

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 17/00 (2006.01)

A61B 17/32 (2006.01)

A61B 17/068 (2006.01)



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200510089520.5

[43] 公开日 2006 年 2 月 1 日

[11] 公开号 CN 1726874A

[22] 申请日 2005.7.28

[21] 申请号 200510089520.5

[30] 优先权

[32] 2004. 7.28 [33] US [31] 60/591,694

[32] 2005. 3.31 [33] US [31] 11/095,428

[71] 申请人 伊西康内外科公司

地址 美国俄亥俄州

[72] 发明人 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

代理人 易咏梅

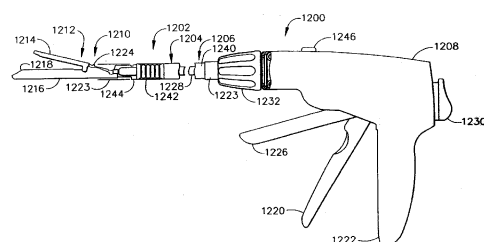
权利要求书 2 页 说明书 20 页 附图 22 页

[54] 发明名称

采用电致动的关节机构的外科器械

[57] 摘要

一种尤其适用于内窥镜使用的外科器械通过在伸长轴中包括铰接结构铰接端部执行器，该细长轴包括电力致动的聚合物(EAP)致动器，以遥控地使该端部执行器进行关节运动。特别地，细长颈部的框架的柔性颈部可以由 EAP 致动器横向推向左侧或者右侧并有利地锁定到铰接状态。



1. 一种外科器械，包括：

端部执行器；

5 细长轴；

关节接头，其包括：上部条带和下部条带，每个由柔性的且沿纵向不可压缩的材料制成；多个左侧垂直肋和多个右侧垂直肋，每个肋都连接在所述上部条带和下部条带之间的各横向侧上；

至少一个右侧电活化致动器连接到多个右侧垂直肋，并且至少一个右侧电活化致动器连接到多个左侧垂直肋，每个活化致动器都响应于电信号而致动；以及

手柄部分，其与该细长轴的近端连接并包括具有可操作的构造以产生电信号的控制电路。

2. 如权利要求 1 所述的外科器械，其特征在于，所述多个左侧肋包括容纳该左侧电活化聚合物致动器的左侧纵向致动器凹槽，所述多个右侧肋包括容纳右侧电活化聚合物致动器的右侧纵向致动器凹槽。

3. 如权利要求 2 所述的外科器械，其特征在于，该左侧和右侧电活化聚合物致动器每个都包括具有可操作的构造以在通电时至少沿一个横向弯曲的板状致动器。

4. 如权利要求 2 所述的外科器械，其特征在于，所述左侧和右侧电活化聚合物致动器每个都包括至少一个具有可操作的构造以在激活时沿纵向收缩的电活化聚合物纤维致动器，该左侧和右侧电活化聚合物纤维致动器的各远端和近端被连接在该关节接头的各远端和近端上。

5. 如权利要求 1 所述的外科器械，进一步包括：多个左侧电活化聚合物叠层致动器，每个都位于在多个左侧垂直肋的相邻肋之间；并包括多个右侧电活化聚合物叠层致动器，每个都位于在多个右侧垂直肋的相邻肋之间。

6. 如权利要求 5 所述的外科器械，其特征在于，所述多个左侧和右侧电活化聚合物叠层致动器具有可操作的构造以在激活时沿纵向扩张，以将所述相邻的肋推压并在减活时弹性地收缩。

5 7. 如权利要求 5 所述的外科器械，其特征在于，所述多个左侧和右侧电活化聚合物叠层致动器具有可操作的构造以在激活时沿纵向收缩，以将所述相邻的肋推到一起并在减活时弹性地扩张。

8. 如权利要求 1 所述的外科器械，其特征在于，多个左侧和右侧垂直肋中的每个都包括锁定凹槽，该关节接头进一步包括每个分别位于在相应的左侧和右侧锁定凹槽中的左侧锁定条带和右侧锁定条带，每个锁定段都包括具有可操作的构造以改变该锁定条带的纵向长度的电活化聚合物锁定致动器，并包括多个沿纵向对齐的锁定凸起，
10 以在相邻的肋和锁定段都处于纵向扩张状态时插入到相邻肋之间，由此在扩张的间隔中保持肋。

9. 如权利要求 1 所述的外科器械，其特征在于，该端部执行器
15 包括下部钳口和枢转连接的上部钳口。

10. 如权利要求 9 所述的外科器械，其特征在于，该端部执行器进一步包括：由发射杆致动的缝合和切割组件；手柄部分，其在近侧处连接在发射杆并具有可操作的构造以给予发射杆纵向发射运动；细长轴和关节接头进一步包括通过该关节接头支撑该发射杆的发射杆
20 引导件。

采用电致动的关节机构的外科器械

5 相关申请的交叉参考

本申请要求 Shelton IV 于 2004 年 7 月 28 日递交的系列号为 Ser.No.60/591,694、名称为“采用电致动的关节机构的外科器械”的美国临时申请的优先权。

10 技术领域

本发明大体上涉及适合于以可内窥的方式将端部执行器（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/基因治疗输送装置以及使用超声波、RF、激光等的能量装置等）插入到手术位置的外科器械，更具体地说，涉及具有关节连接轴的这种外科器械。

15 背景技术

内窥镜外科器械通常相对于传统的开放式外科装置来说是优选的，因为较小的切口易于减少术后的恢复时间和并发症。因此，在适于通过套管针的套管在所需的手术部位上精确地放置远端端部执行器的内窥镜外科器械领域内已取得了显著的发展。该远端端部执行器以多种方式与组织接合，以实现诊断或者治疗效果（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/基因治疗输送装置以及使用超声波、RF、激光等的能量装置等）。

25 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在端部执行器和临床医生操作的手柄部分之间的长轴。该长轴能够插入到需要的深度并能围绕该轴的纵向轴线转动，从而将该端部执行器定位到一定程度。在合理布置套管针和使用抓钳的情况下，例如，通过另一个套管针，通常该定位量是充分的。外科缝合和切割器

械，如美国专利 No.5,465,895 中描述的，是通过插入和旋转成功地定位端部执行器的内窥镜外科器械的一个例子。

更近地，在 Shelton 等人于 2003 年 5 月 20 日递交系列号为 10/443,617、名称为“采用 E-梁发射机构的外科缝合器械”的美国专利中描述了一种改进的用于切割组织和致动缝钉的“E 形梁”发射杆，该其在此全部引入作为参考。一些附加优点包括即使为了最佳缝合形成被夹住的组织略微过多或者过少，也能肯定地隔开该端部执行器的钳口，或者更具体地说，是缝钉施加组件。另外，该 E 形梁发射杆以能采用一些有利的闭锁方式与端部执行器和缝钉匣接合。

根据手术的性质，可能需要进一步调整内窥镜外科器械的端部执行器的定位。特别是，经常需要在横切该器械的轴的纵向轴线的轴线上对端部执行器定向。端部执行器相对于器械轴的横向运动通常被称作“关节运动”。这通常通过在伸长轴中接近缝钉施加组件处放置枢轴（或者关节）接头来实现。这使得外科医生能向任一侧远程地致动缝钉施加组件，以更好地放置缝合线并更容易的操纵和定向组织。这种关节连接定位使临床医生在某些情况下能更容易接合组织，例如在器官的后面。另外，关节连接定位有利地允许内窥镜定位在端部执行器后方，而不会被器械轴挡住。

通过使控制闭合端部执行器以夹住组织及向内窥镜器械的小直径约束内发射端部执行器（例如，缝合和切割）与关节连接的控制结合，而使得外科缝合和切割器械的关节连接方法趋向复杂。通常，三个控制动作都通过该轴转换纵向平移。例如，美国专利 No.5,673,840 公开一种风琴状关节机构（“柔性颈部”），该机构通过选择性地将两个连接杆中的一个由执行轴向回拉而进行关节运动，每个轴都分别在杆中心线的相对侧上偏移。该连接杆通过一系列离散的位置渐进运动。

关节机构的纵向控制的另一个实施例是美国专利 No.5,865,361，其包括从凸轮枢轴偏置的关节连接连件，从而推动或者拉动关节连接连杆的纵向平移实现向各侧的关节运动。同样地，美国专利

No.5,797,537 披露了一种通过该轴的类似杆以实现关节运动。

在 Frederick E、Shelton IV 等人的未审结和共同所有的系列号为 10/615,973 的美国专利申请“采用具有绕纵向轴线旋转的关节机构的外科器械”中，使用了旋转运动作为可选择的方式将关节运动转换为纵向运动，该申请的全部公开内容在此被引入作为参考。

虽然这些机械连接的关节运动成功地使内窥镜外科缝合和切割器械进行关节运动，发展趋势为进入市场提出大量的挑战和阻碍。相冲突的设计目标包括轴的直径尽可能的小以减小手术开口的尺寸，还要有足够的强度以进行多种运动（例如，闭合，发射，关节运动，旋转，等）。

另外，即使希望进一步减小横截面的大小，另一个相冲突的需要是在端部执行器包括附加功能。例如，一种这类附加功能是在缝合位置展开支撑物。支撑物是一对薄泡沫塑料或者织物带，其被放置在砧板上和缝钉匣上，并被缝合在横切的组织的各侧上。这样增加了极薄或极厚的组织的缝合线的结构完整性。将要额外地进行加强以用于防止在端部执行器被不正确闭合，空缝缝钉匣，缺少盒以及通过发送能量或者流体到端部执行器来执行治疗或者诊断的处理等的情况下发射。为了方便这种附加功能而在器械的轴中产生足够的空间形成刺激以改进端部执行器如何被链接。

因此，存在对于包括要求通过该器械的轴的机械机构较少的铰接机构的铰接外科器械的明显需求。

发明内容

本发明通过提供在手柄和端部执行器之间具有的铰接轴的外科器械来克服上面提到的缺陷以及现有技术中的其它缺陷。布置在轴的关节接头中的电活化聚合物（EAP）致动器响应于通过该轴的电信号以实现关节运动。从而可实现有利的小直径的轴，还具有遥控致动的功能。

在本发明的一个方面中，外科器械包括连接到端部执行器和伸长

轴远端之间的关节接头。电致动器被放置成响应于在近侧连接到细长轴的手柄中远程产生的电信号来致动关节接头。

在本发明的另一个方面中，外科器械具有细长轴，该细长轴具有框架组件和包围的并被纵向滑动地接收的闭合套管组件。缝钉施加组
5 件包括细长槽、接合在细长槽中的缝钉匣、枢转地连接在细长槽并为缝钉匣提供缝钉形成表面的砧板。关节接头形成在框架组件中。特别地，远侧框架部分被连接在细长槽上，而近侧框架部分被枢转地连接在远侧框架部分上。连接在细长轴的近侧端部的手柄选择性地
10 将电信号传递到细长轴，以便与关节接头相连的响应于此的电活化聚合物致动器执行缝钉施加组件的关节运动。由此提供了一种可以从所需的角
度靠近组织的外科缝合和切割器械。

(1) 根据本发明的一种外科器械，包括：端部执行器；细长轴；关节接头，其包括：上部条带和下部条带，每个由柔性的且沿纵向不可压缩的材料制成；多个左侧垂直肋和多个右侧垂直肋，每个肋都连接在所
15 述上部条带和下部条带之间的各横向侧上；至少一个右侧电活化致动器连接到多个右侧垂直肋，并且至少一个右侧电活化致动器连接到多个左侧垂直肋，每个活化致动器都响应于电信号而致动；手柄部分，其与该细长轴的近端连接并包括具有可操作的构造以产生电信号的控制电路。

20 (2) 根据项目(1)所述的外科器械，其中，所述多个左侧肋包括容纳该左侧电活化聚合物致动器的左侧纵向致动器凹槽，所述多个右侧肋包括容纳右侧电活化聚合物致动器的右侧纵向致动器凹槽。

(3) 根据项目(2)所述的外科器械，其中，该左侧和右侧电活化聚合物致动器每个都包括具有可操作的构造以在通电时至少沿一个
25 横向弯曲的板状致动器。

(4) 根据项目(2)所述的外科器械，其中，所述左侧和右侧电活化聚合物致动器每个都包括至少一个具有可操作的构造以在激活时沿纵向收缩的电活化聚合物纤维致动器，该左侧和右侧电活化聚合物纤维致动器的各远端和近端被连接在该关节接头的各远端和近端

上。

5 (5) 根据项目 (1) 所述的外科器械, 进一步包括: 多个左侧电活化聚合物叠层致动器, 每个都位于在多个左侧垂直肋的相邻肋之间; 并包括多个右侧电活化聚合物叠层致动器, 每个都位于在多个右侧垂直肋的相邻肋之间。

(6) 根据项目 (5) 所述的外科器械, 其中, 所述多个左侧和右侧电活化聚合物叠层致动器具有可操作的构造以在激活时沿纵向扩张, 以将所述相邻的肋推压并在减活时弹性地收缩。

10 (7) 根据项目 (5) 所述的外科器械, 其中, 所述多个左侧和右侧电活化聚合物叠层致动器具有可操作的构造以在激活时沿纵向收缩, 以将所述相邻的肋推到一起并在减活时弹性地扩张。

15 (8) 根据项目 (1) 所述的外科器械, 其中, 多个左侧和右侧垂直肋中的每个都包括锁定凹槽, 该关节接头进一步包括每个分别位于在相应的左侧和右侧锁定凹槽中的左侧锁定条带和右侧锁定条带, 每个锁定段都包括具有可操作的构造以改变该锁定条带的纵向长度的电活化聚合物锁定致动器, 并包括多个沿纵向对齐的锁定凸起, 以在相邻的肋和锁定段都处于纵向扩张状态时插入到相邻肋之间, 由此在扩张的间隔中保持肋。

20 (9) 根据项目 (1) 所述的外科器械, 其中, 该端部执行器包括下部钳口和枢转连接的上部钳口。

25 (10) 根据项目 (9) 所述的外科器械, 其中, 该端部执行器进一步包括: 由发射杆致动的缝合和切割组件; 手柄部分, 其在近侧处连接在发射杆并具有可操作的构造以给予发射杆纵向发射运动; 细长轴和关节接头进一步包括通过该关节接头支撑该发射杆的发射杆引导件。

(11) 根据项目 (10) 所述的外科器械, 其中, 该下部钳口包括容纳缝钉匣的细长槽, 并且枢转连接的上部钳口包括提供缝钉形成表面的砧板。

(12) 根据项目 (11) 所述的外科器械, 其中, 该细长轴进一步包

括：框架组件，其包括连接在手柄部分与该关节接头之间的近侧框架部分和连接在关节接头与细长槽之间的远侧框架部分；闭合套管组件，其包围该框架组件和关节接头，并包括与该砧板接合的远侧闭合管部分、与手柄部分连接的近侧闭合管部分和在其间包围关节接头的横向
5 柔性闭合套管；该手柄部分具有可操作的构造以沿纵向平移闭合套管组件，从而实现砧板的闭合。

（13）根据项目（12）所述的外科器械，其中，柔性闭合套管包括由弹性材料形成的圆柱形套管，并包括左侧和右侧成排的垂直槽。

（14）根据本发明的一种外科器械，包括：包含框架组件的细长
10 轴；缝钉施加组件，包括细长槽、与细长槽接合的缝钉匣以及枢转地连接在细长槽上的为缝钉匣提供缝钉形成表面的砧板；形成在框架组件上的关节接头，框架组件包括连接在细长槽的远侧框架部分和枢转地连接在远侧框架部分上的近侧框架部分；连接在细长轴的近端的手柄部分，其具有可操作的构造以选择性地将电信号传递给细长轴；电
15 活化聚合致动器，其被连接在关节接头上并响应于该电信号以使缝钉施加组件进行关节运动。

