



# (12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 1883406 B

(45) 授权公告日 2010. 11. 17

(21) 申请号 200610093053. 8

(22) 申请日 2006. 06. 19

(30) 优先权数据

11/165, 094 2005. 06. 23 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 肯尼思·S·威尔士

弗雷德里克·E·谢尔顿四世

(74) 专利代理机构 北京市金杜律师事务所

11256

代理人 陈文平

(51) Int. Cl.

A61B 17/072(2006. 01)

A61B 17/29(2006. 01)

A61B 17/3209(2006. 01)

A61B 17/94(2006. 01)

(56) 对比文件

EP 1627605 A, 2006. 02. 22, 说明书部分.

US 5779727 A, 1998. 07. 14, 全文.

US 20030111507 A, 2003. 06. 19, 全文.

审查员 徐可

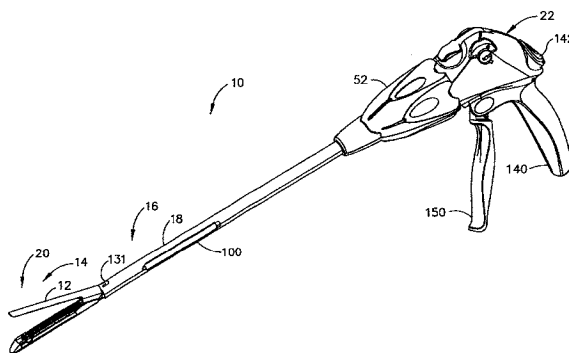
权利要求书 1 页 说明书 12 页 附图 11 页

## (54) 发明名称

带有流体致动对置钳口的外科器械

## (57) 摘要

一种手术钉合和切割器械, 通过拥有上和下钳口(例如, 砧座和钉槽)而具有执行微创外科手术的能力, 所述上和下钳口通过手术切口、尤其是通过套管针的插管和细长轴以及手柄一起定位。一对流体致动器囊(升降袋)在钉槽中被放置在向近侧凸出的杠杆架下方, 这样来自手柄的流体传递将导致砧座的闭合和夹紧。双向液压控制可以在手柄中通过机械方式产生, 或是通过激励电活性聚合物致动器产生。一旦检测到击发, 插到细长轴中的药物注射器中的 EAP 柱塞被启动以分配药物(例如, 麻醉剂、粘合剂、烧灼物、抗生素等), 并且将药物沿着击发杆被引导到 E 形梁的切割表面, 从而在组织被切割时将药物放在组织上。



1. 一种外科器械,其包括:
  - 手柄,其被可操作地配置成产生闭合致动;
  - 细长轴,其被连接到所述手柄;
  - 端部执行器,其在远侧连接到所述细长轴,并包括一对枢转构件,它们相对地接触组织,每一个枢转构件均包括各自的向近侧凸出的杠杆,所述杠杆被限定为围绕枢轴连接件相对于另一个杠杆枢转;以及
  - 流体致动闭合机构,所述机构包括:
    - 流体致动器,其靠近所述枢轴连接件并定位于所述各杠杆之间,以便与一个或多个所述各自的向近侧凸出的杠杆保持接触;
    - 流体导管,其与所述流体致动器连通,并且延伸穿过所述细长轴,以及
    - 流体储存器,其通过所述手柄响应闭合致动,有选择地且双向地通过流体导管传递流体,从而运动所述流体致动器的至少一部分,以便打开和关闭所述端部执行器。
2. 根据权利要求1所述的外科器械,其中,所述手柄被可操作地配置成产生往复机械闭合运动,所述流体储存器通过往复机械闭合运动有选择地被压缩和扩张。
3. 根据权利要求1所述的外科器械,进一步包括通过所述手柄响应闭合动作以有选择地产生闭合信号的控制电路,所述流体储存器进一步包括电活性聚合物致动的双向液压泵。
4. 根据权利要求1所述的外科器械,其中,所述成对的枢转构件包括相对地切割组织的切割刀片。
5. 根据权利要求1所述的外科器械,其中,所述成对的枢转构件包括夹取钳口。
6. 根据权利要求1所述的外科器械,其中,所述细长轴包括框架,所述框架被连接到手柄上,从所述成对枢转构件的下部枢转构件向近侧凸出的杠杆包括所述框架。
7. 根据权利要求6所述的外科器械,其中,所述下部枢转构件包括钉槽,并且上部枢转构件包括砧座,所述细长轴包括框架,所述外科器械进一步包括:
  - 钉仓,其容纳在所述钉槽中;
  - 击发杆,其滑动地容纳在纵向穿过所述框架的细长槽中,并且可穿过已闭合的端部执行器向远侧运动,以便对被夹持的组织进行切割和钉合。
8. 根据权利要求1所述的外科器械,其中,所述细长轴进一步包括关节运动接头,所述流体导管进一步包括穿过关节运动接头的挠性部分。
9. 根据权利要求8所述的外科器械,其中,所述细长轴包括框架和外部护套,所述外部护套包围所述框架和杠杆,所述外科器械进一步包括:
  - 反向流体致动器,为使所述流体致动器反向从而打开枢转构件,该反向流体致动器定位于杠杆和外部护套之间,所述手柄进一步被可操作地配置成有差别地扩张和压缩所述反向流体致动器以及所述流体致动器。
10. 根据权利要求7所述的外科器械,其中,所述手柄被可操作地配置成产生往复机械闭合运动,通过往复机械闭合运动使流体储存器被有选择地压缩和扩张。

## 带有流体致动对置钳口的外科器械

[0001] 相关申请的交叉参照

[0002] 本申请要求 Kenneth Wales 和 Chad Boudreaux 于 2005 年 2 月 18 日提交的、名称为“SURGICAL INSTRUMENT INCORPORATING AFLUID TRANSFER CONTROLLED ARTICULATIONMECHANISM”的美国专利申请 11/061,908 的优先权,该申请的内容全部包括在这里作为参考。

### 技术领域

[0003] 本发明总的涉及能够在向组织施加成排的钉的同时切割那些位于该成排钉之间的组织的外科钉合器械,尤其涉及与钉合器械相关的改进以及用于形成这些钉合器械的各组成元件的加工工艺的改进。

### 背景技术

[0004] 微创手术外科器械受到越来越多地依赖,以减少各种外科手术的住院和恢复时间。在这些外科器械中有许多器械都包括通过细长轴致动端部执行器的机构,执行使两个相对表面彼此相对的手术步骤。例如,可枢转地对置的钳口被用在抓钳中。可枢转地连接的剪切刀片被结合到切割装置中。由于将横截面设计为最小以便穿过套管针的小插管的设计目的,使得沿具有足够强度的细长轴设置致动控制器变得复杂化。而且,细长轴通常具有多个控制功能(例如,旋转、关节运动等)。此外,降低设计复杂度以提供经济的装置也是合乎需要的。

[0005] 作为特定的复杂外科器械的一个示例,手术钉合器在现有技术中已经被用于同时在组织上切开纵向切口并在切口的相对侧施加成排的钉。上述器械通常包括一对协作的钳口构件,如果该器械用于内窥镜或腹腔镜用途,则这对钳口构件能够穿过插管通路。其中一个钳口构件容纳有钉仓,所述钉仓具有至少两列横向隔开的钉。另一个钳口构件则限定了砧座,该砧座具有和钉仓中的各列钉对准的钉成形槽。该器械包括多个往复式楔形件,当这些往复式楔形件被向远侧驱动时,它们穿过钉仓中的各开口并与支撑钉的各驱动器接合,以便向砧座发射钉。

[0006] 在美国专利 US 5,465,895 中描述了一种适于内窥镜用途的手术钉合器的实例,其有利地提供了分开的闭合和击发动作。由此,医生能够在发射之前闭合组织上的钳口构件以定位组织。一旦医生已经确定钳口构件正确夹住了组织,医生就能够击发手术钉合器,从而切割和钉合组织。切割和钉合同时进行可以避免在使用只能分别切割或钉合组织的不同手术器械顺序执行上述动作时引起的混乱。

[0007] 这些微创外科器械已经被广泛使用,而且已经证明这是相对于传统开放式手术技术的重大进展。应当理解,微创外科器械结合其它特征和能力也是合乎需要的。

### 发明内容

[0008] 通过包括适合执行微创外科手术的如下外科器械,本发明克服了现有技术的上述

和其它缺点,所述外科器械具有手柄,该手柄借助细长轴穿过手术开口定位端部执行器。所述端部执行器具有一对与组织相对接触的枢转构件。流体致动闭合机构以如下方式响应闭合动作,即,借助被连接到手柄上的流体致动器通过在流体导管中向已定位的流体储存器双向传递流体以推动该成对枢转构件闭合。因此,在细长轴内采用流体导管能够使用可执行重要手术操作的具有所需小横截面的轴。

[0009] 在本发明的一个方面,外科器械具有端部执行器,所述端部执行器由流体致动器致动,以在组织上打开和闭合。一旦端部执行器被闭合,被容纳在细长轴中用于往复执行纵向击发运动的击发杆传递来自手柄的纵向击发运动,用于致动钉仓和切断在端部执行器中被钳夹的组织。

[0010] 在本发明的另一个方面,外科器械包括产生闭合致动的手柄,上述闭合致动将流体通过细长轴内的流体导管传递到位于杠杆腔内的流体致动器中以定位杠杆。第一组织接触构件的杠杆从和第二组织接触构件的枢转连接件向近侧延伸到杠杆腔中。流体传递有利地实现了成对组织接触构件的枢转运动。

[0011] (1) 本发明涉及一种外科器械,其包括:

[0012] 手柄,其被可操作地配置成产生闭合致动;

[0013] 细长轴,其被连接到所述手柄;

[0014] 端部执行器,其在远侧连接到所述细长轴,并包括用于钳夹组织的对置钳口;

[0015] 一对枢转构件,它们相对地接触组织,每一个枢转构件均包括各自的向近侧凸出的杠杆,所述杠杆被限定为围绕枢轴连接件相对于另一个杠杆枢转;以及

[0016] 流体致动闭合机构,所述机构包括:

[0017] 流体致动器,其定位于所述各杠杆之间,

[0018] 流体导管,其与所述流体致动器和细长轴连通,以及

[0019] 流体储存器,其通过所述手柄响应闭合致动,有选择地且双向地通过流体导管与流体制动器传递流体。

[0020] (2) 根据第(1)项所述的外科器械,其中,所述手柄被可操作地配置成产生往复机械闭合运动,所述流体储存器通过往复机械闭合运动有选择地被压缩和扩张。

[0021] (3) 根据第(1)项所述的外科器械,进一步包括通过所述手柄响应闭合动作以有选择地产生闭合信号的控制电路,所述流体储存器进一步包括电活性聚合物致动的双向液压泵。

