



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101292888 B

(45) 授权公告日 2012. 11. 14

(21) 申请号 200710163070. 9

(22) 申请日 2007. 09. 29

(30) 优先权数据

11/538, 154 2006. 10. 03 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·摩根

M·E·塞特瑟 K·R·多尔

(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 17/072(2006. 01)

A61B 17/32(2006. 01)

(56) 对比文件

US 6669073 B2, 2003. 12. 30, 说明书第 6 栏第 40 行至第 16 栏第 57 行以及附图 1-63.

CN 1726875 A, 2006. 02. 01, 全文.

US 6032849 A, 2000. 03. 07, 全文.

审查员 王翠平

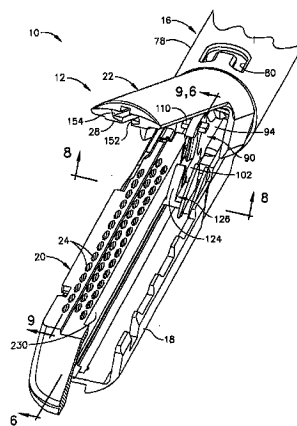
权利要求书 1 页 说明书 9 页 附图 12 页

(54) 发明名称

具有两件式 E 形梁击发机构的可关节运动的外科缝合器械

(57) 摘要

一种具有两件式 E 形梁击发机构的关节运动的外科切割及缝合器械, 适用于腹腔镜检查和内窥镜诊断过程, 其将组织夹在细长通道的端部执行器内, 细长通道与钉砧枢转相对。E 形梁击发杆通过夹钳的端部执行器向远侧移动, 来切割组织并将缝钉驱动到切口各侧上。E 形梁击发杆将钉砧与细长通道确定地间隔开, 以保证适当成形的闭合缝钉, 尤其是在夹住的组织量不足以将端部执行器间隔开时。具体地说, 击发杆的上部销通过钉砧槽纵向移动, 并且通道槽被捕获在击发杆的下部盖和中部销之间以确保最小的间隔。通过用加厚的远侧部分和变细的近侧条形形成 E 形梁增强了可制造性, 并有助于其在该关节运动的外科器械中的应用。



1. 一种外科器械,包括:

手柄部分,其能够产生击发运动;和

执行部分,其对来自手柄部分的击发运动作出响应,所述执行部分包括:

细长通道,其与手柄部分相连并具有通道槽,

钉仓,其容纳于所述细长通道中并具有近侧定位的楔形部件,所述楔形部件布置成使支撑缝钉的驱动器向上凸出,

钉砧,其可枢转地连接到所述细长通道上并具有钉砧通道,

击发装置,其包括:纵向容纳在所述细长通道和所述钉砧之间的位于远侧的刀刃;能与所述钉砧通道接合的上部部件;与通道槽接合的下部部件;以及能够通过使钉仓的楔形部件向远侧平移以致动钉仓的中间部件,在纵向的击发行程期间,击发装置与细长通道和钉砧两者有源地接合,以在其间提供用于使缝钉成形的间隔,所述上部部件包括用于接合在所述钉砧通道中的横向延伸销,所述下部部件包括下部销,所述下部销具有与所述细长通道抵接的上表面,所述下部部件还包括中间销,所述中间销具有与所述细长通道相对地抵接的下表面;

关闭部件,其用于向所述钉砧选择性地施加打开和关闭运动,所述关闭部件独立于所述击发装置的任何运动使所述钉砧运动,其中,所述横向延伸销不会对来自所述关闭部件的关闭运动作出响应地行进;以及

关节运动接头,其在近侧连接到所述细长通道。

2. 根据权利要求1所述的外科器械,其中,所述钉砧与在各个远端处被向内偏压的细长通道形成枢转连接,以在钉仓致动过程中辅助击发装置将钉砧和细长通道确定地间隔开。

3. 根据权利要求1所述的外科器械,其中,所述钉仓是多种钉仓类型中的一种选定类型,每个钉仓类型的特征在于具有被选择用于钉砧和细长通道之间所需间隔的厚度,并且特征在于缝钉具有适于所需间隔的长度。

4. 根据权利要求3所述的外科器械,其中,所述楔形部件包括楔形滑块,所述楔形滑块具有多个连接的凸出楔形体,每个楔形体具有被构造用于所选类型钉仓的预选高度,所述击发装置的中间部件被定向为抵接多种钉仓类型中的每一种。

具有两件式 E 形梁击发机构的可关节运动的外科缝合器械

[0001] 本申请要求 2004 年 7 月 28 日提交的 Shelton 等的序列号为 No. 60/591,694 的美国临时专利申请“Surgical instrument incorporating an electrically actuated articulation mechanism”的优先权。本申请是 2003 年 5 月 20 日提交的 Shelton 等的序列号为 No. 10/443,617 的美国非临时专利申请“Surgical stapling instrument incorporating an E-beam firing mechanism”的继续申请,其整个公开通过引用并入本文。

技术领域

[0002] 本发明整体上涉及适于在内窥镜下插入端部执行器的外科器械,该端部执行器由纵向驱动的击发构件来致动,更具体而言,本发明涉及一种具有能作关节运动的轴的外科缝合及切割器械。

背景技术

[0003] 内窥镜外科器械通常优于传统的开放式外科装置,因为其切口较小,有利于缩短术后康复时间,减少并发症。因此,适合于通过套管针的插管将远侧端部执行器精确放置于所需外科部位的各种内窥镜外科器械得到了极大发展。这些远侧端部执行器以多种方式与组织接合来达到诊断或治疗的效果(例如,内窥镜切割器、抓钳、切割器、缝合器、夹具施放器、进入装置、药物/基因治疗传送装置以及使用超声波、RF、激光的能量装置等等)。

[0004] 端部执行器的定位受到套管针的限制。通常这些内窥镜外科器械包括位于端部执行器和由医生操作的手柄部分之间的长轴。该长轴使得其能插入到需要的深度并能围绕轴的纵向轴线旋转,从而将端部执行器定位至某一部位。随着恰当地设置套管针并例如通过另一个套管针来使用抓钳,这种定位的量通常是足够的。如在美国专利 US5465895 中描述的那样,外科缝合及切割器械可作为通过插入和旋转而将端部执行器成功定位的内窥镜外科器械的示例。

[0005] 近来,2003 年 5 月 20 日提交的 Shelton 等的序列号为 10/443617 的美国专利“SURGICAL STAPLING INSTRUMENT INCORPORATING AN E-BEAM FIRING MECHANISM”描述了一种用于切割组织并致动缝钉的改进的“E 形梁 (E-beam)”击发杆,通过引用将其整体包含在这里。一些附加的优点包括确保将端部执行器的钳口间隔开,或者更具体地讲,将缝钉施放组件间隔开,即使为了最佳的缝钉成形而夹持了略微过多或过少的组织。而且,E 形梁击发杆以能够包含多种有利锁定的方式与端部执行器及钉仓接合。

[0006] 根据手术的特性,还可根据需要进一步调整内窥镜外科器械的端部执行器的位置。具体地说,通常需要将端部执行器定向成使其轴线垂直于器械轴的纵向轴线。端部执行器相对于器械轴的横向运动通常称为“关节运动”。这通常可通过将枢转(或关节运动)点设置于与缝钉施放组件紧邻的伸出轴中来实现。这样外科医生可使缝钉施放组件向远处关节运动到任一侧,以更好地设置外科缝线,并更容易进行组织操作和定向。这种关节运动的定位使临床医生能够在一些情况下更容易地接合组织,例如从器官的后面。另外,关节运动的定位有利于使内窥镜定位于端部执行器的后面,而不会由器械轴阻挡。

[0007] 通过将关节运动的控制与关闭端部执行器以夹紧组织并击发端部执行器（即缝合及切割）的控制整合于由内窥镜器械所限定的很小直径内，使外科缝合及切割器械进行的关节运动的方法显得非常复杂。通常，这三种控制运动都通过轴转换成纵向平移。例如，美国专利 No. US5673840 公开了一种折叠式关节运动机构（“曲颈”），其利用执行轴选择性缩回两个连接杆之一而实现关节运动，每个杆分别偏置于轴中心线的相对两侧上。连接杆借助一系列不连续的位置来防止倒转。

[0008] 纵向控制关节运动机构的另一个示例是美国专利 No. US5865361，其包括从凸轮枢轴偏置的关节运动连杆，关节运动连杆的推或拉纵向平移将实现向各个侧的关节运动。类似地，美国专利 No. US5797537 公开了穿过轴进行关节运动的类似的杆。

[0009] 在 Frederick E. Shelton IV 等的待审并共同拥有的题为“SURGICAL INSTRUMENT INCORPORATING AN ARTICULATION MECHANISM HAVING ROTATION ABOUT THE LONGITUDINAL AXIS”的美国专利申请 10/615,973 中，作为纵向运动的替代方式，其采用旋转运动来传送关节运动，通过引用将其整体并入本文。

[0010] 在 2003 年 5 月 20 日提交的 Shelton 等的申请号为 10/443,617 的申请“SURGICAL STAPLING INSTRUMENT INCORPORATING AN E-BEAM FIRING MECHANISM”中，适于腹腔镜和内窥镜临床手术的外科切割及缝合器械将组织夹在端部执行器的与钉砧可枢转地相对的细长通道内，前文中已引用其全部内容作为参考。通过夹住的端部执行器来使 E 形梁击发杆向远端移动，以切割组织并将缝钉驱动到切口的每一侧上。E 形梁击发杆确保将钉砧与细长通道间隔开，以保证正确地成形的闭合的缝钉，尤其是当夹住的组织量不足以将端部执行器间隔开时。具体而言，击发杆的上部销通过钉砧槽纵向移动，通道槽被捕获于击发杆的下部盖和中部销之间以确保最小的间隔。尽管这种 E 形梁击发杆具有诸多优点，仍需要其它部件来增强其可制造性并将尺寸变化减到最小。