（15）根据项目（14）所述的外科器械，其中，细长轴进一步包括：纵向滑动的闭合套管组件，其包围关节接头并在远侧处与上部钳口接合以实现上部钳口的枢转；手柄部分，其具有可操作的构造以平
20 移闭合套管组件从而实现上部钳口的开启和闭合。

（16）根据本发明的一种外科器械，包括：端部执行器；细长轴；连接在该端部执行器和该细长轴远端之间的关节接头；用于电力致动关节接头的部件。

（17）根据项目（16）所述的外科器械，其中，关节接头包括在
25 伸长轴的纵向轴线的弧形中支撑该端部执行器的部件。

（18）根据项目（16）所述的外科器械，其中，端部执行器进一步包括由发射杆致动的缝合和切割组件，手柄部分在近侧处连接在发射杆上并具有可操作的构造以给予发射杆纵向发射运动，细长轴和关节接头进一步包括通过进行关节运动的关节接头支撑发射杆的发射

杆引导件。

(19) 根据项目 (18) 所述的外科器械, 其中, 下部钳口包括容纳缝钉匣的细长槽, 被枢转连接的上部钳口包括提供缝钉形成表面的砧板。

- 5 (20) 根据项目 (16) 所述的外科器械, 其中, 细长轴包括: 框架组件; 闭合套管组件; 关节接头, 将枢转地将端部执行器的下部钳口连接到该框架组件的远端上, 该手柄部分具有可操作的构造以沿着纵向将闭合运动结合到该闭合套管组件, 并且该闭合套管组件的多枢转轴头包围该关节接头并在远侧接合该上部钳口以实现该上部钳口的枢转。
- 10

从附图及其描绘从更加清楚地了解本发明的这些以及其它的目的和优点。

附图说明

- 15 引入并构成本说明书的一部份的附图, 示出了本发明的实施方式, 并且和上面给出的总体描述, 以及下面给出的详细说明一起, 用于解释本发明的原理。

图 1 是外科器械的右侧剖视图, 该外科器械具有切去了闭合套管组件以露出使柔性关节连接框架区关节运动的 EAP 致动的铰接机构。

- 20 图 1A 是图 1 中向左侧进行关节运动的外科器械的俯视图。

图 2 是层压电活化聚合物 (EAP) 复合材料的透视图

图 3 是 EAP 板式致动器的透视图, 该 EAP 板致动器由图 2 中粘结固定在一起的多层层压 EAP 复合材料形成的叠层构成。

图 4 是沿收缩 EAP 纤维致动器的纵向轴线切开的透视图。

- 25 图 5 是沿图 4 中收缩 EAP 纤维致动器的线 5-5 截得的横截面的主剖视图。

图 6 是用于图 1 中外科器械的 EAP 致动关节接头的右前侧透视图, 其具有横向柔性闭合套管组件和柔性颈部框架组件以及闭合的缝钉施加组件。

图 7 是图 6 中 EAP 致动关节接头和闭合的缝钉施加组件的右前侧透视图，其中拆掉了柔性闭合套管组件并部分分解了柔性颈部框架组件。

5 图 8 是图 6 中的 EAP 致动关节接头和缝钉施加组件的右前侧分解透视图。

图 9 是图 1 中包含 EAP 板致动器和锁定条的关节连接框架区的右前侧透视图。

10 图 10 是图 1A 中关节连接框架区在左侧关节运动状态下的俯视图，其中以双点划线示出在解锁致动状态和锁定松弛（relaxed）状态下的左侧 EAP 锁定条。

图 11 是图 1A 中关节连接框架区处于左侧关节运动状态下的俯视图，其为沿着 EAP 板致动器和 EAP 锁定条截得的横截面。

图 12 是图 10 中关节连接框架区的主剖视图，其为沿通过横向引导销的线 12-12 截得的横截面。

15 图 13 是用于图 1 中外科器械的可替换关节连接框架区的俯视图，其为沿着通过多个 EAP 肋分隔致动器截得的横截面图。

图 14 是用于图 1 中外科器械的另一个具有多个 EAP 纤维致动器的可选关节连接框架区的局部分解的右视图。

20 图 15 是沿线 15-15 截得的图 14 中另一个可选关节连接框架区的横截面的主剖视图。

图 16 是沿通过外科器械的关节接头的发射杆的纵向横截面截得的俯视图，其中发射杆有利地被具有一个滑动端部的向内致动的 EAP 板致动器的支撑板横向引导。

25 图 17 是沿通过图 16 中外科器械的关节接头的发射杆的纵向横截面截得的俯视图。

图 18 是沿通过外科器械的关节接头的发射杆的纵向横截面图，其中发射杆有利地被具有一个滑动端部的向外致动 EAP 板致动器的支撑板横向引导。

图 19 是沿通过外科器械的关节接头的发射杆的纵向横截面截得

的俯视图，其中发射杆有利地被向外致动的 EAP 支撑板横向引导，该 EAP 支撑板具有被限制但纵向浮动的钩形端部。

图 20 是沿通过外科器械的关节接头的发射杆的纵向横截面截得的俯视图，该发射杆有利地被外致动的 EAP 支撑板横向引导，该 EAP 支撑板每个具有一个固定的钩形端部和一个纵向受到弹性限制的端部。

图 21 是沿通过外科器械的关节接头的发射杆的纵向横截面截得的俯视图，其中发射杆有利地被外致动的 EAP 支撑板横向引导，该 EAP 支撑板每个都具有纵向受到弹性限制的两端。

图 22 是包括有图 43 - 46 中的 EAP 支撑板的柔性关节接头的俯视图。

图 23 是沿图 22 中线 23 - 23 截得的柔性关节接头的主视图。

图 24 是图 22 中铰接在左侧的柔性关节接头俯视图。

图 25 是包括图 16 - 19 中 EAP 支撑板的柔性关节接头的右前侧透视图，并且该柔性关节接头还包括左侧和右侧 EAP 板铰接致动器。

具体实施方式

具有 EAP 致动的柔性颈（flexneck）关节接头的外科器械。

在图 1 中，外科器械 1200 有利地包括与细长轴 1206 的关节连接框架组件 1204 成一体 EAP 致动的关节接头 1202，该细长轴 1206 将分开的闭合和发射运动从手柄 1208 传递到端部执行器 1210，端部执行器 1210 被描述为具有可闭合的砧板 1214 的缝钉施加组件 1212，砧板 1214 被枢转地连接在细长槽 1216 上，细长槽 1216 保持有可更换的缝钉匣 1218。手柄 1208 包括被向近侧朝着手枪握柄 1222 靠近的方向挤压以实现砧板 1214 的闭合的闭合扳柄 1220。应该理解的是，闭合套管组件 1223 或者其它没有示出的闭合部件（例如，EAP 致动的砧板，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。一旦处于闭合和夹紧状态，更远侧的发射扳机 1226 被朝着手枪握柄 1222 的方向挤压以实现发射构件 1228 纵向

沿着伸长轴 1206 的发射，以进行组织的切割并且缝合该被切割端部。一旦松开发射扳机 1226，随着轻轻地压下闭合扳机 1220 一起按压闭合释放按钮 1230，然后在松开闭合扳机 1220 之后松开夹紧元件，从而打开砧板 1214 并允许松开被缝合和切割的组织。旋钮 1232 允许沿
5 伸长轴 1206 的纵向轴线选择性旋转。

关节连接框架组件 1204 包括在近侧可旋转地连接在手柄 1208 上的近侧框架区 1240，并且在远侧连接到关节连接框架区 1242，该关节连接框架区 1242 又与支撑端部执行器 1210 的远侧框架区 1244 连接。在手柄 1208 上的关节控制器 1246 有利地允许通过激励到其上的
10 的适当的电信号对关节连接框架区 1242 的关节运动进行选择，例如图 1A 所描述的，在通过关节控制器 1246 已选择向左侧关节运动时。应该理解，关节控制器 1246 可以有利地包括用于关节连接框架区 1242 的铰接锁定的手动和/或自动的脱离接合。

15 手柄

在图 1 中，缝钉施加组件 12 通过在轴框架上在纵向沿轴 1206(在图 1 中没有示出，但是在下面参照图 7 描述)传递的两种不同的运动完成夹紧组织驱动缝钉和切割组织的功能。该杆框架组件在近侧连接到手柄 14 上，并与旋钮 30 旋转地连接。用于图 1 中的外科缝合和切
20 割器械 10 的示例性多冲程手柄 14 在以下这些未审定和共同拥有的美国专利申请中被更详细地描述，即，Swayze 和 Shelton 的名称为“具有多冲程发射位置指示器和收回机构的外科缝合器械”，其系列号为 10/674,026，Kevin Doll, Jeffrey S. Swayze, Frederick E. Shelton IV, Douglas Hoffman 和 Michael Setser 在 2005 年 2 月 7 日提交的名称为
25 “包括具有发射行程收回自动结束的多冲程发射机构的外科缝合器械”，其系列号为 11/052,632。其公开内容在此全部被引入作为参考，并在此描述附加特征和变化。

当多冲程手柄 14 有利地支持在长距离上具有高发射力的应用时，与本发明一致的应用可以包括单发射冲程，例如在 Frederick E.

Shelton IV, Michael E. Setser 和 Brian J. Hemmelgarn 的审定和共同拥有的美国专利申请“具有分开的不同的闭合和发射系统的外科缝合器械”，其系列号为 10/441,632 中所描述的，其公开内容在此全部被引入作为参考。

5

电活化聚合物

电活化聚合物 (EAPs) 为一组在施加电压时改变形状的导电的掺杂处理的聚合物。本质上，导电聚合物与离子流体或者凝胶体和电极中的一些形式配对。由施加的电压电势使离子流通过液体/凝胶体流入或者流出导电聚合物，并且该流动导致该聚合物形状发生改变。从 1V 到 4kV 的电压电势范围取决于使用的聚合物和离子流体。当施加电压时，一些 EAPs 收缩而一些 EAPs 扩张。该 EAPs 可以与机械部件例如弹簧或者柔性板配对，以在施加电压时改变其所导致的效果。

有两种基本类型的电活化聚合物并且每个类型具有多种结构。这两种基本类型是纤维束和层状形式。纤维束由大约 30 - 50 微米的纤维组成。这些纤维可被织成非常像纺织品的束，并由此通常被称为 EAP 纱线。这类 EAP 在施加电压时收缩。该电极通常是中央导线芯和导电外壳，该外壳还用来容纳围绕该纤维束的离子流体。市场上可得到的纤维 EAP 材料的一个示例由 Santa Fe Science and Technology 生产被以 PANION™ 纤维销售，并且在美国专利 No.6,667,825 中被描述，在此其全部内容被引入作为参考。

另一类为层状结构。其由一层 EAP 聚合物、一层离子凝胶体和连接在层板的两侧上的两个弹性板组成。当施加电压时，方形的层状板在一个方向上扩张并且在垂直的方向上收缩。市场上可得到的薄片 (板) EAP 材料的一个示例由为 SRI Laboratories 分公司的 Artificial Muscle Inc 生产。板 EAP 材料也可以从日本 EAMEX 得到并被称为薄膜 EAP。

应该注意，EAPs 在通电时不改变体积，它们只是在一个方向上扩张或者收缩而在横向上正好相反。可以通过包括将一侧紧贴在刚性

结构上以及像活塞那样使用另一侧的方式来使用该薄片形式的基本形状。其也可以附着在柔性板的两侧。当对柔性板 EAP 的一侧施加电压, 其将扩张, 使该板沿相反方向弯曲。根据对电压施加在哪侧, 使该板沿两个方向中任一个弯曲。

5 EAP 致动器通常由被束在一起以协同工作大量层或者纤维构成。EAP 的机械构造决定了 EAP 致动器以及其运动性能。该 EAP 可被制成长股并且缠绕在单个中央电极的周围。柔性外部外侧套管将形成致动器的另一个电极, 并且容纳设备的功能所必需的离子流体。在该构造中, 当在电极上施加电场时, EAP 的股 (strands) 将变短。EAP 致
10 动器称为纤维 EAP 致动器。同样地, 薄片构造可被设置在柔性板的两侧上的许多层中或者仅在其自身上的层中以增加其性能。典型的纤维结构 2-4% 的具有有效应变, 而使用更高电压的典型薄片形式可以达到 20-30%。

在图 2 中, 薄片 EAP 复合材料 100 被描述成这样形成, 即, 阳极
15 板电极层 1302 连接在 EAP 层 104 上, 而 EAP 层 104 与离子单元 (cell) 层 106 连接, 而离子单元 (cell) 层 106 与阴极板电极层 108 连接。在图 3 中, 多个五层薄片 EAP 复合材料 100 通过其间的粘合剂层 110 被层叠地固定在一起以形成 EAP 板致动器 120。应该可以理解, 可将相对的 EAP 致动器 120 形成为可选择地向任一方向弯曲。

20 在图 4-5 中, 收缩的 EAP 纤维致动器 140 包括纵向铂阴极线 142, 该铂阴极线 142 穿过绝缘聚合物近端端盖 144, 并穿过形成在涂有传导性的涂层以作为阳性的阳极的塑料圆柱体壁 148 内的细长圆柱形腔室 146。铂阴极线 142 的远端被嵌入绝缘聚合物远端盖 150 中。许多收缩聚合物纤维 152 被平行于阴极导线 142 地布置并围绕在其周围,
25 并且将它们的端部嵌入各端盖 144、150。在塑料圆柱体壁 148 的周边周围固定有各端盖 144、150 以封闭圆柱形腔室 146, 从而密封充满在收缩聚合物纤维 152 与阴极线 142 之间的空间的离子流体或者凝胶体 154。当通过塑料圆柱形壁 (阳极) 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, 导致它们的外直径相应于长度的

收缩而增大，从而朝着彼此拉动端盖 144、150。

EAP 致动关节接头

在图 6-7 中，外科切割和缝合器械 200 包括 EAP 致动关节接头 202，该关节接头 202 被形成在该外科器械的细长轴 204 中并靠近端部执行器，该端部执行器由外科缝合和切割组件 12 图示出，该组件 12 有利地响应于由细长轴 204 沿纵向传递的分开的闭合和发射运动。EAP 致动关节接头 202 有利地增加了使缝钉施加组件 12 进行关节运动所需的临床灵活性。

在图 6-8 的示例中，更为具体地，EAP 致动关节接头 202 为一种柔性闭合和枢转框架关节接头 210，如图 6 所示，其包括柔性闭合套管组件 212，该套管组件具有通过柔性闭合管 218 相连的近侧闭合管 214 和远侧闭合环 216。形成在柔性闭合管 218 中的左侧和右侧垂直槽 220、222 的纵向列允许向右侧或者向左侧弯曲以进行关节运动，而连续的顶部纵向条带 224 和底部纵向条带（未示出）与这种弯曲量无关地传递纵向闭合运动。特别是，远侧闭合环 216 的顶部部分包括与砧板 22 的砧板闭合件 228 接合马蹄形孔 226。在图 7-8 中，砧板 22 包括在其近端处的横向突出的枢销 230，该枢销与形成在细长槽 18 的近端附近的枢轴孔 232 枢转地接合。由此稍远端的砧板闭合部件 228 在柔性闭合套管组件 212 向远端运动时发生闭合运动，在其向近端运动时发生打开运动。该柔性闭合管 218 可以沿左侧和右侧垂直槽 220、222 的纵排的长度弯曲，由此当进行关节运动时容纳柔性闭合和枢转框架关节接头 210 的横向被包围的柔性框架组件 234。

