



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102171006 B

(45) 授权公告日 2015. 05. 20

(21) 申请号 200980138654. 8

(22) 申请日 2009. 09. 02

(30) 优先权数据

12/286, 644 2008. 09. 30 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2011. 03. 30

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2009/055727 2009. 09. 02

(87) PCT国际申请的公布数据

W02010/039387 EN 2010. 04. 08

(73) 专利权人 直观外科手术操作公司

地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 G·普里斯科

(74) 专利代理机构 北京纪凯知识产权代理有限公司

公司 11245

代理人 赵蓉民

(51) Int. Cl.

B25J 9/10(2006. 01)

(56) 对比文件

US 2005277875 A1, 2005. 12. 15,

审查员 陈春苹

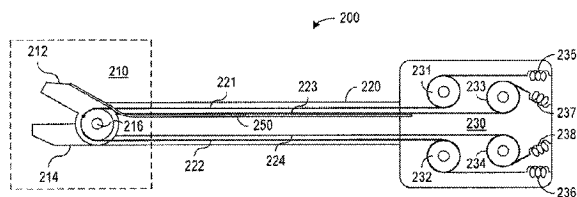
权利要求书3页 说明书9页 附图4页

(54) 发明名称

用于外科器械的无源预载和绞盘驱动

(57) 摘要

本发明公开一种自动医疗系统,该自动医疗系统利用连接于绕绞盘缠绕的腱的无源预载系统以控制该腱中的松弛的张力。该无源预载系统能够利用弹簧或其他结构对腱施加张力。当需要腱拉动该器械的结构构件时该绞盘可以由电机驱动。例如,为了施加夹紧压力或克服阻力运动该结构构件,绞盘摩擦可以产生腱张力,该张力是由无源预载系统施加的张力的许多倍。但是当不需要腱对构件施加力时,可以释放绞盘,以便弹簧系统提供足够的张力来防止腱横向移动或其他运行故障。在松弛的腱中的小张力能够减少腱摩擦,特别是在具有柔性轴的器械中。



1. 一种外科器械,包括
轴;

安装在所述轴的远端的构件,所述构件安装成允许所述构件相对于所述轴运动;

连接于所述轴的近端的机构,所述机构包括第一绞盘和第一无源预载系统,所述第一绞盘相对于所述第一无源预载系统横向固定,其中所述第一绞盘绕旋转轴线自由转动并且具有连接部分,通过所述连接部分电机能够连接于并转动所述第一绞盘;和

第一腱,所述第一腱沿着所述轴延伸,所述第一腱具有第一端、第二端和在它们之间延伸的中间部分,其中所述第一端连接于所述构件,所述中间部分绕所述旋转轴线缠绕所述第一绞盘,并且所述第二端连接于所述第一无源预载系统。

2. 根据权利要求 1 所述的器械,其中所述第一无源预载系统包括弹簧元件,所述弹簧元件通过压缩或伸长来对所述腱施加力。

3. 根据权利要求 2 所述的器械,其中所述弹簧元件选自线性弹簧、螺旋弹簧和板弹簧。

4. 根据权利要求 1 所述的器械,其中所述第一无源预载系统包括恒力弹簧。

5. 根据权利要求 1 所述的器械,其中所述第一无源预载系统包括半径可变的滑轮和弹簧元件。

6. 根据权利要求 1 所述的器械,其中所述第一无源预载系统包括柔顺构件,所述柔顺构件通过压缩或伸长来对所述腱施加力。

7. 根据权利要求 6 所述的器械,其中所述柔顺构件选自悬臂梁和弹性带。

8. 根据权利要求 1 所述的器械,还包括:

耦合到所述构件的第一接头以便所述构件相对于接头被机械地约束为一个运动自由度;

在所述机构中的第二无源预载系统;

在所述机构中的第二绞盘,其中所述第二绞盘自由转动并且具有连接部分,通过所述连接部分第二电机能够连接于并转动所述第二绞盘;以及

第二腱,所述第二腱沿着所述轴延伸并且绕所述第二绞盘缠绕,所述第二腱具有连接于所述构件的第一端和连接于所述第二无源预载系统的第二端;其中所述第一腱和所述第二腱作用在所述构件上以沿着相反方向产生运动。

9. 根据权利要求 1 所述的器械,其中所述构件相对于接头被机械地约束为两个运动自由度,并且其中所述器械还包括:

第二绞盘;

第二无源预载系统;

第二腱,所述第二腱沿着所述轴延伸并且绕所述第二绞盘缠绕,所述第二腱具有连接于所述构件的第一端和连接于所述第二无源预载系统的第二端;

第三绞盘;

第三无源预载系统;以及

第三腱,所述第三腱沿着所述轴延伸并且绕所述第三绞盘缠绕,所述第三腱具有连接于所述构件的第一端和连接于所述第三无源预载系统的第二端;其由

所述第一腱和所述第二腱作用在所述构件上以沿着所述构件的第一自由度产生双向运动,并且所述第一腱和所述第三腱作用在所述构件上以沿着所述构件的第二自由度产生

双向运动。

10. 根据权利要求 1 所述的器械,其中所述轴是柔性的。

11. 根据权利要求 1 所述的器械,还包括连接于所述机构并且沿着所述轴延伸的壳鞘,其中所述第一腱在所述壳鞘里面沿着所述轴行进。

12. 根据权利要求 1 所述的器械,其中所述第一绞盘的旋转轴线垂直于所述轴。

13. 根据权利要求 1 所述的器械,其中所述第一绞盘的旋转轴线平行于所述轴。

14. 根据权利要求 1 所述的器械,其中所述第一绞盘的所述连接部分包括可分离的连接机构,所述连接机构包括弹簧加载的伸出部分,所述弹簧加载的伸出部分被成形为适合安装到电机小齿轮的狭槽中。

15. 根据权利要求 1 所述的器械,其中所述第一绞盘的所述连接部分包括孔,所述孔的尺寸做成对插入所述孔中的电机小齿轮提供摩擦连接,其中所述第一绞盘是足够柔性的,使得所述第一腱绕所述绞盘的拉紧增加所述绞盘和所述小齿轮之间的摩擦。

16. 一种自动外科系统,包括:

包含第一驱动电机的对接端口;和

第一器械,所述第一器械包括:

轴;

安装在所述轴的远端的构件,所述构件安装成允许所述构件相对于所述轴运动;

连接于所述轴的近端的机构,所述机构包括第一绞盘和第一无源预载系统,所述第一绞盘相对于所述第一无源预载系统横向固定,其中所述第一绞盘绕旋转轴线自由转动并且所述第一绞盘具有连接部分,通过所述连接部分所述第一驱动电机连接于并能够转动所述第一绞盘;和

第一腱,所述第一腱沿着所述轴延伸,所述第一腱具有第一端、第二端和在它们之间延伸的中间部分,其中所述第一端连接于所述构件,所述中间部分绕所述旋转轴线缠绕所述第一绞盘,并且所述第二端连接于所述第一无源预载系统。

17. 根据权利要求 16 所述的系统,其中:

所述对接端口还包括第二驱动电机;并且

所述第一器械还包括:

容许所述构件的第一运动自由度的接头;

在所述机构中的第二无源预载系统;

在所述机构中的第二绞盘,其中所述第二绞盘具有连接部分,通过所述连接部分所述第二驱动电机连接于并且能够转动所述第二绞盘,以及

第二腱,所述第二腱沿着所述轴延伸,并且绕所述第二绞盘缠绕,所述第二腱具有连接于所述构件的第一端和连接于所述第二无源预载系统的第二端;其中所述第一和第二腱作用以在所述构件的所述第一运动自由度中沿着相反的方向移动所述构件。

18. 根据权利要求 17 所述的系统,还包括执行程序的计算机系统,所述程序实施用于操作所述第一器械的过程,其中所述过程包括运行第一驱动电机,以对所述第一绞盘施加转矩以拉进所述第一腱,同时容许所述第二绞盘自由转动。

