

(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101313865 B

(45) 授权公告日 2013.01.02

(21) 申请号 200810109377.5

CN 1939230 A, 2007.04.04, 说明书全文.

(22) 申请日 2008.06.02

EP 1785097 A2, 2007.05.16, 说明书第  
[0065] 段至 [0067] 段、附图 1-2.

(30) 优先权数据

11/809,089 2007.05.31 US

审查员 伍新中

(73) 专利权人 伊西康内外科公司

地址 美国俄亥俄州

(72) 发明人 F·E·谢尔顿四世 R·J·坦圭

J·R·摩根

(74) 专利代理机构 北京市金杜律师事务所

11256

代理人 苏娟 向虎

(51) Int. Cl.

A61B 17/072 (2006.01)

A61B 17/138 (2006.01)

A61B 17/94 (2006.01)

(56) 对比文件

WO 2004/032760 A2, 2004.04.22, 说明书第  
7-9 页, 附图 1.

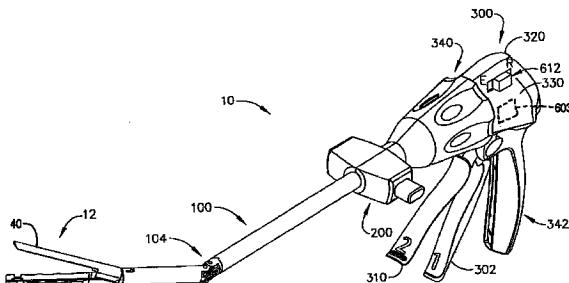
权利要求书 2 页 说明书 29 页 附图 36 页

(54) 发明名称

具有电气控制和记录机构的气动外科切割和  
紧固器械

(57) 摘要

本发明公开了一种具有电气控制和记录机构的气动外科切割和紧固器械。具体而言，外科器械包括端部执行器。用于切割定位在端部执行器中的物体的可移动切割器械布置在该端部执行器中。气动驱动构件联接到端部执行器上。流速可变的电控气动阀联接到所述气动驱动构件上。电子控制模块联接到所述流速可变的电控气动阀上以控制通过其的流速。



1. 一种外科器械,包括:

端部执行器,其包含可动切割器械,用于切割定位在端部执行器中的物体;

联接到所述端部执行器上的气动驱动构件;

联接到所述气动驱动构件上的流速可变的电控气动阀;

电子控制模块,其联接到所述流速可变的电控气动阀上以控制通过其的流速;

方向控制阀,其联接到所述电子控制模块上,以控制所述气动驱动构件的方向,所述方向控制阀包括联接到气体压力源的入口、联接到第一管线的第一出口和联接到第二管线的第二出口,其中,所述方向控制阀响应于来自所述电子控制模块的第一信号使得所述入口流体连接到所述第一出口,响应于来自所述电子控制模块的第二信号使得所述入口流体连接到所述第二出口;

行程结束传感器,其用于检测联接到所述电子控制模块上的端部执行器的远侧位置;以及

行程开始传感器,其用于检测联接到所述电子控制模块上的端部执行器的近侧位置,

其中,所述电子控制模块基于所述行程结束传感器和所述行程开始传感器的状态向所述方向控制阀施加所述第一信号使得所述气体压力源流体连接到所述第一管线,以使得所述气动驱动构件向远侧前进直到所述行程结束传感器被激发,或者向所述方向控制阀施加所述第二信号使得所述气体压力源流体连接到所述第二管线,以使得所述气动驱动构件向近侧回缩直到所述行程开始传感器被激发。

2. 根据权利要求 1 所述的外科器械,包括:

闭合机构,用于调节通过所述电控气动阀的流速;和

致动器,用于控制所述闭合机构。

3. 根据权利要求 2 所述的外科器械,包括:

测量电路,用于接收来自至少一个传感器的反馈信号;和

控制器,其联接到所述测量电路和所述致动器上,所述测量电路向所述控制器提供与通过所述流速可变的电控气动阀的流速成比例的反馈信号。

4. 根据权利要求 1 所述的外科器械,包括:

致动扳机,能够通过其回缩来引起所述流速可变的电控气动阀的致动和所述气动驱动构件的致动,其中,所述致动扳机的转动位置与所述端部执行器中的切割器械的位置相关。

5. 根据权利要求 4 所述的外科器械,包括:

闭合扳机,其与所述致动扳机分开设置,其中,所述闭合扳机的回缩使所述端部执行器夹钳位于其中的所述物体。

6. 根据权利要求 4 所述的外科器械,包括:

阀致动传感器,其联接到所述致动扳机上,当所述致动扳机回缩时,所述阀致动传感器向所述电子控制模块提供与通过所述流速可变的电控气动阀所需的流速成比例的电信号。

7. 根据权利要求 6 所述的外科器械,其中,所述阀致动传感器包括比例开关,其用于提供与施加到所述致动扳机上的回缩力成比例的电信号。

8. 根据权利要求 1 所述的器械,包括:

闭合扳机,其中,所述闭合扳机的回缩使所述端部执行器夹钳位于其中的所述物体。

9. 根据权利要求 1 所述的外科器械,其中,所述端部执行器包括:

用于输送所述切割器械的细长通道；和  
可枢转地连接到所述细长通道的夹钳构件。

## 具有电气控制和记录机构的气动外科切割和紧固器械

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请与下面同时提交的美国专利申请相关,该申请通过引用并入本文:

[0003] (1) 发明名称为“PNEUMATICALLY POWERED SURGICALCUTTING AND FASTENING INSTRUMENT WITH ELECTRICALFEEDBACK”,发明人为 Frederick E. Shelton, IV 和 Randall J. Tanguay 的美国专利申请 (K&L Gates 070063/END6093USNP)。

### 技术领域

[0004] 本发明整体上涉及外科器械、系统和方法,更具体而言,涉及气动外科切割和紧固器械。该外科器械、系统和方法可在常规内窥镜和开放式外科器械中进行应用并且可应用于机器人辅助的手术中。

### 背景技术

[0005] 外科切割和紧固器械(缝合器)已经用于已有技术中来同步进行组织的纵向切开并将成排的缝钉应用到切口的相对两侧。这类器械一般包括一对协作的钳口构件,如果该器械试图用于内窥镜或腹腔镜应用中,则这对协作钳口构件能够穿过套管通道。其中一个钳口构件接收具有至少两个横向间隔的缝钉排的钉仓。另一个钳口构件限定砧座,砧座具有与钉仓内的缝钉排对齐的缝钉成形窝。该器械包括多个往复式楔块,所述楔块在向远侧驱动时穿过钉仓上的开口并接合支撑缝钉的驱动器,从而实现将缝钉朝砧座击发。

[0006] 近年来,已经研发了各种用于启动切割和缝钉展开部件的不同方法。例如,授予 Shelton, IV 等人的美国专利 No. 6,978,921 公开了一种外科缝合器械,其采用通过手动致动手柄上的各种扳机机构进行驱动的组织切断和缝钉展开部件。已经研发出采用电池供电马达的其他外科缝合设备。在授予 Viola 等人的美国专利 No. 5,954,259 中公开了这样一种设备。

[0007] 还有其他外科缝合器由加压气体源进行致动。例如,授予 Green 等人的美国专利 No. 6,619,529 中公开了一种采用手柄内的加压气体源的外科缝合器,该加压气体源也用于给同样位于该手柄内的气缸供能。该气缸容纳一个由进入气缸内的加压气体进行致动的活塞组件。该活塞被构造成与位于细长管部分和手柄构件内的部件共同合作,以促使在远侧装配的端部执行器内的缝钉和手术刀的展开。然而,这种设计采用复杂的部件集,来将装配于手柄上的活塞的运动传递给位于装置端部执行器部分上的部件。另外,当使用这类装置时,在手术操作期间存在能源耗尽的风险,因为没有办法监视气体仓中剩余气体的量。如果在击发或回缩循环期间发生这样的情况,那么这类装置缺乏能够用新的容器或备用能源来轻松替换用完的容器的部件。

[0008] 在 Roy 的美国专利公开 No. US2006/0151567 中公开了另一种气动外科缝合设备。该设备采用支撑在设备手柄内的气动马达或活塞系统来产生用来致动端部执行器的运动。该设备由可拆除的仓或来自外部的能源诸如医院现有的气动空气或气体供应进行供能。

[0009] 这种应用设备手柄部分中的仓或容器的气动设备同样受到气缸大小的约束,该气

缸需要存储足够体积的加压气体以方便在最小可用压力下致动设备达所需的次数。在过去,设计用于施加 / 操作很多次的设备或者需要使用大的气缸或者如果要使用小气缸,则这种气缸具有不希望的高压。另外,对采用可无限次使用的可拆卸的仓的设备必须进行重新处理和重新消毒。这种设置显著地改变了性能,因而是不希望的。

[0010] 已有的气动外科设备存在其他的问题。例如,一旦外科医生通过单一开关或致动扳机来致动该器械,该器械完成击发循环或至少试图完成击发循环。其后,击发部件可由驱动系统回缩。现有的气动器械还缺乏合适的电气控制机构来控制被致动的气动部件。现有的气动外科设备也缺乏合适的电气记录能力,以为外科医生提供与气动外科设备相关的信息。

[0011] 因此需要一种无需使用大量部件的组合就能将气动产生的缝合和击发运动传递给端部执行器部件的气动电控外科缝合设备。

[0012] 需要一种具有电气控制机构的气动器械。传统的气动器械使用加压气体来致动切割和 / 或缝合功能。但是,一旦致动了气压缸,很难控制气体从气压缸的流速或者加压系统的加压。由此,需要为气压致动器集成一个或多个电气控制元件,以控制加压气体从气压缸释放的速率并由此控制加压系统的加压。另外,有利的是,使用电气控制元件来控制气体以可变的速率从气压缸释放。

[0013] 另外需要一种具有电气记录能力的气动器械。使用这种电气记录能力的一个原因是使医生能够经由内窥镜来验证是否已经到达所需的切割位置以及对置的钳口之间是否已经捕获了足量的组织。另外,对置的钳口可能被拉得过于靠近,特别是在它们的远端处夹紧,由此不能在被切割组织中有效地成形闭合的缝钉。另一个极端是过量的被夹钳的组织可能导致束缚和不完全击发。当内窥镜外科器械发生故障时,它们通常被返回到制造商或者其他机构来分析故障的原因。如果该故障是由器械的严重缺陷导致的,则制造商需要确定故障的原因并确定是否需要改变设计。在这种情况下,制造商可能需要花费数百小时的工时来分析发生故障的器械并试图仅基于对器械的损坏来重建其发生故障的条件。以此方式来分析器械故障将会非常困难并且花费巨大。此外,许多这种分析简单地得出故障是由于对器械的不适当使用的结论。由此,气动器械需要使用大量的传感器和电气记录元件来选择性地取消气压缸的激活和 / 或选择性地使气动系统加压,并基于来自传感器的读数来记录器械的所有状态。

[0014] 还需要一种具有电气反馈能力的气动器械。一旦器械在击发之前闭合在组织上,电气反馈使得医生能够经由内窥镜验证是否已经到达所需的切割位置以及对置的钳口之间是否已经捕获了足量的组织。

[0015] 另外,对置的钳口可能被拉得过于靠近,特别是在它们的远端处夹紧,由此不能在被切割组织中有效地成形闭合的缝钉。另一个极端是过量的被夹钳的组织可能导致束缚和不完全击发。

[0016] 每一代内窥镜缝合器 / 切割器的复杂性和功能不断增加。一个主要的原因是为了满足低击发力 (FTF) 的要求,使所有或大多数外科医生能够操纵。外科医生通常青睐感受与在成形缝钉时由端部执行器承受的力成比例的力分布,以确保切割 / 缝合周期完成,并且上限在大多数外科医生的能力范围内 (通常大约 15–30lbs)。他们通常希望保持控制缝钉的展开,并希望能够在感到装置的手柄中的力太大或因为其他一些临床原因随时停止。

在目前的气动器械中这些用户反馈效果不能适当地实现。结果,仅通过按压按钮来致动切割 / 缝合操作的气动器械的医生通常不太满意这些气动器械。

[0017] 当前的外科器械通常不会在手术过程中向外科器械的使用者(医生)提供器械的状态。例如当前的机械式内镜切割器,钉仓是否存在、刀的位置、从夹钳开始经过的时间以及击发力的大小等通常不会提供给使用者。在没有视觉和 / 或听觉反馈的情况下,每个使用者必须依赖其自己的“感觉”来确定外科器械的状态,由此导致低效率、不协调以及对外科器械可能的损坏。

## 发明内容

[0018] 一种实施方式提供了一种包括端部执行器的外科器械。该端部执行器包括可移动的切割器械,用于切割位于端部执行器中的物体。气动驱动构件联接到端部执行器上。流速可变的电控气动阀联接到气动驱动构件上。电子控制模块联接到流速可变的电控气动阀上以控制通过其的流速。

[0019] 具体地说,本发明涉及如下内容:

[0020] (1). 一种外科器械,包括:

[0021] 端部执行器,其包含可动切割器械,用于切割定位在端部执行器中的物体;

[0022] 联接到所述端部执行器上的气动驱动构件;

[0023] 联接到所述气动驱动构件上的流速可变的电控气动阀;和

[0024] 电子控制模块,其联接到所述流速可变的电控气动阀上以控制通过其的流速。

[0025] (2). 根据第(1)项所述的外科器械,包括:

[0026] 闭合机构,用于调节通过所述阀的流速;和

[0027] 致动器,用于控制所述闭合机构。

[0028] (3). 根据第(2)项所述的外科器械,包括:

[0029] 测量电路,用于接收来自至少一个传感器的反馈信号;和

[0030] 控制器,其联接到所述测量电路和所述致动器上,所述测量电路向所述控制器提供与通过所述流速可变的电控气动阀的流速成比例的反馈信号。

[0031] (4). 根据第(1)项所述的外科器械,包括:

[0032] 致动扳机,能够通过其回缩来引起所述流速可变的电控气动阀的致动和所述气动驱动构件的致动,其中,所述致动扳机的转动位置与所述端部执行器中的切割器械的位置相关。

[0033] (5). 根据第(4)项所述的外科器械,包括:

[0034] 闭合扳机,其与所述致动扳机分开设置,其中,所述闭合扳机的回缩使所述端部执行器夹钳位于其中的所述物体。

[0035] (6). 根据第(4)项所述的外科器械,包括:

[0036] 阀致动传感器,其联接到所述致动扳机上,当所述致动扳机回缩时,所述阀致动传感器向所述电子控制模块提供与通过所述流速可变的电控气动阀所需的流速成比例的电信号。

[0037] (7). 根据第(6)项所述的外科器械,其中,所述阀致动传感器包括比例开关,其用于提供与施加到所述致动扳机上的回缩力成比例的电信号。

- [0038] (8). 根据第 (1) 项所述的外科器械,包括 :
- [0039] 方向控制阀,其联接到所述电子控制模块上;
- [0040] 行程结束传感器,其用于检测联接到所述电子控制模块上的端部执行器的远侧位置;以及
- [0041] 行程开始传感器,其用于检测联接到所述电子控制模块上的端部执行器的近侧位置,
- [0042] 其中,所述电子控制模块基于所述行程结束传感器和所述行程开始传感器的状态向所述方向控制阀施加合适的控制信号。
- [0043] (9). 根据第 (1) 项所述的器械,包括 :
- [0044] 闭合扳机,其中,所述闭合扳机的回缩使所述端部执行器夹钳位于其中的所述物体。
- [0045] (10). 根据第 (1) 项所述的外科器械,其中,所述端部执行器包括 :
- [0046] 用于输送所述切割器械的细长通道;和
- [0047] 可枢转地连接到所述细长通道的夹钳构件。
- [0048] (11). 根据第 (10) 项所述的外科器械,包括 :
- [0049] 至少一个传感器,用于检测仓是否存在于所述细长通道中。
- [0050] (12). 根据第 (10) 项所述的外科器械,包括 :
- [0051] 至少一个传感器,用于检测所述细长通道中的仓的状态。
- [0052] (13). 根据第 (10) 项所述的外科器械,包括 :
- [0053] 至少一个传感器,用于检测所述夹钳构件的状态。
- [0054] (14). 根据第 (10) 项所述的外科器械,包括 :
- [0055] 至少一个传感器,用于检测由所述夹钳构件施加的载荷。
- [0056] (15). 根据第 (10) 项所述的外科器械,包括 :
- [0057] 至少一个传感器,用于检测所述可动切割器械的位置。
- [0058] (16). 一种方法,包括 :
- [0059] 获得如第 (1) 项所述的外科器械,所述方法包括 :
- [0060] 对所述外科器械进行消毒;并且
- [0061] 将所述外科器械储存在无菌容器中。
- [0062] (17). 一种外科器械,包括 :
- [0063] 端部执行器;
- [0064] 联接到所述端部执行器上的气动驱动构件;
- [0065] 联接到所述气动驱动构件上的流速可变的电控气动阀;
- [0066] 电子控制模块,其联接到所述流速可变的电控气动阀上,用于控制通过其的流速;
- [0067] 与所述端部执行器连通的扳机;
- [0068] 第一传感器,它的输出代表由所述扳机和所述端部执行器组成的组中的至少一个的第一状态;和
- [0069] 可从外部访问的存储装置,其与所述第一传感器连通,其中,所述存储装置能够记录所述第一传感器的输出。

- [0070] (18). 根据第 (17) 项所述的外科器械, 包括 :
- [0071] 与所述存储装置连通的第二传感器, 它的输出代表由所述扳机和所述端部执行器组成的组中的至少一个的第二状态, 其中, 所述存储装置能够记录所述第二传感器的输出。
- [0072] (19). 根据第 (18) 项所述的外科器械, 其中, 所述存储装置能够在所述第一状态改变时和所述第二状态改变时记录所述第一传感器的输出和所述第二传感器的输出。
- [0073] (20). 根据第 (17) 项所述的外科器械, 其中, 所述端部执行器包括能够枢转运动的夹钳构件, 所述第一状态表示所述夹钳构件处于打开位置还是闭合位置。
- [0074] (21). 根据第 (17) 项所述的外科器械, 其中, 所述第一状态表示可移动切割刀器械在所述端部执行器中的位置、扳机的位置、施加在所述扳机上的压力以及由所述端部执行器施加的压力中的任一个。
- [0075] (22). 一种用于记录外科器械的状态的方法, 所述方法包括 :
- [0076] 监视至少一个传感器的输出, 其中, 所述输出表示所述外科器械的状态 ; 并且
- [0077] 在所述外科器械的状态中的至少一个改变时将所述至少一个传感器的输出记录到存储装置中。
- [0078] (23). 根据第 (22) 项所述的方法, 包括将所记录的至少一个传感器的输出提供给外部装置。
- [0079] (24). 根据第 (22) 项所述的方法, 包括以下中的至少一个 : 将所述至少一个传感器的输出提供给存储装置的输出端口 ; 和将所述至少一个传感器的输出提供给可移除存储介质。

## 附图说明

- [0080] 通过结合附图的示例, 在此描述了外科器械、系统和方法的各种实施方式, 其中相同的附图标记用于描述相同的构件, 其中 :
- [0081] 图 1 是外科切割和紧固器械的一种实施方式的透视图 ;
- [0082] 图 2 是可与外科切割和紧固器械的各种实施方式结合应用的端部执行器布置的一种实施方式的分解组装视图 ;
- [0083] 图 3 是图 1 和 2 的端部执行器的俯视图, 其中去除了砧座部分, 并以虚线示出闭合管组件 ;
- [0084] 图 4 是图 3 的端部执行器布置的剖面正视图, 具有其上连接的砧座部分并显示为打开位置 ;
- [0085] 图 5 是可应用于外科切割和紧固器械的各种实施方式的一部分关节运动控制器的剖面俯视图 ;
- [0086] 图 6 是示出了图 1 所示的端部执行器的关节运动的俯视剖面图 ;
- [0087] 图 7 是示出了闭合管组件和支撑在手柄组件内的梭子布置的实施方式的分解组装图, 为了清楚省略了外壳组件内的其他部件 ;
- [0088] 图 8 是外科切割和紧固器械的各种实施方式的外壳组件布置的剖面图 ;
- [0089] 图 8A 是可与外科切割和紧固器械的各种实施方式结合应用的一部分闭合扳机锁定系统的局部剖面图 ;
- [0090] 图 8B 是外科切割和紧固器械的另一手柄组件实施方式的剖面图, 其中加压气体

源在手柄组件外部；

[0091] 图 8C 是外科切割和紧固器械的另一手柄组件实施方式的剖面图；

[0092] 图 9 是图 8 的手柄组件的另一剖面图；

[0093] 图 10 是刀杆布置和击发驱动构件的侧视图，该击发驱动构件包含外科切割和紧固器械的各种实施方式的两级气缸组件，气缸组件以剖面图示出；

[0094] 图 11 是图 10 所示的刀杆和两级气缸布置的另一侧视图，其中刀杆在伸出位置；

[0095] 图 12 是外科切割和紧固器械的另一刀杆和击发驱动构件布置的侧视图，其中刀杆被回缩到以剖面图示出的气缸组件中；

[0096] 图 13 是图 12 所示的刀杆和气缸布置的另一侧视图，其中刀杆在伸出位置；

[0097] 图 14 是容纳图 12 和 13 中所示的气缸和刀杆布置的端部执行器和脊组件布置的俯视图；

[0098] 图 15 是图 14 所示的端部执行器和脊组件布置的剖面侧视图，其中砧座部分连接于其上并处于打开位置；

[0099] 图 16 是可以与图 12-15 所示的实施方式结合使用的手柄组件的剖面图；

[0100] 图 16A 是可以与图 12-15 所示的实施方式结合使用的另一手柄组件的剖面图，其中加压气体源在手柄组件的外部；

[0101] 图 16B 是外科切割和紧固器械的另一手柄组件实施方式的剖面图；

[0102] 图 17 是另一刀杆和支撑外科切割和紧固器械的另一实施方式的另一击发驱动构件的脊组件布置的俯视图，所述另一击发驱动构件是波纹管组件的形式；

[0103] 图 18 是图 17 所示的实施方式的端部执行器和脊组件布置的剖面侧视图；

[0104] 图 19 是图 17 和 18 所示的实施方式的波纹管组件的局部剖面组装视图；

[0105] 图 20 是图 19 的波纹管组件的一部分的放大视图；

[0106] 图 21 是可以与图 17-20 中所示的实施方式结合使用的手柄组件实施方式的剖面图；

[0107] 图 21A 是可以与图 17-20 中所示的实施方式结合使用的另一手柄组件实施方式的剖面图，其中加压气体源在手柄组件的外部；

[0108] 图 21B 是外科切割和紧固器械的另一手柄组件实施方式的剖面图；

[0109] 图 22A 和 22B 示出比例传感器的各种实施方式；

[0110] 图 23 是根据各种实施方式的器械的电路的一种实施方式的示意图；

[0111] 图 24 示出电控气动系统的一种实施方式；

[0112] 图 25 示出具有在使用过程中的一个或多个时刻处记录器械状态的能力的外科器械的各种实施方式；

[0113] 图 26 示出闭合扳机传感器的一种实施方式；

[0114] 图 27 示出砧座闭合传感器的一种实施方式；

[0115] 图 28 示出刀位置传感器的一种实施方式，该刀位置传感器适于与从刀组件突出的气动活塞杆部分一起使用；

[0116] 图 29 和 30 示出钉仓存在传感器的一种实施方式；

[0117] 图 31A 和 31B 示出用于操作各种实施方式的外科器械的处理流程的一种实施方式，该外科器械被构造成内镜切割器，并且具有根据各种实施方式的记录器械状态的能

力；

- [0118] 图 32 示出来自存储装置的存储表的一种实施方式；
- [0119] 图 33 示出外科器械的各种实施方式；
- [0120] 图 34 示出包括多个传感器的外科器械的一种实施方式的示意图；
- [0121] 图 35 示出用于提供视觉和听觉反馈的指示器的一种实施方式；
- [0122] 图 36 示出状态模块的一种实施方式；以及
- [0123] 图 37 示出状态模态的一种实施方式。

### 具体实施方式

[0124] 在一种实施方式中，气动器械包括一体的气动系统和电气控制、记录和 / 或反馈元件。在一种实施方式中，气动系统与电气控制系统结合，以气动致动器械并电气地控制气动系统中的流速。致动器可以用于电控气动系统的加压。控制系统接收来自源的加压气体并产生电气输出，以致动使用至少一个电气部件或元件的器械的元件。控制系统可以用于控制外科切割和紧固器械的元件。切割和紧固元件由控制器气动操作。由此，可以用加压气体和控制器来控制气压缸的致动。控制器控制加压气体在气动系统中释放的速率。控制器可以用于控制一个或多个流量控制元件，例如电磁线圈、压电致动器或者电机。这些流量控制元件可以用于打开和关闭阀以及其他闭合机构，以控制将加压气体排放到致动缸中的速度。其他的流量控制元件可以用于以可变的速率释放加压气体。这些实施方式不限于文中所述。

[0125] 在另一种实施方式中，气动器械具有电气记录能力。该器械可以包括信息记录系统，该系统例如包括电池、电路元件和与所述气动器械成为一体的存储装置。该信息记录系统可以用于记录与器械相关的信息。该器械可以包括开关、扳机、致动器或者其他元件或技术来选择性地排放加压气体，以致动器械。在一种实施方式中，器械还可以包括一个或多个传感器来增加由记录系统收集的信息。各种传感器可以用于向信息记录系统提供信息。传感器包括用于如下事项的传感器：测量和 / 或记录致动和重复进行的次数、用于测量和 / 或记录致动或关闭器械的端部执行器的力、用于测量和 / 或记录端部执行器的夹钳力、用于测量和 / 或记录施加在组织上的压力、判断钉仓是否装载在器械中、钉仓的状态、器械的锁止状态、气压致动缸中的压力、外科器械是否准备好击发等等。这些实施方式不限于文中所述。

[0126] 在另一种实施方式中，气动器械具有电气反馈能力。气动器械可以与反馈模块成为一体。反馈模块可以是独立的并且能够连接到多个布置在器械各处的触点、电路元件和多个指示器。反馈系统、指示器、传感器和控制器可以是电动的。该器械可以包括气动或气动辅助的外科切割和紧固器械。这些实施方式不限于文中所述。

[0127] 回到附图，其中相同的附图标记在所有附图中表示相同的部件，图 1 示出了能够实现本发明若干独特优势的外科缝合和切割器械 10。图 1 中示出的实施方式包括手柄组件 300、细长轴组件 100 和连接到细长轴组件 100 的端部执行器 12。外科设备的各种实施方式可包括端部执行器，其如在 2006 年 1 月 10 提交的、题为“SURGICAL INSTRUMENT HAVING AN ARTICULATING END EFFECTOR”的美国专利申请 No. 11/329,020 中所公开的端部执行器一样能枢转地连接到细长轴组件 100 并枢转地由弯曲的线缆或带进行驱动，上述申请通过

引用并入本文。然而，随着对具体实施方式的继续描述，本领域的普通技术人员应当理解，这里描述的外科设备的各种实施方式能成功地与端部执行器布置结合进行实施，所述端部执行器可采用不同的枢转机构和控制器，并且各种实施方式可成功地与非关节运动式端部执行器布置结合使用，如下面将详细解释的一样。

[0128] 如图 1 中所示，器械 10 的手柄组件 300 可包括闭合扳机 302 和击发扳机 310。应当理解，针对不同手术任务具有端部执行器的器械可具有不同数量或类型的扳机或其他用于端部执行器操作的合适控制器。所示的端部执行器 12 通过优选为细长轴组件 100 与手柄组件 300 分离。医生可通过利用关节运动控制器 200 使端部执行器 12 相对于轴组件 100 作关节运动。

[0129] 在各种实施方式中，多个传感器可以连接到手柄组件 300、细长轴组件 100 和 / 或端部执行器 12 中的元件上，以测量和控制器械 10 的各种功能，记录器械的各个部件的状态并为医生或使用者提供反馈指示。器械 10 包括多个传感器，其中多个传感器例如包括闭合扳机传感器、砧座闭合传感器、砧座闭合载荷传感器、刀位置传感器、仓存在传感器、仓状态传感器、击发扳机传感器和阀致动传感器或其任意组合。其他传感器可以包括关节运动角度传感器、砧座位置传感器、击发力传感器、锁止状态传感器、气压传感器、流速传感器或其任意组合。每个传感器可以与定位在外科器械 10 外部附近的不同触点电连通。传感器可以连接到闭合扳机 302 和击发扳机 310 上以检测它们的操作。传感器可以用于测量砧座 40 闭合以及砧座 40 上的闭合载荷。其他的传感器可以用于测量刀组件 30 的位置（图 2）、钉仓 50 的存在（图 2）和 / 或钉仓 50 的状态（例如用尽或尚未用尽）。其他传感器可以在器械 10 的各处使用，以确定器械 10 的致动次数、气动系统中的压力、气压缸或者致动缸的压力，并可以包括比例变动传感器以激活阀致动器等。但是，实施方式不限于文中所述的这些。

[0130] 传感器输出信号 S<sub>1</sub> 至 S<sub>n</sub>（其中 n 是任何正整数）例如被提供给位于手柄组件中的电子控制模块 603。电子控制模块 603 包括控制器、存储装置、电池、测量电路和 / 或致动器，以控制流速可变的电控气动阀的闭合机构部分，如下所述。但是，实施方式不限于文中所述的那些。

[0131] 应该理解，在此参照附图给出的空间术语诸如竖直、水平、右、左等假设外科器械 10 的纵向轴线与细长轴组件 100 的中心轴线同轴，其中扳机 302、310 以锐角从手柄组件 300 的底部向下延伸。然而，在实际应用中，可将外科器械 10 以各种角度定向，这样，相对于外科器械 10 本身使用这些空间术语。此外，“近侧”用于表示位于手柄组件 300 后方的医生的视角，他将端部执行器 12 放置在远侧或远离他自己。

[0132] 如此处所用的，术语“加压气体”指适于在无菌环境下所用的气动系统中使用的任何气体。这种介质的非限制示例包括压缩空气、二氧化碳 (CO<sub>2</sub>)、氮、氧、氩、氦、氢化钠、丙烷、异丁烷、丁烷、氯氟甲烷、二甲醚、甲基乙醚、一氧化氮、氢氟烷推进剂 (HFA)，例如 HFA 134a(1,1,1,2,- 四氟乙烷) 或 HFA 227(1,1,1,2,3,3,3- 七氟丙烷)。

[0133] 如此处所用的，术语“流体连接”是指元件与适合的管线或者其他部件一起连接以允许加压气体在其间通过。如此处所用的，如用在“供应管线”或“返回管线”中的术语“管线”指由刚性或柔性导管、管道和 / 或管材等形成的适当的通路，用于将加压气体从一个部件传送到另一部件。