[0011] 因此，非常需要有利地确保端部执行器的夹紧的钳口之间形成适当的间隔并便于其轴进行关节运动的外科器械。

发明内容

[0012] 本发明通过提供一种确保将外科缝合及切割器械的端部执行器垂直间隔开的击发机构，克服了现有技术的上述及其它缺点。因此，该器械从结构上保证了进行正确缝合的足够间隔，即使是在端部执行器中夹住的组织过少的情况下。将这些特征整合于具有刀刃的 E 形梁中使得当 E 形梁通过端部执行器（例如切割及缝合组件）进行击发时，可以得到一致的间隔和性能。而且，将单独的变细的击发杆从近侧安装到 E 形梁增强了其在关节运动的外科器械中的使用，在该关节运动的外科器械中需要减小的横截面积在关节运动的平面内弯曲的能力。

[0013] 在本发明的一个方面中，外科器械包括手柄部分，其能够产生致动执行部分的击发运动。该执行部分具有细长通道，其中容纳与枢转连接的钉砧相对的钉仓。击发装置包括纵向容纳于细长通道和钉砧之间的朝向远侧的刀刃、可与钉砧通道接合的上部构件、与通道槽接合的下部构件、以及能够致动楔形滑块的中间构件，该中间构件与钉仓形成为一体。中间构件有利地对抗端部执行器的夹持，即使在夹住的组织过少时，也能确保正确的缝钉成形。当通过将变细的击发杆安装到 E 形梁来提供关节运动的灵活性时，这些间隔和切

割部件有利地形成 E 形梁。

[0014] 具体而言,本发明公开了如下内容:

[0015] (1). 一种外科器械,包括:

[0016] 手柄部分,其能够产生击发运动;和

[0017] 执行部分,其对来自手柄部分的击发运动作出响应,所述执行部分包括:

[0018] 细长通道,其与手柄部分相连并具有通道槽,

[0019] 钉仓,其容纳于所述细长通道中并具有近侧定位的楔形部件,所述楔形部件布置成使支撑缝钉的驱动器向上凸出,

[0020] 钉砧,其可枢转地连接到所述细长通道上并具有钉砧通道,

[0021] 击发装置,其包括:纵向容纳在所述细长通道和所述钉砧之间的位于远侧的刀刃;能与所述钉砧通道接合的上部部件;与通道槽接合的下部部件;以及能够通过使钉仓的楔形部件向远侧平移以致动钉仓的中间部件,在纵向的击发行程期间,击发装置与细长通道和钉砧两者有源地接合,以在其间提供用于使缝钉成形的间隔,

[0022] 关节运动接头,其在近侧连接到所述细长通道,以及

[0023] 薄击发片,其在近侧与所述击发装置连接,用于通过所述关节运动接头传送来自所述手柄部分的击发运动。

[0024] (2). 如第(1)项所述的外科器械,其中,钉砧与在各个远端处被向内偏压的细长通道形成枢转连接,以在钉仓致动过程中辅助击发装置将钉砧和细长通道确定地间隔开。

[0025] (3). 如第(1)项所述的外科器械,其中,钉仓是多种钉仓类型中的一种选定类型,每个钉仓类型的特征在于具有被选择用于钉砧和细长通道之间所需间隔的厚度,并且特征在于缝钉具有适于所需间隔的长度。

[0026] (4). 如第(3)项所述的外科器械,其中,所述楔形部件包括楔形滑块,所述楔形滑块具有多个连接的凸出楔形体,每个楔形体具有被构造用于所选类型钉仓的预选高度,所述击发装置的中间部件被定向为抵接多种钉仓类型中的每一种。

[0027] (5). 一种外科器械,包括:

[0028] 手柄部分,其能够产生击发运动及关闭运动;以及

[0029] 执行部分,其可响应于来自手柄部分的击发运动,并且且直径尺寸适于用于内部外科,执行部分包括:

[0030] 与手柄部分连接的轴,其能够分别传送击发运动和关闭运动,

[0031] 细长通道,其与轴相连并具有通道槽,

[0032] 钉砧,其可枢转地连接在细长通道上,可对来自轴的关闭运动作出响应,并具有钉砧通道,

[0033] 击发装置,其包括纵向容纳在细长通道和钉砧之间的朝向远侧的刀刃,该击发装置包括与细长通道滑动接合的下部和定位为在击发期间能与钉砧滑动接合的上部,击发装置与细长通道和钉砧的接合保持了它们之间的间隔,以及

[0034] 变细的击发片,其近侧与击发装置连接并能够将击发运动传送给击发装置。

[0035] (6). 如第(5)项所述的外科器械,还包括钉仓,钉仓与细长通道接合并包括用于容纳击发装置的刀刃的向近侧开放的槽,钉仓包括通过击发机构的向远侧的纵向运动而使其向上凸出的多个缝钉。

[0036] (7). 如第(6)项所述的外科器械,其中,钉仓还包括楔形滑块以及支撑多个缝钉的多个驱动器,该楔形滑块响应于击发机构的向远侧的纵向运动使驱动器向上凸出,并由此抵靠钉砧使多个缝钉成形。

[0037] (8). 如第(5)项所述的外科器械,其中,所述轴包括关节运动机构,变细的击发片通过该关节运动机构弯曲并纵向平移。

[0038] (9). 如第(6)项所述的外科器械,其中,钉仓是多种钉仓类型中的一种选定类型,每个钉仓类型的特征在于具有被选择用于钉砧和细长通道之间所需间隔的厚度,并且特征在于缝钉具有适于所需间隔的长度。

[0039] (10). 如第(9)项所述的外科器械,其中,楔形滑块具有多个连接的凸出楔形体,每个楔形体具有被构造用于所选类型钉仓的预选高度,击发装置的中间部件被定向为抵接多种钉仓类型中的每一种。

[0040] (11). 如第(5)项所述的外科器械,其中,击发装置被构造成通过包括具有与细长通道滑动接合的上表面和下表面的下部,在钉砧和细长通道之间的纵向行进期间,确定地使钉砧和细长通道间隔开。

[0041] (12). 如第(11)项所述的外科器械,其中,击发装置的下部包括下部销,下部销具有与细长通道抵接的上表面,并且所述下部还包括中间销,中间销具有与细长通道相对地抵接的下表面。

[0042] (13). 如第(12)项所述的外科器械,其中,击发装置还包括上部部件,上部部件具有与钉砧纵向滑动接合的上表面和下表面。

[0043] (14). 如第(13)项所述的外科器械,其中,钉砧包括带有变窄的垂直槽的内部纵向槽,并且击发装置在变窄的垂直槽中平移,并包括具有上表面和下表面的上部部件,该上表面和下表面位于内部纵向槽中用于使钉砧和细长通道确定地间隔开。

[0044] (15). 如第(5)项所述的外科器械,其中,击发装置被构造成通过包括具有与钉砧相对地滑动接合的上表面和下表面的上部部件,在钉砧和细长通道之间的纵向行进期间,确定地使钉砧和细长通道间隔开。

[0045] (16). 如第(15)项所述的外科器械,其中,钉砧包括具有上表面和下表面的纵向槽,该上表面和下表面分别滑动抵接击发装置的上部部件的上表面和下表面。

[0046] (17). 如第(16)项所述的外科器械,其中,纵向槽包括与变窄的垂直槽连通的内部纵向通道,并且击发装置在变窄的垂直槽中平移,并包括具有上表面和下表面的上部部件,该上表面和下表面位于内部纵向通道中用于将钉砧和细长通道确定地间隔开。

[0047] (18). 一种外科器械,包括:

[0048] 手柄装置,其用于产生击发运动及关闭运动;

[0049] 夹紧装置,其响应于关闭运动来夹钳组织;

[0050] 击发装置,其响应于击发运动,用于将夹钳部件竖直间隔开,并引起对夹钳在其中的组织的切割及缝合;以及

[0051] 关节运动机构,其可操作地构造成使夹紧装置相对于手柄装置进行关节运动;以及

[0052] 变细的击发片,其在近侧与击发装置连接,用于通过关节运动机构来弯曲并用于纵向传送击发运动。

[0053] (19). 如第(18)项所述的外科器械,其中,钉砧包括具有变窄的向内的开口的内部纵向槽,击发装置在变窄的向内的开口中平移,并具有滑动接合在纵向槽中的上部部件。

[0054] (20). 如第(19)项所述的外科器械,还包括关闭部件,其被可操作地构造成将关闭运动纵向传送到端部执行器,以将钉砧和细长通道的远端向内偏压,以在致动钉仓的过程中辅助击发装置将钉砧与细长通道确定地间隔开。

[0055] 参照附图及其描述,本发明的这些和其它目的及优点将更加明显。

附图说明

[0056] 包含在本发明的说明书中并作为其一部分的附图与上述本发明的大概描述一起解释了本发明的实施例,并且下述实施例的详细描述用于解释本发明的原理。

[0057] 图1是用于外科缝合及切割的内窥镜外科缝合器械的透视图,其处于开放的未进行关节运动的状态。

[0058] 图2是图1的外科缝合器械的缝钉施放组件打开状态下的左前透视图,其右半部分是容纳于缝钉通道内的可更换的钉仓。

[0059] 图3是图2的缝钉施放组件的分解透视图,其具有完全可更换的钉仓以及可选的非关节运动轴结构。

[0060] 图4是图2的缝钉施放组件的两件式切割器及击发杆(“E形梁”)的透视图。

[0061] 图5是图1的缝钉施放组件的钉仓的楔形滑块的透视图。

[0062] 图6是图2的缝钉施放组件沿着中心线6-6截得的纵向横截面的左侧正视图。

[0063] 图7是图2的缝钉施放组件在打开状态下的透视图,其没有可更换的钉仓,缝钉通道的一部分邻近两件式切割器及击发杆的中间销,并且没有缝钉通道的远端部分。

[0064] 图8是图2的缝钉施放组件沿着线8-8的横截面的主视图,示出了钉仓的内部缝钉驱动器和两件式切割器及击发杆的一部分。

[0065] 图9是图2的闭合的缝钉施放组件沿着纵向轴线6-6所取的左侧视图,包括位于两件式切割器和楔形滑块之间的中心接触点,而且横向偏置以显示钉仓中的缝钉及缝钉驱动器。

