

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 17/04 (2006.01)
A61B 17/00 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200510087341.8

[45] 授权公告日 2010 年 1 月 13 日

[11] 授权公告号 CN 100579470C

[22] 申请日 2005.7.28

[21] 申请号 200510087341.8

[30] 优先权

[32] 2004.7.28 [33] US [31] 60/591,694

[32] 2005.3.18 [33] US [31] 11/083,740

[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

[56] 参考文献

US2005/0067458A1 2005.3.31

US5901895A 1999.5.11

EP1323384A2 2003.7.2

US2001/0036790A1 2001.11.1

US5829662A 1998.11.3

CN1130052A 1996.9.4

EP0741996A2 1996.11.13

审查员 王四珍

[74] 专利代理机构 北京市金杜律师事务所

代理人 易咏梅

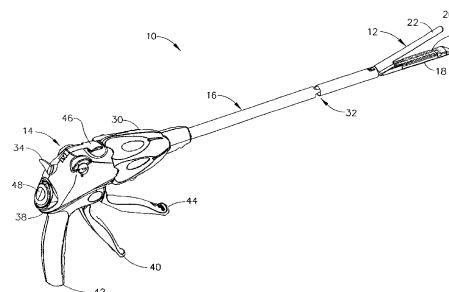
权利要求书 4 页 说明书 28 页 附图 38 页

[54] 发明名称

包含通过关节接头的电话化聚合物致动发射
杆轨道的外科缝合器械

[57] 摘要

一种特别适合于内窥镜使用的外科缝合器械，使由发射杆致动的端部执行器（例如，缝合和切割）进行关节运动。细长轴中的关节机构采用沿横向支撑发射杆的电话化聚合物（EAP）致动器，从而充分限制发射杆以避免爆裂，而且在并没有过度摩擦和束缚的条件下导向。从而，实现有效且一致地发射，而不会在使端部执行器进行关节运动时过度增加所需的发射力。



1. 一种外科器械，其包括：

手柄部分，该部分包括：

具有可操作的构造以产生关节支撑信号的关节控制电路，

包含沿纵向平移的发射杆的发射机构；

连接到手柄上并且包括包围发射杆的发射杆导向槽的细长轴；

以及

在远侧连接到细长轴并且由所述发射杆的远端致动的端部执行器；

将细长轴连接到端部执行器上并且通过细长轴与关节支撑信号通讯的关节接头；以及

定位在发射杆的各横向侧上的关节接头内的一对电活化聚合物支撑构件，其响应关节支撑信号而在尺寸上进行补偿调整，从而向选定的横向侧进行关节运动。

2. 根据权利要求1所述的外科器械，其特征在于，在关节运动的内侧上的成对电活化聚合物支撑构件对中所选择的一个响应关节支撑信号而收缩。

3. 根据权利要求1所述的外科器械，其特征在于，在关节运动的外侧上的成对电活化聚合物支撑构件对中所选择的一个响应于关节支撑信号而伸长。

4. 根据权利要求1所述的外科器械，其特征在于，所述电活化聚合物支撑构件每一个均包括电活化聚合物板状致动器，其具有可操作的构造以响应关节支撑信号而横向偏转。

5. 根据权利要求4所述的外科器械，其特征在于，关节接头的近侧部分和远侧部分中所选择的一个包括与发射杆导向槽连通的框架凹槽，各电活化聚合物板状致动器包括具有容纳在框架凹槽内的向外偏转的端部的刚性基底，并包括被连接到所述刚性基底的一侧以响应关节支撑信号进行弯曲的电活化聚合物致动器。

6. 根据权利要求5所述的外科器械,进一步包括纵向相对地插在刚性基底的向外偏转的端部和框架凹槽的壁之间的弹性构件。

7. 根据权利要求5所述的外科器械,其中特征在于,将电活化聚合物致动器连接到靠近发射杆的刚性基底的内侧表面上。

8. 根据权利要求5所述的外科器械,其特征在于,所述刚性基底的内表面靠近发射杆,并将电活化聚合物致动器连接到所述刚性基底的外表面上。

9. 根据权利要求1所述的外科器械,其特征在于,关节接头包括连接到细长轴上的近侧部分和连接到端部执行器上的远侧部分,该近侧部分为关节运动而连接到远侧部分上,各电活化聚合物支撑构件分别被连接到近侧部分和远侧部分上,并具有可操作的构造以响应关节支撑信号实现关节运动。

10. 根据权利要求9所述的外科器械,其特征在于,所述关节接头包括以可枢转的方式连接到远侧部分上的近侧部分。

11. 根据权利要求9所述的外科器械,其特征在于,所述关节接头包括分别由连接在近侧和远侧部分之间的纵向不可压缩的柔性材料形成的上部条带和下部条带,还包括多个左侧垂直肋和多个右侧垂直肋,将每个肋连接到在上部和下部条带之间的横向侧上。

12. 根据权利要求9所述的外科器械,其特征在于,在关节运动的内侧上的成对电活化聚合物支撑构件中所选择的一个响应关节支撑信号而收缩。

13. 根据权利要求9所述的外科器械,其特征在于,在关节运动的外侧上的成对电活化聚合物支撑构件中所选择的一个响应关节支撑信号而伸长。

14. 根据权利要求9所述的外科器械,其特征在于,电活化聚合物支撑构件分别包括具有可操作的构造以响应关节支撑信号而横向偏转的电活化聚合物板状致动器。

15. 根据权利要求9所述的外科器械,其特征在于,每个电活化聚合物支撑构件包括一结构件,该结构件具有纵向部分和在各端分

别被约束在关节接头的近侧部分和远侧部分内的向外弯曲的小凸起，还包括内部和外部电活化聚合物致动器，每个致动器的构造是为了纵向膨胀而定位在所选择的一个向外弯曲小凸起的纵向相对侧上，其中关节接头的各部分包括接收内部和外部电活化聚合物致动器的向内开口的凹槽和所选择的一个向外弯曲的小凸起。

16. 根据权利要求15所述的外科器械，其特征在于，每个电活化聚合物支撑构件还进一步包括第二对内部和外部电活化聚合物致动器，各个第二对内部和外部电活化聚合物致动器的构造是为了纵向膨胀而定位在另一个向外弯曲的小凸起的纵向相对侧上，其中关节接头的各部分包括接收第二对内部和外部电活化聚合物致动器的向内开口的凹槽和另一个向外弯曲的小凸起，关节控制电路具有可操作的构造以致动所选择的电活化聚合物支撑构件的两个外部电活化聚合物致动器从而实现变长，并且致动两个内部电活化聚合物致动器从而实现变短。

17. 一种外科器械，其包括：

手柄部分，该部分包括具有可操作的构造以产生关节支撑信号的关节控制电路；

连接到手柄部分上的细长轴；以及

在远侧连接到细长轴上的端部执行器；

将细长轴连接到端部执行器上并且通过细长轴与关节支撑信号通讯的关节接头；以及

位于关节接头的横向侧上的一对电活化聚合物支撑构件，每个所述支撑构件具有沿纵向被限制在关节接头中的一端和被滑动接收的另一端，该构件对准细长轴的纵向轴线并从该纵向轴线偏置，每个电活化聚合物支撑构件响应关节支撑信号以沿横向弯曲。

18. 一种外科器械，其包括：

手柄部分，该部分包括具有可操作的构造以产生关节支撑信号的关节控制电路；

连接到手柄部分上的细长轴；以及

在远侧连接到细长轴上的端部执行器；

将细长轴连接到端部执行器并且通过细长轴与关节支撑信号通讯的关节接头；以及

位于关节接头的横向侧上的一对电活化聚合物支撑构件，每个所述支撑构件具有沿纵向被限制在关节接头中的两端，该构件对准细长轴的纵向轴线并从该纵向轴线偏置，每个电活化聚合物支撑构件响应关节支撑信号以有选择地加长或缩短。

包含通过关节接头的电活化聚合物 致动发射杆轨道的外科缝合器械

相关申请的交叉参考

本申请要求系列号为 60/591,694 的美国临时申请的优先权,该申请由 Shelton IV 于 2004 年 7 月 28 日提交,名称为“结合电致动关节机构的外科器械”。

本申请是系列号为 10/615,971 的美国专利申请的部分继续申请,该部分继续申请由 Wales 等人于 2003 年 7 月 9 日提交,名称为“具有用于支撑发射杆的关节接头支撑板的外科缝合器械”,该申请在此全部引入作为参考。

技术领域

本发明大体上涉及适合于将端部执行器(例如,内切割器、抓钳、切割器、缝合器、夹具施放器、接触装置、药物/基因治疗输送装置和使用超声波、RF、激光等的能量装置)以可内窥的方式插入到手术部位的外科器械,更具体地说,涉及具有关节连接轴的这种外科器械。

背景技术

内窥镜外科器械通常比传统的开方式外科装置更受到偏爱,这是因为较小的切口易于减少术后恢复时间和并发症。因此,在内窥镜外科器械的领域中已经有了显著发展,该内窥镜外科器械适合于将远端执行器通过套管针的套管精确地放置在所需的手术部位。这些远端执行器以多种方式接合组织以实现诊断或治疗作用(例如,内切割器、抓钳、切割器、缝合器、夹具施放器、接触装置、药物/基因治疗输送装置和使用超声波、RF、激光等的能量装置)。

通过套管针限制端部执行器的定位。通常，这些内窥镜外科器械包括在端部执行器和由医生操作的手柄部分之间的长轴。这个长轴能够插入到所需深度并围绕轴的纵向轴线转动，从而将端部执行器定位到一定程度。在正确定位套管针和例如通过另一套管针使用抓钳器的条件下，通常这个定位量是足够的。诸如在美国专利 NO. 5, 465, 895 中描述的外科缝合和切割器械是通过插入和转动成功定位端部执行器的内窥镜外科器械的一个例子。

更近地，美国专利系列号 10/443, 617 描述了一种改进的用于切割组织和致动缝合的“E 形梁”发射杆，该申请由 Shelton 等人于 2003 年 5 月 20 日提交，名称为“采用 E 形梁发射机构的外科缝合器械”，该申请在此全部引入作为参考。一些另外的优点包括即使为了最优化缝钉的形成而夹住略微过多或过少的组织，也可肯定地分隔端部执行器的钳口，或更具体地说，缝钉施加组件的钳口。此外，E 形梁发射杆以能够采用几个有利的闭锁的方式接合端部执行器和缝钉匣。

取决于操作的性质，可能希望进一步调整内窥镜外科器械的端部执行器的定位。特别是，通常希望在横切该器械的轴的纵向轴线的轴线上定向端部执行器。通常将端部执行器相对器械轴的横向运动称为“关节运动”（articulation）。这典型地通过被放置在靠近缝钉施加组件的伸长的轴中的枢轴（或关节）接合来实现。这允许外科医生远程致动缝钉施加组件到任一侧，以便更好的手术放置缝合线和更简单的组织操作和定向。这种关节连接定位允许医生在一些情况下（例如在器官后）更简单地接合组织。另外，关节连接定位有利地允许将内窥镜定位在端部执行器后方，而不会被器械轴挡住。

由于将关节连接控制结合到在内窥镜器械的小直径的限制下闭合端部执行器以夹住组织和发射端部执行器（即，缝合和切割）的控制一起，关节连接外科缝合和切割器械的方法很复杂。通常，将三个控制动作都通过轴转换为纵向平移。例如美国专利

NO. 5, 673, 840 披露了手风琴状的关节机构（“柔性颈”）该关节机构由有选择地通过执行轴拉回两个连接杆中的一个而进行关节运动，每个轴分别在杆中心线的相对侧处偏移。连接杆通过一系列不连续位置渐进运动。

在美国专利申请 NO. 10/615, 971 中描述了支撑板，该支撑板通过枢轴转动的关节接头引导发射杆。在一端或两端的弹性或弹簧件有利地补偿在内部和外部支撑板之间沿径向距离的改变，从而保持其间的间距以避免束缚。从而，避免了发射杆的爆裂（blowout）而不会导致性能降低，例如增加致动发射机构所需的力。

虽然这些公知的方法通过用于外科缝合和切割器械的关节接头成功地支撑发射杆，但是仍希望进一步提高它们的性能。

因此，非常需要改进通过关节接头支撑发射杆的关节连接外科器械。

发明内容

通过提供具有在手柄和端部执行器之间连接的关节轴的外科器械，本发明克服了现有技术的上述和其它缺陷。一对电活化聚合物（EAP）支撑构件被设置在轴的关节接头内，并且响应通过轴的电信号。排列每个构件并使其沿横向偏移关节接头的纵向轴线。致动所选择的 EAP 支撑构件实现纵向尺寸变化以辅助关节运动。

在本发明的一个方面中，外科器械包括由在细长轴内平移的发射杆致动的端部执行器。当发射杆通过关节接头平移时，EAP 支撑位于发射杆的各横向侧上。通过尺寸变化，在关节内侧的 EAP 支撑构件的旋转半径的变化比在外侧上的 EAP 支撑构件的小，以保持间距以有效地引导发射杆而不会束缚。

在本发明的另一方面中，通过具有一对横向偏移、纵向排列的 EAP 支撑构件在关节运动中支撑外科器械的关节轴，该 EAP 支撑构件的一端沿纵向受约束并且另一端可滑动地存放。将 EAP 支撑构件构造为当致动时弯曲，以辅助关节运动。

在本发明的又一方面中，通过具有一对横向偏移、纵向排列的EAP支撑构件在关节运动中支撑外科器械的关节轴，该EAP支撑构件的两端沿纵向分别在关节接头的近端和远端受到限制。该EAP支撑构件在致动时可确定地改变纵向长度，以辅助关节运动。

通过下面的附图和对附图的说明，将清楚地了解本发明的这些和其它目的及优点。

附图说明

包括在该说明书中并构成该说明书的一部分的附图图示出本发明的实施例，并且与上述本发明的概述以及下述实施例的详细说明一起用来解释本发明的原理。

图1是处于打开、未进行关节运动状态的用于外科缝合和切割的内窥镜外科缝合器械的后侧透视图。

图2是层压的电活化聚合物（EAP）复合材料的透视图。

图3是由堆叠形成的EAP板状致动器的透视图，该堆叠由粘合固定的多个图2中的层压EAP复合材料形成。

图4是沿收缩的EAP纤维致动器的纵向轴线的剖面的透视图。

图5是沿图4中收缩的EAP纤维致动器的线5-5截取的横截面的主剖视图。

图6是图1中用于外科器械的EAP致动关节接头的前右侧透视图，带有柔性闭合套管组件、枢转框架组件和关闭的缝钉施加组件。

图7是图6中EAP致动关节接头和闭合的缝钉施加组件的前右侧透视图，去除了柔性闭合套管组件并部分分解了单枢轴框架组件。

图8是图6中EAP致动关节接头和缝钉施加组件的前右侧分解透视图。

图9是包括图7中的EAP纤维致动器的分解的单枢轴框架组件的详视图。

图10是沿图6的线10-10截取的横截面的右侧剖视图，其通过EAP致动关节接头的枢轴轴线并向右看时可见一对EAP纤维致动器。

图 11 是沿图 6 的线 11-11 截取的横截面的俯视图，其通过 EAP 致动关节接头的纵轴，向下看时可见下部力矩臂和下部 EAP 纤维致动器。

图 12 是沿着图 10 的线 12-12 沿横向 EAP 纤维致动器的横截面截取的主剖视图。

图 13 是图 11 的 EAP 致动关节接头的俯视图，其中右上部和下部 EAP 纤维致动器收缩以使缝钉施加组件向左进行关节运动。

图 14 是另一可替换的 EAP 致动关节接头的前右侧透视图，该关节接头包括在端部执行器的砧板的近侧位置开口处的双枢轴闭合套管组件。

图 15 是图 14 中另一可替换的 EAP 致动关节接头的前右侧分解图，该关节接头包括双枢轴闭合套管组件和单枢轴框架组件。

图 16 是沿图 14 的线 16-16 的横截面截取的可替换 EAP 致动关节接头的右侧剖视图，其中包括了发射元件。

图 17 是可替换 EAP 致动关节接头在未进行关节运动条件下沿图 14 的线 17-17 截取的横截面的俯视图。

图 18 是可替换 EAP 致动关节接头在向左进行关节运动条件下沿图 14 的线 17-17 截取的横截面的俯视图。

图 19 是处于轻微关节运动状态的又一可替换 EAP 致动关节接头，其中使收缩的 EAP 纤维致动器定位以伸直接头。

图 20 是部分分解的单枢轴关节接头的右前侧透视图，该关节接头有利地包括被偏置以正常锁定的 EAP 关节锁定机构。

图 21 是在单枢轴关节接头的近侧框架底 (frame ground) 的 EAP 关节锁定机构的近侧部分的详细示出的右前透视图。

图 22 是图 20 中的单枢轴关节接头的俯视图。

图 23 是图 22 的单枢轴关节接头沿线 23-23 的纵向中心线截取的横截面的右侧剖视图。

图 24 是图 23 的单枢轴关节接头沿线 24-24 的横截面截取的俯视图，以便示出在未处于关节运动状态的由 EAP 关节锁定机构锁定

的位于上部枢轴柄脚上的扇形齿轮。

图 25 是向下看近侧框架底的下部枢轴凸起沿线 24 - 24 的中心线的横截面截取的图 23 的单枢轴关节接头的俯视图，其中该近侧框架底使端部执行器部分地向左进行关节运动，同时 EAP 关节锁定机构被致动到未锁定状态。

图 26 是沿线 26 - 26 的横截面截取的图 24 中单枢轴关节接头的远侧框架底的剖视图，示出了使接头进行关节运动的 EAP 纤维致动器的连接。

图 27 是沿线 27 - 27 的横截面截取以暴露出 EAP 堆叠致动器和 EAP 致动锁定机构的锁定销的图 24 中单枢轴关节接头的近侧框架底的主剖视图。

图 28 是沿单枢轴关节接头的远侧框架底的上部枢轴柄脚和近侧框架底的上部枢轴凸起之间的界面的横截面截取的俯视图，其中变长的 EAP 纤维致动器与 EAP 关节锁定机构相结合作用在反向 (rounded) 力矩臂上。

图 29 是大体沿通过近侧框架底和 EAP 关节锁定机构的横截面截取的主剖视图，但是示出了更远侧看到的力矩臂和连接到其上的变长的 EAP 纤维致动器。

图 30 是沿近侧框架底的上部枢轴凸起的顶表面的横截面的单枢轴关节接头的俯视图，显示了靠着力矩臂作用的膨胀的 EAP 堆叠致动器，该力矩臂在远侧连接到上部枢轴凸起上，以同为了准备进行关节运动而激励的沿垂直方向锁定的 EAP 关节锁定机构一起使用来实现关节运动。

图 31 是沿通过力矩臂的上部和下部末端销并通过 EAP 堆叠致动器的横截面截取的图 30 中单枢轴关节接头的主剖视图。

图 32 是在使远侧框架底向左进行关节运动后、但是在 EAP 关节锁定机构断电以实现关节锁定之前、沿近侧框架底的上部枢轴凸起的顶表面的横截面截取的图 30 中单枢轴关节接头的俯视图。

图 33 是沿通过力矩臂的上部和下部末端销并通过左侧膨胀和右

侧压缩的 EAP 堆叠致动器的横截面截取的图 31 的单枢轴关节接头的主剖视图。

图 34 是将闭合套管组件切除以露出使柔性关节连接框架底进行关节运动的 EAP 致动关节机构的外科器械的右侧剖视图。

图 35 是向左进行关节运动的图 34 的外科器械的俯视图。

图 36 是采用 EAP 板状致动器和锁定条的图 34 的关节连接框架底的前右侧透视图。

图 37 是处于向左进行关节运动状态的图 34 的关节连接框架底的俯视图，其中以双点划线示出了处于未锁定致动状态和锁定释放状态的左侧 EAP 锁定条。

图 38 是沿通过 EAP 板状致动器和 EAP 锁定条的横截面截取的处于向左关节运动状态的图 34 中关节连接框架底的俯视图。

图 39 是沿通过横向导向销的线 39-39 的横截面截取的图 37 中关节连接框架底的主剖视图。

图 40 是沿通过多个 EAP 肋撑板致动器(rib spreader actuator)的横截面截取的可替换关节连接框架底的俯视图。

图 41 是具有多个 EAP 纤维致动器的又一可替换的关节连接框架底的部分分解的右侧透视图。

图 42 是沿线 42-42 的横截面截取的图 41 中另外的可替换的关节连接框架底的主剖视图。

图 43 是沿穿过外科器械的关节接头的发射杆的纵向横截面的俯视图，其中通过带有一个滑动端的向内致动 EAP 板状致动器的支撑板来有利地沿横向导向发射杆。

图 44 是穿过图 43 的外科器械的进行关节运动的关节接头的发射杆的纵向横截面截取的俯视图。

图 45 是沿穿过外科器械的进行关节运动的关节接头的发射杆的纵向横截面截取的俯视图，其中通过带有一个滑动端的向外致动的 EAP 板状致动器的支撑板来有利地沿横向导向发射杆。

图 46 是沿穿过外科器械的关节接头的发射杆的纵向横截面截取

的俯视图，其中通过向外致动的 EAP 支撑板有利地沿横向导向发射杆，每个支撑板具有受约束但是可沿纵向浮动的钩状端。

图 47 是沿穿过外科器械的关节接头的发射杆的纵向横截面截取的俯视图，通过向外致动的 EAP 支撑板有利地沿横向导向发射杆，该支撑板分别具有一个固定的钩状端和一个被弹簧沿纵向约束的端部。

图 48 是沿穿过外科器械的关节接头的发射杆的纵向横截面截取的俯视图，其中通过向外致动的 EAP 支撑板有利地沿横向导向发射杆，该支撑板具有两个被弹簧沿纵向约束的端部。

图 49 是采用图 45 或 46 的 EAP 支撑板的柔性关节接头的俯视图。

图 50 是沿线 49-49 的图 49 的柔性关节接头的主剖视图。

图 51 是向左进行关节运动的图 49 的柔性关节接头的俯视图。

图 52 是采用图 45 或 46 的 EAP 支撑板并包括左和右侧 EAP 板状关节致动器的柔性关节接头的前右侧透视图。

图 53 是沿通过纵向轴线的横截面截取的关节接头的俯视图，其中一对支撑板具有固定在接头一侧的向外弯曲端部以及具有弹性保持在框架凹槽内的另一向外弯曲端部，该框架凹槽位于相对的 EAP 堆叠致动器之间。

图 54 是沿通过纵向轴线的横截面截取的关节接头的俯视图，其中一对支撑板具有两个弹性保持在相应的框架凹槽内的向外弯曲端部，该框架凹槽位于相对的 EAP 堆叠致动器之间。

具体实施方式

关节轴概述

图 1 中示出了作为外科切割和缝合器械 10 的一种外科器械，该器械 10 在其远端具有缝钉施加组件 12 的端部执行器，通过细长轴 16 使该缝钉施加组件远离手柄 14。缝钉施加组件 12 包括用于接收可更换的缝钉匣 20 的缝钉槽 18。砧板 22 以可枢转的方式连接到缝钉槽 18 上，该砧板 22 抵靠缝钉匣 20 夹紧组织，以便缝合和切割。

当闭合缝钉施加组件 12 时，它的横截面区域和细长轴 16 适合于通过小手术开口（例如通过套管针的插管（未示出））插入。

通过控制手柄 14 便于正确的定位和定向缝钉施加组件 12。特别是，旋钮 30 导致轴 16 围绕其纵向轴线旋转，并由此旋转缝钉施加组件 12。在轴 16 中的关节接头 32 处能够实现附加的定位，能够使缝钉施加组件 12 在从轴 16 的纵向轴线开始的一段圆弧上枢转，从而允许放置在器官后方或允许将诸如内窥镜（未示出）的其它器械在缝钉施加组件 12 的后方定向。通过位于手柄 14 上的关节控制开关 34 有利地控制该关节，该手柄将电信号传送到关节接头 32，并传送到由 EAP 控制器和手柄 14 内的电源 38 供能的电活化聚合物（EAP）致动器 36。