[0134] 如此处所用的，术语“气动信号”或“气动驱动信号”指从加压气体源到与加压气体源流体连接的一个或多个部件的气体流或者指彼此流体连接的部件之间的气体流。

[0135] 如此处所用的，语句“基本上垂直于纵向轴线”指几乎与纵向轴线的方向垂直，其中“纵向轴线”是轴的轴线。然而，应当理解，稍微偏离垂直于纵向轴线的方向也认为基本上垂直于纵向轴线。

[0136] 图 2 示出了可用于外科器械 10 的各种实施方式中的一种气动电控工具组件或端部执行器的分解组装视图。将图 1-4 中所示的气动电控组件 12 构造成用作内镜切割器。然而，随着对具体实施方式的描述，应当理解，同样可构想将本发明实施方式的各个独特和新颖的驱动布置用于驱动被构造成执行其他手术任务的其他端部执行器，从而需要对附图中所示物体进行部件的去除、修改或增加。同样，应当理解，可以为了特定的手术应用而定制图 1-4 中所示的端部执行器 12。

[0137] 图 2 中示出了可用于外科器械 10 的各种实施方式的一种类型的端部执行器。如图中所示，端部执行器 12 采用 E 形梁 (E-beam) 击发机构（“刀组件”）30，其除了切割组织并击发位于其中的钉仓中的缝钉，还有利地相对于钉仓控制端部执行器 12 的砧座部分 40 的间隔。在授予 Shelton, IV 等人的题为“Surgical Stapling Instrument Incorporating An E-Beam Firing Mechanism”的美国专利 No. 6978921 中描述了 E 形梁击发机构的各个方面，其相关部分通过引用并入本文。然而，根据对具体实施方式的描述，本领域的普通技术人员应当理解，在不脱离各实施方式的整体范围的情况下可有利地应用其他刀和击发机构构造。

[0138] 如此处所用的，术语“击发机构”是指气动电控工具和 / 或端部执行器的一部分或多个部分，其能够从未致动位置移动到致动位置或终端位置，在未致动位置，击发机构基本上静止，在致动位置或者终端位置，所述一部分或多个部分移动或重新定位到最终位置，其中这种移动导致工具响应施加到其上的至少一次击发运动而完成一个或多个动作。该击发机构例如可包括：(i) 完全由气动电控工具支撑并与外科设备中的部件配接的部件；(ii) 定位在气动工具和外科设备中的部件的组合；或 (iii) 由外科设备支撑并可进出气动电控工具的部件。如此处所用的，术语“击发行程”是指击发机构从未致动位置到致动位置的实际移动。术语“回缩行程”是指击发机构从致动位置到未致动位置的返回移动。

[0139] 如图 2 中所示，端部执行器 12 包括远侧构件，其在各种非限制性实施方式中包含细长通道 20，该细长通道 20 上连接有能够可枢转地平移的砧座 40。该细长通道 20 被构造成接收和支撑钉仓 50，所述钉仓 50 响应刀组件 30 驱动缝钉 70，使缝钉与砧座 40 成形接触。应当理解，虽然在此有利地描述了易于替换的钉仓，但是与本发明多个方面相符的钉仓可永久地固定到细长通道 20 中或与之一体地形成。

[0140] 在各种实施方式中，击发机构或刀组件 30 包括在击发过程中控制端部执行器 12 的间隔的竖向间隔开的销。具体地，上部销 32 逐步进入到砧座凹窝 42 中，该砧座凹窝 42 位于在砧座 40 和细长通道 20 之间的枢轴附近。参见图 4。当被击发砧座 40 闭合，上部销 32 向远侧前进到穿过砧座 40 向远侧延伸的纵向砧座狭槽 44 中。通过上部销 32 施加的向下的力来克服在砧座 40 中的任何小的向上偏移。

[0141] 刀组件 30 还包括刀杆帽 34，其向上接合形成在细长通道 20 中的通道狭槽 23，从而与上部销 32 协作，以在砧座 40 和细长通道 20 之间夹紧的组织过量的情况下，将砧座 40

和细长通道 20 稍微地拉得更靠近些。在各种实施方式中，刀组件 30 可有利地包括中间销 36，其穿过在钉仓 50 的下表面和细长通道 20 的上表面中形成的击发驱动狭槽（未显示），从而如下面所述地来驱动其中的缝钉 70。中间销 36 通过在细长通道 20 上进行滑动有利地抵抗任何将端部执行器 12 在其远端处压紧闭合的趋势。然而，通过使用其他刀组件布置也可实现本发明各种实施方式的独特和新颖方面。

[0142] 在刀组件 30 上的上部销 32 和中间销 36 之间的位于远侧的切割刃 38 横过钉仓 50 中位于近侧的竖直狭槽 54，以切断夹钳的组织。刀组件 30 相对于细长通道 20 和砧座 40 的确定定位确保执行有效的切割。在各种实施方式中，砧座 40 的下表面中可设有多个缝钉成形凹窝（未显示），当在细长通道内接收钉仓 50 时，这些缝钉成形凹窝排列成对应于钉仓 50 的上表面 56 中的多个缝钉孔 58。在各种实施方式中，可将钉仓 50 扣合匹配到细长通道 20 中。具体地，钉仓 50 的延伸部分 60、62 分别摩擦地且可释放地接合细长通道 20 的凹槽 24、26。

[0143] 还如图 2 中所示，钉仓 50 包含仓体 51、楔形滑块 64、缝钉驱动器 66、缝钉 70 和仓盘 68。当装配时，仓盘 68 将楔形滑块 64、缝钉驱动器 66 和缝钉 70 保持在仓体 51 中。通过细长轴组件 100 将细长通道 20 连接到手柄组件 300，该细长轴组件 100 包括远侧脊或框架部分 110 以及近侧脊或框架部分 130。细长通道 20 在近侧设置有连接腔 22，每一个连接腔 22 接收在远侧脊部分 110 的远端上所形成的相应通道锚定构件 114。该细长通道 20 还具有枢转地接收砧座 40 上的相应砧座枢轴 43 的砧座凸轮槽 28。闭合衬套组件 170 接收于脊组件 102 之上，并包括远侧闭合管部分 180 和近侧闭合管部分 190。如下面将要描述的，闭合衬套组件 170 相对于脊组件 102 的轴向移动引起砧座 40 相对于细长通道 20 枢转。

[0144] 如在图 2 中所示，将锁定弹簧 112 安装在远侧脊部分 110 上用作刀组件 30 的锁止件。在远侧脊部分 110 的顶部上形成远侧和近侧方孔 111、113，在它们之间限定夹杆 115，夹杆 115 接收锁定弹簧 112 的顶臂 116，如下面将进一步详细讨论的，锁定弹簧 112 的向远侧延伸的下臂 118 在气缸组件 501 的远端上施加向下的力，该远端支撑从刀组件 30 突出的活塞杆部分 35。应当理解，各种实施方式可包含其他类型的锁止件或根本没有锁止件。

[0145] 在图 1-6 所示的实施方式中，通过能够弯曲以围绕枢轴 104 拉动端部执行器 12 的多根线缆或带可使端部执行器 12 相对于近侧闭合管部分 190（和手柄组件 300）进行关节运动。本领域的普通技术人员将会理解，这种布置仅代表能与这些类型的设备结合使用的多种关节运动布置的其中之一。在该实施方式中，远侧脊部分 110 的近端上具有凸起 122。近侧脊部分 130 的远端设有带贯穿其中的孔 136 的柄脚 134。近侧脊部分 130 相对于远侧脊部分 110 进行定位，使得孔 136 与凸起 122 中的孔 124 共轴对齐，以便使枢轴销 138 能从中穿过。见图 4，当组装时，这种布置允许端部执行器 12 相对于近侧脊部分 130 围绕枢轴线 A-A 进行枢转。

[0146] 如上所述，该实施方式采用带使端部执行器 12 作关节运动。具体地，带 150、160 可如图 2 和 3 中所示朝着关节运动枢轴 104 向远侧延伸。带 150 可沿近侧闭合管部分 190 的左侧穿过近侧闭合管部分 190 延伸，其中它途经带构件 160 并穿越到近侧闭合管部分 190 的右侧。此处，例如，带 150 可在连接点 123 处机械地连接到凸起 122。同样，带 160 可沿近侧闭合管部分 190 的右侧穿过近侧闭合管部分 190 延伸，其中它途径带构件 150 并穿越到近侧闭合管部分 190 的左侧。此处，带 160 可在连接点 125 处机械地连接到凸起 122。

[0147] 图 3 是端部执行器和脊组件 102 的俯视图, 其中闭合管组件 100 以虚线示出。图 4 是器械 10 的相同部分的局部剖面侧视图。如图 4 中所示, 根据一种非限制性实施方式, 所示的带 150 和 160 显示为彼此偏移以防止运动中的干扰。例如, 所示出的带 150 处于比带 160 更低的位置。在另一种非限制性实施方式中, 可颠倒带 150 和 160 的竖直位置。同样如图 2 和 3 中所示, 带构件 150 围绕近侧框架部分 130 的柄脚部分 134 中的销 140 延伸。同样, 带 160 围绕近侧框架部分 130 的柄脚部分 134 中的销 142 延伸。

[0148] 带部分 150 和 160 可从凸起 122 延伸, 并沿近侧闭合管部分 190 延伸到关节运动控制器 200, 如图 5 所示。关节运动控制器 200 可包括关节运动滑块 202、框架 204 和封罩 206。带部分 150、160 可借助于槽 208 或其他孔穿过关节运动滑块 202, 但是应当理解, 带部分 150、160 可通过任何合适的手段连接到滑块 202 上。关节运动滑块 202 可以是一件式的, 如图 5 所示, 或在一种非限制性实施方式中其可以是两件式的, 其中两件之间的界面限定了槽 208。在一种非限制性实施方式中, 关节运动滑块 202 可例如包括多个槽, 每个槽对应其中一个带部分 150、160。封罩 206 可覆盖控制器 200 的各个部件以防止碎屑进入。

[0149] 在各种实施方式中, 带部分 150、160 可在从槽 208 近侧定位的连接点 210、212 处锚定到框架 204 上。图 5 的非限制性实施方式显示带部分 150、160 从连接点 210、212 预弯曲到在近侧闭合管部分 190 的纵向轴线附近定位的槽 208。应当理解, 可将带部分 150、160 锚定到器械 10 中位于槽 208 近侧的任何地方, 包括手柄组件 300。

[0150] 在使用中, 图 2 的实施方式可具有如图 3 所示的非关节运动位置。所示的关节运动控制器 200 和带 150、160 位于轴组件 100 的纵向轴线的大致中间位置上。因此, 端部执行器 12 在中间或非关节运动位置。在图 6 中, 显示了关节运动控制器 200, 其中关节运动滑块 202 被推动穿过关节运动框架到达轴组件 100 的右侧。因此, 带 150、160 朝轴组件 100 的右侧弯曲。由此可知, 带 150 向右侧的弯曲在凸起 122 上施加从凸起 122 的枢转点偏移的侧向力。该偏移的力使凸起 122 围绕关节运动枢轴 104 旋转, 这又如图所示促使端部执行器 12 向右枢转。应当理解, 将关节运动滑块 202 推向轴组件 100 的左侧可在带 150、160 上施加侧向力, 使带 150、160 都朝轴组件 100 的左侧弯曲。接着带 160 的弯曲在凸起 122 上施加侧向力, 其如上所述一样从凸起 122 的枢转点偏移。这又促使凸起 122 围绕关节运动枢轴旋转, 促使端部执行器 12 向左枢转。

[0151] 在各种实施方式中, 轴组件 100 包含接收在脊组件 102 上的闭合管组件 170。参见图 2。闭合管组件 170 包含远侧闭合管部分 180 和近侧闭合管部分 190。远侧闭合管部分 180 和近侧闭合管部分 190 可由聚合物或其他合适的材料制造。近侧闭合管部分 190 是中空的并具有贯穿其中的轴向通道 191, 其大小适于将一部分脊组件 102 接收于其中。

[0152] 在图 2 和 4 所示的实施方式中, 使用一个双枢轴闭合接头 172。应当理解, 本发明并非限于双枢轴闭合接头设计, 而是可包括任何合适的闭合管或衬套, 或者根本没有闭合管或衬套。特别参考图 4, 远侧闭合管部分 180 具有向近侧凸出的上部和下部柄脚 182、184。远侧闭合管部分 180 还包括马蹄形孔 185 和翼片 186, 用于接合砧座 40 上的砧座打开 / 关闭翼片 46, 以便如下面进一步详细讨论地促使砧座 40 在打开和闭合位置之间枢转。

[0153] 近侧闭合管部分 190 类似地设有向远侧延伸的上部柄脚 192 和向远侧延伸的下部柄脚 194。上部双枢轴连接件 174 包括向上突出的远侧和近侧枢轴销 175、176, 它们分别接合向近侧突出的上部柄脚 182 中的上部远侧销孔 183 和向远侧突出的上部柄脚 192 中的上

部近侧销孔 193。接头布置还包括下部双枢轴连接件 177, 其具有向下突出的远侧和近侧枢轴销 178、179(图 2 中未显示, 但在图 4 中可见), 远侧和近侧枢轴销 178、179 分别接合向近侧突出的下部柄脚 184 中的下部远侧销孔 187 和向远侧突出的下部柄脚 194 中的下部近侧销孔 195。

[0154] 在使用中, 闭合管组件 170 例如响应于闭合扳机 302 的致动向远侧平移以闭合砧座 40。通过使闭合管组件 170 在脊组件 102 上向远侧平移以闭合砧座 40, 促使马蹄形孔 185 的背部撞击砧座 40 上的打开 / 闭合翼片 46, 并促使它枢转到闭合位置。为了打开砧座 40, 在脊组件 102 上向近侧沿轴向移动闭合管组件 170, 促使翼片 186 接触并推靠打开 / 闭合翼片 46, 以将砧座 40 枢转到打开位置。在一种实施方式中, 传感器可以位于闭合管组件 170 中, 以测量施加在马蹄形孔 185 上的力, 马蹄形孔 185 通过该力来撞击砧座 40 上的打开 / 闭合翼片 46, 使其枢转到闭合位置并将其保持在闭合位置。

[0155] 图 7 示出了外科设备的各种实施方式的非限制性手柄组件 300 的分解组装视图。在图 7 所示的实施方式中, 手柄组件具有“手枪式握把”结构并包括右侧壳构件 320 和左侧壳构件 330, 右侧壳构件 320 和左侧壳构件 330 由聚合物或其他合适的材料模制或以其他方式制造并设计成匹配在一起。这种壳构件 320 和 330 可通过扣合部件、模制的栓和座或在内部形成其他方式、通过粘合剂、螺钉、螺栓和 / 或夹具连接在一起。右侧壳构件 320 的上部 322 与左侧壳构件 330 的对应的上部 323 匹配以形成表示为 340 的主外壳部分。类似地, 右侧壳构件 320 的下握持部 324 与左侧壳构件的对应的下握持部 334 匹配以形成整体表示为 342 的握持部。在图 7 所示的实施方式中, 整个握持部 342 与主外壳部分 340 形为一体。这种布置特别适于加压气体源永久安装到握持部 342 中的应用。这种布置还适合用于如下的加压气体源: 它在手柄组件 300 的外部并通过外壳组件上的一个或多个端口插入到容纳在其中的控制部件中。在其他实施方式中, 如下面进一步详细描述的, 握持部 342 可从主外壳部分 340 上拆除。根据对具体实施方式的描述应当理解, 这种布置提供了众多的好处和优势。然而, 本领域的普通技术人员应当理解, 可以提供具有不同形状和大小的手柄组件 300。

[0156] 为了清楚起见, 图 7 仅示出了用于控制闭合管组件 170 轴向移动的部件, 其最终控制砧座 40 的打开和闭合。如图 7 所示, 通过连接组件 430 连接于闭合扳机 302 上的闭合梭 400 支撑在主外壳部分 340 中。闭合梭 400 同样可制造成两件 402、404, 它们由聚合物或其他合适的材料模制或以其他方式制造并设计为互相匹配。例如, 在图 7 示出的实施方式中, 右侧部分 402 设有紧固柱 403, 其被设计用来接收到左侧部分 404 中对应的凹口(未显示)内。右侧部分 402 和左侧部分 404 可通过扣合构件和 / 或粘合剂和 / 或螺栓、螺钉和 / 或夹具以其他方式保持在一起。如图 7 所示, 在近侧闭合管部分 190 的近端中设有保持沟槽 196。闭合梭 400 的右侧部分 402 具有右保持凸缘部分 405, 其适于与闭合梭 400 的左侧部分 404 上的左保持凸缘部分(未显示)协作, 以形成延伸进入近侧闭合管部分 190 的保持沟槽 196 中的保持凸缘组件。

[0157] 如图 7 中所示, 右脊组件保持栓 326 从右侧壳构件 320 向内突出。这种栓 326 伸入闭合梭 400 的右侧部分 402 中的细长槽或窗 406 中。类似的闭合梭保持栓(未显示)从左侧壳构件 330 向内突出, 以被接收于闭合梭 400 的左侧部分 404 中所设的另一窗或槽 408 中。保持栓用于将近侧脊部分 130 的近端 133(图 7 未显示)不可移动地固定在手柄组件

300 上,同时允许闭合梭 400 相对于它轴向移动。例如通过螺栓、螺钉、粘合剂和 / 或扣合部件等可将保持栓机械地连接到近侧脊部分 130 的近端。另外,闭合梭 400 设有侧向延伸的导轨 410、411。导轨 410 被构造成可滑动地接收于右侧壳构件 320 的导轨导向件 328 中,并且导轨 411 被构造成可滑动地接收于左侧壳构件 330 的导轨导向件(未显示)中。

[0158] 通过朝手柄组件 300 的握持部 342 移动闭合扳机 302 来产生闭合梭 400 和闭合管组件 170 向远侧(箭头“C”)沿轴向的移动,并且通过将闭合扳机 302 远离握持部 342 移动来产生闭合梭 400 向近侧(箭头“D”)沿轴向的移动。在各种实施方式中,闭合梭 400 设有方便连接闭合连接组件 430 的连接器翼片 412。参见图 8 和 9。闭合连接组件 430 包括通过销 414 枢转地销接到连接器翼片 412 上的轭部 432。闭合连接组件 430 还具有闭合臂 434,如图 7 中所示,闭合臂 434 通过闭合销 436 枢转地销接到在闭合扳机 302 上形成的轭组件 304 上。通过在右侧壳构件 320 和左侧壳构件 330 之间延伸的枢轴销 306,将闭合扳机 302 枢转地安装在手柄组件 300 内。

[0159] 当医生想要闭合砧座 40 以夹钳端部执行器 12 中的组织时,医生朝握持部 342 拉动闭合扳机 302。当医生朝握持部 342 拉动闭合扳机 302 时,闭合连接组件 430 在远侧方向“C”上移动闭合梭 400,直到闭合连接组件 430 移入图 8 所示的锁定位置内。当在这一位置中时,闭合连接组件 430 倾向于将闭合梭 400 保持在该锁定位置上。当闭合梭 400 移到锁定位置时,闭合管组件 170 在脊组件 102 上向远侧移动,促使远侧闭合管部分 180 内的马蹄形孔 185 的近端接触砧座 40 上的闭合 / 打开翼片 46,从而将砧座 40 枢转到闭合(夹钳)位置。

[0160] 在各种实施方式中,为了进一步将闭合梭 400 保持在闭合位置上,闭合扳机 302 可设有可释放的锁定机构 301,其适于接合握持部 342 和可释放地将闭合扳机 302 保持在锁定位置上。其他锁定装置也可用于可释放地将闭合梭 400 保持在锁定位置上。在图 8、8A、8B 和 9 所示的实施方式中,闭合扳机 302 包括柔性纵向臂 303,其包括从其延伸的侧销 305。例如,臂 303 和销 305 可由模制塑料制成。手柄组件 300 的手枪式握持部 342 包括开口 350,在其中设置有侧向延伸的楔块 352。当回缩闭合扳机 302 时,销 305 接合楔块 352,并且楔块 352 的下表面 354 迫使销 305 向下(即,臂 303 顺时针旋转)。当销 305 完全通过下表面 354 时,去除臂 303 上的顺时针的力,并且销 305 逆时针旋转,使得销 305 停靠在楔块 352 后的凹口 356 中,从而锁定闭合扳机 302。通过从楔块 352 延伸的柔性挡块 358 进一步将销 305 保持在锁定位置中。

[0161] 为了解锁闭合扳机 302,操作者可进一步挤压闭合扳机 302,促使销 305 接合开口 350 的倾斜后壁 359,迫使销 305 向上经过柔性挡块 358。接着销 305 可自由地穿出开口 360 中的上部通道,使得闭合扳机 302 不再锁定到手枪式握持部 342 上。在 Shelton, IV 等人于 2006 年 1 月 31 日提交的题为“Surgical Instrument Having A Removable Battery”的美国专利申请 No. 11/344020 中公开了这种布置的其他细节,该申请的相关部分通过引用并入本文。还可应用其他可释放的锁定布置。

[0162] 在外科设备的各种实施方式中,刀组件 30 可具有从其上突出或以其他方式与其连接的基本上为刚性的活塞杆部 35,其是驱动构件 500 的一部分,驱动构件 500 由远侧脊部分 110 可操作地支撑并被构造成向刀组件 30 施加至少两个致动动作(例如击发动作和回缩动作)。在图 3、4、10 和 11 所示的实施方式中,驱动构件 500 包含两级气动气缸组件

501。刀组件 30 可由一个整体部件构成或可被设置成由多个部件构成以使器械 10 的组装更容易。例如,如图 10 和 11 所示,刀组件 30 包含远侧部分 31,其包含上部销 32、帽 34、中间销 36 和刀 38。远侧部分 31 可设有孔 33,其大小适于接收在活塞杆部 35 的远端上设置的突起 37。突起 37 可摩擦地接收于孔 33 中和 / 或通过粘合和 / 或焊接等保持在其中。

[0163] 气缸组件 501 包含第一气缸外壳 510,其具有闭合的第一近端 512 和通入位于第一气缸外壳 510 中的第一轴向通道 516 内的打开的第一远端 514。气缸组件 501 还包含第二气缸外壳 520,其具有第二近端 522 和通入第二轴向通道 526 的打开的第二远端 524。闭合的第二近端 522 上形成有第一活塞头 528,该活塞头相对于第一轴向通道 516 的大小适于与第一气缸外壳 510 的第一壁 511 产生基本气密的滑动密封,从而在第一近端 512 的远侧与第一活塞头 528 的近侧之间限定第一气缸区域 515。第一气缸外壳 510 的第一远端 514 上还形成有向内延伸的第一凸缘 517,用于与第二气缸外壳 520 的外壁表面建立基本气密的滑动密封,从而在第一凸缘 517 的近侧和第一活塞头 528 的远侧之间限定第二气缸区域 518。

[0164] 穿过第一活塞头 528 设置第一通道 527。如图 10 和 11 中所示,活塞杆 35 的近端延伸穿过第二气缸外壳 520 的打开的第二远端 524 并进入第二轴向通道 526。第二活塞头 530 形成于或以其他方式连接于活塞杆 35 的近端。第二活塞头 530 相对于第二轴向通道 526 的大小适于与第二气缸外壳 520 的第二壁 521 建立基本气密的滑动密封,以限定第三气缸区域 532。第二气缸外壳 520 的第二远端 524 上还形成有向内延伸的第二凸缘 525,用于与活塞杆 35 建立基本气密的滑动密封,以在第二凸缘 525 的近侧和第二活塞头 530 的远侧之间限定第四气缸区域 534。

[0165] 如图 3 和 4 中所示,气缸组件 501 被安装到远侧脊部分 110 内。在各种实施方式中,在第一气缸外壳 510 的近端上设置一对凸耳 519。凸耳 519 被接收在远侧脊部分 110 的凸耳孔 119 中,从而使气缸组件 501 能在远侧脊部分 110 内围绕枢转轴线 B-B 枢转。参见图 3。第一供应管线或供应管路 540 从手柄组件 300 中的方向控制阀 610(图 8 和 9)延伸穿过近侧闭合管部分 190,以连接到第一气缸外壳 510 的第一近端 512 上,以便通过第一气缸外壳 510 的第一近端 512 中的第一供应端口 513 或开口供应加压气体。参见图 10 和 11。在一种实施方式中,压力传感器可以流体连接到第一供应管线 540 以测量或感测第一供应管线 540 中的压力 (P)。压力传感器向电子控制模块 603 提供与第一供应管线 540 中的压力成比例的电反馈信号。另外,第二供应管线 542 从方向控制阀 610 延伸穿过近侧闭合管部分 190 并连接于第一气缸外壳 510 的远端 514 附近,从而通过第二端口 529 将加压气体供应给第二气缸区域 518。在一种实施方式中,压力传感器可以流体连接到第二供应管线 542,以测量或感测第二供应管线 542 中的压力 (P)。压力传感器向电子控制模块 603 提供与第二供应管线 542 中的压力成比例的电反馈信号。其他压力传感器可以流体连接到整个气动系统。例如,压力传感器可以分别流体连接到第一和第二压力供应端口 513、529,以测量第一和第二气缸区域 515、518 各自中的压力。以此方式,可以测量两级气缸组件 501 中的压力,并将该压力作为反馈信号提供给电子控制模块 603。

[0166] 参考图 8-11 和 26,现在将描述击发机构或刀组件 30 的伸出和回缩。如图 8 和 9 中所示,供应管线 540 和 542 连接于电控方向阀 610 上,该方向阀 610 是容纳在手柄外壳 350 内的致动器系统 600 的一部分。致动器系统 600 包括致动扳机 670、方向阀 610 和流速可变

的电控气动阀 660。这些元件连接到电子控制模块 603 上。电子控制模块 603 接受来自分布在整个器械 10 中的各个传感器的反馈信号。电子控制模块 603 基于反馈信号向分布在整个器械 10 中的各个控制元件提供控制信号。在一种实施方式中，电子控制模块 603 包括控制器 702、存储装置 703、电池 704、测量电路 732 和 / 或致动器 706，以控制流速可变的电控气动阀 660 的闭合机构部分 730。见图 26。但是，这些实施方式的内容不限于所描述的内容。在一种实施方式中，致动器系统 600 可以与状态模块 2408（以下参考图 33-37 描述）通信。在各种实施方式中，方向阀 610 可由电子控制模块 603 进行电气控制。在其他实施方式中，方向阀可以通过穿过手柄外壳 350 接近的选择器开关 612 或推动按钮而手动地在前向（伸出）和反向（回缩）位置之间进行切换。在一种实施方式中，选择器开关 612 或合适的按钮可以以电的形式实现，用于产生表示方向阀 610 的所需状态的信号。该信号可以耦合到控制器 702，其产生阀方向控制信号以控制方向阀 610。在图 8 和 9 所示的实施方式中，使用可去除的加压气体源 620。如下面将进一步讨论的，这种加压气体源包括能用优选的加压气体再填充的气缸 622。然而，本领域的普通技术人员应当理解，同样可有效地应用不可更换 / 可再填充的加压气体源（气缸）。在其他实施方式中，手柄组件 300 可设有端口 616，以从外部加压气体源 618 供应加压气体。例如，器械 10 可通过柔性供应管线 617 连接到设备的压缩气体供应源 618。参见图 8B。在一种实施方式中，压力传感器可以流体连接到可去除的源 622 的出口，或者设备的压缩气体供应源 618，以测量或者感测输入供应管线 650 中的压力。压力传感器向电子控制模块 603 提供与输入供应管线 650 中的压力成比例的电反馈信号。

[0167] 下面将进一步讨论可去除 / 可再填充气缸 622 的独特和新颖的方面。然而，为了便于解释活塞杆 35 和刀组件 30 的伸出和回缩，可以看出来自气缸 622（或外部压力源 618）的加压气体流穿过供应管线 650 进入流速可变的电控气动阀 660。流速可变的电控气动阀 660 由控制器 702 控制。特别如图 9 所示，流速可变的气动阀 660 连接到由致动扳机 670 致动的阀致动传感器 662 上。阀致动传感器 662 可以是数字的或模拟的传感器，其连接到控制器 702 上。在图示的实施方式中，阀致动传感器 662 是比例传感器，其提供与流过流速可变的电控气动阀 660 的所需流速成比例的电信号。当阀致动传感器 662 检测到致动扳机 670 的运动时，其向控制器 702 发送与从气缸 622 流入供应管线 680 从而进入第一或第二供应管线 540、542 的加压气体的所需流速成比例的电信号。控制器 702 调节流速可变的气动阀 660 中的流量控制元件以产生加压气体的所需流速。在一种实施方式中，压力传感器可以流体连接到供应管线 680，以测量或感测供应管线 680 中的压力。压力传感器向电子控制模块 603 提供与供应管线 680 中的压力成比例的电反馈信号。如这里所使用的，术语“流速可变的致动组件”至少包括流速可变的气动阀 660、致动扳机 670、控制器 702、电池 704 和致动器 706 以及它们各自等同的结构。

[0168] 阀致动传感器 662（见图 22A、22B）与致动扳机 670 连通，以检测操作者何时朝向手柄的下握持部 324 拉（或“闭合”）致动扳机 670，用于以电控的方式气动致动端部执行器 12 的切割 / 缝合操作。阀致动传感器 662 可以是比例传感器，例如可变电阻器或变阻器。当拉紧致动扳机 670 时，阀致动传感器 662 检测该运动，并将电信号发送给控制器 702 或者存储装置 703，该电信号表示通过气动系统的所需压力或流速。控制器 702 向致动器 706 发送电致动信号，以控制流过流速可变的气动阀 660 的流速。当阀致动传感器 662 是可变电

阻器等时,致动信号可以基本上与致动扳机 670 的运动量成比例。就是说,如果操作者只略微拉动或者闭合致动扳机 670,则致动信号以及流速相对较小。当致动扳机 670 被完全拉紧(或者到达完全闭合位置)时,致动信号以及流速到达最大。换言之,使用者越用力拉动致动扳机 670,致动信号越大,使得通过流速可变的气动阀 660 的流速越大。

[0169] 致动器 706 可以包括任何合适类型的致动机构,包括电机、合适的减速装置、气动致动器、电磁线圈、压电致动器以及任何合适的能够将潜在的能源(例如电或者压缩空气)转换成适于驱动闭合机构 730(图 24)的物理位移的装置。

[0170] 图 22A 和 22B 示出了比例传感器的各种实施方式。在图示的实施方式中,图 22A 和 22B 示出了比例传感器的两种状态,这些比例传感器可以用作根据器械的各种实施方式的阀致动传感器 662。阀致动传感器 662 可以包括面部 708、第一电极(A)710、第二电极(B)712 以及位于电极 710、712 之间的可压缩电介质材料 714,例如电活化聚合物(EAP)。阀致动传感器 662 可以定位成使得在回缩时面部 708 接触致动扳机 670。由此,当回缩致动扳机 670 时,压缩电介质材料 714,如图 22B 所示,使得电极 710、712 更加靠近。因为电极 710、712 之间的距离“b”与电极 710、712 之间的阻抗直接相关,该距离越大,阻抗越大,该距离越小,阻抗越小。以此方式,由于致动扳机 670 的回缩(图 22B 中以力“F”来表示)而被压缩的电介质 714 的量与电极 710、712 之间的阻抗成比例,这可以用于比例控制流速可变的气动阀 660。

