



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103200896 B

(45) 授权公告日 2015. 12. 09

(21) 申请号 201180054014. 6

(22) 申请日 2011. 10. 28

(30) 优先权数据

12/945, 734 2010. 11. 12 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 05. 09

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2011/058376 2011. 10. 28

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/064528 EN 2012. 05. 18

(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 S·K·W·奥 G·M·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.

A61B 19/00(2006. 01)

(56) 对比文件

US 2007156019 A1, 2007. 07. 05,

US 2007287992 A1, 2007. 12. 13,

US 2008065105 A1, 2008. 03. 13,

US 2009012533 A1, 2009. 01. 08,

US 2009123111 A1, 2009. 05. 14,

US 2009324161 A1, 2009. 12. 31,

US 2010082041 A1, 2010. 04. 01,

US 6424885 B1, 2002. 07. 23,

US 6493608 B1, 2002. 12. 10,

US 6817974 B2, 2004. 11. 16,

审查员 魏春晓

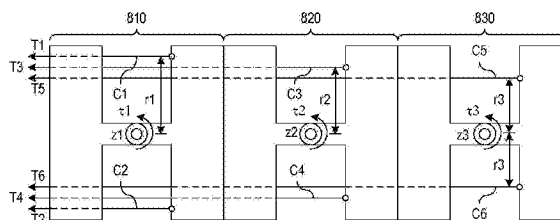
权利要求书5页 说明书20页 附图9页

(54) 发明名称

多关节医疗器械的致动中的张力控制

(57) 摘要

本发明公开医疗器械的控制系统和方法, 其使用测量结果确定和控制致动器通过器械传动系统施加的张力。使用张力和反馈允许即使当关节位置不能与致动器位置直接相关时也可以控制具有传动系统的医疗器械, 其中传动系统提供在关节和致动器之间的不可忽略的柔度。一个实施例根据期望关节位置和测量关节位置之间的差确定关节扭矩和张力。另一个实施例根据器械尖端的期望位置和测量位置之间的差确定关节扭矩和张力。根据关节扭矩确定张力可以利用按照从器械远端朝着器械近端的次序顺序评价关节执行。



1. 一种医疗器械系统,其包括:

多个关节;

多个致动器;

多个传动系统,其具有分别耦连至所述致动器的近端,每个所述传动系统具有附连至所述多个关节中相关联的一个关节的远端,以允许所述医疗器械系统的联接的力传动;

传感器,其被耦连以测量所述医疗器械的构形;和

控制系统,其被耦连以

接收构形数据,包括所述关节中的一个选择关节的当前构形和所述选择关节的期望构形,

确定所述关节中的一个选择关节的当前构形和所述选择关节的期望构形之间的第一差,以及

确定所述选择关节处的当前速度和所述选择关节处的期望速度之间的第二差,

其中所述控制系统使用所述构形数据、所述第一差和所述第二差确定所述传动系统的张力并且操作所述致动器以在所述传动系统中产生张力。

2. 根据权利要求 1 所述的系统,其中每个所述传动系统是柔性的,并且每个所述传动系统在所述致动器力的调节值下的伸缩量相当于大于关节联接中的允许误差。

3. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述控制系统独立于所述致动器位置调节施加到所述传动系统的张力。

4. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述控制系统独立于所述传动系统或所述关节的柔度调节施加到所述传动系统的张力。

5. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述控制系统独立于从所述传动系统近端至其远端的所述传动系统的长度而调节施加到所述传动系统的张力。

6. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述控制系统独立于从所述传动系统近端至其远端的所述传动系统的形状而调节施加到所述传动系统的张力。

7. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述控制系统利用包含以下步骤的过程确定所述张力:

根据所述第一和第二差来确定致动所述选择关节以减少每个差的关节扭矩;和

确定产生所述关节扭矩的张力。

8. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述控制系统在包含以下步骤的过程中使用所述构形数据:

利用所述第一差和第一增益因子的第一乘积确定致动所述选择关节的关节扭矩。

9. 根据权利要求 8 所述的系统,其中所述控制系统使用所述构形数据的过程进一步包含:

确定所述第二差和第二增益因子的第二乘积,其中致动所述选择关节的所述关节扭矩进一步取决于所述第二乘积。

10. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述控制系统利用包含以下步骤的过程确定所述张力:

确定所述器械的尖端的期望构形和所述尖端的当前构形之间的差;

根据所述差,确定当施加到所述尖端时减少所述差的尖端力和尖端扭矩;

确定在所述器械的尖端处产生所述尖端力和所述尖端扭矩的关节扭矩 ;和
确定产生所述关节扭矩的所述张力。

11. 根据权利要求 10 所述的系统,其中确定所述尖端力包含 :

确定所述尖端的第一位置坐标的当前值和所述尖端的所述第一位置坐标的期望值之间的第一差 ;

确定所述第一差和第一增益因子的第一乘积 ;以及
利用所述第一乘积确定所述尖端力的第一分量。

12. 根据权利要求 11 所述的系统,其中确定尖端力进一步包含 :

确定所述尖端的第二位置坐标的当前值和所述尖端的所述第二位置坐标的期望值之间的第二差 ;

确定所述第二差和第二增益因子的第二乘积,其中所述第二增益因子不同于所述第一增益因子 ;和

利用所述第二乘积确定所述尖端力的第二分量。

13. 根据权利要求 10 所述的系统,其中确定所述尖端扭矩包含 :

确定所述尖端的第一角坐标的当前值和所述尖端的所述第一角坐标的期望值之间的第一差 ;

确定所述第一差和第一增益因子的第一乘积 ;和
利用所述第一乘积确定所述尖端扭矩的第一分量。

14. 根据权利要求 13 所述的系统,其中确定所述尖端扭矩进一步包含 :

确定所述尖端的第二角坐标的当前值和所述尖端的所述第二角坐标的期望值之间的第二差 ;

确定所述第二差和第二增益因子的第二乘积,其中所述第二增益因子被设置为不同于所述第一增益因子。

15. 根据权利要求 10 所述的系统,其中确定所述尖端力包含 :

确定所述尖端的当前速度分量和所述尖端的期望速度分量之间的差 ;
确定所述差和增益因子的乘积 ;以及
利用所述乘积确定所述尖端力的分量。

16. 根据权利要求 10 所述的系统,其中确定所述尖端力包含 :

确定所述尖端的角速度和所述尖端的期望角速度之间的差 ;
确定所述差和增益因子的乘积 ;以及
利用所述乘积确定所述尖端力的分量。

17. 根据权利要求 10 所述的系统,其中所述关节提供多于六个运动自由度,包括对于所述尖端的移动冗余的运动自由度,并且所述关节扭矩被计算以保持所述关节远离所述关节的运动范围限制或远离关节扭矩限制。

18. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述控制系统利用包含以下步骤的过程确定所述张力 :

利用所述构形数据分别确定关节的关节扭矩 ;和
利用所述关节扭矩确定所述传动系统的张力。

19. 根据权利要求 18 所述的系统,其中所述控制系统利用包含以下步骤的过程确定所

述张力：

按照从所述器械的远端到所述器械的近端的次序顺序地评价所述关节，

其中评价每个关节包含利用所述关节的关节扭矩和对于更接近所述器械的远端的关节确定的张力来确定直接施加到正在评价的所述关节的张力。

20. 根据权利要求 19 所述的系统，其中当评价每个关节时，直接施加到正在评价的关节的传动系统的张力被选定为等于额定值，并且直接施加到所述关节的其余传动系统的一个张力或多个张力被计算以产生该关节的关节扭矩，并且被检验是否大于或等于所述额定值。

21. 根据权利要求 20 所述的系统，其中所述额定值被选定为有效地释放所述传动系统中的所有张力。

22. 根据权利要求 20 所述的系统，其中所述额定值被选定为有效地保持所述传动系统中的张力。

23. 根据权利要求 18 所述的系统，其中利用所述关节扭矩确定所述张力包含：

根据所述关节扭矩确定远端张力；和

确定取决于所述关节的速度和耦合到所述关节的所述致动器的对应速度之间的相应差的校正，其中所述传动系统的张力取决于所述远端张力和所述校正。

24. 根据权利要求 18 所述的系统，其中利用所述关节扭矩确定所述张力包含：

根据所述关节扭矩确定远端张力；和

为每个关节确定取决于耦合到附连于所述关节的传动系统的所述致动器的速度之间的差的校正，其中所述传动系统的张力取决于所述远端张力和所述校正。

25. 一种用于控制医疗器械的方法，所述方法包含：

测量所述医疗器械的多个关节的构形；

接收指示所述医疗器械的期望构形的命令；

分别确定分别将多个致动器连接到所述关节的多个传动系统中的张力，其中张力的确定不依赖于所述致动器的位置，其中确定张力包括

确定所述器械的尖端的期望构形和所述尖端的当前构形之间的差；

根据所述差，确定当施加到所述尖端时减少所述差的尖端力和尖端扭矩；

确定所述尖端的第一位置坐标的当前值和所述尖端的所述第一位置坐标的期望值之间的位置差；

确定所述尖端的当前速度分量和所述尖端的期望速度分量之间的速度差；

确定在所述器械的尖端处产生所述尖端力和所述尖端扭矩的关节扭矩；和

确定使用所述位置差和所述速度差产生所述关节扭矩的所述张力；和运转所述致动器，以将所述张力分别施加到所述传动系统。

26. 根据权利要求 25 所述的方法，其中一个或更多个所述传动系统具有柔度，从而使得每个所述传动系统不能提供所述关节的位置和耦合到所述传动系统的所述致动器的位置之间的关系，其中利用所述关系足够准确地控制所述关节。

27. 根据权利要求 25 所述的方法，其中确定所述尖端力包含：

确定所述位置差和第一增益因子的第一乘积；以及

利用所述第一乘积确定所述尖端力的第一分量。

28. 根据权利要求 27 所述的方法,其中确定尖端力进一步包含:

确定所述尖端的第二位置坐标的当前值和所述尖端的所述第二位置坐标的期望值之间的第二差;

确定所述第二差和第二增益因子的第二乘积,其中所述第二增益因子不同于所述第一增益因子;和

利用所述第二乘积确定所述尖端力的第二分量。

29. 根据权利要求 25 所述的方法,其中确定所述尖端扭矩包含:

确定所述尖端的第一角坐标的当前值和所述尖端的所述第一角坐标的期望值之间的第一差;

确定所述第一差和第一增益因子的第一乘积;和

利用所述第一乘积确定所述尖端扭矩的第一分量。

30. 根据权利要求 29 所述的方法,其中确定所述尖端扭矩进一步包含:

确定所述尖端的第二角坐标的当前值和所述尖端的所述第二角坐标的期望值之间的第二差;和

确定所述第二差和第二增益因子的第二乘积,其中所述第二增益因子被设置为不同于所述第一增益因子。

31. 根据权利要求 25 所述的方法,其中确定所述尖端力包含:

确定所述速度差和增益因子的乘积;以及

利用所述乘积确定所述尖端力的分量。

32. 根据权利要求 25 所述的方法,其中确定所述尖端力包含:

确定所述尖端的角速度和所述尖端的期望角速度之间的角速度差;

确定所述角速度差和增益因子的乘积;以及

利用所述乘积确定所述尖端力的分量。

33. 根据权利要求 25 所述的方法,其中所述关节提供多于六个运动自由度,包括对于所述尖端的移动冗余的运动自由度,并且确定所述关节扭矩使用冗余的自由度来保持所述关节远离所述关节的运动范围限制或远离关节扭矩限制。

34. 根据权利要求 25 所述的方法,其中确定所述张力包含:

利用所述构形测量结果分别确定所述关节的关节扭矩;和

利用所述关节扭矩确定所述传动系统的张力。

35. 根据权利要求 34 所述的方法,其中确定所述张力进一步包含:

按照从所述器械的远端朝着所述器械的近端的次序顺序地评价所述关节,其中评价每个关节包含利用所述关节的所述关节扭矩和对于更接近所述器械的所述远端的关节确定的张力来确定直接施加到正在评价的关节的张力。

36. 根据权利要求 35 所述的方法,其中当评价每个关节时,直接施加到正在评价的关节的传动系统的张力被选定为等于额定值,并且直接施加到所述关节的其余传动系统的一个张力或多个张力被计算以产生该关节的关节扭矩,并且被检验是否大于或等于所述额定值。

37. 根据权利要求 36 所述的方法,其中所述额定值被选定为有效地释放所述传动系统中的所有张力。

38. 根据权利要求 36 所述的方法,其中所述额定值被选定为有效地保持所述传动系统中的所有张力。

39. 根据权利要求 34 所述的方法,其中确定所述张力包含:

根据所述关节扭矩确定远端张力;和

确定取决于所述关节的速度和耦合到所述关节的所述致动器的对应速度之间的相应差的校正,其中所述传动系统的张力取决于所述远端张力和所述校正。

40. 根据权利要求 34 所述的方法,其中利用所述关节扭矩确定所述张力包含:

根据所述关节扭矩确定远端张力;和

为每个关节确定取决于耦合到附连于所述关节的传动系统的所述致动器的速度之间的差的校正,其中所述传动系统的张力取决于所述远端张力和所述校正。

多关节医疗器械的致动中的张力控制

技术领域

背景技术

[0001] 微创医疗程序通常采用借助于计算机或通过计算机接口控制的器械。例如,图 1 示出具有被简化以用于图示一些当前自动控制的医疗器械的基本工作原理的结构的自动控制器 100。(本文中使用的术语“机器人”或“自动”等包括遥控操作装置或遥控机器人方面。)器械 100 包括在细长轴或主管 120 远端处的工具或末端执行器 110。在图示的示例中,末端执行器 110 是颚式工具,诸如具有分离的夹片 112 和 114 的钳子或剪刀,并且至少夹片 112 可移动从而相对于夹片 114 打开或闭合。在医疗程序期间的使用中,主管 120 远端上的末端执行器 110 可以通过病人身体中的小切口插入并且定位在病人身体内的工作部位。然后,例如,在执行手术任务期间,夹片 112 可以打开和闭合,因此必须进行精确控制夹片以便仅执行期望的移动。除了打开和闭合夹片 112 和 114 之外,实际医疗器械一般将需要许多运动自由度,以便执行医疗程序。

[0002] 主管 120 的近端附连至传动或驱动机构 130,传动或驱动机构有时被称为后端机构 130。腱 122 和 124,可以是多股绞线、杆、管或这种结构的组合,其从后端机构 130 延伸通过主管 120 并附连至末端执行器 110。典型的手术器械还将包括将后端机构 130 连接到末端执行器 110 的其他致动构件、腕机构(未示出)或主管 120 中的致动椎骨的额外的腱,以便后端机构 130 可以操纵腱以操作器械 100 的末端执行器 110 和 / 或其他致动元件。图 1 示出了具有提供夹片 112 的单运动自由度的枢接结构 116 的夹片 112。两个键 122 和 124 附连至夹片 112 和后端机构 130 中的滑轮 132,以便滑轮 132 的转动引起夹片 112 转动。

[0003] 滑轮 132 附连至驱动马达 140,驱动马达可以位于机械臂(未示出)的末端,控制系统 150 电控制驱动马达 140。控制系统 150 一般包括计算系统以及适当的软件、固件和外围硬件。除了其他功能,控制系统 150 一般还为外科医生或其他系统操作人员提供工作部位和末端执行器 110 的图像(例如,立体视图),并且提供控制装置或操纵器,外科医生可以操作控制装置或操纵器来控制末端执行器 110 的移动。用于解释控制装置的用户操纵和生成引起夹片 112 的对应移动的马达信号所需的软件或固件在实际机器人医疗器械中一般是复杂的。为了考虑控制任务的一部分,用于驱动马达 140 的控制信号的生成一般利用夹片 112 的角度或位置与驱动马达 140 或后端机构 130 中的滑轮 132 的角度或位置之间的关系。如果腱 122 和 124 是刚性的(例如,如果腱的拉伸可以忽略不计),则控制系统 150 在确定按照外科医生的指示移动夹片 112 所需的控制信号时,可以利用驱动马达 140 的角位置与夹片 112 的角位置之间的直接关系,其由器械 100 的几何结构限定。腱 122 和 124 例如在工作负载下的微小拉伸可以通过马达位置和执行器位置相关的某些数学模型处理。然而,如果包括末端执行器 110、腱 122 和 124 以及后端机构 130 的机械结构具有高度的柔度,那么马达 140 (或滑轮 132)的角位置与夹片 112 的角位置之间的关系很难或不可能以足够准确度对医疗器械建模。因此,这些系统需要不依赖于应用的致动器控制信号和致动元件的位置之间的固定关系的控制过程。