当将组织定位在缝钉施加组件 12 中，医生通过将闭合扳柄 40 向近侧拉向手枪式握柄 42 闭合砧板 22。从而一旦夹住组织，医生可以握住位于更远侧的发射扳柄 44，将该扳柄向后拉，以发射缝钉施加组件 12，在一些应用中这由一个发射冲程实现，而在另一些应用中通过多个发射冲程实现。在切割其间组织的同时，发射同时实现至少两排缝钉的缝合。

可以在全部行程上自动开始发射元件的收回。可替换地，可以向后拉动回位杆 46 以实现收回。在收回发射元件的条件下，通过医生将闭合扳柄 40 朝手枪式握柄 42 向后轻轻地拉动并且压下闭合释放按钮 48，然后释放闭合扳柄 40，可以使缝钉施加组件 12 松开和张开，从而将被切割组织的两个被缝钉缝合端部从缝钉施加组件 12 中释放。

应当理解，此处的有关空间的术语，例如垂直，水平等参考附图给出，附图中假设外科器械 10 的纵向轴线水平，并且缝钉施加组件 12 的砧板 22 在手柄顶部垂直排列，而扳柄 40、44 在手柄 14 的底部垂直排列。然而，在实际使用中，可以将外科器械 10 以各种角度定向，同样地，这些有关空间的术语是相对外科器械 10 本身使用的。另外，近侧是指在手柄 14 后方将端部执行器 12 向远侧远离自己的

医生的透视角。

手柄

在图 1 中，缝钉施加组件 12 通过在轴架（图 1 中未示出，但在下面参考图 7 描述）上沿轴 16 纵向向下传递的两个不同的动作实现夹住组织、驱动缝合和切割组织的功能。这种轴架组件向近侧连接到手柄 14，并为了旋转与旋钮 30 连接。在如下的未审结和共同拥有的美国专利申请中更详细地描述了图 1 中用于外科缝合和切割器械 10 的示例性多冲程手柄 14，该申请是 Swayze 和 Shelton 申请的系列号为 10/674,026、名称为“采用多冲程发射位置指示器和收回机构的外科缝合器械”的申请和由 Kevin R.Doll、Jeffrey S.Swayze、Frederick E.Shelton IV、Douglas B.Hoffman 和 Michael E.Setser 于 2005 年 2 月 7 日申请的系列号为_____、名称为“采用具有自动结束发射行程的多冲程发射机构的外科缝合器械”（SURGICAL STAPLING INSTRUMENT INCORPORATING A MULTI-STROKE FIRING MECHANISM WITH AUTOMATIC END OF FIRING TRAVEL RETRACTION）的申请，上述申请公开的内容在此全部引入作为参考，附加特征和变化在此进行描述。

虽然多冲程手柄 14 有利地支持在长距离上高发射力的应用，但是与本发明一致的应用可以采用单一发射冲程，例如在由 Frederick E.Shelton IV、Michael E.Setser 和 Brian J.Hemmelgarn 申请的系列号为 10/441,632 的名称为“具有分开的不同闭合和发射系统的外科缝合器械”未审结和共同拥有的美国专利申请中所描述的，该申请的公开内容在此全部引入作为参考。

电活化聚合物

电活化聚合物（EAPs）是一组当施加电压时改变形状的导电的掺杂质的聚合物。本质上，导电聚合物与一些形式的离子流体或凝胶和电极配对。通过施加电势导致离子从流体/凝胶流入或流出导电

聚合物，并且这种流动导致聚合物形状的变化。根据使用的聚合物和离子流体，电势的范围为 1V - 4kV。当施加电压时，一些 EAP 收缩，而另一些则膨胀。可以将 EAP 与诸如弹簧或柔性板的机械装置配对，以改变在施加电压时产生的效果。

存在两种基本类型的电活化聚合物并且每种类型有多个结构。两种基本类型是纤维束和层压形式。纤维束由大约为 30 - 50 微米的纤维组成。这些纤维可以类似纺织品那样被编织成束，并由此通常被称为 EAP 纱。当施加电压时，这种 EAP 收缩。电极通常是中央线芯和同样用来包含围绕纤维束的离子流体的导电外壳。可从商业渠道获得的纤维 EAP 材料的一个例子是由 Santa Fe Science and Technology 制造，其作为 PANION™ 纤维出售，这在美国专利 NO,6,667,825 中有描述，该专利在此全部引入作为参考。

另一种类型是层压结构，该层压结构由一层 EAP 聚合物、一层离子凝胶和两个附着到层板各侧面的柔性板组成。当施加电压时，方形层压板沿一个方向膨胀，并且在其垂直方向收缩。作为 SRI Laboratories 的一个部门的 Artificial Muscle Inc. 制造了可以商业渠道获得的层压（板状）EAP 材料的一个例子。板状 EAP 材料也可以从日本的 EZMEX 获得，并被称为薄膜 EAP。

应当注意，当提供能量时 EAP 不会改变体积；它们仅在一个方向膨胀或收缩，而在其横向进行相反的变化。通过将一侧靠着刚性结构并类似活塞一样使用另一侧可以以其基本形式使用层压形式。也可以将它粘贴在柔性板的各侧。当向柔性板状 EAP 的一侧施加能量时，该 EAP 膨胀，从而将该板以相反方向弯曲。这允许根据施加能量的侧面使板向任一方向弯曲。

一个 EAP 致动器通常由许多层或捆扎在一起的纤维组成，以便协同工作。EAP 的机械构造决定了 EAP 致动器和它的运动性能。可以将 EAP 形成长导线束并围绕一个中央电极缠绕。柔性外部外套管形成用于致动器的其它电极以及包含设备功能所必需的离子流体。在这种构造中，当对电极施加电场时，EAP 的导线束变短。将这种

构造的 EAP 致动器称为纤维 EAP 致动器。同样,可以将层压构造放置在柔性板的各侧上的许多层中,或者仅在它本身的层上以增加它的性能。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,典型的层压形式可达到 20-30% 的有效伸长率。

在附图 2 中示出了层压 EAP 复合材料 100, 该层压 EAP 复合材料由连接到 EAP 层 104 的正的板状电极层 102 形成, 该 EAP 层 104 又被连接到离子室 (ionic cell) 层 106, 该离子室层又被连接到负的板状电极层 108。在图 3 中, 许多五层层压 EAP 复合材料 100 通过其间的粘合剂层 110 被固定成堆, 以形成 EAP 板致动器 120。应当理解, 可以形成相反的 EAP 致动器 120, 该 EAP 致动器 120 能够有选择地沿各方向弯曲。例如, 层压 EAP 复合材料 100 可以被有差别地致动, 从而在一侧上的层根据 EAP 的构造膨胀或收缩, 以便实现相对未致动层的弯曲。作为另一个例子, 将例如弹簧钢、树脂或聚合物的非 EAP 基底附着到层压 EAP 复合材料 100 上。这样, 被构造成长的层压复合材料 100 将引起非 EAP 基底远离层压复合材料 100 的弯曲。被构造成收缩的层压 EAP 复合材料 100 将引起非 EAP 基底朝层压 EAP 复合材料的弯曲。将层压 EAP 复合材料 100 设置在非 EAP 基底的两侧上可以用于获得沿各方向弯曲的不同效果。

在图 4-5 中, 收缩的 EAP 纤维致动器 140 包括纵向铂阴极导线 142, 该导线穿过绝缘聚合物近端帽 144, 通过在塑料圆柱形壁 148 内形成的细长的圆柱形腔替 146, 该塑料圆柱壁导电地掺杂以用作阳极。将铂阴极导线 142 的远端埋放入绝缘聚合物远端帽 150 中。许多收缩聚合物纤维 152 被平行且围绕阴极导线 142 布置, 它们的端部被埋放入各端部帽 144、150 中。塑料圆柱形壁 148 沿外周围绕各端部帽 144、150 连结以封闭圆柱形腔体 146, 从而密封入填充在收缩聚合物纤维 152 和阴极导线 142 之间的空间的离子流体或凝胶 154。当跨过塑料圆柱壁 (正极) 148 和阴极导线 142 施加电压时, 离子流体进入收缩聚合物纤维 152, 导致它们的外径膨胀, 并且长度相应地收缩, 从而将端部帽 144、150 朝向彼此拉动。

EAP 致动关节接头

在图 6-13 中, 外科切割和缝合器械 200 包括一 EAP 致动关节接头 202, 该 EAP 致动关节接头在该器械的细长轴 204 靠近侧部执行器处形成, 通过外科缝合和切割组件 12 图示出该端部执行器, 该外科缝合和切割组件有利地响应由细长轴 204 纵向传递的分开的闭合和发射运动。EAP 致动关节接头 202 有利地增加了关节接头的缝钉施加组件 12 的理想临床灵活性。

在图 6-13 的示例性形式中, EAP 致动关节接头 202 更具体化为柔性闭合和枢转框架关节接头 210, 在图 6 中示出的绕枢轴转动框架关节接头包括具有近侧闭合管 214 和由柔性闭合管 218 连接的远侧闭合环 216 的柔性闭合套管组件 212。在柔性闭合管 218 中形成的垂直狭缝 220、222 的左和右纵向列允许向右或向左弯曲以进行关节运动, 但是连续的顶部纵向条带 224 与该弯曲量无关地传递纵向闭合运动。应当理解, 相同的连续底部纵向条带沿着柔性闭合管 218 的底部延伸(未示出), 该底部纵向条带与顶部纵向条带 224 相对并与它共同作用传递这种运动。特别是, 远侧闭合环 216 的顶部部分包括接合砧板 22 的砧板闭合件 228 的马蹄形孔 226。在图 7 中, 砧板 22 包括在其近端处的横向突出的枢轴销 230, 该枢轴销以可枢转的方式接合靠近细长槽 18 的近端形成的枢轴孔 232(图 7-8)。当柔性闭合套管组件 212 向远侧运动时, 略微更远侧砧板闭合件 228 就这样传递闭合运动, 当该柔性闭合套管组件向近侧运动时, 该砧板闭合件传递打开运动。柔性闭合管 218 可以沿着垂直缝 220、222 的左和右纵向列的长度弯曲, 从而在进行关节运动时容纳柔性闭合和枢转框架关节接头 210 的被包裹的单枢轴框架组件 234。

特别参考图 7-9, 单枢轴框架组件 234 包括具有向远侧突出的顶部和底部枢轴凸起 238、240 的近侧框架底 236, 每个枢轴凸起分别具有顶部和底部枢轴销孔 242、244。从远侧框架底 250 向近侧突出的相应的顶部和底部枢轴柄脚 246、248 以可枢转的方式接合近侧框架底 236, 各柄脚 246、248 分别具有顶部和底部枢轴销孔 252、

254。特别是，垂直对准的顶部枢轴销孔 242、252 和底部枢轴销孔 244、254 分别通过顶部和底部框架枢轴销 256、258 接合（图 10）。

在图 8 中，由细长轴 16 和缝钉施加组件 12 形成的外科器械 200 的执行部分 260 还包括发射杆 270，该发射杆沿纵向平移穿过近侧框架底 218、通过柔性闭合和枢转框架关节接头 210 并通过在远侧框架底 250 中的发射狭槽 272 进入缝钉施加组件 12。在远侧框架底 250 的顶部形成的远侧和近侧方形孔 274、276 限定了在其间的夹条 278，该夹条接收夹弹簧 282 的顶部臂 280，该夹弹簧的较低的、向远侧延伸的臂 284 在沿着发射杆 270 的上部、对于发射行程的空/缺少缝钉匣闭锁部分的升起部分 286 上维持向下的压力。

特别参考图 8，将发射杆 270 的向远侧突起端连接到 E 形架 288，该 E 形架辅助将砧板 22 与缝钉匣 20 分隔开、切割组织和致动缝钉匣 20。缝钉匣 20 包括模制的缝钉匣本体 290，该缝钉匣本体保持有许多位于各向上开口的缝钉孔 294 内的缝钉驱动器 292 上的缝钉。通过 E 形架 288 向远侧驱动楔形滑轨 296，在缝钉匣托架 298 上滑动，该缝钉匣托架将可更换缝钉匣 20 的各个元件保持在一起。楔形橇 296 向上凸起（cam）缝钉驱动器 292 以迫使缝钉与砧板 22 变形接触同时 E 形架 288 的切割表面 300 切割被夹紧的组织。应当理解，在发射过程中 E 形架 288 的上部销 302 接合砧板 22，而中间销 304 和底部支脚 306 使在细长槽 18 中形成的纵向狭缝槽 308 的各顶部和底部表面与对应的缝钉匣托架 298 中的纵向开口 310 和位于缝钉匣本体 290 中向后开口的垂直狭缝 312 接合。其后，向近侧收回发射杆 270，以及收回 E 形架 288，允许砧板 22 打开以释放两个被缝钉缝合和切割的组织部分（未示出）。

在未审结和共同拥有的系列号为 10/955,042 的美国专利申请中更详细描述了缝钉施加组件 12，该申请由 Frederick E.Shelton IV 等人于 2004 年 9 月 30 日申请，名称为“采用两片 E 形架发射机构的关节连接外科缝合器械”，该申请公开的内容在此全部引入作为参考。

特别参考图 9-13, EAP 致动系统 400 响应从手柄 14 接收的电动关节运动信号(未示出)而有利地致动单枢轴框架组件 234。在图 7-13 的示例性形式中,顶部左侧和顶部右侧的 EAP 纤维致动器 402、404 沿水平方向连接到顶部的向远侧突出的力矩臂 406 的各横向侧,该力矩臂 406 连接到顶部枢轴凸起 238。将顶部左侧和顶部右侧的 EAP 纤维致动器 402、404 的外端连接到远侧框架底 250 的内径 410 的对应的上部左侧和右侧横向连接点 406、408。同样地,底部左侧和底部右侧的 EAP 纤维致动器 412、414 沿水平方连接到底部的向远侧突出的力矩臂 416 的各横向侧边,该力矩臂 416 连接到底部枢轴凸起 240。将底部左侧和底部右侧的 EAP 纤维致动器 412、414 的外端连接到远侧框架底 250 的内径 410 的对应的下部左侧和右侧横向连接点 418、420。图 12 示出了连接点 406、408、418、420 穿过远侧框架底 250,在图 9 中的远侧框架底 250 的外部能够看到左侧的连接点 406、418。致动一对 EAP 致动器,例如在图 13 中所示,特别参照上部和下部右侧 EAP 纤维致动器 404、414,使它们收缩,将上部和下部力矩臂 406、416 朝远侧框架底 250 的右侧拉动,从而伸展上部和下部 EAP 纤维致动器 402、412,塌缩垂直狭槽 220 的左侧纵向列排,并扩张垂直狭槽 222 的右边纵向列。

在图 14-18 中,外科切割和缝合器械 500 包括可替换的 EAP 致动关节接头 502,该接头包括双枢轴闭合套管组件 504(图 14-15)和单枢轴框架组件 506(图 15-18)。图 14 中示出了去掉可更换的缝钉匣 20 并且砧板 22 打开的缝钉施加组件 12。从而,双枢轴闭合套管组件 504 在其近侧位置,使它的远侧枢转轴线对准框架组件 506 的枢转轴线。应当理解,随着闭合套管组件 504 向远侧运动以闭合砧板 22,闭合套管组件 504 的近侧枢转轴线也进行枢转,以便在进行关节运动的框架组件 506 上平移。

特别参考图 15,双枢轴闭合套管组件 504 包括近侧闭合管 510,将近侧闭合管的远端采用键连接(keyed)固定到具有上部和下部远侧突出柄脚 514、516 的近侧闭合环 512。将包括马蹄铁形孔 520 以

将砧板闭合件 228 接合到砧板 22 上的远侧闭合管 518 在近侧通过销连接到具有上部和下部近侧突出柄脚 524、526 的远侧闭合环 522。上部双枢轴连接件 528 包括向上突出的远侧和近侧枢轴销 530、532，该枢轴销 530、532 分别接合到上部近侧突出柄脚 524 中的上部远侧销孔 534 和上部远侧突出柄脚 514 中的上部近侧销孔 536。下部双枢轴连接件 538 包括向下突出的远侧和近侧枢轴销 540、542，该枢轴销 540、542 分别接合下部近侧突出柄脚 526 中的下部远侧销孔 544 和下部远侧突出柄脚 516 中的下部近侧销孔 546。

特别参考图 15-18，单枢轴框架组件 506 包括近侧框架底 550，该框架底 550 的远端包括居中心的并靠近在左和右力矩臂 556、558 之间限定的远侧开口的枢轴凹口 554 的枢轴销孔 552。八字形 (dog bone) 连接件 560 包括：向上接合在近侧框架底 550 中的枢轴销孔 552 的近侧销 562，和在左和右力矩臂 556、558 之间枢转的中央杆 564。八字形连接件 560 的远侧销 566 刚性连接在远侧框架底 570 中的下部近侧孔 568 中，该远侧框架底具有接合细长槽 18 中的近侧导向件 574 的远侧侧面导向件 572。

EAP 致动系统 580 包括左侧和右侧 EAP 堆叠致动器 582、584，该堆叠致动器有选择地膨胀以在八字形连接件 560 的中央杆 564 上维持关节力，该八字形连接件被动地压缩其它的 EAP 堆叠致动器。在图 18 中，右侧 EAP 堆叠致动器 582 已经膨胀，而使八字形连接件 560 枢转，并因此将缝钉施加组件 12 绕枢轴转动到左边侧，并且被动地压缩左侧 EAP 堆叠致动器 584。

在图 19 中，另一可替换的用于外科器械 602 的 EAP 致动关节接头 600 包括单枢轴框架组件 604，其中将近侧框架底 606 在枢轴销 612 处接合远侧框架底 610 的向近侧突出柄脚 608。将向近侧突出柄脚 608 在右部横向侧凹进以限定在枢轴销 612 的右侧上的半个泪珠形滑轮 614。连接到半个泪珠形滑轮 614 的远点的是收缩的 EAP 纤维致动器 616 的远端，该致动器符合其外形并穿入近侧框架底 606。收缩的 EAP 纤维致动器 616 可以充分长，从而即便对于小比率的长

度收缩,也可以实现明显的转动。应当理解,可以在示出的柄脚 608 的左侧上使用反向转动机构,该柄脚 608 位于 EAP 关节接头 600 的另一侧形成的相同但反向的机构上。

用于枢转关节机构的关节锁定机构

在图 20-27 中,将 EAP 致动关节锁定器 700 结合到用于外科器械 704 的枢转关节接头 702。为了清楚起见,将单枢轴框架组件 706 与具有向远侧延伸的上部和下部枢轴凸起 710、712 的近侧框架底 708 一起示出,枢轴凸起 710、712 可枢转地接合到远侧框架底 718 的向近侧指向的上部和下部柄脚 714、716,该远侧框架底 718 被连接到端部执行器 720 上。将上部枢轴凸起 710 的上部内孔 722 在上部柄脚 714 的上部外孔 724 的下方对准,通过上部枢轴销 726 将上部内孔和上部外孔可枢转地通过销连接在一起。将下部枢轴凸起 712 的下部内孔 728 在下部柄脚 716 中的下部外孔 730 的下方对准。通过下部枢轴销 732 将孔 728、712 可枢转地通过销连接在一起。上部和下部力矩臂 734、736 分别从上部和下部枢轴凸起 710、712 向远侧延伸。可以通过基本上水平地上部左侧 EAP 纤维致动器 740 将上部力矩臂 734 朝形成在远侧框架底 718 中的上部左侧连接点 738 向左推动。通过基本上水平的上部右侧 EAP 纤维致动器 744 可以将上部力矩臂 734 朝形成在远侧框架底 718 中的上部右侧连接点 742 向右推动。通过基本上水平的下部左侧 EAP 纤维致动器 748 可以将下部力矩臂 736 朝形成在远侧框架底 718 中的下部左侧连接点 746 向左推动。通过基本上水平的下部右侧 EAP 纤维致动器 752 可以将下部力矩臂 736 朝形成在远侧框架底 718 中的下部右侧连接点 750 向右推动。

通过未示出的闭合机构(例如作用在砧板枢轴上的 EAP 致动器)的动作可以产生砧板 22 的闭合。或者,在实现缝合和切割的进一步的运动之前发射运动可以首先关闭砧板。作为另一替换,闭合套管组件或其它纵向联接机构(未示出)可以将闭合运动传递到砧板 22。

上部 EAP 致动关节锁定机构 800 有利地解锁枢转关节接头 702 以允许进行关节运动。然后 EAP 致动关节锁定机构 800 放松到锁定状态,从而提供不允许能量在关节运动量变化之间消耗及由此的元件加热的稳定锁定位置。在矩形上部锁定凹口 804 中示出了上部锁定栓组件 802,矩形上部锁定凹口形成在近侧框架底 708 中,该近侧框架底接近上部枢轴凸起 710,并且垂直地比上部枢轴凸起更远离纵向中心线。锁定栓 806 将锁定尖端 808 延伸到在上部锁定凹口 804 中形成的远侧狭槽 810 之外、与形成围绕近侧表面形成的扇形齿轮 814 的最接近的齿根接合,该近侧表面围绕远侧框架底 718 的上部枢轴柄脚 714。锁定栓 806 在近侧终止到横向板 816,该横向板在近侧定位压缩弹簧 818 以及上部左和右侧 EAP 堆叠致动器 820、822 的推力之间在矩形上部锁定凹口 804 中沿纵向滑动,可以致动 EAP 堆叠致动器 820、822,以便沿纵向膨胀,从而在向近侧运动锁定栓 806 时压缩该压缩弹簧 818,由此使锁定尖端 808 与扇形齿轮 814 脱离接合,允许枢转关节接头 702 被重新定位。上部锁定盖 824 封闭上部锁定凹口 804。

为了附加的锁定支撑,在图 23 中与上部锁定机构 800 相同的下部 EAP 致动关节锁定机构 830 作用在靠着下部枢轴柄脚 716 的相对位置上。还应当理解,可以将相同的锁定机构结合到细长轴的远侧部分中而不是结合到近端。另外,双枢轴连接件可以包括在各枢轴处的锁定装置。

在使用中,将未进行关节运动的端部执行器 720 和枢转关节接头 702 (图 20-24) 插入到手术部位。随着 EAP 锁定机构 800、830 通常地断电,连接到近侧框架底 708 的锁定尖端 808 接合远侧框架底 718 的扇形齿轮 814,锁定单枢轴框架组件 706。当需要时,给 EAP 堆叠致动器 820、822 提供能量以沿纵向加长,从而解锁 EAP 关节锁定机构 800、830。当解锁时,可以使关节接头 702 进行关节运动,例如通过收缩上部 and 下部右侧 EAP 纤维致动器 744、752,以将端部执行器 720 枢转到左侧 (图 25),将不同的齿根 812 提供给锁定尖

端 808, 从而当断电时, EAP 致动锁定机构 800 将锁定到外科器械 704 的关节运动状态。

在图 28-29 中, 示出了用于单枢轴关节接头 901 的可替换 EAP 关节系统 900, 用于与前述的 EAP 关节锁定机构 800 一起使用。通过将上部和下部反向 (rounded) 力矩臂 910、912 在远侧分别结合在近侧框架底 918 的上部和下部枢轴凸起 914、916 上, 使上、下成对的左、右侧 EAP 纤维致动器 902、904、906、908 变长。远侧框架底 922 中的上部左侧连接点 920 稍微高于上部右侧连接点 924。下部左侧连接点 926 也稍微高于下部右侧连接点 928, 这对应于上部和下部左侧 EAP 纤维致动器 902、906 分别在对应的上部和下部反向力矩臂 910、912 的比上部和下部右侧 EAP 纤维致动器 904、908 高的部分缠绕 (图 29)。从而, 可以根据所需的性能特征选择与力矩臂 910、912 的长度和外形轮廓结合的变长的 EAP 纤维致动器 902-908。