[0171] 图 23 是根据各种实施方式的器械 10 的电路的一种实施方式的示意图。当操作者在锁定闭合扳机 302 之后初始拉紧击发扳机 310 时,通过挤压致动扳机 670 来致动该致动传感器 662。这允许加压气体在致动器 706 和控制器 702 的控制下流过流速可变的气动阀 660。如果常开的行程结束传感器 716 是断开的(意味着还没有到达端部执行器的行程末端),加压气体将通过第一供应管路 540 流过流速可变的气动阀 660。因为传感器开关 716 常开并且其未闭合,所以继电器 720 的感应器 718 将不会被供电,因此继电器 720 将处于未被激发的状态。该电路还包括钉仓锁止传感器 722。如果端部执行器 12 包括钉仓 50,传感器 722 将处于闭合状态,允许电流流过。否则,如果端部执行器 12 不包括钉仓 50,传感器 722 将断开,由此阻止电池 704 向致动器 706 供电。

[0172] 当存在钉仓 50 时,传感器 722 闭合并激活单刀单掷继电器 724。当继电器 724 被激活时,电流流过继电器 724 并流过阀致动传感器 662(示作可变电阻器)。逻辑电路 726 接收来自传感器开关 716、继电器 720、传感器 722、单掷继电器 724 以及阀致动传感器 662 的输入,并以数字的形式向控制器 702 提供信息。控制器 702 使用该信息来产生控制信号 746(图 24),以保持方向控制阀 610 的致动,从而允许加压气体流入第一供应管线 540,使得端部执行器保持其从近端向远端的向前方向。

[0173] 当端部执行器 12 到达其行程末端时,传感器开关 716 将被激活,由此激活继电器 720。这使得继电器 720 处于其激活的状态(图 23 中未示出),从而使电流绕过钉仓锁止传感器 722 和阀致动传感器 662。控制器 702 现在用控制信号 796(图 24)致动方向控制阀 610,以允许加压气体流入第二供应管线 542,从而使端部执行器将其方向反向为从远端朝向近端。

[0174] 因为行程开始传感器 728 是常闭的,所以电流将流回到感应器 718,以保持其闭合直到行程开始传感器 728 断开。当刀组件 30 完全回缩时,行程开始传感器 728 被激活,使得

传感器 728 断开。然后，控制器 702 提供信号，以使致动器 706 切断流速可变的气动阀 660。

[0175] 在其他实施方式中，代替模拟的比例式阀致动传感器 662，可以使用数字开闭式的传感器。在这样的实施方式中，闭合机构 730 可以独立于由操作者施加的力来打开至其完全流速或者闭合至基本上零流速。当完全打开时，流速可变的气动阀 660 通常将提供恒定的流速。操作者将感受到力反馈，因为击发扳机 670 被调整到齿轮传动系中。

[0176] 现在回到图 8-11，在各种实施方式中，致动扳机 670 被支撑在激发扳机 310 的附近，该击发扳机 310 通过枢轴销 370 可枢转地连接到手柄组件 300 上，该枢轴销 370 在右侧壳构件 320 和左侧壳构件 330 之间延伸。朝向击发扳机 310 向内挤压致动扳机 670 将致动阀致动传感器 662，其向控制器 702 提供比例信号，以调节致动器 706 并由此调节流速可变的气动阀 660，以增加从气缸 622 流向与方向阀 610 相连的供应管线 680 的加压气体的流速。根据方向阀 610 的位置，加压气体将流入供应管线 540 或 542。例如，当医生通过致动致动扳机 670 来致动方向阀 610 以击发刀组件 30 时，允许加压气体以由控制器 702 控制的速率流过流速可变的气动阀 660，流向供应管线 540 并通过第一活塞头 528 中的第一开口 527 进入第一气缸区域 515 并进入第三气缸区域 532。在一种实施方式中，压力传感器可以流体连接到第一活塞头 528，以感测和测量第一活塞头 528 处的压力。当加压气体进入第三气缸区域 532 时，第二活塞头 530 向远侧推动活塞杆 35。在一种实施方式中，压力传感器也可以流体连接到第二活塞头 530，以测量和感测第二活塞头 530 处的压力。位于第四气缸区域中的气体通过第二气缸外壳 520 中的排气口 523 从其排放。类似地，包含在第二气缸区域 518 中的气体被允许通过第二开口 529 从其排放到第二供应管线 542 中。第二供应管线 542 将所排放的气体输送至方向阀 610，气体最终从这里排放。继续向第一气缸区域 515 和第三气缸区域 532 施加加压气体使得刀组件 30 完全伸出穿过端部执行器 12。当刀组件 30 穿过端部执行器 12 时，其切割夹钳在其中的组织并击发钉仓 50 中的缝钉 70（驱动缝钉与砧座 40 的下表面成形接触）。一旦刀组件 30 被推进到其在端部执行器 12 中的最远侧位置，医生通过释放致动扳机 670 来停止施加加压气体。

[0177] 为了回缩击发机构或刀组件 30，医生手动移动选择器开关 612 或合适的按钮，以便将方向阀 610 调整到回缩位置，并开始挤压致动扳机 670，这促使加压气体流入第二供应管线 542。流过第二供应管线 542 的气体进入第二气缸区域 518，这促使第二气缸外壳 520 向近侧回缩到第一气缸外壳 510 中。允许第一气缸区域 515 中的气体通过第一供应开口 513 排入第一供应管线 540 中。气体穿过第一供应管线 540 进入方向阀 610，在此将其排出。如图 10 所示，一旦进入第二气缸区域 518 的加压气体促使第二气缸外壳 520 回缩到第一气缸外壳 510 中，则穿过第二开口 529 的气体现在能够穿过第一气缸外壳 510 中的排气口 523 并进入到第四气缸区域 534。当加压气体进入第四气缸区域 534 中时，第二活塞头 530 将活塞杆 35 向近侧拉入第二气缸外壳 520 中。第三气缸区域 532 中的气体穿过第一开口 527 进入第一气缸区域 515，从这里将其以上面所述方式排出。

[0178] 该器械各种实施方式的以流速可变的气动阀 660 的形式存在的流速可变的阀可采用各种电控元件或部件（未显示）来将流速可变的气动阀 660 偏压到未致动的位置。当位于未致动的位置时，流速可变的气动阀 660 可被构造成防止任何来自气体源 620 或 618 的气体流过流速可变的气动阀 660 内的孔（未显示）。这样，当致动扳机 670 处于未致动位置时，该设备基本上处于关闭状态。

[0179] 图 24 示出了电控气动系统 700 的一种实施方式。气动系统 700 包括内部或者外部加压气体源。在图示的实施方式中，气动系统 700 包括气缸 622 作为可以用优选的加压气体来再填充的加压气体源。也可以有效地使用不可更换 / 可再填充的加压气体源（气缸）。在其他实施方式中，手柄组件 300 可以设置有端口 616，用于从外部加压气体源 618 供应加压气体。电子控制模块 603 与传感器和流量控制元件电连通，以控制通过流速可变的气动阀 660（和方向控制阀 610）的流速。例如，电子控制模块 603 基于从多个传感器接收的反馈信号  $S_1$  至  $S_n$  和从多个压力传感器接收的多个压力测量信号  $P_1$  至  $P_m$  来提供流量控制信号，其中  $n$  和  $m$  是正整数。在一种实施方式中，气动系统与第一和第二供应管线 540、542 以及测量电路 732 流体连通。测量电路 732 从流速可变的气动阀 660 以及第一和第二供应管线 540、542 接收压力信号  $P_1$  至  $P_m$ ，并向控制器 702 提供与气动系统中的流速成比例的反馈信号 736。测量电路 732 提供数字或者任何合适形式的反馈信号 736。

[0180] 在一种实施方式中，测量电路 732 从流体连接在气动系统各处的各个压力传感器接收压力输入  $P_1$ 、 $P_2$ 、 $P_4$ 、 $P_5$ 、…  $P_m$ 。例如，压力传感器 541<sub>1</sub> 可以在闭合机构 730 上游处在阀 660 的入口部分处流体连接到输入供应管线 650 上，以测量入口压力  $P_1$ ，在一种实施方式中，入口压力  $P_1$  与供应源 622 的压力相同。压力传感器 541<sub>2</sub> 可以流体连接到阀 660 的出口上以测量供应管线 680 中位于闭合机构 730 的下游侧处的压力  $P_2$ 。来自这些压力传感器 541<sub>1</sub> 和 541<sub>2</sub> 的输出电信号也可以用于确定闭合机构 730 上的压差，即  $\Delta P = (P_2 - P_1)$ 。在其他实施方式中，压力传感器 541<sub>1</sub> 和 541<sub>2</sub> 可以构造成单个压差传感器。基于穿过孔的压差  $\Delta P$  来计算通过孔的流速的方法是已知的。压力传感器 541<sub>3</sub> 可以流体连接到方向控制阀 610 的第一出口，以测量第一供应管线 540 中的压力  $P_3$ 。压力传感器 541<sub>4</sub> 可以流体连接到方向控制阀 610 的第二出口，以测量第二供应管线 542 中的压力  $P_4$ 。其他的压力传感器 541<sub>m</sub> 可以流体连接到整个气动系统中以测量气动系统中相应的压力  $P_m$ 。在一种实施方式中，控制器 702 和 / 或测量电路 732 也从布置在器械 10 各处的多个传感器接收反馈信号  $S_1$  至  $S_n$ 。这些传感器可以包括限位开关、固态开关、继电器和 / 或流量传感器。

[0181] 在各种实施方式中，控制器 702 从测量电路 732 接收反馈信号 736。反馈信号 736 与通过流速可变的气动阀 660 的流速成比例，并可以基于从各个压力传感器 541<sub>1</sub> 至 541<sub>m</sub> 测量的压力  $P_1$  至  $P_m$ 。控制器 702 产生控制信号 738，该控制信号 738 被提供给致动器 706 以控制闭合机构 730，该控制信号 738 用于设定通过流速可变的气动阀 660 的流速。控制器 702 可以包括微处理器以执行合适的控制算法，用于使由测量电路 732 提供的实际流速反馈信号 736 与提供给致动器 706 的激活控制信号 738 相关，从而控制闭合机构 730 实现以所需的流速流过流速可变的气动阀 660 的流通部分。控制算法可以是任何合适的比例、微分、积分控制算法或其组合。

[0182] 致动器 706 发送控制信号 740 以致动位于流速可变的气动阀 660 的流通部分 734 的流动路径 742 中的闭合机构 730。流速可变的气动阀 660 可以包括位于流通部分 734 的流动路径 742 中的各种类型的电动闭合机构 730，以控制通过其排放气体的速度。闭合机构 730、压力传感器  $P_1$  至  $P_m$  以及测量电路 732、控制器 702 和致动器 706 形成闭合的回路控制系统，以控制通过气动系统排放气体的速度。闭合机构 730 包括诸如一个或多个电磁线圈、压电致动器或电机或其组合之类的电控元件或部件。这些电控元件或部件由控制器 702 和致动器 706 可操作地控制，以选择性地控制闭合机构 730。通过流速可变的气动阀 660 进入

包含致动气缸组件 501 的气动驱动构件 500 中的气体的流速或者排放速度可以由闭合机构 730 的状态和整个气动系统中的压力来确定。控制器 702 还产生用于方向控制阀 610 的控制信号 746, 以选择第一供应管路 540 或者第二供应管路 542 作为气体排放路径。可以通过此来控制致动气缸组件 501 在行程开始或者行程结束时的方向。在一种实施方式中, 控制器 702 可以控制电磁线圈或压电致动器的致动, 以控制加压气体通过流速可变的排放阀 660 的排放气体的速度。

[0183] 在各种实施方式中, 闭合机构 730 可以包括电磁线圈或者压电致动器。由此, 控制器 702 可以被构造成向致动器 706 提供一系列电脉冲形式的控制信号 738, 该致动器 706 适于以脉冲的方式致动电磁线圈或者压电致动器。致动器 706 可以包括脉冲驱动电路, 以用一系列电脉冲来适当地驱动电磁线圈或者压电致动器。为了增加或者减小流速, 控制器 702 分别增加或者减小脉冲的频率。致动器 706 向电磁线圈或者压电致动器施加脉冲。

[0184] 在其他实施方式中, 闭合机构 730 可以包括带有可控的可变内孔的元件, 该内孔位于流速可变的气动阀 660 的流通部分 734 中。一种这样的闭合机构可以是由电机驱动的隔膜型膜片控制阀。隔膜型膜片控制阀(流量阀)包括大量指状物或者叶片, 它们延伸到流通部分 734 中并形成具有可变的孔的圆形隔板, 该可变的孔通过连接到隔膜型膜片流量阀上电机的转动来控制。指状物延伸到流动路径 742 中的程度控制孔的半径, 并由此控制可以从其流过的流体量和通过该流速可变的气动阀 660 的流速。用于该隔膜型阀的致动器 706 可以是适于并被构造成驱动隔膜型阀的电机。由此, 电机控制可变的开口或孔的直径, 以控制加压气体在该流速可变的气动阀 660 的流通部分 734 中的排放速度。该阀的孔的直径可以通过控制器 702 来设定, 用于实现所需的流速。实际的流速可以由测量电路 732 基于从各个压力传感器 541<sub>1</sub> 至 541<sub>n</sub> 测量的压力 P<sub>1</sub> 至 P<sub>n</sub> 和 / 或来自其他传感器(例如布置在气动系统中各处的各种流量传感器)的信号 S<sub>1</sub> 至 S<sub>n</sub> 来确定。在一种实施方式中, 通过流通部分 734 的流速可以基于阀的孔的直径和经过孔的压差 ΔP(P<sub>2</sub> 到 P<sub>1</sub>) 来确定。基于反馈信号 736, 控制器 702 向致动器 730 提供控制信号 738, 该致动器 730 适于控制阀电机。通过向隔膜型阀机构提供合适的控制信号以设定内孔直径从而产生所需的流速, 致动器 730 将设定所需的气体排放流速。

[0185] 本领域技术人员应当理解, 信息可以根据合适的通信协议在整个电控气动系统中进行传输。这种协议的示例包括 HART® 和 all-digital FOUNDATION® Fieldbus 协议。可以使用任何合适的协议。此外, 可以使用任何合适的电子电路来在该通信回路上进行连接和通信。

[0186] 在上述的实施方式中, 流速可变的气动阀 660 可以电气连接到致动扳机 670 和阀致动传感器 662 上。致动扳机 670 和致动传感器 662 连接到控制器 702 上。阀致动传感器 662 连接到致动扳机 670, 以检测操作者何时朝向手柄组件 300 的手枪式握持部 324 拉(或“闭合”)致动扳机 670, 用以致动端部执行器 12 的切割 / 缝合操作。阀致动传感器 662 可以是比例传感器, 例如可变电阻器或变阻器。当拉紧致动扳机 670 时, 阀致动传感器 662 检测该运动, 并发送电信号, 该电信号表示待由流速可变的气动阀 600 供应到气动致动气缸组件 501 的加压气体的所需排放速度。当阀致动传感器 662 是可变电阻器等时, 致动器 706 的输出基本上可以与致动扳机 670 的运动量成比例。就是说, 如果操作者略微拉动或者闭合致动扳机 670, 则致动器 706 的输出相对较小(例如低流速)。当致动扳机 670 被完全拉

紧（或者到达完全闭合位置）时，致动器 706 的输出达到最大（例如最高的流速）。换言之，使用者越用力拉动致动扳机 670，施加到致动器 706 上的致动信号越大，使得通过流速可变的气动阀 660 的流通部分 734 的气体排放速度越大。由此，当医生朝向击发扳机 310 向内挤压致动扳机 670 时，阀致动传感器 662 向控制器 702 提供比例信号，控制器 702 向致动器 706 发送控制信号 738 以致动闭合机构 730。作为响应，流速可变的气动阀 660 的闭合机构 730 允许通过其的气体流速增大。因此，快速挤压致动扳机 670 可以使装置的击发速度增加并且降低挤压致动扳机 670 的速度可以使击发速度降低。因此，允许流过流速可变的气动阀 660 的气体量可以与施加到致动扳机 670 上的手动力的大小基本上成比例。

[0187] 在其他实施方式中，可电子地控制流速可变的气动阀 660，使得一旦致动扳机被致动，则流速可变的气动阀 660 数字化地从其喷射气体。流速可变的气动阀 660 以脉冲的方式释放少量的气体，并且挤压致动扳机 670 越有力，则脉冲越密。这种布置用于可选择地调节用于致动设备的气体体积。

[0188] 同样，在其他实施方式中，致动机构可包含不同类型的机构，其不会像致动扳机 670 一样相对于手柄组件可枢转地受到支撑。例如，致动扳机可包含弹簧致动的滑动开关等。因此，对本发明那些实施方式的保护并不仅仅限定为应用枢转致动的扳机的实施方式。

[0189] 此外，在各种实施方式中，每个压力传感器 541<sub>1</sub> 至 541<sub>m</sub> 可以连接至视觉显示器，以显示如图 8 和 26 所示气动系统中的任何供应管线 650、680、540、542 中测量的压力 P<sub>1</sub> 至 P<sub>m</sub>。该显示器向医生提供了各个压力传感器 541<sub>1</sub> 至 541<sub>m</sub> 的压力读数 P<sub>1</sub> 至 P<sub>m</sub> 的视觉指示。可以穿过手柄组件 300 的相应部分设置一个或多个窗口，以使医生能够在使用过程中观察由压力传感器 541<sub>1</sub> 显示的压力，或者其他布置可以用于使医生能够观察由压力传感器 541<sub>1</sub> 显示的压力。在各种实施方式中，压力显示器可以连接到附加的电路上，以向控制器 702 提供各个供应管线 650、680、540、542 的压力读数 P<sub>1</sub> 至 P<sub>m</sub> 的电信号指示。在这些非限制性的实施方式中，压力传感器 541<sub>1</sub> 至 541<sub>m</sub> 向控制器 702 提供反馈信号 P<sub>1</sub> 至 P<sub>m</sub>，压力显示器向医生提供击发行程中所遇到的力的反馈。本领域技术人员应当理解，在一些非限制性的实施方式中，致动击发机构所需的力与气缸组件 501 中的压力直接成比例。如果这些力较小，则气缸组件 501 不需要较大的压力来致动。另一方面，如果致动气缸组件 501 的力较高，则更多的气体将必须被释放到气缸组件 501 中，以增加其中的压力，用于完全致动击发机构。压力显示器用于向医生提供与端部执行器所经历的力成比例的读数。

[0190] 在其他各种实施方式中，如图 8C 所示，在供应管线 540 上设有可听出口 545。这种可听出口允许少量气体从供应管线 540 中释放。随压力的增加，必然使由气体释放所产生的笛音音调增高。然后医生可将笛音音调与击发机构所经受的力关联起来。这样，这种布置给医生提供了听觉反馈机构，用于监视驱动系统 500 所经受的击发力并最终监视击发机构所经受的击发力。

[0191] 各种非限制性实施方式同样可设有在击发机构已经到达击发行程末端时自动通知医生的部件。例如，如图 4 所示，可将限位开关 546 设在远侧脊部分 110 内，用于检测嵌入或以其他方式连接到击发杆 35 上的致动构件 547，如图 11 所示。致动构件 547 定位成使得当击发杆 35 和击发机构达到击发行程末端时，由限位开关 546 检测致动构件 547，限位开关 546 可电连接到控制器 702 和方向控制阀 610，用于给它们传送适当的信号 S<sub>n</sub>。当接收到这种信号 S<sub>n</sub> 时，方向控制阀 610 能够自动移到回缩位置并允许击发机构回缩。另外，限

位开关 546 可连接到图 8 中整体表示为 549 的指示构件。在各种实施方式中,该指示构件可给医生提供听觉信号、视觉信号或听觉和视觉信号的组合,以指示击发机构已经达到击发行程末端。例如,该指示构件可包含发声设备、发光二极管、振动产生设备和 / 或这些设备的组合。限位开关 546 和相关的控制部件可由支撑在外壳组件 300 中的电池 704 供电或者它可由外部电源进行供电。这样,本发明的各种非限制性实施方式可设有给医生提供指示击发机构已经达到击发行程末端的视觉和 / 听觉信号的部件、和 / 或自动气动地将击发机构回缩到未致动位置的部件。

[0192] 如图 4、10 和 11 中所示,在活塞杆 35 的底部上可形成锁定突起 39。当刀组件 30 在如图 4 所示的完全回缩位置时,锁定弹簧 112 的臂 118 给气缸组件 501 的远端施加偏压力。因为气缸组件 501 通过凸耳 519 可枢转地安装在远侧脊部分 110 上,所以气缸组件 501 的远端在远侧脊部分 110 内向下枢转并进一步使活塞杆 35 上的锁定突起 39 进入细长通道 20 内的锁定开口 21 中。通过锁定突起 39 与细长通道 20 的其中限定了锁定开口的部分的摩擦接合,这种布置将刀组件 30 锁在回缩位置上。如图 10 和 11 所示,锁定突起 39 具有近侧斜面 39' 和远侧斜面 39'',使锁定突起能够轻易地进入和退出细长通道 20 中的锁定开口。本领域的普通技术人员应当理解,在不脱离本发明的精神和范围的情况下,也可成功地应用其他刀杆锁定布置。

[0193] 图 12-16A 示出了器械的另一实施方式,其中驱动构件 500 包含气缸组件 800,其除了下述方面外,结构类似于上述气缸组件 501。例如,在该实施方式中,弹簧 850、852 用于回缩活塞杆 35。如图 12 和 13 所示,气缸组件 800 包括第一外壳 810,其具有闭合的第一端 812 和贯穿其中的第一供应端口 813。第一供应管线 840 连接到闭合的第一端 812 上以通过第一供应端口 813 供应加压气体。在该实施方式中,第一气缸外壳 810 没有上述各种实施方式中描述的第二开口 529。第二气缸外壳 820 滑动地接收于第一气缸外壳 810 中,并具有其上形成有第一活塞头 828 的闭合的第二近端 822。在闭合的第一端 812 和第一活塞头 828 之间限定了第一气缸区域 815。在第一活塞头 828 和形成于第一气缸外壳 810 远端上的第一凸缘 817 之间设有第一回缩弹簧 850。第一回缩弹簧 850 用来将第二气缸外壳 820 偏压到第一气缸 810 中的回缩位置上,如图 12 所示。活塞杆 35 具有阶梯式端部 35',其大小适于进入第二气缸外壳 820 的第二远端 824 中。在第二远端 824 上形成第二凸缘 825 以基本实现与活塞杆 35 的阶梯式端部 35' 的滑动密封。在阶梯式的活塞杆部分 35' 的近端上设有第二活塞头 830,以在第二活塞头 830 和第一活塞头 828 之间限定第三气缸区域 832。穿过第一活塞头 828 设有第一开口 827,使气体能在第一气缸区域 815 和第三气缸区域 832 之间通过。如图 12 所示,在第二凸缘 825 和第二活塞头 830 之间设有第二回缩弹簧 852,以将第二活塞头 830 和阶梯式活塞杆部分 35' 偏压到第二气缸外壳 820 中的完全回缩位置,如图 12 所示。

[0194] 本发明的该实施方式可如下操作。如图 16 所示,手柄组件 300 设有如上所述可替换的加压气体源 620。然而,本领域的普通技术人员应当理解,也可同样有效地应用不可替换的加压气体源(气缸)。在其他实施方式中,手柄组件 300 可设有端口 616,用于方便将方向控制阀 610 和相关部件连接到外部加压气体源 618 上。见图 16A。例如,器械 10 可通过柔性供应管线 617 连接到设备的加压气体管线上。

[0195] 为了操作该器械,医生移动方向控制阀选择器开关 612(图 1)或将按钮推到向前

(伸出)位置并开始挤压致动扳机 670,这允许加压气体从气缸 622(或外部源 618)流过供应管线 680,流过方向控制阀 610 并进入供应管线 840 中。加压气体从第一供应管线 840 通过第一供应端口 813 进入第一气缸区域 815,通过第一开口 827 并进入第三气缸区域 832。进入第三气缸区域 832 的气体促使第二活塞头 830 和活塞杆 35 的阶梯式部分 35' 向远侧移动。在第二活塞头 830 已经移到完全伸出位置之后(图 13),继续进入第一气缸区域 815 的气体将第二外壳 820 偏压到其完全伸出位置上。一旦刀组件 30 已经前进到其在端部执行器 12 中的最远侧位置,医生通过释放致动扳机 670 来停止加压气体的施加。

[0196] 为了回缩击发机构或刀组件 30,医生将方向阀选择器开关 612 移到反向(回缩)位置,其中第一供应管线 840 连接到方向阀 610 的通气口。允许第三气缸区域 832 和第一气缸区域 815 中的气体通过第一供应端口 813 排入供应管线 840 并最终通过方向阀 610 排出。当气体排出第三气缸区域 832 时,第二回缩弹簧 852 将活塞杆 35 的阶梯式部分 35' 回缩到第二气缸外壳 820 中。类似地,当气体排出第一气缸区域 815 时,第一回缩弹簧 850 将第二气缸外壳 820 偏压到第一气缸外壳 810 中。

[0197] 同样在该实施方式中,压力传感器 541<sub>3</sub>可连接到显示器上,该显示器电连接到指示构件 549。压力传感器 541<sub>3</sub>流体连接到供应管线 840,如图 16 和 16A 所示,它能以上述方式发挥作用并用来为医生提供与端部执行器 12 所经受的力成比例的读数。在其他各种实施方式中,如图 16B 所示,在供应管线 840 上可设有可听出口 545,它可以上述方式发挥作用来给医生提供听觉反馈机构,用于监视驱动系统 500 所经受的击发力并最终监视击发机构所经受的击发力。在其他替代实施方式中,在远侧脊部分 110 内可设有限位开关 546(图 15),用于检测嵌入到击发杆 35 内的致动构件 547(图 12 和 13),从而自动控制方向阀 610 和 / 或提供指示击发机构已经到达击发行程末端的视觉和听觉信号。

[0198] 图 17-21A 示出了器械的又一实施方式,其中驱动构件 500 包含波纹管组件 900。波纹管组件 900 可具有连接于刀组件 30 的远侧部分 31 上的远端 902。远端 902 上形成有突起 904,其大小适合接收于远侧部分 31 中的孔 33 内。突起 904 可摩擦地接收于孔 33 中和 / 或通过粘合和 / 或焊接保持在其中。远侧部分 31 可如上面的详细描述一样进行构造和布置。

[0199] 如图 18 所示,波纹管组件 900 还包括可延伸 / 回缩的波纹管部分 910,其大小适于在远侧脊部分中的波纹管通道 117 内进行延伸和回缩。波纹管部分 910 可形成有如图 20 所示的金属丝包容环 912,并可以连接到基部 914,基部 914 不可移动地连接到远侧脊部分 110 或构成远侧脊部分 110 的一体的部分。基部 914 可通过粘合剂和 / 或螺钉连接到远侧脊部分 110。穿过波纹管基部 914 设有供应端口 916,并且供应管线 940 连接到供应端口 916。供应管线 940 还连接到手柄组件 300 内的方向控制阀 610。见图 21、21A。方向控制阀 610 还通过真空管线 922 与安装到手柄组件 300 中的真空端口 620 进行连通。真空端口 620 例如通过柔性管线 632 连接到真空源 630。真空源可以是设备中的永久真空供应管线。柔性真空管线 632 可以从端口 620 连接到真空源 630,使医生能够自由操作该器械。

[0200] 该器械可设有如上所述的闭合管组件 170 和闭合扳机 302 的布置。这样,以上述方式将组织夹钳在端部执行器 12 中。在组织已经夹钳在端部执行器 12 中后,医生可按如下方式来击发该器械。医生将选择器开关 612(图 1)或用于方向控制阀 610 的按钮移到向前(伸出)位置并开始挤压致动扳机 670。当致动扳机 670 受到挤压时,流速可变的气动

阀 660 允许加压气体从压力源 620(图 21)或 618(图 21A)流向方向控制阀 610。方向控制阀 610 允许加压气体流过供应管线 940 进入波纹管 910，从而使其向远侧延伸。当波纹管 910 向远侧延伸时，它驱动刀组件 30 通过端部执行器 12 来切割夹钳在端部执行器中的组织，并驱动钉仓 50 中的缝钉 70 以与砧座 40 的下表面进行成形接触。在刀组件 30 已经被驱动到端部执行器 12 中的最远侧位置之后，医生释放致动扳机 670。为了回缩刀组件 30，医生将方向控制阀 610 的选择器开关 612 移到回缩位置，从而允许真空源 630 连接到供应管线 940。给供应管线 940 施加真空使得波纹管 910 回缩到图 18 所示的回缩位置。在波纹管 910 已经完全回缩之后，医生可将选择器开关 612 或按钮移到其中方向控制阀停止给供应管线 940 施加真空的位置上。然而，供应管线 940 内剩余的真空可用于将波纹管 910 保持在回缩位置上。

[0201] 在图 21 所示的实施方式中，采用可去除的加压气体源 620。如下面进一步详细讨论的，这种加压气体源包含能再次填充的气缸 622。然而，本领域的普通技术人员应当理解，同样可有效地应用加压气体或加压流体的不可更换 / 可再填充源（气缸）。在其他实施方式中，手柄组件 300 可设有从外部加压气体源供应加压气体的端口 616。例如，器械 10 可通过柔性供应管线 617 连接到设备的压缩气体管线上。见图 21A。

[0202] 同样在该实施方式中，如图 21 和 21A 所示，压力传感器 5413 可流体连接到供应管线 940，其可以上述方式发挥作用并用来为医生提供与端部执行器所经受的力成比例的读数。在其他各种实施方式中，如图 21B 所示，在供应管线 940 上可设有可听出口 545，其以上述方式发挥作用并给医生提供听觉反馈机构，用于监视驱动系统 500 所经受的击发力并最终监视击发机构所经受的击发力。在其他替代实施方式中，在远侧脊部分 110 内可设置限位开关 546(图 18)，用于检测波纹管组件 900 上的致动构件 912'(图 20)，从而自动控制方向开关 610 和 / 或提供指示击发机构或刀组件 30 已经到达击发行程末端的视觉或听觉信号。

[0203] 图 25 示出外科器械的各种实施方式，该外科器械具有在使用中在一个或多个时刻记录器械状态的能力。图 25 示出系统 750 的框图，用于记录器械 10 的状态。应当理解，该系统 750 可以在具有气动控制或者气压辅助击发的器械 10 的实施方式中实现，例如参考上述实施方式所述的器械 10。但是，这些实施方式不限于文中所述。