[0004] 应当注意,在下面,医疗器械的关节可以是枢接结构或者是为器械尖端提供一个或多个运动自由度的结构。例如,关节可以是连续挠性部段或者是近似连续挠性部段的枢转关节或不完全旋转但也提供滚动接合的单个旋转关节的组合。例如参见 Cooper 等人的标题为“Flexible Wrist for Surgical Tool”的美国专利 US7,320,700 和 Cooper 等人的标题为“Surgical Tool Having a Positively Positionable Tendon-Actuated Multi-disk Wrist Joint”的美国专利 US6,817,974。

[0005] 还应当注意,在医疗机器人器械控制的领域的状态中,致动器位置是伺服控制的,从而产生期望的器械尖端运动或定位。实际上只要致动器和器械关节之间的传动系统是刚性的,这种方法就是有效的。例如参见标题为“Camera Referenced Control in a Minimally Invasive Surgical Apparatus”的美国专利 US6,424,885。如果可以准确地建模传动系统的挠性,该方法也可以是有用的,模型包括在控制器中,这在 Barbagli 等人的标题为“Robotic Instrument Control System”的美国专利申请 No. 2009/0012533A1 中进行描述。

发明内容

[0006] 根据本发明一方面,具有多个自由度的器械的控制系统和方法使用器械的当前构形/速度和器械的期望构形/速度之间的差来确定和控制近端致动器通过一组传动系统施加到器械的力。使用施加的力和指示医疗器械的结果构形的反馈允许对医疗器械的自动控制,即使器械的传动系统具有近端致动器和远处致动元件之间的不可忽略的柔度。反馈方法特别允许精确的器械操作,即使在器械的构形不能直接从近端致动器的位置推断出时。

[0007] 在本发明的一个实施例中,测量或另外确定末端执行器或尖端的构形,并且在确定实现期望的尖端构形所需的关节力矩和施加的力的过程中,采用尖端的当前构形和期望构形之间的差。该控制方法的实施例可以允许选择尖端的动态行为,从而例如利于器械与组织的相互作用,同时允许器械其他部分中的灵活性。

[0008] 在本发明的另一个实施例中,测量器械中每个关节的构形,当前关节构形和期望关节构形之间的差被用于确定将所有关节移动到期望构形所需的致动力。

[0009] 本发明的一个具体实施例是包括多个关节、致动器和传动系统的医疗系统。该传动系统具有分别耦连到致动器的近端,并且每个传动系统具有附连到多个关节中的相关联的一个关节的远端,从而允许铰接相关联关节的力传动。医疗系统中的传感器测量关节或器械尖端的构形,操作致动器将力施加到传动系统的控制系统接收来自传感器的构形测量结果,并且使用该构形测量结果确定施加到传动系统的致动力。

[0010] 本发明的另一个具体实施例是用于控制医疗器械的方法。该方法包括:测量医疗器械的多个关节的构形;接收指示该医疗器械的期望构形的命令;确定将相应致动器连接到关节的传动系统中的各张力;和操作致动器以将力分别施加到传动系统。确定施加的力不依赖于致动器的位置。

附图说明

[0011] 图 1 示出已知自动控制的医疗器械的零件。

[0012] 图 2 示出可以利用根据本发明实施例的控制过程操作的医疗器械,其控制通过柔

性传动系统施加的力以便控制器械的铰接椎骨。

[0013] 图 3A 示出医疗器械,其中可以用传动系统操作根据本发明实施例的控制过程,该传动系统具有用于操作机械关节的最小和最大力传递。

[0014] 图 3B 示出其中关节包括连续挠性结构的本发明实施例。

[0015] 图 3C 示出用于控制图 3B 中关节的单运动自由度的一对腱的位置。

[0016] 图 4 示意性示出机器人医疗系统并具体示出本发明实施例中使用的控制远处关节的量,该远处关节通过柔性传动系统连接到致动器。

[0017] 图 5A 是根据本发明实施例的控制过程的流程图。

[0018] 图 5B 是用于确定与致动器速度和关节速度之差相关联的张力校正的过程的流程图。

[0019] 图 5C 是用于确定与操纵相同关节的致动器速度之差相关联的张力校正的过程的流程图。

[0020] 图 5D 示出最大施加张力和最小施加张力的控制的函数。

[0021] 图 6 示意性示出机器人医疗系统并具体示出本发明实施例中使用的控制多关节器械的量。

[0022] 图 7A 是根据本发明实施例的基于所测量的关节构形和期望的关节构形之差选择施加的张力的过程的流程图。

[0023] 图 7B 是根据本发明实施例的基于所测量的尖端构形和期望的尖端构形之差选择施加的张力的过程的流程图。

[0024] 图 8A 是部分多关节器械的侧视图,该多关节器械可以利用根据本发明实施例的驱动力控制而操作从而控制具有平行致动轴线的关节。

[0025] 图 8B 和 8C 分别示出部分多关节器械的侧视图和端视图,该多关节器械具有可以利用根据本发明实施例的驱动力控制而操作的带垂直致动轴线的关节。

[0026] 图 9A 示出其中关节包括提供两个运动自由度的连续挠性结构的本发明实施例。

[0027] 图 9B 和 9C 示出分别使用四个腱和三个腱控制图 9A 中关节的两个运动自由度的本发明实施例。

[0028] 图 9D 示出其中每个关节包括连续挠性结构和提供两个运动自由度的双关节医疗器械的实施例。

[0029] 图 9E 示出使用六个腱控制由图 9D 中器械的两个关节提供的四个运动自由度的本发明实施例。

[0030] 图 10 是示出根据本发明实施例通过顺序评价多关节器械中的关节来确定张力的过程的流程图。

[0031] 不同附图中使用的相同参考符号表示相似或相同的项。

具体实施方式

[0032] 根据本发明一方面,可以经由不提供致动器位置和关节位置之间固定关系的传动系统来控制医疗器械。特别地,系统操作人员(例如,外科医生)的行为可以指示医疗器械当前期望的构形/速度,同时传感器测量器械的实际构形/速度。然后,根据期望的构形和测量的构形可以选择力、张力或扭矩,并且通过传动系统施加力、张力或扭矩从而使器械朝其

期望构形移动。如果先前选择的施加的力、张力或扭矩导致关节超过或未能达到期望位置，那么可以改变施加的力、张力或扭矩的选择标准。

[0033] 图 2 示出具有传动系统的柔性医疗器械 200 的一部分，诸如标题为“Compliant Surgical Device”的美国专利申请 No. 12/494, 797 所描述的，其整体内容并入本文作为参考。器械 200 包括通过控制腱 222 和 224 的各自张力而被操纵的关节元件 210。一般地，器械 200 可以含有与关节元件 210 相似的许多机械关节，每个关节可以利用与腱 222 和 224 相似的腱控制。在示例性的实施例中，器械 200 是进入导引装置，其可以被操纵以沿着病人体内的自然腔而行。进入导引装置一般包括包围椎骨(包括元件 210)的挠性外护套(未示出)，并且提供一个或多个中央腔，其他医疗器械可以通过中央腔插入从而进入工作部位。柔度在进入导引装置中是特别期望的，以便防止进入导引装置的行为或反作用损伤朝着进入导引装置移动或挤压的周围组织。然而，其他类型的医疗器械也可以受益于图 2 中所示类型的柔性驱动机构。

[0034] 器械 200 包括具有腱 222 和 224 的后端机构 230，其提供将关节元件 210 连接到驱动马达 242 和 244 的柔性传动系统。特别地，后端机构 230 包括弹簧系统 235，其附连至腱 222 和 224 以及驱动马达 242 和 244。图 2 中的每个弹簧系统 235 包括机械驱动系统 232 和恒压弹簧 234。每个驱动系统 232 耦连马达 242 或 244，并且将驱动马达 242 或 244 的旋转运动转换成线性运动，其改变由关联的恒压弹簧 234 施加到腱 222 或 224 的恒定力。在所示的实施例中，每个恒压弹簧 234 包括常规的胡克定律弹簧 236 和凸轮 238。每个弹簧 236 连接到关联的驱动系统 232，以便驱动系统 232 的线性运动使弹簧 236 的近端移动。每个凸轮 238 具有第一引导表面和第二引导表面，其中附连至关联弹簧 236 远端的缆绳 237 附连在第一引导表面上并骑跨在其上，并且腱 222 或 224 的一部分附连至第二引导表面上并骑跨在其上。每个凸轮 238 的引导表面一般为附连的缆绳 237 以及附连的腱 222 或 224 的行为提供不同的力矩臂，并且被成型为使得在放出或拉进一定长度的腱 222 或 224 改变附连弹簧 236 施加的力时，腱 222 或 224 中的张力保持恒定。每个凸轮 238 的每个表面可以是延伸一圈或更多圈的螺旋面，从而提供期望范围的腱 222 和 224 的移动，同时维持腱 222 或 224 中的恒定张力。

[0035] 每个驱动系统 232 控制对应弹簧 236 的近端位置，因而影响对应弹簧 236 中的基准拉伸量和附连的腱 222 或 224 中的张力。在操作中，如果弹簧系统 235 中的驱动系统 232 拉动附连的弹簧 236，那么弹簧 236 开始拉伸，并且如果元件 210 和附连至弹簧系统 235 的腱 222 或 224 保持固定，那么弹簧 236 施加到凸轮 238 的力增加，因此附连的缆绳 222 或 224 中的张力增加。因此，腱 222 和 224 中的张力线性地(根据胡克定律，凸轮 238 的力矩臂和弹簧 236 的弹簧常数)取决于各弹簧 236 的近端的移动，但是每个弹簧系统 235 表现得不对称，即响应于移动腱 222 或 224 的外部力或远端力以恒定力起作用。恒压弹簧 234 和驱动系统 232 可以可替换地以多种方式实施，例如以上参考的美国专利申请 No. 12/494, 797 进一步描述的那些方式。

[0036] 关节元件 210 具有单个运动自由度(例如，绕轴线的旋转)，并且关节元件 210 通常在驱动马达 242 或 244 旋转驱动系统 232 以改变由附连的恒压弹簧 238 施加的力时移动。然而，该驱动机构是柔性的，以便在没有驱动系统 232 的对应旋转的情况下外部力可以移动元件 210。因此，关节元件 210 的位置或取向与驱动系统 232 或驱动马达 242 的位置之

间没有固定关系。根据本发明一方面,控制系统 250 使用传感器 260 测量元件 210 的取向。传感器 260 可以是例如形状传感器,其可以沿着包括元件 210 的器械 200 的长度感测关节元件 210 的形状。形状传感器的一些示例被描述在(2006 年 7 月 20 日提交的)Larkin 等人的标题为“Robotic Surgery System Including Position Sensors Using Fiber Bragg Gratings”的美国专利申请公开US2007/0156019A1 和 Giuseppe M. Prisco 的标题为“Fiber optic shape sensor”的(2008 年 6 月 30 日提出申请的)美国专利申请 US12/164,829,两个申请并入本文作为参考。然而,可以可替换地使用能够测量关节元件 210 的角位置的任何传感器。以下进一步描述的控制过程使用这种测量计算操纵关节元件 210 所需的施加力。

[0037] 当后端机构 230 与马达单元脱离时,器械 200 具有“逆驱动”能力,恒压弹簧 235 仍防止腱 222 和 224 松弛,并且允许器械远端部分被手动地布置(或摆姿势),而不会损害后端机构 230 或不会使腱 222 或 224 中出现松弛。该“逆驱动”能力通常是医疗器械的期望性能,特别是具有挠性主管的器械,在器械插入期间可以弯曲或操纵主管,同时器械不在控制系统 250 的主动控制下。例如,器械 200 可以被手动地摆姿势,主轴内的腱不会经历不适当的张力或松弛。

[0038] 图 3A 中示出医疗器械中关节的柔性传动系统的另一个示例。图 3A 示出医疗器械 300 的示例性实施例,器械 300 使用允许在器械操作期间驱动马达空转 / 凭惯性转动或驱动腱相对于驱动马达滑动的致动过程,如在标题为“Passive Preload and Capstan Drive for Surgical Instruments”的美国专利申请 US12/286,644 中描述的,其整体内容被并入本文作为参考。医疗器械 300 具有在主管 320 末端处的末端执行器 310,后端机构 330 操纵延伸通过主管 320 的腱 322 和 324,以控制末端执行器 310 的运动自由度。在所示实施例中,腱 322 和 324 附连至末端执行器 310 中的机械构件,以便腱 322 和 324 中的张力倾向于引起末端执行器 310 关于枢轴关节结构以相反的方向转动。

[0039] 图 3A 的关节结构仅仅是示例,在本发明的可替换实施例中,可以使用响应于施加到一对腱的张力而提供单个运动自由度的其他关节机构。例如,图 3B 示出一个实施例,其中诸如一般在用于胃肠道、结肠和支气管的导管、内窥镜中;引导线中;或用于组织采样的诸如抓紧器和针的其他内窥镜器械中看到关节 310。

[0040] 其能够响应于通过腱 322 和 324 施加的力而伸缩或弯曲。导管关节可以只包括响应于腱 322 和 324 中的张力差而弯曲的塑料材料的压制品。在一个配置中,腱 322 和 324 延伸穿过导管内的腔并且附连至图 3C 中所示的导管末端。因此,腱 322 和 324 中的力可以用于朝着对应于具有更大张力的腱 322 或 324 的方向弯曲导管。导管的弯曲可以用于,例如在插入期间操控导管。在图 3B 的实施例中,远端传感器 360 可以测量导管远端部分的弯曲角度,从而测量或计算“关节”角度和速度。在一个特定实施例中,弯曲角度可以限定为导管关于导管的远端挠性部分底部的尖端取向。图 3B 的导管关节 310 的后端和控制结构可以与图 3A 的实施例的结构相同,除了测量的关节角度和速度可以通过与致动器缆绳内腔和远端挠性部分中心之间的距离相乘而被转换成腱位置和速度之外。

[0041] 附连至主管 320 近端的后端机构 330 作为将驱动马达 342 和 344 施加的扭矩转换成相应的腱 322 和 324 中的张力和施加到末端执行器 310 中的致动关节的力或扭矩的传动系。在所示的实施例中,驱动马达 342 和 344 可以是直接驱动电动马达,电动马达直接耦连至绞盘 332 和 334,相应的腱 322 和 324 绕绞盘 332 和 334 缠绕。特别地,腱 322 绕对应的

绞盘 332 缠绕一个设置接触角(wrapping angle)(可以小于一整圈或者等于一圈或多圈),并且腱 322 具有不固定于绞盘 332 但从绞盘 332 延伸到被动预加载系统 333 的末端。相似地,腱 324 绕对应的绞盘 334 缠绕一个设置接触角,并且具有从绞盘 334 延伸到被动预加载系统 335 的末端。由于腱 332 和 324 不需要永久地附连于绞盘 332 和 334,所以腱 322 和 324 能够相对于绞盘 332 和 334 滑动并且相对于分别耦连至绞盘 332 和 334 的驱动马达 342 和 344 的轴滑动。

