



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104602640 A

(43) 申请公布日 2015. 05. 06

(21) 申请号 201380045000. 7

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2013. 06. 13

A61B 19/00(2006. 01)

(30) 优先权数据

A61B 17/32(2006. 01)

13/539, 122 2012. 06. 29 US

A61B 18/08(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 02. 27

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2013/045649 2013. 06. 13

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/004100 EN 2014. 01. 03

(71) 申请人 伊西康内外科公司

地址 美国俄亥俄州

(72) 发明人 S·莱 C·P·布德罗克斯

F·B·斯图伦 K·L·豪泽

C·N·法勒

(74) 专利代理机构 北京市金杜律师事务所

11256

代理人 苏娟 朱利晓

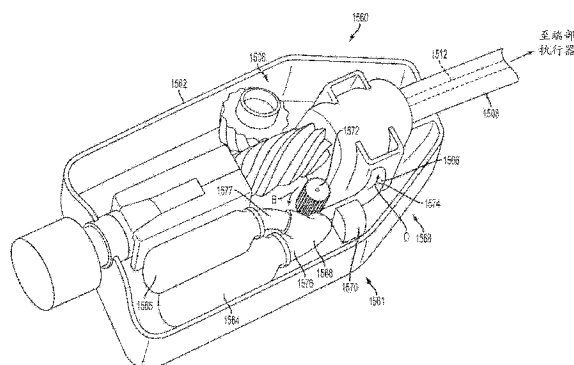
权利要求书4页 说明书39页 附图51页

(54) 发明名称

具有流体管理系统的外科器械

(57) 摘要

本发明公开了各种外科器械。至少一种外科器械包括能够安装到机器人外科系统的器械安装部分。所述器械安装部分包括用于以机械的方式和电的方式交接到能够与所述机器人外科系统一起使用的所述外科器械的接合部。流体管理系统容纳在所述器械安装部分内。所述流体管理系统包括用于容纳待分配的第一流体剂的第一容器。



1. 一种外科器械,包括:

能够安装到机器人外科系统的器械安装部分,所述器械安装部分包括用于以机械的方式和电的方式交接到能够与所述机器人外科系统一起使用的所述外科器械的接合部;以及容纳在所述器械安装部分内的流体管理系统,所述流体管理系统包括用于容纳待分配的第一流体剂的第一容器。

2. 根据权利要求1所述的外科器械,还包括联接到端部执行器并且联接到所述流体管理系统的驱动组件,其中流体通道将所述第一容器流体地联接到所述端部执行器。

3. 根据权利要求1所述的外科器械,还包括泵,所述泵操作地联接到所述驱动机构并且流体地联接到所述第一容器和所述流体通道。

4. 根据权利要求3所述的外科器械,其中所述泵为蠕动泵。

5. 根据权利要求4所述的外科器械,还包括柔性流体通道部分,所述柔性流体通道部分操作地联接在刚性表面和与所述驱动机构操作地联接的至少一个辊之间,以在第一辊的旋转期间在所述第一辊和所述刚性表面之间的至少一个点处压缩所述柔性流体通道部分。

6. 根据权利要求5所述的外科器械,还包括第二辊,其中所述柔性流体通道部分操作地联接在至少所述第一辊和所述第二辊之间,其中所述第一辊和所述第二辊中的每个操作地联接到所述驱动机构,以在所述第一辊和所述第二辊的旋转期间在所述第一辊和所述第二辊之间的至少一个点处压缩所述柔性流体通道。

7. 根据权利要求1所述的外科器械,还包括:

第二容器;和

三口配件,所述三口配件具有流体地联接到相应的所述第一容器和所述第二容器的两个入口以及流体地联接到所述流体通道的出口。

8. 根据权利要求7所述的外科器械,还包括泵,所述泵操作地联接到所述驱动机构并且流体地联接到所述第一容器和所述第二容器以及所述流体通道。

9. 根据权利要求8所述的外科器械,其中所述泵为蠕动泵,所述蠕动泵包括:

第一柔性流体通道部分,所述第一柔性流体通道部分流体地联接到所述第一容器;和

第二柔性流体通道部分,所述第二柔性流体通道部分流体地联接到所述第二容器;

其中,所述第一柔性流体通道和所述第二柔性流体通道操作地联接在至少所述第一辊和所述第二辊之间,所述第一辊和所述第二辊各自操作地联接到所述驱动机构,以在所述第一辊和所述第二辊的旋转期间在所述第一辊和所述第二辊之间的至少一个点处压缩所述第一柔性流体通道和所述第二柔性流体通道。

10. 根据权利要求1所述的外科器械,还包括流体地联接到所述第一容器和所述流体通道的压缩气体源。

11. 根据权利要求1所述的外科器械,还包括操作地联接到所述流体通道的马达控制的分配系统。

12. 一种外科器械,包括:

超声外科系统,所述超声外科系统包括超声换能器、在声学上联接到所述超声换能器的超声波导、以及端部执行器,所述端部执行器包括在声学上联接到所述超声波导的超声刀片;

能够安装到机器人外科系统的器械安装部分,所述器械安装部分包括用于以机械的方

式和电的方式交接到能够与所述机器人外科系统一起使用的所述外科器械的接合部 ;以及容纳在所述器械安装部分内的流体管理系统,所述流体管理系统包括用于容纳待分配的第一流体剂的第一容器。

13. 根据权利要求 12 所述的外科器械,还包括联接到所述端部执行器并且联接到所述流体管理系统的驱动组件,其中流体通道将所述第一容器流体地联接到所述端部执行器。

14. 根据权利要求 12 所述的外科器械,还包括泵,所述泵操作地联接到所述驱动机构并且流体地联接到所述第一容器和所述流体通道。

15. 根据权利要求 14 所述的外科器械,其中所述泵为蠕动泵。

16. 根据权利要求 15 所述的外科器械,还包括柔性流体通道部分,所述柔性流体通道部分操作地联接在刚性表面和与所述驱动机构操作地联接的至少一个辊之间,以在第一辊的旋转期间在所述第一辊和所述刚性表面之间的至少一个点处压缩所述柔性流体通道部分。

17. 根据权利要求 16 所述的外科器械,还包括第二辊,其中所述柔性流体通道部分操作地联接在至少所述第一辊和所述第二辊之间,其中所述第一辊和所述第二辊中的每个操作地联接到所述驱动机构,以在所述第一辊和所述第二辊的旋转期间在所述第一辊和所述第二辊之间的至少一个点处压缩所述柔性流体通道。

18. 根据权利要求 12 所述的外科器械,还包括 :

第二容器 ;和

三口配件,所述三口配件具有流体地联接到相应的所述第一容器和所述第二容器的两个入口以及流体地联接到所述流体通道的出口。

19. 根据权利要求 18 所述的外科器械,还包括泵,所述泵操作地联接到所述驱动机构并且流体地联接到所述第一容器和所述第二容器以及所述流体通道。

20. 根据权利要求 19 所述的外科器械,其中所述泵为蠕动泵,所述蠕动泵包括 :

第一柔性流体通道部分,所述第一柔性流体通道部分流体地联接到所述第一容器 ;和

第二柔性流体通道部分,所述第二柔性流体通道部分流体地联接到所述第二容器 ;

其中,所述第一柔性流体通道和所述第二柔性流体通道操作地联接在至少所述第一辊和所述第二辊之间,所述第一辊和所述第二辊各自操作地联接到所述驱动机构,以在所述第一辊和所述第二辊的旋转期间在所述第一辊和所述第二辊之间的至少一个点处压缩所述第一柔性流体通道和所述第二柔性流体通道。

21. 根据权利要求 12 所述的外科器械,还包括流体地联接到所述第一容器和所述流体通道的压缩气体源。

22. 根据权利要求 12 所述的外科器械,还包括操作地联接到所述流体通道的马达控制的分配系统。

23. 根据权利要求 12 所述的外科器械,还包括联接到所述端部执行器的至少一个电极。

24. 根据权利要求 23 所述的外科器械,还包括位于所述安装部分内的电外科发生器电路,其中所述至少一个电极联接到所述发生器电路。

25. 根据权利要求 24 所述的外科器械,还包括电联接到所述电外科发生器电路的电池。

26. 根据权利要求 12 所述的外科器械,其中所述超声换能器容纳在所述器械安装部分内。

27. 根据权利要求 12 所述的外科器械,还包括容纳在所述器械安装部分内的超声发生器,其中所述超声发生器电联接到所述换能器。

28. 一种外科器械,包括:

电外科端部执行器,所述电外科端部执行器包括至少一个电极;

能够安装到机器人外科系统的器械安装部分,所述器械安装部分包括用于以机械的方式和电的方式交接到能够与所述机器人外科系统一起使用的所述外科器械的接合部;以及

容纳在所述器械安装部分内的流体管理系统,所述流体管理系统包括用于容纳待分配的第一流体剂的第一容器。

29. 根据权利要求 28 所述的外科器械,还包括联接到所述端部执行器并且联接到所述流体管理系统的驱动组件,其中流体通道将所述第一容器流体地联接到所述端部执行器。

30. 根据权利要求 28 所述的外科器械,还包括泵,所述泵操作地联接到所述驱动机构并且流体地联接到所述第一容器和所述流体通道。

31. 根据权利要求 30 所述的外科器械,其中所述泵为蠕动泵。

32. 根据权利要求 31 所述的外科器械,还包括柔性流体通道部分,所述柔性流体通道部分操作地联接在刚性表面和与所述驱动机构操作地联接的至少一个辊之间,以在第一辊的旋转期间在所述第一辊和所述刚性表面之间的至少一个点处压缩所述柔性流体通道部分。

33. 根据权利要求 32 所述的外科器械,还包括第二辊,其中所述柔性流体通道部分操作地联接在至少所述第一辊和所述第二辊之间,其中所述第一辊和所述第二辊中的每个操作地联接到所述驱动机构,以在所述第一辊和所述第二辊的旋转期间在所述第一辊和所述第二辊之间的至少一个点处压缩所述柔性流体通道。

34. 根据权利要求 28 所述的外科器械,还包括:

第二容器;和

三口配件,所述三口配件具有流体地联接到相应的所述第一容器和所述第二容器的两个入口以及流体地联接到所述流体通道的出口。

35. 根据权利要求 34 所述的外科器械,还包括泵,所述泵操作地联接到所述驱动机构并且流体地联接到所述第一容器和所述第二容器以及所述流体通道。

36. 根据权利要求 35 所述的外科器械,其中所述泵为蠕动泵,所述蠕动泵包括:

第一柔性流体通道部分,所述第一柔性流体通道部分流体地联接到所述第一容器;和

第二柔性流体通道部分,所述第二柔性流体通道部分流体地联接到所述第二容器;

其中,所述第一柔性流体通道和所述第二柔性流体通道操作地联接在至少所述第一辊和所述第二辊之间,所述第一辊和所述第二辊各自操作地联接到所述驱动机构,以在所述第一辊和所述第二辊的旋转期间在所述第一辊和所述第二辊之间的至少一个点处压缩所述第一柔性流体通道和所述第二柔性流体通道。

37. 根据权利要求 28 所述的外科器械,还包括流体地联接到所述第一容器和所述流体通道的压缩气体源。

38. 根据权利要求 37 所述的外科器械,还包括操作地联接到所述流体通道的马达控制

的分配系统。

39. 根据权利要求 28 所述的外科器械,还包括联接到所述端部执行器的至少一个电极。

40. 根据权利要求 39 所述的外科器械,还包括位于所述安装部分内的电外科发生器电路,其中所述至少一个电极联接到所述发生器电路。

41. 根据权利要求 40 所述的外科器械,还包括电联接到所述电外科发生器电路的电池。

具有流体管理系统的外科器械

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请涉及下列同时提交的美国专利申请,这些美国专利申请全文以引用方式并入本文:

[0003] 美国申请序列号 _____, 名称为“Haptic Feedback Devices for Surgical Robot”, 代理人案卷号 END7042USNP/110388;

[0004] 美国申请序列号 _____, 名称为“Lockout Mechanism for Use with Robotic Electrosurgical Device”, 代理人案卷号 END7043USNP/110389;

[0005] 美国申请序列号 _____, 名称为“Closed Feedback Control for Electrosurgical Device”, 代理人案卷号 END7044USNP/110390;

[0006] 美国申请序列号 _____, 名称为“Surgical Instruments with Articulating Shafts”, 代理人案卷号 END6423USNP/110392;

[0007] 美国申请序列号 _____, 名称为“Ultrasonic Surgical Instruments with Distally Positioned Transducers”, 代理人案卷号 END6819USNP/110393;

[0008] 美国申请序列号 _____, 名称为“Surgical Instruments with Articulating Shafts”, 代理人案卷号 END7047USNP/110394;

[0009] 美国申请序列号 _____, 名称为“Ultrasonic Surgical Instruments with Distally Positioned Jaw Assemblies”, 代理人案卷号 END7048USNP/110395;

[0010] 美国申请序列号 _____, 名称为“Surgical Instruments with Articulating Shafts”, 代理人案卷号 END7049USNP/110396; 以及

[0011] 美国申请序列号 _____, 名称为“Ultrasonic Surgical Instruments with Control Mechanisms”, 代理人案卷号 END7050USNP/110397。

背景技术

[0012] 各种实施例涉及包括与外科装置一起使用的各种流体管理系统的外科装置。

[0013] 超声外科装置(诸如超声刀)因其独特的性能特性而用于外科手术的多种应用中。根据具体的装置构型和操作参数,超声外科装置能够基本上同时进行组织的横切和通过凝结作用的止血,从而有利地最大程度减轻患者创伤。超声外科装置包括定位在近侧的超声换能器和联接到超声换能器的器械,该器械具有安装在远侧的端部执行器,该端部执行器包括超声刀片以切割和密封组织。端部执行器通常经由轴联接到柄部和/或机器人外科工具。刀片经由延伸穿过轴的波导而在声学上联接到换能器。具有该性质的超声外科装置能够用于开放性外科用途、腹腔镜式或内窥镜式外科手术,包括机器人辅助的手术。

[0014] 超声能量使用比用在电外科手术中的温度低的温度来切割和凝结组织。通过高频振动(例如每秒 55,500 次),超声刀片使组织中的蛋白质变性以形成粘性凝结物。由刀表面施加在组织上的压力使血管塌缩并且允许所述凝结物形成止血密封。外科医生能够通过

由端部执行器施加至组织的力、施加该力的时间、以及端部执行器的选定偏移水平来控制切割速度和凝结。

[0015] 电外科装置还用于多种外科应用。电外科装置向组织施加电能以便对组织进行处理。电外科装置可包括具有安装在远侧的端部执行器的器械，该端部执行器包括一个或多个电极。端部执行器可抵靠组织定位，使得电流被引入到组织中。电外科装置能够用于双极或单极操作。在双极操作期间，电流分别通过端部执行器的有源电极和返回电极被引入组织中并从组织返回。在单极操作期间，电流通过端部执行器的有源电极被引入组织中，并通过返回电极（例如，接地垫）返回，该有源电极与返回电极分开地位于患者的身体上。流过组织的电流所生成的热可在组织内和 / 或在组织之间形成止血密封，并且因此可尤其适用于例如密封血管。电外科装置的端部执行器有时还包括可相对于组织和电极移动的切割构件以用于横切组织。

[0016] 由电外科装置施加的电能可通过发生器传递至器械。电能可以是射频（“RF”）能量的形式。射频能量为可在 300kHz 至 1MHz 频率范围内的电能形式。在其操作期间，电外科装置可将低频射频能量传递通过组织，这会引起离子振荡或摩擦，实际上造成电阻性加热，从而升高组织的温度。由于可在受影响的组织和周围组织之间形成明显的边界，因此外科医生能够以高精度度进行操作和控制，而不损伤相邻的非目标组织。射频能量的低操作温度可适用于在密封血管的同时移除、收缩软组织，或对软组织塑形。射频能量可尤其良好地适用于结缔组织，该结缔组织主要包含胶原，并在接触热时收缩。

[0017] 在许多情况下，希望利用弯曲或换句话说讲不对称的超声刀片。当前，将不对称刀片机加工成弯曲状态。平衡这些刀片（例如，最大程度减少横向振动）通过在关键位置处将凹口或其他特征结构机加工到刀片中而实现。对凹口或其他特征结构的位置进行选择以及机加工本身大大增加了刀片的成本和复杂性。

[0018] 相对于超声装置和电外科装置二者，通常期望采用流体管理系统将流体分配到处理区域。

发明内容

[0019] 本文所述的各种实施例涉及包括流体管理系统的外科器械。在一个实施例中，外科器械包括能够安装到机器人外科系统的器械安装部分。器械安装部分包括用于以机械的方式和电的方式交接到能够与机器人外科系统一起使用的外科器械的接合部。流体管理系统容纳在器械安装部分内，该流体管理系统包括用于容纳待分配的第一流体剂的第一容器。

附图说明

[0020] 多个实施例的特征结构在所附权利要求书中进行了详细描述。然而，参考结合如下附图的下列描述可最好地理解多个实施例（有关手术的组织和方法两者）及其优点：

[0021] 图 1 示出包括外科器械和超声发生器的外科系统的一个实施例。

[0022] 图 2 示出图 1 所示外科器械的一个实施例。

[0023] 图 3 示出超声端部执行器的一个实施例。

[0024] 图 4 示出超声端部执行器的另一个实施例。

- [0025] 图 5 示出图 1 所示的外科器械的一个实施例的分解图。
- [0026] 图 6 示出图 1 所示的外科器械的一个实施例的剖视图。
- [0027] 图 7 示出图 1 所示的外科器械的一个示例性实施例的各种内部部件。
- [0028] 图 8 示出包括外科器械和超声发生器的外科系统的一个实施例的顶视图。
- [0029] 图 9 示出图 1 的外科器械的一个示例性实施例中包括的旋转组件的一个实施例。
- [0030] 图 10 示出包括外科器械的外科系统的一个实施例, 该外科器械具有单元件端部执行器。
- [0031] 图 11 是电能外科器械的一个实施例的透视图。
- [0032] 图 12 是图 11 的外科器械的一个实施例的柄部的侧视图, 其中移除了柄部主体的一半以示出其中的一些部件。
- [0033] 图 13 示出图 11 的外科器械的端部执行器的一个实施例的透视图, 其中钳口打开并且可轴向运动的构件的远侧端部处于回缩位置。
- [0034] 图 14 示出图 11 的外科器械的端部执行器的一个实施例的透视图, 其中钳口闭合并且可轴向运动的构件的远侧端部处于部分推进的位置。
- [0035] 图 15 示出图 11 的外科器械的可轴向运动的构件的一个实施例的透视图。
- [0036] 图 16 示出图 11 的外科器械的端部执行器的一个实施例的截面图。
- [0037] 图 17 示出无绳的电能外科器械的一个实施例的透视图的一部分。
- [0038] 图 18A 示出图 17 的外科器械的一个实施例的柄部的侧视图, 其中移除了柄部主体的一半以示出其中的各种部件。
- [0039] 图 18B 示出根据一个实施例的射频驱动和控制电路。
- [0040] 图 18C 示出根据一个实施例的控制器的主要部件。
- [0041] 图 19 示出机器人外科系统的一个实施例的框图。
- [0042] 图 20 示出机械臂车的一个实施例。
- [0043] 图 21 示出图 20 的机械臂车的机器人操纵器的一个实施例。
- [0044] 图 22 示出具有另选的装置接头结构的机械臂车的一个实施例。
- [0045] 图 23 示出可与机械臂车 (诸如图 19- 图 22 的机械臂车) 结合使用的控制器的一个实施例。
- [0046] 图 24 示出能够与机器人系统一起使用的超声外科器械的一个实施例。
- [0047] 图 25 示出能够与机器人系统一起使用的电外科器械的一个实施例。
- [0048] 图 26 示出器械驱动组件的一个实施例, 该器械驱动组件可联接到外科操纵器以接收和控制图 24 所示的外科器械。
- [0049] 图 27 示出包括图 24 的外科器械的图 26 的器械驱动组件实施例的另一个视图。
- [0050] 图 28 示出包括图 25 的电外科器械的图 26 的器械驱动组件实施例的另一个视图。
- [0051] 图 29- 图 31 示出了图 26 的器械驱动组件实施例的适配器部分的另外视图。
- [0052] 图 32- 图 34 示出图 24- 图 25 的器械安装部分的一个实施例, 显示用于将从动元件的运动转化成外科器械的运动的部件。
- [0053] 图 35- 图 37 示出图 24- 图 25 的器械安装部分的另选实施例, 显示用于将从动元件的旋转转化成围绕轴的轴线的旋转运动的另选示例性机构, 以及用于生成一个或多个构件沿轴 538 的轴线的往复式平移的另选示例性机构。

[0054] 图 38-图 42 示出图 24-图 25 的器械安装部分的另选实施例,显示用于将从动元件的旋转转化成围绕轴的轴线的旋转运动的另一个另选示例性机构。

[0055] 图 43-图 46A 示出器械安装部分的另选实施例,显示用于使构件沿轴的轴线发生微分平移(例如,用于进行关节运动)的另选示例性机构。

[0056] 图 46B-图 46C 示出包括内部功率源和能量源的器械安装部分的一个实施例。

[0057] 图 47 为能够与机器人外科系统一起使用的外科器械的一个实施例的图示。

[0058] 图 48 示出能够与机器人外科系统一起使用的外科器械的一个实施例。

[0059] 图 49 示出能够与机器人外科系统一起使用的外科器械的一个实施例。

[0060] 图 50 示出能够与机器人外科系统一起使用的外科器械的一个实施例。

[0061] 图 51 是能够与机器人外科系统一起使用的电外科器械的一个实施例的图示。

[0062] 图 52 是能够与机器人外科系统一起使用的超声外科器械的一个实施例的图示。

[0063] 图 53 是能够与机器人外科系统一起使用的组合式超声/电外科外科器械的一个实施例的图示。

[0064] 图 54 示出能够与机器人外科系统一起使用的外科器械的一个实施例。

具体实施方式

[0065] 各种实施例涉及与外科器械一起使用的超声刀片。该超声刀片可包括定位在近侧的沿纵向轴线延伸的直段以及定位在远侧的联接到直段并且弯曲远离纵向轴线的弯曲段。弯曲段可限定曲率半径并且可对向第一角度。弯曲段和直段之间的切点可位于超声刀片的波节或波腹处。超声刀片可例如基于弯曲段的属性而平衡。平衡的超声刀片可具有纯粹为和/或基本上为纵向(例如,沿纵向轴线的方向)的振动模式。为了实现平衡,可如上所述构造超声刀片,使得在以共振频率驱动超声刀片时波节和/或波腹出现在切点处。在一些示例性实施例中,定位在近侧的直段的全部或一部分可被视为从超声刀片朝近侧延伸到换能器的波导的全部或一部分,如本文所述。

[0066] 一些实施例涉及包括端部执行器和沿纵向轴线延伸的可关节运动的轴的外科器械。轴可包括柔性部分。波导在声学上联接到超声刀片并且从刀片朝近侧延伸穿过轴。波导可包括定位在纵向轴线上大约轴的柔性部分的位置处的可弯曲波导部分。波导还可包括定位在波导的波节处的第一凸缘和第二凸缘。第一凸缘可定位在可弯曲波导部分的远侧,而第二凸缘定位在可弯曲波导部分的近侧。第一控制构件可联接到第一凸缘并且朝近侧延伸穿过第二凸缘和轴。第一控制构件的近侧平移可将第一凸缘朝近侧牵拉,从而导致轴和波导朝向第一控制构件枢转远离纵向轴线。

[0067] 其他实施例涉及包括用于处理组织的端部执行器以及可相对于彼此沿纵向轴线平移的外轴和内轴的外科器械。内轴包括被偏置成沿第一方向弯曲远离纵向轴线的偏置部分。当内轴的偏置部分在外轴内时,内轴和外轴可沿纵向轴线为基本上直的。当内轴的偏置部分在外轴之外(例如,定位在内轴的远侧)时,内轴和端部执行器可以第一方向枢转远离纵向轴线。

[0068] 在另外的实施例中,外科器械包括沿纵向轴线延伸的轴,该轴具有定位在其中的超声刀片。超声刀片可包括定位在近侧的直段以及定位在远侧的弯曲段。超声刀片可沿纵向轴线相对于轴从第一位置平移到第二位置,在第一位置中刀片的弯曲段从轴的远侧端部

延伸,在第二位置中刀片的弯曲段至少部分地包含在轴内。

[0069] 现在将详细提及若干实施例,包括显示具有端部执行器的手动和机器人外科器械的示例性具体实施的实施例,所述端部执行器包括超声元件和 / 或电外科元件。只要可行,相似或相同的参考编号可用于多个附图并可指示相似或相同的功能。附图仅出于举例说明的目的描绘了所公开的外科器械和 / 或使用方法的示例性实施例。本领域的技术人员将通过以下描述容易地认识到:可在不脱离本文所述原理的情况下采用本文所示的结构和方法的另选的示例性实施例。

[0070] 图 1 为超声外科器械 10 的一个实施例的右侧视图。在该例示的实施例中,超声外科器械 10 可用于各种外科手术,包括内窥镜式外科手术或传统的开放式外科手术。在一个示例性实施例中,超声外科器械 10 包括柄部组件 12、细长轴组件 14 和超声换能器 16。柄部组件 12 包括触发器组件 24、远侧旋转组件 13 和开关组件 28。细长轴组件 14 包括端部执行器组件 26,该端部执行器组件包括用于解剖组织或相互抓紧、切割并凝结血管和 / 或组织的元件,以及用于致动端部执行器组件 26 的致动元件。柄部组件 12 能够在近侧端部接收超声换能器 16。超声换能器 16 机械地接合到端部执行器组件 26 的多个部分和细长轴组件 14。超声换能器 16 经由缆线 22 电联接到发生器 20。虽然大部分附图描绘了结合腹腔镜式外科手术使用的多端部执行器组件 26,但是超声外科器械 10 可用于更传统的开放式外科手术和其他实施例中,并且能够用于内窥镜式手术中。出于本文的目的,从内窥镜式器械的角度来描述超声外科器械 10;然而,可以设想,超声外科器械 10 的开放式和 / 或腹腔镜式型式也可包括如本文所述的相同或相似的操作部件和特征结构。

[0071] 在各种实施例中,发生器 20 包括若干功能性元件,诸如模块和 / 或块。不同的功能性元件或模块能够用于驱动不同类型的外科装置。例如,超声发生器模块 21 可以驱动超声装置,诸如超声外科器械 10。在一些示例性实施例中,发生器 20 还包括用于驱动电外科装置(或超声外科器械 10 的电外科实施例)的电外科手术 / 射频发生器模块 23。在各种实施例中,发生器 20 可在柄部组件 12 内一体地形成。在此类具体实施中,电池将协同定位在柄部组件 12 内以充当能量源。图 18A 和附随的公开内容提供了此类具体实施的一个示例。

[0072] 在一些实施例中,电外科手术 / 射频发生器模块 23 能够生成治疗 / 或亚治疗能级。在图 1 所示的示例性实施例中,发生器 20 包括与发生器 20 成一体地形成,以及经由缆线 27 连接至发生器的脚踏开关 29。发生器 20 还可包括用于激活外科器械(诸如器械 10)的触发机构。触发机构可包括电源开关(未示出)以及脚踏开关 29。当由脚踏开关 29 激活时,发生器 20 可提供能量以驱动外科器械 10 的声学组件并以预先确定的偏移水平来驱动端部执行器 18。发生器 20 以声学组件的任何合适的共振频率来驱动或激发声学组件,以及 / 或者形成治疗 / 亚治疗电磁 / 射频能量。

[0073] 在一个实施例中,电外科 / 射频发生器模块 23 可作为电外科手术单元(ESU)实施,该电外科手术单元能够利用射频(RF)能量来提供足以来执行双极电外科手术的功率。在一个实施例中,ESU 可以是由 ERBE USA, Inc. (Marietta, Ga.) 销售的双极 ERBE ICC 350。如此前所论述,在双极电外科手术应用中,可以使用具有有源电极和返回电极的外科器械,其中有源电极和返回电极可抵靠或邻近待处理的组织定位,使得电流可从有源电极通过组织流至返回电极。因此,电外科 / 射频发生器模块 23 能够通过将足以处理组织 T(例如,烧

灼)的电能施加到组织而用于治疗目的。

[0074] 在一个实施例中,电外科/射频发生器模块 23 能够递送亚治疗射频信号,以实施组织阻抗测量模块。在一个实施例中,电外科/射频发生器模块 23 包括如下文所详述的双极射频发生器。在一个实施例中,电外科/射频发生器模块 12 能够监控组织 T 的电阻抗 Z,并通过在端部执行器组件 26 的夹持构件上提供的返回电极来控制基于组织 T 的时间和功率电平属性。因此,电外科/射频发生器模块 23 可出于亚治疗目的能够用于测量组织 T 的阻抗或其他电特性。用于测量组织 T 的阻抗或其他电特性的技术和电路配置在共同转让的名称为“Electrosurgical Generator for Ultrasonic Surgical Instruments”的美国专利公布 No. 2011/0015631 中有更详细的讨论,该美国专利公布的公开内容全文以引用方式并入本文。

[0075] 合适的超声发生器模块 21 能够在功能上以与由 Ethicon Endo-Surgery, Inc. (Cincinnati, Ohio) 销售的 GEN300 相似的方式运作,如在以下美国专利中的一者或多者中所公开,所有这些专利均以引用方式并入本文:美国专利 6,480,796 (“Method for Improving the Start Up of an Ultrasonic System Under Zero Load Conditions”);美国专利 6,537,291 (“Method for Detecting Blade Breakage Using Rate and/or Impedance Information”);美国专利 6,662,127 (“Method for Detecting Presence of a Blade in an Ultrasonic System”);美国专利 6,678,899 (“Method for Detecting Transverse Vibrations in an Ultrasonic Surgical System”);美国专利 6,977,495 (“Detection Circuitry for Surgical Handpiece System”);美国专利 7,077,853 (“Method for Calculating Transducer Capacitance to Determine Transducer Temperature”);美国专利 7,179,271 (“Method for Driving an Ultrasonic System to Improve Acquisition of Blade Resonance Frequency at Startup”);以及美国专利 7,273,483 (“Apparatus and Method for Alerting Generator Function in an Ultrasonic Surgical System”)。

[0076] 应当理解,在各种实施例中,发生器 20 能够以若干模式来操作。在一种模式中,发生器 20 能够使得超声发生器模块 21 和电外科/射频发生器模块 23 可被独立地操作。

[0077] 例如,可将超声发生器模块 21 激活以向端部执行器组件 26 施加超声能量,并且随后,可通过电外科/射频发生器模块 23 向端部执行器组件 26 施加治疗或亚治疗射频能量。如此前所论述,可向夹持在端部执行器组件 26 的受权利要求保护元件之间的组织施加亚治疗电外科/射频能量,以测量用于控制超声发生器模块 21 的激活或改变其激活的组织阻抗。由施加亚治疗能量获得的组织阻抗反馈还可用于激活电外科/射频发生器模块 23 的治疗电平,从而将夹持在端部执行器组件 26 的受权利要求保护元件之间的组织(例如,血管)密封。

[0078] 在另一个实施例中,超声发生器模块 21 和电外科/射频发生器模块 23 可被同时激活。在一个示例中,超声发生器模块 21 与用于测量组织阻抗的亚治疗射频能级被同时激活,与此同时,端部执行器组件 26 的超声刀片切割并凝结夹持在端部执行器组件 26 的夹持元件之间的组织(或血管)。此类反馈可用于例如修改超声发生器模块 21 的驱动输出。在另一个示例中,超声发生器模块 21 可与电外科/射频发生器模块 23 被同时驱动,使得在将端部执行器组件 26 的超声刀片部分用于切割受损组织的同时,电外科/射频能量被施加到

端部执行器夹持组件 26 的电极部分以便将组织（或血管）密封。

[0079] 当发生器 20 经由触发机构激活时，在一个实施例中，电能由发生器 20 连续地施加到声学组件的换能器叠堆件或组件上。在另一个实施例中，电能由发生器 20 以间歇方式施加（例如，为脉冲的）。发生器 20 的控制系统中的锁相环路可监控来自声学组件的反馈。锁相环路调节由发生器 20 发送的电能的频率，使其与声学组件的选定纵向振动模式的共振频率匹配。此外，控制系统 25 中的第二反馈回路将提供给声学组件的电流维持在预选的恒定水平，以便在声学组件的端部执行器 18 处实现基本上恒定的偏移。在另一个实施例中，控制系统 25 中的第三反馈回路监控位于端部执行器组件 26 中的电极之间的阻抗。虽然图 1- 图 9 示出手动操作的超声外科器械，但是应当理解，超声外科器械还可以用于（例如）如本文所述的机器人应用中，以及手动应用和机器人应用的组合中。

[0080] 在超声操作模式下，提供给声学组件的电信号可使端部执行器 18 的远侧端部在例如大约 20kHz 至 250kHz 的范围内纵向振动。根据各种实施例，刀片 22 可在约 54kHz 至 56kHz 的范围内振动，例如以约 55.5kHz 振动。在其他实施例中，刀片 22 可以其他频率振动，包括例如约 31kHz 或约 80kHz。可通过例如控制由发生器 20 施加到声学组件的换能器组件的电信号的振幅来控制刀片的振动偏移。如上所述，发生器 20 的触发机构允许使用者激活发生器 20，以使得可将电能连续地或间歇地提供给声学组件。发生器 20 还具有电源线以便插入电外科单元或常规电源插座。据设想，还可以通过直流（DC）源诸如电池来对发生器 20 供电。发生器 20 可包括任何合适的发生器，诸如可得自 Ethicon Endo-Surgery, Inc 的 GEN04 型和 / 或 GEN11 型发生器。

[0081] 图 2 是超声外科器械 10 的一个示例性实施例的左侧透视图，显示柄部组件 12、远侧旋转组件 13、细长轴组件 14 和端部执行器组件 26。在该例示的实施例中，细长轴组件 14 包括尺寸被设计为机械地接合端部执行器组件 26 的远侧端部 52，以及机械地接合柄部组件 12 和远侧旋转组件 13 的近侧端部 50。细长轴组件 14 的近侧端部 50 接收在柄部组件 12 和远侧旋转组件 13 内。关于细长轴组件 14、柄部组件 12 和远侧旋转组件 13 之间的连接的更多细节在图 5 和图 7 的描述中提供。

[0082] 在该例示的实施例中，触发器组件 24 包括与固定柄部 34 结合操作的触发器 32。固定柄部 34 和触发器 32 以符合人体工程学的方式形成，并且能够与使用者舒适地交接。固定柄部 34 与柄部组件 12 整体地相关联。触发器 32 可相对于固定柄部 34 可枢转地运动，如下文相对于超声外科器械 10 的操作更详细地解释。触发器 32 可当使用者施加相对于触发器 32 的挤压力时沿朝着固定柄部 34 的方向 33A 可枢转地运动。弹簧元件 98（图 5）使触发器 32 在使用者释放相对于触发器 32 的挤压力时沿方向 33B 可枢转地运动。

[0083] 在一个示例性实施例中，触发器 32 包括细长触发器钩 36，其在细长触发器钩 36 和触发器 32 之间限定孔 38。孔 38 的大小被设计成适于接收使用者的从中穿过的一根或多根手指。触发器 32 还可包括在触发器 32 基底的上方模塑的弹性部分 32a。形成重叠注塑的弹性部分 32a，从而得到更加舒适的接触表面，用于沿向外方向 33B 控制触发器 32。在一个示例性实施例中，可在细长触发器钩 36 的一部分的上方提供重叠注塑的弹性部分 32a。细长触发器钩 32 的近侧表面保持未涂布状态或涂布有非弹性基材，以使使用者能够轻易地将其手指滑入和滑出孔 38。在另一个实施例中，触发器的几何结构形成完全闭合的套环，其限定大小被设计成适于接收使用者的从中穿过的一根或多根手指的孔。完全闭合的套环触

发器还可包括在触发器基底的上方模塑的弹性部分。

[0084] 在一个示例性实施例中,固定柄部 34 包括近侧接触表面 40 和握持锚定件或鞍形表面 42。鞍形表面 42 倚靠在手上拇指和食指结合的指蹼上。近侧接触表面 40 具有手枪式握把轮廓,其在没有环或孔的普通手枪式握把上接收手掌。近侧接触表面 40 的轮廓曲线可为波状外形的以适应或接收手掌。稳定性尾部 44 朝向柄部组件 12 的更近侧的部分定位。稳定性尾部 44 可以与手的位于拇指和食指之间的最上方指蹼部分接触,以稳定柄部组件 12 并使柄部组件 12 更易于控制。

[0085] 在一个示例性实施例中,开关组件 28 可包括拨动开关 30。拨动开关 30 可以作为位于柄部组件 12 内部的具有中心枢轴 304 的单个部件来实施,以消除同时激活的可能性。在一个示例性实施例中,拨动开关 30 包括第一突出旋钮 30a 和第二突出旋钮 30b,用于将超声换能器 16 的功率设置设定在最小功率电平(例如,MIN)与最大功率电平(例如,MAX)之间。在另一个实施例中,摇臂开关可在标准设置和特殊设置之间枢转。特殊设置可允许由装置执行一个或多个特殊程序。当第一突出旋钮 30a 和第二突出旋钮 30b 被致动时,拨动开关 30 围绕中心枢轴旋转。一个或多个突出旋钮 30a, 30b 联接到一个或多个臂,所述一个或多个臂运动通过一小段弧并且使电触点根据第一突出旋钮 30a 或第二突出旋钮 30b 的启动情况来闭合或断开电路从而以电方式为超声换能器 16 供能或使超声换能器 16 去能。拨动开关 30 联接到发生器 20 以控制超声换能器 16 的启动。拨动开关 30 包括用于启动超声换能器 16 的一个或多个电功率设置开关,旨在为超声换能器 16 设定一项或多项功率设置。启动拨动开关 30 所需的力被导向为大致朝向鞍形点 42,由此避免了在启动拨动开关 30 时器械在手中旋转的任何趋势。

[0086] 在一个示例性实施例中,第一突出旋钮 30a 和第二突出旋钮 30b 位于柄部组件 12 的远侧端部上,使得它们能被使用者轻易地触及,从而在最低程度或基本上无需重新定位握把的情况下激活电源,因此适于在启动拨动开关 30 的同时维持控制并将注意力集中在手术部位(例如,腹腔镜手术中的监视器)上。突出旋钮 30a, 30b 能够卷绕柄部组件 12 的侧面至一定程度,以便更易于被不同长度的手指触及,并且在不顺手位置或针对较短的手指允许较大的触及自由度来启动突出旋钮。

[0087] 在该例示的实施例中,第一突出旋钮 30a 包括多个触觉元件 30c,例如该例示的实施例中的纹理突出部或“凸耳”,以允许使用者区分第一突出旋钮 30a 和第二突出旋钮 30b。本领域的技术人员应当理解,可将若干人体工程学特征结构结合到柄部组件 12 中。此类人体工程学特征结构在名称为“Ergonomic Surgical Instruments”的美国专利申请公布 2009/055750 中有所描述,该专利申请公布全文以引用方式并入本文。

[0088] 在一个示例性实施例中,拨动开关 30 可以由使用者的手操作。使用者可以在任何点轻易地触及第一突出旋钮 30a 和第二突出旋钮 30b,同时还避免在任何时间意外或无意启动。拨动开关 30 可以易于用手指操作以控制传输至超声组件 16 和 / 或超声组件 16 的功率。例如,食指可用于启动第一接触部分 30a 以将超声组件 16 接通到最大 (MAX) 功率电平。食指可用于启动第二接触部分 30b 以将超声组件 16 接通到最小 (MIN) 功率电平。在另一个实施例中,摇臂开关可使器械 10 在标准设置和特殊设置之间枢转。特殊设置可允许由器械 10 执行一个或多个特殊程序。使用者无需观察第一突出旋钮 30a 或第二突出旋钮 30b 便可以操作拨动开关 30。例如,第一突出旋钮 30a 或第二突出旋钮 30b 可以包括纹理

或突出,因而无需观察便可以触觉方式区分第一突出旋钮 30a 和第二突出旋钮 30b。

[0089] 在其他实施例中,触发器 32 和 / 或拨动开关 30 可以单独地用于或与超声发生器模块 21 的激活相结合地用于致动电外科 / 射频发生器模块 23。

[0090] 在一个示例性实施例中,远侧旋转组件 13 可绕纵向轴线“T”在任一方向上不受限制地旋转。远侧旋转组件 13 机械地接合到细长轴组件 14。远侧旋转组件 13 位于柄部组件 12 的远侧端部上。远侧旋转组件 13 包括圆柱形毂 46 和在毂 46 的上方形成的旋钮 48。毂 46 机械地接合细长轴组件 14。旋钮 48 可包括有凹槽的聚合物特征结构,并且可以用手指(例如,食指)接合以旋转细长轴组件 14。毂 46 可包括在主结构的上方模塑的用于形成旋钮 48 的材料。旋钮 48 可在毂 46 上方重叠注塑。毂 46 包括在远侧端部露出的端盖部分 46a。在腹腔镜式手术期间,毂 46 的端盖部分 46a 可以接触套管针的表面。毂 46 可以由硬质耐用塑料诸如聚碳酸酯形成,用于缓解端盖部分 46a 和套管针之间可能出现的任何摩擦。旋钮 48 可以包括由突肋 48a 形成的“扇形凹口”或凹槽以及位于肋 48a 之间的凹面部分 48b,从而提供更加精确的旋转握持。在一个示例性实施例中,旋钮 48 可以包括多个凹槽(例如,三个或更多个凹槽)。在其他实施例中,可以采用任何合适数量的凹槽。旋钮 48 可以由在硬质塑性材料上重叠注塑的较软聚合材料形成。例如,旋钮 48 可以由柔韧的、有弹性的、柔性的聚合材料(包括例如 GLS 公司制造的 Versaflex[®] TPE 合金)形成。这种较软的重叠注塑材料可以提供更好的握持,以及对旋钮 48 的运动的更加精确的控制。应当理解,任何提供充分地耐受灭菌处理、具有生物相容性且提供对外科手套提供足够摩擦阻力的材料都可以用于形成旋钮 48。

[0091] 在一个示例性实施例中,柄部组件 12 由包括第一部分 12a 和第二部分 12b 的(2) 个外壳部分或护罩形成。从使用者的角度由远侧端部朝近侧端部观察柄部组件 12,第一部分 12a 被视为右侧部分,并且第二部分 12b 被视为左侧部分。第一部分 12a 和第二部分 12b 中的每一个包括多个接合部 69(图 5),接合部的尺寸被设计为彼此机械地对准并接合以形成柄部组件 12 并且封闭其内部工作部件。与柄部组件 12 整体地相关联的固定柄部 34 在组装柄部组件 12 的第一部分 12a 和第二部分 12b 后成形。可以在柄部组件 12 的第一部分 12a 和第二部分 12b 的周边周围的多个点处设置多个另外的接合部(未示出),例如能量方向点 / 挠曲点,以用于超声焊接的目的。可以按本领域已知的任何方式将第一部分 12a 和第二部分 12b(以及下文所述的其他部件)组装在一起。例如,定位销、按扣型接合部、舌状物接合部和沟槽接合部、锁定接片、粘结口可以单独或组合用于组装目的。

