

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 17/94 (2006.01)

A61B 17/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200610066401.2

[43] 公开日 2006 年 11 月 15 日

[11] 公开号 CN 1861009A

[22] 申请日 2006.3.28

[21] 申请号 200610066401.2

[30] 优先权

[32] 2005.3.28 [33] US [31] 11/091,224

[71] 申请人 伊西康内外科公司

地址 美国俄亥俄州

[72] 发明人 杰弗里·D·梅瑟利

巴里·T·贾米森

史蒂文·P·斯莫利克

[74] 专利代理机构 北京市金杜律师事务所

代理人 易咏梅

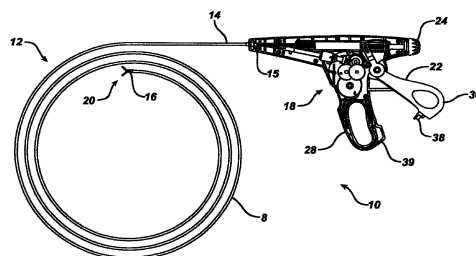
权利要求书 2 页 说明书 13 页 附图 6 页

[54] 发明名称

带有机械联接器的医疗器械

[57] 摘要

本发明公开了一种医疗器械，该医疗器械具有挠性管、端部执行器以及致动器。例如控制导丝的控制构件可延伸穿过挠性管。本发明还披露了一种机械联接器，用于将控制构件连接到致动器上。本发明还公开了用于将控制构件机械地连接到致动器上的方法。



1. 一种医疗仪装置，包括：

挠性管；

与挠性管的近侧部分连接的致动器；

至少一个端部执行器，其与挠性管的远侧部分连接；

至少一个控制构件，其延伸穿过挠性管，用于在致动器致动时将力传递到端部执行器；以及

联接器，其接收控制构件并在致动器致动时将力传送到控制构件；其中，一部分控制构件在由联接器接收后沿第一方向变形，并且联接器包括一保持构件，其沿不同于第一方向的第二方向延伸，以保持控制构件相对于联接器的位置。

2. 如权利要求 1 所述的装置，其特征为，保持构件是无螺纹的构件。

3. 如权利要求 1 所述的装置，其特征为，至少一部分联接器由硬度小于控制构件接收在联接器中的部分的硬度的材料形成。

4. 如权利要求 1 所述的装置，其特征为，至少一部分联接器由硬度小于保持构件的硬度的材料形成。

5. 如权利要求 1 所述的装置，其特征为，保持构件包括销。

6. 如权利要求 1 所述的装置，其特征为，保持构件包括弹簧销。

7. 如权利要求 1 所述的装置，其特征为，联接器限定了穿过联接器的长度延伸的用于接收控制构件的第一通道，和用于接收保持构件的第二通道，其中至少部分第二通道与第一通道相交。

8. 如权利要求 1 所述的装置，其特征为，联接器限定：穿过联接器的长度延伸的用于接收控制构件的第一通道；第二通道，用于接收保持构件，其中至少部分第二通道与第一通道相交；以及第三通道，用于提供工具通路，以使控制构件变形，其中至少部分第三通道与第一通道相交。

9. 一种医疗装置，包括：

具有近端和远端的挠性管；
与挠性管的远端连接的端部执行器；
与管的近端连接的致动器；
至少一个控制构件，其延伸穿过挠性管；
一联接器，用于接收控制构件，并在致动器致动时将力传送到控制构件；其中联接器包括：

具有第一端、第二端、纵向轴线以及外表面的接收器，该接收器限定了：

用于接收控制构件的第一通道；控制构件通道从第一端到第二端沿着纵向轴线延伸；

第二通道，该第二通道从接收器的外表面延伸并与控制构件通道相交；

第三通道，该第三通道从接收器的外表面延伸并与控制构件通道相交，第三通道提供用于使控制构件的布置在控制构件通道内的部分变形的通路；以及

保持构件，其可插入在第二通道中，以保持控制构件相对于接收器的位置。

10. 如权利要求 9 所述的装置，其特征为，第三通道延伸到第三通道与第一通道的交叉点之外。

11. 如权利要求 10 所述的装置，其特征为，第三通道延伸到第一通道之外一个距离，该距离大于或等于控制构件的尺寸。

12. 如权利要求 9 所述的装置，其特征为，控制构件具有直径，并且其中第三通道延伸到第一通道之外一距离，该距离大于或等于控制构件的直径。

13. 如权利要求 9 所述的装置，其特征为，保持构件无螺纹。

14. 如权利要求 9 所述的装置，其特征为，将保持构件沿径向向外偏压，以与第二通道的内表面接合。

15 如权利要求 9 所述的装置，其特征为，接收器可操作地与用于限制由控制构件承载的载荷的力限制组件连接。

带有机械联接器的医疗器械

技术领域

本发明涉及一种医疗器械,更具体的说涉及一种穿过挠性内窥镜使用的器械。

本申请将下列专利申请引入作为交叉参考:于2004年6月14日提交的、题目为“具有力限制致动器的内窥镜外科器械”的美国专利申请10/867501(代理卷号为END-5362)。本申请交叉引用与本申请同一天提交的下列申请:题目为“机械联接方法”的美国专利申请_____ (代理卷号为END 5495USNP2)。

背景技术

外科医生使用外科夹具施放器来展开夹紧患者体内的导管、脉管或其它组织的外科夹具。外科夹具施放器对控制在体内的限制使用缝合或钉合的外科部位的区域中的出血特别有用。挠性夹具施放器(例如在上面提到的美国专利申请10/867501中所述的)可通过挠性内窥镜的工作通道插入,并可用于在患者胃肠道中实施手术。这种挠性夹具施放器可使用例如刚制导丝的控制构件来从手持致动器向连接到该器械的挠性管远端的一对端部执行器传递机械力。操作者可对致动器施加相当大的力,其导致在该器械的某些小元件内产生高的机械应力,特别是在致动器和控制构件之间的机械联接器上。如果该联接器在使用过程中滑脱或损坏,该器械就无法操作,导致在医疗手术过程中增加时间、费用以及替换器械的失败。

