

(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101234032 B

(45) 授权公告日 2011. 12. 21

(21) 申请号 200810002616. 7

US 6666875 B1, 2003. 12. 23, 全文.

(22) 申请日 2008. 01. 10

US 6181105 B1, 2001. 01. 30,

(30) 优先权数据

审查员 黄长斌

11/651, 785 2007. 01. 10 US

(73) 专利权人 伊西康内外科公司

地址 美国俄亥俄州

(72) 发明人 F·E·谢尔顿四世 J·R·乔达诺

J·S·斯韦兹 D·J·西贝纳勒

(74) 专利代理机构 北京市金杜律师事务所

11256

代理人 苏娟

(51) Int. Cl.

A61B 17/00 (2006. 01)

A61B 1/00 (2006. 01)

(56) 对比文件

US 2003/0220638 A1, 2003. 11. 27,

WO 2005/078892 A1, 2005. 08. 25, 全文.

JP 特开 2000-287987 A, 2000. 10. 17, 全文.

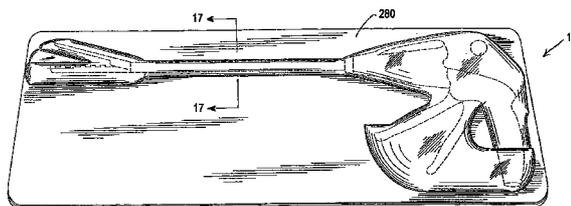
权利要求书 1 页 说明书 13 页 附图 15 页

(54) 发明名称

具有增强的电池性能的外科器械

(57) 摘要

本发明涉及具有增强的电池性能的外科器械。具体地说, 涉及一种包括外科器械诸如内镜或者腹腔镜器械的部件的组件。所述组件可包括包装件、包装件中的外科器械部件和包装件中的动力源。所述动力源可与外科器械部件电连接。所述组件还包括包装件中的辅助动力源和电路元件, 其中所述电路元件与所述动力源和辅助动力源电连接。



1. 一种组件,包括:
包装件;
位于所述包装件中的外科器械部件;
位于所述包装件中的动力源,其中所述动力源能够与所述外科器械部件电连接;
位于所述包装件中的辅助动力源;和
与所述动力源和辅助动力源电连接的开关,其中所述开关包括与所述包装件的一部分连接的凸片,所述凸片的连接方式使得在所述包装件封闭时使所述开关处于打开位置,并且在所述包装件打开时使所述开关自动闭合。
2. 根据权利要求 1 所述的组件,其中所述包装件被灭菌。
3. 根据权利要求 1 所述的组件,其中所述动力源是电池组。
4. 根据权利要求 3 所述的组件,其中所述电池组包括至少一个电池,所述至少一个电池选自包括锂离子电池和镍金属氢化物电池的组。
5. 根据权利要求 1 所述的组件,其中所述动力源是电容器。

具有增强的电池性能的外科器械

[0001] 本申请涉及下列同时提交的美国专利申请,这些申请通过引用全文结合入本文:

[0002] (1)J. Giordano 等人的序列号为 ____、发明名称为“SURGICAL INSTRUMENT WITH WIRELESS COMMUNICATION BETWEEN CONTROL UNIT AND SENSOR TRANSPONDERS”的美国专利申请(代理卷号 060338/END5923USNP);

[0003] (2)J. Giordano 等人的序列号为 ____、发明名称题为“SURGICAL INSTRUMENT WITH WIRELESS COMMUNICATION BETWEEN CONTROL UNIT AND REMOTE SENSOR”的美国专利申请(代理卷号 060339/END5924USNP);

[0004] (3)J. Giordano 等人的序列号为 ____、发明名称为“SURGICAL INSTRUMENT WITH ELEMENTS TO COMMUNICATE BETWEEN CONTROL UNIT AND END EFFECTOR”的美国专利申请(代理卷号 060340/END5925USNP);

[0005] (4)F. Shelton 等人的序列号为 ____、发明名称为“PREVENTION OF CARTRIDGE REUSE IN A SURGICAL INSTRUMENT”的美国专利申请(代理卷号 060341/END5926USNP);

[0006] (5)J. Swayze 等人的序列号为 ____、发明名称为“POST-STERILIZATION PROGRAMMING OF SURGICAL INSTRUMENTS”的美国专利申请(代理卷号 060342/END5924USNP);和

[0007] (6)F. Shelton 等人的序列号为 ____、发明名称为“INTERLOCK AND SURGICAL INSTRUMENT INCLUDING SAME”的美国专利申请(代理卷号 060343/END5928USNP)。

技术领域

[0008] 本发明涉及具有增强的电池性能的外科器械。具体地说,涉及一种包括外科器械诸如内镜或者腹腔镜器械的部件的组件。

背景技术

[0009] 由于切口较小能够缩短术后恢复时间并减少并发症,内镜外科器械通常比传统的开放式外科装置更受欢迎。因此,内镜外科器械领域已经有了显著发展,适于通过套管针的套管将远端执行器精确地放置在所需的外科手术部位。这些远端执行器以多种方式接合组织,以获得诊断或治疗效果(例如,内切割器、抓钳、切割器、缝合器、夹施放器、进入装置、药物/基因治疗输送装置、以及使用超声、RF、激光等的能量装置)。

[0010] 已知的外科缝合器包括能够同时在组织中切割纵向切口并且在该切口的相对侧施加缝钉线的端部执行器。所述端部执行器包括一对协作的钳口构件,如果该器械用于内镜或腹腔镜应用,所述钳口构件能够通过套管通道。其中一个钳口构件容纳钉仓,该钉仓具有至少两排横向隔开的缝钉。另一个钳口构件限定钉砧,该钉砧具有与钉仓中的成排缝钉对准的钉成形槽。所述器械包括多个往复运动楔形件,当被向远侧驱动时,所述楔形件经过钉仓中的开口并与支承缝钉的驱动器接合,以便向着钉砧击发缝钉。

[0011] 在美国专利 US 5,465,895 中描述了适用于内镜应用的外科缝合器的一个例子,其中公开了具有明显闭合和击发动作的内切割器。由此,临床医生能够将钳口构件闭合在

组织上,以在击发前定位组织。一旦临床医生确认钳口构件正确夹持组织,操作者可以单击发冲程击发该外科缝合器,从而切割和缝合组织。同时切割和缝合避免了采用分别只进行切割和缝合的不同外科工具顺序执行这种动作可能导致的并发症。

[0012] 能够在击发之前闭合在组织上的一个具体的优点是,临床医生能够借助内窥镜确认已经获得了切割的所需位置,包括在对置的钳口之间已经捕获了足够的组织。否则,对置的钳口可能被向一起拉得过近,尤其是在他们的远端挤紧,并且由此无法有效地在被切割的组织上成形闭合缝钉。另一个极端是,过量夹钳组织可能导致束缚和不完全击发。

[0013] 随着每次更新换代,内镜缝合器/切割器的复杂性和功能都不断增加。这种现象的一个原因是需要将击发力(FTF)降低到所有或者绝大多数外科医生可操纵的水平。降低FTF的一种已知的解决办法是使用CO₂马达或者电动马达。但由于不同原因,这些装置并不比传统的手动装置更合理。外科医生通常更喜欢体验与端部执行器在成形缝钉时经受的力成比例的力分布,以保证它们完成切割/钉合过程,并且力的上限在大多数外科医生的能力之中(通常大约为15-30lbs)。他们通常还想保持对缝钉的展开的控制,以及当感觉在操纵装置的过程中感受到的力太大或者因为一些其它临床原因时能够在任何时候停止。

[0014] 为了解决这种需要,已经开发出了所谓的“动力辅助”内镜外科器械,其中辅助功率源用于帮助击发器械。例如,在一些动力辅助装置中,马达为用户挤压击发扳机产生的功率输入提供辅助动力源。所述装置能够为操作人员提供负载力的反馈和控制,以减小为了完成切割操作而需要由操作人员施加的击发力。在通过引用接合入本文的Shelton等人于2006年1月31日提交的序列号为11/343573、发明名称为“Motor-driven surgical cutting and fastening instrument with loading force feedback”(“573申请”)的美国专利申请中描述了这种动力辅助装置。

[0015] 内镜外科器械的复杂性和功能增加的另一原因是需要监视器械部件并提供对器械部件的增强控制。例如,传感器和控制系统现在被用于在外科器械中执行新的功能,包括例如电子锁定装置。例如,在Swayze等人于2006年1月31日提交的序列号为11/343439、发明名称为“Electronic Lockouts And Surgical Instrument Including Same”的美国专利申请中描述了一种所述的锁定装置,该申请通过引用结合入本文。

[0016] 在任何种类的外科器械中使用电子装置的一个挑战是提供合适的动力源。大多数外科器械被储存在密封、无菌包装件中。因此,在器械被包装后为了验证其动力源状态或者在需要时补充动力而接触器械通常是不切实际的。因而,器械的储藏期限受到动力源能够可靠地保持电荷的时间的限制。可是,对于许多种器械而言,需要选择具有高峰功率输出的动力源。高峰功率输出使动力源更适于驱动用在外科器械中的马达、传感器和控制系统。但是,具有高峰功率输出的动力源诸如锂离子电池通常不能保持适当长时间的满电荷。因此,动力源的选择必须折中高峰动力源的需要以及长存储寿命的相应需要。

发明内容

[0017] 在一个总的方面,本发明涉及包括外科器械诸如内镜或者腹腔镜器械的部件的组件。该组件可包括包装件、包装件中的外科器械部件和包装件中的动力源。该动力源可与外科器械部件电连接。该组件还可包括位于包装件中的辅助动力源和电路元件,其中该电路元件与动力源和辅助动力源电连接。

[0018] 在另一个总的方面,本发明涉及与外科器械一起使用的端部执行器钉仓。端部执行器钉仓可以包括电气部件、动力源和电路元件。该电路元件可被构造成当端部执行器钉仓被安装在外科器械中时与动力源和电气部件电连接。

[0019] 在又一个总的方面,本发明涉及包括包装件和处于包装件中的端部执行器钉仓的组件。端部执行器钉仓可以包括电气部件。该组件也可以包括位于包装件中的动力源和位于包装件中的电路元件。该电路元件可被构造成当端部执行器钉仓被安装在外科器械中时与动力源和电气部件电连接。本发明还公开了修复外科器械及其部件的方法。

[0020] 更具体地说,本发明涉及如下方面:

[0021] (1)、一种组件,包括:

[0022] 包装件;

[0023] 位于所述包装件中的外科器械部件;

[0024] 位于所述包装件中的动力源,其中所述动力源能够与所述外科器械部件电连接;

[0025] 位于所述包装件中的辅助动力源;和

[0026] 电路元件,其与所述动力源和辅助动力源电连接。

[0027] (2)、根据第(1)项所述的组件,其中所述包装件被灭菌。

[0028] (3)、根据第(1)项所述的组件,其中所述动力源是电池组。

[0029] (4)、根据第(1)项所述的组件,其中所述电池组包括至少一个电池,所述至少一个电池选自包括锂离子电池和镍金属氢化物电池的组。

[0030] (5)、根据第(1)项所述的组件,其中所述动力源是电容器。

[0031] (6)、根据第(1)项所述的组件,其中所述电路元件包括位于所述动力源和辅助动力源之间的直接电连接件。

[0032] (7)、根据第(6)项所述的组件,其中所述直接电连接件包括感应连接件。

[0033] (8)、根据第(1)项所述的组件,其中所述电路元件包括控制电路,该控制电路对所述动力源和辅助动力源之间的电连接进行调节。

[0034] (9)、根据第(8)项所述的组件,其中控制电路包括位于所述辅助动力源和动力源之间的开关。

[0035] (10)、根据第(9)项所述的组件,其中所述开关被构造成当打开包装件时闭合。

[0036] (11)、根据第(9)项所述的组件,其中所述开关包括可拆卸的凸片。

[0037] (12)、根据第(8)项所述的组件,其中所述控制电路包括微处理器。

[0038] (13)、根据第(12)项所述的组件,其中所述微处理器还被构造成在外科器械的使用过程中控制外科器械的至少一个部件。

[0039] (14)、根据第(1)项所述的组件,其中所述外科器械部件包括内切割器。

[0040] (15)、根据第(1)项所述的组件,其中所述外科器械部件包括用于外科器械的端部执行器钉仓。

[0041] (16)、根据第(1)项所述的组件,其中所述动力源不与所述器械部件电连接。

[0042] (17)、根据第(1)项所述的组件,其中所述辅助动力源包括选自如下组的至少一个电池,所述组包括锌/碳电池,锌/碱/二氧化锰电池,锂/二氧化锰电池,锌/氧化银电池和锂/二硫化铁电池。

[0043] (18)、一种用于外科器械的端部执行器钉仓,所述端部执行器钉仓包括:

- [0044] 电气部件；
- [0045] 动力源；和
- [0046] 电路元件，当端部执行器钉仓被安装在外科器械中时该电路元件与动力源和电气部件电连接。
- [0047] (19)、根据第(18)项所述的端部执行器钉仓，其中所述电气部件包括由无源传感器和有源传感器组成的组中的至少一个。
- [0048] (20)、根据第(18)项所述的端部执行器钉仓，其中所述电气部件包括射频识别(RFID)部件。
- [0049] (21)、根据第(18)项所述的端部执行器钉仓，其中所述电气部件用于指示包括端部执行器钉仓的状态、端部执行器钉仓和与端部执行器钉仓兼容的外科器械的类型的组中的至少一个。
- [0050] (22)、根据第(18)项所述的端部执行器钉仓，其中所述电路元件包括开关，该开关被构造成当端部执行器钉仓安装在外科器械中时接通所述电气部件和动力源之间的电连接。
- [0051] (23)、根据第(18)项所述的端部执行器钉仓，其中所述电路元件包括至少两个电极，其中当钉仓被安装在外科器械中时在所述电极之间形成电连接。
- [0052] (24)、根据第(18)项所述的端部执行器钉仓，其中所述电路元件包括接触开关，其被构造成当端部执行器钉仓被安装在外科器械中时被致动。
- [0053] (25)、一种组件，包括：
- [0054] 包装件；
- [0055] 位于所述包装件中的端部执行器钉仓，其中端部执行器钉仓包括电气部件；
- [0056] 位于所述包装件中的动力源；和
- [0057] 位于所述包装件中的电路元件；其中该电路元件可被构造成当端部执行器被安装在外科器械中时将动力源和电气部件电连接。
- [0058] (26)、根据第(25)项所述的组件，其中所述包装件被灭菌。
- [0059] (27)、根据第(25)项所述的组件，其中所述电路元件包括开关，该开关被构造成当端部执行器钉仓被安装在外科器械中时接通所述电气部件和动力源之间的电连接。
- [0060] (28)、一种处理端部执行器钉仓的方法，所述方法包括：
- [0061] 获得第(18)项所述的端部执行器钉仓；
- [0062] 对所述端部执行器钉仓进行灭菌；和
- [0063] 将所述端部执行器钉仓存储在无菌包装件中。

附图说明

- [0064] 本发明的各种实施方式在本文中通过结合下列附图的例子来描述，其中：
- [0065] 图1和2是根据本发明的各种实施方式的外科器械的透视图；
- [0066] 图3至5是根据本发明的各种实施方式的器械的端部执行器和轴的分解图；
- [0067] 图6是根据本发明的各种实施方式的端部执行器的侧视图；
- [0068] 图7是根据本发明的各种实施方式的器械的手柄的分解图；
- [0069] 图8和9是根据本发明的各种实施方式的手柄的局部透视图；

- [0070] 图 10 是根据本发明的各种实施方式的手柄的侧视图；
- [0071] 图 11 是根据本发明的各种实施方式的外科器械的透视图；
- [0072] 图 12 是在根据本发明的各种实施方式的器械中使用的电路的示意图；
- [0073] 图 13 是在根据本发明的各种实施方式的器械中使用的端部执行器的侧视图；
- [0074] 图 14 至 16 显示了处于根据本发明的各种实施方式的无菌包装件中的器械；
- [0075] 图 17 至 19 显示了在根据本发明的各种实施方式的器械中使用的电路的示意图；
- [0076] 图 20 显示了处于根据本发明的各种实施方式的无菌包装件中的器械的部件；和
- [0077] 图 21 显示了根据本发明的各种实施方式的器械的部件。

具体实施方式

[0078] 本发明的各种实施方式总的涉及具有动力源的外科器械和 / 或器械部件, 当所述器械和 / 或部件被密封在无菌包装件中时所述动力源的电量可被施加或者保持。本发明可被用于任何类型的包括至少一个动力源的外科器械, 诸如内镜或者腹腔镜外科器械。在描述系统的各个方面之前, 首先以图示的方式描述了可使用本发明的实施方式的一种类型的外科器械 - 内镜缝合和切割器械 (即内切割器)。

[0079] 图 1 和 2 示出了内镜外科器械 10, 其包括手柄 6、轴 8 和关节运动端部执行器 12, 该端部执行器 12 在关节枢轴 14 处与轴 8 枢转式连接。端部执行器 12 的正确设置和定向可通过手柄 6 上的控制器简化, 所述手柄包括 (1) 旋钮 28, 所述旋钮 28 用于旋转在轴 8 的自由旋转接头 29 处的闭合管 (以下结合图 4 至 5 更详细地描述), 从而转动端部执行器 12, 和 (2) 关节运动控制器 16, 所述关节运动控制器 16 用于使端部执行器 12 围绕关节枢轴 14 进行旋转关节运动。在所示的实施方式中, 端部执行器 12 为用于夹钳、切割和缝合组织的内切割器, 但是在其它实施方式中, 也可使用不同类型的端部执行器, 诸如用于其它类型的外科器械的端部执行器, 例如抓钳、缝合器、夹施放器、进入装置、药物 / 基因治疗装置、超声、RF 或者激光装置等。

[0080] 器械 10 的手柄 6 可包括用于致动端部执行器 12 的闭合扳机 18 和击发扳机 20。应当理解, 具有针对不同外科任务的端部执行器的器械可具有用于操作端部执行器 12 的不同数目或类型的扳机或者其它合适的控制器。所示端部执行器 12 通过优选的细长轴 8 与手柄 6 间隔。在一种实施方式中, 器械 10 的临床医生或者操作人员可通过使用如在 Huei1 等人 2006 年 1 月 10 日提交的序列号为 11/329020、发明名称为 “Surgical Instrument Having An Articulating EndEffector” 的未决美国专利申请中更详细描述关节运动控制器 16 使端部执行器 12 相对于轴 8 进行关节运动, 该专利申请通过引用结合入本文。

[0081] 在该例子中, 除其它部件外, 端部执行器 12 还包括缝钉通道 22 和可枢转运动的钳口构件诸如钉砧 24 (它们保持确保有效夹钳并缝合被夹钳在端部执行器 12 中的组织的间隔)。手柄 6 包括手枪式握把 26, 临床医生朝着所述握把 26 可枢转地拉动闭合扳机 18, 以引起钉砧 24 向着端部执行器 12 的缝钉通道 22 夹钳或关闭, 从而夹钳定位在钉砧 24 和通道 22 之间的组织。击发扳机 20 在闭合扳机 18 的更外侧。一旦闭合扳机 18 被锁定在关闭位置中, 击发扳机 20 可略微向着手枪式握把 26 旋转, 使操作人员用一只手就能够到击发扳机 20。然后操作人员可向着手枪式握把 12 枢转地拉动击发扳机 20, 以引起夹钳在端部执行器 12 中的被夹钳组织的缝合和切割。‘573 专利申请描述了用于锁定和解锁闭合扳机 18

的各种构造。在其它实施方式中,除钉砧 24 以外还可使用不同类型的钳口构件,例如对置的钳口等。

[0082] 应理解,术语“近侧”和“远侧”在本文中以握持器械 10 的手柄 6 的临床医生为参照。因此,端部执行器 12 相对于更近侧的手柄 6 为远侧。还应理解,出于方便和清楚起见,在本文中相对附图使用空间术语例如“垂直”和“水平”。但是,外科器械能以多种朝向和位置使用,这些术语并不意味限制和绝对化。

[0083] 可首先致动闭合扳机 18。一旦临床医生对端部执行器 12 的定位感到满意,临床医生可向后拉动闭合扳机 18 使其到达靠近手枪式握把 26 的完全关闭的锁定位置。然后可致动击发扳机 20。当临床医生除去压力时,击发扳机 20 恢复到打开位置(在图 1 和 2 中显示)。当按压位于手柄 6 上、在该例子中为手柄的手枪式握把 26 上的释放按钮 30 时,可释放闭合扳机 18。

[0084] 图 3 是根据各种实施方式的端部执行器 12 的分解图,如示出的实施方式中所示,除前面提到的通道 22 和钉砧 24 之外,端部执行器 12 还可包括切割器械 32、滑块 33、可拆卸地安放在通道 22 中的钉仓 34 和螺纹轴 36。切割器械 32 可例如为刀。钉砧 24 可在与通道 22 的近端连接的枢轴点 25 处枢转地打开和关闭。钉砧 24 还可包括在其近端的凸片 27,该凸片 27 被插入机械闭合系统(下面进一步描述)的部件中以打开和关闭钉砧 24。当闭合扳机 18 被致动时,也就是说,由器械 10 的操作人员向内拉动时,钉砧 24 可围绕枢轴点 25 枢转至夹钳位置或关闭位置。如果端部执行器 12 的夹钳令人满意,操作人员可致动击发扳机 20,引起刀 32 和滑块 33 沿着通道 26 纵向行进(将在下面更详细解释),从而切割夹钳在端部执行器 12 中的组织。滑块 33 沿着通道 22 的运动导致钉仓 34 的缝钉被驱动穿过被切割的组织并抵靠钉砧 24,这使缝钉紧固被切割组织。发明名称为“Surgical stapling instrument incorporating an E-beam firing mechanism”的美国专利 US 6,978,921 提供了关于所述双冲程切割和紧固器械的更详细情况,该申请通过引用结合入本文。滑块 33 可以是钉仓 34 的一部分,当刀 32 在切割操作之后回缩时,使滑块 33 不回缩。通道 22 和钉砧 24 可由导电材料(诸如金属)制成,并在各种实施方式中可用作天线的一部分以便与端部执行器中的传感器通信。钉仓 34 可由不导电材料(诸如塑料)制成并且传感器可与钉仓 34 连接或者设置在其中,见下面的进一步描述。

[0085] 应当注意,虽然在本文中描述的器械 10 的实施方式采用缝合被切割组织的端部执行器 12,在其它实施方式中也可使用用于紧固或者密封被切割组织的不同技术。例如,也可使用利用 RF 能量或者粘附剂来紧固被切割组织的端部执行器。Yates 等人的发明名称为“Electrosurgical Hemostatic Device”的美国专利 5,709,680 和 Yates 等人的发明名称为“Electrosurgical Hemostatic Device With Recessed And/Or Offset Electrodes”的美国专利 5,688,270 公开了使用 RF 能量来紧固被切割组织的切割器械,这两份专利均通过引用结合入本文。Morgan 等人的序列号为 11/267811 的美国专利申请和 Shelton 等人的序列号为 11/267383 的美国专利申请公开了使用粘附剂来紧固被切割组织的切割器械,这两份专利申请也都通过引用结合入本文。因此,虽然在本文中的描述指的是切割/缝合操作以及类似操作,应当认识到这只是示例性实施方式而不意味着限制。其它组织紧固技术也可被使用。

[0086] 图 4 和 5 是根据各种实施方式的端部执行器 12 和轴 8 的分解图,图 6 是根据各种

实施方式的端部执行器 12 和轴 8 的侧视图。如阐述的实施方式中所示,轴 8 可包括由枢轴连接件 44 枢转连接的近侧闭合管 40 和远侧闭合管 42。远侧闭合管 42 包括开口 45,钉砧 24 上的凸片插入该开口 45 中以便打开和关闭钉砧 24。设置在闭合管 40、42 内部的可以是近侧脊管 46。设置在近侧脊管 46 内部的可以是主旋转(或者近侧)传动轴 48,该传动轴 48 经由锥齿轮组件 52 与次级(或者远侧)传动轴 50 连接。次级传动轴 50 与传动齿轮 54 连接,该传动齿轮 54 啮合螺纹轴 36 的近侧传动齿轮 56。垂直锥齿轮 52b 可安放在近侧脊管 46 的远侧的开口 57 中并在其中枢转。远侧脊管 58 可被用于包围次级传动轴 50 和传动齿轮 54、56。总起来说,主传动轴 48、次级传动轴 50 和关节运动组件(例如锥齿轮组件 52a-c)在本文中有时称为“主传动轴组件”。

[0087] 定位在缝钉通道 22 的远端处的轴承 38 承受螺纹轴 36,允许螺纹轴 36 相对于通道 22 自由旋转。螺纹轴 36 可与刀 32 的螺纹开口(未显示)相互作用,从而轴 36 的旋转导致刀 32 经过缝钉通道 22 向远侧或者近侧平移(取决于旋转方向)。因此,当致动击发扳机 20 引起主传动轴 48 的旋转时(在下面进一步详细解释),锥齿轮组件 52a-c 引起次级传动轴 50 旋转,由于传动齿轮 54、56 的啮合,轴 50 的旋转进而引起螺纹轴 36 的旋转,这引起刀 32 沿着通道 22 纵向行进以切割任何夹钳在端部执行器中的组织。滑块 33 可由例如塑料制成,并可具有倾斜的远侧表面。当滑块 33 横穿通道 22 时,向上倾斜的表面可以向上推动或者致动钉仓 34 中的缝钉穿过被夹钳的组织并抵靠钉砧 24。钉砧 24 将缝钉折回,从而缝合被切割组织。当刀 32 回缩时,刀 32 和滑块 33 可脱离接合,从而将滑块 33 留在通道 22 的远端。