[0042] 腱 322 和 324 的近端附连至相应的被动预加载系统 333 和 335,每个被动预加载系统在图 3A 中实现为凸轮和胡克定律弹簧,凸轮和胡克定律弹簧共同作为恒压弹簧。被动预加载系统 333 和 335 被偏压,以便在器械 300 的整个运动范围系统 332 和 334 将非零力或张力施加到腱 322 和 324。利用该配置,当绞盘 332 和 334 凭惯性转动时,被动预加载系统 333 和 335 控制腱 322 和 324 中的张力,并且通过拉进或放出所需长度的腱 322 和 324 避免腱 322 和 324 中出现松弛。当后端机构 330 脱离马达 342 和 344 时,被动预加载系统 333 和 335 仍防止腱 322 和 324 松弛,并且允许末端执行器 310 与主管 320 (当挠性时)被手动布置(或摆姿势),而不会损害后端机构 330 或不会在腱 322 或 324 中产生松弛。因此,器械 300 还具有与上述的图 2 的器械 200 相似的“逆驱动”能力。

[0043] 在控制系统 350 和人类输入的主动控制(例如,主从伺服控制系统中的主控制输入)下利用驱动马达 342 和 344 操作末端执行器 310。例如,当马达 342 拉动腱 322 时,马达扭矩被转移作为腱 322 的远端部分中的施加的张力。(绞盘 332 可以施加到腱 322 近端部分的最大张力取决于腱 322 开始相对于绞盘 332 滑动时的张力,但是一般来说,实际使用的最大张力可以被选择,从而防止腱 322 和 324 滑到绞盘 332 和 334 上。)与此同时,当切断提供给马达 344 的功率时,允许马达 344 和绞盘 334 凭惯性转动/空转,腱 324 可以保持在其最小张力,该最小张力是被动预加载系统 335 通过绞盘 334 施加到腱 324 近端的恒定力。然后,腱 322 中的更大张力倾向于引起末端执行器 310 以图 3A 中的逆时针方向旋转。相似地,切断提供给马达 342 的功率并为马达 344 提供动力以将力通过腱 324 施加于末端执行器 310 倾向于引起末端执行器 310 以图 3A 中的顺时针方向旋转。马达 342 和 344 凭惯性转动的同时腱 322 和 324 处于张力下和接受腱 322 与 324 在绞盘 332 和 334 上滑动的能力,不允许控制系统 350 依赖于马达 340 的角位置和末端执行器 310 的角位置之间的固定关系。然而,控制系统 350 可以使用传感器 360 测量末端执行器 310 相对于通过腱 322 和 324 致动的关节的角位置。

[0044] 图 2、图 3A 和图 3B 的器械可以具有在致动器与致动的关节之间的传动系统,其提供对具有挠性主管的器械来说特别期望的柔度。然而,具有柔度的传动系统还可以出现在更传统的器械中。例如,图 1 的已知器械可以在弯曲的器械部段中使用铠装电缆或鲍登缆绳,并在直部段中使用杆状元件。杆状元件可以减少干扰致动器和关节位置的直接关系的拉伸。然而,期望的是在某些应用中使用更柔韧的材料的腱(例如,期望电绝缘或最小摩擦力的聚合物腱),但是这类腱可能引入不可接受的拉伸量,因为控制过程取决于致动器和关节位置之间的直接关系。实心钢牵引线还可以用在传动系统中或作为传动系统。

[0045] 根据本发明一方面,图 2、图 3A 和图 3B 的医疗器械或另外具有柔性传动系统的器械的控制过程可以使用机械关节的位置的远程测量来确定施加的用以驱动机械关节的张力。控制过程还可以用于具有刚性传动系统的器械。图 4 示意性示出具有机械关节 410 的

医疗器械 400 的概况,其中机械关节 410 具有对应于角度或位置 θ 的运动自由度。本文中广泛使用术语位置,其包括机械系统自由度结构的笛卡尔坐标位置、角位置或其他表示。传感器(未示出)测量在远处关节 410 处位置 θ ,并且提供测量的位置 θ 给控制系统 450,例如通过从器械 400 远端处的传感器延伸经过器械 400 的主管(未示出)的信号线(未示出)提供到器械近端处的控制系统 450。传感器可以额外地测量关节 410 运动的速度 $\dot{\theta}$,或者速度 $\dot{\theta}$ 可以根据位置 θ 的两个或多个测量结果以及测量结果之间的时间来确定。

[0046] 关节 410 通过传动系统 420 连接到致动器 440,以便关节 410 远离致动器 440,例如关节 410 可以在器械的远端处,而致动器 440 在器械的近端处。在所示的实施例中,传动系统 420 连接关节 410,以便致动器 440 施加到传动系统 420 的张力 T 倾向于以顺时针方向转动关节 410。一般地,传动系统 420 包括用于将来自致动器 440 的力传递到关节 410 的整个机构,致动器 440 可以将力或扭矩施加到传动系统 420,这导致在缆绳或传动系统 420 的其他部件中出现张力。然而,这种张力一般与施加的力或扭矩成比例,因此使用术语张力是为了在此处不失一般性地表明力或扭矩。还应当注意,传动系统 420 可能是(但是不需要是)柔性的,以至于关节 410 的位置和致动器 440 的位置之间的直接关系对于控制关节 410 不够准确。例如,传动系统 420 可以拉伸,以便在施加于传动系统 420 的最小张力和最大张力 T 之间,传动系统 420 的有效长度的差可以对应于 45° 的关节铰接。相比之下,为了能够基于致动器位置准确地建模关节位置,典型的医疗器件允许对应于不超过几度的关节铰接的拉伸。应当理解,在一般情况中,柔度不限于弹簧结构的简单的胡克定律拉伸。例如,传动系统 420 可以包括图 2 的实施例中的腱 222 和至少一部分后端机构 230,或图 3A 的实施例中的腱 332 和至少一部分后端机构 330。一般地,传动系统 420 对于传动系统 420 近端处施加的张力 T 或施加于关节 410 的外部力或沿着传动系统 420 的长度施加的外部力的响应,很难建模。

[0047] 可以包括图 2 或图 3A 的驱动马达 242 或 342 的致动器 440 将张力 T 施加到传动系统 420 的近端,并且通过传动系统 420 将力或扭矩施加到关节 410,但是其它力或扭矩也施加到关节 410。特别地,一个或更多个其它传动系统 420 可以被连接到关节 410,并且共同地施加倾向于引起关节 410 转动的净张力或净力。在图 4 所示的实施例中,传动系统 420 连接到关节 410 和驱动马达 442,以便传动系统 422 中的张力倾向于对抗施加的张力 T 并使关节 410 以图 4 中的逆时针方向旋转。除了传动系统 422 连接到关节 410 的差别以外,额外的传动系统 422 或连接到关节 410 的传动系统可以与传动系统 420 相同。

[0048] 控制系统 450 可以是执行程序的通用计算机或被布线以生成控制致动器 440 施加到传动系统 420 的张力 T 的驱动信号的电路。当致动器 440 是电动马达时,驱动信号可以是控制来自致动器 440 的扭矩输出的驱动电压或电流,并且张力 T 等于马达扭矩除以张力 T 施加到传动系统 420 的有效力矩臂。如以下进一步描述的,控制系统 450 可以利用关节 410 的期望位置 θ_d 、期望速度 $\dot{\theta}_d$ 以及关节 410 当前时刻和之前时刻的位置 θ 的一个或多个测量结果,计算张力 T 或马达扭矩的大小。用户(例如,控制系统 400 的外科医生)可以通过操纵控制器 460 来提供期望位置 θ_d 和速度 $\dot{\theta}_d$ 。除了控制器 460 能够提供根据其可以确定期望位置 θ_d 和期望速度 $\dot{\theta}_d$ 的值的信号之外,控制器 460 的确切配置对本发明来说不重

要。适合于复杂的医疗器械的手动控制器一般提供指示医疗器械的运动的许多同步指令的信号,这些运动可能涉及器械的多个关节。例如,用作控制器 460 的合适的操纵器被提供在直观外科手术公司(Intuitive Surgical, Inc)商售的 da Vinci 外科手术系统的主控制器中。

[0049] 在时间间隔 Δt 内将关节 410 从其当前测量位置 θ 移动到期望位置 θ_D 所需的张力 T 一般将取决于许多因素,包括:抵抗施加的张力 T 的关节 410 的有效惯性;施加张力 T 的致动器 440 的惯性、耦合至关节 410 并施加净有效力的任何其他传动系统 422;施加到关节 410 的外部力;对抗关节 410 的致动或传动系统的移动的内部和外部摩擦力;关节 410 的当前速度 $\dot{\theta}$; 以及内部和外部阻尼力。这些因素中许多因素可能依据器械 400 的工作环境而改变,并且难以测量或建模。然而,对于医疗器械的特定关节,可以基于系统力学或凭经验进行建模。在一个具体实施例中,控制系统 450 根据远端关节的误差 $(\theta_D - \theta)$ 和 $(\dot{\theta}_D - \dot{\theta})$ 确定张力 T , 远端关节误差 $(\theta_D - \theta)$ 和 $(\dot{\theta}_D - \dot{\theta})$ 分别是关节 410 的测量位置与期望位置之差和关节 410 的测量速度与期望速度之差。

[0050] 图 5A 是用于控制具有图 4 的系统 400 的基本结构的医疗器械的过程 500 的流程图。过程 500 在步骤 510 通过读取关节 410 的位置 θ 的当前值和确定关节速度 $\dot{\theta}$ 的当前值开始。例如,在假设恒定速度(例如, $\dot{\theta} = (\theta - \theta') / \Delta t$) 或假定在给定先前确定速度下的恒定加速度情况下,可以利用当前位置 θ 、先前位置 θ' 和测量之间的时间间隔 Δt 以已知的方式直接测量或确定或估计速度 $\dot{\theta}$ 。然后,步骤 515 获取关节 410 的期望位置 θ_D 和期望速度 $\dot{\theta}_D$, 步骤 520 计算测量位置与期望位置之差或之间的误差 $(\theta_D - \theta)$ 以及测量速度与期望速度之差或之间的误差 $(\dot{\theta}_D - \dot{\theta})$ 。

[0051] 在步骤 520 中计算的位置和速度误差可以用于确定关节 410 到达期望位置 θ_D 所需的张力 T 。在图 5A 的实施例中,施加的张力 T 可以包括多个贡献,主要贡献是远端张力 T_{DIST} , 其被确定作为位置误差 $(\theta_D - \theta)$ 和速度误差 $(\dot{\theta}_D - \dot{\theta})$ 的函数 f_1 。远端张力 T_{DIST} 独立于致动器的位置,例如,马达轴的角度,其允许即使当关节 410 的位置和致动器 440 的位置之间没有直接关系时远端张力 T_{DIST} 的确定。在一个特定实施例中,函数 f_1 是形式方程式 1, 其中 g_1 和 g_2 是增益因子, C 是常数或几何结构相关参数, T_{sign} 是符号,即 ± 1 。符号 T_{sign} 与传动系统 420 中的张力产生的关节 410 的移动相关联,并且例如如果传动系统 420 中的张力 T 倾向于增加位置坐标 θ , 那么 T_{sign} 为正(例如, $+1$), 而如果传动系统 420 中的张力 T 倾向于减小位置坐标 θ , 那么 T_{sign} 为负(例如, -1)。在另一个实施例中,函数 f_1 影响力的下界,例如,为了使力总是正的,并且足以避免传动系统中出现松弛。参数 C 可以是根据系统的其他部分施加到关节 410 的已知或建模的力而选择的常数。例如,参数 C 可以是选择用于平衡其他传动系统将力施加到关节 410 引起的扭矩的常数,或者可以考虑预期的摩擦力或外部力。然而,参数 C 不需要严格是常数,而是可以包括补偿可以有效建模的诸如重力或机构刚度的属性的非常数项,因此,参数 C 可以取决于测量的关节位置或速度。增益因子

g1 和 g2 可以根据关节 410 的期望刚度和阻尼选择。特别地,当关节 410 用作静态夹时,施加到组织的净夹紧力或扭矩取决于方程式 1 的 $g1(\theta_D - \theta)$ 项。一般地,增益因子 g1 和 g2 以及常数 C 可以根据关节 410 的期望刚度和阻尼或响应度或者根据误差累积选择。例如,当插入器械 400 以沿病人体内自然腔而行时,增益因子 g1 可以设置为较低值,以使得关节 410 缓缓地运转并且防止关节 410 损伤周围组织。在插入器械之后,增益因子 g1 可以设置为较高值,从而允许外科医生利用器械执行精确的手术任务。

[0052] 方程式 1: $F_1 = T_{\text{sgn}} * (g1(\theta_D - \theta) + g2(\dot{\theta}_D - \dot{\theta}) + C)$

[0053] 方程式 1 的 $g1(\theta_D - \theta) + g2(\dot{\theta}_D - \dot{\theta}) + C$ 项可以用于近似确定在关节 410 处用于转动关节 410 以利用传动系统 420 在给定时间 Δt 内到达期望位置 θ_D 当前所需的扭矩、张力或力。扭矩和力或张力相关,因为扭矩是力和有效力矩臂 R 的乘积,有效力矩臂 R 由关节 410 与传动系统 420 的连接和关节 410 的旋转轴线之间的垂直距离限定。有效力矩臂 R 可以并入增益因子 g1 和 g2 以及常数 C 或是用于将计算的远端张力 T_{DIST} 转换成计算的扭矩。

[0054] 远端张力 T_{DIST} 和适当选择的函数 f_1 , 例如适当选择的方程式 1 中的参数 g1、g2 和 C, 可以估计需要致动器 440 施加的从而以响应于手动控制器 460 的操作人员的操纵的方式移动关节 410 的力。然而,在某些条件下,步骤 530、535、540 和 545 提供可选的校正。特别地,可选的步骤 530 和 535 分别计算位置误差 $(\theta_D - \theta)$ 的饱和总和或整数 I, 并且计算积分张力 T_{INT} 。积分张力 T_{INT} 可以是正的、零或负的, 并且其可以作为远端张力 T_{DIST} 的校正被加入, 其中远端张力 T_{DIST} 在步骤 525 计算。积分张力 T_{INT} 被计算作为饱和和积分 I 的函数 f_2 , 并且可以仅为积分 I 和增益因子的乘积。在步骤 530 中计算的饱和和积分 I 可以仅是在间隔结束时的测量位置和要到达的期望位置之间的位置误差 $(\theta_D - \theta)$ 或差 $(\theta_{D,i} - \theta_{i-1})$ 在过去 N 个时间间隔的总和。可以限制或不限制总和所包含的时间间隔数 N, 并且积分 I 可能饱和, 因为积分 I 的大小不允许超过最大饱和值。饱和值一般可以被选择为覆盖 (cap) 积分张力 T_{INT} 的最大值或最小值。然而, 当计算函数 f_2 的值时, 可以可替换地覆盖 (cap) 积分张力 T_{INT} 的最小值和最大值。

[0055] 可选的步骤 540 计算本文中称为近端张力 T_{PROX} 的另一个校正, 其可以为正、零或负。近端张力 T_{PROX} 可以被加到远端张力 T_{DIST} 中, 其中远端张力 T_{DIST} 在步骤 525 中计算。图 5B 是用于计算近端张力 T_{PROX} 的过程 540 的流程图。过程 540 在步骤 542 中通过读取致动器 440 的速度 $\dot{\theta}_A$ 的当前值开始。速度 $\dot{\theta}_A$ 可以通过附连在致动器 440 底部的标准测速仪测量。为了提高计算效率, 还可以安排步骤 542 以在图 5A 的步骤 510 和步骤 515 之间执行。然后, 步骤 544 计算近端速度差或误差 $\dot{e}_{\text{PROX}}$, 其限定为基于关节 410 的期望速度 $\dot{\theta}_D$ 计算的期望速度和基于当前致动器速度 $\dot{\theta}_A$ 计算的当前速度之间的差或误差。在一个特定实施例中, 期望速度可以是有效力矩臂 R、符号 T_{sgn} 和关节 410 的期望速度 $\dot{\theta}_D$ 的乘积, 而当前速度可以是致动器 440 的有效力矩臂和致动器速度 $\dot{\theta}_A$ 的乘积。在图 5B 的实施例中, 近端张力 T_{PROX} 被确定作为近端速度误差 $\dot{e}_{\text{PROX}}$ 的函数 f_4 。在一个特定实施例中, 函数 f_4 可以仅是近