因为即使一个小的组装误差就可对器械的操作产生不利影响,所以需要确保将控制构件连接到致动器的精确组装。例如,联接器的不正确定位可造成端部执行器不能充分闭合或打开。制造者可使用各种将控制构件连接到致动器方法中的任何一种。例如,在其中控

制构件是刚制导丝的一些器械中，在一部分导丝中形成一个或多个弯曲部分，该部分导丝然后可夹入最终被组装入致动器中的机械联接器的互锁构件之间。该方法的缺点是需要首先在导丝的精确准确位置形成弯曲部分，然后将弯曲构件转移到互锁构件内。另外，用于形成导丝弯曲部分的成形模具的磨损以及弯曲导丝的回弹也会造成不精确的组装。

还需要在不破坏控制构件的条件下用可靠的连接装置将控制构件连接到致动器。制造者有时使用结合有组装到导丝上并用紧紧压在导丝上的固定螺丝钉锁定就位的机械联接器的方法。这种连接装置的安全性依赖于在导丝上的固定螺丝钉的紧密性。由于机械联接器和固定螺丝钉需要小的尺寸，固定螺丝钉的保持力可能不能充分地防止机械联接器在强力下在导丝上的滑动。还有，为了防止由拧紧固定螺丝钉造成导丝的破坏，以及防止在器械使用过程中应力导致的导丝的破损，有些制造者在将导丝插入机械联接器之前在导丝上设置一薄壁金属管，并拧紧固定螺丝钉以使管变形并挤夹导丝。该管还便于将两根或多根导丝连接到致动器。

在刚刚描述的两种方法中，都存在与处理工艺相关的导丝上的机械联接器的保持力的变化。另外，在大量生产时特殊设计的固定螺丝钉的费用变得很可观。

申请人已经认识到对将控制构件连接到致动器的改进的装置和方法的需求，例如减小保持力的变化、最小化组装误差、降低元件费用和/或使控制构件的损坏最小化。

发明内容

在一个实施例中，本发明提供一种医疗器械。该医疗器械包括：挠性管；与挠性管近侧部分相关联的致动器；与挠性管远侧部分相关联的端部执行器；控制构件，其穿过挠性管延伸，用于在致动器致动时传递力到端部执行器；以及接收控制构件并在致动器致动时输送力到控制构件的联接器。控制构件的部分（可为控制导丝）在

被容纳到联接器内后沿第一方向变形，联接器包括保持构件，它可以是无螺纹的弹簧销。保持构件可沿不同于第一方向的第二方向插入接收器，保持构件可例如通过保持控制构件在接收器内的变形保持控制构件相对于联接器的位置。

在一个实施例中，联接器可限定：延伸贯穿联接器长度的第一通道，该第一通道用于接收控制构件；用于接收保持构件的第二通道，其中至少一部分第二通道与第一通道交叉；以及用于提供工具通路使控制构件变形的第三通道，其中至少一部分第三通道与第一通道交叉。在将保持构件插入接收器之前，工具可插入第三通道以使控制构件沿与第一通道垂直的方向变形。第三通道可伸出第三通道与第一通道的交叉点一个距离，该距离大于或等于控制构件的尺寸。

本发明还提供一种用于使控制构件适合地接收位于医疗装置中的负荷的方法。在一个实施例中，该方法包括提供控制构件和联接器的步骤。联接器可包括接收器，该接收器具有用于接收控制构件的沿第一方向延伸的第一通道；沿第二方向延伸的第二通道，该第二通道至少部分地与第一通道交叉。该方法进一步包括下列步骤：将控制构件的一部分插入接收器的第一通道内；使布置在接收器内的控制构件的一部分沿不同于第一和第二方向的第三方向变形；以及在控制构件的所述部分变形后将保持构件插入第二通道中，以保持控制构件相对于接收器的位置。

(1) 本发明涉及一种医疗装置，包括：

挠性管；

与挠性管的近侧部分连接的致动器；

至少一个端部执行器，其与挠性管的远侧部分连接；

至少一个控制构件，其延伸穿过挠性管，用于在致动器致动时将力传递到端部执行器；以及

联接器，其接收控制构件并在致动器致动时将力传送到控制构件；其中，一部分控制构件在由联接器接收后沿第一方向变形，并且联接器包括一保持构件，其沿不同于第一方向的第二方向延伸，

以保持控制构件相对于联接器的位置。

(2) 如第(1)项所述的装置, 其中, 保持构件是无螺纹的构件。

(3) 如第(1)项所述的装置, 其中, 至少一部分联接器由硬度小于控制构件接收在联接器中的部分的硬度的材料形成。

(4) 如第(1)项所述的装置, 其中, 至少一部分联接器由硬度小于保持构件的硬度的材料形成。

(5) 如第(1)项所述的装置, 其中, 保持构件包括销。

(6) 如第(1)项所述的装置, 其中, 保持构件包括弹簧销。

(7) 如第(1)项所述的装置, 其中, 联接器限定了穿过联接器的长度延伸的用于接收控制构件的第一通道, 和用于接收保持构件的第二通道, 其中, 至少部分第二通道与第一通道相交。

(8) 如第(1)项所述的装置, 其中, 联接器限定了: 穿过联接器的长度延伸的用于接收控制构件的第一通道; 第二通道, 用于接收保持构件, 其中至少部分第二通道与第一通道相交; 以及第三通道, 用于提供工具通路, 以使控制构件变形, 其中至少部分第三通道与第一通道相交。

(9) 本发明还涉及一种医疗装置, 包括:

具有近端和远端的挠性管;