在图 30-33 中, 示出了用于单枢轴关节接头 1001 的另外的可替换的 EAP 关节系统 1000, 用于与前述的 EAP 致动锁定机构 800 一起使用。代替致动关节运动作用的 EAP 纤维致动器, 上部和下部成对的左、右侧 EAP 堆叠致动器 1002、1004、1006、1008 分别相对, 并沿横向运动上部和下部纵向轨道 1010、1012。向远侧突出的上部力矩臂 1014 连接到近侧框架底 1018 的上部枢轴凸起 1016。在上部力矩臂 1014 的远端处的上部向内指向末端销 1020 沿纵向滑动地接合上部纵向轨道 1010, 从而响应由远侧框架底 1022 沿横向限制的上部左和右侧 EAP 堆叠致动器 1002、1004 的不同的收缩和膨胀。向远侧突出的下部力矩臂 1024 连接到近侧框架底 1018 的上部枢轴凸起 1026。在上部力矩臂 1024 的远端处的下部向内指向末端销 1030 沿纵向滑动地接合下部纵向轨道 1012, 从而响应由远侧框架底 1022 沿横向限制的下部左和右侧 EAP 堆叠致动器 1006、1008 的不同的收缩和膨胀。

在图 30-31 中, 为了准备进行关节运动, 将 EAP 关节锁定机构

800 致动以使锁定尖端 808 与扇形齿轮 814 脱离接合。在图 32-33 中, 上部和下部左侧 EAP 堆叠致动器 1002、1006 已经被供能膨胀, 沿横向向右运动上部和下部纵向轨道 1010、1012, 从而压缩上部和下部 EAP 堆叠致动器 1004、1008, 并且相应地运动远侧框架底 1022 抵抗来自上部和下部向内指向末端销 1020、1030 的反作用力, 该末端销在示例性关节中向左。

带有 EAP 致动柔性颈 (flexneck) 关节接头的外科器械

在图 34 中, 外科器械 1200 有利地采用 EAP 致动关节接头 1202, 该关节接头与细长轴 1206 的关节连接框架组件 1204 成为一体, 该细长轴 1206 将单独地闭合和发射运动从手柄 1208 传递到端部执行器 1210, 该端部执行器被示出为具有可闭合砧板 1214 的缝钉施加组件 1212, 将可闭合砧板以可枢转的方式连接到保持有可更换缝钉匣 1218 的细长槽 1216。手柄 1208 包括向近侧朝手枪式握柄 1222 握紧以关闭砧板 1214 的闭合扳柄 1220。应当理解, 闭合套管组件 1223 或未示出的其它闭合装置 (例如, EAP 致动砧板、内部纵向平移构件等) 作用在砧板闭合件 1224 上以实现砧板 1214 的打开和闭合。一旦被闭合或夹紧, 向手枪式握柄 1222 握紧更远侧的发射扳柄 1226, 以实现发射构件 1228 沿纵向向下发射细长轴 1206 以导致组织的切割和被切割端部的缝合。一旦将发射扳柄 1226 释放, 随着轻轻压下闭合扳柄 1220 一起压下闭合释放钮 1230, 以在释放闭合扳柄 1220 后释放夹紧元件, 从而打开砧板 1214 并允许被缝合和切割组织的释放。旋钮 1232 允许围绕细长轴 1206 的纵向轴线的有选择地转动。

关节连接框架组件 1204 包括在近侧可转动地连接到手柄 1208, 并且在远侧连接到关节连接框架底 1242 的近侧框架底 1240, 该关节连接框架底 1242 又被连接到支撑端部执行器 1210 的远侧框架底 1244。手柄 1208 上的关节控制器 1246 有利地允许通过致动到该处适当的电信号来选择关节连接框架底 1242 的关节运动, 例如图 35

中示出了已通过关节控制器 1246 选择的向左的关节运动。应当理解, 关节控制器 1246 可以有利地包括手动和/或自动地使用用于关节连接框架 1242 的关节锁定器脱离接合。

在图 36-39 中, 关节连接框架底 1242 结合使用左和右侧 EAP 板状致动器 1302、1304 的 EAP 致动系统 1300, 该 EAP 板状致动器 1302、1304 穿过在基本上为圆柱形的弹性框架体 1310 的各横向侧的对应的左边和右侧矩形致动器凹槽 1306、1308 (图 38-39)。矩形刀槽 1312 形成在弹性框架体 1310 中, 该弹性框架体在用于引导发射杆 1314 的左、右矩形致动器凹槽 1306、1308 之间对准, 该发射杆是发射构件 1228 的远侧部分。

当关节连接框架底 1242 是直的或在进行关节运动的时候, 弹性框架体 1310 的连续的顶部和底部纵向条带 1320 (图 36-37) 保持发射杆 1314 的纵向行程量。弹性框架体 1310 有利地由均质材料形成, 该均质材料不会沿其纵向轴线显著地压缩。左、右多个纵向排列的垂直凹槽 1322、1324 分别贯穿 (intersect) 左、右 EAP 致动器凹槽 1306、1308。各垂直凹槽 1322、1324 均包括矩形通孔 1326, 该通孔与矩形刀槽 1312 和左或右矩形致动器凹槽 1306、1308 中适当的一个平行地但沿横向偏离地从顶部到底部穿过弹性框架体 1310。各矩形通孔 1326 沿横向与横向窄缝 1328 连通。在相邻垂直凹槽 1322、1324 之间限定了具有狭窄内壁 1332 的肋 1330, 该狭窄内壁允许连续顶部和底部纵向条带 1320 的沿横向弯曲, 该肋还具有较厚的弯曲外板 1334, 该弯曲外板支撑对应的一个 EAP 板状致动器 1302、1304, 并且当致动一个或两个 EAP 板状致动器 1302、1304 以在所选择的方向弯曲时, 在横向窄缝 1328 完全塌缩之前, 限制可以在那个方向实现的关节活动量。例如在图 37 中, 激励左侧 EAP 板状致动器 1302 以向左致动, 同时右侧 EAP 板状致动器 1304 相应地扩展。应当理解, 当电激励以分别在左和右侧矩形致动器凹槽 1306、1308 内产生拉力或推力时, 左、右侧 EAP 板状致动器 1302、1304 可以交替地收缩或膨胀。

在图 38 - 39 中, 关节连接框架底 1242 有利地包括 EAP 关节锁定机构 1350, 该锁定机构有选择地将弹性框架体 1310 保持在向左进行关节运动或向右进行关节运动的状态。为了该目的, 限定左侧锁定通道 1352 临近多个矩形通孔最左侧的外部部分穿过左侧多个矩形通孔 1326, 从而允许左侧凸脊状 EAP 锁定条 1354 从该处穿过。同样, 限定右侧锁定通道 1356 临近多个矩形通孔 1326 穿过它们的右侧的外部部分, 从而允许右侧凸脊状 EAP 锁定条 1358 的放置。沿着左、右凸脊状 EAP 锁定条 1354、1358 的各自的最外侧表面 1360, 多个沿纵向间隔开的垂直堵塞凸脊 1362 被沿纵向间隔开和设定尺寸, 以同肋 1330 的几何形状一起限定而锁定在期望的关节运动量。特别是, 当柔性框架底 1242 朝一个对应的凸脊状 EAP 锁定条 1354、1358 的相对侧进行关节运动时, 在该侧上的肋 1330 变成弓形彼此远离, 如图 38 所示的正在向左进行关节运动。一旦肋 1330 达到足够用于锁定的间隔时 (即, 比竖直堵塞凸脊 1362 的纵向宽度更宽), 右侧凸脊状 EAP 锁定条 1358 被向外偏压以将其凸脊 1362 卡接在相邻肋 1330 的相邻的被变厚的较厚弯曲外部片 1334 之间。致动右侧凸脊状 EAP 锁定条 1358 导致解锁右侧凸脊状 EAP 锁定条 1358 的收缩。在图 39 中, 在矩形刀槽 1312 上方和下方穿过的横向的上部和下部导向销 1370、1372 保持横向对准。

在图 40 中, 关节连接框架底 1242 结合使用多个左和右侧 EAP 肋撑板致动器 (rib spreader plate actuator) 1402 的 EAP 致动系统 1400, 该撑板致动器每一个均位于弹性框架体 1408 相对的一对远侧和近侧开口矩形凹槽之间。各相对的一对远侧和近侧开口矩形致动器凹槽 1404、1406 分别形成于相邻一对 (近侧的/远侧的) 横向限定的肋 1410 中。各肋 1410 包括沿横向向外开口的垂直狭槽 1412, 沿该垂直狭槽的高度较宽矩形通孔 1414 更向内定位, 缩入外部垂直狭槽 1416 之内。由此每个肋 1410 包括连接到上部和下部纵向连续条带 1420 的薄内壁 1418。沿着纵向中心线在横向形成矩形刀槽 1422。如上所述, 左、右凸脊状 EAP 锁定条 1354、1358 有利地放松成在

关节连接框架底 1242 的膨胀侧上的膨胀的、弯曲的形状以进行锁定，纵向对准由横向导向销 1370 保持。

在图 41 - 42 中，关节连接框架底 1242 将另一可替换的 EAP 致动系统 1500 结合到弹性框架体 1502 中，该弹性框架体包括布置在左、右垂直堆叠 1506、1508 中的纵向排列的 EAP 纤维致动器 1504，该堆叠穿过相应的左、右多个横向肋 1510，每个肋具有薄的垂直内壁 1512，该内壁连接到连续的纵向顶部和底部条带 1514，以便于在其横向弯曲。每个肋 1510 沿横向加宽成厚的外板 1516，将该外板的尺寸设定成用于限定向该侧的关节运动。每个厚的外板 1516 包括允许 EAP 纤维致动器 1504 穿过的垂直排列的纵向通孔 1518。远侧和近侧侧盖 1520、1522 沿纵向位于肋 1510 的侧面，以覆盖 EAP 纤维致动器 1504 的相应的终端。在弹性框架体 1502 中形成用于发射杆 1314 的沿横向位于中央的刀槽 1524。收缩 EAP 纤维致动器 1504 的选择的垂直堆叠 1506、1508 导致向该侧的关节运动，并且没有致动的垂直堆叠 1506、1508 响应于该情况而被动地伸长。

用于发射杆的 EAP 支撑板

参考图 43 - 54，沿横向对称普遍用于各种形式的成对的支撑用于在在关节接头中发射杆的支撑板。另外，可以想到与本发明一致的应用可以包括可将任一端作为用于那些也不是纵向对称的所示的关节接头的近端或远端。从而，用后缀“a”表示横向对称元件以及用后缀“b”表示镜像元件并不暗示右侧或左侧。

在图 43 中，用于外科器械 2002 的关节接头 2000 包括一对 EAP 支撑板 2004、2006，该支撑板沿横向支撑发射杆 2008，从而当进行关节运动时使束缚和变形最小化。每个支撑板 2004、2006 均包括相应的结构件 2010a、2010b（例如，刚性聚合物、金属），该结构件包括沿横向加宽的端部 2012a、2012b，该加宽端部被捕获在第一框架底 2016 中的对应尺寸的凹槽 2014a、2014b 内，该结构件还包括被滑动地接收在第二框架底 2020 内的平直端部 2018a、2018b。纵向

膨胀的 EAP 层压板 2022a、2022b 覆盖各支撑板 2004、2006 的内表面。

在图 44 中，使关节接头 2000 向一横向侧进行关节运动，导致发射杆 2008 越过进行关节运动的纵向轴线 2024 并接触支撑板 2006。该处的横向支撑防止发射杆 2008 爆裂到关节接头 2000 之外，和/或允许装配具有如此减小的力得更柔软的发射杆 2008 以进行关节运动。另外，当必要时激励在各支撑板 2004、2006 上的 EAP 层压板 2022a、2022b 以控制二者的曲率大小，从而维持期望的用于发射杆 2008 的其间的间距。当平直端部 2018a、2018b 滑入第二框架底部分 2020 以容纳内部支撑板 2004 与外部支撑板 2006 相比所需减少的行程。EAP 层压板 2022b 还可以提供辅助沿横向导向的发射杆 2008 的缓冲和低表面摩擦性质。

在图 45 中，用于外科器械 2102 的可替换的关节接头 2100 包括一对 EAP 支撑板 2104、2106，该支撑板沿横向支撑发射杆 2108，以在进行关节运动时使束缚和变形最小化。各支撑板 2104、2106 分别包括结构件 2110a、2110b（例如，刚性聚合物、金属），该结构件包括沿横向加宽的端部 2112a、2112b，该加宽端部被捕获在第一框架底 2116 中的对应尺寸的凹槽 2114a、2114b 内，该结构件还包括被滑动地接收在第二框架底 2120 内的平直端部 2118a、2118b。纵向膨胀的 EAP 层压板 2122a、2122b 覆盖各支撑板 2104、2106 的内表面。使关节接头 2100 向一横向侧关节运动，导致发射杆 2102 越过进行关节运动的纵向轴线 2124 并接触支撑板 2106。该处的横向支撑防止发射杆 2008 爆裂到关节接头 2100 之外，和/或允许装配具有如此减小的力得更柔软的发射杆 2108 以进行关节运动。另外，当必要时激励在各支撑板 2104、2106 上的 EAP 层压板 2122a、2122b 以控制二者的曲率大小，从而维持期望的用于发射杆 2108 的其间的间距。当平直端部 2118a、2118b 滑入第二框架底部分 2120 以容纳内部支撑板 2104 与外部支撑板 2106 相比所需减少的行程。将 EAP 层压板 2122a、2122b 远离与发射杆 2108 接触的放置可以具有诸如减

少磨损 EAP 层压板 2122a、2122b 的优点。

在图 46 中,用于外科器械 2202 的可替换的另外的关节接头 2200 包括一对 EAP 支撑板 2204、2206,该支撑板沿横向支撑发射杆 2208,以在进行关节运动时使束缚和变形最小化。各支撑板 2204、2206 分别包括结构件 2210a、2210b (例如,金属),该结构件包括第一向外突起端 2212a、2212b,该第一向外突起端受到约束,并且可在第一框架底 2216 中的第一向内开口凹槽 2214a、2214b 内沿纵向自由浮动,该结构件还包括第二向外突起端 2218a、2218b,该第二向外突起端受到约束,并且可在第二框架底 2222 的第二向内开口凹槽 2220a、2220b 内沿纵向自由浮动。沿纵向膨胀的 EAP 层压板 2224a、2224b 覆盖各支撑板 2204、2206 的内表面。

在图 47 中,再一个用于外科器械 2302 的可替换的关节接头 2300 包括一对 EAP 支撑板 2304、2306,该支撑板沿横向支撑发射杆 2308,以在进行关节运动时使束缚和变形最小化。各支撑板 2304、2306 包括各自的结构件 2310a、2310b (例如,金属),该结构件包括第一向外突起端 2312a、2312b,该第一向外突起端与第一框架底 2316 中的向内开口的狭槽 2314a、2314b 固定在一起,该结构件还包括第二向外突起端 2318a、2318b,该第二向外突起端受到约束,并且可在第二框架底 2322 的第二向内开口凹槽 2320a、2320b 内沿纵向自由浮动。纵向膨胀的 EAP 层压板 2324a、2324b 覆盖各支撑板 2304、2306 的内表面。在向内开口凹槽 2320a 内沿纵向排列一对压缩弹簧 2326a、2328a,将支撑板 2304 的第二向外突起端 2318a 偏压到其中的中间位置。同样,在向内开口凹槽 2320b 内沿纵向排列一对压缩弹簧 2326b、2328b,将支撑板 2306 的第二向外突起端 2318b 偏压到其中的中间位置。

在图 48 中,用于外科器械 2402 的还有另一可替换的关节接头 2400,其包括一对 EAP 支撑板 2404、2406,该支撑板沿横向支撑发射杆 2408,以在进行关节运动时使束缚和变形最小化。各支撑板 2404、2406 分别包括结构件 2410a、2410b (例如,金属),该结构

件包括第一向外突起端 2412a、2412b, 该第一向外突起端受到约束, 但可在第一框架底 2416 中的第一向内开口凹槽 2414a、2414b 内沿纵向自由浮动, 该结构件还包括第二向外突起端 2418a、2418b, 该第二向外突起端受到约束, 并且可在第二框架底 2422 的第二向内开口凹槽 2420a、2420b 内沿纵向自由浮动。沿纵向膨胀的 EAP 层压板 2424a、2424b 覆盖各支撑板 2404、2406 的内表面。在第一向内开口凹槽 2414a、2414b 内分别沿纵向排列对应的成对压缩弹簧 2426a - 2428a、2426b - 2428b, 将各支撑板 2404、2406 的第一向外突起端 2412a、2412b 偏压到其中的中间位置。在第二向内开口凹槽 2420a、2420b 内分别沿纵向排列另一对应成对压缩弹簧 2430a - 2432a、2430b - 2432b, 将各支撑板 2404、2406 的第二向外突起端 2418a、2418b 偏压到其中的中间位置。

在图 49 - 52 中, 用于外科器械 2502 的另一可替换的关节接头 2500 采用 EAP 支撑板 2504、2506, 该 EAP 支撑板位于关节连接框架底 2514 的弹性框架体 2512 的刀槽 2510 中的发射杆 2508 的各横向侧上, 该关节连接框架底在近侧连接到近侧框架底 2516 上并在远侧连接到远侧框架底 2518 上。左侧 EAP 板状致动器 2520 穿过左侧的多个形成在弹性框架体 2512 中的横向肋 2522。右侧 EAP 板状致动器 2524 穿过右侧的多个横向肋 2526。向近侧延伸到近侧框架底 2516 中的各 EAP 板状致动器 2520、2524 分别包括连接到内部板 2530a、2530b 的外部 EAP 层压层 2528a、2528b, 并被构成为当供应电能时致动, 以将远侧框架圆形件 (round) 2518 朝另一侧弯曲。弹性框架体 2512 包括在近侧向内开口凹槽 2532, 该近侧向内开口凹槽分别抓紧各支撑板 2504、2506 的相应的近侧、向内弯曲端 2534a、2534b。允许各支撑板 2504、2506 的平直远侧 2536a、2536b 滑动脱离刀槽 2510, 以调整用于关节运动行程的变化, 如图 51 所示。

在图 53 中, 用于外科器械 2602 的又一可替换的关节接头 2600 包括一对 EAP 支撑板 2604、2606, 该支撑板沿横向支撑发射杆 2608, 以在进行关节运动时使束缚和变形最小化。各支撑板 2604、2606 包

括各自的结构件 2610a、2610b（例如，金属、树脂、聚合物），该结构件包括第一向外突起端 2612a、2612b，该第一向外突起端与第一框架底 2616 的相应的右侧和左侧向内开口的狭槽 2614a、2614b 固定在一起，该结构件还包括第二向外突起端 2618a、2618b，该第二向外突起端分别受到约束，并且可在第二框架底 2622 的第二向内开口凹槽 2620a、2620b 内沿纵向自由浮动。

将外部的沿纵向膨胀 EAP 层压板 2624a、2624b 定位在靠着第二向外突起端 2618a、2618b 的各向内开口的凹槽 2620a、2620b 的外侧部分。将内部纵向膨胀 EAP 层压板 2625a、2625b 定位在靠着第二向外突起端 2618a、2618b 的各相对侧的向内开口凹槽 2620a、2620b 的内侧部分。从而，激励外部纵向膨胀 EAP 层压板 2624a、2624b 中的一个有效地使相应的支撑板 2604、2606 变长。相反，激励内部纵向膨胀 EAP 层压板 2625a、2625b 中的一个有效地使相应的支撑板 2604、2606 变短。

在图 54 中，用于外科器械 2702 的另外的可替换的关节接头 2700 包括一对 EAP 支撑板 2704、2706，该支撑板沿横向支撑发射杆 2708，以在进行关节运动时使束缚和变形最小化。各支撑板 2704、2706 包括各自的结构件 2710a、2710b（例如，金属），该结构件包括第一向外突起端 2712a、2712b，该第一向外突起端受到约束，但可在第一框架底 2716 中的第一向内开口凹槽 2714a、2714b 内沿纵向自由浮动，该结构件还包括第二向外突起端 2718a、2718b，该第二向外突起端受到约束，并且可在第二框架底 2722 的第二向内开口凹槽 2720a、2720b 内沿纵向自由浮动。

将外部的沿纵向膨胀 EAP 层压板 2724a、2724b 定位在靠着第二向外突起端 2718a、2718b 的相应第二向内开口的凹槽 2720a、2720b 的外侧部分。将内部纵向膨胀 EAP 层压板 2725a、2725b 定位在靠着第二向外突起端 2718a、2718b 的相应的相对侧的第二向内开口凹槽 2720a、2720b 的内侧部分。为了有效地使支撑板 2704、2706 的变长和变短加倍，将另一外部沿纵向膨胀 EAP 层压板 2734a、2734b 定位

在靠着第一外部突起端 2712a、2712b 的相应的第一向内开口凹槽 2714a、2714b 的外侧部分。将另一内部沿纵向膨胀 EAP 层压板 2735a、2735b 定位在靠着第一向外突起端 2612a、2612b 的相应的相对侧的第一向内开口凹槽 2720a、2720b 的内侧部分。从而，激励横向的第一对外部纵向膨胀 EAP 层压板 2724a、2734a 有效地使支撑板 2704 变长，激励横向的第二对外部纵向膨胀 EAP 层压板 2724b、2734b 有效地使支撑板 2706 变长。相反，激励横向第一对内部纵向膨胀 EAP 层压板 2726a、2736a 有效地使支撑板 2704 变短，激励横向第二对内部纵向膨胀 EAP 层压板 2726b、2736b 有效地使支撑板 2706 变短。

在这些形式的每个中，关节支撑控制电路可以有利地激励一个或两个 EAP 支撑板，以实现它们的纵向长度和/或实现它们的纵向偏转或弯曲的程度。例如，激励 EAP 支撑板可以实现接头的关节运动，并且支撑发射杆，从而保持活动。在另一例子中，可以通过机械或电子装置分别进行关节接头的致动，并且在致动的同时或立即进行发射（例如一旦检测或命令端部执行器闭合）时激励关节运动支持控制电路。

虽然已经通过几个实施例的说明示例性描述了本发明，并且虽然示例性的实施例已经被相当详细地描述，但是不意味着申请人限制或以任何方式限定后附权利要求的范围到该细节。另外的优点和变更对本领域普通技术人员来说是显而易见的。