[0022] (4) 根据第(1)项所述的外科器械,其中,所述成对的枢转构件包括相对地切割组织的切割刀片。

[0023] (5) 根据第(1)项所述的外科器械,其中,所述成对的枢转构件包括夹取钳口。

[0024] (6) 根据第(1)项所述的外科器械,其中,从所述成对枢转构件的下部枢转构件向近侧凸出的杠杆包括被连接到手柄的细长轴的框架。

[0025] (7) 根据第(6)项所述的外科器械,其中,所述下部枢转构件包括钉槽,并且上部枢转构件包括砧座,所述外科器械进一步包括:

[0026] 钉仓,其容纳在所述钉槽中;

[0027] 击发杆,其滑动地容纳在细长槽中,并且可穿过已闭合的端部执行器向远侧运动,以便对被夹持的组织进行切割和钉合。

[0028] (8) 根据第(1)项所述的外科器械,其中,所述轴进一步包括关节运动接头,所述流体导管进一步包括穿过关节运动接头的挠性部分。

[0029] (9) 根据第(8)项所述的外科器械,进一步包括:

[0030] 外部护套,其包围所述细长轴的框架和砧座杠杆;以及

[0031] 流体致动器,为使左和右流体致动器反向从而打开砧座,该流体致动器定位于砧座杠杆和外部护套之间,所述手柄进一步被可操作地配置成有差别地扩张和压缩反向流体致动器以及成对的左和右流体致动器。

[0032] (10) 根据第(7)项所述的外科器械,其中,所述手柄被可操作地配置成产生往复机械闭合运动,通过往复机械闭合运动使流体储存器被有选择地压缩和扩张。

[0033] (11) 根据第(7)项所述的外科器械,进一步包括通过手柄响应闭合动作以有选择地产生闭合信号的控制电路,所述流体储存器进一步包括电活性聚合物致动的双向流体致动器。

[0034] (12) 根据第(1)项所述的外科器械,其中,所述流体致动器包括流体致动器囊。

[0035] (13) 根据第(7)项所述的外科器械,进一步包括用于钳夹、钉合和切割组织的部件。

[0036] (14) 根据第(1)项所述的外科器械,进一步包括被可操作地配置成检测端部执行器阻塞状况的监测系统,该阻塞状况下所述成对枢转构件处于和命令位置不一致的相对位置。

[0037] (15) 根据第(14)项所述的外科器械,其中,所述监测系统进一步包括对被检测命令位置和被检测端部执行器的当前位置之间的比较做出响应的控制电路。

[0038] (16) 根据第(15)项所述的外科器械,其中,所述监测系统进一步包括所述各枢转构件中至少一个构件的位置检测。

[0039] (17) 根据第(15)项所述的外科器械,其中,所述监测系统进一步包括被定位成响应流体致动闭合机构中的流体压力的压力检测。

[0040] (18) 本发明还涉及一种外科器械,其包括:

[0041] 手柄,其被可操作地配置成产生双向流体运动和纵向击发运动;

[0042] 细长轴,其被连接到所述手柄,并被可操作地配置成传递双向流体运动;

[0043] 端部执行器,其在远侧连接到所述细长轴,并包括用于钳夹组织的对置钳口;

[0044] 击发杆,为进行往复纵向击发运动其被容纳在所述细长轴中以传递纵向击发运动,并且其在远侧终止于切割面,以切割端部执行器中被钳夹的组织;

[0045] 钉仓,其被容纳在所述对置钳口的一个钳口中,响应于击发构件驱动钉并穿过被钳夹的组织使钉成形;以及

[0046] 流体致动器,其被可操作地连接到端部执行器,以通过细长轴响应来自手柄的双向流体运动来有选择地打开和闭合端部执行器。

[0047] (19) 根据第(18)项所述的外科器械,其中,所述流体致动器包括流体致动器囊。

[0048] (20) 根据第(18)项所述的外科器械,其中,所述端部执行器包括被连接到细长槽的框架上的钉槽和被可枢转地连接到钉槽上的砧座,所述砧座包括从枢转附件向近侧凸出到钉槽的杠杆,所述流体致动器定位于杠杆和钉槽之间以闭合砧座。

[0049] (21) 根据第(18)项所述的外科器械,其中,所述手柄被可操作地配置成产生往复

机械闭合运动,通过往复机械闭合运动流体储存器被有选择地压缩和扩张。

[0050] (22) 根据第(18)项所述的外科器械,进一步包括通过手柄响应闭合动作以有选择地产生闭合信号的控制电路,流体储存器进一步包括电活性聚合物致动的双向液压泵。

[0051] (23) 本发明还涉及一种外科器械,其包括:

[0052] 手柄,其被可操作地配置成产生闭合致动;

[0053] 细长轴,其被连接到所述手柄;

[0054] 第一和第二组织接触构件,它们以可枢转的方式彼此接合且从细长轴向远侧凸出;以及

[0055] 流体致动闭合机构,其包括:

[0056] 流体致动器,其连接在第一和第二组织接触构件之间,

[0057] 流体导管,其与流体致动器和细长轴连通,以及

[0058] 流体储存器,其通过手柄响应闭合致动,通过流体导管有选择地且双向地与流体制动器传递流体。

[0059] (24) 根据第(23)项所述的外科器械,其中,所述第一和第二组织接触构件包括切割刀片。

[0060] (25) 根据第(23)项所述的外科器械,其中,所述第一和第二组织接触构件包括夹持钳口。

[0061] (26) 根据第(23)项所述的外科器械,其中,所述第一组织接触构件包括从与第二组织接触构件的枢转接合件向近侧延伸的杠杆,所述细长轴包括容纳杠杆的杠杆腔,流体致动器被定位在杠杆腔中。

[0062] 本发明的上述和其它目的和优点可借助本发明的说明和附图而更加清楚。

## 附图说明

[0063] 下述附图被包括在说明书中并构成说明书的一部分,这些附图说明了本发明的实施方案,并且和上文给出的本发明的总体说明以及下文给出的各种实施方案的具体描述一起用于说明本发明的原理。

[0064] 图1是外科钉合和切割器械的透视图,该器械具有处于打开位置的流体致动上钳口(砧座)和电活性聚合物(EAP)药物分配轴。

[0065] 图2是图1所示外科钉合和切割器械的执行部分的分解透视图。

[0066] 图3是在图1所示外科钉合和切割器械的执行部分的左侧剖视图,该左侧剖视图沿大致经过纵向轴线的横截面、并经过和E形梁击发杆中的分配槽流体连通的偏置EAP注射器和接收器截取。

[0067] 图4是在图1所示外科钉合和切割器械的执行部分的在大致经过纵向轴线的横截面中获取的左侧剖视图,图中显示了打开砧座的横向偏置流体致动器囊致动器。

[0068] 图5是结合有药物导管的E形梁击发杆的左侧详示图。

[0069] 图6是图4所示外科钉合和切割器械执行部分的远侧部分的左侧详细剖视图,该图是大约经过其纵向轴线的横截面获取的,并且砧座处于闭合状态。

[0070] 图7是图6所示E形梁击发杆的左侧详示图。

[0071] 图8是在经过线8-8的横截面中获取的端部执行器和细长轴的下钳口(钉槽)的

结合部分的详细俯视图,描绘了 E 形梁击发杆的导向。

[0072] 图 9 是图 2 所示外科钉合和切割器械的执行部分的击发杆导向件的主视图。

[0073] 图 10 是在沿线 9-9 的横截面中获取的图 9 所示击发杆导向件的左视图。

[0074] 图 11 是沿线 11-11 经过 EAP 药物注射器的远端获取的图 3 所示外科钉合和切割器械的细长轴的主剖视图。

[0075] 图 12 是图 11 所示 EAP 药物注射器的左视图。

[0076] 图 13 是图 1 所示外科钉合和切割器械的执行部分被部分剖开以显示 EAP 药物注射器近侧零部件的左视图。

[0077] 图 14 是图 13 所示外科钉合和切割器械的细长轴的 EAP 药物注射器和接收器的左侧详示图。

[0078] 图 15 是图 2 所示外科钉合和切割器械的击发杆的俯视图。

[0079] 图 16 是薄板状击发杆的左视图,以虚线示出了用于图 1 所示外科钉合和切割器械的内部流体通道。

[0080] 图 17 是一 E 形梁方案的左视图,以虚线示出了内部流体通道。

[0081] 图 18 是沿线 18-18 的横截面并通过流体通道的近侧开口槽的图 15 所示薄板状击发杆的主视图。

[0082] 图 19 是图 1 所示的外科钉合和切割器械方案被部分剖开的左视图,描绘了控制电路和控制器。

[0083] 图 20 所示流程图显示了由图 19 所示外科钉合和切割器械的控制电路执行的操作的顺序。

## 具体实施方式

[0084] 参见附图,其中在附图中相同的附图标记表示相同的组成元件,图 1-2 显示了能够实施本发明独特优点的外科钉合和切割器械 10,所述优点包括端部执行器 14 的上钳口(砧座)12 的流体致动(例如,打开、闭合/夹紧)以及组织被切割时在组织上分配药物。端部执行器 14 的流体致动提供了多种设计方案,这些方案避免了传统机械连杆机构的某些设计局限性。例如,可以避免束缚或组成元件失效。此外,在被切割组织上分配液体允许应用多种有利的治疗处理,诸如麻醉剂、粘合剂、烧灼物、抗生素、凝血剂等的應用。

[0085] 特别参考图 2,外科钉合和切割器械 10 包括由细长轴 18 和端部执行器 14 形成的执行部分 16,其中端部执行器 14 被描绘成钉合组件 20。外科钉合和切割器械 10 还包括在近侧连接到轴 18 上的手柄 22(图 1)。当执行部分 16 通过形成用于执行微创外科手术的气腹的手术切口或者尤其是套管针的插管被插入到患者体内时,手柄 22 保留在患者体外。

[0086] 左、右流体致动器囊(升降袋)24、26 被支撑在钉槽 30 的后部 28 内。砧座 12 包括一对朝内的横向枢轴销 32、34,上述枢轴销 32、34 和在钉槽 30 中在后部 28 的远侧形成的向外开口的横向枢轴凹槽 36、38 转动接合。砧座 12 包括朝向近侧的杠杆架(lever tray)140,该杠杆架伸入到钉槽 30 的后部 28 并位于流体致动器囊(升降袋)24、26 上与之保持接触,这样填充流体致动器囊 24、26 会导致砧座 12 的远侧夹钳部分 41 像跷跷板一样向保持在钉槽 30 的远侧部分 44 中的钉仓 42 枢转。流体致动器囊 24、26 的排空和塌缩、或端部执行器 14 的其它弹性零件会导致砧座 12 打开。左、右流体导管 46、48 分别和左、右流体致动器囊

