紧组织,向捕获的组织提供能量以形成焊接或密封,然后驱动可轴向运动的构件 3182 的远侧端部处的组织切割元件 3210 穿过捕获的组织。根据各种形式,可轴向运动的构件 3182 的轴向运动的平移可为有节奏的或以其他方式受控制的,以有助于以合适的行进速率来驱动可轴向运动的构件 3182。通过控制行进速率,所捕获组织在经切割元件 3210 横切之前已被适当地和功能性地密封的可能性增加。

[0231] 在一些形式中,执行部分 100 可包括超声端部执行器,所述超声端部执行器使用谐波或超声能量治疗组织。图 74 示出了与外科器械 10 一起使用的超声端部执行器 3026 的一个形式。端部执行器组件 3026 包括夹持臂组件 3064 和刀片 3066 以形成夹紧机构的钳口。刀片 3066 可为声学上联接到位于端部执行器 3026 内的超声换能器 3016 的可超声致动刀片。小尺寸换能器和包括换能器的端部执行器的例子提供于名称为“Ultrasonic Surgical Instruments with Distally Positioned Transducers”的共同未决的美国专利申请序列 No. 13/538,601 和美国专利申请公布 No. 2009/0036912 中。换能器 3016 可经由波导 3078 声学上联接(如,直接地或间接地机械联接)到刀片 3066。

[0232] 管状致动构件 3058 可沿方向 3062A 将夹持臂组件 3064 运动到打开位置,在该位置夹持臂组件 3064 和刀片 3066 相对于彼此间隔设置,并且沿方向 3062B 将夹持臂组件运动到夹持或闭合位置,在该位置夹持臂组件 3064 和刀片 3066 配合以夹持其间的组织。管状往复管状致动构件 3058 的远侧端部机械地接合到端部执行器组件 3026。在图示的形式中,管状往复管状致动构件 3058 的远侧端部机械地接合可围绕枢转点 3070 枢转的夹持臂组件 3064,以打开和闭合夹持臂组件 3064。例如,在图示的形式中,当往复管状致动构件 3058 朝近侧缩回时,夹持臂组件 3064 可围绕枢转点 3070 沿方向 3062B 从打开位置运动到闭合位置。当往复管状致动构件 3058 朝远侧平移时,夹持臂组件 3064 可围绕枢转点 3070 沿方向 3062A 从闭合位置运动到打开位置。(图 75)

[0233] 管状致动构件 3058 可因带螺纹驱动轴 3001 的旋转而朝近侧和远侧平移。带螺纹驱动轴 3001 的近侧端部可被构造为能够不可旋转地联接到输出插座 238,并且由此接收由马达 530 提供的旋转运动。管状致动构件 3058 可包括带螺纹螺母 3059 以用于接收带螺纹驱动轴 3001,使得带螺纹驱动轴 3001 的旋转导致管状致动构件 3058 朝远侧和近侧平移。图 76-77 示出了可轴向运动的构件 3058 和管状螺母 3059 的一个形式的附加视图。在一些形式中,管状致动构件 3058 限定腔体 3003。波导 3078 和/或刀片 3066 的一部分可延伸穿过腔体 3003,如图 74 所示。

[0234] 在一个示例形式中,超声传输波导 3078 的远侧端部可通过内部螺纹连接而联接到刀片 3066 的近侧端部,优选地位于或靠近波腹。可设想,刀片 3066 可通过例如焊接接头或类似方法等任何合适的手段附接到超声传输波导 3078。虽然刀片 3066 可从超声传输波导 3078 上拆卸,但也可设想,单个元件端部执行器(如刀片 3066)和超声传输波导 3078 形成单个一体部件。

[0235] 称为“Langevin 叠堆”的超声换能器 3016 通常响应于由发生器 3005 提供的电信号而振动(图 74)。例如,换能器 3016 可包括多个压电元件或其他元件以用于将来自发生器 3005 的电信号转换成机械能,该机械能主要导致超声换能器 3016 和端部执行器组件 3026 的刀片 3066 部分出现以超声频率纵向振动运动的超声驻波。超声换能器 3016 的长度可以

但不一定等于二分之一系统波长的整数倍 ($n\lambda/2$; 其中“n”为任何正整数; 如, $n = 1, 2, 3, \dots$)。换能器 3016 和刀片 3066 的合适的振动频率范围可为约 20Hz 至 32kHz, 并且最合适的振动频率范围可为约 30-10kHz。合适的工作振动频率可为例如大约 55.5kHz。

[0236] 发生器 3005 可为任何合适类型的发生器, 所述发生器被定位在外科器械 10 的内部或外部。合适的发生器为得自 Ethicon Endo-Surgery, Inc. (Cincinnati, Ohio) 的型号 GEN11。当换能器 3016 通电时, 振动运动驻波通过波导 3078 和刀片 3066 生成。端部执行器 3026 被设计为在共振时工作, 从而产生预定振幅的声学驻波图案。沿着换能器 3016、波导 3078 和刀片 3066 的任何点处的振动运动的振幅取决于沿着这些部件测量振动运动的位置。振动运动驻波的最小或零交点通常称为波节 (即运动最小的位置), 驻波的局部最大绝对值或峰值通常称为波腹 (即局部运动最大的位置)。波腹与距其最近的节点之间的距离为四分之一波长 ($\lambda/4$)。

[0237] 在一个示例性形式中, 刀片 3066 的长度基本上等于二分之一系统波长的整数倍 ($n\lambda/2$)。刀片 3066 的远侧端部可设置在波腹附近, 以便提供远侧端部的最大纵向偏移。当换能器组件通电时, 刀片 3066 的远侧端部可成形为以例如 55kHz 的预定振动频率在例如大约 10 至 500 微米峰到峰的范围移动, 并且优选地在约 30 至 64 微米的范围内移动。

[0238] 在一个示例性形式中, 刀片 3066 可联接到超声传输波导 3078。示出的超声刀 3066 和超声传输波导 3078 由适于超声能量传输的材料形成单个单元构造。此类材料的例子包括 Ti6Al4V (含有铝和钒的钛合金)、铝、不锈钢或其他合适的材料。刀片 3066 也可与超声传输波导 3078 分开 (并且由不同的组合物制成), 以及通过 (例如) 双头螺栓、焊接、粘合剂、快速连接或其他合适的已知方法连接这两个部件。超声传输波导 3078 的长度可基本上等于例如二分之一波长的整数倍 ($n\lambda/2$)。超声传输波导 3078 可优选地由使用适合高效传播超声能量的材料 (例如上述钛合金 (即 Ti6Al4V)) 或任何适合的铝合金或其他合金材料制造的实芯轴加工而成。

[0239] 在一些形式中, 外科器械 10 还可与其他缝合器型端部执行器一起使用。例如, 图 78 示出了可与外科器械 10 一起使用的线性缝合端部执行器 3500 的一个形式。端部执行器 3500 包括砧座部分 3502 和能够平移的钉通道 3514。能够平移的钉通道 3514 能够沿远侧方向和近侧方向平移, 如由箭头 3516 所指的那样。例如, 如上所述, 带螺纹驱动轴 3506 可联接到输出插座 238, 以接收由马达 530 提供的旋转运动。带螺纹驱动轴 3506 可联接到柔性连接到钉通道 3514 的带螺纹螺母 3508, 使得带螺纹驱动轴 3506 的旋转导致钉通道 3514 沿箭头 3516 所指的方向平移。螺母 3508 还可联接到驱动器 3510, 所述驱动器 3510 继而可接触钉仓 3512。当驱动器 3510 朝远侧平移时, 其可从钉仓 3512 抵靠砧座 3502 推动钉, 由此驱动钉穿过定位在钉通道 3514 和砧座 3502 之间的任何组织。

[0240] 另外, 在一些形式中, 外科器械可与圆形缝合端部执行器一起使用。图 79 示出了可与外科器械 10 一起使用的圆形缝合端部执行器 3520。端部执行器 3520 包括砧座 3522 和钉部分 3524。带螺纹驱动轴 3530 从砧座 3522 延伸穿过钉部分 3524。例如, 如上所述, 带螺纹驱动轴 3530 可联接到输出插座 238, 以接收由马达 530 提供的旋转运动。带螺纹螺母 3532 可联接到钉部分 3524, 从而带螺纹驱动轴 3530 的旋转使得钉部分 3524 如箭头 3534 所指的那样朝远侧和近侧交替地平移。带螺纹轴还可联接到驱动器 3528, 使得钉部分 3524 的远侧运动将驱动器 3528 朝远侧推动到钉仓 3526 内, 由此将钉从仓 3526 驱动到位于砧座

3522 和钉部分 3524 之间的任何组织内。在一些实施例中,端部执行器 3520 还可包括刀片或切割工具 3535,以用于在缝合之前切割组织。

[0241] 除了不同的端部执行器之外,应当理解,其他执行部分可相对于外科器械 10 进行替换。例如,外科器械 10 的一些形式采用不同的电源线。图 A 示出了与外科器械一起使用的若干示例电源线 3540, 3542, 3544。电源线 3540, 3542, 3544 中的每一个包括用于联接到外科器械 10 的插座 3546。电源线 3540, 3542, 3544 可用于将外科器械 10 连接到多个功率源。例如,电源线 3540 和 3542 包括由发生器(例如, Ethicon Endo-Surgery, Inc (Cincinnati, Ohio) 的型号 GEN11 发生器)接收的插座 3550, 3552。此类发生器可对器械 10 提供电能并且/或者可提供信号,以驱动电外科和/或超声端部执行器。电线 3544 包括可插入壁插座内的插头 3548,以对器械 10 提供电能(例如,代替电池 802)。

[0242] 在一些形式中,外科器械还可包括可替换的执行部分,所述可替换的执行部分包括不同的轴。图 81 示出了可与外科器械 10 一起使用的若干示例轴 3554, 3556, 3558。每个轴 3554, 3556, 3558 包括类似于可拆卸的驱动安装件部分 700 的可拆卸的驱动安装件部分 700', 700'', 700''', 所述可拆卸的驱动安装件部分 700 可由器械 10 接收,如上文所述。每个轴 3554, 3556, 3558 还包括联接器组件 3557,以用于按照类似于上文所述的联接器组件 200 的方式来接收端部执行器。在一些实施例中,不同的轴被构造为能够在联接器组件 3557 处接收不同类型的端部执行器。轴 3554, 3556, 3558 可各自包括不同的特征,所述特征包括例如不同的长度、存在或不存在关节运动、无源或有源的关节运动、不同程度的关节运动、不同的直径、不同的曲率等。例如,轴 3554 限定偏离轴中心轴线的弯曲 3559。轴 3558 限定关节运动接头 3560,所述关节运动接头 3560 可按照类似于上文关于关节运动接头 310 所述的方式进行关节运动。

[0243] 应当理解,不同类型的执行部分 100(如,电源线、轴、端部执行器等)需要各种马达和外科器械 10 的其他部件以按照不同方式来操作。例如,电动端部执行器(例如,电外科端部执行器 3156 和超声端部执行器 3026)需要能量信号,以用于为电极和/或超声刀片供电。不同的端部执行器还可需要多个马达 402, 560, 530, 610 的不同运动来致动,包括例如不同马达的致动、不同扭矩量的提供等。在各种形式中,执行部分 100 可为外科器械 10 提供控制参数。

[0244] 图 82 为示出多个控制元件的外科器械 10 的柄部组件 20 的框图。图 82 中所示的控制元件被构造为能够接收来自各个执行部分的控制参数并且基于接收的控制参数和基于接收自临床医生的一个或多个输入控制信号来控制外科器械 10(如,经由操纵杆控制器 840 或其他合适的致动装置)。控制元件可包括用于控制外科器械 10 的控制电路 3702。在各种形式中,控制电路 3702 可执行控制算法,以用于操作包括任何已安装的执行部分的外科器械 10。在一些形式中,控制电路 3702 实现在上文所述的近侧电路板 820 上。控制电路 3702 包括微处理器 3706 以及相关的存储器和/或数据存储装置 3708。在一些形式中,控制电路 3702 还可包括发生器电路 3704,以用于为超声和/或电外科装置提供功率信号。发生器电路 3704 可作为独立部件来工作,或者可结合外部发生器来工作。

[0245] 图 82 还示出了马达 3714,所述马达 3714 可对应于上文所述的马达 402, 560, 530, 610。电池 3713 可对应于上文所述的电池 802。控制电路 3702 的输入可由操纵杆控制器 840 或其他合适的致动装置来提供。本文所述的多个外科执行部分 100 可在相

应的插座 3710, 3712 处联接到柄部 20。插座 3712 可接收轴, 例如轴 3554, 3556, 3558。例如, 插座 3712 可类似于以下方式来接收轴, 所述方式类似于上文所述的柄部 20 接收可拆卸的驱动安装件 700 的方式。插座 3710 可被构造为能够接收电线插座, 例如上文所述的插座 3546。

[0246] 结合多个其他控制元件 (例如插座 3710, 3712) 的控制电路 3702 可接收来自各个已安装的执行部分的控制参数。控制参数可包括例如描述执行部分的属性的数据、描述用于操作具有已安装的执行部分的器械 10 的算法的数据等。插座 3710, 3712 可机械地并且通信地联接到各个执行部分。例如, 各个执行部分可包括用于存储控制参数的电路 3720。此类电路 3720 结合图 80 的电源线 3540, 3542, 3544 并且结合图 81 的轴 3554, 3556, 3558 示出。另外, 图 83 示出了包括本文所述的电路 3720 的各个端部执行器执行部分 3730, 3732, 3734, 3736, 3738 的一个形式。电路 3720 可包括用于存储提供给控制电路 3702 的控制参数的一个或多个数据存储部件。此类数据存储部件可包括任何合适类型的存储器装置 (如, 电可擦可编程只读存储器 (EEPROM)、数字寄存器、任何其他类型的存储器等)。存储器装置还可包括线圈或其他硬件部件, 所述线圈或其他硬件部件被构造为能够例如响应于射频识别 (RFID) 询问信号来调节预定控制参数。在一些形式中, 电路 3720 例如通过相应的插座 3710, 3712 直接有线连接到控制电路 3702。因此, 控制电路 3702 可与各个电路 3720 直接通信以接收控制参数。

[0247] 在一些形式中, 电路 3720 包括无源或有源 RFID 装置。柄部 20 可包括一个或多个天线 3716, 3718, 所述天线 3716, 3718 可被定位在相应的插座 3710, 3712 处或附近。控制电路 3702 可利用天线 3716, 3718 来询问已安装的执行部分上的电路 3720 以接收控制参数。在一些形式中, 控制电路 3702 被编程以在启动时和 / 或表示执行部分已安装和 / 或移除时询问各个执行部分。作为响应, 控制电路 3702 可接收来自 RFID 装置的反射信号。反射信号可表示相关的控制参数。在一些形式中, 电路 3720 可包括有源 RFID 装置, 所述有源 RFID 装置例如在安装时传输描述其相关执行部分的数据。

[0248] 如图 81 所示, 一些轴形式可包括位于远侧部分处的天线 3719。天线 3719 可通过延伸穿过相应轴的导体 (未示出) 与控制电路 3702 通信, 从而允许控制电路 3702 询问端部执行器 (例如, 端部执行器 3730, 3732, 3734, 3736, 3738) 上的 RFID 装置电路 3720。在一些形式中, 定位在柄部中的天线 3718 可接收和传输足够的功率, 以便询问端部执行器上的 RFID 装置电路 3720, 而无需轴中的单独天线 379。在一些布置中, 电路 3720 可被构造为能够有线连接到控制电路 3702。例如, 天线 3716, 3718, 3719 可被省去。

[0249] 图 84 为示出控制构型 3800 的一个形式的框图, 所述控制构型 3800 通过控制电路 3702 来执行以控制外科器械 10。根据构型 3800, 控制电路 3702 利用控制算法 3802 进行编程。控制算法 3802 接收来自已安装的执行部分的以输入变量 3801 形式的控制参数。输入变量 3801 可描述已安装的执行部分的特性。控制算法 3802 还接收一个或多个输入控制信号 3818 (例如, 来自操纵杆控制器 840、机器人系统、或由临床医生操作的其他合适的致动装置)。基于输入变量 3801, 控制算法 3802 可通过以下方式来操作外科器械 10: 将一个或多个输入控制信号 3818 转换成输出马达控制信号 3814, 以用于控制马达 3714 和任选的输出能量控制信号 3816 以用于控制超声和 / 或电外科端部执行器。应当理解, 并非外科器械 10 的所有形式需要接收来自全部所列执行部分的输入变量。例如, 外科器械的一些形式包

括单个轴和 / 或固定的端部执行器。另外,外科器械的一些形式 (或其构型) 可省去电线。

[0250] 控制算法 3802 可实现与外科器械 10 的不同方面相关的多个功能模块 3804, 3806, 3810, 3812。击发模块 3804 可将一个或多个输入控制信号 3818 转换成一个或多个输出马达控制信号 3814, 以用于控制相应的马达 3714 以击发器械 10。关节运动模块 3806 可将一个或多个输入控制信号 3818 转换成一个或多个输出马达控制信号 3814, 以用于使得器械 10 的轴进行关节运动。功率模块 3812 可通过已安装的电线 (根据需要) 将电能传递到外科器械 10 的各个部件。对于在端部执行器处使用能量的器械 10 的形式 (例如, 超声和 / 或电外科器械) 而言, 能量模块 3810 可将一个或多个输入控制信号 3818 转换成输出能量信号 3816 以提供给端部执行器。能量信号 3816 可通过发生器 3704 和 / 或通过外部发生器 (图 84 中未示出) 产生并且可提供给端部执行器处的换能器 3016 和 / 或能量递送表面 3204A, 3204B。

[0251] 控制算法 3802 的多个模块 3804, 3806, 3810, 3812 可采用输入变量 3801 形式的控制参数以将一个或多个输入控制信号 3818 转换成输出信号 3814, 3816。例如, 接收自不同执行部分的输入变量 3801 可利用不同的方式来影响控制算法 3802。接收自电线 (例如, 3540, 3542, 3544) 的输入变量 3801 可包括例如电线类型、电线是否连接到外部目标 (例如, 发生器或电力插座)、连接到电线的外部目标的同一性等。一种类型的电线 (例如, 电线 3544) 可被构造为能够从外部电力插座 (壁电源插座) 接收功率。当控制电路 3702 确定此类型的电线已被安装 (例如, 在插座 3710 处) 时, 功率模块 3812 可被编程以配置控制电路 3702, 以通过已安装的电线工具提供的功率为马达 3714 和 / 或能量元件供电。通过已安装的电线工具提供的功率可用于附加到或代替由电池 3713 提供的功率。

[0252] 另一类型的电线 (例如, 3540, 3542) 可被构造为能够与外部发生器通信。功率模块 3812 和 / 或能量模块 3810 可配置控制电路 3702 以基于通过已安装的电线接收的能量信号来为能量元件供电。此外, 能量模块 3810 可配置控制电路 3702 以通过已安装的电线来为发生器提供输入。此类输入可包括例如表示临床医生已请求能量的输入控制信号 3818。在一些形式中, 接收自电线的输入变量 3801 还可表示电源线被构造为能够联接到 (和 / 或联接到) 的发生器的类型。示例发生器可包括独立的电外科发生器、独立的超声发生器、组合的电外科 / 超声发生器等。在一些形式中, 接收自电线的输入变量 3801 还可表示电线被构造为能够联接的发生器的类型。在一些形式中, 所表示的发生器类型可影响控制算法 3802 的工作。例如, 不同的发生器类型可具有不同的控制接口并且期望来自外科器械 10 的不同形式或指令, 并且 / 或者可提供不同形式的输出。

[0253] 当轴 (例如轴 3554, 3556, 3558 中的一个) 为可移除的执行部分时, 接收自轴的输入变量 3801 可表示轴的各种特性。此类特性可包括例如轴的长度、轴的位置和弯曲程度 (如果有的话)、描述轴的关节运动接头 (如果有的话) 的参数等。可通过例如控制算法 3802 的击发模块 3804 和 / 或关节运动模块 3806 来使用轴的长度以及轴的位置和弯曲程度来确定转矩需求和 / 或公差。描述轴的关节运动接头的参数可表示或允许关节运动模块 3806 获得使轴沿不同方向进行关节运动所需的各种马达运动。在一些实施例中, 输入变量 3801 还可表示可允许的关节运动程度, 所述可允许的关节运动程度可被关节运动模块 3806 转换成最大可允许的马达运动。在一些形式中, 接收自轴的输入变量 3801 还可表示已安装的轴是否支持轴旋转和 / 或是端部执行器旋转。此类变量 3801 可由控制算法 3802 使

用,以获得哪个或哪些马达 3714 被致动以用于轴和 / 或端部执行器旋转、表示针对每个马达 3714 的转矩和旋转的次数等。

[0254] 接收自端部执行器执行部分的输入变量 3801 可基于所用的端部执行器的类型而具有不同的形式。例如,直线切割器和其他缝合器端部执行器(例如,上文所述的端部执行器 102)可提供变量值,所述变量值表示端部执行器的长度(例如,45mm 或 60mm 的钉线)、砧座和细长通道是直的还是弯曲的、联接到驱动轴(例如驱动轴 180)的马达 3714 等。输入变量 3801 可由击发模块 3804 使用以将请求击发器械 10 的输入控制信号 3818 转换成输出马达控制信号 3814。例如,端部执行器的长度、曲率等可确定待启动的马达 3714、需要提供的力或转矩的量、击发所需的马达旋转次数等。相似地,接收自直线或圆形缝合器端部执行器(例如,3500 和 3520)的输入变量 3818 可由击发算法 3804 使用以确定被致动以击发的马达 3714、响应于有关击发的输入控制信号 3818 的不同水平而需要提供的力或转矩的量、击发所需的马达旋转次数等。

[0255] 当端部执行器为能量端部执行器(例如,电外科端部执行器 3156 或超声端部执行器 3026 时,接收的输入变量 3801 可描述有关端部执行器的闭合运动的信息、以及描述能量元件的信息(包括例如击发情形下的能量供应的定时)。描述闭合运动的信息可例如由击发模块 3804 使用以确定哪个或哪些马达 3714 被致动以用于击发和 / 或缩回、表示针对每个马达 3714 的转矩和旋转次数等。描述能量元件的信息可例如由能量模块 3810 使用以生成输出能量信号 3816。例如,能量模块 3810 可确定所需的输出能量信号 3816 的类型(例如,电压、电流等)、信号是否可通过内部发生器 3704 生成、是否存在利用信号实现的任何锁定。示例锁定可阻止在不提供能量的情况下发生击发运动,和 / 或可阻止在未发生击发运动的情况下提供能量。在一些实施例中,能量模块 3810 还可获得器械击发行程情形下的输出能量信号 3816 的定时。例如,参见电外科端部执行器 3156,能量模块 3810 可获得应在推进组织切割元件 3210 之前多长时间来启动能量递送表面 3204A, 3204B。

[0256] 图 85 为示出利用控制电路 3702 执行控制算法 3802 的处理流程 3600 的一个示例形式的流程图。在 3602 处,控制电路 3702 可接收执行部分(例如,电线、轴、端部执行器等)的存在的表示。表示可在执行部分安装时自动生成。例如,在执行部分包括有源 RFID 的形式中,执行部分存在的表示可由有源 RFID 提供。另外,在一些实施例中,将执行部分连接到器械 10 的插座 3710, 3712 可包括表示执行部分存在的开关。在 3604 处,控制电路 3702 可询问执行部分的输入变量 3801。当执行部分包括无源 RFID 装置时,询问可包括利用射频信号来照射 RFID 装置。当执行部分与控制电路 3702 有线通信时,询问可包括将请求发送到与执行部分相关的存储器装置。

[0257] 在 3606 处,控制电路 3702 可接收来自执行部分的输入变量 3801。输入变量 3801 可以任何合适的方式来接收。例如,当执行部分包括无源 RFID 装置时,输入变量 3801 可通过解调来自 RFID 装置的返回信号来获得。当在执行部分和电路 3702 之间存在有线连接时,输入变量 3801 可直接接收自执行部分处的存储器装置等。在 3608 处,例如,控制电路 3702 可将输入变量 3801 施加到控制算法 3802,如上文所述。这可具有将现有算法 3802 构造成能够操作安装有任何执行部分的器械 10 的效果。

[0258] 图 86 为示出控制构型 3900 的一个形式的框图,所述控制构型 3900 由控制电路 3702 来执行以控制外科器械 10。在构型 3900 中,接收自各个执行部分的控制参数包括用

于控制相应执行部分的算法。控制电路 3702 执行包括操作系统 3904 的壳控制算法 3902。操作系统 3904 被编程以询问已安装的执行部分,由此接收执行算法 3906 形式的控制参数。每个执行算法 3906 可描述将输入控制信号 3908 转换成输出马达控制信号 3910 和输出能量信号 3912 的方式。当接收执行算法 3906 时,操作系统 3904 可执行算法 3906 以操作器械 10。

[0259] 在一些实施例中,操作系统 3904 还可协调各种算法 3906。例如,接收自能量端部执行器的执行算法 3906 可基于该器械与外部发生器通信或者使用内部发生器 3704 而采取不同的构型。因此,操作系统 3904 可基于执行算法 3906 是否已接收自被构造为能够与外部发生器联接的对应电线来为能量端部执行器配置执行算法 3906。另外,在一些形式中,针对击发端部执行器所需的公差和 / 或旋转次数可取决于轴的构型。因此,操作系统 3904 可被构造为能够基于接收自轴的对应执行算法 3906 来修改接收自端部执行器的执行算法 3906。

[0260] 图 87 为示出利用控制电路 3702 执行控制算法 3902 的处理流程 3400 的一个示例形式的流程图。在 3402 处,控制电路 3702 可执行操作系统 3904。操作系统 3904 可对控制电路 3702 编程,以相对于控制构型 3900 来采取本文所述的其他动作。在 3404 处,控制电路 3702 可询问例如已与外科器械 10 安装在一起的一个或多个执行部分,如本文所述。在 3406 处,控制电路 3702 可接收执行算法 3906,如本文所述。在 3408 处,控制电路 3702 可应用所接收的算法 3906 以操作外科器械。应用所接收的算法 3906 可包括例如协调算法 3906,如上文所述。

[0261] 图 88 和图 89 示出了外科器械 4010 的一个形式,所述外科器械 4010 包括被定位于端部执行器 4002 中的感测模块 4004。在一些形式中,外科器械 4010 可类似于外科器械 10,并且端部执行器 4002 可类似于上文所述的端部执行器 102。感测模块 4004 可被构造为能够测量端部执行器 4002 处的一个或多个状态。例如,在一个布置中,感测模块 4004 可包括组织厚度感测模块,所述组织厚度感测模块感测端部执行器 4002 中夹持在钉仓 130 和砧座组件 190 之间的组织的厚度。感测模块 4004 可被构造为能够生成表示端部执行器 4002 处的一个或多个测得状态的无线信号。根据图 89 所示的一个布置,感测模块 4004 可位于端部执行器 4002 的远侧端部处,使得当钉被击发时感测模块 4004 不妨碍钉仓 130 的钉。在各种形式中,感测模块 4004 可包括传感器、无线电模块和功率源。参见图 90。传感器可设置在端部执行器 4002 的远侧端部中(如图 89 所示)、电动关节运动接头 310 处、或执行部分 100 的任何其他合适部分处。

[0262] 在各种布置中,传感器可包括任何合适的传感器,以用于检测端部执行器 4002 处的一个或多个状态。例如并且非限制地,位于端部执行器 4002 的远侧端部处的传感器可包括组织厚度传感器(例如,霍尔效应传感器或磁簧开关传感器)、光学传感器、磁感传感器、力传感器、压力传感器、压阻膜传感器、超声传感器、电涡流传感器、加速度计、脉搏血氧传感器、温度传感器、被构造为能够检测组织通路的电特征(例如,电容或电阻)的传感器、或者它们的任何组合。又如并且非限制地,位于电动关节运动接头 310 处的传感器可包括电位差计、电容传感器(滑动电位差计)、压阻膜传感器、压力传感器、压力传感器、或任何其他合适的传感器类型。在一些布置中,感测模块 4004 可包括位于端部执行器 4002 中的多个位置的多个传感器。感测模块 4004 还可包括包括一个或多个视觉标记,以例如通过视频

反馈向用户提供端部执行器 4002 处的当前状态的视觉表示。

[0263] 感测模块 4004 可包括无线电模块,所述无线电模块被构造为能够生成和发射表示测量端部执行器 4002 处的测得状态的无线信号。参见图 90。无线电模块可包括被构造为能够以第一频率发射无线信号的天线。感测模块 4004 的发射功率可由可定位在感测模块 4004 中的天线和功率源的尺寸来限制。端部执行器 4002 的尺寸可减少用于放置天线或功率源的可用空间,所述天线或功率源足够强效以将来自感测模块 4004 的信号发射到远程位置,例如视频监视器 4014。由于天线的受约束尺寸以及由功率源递送到感测模块 4004 的低功率,感测模块 4004 可产生能够短距离传输的低功率信号 4006。例如,在一些形式中,感测模块 4004 可将来自端部执行器 4002 的信号发射到位于端部执行器 4002 近侧的中继站 4008。例如,中继站 4008 可位于器械 4010 的柄部 4020 处、轴 4030 (例如,轴 4030 的近侧部分)中、和 / 或定位在患者身上或体内的可植入装置中。

[0264] 中继站 4008 可被构造为能够接收来自感测模块 4004 的低功率信号 4006。低功率信号 4006 受到天线和功率源的尺寸限制,所述天线和功率源可位于端部执行器 4002 中以作为感测模块 4004 的一部分。中继站 4008 可被构造为能够接收低功率信号 4006 并且将所接收的信号重新发射为高功率信号 4012。高功率信号 4012 可被发射到远程网络或装置,例如,被构造为能够显示测量端部执行器 4002 处的测得状态的图形表示的视频监视器 4014。尽管感测模块 4004 和中继站 4008 已相对于外科器械 4010 进行大体描述,但本领域的技术人员将认识到,感测模块 4004 和中继站 4008 布置可与任何合适的外科系统 (例如,机器人外科系统)一起使用。例如,中继站 4008 可定位在机器人外科器械的轴和 / 或器械部分中。合适的机器人外科系统在名称为“Surgical Instruments with Articulating Shafts”的美国专利申请 No. 13/538,700 中有所描述,该专利全文以引用方式并入本文。

[0265] 在一些形式中,视频监视器 4014 可包括用于显示端部执行器 4002 处的测得状态的独立单元、用于内窥镜式、腹腔镜检式、或开放式手术的标准观察监视器、或任何其他合适的监视器。所显示的图形表示可在显示在视频监视器上的视频反馈或其他信息上进行显示。在一些形式中,高功率信号 4012 可中断视频监视器 4014 显示并且可导致视频监视器仅显示端部执行器 4002 处的测得状态的图形表示。接收器模块 4015 可与视频监视器 4014 交接,以允许视频监视器 4014 接收来自中继站 4008 的高功率信号 4012。在一些布置中,接收器模块 4015 可与视频监视器 4014 一体地形成。高功率信号 4012 可无线发射、通过有线连接发射、或这两者。高功率信号 4012 可通过广域网 (WAN)、局域网 (LAN)、或任何其他合适的网络或装置来接收。

[0266] 在一些形式中,视频监视器 4014 可基于包含在所接收的高功率信号 4012 中的数据来显示图像。例如,临床医生可在涉及外科器械 4010 的整个外科过程中看到关于夹持组织的厚度的实时数据。视频监视器 4014 可包括监视器 (例如,阴极射线管 (CRT) 监视器)、等离子体监视器、液晶显示器 (LCD) 监视器、或任何其他合适的视觉显示监视器。视频监视器 4014 可基于包含在所接收的高功率信号 4012 中的数据来显示端部执行器 4002 处的状态的图形表示。视频监视器 4014 可用任何合适的方式来显示端部执行器 4002 处的状态,例如,将端部执行器处的状态的图形表示叠加在显示在视频监视器 4014 的视频反馈或其他数据上。在一些形式中,视频监视器 4014 可被构造为能够仅显示接收自高功率信号 4012 的数据。相似地,高功率信号 4012 可被计算机系统 (未示出) 接收。计算机系统可包括用

于与中继站 4008 通信的射频模块（例如，接收器模块 4015）。计算机系统可将得自高功率信号 4012 的数据保存在存储器单元（例如，ROM 或硬盘驱动器）中，并且可利用处理器来处理数据。

[0267] 在一些形式中，中继站 4008 将低功率信号 4006 的功率放大成高功率信号 4012，但在其他方面不改变低功率信号 4006。中继站 4008 可被构造为能够将高功率信号 4012 重新发射到远程网络或装置。在一些布置中，中继站 4008 可在重新发射高功率信号 4012 之前改变或处理所接收的低功率信号 4006。中继站 4008 可被构造为能够将所接收的信号从由感测模块 4004 发射的第一频率转换成可由远程网络或装置（例如，视频监视器 4014）接收的第二频率。例如，在一个布置中，感测模块 4004 可利用包括能够透过人体组织的频率的第一频率来发射低功率信号 4006。能够透过人体组织的频率可包括被构造为能够以最小信号衰减穿过人体组织的频率。例如，频率可被选定在水吸收频带之外，以限制由人体组织（其可包含高百分比的水）带来的信号衰减。例如，感测模块 4004 可使用医疗植入通信服务（MICS）频率带（402-405MHz）、合适的工业、科学和医疗（ISM）无线电频带（诸如，433MHz 中心频率或 915MHz 中心频率）、近场通信带（13.56MHz）、蓝牙通信带（2.4GHz）、超声频率、或任何其他合适的能够透过人体组织的频率或频率带。中继站 4008 可接收第一频率中的低功率信号 4006。中继站 4008 可将低功率信号 4006 从第一频率转换成第二频率，所述第二频率适于通过空气长范围传输。中继站 4008 可使用例如任何合适的频率来发射高功率信号 4012，诸如，Wi-Fi 频率（2.4GHz 或 5GHz）。

[0268] 在一些形式中，中继站 4008 可在发射高功率信号 4012 之前将所接收的低功率信号 4006 从第一通信协议转换成第二通信协议。例如，感测模块 4004 可例如利用第一通信协议来发射低功率信号 4006，诸如，近场通信（NFC）协议、蓝牙通信协议、专用通信协议、或任何其他合适的通信协议。中继站 4008 可利用第一通信协议接收低功率信号 4006。中继站 4008 可包括协议转换模块，以将所接收的信号从第一通信协议转换成第二通信协议，诸如，例如 TCP/IP、UDP、或任何其他合适的通信协议。

[0269] 图 90 为示出感测模块 4104 的框图，其表示上文所述的感测模块 4004 的示例布置。感测模块 4104 可包括传感器 4116、控制器 4118、无线电模块 4124 和功率源 4126。控制器 4118 可包括处理器单元 4120 和存储器单元 4122。传感器 4116 可设置在端部执行器 4002（如图 89 所示）的远侧端部中、关节运动接头 310 处、或执行部分 100 的任何其他合适的部分处。在各种形式中，传感器 4116 可包括任何合适的传感器，以用于检测端部执行器处的一个或多个状态。

[0270] 在一些布置中，传感器 4116 可包括例如组织厚度传感器，诸如，霍尔效应传感器。组织厚度传感器可基于由定位在例如砧座组件 190 的远侧端部处的磁体 4042 生成的磁场来检测夹持在端部执行器 4002 中的组织的厚度。参见图 89。当临床医生闭合砧座组件 190 时，磁体 4042 更靠近感测模块 4004 向下旋转，从而在砧座组件 190 旋转到闭合（或夹持）位置时改变由感测模块 4004 检测到的磁场。来自磁体 4042 的由感测模块 4004 感测的磁场的强度表示通道 130 和砧座组件 190 之间的距离，该距离表示当端部执行器 4002 处于闭合（或夹持）位置时夹持在通道 130 和砧座组件 190 之间的组织的厚度。

[0271] 感测模块 4104 可被构造为能够生成表示端部执行器处的测得状态的无线信号。无线信号可由无线电模块 4124 生成。在一些形式中，无线电模块 4124 的发射功率受限于包

含在无线电模块 4124 中的天线的尺寸和定位在感测模块 4104 中的功率源 4126 的尺寸。端部执行器 4002 的尺寸可减少用于放置天线或功率源 4126 的可用空间,所述天线或功率源足够强效例如以将来自传感器 4116 的信号发射到远程位置,诸如,视频监控器 4014。由于天线的限制以及由功率源 4126 递送的低功率,无线电模块 4124 仅可产生低功率信号 4006,所述低功率信号 4006 能够短距离(例如,到轴 4030 的近侧端部的距离)传输。例如,在一个形式中,无线电模块 4124 可将来自端部执行器 4002 的低功率信号 4006 发射到外科器械 4010 的柄部 4020。在一些布置中,能够递送较高功率水平的功率源 4126 可生成低功率信号 4006,以长效化外科器械 4010 的操作。

[0272] 控制器 4118 的存储器单元 4122 可包括一个或多个固态只读存储器 (ROM) 和 / 或随机存取存储器 (RAM) 单元。在各种布置中,处理器 4120 和存储器单元 4122 可集成在单个集成电路 (IC) 或多个 IC 中。ROM 存储器单元可包括闪存存储器。ROM 存储器单元可存储将由控制器 4118 的处理器 4120 执行的代码指令。此外,ROM 存储器单元 4122 可存储表示仓 130 的仓类型的数据。即,例如,ROM 存储器单元 4122 可存储表示钉仓 130 的型号的数据。在一些布置中,外科器械 4010 的柄部 4020 中的控制器可使用钉仓 130 的状态信息和型号来检测外科器械 4010 的正确操作。例如,感测模块 4004 可被构造为能够测量组织厚度。组织厚度信息和仓型号可用于基于特定钉仓 130 的指定组织厚度范围来确定夹持在端部执行器 4002 中的组织是否过厚或过薄。无线电模块 4124 可为低功率、双向无线电模块,其使用无线数据通信协议与外科器械 4010 的柄部 4020 中的中继站 4008 进行无线通信。无线电模块 4124 可包括任何合适的天线以用于发射低功率信号 4006。例如,无线电模块 4124 可包括偶极天线、半波偶极天线、单极天线、近场通信天线、或任何其他合适的天线,以用于发射低功率信号 4006。天线的尺寸以及由此可用的发射功率和频率可受限于端部执行器 4002 的尺寸。

[0273] 根据各种形式,无线电模块 4124 可使用能够透过人体组织的频率来与中继站 4008 通信。例如,无线电模块 4124 和中继站 4008 之间的通信可使用医疗植入通信服务 (MICS) 频率带 (402-405MHz)、合适的工业、科学、和医疗 (ISM) 无线电频带 (诸如 433MHz 中心频率或 915MHz 中心频率)、近场通信带 (13.56MHz)、蓝牙通信带 (2.4GHz)、超声频率、或任何其他合适的可透过人体组织的频率或频率带。功率源 4126 可包括为感测模块 4004 的部件供电的合适的电池单元,例如,锂离子电池或某些其他合适的电池单元。

[0274] 在一些形式中,感测模块 4104 的部件可位于端部执行器 4002 中、轴 4030 上、或外科器械 4010 的任何其他合适的位置中。例如,传感器 4116 可位于端部执行器 4002 的远侧端部中。控制器 4118、无线电模块 4124、功率源 4126 可位于轴 4030 上。一根或多根导线可将传感器 4116 连接到控制器 4118、无线电模块 4124 和功率源 4126。在一些形式中,端部执行器 4002 和轴 4030 的功能可限制感测模块 4104 的放置。例如,在图示的形式中,端部执行器 4002 能够通过电动关节运动接头 310 进行关节运动和旋转。将导线放置在电动关节运动接头 310 上可导致导线的扭曲或卷曲并且可妨碍电动关节运动接头 310 的操作。感测模块 4004 部件的放置可受限于电动关节运动接头 310 远侧的位置,以避免关节运动接头 310 或感测模块 4004 的操作问题。

[0275] 在一些布置中,感测模块 4104 可包括模数转换器或 (ADC) 4123。传感器 4116 可生成表示端部执行器 4002 处的状态的模拟信号。表示端部执行器 4002 处的状态的信号的无

线传输可能需要模拟信号转换成数字信号。由传感器 4116 产生的模拟信号可在低功率信号 4006 的生成和发射之前通过 ADC4123 转换成数字信号。ADC 4123 可包括在控制器 4118 中或者可包括独立的控制器,诸如,例如微处理器、可编程门阵列、或任何其他合适的 ADC 电路。

[0276] 图 91 为示出中继站 4208 的框图,其表示上文所述的中继站 4008 的一个示例布置。中继站 4208 可例如位于轴的近侧,诸如,紧邻电池 4226,并且通过例如轴 4030 与端部执行器 4002 中的感测模块 4004 隔开。例如,中继站 4208 可被位于端部执行器 4010 的柄部 4020 中。因此,中继站 4208 可接收来自感测模块 4004 的无线信号。中继站 4208 可包括可释放模块,所述可释放模块可选择性地与外科器械 4002 的柄部 4020 交接。

[0277] 如图 91 所示,中继站 4208 可包括无线电模块 4228 和放大模块 4230。在一些布置中,无线电模块 4228 被构造为能够接收低功率信号 4006。低功率信号 4006 可从感测模块 4004 发射并且表示端部执行器 4002 处的状态。中继站 4208 的无线电模块 4228 接收低功率信号 4006 并且将低功率信号 4006 提供给放大模块 4230。放大模块 4230 可将低功率信号 4006 放大成高功率信号 4012,所述高功率信号 4012 适于比低功率信号 4006 在更长范围上传输。在将所接收的低功率信号 4006 放大成高功率信号 4012 之后,放大模块 4230 可例如将高功率信号 4012 提供给无线电模块 4228 以用于发射到远程网络或装置,诸如,视频监控器 4014。放大模块 4230 可包括任何合适的放大电路,例如,晶体管、运算放大器 (op-amp)、全差分放大器、或任何其他合适的信号放大器。

[0278] 图 92 为示出中继站 4308 的框图,其表示上文所述的中继站 4008 的另一个示例布置。在图示的形式中,中继站 4308 包括无线电模块 4328、放大模块 4330 和处理模块 4336。放大模块 4330 可在通过处理模块 4336 处理之前、在处理模块 4336 已处理所接收的低功率信号 4006 之后,或者在通过处理模块 4336 处理之前和之后来放大所接收的低功率信号 4006。无线电模块 4328 可包括接收器模块 4332 和发射器模块 4334。在一些形式中,接收器模块 4332 和发射器模块 4334 可组合成信号收发器模块(未示出)。接收器模块 4332 可被构造为能够接收来自感测模块 4004 的低功率信号 4006。接收器模块 4332 可将所接收的低功率信号 4006 提供给处理模块 4336。

[0279] 在图示的布置中,处理模块 4336 包括频率转换模块 4338 和协议转换模块 4340。频率转换模块 4338 可被构造为能够将所接收的低功率信号 4006 从第一频率转换成第二频率。例如,感测模块 4004 可利用第一频率(例如,MICS 或 ISM 频率)发射适于通过人体组织传输的低功率信号 4006。接收器模块 4332 可接收处于第一频率的低功率信号 4006。频率转换模块 4338 可将低功率信号 4006 从第一频率转换成第二频率,所述第二频率适于通过空气长范围传输。频率转换模块 4338 可例如将所接收的低功率信号 4006 转换成任何合适的频率以用于发射高功率信号,诸如,Wi-Fi 频率(2.4GHz 或 5GHz 频率)。

[0280] 协议转换模块 4340 可被构造为能够将所接收的信号从第一通信协议转换成第二通信协议。例如,感测模块 4004 可例如利用第一通信协议来发射低功率信号 4006,诸如,近场通信(NFC)协议、蓝牙通信协议、专用通信协议、或任何其他合适的通信协议。中继站 4308 可利用第一通信协议接收低功率信号 4006。中继站 4308 可包括协议转换模块 4340 以将所接收的低功率信号 4006 从第一通信协议转换成第二通信协议,诸如,例如 TCP/IP 协议、蓝牙协议、或任何其他合适的通信协议。包括频率转换模块 4338 和协议转换模块 4340

的处理模块 4336 可包括一个或多个微处理器、可编程门阵列、集成电路、或任何其他合适的控制器、或者它们的任何组合。

[0281] 在一些形式中,频率转换模块 4338 和 / 或协议转换模块 4340 可为可编程的。网络、视频监控器、或其他接收设备可被构造为能够接收特定频率和特定协议的信号。例如,局域网 (LAN) 可被构造为能够利用 802.11 无线标准接收无线信号,这需要以 2.4GHz 或 5GHz 频率并且使用 TCP/IP 通信协议来发射。用户可从由中继站 4308 存储的多个通信标准中选择 802.11 无线通信标准。存储器模块可包括在中继站 4308 中以存储多个通信标准。用户可从由存储器模块存储的多个通信标准中选择用于高功率信号 4012 的通信标准。例如,用户可选择 802.11 通信标准作为发射高功率信号 4012 的通信标准。当用户选定通信标准时,频率转换模块 4338 或协议转换模块 4340 可通过存储器模块进行编程,以将所接收的低功率信号 4006 通过转换所接收的低功率信号 4006 的频率或通信协议而转换成所选定的通信标准。在一些布置中,中继站 4308 可自动地检测正确的频率和通信协议,以用于接收低功率信号 4006 或发射高功率信号 4012。例如,中继站 4308 可检测医院无线网络。中继站 4308 可自动地对频率转换模块 4338 和协议转换模块 4340 编程,以将所接收的低功率信号 4006 转换成正确的频率和协议以用于将高功率信号 4012 传送到医院无线网络。

[0282] 在图示的形式中,处理模块 4336 可将经处理的信号提供给放大模块 4330,以用于在发射之前将经处理的信号放大成高功率信号 4012。放大模块 4330 可将经处理的信号放大到合适的水平以用于由发射模块 4334 来发射。放大模块 4330 可包括任何合适的放大电路,例如,晶体管、运算放大器 (op-amp)、全差分放大器、或任何其他合适的电子放大器。放大模块 4330 可包括电池 (未示出),或者可连接到位于外科器械 4010 的柄部 4020 内的功率源 4326。放大模块 4330 可为可编程的,以响应于选择的特定通信类型来提供一个或多个放大水平。

[0283] 放大模块 4330 可将高功率信号 4012 提供给发射模块 4334 以用于发射。尽管无线电模块 4328、处理模块 4336 和放大模块 4330 被示为独立的模块,但本领域的技术人员将认识到,所示模块中的任一个或全部可结合到信号集成电路或多个集成电路内。

[0284] 图 93 示出了用于传递表示端部执行器 4400 处的状态的信号的方法的一个实施例。方法 4400 可包括通过感测模块 (例如,本文所述的感测模块 4004) 生成 4402 表示端部执行器 (例如,端部执行器 4002) 处的状态的信号。信号可表示端部执行器 4002 处的任何可测量状态,诸如,例如夹持在端部执行器 4002 中的组织的厚度。感测模块可利用传感器 (诸如,例如图 90 所示的感测模块 4104 的传感器 4116) 生成信号。方法 4400 还可包括通过无线电模块来发射 4404 所生成的作为低功率信号的信号。例如,图 90 所示的无线电模块 4124 可发射低功率信号 4006。在实施过程中,无线电模块的发射功率可受限于可设置在端部执行器 4002 中的天线和功率源的尺寸。考虑到受限的空间,无线电模块的发射功率可被限制为低功率信号 4006。低功率信号 4006 可使用无线电模块以下述功率水平来发射,所述功率水平允许低功率信号 4006 被外科器械 4010 的柄部 4020 中的中继站 4008 接收。

[0285] 用于传递表示端部执行器 4400 处的状态的信号的方法还可包括通过中继站 (诸如,例如中继站 4008) 接收 4406 低功率信号。在接收低功率信号之后,中继站可将低功率信

号转换 4408 成高功率信号, 诸如, 例如高功率信号 4012。低功率信号向高功率信号的转换可包括通过放大模块 (诸如, 图 91 所示的放大模块 4230) 放大低功率信号。低功率信号向高功率信号的转换也可包括将低功率信号的通信标准转换成适于高功率信号的发射的通信标准。例如, 方法 4400 可包括利用处理模块将所接收的低功率信号从第一频率转换 4408 成第二频率。

[0286] 在将低功率信号转换 4408 成高功率信号之后, 方法 4400 还可通过中继站将高功率信号发射 4410 到远程位置, 诸如, 例如手术室观察屏幕或医院网络。高功率信号可被观察屏幕接收 4412, 所述观察屏幕将表示端部执行器处的状态的图形表示显示给用户。在一些布置中, 该方法可包括在低功率信号的转换之前由用户选择针对高功率信号的频率和 / 或通信协议。频率和通信协议可选自存储在中继站的存储器模块中的多个频率。

[0287] 机电软止动件

[0288] 在各种形式中, 外科器械可采用机械止动件, 所述机械止动件被构造为能够使得马达驱动元件在驱动行程末端处或附近停止或减速。根据各种形式, 机械止动件可包括硬止动件和 / 或软止动件, 所述硬止动件被构造成突然地终止马达驱动元件的运动, 所述软止动件被构造成使得马达驱动元件在行程末端处或附近减速。如下文所详述, 在某些形式中, 此类器械可包括: 机电止动件, 所述机电止动件包括机械止动件; 和控制系统, 所述控制系统被构造为能够测量和 / 或监测提供给用于驱动马达驱动元件的马达的电流。在一个形式中, 控制系统被构造为能够在确定满足预定参数的电流生成时, 终止为马达供能或以其他方式解除马达驱动元件的驱动运动。

[0289] 应当认识到, 为了简明和便于理解, 本文所述的机械和机电止动件的各个方面通常相对于包括切割和紧固装置的外科器械和相关驱动构件进行描述。然而, 本领域的技术人员将会知道, 本公开并非进行如此限制并且本文所公开的各种机械止动件和相关机电特征可与本领域已知的多种其他装置一起使用。例如, 尽管另外的使用在下文中将变得更明显, 但本文所公开的各种机械止动件可用于任何装置, 所述装置包括例如电控制马达和 / 或控制或驱动系统以及非内窥镜式外科器械 (诸如, 腹腔镜式器械)。再次参见图 1-6, 其示出了根据一个方面的配有机电止动件的一个形式的机电外科器械 10。柄部组件 20 可操作地联接到细长轴组件 30, 所述细长轴组件 30 的远侧部分可操作地附接到端部执行器 102。端部执行器 102 包括近侧端部 103 和远侧端部 104。如上所述, 细长通道构件 110 可被构造为能够可操作地和可移除地支撑钉仓 130, 并且砧座组件 190 可相对于钉仓 130 在打开位置 (参见图 4) 和关闭位置 (参见图 6) 之间选择性地运动, 以捕获其间的组织。

[0290] 在某些形式中, 器械 10 包括驱动构件, 所述驱动构件可为可通过马达的作用而运动的器械 10 的任何部分或部件。在各种形式中, 驱动构件可包括细长轴组件 30、端部执行器 102、或者它们的一个或多个部分或部件, 诸如, 滑动件 170 或组织切割构件 160, 所述组织切割构件 160 的主体部分 162 可通过螺纹轴颈连接在端部执行器驱动螺杆 180 上, 使得其可旋转地安装在细长通道 110 内。如上所述, 滑动件 170 可被支撑以用于相对于端部执行器驱动螺杆 180 轴向行进, 并且可被构造为能够与组织切割构件 160 的主体部分 162 交接。端部执行器驱动螺杆 180 能够旋转地支撑在细长通道 110 内, 如上所述。端部执行器驱动螺杆 180 沿第一方向的旋转导致组织切割构件 160 沿远侧方向运动通过驱动行程。当组织切割构件 160 朝远侧驱动通过驱动行程时, 组织切割构件 160 朝远侧驱动滑动件 170。

在各种形式中,钉仓 130 可配有包括软止动件的机械止动件。根据一个方面,软止动件包括一个或多个缓冲器 174,以在滑动件 170 到达细长通道 110 内的最远侧位置附近的行程末端时来缓冲该滑动件。缓冲器 174 可各自具有与阻力构件 175 相关联,诸如弹簧 176,以提供具有所需缓冲量的缓冲器。

[0291] 如在上文更详细所述,滑动件 170 和组织切割构件 160 可沿着延伸在端部执行器 102 的近侧端部 103 和端部执行器 102 的远侧端部 104 之间的轴的轴线 A-A 运动通过驱动行程,以同时切割和紧固组织。尽管图示的端部执行器 102 被构造为能够充当直线切割器以夹持、切断和缝合组织,但在其他方面,可使用不同类型的端部执行器,例如用于其他类型的外科装置(例如,抓紧器、切割器、缝合器、施夹器、进入装置、药物/基因理疗装置、超声、射频或激光装置等)的端部执行器。

[0292] 参见图 94,其示出了图 1-6 所示的端部执行器 102 的远侧端部 104,包括滑动件 170 和切割构件 160 的驱动构件 158 可运动通过沿着近侧起始位置和远侧行程末端位置之间的轴的轴线 A-A 限定的驱动行程。在一个方面,行程末端位置限定在第一位置 S_1 和第二位置 S_2 (参见图 97 和图 78) 之间。在各种形式中,起始位置和行程末端中的至少一者包括机械止动件,诸如,硬止动件或软止动件,所述机械止动件可物理地阻止(例如,阻挡或限制)越过相应止动位置的附加纵向运动。在一个形式中,起始位置和行程末端均包括机械止动件。如图所示,驱动构件 158 朝远侧设置在行程末端之前或附近。

[0293] 如上所述,外科器械 10 可采用控制系统以用于控制一个或多个马达和相关的驱动部件,如上所述。图 95 为示出根据各个方面的包括控制系统 1400、驱动马达 1402、和功率源 1404 的系统的一个形式的示简图,所述系统可与采用机电止动件的外科器械,所述机电止动件可包括机械软止动件或硬止动件。外科系统包括通过控制系统 1400 可操作地联接到驱动马达 1402 的功率源 1404。功率源 1404 可被构造为能够为驱动马达 1402 提供电能以驱动驱动构件,例如,驱动构件 158。在某些方面,功率源 1404 可包括任何方便的功率源,例如,电池、交流插座、发电机等。控制系统 1400 可包括多个模块或电路,并且可操作以控制各个系统部件,例如,驱动构件 158、功率源 1404、或用户接口。控制系统 1400 被构造为能够控制、监测、测量例如各种器械 10 操作、信号、输入、输出、或参数。

[0294] 在各种形式中,控制系统 1400 可类似于上文所述的控制系统 800。例如,在各个方面,控制系统 1400 可被构造为能够“电生成”多个控制运动。术语“电生成”是指使用电信号来致动或以其他方式控制马达 1402(例如,马达 402, 530, 560 和 610)或其他电动装置并且可区别于不使用电流而手动或机械生成的控制运动。例如,控制系统 1400 可电生成控制运动,例如,旋转控制运动,其包括可响应于用户指令(诸如,通过致动器(此驱动或击发触发器与柄部组件 20 相关联)的致动提供给控制系统的电信号)来将功率递送到驱动马达。在某些方面,控制系统 1400 可电生成旋转控制运动,其包括可响应于使致动器或击发触发器返回到打开位置的用户或偏置机构来终止对驱动马达 1402 的功率递送。在至少一个方面,控制系统 1400 可电生成旋转控制运动,其包括因所测量的电参数达到预定值而终止或减少对驱动马达 1402 的功率递送。例如,当所测量的电流达到预定阈值时,控制系统 1400 可终止对驱动马达 1402 的功率传送。

[0295] 通常参见图 1 以及图 94 和图 95,在各种形式中,外科器械 10 包括配有用户接口的柄部组件 20,所述用户接口被构造为能够将来自用户(例如,临床医生)的致动信号传

输到控制系统 1400,以相对于细长轴组件 30、端部执行器 102、或驱动构件 158 电生成控制运动。例如,在某些方面,用户接口包括具有致动器或触发器的触发器组件,所述致动器或触发器可操作以将输入信号提供给控制系统 1400,以控制对驱动马达 1402(例如,击发马达 530(参见图 23))的功率供应。该组件可包括用于闭合和/或锁定砧座组件 190 的闭合触发器以及用于致动端部执行器 102(例如,驱动驱动构件 158 通过驱动行程)的击发触发器。在操作中,首先可致动闭合触发器,由此使得砧座组件 190 进入闭合位置,例如,将组织捕获在钉仓 130 和砧座组件 190 之间。一旦临床医生对于端部执行器 102 的定位感到满意,则临床医生可将闭合触发器拉回至其完全闭合、锁定位置。击发触发器随后可从打开位置致动到闭合位置,以致动驱动构件 158 通过驱动行程。在各个方面,击发触发器可在临床医生移除压力时返回到打开位置,或者可通过操作地连接到驱动构件 158 或独立机构的致动来机械地重新设定到打开位置。在一个方面,击发触发器可为多位置触发器,因此驱动构件 158 一旦已到达行程末端的位置或附近,击发触发器就可从第二打开位置致动到第二闭合位置,以朝近侧向起始位置致动驱动构件 158。在一些此类方面,第一和第二打开和闭合位置可基本上相同。根据所需的构型,在某些方面,释放按钮或门锁可被构造为能够从锁定位置释放闭合触发器。如将在下文进行更详细地说明,在击发触发器从打开位置致动到闭合位置之后,击发触发器可操作性地脱离,例如,击发触发器的致动可提供初始致动输入信号,所述初始致动输入信号可被传送到控制系统 1400 以命令控制系统 1400 来引发驱动构件 158 的致动。在某些构型中,如果不存在用户覆写特征,则驱动构件 158 的致动将通过控制系统引发的动作而在行程末端处或附近终止(例如,解除或中断驱动马达的功率递送),甚至当击发触发器处于闭合位置时。

[0296] 在一个形式中,触发器组件包括操纵杆控制器,所述操纵杆控制器可类似于上文所述的操纵杆控制器 840。例如,如图 33-39 所示,操纵杆控制器可有利地通过单个接口使得用户能够对外科器械 10 的各个方面的功能控制最大化。在一个方面,操纵杆控制杆 842 可操作性地附接到操纵杆开关组件 850,所述操纵杆开关组件 850 可运动地容纳在开关外壳组件 844 内,使得开关外壳组件 844 被安装在柄部组件 20 的手枪式握把 26 内。开关外壳组件 844 可包括偏置构件 856,所述偏置构件 856 在不经受例如用户外部定位时将操纵杆开关组件 850 和操纵杆控制杆 842 偏置到所需位置。操纵杆控制器 840 可电联接到控制系统 1400,以向控制系统 1400 提供控制指令。例如,操纵杆控制杆 842 的操纵(例如,按压或定向运动)可允许用户控制与外科器械 10 相关的各种控制运动,所述控制运动可包括驱动构件 158 的致动。

[0297] 如上所述,外科器械 10 的各种形式包括一个或多个电力操作的或电动的马达,诸如,马达 402, 530, 560 和 610。所述一个或多个马达可例如位于器械 10 的柄部组件 20 或细长轴组件 30 的一部分中,并且可操作以在起始位置和行程末端之间驱动驱动构件 158。在一个形式中,马达可包括无刷马达、无线马达、同步马达、步进马达或任何其他合适的电动马达。在某些布置中,马达可以旋转或线性致动模式(例如,线性致动器)来操作,并且可包括驱动马达 1402 和驱动构件 158 之间的传输联接件以将驱动马达 1402 的旋转运动转换成线性运动或联接多个部件之间的旋转运动。在各种形式中,包括一个或多个齿轮或互锁元件(例如,带或滑轮)的传输联接件可操作以将来自驱动马达 1400 的旋转运动传输到细长轴组件 30 的一个或多个区段以致动端部执行器 102。例如,端部执行器驱动螺杆 180

沿第一方向旋转导致驱动构件 158 沿着轴的轴线 A-A 在第一方向（例如，远侧方向）上运动。在各个方面，端部执行器驱动螺杆 180 沿与第一方向相反的第二方向的旋转导致驱动构件 158 沿着轴的轴线 A-A 在第二方向（例如，近侧方向）上运动。在一个方面，驱动马达 1400 朝行程末端将驱动构件 158 向远侧驱动，并且可反转以朝起始位置向近侧驱动驱动构件 158。例如，驱动马达 1402 可通过反转电压源的极性来进行反向，由此生成马达的反向旋转或运动并且因此生成驱动构件 158 的反向运动。因此，驱动构件 158 可通过常规方法或诸如美国专利申请序列 No. 12/235, 782 所公开的那些方法之类的方法来在沿驱动行程的位置之间沿着近侧和远侧方向运动，该专利全文以引用方式并入本文。值得注意的是，尽管本文所述的器械 10 通常指包括柄部的手持式器械，但在各种形式中，包括机械止动件（可充当机电止动件的一部分）的器械 10 可适用于机器人系统使用的机器人或类似装置中。

[0298] 在某些方面，外科器械 10 包括可反转马达并且包括近侧机械止动件和远侧机械止动件。在各个方面，如上所述，致动击发触发器发信号通知驱动构件 158 致动通过驱动行程。当驱动构件 158 到达驱动行程的末端时，例如，当切割构件 160 到达其切割行程的远侧末端时，行程末端或方向开关例如可切换到闭合位置，以反转施加到马达 1402 的电压的极性，由此反转马达 1402 的旋转方向。此类开关可与控制系统 1400 相关联，并且此外或作为另外一种选择可终止对驱动马达 1402 的功率递送。然而，值得注意的是，在其他方面，可提供手动返回开关以反转马达 1402 并且使得驱动构件 158 返回到其初始或起始位置。

[0299] 机械止动件设置在行程末端处或附近，并且被构造成对驱动构件 158 通过行程末端的运动增加阻力。机械止动件包括软止动件，所述软止动件包括各自操作地联接到阻力构件 175 的一对缓冲器 174。缓冲器 174 被构造为能够在行程末端处或附近接触驱动构件 158。例如，图 94 所示的缓冲器 174 被构造成接触至少一个楔形件 172 的接触表面 173。在各个方面，缓冲器 174 的尺寸可被设计为与接触表面 173 的尺寸互补。例如，在至少一个方面，缓冲器 174 的尺寸可被设计为提供基本上等同于接触表面 173 的成角表面。这样，缓冲器 174 和楔形件 172 之间的接触稳定性可增加并且施加到接触表面 173 的力可沿楔形件 174 的较大结构区域分布。相似地，在一个方面，缓冲器 174 包括柔性表面，例如，弹性表面或缓冲表面，以接收接触表面 173 并且减少部件损坏。在一个形式中，阻力构件 175 各自包括定位在缓冲器 174 和硬止动件 178 之间的弹簧 176，以在行程末端 158 处或附近提供对驱动构件 158 的阻力和减速。

[0300] 应当理解，外科器械 10 的各个方面可配有多个缓冲器 174 和阻力构件 175，并且缓冲器 174 和阻力构件 175 可被构造成接触驱动构件 158 的其他部分。例如，器械 10 可包括附加止动件，所述附加止动件可另外添加到或取代上述硬止动件 178 和 / 或软止动件布置。因此，在一个形式中，参见图 94，驱动螺杆 180 可配有止动件，所述止动件可包括软止动件，所述软止动件包括与阻力构件 291 相关联的缓冲器 290，所述缓冲器 290 沿着驱动行程定位并且与驱动构件 158 的接触表面 292 相对。在一个形式中，阻力构件 291 包括弹性体材料，所述弹性体材料可压缩在缓冲器 292 和硬止动件 294 之间以吸收驱动构件 158 的纵向力。在某些方面，多个软止动件可被构造为能够在不同的预定位置处接触驱动构件 158。例如，在一个形式中，驱动构件 158 在缓冲器 174 之前接触缓冲器 290，以提供例如较易识别的电流尖峰，例如，产生以下电流尖峰，所述电流尖峰包括两个不同电流尖峰成分，所述两个不同电流尖峰分量的幅值和 / 或时间间隔可用于增加电流尖峰的出现的确定性。

[0301] 在各种形式中,阻力构件 175 包括可压缩部分,所述可压缩部分可或不可与硬止动件 178 相关联。例如,在一个方面,阻力构件 175 可容纳在硬止动件 178 和缓冲器 174 之间,并且可包括可压缩部分(例如,弹簧 176)、弹性体材料(例如,聚合物、泡沫、或凝胶)。在操作中,缓冲器 174 可在与驱动构件 158 接触时朝可压缩部分推进,由此可压缩部分压缩了给定程度。在各个方面,阻力构件 175 可包括减速部分,例如,制动器。在一个方面,减速构件包括可压缩单元,例如,液压气动式单元,与驱动构件 158 接触的所述可压缩单元可压缩该单元内的活塞以赋予增加的压力,从而被构造为能够使得驱动构件 158 减速或制动。在某些方面,软止动件可被构造为施加关于时间和 / 或距离的平滑或渐变阻力和 / 或减速度。例如,具有相同或不同可压缩特性的一个或多个螺旋弹簧可被构造为或被布置成例如以渐变或步进方式来精确地控制减速构件的减速或制动。在一个形式中,软止动件可被构造为对驱动构件 158 的远侧运动施加渐进阻力。