在图 6-8 中，横向柔性框架组件 234 包括具有在远侧开口的圆柱形端部 237 的近侧框架区 236，该圆柱形端部 237 具有与在柔性框架构件 240 的近端上的顶部键形片 239 接合的顶部槽 238。而柔性框架构件 240 的远端具有向远端伸出的顶部键形片 241，该顶部键形片 241 被容纳在远侧框架区 250 的近侧开口的圆柱形端部 243 中的顶部槽 242 中。柔性框架构件 240 中的左侧和右侧垂直槽 244、245 允许

被插入这些槽 244、245 中的 EAP 致动器 245 以维持柔性框架组件 234 的关节运动。

在图 8 中，外科器械 200 的由细长轴 16 和缝钉施加组件 12 形成的执行部分 260 进一步包括发射杆 270，该发射杆 270 纵向平移穿过近侧框架区 236、柔性闭合和枢转框架关节接头 210 以及远侧框架区 250 中的发射槽 272 进入缝钉施加组件 12。形成在远侧框架区 250 的顶部上的远端和近端方形孔 274、276 在其间形成夹杆 278，其接收夹合弹簧 282 的顶部臂 280，在该夹合弹簧 280 的下方、且向远侧延伸的臂 284 在凸起部分 286 上沿对应于发射过程的空的/缺少缝钉匣锁定部分的发射杆 270 的上部部分保持向下的压力。

特别参照图 8，发射杆 270 的远侧凸起端部与 E 形梁 288 连接在一起，该 E 形梁 288 有助于砧板 22 与缝钉匣 20 分开、切断组织并致动缝钉匣 20。缝钉匣 20 包括容纳有大量放置在位于各向上开口的缝钉孔 294 内的缝钉致动器 292 上的缝钉的模制匣体 290。楔形板 296 由 E 形梁 288 向远端驱动，并在缝钉匣托架 298 上滑动，该缝钉匣托架 298 将可更换的缝钉匣 20 的各组件保持到一起。当 E 形梁 288 的切割表面 300 切割夹紧的组织时，楔形板 296 使缝钉致动器 292 向上凸起，以将缝钉挤出而与砧板 22 变形接触。应该可以理解，在发射过程中，E 形梁 288 的上部销 302 与砧板 22 接合，同时中部销 304 和底部支座 306 通过相应的缝钉匣托架 298 中的纵向开口 310 和匣体 290 中向后开口的垂直槽 312 与形成在细长槽 18 中的纵向槽 308 的顶面和底面接合。之后，将发射杆 270 向近侧拉回，同样地拉回 E 形梁 288，允许打开砧板 22 以松开这两个缝合和切割的组织部分（没有示出）。

缝钉施加组件 12 在 Frederick E. Shelton IV 等人于 2004 年 9 月 30 日递交的未审定和共同拥有的名称为“包括两件套 E 形梁发射机构的关节连接外科缝合器械”、系列号为 10/955,042 的美国专利申请中被详细地描述，其公开内容在此全部被引入作为参考。

作为柔性框架组件 234 的可替换方案，在图 9-12 中，关节连接

框架区 1242 包括使用左侧和右侧 EAP 板致动器 1302、1304 的 EAP 致动系统 1300, 该致动器 1302、1304 穿过在基本上为圆柱形的弹性框架体 1310 的每个横向侧中的各左侧和右侧矩形致动器凹槽 1306、1308 (图 11 - 12)。矩形刀槽 1312 位于在左侧和右侧矩形致动器凹槽 1306, 1308 之间地形成在弹性框架体 1310 中, 以引导发射机构 1228 远侧部分的发射杆 1314。

当关节连接框架区 1242 为平直的或者进行关节运动时, 弹性框架体 1310 的连续的顶部和底部纵向段 1320 (图 9 - 10) 对发射杆 1314 保持一纵向行程量。为了有利地从均质材料形成沿其纵向轴线没有明显压缩的弹性框架体 1310, 多个左侧和右侧纵向排列的垂直凹槽 1322、1324 分别与左侧和右侧 EAP 致动器凹槽 1306、1308 贯穿 (interseet)。每个竖直凹槽 1322、1324 包括矩形通孔 1326, 该矩形通孔从顶部到底部穿过弹性框架体 1310 并平行于且从矩形刀槽 1312 和左侧或右侧矩形致动器凹槽 1306、1308 中适当的一个横向偏移。

每个矩形通孔 1326 与窄的横向间隙 1328 横向连通。在相邻的竖直凹槽 1322、1324 之间形成肋 1330, 该肋 1330 具有狭窄的内壁 1332 和较厚的弯曲外板 1334, 其允许连续的顶部和底部纵向段 1320 横向弯曲, 该弯曲外板 1334 支撑对应的一个 EAP 板形致动器 1302、1304 并限制在该方向上可能达到的关节运动量, 该铰接量为当一个或者两个 EAP 板致动器 1302、1304 都激活以沿选择方向弯曲时在窄的横向间隙 1328 完全塌缩之前限制在该方向上可能得到的铰接量。在图 10 中, 例如, 左侧 EAP 板致动器 1302 被激活以向左侧致动, 而右侧 EAP 板致动器 1304 也相应地拉伸。应该可以理解, 当被电力地激活以分别在左侧和右侧矩形致动器凹槽 1306、1308 中产生拉动或者推动时, 该左侧和右侧 EAP 板致动器 1302、1304 可交替地收缩或者扩张。

在图 11 - 12 中, 关节连接框架区 1242 有利地包括 EAP 铰接锁定机构 1350, 该铰接锁定机构 1350 选择性地将弹性框架体 1310 保持在左侧关节运动或者右侧关节运动的状态。为此, 左侧锁定通道 1352 被形成为通过邻近其最左侧的外部的多个左侧矩形通孔 1326, 并允许

左侧脊形 EAP 锁定条 1354 从其中穿过。同样地, 右侧锁定通道 1356 被形成为通过邻近其最右侧的外部的多个右侧矩形通孔 1326, 并允许右侧脊形 EAP 锁定条 1358 从其中穿过。沿左侧和右侧脊形 EAP 锁定条 1354、1358 的各最外侧表面 1360, 多个沿纵向间隔开的竖直阻挡脊 1362 被沿纵向间隔开并多个肋 1330 的几何形状一同确定其大小以在需要的铰接量进行锁定。特别地, 当柔性框架区 1242 向着脊形 EAP 锁定带 1354、1358 的各相对侧进行关节运动, 在该侧上的肋 1330 成弧形彼此分开, 如图 11 中示出向左侧进行关节运动。一旦肋 1330 达到用于锁定的足够间隔 (即, 比竖直阻挡脊 1362 的纵向宽度要宽), 右侧脊形 EAP 锁定条 1358 被向外偏压以使其脊 1362 卡入相邻肋 1330 的相邻的增加的弯曲外板 1334 之间。激活右侧脊形 EAP 锁定条 1358 引起释放右侧脊形 EAP 锁定条 1358 的收缩。在图 12 中, 横向上部引导销 1370 和下部引导销 1372 通过矩形刀槽 1312 的上部和下部以保护横向排列。

在图 13 中, 关节连接框架区 1242 包括 EAP 致动系统 1400, 其使用多个位于弹性框架体 1408 的一对相对的远侧和近侧开口的矩形凹槽之间的左侧和右侧 EAP 肋分隔板致动器 1402。每对的相对的远侧和近侧开口的矩形致动器凹槽对 1404、1406 分别形成在横向形成的肋 1410 的相邻对 (近端/远端) 中。每个肋 1410 都包括垂直槽 1412, 该垂直槽 1412 沿其高度横向向外开口且在更靠内的位置具有较宽的矩形通孔 1414, 该通孔 1414 收缩到外垂直槽 1416 之内。因而, 每个肋 1410 包括与上部和下部纵向连续段 1420 相连的薄内壁 1418。矩形刀槽 1422 沿纵向中心线横向地形成。如上所述的左侧和右侧脊形 EAP 锁定条 1354、1358 有利地放松成在关节连接框架区 1242 的扩张侧上的扩张弯曲形状以锁定, 并由横向引导销 1370 保持纵向排列。

在图 14-15 中, 关节连接框架区 1242 将另一个可替换的 EAP 驱动系统 1500 结合在弹性框架体 1502 中, 该弹性框架体 1502 包括布置成左侧和右侧竖直叠层 1506、1508 的纵向排列的 EAP 纤维致动器 1504, 该竖直叠层 1506、1508 分别通过在左侧和右侧的多个横向肋

1510, 该横向肋 1510 每个都具有薄的内竖直壁 1512, 该竖直壁 1512 与连续纵向顶部和底部段 1514 相连以由此便于横向弯曲。每个肋 1510 沿横向变宽到厚的外部 1516, 该外部 1516 的尺寸限制向该侧的铰接。每个厚的外部 1516 包括允许 EAP 纤维致动器 1504 通过的竖
5 直排列的纵向通孔 1518。远端和近端横向盖 1520、1522 纵向位于肋 1510 的侧面以覆盖各 EAP 纤维致动器 1504 的末端。横向中央刀槽 1524 在弹性框架体 1502 中形成以用于发射杆 1314。收缩选定的 EAP 纤维致动器 1504 的竖直叠层 1506、1508 引起向该侧的关节运动, 而非致动的竖直叠层 1506、1508 由此被动地伸长。

10

用于发射杆的 EAP 支撑板

在图 16 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 2004、2006 其横向地支撑发射杆 2008 以在关节运动时使束缚和变形 (buckling) 最小化。每个支撑板 2004、
15 2006 都包括结构件 2010 (例如, 刚性聚合物, 金属), 该结构构件 2010 包括横向加宽的端部 2012 和直端部 2018, 该加宽的端部 2012 由在第一框架区 2016 中相应大小的凹槽 2014 捕获, 该直端部 2018 被滑动地接收在第二框架区 2020 内。纵向膨胀的 EAP 薄片 2022 覆盖每个支撑板 2004、2006 的内表面。

20

在图 17 中, 关节接头 2000 向一个横向侧进行关节运动, 由此导致发射杆 2008 越过关节纵向轴线 2024 并与支撑板 2006 接触。横向支撑由此防止发射杆 2008 从关节接头 2000 中爆裂和/或允许安装更柔性的发射杆 2008 以减小的力进行关节运动。另外, 在每个支撑板 2004、2006 上的 EAP 压压板 2022 根据需被激活, 以控制两者的曲
25 率大小以在其间为发射杆 2008 保留所需的空間。直端部 2018 在第二框架区部分 2020 上滑动以提供给内支撑板 2004 与外支撑板 2006 相比所需要的减小的行程。EAP 薄片 2022 可以进一步提供有助于横向引导发射杆 2008 的减震和低表面摩擦特性。

在图 18 中, 用于外科器械 2102 的可替换关节接头 2100 包括一

对 EAP 支撑板 2104、2106, 该支撑板 2104、2106 横向支撑发射杆 2108 以在铰接时最小化束缚和变形(buckling)。每个支撑板 2104、2106 包括包括横向加宽的端部 2112 和直端部 2118 的结构构件 2110(例如, 刚性聚合物、金属), 该加宽的端部 2112 被捕获在第一框架区 2116 中相应大小的凹槽 2114 中, 直的端部 2118 滑动地接收在第二框架区 2120 内。纵向膨胀的 EAP 薄片 2122 覆盖每个支撑板 2104、2106 的外表面。关节接头 2100 向一个横向侧进行关节运动, 由此引起发射杆 2108 超过铰接纵向轴线 2124 并与支撑板 2106 相接触。(横向支撑由此防止发射杆 2108 从关节接头 2100 爆裂出和/或允许允许安装更柔性的发射杆 2108 以减低关节运动力)。另外, 在每个支撑板 2104、2106 上的 EAP 薄片 2122 根据需要被激活, 以控制两者的曲率大小以在其间为发射杆 2108 保留所需的空間。直端部 2118 在第二框架区部分 2120 中滑动, 以提供给内支撑板 2104 与外支撑板 2106 相比所需要的减小行程。将 EAP 薄片 2122 放置得远离与发射杆 2108 接触可以具有例如减少 EAP 薄片 2122 磨损的优点。

在图 19 中, 用于外科器械 2202 的另一个可替换关节接头 2200 包括一对 EAP 支撑板 2204、2206, 该支撑板 2204、2206 横向支撑发射杆 2208 以在关节运动时最小化束缚和变形(buckling)。每个支撑板 2204、2206 包括结构件 2210 (例如, 金属), 该结构构件 2210 包括第一向外凸出的端部 2212 和第二向外凸出的端部 2218, 该第一向外凸出的端部 2212 受到约束并在第一框架区 2216 中的第一向内开口凹槽 2214 中纵向自由浮动, 第二向外凸出的端部 2218 受到约束并在第二框架区 2222 的第二向内开口凹槽 2220 中纵向自由浮动。纵向扩张的 EAP 薄片 2224 覆盖每个支撑板 2204、2206 的内表面。

在图 20 中, 用于外科器械 2302 的另一个可替换关节接头 2300 包括一对 EAP 支撑板 2304、2306, 该支撑板 2304、2306 横向支撑发射杆 2308 以在铰接时最小化束缚 (binding) 和变形(buckling)。每个支撑板 2304、2306 包括结构构件 2310 (例如, 金属), 该结构构件 2310 包括第一向外凸出的端部 2312 和第二向外凸出的端部 2318, 该

第一向外凸出的端部 2312 被固定在第一框架区 2316 中的向内开口凹槽 2314, 第二向外凸出的端部 2318 被限制并在第二框架区 2322 的向内开口凹槽 2320 中纵向自由浮动。纵向扩张的 EAP 薄片 2324 覆盖每个支撑板 2304、2306 的内表面。一对压缩弹簧 2326、2328 被纵向排列在向内开口凹槽 2320 中, 以偏压每个支撑板 2304、2306 的第二向外凸出的端部 2318 到中间位置。

在图 21 中, 用于外科器械 2402 的另一个可替换关节接头 2400 包括一对 EAP 支撑板 2404、2406, 该支撑板 2404、2406 横向支撑发射杆 2408 以在铰接时最小化束缚 (binding) 和弯曲(buckling)。每个支撑板 2404、2406 包括结构构件 2410 (例如, 金属), 结构构件 2410 包括第一向外凸出的端部 2412 和第二向外凸出的端部 2418, 该第一向外凸出的端部 2412 被限制但在第一框架区 2416 的第一向内开口凹槽 2414 中纵向自由浮动, 第二向外凸出的端部 2418 被限制并在第二框架区 2422 的第二向内开口凹槽 2420 中纵向自由浮动。纵向扩张的 EAP 薄片 2424 覆盖每个支撑板 2404、2406 的内表面。一对压缩弹簧 2426、2428 被纵向排列在第一向内开口凹槽 2414 中, 以偏压每个支撑板 2404、2406 的第一向外凸出的端部 2412 到其中的中间位置。另一对压缩弹簧 2430、2432 被纵向排列在第二向内开口凹槽 2420 中, 以偏压每个支撑板 2404、2406 的第二向外凸出的端部 2418 到在其中的中间位置。

在图 22-25 中, 用于外科器械 2502 的另一个可替换关节接头 2500 包括安放在发射杆 2508 两侧的 EAP 支撑板 2504, 2506, 该发射杆 2508 在关节连接框架 2514 的弹性框架体 2512 的刀槽 2510 中, 并且在近侧处连接在近侧框架区 2516 上和在远侧处连接在远侧框架区 2518 上。左侧 EAP 板致动器 2520 通过左侧多个在弹性框架体 2512 中形成的横向肋 2522。右侧 EAP 板致动器 2524 通过多个右侧横向肋 2526。每个 EAP 板致动器 2520、2524 向近侧延伸到近侧框架区 2516 中, 并且包括连接在内侧板 2530 上的外部 EAP 薄片层 2528, 并被设置成在被电力激活时致动以向另一侧弯曲远侧框架环 2518。该弹性框

