



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104394793 A

(43) 申请公布日 2015. 03. 04

(21) 申请号 201380033727. 3

(22) 申请日 2013. 06. 28

(30) 优先权数据

102012013242. 5 2012. 07. 03 DE

102013004230. 5 2013. 03. 11 DE

102013004487. 1 2013. 03. 14 DE

102013005493. 1 2013. 03. 28 DE

102013007761. 3 2013. 05. 06 DE

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 12. 25

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2013/001917 2013. 06. 28

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/005689 DE 2014. 01. 09

(71) 申请人 库卡实验仪器有限公司

地址 德国奥格斯堡

(72) 发明人 S·罗美尔 W·肖伯

斯文·布鲁德尼克

(74) 专利代理机构 隆天国际知识产权代理有限公司

72003

代理人 时永红 黄艳

(51) Int. Cl.

A61B 19/00(2006. 01)

A61B 19/08(2006. 01)

A61B 17/00(2006. 01)

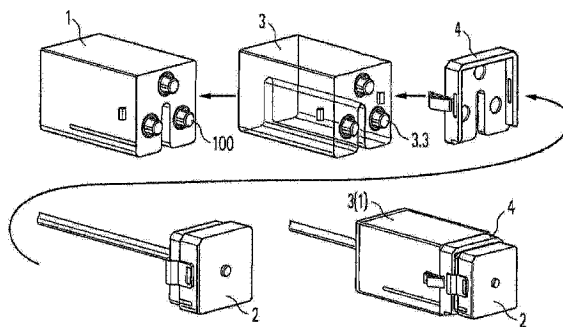
权利要求书5页 说明书46页 附图34页

(54) 发明名称

手术器械组、特别是机器人引导的手术器械的传动器组和手术器械

(57) 摘要

根据本发明的一个方面,手术器械组具有:模块化的电机驱动的驱动单元(1),其具有包括至少一个从动元件(10A,10B;100;1000)的从动器组;和器械杆(2),其可松脱地与驱动单元相连接,并具有包括至少一个驱动元件(20A,20B;200;2000)的驱动器组,其中,从动器组和驱动器组通过机械接口彼此联接,接口具有:至少一个单侧连接(10A-20A,10B,20B);榫形件(100)和凹部,其中,榫形件在所述凹部中径向扩展,特别是有弹性地和/或通过至少一个单独的本体(100.1)径向扩展;和/或在榫形件和凹部之间构成沿径向方向呈波浪状的间隙,在间隙中设有可径向移动且轴向固定的中间元件组(100.7);和/或翻转杠杆(1000)。



1. 一种手术器械组,具有:

模块化的电机驱动的驱动单元(1),其具有包括至少一个从动元件(10A,10B;100;1000)的从动器组;和器械杆(2),其可松脱地与所述驱动单元相连接,以及具有包括至少一个驱动元件(20A,20B;200;2000)的驱动器组,

其中,所述从动器组和所述驱动器组通过机械接口彼此联接,所述接口具有:至少一个单侧连接(10A-20A,10B,20B);榫形件(100)和凹部,其中,所述榫形件在所述凹部中径向扩展,特别是有弹性地和/或通过至少一个单独的本体(100.1)径向扩展;和/或在所述榫形件和所述凹部之间构成沿径向方向呈波浪状的间隙,在所述间隙中设有可径向移动且轴向固定的中间元件组(100.7);和/或翻转杠杆(1000)。

2. 如前述权利要求所述的器械组,其中,至少一个从动元件和/或驱动元件被可平移地或可旋转地调整地引导。

3. 如前面任一项权利要求所述的器械组,其中,至少一个从动元件和/或驱动元件与联接件(10C,20C)相联接,使得能够将所述元件和所述联接件其中一个的平移运动或旋转运动中的一种转换为所述元件和所述联接件中的其中另一个的平移运动或旋转运动的另一种。

4. 如前述权利要求所述的器械组,其中,所述联接件具有转动推力轴承(20D)和/或齿部(20E)。

5. 如前面任一项权利要求所述的器械组,其中,所述器械杆具有法兰,并且所述机械接口设置在所述法兰的在面向末端执行器(图26(a))的表面上、背向末端执行器(图26(b))的表面上或侧表面(图26(c))上。

6. 如前面任一项权利要求所述的器械组,其中,所述从动器组和/或所述驱动器组具有至少一对方向相反的从动元件或驱动元件。

7. 如前面任一项权利要求所述的器械组,其具有用于补偿公差补偿元件(3.1)。

8. 如前面任一项权利要求所述的器械组,其中,至少一个从动元件和/或驱动元件在与它们的调节方向相反的方向上预紧。

9. 如前面任一项权利要求所述的器械组,其中,从动元件和可与其相联接的驱动元件的彼此相向的端面中的至少一个被设计为平的或球形的,和/或具有突出部,用于接合在另一个端面中的凹部中。

10. 如前面任一项权利要求所述的器械组,具有夹紧件(100.2)用于使所述机械接口的插入凹部中的榫形件的径向扩张。

11. 一种手术器械组,特别是如前面任一项权利要求所述的器械组,具有:模块化的电机驱动的驱动单元(1),其具有包括至少一个从动元件(10A,10B;100;1000)的从动器组;器械杆(2),其可松脱地与所述驱动单元相连接,并具有包括至少一个驱动元件(20A,20B;200;2000)的驱动器组,其中,所述从动器组和所述驱动器组通过机械接口彼此联接;以及无菌屏障件(3),所述无菌屏障件被设计用于包围所述驱动单元并设置在所述驱动单元和所述器械杆之间,以及所述无菌屏障件在所述机械接口的区域中具有位于所述从动器组和驱动器组的调节方向上的、特别是预紧的松弛部(3.2;3.3;3.4),可平移运动的非接触式密封件(3.5),用于公差补偿的补偿装置(3.1)和/或元件隆起部(3.6),所述元件隆起部可松脱地与从动元件基部和驱动元件基部(11;21)中的破坏性地穿过所述无菌屏障件的

一个相连接。

12. 一种手术器械组,特别是如前面任一项权利要求所述的器械组,具有:模块化的电机驱动的驱动单元(1),其具有包括至少一个从动元件(10A,10B;100;1000)的从动器组;器械杆(2),其可松脱地与所述驱动单元相连接,以及具有包括至少一个驱动元件(20A,20B;200;2000)的驱动器组,其中,所述从动器组和所述驱动器组通过机械接口彼此联接;无菌屏障件(3),其被设计用于包围所述驱动单元;和固定元件(4),用于可松脱地与所述驱动单元相连接,为此将所述固定元件设置在所述无菌屏障件的背向所述驱动单元的表面上。

13. 一种操纵器手术系统,具有至少一个操纵器和至少一个操纵器引导的、如前面任一项权利要求所述的器械组,所述器械组的驱动单元(1)和器械杆(2)彼此连接。

14. 一种用于装配如前述权利要求所述的操纵器手术系统的操纵器的方法,其中,模块化的电机驱动的驱动单元(1)和器械组的器械杆(2)可松脱地彼此连接,并且从动器组和驱动器组借助于机械接口彼此联接。

15. 一种传动器组,具有至少一个传动器(11,12,21,22),用于通过驱动器(13)激活特别是机器人引导的手术器械的末端执行器(2.1,2.2)相对于器械杆(20)的自由度(q_1),其特征在于,具有设置在所述传动器上的测量装置(31-34),用于检测所述传动器中的载荷(F_1, F_2)。

16. 如前述权利要求所述的传动器组,其特征在于,所述传动器组具有至少两个特别是方向相反的传动器(11,12;21,22),用于激活所述末端执行器的同一自由度(q_1),其中,所述测量装置具有至少一个测量器件(31-34),所述测量器件设置在所述传动器的其中一个上,用于检测该传动器的载荷。

17. 如前述权利要求所述的传动器组,其特征在于,所述测量装置具有:第一测量器件(31),其设置在第一传动器(11)上,用于检测所述第一传动器中的载荷(F_1);和第二测量器件(32),其设置在特别是方向相反的第二传动器(12)上,用于检测所述第二传动器中的载荷(F_2),其中,所述末端执行器的同一自由度通过所述第一传动器和所述第二传动器来激活,其中,所述第一测量器件和所述第二测量器件在信号技术上彼此互联。

18. 如前述权利要求所述的传动器组,其特征在于,所述第一测量器件和所述第二测量器件特别是在惠斯登电桥电路的两个支路中补偿性地彼此互联。

19. 如前述权利要求所述的传动器组,其特征在于,所述测量装置具有:第三测量器件(33),其特别是与所述第一测量器件(31)相对置地设置在所述第一传动器(11)上,用于检测所述第一传动器中的载荷(F_1);和第四测量器件(34),其特别是与所述第二测量器件(32)相对置地设置在所述第二传动器(12)上,用于检测所述第二传动器中的载荷(F_2),其中,所述测量器件,特别是惠斯登全桥电路的第一支路中的所述第一测量器件、第二支路中的所述第二测量器件、第三支路中的所述第三测量器件和第四支路中的所述第四测量器件补偿性地彼此互联。

20. 如前面任一项权利要求中所述的传动器组,其特征在于,所述测量装置中的测量器件具有特别是电的、磁弹性的、光和/或声的应变计(31-34),用于检测机械载荷(F_1, F_2),所述测量器件特别是用于检测机械载荷(F_1, F_2)的电的、磁弹性的、光和/或声的应变计(31-34)。

21. 如前面任一项权利要求中所述的传动器组,其特征在于,所述测量装置的测量器件(31-34)至少基本上设置在所述传动器(11,12)上,用于检测所述传动器中的轴向牵引载荷和/或推压载荷(F_1, F_2)。

22. 如前面任一项权利要求中所述的传动器组,其特征在于,所述测量装置的测量器件(31-34)设置在传动器的凹部中和/或壁厚降低的区域中。

23. 一种手术器械的驱动模块(10),用于可松脱地与具有末端执行器(2.1,2.2)的器械杆(20)相连接,所述驱动模块具有驱动器(13)和如前面任一项权利要求所述的、位于驱动模块侧的传动器组(11,12),用于激活所述末端执行器的至少一个自由度(q_1),该传动器组通过接口与用于激活所述末端执行器的器械杆侧的传动器组(21,22)特别是单侧地、可平移地联接和/或通过无菌屏障件(4)联接。

24. 一种手术器械的器械杆(20),用于可松脱地与驱动模块(10)相连接,所述器械杆具有末端执行器(2.1,2.2)和如前面任一项权利要求所述的、位于器械杆侧的传动器组(21,22),用于激活所述末端执行器的至少一个自由度(q_1),该传动器组通过接口与利用所述驱动模块的驱动器(13)激活所述末端执行器的自由度的驱动模块侧的传动器组(11,12)特别是单侧地、可平移地联接和/或通过无菌屏障件(4)联接。

25. 一种手术器械,包括具有末端执行器(2.1,2.2)的器械杆(20)和具有驱动器(13)的驱动模块(10),其中,所述器械杆具有如前面任一项权利要求所述的、位于器械杆侧的传动器组(21,22)和/或所述驱动模块具有如前面任一项权利要求所述的、位于驱动模块侧的传动器组(11,12),用于激活所述末端执行器的至少一个自由度(q_1)。

26. 一种操纵器组,具有至少一个操纵器、特别是机器人和通过所述操纵器引导的、如前述权利要求所述的手术器械。

27. 一种用于控制如前面任一项权利要求所述的手术器械的驱动器(13)和/或手动远程操作装置的方法,其中,对所述驱动器和/或所述远程操作装置基于利用测量装置检测到的载荷(F_1, F_2)进行控制。

28. 一种用于控制如前面任一项权利要求所述的手术器械的控制装置,所述控制装置被设计用于对通过测量装置检测到的载荷(F_1, F_2)做进一步处理,特别是基于通过所述测量装置检测到的载荷控制驱动器(13)和/或手动远程操作装置。

29. 一种手术器械,具有:器械杆(31),所述器械杆具有驱动节肢组(45.2),所述驱动节肢组包括至少一个可运动的驱动节肢(37,38),用于激活特别是如前面任一项权利要求所述的器械杆的自由度;和可松脱地与所述器械杆相连接的、如前面任一项权利要求所述的驱动单元(30)。

30. 如前述权利要求所述的手术器械,其特征在于,使所述驱动模块在该方向上在所述驱动单元的壳体中可运动地受到支承并预紧的联接方向与所述器械杆的纵轴线所围成的角度大于 0° ,特别是大于 45° ,尤其是至少基本上为 90° 。

31. 如前述权利要求所述的手术器械,其特征在于,设有驱动单元锁定装置(150,151;152,153;167;170),用于将驱动单元锁定在所述器械杆的收纳部(80)中。

32. 如前面任一项权利要求所述的手术器械,其特征在于,设有用于固定在机器人(40)上的接口。

33. 一种器械杆(31),具有驱动节肢组(45.2),所述驱动节肢组包括至少一个可运动

的驱动节肢 (37, 38), 用于激活器械杆的自由度, 所述驱动节肢至少基本上垂直于所述器械杆的纵轴线朝向所述器械杆的用于驱动单元 (31) 的收纳部 (80) 前伸。

34. 如前述权利要求所述的器械杆, 其特征在于, 所述收纳部具有导引元件 (152, 153 ; 160, 161 ; 165, 166) 和 / 或特别是可封闭的 (170) 的插入口 (140), 用于使驱动单元 (30) 沿插入方向插入, 所述插入方向至少特别是基本上垂直或平行于所述器械杆的纵轴线。

35. 如前面任一项权利要求所述的器械, 其特征在于, 所述收纳部能够相对于所述器械杆的纵轴线运动, 特别是可枢转的。

36. 如前面任一项权利要求所述的器械, 其特征在于, 所述驱动节肢组设置在凹陷部 (142 ; 164) 中。

37. 一种驱动单元 (30), 具有壳体 (49) 和至少一个驱动模块 (47 ; 47a, 47b), 所述驱动模块包括驱动器和从动节肢组 (45. 1), 所述从动节肢组具有至少一个可运动的从动节肢 (34, 35), 用于激活器械杆 (31) 的自由度, 所述驱动模块在所述壳体中沿联接方向可运动地受到支承并预紧。

38. 如前述权利要求所述驱动单元, 其特征在于, 设有磁体组件 (100, 101, 103, 104), 用于沿所述联接方向使所述驱动模块预紧。

39. 如前面任一项权利要求所述的驱动单元, 其特征在于, 设有特别是机械的和 / 或磁性的回牵装置 (59, 60), 用于相对于所述预紧回牵所述驱动模块。

40. 如前述权利要求所述驱动单元, 其特征在于, 设有驱动模块锁定装置 (61 ; 103, 104), 用于锁定被牵回的所述驱动模块。

41. 如前面任一项权利要求所述的驱动单元, 其特征在于, 所述回牵装置 (59, 60) 能够通过所述驱动模块的驱动器来激活。

42. 如前面任一项权利要求所述的驱动单元, 其特征在于, 设有特别是凹形的和 / 或可运动的挤压件 (180a ; 181a, 181b), 用于在将所述驱动单元插入所述器械杆的收纳部 (80) 中时挤压所述器械杆 (31) 的驱动节肢组 (45. 2)。

43. 如前面任一项权利要求所述的驱动单元, 其特征在于, 从动节肢组 (45. 1) 设置在凹陷部 (143) 中。

44. 一种手术器械, 具有 :

包括至少一个特别是可不受限制地转动的从动节肢 (31) 的驱动模块 (25 ; 25' ; 125) ; 能够与所述驱动模块可松脱地连接的器械杆 (20 ; 20' ; 120), 所述器械杆具有至少一个特别是可在末端止挡件 (37. 1, 37. 2) 之间引导移动的驱动节肢 (32 ; 32' ; 32'' ; 132 ; 132' ; 132'') ; 和

位于所述驱动模块和所述器械杆之间的接口 (24), 该接口具有导引元件 (30 ; 30' ; 30'' ; 130 ; 330) 和凹槽 (33 ; 33') ,

其中, 所述凹槽设置在所述从动节肢和驱动节肢中的其中一个上, 所述导引元件设置在所述从动节肢和驱动节肢中的另一个上, 并且当所述从动节肢和所述驱动节肢彼此联接时, 所述导引元件在所述凹槽中受引导地移动。

45. 如前述权利要求所述的手术器械, 其特征在于, 所述驱动节肢在所述器械杆上和 / 或在与所述器械杆相连接的驱动模块上被引导地移动 (34 ; 34') 。

46. 如前面任一项权利要求所述的手术器械, 其特征在于, 所述导引元件具有至少一个

可转动地受到支承的滚动体 (130.1 ;330.2), 用于与所述凹槽接触。

47. 如前面任一项权利要求所述的手术器械, 其特征在于, 设有公差元件 (130.2 ;132.3 ;333.1), 当从动节肢和驱动节肢彼此联接时, 所述公差元件使所述从动节肢和所述驱动节肢沿所述驱动节肢的移动轴线 (B ;B' ;B'' ;B'' ' ;B^{IV}) 预紧。

48. 如前面任一项权利要求所述的手术器械, 其特征在于, 所述导引元件特别是被预紧地、可轴向移动地支承。

49. 如前述权利要求所述的手术器械, 其特征在于, 设有连杆 (138), 用于使所述导引元件轴向移动。

50. 如前面任一项权利要求所述的手术器械, 其特征在于, 所述凹槽的导引壁具有开口, 用于通过所述从动节肢的转动插入所述导引元件。

51. 如前面任一项权利要求所述的手术器械, 其特征在于, 所述凹槽相对于所述从动节肢的转动轴线和 / 或所述驱动节肢的移动轴线 (B ;B' ;B'' ;B'' ' ;B^{IV}) 是非对称的, 特别是基本上只至所述转动轴线。

52. 如前面任一项权利要求所述的手术器械, 其特征在于, 所述导引元件偏心地设置在所述从动节肢上, 特别是设置在所述驱动模块的转动电机的从动轴上。

53. 如前面任一项权利要求所述的手术器械, 其特征在于, 所述凹槽相对于所述驱动节肢的移动轴线 (B ;B' ;B'' ;B'' ' ;B^{IV}) 横向地、特别是垂直的设置于所述驱动节肢上。

54. 如前面任一项权利要求所述的手术器械, 其特征在于, 所述驱动节肢与至少基本上平行于所述驱动节肢的移动轴线的牵引件和 / 或推压件 (36 ;136) 相连接。

55. 如前面任一项权利要求所述的手术器械, 其特征在于, 设有接口, 用于连接在机器人上。

56. 一种用于如前面任一项权利要求所述的手术器械的驱动模块 (25 ;25' ;125), 具有至少一个特别是可无限制地转动的从动节肢 (31) 和所述手术器械的接口的导引元件 (30 ;30' ;30'' ;130 ;330) 或凹槽。

57. 一种用于如前面任一项权利要求所述的手术器械的器械杆 (20 ;20' ;120), 具有至少一个特别是在末端止挡件 (37.1, 37.2) 之间可被引导地移动的从动节肢 (32 ;32' ;32'' ;132 ;132' ;132'') 和所述手术器械的接口的凹槽或导引元件。

58. 一种用于可松脱地连接如前面任一项权利要求所述的手术器械的驱动模块和器械杆的方法, 其特征在于, 导引元件可被轴向推入凹槽中或旋转入凹槽中。

手术器械组、特别是机器人引导的手术器械的传动器组和手术器械

技术领域

[0001] 本发明的一个方面涉及一种手术器械组，一种具有这种操纵器引导的器械组的操纵器手术系统以及一种用于装配这种操纵器手术系统的操纵器的方法。

背景技术

[0002] 例如，由专利文献 EP 1015068 A1 可知一种具有操纵器引导的手术器械的操纵器手术系统，其自由度通过操纵器中的传动器组来激活，特别是考虑到无菌的要求，这使得器械在操纵器上的连接变得困难。

[0003] 专利文献 DE 102009060987 A1 公开了一种手术用操纵器器械，其具有自己的用于激活器械自由度的驱动单元，器械具有带有联接元件的机械接口，联接元件在不满足无菌要求的情况下嵌入到另一联接元件的下陷凸部中。

发明内容

[0004] 本发明的这一方面的目的在于提出一种更好的手术器械。

[0005] 本发明的这一目的通过一种具有如权利要求 1、11 或 12 所述特征的手术器械来实现。权利要求 13 提出了一种具有这种器械组的操纵器手术系统，权利要求 14 提出了一种用于装配这种操纵器手术系统的操纵器的方法。优选的扩展方案由从属权利要求给出。

[0006] 本发明的另一方面涉及一种用于激活特别是机器人引导的手术器械的末端执行器的至少一个自由度的传动器组，一种这样的器械的驱动模块和器械杆，一种具有这种器械杆和 / 或驱动模块的器械，一种具有至少一个这种通过操纵器引导的器械的操纵器组，以及用于控制这种器械、特别是其驱动器和 / 或手动远程操作装置的一种方法和一种控制装置。

[0007] 机器人引导的微创手术器械通常具有器械杆。在通过套管针部分插入的器械杆中，远端侧或体内的器械杆端部仍然能够通过机器人以最大四个自由度来运动（三个通过套管针点的转动轴线和沿杆轴线方向的平移）。

[0008] 为了能够在微创手术区域中拥有更多的自由度，专利文献 WO2009/079301 A1 提出了一种铰接的支承在远端侧器械杆上的末端执行器，并附加地通过传动器组激活。例如，可以由此使夹钳闭合或对内窥镜光学元件重新定向。

[0009] 为了能够从手术区域给予操控手术机器人的远程操作人员以触觉上的反馈，该专利文献 WO 2009/079301 A1 提出：在器械杆和末端执行器支承件之间设置六轴的力 - 力矩传感器。

[0010] 下面根据图 34 对这种技术方案的缺点进行说明：正如在后面将要详细描述的那样，在图中示出了器械杆 20，在该器械杆上设有夹钳形状的末端执行器，其具有两个刃口 2.1、2.2。刃口 2.1 可以通过两个相反方向的传动器 21、22 关于其转动自由度 q_1 相对于器械杆进行调节，刃口 2.2 同样如此。如果夹钳在内径（未示出）上张紧，则有反作用力 F_{E1}

或 F_{E2} 作用于夹钳上。这种反作用力在图 34 所示出的态势中不会在器械杆 20 中引起力,因为它们合力会消失。相应地,例如在专利文献 WO 2009079301 A1 中所提出的力-力矩传感器也不会向远程操作人员发送关于由夹钳所施加的力的反馈信号,因为这种力-力矩传感器不能独立于实际施加的夹紧力 F_{E1} 或 F_{E2} 来检测器械杆中的力或力矩。

[0011] 本发明的这一方面的目的在于提出一种经过改进的手术器械和 / 或改进其控制。

[0012] 本发明的这一目的通过一种用于激活具有权利要求 15 所述特征的手术器械的末端执行器的传动器组来实现。权利要求 25 提出了一种驱动模块,一种具有这种驱动模块的器械杆或器械,权利要求 26-28 提出了一种具有这种器械的操纵器组以及用于控制这种器械的一种方法或控制装置。优选的扩展方案由从属权利要求给出。

[0013] 本发明的另一方面涉及一种特别是机器人引导的手术器械,其包括具有至少一个自由度的器械杆和用于激活该自由度的驱动单元;本发明的这一方面还涉及一种器械杆和一种驱动单元。

[0014] 专利文献 WO 2011/143022 A1 提出了一种具有四个驱动单元的机器人引导的手术器械,这些驱动单元成蛋糕块状地设置在基板上,并分别具有多个驱动模块。这些驱动模块分别具有多个可移动或可转动的从动节肢,用于激活与该驱动单元相连接的器械杆的驱动节肢。

[0015] 各个驱动单元相对于基板是可主动伸缩的,以使它们的器械杆能够通过共用的导引通道进出。从动节肢沿朝向驱动节肢的方向设置在远端侧或平行于器械杆的纵轴线的联接装置中,并沿该远端侧的方向被弹性预紧,以确保无间隙的接触。

[0016] 本发明的这一方面的目的在于提出一种改进的手术器械。

[0017] 本发明的这一目的提供一种具有如权利要求 29 所述特征的手术器械来实现。权利要求 33 提出了一种用于手术器械的器械杆,权利要求 37 提出了一种驱动单元。优选的扩展方案由从属权利要求给出。

[0018] 本发明的另一方面涉及一种特别是机器人引导的和 / 或用于微创手术的手术器械,用于这种器械的一种驱动模块和器械杆以及一种将它们连接起来的方法。

[0019] 例如,专利文献 WO 2011/143022 A1 提出了一种具有器械杆的、机器人引导的微创手术器械,器械杆通过机器人经由天然或人造的较小开口插入患者体内。为了激活特别是末端执行器在体内的自由度,体外的驱动模块可松脱地与器械杆相连接。

[0020] 本发明的这一方面的目的在于提出一种有利的手术器械。

[0021] 本发明的这一目的通过一种具有如权利要求 44 所述特征的手术器械来实现。权利要求 56 提出了一种用于这种器械的驱动模块,权利要求 57 提出了一种器械杆,权利要求 58 提出了一种用于连接它们的方法。从属权利要求给出了优选的扩展方案。

[0022] 根据本发明的一个方面,特别是操纵器引导的手术器械组具有模块化的电机驱动的 (motorische) 驱动单元,该驱动单元具有包括一个或多个从动元件的从动器组。在本发明中,从动元件特别是指由一个或多个部分组成的元件或组件,它们可以通过驱动单元的电机、特别是电动机被直接或间接地激活或沿调节方向进行调节,并为此被设计用于激活器械的自由度。在一种实施方式中,可以无线或有线地向驱动单元供给能源和 / 或进行控制。

[0023] 器械组还具有器械杆,在一种实施方式中将器械杆设计为,特别是通过用于微创

手术的开口可部分地插入患者体内,尤其是在内窥镜检查法中。器械杆可以全部或部分地构造为刚性或柔性的和 / 或具有末端执行器,特别是手术刀、剪子、镊子、夹子,光学记录仪和 / 或照明装置、尤其是光纤端部,CCD 芯片(所谓的“chip-on-the-tip 内窥镜”),LED 等。因此,可激活、尤其是可弯曲的内窥镜特别是也可以被看作是本发明意义下的器械杆。本发明意义下的器械杆通常具有一个或多个自由度,特别是一个或多个用于定位、尤其是定向和 / 或用于操控末端执行器的自由度。在一种扩展方案中,器械杆具有两个、三个或更多个用于定向的自由度,特别是转动自由度,和 / 或一个或多个、尤其是最大限度的自由度,用于操控、尤其是打开或闭合末端执行器。为了实现激活,器械杆具有包括一个或多个驱动元件(Eintriebselement)的驱动器组。在本发明的意义下,驱动元件是指由一个或多个部分组成并通过配设的从动元件被直接或间接地激活或沿调节方向进行调节的元件或组件,为此将驱动元件设计用于激活器械的自由度。为此,其特别是可以与末端执行器单向或双向地联接,在一种实施方式中特别是借助于一个或多个滑车组、杆、齿轮机械地联接,以及液压、气动地联接,在此,单向联接特别是指自由度通过对驱动元件的调节只能在一个方向上被激活,例如通过滑车组只沿牵引方向被激活;双向联接相应地特别是指可以通过调节驱动元件沿相反的方向激活自由度,例如通过推杆沿牵引和推压方向联接。

[0024] 器械杆能够可松脱地与驱动单元相连接,驱动单元可以通过机械接口与从动器组和驱动器组彼此联接。在一种扩展方案中,器械杆可松脱地与驱动单元相连接,驱动单元可以通过机械接口与从动器组和驱动器组彼此联接。在此器械组也被简称为器械。在一种实施方式中,也可以设置两个或多个不同的驱动单元和 / 或两个或多个不同的器械杆,它们可以有选择地与器械杆或驱动单元相连接,并且特别是可以在可激活的自由度的数量上是不同的。因此,为了实现紧凑的说明,在本发明中通常将器械组看作是一个或多个驱动单元和一个或多个器械杆的组合,它们可松脱地彼此可连接或相连接。

[0025] 在一种实施方式中,器械组或者说器械、特别是驱动单元或器械杆被可松脱地固定在操纵器上,并可以为此在一种扩展方案中具有相应的连接接口。本发明的一个方面相应地涉及一种用于装配操纵器的方法,其中,驱动单元和器械杆可松脱地彼此连接,并且它们的从动器组和驱动器组通过这种机械接口彼此联接。在一种实施方式中,操纵器可以具有一个或多个自由度,特别是具有至少六个、优选七个或更多的自由度,以便(冗余地)引导器械,特别是对其在患者体内的末端执行器进行定位。

[0026] 本发明的一个方面涉及到对这种机械接口的设计,从动器组和驱动器组借助于该机械接口是可彼此联接的或彼此联接。

[0027] 根据本发明的一个方面,这种机械接口在一对或多对彼此对应的从动元件和驱动元件之间具有单侧连接(einseitige Bindung)。在本发明中,单侧连接或联接(例如在力学上通常)特别是指使从动元件和驱动元件这样彼此联接:从动元件和驱动元件中的其中一个在某个方向或某个方向意义上的运动将导致从动元件和驱动元件中的另一个强制性地运动,而从动元件和驱动元件中的其中一个在相反方向或相反方向意义上的运动则不会导致从动元件和驱动元件中的另一个强制性运动。单侧连接的特征特别是在于:在从动元件和驱动元件之间可以直接或间接地只传递推压力而不传递牵引力,在此,在本文中为了紧凑地进行说明,也将反平行力偶(即转矩)概括地称为力。相应地,单侧连接的特征可以在于:在从动元件和驱动元件之间可以直接或间接地只沿一定的方向传递转矩,反之在相

反的方向上至少基本上不传递转矩。在本发明中,对单侧连接特别是可以相应地理解为:从动元件和驱动元件的相反方向的运动可以被强制性地传递到相应的另一元件上,特别是在从动元件和驱动元件之间可以直接或间接地传递推压力和牵引力或者相反方向的转矩。

[0028] 这种单侧连接可以有利地越过无菌屏障件起作用。在一种实施方式中,特别是可以将从动元件和对应的驱动元件设置在无菌屏障件的相对置的两侧上并与无菌屏障件相接触,在此,从动元件和驱动元件中的至少一个不与无菌屏障件相连接,或者可以与无菌屏障件相脱离。通过这种方式可以简单、紧凑地将无菌屏障件设置在驱动单元和器械杆之间。

[0029] 根据本发明的一个方面,使从动器组和驱动器组可彼此联接或彼此联接的机械接口具有至少一个凹部,其设置在一对或多对彼此对应的从动元件和驱动元件中的其中一个元件中;并具有榫形件,其设置在这样的从动元件和驱动元件对中的另一个元件上并可插入或插入所述凹部中。即,特别是可以使一个或多个从动元件分别具有一个或多个榫形件,并使其与其相对应的驱动元件具有相应的凹部。同样,也可以使一个或多个驱动元件分别具有一个或多个榫形件,并使其与其相对应的从动元件具有相应的凹部。

[0030] 根据本发明的一个方面,位于各个凹部中的一个或多个榫形件是径向、特别是有弹性地和/或通过单独的本体可扩展的或扩展,从而使得榫形件在凹部中特别是轴向固定地和/或抗扭地可固定或被固定。在一种实施方式中,榫形件可以通过径向扩张摩擦配合地固定在凹部中。附加地或替代地,榫形件可以通过径向扩张形状配合地固定在凹部中。无菌屏障件特别是可以设置在榫形件和凹部之间,特别是被夹紧,并因此而简单、紧凑地设置在驱动单元和器械杆之间。

[0031] 在一种实施方式中设有夹紧件,用于机械接口的一个或多个插入到各个凹部中的榫形件的径向扩张。在一种扩展方案中,这样的夹紧件可以被手动或机械地激活,特别是通过自身的、优选为电动的夹紧件驱动器来激活。特别是可以被机械地、液压地、气动地和/或电磁地激活。例如,对夹紧件驱动器可以这样进行路径控制或力控制:在将榫形件插入凹部中之后,夹紧件驱动器特别是通过调节或激活驱动器组使榫形件径向扩展。榫形件可以由具有从动元件或驱动元件的一部分或多部分构成,特别是可以被设计为单独的和/或有弹性的本体,其可以与其他从动元件或驱动元件可松脱地或不可松脱地、特别是材料配合地连接,优选为粘接。

[0032] 为了实现有弹性的径向扩张,在一种扩展方案中,榫形件、特别是其有弹性的本体可以由合成材料制成,特别是由聚氨酯和/或硅酮制成。为了实现非弹性扩张,榫形件可以具有一个或多个单独的、特别是片状的本体,其径向可移动地、特别是可围绕轴线径向向外摆动或平移移动地被引导至榫形件中或其他的从动元件或驱动元件中,并可以通过向外的径向移动、特别是通过摆动使其实现本发明意义下的径向扩张。

[0033] 在一种实施方式中,榫形件可以具有连续的或盲孔型的内孔,其例如被液压地或气动地施加压力,以使榫形件径向扩张。夹紧件的销钉可以穿过榫形件中的通孔并在与夹紧件驱动器相对的一侧具有法兰,法兰的直径大于通孔的直径。通过利用夹紧件驱动器使法兰朝向夹紧件驱动器张紧,可以使榫形件在法兰和夹紧件驱动器之间被轴向压缩,从而使榫形件径向扩张。同样,销钉可以具有沿轴向方向径向扩大的结构,特别是圆锥形的结构,由此使得销钉在榫形件中的轴向移动可以引起榫形件的径向扩张,特别是有弹性地或通过单独本体的移动径向向外扩张。

[0034] 根据本发明的另一方面,在凹部和插入凹部中的榫形件之间设置沿径向方向成波浪状的间隙,在该间隙中设有具有一个或多个中间元件的中间元件组,这些中间元件特别是通过与驱动单元或器械杆固定连接的笼形件(Käfig)被引导径向移动或轴向固定。现在,如果榫形件(凹部)轴向移动,则榫形件(凹部)的面向凹部(榫形件)的波浪状的外壁(内壁)也相应地移动。这将形状配合地沿径向方向调节相应的中间元件,该中间元件在其一侧形状配合地强迫凹部(榫形件)进行相应的轴向移动。通过这种方式特别是可以使榫形件或凹部的轴向移动被形状配合地、强制性地传递到凹部或榫形件上。无菌屏障件特别是可以还被设置在榫形件和凹部之间,特别是设置在榫形件和中间元件组之间或设置在中间元件组和凹部之间,特别是被夹紧,并因此而简单、紧凑地设置在驱动单元和器械杆之间。

[0035] 根据本发明的一个方面,机械接口具有翻转杠杆,用于一对或多对从动元件和驱动元件的联接。在本发明中,翻转杠杆特别是按照本领域专业的方式被理解为这样一种杠杆:其可转动地支承在一个位置上,特别是端部上,并在一个轴向间隔开的位置上、特别是相对的端部上形状配合地被可转动或可移动的连杆强制性地引导。无菌屏障件特别是可以设置在翻转杠杆和连杆之间,特别是被夹紧,并由此简单、紧凑地设置在驱动单元和器械杆之间。特别是可以将一从动元件设计为翻转杠杆,并将对应的驱动元件设计为连杆。同样也可以将一驱动元件设计为翻转杠杆,并将对应的从动元件设计为连杆。

[0036] 在根据上述方面中的其中一个方面的一种实施方式中,从动元件组的一个或多个从动元件可以被平移地、可调节地引导或激活。例如,从动元件可以构成线性电机的从动轴或与这样的从动轴相联接。附加地或替代地,驱动元件组的一个或多个驱动元件可以被平移地、可调节地引导或激活。例如,驱动元件可以构成与末端执行器铰接连接的杆或者与这样的杆相联接。同样,驱动元件也可以例如与用于激活器械自由度的牵引绳相连接。

[0037] 同样,从动元件组的一个或多个从动元件可以被旋转地、可调节地引导或激活。例如,从动元件可以构成转动电机的从动轴或与这样的从动轴相联接。附加地或替代地,驱动元件组的一个或多个驱动元件可以被旋转地、可调节地引导或激活。例如,驱动元件可以构成其上卷绕有用于激活器械自由度的牵引绳的轴。