[0302] 在各种形式中,软止动件包括被构造为能够偏置接触构件以远离硬止动件的偏置构件。应当理解,在一些方面,偏置构件可与阻力构件 175 相同,或者可与阻力构件 175 共享类似的部件。因此,在一些形式中,偏置构件可被构造为通过驱动构件 158 的纵向致动力压缩在缓冲器 174 和硬止动件 178 之间,并且此后在力移除时返回到预压缩状态。在某些方面,偏置构件可为可致动的、可运动的、和 / 或可压缩的,以抗衡驱动构件 158 的致动运动。值得注意的是,压缩或以其他方式抗衡与阻力构件 175 相关联的偏置构件可导致能量传递,所述能量传递可至少暂时地由软止动件存储或保持在势能位置中。在一个方面,阻力构件 175 可通过例如闩锁、钩、或障碍物来保持在势能位置中,所述闩锁、钩、或障碍物可阻止一个或多个阻力构件 175 返回到预压缩状态。有利地,所存储的能量可例如由用户和 / 或控制系统 1400 释放,由此所存储的能量的至少一部分用于使驱动构件 158 返回到起始位置。

[0303] 在各个方面,阻力构件 175 可包括另外的构型。例如,在一个方面,一个或多个磁体(例如,永磁体)可被定位成排斥与驱动构件 158 相关的相对永磁体。例如,一个或多个磁体可为可旋转的或可运动的,以调节抵制纵向运动的相斥磁场的大小。多个其他方面可在驱动构件 158 成功减速之前或之后采用电联接到控制系统的线圈磁体来进行致动。另外的阻力构件 175 可包括往复式结构,所述往复式结构包括例如实施滑轮和 / 或齿轮的布置。

[0304] 在各个方面,机械止动件包括可或不可与硬止动件 178 相关联的软止动件。例如,在一些形式中,软止动件包括硬止动件 178,而在其他形式中,软止动件不包括硬止动件或硬止动件 178 可充当辅助性止动件。在一些形式中,软止动件可包括弹簧加载的硬止动件 178,从而对驱动构件 158 的驱动行程或减速提供渐变和 / 或渐进阻力。例如,软止动件可被构造为能够通过由驱动马达 1402 施加到驱动构件 158 或存在于系统的惯性中的近侧或远侧力提供阻力来逐渐地减慢驱动构件 158 的速度。在至少一个形式中,由软止动件提供的用以抗衡或减缓致动或驱动运动的阻力的量值可进行选择性地调节。例如,器械 10 可配有一个或多个软止动件,所述软止动件可滑动或旋转到沿驱动行程的多个位置。因此,用户可定制软止动件的位置以用于特定应用。在一个形式中,包括软止动件的电化学装置可包括可调节转盘,以调节由软止动件沿行程末端提供的阻力。在一些此类形式中,调节该转盘可同时调节由软止动件涵盖的纵向距离(以及行程末端的纵向距离)以及与确定电流尖峰相关的阈值,如将在下文进行更详细地说明。在一个形式中,当设手动设定值被设定为超

过预定机械公差时,可向用户提供警告信号。

[0305] 再次参见图 95,在各种形式中,控制系统 1400 被构造为能够阐释和 / 或响应于反馈信息,所述反馈信息至少部分地源自控制系统 1400 测量的信息或得自其他系统部件的信息。例如,在一个方面,控制系统 1400 可被构造为能够响应于输入信号(诸如,由用户提供的指令)来引发对系统部件的功率递送。在某些方面,控制系统 1400 可通过用户界面(例如,视觉或音频显示器)来向用户生成或提供信息,例如警告或器械状态。由控制系统 1400 生成的信号或输入可例如响应于由用户、器械部件提供的其他信号或输入,或者可为与器械 10 相关的一个或多个测量结果的函数。在某些方面,控制系统 1400 可被构造为能够监测或接收各种测量结果,然后对信息解译、计算、和 / 或解码,并且以预定方式进行响应。

[0306] 在一个方面,控制系统 1400 包括半导体、计算机芯片、或存储器后者可与它们选择性地相关联。如上所述,提供给或来自控制系统 1400 的输入(诸如,由用户提供的或由控制系统 1400 响应于指令、信号、或测量参数产生的输入)可为模拟的或数字的。因此,在一些形式中,控制系统 1400 可被构造为能够向器械部件或从器械部件发送模拟或数字输入或信号。在各个方面,控制系统 1400 可使用软件,所述软件可采用一个或多个算法以进一步阐释输入信号,由此控制和监视器械部件。此类阐释的输入信号可为由控制系统 1400 测量和 / 或计算的判据的函数,或者在一些情况下,可由另一个器械部件、用户、或与控制系统 1400 操作性地通信的独立系统提供给控制系统 1400。例如,控制系统 1400 可通过致动或停用驱动马达 1402、终止、启动对驱动马达 1402 或附加系统部件供电、或者提供用于这些或其他操作的指令或附加输入来作出响应。在各个方面,控制系统 1400 可包括电路(例如,晶体管或开关),所述被构造为能够监测与器械 10 的操作相关的电参数。例如,当与器械 10 的操作相关的电参数达到阈值(例如,由电路构造测定的电流尖峰)时,控制系统电路可被构造为能够启动或停用驱动马达 1402 或者打开或闭合驱动马达 1402 的功率递送路径。

[0307] 在某些形式中,采用机械止动件的外科器械 10 和系统可以开环方式操作。例如,在一个形式中,器械可在无需来自位置反馈装置的辅助的情况下进行操作,所述反馈装置被构造为能够为控制系统 1400 提供有关器械 10 如何响应输入的信息,使得控制系统 1400 可修改输出。在各个方面,如上所述,控制系统 1400 可监测对驱动马达 1402 的功率递送,以确定驱动构件 158 的行程末端位置。即,例如,通过可利用机械止动件来至少部分地探知电流(即,电流尖峰)的各种电压监测技术,控制系统 1400 可进行确定。例如,控制系统 1400 可监测电压以确定相对于对驱动马达 1402 并且因此对驱动构件 158 的功率递送的电流,如上所述。驱动行程的阻力可增加驱动马达 1402 上的扭矩,从而导致相对于递送到驱动马达 1402 的功率的可检测电流尖峰。因此,当驱动构件 158 接触机械止动件时,控制系统 1400 可测得大的电流尖峰,此时控制系统 1400 可通过终止对驱动马达 1402 的功率递送而作出响应。因此,机械止动件提供物理力来使得驱动构件 158 减速并且产生电流尖峰,所述电流尖峰可由控制系统 1400 探知以引发驱动马达 1400 的脱离。

[0308] 如上所述,在某些方面,控制系统 1400 被构造为能够控制器械 10 的各种操作。例如,在某些方面,控制系统 1400 包括操作地可联接到驱动电路 1408 的控制电路 1406。驱动电路 1408 可被构造为能够将来自功率源 1404 的功率递送到驱动马达 1402,以驱动驱动构件 158。控制电路 1406 可被构造为能够控制对驱动电路 1408 的功率递送。因此,控制电路

1406 可被构造为能够通过控制对驱动电路 1408 的功率递送来控制驱动马达 1402。控制电路 1406 还被构造为能够监测（例如，取样或测量）递送到驱动马达 1402 的功率。例如，控制电路 1406 可对驱动电路 1408 的一个或多个位点处的输入 / 输出电压和 / 或电流取样，通过所述一个或多个位点驱动马达 1402 接收功率以致动驱动构件 158。在各个方面，控制电路 1406 可包括或联接到驱动电路 1408，通过所述驱动电路 1408 可例如在联接到与所述驱动电路 1408 相关的电流路径的电阻器两端监测输入 / 输出电压。本领域的技术人员将会知道，上述说明仅为测量和 / 或监测提供给驱动马达 1402 的电流的一种方式，并且还将认识到，电流可通过本领域已知的替代方法进行类似地测量和 / 或监测，因此此类方法位于本公开的范围之内。在一些形式中，当控制电路 1406 检测到提供给驱动马达 1402 的电流尖峰时，控制系统 1400 通过驱动电路 1408 来终止对驱动马达 1402 的能量递送。在各个方面，控制系统 1400 还可响应于测得的电流尖峰来至少暂时地解除驱动马达 1402 和驱动构件 158 之间的操作联接（例如，传输）。

[0309] 在某些构型中，当机电止动件包括被设计成突然地终止驱动行程的硬止动件时，器械 10 可易于因例如电流尖峰的检测与驱动马达 1402 提供的致动力的随后解除之间的时间延迟而经受机械故障。另外，由于该系统的惯性，例如，驱动构件 158 还可在到达行程末端之后继续被致动或驱动，尽管驱动马达 1402 的功率递送已终止。在一些情况下，驱动构件 158 的致动力的解除延迟可将驱动构件 158、驱动马达 1402、驱动螺杆 180、或其他传输联接件驱动，从而导致机械故障。

[0310] 图 96 为示出采用机电止动件的器械 10 的电流随时间变化的示意图，所述机电止动件包括硬止动件 178 而不包括软止动件。对应于驱动构件 158 在行程末端近侧的位置的时间 A 与对应于驱动构件 158 在接触硬止动件 178 时的位置的时间 B 之间的电流为相对较低的或稳定的。然而，在时间 B 处，电流尖峰表示驱动构件 158 和定位在行程末端处的硬止动件之间的接触。当终止驱动构件 158 的功率递送时，由于时间 B 之后某一时间的电流尖峰的检测与驱动马达 1402 的功率递送终止之间的时间延迟，驱动马达 1402 继续但不成功地将驱动构件 158 驱动从而抵靠硬止动件 178 直至时间 C。尽管未示出，但在时间 C 之后的一段时间，系统的惯性也可继续致动驱动构件 158 以抵靠硬止动件 178。

[0311] 如上所述，尽管提供了开环操作的便利性，但如图 76 所示进行操作的外科器械可易于因例如电流尖峰的检测与致动运动的随后解除之间的时间延迟而经受机械故障。根据各种形式，参见图 97 和图 98，本文所公开的器械 10 可包括机电止动件，所述机电止动件包括软止动件结构，所述软止动件结构在到达行程末端之前接触并且减缓驱动构件 158，以导致可识别的电流尖峰，由此增加控制系统 1400 检测和响应电流尖峰的时间量。外科器械 10 包括类似于图 1 和图 70 所示的各种特征结构；因此，类似的特征结构使用类似的数字标识符来标识，并且为简明起见将不再进行描述。器械 10 包括机电止动件，所述机电止动件包括软止动件，所述软止动件在驱动行程末端或其某一段或附近（例如，在第一软止动件位置 S_1 和第二软止动件位置 S_2 之间沿轴的轴线 A-A 延伸的近侧起始位置或行远侧行程末端处）抵制驱动构件 158 的运动。机电止动件还包括设置在位置 H 处的硬止动件 178。软止动件包括缓冲器 174 和阻力构件 175，所述阻力构件 175 设置在行程末端处或附近，例如，至少部分地位于第一软止动件位置 S_1 和第二软止动件位置 S_2 内。缓冲器 174 和阻力构件 175 用于在限定于第一软止动件位置 S_1 和第二软止动件位置 S_2 之间的行程末端内对驱动

构件 158 提供阻力。在各种形式中,缓冲器 174 和阻力构件 175 还可用于从第一软止动件位置 S_1 到第二软止动件位置 S_2 减缓驱动构件 158。在某些形式中,软止动件可定位在任何优选的位置,在所述位置希望为驱动构件 158 提供阻力或使其开始减速。

[0312] 图 97 示出了在延伸穿过驱动行程的过程中处于靠近第一软止动件位置 S_1 的位置处的驱动构件 158。图 98 示出了越过行程末端的第一软止动件位置 S_1 使得定位在行程末端的第二软止动件位置 S_2 处从而完全延伸穿过驱动行程之后的驱动构件 158。因此,软止动件被定位成在第一软止动件位置 S_1 处接触驱动构件 158,并且然后由于在位置 H 处与硬止动件的压缩作用而向远侧朝第二软止动件位置 S_2 压缩。因此,第二软止动件位置 S_2 可有效地包括相对于驱动构件的硬止动件位置 H^* 和行程末端的极限远侧终点。在各个方面,驱动构件 158 可在到达硬止动件位置 H^* 之前在第二软止动件位置 S_2 处完全或显著减速。因此,在这些方面,硬止动件(如果存在)可包括冗余或安全特征。

[0313] 机械止动件对致动运动提供的阻力(可伴有减速力或制动力)可例如相对于距离和/或时间为渐变的、渐进的、或步进的。即,在一些方面,软止动件提供了第一软止动件位置 S_1 和第二软止动件位置 S_2 之间的增大阻力路径。值得注意的是,行程末端并不一定意味着驱动构件的功能操作延伸贯穿整个行程末端,例如,到达第二软止动件位置 S_2 。例如,在一个形式中,行程末端被定位在最远侧钉处或与其稍近侧。在另一个形式中,开始接触软止动件的位置(例如,在第一软止动件位置 S_1 处)位于最远侧钉的远侧。即,驱动构件 158 可在驱动行程中对纵向运动不接触或经受显著的阻力,直至最远侧钉已被顶出,此时增大的阻力和/或减速可出现。这样,驱动构件的运动将不因控制系统 1400 的动作而受到过早地限制。

[0314] 图 75 为示出根据各个方面的采用包括软止动件的机电止动件的器械 10 的电流随时间变化的示意图。对应于驱动构件 158 在行程末端近侧的位置的时间 A^* 和对应于驱动构件 158 在接触软止动件时的位置(例如,在缓冲器 174 处)的时间 B_0^* 之间的电流为相对低的或稳定的。然而,在时间 B_0^* 之后,电流逐渐地开始出现尖峰,这表示对驱动构件的纵向运动的增大的阻力。在各个方面,阻力的逐渐增加可有利于增加出现电流尖峰的时间,例如,在时间 B_0^* 和 B_2^* 之间,从而有效地减慢响应时间以向控制系统 1400 赋予反应时间,由此使上文参考图 96 解释的时间延迟的不利效果最小化。在某些方面,控制系统 1400 可监测电压并且测量提供给驱动马达 1402 的电流,如上所述。控制系统 1400 可被构造为能够以预定方式响应电流的变化。例如,当在例如时间 B_1^* 处达到阈值电流时,控制系统 1400 可终止对驱动马达 1402 的功率供应。在一个构型中,阈值电流可包括时间分量。例如,阈值电流可包括特定时间段内的电流差分。在某些构型中,电流尖峰可包括多个预定电流阈值中的一个,每个阈值由特定时间段内的电流差分的比率来限定。如在图 99 中可见,阻力的逐渐增加还可有利地降低端部执行器 102 当在时间 B_2^* 处接触硬止动件时的冲击负荷,以及缩短驱动马达 1402 在远侧运动已停止之后继续致动驱动构件 158 以抵靠硬止动件 178 的时间段 B_2^* 至 C^* 。

[0315] 在某些方面,控制系统 1400 可确定预定电流阈值(如通过电流随时间变化的增量或斜率测得)例如已达到并且可随后终止提供给驱动马达 1402 的功率输入信号。例如,在一个构型中,控制系统 1400 可监测电流,并且因此当电流的量值在给定时间段内增加预定量时终止对驱动马达 1402 的功率递送。在各个方面,这些值或其他值(诸如,阈值)可通

过用户（诸如，手动）或通过经由管理员链接来访问机载协议（诸如，通过计算机）进行调节。在至少一个构型中，驱动电路 1408 或控制电路 1406 包括可变电阻器，使得用户可通过相对于触发器改变致动范围来改变提供给驱动马达 1402 的电流。例如，击发马达 530 的旋转可与用户施加到致动器或触发器的压力或运动成比例。在一个形式中，控制电路 1406 可与驱动电路 1408 通信，使得阈值可升高或失去敏感性。

[0316] 在某些构型中，多个传感器或电子部件可用于端部执行器 102 中以向用户提供各种形式的反馈。在一个方面，传感器可对控制系统 1400 提供反馈，以自动地控制与器械相关联的多个马达。例如，在一个方面，外科器械包括多个马达，例如，马达 402, 530, 560 和 / 或 610, 所述马达可由一个或多个控制系统（例如，控制系统 800 和 1400）致动以电生成控制运动。控制系统可被构造为能够可操作地控制马达，并且接收来自被构造为能够检测位置信息的多个传感器的位置反馈。在某些方面，控制系统例如可利用位置信息以通过控制一个或多个马达的功率递送来电生成改变的或调制的控制运动或者可为用户提供多个位置信息。在各个方面，控制系统可在混合的开环系统和 / 或闭环系统中操作。例如，控制系统 1400 可被构造为能够在如本文所述的开环中操作驱动马达 1402（诸如，击发马达 530），同时也在例如闭环中操作各种其他马达（诸如，轴旋转马达 610）。在一个方面，控制系统 1400 可被构造为能够使得用户可选择性地选择控制系统 1400 可在闭环或开环中操作的马达，从而例如根据需要来定制器械 10 的各种操作。

[0317] 应当理解，一个或多个输入可由用户提供，所述一个或多个输入可能经受或者可能未经受由控制系统 1400 的评估。例如，控制系统 1400 可包括覆写模式，其中由一个或多个用户或与控制系统 1400 通信的其他控制系统提供给控制系统 1400 的一个或多个输入可转发和 / 或提供给器械 10。例如，当驱动构件 158 处于起始位置时，控制系统 1400 可锁定、阻止、或忽略指令，以联接驱动马达 1402 的功率递送或以其他方式接合驱动马达 1402，由此电生成驱动构件 158 的致动运动。在至少一个方面，锁定存在或者为系统的默认状态或条件，直至发生一个或多个事件，例如，砧座 190 的闭合或者足够的机械或电反馈（诸如，例如件的闩锁、用户启动的覆写、驱动构件路径处、驱动构件路径附近、或沿驱动构件路径的测得参数的变化）。

[0318] 在各个方面，根据本公开的包括软止动件组件的一个或多个机械止动件可以套件提供。套件可专门应用于一个或多个选定装置，或者可为通用的或可进行修改以通用于多个装置。例如，软止动件组件套件可包括替换减速构件，例如，阻力构件和 / 或接触构件（例如，缓冲器）。在一个形式中，套件包括替换或售后轴衬，所述替换或售后轴衬可用作外壳或者可插入外壳内，所述外壳的尺寸被设计为支撑阻力构件，以便增加软止动件在沿驱动行程的一个或多个位置处提供的阻力。在各种形式中，可提供垫片以调节装置的止动件和主体之间的间隙。在一些方面，接触构件可包括永久性或临时性的（例如，可替换的、可修改的）接触防护件，所述接触防护件被构造成设置在驱动构件与缓冲器、阻力构件、和 / 或硬止动件之间。接触防护件可由弹性材料或其他材料形成，所述弹性材料或其他材料在被驱动构件的加速块接触或冲击到软或硬止动件上时为至少部分可压缩的。防护件的一个方面可为聚合物，所述聚合物可滑移、滑动、卡合、或模塑到驱动构件 158 的部分（例如，接触表面 158）上。在另一方面，防护件可装配或能够装配到缓冲器 174 的表面上。在又一方面，缓冲器 174 可包括触点，所述触点被构造为能够接触并且至少部分地吸收驱动构件 158 的

加速块的力,以避免或部分地限制驱动构件 158、驱动马达 1402、驱动螺杆 180、或相关部件的物理损坏或机械故障程度。

[0319] 在一些形式中,从患者移除外科器械(例如,图 1 和图 2 所示的外科器械 10)可为困难的,因为端部执行器 102 可处于关节运动或旋转位置,从而阻止端部执行器 102 穿过套管针或其他进入点进入患者体内。临床医生可不知道端部执行器 102,诸如,例如沿关节运动轴线 B-B 进行关节运动的当前关节运动状态,并且可尝试移出端部执行器 10 而不首先拉直端部执行器 102。在各种形式中,外科器械可被构造为能够使得其端部执行器基于来自传感器的输入而被拉直(例如,该器械可具有传感器拉直式端部执行器)。这样,例如在从患者诸如通过套管针移出端部执行器 102 之前,临床医生可确保端部执行器 102 相对于关节运动轴线 B-B 为直的。在各种形式中,当从患者移出端部执行器时,传感器可被构造为能够触发电动拉直事件。

[0320] 图 105 示出了包括传感器拉直式端部执行器 5802 的外科器械 5810 的一个形式。传感器 5826a, 5826b 可检测外科器械 5810 的总体近侧运动。总体近侧运动可表示外科器械 5810 正诸如通过套管针或外管从患者移出。最小阈值近侧运动可被设定成阻止端部执行器 5802 在治疗期间因外科器械 5810 的轻微近侧调节而拉直。在各种形式中,当外科器械 5810 的总体近侧运动超过最小阈值时,传感器 5826a, 5826b 可将信号发送到马达(例如,关节运动控制马达 402),从而使得马达拉直端部执行器 5802。

[0321] 在一些形式中,传感器 5826a, 5826b 可位于轴 5831、端部执行器 5802、柄部 5820 或任何其他合适的位置中,以检测外科器械 5810 的总体近侧运动。在各种形式中,传感器 5826a, 5826b 可包括任何合适的传感器以用于检测外科器械 5810 的运动。例如,传感器 5826a, 5826b 可包括被构造为能够测量加速度的传感器,诸如,加速度计。当加速度计检测到沿近侧方向的加速度超过预定阈值时,加速度计可向关节运动控制马达 402 发送信号以启动拉直程序。又如,传感器 5826a, 5826b 可包括接近传感器(例如,磁性传感器、霍尔效应传感器、磁簧开关传感器)、或任何其他合适的接近传感器。在各种形式中,接近传感器可被构造为能够测量传感器 5826a, 5826b 与固定点(例如,套管针 5858 或外管 5960)的接近度。当外科器械 5810 沿近侧方向抽出时,传感器 5826a, 5826b 与固定点之间的接近度可降低,从而导致传感器 5826a, 5826b 将信号发送到关节运动控制马达 402,以启动端部执行器 5802 的电动拉直程序。在各种形式中,可包括多个传感器,以提供用于拉直程序的冗余检查。

[0322] 在一个形式中,第一传感器 5826a 和第二传感器 5826b 可设置在外科器械 5810 上。第一传感器 5826a 可位于轴 5831 的近侧部分上,并且第二传感器 5826b 可位于轴 5831 的远侧部分上。本领域的技术人员将会认识到,第一传感器 5826a 和第二传感器 5826b 可位于外科器械 5810 的任何合适的部分中,诸如,例如柄部 5820、可拆卸的外科模块、轴 5831、或传感器拉直式端部执行器 5802。在一些形式中,第一传感器 5826a 可包括加速度计,所述加速度计被构造为能够检测外科器械 5810 的总体近侧运动。在一些形式中,第二传感器 5826b 可包括接近传感器,所述接近传感器被构造为能够检测第二传感器 5826b 和固定点(诸如,例如套管针 5858)之间的距离。在图示的形式中,套管针 5858 包括多个磁体 5822。多个磁体 5822 可生成恒定的磁场。第二传感器 5826b 可被构造为能够检测到磁场强度的增加,由此表示出第二传感器 5826b 以及因此传感器拉直式端部执行器 5802 朝套管针 5858

的运动。

[0323] 在一个形式中,第一传感器 5826a 和第二传感器 5826b 可被构造为能够启动传感器拉直式端部执行器 5802 的电动拉直程序。在操作中,第一传感器 5826a 可通过检测超过预定阈值的近侧加速度来检测外科器械 5810 的总体近侧运动。第一传感器 5826a 可将第一信号发送到关节运动控制马达 402 以启动电动拉直程序。在一些形式中,第二传感器 5826b 还可通过检测传感器 5826b 和固定点(诸如套管针 5858)之间的磁场强度的变化来检测端部执行器的总体近侧运动。第二传感器 5826b 可将第二信号发送到关节运动控制马达 402 以启动电动拉直程序。

[0324] 如图 105 所示,传感器拉直式端部执行器 5802 已在关节运动轴线 B-B(图 1 所示)处进行关节运动。传感器拉直式端部执行器 5802 可联接到轴 5831。操作者可使外科器械 5810 沿近侧方向运动,从而使得轴 5831 和传感器拉直式端部执行器 5802 沿近侧方向运动。近侧运动可由第一传感器 5826b 检测。第一传感器 5826a 可包括加速度计。第一传感器 5826a 可将信号发送到关节运动控制马达,诸如,例如关节运动控制马达 402,以启动电动拉直程序。近侧运动还可由第二传感器 5826b 检测。第二传感器 5826b 可包括磁性接近传感器,诸如,例如霍尔效应传感器或磁簧开关传感器。第二传感器 5826b 可将信号发送到关节运动控制马达 402,以启动电动拉直程序。第二传感器 5826b 可与第一传感器 5826a 无关地向关节运动控制马达 402 发送信号。

[0325] 当临床医生从套管针 5858 移出外科器械 5810 时,电动拉直程序拉直传感器拉直式端部执行器 5802。在电动拉直程序已完成之后,传感器拉直式端部执行器 5802 处于拉直状态,如图 106 所示。拉直的传感器拉直式端部执行器 5802 可通过套管针 5858 抽出,而不损伤患者或套管针 5858 并且不需要临床医生手动地拉直传感器拉直式端部执行器 5802。在一些形式中,外科器械 5810 可为用户提供反馈信号,以表示电动拉直程序的启动或进程。例如,在一些形式中,发光二极管(LED)可位于柄部 5820 上。LED 可在电动拉直程序期间照亮,以向用户提供电动拉直程序正在进行的视觉表示。

[0326] 在一些形式中,第一传感器 5826a 和第二传感器 5826b 可用于对拉直程序进行冗余检查。例如,在一些形式中,第一传感器 5826a 和第二传感器 5826b 可向关节运动控制马达 402 提供信号以启动拉直程序。来自第一传感器 5826a 或第二传感器 5826b 的信号可导致关节运动控制马达 402 拉直传感器拉直式端部执行器 5802。在一些形式中,电动拉直程序可不执行,直至已从第一传感器 5826a 和第二传感器 5826b 接收到信号。在一些形式中,第一传感器 5826a 或第二传感器 5826b 可独立地启动电动拉直程序,但如果在预定时限内未从第一传感器 5826a 和第二传感器 5826a/5826b 两者接收到信号,则该程序可被中止。例如,由来自第一传感器 5826a 的信号可引发电动拉直程序。如果在预定时限内未从第二传感器 5826b 接收到信号,则电动拉直程序可被外科器械 5810 中止。

[0327] 在一些形式中,外科器械 5810 可包括止动传感器。止动传感器可在拉直程序期间检测传感器拉直式端部执行器 5802 和组织部分之间的接触。如果止动传感器检测到传感器拉直式端部执行器 5802 和组织部分之间的接触,则止动传感器可将信号发送到关节运动控制马达 402,以停用拉直程序,从而避免对患者的损伤。在一些形式中,当止动传感器确定传感器拉直式端部执行器 5802 不再接触组织部分时,止动传感器可将信号发送到关节运动控制马达 402,以继续拉直程序。在一些形式中,止动传感器可例如通过反馈装置来将

信号发送到操作者,以向用户通知传感器拉直式端部执行器 5802 已接触组织部分并且拉直程序已被停用。止动传感器可包括例如设置在传感器拉直式端部执行器 5802 上的压力传感器。

[0328] 图 107 和图 108 示出了传感器拉直式端部执行器 5902 的一个形式。在一些形式中,传感器拉直式端部执行器 5902 可通过外管 5960 插入患者中。外管 5960 可包括位于外管 5960 的远侧端部上的磁性环 5922。第一传感器 5926a 和第二传感器 5926b 可被构造为能够在轴 5931 从外管 5960 抽出时检测到传感器拉直式端部执行器 5902 的运动。在一些形式中,第一传感器 5926a 可包括加速度计并且第二传感器 5926b 可包括磁性接近传感器。当第二传感器 5926b 沿近侧方向朝磁性环 5922 运动时,第二传感器 5926b 可检测磁场强度的变化。当第二传感器 5926b 接近磁性环 5922 时,第二传感器 5926b 可生成信号以引发端部执行器 5902 的电动拉直程序。第二传感器 5926b 可包括用于变化感测磁场的任何合适的传感器,诸如,例如磁簧开关传感器或霍尔效应传感器。如上所述,第一传感器 5926a 和第二传感器 5926b 可提供用于电动拉直程序的冗余检查。本领域的技术人员将认识到,在一些形式中,可包括仅第一传感器 5926a 或第二传感器 5926b。在一些形式中,可包括另外的传感器,以检测外科器械 5910 的总体近侧运动。

[0329] 图 109 和图 110 示出了在从套管针 6058 移出期间从关节运动状态转变成拉直状态的传感器拉直式端部执行器 6002 的一个形式。在图 109 中,传感器拉直式端部执行器 6002 相对于轴 6031 处于关节运动位置。临床医生可开始通过套管针 6058 沿近侧方向抽出传感器拉直式端部执行器 6002,如箭头“A”所示。近侧运动可由第一传感器 6026a、第二传感器 6026b、或者第一传感器 6026a 和第二传感器 6026a6026b 两者检测到。第一传感器 6026a 可包括被构造为能够检测轴 6031 的总体近侧运动的加速度计。第二传感器 6026b 可包括磁性传感器,所述磁性传感器被构造为能够检测第二传感器 6026b 和固定点(诸如,例如套管针 6058)之间的磁场变化。套管针 6058 可包括磁体 6022 以生成磁场。当通过套管针 6058 抽出轴 6031 时,磁性传感器 6026b 检测的磁场强度将相对于磁性传感器 6026b 和磁体 6022 之间的距离成比例地变化。第一传感器 6026a 或第二传感器 6026b 可对关节运动控制马达 402 生成信号,以启动电动拉直程序,由此相对于轴 6831 拉直传感器拉直式端部执行器 6002。

[0330] 在电动拉直程序已完成之后,传感器拉直式端部执行器 6002 处于如图 110 所示的拉直状态。在拉直状态下,传感器拉直式端部执行器 6002 可通过套管针 6058 抽出,而不损伤患者或套管针 6058 并且不需要临床医生手动地拉直传感器拉直式端部执行器 6002。在一些形式中,临床医生可能够覆写电动拉直程序,并且在传感器拉直式端部执行器 6002 从套管针 6058 移出期间保持传感器拉直式端部执行器 6002 处于关节运动状态。

[0331] 图 111 示出了可附接到套管针 5858, 6058 或外管 5960 的磁性环 6121 的一个形式。磁性环 6121 可包括可生成磁场的多个磁体 6122。磁场可通过设置在外科器械上的磁性传感器(诸如,例如第二传感器 6026b)来检测。磁性传感器 6026b 可被构造为能够在磁性传感器检测到由磁性环 6121 生成的磁场时保持传感器拉直式端部执行器(例如,端部执行器 6002)处于拉直状态。例如,在一个形式中,如果磁性传感器 6026b 检测到超出预定阈值的磁场,则磁性传感器 6026b 可被构造为能够生成锁定信号以阻止端部执行器的关节运动。预定阈值可基于以下磁场的强度来确定,所述磁场由对应于位于套管针 5858 或外管 5960

外部的关节运动轴线 B-B 的特定距离处的磁性环 6121 生成。在一些形式中,磁性传感器 6026b 可在检测到的磁场强度超过预定阈值时启动电动拉直程序并且可启动锁定信号以阻止传感器拉直式端部执行器 6002 的关节运动,直至检测到的磁场强度下降到预定阈值之下。

[0332] 图 112 和 113 示出了包括磁簧开关传感器的磁性传感器 6226 的一个形式。磁簧开关可包括由所施加的磁场操作的电子开关 6250。一对触点可设置在气密密封的玻璃封套中的含铁金属磁簧上。触点可通常为打开并且在磁场存在时闭合,或者通常闭合并且在施加磁场时打开。

[0333] 现在参考图 105 和 106,公开了一种用于控制传感器拉直式端部执行器的方法。尽管用于控制传感器拉直式端部执行器的方法在本文中参考图 105 和 106 来进行描述,但本领域的技术人员将认识到,该方法可与本文所公开的传感器拉直式端部执行器的任何形式(例如,图 107-113 所示的形式)一起使用。在一个形式中,该方法可包括通过第一传感器 5826a 检测外科器械 5810 的总体近侧运动。外科器械 5810 可包括传感器拉直式端部执行器 5802。临床医生可在治疗期间使得传感器拉直式端部执行器 5802 进行关节运动。一旦治疗完成,临床医生就可开始从患者抽出外科器械 5810,由此使得外科器械 5810 沿近侧方向运动。外科器械 5810 的近侧运动可由第一传感器 5826a 检测。在一些形式中,第一传感器 5826a 可包括加速度计,所述加速度计被构造为能够检测外科器械 5810 的总体近侧运动。该方法还可包括由第一传感器 5826a 生成表示已检测到总体近侧运动的信号。信号由第一传感器 5826a 传输到用于关节运动控制马达 402 的控制器,诸如,例如图 82 所示的控制电路 3702 之类的控制电路。另外的马达控制器参照图 84、114-116 等来提供和描述。该方法还可包括通过关节运动控制马达 402 接收来自第一传感器 5826a 的信号,并且响应于所接收的信号通过关节运动控制马达 402 启动电动拉直程序以拉直传感器拉直式端部执行器 5802 的关节运动角度。电动拉直程序可使传感器拉直式端部执行器 5802 返回到零关节运动状态。

[0334] 在一些形式中,该方法还可包括由第二传感器 5826b 检测外科器械 5810 的总体近侧运动。在一些形式中,第二传感器 5826b 可包括磁性接近传感器,例如,霍尔效应传感器或磁簧开关传感器。第二传感器 5826b 可被构造为能够检测第二传感器 5826b 和固定点(例如,套管针 5858 或外管 5960)之间的距离。用于控制传感器拉直式端部执行器 5802 的方法还可包括由第二传感器 5826b 生成表示已检测到总体近侧运动的信号。第二信号可被传输到关节运动控制马达 402。该方法还可包括通过关节运动控制马达 402 接收第二信号,并且通过关节运动控制马达 402 启动电动拉直程序以拉直传感器拉直式端部执行器 5802 的关节运动角度。在一些形式中,第二传感器 5826b 可与第一传感器 5826a 无关地生成第二信号。

[0335] 在一些形式中,第一传感器 5826a 和第二传感器 5826a5826b 可用于对拉直程序进行冗余检查。例如,在一些形式中,第一传感器 5826a 和第二传感器 5826b 两者可向关节运动控制马达 402 提供信号以启动拉直程序。来自第一传感器 5826a 或第二传感器 5826b 的信号可导致关节运动控制马达 402 拉直传感器拉直式端部执行器 5802。在一些形式中,电动拉直程序可不执行,直至已从第一传感器 5826a 和第二传感器 5826b 两者接收到信号。在一些形式中,第一传感器 5826a 或第二传感器 5826b 可独立地启动电动拉直程序,但如果在

预定时限内未从第一传感器 5826a 和第二传感器 5826b 两者接收到信号,则该程序可被中止。例如,由来自第一传感器 5826a 的信号可引发电动拉直程序。如果在预定时限内未从第二传感器 5826b 接收到信号,则电动拉直程序可被外科器械 5810 中止。

[0336] 在一个形式中,各种外科器械可采用模块化马达控制平台。例如,模块化控制平台可通过控制电路 3702 来实现。图 114 示出了包括主控制器 6306、一个或多个马达-控制器对 6309a-6309c 的模块化马达控制平台 6300 的一个形式。平台 6300 可控制一个或多个马达 6318a, 6318b, 6318c。马达 6318a, 6318b, 6318c 可为用于外科器械的任何马达。例如,在一些形式中,马达 6318a, 6318b, 6318c 中的一个或多个可对应于关节运动马达 402、击发马达 530、端部执行器旋转马达 560、和 / 或轴旋转马达 610 中的一个或多个。

[0337] 在各种形式中,相应的控制器 6306, 6309a-6309c 可利用一个或多个处理器(例如,在控制电路 3702 上实现的处理器)来实现。模块化马达控制平台 6300 可适于控制马达控制的外科器械,诸如,例如图 1 和图 2 所示的外科器械 10。在各种形式中,主控制器 6306 可安装在远侧电路板 810 或近侧电路板 820 上。第一马达控制器 6314a 可操作地联接到第一马达 6318a,从而为第一马达 6318a 提供一个或多个控制信号。第二马达控制器 6314b 可操作地联接到第二马达 6318b,并且第三马达控制器 6314c 可操作地联接到第三马达 6318c。马达控制器 6314a-6314c 与主控制器 6306 电通信。主控制器 6306 基于用于控制端部执行器 6302 的一个或多个功能的主控制程序来向马达控制器 6314a-6314c 提供控制信号。主控制程序可为预定义的程序、用户定义的程序、或装置生成的程序。

[0338] 在一个形式中,主控制程序可限定可由外科器械 10 执行的一个或多个外科操作,包括轴 30 和端部执行器 102 的一个或多个功能。例如,在一个形式中,主控制程序可限定外科器械 10 的切割和密封操作。切割和密封操作可包括外科器械 10 的多个功能,诸如,例如夹持功能、缝合功能、切割功能和松开功能。用户可通过任何合适的方式(例如,按压柄部 20 上的按钮或开关)来表示切割和密封操作的启动。本领域的技术人员将认识到,任何合适的输入方法可用于启动外科器械 10 的一个或多个功能。

[0339] 在一个形式中,例如当临床医生诸如通过按压柄部 20 上的按钮来表示切割和密封操作的启动时,主控制器 6306 可生成一系列控制信号并且将控制信号提供给一个或多个马达控制器 6314a-6314c。例如,在时间 t_0 处,可启动切割和密封操作。主控制器 6306 可生成表示应执行夹持功能的第一控制信号。第一控制信号可被传输到联接到第一马达 6318a 的第一马达控制器 6314a,所述第一马达 6318a 被构造为能够控制端部执行器 6302 的夹持运动。第一马达控制器 6314a 可继而向第一马达 6318a 提供一个或多个信号,从而致动第一马达 6318a,以枢转端部执行器 102 的砧座组件 190,由此夹持位于砧座组件 190 和仓 130 之间的组织。主控制器 6306 可轮询第一马达控制器 6314a 的状态信号,直至第一马达控制器 6314a 表示夹持操作已完成。在时间 t_1 处,第一马达控制器 6314a 可向主控制器 6306 提供信号,以表示夹持功能已完成。

[0340] 在时间 t_2 处,可从主控制器 6306 传输第二控制信号,以表示缝合和切割操作应被执行。可将第二控制信号发送到联接到第二马达 6318b 的第二马达控制器 6314b。第二马达 6318b 可被构造为能够控制设置在端部执行器 102 内的切割部分 164 和 / 或滑动件 170 的近侧和远侧运动。缝合和切割操作控制信号可导致第二马达控制器 6314b 致动第二马达 6318b,以沿远侧方向推进切割部分 164 和 / 或滑动件 170,从而导致钉仓 130 击发并且导

致切割部分 164 切割由砧座组件 190 夹持的组织,如上文更详细所述。在时间 t_3 处,切割部分 164 到达最远侧点并且第二马达控制器 6314b 可向主控制器 6306 提供信号以表示缝合和切割操作已完成。第二马达控制器 6314b 可自动地生成针对第二马达 6318b 的控制信号,以反转切割部分 164 的方向,直至切割部分 164 已完全缩回。

[0341] 当在时间 t_3 处接收到来自第二马达控制器 6314b 的信号之后,主控制器 6306 可向第一马达控制器 6314a 提供第三控制信号,以表示应执行释放功能。第一马达控制器 6314a 可生成针对第一马达 6318a 的控制信号,以使得第一马达 6318a 撤销较早的夹持操作并且松开砧座组件 190。释放功能可由第一马达控制器 6314a 和第一马达 6318a 执行,与此同时反转第二马达 6318b 以使得切割部分 164 缩回到其起始位置。主控制器 6306 和单独马达控制器 6314a, 6314b 的使用允许外科器械 10 同时地执行多个操作,而不会使单独控制器 6306, 6314a, 6314b 中的任何一个超负载。

[0342] 马达控制器 6314a-6314c 可包括一个或多个独立程序,以用于监测和控制外科操作,诸如,例如马达的运动。在一些形式中,马达控制器 6314a-6314c 可被构造为能够操作一个或多个控制反馈环机构。例如,在一些形式中,马达控制器 6314a-6314c 可被构造为能够作为闭环控制器,诸如,单输入单输出 (SISO) 或多输入多输出 (MIMO) 控制器。在一些形式中,马达控制器 6314a-6314c 可充当比例积分微分 (PID) 控制器。PID 控制器可使用三个调谐项 (比例增益项、积分增益项和微分增益项) 来操作控制环。PID 控制器可包括控制程序,所述控制程序被构造为能够测量指定的变量,并且比较指定变量的测量值与指定变量的期望值或设定点。PID 控制器可基于指定变量的测量值和预期值之间的差值来调节控制变量。在一些形式中,马达控制器 6314a-6314c 可包括 PID 速度控制器。例如,第一马达控制器 6314a 可测量指定的变量,诸如,马达 6314a 的位置。第一马达控制器 6314a 可基于测量的马达 6314a 的位置与马达 6314a 的设定点或期望位置之间的差值来调节控制变量,诸如,马达 6314a 的速度。

[0343] 在一些形式中,马达控制器 6314a-6314c 可被构造为能够作为故障检测控制器。故障检测控制器可操作故障检测程序。在一些形式中,故障检测控制器可操作直接模式识别故障程序,所述直接模式识别故障程序包括监测被构造为能够直接表示故障的一个或多个传感器,这种程序可称为基于信号处理的故障检测。在一些形式中,将由传感器提供的传感器值与得自由故障检测控制器控制的外科程序的模型的传感器的预期值进行比较,这种程序可称为基于模型的故障检测。本领域的技术人员将认识到,基于信号处理和模型的故障检测的组合可通过马达控制器来使用。

[0344] 在一些形式中,马达控制器 6314a-6314c 可被构造为能够作为电流 / 力限制控制器。电流 / 力限制控制器可被构造为能够将测量值 (诸如,递送到马达的电流或由马达施加的力) 限定到预定值。例如,在一个形式中,第一马达控制器 6314a 可被构造为能够将夹持操作期间施加的力限定到预定值。力传感器可监测由第一马达 6318a 提供的力,所述第一马达 6318a 被构造为能够控制外科器械的夹持操作。当力传感器测得的力值匹配预定值时,第一马达控制器 6314a 可停止第一马达 6318a 的操作。在一些形式中,马达控制器 6314a-6314c 可被构造为能够监测递送到马达 6318a-6318c 的电流。由马达 6318a-6318c 消耗的电流可表示马达 6318a-6318c 的一个或多个功能,诸如,外科操作期间的马达的速度或由马达施加的力。如果马达 6318a-6318c 消耗的电流超过预定阈值,则马达控制器

6314a-6314c 可停止马达的操作,以避免损伤患者和外科器械。

[0345] 在一些形式中,马达控制器 6314a-6314c 可对由主控制器 6306 执行的主控制程序提供独立验证。例如,马达控制器 6314a-6314c 可在请求的动作执行之前验证由主控制器 6306 请求的动作是否为有效的动作。在一些形式中,马达控制器 6314a-6314c 可使用状态信息来验证请求的工作是否有效。例如,在一个形式中,第一马达控制器 6314a 可接收来自主控制器 6306 的指令,以执行切割和缝合操作。第一马达控制器 6314a 可检查外科器械的当前状态,诸如,例如检查砧座组件 190 是否处于夹持位置。如果状态信息匹配用于执行切割和缝合操作的有效状态,则第一马达控制器 6314a 可执行切割和缝合操作。然而,如果状态信息不匹配用于切割和缝合的有效状态,则第一马达控制器 6314a 可表示主控制器 6306 或主控制程序中的故障。本领域的技术人员将认识到,马达控制器 6314a-6314c 可包括一个或多个控制程序和一种或多种类型的控制程序。

[0346] 图 115 示出了包括主控制器 6406 和四个马达-控制器对 6409a-6409d 的模块化马达控制平台 6400 的一个形式。模块化马达控制平台 6400 也可通过上文所述的例如使用一个或多个处理器的控制电路 3702 来实现。模块化马达控制平台 6400 可被构造为能够控制各种马达。例如,远侧辊马达 6418a 可按照类似于本文参考端部执行器旋转马达 560 所述的方式来操作。关节运动马达 6418b 可按照类似于本文参考关节运动马达 402 所述的方式来操作。近侧辊马达 6418c 可按照类似于本文关于轴旋转马达 610 所述的方式来操作。横切马达 6418d 可按照类似于本文关于击发马达 530 所述的方式来操作。

[0347] 主控制器 6406 可电联接到一个或多个马达控制器 6414a-6414d。主控制器 6406 可通过有线或无线连接来联接到一个或多个马达控制器 6414a-6414d。在一些形式中,马达 6418a-6418d 可包括被构造为能够提供表示马达轴的位置的信号的相关马达编码器 6416a-6416d。在一些形式中,马达编码器 6416a-6416d 可被省去。在一个形式中,主控制器 6406 可被构造为能够与任何数量的马达控制器 6414a-6414d(诸如,例如一至十个马达控制器)通信。在一些形式中,主控制器 6406 可被构造为能够与一个或多个附加外围控制器(未示出)通信,其中外围控制器被构造为能够控制一个或多个非马达式外科功能,例如,超声功能、电外科功能、或外科器械的任何其他合适的功能。

[0348] 在一个形式中,主控制器 6406 可与马达控制器 6414a-6414d 同步通信。来自主控制器 6406 的通信可包括例如提供指令以执行马达控制器 6414a-6414d 的特定子程序或功能、针对状态更新查询马达控制器 6414a-6414d、以及接收来自马达控制器 6414a-6414d 的反馈信息。同步通信可为主控制器 6406 和马达控制器 6414a-6414d 之间的同步通信,其中通信为时间同步的。例如,在图 114 所示的形式中,主控制器 6406 可在预定时间窗口内与马达控制器 6414a-6414d 中的每一个通信。在另一个形式中,可在马达控制器 6414a-6414d 之间传送令牌以允许马达控制器 6414a-6414d 当前保持令牌,从而允许在预定时间段期间与主控制器 6406 通信。

[0349] 在一个形式中,主控制器 6406 可执行主控制程序。主控制程序可监测用户输入、执行外科器械 10 的操作、向用户提供反馈、或者执行外科器械 10 的任何其他功能。例如,在一个形式中,主控制器 6406 可执行包括切割和密封操作的主控制程序。在一些形式中,主控制程序向马达控制器 6414a-6414d 中的每一个提供控制信号。马达 6418a-6418d 的各个功能的执行可通过马达控制器 6414a-6414d 来控制。在一些形式中,主控制程序可基

于模块外科部件（例如，模块化轴 30 或执行部分 100）的附接或移除来启动或停用马达 6418-6418d 中的一个或多个。主控制器 6406 可向马达控制器 6414a-6414d 提供控制信号，并且可接收来自马达控制器 6414a-6414d 的状态信号。状态信号可包括例如功能完成信号、故障信号、空闲信号、或反馈信号。

[0350] 在一些形式中，功能信号可通过马达 - 控制器对 6409a-6409d 来表示功能执行的操作或完成状态。例如，功能信号可表示夹持操作正发生或已完成。功能信号也可表示操作的成功，诸如，例如表示夹持操作期间由所夹持的组织施加的力的量。如果马达控制器 6414a-6414d 检测到相关马达 6418a-6418d 中或外科器械完成过程中的错误，则马达控制器 6414a-6414d 可生成故障信号。故障信号可导致主控制器 6406 向操作者生成故障信号，诸如，例如视觉表示或听觉表示。故障信号也可导致主控制器 6406 将控制信号发送到马达控制器 6414a-6414d，以停滞任何当前执行的功能。

[0351] 空闲信号可由马达控制器 6414a-6414d 提供给主控制器 6406，以表示相关马达 6418a-6418d 为空闲的并且可用于执行外科器械 10 的相关功能。在一个形式中，空闲信号可表示功能已由马达 6418a-6418d 执行。例如，在一个形式中，第一马达控制器 6414a 可接收来自主控制器 6406 的控制信号以执行夹持操作。第一马达控制器 6414a 可将来自主控制器 6406 的控制信号转换成用于马达 6418a 的一个或多个控制信号。一旦马达 6418a 已执行所表示的功能，马达控制器 6414a 就可向主控制器 6406 传输空闲信号，以表示马达 6418a 已完成请求的功能。

[0352] 在各种形式中，反馈信号可由马达控制器 6414a-6414d 提供给主控制器 6406。主控制器 6406 可具有一个或多个相关的反馈装置（未示出）以向操作者提供反馈。接收自马达控制器 6414a-6414d 的控制信号可通过主控制器 6406 转换成用于反馈装置的控制信号。在一些形式中，马达控制器 6414a-6414d 可直接向反馈装置提供反馈信号。

[0353] 在一些形式中，主控制器 6406 和马达控制器 6414a-6414d 之间的同步通信可被覆写信号中断。覆写信号可导致主控制器 6406 停止同步通信并且与生成覆写信号的马达控制器 6414a 通信。在各种形式中，覆写信号可由于马达故障、来自用户的输入信号、或者基于在一个或多个反馈信号中的预定阈值来由马达控制器 6414a 生成。覆写信号可导致主控制器 6406 向马达控制器 6414a-6414d 中的每一个发送信号以停止马达 6418a-6418d 的全部操作，直至导致覆写信号生成的情况已被解决。在一个形式中，主控制器 6406 可生成用于反馈装置的信号，以向操作者通知覆写信号。

[0354] 图 116 示出了双控制器模块化马达控制平台 6500 的一个形式。平台 6500 也可通过控制电路 3702 来实现，如本文所述。双控制器模块化马达控制平台 6500 包括主控制器 6506、从控制器 6507、和四个马达 - 控制器对 6509a-6509d。模块化马达控制平台 6400 可被构造为能够控制马达 6518a, 6518b, 6518c, 6518c。例如，远侧辊马达 6518a 可按照类似于本文关于端部执行器旋转马达 560 所述的方式来操作。关节运动马达 6518b 可按照类似于本文关于关节运动马达 402 所述的方式来操作。近侧辊马达 6518c 可按照类似于本文关于轴旋转马达 610 所述的方式来操作。横切马达 6518d 可按照类似于本文关于击发马达 530 所述的方式来操作。

[0355] 模块化马达控制平台 6400 可被构造为能够控制关节运动马达 402、击发马达 530、端部执行器旋转或“远侧辊”马达 560、和轴旋转或“近侧辊”马达 610。主控制器 6506 和

从控制器 6507 可各自与可用马达控制器的子组相关联。例如,在图示的形式中,主控制器 6506 与第一和第二马达控制器 6526a-6526b 相关联,并且从控制器 6507 与第三和第四马达控制器 6526c-6526d 相关联。主控制器 6506 和从控制器 6507 可进行电通信。在一些形式中,从控制器 6507 可位于远侧电路板 810 或近侧电路板 820 上。从控制器 6507 可通过减少主控制器 6506 必须通信和控制的马达控制器 6526a-6526d 的数目来减少主控制器 6506 上的负载。主控制器 6506 和从控制器 6507 可接收一个或多个控制器输入 6508。

[0356] 在一个形式中,主控制器 6506 可直接向第一马达控制器 6526a 和第二马达控制器 6526b 提供控制信号。主控制器 6506 也可向从控制器 6507 提供控制信号。从控制器可向第三马达控制器 6526c 和第四马达控制器 6526d 提供控制信号。通过减少主控制器 6506 必须查询和控制的马达控制器 6526a-6526d 的数目,双控制器模块化马达控制平台 6500 可增加响应次数或者使主控制器 6506 的附加处理负载致力于其他任务。在一个形式中,主控制器 6506 可执行主控制程序,并且从控制器 6507 可执行从控制程序以基于来自主控制器 6506 的输入来生成用于马达控制器 6526a-6526d 的一个或多个信号。在一个形式中,从控制器 6507 可接收来自一个或多个用户控制器(诸如,例如夹持按钮或击发开关)的控制器输入。在一个形式中,主控制器 6506 可与一个或多个从控制器 6507 通信,并且可不直接向马达控制器 6526a-6526d 提供任何控制信号。

[0357] 在一个形式中,可将另外的从控制器 6507 添加到系统,以控制另外的马达控制器或外科模块。在一个形式中,可仅在需要马达控制器的预定义阈值时采用从控制器 6507。例如,在图 115 所示的形式中,将四个马达控制器 6526a-6526d 连接到双控制器模块化马达控制平台 6500。主控制器 6506 和从控制器 6507 各自与两个马达控制器 6526a-6526d 相关联。一个或多个马达的停用(例如,仅对用于关节运动的马达需要将轴 30 替换成不同的轴)可导致从控制器 6507 停用,因为不需要从控制器 6507 的附加处理功率来降低主控制器 6506 上的处理负载。在一些形式中,一个或多个马达控制器 6526a-6526d 的停用可导致剩余的马达控制器被分配给空闲的从控制器 6507。例如,第三和第四马达 6518c, 6518d 的停用将导致从控制器 6507 空闲。第二马达控制器 6526b 可与主控制器 6506 断开并且连接到从控制器 6507,以减轻主控制器 6506 的负荷。可执行一个或多个负荷平衡程序作为主控制程序的一部分,以确保主控制器 6506 和一个或多个从控制器 6507 之间的控制的任选分配。

[0358] 现在重新参照图 114-116,本发明公开了包括多个马达控制器的模块化外科器械 10。尽管用于控制模块化外科器械 10 的方法参考图 114-116 进行了讨论,但本领域的技术人员将认识到该方法可用于本文所述的外科器械或多个控制平台的任何实施例。该方法可包括通过主控制器 6506 生成包括一个或多个控制信号的主控制程序。该方法还可包括将生成的控制信号从主控制器 6506 传输到一个或多个马达控制器 6526a-6526d。马达控制器 6526a-6526d 可接收传输的控制信号。在一些形式中,由第一马达控制器 6526a 接收的控制信号可包括由主控制器 6506 在某特定时间段期间传输的控制信号,其中主控制器 6506 和第一马达控制器 6526a 同步通信。该方法还包括通过马达控制器 6526a-6526d 基于接收自主控制器 6506 的控制信号来控制一个或多个相关联的马达 6518a-6518d。

[0359] 在一些形式中,该方法可包括通过主控制器 6506 将一个或多个控制信号传输到从控制器 6507。从控制器 6507 可与一个或多个马达控制器 6526c-6526d 电通信。从控制

器 6507 可基于接收自主控制器 6506 的输入来执行包括生成一个或多个马达控制信号的从控制程序。从控制程序还可包括通过从控制器 6507 来向一个或多个电联接的马达控制器 6526c-6526d 传输马达控制信号。该方法还可包括响应于所接收的马达控制信号由马达控制器 6526c-6526d 控制一个或多个相关联的马达。在各种形式中,可将所生成的马达控制信号的子组在预定时间段期间同步传输到马达控制器 6526c-6526d 中的每一个。

[0360] 图 117 示出了主控制程序 6600 的一个形式,所述主控制程序 6600 可由主控制器(例如,图 114-116 所示的主控制器或任何其他合适的主控制器)来执行。在一个形式中,外科器械 10 可包括四个马达(例如,关节运动马达 402、击发马达 530、端部执行器旋转或“远侧辊”马达 560、以及轴旋转或“近侧辊”马达 610)和操纵杆 842。外科器械 10 可被构造为能够执行远侧旋转功能、抓握功能、夹持功能和击发功能。外科器械 10 可包括用于控制外科器械 10 的各种操作的一个或多个按钮,例如,起始按钮、去负载按钮、抓握按钮、夹持按钮、或击发按钮。外科器械 10 还可包括可发光二极管(LED)以向用户提供有关外科器械 10 的操作的视觉反馈。

[0361] 在一些形式中,当外科器械 10 启动时,主控制器 6406 将该装置放置于默认模式。在图示的主控制程序 6600 中,默认模式为关节运动状态 6602。关节运动状态 6602 可包括启动四个可用马达中的三个。启动的马达可控制轴 30(例如,轴旋转马达 610)、端部执行器 102(例如,端部执行器旋转马达 560)的旋转、和/或端部执行器 102(例如,关节运动马达 410)的关节运动。在默认关节运动模式下,操纵杆 842 可为有效的。在关节运动状态 6602 下,操纵杆 842 可用于控制轴 30 和端部执行器 102 的关节运动或旋转。远侧旋转功能可为有效的(或可用的),而抓握、夹持和击发功能为不可用的。起始按钮也可在默认状态下启动。LED 可为绿色的,以表示其中外科器械 10 处于可安全运动的状态。

[0362] 用户可按压起始按钮 6604,使得外科器械 10 返回起始状态 6606,例如,初始状态,其中端部执行器 102 相对于轴 30 拉直并且轴 30 和端部执行器 102 返回到零旋转状态。起始状态 6606 可用于从一个操作运动到另一个操作,或者可允许用户在操作期间快速地重新定向外科器械 10。一旦起始状态 6606 已达到,主控制程序 6600 可返回到 6605 默认关节运动状态 6602。

[0363] 在一个形式中,图 1 和图 2 所示的端部执行器 102 可释放地连接到轴 30,以允许不同的工具附接到轴 30。轴 30 可释放地连接到柄部 20,以允许各种轴附接到外科器械 10。在一个形式中,主控制器 6406 可感测来自外科器械 10 的端部执行器 102 或轴 30 的顶出 6608,并且可停用外科器械 10 的操作,直至新轴或执行部分已附接到外科器械 10 并且外科器械 10 已返回到起始状态 6606。在主控制程序 6600 已检测到新端部执行器 102,并且已返回到起始状态 6606 之后,主控制程序 6600 可进入默认状态 6602。

[0364] 在一个形式中,外科器械 10 可具有附接的端部执行器 102。端部执行器 102 可被构造为能够执行抓握功能。抓握功能可包括抓握端部执行器 102 的砧座组件 190 和仓 130 之间的组织区域。外科器械 10 可包括抓握按钮以启动抓握功能。当用户按压 6614 抓握按钮时,外科器械 10 可进入抓握模式 6616,从而锁定端部执行器 102 的运动,例如,相对于轴 30 的旋转或关节运动。抓握模式 6616 可启动第四马达(例如,击发马达 530),以使得端部执行器 102 的一部分抓握组织部分,诸如,例如将砧座组件 190 从打开位置运动到闭合位置。当外科器械 10 进入抓握状态时,可启动夹持按钮。

[0365] 在一些形式中,临床医生可按压 6620a 夹持按钮,以使得外科器械 10 进入夹持模式 6622。在夹持模式 6622 中,外科器械 10 可锁定第四马达,以阻止后续操作期间的组织部分释放。夹持模式 6622 可启动位于柄部 20 上的击发按钮。一旦外科器械 10 已进入夹持模式 6622,主控制器 6406 就可将 LED 改变为蓝色,以向临床医生表示组织已夹持在砧座组件 190 中并且外科器械 10 可被击发以引起缝合操作和切割操作。

[0366] 临床医生可按压 6626a 击发按钮以使得外科器械 10 进入击发模式 6628。在击发模式 6628 中,外科器械 10 可停用被构造为能够控制外科器械 10 的运动的马达,诸如,例如马达 1-3。击发模式 6628 可启动第四马达,所述第四马达可被构造为能够控缝合和切割操作,如上所述。击发按钮可保持按下,以使得主控制器 6406 生成用于与第四马达相关的马达控制器的控制信号,以启动缝合和切割操作,从而导致切割部分 164 和 / 或滑动件 170 推进到位于端部执行器 102 中的钉仓 130 内。在击发序列期间,LED 可通过主控制器 6406 设定成红色,以向临床医生警示外科器械 10 正在击发。“击发标记”可通过主控制器 6406 设定为真,以表示外科器械已被击发并且不可被再次击发。当切割部分 164 已到达端部执行器 102 的远侧端部时,主控制器 6406 或与第四马达相关的马达控制器可自动地缩回切割部分 164。一旦切割部分 164 已完成反向行程并且回到其起始位置,主控制程序 6600 可返回 6630 到夹持状态 6622。

[0367] 临床医生可通过按下夹持按钮来停用 6624 夹持状态 6622。当夹持状态 6622 停用时,主控制程序 6600 将生成一个或多个控制信号以返回到抓握状态 6616。临床医生可随后释放 6618 抓握状态 6616 并且转变到关节运动状态 6602 或者任何其他合适的默认状态。本领域的技术人员将认识到,可修改主控制程序 6600,以适应由外科器械 10 或任何外接的外科模块执行的任何外科操作或功能。在一些形式中,主控制程序 6600 可基于外接的轴、端部执行器、或功率模块来自动地配置。

[0368] 根据一个一般形式,提供了一种外科器械,所述外科器械包括柄部组件,所述柄部组件被构造为能够同时并且独立地电生成至少两个分立的旋转控制运动。外科器械还可包括细长轴组件,所述细长轴组件与柄部组件可操作地交接,以用于独立并且同时地接收至少两个分立的旋转控制运动,并且将其传输到可操作地联接到细长轴组件的端部执行器。

[0369] 根据另一个一般形式,提供了一种外科器械,所述外科器械包括柄部组件,所述柄部组件被构造为能够同时并且独立地生成至少三个分立的旋转控制运动。外科器械还可包括细长轴组件,所述细长轴组件与柄部组件可操作地交接,以用于独立并且同时地接收至少三个分立的旋转控制运动,并且将其传输到可操作地联接到细长轴组件的端部执行器。

[0370] 根据另一个一般形式,提供了一种外科器械,所述外科器械包括被构造为能够电生成多个分立的旋转控制运动的驱动系统。外科器械还可包括细长轴组件,所述细长轴组件可操作地联接到驱动系统,以用于从其接收第一旋转控制运动,以使得细长轴组织围绕轴的轴线旋转。细长轴组件可被构造为能够从驱动系统接收第二旋转控制运动并且将第二旋转控制运动传输到外科端部执行器,所述外科端部执行器可操作地联接到细长轴组件,以使得外科端部执行器相对于细长轴组件围绕轴的轴线旋转。细长轴组件还被构造为能够从驱动系统接收第三旋转控制运动并且将第三旋转控制运动传输到关节运动接头,所述关节运动接头与细长轴组件和外科端部执行器通信,以使得外科端部执行器围绕基本上横向于轴的轴线的关节运动轴线进行关节运动。

[0371] 根据另一个一般形式,提供了一种用于外科器械的关节运动接头,所述外科器械包括细长轴组件和驱动系统,所述驱动系统被构造为能够对细长轴组件生成并且施加多个旋转控制运动。在至少一个形式中,关节运动接头包括联接到细长轴组件的近侧接头部分和被构造为能够运动地联接到近侧接头部分并且被构造为能够与外科端部执行器交接的远侧接头部分。第一齿轮系可与细长轴组件的近侧击发轴部分可操作地交接。远侧击发轴可与外科端部执行器可操作地交接,以用于将旋转击发运动从近侧击发轴传输到外科端部执行器,同时有利于远侧接头部分相对于近侧接头部分进行关节运动。第二齿轮系可与细长轴组件的近侧旋转轴部分可操作地交接,以用于将远侧旋转控制运动传输到外科端部执行器以使得外科端部执行器相对于细长轴组件旋转,同时有利于远侧接头部分相对于近侧接头部分进行关节运动。

[0372] 根据另一个一般形式,提供了一种用于外科器械的关节运动接头,所述外科器械具有细长轴组件和驱动系统,所述驱动系统被构造为能够对细长轴组件生成并且施加多个旋转控制运动。在至少一个形式中,关节运动接头包括近侧连接叉和远侧连接叉,所述近侧连接叉联接到细长轴组件,所述远侧连接叉可枢转地销接到近侧连接叉以用于相对其围绕关节运动轴线选择性地枢转行进,所述关节运动轴线基本上横向于由细长轴组件限定的轴的轴线。第一齿轮系可支撑在限定在近侧连接叉和远侧连接叉之间的齿轮区域中,使得第一齿轮系的任何部分均未径向向外延伸越过关节运动接头的任何部分。第一齿轮系可与细长轴组件的近侧击发轴部分可操作地交接。远侧击发轴可与外科端部执行器可操作地交接,以用于将旋转击发运动从近侧击发轴传输到外科端部执行器,同时有利于远侧连接叉相对于近侧连接叉的枢转行进。第二齿轮系可支撑在齿轮区域中,使得第一齿轮系的任何部分均未径向向外延伸越过关节运动接头的任何部分。第二齿轮系可与细长轴组件的近侧旋转轴部分可操作地交接,以用于将远侧旋转控制运动传输到外科端部执行器以使得外科端部执行器相对于细长轴组件旋转,同时有利于远侧连接叉相对于近侧连接叉进行关节运动。