24、26 相连,用于双向传递用于致动的流体。

[0087] 应当理解,这里使用的术语“近侧”和“远侧”是相对于握持器械手柄的医生而言的。因此,钉施加组件 20 相对于更近侧的手柄 22 而言处于远侧。还应理解,为了描述方便和清楚,这里使用的诸如“垂直”、“水平”这样的空间术语是相对于附图而言的。但是,外科器械可以以各种方向和位置使用,这些术语并不是限制性的和绝对的。

[0088] 细长轴 18 包括框架 50(图 2),框架 50 的近端被以可旋转的方式接合到手柄 22 上,旋钮 52 可以使框架 50 与端部执行器 14 一起旋转。框架的远端具有和钉槽 30 的远侧凸缘 56 接合的横向凹槽 54。框架 50 包括横向居中的底部发射槽 58,发射槽 58 纵向穿过框架 50 用于容纳两件式击发杆 60,该击发杆 60 由在远侧连接有 E 形梁 64 的击发杆 62 构成,该 E 形梁 64 在钉施加组件 20 中平移以切断和钉合组织。框架 50 的远侧部分包括上部腔 66,上部腔 66 的远端和近端通过远侧和近侧孔口 68、70 连通,其间限定了横梁 72,弹簧夹 76 的远侧凸出夹 74 在横梁 72 上与下弹簧臂 78 接合,下弹簧臂 78 穿过上部腔 66 向远端且向下凸出用于向下偏压击发杆 62,使其和钉槽 30 接合,尤其是当下弹簧臂 78 碰到在击发杆 62 上的凸起部分 80 时。

[0089] 通过包括在框架 50 中形成的横向偏置圆柱形腔 90,药物分配被结合到细长轴 18 中,框架 50 在它的纵向长度上通过矩形孔口 90 与外部相通,其中矩形孔口 92 的长度要略短于电活性聚合物 (EAP) 注射器 100,电活性聚合物 (EAP) 注射器 100 通过矩形孔口 92 被插入到圆柱形腔 90 中。圆柱形腔 90 的近侧部分包括沿纵向对准的压缩弹簧 102,该弹簧 102 将 EAP 注射器 100 的远侧分配锥形件 104 向远侧推压成和框架 50 密封地接触,并且允许插入和撤出 EAP 注射器 100 的平移。电导体 106 穿过框架 50 并且被连接到压缩弹簧 102 上,其中压缩弹簧 102 也由导电金属构成。EAP 注射器的后部是导电的,并接触弹簧 102 以形成 EAP 致动器 110 的阴极,上述 EAP 致动器 110 被容纳在 EAP 注射器 100 的近侧部分。应当理解,可能和导体 106 一起行进的另一个导体也可以和 EAP 致动器 110 电连接以用作阳极。

[0090] 当被激励时,EAP 致动器 110 沿纵向扩张,用作柱塞,以将位于 EAP 注射器 100 的远侧部分的药物 112 驱动通过远侧分配锥形件 104。当 EAP 致动器 110 横向收缩以补偿它的纵向扩张时,柱塞密封件 114 维持在 EAP 注射器 100 内的横向密闭。当药物 112 被分配时,诸如导体 106 周围的通气孔(未显示)允许空气重新填充 EAP 注射器 100。通气孔可以依靠药物 112 的表面张力防止泄漏。作为另一种选择,单向阀可以用于实现相同目的。如下所述,药物 112 通过框架 50 被传递到横向流体槽 120,在击发杆 62 和 E 形梁 64 中形成的横向流体槽 120 将药物引导到 E 形梁 64 的切割表面 122。框架槽 58 的尺寸被设定成密封横向流体槽 120。横向流体槽 120 被放置在弹簧夹 76 下面的那一部分被击发杆导向件 124 密封。在示例性方案中,外部护套 82 包围框架 50 和砧座 12 的向近侧凸出的杠杆架 40。顶部远侧开口 131 允许砧座 12 闭合。

[0091] 外部护套 130 的外部矩形孔口 132 的尺寸被设置和纵向定位成和在框架 50 中形成的矩形孔口 92 对应。在一些应用中,外部护套 130 可以被旋转成有选择地将矩形孔口 92 和外部矩形孔口 132 对准,以插入或移除 EAP 注射器 100。应当理解,在一些应用中,EAP 注射器 100 可以被一体地组装到细长轴中,这样就不允许选择所需药物。例如,医生可整体地选择带有一体的钉仓和医药分配储存器的一次性执行部分。但是,相信允许在使用时插入

具有一定优势,这包括选择药物(例如麻醉剂、粘合剂、抗生素、烧灼化合物等)时的临床灵活性和延长保存期/简化执行部分 16 的存储和包装。

[0092] 在示例性方案中,多个盘形 EAP 层的长条形堆叠被纵向对齐,并且被配置成沿其纵向轴线扩张。电活性聚合物(EAP)是一组导电的掺杂聚合物,当施加电压时,它们可以改变形状。实际上,这种导电聚合物与一些形式的离子流体或离子凝胶和电极配合。在所施加电势的作用下,离子流从流体/凝胶中进入或离开导电聚合物,并且这种离子流引起聚合物的形状变化。电势可以在 1V 到 4kV 之间变化,这取决于所使用的聚合物和离子流体。当施加电压时,一些 EAP 收缩,一些 EAP 扩张。EAP 可以和弹簧或挠性板这样的机械装置配合,以改变施加电压时所产生的效果。

[0093] 下面描述 EAP 的两种基本类型和每一种类型的多种配置。两种基本类型是纤维束和层压型。纤维束由大约 30-50 微米的纤维组成。这些纤维可以类似织物那样被编织成束,因此通常也被称为 EAP 纱。当施加电压时,这种类型的 EAP 收缩。电极通常由中央线芯和导电外部护套构成,其中导电外部护套也用于容纳包围纤维束的离子流体。美国专利 US 6,667,825 描述了可从商业途径获得的纤维 EAP 材料的一个实例,该纤维 EAP 材料由 Santa Fe Science and Technology 生产且以 PANION™ 纤维销售,该专利在此全部引入作为参考。

[0094] 另一种类型是层压结构,该结构包括一层 EAP 聚合物、一层离子凝胶和两个挠性板,其中挠性板被连接在层压结构的两侧。当施加电压时,方形层压板在一个方向上扩张并且在其垂直方向上收缩。可从商业途径获得的层压(板状)EAP 材料的一个实例是由 ArtificialMuscle 公司(SRI 实验室的一个部门)生产。板状 EAP 材料由日本 EAMEX 生产,并且被称为薄膜 EAP。

[0095] 应当理解,在提供能量时,EAP 的体积没有发生变化;它们只是在一个方向上扩张或收缩,同时在其横向上出现相反的变化。层压型使用的基本形式是通过一侧抵靠刚性结构并且另一侧像活塞一样使用。层压型也可以被粘合到挠性板的任何一侧。当向挠性板 EAP 的一侧施加能量时,挠性板状 EAP 扩张,并且在相反方向上弯曲板。这就允许板根据哪一侧被通电而在某一个方向上被弯曲。

[0096] EAP 致动器通常由许多层或捆扎到一起以协同工作的纤维组成。EAP 的物理结构决定了 EAP 致动器和它的运动性能。EAP 可以被做成长的导线束并包绕单个中央电极。挠性外部外套管将构成致动器的其它电极,并容纳执行装置功能所必需的离子流体。在这种构造中,当电场被施加到电极上时,EAP 导线束缩短。EAP 致动器的这种构造被称为纤维 EAP 致动器。同样,层压构造可以被放置在挠性板任何一侧的许多层中或是仅被放置在自身的层中,以增加它的性能。典型的纤维结构具有 2-4% 的有效伸长率(effective strain),而使用更高的电压,典型的层压型则可以实现 20-30% 的有效伸长率。

[0097] 例如,层压 EAP 复合物可以这样构成:在 EAP 层上连接正的板状电极层,该 EAP 层又连接到离子室(ionic cell)层,离子室层又连接到负的板状电极层。借助各层之间的粘合剂层,多层层压 EAP 复合物可以被层叠固定以形成 EAP 板形致动器。应当理解,可以形成能够在任一个方向上选择性弯曲的反向 EAP 致动器。

[0098] 收缩的 EAP 纤维致动器可以包括纵向铂阴极导线,所述阴极导线经由在塑料圆筒壁内形成的细长圆柱形腔穿过绝缘聚合物近端帽,其中上述塑料圆筒壁被导电掺杂以用作阳极。铂阴极导线的远端被埋放入绝缘聚合物远端帽中。许多收缩聚合物纤维围绕阴极导

线被平行布置,并且它们的端部被埋放到各自的端帽中。塑料圆筒壁沿外周围绕各自的端帽连接,用于封闭圆柱形腔,以密封入填充在收缩聚合物纤维和阴极导线之间空间的离子流体或凝胶。当跨过塑料圆筒壁(阳极)和阴极导线施加电压时,离子流体进入到收缩聚合物纤维中,这导致纤维外径膨胀,同时使纤维在长度上产生相应的收缩,从而将各端帽朝向彼此牵拉。

[0099] EAP 致动器在外科器械中应用的其它描述参见 2005 年 3 月 17 日提交的标题为“SURGICAL INSTRUMENT INCORPORATING ANELECTRICALLY ACTUATED ARTICULATION MECHANISM”、序列号为 No. 11/082,495 的共有美国专利申请,该专利申请在此全部引入作为参考。

[0100] 现在参考图 1,手柄 22 控制砧座 12 的闭合、两件式击发杆 60 的击发和药物分配。在示例性方案中,可以紧住手枪式握把 140 并根据需要按压拇指按钮 142,以控制砧座 12 的闭合。拇指按钮 142 向和 EAP 注射器 100 类似的 EAP 分配致动器(未显示)提供成比例的电信号,从而通过导管 46、48 将流体传递给流体致动器囊 24、26,以闭合砧座 12(图 2)。当拇指按钮 142 被完全按下时,机械肘杆锁(未显示)接合以保持拇指按钮 142 被按下的状态,直到完全按压释放肘杆锁释放拇指按钮 142 为止。因此,当拇指按钮 142 被按下时,医生可以看到端部执行器 14 被闭合且被夹紧的直观指示,并且通过 EAP 分配致动器的连续激励或通过锁定元件,可以将它们保持在该位置。例如,控制电路可以检测拇指按钮 142 的运动,从而使连通 EAP 分配致动器和导管 46、48 的常闭 EAP 截流阀(未显示)打开。一旦运动停止,EAP 截流阀被允许再次关闭,以保持砧座 12 的状态。此外,可以采用手动释放来解除上述闭锁,以打开砧座 12。