[0038] 在根据上述方面中的其中一个方面的一种实施方式中,一个或多个从动元件这样与一联接件相联接:使该联接件的平移运动转换为该从动元件的旋转运动。同样,一个或多个从动元件可以这样与一联接件相联接:使该联接件的旋转运动转换为该从动元件的平移运动。

[0039] 附加地或替代地,一个或多个驱动元件可以这样与另一联接件相联接:使驱动元件的平移运动转换为联接件的旋转运动。同样,一个或多个驱动元件可以这样与另一联接件相联接:使驱动元件的旋转运动转换为联接件的平移运动。

[0040] 在一种扩展方案中,联接件可以具有转动推力轴承,特别是在连杆上可平移移动的转动关节。附加地或替代地,联接件可以具有可转动地受到支承的杠杆或可转动地受到支承的跷板,或者具有转动支承点的杠杆,其设置在绳固定件等的两个抽头(例如其他的转动支承点)之间。通过这种方式特别是可以将联接件的旋转运动机械地转换为从动元件或驱动元件的平移运动。附加地或替代地,联接件可以具有齿部,特别是两个彼此嵌合或相互啮合的齿部,在一种扩展方案中,作为啮合的端面齿部,其中一个特别是可旋转运动地受

到支承,而另一个同样可旋转运动地受到支承;或者作为螺旋齿部或齿条齿部,其中一个可平移运动地受到支承,而另一个同样可平移运动地受到支承。

[0041] 在根据上述方面中的其中一个方面的一种实施方式中,器械杆具有法兰,在此,机械接口设置在该法兰的面向末端执行器的表面上。在一种扩展方案中,驱动单元具有用于使器械杆通过的相应的留空,这在本发明中也被称为后装载设置(Hinterlader-Anordnung)。同样,机械接口可以设置在该法兰的背向末端执行器的表面上,以便使驱动单元同样可以设置在器械杆的背向末端执行器的一侧,这在本发明中也被称为前装载设置(Vorderlader-Anordnung)。在一种替代地设计方案中,机械接口可以设置在器械杆的法兰的侧向表面上,这在本发明中也被称为侧装载设置(Seitenlader-Anordnung)。

[0042] 特别是当机械接口具有单侧连接时,在一种实施方式中,可以使一个或多个从动元件和/或一个或多个驱动元件特别是通过弹簧件沿与它们各自的调节方向相反的方向被张紧。通过这种方式,即使在单侧连接时,一个元件也可以通过弹簧件沿与连接方向相反的方向跟踪另一元件。在两侧连接中,例如径向扩张的榫形件,中间元件组或翻转杠杆,对从动元件或驱动元件的预紧可以相对于其调节方向有利地减小间隙。

[0043] 同样,特别是当在一从动元件和对应的驱动元件之间设有单侧连接时,可以设置另一从动元件和对应的驱动元件,它们的单侧连接相对于所述一从动元件和驱动元件的单侧连接是方向相反的。换句话说,为了实现相反方向的激活或者在两个相反的方向上激活自由度,各设置一对反向作用的从动元件或驱动元件。就这一方面而言本发明需要特别指出的是:对一对中的一个从动元件的激活可以特别是机械强制地反向激活或调节该对中的另一从动元件。在两侧连接中,例如在径向扩展的榫形件,中间元件组或翻转杠杆中,也可以设置另外的反向作用的从动元件和驱动元件,从而能够有利地冗余、精确地激活自由度。

[0044] 在本发明的一种实施方式中,当基于一对反向作用的从动元件或驱动元件而存在静态的不确定性时,特别是可以设置用于补偿公差的补偿装置。这样的补偿装置特别是沿从动元件或驱动元件的调节方向具有从动元件或驱动元件的弹性柔顺部(elastische Nachgiebigkeit)。附加地或替代地,与从动元件或驱动元件相联接的联接件也可以在元件的调节方向上具有弹性柔顺部。附加地或替代地,设置在从动元件和驱动元件之间的无菌屏障件也可以具有弹性柔顺部。弹性柔顺部特别是可以通过在正常运行中展示出肉眼可见的变形的弹性材料和/或相应的模塑成型或柔软弯曲设计,特别是局部的材料薄化、优选收缩来定义或构成。同样,补偿装置还可以具有特别是被预紧的、沿调节方向可移动的支承结构或支承轴,特别是与从动元件或驱动元件相联接的联接件。在不存在静态的不确定性的情况下,这样的公差补偿也有利于例如补偿运动链上的安装或制造公差。

[0045] 在根据本发明的上述方面的其中一个方面的一种实施方式中,从动元件的端面 and / 或驱动元件的端面被设计为平的,从而特别是能够有利地构成较大的接触面。同样,从动元件的端面 and / 或驱动元件的端面也可以被设计为球形的,从而特别是能够有利地构成明确规定的接触区域。附加地或替代地,从动元件或驱动元件的一端面可以具有至少一个突出部,而与该从动元件或驱动元件可联接或相联接的驱动元件或从动元件的面向该端面的端面则具有对应的凹部,所述突出部插入到该凹部中。

[0046] 本发明的另一方面涉及对器械的除菌。为此,根据本发明的可与上述方面或实施

方式中的一个或多个方面相结合的一个方面,器械组或器械具有无菌屏障件,该无菌屏障件被设置为,特别是气体密封地包围驱动单元并设置在驱动单元和器械杆之间,或者无菌地包围驱动单元并设置在驱动单元和器械杆之间。在一种扩展方案中,该无菌屏障件可以是薄膜状的和/或是单次用品或一次性用品。

[0047] 根据本发明的一个方面,无菌屏障件在机械接口的区域中具有沿从动器组和驱动器组的调节方向的松弛部(Lose)。在一种实施方式中,该松弛部可以由卷边(Stulpe)构成,该卷边沿轴向调节方向延伸,并在轴向调节从动元件或驱动元件时被卷起、退卷或倒置。在本发明中,松弛部特别是被概括地理解为无菌屏障件的材料储备(Materialreserve),用以平衡或参与从动元件或驱动元件的特别是平移性的调节运动,该松弛部在一种调节状态下被折叠或卷起地保存,并在另一种调节状态下被展开或退卷。

[0048] 在一种实施方式中,松弛部可以被设计为预紧的。在本发明中,这一方面特别是指:在从动元件或驱动元件的调节运动或激活过程中,松弛部相对于预紧弹性变形,并在反向运动过程中复位。因此在本发明中,为了更紧凑地进行说明,特别是将用于平衡从动元件或驱动元件的调节运动的多材料部(Mehrmaterial)概括地称为松弛部,其同样可以被预紧或是无预紧的或松弛的。在一种扩展方案中,该松弛部具有折棚(Faltenbalg),折棚的折叠诱发了基本配置(Grundkonfiguration)中的预紧。在一种实施方式中,这种折叠或折棚可以沿调节方向和/或相对于该调节方向横向或垂直地伸展,由此可以形成相应的基本位形和变形。

[0049] 根据本发明的一个方面,无菌屏障件在机械接口的区域中具有至少一个可平移移动的非接触式密封件。该密封件特别是可以构造为间隙式密封件或迷宫式密封件,并优选是可伸缩的,即具有两个或多个可轴向相对移动并被密封的部分,特别是环,优选为同中心的环。通过这种非接触式平移密封件能够有利地实现低消耗的调节运动。在一种扩展方案中,在非接触式平移密封件中可以越过而不是穿过无菌屏障件实现力传递。

[0050] 如前所述,无菌屏障件可以具有用于公差补偿的补偿装置,特别是具有弹性柔顺部。为此,在一种扩展方案中,无菌屏障件特别是可以在从动元件和/或驱动元件的、尤其是单侧连接的接触区域中具有局部的壁加厚部(Wandaufdickung),以便由此拥有更多的弹性距离。在一种扩展方案中,弹性柔顺部、特别是局部的壁加厚部的刚性高于无菌屏障件的围绕该弹性柔顺部、特别是局部的壁加厚部的区域的刚性,从而提高传递比。为此,在本发明的一种实施方式中,无菌屏障件可以在驱动元件和/或从动元件的接触区域中具有局部的材料变化部(Werkstoffänderung),特别是在局部具有刚性高于或低于接触区域的周围区域的材料。

[0051] 根据本发明的一个方面,无菌屏障件在机械接口的区域中具有至少一个元件隆起部(Elementfortsatz)。在一种实施方式中,该元件隆起部可松脱地与从动元件基部可连接或相连接,从动元件基部破坏性地穿过无菌屏障件并与元件隆起部一起构成从动元件。同样,元件隆起部可以与驱动元件基部可连接或相连接,驱动元件基部破坏性地穿过无菌屏障件并与元件隆起部一起构成驱动元件。例如,无菌器械杆的驱动器组的无菌的、特别是已除菌的驱动元件基部破坏性地穿过无菌屏障件并在背向器械杆的一侧与元件隆起部相连接,由此使得元件隆起部在无菌屏障件或无菌护罩的里面与对应的从动元件相联接。同样,在从动元件基部破坏性地穿过无菌屏障件并在面向器械杆的一侧与元件隆起部相连接之

前, 无菌的元件隆起部可以在器械杆侧无菌接触地设置在无菌屏障件上。通过这种方式, 在任何情况下都能够确保器械杆在与本身不是无菌的并通过无菌屏障件包封的驱动单元相耦接时的无菌性。

[0052] 本发明的另一方面涉及到驱动单元和器械杆的彼此固定。根据本发明的能够与一个或多个上述的方面或实施方式相结合的方面, 器械组或器械为此具有用于可松脱地与驱动单元相连接的固定元件, 该固定元件为此被设计为, 优选唯一地从外部设置在无菌屏障件的背向驱动单元的表面, 或者唯一地设置在无菌屏障件的背向驱动单元的表面。该固定元件可以可松脱地、特别是形状配合或摩擦配合地与器械杆相连接, 或者不可松脱地与器械杆相连接, 例如与器械杆夹紧 (verclipst) 或一体化地构成。在一种实施方式中, 无菌屏障件至少在与固定元件的接触区域中, 优选在整个机械接口的区域中被封闭, 其特别是可以在驱动单元和固定元件的锁定突出部和 / 或锁定凹部之间无破坏或无开口地被夹紧。通过这种方式, 可以在将器械杆固定在被包封的驱动单元上时不必进行密封。在一种扩展方案中, 固定元件相应地被设计为无密封的或不含密封的。

[0053] 固定元件特别是可以被单独地设计为无菌的一次性用品或可除菌的适配器, 并摩擦配合和 / 或形状配合地、特别是借助于夹形连接件可固定在驱动单元上或固定在驱动单元上。特别是在与单侧连接的组合中, 可以由此将固定功能与联接功能分开并划分为固定元件和接口。

[0054] 根据本发明的一个方面, 手术器械具有器械杆, 在器械杆上设有末端执行器, 手术器械还具有驱动模块, 驱动模块具有用于激活末端执行器相对于器械杆的一个或多个自由度的驱动器。在一种实施方式中, 器械杆和驱动模块特别是可松脱地彼此可连接或彼此相连接。在一种扩展方案中, 在器械杆和驱动模块之间设有无菌屏障件, 特别是用于相对于手术环境遮蔽不好的或不可除菌的驱动器。在一种实施方式中, 这种手术器械是微创手术器械, 其器械杆被利用或设计用于特别是通过套管针和 / 或局部的开口部分地插入患者体内, 在一种实施方式中, 开口的周最大等于待插入的器械杆部分的周的两倍。

[0055] 器械特别可以是操纵器引导的器械。为此, 在一种实施方式中, 器械杆和 / 或驱动模块具有机械接口和 / 或信号技术实现的接口, 用于在操纵器上的耦接。根据本发明的一个方面相应地提出一种操纵器组, 其具有一个或多个用于引导根据本发明的手术器械的操纵器, 特别是六轴或多轴的机器人。

[0056] 末端执行器具有一个、两个或多个平移自由度和 / 或一个、两个或多个相对于器械杆或与器械杆相关联的旋转自由度。在一种实施方式中, 一件式的末端执行器具有一个平移自由度或转动自由度, 并且例如是可伸缩的针或可转动的手术刀刃。在另一种实施方式中, 两件式的末端执行器具有两个转动自由度, 并且例如是手术剪、夹子等。同样, 末端执行器特别是可以具有用于发送和 / 或接收电磁射线的光学器件、特别是激光发射镜头或内窥镜镜头和 / 或用于抽吸和 / 或排出气体和 / 或液体的开口, 光学器件可以围绕一个或多个自由度轴线转动, 和 / 或可以驶入或驶出。

[0057] 在一种实施方式中, 驱动器具有一个或多个用于激活末端执行器的自由度的电机, 特别是电动机。附加地或替代地, 驱动器还可以具有电磁、液压和 / 或气动的执行元件。

[0058] 根据本发明的一个方面, 为了特别是通过驱动器激活末端执行器而设有传动器组。在一种实施方式中, 传动器组可以作为器械杆侧的传动器组设置在特别是微创和 / 或

操纵器引导的手术器械的器械杆上,特别是设置在器械杆中。附加地或替代地,根据本发明的传动器组可以作为驱动模块侧的传动器组设置在特别是微创和 / 或操纵器引导的手术器械的驱动模块上,特别是设置在驱动模块中。相应地根据本发明的一个方面提出具有根据本发明的传动器组的一种器械杆和一种驱动模块

[0059] 根据本发明的一个方面的传动器组具有一个或多个传动器,用于通过驱动器激活手术器械的末端执行器相对于器械杆的一个或多个自由度。

[0060] 在一种实施方式中,传动器可以至少基本上只传递牵引力,或者是柔软可弯曲的传动器,特别是牵引绳或牵引缆。在另一种实施方式中,传动器可以传递推压力,特别是至少基本上只传递推压力或牵引力和推压力,特别是压杆、推杆或挺杆。类似的,在一种实施方式中,传动器还可以或者至少基本上只传递转矩和 / 或具有变换(Übersetzung)和 / 或传动机构。在一种实施方式中,传动器被设计为实心轴或中空轴或实心杆或空心杆。本发明意义下的传动器通常在驱动器和末端执行器之间传递特别是机械的力和 / 或运动,特别是用于在相对于器械杆的自由度上激活末端执行器。

[0061] 根据本发明的一个方面,在传动器组上设有测量装置,用于检测一个或多个、特别是所有的传动器中的载荷。

[0062] 由此可以有利地直接检测在末端执行器的一个或多个自由度上起作用的一个或多个所谓的主动载荷或广义载荷。在本发明中,广义的力或最小力特别是按照本领域的方式被理解为这样的载荷:其在沿自由度的可能是虚拟的运动中实际或可能虚拟地完成的工作。例如,沿旋转自由度的广义的力是围绕转动自由度轴线的转矩。相应地,本发明意义下的载荷特别是可以包括力,反平行力偶或转矩,应力、特别是牵引应力或推压应力或弯曲应力,和 / 或基于这些力、力矩或应力的变形、特别是弹性变形、尤其是膨胀或压缩,特别可以是力,反平行力偶或转矩,应力、特别是牵引应力或推压应力或弯曲应力,和 / 或基于这些力、力矩或应力的变形、特别是弹性变形、尤其是膨胀或压缩。

[0063] 这同样可以通过如图 34 所示的举例来说明:夹紧力 F_{E1} 产生围绕具有转动自由度 Q_1 的刀刃 2.1 的转动轴承轴的转矩。该转矩又在器械杆侧的传动器 21、22 中产生相应的载荷 F_{S1} 、 F_{S2} , 该载荷又在驱动模块侧的传动器 11、12 中产生载荷 F_1 、 F_2 。可以看到:通过传动器 21、22 和 / 或传动器 11、12 上的测量装置直接检测主动载荷或广义载荷,这些主动载荷或广义载荷在末端执行器的自由度上起作用,并特别是可以因此而有利地将手术区域的反馈信号传送给远程手术操作人员。在一种实施方式中,手术器械可以附加地具有用于检测器械杆中的载荷、特别是器械杆和末端执行器(轴承)之间和 / 或器械杆和驱动模块之间的载荷的测量装置,以便除了检测主动载荷之外还可以检测所谓的被动载荷,特别是支承载荷或轴承载荷。例如,当图 34 中的夹子在所示出的态势下以其尖端垂直向下推压时,由此在刀刃 2.1、2.2 的转动关节中所引起的纯粹的轴承载荷特别是可以被传送给远程手术人员,在此,该轴承载荷可以通过这种附加的、用于检测器械杆 20 中的载荷的测量装置来进行检测并继续进行处理。

[0064] 在一种实施方式中的另一个优点在于:该用于检测传动器组中的至少一个载荷的测量装置被设置在传动器组上,并因此优选设置在器械杆的内部或者设置在驱动模块上,特别是设置在驱动模块中,从而能够有利地提供特别是受到保护和 / 或远离手术区域或末端执行器的、特别是体外的和 / 或接近驱动器的测量点。

[0065] 在本发明的一种实施方式中,传动器组具有两个或多个、特别是反向的传动器,用于激活末端执行器的同一自由度。这在图 34 中被示例性地示出:在那里,刀刃 2.1 在其自由度 q_1 上通过相反方向的传动器 21、22(例如两个牵引绳或推杆)被激活,传动器 21、22 被相反方向的传动器 11、12(例如挺杆)平移性地激活,而传动器 11、12 则通过电动机 13 被相反方向地激活。

[0066] 在一种实施方式中,测量装置具有至少一个测量器件,该测量器件被设置在其中一个传动器上,用于检测该传动器中的载荷。在一种扩展方案中,测量装置具有:第一测量器件,其被设置在第一传动器上以检测该传动器中的载荷;和第二测量器件,其被设置在特别是反向的第二传动器上以检测该传动器中的载荷,在此,末端执行器的同一自由度可以通过第一传动器和第二传动器来激活。

[0067] 在一种实施方式中,传动器组具有用于激活末端执行器的第一自由度的第一传动器和用于激活末端执行器的另一自由度的另一第一传动器。在一种扩展方案中,传动器组可以具有用于激活末端执行器的第一自由度的第二传动器和/或用于激活末端执行器的另一自由度的另一第二传动器。当然,末端执行器也可以具有其它的自由度和相应的第一传动器和根据需要的第二传动器。

[0068] 在一种扩展方案中,测量装置具有第一测量件,其被设置在用于激活末端执行器的第一自由度的第一传动器上,以检测该传动器中的载荷。附加地或替代地,测量装置具有第二测量件,其被设置在用于激活末端执行器的第一自由度的、特别是相反方向的第二传动器上,以检测在该传动器中的载荷。附加地或替代地,测量装置具有另一第一测量件,其被设置在用于激活末端执行器的另一自由度的另一第一传动器上,以检测在该传动器中的载荷。附加地或替代地,测量装置具有另一第二测量件,其被设置在用于激活末端执行器的第二自由度的另一第二、特别是相反方向的传动器上,以检测在该传动器中的载荷。

[0069] 在一种实施方式中,设置在两个特别是相反方向的、用于激活末端执行器的同一自由度的传动器上的两个或多个测量件可以信号技术地实现彼此互联。它们特别是可以导线技术地实现彼此互联,或者特别是在控制装置中计算技术地实现彼此互联,特别是相加或相减。

[0070] 因此在一种实施方式中,特别是可以对用于激活同一自由度的两个传动器中的共同的载荷、尤其是预应力至少基本上信号技术地实现补偿(kompensiert),并由此可以有利地直接确定所产生的主动载荷或广义载荷。在一种实施方式中,设置在用于激活末端执行器的同一自由度的两个特别是相反方向的传动器上的第一测量器件和第二测量器件通常彼此补偿性互联。在此,特别是将第一测量器件和第二测量器件的信号补偿性互联理解为:预先设定的载荷、特别是在预设方向上的载荷至少基本上被补偿,或者说第一测量器件和第二测量器件的共有的互联信号至少基本上与第一测量器件和第二测量器件所检测到的载荷无关。

[0071] 为此,设置在用于激活同一自由度的第一传动器或第二传动器上的第一测量器件和第二测量器件特别是可以在惠斯登电桥电路(Wheatstonesche Brückenschaltung)的两个支路中彼此互联,尤其是在惠斯登半桥电路的两个支路中彼此互联,这两个测量器件优选串联地位于桥输入电压或馈电电压之间。在一种扩展方案中,测量装置可以具有:第三测量器件,其特别是与第一测量器件相对置地设置在第一传动器上,用于检测该传动器中

的载荷；和第四测量器件，其特别是与第二测量器件相对置地设置在第二传动器上，用于检测该传动器中的载荷，在此，位于电路、特别是惠斯登全桥电路的第一支路中的第一测量器件、位于第二支路中并特别是与桥输入电压或馈电电压之间的第一测量器件串联的第二测量器件、位于第三支路中并特别是与位于馈电电压或激励电压之间的第二测量器件并联的第三测量器件和位于第四支路中并特别是与位于馈电电压之间的第一测量器件并联的第四测量器件彼此互联。因此在一种实施方式中，不仅是共同的载荷，而且同一传动器中的不均匀性、特别是弯矩也至少基本上已经被信号技术地补偿。附加地或替代地，特别是通过互联使利用不同的测量器件所检测到的相应的载荷分量彼此相加，由此使得所检测到的载荷能够通过信号技术被加强。

[0072] 在一种实施方式中，测量装置中的测量器件可以具有一个或多个应变仪，用以特别是电学、磁学、光学和 / 或声学地检测机械载荷。在这里，应变仪特别可以是：优选为薄膜状的应变计，其电阻有利地随其弹性应变而变化；半导体应变计；优选为纤维状的光学应变计，特别是基于 Bragg 或 Fabry-Perot 技术的应变计，例如 FBG 应变计（“光纤布拉格光栅”(optic fiber Bragg grating)），声学应变计，例如特别是所谓的 SAW 应变计（“应变感测表面声波”(strain sensing surface acoustic wave)）；压电传感器或磁弹性传感器等。

[0073] 在一种实施方式中，测量装置的一个或多个测量器件至少基本上设置在传动器上，以检测该传动器中的轴向牵引载荷和 / 或推压载荷。例如，可以将应力带设置或设计为：至少基本上沿纵向方向设置在牵引绳或压杆上。

[0074] 在一种实施方式中，测量装置的一个或多个测量器件至少基本上设置在传动器的凹部中。因此在一种实施方式中，测量装置可以受到保护。附加地或替代地，可以由此减小、特别是防止测量装置突出超过一个或多个传动器的外轮廓，这可以使得操作、特别是运行和 / 或安装更加容易。

[0075] 附加地或替代地，传动器可以在一个或多个测量器件的区域中具有壁厚降低部，特别是通过以上所述的凹部。在一种实施方式中，由此可以提高测量装置的敏感度。在一种实施方式中，传动器可以在一个或多个测量器件的区域中为了降低壁厚而具有空腔，特别是空腔扩展部。在一种扩展方案中，传动器可以具有优选为薄壁的套管，在该套管上在内侧和 / 或外侧设有一个或多个测量器件。该套管可以材料配合地与其他部件、特别是具有完全横截面 (Vollquerschnitt) 的杆或轴连接、特别是焊接或粘接而成传动器。

[0076] 在一种实施方式中，根据本发明的传动器组设置在手术器械的驱动模块上，特别是设置在手术器械的驱动模块中，具有末端执行器的器械杆可以与驱动模块特别是可松脱地连接。驱动模块侧的传动器组特别是可以具有机械接口，以与用于激活末端执行器的器械杆侧的传动器组相接合。驱动模块侧的传动器特别可以具有驱动器的电动机的轴或者与驱动器的电动机的轴特别是相铰接地联接。通过驱动模块侧的测量装置可以有利地检测离末端执行器更远的载荷，特别是体外的载荷，优选是位于无菌屏障件的后面或者位于驱动模块的无菌壳体中载荷。

[0077] 附加地或替代地，在一种实施方式中，根据本发明的传动器组可以设置在具有末端执行器的手术器械的器械杆上，特别是设置在器械杆中，具有驱动器的驱动模块特别是能够可松脱地与器械杆相连接。器械杆侧的传动器组特别是可以具有机械接口，用于与驱动模块侧的传动器组相接合，驱动模块侧的传动器组与驱动器相联接。通过器械杆侧的测

量装置可以有利地直接检测末端执行器附近的载荷。

[0078] 在根据本发明的一种实施方式中,驱动模块侧的传动器组和器械杆侧的传动器组通过接口可联接或可松脱地联接,在此,在驱动模块侧的传动器组和器械杆侧的传动器组中的至少一个上设有用于检测该传动器组中的载荷的测量装置。

[0079] 在一种实施方式中,这两个传动器组可以是平移地可联接的或平移性地联接。在本发明中,将此特别理解为:驱动模块侧的传动器和与其相联接的器械杆侧的传动器在接口上是可平移运动的或被平移运动,以便激活末端执行器的自由度,在此,这种平移运动可以在其他的驱动模块侧的传动器和/或器械杆侧的传动器中被转换为旋转运动。同样,驱动模块侧的传动器和与其相联接的器械杆侧的传动器可以在接口上被旋转地联接,在此,这种接口中的旋转运动在其他的驱动模块侧传动器和/或器械杆侧传动器中可以被转换为平移运动。

[0080] 在一种实施方式中,驱动模块侧的传动器组和器械杆侧的传动器组通过接口可单侧联接或者可松脱地联接,在此,在驱动模块侧的传动器组和器械杆侧的传动器组中的至少一个上设有用于检测该传动器组中的载荷的测量装置。在本发明中,将此特别是理解为:驱动模块侧的传动器和与其相联接或可与其联接的器械杆侧的传动器具有所谓的单侧连接,或者只在某个方向上传递力或力矩,特别是只传递推压力。在一种实施方式中,驱动模块侧的传动器和与其相联接或与其可联接的器械杆侧的传动器具有彼此相对置的、优选对齐的挺杆,它们可移动地受到支承并且至少基本上彼此只传递推压力。

[0081] 在一种实施方式中,驱动模块侧的传动器组和与其相联接或与其可联接的器械杆侧的传动器组经过优选薄膜状的和/或柔性的无菌屏障件相联接。在一种实施方式中,该无菌屏障件可以在优选为弹性变形的情况下参与接口上的传动器组的平移运动,和/或具有可移动的、特别是可移位地和/或可转动地受到支承的联接元件。

[0082] 如上所述,在一种实施方式中,通过根据本发明的测量装置可以有利地直接检测主动载荷或广义载荷,并由此改进对远程操作人员的信号反馈。相应地,根据本发明的一个方面,手术器械的手动远程操作装置是基于一个或多个利用测量装置检测到的载荷进行控制,在此,为了更紧凑地进行说明,在本发明意义下也将调节概括地称为控制。手动远程操作装置特别是可以具有一个或多个杠杆、手柄、手套、操纵杆或所谓的反射镜器械(Spiegelinstrument,内窥镜器械),它们的运动与手术器械的运动优选控制技术地实现耦合。这样的远程操作装置特别是可以基于利用测量装置所检测到的载荷尤其是被电机驱动地激活,以便向远程操作人员发送有关手术进程的触觉反馈信号。特别是可以基于利用测量装置所检测到的载荷将作用于末端执行器上的力印刻在远程操作装置上,以便向远程操作人员发送力反馈。

[0083] 附加地或替代地,还可以通过测量装置所检测到的载荷控制、特别是调节驱动器。例如,可以将电机所赋予的额定力与传动器中的实际力进行比较并在此基础上调节电机。

[0084] 相应地根据本发明的一个方面,用于控制手术器械的控制装置为此被设计用于对利用测量装置检测到的载荷进行后处理,特别是基于测量装置所检测到的载荷控制驱动器和/或手动远程操作装置。本发明意义下的装置可以是硬件技术和/或软件技术地实现的,特别是可以具有优选与存储系统和/或总线系统数据连接或信号连接的处理单元,特别是数字处理单元,尤其是数字微处理单元(CPU)和/或一个或多个程序或程序模块。为

此,可以将 CPU 设计为:执行被设计为存储在存储系统中的程序的指令,采集数据总线的输入信号和/或将输出信号发送到数据总线上。存储系统可以具有一个或多个特别是不同的存储介质,尤其是光学介质、磁性介质、固态介质和/或其他非易失性介质。程序可以是这样的:其体现或难过执行在此所述的方法,从而使 CPU 能够执行该方法的步骤,并由此能够特别是控制驱动器和/或远程操作装置。

[0085] 根据本发明的一个方面,手术器械具有器械杆和可松脱地与器械杆可连接、特别是相连接的驱动单元。在一种实施方式中,器械是机器人引导的器械。为此,在一种扩展方案中,器械杆和/或驱动单元具有特别是机械的、信号技术和/或能源技术实现的、尤其是电磁、液压和/或气动的接口,用于在机器人上的固定。在一种实施方式中,器械是微创手术器械,其器械杆被设计用于通过天然或人造的局部开口、特别是人体上的开口或套管针部分地插入患者体内。

[0086] 根据本发明的一种实施方式,器械杆具有一个或多个自由度。在一种实施方式中,器械杆具有一个特别是至少基本上为圆柱形的管。器械杆的自由度特别可以是位于两个管段之间的关节的关节自由度或柔性管的弹性自由度。在一种实施方式中,器械杆具有末端执行器,特别是镊子、夹子或钩子、手术刀、钻机、针或用于吸收和/或引入气态和/或液态流体的小管和/或用于发送和/或接收电磁射线的光学器件,特别是内窥镜或激光器的光纤端部。器械杆的自由度特别可以是末端执行器的自由度,特别是相对于管的平移自由度或旋转自由度,或者是功能性自由度,特别是用于打开或闭合镊子、夹子、钩子小管和/或光学器件等的功能性自由度。本发明意义下的功能性自由度特别是可以描述了两个末端执行器部分彼此相对的运动可能性。在一种实施方式中,管可以具有相对于器械杆的近端侧器械壳体的旋转自由度。

[0087] 为了激活自由度,器械杆具有一个或多个、特别是相反作用的驱动节肢。在一种实施方式中,驱动节肢平移地或可移动地和/或旋转地或可转动地支承在器械杆的接口中,以通过平移运动或旋转运动来激活器械杆的自由度。为此,驱动节肢特别是可以通过推杆、牵引绳或线缆回行段(Kabeltrum)和/或传动机构与器械杆的管(部)或末端执行器相联接,用于平移运动和旋转运动的彼此转换。在一种实施方式中,器械杆、特别是器械杆的用于与驱动单元相联接的接口具有包括多个和驱动节肢的驱动节肢组。在一种扩展方案中,器械杆的至少一个自由度可以通过两个特别是相对运行的驱动节肢被相反方向地激活,例如可枢转的末端执行器可以通过两个相对运行的推杆上下摆动。

[0088] 根据本发明的一种实施方式。驱动单元具有壳体和一个或多个驱动模块。至少一个驱动模块、优选全部的驱动模块各自具有驱动器和从动节肢组,从动节肢组具有一个或多个可移动的从动节肢。驱动器特别是可以具有电磁、液压或气动的转动电机或线性电机,特别是可以是电动机。

[0089] 在一种实施方式中,驱动器精确地激活从动节肢。在另一种实施方式中,驱动器激活特别是相反方向的两个从动节肢。在一种实施方式中,一个或多个从动节肢平移地或可移动地和/或旋转地或可转动地支承在驱动模块的接口中,以便通过平移运动或旋转运动激活器械杆的自由度。在一种实施方式中,驱动节肢组和从动节肢组可以直接或通过联接件单侧联接。对此以本领域专业的方式理解为:当从动节肢和驱动节肢沿相反的方向彼此分离时,力只能沿激活方向从从动节肢传递到驱动节肢上。在一种扩展方案中,从动节肢

组具有两个相对运行或被相反方向激活的从动节肢,特别是两个推杆,它们在一侧与相应的相对运行的驱动节肢直接或通过联接件可联接或相联接在另一种实施方式中,从动节肢组和驱动节肢组直接或通过联接件在两侧是可联接的或相联接。对此相应地理解为:力可以沿两个相反的方向从从动节肢传递到驱动节肢上。在一种扩展方案中,从动节肢组具有可转动的从动节肢,特别是电动机或传动机构的从动轴,该从动节肢抗扭地与对应的可转动的驱动节肢是可联接的或相联接。为了更紧凑地进行说明,本发明也将反平行力偶,即转矩,概括地称为力。

[0090] 根据本发明的一个方面,一个或多个驱动模块在驱动单元的特别是封闭的壳体中分别沿联接方向或相对于驱动节肢组可移动地受到支承并被预紧。两个、优选全部驱动模块的联接方向可以至少基本上是平行的。同样,两个驱动模块的联接方向可以围成一角度,该角度优选小于 90° ,特别是小于 45° 。

[0091] 在一种实施方式中,通过不是或不只是如同前面所述的专利文献 W02011/143022 A1 所提出的那样使各个从动节肢预紧,而是根据该方面唯一地或附加地使壳体中的驱动模块预紧并由此使其从动节肢组整体地被预紧,可以改善从动器组和驱动器组之间的联接。附加地或替代地可以降低重量、结构空间和 / 或建造费用和 / 或改善操作。

[0092] 在一种实施方式中,驱动模块具有液压、气动和 / 或有弹性的弹簧件,特别是至少一个液压缸或气动缸和 / 或压力弹簧和 / 或张力弹簧,以实现预紧,这些弹簧件束缚住壳体中的驱动模块并沿联接方向或相对于驱动节肢组被预紧。在一种扩展方案中,液压弹簧件或气动弹簧件可以是可控的,特别是在无压力状态下,在该状态下,所述弹簧件至少基本上不施加力。在取消液压弹簧件或气动弹簧件的超压之后,对壳体中的驱动模块的调节将不再需要值得注意的操作力。

[0093] 附加地或替代地在一种实施方式中,驱动模块可以具有用于使驱动模块被预紧的磁性组件。该磁性组件可以具有一个或多个永磁铁或电磁铁,这些磁铁设置在壳体和驱动模块中的其中一个上。壳体和驱动模块中的另一个可以具有一个或多个另外的电磁铁和 / 或硬磁性区域或软磁性区域,特别是具有至少一个另外的永磁铁,其与所述一个或多个永磁铁或电磁铁优选相对置并相对于所述一个或多个永磁铁或电磁铁磁性不变地或在通电过程中被吸引或排斥。

[0094] 在一种实施方式中,至少一个永磁铁或电磁铁在壳体上被设置在背向器械杆的一侧,并优选将与其相对置的至少一个另外的电磁铁或硬磁性区域或软磁性区域、特别是至少一个另外的永磁铁设置在驱动模块上。附加地或替代地,至少一个永磁铁或电磁铁可以在壳体上被设置在面向器械杆的一侧,并优选将与其相对置的至少一个另外的电磁铁或硬磁性区域或软磁性区域、特别是至少一个另外的永磁铁设置在驱动模块上。附加地或替代地,至少一个永磁铁或电磁铁可以在驱动模块上设置在背向器械杆的一侧,并优选将与其相对置的、至少一个另外的电磁铁或硬磁性区域或软磁性区域、特别是至少一个另外的永磁铁设置在壳体上。附加地或替代地,至少一个永磁铁或电磁铁可以在驱动模块上设置在面向器械杆的一侧,并优选将与其相对置的、至少一个另外的电磁铁或硬磁性区域或软磁性区域、特别是至少一个另外的永磁铁设置在壳体上。通过它们之间的磁性吸引或排斥,可以使驱动模块在壳体中相对于驱动节肢组被预紧。

[0095] 在利用弹簧件例如基于机械弹簧的松弛或液压体积或气动体积的体积增大实现

预紧的过程中,当预紧力随着对壳体中的驱动模块的逐渐增大的调节而减少时,(电)磁预紧可以随着对壳体中的驱动模块的逐渐增大的调整而有利地增强。

[0096] 在一种实施方式中,磁体组件具有一个或多个可选择地通电、特别是可控地通电的电磁铁。通过这种方式可以有选择地、特别是可控地实现预紧。为了更紧凑地进行说明,在本发明中也将调节,即根据所检测到的实际参数预先设定控制参数概括地称为控制。