端速度误差 $\dot{e}_{PROX}$ 和增益因子的乘积。增益因子可以被选择以便为传动系统 420 提供额外的阻尼效应。

[0056] 图 5A 的可选步骤 550 计算成对张力 T_{PAIR} , 其可以是远端张力 T_{DIST} 的正的、零或负的校正值, 其中远端张力 T_{DIST} 是在步骤 525 中计算的。图 5C 是用于计算成对张力 T_{PAIR} 的过程 550 的流程图。过程 550 在步骤 552 中通过读取致动器 440 的当前速度值 $\dot{\theta}_A$ 和与关节 410 关联的所有其他致动器的速度值开始。在图 4 的系统中, 存在耦连至关节 410 的两个致动器 440 和 442 以及两个致动器速度 $\dot{\theta}_A$ 和 $\dot{\theta}_{A_0}$ 。可以安排步骤 552 在图 5A 的步骤 510 和步骤 515 之间执行, 从而提高计算效率。然后, 步骤 556 计算成对速度差或误差 $\dot{e}_{PAIR}$, 当致动器 440 和 442 基本相同, 例如对于相应的传动系统 420 和 422 的操作具有相同的有效力矩臂时, 速度差或误差 $\dot{e}_{PAIR}$ 可以限定为与关节 410 关联的致动器 440 和 442 的当前速度 $\dot{\theta}_A$ 和 $\dot{\theta}_{A_0}$ 之间的差或误差。在一个具体实施例中, 当前速度误差 $\dot{e}_{PAIR}$ 可以是致动器 440 和 442 速度差 $(\dot{\theta}_A - \dot{\theta}_{A_0})$ 和有效力矩臂的乘积。在图 6 的实施例中, 成对张力 T_{PAIR} 被确定作为成对速度误差 $\dot{e}_{PAIR}$ 的函数 f_5 。在一个特定实施例中, 函数 f_5 可以仅是成对速度误差 $\dot{e}_{PAIR}$ 和增益因子的乘积。增益因子可以被选择以便为传动系统 420 提供额外的阻尼效应。

[0057] 在图 5A 的步骤 560 中, 张力 T 被确定作为远端张力 T_{DIST} 、近端张力 T_{PROX} 、成对张力 T_{PAIR} 和积分张力 T_{INT} 之和的函数 f_3 。在图 5C 的实施例中, 函数 f_3 限制张力 T 的最大值和最小值。最大张力 T_{MAX} 和最小张力 T_{MIN} 可以在对控制系统 450 (例如, 在软件中) 进行编程的过程中设置。然而, 柔性的传动系统本身可以具有在后端机构中合适设计的最小张力或最大张力。例如, 图 3A 中所示的传动系统具有当马达 / 致动器 342 或 344 凭惯性转动时通过预加载系统 333 或 335 的设置控制的最小张力 T_{MIN} , 和当耦合马达 342 或 344 的扭矩超过腱 322 或 324 在绞盘 332 或 334 上滑动的点时由滑动引起的最大张力 T_{MAX} 。一般地, 期望的是具有同时由硬件和软件设置的最大张力 T_{MAX} 和最小张力 T_{MIN} 。特别地, 最大张力 T_{MAX} 应被设置为避免由于较大力对器械的损伤, 而最小张力 T_{MIN} 应被设置为确保传动系统中的腱不会松弛和脱轨或缠绕在一起。

[0058] 图 5A 的步骤 565 生成引起致动器 440 施加在步骤 560 中计算的张力 T 的控制信号。例如, 当致动器 440 是直接驱动电动马达时, 控制信号可以是控制为与计算的张力 T 成比例的驱动电流。步骤 570 中的控制系统 450 引起致动器 440 施加和保持计算的张力 T 一段时间间隔 Δt , 在该时间间隔期间, 关节 410 朝着当前期望的位置 θ_0 移动。当改变张力 T 时, 整个张力 T 的施加将延迟一段时间, 其取决于致动器 440 的惯性。优选地, 为了快速响应, 致动器 440 的惯性相对较小。例如, 充当致动器 440 的驱动马达的惯性将优选地小于关节 410 惯性的五倍。在时间间隔 Δt 之后, 过程 500 转向步骤 510 重复执行关节位置的测量、目标位置和速度的获取以及将要在下一个时间间隔期间施加的张力 T 的计算。一般地, 时间间隔 Δt 应当足够小, 以便提供对器械的操作人员来说似乎平滑而不会引起器械出现不期望振动的运动。例如, 每秒钟或每几秒钟计算和设置张力 T 两百五十次, 将提供对人眼来说看似平滑的运动并且将提供响应于人类命令 (例如, 控制器 460 的人类操纵) 的器械操

作。在利用或不利用积分张力 T_{INT} 的计算和不利用器械或外部环境的详细建模或测量结果的情况下,在计算张力 T 中使用误差一般将引起关节 410 集中在期望位置。然而,如上所述,在计算施加的张力 T 时使用的诸如增益 g_1 和 g_2 的参数可以针对特定器械被调整,并且在使用中被进一步调整从而补偿器械的外部环境的改变。

[0059] 致动器 442 施加到传动系统 422 的张力还可以通过利用图 5A 的控制过程 500 而控制,并且当与致动器 440 和传动系统 420 相比时,基于致动器 442 和传动系统 422 的相似性和差异性,对于致动器 442 和传动系统 422 在过程 500 中使用的参数可以与致动器 440 和传动系统 420 中使用的参数相同或不同。特别地,图 4 的配置中的致动器 442 的符号值 T_{sign} 将与致动器 440 的符号值 T_{sign} 相反,因为传动系统 422 和 420 连接为以相反方向转动关节 410。因此,对于一个致动器 440 或 442 来说,在步骤 525 中计算的主要张力贡献 T_{DIST} 通常为负。计算施加的张力 T 的步骤 560 可以将负的张力和 $T_{DIST}+T_{PROX}+T_{PAIR}+T_{INT}$ 设置为最小张力 T_{MIN} ,如图 5D 中所示。因此,用于在步骤 525 中计算远端张力 T_{DIST} 的参数(例如常数 C)一般可以基于其他致动器将施加最小张力 T_{MIN} 的假设被选择。

[0060] 上述用于控制医疗器械中的单个关节的原理也可以用于同时控制器械中的多个关节。图 6 示意性示出多关节器械 600 和在器械 600 的控制过程中使用的某些量。器械 600 包括 L 个关节 610-1 到 610- L ,在本文中一般被称为关节 610。每个关节 610 提供邻近机械构件的相对位置或取向的范围,并且通常具有以下进一步描述的一个或两个运动自由度。器械 600 的关节 610 提供总共 N 个自由度,其中自由度的数量 N 大于或等于关节 610 的数量 L ,并且关节 610 的自由度的构形可以利用 N -分量或矢量 θ 描述。 N -分量速度矢量 $\dot{\theta}$ 与矢量 θ 相关联。移动关节 610-1 到 610- L 的扭矩 τ_1 到 τ_N 分别对应于矢量 θ 的 N 分量,因为扭矩 τ_1 到 τ_N 倾向于引起矢量 θ 的各个分量改变。

[0061] 关节 610 利用 M 个传动系统 620-1 到 620- M (本文中一般称为传动系统 620)和 M 个致动器 640-1 到 640- M (本文中一般称为致动器 640)驱动。传动系统 620 和致动器 640 可以与上面关于图 4 进行描述的传动系统 420 和致动器 440 相似或相同。一般地,传动系统 620 和致动器 640 的数量 M 大于自由度的数量 N ,但是 M 和 N 之间的关系取决于具体的医疗器械和器械中关节的力学。例如,提供单运动自由度的关节 610 可以利用两个传动系统 620 致动,提供两个自由度的关节 610 可以利用三个或四个传动系统 620 致动。自由度和致动传动系统之间的其他关系也是可能的。控制系统 650 操作致动器 640-1 到 640- M ,从而选择致动器 640-1 到 640- M 分别施加到传动系统 620-1 到 620- M 的相应的张力 T_1 到 T_M 。

[0062] 器械 600 的控制系统 650 可以使用远端传感器(未示出)确定与关节 610 关联的位置矢量 θ 和速度矢量 $\dot{\theta}$ 。(此处使用的位置和速度包括线性坐标或角坐标的值和移动。)

控制系统 650 还确定关节 610 的期望位置矢量 θ_D 和期望速度矢量 $\dot{\theta}_D$ 。如以下进一步描述的,期望位置矢量 θ_D 和期望速度矢量 $\dot{\theta}_D$ 取决于来自可由外科医生利用器械 600 操纵的手动控制器 660 的输入。一般地,期望位置矢量 θ_D 和期望速度矢量 $\dot{\theta}_D$ 将进一步取决于在利用控制系统 650 执行的控制过程中限定的惯性或约束。

[0063] 图 7 示出根据本发明实施例的用于控制诸如图 6 的器械 600 的多关节器械的控制过程 700。过程 700 在步骤 710 中通过读取来自器械中一个或多个位置传感器的关节位置

矢量 θ 开始。速度矢量 $\dot{\theta}$ 可以利用关节运动的直接测量结果或通过计算两个时刻之间的位置测量结果的变化来确定。在步骤 715 中控制系统 650 接收外科医生的指令。外科医生的指令可以指示器械的具体工作部分的期望位置和速度。例如,外科医生通过操纵手动控制器 660 可以指示器械的远端或末端执行器的期望位置、期望速度、期望取向和期望转动,诸如在标题为“*Aspects of a Control System of a Minimally Invasive Surgical Apparatus*”的美国专利 US6,493,608 中描述的,其被并入本文作为参考。然后,步骤 720 将来自手动控制器 660 的指令转换成关节 610 的期望位置矢量 θ_d 和期望速度矢量 $\dot{\theta}_d$ 。例如,给定图 6 的器械 600 的远端的期望位置、期望取向、期望速度和期望角速度,控制系统 650 可以计算将实现期望的尖端构形的期望关节位置矢量 θ_d 和期望关节速度矢量 $\dot{\theta}_d$ 。转换步骤 720 可以利用已知技术实现,例如“*Modeling and Control of Robot Manipulators*”, L. Sciavicco 和 B. Siciliano, Springer, 2000, pp. 104-106 以及“*Springer Handbook of Robotics*”, Bruno Siciliano 和 Oussama Khatib, Editors, Springer, 2008, pp. 27-29 中描述的微分运动学反演(differential kinematics inversion),其内容以参考方式并入本文。以上参考的标题为“*Aspects of a Control System of a Minimally Invasive Surgical Apparatus*”的美国专利 US6,493,608 还描述了用于确定将实现期望尖端构形的期望关节位置矢量 θ_d 和期望关节速度矢量 $\dot{\theta}_d$ 的技术。应当注意,对于具有运动学冗余的器械,也就是,如果由关节 610 提供的运动自由度数量大于通过手动控制器 660 指定的运动命令的自由度数量,那么可以利用标准技术解决冗余,例如在 Yoshihiko Nakamura 的“*Advanced Robotics: Redundancy and Optimization*”, Addison-Wesley (1991) 中描述的技术。

[0064] 还应当理解,当解决有关器械的期望命令的逆向运动学问题时,还可以执行器械的关节之间的软件强制约束。例如,可以强迫两个关节的关节位置命令和速度命令相同或相反,或以给定的比率有效地实现关节之间的虚拟凸轮机构。

[0065] 步骤 725 计算位置误差矢量 $(\theta_d - \theta)$ 和速度误差矢量 $(\dot{\theta}_d - \dot{\theta})$, 而步骤 730 使用误差矢量 $(\theta_d - \theta)$ 和 $(\dot{\theta}_d - \dot{\theta})$ 的分量计算相应的扭矩分量 τ_1 到 τ_N 。在一个具体实施例中,利用方程式 2 确定每个扭矩分量 τ_i , 其中指数 i 从 1 到 N 。在方程式 2 中, $g1_i$ 和 $g2_i$ 是增益因子, 并且 C_i 是常数或者是可以根据系统其他部分施加到关节的已知力或建模力选择的几何结构相关参数。然而, 参数 C_i 不需要严格是常数, 而是可以包括补偿可以有效建模的诸如重力或机构刚度的属性的非常数项, 因此, 参数 C_i 可以取决于扭矩 τ_i 作用的关节 610- i 的测量位置或速度。一般地, 增益因子 $g1_i$ 和 $g2_i$ 与常数 C_i 可以根据关节的期望刚度和阻尼或响应度或根据误差累积选择。例如, 当插入器械 600 以沿病人体内的自然腔而行时, 增益因子 $g1_i$ 可以设置为较低值, 以使得关节缓缓地运转并且防止关节动作损伤周围组织。在插入器械之后, 增益因子 $g1_i$ 可以设置为较高值, 从而允许外科医生利用器械执行精确的手术任务。在确定扭矩时可以采用其他方程式或对方程式 2 的校正。例如, 计算的扭矩可以包括与关节位置的当前测量结果和意图实现先前施加的扭矩的期望关节位置之差的饱和和积分成比例的校正。对于图 5A 以及图 5A 的步骤 530 和 535 中特别示出的单个关

节控制过程,可以如上所述地确定利用饱和积分的这种校正。

[0066] 方程式 2 : $\tau_i = g1_i(\theta_D - \theta)_i + g2_i(\dot{\theta}_D - \dot{\theta})_i + C_i$

[0067] 步骤 735 使用在步骤 730 中计算的扭矩确定远端张力 T_{DIST} 。远端张力 T_{DIST} 是对应于传动系统 620-1 到 620-M 和致动器 640-1 到 640-M 的 M 分量矢量。远端张力的确定取决于器械关节和传动系统之间的几何结构或力学。特别地,由于具有多个关节,每个关节不仅受到附连至关节的传动系统直接施加的力而且还受到连接到更接近器械远端的关节的传动系统直接施加的力的影响。利用方程式 3 形式的方程式一般可以建模医疗器械中的扭矩和张力的。在方程式 3 中, τ_1 到 τ_N 是扭矩矢量的分量,而 T_1 到 T_M 分别是铰接关节 610 的 M 个传动系统 620 中的远端张力。对于指数 $I=1$ 到 N 和指数 $J=1$ 到 M 的每个系数 a_{IJ} 一般对应于关节的张力 T_J 的有效力矩臂和对应于扭矩 τ_I 的旋转轴线。

[0068] 方程式 3 :

$$\begin{bmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \\ \vdots \\ \tau_N \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & \cdots & a_{1M} \\ a_{21} & a_{22} & \cdots & a_{2M} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ a_{N1} & a_{N2} & \cdots & a_{NM} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} T_1 \\ T_2 \\ \vdots \\ T_M \end{bmatrix} = A \begin{bmatrix} T_1 \\ T_2 \\ \vdots \\ T_M \end{bmatrix}$$

[0069] 因此,在步骤 735 中的计算对应于求解 M 个变量 T_1 到 T_M 的 N 个方程式。因为 M 一般大于 N,所以解不是唯一的,因此可以选择不等式约束,例如所有张力大于一组最小值的约束,并且最优性条件(例如选择一组最低最大值的张力的条件)可以被应用以提供具有期望特征的唯一解,例如保持在所有或选择的关节的期望阈值之上的最小张力。具有诸如最小张力约束的不等式约束和最优性约束的方程式 3 的矩阵求逆问题可以通过某些已知的技术求解,已知技术例如线性规划的 SIMPLEX 方法。(例如,参考“Linear Programming1:Introduction”,George B. Dantzig 和 Mukund N. Thapa, Springer-Verlag, 1997,其整体内容被并入本文作为参考。)根据本发明的进一步方面,可以利用以下方法确定远端张力,即基于几何参数和先前计算的更多远端关节的张力,顺序地估计以最远端关节开始的关节并且求解连接到每个关节的传动系统中的张力。