[0066] 图10是图9的缝钉施放组件的详细的左侧视图,两件式切割器略微回缩,通常用于更换钉仓。

[0067] 图11是图10的缝钉施放组件的详细的左侧视图,两件式切割器开始击发,与图9中描绘的配置相对应。

[0068] 图12是在两件式切割器及击发杆朝远端击发之后,图9的闭合的缝钉施放组件的左侧横截面视图。

[0069] 图13是在钉仓击发并且两件式切割器回缩之后,图12的闭合的缝钉施放组件的左侧横截面视图。

[0070] 图14是图13的缝钉施放组件的左侧横截面的详细正视图,两件式切割器可落入锁定位置中。

[0071] 图15是沿着图1的外科缝合器械的关节运动接头(曲颈)的线15-15所取横截面的俯视图。

[0072] 图16是图15的关节运动接头沿着线16-16所取的竖直横截面的主视图,显示了

电活性聚合物 (EAP) 板关节运动致动器和用于击发杆的 EAP 支撑板。

[0073] 图 17 是在关节运动之后,图 16 的关节运动接头沿着线 15-15 所取横截面的俯视图。

[0074] 图 18 是图 15 的关节运动接头的透视图。

具体实施方式

[0075] 在图 1-3 中,外科缝合器械 10 的远端具有端部执行器,图示为缝钉施放组件 12,其通过细长轴 16 与手柄 14(图 2) 间隔开。缝钉施放组件 12 包括缝钉通道 18,用于容纳可更换的钉仓 20。与缝钉通道 18 枢转连接的是将组织夹到钉仓 20 并使缝钉 23 变形的钉砧 22(图 3),缝钉 23 抵靠在钉砧底面 28 上的缝钉成形槽 26(图 6) 从钉仓 20 中的缝钉孔 24 被向上驱动,使其成形为闭合形状。当缝钉施放组件 12 闭合时,其横截面积以及细长轴 16 适于插入穿过小的外科开口,例如穿过套管针的套管(未显示)。

[0076] 具体参考图 1,通过控制手柄 14 来辅助缝钉施放组件 12 的正确设置及定向。具体地,旋转旋钮 30 使轴 16 绕其纵向轴线旋转,并且因此使缝钉施放组件 12 旋转。在轴 16 中的关节运动接头 32 处进行其它定位,使缝钉施放组件 12 从轴 16 的纵向轴线以弧线枢转,从而使其置于器官的后面或者使其它器械如内窥镜(未显示)等定位于缝钉施放组件 12 的后面。该关节运动由手柄 14 上的关节运动控制开关 34 有利地实现,关节运动控制开关 34 将电信号传送至关节运动接头 32,并传送至由手柄 14 中的 EAP 控制器和电源 38 驱动的电活性聚合物 (EAP) 致动器 36。

[0077] 一旦将组织定位于缝钉施放组件 12 中,外科医生通过将关闭扳机 40 从近侧拉向握把 42 来关闭钉砧 22。一旦这样夹持后,外科医生可抓紧更远处的击发扳机 44,将其回拉以实现缝钉施放组件 12 的击发,在一些申请中该步骤也可通过单个击发行程来完成,在另一些申请中也可通过多个击发行程来完成。当切割它们之间的组织时,击发同时完成至少两排钉的缝钉。

[0078] 当整个过程结束时击发部件可自动开始回缩。可替换地,可向后拉动回缩杆 46 来实现回缩。随着击发部件的回缩,通过外科医生轻轻朝向握把 42 向后拉动关闭扳机 40 并压下关闭释放旋钮 48,然后释放关闭扳机 40,可以使缝钉施放组件 12 松开并张开,从而从缝钉施放组件 12 中释放被切割组织的两个缝合末端。

[0079] 缝钉施放组件

[0080] 当关节运动接头 32 如图 1 所示时,为清楚起见并作为可替换的应用,图 2-14 中的外科缝合装置 10 省略了关节运动接头 32。然而应当理解,如下列参照图 15-18 所描述的那样,本发明的方面对于关节运动具有特别的优点。

[0081] 在图 1-3 中,缝钉施放组件 12 实现夹到组织上的功能,以及通过在轴框架 70 上沿纵向沿轴 16 传递的两种不同的运动来驱动缝钉并切割组织的功能。该轴框架 70 从近侧连接到手柄 14 上并与其耦合,用于与旋转旋钮 30 一起转动。在 Swayze 和 Shelton 等人的题为“SURGICAL STAPLING INSTRUMENT INCORPORATING A MULTISTROKE FIRING POSITION INDICATOR AND RETRACTION MECHANISM”、序列号为 10/374,026 的待审且共同拥有的美国专利申请中详细描述了一种用于图 1 的外科缝合及切割器械 10 的示例性的多行程手柄 14,在此引用其全部内容作为参考,包括如这里所描述的另外的特征和变化。尽

管多行程手柄 14 有利于支持在较长距离上具有较高击发力的应用,但是与本发明一致的应用也可包括单个击发行程,例如在 Frederick E. Shelton IV, Michael E. Setser, and Brian J. Hemmelgarn 等人的、序列号为 10/441,632、题为“SURGICAL STAPLING INSTRUMENT HAVING SEPARATE DISTINCT CLOSING AND FIRING SYSTEMS”的待审且共同拥有的美国专利申请中所描述的,在此引用其全部内容作为参考。

[0082] 具体参照图 3,轴框架 70 的远端与缝钉通道 18 相连。钉砧 22 具有近侧枢转端 72,其可枢转地容纳于缝钉通道 18 的近端中,近侧枢转端 72 远离其与轴框架 70 的接合。钉砧 22 的枢转端 72 包括位于近侧的封闭部件 76,其远离其与缝钉通道 18 的枢转连接。因此,其远端具有与封闭部件 76 接合的马蹄状窗口 80 的封闭管 78,在向近端纵向运动期间选择性地给予钉砧 22 开启运动,并且响应于封闭扳机 40,在轴框架 70 上滑动的封闭管 78 向远端纵向运动的期间选择性地给予钉砧 22 关闭运动。

[0083] 轴框架 70 通过纵向往复的两件式切割器及击发杆 90 来包含并引导来自手柄 14 的击发运动。特别地,轴框架 70 包括纵向击发杆槽 92,其容纳两件式切割器及击发杆 90 的近侧部分,尤其是薄片状的锥形击发杆 94。应当理解,薄片状的锥形击发杆 94 可由实心击发杆或者在应用时不会穿过关节运动接头的其它材料制成的击发杆来代替,如在图 2-4 中所示。

[0084] E 形梁 102 是两件式切割器及击发杆 90 的远侧部分,其有利于单独闭合和击发,并在击发过程中将钉砧 22 与细长缝钉通道 18 间隔开。具体参照图 3-4,除了任何连接处理例如铜焊或粘接,切割器及击发杆 90 由在 E 形梁的近侧中形成的凹形垂直安装孔 104 形成,安装孔 104 容纳相应的凸形安装部件 106,该凸形安装部件 106 位于薄片状锥形击发杆 94 的远侧,每个部分都采用适于其特定功能的选定材料和工艺(例如强度、弹性、摩擦)来形成。有利地,E 形梁 102 可由具有合适的材料特性的材料制成,用于形成一对顶部销 110、一对中间销 112 和底部销或底脚 114,并能形成锋利的刀刃 116。此外,支撑刀刃 116 的每个竖直端的一体化形成并向近侧突出的顶部引导件 118 和中间引导件 120 还限定了组织承载区域 122,该组织承载区域 122 有助于在切割之前将组织导引至锋利的刀刃 116。中间引导件 120 还通过抵接楔形滑块 126(图 5)的阶梯状中央部件 124,来接合并击发缝钉施放组件 12,楔形滑块 126 通过缝钉施放组件 12 来实现缝钉的成形,如下面详细描述的那样。

[0085] 与由多个部件组装相比,将这些部件(例如顶部销 110、中间销 112 及底脚 114)与 E 形梁 102 整体形成有利于彼此之间以较紧的公差来制造,在击发过程和/或与缝钉施放组件 12 的各种锁定部件有效作用期间保证需要的操作。

[0086] 在图 6-7 中,显示了打开的外科缝合器 10,其中 E 形梁 102 完全缩回。在装配时,E 形梁 102 的底脚 114 通过加宽的孔 130 落入缝钉通道 18 中,然后 E 形梁 102 前进,使得 E 形梁 102 沿着在缝钉通道 18 中形成的下部轨道 132 向远端滑行。具体地,下部轨道 132 包括窄槽 133,其在缝钉通道 18 的下表面上张开成为加宽的槽 134,以在侧截面中形成颠倒的 T 形,如在图 7 及 8 中具体描述的那样,并与加宽的孔 130 连通。一旦组装后,从近侧与薄片状锥形击发杆 94 连接的部件不允许底部 114 再次从近侧运动到加宽的孔 130,以允许断开。