[0097] 在一种实施方式中,磁体组件具有一个或多个优选非磁性的间隔元件,用于防止位于驱动单元的壳体和驱动模块中的其中一个上的电磁铁或永磁铁与位于驱动单元的壳体和驱动模块中的另外一个上的软磁性区域或硬磁性区域、特别是(另外的)永磁铁直接接触,由此可以避免磁性短路,要使这种磁性短路松开需要相当大的力。

[0098] 根据以上所述的方面,在从动器组和驱动器组或驱动单元和器械杆联接过程中或联接之后,必须建立对驱动模块的预紧。

[0099] 在一种实施方式中,这可以如前所述地通过有选择地使磁体组件的一个或多个电磁铁通电来实现。通过这种方式,特别是在要求较高的手术过程中,操作人员在任何情况下都有利地施加很小的力来实现驱动单元和器械杆的联接。

[0100] 在一种实施方式中,附加地或替代地设置特别是机械的和/或磁性的回牵装置,用于使驱动模块反预紧地回退。因此在一种实施方式中,可以有选择地激活磁体组件,以便在有(另外的)弹簧件预紧的情况下牵引驱动模块离开驱动器组。如果磁体组件的通电被优选可控地(例如线性地)减少,则弹簧件建立预紧。

[0101] 在一种扩展方案中,将驱动模块的驱动器的工作区域划分为激活区域和与其不同的回牵区域,在激活区域中,驱动器激活从动节肢组,以激活器械杆的自由度;在回牵区域中,驱动器激活回牵装置。这两个区域特别是可以通过用于驱动器的从动件的机械止挡块彼此分开,在此,当从动件支承在机械止挡块上时,从动件使驱动模块相对于预紧而移动。

[0102] 因此,通过调节驱动器使其走出激活区域,可以通过对驱动器的相应控制使驱动模块相对于预紧优选电机驱动地回牵,如前所述,这将有利地简化器械杆和驱动单元的联接。

[0103] 在一种优选的扩展方案中,驱动单元具有驱动模块锁定装置,用于锁定被拉回的驱动模块。该驱动模块锁定装置特别是可以被设计为机械的、优选为形状配合和/或摩擦配合的,和/或(电)磁的和/或气动的。在一种示例性的实施方式中,可以调节锁销并相对于预紧所引发的调节沿联接方向固定驱动模块。在一种实施方式中,当驱动单元和器械杆彼此连接时,也可以通过这种方式使(较强地预紧的)驱动模块或其从动器组与驱动器组间隔开。

[0104] 根据本发明的一个方面,使驱动模块在驱动单元的壳体中可移动地受到支承并预紧的联接方向与器械杆的纵轴线围成一角度,该角度大于 0° ,特别是大于 45° 。在一种实施方式中,该角度至少基本上为 90° ,或者说联接方向至少基本上垂直或正交于器械杆的纵轴线。

[0105] 在一种实施方式中,通过使联接方向不是如同在前述专利文献 W02011/143022 A1 中所描述的那样平行于器械杆的纵轴线,而是根据本发明的这一方面与纵轴线围成不同于零度的角度,特别是直角,可以有利地使器械杆的变形不会或只是极小地干扰到预紧,因为它们的力方向并不一致。通过这种方式,特别是可以有利地使器械杆中的纵向振动与驱动

模块的预紧至少局部地脱离,并由此改善了这种纵向振动和预紧。

[0106] 在一种实施方式中,联接方向可以至少基本上与从动节肢组和 / 或驱动节肢组的激活方向一致。特别是将联接方向理解为这样的运动方向:从动节肢或驱动节肢在该方向上可移动地受到支承并被预紧,以便与对应的驱动节肢或从动节肢相联接。特别是将激活方向理解为这样的运动方向:从动节肢或驱动节肢可在该方向上移动,以激活器械杆的自由度。例如,如果从动节肢和与其联接的驱动节肢是单侧联接的推杆或挺杆,则挺杆对的纵轴线方向就代表了联接方向,从动挺杆在该方向上相对于驱动挺杆被预紧。这也代表了激活方向,挺杆对通过驱动器沿该方向运动,以激活器械杆的自由度。在另一实施例中,如果从动节肢和与其联接的驱动节肢是两侧抗扭联接的轴,则该轴对的纵轴线方向代表激活方向,挺杆对通过驱动器围绕该纵轴线方向转动,以激活器械杆的自由度。该方向也代表了联接方向,从动轴相对于驱动轴沿该方向被预紧。

[0107] 在本发明的一种实施方式中,器械杆具有收纳部,用于特别是形状配合地、可松脱地固定驱动单元。

[0108] 在一种实施方式中,驱动单元可以通过卡口连接件可松脱地、形状配合地可固定或固定在收纳部中。为此,驱动单元和收纳部的其中一个可以具有一个或多个突出部,该突出部基于驱动单元在收纳部中的扭转而插入驱动单元和收纳部中的另一个上的相应的凹部中。同样,驱动单元和收纳部的其中一个可以具有一个或多个突出部,该突出部基于驱动单元在收纳部内部的移动优选通过施加预紧力插入驱动单元和收纳部中的另一个上的相应的凹部中和 / 或移动至其中。在一种实施方式中,凹部相对于驱动单元在收纳部中的插入方向横向地、特别是垂直地延伸,从而使突出部能够在驱动单元插入收纳部中之后相对于插入方向横向地在收纳部中移动,并使驱动单元形状配合地固定在该移动位置中,以防止从收纳部中离开。优选这种移动通过施加预紧力来实现,由此使得这种移动在失去预紧力之后是可逆的,以便将驱动单元再次从收纳部中拔出。

[0109] 在一种实施方式中,收纳部可以具有由一部分或多部分组成的、特别是形状配合的导引元件,用于使驱动单元沿插入方向插入。该导引元件特别是可以具有一个或多个导引槽和 / 或导引肋,并为此将其设计为,与驱动单元上的相应的突出部或凹陷部形状配合地共同起作用。通过这种方式可以改善驱动单元和器械杆的连接或松脱。

[0110] 在一种实施方式中,附加地或替代地,收纳部可以具有用于使驱动单元沿插入方向插入的插入口。在一种扩展方案中,该插入口特别是可以通过可枢转和 / 或可移动的活门 (Klappe) 来关闭,以便使驱动单元相对于插入方向被锁住,特别是被固定。

[0111] 附加地或替代地,器械杆可以具有驱动单元锁定装置,用以特别是形状配合和 / 或摩擦配合地将驱动单元锁定在收纳部中,特别是可移动的、优选被预紧的锁销,该锁销在驱动单元放置在收纳部中时插入驱动单元中。

[0112] 附加地或替代地,收纳部可以是相对于器械杆的纵轴线可移动的,尤其是可枢转的。在一种实施方式中,这使得驱动单元能够首先至少部分地插入在收纳位置上运动、特别是枢转的收纳部中,然后使收纳部运动、特别是枢转至锁定位置上,在此,优选将驱动单元形状配合地固定在收纳部的锁定位置中。通过这种方式,特别是可以改善收纳所用的入口,并同时使驱动单元的固定功能集成收纳部中。

[0113] 在一种实施方式中,插入方向可以至少基本上垂直于器械杆的纵轴线。特别是为

了能够在器械杆部分地插入患者体内时更容易地更换驱动单元,特别是可以将插入口设置在背向器械杆的一侧。同样在一种实施方式中,为了避免多个协同操作的手术器械之间发生干扰,可以将插入口设置在面向器械杆的一侧。

[0114] 在一种实施方式中,插入方向至少基本上平行于器械杆的纵轴线。则插入口也特别是可以设置在背向器械杆的一侧,以便特别是能够在器械杆部分地插入患者体内时更容易地实现驱动单元的更换。

[0115] 根据本发明的一个方面,为了激活器械杆的自由度,驱动节肢组的一个或多个可移动的驱动节肢至少基本上垂直于器械杆的纵轴线朝向用于驱动单元的器械杆的收纳部前伸。在一种实施方式中,驱动节肢组的接口或接触平面至少基本上平行于纵轴线。

[0116] 通过使驱动节肢如同前述专利文献WO 2011/143022 A1所描述的那样不平行于器械杆的纵轴线前伸,而是根据本发明的这一方面至少基本上是垂直的,则在一种实施方式中可以有利地使器械杆的变形不干扰或只很少地干扰从动节肢组和驱动节肢组的联接。通过这种方式特别是可以有利地使器械杆至少部分地摆脱器械杆中的纵向振动。

[0117] 在本发明的一种实施方式中,特别是为了能够更好地将驱动单元插入到器械杆的收纳部中,可以将器械杆的驱动节肢组和/或驱动单元的从动节肢组特别是沿联接方向设置在凹陷部中。附加地或替代地,驱动单元可以具有特别是收敛性的和/或可移动的挤压件,用于在将驱动单元插入器械杆的收纳部中时挤压器械杆的驱动节肢组。该可移动的挤压件特别是可以具有一个或多个可转动的滚轮,其在插入过程中向回推挤驱动节肢组的前伸超出平均水平的驱动节肢,并由此使驱动节肢组平整(nivellieren)。附加地或替代地,挤压件可以具有沿插入方向收敛的、特别是斜切的或凸状的表面,用于向回推挤前伸超出平均水平的驱动节肢。在超出滚轮和/或凸状表面之后,驱动节肢将有利地至少基本上均匀地朝向器械杆的收纳部前伸。在一种扩展方案中,在沿插入方向收敛的、特别是斜切的或凸状表面上可以连接沿插入方向发散的、特别是反向斜切或凸状的表面,以便即使在驱动单元从收纳部离开时也能向回推挤前伸的驱动节肢。

[0118] 根据本发明的一个方面,手术器械具有驱动模块,该驱动模块具有一个或多个可转动的从动节肢。在一种实施方式中,从动节肢是驱动模块的执行元件的从动轴,特别是电动机或与电动机相联接的传动机构的从动轴。在一种实施方式中,从动节肢可以不受限制地转动,在另一种实施方式中,从动节肢最大可以转动 360° ,优选最大可以转动 215° 。

[0119] 手术器械还具有器械杆,器械杆可松脱地与驱动模块可连接,特别是相连接。器械杆具有一个或多个特别是体内的自由度。

[0120] 在一种实施方式中,器械杆具有刚性、铰接或可弯曲的管,在该管的远端部上可以设置末端执行器,特别是手术刀,镊子,剪子,夹子,针,吸管等。末端执行器可以具有开口,用于电磁射线、特别是照相机或激光器的光学器件和/或气态和/或液态的流体、特别是吸嘴或清洗喷嘴的进出。

[0121] 末端执行器可以具有一个或多个功能性自由度,例如镊子或开口的打开和闭合。替代地或附加地,末端执行器可以具有一个或多个运动自由度,例如镊子或开口的转动和/或移动。器械杆的体内自由度特别可以是末端执行器的功能性自由度或运动自由度,或者是铰接的或可弯曲的管的关节自由度或弹性自由度。在一种实施方式中,管具有一个或多个围绕其纵轴线的转动自由度。这可以通过体内和/或体外的转动关节来实现。为了更紧

凑地进行说明,也将这种围绕管纵轴线的转动自由度称为器械杆的体内自由度,因为它们代表了特别是末端执行器的位于体内的杆端部的转动性。为了通过与器械杆相连接的驱动模块激活器械杆的一个或多个自由度,器械杆具有一个或多个可被引导移动的驱动节肢,该驱动节肢在驱动模块和器械杆彼此连接时与驱动模块的从动节肢相联接。在一种实施方式中,驱动节肢激活器械杆的一个或多个自由度。同样,也可以是多个驱动节肢激活同一自由度。在一种实施方式中,驱动节肢通过一个或多个特别是相反方向的牵拉件和/或推压件(例如滑车组或推杆)与器械杆的管或末端执行器相连接,在此,优选该牵拉件和/或推压件至少基本上平行于驱动节肢的移动轴线。在一种实施方式中,驱动节肢可以形状配合地和/或在两个末端止挡件之间被引导地移动。

[0122] 根据本发明的一个方面,由此使得至少一个从动节肢在接口中在驱动模块和器械杆之间的转动运动被转换为与该从动节肢相联接的驱动节肢的平移运动,特别是线性运动。

[0123] 为此,从动节肢和驱动节肢根据本发明的一个方面在接口中可以呈交叉滑块曲柄状地联接或相联接。根据本发明的一个方面,接口具有特别是直的或线性的凹槽和导引元件,当从动节肢和驱动节肢彼此联接时,该导引元件可以被引导在凹槽中移动。

[0124] 在一种实施方式中,凹槽设置在驱动节肢上,特别是设置在驱动节肢中。在一种扩展方案中,凹槽可以相对于可被引导移动的驱动节肢的移动轴线横向地,特别是至少基本上垂直地与该驱动节肢围成一角度,该角度优选在 45° 和 90° 之间。导引元件优选偏心地设置在可转动的从动节肢上。在一种扩展方案中,可转动的从动节肢的转动轴线横向于、特别是至少基本上垂直于可被引导移动的驱动节肢的移动轴线和/或凹槽。在一种实施方式中,该转动轴先特别是可以与移动轴线和/或凹槽分别围成一角度,这两个角度优选位于 45° 和 90° 之间。

[0125] 同样,也可以反过来将凹槽设置在从动节肢上,而将导引元件相应地设置在驱动节肢上。

[0126] 在一种实施方式中,驱动节肢在器械杆上可以被引导地移动。附加地或替代地,驱动节肢可以在与器械杆相连接的驱动模块上被引导地移动。驱动节肢特别是能够以较大的间隙、尤其是松弛地在器械杆上被引导地移动,并在驱动模块与器械杆相连接时以较小的间隙、特别是至少基本上无间隙地在驱动模块上被引导地移动。由此可以将这种耗费较高且更准确的导引转移到驱动模块上,并由此使得器械杆能够被更简单和/或低成本地、特别是更容易除菌地构成和/或制成为一次性用品。一旦器械杆和驱动模块相连接,驱动模块就将承担起对驱动节肢的精确导引。在一种实施方式中,驱动节肢被恒定地、特别是形状配合得固定在器械杆上。

[0127] 在一种实施方式中,导引元件具有一个或多个可转动地受到支承的滚动体,用以与凹槽相接触。在一种实施方式中,由此可以有利地降低导引元件和凹槽之间的摩擦。在一种扩展方案中,导引元件具有榫形件,在该榫形件上滑动支承着至少一个滚动圈形式的滚动体,其同样被看作是本发明意义下的滚动体。为了实现紧凑的说明,一个或多个同心的环也被概括地称为滚动体,即使它们没有执行滚动运动或滚切运动,在此,该环的(最)内侧支承在榫形件上,其(最)外侧与凹槽相接触,并且其中至少一个环径向向内和/或径向向外地受到滑动支承。在另一种实施方式中,在榫形件和滚动圈之间设有多个沿周向分布

的滚动体,特别是滚珠轴承、滚针轴承或圆柱滚轮轴承。在另一实施方式中,在榫形件上设有一个或多个滚动体,特别是无外环的滚珠轴承、滚针轴承或圆柱滚轮轴承,它们在从动节肢和驱动节肢相联接时与凹槽相接触。

[0128] 为了从动节肢和驱动节肢的联接,优选可以在凹槽和导引元件之间沿移动轴线设有间隙。另一方面,为了通过驱动模块准确地激活器械杆,优选沿该轴线实现尽可能无间隙的联接。因此在本发明的一种实施方式中设有公差元件 (Toleranzelement),当从动节肢和驱动节肢彼此联接时,该公差元件能够使从动节肢和驱动节肢沿驱动节肢的移动轴线预紧。在一种扩展方案中,公差元件使得设置在从动节肢上的导引节肢相对于驱动节肢预紧,或者设置在驱动节肢上的公差元件使得导引节肢相对于从动节肢预紧。在一种实施方式中,该公差元件可以使运动在从动节肢和驱动节肢之间被精确地传递,另一方面在接合或分离时也能相对于其预紧而移位,从而改善这种接合或分离。在一种实施方式中,公差元件具有公差元件槽,该公差元件槽优选至少基本上平行于接口的凹槽,当从动节肢与驱动节肢相联接时,导引元件穿过 (durchgriffen) 该公差元件槽。

[0129] 在一种扩展方案中,公差元件在驱动节肢和 / 或导引元件上是可移动的,并可相对于驱动节肢和 / 或导引元件弹性预紧。同样,公差元件可以特别是通过空腔与驱动节肢或导引元件集成为一体,一体化的边可以被压缩在空腔中,这些边在单侧或两侧受到支承。

[0130] 在一种实施方式中,公差元件可以平行于可引导移动的驱动节肢的移动轴线被引导移动并预紧。附加地或替代地,公差元件可以在导引元件上被轴向地引导并预紧。在一种实施方式中,凹槽和导引元件、特别是导引元件的滚动体和 / 或公差元件具有特别是相反方向的互补的斜坡 (**Schrägen**)。在一种实施方式中,特别是通过该斜坡的轴向进给,同样可以使公差元件 (也) 沿移动轴线被预紧,并由此改善导引元件在凹槽中的引导。在一种扩展方案中,一个或多个这样的斜坡可以是凸状的,特别是拱形的,优选为具有不对称筒形滚轮的轴向调心滚轮轴承。

[0131] 在一种实施方式中,为了使从动节肢和驱动节肢能够在驱动模块和器械杆连接过程中或之后彼此联接,或者在驱动模块和器械杆松开之前或过程中彼此脱离,导引元件被轴向可移动地支承。由此可以使导引元件轴向地进出凹槽。

[0132] 在一种扩展方案中,轴向可移动地受到支承的导引元件被轴向预紧。在一种实施方式中,可以通过这种方式使导引元件自动地进入凹槽中和 / 或在凹槽中被弹性固定。

[0133] 在一种实施方式中,设有用于使导引元件轴向移动的连杆。通过这种方式,可以利用从动节肢的转动首先通过连杆使导引元件移动,并由此与凹槽内接合和 / 或外接合。连杆特别是可以沿转动方向具有一个或多个斜坡,导引元件的突出部、优选为卷边 (Bund) 通过从动节肢的转动在斜坡上上行 (**aufläuft**), 并由此使导引元件轴向移动。在一种扩展方案中,连杆具有两个沿转动方向彼此间隔开且方向相反的斜坡,突出部在该斜坡上上行到沿转动方向彼此间隔开的转动位置上,并通过这种方式使导引元件相反方向地轴向移动至不同的转动位置上。

[0134] 在一种实施方式中,用于使导引元件轴向移动的转动区域与从动节肢的用于激活与从动节肢相联接的驱动节肢的转动区域相连。通过这种方式,可以通过从动节肢的 (继续) 转动使驱动节肢被接合或分离,并在随后或提前激活驱动节肢。

[0135] 导引元件可以轴向可移动地支承在从动节肢或驱动节肢上并被预紧。同样,导引元件可以与从动节肢或驱动节肢一起轴向可移动地受到支承并被预紧。为此,特别是可以使从动节肢轴向可移动地支承在驱动模块上和/或使驱动节肢优选平行于从动节肢的转动轴线轴向可移动地支承在器械杆上,并被预紧。

[0136] 在一种实施方式中,为了使从动节肢和驱动节肢能够在驱动模块与器械杆相连接的过程中或之后彼此联接,或者在驱动模块与器械杆松开之前或过程中彼此脱离,凹槽的导引壁具有开口,用于通过从动节肢的转动导入导引元件。因此,导引元件可以旋入凹槽中或从凹槽中旋出。开口特别是可以由开放的或U形的或者其他封闭的或O形的边对(Schenkelpaar)的短边构成,所述边对可以在其一侧定义凹槽。

[0137] 为了在转动调节与器械杆相联接的从动节肢的基础上检测器械杆的自由度的坐标,优选可以使从动节肢和驱动节肢或导引元件和凹槽至少基本上一对一地彼此联接,从而使驱动节肢在其移动轴线上的各个位置准确地对应从动节肢的转动位置。

[0138] 因此在一种实施方式中,凹槽特别是相对于从动节肢的转动轴线和/或驱动节肢的移动轴线是不对称的。在一种扩展方案中,凹槽至少基本上只延伸至该转动轴线。

[0139] 在一种实施方式中,驱动节肢准确地与牵拉件和/或推压件相连接,牵拉件和/或推压件至少基本上平行于驱动节肢的移动轴线。由此可以有利地将驱动节肢的运动准确、简单地转换为对器械杆的自由度的激活。

[0140] 根据本发明的手术器械特别是可以用作微创手术器械和/或机器人引导的器械。为此,在一种实施方式中,器械、特别是器械杆和/或驱动模块具有用于在机器人上的连接的接口。根据本发明的一个方面相应地提出了一种机器人,正如在这里所公开的那样,该机器人具有优选可松脱地通过接口与机器人相连接的器械。同时还提出了用于这种手术器械的一种驱动模块或器械杆,该驱动模块或器械杆具有在此所公开的手术器械的接口的一个或多个凹槽或导引元件,以便与对应的器械杆或驱动模块的导引元件或凹槽相联接。

[0141] 根据本发明的一个方面,在上述手术器械的驱动模块和器械杆连接过程中或之后,一个或多个导引元件在对应的凹槽中旋转或轴向移动,以便使从动节肢和驱动节肢相联接。为了实现脱离,在松开驱动模块和器械杆的连接之前或过程中将导引元件从对应的凹槽中旋出或轴向拉出。

附图说明

[0142] 本发明的其他优点和特征由从属权利要求和实施例给出。为此在附图中部分以示意图示出了:

[0143] 图1示出了根据本发明的一种实施方式的器械组的机械接口;

[0144] 图2至图6示出了根据本发明的另一种实施方式的器械组的机械接口;

[0145] 图7示出了如图1至图6所示的机械接口的从动元件和驱动元件的彼此相向的端面的不同实施方式;

[0146] 图8至图10示出了用于公差补偿的补偿装置;

[0147] 图11至图15示出了器械杆侧的传动器在根据本发明的机械接口上的各种耦接方式;

[0148] 图16示出了根据本发明的一种实施方式的器械组的机械接口;

- [0149] 图 17 至图 19 示出了如图 16 所示的机械接口的榫形件和凹部的不同实施方式；
- [0150] 图 20 示出了根据本发明的另一种实施方式的器械组；
- [0151] 图 21 示出了根据本发明的另一种实施方式的器械组；
- [0152] 图 22 示出了如图 21 所示的器械组的榫形件和夹紧件；
- [0153] 图 23 示出了如图 21 所示的器械组的被跟踪控制的耦接过程的步骤；
- [0154] 图 24 示出了根据本发明的另一种实施方式的器械组的机械接口；
- [0155] 图 25 示出了如图 24 所示的器械组的路径控制的耦接过程的步骤；
- [0156] 图 26 示出了根据本发明的另一种实施方式的器械杆在器械组的驱动单元上的各种不同的设置或接合方向；
- [0157] 图 27 至图 29 示出了根据本发明的另一种实施方式的器械组的机械接口；
- [0158] 图 30 示出了根据本发明的另一种实施方式的器械组的机械接口,其具有无菌屏障件,该无菌屏障件沿调节方向具有松弛部；
- [0159] 图 31 示出了根据本发明的另一种实施方式的器械组的机械接口,其具有无菌屏障件,该无菌屏障件具有可平移运动的非接触式密封件；
- [0160] 图 32 示出了根据本发明的另一种实施方式的器械组的机械接口,其具有无菌屏障件,该无菌屏障件具有元件隆起部,该元件隆起部可松脱地与从动元件基部或驱动元件基部相连接；
- [0161] 图 33 示出了根据本发明的另一种实施方式的器械组,其具有无菌适配器 4 形式的固定元件；
- [0162] 图 34 示出了根据本发明的一种实施方式的手术器械的一部分；
- [0163] 图 35 示出了如图 34 所示的手术器械的测量装置的测量器件的信号技术实现的互联；
- [0164] 图 36 示出了根据本发明的一种实施方式的控制装置或方法；
- [0165] 图 37 以局部截面图示出了根据本发明的一种实施方式的机器人引导的手术器械的一部分；
- [0166] 图 38 示出了如图 37 所示的手术器械的驱动模块和与驱动模块相联接的驱动节肢组；
- [0167] 图 39 以与图 38 相应的视图示出了根据本发明的另一种实施方式的驱动模块和与驱动模块相联接的驱动节肢组；
- [0168] 图 40A 以与图 38 相应的视图示出了根据本发明的另一种实施方式的、处于与驱动节肢组相联接的状态下的驱动模块,该驱动模块具有回牵装置；
- [0169] 图 40B 示出了如图 40A 所示的被回牵和锁定的驱动模块；
- [0170] 图 41 以与图 38 相应的视图示出了根据本发明的另一种实施方式的驱动模块；
- [0171] 图 42(a) 以局部截面图示出了根据本发明的另一种实施方式的手术器械的驱动单元和器械杆；
- [0172] 图 42(b) 以与图 42(a) 相应的视图示出了根据本发明的另一种实施方式的手术器械的驱动单元和器械杆；
- [0173] 图 43(a) 以与图 42(a) 相应的视图示出了根据本发明的另一种实施方式的手术器械的驱动单元和器械杆；

- [0174] 图 43(b) 以与图 42(a) 相应的视图示出了根据本发明的另一种实施方式的手术器械的驱动单元和器械杆；
- [0175] 图 44(a) 以与图 42(a) 相应的视图示出了根据本发明的另一种实施方式的手术器械的驱动单元和器械杆；
- [0176] 图 44(b) 以与图 42(a) 相应的视图示出了根据本发明的另一种实施方式的手术器械的驱动单元和器械杆；
- [0177] 图 45(a) 以与图 42(a) 相应的视图示出了根据本发明的另一种实施方式的手术器械的驱动单元和器械杆；
- [0178] 图 45(b) 以与图 42(a) 相应的视图示出了根据本发明的另一种实施方式的手术器械的驱动单元和器械杆；
- [0179] 图 46(a) 以与图 42(a) 相应的视图示出了根据本发明的另一种实施方式的手术器械的驱动单元和器械杆；
- [0180] 图 46(b) 以与图 42(a) 相应的视图示出了根据本发明的另一种实施方式的手术器械的驱动单元和器械杆；
- [0181] 图 47 示出了根据本发明的一种实施方式的手术器械；
- [0182] 图 48A- 图 48B 以透视图示出了如图 47 所示的手术器械的接口；
- [0183] 图 49(a)、图 49(b) 示出了导引元件与如图 48 所示的接口的凹槽相联接过程中的步骤；
- [0184] 图 49(c)- 图 49(f) 示出了通过如图 47 所示的手术器械的从动节肢激活驱动节肢的步骤；
- [0185] 图 50 以局部截面图示出了根据本发明的另一种实施方式的手术器械的接口；
- [0186] 图 51A 和图 51B 分别以透视图（图 51A）和局部截面图（图 51B）示出了根据本发明的另一种实施方式的手术器械的接口；
- [0187] 图 52 以与图 51B 相应的视图示出了根据本发明的另一种实施方式的手术器械的接口；
- [0188] 图 53A 和图 53B 示出了处于不同位置中的根据本发明的另一种实施方式的手术器械的接口；
- [0189] 图 54 示出了根据本发明的另一种实施方式的手术器械的接口；
- [0190] 图 55A- 图 55D 分别以沿移动轴线方向的俯视图（图 55A 和图 55B）或以透视图（图 55C 和图 55D）示出了根据本发明的另一种实施方式的手术器械的接口，其中，从动节肢和驱动节肢未彼此联接（图 55A, 图 55C, 图 55D）或彼此联接（图 55B）。

具体实施方式

[0191] 图 1 示出了根据本发明的一种实施方式的器械组的机械接口，其具有模块化的电机驱动的驱动单元 1 的从动器组的两个方向相反的从动元件 10A、10B。从动元件 10A、10B 与器械杆 2 的驱动器组的两个驱动元件 20A 或 20B 相联接。无菌屏障件 3 包围驱动单元 1 并被设置在驱动单元 1 和器械杆 2 之间。

[0192] 从动元件 10A、10B 或驱动元件 20A、20B 在驱动单元 1 或器械杆 2 中可以平移地调节。

[0193] 从动元件 10A、10B 与被设计为跷板 10C 的联接件相联接,以便将在图 1 中以旋转箭头示出的联接件 10C 的旋转运动转换为元件 10A、10B 的平移运动。联接件 10C 例如可以与驱动单元 1 的电动机的从动轴相连接,或者通过传动机构相联接(未示出)。

[0194] 类似的,驱动元件 20A、20B 与被设计为翘板 20C 的另一联接件相联接,以便将元件 20A、20B 的平移运动转换为联接件 20C 的旋转运动。在联接件 20C 上例如可以固定有器械杆 2 的彼此轴向间隔开的牵引绳或推杆,通过该牵引绳或推杆来激活末端执行器的自由度,例如使剪刀张开或使手术刀扭转(未示出)。同样,联接件 20C 的旋转运动可以例如通过齿轮传递,或者例如通过蜗轮蜗杆传动装置再次转换为平移运动。

[0195] 无论是从动元件和对应的驱动元件 10A 和 20A 或 10B 和 20B,还是从动元件 10A、10B 和联接件 10C 以及驱动元件 20A、20B 和另一联接件 20C,都分别通过单侧连接彼此相联接。可以看到:双元件(Doppelmittel)10C 可以只将推压力传递到从动元件 10A、10B 上,然后推压力被传递到驱动元件 20A、20B 上并再传递到另一联接件 20C 上。

[0196] 在一种实施方式中,从动元件和驱动元件被设计为挺杆,并例如通过线性执行元件或关节运动机构沿着各自的纵轴线进行调整。在这些挺杆之间设有无菌屏障件 3。由于利用挺杆对只能传递推压力,因此通过第二挺杆对构成封闭的运动环(kinematische Schleife)。第二挺杆对相对于第一挺杆对反向运动,从而能够在两个方向上传递驱动力。因此在本发明的一种实施方式中,通常在机械接口中设有平行四边形运动机构。

[0197] 器械杆在驱动单元上的这种接合是简单的,并且替代地可以沿挺杆 10A-20B 的运动方向或调节方向来进行,或相对于该运动方向或调节方向横向地进行。驱动单元 1 的挺杆 10A、10B 被无菌屏障件 3 覆盖。由此使得器械杆 2 接合在驱动单元 1 上,从而使挺杆 10A、20A 或 10B、20B 首先以一定的间隔彼此相对置。然后将从动侧压在驱动侧上。翻转杠杆或翘板 10C、20C 的角位置在这里是任意的,因为这两侧的位置在联接进程中是平衡的

[0198] 图 2 示出了根据本发明的另一种实施方式的器械组的机械接口。与前面所述的实施方式一致的特征由相同的附图标记表示,因此下面只对它们之间的差异进行说明,而其他的方面请参考整个说明书。

[0199] 在如图 1 所示的实施方式中,在联接件 10C、20C 和挺杆 10A、10B 或 20A、20B 之间形成滑动接触(Gleitkontakt),在此,摩擦力与杠杆位置和接触面积、特别是几何形状和表面积有关。因此,在如图 2 示例性示出的根据本发明的一种实施方式中在联接件(在图 2 中例如为 10C、20C)和从动元件或驱动元件(在图 2 例如为 10A、10B 或 20A、20B)的至少一个单侧接触中设有滚轮 30,由此可以减小摩擦。

[0200] 图 3 示出了根据本发明的另一种实施方式的器械组的机械接口。与其他所述实施方式一致的特征由相同的附图标记表示,因此下面只对它们之间的差异进行说明,而其他的方面请参考整个说明书。

[0201] 在如图 1 和图 2 所示的实施方式中,从动元件 10A、10B 和联接件 10C 以及驱动元件 20A、20B 和另一联接件 20C 分别通过单侧连接与滑动接触(图 1)或滚动接触(图 2)彼此联接。相反,在如图 3 示例性示出的一种实施方式中,至少一个从动元件(在图 3 中例如为 10A,10B)和联接件(在图 3 中例如为 10C)和/或至少一个驱动元件(在图 3 中例如为 20A、20B)和(另一)联接件(在图 3 中例如为 20C)通过至少一个联接杆(在图 3 中例如为 40)彼此联接,该联接杆与联接件或元件铰接地连接。

[0202] 图 4 示出了根据本发明的另一种实施方式的器械组的机械接口。与其他所述实施方式一致的特征由相同的附图标记表示,因此下面只对它们之间的差异进行说明,而其他的方面请参考整个说明书。

[0203] 在该实施方式中,为了激活自由度只设有一个用于力传递的挺杆对 10A、20A。作为由从动元件和驱动元件组成的另一个对的替换,驱动元件 20A 在与其调节方向相反的方向上通过弹簧 50 被预紧。这可以在去除沿调节方向激活的力时或在从动元件沿与其调节方向相反的方向被激活运动时使挺杆对 10A、20A 沿与调节方向相反的方向后移(zurückstellt)。

[0204] 图 5 示出了根据本发明的另一种实施方式的器械组的机械接口。与其他所述实施方式一致的特征由相同的附图标记表示,因此下面只对它们之间的差异进行说明,而其他的方面请参考整个说明书。

[0205] 在如图 5 示例性示出的实施方式中,从动元件(在图 5 中例如为 10A,10B)和联接件(在图 5 中例如为 10C)之间的至少一个联接被设计为具有反向运动滑套的转轴驱动(Spindeltrieb)。在一种实施方式中,优选被设计为螺纹转轴(Gewindespindel)的联接件(在图 5 中例如为 10C)具有分别带有右旋螺纹和左旋螺纹的各一部分,在这些部分上分别安装有设计为转轴螺母的从动元件(在图 5 中例如为 10A 或 10B)。通过转动螺纹转轴 10C,转轴螺母 10A、10B 将反向运动。这些螺母可以例如通过特定于驱动单元的导轨 10D 被抗扭转地固定。

[0206] 为了清楚起见,在图 5 中左边示出了接口的部分透视截面,在中间或右边示出从动元件 10A、10B 在不同位置上的侧视图。

[0207] 图 6 示出了根据本发明的另一种实施方式的器械组的机械接口。与其他所述实施方式一致的特征由相同的附图标记表示,因此下面只对它们之间的差异进行说明,而其他的方面请参考整个说明书。

[0208] 在如图 6 示例性示出的实施方式中,至少一个从动元件(在图 6 中例如为 10A,10B)和联接件(在图 6 中例如为 10C)和/或至少一个驱动元件(在图 6 中例如为 20A、20B)和(另一)联接件(在图 6 中例如为 20C)通过齿条传动机构相联接。为此,在一种扩展方案中将联接件(在图 6 中例如为 10C,20C)设计为小齿轮,被构造为齿条的从动元件(在图 6 中例如为 10A,10B)或驱动元件(在图 6 中例如为 20A、20B)分别沿相反方向与该小齿轮啮合,并由此将旋转运动转换为平移运动。由于从动元件或驱动元件被设置在小齿轮的相对的两侧,因此它们是沿相反方向运动的。在一种优选的扩展方案中,如果驱动元件和/或从动元件相对于它们的调节方向被预紧或相互预紧,则由此还可以有利地减小或消除齿啮合 10A-10C、10B-10C、20A-20C 或 20B-20C 中的逆转间隙。

[0209] 图 7 示出了如图 1 至图 6 所示实施方式的从动元件 10A、10B 和驱动元件 20A、20B 的彼此相向的端面的不同实施方式,这些端面被设计为平的或凸球形的和/或在另一端面的凹部中具有用于接合的突出部:在此,在图 7(a) 中示出了两个平的端面或接触面,它们构成(单侧连接)的面接触;图 7(b) 示出了一个凸球形的端面的和一个平的端面,它们构成点接触;图 7(c) 示出了一球状突出部,其插入圆锥形的孔或凹部中并构成环接触;图 7(d) 示出了一圆锥形突出部,其插入到圆锥形的孔或凹部中并构成面接触;以及图 7(e) 示出了构成点接触的两个凸球形的端面或接触面。

