



# (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111093537 A

(43)申请公布日 2020.05.01

(21)申请号 201880056691.3

(22)申请日 2018.08.22

(30)优先权数据

15/689,679 2017.08.29 US

15/689,694 2017.08.29 US

15/689,706 2017.08.29 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2020.02.28

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2018/056363 2018.08.22

(87)PCT国际申请的公布数据

W02019/043521 EN 2019.03.07

(71)申请人 爱惜康有限责任公司

地址 美国波多黎各瓜伊纳沃

(72)发明人 F·B·斯图伦 D·C·亚特斯

F·E·谢尔顿四世 J·L·哈里斯

J·D·梅瑟利 C·E·亨德森

C·沙皮罗 K·D·费尔德

J·D·扬 J·矶崎 A·卡罗尔

D·A·蒙罗伊 J·柯克

C·O·巴克斯特三世 K·L·豪泽

(74)专利代理机构 北京市金杜律师事务所

11256

代理人 刘迎春

(51)Int.Cl.

A61B 17/32(2006.01)

A61B 34/35(2006.01)

A61B 34/30(2006.01)

A61B 17/00(2006.01)

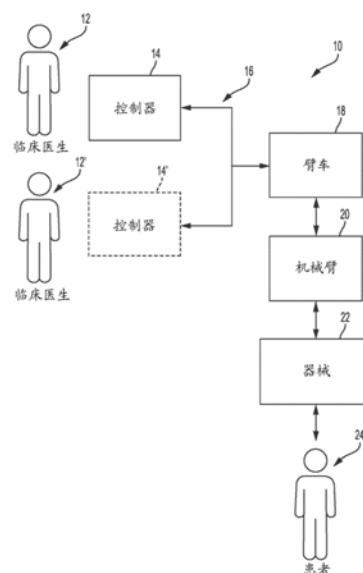
权利要求书6页 说明书30页 附图29页

(54)发明名称

用于切割和焊接固体器官的电动外科系统

(57)摘要

本公开涉及一种外科系统,该外科系统包括外科工具,该外科工具包括轴和在轴的远侧端部处形成的端部执行器,端部执行器具有夹持元件和超声刀,夹持元件能够相对于超声刀移动以夹持并处理设置在夹持元件和超声刀之间的组织。系统还包括闭合机构和控制系统,闭合机构被配置为以预定的夹持速度将夹持元件朝向超声刀从打开构型移动到闭合构型。控制系统被配置为保持第一夹持速度大于最小夹持速度直到达到预定夹持力阈值,确定包括达到力阈值所需的时间量和位移量的闭合参数,基于闭合参数来确定组织特性,并且将能量递送到超声刀以基于组织特性根据羽化处理方案来处理组织。



1. 一种外科系统,包括:

外科工具,所述外科工具包括轴和在所述轴的远侧端部处形成的端部执行器,所述端部执行器具有夹持元件和超声刀,所述夹持元件能够相对于所述超声刀运动以夹持并处理设置在所述夹持元件和所述超声刀之间的组织;

闭合机构,所述闭合机构被配置为能够选择性地以预定夹持速度( $v_c$ )将所述夹持元件朝向所述超声刀从打开构型运动到闭合构型;和

控制系统,所述控制系统被配置为能够:

将 $v_c$ 保持在大于最小夹持速度( $v_{min}$ )的第一夹持速度( $v_{c1}$ ),直到达到预定夹持力阈值( $F_0$ );

确定闭合参数,所述闭合参数包括达到 $F_0$ 所需的时间量和达到 $F_0$ 所需的所述夹持元件的位移量中的至少一者;

基于所述闭合参数来确定组织特性;以及

将能量递送到所述超声刀以基于所确定的组织特性根据羽化处理方案来在羽化处理中处理组织。

2. 根据权利要求1所述的系统,其中, $F_0$ 为由所述夹持元件与设置在所述夹持元件和所述超声刀之间的组织接触而产生的力。

3. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述羽化处理能够有效地凝结设置在所述夹持臂和所述超声刀之间的组织。

4. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述组织特性为设置在所述夹持元件和所述超声刀之间的组织的厚度。

5. 根据权利要求4所述的系统,其中,所述组织厚度小于预定厚度,并且所述控制系统被配置为能够通过以下方式在所述羽化处理方案中操作:

当施加到设置在所述夹持臂和所述超声刀之间的组织的夹持力小于预定第二处理力( $F_2$ )时,将 $v_c$ 保持在第三夹持速度( $v_{c3}$ );以及

响应于所述夹持力升高至 $F_2$ ,针对所述羽化处理的其余部分将 $v_c$ 从 $v_{c3}$ 降低至第四夹持速度( $v_{c4}$ ),其中 $v_{c4}$ 被配置为能够保持所述夹持力低于 $F_2$ 。

6. 根据权利要求5所述的系统,其中, $v_{c3}$ 和 $v_{c4}$ 各自大致恒定。

7. 根据权利要求4所述的系统,其中,所述组织厚度大于预定厚度,并且所述控制系统被配置为能够通过以大致恒定的第一处理力( $F_1$ )向设置在所述夹持臂和所述超声刀之间的组织施加夹持力来在所述羽化处理方案中操作。

8. 根据权利要求7所述的系统,其中,所述控制系统被配置为能够:

允许 $v_c$ 降低至大约等于 $v_{min}$ 的水平;以及

针对所述羽化处理的其余部分将所述夹持力增大至介于 $F_1$ 和小于第二处理力( $F_2$ )之间的水平。

9. 根据权利要求7所述的系统,其中, $F_1$ 基于所确定的组织特性。

10. 根据权利要求1所述的系统,还包括电极,所述电极被配置为能够将射频能量递送到设置在所述夹持元件和所述超声刀之间的组织。

11. 根据权利要求10所述的系统,其中,所述控制系统被配置为能够根据在用于凝结并切割设置在所述夹持元件和所述超声刀之间的组织的所述羽化处理之后进行的密封处理

方案,进行将超声能量递送到所述超声刀以及将射频能量递送到所述电极中的至少一者。

12. 根据权利要求11所述的系统,其中,所述控制系统还被配置为能够响应于检测到满足了预选的触发条件而执行所述密封处理。

13. 根据权利要求12所述的系统,其中,触发条件为所述夹持元件运动到距所述超声刀的预定距离。

14. 根据权利要求12所述的系统,其中,所述触发条件为 $v_c$ 偏离速度设定点达预定速度阈值。

15. 根据权利要求12所述的系统,其中,所述触发条件为以预定量的最大夹持力 $F_{max}$ 施加夹持力。

16. 一种用于处理组织的方法,包括:

致动包括轴和端部执行器的外科工具的马达,所述端部执行器在所述轴的远侧端部处形成并且具有夹持元件和联接到超声换能器的超声刀,所述夹持元件能够以预定夹持速度( $v_c$ )相对于所述超声刀运动到介于所述夹持元件的打开位置至闭合位置之间的组织夹持位置;

将 $v_c$ 保持在大于最小夹持速度( $v_{min}$ )的第一夹持速度( $v_{c1}$ ),直到达到预定夹持力阈值( $F_0$ );

确定闭合参数,所述闭合参数包括达到 $F_0$ 所需的时间量( $t_c$ )和达到 $F_0$ 所需的所述夹持元件的位移量 $\delta_c$ 中的至少一者;

基于所述闭合参数来确定组织特性;以及

将能量递送到所述超声刀以基于所确定的组织特性根据羽化处理方案来在羽化处理中处理组织。

17. 根据权利要求16所述的方法,其中, $F_0$ 为由所述夹持元件与设置在所述夹持元件和所述超声刀之间的组织接触而产生的力。

18. 根据权利要求16所述的方法,其中,所述羽化处理能够有效地烧灼设置在所述夹持臂和所述超声刀之间的组织。

19. 根据权利要求16所述的方法,其中,所述组织特性为设置在所述夹持元件和所述超声刀之间的组织的厚度。

20. 根据权利要求19所述的方法,还包括:

确定所述组织厚度小于预定厚度;

当施加到设置在所述夹持臂和所述超声刀之间的组织的夹持力小于预定第二处理力( $F_2$ )时,将 $v_c$ 保持在第三夹持速度( $v_{c3}$ );以及

响应于所述夹持力升高至 $F_2$ ,针对所述羽化处理的其余部分将 $v_c$ 从 $v_{c3}$ 降低至第四夹持速度( $v_{c4}$ ),其中 $v_{c4}$ 被配置为能够保持所述夹持力低于 $F_2$ 。

21. 根据权利要求20所述的方法,其中, $v_{c3}$ 和 $v_{c4}$ 各自大致恒定。

22. 根据权利要求19所述的方法,还包括:

确定所述组织厚度大于预定厚度;以及

将第一处理力 $F_1$ 施加到设置在所述夹持臂和所述超声刀之间的组织。

23. 根据权利要求22所述的方法,还包括:

允许 $v_c$ 降低至大约等于 $v_{min}$ 的水平;以及

针对所述羽化处理的其余部分将所述第一处理力增大至介于 $F_1$ 和第二处理力 $F_2$ 之间的水平。

24. 根据权利要求22所述的方法, 其中,  $F_1$ 基于所确定的组织特性。

25. 根据权利要求16所述的方法, 还包括在所述羽化处理期间将射频能量递送到设置在所述夹持元件和所述超声刀之间的组织。

26. 根据权利要求26所述的方法, 其中, 所述超声能量和所述射频能量中的每一者的振幅在所述羽化处理期间大致恒定。

27. 根据权利要求25所述的方法, 在所述羽化处理之后根据密封处理方案进行的密封处理中递送超声能量和射频能量中的至少一者以处理所述组织, 所述密封处理被配置为能够凝结并切割所述组织。

28. 根据权利要求27所述的方法, 还包括响应于检测到满足了预选的触发条件而执行所述密封处理。

29. 根据权利要求28所述的方法, 其中, 触发条件为所述闭合机构运动到距所述超声刀的预定距离。

30. 根据权利要求28所述的方法, 其中, 所述触发条件为 $v_c$ 偏离速度设定点达预定速度阈值。

31. 根据权利要求28所述的方法, 其中, 所述触发条件为以预定量的最大夹持力 $F_{max}$ 施加夹持力。

32. 一种外科系统, 包括:

外科工具, 所述外科工具包括轴和在所述轴的远侧端部处形成的端部执行器, 所述端部执行器具有夹持元件和可操作地联接到超声换能器的超声刀, 所述夹持元件能够相对于所述超声刀运动以夹持设置在所述夹持元件和所述超声刀之间的组织, 使得在使所述超声刀通电时实现第一组织处理;

闭合机构, 所述闭合机构被配置为能够将所述夹持元件从初始、打开位置选择性地移动到组织夹持位置;

马达, 所述马达可操作地联接到所述闭合机构; 和

控制系统, 所述控制系统与所述马达通信并且被配置为能够在所述第一组织处理期间将施加到设置在所述夹持元件和所述超声刀之间的组织的预定组织夹持力动态地控制在介于最小处理力和最大处理力之间的期望范围内, 以响应所述组织因所述第一组织处理而发生的变化。

33. 根据权利要求32所述的系统, 其中, 所述控制系统被配置为能够当施加到组织的所述夹持力小于所述最小处理力并且所述夹持元件距所述闭合位置的距离大于预定最小量时响应于接收到命令位置而控制所述夹持元件的位置。

34. 根据权利要求32所述的系统, 其中, 所述控制系统被配置为能够当施加到组织的所述夹持力超过所述最小处理力或者所述夹持元件距所述闭合位置的距离小于预定最小量时动态地控制所述夹持元件的所述位置以保持所述预定组织夹持力。