19. 根据权利要求 18 所述的系统,其中所述第一器械还包括测量所述构件的位置的传感器,当使所述构件运动时所述计算机系统利用来自所述传感器的信息作为用来控制所述

第一驱动电机和所述第二驱动电机的反馈。

20. 根据权利要求 19 所述的系统,其中所述计算机系统利用来自所述传感器的信息选择所述第一驱动电机施加于所述第一绞盘的转矩。

21. 一种用于操纵外科器械的方法,所述外科器械包括被接合的构件、第一腱和第二腱,所述第一腱被连接成沿着所述被接合的构件的运动自由度在一个方向上移动所述被接合的构件,所述第一腱具有第一端、第二端和在它们之间延伸的中间部分,其中所述第一端连接于所述构件,所述中间部分绕第一绞盘的旋转轴线缠绕第一绞盘,并且所述第二端连接于第一无源预载系统,所述第一绞盘相对于所述第一无源预载系统横向固定,所述第二腱被连接成沿着所述被接合的构件的运动自由度在相反方向上移动所述被接合的构件,所述方法包括:

对缠绕有所述第一腱的第一绞盘施加第一转矩;并且

同时,释放缠绕有所述第二腱的第二绞盘,以便连接于自所述第二绞盘延伸的所述第二腱的端部的无源预载系统控制所述第二腱中的张力。

22. 根据权利要求 21 所述的方法,还包括:

对所述第二绞盘施加第二转矩;和

在施加所述第二转矩的同时,释放所述第一绞盘,以便连接于自所述第一绞盘延伸的所述第一腱的端部的无源预载系统控制所述第一腱中的张力。

23. 根据权利要求 21 所述的方法,其中对所述第一绞盘施加所述第一转矩包括运行被机械地连接以转动所述第一绞盘的电机。

24. 根据权利要求 21 所述的方法,还包括:

检测所述被接合的构件的位置;和

根据检测到的所述被接合的构件的位置和期望的所述被接合的构件的位置之间的差选择所述第一转矩。

用于外科器械的无源预载和绞盘驱动

技术领域

背景技术

[0001] 自动（正如这里所用的，术语“机器人”或“自动”等包括远程操作或远程自动方面）控制器械是已知的并且经常用于微创医疗手术中。图 1 示出器械 100 的示例，其具有简化结构以图示说明当前的一些自动控制医疗器械的基本工作原理。器械 100 包括在轴 120 的远端的工具或端部实施器（effector）110。轴 120 的近端连接于传动装置或驱动机构 130，该传动装置或驱动机构 130 有时候叫做后端机构 130。在医疗手术期间，端部实施器 110 和轴 120 的远端能够通过病人的小切口或自体孔插入，以将端部实施器 110 定位在病人的手术部位。如图所示的端部实施器 100 包括可以用在手术部位的钳爪 112 和 114，钳爪 112 和 114 用于夹持、抓握、切割或其他目的。其他类型的端部实施器，例如，解剖刀、线环和烧灼器械是已知的，并且能够可替换地安装在轴 120 的远端。通常，外科器械还包括在轴 120 远端的肘节机构（未示出），以提供额外的运动自由度，用于定位、定向以及使用端部实施器 110。

[0002] 可以是绞合线缆、杆、管或类似结构的腱 121 和 122 从后端机构 130 延伸通过轴 120 并且连接于端部实施器 110。典型的外科器械还应当包括额外的腱（tendon）（未示出），该额外的腱将后端机构 130 连接于端部实施器 110 的或肘节机构的其他结构构件，以便在手术部位进行想要的手术后端机构 130 能够操纵该腱，以操作端部实施器 110 和/或肘节机构。图 1 示出以销接头结构连接于钳爪 112 的两个腱 121 和 122，其中钳爪 112 安装成用于绕枢轴销 116 旋转。为了能够顺时针和逆时针旋转钳爪 112，腱 121 以绕枢轴销 116 的力矩臂作用于钳爪 112 上，以便拉动腱 121，使转矩在图 1 的视图将顺时针转动钳爪 112。类似地，腱 122 以力矩臂施加作用，以便拉动腱 122，使转矩在图 1 的视图将逆时针转动钳爪 112。因此通过拉进一个腱 121 或 122 的一定长度并且同时释放另一个腱 121 或 122 的相同的长度提供给钳爪双向致动。不同于销接头的机构是已知的并且能够被设计为通过拉进一个腱 121 或 122 的一定长度并且同时释放另一个腱 121 或 122 的相等并且相反的长度提供远端接头的双向致动。例如，Cooper 等人的名称为“Surgical Tool Having Positively Positionable Tendon-Actuated Multi-Disk Wrist Support”的美国专利 6,817,974 号（2002 年 6 月 28 日提交）和 Wallace 等人的名称为“Surgical Tools For Use In Minimally Invasive Telesurgical Applications”的美国专利 6,394,998 号（1999 年 9 月 17 日提交），这两个专利都公开了一些已知的医疗器械结构，其中致动需要拉一个或更多个腱同时释放另一个或更多个腱的一定长度，这两个专利结合于此供参考。

[0003] 例如，由于腱 121 和 122 有可能脱离使腱 121 和 122 的路线沿着器械 100 的导向体或滑轮（未示出），因此腱 121 和 122 的松弛能够引起运转故障。松弛还能够引起器械的跳跃性的或不可预计的运动。为了在使钳爪 112 运动时避免腱 121 或 122 松弛，后端机构 130 运行以释放一个腱 121 或 122 的一定长度，同时卷绕另一个腱 121 或 122 相等的长度。腱 121 和 122 能够连接于同一个绞盘 132 但是沿相反的方向缠绕，从而当驱动电机（未示出）

转动绞盘 132 时提供希望的腱 121 和 122 的运动。在端部实施器具有由多个腱控制的多个自由度的情况下,例如,如在美国专利 6,394,998 和 6,817,974 号中所公开的,后端机构可以包括不同于绞盘的机构,以执行释放和卷绕腱的有关长度的功能,以便当远端接头转动时避免腱松弛。可以看到,腱 121 和 122 可以是两个分开的元件,或者它们可以是具有绞盘致动器的封闭环形元件的一部分,例如,在 Madhani 等人的名称为“Articulated Surgical Instrument For Performing Minimally Invasive Surgery With Enhanced Dexterity And Sensitivity”的美国专利 7,316,681B2(2005 年 10 月 4 日提交)中所描述的,其结合于此供参考。

[0004] 避免松弛还可以要求腱 121 和 122 预先张紧,特别当端部实施器 110 可以用于推和拉,夹持、抓握或遇到阻力的其他动作时。具体地,后端机构 130 可以对腱 122 施加张力以使钳爪 112 夹紧在钳爪 112 和 114 之间的物质上。增加腱 122 的张力引起较高的夹紧力,但是也使腱 122 拉伸。为了防止腱 122 的拉伸引起腱 121 的相应的松弛量,可以用拉伸腱 121 的张力预先加载腱 121。例如,假定腱 121 和 122 是相同的,可以用大约等于或大于在腱 122 中所用的最大夹持张力的张力预先加载腱 121。结果,腱 121 被预先加载的张力拉伸,并且当施加夹持力时,腱 122 的拉伸减少腱 121 中的张力,使腱 122 能够紧缩而不变松。

[0005] 在腱中预先加载的张力能够增加后端机构操作器械所必须施加的力。具体地,在腱在导向体或坚固表面上滑行的地方,张力增加摩擦力。还有,如果轴 120 是柔性管,例如可采用该柔性管以遵循病人体内的自体腔,那么预先加载的张力在腱 121 和 122 接触轴 120 的弯曲表面的位置引起摩擦。在所有的上述情况下,增加的摩擦很快使得难于精确控制端部实施器 110 的运动,并且能够导致在外科手术期间对例如组织、缝合线、针的不精确操纵。而且,在医疗器械的腱中预先加载适当张力还会增加医疗器械制造工艺的复杂性。因此,期望能够避免驱动腱时出现的松弛而不需要高预载张力的医疗器械。