[0204] 系统 750 可以包括用于感测多种器械状态的各种传感器 752、754、756、758、760、762 和 770。传感器例如可以布置在器械 10 上或者之内。在各种实施方式中，传感器可以是仅用于为系统 750 提供输出信号 S<sub>1</sub> 至 S<sub>n</sub> 的专用传感器，或者可以是在器械 10 内进行其他功用的双重用途传感器。例如，上述的传感器 662、720、724 和逻辑模块 726 也可以被构造成向系统 750 提供输出信号。

[0205] 每个传感器直接或者间接地向存储装置 703(图 26)和 / 或控制器 702 提供信号 S<sub>1</sub> 至 S<sub>n</sub>。存储装置 703 记录信号 S<sub>1</sub> 至 S<sub>n</sub>，如下更详细的描述。存储装置 703 可以是能够存储或者记录传感器信号 S<sub>1</sub> 至 S<sub>n</sub> 的任何类型装置。例如，存储装置 703 可以包括微处理器（例如控制器 702）、电可擦除的可编程只读存储器 (EEPROM) 或者任何其他合适的存储装置。存储装置 703 可以以任何合适的方式记录由传感器提供的信号。例如，在一种实施方式中，存储装置 703 可以在来自特定传感器的信号改变状态时记录该信号。在另一种实施方式中，存储装置 703 可以在来自任何传感器的信号 S<sub>1</sub> 至 S<sub>n</sub> 的状态改变时记录系统 750 的状

态,也就是来自包含在系统 750 中的所有传感器的信号  $S_1$  至  $S_n$ 。这可以提供器械 10 的状态的快照。在各种实施方式中,存储装置 703 和 / 或传感器可以被实现为包括能够从 DALLAS SEMICONDUCTOR 买到的 1-WIRE 总线产品,例如 1-WIRE EEPROM。

[0206] 在各种实施方式中,存储装置 703 可以从外部访问,允许诸如计算机之类的外部装置获取由存储装置 703 记录的器械状态。例如,存储装置 703 可以包括数据端口 764。数据端口 764 可以根据任何有线或者无线通信协议(例如串行或者并行格式)提供存储的器械状态。代替或者除输出端口 764 之外,存储装置 703 还可以包括可移除的介质 766。可移除的介质 766 可以是能够从器械 10 移除的任何合适的数据存储装置。例如,可移除的介质 766 可以包括任何合适类型的闪存,例如 Personal Computer Memory Card International Association (PCMCIA) 卡、COMPACTFLASH 卡、MULTIMEDIA 卡和 / 或 FLASHMEDIA 卡。可移除的介质 766 还可以包括任何合适类型的基于盘的存储装置,包括例如便携式硬盘驱动器、高密度磁盘 (CD) 和 / 或数字化视频光盘 (DVD)。

[0207] 图 26 示出器械的一种实施方式。图 26 所示的实施方式示出了多个传感器和电子控制模块 603 的更详细的视图。如图所示,电子控制模块 603 包括控制器 720、存储装置 703、测量电路 732、致动器 706 和电池 704。闭合扳机传感器 752 感测闭合扳机 302 的状态。如图 26 所示,闭合扳机传感器 752 定位在闭合扳机 302 和闭合枢轴销 306 之间。应当理解,朝向手枪式握持部 342 拉动闭合扳机 302 将使闭合扳机 302 在闭合枢轴销 306 上施加力。传感器 752 可以检测到该力并响应于此产生信号,例如以上参考阀致动传感器 662 和图 22A、22B 的描述。在各种实施方式中,闭合扳机传感器 752 可以是仅指示闭合扳机 302 致动与否的数字式传感器。在其他各种实施方式中,闭合扳机传感器 752 可以是指示施加在闭合扳机 302 上的力和 / 或闭合扳机 302 的位置的模拟式传感器。如果闭合扳机传感器 752 是模拟式传感器,则模数转换器可以逻辑定位在传感器 752 和存储装置 703 之间。此外,应当理解,闭合扳机传感器 752 可以采取任何合适的形式并且可以定位在允许感测闭合扳机 302 的状态的任何位置。

[0208] 图 27 示出了砧座闭合传感器 754 的一种实施方式。砧座闭合传感器 754 可以感测砧座 40 是否闭合。传感器 754 定位成靠近细长通道 20 的砧座凸轮槽 28 或者位于其中,如图所示。当砧座 40 闭合时,砧座枢轴 43 滑动通过砧座凸轮槽 28 并与传感器 754 接触,使得传感器 754 产生表示砧座 40 闭合的信号。传感器 754 可以是包括近度传感器在内的任何合适类型的数字式或者模拟式传感器。应当理解,当砧座闭合传感器 754 是模拟式传感器时,模数转换器可以逻辑定位在传感器 754 与存储装置 703 和 / 或控制器 702 之间。

[0209] 砧座闭合载荷传感器 756 被示出位于细长通道 20 的内侧下表面上。在使用中,传感器 756 可以与钉仓 50(图 27 中未示出)的底侧接触。当砧座 40 关闭时,其在钉仓 50 上施加力,该力被传递到传感器 756。响应于此,传感器 756 产生信号  $S_n$ 。信号  $S_n$  可以是与由于砧座 40 的闭合而通过钉仓 50 施加在传感器 756 上的力成比例的模拟信号。参考图 25,模拟信号可以在提供给存储装置 703 和 / 或控制器 702 之前提供给模数转换器 768 以将模拟信号转换成数字信号。应当理解,传感器 756 是数字式或者二进制传感器的实施方式中不包含模数转换器 768。

[0210] 击发扳机传感器 770 感测击发扳机 310 的位置和 / 或状态。此外,击发扳机传感器 770 可以采取上述的任何形式,并且可以是模拟式或者数字式的。图 26 示出击发扳机传

传感器 770 的一种实施方式。在图 26 中,击发扳机传感器 770 安装在击发扳机 310 和击发扳机枢轴销 370 之间。当拉动击发扳机 310 时,其在击发扳机枢轴销 370 上施加力,该力由传感器 770 感测。参考图 25,在击发扳机传感器 770 的输出为模拟输出的实施方式中,在击发扳机传感器 770 与存储装置 703 和 / 或控制器 702 之间在逻辑上包括模数转换器 772。

[0211] 图 28 示出刀位置传感器 758 的一种实施方式,其适于与从刀组件 30 突出的气动活塞杆部分 35 一起使用。刀位置传感器 758 感测刀组件 30 或切割刃 38 在细长通道 20 内的位置。传感器 758 包括联接到器械 10 的活塞杆部分 35 上的磁体 774。线圈 776 围绕活塞杆部分 35 定位。随着刀组件 30 和切割刃 38 往复穿过细长通道 20,活塞杆部分 35 和磁体 774 可以来回穿过线圈 776。这种相对于线圈的运动在线圈中感生与活塞杆部分 35 在线圈中的位置以及切割刃 38 在细长通道 20 中的位置成比例的电压。该电压例如经由模数转换器 778 提供给存储装置 703 和 / 或控制器 702。

[0212] 在各种实施方式中,刀位置传感器 758 可以被代替地实现为位于细长轴组件 100 之上或之中的各个位置处的一系列数字式传感器(未示出)。当活塞杆部分 35 的元件(例如磁体 774)往复穿过细长轴组件 100 中时,数字式传感器可以感测该元件。活塞杆部分 35 在细长轴组件 100 中的位置(并且通过扩展,刀组件 30 的位置)可以大约作为经过的最后一个数字式传感器的位置。

[0213] 图 29 和 30 示出了钉仓存在传感器 760 的一种实施方式。钉仓存在传感器 760 可以感测钉仓 50 存在于细长通道 20 中。在器械 10 的一些实施方式中,钉仓存在传感器 760 还可以用作钉仓锁止传感器。钉仓锁止传感器基于端部执行器 12 是否包括钉仓 50 而改变状态。例如,如果端部执行器 12 包括钉仓 50,则锁止传感器将处于闭合状态,允许电流流过,否则,如果端部执行器 12 不包括钉仓 50,则锁止传感器将处于打开状态以阻止器械 10 的致动。在所示的实施方式中,钉仓存在传感器 760 包括两个触点 780 和 782。当不存在钉仓 50 时,触点 780、782 形成断路。当存在钉仓 50 时,钉仓 50 的仓托盘 68 接触触点 780、782 并形成闭合电路。当电路断开时,传感器 760 可以输出逻辑“0”。当电路闭合时,传感器 760 可以输出逻辑“1”。传感器 760 的输出例如被提供给存储装置 703 和 / 或控制器 702,如图 24 所示。

[0214] 钉仓状态传感器 762 可以指示安装在细长通道 20 中的钉仓 50 是否被击发或者用尽。当刀组件 30 移动通过端部执行器 12 时,其推动楔形滑块 64 从而击发钉仓 50。然后,刀组件 30 移回其原始位置,将楔形滑块 64 留在钉仓 50 的远端处。在没有楔形滑块 64 的引导的情况下,刀组件 30 可以落入细长通道 20 的锁定开口 21 中。传感器 762 可以感测刀组件 30 是否存在于锁定开口 21 中,这间接指示钉仓 50 是否被用尽。应当理解,在各种实施方式中,传感器 762 可以直接感测楔形滑块 64 存在于钉仓 50 的近端处,由此不需要使刀组件 30 落入锁定开口 21 中。

[0215] 阀致动传感器 662 连接到致动扳机 670。阀致动传感器 662 可以是数字开闭式开关或者可以是如上参考图 22A 和 22B 的模拟式比例传感器。阀致动传感器 662 的输出耦合到存储装置 703 和 / 或控制器 702。当阀致动传感器 662 检测到致动扳机 670 的运动时,其向控制器 702 发送致动信号  $S_n$  以致动流速可变的气动阀 660。当阀致动传感器 662 是数字开闭式传感器时,其向控制器 702 发送电信号  $S_n$  以致动流速可变的气动阀 660。当阀致动传感器 662 是模拟式比例传感器时,传感器 662 提供模拟信号  $S_n$ ,该模拟信号与由致动扳机

670 施加在阀致动传感器 662 上的压力成比例。比例输出信号  $S_n$  被提供给模数转换器 786 以便在提供给存储装置 703 之前将模拟信号转换成数字信号。控制器 702 调节流速可变的气动阀 660, 以基于通过致动板机施加到阀致动传感器 662 上的压力产生加压气体的所需流速, 如上所述。

[0216] 图 31A 和 31B 示出处理流程 2200 的一种实施方式, 该流程用于操作根据各种实施方式构造为内镜切割器并能够记录器械状态的外科器械 10 的实施方式。在方框 2202 处, 器械 10 的砧座 40 可以闭合。这使得闭合扳机传感器 752 和 / 或砧座闭合传感器 756 改变状态。作为响应, 存储装置 703 可以在方框 2203 处记录系统 750 中所有传感器的状态。在方框 2204 处, 器械 10 可以插入到患者体内。当器械被插入后, 在方框 2206 处, 砧座 40 例如可以打开和闭合, 以在手术位置处操纵组织。砧座 40 的每次打开和关闭都使闭合扳机传感器 752 和 / 或砧座闭合传感器 756 改变状态。作为响应, 存储装置 703 在方框 2205 处记录系统 750 的状态。

[0217] 在方框 2208 处, 夹钳组织用于切割和缝合。如果在判定步骤 2210 处砧座 40 未闭合, 需要继续夹钳。如果砧座 40 闭合, 则传感器 752、754 和 / 或 756 可以改变状态, 促使在方框 2213 处存储装置 703 记录系统的状态。该记录可以包括从传感器 756 接收到的闭合压力。在方框 2212 处, 进行切割和缝合。当朝向手枪式握持部 342 拉击发扳机 310 时, 击发扳机传感器 770 可以改变状态。此外, 当刀组件 30 移动穿过细长通道 20 时, 刀位置传感器 758 将改变状态。作为响应, 在方框 2213 处存储装置 703 可以记录系统 750 的状态。

[0218] 当完成切割和缝合操作时, 刀组件 30 可以返回到击发前的位置。因为钉仓 50 现在已经被击发, 所以刀组件 30 将落入到锁定开口 21 中, 改变钉仓状态传感器 762 的状态并在方框 2215 处激发存储装置 703, 记录系统 750 的状态。然后, 砧座 40 可以打开以清除组织。这可以使闭合扳机传感器 752、砧座闭合传感器 754 和砧座闭合载荷传感器 756 中的一个或多个改变状态, 导致在方框 2217 处记录系统 750 的状态。在组织被清除之后, 砧座 40 可以在方框 2220 处再次闭合。这至少导致传感器 752 和 754 的另一次状态改变, 这使得在方框 2219 处存储装置 703 记录系统的状态。然后, 在方框 2222 处器械 10 可以从患者移除。

[0219] 如果器械 10 在相同的手术过程中被再次使用, 可以在方框 2224 处打开砧座 40, 在方框 2223 处触发系统状态的另一次记录。在方框 2226 处可以从端部执行器 12 移除用尽的钉仓 50。这使得钉仓存在传感器 760 改变状态并在方框 2225 处记录系统状态。在方框 2228 处可以插入另一个钉仓 50。这使得钉仓存在传感器 760 的状态改变并在方框 2227 处记录系统状态。如果所述的另一个钉仓 50 是新的钉仓, 通过在判定步骤 2230 处的指示, 其插入可以使钉仓状态传感器 762 的状态改变。在这种情况下, 可以在方框 2231 处记录系统状态。

[0220] 图 32 示出存储装置 703 的存储图 2300 的一种实施方式。存储图 2300 包括一系列纵列 2302、2304、2306、2308、2310、2312、2314、2316 和行 (未标示)。纵列 2302 示出各行的事件编号。其他的纵列表示系统 750 的一个传感器的输出。在给定时刻记录的所有传感器读数可以记录在相同事件编号下的同一行中。因此, 每行表示记录来自系统 750 的传感器的一个或多个信号的例子。

[0221] 纵列 2304 列出每个事件处记录的闭合载荷。这可以反应砧座闭合载荷传感器 756

的输出。纵列 2306 列出击发行程位置。这可以从刀位置传感器 758 得出。例如，刀组件 30 的总行程可以分成几个部分。纵列 2306 中所列的数字可以表示刀组件 30 当前所在的部分。纵列 2308 中列出击发载荷。这可以从击发扳机传感器 770 得到。刀位置列在纵列 2310 中。刀位置可以从刀位置传感器 758 中得到，与击发行程类似。砧座 40 打开还是闭合列在纵列 2312 中。该值可以从砧座闭合传感器 754 和 / 或砧座闭合载荷传感器 756 的输出得到。是否存在楔形滑块 64 或者钉仓 50 是否用尽可以表示在纵列 2314 中。该值可以从钉仓状态传感器 762 中得到。最后，钉仓 50 是否存在可以表示在纵列 2316 中。该值可以从钉仓存在传感器 760 得到。应当理解，例如由各种其他传感器测量的各种其他的值可以存储在存储装置 703 中，包括例如击发行程的开始和结束。

[0222] 图 33 示出外科器械 2400 的各种实施方式。外科器械 2400 类似于上述的外科器械 10，但是包括可释放地连接到其上的状态模块 2402。尽管状态模块 2402 在图 33 中被示作连接到手柄组件 300 的外部下侧件上，但是应当理解，状态模块 2402 可以在任何合适的位置连接到外科器械 2400。根据各种实施方式，外科器械 2400 的手柄组件 300 限定了凹槽，该凹槽的结构和位置适于接收状态模块 2402。

[0223] 图 34 示出了包括多个传感器 2404 的外科器械 2400 的一种实施方式的示意图。多个传感器 2404 包括例如关节运动角度传感器、砧座位置传感器、仓传感器、闭合扳机传感器、闭合力传感器、击发力传感器、刀位置传感器、锁止状态传感器或其任意组合。每个传感器 2404 可以与在外科器械 2400 的外部附近定位的不同触点 2406（图 34 中示意性地示出）电连通。

[0224] 传感器 2404 可以以任何合适的方式实现。例如，关节运动角度传感器可以实现为电位计，其包括关节运动控制器 200 的一部分并输出表示端部执行器 12 的相对关节运动角度的信号。砧座位置传感器例如可以实现为上述的砧座闭合传感器 754。仓传感器例如可以实现为上述的钉仓存在传感器 760。闭合扳机传感器例如可以实现为上述的闭合扳机传感器 752。闭合力传感器例如可以实现为上述的砧座闭合载荷传感器 756。击发力传感器例如可以实现为上述的击发扳机传感器 770。刀位置传感器例如可以实现为上述的刀位置传感器 758。锁止状态传感器例如可以实现为钉仓锁止传感器或者上述的钉仓存在传感器 760。

[0225] 根据各种实施方式，状态模块 2402 包括壳体 2408，壳体 2408 的结构和布置适于可释放地连接到外科器械 2400。状态模块 2408 包括多个触点 2410（图 34 中示意性地示出），其中各个触点 2410 的结构和布置适于在壳体 2408 连接到外科器械 2400 上时与外科器械 2400 的不同传感器 2404 建立电连通。例如，当状态模块 2402 连接到外科器械 2400 上时，状态模块 2402 的每个触点 2410 可以与外科器械 2400 的各个相应触点 2406 对齐，由此将状态模块 2402 的各个触点 2410 设置成与不同的传感器 2404 电连通。

[0226] 状态模块 2402 还包括与至少一个触点 2410 连通的电路 2412（图 34 中示意性地示出）和多个指示器 2414（图 34 中示意性地示出）。至少一个指示器 2414 与电路 2412 电连通。电路 2412 包括驱动电路，并且其结构和布置适于驱动至少一个指示器 2414。根据各种实施方式，电路 2412 可以进一步包括开关 2416、计数器 2418、发射器 2420 或其组合，如图 34 示意性地示出。在一种实施方式中，电路连接到电子控制模块 603。

[0227] 开关 2416 与至少一个指示器 2414 电连通，并可以用于禁止与其电连通的相应指

示器 2414。根据各种实施方式,开关 2416 可以包括状态模块 2402 的除了电路 2412 之外的一部分、或者外科器械 2400 的除了状态模块 2402 之外的一部分。对于这些布置,开关 2416 可以与电路 2412 电连通。

[0228] 计数器 2418 可以用于确定击发次数、剩余击发次数和 / 或夹钳后的等待时间。根据各种实施方式,计数器 2418 可以包括状态模块 2402 的除了电路 2412 之外的一部分。根据其他实施方式,计数器 2418 可以包括外科器械 2400 的除了状态模块 2402 之外的一部分。对于这些布置,计数器 2418 可以与电路 2412 电连通。

[0229] 发射器 2420 可以用于将由多个传感器 2404 感测的信息无线传输到与监视器(未示出)相连的无线接收器(未示出),该监视器可以由外科器械 2400 的使用者在进行手术时观察。该信息可以连续地或者周期性地无线传输。显示的信息例如可以包括击发进程信息、压缩载荷信息、刀载荷信息、击发次数、手术时间、压缩等待时间和 / 或电池电量。根据其他各种实施方式,发射器 2420 可以包括状态模块 2402 的除了电路 2412 之外的一部分或者外科器械 2400 的除了状态模块 2402 之外的一部分。对于这些实施方式,发射器 2420 可以与电路 2412 电连通。

[0230] 图 35-37 示出了状态模块 2402 的各种实施方式。如图所示,状态模块 2402 可以包括不同类型的指示器 2414。根据各种实施方式,指示器 2414 可以包括一个或多个视觉指示器,例如发光二极管、多色发光二极管和 / 或显示器或其组合。显示器例如可以包括阿尔法数字显示器、点阵显示器和 / 或液晶显示器。根据各种实施方式,至少一个指示器 2414 可以包括声学指示器,例如音频输出装置。声学输出装置可以实现为例如扬声器,并可以与开关 2416 电连通。根据各种实施方式,指示器 2414 可以包括至少一个视觉指示器和至少一个声学指示器。

[0231] 图 35 示出用于提供听觉和视觉反馈的指示器的一种实施方式。在操作中,指示器 2414 可以向外科器械 2400 的使用者提供视觉和听觉反馈。例如,如图 35 所示,指示器 2414(例如发光二极管)可以用于指示闭合扳机 302 是否处于锁定位置、是否已经完成夹钳后的预定等待时间和 / 或是否已经装载钉仓 50。不同的指示器 2414 可以发射不同颜色的光。如图 35 和 36 所示,不同的阴影表示不同的颜色。指示器 2414(例如多色发光二极管)可以用于外科器械 2400 的特定功能的多状态指示。例如,为了指示钉仓 50 的状态,多色发光二极管可以在装载的钉仓 50 处于细长通道 20 中的情况下发射绿光,在用尽的钉仓 50 处于细长通道 20 中的情况下发射黄光,或者在钉仓 50 不处于通道 20 中的情况下发射红光。类似地,为了指示由外科器械 2400 施加的切割力的状态,多色发光二极管可以在被施加的切割力处于正常范围中的情况下发射绿光,在施加的切割力处于加大范围中的情况下发射黄光,或者在施加的切割力处于高载荷范围内的情况下发射红光。应当理解,指示器 2414 可以用于外科器械 2400 的其他功能的多状态指示,例如电池电量的指示。

[0232] 如图 35 所示,一排指示器 2414(例如发光二极管)可以用于指示刀组件 30 的进程、施加的最大闭合力的百分比、施加的最大击发力的百分比或者端部执行器 12 的当前关节运动角度。这样的指示可以为外科器械 2400 的使用者提供与操作外科器械 2400 的力相关的反馈以及与外科器械 2400 的操作接近其最大能力的程度相关的反馈。尽管图 35 中仅示出了一排指示器 2414,但是应当理解,状态模块 2402 可以包括任意数量排的指示器 2414。

[0233] 图 36 示出状态模块的一种实施方式。如图 36 所示,状态模块 2402 可以包括布置成两个圆形结构的指示器 2414(例如发光二极管)。对这样的实施方式,状态模块 2402 能够为外科器械 2400 的使用者提供比图 35 所示状态模块 2402 更多并行的信息。尽管图 36 中示出了指示器的两种圆形布置,但是应当理解,状态模块 2402 可以包括布置成任何定位的任意数量个指示器 2414。例如,状态模块 2402 可以包括布置成锥形图案的指示器 2414。

[0234] 图 37 示出了状态模块的一种实施方式。如图 37 所示,状态模块 2402 的指示器 2414 可以包括一排发光二极管和至少一个显示器(例如液晶显示器)。对这样的实施方式,状态模块 2402 能够为外科器械 2400 的使用者提供比图 35 或 36 所示状态模块 2402 更多并行的信息。例如,发光二极管可以以条线图的形式示出砧座 40 和钉仓 50 处的回缩力、电池电量或者关节运动角度。显示器可以以数字的形式示出与闭合力、击发力、剩余的击发次数、夹钳后的等待时间、行程进程或者关节运动角度相关的信息。

[0235] 虽然已经描述了若干实施方式,但是应意识到,本领域技术人员能够想到在获得本发明一些或所有优势的同时对这些实施方式进行各种修改、变型或改变。例如,根据各种实施方式,可用多个部件来代替单个部件,以及用单个部件来代替多个部件,以执行指定的功能或多个功能。因此在不脱离后附权利要求所限定的器械 10 的所公开实施方式的精神和范围的情况下,本申请旨在覆盖所有这样的修改、变型或改变。

[0236] 这里公开的设备也可以被设计成在单次使用后被处置,或者它们可以被设计成多次使用。然而,在一任一情况下,在至少一次使用之后设备可以被整修以供再使用。整修可以包括以下步骤的任何组合:拆卸设备,然后清洁或替换特殊零件,随后再组装。特别地,设备可以被拆卸,并且设备的许多特殊零件或部分可以在任何组合中选择性地被替换或去除。一旦清洁和/或替换特殊部分,在外科操作将要开始之前设备可以在整修设备或者由手术团队再组装供随后使用。本领域的技术人员将会理解设备的整修可以利用拆卸、清洁和/或替换和再组装的多种技术。这些技术以及行程的再组装装置的使用都在本申请的范围内。

[0237] 优选地,这里描述的本发明将在手术前被处理。首先,获得新的或用过的器械,必要时清洁器械。然后可以消毒器械。在一个消毒技术中,将器械放置在闭合和密封容器中,例如塑料或 TYVEK® 袋。然后将容器和器械放置在可以穿透容器的辐射场中,例如伽马辐射,x 射线,或高能电子。辐射杀死器械上和容器中的细菌。然后可以将已消毒器械储存在无菌容器中。密封容器保持器械无菌直到它在医疗机构中被打开。

[0238] 通过引用而全部或者部分并入本文中的任何专利、公开出版物或者其它公开的材料,仅限于不会与在本申请中公开的定义、陈述或者其它公开的材料相矛盾的部分。如此一来,必要时这里明显阐述的公开内容替代任何通过引用而并入本文中的相矛盾的材料。被声称通过引用并入本文中但是与本发明公开的定义、陈述或者其它公开的材料矛盾的任何材料或其部分将只并入不会使得所并入的材料与本发明公开的材料相矛盾的部分。

[0239] 要求保护的本发明并不解释为限制在所公开的具体实施方式。因此应将实施方式看作示例性的而非限制性的。在不脱离本发明精神的情况下可由他人进行变动或改动。因此,本发明清楚地包含落在如权利要求所限定的本发明精神和范围内的所有等同方案、变型或改变。