与挠性管的远端连接的端部执行器;

与管的近端连接的致动器;

至少一个控制构件, 其延伸穿过挠性管;

一联接器, 用于接收控制构件, 并在致动器致动时将力传送到控制构件; 其中联接器包括:

具有第一端、第二端、纵向轴线以及外表面的接收器, 该接收器限定了:

用于接收控制构件的第一通道; 控制构件通道从第一端到第二端沿着纵向轴线延伸;

第二通道, 该第二通道从接收器的外表面延伸并与控制构件

通道相交；

第三通道，该第三通道从接收器的外表面延伸并与控制构件通道相交，第三通道提供用于使控制构件的布置在控制构件通道内的部分变形的通路；以及

保持构件，其可插入在第二通道中，以保持控制构件相对于接收器的位置。

(10) 如第(9)项所述的装置，其中，第三通道延伸到第三通道与第一通道的交叉点之外。

(11) 如第(10)项所述的装置，其中，第三通道延伸到第一通道之外一个距离，该距离大于或等于控制构件的尺寸。

(12) 如第(9)项所述的装置，其中，控制构件具有直径，并且其中第三通道延伸到第一通道之外一距离，该距离大于或等于控制构件的直径。

(13) 如第(9)项所述的装置，其中，保持构件无螺纹。

(14) 如第(9)项所述的装置，其中，将保持构件沿径向向外偏压，以与第二通道的内表面接合。

(15) 如第(9)项所述的装置，其中，接收器可操作地与用于限制由控制构件承载的载荷的力限制组件连接。

(16) 本发明还涉及一种联接器组件，用于将载荷传递到控制构件，该联接器包括：

至少一个控制构件；

具有第一端、第二端、纵向轴线以及外表面的接收器，该接收器限定了：

用于接收控制构件的控制构件通道，该控制构件通道从第一端到第二端沿纵向轴线延伸；

第二通道，该第二通道从接收器的外表面延伸并与控制构件通道相交；

第三通道，该第三通道从接收器的外表面延伸并与控制构件通道相交，该第三通道提供用于使控制构件的布置在控制构件通道内

的部分变形的通路；以及

保持构件，其可插入在第二通道，以保持控制构件相对于接收器的位置。

(17) 如第(16)项所述的组件，其中，第三通道延伸到第三通道与控制构件通道的交叉点之外。

(18) 如第(16)项所述的组件，其中，第三通道延伸到控制构件通道之外一距离，该距离大于或等于控制构件的尺寸。

(19) 如第(16)项所述的组件，其中，控制构件具有直径，并且其中第三通道延伸到控制构件通道之外一距离，该距离大于或等于控制构件的直径。

(20) 如第(16)项所述的组件，其中，保持构件无螺纹。

(21) 如第(16)项所述的组件，其中，将保持构件沿径向向外偏压，以与第二通道的内表面接合。

(22) 如第(16)项所述的组件，其中，控制构件包括至少一根导丝。

(23) 如第(16)项所述的组件，其中，控制构件包括至少一根套有一短长度的管的导丝。

附图说明

图1是挠性内窥镜器械10的侧视图，包括以没有左侧盖状态示出的致动器18；

图2是图1所示致动器18的透视图，并示出了力限制弹簧组件60；

图3是图2所示力限制弹簧组件60的放大图，示出了机械联接器100；

图4是图2和图3所示力限制弹簧组件60的分解透视图；

图5是图3所示机械联接器100的接收器101的俯视图；

图6是图5所示接收器101的端视图；

图7是图5所示接收器101的侧视图；

图 8 是图 5 所示接收器 101 在线 8-8 的剖视图, 示出了带有使穿过接收器 101 的导丝 50 变形的工具 130; 以及

图 9 是装配在导丝 50 上的机械连接器 100 的侧视图。

具体实施方式

现参照附图, 其中相同的附图标记表示相同的元件, 图 1 公开了挠性内窥镜器械 10, 也称作医疗器械 10, 其具有带有远端 20 和近端 14 的挠性管 12。近端 14 可操作地连接到致动器 18。在所示的实施例中, 挠性内窥镜器械 10 是一夹具施放器, 例如在前面提到的美国专利申请 10/867501 所述的。挠性管 12 可包括一定长度的扁平线圈 (可例如直径约 3mm 而约 1 米长), 其上由光滑的塑料外部护套 8 覆盖, 正如生产挠性内窥镜器械的领域已知的。一对端部执行器 20 与挠性管 12 的远端 16 连接。端部执行器 20 和挠性管 12 可足够小以很容易地从患者体外滑动穿过传统挠性内窥镜的存取通道到达患者体内的组织部位。

图 1 和图 2 所示的致动器 18 可包括带有远端 15 和近端 40 的框架 26、固定握柄 28 以及可动握柄 30。在图 1 中, 所示可动握柄 30 在开启位置, 对于此实施例其对应于端部执行器 20 也处于开启位置。在图 2 中, 所示可动握柄 30 在闭合构形, 其对应于也在闭合构形中的端部执行器 20。可将一钩状件 38 设置在可动握柄 30 上, 以可分开地锁入设置在固定握柄 28 上的锁闩 39。钩状件 38 与锁闩 39 的接合可将可动握柄 30 保持在闭合位置。可动握柄 30 可包括通过杆枢轴 32 与框架 26 可枢转地连接的杆 22。

致动器 18 包括可滑动地保持在框架 26 的轨道 36 内的力限制弹簧组件 60。可使用与弹簧组件 60 相关联的构件 (例如布置在或邻近组件 60 近端的销 34, 其可伸入并接合在杆 22 的叉形头中形成的狭槽表面处), 以从杆 22 将力传递到弹簧组件 60, 从而使当操作者将可动握柄 30 从图 1 所示的张开位置向图 2 所示的闭合位置运动时, 弹簧组件 60 在轨道 36 内、沿近侧方向运动, 并且从而使当操作者