[0092] 在一个示例性实施例中,细长轴组件 14 包括能够机械地接合柄部组件 12 和远侧旋转组件 13 的近侧端部 50;以及能够机械地接合端部执行器组件 26 的远侧端部 52。细长轴组件 14 包括外部管状护套 56 和位于外部管状护套 56 内的往复式管状致动构件 58。管状往复式管状致动构件 58 的近侧端部机械地接合到柄部组件 12 的触发器 32,以响应于触发器 32 的致动和 / 或释放而沿方向 60A 或 60B 运动。可枢转地运动的触发器 32 可以生成沿纵向轴线“T”的往复式运动。这种运动可用于例如致动端部执行器组件 26 的钳口或夹紧机构。一系列连杆将触发器 32 的枢转旋转转化成联接到致动机构的轭的轴向运动,该轴向运动控制端部执行器组件 26 的夹紧机构的钳口的打开和闭合。管状往复式管状致动构件 58 的远侧端部机械地接合到端部执行器组件 26。在该例示的实施例中,管状往复式管状致动构件 58 的远侧端部机械地接合到可绕枢转点 70 枢转的夹持臂组件 64,以响应于触发

器 32 的致动和 / 或释放而打开和闭合夹持臂组件 64。例如,在该例示的实施例中,当沿方向 33A 挤压触发器 32 时,夹持臂组件 64 可绕枢转点 70 沿方向 62A 从打开位置运动到闭合位置。当沿方向 33B 释放触发器 32 或使其向外接触时,夹持臂组件 64 可绕枢转点 70 沿方向 62B 从闭合位置运动到打开位置。

[0093] 在一个示例性实施例中,端部执行器组件 26 附接在细长轴组件 14 的远侧端部 52 处,并且包括夹持臂组件 64 和刀片 66。端部执行器组件 26 的夹持机构的钳口由夹持臂组件 64 和刀片 66 形成。刀片 66 可超声致动并在声学上联接到超声换能器 16。柄部组件 12 上的触发器 32 最终连接至驱动组件,它们一起机械地配合以影响夹持臂组件 64 的运动。沿方向 33A 挤压触发器 32 使夹持臂组件 64 沿方向 62A 从打开位置运动到夹持或闭合位置,在打开位置,夹持臂组件 64 和刀片 66 相对于彼此以间隔关系设置,在夹持或闭合位置,夹持臂组件 64 和刀片 66 配合以夹持其间的组织。夹持臂组件 64 可以包括夹持垫 69 以接合刀片 66 和夹持臂 64 之间的组织。沿方向 33B 释放触发器 32 使夹持臂组件 64 沿方向 62B 从闭合关系运动到打开位置,在打开位置,夹持臂组件 64 和刀片 66 相对于彼此以间隔关系设置。

[0094] 柄部组件 12 的近侧部分包括用于接收超声组件 16 的远侧端部的近侧开口 68。超声组件 16 插入近侧开口 68 中并且机械地接合到细长轴组件 14。

[0095] 在一个示例性实施例中,触发器 32 的细长触发器钩 36 部分提供具有较短的跨度和旋转行程的较长的触发器杠杆。细长触发器钩 36 的较长杠杆允许使用者在孔 38 内使用多根手指来操作细长触发器钩 36,并且使触发器 32 沿方向 33B 枢转以打开端部执行器组件 26 的钳口。例如,使用者可以将三根手指(例如,中指、无名指和小指)插入孔 38 中。多根手指允许外科医生可在触发器 32 和细长触发器钩 36 上施加较大的输入力来启动端部执行器组件 26。当沿方向 33A 闭合或挤压触发器 32 或沿方向 33B 通过向外开启运动来开启触发器 32 时,较短的跨度和旋转行程产生更舒适的握持,从而减少进一步向外伸出手指的需求。这将显著减轻与触发器 32 沿方向 33B 的向外开启运动相关联的手部疲劳和紧张。触发器的向外开启运动可以由弹簧元件 98(图 5) 弹簧协助以有助于缓解疲劳。开启弹簧力足以协助轻易地开启,但不足以在展开解剖期间对组织张力的触觉反馈造成不利影响。

[0096] 例如,在外科手术期间,任意食指可用于控制细长轴组件 14 的旋转,以在合适的取向上来定位端部执行器组件 26 的钳口。中指和 / 或其他较短手指可用于挤压触发器 32 和抓握钳口内的组织。一旦钳口位于所期望的位置并且钳口夹持住组织,食指就可用于启动拨动开关 30,从而调整超声换能器 16 的用于处理组织的功率电平。一旦已经处理了组织,使用者就可以使用中指和 / 或较短手指抵靠细长触发器钩 36 沿远侧方向向外推动来释放触发器 32,从而打开端部执行器组件 26 的钳口。使用者不必调整其对柄部组件 12 的握持即可执行此基本过程。

[0097] 图 3- 图 4 示出了细长轴组件 14 相对于端部执行器组件 26 的连接。如前所述,在该例示的实施例中,端部执行器组件 26 包括夹持臂组件 64 和刀片 66 以形成夹持机构的钳口。刀片 66 可以是在声学上联接到超声换能器 16 的可超声致动的刀片。触发器 32 机械地连接至驱动组件。触发器 32 和驱动组件机械地共同配合以使夹持臂组件 64 沿方向 62A 运动到打开位置,其中夹持臂组件 64 和刀片 66 相对于彼此以间隔关系设置,并且使夹持臂组件 64 沿方向 62B 运动到夹持或闭合位置,在该位置夹持臂组件 64 和刀片 66 配合以夹持

其间的组织。夹持臂组件 64 可以包括夹持垫 69 以接合刀片 66 和夹持臂 64 之间的组织。管状往复式管状致动构件 58 的远侧端部机械地接合到端部执行器组件 26。在该例示的实施例中,管状往复式管状致动构件 58 的远侧端部机械地接合到可绕枢转点 70 枢转的夹持臂组件 64,以响应于触发器 32 的致动和 / 或释放而打开和闭合夹持臂组件 64。例如,在该例示的实施例中,当沿方向 33A 挤压触发器 32 时,夹持臂组件 64 可绕枢转点 70 沿方向 62B 从打开位置运动到闭合位置。当沿方向 33B 释放触发器 32 或使其向外接触时,夹持臂组件 64 可绕枢转点 70 沿方向 62A 从闭合位置移动到打开位置。

[0098] 如此前所论述,夹持臂组件 64 可包括电联接到电外科 / 射频发生器模块 23 以接收治疗和 / 或亚治疗能量的电极,其中电外科 / 射频能量可在或不在超声能量施加至刀片 66 的同时被施加到电极。此类能量激活可以任何合适的组合施加,以便与算法或其他控制逻辑相配合而实现所期望的组织效应。

[0099] 图 5 为图 2 所示的超声外科器械 10 的分解图。在该例示的实施例中,分解图显示柄部组件 12 的内部元件、柄部组件 12、远侧旋转组件 13、开关组件 28 和细长轴组件 14。在该例示的实施例中,第一部分 12a 和第二部分 12b 配合形成柄部组件 12。第一部分 12a 和第二部分 12b 各自包括多个接合部 69,接合部的尺寸被设计为彼此机械地对准并接合以形成柄部组件 12 并且封闭超声外科器械 10 的内部工作部件。旋钮 48 机械地接合到外部管状护套 56,使得其可以沿圆形方向 54 旋转最多 360°。外部管状护套 56 位于往复式管状致动构件 58 之上,该往复式管状致动构件经由多个联接元件 72 机械地接合到柄部组件 12 并保持在其中。联接元件 72 可包括 O 形环 72a、管套环帽 72b、远侧垫圈 72c、近侧垫圈 72d 和螺纹管套环 72e。往复式管状致动构件 58 位于往复式枢 84 内,该往复式枢保持在柄部组件 12 的第一部分 12a 和第二部分 12b 之间。枢 84 是往复式枢组件 88 的一部分。一系列连杆将细长触发器钩 32 的枢转旋转转化成往复式枢 84 的轴向运动,该轴向运动控制超声外科器械 10 远侧端部处的端部执行器组件 26 的夹紧机构的钳口的打开和闭合。在一个示例性实施例中,四联接件设计提供例如在相对短的旋转跨度方面的机械优势。

[0100] 在一个示例性实施例中,超声传输波导 78 设置在往复式管状致动构件 58 的内部。超声传输波导 78 的远侧端部 52 在声学上联接(例如,直接或间接机械联接)到刀片 66,并且超声传输波导 78 的近侧端部 50 被接收在柄部组件 12 内。超声传输波导 78 的近侧端部 50 能够在声学上联接到超声换能器 16 的远侧端部,如下文更详细地讨论。超声传输波导 78 通过保护护套 80 和多个隔离元件 82(诸如硅胶环)与细长轴组件 14 的其他元件隔离。外部管状护套 56、往复式管状致动构件 58 和超声传输波导 78 通过销 74 机械地接合。开关组件 28 包括拨动开关 30 和电元件 86a, b,用于根据第一突出旋钮 30a 或第二突出旋钮 30b 的启动来以电方式为超声换能器 16 供电。

[0101] 在一个示例性实施例中,外部管状护套 56 将使用者或患者与超声传输波导 78 的超声振动隔离。外部管状护套 56 通常包括毂 76。外部管状护套 56 通过螺纹连接到柄部组件 12 的远侧端部上。超声传输波导 78 延伸穿过外部管状护套 56 的开口,而隔离元件 82 将超声传输波导 24 与外部管状护套 56 隔离。外部管状护套 56 可使用销 74 附接到波导 78。波导 78 中用于接收销 74 的孔穴可以标称地出现在位移波节处。波导 78 可通过螺栓螺纹连接或卡合到手持式柄部组件 12 中。毂 76 上的平坦部分可以允许组件扭转至所需的程度。在一个示例性实施例中,外部管状护套 56 的毂 76 部分优选地由塑料构造,并且外部管状护

套 56 的管状细长部分由不锈钢制成。作为另外一种选择,超声传输波导 78 可以包括围绕在其周围的聚合材料,以隔离其与外部接触。

[0102] 在一个示例性实施例中,超声传输波导 78 的远侧端部可以通过内部螺纹连接而联接到刀片 66 的近侧端部,优选地位于或靠近波腹。据设想,刀片 66 可通过任何合适的手段诸如焊接接头等附接到超声传输波导 78。虽然刀片 66 可以从超声传输波导 78 上拆下,但另据设想,单元件端部执行器(例如,刀片 66)和超声传输波导 78 可形成为单个一体件。

[0103] 在一个示例性实施例中,触发器 32 联接到连杆机构以将触发器 32 沿方向 33A 和 33B 的旋转运动转化为往复式管状致动构件 58 沿相应方向 60A 和 60B 的线性运动。触发器 32 包括其中形成有开口以接收第一轆销 92a 的第一组凸缘 98。第一轆销 92a 还定位成穿过在轆 84 的远侧端部处形成的一组开口。触发器 32 还包括用于接收联接件 92 的第一端部 92a 的第二组凸缘 96。触发器销 90 接收在形成于联接件 92 和第二组凸缘 96 中的开口内。触发器销 90 接收在形成于联接件 92 和第二组凸缘 96 中的开口内,并且能够联接到柄部组件 12 的第一部分 12a 和第二部分 12b 以形成触发器 32 的触发器枢转点。联接件 92 的第二端部 92b 接收在形成于轆 84 的近侧端部中的狭槽 384 内,并通过第二轆销 94b 保持在其中。随着触发器 32 绕由触发器销 90 形成的枢转点 190 以枢转方式旋转,轆在箭头 60A, B 指示的方向上沿纵向轴线“T”水平平移。

[0104] 图 8 示出超声外科器械 10 的一个示例性实施例。在该例示的实施例中,在柄部组件 12 的局部剖面图内显示超声换能器 16 的剖视图。超声外科器械 10 的一个示例性实施例包括:联接到超声换能器 16 的超声信号发生器 20,该超声换能器 16 包括手持式外壳 99;以及可超声致动的单元件或多元件端部执行器组件 26。如此前所论述,端部执行器组件 26 包括可超声致动的刀片 66 和夹持臂 64。超声换能器 16(被称为“Langevin 叠堆件”)通常包括换能部分 100、第一共振器部分或端罩 102、第二共振器部分或前罩 104、以及辅助部件。这些部件的总体构造是共振器。超声换能器 16 的长度优选地为整数个系统半波长($n\lambda/2$;其中“n”为任何正整数;例如, $n=1,2,3,\dots$),如下文将更详细地描述。声学组件 106 包括超声换能器 16、鼻部锥 108、速度变换器 118 和表面 110。

[0105] 在一个示例性实施例中,端罩 102 的远侧端部连接至换能部分 100 的近侧端部,而前罩 104 的近侧端部连接至换能部分 100 的远侧端部。前罩 104 和端罩 102 的长度由多个变量确定,这些变量包括换能部分 100 的厚度、用于制造端罩 102 和前罩 22 的材料的密度和弹性模量、以及超声换能器 16 的共振频率。前罩 104 可以与速度变换器 118 一样,从其近侧端部到其远侧端部向内成锥形以放大超声振动振幅,另选地,可以不具有放大作用。合适的振动频率范围可以为约 20Hz 至 32Hz,并且非常合适的振动频率范围可以为约 30-10kHz。例如,合适的工作振动频率可以为大约 55.5kHz。

[0106] 在一个示例性实施例中,压电元件 112 可由诸如锆钛酸铅、铌酸铅、钛酸铅、钛酸钡或其他压电陶瓷材料等任何合适的材料制成。正电极 114、负电极 116 和压电元件 112 中的每个都具有延伸穿过中心的镗孔。正电极 114 和负电极 116 分别电联接到电线 120 和 122。电线 120 和 122 封闭在缆线 22 内,并且可电连接到超声信号发生器 20。

[0107] 声学组件 106 的超声换能器 16 将来自超声信号发生器 20 的电信号转化为机械能,该机械能主要致使超声换能器 16 以及端部执行器组件 26 的刀片 66 部分出现以超声频率纵向振动运动的声学驻波。在另一个实施例中,超声换能器的振动运动可以在不同的方

向起作用。例如,振动运动可包括细长轴组件 14 的顶端的更复杂运动的局部纵向分量。合适的发生器为得自 Ethicon Endo-Surgery, Inc. (Cincinnati, Ohio) 的 GEN11 型发生器。当声学组件 106 被供能时,振动运动驻波通过声学组件 106 生成。超声外科器械 10 被设计为在共振下操作,使得产生预定振幅的声学驻波图案。沿声学组件 106 的任何点处的振动运动振幅取决于沿声学组件 106 用于测量振动运动的位置。振动运动驻波的最小或零交点通常称为波节(即,运动最小的位置),并且驻波的局部最大绝对值或峰值通常称为波腹(例如,局部运动最大的位置)。波腹与距其最近的波节之间的距离为四分之一波长($\lambda/4$)。

[0108] 线 120 和 122 将电信号从超声信号发生器 20 传输到正电极 114 和负电极 116。由超声信号发生器 20 响应于致动器 224(诸如脚踏开关)而提供的电信号来激励压电元件 112,从而在声学组件 106 中产生声学驻波。电信号在压电元件 112 中产生反复小位移形式的扰动,导致材料内出现较大的交替压缩力和张力。反复的小位移使压电元件 112 沿电压梯度的轴线以连续方式伸展和收缩,从而生成超声能量的纵波。通过细长轴组件 14 的传输部件或超声传输波导部分 78 将超声能量通过声学组件 106 传输至端部执行器组件 26 的刀片 66 部分。

[0109] 在一个示例性实施例中,为了使声学组件 106 能够向端部执行器组件 26 的刀片 66 部分递送能量,声学组件 106 的所有部件必须在声学上联接到刀片 66。超声换能器 16 的远侧端部可以在表面 110 处通过螺纹连接件(诸如螺柱 124)在声学上联接到超声传输波导 78 的近侧端部。

[0110] 在一个示例性实施例中,优选地对声学组件 106 的部件进行声学调谐,使得任何组件的长度均为整数个半波长($n\lambda/2$),其中波长 λ 是声学组件 106 的预选或操作的纵向振动驱动频率 f_d 的波长。另据设想,声学组件 106 可以结合任何合适的声学元件布置方式。

[0111] 在一个示例性实施例中,刀片 66 的长度可基本上等于系统半波长的整数倍($n\lambda/2$)。刀片 66 的远侧端部可设置在波腹附近,以便提供远侧端部的最大纵向偏移。当换能器组件被供能时,刀片 66 的远侧端部能够以例如 55kHz 的预定振动频率在例如大约 10 至 500 微米峰到峰的范围运动,并且优选地在约 30 至 64 微米的范围内运动。

[0112] 在一个示例性实施例中,刀片 66 可联接到超声传输波导 78。所示的刀片 66 和超声传输波导 78 由适于传输超声能量的材料形成成为单个单元构造。此类材料的示例包括 Ti6Al4V(含有铝和钒的钛合金)、铝、不锈钢、或其他合适的材料。另选地,刀片 66 可以与超声传输波导 78 分开(并且由不同的组合物制成),并且通过例如螺柱、焊接件、胶水、快速连接或其他合适的已知方法联接这两个部件。超声传输波导 78 的长度可基本上等于例如整数个半波长($n\lambda/2$)。超声传输波导 78 可以优选地由使用适合高效传播超声能量的材料(诸如上述钛合金(即, Ti6Al4V)、或任何合适的铝合金、或其他合金)构造的实芯轴制成。

[0113] 在一个示例性实施例中,超声传输波导 78 包括在近侧端部处的纵向突出的附接柱,用于通过螺纹连接诸如螺柱 124 而联接到超声传输波导 78 的表面 110。超声传输波导 78 可包括定位在多个波节处的多个起稳定作用的硅氧烷环或顺应性支撑件 82(图 5)。硅氧烷环 82 抑制不期望的振动并将超声能量与外部保护护套 80(图 5)隔离,以确保沿纵向方向的超声能量流以最大的效率到达刀片 66 的远侧端部。

[0114] 图 9 示出近侧旋转组件 128 的一个示例性实施例。在该例示的实施例中,近侧旋转组件 128 包括插在圆柱形毂 135 上的近侧旋钮 134。近侧旋钮 134 包括多个径向突出部

138, 这些突出部被接收在形成于圆柱形毂 135 的近侧端部上的相应狭槽 130 中。近侧旋钮 134 限定用于接收超声换能器 16 的远侧端部的开口 142。径向突出部 138 由柔软的聚合材料形成, 并且限定了尺寸相对比超声换能器 16 的外径较小的直径, 以便在超声换能器 16 的远侧端部时形成摩擦过盈配合。聚合物径向突出部 138 径向地突起到开口 142 中, 以形成牢牢地抓住超声换能器 16 的外壳的“抓具”肋。因此, 近侧旋钮 134 牢固地抓住超声换能器 16。

[0115] 圆柱形毂 135 的远侧端部包括周边唇缘 132 和周边支承表面 140。周边唇缘与形成于外壳 12 中的沟槽接合, 周边支承表面 140 则与外壳 12 接合。这样, 圆柱形毂 135 便机械地保持在外壳 12 的两个外壳部分 (未示出) 内。圆柱形毂 135 的周边唇缘 132 位于或“被捕获”在第一外壳部分 12a 和第二外壳部分 12b 之间, 并且可在沟槽内适当地自由旋转。周边支承表面 140 倚靠着外壳的内部部分, 以协助正确的旋转。这样, 圆柱形毂 135 便可在外壳内适当地自由旋转。使用者利用其手指或拇指接合在近侧旋钮 134 上形成的凹槽 136, 以旋转外壳 12 内的圆柱形毂 135。

[0116] 在一个示例性实施例中, 圆柱形毂 135 可以由耐用塑料诸如聚碳酸酯形成。在一个示例性实施例中, 圆柱形毂 135 可以由硅化聚碳酸酯材料形成。在一个示例性实施例中, 近侧旋钮 134 可以由柔韧的、有弹性的、柔性的聚合材料 (包括例如 GLS 公司制造的 Versaflex® TPE 合金) 形成。例如, 近侧旋钮 134 可以由弹性体材料、被称为 Santoprene® 的热塑性橡胶、其他热塑性硫化橡胶 (TPV)、或弹性体形成。然而, 实施例并不限于此背景中。

[0117] 图 10 示出包括外科器械 210 的外科系统 200 的一个示例性实施例, 该外科器械 210 具有单元件端部执行器 278。系统 200 可包括联接到端部执行器 278 的换能器组件 216, 以及围绕如图所示的端部执行器 278 的近侧部分定位的护套 256。换能器组件 216 和端部执行器 278 可以与上述换能器组件 16 和端部执行器 18 相似的方式工作, 从而产生可通过刀片 226' 传输至组织的超声能量。

[0118] 图 11- 图 18C 示出了外科器械的各种实施例, 这些外科器械利用治疗和 / 或亚治疗电能来处理 / 或破坏组织, 或向发生器 (例如, 电外科器械) 提供反馈。图 11- 图 18C 的实施例能够以手动或用手操作的方式使用, 但电外科器械也可用于机器人应用中。图 11 为包括电能外科器械 310 的外科器械系统 300 的一个示例性实施例的透视图。电外科器械 310 可包括近侧柄部 312、远侧工作端部或端部执行器 326, 以及设置在它们之间的导引器或细长轴 314。

[0119] 电外科系统 300 能够独立地或者同时地向患者的组织提供能量诸如电能、超声能量、热能或它们的任意组合, 如结合例如图 1 所述。在一个示例性实施例中, 电外科系统 300 包括与电外科器械 310 电连通的发生器 320。发生器 320 经由合适的传输介质 (诸如缆线 322) 连接到电外科器械 310。在一个示例性实施例中, 发生器 320 联接到控制器, 诸如控制单元 325。在各种实施例中, 控制单元 325 可与发生器 320 一体地形成, 或可作为电联接到发生器 320 的单独电路模块或装置提供 (以虚线显示, 以示出这种选择)。虽然在本发明所公开的实施例中, 发生器 320 被显示为与电外科器械 310 分开, 但在一个示例性实施例中, 发生器 320 (和 / 或控制单元 325) 可与电外科器械 310 一体地形成以形成一体的电外科系统 300, 在该情况下, 位于电外科器械 310 内的电池为能量源, 而联接到电池的电路产生合

适的电能量、超声能量或热能。一个这样的示例在下文结合图 17- 图 18C 进行描述。

[0120] 发生器 320 可包括位于发生器 320 控制台的前面板上的输入装置 335。输入装置 335 可包括生成适于对发生器 320 的操作进行编程的信号的任何合适的装置, 诸如键盘或输入端口。在一个示例性实施例中, 第一钳口 364A 和第二钳口 364B 中的各种电极可联接至发生器 320。缆线 322 可包括多个电导体, 用于将电能施加到电外科器械 310 的正 (+) 电极和负 (-) 电极。控制单元 325 可用于激活可充当电源的发生器 320。在各种实施例中, 发生器 320 可包括例如可被独立地或同时地激活的射频源、超声源、直流电源、和 / 或任何其他合适类型的电能量源。

[0121] 在各种实施例中, 电外科系统 300 可包括至少一个供给导体 331 和至少一个返回导体 333, 其中电流能够经由供给导体 331 供给电外科器械 300 并且其中电流能够经由返回导体 333 流回发生器 320。在各种实施例中, 供给导体 331 和返回导体 333 可包括绝缘线和 / 或任何其他合适类型的导体。在某些实施例中, 如下文所述, 供给导体 331 和返回导体 333 可包含在缆线 322 内和 / 或可包括: 在发生器 320 与电外科器械 310 的端部执行器 326 之间或至少部分地在它们之间延伸的缆线。在任何情况下, 发生器 320 都能够在供给导体 331 与返回导体 333 之间施加足够的电压差, 使得可将足够的电流提供至端部执行器 110。

[0122] 图 12 为外科器械 310 的柄部 312 的一个示例性实施例的侧视图。在图 12 中, 显示柄部 312, 其中第一柄部主体 312A (参见图 11) 的一半被移除以示出第二柄部主体 312B 内的各种部件。柄部 312 可以包括杠杆臂 321 (例如, 触发器), 该杠杆臂 321 可以沿路径 33 被牵拉。杠杆臂 321 可以通过往复运动件 384 联接到设置在细长轴 314 内的可轴向运动的构件 378 (图 13- 图 16), 该往复运动件 384 可操作地接合到杠杆臂 321 的延伸部 398。往复运动件 384 还可以连接到偏置装置, 诸如弹簧 388, 以沿近侧方向偏置往复运动件 384 并因而沿近侧方向偏置可轴向运动的构件 378, 由此将钳口 364A 和 364B 推压到打开位置, 如图 11 中所见, 其中该偏置装置还可以连接至第二柄部主体 312B。另外, 参见图 11- 图 12, 锁定构件 190 (参见图 12) 可通过锁定开关 328 (参见图 11) 在锁定位置和解锁位置之间运动, 在锁定位置, 基本上防止往复运动件 384 朝远侧运动, 如图所示; 在解锁位置, 可允许往复运动件 384 自由地沿远侧方向朝细长轴 314 运动。柄部 312 可以是任何类型的手枪式握把或本领域中已知的其他类型的柄部, 其能够承载用于致动第一钳口 364A 和第二钳口 364B 的致动器杠杆、触发器或滑动件。细长轴 314 可具有例如圆柱形或矩形横截面, 并且可包括从柄部 312 延伸的薄壁管状套筒。细长轴 314 可包括贯穿其延伸的膛孔, 用于承载用于致动钳口的致动器机构 (例如, 可轴向运动的构件 378), 以及用于承载将电能递送到端部执行器 326 的电外科部件的电引线。

[0123] 端部执行器 326 能够捕获并横切组织, 并且能够同时通过能量 (例如, 射频能量) 的受控施加而接合 (welding) 所捕获的组织。第一钳口 364A 和第二钳口 364B 可以闭合, 由此围绕由可轴向运动的构件 378 限定的纵向轴线“T”来捕获或接合组织。第一钳口 364A 和第二钳口 364B 还可对组织施加压缩。在一些实施例中, 细长轴 314 连同第一钳口 364A 和第二钳口 364B 一起能够相对于柄部 312 旋转完整的 360°, 如箭头 196 (参见图 11) 所示。例如, 旋钮 348 可绕轴 314 的纵向轴线旋转, 并且可联接到轴 314 以使得旋钮 348 的旋转导致轴 314 的相应旋转。第一钳口 364A 和第二钳口 364B 能够在旋转的同时保持为可打开和 / 或可闭合的。

[0124] 图 13 显示钳口 364A, 364B 打开的端部执行器 326 的一个示例性实施例的透视图, 而图 14 显示钳口 364A, 364B 闭合的端部执行器 326 的一个示例性实施例的透视图。如上所述, 端部执行器 326 可以包括上部第一钳口 364A 和下部第二钳口 364B, 它们可以是直的或弯曲的。第一钳口 364A 和第二钳口 364B 各自可分别包括沿它们的相应中间部分向外设置的细长狭槽或通道 362A 和 362B。另外, 第一钳口 364A 和第二钳口 364B 各自可以具有设置在第一钳口 364A 和第二钳口 364B 的内部部分上的组织夹持元件, 诸如齿状物 363。第一钳口 364A 可以包括上部第一钳口主体 200A, 该上部第一钳口主体具有上部第一向外表面 202A 和上部第一能量递送表面 365A。第二钳口 364B 可以包括下部第二钳口主体 200B, 该下部第二钳口主体具有下部第二向外表面 202B 和下部第二能量递送表面 365B。第一能量递送表面 365A 和第二能量递送表面 365B 均可围绕端部执行器 326 的远侧端部以“U”形延伸。

[0125] 柄部 312 的杠杆臂 321 (图 12) 能够致动可轴向运动的构件 378, 该可轴向运动的构件还可以充当钳口闭合机构。例如, 当沿路径 33 朝近侧牵拉杠杆臂 321 时, 可经由往复运动件 384 朝远侧推可轴向运动的构件 378, 如图 12 所示且如上所述。图 15 是外科器械 310 的可轴向运动的构件 378 的一个示例性实施例的透视图。可轴向运动的构件 378 可以包括一个或若干个零件, 但是在任何情况下, 其均可以相对于细长轴 314 和 / 或钳口 364A, 364B 运动或平移。另外, 在至少一个示例性实施例中, 可轴向运动的构件 378 可以由 17-4 沉淀硬化不锈钢制成。可轴向运动的构件 378 的远侧端部可以包括带凸缘的“I”形梁, 该“I”形梁能够在钳口 364A 和 364B 中的通道 362A 和 362B 内滑动。可轴向运动的构件 378 可在通道 362A, 362B 内滑动, 以打开和闭合第一钳口 364A 和第二钳口 364B。可轴向运动的构件 378 的远侧端部还可以包括上部凸缘或“c”形部分 378A 和下部凸缘或“c”形部分 378B。凸缘 378A 和 378B 分别限定内部凸轮表面 367A 和 367B, 用于与第一钳口 364A 和第二钳口 364B 的向外表面接合。钳口 364A 和 364B 的打开和闭合可以使用凸轮机构在组织上施加非常高的压缩力, 凸轮机构可以包括可运动的“I 形梁”、可轴向运动的构件 378 以及钳口 364A, 364B 的向外表面 369A, 369B。

[0126] 更具体地讲, 现在参见图 13-图 15, 可轴向运动的构件 378 的远侧端部的内部凸轮表面 367A 和 367B 共同地能够分别可滑动地接合第一钳口 364A 的第一向外表面 369A 和第二钳口 364B 的第二向外表面 369B。第一钳口 364A 内的通道 362A 和第二钳口 364B 内的通道 362B 的大小可被设计成且能够适应可轴向运动的构件 378 的移动, 该可轴向运动的构件可包括组织切割元件 371, 例如, 包括锐利的远侧边缘。图 14 例如显示被至少部分地推进穿过通道 362A 和 362B (图 13) 的可轴向运动的构件 378 的远侧端部。可轴向运动的构件 378 的推进可以将端部执行器 326 从图 13 所示的打开构型闭合。在图 14 所示的闭合位置中, 上部第一钳口 364A 和下部第二钳口 364B 分别限定第一钳口 364A 的第一能量递送表面 365A 和第二钳口 364B 的第二能量递送表面 365B 之间的间隙或尺寸 D。在各种实施例中, 尺寸 D 可例如等于约 0.0005 英寸至约 0.040 英寸, 并且在一些实施例中, 例如介于约 0.001 英寸至约 0.010 英寸之间。另外, 第一能量递送表面 365A 和第二能量递送表面 365B 的边缘可以被倒圆以防止将组织切开。

[0127] 图 16 是外科器械 310 的端部执行器 326 的一个示例性实施例的截面图。下部钳口 364B 的接合表面或组织接触表面 365B 能够至少部分地通过导电-电阻基质 (诸如可变

电阻正温度系数 (PTC) 主体) 向组织递送能量, 如下文更详细地讨论。上部钳口 364A 和下部钳口 364B 中的至少一者可以承载至少一个能够将能量从发生器 320 递送到捕获组织的电极 373。上部钳口 364A 的接合表面或组织接触表面 365A 可承载类似的导电 - 电阻基质 (即, PTC 材料), 或者在一些实施例中, 该表面可为例如导电电极或绝缘层。另选地, 钳口的接合表面可以承载 2001 年 10 月 22 日提交的名称为“ELECTROSURGICAL JAW STRUCTURE FOR CONTROLLED ENERGY DELIVERY”的美国专利 6, 773, 409 中所公开的任何能量递送部件, 该专利的全部公开内容以引用方式并入本文。

[0128] 第一能量递送表面 365A 和第二能量递送表面 365B 各自可以与发生器 320 电连通。第一能量递送表面 365A 和第二能量递送表面 365B 能够接触组织并且能够将能够密封或接合 (weld) 所述组织的电外科能量递送至捕获的组织。控制单元 325 调控由电发生器 320 递送的电能, 继而向第一能量递送表面 365A 和第二能量递送表面 365B 递送电外科能量。可通过激活按钮 328 (图 12) 来发起能量递送, 该激活按钮与杠杆臂 321 可操作地接合并且经由缆线 322 与发生器 320 电连通。在一个示例性实施例中, 电外科器械 310 可通过脚踏开关 329 (图 11) 由发生器 320 供能。当被致动时, 例如脚踏开关 329 触发发生器 320, 以将电能递送至端部执行器 326。控制单元 325 可在激活期间对由发生器 320 生成的功率进行调控。尽管脚踏开关 329 可能适用于许多情况, 但可以使用其他合适类型的开关。

[0129] 如上文所提及, 由电发生器 320 递送并由控制单元 325 调控或者说是控制的电外科能量可包括射频 (RF) 能量或其他合适形式的电能。另外, 相对的第一能量递送表面 365A 和第二能量递送表面 365B 可以承载可变电阻正温度系数 (PTC) 主体, 该主体与发生器 320 和控制单元 325 电连通。有关电外科端部执行器、钳口闭合机构、以及电外科能量递送表面的额外细节在以下美国专利和已公布的专利申请中有所描述: 美国专利 7, 087, 054、7, 083, 619、7, 070, 597、7, 041, 102、7, 011, 657、6, 929, 644、6, 926, 716、6, 913, 579、6, 905, 497、6, 802, 843、6, 770, 072、6, 656, 177、6, 533, 784 和 6, 500, 312, 以及美国专利申请公布 2010/0036370 和 2009/0076506, 所有这些专利和专利申请公布均全文以引用方式并入本文并构成本说明书的一部分。

[0130] 在一个示例性实施例中, 发生器 320 可被实施为电外科单元 (ESU), 该电外科单元能够利用射频 (RF) 能量来提供足以执行双极电外科的功率。在一个示例性实施例中, ESU 可以是 ERBE USA, Inc. (Marietta, Georgia) 销售的双极 ERBE ICC 350。在一些实施例中, 诸如对于双极电外科应用, 可以利用具有有源电极和返回电极的外科器械, 其中有源电极和返回电极可以抵靠、邻近待处理的组织定位以及 / 或者被定位成与待处理的组织电连通, 使得电流能够从有源电极通过正温度系数 (PTC) 主体并通过组织而流至返回电极。因此, 在各种实施例中, 电外科系统 300 可包括供应路径和返回路径, 其中正被处理的所捕获的组织使电路结束或将该电路闭合。在一个示例性实施例中, 发生器 320 可以是单极射频 ESU 并且电外科器械 310 可以包括单极端部执行器 326, 在该单极端部执行器 326 中整合了一个或多个有源电极。对于此类系统, 发生器 320 可能需要在远离手术部位的位置处与患者紧密接触的返回垫和 / 或其他合适的返回路径。返回垫可经由缆线连接到发生器 320。在其他实施例中, 操作员 20 可提供亚治疗射频能级以用于在电外科系统 300 中评估组织状态以及提供反馈的目的。可使用此类反馈来控制电外科器械 310 的治疗性射频能量输出。

[0131] 在电外科器械 300 的操作过程中, 使用者通常抓紧组织, 向捕获的组织提供能量

以形成接合或密封（例如，通过致动按钮 328 和 / 或踏板 216），并且然后驱动位于可轴向运动的构件 378 远侧端部处的组织切割元件 371 穿过捕获的组织。根据各种实施例，可放缓 (paced) 或以其他方式控制可轴向运动的构件 378 的轴向运动的平移，从而有助于以合适的行进速率驱动可轴向运动的构件 378。通过控制行进速率，提高了在用切割元件 371 横切之前适当地且功能性地密封所捕获组织的可能性。

[0132] 图 17 为包括无绳电能外科器械 410 的外科器械系统的一个示例性实施例的透视图。该电外科系统与电外科系统 300 类似。该电外科系统能够独立地或同时地向患者的组织提供能量诸如电能、超声能量、热能或它们的任意组合，如结合例如图 1 和图 11 所述。该电外科器械可利用本文结合无绳近侧柄部 412 所述的端部执行器 326 和细长轴 314。在一个示例性实施例中，柄部 412 包括发生器电路 420（参见图 18A）。发生器电路 420 执行基本上与发生器 320 的该电路类似的功能。在一个示例性实施例中，发生器电路 420 联接到控制器，诸如控制电路。在该例示的实施例中，控制电路整合到发生器电路 420 中。在其他实施例中，控制电路可与发生器电路 420 分开。

[0133] 在一个示例性实施例中，端部执行器 326（包括其钳口 364A, 364B）中的各种电极可以联接到发生器电路 420。控制电路可用于激活可充当电源的发生器 420。在各种实施例中，发生器 420 可包括例如射频源、超声波源、直流电源、和 / 或任何其他合适类型的电能量源。在一个示例性实施例中，可提供按钮 328，用于激活发生器电路 420 从而向端部执行器 326, 326 提供能量。

[0134] 图 18A 为无绳外科器械 410 的柄部 412 的一个示例性实施例的侧视图。在图 18A 中，显示柄部 412，其中第一柄部主体的一半被移除以示出第二柄部主体 434 内的各种部件。柄部 412 可以包括杠杆臂 424（例如，触发器），该杠杆臂 424 可以沿路径 33 围绕枢转点被牵拉。杠杆臂 424 可以通过往复运动件联接到设置在细长轴 314 内的可轴向运动的构件 478，该往复运动件可操作地接合到杠杆臂 424 的延伸部。在一个示例性实施例中，杠杆臂 424 限定包括远侧构件 424a 和近侧构件 424b 的牧羊杖钩形状。

[0135] 在一个示例性实施例中，无绳电外科器械包括电池 437。电池 437 向发生器电路 420 提供电能。电池 437 可以是适于以所需的能级驱动发生器电路 420 的任何电池。在一个示例性实施例中，电池 437 为 100mAh 三芯锂离子聚合物电池。该电池可在用于外科手术之前充满电，并且可保持约 12.6V 的电压。电池 437 可具有装配到无绳电外科器械 410 的两条保险丝，它们被布置成符合每个电池端子。在一个示例性实施例中，提供用于将电池 437 连接到直流电源（未示出）的充电端口 439。

[0136] 发生器电路 420 可以任何合适的方式配置。在一些实施例中，发生器电路包括射频驱动和控制电路 440 以及控制器电路 482。图 18B 示出根据一个实施例的射频驱动和控制电路 440。图 18B 是示出用于该实施例中以生成和控制提供给端部执行器 326 的射频电能的射频驱动和控制电路 440 的局部方框示意图。如下文将更详细地解释，在该实施例中，驱动电路 440 是包括关于射频放大器输出的并联谐振网络的谐振模式射频放大器，而控制电路工作以控制驱动信号的工作频率以使得其保持在驱动电路的谐振频率下，继而控制提供给端部执行器 326 的功率的量。根据以下说明，实现这点的方式将是显而易见的。

[0137] 如图 18B 中所示，射频驱动和控制电路 440 包括上述电池 437，在该示例中其被布置成提供约 0V 和约 12V 的导轨。输入电容器 (C_{in}) 442 连接在 0V 与 12V 之间，用于提供低

源阻抗。一对 FET 开关 443-1 和 443-2 (在该实施例中,此二者均为 N 型通道以减少功率损耗) 串联连接在 0V 导轨与 12V 导轨之间。提供生成两个驱动信号的 FET 栅极驱动电路 805,这两个驱动信号中的一个用于驱动所述两个 FET 443 中的每一个。该 FET 栅极驱动电路 445 生成驱动信号,其在下部 FET (443-2) 关闭时使得上部 FET (443-1) 接通,反之亦然。这使得节点 447 交替地连接到 12V 导轨 (当 FET 443-1 接通时) 和 0V 导轨 (当 FET 443-2 接通时)。图 18B 还显示相应 FET 443 的内部寄生二极管 448-1 和 448-2,它们在 FET 443 接通的任意期间导电。

[0138] 如图 18B 所示,节点 447 连接到由电感器 L_s 452 和电感器 L_m 454 形成的电感器-电感器谐振电路 450。FET 栅极驱动电路 445 被布置成以驱动频率 (f_d) 生成驱动信号,该驱动信号以并联谐振电路 450 的谐振频率接通和关闭 FET 开关 443。由于谐振电路 450 的谐振特性,在节点 447 处的方波电压将使得在驱动频率 (f_d) 下的基本上呈正弦的电流在谐振电路 450 内流动。如图 18B 所示,电感器 L_m 454 是变压器 455 的主线圈,该变压器 455 的次级线圈由电感器 L_{sec} 456 形成。变压器 455 次级线圈的电感器 L_{sec} 456 连接到通过电感器 L_2 458、电容器 C_4 460 和电容器 C_2 462 形成的电感器-电容器-电容器并联谐振电路 457。变压器 455 将电感器 L_m 454 两端的驱动电压 (V_d) 升压转换成施加到输出并联谐振电路 457 的电压。负载电压 (V_L) 由并联谐振电路 457 输出,并施加到与由镊子的钳口和由端部执行器 326 所夹持的任何组织或血管的阻抗对应的负载 (在图 18B 中由负载电阻 $R_{负载}$ 459 表示)。如图 18B 所示,提供了一对直流阻塞电容器 C_{bT} 480-1 和 480-2 以防止任何直流电信号施加到负载 459。

[0139] 在一个实施例中,变压器 455 可由符合以下规格的芯径 (mm)、线径 (mm)、以及次级线圈之间的间隙实施:

[0140] 芯径, D (mm)

[0141] $D = 19.9 \times 10^{-3}$

[0142] 22AWG 线的线径, W (mm)

[0143] $W = 7.366 \times 10^{-4}$

[0144] 次级线圈之间的间隙, 间隙 = 0.125

[0145] $G = \text{间隙} / 25.4$

[0146] 在该实施例中,通过改变用于切换 FET 443 的转换信号的频率而对提供给端部执行器 326 的电量进行控制。这是可行的,因为谐振电路 450 充当频率相依性 (较少损耗) 衰减器。驱动信号越接近谐振电路 450 的谐振频率,驱动信号衰减得就越少。相似地,随着驱动信号的频率从电路 450 的谐振频率移除,该驱动信号衰减得就越多,因此提供给负载的功率减少。在该实施例中,基于将递送到负载 459 的所期望功率和由常规电压感测电路 483 和电流感测电路 485 获得的负载电压 (V_L) 和负载电流 (I_L) 的测量值,由控制器 481 对 FET 栅极驱动电路 445 所生成的转换信号的频率进行控制。控制器 481 运行的方式将在下文中更详细地描述。

[0147] 在一个实施例中,电压感测电路 483 和电流感测电路 485 可以用高带宽、高速轨到轨放大器 (例如,由 National Semiconductor 制造的 LMH6643) 实施。然而,此类放大器在其工作时消耗相对高的电流。因此,可提供节电电路以降低放大器在不用于电压感测电路 483 和电流感测电路 485 中时的供电电压。在一个实施例中,节电电路可使用降压稳压器