[0088] 如图 7 至 10 所示,根据各种实施方式,外科器械可包括手柄 16 中的电池 64。示出的实施方式为操作者提供了有关在端部执行器 12 中的切割器械 34 的展开和负载力的反馈。另外,该实施方式可利用由操作人员在回缩击发扳机 18 时提供的能量为装置 10 提供动力(所谓的“动力辅助”模式)。如在示出的实施方式中所示,手柄 6 包括外部下侧件 59、60 和外部上侧件 61、62,它们配合在一起整体上形成手柄 6 的外部。手柄件 59-62 可由不导电材料制成,诸如塑料。电池 64 诸如锂离子电池可设置在手柄 6 的手枪式握把 26 部分中。电池 64 为设置在手柄 6 的手枪式握把 26 部分的上部的马达 65 供电。电池 64 可根据任何合适的构造或者化学物质构造,包括例如锂离子化学物质诸如 LiCoO_2 或者 LiNiO_2 , 镍金属氢化物化学物质等。根据各种实施方式,马达 65 可以是最大转数约为 5000 到 100,000 RPM 的直流电刷驱动马达。马达 64 可驱动含有第一锥齿轮 68 和第二锥齿轮 70 的 90 度锥齿轮组件 66。锥齿轮组件 66 可驱动行星齿轮组件 72。行星齿轮组件 72 可包括与传动轴 76 连接的小齿轮 74。小齿轮 74 可驱动啮合的环形齿轮 78,环形齿轮 78 经由传动轴 82 驱动螺旋齿轮鼓 80。环 84 可螺纹连接在螺旋齿轮鼓 80 上。因此,当马达 65 旋转时,通过介于其间的锥齿轮组件 66、行星齿轮组件 72 和环形齿轮 78 使环 84 沿着螺旋齿轮鼓 80 行进。

[0089] 手柄 6 还可包括与击发扳机 20 连接的运转马达传感器 110,用于检测操作人员将击发扳机 20 向着手柄 6 的手枪式握把 26 部分拉动(或者“关闭”)从而由端部执行器 12 致动切割/缝合操作的时刻。传感器 110 可以是比例传感器,例如变阻器或者可变电阻器。当击发扳机 20 被拉动时,传感器 110 检测到该运动并发送将表示待施加到马达 65 的电压(或者功率)的电信号。当传感器 110 是可变电阻器或者类似装置时,马达 65 的旋转通常可与击发扳机 20 的运动量成正比。也就是说,如果操作人员仅仅少量拉动或者关闭击发扳

机 20, 马达 65 的旋转较小。当击发扳机 20 完全被拉动 (或者处于完全关闭位置), 马达 65 的旋转最大。换言之, 操作人员越用力拉动击发扳机 20, 施加到马达 65 上的电压就越大, 这导致转速越大。在另一种实施方式中, 例如, 控制单元 (在下面进一步描述) 基于来自传感器 110 的输入将脉宽调制控制信号输出到马达 65 以便控制马达 65。

[0090] 手柄 6 可包括靠近击发扳机 20 的上部的手柄中部件 104。手柄 6 还可包括连接在手柄中部件 104 上的柱和击发扳机 20 上的柱之间的偏压弹簧 112。偏压弹簧 112 可将击发扳机 20 偏压到其完全打开位置。在该方式中, 当操作人员释放击发扳机 20 时, 偏压弹簧 112 将击发扳机 20 拉动到其打开位置, 从而去除传感器 110 的致动, 由此使马达 65 停止旋转。而且, 借助于偏压弹簧 112, 用户任何时候关闭击发扳机 20 时都可感受到关闭操作的阻力, 从而为用户提供有关由马达 65 施加的旋转量的反馈。此外, 操作人员可停止回缩击发扳机 20 由此去除来自传感器 100 的力, 从而使马达 65 停止。因而, 操作人员可停止端部执行器 12 的展开, 从而为操作者提供了控制切割 / 紧固操作的措施。

[0091] 螺旋齿轮鼓 80 的远端包括用于驱动环形齿轮 122 的选侧传动轴 120, 该环形齿轮 122 与小齿轮 124 啮合。小齿轮 124 与主传动轴组件的主传动轴 48 连接。如上所述, 这样马达 65 的旋转引起主传动轴组件旋转, 这引起端部执行器 12 的致动。

[0092] 螺纹连接在螺旋齿轮鼓 80 上的环 84 可包括设置在带槽臂 90 的槽 88 中的柱 86。带槽臂 90 具有在其相对端部 94 处的开口 92, 该开口 92 容纳连接在手柄外侧件 59、60 之间的枢轴销 96。枢轴销 96 也穿过击发扳机 20 中的开口 100 和手柄中部件 104 中的开口 102 设置。

[0093] 另外, 手柄 6 可包括反向马达传感器 (或者冲程结束传感器) 130 和停止马达 (或者冲程开始) 传感器 142。在各种实施方式中, 反向马达传感器 130 可以是定位在螺旋齿轮鼓 80 的远端处的限制开关, 当环 84 到达螺旋齿轮鼓 80 的远端时, 使螺纹连接在螺旋齿轮鼓 80 上的环 84 接触并断开 (trip) 反向马达传感器 130。当被致动时, 反向马达传感器 130 将信号发送到控制单元, 控制单元将信号发送到马达 65 使其旋转方向反转, 从而在切割操作之后将端部执行器 12 的刀 32 退出。

[0094] 停止马达传感器 142 例如可以是常通限制开关。在各种实施方式中, 该传感器 142 可以被定位在螺旋齿轮鼓 80 的近端处, 当环 84 到达螺旋齿轮鼓 80 的近端时, 使环 84 断开开关 142。

[0095] 在操作时, 当器械 10 的操作人员向回拉动击发扳机 20 时, 传感器 110 检测击发扳机 20 的展开并将信号发送到控制单元, 控制单元将信号发送到马达 65 引起马达 65 例如以与操作人员向回拉动击发扳机 20 的力度成正比的速率向前旋转。马达 65 的向前旋转进而引起行星齿轮组件 72 的远端处的环形齿轮 78 旋转, 从而引起螺旋齿轮鼓 80 旋转, 进而引起螺纹连接在螺旋齿轮鼓 80 上的环 84 沿着螺旋齿轮鼓 80 向远侧行进。螺旋齿轮鼓 80 的旋转还驱动如上所述的主传动轴组件, 进而引起端部执行器 12 中的刀 32 的展开。也就是说, 引起刀 32 和滑块 33 纵向横穿通道 22, 从而切割被夹钳在端部执行器 12 中的组织。而且, 在使用缝合型端部执行器的实施方式中, 引起端部执行器 12 的缝合操作。

[0096] 在端部执行器 12 的切割 / 缝合操作完成时, 螺旋齿轮鼓 80 上的环 84 将到达螺旋齿轮鼓 80 的远端, 从而引起反向马达传感器 130 被致动, 传感器 130 将信号发送到控制单元, 控制单元将信号发送到马达 65, 从而引起马达 65 的旋转方向反转。这进而引起刀 32 回

缩,还引起螺旋齿轮鼓 80 上的环 84 向后运动到螺旋齿轮鼓 80 的近端。

[0097] 手柄中部件 104 包括接合带槽臂 90 的后侧肩部 106(在图 8 和 9 中最佳显示)。手柄中部件 104 还具有与击发扳机 20 接合的向前运动止动器 107。如上面的解释,通过马达 65 的旋转来控制带槽臂 90 的运动。当带槽臂 90 逆时针旋转时,环 84 从螺旋齿轮鼓 80 的近端向远端行进,手柄中部件 104 将逆时针自由旋转。因此,当用户拉动击发扳机 20 时,击发扳机 20 将接合手柄中部件 104 的向前运动止动器 107,引起手柄中部件 104 逆时针旋转。但是,由于后侧肩部 106 接合在带槽臂 90 中,手柄中部件 104 将仅能在带槽臂 90 允许的范围内逆时针旋转。那样,如果马达 65 出于一些原因应该停止旋转,带槽臂 90 将停止旋转,并且使用者将不能进一步拉动击发扳机 20,因为手柄中部件 104 由于带槽臂 90 将不能逆时针自由旋转。

[0098] 图 7 至 10 中也示出了用于通过回缩闭合扳机 18 来关闭(或者夹紧)端部执行器 12 的钉砧 24 的示例性闭合系统的部件。在所示的实施方式中,闭合系统包括通过销 251 连接到闭合扳机 18 的轭形件 250 所述销 251 插入穿过闭合扳机 18 和轭形件 250 中的对准开口。闭合扳机 18 围绕其枢转的枢轴销 252 被插入穿过闭合扳机 18 的另一个开口,该开口与插入穿过闭合扳机 18 的销 251 的开口偏离。因此,闭合扳机 18 的回缩使闭合扳机 18 的上部(轭形件 250 借助销 251 与闭合扳机 18 的上部连接)逆时针旋转。轭形件 250 的远端经由销 254 连接到第一闭合支架 256。第一闭合支架 256 连接到第二闭合支架 258。闭合支架 256、258 一起限定了安放并保持近侧闭合管 40 的近端(见图 4)的开口,闭合支架 256、258 的纵向运动通过近侧闭合管 40 引起纵向运动。器械 10 还包括设置在近侧闭合管 40 内侧的闭合杆 260。闭合杆 260 可包括窗口 261,位于其中一个手柄外部件诸如在所示实施方式中的外侧下侧件 59 上的柱 263 被设置在所述窗口 261 中,以将闭合杆 260 固定地连接到手柄 6 上。这样,近侧闭合管 40 能够相对于闭合杆 260 纵向运动。闭合杆 260 还可包括远侧卡圈 267,该卡圈 267 配合在近侧脊管 46 中的腔 269 中并由帽 271 保持在该腔中(见图 4)。

[0099] 在操作时,当轭形件 250 由于闭合扳机 18 的回缩而旋转时,闭合支架 256、258 引起近侧闭合管 40 向远侧运动(即远离器械 10 的手柄),引起远侧闭合管 40 向远侧运动,这引起钉砧 24 围绕枢轴点 25 旋转到夹紧或者关闭位置中。当闭合扳机 18 从锁定位置解锁时,引起近侧闭合管 40 向近侧滑动,这引起远侧闭合管 42 向近侧滑动,借助插在远侧闭合管 42 的窗口 45 中的凸片 27 引起钉砧 24 围绕枢轴点 25 枢转到打开或者未夹紧位置中。这样,通过回缩并锁定闭合扳机 18,操作人员可夹钳在钉砧 24 和通道 22 之间的组织,并可在切割/缝合操作之后通过从锁定位置解锁闭合扳机 18 来松开组织的夹钳。

[0100] 控制单元(在下面进一步描述)可接收来自冲程结束和冲程开始传感器 130、142 以及运转马达传感器 110 的输出信号,并可基于输入信号控制马达 65。例如,当操作人员在锁定闭合扳机 18 之后开始拉动击发扳机 20 时,运转马达传感器 110 被致动。当钉仓 34 位于端部执行器 12 中,钉仓锁定传感器(未示出)可被接通,在这种情况下控制单元可将控制信号输出到马达 65 引起马达 65 沿着向前的方向旋转。当端部执行器 12 到达其冲程末端时,反向马达传感器 130 将被激活。控制单元可接收来自反向马达传感器 130 的该输出信号并引起马达 65 的旋转方向反转。当刀 32 完全被回缩时,停止马达传感器开关 142 被激活,控制单元使马达 65 停止。

[0101] 在其它实施方式中,与比例型传感器 110 不同,可使用开关型传感器。在这种实施方式中,马达 65 的转速与操作人员施加的力不成比例。更确切地说,马达 65 通常以恒定速度旋转。但是操作人员仍可感受到力反馈,因为击发扳机 20 配合到齿轮传动链中。

[0102] 器械 10 可包括在端部执行器 12 中的多个传感器以便感测与端部执行器 12 有关的各种状态,诸如用于确定钉仓 34 的状态(或与外科器械相关的其它类型的钉仓)、用户输入负载、在关闭和击发过程中缝合器的进展、用于钉仓 34 的一个或多个可兼容的外科器械等的传感器。传感器可以由感应信号被动供电,或者可通过远程动力源供电,例如端部执行器 12 中的电池。传感器例如可包括磁阻抗、光学、机电、射频识别(RFID)、微机电系统(MEMS)、运动或者压力传感器。这些传感器可与控制单元 300 通信,该控制单元 300 可以例如如图 11 中所示定位在器械 10 的手柄 6 中。传感器可按照任何合适的有线或无线方法与控制单元 300 联系。

[0103] 如图 12 所示,根据各种实施方式,控制单元 300 可包括处理器 306 和一个或多个存储单元 308。通过执行存储在存储器 308 中的指令代码,处理器 306 可基于从各种端部执行器传感器和其它传感器(例如运转马达传感器 110、冲程结束传感器 130 和冲程开始传感器 142)接收的输入信号控制器械 10 的各种部件,诸如马达 65 或者用户显示器(未显示)。在器械 10 的外科使用过程中,控制单元 300 可由电池 64 供电。在控制单元 300 不具有与传感器和/或马达的直接有线连接的实施方式中,控制单元 300 可包括感应元件 302(例如线圈或者天线),用于从各种传感器/马达等发送和接收无线信号。由作为接收天线的感应元件 302 接收的输入信号可由解调器 310 解调并由解码器 312 解码。输出信号可经由编码器 316、调制器 318 和感应元件 302 发送。各种实施方式可包括用于接收和发送的单独的感应元件(未显示)。

[0104] 根据各种实施方式,控制单元 300 可以为单个元件,诸如微控制器、系统集成芯片(SoC)或者封装系统(SIP)。作为替代方式,控制单元 300 可以为两个或多个分离式部件。如图 11 中所示,控制单元 300 可被容纳在器械 10 的手柄 6 中,并且用于器械 10 的一个或多个传感器可定位在端部执行器 12 中。在控制单元 300 和传感器 368 无线通信的实施方式中,控制单元 300 的感应元件 302 可经一根或多根导线(例如 322)和/或次级感应元件(例如线圈 320 和 324)与转发器感应。可对次级感应元件 320、324 进行设置,以避免导线穿过关节接头诸如旋转接头 29、枢轴 14 等。