[0373] 根据另一个一般形式,提供了一种外科器械,所述外科器械包括被构造为能够生成多个旋转控制运动的驱动系统。细长轴组件与驱动系统可操作地交接,并且可包括外部轴段,所述外部轴段可与驱动系统可操作地交接,以从其接收远侧旋转控制运动。关节运动轴可与驱动系统可操作地交接,以从其接收旋转关节运动。细长轴组件还可包括近侧击发轴段,所述近侧击发轴段与驱动系统可操作地接合以从其接收旋转击发运动。外科器械还可包括关节运动接头,所述关节运动接头可包括近侧连接叉和远侧连接叉,所述近侧连接叉联接到细长轴组件,所述远侧连接叉可枢转地销接到近侧连接叉以用于相对其围绕关节运动轴线选择性地枢转行进,所述关节运动轴线基本上横向于由细长轴组件限定的轴的轴线。联接组件可与远侧连接叉可旋转地接合并且可被构造为能够附接到外科端部执行器。远侧击发轴段可由联接组件可操作地支撑并且可被构造为能够与外科端部执行器的驱动轴部分交接。第一齿轮系可与近侧击发轴段和远侧击发轴段可操作地交接,以用于将旋转击发运动从近侧击发轴段传输到远侧击发轴段,同时使得远侧连接叉能够相对于近侧连接叉选择性地枢转。第二齿轮系可与近侧旋转轴可操作地交接,以用于将远侧旋转控制运动传输到联接组件,同时使得远侧连接叉能够相对于近侧连接叉选择性地枢转。关节运动驱动联接件可与关节运动轴和远侧连接叉交接,并且可被约束为响应于施加到关节运动轴的

旋转关节运动来相对于关节运动接头轴向地运动。

[0374] 根据又一个一般形式,提供了一种用于关节运动接头的覆盖件,所述关节运动接头支撑在外科器械的细长轴组件中,所述细长轴组件可操作地联接到外科端部执行器,所述外科端部执行器在其中具有至少一个端部执行器导体。在至少一个形式中,覆盖件包括不导电的中空主体,所述中空主体具有开口远侧端部和开口近侧端部以及在两者间延伸以用于将关节运动接头接收于其中的接头接收通道。中空主体被构造为能够允许关节运动接头的部分相对于彼此选择性地进行关节运动,同时将所述部分基本上包封在中空主体内。至少一个导电通路从中空主体的远侧端部延伸到中空主体的近侧端部。所述至少一个导电通路中的每一个具有远侧端部部分和近侧端部部分,所述远侧端部部分被构造为能够在端部执行器已联接到细长轴组件时电接触相应的端部执行器导体,所述近侧端部部分被构造为能够电接触细长轴组件中的相应轴导体。

[0375] 根据另一个一般形式,提供了一种外科器械,所述外科器械包括其中具有至少一个电轴导体的细长轴组件以及关节运动接头。在至少一个形式中,关节运动接头包括联接到细长轴组件的近侧接头部分。远侧接头部分能够运动地联接到近侧接头部分,以用于相对于其选择性地进行关节运动。联接器组件可旋转地联接到远侧接头部分,以用于相对于其选择性地旋转。联接器组件可被构造为能够可拆卸地联接到外科端部执行器并且形成从端部执行器中的端部执行器导体到关节运动接头的导电联接器通路。外科器械还可包括关节运动接头导体,所述关节运动接头导体接触导电联接器通路并且穿过关节运动接头以接触相应的轴导体,以在两者间形成导电路径。

[0376] 根据另一个一般形式,提供了一种外科器械,所述外科器械包括控制系统,所述控制系统包含至少一个电控制部件。外科器械还包括细长轴组件,所述细长轴组件具有电轴导体,所述电轴导体与至少一个电控制部件可操作地通信。外科器械还可包括关节运动接头,所述关节运动接头包括联接到细长轴组件的近侧连接叉。远侧连接叉可枢转地联接到近侧连接叉,以用于相对于其选择性地枢转行进。外科器械还可包括联接到远侧连接叉的联接器组件和可释放地联接到联接器组件的外科端部执行器。外科端部执行器可包括端部执行器导体,所述端部执行器导体被布置成当外科端部执行器已联接到联接器组件时与形成于联接器组件中的导电联接器通路电接触。关节运动接头导体可穿过关节运动接头并且与穿过联接器组件和轴导体的导电性通路电接触。

[0377] 根据又一个一般形式,提供了一种外科器械,所述外科器械包括柄部组件,所述柄部组件具有可操作地与其联接并且能够可操作地附接到外科端部执行器的细长轴组件。马达由柄部组件支撑并且被构造为能够将旋转运动施加到与其联接的细长轴或外科端部执行器中的一者。压轮控制组件可操作地支撑在柄部组件上并且与马达通信,使得当压轮控制组件的致动器部分沿第一方向枢转时,马达沿第一方向对细长轴组件和端部执行器中的一者施加旋转运动,并且使得当致动器部分沿第二方向枢转时,马达沿第二方向对细长轴组件和端部执行器中的一者施加旋转运动。

[0378] 根据另一个一般形式,提供了一种外科器械,所述外科器械包括柄部组件,所述柄部组件具有可被构造为能够旋转地与其联接的细长轴组件并且能够可操作地附接到外科端部执行器。马达由柄部组件支撑并且被构造为能够将旋转运动施加到细长轴组件以用于围绕轴的轴线的选择性旋转。外科器械还包括压轮控制组件,所述压轮控制组件包括相对

于柄部组件被枢转地支撑的压轮致动器构件。第一磁体支撑在压轮致动器构件上,并且第二磁体支撑在压轮致动器构件上。当压轮致动器构件处于未致动位置时,固定传感器居中设置在第一和第二磁体之间。固定传感器与马达通信,使得当沿第一方向枢转压轮致动器时,马达沿第一方向对细长轴组件施加旋转运动,并且使得当沿第二方向枢转压轮致动器构件时,马达沿第二方向对细长轴组件施加旋转运动。

[0379] 根据另一个一般形式,提供了一种外科器械,所述外科器械包括具有细长轴组件的柄部组件,所述细长轴组件被构造为能够旋转地连接到组件并且能够可操作地附接到外科端部执行器,使得端部执行器可相对于细长轴组件围绕轴的轴线选择性地旋转。马达由柄部组件支撑并且被构造为能够对端部执行器或细长轴组件的联接器部分施加旋转运动,端部执行器联接到细长轴组件的联接器部分以用于其围绕轴的轴线的选择性旋转。外科器械还包括压轮控制组件,所述压轮控制组件包括相对于柄部组件被枢转地支撑的压轮致动器构件。第一和第二磁体支撑在压轮致动器构件上。当压轮致动器构件处于未致动位置时,固定传感器居中设置在第一和第二磁体之间。固定传感器与马达通信,使得当沿第一方向枢转压轮致动器时,马达沿第一方向对端部执行器或联接器位置施加旋转运动,并且使得当沿第二方向枢转压轮致动器构件时,马达沿第二方向对细长轴组件或联接器部分施加旋转运动。

[0380] 根据又一个一般形式,提供了一种外科器械,所述外科器械包括支撑多个马达的外壳。外科器械还包括操纵杆控制组件,所述操纵杆组件包括由外壳运动地支撑的第一开关组件并且包括操纵杆,所述操纵杆运动地安装到第一开关组件,以使得操纵杆相对于第一开关组件的枢转运动导致将至少一个相应控制信号发送到与其通信的至少一个马达。操纵杆组件还包括第二开关组件,所述第二开关组件包括第一传感器和第二传感器,所述第二开关组件可与第一开关组件运动一起运动,使得第二传感器相对于第一传感器的运动导致将至少另一个控制信号发送到与其通信的另一个马达。

[0381] 根据另一个一般形式,提供了一种外科器械,所述外科器械包括柄部组件,所述柄部组件具有相对其可旋转地支撑的细长轴组件。近侧辊马达由柄部组件支撑并且被构造为能够将旋转运动施加到细长轴组件以使得细长轴组件相对于柄部组件围绕轴的轴线旋转。外科端部执行器可操作地联接到细长轴组件并且被构造为能够在对其施加至少一个击发运动时执行外科手术。击发马达由柄部组件支撑并且被构造为能够将击发运动施加到细长轴组件的一部分,以用于传送到外科端部执行器。外科器械还包括操纵杆控制组件,所述操纵杆组件包括由柄部组件运动地支撑的第一开关组件并且包括操纵杆,所述操纵杆运动地安装到第一开关组件,以使得操纵杆相对于第一开关组件的枢转运动导致将至少一个相应控制信号发送到近侧辊马达。操纵杆组件还包括第二开关组件,所述第二开关组件包括第一传感器和第二传感器,所述第二开关组件可与第一开关组件运动一起运动,使得第二传感器相对于第一传感器的运动导致将至少另一个控制信号发送到击发马达。

[0382] 根据另一个一般形式,提供了一种外科器械,所述外科器械包括柄部组件,所述柄部组件具有相对其可旋转地支撑的细长轴组件。外科器械还包括关节运动接头,所述关节运动接头包括联接到细长轴组件的近侧接头部分和能够运动地联接到近侧接头部分的远侧接头部分。关节运动马达由柄部组件支撑并且被构造为能够将关节运动施加到关节运动接头,从而导致远侧接头部分相对于近侧接头部分运动。外科端部执行器可操作地联接到

细长轴组件并且被构造为能够在对其施加至少一个击发运动时执行外科手术。击发马达由柄部组件支撑并且被构造为能够将击发运动施加到细长轴组件的一部分，以用于传送到外科端部执行器。外科器械还包括操纵杆控制组件，所述操纵杆组件包括由柄部组件可运动地支撑的第一开关组件和可运动地安装到其的操纵杆，使得操纵杆相对于第一开关组件的枢转运动导致将至少一个对应的控制信号发送到至少一个与其通信的马达。操纵杆组件还包括第二开关组件，所述第二开关组件包括可相对于第一开关组件运动的第一传感器和第二传感器，使得第二传感器相对于第一传感器的运动导致将至少另一个控制信号发送到击发马达。

[0383] 根据另一个一般形式，提供了一种作用于组织的外科器械。该器械包括至少一个处理器和可操作地相联的存储器、与处理器通信的至少一个马达、和至少一个致动装置。处理器被编程以从可移除的执行部分接收描述可移除的执行部分的第一变量。处理器还被编程以将第一变量应用到器械控制算法。另外，处理器被编程以从致动装置接收输入控制信号并且根据考虑输入控制信号的器械控制算法来控制至少一个马达以操作与可移除工具结合的外科器械。

[0384] 根据另外的一般形式，处理器可被编程以从可移除工具接收描述与可移除工具结合的外科器械的操作的工具控制算法。处理器还可被编程以从致动装置接收输入控制信号并且根据考虑输入控制信号的工具控制算法来控制至少一个马达以操作与可移除工具结合的外科器械。

[0385] 根据另一个一般形式，可公开一种外科器械，所述外科器械被构造为能够将来自端部执行器的低功率信号传递到远程装置。外科器械可包括柄部、从柄部朝远侧延伸的轴、和附接到轴的远侧端部的端部执行器。传感器可设置在端部执行器中。传感器可生成表示端部执行器处的状态的信号。发射器可位于端部执行器中。发射器可以第一功率水平发射来自传感器的信号。信号可被位于外科器械的柄部中的中继站接收。中继站被构造为能够放大并且以第二功率水平重新发射信号，其中第二功率水平高于第一功率水平。

[0386] 根据另一个一般形式，可公开一种中继站，所述中继站用于将来自外科器械的端部执行器的信号传递到远程装置。中继站包括被构造为能够接收来自设置在端部执行器中的传感器的信号的接收器。信号以第一功率水平进行发射。中继站还包括被构造为能够将信号放大成第二功率水平的放大器。发射器被构造为能够以第二功率水平发射信号。第二功率水平高于第一功率水平。

[0387] 根据一般形式，可公开一种用于传递接收自端部执行器中的感测模块的信号的方法。该方法包括通过传感器生成表示外科端部执行器处的状态的第一信号。传感器位于端部执行器中。该方法还包括利用发射器以第一功率水平发射第一信号，并且在中继站处利用接收器接收发射的信号。中继站利用放大器将第一信号放大成具有第二功率水平的高功率信号。第二功率水平大于第一功率水平。利用中继站以第二功率水平发射高功率信号。高功率信号由远程装置（诸如，视频监视器）接收。视频监视器显示外科端部执行器处的状态的图形表示。

[0388] 上文的一些部分以计算机存储器内的数据位的操作的方法和符号表示来提供。本领域的技术人员利用这些描述和表示来向本领域的其他技术人员最有效地传达他们的工作要旨。方法在本文中并且通常被设想为导致所需结果的自洽动作序列（指令）。动作为

需要物理量的物理操作的动作。通常但非必要地,这些量的形式为能够被存储、传送、组合、比较以及以其他方式操纵的电、磁、或光信号。主要就通常用途的原因而言,有时方便的是将这些信号称为位、值、元素、符号、字符、术语、数字等。此外,有时还方便的是将需要物理量的物理操作的某些动作布置称为模块或代码装置,而不失一般性。

[0389] 本发明的某些方面包括本文以方法形式描述的处理步骤和指令。应当指出的是,本发明的处理步骤和指令可以软件、固件或硬件来实施,并且当以软件实施时,可被下载以保存到多种操作系统所使用的不同平台上并且可在这些平台上进行操作。

[0390] 本发明还涉及用于执行本文的操作的设备。该设备可被专门构造用于所需目的,或者其可包括通用计算机,所述通用计算机由存储于计算机中的计算机程序来选择性地启动或重新配置。此类计算机程序可存储在计算机可读存储介质中,例如但不限于任何类型的磁盘,包括软盘、光盘、CD-ROM、磁性光盘、只读存储器 (ROM)、随机存取存储器 (RAM)、EPROM、EEPROM、磁卡或光卡、专用集成电路 (ASIC)、或者适用于存储电子指令并且各自联接至计算机系统总线的任何类型的介质。此外,本说明书中涉及的计算机和计算机系统可包括单个处理器或者可为采用多个处理器设计以增加计算能力的架构。

[0391] 本文提供的方法和显示器并非固有地与任何特定计算机或其他设备相关。各种通用系统也可与根据本文的教导内容的程序一起使用,或者可证明方便的是构造更专业设备来执行所需的方法动作。用于各种此类系统的所需结构将根据上述说明而变得显而易见。此外,本发明未参考任何特定的编程语言来进行描述。应当理解,各种编程语言可用于实施本文所述的本发明的教导内容,并且上文针对特定语言的任何参考文献被提供用于本发明的实现和最佳模式的公开内容。

[0392] 在各种形式中,公开了一种外科器械,所述外科器械被构造为能够将来自端部执行器的低功率信号传递到远程装置。外科器械可包括柄部、从柄部朝远侧延伸的轴、和附接到轴的远侧端部的端部执行器。传感器可设置在端部执行器中。传感器可生成表示端部执行器处的状态的信号。发射器可位于端部执行器中。发射器可以第一功率水平发射来自传感器的信号。信号可被位于外科器械的柄部中的中继站接收。中继站被构造为能够放大并且以第二功率水平重新发射信号,其中第二功率水平高于第一功率水平。

[0393] 在各种形式中,公开了一种中继站,所述中继站用于将来自外科器械的端部执行器的信号传递到远程装置。中继站包括被构造为能够接收来自设置在端部执行器中的传感器的信号的接收器。信号以第一功率水平进行发射。中继站还包括被构造为能够将信号放大成第二功率水平的放大器。发射器被构造为能够以第二功率水平发射信号。第二功率水平高于第一功率水平。

[0394] 在各种形式中,公开了一种用于传递接收自端部执行器中的感测模块的信号的方法。该方法包括通过传感器生成表示外科端部执行器处的状态的第一信号。传感器位于端部执行器中。该方法还包括利用发射器以第一功率水平发射第一信号,并且在中继站处利用接收器接收发射的信号。中继站利用放大器将第一信号放大成具有第二功率水平的高功率信号。第二功率水平大于第一功率水平。利用中继站以第二功率水平发射高功率信号。高功率信号由远程装置(诸如,视频监视器)接收。视频监视器显示外科端部执行器处的状态的图形表示。

[0395] 在各种形式中,公开了一种传感器拉直式端部执行器。传感器拉直式端部执行器

可包括在关节运动点处联接到轴的端部执行器。端部执行器能够相对于轴成角度地进行关节运动。传感器可设置在传感器拉直式端部执行器上,诸如轴上或端部执行器上。传感器可被构造为能够检测外科器械的总体近侧运动。当检测到总体近侧运动时,传感器可生成信号以控制马达来相对于轴拉直端部执行器。

[0396] 在各种形式中,公开了一种包括传感器拉直式端部执行器的外科器械。外科器械可包括柄部。轴可从柄部朝远侧延伸。马达可设置在柄部内,以用于控制外科器械的关节运动。关节运动式端部执行器设置在轴的远侧端部处。传感器可设置在柄部、轴、或端部执行器中。传感器被构造为能够检测外科器械的总体近侧运动。当传感器检测到总体近侧运动时,传感器可启用电动拉直程序,从而导致马达拉直关节运动的端部执行器。在一些形式中,多个传感器可提供拉直程序的冗余检查。

[0397] 在各种形式中,公开了一种用于操作包括传感器拉直式端部执行器的外科器械的方法。该方法可包括通过第一传感器检测外科器械的近侧运动。第一传感器可位于外科器械的任何合适的部分中,诸如,柄部、轴、或端部执行器。第一传感器可为加速度计、磁性传感器、或任何其他合适的传感器类型。传感器可生成表示已检测到总体近侧运动的信号。该方法还可包括通过马达接收从第一传感器生成的信号。马达可响应于所接收的信号来拉直马达控制的关节运动式端部执行器的关节运动角度。第二传感器可生成第二信号以提供冗余检查。

[0398] 在各种形式中,本公开涉及一种包括模块化马达控制平台的马达驱动式外科器械。主控制器可执行主控制程序,以用于控制外科器械的一个或多个操作。第一马达控制器和第二马达控制器可操作地联接到主控制器。第一马达控制器可具有相关联的第一马达,并且第二马达控制器可具有相关联的第二马达。主控制程序可生成用于第一和第二马达控制器的控制信号。第一和第二马达控制器可响应于控制信号来操作第一和第二马达。在一些形式中,模块化马达控制系统可包括从控制器,所述从控制器被构造为能够基于由从控制器从主控制器接收的一个或多个控制信号来控制一个或多个马达控制器。

[0399] 在各种形式中,模块化马达控制系统可包括各自具有相关马达的一个或多个马达控制器。所述一个或多个马达控制器可与主控制器通信。主控制器可被构造为能够向马达控制器提供控制信号,以作为主控制程序的一部分。马达控制器可响应于所接收的控制信号来控制相关联的马达。在一些形式中,所述一个或多个马达控制器和相关联的马达可位于柄部内,所述柄部适于接纳模块化轴、模块化端部执行器、和模块化功率源。柄部可提供马达与模块化轴和端部执行器之间的接口。

[0400] 在各种形式中,外科器械可包括模块化马达控制系统。外科器械可包括主控制器。外科器械可被构造为能够接收模块化外科部件,诸如,模块化轴和执行部分。外科器械可具有安装在其中的一个或多个马达和相关的马达控制器。马达控制器可操作地联接到马达。马达可被构造为能够控制附接的轴或执行部分的一个或多个运动。主控制器和马达控制器可进行电通信。主控制器可被构造为能够向马达控制器提供一个或多个控制信号,以作为主控制程序的一部分。马达控制器可响应于所接收的控制信号来控制马达。

[0401] 在各种形式中,公开了一种用于控制马达驱动式外科器械的方法。该方法可包括通过主控制器来生成一个或多个控制信号。可将第一控制信号发射到被构造为能够控制第一马达的第一马达控制器。第一马达控制器可响应于接收自主控制器的第一控制信号来操

作第一马达。可将第二控制信号发射到被构造为能够控制第二马达的第二马达控制器。第二马达控制器可响应于接收自主控制器的第二控制信号来操作第二马达。在一些形式中，第二控制信号可由从控制器生成。

[0402] 根据一个一般形式，提供了一种包括驱动马达和驱动构件的外科器械，所述驱动构件可通过驱动马达来运动通过起始位置和行程末端位置之间的驱动行程。行程末端位置在第一位置和第二位置之间延伸。机械止动件可设置在行程末端位置处或附近并且可被构造为增加驱动构件运动通过从第一位置到第二位置的驱动行程的阻力。机械止动件可包括缓冲器和阻力构件。缓冲器可从第一位置运动到第二位置并且可被构造为能够在第一位置处接触驱动构件。阻力构件可操作地联接到缓冲器并且被构造为能够增加驱动构件从第一位置运动到第二位置的阻力。阻力构件可被构造为能够在驱动构件致动到第二位置之前使驱动构件减速。在一个形式中，阻力构件被构造为可压缩的，以渐进地增加驱动构件在第一位置和第二位置之间运动的阻力。在一个形式中，阻力构件可包括弹簧。缓冲器可包括接触表面，所述接触表面的尺寸被设计为与在第一位置处接触的驱动构件表面的尺寸互补。

[0403] 在一个形式中，控制系统被构造为能够检测电流尖峰，所述电流尖峰与驱动构件运动的增加阻力相关。控制系统可监测与驱动马达的功率递送相关的电压，以检测电流尖峰。电流尖峰可包括预定阈值电流。预定阈值电流可包括至少一个定义的时间周期内的至少一个预定阈值电流差分。当控制系统检测到电流尖峰时，可中断对驱动马达的功率递送。在一个形式中，机械止动件还可包括硬止动件，所述硬止动件可阻止驱动构件运动越过第二位置。

[0404] 根据一个一般形式，提供了一种机械止动件，所述机械止动件可用于外科器械中以产生与机电止动件相关的可检测电流尖峰。例如，机械止动件可设置在与驱动构件的驱动行程相关的行程末端处或附近。行程末端可在第一位置和第二位置之间延伸。机械止动件可包括一个或多个缓冲器和一个或多个阻力构件。缓冲器可从第一位置运动到第二位置，并且可被构造为能够在第一位置处接触驱动构件。阻力构件可操作地联接到缓冲器并且被构造为能够增加驱动构件从第一位置运动到第二位置的阻力，从而产生电流尖峰。阻力构件可被构造为能够在驱动构件致动到第二位置之前使驱动构件减速。一个或多个阻力构件可被构造为可压缩的，以渐进地增加驱动构件在第一位置和第二位置运动的阻力。一个或多个阻力构件还可被构造为可压缩的并且可包括至少一个弹簧。缓冲器可包括接触表面，所述接触表面的尺寸被设计为与在第一位置处接触的驱动构件表面的尺寸互补。与增加的阻力相关的电流尖峰可通过与机电外科器械相关的控制系统来检测。控制系统可被构造为能够监测与驱动马达的功率递送相关的电压，并且当电流尖峰包括至少一个预定阈值电流时中断对驱动马达的功率递送。至少一个阈值电流可包括至少一个定义的时间周期内的电流差分。在一个形式中，机械止动件还包括硬止动件，以用于阻止驱动构件运动越过第二位置。

[0405] 可将本发明所公开的装置设计成单次使用后即进行处理，或者可将它们设计成是多次使用的。然而，在任一种情形下，所述装置均可进行修复，以在至少一次使用后再使用。修复可包括拆卸装置、清洗或更换具体部件以及后续重新组装的其中任意几个步骤组合。特别是，该装置可拆卸，并且可以任意组合有选择地置换或移除任意数目的某些部分或零件。清洗和/或置换特定部分后，该装置可在修复设施处重新组装以便随后使用，或者在

即将进行外科手术前由外科队重新组装。本领域的技术人员将会知道,装置的重新修复可利用多种用于拆卸、清洗 / 更换和重新组装的技术。这些技术的用途以及得到的重新修复装置均在本发明的范围内。

[0406] 优选的是,在手术前处理本文所述的发明。首先,获取新的或用过的器械,并根据需要进行清洗。然后对器械进行消毒。在一种消毒技术中,将该器械放置在闭合且密封的容器中,诸如塑料或 TYVEK 袋中。然后将容器和器械置于可穿透该容器的辐射场中,例如 γ 辐射、x- 射线或高能电子。辐射杀死器械上和容器中的细菌。然后将消毒后的器械存储在无菌容器中。该密封容器使器械保持无菌直至在医疗设施中打开该容器为止。

[0407] 以引用方式全文或部分地并入本文的任何专利、公布或其他公开材料均仅在所并入的材料不与本公开所述的现有定义、陈述或其他公开材料相冲突的范围内并入本文。同样地并且在必要的程度下,本申请明确阐述的公开内容取代了以引证方式并入本申请的任何冲突材料。任何以引用方式并入本文但与本文所述的现有定义、陈述或其他公开材料相冲突的任何材料或其部分,仅在所并入的材料和现有的公开材料之间不生成冲突的程度下并入本文。

[0408] 尽管本发明已被描述为具有示例性的设计,但还能够在本公开的实质和范围内对本发明进行修改因此本专利申请旨在涵盖采用本发明一般原理的任何变型、用途或修改形式。此外,本专利申请旨在涵盖本发明所属领域中属于已知或惯有实践范围内的与本公开不同的形式。