[0087] 在图 9 中,薄片状锥形击发杆 94 有利于缝钉施放组件 12 通过套管针插入。具体地,当完全回缩时,在更远侧,向下的突起 136 将 E 形梁 102 升高。这是通过在缝钉通道 18

中的加宽的孔 130 的近侧边缘上向上突出的点处设置向下的突起 136 来实现的。

[0088] 在图 10 中,薄片状锥形击发杆 94 还加强了一些锁定部件的操作,通过包括在击发行程的开始部分过程中能被轴框架 70 向下驱动的处于更近侧的向上突起 138,这些锁定部件可包含在缝钉通道 18 中。具体地说,在轴框架 70 中的一对方形开口 142 之间限定横向杆 140(图 3)。环绕横向杆 140 的夹形弹簧 144 向下驱动薄片状锥形击发杆 94 的向远侧突出到纵向击发杆槽 92 之外的那一部分,这样保证了适当的时候一些有利的锁定部件的接合。当向上的突起 138 与夹形弹簧 144 接触时,这种驱动更加明显或者仅仅被限制在击发运动的那一部分。

[0089] 在图 6-7 中,E 形梁 102 回缩,其顶部销 110 位于靠近钉砧 22 的枢转近端的钉砧凹部 150 中。向下开放的竖直钉砧槽 152(图 2)在钉砧 22 中横向加宽延伸至钉砧内部轨道 154 中,如图 9-10 所示,在击发过程中,当它们向远侧行进时,钉砧内部轨道 154 捕获 E 形梁 102 的顶部销 110,确保将钉砧 22 与缝钉通道 18 间隔开。因此,随着 E 形梁 102 的回缩,医生能反复打开和关闭缝钉施放组件 12,直到对捕获在其中用于缝合及切割的组织的位置及定位感到满意为止,即使缝钉施放组件 12 的直径减小并因此降低了刚性,仍有 E 形梁 102 辅助对组织进行正确定位。

[0090] 在图 2-3、5-6、8-14 中,缝钉施放组件 12 显示为带有包括楔形滑块 126 的可更换的钉仓 20。纵向对齐并平行的多个向下打开的楔形槽 202(图 8)容纳与楔形滑块 126 整体形成的各个楔形体 204。在图 8-10 中,楔形滑块 126 使得多个可在缝钉驱动器槽 208 中垂直滑动的缝钉驱动器 206 向上凸出。在该图示的方式中,每个缝钉驱动器 206 具有两个垂直的尖端,每个尖端向上进入相应的缝钉孔 210,以将抵靠钉砧 22 的缝钉成形表面 214(图 10)置于其上的缝钉 23 向上推出并使其变形。限定于钉仓 20 中并与缝钉通道 18 邻近的中央击发凹槽 216(图 3)提供了楔形滑块 126 的底部水平部分 218(图 5)以及 E 形梁 102 的中间销 112 的通道。具体地,钉仓托盘 220(图 3、8)位于聚合物钉仓主体 222 的下部并与其连结,钉仓主体 222 包括其中形成的缝钉驱动凹槽 208、缝钉孔 210 以及中央击发凹槽 216。由于缝钉 23 形成于每一侧,所以锋利的刀刃 216 进入穿过钉仓 20 的纵向轴线但仅不穿过其最远端的垂直通槽 230。

[0091] 如图 10 所示,随着两件式切割器及击发杆 90 被拉向近侧,缝钉施放组件 12 的击发开始,直到向下的突起 136 使 E 形梁 102 上的中间引导件 120 向上并向后突出,由此,当钉砧 22 如图 2 及 6 中所示打开时,可将新的钉仓 20 插入缝钉通道 18 中。

[0092] 在图 11 中,两件式切割器及击发杆 90 已朝远侧行进一小段距离,在抵靠薄片状锥形击发杆 94 的向上突起 138 的夹形弹簧 144 的驱动下,向下的突起 136 落入下部轨道 132 的加宽的孔 130 中。中间引导件 120 通过放置在楔形滑块 126 的阶梯状中央部件 124 上而防止了进一步向下旋转,从而将 E 形梁的中间销 112 保持于中央击发凹槽 216 中。

[0093] 在图 12 中,两件式切割器及击发杆 90 已朝远侧击发,使楔形滑块 126 行进以成形缝钉 23,同时用锋利的刀刃 116 切割夹在钉砧 22 与钉仓 20 之间的组织 242。然后,在图 13 中,两件式切割器及击发杆 90 回缩,将楔形滑块 126 留在远侧位置。

[0094] 在图 14 中,允许中间销 112 向下平移进入在缝钉通道 18 中形成的锁定凹槽 240(参见图 7 和 10)。因此,当楔形滑块 126(在图 4 中未显示)未定位在近侧时(也就是说,没有钉仓 20 或者耗尽钉仓 20),由于中间销 112 碰到锁定凹槽 240 的远侧边缘,操作员

可接收到触觉指示。

[0095] 在图 1 中,所示的关节运动接头 32 有利地受益于两件式切割器及击发杆 90 的柔性强度。在图 15-18 中,关节运动接头 32 被描绘为由椎柱体 302 形成的柔性颈部接头 300,其中椎柱体 302 具有能容许在关节运动平面上进行关节运动的成对的横向对称的弧形凹槽 304。众所周知,通过纵向穿过各个横向侧 306、308 的控制杆(未显示)的选择性运动,可同时压缩或扩张各个横向侧 306、308。然而,所描绘的是 EAP 板致动器 310、312,每个都能被朝向一侧或两侧方向驱动偏转。

[0096] 通过椎柱体 302 受到纵向限定的中央通道 320(图 16) 容纳一对支撑板 322、324,这防止了薄片状锥形击发杆 94 的变形及束缚。在该图示的方式中,每个支撑板 322、324 具有近侧固定端 326(图 15) 以及滑动端 328,以适应关节运动过程中径向距离的变化。具有减小的厚度的击发杆 94 由此被支撑。

[0097] 尽管通过对多个实施例的描述对本发明进行了解释,而且这些解释性的实施例描述得非常详细,但申请人并不是想将所附的权利要求书的范围限制或以任何方式限定得如此详细。其它优点和变化对本领域技术人员来说是显而易见的。

[0098] 例如,尽管带有与钉仓成一体的楔形滑块带来许多优点,但是在一些与本发明的这些方面相一致的申请中,楔形滑块也可与 E 形梁整合在一起。例如,可以更换整个端部执行器,而不是仅仅更换钉仓。