(例如,由 Linear Technologies 制造的 LT3502) 来降低轨到轨放大器的供电电压并且因此延长电池 437 的寿命。

[0148] 图 18C 示出根据一个实施例的控制器 481 的主要部件。在图 18C 所示的实施例中,控制器 481 可包括处理单元诸如基于微处理器的控制器,并且因此图 16 中所示的大部分部件为基于软件的部件。然而,也可以使用基于硬件的控制器 481。如图所示,控制器 481 包括同步 I, Q 取样电路 491,其从感测电路 483 和 485 接收所感测到的电压和电流信号,并且获得传送到功率、 V_{rms} 和 I_{rms} 计算模块 493 的相应样本。计算模块 493 使用接收到的样本来计算施加到负载 459 (图 18B;端部执行器 326 及由其夹持的组织/血管) 的 RMS 电压和 RMS 电流,并通过它们计算目前正施加给负载 459 的功率。然后将确定值传送到频率控制模块 495 和医疗装置控制模块 497。医疗装置控制模块 497 使用该值来确定负载 459 的当前阻抗,并且基于该确定的阻抗和预定义的算法,确定应当将何种设定点功率 ($P_{设定}$) 施加到频率控制模块 495。医疗装置控制模块 497 继而由从使用者输入模块 499 接收的信号来控制,使用者输入模块从使用者接收输入(例如,按下按钮或启动柄部 104 上的控制杠杆 114, 110),并且还经由使用者输出模块 461 来控制柄部 104 上的输出装置(灯、显示器、扬声器等)。

[0149] 频率控制模块 495 使用从计算模块 493 获得的值和从医疗装置控制模块 497 获得的设定点功率 ($P_{设定}$) 以及预定义的系统限制(将在下文中阐释)来确定是否要提高或降低所施加的频率。然后,将该决定的结果传送到方波发生模块 463,其在该实施例中根据接收到的决定将自身生成的方波信号的频率提高或降低 1kHz。如本领域的技术人员将会知道的那样,在另选的实施例中,频率控制模块 495 可不仅确定是否要提高或降低频率,还确定所需的频率变化的量。在这种情况下,方波发生模块 463 将生成与期望的频移对应的方波信号。在该实施例中,将由方波发生模块 463 生成的方波信号输出到 FET 栅极驱动电路 445,该 FET 栅极驱动电路将该信号放大然后将其施加到 FET 443-1。该 FET 栅极驱动电路 445 还转换施加到 FET 443-1 的信号并且将所转换的信号施加到 FET 443-2。

[0150] 电外科器械 410 可包括如相对于电外科系统 300 所讨论的另外的特征结构。本领域的技术人员将认识到,电外科器械 410 可包括旋钮 348、细长轴 314 和端部执行器 326。这些元件以与上文相对于电外科系统 300 所讨论的那些方式基本上类似的方式发挥作用。在一个示例性实施例中,无绳电外科器械 410 可包括视觉指示器 435。视觉指示器 435 可向操作员提供视觉指示信号。在一个示例性实施例中,视觉指示信号可警示操作员装置已开启,或者装置正在向端部执行器施加能量。本领域的技术人员将认识到,视觉指示器 435 能够提供关于装置的多种状态的信息。

[0151] 多年以来,已经开发出多种微创机器人(或“远距离外科手术”)系统以增加外科手术的灵活性,并允许外科医生以直观的方式对患者进行手术。机器人外科系统可以与许多不同类型的外科器械一起使用,这些外科器械包括例如超声或电外科器械,如本文所述。示例性机器人系统包括由 Intuitive Surgical, Inc. (Sunnyvale, California, U. S. A) 制造的那些。此类系统以及得自其他制造商的机器人系统在以下美国专利中进行了公开,这些美国专利各自全文以引用方式并入本文:名称为“Articulated Surgical Instrument For Performing Minimally Invasive Surgery With Enhanced Dexterity and Sensitivity”的美国专利 5,792,135、名称为“Robotic Arm DLUS For Performing Surgical Tasks”的

美国专利 6,231,565、名称为“Robotic Surgical Tool With Ultrasound Cauterizing and Cutting Instrument”的美国专利 6,783,524、名称为“Alignment of Master and Slave In a Minimally Invasive Surgical Apparatus”的美国专利 6,364,888、名称为“Mechanical Actuator Interface System For Robotic Surgical Tools”的美国专利 7,524,320、名称为“Platform Link Wrist Mechanism”的美国专利 7,691,098、名称为“Repositioning and Reorientation of Master/Slave Relationship in Minimally Invasive Telesurgery”的美国专利 7,806,891,以及名称为“Surgical Tool With Writed Monopolar Electrosurgical End Effectors”的美国专利 7,824,401。然而,许多此类系统在过去尚未能生成有效切割和紧固组织所需量级的力。

[0152] 图 19-图 46C 示出机器人外科系统的示例性实施例。在一些实施例中,所公开的机器人外科系统可以利用本文所述的超声或电外科器械。本领域的技术人员将会知道,所示的机器人外科系统不仅仅限于本文所述的那些器械,而是可以利用任何兼容的外科器械。本领域的技术人员还将认识到,虽然本文所述的各种实施例可以与所述的机器人外科系统一起使用,但是公开内容并不如此受到限制,而是可以与任何兼容的机器人外科系统一起使用。

[0153] 图 19-图 25 示出若干示例性机器人外科系统及其部件的结构和操作。图 19 示出示例性机器人外科系统 1000 的框图。系统 1000 包括至少一个控制器 508 和至少一个臂车 510。臂车 510 可机械地联接到一个或多个由方框 512 指示的机器人操纵器或机械臂。机械臂 512 中的每个可以包括一个或多个外科器械 514,用于对患者 504 执行各种手术任务。臂车 510(包括臂 512 和器械 514)的操作可由临床医生 502 从控制器 508 进行指导。在一些实施例中,由第二临床医生 502' 操作的第二控制器 508' 也可与第一临床医生 502' 协力指挥臂车 510 的操作。例如,临床医生 502,502' 中的每一位可以控制臂车的不同臂 512,或在一些情况下,可在临床医生 502,502' 之间传递对臂车 510 的完全控制。在一些实施例中,可将另外的臂车(未示出)用于患者 504。这些另外的臂车可由控制器 508,508' 中的一个或多个控制。臂车 510 和控制器 508,508' 可经由通信链路 516 彼此通信,该通信链路可以是根据任何合适的通信协议承载任何合适类型的信号(例如,电信号、光信号、红外信号等)的任何合适类型的有线或无线通信链路。机器人外科系统(诸如系统 1000)的示例性具体实施在已经以引用方式并入本文的美国专利 7,524,320 中有所公开。因而,本文将不详细描述此类装置的各个细节,除了理解受权利要求书保护的装置的各种实施例可能必需的细节外。

[0154] 图 20 示出机械臂车 520 的一个示例性实施例。机械臂车 520 能够致动多个外科器械或器械,它们在工作包封空间 519 内一般被指定为 522。名称为“Multi-Component Telepresence System and Method”的美国专利 6,132,368 中公开了使用主控制器和机械臂车布置结构的各种机器人外科系统和方法,该专利的全部公开内容以引用方式并入本文。在各种形式中,机械臂车 520 包括基座 524,在该例示的实施例中,该基座支撑有三个外科器械 522。在各种形式中,外科器械 522 各自由一系列可在手动操作下进行关节运动的连杆(一般称为装置接头 526)和机器人操纵器 528 支撑。本文示出的这些结构具有在机械连杆的大部分之上延伸的护盖。这些护盖可以是任选的,并且可在尺寸上有所限制或在一些实施例中完全消除,以使用于操纵此类装置的伺服机构遇到的惯性最小化、限制移动部

件的体积以避免碰撞、并且限制车 520 的总重量。车 520 将通常具有适于在手术室之间搬运车 520 的尺寸。车 520 能够通常适于穿过标准的手术室门并放置到标准的医院电梯上。在各种形式中,车 520 将优选地具有一定的重量并且包括轮(或其他运输)系统,该轮系统使得车 520 可被单个维护人员定位在邻近手术台的位置。

[0155] 图 21 示出机械臂车 520 的机器人操纵器 528 的一个示例性实施例。在图 21 所示的示例中,机器人操纵器 528 可包括约束外科器械 522 的运动的连杆 530。在各种实施例中,连杆 530 包括由旋转接头以平行四边形布置方式联接在一起的刚性联接件,使得外科器械 522 围绕空间 532 中的某一点旋转,如在已公布的美国专利 5,817,084 中更完整地描述,该专利的全部公开内容以引用方式并入本文。平行四边形布置方式将旋转约束为围绕轴线 534a(有时称为俯仰轴)枢转。支撑平行四边形连杆的联接件以枢转方式安装到装置接头 526(图 20),使得外科器械 522 还围绕轴线 534b(有时称为偏航轴线)旋转。俯仰轴线 534a 和偏航轴线 534b 在远程中心 536 处相交,该远程中心沿外科器械 522 的轴 538 对齐。当由操纵器 540 支撑时,外科器械 522 可具有另外的从动自由度,包括外科器械 522 沿着纵向器械轴线“LT-LT”的滑动运动。当外科器械 522 相对于操纵器 540 沿着器械轴线 LT-LT(箭头 534c)滑动时,远程中心 536 相对于操纵器 540 的基座 542 保持固定。因此,整个操纵器 540 通常运动,从而使远程中心 536 重新定位。操纵器 540 的连杆 530 由一系列马达 544 驱动。这些马达 544 响应于控制系统处理单元的命令而主动移动连杆 530。如将在下文中进一步详细论述,马达 544 还用于操纵外科器械 522。

[0156] 图 22 示出具有另选的装置接头结构的机械臂车 520' 的一个示例性实施例。在该示例性实施例中,外科器械 522 由位于两个组织操纵器械之间的另选的操纵器结构 528' 支撑。本领域的普通技术人员将会知道,受权利要求书保护的装置的各种实施例可以包括多种另选的机器人结构,包括在美国专利 5,878,193 中描述的那些结构,该专利的全部公开内容以引用方式并入本文。另外,虽然本文参考外科器械 522 和控制器之间的通信初步描述了机器人部件和机器人外科系统的处理单元之间的数据通信,但应当理解,类似的通信可发生在操纵器、装置接头、内窥镜或其他图像捕获装置等的电路和机器人外科系统的处理单元之间,该机器人外科系统的处理单元用于部件兼容性验证、部件类型识别、部件校准(诸如偏移等)通信、部件与机器人外科系统的联接的确认等。

[0157] 图 23 示出控制器 518 的一个示例性实施例,该控制器可以与机械臂车诸如在图 20-图 22 中描绘的机械臂车 520, 520' 结合使用。控制器 518 通常包括主控制器(在图 23 中一般表示为 519),在临床医生通过立体显示器 521 观察手术的同时,该主控制器由临床医生抓持并在空间操纵。外科医生反馈计 515 可通过显示器 521 来观察并为外科医生提供正施加于切割器械或动态夹紧构件的力的大小的视觉指示。主控制器 519 通常包括手动输入装置,该手动输入装置优选地以多个自由度运动,并且通常还具有用于致动器械(例如,用于闭合抓持锯、施加电势到电极等)的柄部或触发器。

[0158] 图 24 示出能够与机器人外科系统一起使用的超声外科器械 522 的一个示例性实施例。例如,外科器械 522 可以联接到上文所述的外科操纵器 528, 528' 中的一个。如在图 24 中可以看出,外科器械 522 包括外科端部执行器 548,该外科端部执行器包括超声刀片 550 和夹持臂 552,该外科端部执行器可联接到细长轴组件 554,在一些实施例中,该细长轴组件可包括关节运动接头 556。图 25 示出用电外科器械 523 替代超声外科器械 522 的另一

个示例性实施例。外科器械 523 包括外科端部执行器 548, 该外科端部执行器包括可闭合的钳口 551A, 551B, 它们具有能量递送表面 553A, 553B, 用于接合钳口 551A, 551B 之间的组织并向该组织提供电能。组织切割元件或刀 555 可定位在可轴向运动的构件 557 的远侧端部处, 该可轴向运动的构件可延伸穿过细长轴组件 554 到达器械安装部分 558。图 26 示出器械驱动组件 546 的一个示例性实施例, 该器械驱动组件可联接到用于接收和控制外科器械 522, 523 的外科操纵器 528, 528' 中的一个。器械驱动组件 546 还可以操作地联接到控制器 518, 用于接收临床医生的输入而对器械 522, 523 进行控制。例如, 夹持臂 552 的致动 (例如, 打开和闭合)、钳口 551A, 551B 的致动 (例如, 打开和闭合)、超声刀片 550 的致动、刀 555 的延伸以及能量递送表面 553A, 553B 的致动等可通过器械驱动组件 546 基于由临床医生通过控制器 518 提供的输入而加以控制。外科器械 522 通过器械安装部分 (一般称为 558) 操作地联接到操纵器。外科器械 522 还包括将器械安装部分 558 机械地联接和电联接到操纵器的接合部 560。

[0159] 图 27 示出包括超声外科器械 522 的图 26 的器械驱动组件的另一个视图。图 28 示出包括电外科器械 523 的图 26 的器械驱动组件的另一个视图。器械安装部分 558 包括器械安装板 562, 该器械安装板可操作地支撑多个 (图 26 中示出了四个) 能够旋转的主体部分、从动盘或从动元件 564, 每个从动盘或从动元件均包括自从动元件 564 的表面延伸的一对销 566。一个销 566 比同一个从动元件 564 上的另一个销 566 更靠近每个从动元件 564 的旋转轴线, 这有助于确保从动元件 564 的正向角对准。从动元件 564 和销 566 可定位在器械安装板 562 的适配器侧 567 上。

[0160] 接合部 560 还包括能够与安装板 562 以安装方式接合的适配器部分 568, 如将在下文中进一步论述。适配器部分 568 可包括一系列电连接销 570, 这些电连接销可通过器械安装部分 558 内的电路板而联接到存储器结构。虽然参考机械联接元件、电耦接元件和磁力耦接元件在本文中描述了接合部 560, 但是应当理解, 可以使用多种遥测形式, 包括红外、电感耦接等。

[0161] 图 29- 图 31 示出图 26 的器械驱动组件 546 的适配器部分 568 的另外视图。适配器部分 568 通常包括器械侧 572 和保持器侧 574 (图。29)。在各种实施例中, 将多个能够旋转的主体 576 安装到浮动板 578, 该浮动板相对于垂直于适配器 568 主表面的周围适配器结构具有受限的运动范围。当沿器械安装部分外壳 582 的侧面的杠杆 580 被致动时 (参见图 24 和图 25), 浮动板 578 的轴向运动有助于使能够旋转的主体 576 从器械安装部分 558 脱离。可采用其他机构 / 布置结构以可释放的方式将器械安装部分 558 联接到适配器 568。在至少一种形式中, 通过弹性径向构件将能够旋转的主体 576 弹性地安装到浮动板 578, 该弹性径向构件围绕能够旋转的主体 576 延伸到周边凹痕中。能够旋转的主体 576 可通过这些弹性结构的挠曲而相对于板 578 轴向运动。当能够旋转的主体 576 设置在第一轴向位置 (朝器械侧 572) 时, 能够旋转的主体 576 自由旋转而无角度限制。然而, 当能够旋转的主体 576 朝器械侧 572 轴向运动时, 突片 584 (从能够旋转的主体 576 径向延伸) 侧向接合浮动板上的棘爪以便限制能够旋转的主体 576 围绕其轴线的角旋转。当驱动销 586 将能够旋转的主体 576 推动至受限的旋转位置直到销 586 与开口 590 对准 (并滑动到其中) 时, 可使用该受限的旋转来帮助能够旋转的主体 576 与机器人系统的对应器械架部分 588 的驱动销 586 驱动接合。

[0162] 能够旋转的主体 576 的器械侧 572 上的开口 590 以及保持器侧 574 上的开口 590 能够将器械安装部分 558 的从动元件 564 (图 27、图 28) 与器械保持器 588 的驱动元件 592 准确对准。如上文关于从动元件 564 的内部和外部销 566 所述, 开口 590 位于相距其各自的能够旋转的主体 576 的旋转轴线不同的距离处, 以便确保与之要达到的位置不呈 33 度对准。另外, 每个开口 590 可能略微径向伸长, 以便适当地接收周边方向上的销 566。这允许销 566 在开口 590 内径向滑动并适应器械 522, 523 和器械保持器 588 之间的一些轴偏差, 同时使驱动元件和从动元件之间的任何角偏差和角侧隙最小化。器械侧 572 上的开口 590 可与保持器侧 574 上的开口 590 (以虚线示出) 偏置成约 90 度, 如在图 31 中可以最清楚地看到。

[0163] 各种实施例还可以包括位于适配器 568 的保持器侧 574 上的一系列电连接器销 570, 并且适配器 568 的器械侧 572 可包括狭槽 594 (图 31), 用于从器械安装部分 558 接收销阵列 (未示出)。除了在外科器械 522, 523 和器械保持器 588 之间传输电信号外, 可通过适配器 568 的电路板将这些电连接件中的至少一些联接到适配器存储器装置 596 (图 30)。

[0164] 可采用可拆卸的闩锁布置结构 598 以可释放的方式将适配器 568 附连到器械保持器 588。如本文所用, 术语“器械驱动组件”在用于机器人系统的上下文中时, 至少涵盖适配器 568 和器械保持器 588 的各种实施例, 并且其在图 26 中一般称为 546。例如, 如在图 26 中可以看出, 器械保持器 588 可包括第一闩锁销布置结构 600, 该第一闩锁销布置结构的大小被设计成接收在适配器 568 中提供的相应的连接叉狭槽 602 中。另外, 器械保持器 588 还可以具有第二闩锁销 604, 该第二闩锁销的尺寸被设计成保持在适配器 568 中相应的闩锁连接叉 606 中。参见图 30。在至少一种形式中, 闩锁组件 608 被活动地支撑在适配器 568 上, 并且能够在第一闩锁位置和未闩锁位置之间偏置, 在第一闩锁位置中, 闩锁销 600 保持在它们各自的闩锁连接叉 606 中, 在未闩锁位置中, 第二闩锁销 604 可进入闩锁连接叉 606 或从闩锁连接叉 606 中移除。使用一个或多个弹簧 (未示出) 以将闩锁组件偏置到闩锁位置中。适配器 568 的器械侧 572 上的唇缘可以可滑动地接收器械安装外壳 582 的侧向延伸的突片。

[0165] 如前所述, 从动元件 564 可与器械保持器 588 的驱动元件 592 对准, 使得驱动元件 592 的旋转运动导致从动元件 564 的相应旋转运动。驱动元件 592 和从动元件 564 的旋转可 (例如) 响应于经由控制器 508 从临床医生 502 接收的指令而经由机械臂 612 来电子控制。器械安装部分 558 可将从动元件 564 的旋转转化成外科器械 522, 523 的运动。

[0166] 图 32-图 34 示出器械安装部分 558 的一个示例性实施例, 显示用于将从动元件 564 的运动转化成外科器械 522, 523 的运动的部件。图 32-图 34 示出具有轴 538 的器械安装部分, 该轴在其远侧端部处具有外科端部执行器 610。端部执行器 610 可以是用于对患者执行外科任务的任何合适类型的端部执行器。例如, 端部执行器能够向手术部位处的组织提供射频和 / 或超声能量。轴 538 可旋转地联接到器械安装部分 558 并在轴 538 的联轴器 650 处由顶部轴保持器 646 和底部轴保持器 648 固定。

[0167] 在一个示例性实施例中, 器械安装部分 558 包括用于将各种从动元件 564 的旋转转化成轴 538 的旋转、构件沿轴的轴线的微分平移 (例如, 用于进行关节运动)、以及一个或多个构件沿轴 538 的轴线的往复式平移 (例如, 用于延伸和缩回组织切割元件诸如 555、外套管和 / 或其他部件) 的机构。在一个示例性实施例中, 能够旋转的主体 612 (例如, 能够

旋转的卷轴) 联接到从动元件 564。能够旋转的主体 612 可与从动元件 564 一体地形成。在一些实施例中,能够旋转的主体 612 可独立于从动元件 564 形成,前提是能够旋转的主体 612 和从动元件 564 固定地联接以使得驱动从动元件 564 致使能够旋转的主体 612 旋转。能够旋转的主体 612 中的每个联接到齿轮系或齿轮机构,用于提供轴关节运动和旋转、夹持钳口的打开 / 闭合、以及刀致动。

[0168] 在一个示例性实施例中,器械安装部分 558 包括用于引起两个或更多个构件沿轴 538 的轴线发生微分平移的机构。在图 32- 图 34 提供的示例中,该运动用于操纵关节运动接头 556。在该例示的实施例中,例如,器械安装部分 558 包括齿条与小齿轮传动机构以提供微分平移并因而提供轴关节运动功能。在一个示例性实施例中,齿条与小齿轮传动机构包括联接到能够旋转的主体 612 的第一小齿轮传动装置 614,使得相应从动元件 564 的旋转导致第一小齿轮传动装置 614 旋转。轴承 616 联接到能够旋转的主体 612 并提供于从动元件 564 和第一小齿轮传动装置 614 之间。第一小齿轮传动装置 614 啮合到第一齿条传动装置 618 以将第一小齿轮传动装置 614 的旋转运动转化成第一齿条传动装置 618 的线性运动,从而控制轴组件 538 的关节运动段 556 沿向左方向 620L 的关节运动。第一齿条传动装置 618 附接到第一关节运动带 622(图 32),使得第一齿条传动装置 618 沿远侧方向的线性运动导致轴组件 538 的关节运动段 556 沿向左方向 620L 进行关节运动。第二小齿轮传动装置 626 联接到另一个能够旋转的主体 612,使得相应从动元件 564 的旋转导致第二小齿轮传动装置 626 旋转。轴承 616 联接到能够旋转的主体 612 并提供于从动元件 564 与第二小齿轮传动装置 626 之间。第二小齿轮传动装置 626 啮合到第二齿条传动装置 628 以将第二小齿轮传动装置 626 的旋转运动转化成第二齿条传动装置 628 的线性运动,从而控制关节运动段 556 沿向右方向 620R 的关节运动。第二齿条传动装置 628 附接到第二关节运动带 624(图 33),使得第二齿条传动装置 628 沿远侧方向的线性运动导致轴组件 538 的关节运动段 556 沿向右方向 620R 进行关节运动。可以在能够旋转的主体和相应齿轮之间提供另外的轴承。可以提供任何合适的轴承以支撑和稳定安装,并且减小例如轴和齿轮的旋转摩擦。

[0169] 在一个示例性实施例中,器械安装部分 558 还包括用于将从动元件 564 的旋转转化成围绕轴 538 的轴线的旋转运动的机构。例如,旋转运动可以是轴 538 自身的旋转。在该例示的实施例中,第一螺旋蜗轮 630 联接到能够旋转的主体 612,并且第二螺旋蜗轮 632 联接到轴组件 538。轴承 616(图 17) 联接到能够旋转的主体 612 并提供于从动元件 564 和第一螺旋蜗轮 630 之间。第一螺旋蜗轮 630 啮合到第二螺旋蜗轮 632,后者可联接到轴组件 538 和 / 或器械 522, 523 的需要其纵向旋转的另一个部件。旋转可基于第一螺旋蜗轮 630 和第二螺旋蜗轮 632 的旋转方向而沿顺时针方向 (CW) 和逆时针方向 (CCW) 进行。因此,第一螺旋蜗轮 630 绕第一轴线的旋转被转换为第二螺旋蜗轮 632 绕第二轴线的旋转,第二轴线与第一轴线正交。如图 32- 图 33 所示,例如,第二螺旋蜗轮 632 的顺时针旋转导致轴组件 538 沿 634CW 所指示的方向顺时针旋转。第二螺旋蜗轮 632 的逆时针旋转导致轴组件 538 沿 634CCW 所指示的方向逆时针旋转。可以在能够旋转的主体和相应齿轮之间提供另外的轴承。可以提供任何合适的轴承以支撑和稳定安装,并且减小例如轴和齿轮的旋转摩擦。

[0170] 在一个示例性实施例中,器械安装部分 558 包括用于生成一个或多个构件沿轴 538 的轴线的往复式平移的机构。这种平移可用于例如驱动组织切割元件诸如 555、驱动外

套管以使端部执行器 610 闭合以及 / 或者进行关节运动等。在该例示的实施例中,例如,齿条与小齿轮传动机构可提供往复式平移。第一齿轮 636 联接到能够旋转的主体 612,使得相应从动元件 564 的旋转导致第一齿轮 636 沿第一方向旋转。第二齿轮 638 围绕在器械安装板 562 中形成的柱 640 自由旋转。第一齿轮 636 啮合到第二齿轮 638,使得第二齿轮 638 沿与第一齿轮 636 相反的方向旋转。在一个示例性实施例中,第二齿轮 638 是啮合到沿线性方向运动的齿条 642 的小齿轮。齿条 642 联接到平移块 644,该平移块可与齿条 642 一起朝远侧和近侧平移。平移块 644 可联接到轴组件 538 和 / 或端部执行器 610 的任何合适的部件以便提供往复式纵向运动。例如,平移块 644 可机械地联接到射频外科装置 523 的组织切割元件 555。在一些实施例中,平移块 644 可以联接到外套管,或端部执行器 610 或轴 538 的另一个部件。

[0171] 图 35- 图 37 示出器械安装部分 558 的另选实施例,显示用于将从动元件 564 的旋转转化成围绕轴 538 的轴线的旋转运动的另选示例性机构,以及用于生成一个或多个构件沿轴 538 的轴线的往复式平移的另选示例性机构。现在参见另选旋转机构,第一螺旋蜗轮 652 联接到第二螺旋蜗轮 654,后者联接到第三螺旋蜗轮 656。可出于各种原因提供这样的布置,这些原因包括维持与现有机器人系统 1000 的兼容以及 / 或者实际情况是空间可能有限。第一螺旋蜗轮 652 联接到能够旋转的主体 612。第三螺旋蜗轮 656 与联接到轴组件 538 的第四螺旋蜗轮 658 啮合。轴承 760 联接到能够旋转的主体 612 并提供于从动元件 564 和第一螺旋蜗轮 738 之间。另一个轴承 760 联接到能够旋转的主体 612 并提供于从动元件 564 和第三螺旋蜗轮 652 之间。第三螺旋蜗轮 652 啮合到第四螺旋蜗轮 658,后者可联接到轴组件 538 和 / 或器械 522, 523 的需要其纵向旋转的另一个部件。旋转可基于螺旋蜗轮 656, 658 的旋转方向而沿顺时针方向和逆时针方向进行。因此,第三螺旋蜗轮 656 绕第一轴线的旋转被转换为第四螺旋蜗轮 658 绕第二轴线的旋转,该第二轴线与第一轴线正交。如图 36 和图 37 所示,例如,第四螺旋蜗轮 658 联接到轴 538,并且第四螺旋蜗轮 658 的顺时针旋转导致轴组件 538 沿 634CW 所指示的方向顺时针旋转。第四螺旋蜗轮 658 的逆时针旋转导致轴组件 538 沿 634CCW 所指示的方向逆时针旋转。可以在能够旋转的主体和相应齿轮之间提供额外的轴承。可以提供任何合适的轴承以支撑和稳定安装,并且减小例如轴和齿轮的旋转摩擦。

[0172] 现在参见用于生成一个或多个构件沿轴 538 的轴线的往复式平移的另选示例性机构,器械安装部分 558 包括齿条与小齿轮传动机构以提供沿轴 538 的轴线的往复式平移(例如,射频外科装置 523 的组织切割元件 555 的平移)。在一个示例性实施例中,第三小齿轮传动装置 660 联接到能够旋转的主体 612,使得相应从动元件 564 的旋转导致第三小齿轮传动装置 660 沿第一方向旋转。第三小齿轮传动装置 660 啮合到沿线性方向运动的齿条传动装置 662。齿条传动装置 662 联接到平移块 664。平移块 664 可联接到装置 522, 523 的部件,诸如,射频外科装置的组织切割元件 555 和 / 或外套管或期望其纵向平移的其他部件。

[0173] 图 38- 图 42 示出器械安装部分 558 的另选实施例,显示用于将从动元件 564 的旋转转化成围绕轴 538 的轴线的旋转运动的另一个另选示例性机构。在图 38- 图 42 中,轴 538 经由联轴器 676 和轴衬 678 联接到安装部分 558 的其余部分。联接到能够旋转的主体 612 的第一齿轮 666、包括第一开口和第二开口 672 的固定柱 668、联接到轴组件的第一可旋

转销和第二可旋转销 674、以及缆线 670(或绳索)。缆线缠绕在能够旋转的主体 612 周围。缆线 670 的一个端部定位成穿过固定柱 668 的顶部开口 672 并固定地联接到顶部可旋转销 674。缆线 670 的另一个端部定位成穿过固定柱 668 的底部开口 672 并固定地联接到底部旋转销 674。出于各种原因提供此类布置,这些原因包括维持与现有机器人系统 1000 的兼容以及/或者实际情况是空间可能有限。因此,能够旋转的主体 612 的旋转基于能够旋转的主体 612 的旋转方向导致围绕轴组件 538 沿顺时针和逆时针方向旋转(例如,轴 538 自身的旋转)。因此,能够旋转的主体 612 绕第一轴线的旋转被转换为轴组件 538 绕第二轴线的旋转,该第二轴线与第一轴线正交。如图 38-图 39 所示,例如,能够旋转的主体 612 的顺时针旋转导致轴组件 538 沿 634CW 所指示的方向顺时针旋转。能够旋转的主体 612 的逆时针旋转导致轴组件 538 沿 634CCW 所指示的方向逆时针旋转。可以在能够旋转的主体和相应齿轮之间提供额外的轴承。可以提供任何合适的轴承以支撑和稳定安装,并且减小例如轴和齿轮的旋转摩擦。

[0174] 图 43-图 46A 示出器械安装部分 558 的另选实施例,显示用于使构件沿轴 538 的轴线发生微分平移(例如,用于进行关节运动)的另选示例性机构。例如,如图 43-图 46A 所示,器械安装部分 558 包括双凸轮机构 680 以提供轴关节运动功能。在一个示例性实施例中,双凸轮机构 680 包括第一凸轮部分 680A 和第二凸轮部分 680B。第一从动件悬臂 682 和第二从动件悬臂 684 可枢转地联接到相应的枢转卷轴 686。当联接到双凸轮机构 680 的能够旋转的主体 612 旋转时,第一凸轮部分 680A 作用于第一从动件悬臂 682,而第二凸轮部分 680B 作用于第二从动件悬臂 684。当凸轮机构 680 旋转时,从动件悬臂 682,684 绕枢转卷轴 686 枢转。第一从动件悬臂 682 可附接到待发生微分平移的第一构件(例如,第一关节运动带 622)。第二从动件悬臂 684 附接到待发生微分平移的第二构件(例如,第二关节运动带 624)。当顶部凸轮部分 680A 作用于第一从动件悬臂 682 时,第一构件和第二构件发生微分平移。在第一构件和第二构件为相应的关节运动带 622 和 624 的示例性实施例中,轴组件 538 沿向左方向 620L 进行关节运动。当底部凸轮部分 680B 作用于第二从动件悬臂 684 时,轴组件 538 沿向右方向 620R 进行关节运动。在一些示例性实施例中,两个单独的轴衬 688,690 安装在相应的第一从动件悬臂 682 和第二从动件悬臂 684 之下,以允许轴在不影响第一从动件悬臂 682 和第二从动件悬臂 684 的关节运动位置的情况下旋转。对于关节运动动作,这些轴衬与第一从动件悬臂 682 和第二从动件悬臂 684 一起进行往复运动,而不影响钳口 902 的旋转位置。图 46A 示出轴衬 688,690 和双凸轮组件 680,该双凸轮组件包括第一凸轮部分 680B 和第二凸轮部分 680B,并且第一从动件悬臂 682 和第二从动件悬臂 684 被移除以提供更详细且更清楚的视图。

[0175] 在各种实施例中,器械安装部分 558 可另外包括内部能量源,用于驱动电子器件并向外科工具提供所需的超声和/或射频频率信号。图 46B-图 46C 示出包括内部功率源和能量源的器械安装部分 558' 的一个实施例。例如,利用器械安装部分 558' 安装的外科器械(例如,器械 522,523)不需要用线材连接到外部发生器或其他功率源。相反,本文所述的各种发生器 20,320 的功能可在安装部分 558 上实施。

[0176] 如图 46B-图 46C 所示,器械安装部分 558' 可包括远侧部分 702。远侧部分 702 可包括用于将驱动元件 612 的旋转联接到例如如上文所述的各种外科器械 522,523 的端部执行器的各种机构。在远侧部分 702 的近侧,器械安装部分 558' 包括内部直流(DC)能量源

以及内部驱动和控制电路 704。在该例示的实施例中,能量源包括第一电池 706 和第二电池 708。在其他方面,器械安装部分 558' 与上文所述的器械安装部分 558 的各种实施例类似。

[0177] 控制电路 704 可以与上文关于发生器 20, 320 所述相似的方式工作。例如,当利用超声器械 522 时,控制电路 704 可以与上文关于发生器 20 所述相似的方式提供超声驱动信号。另外,例如,当使用能够提供治疗或非治疗射频信号的射频器械 523 或超声器械 522 时,控制电路 704 可提供射频驱动信号,例如,如上文关于发生器 20 和 / 或发生器 300 的模块 23 所述。在一些实施例中,控制电路 704 可以与上文关于图 18B- 图 18C 所述的控制电路 440 相似的方式进行配置。

[0178] 图 47 为能够与机器人外科系统一起使用的外科器械 1500 的一个实施例的图示。外科器械 1500 包括器械安装部分 1501, 该器械安装部分能够安装到外科器械的各种实施例并且能够与外科器械的各种实施例一起使用, 外科器械的各种实施例能够与本说明书中所公开的机器人外科系统一起使用。例如, 外科器械 1500 可用于图 24 的超声外科器械中, 或者可用于图 25 所述的电外科器械中。外科器械 1500 还可用于组合式超声 / 电外科器械中。器械安装部分 1501 包括用于将流体分配至处理区域的流体管理系统 1502。器械安装部分 1501 还包括用于以机械的方式和 / 或电的方式交接到能够与机器人外科系统一起使用的外科器械的接合部 1504。例如, 外科器械 1500 可联接到上文结合图 19- 图 23 所述的外科操纵器 528, 528' 中的一个。接合部 1504 还与联接到端部执行器 1510 的驱动组件 1506 以机械的方式交接, 用于通过如上文结合图 24- 图 46 所述的轴组件 1508 来操纵端部执行器 1510。上文所述的任何驱动组件能够用作驱动组件 1506。在一个实施例中, 流体管理系统 1502 响应于来自控制系统的处理单元 (例如, 微处理器、CPU) 的命令来分配流体。

[0179] 驱动组件 1506 控制与端部执行器 1510 相关联的若干操作。例如, 端部执行器 1510 可包括夹持臂和切割元件。驱动组件 1506 能够打开和闭合夹持臂, 使轴组件 1508 和端部执行器 1510 一起进行关节运动和旋转或使轴组件 1508 和端部执行器 1510 独立地进行关节运动和旋转。本文已描述了多种轴和端部执行器构型, 并且为使本公开简明清晰将不在此处对所述构型进行赘述。在一个实施例中, 端部执行器可包括至少一个联接到电外科能量源的电极。此类实施例还可以包括用于在通过向组织施加治疗性射频能量而将组织密封之后将组织切开的切割元件 (诸如刀)。在另一个实施例中, 端部执行器可包括至少一个超声外科刀片, 用于提供基本上同时的组织横切和通过凝结作用的止血。在其他实施例中, 端部执行器可包括结合超声刀片使用的夹持臂, 以用于通过接合刀片和夹持臂之间的靶组织来协助横切和止血过程。在其他实施例中, 夹持臂可包括用于接合刀片和夹持臂之间的组织的夹持垫。夹持垫可由任何合适的材料制成, 并且在一个实施例中, 其由 PTFE 制成, PTFE 的众所周知的商标名称是 TEFLON。在其他实施例中, 端部执行器可包括至少一个电极和至少一个超声刀片。

[0180] 在外科器械 1500 包括至少一个电极的其他实施例中, 所述至少一个电极可联接到电外科能量源。此外, 后面的实施例还可以包括夹持臂和夹持垫, 用于在将组织密封和切开之前夹紧组织并且 / 或者施加压力。在一个实施例中, 电外科发生器可以 (例如) 如结合图 11- 图 16 所示和所述的那样位于外科器械 1500 之外, 然而在其他实施例中, 电外科发生器可以 (例如) 如结合图 17 至图 18A- 图 18C 所示和所述的那样位于外科器械 1500 之内。

[0181] 在外科器械 1500 包括至少一个超声刀片的实施例中,超声发生器模块可电联接至超声换能器的压电元件。超声发生器可以位于器械安装部分 1501 之外,并且可经由导电的元件(诸如缆线、弦、线材)电联接至压电元件,例如,如结合图 1-图 10 所示和所述。在其他实施例中,超声发生器可以位于器械安装部分 1501 之内并且可由电池和合适的电路供电,从而生成适用于驱动压电元件的电压和电流驱动信号,例如,如结合图 46B 和图 46C 所示和所述。

[0182] 在各种实施例中,流体管理系统 1502 包括结合到器械安装部分 1501 中的流体贮存器或容器。所述容器容纳将在处理区域处进行分配的流体剂。流体剂可以是液体或气体,并且可以包括(例如)防腐溶液、胶原溶液、盐水溶液、二氧化碳(CO₂)、氧化氮(N₂O)以及治疗剂。在其他实施例中,容器可包括包含流体剂的多个容器,所述流体剂可在单独的室或单独的容器中进行混合,或者流体剂被分配到处处理区域。

[0183] 在一个实施例中,流体管理系统 1502 可包括泵,以将流体从容器分配至轴组件 1508 中的流体通道 1512。流体通道 1512 流体地联接到流体管理系统 1502。流体通道 1512 流体地联接到端部执行器 1510 中的另一个流体通道 1514。在一个实施例中,流体从容器被泵送到轴组件 1508 中的流体通道 1512 并最终到达端部执行器 1510 中的流体通道 1514,最后在端部执行器 1510 中的处理区域处进行分配。最终,流体在处理区域处经由重力(例如,下降)进行分配。在各种实施例中,流体通道 1512, 1514 以及下文所述的其他流体通道可以是管组件、插管、导管、输送管、管、移液管、软管、内腔,它们要么被单独提供、要么在轴组件 1508 和 / 或端部执行器 1510 内一体形成。在一个实施例中,可使用棘轮机构将蠕动泵操作地联接到器械安装部分 1501 的驱动组件 1506。在另一个实施例中,料筒中的压缩气体源可邻近流体容器而结合在器械安装部分 1501 中,作为流体管理系统 1502 的一部分。压缩气体料筒可以容纳压缩气体,诸如 CO₂ 或 N₂O,以及其他对患者无刺激性的气体。容器和压缩气体料筒的出口流体地联接到混合元件,其中压缩气体料筒使用气体压力来推进来自容器的流体,并且压力控制元件被用于控制流体压力。在该实施例中,流体可经由位于端部执行器 1510 的远侧端部处的喷嘴进行喷射。包含治疗剂的一种或多种流体在被分配之前能够通过这种方式在器械安装部分 1501 内进行混合。

[0184] 结合相应的图 48-图 51 描述的外科器械 1520, 1540, 1560, 1580 的实施例中的每个能够与机器人外科系统一起使用。外科器械 1520, 1540, 1560, 1580 中的每个能够与本说明书中所公开的机器人外科系统的各种实施例一起使用。例如,在一个实施例中,外科器械 1520, 1540, 1560, 1580 中的每个可用于结合图 24、图 26 和图 27 描述的超声外科器械中,或者可用于结合图 25 和图 28 描述的电外科器械中。外科器械 1520, 1540, 1560, 1580 中的每个还可用于组合式超声 / 电外科器械中。这些器械将在下文中得到更具体的描述。

[0185] 图 48 示出能够与机器人外科系统一起使用的外科器械 1520 的一个实施例。外科器械 1520 包括器械安装部分 1522、驱动组件 1506 和流体管理系统 1521。接合部(例如,图 47 的接合部 1504)位于器械安装部分 1522 下方,但未在图 48 中示出。然而,此类接合部已在本文中结合图 26-图 31 进行了描述,并且为使本公开简明清晰将不在此处对其进行赘述。流体管理系统 1521 包括流体容器 1524,该流体容器通过柔性流体通道 1526(诸如柔性管)流体地联接到位于轴组件 1508 中的流体通道 1512,所述柔性流体通道 1526 从容器 1524 的出口延伸到流体通道 1512 的入口。如此前所论述,流体通道 1512 流体地联接到位

于端部执行器中的流体通道,用于在处理区域处对流体进行分配。与器械安装部分 1520 一起使用的端部执行器的各种实施例可包括(例如)至少一个电外科电极元件、超声刀片、或者电外科电极元件和超声刀片的组合。此外,端部执行器可包括(例如)夹持臂和夹持垫。

[0186] 在图 48 所示的实施例中,流体管理系统 1521 还包括蠕动泵 1528。蠕动泵 1528 或辊泵是用于泵送多种流体的一类正位移泵,其包括两个转子,但在其他实施例中,可以不受限制地使用线性蠕动泵。在一个实施例中,在第一辊 1530 的旋转期间,第一辊 1530 和刚性表面在至少一个点处压缩位于它们之间的柔性流体通道 1526。在一个实施例中,提供第一辊 1530 和第二辊 1532,用于在第一辊 1530 和第二辊 1532 的旋转期间,在至少一个点处压缩位于它们之间的柔性流体通道 1526。辊 1430, 1532 旋转,使得在第一辊 1530 以箭头 A 所指示的方向旋转的情况下,第二辊 1532 以箭头 B 所指示的方向旋转,从而将流体 1534 以箭头 C 所指示的方向泵送。在其他实施例中,可以使用单个辊或不止两个辊。辊 1530, 1532 操作地联接到一个或多个能够旋转的卷轴诸如能够旋转的主体 576(图 29-图 31)或 612(图 32-图 46),该能够旋转的卷轴联接到位于器械安装部分 1522 内的从动元件。流体 1534 容纳在装配于外壳 1522 内部的柔性流体通道 1526 内。辊 1530, 1532 中的至少一个或两个能够以偏心模式旋转,以便在所述辊的偏心路径中的一个或多个点处压缩柔性流体通道 1526,非常类似用于将圆周运动转换为线性运动的凸轮。转子对柔性流体通道 1526 进行压缩以便泵送流体 1534,所述转子包括辊 1530, 1532 “靴”(shoes)或“刷”(brushes)中的一个或多个。当转子的辊 1530, 1532 转动时,柔性流体通道 1526 介于辊 1530, 1532 之间的处于压缩的部分被压紧闭合(或“闭塞”),从而迫使待泵送的流体 1534 以箭头 C 所指示的方向移动穿过管 1562。另外,随着柔性流体通道 1526 在凸轮通过后打开至其自然状态(“恢复”或“回弹”),流体 1534 流被引导至泵 1528。该过程称作蠕动,并且用于多种生物系统诸如胃肠道中。实施例并不限于此背景中。如此前所论述,流体通道 1512 流体地联接到位于端部执行器中的流体通道,用于在处理区域处对流体进行分配。