[0105] 图 13 是端部执行器 12 的视图,该端部执行器 12 包括保持或者嵌入在钉仓 34 中位于通道 22 的远端处的传感器 368。传感器 368 可通过合适的粘接材料诸如环氧树脂与钉仓 34 连接。在该实施方式中,传感器 368 包括磁阻抗传感器。钉砧 24 包括位于其远端并且一般朝向转发器 368 的永磁体 369。在该示例性实施方式中钉仓 34 还包括与滑块 33 连接的永磁体 370。这允许传感器 368 对端部执行器 12 的打开/关闭(由于当钉砧 24 打开和关闭时永磁体 370 运动得更远离或更接近转发器)以及缝合/切割操作的完成进行检测(由于当滑块 33 横过通道 22 时永磁体 370 向着转发器 368 的运动作为切割操作的一部分)。应当理解,各种其它传感器和/或传感器类型可被包括在端部执行器 12 和/或钉仓 34 包括例如所示的射频识别(RFID)传感器 371 中。

[0106] 图 13 还显示了钉仓 34 的缝钉 380 和缝钉驱动器 382。如前面解释的那样,根据各种实施方式,当滑块 33 横过通道 22 时,滑块 33 驱动缝钉驱动器 382,缝钉驱动器将缝钉

380 驱动到保持在端部执行器 12 中的被切割组织中,从而使缝钉 380 抵靠钉砧 24 成形。如上说明的那样,这样的外科切割和紧固器械仅仅是其中本发明可有利地被采用的一种类型的外科器械。本发明的各种实施方式可在任何类型的具有一个或多个传感器的外科器械中使用。

[0107] 在上述实施方式中,电池 64 或者其它合适的动力源为器械 10 的击发操作提供动力(至少部分)。这样,器械可以是所谓的“动力辅助”装置。动力辅助装置的更多细节和其它实施方式在结合入本申请的专利申请‘573 中有描述。但是,应当认识到,器械 10 不必是动力辅助的装置,其仅仅是可利用本发明的方面的装置类型的例子。例如,器械 10 可包括由电池 64 供电并由控制单元 300 控制的用户显示器(诸如 LCD 或者 LED 显示器)。来自端部执行器 12 中的转发器 368 的数据可显示在这样的显示器上。

[0108] 通常,外科器械诸如器械 10 在使用之前被清洁并灭菌。在一种灭菌技术中,器械 10 被放置在闭合和密封包装件 280 中,诸如塑料和/或 TYVEK 容器或者袋中,如图 14 和 15 所示。包装件 280 和器械然后被放置在可穿透包装件的辐射场中,诸如伽马射线、X 射线或者高能电子。辐射杀死器械 10 上和包装件 280 中的细菌。经过灭菌的器械 10 然后可被储存在无菌包装件 280 中。密封的无菌包装件 280 保持器械 10 无菌直到其在医疗场合或者一些其它使用环境中被打开。作为辐射的替代,可使用其它方式对器械 10 进行灭菌,诸如环氧乙烷或者蒸汽。器械 10 可以以灭菌或者未灭菌状态提供给客户。当器械 10 以未灭菌状态提供时,客户可自行对器械 10 进行灭菌,或者将其外包给承包人。

[0109] 图 16 显示了根据各种实施方式的器械 10 和包装件 280 的视图,包装件 280 也包括辅助动力源 402。辅助动力源 402 可以经由连接件 404 和电路元件(未显示)与器械 10(例如电池 64)电连接。辅助动力源 402 可提供动力源以便为器械的动力源充电和/或重新充电。辅助动力源 402 可以是任何种类的电池或者其它合适动力源。例如,辅助动力源可包括可充电电池,诸如锂离子或者镍金属氢化物电池、不可充电电池诸如锌/碳、锌/碱/二氧化锰、锂/二氧化锰、锌/氧化银、锂/二硫化铁等。

[0110] 电路元件可调节从辅助动力源 402 输送到器械 10 的动力,以保证当器械 10 为使用而准备就绪时器械 10 的电池 64 或者其它动力源具有适当的电量。从物理上讲,电路元件可被定位在任何合适的位置,例如作为在包装件 280 中的、在辅助动力源 402 中的、器械等中的独立物品。连接件 404 可以是任何合适种类的连接件,例如包括直接有线连接、感应连接等。在感应连接中,连接件 404 可包括彼此非常靠近的感应元件。在第一感应元件中的电流可在第二感应元件中感应出相应电流,从而将电力传输通过连接件 404。

[0111] 图 17 显示了经由电路元件 410 与器械动力源 406(例如电池 64)连接的辅助动力源 402 的示例性示意图。辅助动力源 402 可根据任何合适的方法或者充电方案为器械动力源 406 充电。例如,电路元件 410 可包括动力源 402、406 之间的直接连接(例如感应或者有线)。当其电量消耗时,例如当器械 10 被闲置时,辅助动力源 402 可提供充电电流为器械动力源 406 充电。而且,例如辅助动力源 402 可基于动力源器械的当前状态提供充电电流。如图 18 所示,电路元件 410 可包括一个或多个开关 412 或电阻器(未显示)以监控器械动力源 406 上的电量并且当动力源 406 的电量到达预定阈值时从辅助动力源 402 提供电流。由辅助动力源 402 提供的电流还可以以各种其它方式进行调节,包括例如通过如图 19 所示的微处理器 414 和交换网络 416。处理器 414 的功能由上述处理器 306 执行,或者通过器械

10 的任何其它控制系统执行。

[0112] 根据各种实施方式,当器械 10 为使用而准备就绪时,辅助动力源 402 可相当迅速地为器械动力源 406 充电。例如,参见图 18,当器械 10 和包装件 280 处于闲置状态时,开关 412 可保持在断开位置。因此,器械动力源 406 上的电量允许递降。当器械 10 准备就绪时,开关 412 闭合,允许辅助动力源 402 为动力源 406 提供充电电流,在使用之前为动力源 406 充电。例如,开关 412 可被构造为当包装件 280 打开时自动闭合。在各种实施方式中,开关可包括凸片 405,如图 16 所示。凸片 405 可与包装件 280 的一部分连接并被构造为当打开包装件 280 时闭合开关 412。而且,例如,临床医生可在使用或者即将使用器械 10 时拉动凸片 405,从而闭合开关 412 并引起动力源 406 充电。

[0113] 如上所述,一些端部执行器钉仓 34 可具有传感器或者需要动力源的其它电子部件。例如,图 3 显示了具有动力源 456 的钉仓 34。动力源 456 可以是适于操作处于钉仓和 / 或端部执行器 12 中的电子设备的任何动力源。例如,动力源 456 可包括电容器、电池等。动力源 456 能以任何合适的位置(包括例如如图 20 所示在远尖端处以及如图 21 所示作为滑块 33 的一部分)定位在钉仓 34 中。

[0114] 端部执行器钉仓 34 可根据上述方法存储和灭菌。例如,图 20 示出了封装在无菌包装件 450 中的钉仓 34 的视图。如图所示,包装件 450 还包括辅助动力源 452。辅助动力源可为钉仓动力源 456 供电。与动力源 402 类似,动力源 452 可助于为钉仓 34 的动力源 456 充电或者再次充电,从而延长钉仓 34 的闲置寿命。辅助动力源 452 可经由连接件 454 和类似于上述电路元件的电路元件(未显示)与钉仓 34 连接。辅助动力源 452、电路元件和钉仓动力源可被连接并可根椐任何合适的有线或无线(例如感应)方法为动力源 456 充电,所述方法包括例如以上参照图 17、18 和 19 讨论的那些方法。

[0115] 根据各种实施方式,钉仓动力源 456 可具有小的蓄电量。因此,可能需要防止该电量的非必要使用。例如,钉仓动力源 456 可与其负载电隔离,直到钉仓 34 为使用而准备就绪。钉仓 34 可包括当钉仓 34 被安装在端部执行器 12 中时闭合的断路器或者其它电路元件。当断路器闭合时,动力源 456 可与其负载连接(例如任何传感器或者处于钉仓 34 中的其它被供电电子设备)。

[0116] 断路器可以以任何合适的方式执行。例如,如图 3 所示,钉仓 34 可包括凹槽 401,当钉仓 34 紧固在通道 22 中时该凹槽 401 由通道 22 中相应的突起(未示出)支承。开关元件可设置在这些凹槽 401 中。当钉仓 34 被安装在通道 22 中时,突起可被容纳在凹槽 401 中,从而闭合断路器并将动力源 456 与其负载连接。图 21 显示了断路器的其它实施方式。如图所示,断路器可包括定位在钉仓 34 的侧壁上的一对电触头 462。当钉仓 34 连接在通道 22 中(见图 3)时,触头 462 通过通道 22 的导电侧壁短路,将开关闭合并将动力源 456 与其负载连接。

[0117] 上面已经结合切割型外科器械描述了本发明的各种实施方式。但应当注意的是,在其它实施方式中,在本申请中公开的发明的外科器械不必是切割型外科器械,而是能在包括远程传感器转发器的任何类型的外科器械中使用。例如,它可以是非切割型外科器械、抓钳、缝合器、夹施放器、进入装置、药物 / 基因治疗输送装置,使用超声、RF、激光的能量装置等。另外,本发明例如可以是腹腔镜器械。

[0118] 在本文中公开的装置可以单次使用后抛弃,或者可以多次使用。但是在这两种情

况下,装置可被修复以便在至少使用一次后再次使用。修复可包括装置拆卸步骤的任何组合,接着清洗或者替换特定部件,随后组装。尤其是装置可被拆卸,并且装置的任意数量的特定件或部分可以任何组合选择性地替换或者去除。在清洁和 / 或替换特定部件后,为了随后的使用装置可在修复车间重新组装,或者在外科手术之前由外科团队即将进行外科程序之前重新组装。本领域技术人员将会理解,可利用用于拆卸、清洁 / 替换和重新组装的各种技术来修复装置,所述技术的使用和所产生的修复好的装置都在本发明的范围内。

[0119] 虽然在本文中已经结合一些公开的实施方式对本发明进行了描述,但是可执行这些实施方式的任何修改和变化。例如,不同类型的端部执行器可被采用。而且,被公开用于一些部件的材料也可使用其它材料。前述描述和下面的权利要求书将覆盖所有这些修改和变化。

[0120] 申明通过引用结合入本文的任何专利、出版物或者其它公开材料(全部或部分)仅限于所结合的材料不与在该公开文本中阐明的已有定义、表述或者其它公开材料相冲突。如此以来,并且在必要时,在本文中明确阐明的公开内容取代任何通过引用结合入本文的冲突材料。申明通过引用结合入本文的但与现有定义、表述或者其它公开材料相冲突的任何材料或者其部分仅以不引起所结合的材料与已有公开材料之间存在冲突的程度结合。