[0210] 为了能够确保尽可能高的传递精度和刚性,需要避免在接触面的位置和方向上出现偏差。造成这种偏差的可能的原因是制造和组装公差以及由用户所导致的器械相对于驱动单元的位置偏差。因此在本发明的一种实施方式中,至少一个单侧连接在从动元件和驱动元件之间具有点接触。

[0211] 图 8 至图 10 示出了用于公差补偿的补偿装置。在此,图 8 示出了通过有目的地弥补柔韧性来补偿挺杆接触面的位置和方向偏差。在如图 8(a) 所示的实施方式中是通过对从动元件和 / 或驱动元件(在图 8(a) 中例如为 10A 或 20A) 柔软弯曲设计来实现柔韧性。附加地或替代地,可以通过无菌屏障件的弹性变形来实现柔韧性,如图 8(b) 所示。优选无菌屏障件完全或部分由弹性体制成。这种如图 8(a) 所示的从动元件和 / 或驱动元件的柔软弯曲设计特别是对于传递性能是非常有利的。在根据本发明的一种实施方式中,柔韧性通常可以具有渐进的弹簧变形曲线(Federkennlinie),以便能够由此校正较小的公差并同时在较大的调节运动时能够确保相对较硬的传递

[0212] 附加地或替代地,可以如图 8(c) 所示在联接件中配置柔韧性。由于封闭的运动链的原因,其基本上是一个静态的超定系统。为了补偿运动链中的制造和装配公差并且不形成背隙,通过对联接件的柔软弯曲设计来补偿挺杆对的长度差异。

[0213] 在如图 9 所示的一种实施方式中,用于公差补偿的补偿装置具有可沿调节方向(在图 8 中为垂直的)移动的轴承或联接件(例如在图 9 中为 10C)的可沿调节方向移动的轴承轴。为此在一种实施方式中,该补偿装置可转动地支承在可移动地设置于驱动单元内部的滑动座架上。这种推力轴承允许沿挺杆运动的方向移动。在该方向上,例如通过弹簧或静态调节施加使挺杆对在接口中彼此相对预紧的力(在图 9 中以虚线的力箭头示出)。

[0214] 图 10 示出了通过无菌屏障件的柔韧性来补偿挺杆对之间的长度公差,正如在前面已经参照图 8(b) 所描述的那样。在如图 10 所示的根据本发明的一种实施方式中,在无菌屏障件中集成有松软的补偿元件 3.1。通过压缩该元件,可以在运动环中建立预紧,并同时通过不同的压缩比来补偿长度差。特别是为了不会加入过大的柔韧性(这可能会对调节性能造成不好的影响),在一种扩展方案中,补偿元件 3.1 具有渐进的弹簧特性。这特别是可以通过对无菌屏障件的相应的材料选择和 / 或几何形状设计来实现。

[0215] 图 11 至图 15 示出了器械杆侧的传动器在根据本发明的机械接口上的特别是各种优选的不同耦接方式,正如前面参照图 1 至图 10 所的描述那样,但是在这里只参照其他的附图进行说明。在此,图 11 示出了滑车组 60 在驱动元件上的接合。为了在两侧或相反方向地激活器械杆、特别是末端执行器(未示出)的自由度,在器械杆中利用可转动地受到支承的翘板 20C 在两个挺杆 20A 和 20B 之间构成运动环。在该示出的实施方式中,挺杆分别通过转动推力轴承 20D 联接在翘板上。被滑车组 60 缠绕的绳轮与翘板固定地连接。在一种扩展方案中,还可以在绳轮和滑车组之间建立形状配合和 / 或材料配合地连接。通过适当地选择绳轮的直径,可以选择性地根据所需要的绳行程进行对接口行程(Schnittstellen-Hub)的调整。除了所示出的绳轮的圆柱形截面,还可以选择其他的特别是椭圆形的截面。

[0216] 图 12 示出了根据本发明的另一种实施方式的器械侧的滑车组 60 在机械接口上的接合。在此,构成了本发明意义下的联接件的元件的绳轮附加地配置有齿部 20E,该齿部与器械侧的挺杆(例如在图 12 中为 20B)的咬合部分相啮合。这种附加的齿轮级传动能够有利地使挺杆行程与绳行程更好地适配。

[0217] 在如图 11 和图 12 所示的两种实施方式中,滑车组 60 是封闭的。在如图 13、图 14 和图 15 所示的根据本发明的一种替代的实施方式中,也可以通过开放的滑车组(例如在图 13 中为 60) 或者通过推杆(未示出)来激活自由度,它们的端部可以与驱动元件(在图 13 中例如为 20A 和 20B) 或与驱动元件相联接的联接件相联接。在此,在如图 14 和图 5 所示的本发明的实施方式中,滑车组 60 的端部通过附加的绳翘板(Seilwippen) 联接在机械接口上或其驱动元件 20A、20B 上。通过各个翘板的杠杆臂的比值可以有利地调整绳行程。为了避免所需要的绳长度发生变化,这两个绳翘板的杠杆比可以是相等的。在图 14 和图 15 中,绳翘板的两个支承位置为了清楚起见而被彼此错开地示出。在一种实施方式中,对绳翘板的支承可以同轴地发生。在如图 14 所示的实施方式中,通过另一器械侧的翘板在从动元件和驱动元件之间构成封闭的运动环,该翘板分别通过转动推力轴承 20D 与器械侧的挺杆 20A、20B 相联接。在如图 15 所示的实施方式中放弃了该附加的翘板,并替代地通过滑车组建立对接口的预紧,通过滑车组在任何情况下都存在封闭的运动环。根据本发明的一种实施方式,特别是通过这种方式使得对机械接口的预紧也可以用作对器械杆侧的滑车组的预紧,由此可以降低器械侧的传动器的复杂性。在此应当明确指出的是:在所示出的实施方式中,从动元件和驱动元件的分配关系纯粹是示例性的,一种实施方式中的从动元件的设置或特征特别是也可以与另一种实施方式中的驱动元件的设置或特征相结合。因此,例如可以考虑利用包括联接杆的设置或联接(见图 14 中从动侧的联接杆)来取代类似于从动侧设置的驱动侧转动推力轴承 20D。

[0218] 图 16 示出了根据本发明的另一种实施方式的器械组的机械接口。与其他所述实施方式一致的特征由相同的附图标记表示,因此下面只对它们之间的差异进行说明,而其他的方面请参考整个说明书。在这种实施方式中,接口具有榫形件 100 形式的从动元件和带有凹部 200 的驱动元件,在此,榫形件可以在凹部中通过夹紧件径向弹性地扩张。这种实施方式适用于传递牵引力和推压力。下面将示例性地说明对机械接口的平移性地激活或调节,但是该机械接口也可用于旋转或叠加的平移运动和旋转运动的传递。

[0219] 驱动榫形件(Antriebszapfen)100 平移可调地在驱动单元 1 中被引导并被激活,并插入器械杆侧的联接套管 200 形式的凹部中。薄壁的无菌屏障件 3 被设置在驱动单元和器械杆之间。

[0220] 驱动榫形件 100 和联接套管 200 的连接可以力配合地或形状配合地并与器械驱动相关或无关地进行。优选可以将复杂性高、公差小的组件设置在驱动单元中,从而使得接口特别是对于廉价的一次性器械杆也是非常有利的。在一种扩展方案中,器械杆相对于驱动单元的定位和固定通过如下所述的单独的功能单元来实现。因此,优选将联接元件的支承结构选择为:能够避免关于形状公差和安装公差有较高的要求,并且能够至少基本上无约束地实现从动元件和驱动元件的连接。因此在一种扩展方案中,驱动榫形件在驱动单元中通过五值(fünfwertigen)的推力轴承被引导,即其只能沿纵轴线移动。器械杆中的联接套管的支承结构沿径向方向具有间隙,即,联接套管在径向方向上不是明确地被引导。如果器械杆没有接合在驱动单元上,则径向轴承能够确保联接套管以足够的精度被预先定位,并在操作和清洁期间不会松开。当器械杆联接在驱动单元上时,该支承结构不起作用。驱动榫形件的推力轴承也负责对器械杆侧的驱动元件的支承。通过这种方式可以有利地实现无约束的连接,而不需要使两个支承结构被预紧。在一种扩展方案中,器械杆中的联接套管的

支承结构具有两个位于轴向方向或调节方向上的止挡件。因此,对于各个器械杆可以单独地设定所需要的从动行程,而驱动单元可以用于各种不同的器械杆。

[0221] 通过对联接套管的几何形状设计,联接套管 200 相对于驱动棒形件 100 的径向对齐可以自动进行。因此只需要沿传动销方向的接合运动。由此可以有利地在手术期间更容易地更换器械并能够在更短的时间内进行。

[0222] 在图 17 和图 18 中示出了驱动棒形件和联接套管的各种优选的实施方式,特别是驱动棒形件的平面形(图 17(d))、圆锥形(图 17(c))、球形(图 17(b))和椭圆形(图 17(A))的端面,它们可以各自与器械杆侧的联接套管的各种不同的插入形状相结合,特别是圆柱形(图 18(d))的盲孔,尤其是具有一个或多个凸肩(图 18(c)),倒角(图 18(b))或倒圆(图 18(a))。

[0223] 图 19 示出了棒形件 100 和凹部 200 的各种联接:在如图 19(a)、图 19(b)和图 19(d)所示的实施方式中,棒形件和凹部通过特别是由一部分(图 19(d))或多部分(图 19(a))构成的驱动棒形件的弹性扩张而摩擦配合地联接,为此,驱动棒形件可以具有弹性体(在图 19(a)和图 19(b)中例如为 100.1),它们的直径可以借助于夹紧件(在图 19(a)、图 19(b)和图 19(d)中例如为 100.2)通过弹性变形而增大。在图 19(c)所示的一种实施方式中,棒形件和凹部附加地或唯一地通过由一部分或多部分组成的驱动棒形件的弹性扩张形状配合地联接。在如图 19(c)所示的结合有形状配合的一种实施方式中,夹紧件(在图 19(c)中例如为 100.2)具有圆锥形的外形,并在棒形件 100 中是轴向可调节的,以使棒形件从内部径向扩张。相反,在如图 19(a)和图 19(b)所示的实施方式中,夹紧件 100.2 具有法兰,以便通过轴向压缩使有弹性的棒形件进行扩张。在如图 19(d)所示的实施方式中,夹紧件 100.2 被设计为液压的或气动的,并通过施加压力使棒形件 100 从内部径向扩张。

[0224] 无菌保护罩 3 设置在棒形件和凹部之间,并由于其弹性而能够实现前面所述的形状配合和摩擦配合。正如在其他地方所指出的那样:即使是在这种实施方式中,(非无菌)驱动单元的运动也不是穿过无菌屏障件中的凹部传递到(无菌)器械杆上,而是通过封闭的无菌屏障件向外传递,这使得无菌操作更加容易。

[0225] 加紧运动或夹紧件(在图 19 中例如为 100.2)可以与器械杆的驱动相关或无关地进行操作。

[0226] 图 20 示例性地示出了驱动单元 1,其具有三个棒形件形式的从动元件;图 20(b)示出了可与驱动单元相联接的器械杆 2,其具有三个驱动元件,驱动元件具有对应的凹部。在一种实施方式中,从动元件或驱动元件的棒形件可以非弹性地径向扩张,并为此具有一个或多个可径向移动地、优选为片状的单独的主体(在图(20a)中例如为 100.1),如图 20(a)所示。

[0227] 图 21 至图 23 以截面图示出了根据本发明的另一种实施方式的驱动单元 1 和与其相联接的器械杆 2 的截面图,器械杆 2 具有(连杆)棒形件-接口。与其他所述实施方式一致的特征由相同的附图标记表示,因此下面只对它们之间的差异进行说明,而其他的方面请参考整个说明书。

[0228] 特别是示意性地示出了夹紧件的电动机 100.3 形式的夹紧件驱动器和螺纹转轴 100.2(例如滚动螺旋传动器(Wälzschraubtrieb)),连杆棒形件 100 和具有凹部 200 的器械杆侧联接套管。例如滚珠螺纹传动器或滚柱螺纹传动器的螺纹转轴 100.2 通过电动机

100.3 被跟踪控制地驱动。螺纹转轴通过转轴支承机构支承在驱动单元 1 中。与螺纹转轴 100.2 相啮合的转轴螺母 100.4 抗扭地与连杆榫形件 100 相连接。连杆榫形件在其一侧被引导至推力轴承 100.5 中,推力轴承使得能够只沿轴向方向平移并吸收全部的径向力和力矩。为了实现摩擦配合或形状配合(特别是见图 19),榫形件 100 具有多个单独的片状的夹紧杠杆 (Spannhebel) 100.1 形式的本体,它们均匀地分布在连杆榫形件的圆周上。夹紧杠杆 100.1 在连杆榫形件的远端部上(图 22 右边)可转动地支承在该远端部中,并由此被引导径向移动,从而使得夹紧杠杆的径向偏转导致连杆榫形件在器械杆侧的联接套管中被力配合或形状配合地夹紧。夹紧杠杆的偏转可以通过可以集成在螺纹转轴中的控制轮廓被跟踪控制地实现,如图 21 至图 23 所示。

[0229] 图 23 示出了从动器组和驱动器组通过机械接口跟踪控制地彼此联接进程的步骤,即,从动元件和驱动元件 100、200 接合之前的情况(图 23(a)),在驱动榫形件插入联接套管之后实现夹紧(图 23(b)),以及通过夹紧杠杆的机械强制引导在整个调节区域上保持夹紧。

[0230] 图 23(a) 示出了耦接之前的情况。驱动单元 1 被无菌护罩 3 所覆盖,而器械杆 2 被固定在驱动单元 1 上。驱动榫形件 100 被移动到下限位置。器械杆中的压力弹簧 200.1 可以确保联接套管 200 同样位于下限位置上,从而对接合进程起到促进作用。图 23(b) 示出了在接合之后立即发生的情况。通过从驱动单元 1 中抽出榫形件 100,可以使得驱动单元插入到器械杆的联接套管中。然后,夹紧杠杆 100.1 通过安装在螺纹转轴 100.2 上的控制轮廓 (Steuerkontur) 被强制引导地径向离开,并由此实现摩擦配合或形状配合的连接。如图 23(c) 所示,这种机械连接通过夹紧杠杆 100.1 的机械强制引导在器械杆的整个工作区域中被保持,在该实施例中是通过被平移调节或激活的榫形件 100(在图 23 中为垂直的)。

[0231] 图 24 示出了根据本发明的另一种实施方式的器械组的机械接口。与其他所述实施方式一致的特征由相同的附图标记表示,因此下面只对它们之间的差异进行说明,而其他的方面请参考整个说明书。

[0232] 在如图 24 所示的实施方式中,连杆榫形件驱动器或夹紧件驱动器是被力控制地,与如图 21 至图 24 所示的实施方式相比,夹紧力不是通过与从动元件或榫形件的执行机构相关的强制引导来是施加的。从动元件和驱动元件之间的联接通过驱动榫形件 100 的弹性扩张来建立并可以力配合或形状配合地实现。通过对夹紧机构或夹紧件的预紧,驱动榫形件被径向扩张。为此,在如图 24 所示的实施方式中,夹紧件具有定位锁球机构,在一种未示出的变形中,该定位锁球机构例如可以具有膨胀刺 (Spreizdorn),曲柄杠杆机构或星形垫圈。为了能够使夹紧力在整个调节范围内保持直立,在如图 24 所示的根据本发明的一种实施方式中,夹紧件通常被设计为具有运动死点。在本发明中,运动死点特别是指这样的运动区域:在该区域中,夹紧件稳定地保持打开或者从动元件和驱动元件不联接;以及通过运动死点与该区域分开的运动区域:在该区域中,夹紧件稳定地保持闭合或者从动元件和驱动元件相联接。为此,在如图 24 所示的实施方式中,夹紧件具有多个分布在驱动榫形件 100 的外周上的定位锁球 100.6 和带有球形头部的制动销 (Betätigungsstift) 0.2,该制动销的直径大于由未径向扩张的定位锁球所定义的内环的直径。通过使制动销 100.2 向前推移至驱动榫形件 100 中并由此使定位锁球 100.6 径向向外推压,从而操作或激活夹紧件。由此可以使膨胀套筒 100.1 形式的单独的弹性体沿直径扩张,该膨胀套筒可以被切口

或开槽,以便能够尽可能小地保持操作力。该套筒可以有利地避免在定位锁球和包围榫形件 100(未示出)的无菌屏障件之间出现点接触,并能够在尽可能大的接触面上获得均匀的按压力。由此可以提高接触稳定性并将对无菌屏障件的面压力降至最低。制动销 100.2 经过定位锁球机构的死点向外向前移动,从而使定位锁球稍稍地径向向内后移至制动销的球形头部的后面,以便直立地获得夹紧力。

[0233] 特别是可以将转轴驱动器用作如图 22 所述的用于激活从动元件或驱动元件的执行机构,在此,夹紧机构或夹紧件可以与执行机构相关或无挂地被激活。在第一种情况下,驱动单元的前移运动作用在制动销 100.2 上,如图 23 所示。

[0234] 图 25 以与图 23 相对应的视图示出了从动器组和驱动器组借助于如图 24 所示的机械接口实现力控制的彼此接合的进程的步骤。图 25(a) 示出了连接之前的情况。驱动单元 1 被无菌护罩覆盖,器械杆被固定在驱动单元上。驱动榫形件 100 行进到下限位置。图 25(b) 示出了在接合之后立即发生的情况。为了使驱动榫形件能够可靠地插入到器械杆的联接套管中,从动元件 100 相对于端部止挡件在器械杆上行进,并且联接机构被松开或者夹紧件被致动。定位锁球 100.6 被制动销 100.2 径向向外挤压,由此建立从动元件和驱动元件的机械连接。如图 25(c) 所示,由于克服了夹紧机构的死点,这种机械连接将在器械的整个工作区域中被保持。

[0235] 在根据本发明的一种器械组中,器械杆特别是可以具有法兰,在此,机械接口设置在该法兰的面向末端执行器、背向末端执行器或侧面的表面上。换句话说,可以将驱动单元 1 设计为“后装载”,“前装载”或“侧装载”。

[0236] 为了进行说明,在图 26 中示意性示出了根据本发明的另一种实施方式的器械杆在器械组的驱动单元上的优选的接合方向。根据如图 26(a) 所示的实施方式,器械杆沿器械插入患者体内的插入方向接合在驱动单元上,因此这被称为“后装载”。在如图 26(b) 所示的另一种实施方式中,器械杆是沿与器械插入患者体内的插入方向相反的方向接合在驱动单元上,相应地将这称为“前装载”。在如图 26(c) 所示的另一种实施方式中,器械杆是相对于器械插入患者体内的插入方向横向地接合在驱动单元上,这被称为“侧装载”。在如图 26 所示的器械组中特别是涉及到参照其他附图所描述的实施方式,因此请参照其他的说明。

[0237] 图 27 以透视图(图 27(a))和两个不同行程位置上的截面图(图 27(b)和图 27(c))示出了根据本发明的另一种实施方式的器械组的机械接口。与其他所述实施方式一致的特征由相同的附图标记表示,因此下面只对它们之间的差异进行说明,而其他的方面请参考整个说明书。

[0238] 在这种实施方式中,在榫形件和凹部之间设有沿径向方向呈波浪形的间隙,在该间隙中设有可径向移动而轴向固定的中间元件组,用于经过无菌屏障件向外传递平移运动。

[0239] 为此,具有周向刻槽的榫形件 100 和具有周向环形轮廓的联接套管 200 被设置在内部。由此将榫形件和联接套管设计为,在接合状态下在这两个部件之间形成优选等距的波浪形间隙。在该间隙中设有中间元件组的棒状中间元件,它们空间固定地支承在笼形套管(Käfighülse) 100.8 中,并只在径向方向上是可移动的。薄的薄膜状无菌屏障件(未示出)设置在联接套管和笼形套管之间。通过沿轴向方向(在图 27 中为垂直的)移动榫形

件 100, 榫形件和联接套管之间的波浪状间隙的驱动侧部分将前移。利用在接口中的运动学约束, 联接套管将与榫形件一起轴向或平移移动, 如图 27(b) 和图 27(c) 所示。在一种扩展方案中, 中间元件组的中间元件被构造为套管形的, 在其端侧可转动地设有球形件, 用以降低摩擦阻力。

[0240] 图 28 和图 29 示出了根据本发明的另一种实施方式的器械组的机械接口。与其他所述实施方式一致的特征由相同的附图标记表示, 因此下面只对它们之间的差异进行说明, 而其他的方面请参考整个说明书。

[0241] 在这种实施方式中, 机械接口具有翻转杠杆, 用于特别是将平移的驱动运动通过无菌屏障件向外传递。这一概念的一个特别的优点在于无菌屏障件的简单设计: 其只需用于杠杆的翻转运动, 因此在一种扩展方案中, 可以例如由热塑性弹性体或硅酮制简单地制成为合成材料成型件, 尤其是深拉薄膜。在一种实施方式中, 杠杆的倾斜角度可以通过转动驱动器调节, 特别是通过电动机调节, 也可能利用中间接入的传动机构调节。无菌屏障件可以包围整个驱动单元, 并翻到杠杆上方。在一种未示出的扩展方案中, 杠杆 (在图 28 和图 29 中例如为 1000) 通常可以在其不接触或背向无菌屏障件的一侧向外延伸超出其转动轴承, 并在那里与驱动器或器械杆侧的传动器 (例如牵引绳或传动杆) 相联接。

[0242] 在一种实施方式中, 翻转杠杆 (在图 28 和图 29 中例如为 1000) 通常形状配合地地与联接部件相联接, 特别是可以如图 28 和图 29 所示的实施方式那样进入到联接部件 (在图 28 和图 29 中例如为 2000) 的凹槽中。翻转杠杆特别是可以与驱动单元的从动器组的从动元件相联接或表现为从动元件, 联接部件相应地与器械杆的驱动器组的驱动元件相联接或表现为驱动元件。反过来, 翻转杠杆同样也可以与器械杆的驱动器组的驱动元件相联接或表现为驱动元件, 联接部件相应地与驱动单元的从动器组的从动元件相联接或表现为从动元件。

[0243] 在如图 28 所示的实施方式中, 可以通过推力轴承 2000.1 平移地调整联接部件 2000。由此, 翻转杠杆 1000 的转动运动例如在器械杆中转化为平移运动, 或者说在驱动单元中为平移运动。接口的这种运动学是非线性的, 因此在一种扩展方案中, 可以通过计算或在驱动单元控制器中进行校正。

[0244] 在一种扩展方案中, 通过使翻转杠杆万向地受到支承, 也可以将运动传递到两个自由度上。为此, 例如可以考虑将图 28 中的视图看作是在两个相互垂直的平面上的截面图。通过翻转杠杆沿其纵轴线 (在图 28 中为垂直的) 的可选的附加移动, 接口可以构成为利用该翻转杠杆能够激活三个自由度。

[0245] 在如图 29 所示的另一种实施方式中, 与翻转杠杆形状配合地相联接的联接部件同样可以可转动地受到支承, 或被引入转动轴承中。这种实施方式也可以如同图 28 所示地被扩展用于激活两个或多个自由度。

[0246] 图 30 至图 32 示出了根据本发明的另一种实施方式的器械组, 该器械组具有无菌屏障件, 该无菌屏障件至少在手术区域中包围驱动单元, 并设置在驱动单元和借助于机械接口与驱动单元相联接的器械杆之间。驱动单元、器械杆和 / 或机械接口特别可以与其他实施方式和附图中的相同, 由此可以将与其他所述实施方式一致的特征用相同的附图标记表示, 因此下面只对它们之间的差异进行说明, 而其他的方面请参考整个说明书。

[0247] 无菌屏障件通常特别是可以由单个部分组成的和 / 或被设计为薄膜软管。在一种

扩展方案中,无菌屏障件被气密地构成或者气密地包围驱动单元。正如下面参照图 30 至图 32 所要说明的那样,在根据本发明的一种实施方式中,驱动运动或调节运动从从动元件向驱动元件的传递不是通过无菌屏障件上的开口进行,而是要经过在该区域中封闭的无菌屏障件离开。

[0248] 在根据如图 30 所示的两种变形的实施方式中,无菌屏障件在机械接口的区域中具有至少一个在从动器组和驱动器组的调节方向上的预紧的松弛部,特别是在各个从动元件的区域中分别具有一个在从动器组和驱动器组的调节方向上的预紧的松弛部。在一种扩展方案中,该预紧的松弛部被构造为有弹性的折棚,特别是弹性体-折棚,优选为波纹膜(在图 30(a)中例如为 3.2)或者波纹管(在图 30(b)中例如为 3.3),其直接集成在无菌护罩中或者与无菌护罩一体化地构成,特别是被成型或改型。在根据图 30(c)所示变形的另一种实施方式中,无菌屏障件在机械接口的区域中具有至少一个在从动器组和驱动器组的调节方向上的不预紧的松弛部,特别是在各个从动元件的区域中分别具有一个在从动器组和驱动器组的调节方向上不预紧的松弛部。在一种扩展方案中,该至少基本上不预紧的松弛部被构造为优选有弹性的卷边,特别是热塑性卷边或弹性体卷边(在图 30(c)中例如为 3.4),其直接集成在无菌护罩中或者与无菌护罩一体化地构成,特别是被成型或改型。

[0249] 图 30(a)示出了作为平的波纹膜 3.2 的实施方式,图 30(b)示出了作为波纹管 3.3 的实施方式,其横截面特别可以是圆柱形的或圆锥形的。这两种折棚在调节方向(在图 30 中为垂直的)上保留有松弛部,在该松弛部中通过折叠或预成型的波纹压入可恢复的预紧,该预紧在激活从动元件(在图 30 中例如为 10A,100 或 1000)时沿调节方向平衡所产生的行程。

[0250] 在如图 31 中的三种变形所示的实施方式中,无菌屏障件在机械接口的区域中具有至少一个可平移移动的非接触式密封件(在图 31 中例如为 3.5),特别视在各个从动元件的区域中分别具有这种可平移移动的非接触式密封件。在如图 31(a)所示的一种扩展方案中,密封件被设计为可轴向移动的间隙密封件。在如 31(b)所示的一种扩展方案中,密封件同样可以被设计为迷宫式密封件。如图 31(c)所示,可平移移动的密封件优选是可伸缩的,特别是一级或多级的伸缩套筒(在图 31(c)中例如为三级)。

[0251] 图 32 以非常简单的结构和示图示出了位于机械接口区域中的,特别是位于至少一个、优选为每个从动元件或驱动元件的区域中的无菌屏障件。该无菌屏障件具有用于至少一个、优选为每个从动元件或驱动元件的无菌的元件隆起部,该元件隆起部可松脱地与元件基部相连接,元件基部破坏性地穿过无菌屏障件。如图 32(a)→图 32(b)的图形序列所示,从动元件基部 11 破坏性地穿过无菌屏障件 3,并利用其穿透区域可松脱地与无菌的元件隆起部 3.6 连接成从动元件,该从动元件在其他的实施方式和视图中被标示为 10A,10B,100 或 1000。反过来,从动元件基部 21 同样可以破坏性地穿过无菌屏障件 3,并利用其穿透区域可松脱地与无菌的元件隆起部 3.6 连接成驱动元件,该驱动元件在其他的实施方式和视图中被标示为 20A,20B,200 或 2000。

[0252] 在如图 32 所示的实施方式中,无菌屏障件在其被元件隆起部穿过的区域中分别具有优选为环形的加厚部(Aufdickung)3.7,例如通过粘贴塑料片,改型引起的局部壁厚增大和/或局部的材料变化。在加厚区域的中间,可以再次将无菌屏障件设置为薄的薄膜。在如上所述地包封驱动单元之后,将无菌隆起部 3.6 接合在例如榫形件上。为此在加厚环中

穿过无菌屏障件的薄膜。无菌隆起部的固定特别是可以例如通过螺丝连接件或卡口连接件摩擦配合、材料配合和 / 或形状配合地实现, 或者将其设计为球形定位销。

[0253] 图 33 示出了根据本发明的另一种实施方式的器械组, 其具有无菌屏障件 3, 该无菌屏障件至少在手术区域中包封驱动单元 1, 并设置在驱动单元和借助于机械接口与驱动单元相联接的器械杆 2 之间。驱动单元 1、器械杆 2 和 / 或机械接口 3 特别是可以与其他实施方式和附图中的相同, 由此可以将与其他所述实施方式一致的特征用相同的附图标记表示, 因此下面只对它们之间的差异进行说明, 而其他的方面请参考整个说明书。

[0254] 该器械组具有无菌适配器 4 形式的固定元件, 用于将器械杆 2 可松脱地连接在驱动单元 1 上, 该无菌适配器设置在无菌屏障件的背向驱动单元的表面。

[0255] 在如图 33 所示的实施方式中示例性地具有多个连杆榫形件 100 的驱动单元 1 被无菌护罩 3 包围。在该无菌护罩中集成有用于从动元件的覆盖件, 在如图 33 所示的实施方式中例如为如图 30 所示的弹性体折棚。在无菌屏障件包围驱动单元之后, 无菌适配器 4 从外面固定在被无菌包装的驱动单元上。因此, 适配器 4 不会与从动元件 100 相互影响, 而是只使用机械接口将器械杆 2 固定在被包封的驱动单元 1 上。从动元件和驱动元件 (通过机械接口) 的机械联接的这种分离以及驱动单元和器械杆 (通过固定元件或适配器) 的这种机械固定使得器械组的无菌操作更容易。在如图 22 所示的实施方式中, 适配器 4 例如通过锁定连接或夹形连接形状配合和 / 或摩擦配合地与器械杆和驱动单元是可连接的或相连接, 在此, 无菌护罩 3 也可以在驱动单元和适配器的锁定突出部和锁定凹部之间是密封的或自由通过的, 由此保持无菌。

[0256] 在一种扩展方案中, 上述器械组是手机机器人引导的或固定在操纵器手术系统的操纵器上。为此驱动单元 1、器械杆 2 和 / 或固定元件或适配器 4 特别是可以具有相应设计的固定接口, 例如相应的凹部、定位销等。

[0257] 以上特别是对根据本发明的器械组的组件进行了说明, 但是也包括用于装配操纵器手术系统的操纵器的方法, 其中, 电机驱动的模块化驱动单元和器械杆可松脱地彼此连接, 在此, 从动器组和驱动器组借助于机械接口彼此联接, 如图形序列图 23(a) → 图 23(b) → 图 23(c), 图 25(a) → 图 25(b) → 图 25(c) 和图 32(a) → 图 32(b) 以及图 26 和图 33 中的安装箭头所示。

[0258] 图 34 示出了根据本发明的一种实施方式的机器人引导的微创手术器械的一部分, 其包括驱动模块 10 和以未示出的方式与驱动模块 10 可松脱地连接的器械杆 20, 该器械杆具有可运动的、夹钳形状的末端执行器, 该夹钳具有两个刃口 2.1、2.2。下面将特别是基于刃口 2.1 对本发明的一种实施方式进行详细说明, 刃口 2.2 的结构和功能是一样的, 因此在此不再赘述。

[0259] 刃口 2.1 具有相对于器械杆 20 的转动自由度 q_1 。为了激活该自由度或者使夹钳的刃口 2.1 张开或闭合, 器械杆侧传动器组的两个传动器 21、22 相反方向地铰接在刃口 2.1 上。传动器 21、22 例如可以是推杆或挺杆, 其可平移移动地支承在器械杆中。

[0260] 为了能够相反方向地激活推杆 21、22, 驱动模块具有驱动模块侧传动器组的两个相反方向的传动器 11、12, 这两个传动器可以通过翘板由驱动模块的驱动器的电动机 13 沿相反方向激活。传动器 11、12 同样可以是推杆或挺杆, 它们可平移移动地支承在驱动模块中。

[0261] 在驱动模块和器械杆之间的接口中可选地设有柔性的无菌屏障件 4, 器械杆侧的传动器组和驱动模块侧的传动器组通过该接口彼此可松脱地联接。

[0262] 传动器组在一侧被可平移地联接; 推杆或挺杆 11、21 或 12、22 是可平移移动的, 并且能够彼此越过无菌屏障件只传递压力。

[0263] 为了确保推杆或挺杆 11 和 21 以及 12 和 22 之间的这种可以越过无菌屏障件 4 只传递压力的力配合, 使驱动模块侧的传动器组相对于接口预张紧, 例如在图 34 中示出的通过弹簧 5 预张紧的电动机 13 的支承结构, 电动机 13 带有已接合的传动器组。

[0264] 在驱动模块侧的第一传动器 11 上设有测量装置的应变仪 31 形式的第一测量器件和与该第一测量器件相对置的、应变仪 33 形式的第三测量器件, 用于检测该传动器中的载荷 F_1 。

[0265] 在用于激活末端执行器的刃口 2.1 的同一自由度 q_1 的驱动模块侧的第二传动器 12 上测量装置的设有应变仪 32 形式的第二测量器件和与该第二测量器件相对置的、应变计 34 形式的第四测量器件, 用于检测该传动器中的载荷 F_2 。

[0266] 如图 35 所示, 位于惠斯登全桥电路的第一支路中的第一测量器件 31、位于第二支路中的第二测量器件 32、位于第三支路中的第三测量器件 33 和位于第四支路中的第四测量器件 34 彼此信号技术地实现互联。

[0267] 在此, 第二测量器件 32 与桥输入电压 U_E 之间的第一测量器件 31 串联设置, 第三测量器件 33 与位于馈电电压之间的第二测量器件 32 并联设置, 第四测量器件 34 与位于馈电电压之间的第一测量器件 31 并联设置。

[0268] 通过相对于桥输出电压 U_A 形式的关联输出信号使第一测量器件和第三测量器件或者第二测量器件和第四测量器件互连, 特别是可以补偿传动器 11、12 中的弯矩, 该弯矩与端部执行器的非主动的力相一致。通过使位于桥输出电压 U_A 中或者说桥输出电压 U_A 的第一测量器件和第二测量器件或第三测量器件和第四测量器件互连, 特别是可以对驱动模块侧传动器组的共有的预应力进行补偿, 该预应力作用在相反方向的挺杆 11、12 上, 并因此不是主动激活刃口 2.1 的力。在该实施例中, 在已校准桥的无载荷状态下, 在围绕弹簧 5 的预应力进行校准的力, 即主动激活刃口 2.1 的力和通过应变仪 31 检测到的膨胀的两倍之间至少基本上为线性的关系, 附加地, 优选信号技术地实现对所检测到的载荷的放大。

[0269] 如图 34 所示, 用于检测轴向压力载荷的测量装置的测量器件 31-34 沿传动器 11、12 的纵向方向取向, 并设置在传动器 11、12 的径向凹部中。

[0270] 特别是为了控制电动机 13 和 / 或手动远程操作装置, 例如反射镜器械 (未示出), 通过测量器件 31-34 检测主动或广义载荷 F_1 、 F_2 , 并根据所检测到的载荷控制驱动器和远程操作装置。通过这种方式, 例如可以向远程操作人员发送与由末端执行器施加在内径上的夹紧力或内径反作用于夹钳 2.1、2.2 上的阻力相关的触觉反馈信号。

[0271] 为了更紧凑地进行说明, 图 36 同样示出了根据本发明的另一种实施方式的控制装置以及方法的一部分。

[0272] 控制装置 3 例如可以在用于引导如图 34 所示的微创手术器械的机器人的控制器中实现, 控制装置 3 从测量器件 31-34 (见图 35) 接收相关的输出信号 U_A , 该输出信号特别是如上所述地与传动器 11 中的载荷 F_1 的两倍成比例。根据测量器件所检测到的载荷, 控制装置 3 确定指令 S , 该指令例如发送到电动机 13 的电机控制器或反射镜器械 (未示出) 形

式的远程操作装置上,从而由电机 13 在传动器 11 上实现所要求的额定力,或者由反射镜器械向远程操作人员发送与实际作用在末端执行器上的力 F_{E1} 、 F_{E2} 相符的虚拟载荷。