发明内容

[0006] 根据本发明的一方面,无源预载系统(例如基于弹簧的机构)连接于绕绞盘缠绕的腱,使得无源预载系统能够控制腱中的松弛的张力。当腱需要拉动器械的结构构件时,该绞盘可以用电机驱动。例如,当施加夹紧压力或克服阻力移动结构构件时,绞盘摩擦能够在腱中产生张力,该张力是无源的预载张力的许多倍。但是,当腱不需要对构件施加力时,通过调零或释放由驱动电机施加在绞盘上的转矩,绞盘可以有效并且快速地变成自由转动,以便无源预载系统控制腱张力并且能够提供刚好足够的张力,以防止腱脱离轨道或其他运行故障。应当指出,当绞盘被释放时,由于腱不是永久地连接于绞盘,腱能够容易在绞盘上滑动。换句话说,力在绞盘和腱之间仅仅通过摩擦交换。在松弛的腱中减少的张力能够减少腱摩擦,特别是在具有弯曲的或柔性的轴的器械中。利用连接于无源预载系统中的腱操作器械的两种模式包括其中电机使缠绕有腱的绞盘转动,因而拉动该腱的模式,和其中绞盘被释放并且腱张力匹配无源预载系统的张力的模式。通过控制由驱动电机输出的转矩系统能够在这两种操作模式中快速转换并且因此具有很大的带宽转矩控制。

[0007] 本发明的一个具体实施例是外科器械。该外科器械包括轴、安装在该轴远端的构件,连接于该轴近端的机构以及腱。该构件可以是连接件(link)、或端部实施器的钳爪,或连接在一起的一组连接件;并且该构件安装成允许该构件相对于该轴运动。该机构包括绞

盘和诸如弹簧系统的无源预载系统。该绞盘通常能够自由转动并且具有连接部分,通过该连接部分电机能够连接于该绞盘并转动该绞盘。腱具有连接于该构件的第一端,沿着该轴延伸,绕绞盘缠绕,并且具有连接于无源预载系统的第二端,该无源预载系统控制腱中的松弛的张力。

[0008] 本发明另一个具体的实施例是自动外科系统。该自动外科系统包括电机和通过对接口连接于该电机的器械。该自动外科系统还可以包括保持该电机单元的铰接臂和该对接端口。该器械通常包括轴;安装在该轴远端的构件,连接于该轴近端的后端机构以及腱。该构件安装成允许该构件相对于该轴运动。该后端机构包括绞盘和无源预载系统。该绞盘在对接端口中连接于驱动电机,因此该驱动电机能够转动该绞盘。该腱具有连接于该构件第一端,沿着该轴延伸,绕绞盘缠绕,并且具有连接于无源预载系统的第二端。

[0009] 本发明的又一个实施例是用于操纵外科器械的方法,该外科器械包括可运动的构件、连接成用于沿着一个方向使该构件运动的第一腱,和连接成用于沿着另一个方向使该构件运动的第二腱。该方法包括:对第一腱绕其缠绕的第一绞盘施加转矩;同时,使第二腱绕其缠绕的第二绞盘没有电机转矩,以便连接于自第二绞盘延伸的第二腱的无源预载系统控制第二腱中的张力。

附图说明

[0010] 图 1 示出常规的自动控制医疗器械的简化版本。

[0011] 图 2A 和 2B 示出根据本发明实施例的医疗器械,其利用弹簧和绞盘摩擦来保持器械中的最小腱张力。

[0012] 图 3A 示出根据本发明实施例的将驱动电机连接于绞盘的系统。

[0013] 图 3B 示出根据本发明实施例的系统,其中用于多个腱的绞盘接合电机单元。

[0014] 图 4 是示意示出本发明实施例的分解图,该实施例利用三个绞盘控制具有两个自由度的器械肘节或接头,这两个自由度对应于绕两个垂直轴线的旋转。

[0015] 图 5A 和 5B 示出本发明的实施例,该实施例利用恒力弹簧系统保持松弛的腱中的恒定腱张力。

[0016] 图 6 示出根据本发明实施例的医疗器械,该医疗器械在柔性轴的远端具有实施器。

[0017] 图 7A 和 7B 示出本发明的实施例的利用驱动电机的医疗器械的侧视和透视图,该驱动电机具有平行于该器械的轴的多个轴。

[0018] 图 8 示出自动控制系统,根据本发明实施例的医疗器械能够安装在系统中,用于进行医疗手术。

[0019] 在不同的附图中用相同的参考标记表示相似的或相同的物件。

具体实施方式

[0020] 根据本发明的一方面,一种外科器械,通过绕能够自由旋转的绞盘缠绕腱并且将腱的一端连接于诸如弹簧系统的无源预载系统,能够避免腱松弛并且在松弛的腱中保持比较低的张力。当操作该外科器械时,腱和绞盘之间的摩擦使驱动电机能够转动该绞盘以卷绕腱的一定长度,并且绞盘摩擦能够对腱施加最大张力,该张力按指数规律地取决于绕该

绞盘缠绕腱的总角度。来自该无源预载系统的力,例如,来自弹簧的弹力和松弛腱中的张力因此能够保持相对低,同时为了夹紧或克服阻力移动该器械仍然能够产生所需要的大张力。当作用在绞盘上的电机转矩为零时,该绞盘能够自由转动,并且无源预载系统能够拉进腱并防止腱变松。小的松弛张力能够减小操纵该器械所需要的力和腱摩擦,腱摩擦尤其能够在具有弯曲或柔性轴的医疗器械中引起问题。

[0021] 图 2A 和 2B 分别示出根据本发明实施例的医疗器械 200 的俯视图和侧视图。医疗器械 200 包括在轴 220 远端的端部实施器 210,该端部实施器 210 连接于后端机构 230。在所示的实施例中端部实施器 210 包括钳爪 212 和 214,该钳爪 212 和 214 两者安装成能够实现钳爪 212 和 214 的相对运动。钳爪 212 和 214 可以具有选择的形状,用于该实施器 210 预定的具体手术。例如,钳爪可以被成形为用作任何希望类型的钳子,或可以包括使实施器 210 能够用作剪刀的刀片。钳爪 212 和 214 材料和结构通常可以根据器械 200 的具体用途进行选择,并且许多合适的实施器结构是已知的或可以研制。

[0022] 钳爪 212 连接于第一对腱 221 和 222,而钳爪 214 连接于第二对腱 223 和 224,每对腱 221 和 222,或 223 和 224 可以是连续腱的部分,该连续腱具有例如通过粘结剂或通过位于钳爪 212 和 214 的凹槽中的褶皱 (crimp) 连接于钳爪 212 或 214 的点。在典型的实施例中,在器械 200 中,额外的腱 (未示出) 将连接于提供额外自由度的肘节机构或接头 (未示出),该额外的运动自由度用于定位以及取向端部实施器 210。

[0023] 腱 221、222、223 和 224 在被后端机构 230 拉动时对钳爪 212 和 214 施加力和转矩,并且可以具有适合于该任务的任何结构。例如,腱可以由金属、聚合物或其他材料制造的绞合线缆、金属丝、杆或管。在示例性的实施例中,腱 221、222、223 和 224 包括能够熔焊至管的绞合线缆部分,其中在希望腱明显弯曲或柔性的情况下使用绞合线缆,在另外的情况下使用管以减少腱的拉伸。在另一个实施例中,特别有用的是,当轴 220 是柔性的时,腱 221、222、223 和 224 可以用纺织的聚合物材料制造并且在各个壳鞘 (未示出) 内延伸。

[0024] 图 2A 和 2B 示出在腱 221、222、223 和 224 连接于枢轴接头结构的示例性实施例,其中钳爪 212 和 214 的相对运动对应于钳爪 212 和 214 绕枢轴销 216 的独立的转动。这种接头结构仅仅是一个示例,并且响应施加于腱 221、222、223 和 224 的张力,用于移动外科器械的构件的其他机构是已知的,并且能够用于本发明的可替换实施例中。例如,平面的、柱形的或球形的滚动接头能够对端部实施器 210 中的钳爪 212 和 214 提供类似的运动自由度,或者棱柱线性接头或滑动件可以用在端部实施器 210 中,以提供线性双向的运动自由度。