例如，虽然将手动操作外科器械以示例性方式示出，应当理解，可以将本发明的各个方面结合到自动定位和控制器械。因而手柄部分可以包括被稳定在夹紧设备中的外部部分。

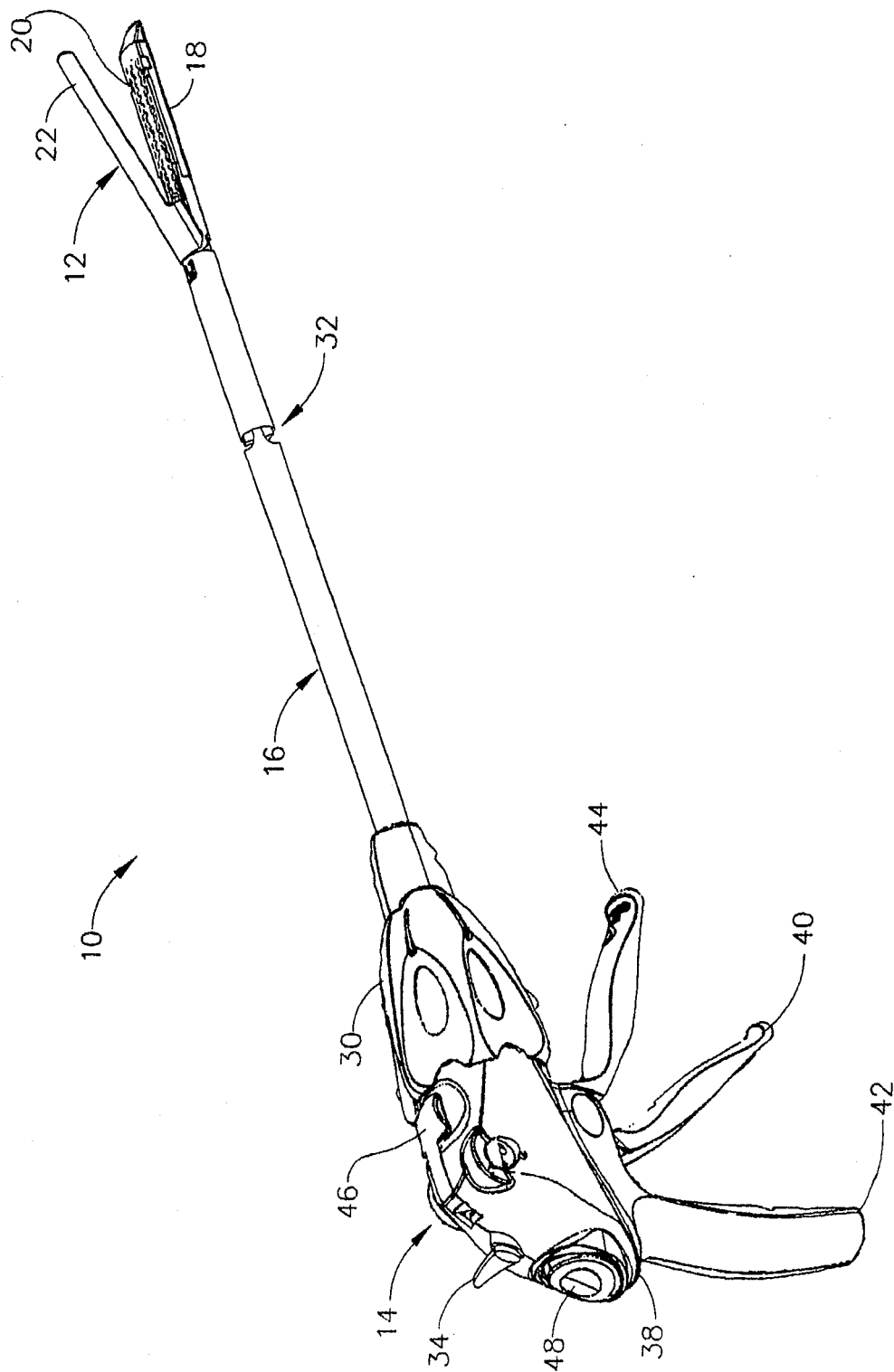


图 1

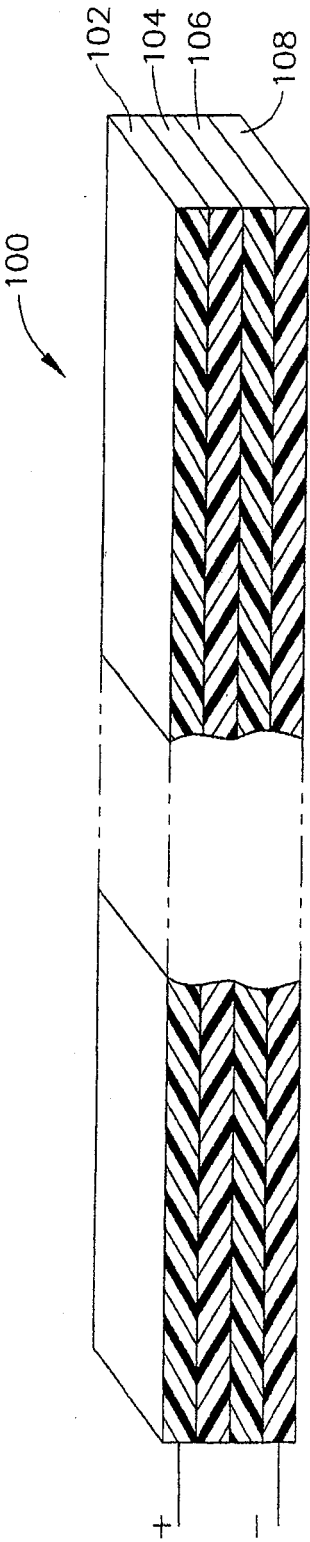


图 2

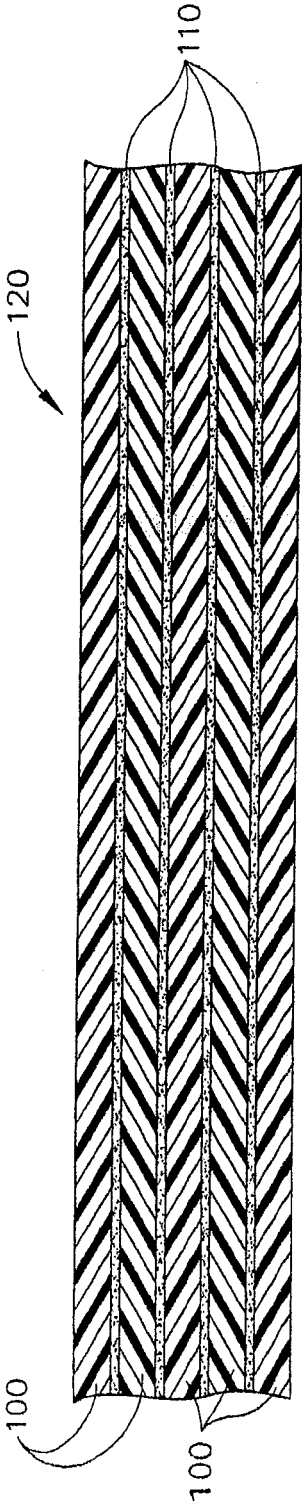


图 3

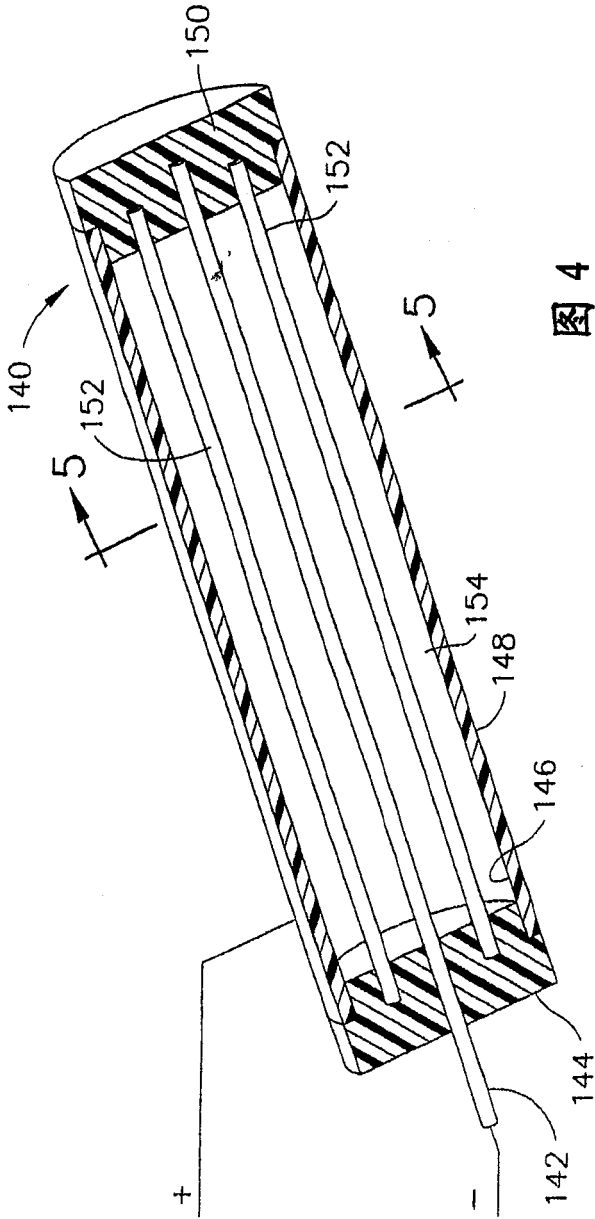


图 4

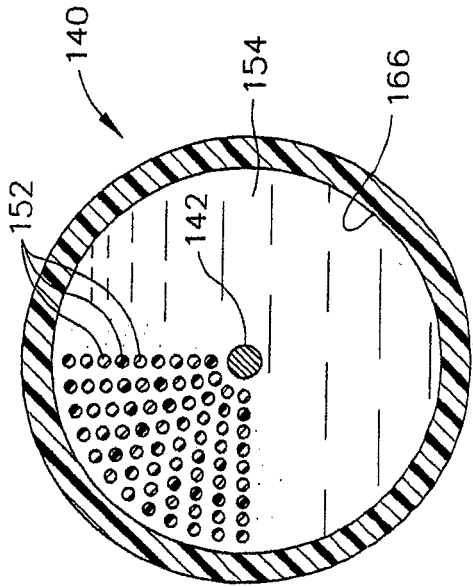


图 5

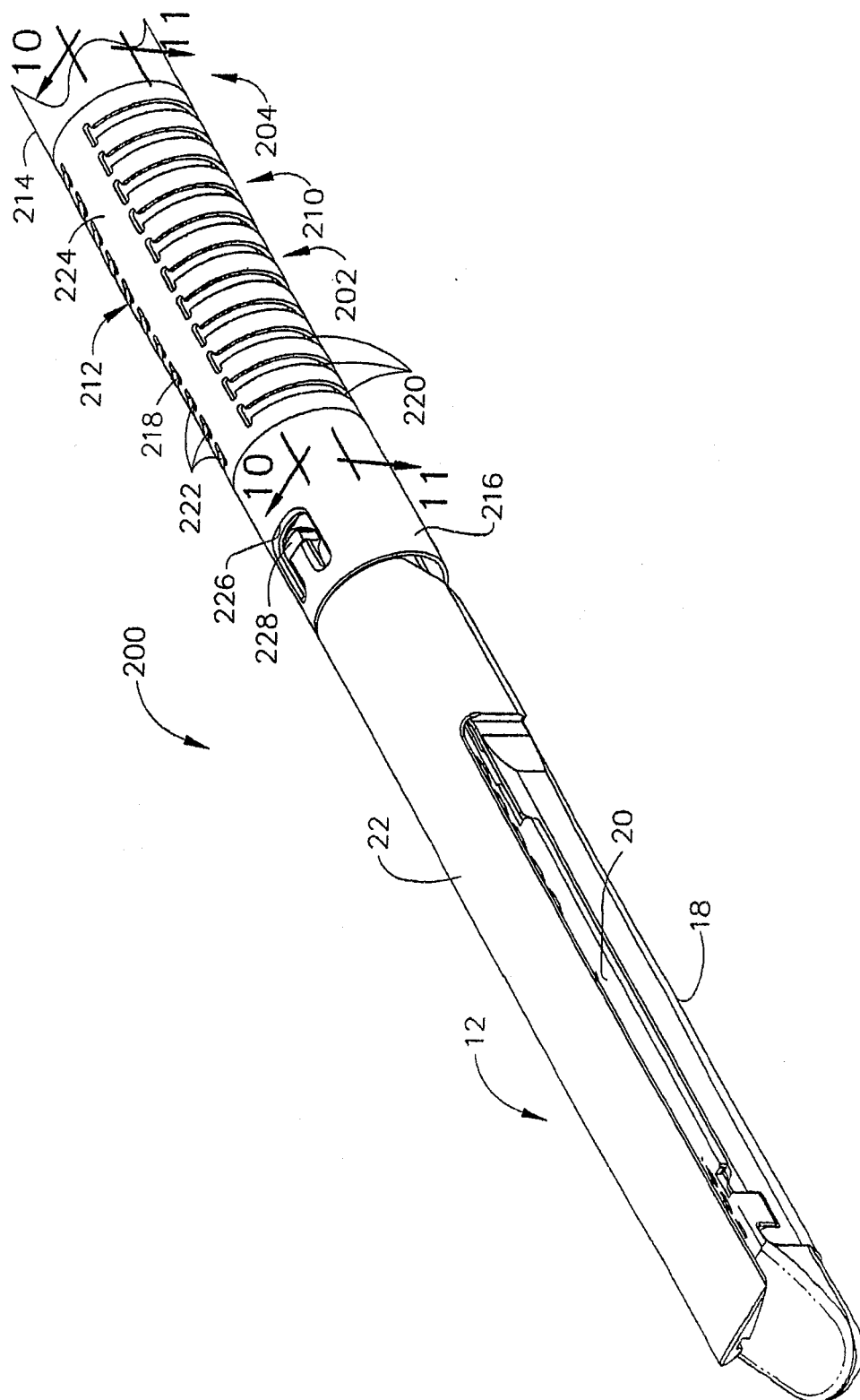


图 6

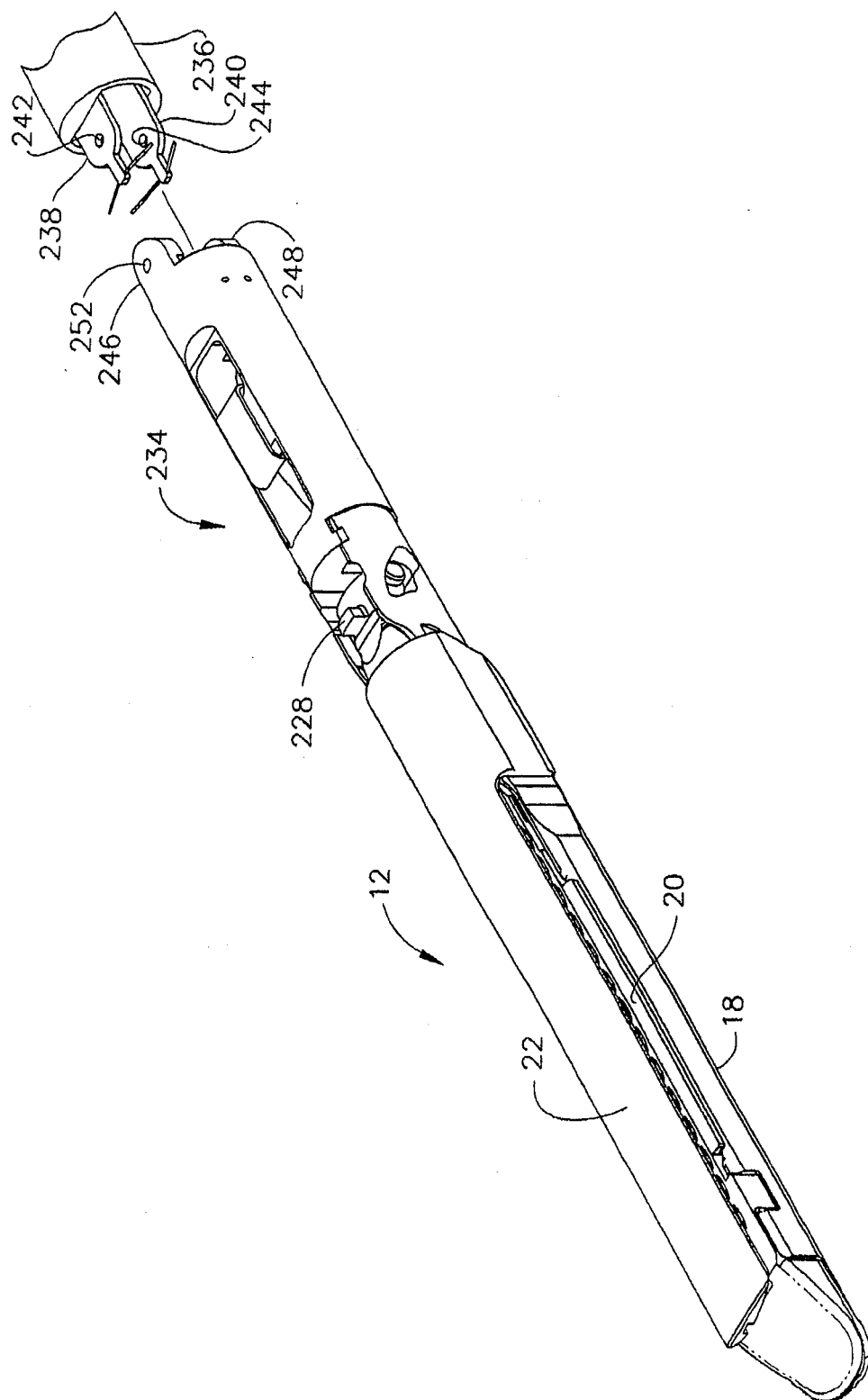


图 7

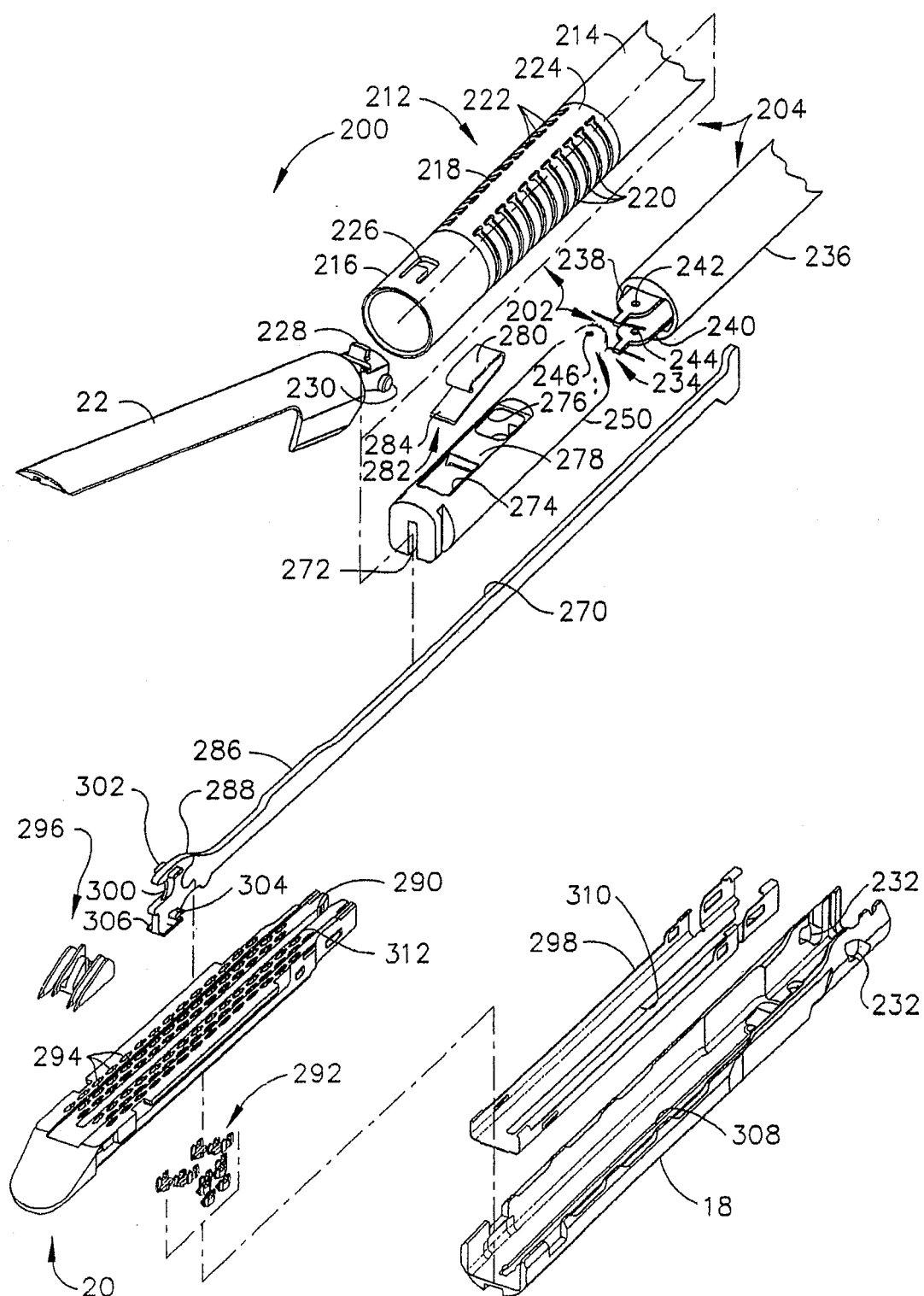
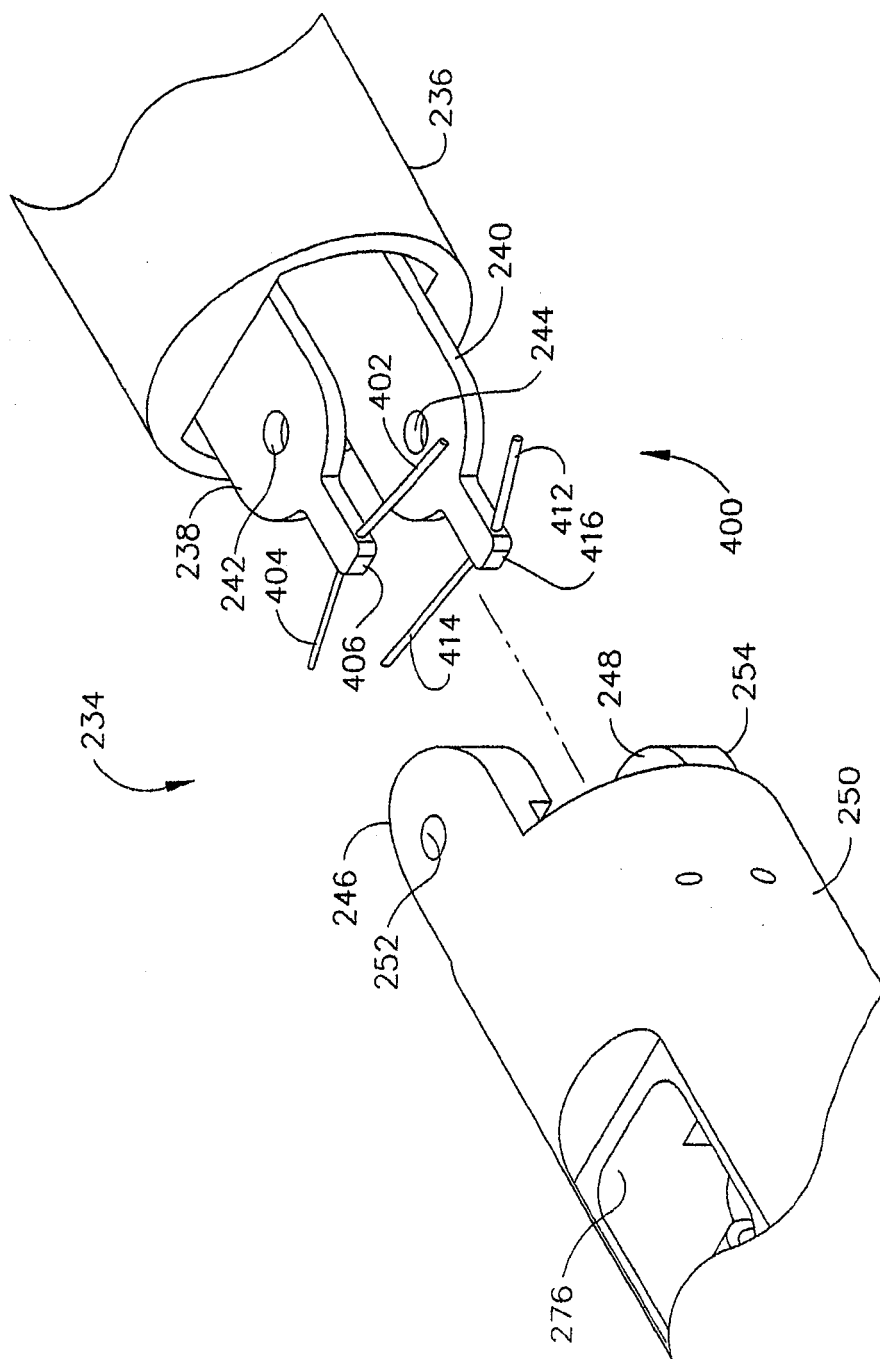