架体 2512 包括夹紧每个支撑板 2504、2506 的近端且向外弯曲的端部 2534 的内开口凹槽 2532。允许每个支撑板 2504、2506 的远端的直端部 2536 从刀槽 2510 中滑出，以对铰接的行程变化进行调整，如图 24 所示。

- 5 尽管通过多个实施方式的描述来说明本发明并且已经对说明性实施方式进行了详细的描述，但意图不在于限制本发明申请或者以任何方式将从属权利要求的范围限制在这些细节中。对于本领域的普通技术人员来说其它优点和修改是显而易见的。

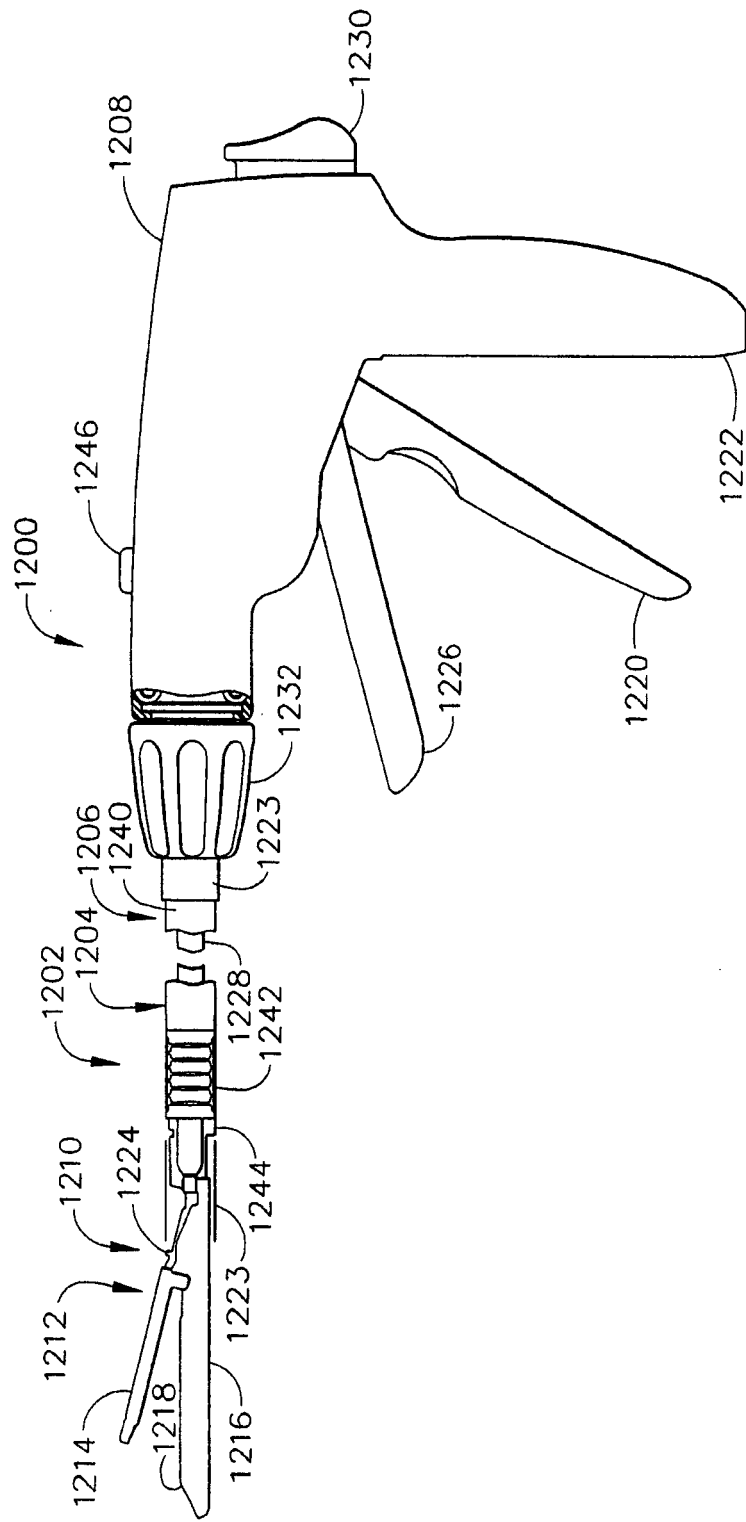


图 1

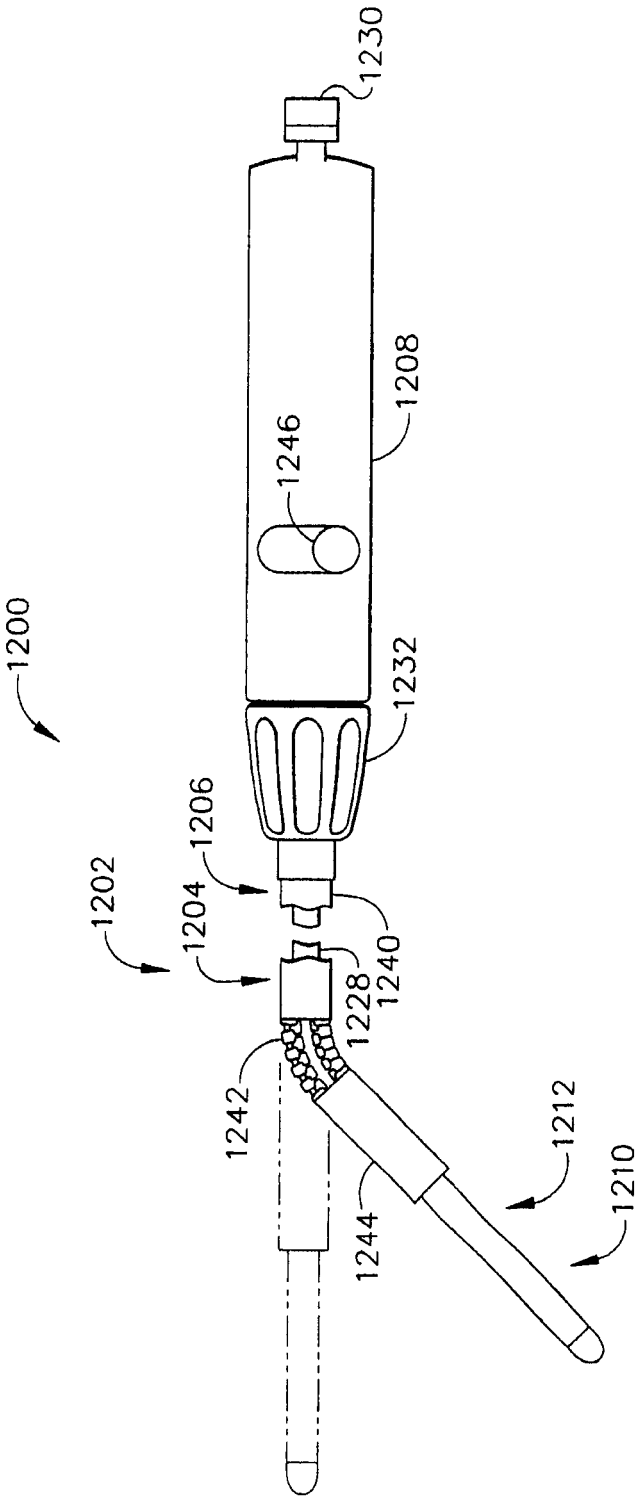


图 1A

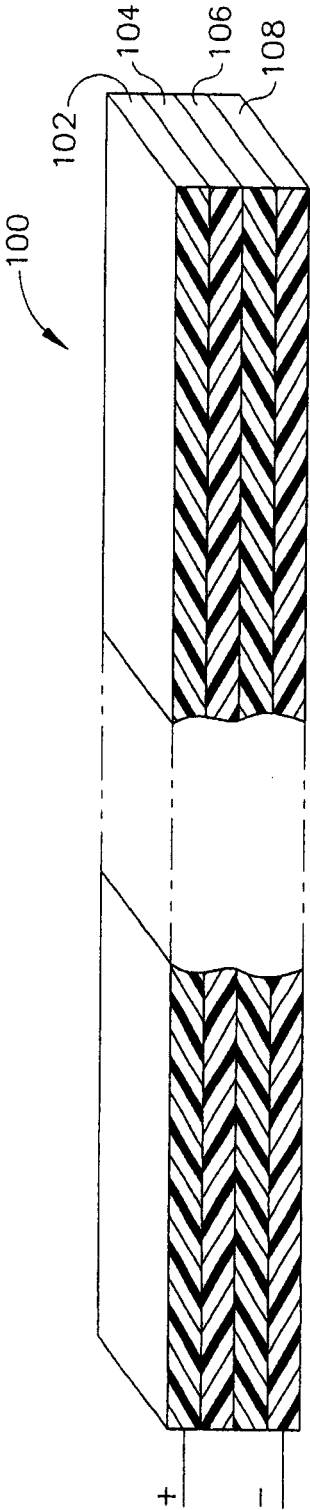


图 2

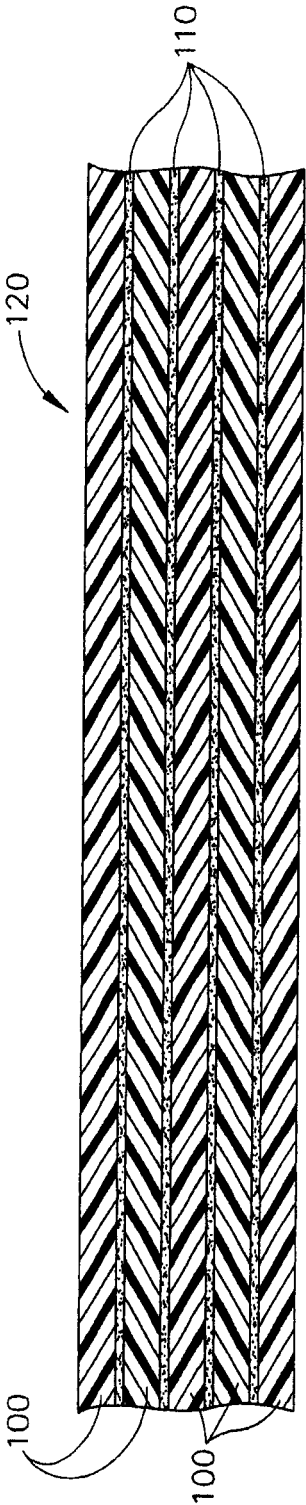


图 3

图 4

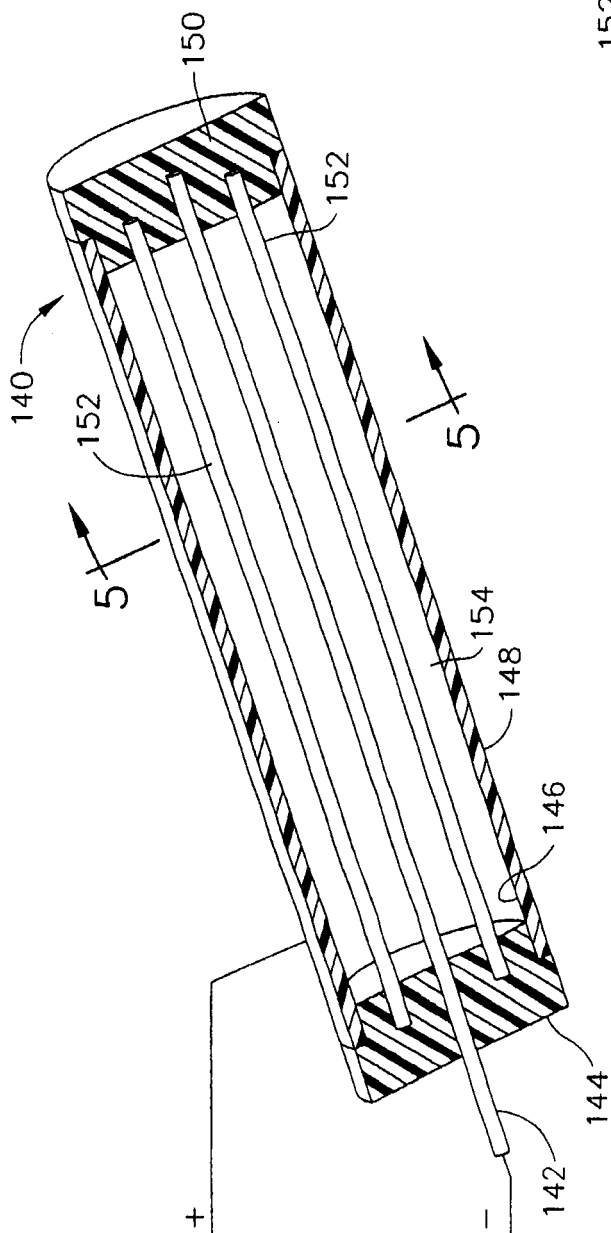
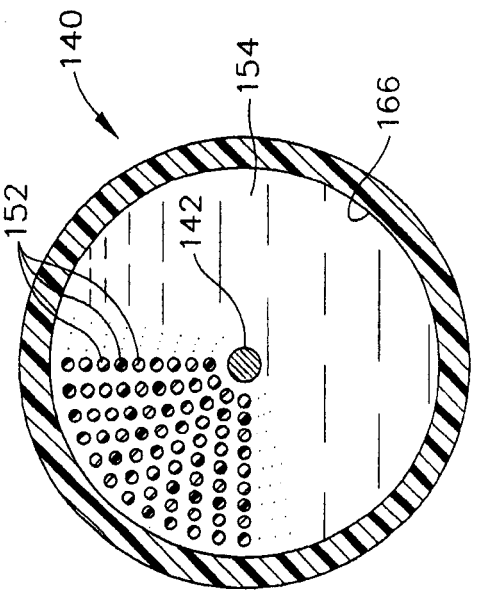