[0273] 例如由上述的控制装置 3 所执行的方法以适当的方式控制驱动器 13 或反射镜器械,在该方法中,通过在步骤 S1 中利用测量器件 31-34 获得相关的输出信号,并根据由测量器件检测到的载荷确定指令 S,该指令例如控制电动机 13 的电机控制器或反射镜器械,使电机 13 在传动器 11 上实现所要求的额定力,或者使反射镜器械向远程操作人员发送与实际作用在末端执行器上的力 F_{E1} 、 F_{E2} 相符的虚拟载荷。

[0274] 图 37 以局部截面图示出了根据本发明的一种实施方式的微创手术器械的一部分。该器械具有器械杆 31 和与该器械杆可松脱地连接的驱动单元 30。

[0275] 器械杆具有接口 42,用于在机器人 40 上的固定,该机器人被无菌护罩 41 覆盖。

[0276] 器械杆具有多个自由度,在该实施例示意性示出了其中两个自由度:

[0277] 器械杆具有管 54,该管相对于器械杆壳体 54 可转动地支承在转动轴承 55 中。两个反向运行的传动边 (Zugtrumme) 57c、57d 沿相反方向向传动齿轮 58 加载,并分别与将在后面详细描述的驱动挺杆 37、38 形式的驱动节肢 (见图 38) 相联接,这些驱动节肢由从动挺杆 34、35 形式的从动节肢 (见图 38) 激活。从动和驱动挺杆 34/37 或 35/38 分别构成在图 37 中标示为 45a-45d 的挺杆对。通过相反方向地激活挺杆对 45c、45d,管 54 可以在转动轴承 55 中沿两个方向转动,并由此激活器械杆 31 的自由度。

[0278] 在管 54 的远离驱动单元的端部上设有末端执行器 (未示出),该末端执行器相对于管具有至少一个自由度和 / 或至少一个功能自由度,例如镊子的张开和闭合。两个反向运行的传动边 (Zugtrumme) 57a、57b 沿相反方向向末端执行器加载,并分别与将在后面详细描述的驱动挺杆 37、38 形式的驱动节肢 (见图 38) 相联接,这些驱动节肢由从动挺杆 34、35 形式的从动节肢 (见图 38) 激活。通过相反方向地激活挺杆对 45a、45b,可以激活末端执行器的自由度。

[0279] 在该实施例中,驱动挺杆 37、38 可平移或可移动地支承在器械杆 31 的接口 56a 或 56b 中。在一种未示出的变形中,可旋转或可转动地驱动轴同样可以抗扭地与从动轴相联接,本发明的实施方式只用于示例性地说明对可移动的从动节肢和驱动节肢的激活,但并仅限于此。

[0280] 驱动单元 30 具有壳体 49,在该壳体中示例性地设有两个用于激活器械杆 31 的上述自由度的驱动模块 47a、47b。所述驱动模块分别具有电动机 44a 或 44b 形式的驱动器和传动器组,该传动器组具有两个可平移移动的从动节肢,这些从动节肢构成挺杆对 45a、45b 或 45c、45d 的从动挺杆。

[0281] 下面特别是参照图 38 对通过从动挺杆激活驱动挺杆进行说明。在此,其挺杆对 34/37 和 35/38 同样可以看作是前面所述的挺杆对 45a 和 45b 或者 45c 和 45d。

[0282] 驱动器 44 (可以是图 37 中的驱动器 44a 或 44b) 相反方向地激活两个从动挺杆 34 和 35,这两个从动挺杆可移动地支承在驱动模块 47 (可以是图 37 中的驱动模块 47a 或 47b) 的壳体中。在该实施例中,从动节肢组和驱动节肢组 34、35 和 37、38 越过可选的柔性无菌屏障件 32 单侧联接。驱动挺杆 37、38 通过联接杆与翘板相联接,该翘板沿相反方向激活传动边 57.1、57.2,该传动边可以是图 37 中的传动边 57a、57b 或 57c、57d。联接杆和翘板构成在图 38 中以虚线示出的传动装置。

[0283] 如图 37 和图 38 所示,驱动模块分别沿联接方向(在图 37 中为水平的,在图 38 中为垂直的)相对于驱动节肢组 37、38 可移动地支承在驱动单元 30 的壳体 49 中并被预紧。两个驱动模块 47a、47b 的联接方向是彼此平行的,且平行于各个激活方向,用于激活器械杆自由度的节肢可以沿该激活方向移动。

[0284] 驱动模块可以具有压力弹簧,该压力弹簧压缩壳体中的驱动模块,并沿联接方向或相对于驱动节肢组被预紧。该压力弹簧在图 37 中标示为 46a 或 46b,在图 38 中被共同地标示为 46。

[0285] 在如图 41 所示的变形中,驱动模块替代地具有磁体组件,用于使驱动模块预紧。

[0286] 在该实施例中,磁体组件具有位于驱动单元的壳体 49 上在面向器械杆的一侧(在图 41 中为下面)的电磁铁 100 和与该电磁铁相对置地设置在驱动模块 47 上的永磁铁 101。另外,在该壳体上在背向器械杆的一侧设有电磁铁 103,与该电磁铁 103 相对置地在驱动模块上设有永磁铁 104。替代永磁铁 101 和 / 或 104 地,还可以设置软磁区域,其可以被(通电的)电磁铁 100 或 103 吸引。

[0287] 通电的电磁铁 100 沿联接方向磁力牵引驱动模块 47(在图 41 中为向下),并由此使其从动节肢组 34、35 相对于驱动节肢组(在图 41 中未示出)预紧。同样,通电的电磁铁 103 可以推开极性敌对的永磁铁 104,并由此使驱动模块 47 沿联接方向相对于驱动节肢组预紧。

[0288] 在一种未示出的变形中,可以去掉两个电磁铁 100、103 中的一个。在一种变形中,附加地或替代地,还可以替代电磁铁 100 和 / 或 103 地设置永磁铁。永磁铁 101 的预紧作用可以通过使电磁铁 103 通电来降低,特别是抵消。在一种变形中,如果在电磁铁 103 的位置上设有与永磁铁 104 极性敌对的或者磁性相吸的永磁铁,或者通过驱动模块的软磁区域来代替永磁铁 104,则可以由此实现永磁性的驱动模块锁定器件,用以锁定回退的驱动模块,下面将参照图 40A 和图 40B 继续对此进行说明。

[0289] 在如图 41 所示的实施方式中,磁体组件具有多个优选非磁性的间隔元件 102,用于阻止驱动单元壳体上的永磁铁或电磁铁 100 与位于驱动模块上的软磁区域或硬磁区域、特别是(另外)的永磁铁 101 之间发生直接接触。优选为非磁性的间隔元件 105 同样可以阻止永磁铁或电磁铁 103 与软磁区域或硬磁区域、特别是(另外)的永磁铁 104 之间发生直接接触。

[0290] 图 39 以对应于图 38 的视图示出了根据本发明的另一种实施方式的驱动模块和与该驱动模块相联接的驱动节肢组。与其他所述实施方式一致的特征由相同的附图标记表示,因此下面只对它们之间的差异进行说明,而其他的方面请参考整个说明书。

[0291] 正如图 38 中的实施方式示例性示出的那样,驱动模块 47 特别是可以形状配合地例如通过一个或多个凹槽和 / 或肋直接可移动地支承在驱动单元 30 的壳体 49 中。附加地或替代地,如图 39 中的实施方式仅示例性示出的那样,在本发明的一种实施方式中,从动节肢组可以可移动地支承在驱动单元的壳体中,在此,驱动器,特别是其中承载有驱动器的驱动模块壳体 47.1 可移动地支承在从动节肢组上,并特别是有弹性地和 / 或磁性地和 / 或电磁性地相对于驱动单元的壳体被压缩,并由此沿联接方向预紧。在如图 39 所示的实施方式中,从动挺杆 34、35 分别可运动地支承在驱动单元的壳体 49 的推力轴承中。在驱动模块的壳体 47.1 中支承有相反方向地对从动挺杆 34、35 加载的驱动器,该驱动模块的壳体 47.1

通过磁体组件或压力弹簧 46 相对于驱动单元的壳体 49 受到压缩,并由此沿联接方向(在图 39 中垂直向下)预紧。

[0292] 图 40A 和图 40B 以对应于图 38 的视图示出了根据本发明的另一种实施方式的驱动模块和与该驱动模块相联接的驱动节肢组。与其他所述实施方式一致的特征由相同的附图标记表示,因此下面只对它们之间的差异进行说明,而其他的方面请参考整个说明书。在此,图 40A 示出了处于与驱动节肢组联接状态中的驱动模块,图 40B 示出了回退并锁定的驱动模块。

[0293] 正如前面参照图 41 的说明,通过有选择地、特别是可控地使具有至少一个电磁铁 100 和 / 或 103 的磁体组件通电,可以使驱动模块 47 反预紧地回退。这特别是可以使驱动单元在器械杆上的接合和脱离变得更加容易,因为在此不必特别是手动地克服这种(完全)预紧。因此,相应通电的磁体组件就如同参照图 41 所描述的那样形成用于使驱动模块反预紧地回退的磁性回牵装置。

[0294] 附加地或替代地,如同参照图 40A 和图 40B 所描述的那样,可以设置用于使驱动模块反预紧地回退的磁性回牵装置。

[0295] 在如图 40 所示的实施方式中,驱动器具有翘板 59 形式的从动件,从动挺杆 34、35 通过联接杆运行相反地与该从动件相联接。为了激活器械杆的自由度,驱动器只需要一限定的角度区域,该角度区域由此定义了一激活区域。通过用于翘板 59 的机械止挡件 60,可以根据该激活区域限定回牵区域,为此,机械止挡件从驱动模块 47.1 的壳体向外伸出。

[0296] 一旦驱动器使翘板在激活区域中运动,如图 40A 所示,则从动挺杆被相反方向地激活。随着到达回牵区域,翘板 59 如图 40B 所示地支承在机械止挡件 60 上。通过使翘板继续转动进入回牵区域,驱动器通过翘板 59 使驱动模块相对于弹簧件 46 的预紧移动,并由此相对于该预紧电机驱动地回牵驱动模块。在一种未示出的变形中,止挡件 60 不是与翘板 59,而是与一个或两个挺杆 34、35 相互作用。

[0297] 如图 41 所示,回牵装置 59、60 也可以特别是通过具有永磁铁 101 和 / 或 104 的磁体组件与磁性预紧相结合。

[0298] 特别是为了减轻驱动器的负担,可以设置驱动模块锁定装置,用于锁定回牵的驱动模块。在如图 40B 所示的实施方式中,驱动模块锁定装置具有弹簧加载并可手动或自动松脱的锁销 61,通过该锁销可以相对于预紧形状配合地固定回牵的驱动模块

[0299] 驱动模块锁定装置也可以设计为磁性的。当磁铁、特别是永磁铁 101 如同参照图 41 所描述的那样磁性地吸引驱动模块的软磁区域或极性敌对的永磁铁 104 时,可以由此磁性锁定(被更强地预紧)的驱动模块。在本发明的一种实施方式中,回牵装置还用于松开锁定或沿联接方向调整驱动模块在一种实施方式中,可以为此设置机械配对止挡件,当在不同于激活区域和回牵区域的进给区域中调整驱动模块时,驱动模块支承在该配对止挡件上。在如图 41 所示的实施方式中,对应的配对止挡件 106 设置在驱动单元的壳体上,并定义了不同于激活区域和由止挡件 60 限定的回牵区域的进给区域。如图 41 所示,当到达该进给区域时,翘板 59 支承在该机械配对止挡件 106 上。通过使翘板继续转动进入进给区域,驱动器通过翘板 59 使驱动模块相对于磁体组件 103、104 的锁定沿联接方向(在图 41 中为垂直向下)移动。在一种变形中,在此还可以使用止挡件 60 代替翘板 59 与一个或两个挺杆 34、35 相互作用。

[0300] 特别是如图 37 和图 42- 图 46 所示, 驱动模块 47(a, b) 沿联接方向(在这些视图中为水平的)可移动地支承在驱动单元的壳体 49 中并预紧, 该联接方向与器械杆 31 的纵轴线(在这些视图中为垂直的)围成基本上为 90° 的角度。

[0301] 下面参照图 42- 图 46 对器械杆的收纳部进行说明, 该收纳部用于形状配合地、可松脱地固定根据本发明的各种实施方式的驱动单元。与其他所述实施方式一致的特征由相同的附图标记表示, 因此下面只对它们之间的差异进行说明, 而其他的方面请参考整个说明书。这些视图分别示出了带有其收纳部的器械杆的一部分以及在此仍然分离的驱动单元, 在此, 驱动单元在收纳部的插入方向通过运动箭头示出。

[0302] 如图 42(a) 所示实施方式中的收纳部 80 具有倒角插入开口 140, 用于沿插入方向插入驱动单元 30, 在此, 插入方向平行于器械杆 31 的纵轴线(在图 42(a) 中为垂直的)。插入开口 140 设置在背向器械杆的一侧(在图 42(a) 中为上面)。

[0303] 如同前面参照图 38- 图 41 所描述的那样, 器械杆的驱动节肢组 45.2 的可移动的驱动节肢(例如驱动挺杆 37、38)垂直于器械杆 31 的纵轴线朝向器械杆的收纳部前伸, 在此, 驱动节肢组 45.2 的接口或接触平面平行于该纵轴线。

[0304] 在如图 42(b) 所示的实施方式中, 器械杆 31 的驱动节肢组 45.2 设置在凹陷部 142 中。附加地或替代地, 当通过回牵装置使驱动单元 30 的从动节肢组 45.1(例如从动挺杆 34、35)相对于预紧回牵时, 它们如同前面参照图 38- 图 41 所描述的那样设置在凹陷部 142 中。在将驱动单元 30 插入收纳部 80 中和释放回牵装置或形成预紧之后, 从凹陷部 143 中伸出并已预紧的从动节肢组 45.1 与器械杆 31 的驱动节肢组 45.2 相接触。

[0305] 图 43(a) 的实施方式基本上与图 42(a) 的实施方式相符。为了将驱动单元 30 形状配合地固定在器械杆 31 的收纳部 80 中, 在驱动单元的壳体 49 上设置具有至少一个突出部 151 的卡口连接件, 该突出部由于驱动单元的扭转而接合在收纳部 80 的凹部 150 中。同样, 在一种变形中, 突出部 151 由于移动而不是扭转(在图 43(a) 中水平向左)而接合在收纳部 80 的凹部 150 中, 在此, 这种移动优选通过施加预紧力来实现。因此, 用户将驱动单元(在图 43(a) 中垂直地从上方)推入收纳部中。随后, 特别是手动或自动地开始接合过程, 在该接合过程中, 向接口加载预紧力。由此将驱动单元的突出部 151 垂直于插入方向压入到凹部 150 中, 并由此形状配合地锁定驱动单元。

[0306] 图 43(b) 的实施方式基本上与图 42(a) 和图 43(a) 的实施方式相符。在这种实施方式中, 收纳部 80 具有由多部分组成的、形状配合的导引元件, 用于使驱动单元 30 沿插入方向插入。该导引元件具有多个导引槽, 导引槽与位于驱动单元 30 的壳体 49 上的相应的突出部 153 形状配合地共同作用, 以便使驱动单元形状配合地固定在器械杆 31 的收纳部 80 中。导引槽 152 基本上是 L 形的, 从而使驱动单元能够再次因为扭转而形状配合地固定在收纳部中。如同图 43(a) 的实施方式中的卡口连接件一样, 在插入收纳部之后扭转并由此被形状配合地固定的驱动单元例如通过适当的过大尺寸(Übermaß)或有弹性的弹簧件(未示出)沿与插入方向相反的方向预紧, 以便能够由此而摩擦配合地反作用于回转和因此引起的驱动单元的松动。同样在一种变形中, 也可以如同前面参照图 43(a) 所描述的变形一样, 使突出部 153 因为(在图 43(b) 中水平向右)的移动而在凹部 152 的短边上垂直于插入方向移动, 在此, 这种移动也优选通过施加预紧力来实现。因此, 用户将驱动单元(在图 43(b) 中垂直地从上方)推入收纳部中。在此, 突出部 153 在 L 形凹部 152 的长边上滑动至

其弯曲处。随后,特别是手动或自动地启动耦接过程,在该耦接过程中,向接口加载预紧力。由此将驱动单元的突出部 151 垂直于插入方向压入到凹部 152 中,并由此形状配合地锁定驱动单元。

[0307] 图 44(a) 的实施方式基本上与图 43(b) 的实施方式相符,在此,沿插入方向延伸的导引肋 161 插入到收纳部 80 的与其互补的导引槽 160 中,并例如摩擦配合地固定在导引槽中。在如图 44(a) 所示的本发明的一种实施方式中,收纳部通常除了插入开口之外还具有另外的开口(图 44(a) 中左边),特别是用于改善驱动单元的信号技术和/或能源技术实现的连接(未示出)。

[0308] 在如图 44(b) 所示的实施方式中,插入方向垂直于器械杆的纵轴线。插入开口设置在背向器械杆的一侧(图 44(b) 中的左面)。

[0309] 在如图 44(b) 所示的实施方式中,设有可移动的、预紧的锁销 167 形式的驱动单元锁定装置,用于在收纳部 80 中形状配合地锁定驱动单元 30,当驱动单元安放在收纳部 80 中时,锁销 167 在驱动单元 30 中卡住。尽管没有说明,但是这种或类似的驱动单元锁定装置也可以配置在其它的实施方式中,特别是附加地或替代地除了形状配合的固定、尤其是卡口连接件或者摩擦配合的固定之外。

[0310] 如图 44(b) 所示的实施方式中的收纳部 80 具有一个或多个导引肋 165,这些导引肋嵌接在位于驱动单元 30 的壳体 49 中的对应的导引槽 166 中。与参照图 42(b) 所描述的一样,驱动节肢组 45-2 设置在凹陷部 164 中。

[0311] 图 45(a) 的实施方式基本上与图 44(b) 的实施方式相符,在此,插入口可以通过可枢转的活门 170 关闭,以便使驱动单元 30 沿与插入方向相反的方向固定。

[0312] 在如图 45(b) 所示的实施方式中,收纳部 80 相对于器械杆的纵轴线是可枢转的。这使得驱动单元 30 能够如图 45(b) 中的运动箭头所示首先插入到枢转至接收位置(见图 45(b)) 的收纳部中,然后使收纳部枢转至锁定位置,在此,驱动单元在该收纳部的锁定位置上形状配合地固定。

[0313] 在如图 46(a) 所示的实施方式中,驱动单元 30 具有收敛性的挤压件,用于在将驱动单元插入器械杆的收纳部中时挤压器械杆的驱动节肢组。如图 46(a) 所示的收敛性的挤压件具有凸状的、特别是倾斜的或椭圆的表面,该表面在第一部分 180a 中沿插入方向收敛,并由此在插入过程中形状配合地向回推挤驱动节肢组 45.2 的前伸出平均水平的驱动节肢。在沿插入方向收敛的表面 180a 上连接沿插入方向发散并在如图 46(a) 所示的实施方式中同样为凸状的表面 180b,以便即使在驱动单元 30 从收纳部 80 离开时也能向回推挤前伸的驱动节肢。

[0314] 相反,在如图 46(b) 所示的实施方式中,驱动单元 30 具有多个可转动的滚轮 181a、181b 形式的可移动的挤压件,这些滚轮在插入过程中向回推挤驱动节肢组 45.2 的前伸出平均水平的驱动节肢,并由此使驱动节肢组平整。在超出滚轮 181a、181b 或凸状表面 180a 之后,驱动节肢至少基本上均匀地朝向器械杆的收纳部前伸。

[0315] 图 47 示意性示出了根据本发明的一种实施方式的手术器械,其具有器械杆 20。该器械杆具有刚性、铰接或可弯曲的管 22,在该管的远端部上设有末端执行器 21,该末端执行器具有一个或多个功能自由度和/或运动自由度。在器械杆的近端侧的器械壳体 23 中,驱动模块 25 在接口 24 上可松脱地与器械杆相连接。管 22 可以固定在器械壳体 23 上,或

者可转动地支承在器械壳体 23 上,从而使管 22 具有围绕其纵轴线的转动自由度。

[0316] 图 48A 和图 48B 以不同的透视图示出了这种接口。为了清楚起见,只示出了驱动模块 25 和器械杆 20 的几个组件,并因此标有单引号(')。特别是只示出了一个用于激活器械杆的自由度的传动器,其它的传动器类似地设立并例如与所示出的传动器并行设置。

[0317] 各个传动器具有电动机传动单元 31' 形式的执行元件,其从动轴代表驱动模块的可无限制转动的从动节肢。

[0318] 驱动节肢 32' 以下面所述的方式与该从动节肢相联接,该驱动节肢在器械杆中在推力轴承 34' 中形状配合地沿移动轴线 B' 可移动地被引导。

[0319] 驱动节肢通过牵引件或推杆 36 与末端执行器 21 相连接,以便激活末端执行器(未示出),在此,推杆平行于移动轴线 B'。驱动节肢在两个末端止挡件 37.1 和 37.2(见图 53,在图 48 中未示出)之间是可移动的。

[0320] 在驱动节肢上设有垂直于移动轴线 B' 的线性凹槽 33'。导引元件 30' 偏心地设置在可转动的从动节肢上,并且当从动节肢和驱动节肢彼此联接时,该导引元件可以被引导在凹槽中移动。可转动的从动节肢的转动轴线垂直于可引导移动的驱动节肢的移动轴线 B' 和凹槽。

[0321] 导引元件 30' 具有榫形件,滚动圈形式的滚动体滑动地或滚动地支承在该榫形件上。在一种变形中,替代地还可以在榫形件上设置无外环的滚动轴承。

[0322] 图 49(a) 和图 49(b) 示出了导引元件与凹槽相联接的步骤,图 49(c)–图 49(f) 示出了通过从动节肢激活驱动节肢的步骤。

[0323] 在图 49(a) 中,驱动模块和器械杆彼此连接,在此,从动节肢和驱动节肢 32' 尚未彼此联接。通过从动节肢的转动(参见图 48A 和图 49(c) 中的运动箭头 A'),导引元件 30' 转动通过凹槽 33' 的在图 49 中为上导引壁中的开口进入凹槽中(参见图 49(a) 中的运动箭头,并由此首先单侧地联接从动节肢和驱动节肢(图 49(b)。当从动节肢继续转动时(参见图 49(c) 中的运动箭头 A'),现在被导入凹槽 33' 中的导引元件 30' 使驱动节肢沿其移动轴线 B' 转移至推力轴承 34' 中。在图 49(d)–图 49(f) 中示出了转动的从动节肢如何使驱动节肢在两侧沿其移动轴线 B' 移动并能够由此激活末端执行器:通过从动节肢和偏心地设置在从动节肢上的导引元件 30' 沿图 49(c) 中的运动箭头 A' 所示的方向或相反方向的转动,可以使驱动节肢 32' 沿其移动轴线 B' 在两个方向上(在图 49 中为向上/向下)移动,并由此通过牵引件或推杆 36(见图 48) 激活器械杆的体内自由度。

[0324] 在如图 48 和图 49 所示的实施方式中,凹槽的(位于图中上方的)导引壁具有开口,用于通过从动节肢的转动引入导引元件,该开口由开放的或 U 形的侧边对中较短的边构成,该短边定义了凹槽。

[0325] 图 50 以局部截面图按照与图 48 相符的方式示出了根据本发明的另一种实施方式的手术器械的接口。与图 48 一样,为了清楚起见,仅示出了驱动模块 125 和器械杆 120 的几个组件,特别是只示出了一个用于激活器械杆的自由度的传动器,其它的传动器类似地设立并例如与所示出的传动器并行设置。

[0326] 各个传动器具有例如电动机传动单元 131 形式的执行元件,执行元件的从动轴可以看作是驱动模块的可无限制转动的从动节肢。

[0327] 该从动节肢以下面所描述的方式与驱动节肢 132 相联接,该驱动节肢可以在器械

杆中在推力轴承（未示出）中形状配合地沿移动轴线 B' " 移动，并通过平行于移动轴线 B' " 的牵引件或推杆 136 与末端执行器相连接。

[0328] 在该驱动节肢中设有线性凹槽（在图 50 中被切开），当从动节肢和驱动节肢彼此联接时，该凹槽垂直于移动轴线 B' " 和导引元件 130 的轴线，导引元件 130 偏心地设置在可转动的从动节肢上并在凹槽中是可引导移动的。可转动的从动节肢的转动轴线垂直于可引导移动的驱动节肢的移动轴线 B' " 和凹槽。偏心的导引元件 130 通过径向轴承 140 支承在执行元件 131 的机架 139 上。

[0329] 在如图 50 所示的实施方式中设有公差元件 132.3。该公差元件可以在驱动节肢 132 上平行于其移动轴线 B' " 地移动，并相对于该驱动节肢通过弹簧件 132.4 弹性预紧。因此，当从动节肢和驱动节肢彼此联接时，公差元件将驱动节肢和从动节肢沿驱动节肢的移动轴线 B' " 拉紧。

[0330] 公差元件具有公差元件槽，该公差元件槽平行于驱动节肢 132 中的凹槽，并且当从动元件和驱动节肢彼此连接时，导引元件 130.2 穿过该公差元件槽。

[0331] 在如图 50 所示的实施方式中，导引元件具有滑动地或滚动地受到支承的滚动圈 130.2 的形式的、可转动地受到支承的滚动体，用于与驱动节肢中的凹槽相接触。在其旁边沿轴向设有另一个滑动地或滚动地受到支承的滚动圈 130.2 的形式的、可转动地受到支承的滚动体，用于与驱动节肢中的凹槽相接触。在一种变形中，替代地还可以设置无外环的滚动滚动支承。

[0332] 导引元件 130 可轴向移动地支承在从动节肢中。由此使得导引元件可以轴向地进出驱动节肢和公差元件中的凹槽。该导引元件通过轴向弹簧（未示出）相对于所述凹槽被预紧，从而使导引元件自动地进入凹槽中。

[0333] 用于使导引元件轴向移动的连杆 138 抗扭地与机架 139 相连接。连杆沿转动方向具有斜坡，导引元件的卷边在该斜坡上上行。通过这种方式，可以利用从动节肢的转动沿图 50 中运动箭头 A' " 所示的方向通过连杆 138 使导引元件 130.2 轴向移动（在图 50 中向左），并由此与凹槽外接合。在一种未示出的变形中，可以通过连杆使导引元件在彼此间隔开的转动位置上相反方向地轴向移动，并由此不仅与凹槽外接合，而且还与凹槽内接合。为此，连杆与图 50 中示出的斜坡相对应地具有另一个相反方向的并沿转动方向间隔开的斜坡，该斜坡使导引元件的卷边在从动节肢转动时沿与方向 A' " 相反的方向轴向进入到凹槽中。在这种情况下，可以通过轴向弹簧降低或取消预紧。

[0334] 图 51A 和图 51B 分别以透视图（图 51A）和局部截面图（图 51B）示出了根据本发明的另一种实施方式的手术器械的接口。该实施方式基本上与图 50 所示的实施方式相符，因此请参考前面的描述，下面将只对其中的不同之处进行说明。

[0335] 在图 51 所示的实施方式中，公差元件与驱动节肢 312" 一体化地构成，更确切地说是通过空腔 333.3 与驱动节肢 312" 一体化地构成，一体化的边 333.1 可以压入该空腔中，该边在两侧（在图 51A 中为左边和右边）受到支承。

[0336] 在图 51B 的截面图中可以看到导引元件 330，该导引元件通过滚动轴承 330.2 进入到驱动节肢 132" 的凹槽 333.2 中。附加地，导引元件 330 通过另一滚动轴承 330.1 支承在一体化的公差元件的边 333.1 上，该公差元件使导引元件 330 并由此使支承在该导引元件中的从动节肢和驱动节肢 132" 沿驱动节肢的移动轴线（在图 51B 中为垂直的）预紧。

[0337] 图 52 利用与图 51B 相符的方式以局部截面图示出了根据本发明的另一种实施方式的手术器械的接口。该实施方式基本上与图 50 所示的实施方式相符,因此请参考前面的描述,下面将只对其中的不同之处进行说明。

[0338] 在图 52 所示的实施方式中,在导引元件的榫形件 130' 上设有具有滚动体 130.1 和 130.2 的无外环滚动轴承的内环 230.3。在此,图 52 中右边的滚动体 130.2 起到公差元件的作用,当从动节肢和驱动节肢彼此联接时,该滚动体使得导引元件并由此使得从动节肢相对于驱动节肢 132' 沿驱动节肢的移动轴线 B^{IV}预紧。

[0339] 为此,导引元件的位于图 52 中左边的滚动体 130.1 和公差元件 130.2 具有方向相反的斜坡,这些斜坡与从动元件 132' 的方向相反的斜坡 233.1、233.2 是互补的。公差元件 130.2 在导引元件的内环 230.3 可受引导地移动,并通过弹簧件 230.4 相对于该内环有弹性地预紧。通过公差元件 130.2 的斜坡的这种由弹簧件引起的轴向进给,该公差元件使得从动节肢和驱动节肢 132' 沿移动轴线 B^{IV}预紧。

[0340] 如上所述,位于图 52 中左边的滚动圈 130.1 可以在径向的外面在驱动节肢 132' 上和 / 或在径向里面在内环 230.3 上滑动地支承或滑动,而位于图 52 中右边的滚动圈 130.2 可以在径向的外面在驱动节肢 132' 上和 / 或在径向里面在内环 230.3 上滑动地支承或滑动,滚动圈 130.1 和 130.2 在本发明意义下看作是滚动体,而滚动体 130.1、130.2 和内环 230.3 由此一起构成本发明意义下的无外环滚动轴承。附加地或 lic 替代地,除了滚动体 130.1、130.2 相对于驱动节肢 132' 和 / 或内环 230.3 的转动性或滑动支承意外,内环 230.3 在榫形件 130' 上可以是抗扭的或被滑动支承或滑动

[0341] 图 53A 和图 53B 示出了处于不同位置中的根据本发明的另一种实施方式的手术器械的接口。该实施方式基本上与前面所述的实施方式相符,因此请参考前面的描述,下面只针对不同之处进行说明。

[0342] 在图 53 所示的实施方式中,0 形封闭的凹槽 33'' 在驱动节肢 32'' 中关于从动节肢 31'' 的转动轴线(垂直于图 53 中的图像平面)和驱动节肢 32'' 的移动轴线 B'' 不对称地构成,并基本上只延伸至该转动轴线。

[0343] 由此使得从动节肢 31'' 和驱动节肢 32'' 明确地彼此联接。相反,如果使凹槽 33'' 关于该转动轴线向外延长,特别是相对于该转动轴线对称地延长(在图 53 中向右),显然导引元件 30'' 可以分别在凹槽 33'' 中的两个关于移动轴线 B'' 对称的转动位置上接合。通过凹槽 33'' 的不对称设计,可以防止导引元件 30'' 永远只在凹槽 33'' 中的一个转动位置上接合。

[0344] 图形序列图 53A → 图 53B 再一次阐明了根据本发明的一种实施方式的接口的工作原理。当从动节肢 31'' 沿图 53 中运动箭头 A'' 所示出的方向转动时,与该从动节肢相联接的驱动节肢 32'' 在其推力轴承(图 53 中的线影)中沿其移动轴线 B'' 移动。为了限定这种移动,特别是对于分离的从动节肢,设置两个末端止挡件 37.1、37.2,驱动节肢的端侧 32.1'' 或 32.2'' 撞在末端止挡件上。

[0345] 在从动节肢分离时,驱动节肢的(完整)行程 H 为末端止挡件 37.1、37.2 的间隔减去端侧 32.1'' 或 32.2'' 相对于凹槽 33'' 的中心线的间隔 B。由此,在本发明的一种实施方式中(对于这种实施方式来说,图 53 中的实施方式只是一种可能的实施方式),驱动节肢的端侧相对于驱动节肢中的凹槽的中心线的间隔 B 通常至少等于所述完整行程加上凹槽宽

度的一半,参见图 53:

[0346] $B \geq H+D/2$, 其中,

[0347] B:驱动节肢的端侧相对于凹槽中心线的间隔;

[0348] H:驱动节肢的总行程;

[0349] D:凹槽宽度。

[0350] 图 54 示出了根据本发明的另一种实施方式的手术器械的接口。这种实施方式基本上与前述的实施方式相符,因此请参考前面的描述,下面只针对不同之处进行说明。

[0351] 在图 54 中的实施方式中,在驱动模块 25 的从动节肢 31 的导引元件 30 和器械杆 20 的驱动节肢 32 的凹槽 33 之间设有无菌屏障件 35,在此,导引元件 30 接合在在器械杆 20 的推力轴承 34 上沿移动轴线 B 行进的驱动节肢 32 的凹槽 33 中,以便将导引元件 30 的转动运动 A 转换为驱动节肢 32 的平移移动。该无菌屏障件也可以设置在前面如图 47- 图 53 所示的实施方式中,但在那里没有示出。

[0352] 图 55A- 图 55D 分别以沿移动轴线方向的俯视图(图 55A 和图 55B)或以透视图(图 55C 和图 55D)示出了根据本发明的另一种实施方式的手术器械的接口,其中,从动节肢和驱动节肢未彼此联接(图 55A)或彼此联接(图 55B)。该实施方式基本上与前述的实施方式、特别是图 48 所示的实施方式相符,因此请参考前面的描述,下面只针对不同之处进行说明。

[0353] 在如图 55 所示的实施方式中,驱动节肢 32' 在推力轴承 34' 中可以较大的间隙、特别是松动地在器械杆上被引导移动。附加地,当该驱动节肢与器械杆相连接时(见图 55B),驱动节肢在推力轴承 340 中可以较小的间隙、特别是至少基本上无间隙地在驱动模块的执行元件 31' 被引导移动。因此,在连接状态下,在器械杆上的不正确导向是不起作用的。由此可以将这种耗费较高且更准确的导引转移到驱动模块上,并由此使得器械杆能够更简单和/或更低成本地、特别是更容易除菌地构成和/或制成为一次性用品。一旦器械杆和驱动模块相连接,驱动模块就将承担起对驱动节肢的精确导引。

[0354] 附图标记列表

[0355] 在图 1 至图 33 中:

[0356] 1 驱动单元

[0357] 2 器械杆

[0358] 3 无菌屏障件

[0359] 3.1 补偿元件

[0360] 3.2 波纹膜(预紧的松弛部)

[0361] 3.3 波纹管(预紧的松弛部)

[0362] 3.4 弹性体卷边(松弛部)

[0363] 3.5 可平移运动的密封件

[0364] 3.6 无菌隆起部

[0365] 3.7 加厚部

[0366] 4 适配器(固定元件)

[0367] 10A, 10B 从动元件(从动器组)

[0368] 10C 联接件

- [0369] 10D 导轨
- [0370] 11 从动元件基部
- [0371] 20A, 20B 驱动元件 (驱动器组)
- [0372] 20C 联接件
- [0373] 20D 转动推力轴承
- [0374] 20E 齿部
- [0375] 21 驱动元件基部
- [0376] 30 滚轮
- [0377] 40 联接杆
- [0378] 50 弹簧
- [0379] 60 滑车组
- [0380] 100 榫形件 (从动元件)
- [0381] 100.1 膨胀套筒 / 夹紧杠杆 (弹性的 / 单独的本体)
- [0382] 100.2 螺纹转轴 / 制动销 (夹紧件)
- [0383] 100.3 电动机
- [0384] 100.4 转轴螺母
- [0385] 100.5 推力轴承
- [0386] 100.6 定位锁球
- [0387] 100.7 中间元件 (组)
- [0388] 100.8 笼形套管
- [0389] 200 具有凹部的联接套管 (驱动元件)
- [0390] 200.1 压力弹簧
- [0391] 1000 摇转杆 (从动 / 驱动元件)
- [0392] 2000 联接部件 (驱动 / 从动元件)
- [0393] 2000.1 推力轴承
- [0394] 在图 34 至图 36 中
- [0395] 2.1, 2.2 刃口 (末端执行器)
- [0396] 3 控制装置
- [0397] 4 无菌屏障件
- [0398] 5 弹簧
- [0399] 10 驱动模块
- [0400] 11, 12 挺杆 ((驱动模块侧的) 传动器 (组))
- [0401] 13 电动机 (驱动器)
- [0402] 20 器械杆
- [0403] 21, 22 挺杆 ((器械杆侧的) 传动器 (组))
- [0404] 31-34 应变仪 (测量器件 / 测量装置)
- [0405] F_{E1}, F_{E2} 夹紧力
- [0406] F_{S1}, F_{S2} 器械杆 - 挺杆力
- [0407] F_1, F_2 驱动模块 - 挺杆力