35. 根据权利要求34所述的系统, 其中, 所述控制系统被配置为能够将马达扭矩控制在预定范围内, 以在所述第一组织处理期间将所述组织夹持力保持在所述期望范围内。

36. 根据权利要求35所述的系统, 其中, 所述控制系统被配置为能够控制递送到所述马

达的电流的量以控制所述马达扭矩。

37. 根据权利要求32所述的系统, 其中, 所述系统还包括电极, 所述电极联接到所述夹持元件并且可操作地联接到射频发生器, 所述电极被配置为能够当接收来自所述射频发生器的射频能量时向设置在所述夹持元件和所述超声刀之间的所述组织提供第二组织处理。

38. 根据权利要求37所述的系统, 其中, 所述控制系统被配置为能够:

确定所述夹持元件相对于所述闭合位置的位置; 并且

当所述夹持元件的所述位置距所述闭合位置的距离大于预定量时, 允许将小于预定阈值能量的射频能量递送到所述电极。

39. 根据权利要求37所述的系统, 其中, 所述控制系统被配置为能够:

确定所述夹持元件相对于所述闭合位置的位置; 并且

当所述夹持元件的所述位置距所述闭合位置的距离小于预定量时, 允许将大于预定阈值能量的射频能量递送到所述电极。

40. 根据权利要求37所述的系统, 其中, 所述控制系统被配置为能够:

确定所述夹持元件相对于所述闭合位置的位置;

当所述夹持元件距所述闭合位置的距离大于预定最小距离时, 阻止将大于预定阈值能量的射频能量递送到所述电极。

41. 根据权利要求40所述的系统, 其中, 所述控制系统被配置为能够触发警示以将所述夹持元件以小于所述预定最小距离的距离定位, 以允许将大于所述预定阈值能量的射频能量递送到所述电极。

42. 一种用于处理组织的方法, 包括:

致动包括轴和端部执行器的外科工具的马达, 所述端部执行器在所述轴的远侧端部处形成并且具有夹持元件和联接到超声换能器的超声刀, 所述夹持元件能够响应于所述马达致动相对于所述超声刀运动到介于所述夹持元件的打开位置至闭合位置之间的组织夹持位置;

使用所述马达将所述夹持元件的所述位置调节至第一组织夹持位置, 在所述第一组织夹持位置, 所述夹持元件施加大约等于预定最小处理夹持力的夹持力;

在所施加的夹持力大于或等于所述最小处理夹持力之后将超声能量从所述超声换能器传输到所述超声刀; 以及

使用所述马达调节所述夹持元件的所述位置以在将超声能量传输到所述超声刀时施加介于所述最小处理夹持力和预定最大处理夹持力之间的目标夹持力。

43. 根据权利要求42所述的方法, 还包括当施加到组织的所述夹持力小于所述最小处理力并且所述夹持元件的所述位置距所述闭合位置的距离大于预定最小量时, 响应于接收到命令位置来控制所述夹持元件的位置。

44. 根据权利要求42所述的方法, 还包括当所述夹持力超过所述最小处理力或者所述夹持元件距所述闭合位置的距离小于预定最小量时动态地控制所述夹持元件的所述位置以保持所述目标夹持力。

45. 根据权利要求44所述的方法, 还包括将马达扭矩控制在预定范围内, 以在所述第一组织处理期间将所述组织夹持力保持在所述期望范围内。

46. 根据权利要求45所述的方法, 还包括控制递送到所述马达的电流的量以控制所述

马达扭矩。

47. 根据权利要求42所述的方法, 还包括将射频能量递送到联接到所述夹持元件的电极。

48. 根据权利要求47所述的方法, 还包括:

确定所述夹持元件相对于所述闭合位置的位置; 以及当所述夹持元件的所述位置距所述闭合位置的距离大于预定量时, 将小于预定阈值能量的射频能量递送到所述电极。

49. 根据权利要求47所述的方法, 还包括:

确定所述夹持元件相对于所述闭合位置的位置; 以及当所述夹持元件的所述位置距所述闭合位置的距离小于预定量时, 将大于预定阈值能量的射频能量递送到所述电极。

50. 根据权利要求47所述的方法, 还包括:

确定所述夹持元件相对于所述闭合位置的位置; 以及当所述夹持元件距所述闭合位置的距离大于预定最小距离时, 阻止将大于预定阈值能量的射频能量递送到所述电极。

51. 根据权利要求50所述的方法, 还包括触发警示以将所述夹持元件以小于所述预定最小距离的距离定位, 以允许将大于所述预定阈值能量的射频能量递送到所述电极。

52. 一种外科系统, 包括:

端部执行器, 所述端部执行器具有超声刀和夹持元件, 所述超声刀被配置为能够接收来自超声换能器的超声振动, 并且所述夹持元件被配置为能够在超声振动从所述超声刀施加到设置在所述夹持元件和所述超声刀之间的组织时夹持并处理所述组织;

轴组件, 所述轴组件具有纵向轴线和设置在所述轴组件的远侧端部处的所述端部执行器, 其中所述轴组件包括能够操作以使所述端部执行器以一关节运动角度偏转远离所述纵向轴线的关节运动节段, 所述关节运动角度介于当所述端部执行器与所述轴组件的所述纵向轴线对齐时的约0度的最小关节运动角度至当所述端部执行器不与所述轴组件的所述纵向轴线对齐时的任一方向上的最大非零关节运动角度之间;