[0187] 在外科器械 1520 包括端部执行器中的超声刀片的实施例中,超声换能器 1536 可被安装至器械安装部分或被安装在器械安装部分之内,用于驱动超声波导并从而驱动联接至波导的超声刀片。因此,端部执行器中的超声刀片经由延伸穿过轴组件 1508 的波导而在声学上联接到至换能器 1536。换能器 1536 在操作上等同于例如结合图 1、图 8、图 10 所示和所述的换能器 16, 216, 并且能够联接至器械安装部分 1522。虽然未示出,但超声换能器 1536 经由缆线电联接至与超声发生器 20 相似的超声发生器模块,如例如结合图 1、图 8、图 10 所示和所述。

[0188] 图 49 示出能够与机器人外科系统一起使用的外科器械 1540 的一个实施例。外科器械 1540 包括器械安装部分 1542、驱动组件 1506 和流体管理系统 1541。接合部(例如,图 47 的接合部 1504)位于器械安装部分 1542 下方,并且未在图 49 中示出。然而,此类接合部已在本文中结合图 26-图 31 进行了描述,并且为使本公开简明清晰将不在此处对其进行赘述。流体管理系统 1541 包括第一流体容器 1544 和第二流体容器 1545,所述第一流体容器和第二流体容器通过柔性流体通道 1546(诸如柔性管)流体地联接到位于轴组件 1508 中的流体通道 1512,所述柔性流体通道 1546 从三口配件 1558 的出口延伸。流体通道 1556 和流体通道 1557 将第一容器 1544 和第二容器 1545 的相应出口流体地联接到三口配件 1558 的第一入口和第二入口。第一容器 1544 和第二容器 1545 中的每个的流体内容物可在它们

被分配时进行混合。如此前所论述,流体通道 1512 流体地联接到位于端部执行器中的流体通道,用于在处理区域处对流体进行分配。与器械安装部分 1540 一起使用的端部执行器的各种实施例可包括(例如)至少一个电外科电极元件、超声刀片、或电外科电极元件和超声刀片的组合。此外,端部执行器可包括(例如)夹持臂和夹持垫。

[0189] 在图 49 所示的实施例中,流体管理系统 1541 还包括蠕动泵 1548。蠕动泵 1548 与图 48 所示的蠕动泵 1528 类似。蠕动泵 1548 是用于泵送多种流体的正位移泵中的辊泵类型,其包括两个转子,但在其他实施例中,可以不受限制地使用线性蠕动泵。在一个实施例中,转子包括第一辊 1550 和第二辊 1552,在第一辊 1550 以箭头 A 所指示的方向旋转的情况下,第二辊 1552 以箭头 B 所指示的方向旋转,从而以箭头 C 所指示的方向来泵送流体 1554。在其他实施例中,可以使用单个辊或不止两个辊。辊 1550, 1552 操作地联接到一个或多个能够旋转的卷轴诸如能够旋转的主体 576(图 29-图 31) 或 612(图 32-图 46),该能够旋转的卷轴联接到位于器械安装部分 1542 内的从动元件 564。流体 1554 容纳在装配于外壳 1542 内部的柔性流体通道 1546 内。辊 1550, 1552 中的至少一个或两个以偏心模式旋转,并在所述辊的偏心路径中的一个或多个点处压缩柔性管材 1556, 1557, 非常类似于用于将圆周运动转换为线性运动的凸轮。转子对柔性管 1556, 1557 进行压缩以便泵送流体 1554, 所述转子包括辊 1550, 1552 “靴”(shoes) 或“刷”(wipers) 中的一个或多个。当转子的辊 1550, 1552 转动时,柔性管 1556, 1557 介于辊 1550, 1552 之间的处于压缩的部分被压紧闭合(或“闭塞”),从而迫使待泵送的流体 1554 以箭头 C 所指示的方向移动穿过柔性流体通道 1546。另外,随着管 1556 在凸轮通过后打开至其自然状态(“恢复”或“回弹”),流体 1556 流被引导至泵 1548。该过程称作蠕动,并且用于多种生物系统诸如胃肠道中。实施例并不限于此背景中。

[0190] 图 50 示出能够与机器人外科系统一起使用的外科器械 1560 的一个实施例。外科器械 1560 包括器械安装部分 1562、驱动组件 1506 和流体管理系统 1561。接合部(例如,图 47 的接合部 1504) 位于器械安装部分 1562 下方,并且未在图 50 中示出。然而,此类接合部已在本文中结合图 26-图 31 进行了描述,并且为使本公开简明清晰将不在此处对其进行赘述。流体管理系统 1561 包括流体容器 1564 和容器中的压缩气体源 1565,所述压缩气体诸如压缩的 CO_2 或 N_2O ,但并不限于此。流体容器 1564 和压力源 1565 通过柔性流体通道 1566(诸如柔性管材)流体地联接到位于轴组件 1508 中的流体通道 1512,所述柔性流体通道 1566 从三口配件 1568 的出口延伸。流体通道 1576 和流体通道 1577 将第一容器 1564 和压力源 1565 的相应出口流体地联接到三口配件 1568 的入口。第一容器 1564 的流体内容物通过压力源 1565 进行分配。压力控制器 1568 调控柔性流体通道 1566 中的压力,以便控制从容器 1564 分配的流体的量。如此前所论述,流体通道 1512 流体地联接到位于端部执行器中的流体通道,用于在处理区域处对流体进行分配。与器械安装部分 1560 一起使用的端部执行器的各种实施例可包括(例如)至少一个电外科电极元件、超声刀片、或电外科电极元件和超声刀片的组合。此外,端部执行器可包括(例如)夹持臂和夹持垫。

[0191] 在图 50 所示的实施例中,流体管理系统 1561 还包括压力控制器 1568,用于控制柔性流体通道 1566 中的压力并从而调控流体 1574 在其中的流动。压力控制器 1568 包括辊 1572,该辊偏心地旋转以抵靠固定刚性元件 1570 的壁收缩柔性流体通道 1566。因此,当辊 1572 以箭头 B 所指示的方向旋转超过一周时,辊 1572 在旋转过程中的一个点处不施加

收缩并且在另一个点处施加完全的收缩,并且在这两个点之间施加量可变的收缩,由此控制柔性流体通道 1566 中的压力的量。当流体通道中的压力改变时,由压力源 1565 施加的压力的量也改变并从而改变沿着箭头 C 所指示的方向的流体流 1574 的量。如此前所论述,压力源 1565 可以是压缩 CO₂ 罐或压缩 N₂O 罐,但也可以是任何合适的压力源。实施例并不限于此背景中。

[0192] 流体管理系统 1502 可以是结合相应的图 48-图 50 所述的流体管理系统 1521, 1541, 1561 中的任何一个。流体剂联接到轴组件 1592 中的流体通道 1512, 并联接到端部执行器 1594 中的流体通道 1514。在各种实施例中,流体剂可以是液体或气体,并且可以包括(例如)防腐溶液、胶原溶液、盐水溶液、CO₂、N₂O、以及任何合适的治疗剂。

[0193] 图 51 是能够与机器人外科系统一起使用的电外科器械 1580 的一个实施例的图示。电外科器械 1580 包括器械安装部分 1581、流体管理系统 1502 和驱动组件 1506, 并且能够与外科器械的各种实施例一起使用,所述外科器械能够与本说明书中所公开的机器人外科系统一起使用。例如,电外科器械 1580 可以与如图 25 和图 28 中所述的机器人式受控的电外科装置一起使用,其中电外科器械 1580 的一个实施例包括外科端部执行器 1594, 该外科端部执行器包括具有能量递送表面(例如,电极元件)的可闭合钳口,用于接合被抓持在钳口之间的组织并向该组织施加电能。组织切割元件或刀可定位在可轴向运动的构件的远侧端部处,该可轴向运动的构件可延伸穿过轴组件 1592 至器械安装部分 1581。在一个实施例中,端部执行器 1594 包括至少一个电极元件,并且在一些实施例中,可包括两个或更多个电极元件。此外,端部执行器 1594 可包括(例如)具有夹持垫的夹持臂。

[0194] 电外科器械 1580 包括经由接合部 1504 联接到机器人系统的电路 1582。电路 1582 还联接到电外科发生器 1584。发生器 1584 经由一个或多个导电元件 1586 联接到端部执行器 1594 中的一个或多个电极元件,用于向电极元件施加治疗性电外科能量。在一个实施例中,电外科发生器 1584 是适于向端部执行器 1594 施加治疗性射频的射频能量源。除电极元件以外,端部执行器 1594 还可以包括夹持臂以接合电极元件和夹持臂之间的组织并使用射频能量将组织密封。在各种实施例中,射频发生器 1584 能够递送治疗和/或亚治疗射频能级。治疗射频能级可用于将组织密封,然而亚治疗射频能级可出于经由传导元件 1590 或者在一些实施例中以无线的方式向电路提供反馈以便根据所述反馈调节发生器 1584 的功率电平输出的目的而被采用。因此,可在端部执行器 1594 中提供一个或多个传感器 1588 以便向电路 1582 提供反馈。一种类型的反馈是组织阻抗。因此,一个或多个传感器 1588 能够测量组织阻抗,并且根据所述组织阻抗向电路 1582 提供反馈以便调节发生器 1584 的功率电平输出。电路 1582 可包括电压测量电路和电流测量电路,用于确定电极之间存在的阻抗。在一个实施例中,发生器 1584 在功能上等同于本文例如结合图 11、图 18B、图 18C 所述的射频驱动和控制电路 440 以及控制器电路 482。此外,能量源(诸如电池)可位于电外科器械 1580 之内。在另一个实施例中,能量源可以是(例如)外部功率源或外部电池。

[0195] 流体管理系统 1502 可以是结合相应的图 48-图 50 所述的流体管理系统 1521, 1541, 1561 中的任何一个。流体剂联接到轴组件 1592 中的流体通道 1512, 并联接到端部执行器 1594 中的流体通道 1514。在各种实施例中,流体剂可以是液体或气体,并且可以包括(例如)防腐溶液、胶原溶液、盐水溶液、CO₂、N₂O、以及任何合适的治疗剂。

[0196] 图 52 是能够与机器人外科系统一起使用的超声外科器械 1600 的一个实施例的图

示。超声外科器械 1600 包括器械安装部分 1601、流体管理系统 1502 和驱动组件 1506,并且能够与外科器械的各种实施例一起使用,所述外科器械能够与本说明书中所公开的机器人外科系统一起使用。例如,超声外科器械 1600 可以与如图 24 和图 27 中所述的机器人式受控的超声外科器械一起使用,其中超声外科器械 1600 的一个实施例包括具有超声刀片和夹持臂的外科端部执行器 1612,该端部执行器可联接到轴组件 1610,该轴组件在一些实施例中可包括关节运动接头。在一个实施例中,端部执行器 1612 可包括(例如)具有夹持垫的夹持臂。

[0197] 超声外科器械 1600 包括经由接合部 1504 联接到机器人系统的电路 1606。电路 1606 还联接到超声发生器 1604。发生器 1604 电联接至超声换能器 1602,后者通过轴组件 1610 在声学上联接到端部执行器 1612 的超声刀片。在一个实施例中,端部执行器 1612 包括夹持臂以接合超声刀片和夹持臂之间的组织并使用超声能量将组织密封。在各种实施例中,超声发生器 1604 能够递送治疗和/或亚治疗超声能级。治疗超声能级可用于将组织密封,然而亚治疗超声能级可出于经由传导元件 1616 或者在一些实施例中以无线的方式向电路 1606 提供反馈以便根据所述反馈调节发生器 1604 的功率电平输出的目的而被采用。因此,可在端部执行器 1612 中提供一个或多个传感器 1614 以便向电路 1606 提供反馈。如此前所论述,一种类型的反馈是组织阻抗。因此,一个或多个传感器 1614 能够测量组织阻抗,并且根据所述组织阻抗向电路 1606 提供反馈以便调节发生器 1604 的功率电平输出。电路 1606 可包括电压和电流测量电路,用于确定电极之间存在的阻抗。在一个实施例中,发生器 1604 在功能上等同于本文例如结合图 1、图 8 和图 10 所述的超声发生器。此外,能量源(诸如电池)可位于器械安装部分 1601 之内。在另一个实施例中,能量源可以是(例如)外部功率源或外部电池。

[0198] 流体管理系统 1502 可以是结合相应的图 48-图 50 所述的流体管理系统 1521, 1541, 1561 中的任何一个。流体剂联接到轴组件 1608 中的流体通道 1512,并且联接到端部执行器 1612 中的流体通道 1514。在各种实施例中,流体剂可以是液体或气体,并且可以包括(例如)防腐溶液、胶原溶液、盐水溶液、CO₂、N₂O、以及任何合适的治疗剂。

[0199] 图 53 是能够与机器人外科系统一起使用的组合式超声/电外科外科器械 1620 的一个实施例的图示。外科器械 1620 包括器械安装部分 1621、流体管理系统 1502 和驱动组件 1506,并且能够与外科器械的各种实施例一起使用,所述外科器械能够与本说明书中所公开的机器人外科系统一起使用。例如,外科器械 1620 可以与机器人式受控的组合式超声/电外科装置一起使用。因此,外科器械 1620 也包括端部执行器 1632,其中端部执行器 1632 包括至少一个电极元件和至少一个超声刀片。在一些实施例中,端部执行器 1632 包括两个或更多个电极元件。此外,端部执行器 1632 可包括(例如)夹持臂和夹持垫。外科器械 1620 包括经由接合部 1504 联接到机器人系统的电路 1626。电路 1626 还联接到电外科发生器 1584 和超声换能器 1602,该电路的操作在前文结合图 51 和图 52 进行了描述。

[0200] 在一个实施例中,组合式超声/电外科外科器械 1620 包括如结合图 25 和图 28 所述的机器人式受控的电外科部分。所述电外科部分包括经由一个或多个导电元件 1626 联接到端部执行器 1632 中的一个或多个电极元件以将治疗和/或亚治疗电外科能量施加到所述电极元件的电外科发生器 1584。在一个实施例中,电外科发生器 1584 是适于向端部执行器施加治疗性射频的射频能量源。除电极元件以外,端部执行器 1632 还可以包括夹持

臂以接合电极元件和夹持臂之间的组织并使用射频能量将组织密封。在各种实施例中,射频发生器 1584 能够递送治疗和 / 或亚治疗射频能级。治疗射频能级可用于将组织密封,然而亚治疗射频能级可出于经由传导元件 16300 或者在一些实施例中以无线的方式向电路提供反馈以便根据所述反馈调节发生器 1584 的功率电平输出的目的而被施用。因此,可在端部执行器 1634 中提供一个或多个传感器 1634 以便向电路 1626 提供反馈。一种类型的反馈是组织阻抗。因此,一个或多个传感器 1634 能够测量组织阻抗,并且根据所述组织阻抗向电路 1626 提供反馈以便调节发生器 1584 的功率电平输出。电路 1626 可包括电压测量电路和电流测量电路,用于确定电极之间存在的阻抗。在一个实施例中,发生器 1584 在功能上等同于本文例如结合图 11、图 18B、图 18C 所述的射频驱动和控制电路 440 以及控制器电路 482。此外,能量源(诸如电池)可位于器械安装部分 1621 之内。在另一个实施例中,能量源可以是(例如)外部功率源或外部电池。

[0201] 在一个实施例中,组合式超声 / 电外科外科器械 1620 包括如图 24 和图 27 中所述的机器人式受控的超声部分。在一个实施例中,超声部分包括具有超声刀片和夹持臂的外科端部执行器 1632,该外科端部执行器可联接到轴组件 1628,该轴组件在一些实施例中可包括关节运动接头。在一个实施例中,端部执行器 1632 可包括(例如)具有夹持垫的夹持臂。电路 1626 还联接到超声发生器 1604。超声发生器 1604 电联接至超声换能器 1602,后者通过轴组件 1628 在声学上联接到端部执行器 1612 的超声刀片。在一个实施例中,端部执行器 1632 包括夹持臂以接合超声刀片和夹持臂之间的组织并使用超声能量将组织密封。在各种实施例中,超声发生器 1604 能够递送治疗和 / 或亚治疗超声能级。治疗超声能级可用于将组织密封,然而亚治疗超声能级可出于经由传导元件 1636 或者在一些实施例中以无线的方式向电路 1626 提供反馈以便根据所述反馈调节发生器 1604 的功率电平输出的目的而被采用。因此,可在端部执行器 1632 中提供一个或多个传感器 1634 以便向电路 1626 提供反馈。如此前所论述,一种类型的反馈是组织阻抗。因此,一个或多个传感器 1614 能够测量组织阻抗,并且根据所述组织阻抗向电路 1626 提供反馈以便调节发生器 1604 的功率电平输出。电路 1626 可包括电压测量电路和电流测量电路,用于确定电极之间存在的阻抗。在一个实施例中,发生器 1604 在功能上等同于本文例如结合图 1、图 8 和图 10 所述的超声发生器。此外,能量源(诸如电池)可位于组合式超声 / 电外科器械 1620 之内。在另一个实施例中,能量源可以是(例如)外部功率源或外部电池。

[0202] 在各种实施例中,电外科发生器 1584 为端部执行器 1632 中的至少一个电极元件提供功率,同时超声发生器 1604 为超声刀片 1632 提供功率,从而实现组织密封和横切。

[0203] 流体管理系统 1502 可以是结合相应的图 48-图 50 所述的流体管理系统 1521, 1541, 1561 中的任何一个。流体剂联接到轴组件 1628 中的流体通道 1512,并且联接到端部执行器 1632 中的流体通道 1514。在各种实施例中,流体剂可以是液体或气体,并且可以包括(例如)防腐溶液、胶原溶液、盐水溶液、CO₂、N₂O、以及任何合适的治疗剂。

[0204] 图 54 示出能够与机器人外科系统一起使用的外科器械 1700 的一个实施例。外科器械 1700 包括器械安装部分(未示出)、流体管理系统 1702 和驱动组件(未示出),并且能够与外科器械的各种实施例一起使用,所述外科器械能够与本说明书中所公开的机器人外科系统一起使用。虽然未示出,但器械安装部分可包括接合部以便以机械方式和 / 或电方式交接到能够与机器人外科系统一起使用的外科器械。例如,外科器械 1700 可联接到上

文结合图 19- 图 23 所述的外科操纵器 528, 528' 中的一者, 并且驱动组件可与上文结合图 24- 图 46 所述的那些类似。在一个实施例中, 流体管理系统 1702 可位于器械安装部分内, 或可如图 54 所示在外科器械 1700 的器械安装部分的外部提供。外科器械 1700 包括联接到端部执行器 1722 的轴 1720。如此前所论述, 端部执行器 172 可以包括电联接至电外科发生器的一个或多个电极元件和切割元件, 在声学上联接到超声波导的超声刀片和换能器 (该换能器电联接至超声发生器), 或者一个或多个电极和超声刀片的组合。端部执行器 1722 还可以包括用于抓握组织的夹持臂, 夹持垫等。

[0205] 在一个实施例中, 流体管理系统 1702 包括由处理单元 1708 所控制的马达 1706 控制的分配系统 1704, 例如, 近似于如授予 Tanaka 等人的美国专利申请 2012/0088206 中所公开的机动化注射器, 该美国专利申请的公开内容以引用方式并入本文。分配系统 1704 包括用于容纳待由马达驱动机构 1714 分配的流体 1724 的圆柱形外壳 1710, 所述马达驱动机构 1714 将柱塞 1712 以箭头 A 所指示的方向从后方位位置纵向地推进至向前位置, 由此将圆柱形外壳 1710 内的流体 1724 推送穿过流体通道 1716, 流体 1724 最终通过端部执行器 1722 的远侧端部附近或该远侧端部处的端口进行分配。当可能有必要对流体 1724 的分配进行控制时, 马达驱动机构 1714 可以包括任何必要的联接减速器或齿轮减速器。

[0206] 在一个应用中, 流体 1724 可以包含粘合剂, 该粘合剂可在端部执行器 1722 的远侧端部处进行分配以帮助或增强组织密封。在一个方面, 粘合剂流体可以是胶原粘合剂, 然而不受图 54 中所公开的具体实施例的限制, 可以分配任何合适的粘合剂和 / 或流体。

[0207] 可以采用位于器械安装部分处或位于联接到接合部的机器人控制器或臂车侧处的处理单元来控制本文所述的各种流体管理系统的操作。处理单元可负责执行各种软件程序, 诸如系统程序、应用程序和 / 或模块, 以便提供上文所述的任何外科器械的计算和处理操作, 包括对本文所述的各种流体管理系统的操作进行控制。合适的处理单元可负责执行各种任务和数据通信操作, 诸如通过一个或多个有线或无线通信信道来传输机器命令和数据信息。在各种实施例中, 根据所述的实施例, 处理单元可以包括单处理器架构, 或者其可以包括任何合适的处理器架构和 / 或任何合适数量的处理器。在一个实施例中, 可使用单个集成处理器来实施处理单元。

[0208] 可使用任何合适的处理器电路或逻辑设备 (电路) 将处理单元实施为主机中央处理单元 (CPU), 诸如通用处理器和 / 或状态机。根据所述的实施例, 处理单元还可作为单芯片多处理器 (CMP)、专用处理器、嵌入处理器、介质处理器、输入 / 输出 (I/O) 处理器、协同处理器、微处理器、控制器、微控制器、特定于应用的集成电路 (ASIC)、现场可编程门阵列 (FPGA)、可编程逻辑设备 (PLD)、或其他处理设备来实施。

[0209] 在一个实施例中, 处理单元可通过总线在器械安装部分处或在控制器 / 臂车侧处联接到存储器和 / 或存储部件。存储器总线可包括任何合适的接合部和 / 或总线架构, 用于使处理单元能够访问存储器和 / 或存储部件。虽然存储器和 / 或存储部件可以与处理单元分开, 但值得注意的是, 在各种实施例中, 存储器和 / 或存储部件的一些部分或整个可被包括在与处理单元相同的集成电路上。作为另外一种选择, 存储器和 / 或存储部件的一些部分或它们整个可设置在位于处理单元的集成电路外部的集成电路或其他介质 (例如, 闪存存储器、硬盘驱动器) 上。

[0210] 存储器和 / 或存储部件表示一个或多个计算机可读介质。存储器和 / 或存储部件

可使用能够存储数据的任何计算机可读介质实施,所述计算机可读介质诸如易失性或非易失性存储器、可移动或不可移动存储器、可擦除或不可擦除存储器、可写入或可再写入存储器,等等。存储器和/或存储部件可包括易失性介质(例如,随机存取存储器(RAM))和/或非易失性介质(例如,只读存储器(ROM)、闪存存储器、光盘、磁盘等)。存储器和/或存储部件可包括固定介质(例如,RAM、ROM、固定硬盘驱动器等)以及可移动介质(例如,闪存存储器驱动器、可移动硬盘驱动器、光盘等)。计算机可读存储介质的示例可包括但不限于 RAM、动态 RAM(DRAM)、双倍数据速率 DRAM(DDR)、同步 DRAM(SDRAM)、静态 RAM(SRAM)、只读存储器(ROM)、可编程 ROM(PROM)、可擦除可编程 ROM(EPROM)、电可擦除可编程 ROM(EEPROM)、闪存存储器(例如,NOR 或 NAND 闪存存储器)、内容可寻址存储器(CAM)、聚合物存储器(例如,铁电聚合物存储器)、相变存储器、奥氏存储器、铁电存储器、硅-氧化物-氮化物-氧化物-硅(SONOS)存储器、磁卡或光卡、或适于存储信息的任何其他类型的介质。

[0211] 一个或多个 I/O 设备允许使用者将命令和信息输入到处理单元,并且还使得信息能够呈现给使用者和/或其他部件或设备。输入设备的示例包括键盘、光标控制设备(例如,鼠标)、麦克风、扫描仪等。输出设备的示例包括显示设备(例如,监视器或投影仪、扬声器、打印机、网卡等)。处理单元可连接到字母数字小键盘。小键盘可包括(例如)QWERTY 键布局 and 集成的数字拨号盘。显示器可联接到处理单元。显示器可包括用于向使用者显示内容的任何合适的可视界面。在一个实施例中,例如,显示器可由液晶显示器(LCD)诸如触敏彩色(例如,76 位色)薄膜晶体管(TFT)LCD 屏幕实现。触敏 LCD 可以与触针和/或手写识别器程序一起使用。

[0212] 处理单元可被布置成向机器人式受控的外科器械提供处理或计算资源。例如,处理单元可负责执行各种软件程序,包括系统程序(诸如操作系统(OS))和应用程序。系统程序通常可协助机器人式受控的外科器械的运行,并且可直接负责控制、整合和管理计算机系统的各个硬件部件。根据所述的实施例,OS 可被实施为(例如)Microsoft® Windows OS、Symbian OSTM、Embedix OS、Linux OS、无线二进制运行时环境(BREW)OS、JavaOS、Android OS、Apple OS 或其他合适的 OS。计算设备可包括其他系统程序,诸如设备驱动器、编程工具、实用程序、软件库、应用程序编程接口(API),等等。

[0213] 各种实施例可在本文中于计算机可执行指令的一般背景中进行描述,所述计算机可执行指令诸如软件、程序模块、和/或正由计算机执行的引擎。一般来讲,软件、程序模块、和/或引擎包括被布置成执行特定操作或实现特定抽象数据类型的任何软件元件。软件、程序模块、和/或引擎可包括执行特定任务或实现特定抽象数据类型的例程、程序、对象、部件、数据结构等。软件、程序模块、和/或引擎部件和技术的具体实施可存储在某种形式的计算机可读介质上并且/或者通过某种形式的计算机可读介质传输。就此而言,计算机可读介质可以是可用于存储信息且可由计算设备访问的任何可用介质。一些实施例还可以在分布式计算环境中实践,在所述分布式计算环境中,操作由通过通信网络链接的一个或多个远程处理设备执行。在分布式计算环境中,软件、程序模块、和/或引擎可位于包括存储器存储设备在内的本地和远程计算机存储介质中。

[0214] 虽然可以将一些实施例例示和描述为包括功能部件、软件、引擎、和/或执行各种操作的模块,但是应当理解,此类部件或模块可以由一个或多个硬件部件、软件部件、和/或它们的组合实现。功能部件、软件、引擎、和/或模块可由(例如)待被逻辑设备(例如,

处理器)执行的逻辑(例如,指令、数据、和/或代码)实现。这种逻辑可存储在位于一种或多种类型的计算机可读存储介质上的逻辑设备内部或外部。在其他实施例中,功能部件诸如软件、引擎、和/或模块可由硬件元件实现,所述硬件元件可包括处理器、微处理器、电路、电路元件(例如,晶体管、电阻器、电容器、电感器等)、集成电路、专用集成电路(ASIC)、可编程逻辑设备(PLD)、数字信号处理器(DSP)、现场可编程门阵列(FPGA)、逻辑门、寄存器、半导体设备、芯片、微芯片、芯片组,等等。

[0215] 软件、引擎、和/或模块的示例可包括软件部件、程序、应用、计算机程序、应用程序、系统程序、机器程序、操作系统软件、中间件、固件、软件模块、例程、子例程、函数、方法、过程、软件接合部、应用程序接合部(API)、指令集、计算代码、计算机代码、代码片段、计算机代码片段、字、值、符号、或它们的任何组合。确定实施例是否使用硬件元件和/或软件元件来实现可以根据任何数量的因素改变,这些因素诸如期望的计算速率、功率电平、热容差、处理循环预算、输入数据速率、输出数据速率、存储器资源、数据总线速度以及其他设计或性能约束。

[0216] 在一些情况下,各种实施例可实现为制造制品。所述制造制品可以包括被布置为存储用于执行一个或多个实施例的各种操作的逻辑、指令和/或数据的计算机可读存储介质。在各种实施例中,例如,所述制品可包括磁盘、光盘、闪存存储器或固件,这些制品均含有适于由通用处理器或专用处理器执行的计算机程序指令。然而,实施例并不限于此背景中。

[0217] 非限制性实例

[0218] 在一个实施例中,提供了一种外科器械。所述外科器械包括超声外科系统,该超声外科系统包括:超声换能器、在声学上联接到超声换能器的超声波导,以及包括具有在声学上联接到超声波导的超声刀片的端部执行器;能够安装到机器人外科系统的器械安装部分,该器械安装部分包括接合部以便以机械的方式和电的方式交接到能够与机器人外科系统一起使用的外科器械;以及容纳在器械安装部分内的流体管理系统,该流体管理系统包括用于容纳待分配的第一流体剂的第一容器。

[0219] 在一个实施例中,提供了一种外科器械。所述外科器械包括电外科端部执行器,该电外科端部执行器包括至少一个电极;能够安装到机器人外科系统的器械安装部分,该器械安装部分包括接合部以便以机械的方式和电的方式交接到能够与机器人外科系统一起使用的外科器械;以及容纳在器械安装部分内的流体管理系统,该流体管理系统包括用于容纳待分配的第一流体剂的第一容器。

[0220] 申请人还拥有以下专利申请,这些专利申请各自以其相应全文以引用的方式并入:

[0221] 2012年6月28日提交并且名称为“Flexible Drive Member”(代理人案卷号 END7131USNP/120135)的美国专利申请序列号 13/536,271;

[0222] 2012年6月28日提交并且名称为“Multi-Functional Powered Surgical Device with External Dissection Features”(代理人案卷号 END7132USNP/120136)的美国专利申请序列号 13/536,288;

[0223] 2012年6月28日提交并且名称为“Rotary Actuatable Closure Arrangement for Surgical End Effector”(代理人案卷号 END7134USNP/120138)的美国专利申请序列

号 13/536, 295 ;

[0224] 2012 年 6 月 28 日提交并且名称为“Surgical End Effectors Having Angled Tissue-Contacting Surfaces”(代理人案卷号 END7135USNP/120139) 的美国专利申请序列号 13/536, 326 ;

[0225] 2012 年 6 月 28 日提交并且名称为“Interchangeable End Effector Coupling Arrangement”(代理人案卷号 END7136USNP/120140) 的美国专利申请序列号 13/536, 303 ;

[0226] 2012 年 6 月 28 日提交并且名称为“Surgical End Effector Jaw and Electrode Configurations”(代理人案卷号 END7137USNP/120141) 的美国专利申请序列号 13/536, 393 ;

[0227] 2012 年 6 月 28 日提交并且名称为“Multi-Axis Articulating and Rotating Surgical Tools”(代理人案卷号 END7138USNP/120142) 的美国专利申请序列号 13/536, 362 ;以及

[0228] 2012 年 6 月 28 日提交并且名称为“Electrode Connections for Rotary Driven Surgical Tools”(代理人案卷号 END7149USNP/120153) 的美国专利申请序列号 13/536, 417。

[0229] 应当理解,根据操纵用来治疗患者的器械的一端的临床医生来在说明书中通篇使用术语“近侧”和“远侧”。术语“近侧”是指器械的最靠近临床医生的部分,术语“远侧”是指离临床医生最远的部分。还应当理解,为简明和清楚起见,本文可以参考所示实施例使用诸如“竖直”、“水平”、“上”或“下”之类的空间术语。然而,外科器械可以在许多取向和位置使用,并且这些术语并非意图是限制的或绝对的。

[0230] 本文描述了外科器械和机器人外科系统的各种实施例。本领域的技术人员应当理解,本文所述的各种实施例可以与所述的外科器械和机器人外科系统一起使用。提供的说明只是为了举例,本领域的技术人员应当理解,所公开的实施例不只是限于本文所公开的装置,而是可以与任何兼容的外科器械或机器人外科系统一起使用。

[0231] 本说明书通篇提及的“各种实施例”、“一些实施例”、“一个示例性实施例”或“实施例”意味着结合所述实施例描述的具体特征、结构或特性包括在至少一个示例性实施例中。因此,在整篇说明书中出现的短语“在各种实施例中”、“在一些实施例中”、“在一个示例性实施例中”或“在实施例中”并不一定都指相同的实施例。此外,在没有限制的情况下,结合一个示例性实施例示出或描述的具体特征、结构或特性可全部或部分地与一个或多个其他实施例的特征、结构或特性组合。

[0232] 虽然已经通过描述若干实施例来例示了本文的各种实施例,并且虽然已经相当详细地描述了例示性实施例,但是申请人的意图不在于将所附权利要求的范围约束或以任何方式限制到这些细节中。本领域的技术人员可容易看出另外的优点和修改形式。例如,所公开的实施例中的每个可用于内窥镜式手术、腹腔镜式手术以及开放式手术,对其预期用途没有限制。

[0233] 应当理解,本文的附图和描述中的至少一些已被简化以示出适于清楚地理解本公开的元件,同时为清晰起见移除了其他元件。然而,本领域的普通技术人员将认识到,这些和其他元件可为所需的。然而,由于此类元件为本领域所熟知并且由于它们不利于较好地理解本公开,因此本文未提供对这些元件的论述。

[0234] 虽然已经描述了若干实施例,但应当知道,本领域技术人员在掌握了本公开的一些或全部优点之后可能对这些实施例作出各种修改、改变和改型。例如,根据各种实施例,单个部件可替换为多个部件,并且多个部件也可替换为单个部件,以执行给定的一种或多种功能。因此,在不脱离所附权利要求书限定的本公开的范围和实质的情况下,本专利申请旨在涵盖所有此类修改、变型和改型形式。

[0235] 以引用方式全文或部分地并入本文的任何专利、专利公布或其他公开材料均仅在所并入的材料不与本公开所述的现有定义、陈述或其他公开材料相冲突的范围内并入本文。由此,在必要的程度下,本文所明确阐述的公开内容将取代以引用方式并入本文的任何相冲突的材料。如果据述以引用方式并入本文但与本文所述的现有定义、陈述或其他公开材料相冲突的任何材料或其部分,仅在所并入的材料和现有的公开材料之间不产生冲突的程度下并入本文。