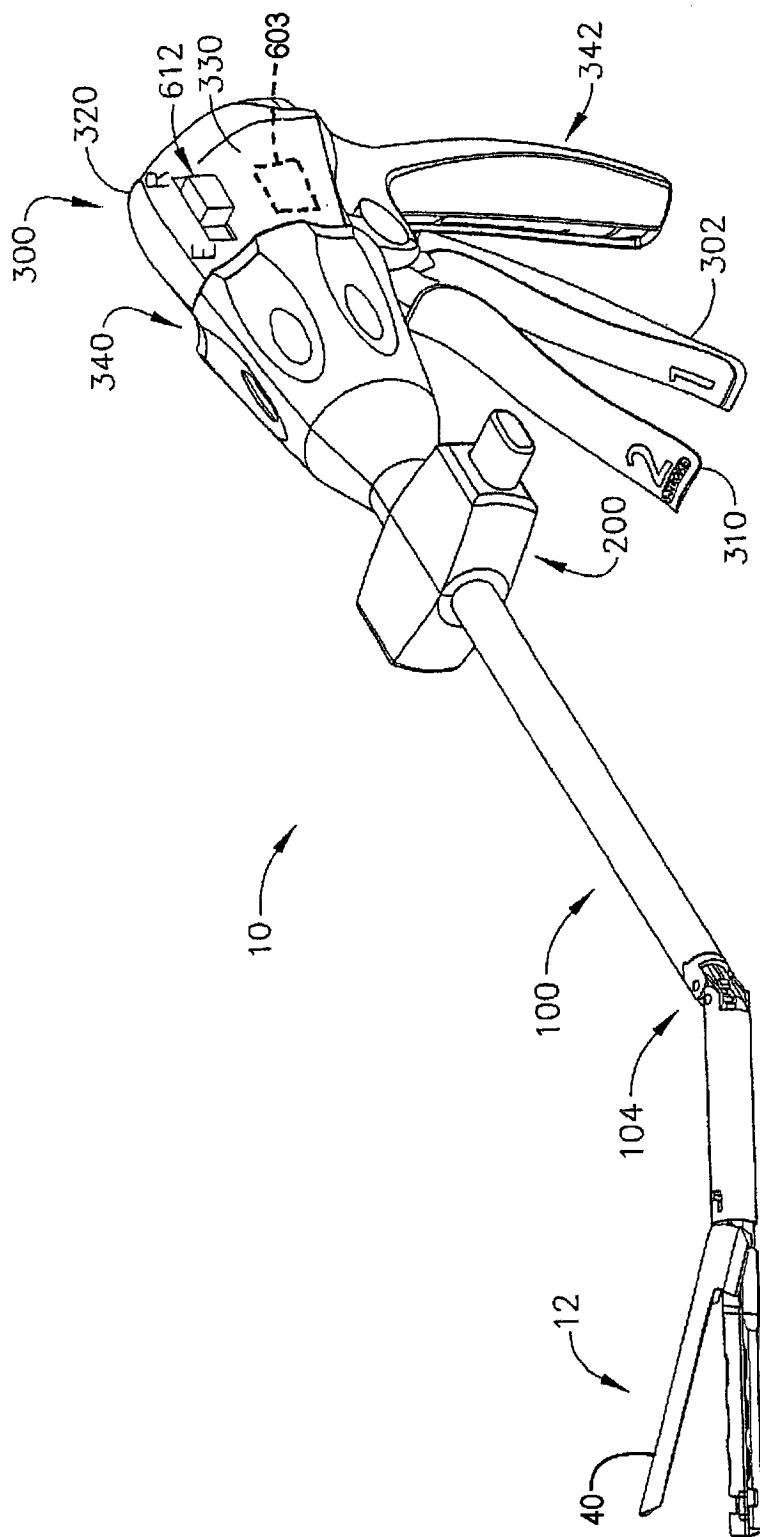


图 1

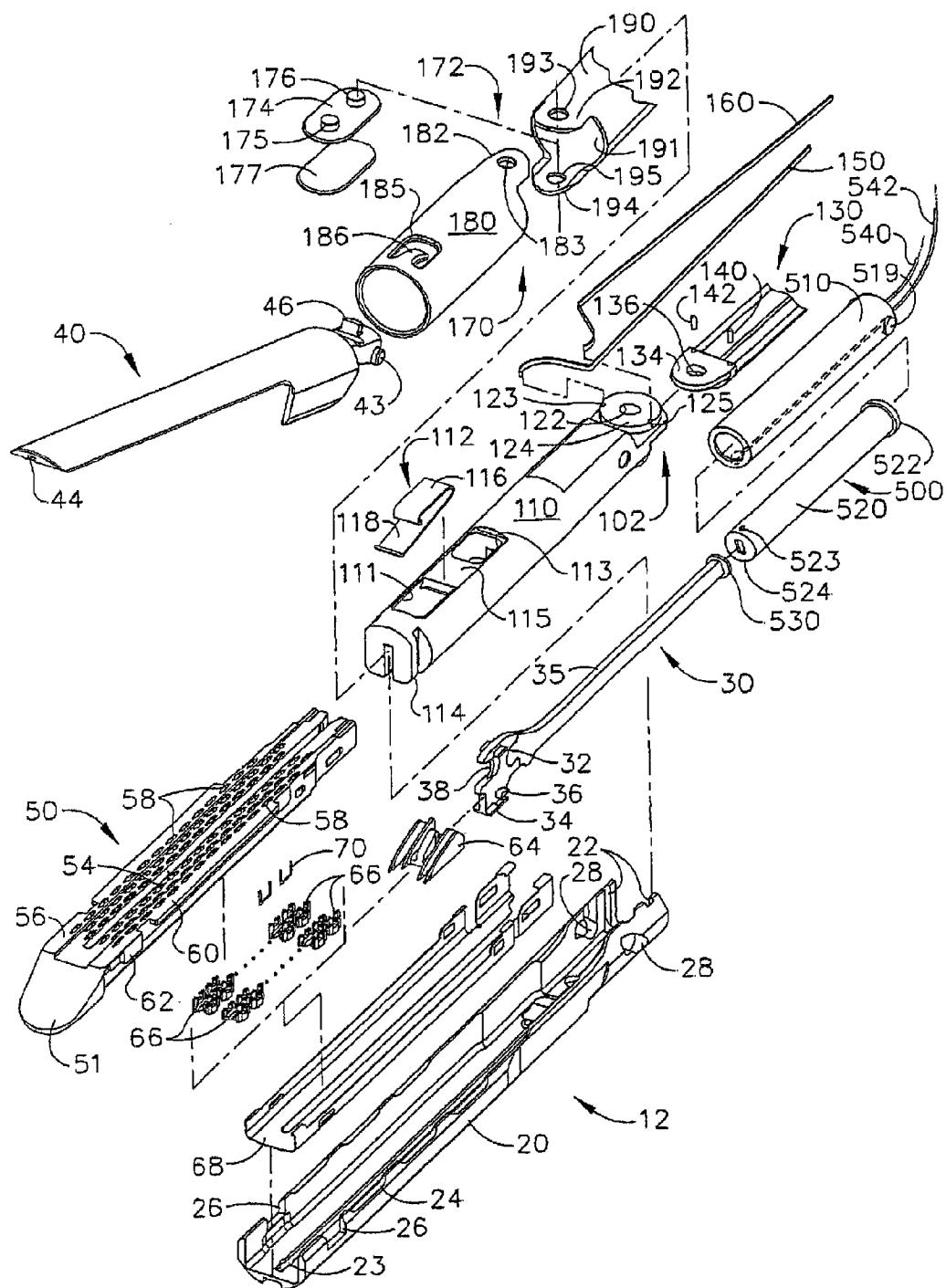


图 2

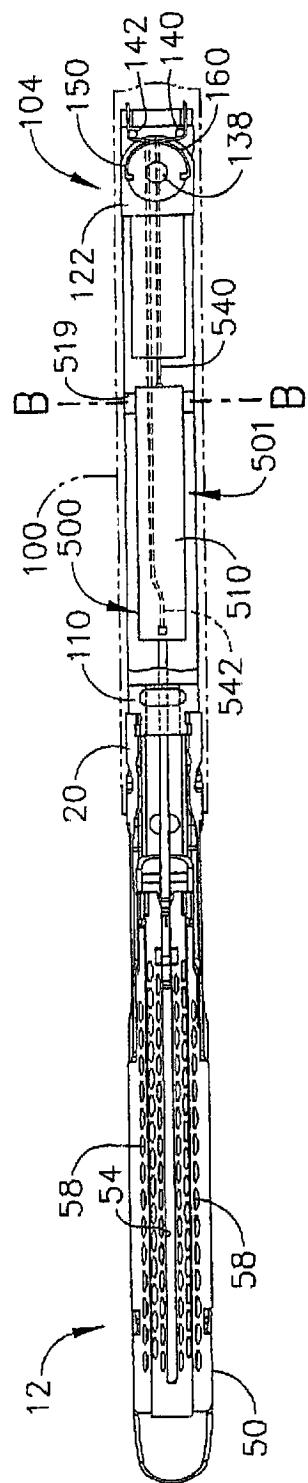


图 3

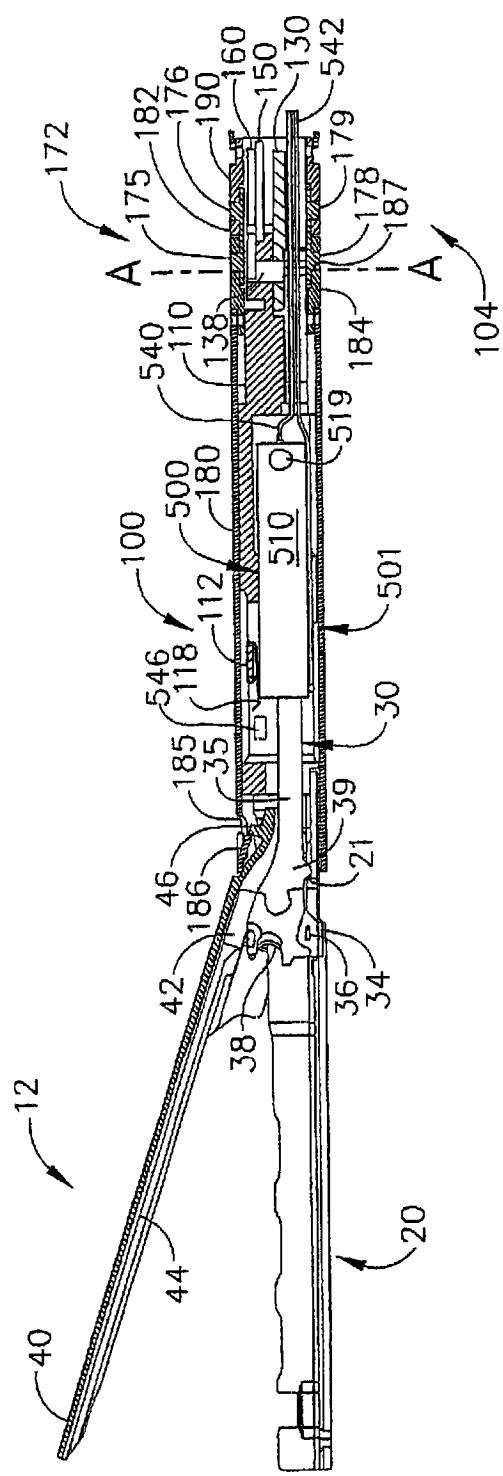


图 4

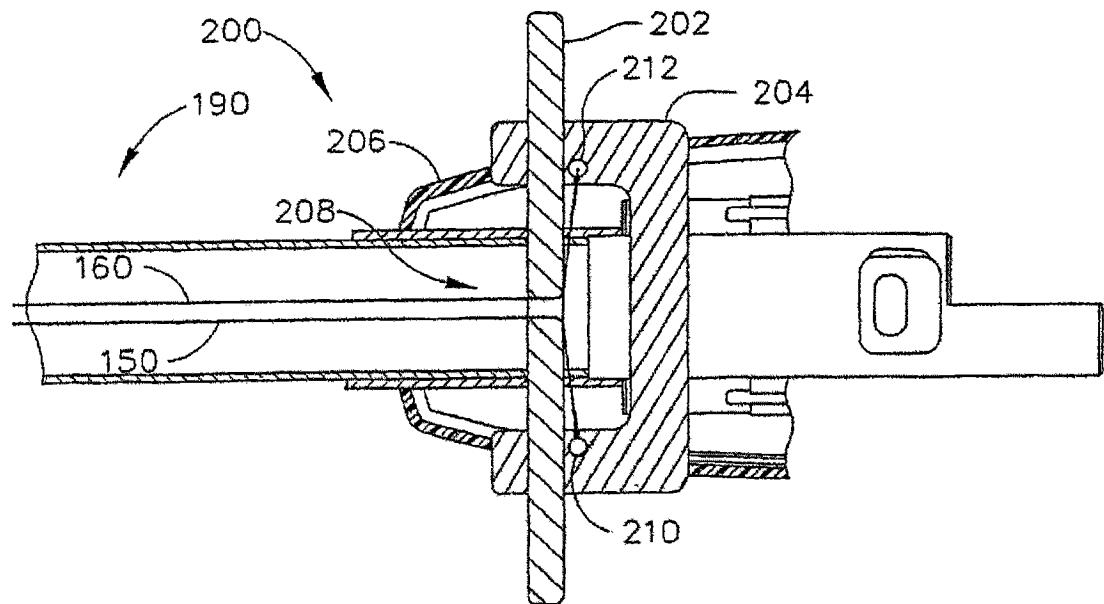


图 5

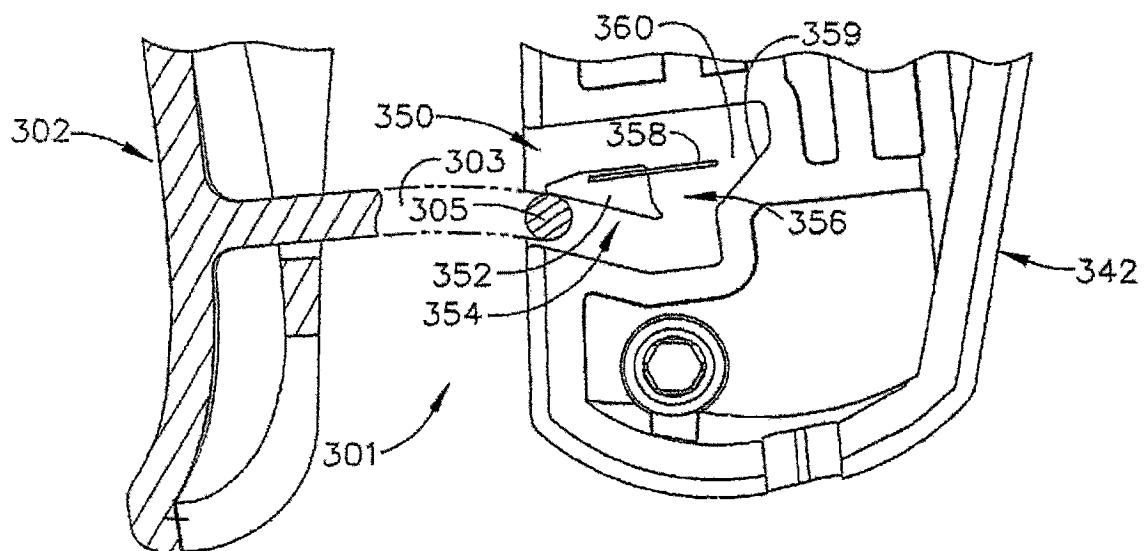


图 8A

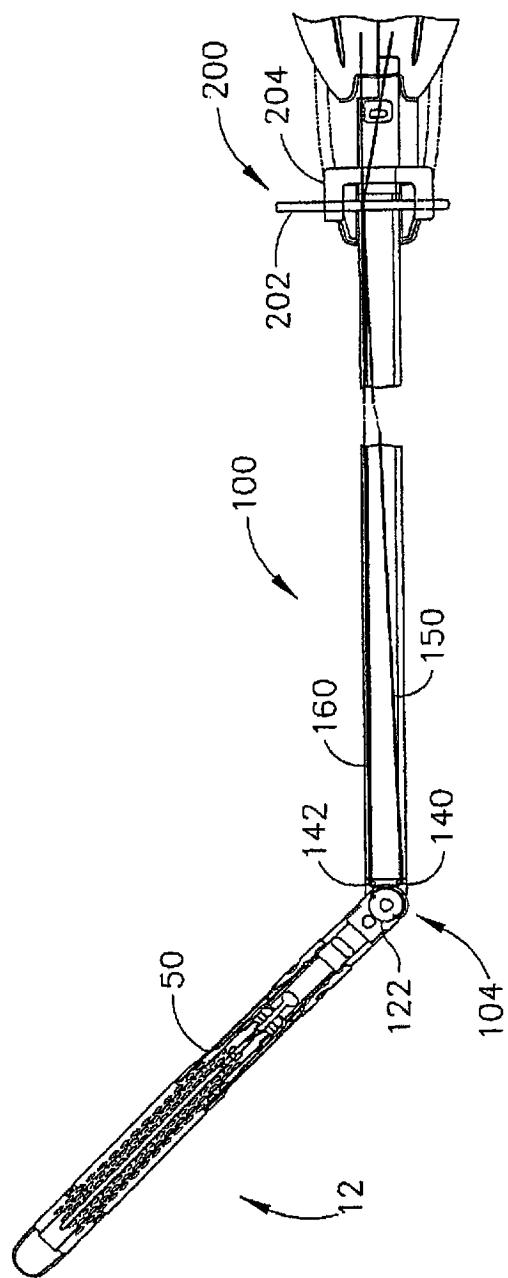


图 6

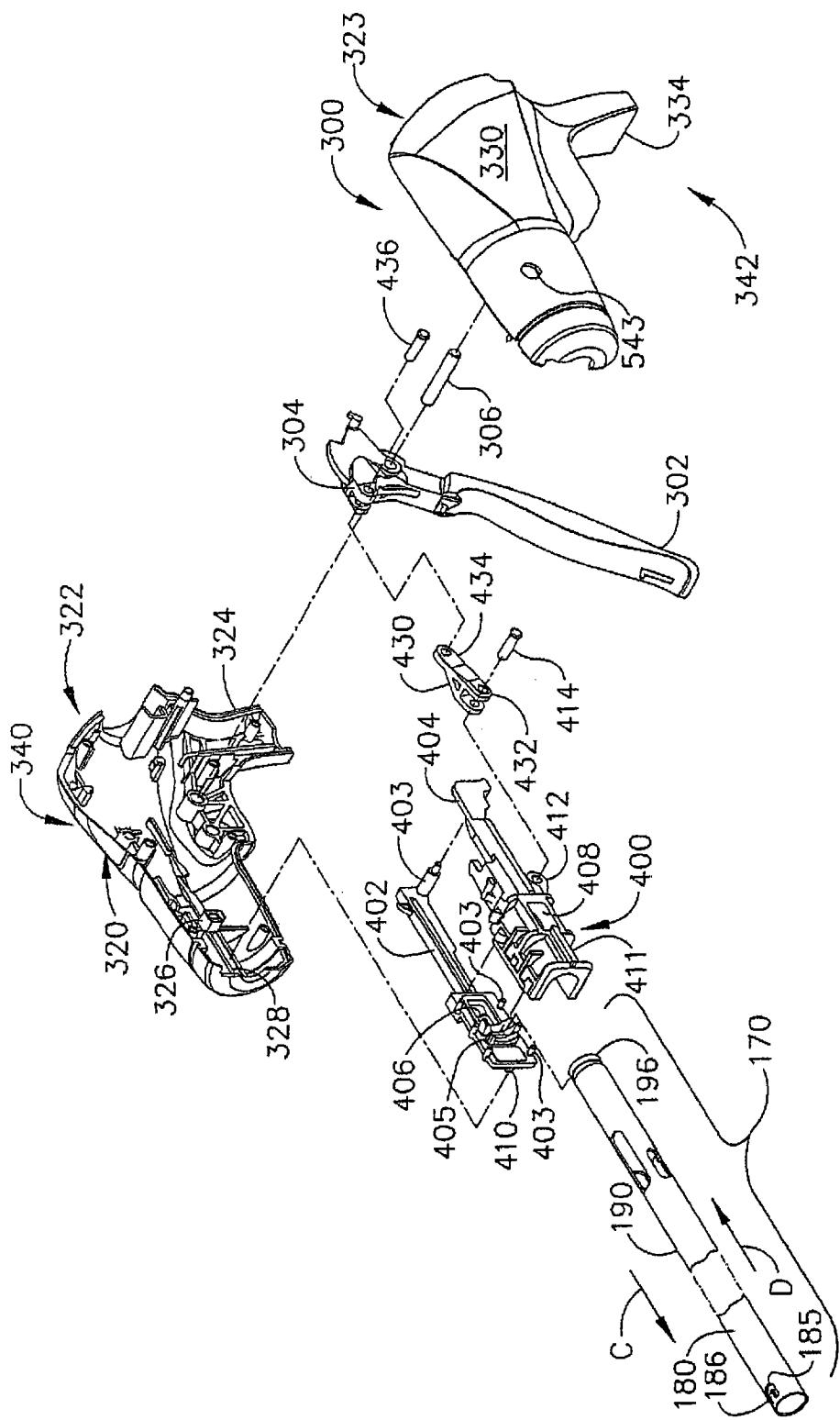


图 7

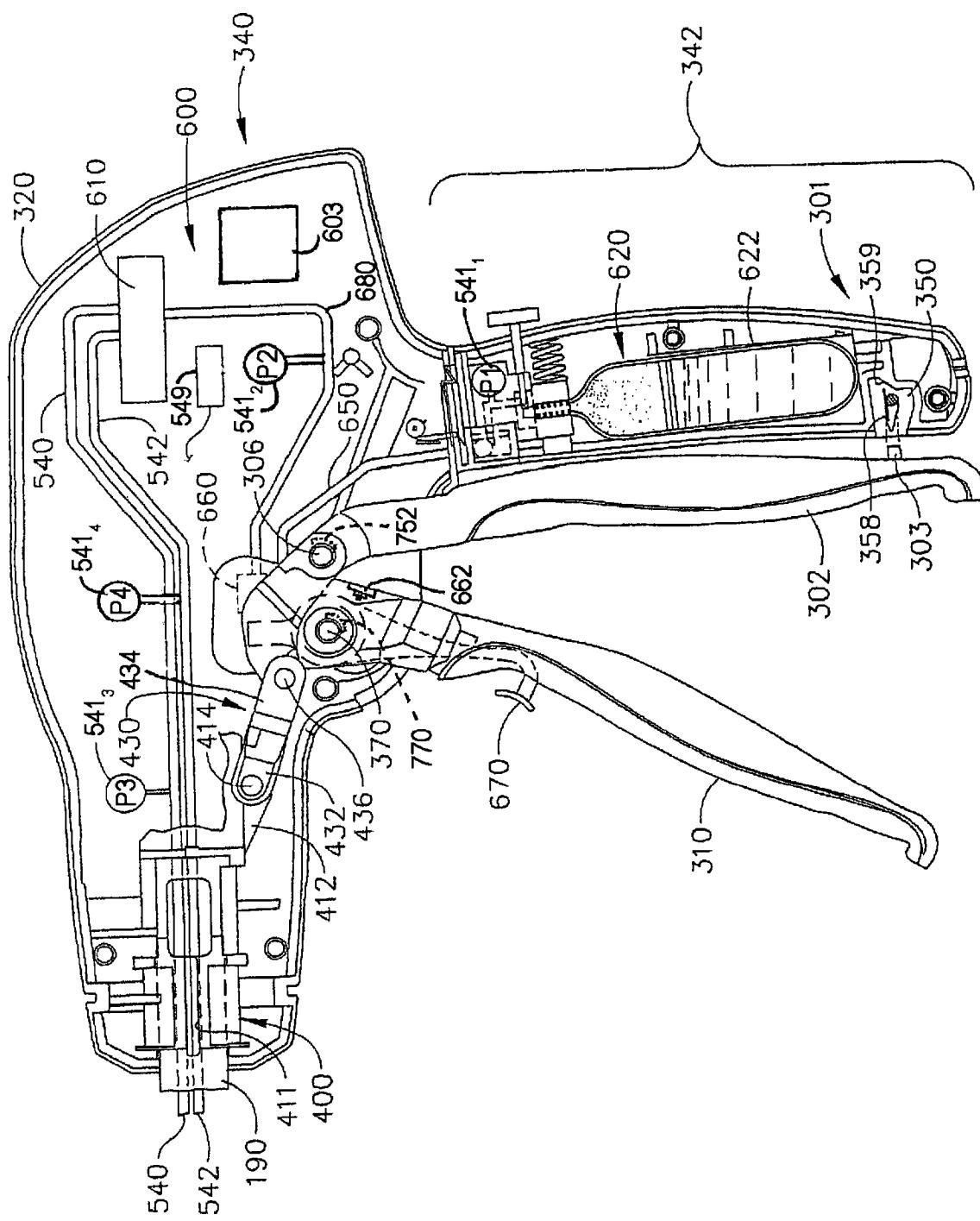
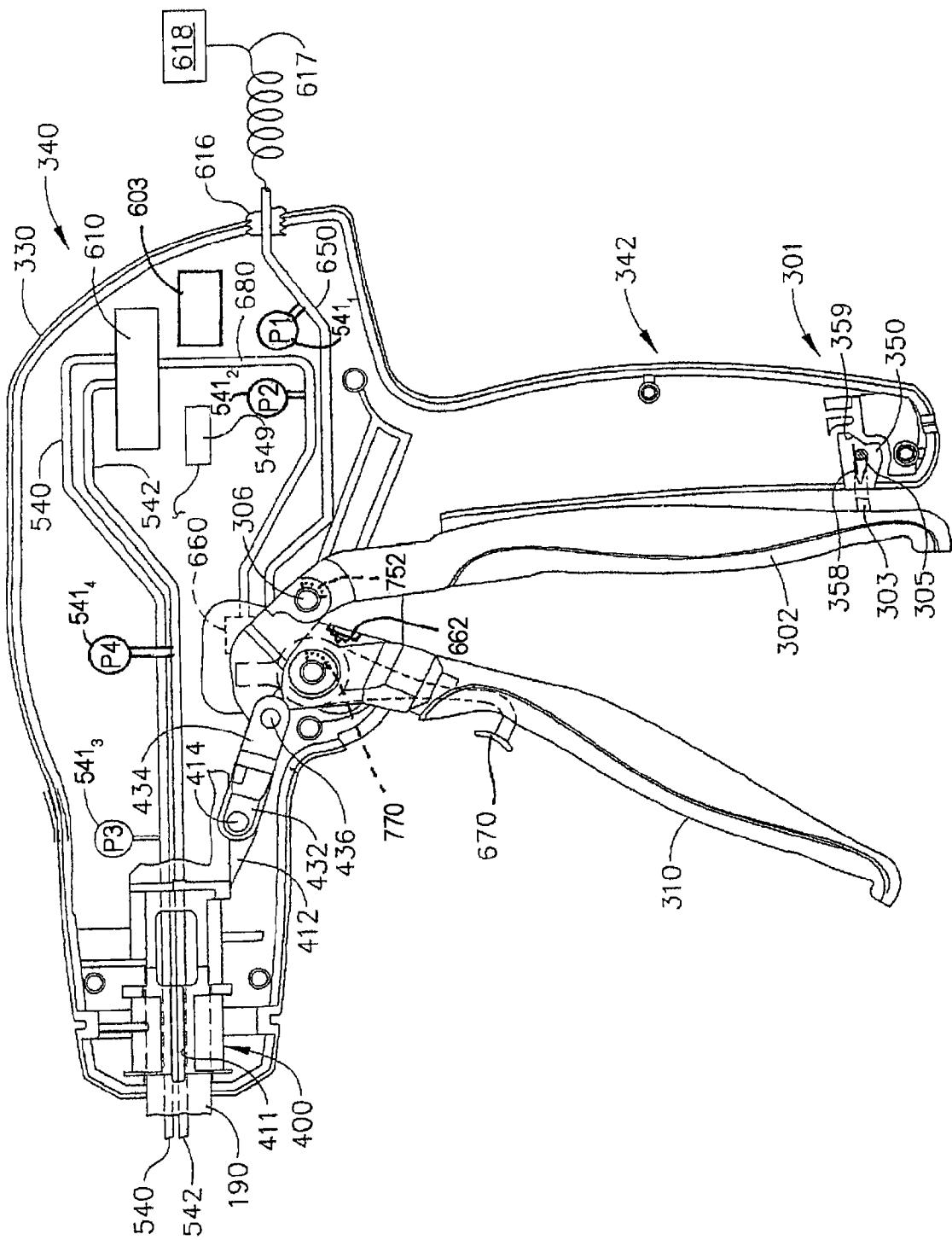