[0101] 作为另一种选择,可以包括将流体双向传递到流体致动器囊 24、26 的闭合触发器(未显示)或其它致动器。在上面引用的专利申请 No. 11/061,908 中描述了使枢转轴进行关节运动的许多这种流体致动器,这些流体致动器适于闭合砧座 12。为了充分利用这些方案中的一些方案所描述的不同流体传递,可以理解,反向升降袋(未显示)可以被放置在砧座 12 的杠杆架 40 上,用于当左和右流体致动囊(升降袋)24、26 塌缩时确保开启力。

[0102] 为了避免不期望的击发,检测可以被有利地结合到控制电路中。例如,压力转换器和/或位置检测可以被放置用于监测流体传递和/或砧座位置。例如,可以检测砧座 12 和钉槽 30 的接近度,如果没有闭合,击发可以被闭锁。监测系统可以检测到超出阈值的流体压力,这表示在某些物体阻止砧座闭合(例如,端部执行器 14 中组织过多)的情况下命令砧座 12 闭合。同样,在命令砧座 12 打开的情况下,低于下阈值的流体压力表示砧座 12 不能打开(例如,抵靠着组织)。手柄 22 上的彩色发光二极管(LED)(未显示)可以通过色彩、闪烁等为医生提供指示。这些指示可以包括通电、自检正常、自检失败、电池电压过低、砧座打开、砧座闭合、砧座打开阻塞、砧座闭合阻塞。用于确保阻止击发的指示可以用于禁止击发。

[0103] 尤其是参考图 3,手柄 22 包括击发触发器 150(图 1),击发触发器被向着手枪式握把 140 朝近侧拉动,从而使击发杆 152 在细长轴 18 的近侧部分 154 中向远侧运动。击发杆 152 的远侧托架 156 接合击发杆 62 的朝上近侧钩状件 158。框架 50 内的动态密封件 160 密封击发杆 152,这样当执行部分被插入到充气腹部时,执行部分气密密封。

[0104] 击发杆 152 的防倒退(anti-backup)机构 170 可以被有利地包括在手柄 22 中,手

柄 22 包括多冲程击发触发器 150 和与击发杆 152 连接的回缩偏压击发机构（未显示）。尤其是，当回缩击发杆 152 如图所示使锁板 172 向后倾斜且锁板底部在框架 50 内保持适当位置时，防倒退锁板 172 使被束缚的击发杆 152 通过紧密配合通孔（未显示）。防倒退凸轮套管 174 被放置在防倒退锁板 172 的远侧，并且被更远侧的压缩弹簧 176 推动，使其和防倒退锁板 172 接触，其中压缩弹簧 176 在框架 50 中被压缩，并且击发杆 152 从压缩弹簧 176 中穿过。应当理解，手柄 22 中的机构可以针对击发杆 152 的回缩，手动释放防倒退机构 170。

[0105] 在图 4-5 中，在示例性方案中，端部执行器 14（即钉施加组件 20）通过给流体致动器囊 24 放气使砧座 12 的杠杆架 40 下移而被打开，其中砧座 12 的杠杆架 40 围绕销 32 枢转，抬升远侧夹钳部分 41，由此允许在砧座 12 和钉仓 42 之间定位身体组织 180。E 形梁 64 具有位于砧座凹槽 184 中的上部销 182，以允许砧座 12 的反复打开和闭合。当砧座 12 被闭合并且两件式击发杆 60 被向远侧推动时，沿砧座 12 长度方向形成的砧座槽 186 容纳上部销 182。中部销 188 在钉仓 42 内沿着和底部销或底脚 190 相反的方向在钉槽 30 上滑动，其中底部销或底脚 190 沿钉槽 30 的底面滑动。

[0106] 在图 6-7 中，钉施加组件 20 已经通过如下方式被闭合，即，扩张流体致动器囊（升降袋）24，抬升砧座 12 的杠杆架 40 直到它和外部护套 130 平齐，而且杠杆架 40 的近侧向上弯曲尖端 192 进入顶部远侧开口 131。和开口 131 配合的上述弯曲尖端 192 有利地允许砧座 12 更大的径向行程，并且将抵接面而不是穿孔尖端提供给下方的流体致动器 24。当砧座 12 被闭合时，上部销 182 和砧座槽 186 对齐用于击发，并且组织 180 被压扁到适合切割和钉合的厚度。

[0107] 在图 7-8 中，E 形梁 64 被剖切开，用于显示它的底脚 190，底脚 190 骑跨在向下开口的横向加宽凹槽 200 上，凹槽 200 和纵向窄槽 202 相连，而且 E 形梁的 64 的垂直部分 204 穿过纵向窄槽 202。朝向纵向窄槽 202 的近侧孔口 206 为底脚 190 提供了组装入口。底部凸起 208 被定位在击发杆 62 上，用于在击发行程的初始部分期间在紧靠击发杆 62 的上部 80 的弹簧夹 76 的推动下落入近侧孔口 206 中，以便和端部执行器击发锁定机构（未显示）正确接合并产生可能的相互作用。而且，该位置允许端部执行器 14 被夹紧关闭，从而便于通过像套管针的插管（未显示）这样的外科进入点进行插入。参考图 8-10，击发杆导向件 124 和一部分击发杆 62 横向接触，以闭合横向流体槽 120 的对应部分。在图 11 中，圆柱形腔 90 中的 EAP 注射器 100 具有和径向流体通道 220 相通的远侧分配锥形件 104，在框架 50 中形成的径向流体通道 220 又和横向流体槽 120 相连通。在图 12 中，在安装外科钉合和切割器械 10 之前，EAP 注射器 100 可以有利地使用一次性帽 230 密封。在图 13-14 中，显示了不带一次性帽 230 的 EAP 注射器 100，EAP 注射器 100 被弹簧向远侧推动，用于将远侧分配锥形件 104 接合成和径向流体通道 220 相通。

[0108] 应当理解，在外科钉合和切割器械 10 中可以有一个或多个传感器检测击发条件（例如，击发杆或与击发杆连接的机构的运动、击发触发器的位置、用于分配的独立用户控制等），并激励分配控制电路以实现分配。

[0109] 在图 15-18 中，可选的两件式击发杆 300 由纵向薄板状的击发杆左半部分和右半部分 302、304 构成，这两部分构成了被连接到 E 形梁 309 上的击发杆 305。因此，沿击发杆 305 传递的流体可以被进一步约束。尤其是，位于击发杆左半部分 302 的左侧流体槽 310 向远侧转变成一对分别位于击发杆左半部分和右半部分 302、304 中的对准的内部流体槽

312、314,这对流体内部槽 312、314 形成内部流体通道 316。因为 E 形梁 309 横向厚度大且纵向长度短,所以钻出的流体通道 320 在切割面 322 和对准的后部边缘之间形成,用于连通内部流体通道 316。

[0110] 在图 19 中,显示了能够实现本发明独特优点的可选外科钉合和切割器械 410,所述优点包括端部执行器 414 的上钳口(砧座)412 的流体致动(例如,打开、闭合/夹紧)以及在组织被切割时在组织上分配药物。执行部分 416 由细长轴 418 和端部执行器 414 构成,端部执行器 414 被描绘成钉合组件 420。外科钉合和切割器械 410 还包括在近侧连接到轴 418 上的手柄 22。当执行部分 416 通过形成用于执行微创外科手术的气腹的手术切口或者尤其是套管针的插管被插入到患者体内时,手柄 422 保留在患者体外。

[0111] 流体致动器囊(升降袋)424 在钉槽 430 内部在指向近侧的杠杆 440 下方被支撑,杠杆 440 如此伸出,即,对流体致动器囊 424 的填充会导致砧座 412 像跷跷板一样向钉仓 442 转动,其中钉仓 442 被容纳在钉槽 430 的远侧部分 440 中。在弹性压力转换器 425 的辅助下完成流体致动器囊 424 的排空和塌缩,以促使流体通过流体导管 446 向近侧流动,其中上述弹性压力转换器 425 位于砧座杠杆 440 上方和流体致动器囊 424 相对。

[0112] 当通过 ON/OFF 开关 452 建立控制电路 450 和电池 454 的电连接时,控制电路 450 被接通电源,电池盖 456 可以关闭位于手柄 422 的手枪式握把 458 中的电池舱 457,并且可以通过电池盖 456 更换电池 454。控制器(例如,微控制器、可编程逻辑阵列、模拟控制电路等)460 从被用户致动的开关或是从指示器械 410 的状态的传感器接收电信号。例如,用接触拇指按钮 464 的拇指按钮压力传感器 462 检测闭合命令。上述闭合命令信号可以是离散的开/关信号,或是表示闭合中间程度的连续值。作为另一种选择,控制器 460 可以在检测到拇指按钮 464 的第一次按压时用于闭合,在检测到拇指按钮 464 的第二次按压时用于打开。

[0113] 控制器 460 通过激励电动流体控制器响应闭合信号,在示例性方案中电动流体控制器是 EAP 注射致动器 470,EAP 注射致动器 470 包含在圆柱体 476 内平移柱塞 474 以便通过流体导管 446 分配流体的 EAP 堆叠致动器 472。可以有利地设置圆柱体 476 的尺寸,以便在期望的流体压力下产生期望的流体流速,即使夹紧太多的组织也可以在没有施加过大压力的情况下实现闭合。

[0114] 流体压力可以通过连接在圆柱体 476 上的流体压力转换器 478 被有利地检测,和/或通过从弹性压力转换器 425 检测砧座 412 的运动被有利地检测。作为另一种选择或此外,被传递的流体体积可以被有利地检测,诸如通过连接在圆柱体 476 上的霍尔效应转换器 480、482 检测被结合到柱塞 474 上的目标。控制器 460 可以通过字符显示(未显示)或通过多个 LED(诸如电源 LED 490、砧座位置 LED 492 和故障 LED 494)向医生提供指示。控制器 460 还可以检测击发,诸如触发器传感器 496,并据此向 EAP 药物分配器 100 发出分配命令。

[0115] 如图 20 所示,在使用时,端部执行器闭合和分配控制步骤或操作序列 500 由图 19 中的控制电路 460 执行。作为对电源接通的响应(方框 502),电源 LED 被点亮(方框 504)。接着,做出是否已经检测到闭合命令的判定(方框 506)。如果没有检测到闭合命令,闭合 LED 被熄灭(如果已经检测到,则被点亮)(方框 508)。闭合致动器被释放(如果闭合致动器当前已经被激励)以允许砧座的弹性打开(方框 510)。击发被禁止(方框 512),并且处