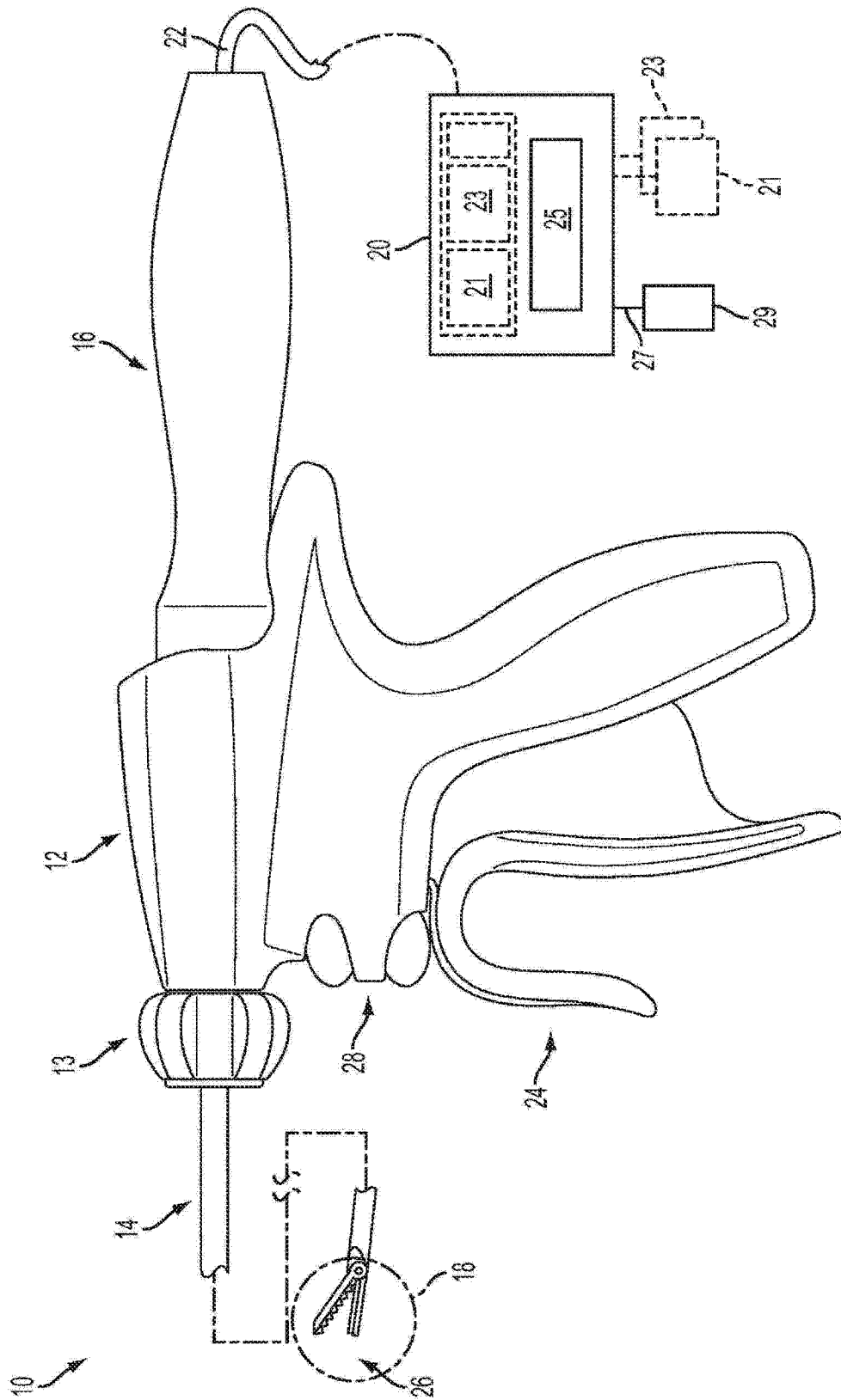


图 1

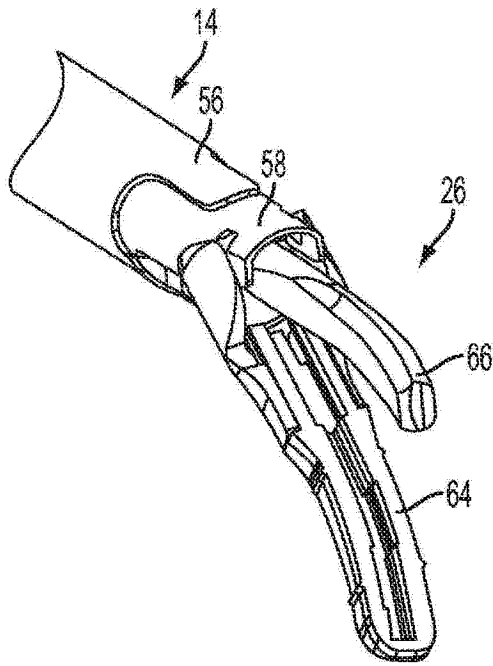


图 3

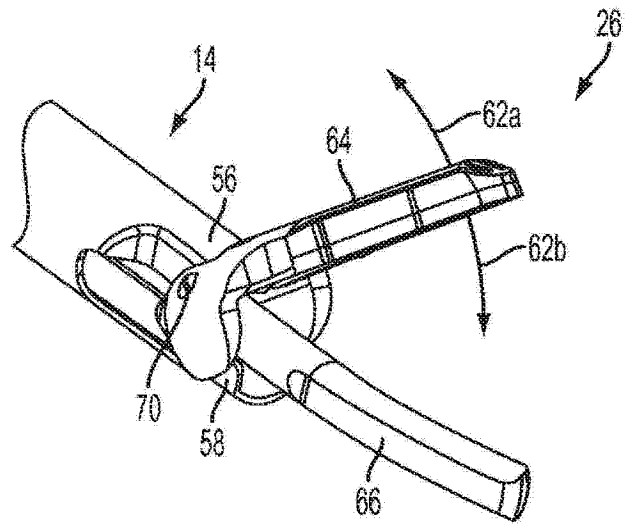


图 4

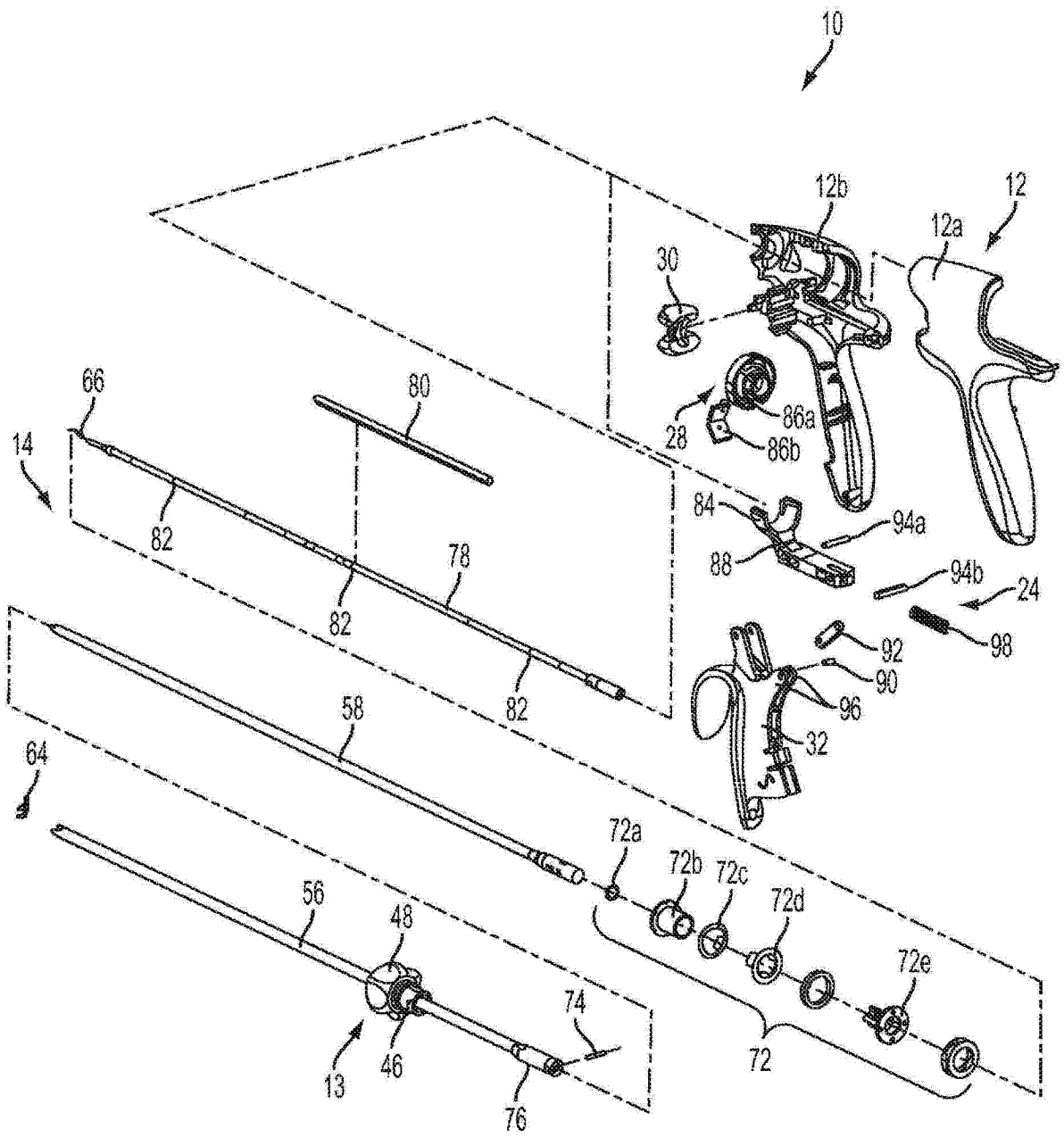


图 5

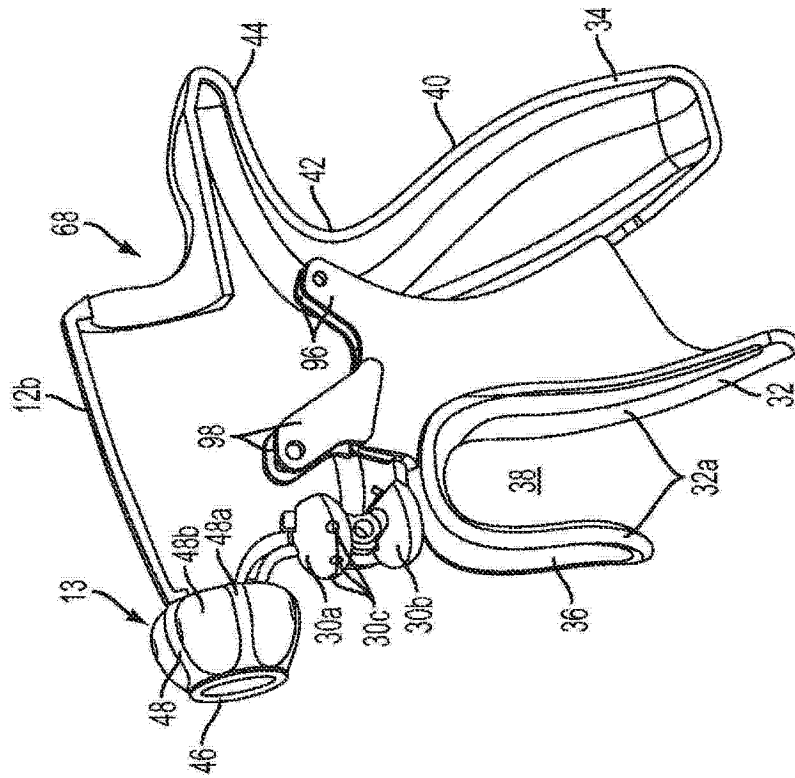


图 6

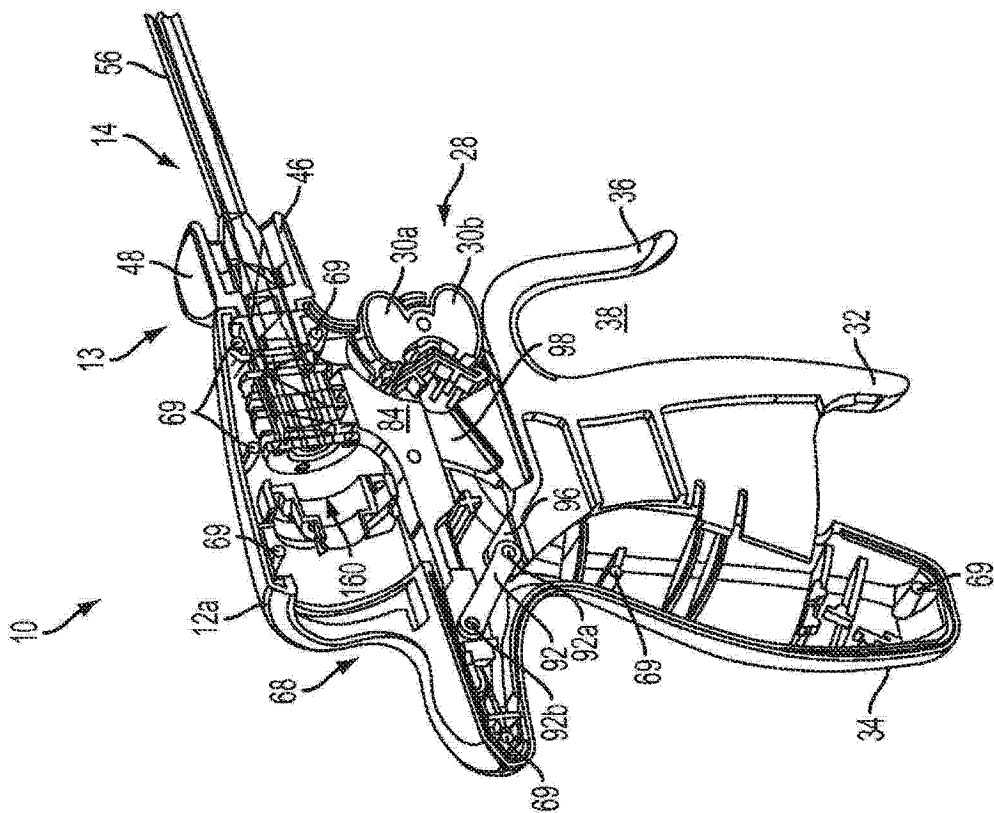


图 7

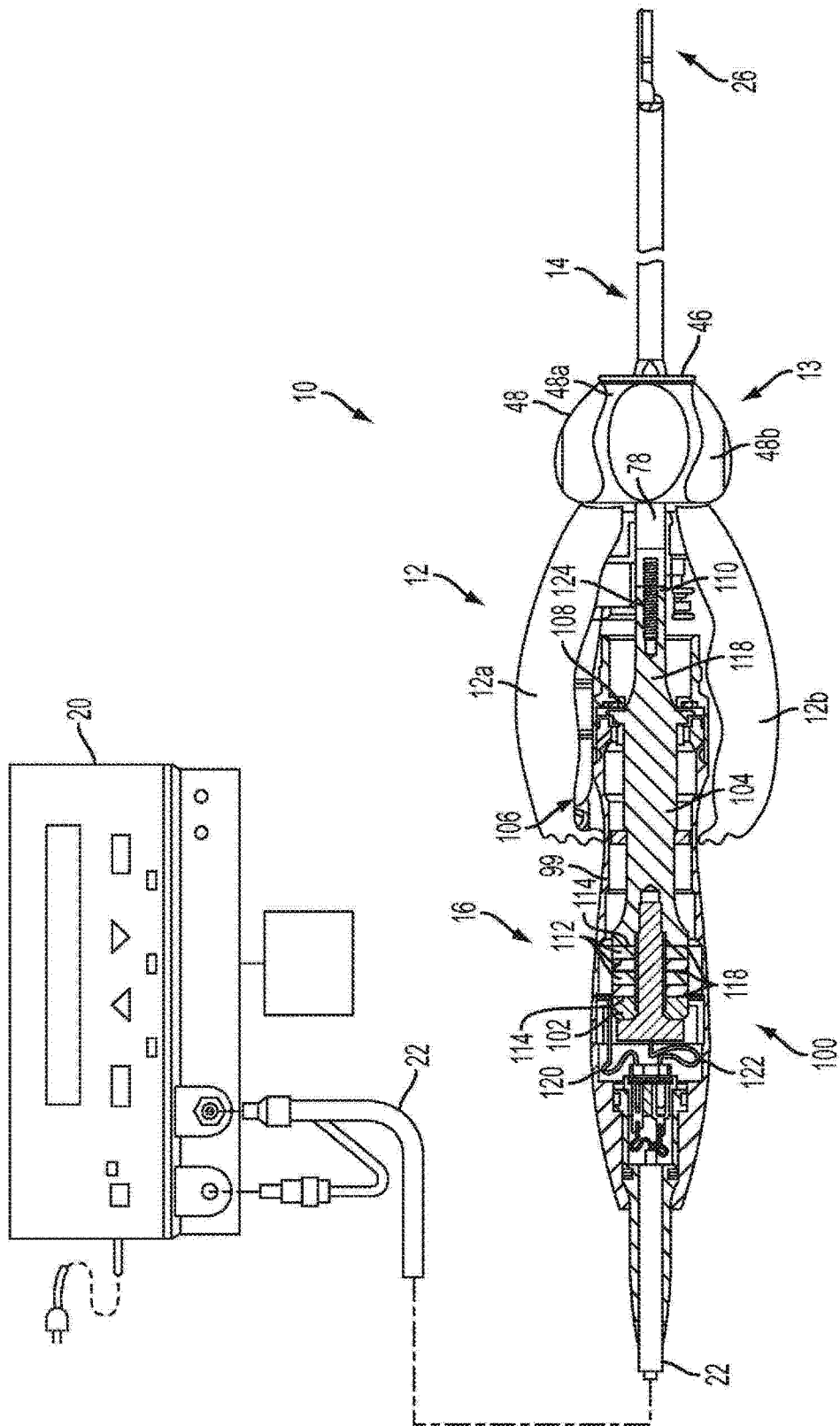


图 8

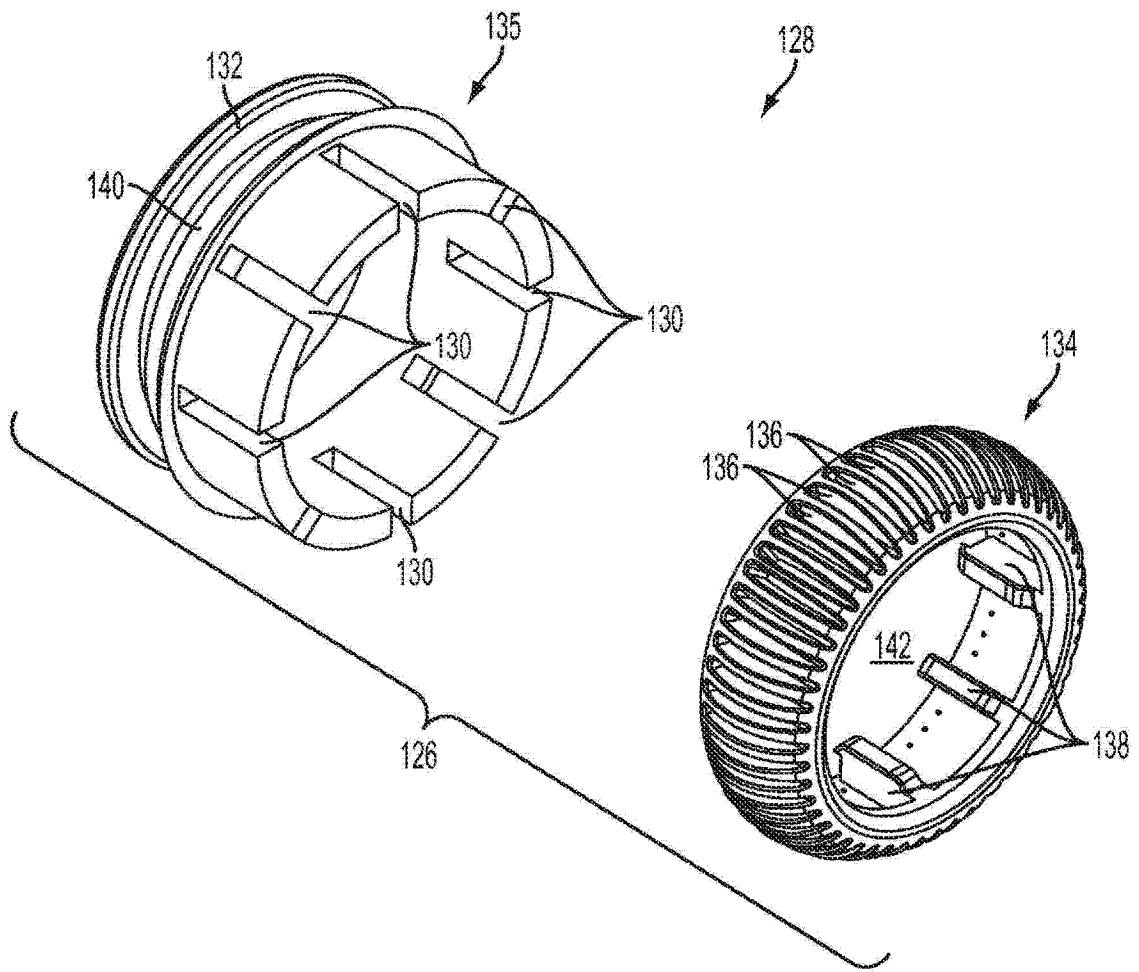


图 9

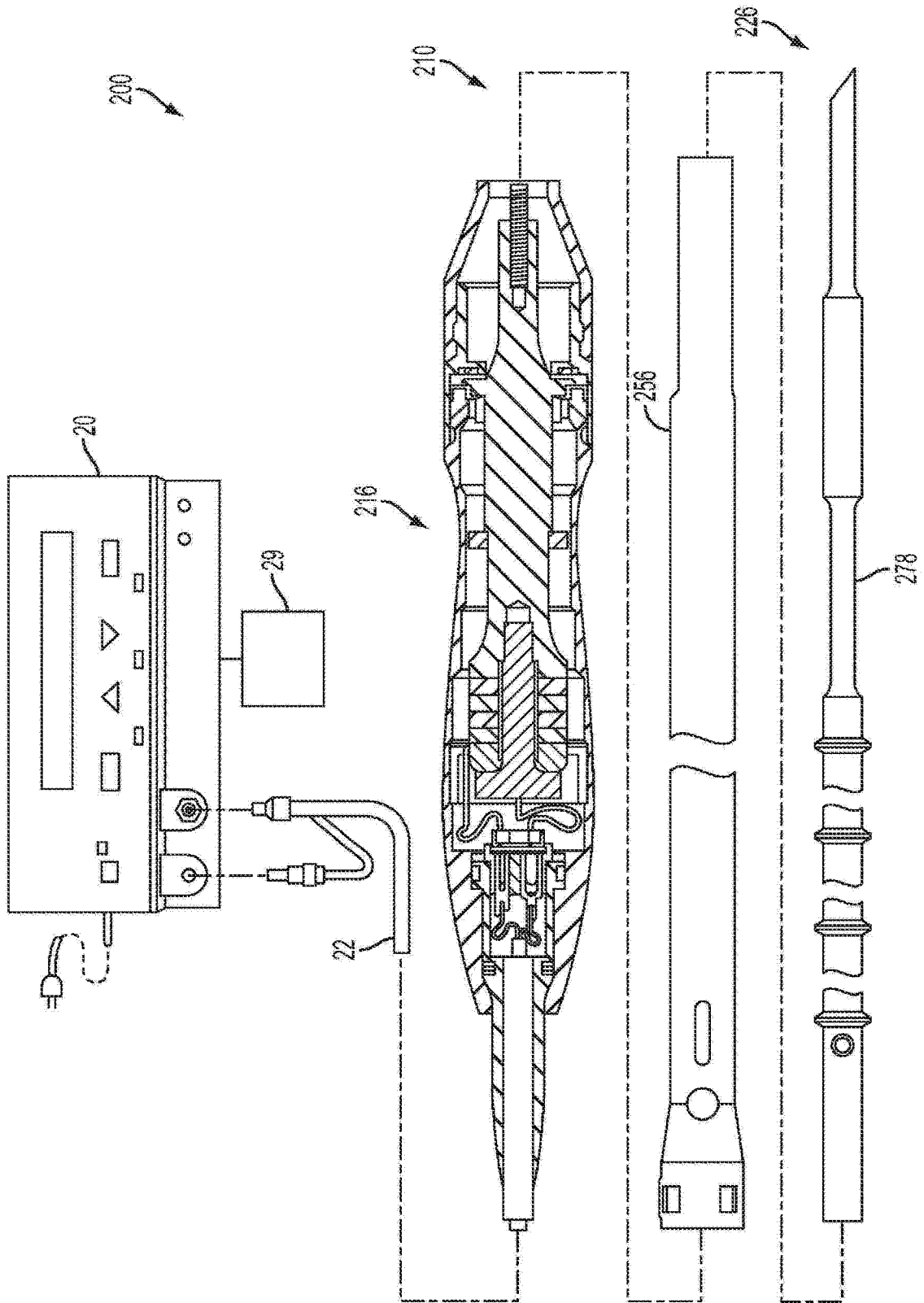


图 10

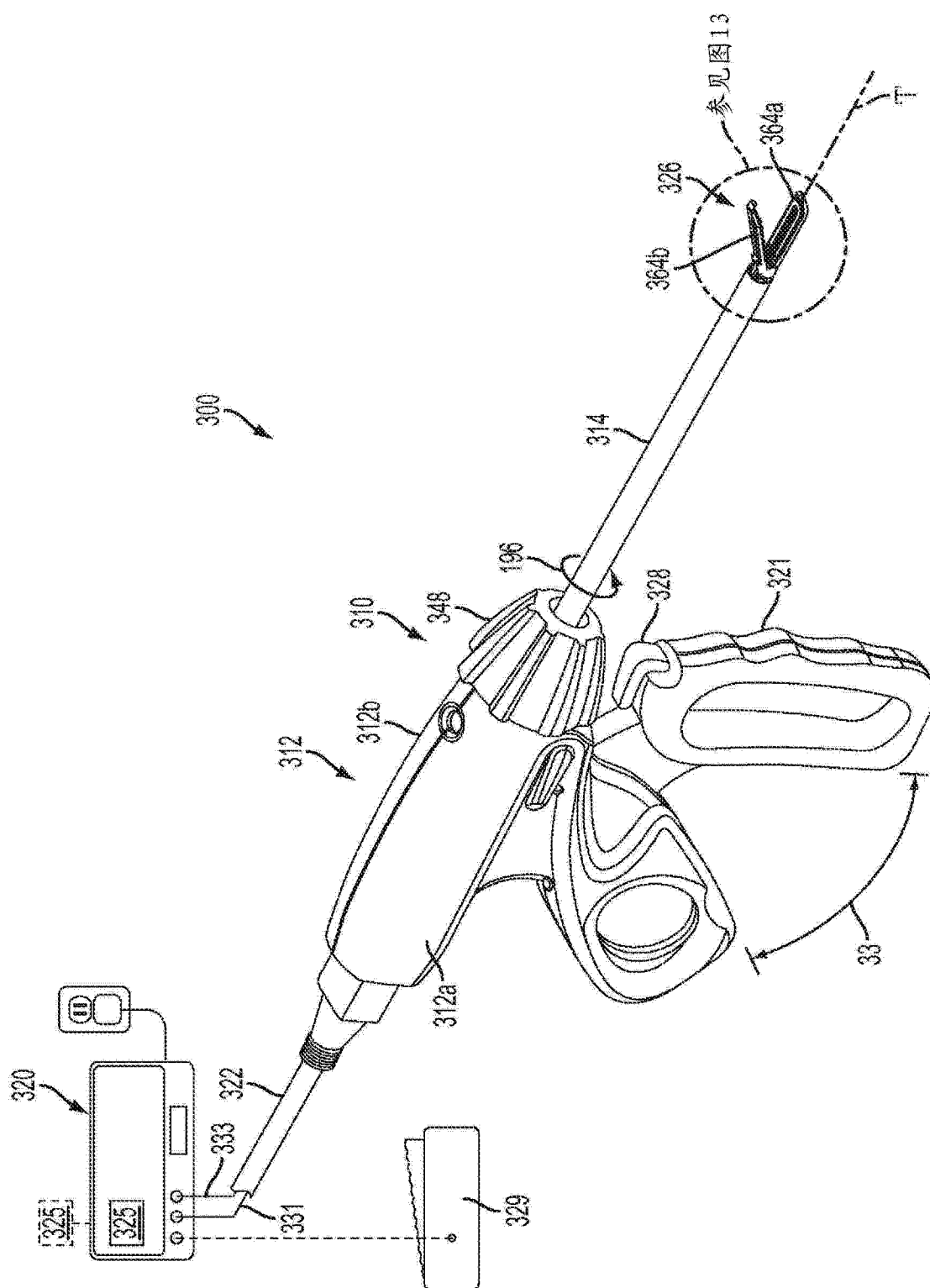


图 11

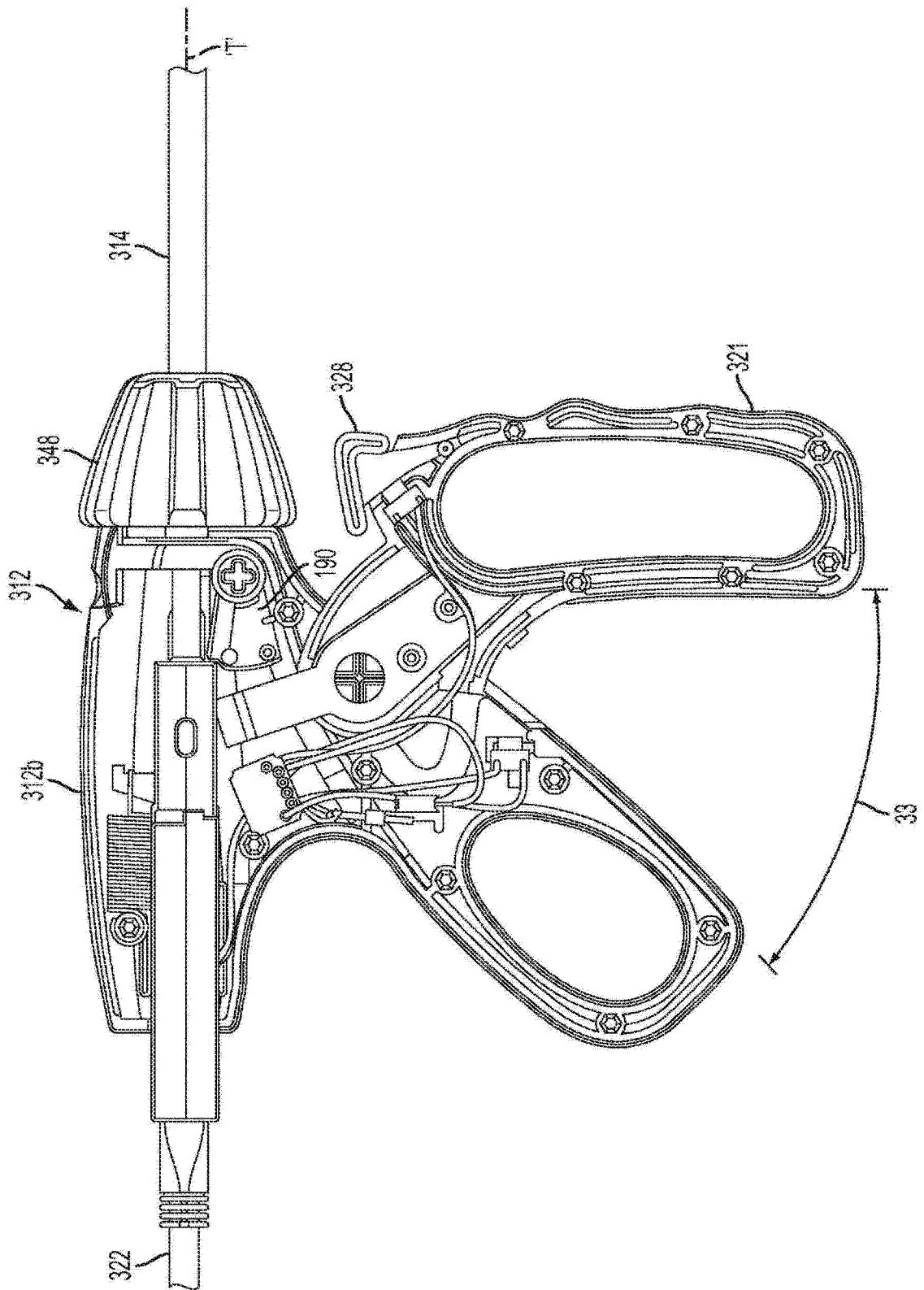


图 12

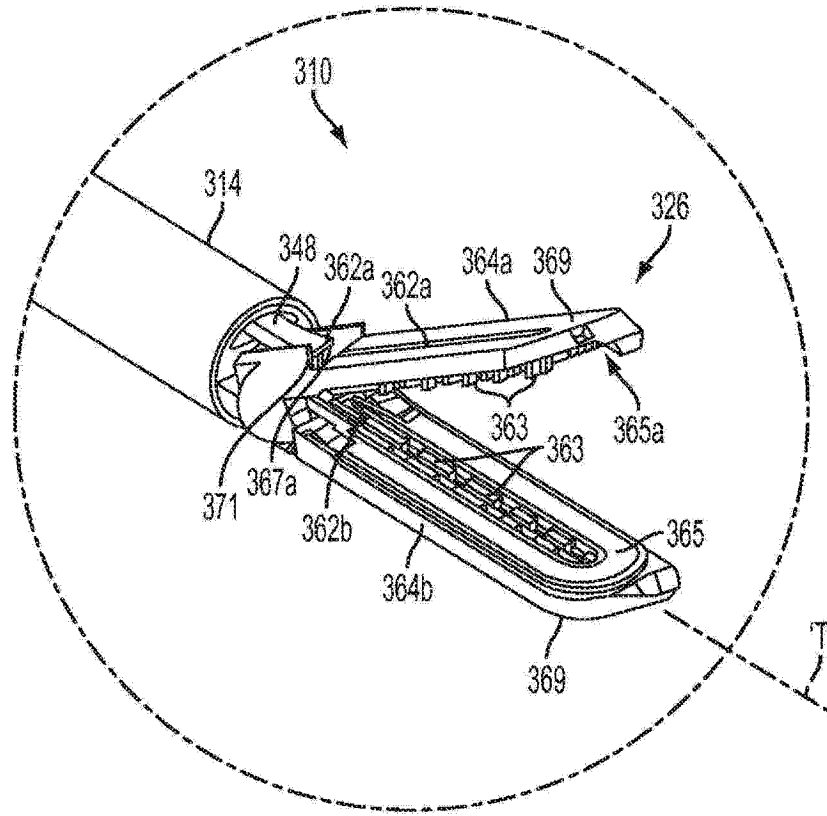


图 13

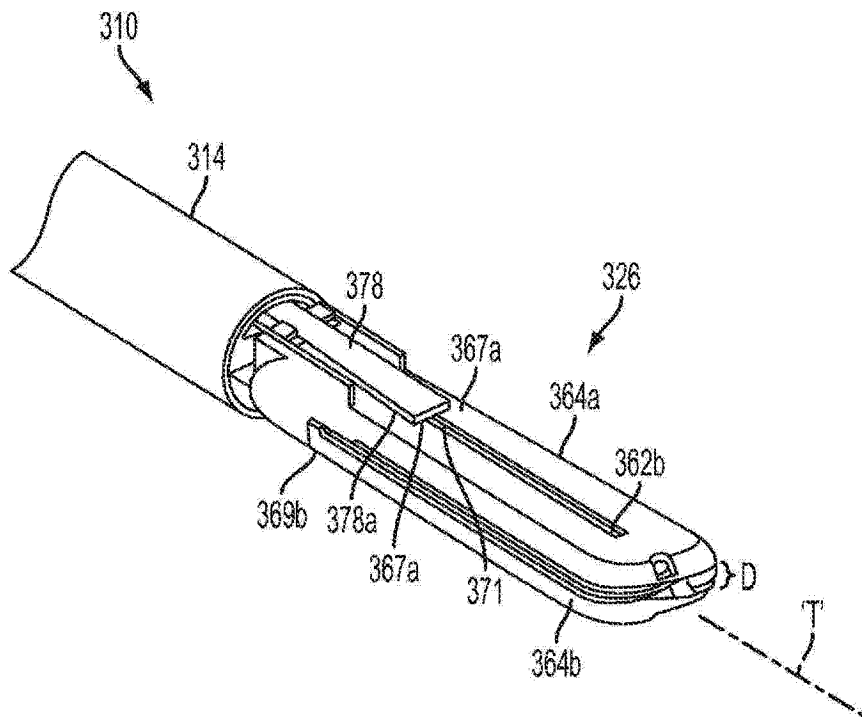


图 14

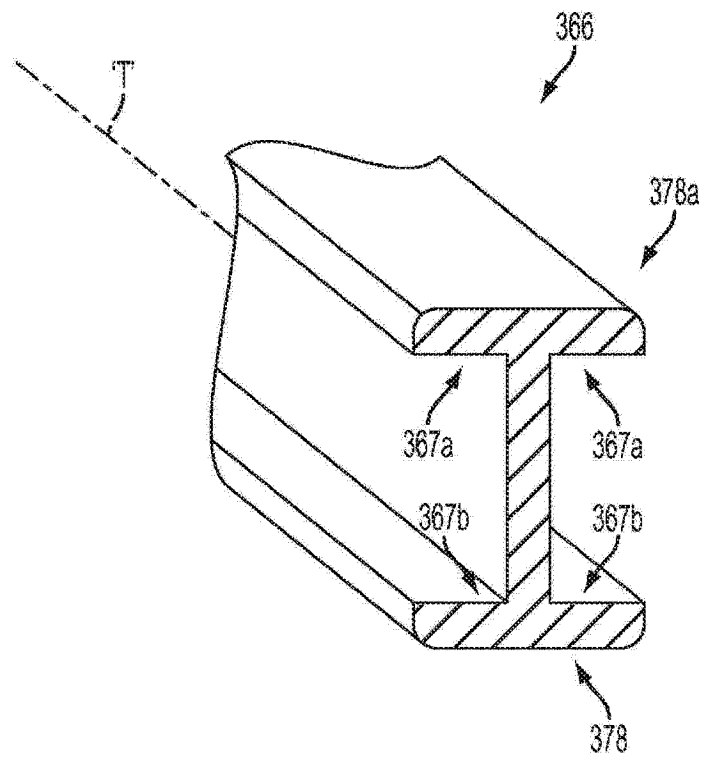


图 15

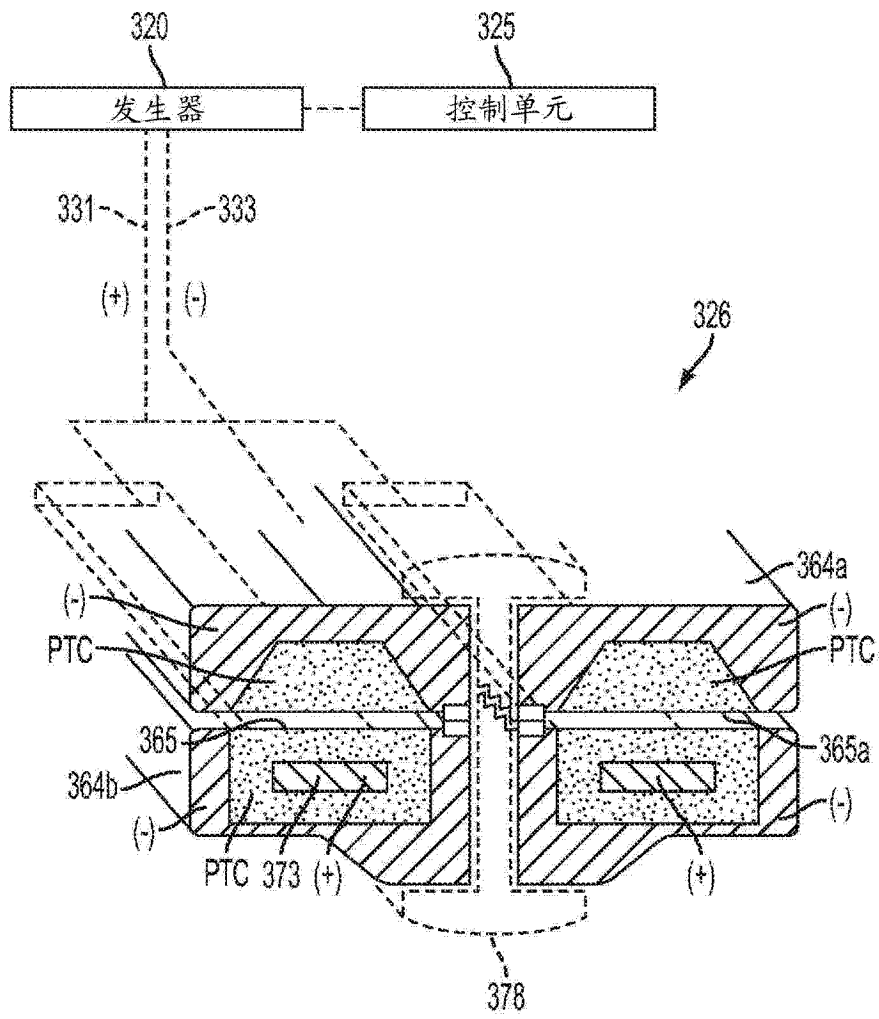


图 16

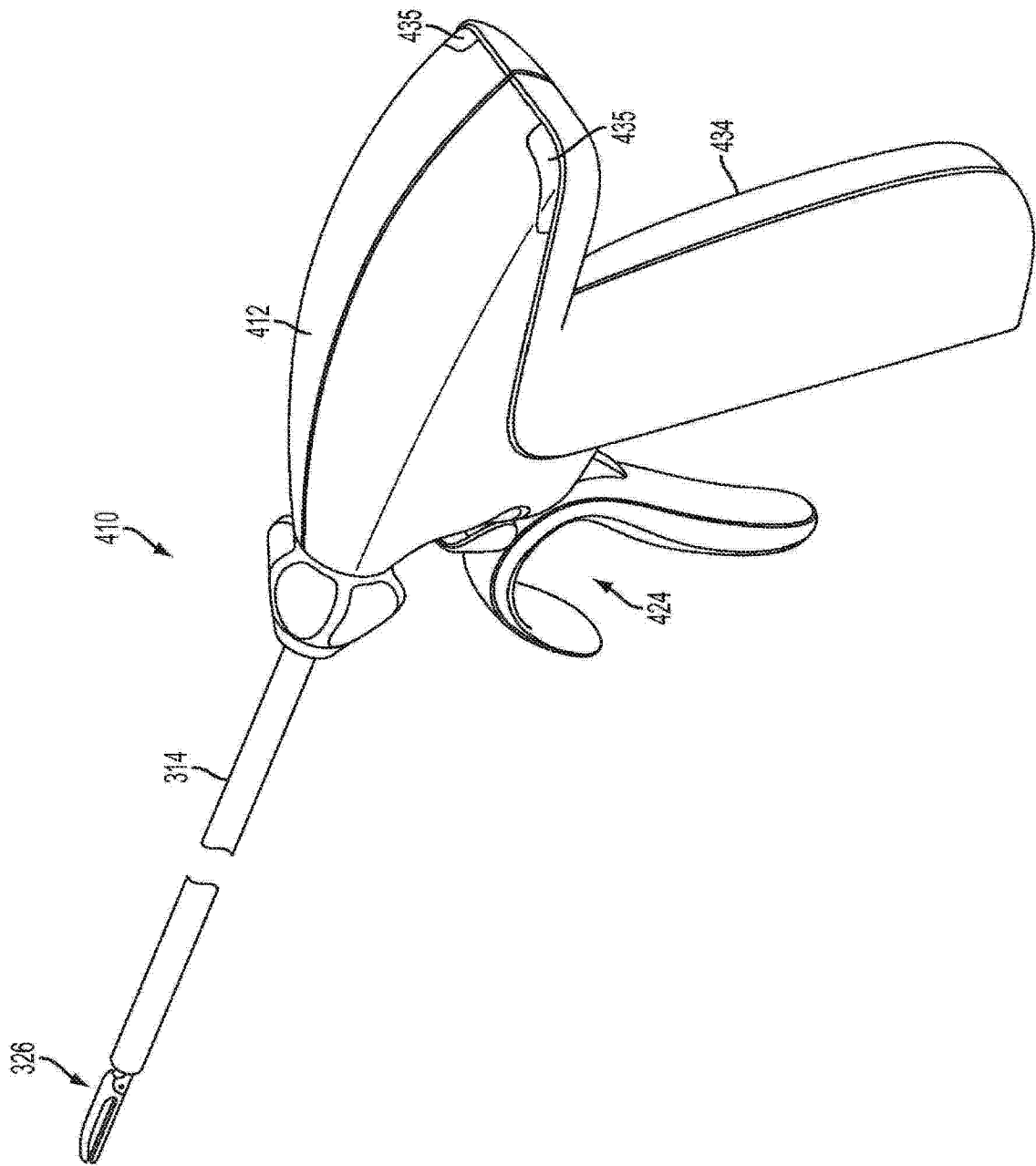


图 17

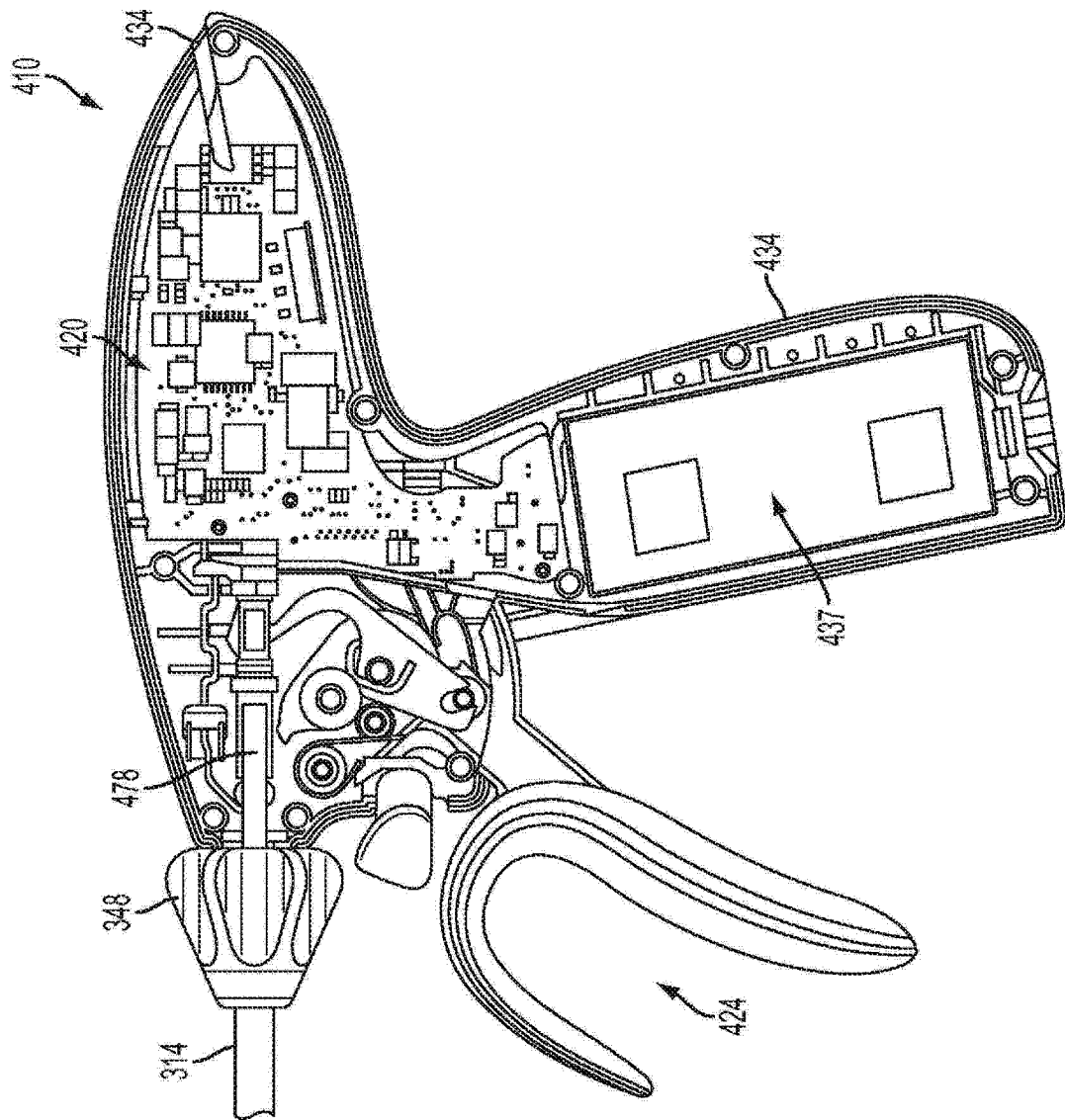


图 18A

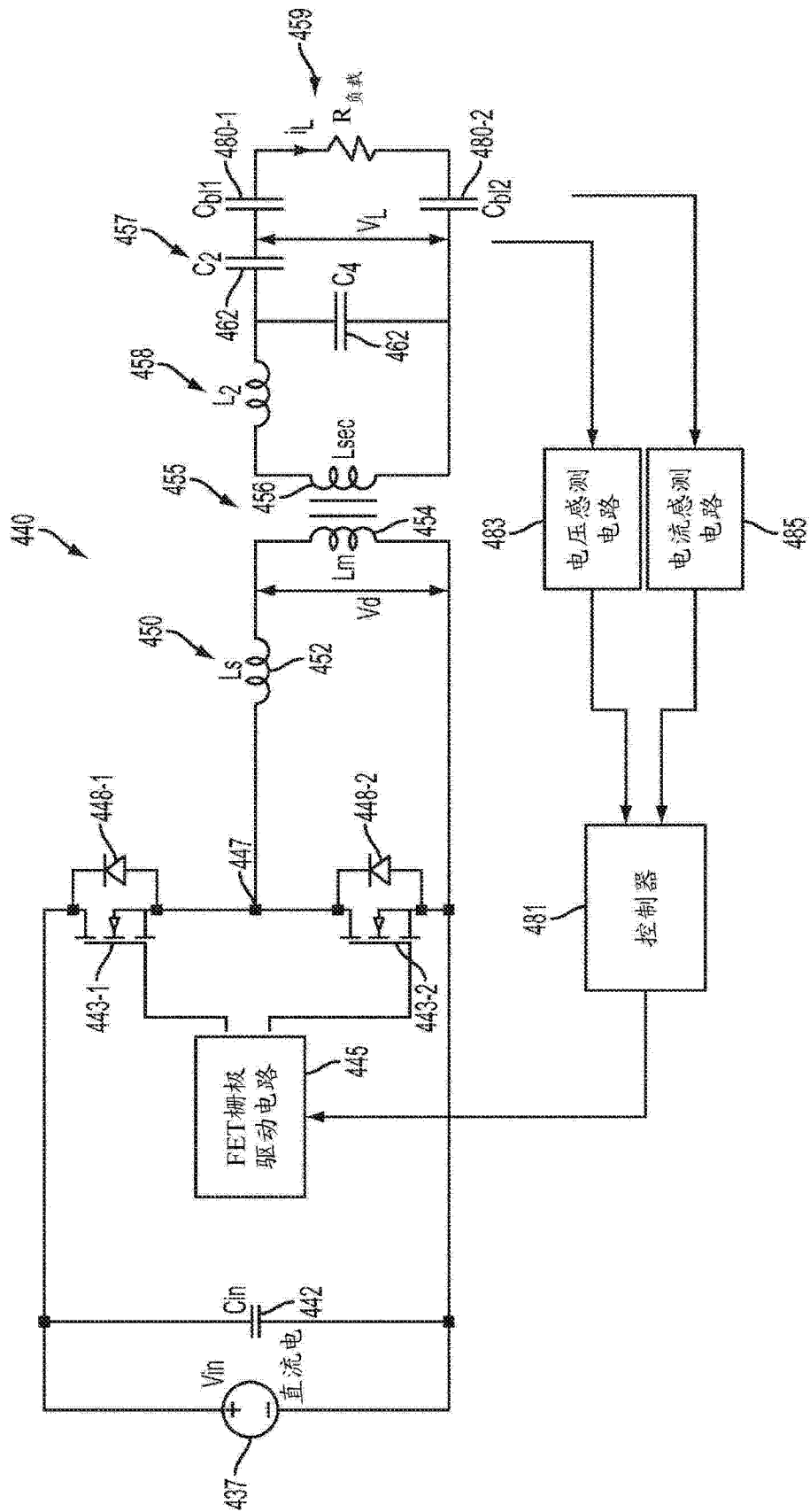


图 18B