图 8



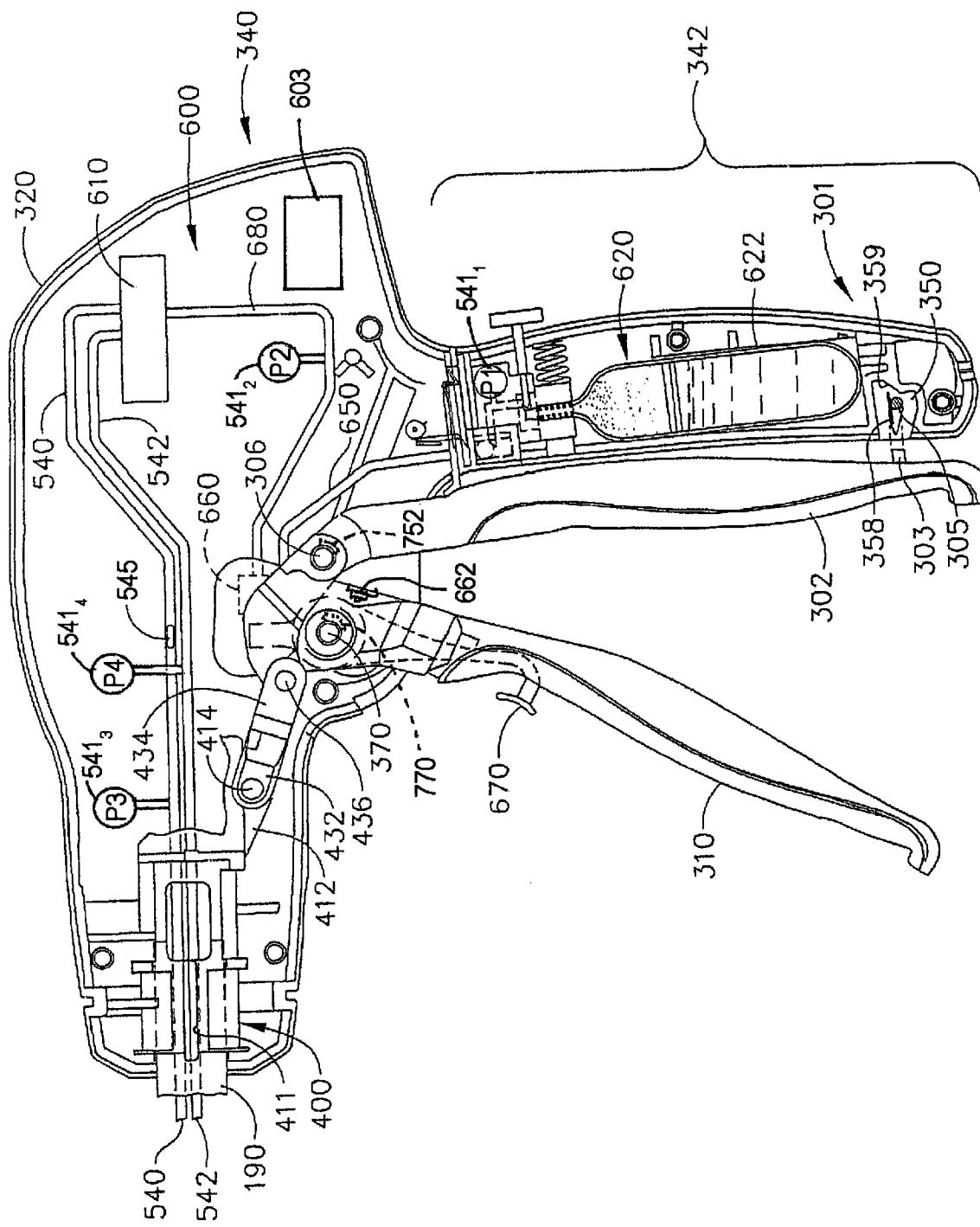


图 8C

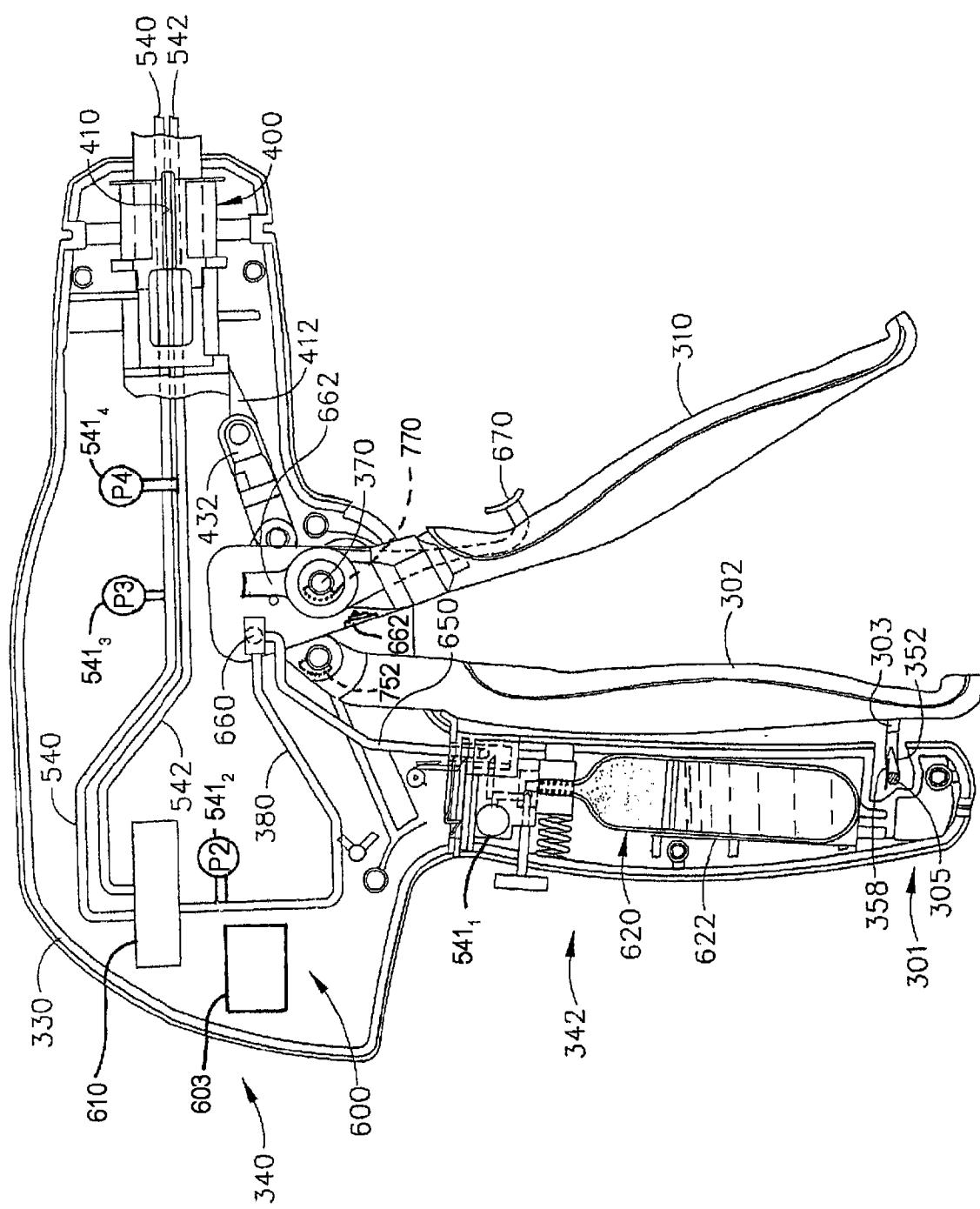


图 9

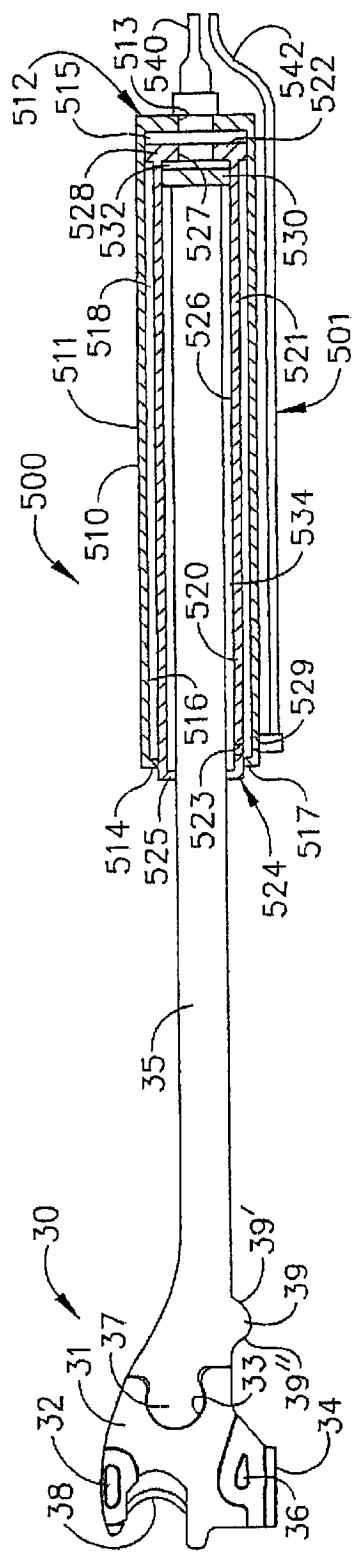


图 10

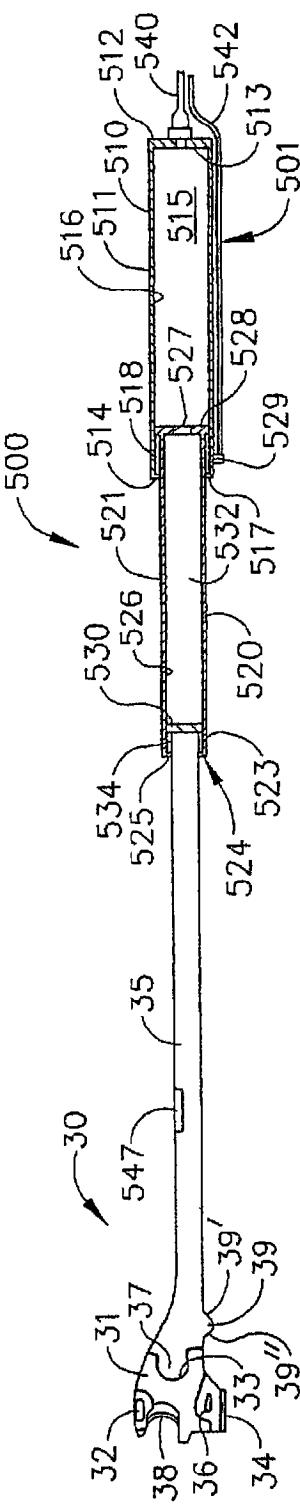


图 11

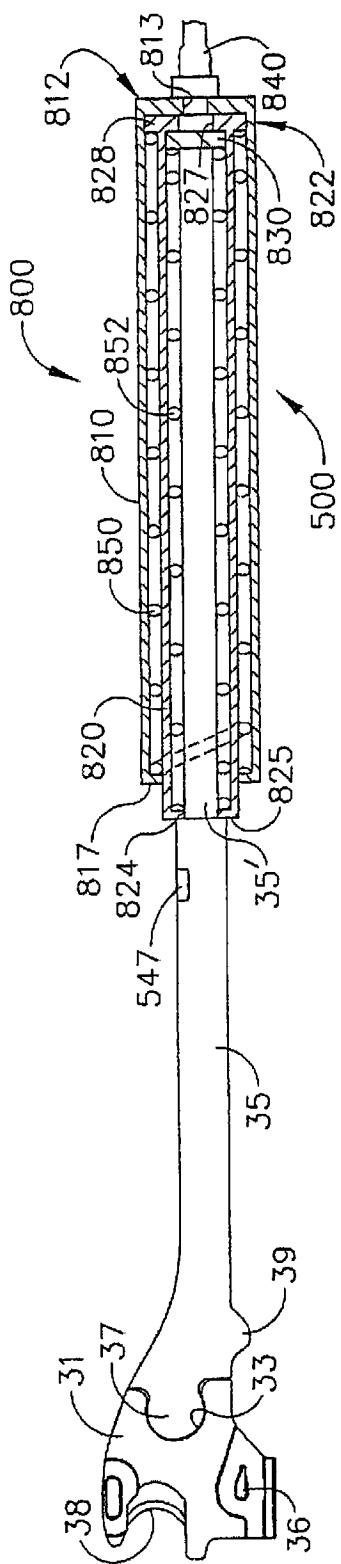


图 12

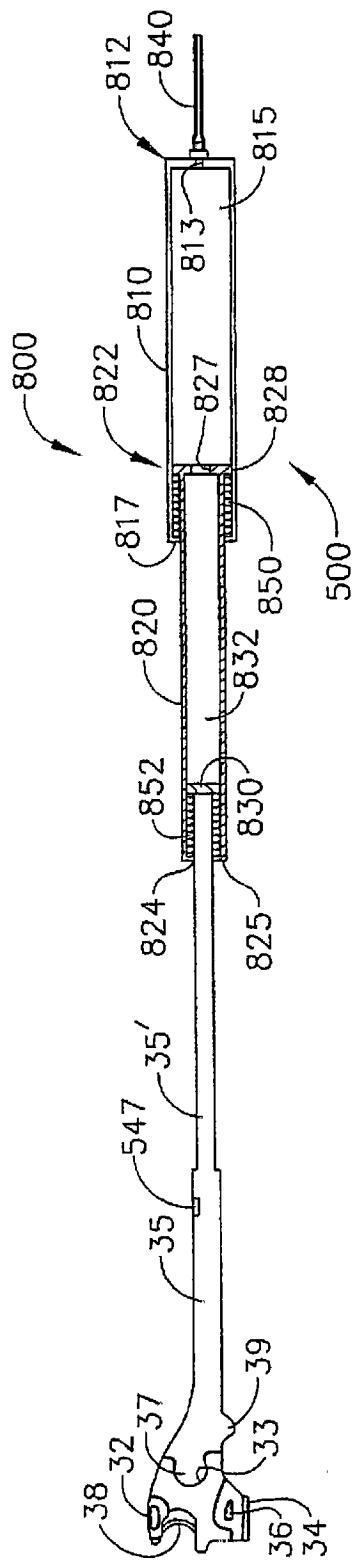


图 13

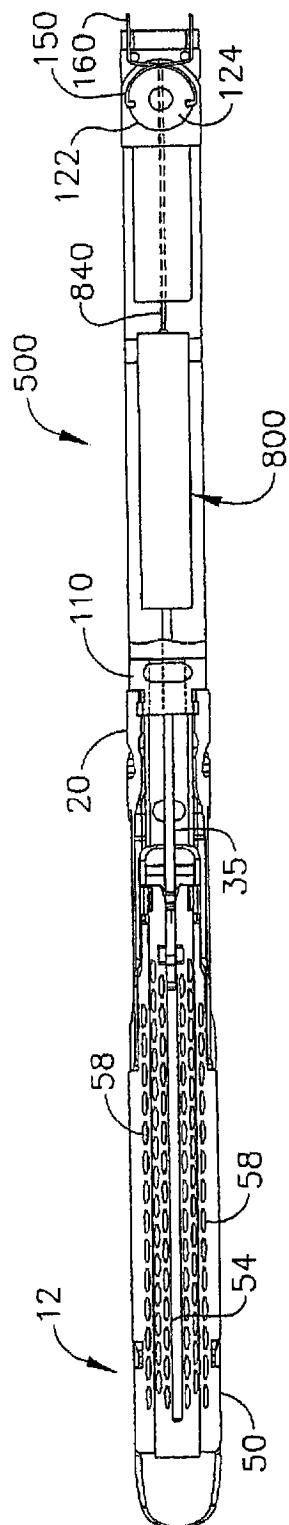


图 14

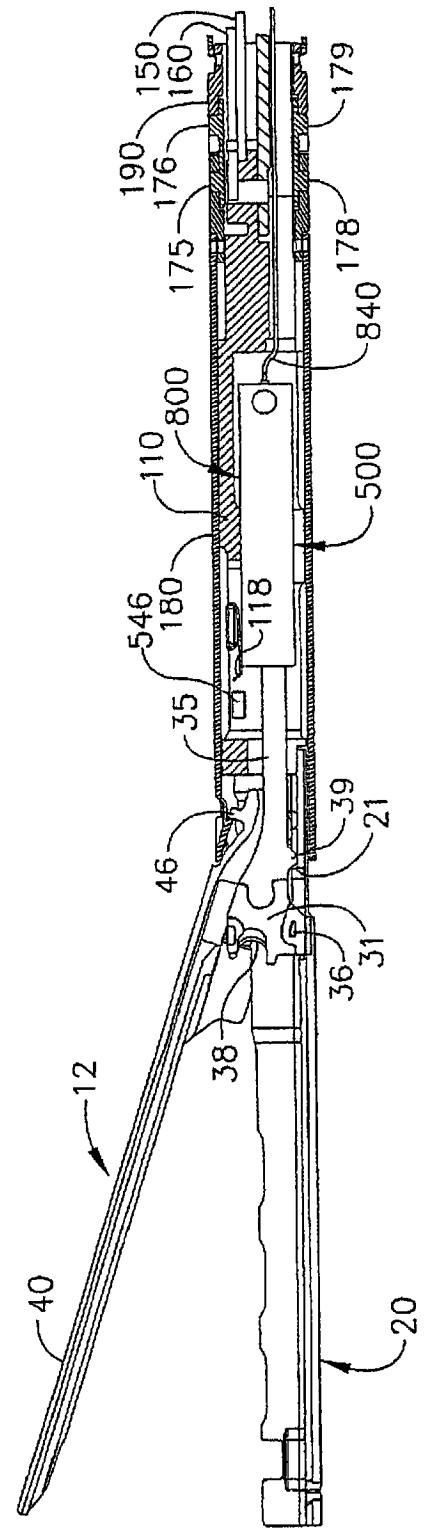


图 15

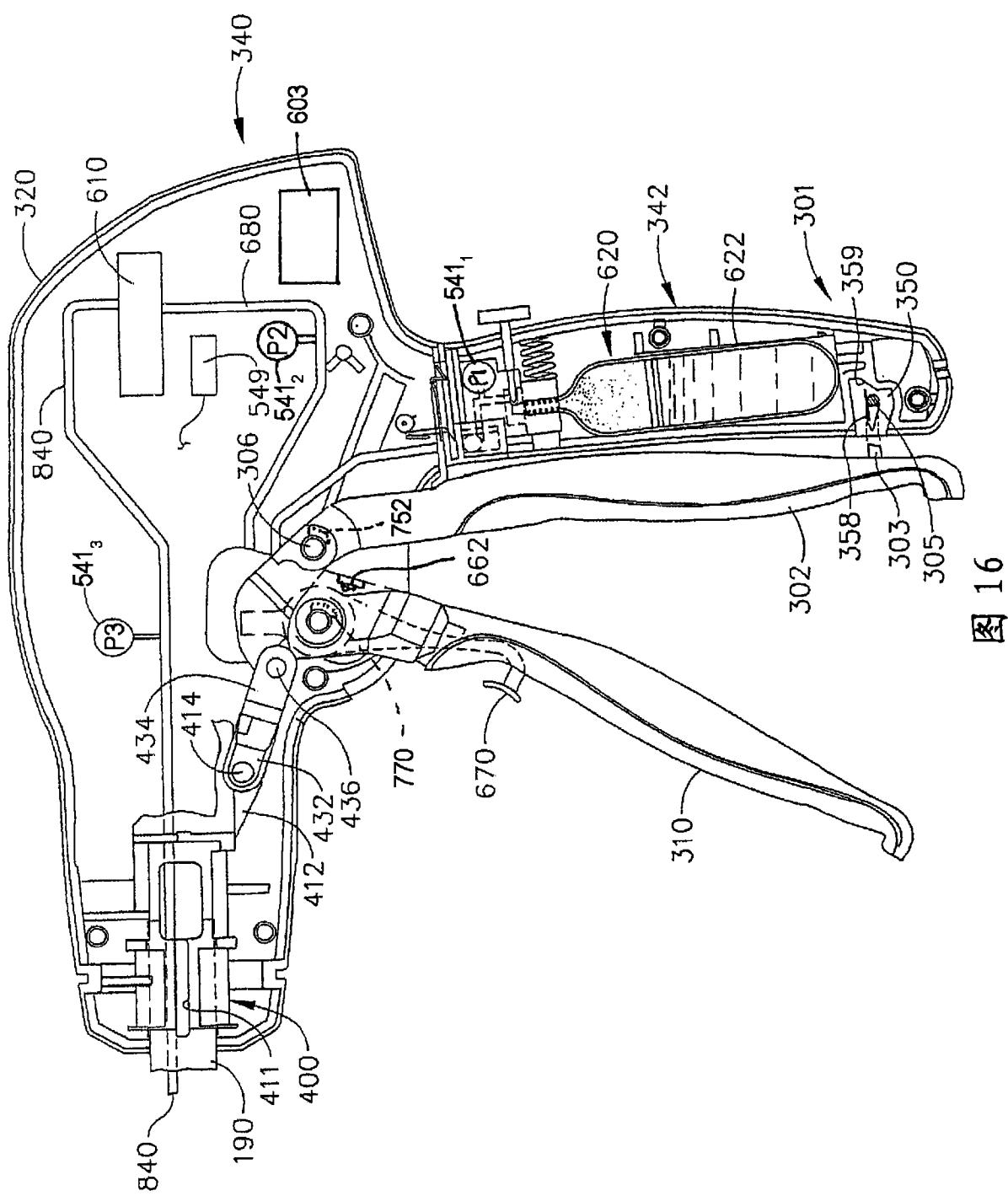


图 16

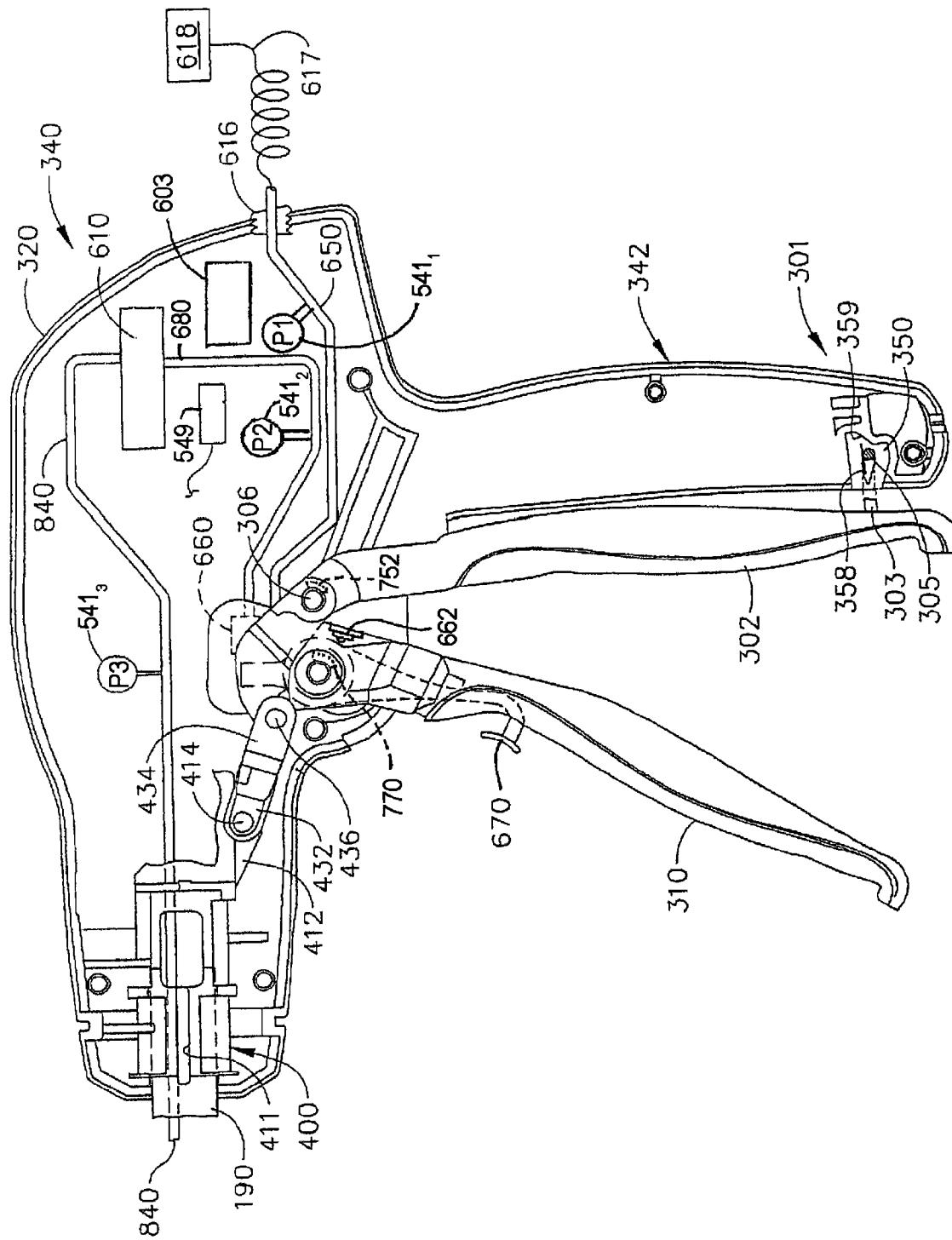


图 16A

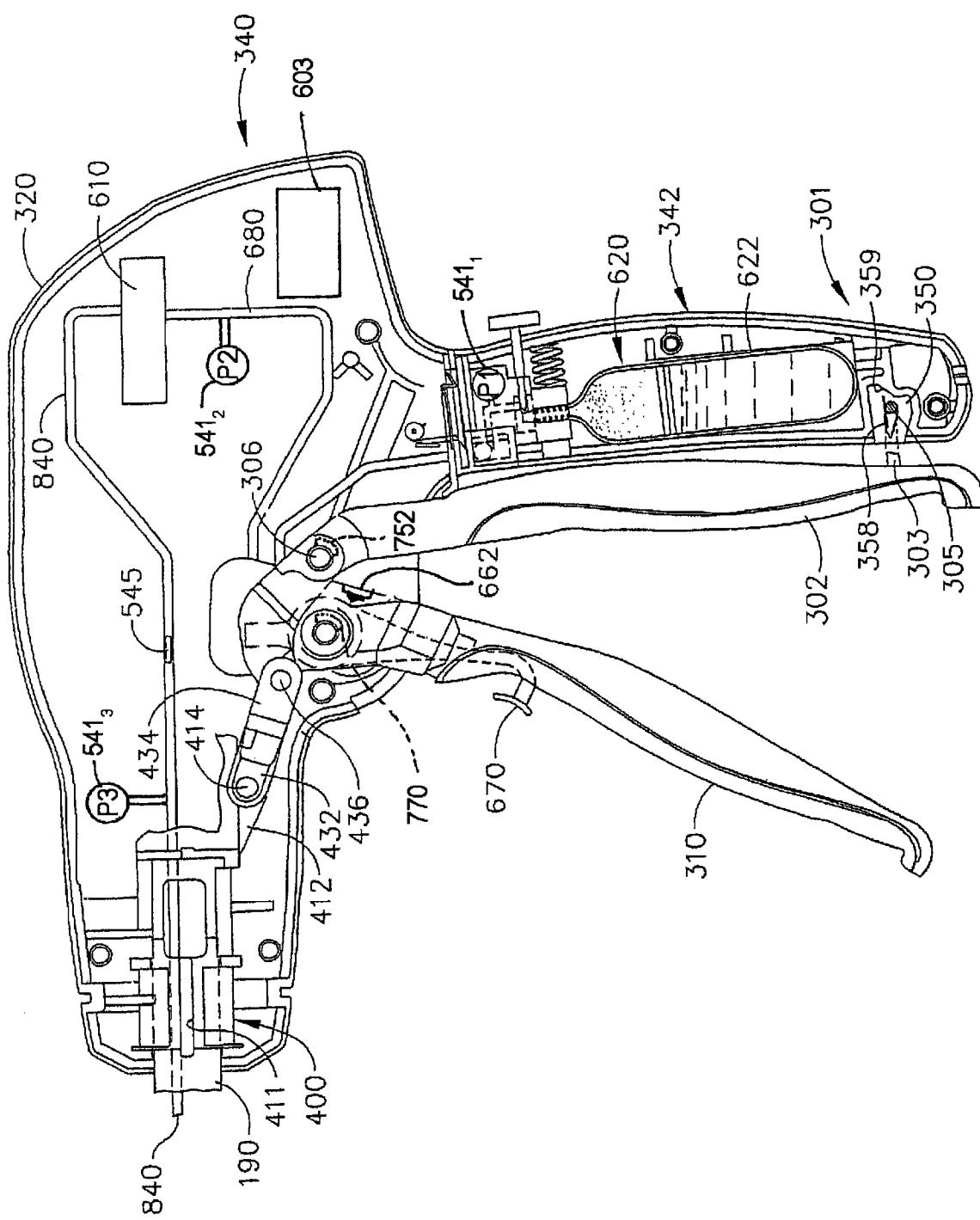


图 16B

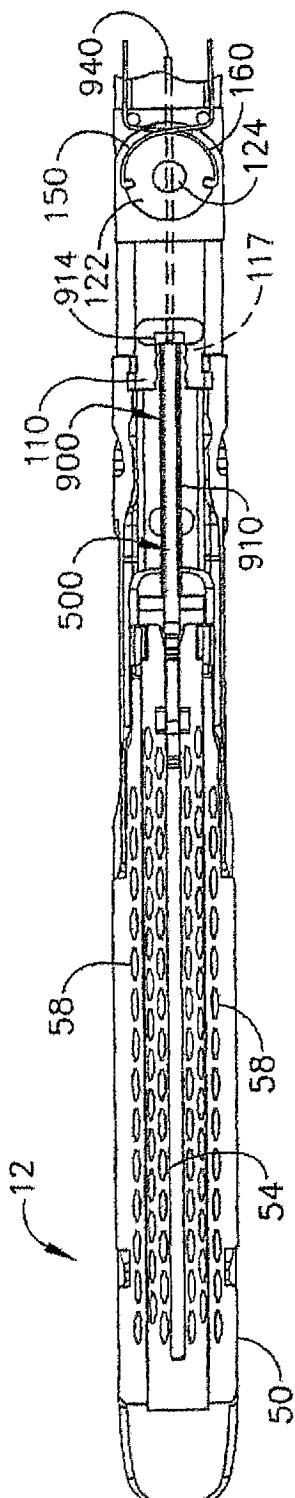


图 17

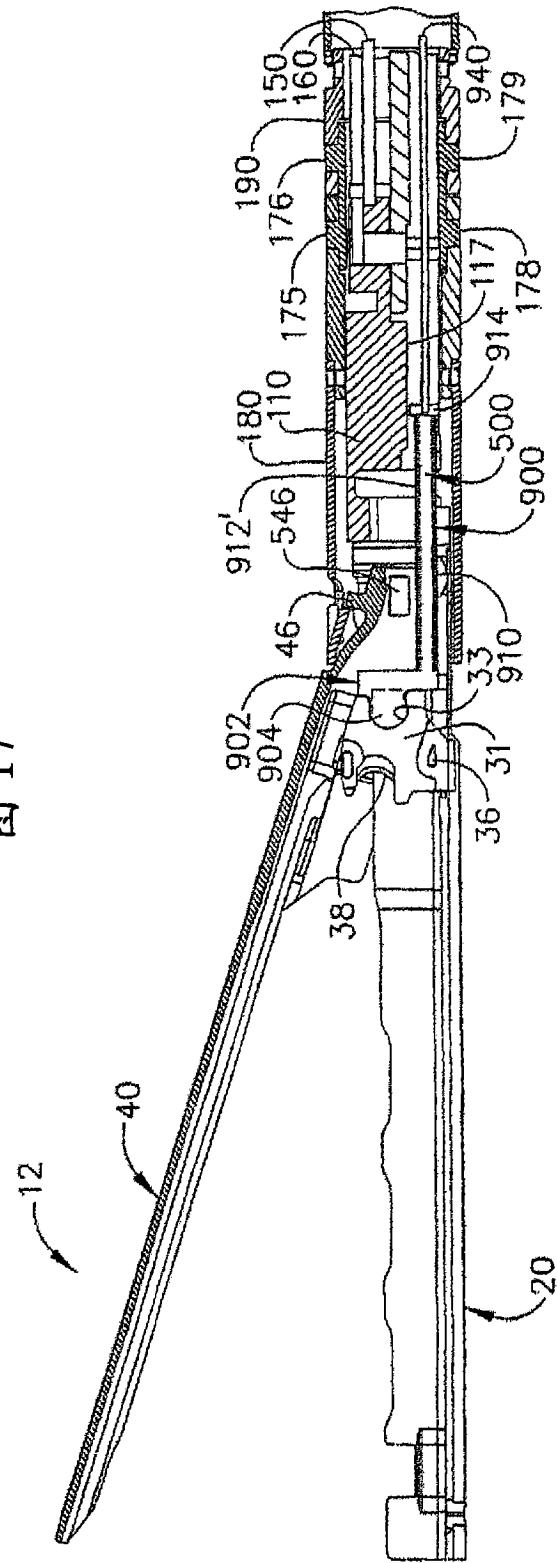


图 18

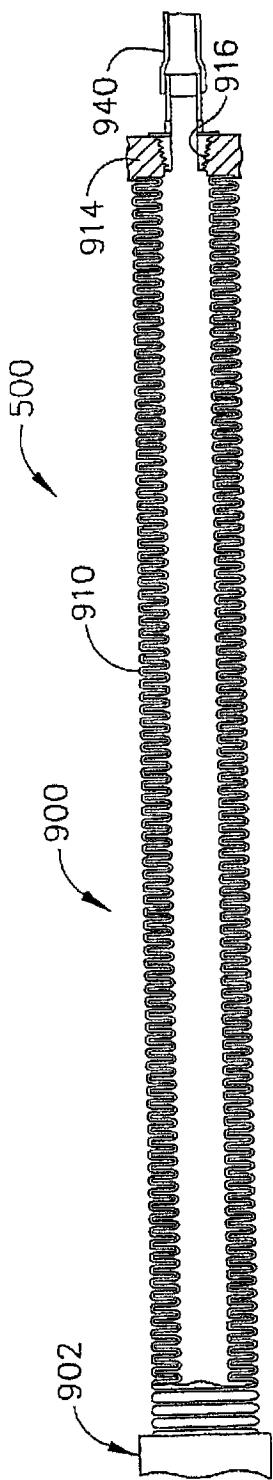


图 19

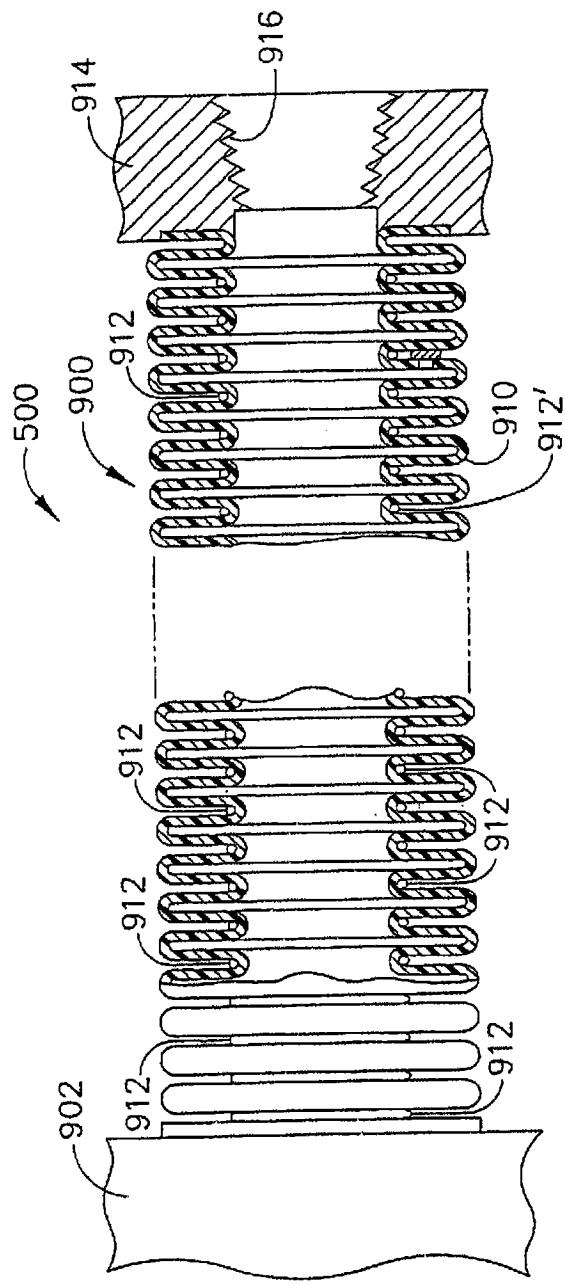


图 20

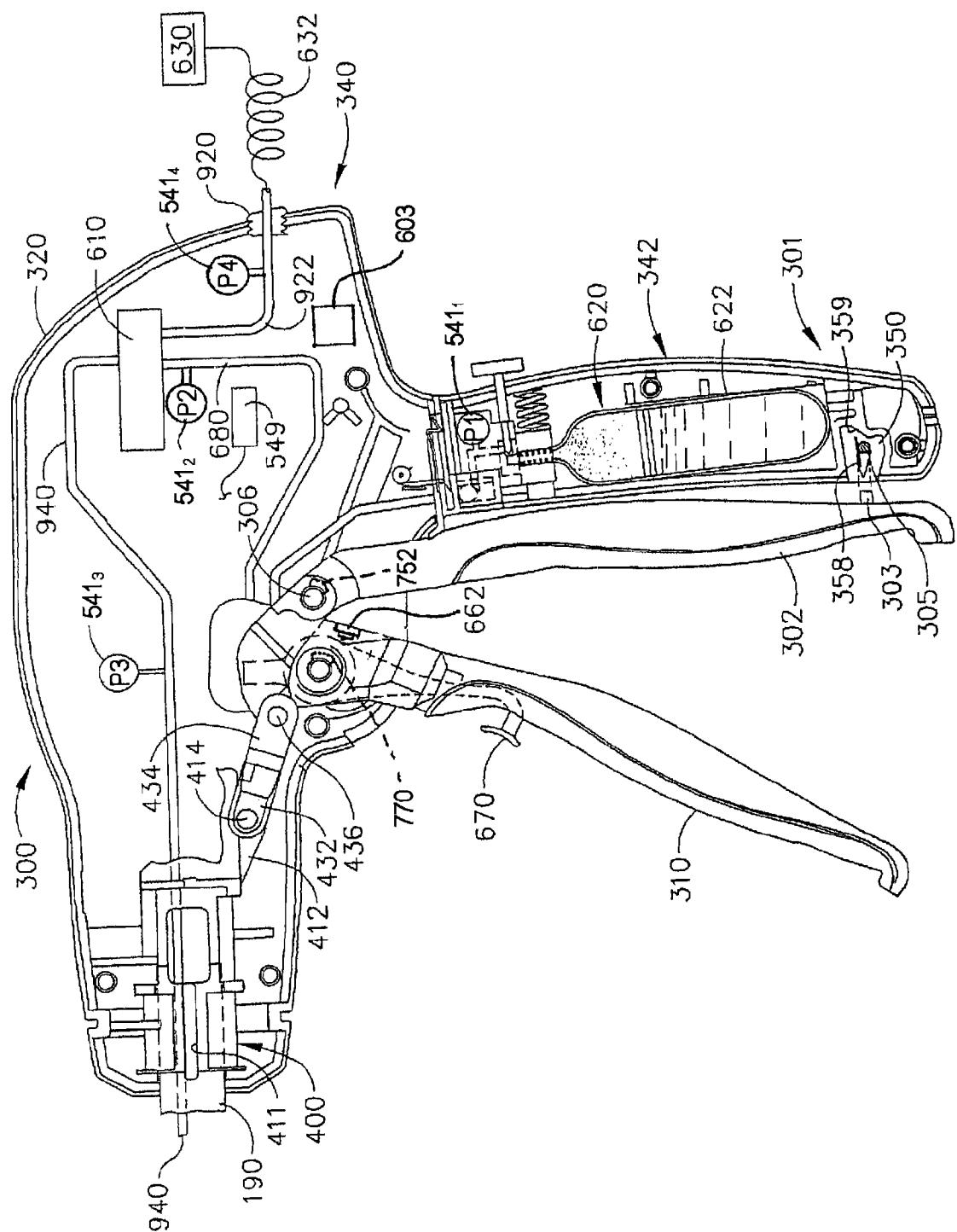
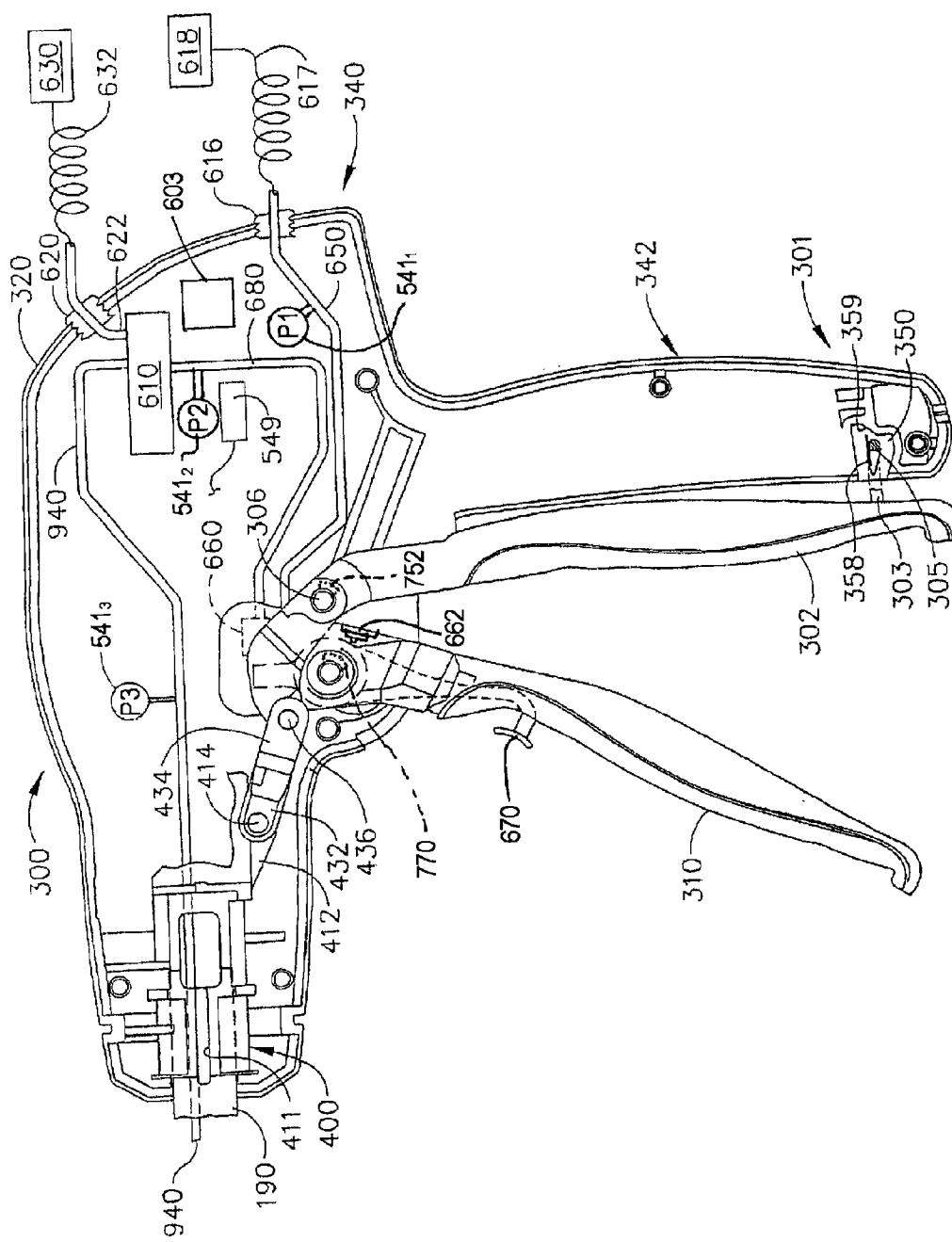