理返回到方框 504 继续等待闭合命令。如果在方框 506 中检测到闭合命令,那么接着闭合致动器被激励(方框 514),并延迟一段预定时间等待砧座响应(方框 516)。然后,诸如通过比较压力曲线或通过检测位置(例如,砧座),在方框 518 中做出是否已经成功闭合的判定。如果不能令人满意,那么故障 LED 被点亮(方框 520)。闭合致动器被释放(方框 522),并停止处理(方框 524)。用户干扰可能要求电源周期性变化,以使装置复位。如果在方框 518 中砧座被成功闭合,那么闭合 LED 被点亮(526)。闭合致动器被保持在这种闭合状态下(方框 528),这可以在允许释放闭合致动器的夹紧锁的辅助下实现。允许击发(方框 530)。接着,做出闭合命令是否仍然存在的判定(方框 532)。如果闭合命令不存在,处理返回到方框 504 以打开端部执行器。如果在方框 532 中仍然处于闭合状态,那么需要进一步确定是否检测到了端部执行器的击发(方框 534)。如果击发被检测到,启动药物分配(方框 536)。否则,处理返回到方框 532 继续等待击发。

[0116] 尽管已经通过描述一些实施方案对本发明进行了说明,尽管已经相当详细地描述了这些说明性实施方案,但是本申请并不意味着将所附权利要求的范围局限和以任何方式限制到如此具体的范围内。对本领域技术人员而言,其它优点和修改是显而易见的。

[0117] 例如,为了清晰起见,在这里说明的是非关节运动轴,但是应当理解,流体致动端部执行器和/或药物分配可以被结合到关节运动轴中。尤其是可以采用穿过轴的关节运动接头的挠性流体导管。作为另一种选择,可以在挠性颈类型的关节运动接头中形成通道,以在其中传递流体。

[0118] 例如,尽管在这里说明的是药物分配和流体致动砧座闭合,但是符合本发明这些方面的应用可以包括这些特征中的任何一个。此外,在粘合剂和/或烧灼药物被分配的应用中,应当理解,像钉合这样的特征可以被省略。

[0119] 例如,尽管在这里说明的是钉合施加组件 20,但是应当理解,其它端部执行器(抓钳、切割装置等)可以受益于流体受控闭合和药物分配中的任何一个或两个。

[0120] 例如,容纳 EAP 注射器的接收器可以在手柄中而不是在细长轴中形成。

[0121] 尽管电话活性聚合物柱塞具有多种优点,但是应当理解,其它类型的电致动装置可以用于通过细长轴向端部执行器分配药物。

[0122] 例如,可以在细长沟槽中形成第二 EAP 注射器的对称布置,这样可以在击发期间同时分配两种药物。

[0123] 再如,尽管钉施加装置提供了一种说明性方案,但是应当理解,其它内窥镜器械可以从其远端或远端附近分配液体的能力中受益。可能从中受益的器械实例包括但不限于消融装置、抓钳、烧灼工具、吻合环导入装置、手术钉合器、线性钉合器等。同样,由于击发杆在这里用作通向切割表面的方便的流体通道,所以作为替代那些没有使用击发杆的器械可以在恰当位置采用管道或流体导管。

[0124] 尽管电话活性聚合物柱塞具有多种优点,但是应当理解,其它类型的电致动装置可以用于通过细长轴向端部执行器分配药物。

[0125] 例如,被限制在细长轴凹槽中的流体致动器囊可以用圆柱体和活塞杆取代。

[0126] 应当理解,在符合本发明的一些应用中,端部执行器的两个枢转构件以剪刀形的布置相对于端部执行器的远端枢转。因此,可以将流体致动器囊定位成用于确保使各个杠杆分开或靠拢以实现闭合(例如,抓紧、切割)或打开,其中上述杠杆从这些枢转构件的枢

转连接件向近侧伸出。

[0127] 作为另一种选择,应当理解,流体致动器囊可以被放置在位于对置钳口之间的枢转动接合的远侧,以促使钳口张开。

[0128] 例如,尽管为了清晰起见这里描述的是由医生直接操作的手柄 22,但是符合本发明各个方面的机器人定位器械可以有利地利用这里描述的电动控制和采用流体传递致动的检测。