交接组件, 所述交接组件具有联接到所述端部执行器和所述轴组件的一个或多个驱动轴, 所述一个或多个驱动轴被配置为能够驱动所述端部执行器和所述轴组件的运动; 和

控制系统, 所述控制系统被配置为能够控制由所述超声刀接收的超声振动的振幅, 使得所述振幅随所述端部执行器的所述关节运动角度的增大而增大。

53. 根据权利要求52所述的系统, 其中, 所述控制系统被配置为能够测量能够操作以调节所述端部执行器的所述关节运动角度的第一驱动轴的旋转。

54. 根据权利要求53所述的系统, 其中, 所述控制系统被配置为能够基于所述第一驱动轴的所测量的旋转来控制所述超声振动的所述振幅。

55. 根据权利要求54所述的系统, 其中, 所述控制系统被配置为能够在所述端部执行器的关节运动期间控制所述超声振动的所述振幅。

56. 根据权利要求52所述的系统, 其中, 所述控制系统被配置为能够相对于介于所述最小关节运动角度至所述最大关节运动角度之间的所述端部执行器的所述关节运动来控制所述超声振动的所述振幅的变化速率。

57. 根据权利要求56所述的系统, 其中, 所述振幅的所述变化速率在所述最小关节运动角度至所述最大关节运动角度之间大致恒定。

58. 根据权利要求56所述的系统, 其中, 所述振幅的所述变化速率在所述最小关节运动

角度至所述最大关节运动角度之间改变。

59. 一种用于处理组织的方法, 包括:

致动马达以使得具有纵向轴线的轴组件和设置在所述轴组件的远侧端部处的具有夹持元件和超声刀的端部执行器以一关节运动角度偏转, 所述关节运动角度介于当所述端部执行器与所述轴组件的所述纵向轴线对齐时的约0度的最小关节运动角度至当所述端部执行器不与所述轴的所述纵向轴线对齐时的任一方向上的最大非零关节运动角度之间;

通过超声发生器将超声振动传输到所述超声刀, 以凝结或切割夹持在所述夹持元件和所述超声刀之间的组织; 以及

通过所述超声发生器改变所述超声振动的振幅, 使得所述振幅随所述端部执行器的所述关节运动的增大而增大。

60. 根据权利要求59所述的方法, 还包括测量联接到所述轴组件并且被配置为能够在所述最小关节运动角度至所述最大关节运动角度之间驱动所述端部执行器的关节运动的驱动轴的旋转。

61. 根据权利要求60所述的方法, 还包括基于所述驱动轴的所测量的旋转来改变所述超声振动的所述振幅。

62. 根据权利要求61所述的方法, 还包括在所述端部执行器的关节运动期间改变所述超声振动的所述振幅。

63. 根据权利要求59所述的方法, 还包括相对于介于所述最小关节运动角度至所述最大关节运动角度之间的所述端部执行器的所述关节运动来改变所述超声振动的所述振幅的变化速率。

64. 根据权利要求63所述的方法, 其中, 所述振幅的所述变化速率在所述最小关节运动角度至所述最大关节运动角度之间大致恒定。

65. 根据权利要求63所述的方法, 其中所述振幅的所述变化速率在所述最小关节运动角度至所述最大关节运动角度之间改变。

## 用于切割和焊接固体器官的电动外科系统

### 技术领域

[0001] 本公开提供了用于切割或解剖组织的电动外科系统及其使用方法。

### 背景技术

[0002] 越来越多的外科手术使用手持式或联接到外科机器人系统的电动外科装置来执行。此类装置通常包括用于驱动装置上的各种功能(诸如轴旋转、关节运动和端部执行器的致动,以及用于递送能量的一个或多个发生器)的一个或多个马达。

[0003] 对电动外科装置的共同关注点是触觉反馈的相对缺乏。机械动力外科装置可具有由可致动物体(诸如触发器、旋钮等)的用户致动驱动的进行关节运动的特征结构(例如,钳口、刀片等)。这些机械动力外科装置可固有地提供高度触觉反馈,因为装置致动完全依赖于用户的移动,并且进行关节运动的特征结构和可致动物体之间的机械连杆可提供力反馈。然而,在电动装置中不存在用户移动和外科装置致动之间的这种直接连接,其中进行关节运动的特征结构可响应于低反馈可致动物体(诸如按钮)的致动而由电动马达移动。因此,与机械动力外科装置相比,依赖触觉反馈来评估外科功能的状态(例如,切割操作的进展、施加到组织上的夹持力等)在电动外科装置中可大幅度受损。

[0004] 因此,仍然需要用于解决电动外科装置的当前问题的改进的装置和方法。

### 发明内容

[0005] 本发明提供了外科系统及其使用方法。

[0006] 在一个示例性实施方案中,提供了一种外科系统,并且该外科系统可包括外科工具 and 控制系统。外科工具可包括轴和在该轴的远侧端部处形成的端部执行器。端部执行器可具有夹持元件和超声刀,并且端部执行器可被配置为夹持并处理设置在夹持元件和超声刀之间的组织。控制系统可被配置为在将超声振动传输到超声刀以凝结并/或切割组织之前根据一个或多个控制模式来可变地控制施加到设置在夹持元件和超声刀之间的组织的夹持力。夹持力可在最大夹持力( $F_{\max}$ )和最小夹持力( $F_{\min}$ )之间的范围内。

[0007] 控制系统的实施方案可具有多种构型。在一个方面,控制系统可被配置为在第一控制模式中将夹持力施加到组织达第一预定夹持时间( $t_{c1}$ )。第一控制模式可在将超声振动传输到超声刀之前进行,并且其可包括将夹持力从 $F_{\min}$ 逐渐增大至 $F_{\max}$ 。在另一方面,控制系统可被配置为在第二控制模式中保持对组织施加 $F_{\max}$ 达第二预定夹持时间( $t_{c2}$ )。第二控制模式可在第一控制模式之后并在将超声振动传输到超声刀之前立即进行。在另一方面,控制系统可被配置为在第三控制模式中在将夹持力施加到组织的同时将超声振动施加到刀达预定处理时间( $t_t$ )。第三控制模式可在第二控制模式之后立即进行,并且其可包括施加介于 $F_{\min}$ 和 $F_{\max}$ 之间的处理夹持力( $F_{\text{treat}}$ )。在另一方面,控制系统可被配置为在第三控制模式期间使传输到超声刀的超声波的峰值振幅在最大振幅( $A_{\max}$ )和最小振幅( $A_{\min}$ )之间改变。在另一方面,可传输介于 $A_{\max}$ 和 $A_{\min}$ 之间的振幅( $A_1$ )达预定处理时间的第一部分 $t_{t1}$ ,并且之后可立即传输 $A_{\min}$ 达预定处理时间的第二部分 $t_{t2}$ 。在另一方面,振幅可立即在 $t_{t2}$ 之后从 $A_1$ 增