图 21



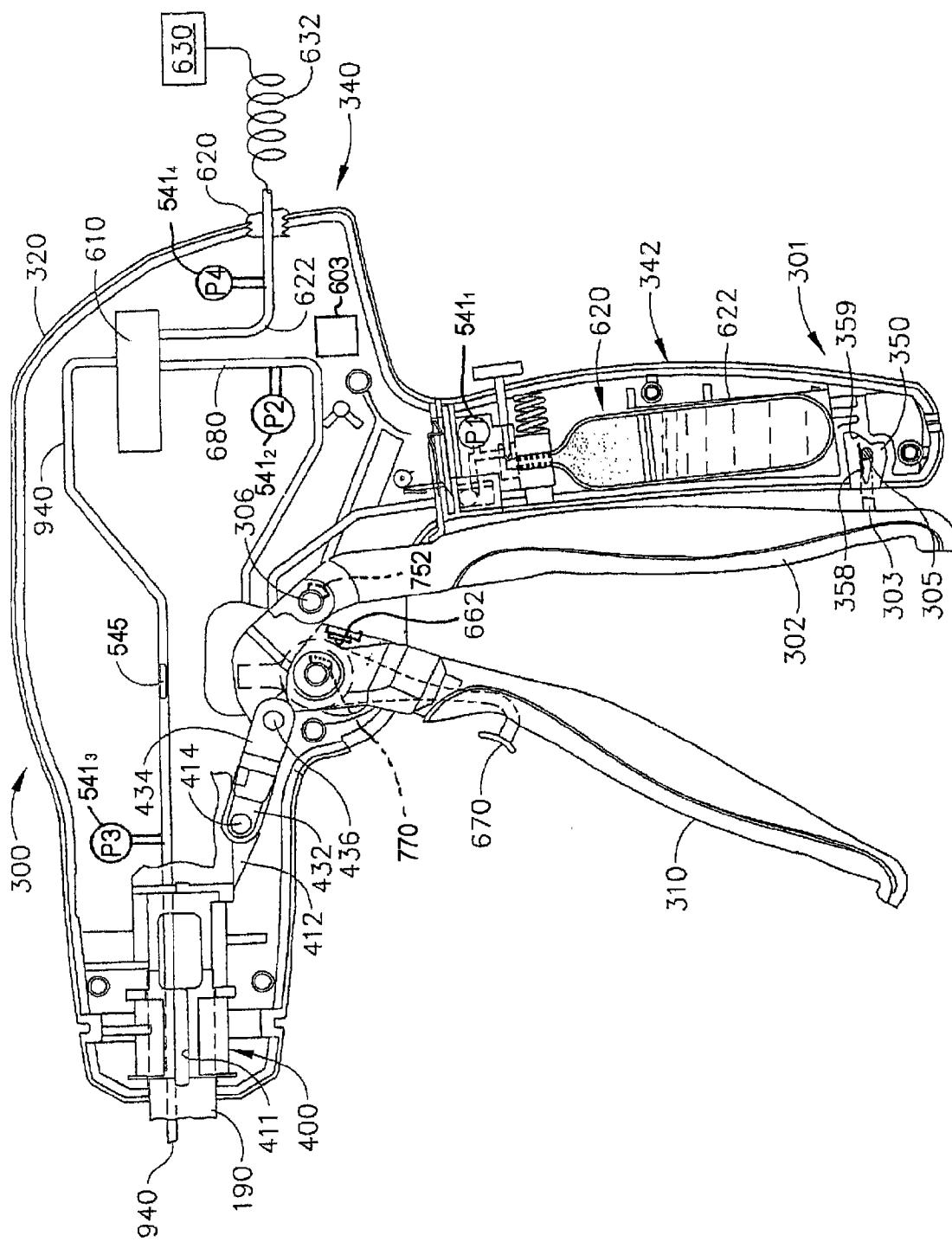


图 21B

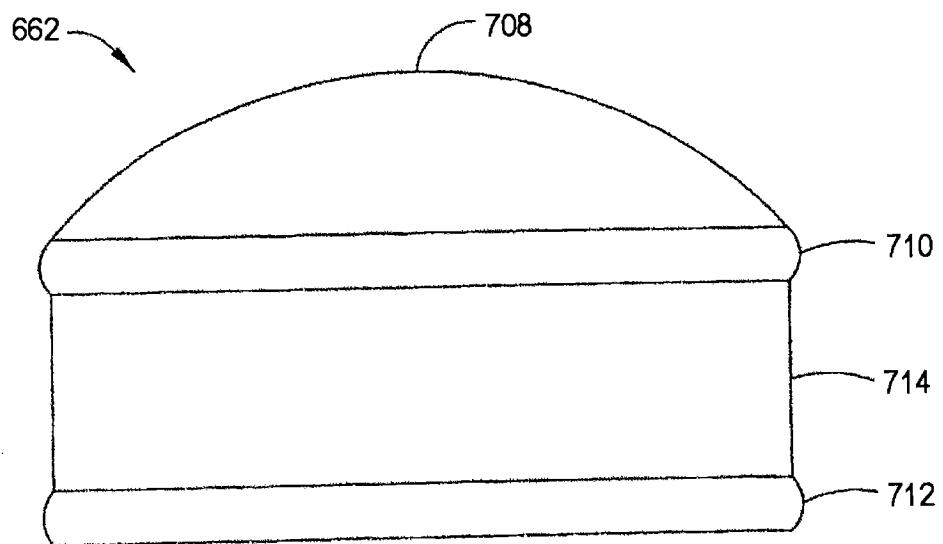


图 22A

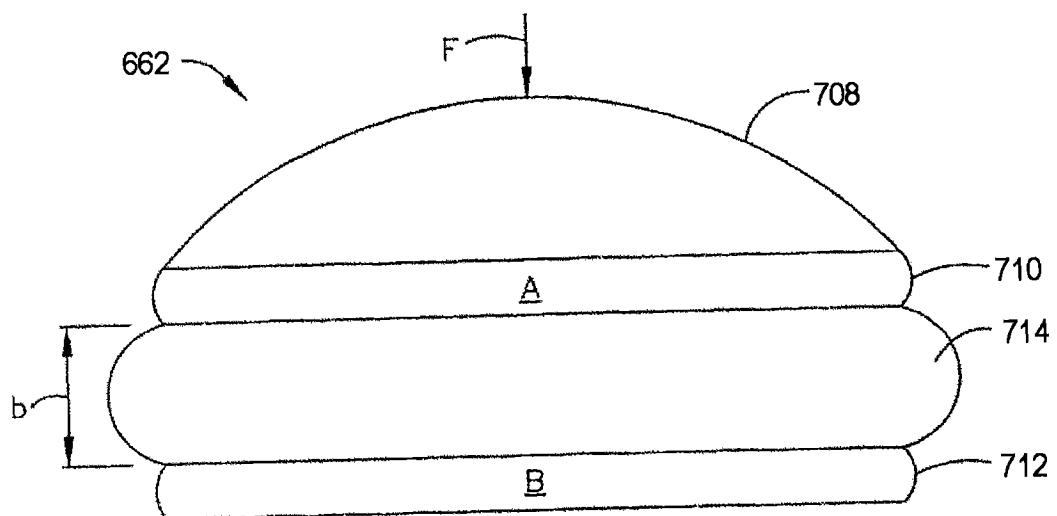


图 22B

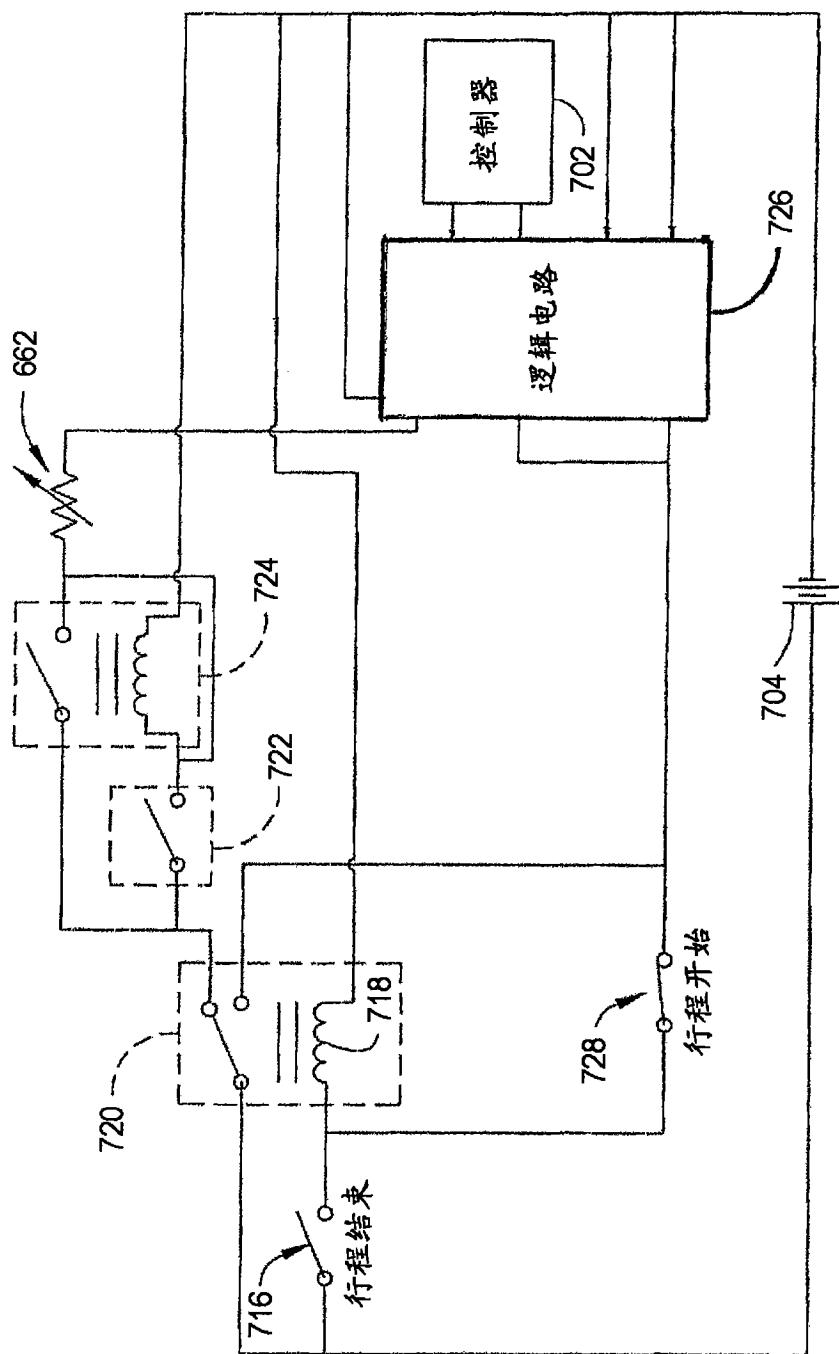


图 23

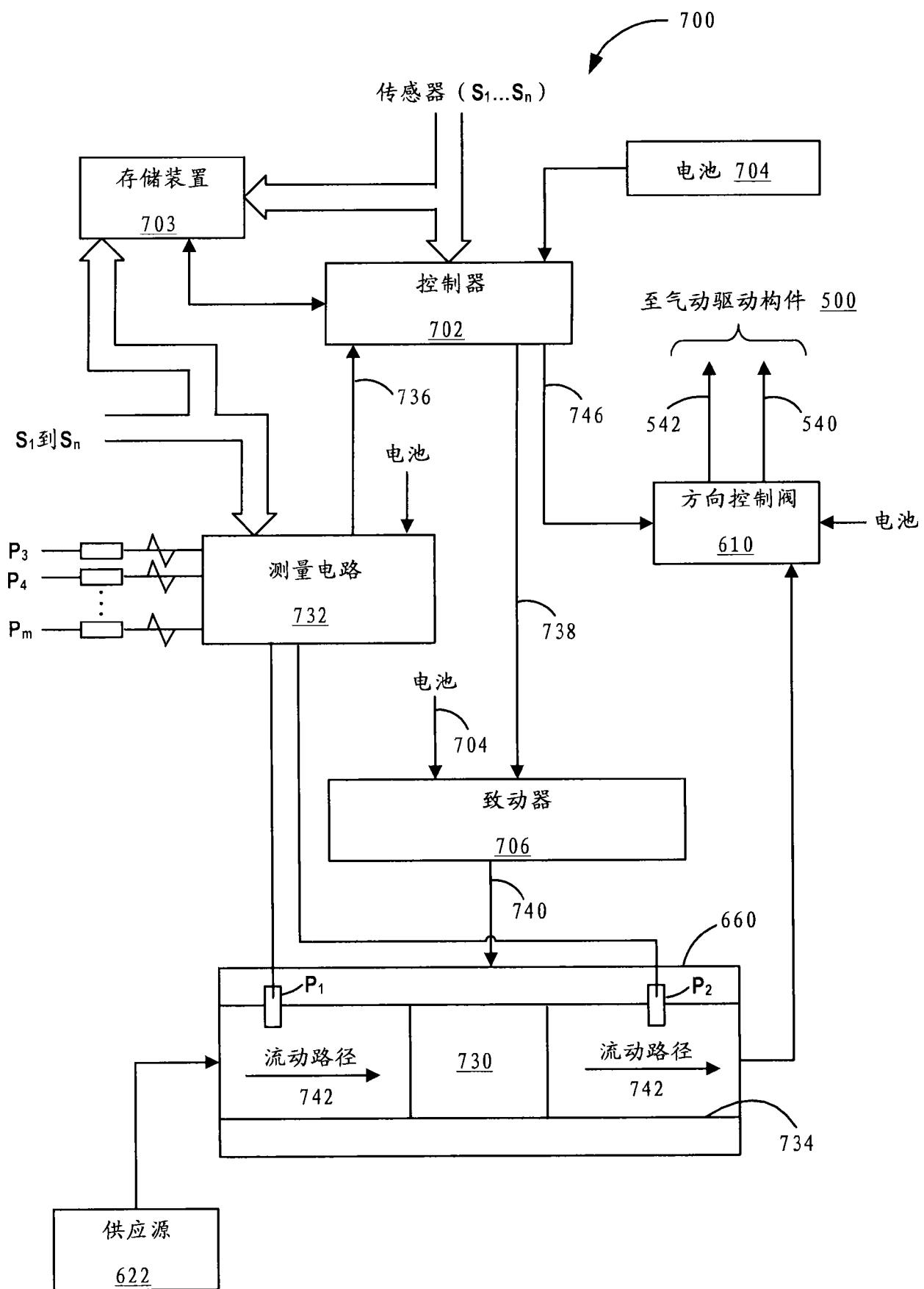


图 24

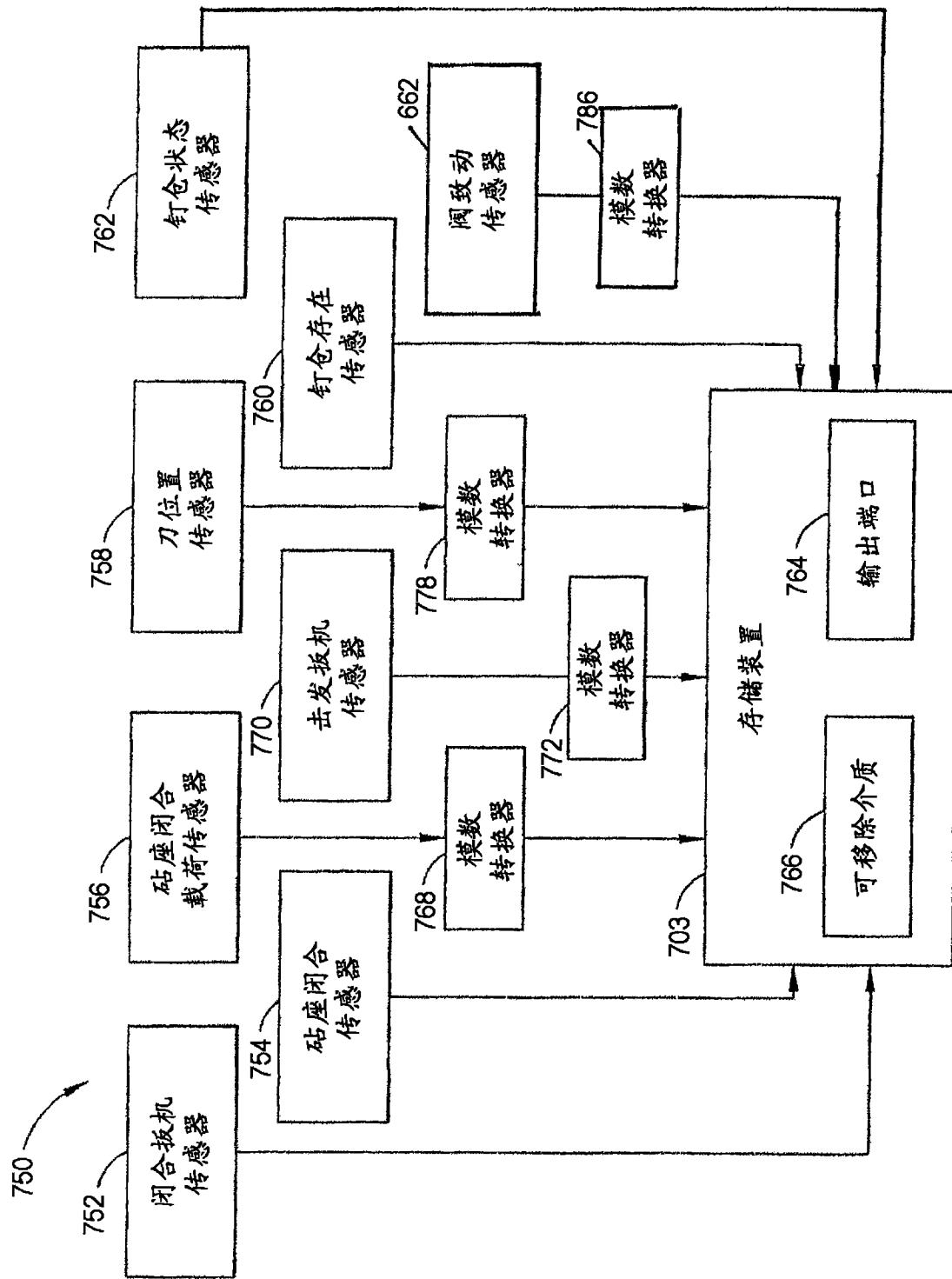


图 25

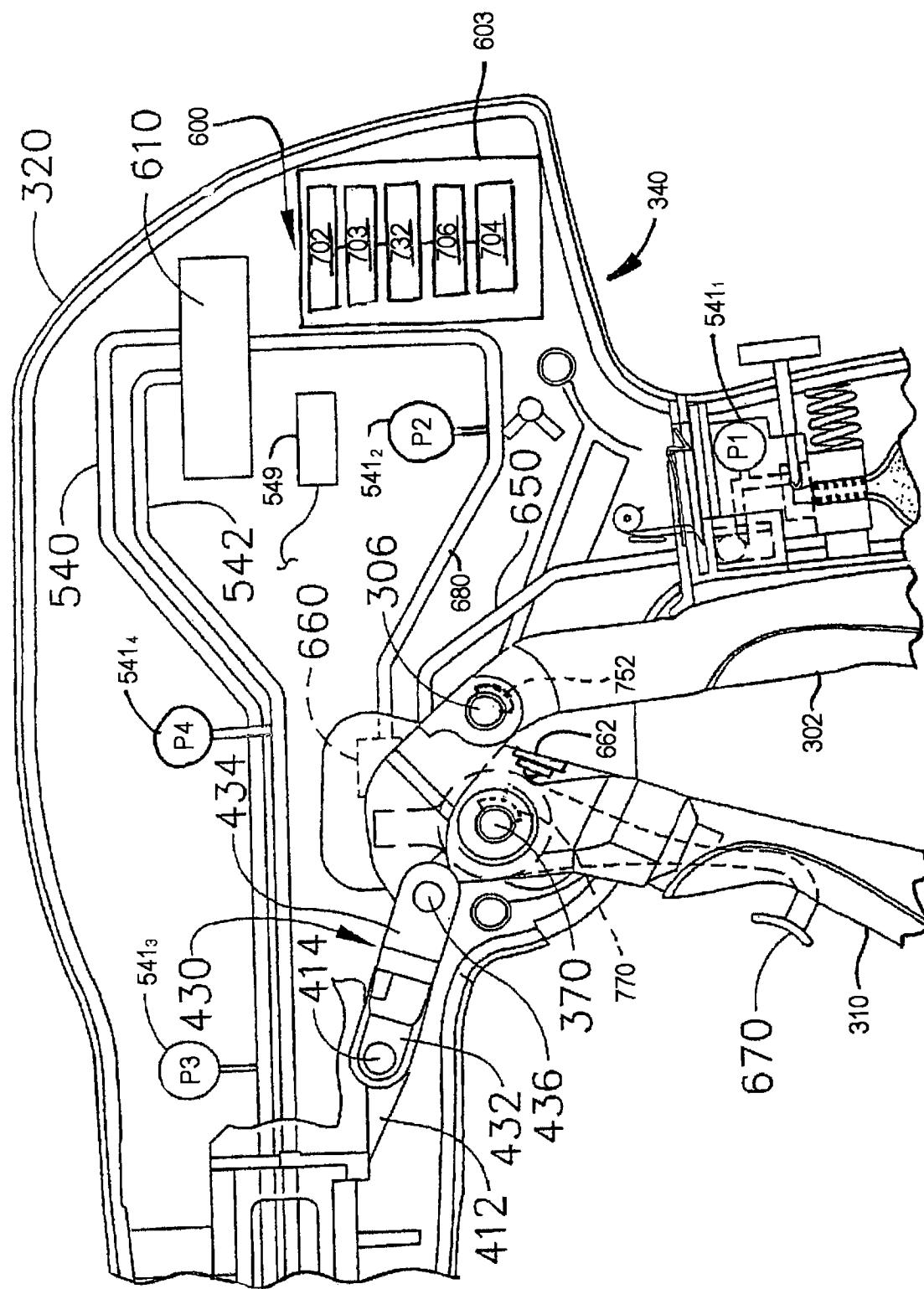


图 26

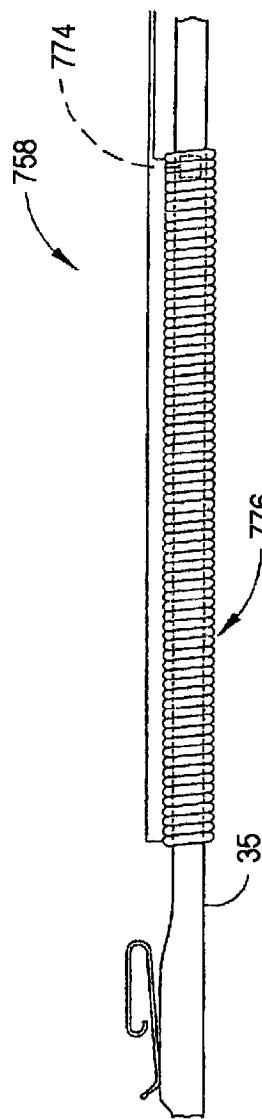


图 28

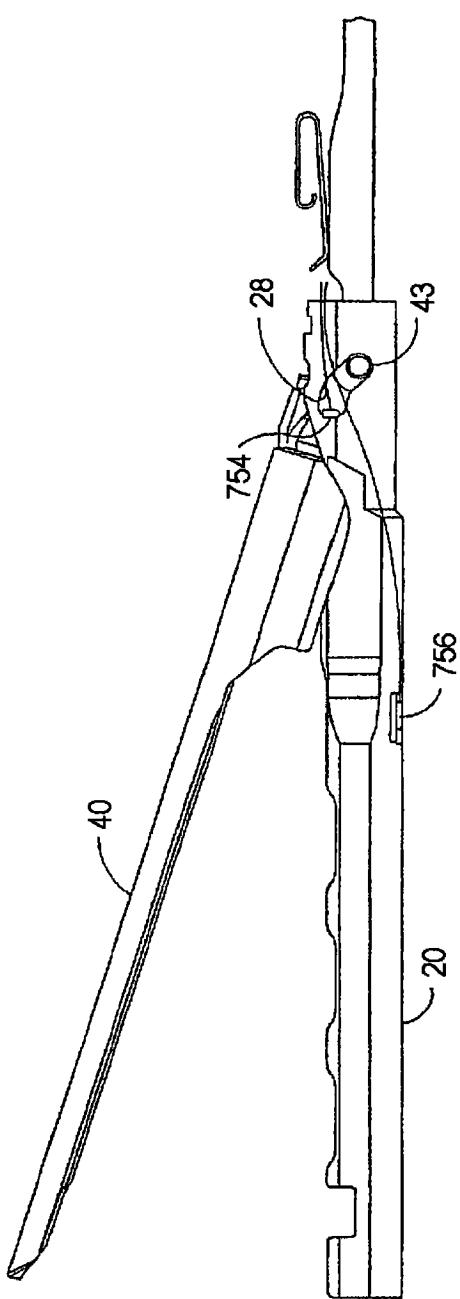


图 27

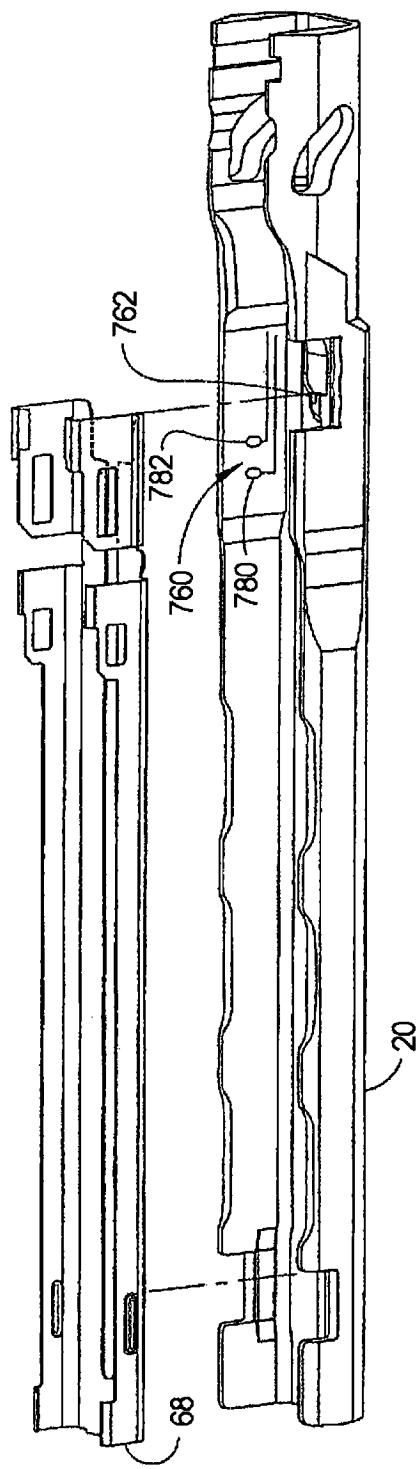


图 29

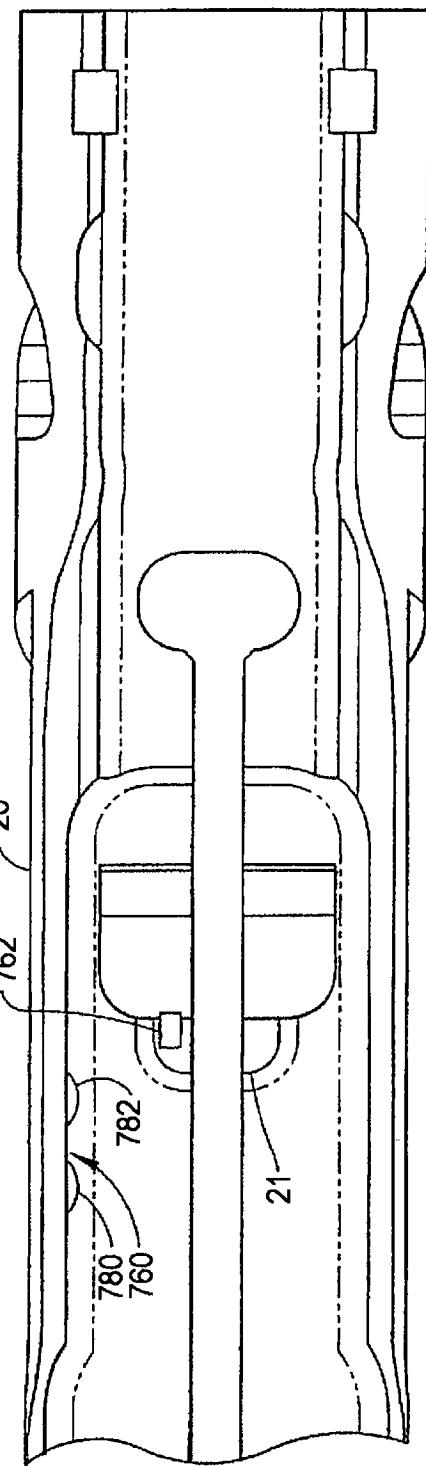


图 30

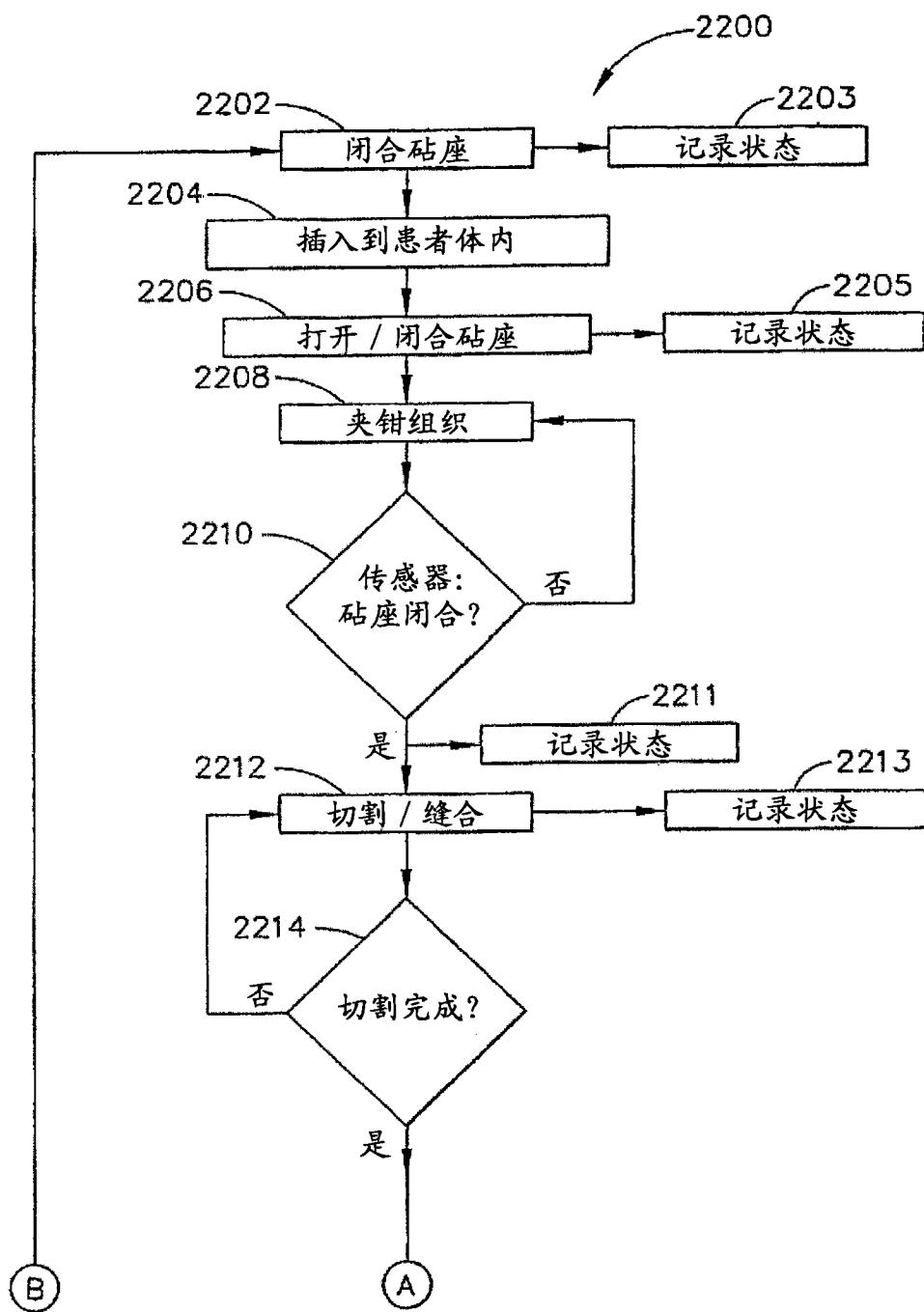


图 31A