[0025] 轴 220 是空心管,腱 221、222、223 和 224 延伸通过该空心管。轴 220 可以是刚性的或柔性的。例如,如果在医疗手术期间该器械 200 想要通过直插管插入,轴 220 可以是刚性的不锈钢管,但是如果器械 200 想要沿着自体腔的可变的路径而行,则轴 210 需要是柔性的。在通常的结构中,为了与一些现有的插管一起使用,轴 220 可以具有大约 5mm 或 8mm 的直径,或者可以具有数十厘米量级的长度。在轴 220 是柔性轴的情况下,腱可以以 Bowden 线缆排布形式在壳鞘里面延伸 (即如同自行车线缆)。正如这里所用的,术语“柔性的”包括连续柔性的元件 (例如,沿着其长度在每个点弯曲的橡胶管) 和受约束的一系列短的、不连续的连接件 (link),其使该连接件能够近似于连续的柔性单元的运动 (例如一系列蛇形的导管 (vertebrae))。

[0026] 后端机构 230 连接于轴 220 的近端并且用作将驱动电机 (例如,图 2B 中的驱动电

机 242 和 244) 的转动转变成端部实施器 210 的运动的传动机构。后端机构 230 具体操纵腱 221、222、223 和 224, 以操作端部实施器 210, 并且可以额外地能够转动或移动轴 220, 以改变端部实施器 210 的定向或位置。在所示的实施例中, 后端机构 230 包括每个腱 221、222、223 或 224 一个的绞盘 231、232、233 或 234。根据本发明的一方面, 每个腱 221、222、223 或 224 围绕对应绞盘 231、232、233 或 234 缠绕设定的缠绕角度 (可小于一整圈或大到一圈或更多圈), 并且具有从该绞盘 231、232、233 或 234 延伸的端部。腱 221、222、223 和 224 不需要永久连接于绞盘 231、232、233 和 234, 并且可以能够相对于绞盘 231、232、233 和 234 滑动。

[0027] 腱 221、222、223 和 224 的端部连接于无源预载系统 (passive preload system), 无源预载系统在这里实施为线性螺旋弹簧 235、236、237 和 238, 它们能够固定于后端机构 230 的壳体或机架。弹簧 235、236、237 和 238 被偏置 (例如拉伸) 使得弹簧 235、236、237 和 238 在外科器械 200 的整个运动范围内对各自连接的腱 221、222、223 和 224 施加非零的力。由于这种结构, 当绞盘 231、232、233 和 234 自由转动时, 对应的弹簧 235、236、237 或 238 控制相关腱 231、232、233 或 234 中的张力, 并且通过拉进需要的长度的腱 231、232、233 或 234 来避免松弛。腱 221、222、223 和 224 不需要大于用于操纵外科器械 200 所用的最大张力的预先加载的张力。

[0028] 更一般而言, 每个无源预载系统可以是能够对腱的自由端施加力同时使腱端部能够移置的任何结构或系统。该预载系统是无源的, 其中该系统不需要响应控制或反馈系统。这种系统能够用如图 2A 和 2B 所示的线性螺旋弹簧, 或用其他的弹簧元件, 例如旋转螺旋弹簧、板弹簧或诸如弯曲的梁、悬臂梁或弹性带的柔顺构件。而且, 弹簧元件或柔顺构件可以通过伸长或压缩工作, 以对连接的腱的端部直接或间接地施加力。可以可替换地采用用于施加希望的力的其他方法, 例如使用配重或磁铁的系统。除了力源之外, 无源预载系统可以包括机械元件, 该机械元件引导或控制施加于被连接的腱的力的大小。

[0029] 可以用驱动电机操纵端部实施器 210, 该驱动电机受到人工输入 (例如, 主从伺服控制系统中的主控制输入) 和在自动控制系统中被执行的软件的主动控制。具体地, 设置在控制系统的对接端口 (未示出) 中的四个驱动电机可以分别连接于图 2A 的绞盘 231、232、233 和 234。图 2B 示出连接于绞盘 232 和 234 的两个驱动电机 242 和 244。绞盘 231、232、233 和 234 在后端机构 230 中的取向对于器械 200 的位置或结构不需要具有特别固定的关系。因此, 使电机能够转动或对绞盘施加转矩的任何机械连接可以用来将电机 242 和 244 连接于后端机构 230 中的绞盘 232 和 234。

[0030] 后端机构 230 可以通过无菌屏障可拆卸地连接于包括电机 242 和 244 的电机单元, 并且器械 200 能够设计为一次性的或可再使用的并且可销毁的。当器械与电机单元分离时, 无源预载系统 (例如, 图 2A 中的弹簧 235、236、237 和 238) 仍然使腱 221、222、223 或 224 不松弛, 并且使端部实施器 210 和轴 220 (当柔性时) 能够以任何结构手动地设置 (或摆正位置) 而不损坏后端机构 230 或在任何腱 221、222、223 或 224 中形成松弛。这种“向后驱动”能力通常是对外科器械所期望的性质, 特别是该器械不在主动控制下时在器械插入期间具有可以弯曲或可以操纵的柔性轴的器械。例如, 柔性轴可以手动摆正位置并且在该轴内的腱不经受不合适的张力或松弛。

[0031] 用于将电机机械地连接于绞盘的一种系统利用摩擦连接, 其中电机的小齿轮紧配

合在绞盘的孔中并且依赖于小齿轮和孔之间的摩擦。一般而言,当电机旋转绞盘时,绕该绞盘缠绕的腱将变紧,当绞盘足够弹性以响应来自腱的挤压力沿着径向收缩时,这能够增加摩擦连接。图 3A 示出用于将驱动电机 310 机械地连接于绞盘 320 的另一种方法。用这种具体技术,驱动电机 310 的轴 312 配合在绞盘 320 的孔 322 中。轴 312 具有狭槽 314,而绞盘 320 具有伸进该孔 322 中的弹簧加载的杠杆或其他伸出部分 324。当轴 312 插入孔 322 中时,伸出部分 324 可以被压缩,但是当狭槽 314 转动变成与伸出部分 324 对准时,伸出部分 324 能够弹性返回并接合狭槽 314。因此电机 310 能够对绞盘 320 施加转矩。应当理解,在其他实施例中,凸凹机械关系和他们的许多变化可以颠倒(例如,使得伸出部分从电机轴延伸并接合绞盘中的狭槽)。

[0032] 器械的向后驱动能力也可以产生这样的情形,其中当轴 312 插入孔 322 中时,绞盘 320 相对于轴 312 的取向可能是未知的。不管相对于图 3A 的机械连接的取向,电机 312 能够简单地旋转轴 312 直到伸出部分 324 接合狭槽 314。当后端机构 330 包括以阵列形式设置的多个绞盘,以接合如图 3B 所示电机单元 340 的电机轴 312 时,这种能力特别重要,其中所有的电机轴 312 可以相对于相关绞盘的孔 322 具有不同的和未知的取向。