大至 $A_{\max}$ 。

[0008] 在另一个示例性实施方案中,提供了一种外科系统,并且该外科系统可包括外科工具和控制系统。外科工具可包括轴和在该轴的远侧端部处形成的端部执行器。端部执行器可具有夹持元件和超声刀,并且端部执行器可被配置为夹持并处理设置在夹持元件和超声刀之间的组织。控制系统可被配置为在将超声振动传输到超声刀以凝结并/或切割组织期间根据一个或多个控制模式来可变地控制施加到设置在夹持元件和超声刀之间的组织的夹持力。夹持力可在最大夹持力( $F'_{\max}$ )和最小夹持力( $F'_{\min}$ )之间的范围内。

[0009] 控制系统的实施方案可具有多种构型。在一个方面,控制系统可被配置为在第一控制模式中将夹持力施加到组织达第一预定夹持时间( $t'_{c1}$ )。第一控制模式可在将超声振动传输到超声刀之前进行,并且其可包括将夹持力从 $F'_{\min}$ 逐渐增大至介于 $F'_{\min}$ 和 $F'_{\max}$ 之间的处理夹持力 $F'_{\text{treat}}$ 。在另一个实施方案中,控制系统可被配置为在第二控制模式中保持对组织施加 $F'_{\text{treat}}$ 达第二预定夹持时间( $t'_{c2}$ )。第二控制模式可在第一控制模式之后并在将超声振动传输到超声刀之前立即进行。在另一方面,控制系统可被配置为立即在第二控制模式之后在将夹持力施加到组织的同时将超声振动施加到超声刀达预定处理时间( $t'_t$ )。在另一方面,控制系统可被配置为在第三控制模式中将 $F_{\max}$ 施加到组织达预定处理时间 $t'_t$ 的第一部分( $t'_{t1}$ )。在另一方面,在第三控制模式期间将介于最小振幅 $A'_{\min}$ 和最大振幅 $A'_{\max}$ 之间的振幅( $A'_1$ )传输到刀。在另一方面,控制系统可被配置为在第三控制模式之后立即进行的第四控制模式中对组织施加 $F'_{\text{treat}}$ 。在另一方面,可在 $t'_{t1}$ 之后立即将大于 $A'_1$ 并小于 $A'_{\max}$ 的振幅( $A'_2$ )传输到超声刀达第二预定处理时间( $t'_{t2}$ )。在另一方面,可在 $t'_{t2}$ 之后立即将 $A'_{\min}$ 传输到超声刀达第三预定处理时间( $t'_{t3}$ )。在另一方面,可在 $t'_{t3}$ 之后立即将 $A'_{\max}$ 传输到刀达第四预定处理时间( $t'_{t4}$ )。

[0010] 本发明还提供了用于处理组织的方法。在一个实施方案中,该方法可包括致动马达以使包括夹持元件和超声刀的外科器械的端部执行器向设置在夹持元件和超声刀之间的组织施加夹持力。该方法还可包括由超声发生器向超声刀传输超声振动,以凝结或切割夹持在夹持元件和超声刀之间的组织。该方法还可包括根据一个或多个控制模式在将超声振动传输到刀之前或期间由马达改变施加到设置在夹持元件和超声刀之间的组织的夹持力,同时该夹持力介于最大夹持力( $F_{\max}$ )和最小夹持力( $F_{\min}$ )之间。

[0011] 在另一个实施方案中,可在将超声振动传输到刀之前将 $F_{\max}$ 施加到组织达预定夹持时间。

[0012] 在另一个实施方案中,可在将超声振动传输到刀期间将介于 $F_{\max}$ 和 $F_{\min}$ 之间的处理夹持力( $F_{\text{treat}}$ )施加到组织达预定处理时间。

[0013] 在另一个实施方案中,可在将超声振动传输到刀之前将介于 $F_{\max}$ 和 $F_{\min}$ 之间的处理夹持力( $F'_{\text{treat}}$ )施加到组织达预定夹持时间。可在将超声振动传输到刀期间将 $F_{\max}$ 施加到组织达第一预定处理时间。可在将超声振动传输到刀期间并在第一预定处理时间之后将 $F_{\text{treat}}$ 施加到组织达第二预定处理时间。

[0014] 在另一个示例性实施方案中,提供了一种外科系统,并且该外科系统可包括端部执行器、轴组件、交接组件和控制系统。端部执行器可具有超声刀和夹持元件,其中超声刀可被配置为接收来自超声换能器的超声振动,并且夹持元件可被配置为在将超声振动从超声刀施加到设置在夹持元件和超声刀之间的组织时夹持并处理该组织。轴组件可具有纵向

轴线,并且端部执行器可设置在该轴组件的远侧端部处。轴组件还可包括能够操作以使端部执行器以一定的关节运动角度偏转远离纵向轴线的关节运动节段,该关节运动角度介于当端部执行器与轴组件的纵向轴线对齐时的约0度的最小关节运动角度至当端部执行器不与该轴组件的纵向轴线对齐时的任一方向上的最大非零关节运动角度之间。交接组件可具有联接到端部执行器和轴组件的一个或多个驱动轴,该一个或多个驱动轴被配置为驱动端部执行器和轴组件的移动。控制系统可被配置为控制由超声刀接收的超声振动的振幅,使得振幅随端部执行器的关节运动角度的增大而增大。