[0070] 过程 700 的一个实施例中的控制系统 650 启动致动器 640,将步骤 735 中计算的远端张力施加到相应的传动系统 620。可替换地,远端张力的校正可以如步骤 740 和 745 所示被确定。具体地,步骤 740 计算校正张力 T_{PROX} ,其取决于基于期望关节速度 $\dot{\theta}_D$ 计算的期望传输速度矢量 $\dot{\theta}_{DL}$ 和基于当前致动器速度 $\dot{\theta}_A$ 计算的当前传输速度矢量 $\dot{\theta}_L$ 之差。在一个具体实施例中,期望传输速度可以是方程式 3 中的耦合矩阵 A 的转置阵和期望关节速度 $\dot{\theta}_D$ 相乘,而当前传输速度可以是致动器速度 $\dot{\theta}_A$ 和致动器 640 的相应力矩臂的乘积。校正张力 T_{PROX} 可以补偿惯性或致动器 640 和连接的关节 610 之间的其他影响,并且在一个实施例中,校正张力是差 $(\dot{\theta}_{DL} - \dot{\theta}_L)$ 的函数,例如差 $(\dot{\theta}_{DL} - \dot{\theta}_L)$ 和增益因子的乘积。步骤 745 计算校正张力 T_{PAIR} ,其取决于致动相同关节的致动器的速度之间的(一个或多个)差。例如,在关节提供一个运动自由度和由通过一对传动系统连接到关节的一对致动器致动的情况中,校正张力 T_{PAIR} 可以确定为两个致动器的速度之差的函数。(例如,参考如上所述的图 5A 的步骤 550)。与矫正张力 T_{PAIR} 相似的矫正可以概括为三个或更多传动系统和致动器致动具有两个

运动自由度的关节的情况。

[0071] 步骤 750 结合远端张力 T_{DIST} 和任何校正 T_{PROX} 或 T_{PAIR} 以确定由致动器施加的组合张力 T 。一般地,如果计算的远端张力 T_{DIST} 和校正 T_{PROX} 与 T_{PAIR} 的总和大于或小于以上参考图 5D 所述的期望最大值或期望最小值,那么组合张力 T 的每个分量 T_i 到 T_m 可以被限制为在最大张力 T_{MAX} 或最小张力 T_{MIN} 饱和。然后,步骤 755 和 760 启动致动器 640,在过程 700 返回到步骤 710 和读取新的关节位置之前施加和保持组合的张力 T 一段时间间隔 Δt 。保持张力大约 4ms 或更少的间隔,可以为医疗程序提供器械的平滑移动,其中该时间间隔对应于 250Hz 或更高的速率。

[0072] 医疗器械通常要求器械的工作尖端或末端执行器具有诸如外科医生的操作人员可以控制的位置和取向。另一方面,除了由器械穿过其中的腔命令的关节位置或取向之外,每个关节的具体位置和取向对正在执行的程序来说一般不太重要。根据本发明一方面,控制多关节器械的一个方法利用器械尖端的当前构形和其期望构形之差选择通过腱施加的张力。例如,器械尖端的测量的位置、取向、速度和角速度与器械尖端的期望的位置、取向、速度和角速度之间的差可以控制施加到医疗器械的腱的张力。

[0073] 图 7B 示出了根据本发明实施例的控制过程 700B。过程 700B 使用与过程 700 相同的某些步骤,那些步骤在图 7A 和图 7B 中具有相同参考数字。过程 700B 在步骤 710 中读取或确定来自医疗器械中的一个或多个传感器的关节位置 θ 和关节速度 $\dot{\theta}$, 并且在步骤 712 中读取或确定器械尖端的位置、取向、速度和角速度。此处尖端是指器械中的具体机械结构,其可以是在器械远端的末端执行器,例如钳子、剪刀、手术刀或烧灼器件。一般地,尖端具有六个运动自由度并具有可以由六个分量值限定的构形,例如,在尖端的具体点的三个笛卡尔坐标和指示尖端的俯仰、滚动和侧转的三个角度。与构形坐标随时间的变化相关联的速度可以被直接测量或利用在不同时刻的测量结果计算。如果给定器械 610 的关节位置 θ 和关节速度 $\dot{\theta}$ 与其运动学模型的先验知识,则可以建立允许关于器械 610 的参考系计算尖端的笛卡尔位置、取向、平移速度和角速度的前向运动学模型和微分运动学模型。运动链的前向运动学模型和微分运动学模型可以根据已知的方法容易地构建。例如,可以使用由 John J. Craig 的“Introduction to Robotics: Mechanics and Control”, Pearson Education Ltd. (2004) 描述的过程,其被并入本文作为参考。步骤 715 确定期望的尖端位置、取向、平移速度和角速度,这可以通过以上所述的方式执行。

[0074] 在另一个实施例中,传感器(例如形状传感器)可以用于直接测量笛卡尔位置和取向,如 Giuseppe M. Prisco 的标题为“Fiber optic shape sensor”的美国专利申请公开 US20090324161 中所描述的,其被并入本文作为参考。与构形坐标随时间的变化相关联的平移速度可以利用在不同时刻的测量结果计算。与平移速度不同,由于量的角性质,不能仅通过求差方法计算角速度。然而,计算与取向变化相关联的角速度的方法在本领域是已知的,并且描述在例如 L. Sciavicco 和 B. Siciliano 的“Modelling and Control of Robot Manipulators”, Springer, 2000 年, pp. 109-111 中。

[0075] 过程 700B 在步骤 722 中计算尖端误差。在一个实施例中,步骤 722 包括计算尖端的期望笛卡尔坐标和尖端的当前笛卡尔坐标之间的位置误差或差 e_{POS} 、尖端的期望平移速度和尖端的当前平移速度之间的平移速度误差或差 e_{VT} 、尖端的期望取向坐标和尖端的当

前取向坐标之间的取向误差或差 e_{ORI} 以及尖端的期望角速度和尖端的当前角速度之间的角速度误差或差 e_{VA} 。与位置误差 e_{POS} 不同, 由于量的角性质, 取向误差 e_{ORI} 不能仅仅通过求差方法计算。然而, 计算取向变化的方法在本领域是已知的, 并且可以在机器人文献中例如 L. Sciavicco 和 B. Siciliano 的“Modelling and Control of Robot Manipulators”, Springer, 2000 年, pp. 109-111 中找到。

[0076] 在步骤 724 中, 过程 700B 确定尖端力 F_{TIP} 和尖端扭矩 τ_{TIP} , 该尖端力 F_{TIP} 和尖端扭矩 τ_{TIP} 倾向于将尖端从当前构形移动到期望构形。在本发明的该实施例中, 尖端力 F_{TIP} 取决于误差 e_{POS} 和 e_{VT} 。例如, 尖端力 F_{TIP} 的每个分量 F_X 、 F_Y 、或 F_Z 可以利用方程式 4 计算, 其中 gp_i 和 gv_i 是增益因子, 而 Cf_i 是常量。尖端扭矩 τ_{TIP} 可以通过相似的方式确定, 其中尖端扭矩 τ_i 的每个分量是误差 e_{ORI} 和 e_{VA} 与另一组增益因子 $gori_i$ 、 gva_i 和常量 $C\tau_i$ 的函数, 如方程式 5 中所示。一般地, 与不同力分量 F_i 或扭矩分量 τ_i 相关联的增益因子 gp_i 和 gv_i 可以不同。尖端力 F_{TIP} 和尖端扭矩 τ_i 的每个分量具有单独的增益因子和常量为指定器械尖端的末端执行器的动态行为提供灵活性, 使得器械与组织之间的相互作用更有效。例如, 当引导器械进入较小内腔时, 可以为垂直于插入方向的尖端力的增益因子设置较低值, 而为沿着插入方向的尖端力的增益因子设置较高值。于是, 器械足够硬以便于插入, 同时具有对组织的较低横向阻力, 防止对周围组织造成损伤。另一个实例, 当利用器械朝着特定方向在组织中打孔时, 尖端扭矩的增益因子和沿着插入方向的尖端力的增益因子具有较高值, 利于打孔任务。

[0077] 方程式 4 : $F_i = gp_i * e_{POS} + gv_i * e_{VT} + Cf_i$

[0078] 方程式 5 : $\tau_i = gori_i * e_{ORI} + gva_i * e_{VA} + C\tau_i$

[0079] 步骤 732 确定一组关节扭矩, 该组关节扭矩将提供在步骤 724 中确定的尖端力 F_{TIP} 和尖端扭矩 τ_{TIP} 。关节扭矩矢量 τ 、尖端力 F_{TIP} 和尖端扭矩 τ_{TIP} 之间的关系被很好地存档, 并且通常如方程式 6 中所描述, 其中 J^T 是器械的运动链的众所周知的雅可比矩阵 J 的转置。

[0080] 方程式 6 : $\tau = J^T \begin{bmatrix} F_{TIP} \\ \tau_{TIP} \end{bmatrix}$

[0081] 雅可比矩阵 J 取决于器械的几何结构和在步骤 710 中确定的当前关节位置, 并可以利用已知方法构造。例如, John J. Craig 的“Introduction to Robotics: Mechanics and Control”, Pearson Education Ltd. (2004) 描述了可以用于构造机器人机构的雅可比矩阵的技术, 其被并入本文作为参考。在某些情况下, 如果医疗器械中提供额外的或多余的运动自由度, 例如, 尖端的多于六个运动自由度, 那么提供尖端力 F_{TIP} 和尖端扭矩 τ_{TIP} 的一组关节扭矩不是唯一的, 并且约束可以用于选择具有期望特性的一组关节扭矩, 例如, 用于选择防止关节达到其运动范围或支持的负载范围的机械关节极限的一组关节扭矩或者用于在操纵期间将额外的效用强制在器械的任意特定关节。例如, 通过选择使与中间关节位置的偏差、与雅可比矩阵的转置 J^T 相关联的零空间的偏差最小化的一组关节扭矩, 可以防止关节达到其机械关节极限。该组关节扭矩可以根据方程式 7 选择。在方程式 7 中, $P(\theta)$ 是限定由解提供的额外效用的势函数 (potential function), ∇ 是梯度算子, $N()$ 是与其输入相关联的从雅可比矩阵的转置阵 J^T 的零空间选择一组关节扭矩的零空间投影

算子。在一个实施例中,势 $P(\theta)$ 是当关节处于其运动范围的中心时具有最小值的关节位置的二次函数。势函数的梯度 $-\nabla P(\theta)$ 选择牵引关节朝其运动范围中心移动的一组关节扭矩,而零空间投影算子 $N()$ 强迫提供期望尖端力和期望尖端扭矩的选择的一组关节扭矩还满足额外的效用。利用提供冗余运动自由度的机器人系统中的约束的技术在本领域中是已知的,并且可以在机器人文献中找到。例如参考 Yoshihiko Nakamura 的“Advanced Robotics:Redundancy and Optimization”Addison-Wesley (1991)和 Oussama Khatib 的文献“The Operational Space Framework”,JSME International Journal,Vol. 36, No. 3, 1993。

[0082] 方程式 7: $\tau = J^T \begin{bmatrix} F_{mp} \\ \tau_{mp} \end{bmatrix} + N(-\nabla P(\theta))$

[0083] 在步骤 732 之后,过程 700B 以与上述过程 700 相同的方式进行。特别地,基于在步骤 732 中确定的关节扭矩,步骤 735 确定张力 T_{DIST} 。步骤 740 和步骤 745 确定张力 T_{DIST} 的校正 T_{PROX} 和 T_{PAIR} ,步骤 750 确定组合的张力矢量 T 。然后,步骤 755 和步骤 760 施加和保持传动系统上的组合张力矢量 T 的分量,从而在时间间隔 Δt 期间致动医疗器械。

[0084] 图 7A 和图 7B 的过程 700 和 700B 需要确定将产生一组特定关节扭矩的张力。仅仅通过用关节扭矩除以施加张力的力矩臂,单个隔离关节的腱张力可以根据关节扭矩确定。在多关节情况中,由于传动系统的几何结构以及致动缆绳中的缆绳路线和冗余,问题相当于求解具有约束的方程式的系统。在一个具体的实施例中,当求解方程式系统时可以应用非负腱张力约束(或最小的张力约束),以防止缆绳或传动系统中的其他腱松弛。问题的输入是经确定的每个关节的关节扭矩,而缆绳路线的几何形状限定方程式的系统(或方程式 3 的耦合矩阵 A)。需要满足方程式 3 的合适的腱张力,并且该合适的腱张力大于最小张力约束。被称为 SIMPLEX 方法的标准优化方法可以用于处理该具有不等式约束和最优性约束的矩阵求逆问题。SIMPLEX 方法需要相对多的计算时间,不利于在实时应用中使用。而且,在关节扭矩改变时,SIMPLEX 方法无法保证解的连续性。为了加速计算效率和提供连续的输出解,可以考虑依赖耦合矩阵 A 的三角性质的迭代方法。图 8A、图 8B、图 8C、图 9A、图 9B、图 9C、图 9D 和图 9E 示出多关节器械中关节的一些具体示例,并且在本文中使用这些附图来图示方程式 3 中耦合矩阵 A 的某些特性。

[0085] 例如,图 8A 示出包括多个机械关节 810、820 和 830 的一部分器械。每个关节 810、820 或 830 提供单个自由度,其对应于关节绕轴线 z_1 、 z_2 或 z_3 的旋转。在图 8A 中,腱 C1 和 C2 连接到关节 810,以便于致动关节 810。腱 C3 和 C4 穿过关节 810 并连接到关节 820,以便于致动关节 820。腱 C5 和 C6 穿过关节 810 和 820,并连接到关节 830,以便于致动关节 830。腱 C1 到 C6 的近端(未示出)可以通过诸如图 2 或图 3A 中所示的柔性传动系统连接到对应的驱动马达或其他致动器。器械的控制系统控制致动器在腱 C1、C2、C3、C4、C5 和 C6 中施加相应张力 T_1 、 T_2 、 T_3 、 T_4 、 T_5 和 T_6 。

[0086] 关节 830 处于所示实施例中器械的远端,如上面参考图 5A、图 5B、图 5C 和图 5D 描述的,可以利用单关节过程控制关节 830 的致动。然而,关节 820 上的总扭矩不仅取决于腱 C3 和 C4 中的张力,而且取决于腱 C5 和 C6 施加的扭矩,其中腱 C5 和 C6 连接到关节 830。关节 810 上的总扭矩相似地不仅取决于腱 C1 和 C2 中的张力,而且取决于腱 C3、C4、C5 和 C6

施加的扭矩,其中 C3、C4、C5 和 C6 连接到更接近远端的关节 820 和 830。可以形成基于器械的几何或运动学特征的模型,使得关节 810、820 和 830 上的扭矩 τ_1 、 τ_2 和 τ_3 与腱 T1、T2、T3、T4、T5 和 T6 中的张力相关。方程式 3A 示出一个这样的数学模型,并且提供以上方程式 3 的具体示例。在方程式 3A 中, τ_1 、 τ_2 和 τ_3 是关节 810、820 和 830 上的相应致动扭矩, r_1 、 r_2 和 r_3 是附连腱 C1、C3 和 C5 的有效力矩臂,以及 T1、T2、T3、T4、T5 和 T6 是相应腱 C1、C2、C3、C4、C5 和 C6 中的张力。导致方程式 3A 的模型应用于包括关节 810、820 和 830 的器械的一组具体几何或机械特征,包括:旋转轴线 z_1 、 z_2 和 z_3 平行并且位于相同平面中;腱 C1 和 C2、C3 和 C4 或者 C5 和 C6 分别以有效力矩臂 r_1 、 r_2 或 r_3 附连;并且腱 C1、C3 和 C5 分别在相应的关节 810、820 和 830 上以与腱 C2、C4 和 C6 的工作相反的旋转方向工作。

$$[0087] \quad \text{方程式 3A:} \quad \begin{bmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \\ \tau_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} r_1 & -r_1 & r_3 & -r_3 & r_5 & -r_5 \\ 0 & 0 & r_2 & -r_2 & r_6 & -r_6 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & r_5 & -r_5 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} T1 \\ T2 \\ T3 \\ T4 \\ T5 \\ T6 \end{bmatrix}$$