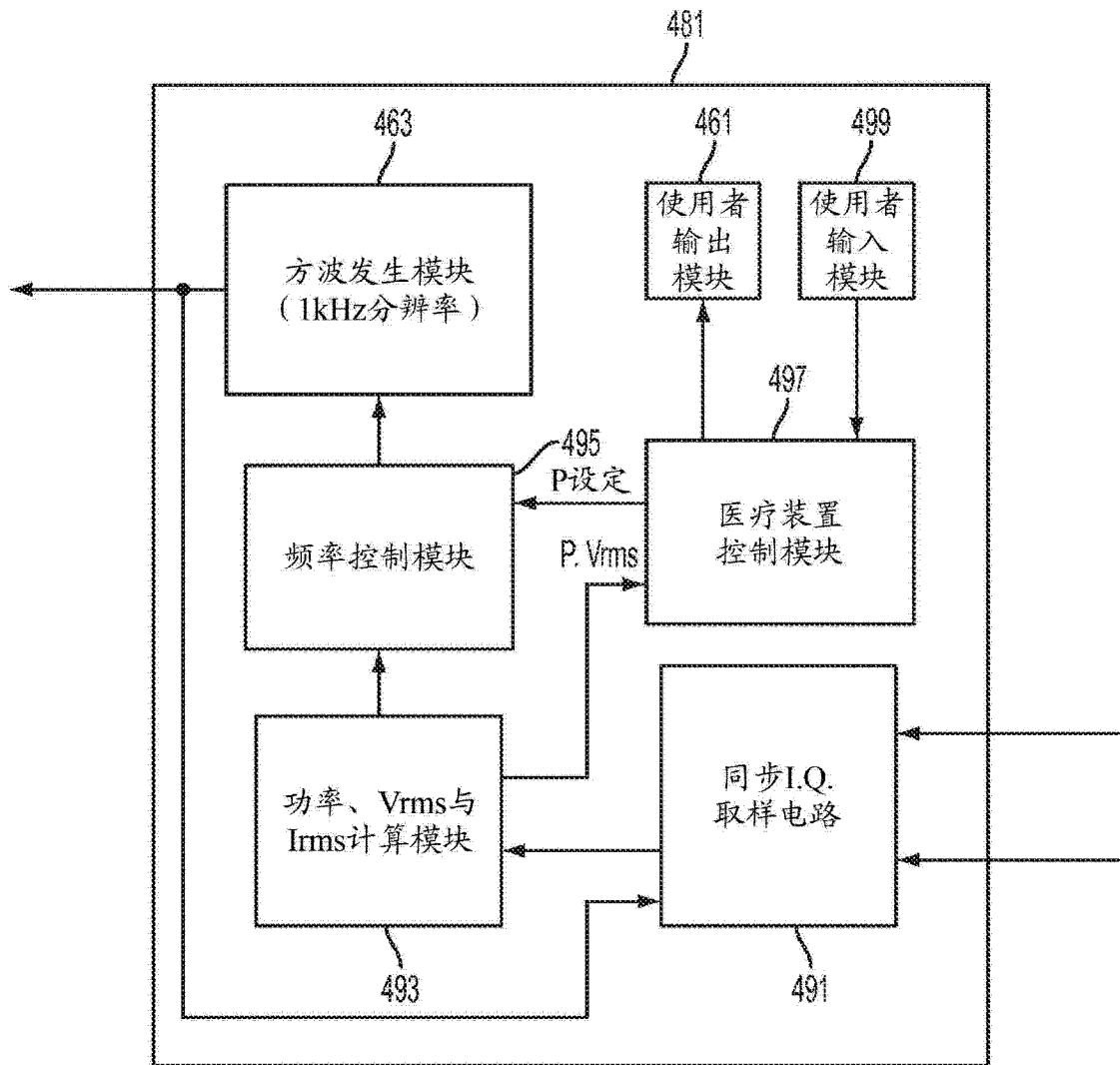


图 18C

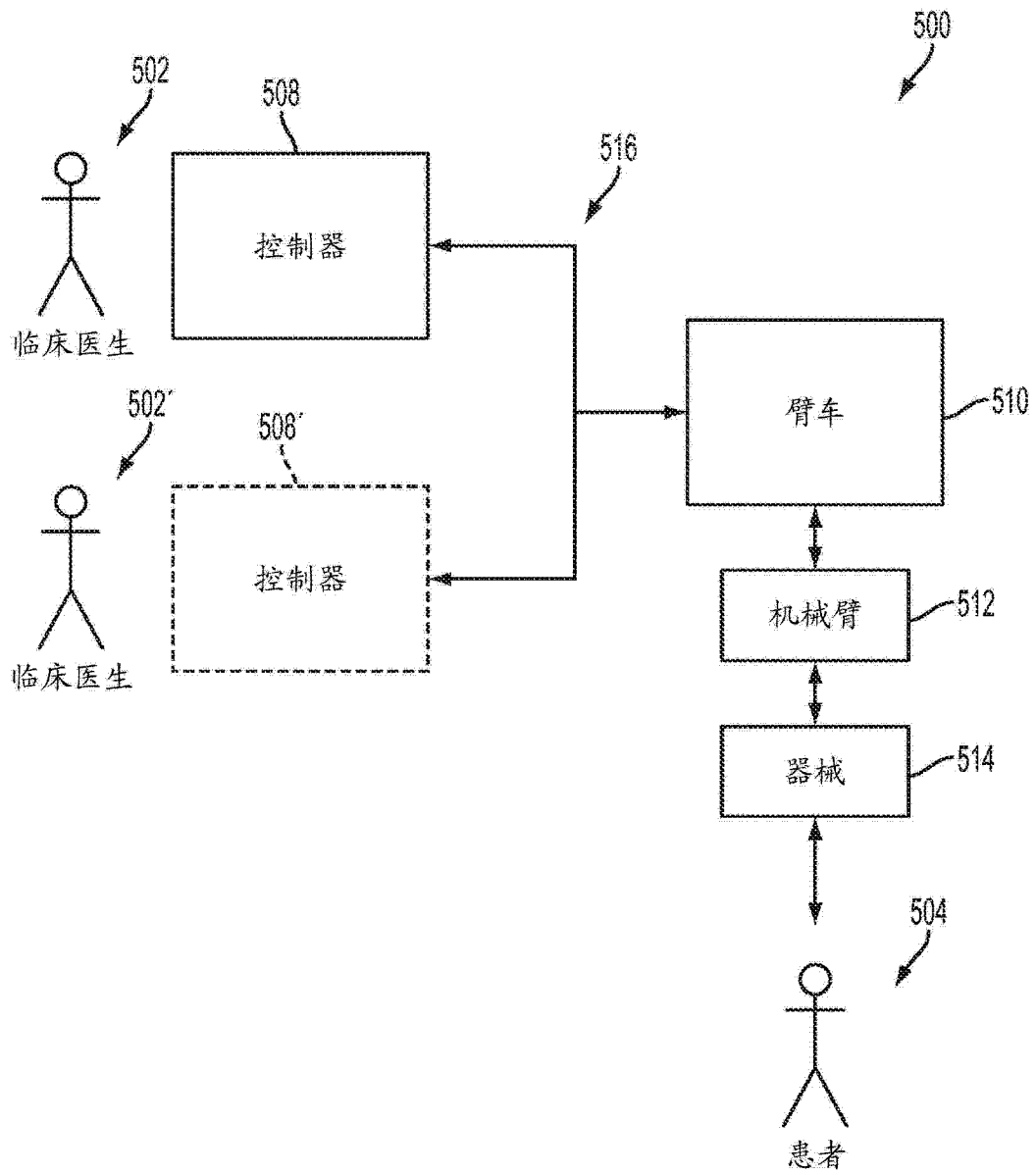


图 19

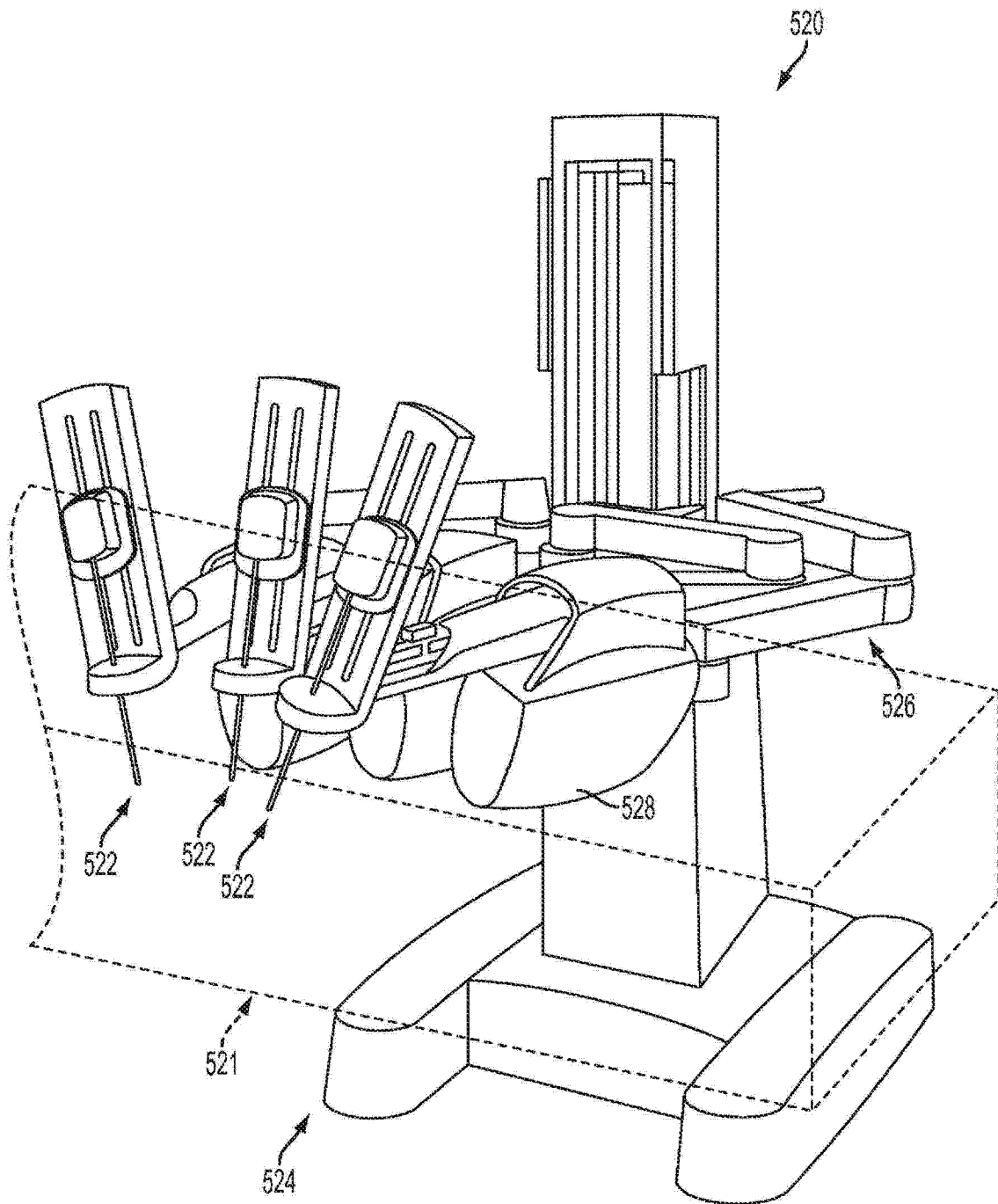


图 20

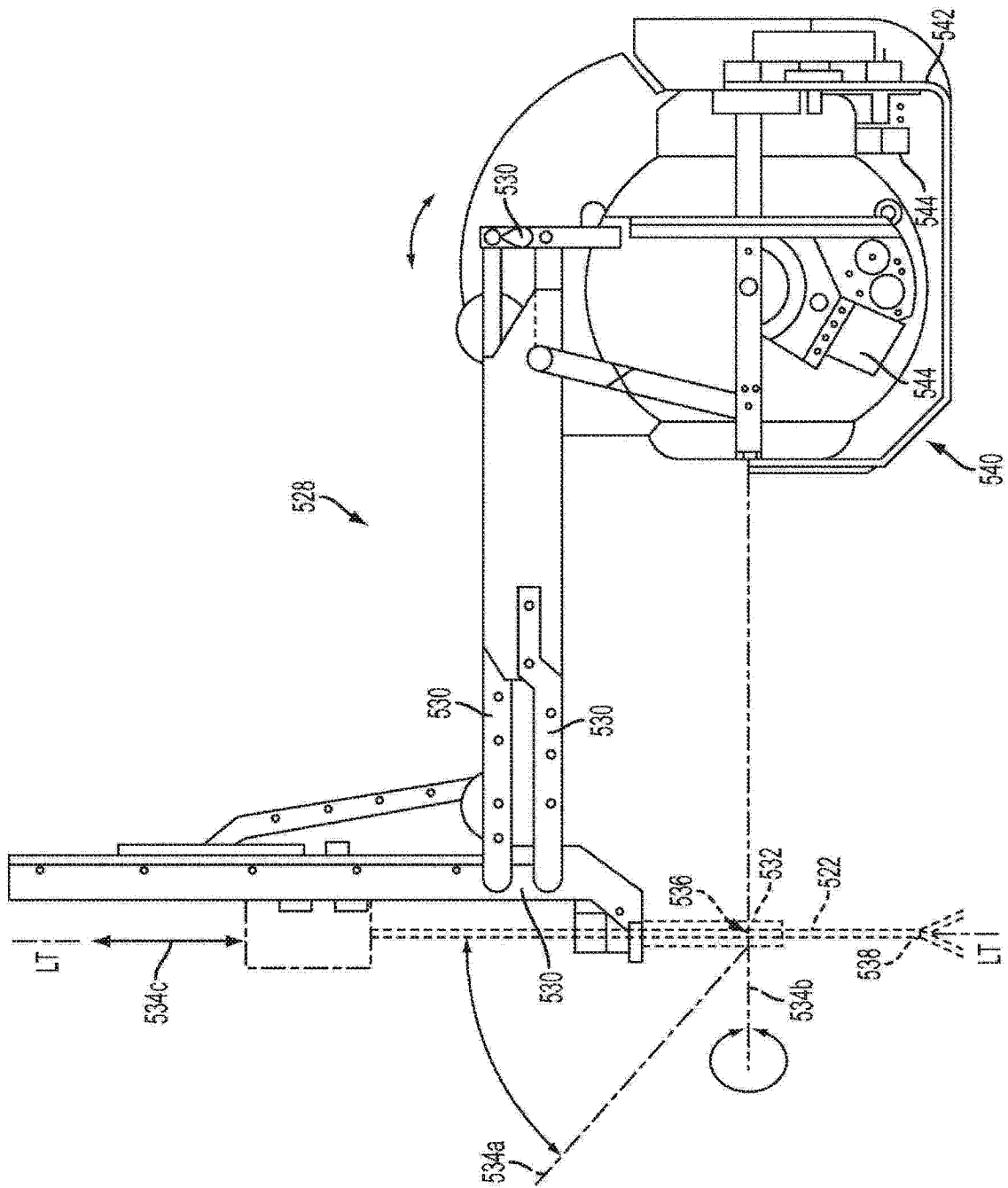


图 21

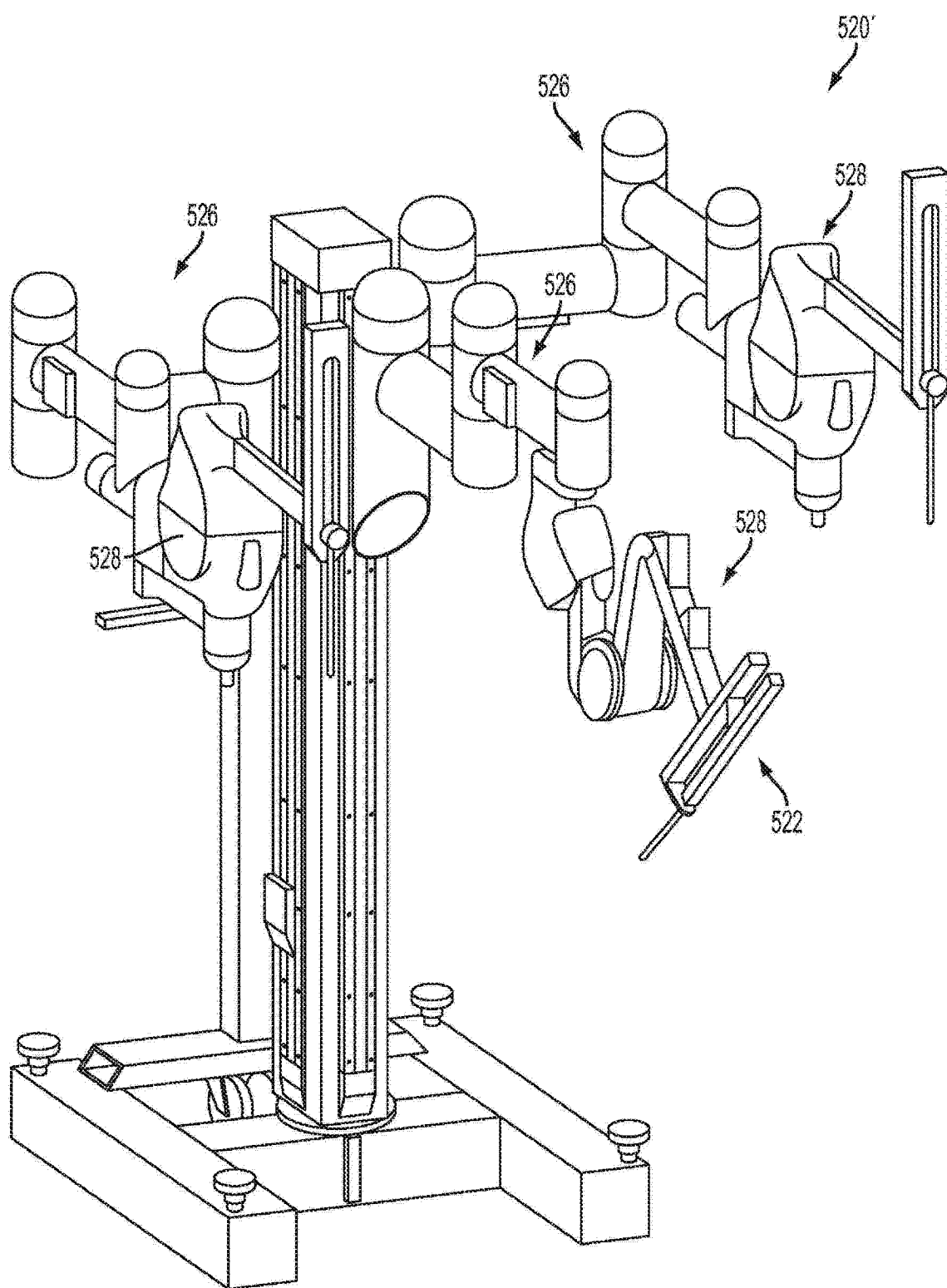


图 22

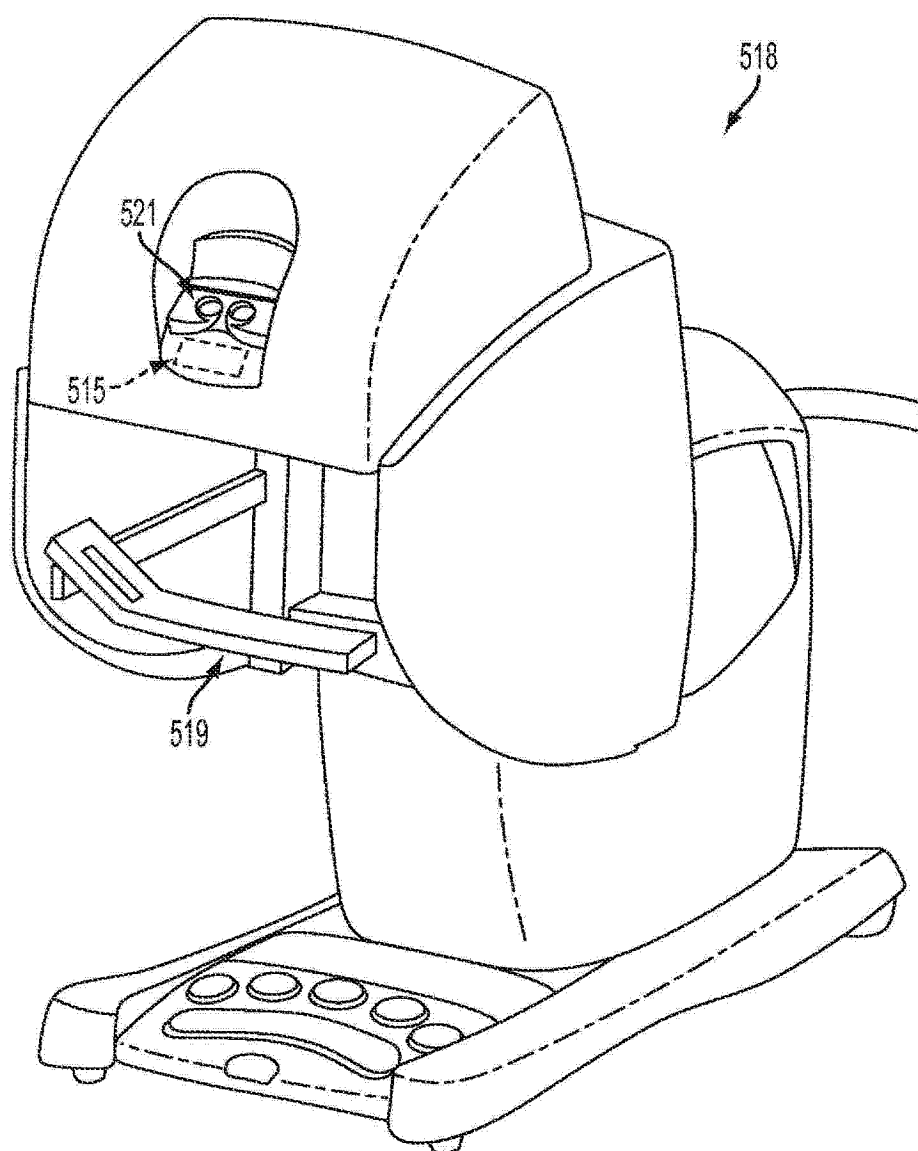


图 23

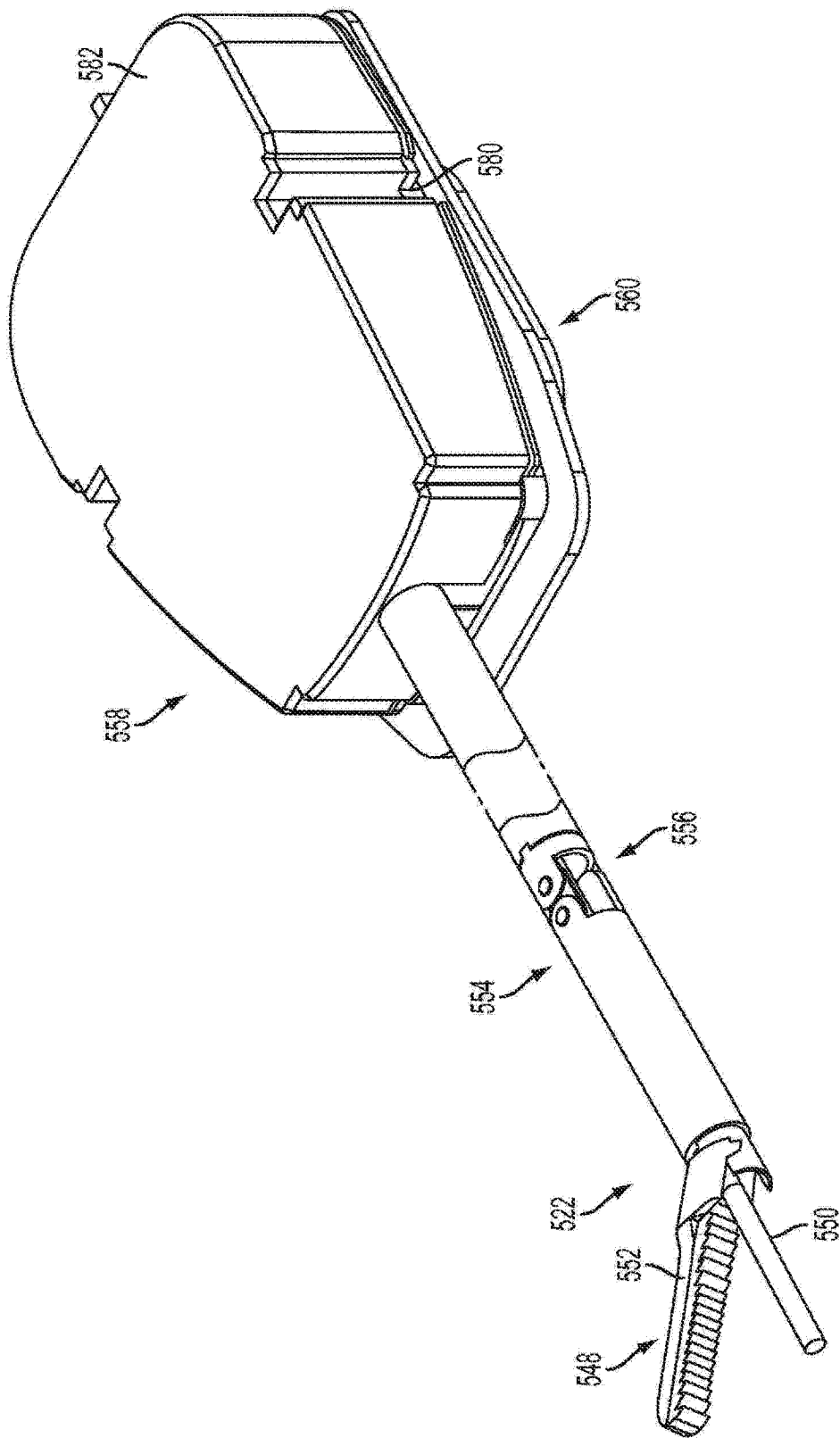


图 24

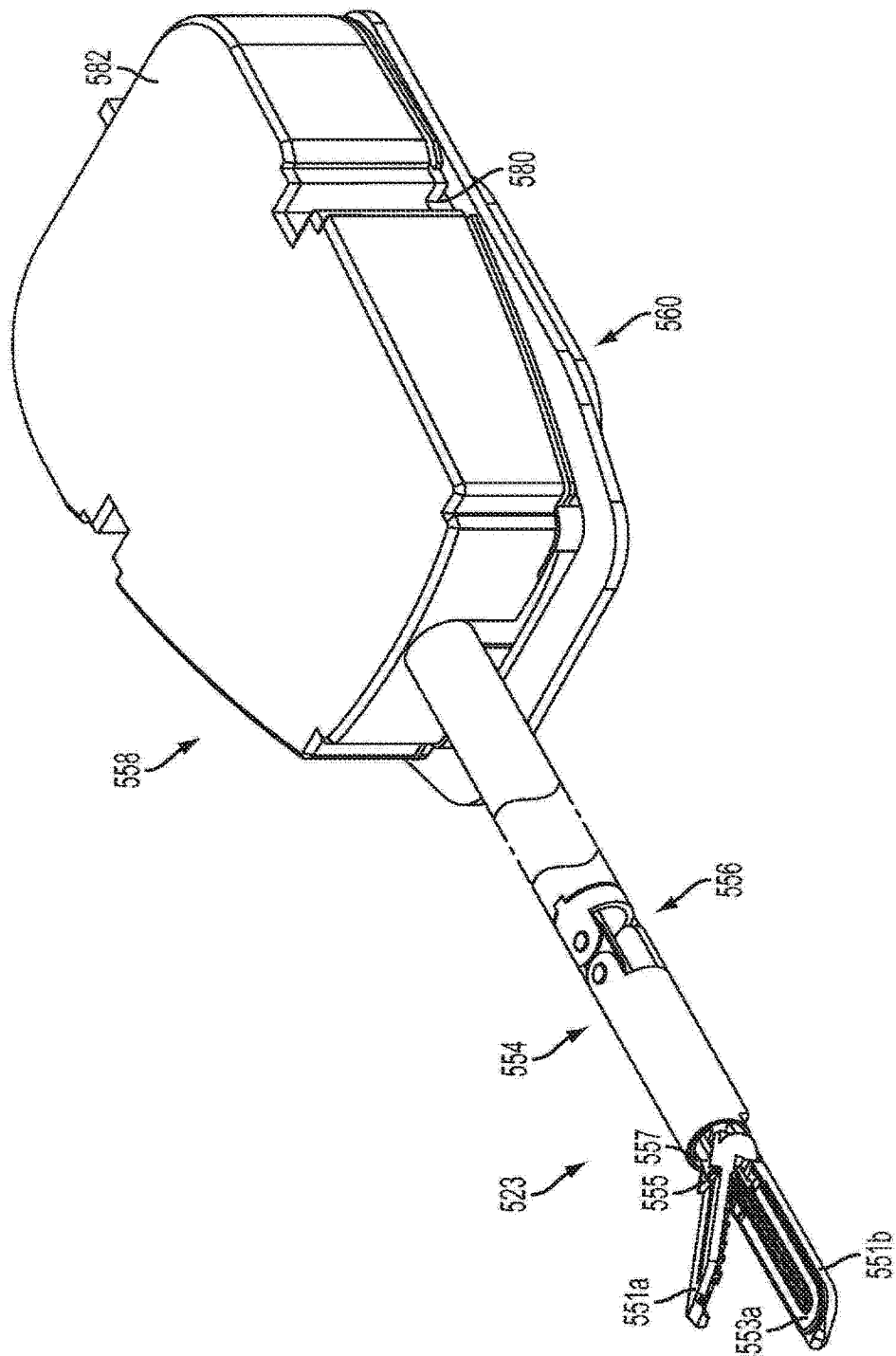


图 25

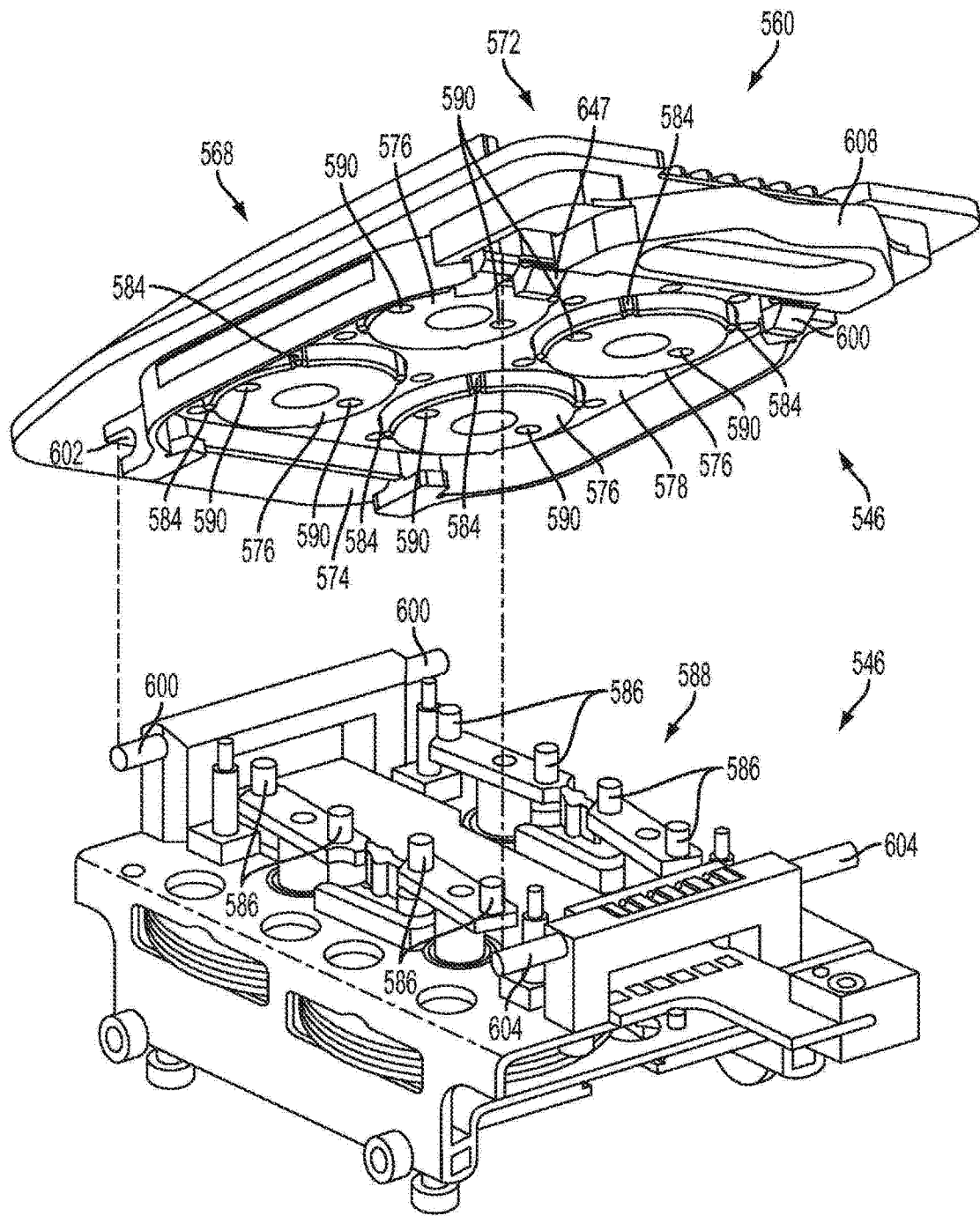


图 26

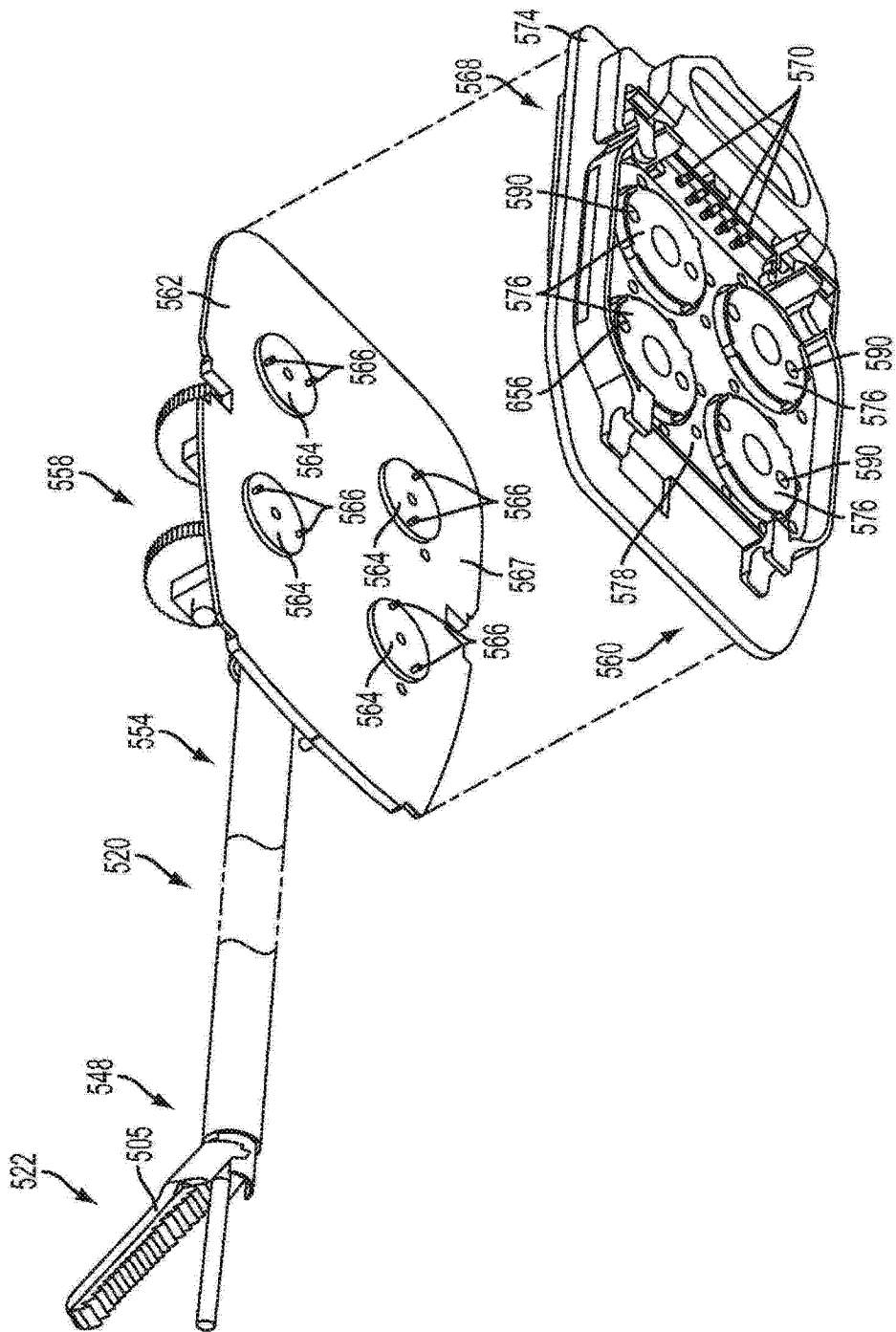


图 27

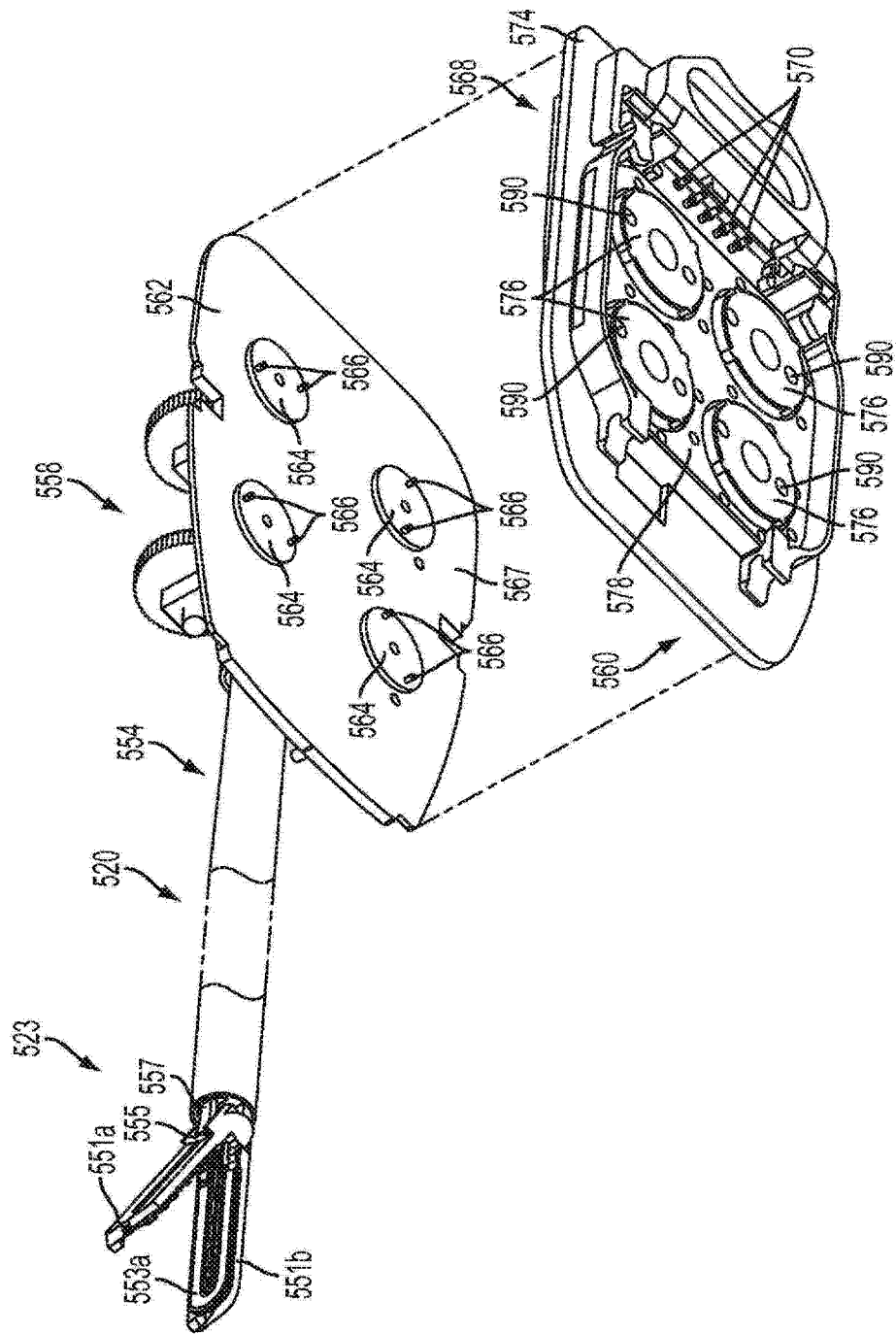


图 28

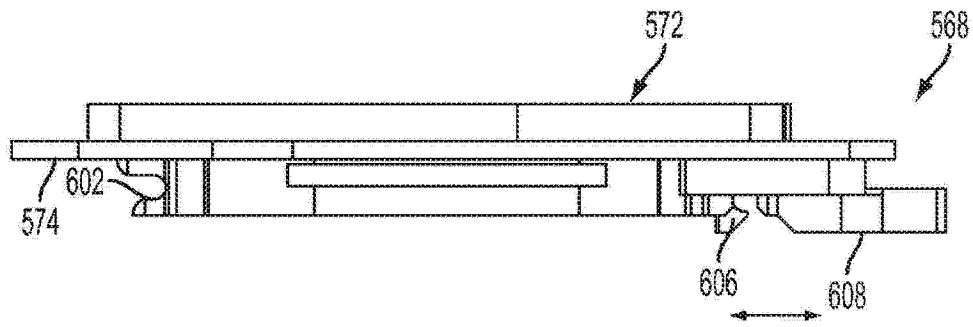


图 29

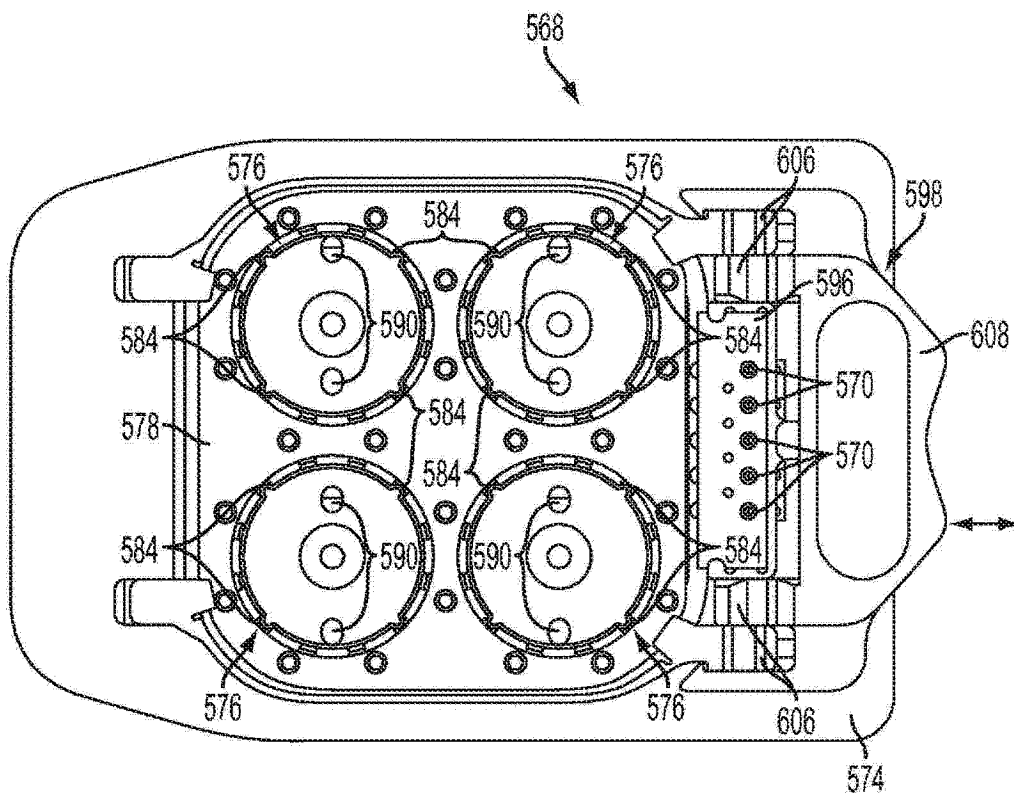


图 30

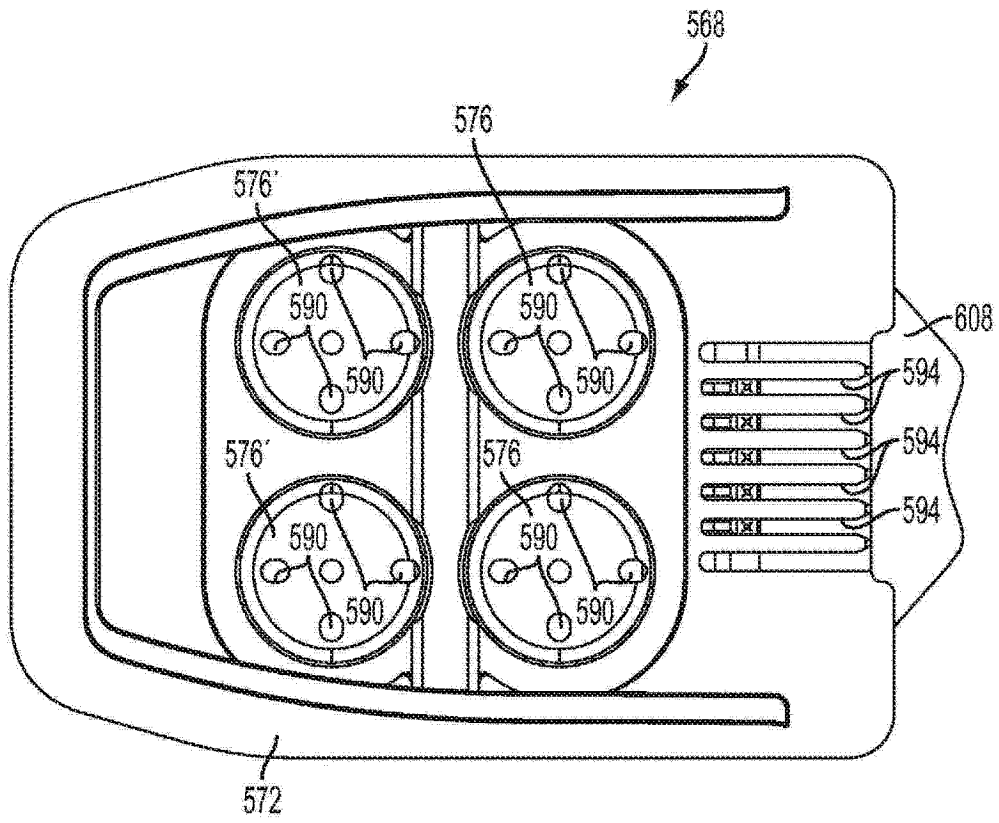


图 31

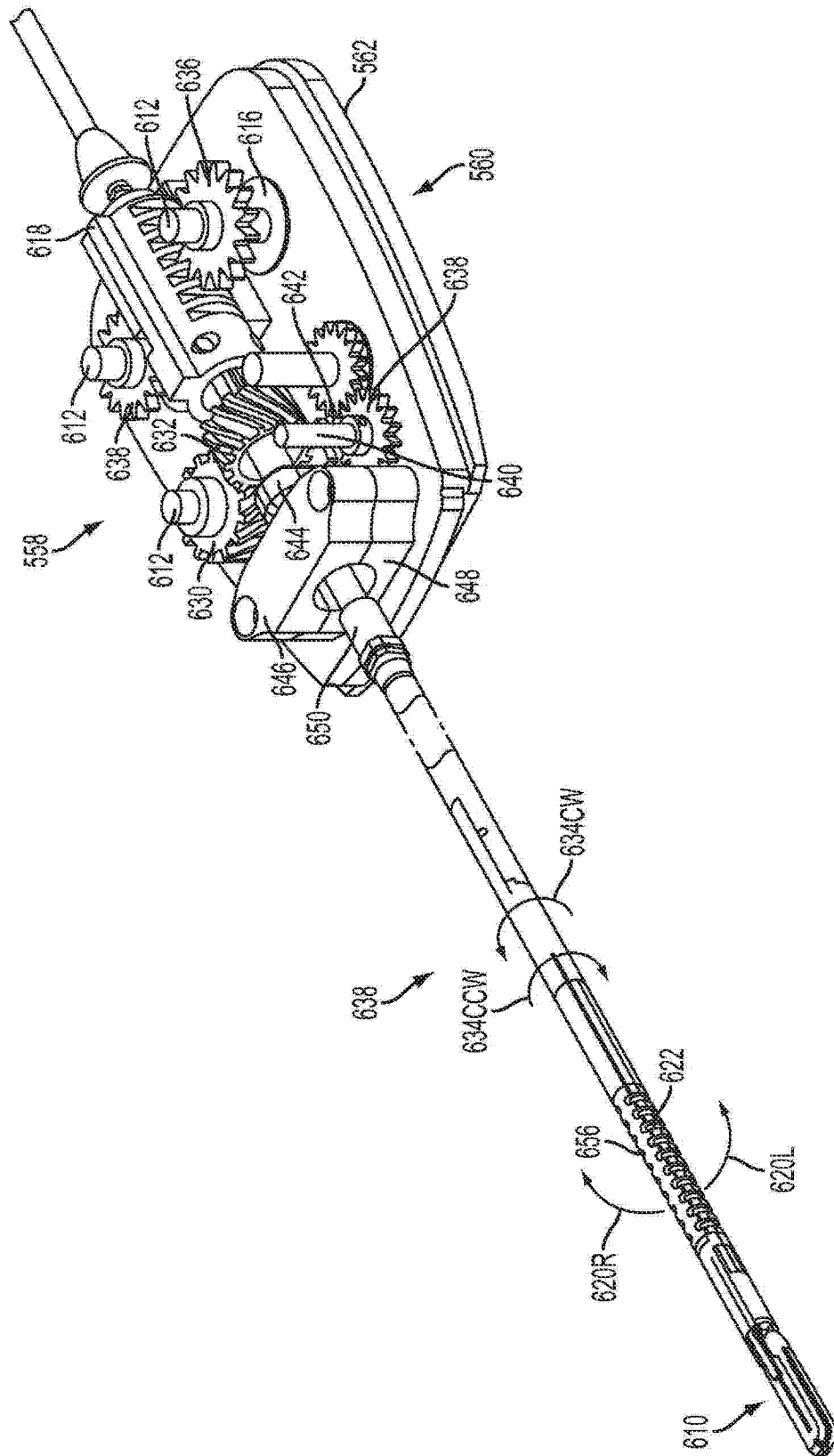


图 32

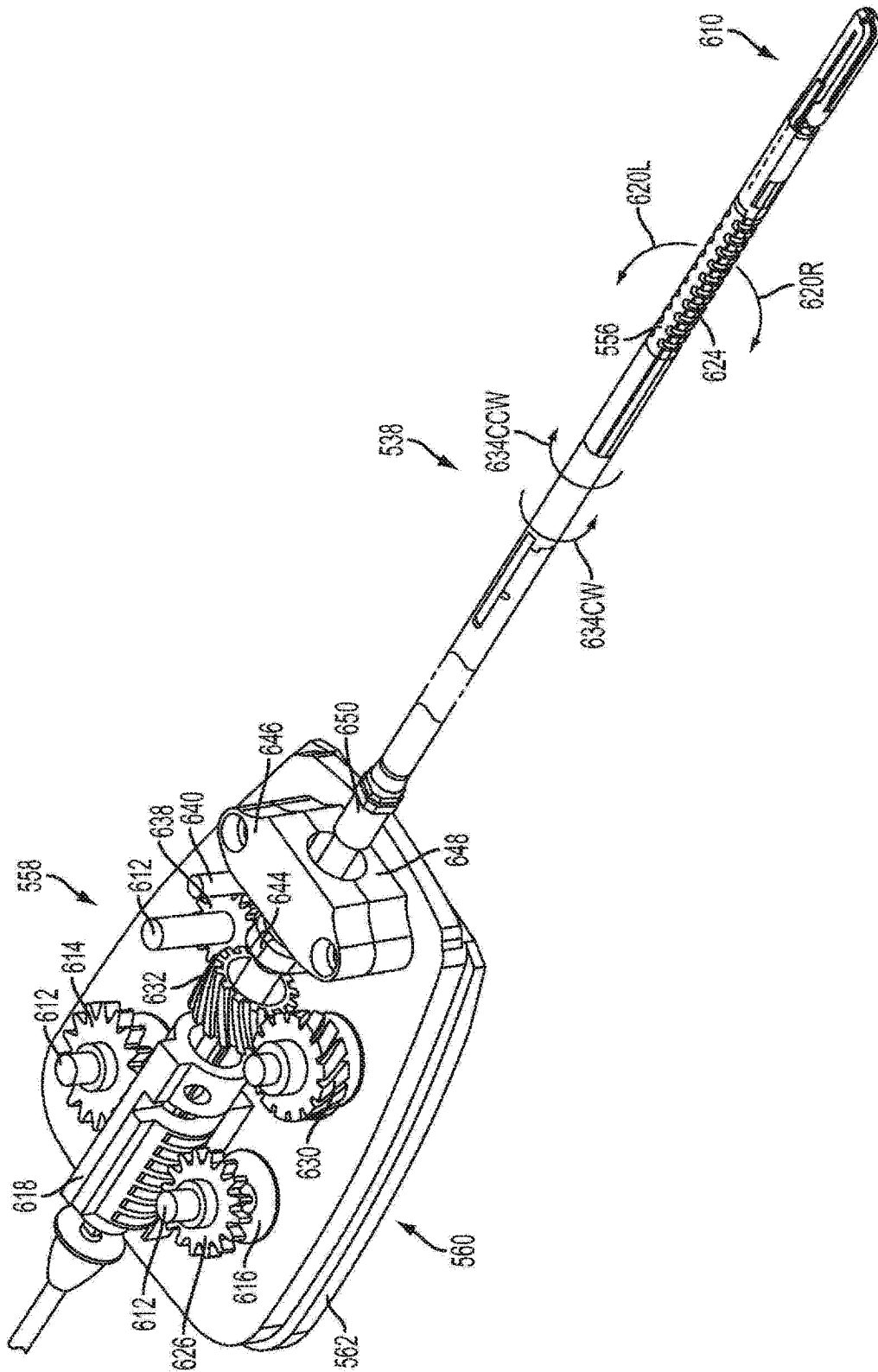


图 33

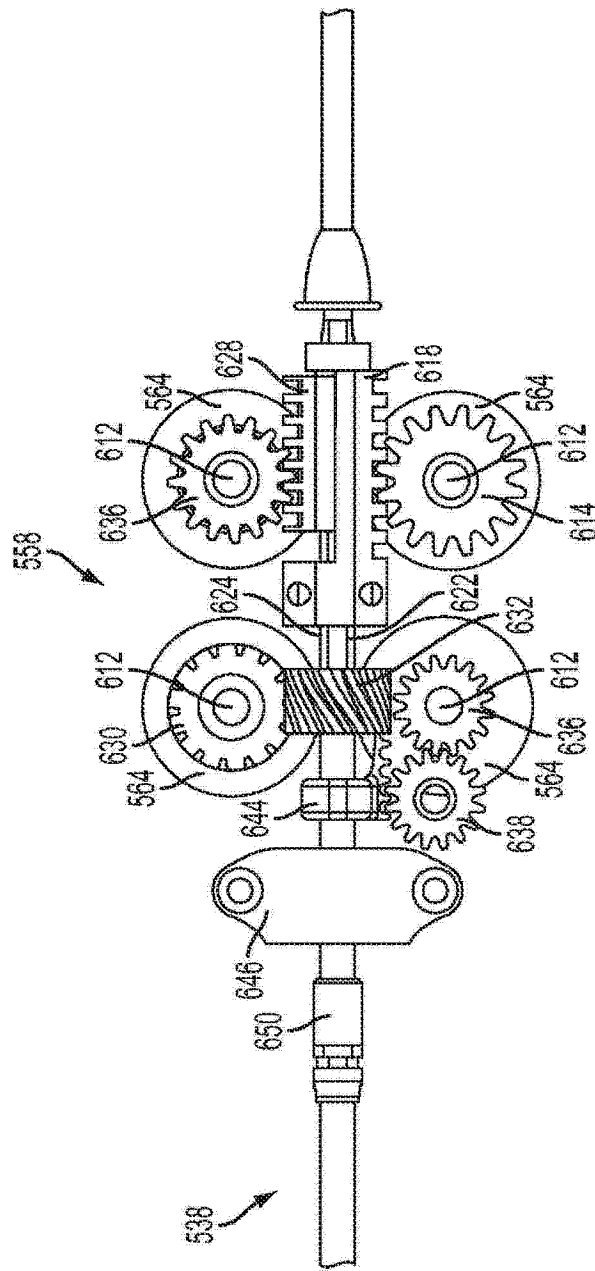


图 34

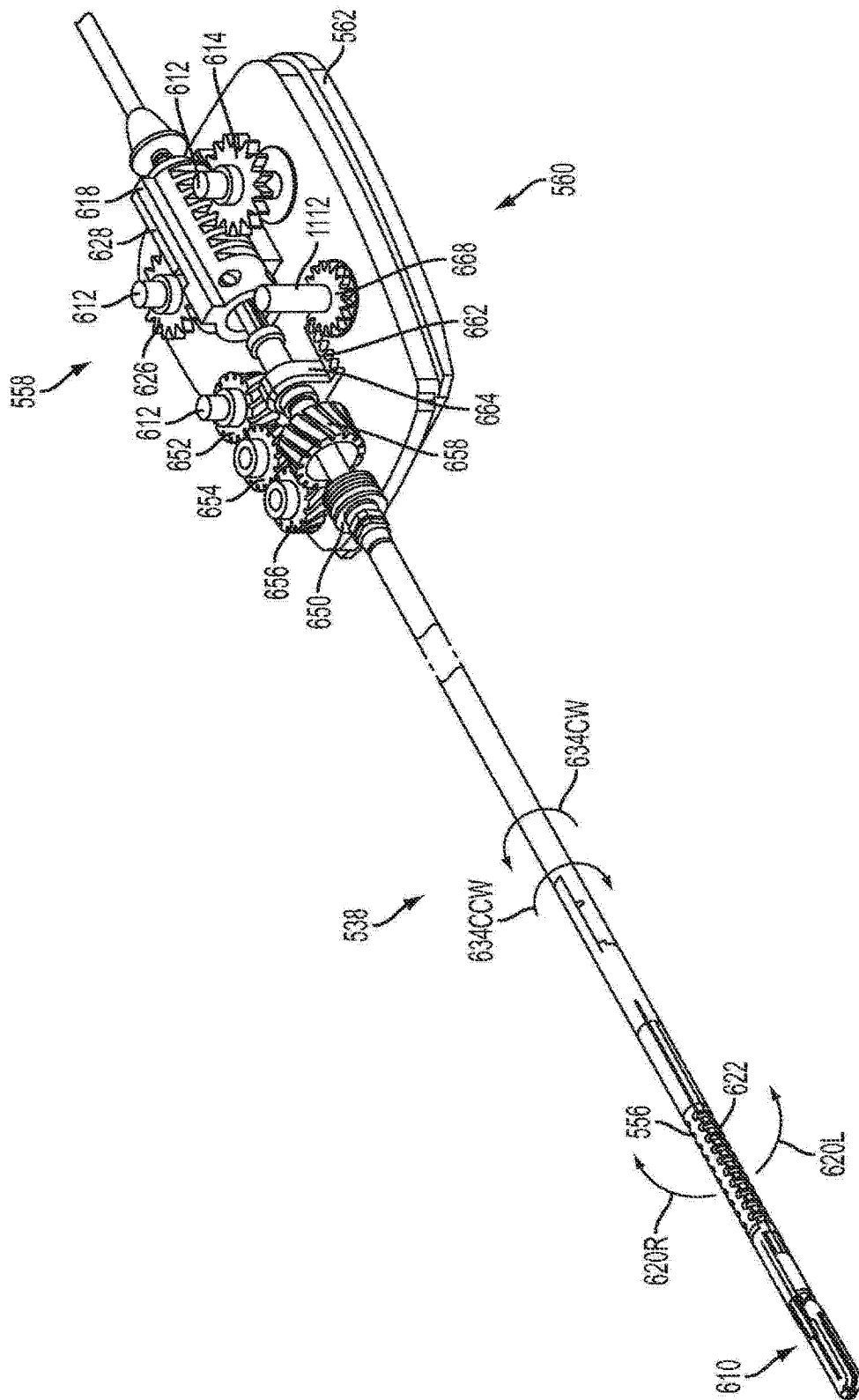


图 35