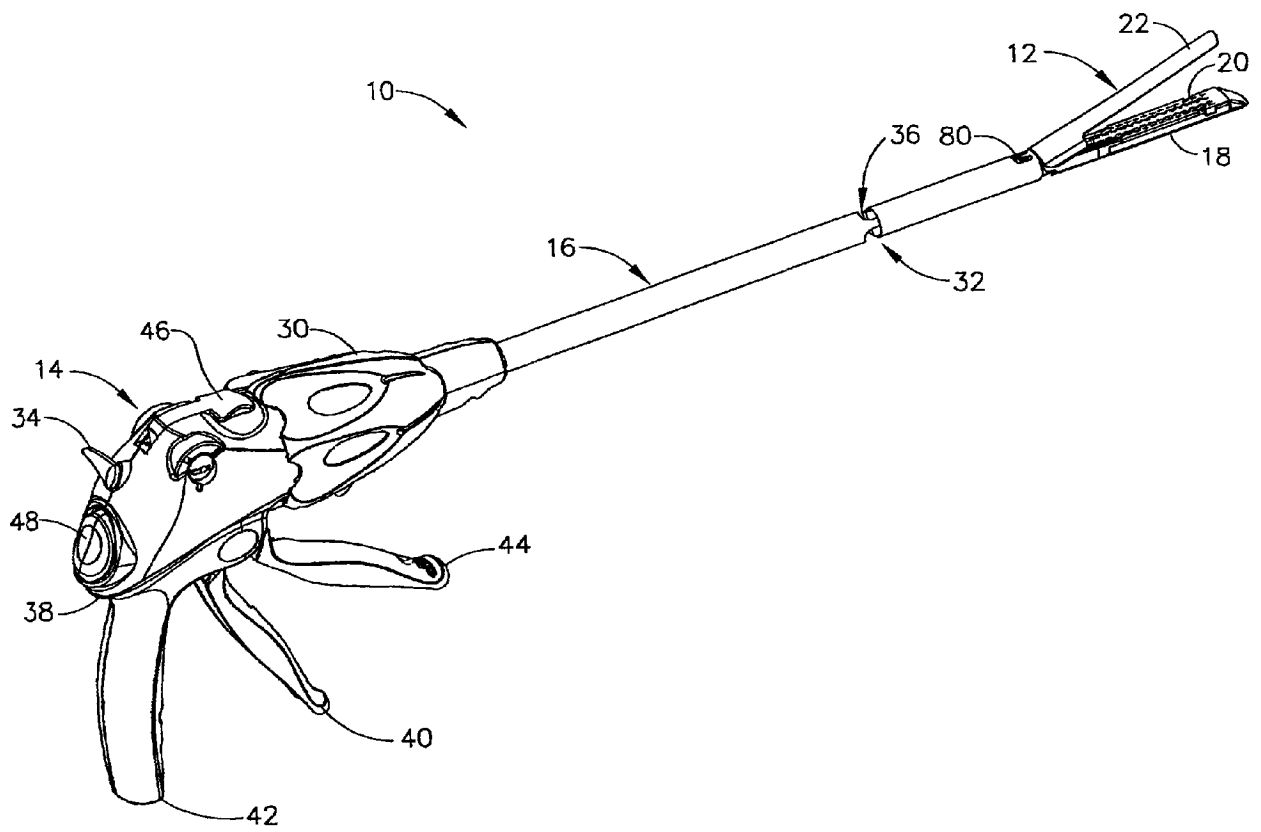


图1

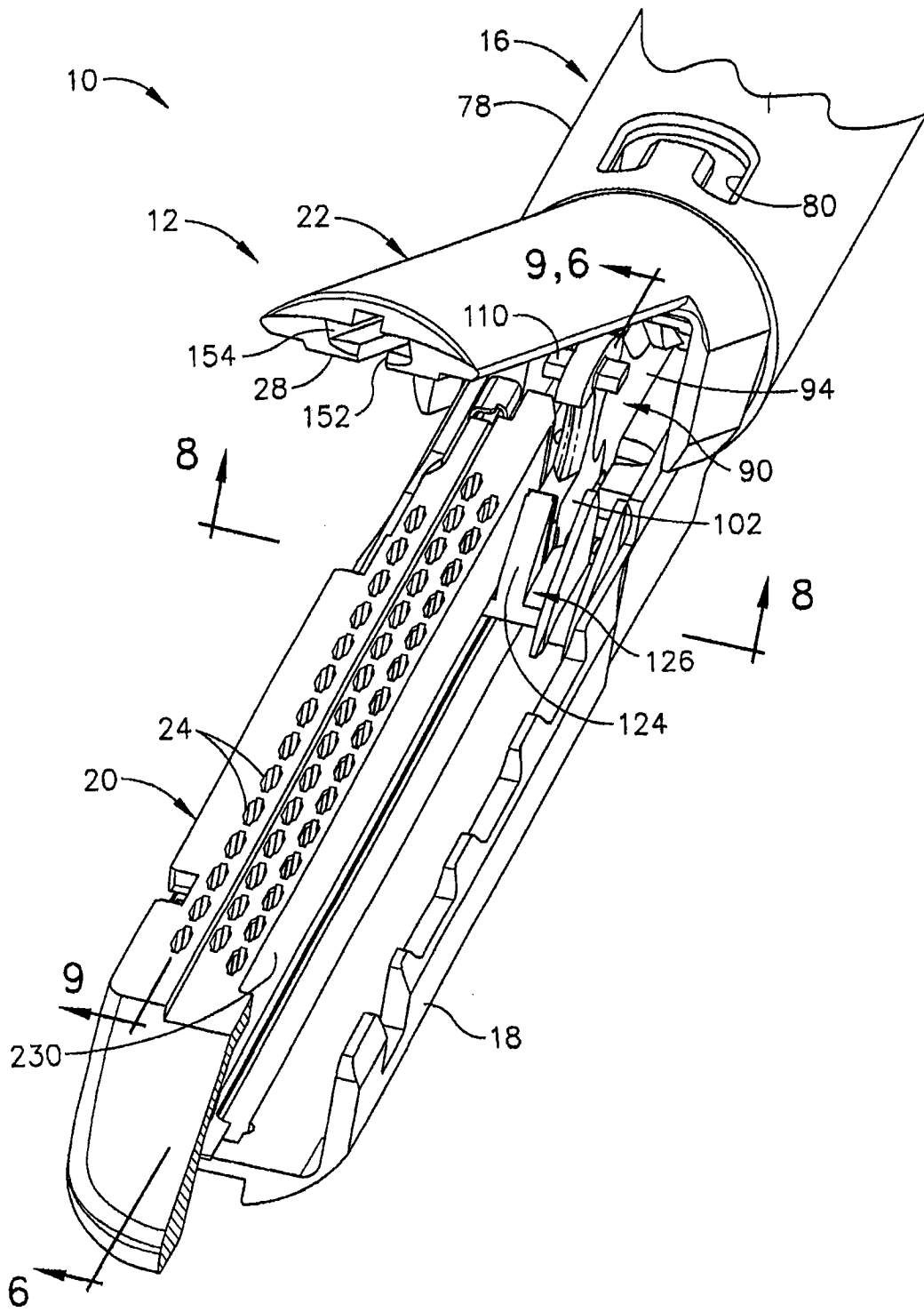


图2

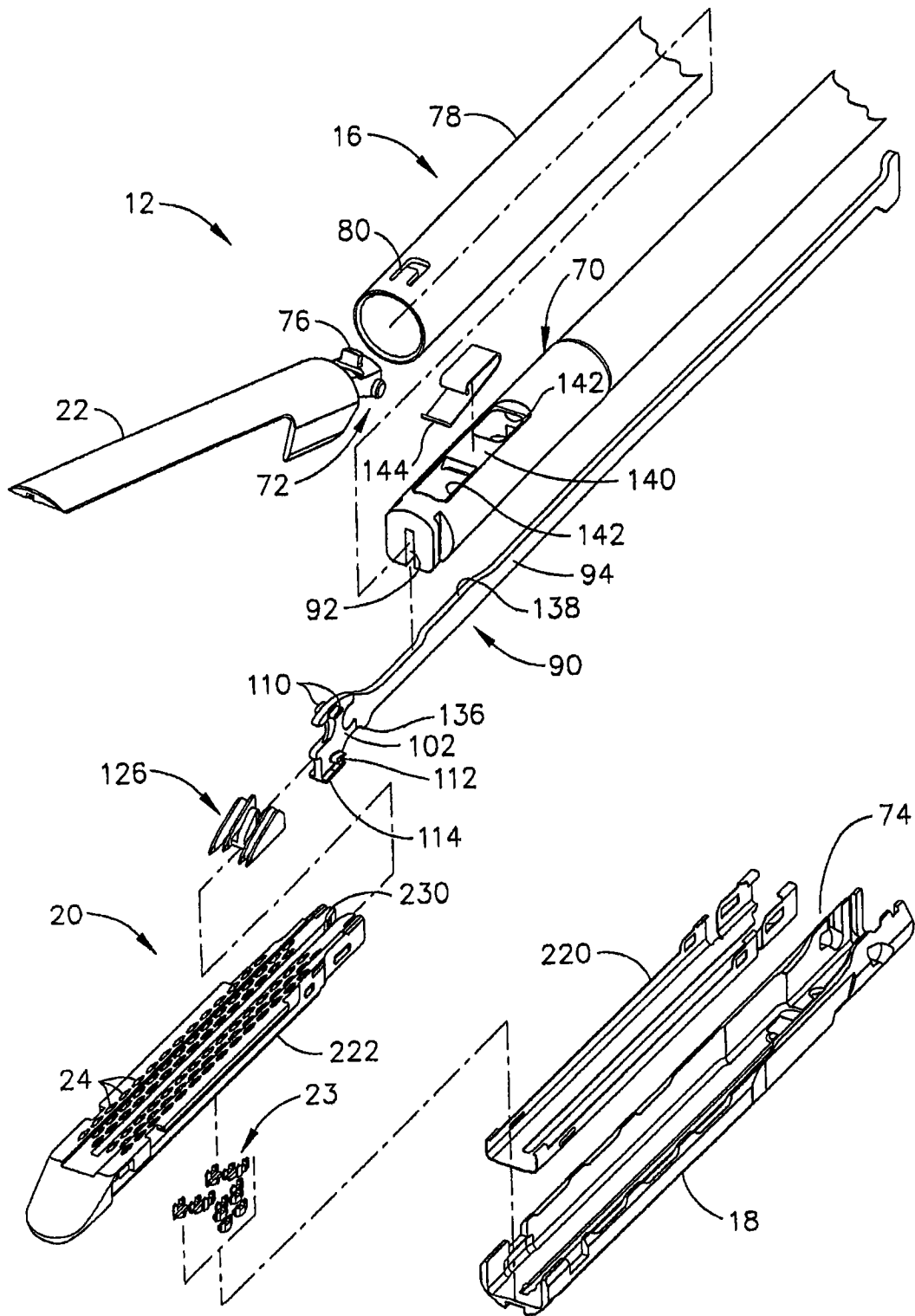


图 3

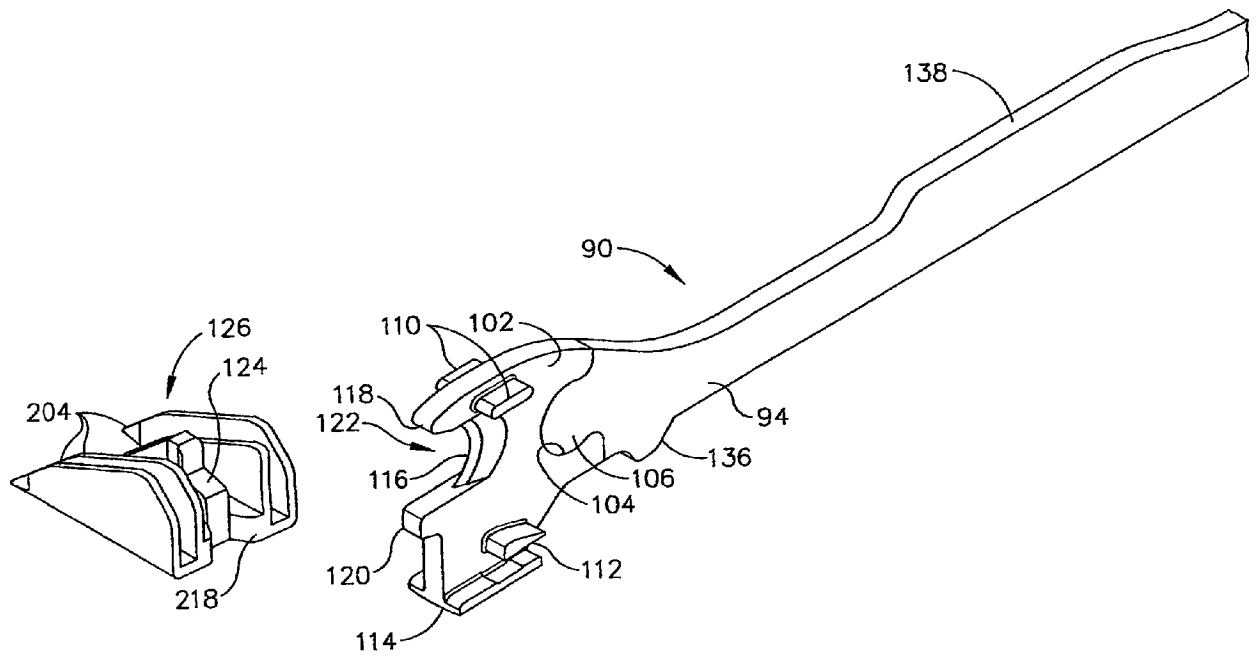


图5

图4