[0015] 控制系统的实施方案可具有多种构型。在一个方面,控制系统可被配置为测量能够操作以调节端部执行器的关节运动角度的第一驱动轴的旋转。在另一方面,控制系统可被配置为基于第一驱动轴的所测量的旋转来控制超声振动的振幅。在另一方面,控制系统可被配置为在端部执行器的关节运动期间控制超声振动的振幅。

[0016] 在另一个实施方案中,控制系统可被配置为相对于介于最小角度和最大角度之间的端部执行器的关节运动来控制超声振动的振幅的变化速率。振幅的变化速率可在最小关节运动角度至最大关节运动角度之间大致恒定。另选地,振幅的变化速率可在最小关节运动角度至最大关节运动角度之间改变。

[0017] 本发明还提供了用于处理组织的方法。在一个实施方案中,该方法可包括致动马达以使具有纵向轴线的轴组件和设置在该轴组件的远侧端部处的具有夹持元件和超声刀的端部执行器以一定关节运动角度偏转,该关节运动角度介于当端部执行器与轴组件的纵向轴线对齐时的约0度的最小关节运动角度至当端部执行器不与该轴的纵向轴线对齐时的任一方向上的最大非零关节运动角度之间。该方法还可包括通过超声发生器将超声振动传输到超声刀,以凝结或切割夹持在夹持元件和超声刀之间的组织。该方法可附加地包括通过超声发生器改变超声振动的振幅,使得振幅随端部执行器的关节运动的增大而增大。

[0018] 在另一个实施方案中,该方法可包括测量联接到轴组件并且被配置为在最小关节运动角度至最大关节运动角度之间驱动端部执行器的关节运动的驱动轴的旋转。超声振动的振幅可基于驱动轴的所测量的旋转而改变。超声振动的振幅可在端部执行器的关节运动期间改变。

[0019] 在另一个实施方案中,该方法可包括相对于介于最小关节运动角度至最大关节运动角度之间的端部执行器的关节运动来改变超声振动的振幅的变化速率。振幅的变化速率可在最小关节运动角度至最大关节运动角度之间大致恒定。另选地,振幅的变化速率可在最小关节运动角度至最大关节运动角度之间改变。

[0020] 在另一个示例性实施方案中,提供了一种外科系统,并且该外科系统可包括外科工具、闭合机构和控制系统。外科工具可包括轴和在该轴的远侧端部处形成的端部执行器。端部执行器可具有夹持元件和超声刀。夹持元件能够相对于超声刀移动以夹持并处理设置在夹持元件和超声刀之间的组织。闭合机构可被配置为以预定夹持速度( $v_c$ )选择性地使夹持元件向超声刀从打开构型移动到闭合构型。控制系统可被配置为将 $v_c$ 保持在大于最小夹持速度( $v_{min}$ )的第一夹持速度( $v_{c1}$ )直到达到预定夹持力阈值( $F_o$ )。控制系统还可被配置为确定包括达到 $F_o$ 所需的时间量和达到 $F_o$ 所需的夹持元件的位移量中的至少一者的闭合参数。控制系统还可被配置为基于闭合参数来确定组织特性。控制系统也可被配置为将能量递送到超声刀,以基于所确定的组织特性根据羽化处理方案来在羽化处理(feathering

treatment) 中处理组织。

[0021] 在另一个实施方案中,  $F_0$  可为由夹持元件与设置在夹持元件和超声刀之间的组织接触而产生的力。

[0022] 在另一个实施方案中, 羽化处理可有效地凝结设置在夹持臂和超声刀之间的组织。

[0023] 在另一个实施方案中, 组织特性可为设置在夹持元件和超声刀之间的组织的厚度。

[0024] 在另一个实施方案中, 当组织厚度小于预定厚度时, 控制系统可被配置为通过保持  $v_c$  在第三夹持速度 ( $v_{c3}$ ) 而在羽化处理方案中操作, 同时施加到设置在夹持臂和超声刀之间的组织的夹持力小于预定第二处理力 ( $F_2$ )。该控制系统还可被配置为通过响应于夹持力上升到  $F_2$  而针对羽化处理的其余部分将  $v_c$  从  $v_{c3}$  降低至第四夹持速度 ( $v_{c4}$ ) 来在羽化处理方案中操作, 其中  $v_{c4}$  可被配置为保持夹持力低于  $F_2$ 。 $v_{c3}$  和  $v_{c4}$  可各自大致恒定。

[0025] 在另一个实施方案中, 当组织厚度大于预定厚度时, 控制系统可被配置为通过以大致恒定的第一处理力 ( $F_1$ ) 将夹持力施加到设置在夹持臂和超声刀之间的组织而在羽化处理方案中操作。该控制系统还可被配置为允许  $v_c$  降低至大约等于  $v_{min}$  的水平, 并且针对羽化处理的其余部分将夹持力增大至介于  $F_1$  和小于第二处理力 ( $F_2$ ) 之间的水平。 $F_1$  可基于所确定的组织特性。

[0026] 在另一个实施方案中, 系统可包括被配置为将射频能量递送到设置在夹持元件和超声刀之间的组织的电极。该控制系统可被配置为根据在用于凝结并切割设置在夹持元件和超声刀之间的组织的羽化处理之后进行的密封处理方案来将超声能量中的至少一者递送到超声刀并将射频能量中的至少一者递送到电极。

[0027] 在另一个实施方案中, 控制系统可被配置为响应于检测到满足了预选的触发条件而执行密封处理。在一个方面, 触发条件可为夹持元件移动到距超声刀的预定距离。在另一方面, 触发条件可为  $v_c$  偏离速度设定点达预定速度阈值。在另一方面, 触发条件可为以预定量的最大夹持力  $F_{max}$  施加夹持力。