图 8



9

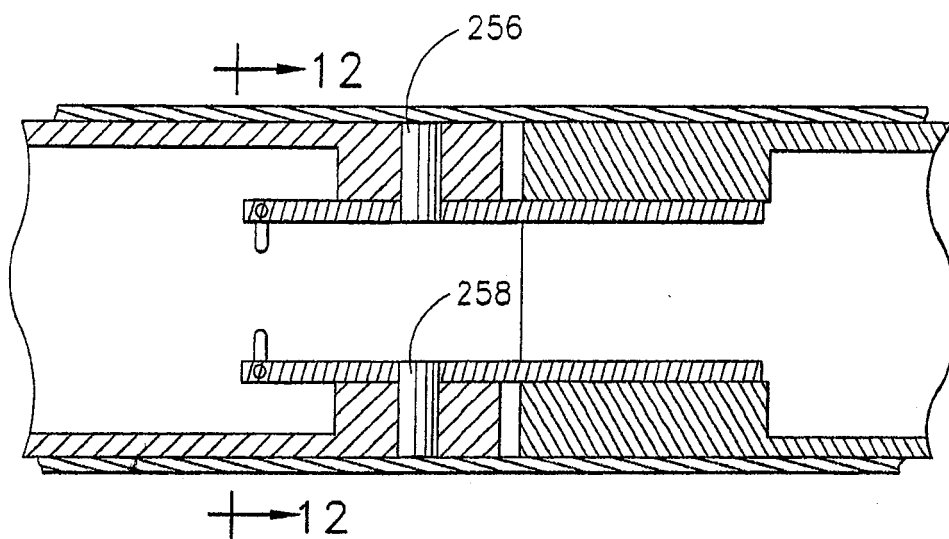



图 10

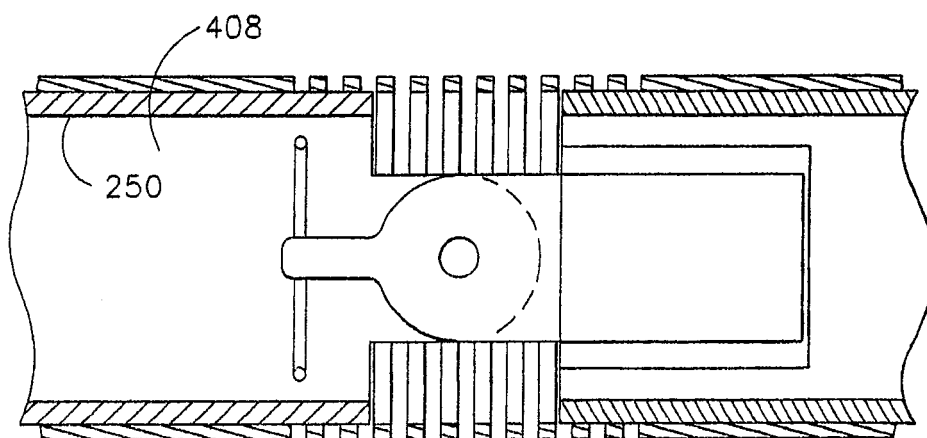


图 11

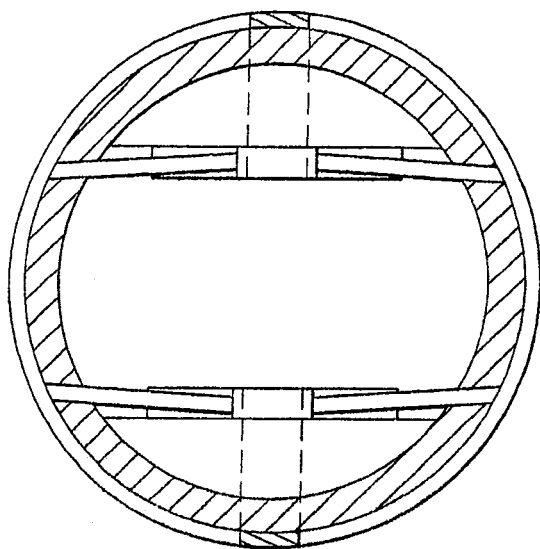


图 12

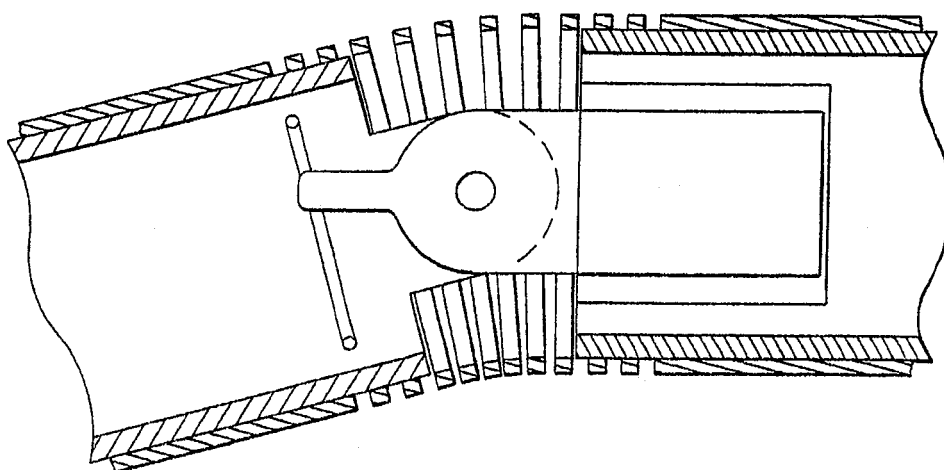


图 13

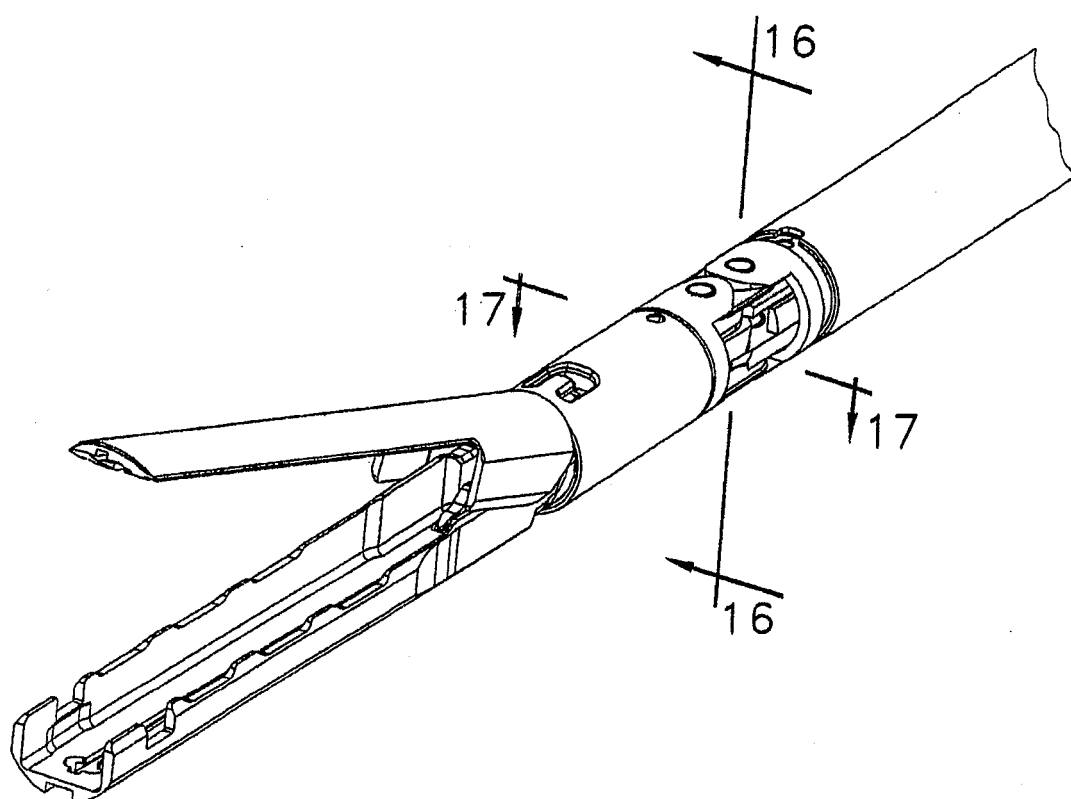


图 14

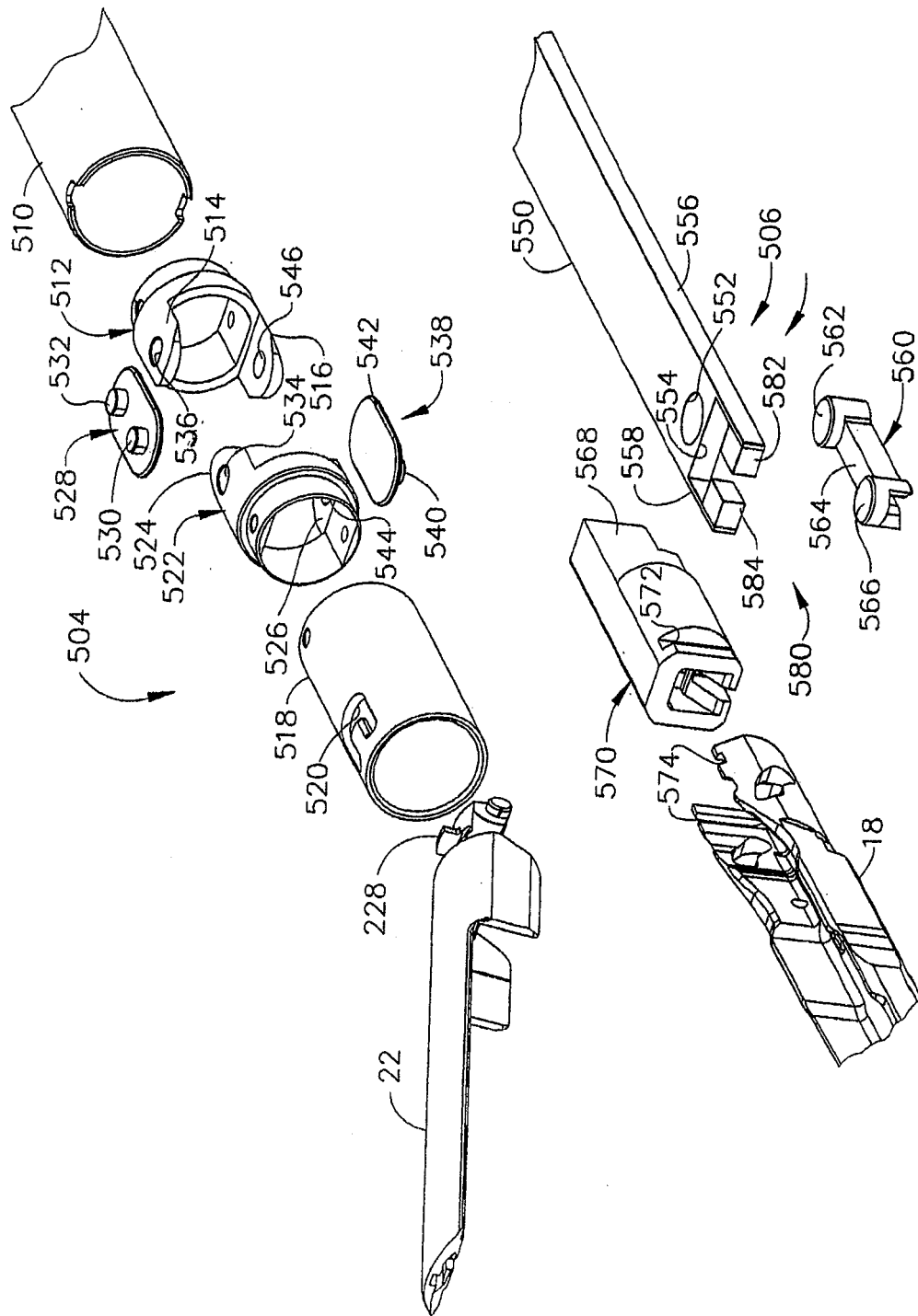


图 15

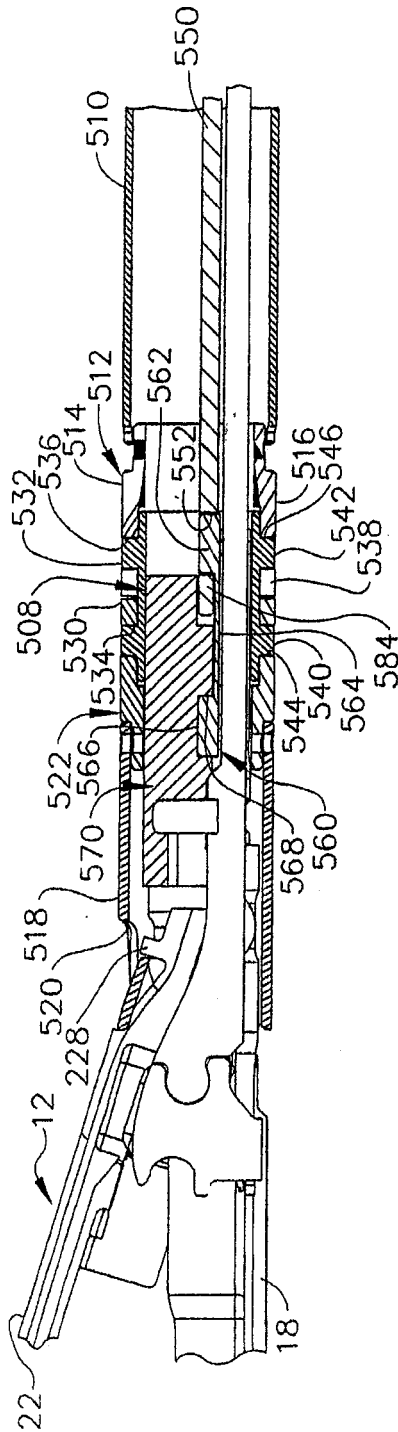


图 16

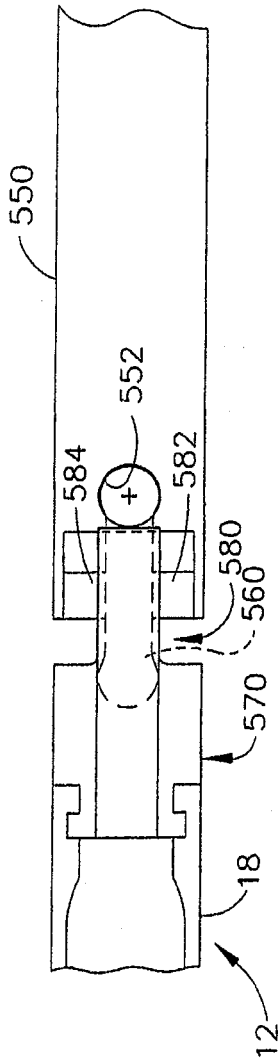


图 17

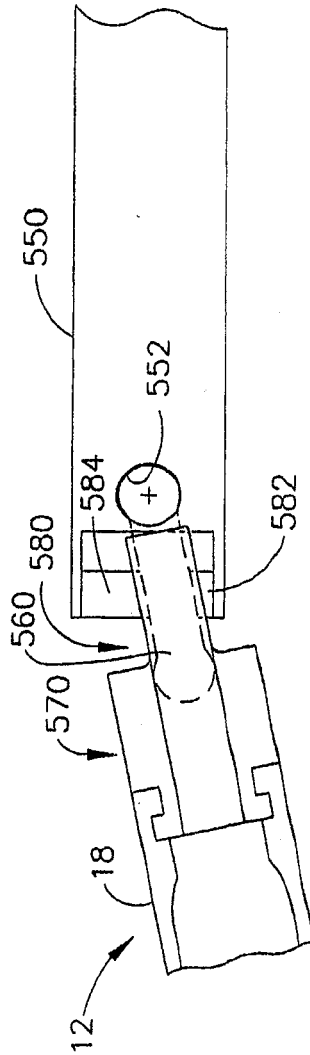


图 18

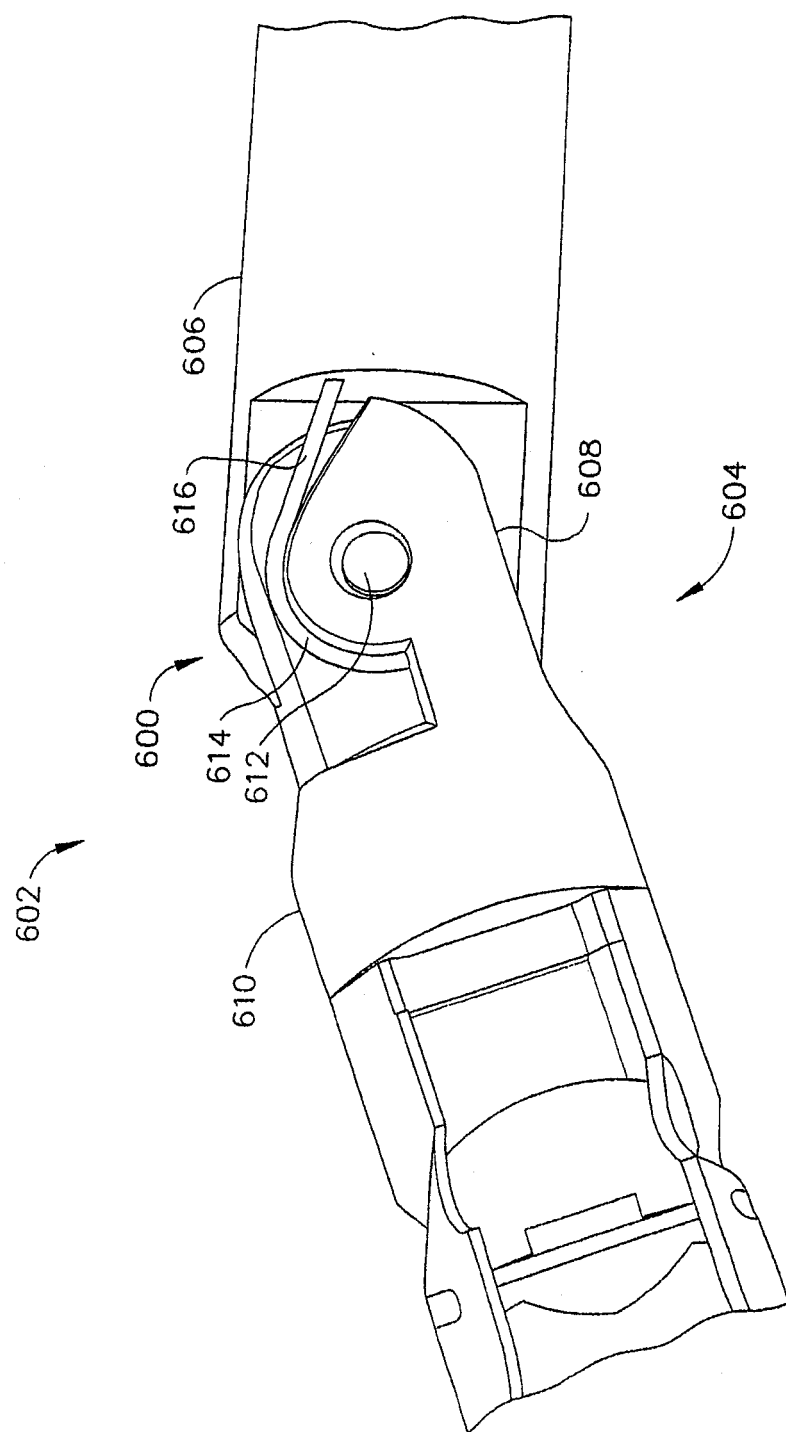


图 19

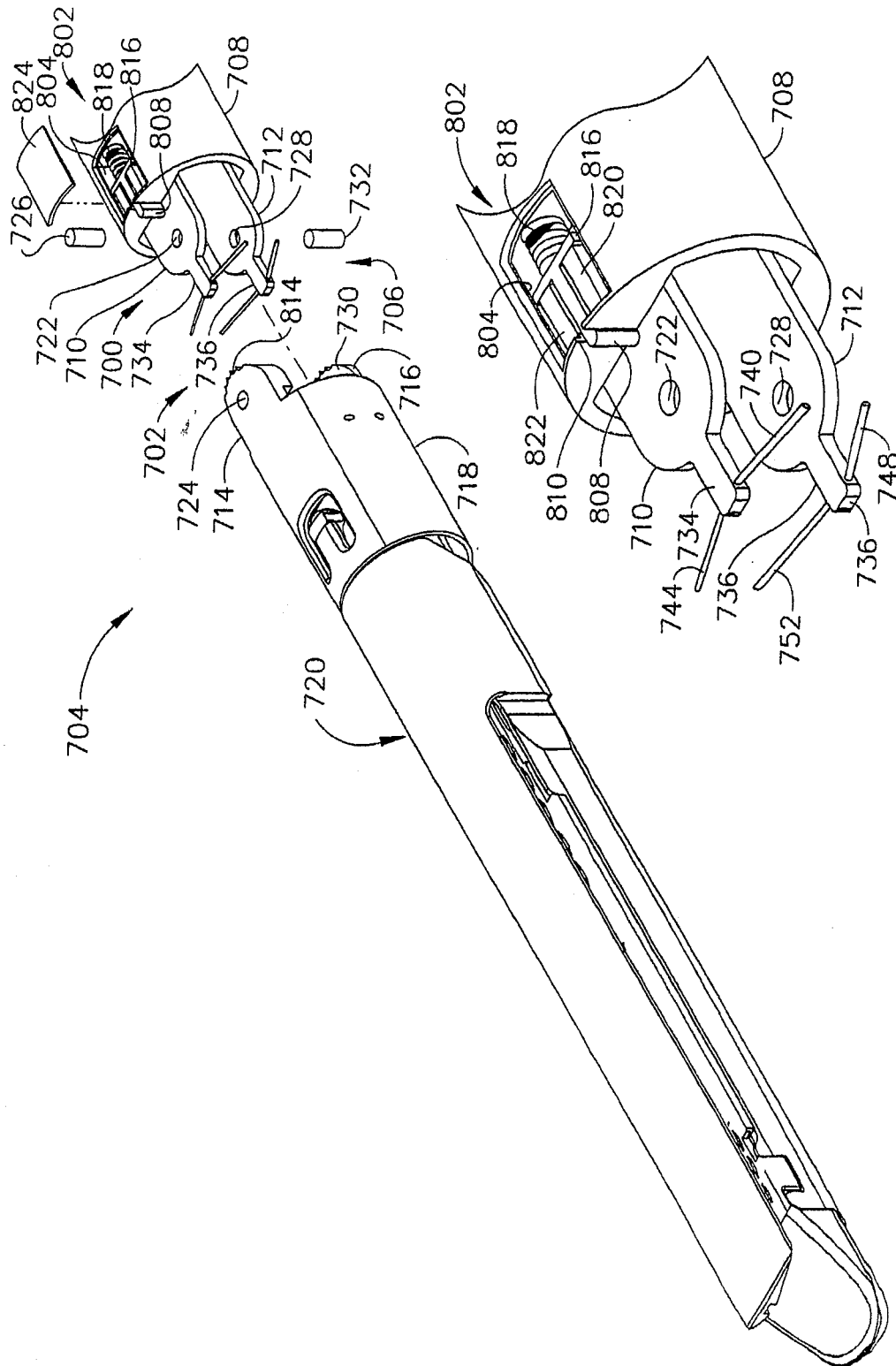


图 21

图 20

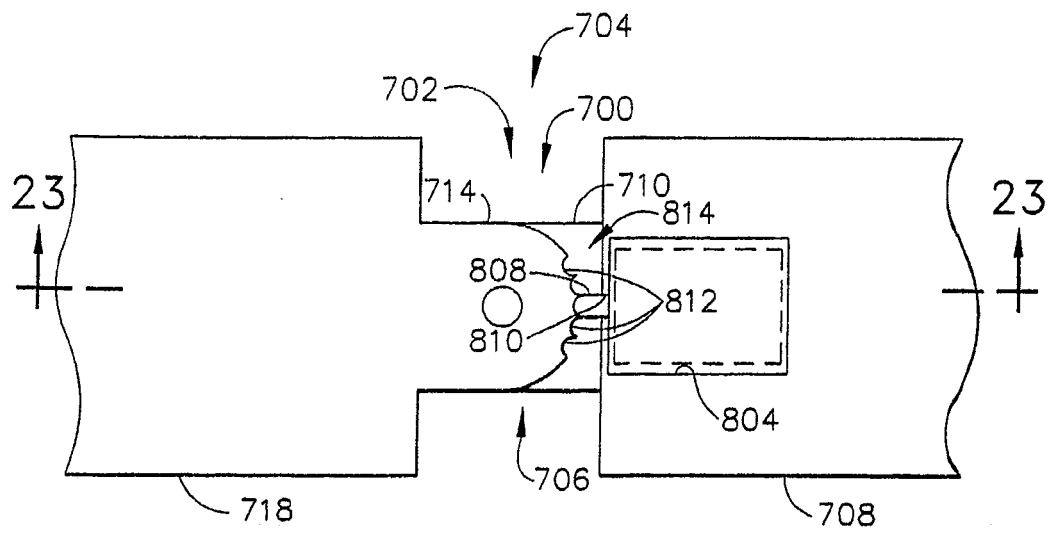


图 22

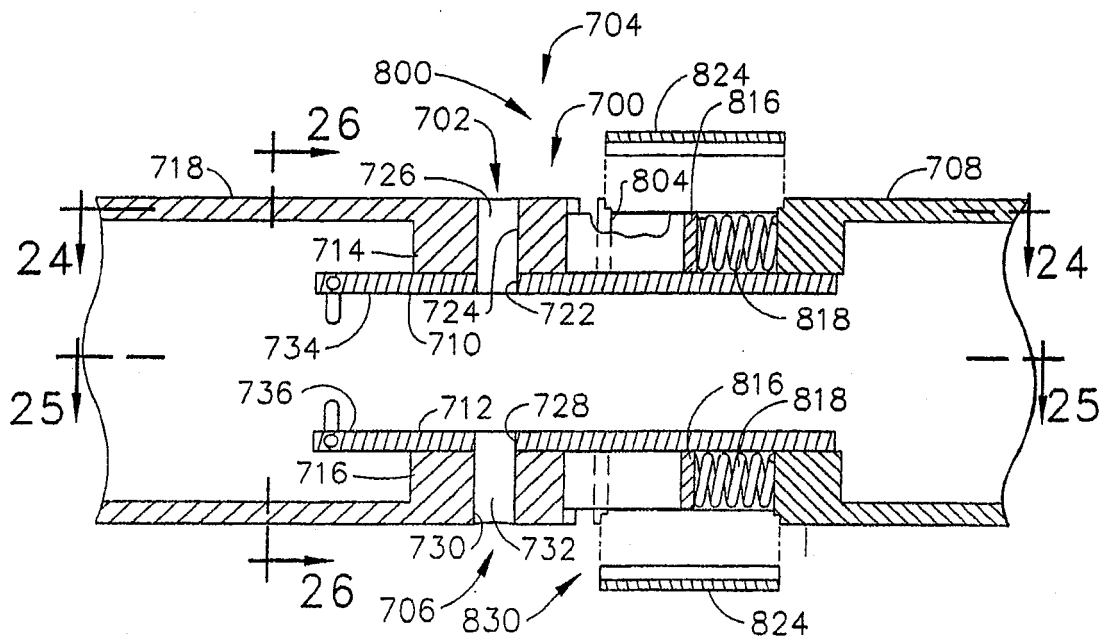


图 23