[0088] 图 8B 和图 8C 示出包括关节 810 和 820 的医疗器械的特征,其中关节 810 和 820 具有互相垂直的各自旋转轴线 z_1 和 z_2 。一般地,每个关节 810 和 820 处的净扭矩取决于穿过关节到远端的腱中的张力以及与腱相对于关节的致动轴线关联的有效力矩臂。图 8C 示出关节 810 的底部视图,以示出其中每个腱 C1、C2、C3 和 C4 以关于轴线 z_1 和 z_2 的不同力矩臂工作的典型示例。考虑到关节 810 和 820 作为独立的系统或器械远端上的最后两个致动关节,如方程式 3B 中所表明,关节 810 和 820 上的净扭矩 τ_1 和 τ_2 与相应的腱 C1、C2、C3 和 C4 中的张力 T1、T2、T3 和 T4 相关。特别地,关节 820 受净扭矩 τ_2 支配,净扭矩 τ_2 取决于腱 C3 中的张力 T3 和腱 C3 相对于轴线 z_2 的力矩臂 a_{32} 以及腱 C4 中的张力 T4 和腱 C4 相对于轴线 z_2 的力矩臂 a_{42} ,其中腱 C3 以力矩臂 a_{32} 附连至关节 820,腱 C4 以力矩臂 a_{42} 附连至关节 820。关节 810 上的扭矩 τ_1 取决于附连至关节 810 的腱 C1 和 C2 中的张力 T1 和 T2、附连至关节 820 的腱 C3 和 C4 中的张力 T3 和 T4 以及力矩臂 a_{11} 、 a_{21} 、 a_{31} 和 a_{41} 。力矩臂 a_{21} 和 a_{41} 指定为负号,因为对于关节 810 上的扭矩 τ_1 ,牵引腱 C2 和 C4 引起朝着与按照惯例定义的正向相反的方向的旋转。为此,力矩臂 a_{31} 也指定为负号,因为牵引腱 C3 引起朝着与关节 820 的正旋转方向相反的方向的旋转。

$$[0089] \quad \text{方程式 3B:} \quad \begin{bmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_{11} & -a_{21} & a_{31} & -a_{41} \\ 0 & 0 & -a_{32} & a_{42} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} T1 \\ T2 \\ T3 \\ T4 \end{bmatrix}$$

[0090] 应当理解,当关节轴线既不彼此平行也不彼此垂直而是在任意相对取向时,可以通过相应地计算每个腱关于每个关节轴线的力矩臂,使用计算方程式 3 中的矩阵 A 的相似方法。

[0091] 图 9A 示出包括连续挠性关节 910 的器械的一部分 900,例如常见于医疗导管,用

于胃肠道、结肠和支气管的内窥镜，导引线 and 诸如用于组织取样的抓紧器和针的某些其他内窥镜器械。关节 910 类似于上面参考图 3B 描述的挠性结构。然而，关节 910 通过使用三个或更多腱 920 操纵，从而提供具有两个运动自由度的关节。例如，图 9B 示出实施例的底部视图，其中在图 9B 中标记为 c1、c2、c3 和 c4 的四个腱 920 连接到挠性关节 910 的一端。腱 c1 和 c2 中的张力差可以使关节 910 以第一方向转动，例如，引起绕 X 轴线的旋转，而腱 c3 和 c4 中的张力差可以使得关节 910 以与第一方向正交的第二方向转动，例如，引起绕 Y 轴线的旋转。倾向于弯曲关节 910 的净扭矩的分量 τ_x 和 τ_y 可以按方程式 3C 的表示根据腱 c1、c2、c3 和 c4 中相应的张力 T1、T2、T3 和 T4 确定。从方程式 3C 可以看出，扭矩分量 τ_x 和 τ_y 的方程式不力偶(couple)，因为分量 τ_x 只取决于张力 T1 和 T2，分量 τ_y 只取决于张力 T3 和 T4。

$$[0092] \quad \text{方程式 3C: } \begin{bmatrix} \tau_x \\ \tau_y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} rx & -rx & 0 & 0 \\ 0 & 0 & ry & -ry \end{bmatrix} \begin{bmatrix} T1 \\ T2 \\ T3 \\ T4 \end{bmatrix}$$

[0093] 图 9C 示出使用三个腱 920 致动关节 910 的实施例的底部视图，在图 9C 中三个腱 920 被标记为 c1、c2 和 c3。在该配置下，倾向于弯曲关节 910 的净扭矩的分量 τ_x 和 τ_y 可以按方程式 3D 的表示分别根据腱 c1、c2 和 c3 中的张力 T1、T2 和 T3 确定，其中 ra 是腱 c1 关于 X 轴线的力矩臂，-rb 是腱 c2 和 c3 关于 X 轴线的力矩臂，以及 rc 和 -rc 是腱 c2 和 c3 关于 Y 轴线的相应的力矩臂。按照惯例腱 c2 和 c3 关于 X 轴线的力矩臂被指定为负号，因为牵引腱 c2 和 c3 将使关节 910 朝着与牵引腱 c1 使关节 910 绕 X 轴线弯曲的方向相反的方向弯曲。为此，按照惯例，腱 c3 关于 Y 轴线的力矩臂被指定为负号。

$$[0094] \quad \text{方程式 3D: } \begin{bmatrix} \tau_x \\ \tau_y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} ra & -rb & -rb \\ 0 & rc & -rc \end{bmatrix} \begin{bmatrix} T1 \\ T2 \\ T3 \end{bmatrix}$$

[0095] 图 9D 示出其中挠性器械 950（例如挠性导管）含有两个关节的实施例。关节 910 通过腱 920 致动，以提供两个运动自由度，关节 940 通过腱 930 致动，以提供另外两个运动自由度。图 9E 示出在具体情况中使用用于关节 910 的三个腱 920（在图 9E 中标记为 c1、c2 和 c3）和用于关节 940 的三个腱 930（在图 9E 中标记为 c4、c5 和 c6）的关节 940 的底部。在最远端关节 910 的扭矩和力之间的关系可以利用上面的方程式 3D 建模。然而，关节 940 中的扭矩取决于穿过挠性部段 940 的所有腱 920 和 930 中的张力。因此，在如方程式 3E 所示的一个具体示例中，器械 950 中的扭矩和张力可以相关。在方程式 3E 中， τ_{1x} 和 τ_{1y} 是关节 910 中的扭矩分量， τ_{2x} 和 τ_{2y} 是关节 940 中的扭矩分量，ra、rb 和 rc 是力矩臂的大小，T1、T2 和 T3 是腱 920 中的张力，以及 T4、T5 和 T6 是腱 930 中的张力。

[0096] 方程式 3E:

$$\begin{bmatrix} \tau_{2x} \\ \tau_{2y} \\ \tau_{1x} \\ \tau_{1y} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -ra & rb & rb & ra & -rb & -rb \\ 0 & -rc & rc & 0 & rc & -rc \\ 0 & 0 & 0 & ra & -rb & -rb \\ 0 & 0 & 0 & 0 & rc & -rc \end{bmatrix} \begin{bmatrix} T1 \\ T2 \\ T3 \\ T4 \\ T5 \\ T6 \end{bmatrix}$$

[0097] 方程式 3A 到 3E 示出在许多医疗器械中获得在最远端关节中提供具体扭矩的张力的问题可以独立于系统中的其他张力求解。更具体地,每个关节的关节扭矩取决于连接到该关节的腱中的张力和施加到更多远端关节的张力。因此,图 7A 和图 7B 的过程 700 和 700B 的步骤 735 可以利用按照器械远端朝着器械近端的顺序迭代地分析关节从而确定产生一组给定关节扭矩的一组张力的过程执行。

[0098] 图 10 示出用于计算产生一组给定关节扭矩的张力的迭代过程 735。图 10 的实施例中的过程 735 从确定最后或最远端关节的张力开始,然后以朝着第一或最近端关节的次序顺序地确定关节的张力。步骤 1010 初始化指数 j ,其表示分析的关节,并且被初始设置为关节的数量 L 。然后,步骤 1020 获取第 j 个关节的扭矩 τ_j 。例如,关节扭矩 τ_j 可以如在上述的过程 700 的步骤 730 中或过程 700B 的步骤 732 中确定,并且可以具有提供单个运动自由度的关节的单个非零分量或提供两个运动自由度的关节的两个非零分量。

[0099] 然后,步骤 1030 计算通过附连至第 j 个关节的联动装置直接施加到第 j 个关节的张力,从而产生净扭矩,例如,在图 7A 或图 7B 的步骤 730 或 732 中计算的。在图 10 的示例中,步骤 1030 的计算处于直接施加的张力中的一个目标是目标或额定张力的约束下。额定张力可以是但不需要是零,所以传动系统中的张力被释放或者可替换地是确保传动系统中的腱不会变得松弛的最小张力。额定张力可以但不需要对应于致动器力被释放的情况,例如,图 6 的驱动马达 640 是凭惯性转动的,在该情况中张力可以取决于所使用的传动系统的类型。

[0100] 在医疗器械的第 j 个关节提供单个运动自由度并且直接耦合到两个腱或传动系统的具体情况中,关节扭矩具有通过方程式 3 中的单个方程式与张力相关的单个分量。然后,对于第 L 个关节或最远端关节,步骤 1030 包含求解使关节扭矩与和该最远端关节有关的两个张力相关的线性方程式。利用包含两个未知张力的单线性方程式,应用一个张力是额定张力的约束确保对于其他张力的唯一解。特别地,其他张力可以根据在最远端关节上的扭矩和耦合矩阵 A 的相关系数唯一地确定。可替换地,如果第 L 个关节提供两个运动自由度并且耦合到三个腱或传动系统,那么关节扭矩具有两个分量并且符合来自方程式 3 的两个方程式。两个方程式包含三个张力,因此利用等于额定张力的一个张力的约束,根据关节扭矩的分量和耦合矩阵 A 的相关分量可以唯一地确定其他两个张力。应当注意,建议的方法以相似方式在以下意义上来说是通用的,即,如果 m 个腱连接到提供两个自由度的相同关节,其中 m 大于 3,那么同时 $(m-2)$ 个张力可以约束为等于额定张力,而剩下的两个张力将根据关节扭矩的分量和耦合矩阵 A 的相关分量唯一地确定。

[0101] 最初对最远端关节(即, $j=L$) 执行步骤 1030。步骤 1030 的子步骤 1032 初始选择附连至最远端关节的传动系统中的一个,子步骤 1034 将张力设置为额定张力,用于在子步骤 1036 进行试计算。子步骤 1036 初始计算附连至关节的其他传动系统的张力(或多个张力),计算的张力仅取决于所计算的关节扭矩和直接施加到最远端关节的其他张力。步骤

1038 确定是否所有计算的张力都大于或等于最小允许张力。如果答案是否,那么步骤 1040 选择直接耦合到关节的另一个传动系统作为重复执行步骤 1034 和 1036 时具有额定张力的传动系统。一旦步骤 1040 确定所计算的一个张力或多个张力都大于或等于最小允许张力,那么完成最远端关节的张力的确定,并且在过程 735 从步骤 1060 返回之前,步骤 1050 减少关节指数 j ,以便重复步骤 1020。

[0102] 在连接到两个传动系统和提供一个运动自由度的关节的情况中,对于第 j 个关节步骤 1030 包括评价方程式 3 中的单个方程式。如上所述,耦合矩阵 A 的性质是使得第 j 个关节的方程式仅涉及直接与第 j 个关节有关的张力和与最远端关节有关的张力。因此,如果更多远端关节的张力已经被确定,那么与第 j 个关节关联的方程式只包括两个未知量,这两个未知量是直接连接到关节的传动系统中的张力。一个张力是额定张力的约束允许唯一地确定大于或等于额定张力的另一个张力。第 j 个关节连接到三个传动系统并提供两个运动自由度的情况包括:评价与关节扭矩的两个分量关联的两个方程式。如果更多远端关节的张力已经被确定,那么与第 j 个关节关联的方程式只包括三个未知量,其是直接连接到关节的腱中的张力。一个张力是额定张力的约束允许唯一地确定大于或等于额定张力的其他两个张力。

[0103] 因此,图 10 的过程 735 可以使用按照从器械远端的关节开始的顺序张力确定,以生成一组完整的远端张力,当步骤 1060 确定已经评价最近端关节时在步骤 1070 中输出该组完整的远端张力。过程 735 可以利用计算机或其他计算系统有效地实现,该计算机或其他计算系统操作以便实时确定以一定速率改变的张力,该速率为医疗程序提供足够平滑的运动,例如,高达 250Hz 或更高的速率。进一步,每个关节具有在目标或额定值的至少一个直接施加的张力的约束提供在相继时刻确定的张力之间的连续性。

[0104] 上述过程可以利用可存储在计算机可读介质上用于由通用计算机执行的软件来实现或控制,该计算机可读介质例如电子存储器或磁盘或光盘。可替换地,上述过程中使用的控制或计算可以利用专用硬件或电子器件植入。

[0105] 尽管已经参考具体的实施例描述了本发明,但是说明仅仅是本发明申请的示例,不应当视为对本发明的限制。公开的实施例的特征的各种适用和组合都在权利要求限定的本发明的范围内。

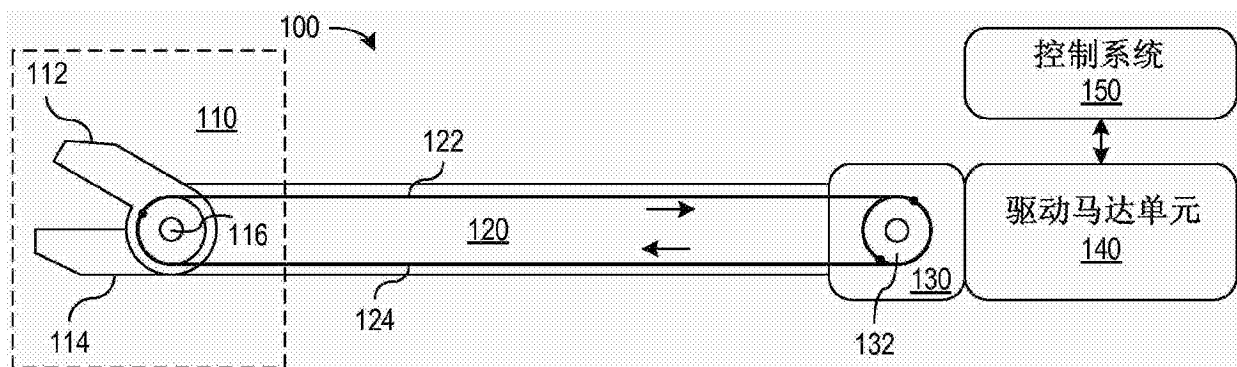


图 1 (现有技术)