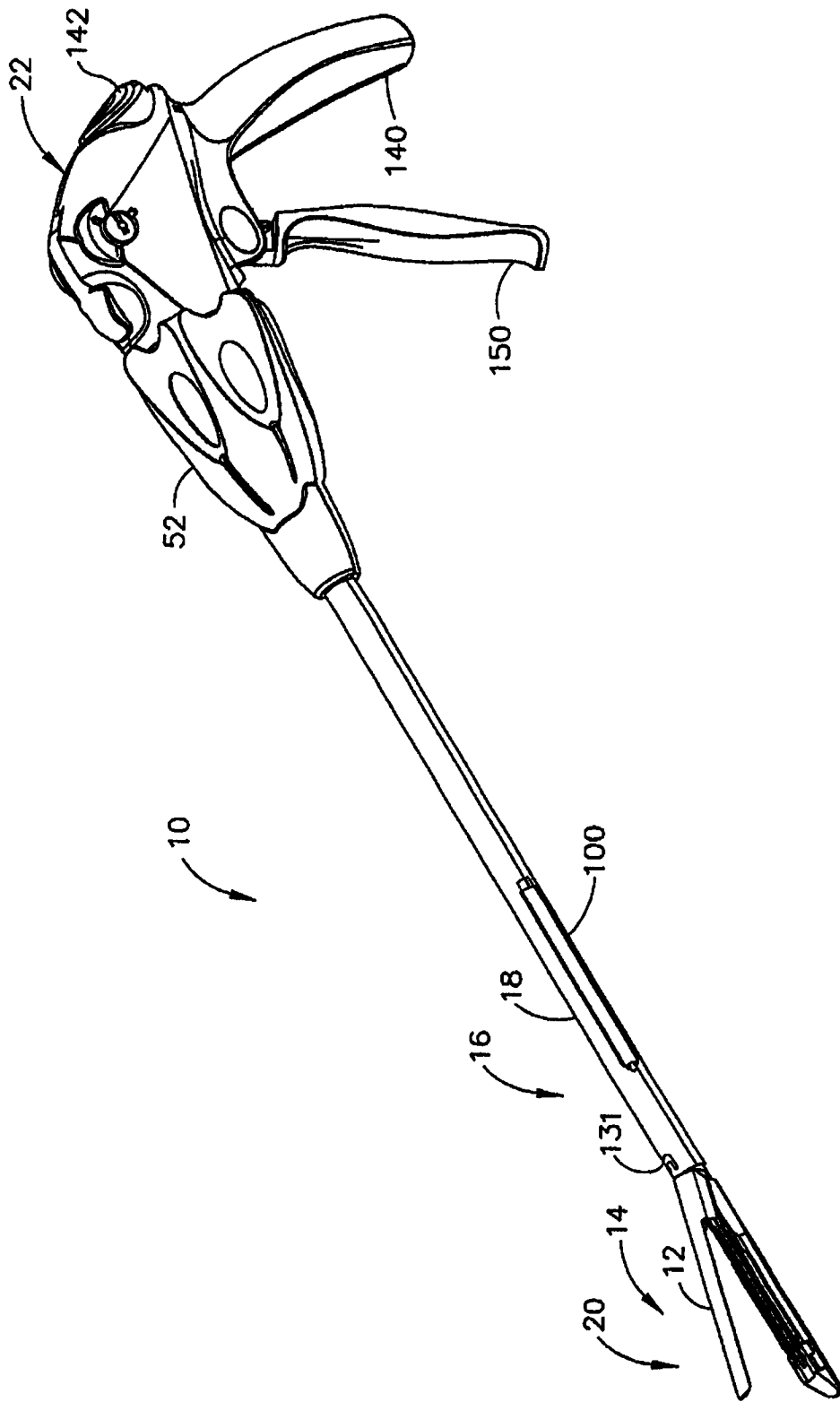


图 1

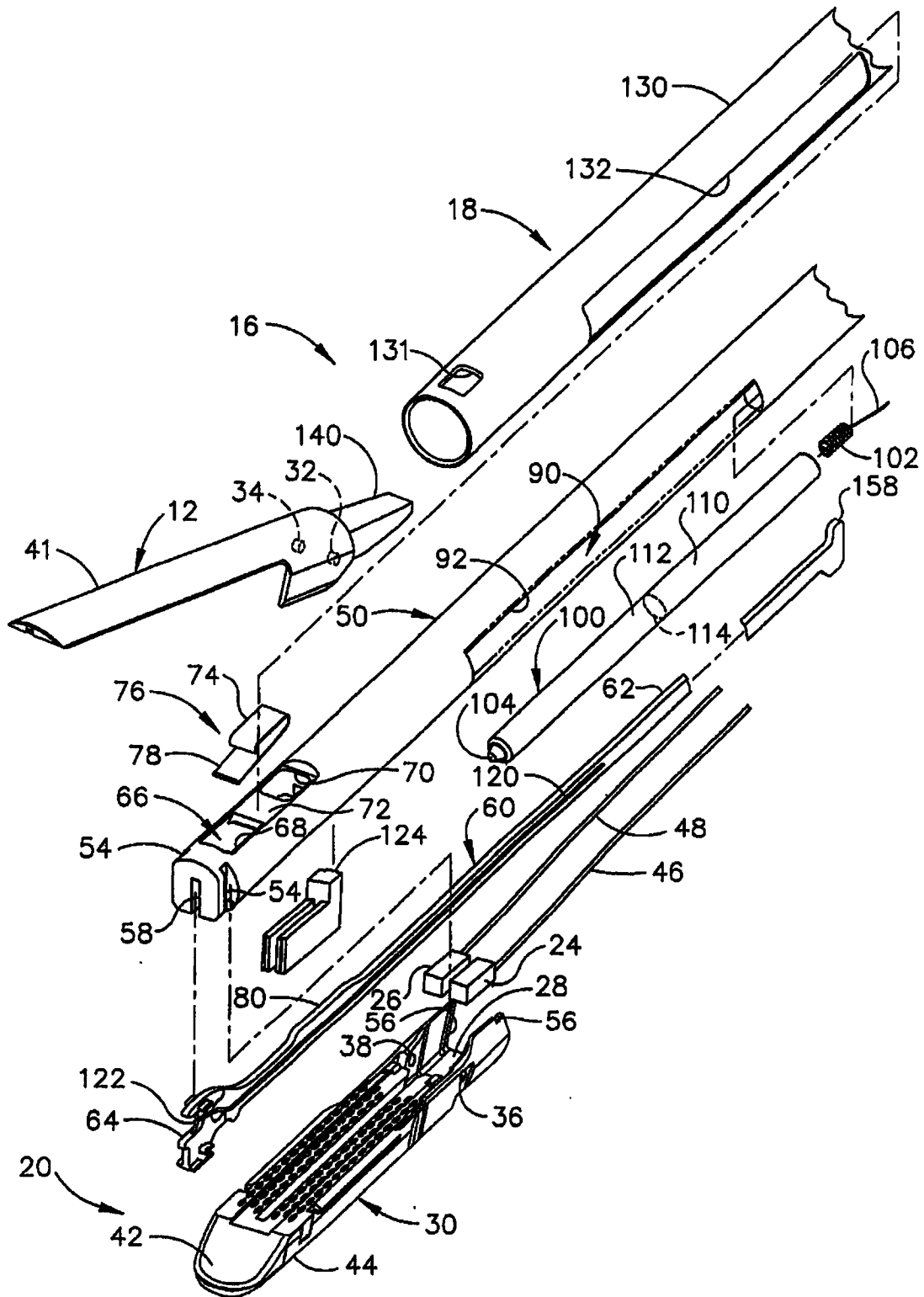


图 2

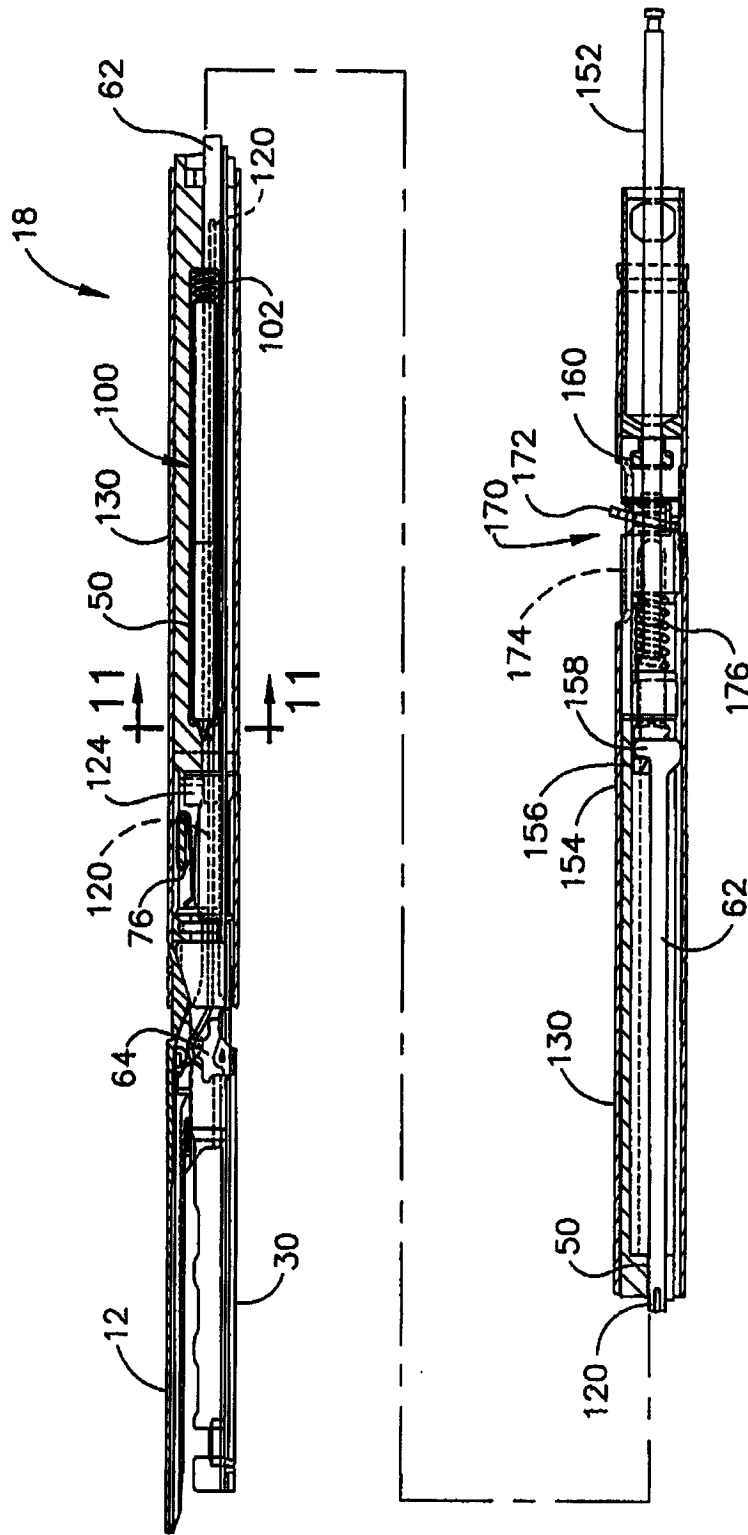


图 3

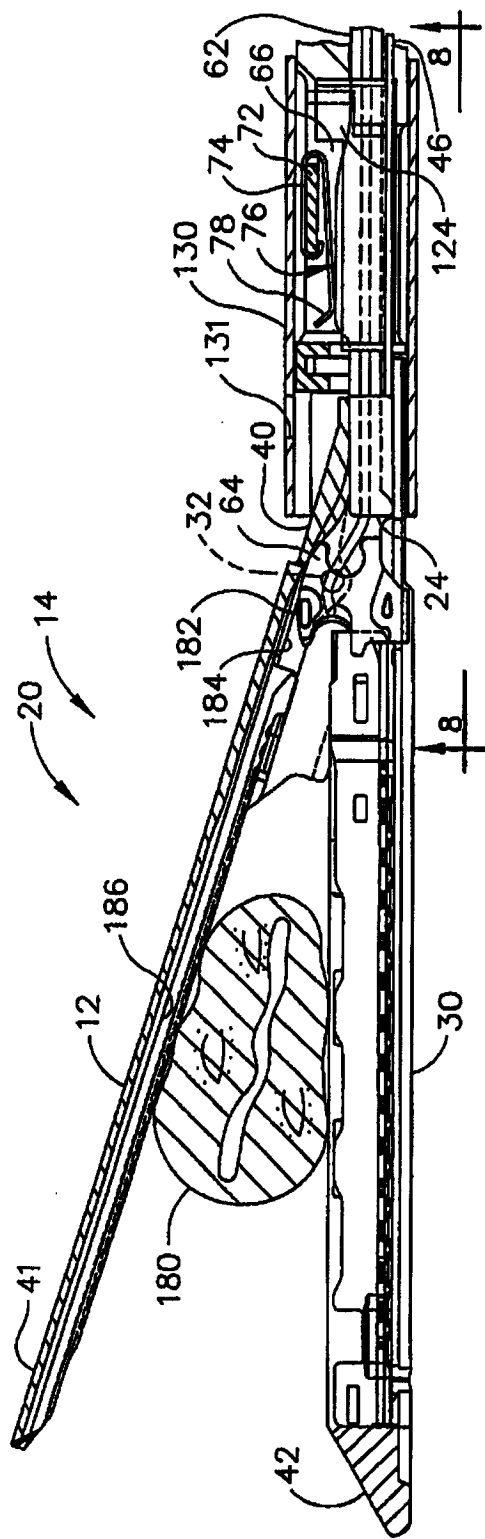


图 4

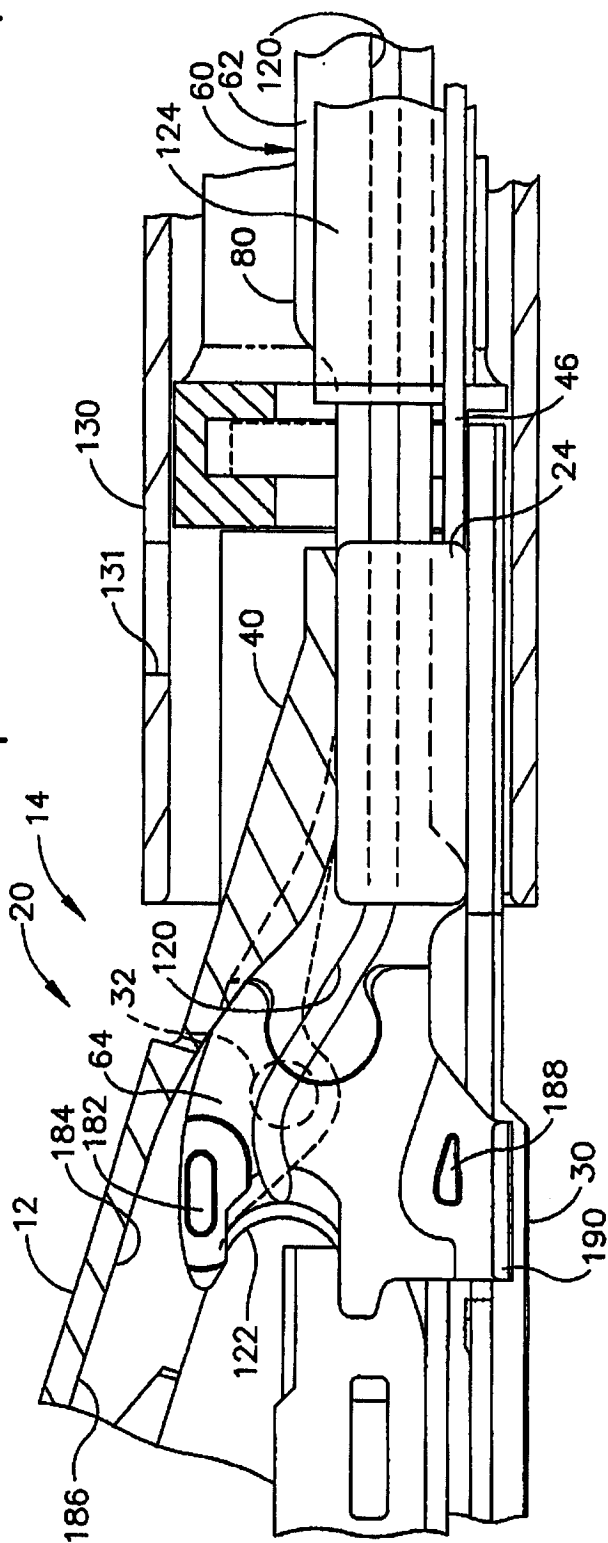


图 5

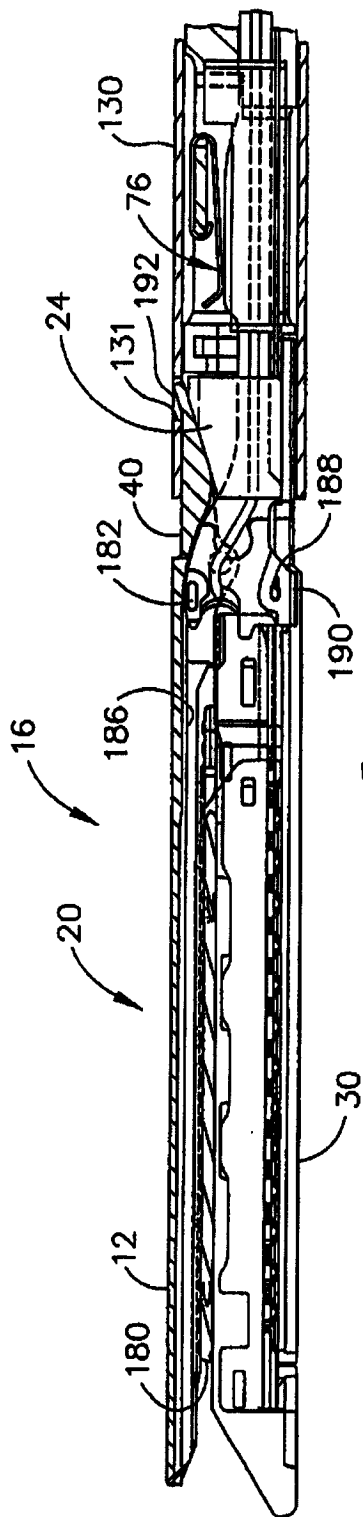


图 6

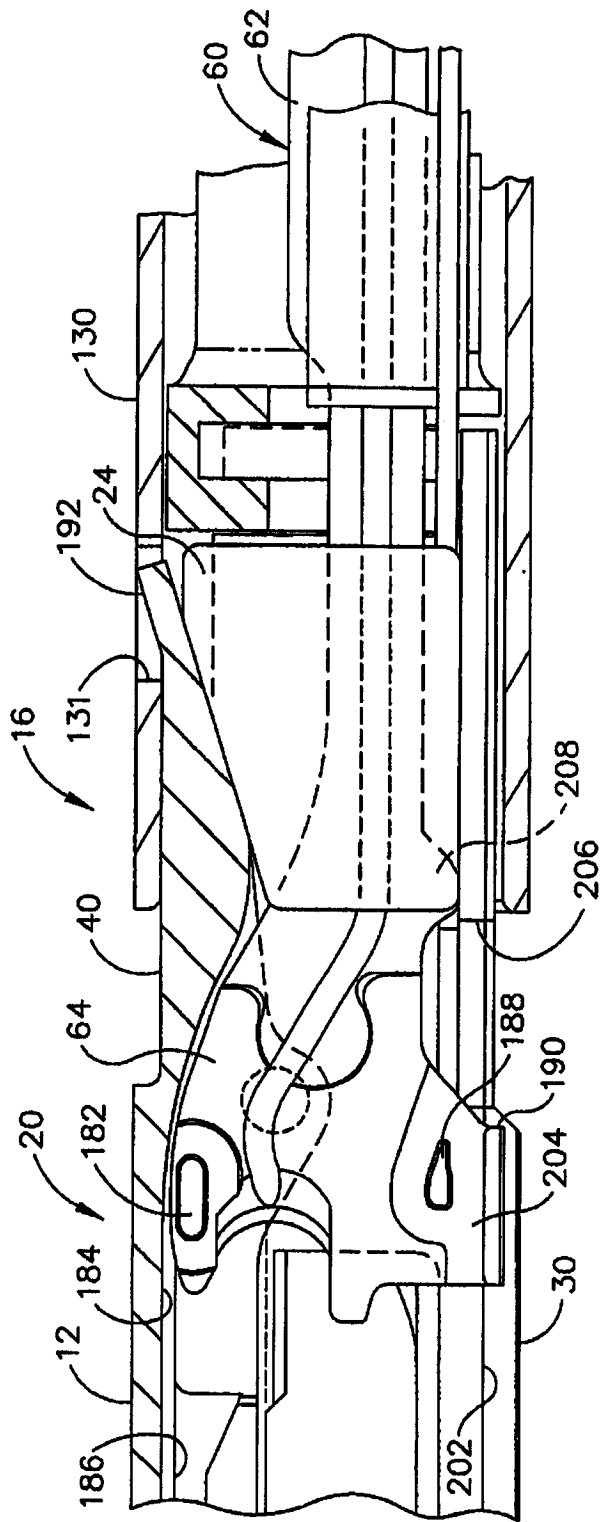