将可动握柄 30 从闭合位置向张开位置运动时，弹簧组件 60 沿远侧方向运动。

用于将力从致动器 18 传递到端部执行器 20 的控制构件可以是导丝 50 的形式。导丝 50 可延伸穿过挠性管 12。导丝 50 可具有可操作地连接到端部执行器 20 的远侧部分，以及可操作地连接到组件 60 的近侧部分。导丝 50 可具有小于 0.1 英寸的直径，在一个实施例中，其具有约 0.024 英寸（大约 0.6mm）的直径并由淬硬钢制成。当弹簧组件 60 向远侧方向平移时，导丝 50 向远侧方向平移相同或较小的距离。当弹簧组件 60 向近侧方向平移时，导丝 50 向近侧方向平移相同或较小的距离。在所示的实施例中，旋钮 24 可操作地连接到导丝 50 的近端，从而使操作者可沿任一方向（顺时针或逆时针）旋转旋钮 24 以使导丝 50 向相同方向旋转，由此导致端部执行器 20 沿相同方向旋转。

图 3 是力限制弹簧组件 60 的放大图，示出了连接到可动握柄 30 的杆 22。如图 3 所示，从杆 22 延伸出的叉形头 23 可包括用于接收销 34 的狭槽 25。在图 3 中，一部分导丝 50 延伸穿过弹簧组件 60，以布置在组件 60 的近侧。弹簧组件 60 可包括弹簧 64、机械连接器 100、近端帽 68、远端帽 66 以及连杆或弹簧组件框架 62。

可使用力限制弹簧组件 60 限制由杆 22 的闭合而加载到导丝 50 的最大拉伸力，并可通过限制导丝 50 的最大拉伸力辅助防止对端部执行器 20 的意外损坏或施加在组织上的过量夹紧力。当在导丝 50 上的拉伸负荷达到预定量时，杆 22 的进一步闭合导致弹簧 64 压缩，从而将可动握柄 30 的进一步运动转换成存储在弹簧 64 内的势能。该情况可能发生，例如如果操作者将端部执行器 20 夹紧到非常厚或硬的组织上时。另外，弹簧组件 60 允许导丝 50 从张开构形到闭合构形变化所需平移，反之亦然。为张开和闭合端部执行器 20 导丝 50 所需的平移量当挠性管 12 相对是直的与当挠性管 12 位于患者胃肠道中弯曲时比较可略有不同。这是因为挠性管 12 中盘绕的导丝圈的弯曲可造成挠性管 12 沿其纵向轴线的有效长度轻微增加，从而导致

在导丝 50 和挠性管 12 之间小的相对运动。弹簧组件的操作在上述提到的美国专利申请 10/867501 中有更全面的描述。

现参照图 3 和图 4, 弹簧组件框架 62 可包括远端 72、近端 74 以及在其间延伸的纵向轴线 52。弹簧组件框架 62 可具有细长的箱形状并光滑抛光。弹簧组件框架 62 可由若干刚性材料中的任意一种制成, 包括金属 (例如不锈钢或铝合金), 或注塑成形的聚合物 (例如聚碳酸酯或聚醚酰亚胺)。弹簧组件框架 62 可包括用于保持弹簧 64 的弹簧箱 70 以及用于保持机械连接器 100 的机械连接器箱 76。弹簧组件框架 62 的近端 74 可包括以从框架 62 向近侧突出的翼片 80 形式的一对突起。翼片 80 可包括用于容纳销 34 从中穿过的孔 82。远端帽 66 可容纳弹簧 64 的远端并抵接弹簧组件框架 62 的远端 72 的内部。近端帽 68 可容纳弹簧 64 的近端并当可动握柄 30 在开启位置时承载框架 62 的一部分 (例如弹簧箱 70 的壁架 76 的表面)。

取决于从张开位置操作可动握柄 30 所需的初始力, 弹簧 64 可松散地保持或部分压缩在弹簧箱 70 内。弹簧 64 可是传统的压缩弹簧, 优选地由耐蚀金属 (如不锈钢) 制成。弹簧 64 的弹性率可不同, 这取决于医疗器械 10 的具体医疗应用的要求。当可动握柄 30 在闭合位置时, 挠性管 12 由于如前所述的插入患者胃肠道内而弯曲, 例如, 可如此选择弹簧 64, 以提供大致等于导丝 50 所需最大拉伸力的纵向力。

导丝 50 大约与纵向轴线 52 同轴地穿过在弹簧框架 62 远端 72 中的狭槽 84 并穿过弹簧框架组件 60。在操作过程中, 导丝 50 自由地滑动穿过远端帽 66、弹簧 64 以及近端帽 68。机械连接器 100 包括接收器 101 和可为销 120 形式的保持构件。机械连接器 100 可被固定到导丝 50 上并抵接近端帽 68。当操作者从在张开位置将可动握柄 30 致动到闭合位置时, 弹簧 64 的纵向力挤压机械连接器 100, 从而增加导丝 50 的拉伸。导丝 50 在弹簧框架 62 的翼片 80 之间向近侧延伸到远端 51, 该远端 51 可被形成为旋钮 24 的附加装置。

图 5 是机械连接器 100 的接收器 101 的俯视图, 图 6 是机械连接

器 100 的接收器 101 的端视图,图 7 是机械联接器 100 的接收器 101 的侧视图。接收器 101 可由相对较硬的材料、例如金属制成。适合的金属包括但不限于黄铜、铝或不锈钢。接收器 101 可由高强度塑料、例如填充 40%尼龙的玻璃制成。在所示的实施例中,接收器 101 是具有第一端 107 和第二端 109 的圆柱体,并且第一通道(例如导丝孔 102)沿纵向轴线 105 从第一端 107 延伸穿过接收器 101 到达第二端 109。在所示的实施例中,导丝孔 102 的邻近第一端 107 和第二端 109 的部分比在接收器 101 的中间部分大的直径,以便于机械联接器 100 的生产和组装。