[0028] 本发明还提供了用于处理组织的方法。在一个实施方案中, 该方法可包括致动包括轴和端部执行器的外科工具的马达。端部执行器可在轴的远侧端部处形成, 并且其可具有联接到超声换能器的夹持元件和超声刀。夹持元件能够相对于超声刀以预定夹持速度 ( $v_c$ ) 移动到夹持元件的打开位置和闭合位置之间的组织夹持位置。该方法可还包括将  $v_c$  保持在大于最小夹持速度 ( $v_{min}$ ) 的第一夹持速度 ( $v_{c1}$ ) 直到达到预定夹持力阈值 ( $F_0$ )。该方法还可包括确定包括达到  $F_0$  所需的时间量 ( $t_c$ ) 和达到  $F_0$  所需的夹持元件的位移量  $\delta_c$  中的至少一者的闭合参数。该方法还可包括基于闭合参数确定组织特性。该方法还可包括将能量递送到超声刀, 以基于所确定的组织特性根据羽化处理方案来在羽化处理中处理组织。

[0029] 在另一个实施方案中,  $F_0$  可为由夹持元件与设置在夹持元件和超声刀之间的组织接触而产生的力。

[0030] 在另一个实施方案中, 羽化处理可有效地灼烧设置在夹持臂和超声刀之间的组织。

[0031] 在另一个实施方案中, 组织特性可为设置在夹持元件和超声刀之间的组织的厚度。

[0032] 在另一个实施方案中,方法可包括确定组织厚度小于预定厚度。该方法还可包括在施加到设置在夹持臂和超声刀之间的组织的夹持力小于预定第二处理力( $F_2$ )时将 $v_c$ 保持在第三夹持速度( $v_{c3}$ )。该方法还可包括响应于夹持力上升到 $F_2$ 而针对羽化处理的其余部分将 $v_c$ 从 $v_{c3}$ 降低至第四夹持速度( $v_{c4}$ ),其中 $v_{c4}$ 被配置为保持夹持力低于 $F_2$ 。 $v_{c3}$ 和 $v_{c4}$ 可各自大致恒定。

[0033] 在另一个实施方案中,该方法可包括确定组织厚度大于预定厚度,并且将第一处理力 $F_1$ 施加到设置在夹持臂和超声刀之间的组织。该方法还可包括允许 $v_c$ 降低至大约等于 $v_{min}$ 的水平,并且针对羽化处理的其余部分将第一处理力增大至介于 $F_1$ 和第二处理力 $F_2$ 之间的水平。 $F_1$ 可基于所确定的组织特性。

[0034] 在另一个实施方案中,该方法可包括在羽化处理期间将射频能量递送到设置在夹持元件和超声刀之间的组织。超声能量和射频能量中的每一者的振幅在羽化处理期间可大致恒定。该方法还可包括递送超声能量和射频能量中的至少一者以在根据密封处理方案在羽化处理之后进行的密封处理中处理组织,该密封处理被配置为凝结并切割组织。

[0035] 在另一个实施方案中,该方法可包括响应于检测到满足了预选的触发条件而执行密封处理。在一个方面,触发条件可为闭合机构移动到距超声刀的预定距离。在另一方面,触发条件可为 $v_c$ 偏离速度设定点达预定速度阈值。在另一方面,触发条件可为以预定量的最大夹持力 $F_{max}$ 施加夹持力。

[0036] 在另一个示例性实施方案中,提供了一种外科系统,并且该外科系统可包括外科工具、闭合机构、马达和控制系统。外科工具可包括轴和在该轴的远侧端部处形成的端部执行器。端部执行器可具有夹持元件和可操作地联接到超声换能器的超声刀。夹持元件能够相对于超声刀移动以夹持设置在夹持元件和超声刀之间的组织,使得在使超声刀通电时实现第一组织处理。闭合机构可被配置为将夹持元件从初始、打开位置选择性地移位到组织夹持位置。马达能够可操作地联接到闭合机构。控制系统可与马达连通,并且该控制系统可被配置为在第一组织处理期间将施加到设置在夹持元件和超声刀之间的组织的预定组织夹持力动态控制在介于最小处理力和最大处理力之间的期望范围内,以响应组织因第一组织处理而发生的变化。

[0037] 在另一个实施方案中,控制系统可被配置为当施加到组织的夹持力小于最小处理力并且夹持元件距闭合位置的距离大于预定最小量时响应于接收到命令位置而控制夹持元件的位置。

[0038] 在另一个实施方案中,控制系统可被配置为当施加到组织的夹持力超过最小处理力或者夹持元件距闭合位置的距离小于预定最小量时动态控制夹持元件的位置以保持预定组织夹持力。控制系统还可被配置为将马达扭矩控制在预定范围内,以在第一组织处理期间将组织夹持力保持在期望范围内。控制系统还可被配置为控制递送到马达的电流的量以控制马达扭矩。

[0039] 在另一个实施方案中,该系统可包括联接到夹持元件并且操作地联接到射频发生器的电极。该电极可被配置为当接收来自射频发生器的射频能量时向设置在夹持元件和超声刀之间的组织提供第二组织处理。

[0040] 在另一个实施方案中,控制系统可被配置为当夹持元件的位置距闭合位置的距离大于预定量时确定夹持元件相对于闭合位置的位置并且允许将小于预定阈值能量的射频

能量递送到电极。

[0041] 在另一个实施方案中,控制系统可被配置为当夹持元件的位置距闭合位置的距离小于预定量时确定夹持元件相对于闭合位置的位置并且允许将大于预定阈值能量的射频能量递送到电极。

[0042] 在另一个实施方案中,控制系统可被配置为当夹持元件距闭合位置的距离大于预定最小距离时确定夹持元件相对于闭合位置的位置并且抑制将大于预定阈值能量的射频能量递送到电极。控制系统还可被配置为触发警示以将夹持元件以小于预定最小距离的距离定位,以允许将大于预定阈值能量的射频能量递送到电极。