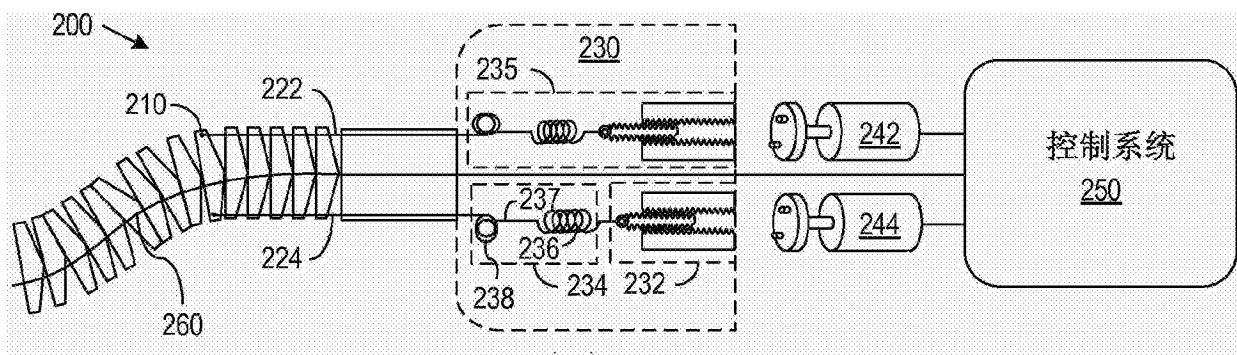


图 2

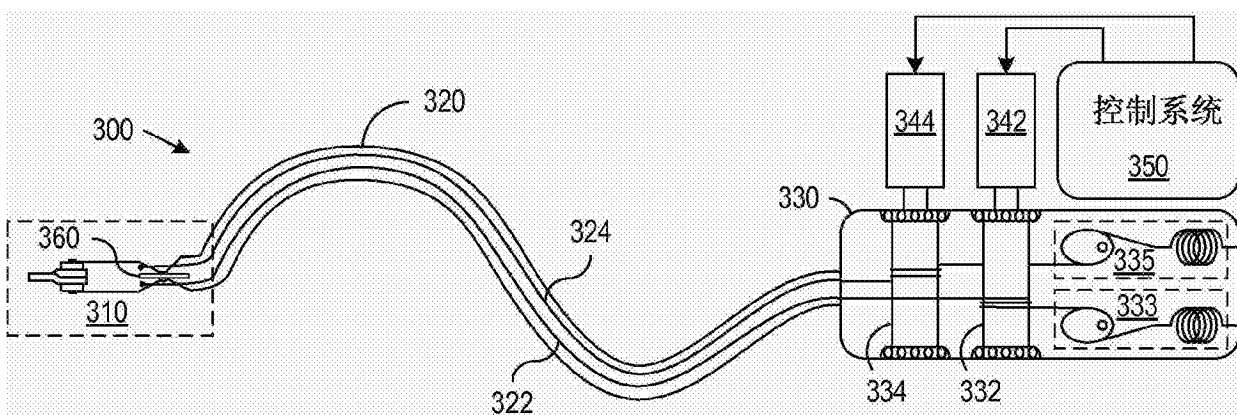


图 3A

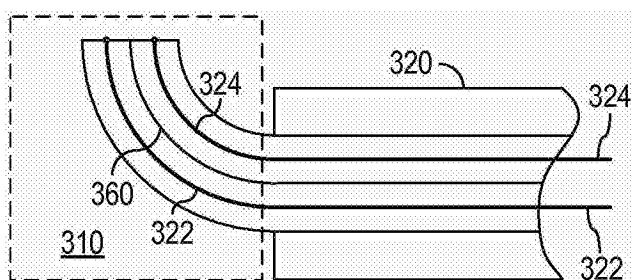


图 3B

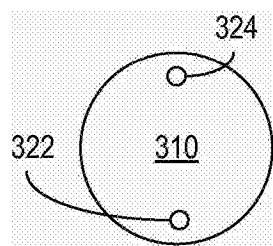


图 3C

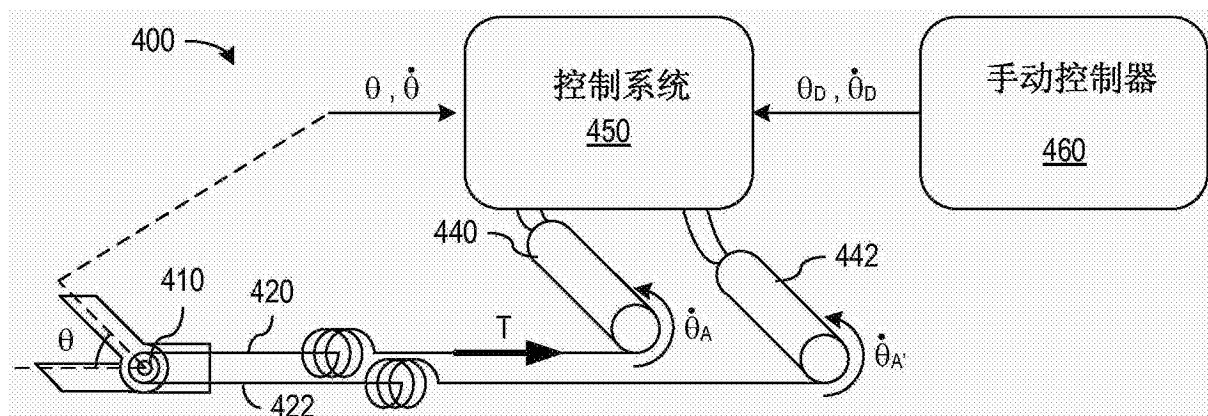


图 4

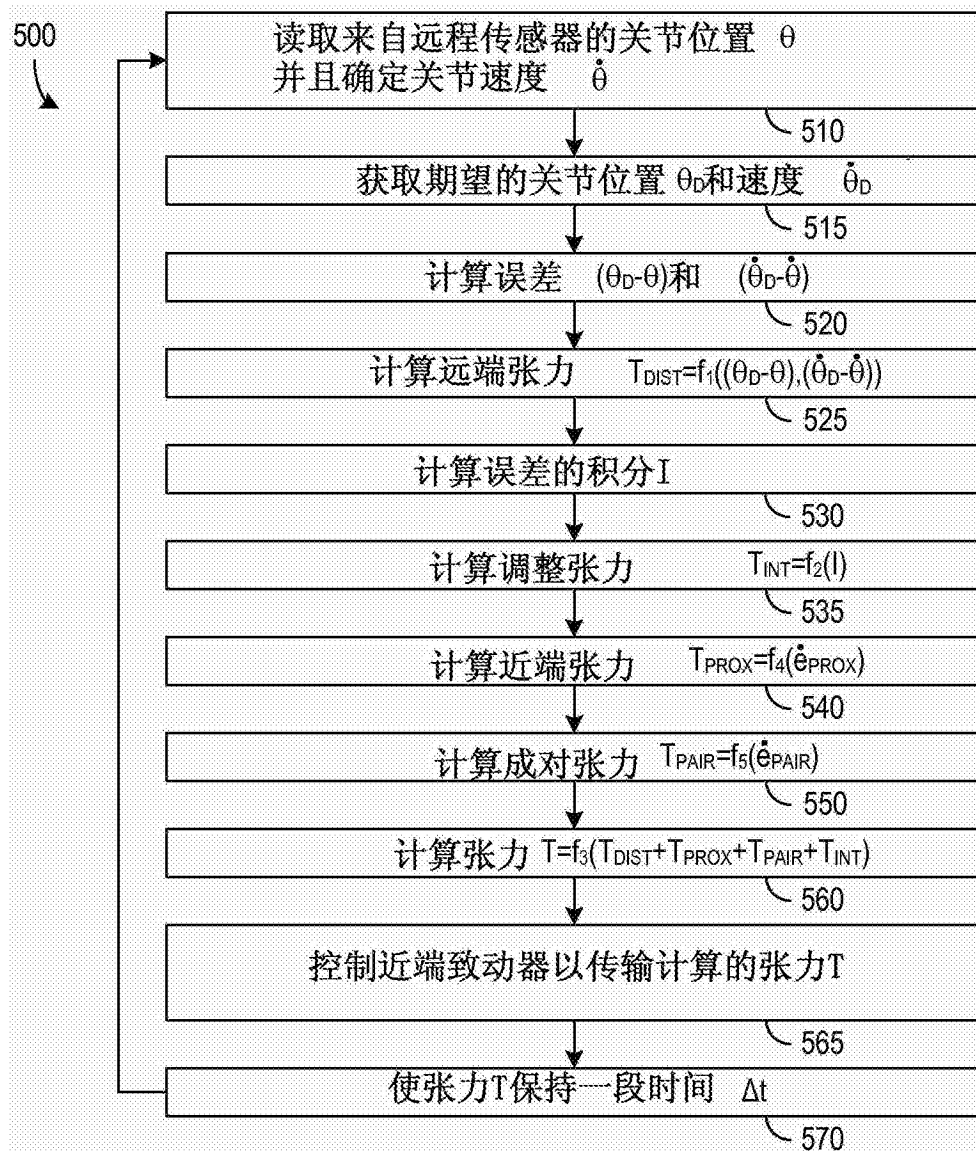


图 5A

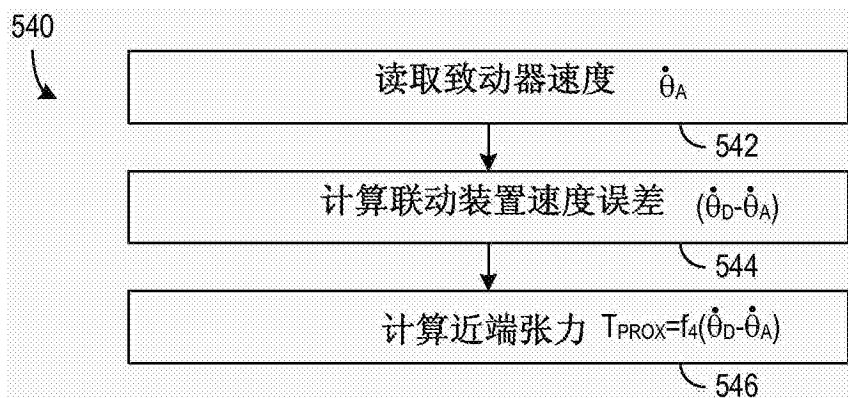


图 5B

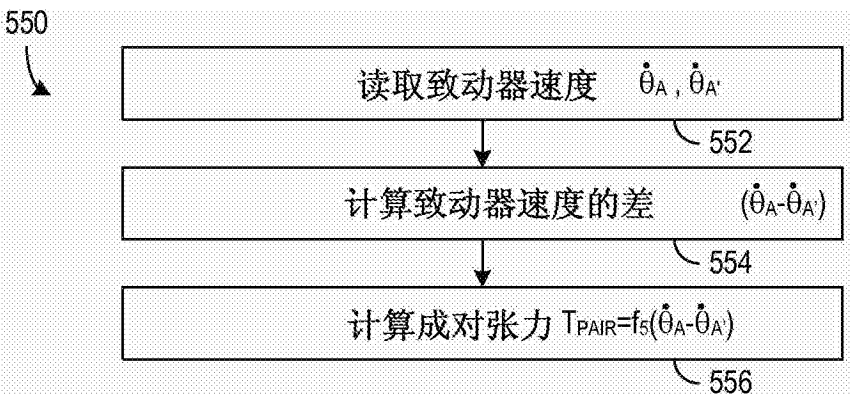


图 5C

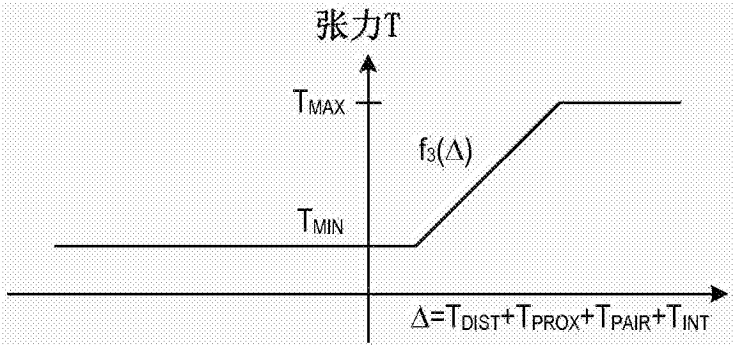


图 5D

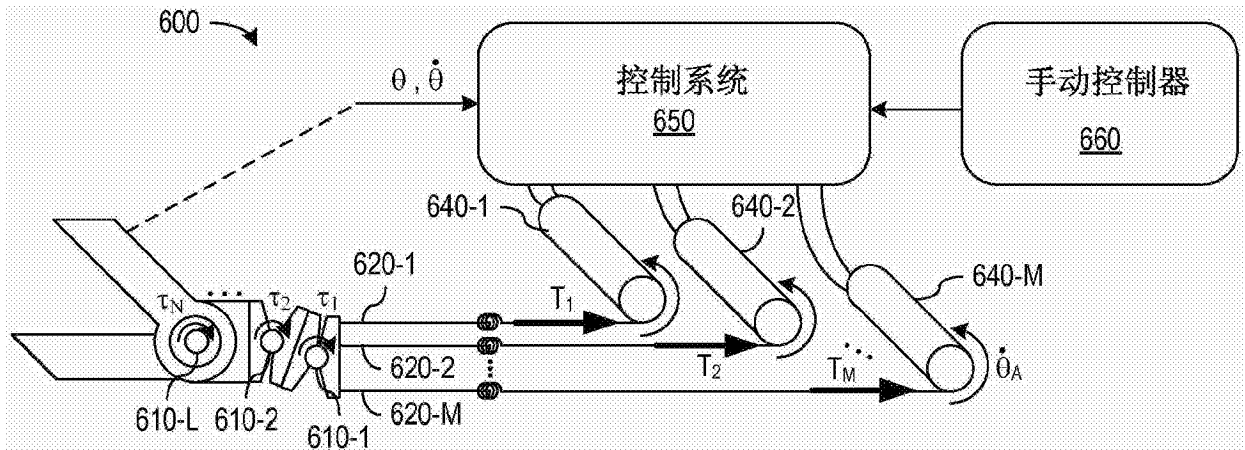


图 6

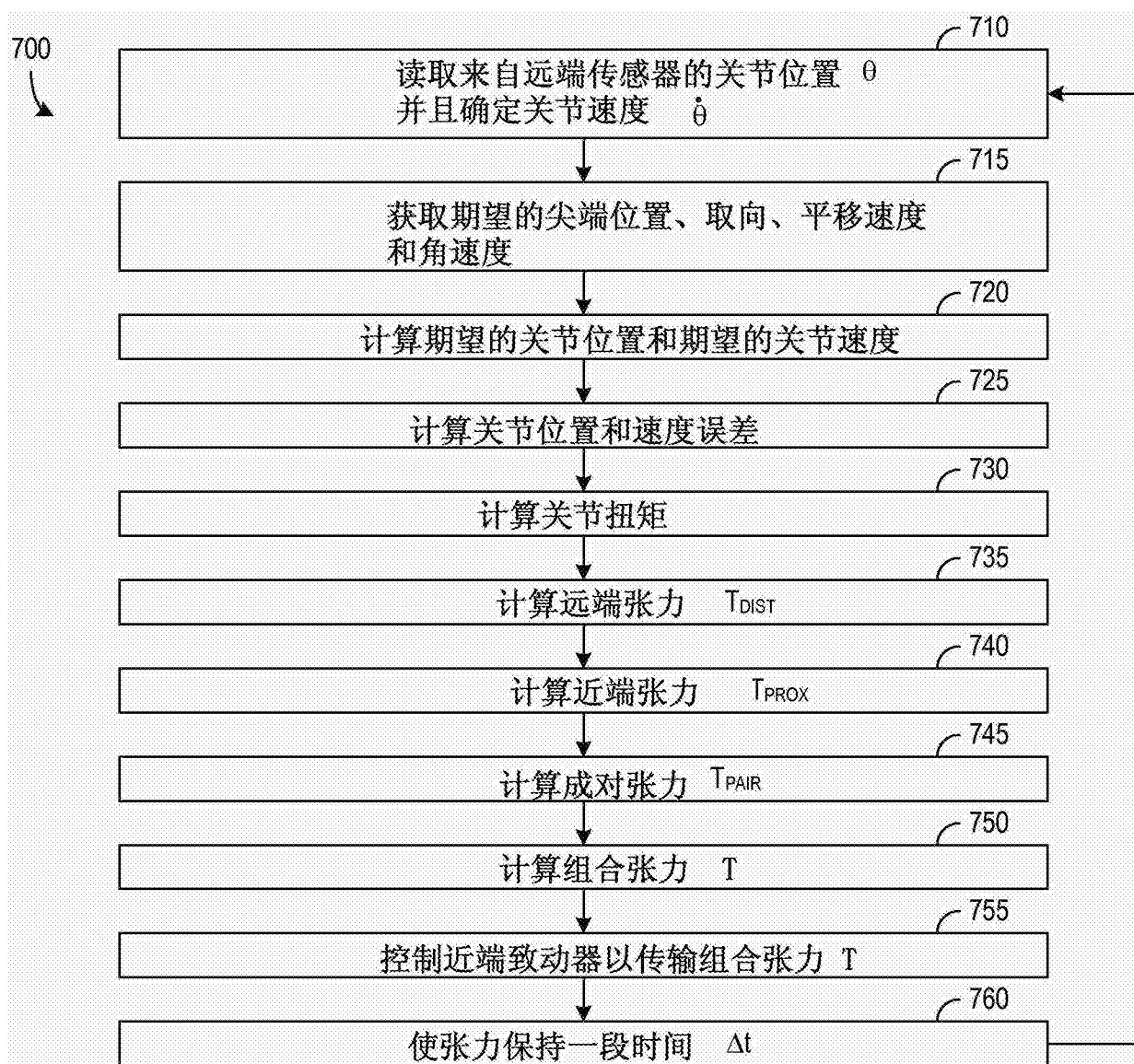