接收器 101 具有光滑的外表面 103,这样接收器 101 可自由地平移和围绕弹簧组件 60 的纵向轴线旋转(见图 4)。导丝孔 102 的尺寸设定为使导丝孔 102 的在接收器 101 中间部分的部分的直径略微大于导丝 50 的直径,这样可在组装到导丝 50 上时紧密可滑动地装配。

接收器 101 还可以包括第二通道,例如位于沿接收器 101 长度大致中间位置的销孔 106。销孔 106 可从接收器 101 的外表面 103 延伸并基本上与轴线 105 垂直。可将销孔 106 定位成与导丝孔 102 成交叉关系。销孔 106 可完全延伸穿过接收器 101,如本实施例所示,或只是部分穿过接收器 101 的盲孔。销孔 106 的直径的尺寸可形成与销 120 的紧密装配(图 9),并且可具有例如大约 1.5mm 的标称直径。销 120 可具有任何合适的构造,例如但不限于钢辊销、弹簧销(提供销 120 向孔 102 内表面的沿径向向外的偏压)、实心钢销、直滚花钢销、螺旋滚花钢销、滚花钢销、六角钢销或锥形的钢销的构造。

如图 5 所示,接收器 101 可进一步包括第三通道,例如位于沿接收器 101 长度方向大致中间位置的工具孔 104。工具孔 104 可与纵向轴线 105 基本上垂直,并与销孔 106 基本上垂直。工具孔 104 可具有其尺寸可对图 8 所示工具 103 提供紧密滑动配合的直径。工具孔 104 可完全穿过接收器 101 延伸,或只是部分穿过接收器 101 为如图

7 和 8 所示的盲孔。导丝孔 102、工具孔 104 和销孔 106 可彼此基本上垂直并相互成交叉关系。孔 102、104 和 106 的纵向轴线可交叉但也可彼此偏移。

图 8 示出在将机械连接器 100 组装到导丝 50 上的方法的一个步骤过程中的接收器 101。工具 130 可以是例如安装在手扳冲床上或由手握持并与锤子等联用的钢冲头。当导丝 50 定位在导丝孔 102 内所需位置时，在孔 104 中向内推进工具 130 使导丝 50 变形。例如，可有效地用压力机将工具 130 插入工具孔 104，这样使导丝 50 变形并导致导丝形变 53。可选择地，工具孔 104 可形成有内螺纹，而工具 130 可以是有螺纹的螺丝钉的形式，从而使工具 130 可旋入孔 104 使导丝 50 变形。

工具孔 104 可延伸入接收器 101，仅进入深到造成导丝变形部分 53 所需的深度，从而在工具 130 移出工具孔 104 后马上可将销 120 压入销孔 106 中。在一个实施例中，工具孔 104 伸出工具孔 104 和导丝孔 102 的交叉点的距离大于或等于导丝 50 的直径和导丝孔 102 的直径，从而使导丝 50 的变形部分移动的距离大于或等于导丝 50 的直径，并大于或等于导丝孔 102 的直径。如果需要，工具 130 可包括用于接收销 120 的通孔，从而一旦销 120 压入销孔 106 并穿过工具 130 中的孔，工具 130 可由销 120 保持在接收器 101 中。

销 120 一旦压入销孔 106 中，就保持导丝变形部分 53 并沿导丝 50 的长度方向使接收器保持在所需位置，从而将接收器 101 锁在导丝 50 上。工具孔底部 111 可有钻头形状、半球形状、平面形状或其它形状。在一个实施例中，导丝 50 由淬硬弹簧钢制成，而接收器 101 由例如黄铜的较软材料制成，这样在导丝 50 和接收器 101 之间的位于导丝孔 102 和工具孔 104 交叉点上的界面 113 的变形可帮助导丝 50 装在接收器 101 中。外表面 103 上的平面 112 可在导丝 50 装配到接收器 101 上的过程中，在工具 130 有效地插入工具孔 104 时，帮助将接收器 101 稳定在工作表面。

将机械连接器 100 组装到导丝 50 方法的可包括如下步骤。装配

者将导丝 50 穿过接收器 101 的导丝孔 102 插入并在导丝 50 上确定接收器 101 的所需纵向位置。在导丝 50 上确定接收器 101 的所需纵向位置可通过下列实现，例如定位接收器 101 的第一端 107 与挠性管 12 的近端 14 为预定距离，而端部执行器 20 在闭合位置。装配者接着将工具 130 插入工具孔 104，形成导丝变形部分 53。装配者接着将工具 130 从工具孔 104 移出，并立即将销 120 压入接收器 101 的销孔 106 中，从而销 120 保持导丝 50 的变形结构，这样防止当对导丝 50 施加张力时导丝变形部分 53 变直。对于如图 4 所示弹簧组件 60，可首先将远端帽 66、弹簧 64 和近端帽 68 捕获于导丝 50 上，然后在导丝 50 上组装机械连接器，以形成接着将被定位入弹簧组件框架 62 中的部件，并最后组装入致动器 18 中。

导丝变形部分 53 与销 120 互锁，从而机械连接器 100 可从致动器 18 向导丝 50 传递纵向力（拉伸或压缩）或转动。在图 1 所示实施例中，端部执行器 20 在导丝 50 中需要拉伸力来闭锁到组织上，压缩力来打开，以及在任意方向的转动力，以在相同方向旋转。对于其中机械连接器 100 向导丝 50 传递纵向力的应用，接收器 101 的外表面 103 可作为滑动支承面，其与弹簧组件框架 62 的箱 76 界面连接。对于其中机械连接器 100 向导丝 50 传递转动力的应用，外表面 103 可作为可旋转的支承面，其与箱 76 和力限制组件 60 的近端帽 68 界面连接。