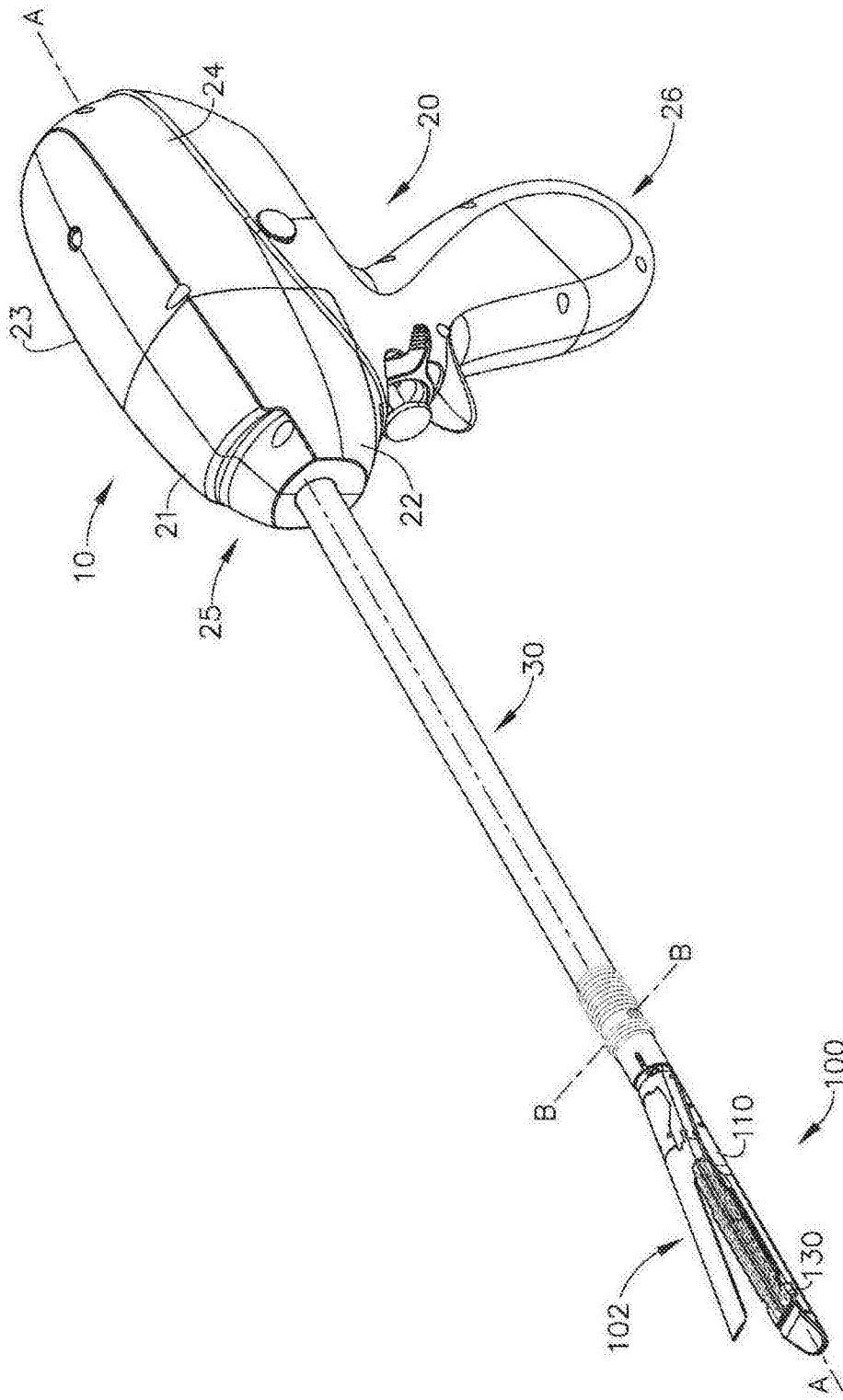


图 1

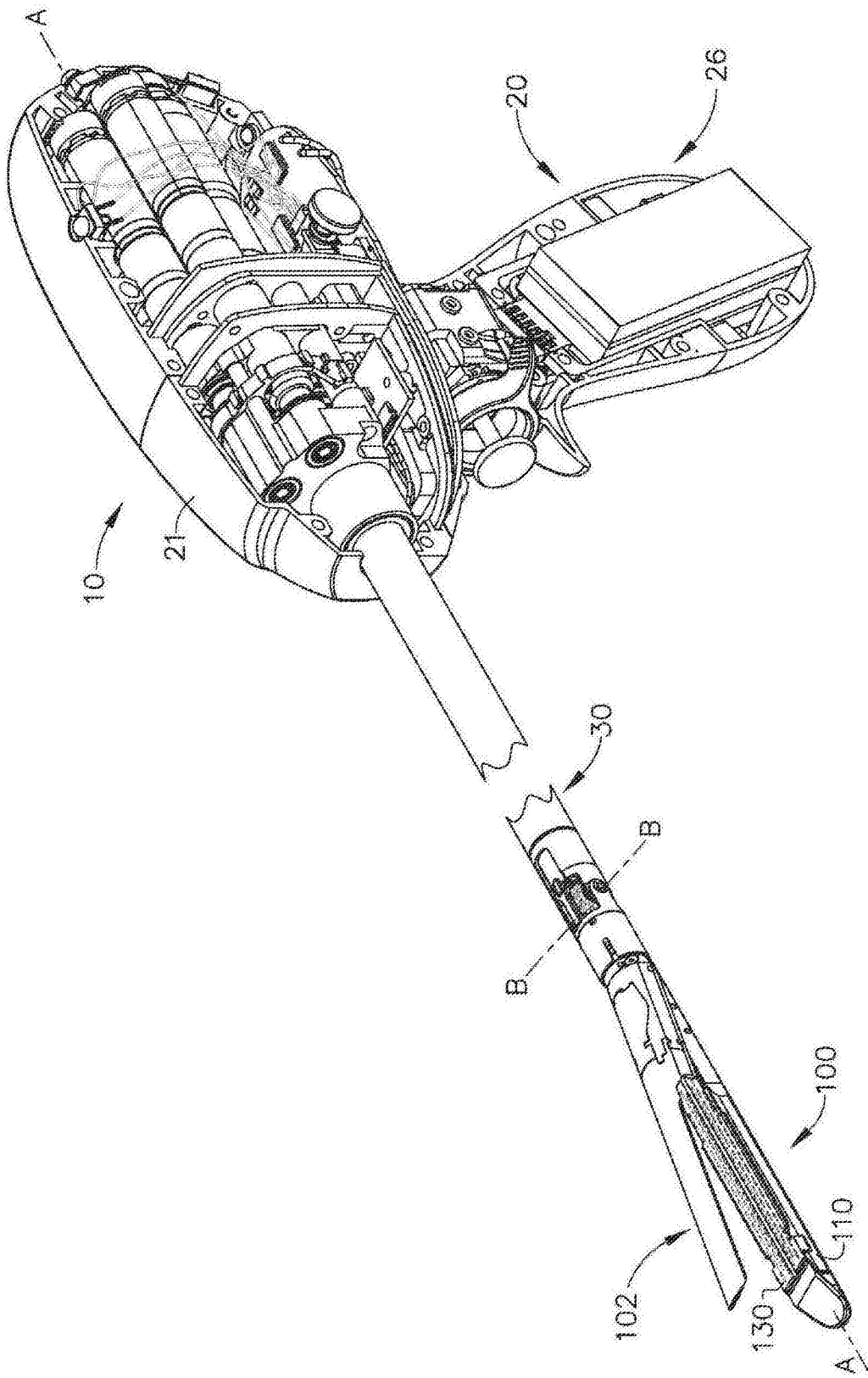


图 2

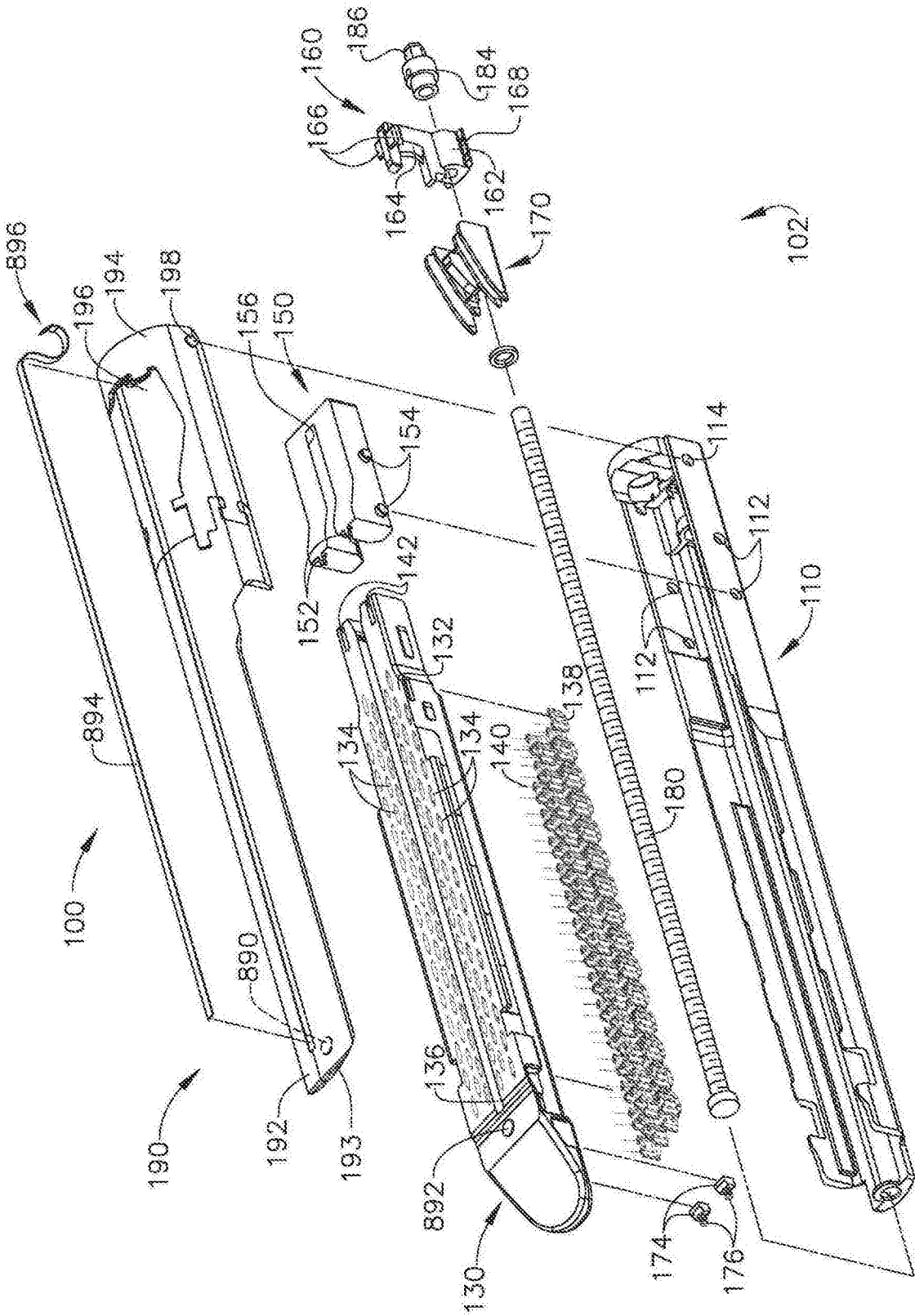


图 3

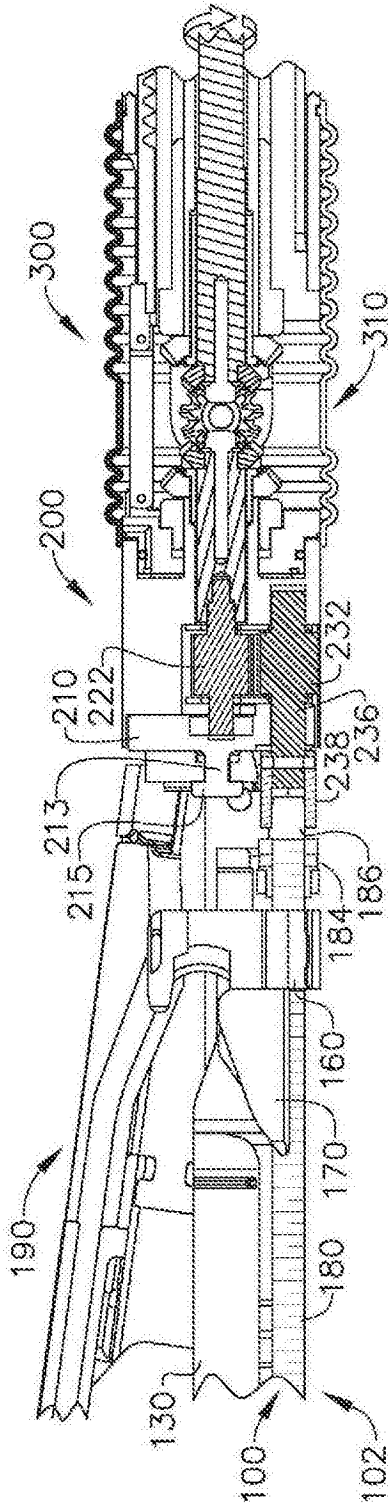


图 4

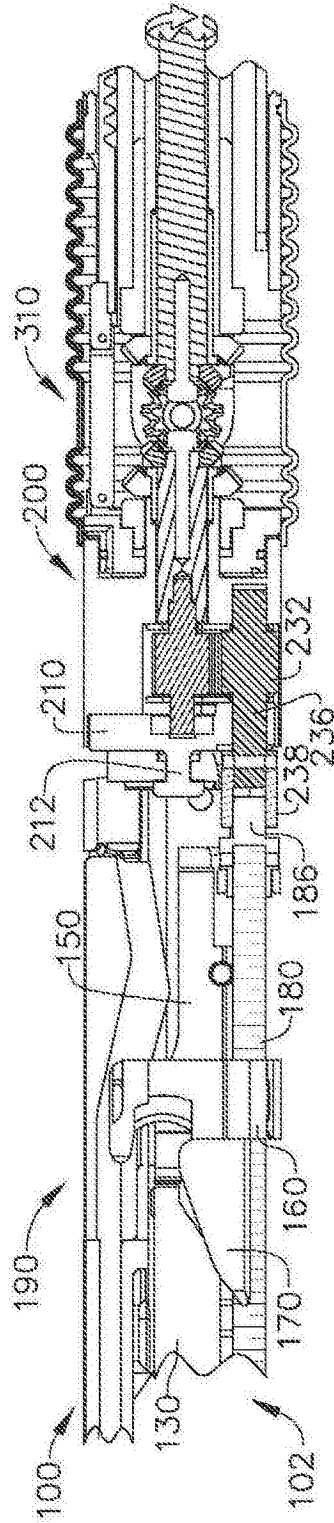


图 5

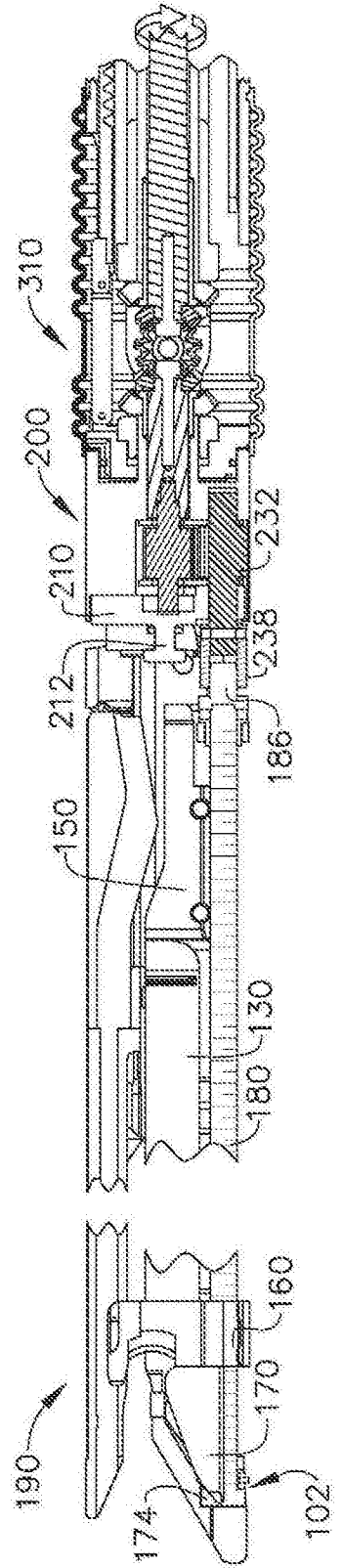


图 6

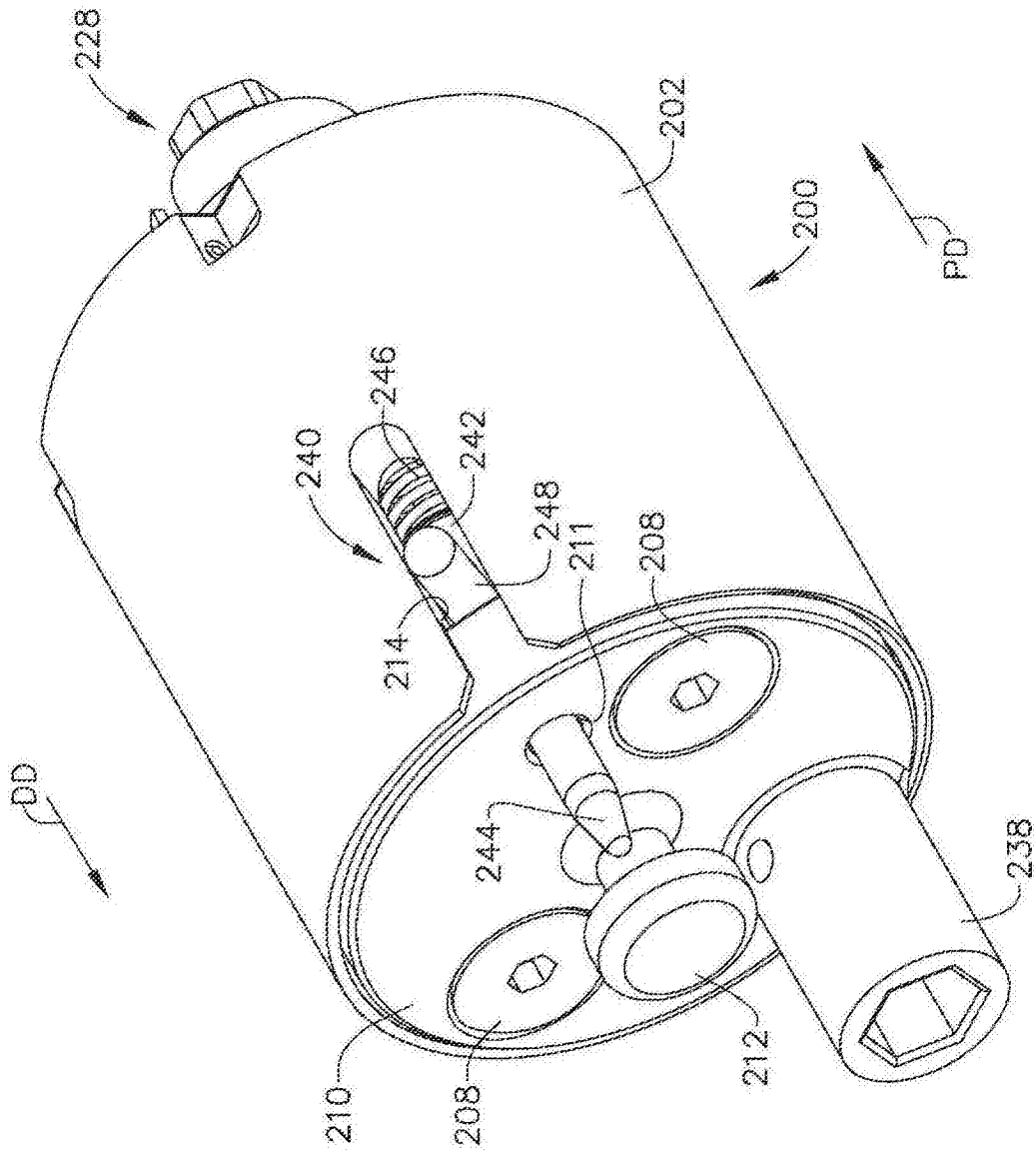


图 7

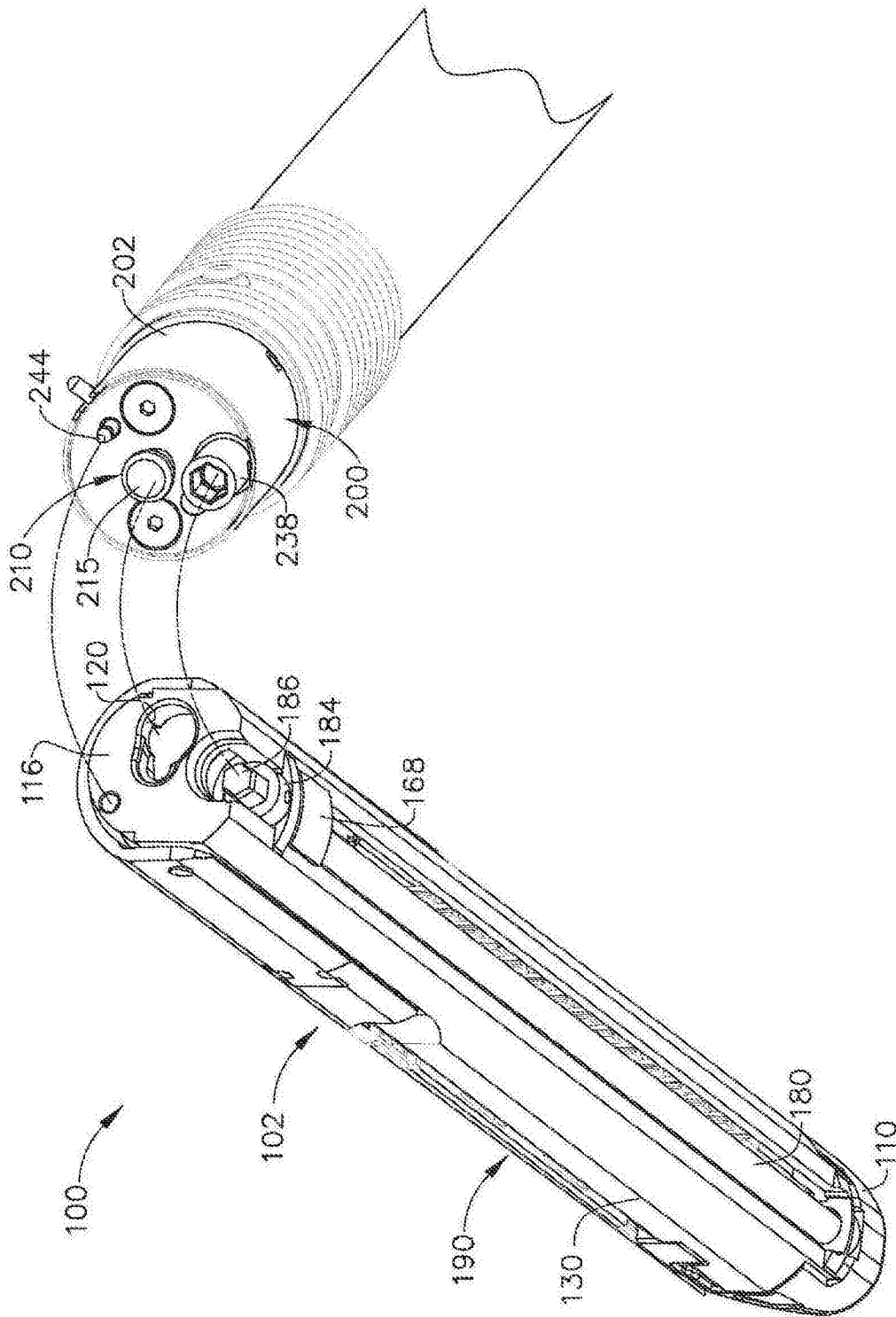


图 9

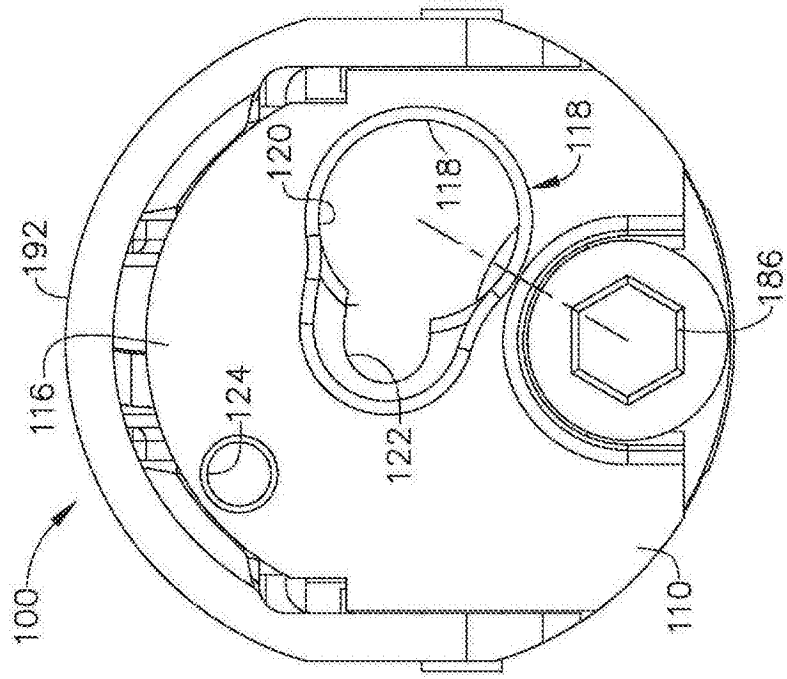


图 10

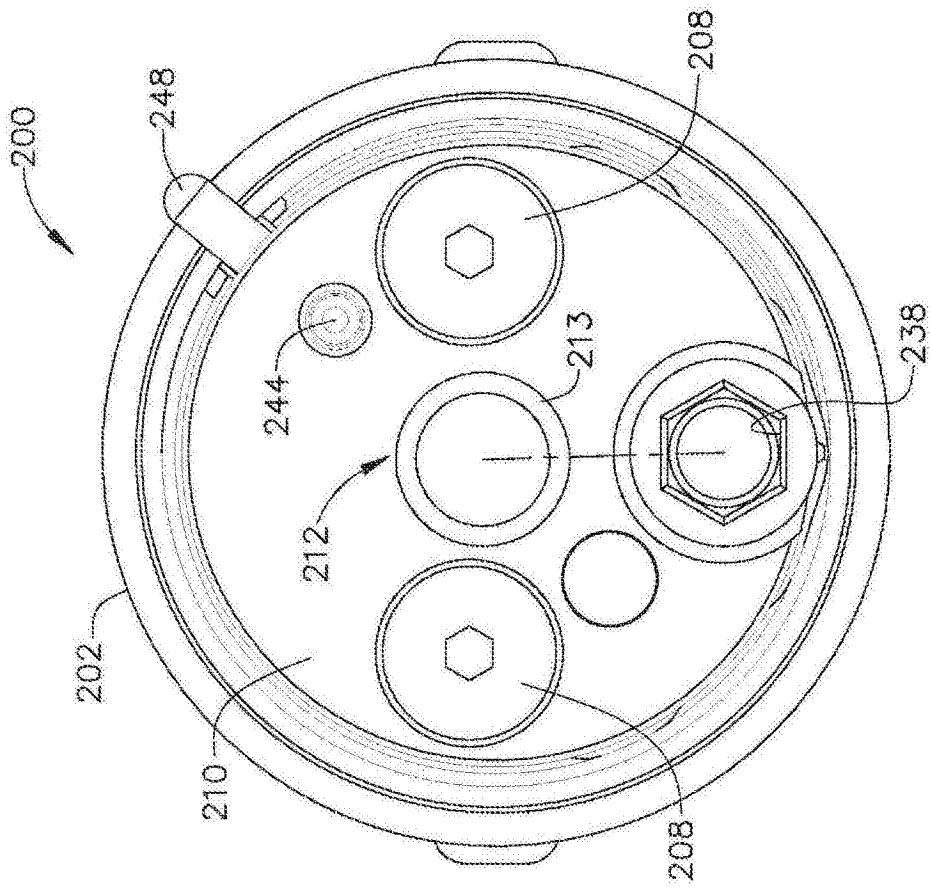


图 11

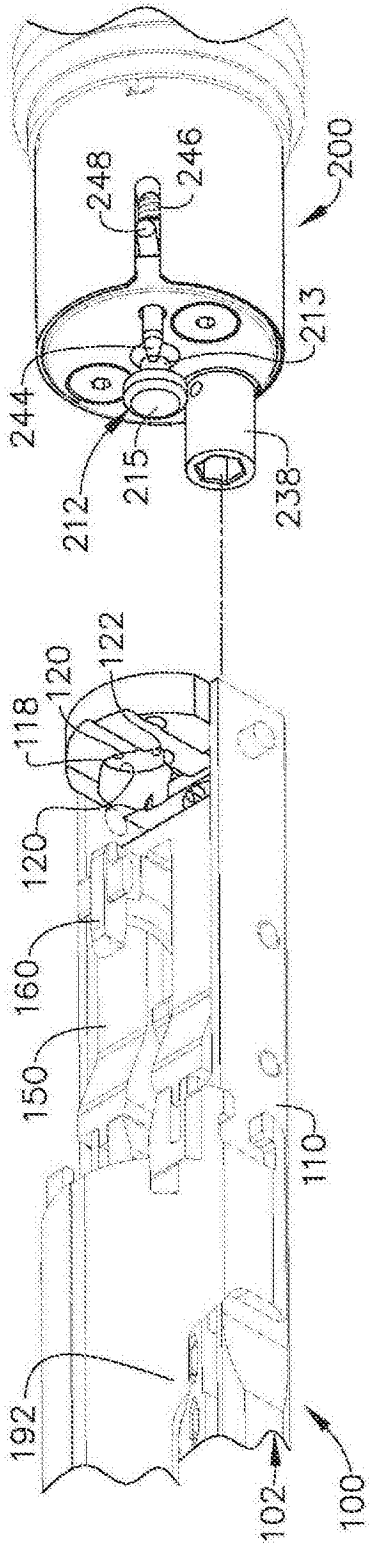


图 12

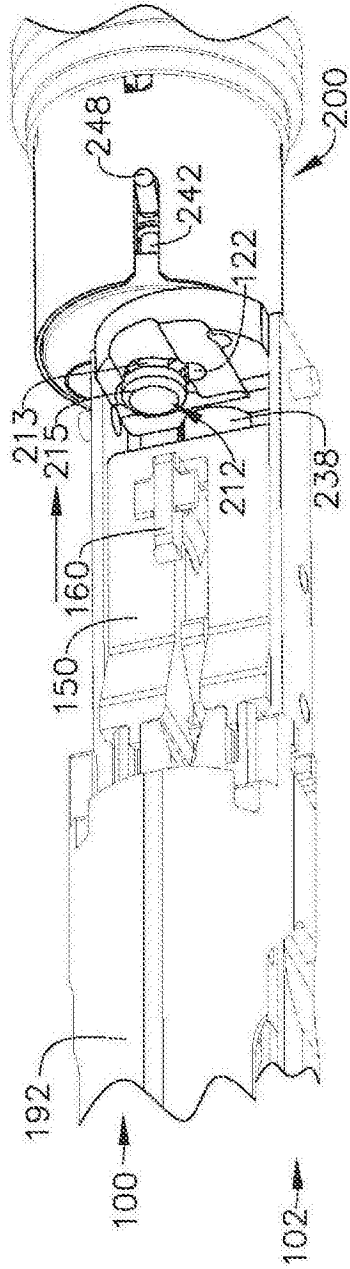


图 13

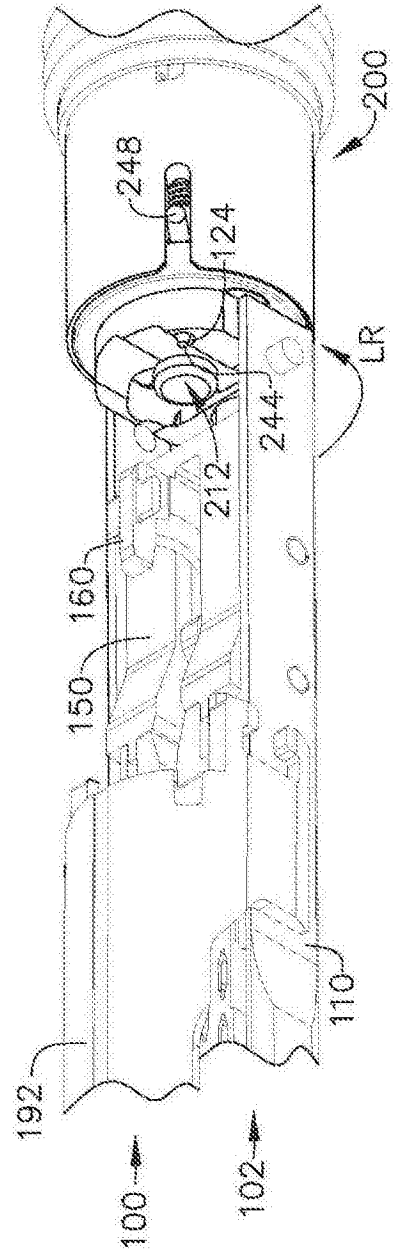


图 14

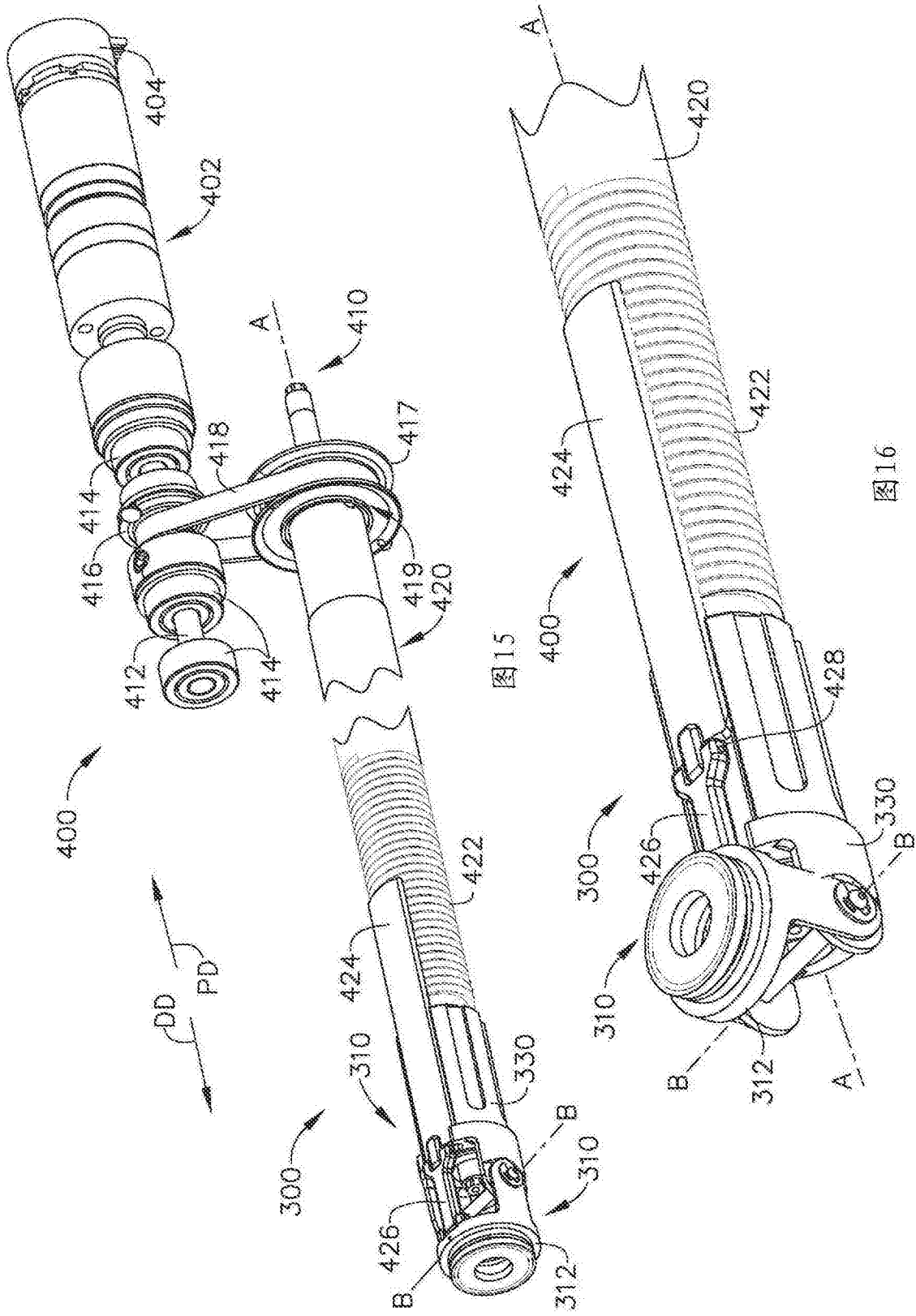


图15

图16

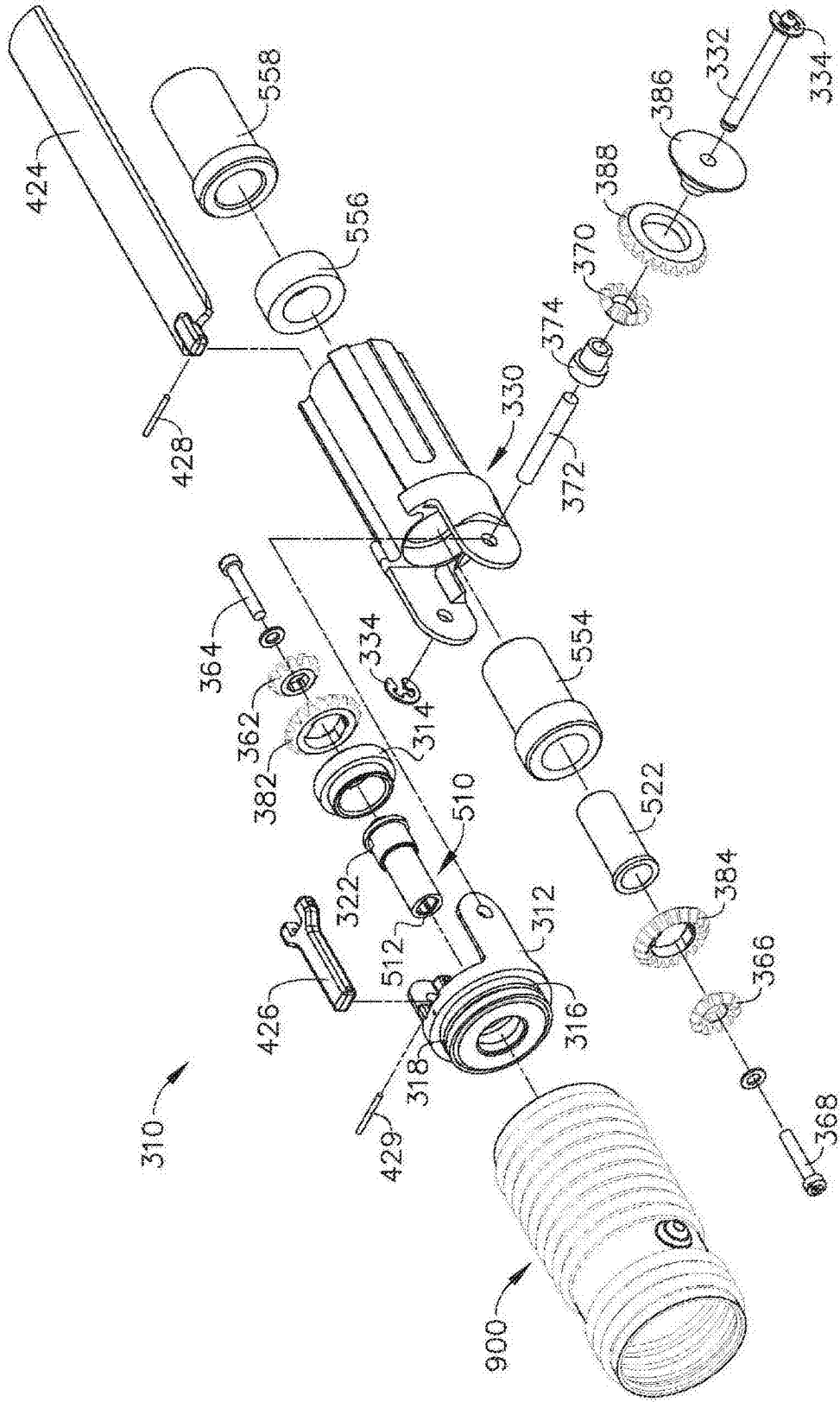


图 17

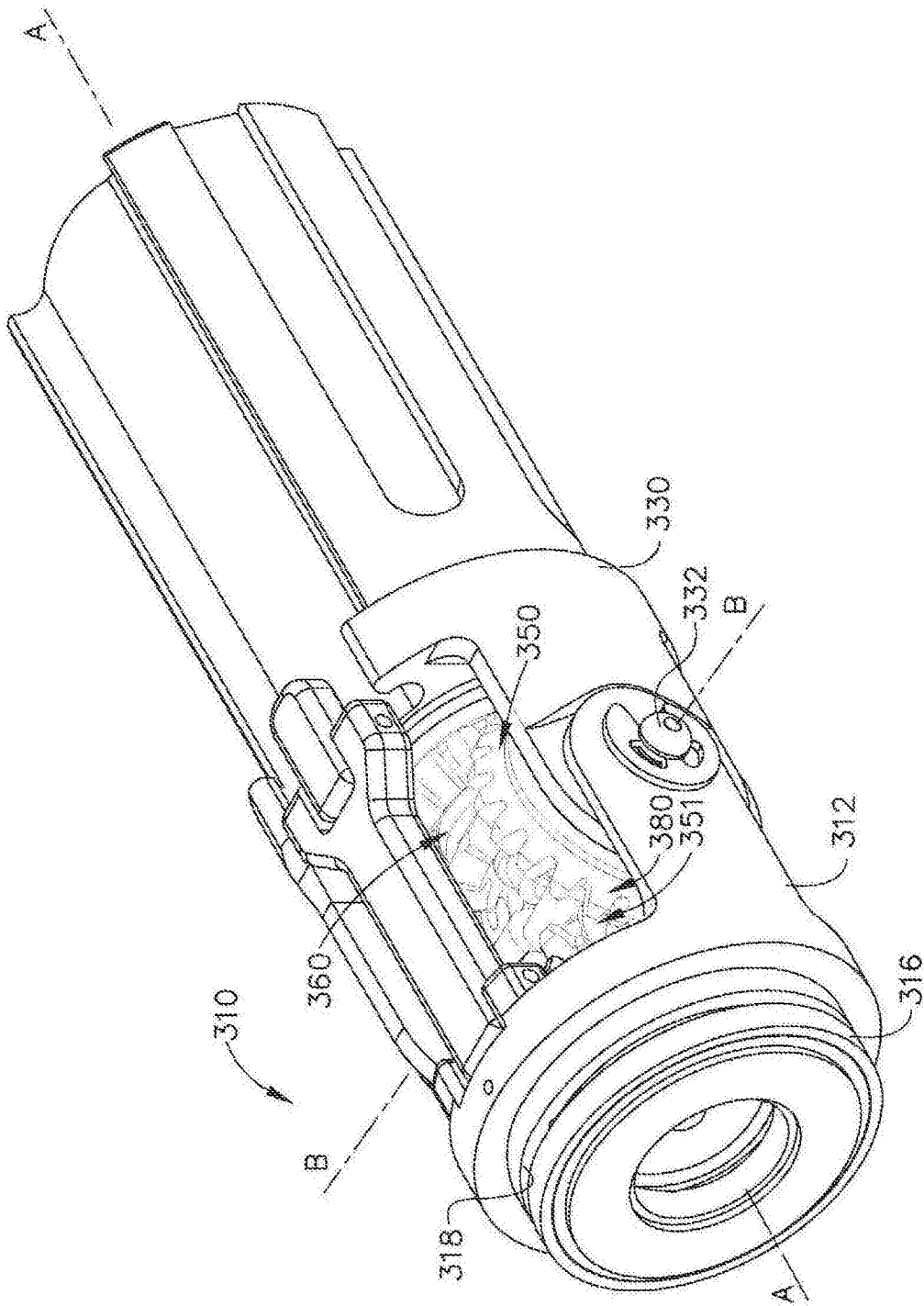


图 18

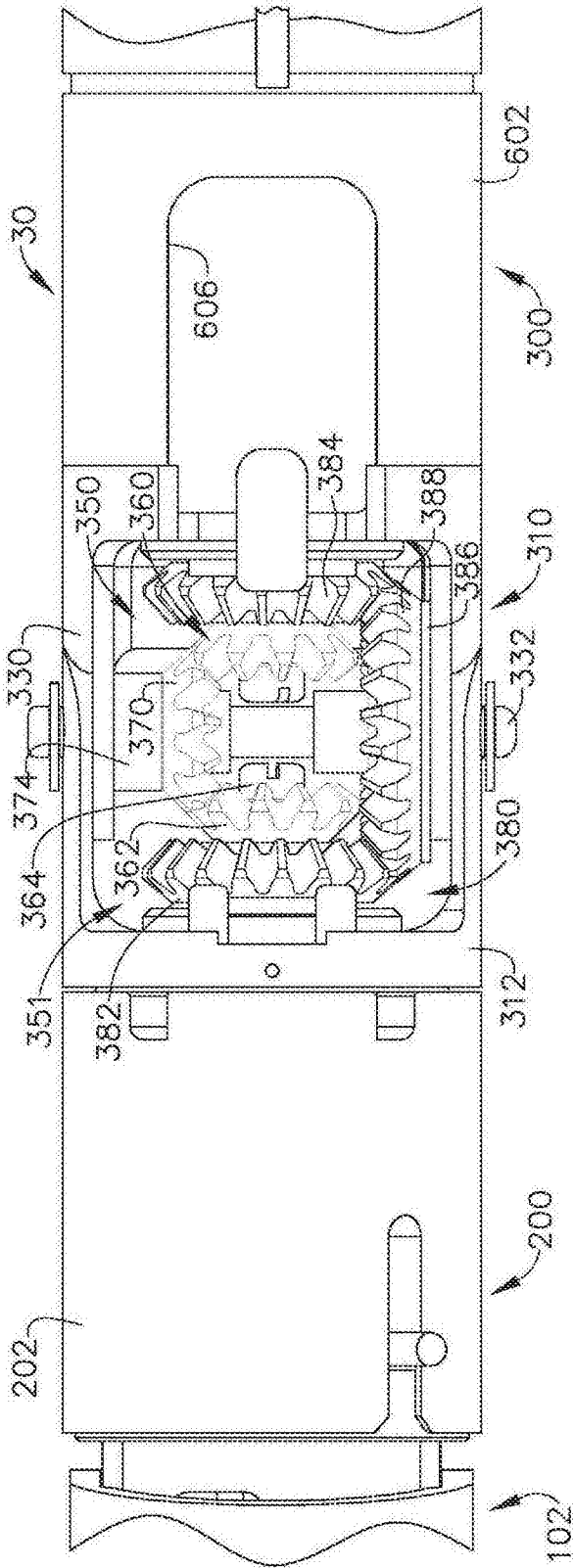


图 19

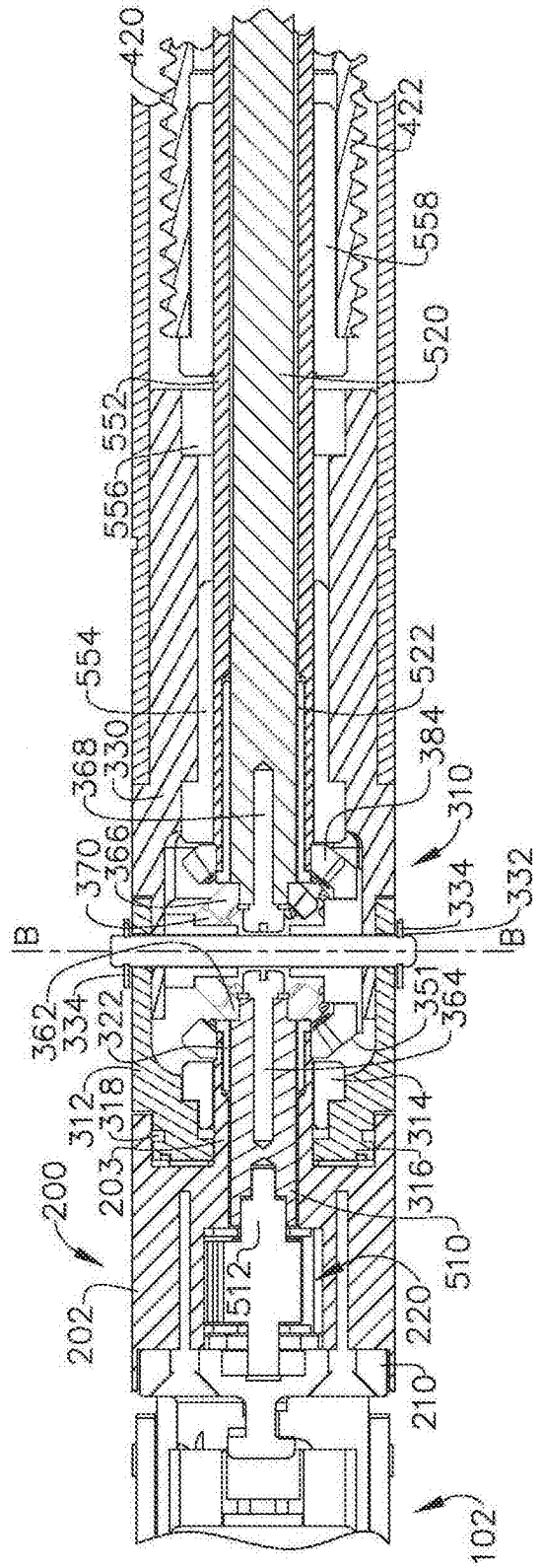


图 20

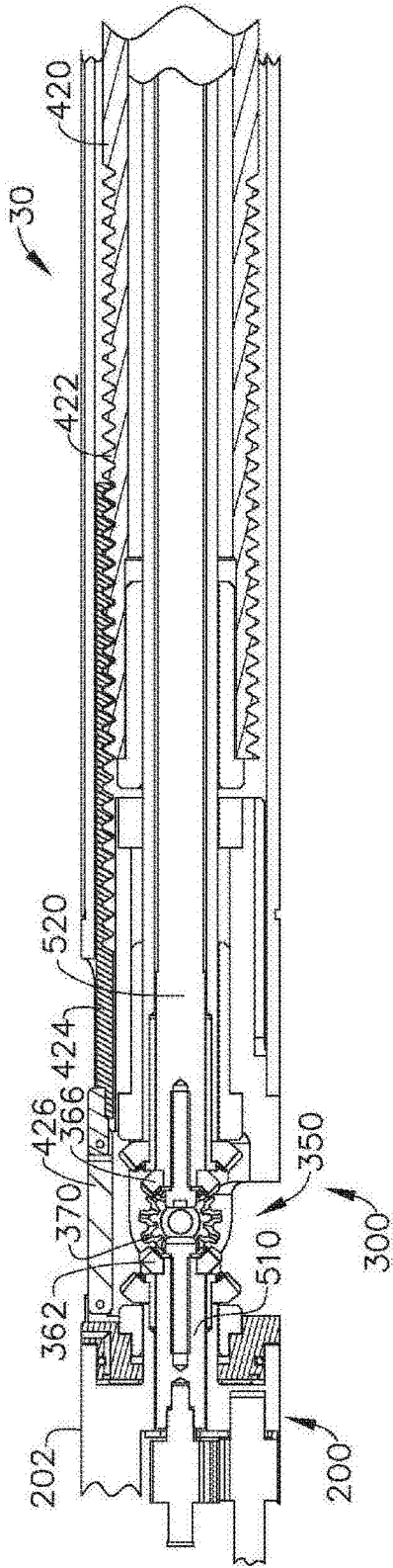


图 21

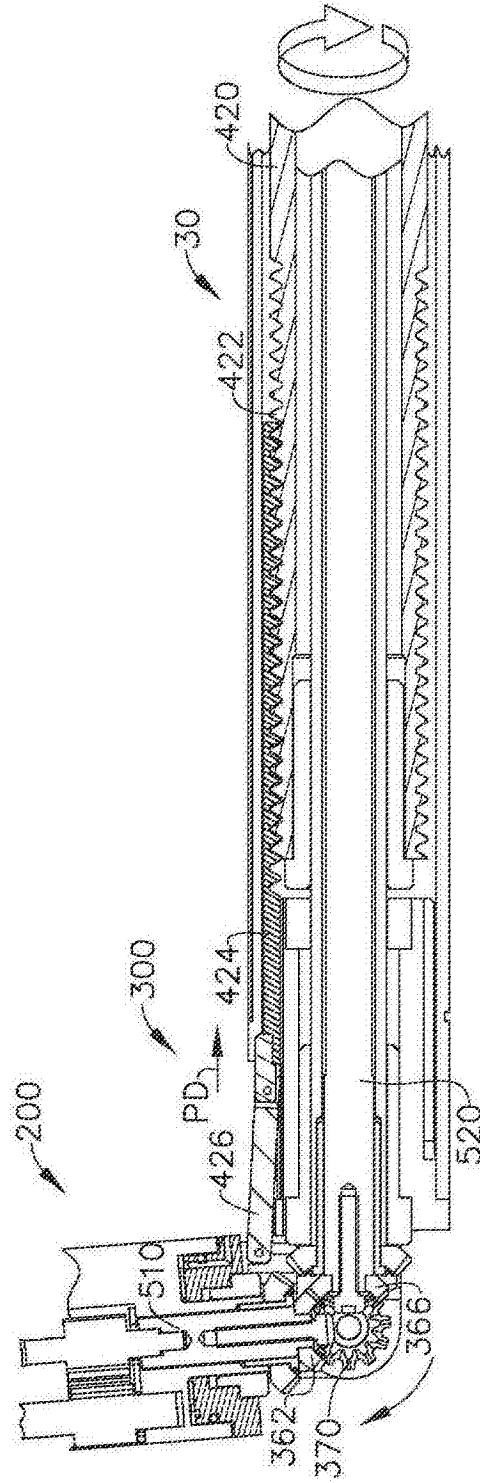


图 22

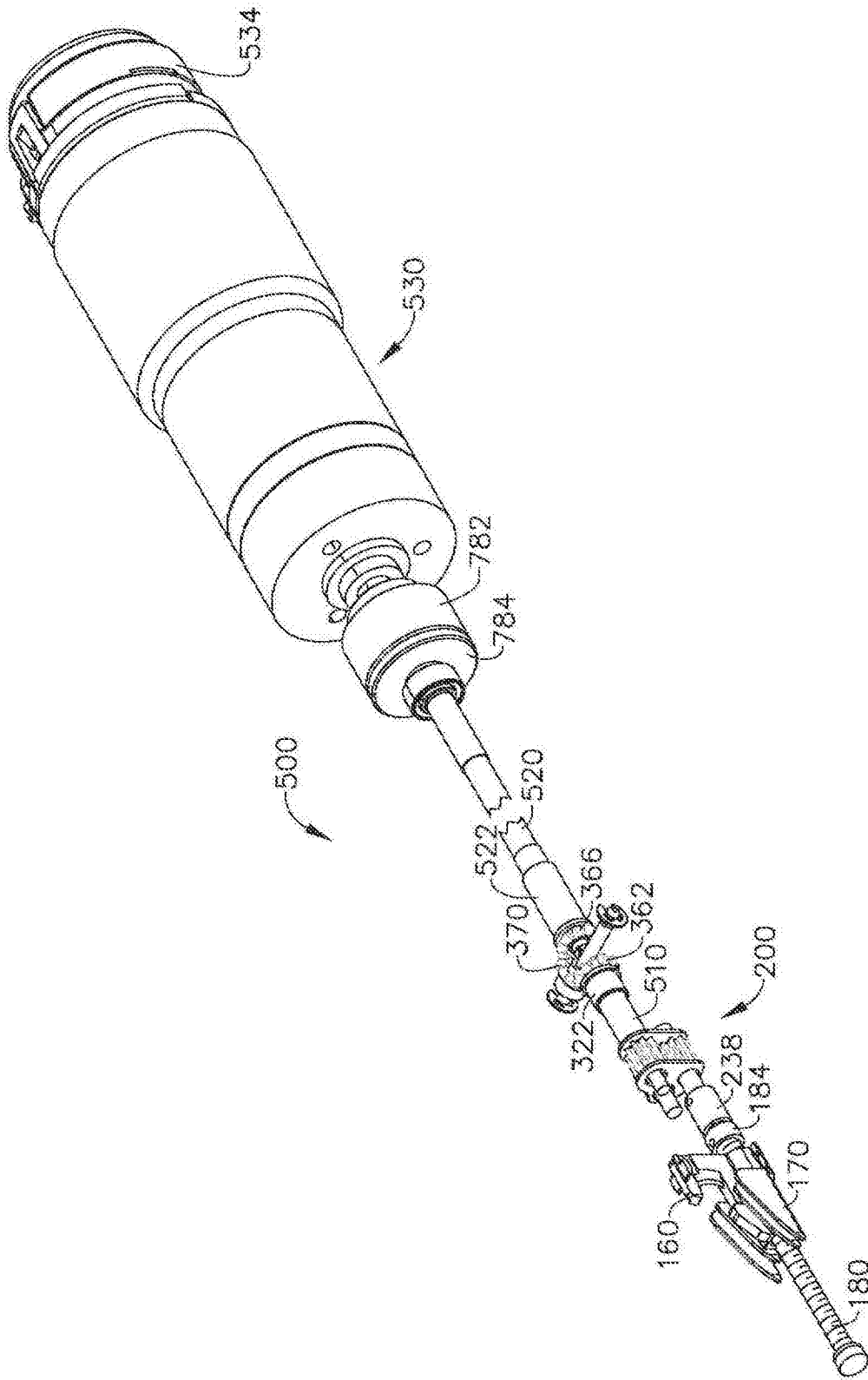


图 23

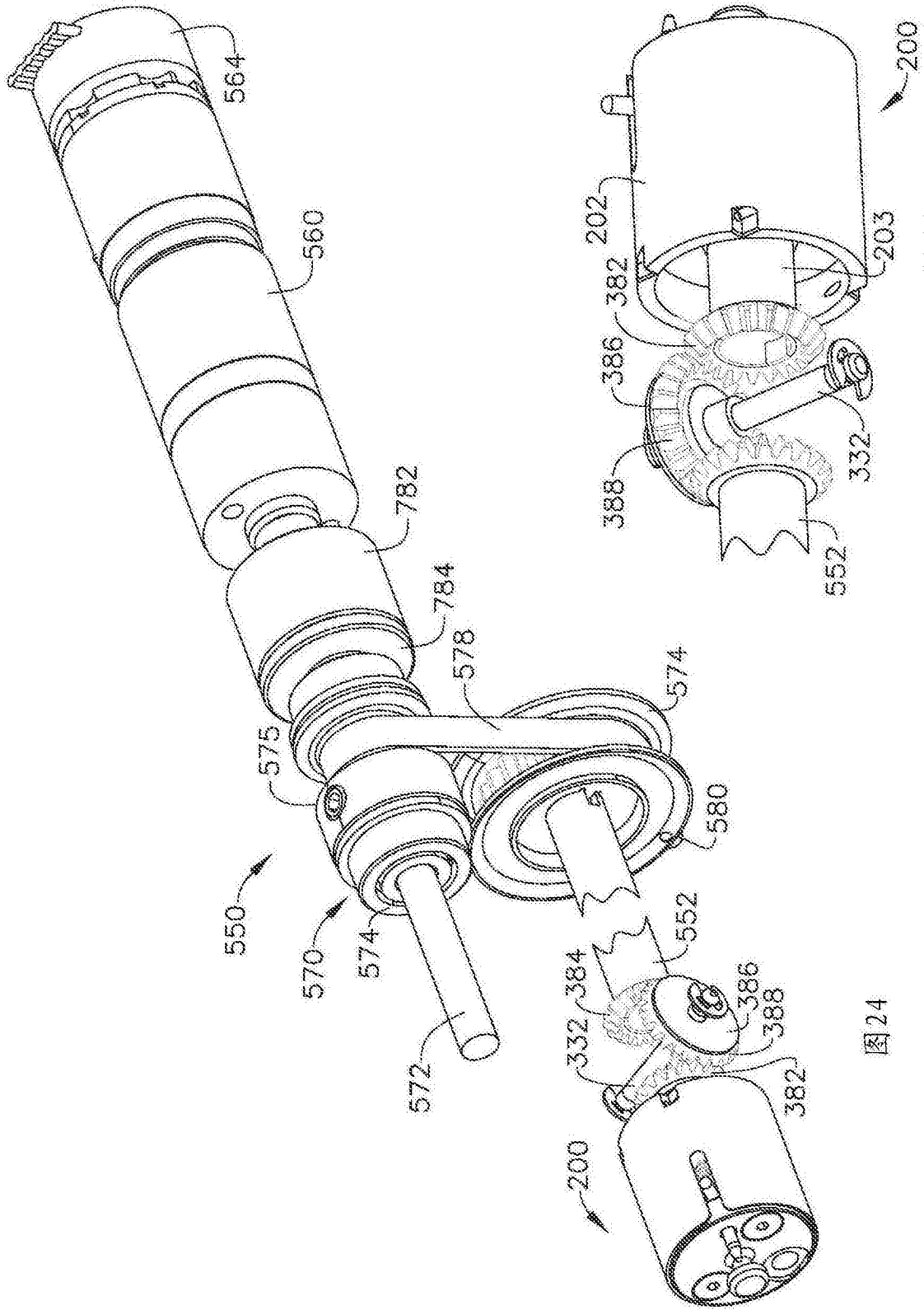


图 25

图 24

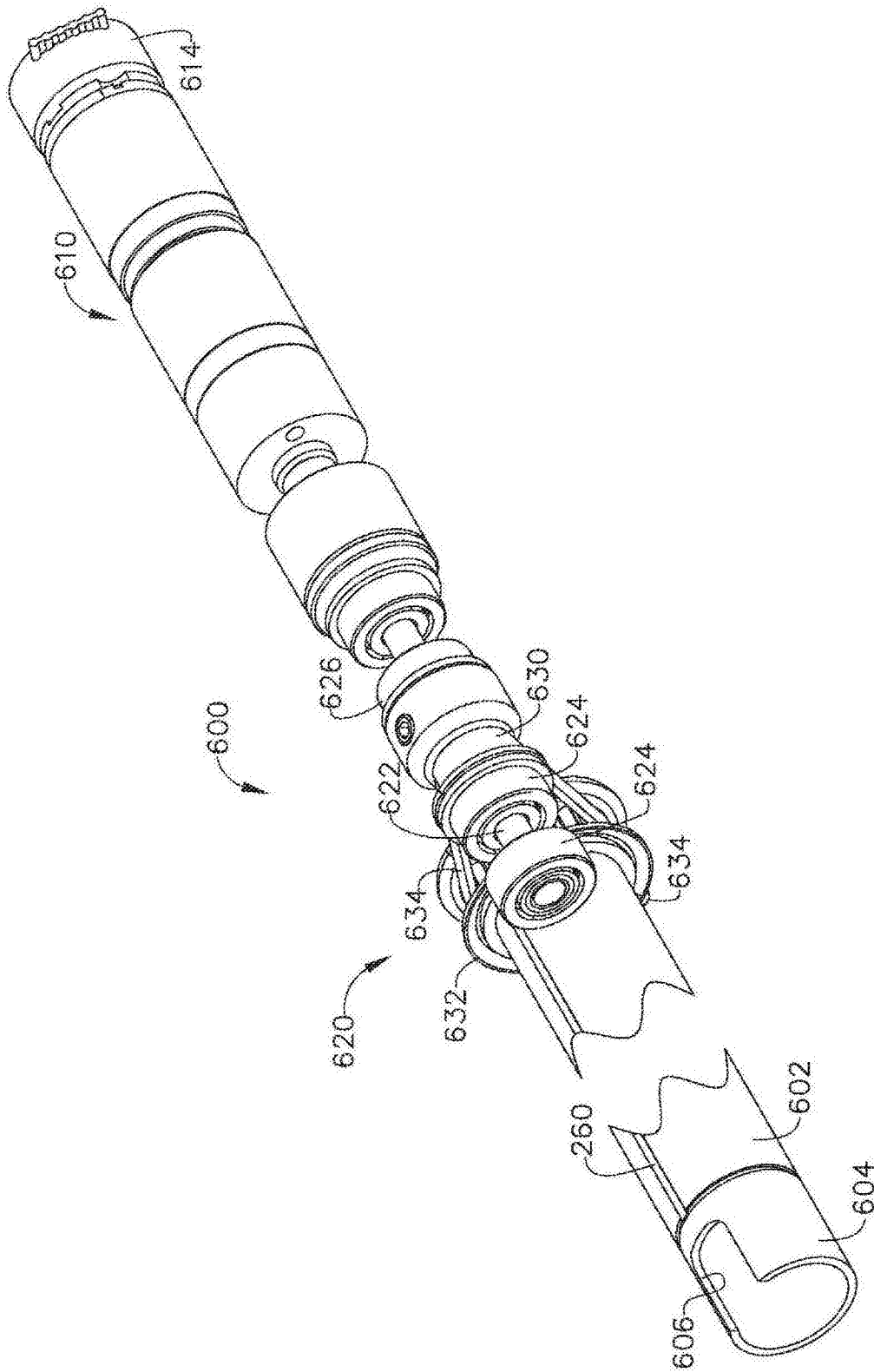


图 26

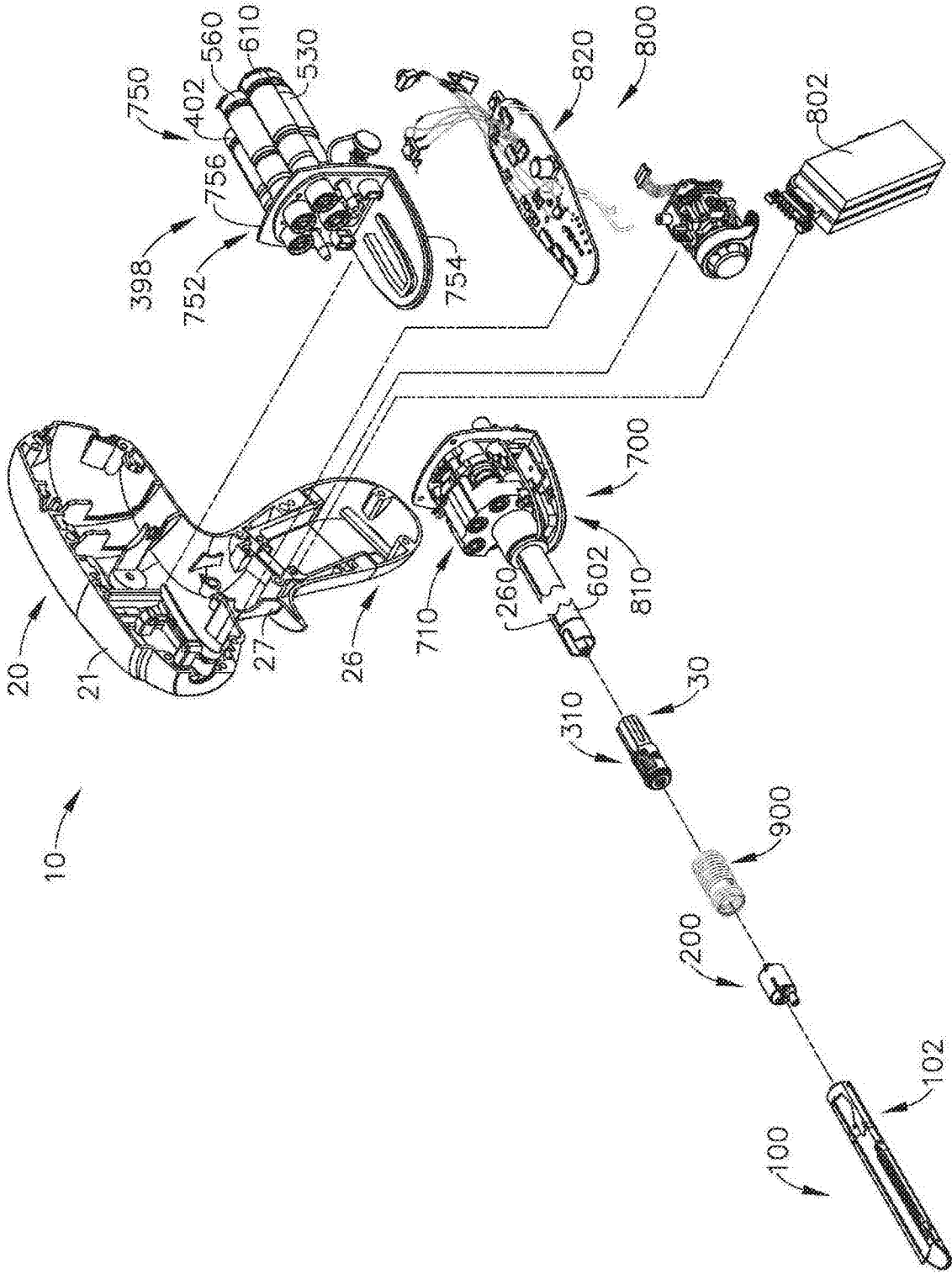


图 27

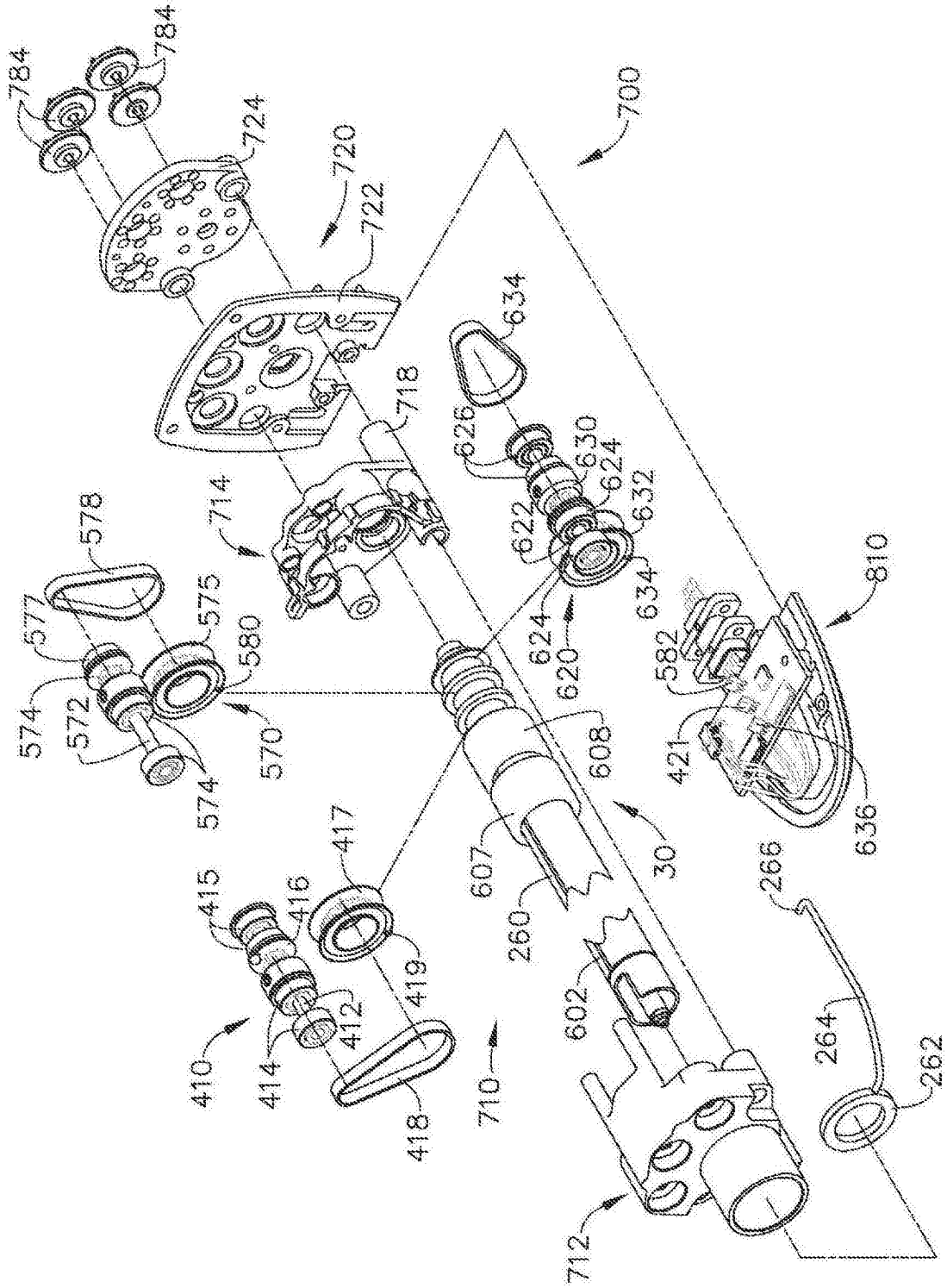


图 28

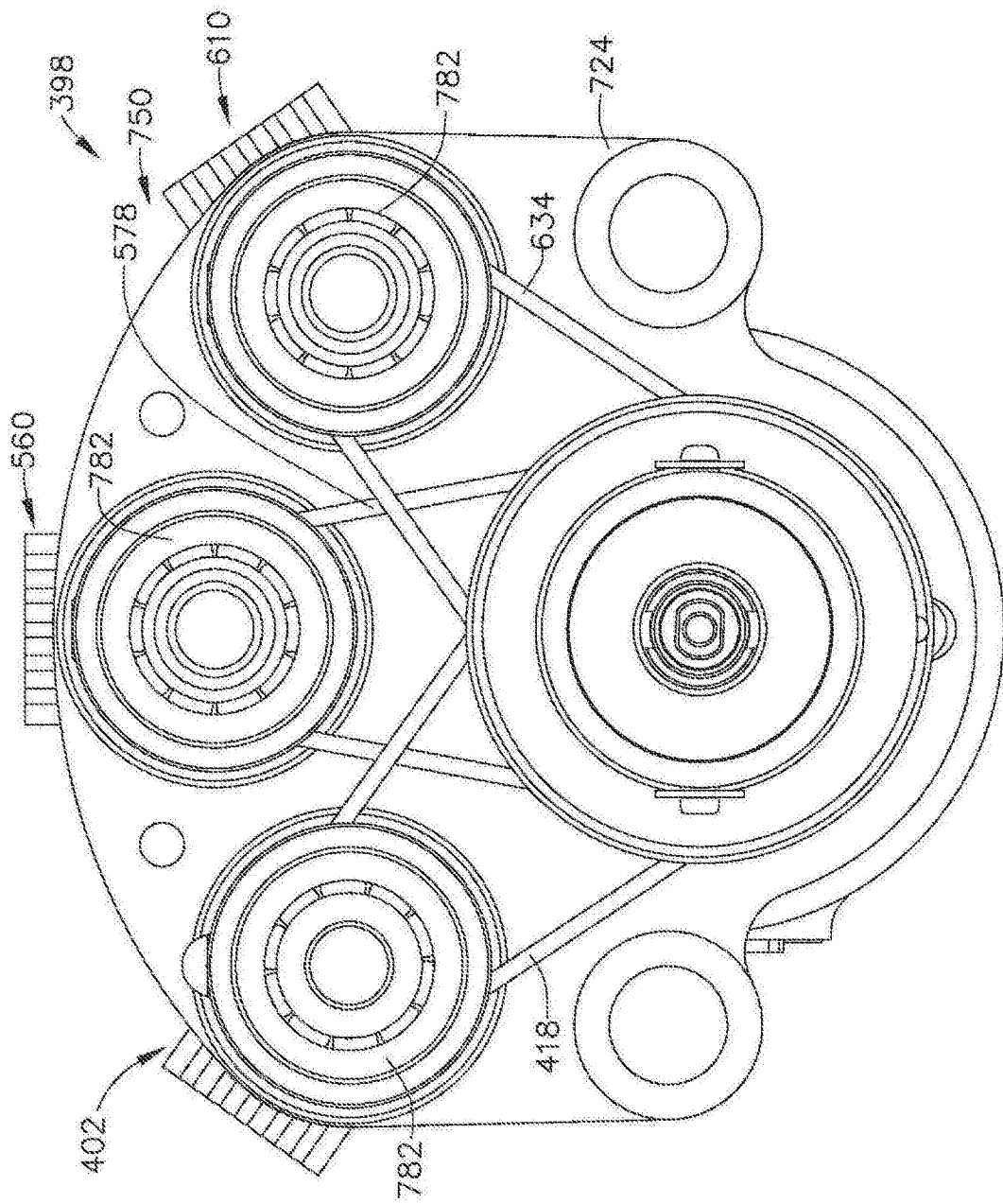


图 28A

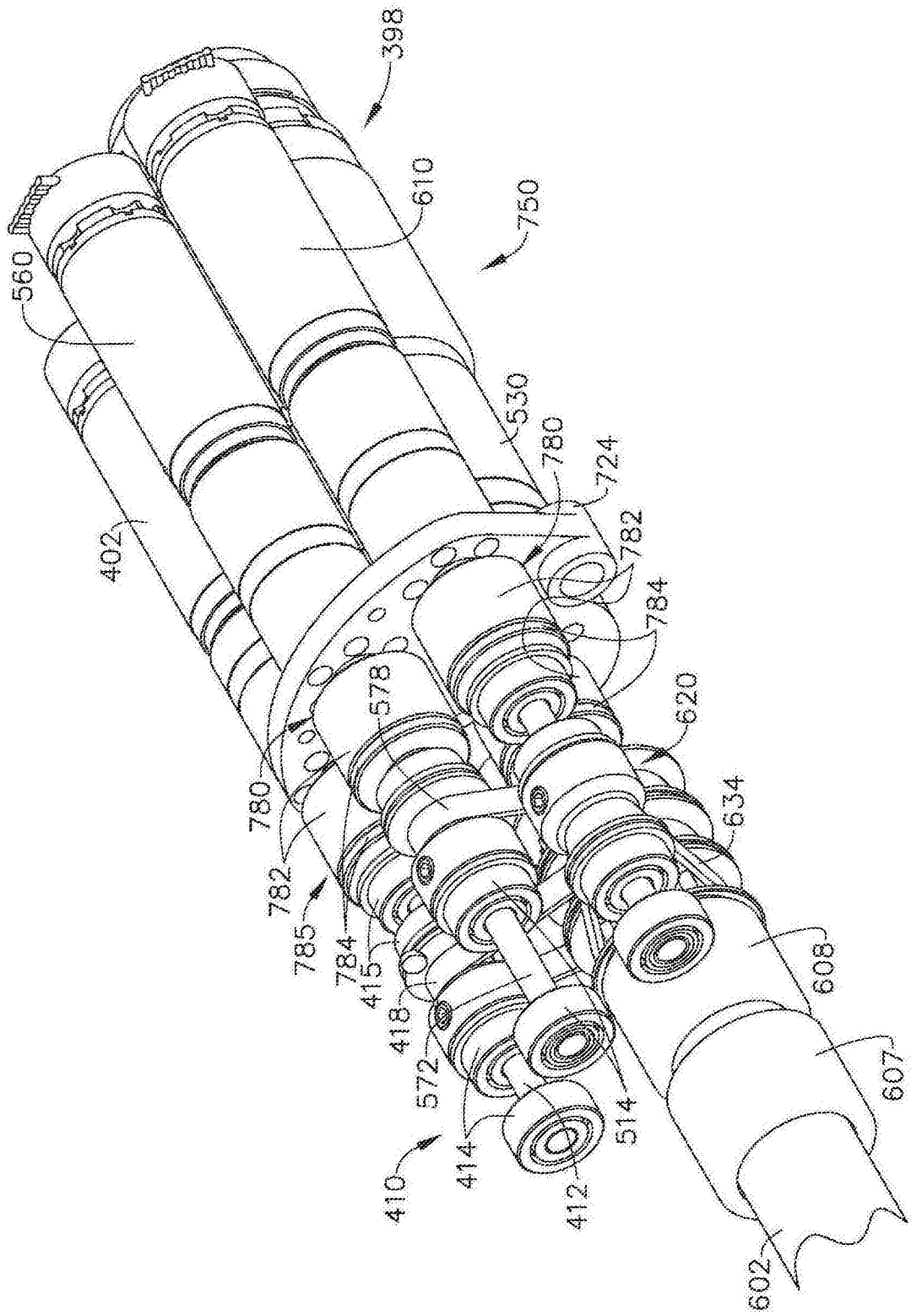


图 28B

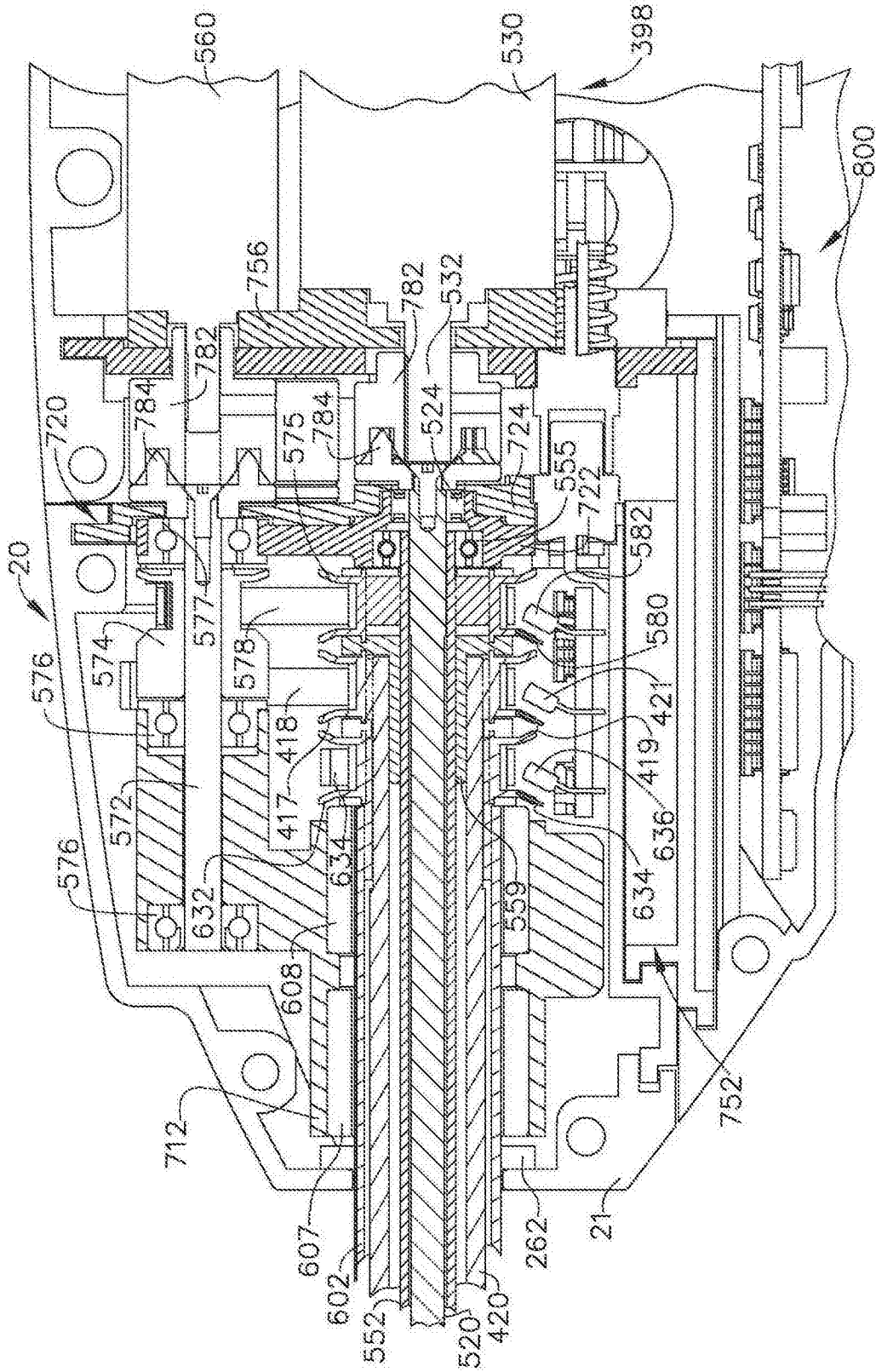


图 29

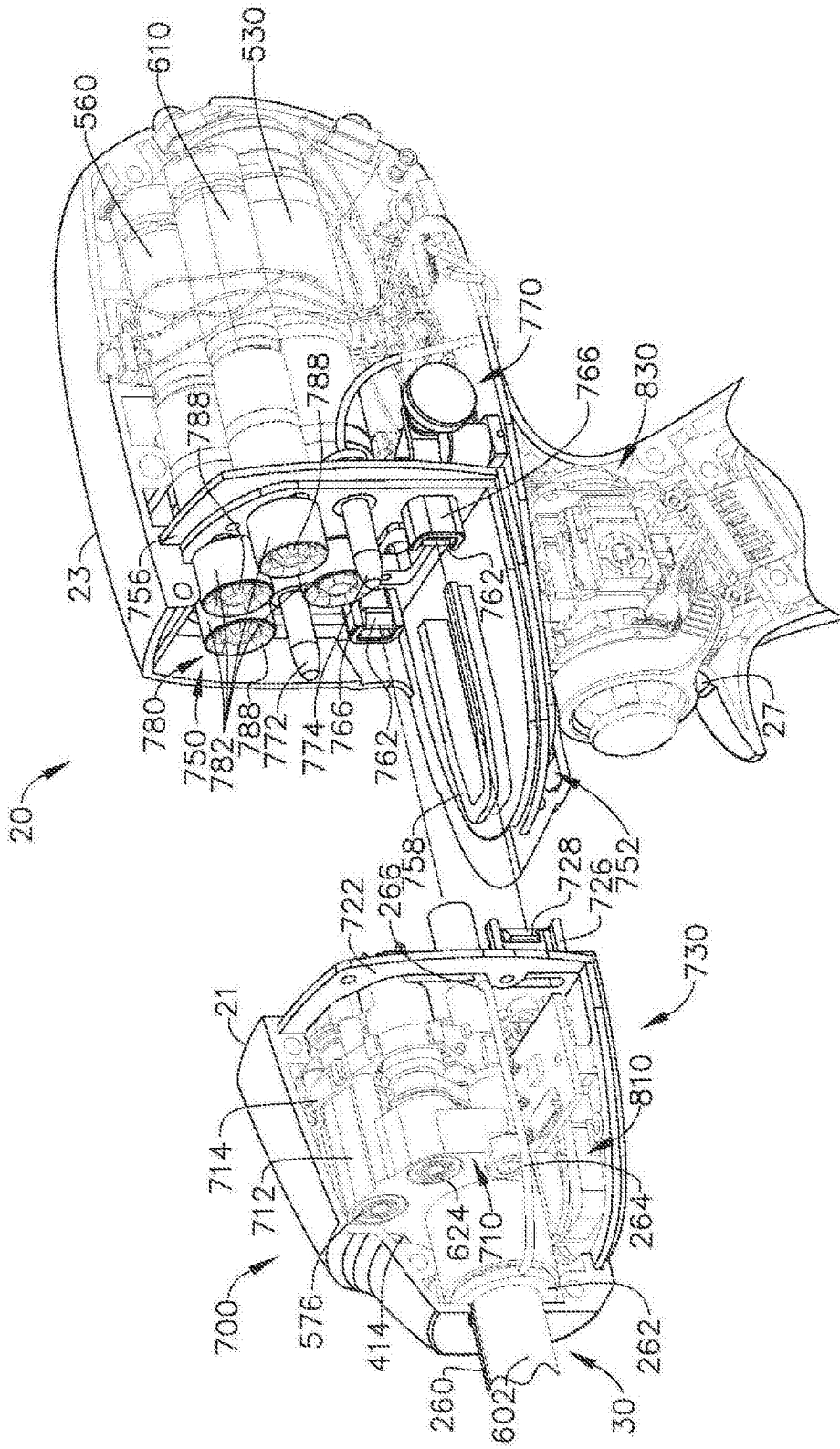


图 30

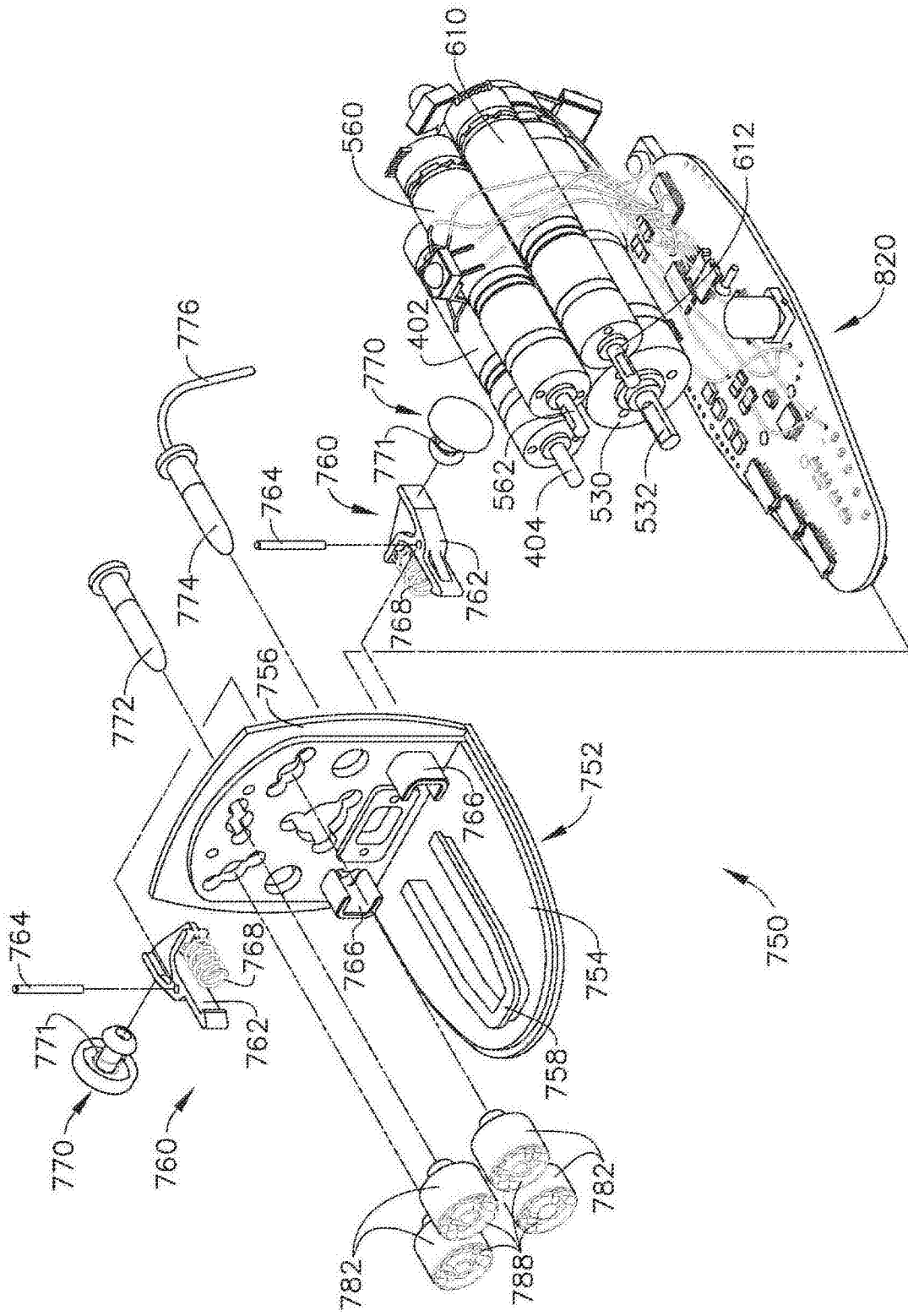


图 31

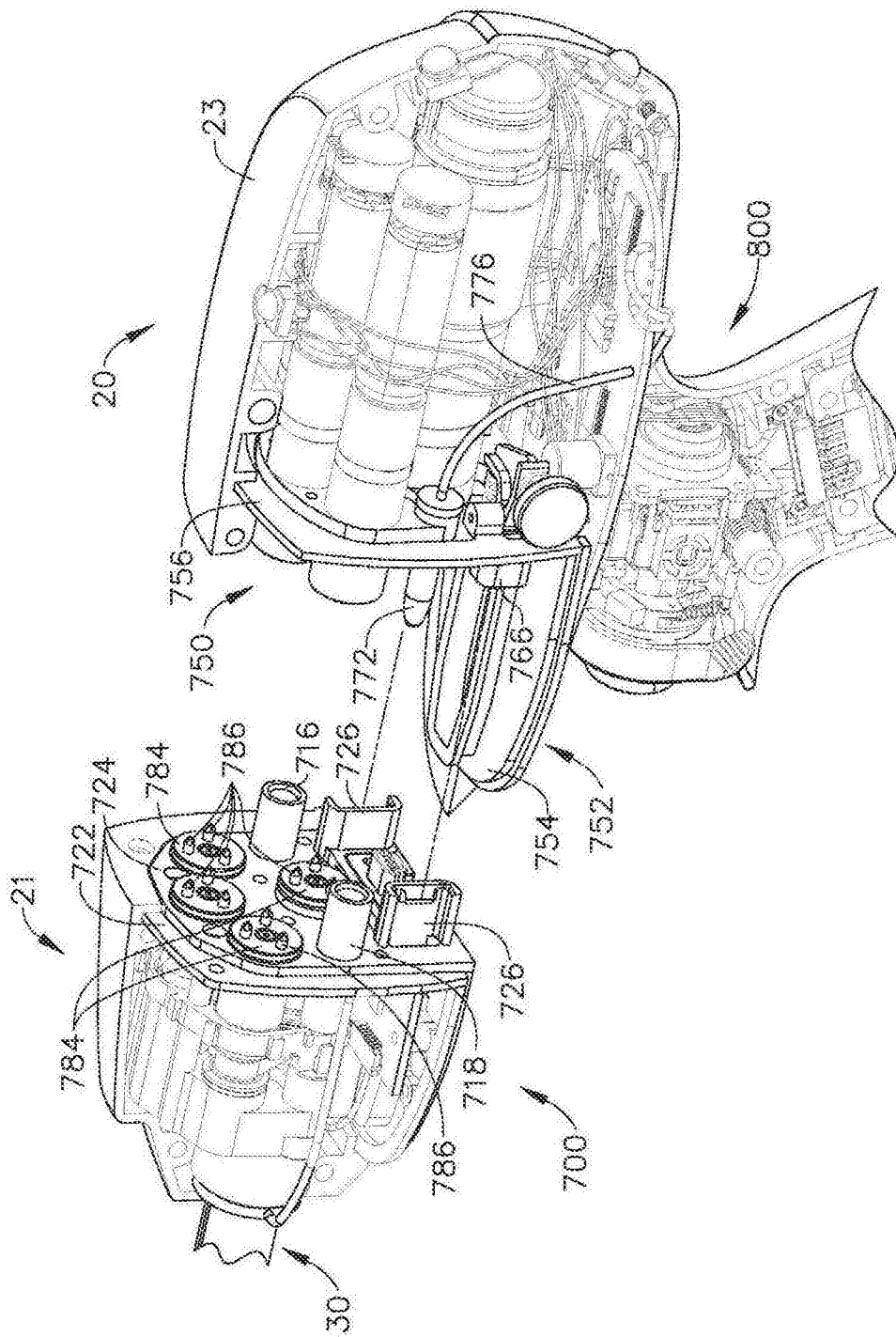


图 32

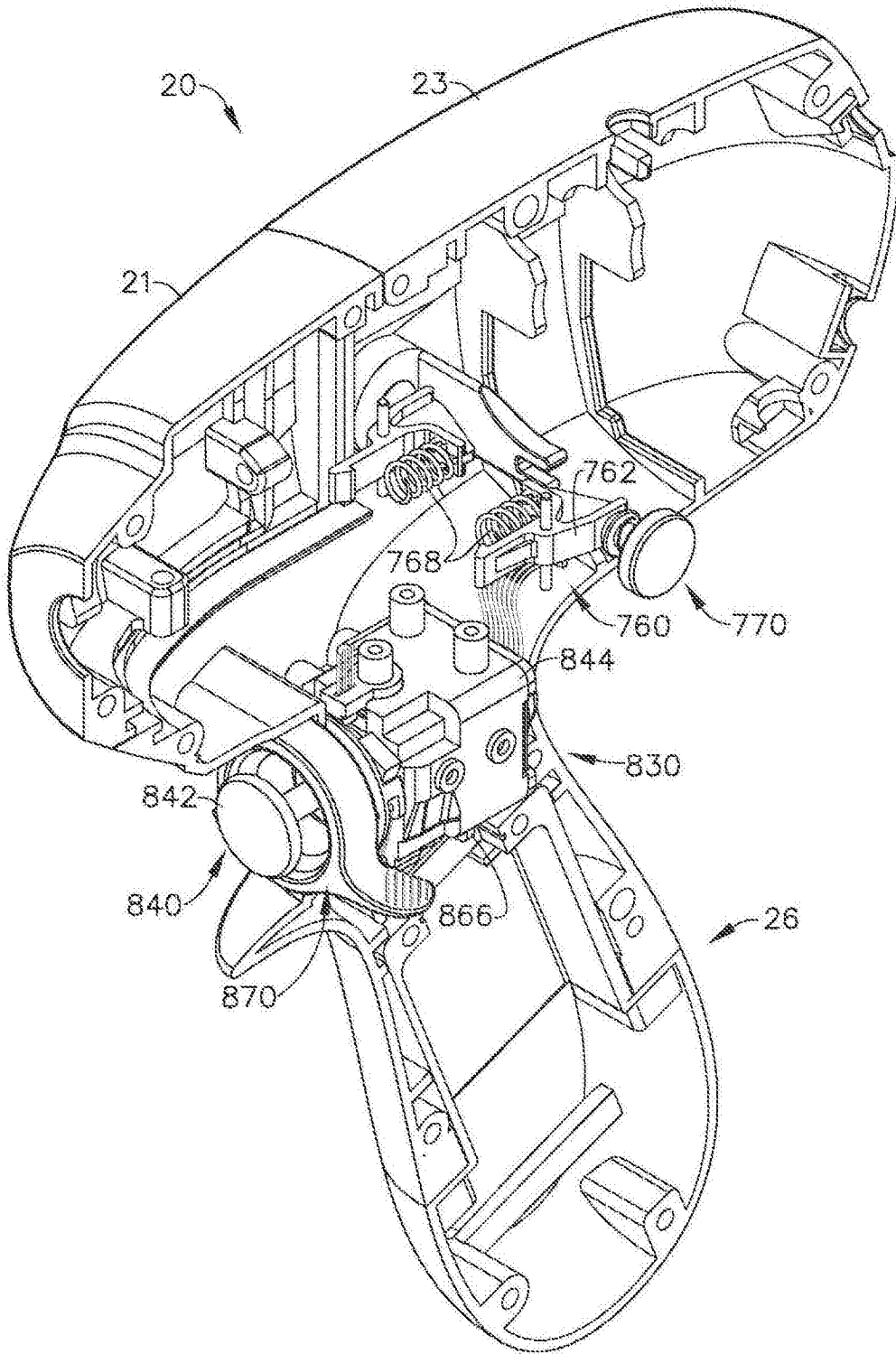


图 33

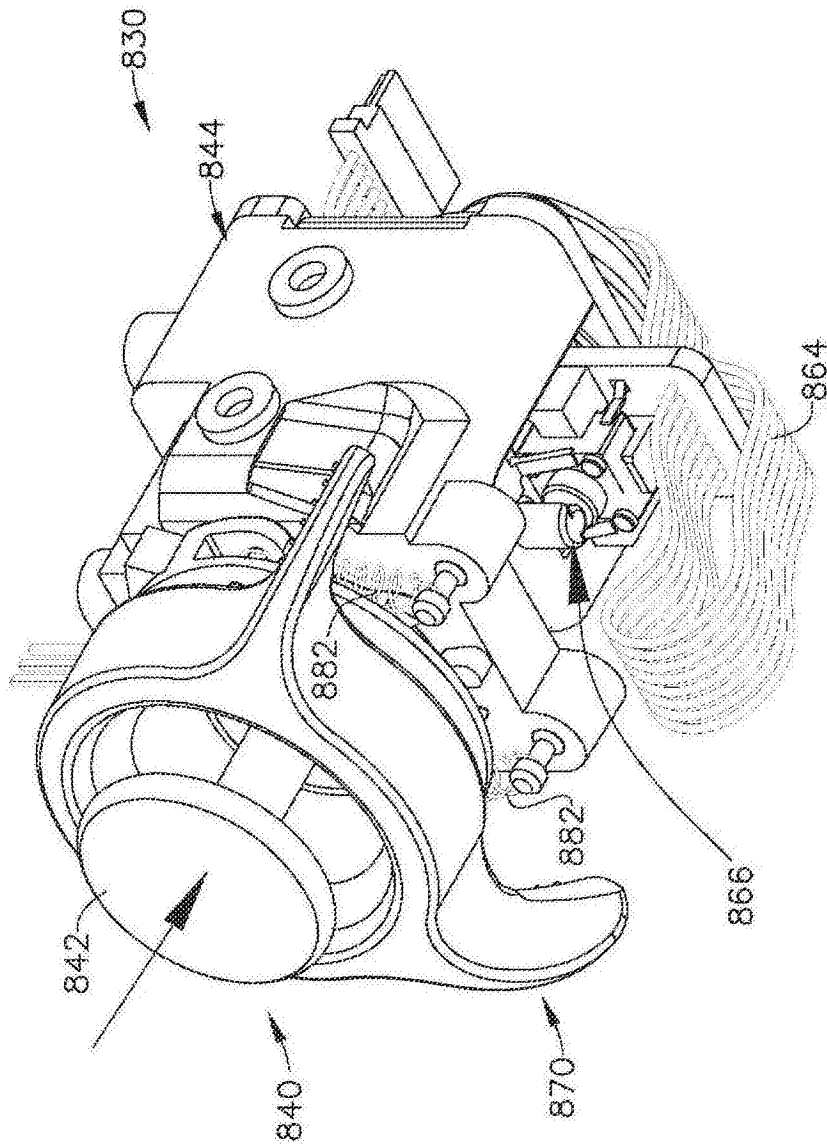


图 34

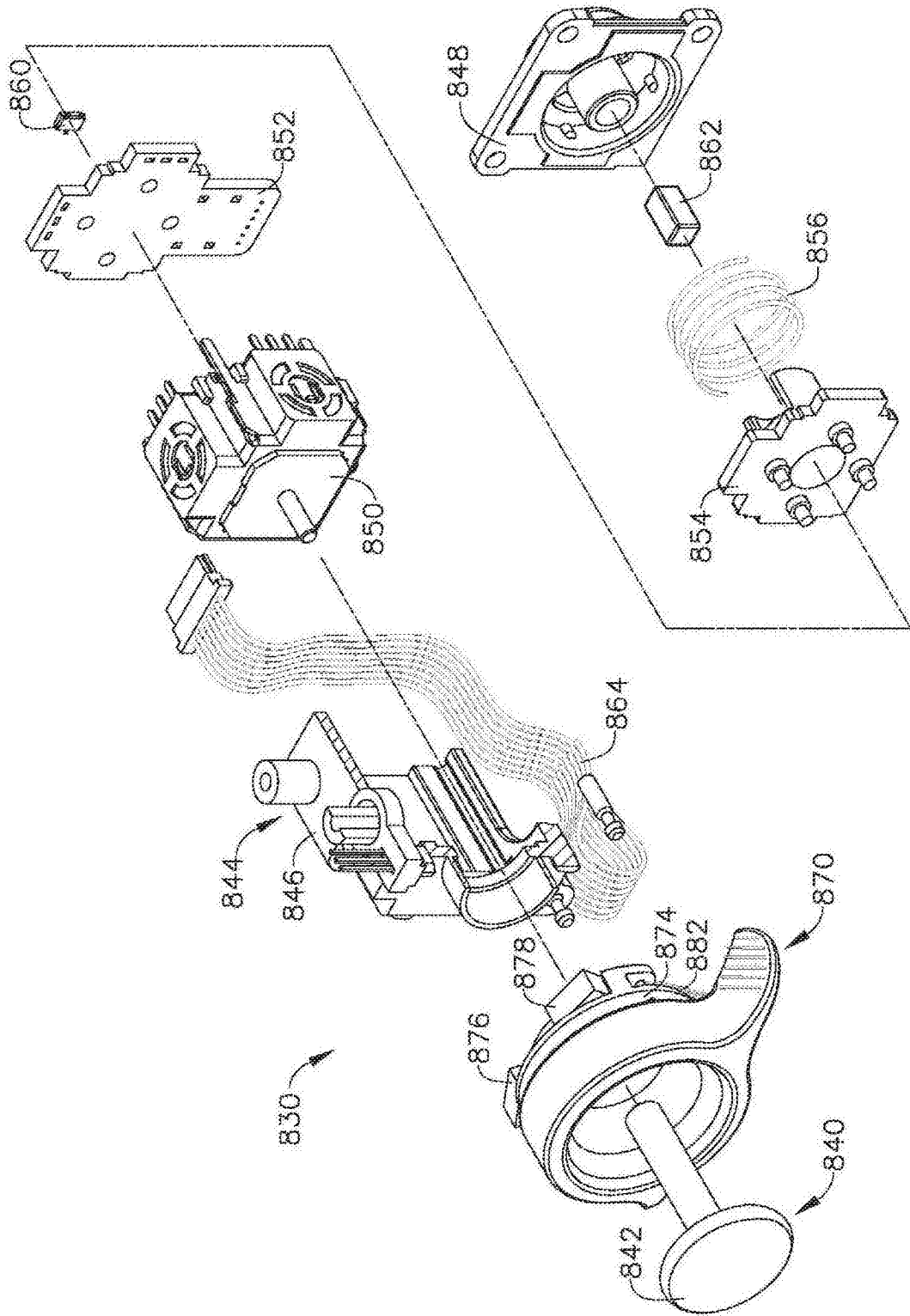


图 35

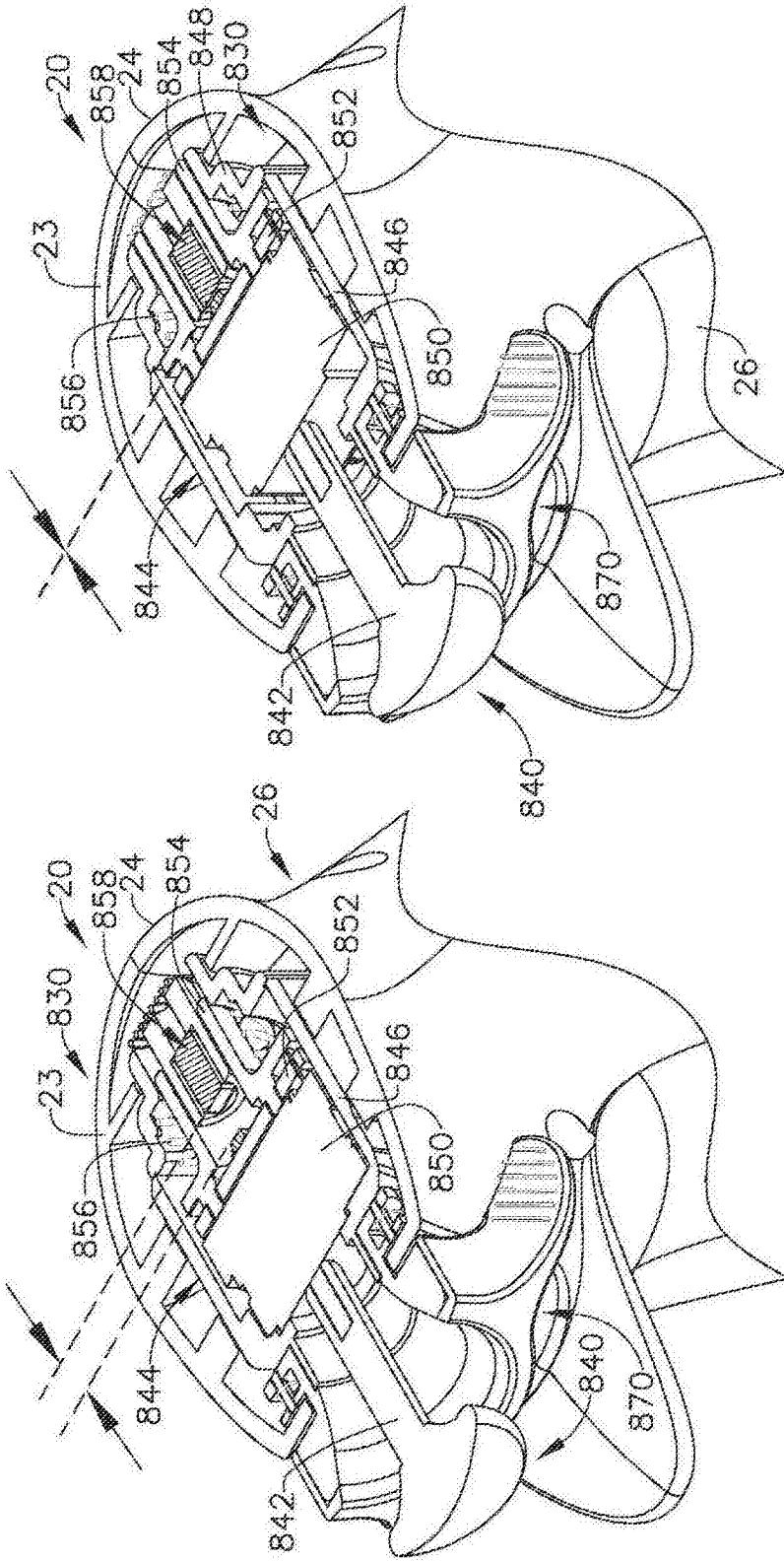
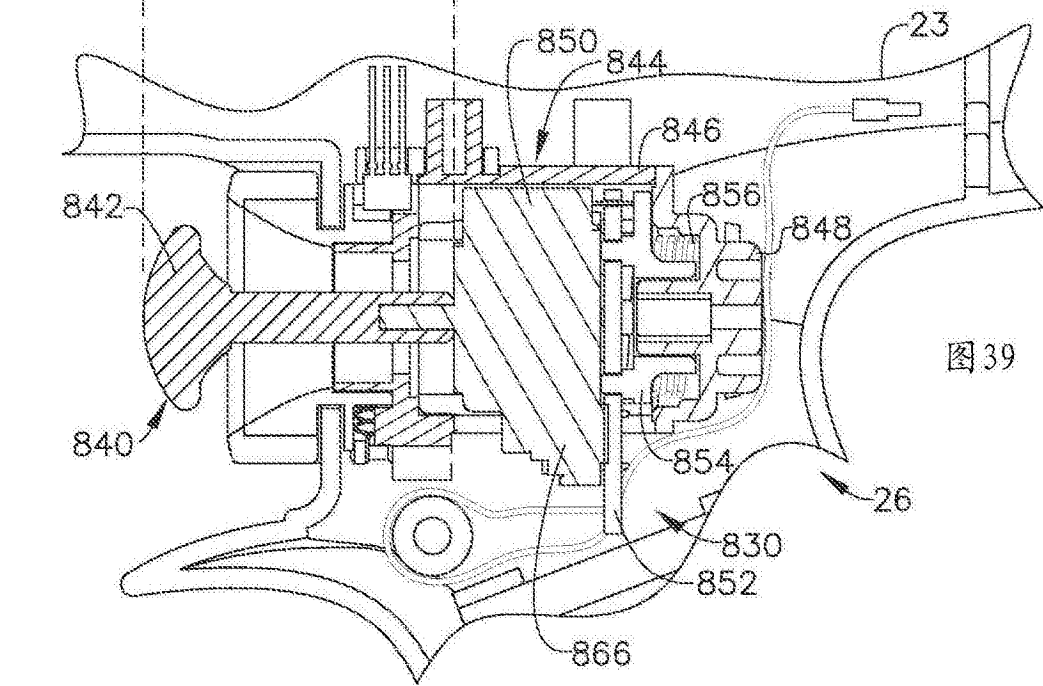
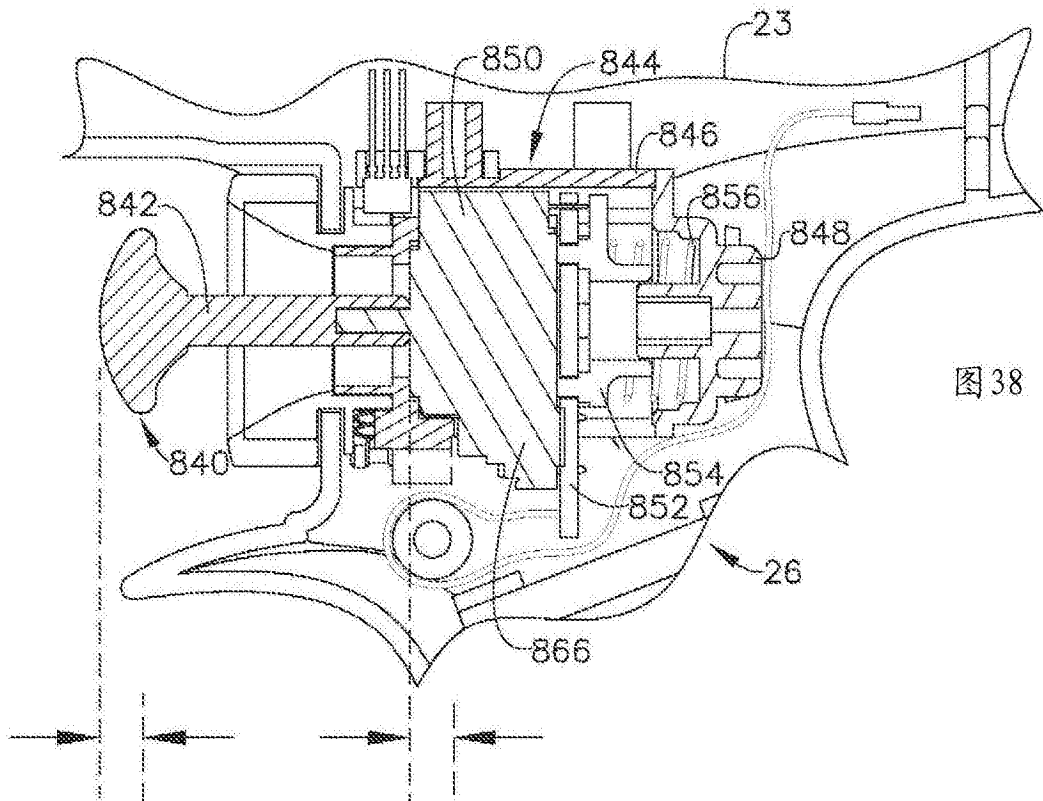