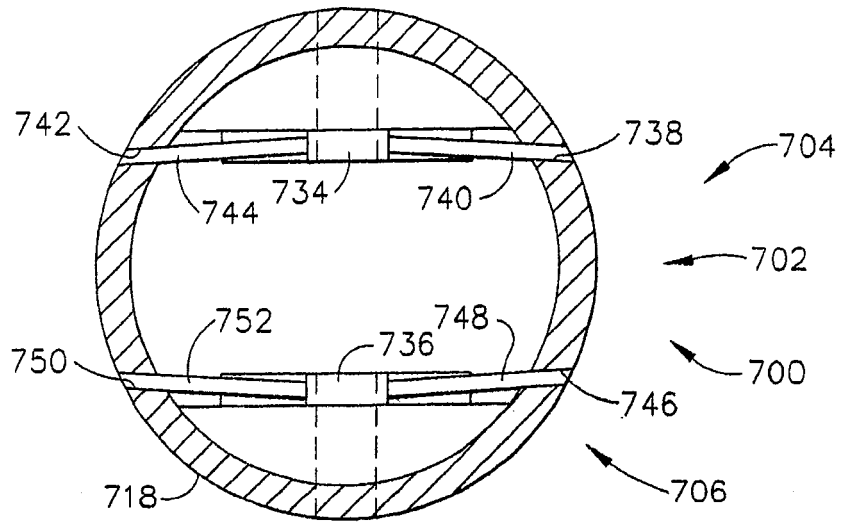


图 26

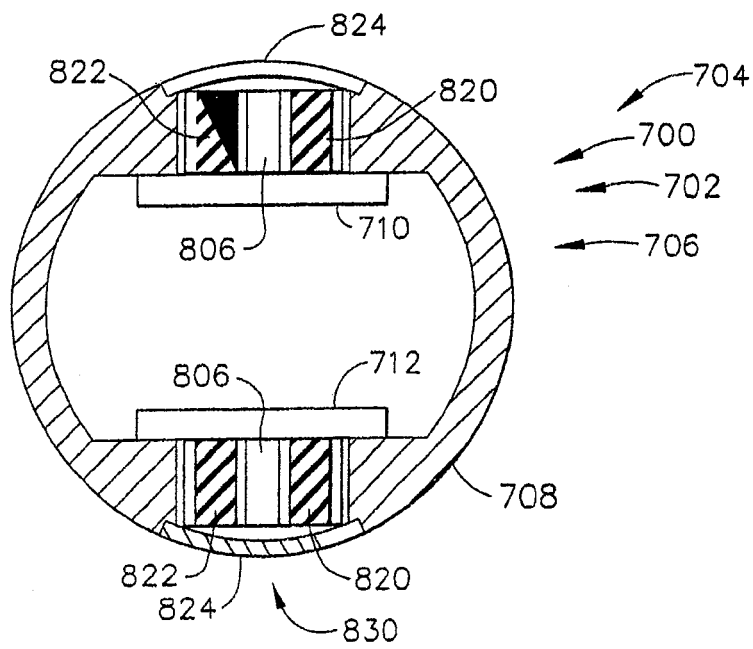


图 27

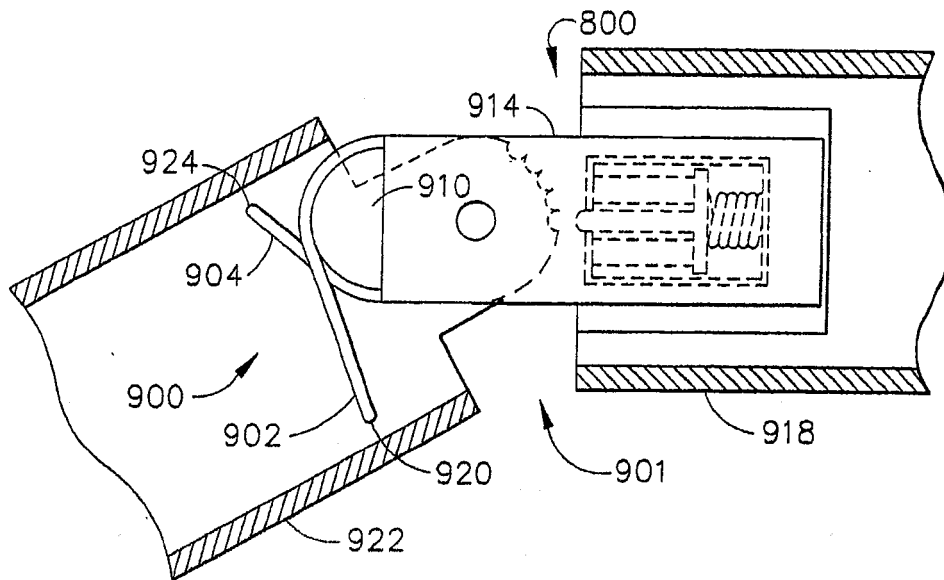


图 28

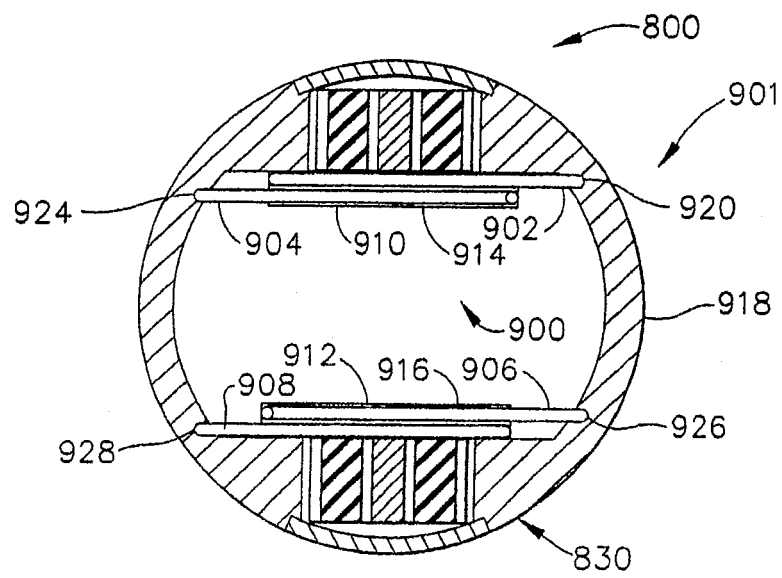


图 29

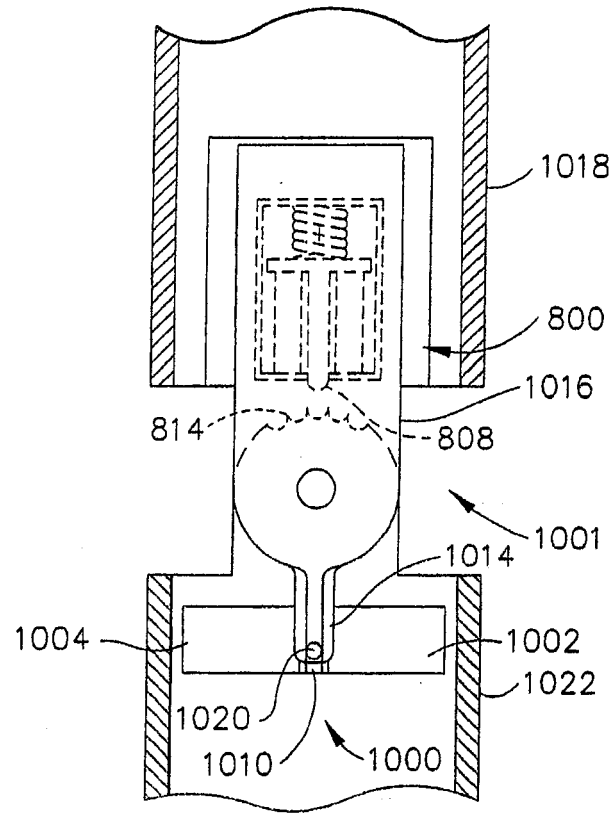


图 30

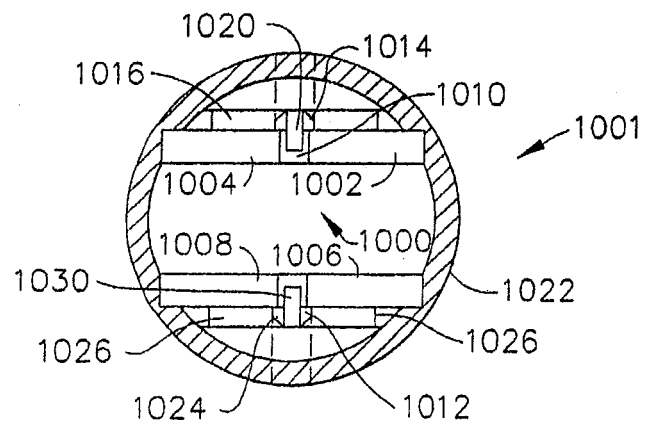


图 31

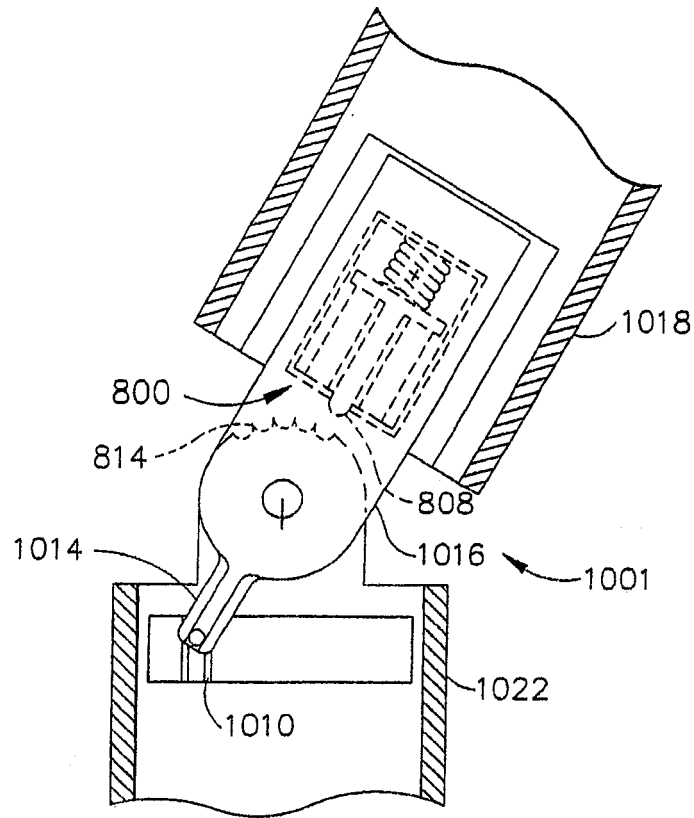


图 32

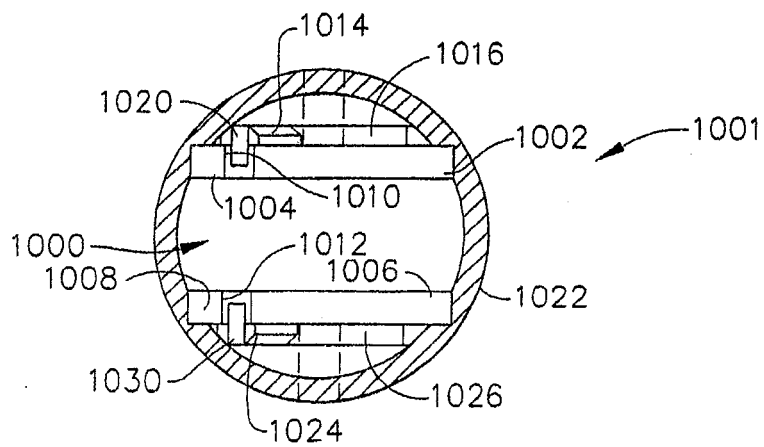


图 33

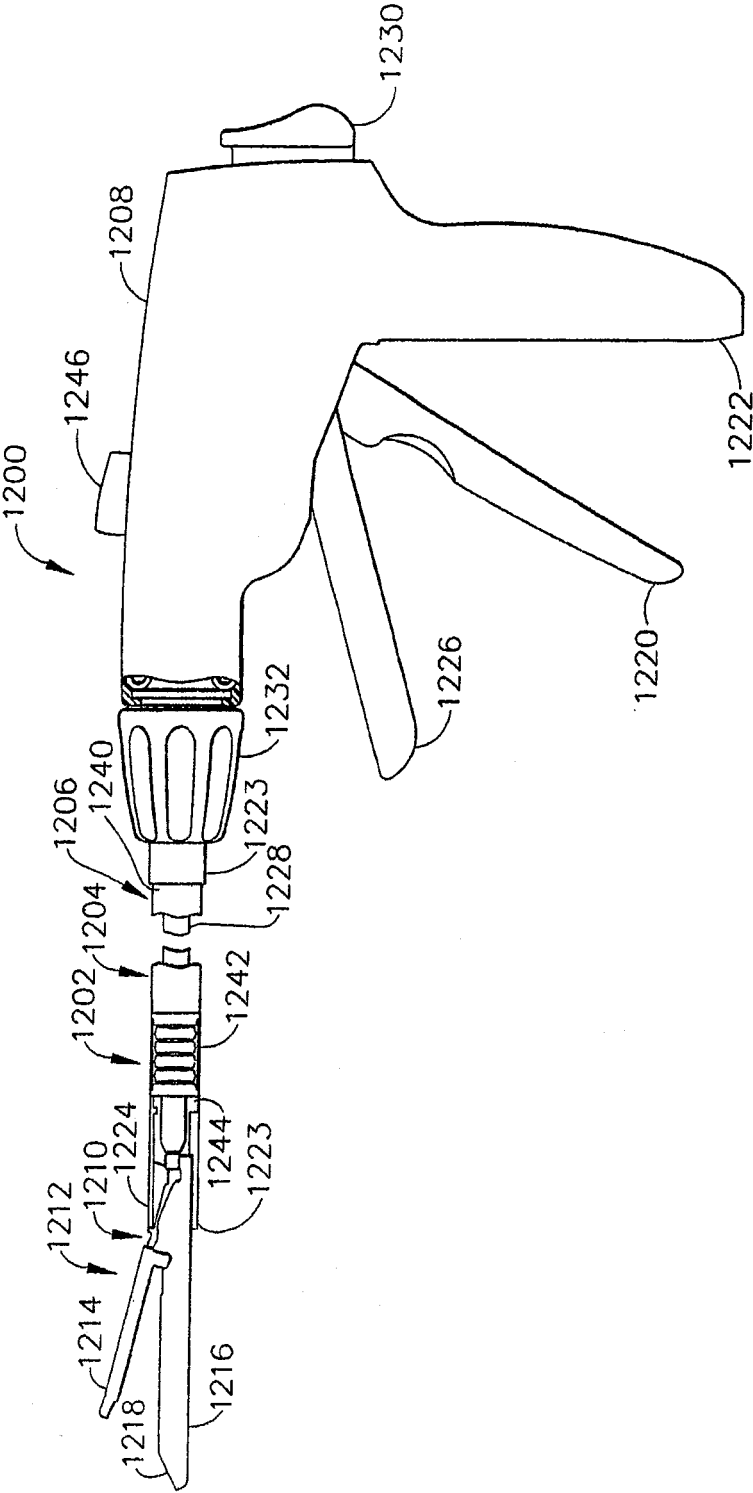


图 34

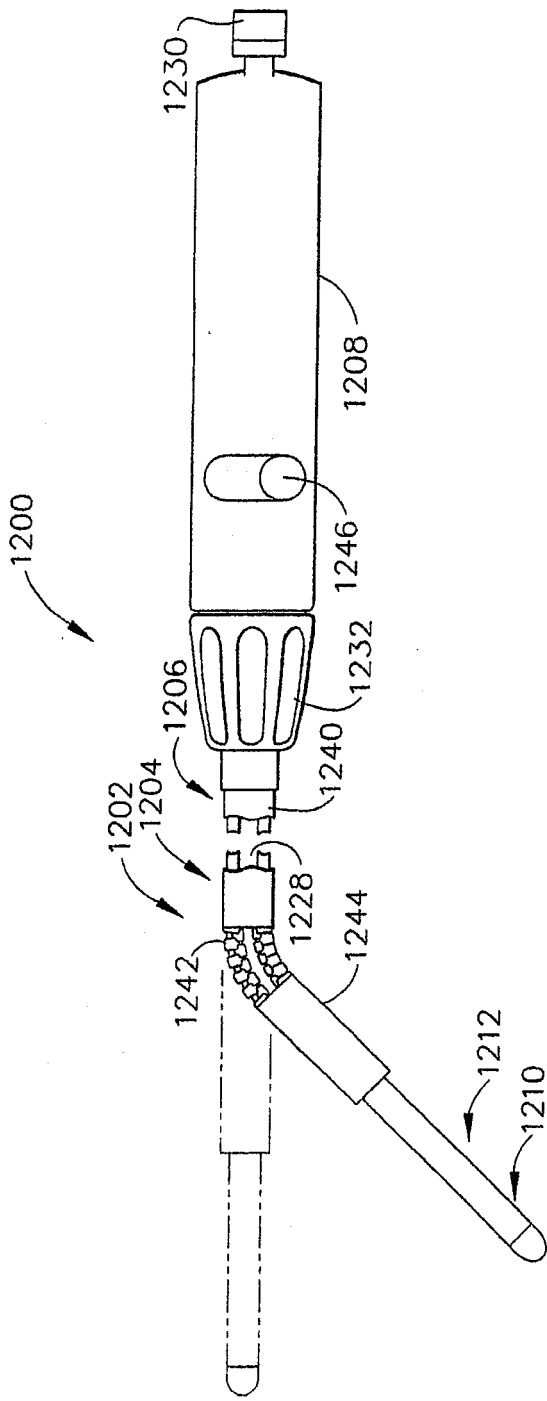


图 35

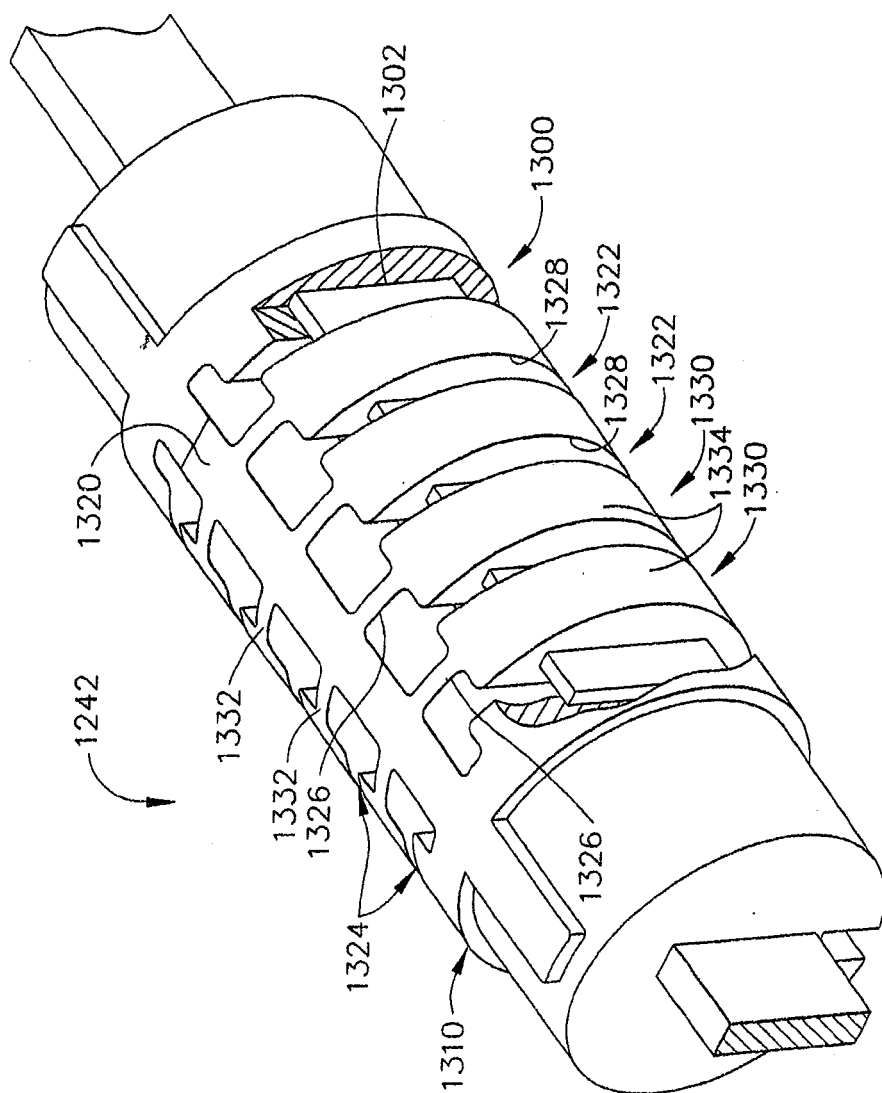


图 36

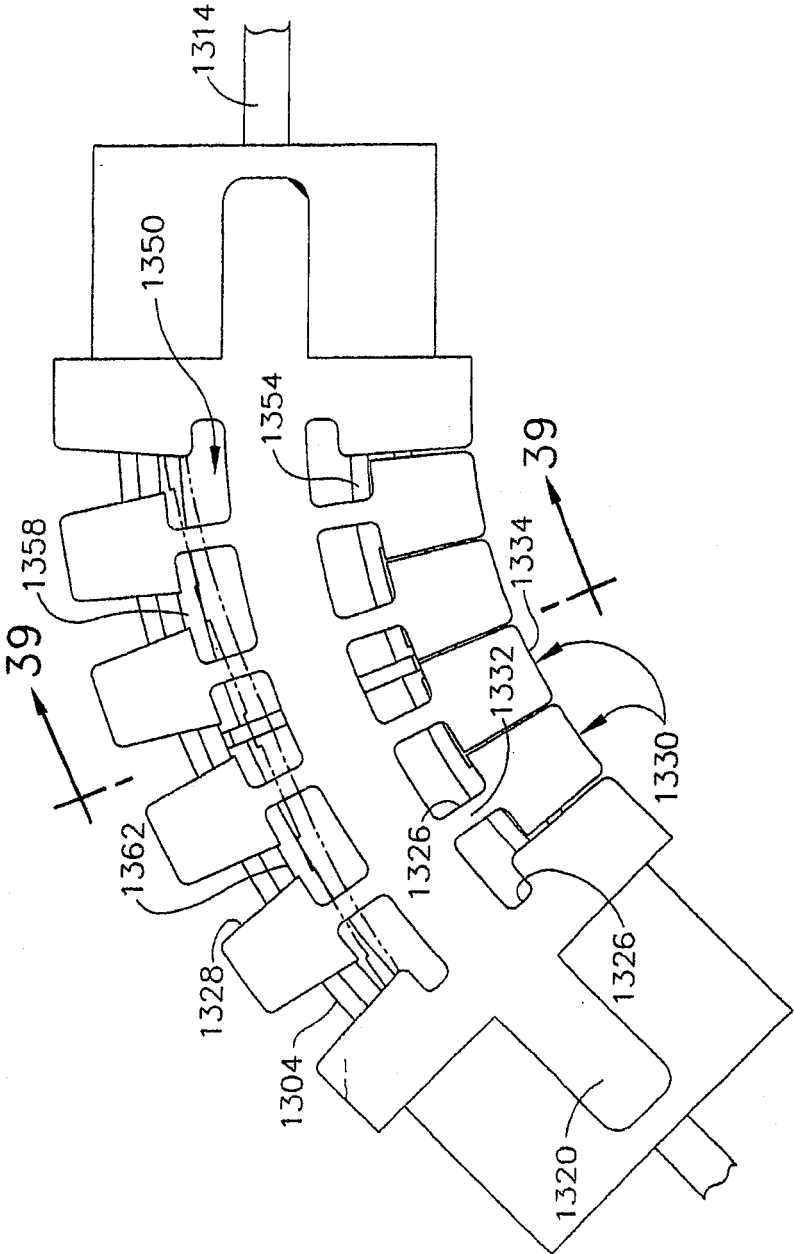


图 37

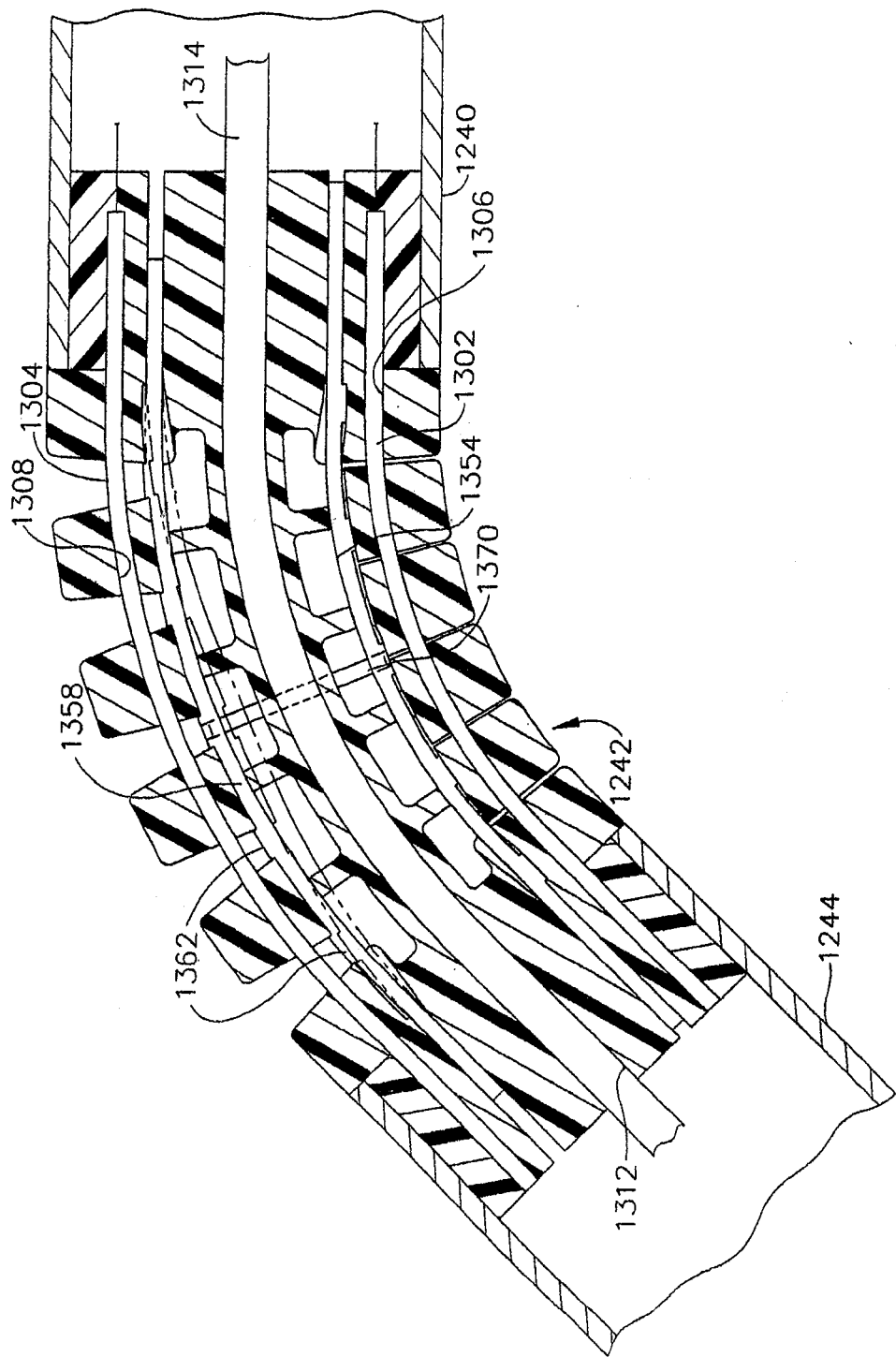


图 38

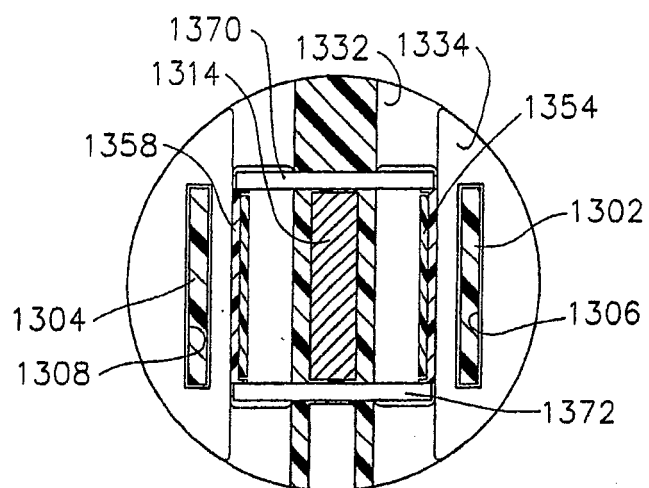