在上述将机械连接器 100 组装到导丝 50 上的方法中，可提供在组装过程中将接收器 101 和导丝 50 约束在所需位置的夹具。虽然本发明已经描述为与单根导丝联用，本领域技术人员应该理解机械连接器 100 同样可组装到两个或多根导丝上。可用短的管材，套住一根或多根导丝。例如，两根或多根导丝可装入短的管材内，可将管的长度（与在管内的导丝一起）定位在接收器内并用工具 130 使之变形。另外，尽管所示的控制构件为一控制导丝 50，其它适合的控制构件可以是条带、管、杆、电缆或绳索的形式，并可由包括金属、聚合物以及天然或人造纤维的各种材料中的一种或多种结合制成。

虽然本发明已示例性的描述为挠性内窥镜夹具施放器,但本申请并不意图约束或限制后附权利要求的精神和范围为此细节。在不背离本发明的范围的情况下,本领域技术人员可进行很多其它变化,改变和置换。本发明可应用于多种其它类型医疗器械,包括与控制构件机械连接以用于传递机械力的致动器。另外,与本发明相关联的每个元件的结构可选择性地描述为用于提供由该元件实施的功能的部件。应该理解,只是以举例的方式提供前述描述,在不背离本发明后附的权利要求的范围和精神的情况下,本领域技术人员可进行其它修改。