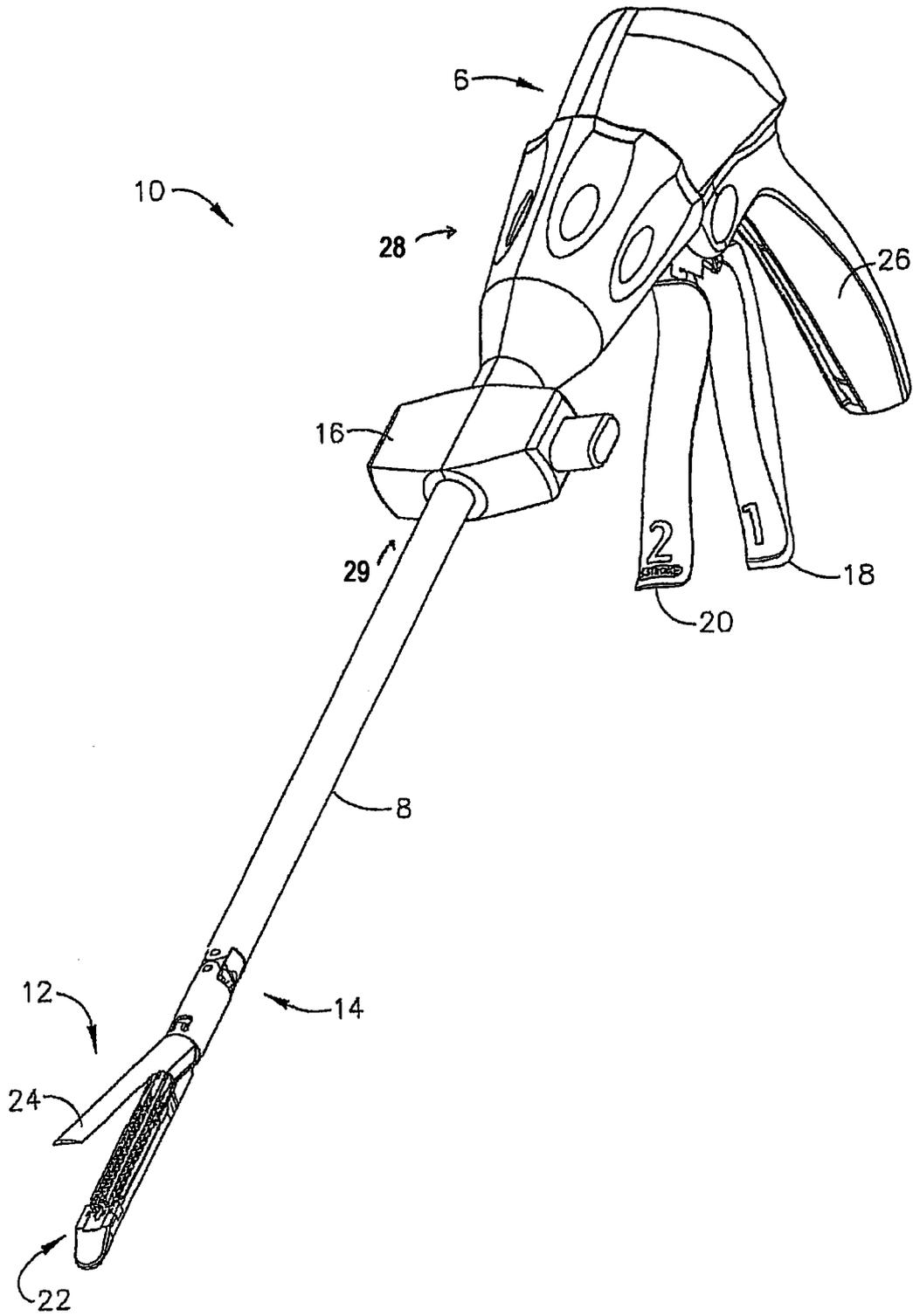


图 1

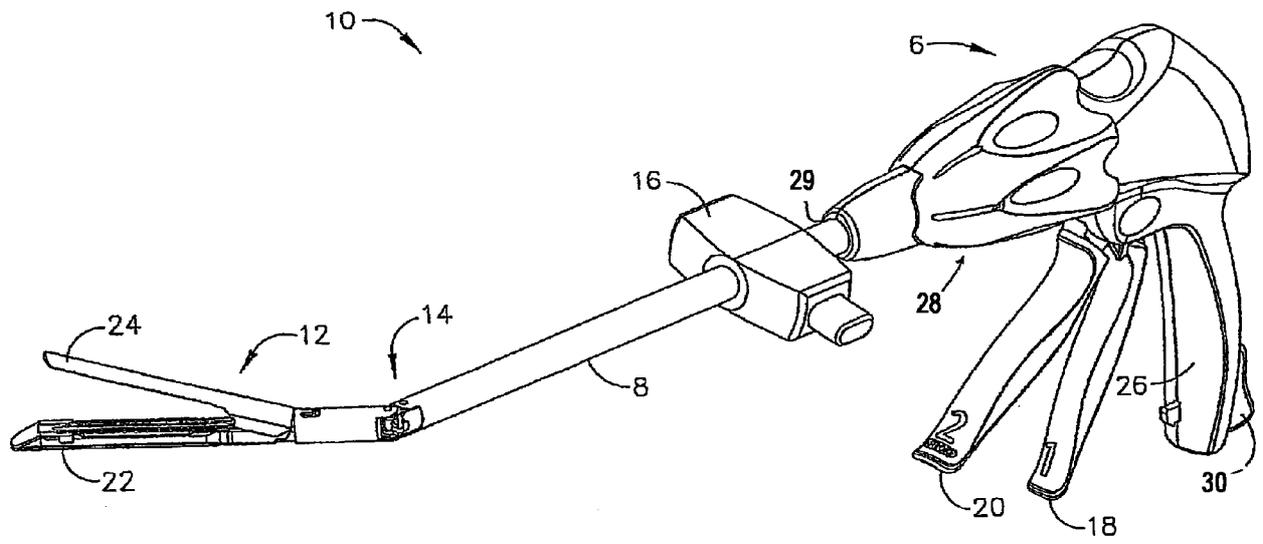


图 2

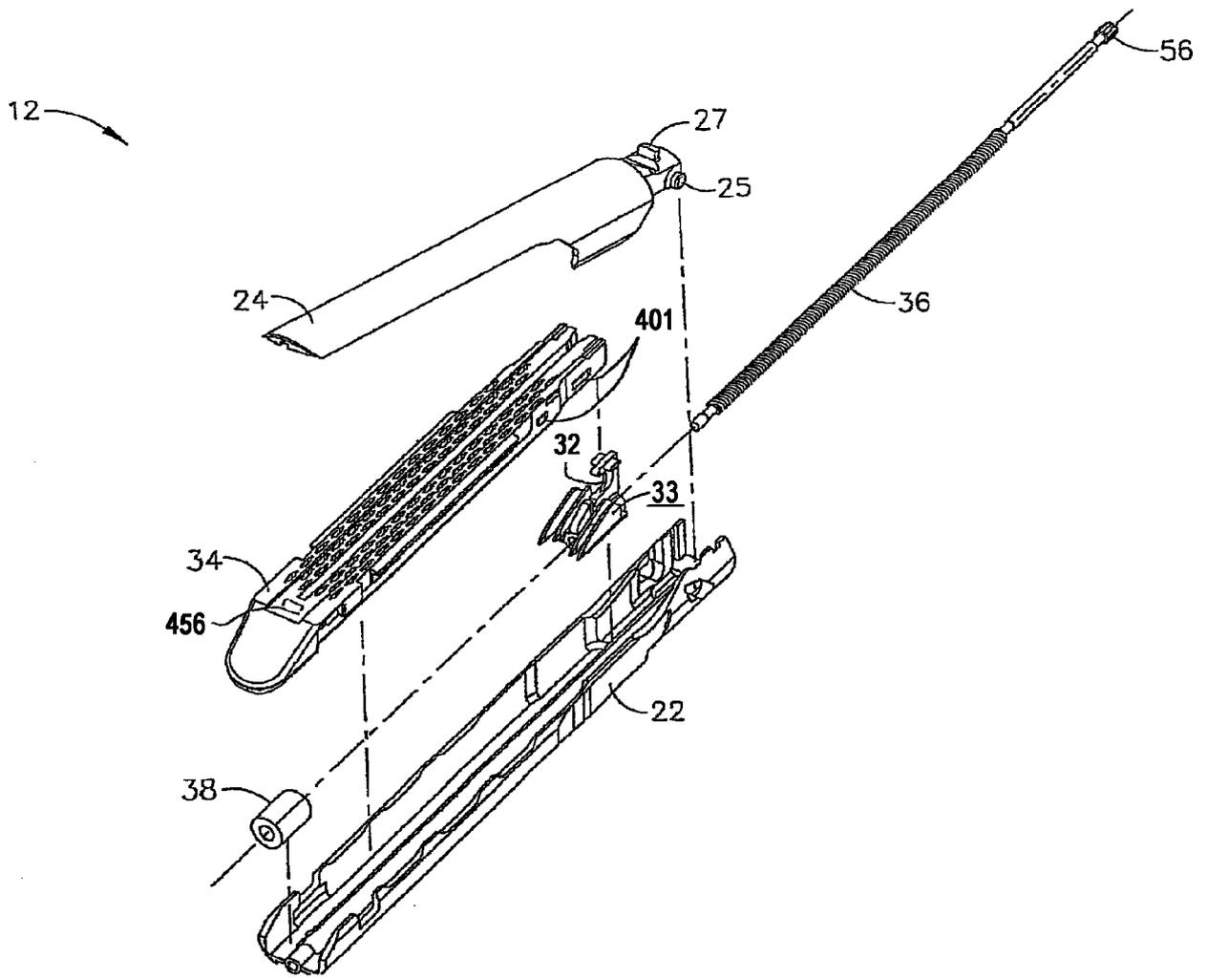


图 3

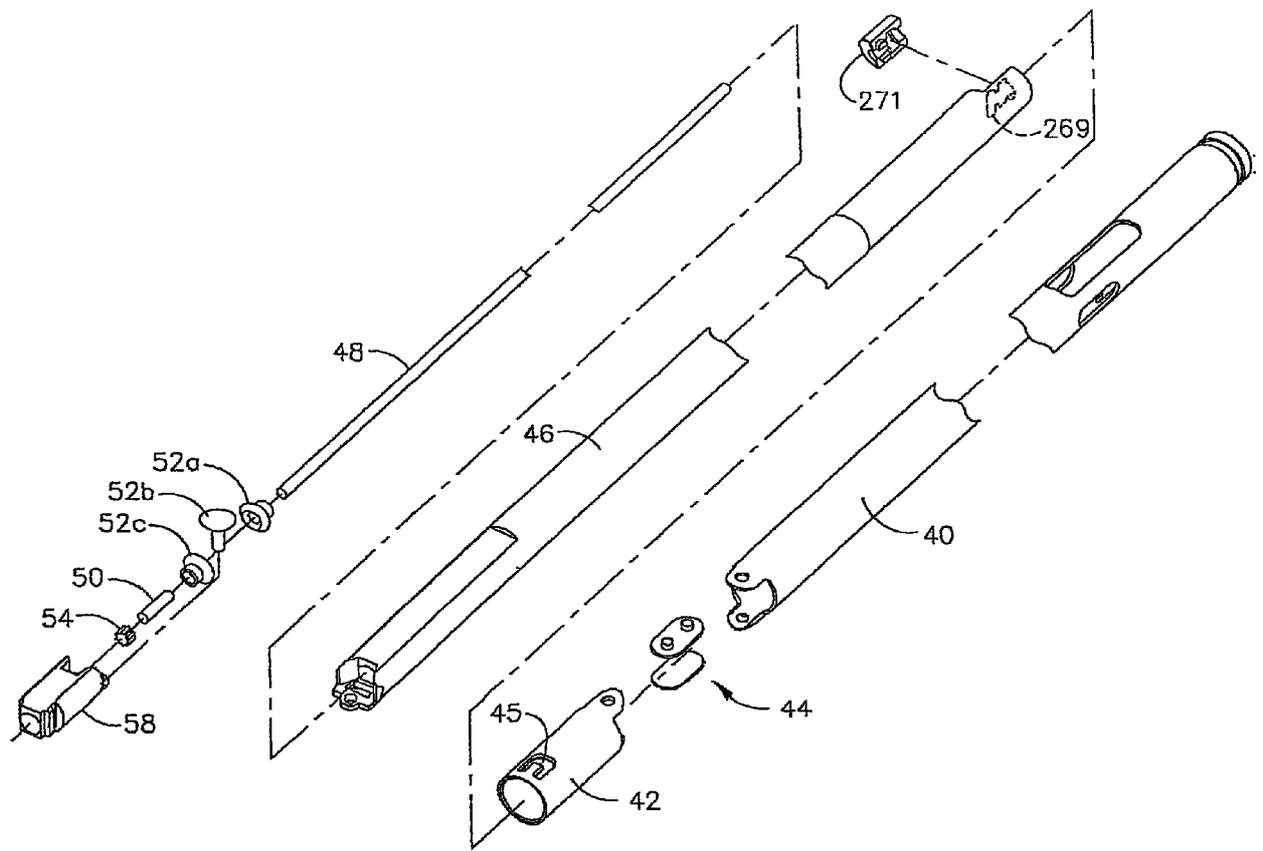


图 4

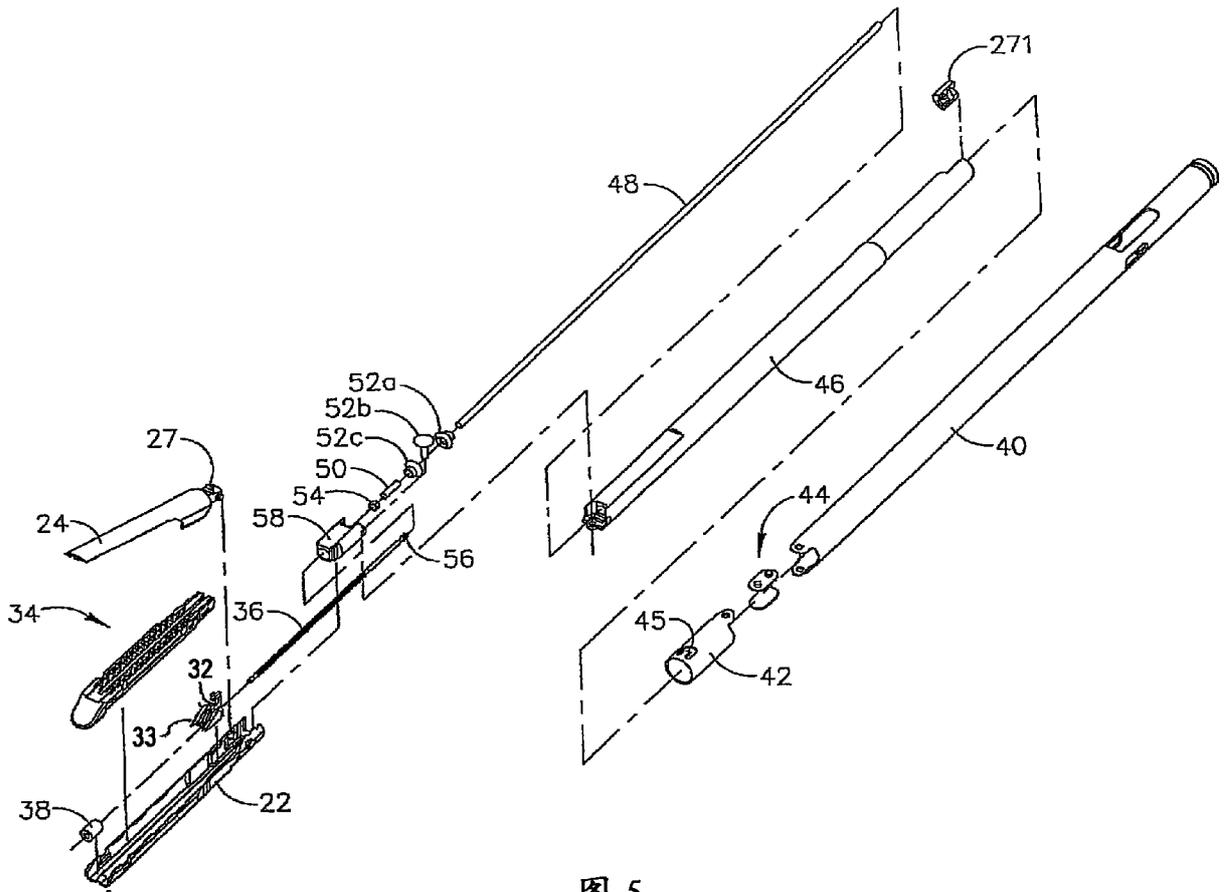


图 5

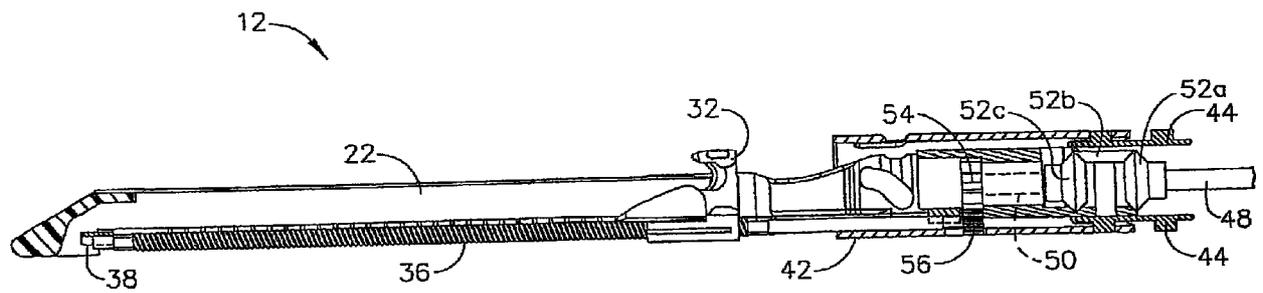


图 6

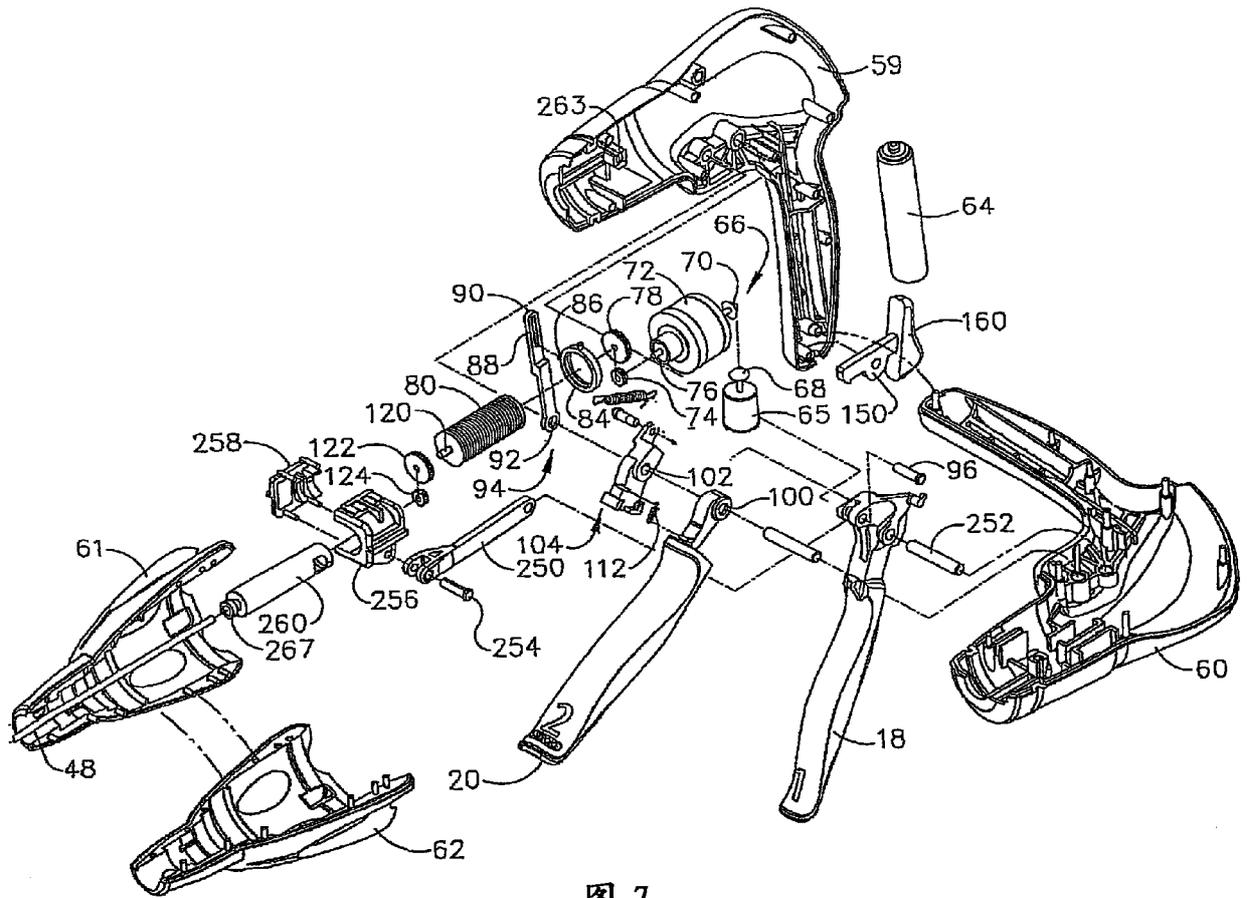


图 7

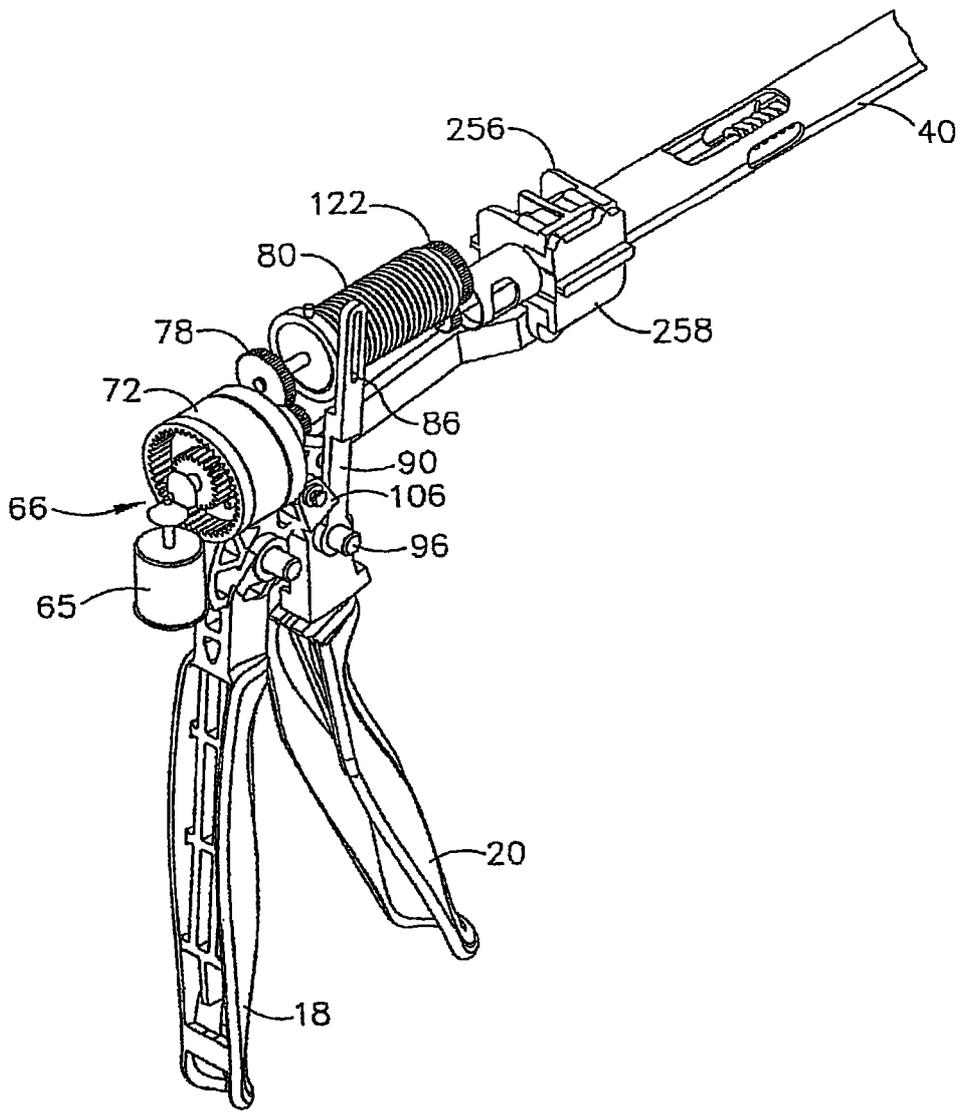


图 8

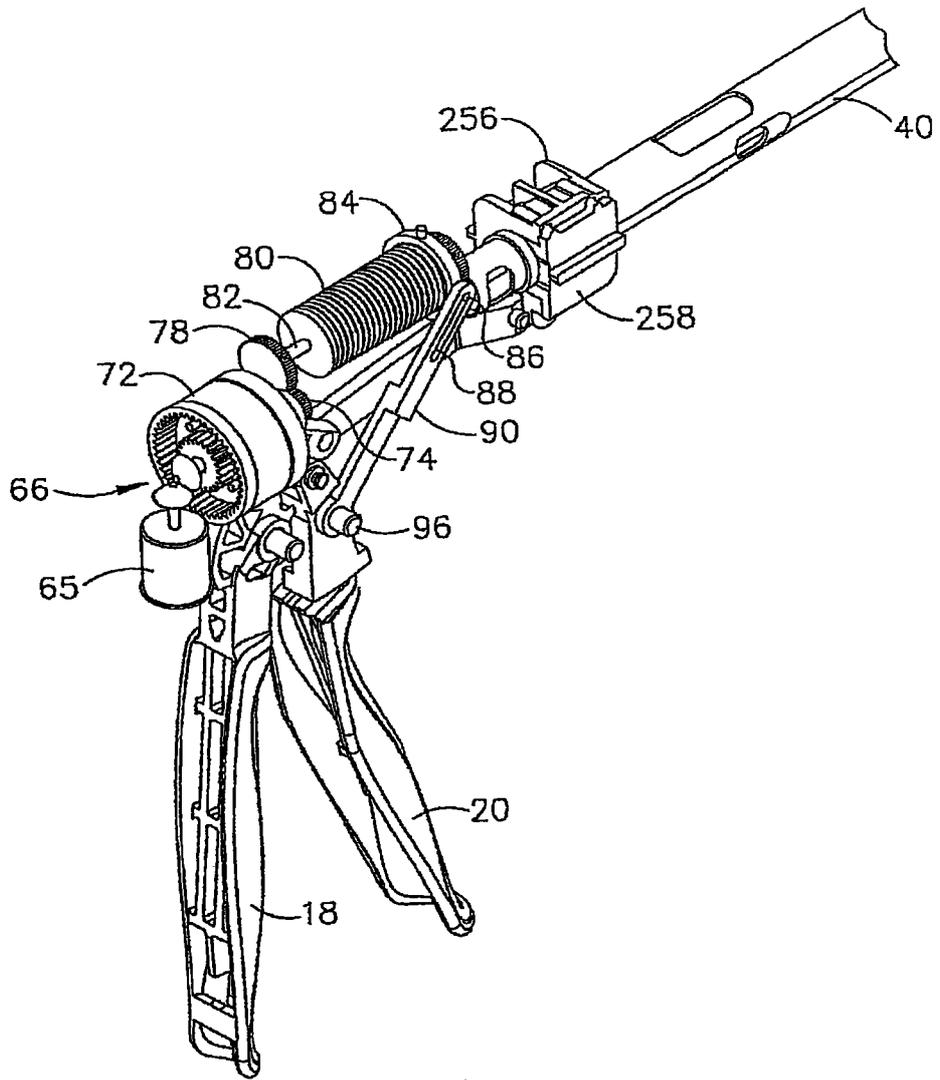


图 9

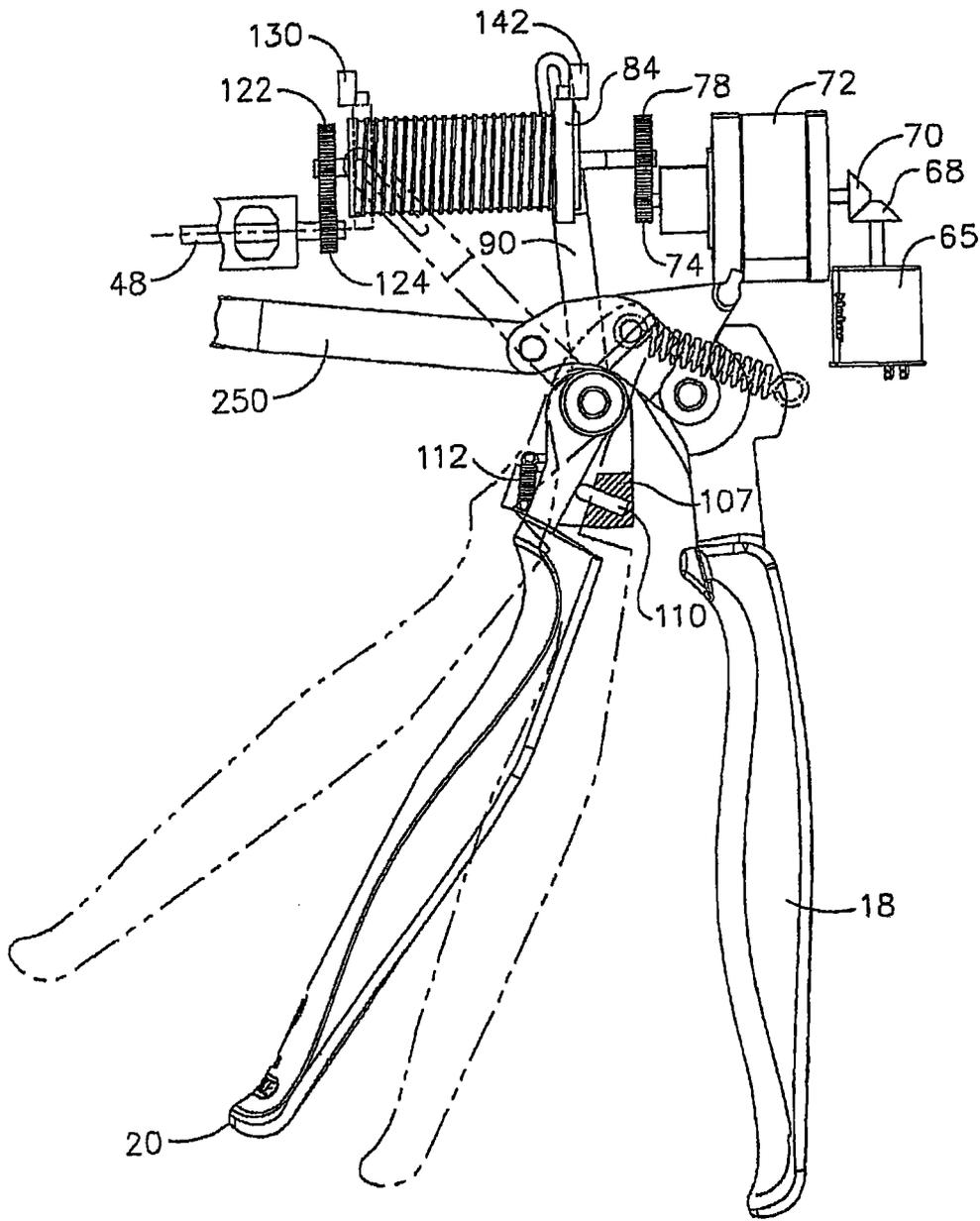