- [0408] q_1 (转动) 自由度
- [0409] S1 方法步骤
- [0410] U_A 桥输出电压
- [0411] U_E 馈电电压
- [0412] 在图 37 至图 46 中 :
- [0413] 30 驱动单元
- [0414] 31 器械杆
- [0415] 32(柔性的) 无菌屏障件
- [0416] 34,35 从动挺杆
- [0417] 37,38 驱动挺杆
- [0418] 40 机器人
- [0419] 41(无菌的) 护罩
- [0420] 42 接口
- [0421] 44 ;44a,44b 电动机
- [0422] 45a-45d 挺杆对
- [0423] 45.1 从动节肢组
- [0424] 45.2 驱动节肢组
- [0425] 46 ;46a,46b 弹簧件 (压力弹簧)
- [0426] 47 ;47a,47b 驱动模块
- [0427] 47.1 驱动模块壳体
- [0428] 49 壳体
- [0429] 53 器械杆壳体
- [0430] 54 管
- [0431] 55 转动轴承
- [0432] 56a,56b 接口
- [0433] 57.1,57.2,57a-57d 传动边
- [0434] 58 传动齿轮
- [0435] 59 翘板
- [0436] 60(机械) 止挡件
- [0437] 61,167 锁销
- [0438] 80 收纳部
- [0439] 100,103 电磁铁
- [0440] 101,104 永磁铁
- [0441] 102 间隔元件
- [0442] 105 间隔元件
- [0443] 106 配对止挡件
- [0444] 140 插入开口
- [0445] 142,143,164 凹陷部
- [0446] 150 凹部

- [0447] 151,153 突出部
- [0448] 152,160,166 导引槽
- [0449] 161,165 导引肋
- [0450] 170 活门
- [0451] 180a,108b 部段 / 收敛的表面
- [0452] 181a,181b 可运动的滚轮
- [0453] 在图 47 至图 55 中 :
- [0454] 20 ;20' ;120 器械杆
- [0455] 21 末端执行器
- [0456] 22 管
- [0457] 23 器械壳体
- [0458] 24 接口
- [0459] 25 ;25' ;125 驱动模块
- [0460] 30 ;30' ;30" ;130 ;330 导引元件
- [0461] 31 从动节肢
- [0462] 31' ;31" ;131 电动机传动单元 (执行元件)
- [0463] 32 ;32' ;32" ;132 ;132' ;132" 驱动节肢
- [0464] 32. 1" ;32. 2" 端侧
- [0465] 33 ;33' ,33" 凹槽
- [0466] 34 ;34' 推力轴承
- [0467] 35 无菌屏障件
- [0468] 36 ;136 牵引绳 / 推杆
- [0469] 37. 1,37. 2 末端止挡件
- [0470] 130. 1 滚动圈 (滚动体)
- [0471] 130. 2 滚动圈 (公差元件)
- [0472] 130' 榫形件
- [0473] 132. 3 公差元件
- [0474] 132. 4 弹簧件
- [0475] 138 连杆
- [0476] 139 机架
- [0477] 140 径向轴承
- [0478] 230. 3 内环
- [0479] 230. 4 弹簧件
- [0480] 233. 1,233. 2 斜坡
- [0481] 330. 1,330. 2 滚动轴承
- [0482] 333. 1 边 (一体化的公差元件)
- [0483] 333. 2 凹槽
- [0484] 333. 3 空腔
- [0485] 340 推力轴承

- [0486] A ;A' ;A'' ;A' '' 转动运动
- [0487] B ;B' ;B'' ;B' '' ;B^{IV}移动轴线。

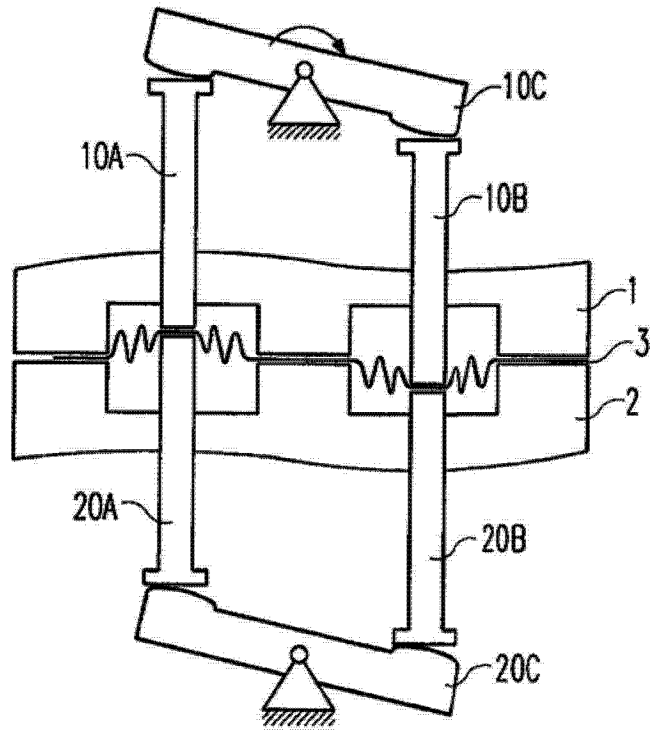


图 1

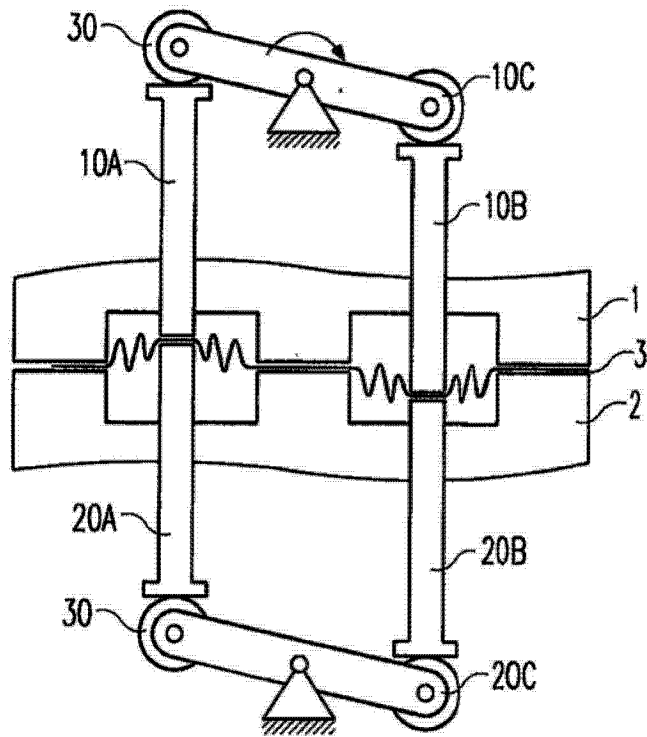


图 2

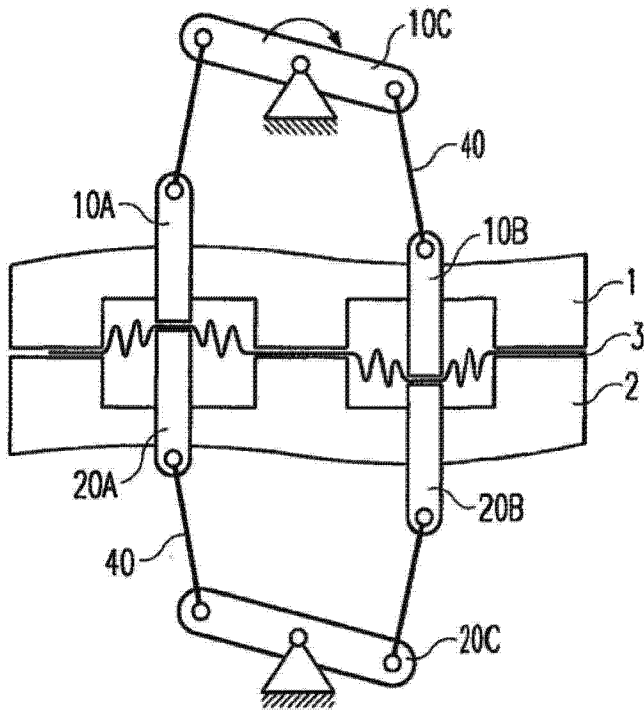


图 3

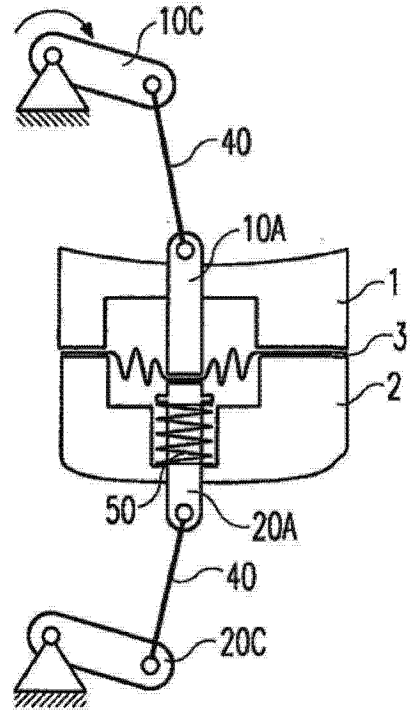


图 4

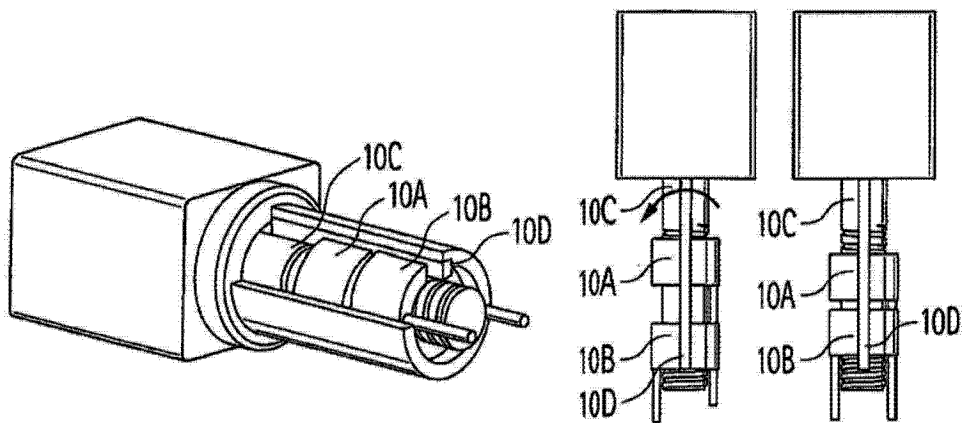


图 5

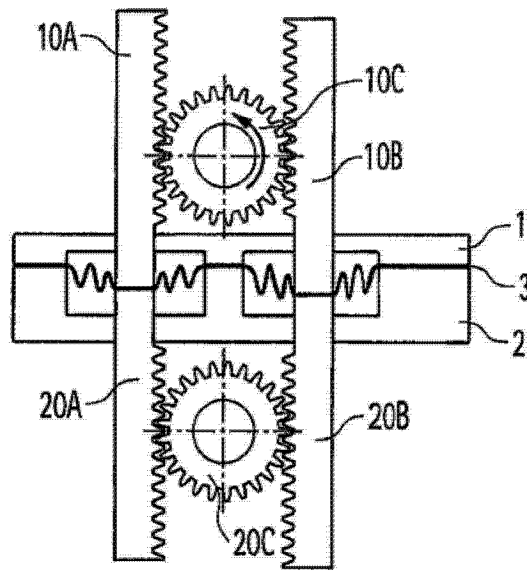


图 6

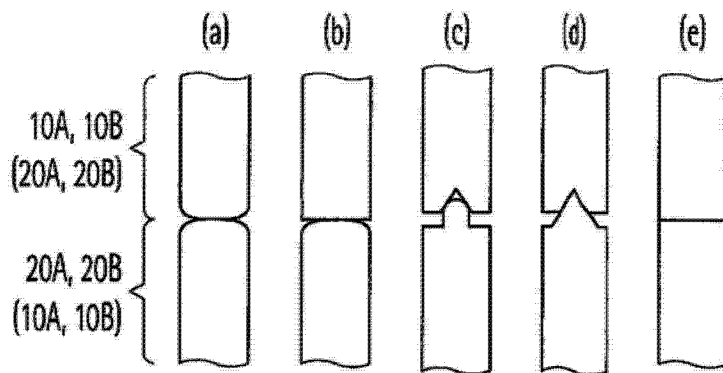


图 7

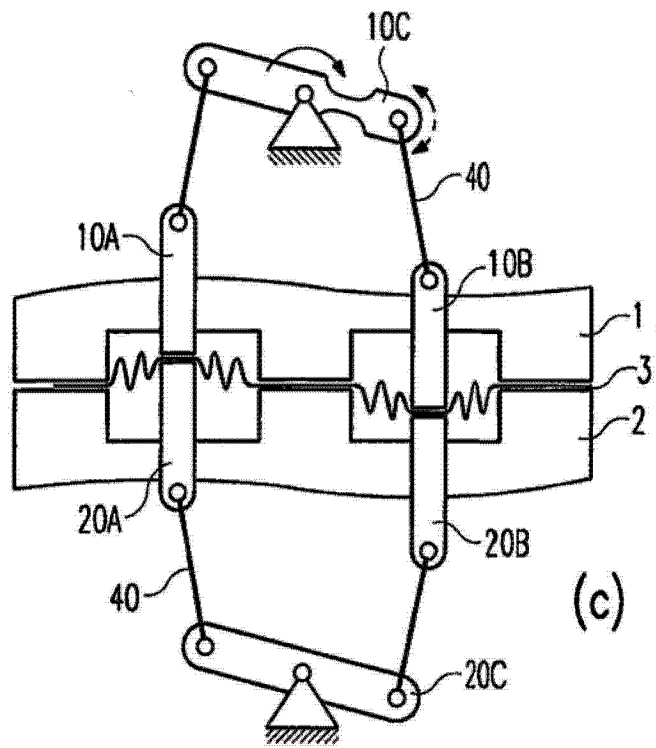
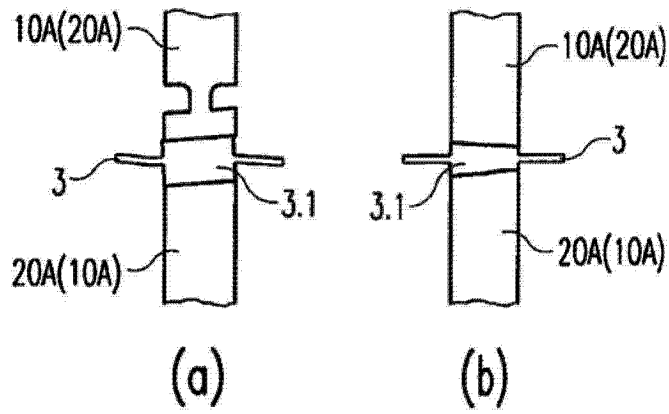