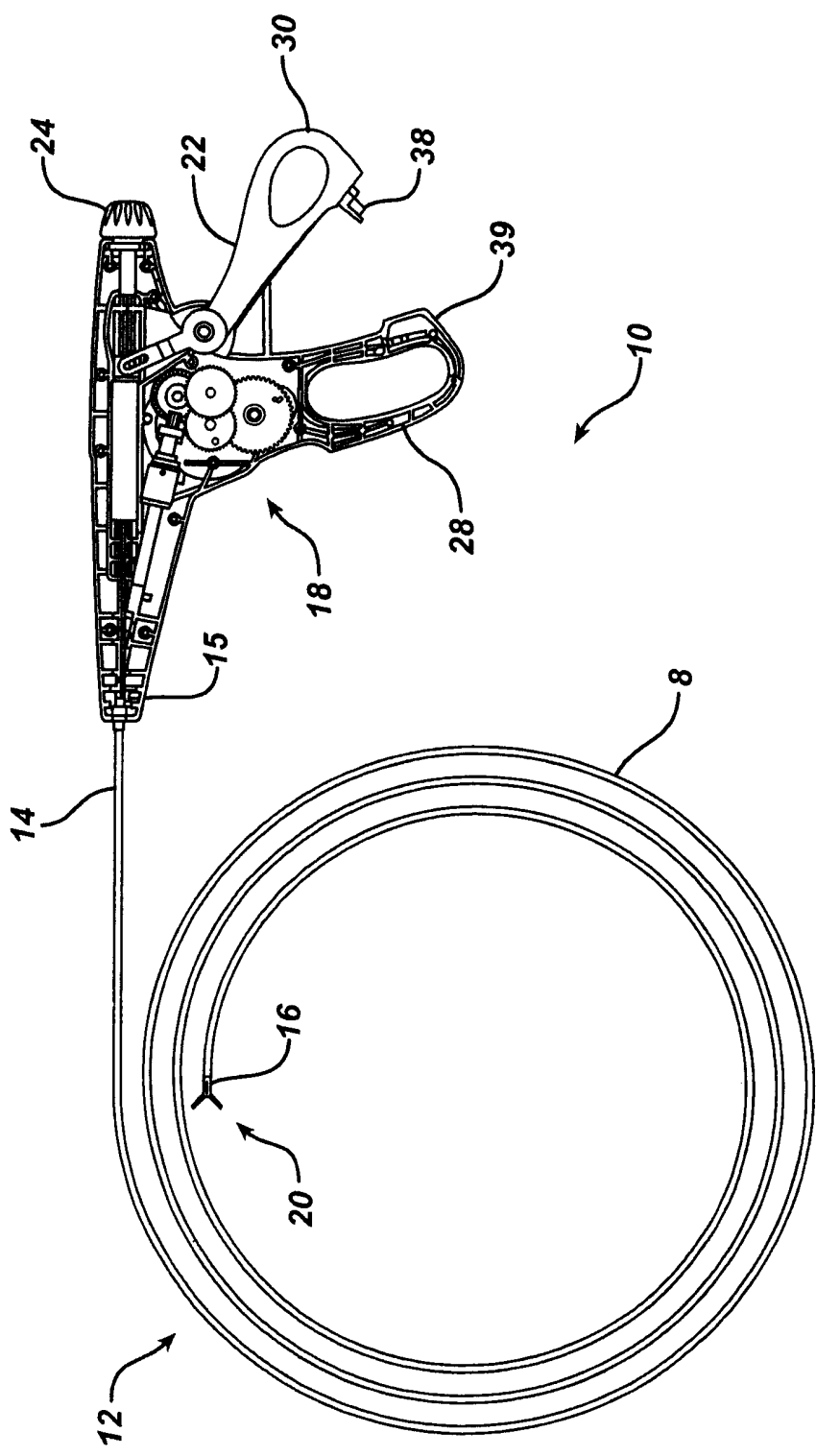


图 1

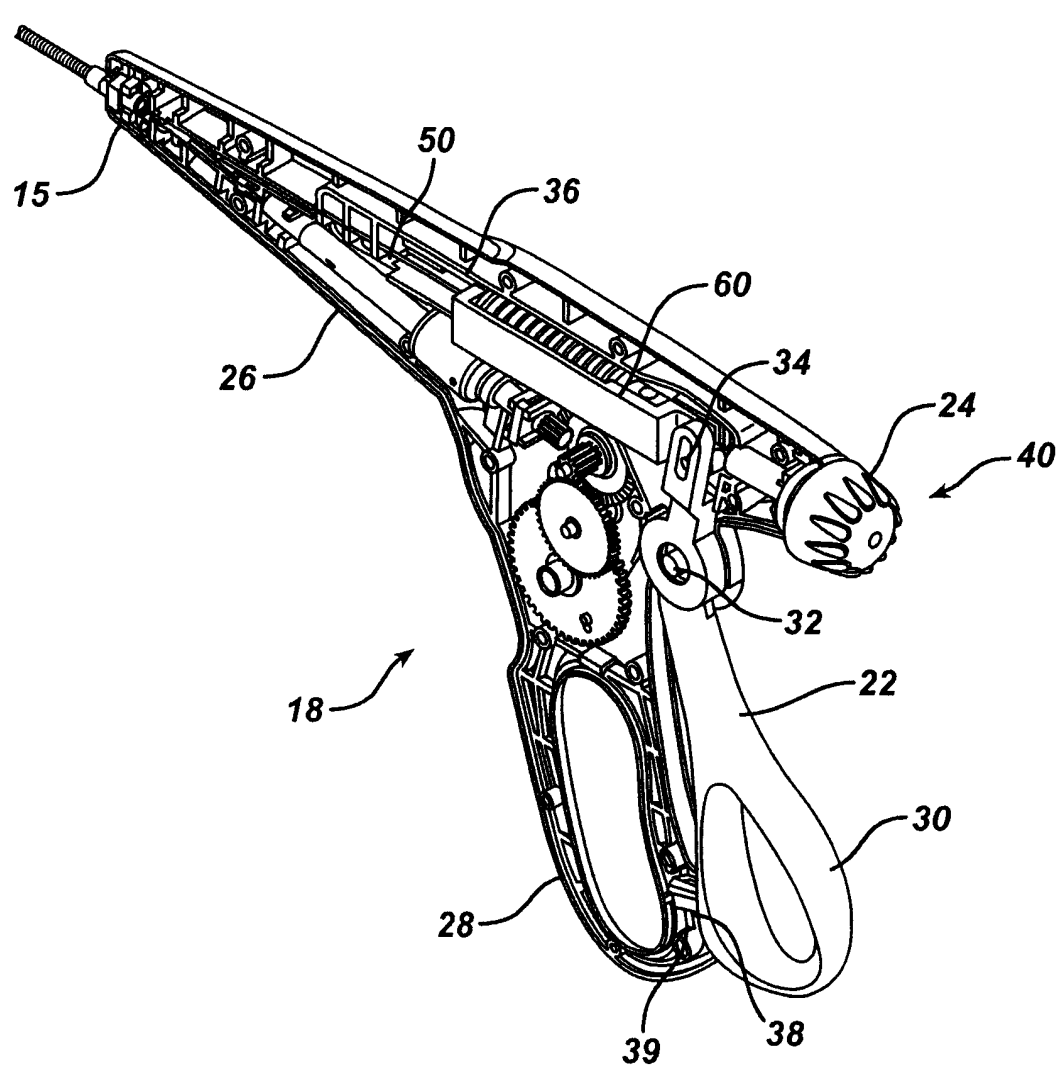


图 2

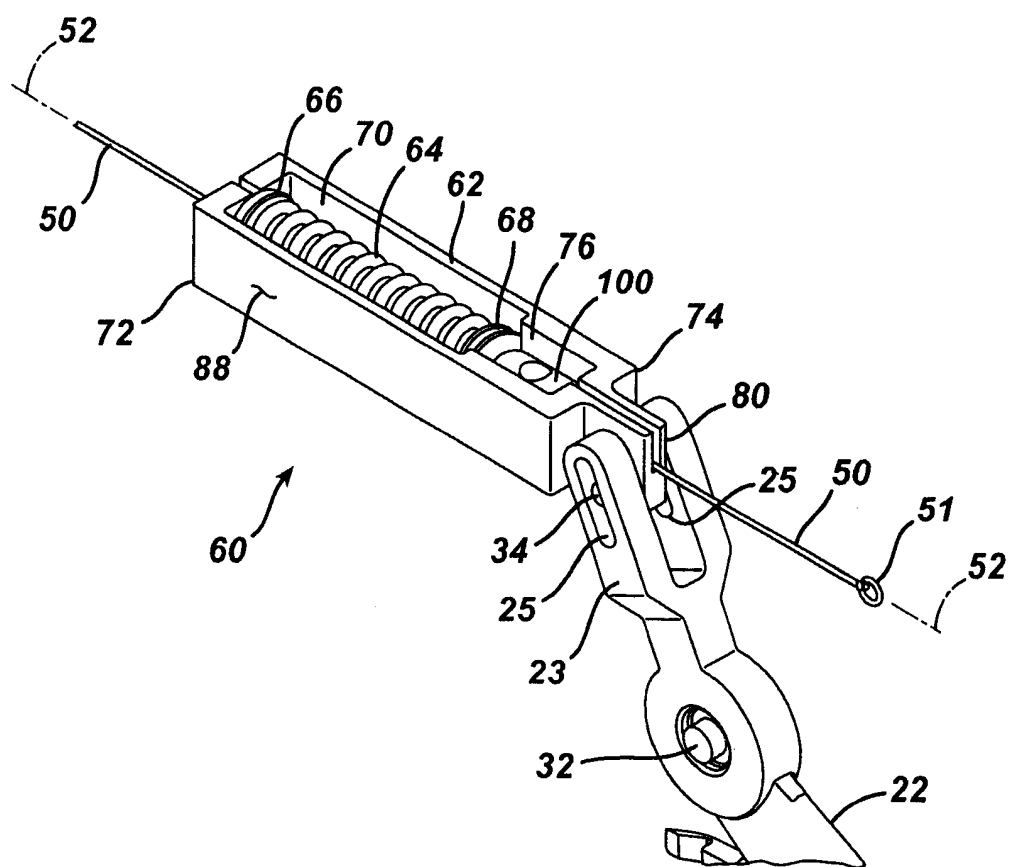


图 3

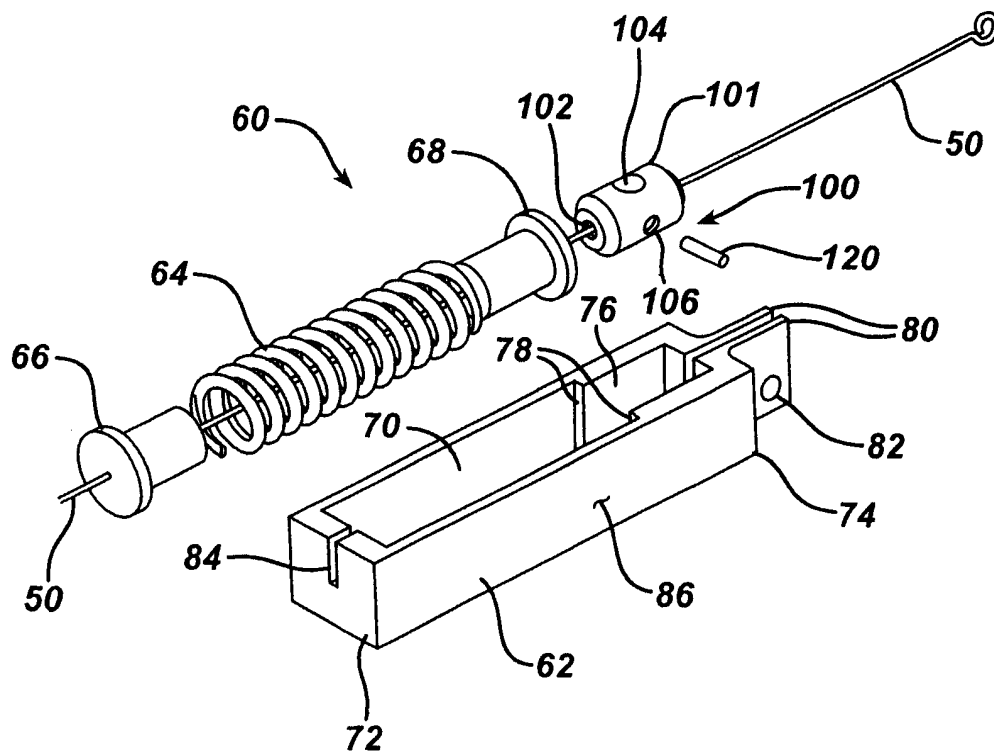


图 4

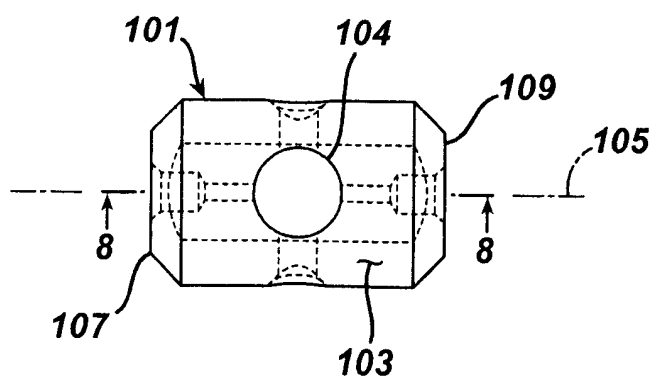