图 37

图 36



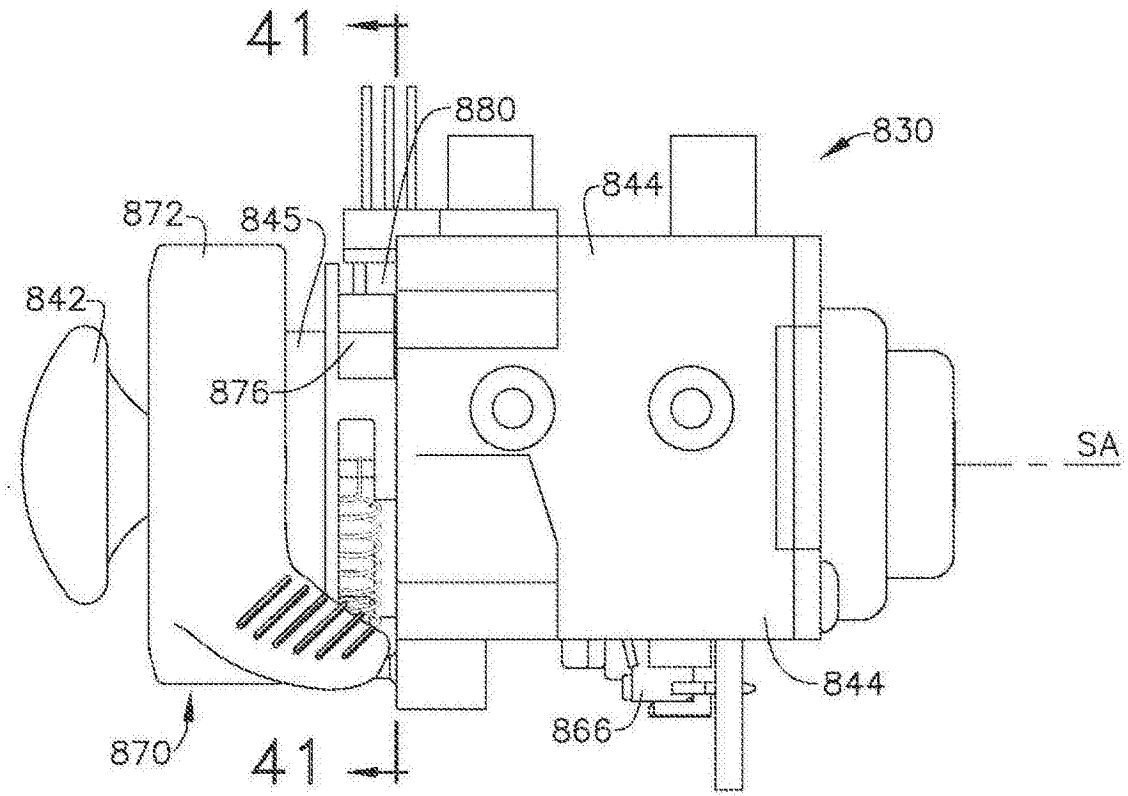


图 40

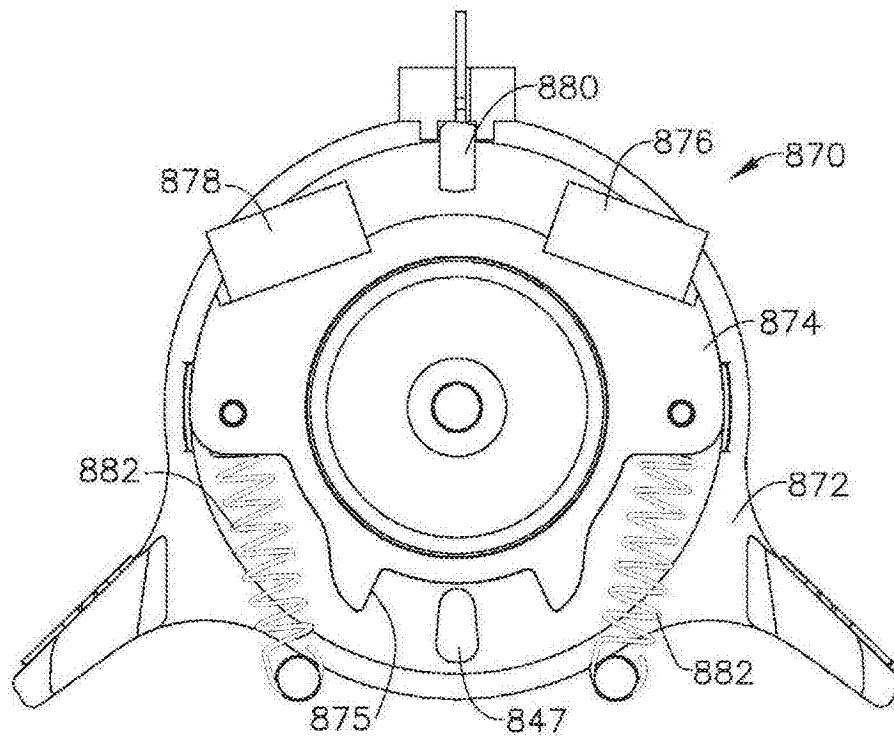


图 41

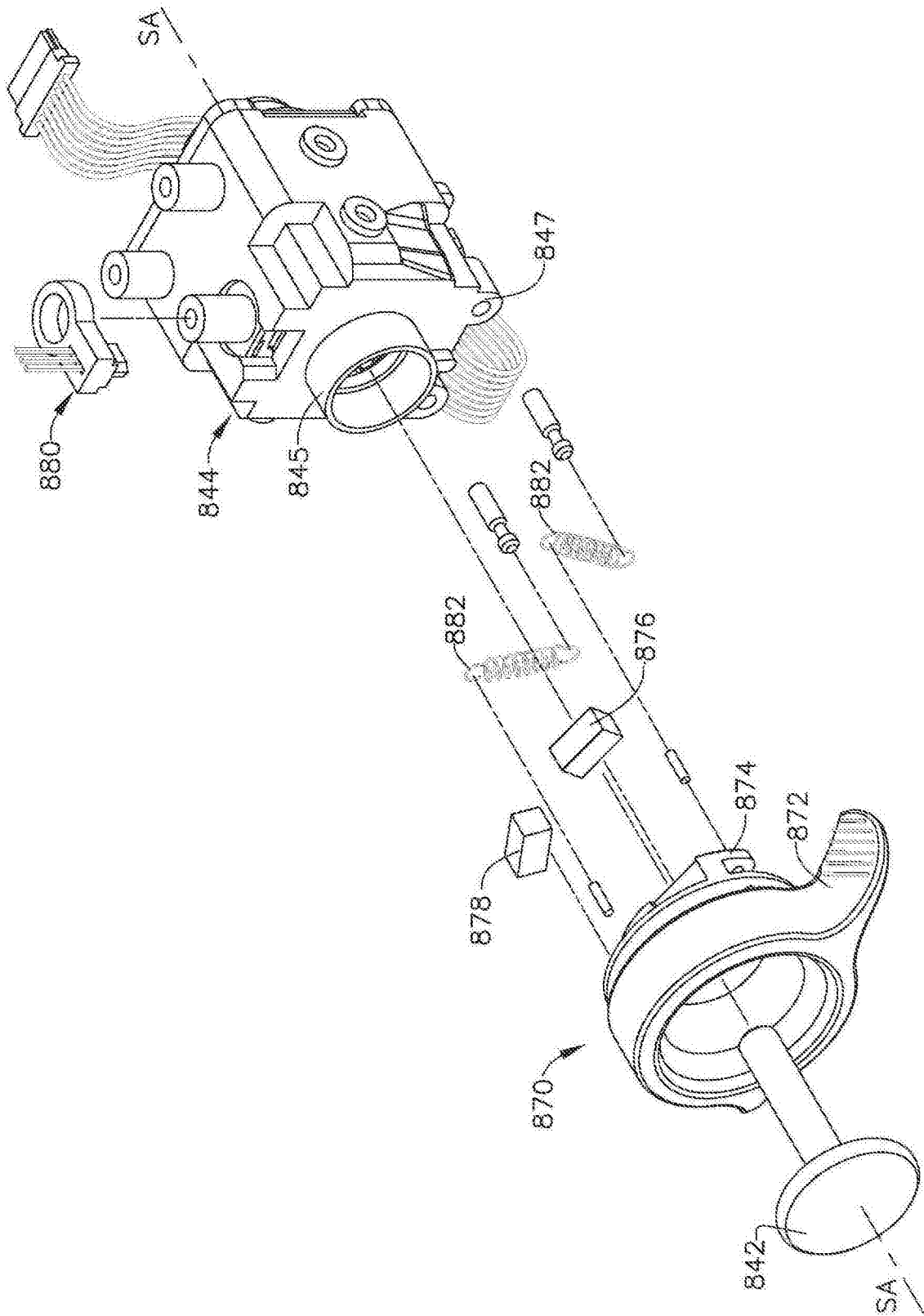


图 42

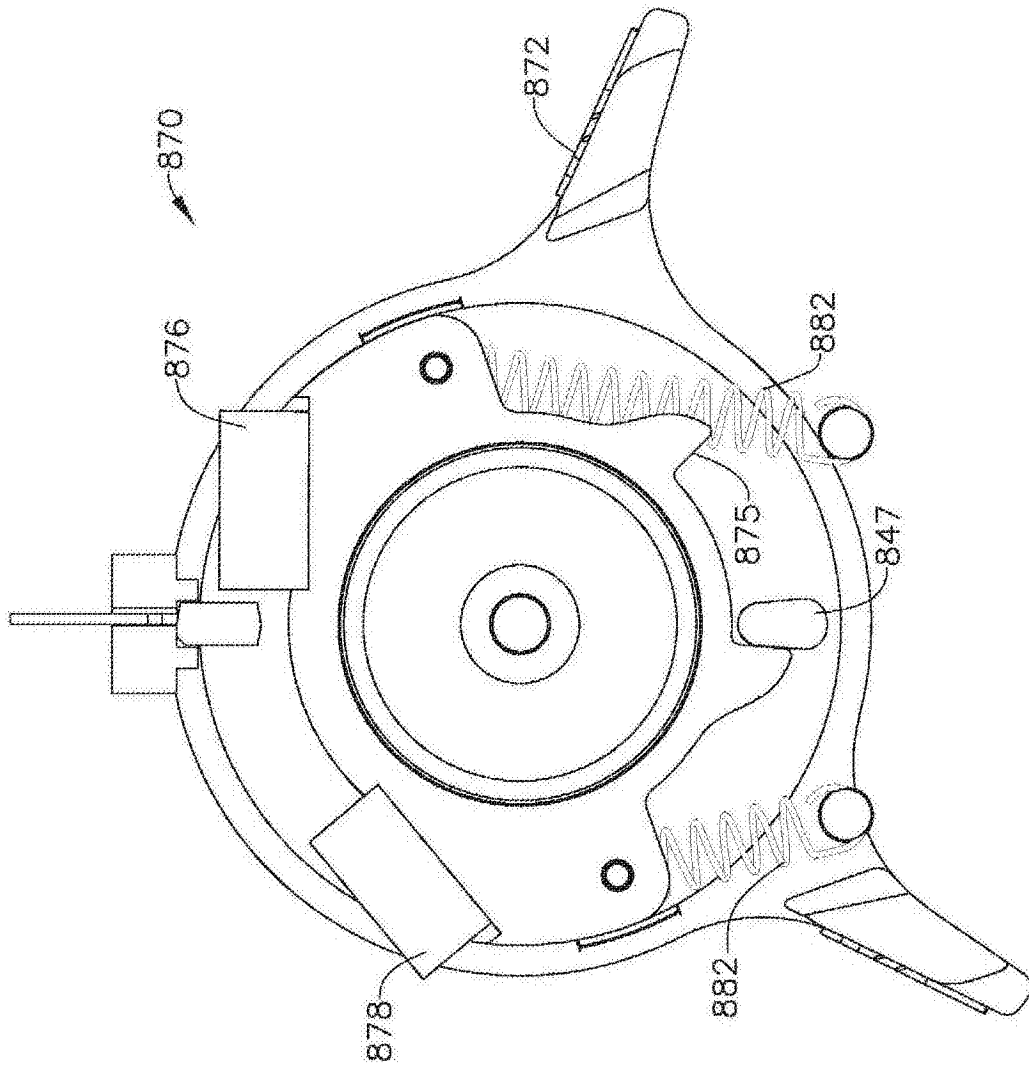


图 43

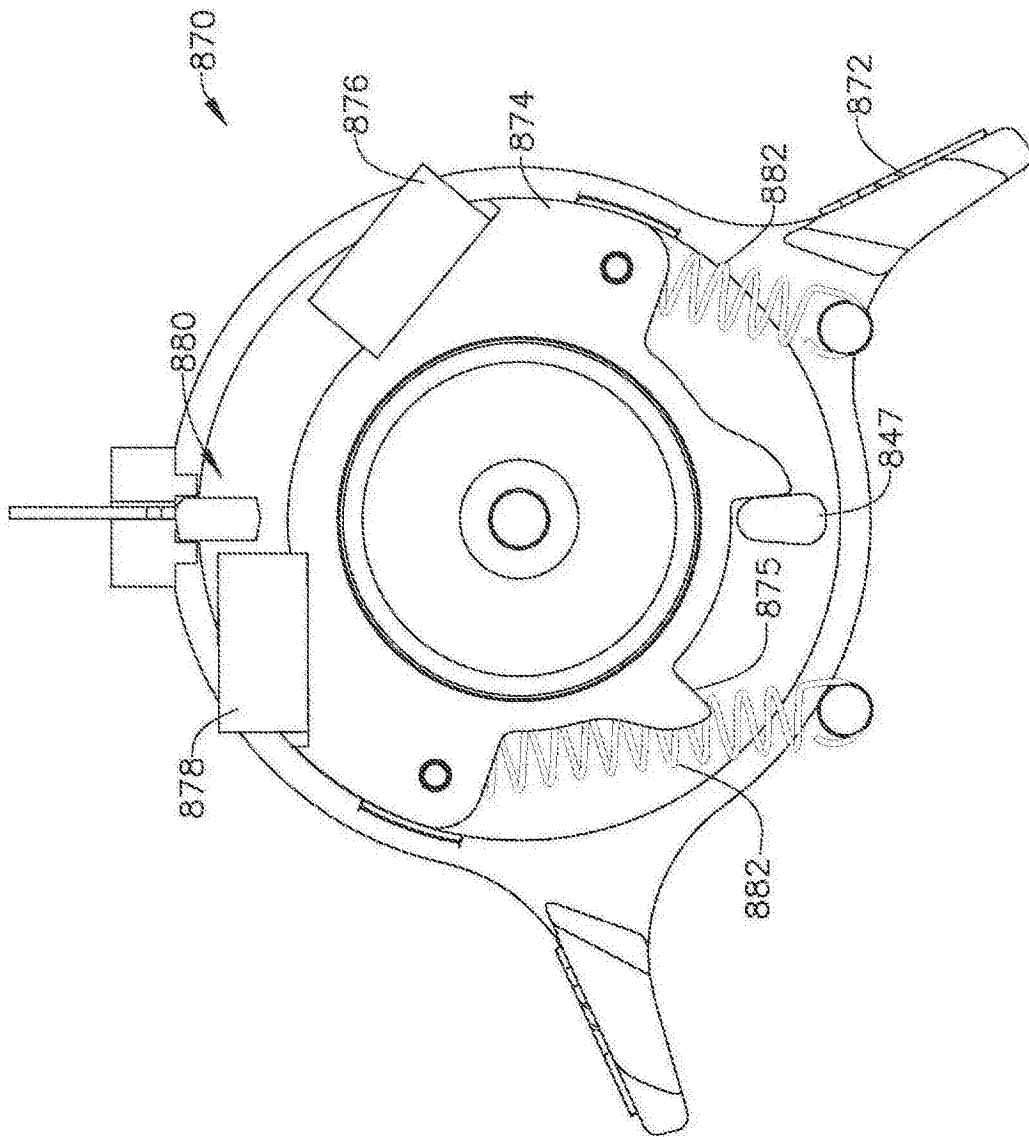


图 44

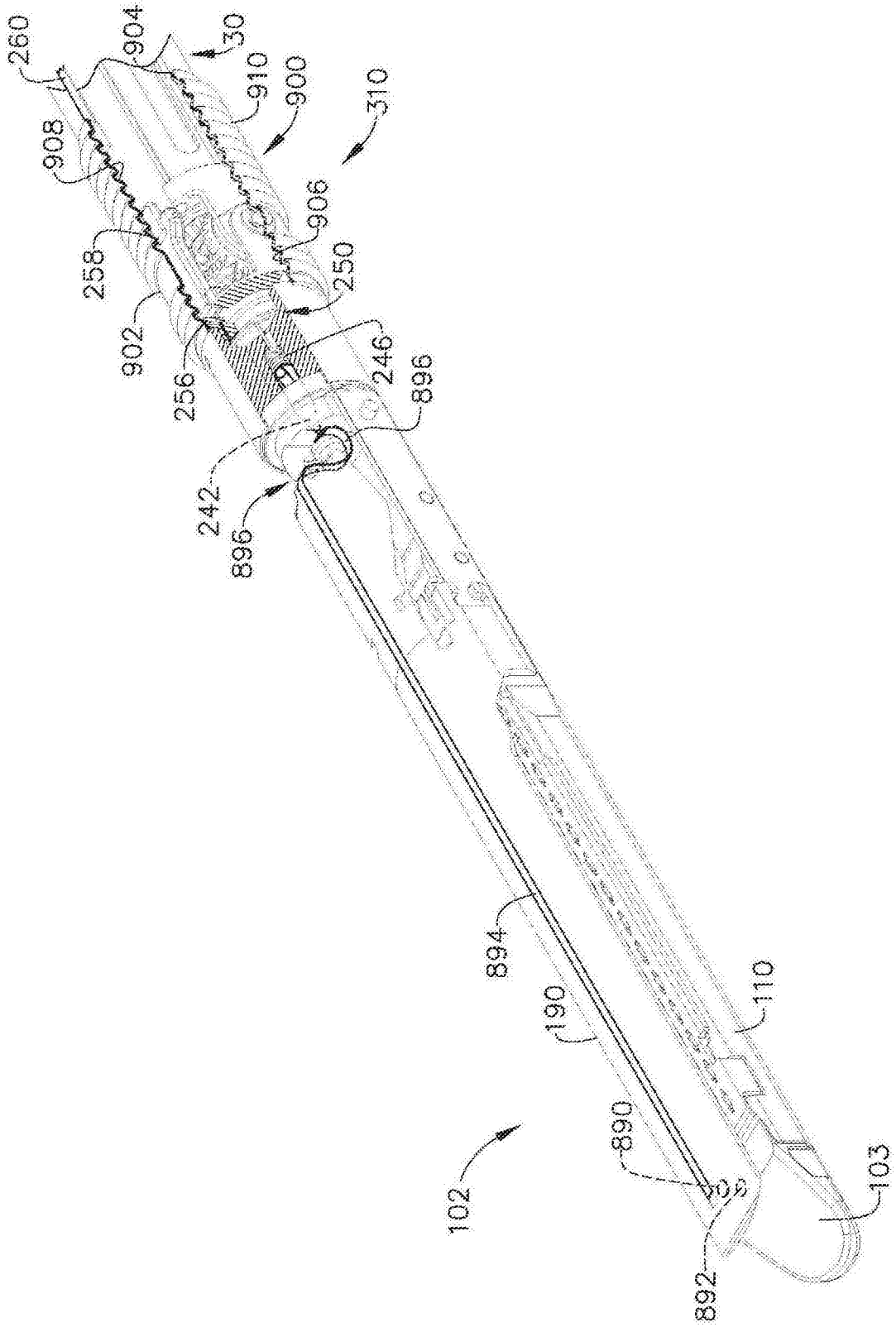


图 45

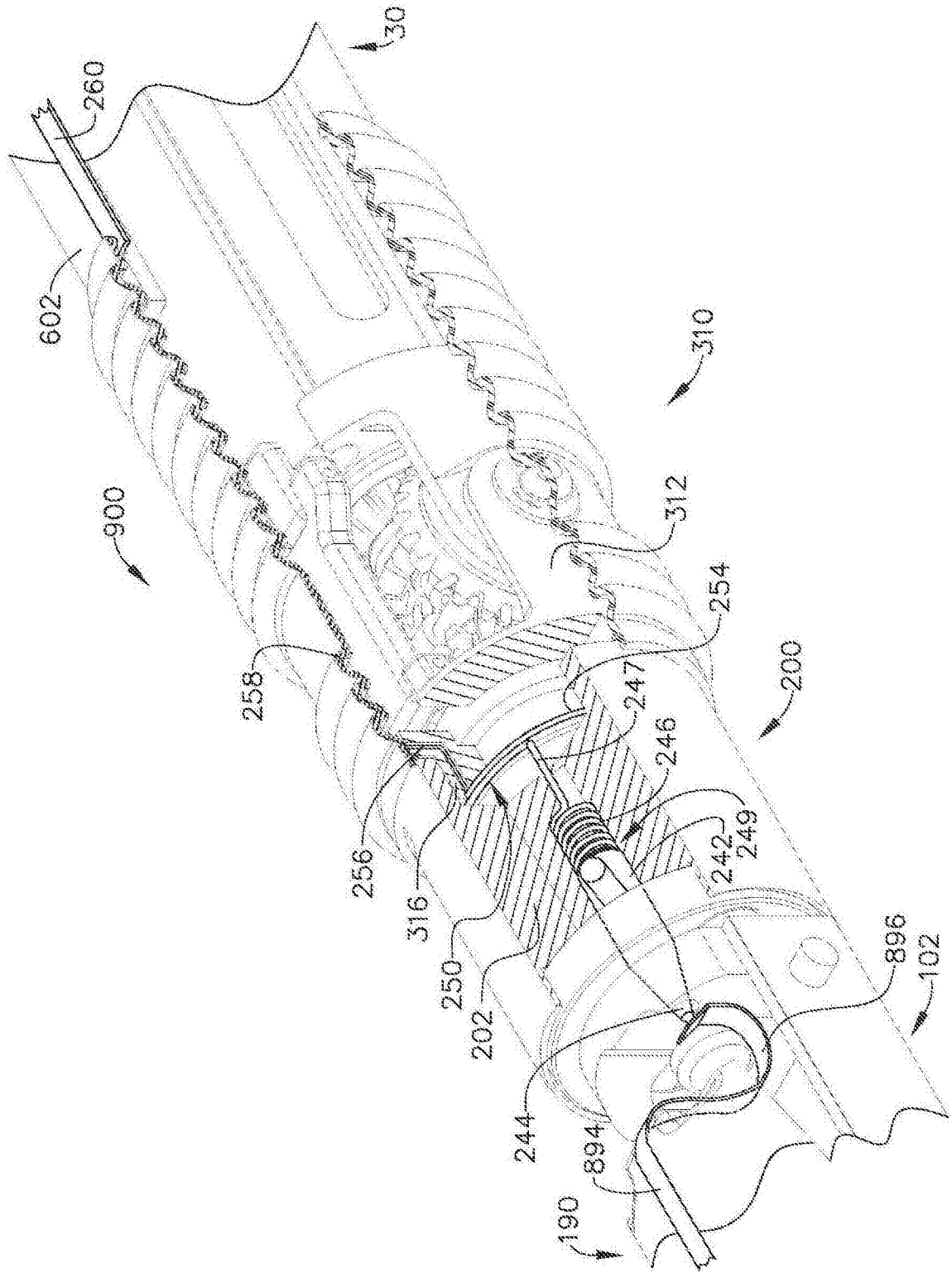


图 46

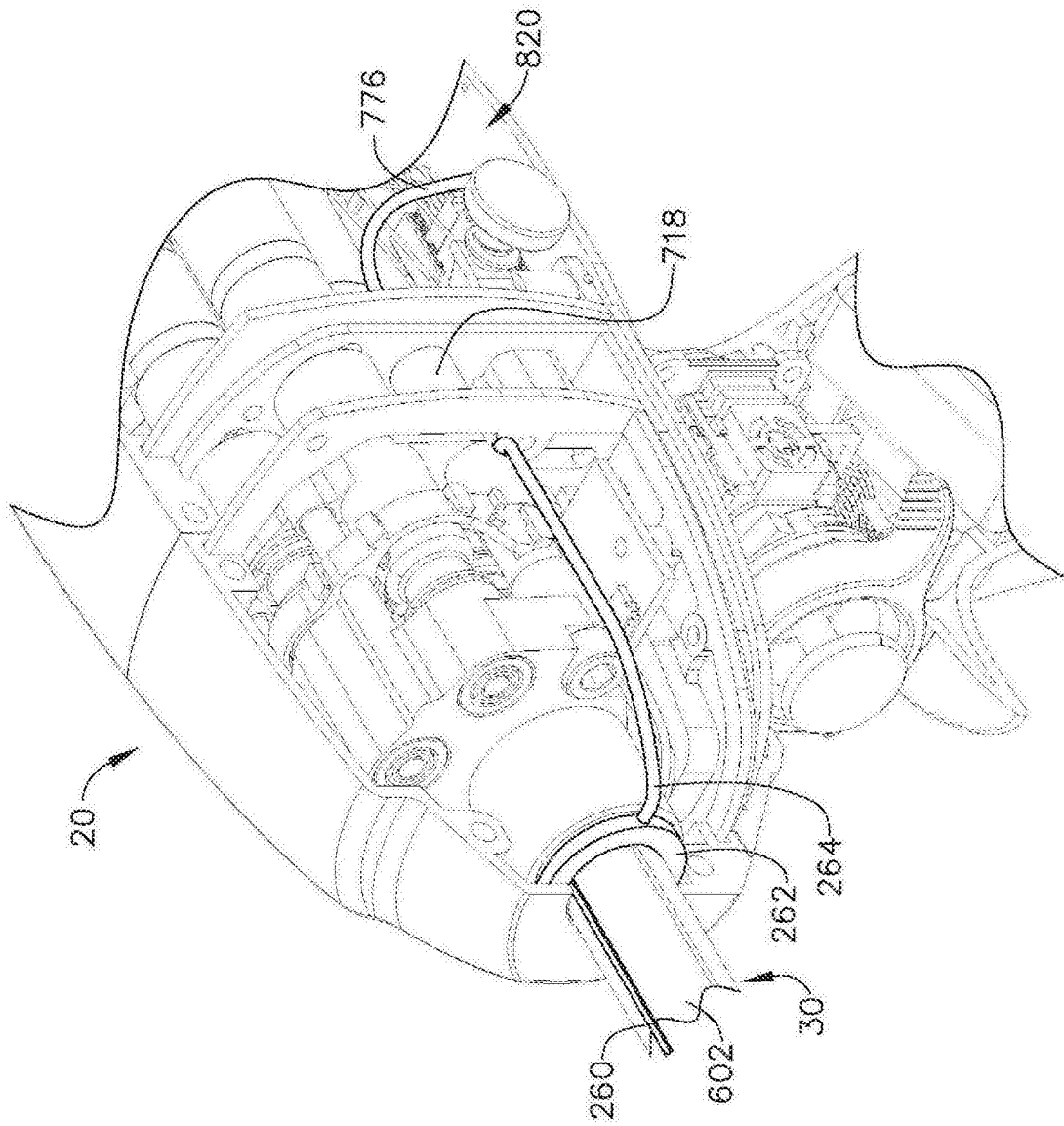


图 47

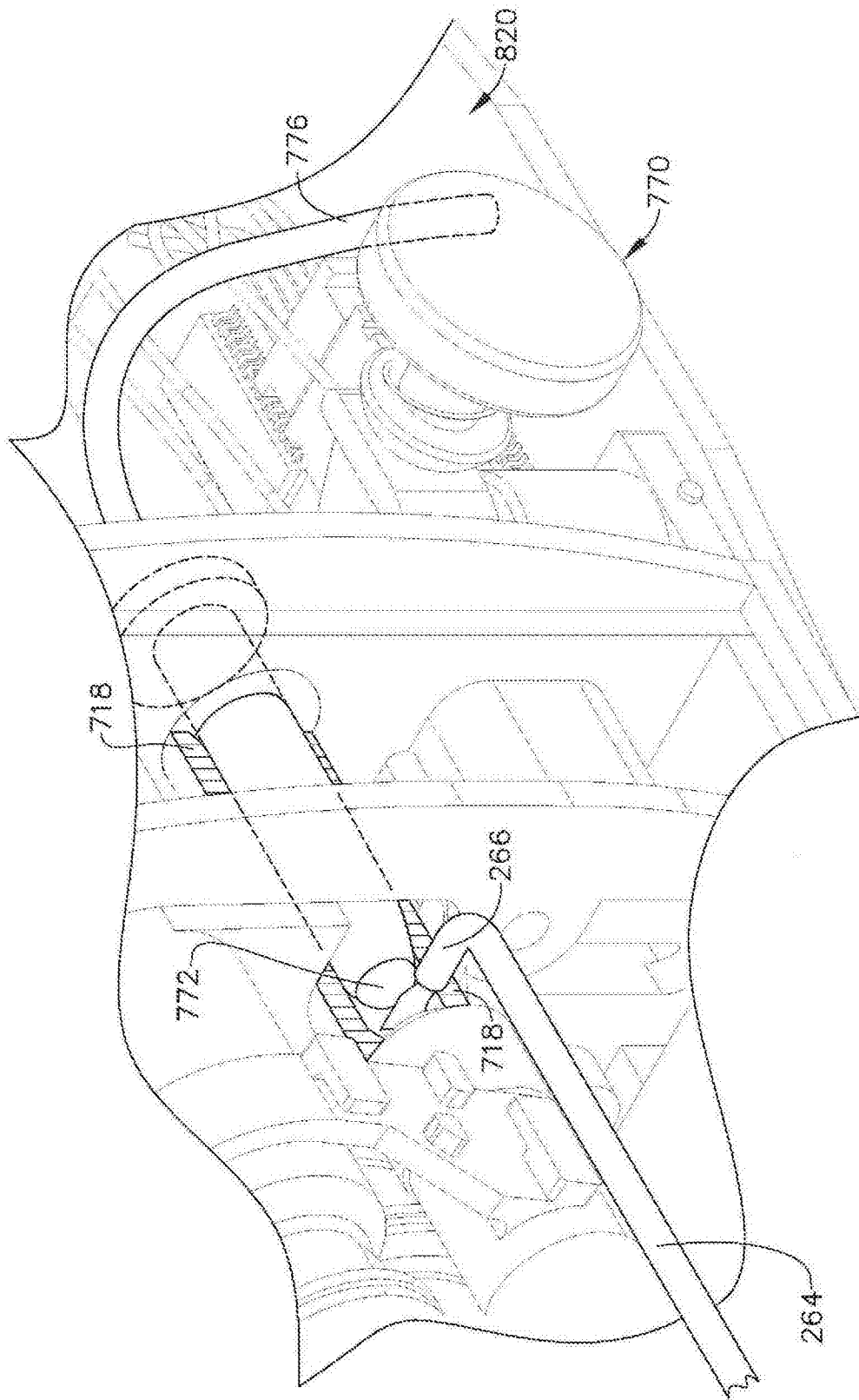


图 48

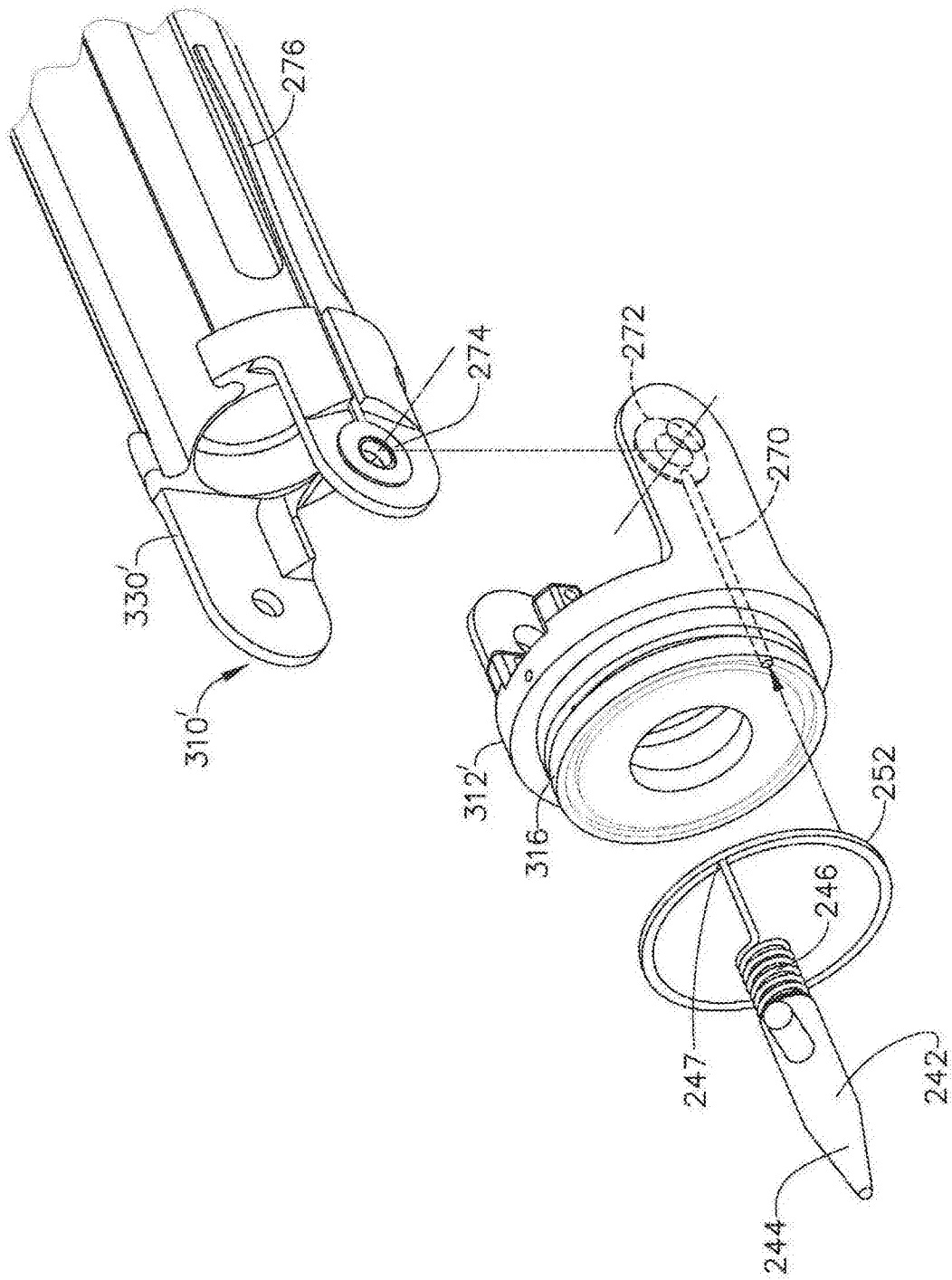


图 49

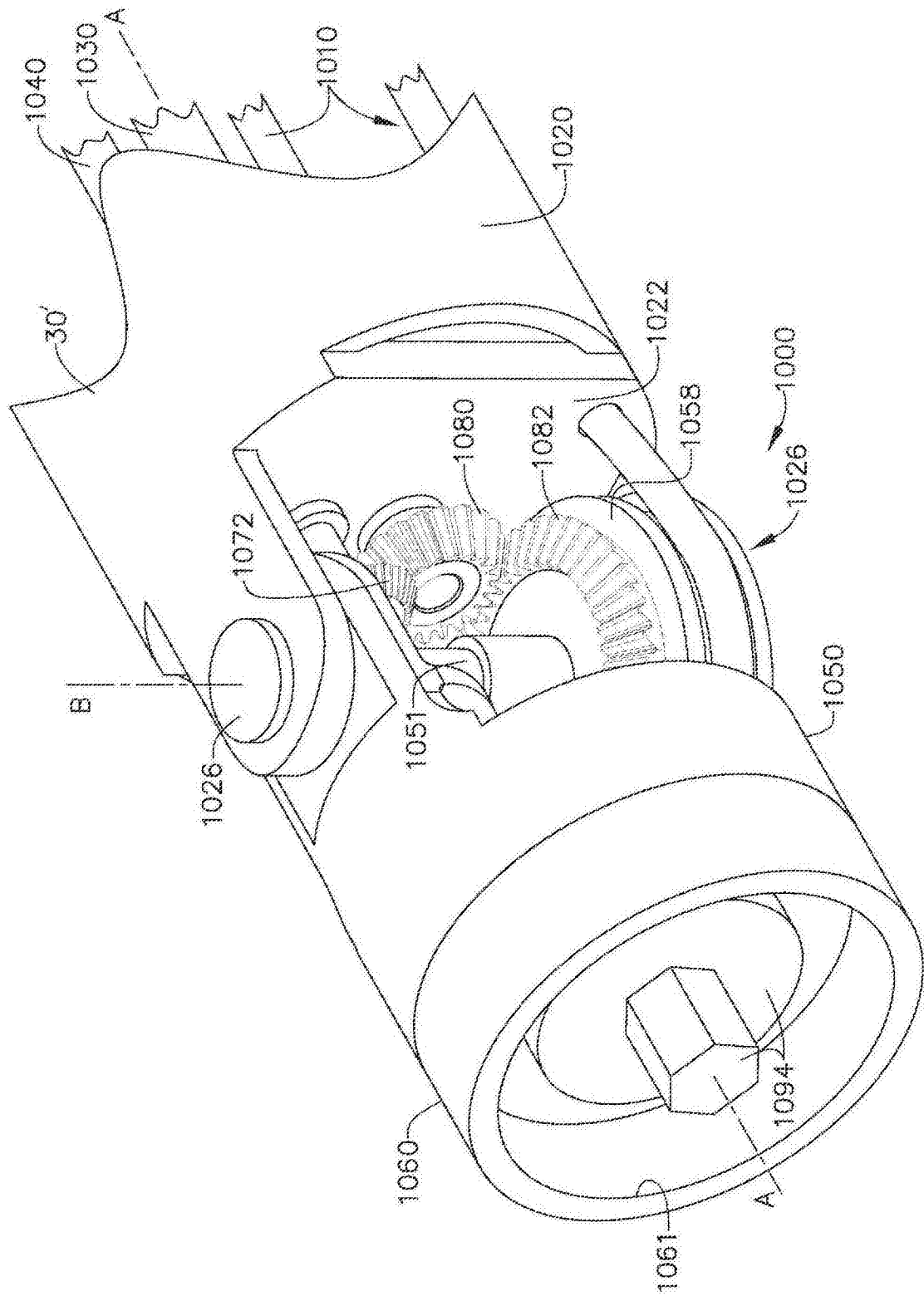


图 50

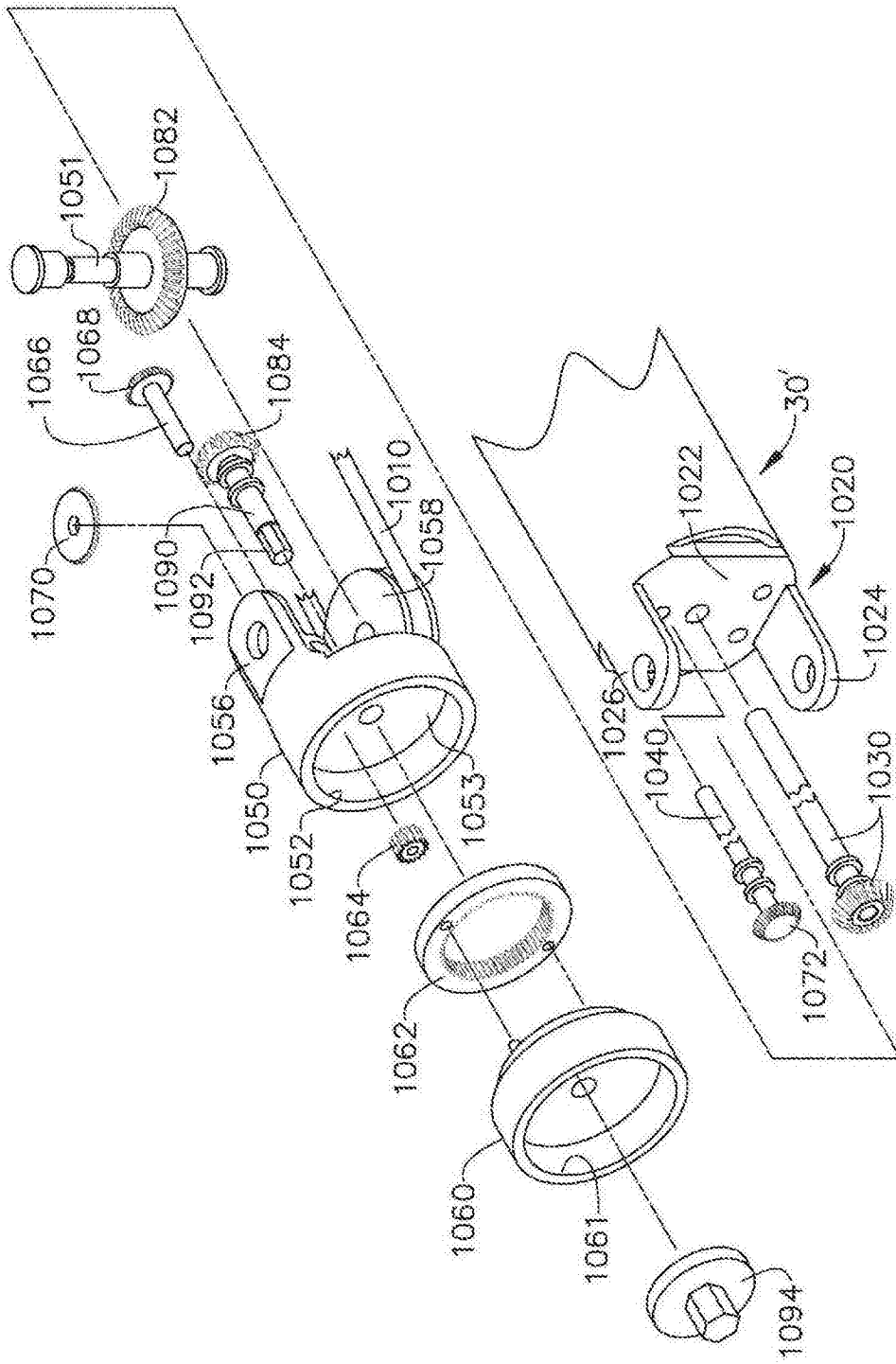


图 51

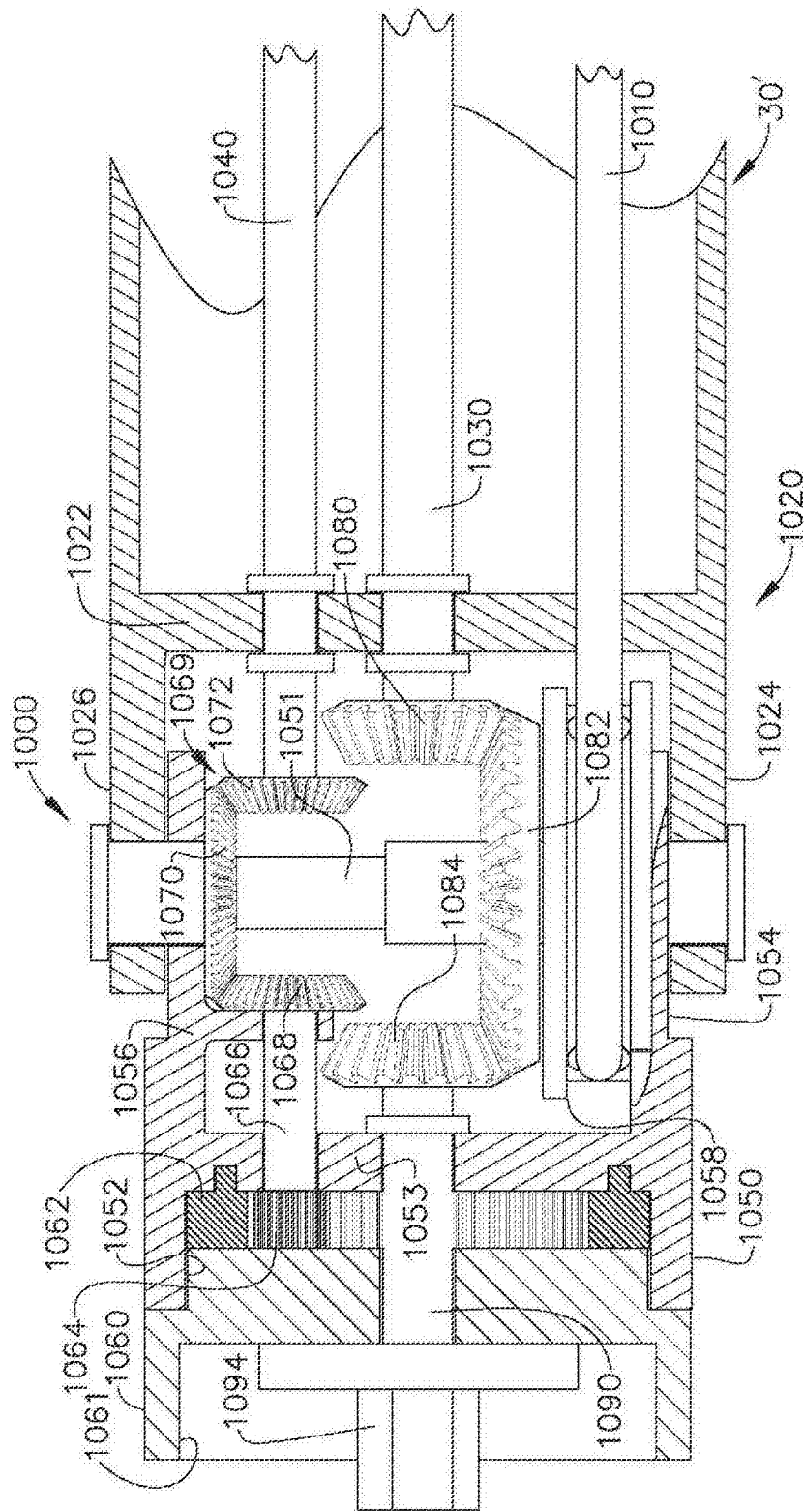


图 52

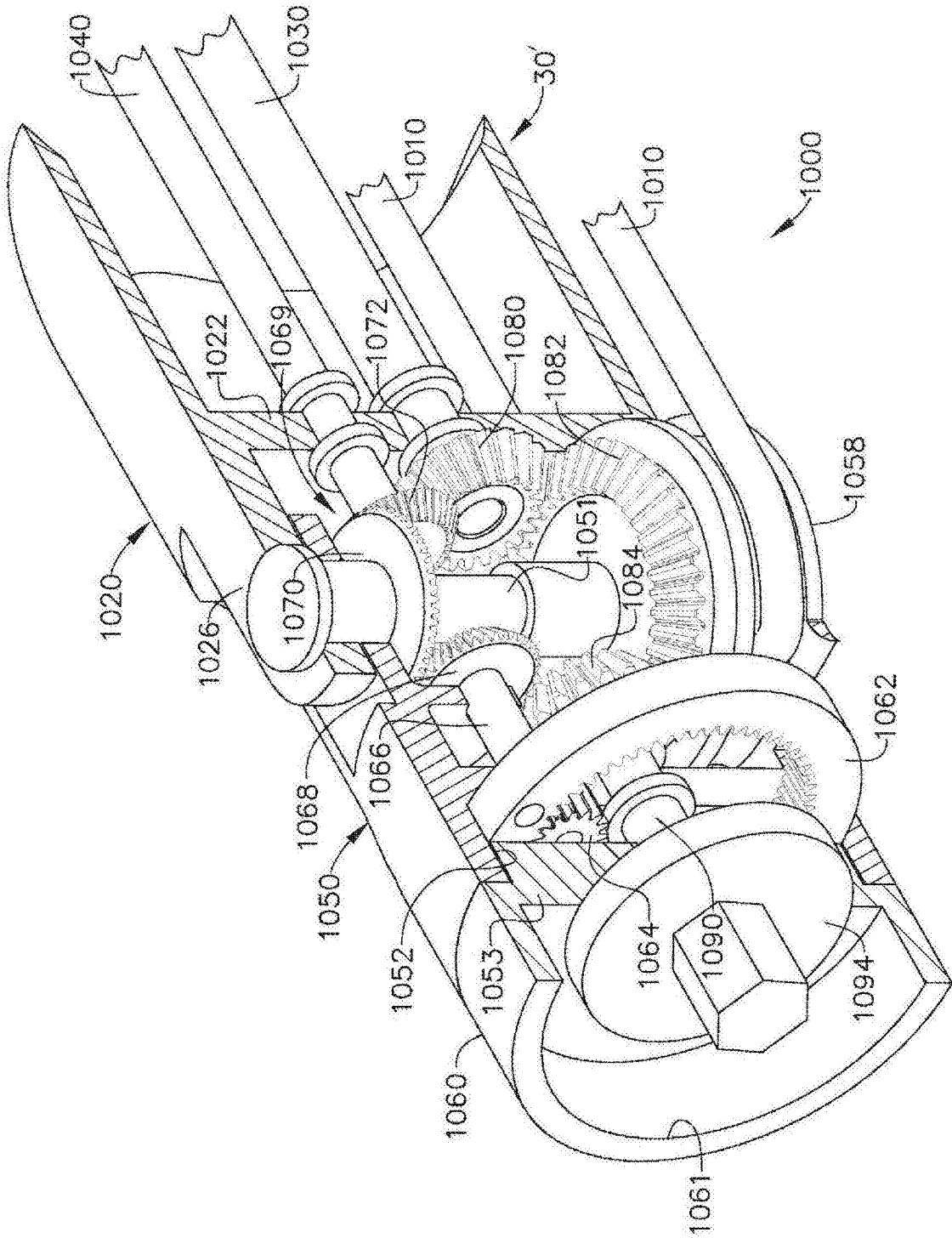


图 53

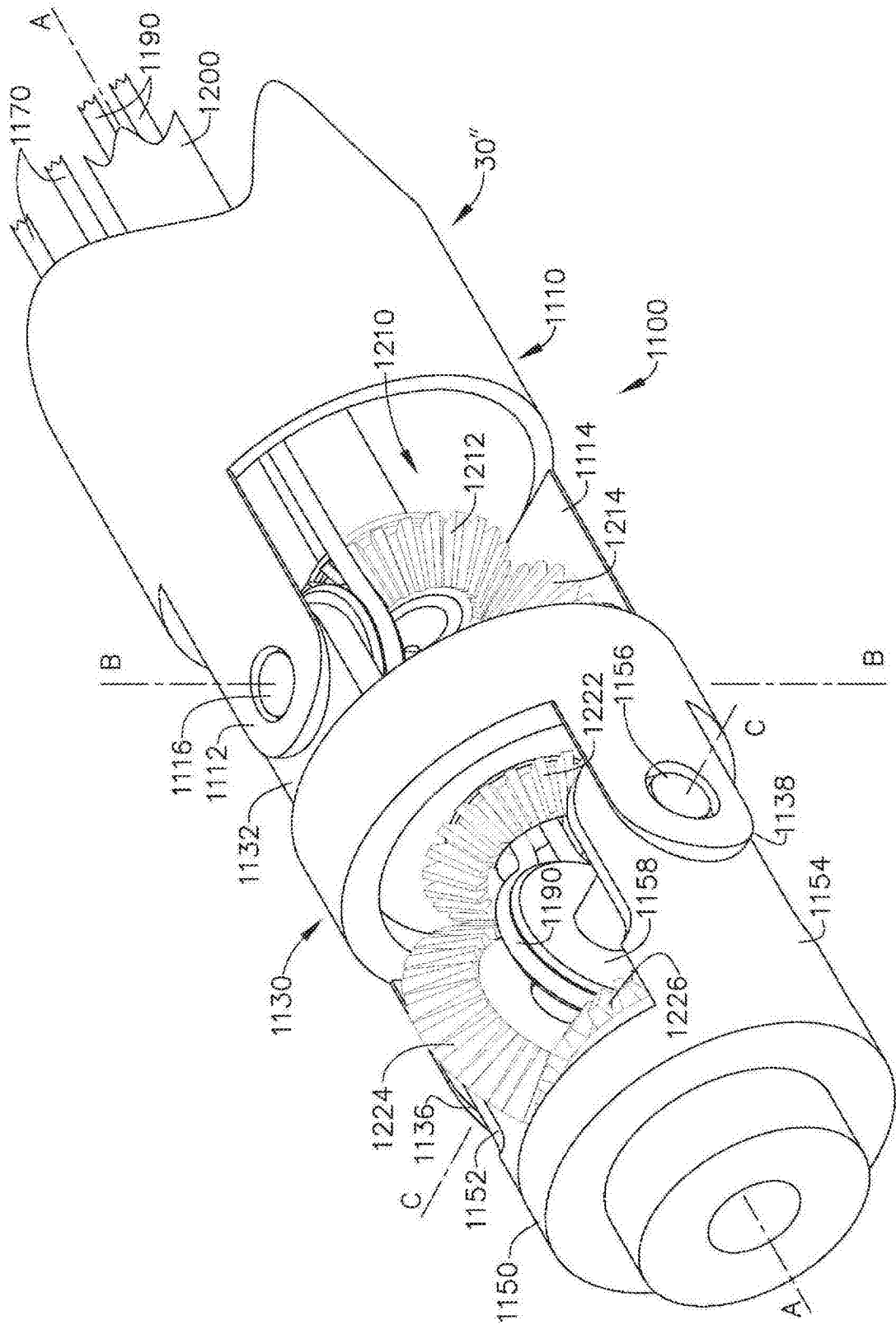


图 54

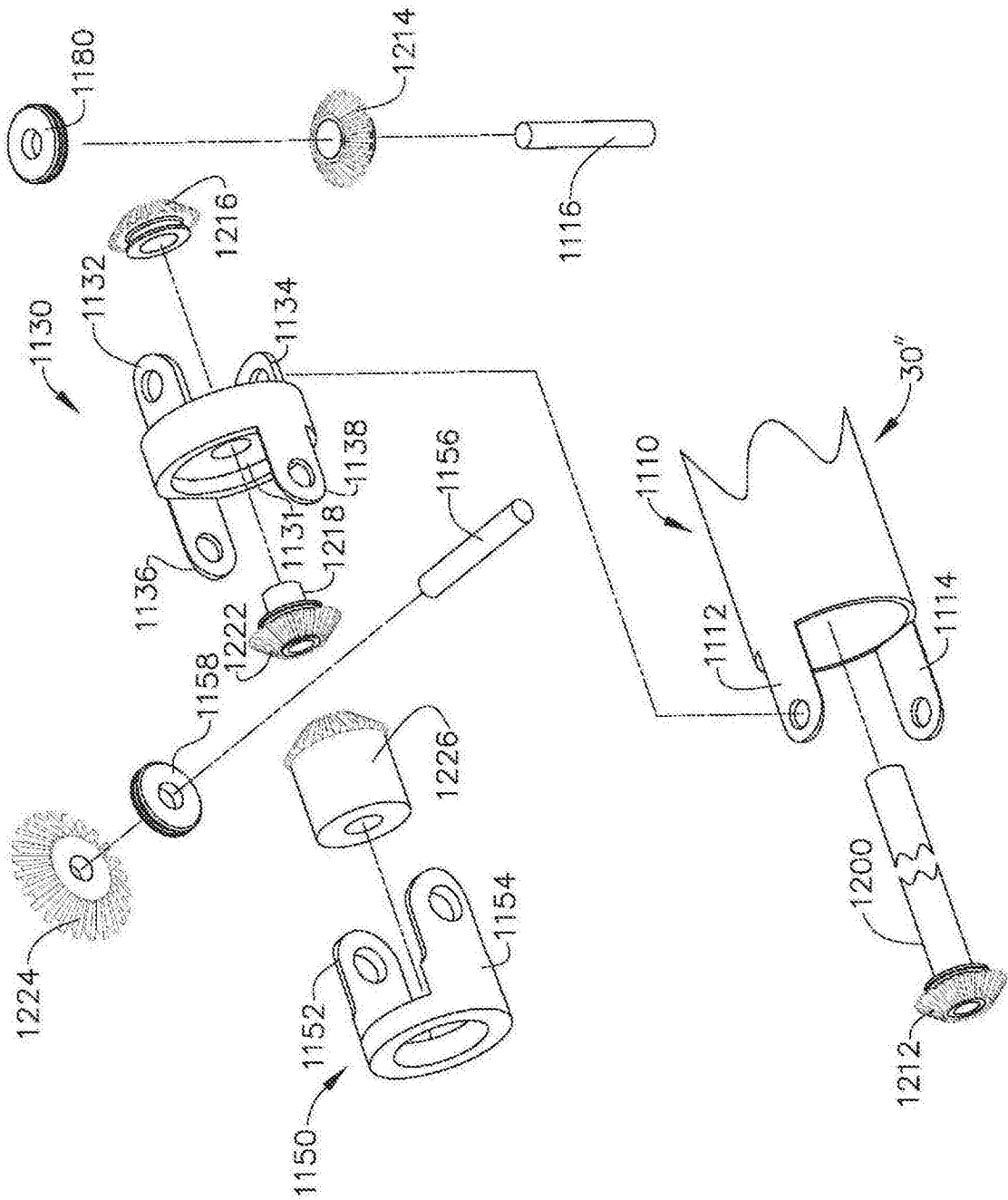


图 55

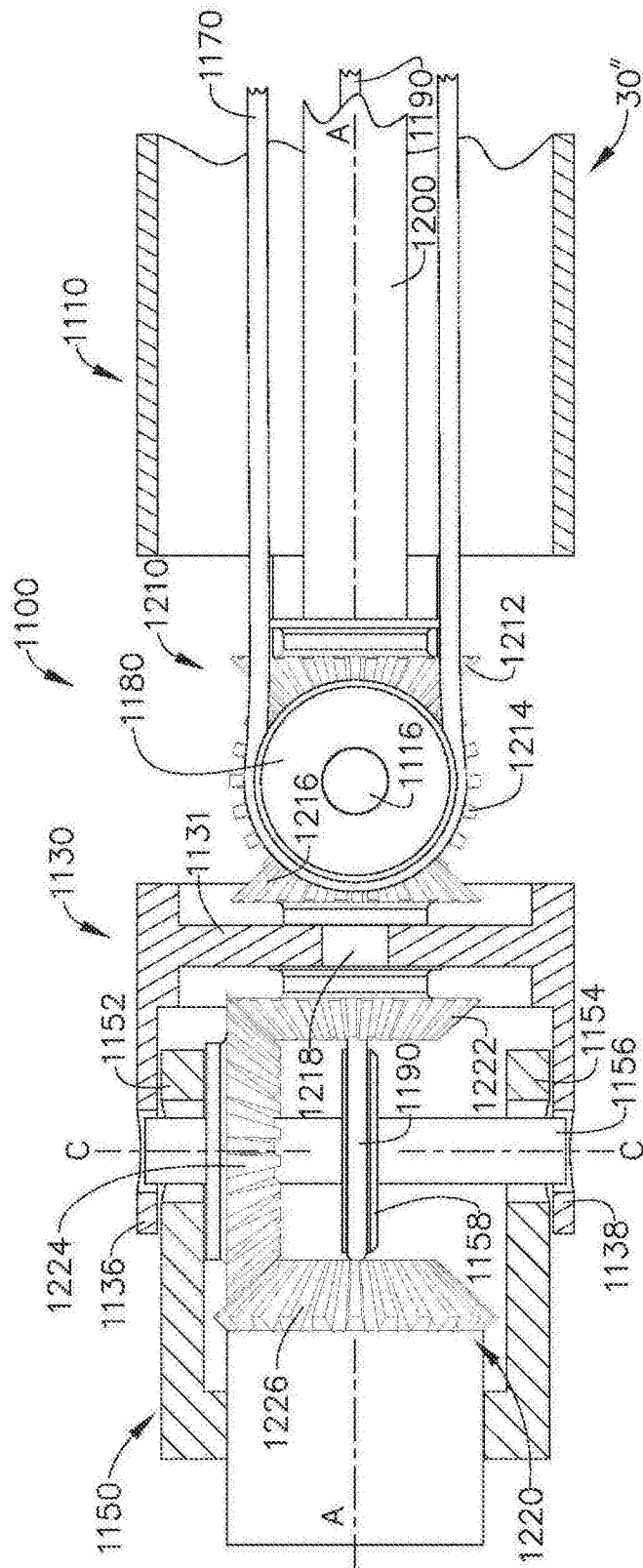


图 56

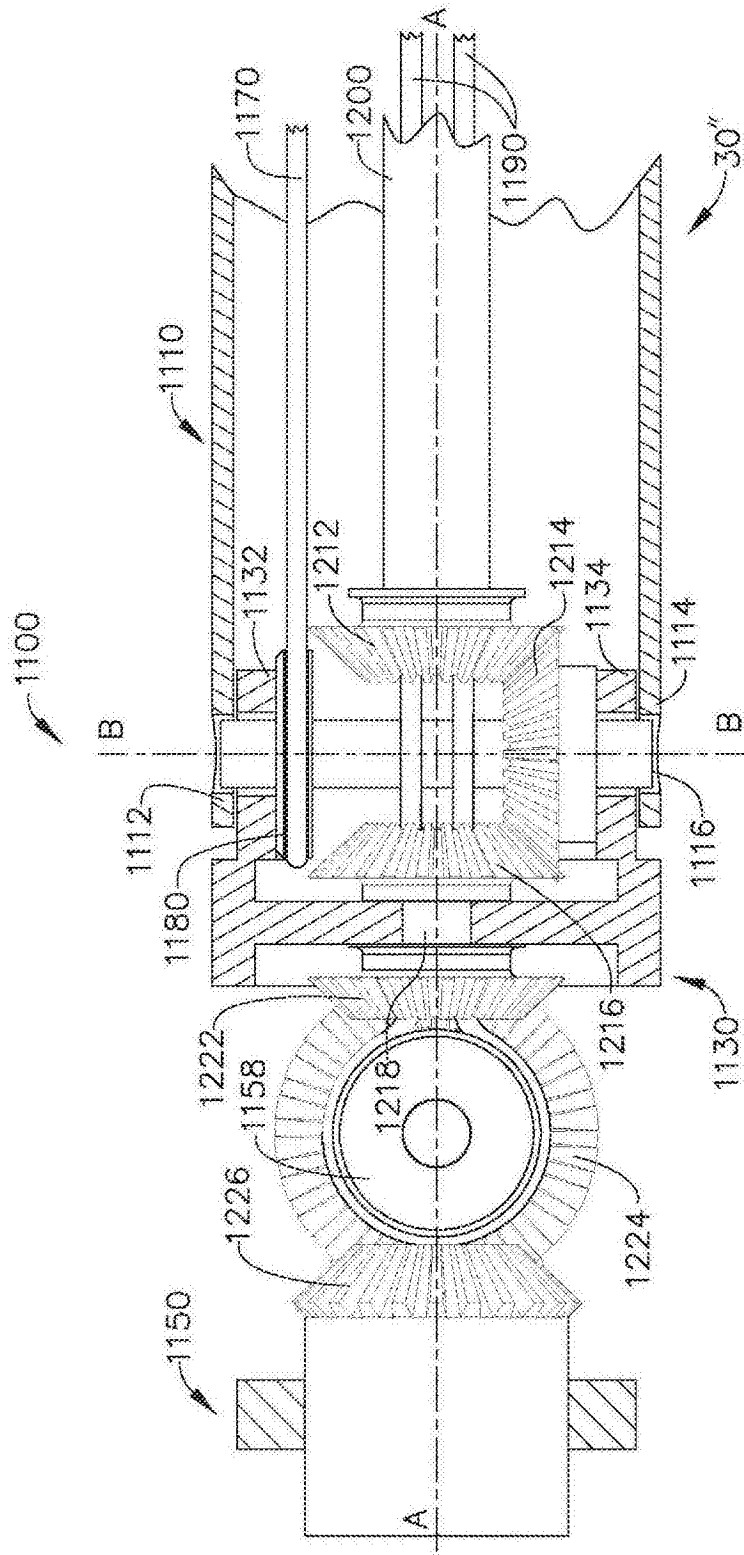


图 57

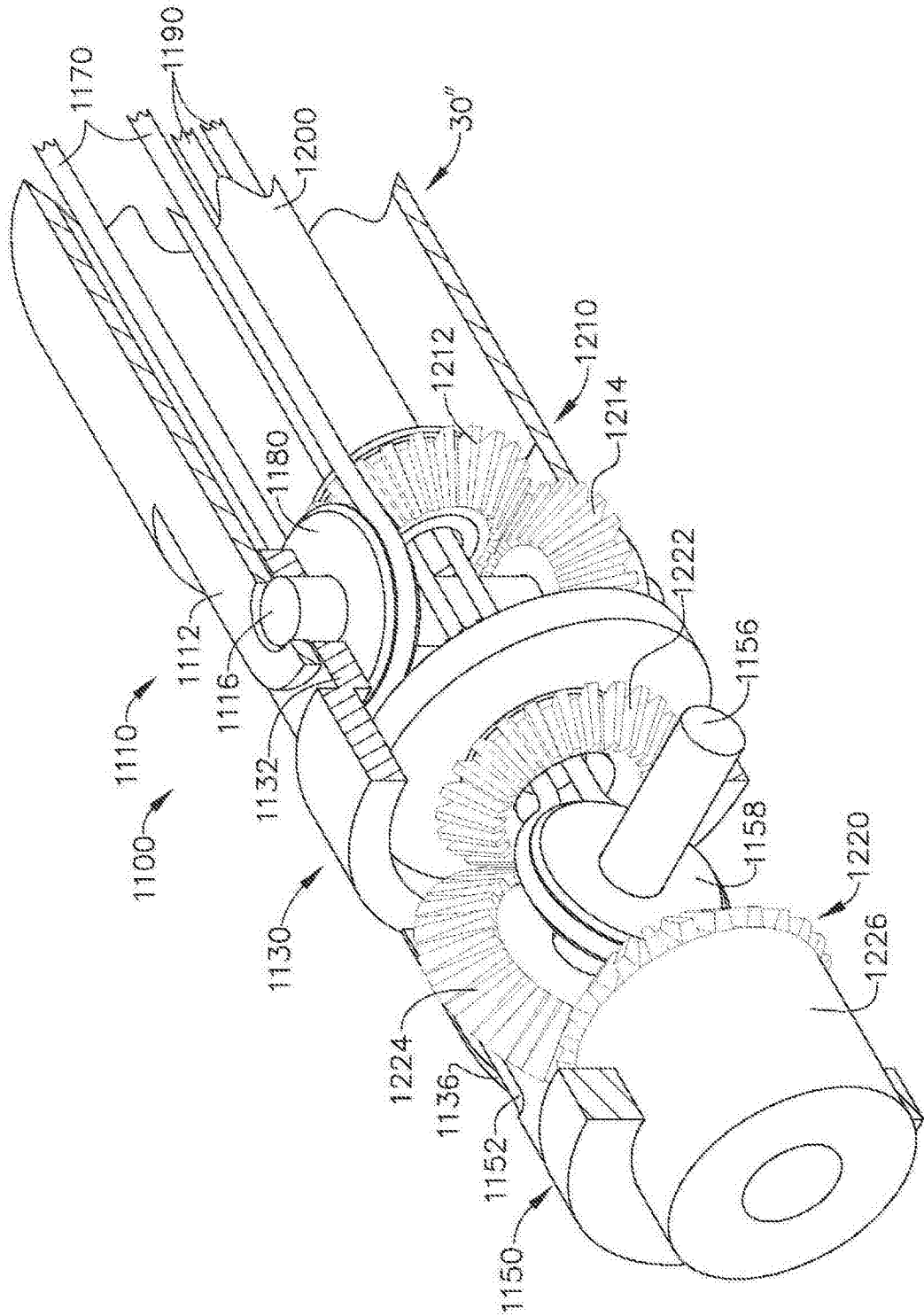


图 58