图 7A

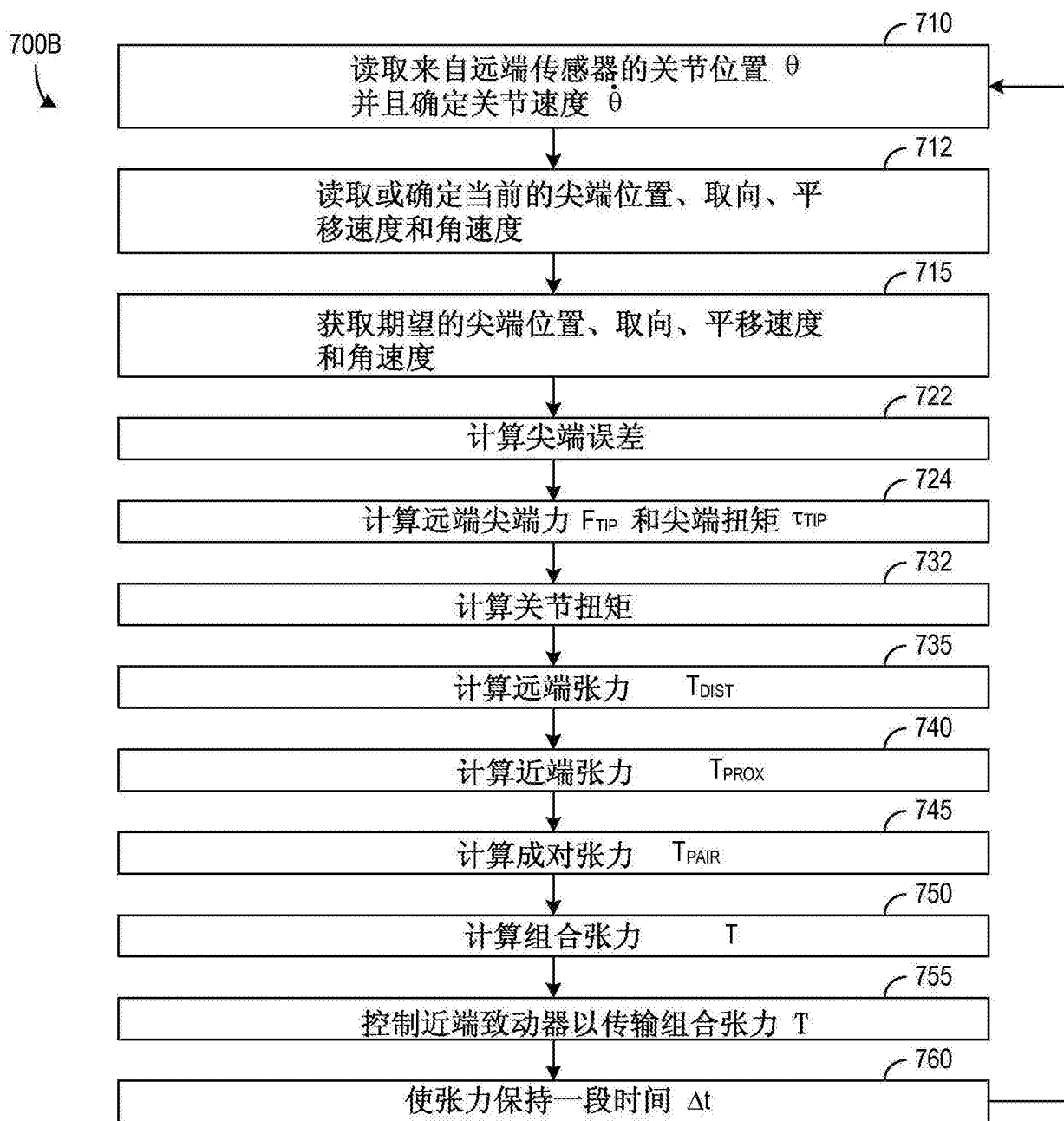


图 7B

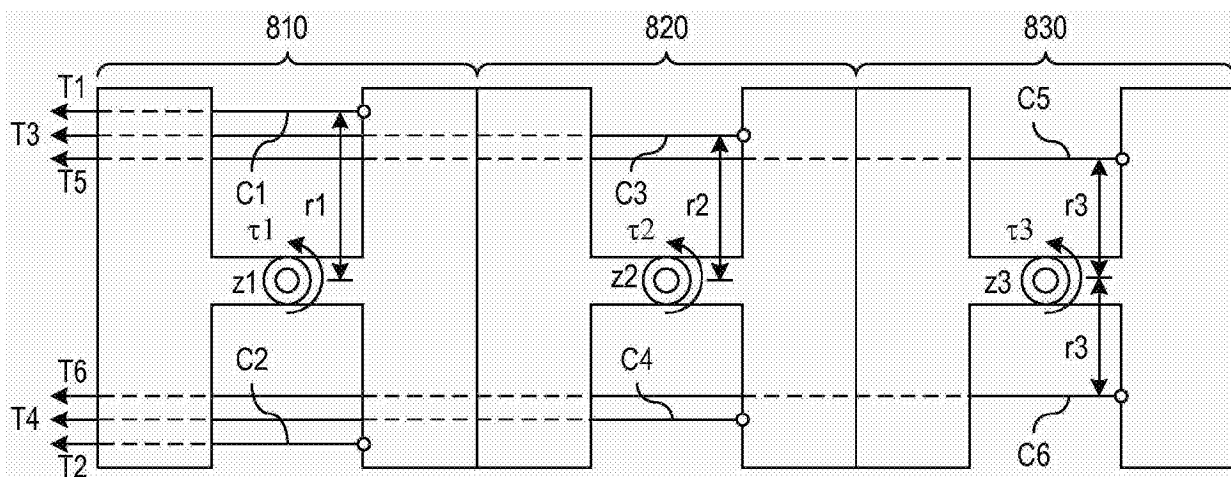


图 8A

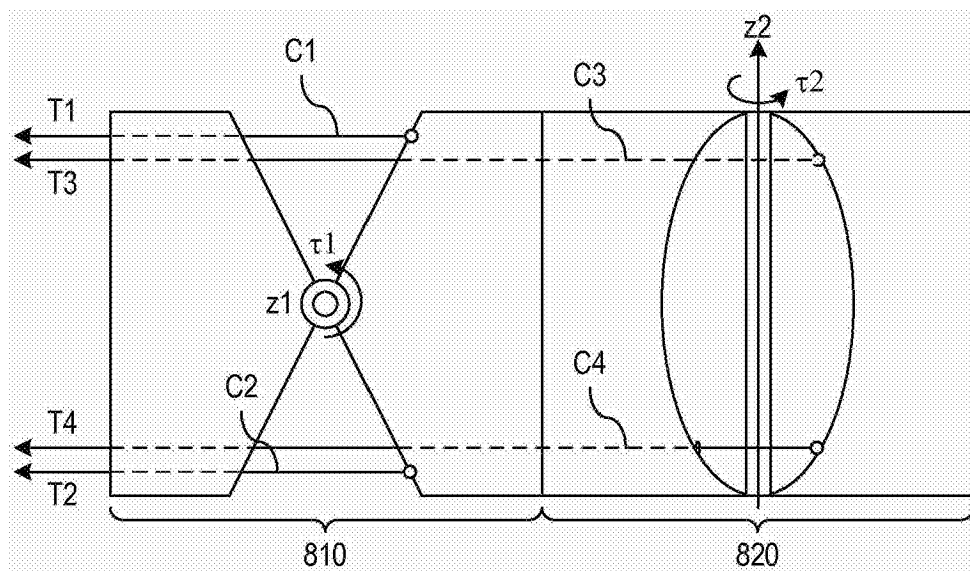


图 8B

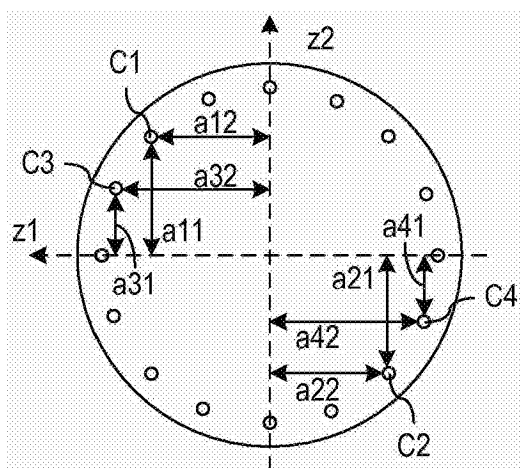


图 8C

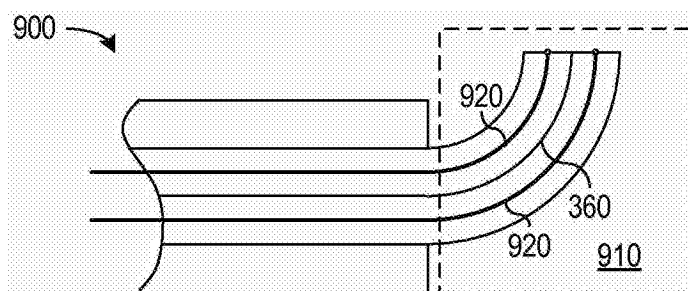


图 9A

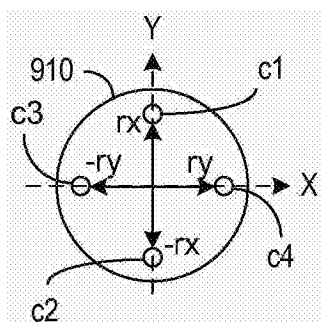


图 9B

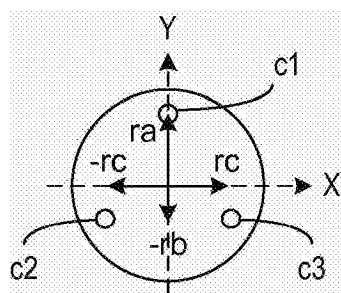


图 9C

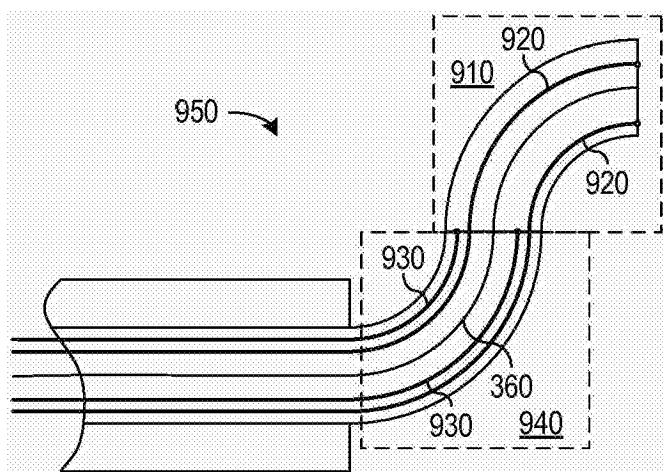


图 9D

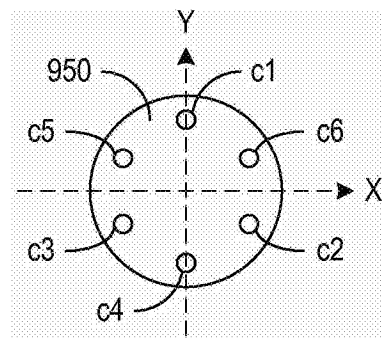


图 9E

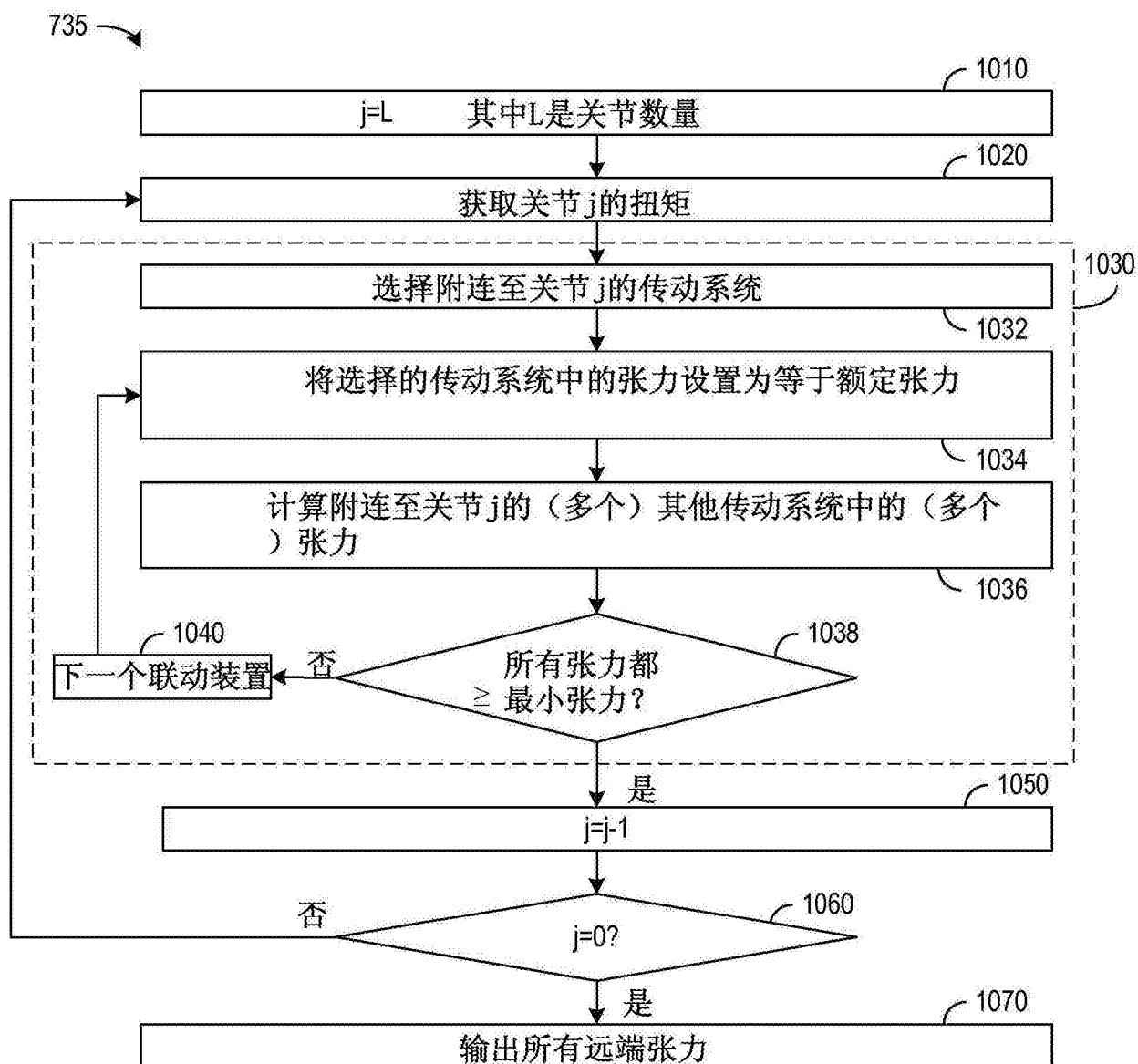


图 10