图 8

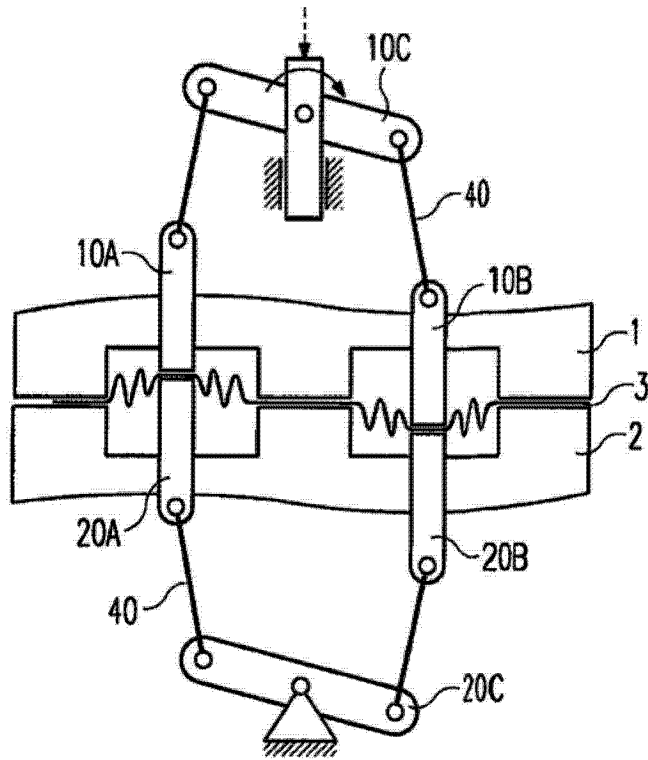


图 9

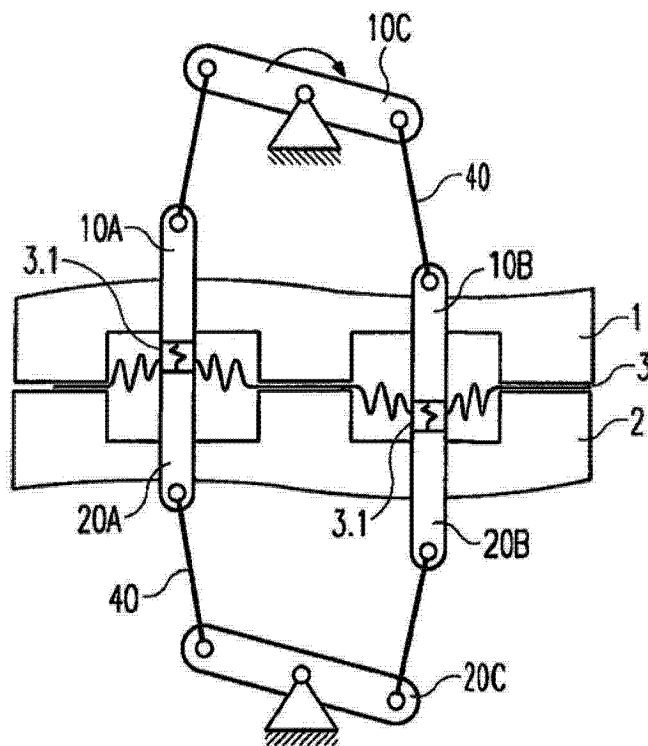


图 10

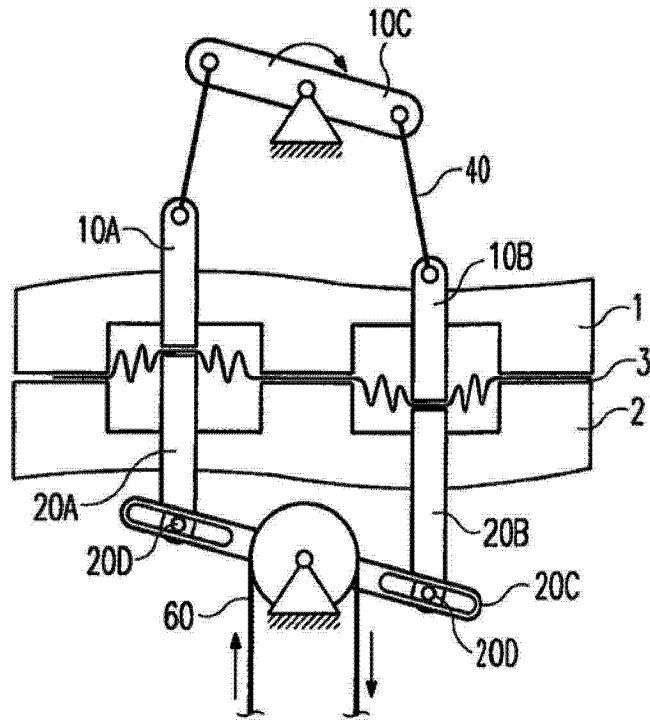


图 11

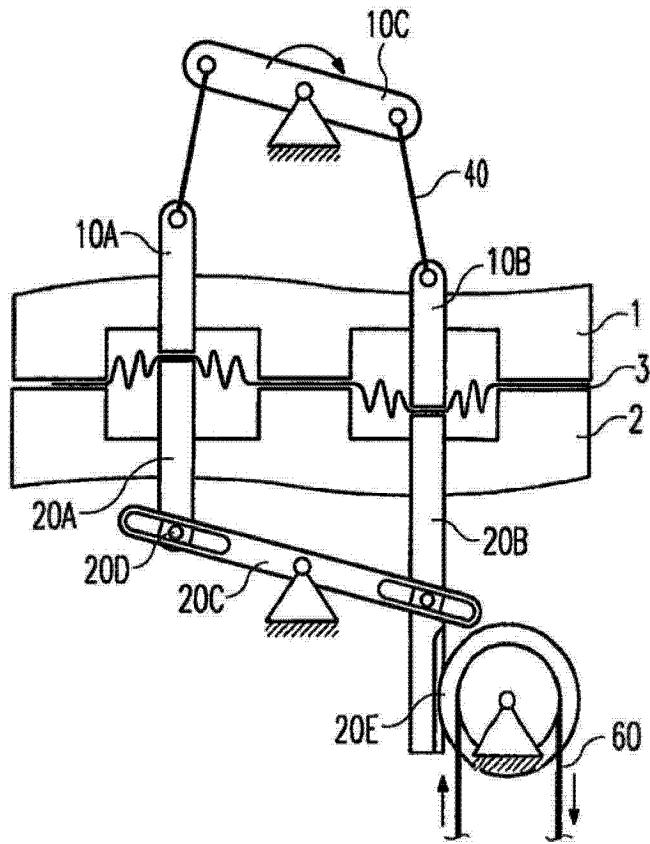


图 12

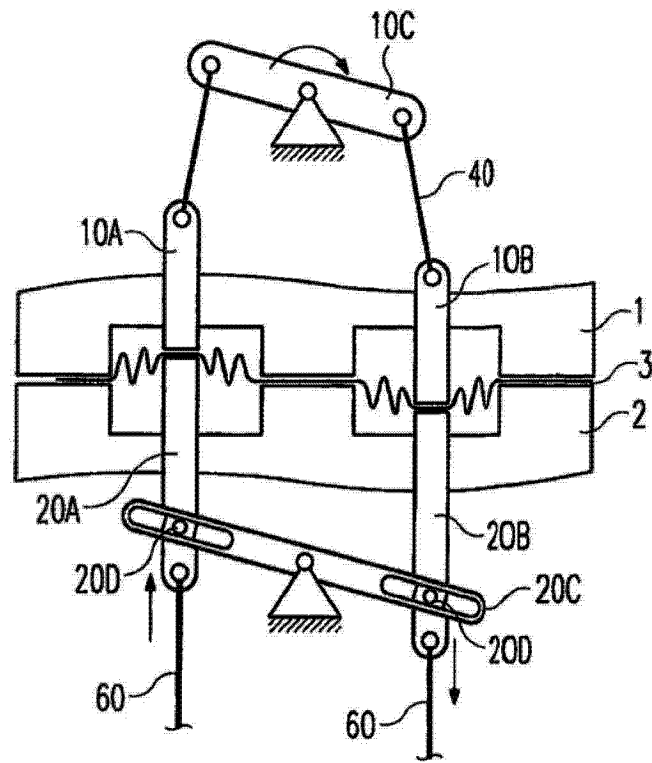


图 13

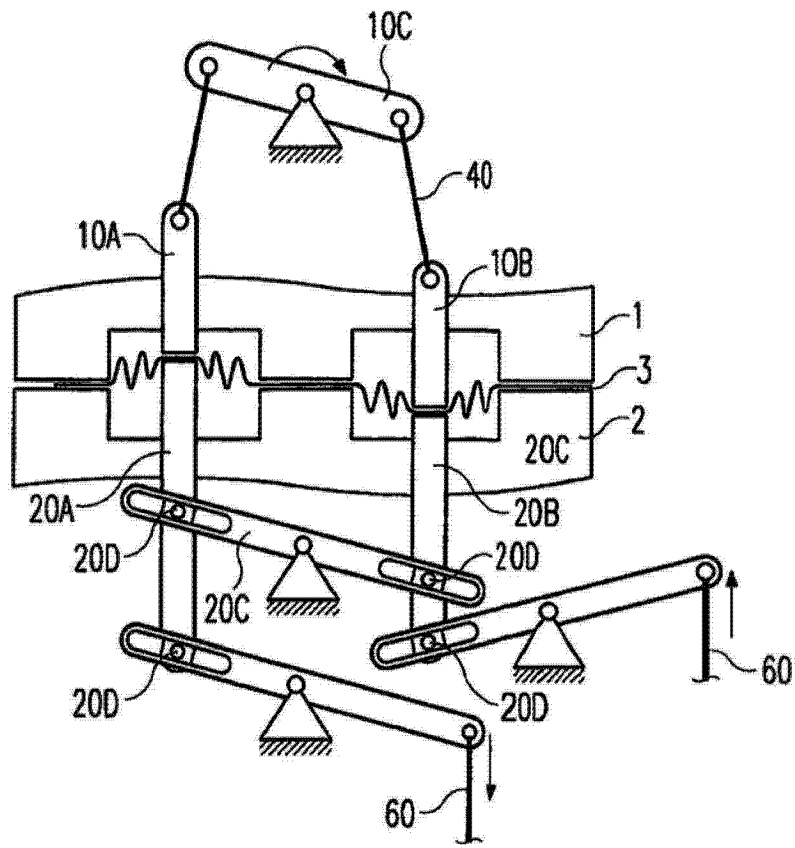


图 14

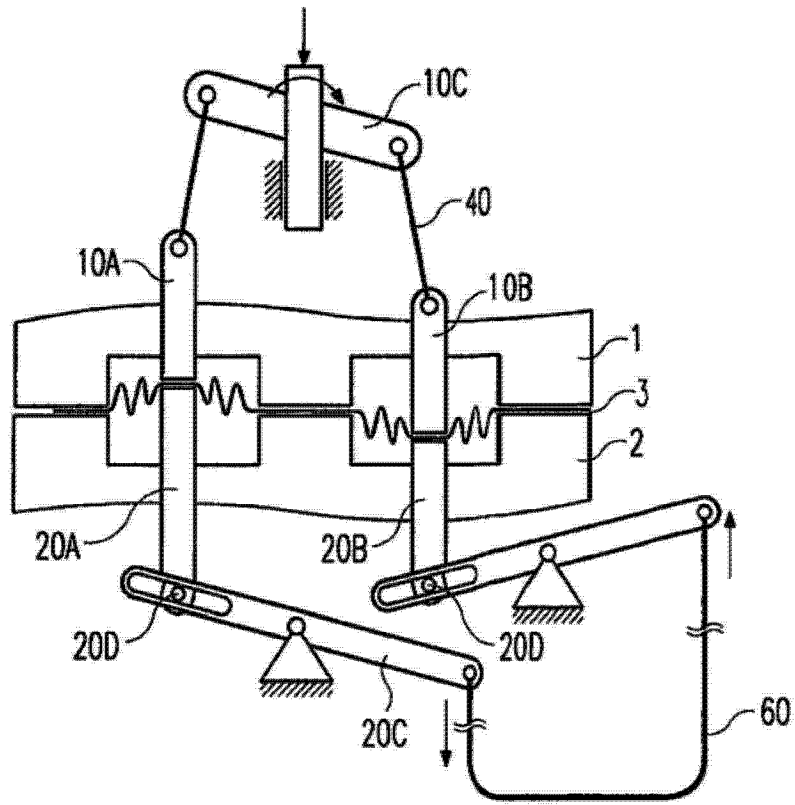


图 15

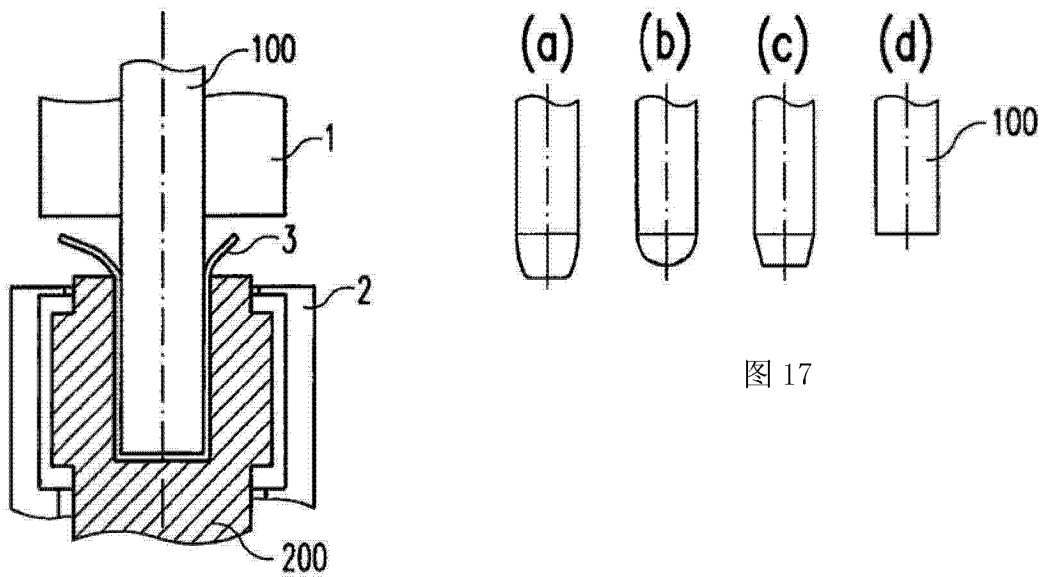


图 17

图 16

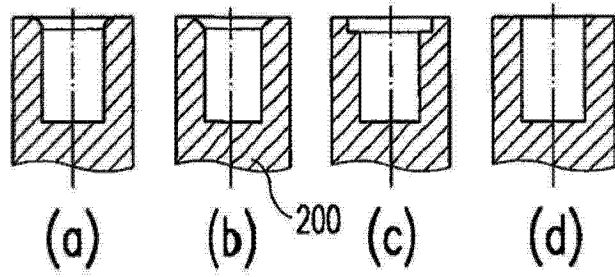


图 18

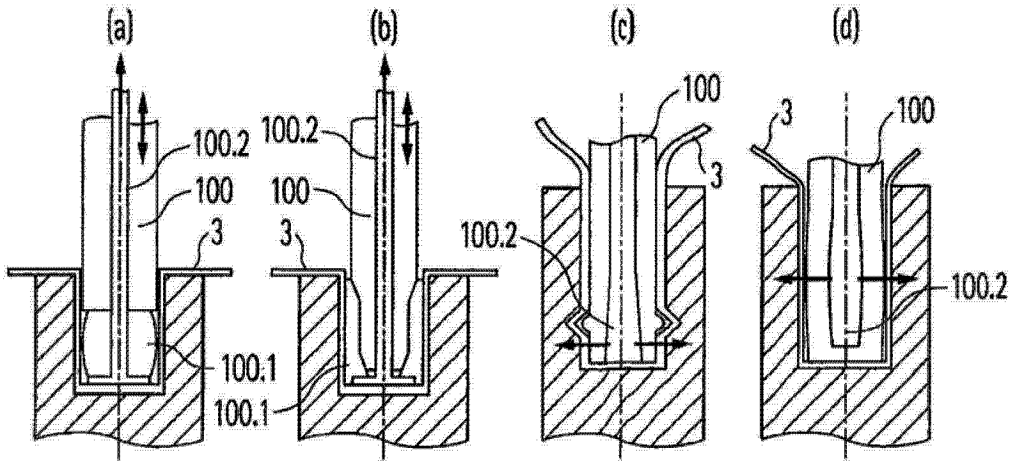


图 19

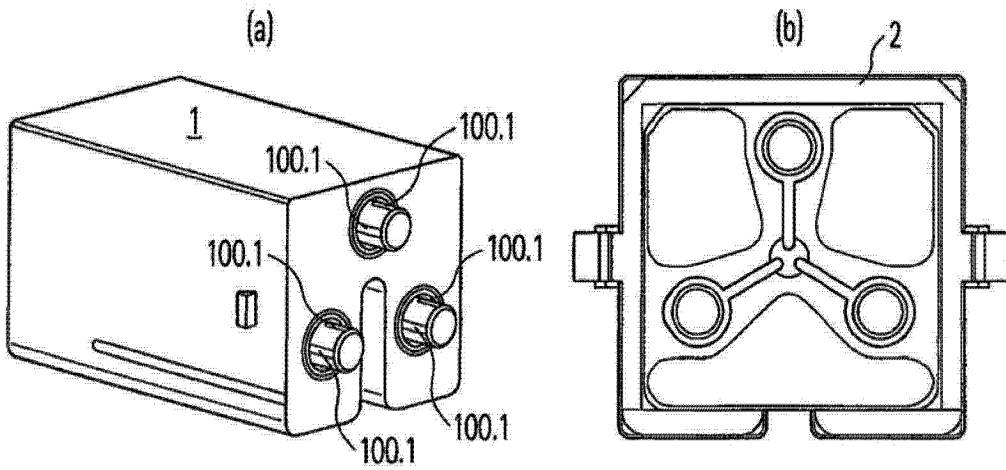


图 20

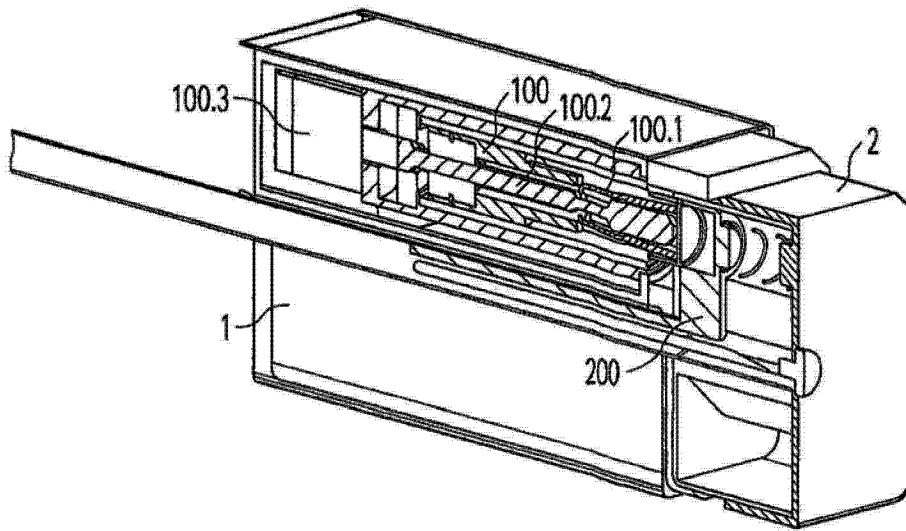


图 21

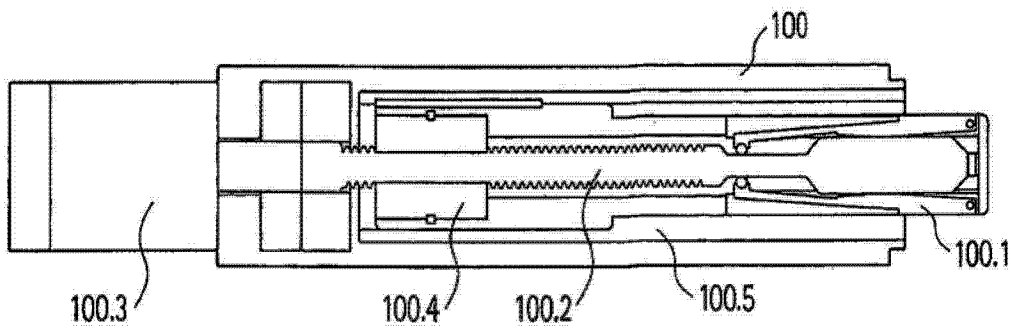


图 22

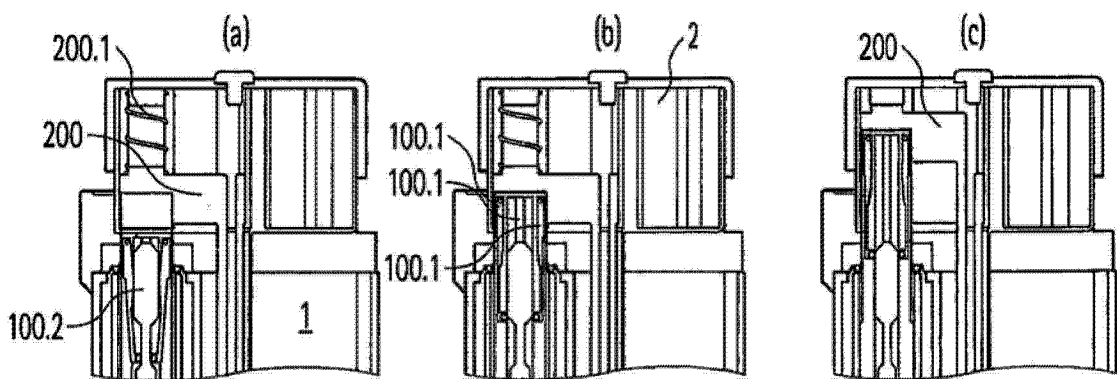


图 23

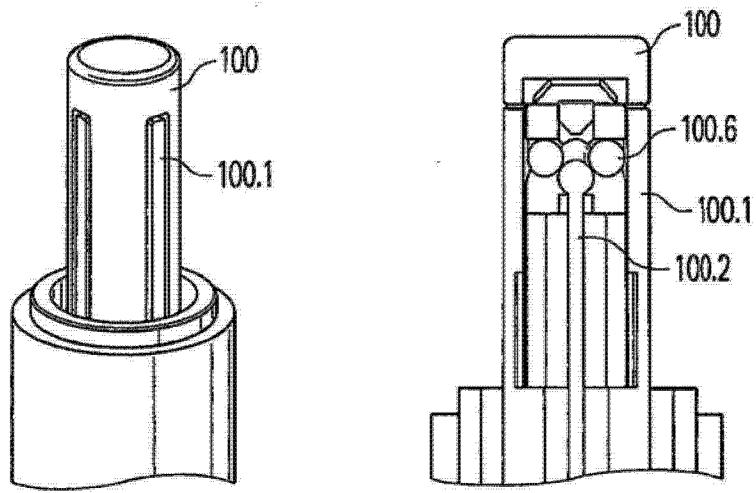


图 24

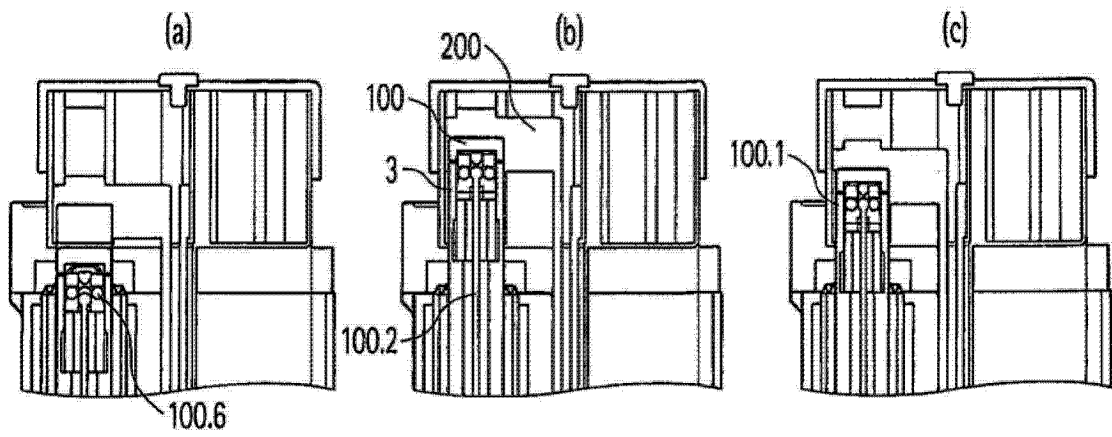


图 25

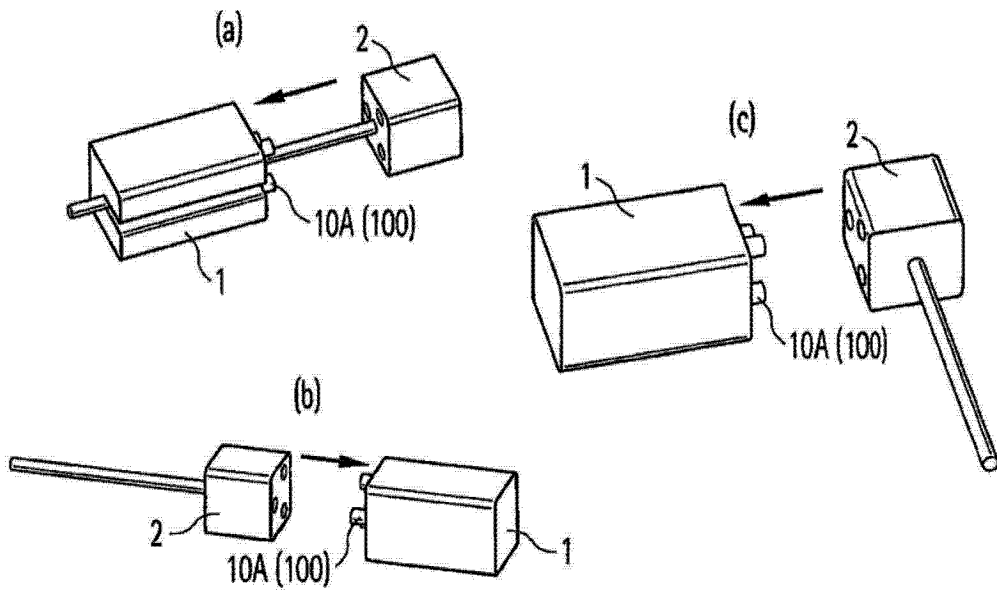


图 26

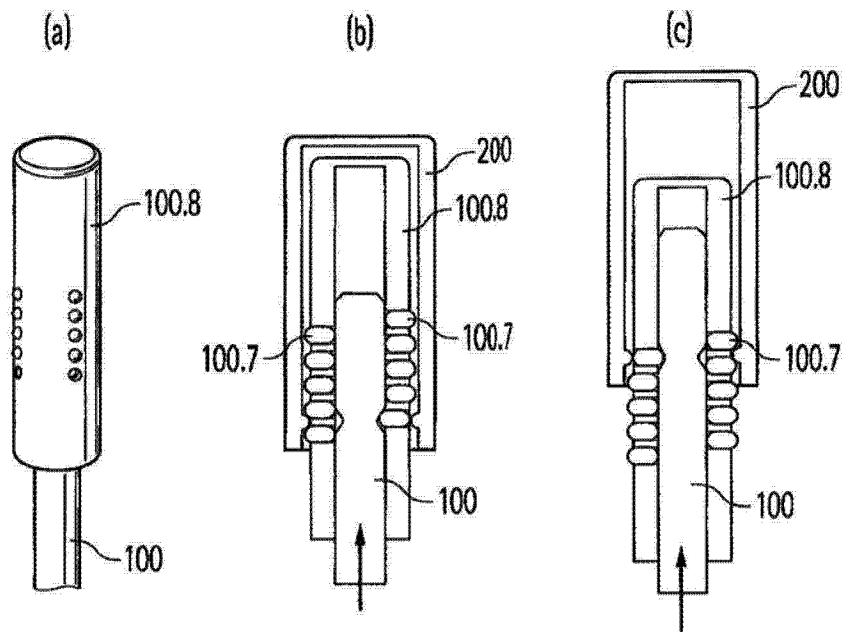


图 27

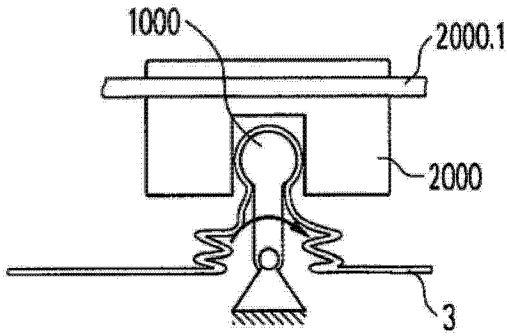


图 28

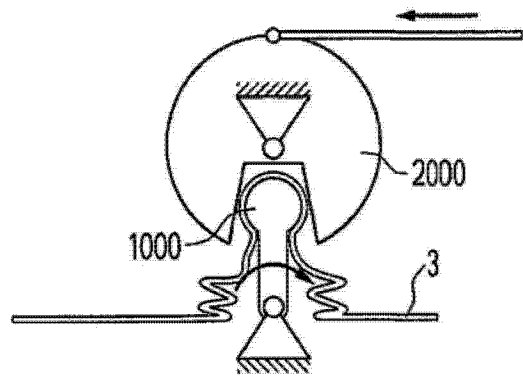


图 29

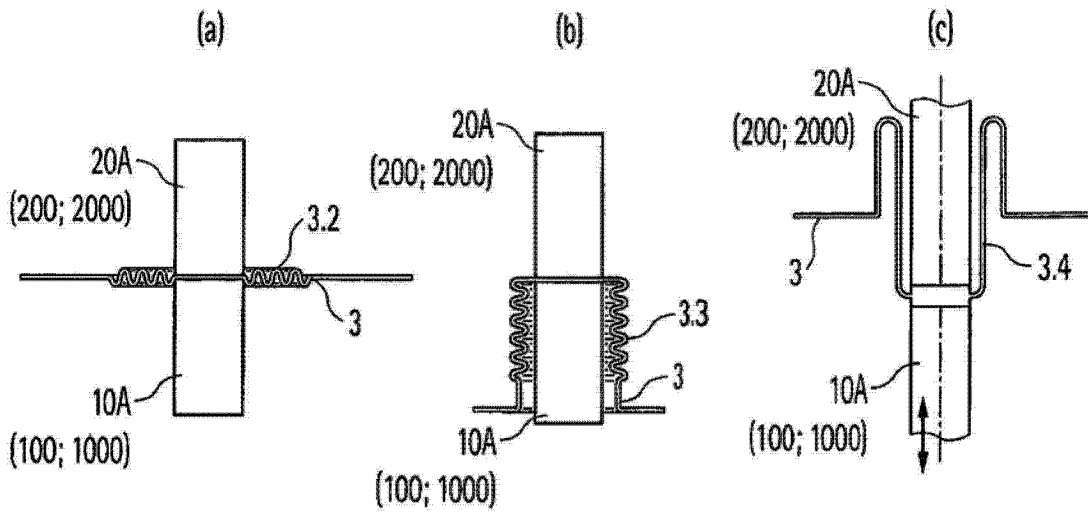


图 30

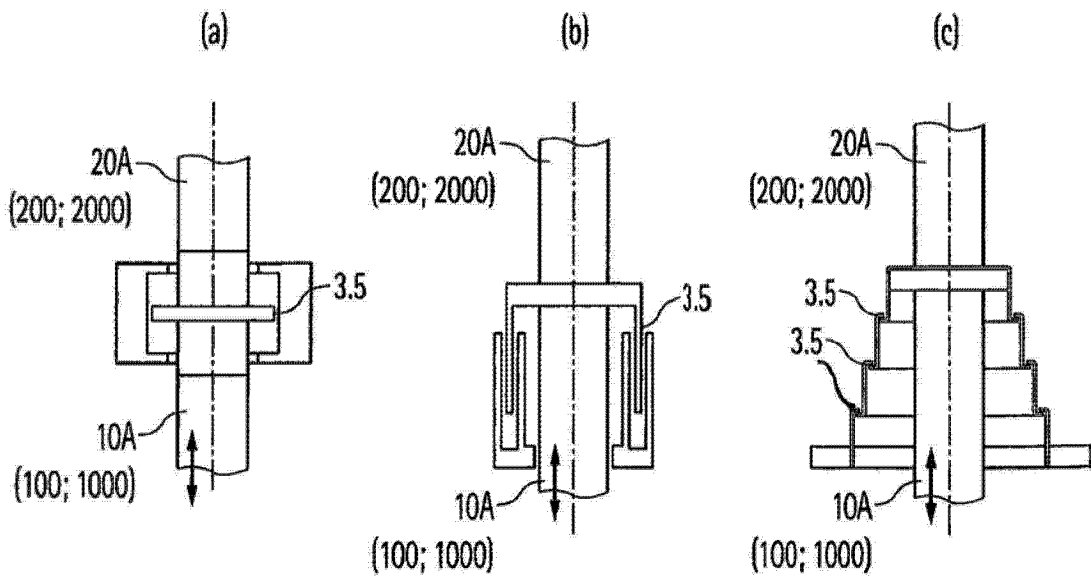


图 31

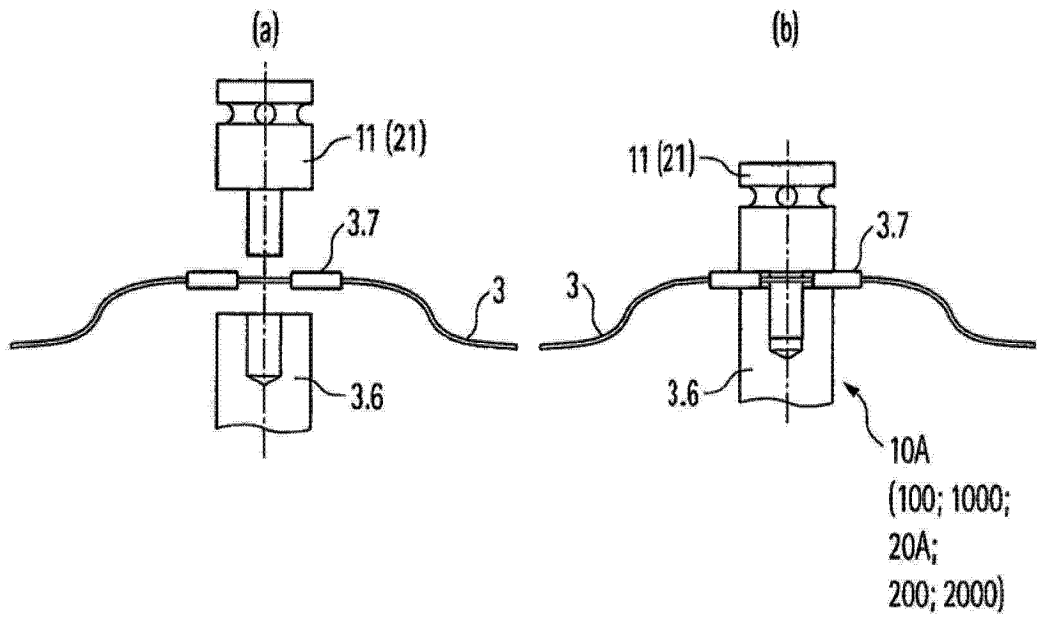


图 32

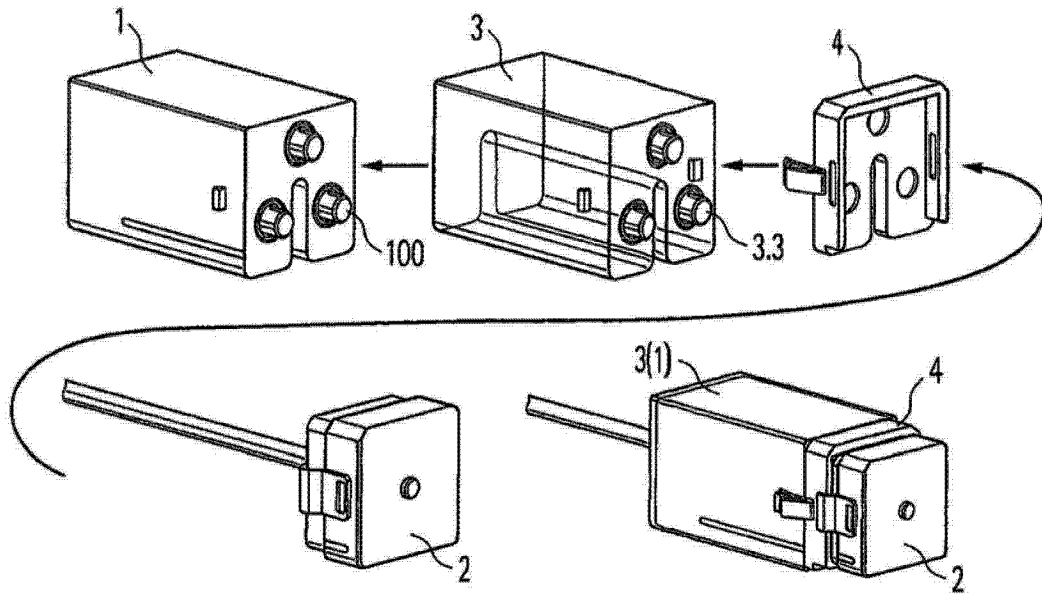


图 33

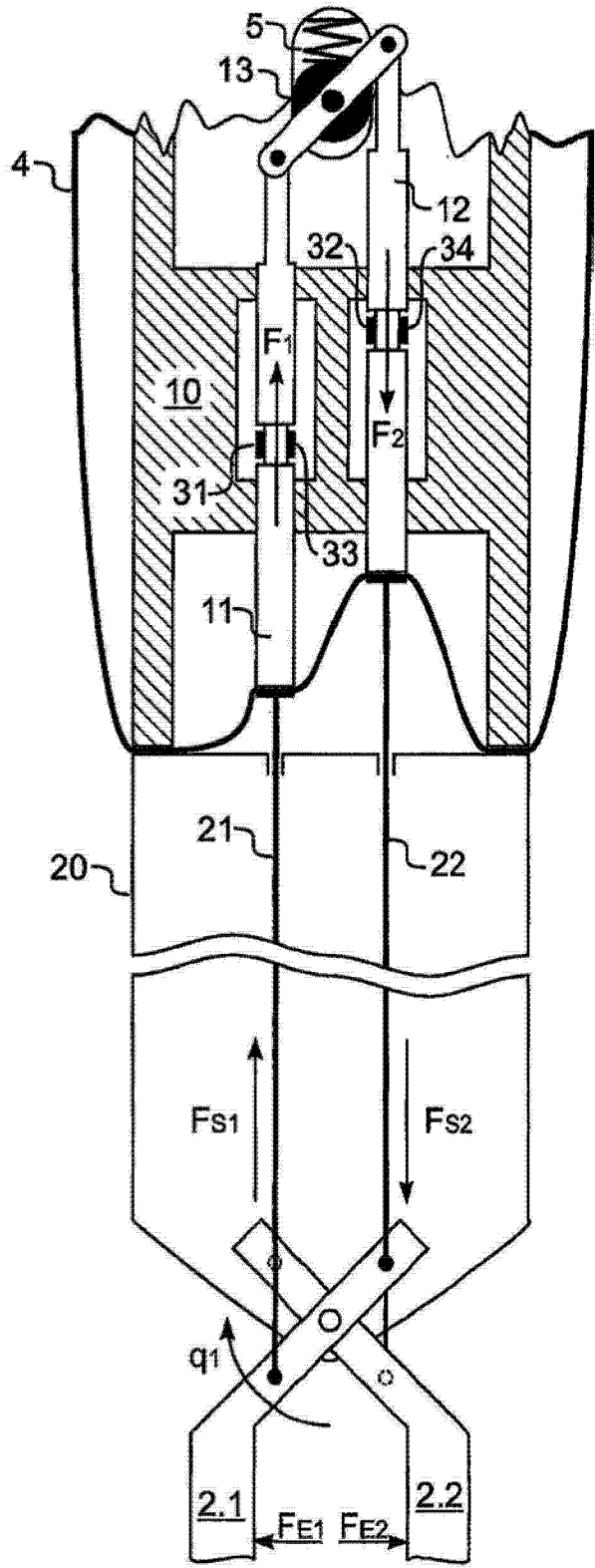


图 34

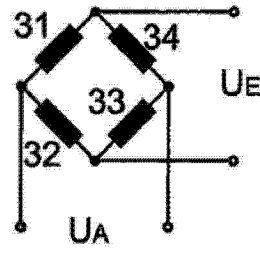