图 10

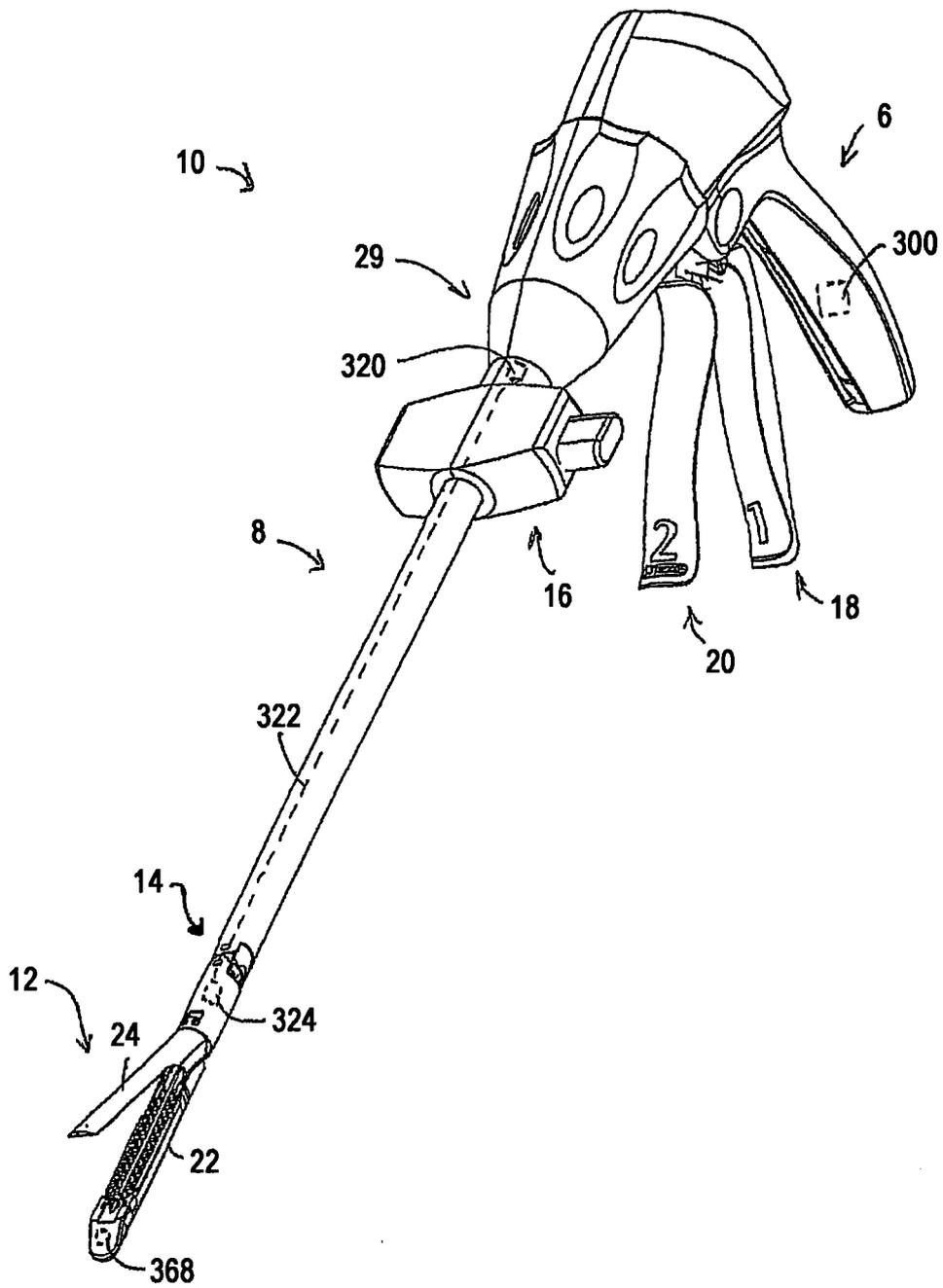


图 11

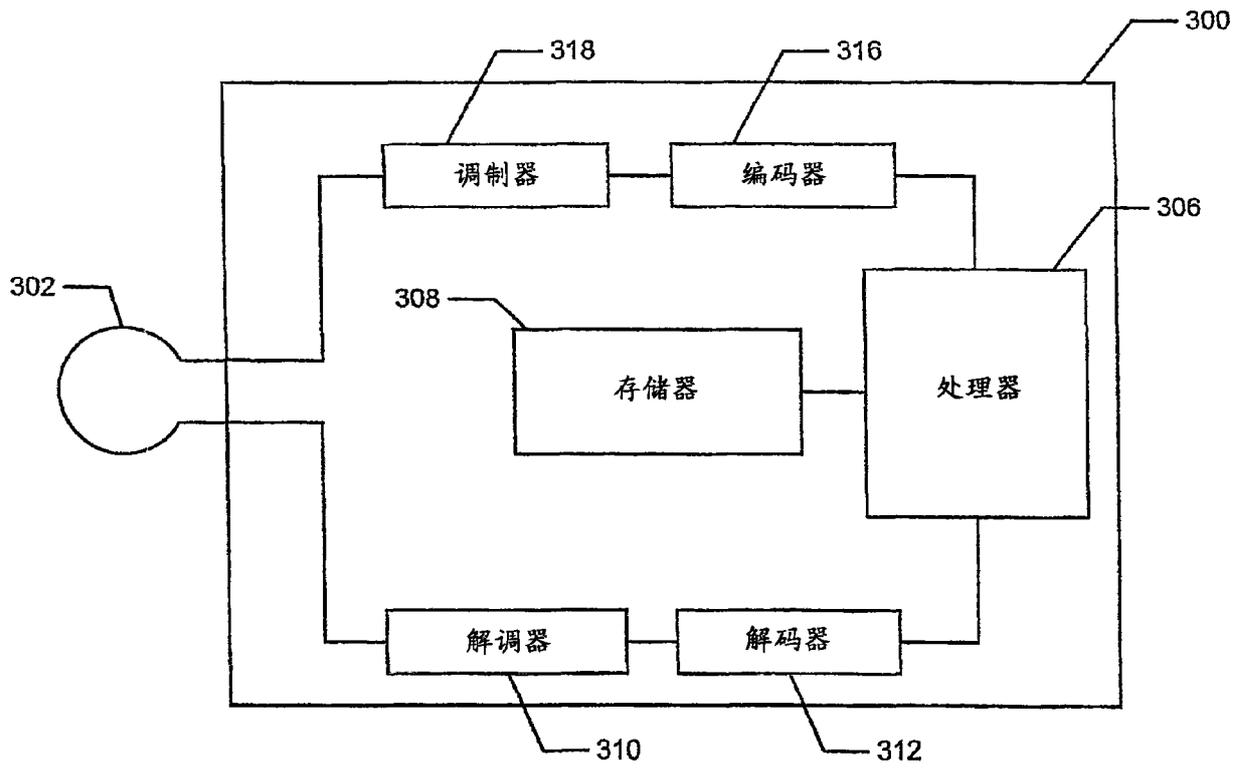


图 12

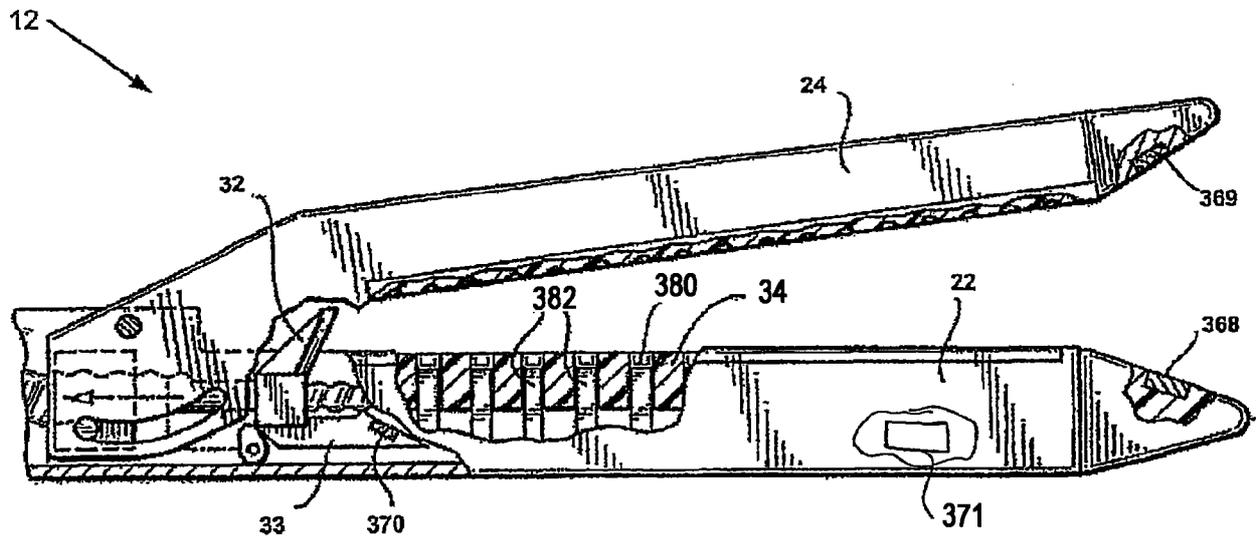


图 13

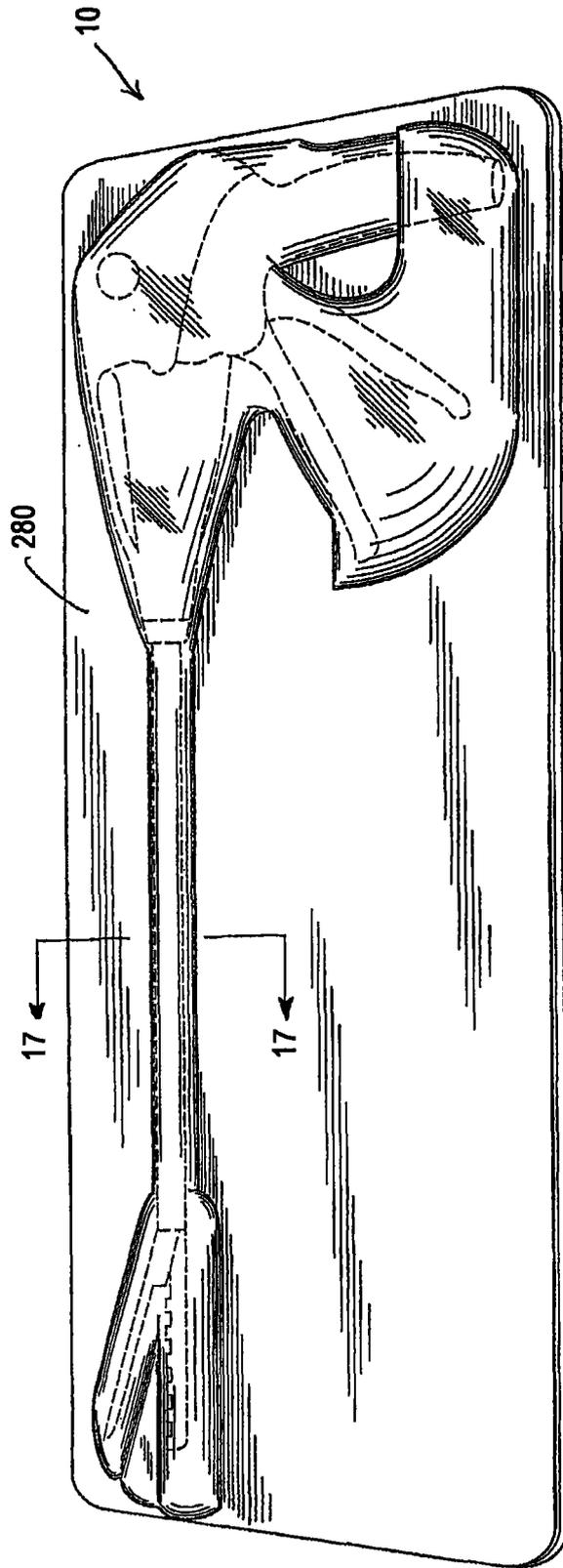


图 14

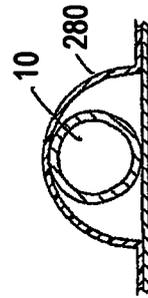


图 15

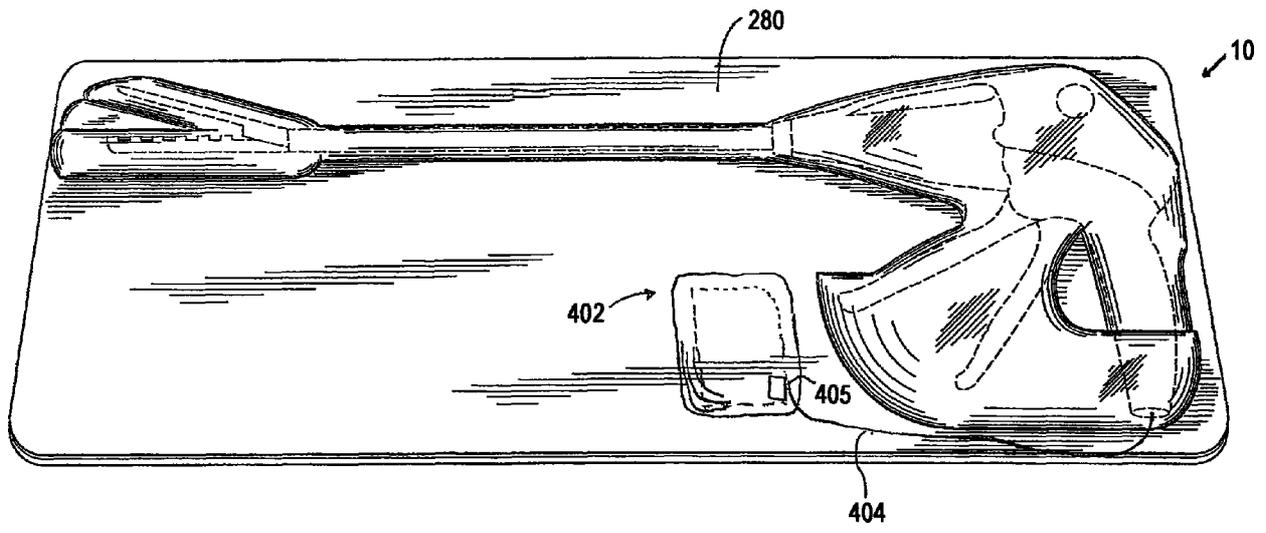


图 16

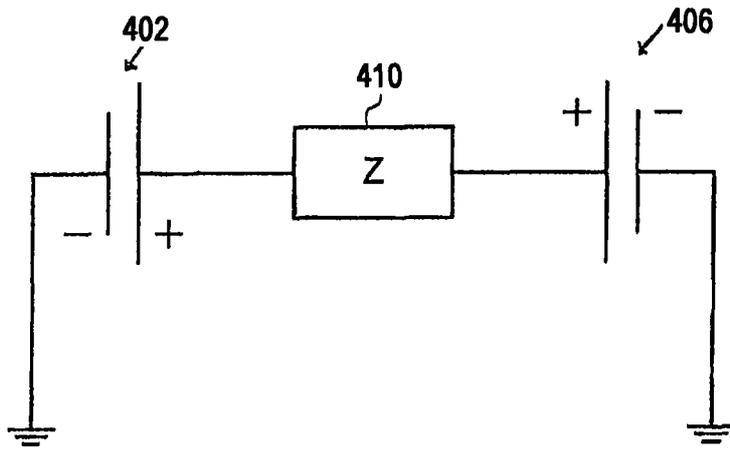


图 17

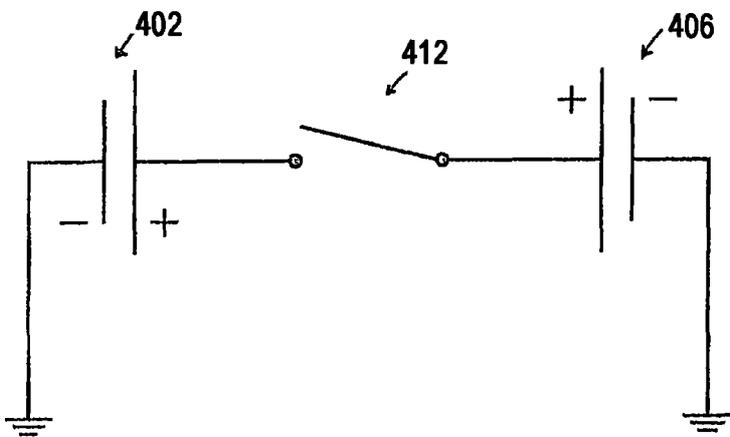


图 18

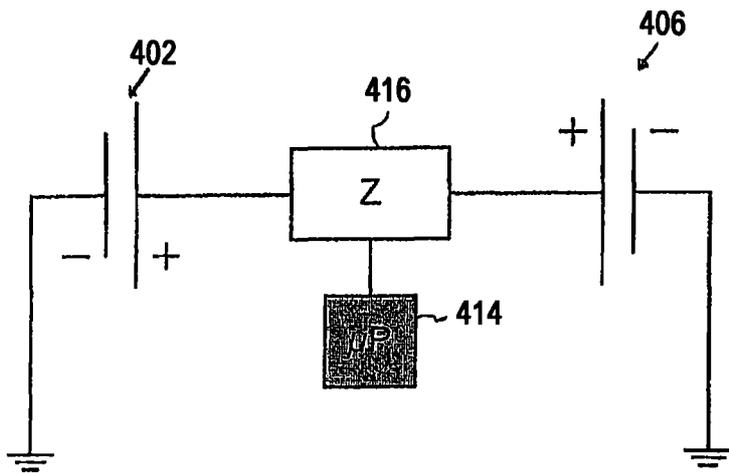