图 5



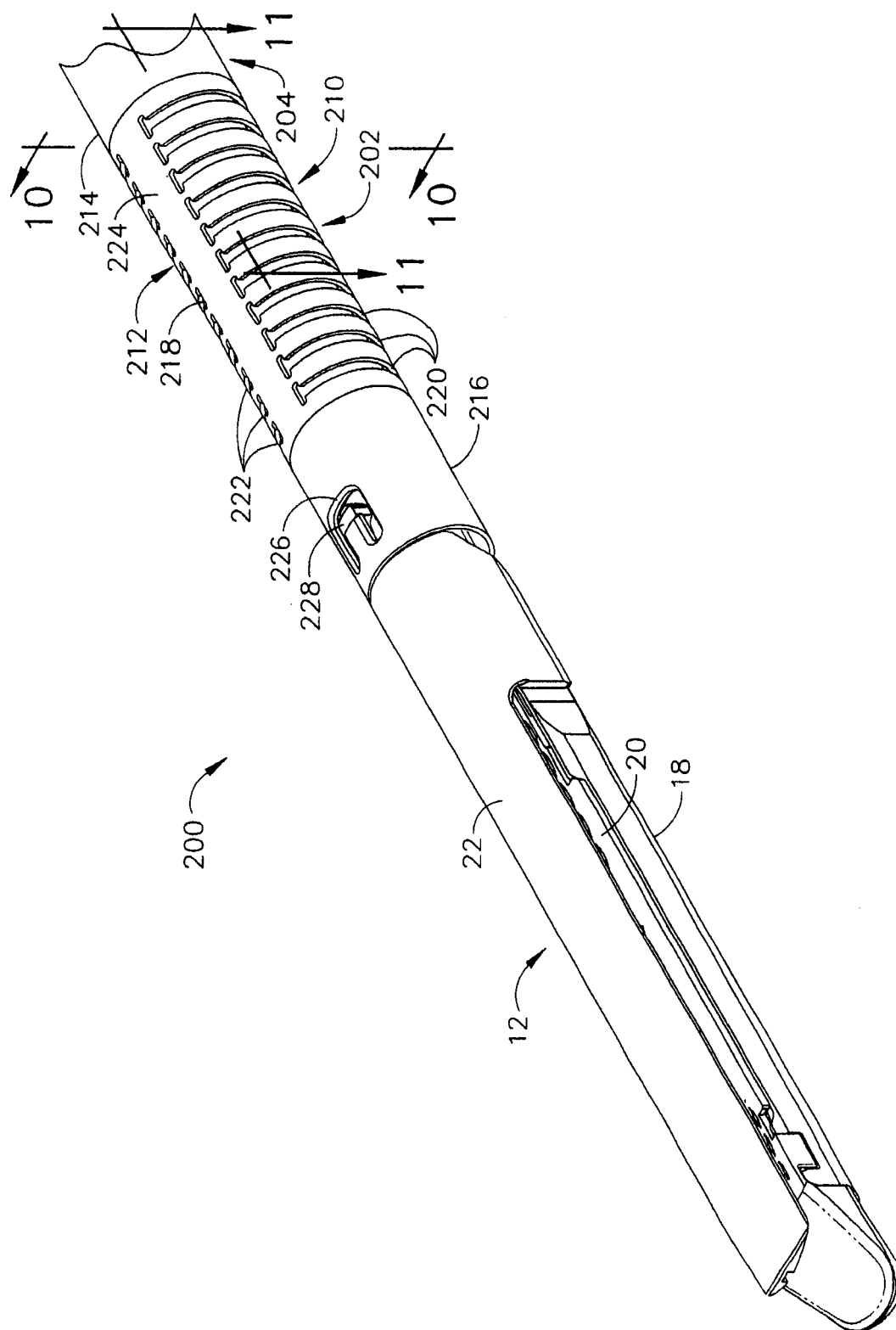


图 6

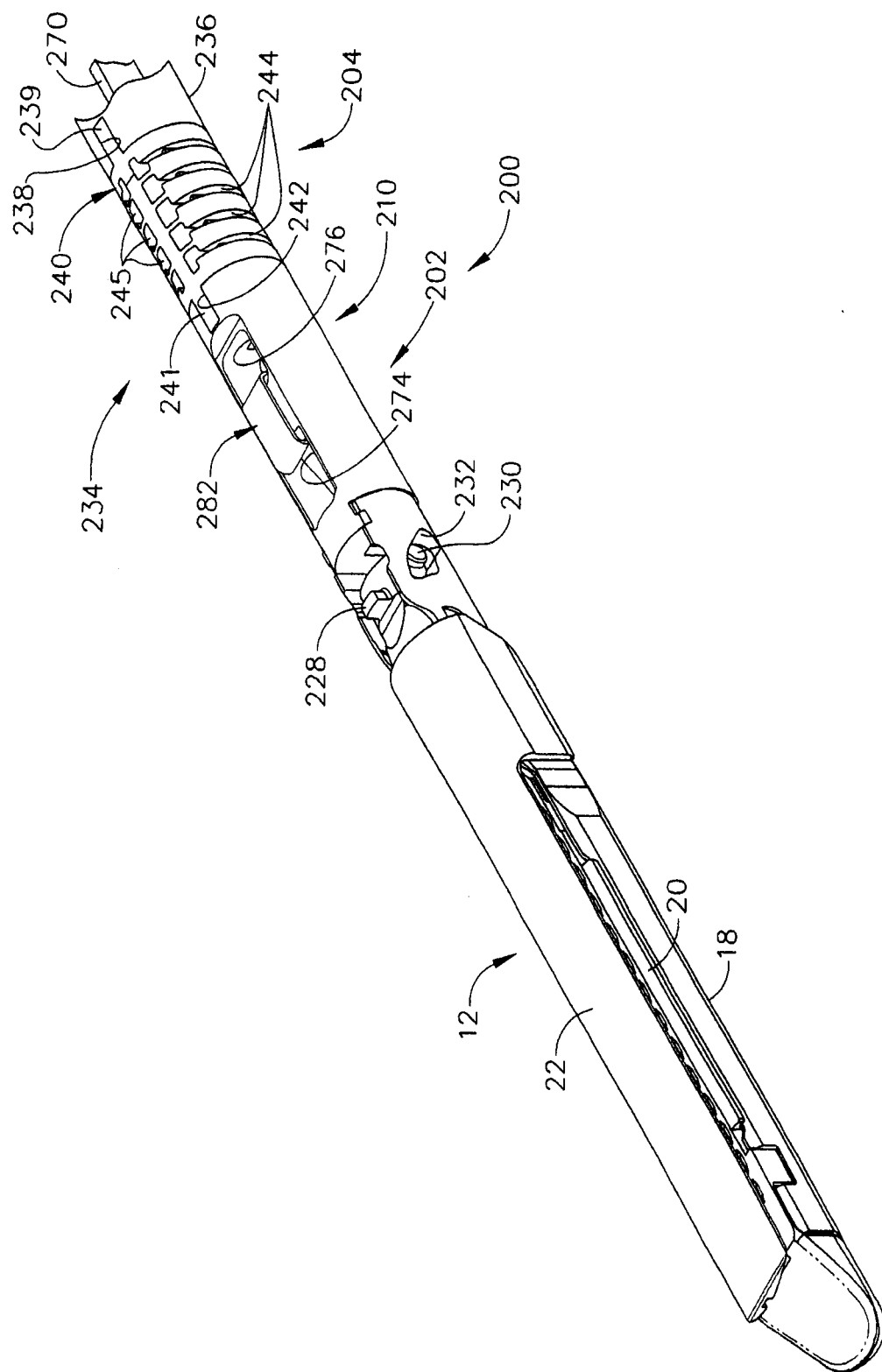


图 7

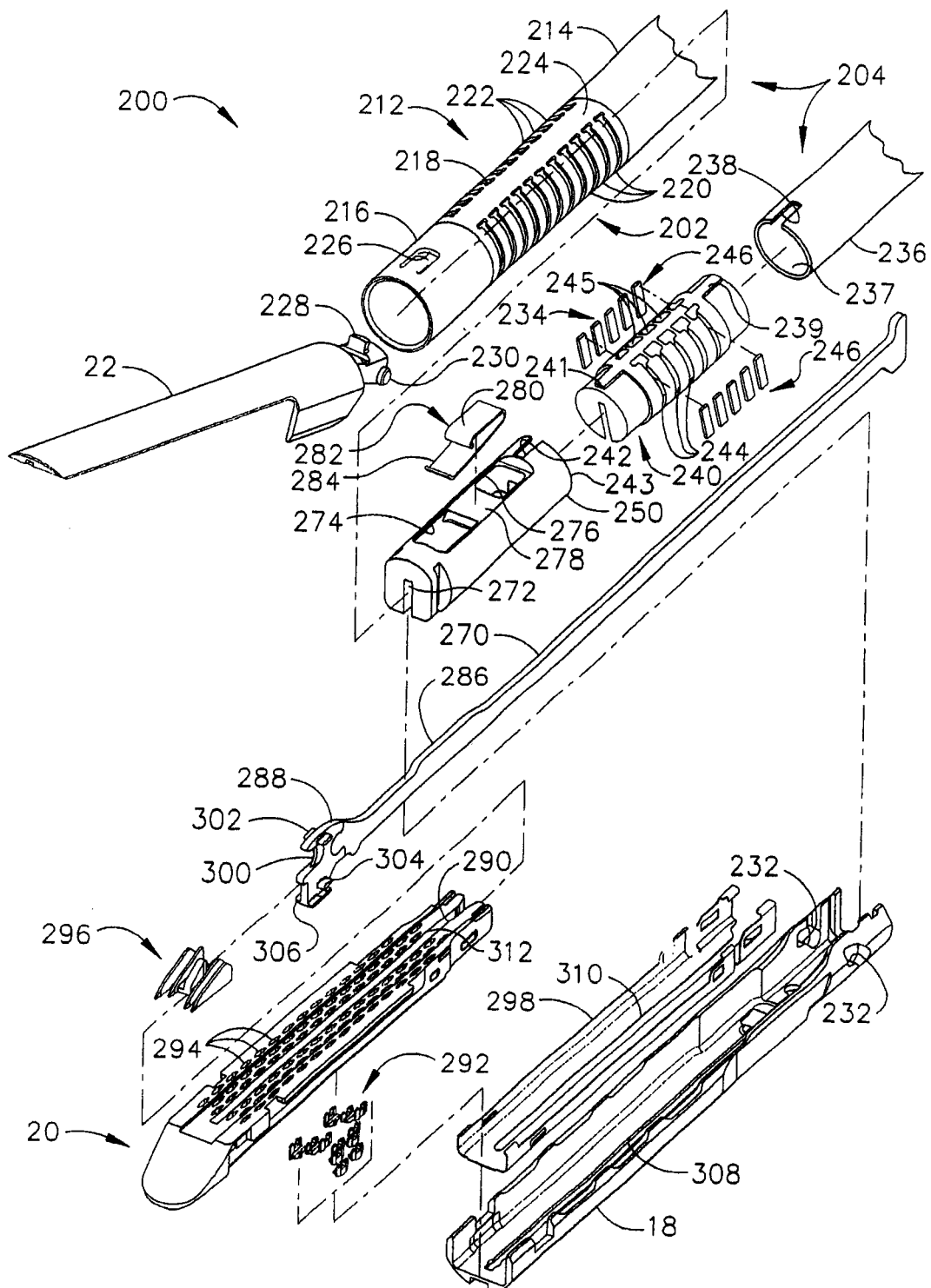


图 8

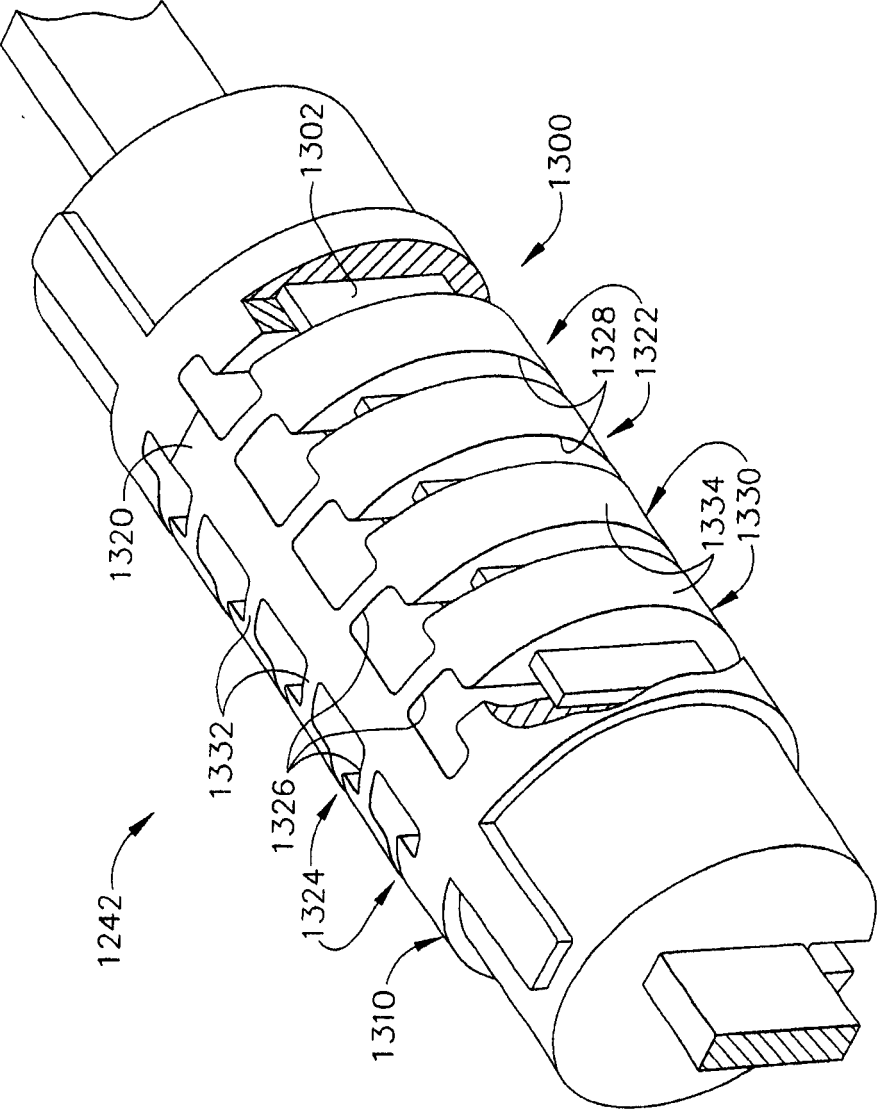


图 9

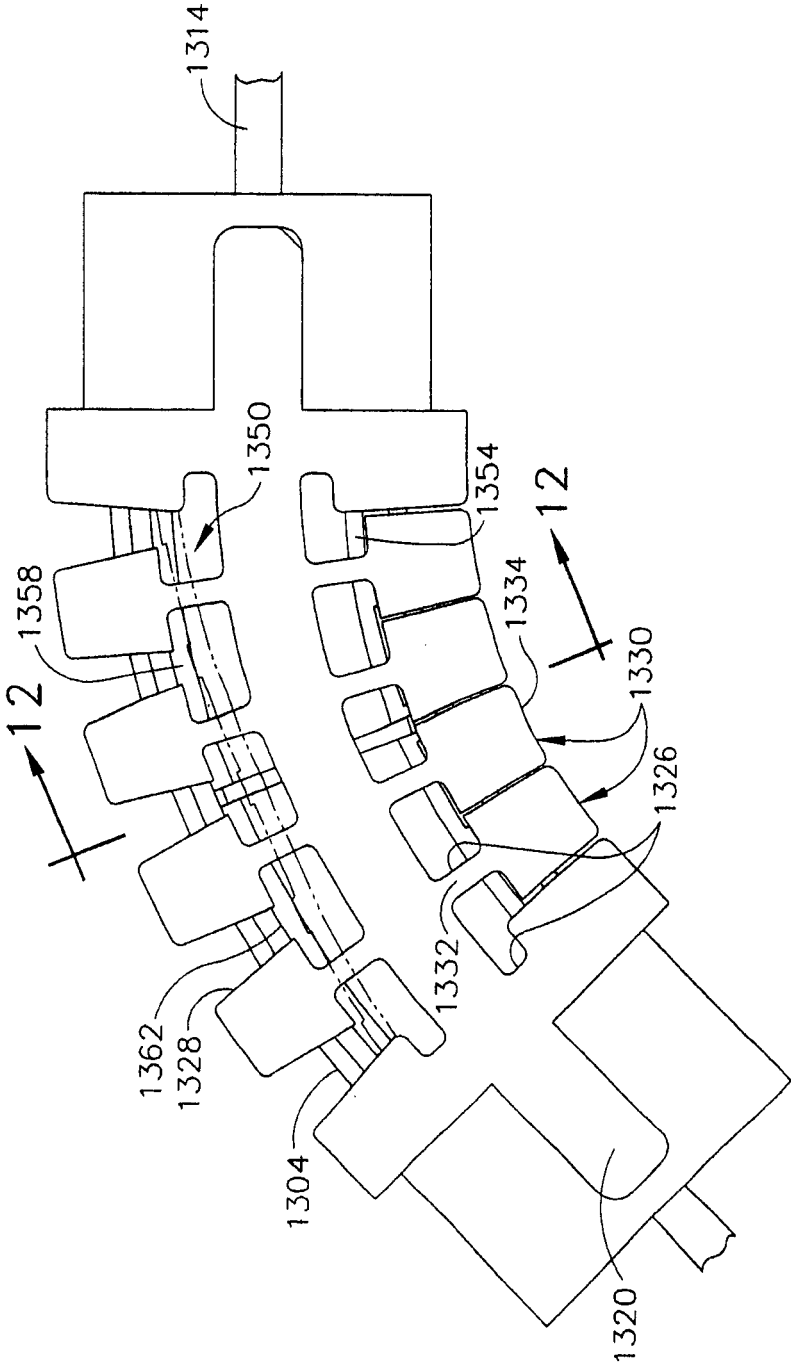


图 10

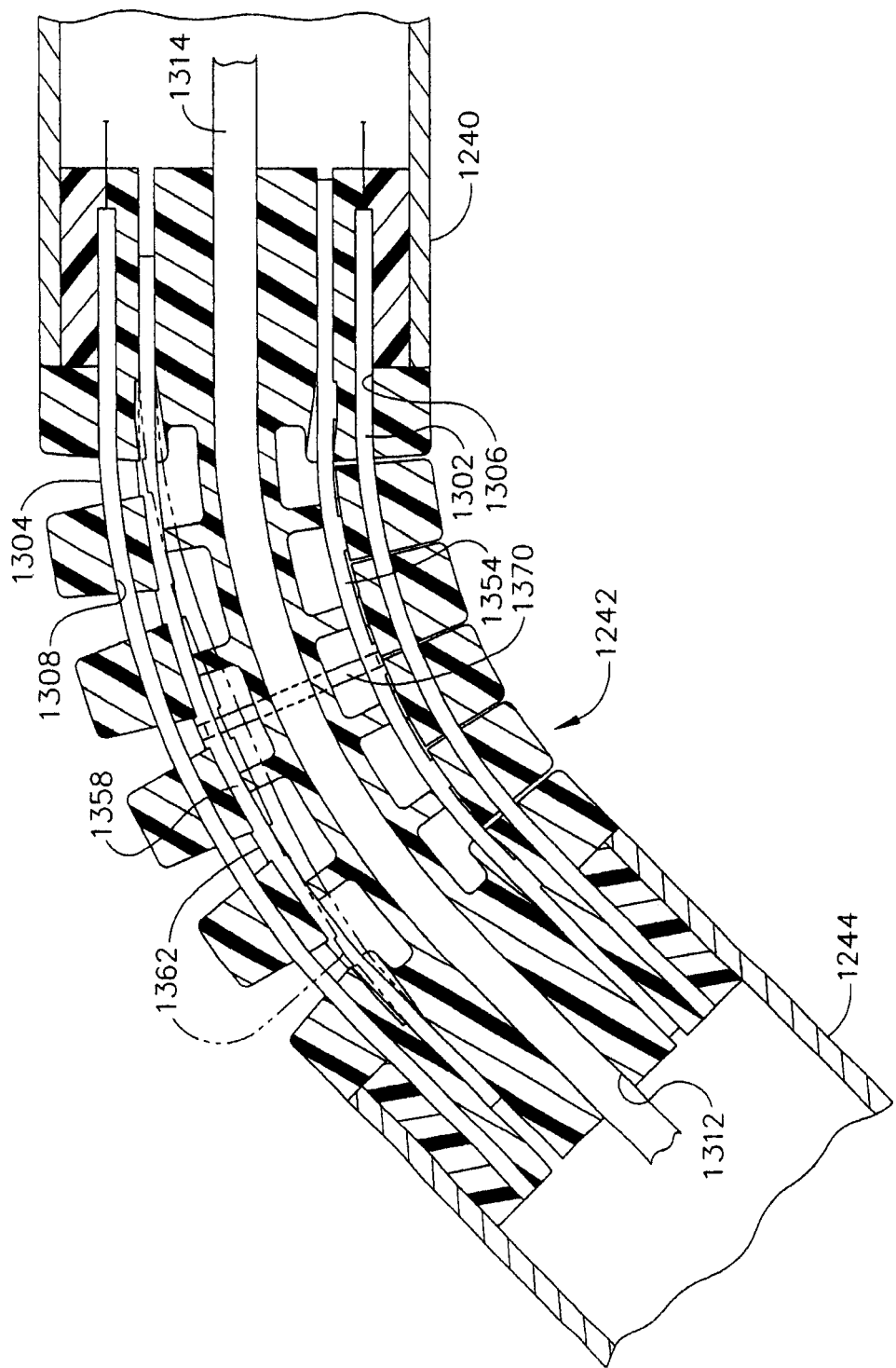


图 11

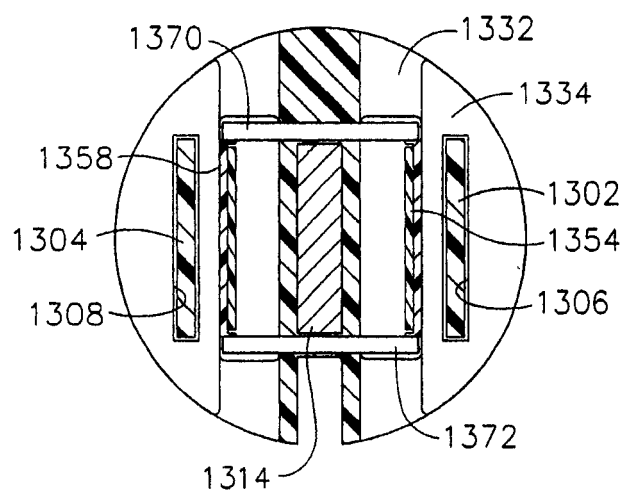


图 12

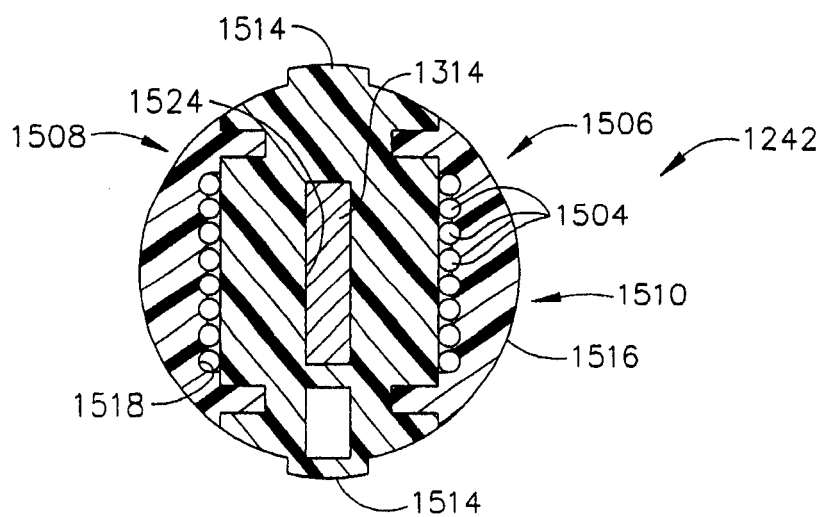