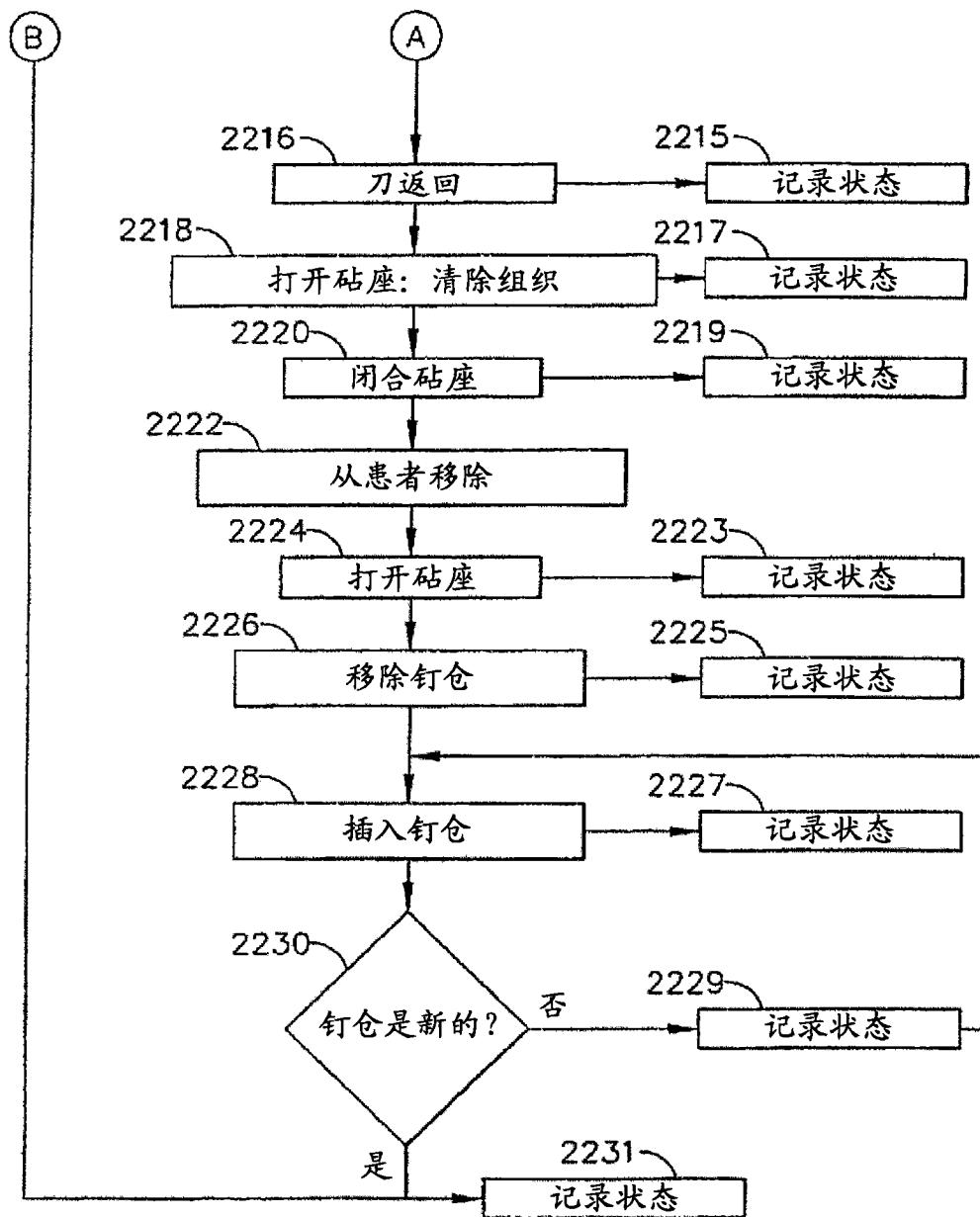


图 31B

事件记录

事件 #	闭合 载荷	击发 行程	击发 载荷 (最大)	刀位置 %	锁止	
					砧座 闭合 / 打开	滑块存在 是 / 否
1	10			0	1	1
2	12			0	1	1
3	15			0	1	1
4	50			1	1	1

	25	26	27	55	56	锁止存儲为 “是” 时接通，用 1 表示 “否” 时断开，用 0 表示	
						砧座 闭合 / 打开	滑块存在 是 / 否
	25	100	120	50	50	0	1
	250	400	200	.33	.66	0	1
				1	1	0	1
				.75	1	0	1
					1	0	1
					1	0	1

示例：  
3 步骤击发

图 32

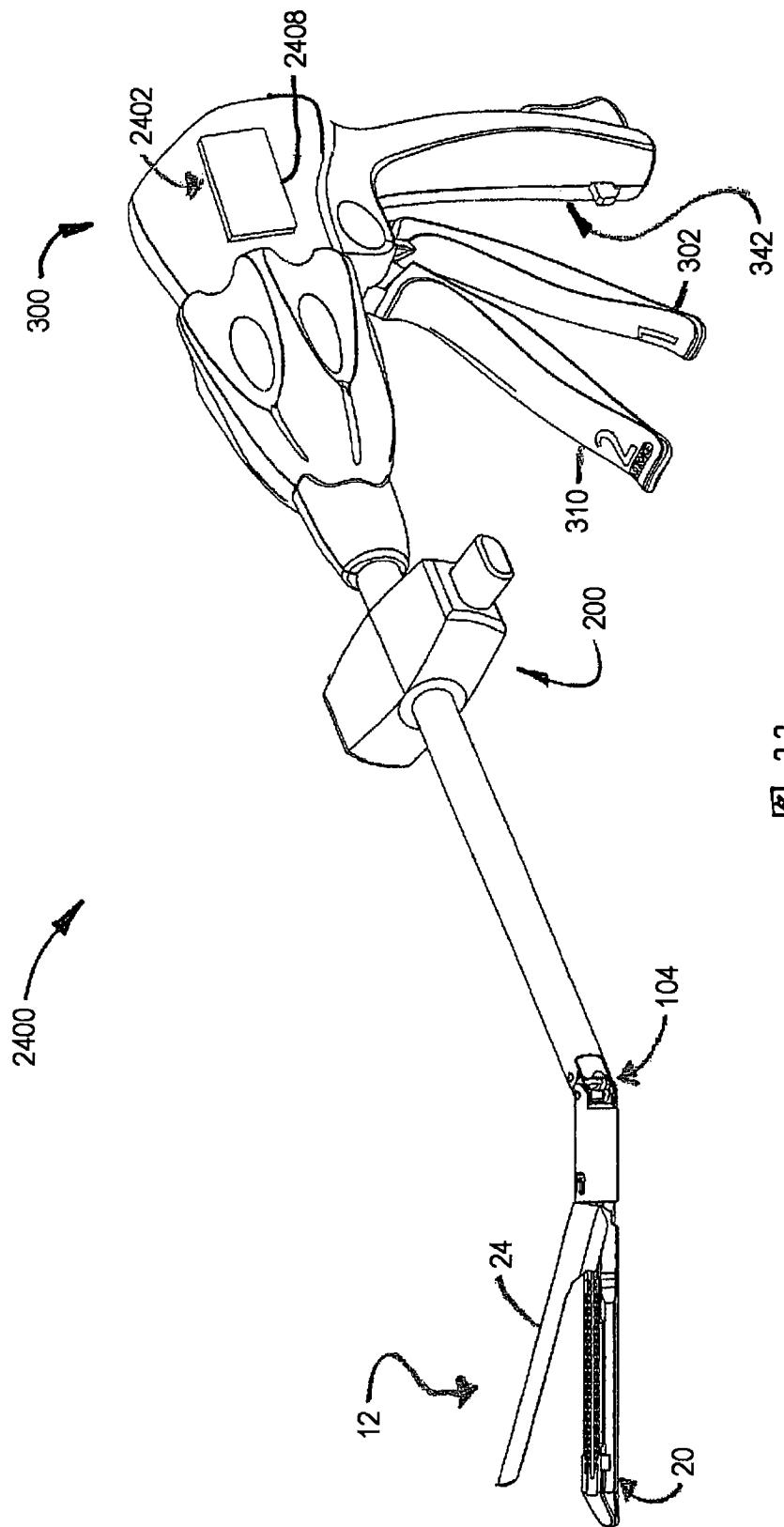


图 33

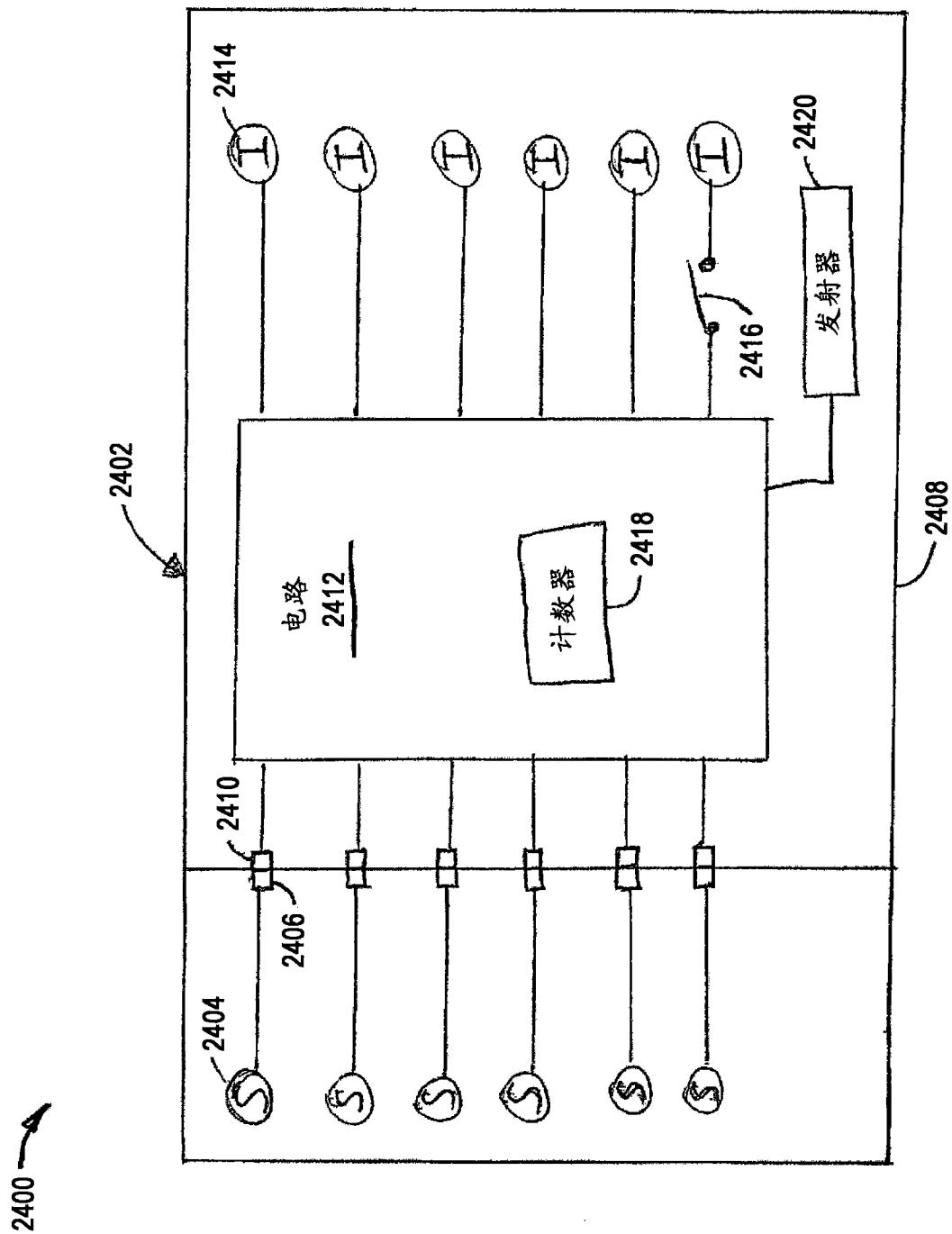


图 34

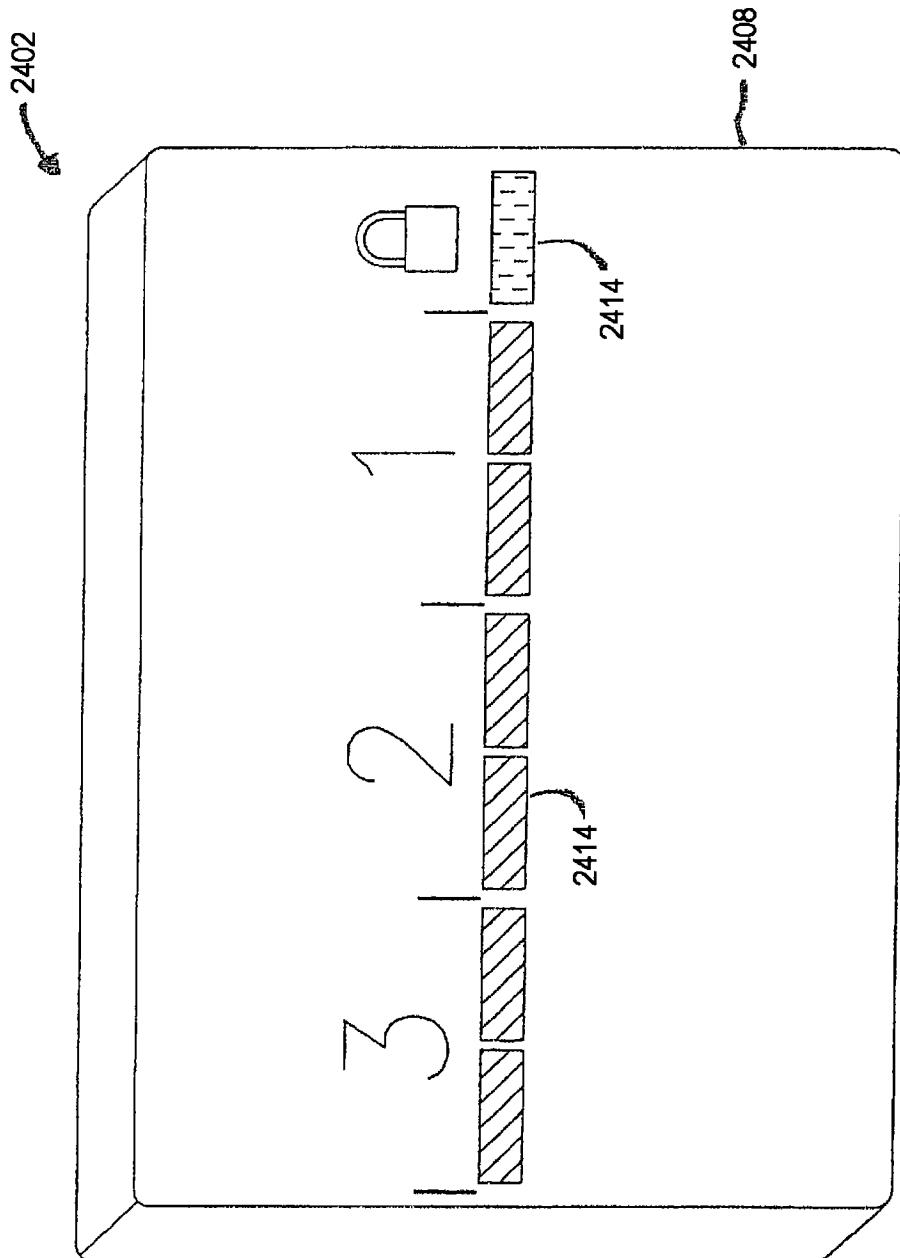


图 35

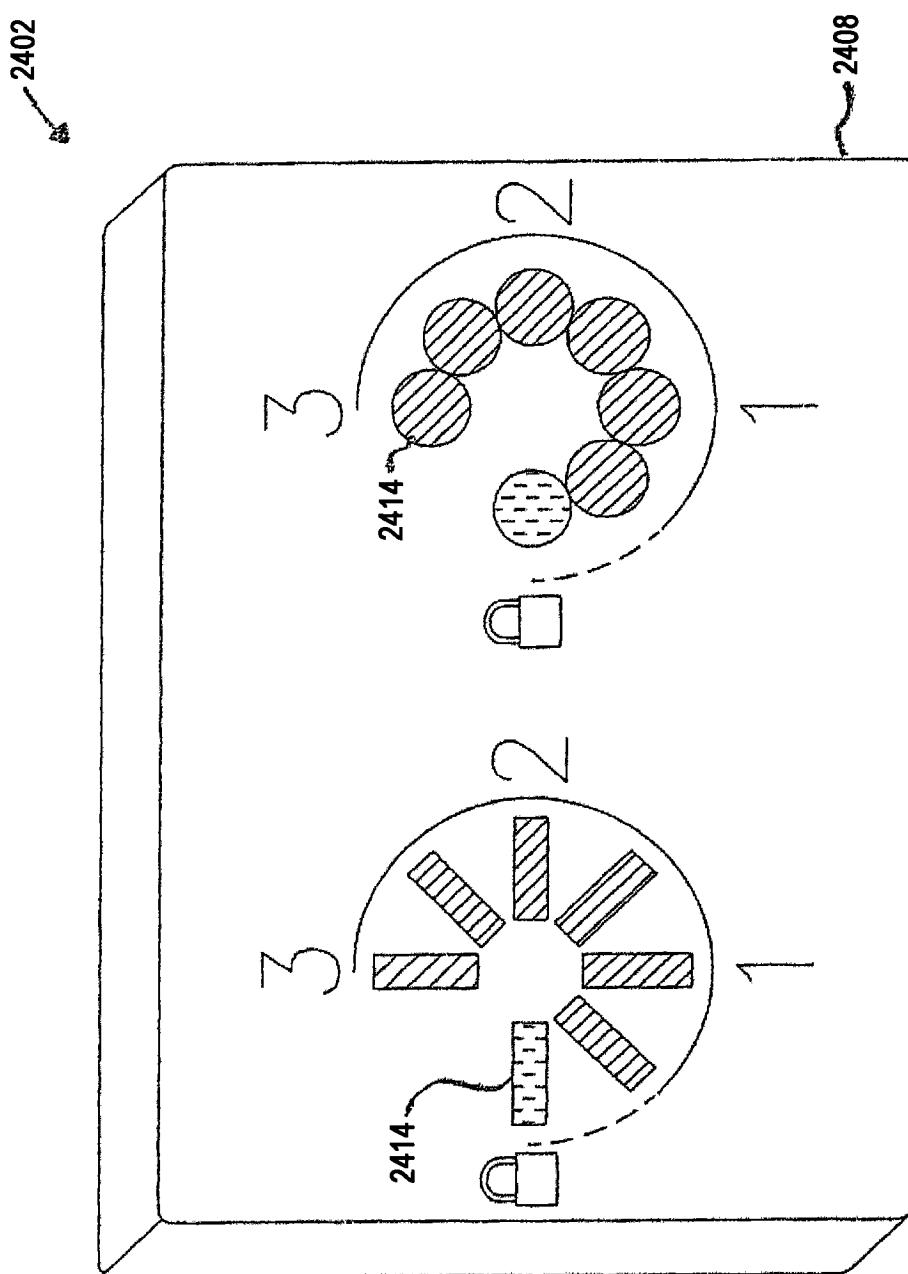


图 36

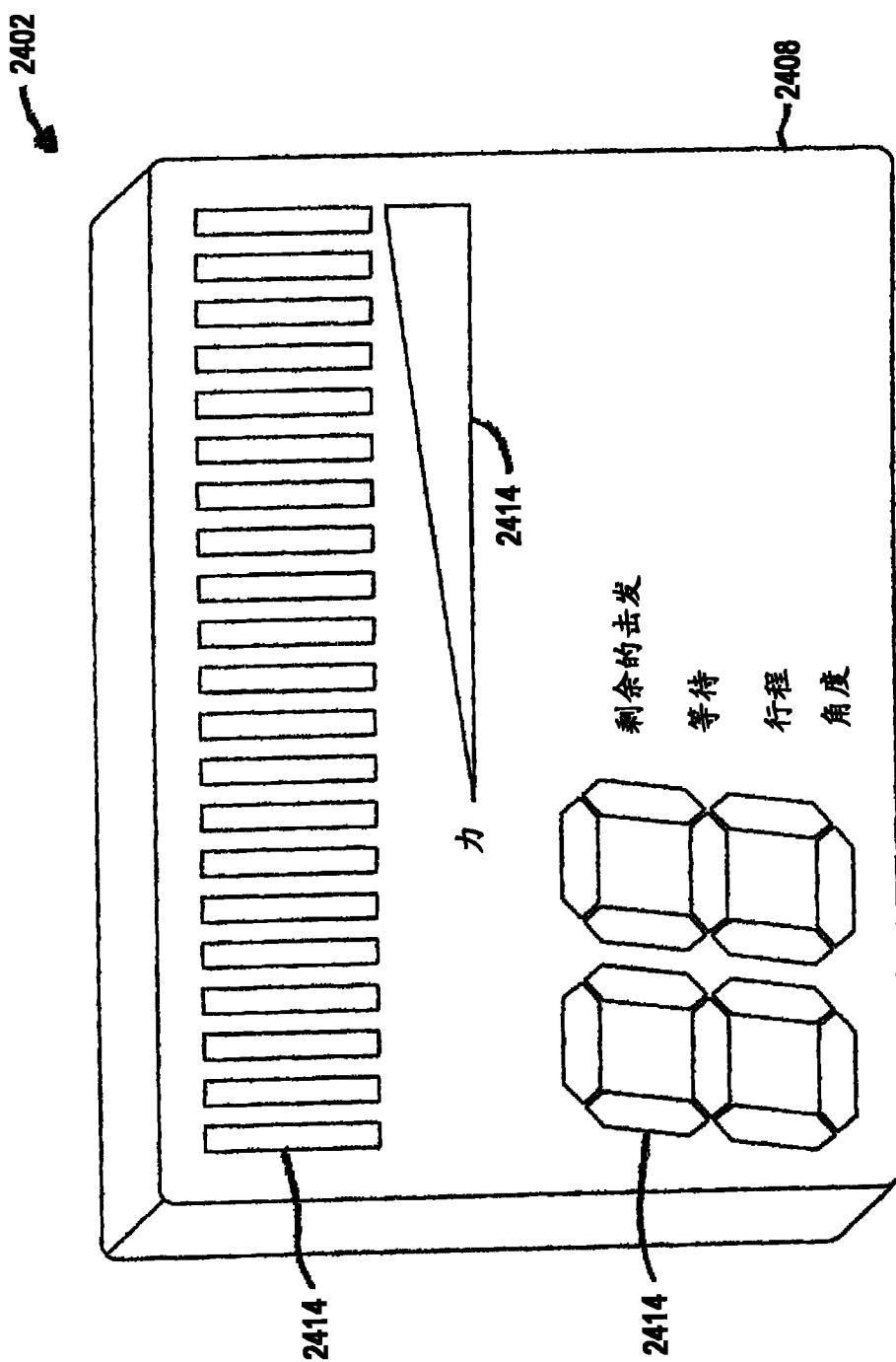


图 37