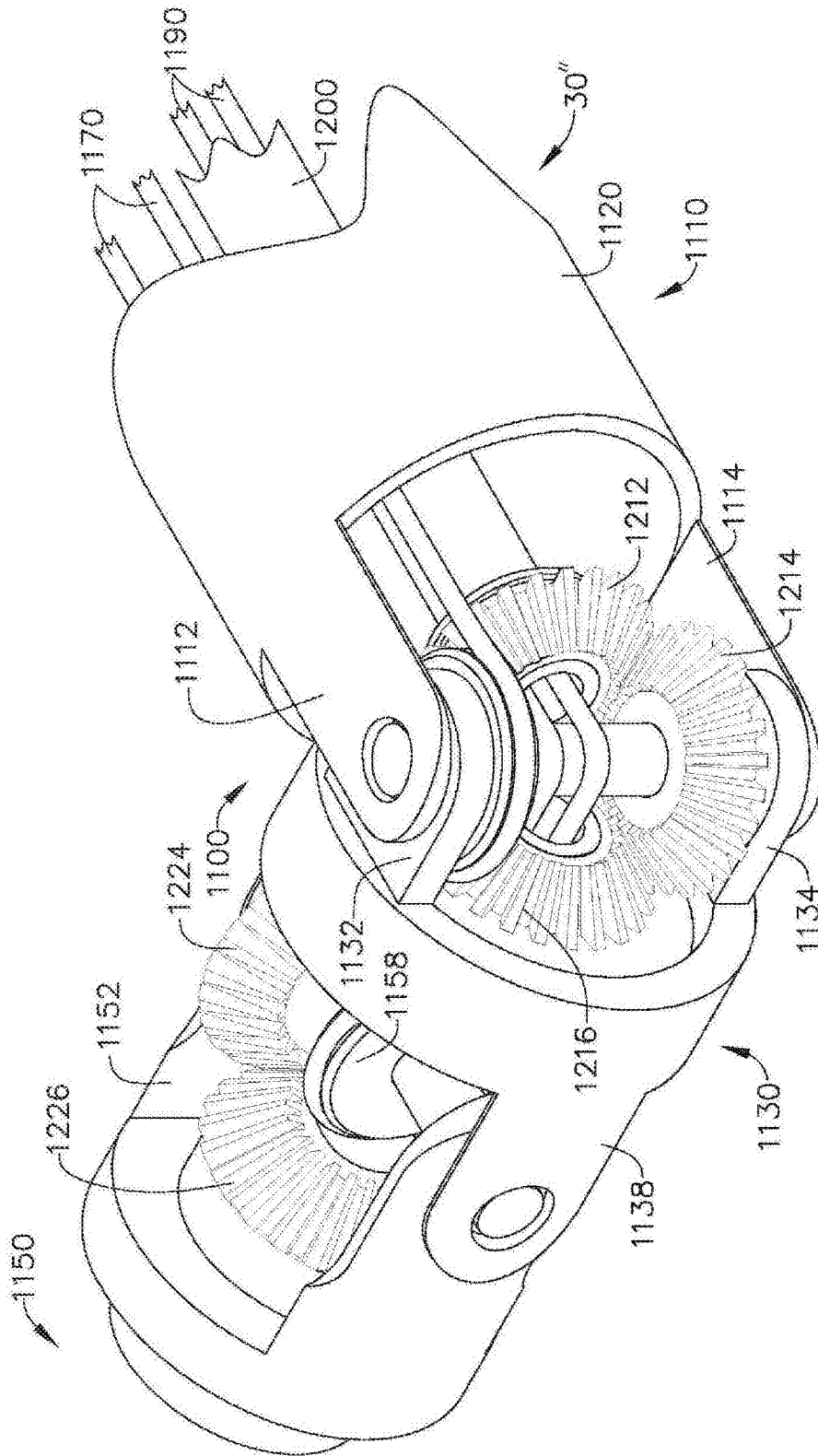


图 59

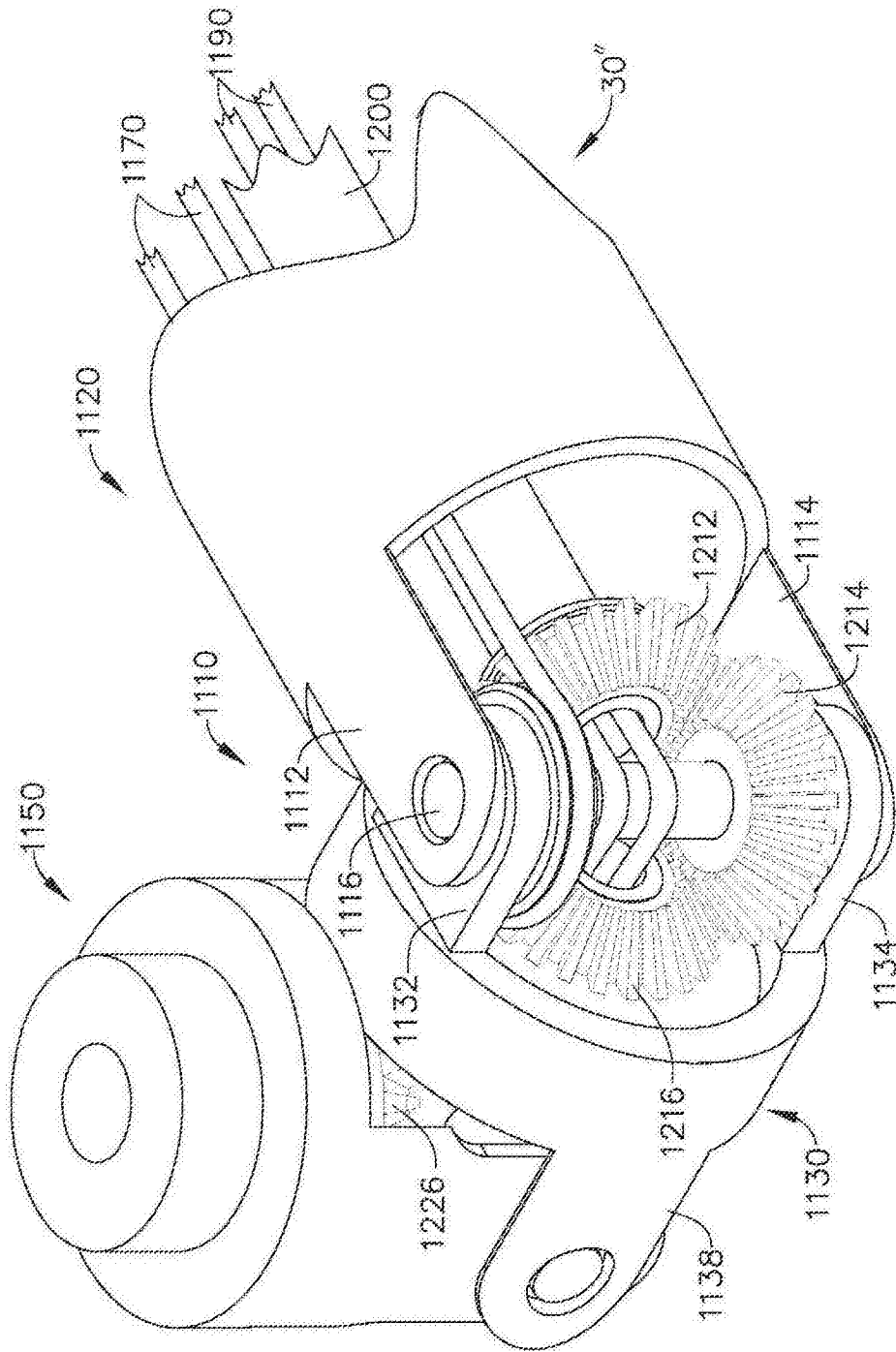


图 60

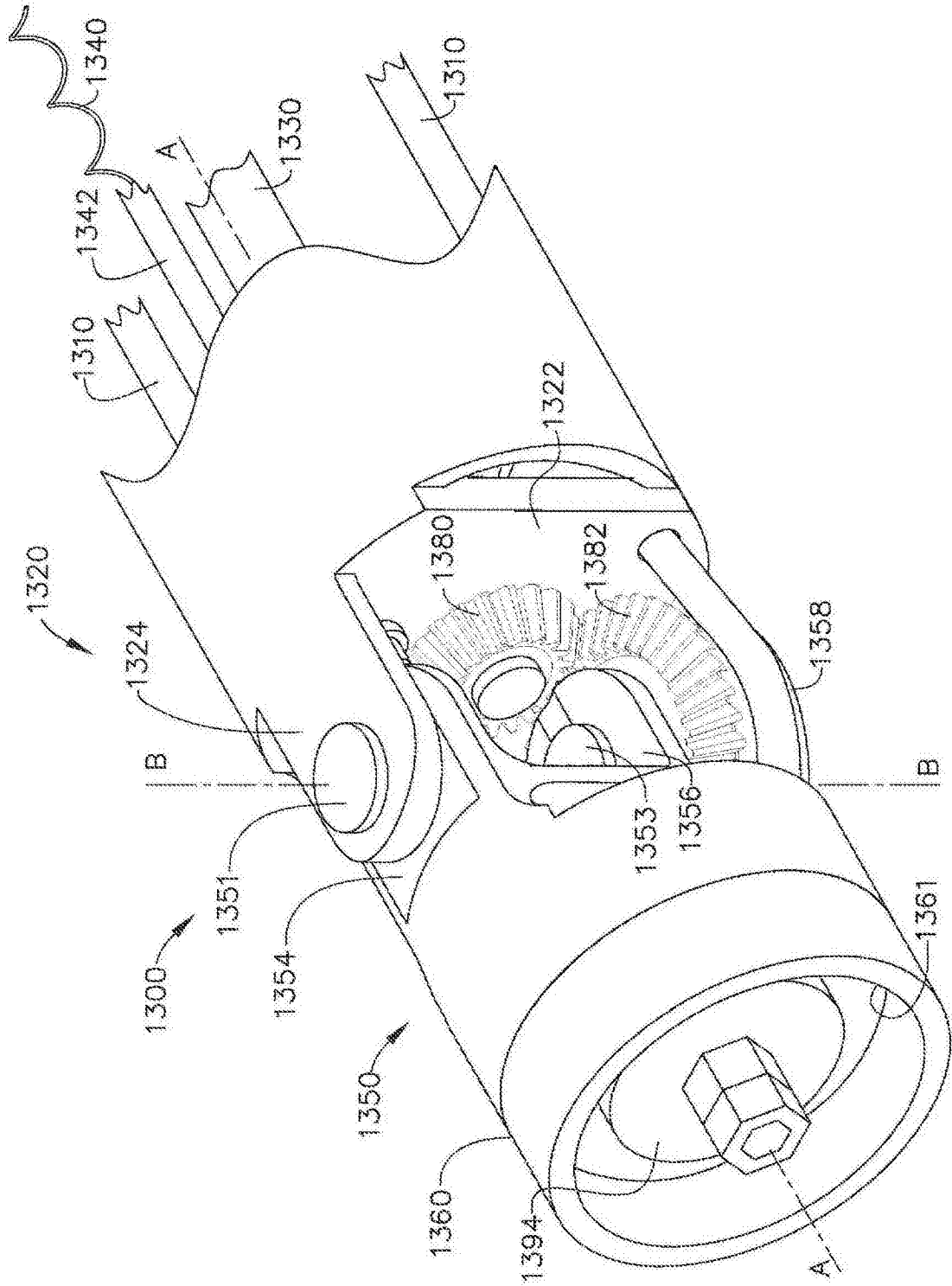


图 61

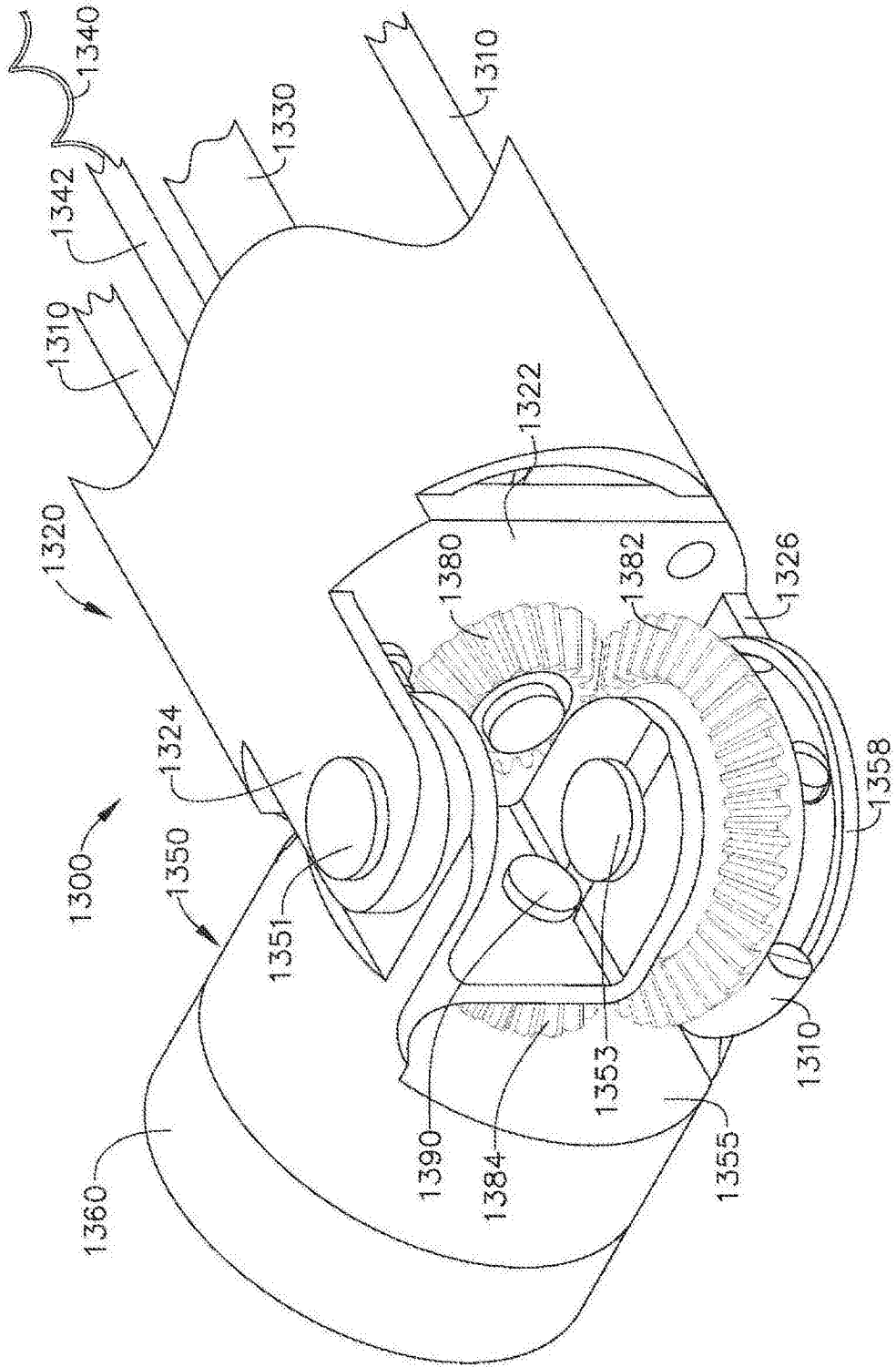


图 62

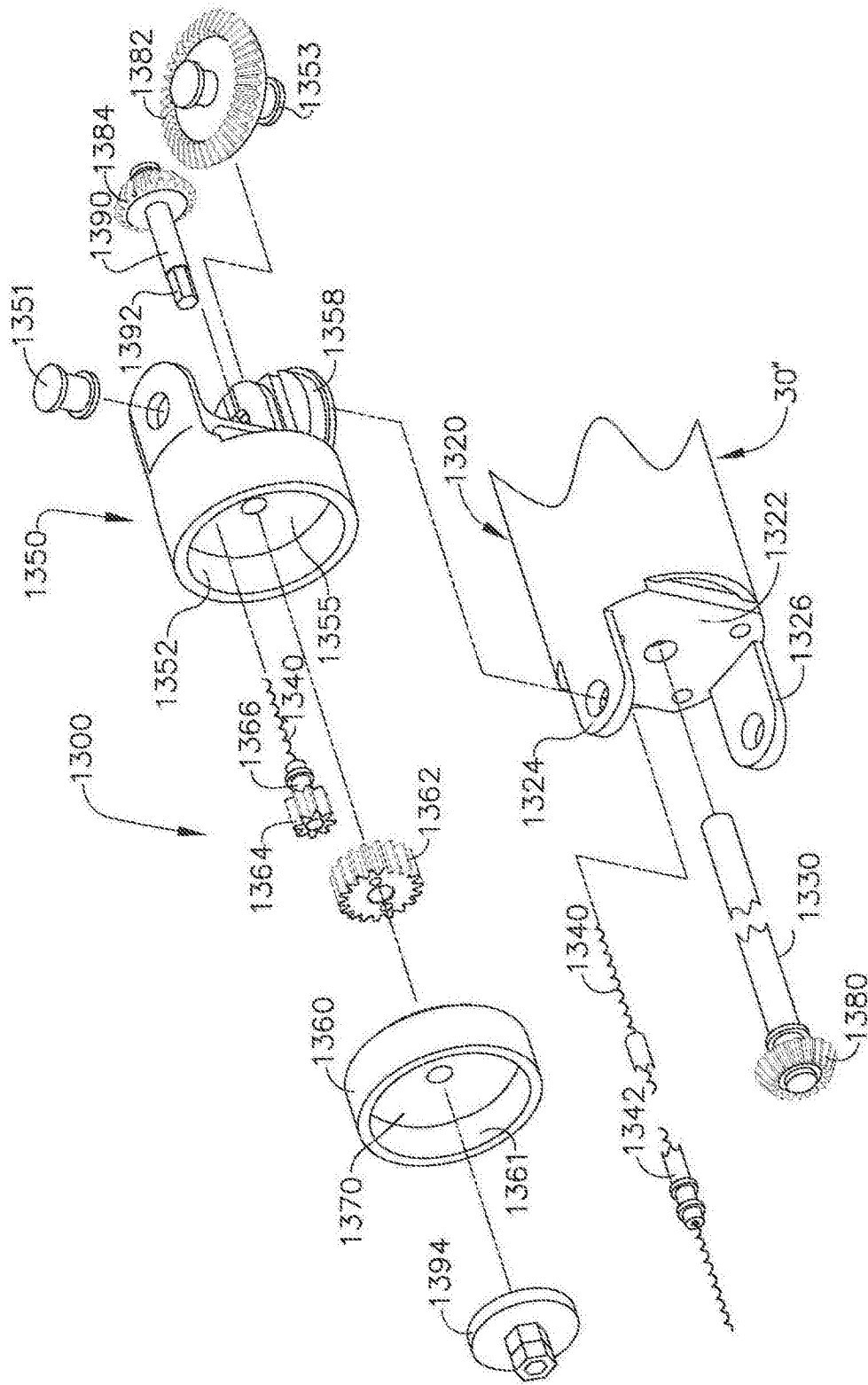


图 63

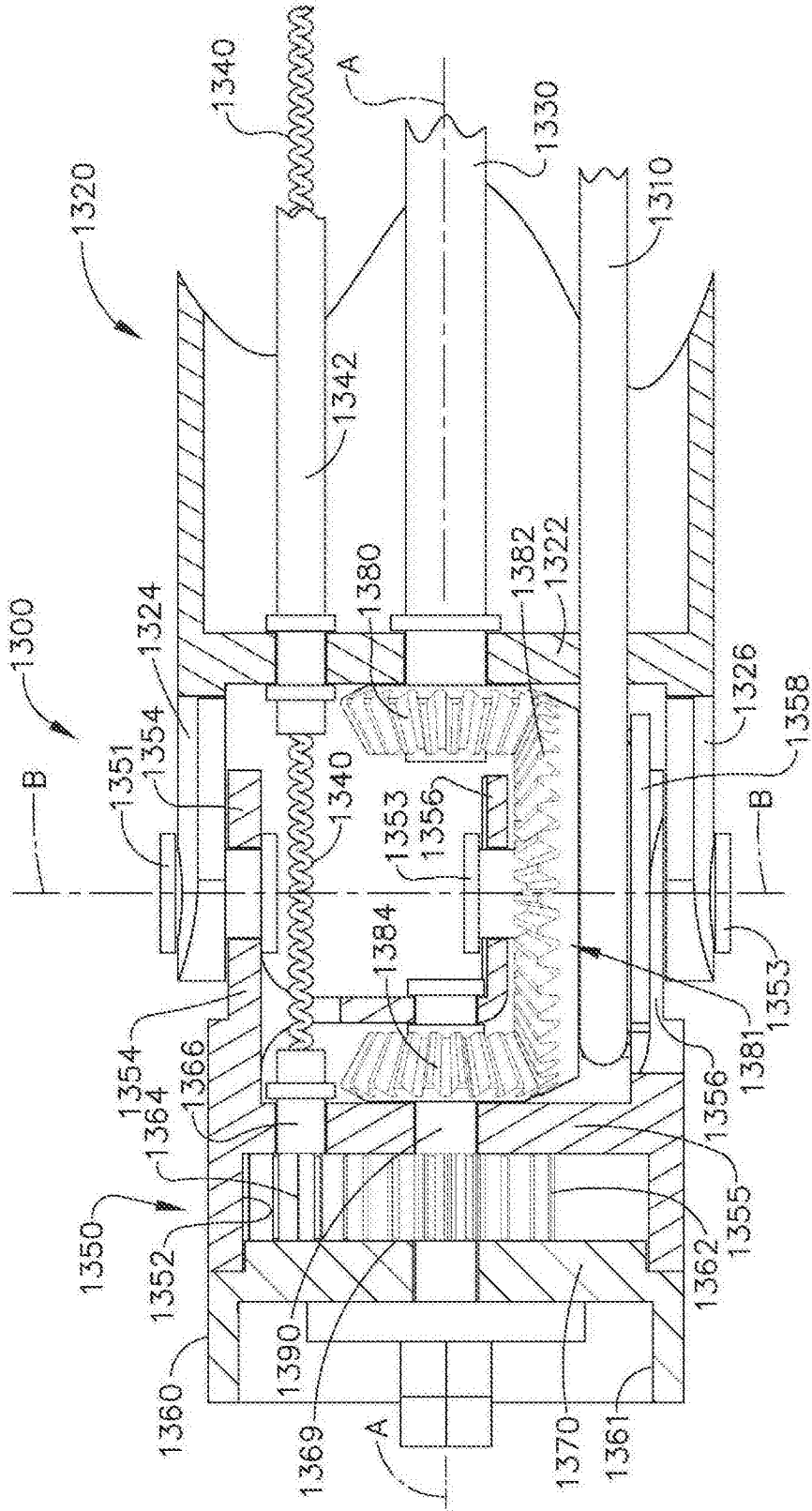


图 64

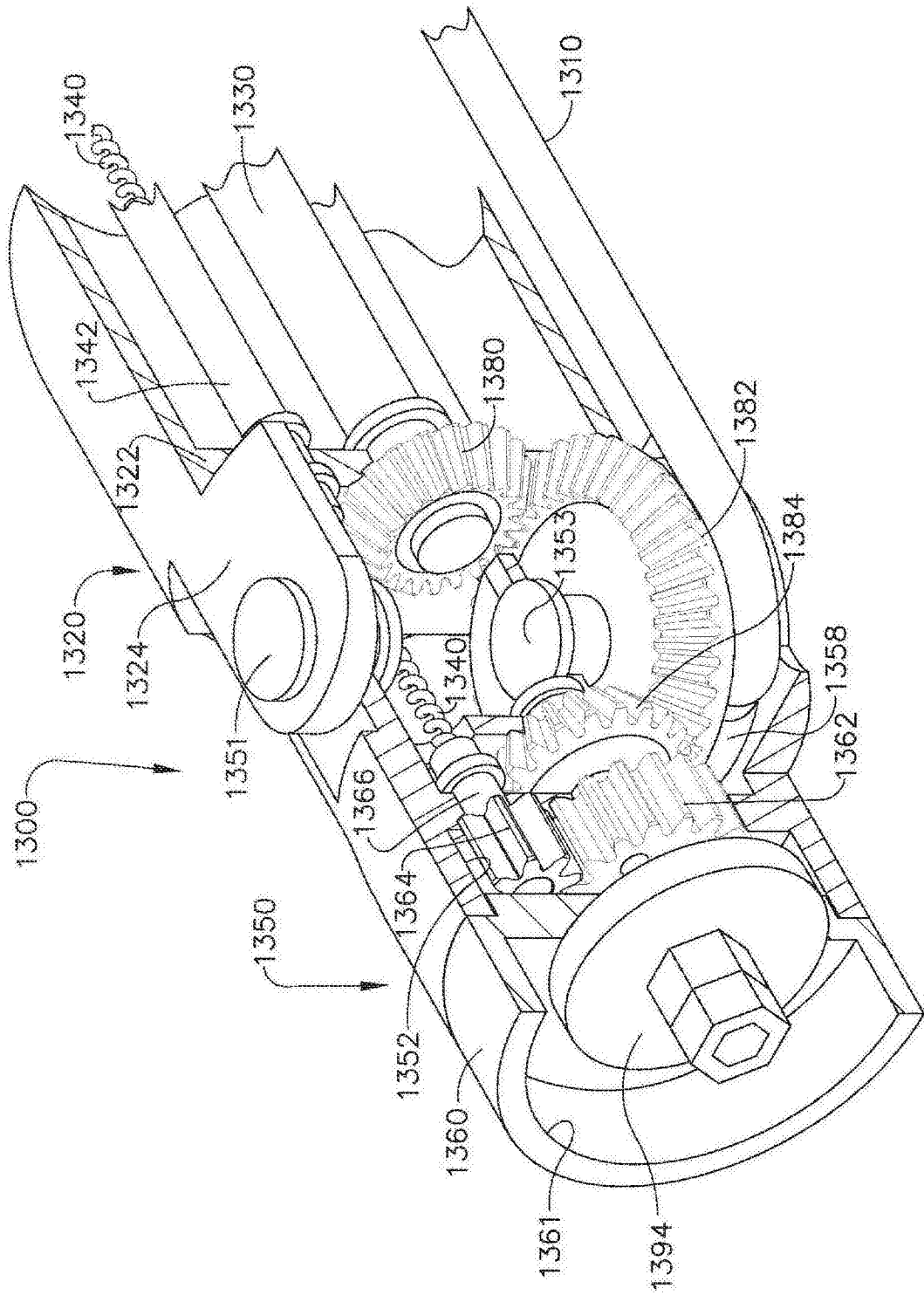


图 65

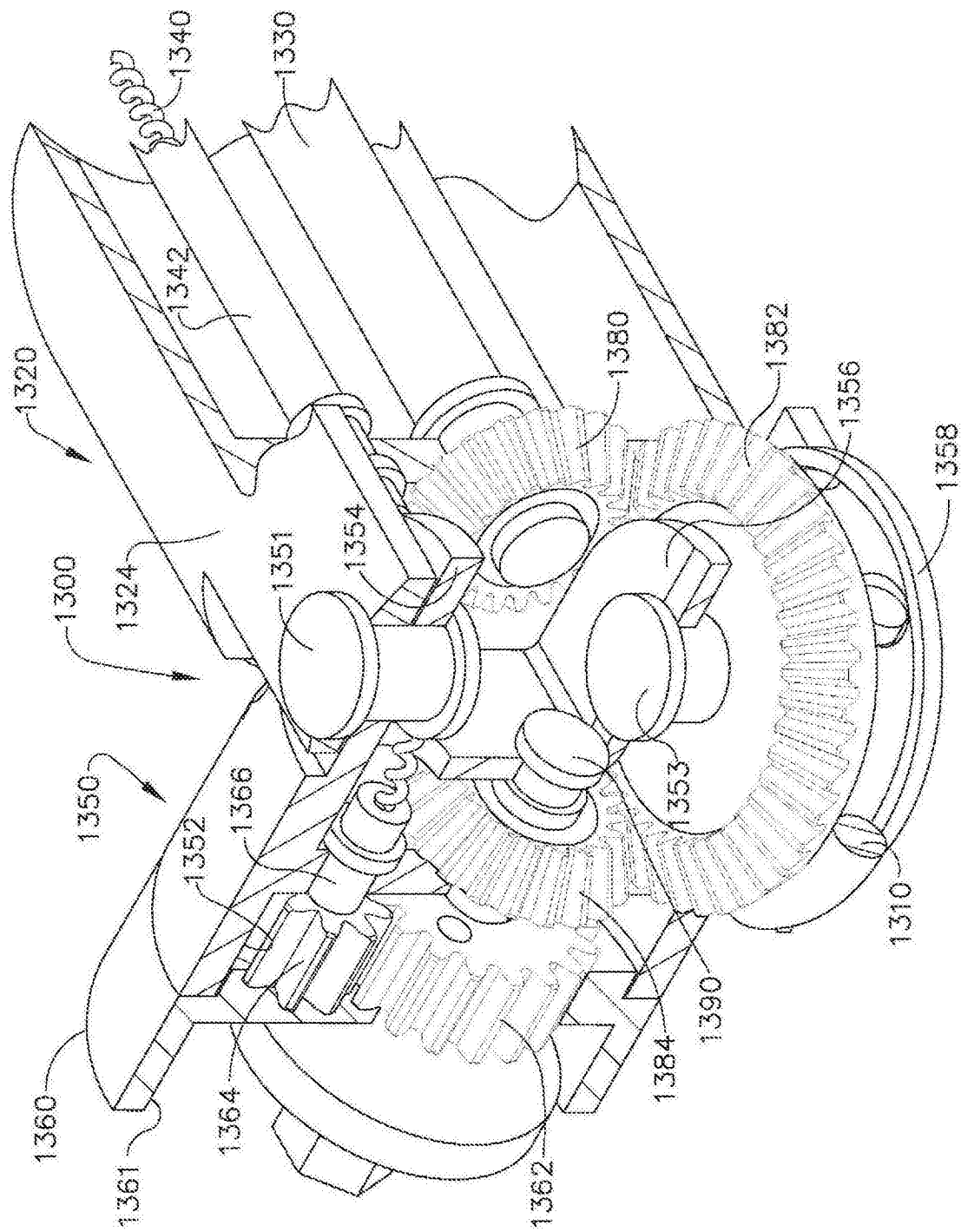


图 66

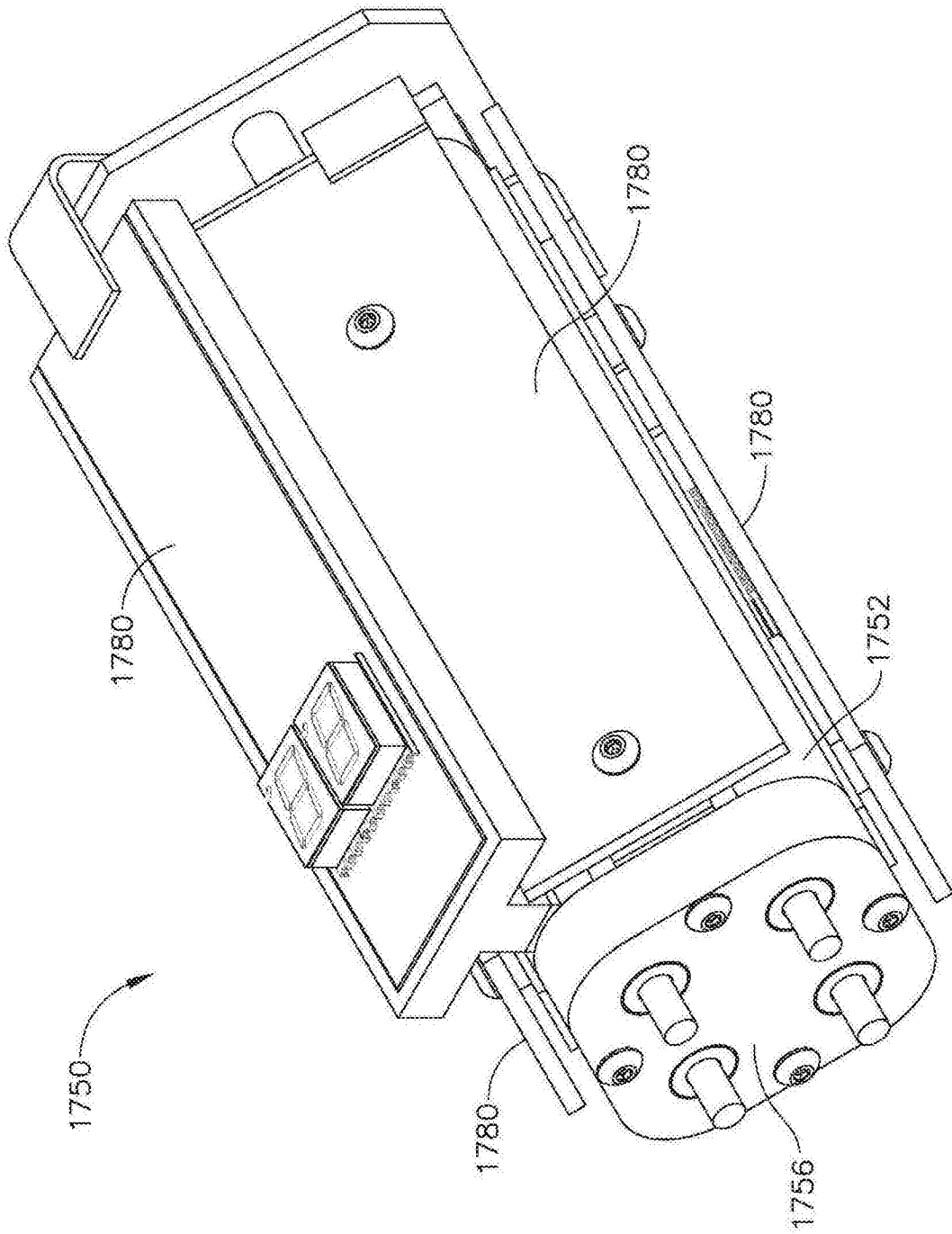


图 67

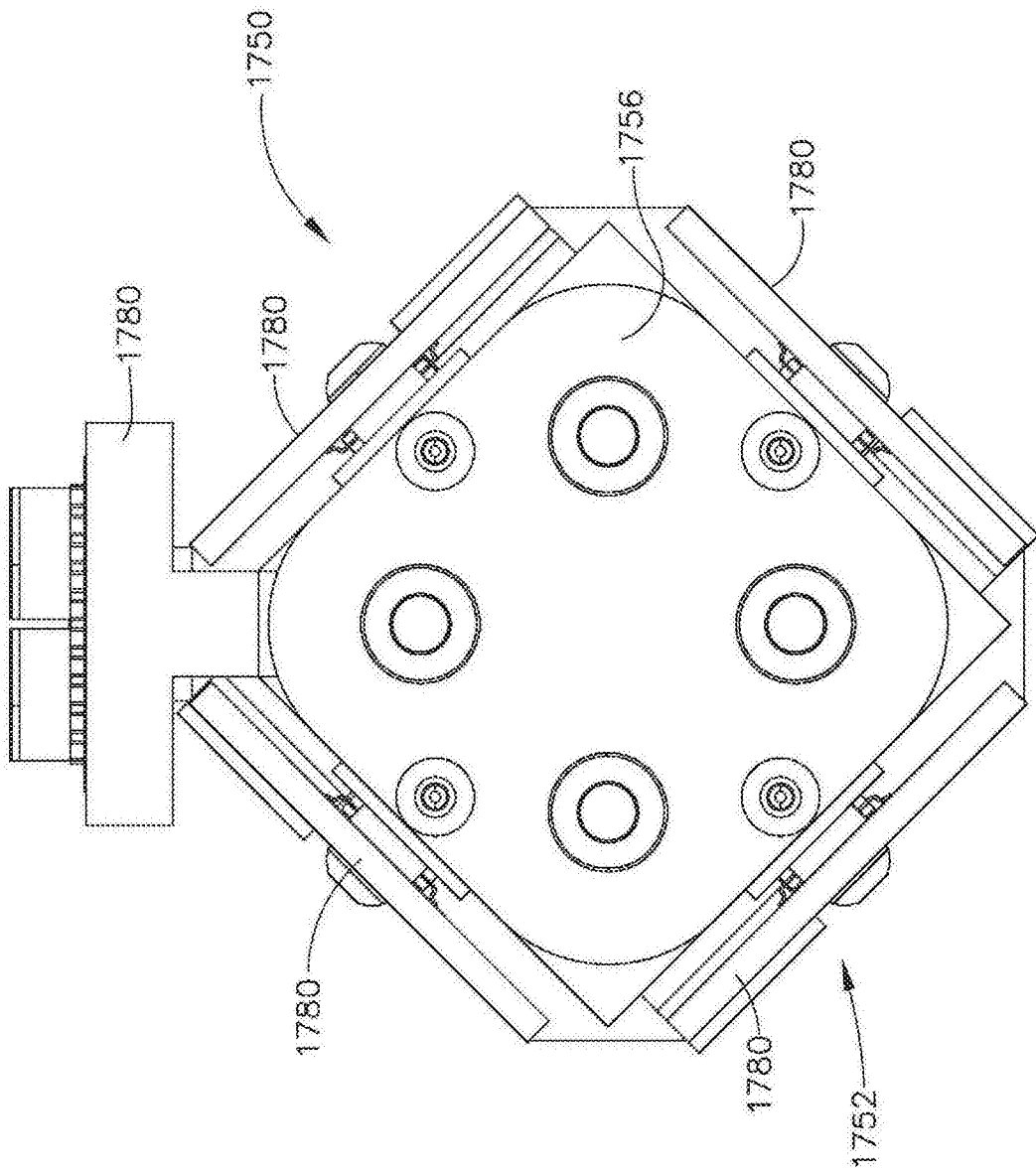


图 68

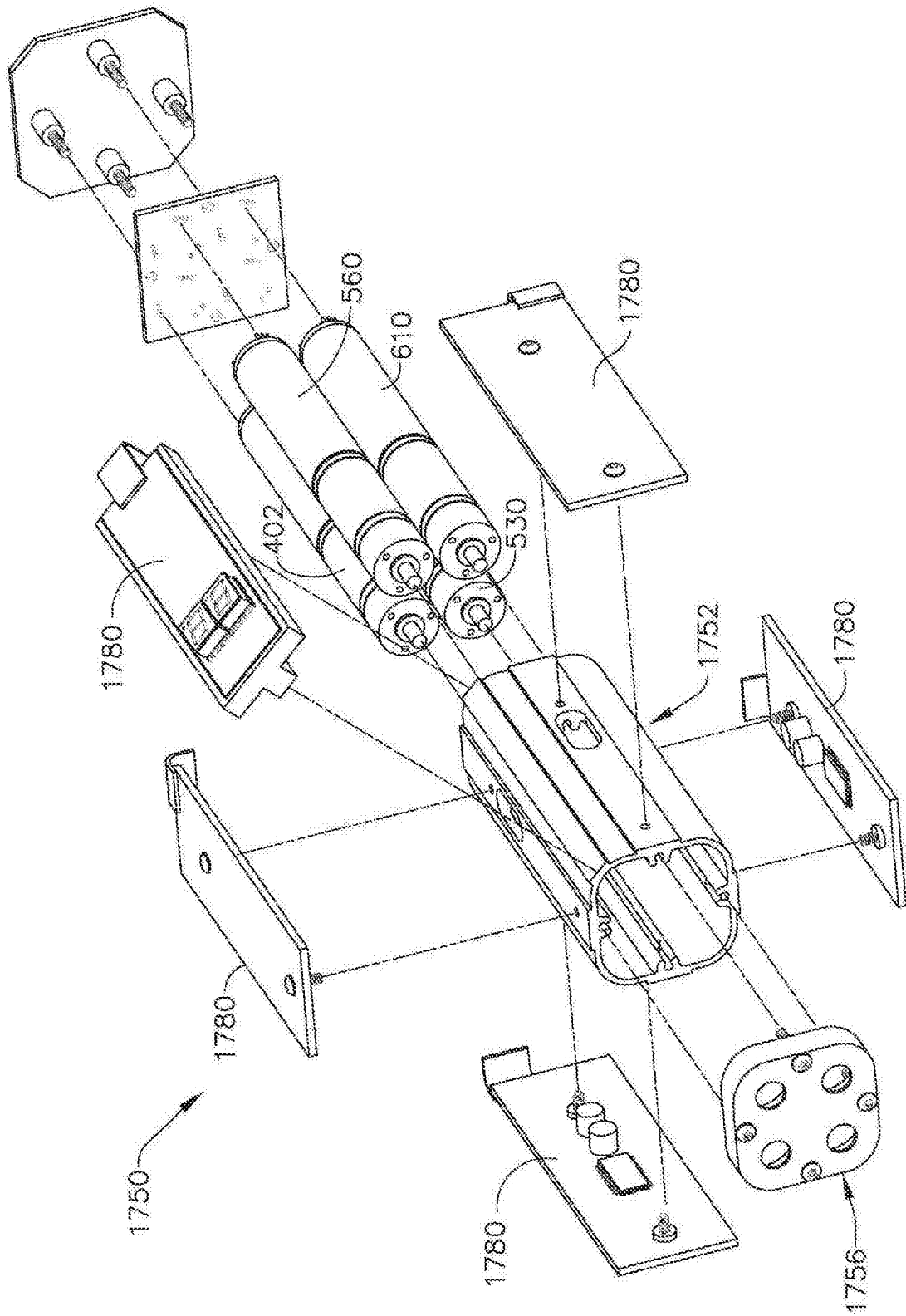


图 69

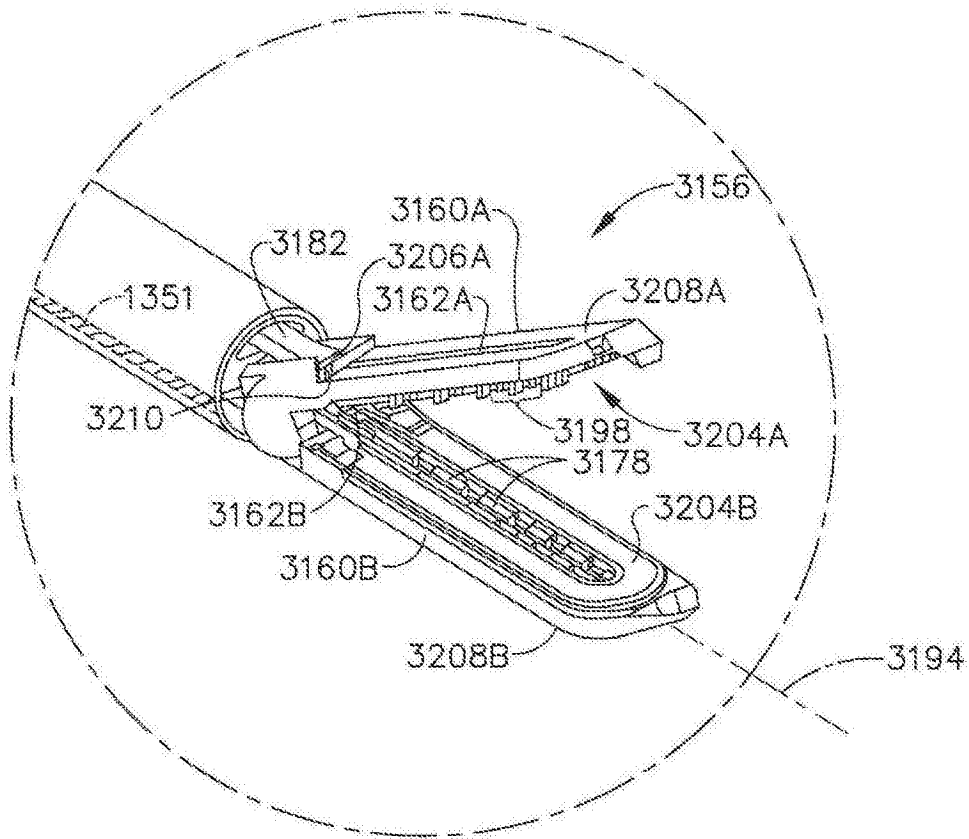


图 70

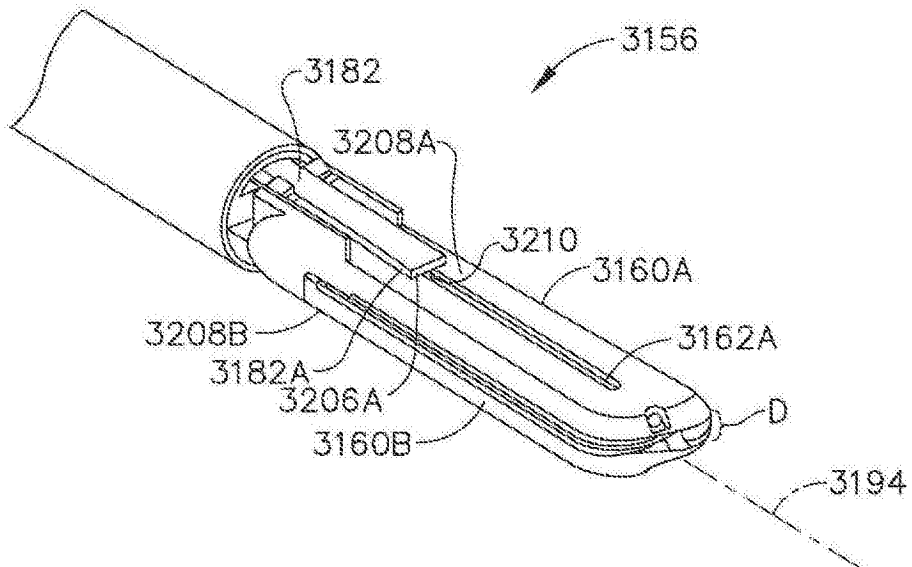


图 71

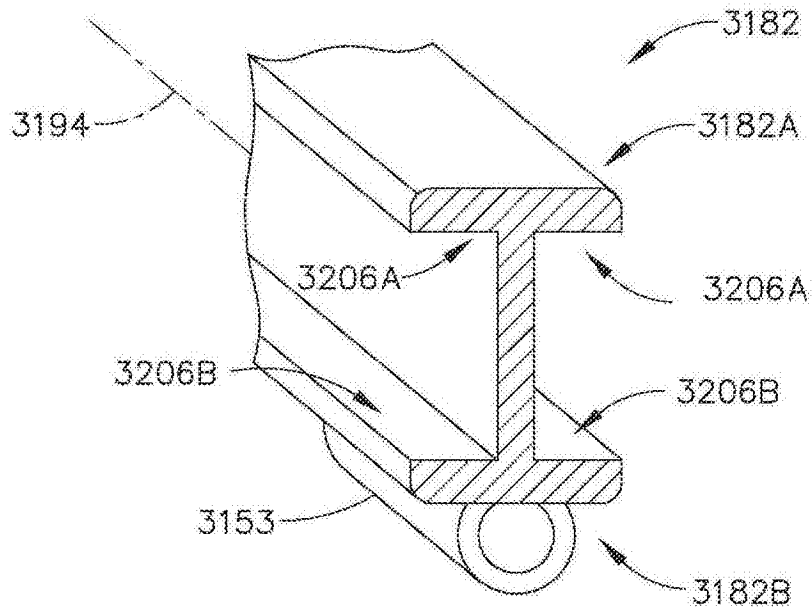


图 72

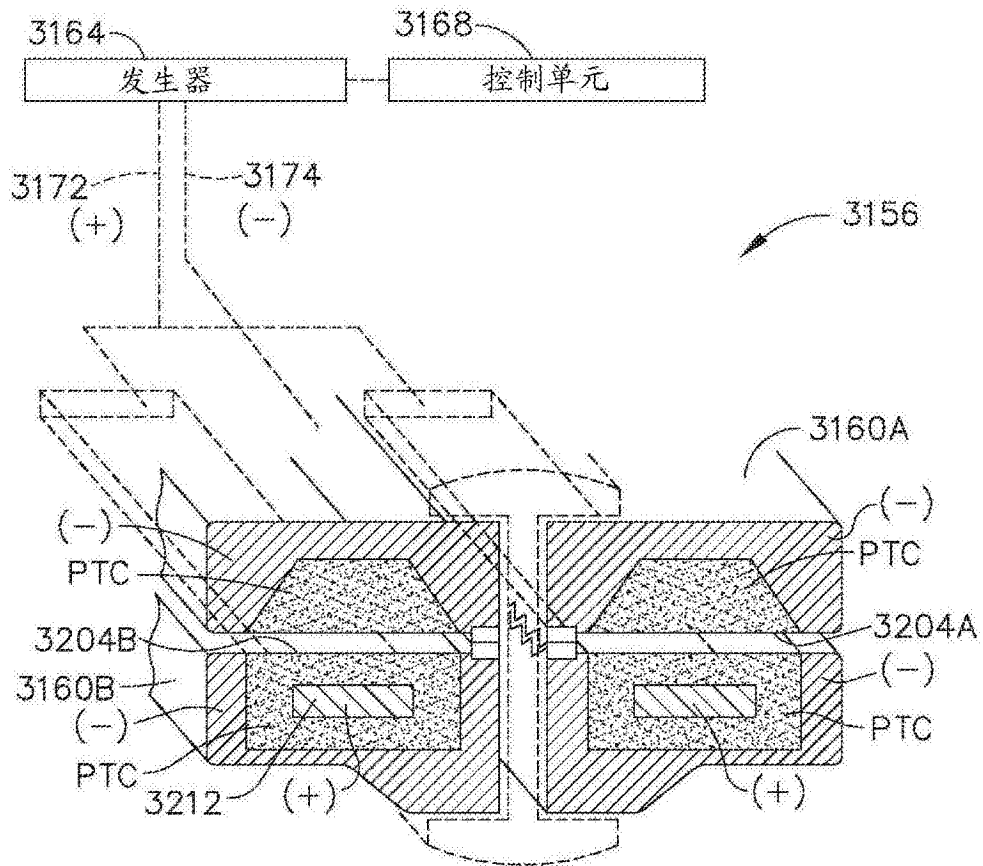


图 73

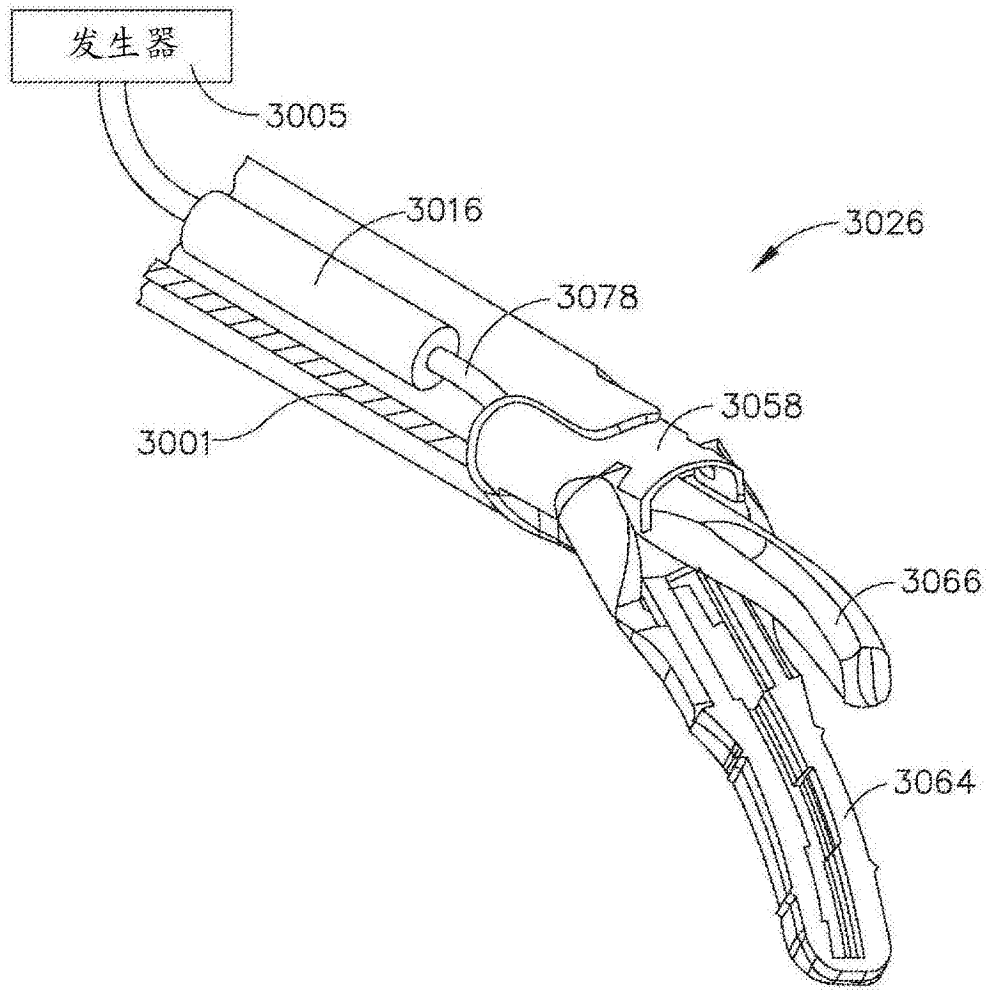


图 74

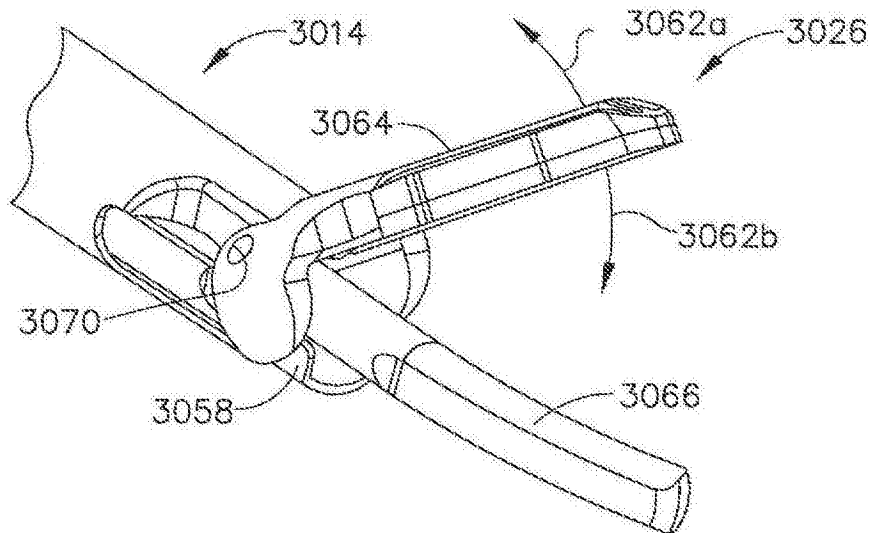


图 75

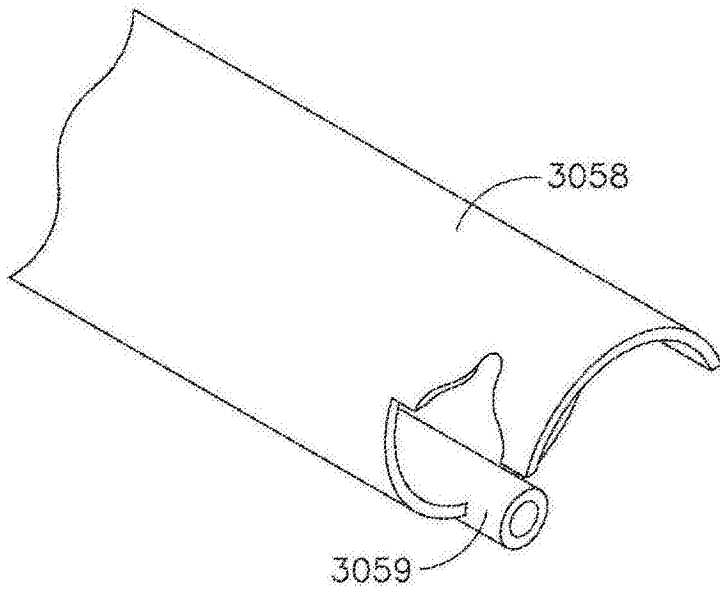


图 76

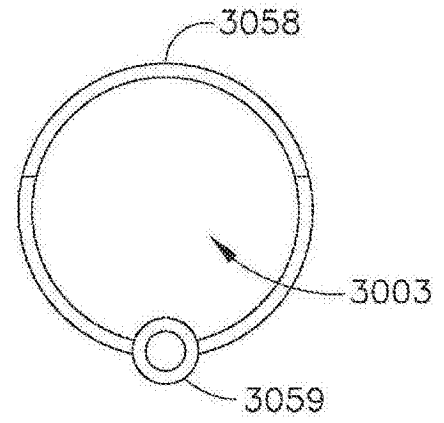


图 77

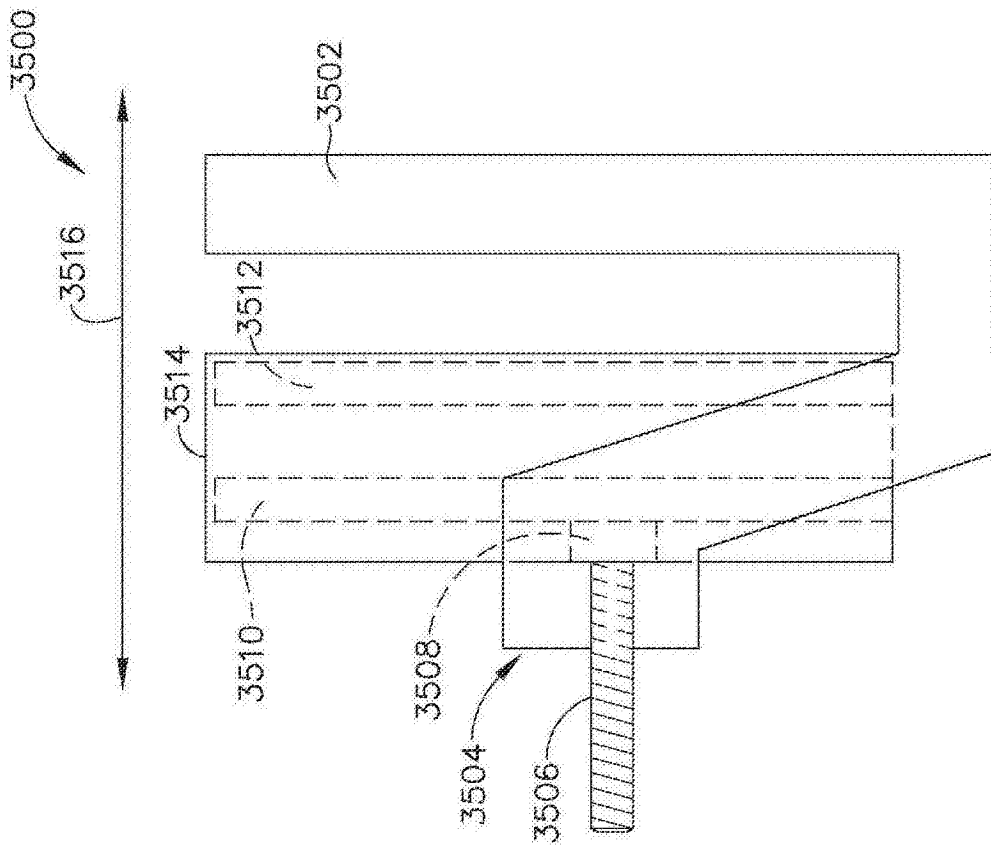


图 78