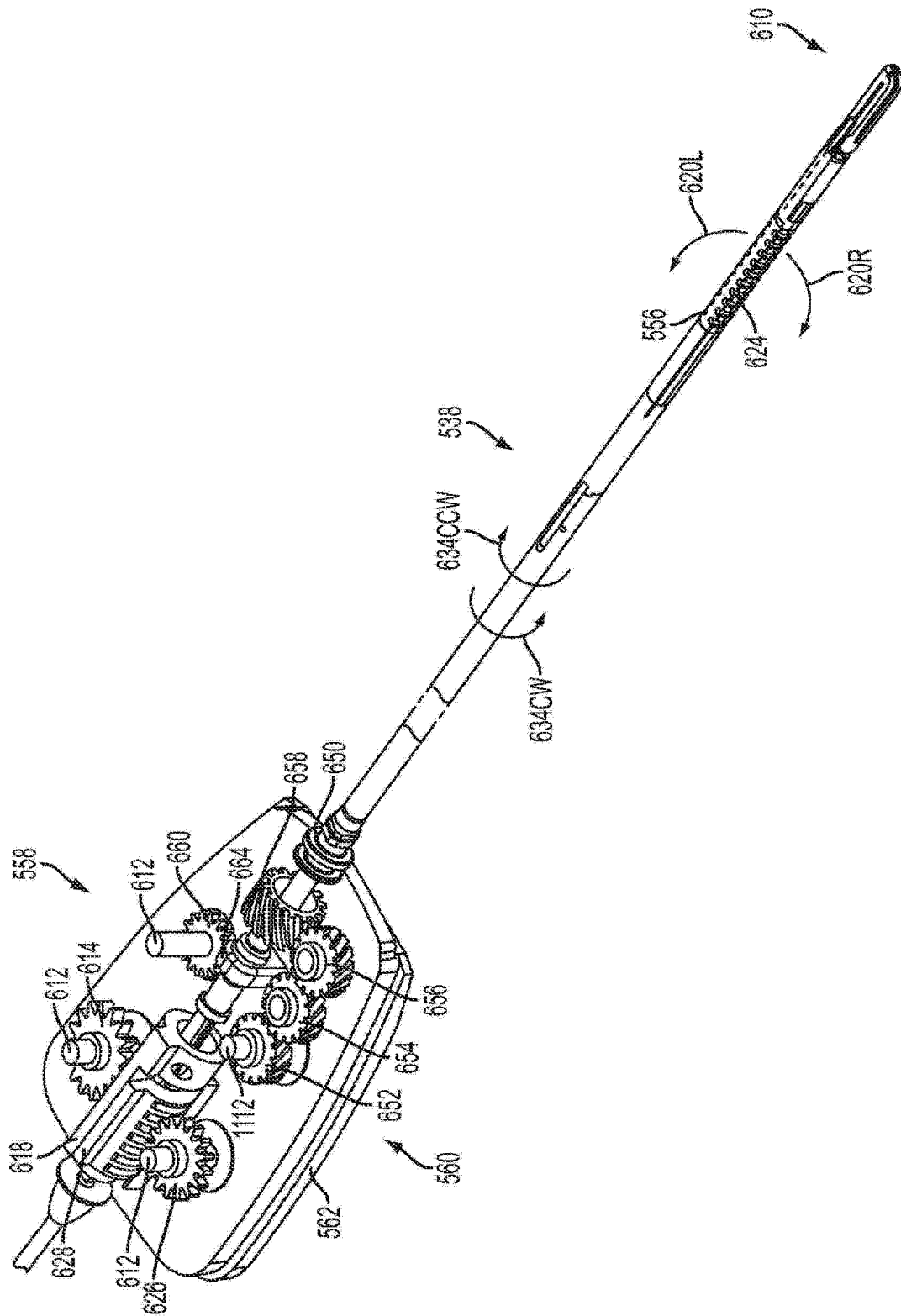


图 36

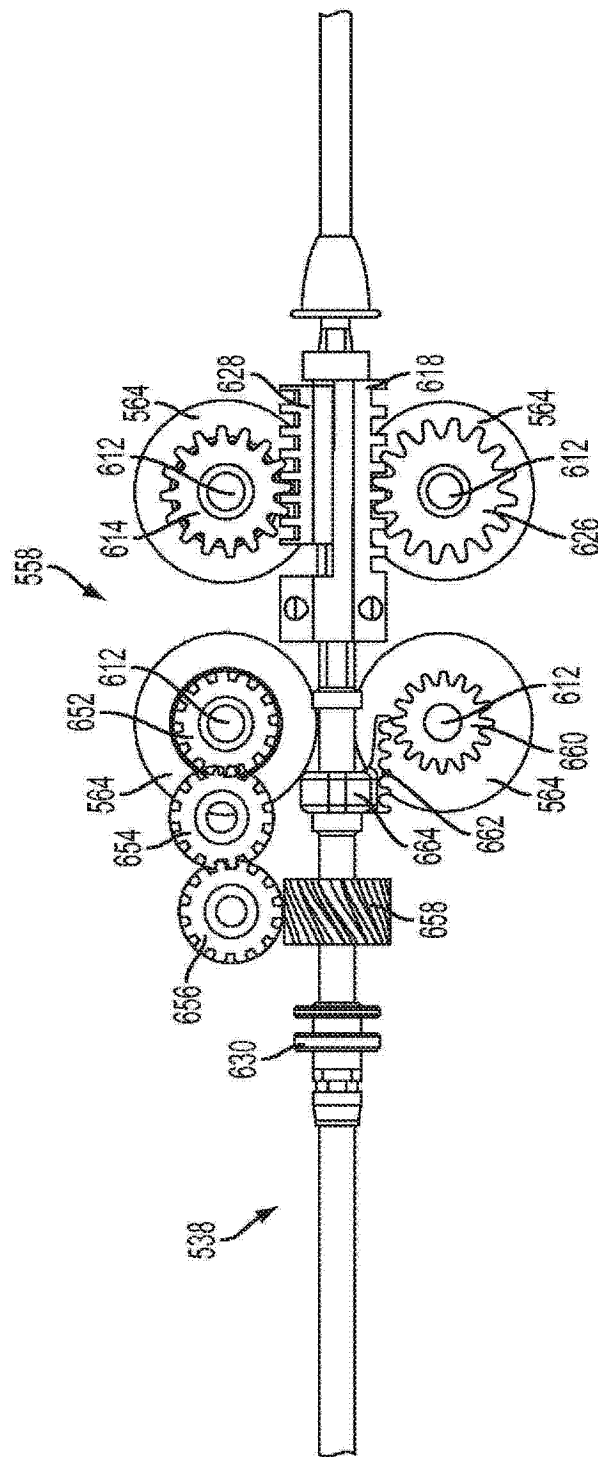


图 37

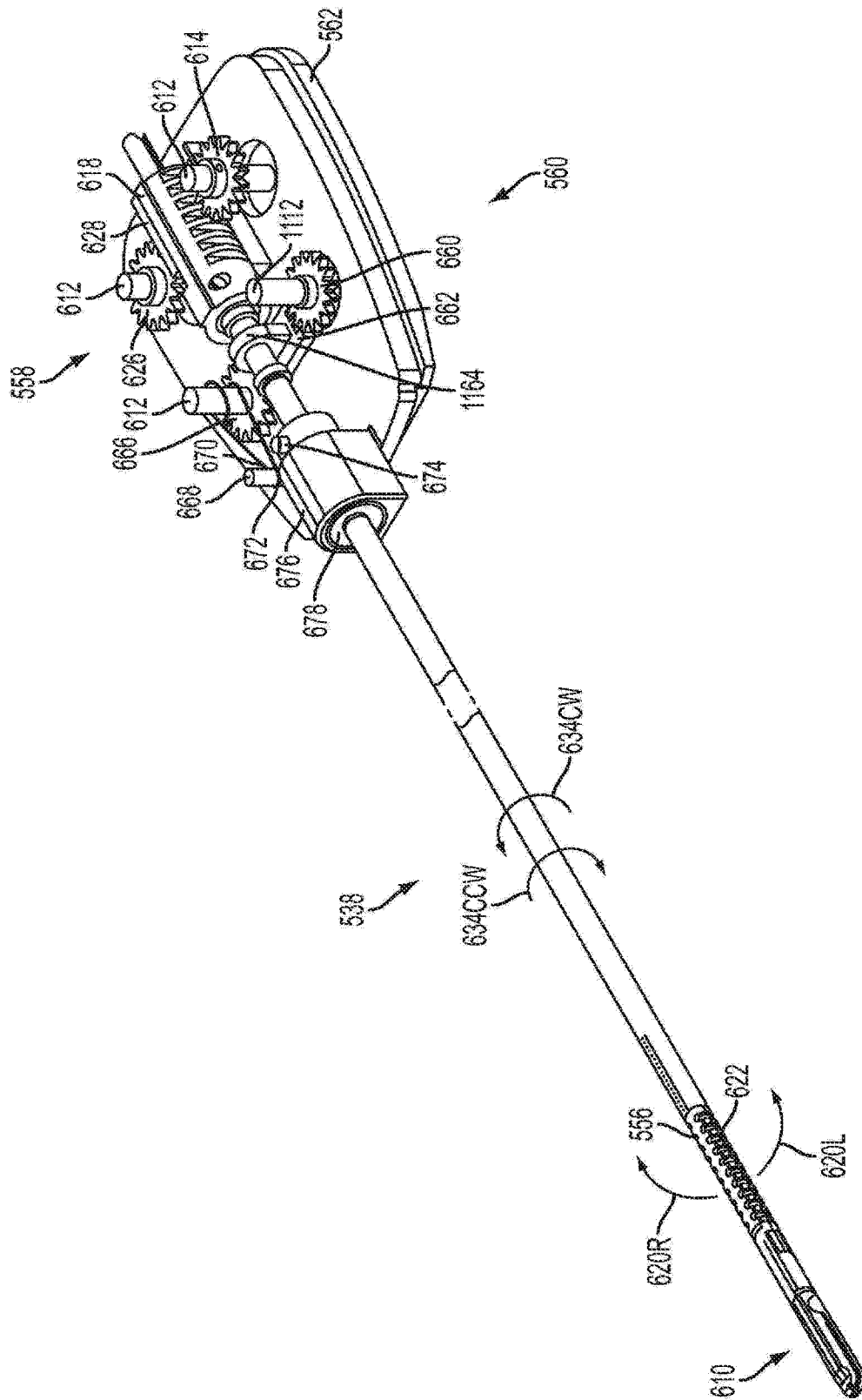


图 38

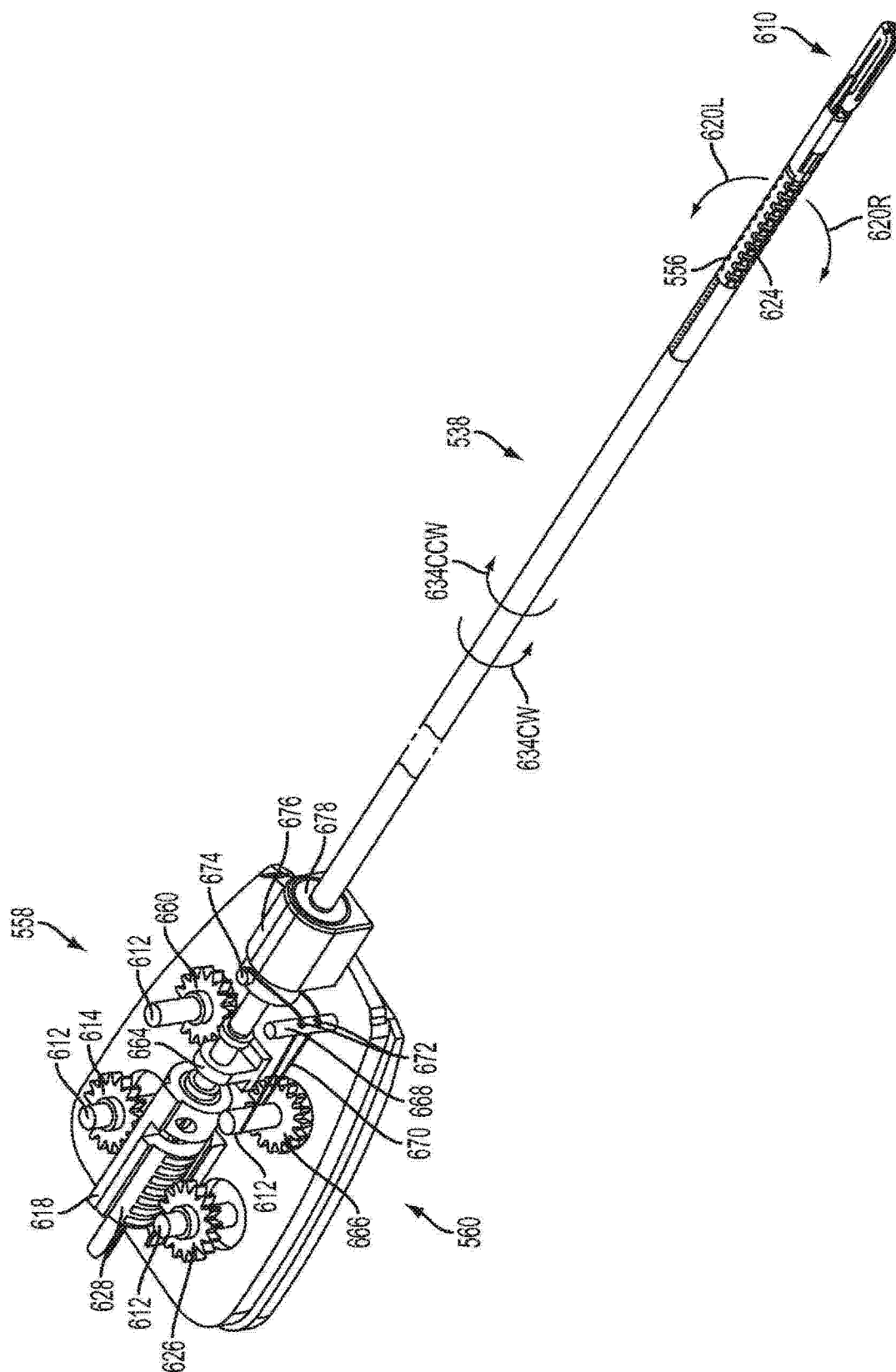


图 39

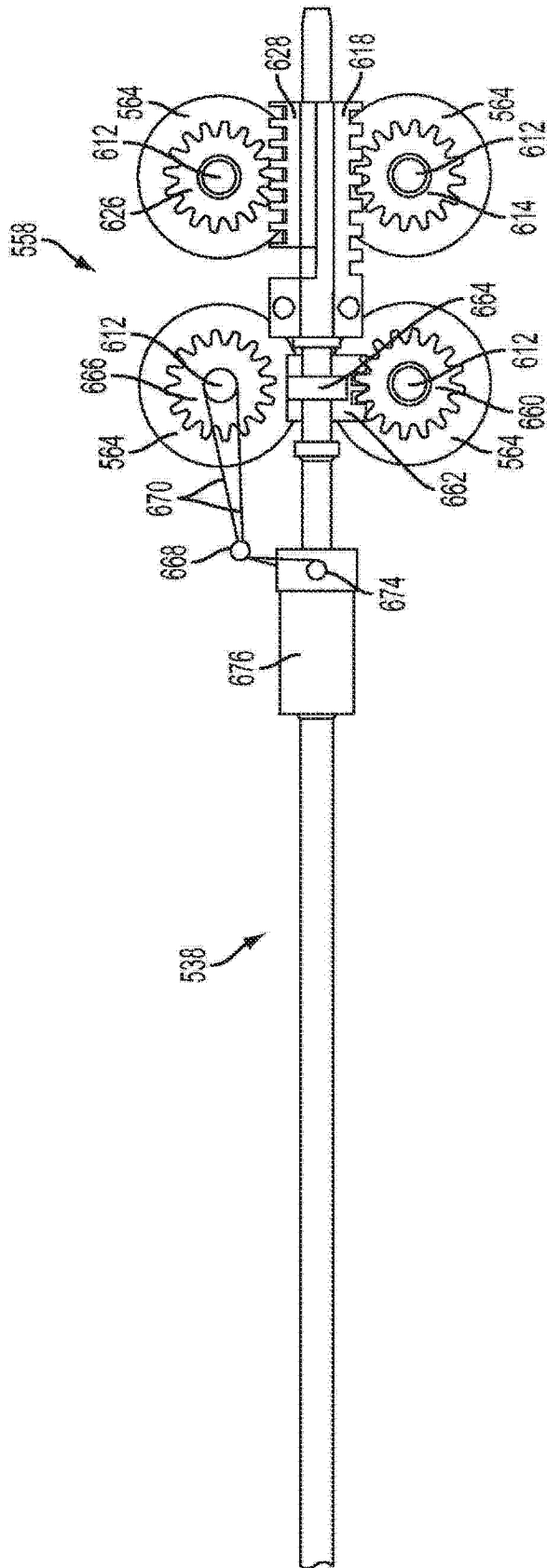


图 40

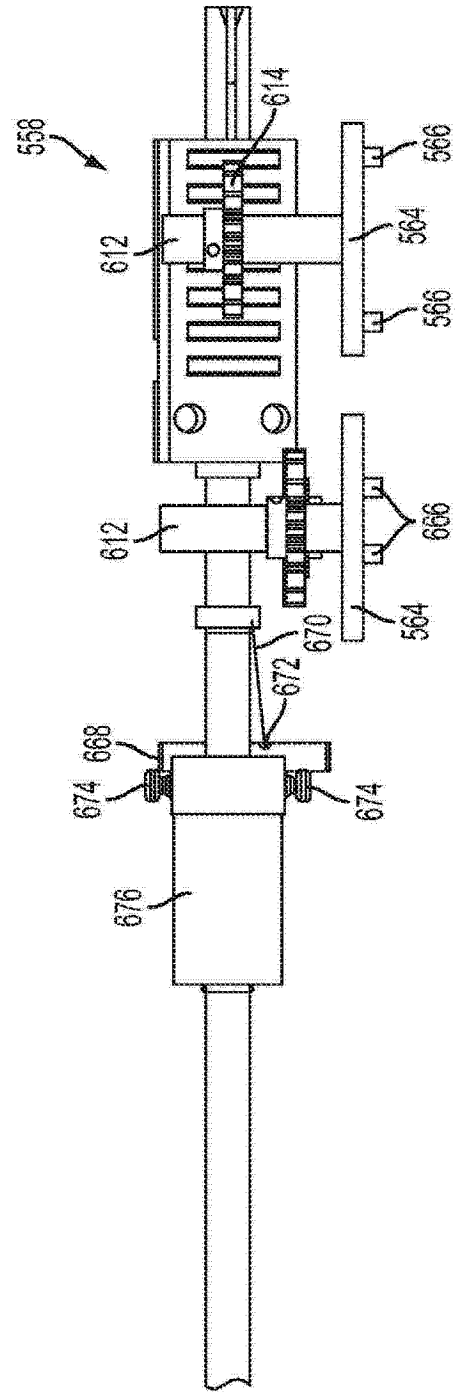


图 41

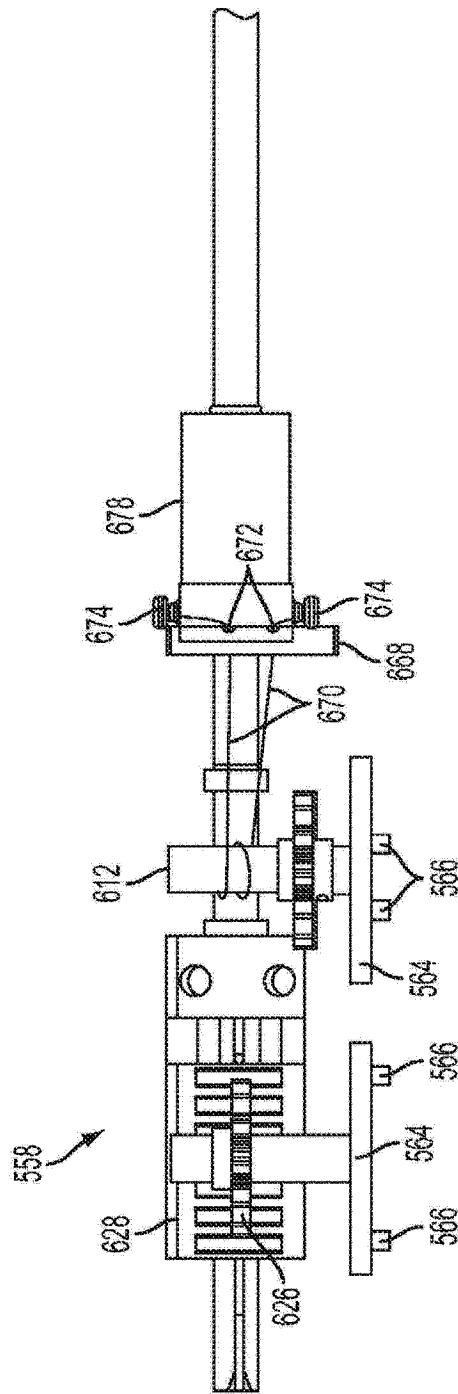


图 42

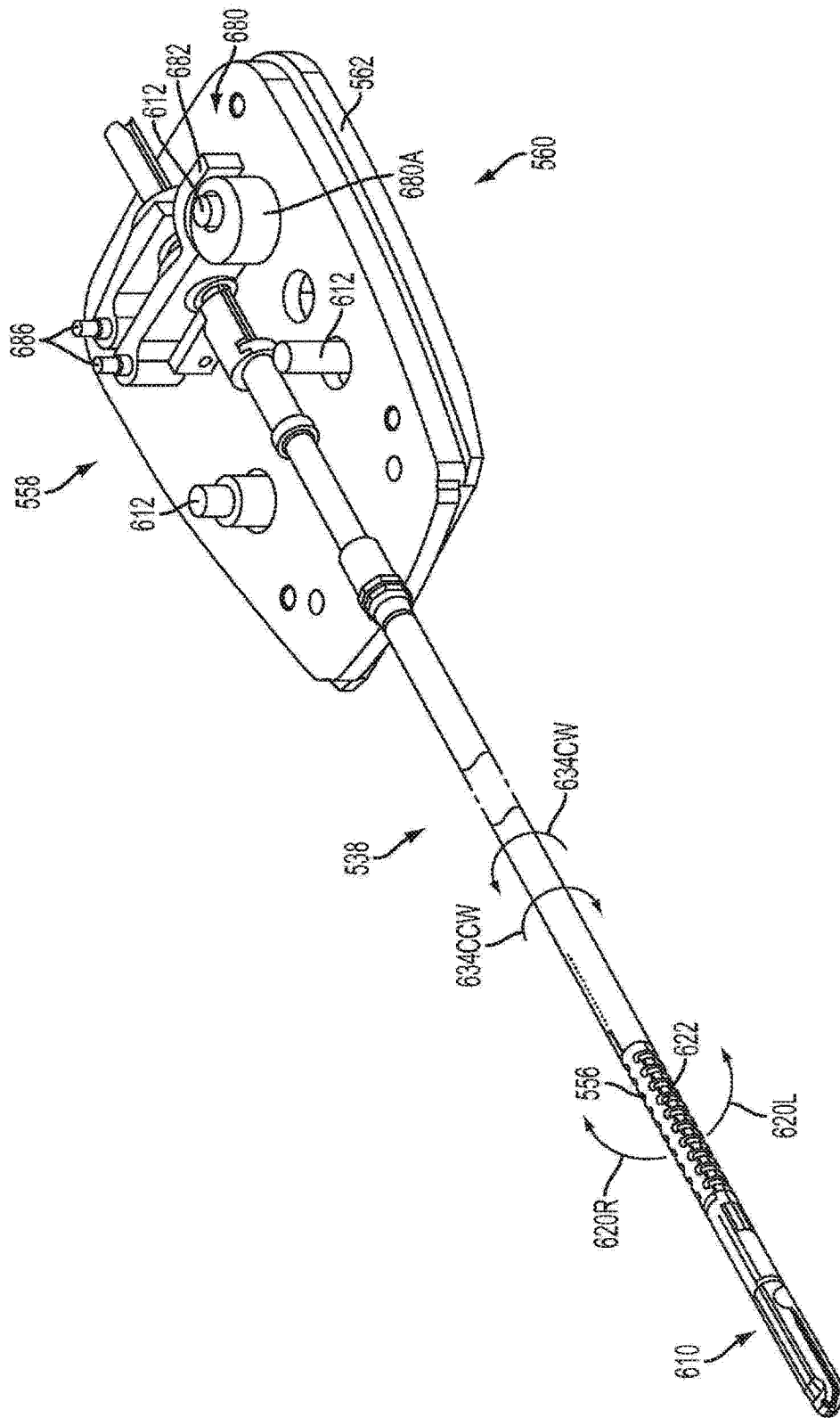


图 43

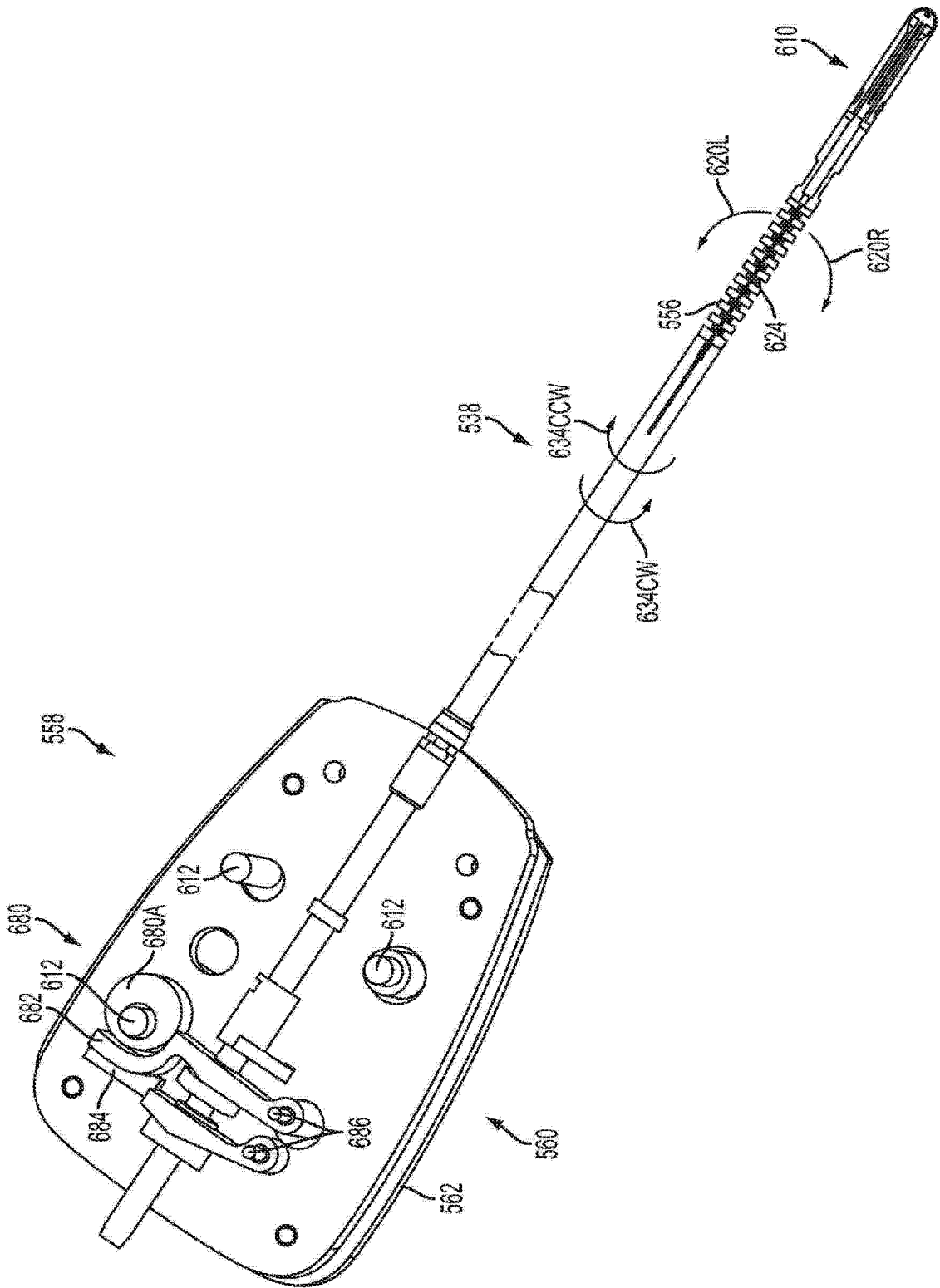


图 44

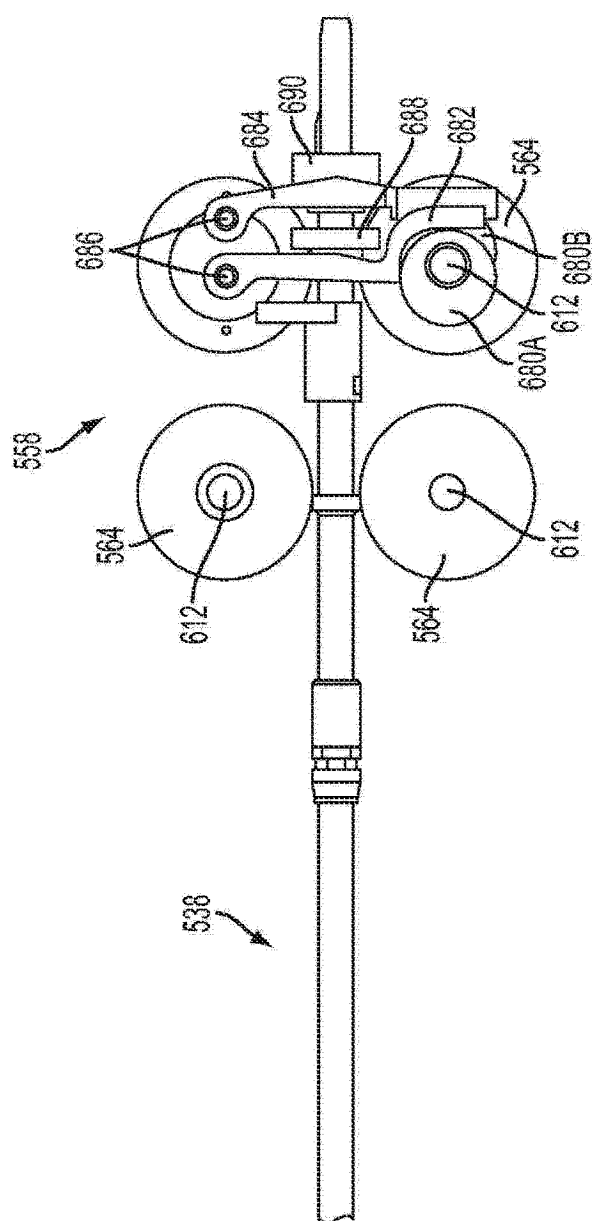


图 45

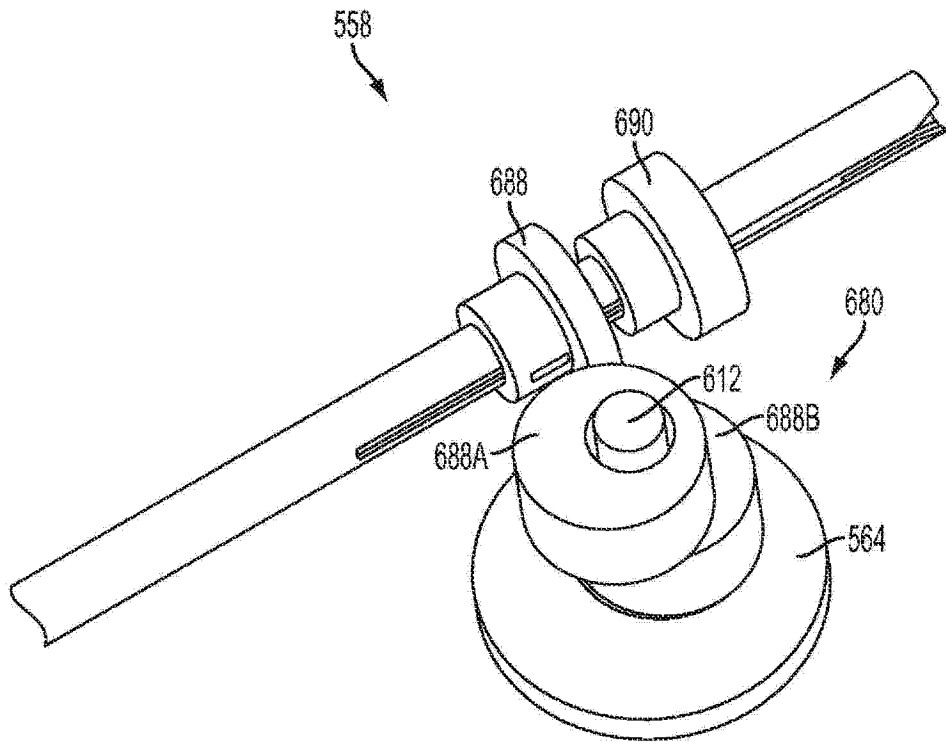


图 46A

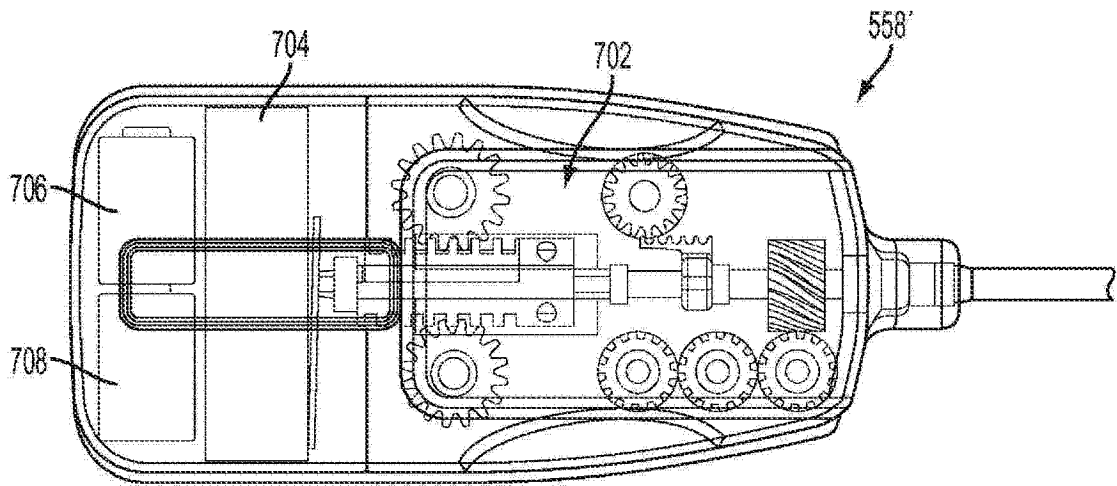


图 46B

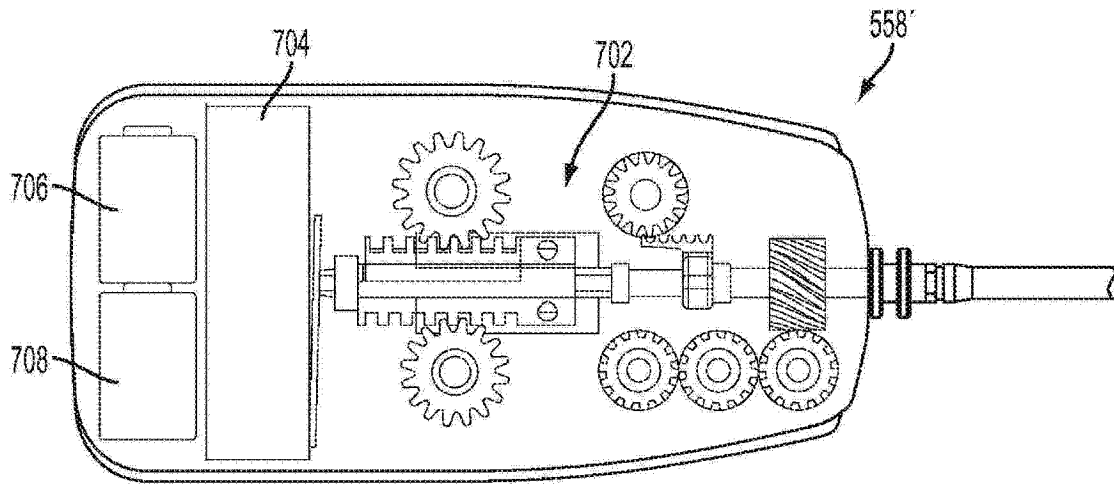


图 46C

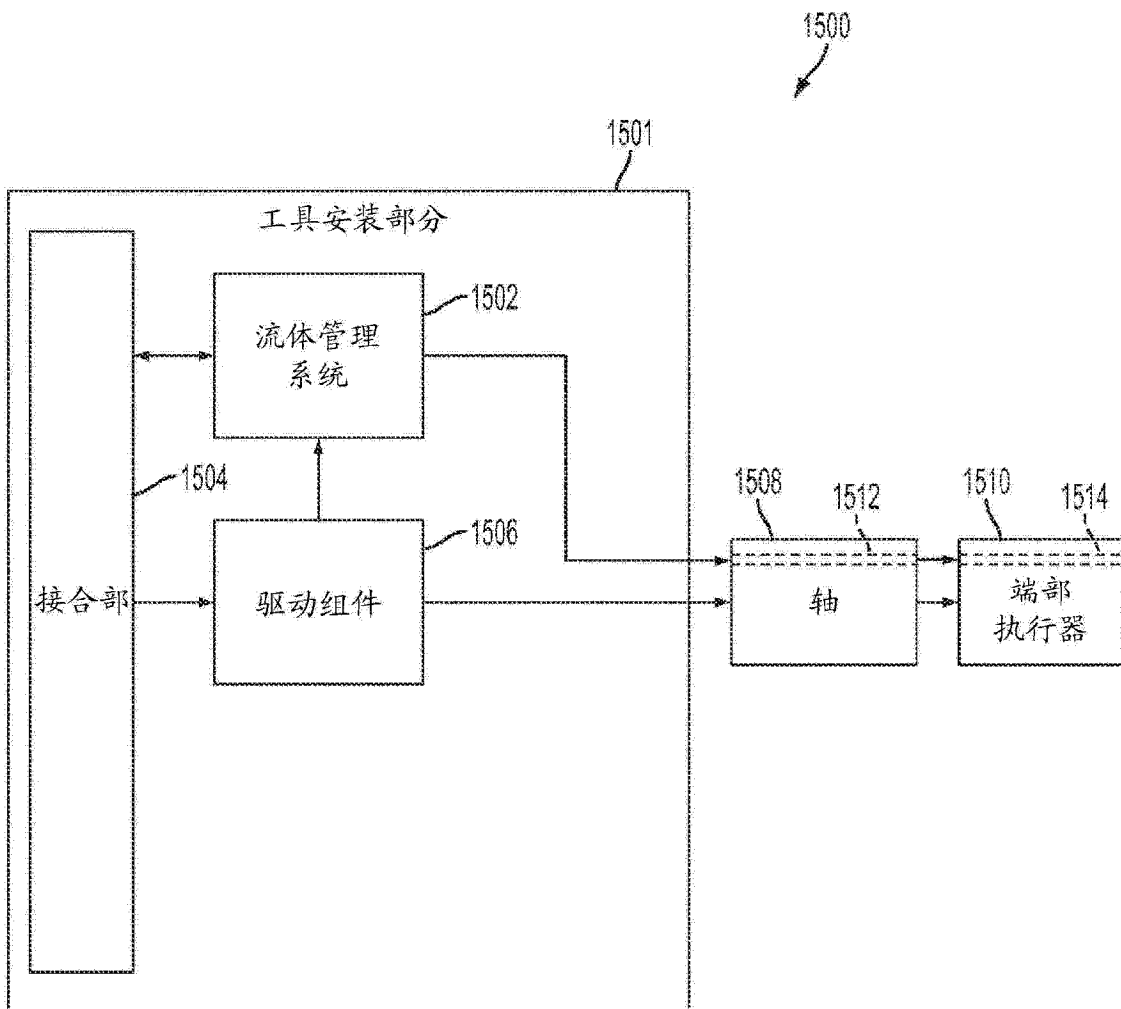


图 47

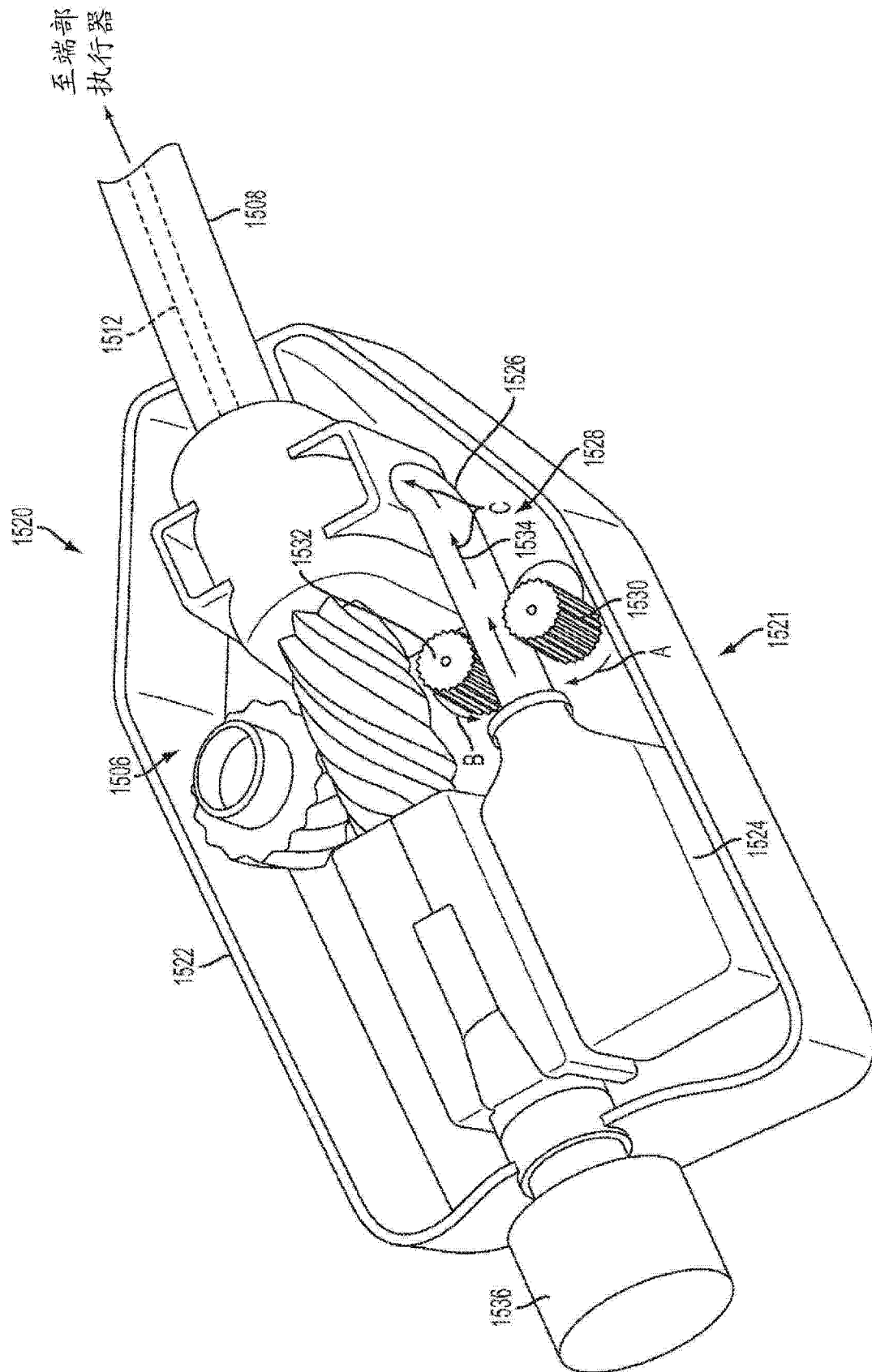


图 48

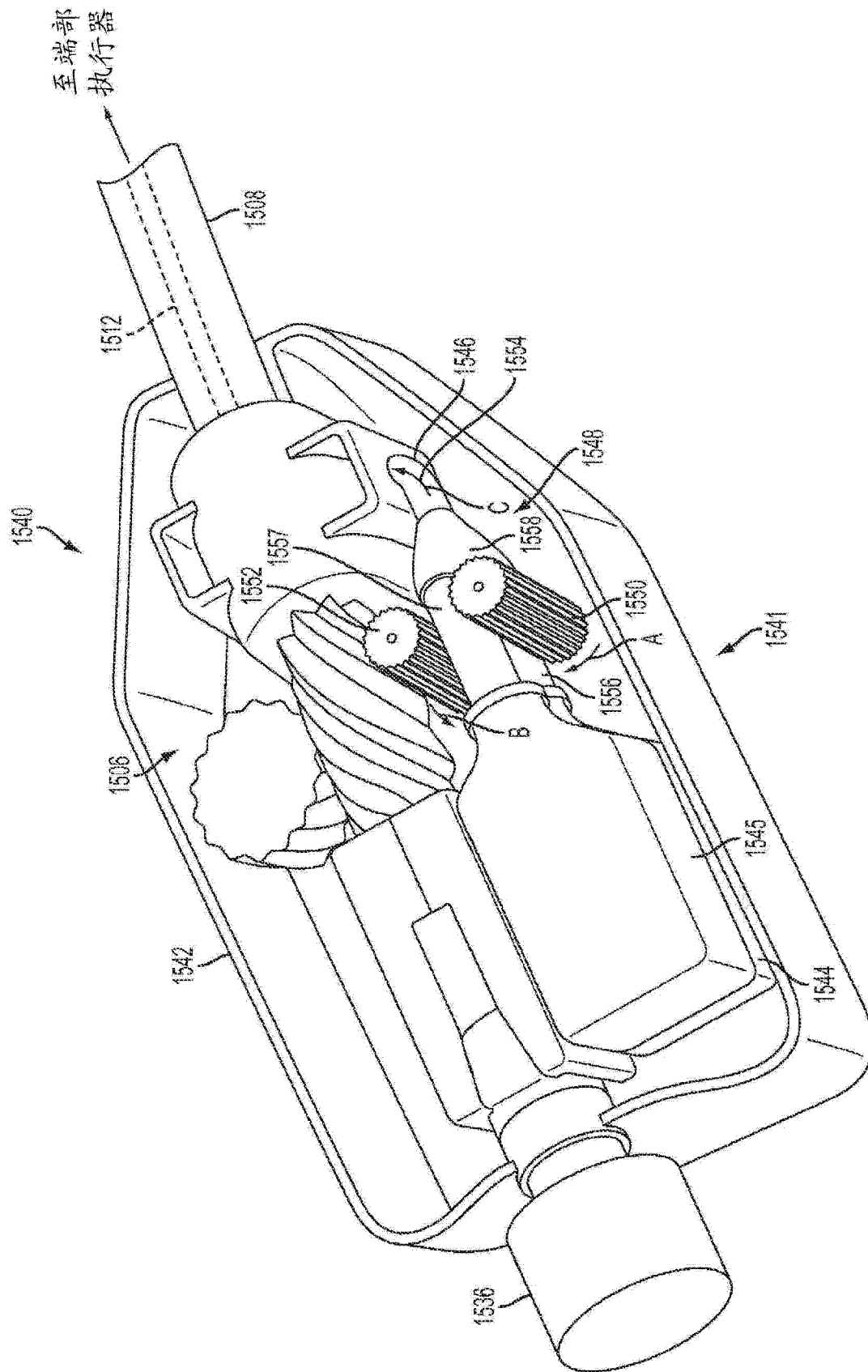


图 49

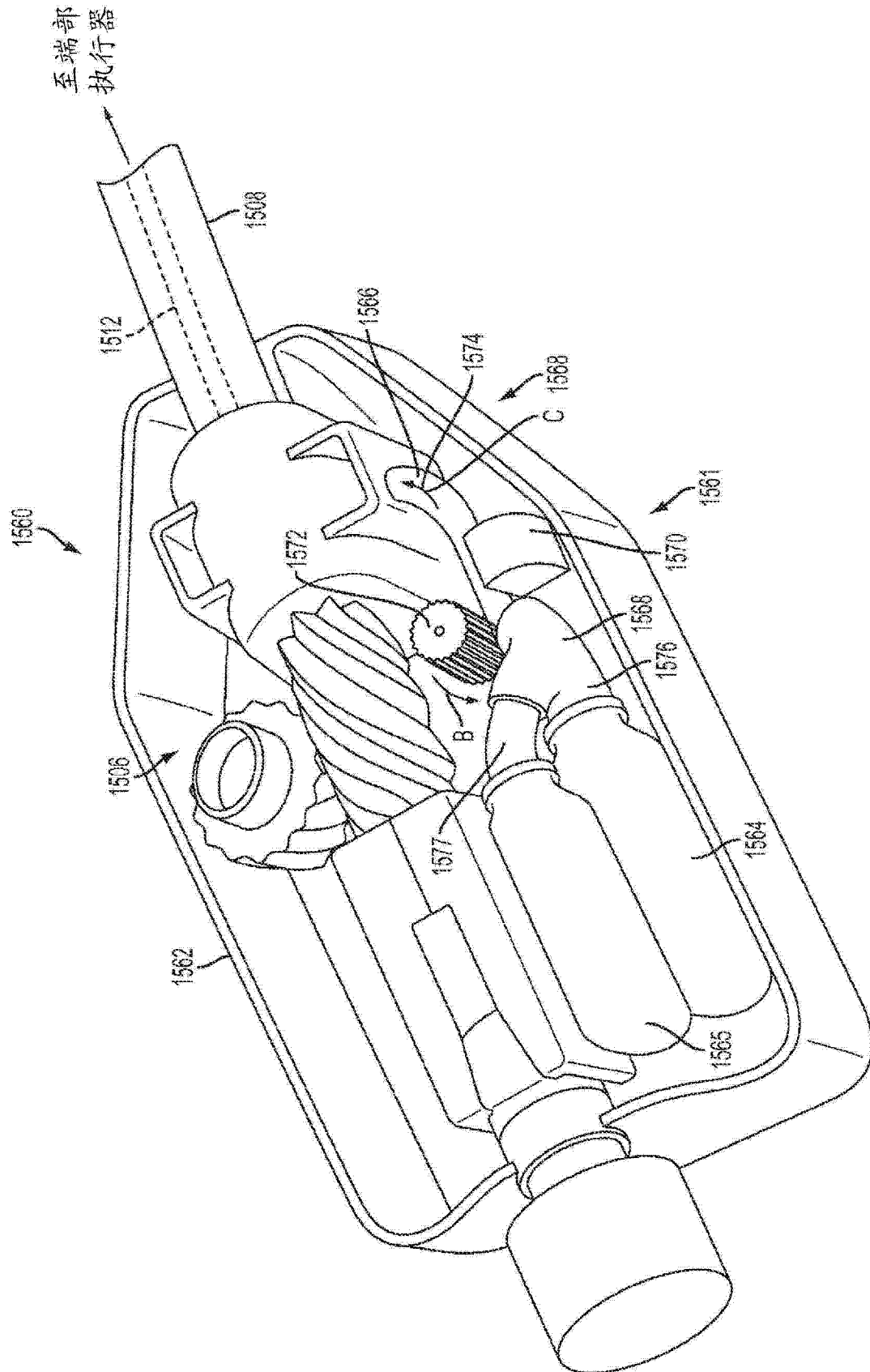


图 50

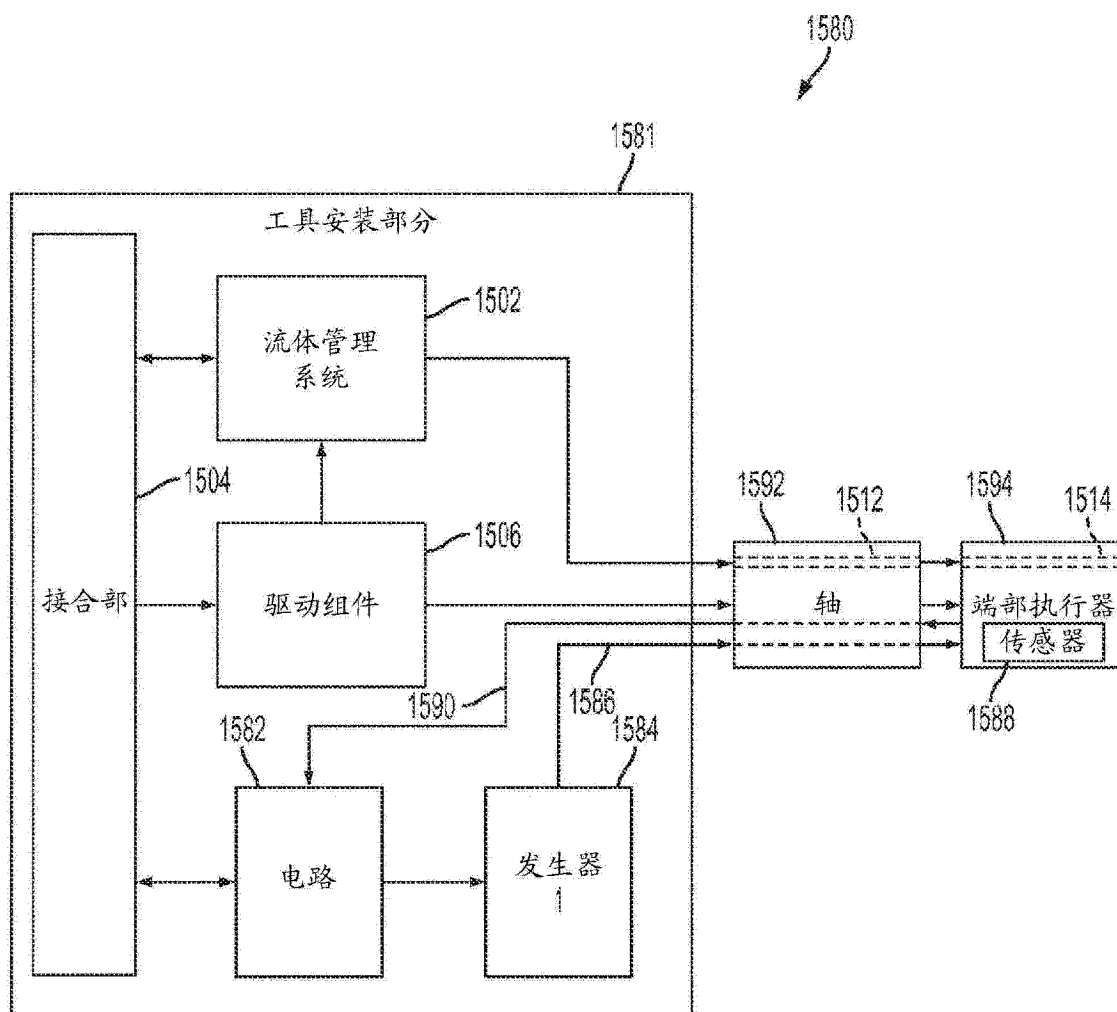


图 51