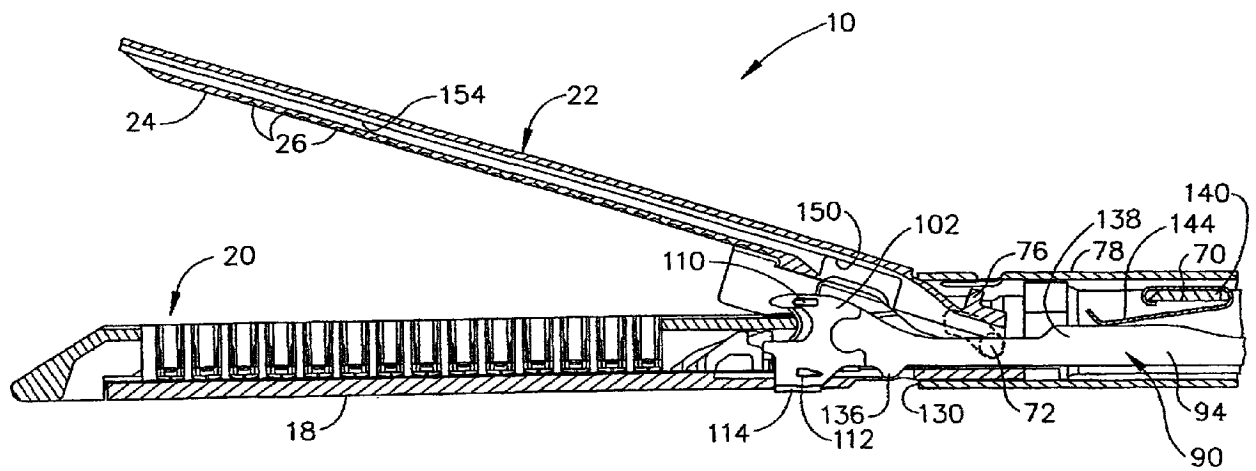


图6

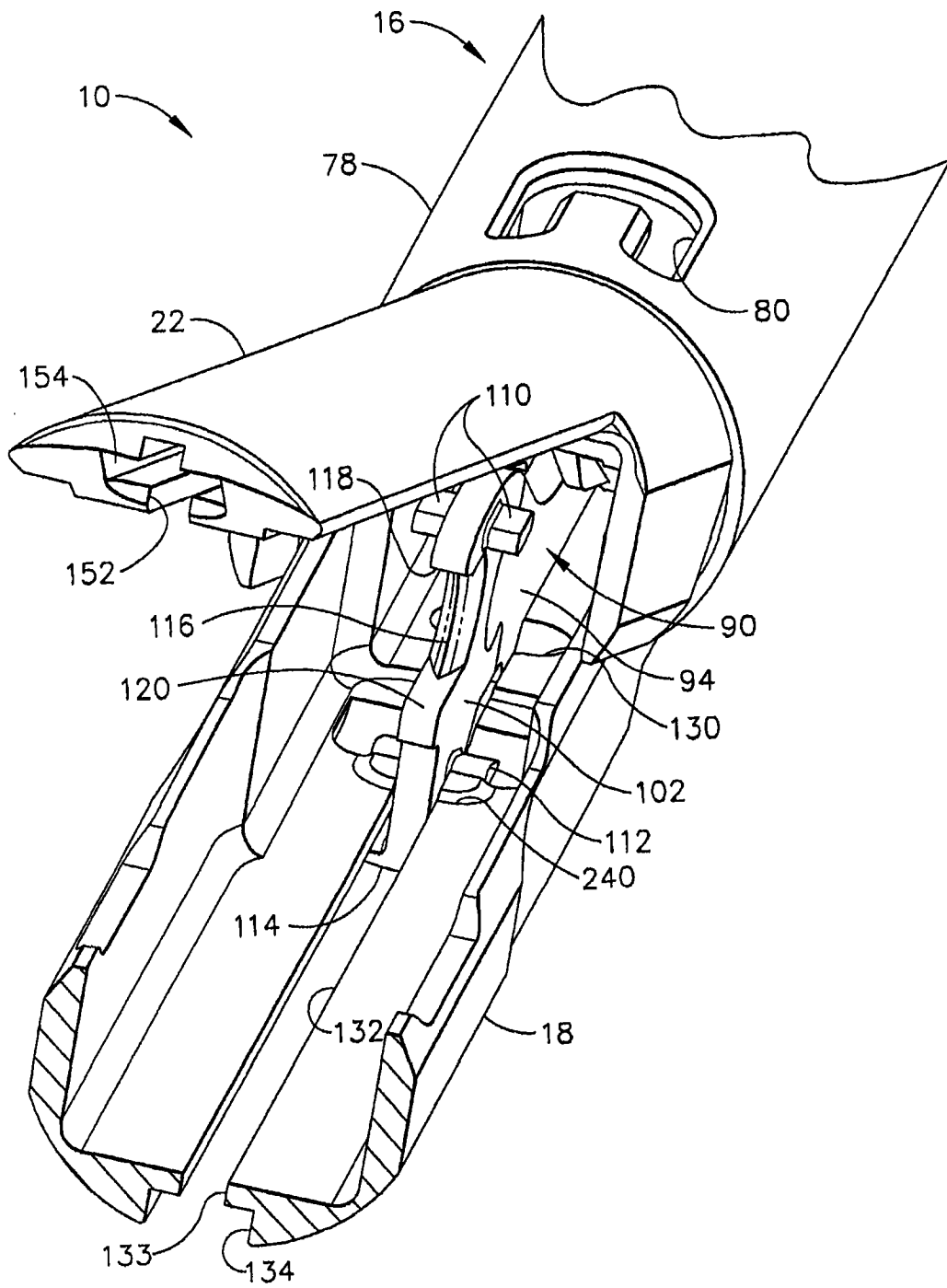


图7

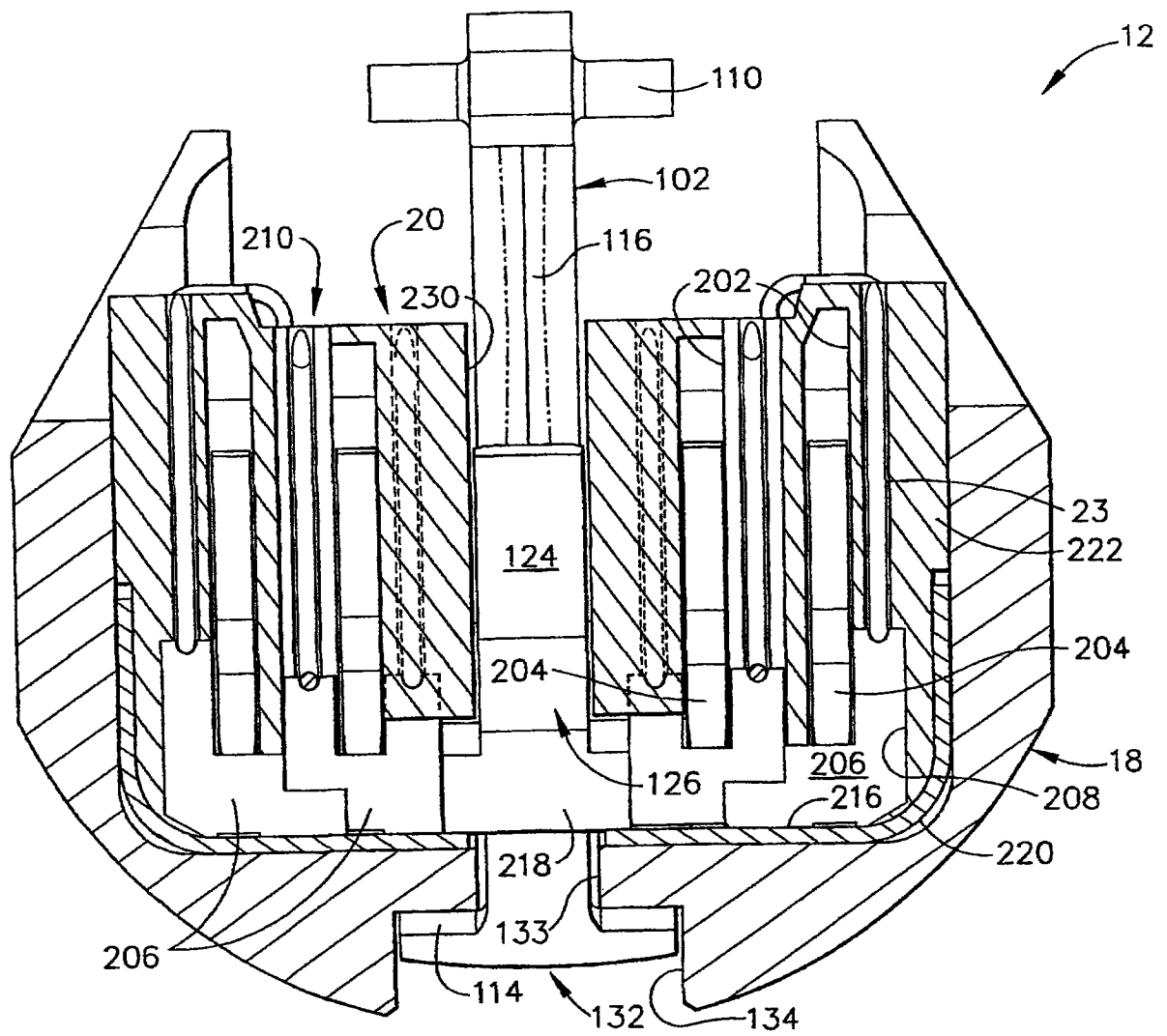


图8

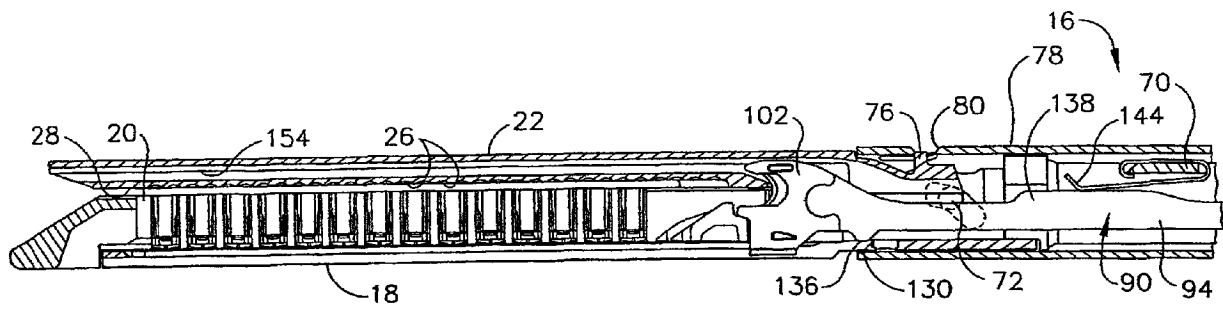


图9

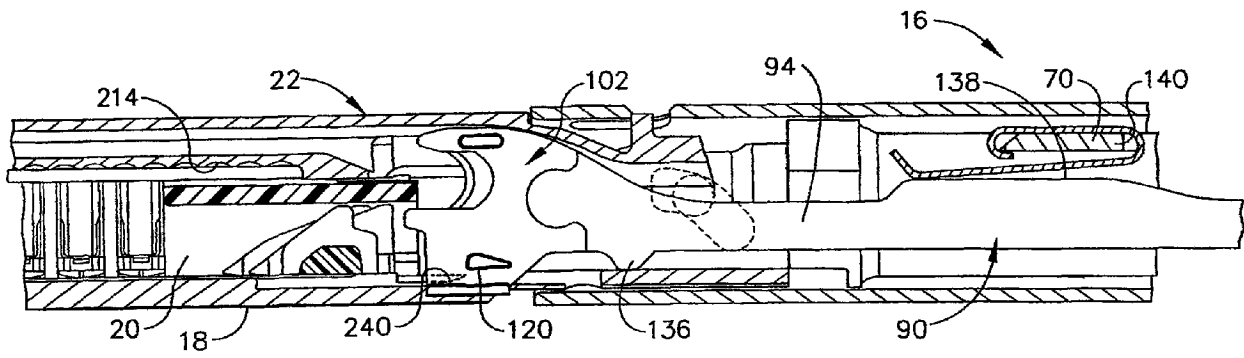