图 5

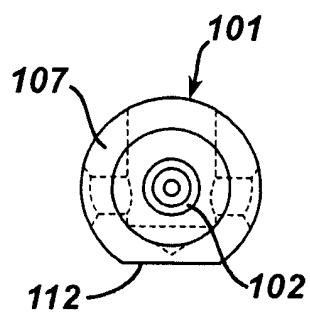


图 6

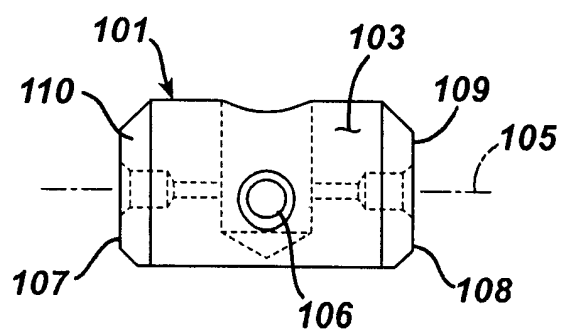


图 7

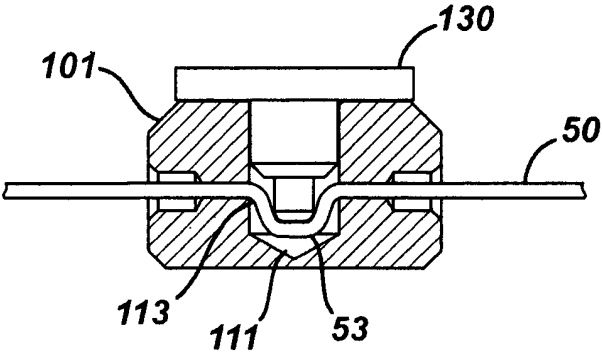


图 8

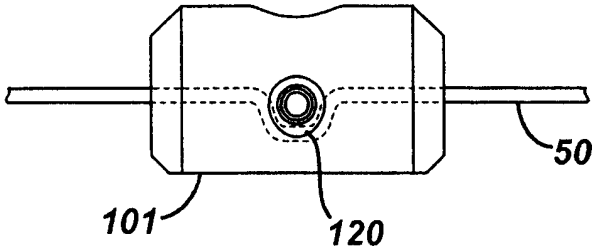


图 9