[0033] 连接于图 2A 和 2B 的后端机构 230 的驱动电机通常运行以对相关绞盘施加转矩或使相关绞盘自由转动。在控制一对被连接从而转动器械 200 的结构构件的腱的过程中,一个驱动电机对一个腱绕其缠绕的绞盘施加转矩,并且另一个腱绕其缠绕的绞盘能自由转动。例如,为了在图 2A 的视图中逆时针转动钳爪 212,接合绞盘 232 的电机 242 被起动并且沿着拉动腱 222 的方向转动绞盘 232。这样得到的腱 222 施加给钳爪 212 的转矩将朝着钳爪 214 逆时针转动钳爪 212。绞盘 232 能够施加给腱 222 而腱 222 不在绞盘 232 上的滑动的最大张力与来自弹簧 236 的力成比例并且与腱 222 绕绞盘 232 的缠绕角度按指数规律增加。因此,由于腱 222 绕绞盘 232 的合适的缠绕角,来自弹簧 236 的力可以大大地小于在克服阻力转动钳爪 212 时需要施加给腱 222 的最大张力。当绞盘 232 拉进腱 222 时,绞盘 231 自由转动并且对应于钳爪 212 的转动放出一定长度的腱 221。绞盘 231 的自由转动使腱 212 在绞盘 231 和钳爪 212 之间的这部分中的张力与腱 221 在绞盘 231 和弹簧 235 之间的这部分中的张力相等。腱 221 不变松,并且由弹簧 235 控制的腱 221 中的张力能够保持大大低于施加于腱 222 最大预期的张力。当钳爪 212 到达希望的位置并且在腱 222 中不需要夹紧张力时,绞盘 231 和 232 两者能够被释放以自由转动。钳爪 212 的顺时针转动能够通过连接于绞盘 231 的驱动电机的运行实现,以拉动腱 221,同时使绞盘 232 自由转动。钳爪 214 的转动或器械 200 的其他元件的运动,也可以用类似的程序进行。

[0034] 对钳爪 212 和 214 以及端部实施器 210 或轴 220 中的任何接头的控制能够在闭环中被实施,该实施是通过使该接头的电机控制转矩基于对接头的当前位置的测量。这种测量能够,例如,通过利用诸如 Larkin 等人的名称为“Robotic Surgery System Including Position Sensors Using Fiber Bragg Gratings”的公开号为 US 2007/0156019 A1 的美国专利申请(2006 年 7 月 20 日提交的)和 Prisco 的名称为“Fiber optic shape sensor”的申请号为 12/164,829 的美国专利(2008 年 6 月 30 日提交的)中公开的检测方法进行,这两个申请结合于此供参考。图 2A 和 2B 示出延伸到钳爪 212 的说明性的形状检测光纤 250,用于检测钳爪 212 的位置。对于控制环,控制系统将希望的接头位置和测量的接头位置进行比较,以计算接头位置误差。然后根据接头位置误差的当前值例如用比例微商积分控制

定律计算控制或校正转矩。根据表示顺时针或逆时针校正的控制转矩符号,命令与接头相关的一个电机对其相关的绞盘施加转矩,同时操作与该接头相关的其他电机使其电机转矩为零,因而使其相关的绞盘脱开。以这种方式,接头被放置在希望的位置。

[0035] 图 4 示出根据本发明实施例的医疗器械 400 的各部分,该医疗器械 400 利用三个腱 421、422 和 423 控制结构构件 410 绕由枢轴 412 和 414 限定的两个垂直的轴线旋转。构件 420 可以是器械轴或端部实施器中的肘节或接头机构中的连接件。与接头和枢轴 412 和 414 相关的大多数机械结构可以省去,以更好地示出腱 421、422 和 423 的操作,但是这种接头可以利用已知的机械结构实现。通常可以是与上面参考图 2A 和 2B 所描述的相同类型和结构的腱 421、422 和 423 连接于构件 410 并且向后延伸通过轴 420,延伸到包括绞盘 431、432 和 433 和无源预载系统 435、436 和 437 的后端机构。轴 420 通常可以与上面描述的轴 220 相同。而且,以类似于上面描述的方式,每个腱 421、422 或 423 绕对应的绞盘 431、432 或 433 缠绕并且具有连接于对应的无源预载系统 435、436 和 437 的端部。无源预载系统 435、436 和 437 可以固定于后端机构的壳体或机架。

[0036] 构件 410 绕枢轴 412 的受控制的转动依赖于腱 421 和 422 以力矩臂连接于构件 410,使得拉动腱 421 或 422 能够引起构件 410 绕枢轴 412 沿着与拉动腱 423 能够引起的旋转相反的方向的旋转。同样,构件 410 绕枢轴 414 的转动依赖于腱 422 和 423 以力矩臂连接于构件 410,使得拉动腱 422 或 423 能够引起构件 410 绕枢轴 414 沿着与拉动腱 421 引起的旋转相反的方向旋转。希望腱 421、422 和 423 相对固定例如可以通过将腱 421、422 和 423 限制为在从构件 410 的中心纵轴线相对于彼此以 120° 角度延伸的半径线上实现。在器械 400 的操作中,无源预载系统 435、436 和 437 和驱动电机 441、442 和 443 在腱 421、422、423 中产生张力,并且控制系统(未示出)能够控制驱动电机 441、442 和 443,以在必要时平衡绕枢轴 412 和 414 的转矩,实现构件 410 的希望相对取向,或克服构件 410 的运动阻力或静止位置阻力。传感器(未示出,例如见图 2A 和 2B 中的元件 250)可以嵌入结构构件 410 中以向运行电机 441、442 和 443 的控制系统提供反馈。结构构件 410 的一个说明性的示例是 Cooper 的名称为“Parallel Motion Mechanism”的公开号为 2008/0065102A1 的美国专利申请(2007 年 6 月 13 日提交)中公开的平行运动机构的一个部件,该申请结合于此供参考。

[0037] 上面描述的器械利用无源预载系统来保持驱动腱中的最小松弛张力。如上所述的无源预载系统实际上是利用柔性构件或诸如线性或旋转螺旋弹簧实现。最通常的弹簧在其整个力和变形范围内产生至少近似遵循虎克定律的力。具体地,大多数弹簧施加与弹簧自其平衡长度的变形成比例的力。对于遵循虎克定律的弹簧,上面所述类型的器械的松弛腱中的张力将取决于弹簧拉伸多远,这反过来又取决于器械的总体结构,包括接头和实施器在器械中的位置和取向。如果腱的运动范围与弹簧用于偏置已有的拉伸相比很小,这些变化可以是不明显的。但是,简单的遵循虎克定律的弹簧往往会产生器械的最小能量构造,并且当所有的绞盘自由转动时器械往往会接近这种构造。如上所述,在使用中,由于弹簧长度变化可以设计成与弹簧偏置相比很小,因此这种效果很小。而且,施加恒力的弹簧系统可以用来避免或减少松弛的腱中的张力变化。

[0038] 图 5A 示出根据本发明实施例的利用恒力弹簧 535A 的外科器械 500A。器械 500A 包括端部实施器 510、轴 520 和后端机构 530,所有这些可以与上面描述的类似元件基本上相同。腱 521 连接于端部实施器 510,向后延伸通过轴 520 到后端机构 530,绕绞盘 531 缠

绕,并且连接于恒力弹簧 535A。恒力弹簧是在弹簧的整个运动范围施加恒力的弹簧。在图 5A 的实施例中,恒力弹簧 535A 是弹簧材料制成的卷绕带状物,其在带状物完全卷绕时松弛。当带状物展开时,带状物的靠近卷绕的部分产生弹簧力。当带状物展开时这个弹簧力近似地保持恒力,因为产生弹簧力的带状物部分(即靠近卷绕的这部分)具有与弹簧展开时近似相同的形状。

[0039] 也可以用遵守虎克定律的弹簧和一个或多个凸轮或可变半径的滑轮来形成或近似形成恒力弹簧系统。除了恒力弹簧 535A 用恒力弹簧 535B 代替之外,图 5B 示出包含与外科器械 500A 相同的元件的外科器械 500B,恒力弹簧 535B 包括遵守虎克定律的弹簧元件 538 和可变半径的凸轮 539。具体地,凸轮 539 具有不同于输出半径的输入半径,其中输入半径和输出半径之比是在凸轮 539 的特定角度位置的凸轮力传递比。当弹簧元件 538 伸长时,对凸轮 539 的输入力成比例增加,并且凸轮 539 转动。凸轮的轮廓设计成当凸轮 539 转动时减少凸轮力的传递比,这抵消输入的弹簧力的增加。弹簧元件 538 也可以被实施为例如线性弹簧、旋转弹簧、或板弹簧,或者作为诸如悬臂梁或弹性带的柔顺构件来实现。在另一个具体的实施例中,弹簧元件 538 是与在相同的凸轮轴线上的凸轮 539 一体的旋转弹簧。对于恒定弹簧力更多的细节公开在 Duval 的名称为“Counter Balance System And Method With One Or More Mechanical Arms”(2003 年 5 月 22 日提交的)的公开号为 US2004/0035243 A1 的美国专利申请中,该申请结合于此供参考。