图 35

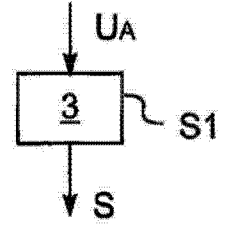


图 36

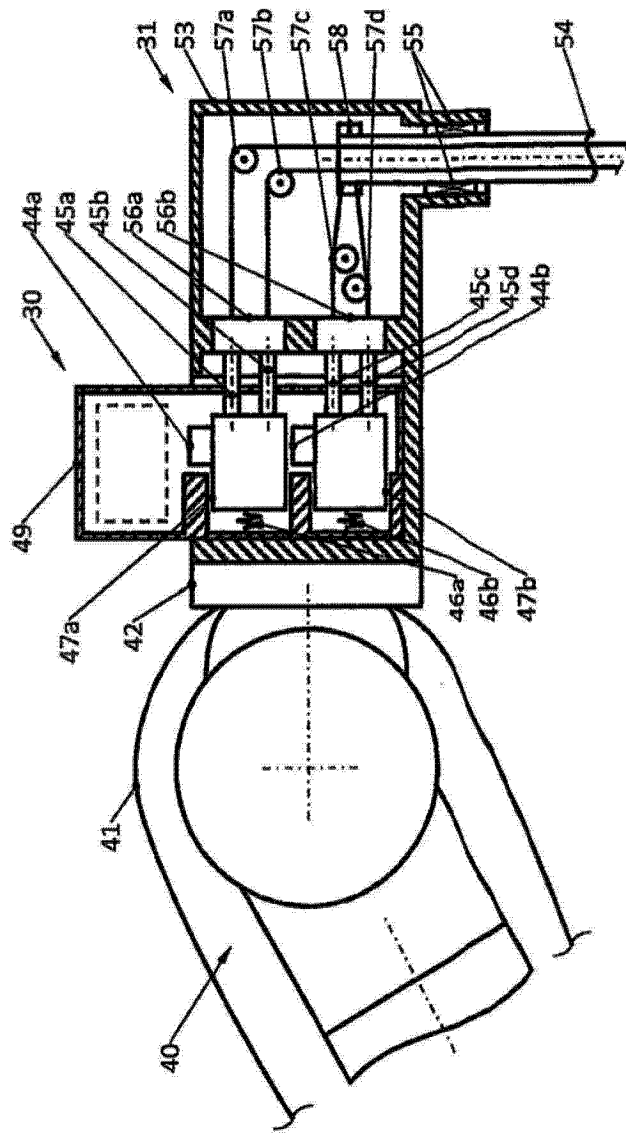


图 37

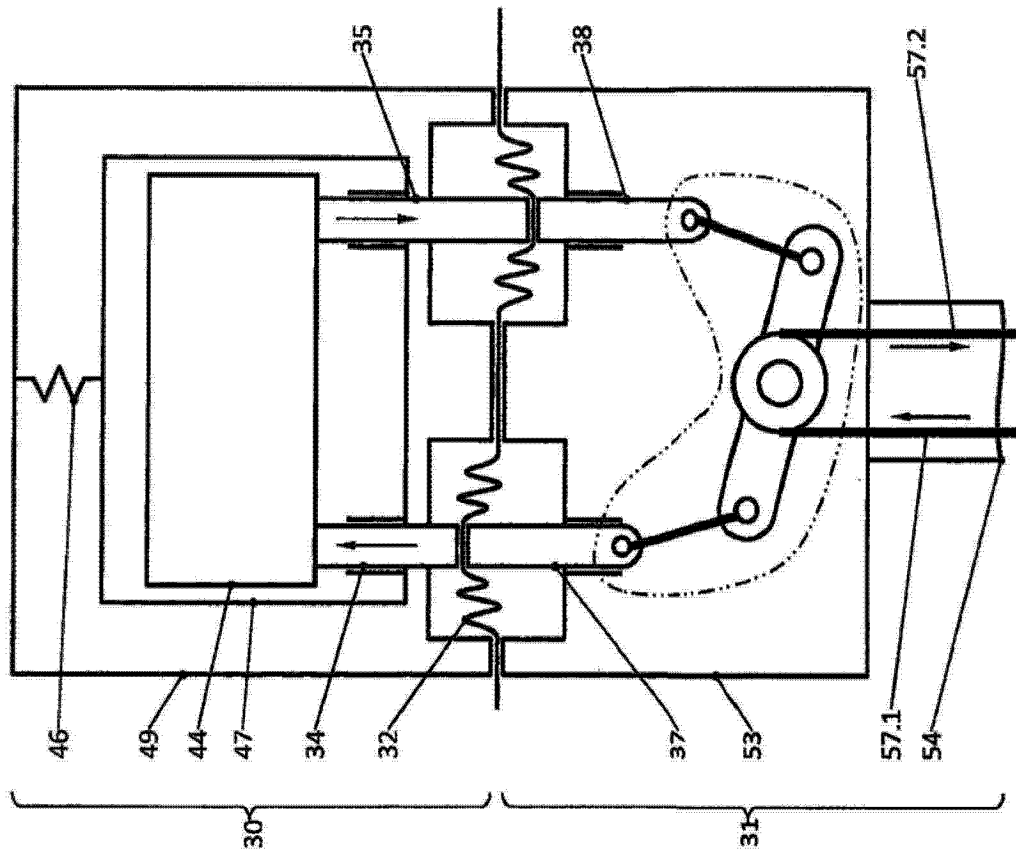


图 38

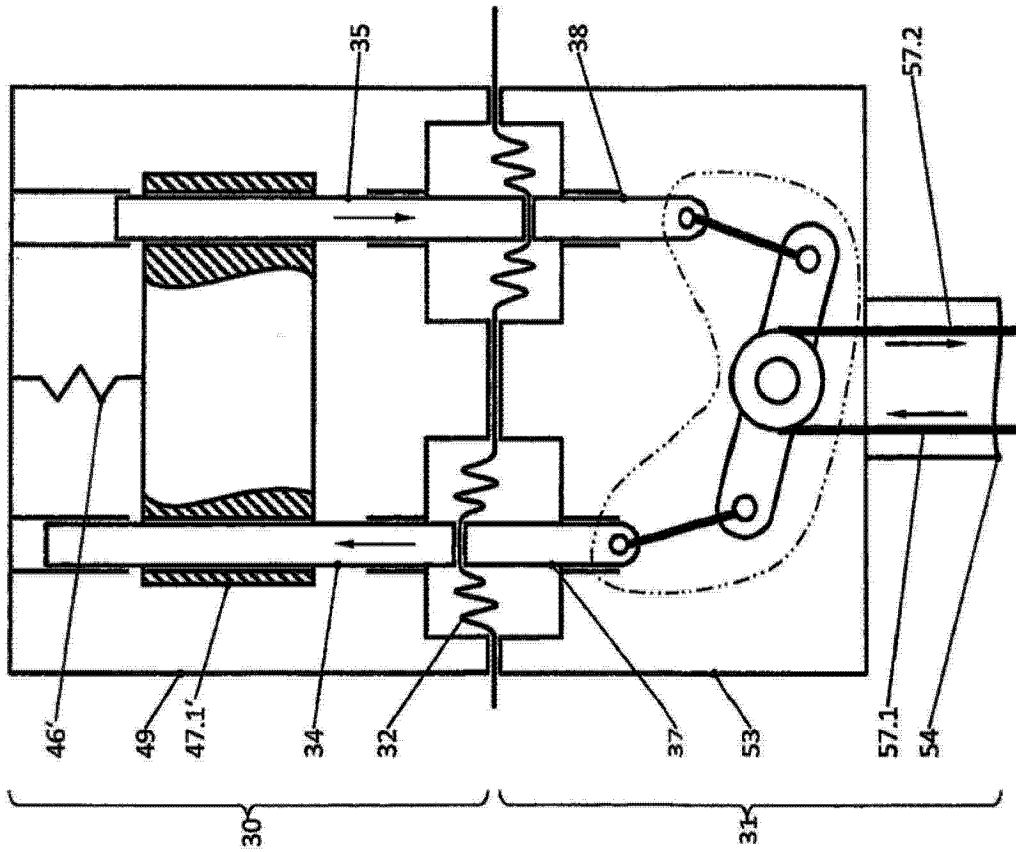


图 39

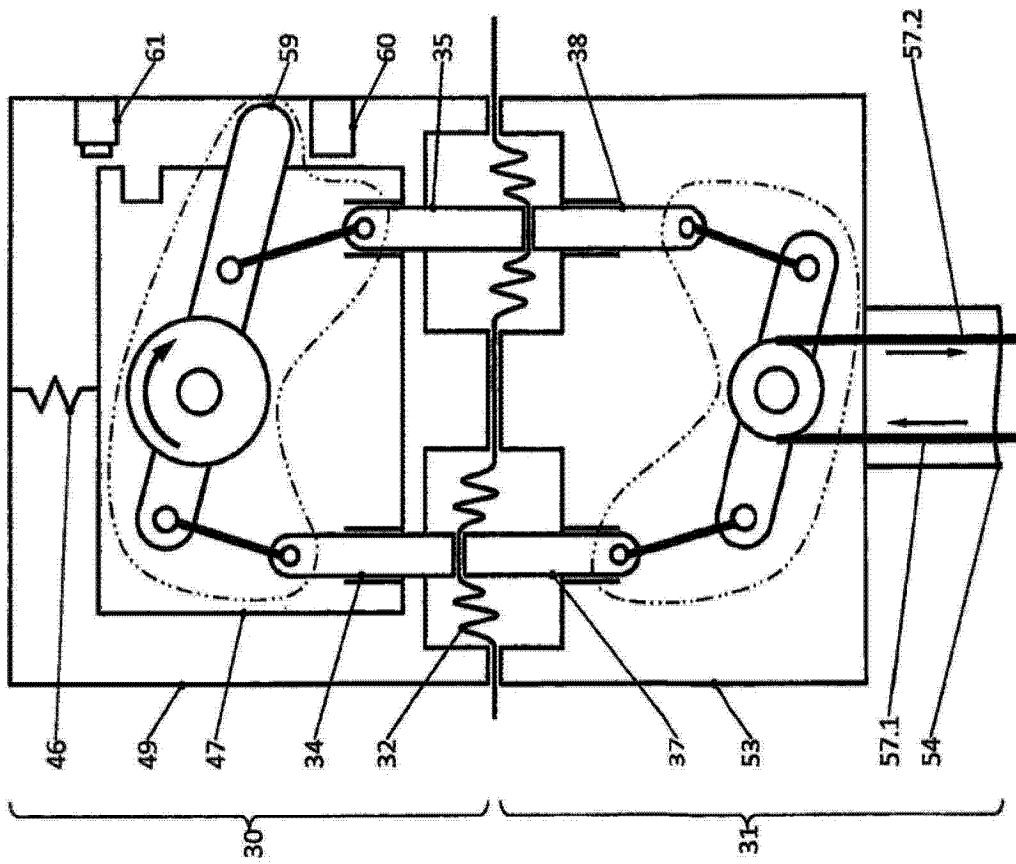


图 40A

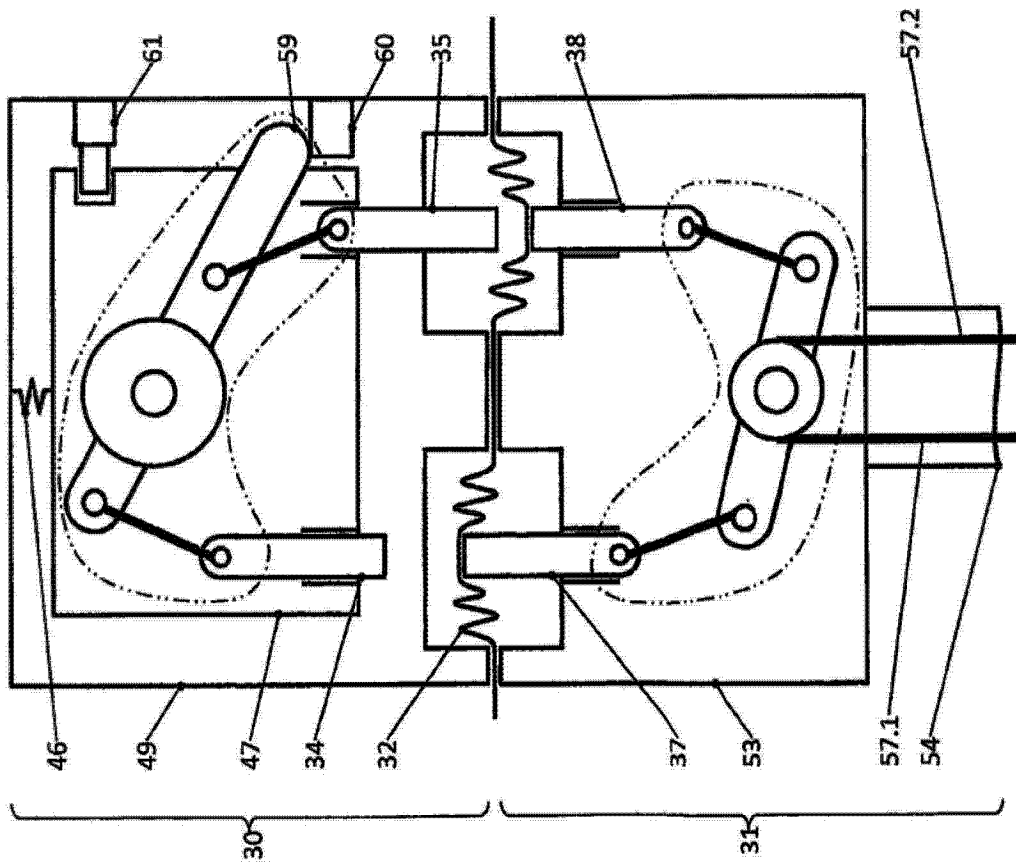


图 40B

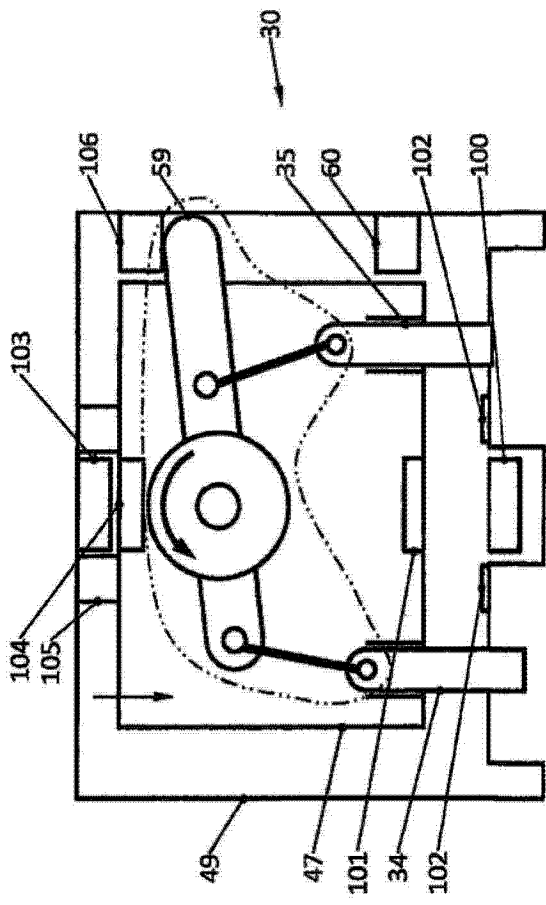


图 41

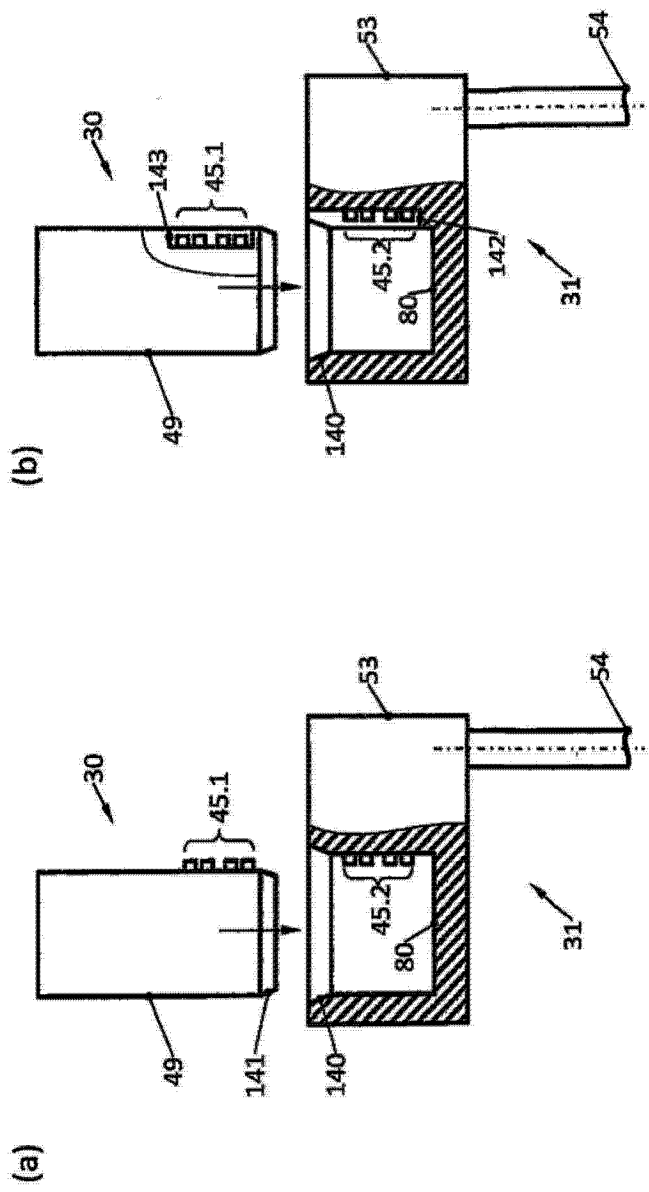


图 42

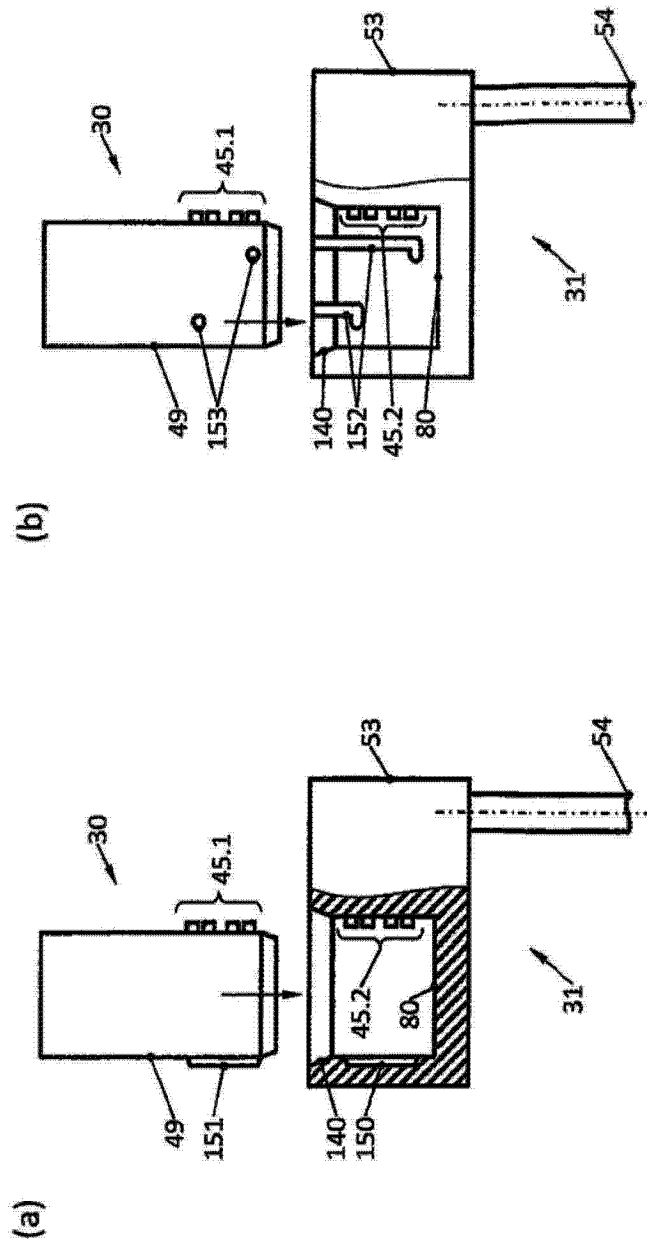


图 43

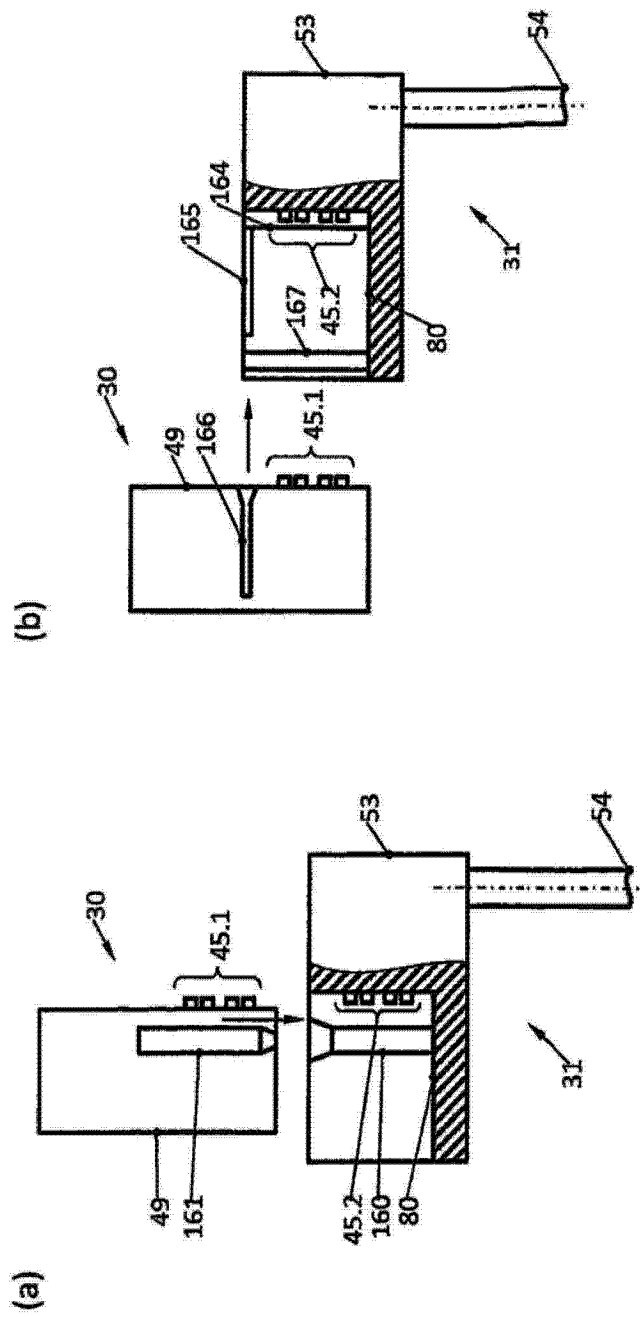


图 44

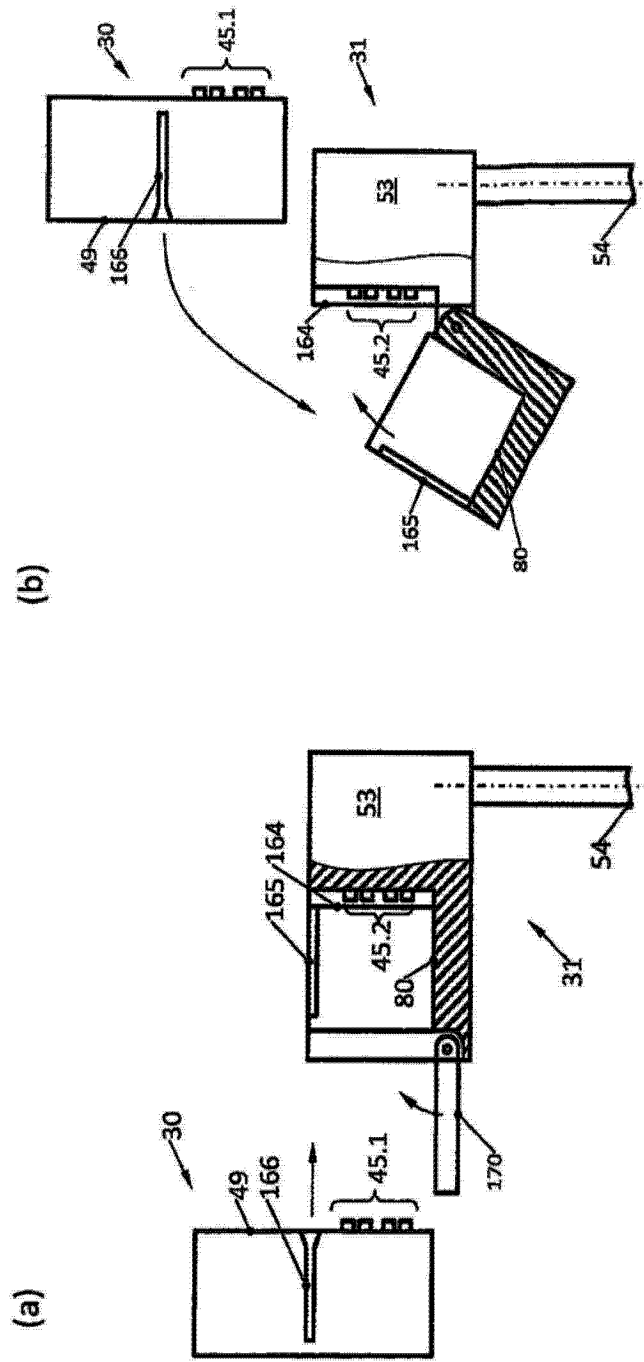


图 45

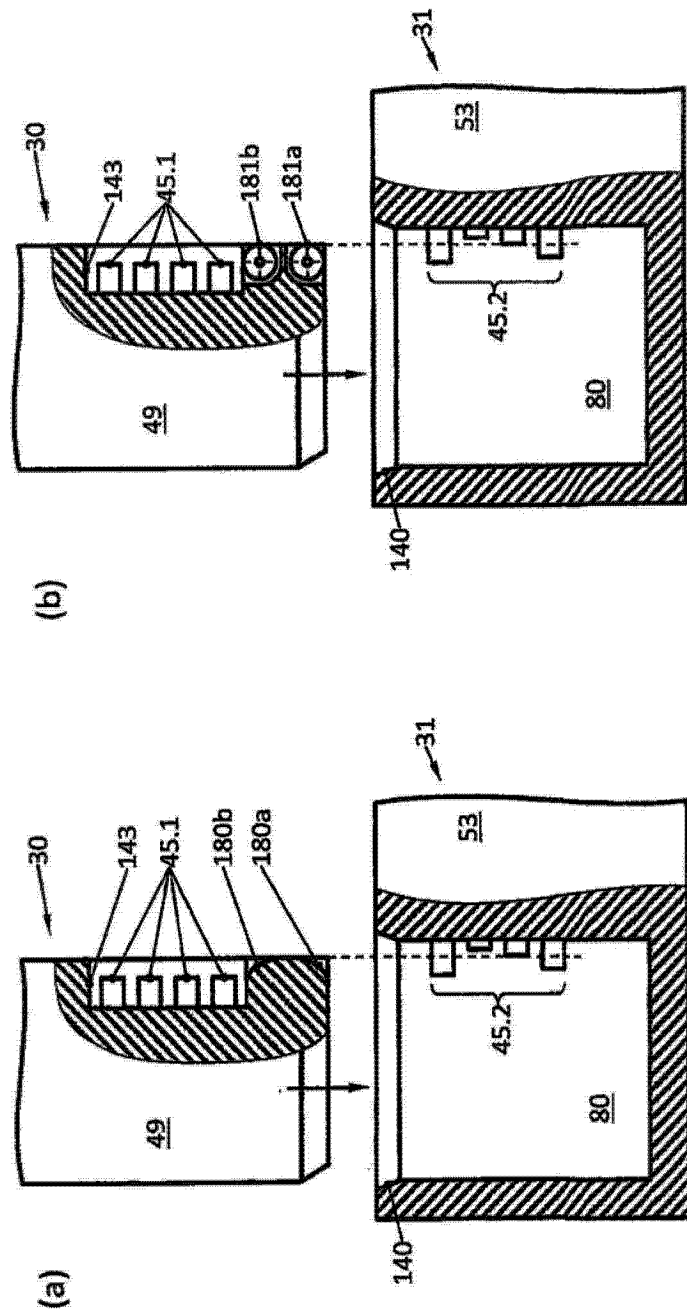


图 46

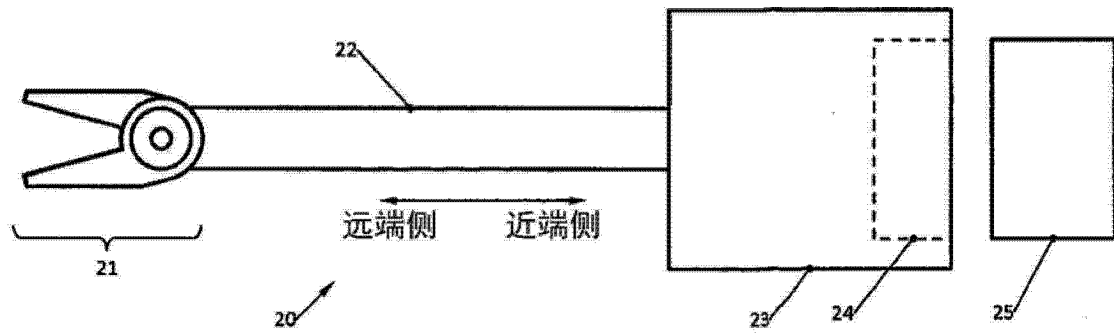


图 47

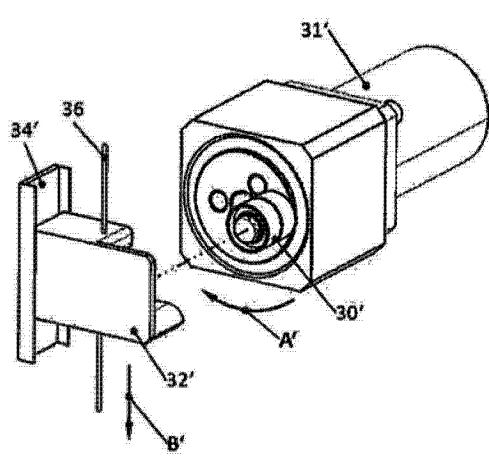


图 48A

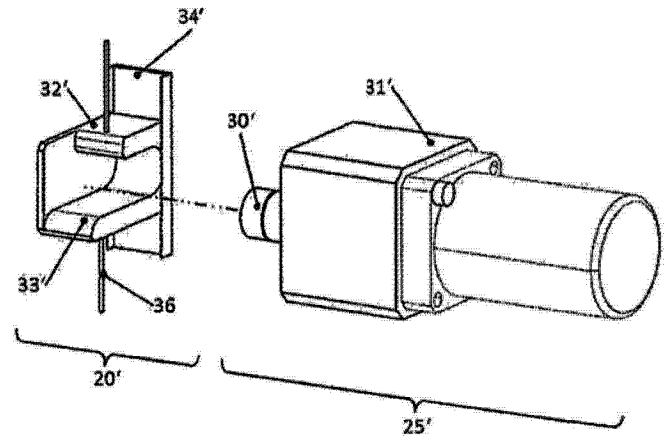


图 48B

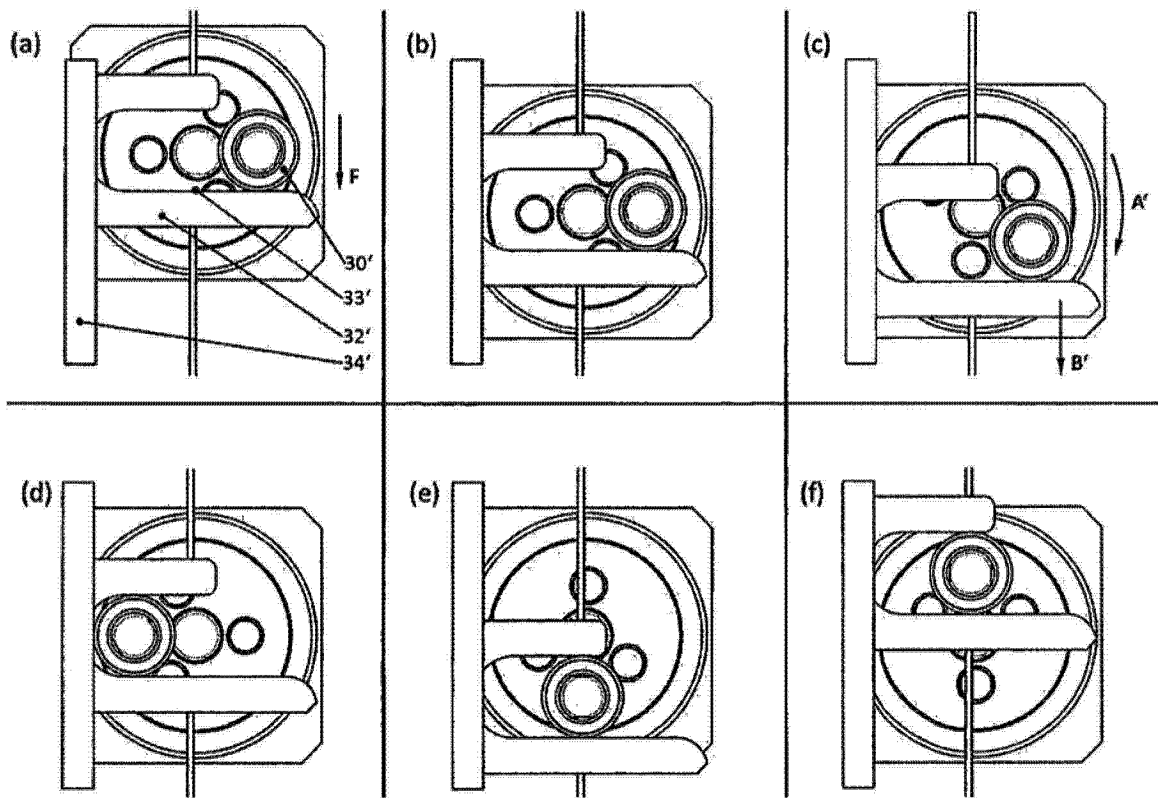


图 49

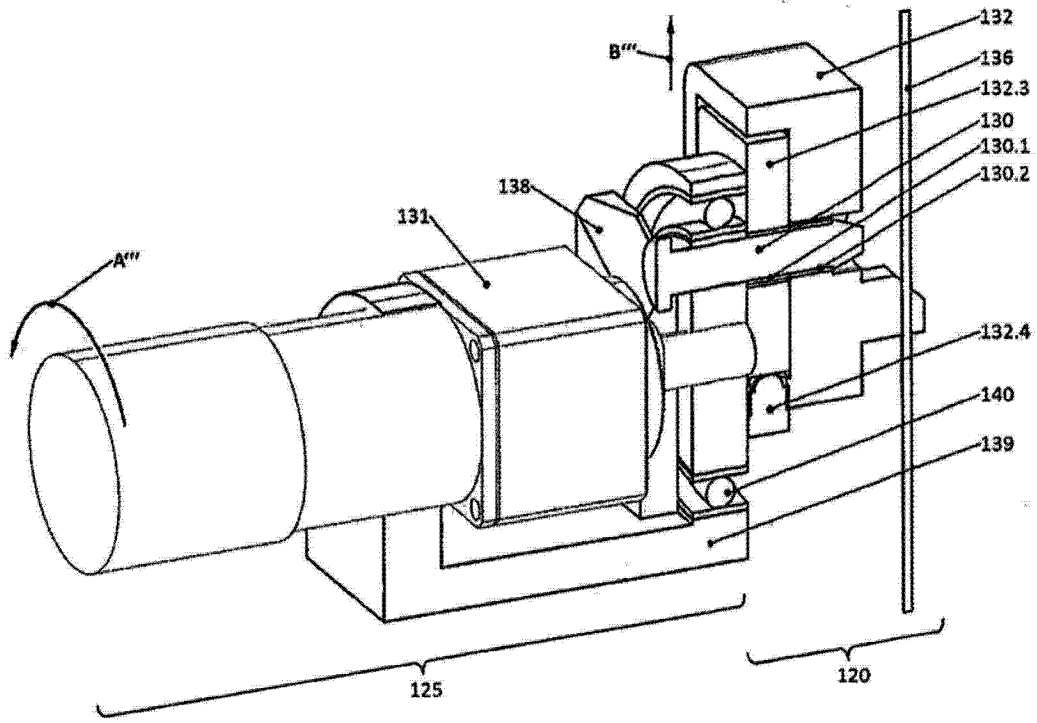


图 50

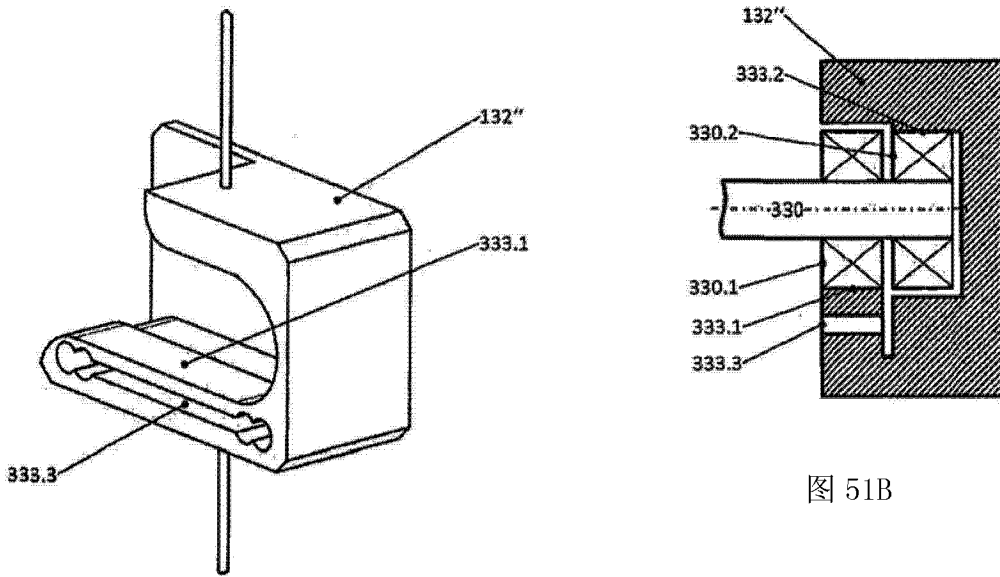


图 51A

图 51B

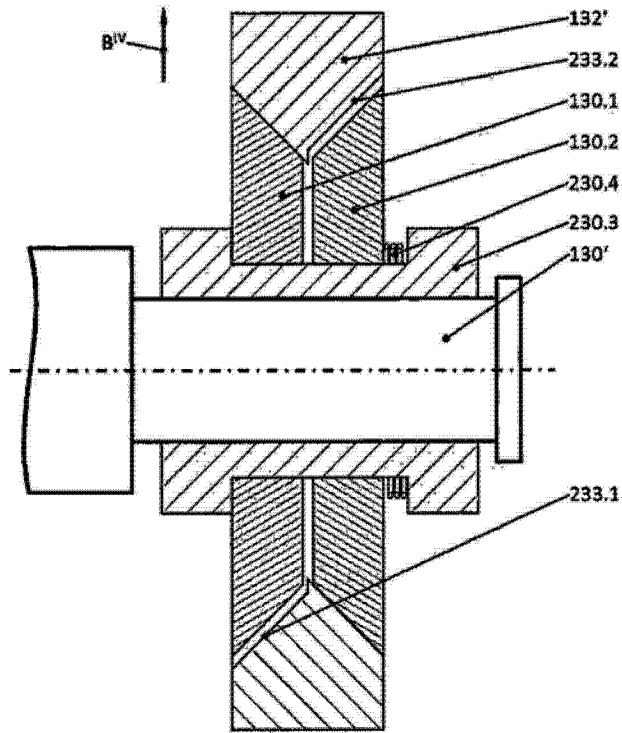
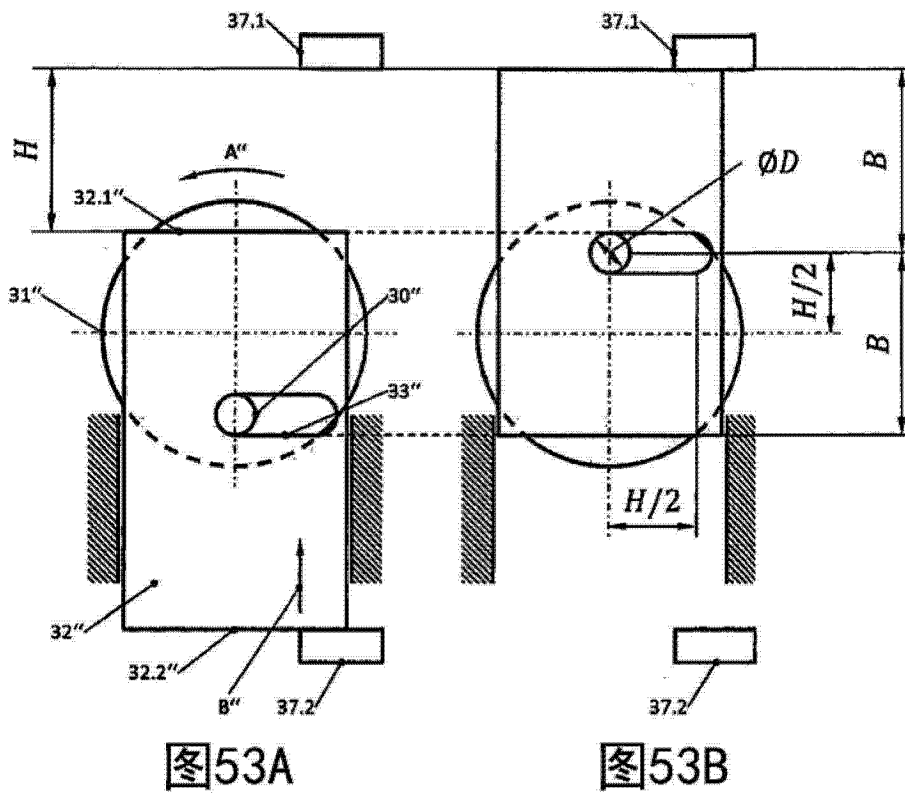


图 52



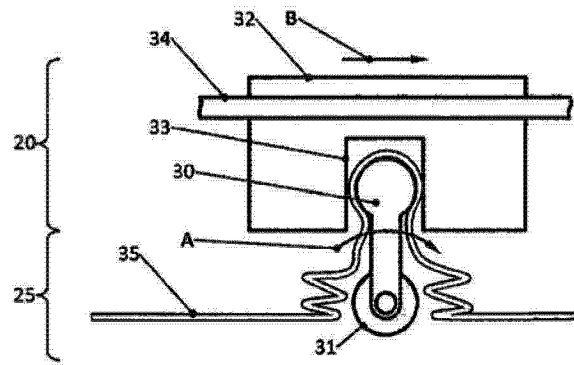


图 54

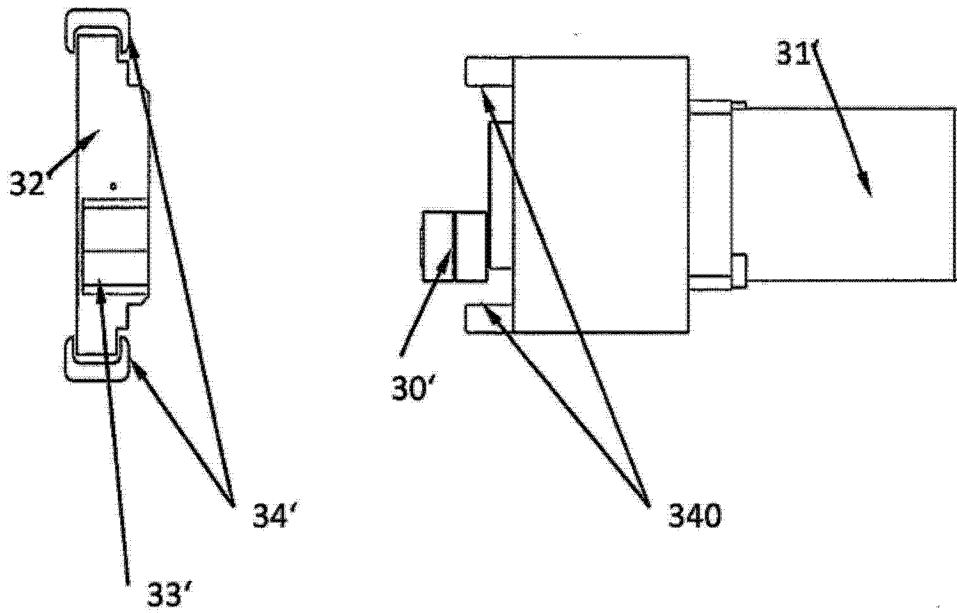


图 55A

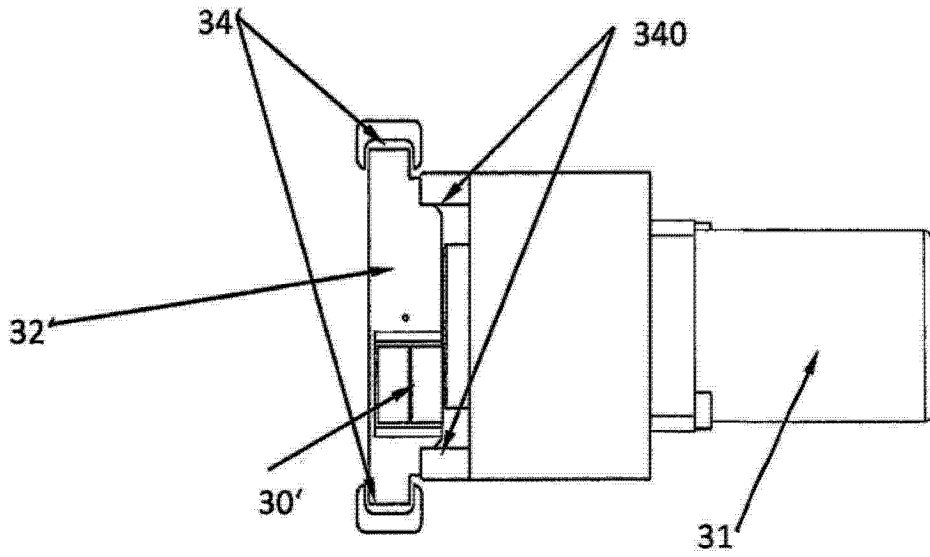


图 55B

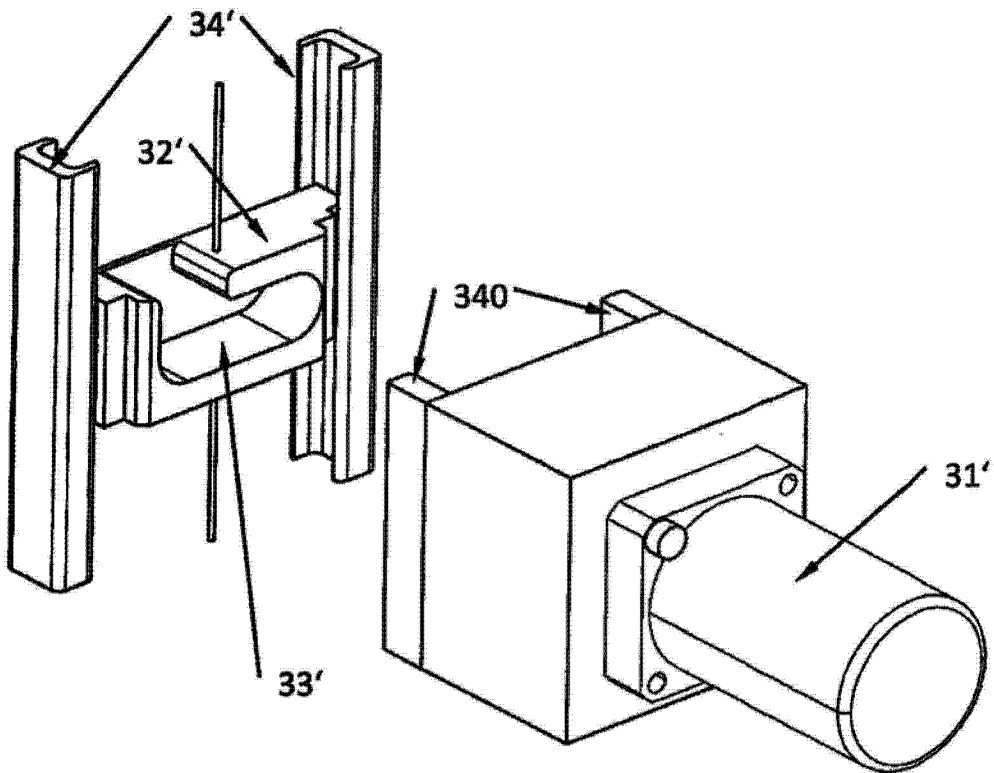


图 55C

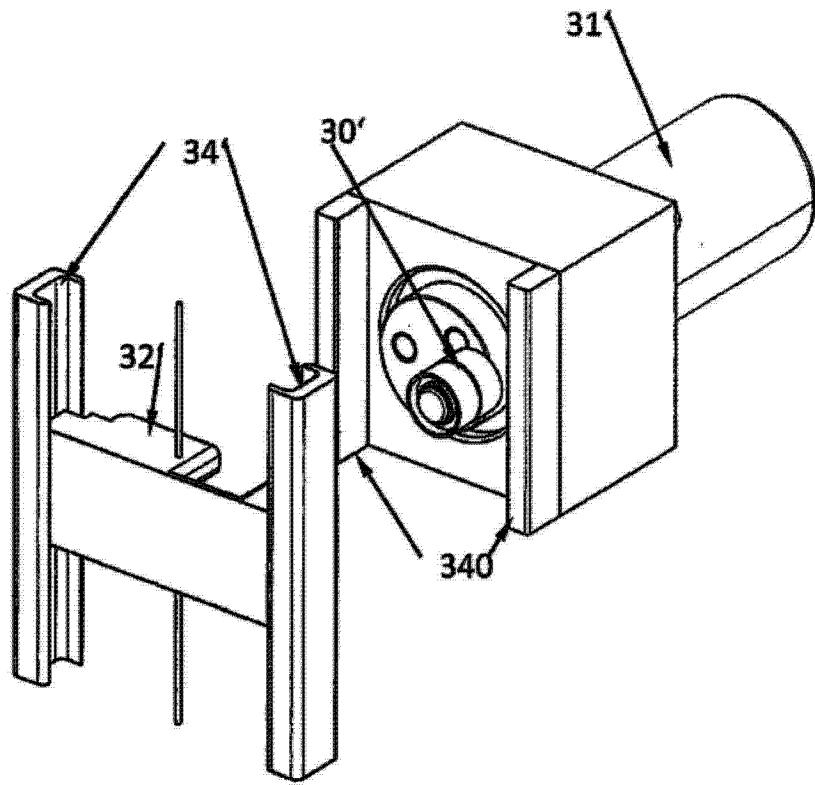


图 55D