图 7

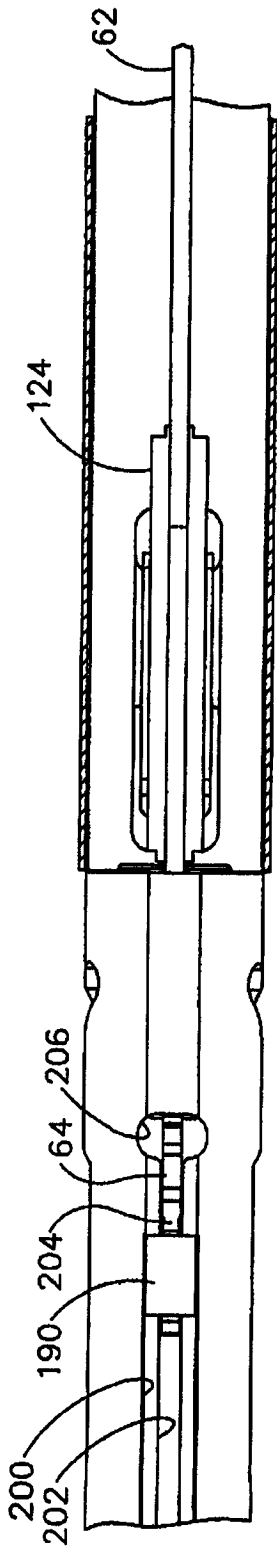


图 8

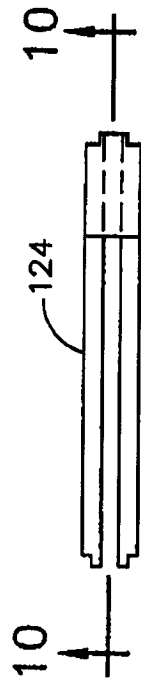


图 9

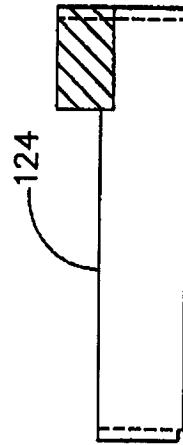


图 10

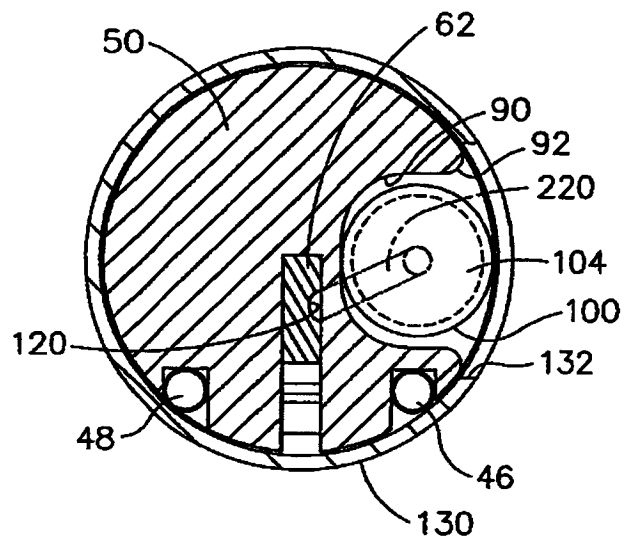


图 11

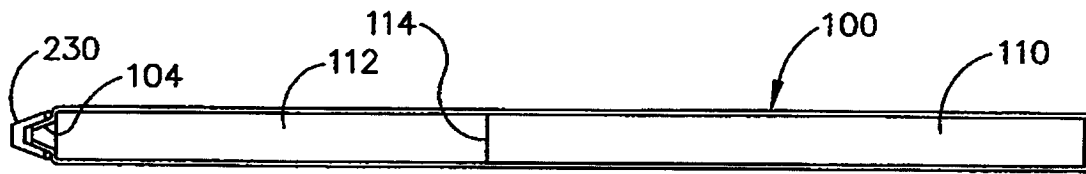


图 12

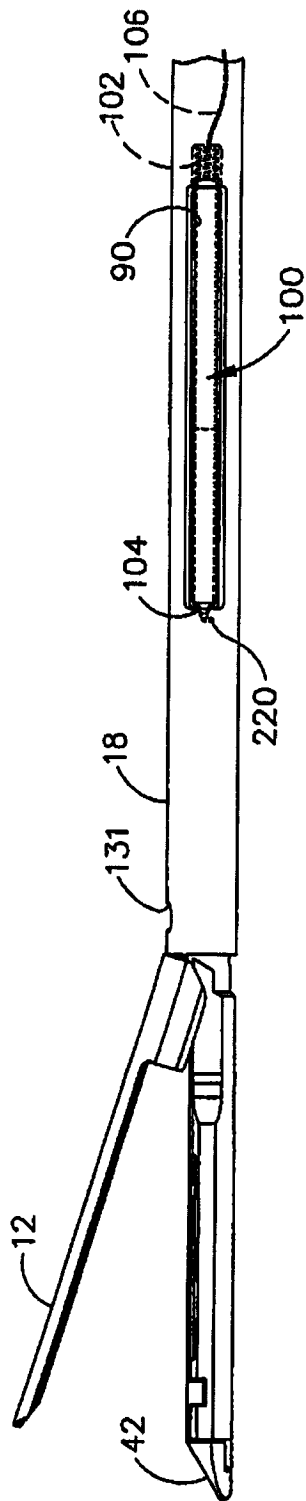


图 13