图 19

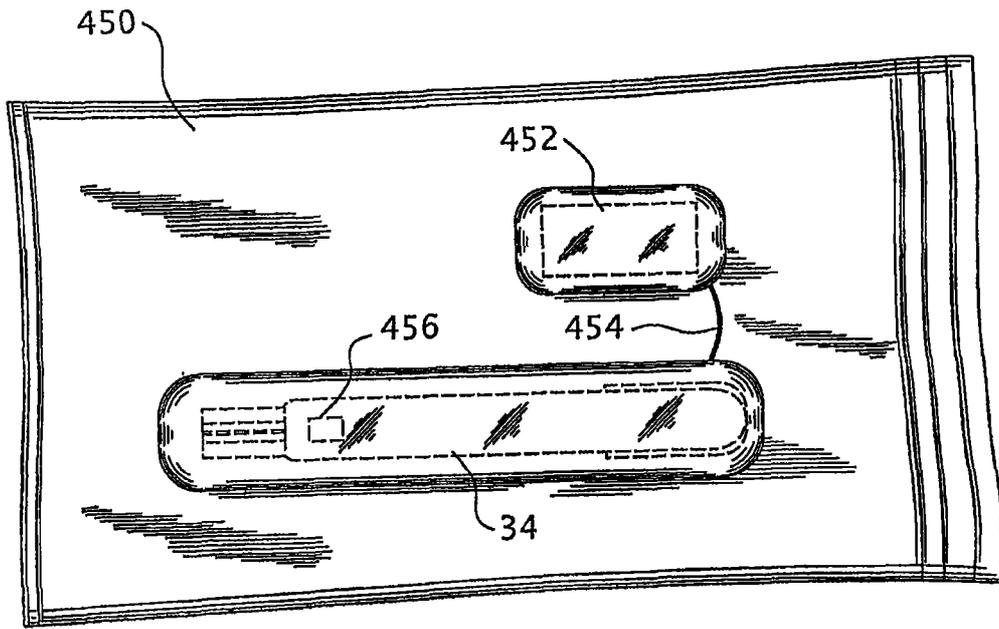


图 20

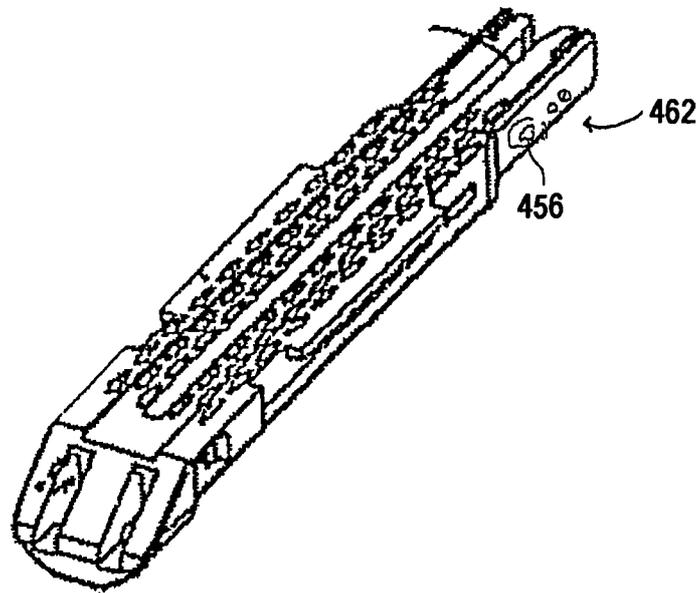


图 21

专利名称(译)	具有增强的电池性能的外科器械		
公开(公告)号	CN101234032B	公开(公告)日	2011-12-21
申请号	CN200810002616.7	申请日	2008-01-10
[标]申请(专利权)人(译)	伊西康内外科公司		
申请(专利权)人(译)	伊西康内外科公司		
当前申请(专利权)人(译)	伊西康内外科公司		
[标]发明人	FE谢尔顿四世 JR乔达诺 JS斯韦兹 DJ西贝纳勒		
发明人	F·E·谢尔顿四世 J·R·乔达诺 J·S·斯韦兹 D·J·西贝纳勒		
IPC分类号	A61B17/00 A61B1/00		
CPC分类号	A61B2017/0688 A61B2017/07271 A61B17/07207 A61B2017/00473 A61B2019/4857 A61B2017/0003 A61B2017/00362 A61B19/5212 A61B2019/5251 A61B2017/00022 A61B2019/448 A61B19/026 A61B2017/00734 A61B50/30 A61B90/361 A61B90/98 A61B2034/2051 A61B2090/0811		
代理人(译)	苏娟		
审查员(译)	黄长斌		
优先权	11/651785 2007-01-10 US		
其他公开文献	CN101234032A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及具有增强的电池性能的外科器械。具体地说，涉及一种包括外科器械诸如内镜或者腹腔镜器械的部件的组件。所述组件可包括包装件、包装件中的外科器械部件和包装件中的动力源。所述动力源可与外科器械部件电连接。所述组件还包括包装件中的辅助动力源和电路元件，其中所述电路元件与所述动力源和辅助动力源电连接。