图10

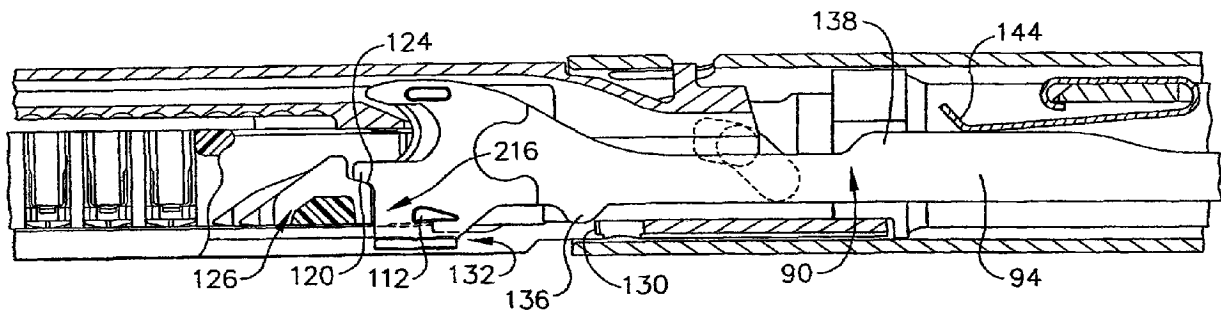


图11

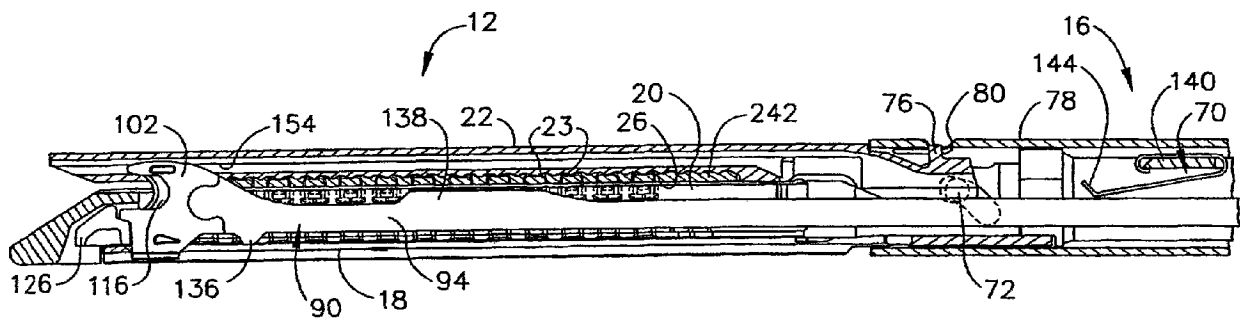


图12

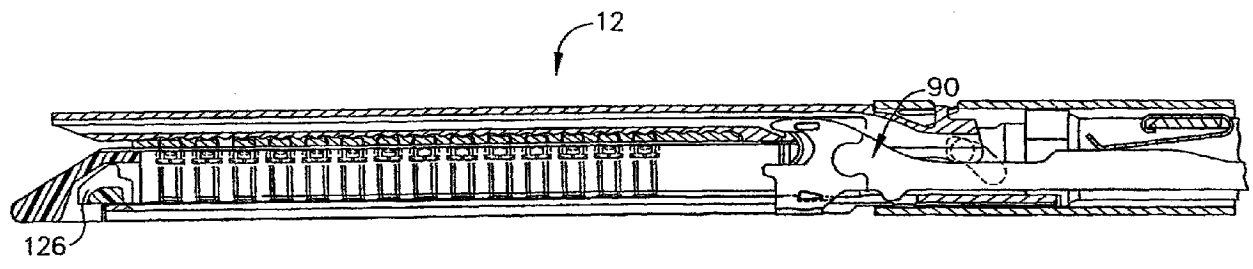


图13

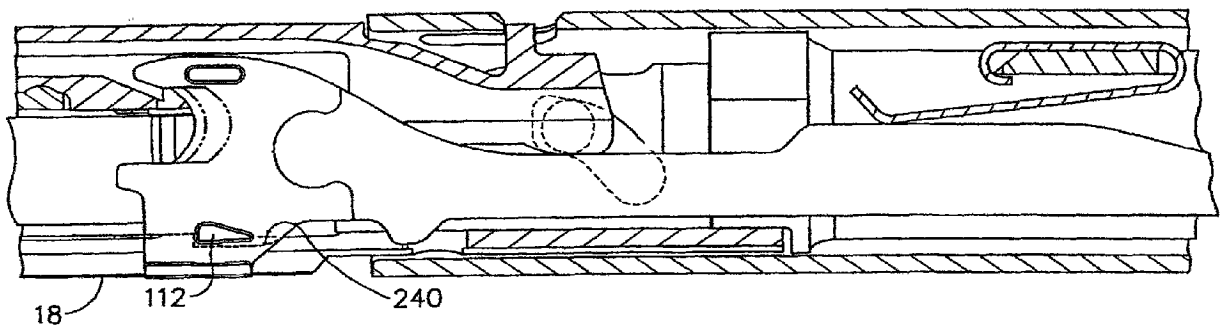