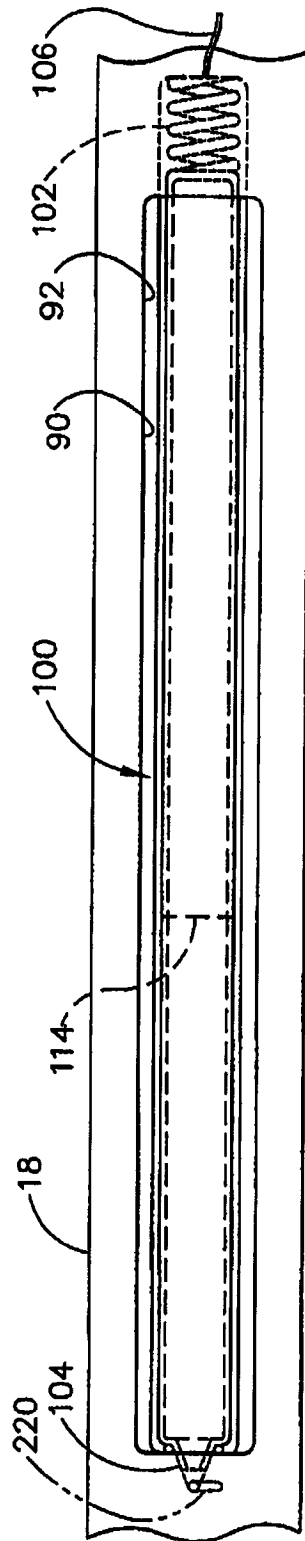


图 14

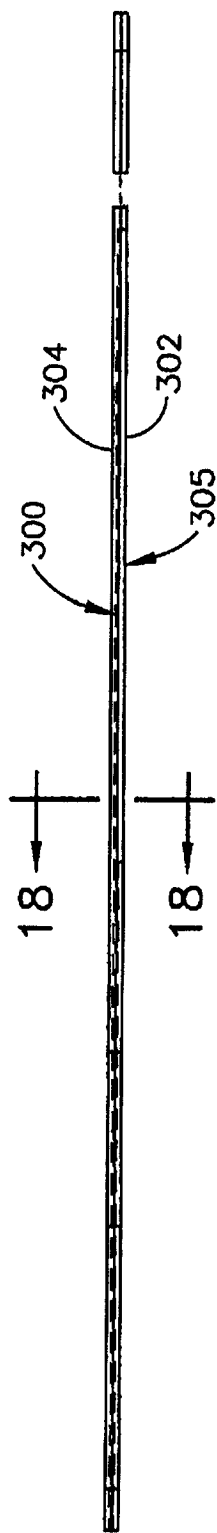


图 15

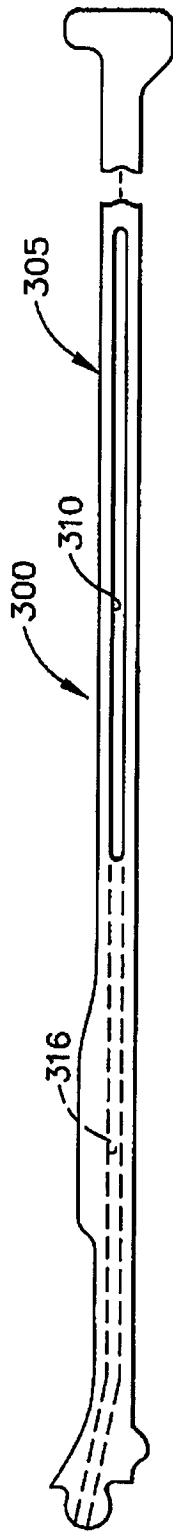


图 16

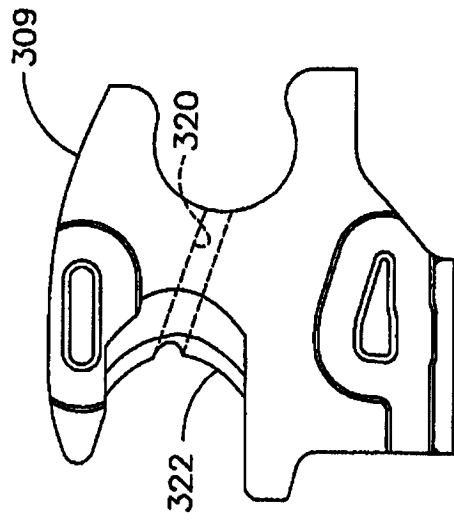


图 17

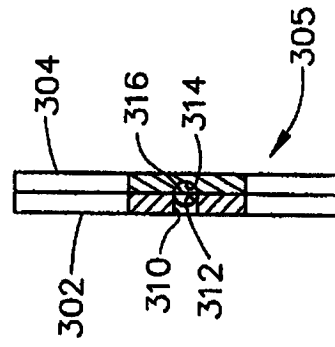


图 18

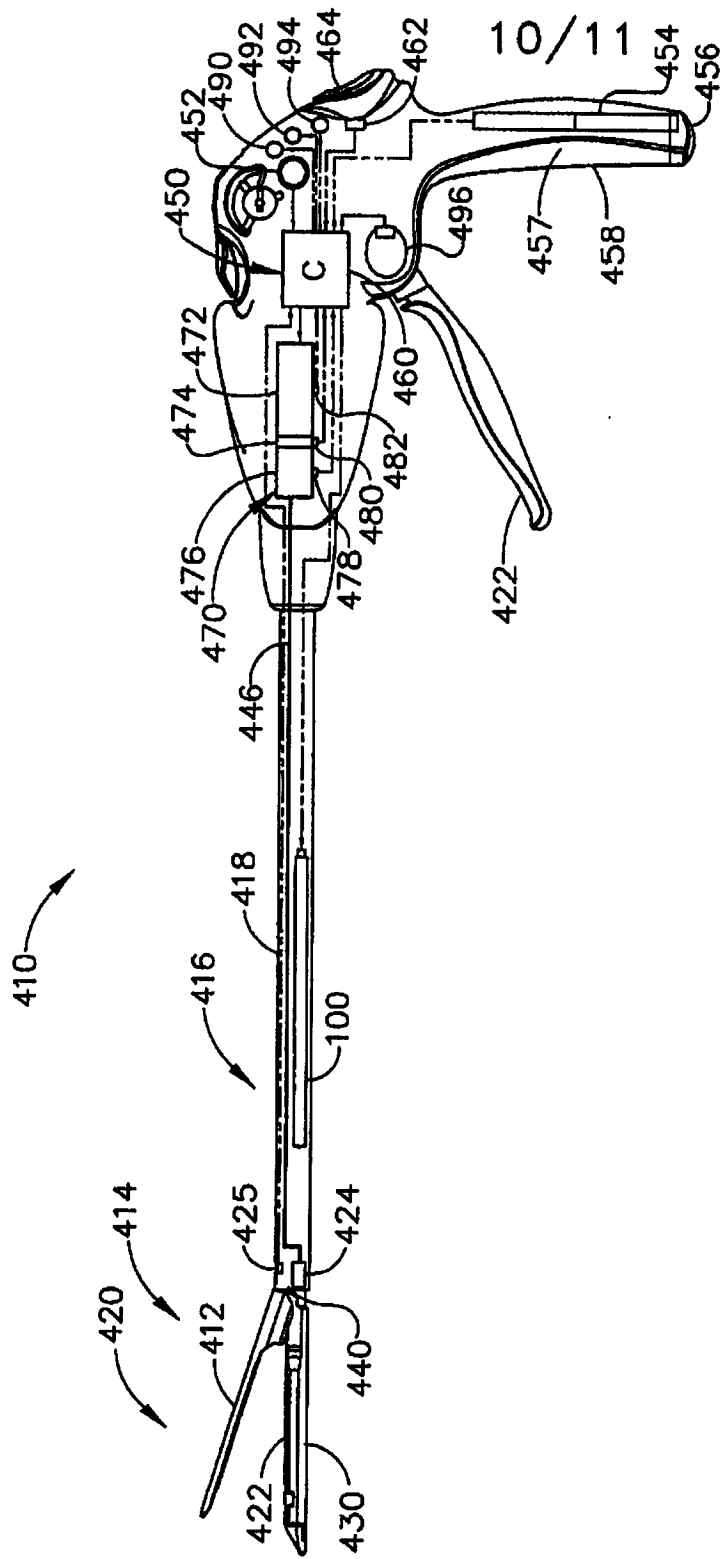


图 19

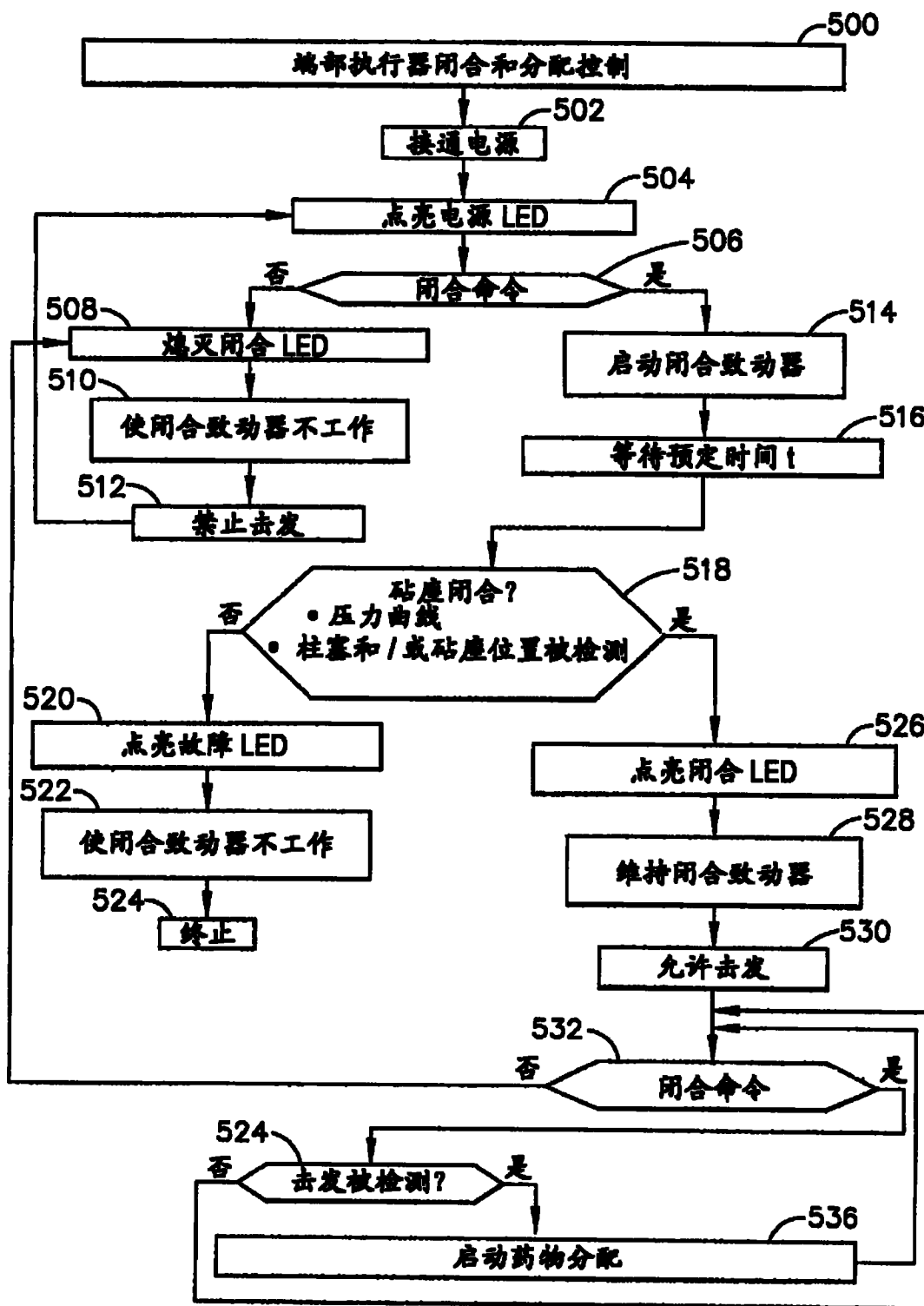


图 20