图 15

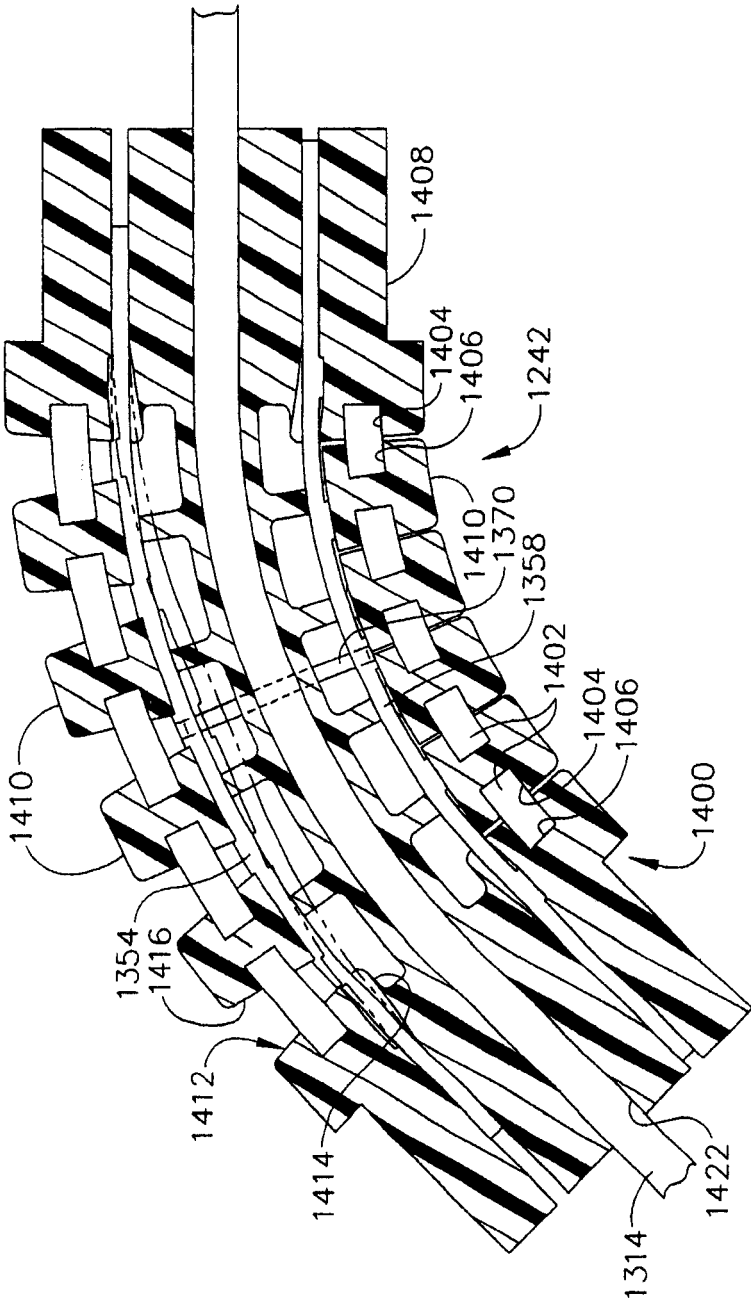


图 13

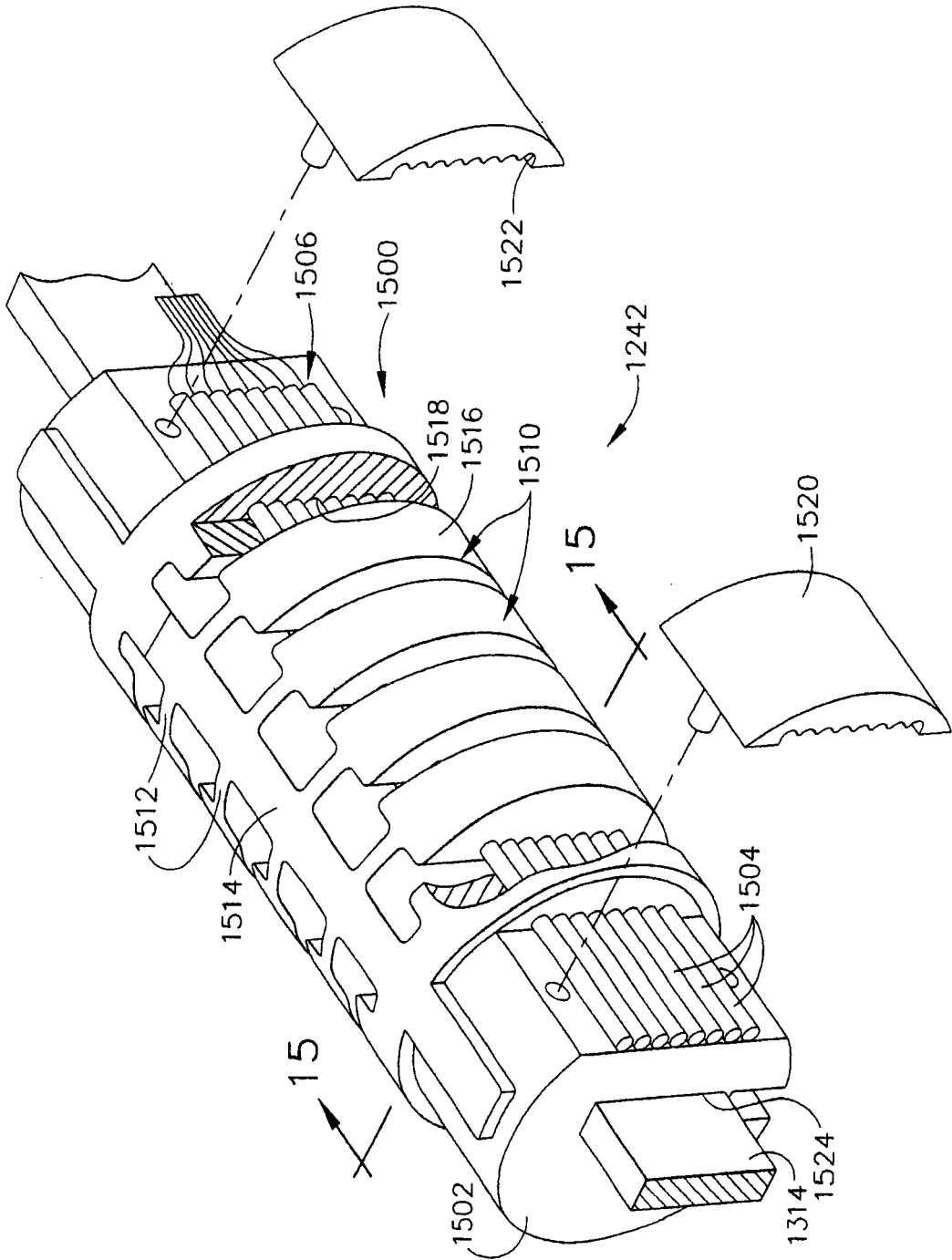


图 14

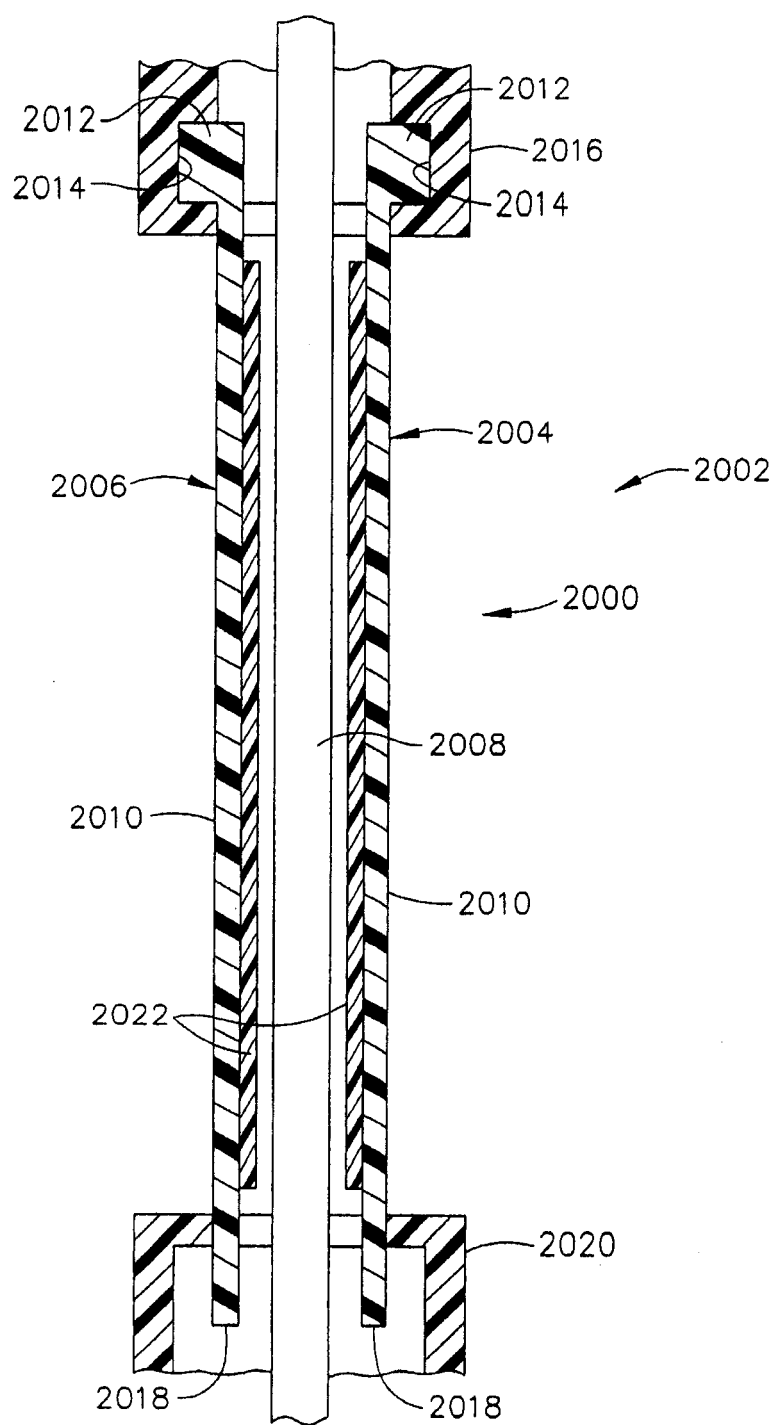


图 16

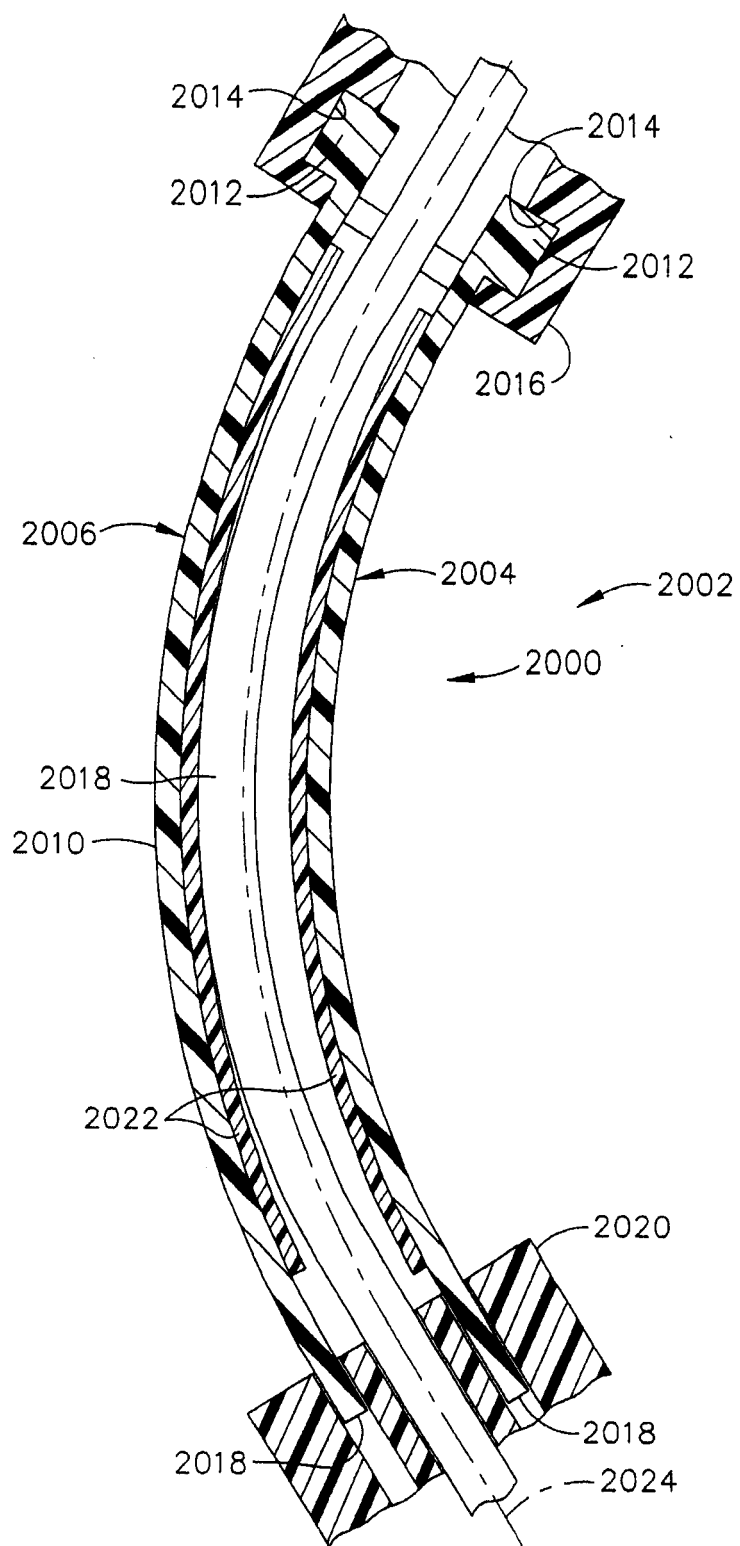


图 17

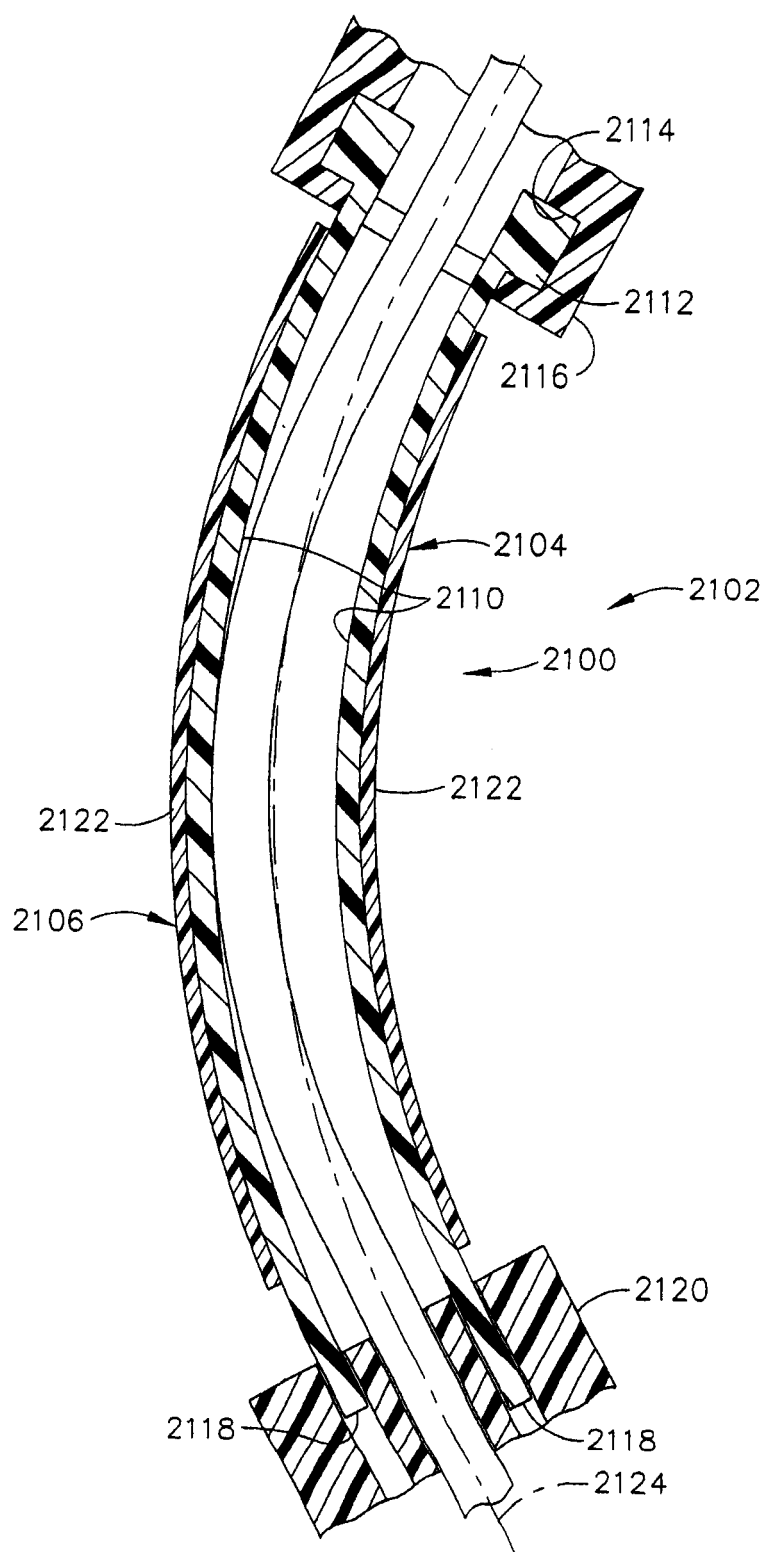


图 18

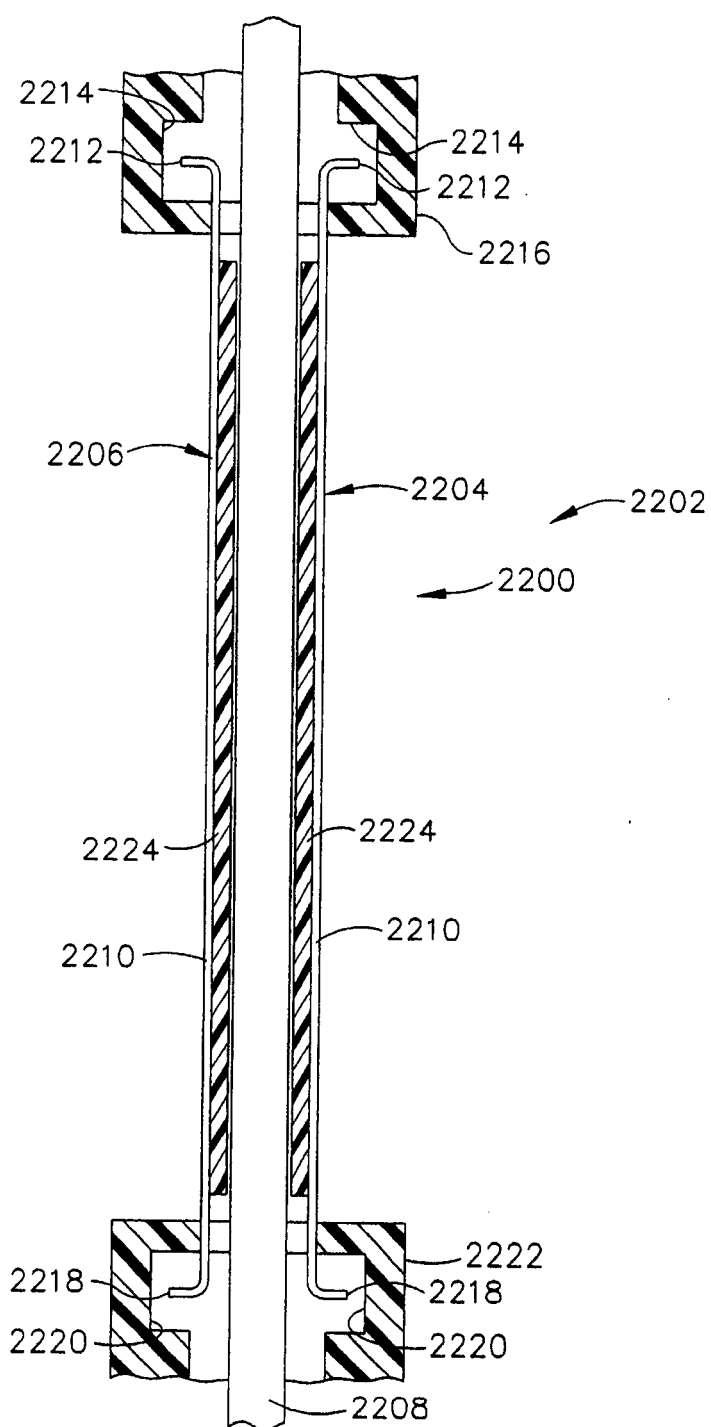


图 19

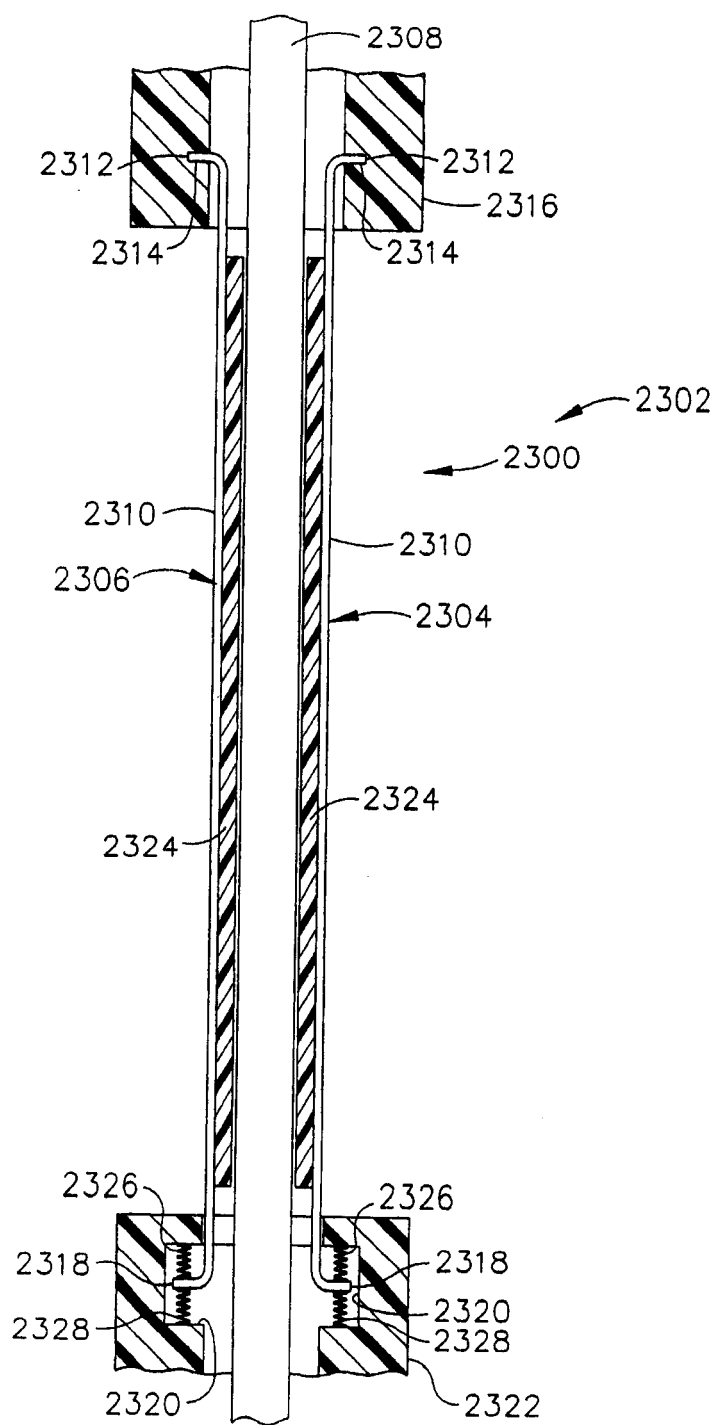


图 20

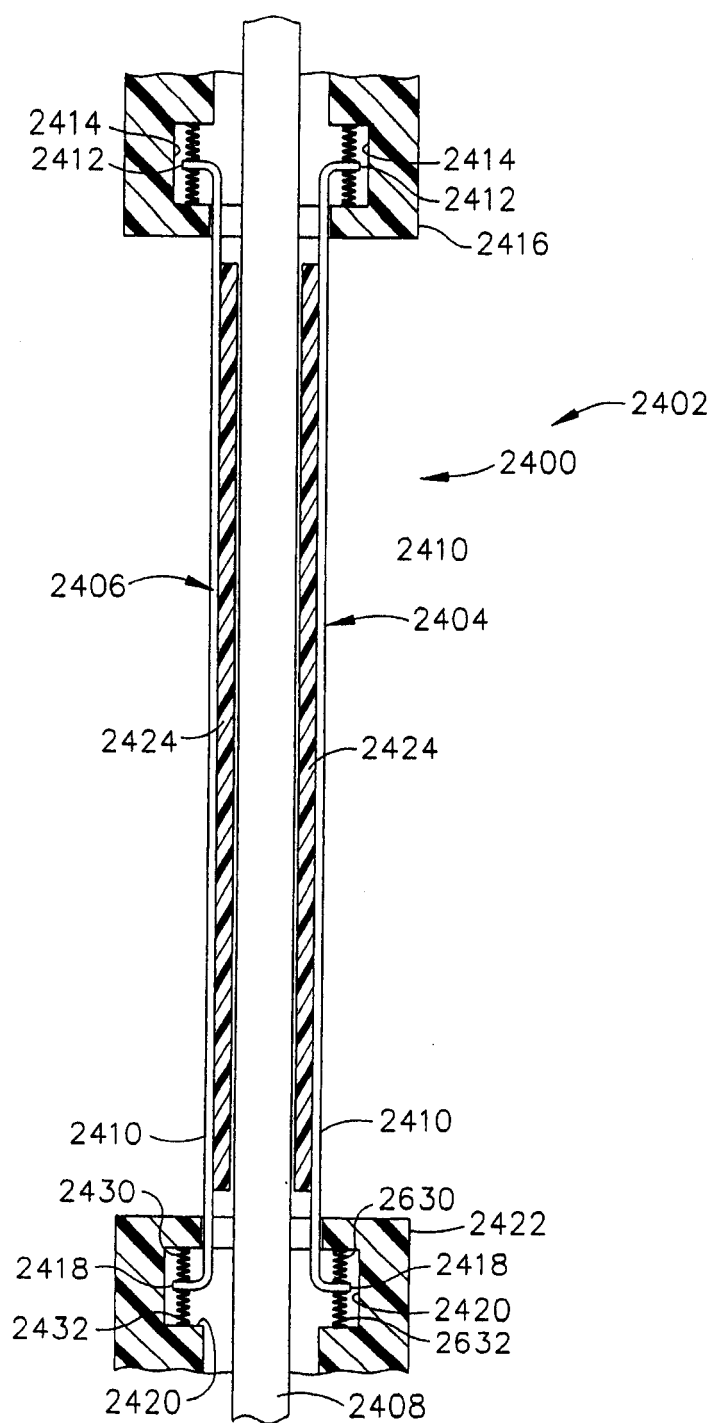