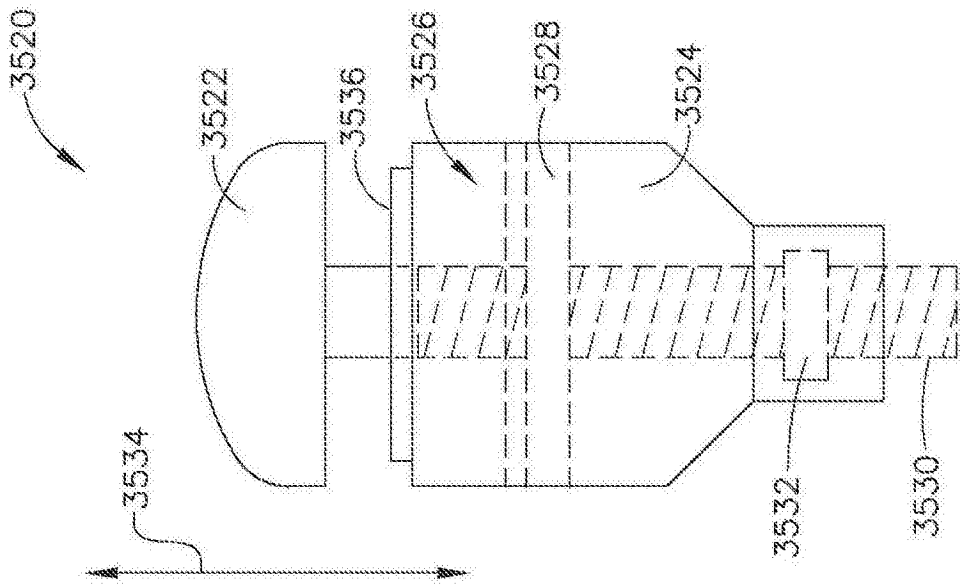


图 79

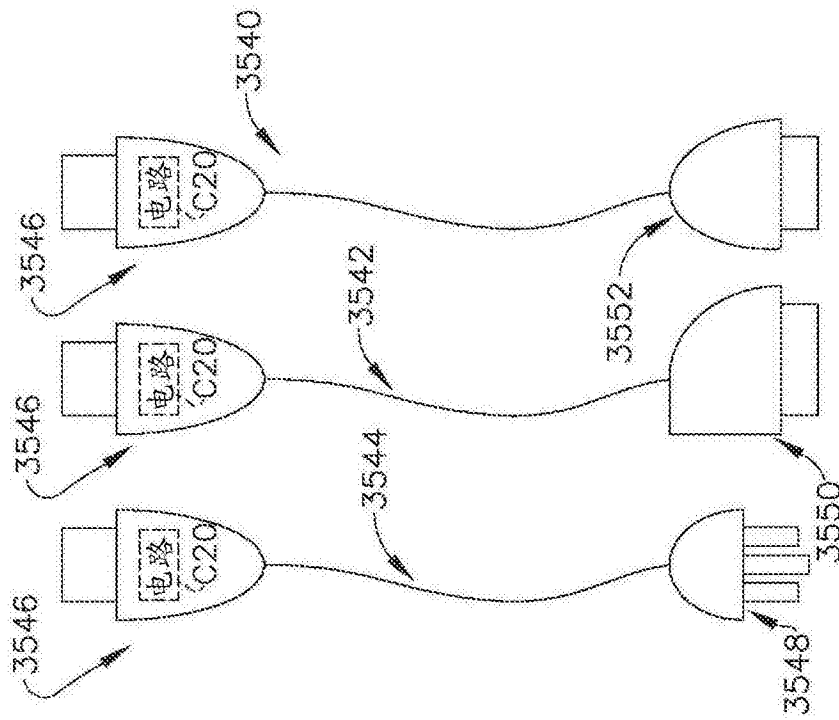


图 80

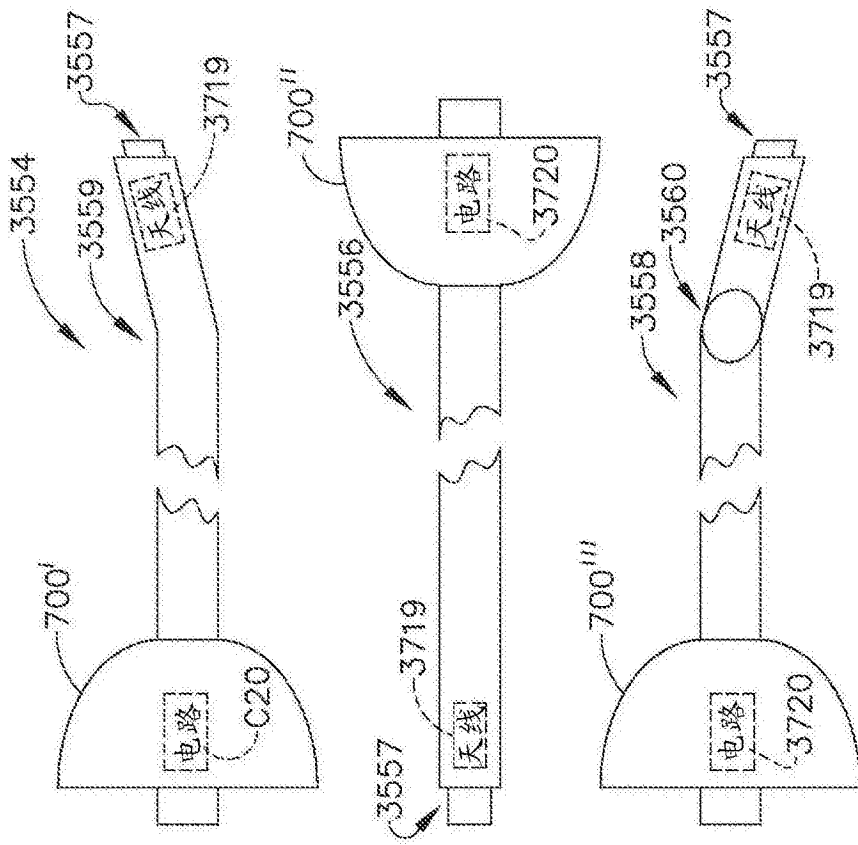


图 81

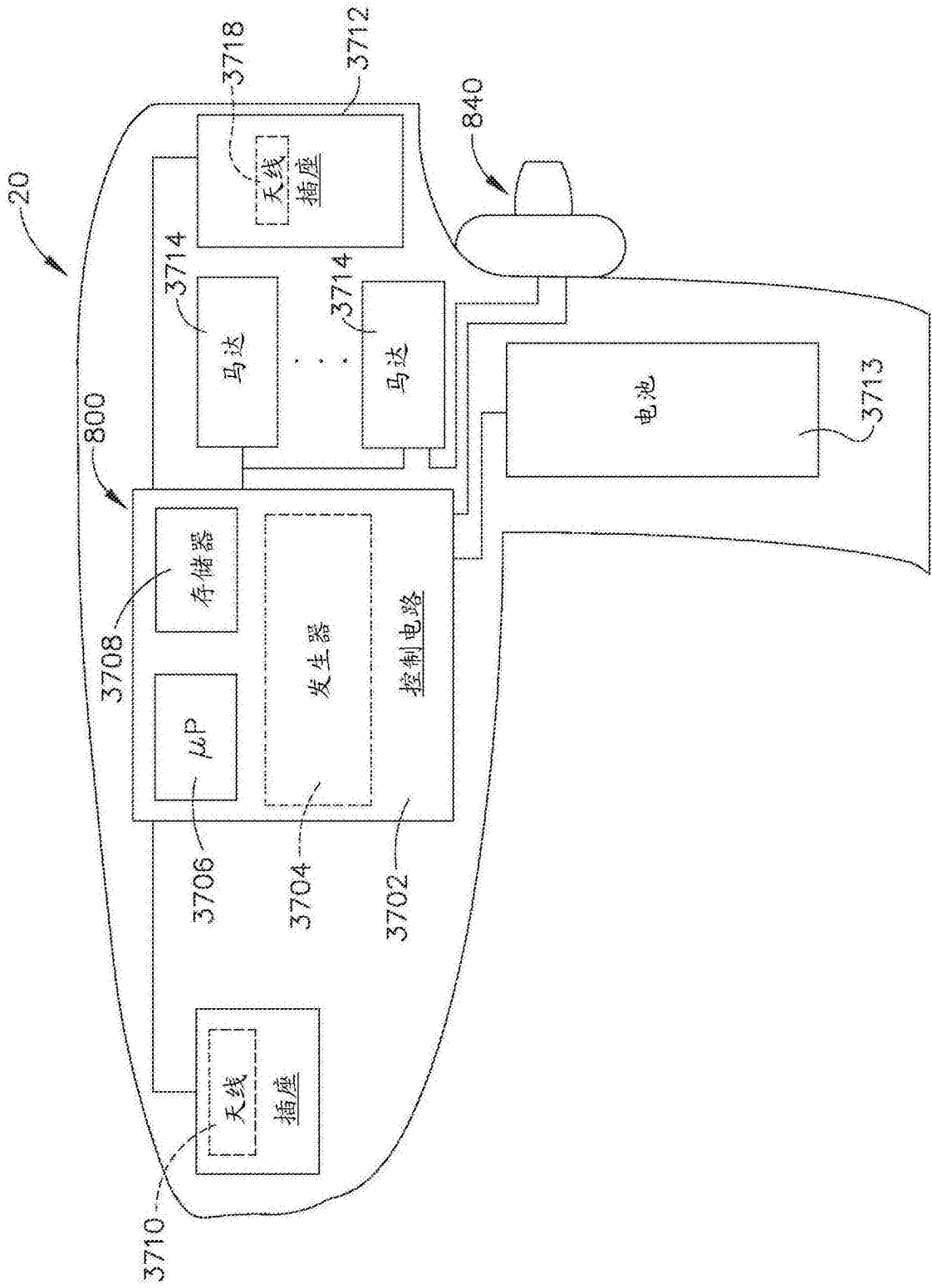


图 82

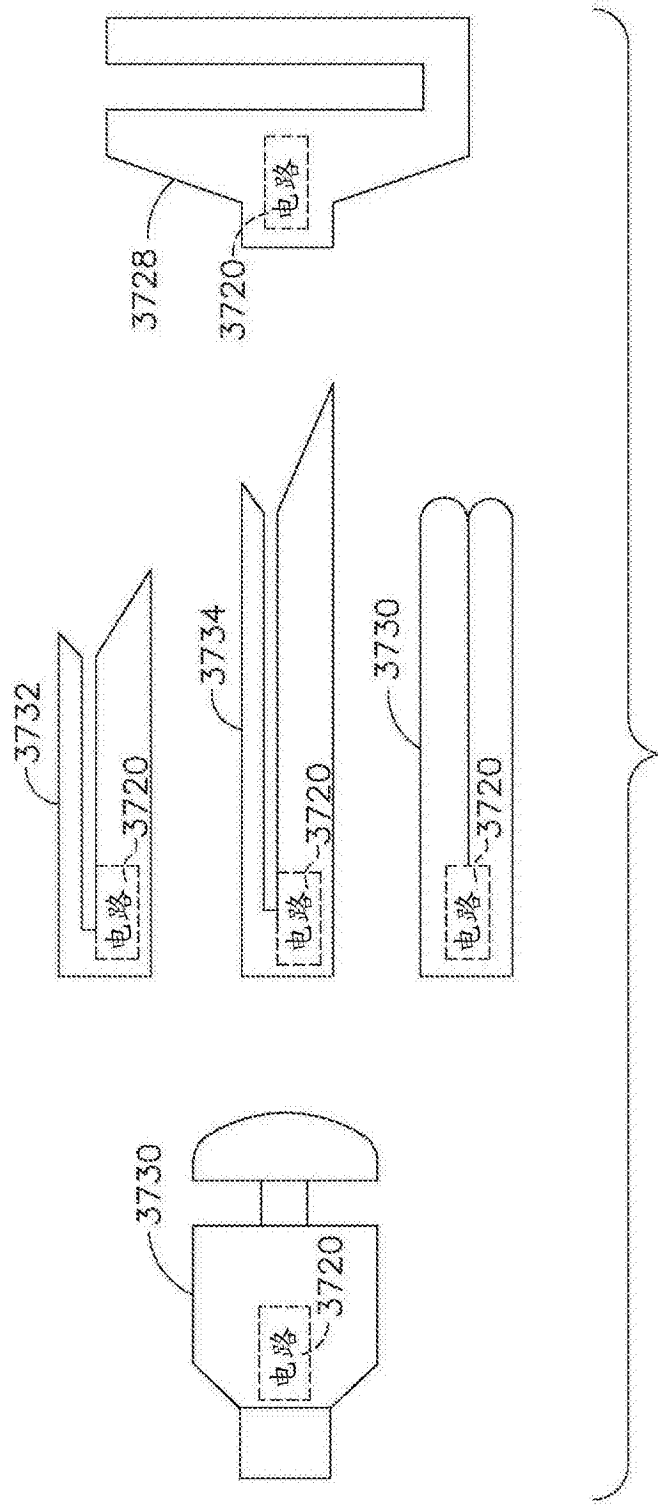


图 83

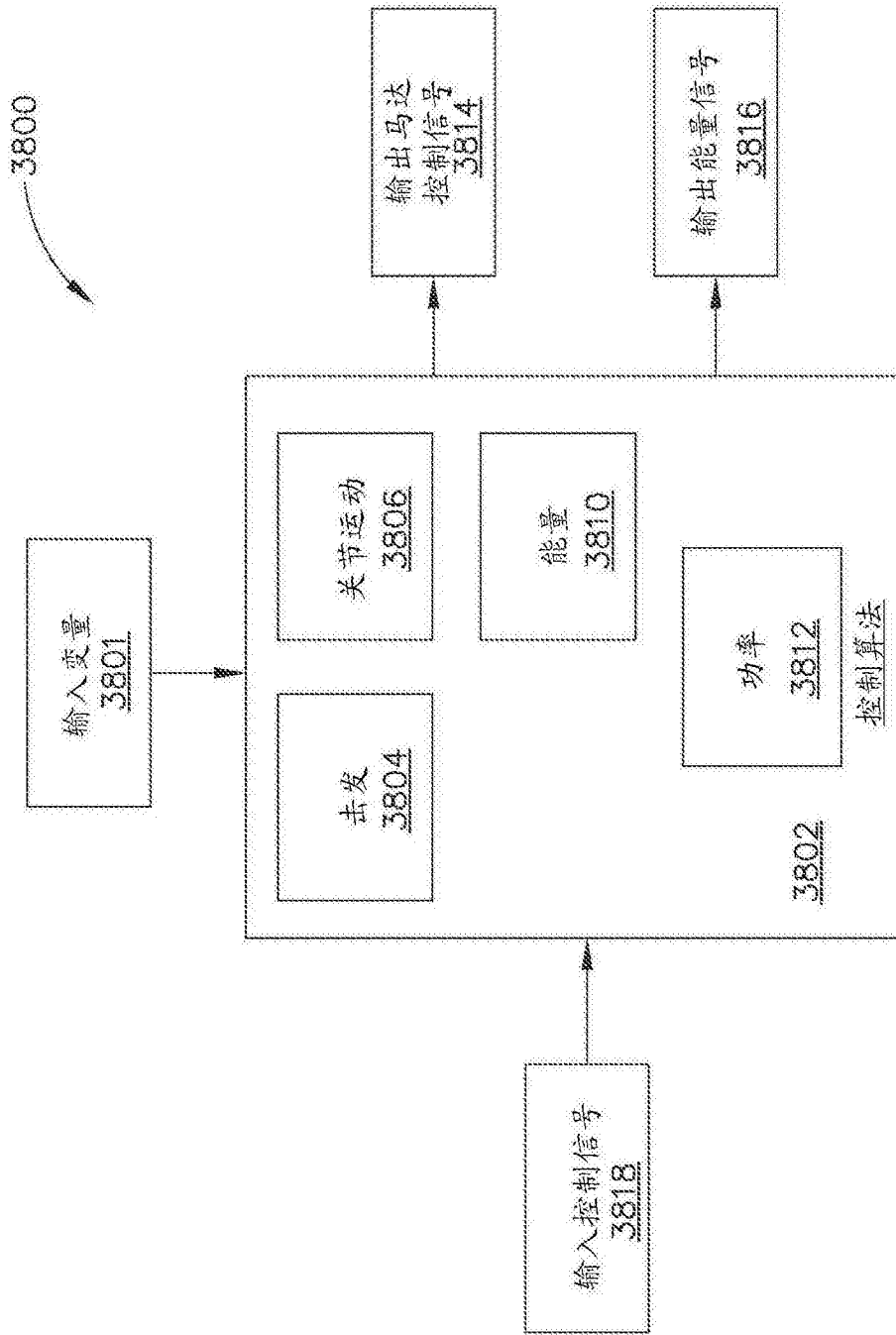


图 84

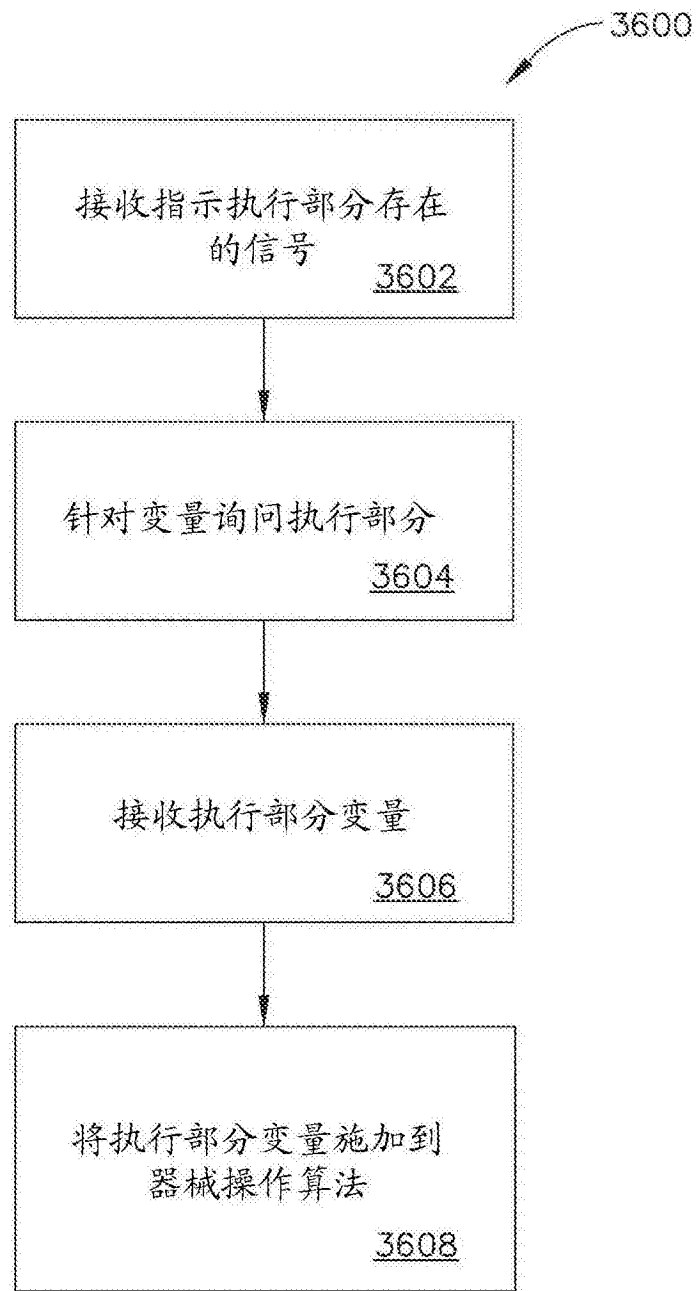


图 85

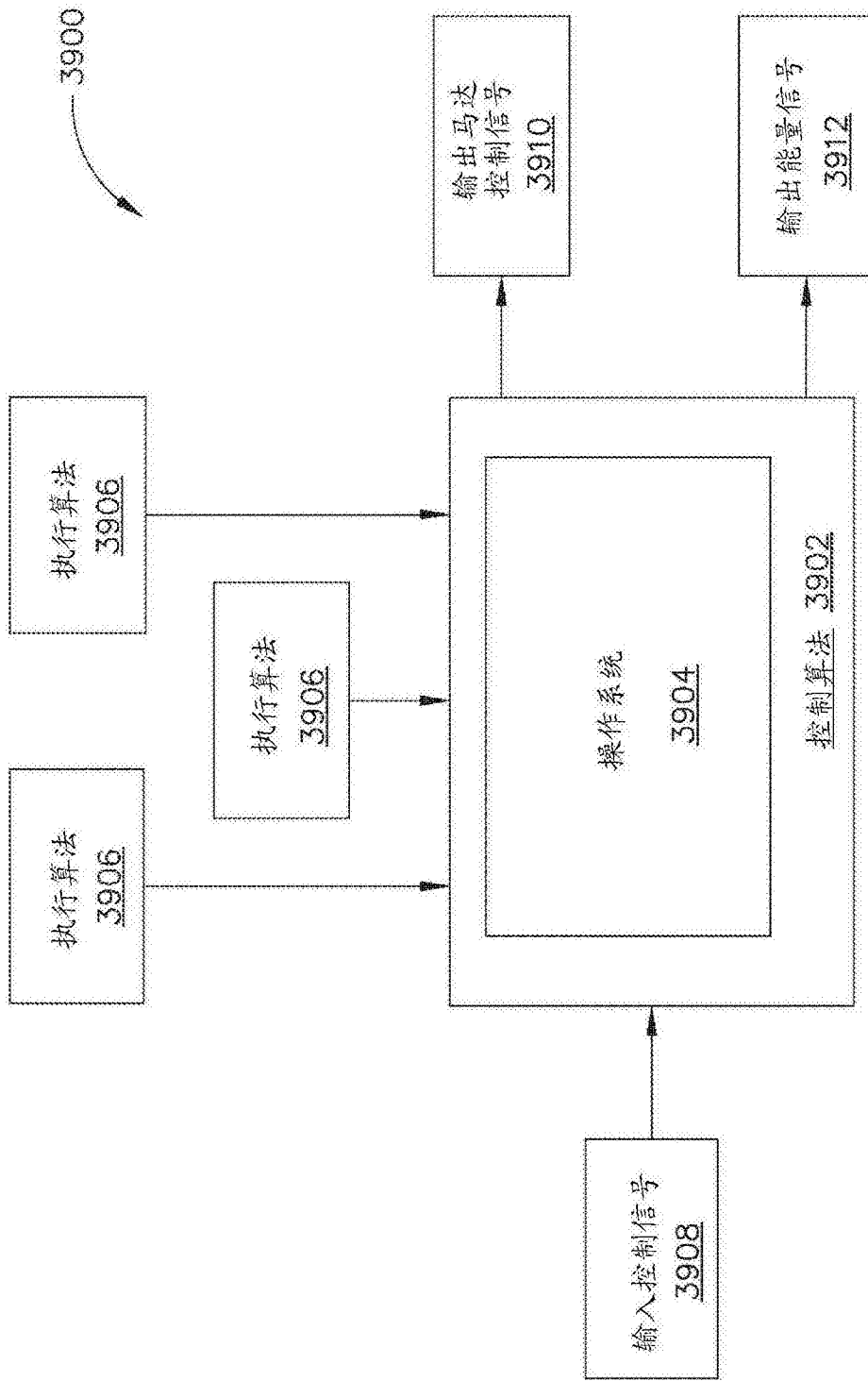


图 86

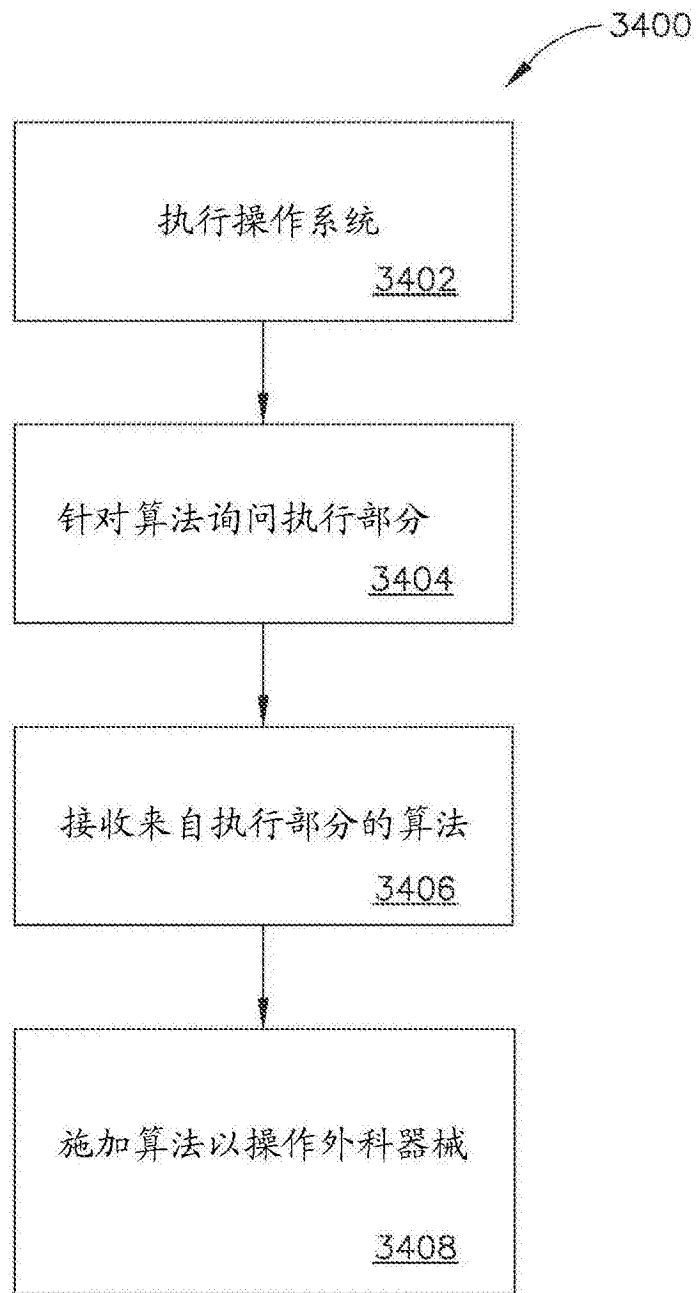


图 87

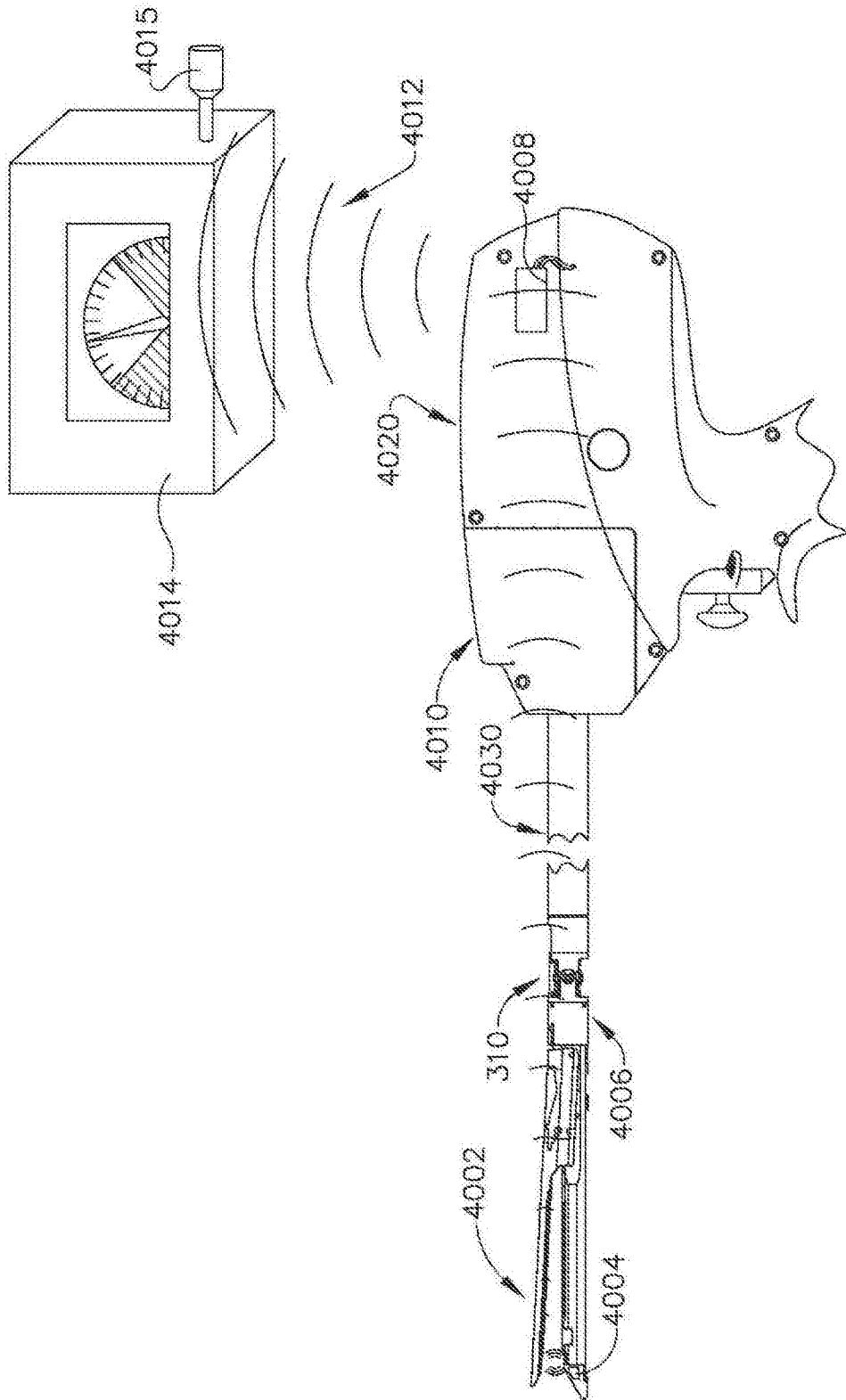


图 88

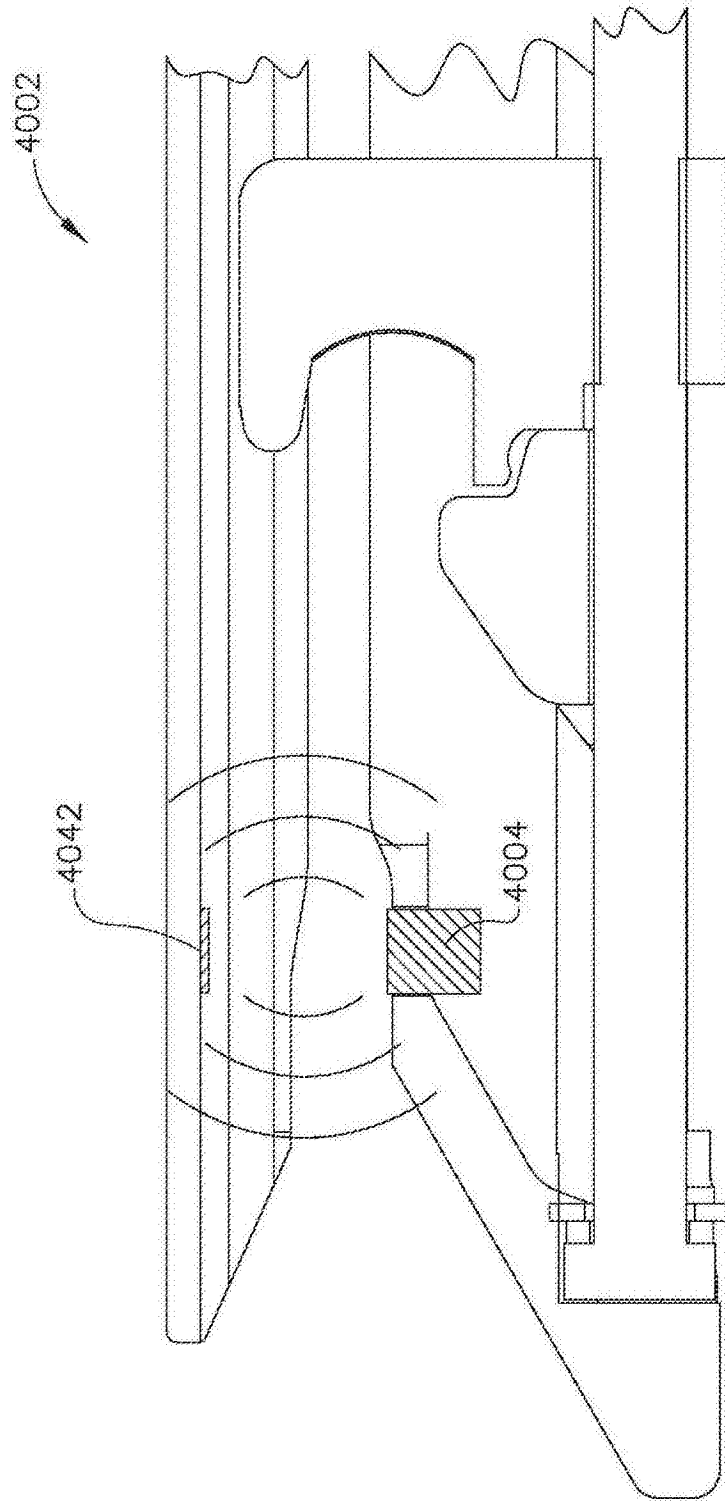


图 89

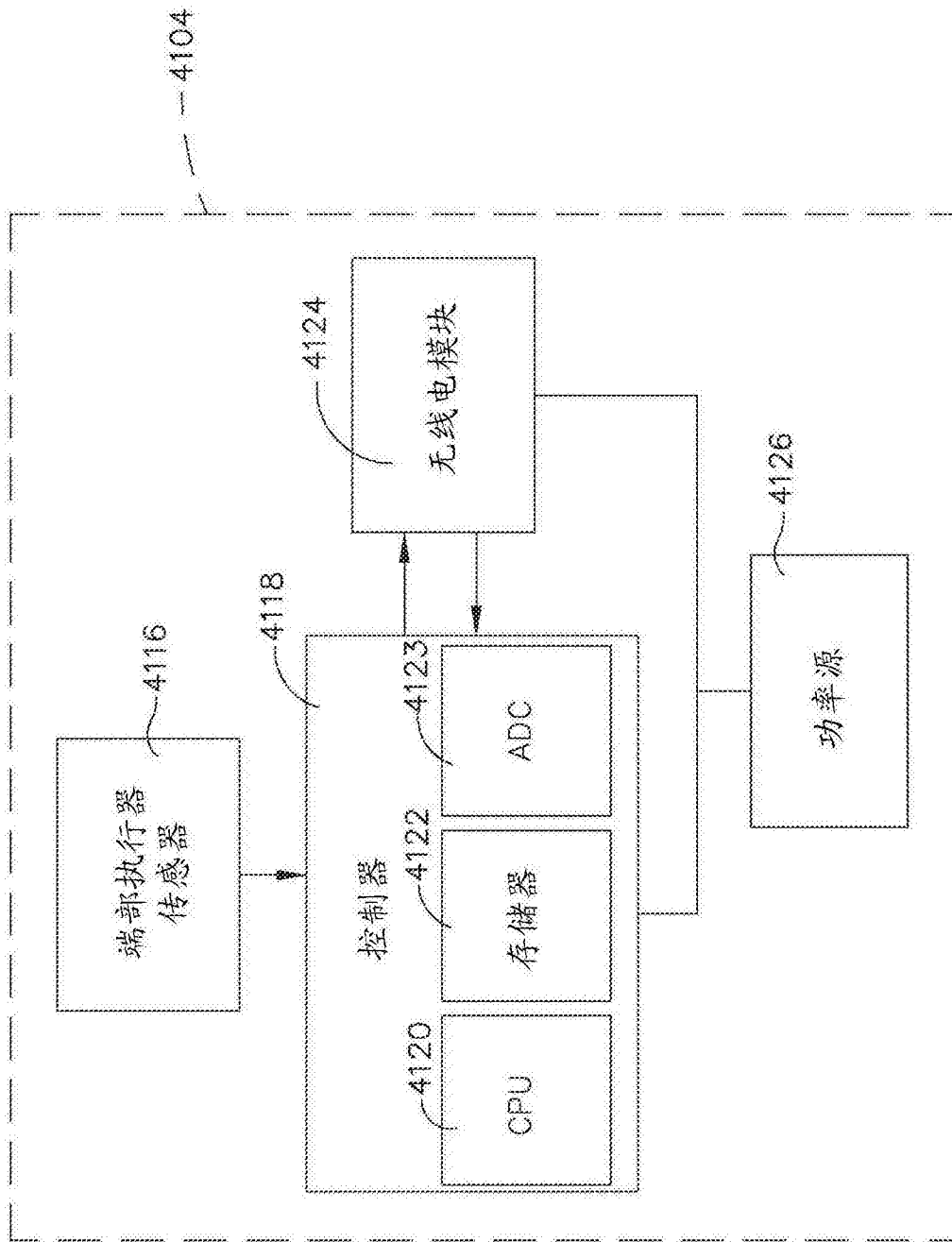


图 90

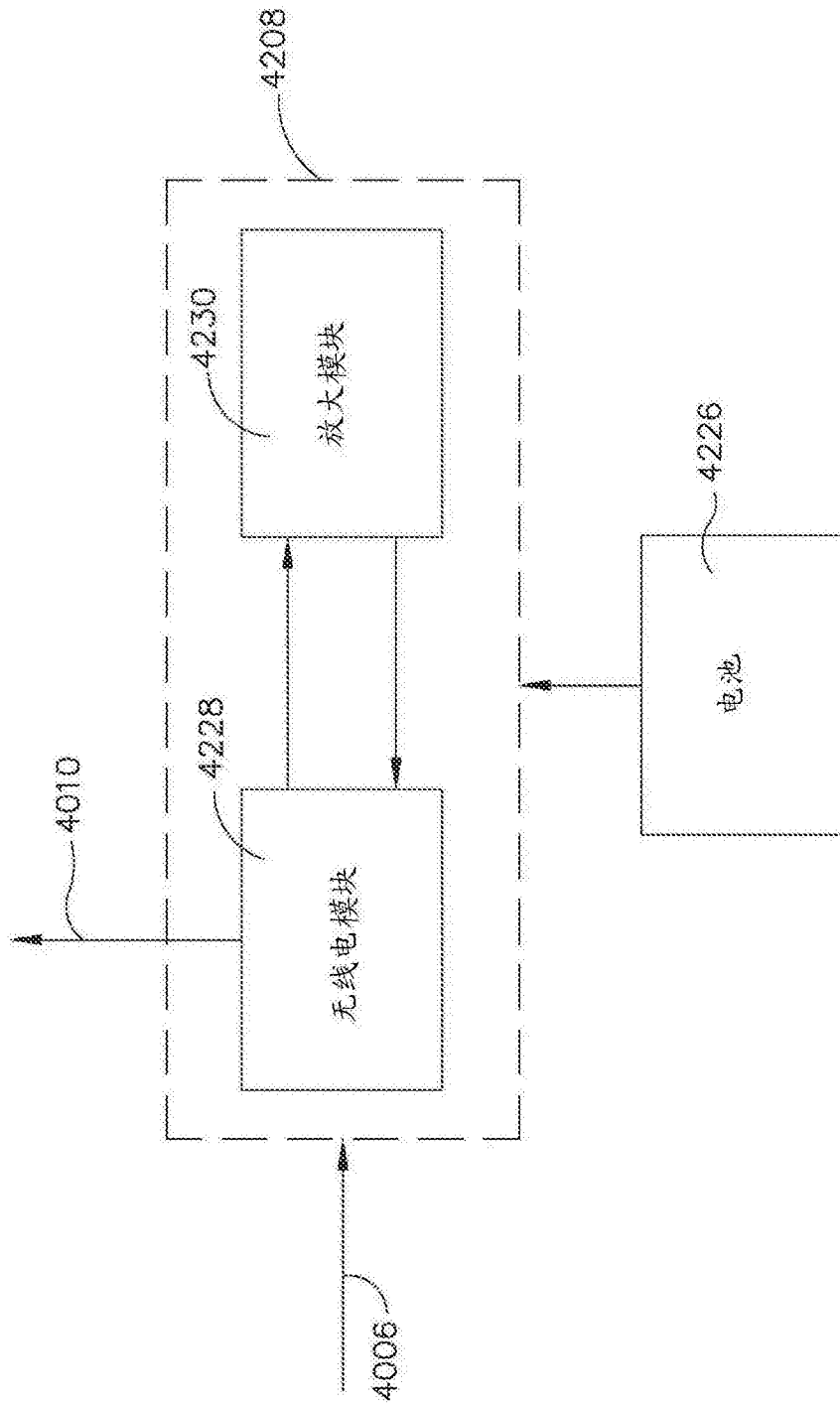


图 91

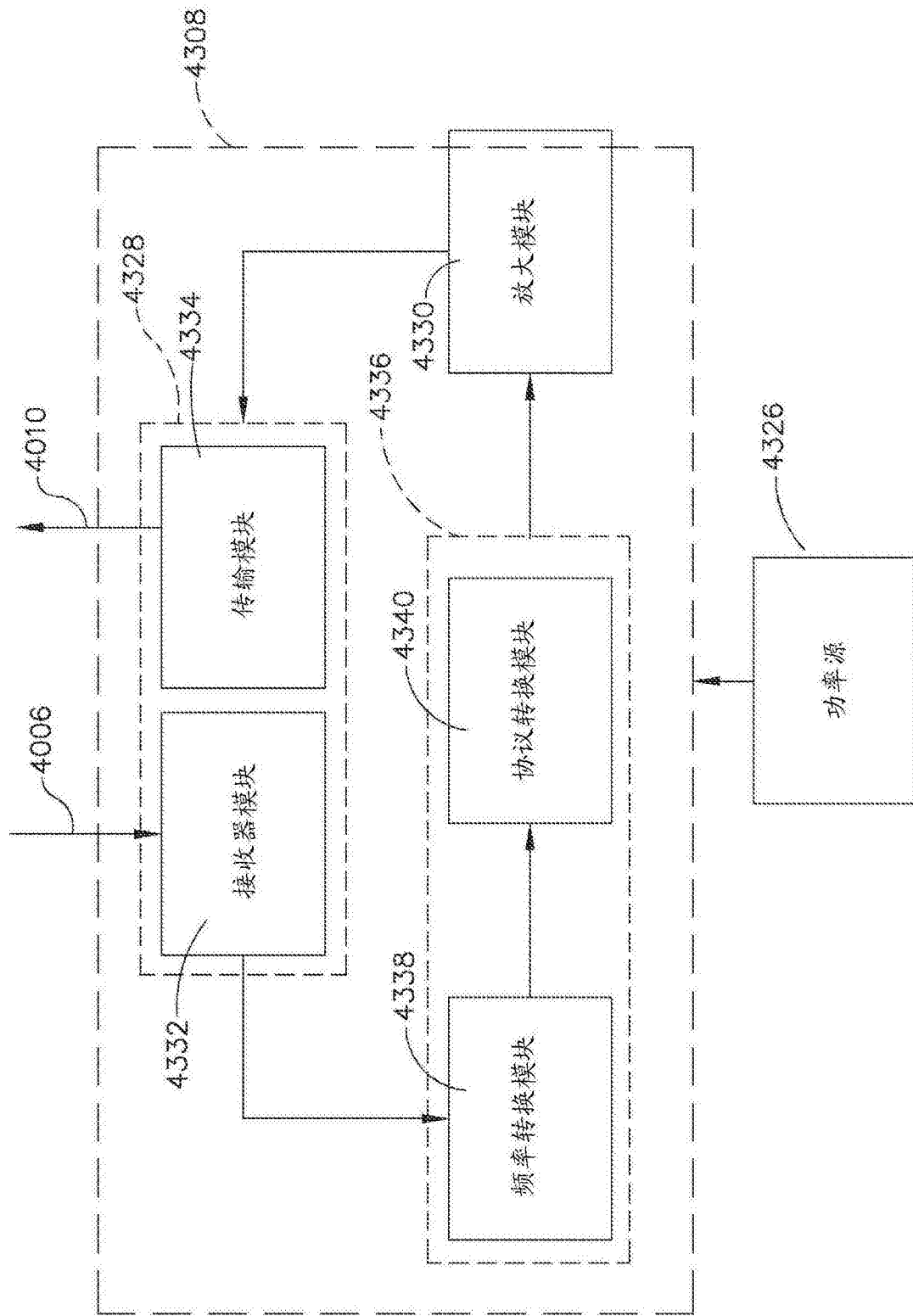


图 92

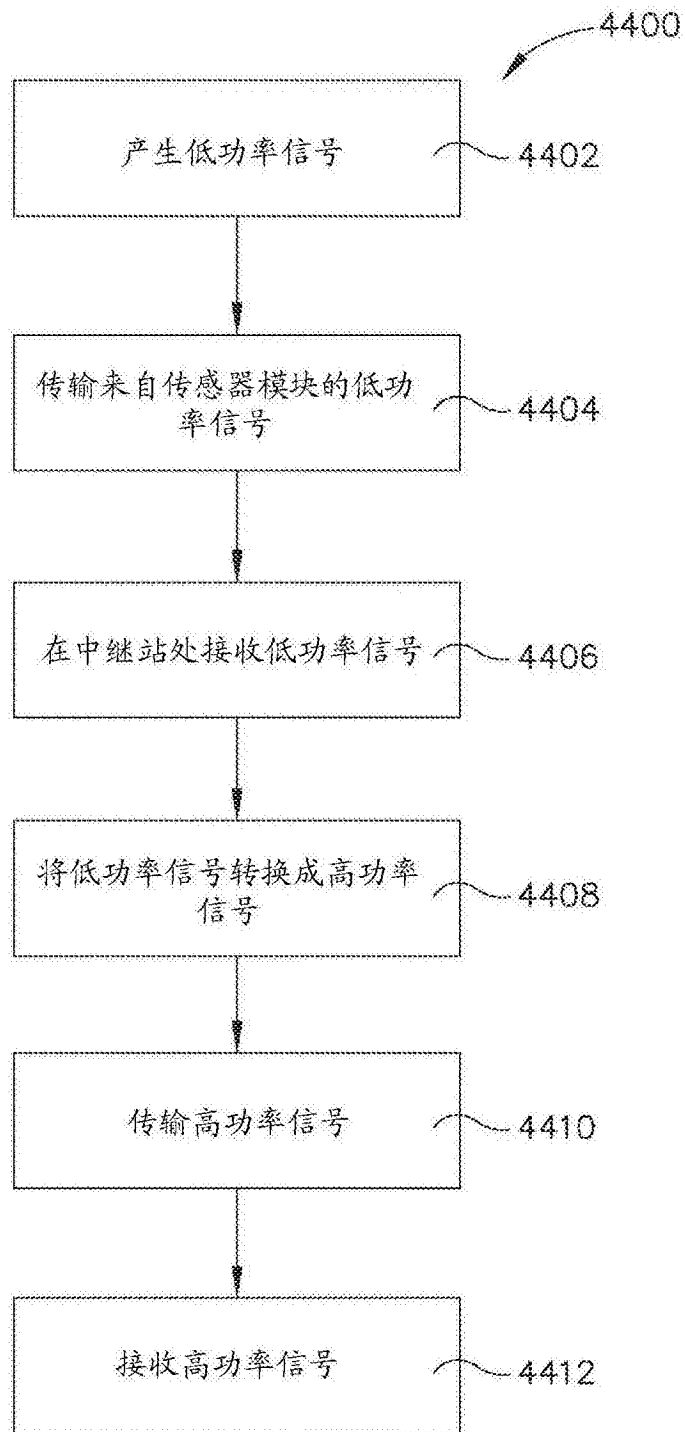


图 93

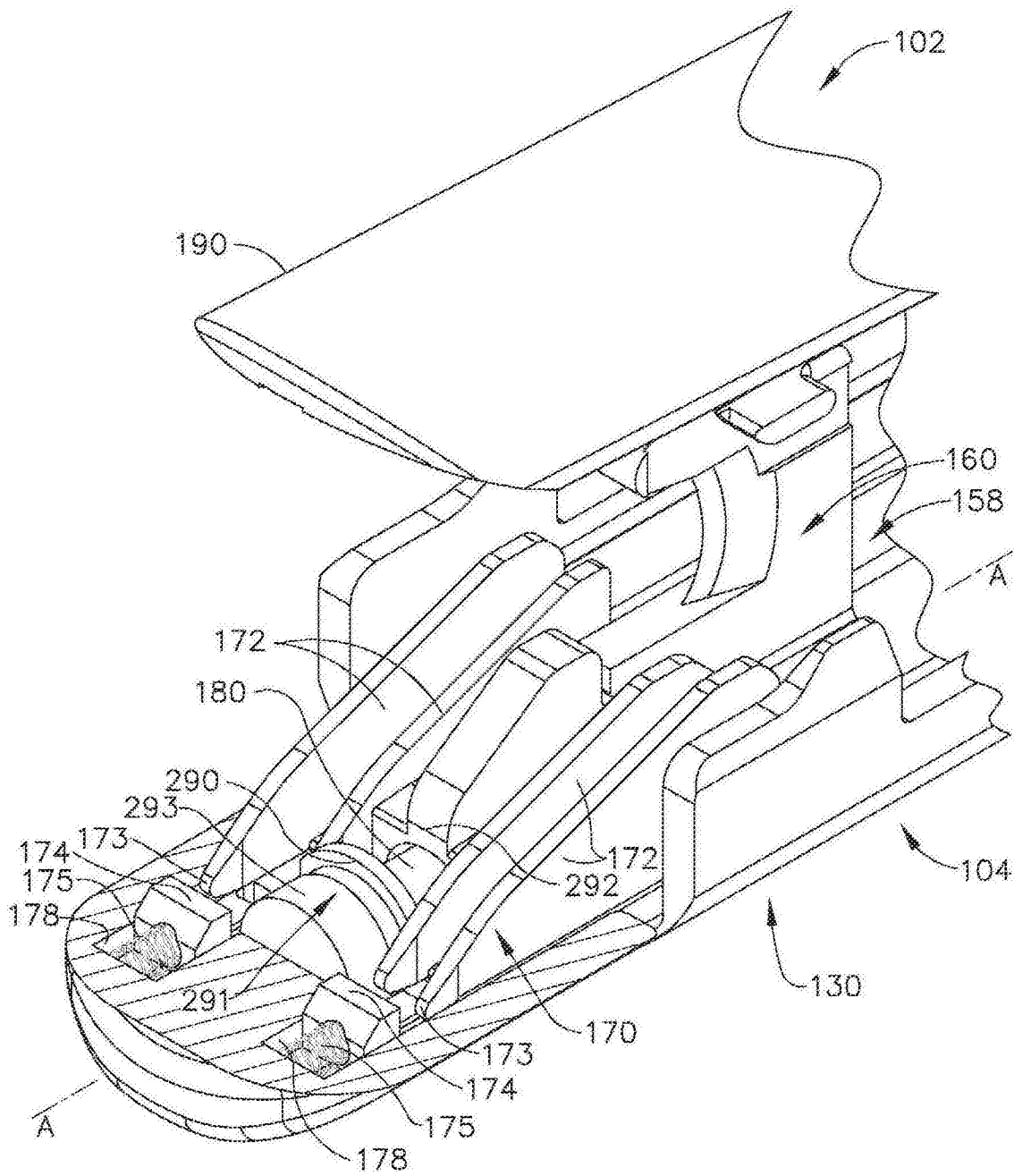


图 94

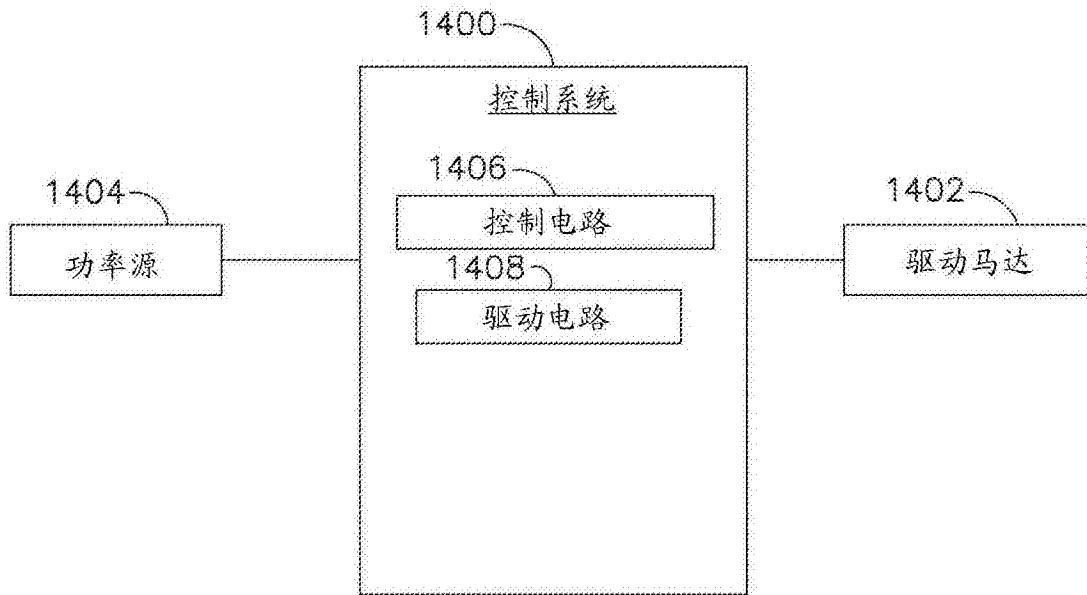


图 95

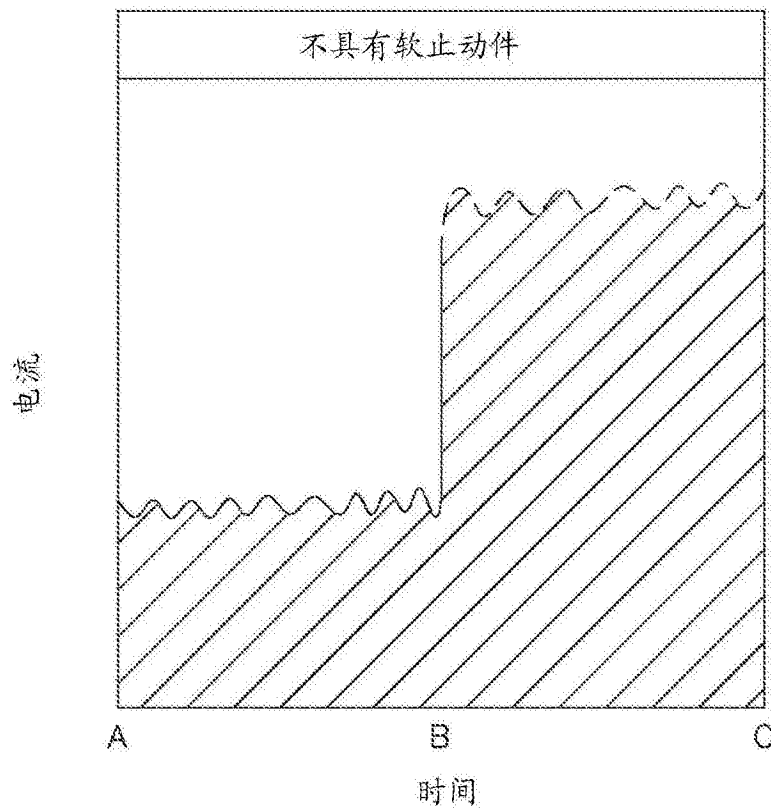


图 96

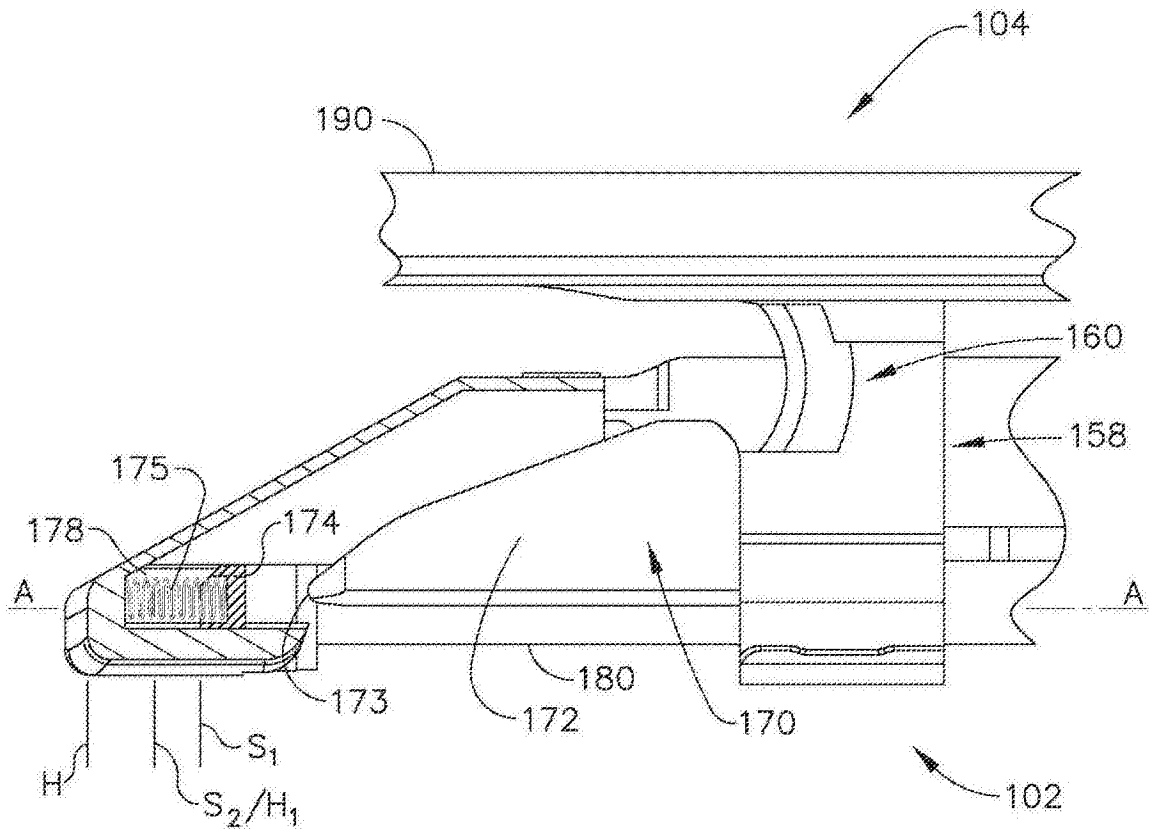


图 97

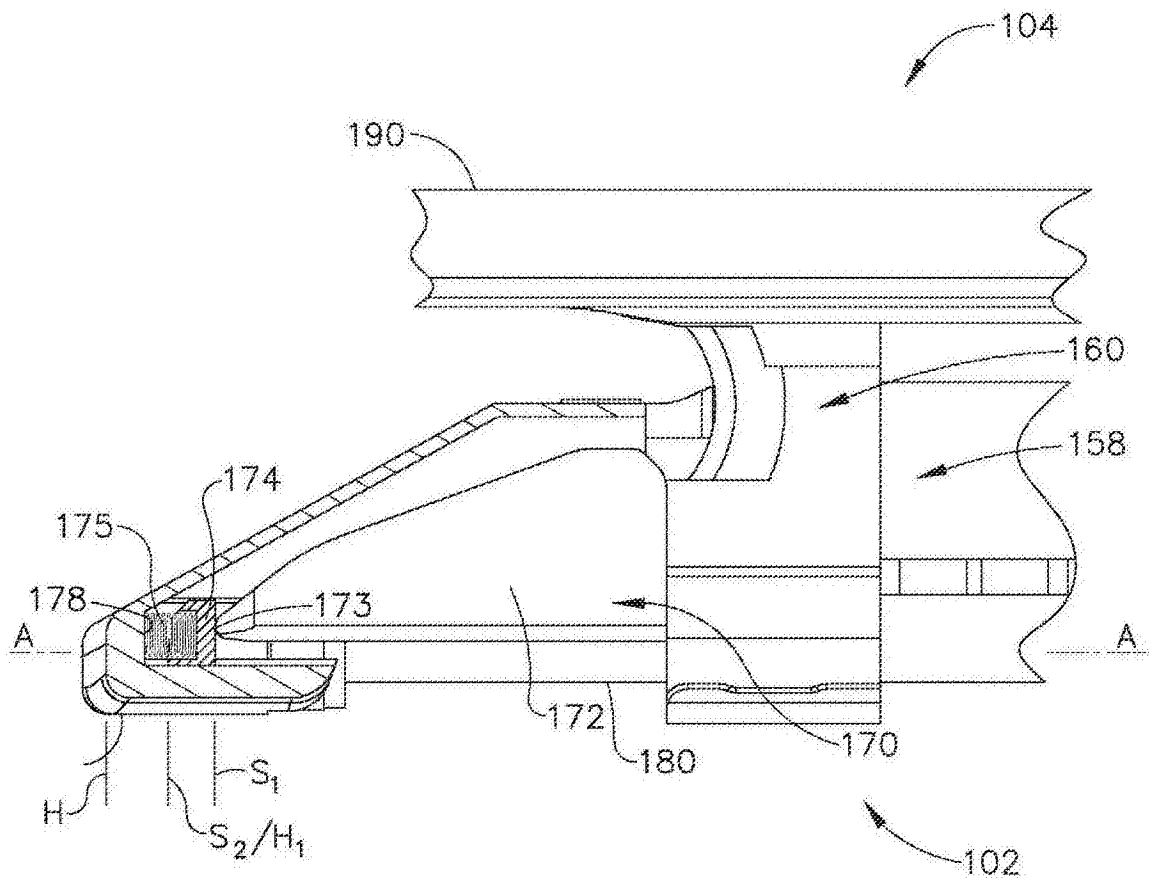