[0040] 利用上面所述的技术保持的低张力在具有柔性轴的外科器械中是特别有利的。例如,图 6 示出在轴 620 的远端具有端部实施器 610 的医疗器械 600,该轴 620 是柔性的,并且弯曲成曲线的正弦形状。这种弯曲可以在微创外科手术期间当端部实施器 610 和轴 620 被引导通过病人的自体腔,例如病人的消化道部分时产生。轴 620 的形状在不同的手术期间通常是不同的。用来操作端部实施器 610 的腱 621 延伸通过柔性轴 620 并且因此沿着与轴 620 几乎完全相同的路径而行。腱 621 可以具有比腱 621 更刚性的围绕壳鞘 626,以帮助引导腱 621 通过轴 620 并且防止腱 621 在端部实施器 610 的致动期间横向移动。轴 620 的弯曲可以使腱 621 在壳鞘 626 的坚固表面上滑动,并且在这些弯曲处的摩擦力随着腱 621 中的张力增加。因此,当轴 620 弯曲时,减少腱 621 中的松弛张力能够减小后端机构 630 必须能够施加以操作实施器 610 的力。后端机构 630 因此能够利用不非常大的小分力来克服较高的腱张力引起的较高的张力摩擦。

[0041] 上述实施例示出具有后端机构的外科器械的实施例,其中,绞盘具有大致垂直于器械的轴的方向的旋转轴线。但是,用于为腱定路径并引导腱的许多机械系统是已知的,并且能够用在后端机构中,以改变绞盘的结构。例如,图 7A 示出具有后端机构 730 的医疗器械 700 的实施例,该后端机构 730 包含具有平行于轴 720 的旋转轴线的绞盘 723,在轴 720 上安装有端部实施器 710。在这个实施例中,连接于端部实施器 710 的腱 721 沿着轴 730 的长度延伸到后端机构 730 中。然后,腱 721 绕第一凸轮或滑轮 731 卷绕,绕绞盘 732 缠绕,绕第二凸轮或滑轮 733 卷绕,并且连接于固定在后端机构 730 中的弹簧 735。凸轮或滑轮 731 和 733 可以形状做成当腱松弛时在腱 721 中提供恒定的张力,即便弹簧 735 遵守虎克定律。

[0042] 图 7B 示出用于医疗器械 700 中的多个腱的绞盘的孔可以设置在后端机构 730 的背面(最近的表面)。当器械 700 连接于控制系统时,器械 700 的对接端口能够提供配合在用于该器械 700 的绞盘 732 的孔中的电机轴的匹配阵列。如上所述,可以用许多凹凸的机

构配合结构,以及许多旋转对准该绞盘和电机轴的方法。

[0043] 图8示出能够利用根据本发明实施例的医疗器械中的自动控制系统800的一个示例。系统800可以是例如从Intuitive Surgical, Inc. 可得到的da Vinci®外科系统,其包括多个外科器械810,其每个器械810安装在自动操纵臂830上的对接端口820中。每个器械810通常包括端部实施器812、轴814和后端机构816,其可以具有上面所述的任何类型。具体地,器械810可以具有刚性或柔性的轴816。当为了插入自体腔中并沿着自体腔而行的轴816是柔性的时,可以不需要自动控制的和连接的臂830,并且器械810可以安装在手推车(cart)或其他固定结构上的安装端口820中。器械810可以被做成为可互换的,以便为了特定的医疗手术能够选择安装在对接端口820中的器械810或者在医疗手术期间改变器械810,以提供所需要的临床功能。器械810可以执行许多功能,包括但不限于钳子或夹紧器、针驱动器以及许多不同形状和尺寸的剪子。内窥镜摄影机,例如,立体摄像机,也能够安装在臂840上,以提供可视信息,特别是在器械810工作时手术部位的图像。

[0044] 对接端口820通常包括为器械810的操作提供机械动力的驱动电机,和用于在器械810和自动控制系统800的其余部分之间建立无菌屏障的系统。一些合适的无菌屏障公开在Cooper的名称为“Multi-Component Telepresence System And Method”的美国专利6,612,368号(1997年11月21日提交)中,该专利结合于此共参考。对接端口820可以额外地包括用于与器械810通信的电接口,例如,以识别在对接端口中的器械类型并且存取该器械的参数。该电接口也可以传送测量值,例如对实施器812或轴814的位置和取向的测量值。需要时计算机系统850可以接收测量值并执行控制在对接端口820中的驱动电机的软件,以按照利用系统800进行外科手术的外科医生或其他医务人员的指引操纵器械810。

[0045] 虽然已经参考具体实施例描述了本发明,但是该描述仅仅是本发明应用的示例,并且不应当作为一种限制。所公开的实施例的特征的其他配合和组合在由权利要求限定的本发明的范围内。

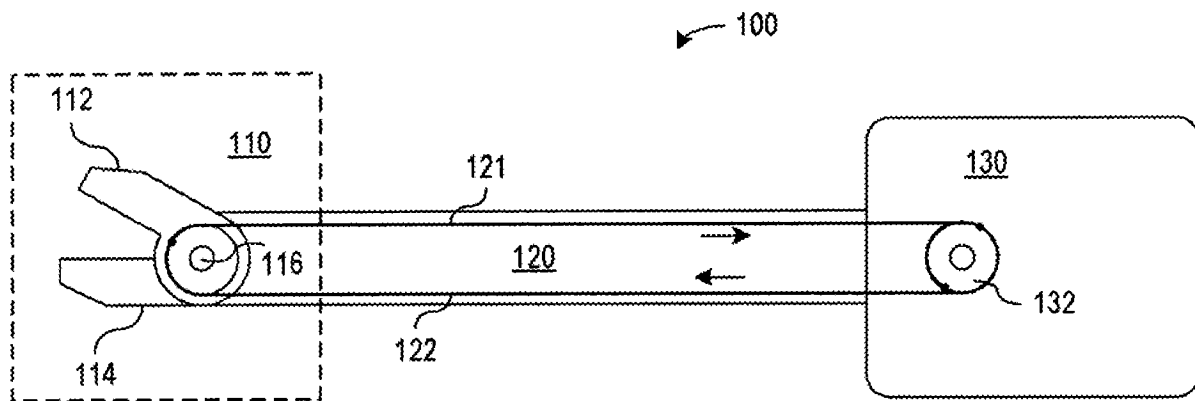


图 1(现有技术)