图 39

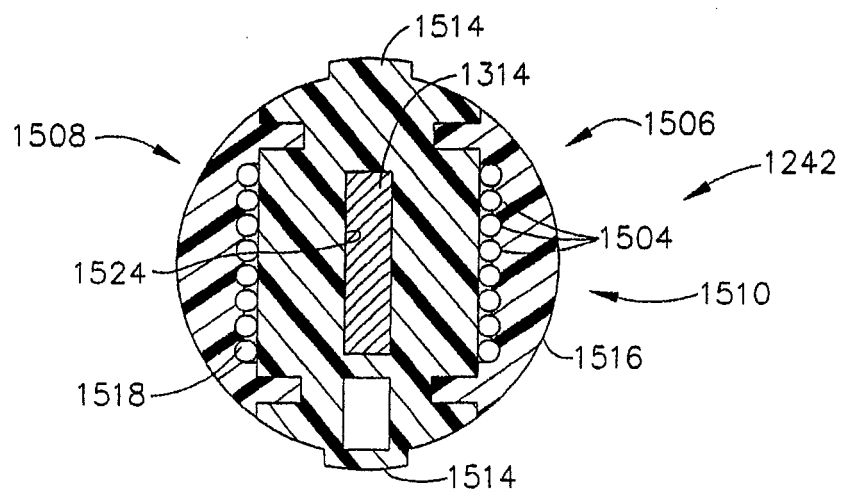


图 42

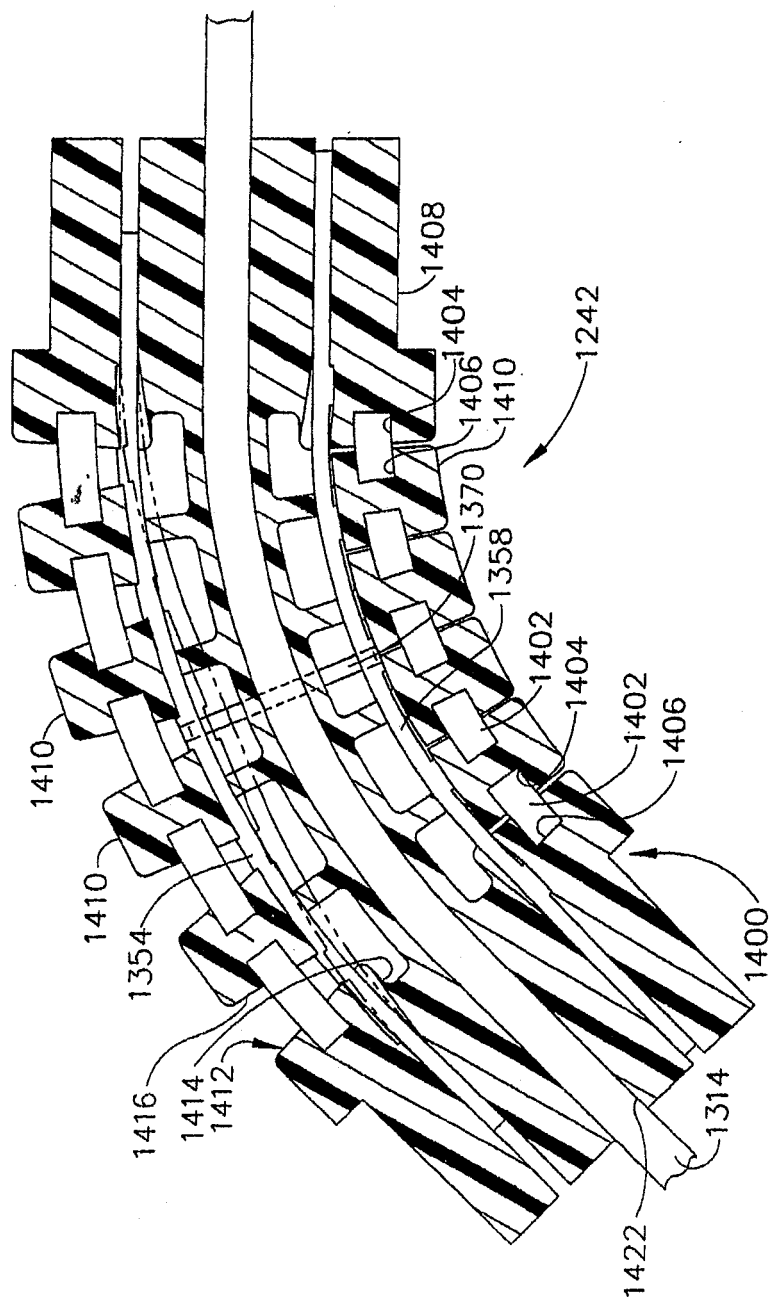


图 40

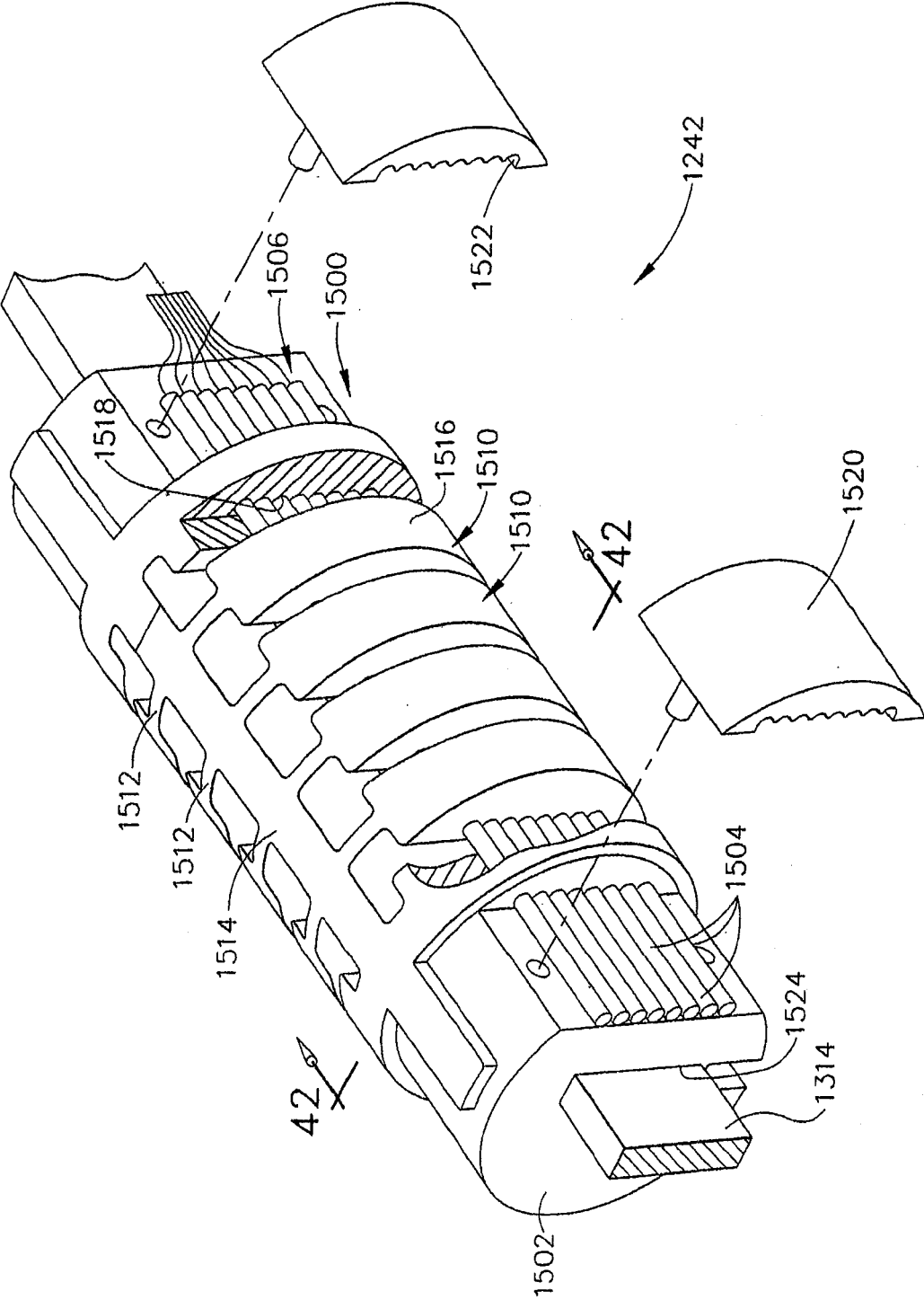


图 41

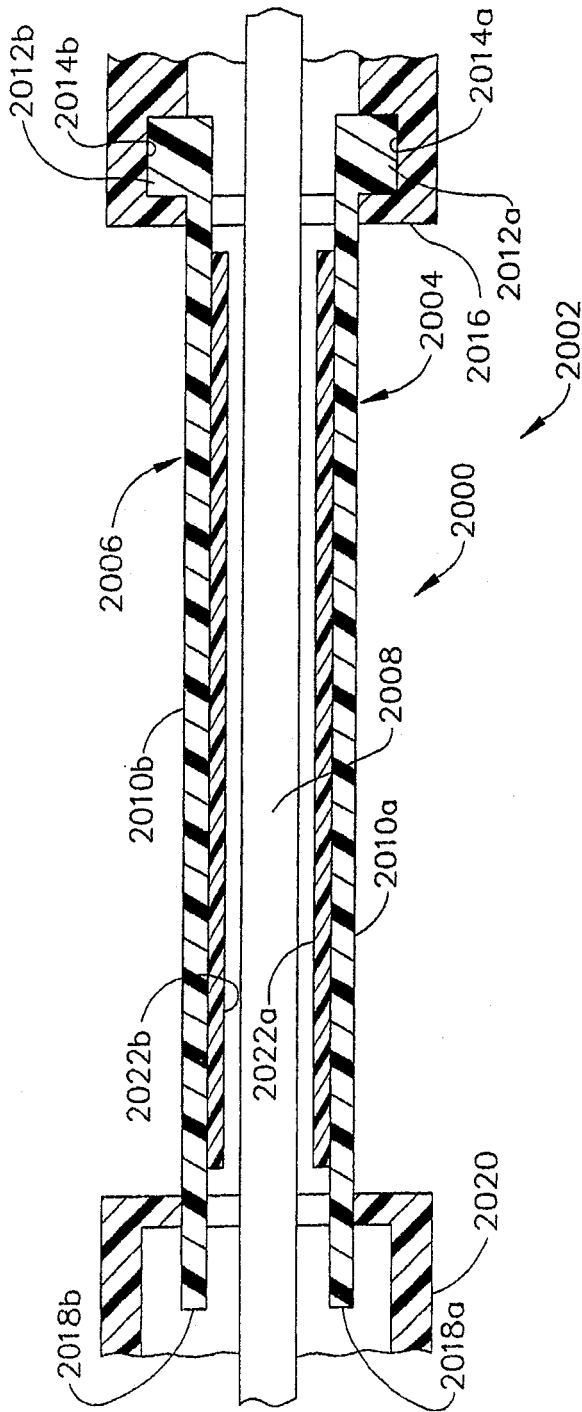


图 43

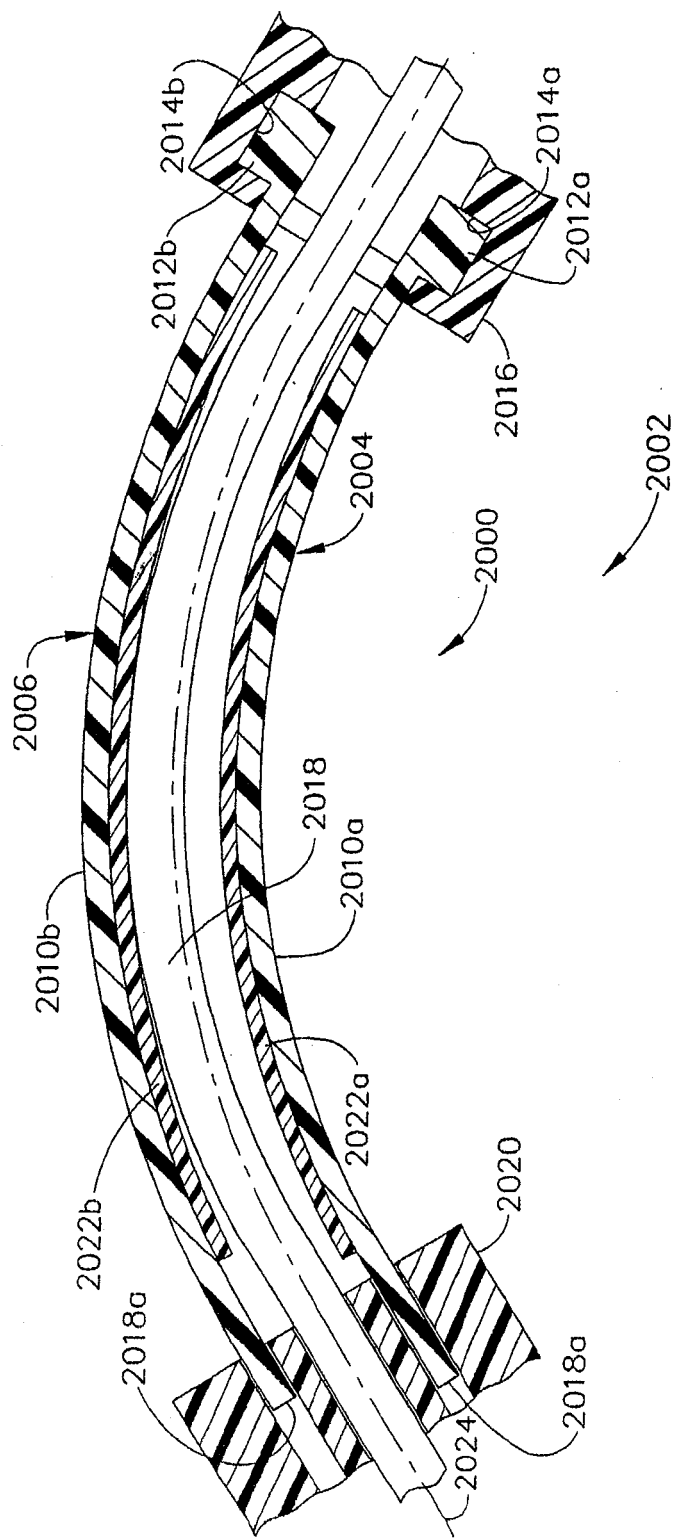


图 44

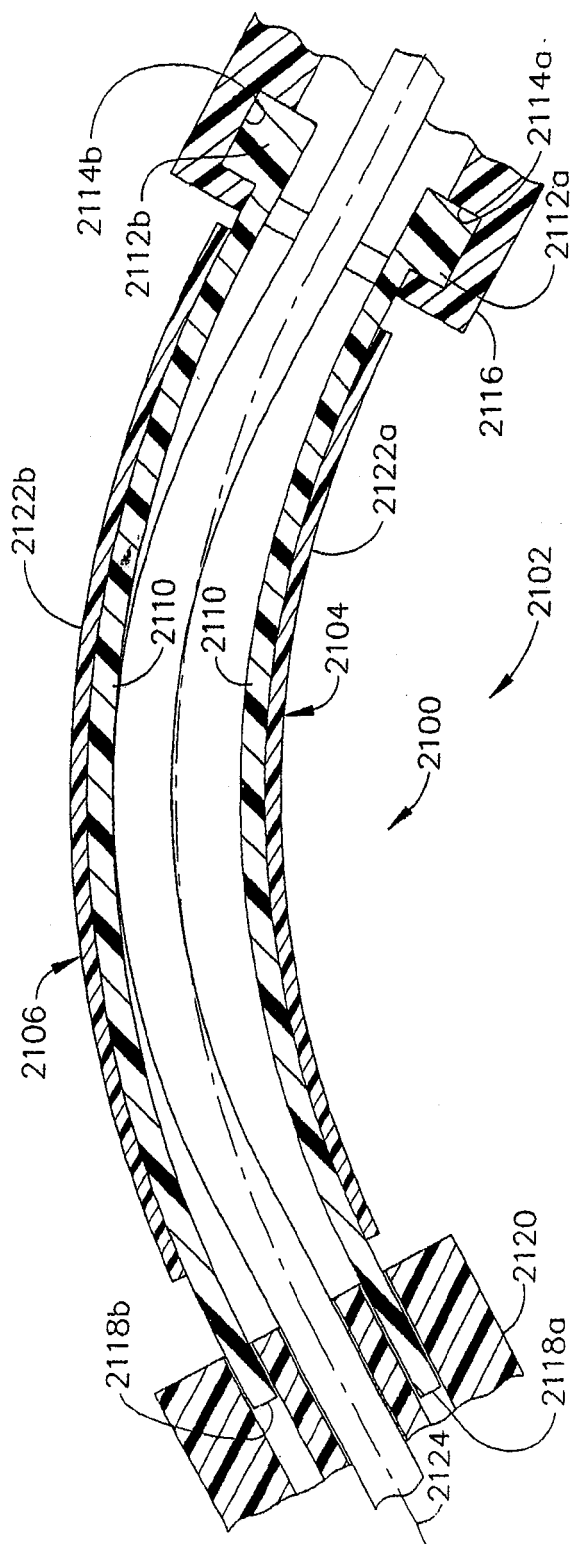


图 45

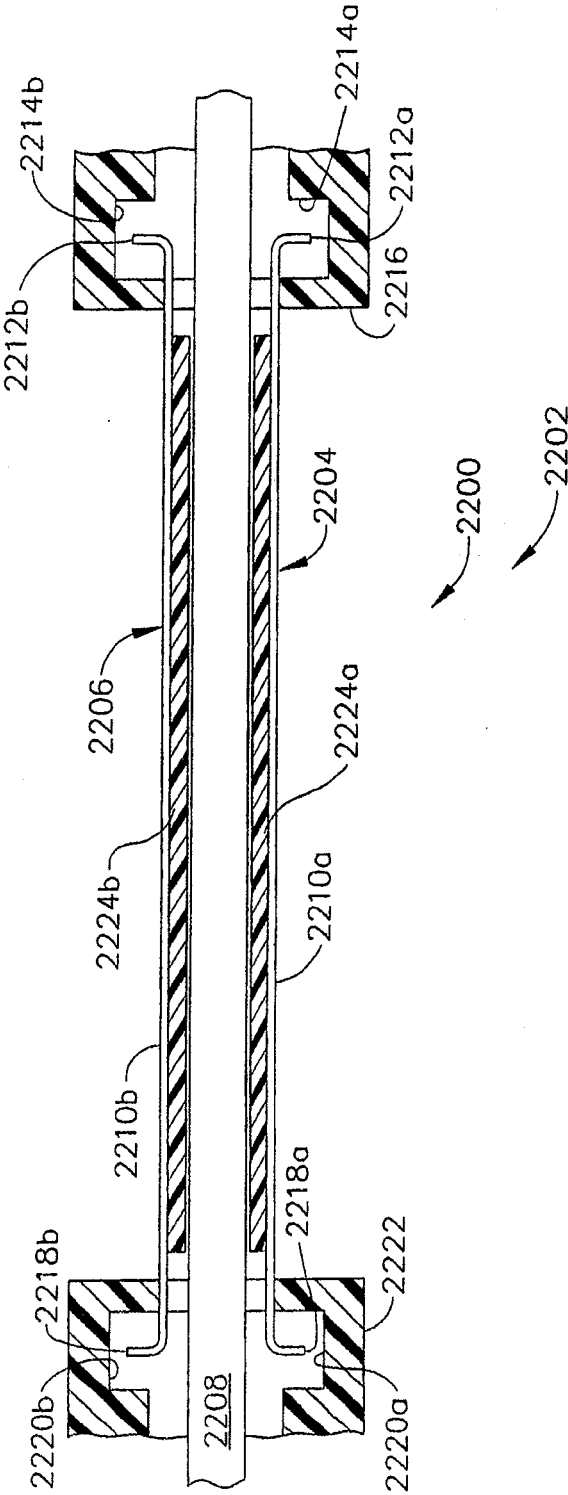


图 46

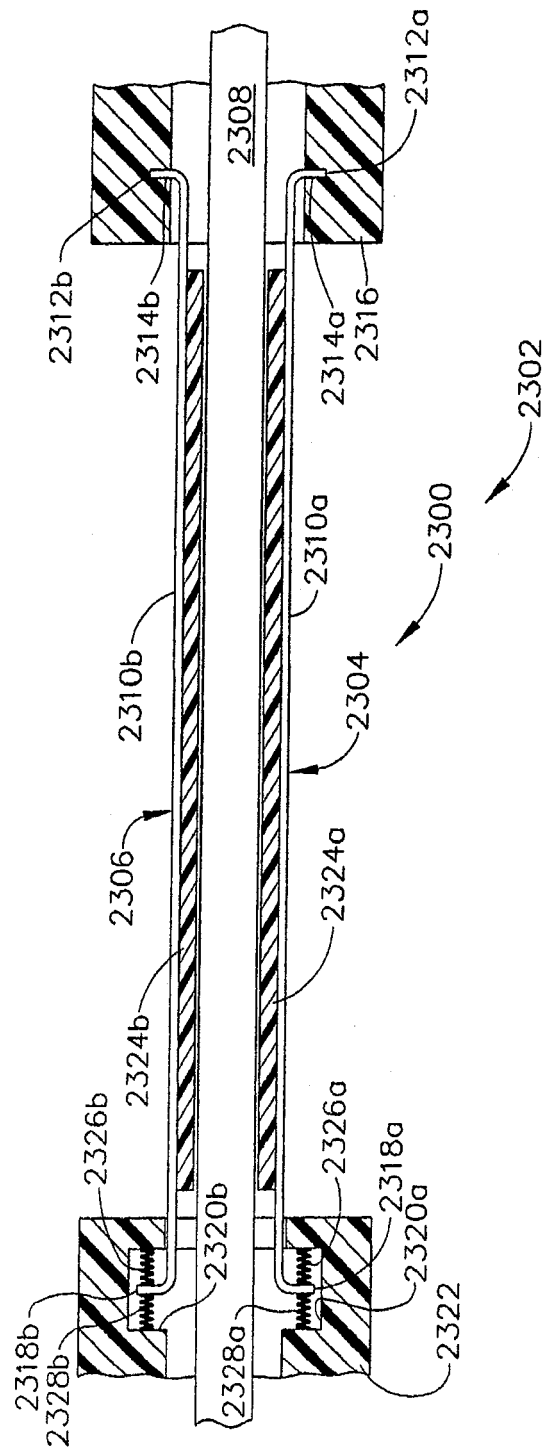


图 47

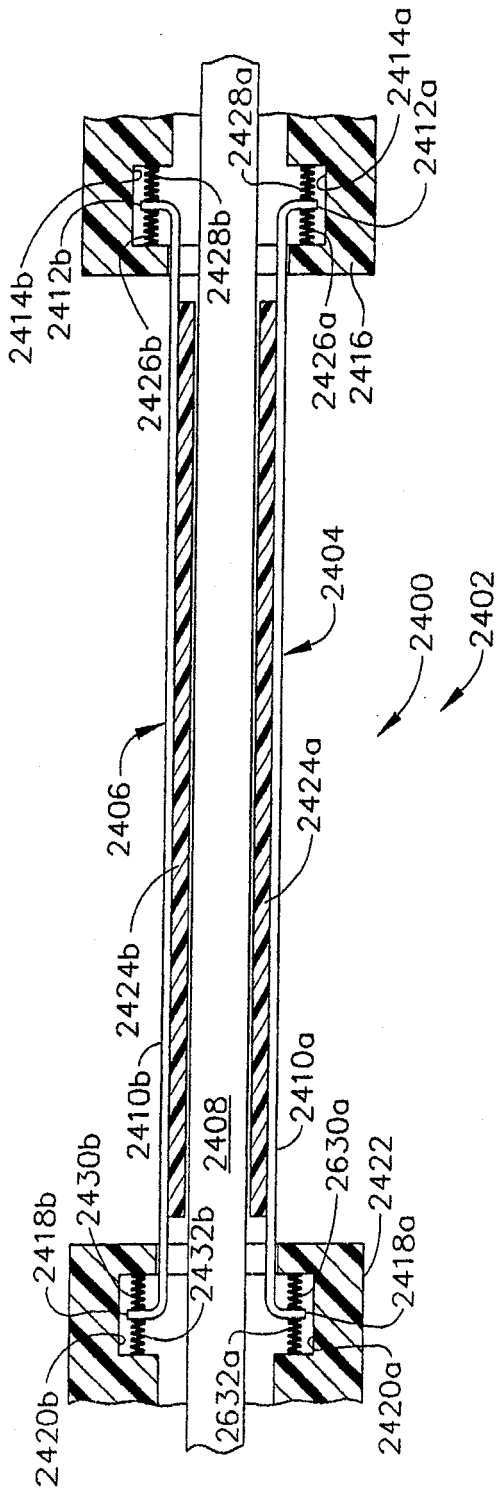


图 48

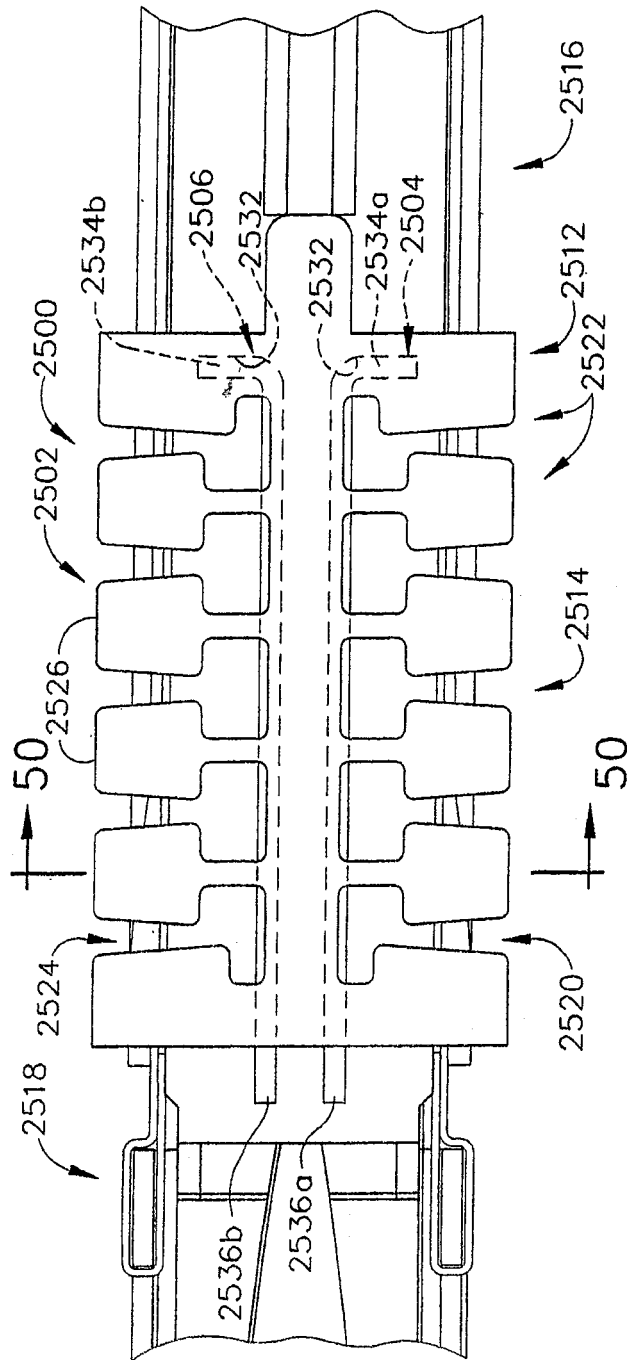


图 49

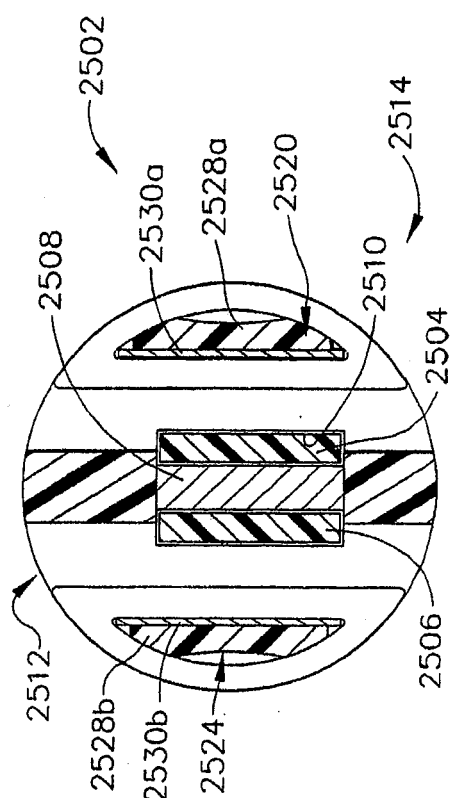


图 50

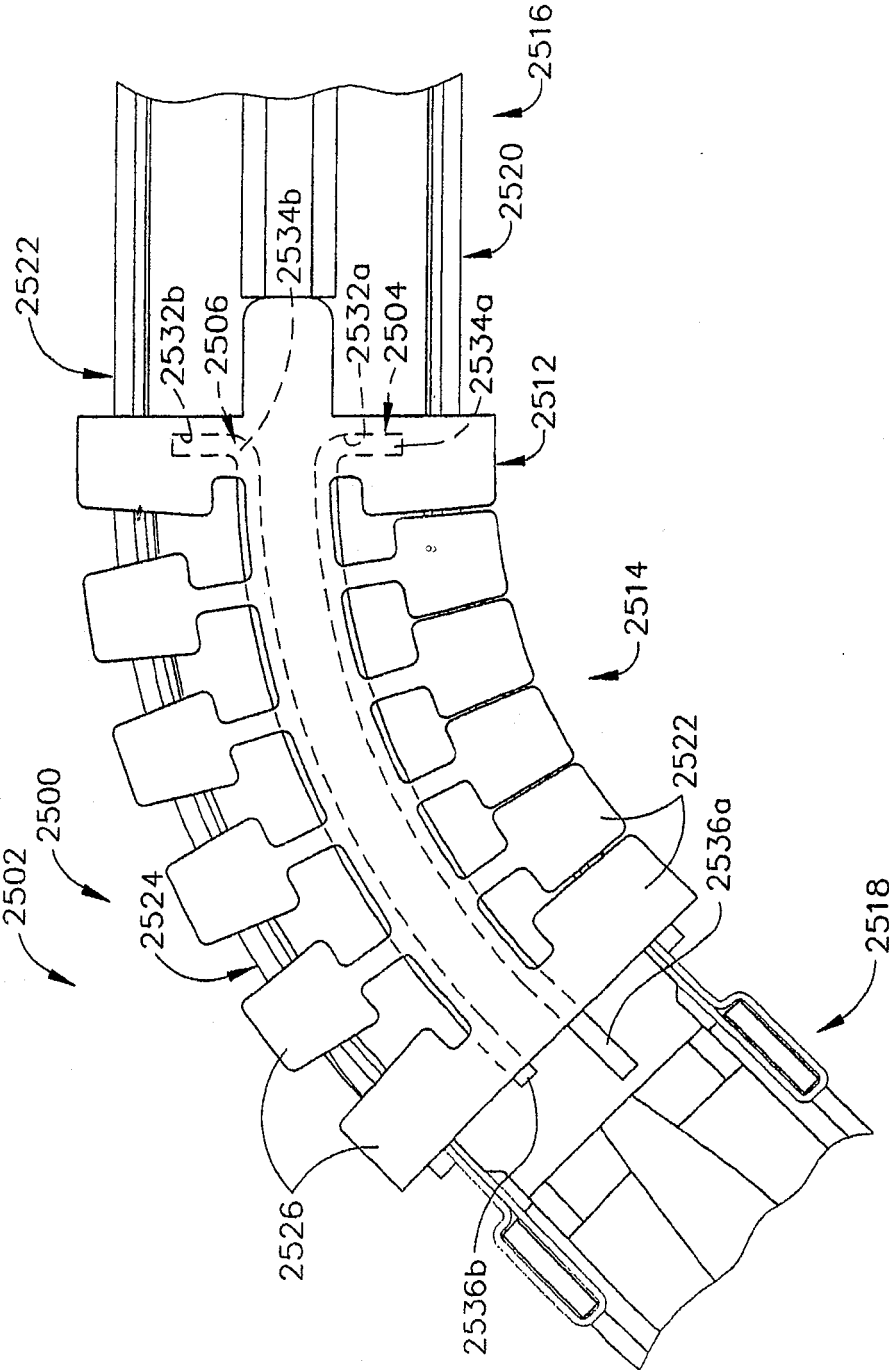


图 51

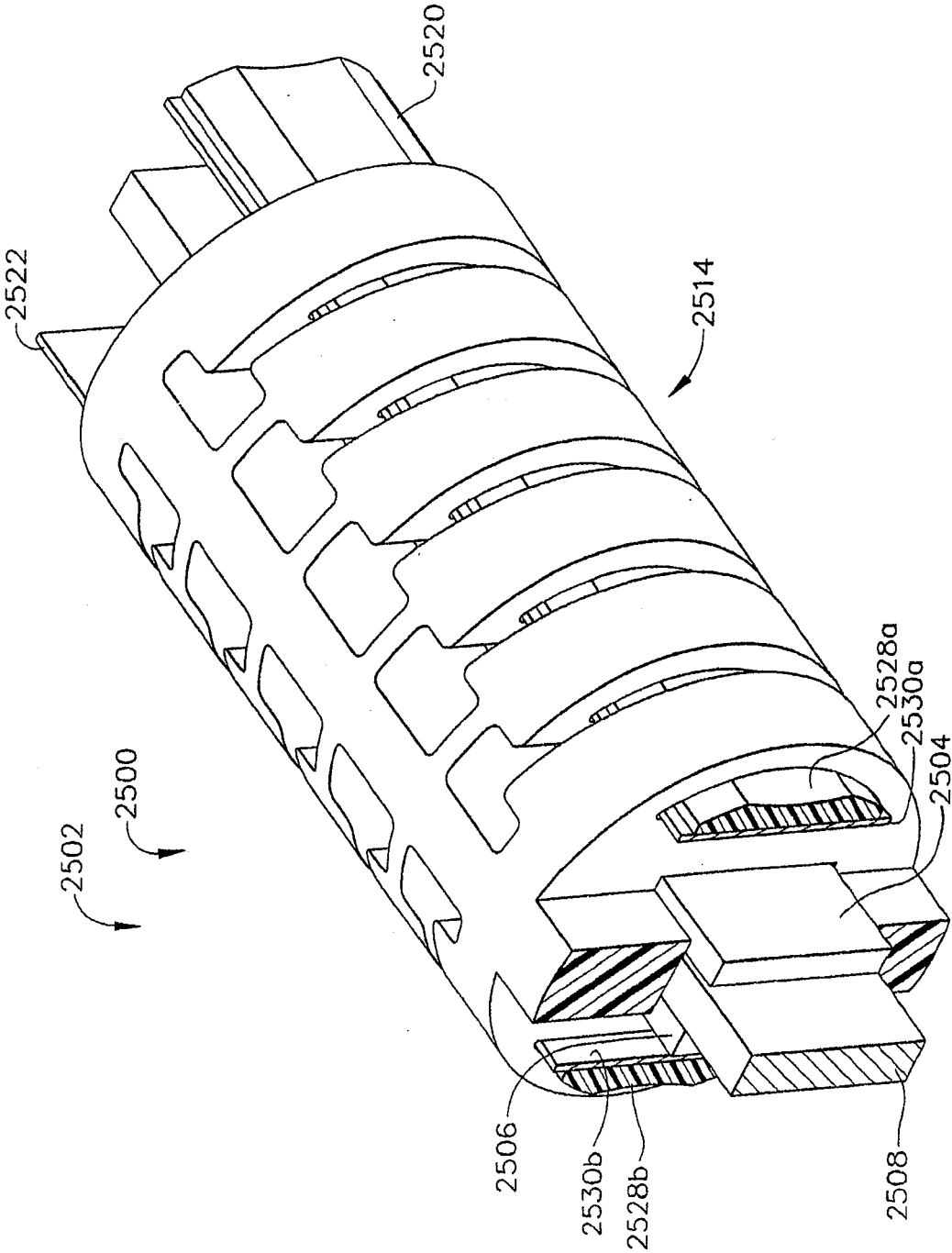


图 52

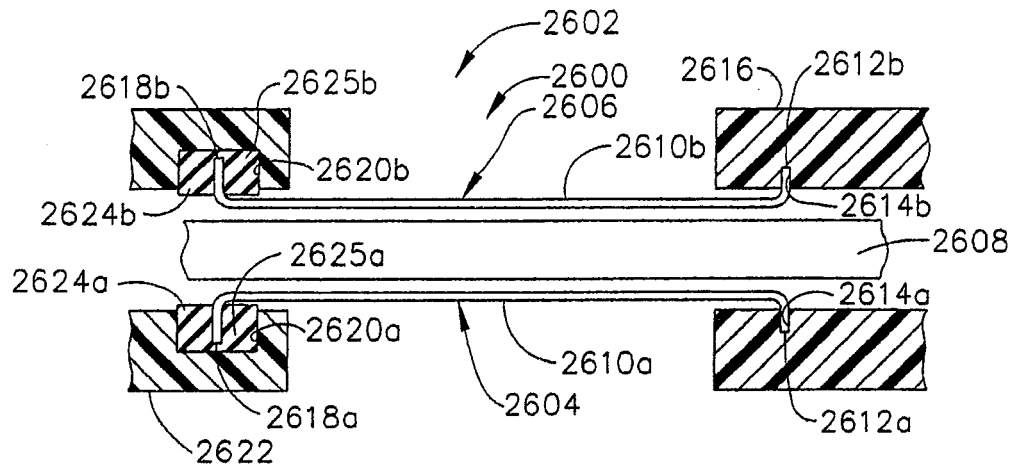