图 21

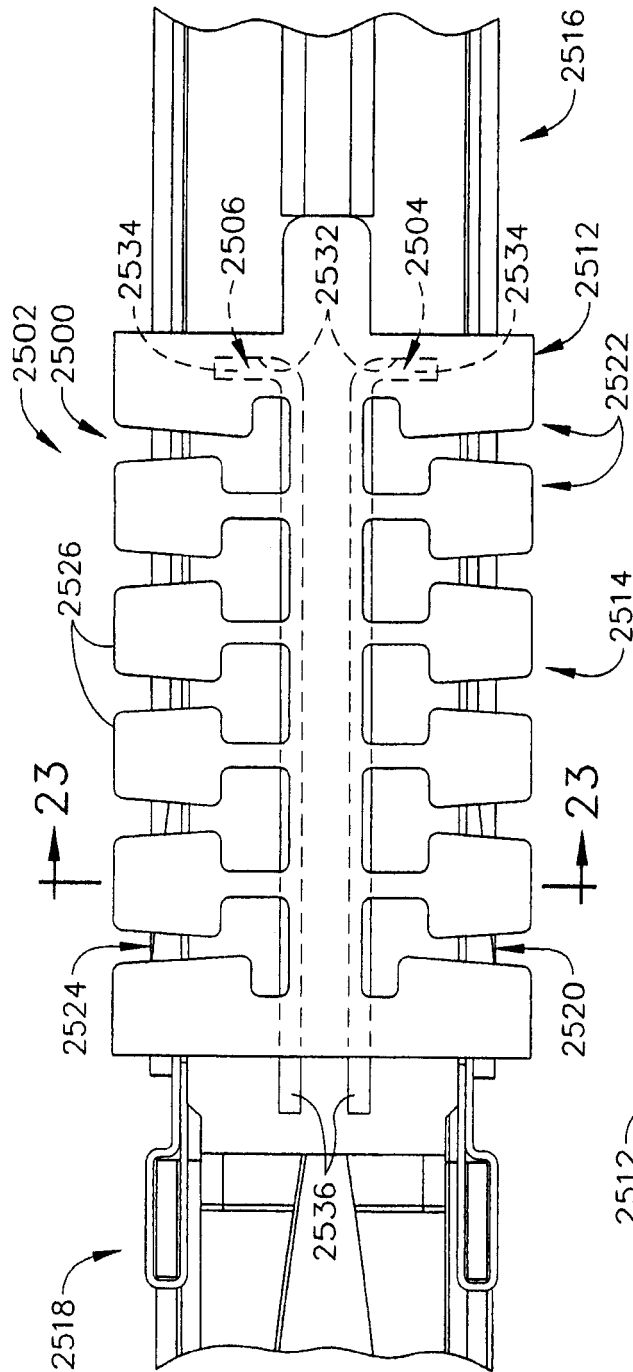


图 22

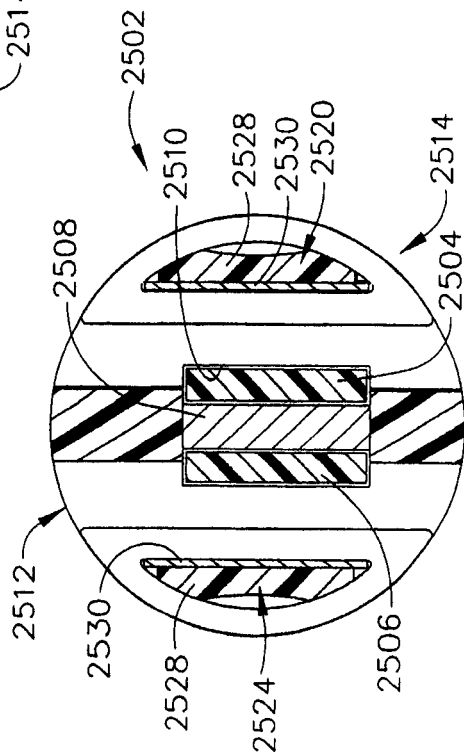


图 23

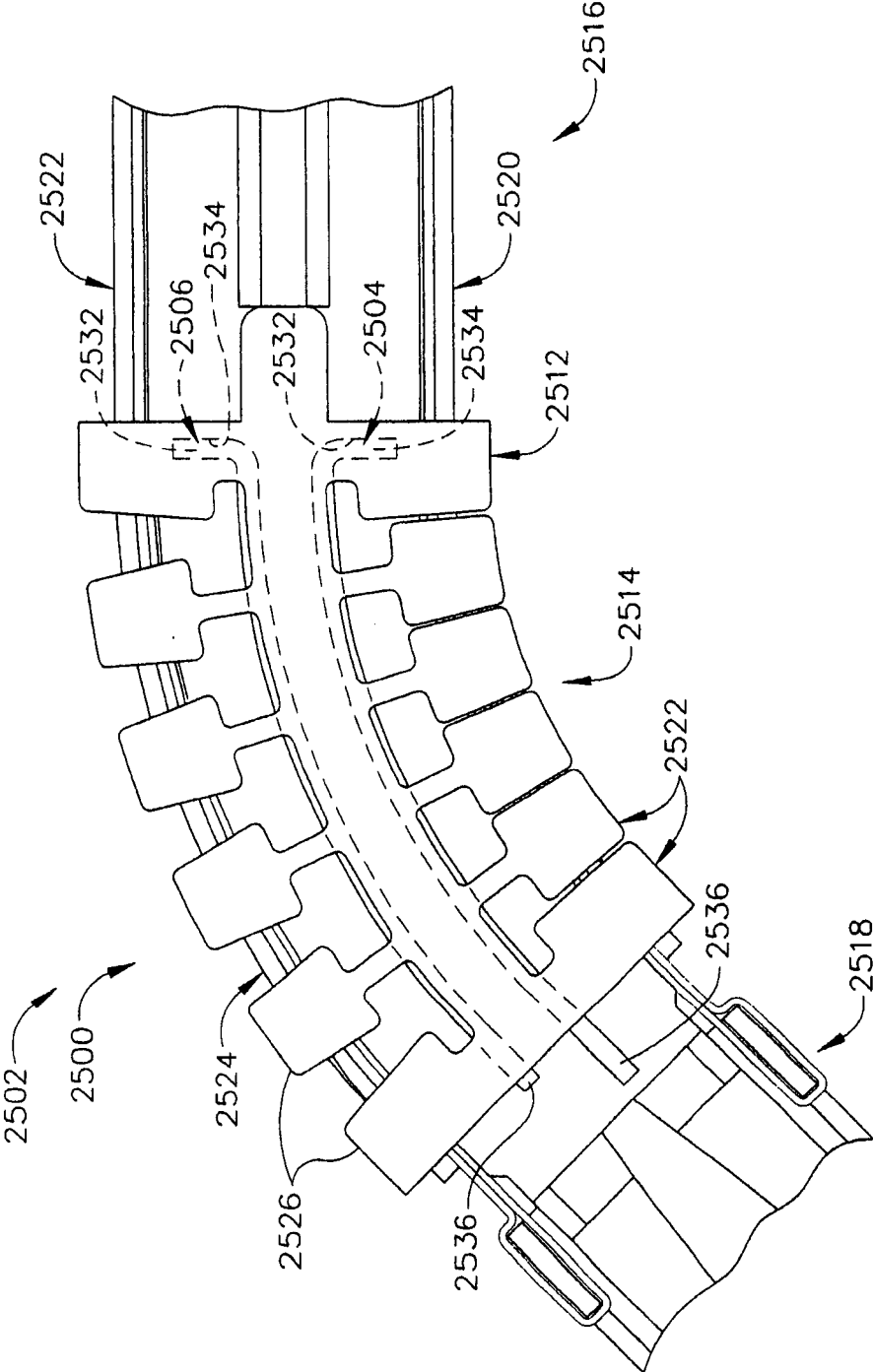


图 24

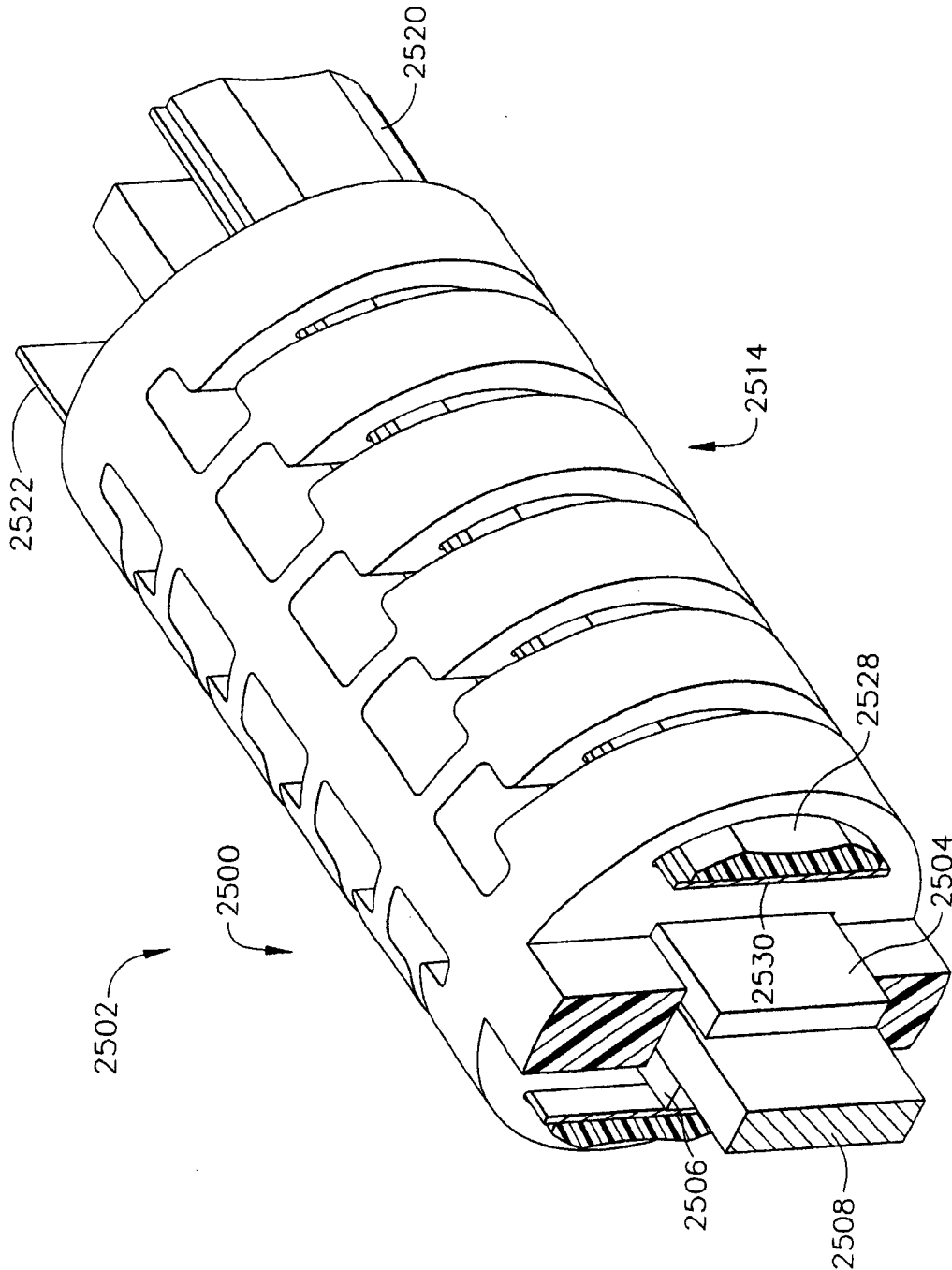


图 25

专利名称(译)	采用电致动的关节机构的外科器械		
公开(公告)号	CN1726874A	公开(公告)日	2006-02-01
申请号	CN200510089520.5	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	弗雷德里克E谢尔顿四世		
发明人	弗雷德里克· E· 谢尔顿四世		
IPC分类号	A61B17/00 A61B17/32 A61B17/068		
CPC分类号	A61B2017/00398 A61B17/07207 A61B2017/00867 A61B2017/00367 A61B2017/00871		
优先权	60/591694 2004-07-28 US 11/095428 2005-03-31 US		
其他公开文献	CN100515349C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种尤其适用于内窥镜使用的外科器械通过在伸长轴中包括铰接结构铰接端部执行器，该细长轴包括电力致动的聚合物(EAP)致动器，以遥控地使该端部执行器进行关节运动。特别地，细长颈部的框架的柔性颈部可以由EAP致动器横向推向左侧或者右侧并有利地锁定到铰接状态。