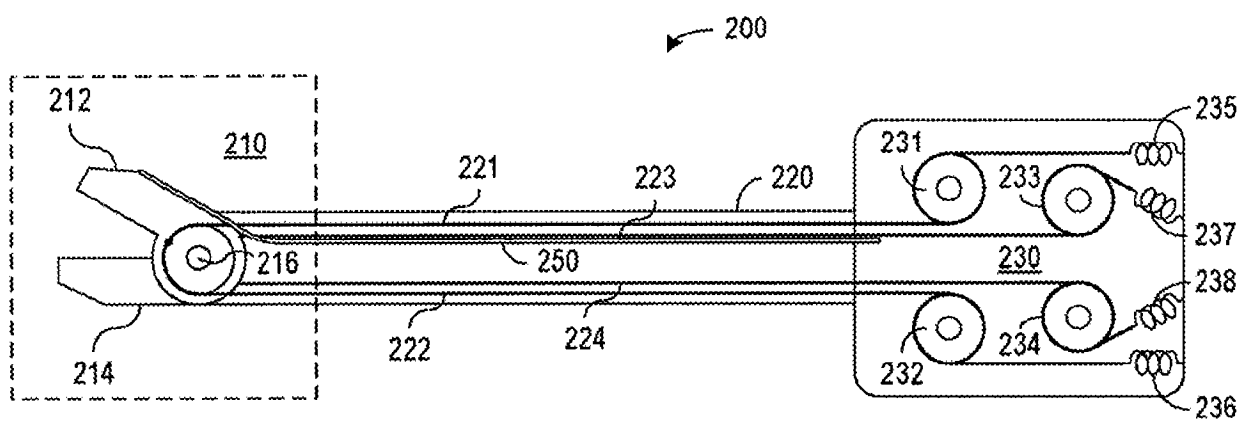


图 2A

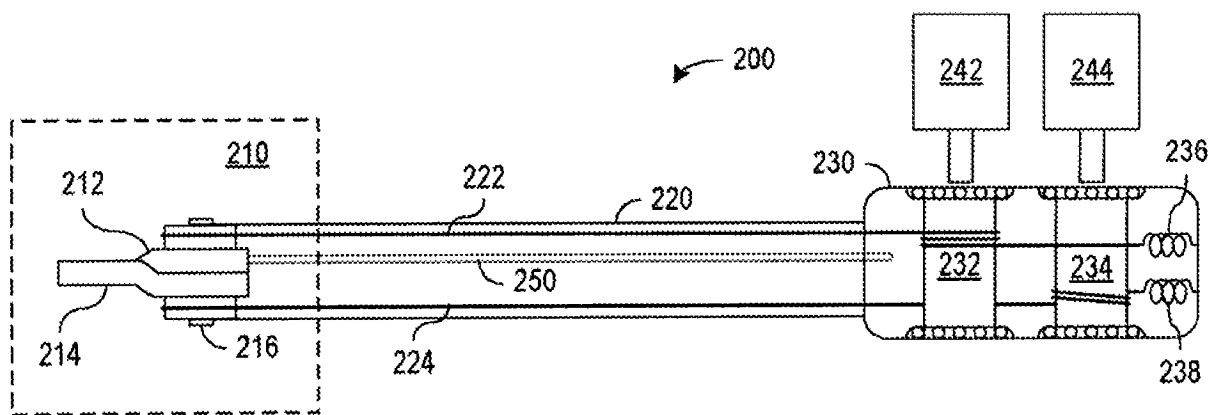


图 2B

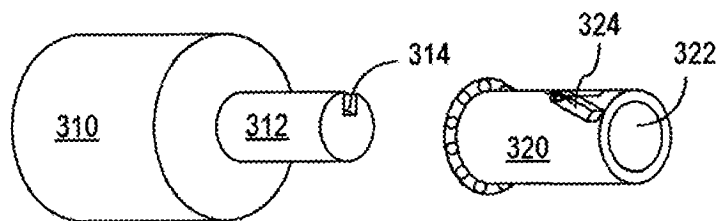


图 3A

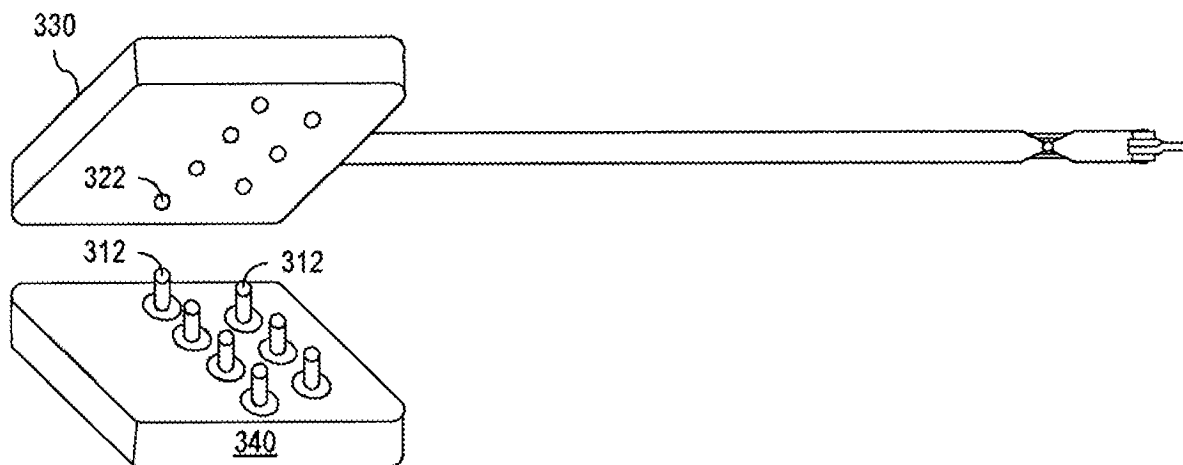


图 3B

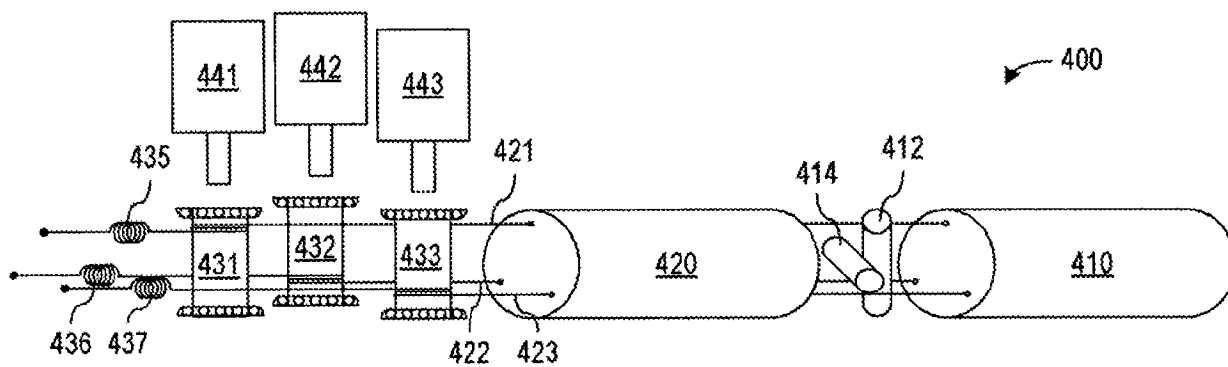


图 4

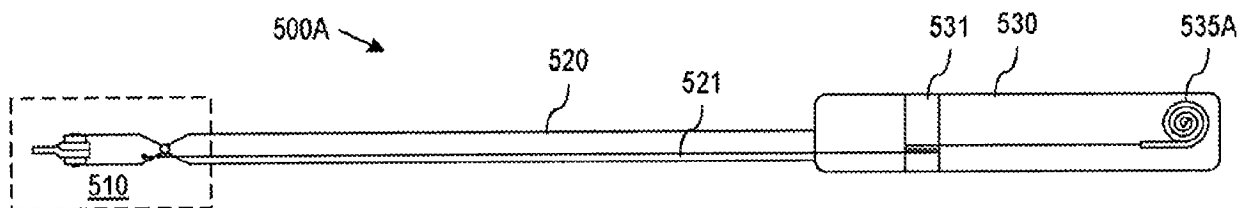