图 98

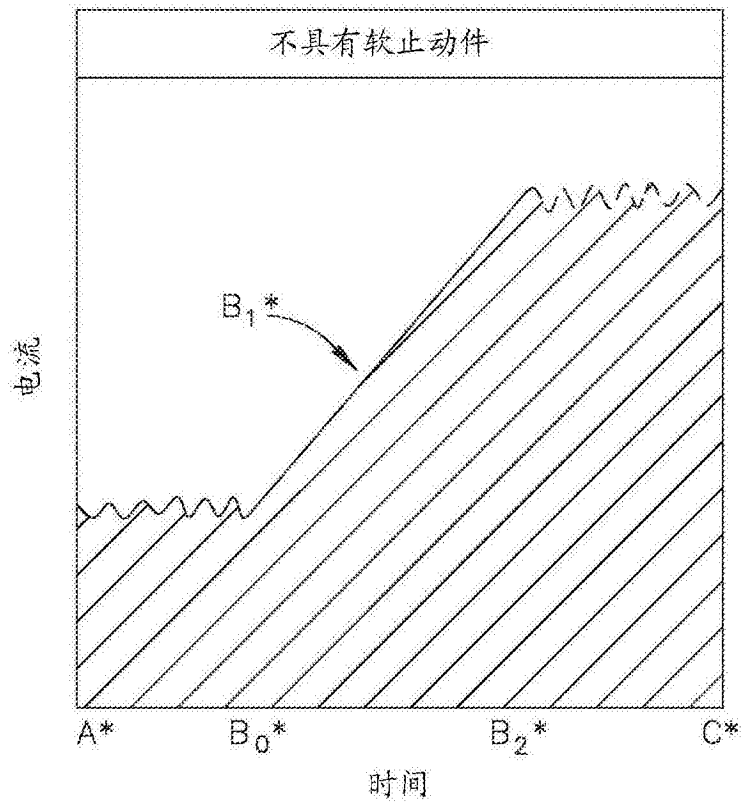


图 99

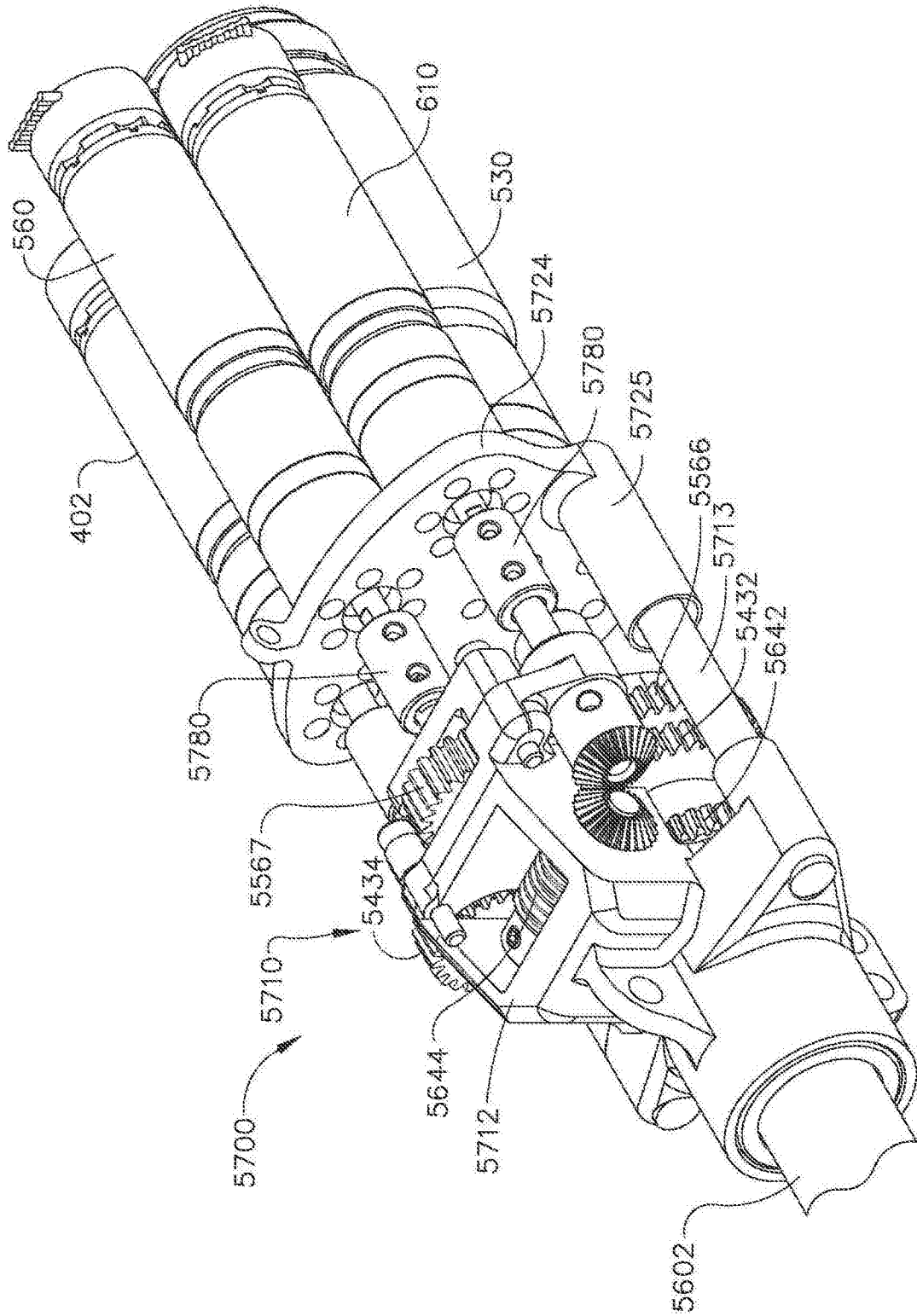


图 100

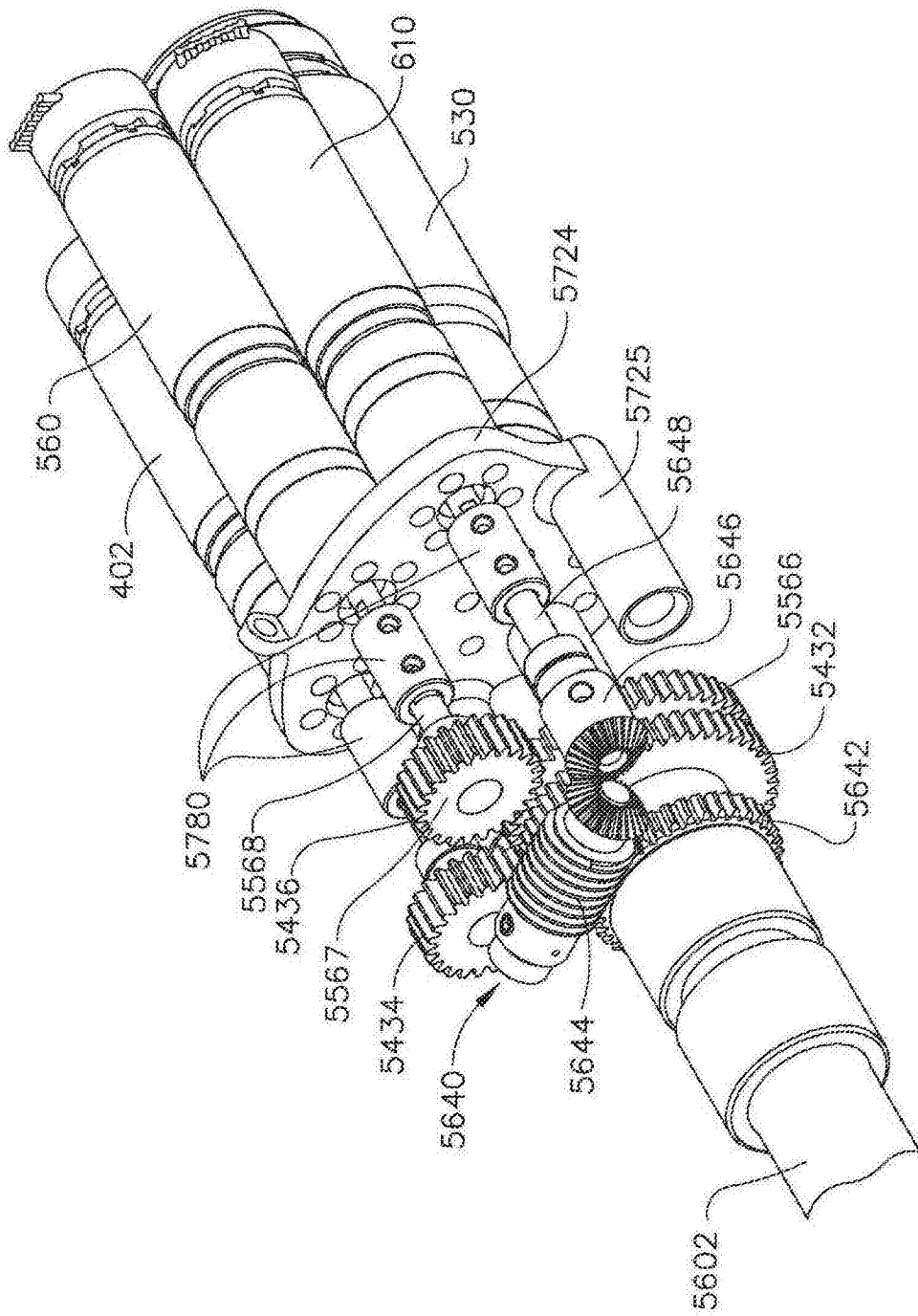


图 101

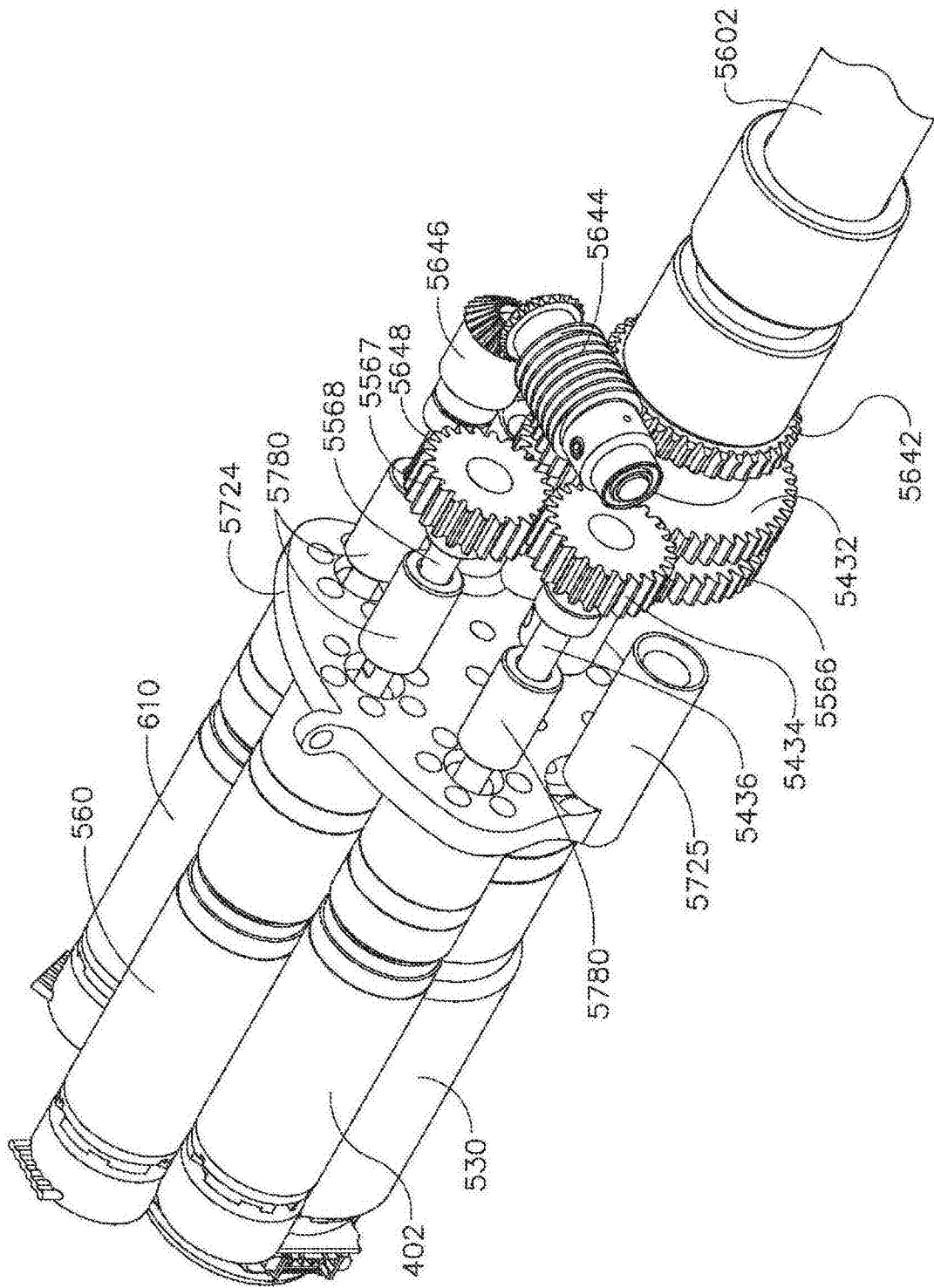


图 102

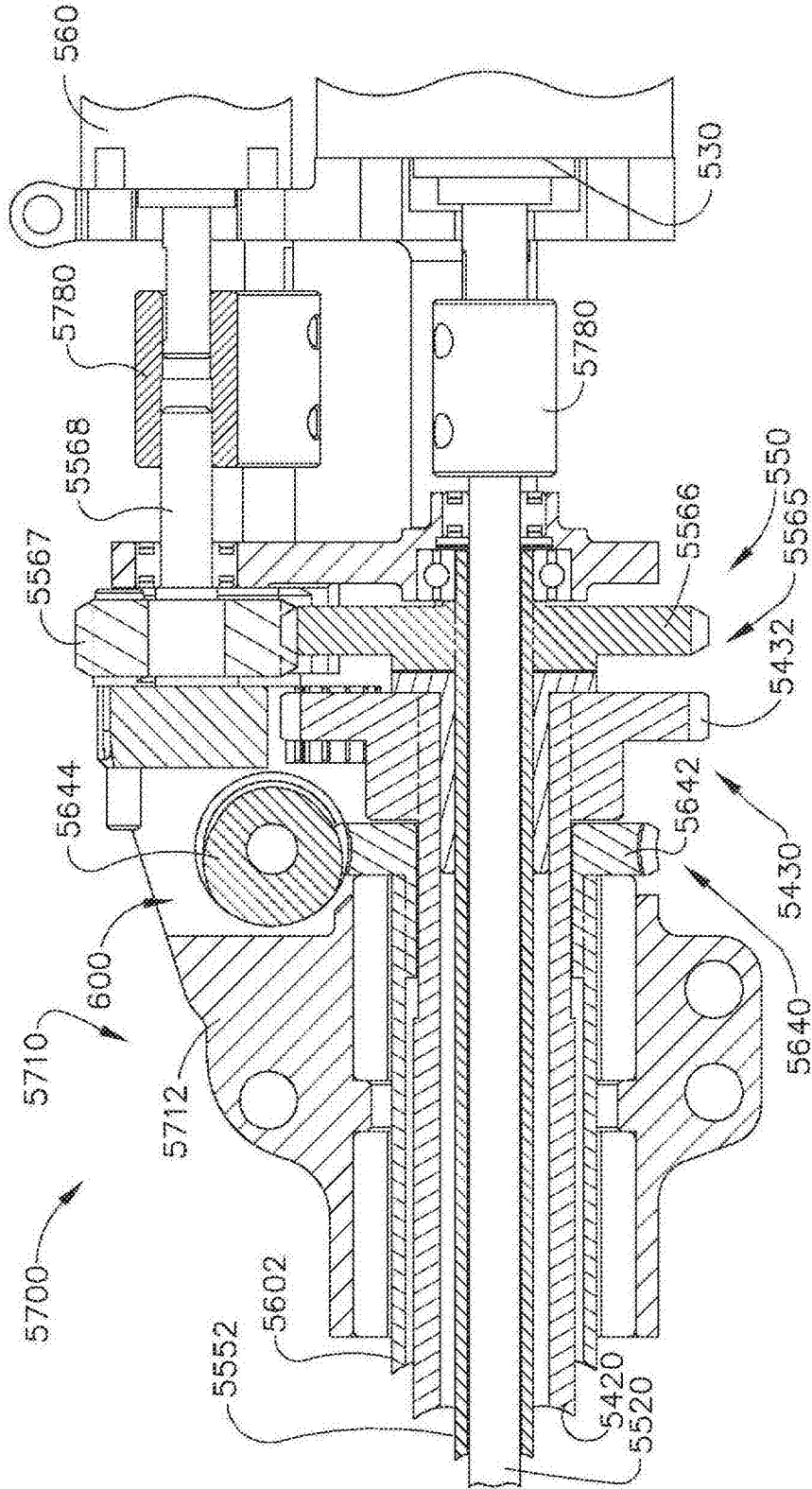


图 103

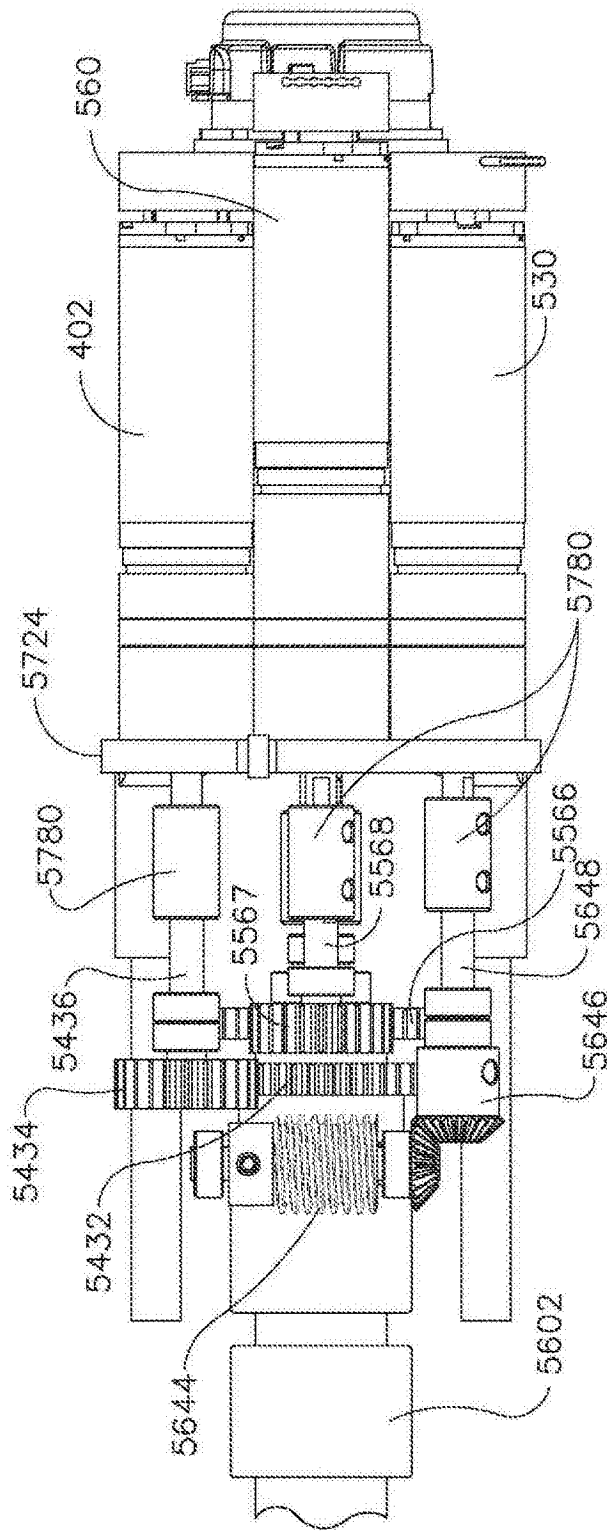


图 104

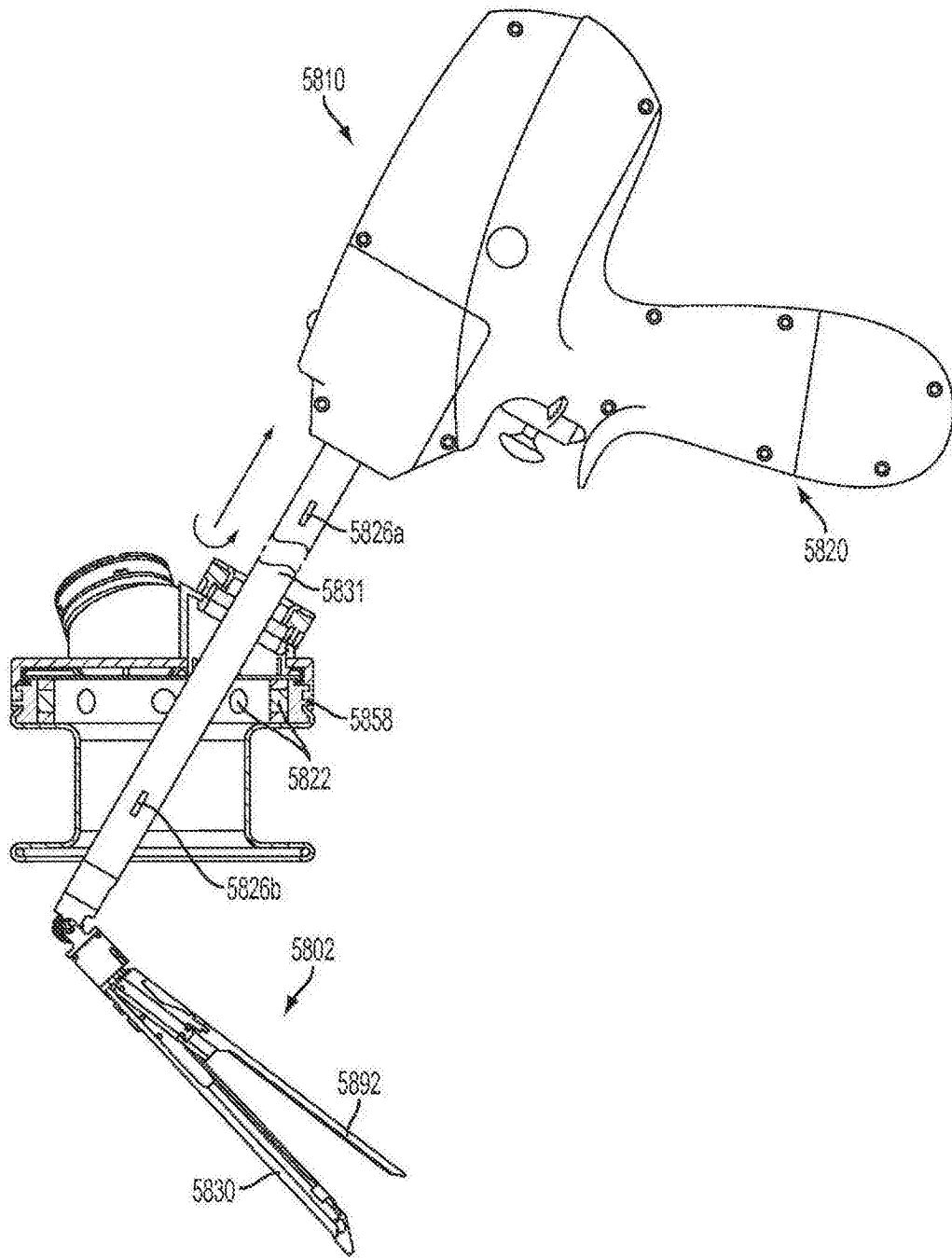


图 105

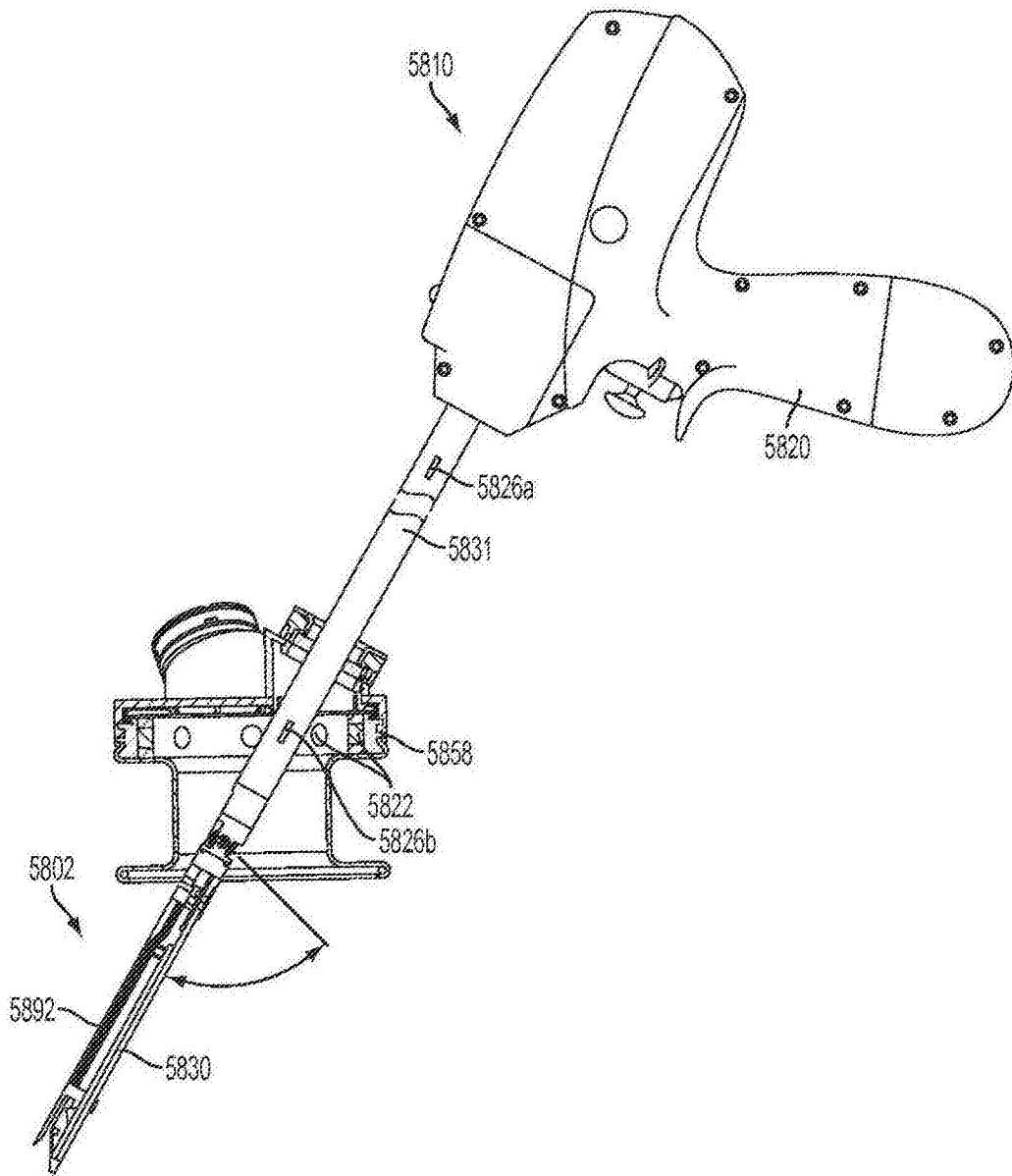


图 106

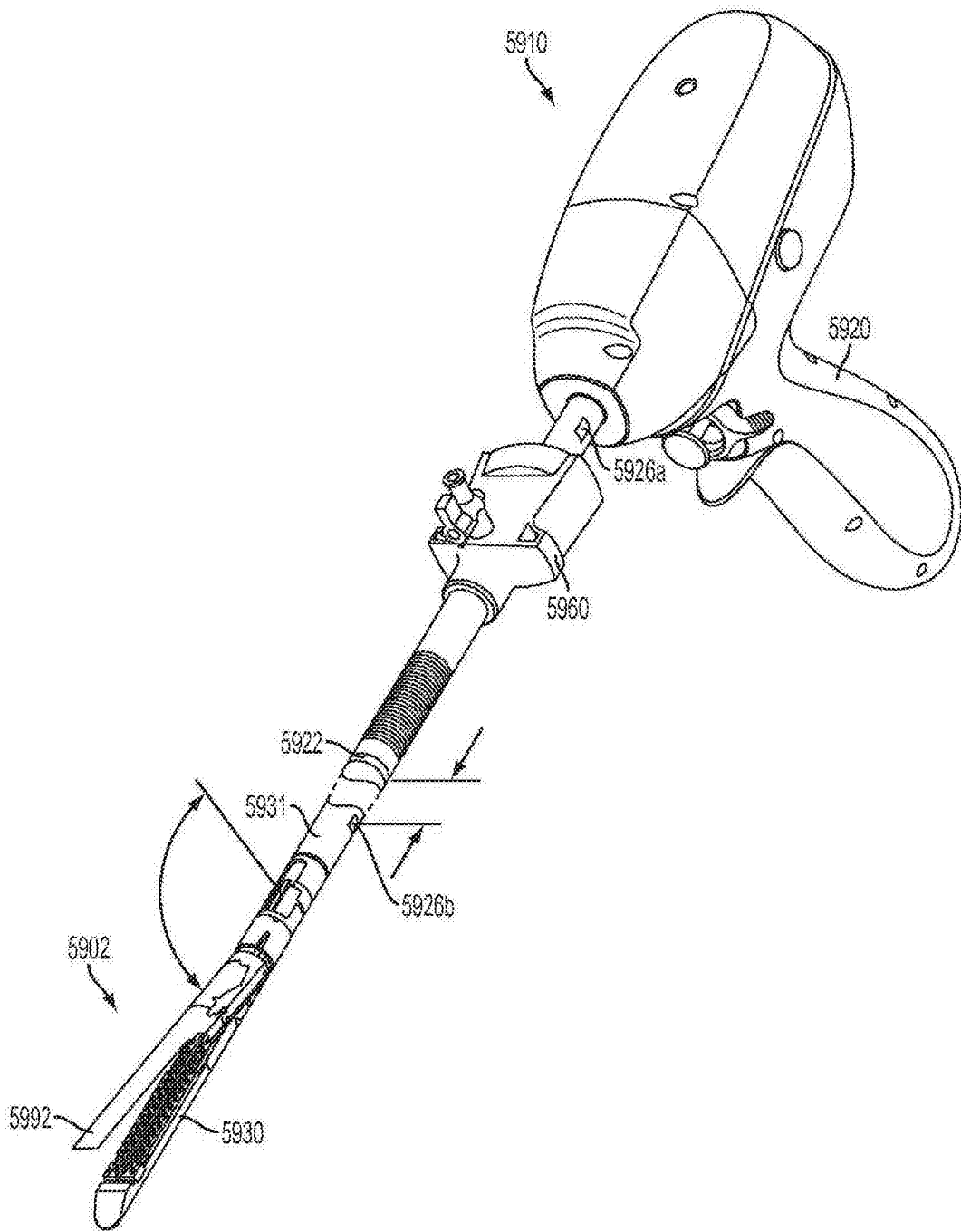


图 107

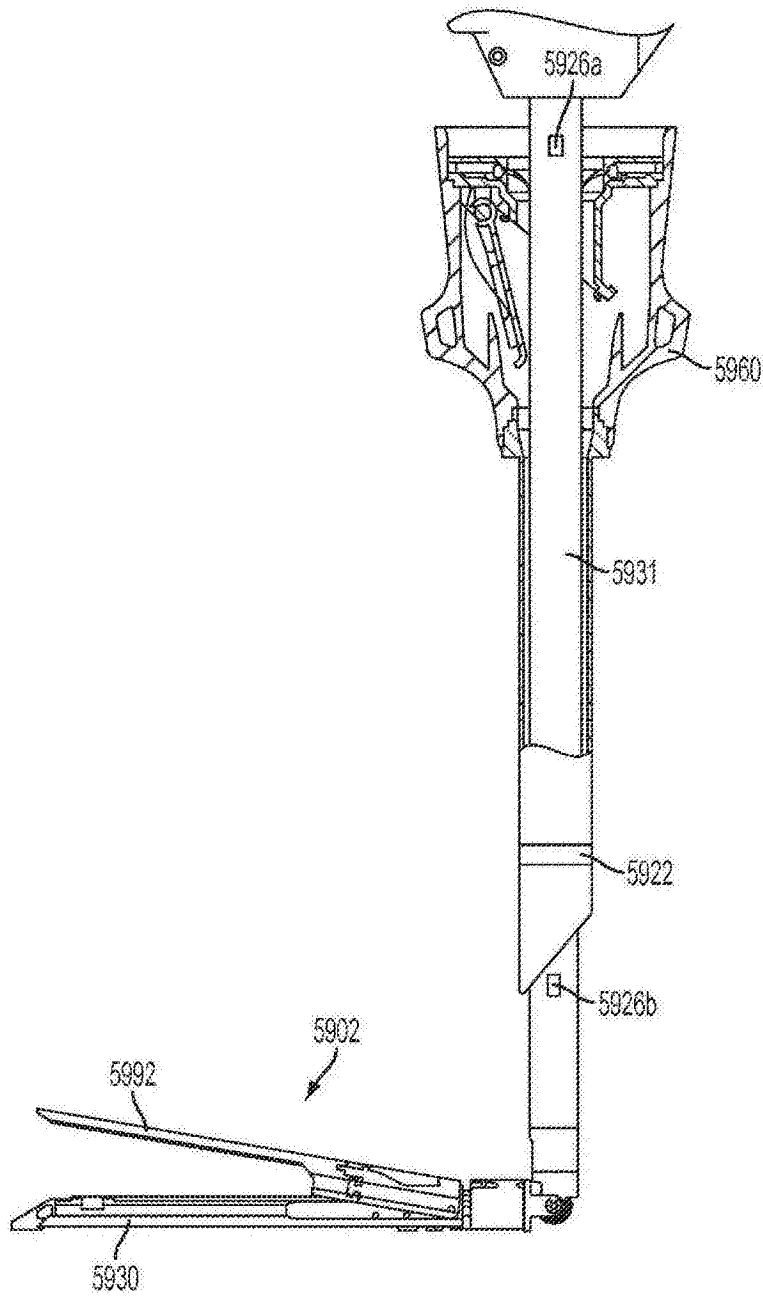


图 108

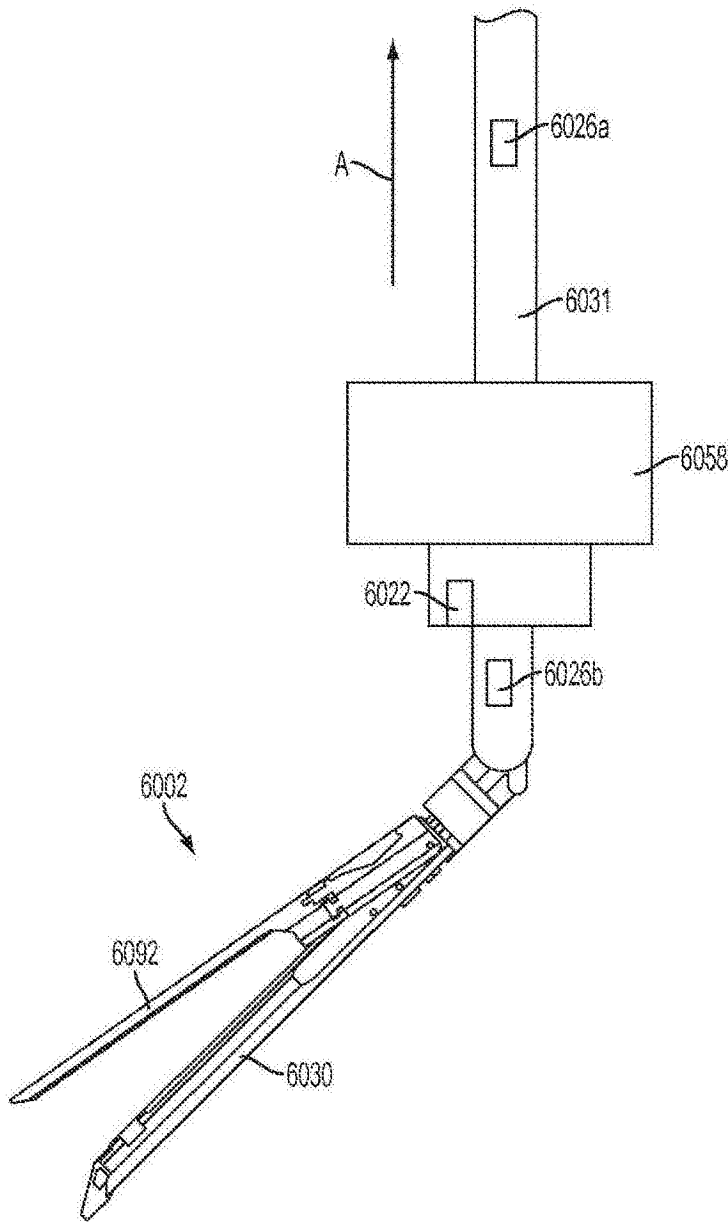


图 109

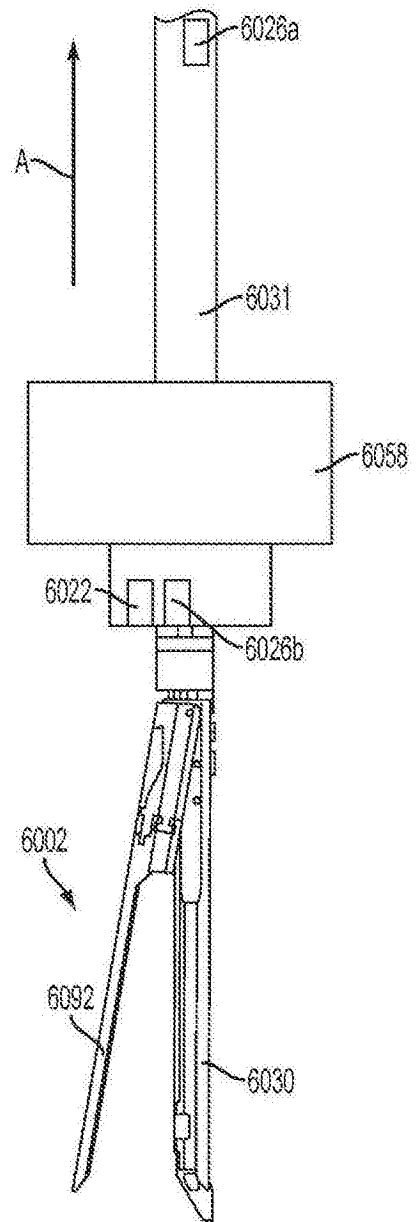


图 110

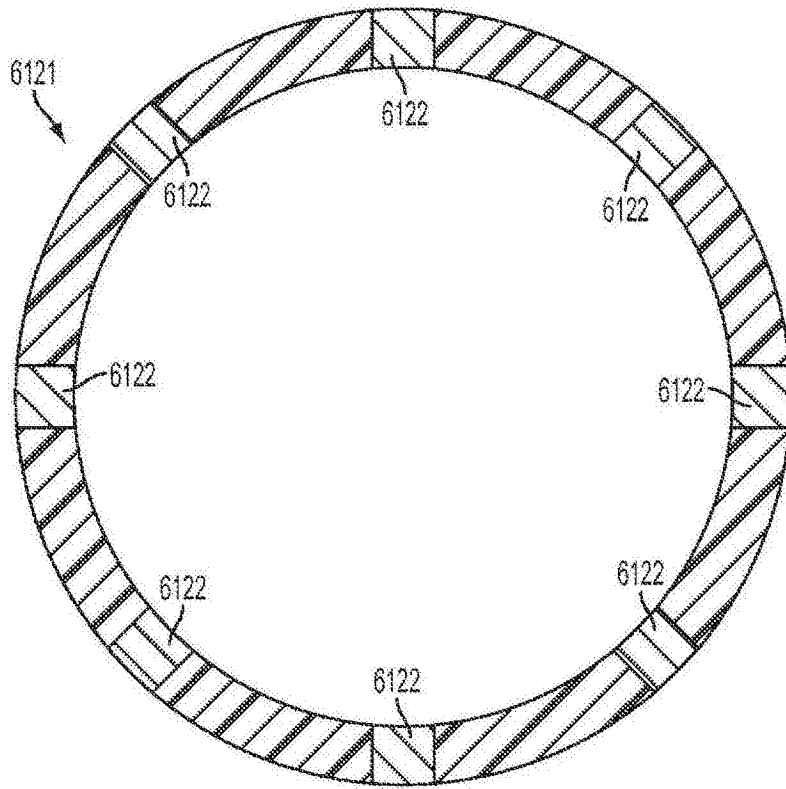


图 111

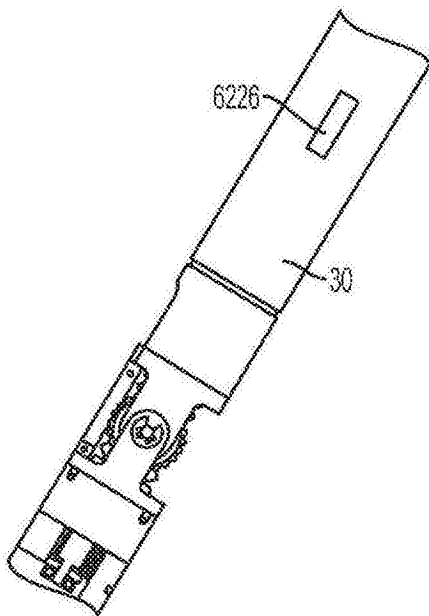


图 112

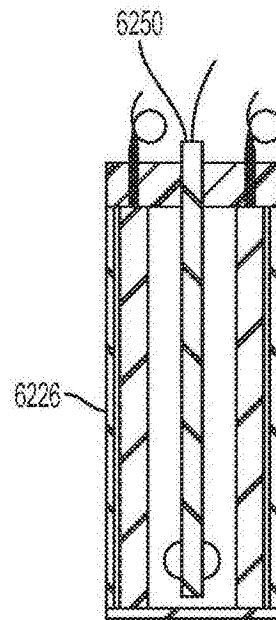


图 113

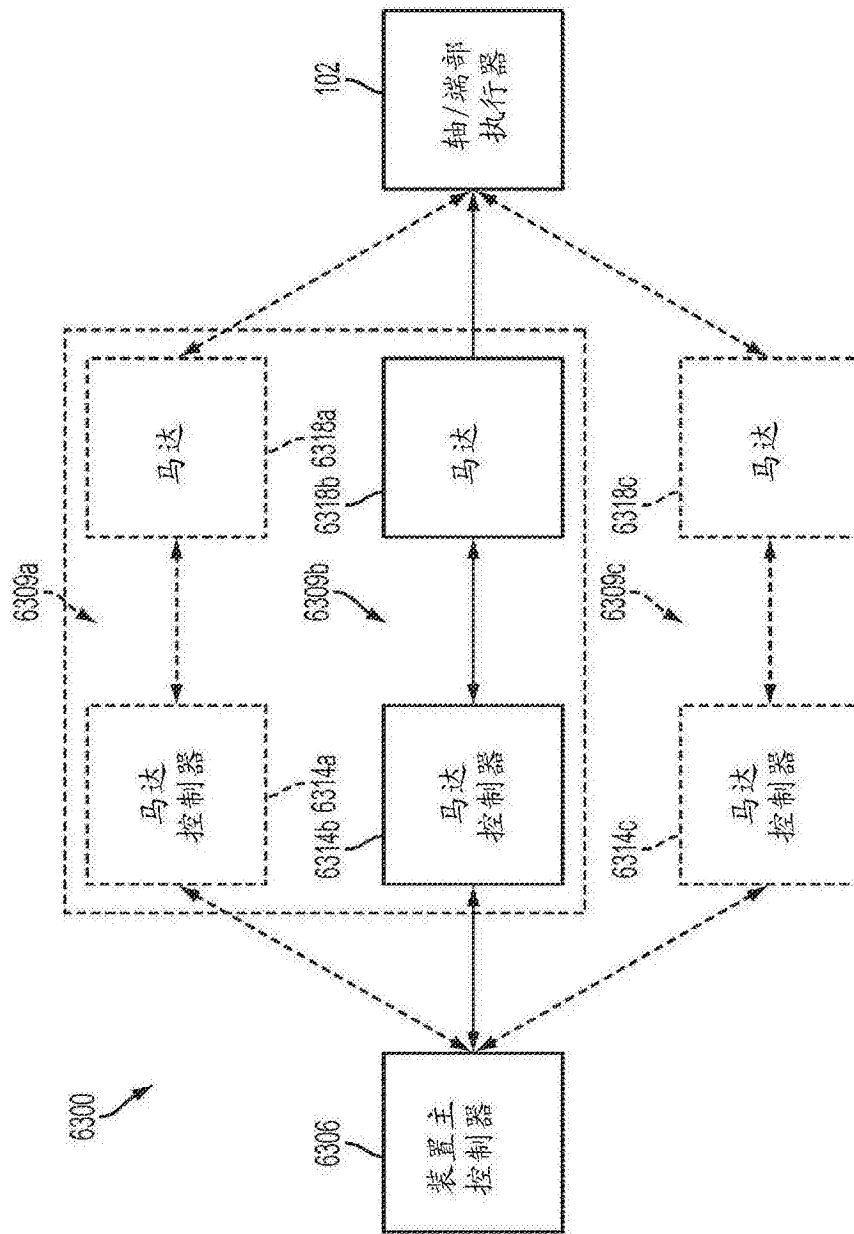


图 114

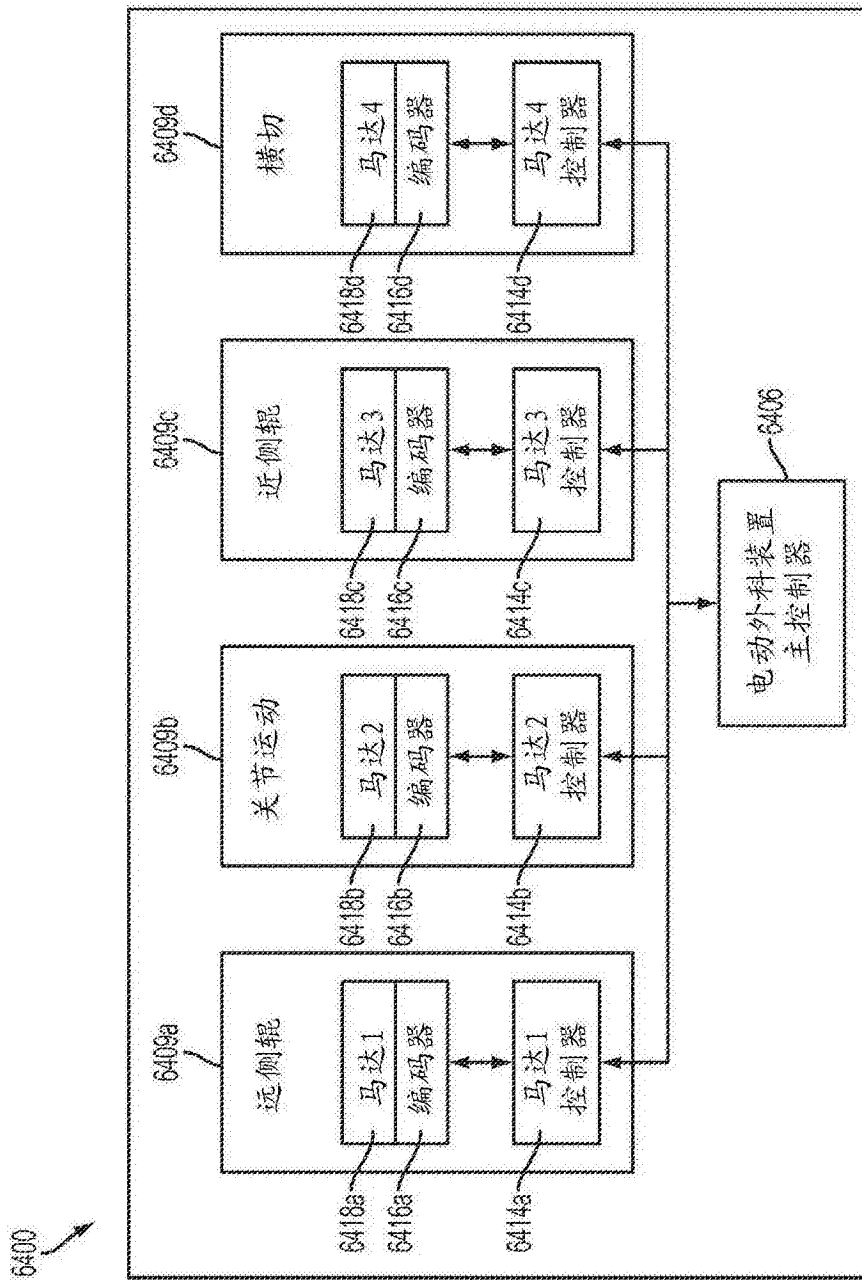


图 115

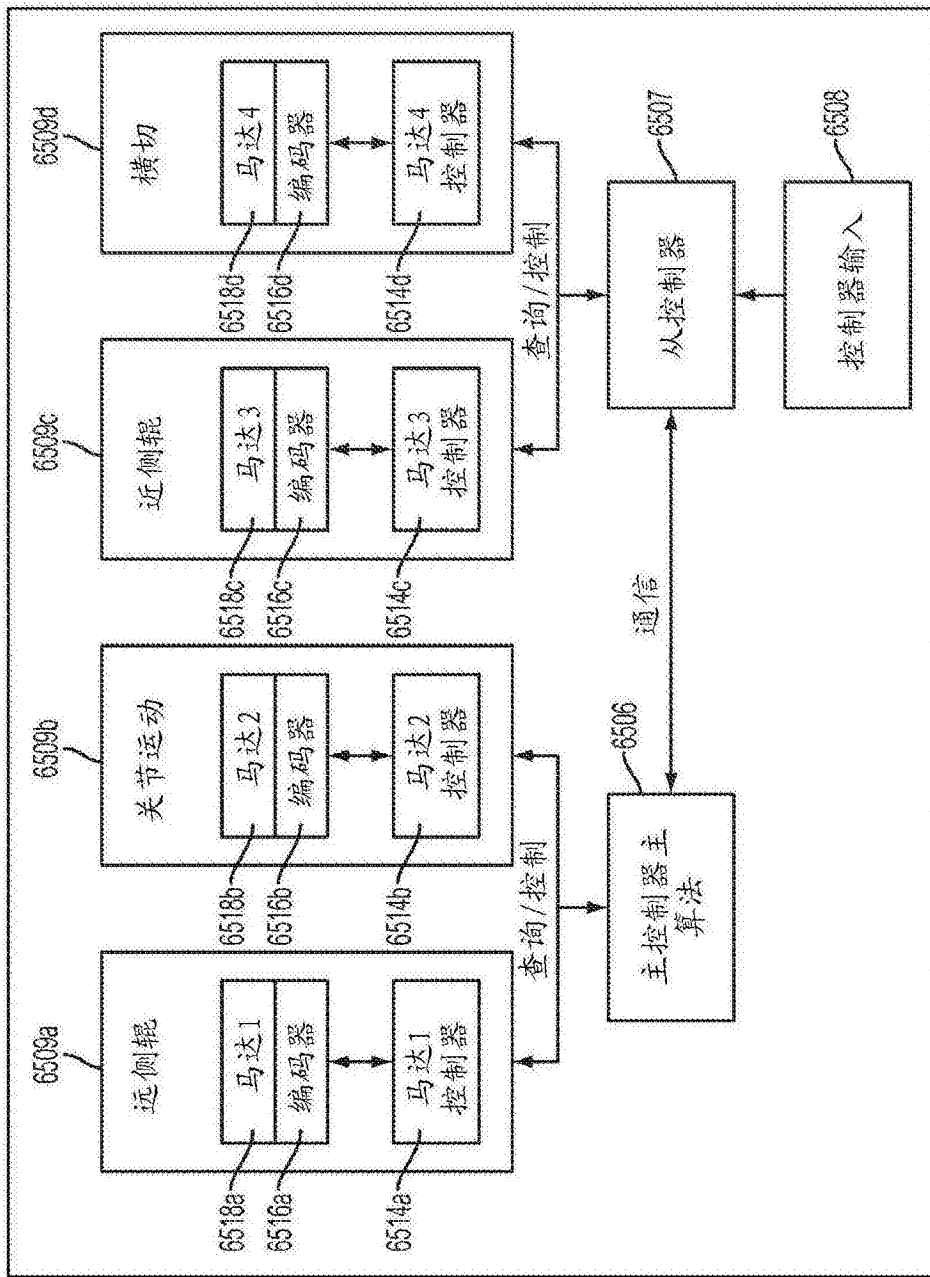


图 116

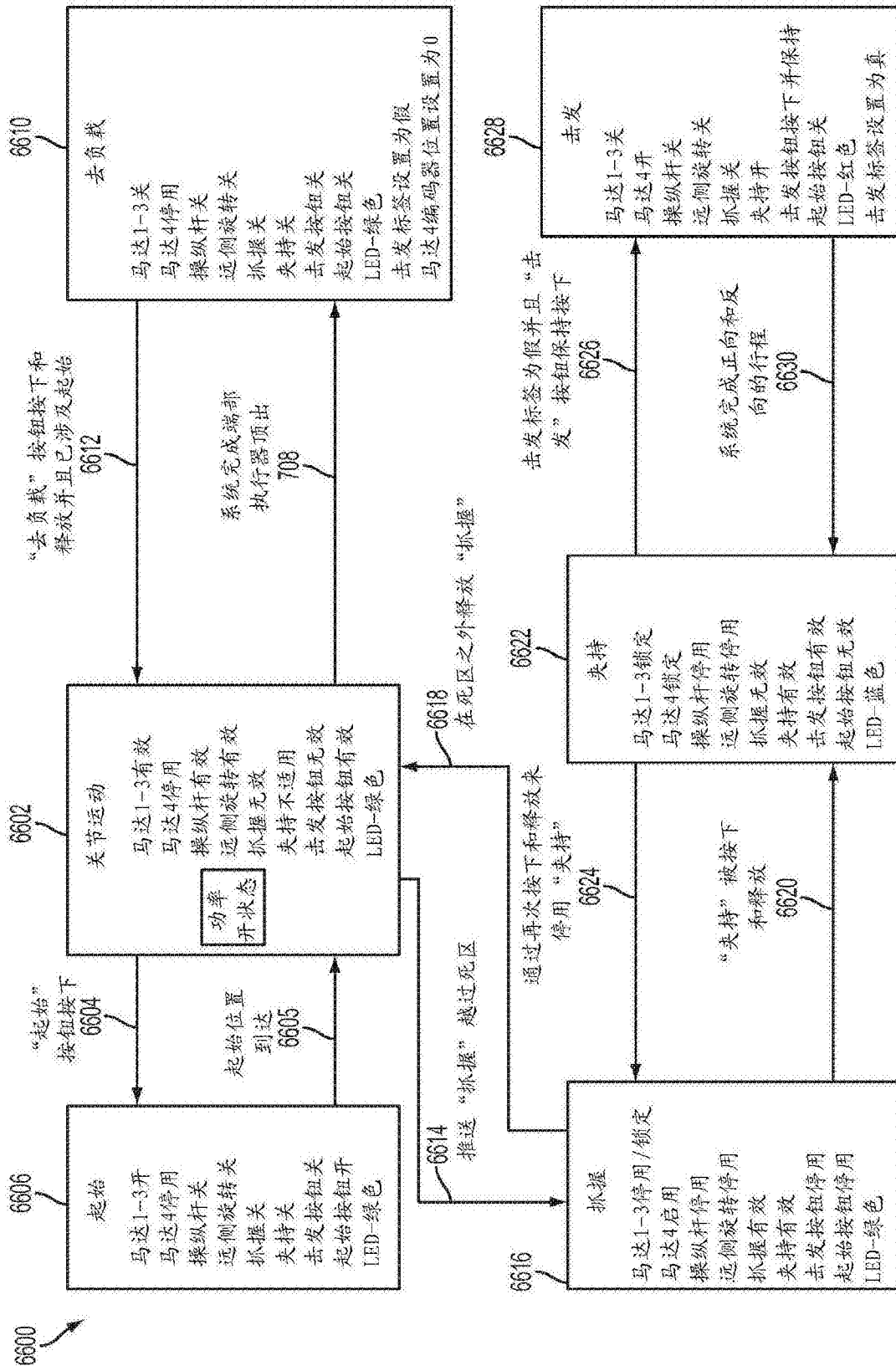


图 117