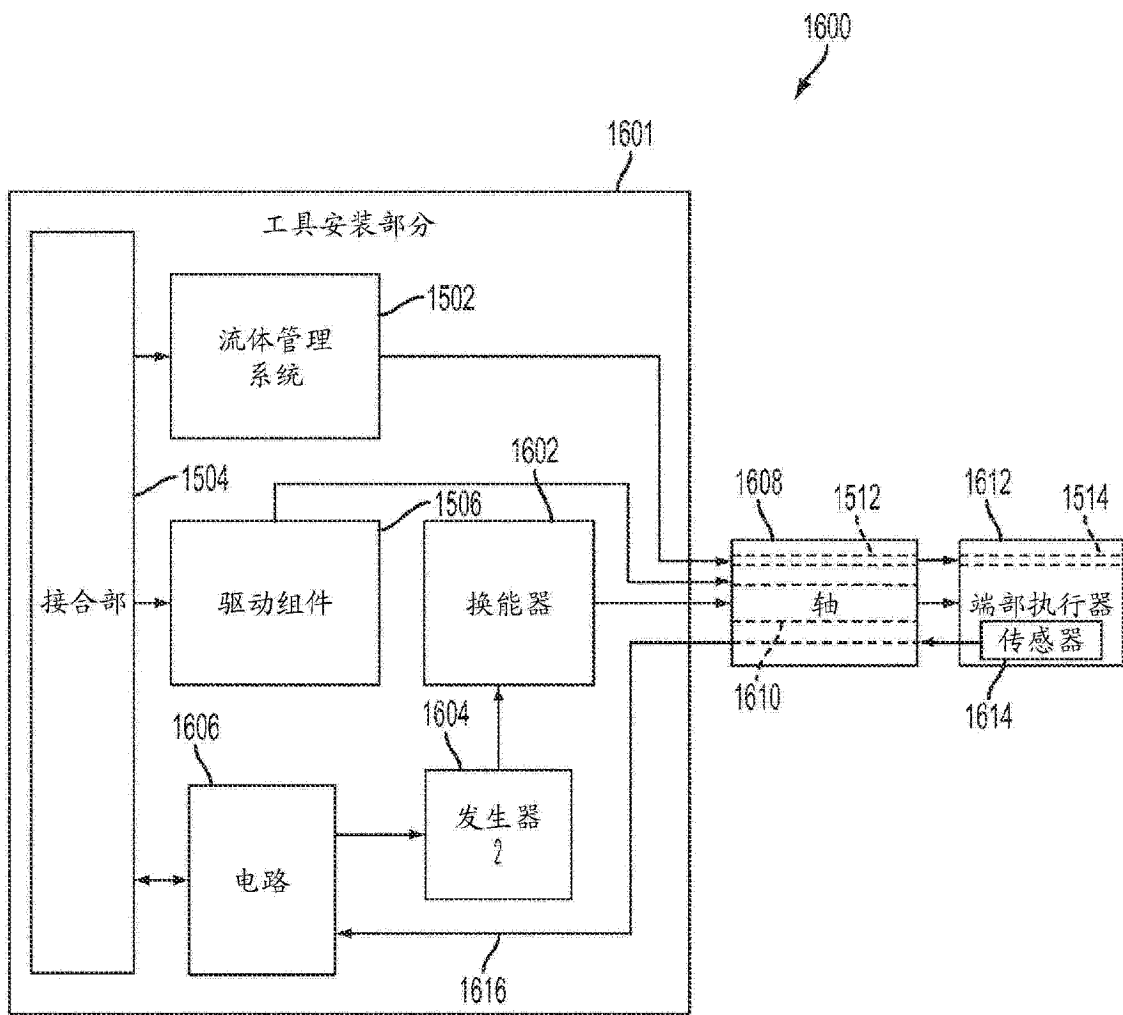


图 52

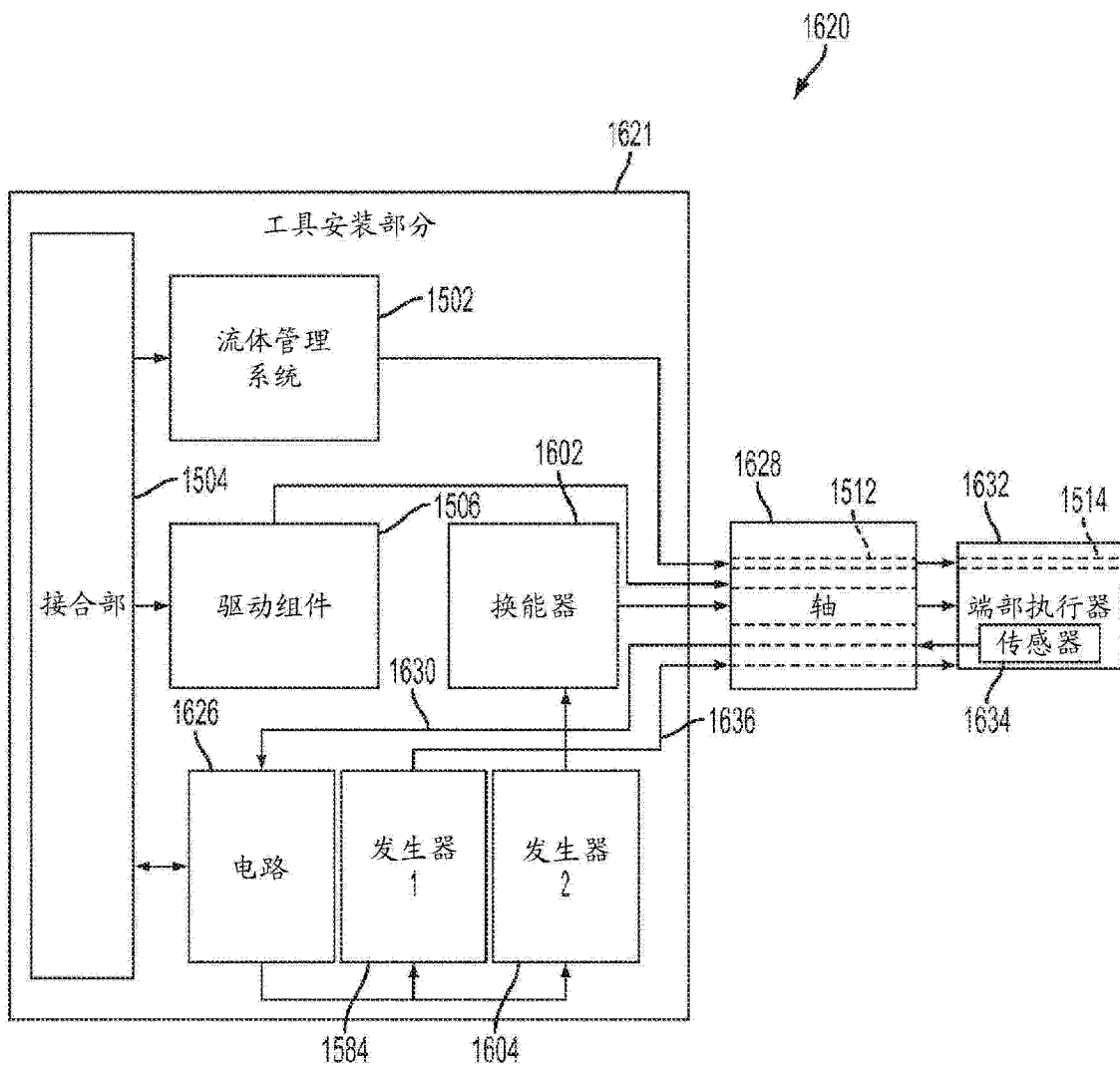


图 53

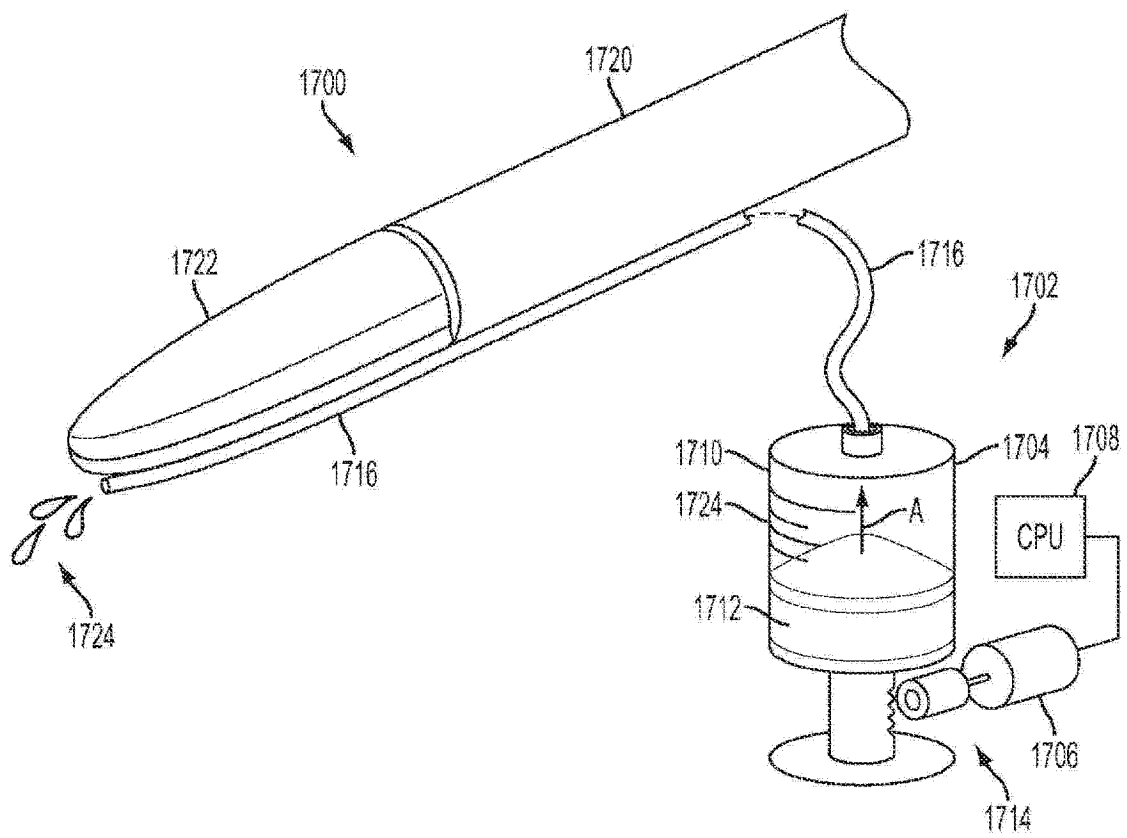


图 54

专利名称(译)	具有流体管理系统的外科器械		
公开(公告)号	CN104602640A	公开(公告)日	2015-05-06
申请号	CN201380045000.7	申请日	2013-06-13
[标]申请(专利权)人(译)	伊西康内外科公司		
申请(专利权)人(译)	伊西康内外科公司		
当前申请(专利权)人(译)	伊西康内外科公司		
[标]发明人	S莱 CP布德罗克斯 FB斯图伦 KL豪泽 CN法勒		
发明人	S·莱 C·P·布德罗克斯 F·B·斯图伦 K·L·豪泽 C·N·法勒		
IPC分类号	A61B19/00 A61B17/32 A61B18/08		
CPC分类号	A61B17/00491 A61B17/320092 A61B17/3474 A61B18/1445 A61B2017/00477 A61B2017/00495 A61B2018/1455 A61B2217/007 A61B34/30 A61B34/37 A61B2017/320093 A61B2017/320094 A61B2017/320095 F04C2270/041		
代理人(译)	苏娟		
优先权	13/539122 2012-06-29 US		
其他公开文献	CN104602640B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了各种外科器械。至少一种外科器械包括能够安装到机器人外科系统的器械安装部分。所述器械安装部分包括用于以机械的方式和电的方式交接能够与所述机器人外科系统一起使用的所述外科器械的接合部。流体管理系统容纳在所述器械安装部分内。所述流体管理系统包括用于容纳待分配的第一流体剂的第一容器。