图 5A

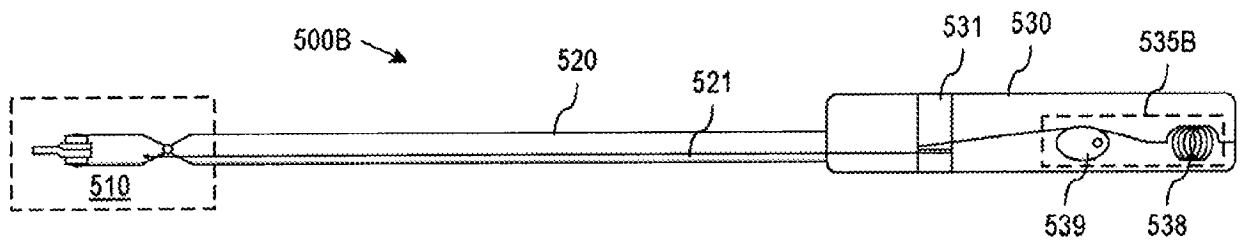


图 5B

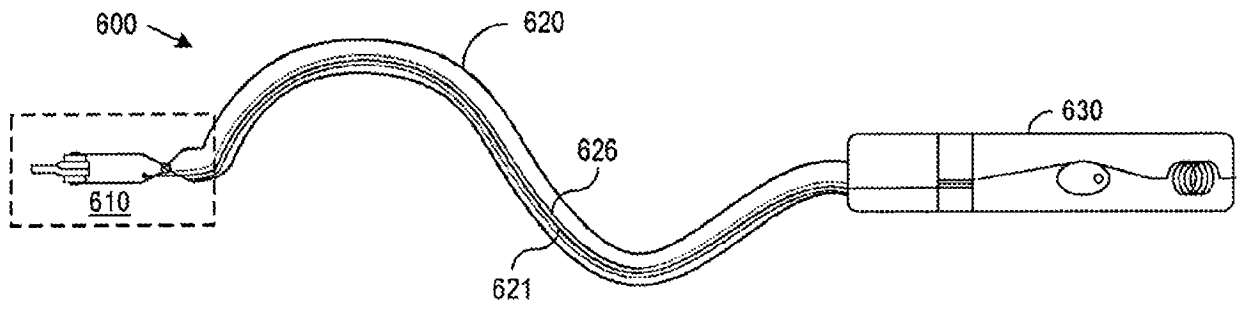


图 6

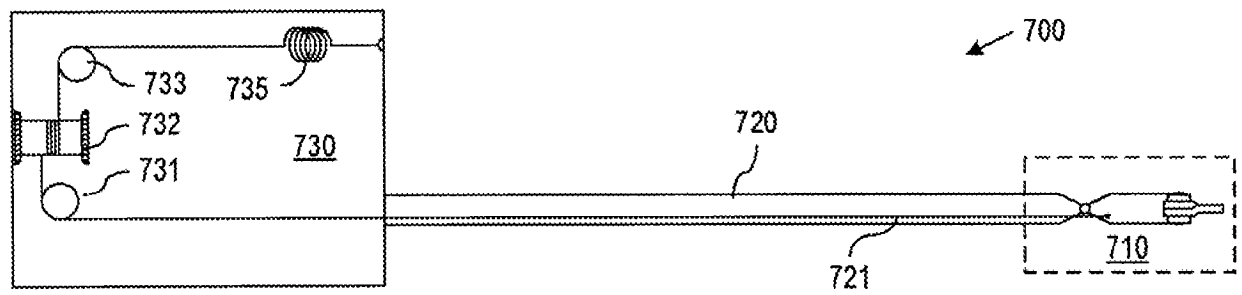


图 7A

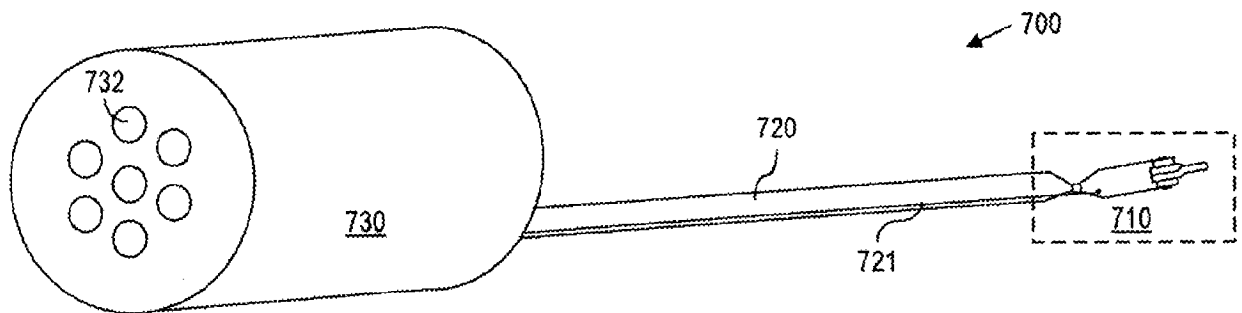


图 7B

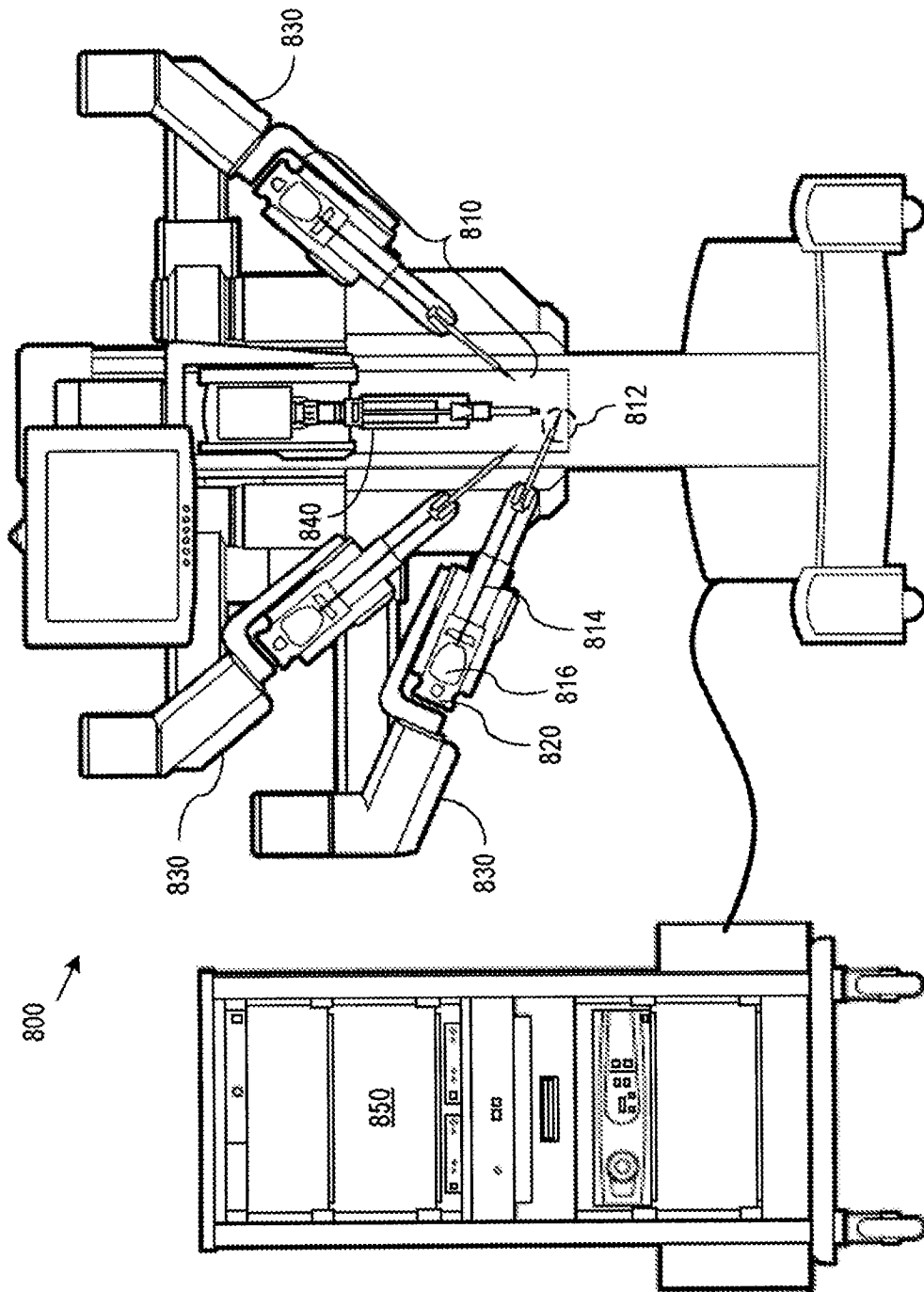


图 8