图 53

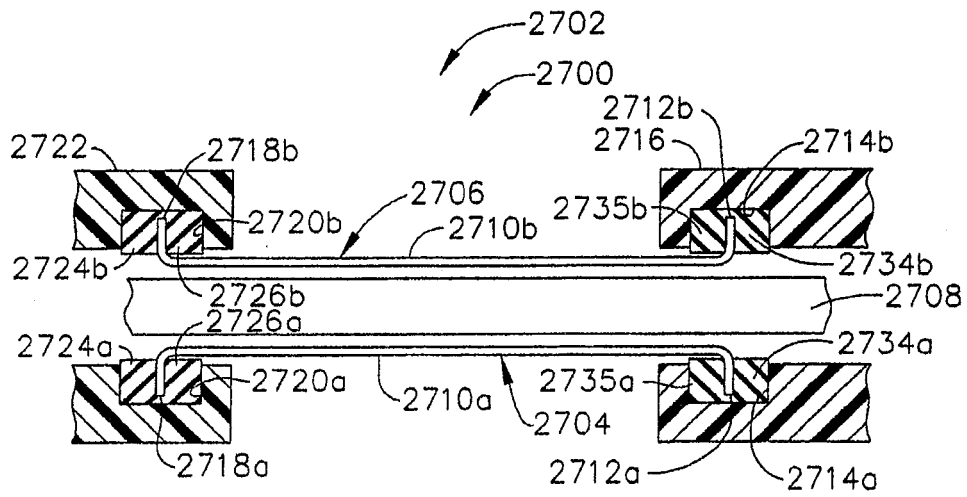


图 54

专利名称(译)	包含通过关节接头的电活化聚合物致动发射杆轨道的外科缝合器械		
公开(公告)号	CN100579470C	公开(公告)日	2010-01-13
申请号	CN200510087341.8	申请日	2005-07-28
[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	肯尼思S威尔士		
发明人	肯尼思·S·威尔士		
IPC分类号	A61B17/04 A61B17/00		
CPC分类号	A61B2017/00398 A61B17/07207 A61B2017/00867 A61B2017/00367 A61B2017/00871		
优先权	60/591694 2004-07-28 US 11/083740 2005-03-18 US		
其他公开文献	CN1726875A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种特别适合于内窥镜使用的外科缝合器械，使由发射杆致动的端部执行器(例如，缝合和切割)进行关节运动。细长轴中的关节机构采用沿横向支撑发射杆的电活化聚合物(EAP)致动器，从而充分限制发射杆以避免爆裂，而且在并没有过度摩擦和束缚的条件下导向。从而，实现有效且一致地发射，而不会在使端部执行器进行关节运动时过度增加所需的发射力。