图14

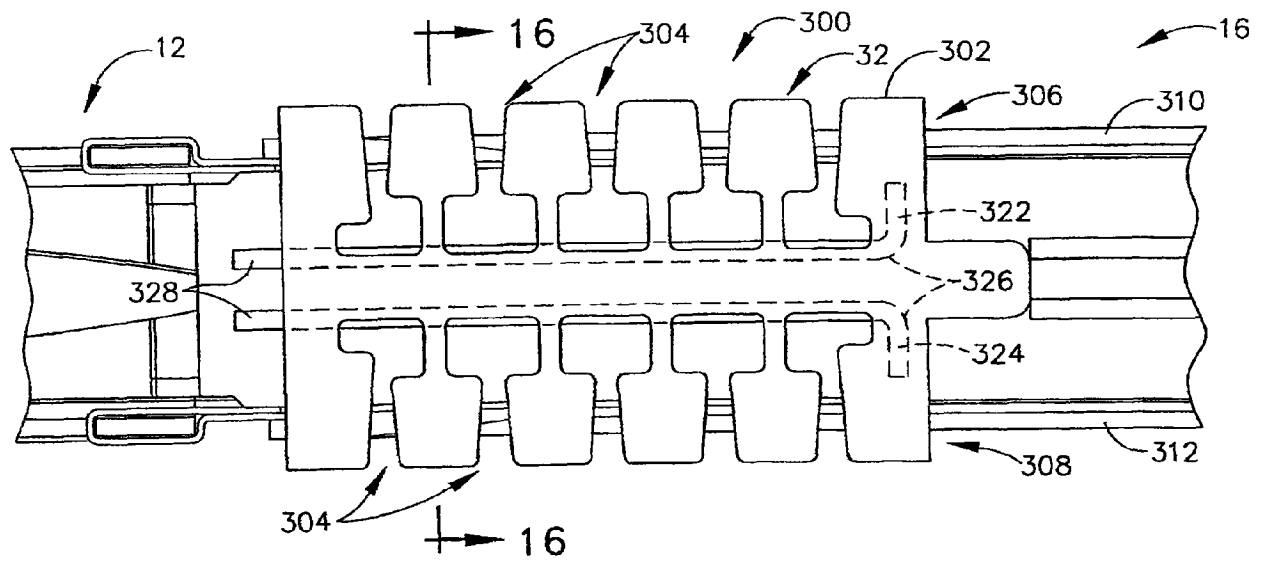


图15

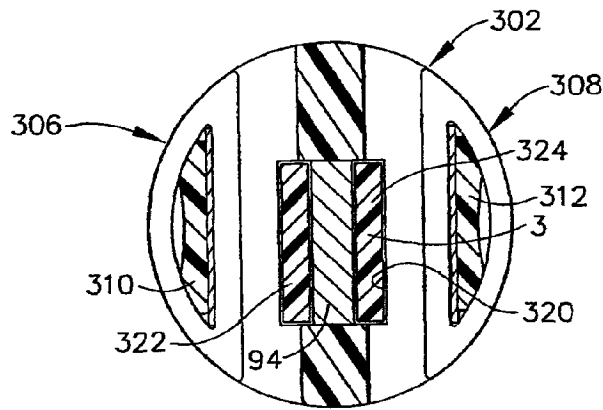


图16

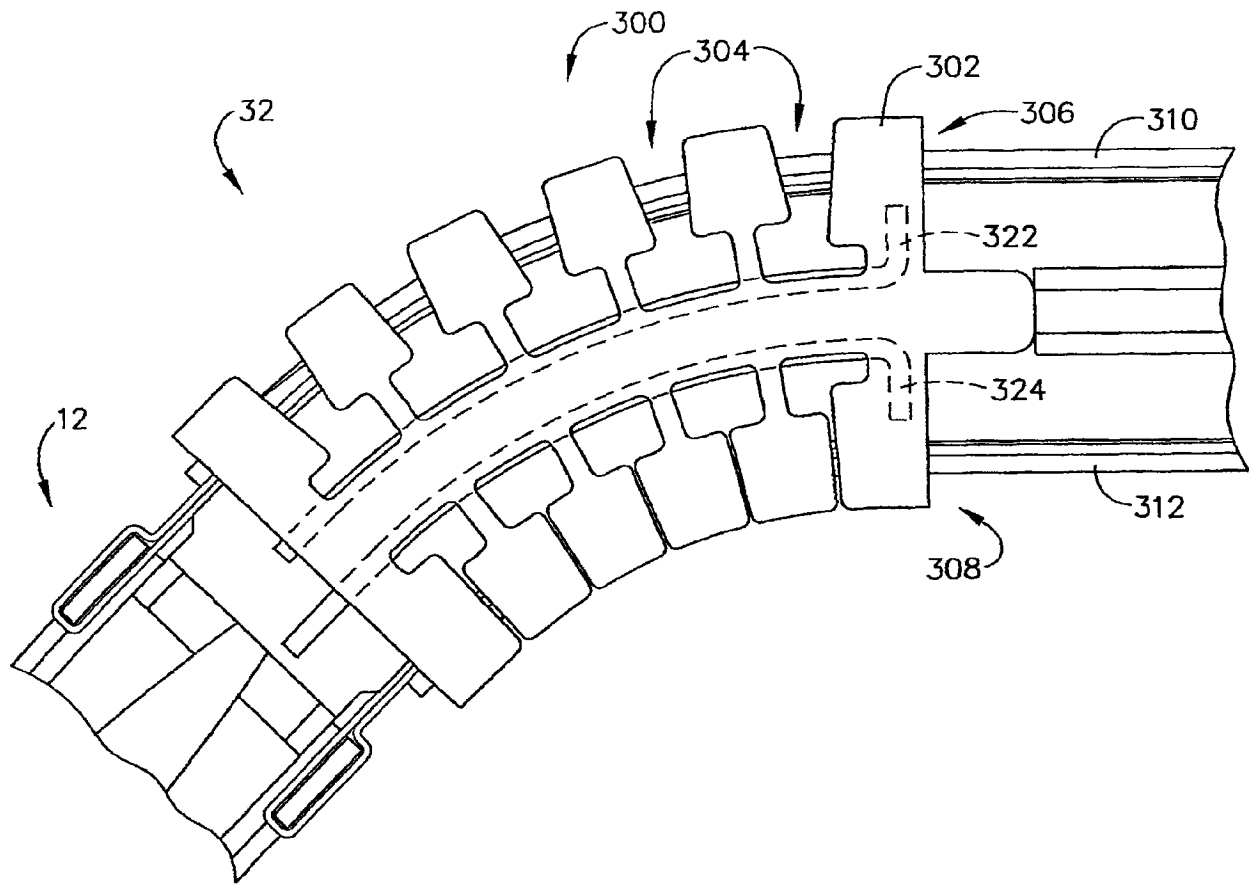


图17

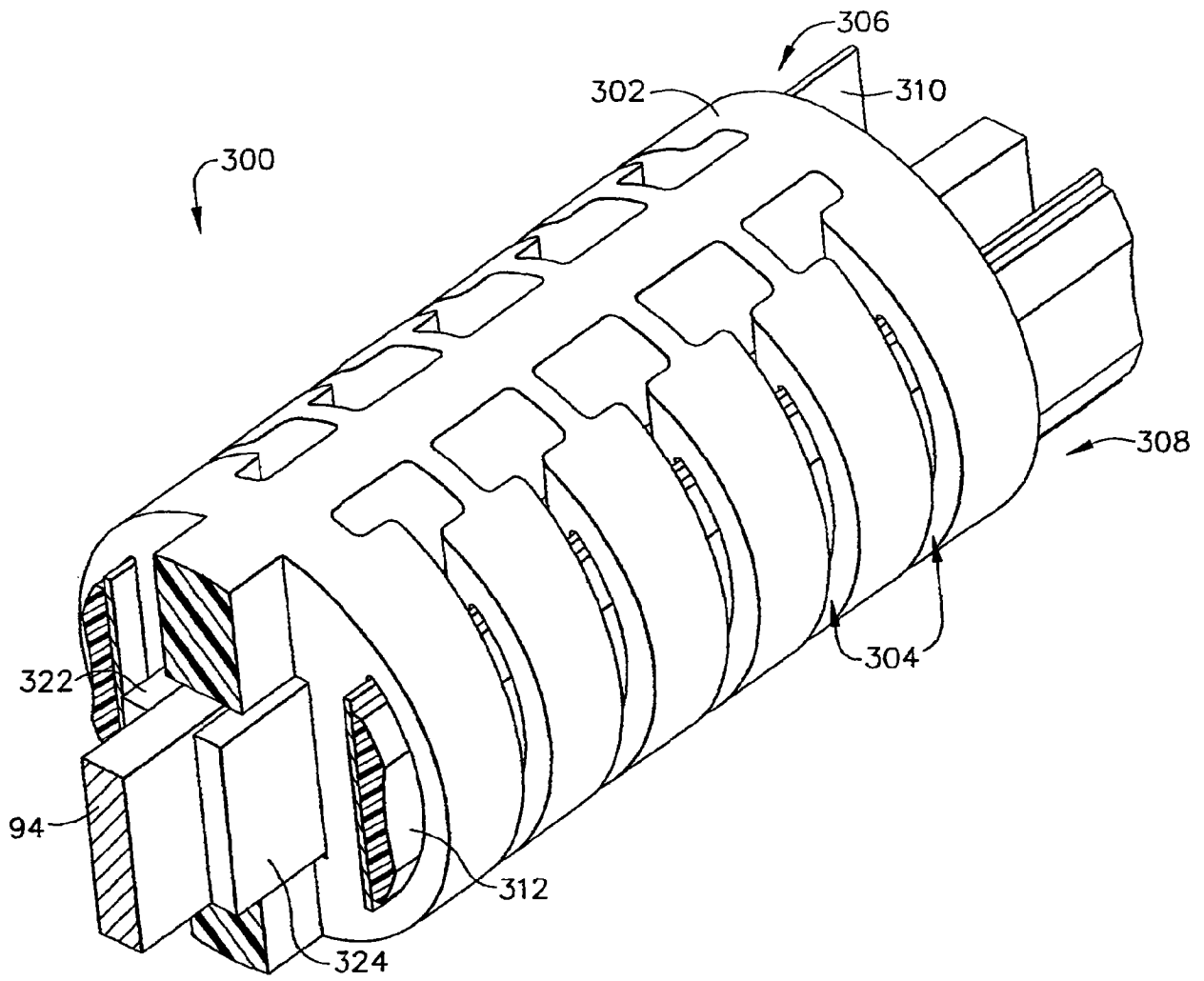


图18