[0043] 本发明还提供了用于处理组织的方法。在一个实施方案中,该方法可包括致动包括轴和端部执行器的外科工具的马达。端部执行器可在轴的远侧端部处形成,并且端部执行器可包括夹持元件和联接到超声换能器的超声刀。夹持元件能够响应于马达致动而相对于超声刀移动到夹持元件的打开位置和闭合位置之间的组织夹持位置。该方法还可包括使用马达将夹持元件的位置调节至第一组织夹持位置,在该第一组织夹持位置夹持元件施加大约等于预定最小处理夹持力的夹持力。该方法还可包括在所施加的夹持力大于或等于最小处理夹持力之后将超声能量从超声换能器传输到超声刀。该方法还可包括使用马达调节夹持元件的位置以在将超声能量传输到超声刀时施加介于最小处理夹持力和预定最大处理夹持力之间的目标夹持力。

[0044] 在另一个实施方案中,该方法可包括当施加到组织的夹持力小于最小处理力并且夹持元件的位置距闭合位置的距离大于预定最小量时响应于接收到命令位置来控制夹持元件的位置。

[0045] 在另一个实施方案中,该方法可包括当夹持力超过最小处理力或者夹持元件距闭合位置的距离小于预定最小量时动态控制夹持元件的位置以保持目标夹持力。该方法还可包括将马达扭矩控制在预定范围内,以在第一组织处理期间将组织夹持力保持在期望范围内。该方法还可包括控制递送到马达的电流的量以控制马达扭矩。

[0046] 在另一个实施方案中,该方法可包括将射频能量递送到联接到夹持元件的电极。

[0047] 在另一个实施方案中,该方法可包括当夹持元件的位置距闭合位置的距离大于预定量时确定夹持元件相对于闭合位置的位置并且将小于预定阈值能量的射频能量递送到电极。

[0048] 在另一个实施方案中,该方法可包括当夹持元件的位置距闭合位置的距离小于预定量时确定夹持元件相对于闭合位置的位置并且将大于预定阈值能量的射频能量递送到电极。

[0049] 在另一个实施方案中,该方法可包括当夹持元件距闭合位置的距离大于预定最小距离时确定夹持元件相对于闭合位置的位置并且抑制将大于预定阈值能量的射频能量递送到电极。该方法可包括触发警示以将夹持元件以小于预定最小距离的距离定位,以允许将大于预定阈值能量的射频能量递送到电极。

## 附图说明

[0050] 根据下面结合附图的详细描述,可更全面地理解本公开的实施方案,其中:

[0051] 图1为示出机器人外科系统的一个示例性实施方案的框图;

- [0052] 图2为示出图1的机器人外科系统的控制器的示例性实施方案的透视图；
- [0053] 图3描绘了示出图1的机器人外科系统的机器人臂车的示例性实施方案的透视图；
- [0054] 图4为示出适合与图1的机器人外科系统一起使用的外科器械的示例性实施方案的透视图；
- [0055] 图5为示出图4的外科器械的基座组件的下侧的透视图；
- [0056] 图6为示出图4的外科器械的端部执行器和轴组件关节运动节段的示例性实施方案的透视图；
- [0057] 图7为图6的端部执行器和关节运动节段的分解图；
- [0058] 图8为图6的端部执行器和关节运动节段的侧剖视图；
- [0059] 图9为图6的端部执行器和关节运动节段的透视图，为清楚起见省略了外部护套和夹持垫特征结构；
- [0060] 图10为沿图8中的线10-10截取的图6的端部执行器和关节运动节段的剖视图；
- [0061] 图11为沿图8中的线11-11截取的图6的端部执行器和关节运动节段的剖视图；
- [0062] 图12为图4的外科器械的轴组件的近侧端部的透视图；
- [0063] 图13为图4的器械的轴组件的近侧端部的分解图；
- [0064] 图14为图4的器械的近侧端部的透视图，其中外覆盖件被省略；
- [0065] 图15为图4的器械的近侧端部的俯视图，其中外覆盖件被省略；
- [0066] 图16为图4的器械的近侧端部的分解图，其中外覆盖件被省略；
- [0067] 图17为沿图15中的线17-17截取的图4的器械的近侧端部的近侧部分的侧剖视图；
- [0068] 图18为沿图15中的线18-18截取的图4的器械的近侧端部的远侧部分的侧剖视图；
- [0069] 图19为示出适合与图1的机器人外科系统一起使用的控制系统的示例性实施方案的框图；
- [0070] 图20A为血管诸如动脉的示意图；
- [0071] 图20B为由外科器械的端部执行器压缩后的图20A的血管的示意图；
- [0072] 图20C为在施加超声能量以切割血管期间的图20B的血管的示意图；
- [0073] 图21为通过图19的控制系统实现的处理方案的示例性实施方案的曲线图，该处理方案适合与图6的端部执行器一起使用以用于抑制组织粘附到超声刀；(A部分)由夹持元件施加到组织的夹持力随时间变化；(B部分)递送到超声刀的超声振幅随时间变化；
- [0074] 图22为示出夹持力(A部分)和递送到超声刀的超声能量振幅(B部分)随时间变化的图19的控制系统控制图6的端部执行器的另一个示例性实施方案的曲线图；
- [0075] 图23为示出可施加到进行关节运动的端部执行器的相对超声能量振幅随关节运动角度变化的图19的控制系统控制图6的端部执行器的另一个示例性实施方案的曲线图；
- [0076] 图24A为包括夹持元件、超声刀和一个或多个射频(RF)电极的端部执行器的另一个示例性实施方案的侧视图；
- [0077] 图24B为图24A的端部执行器的另一个侧视图；
- [0078] 图24C为图24A至图24B的端部执行器的透视剖面图；
- [0079] 图25为示出施加到组织的夹持力随位移变化的图19的控制系统控制图24A至图24C的端部执行器的另一个示例性实施方案的曲线图；
- [0080] 图25为示出用于由图19的控制系统实现精细控制图24A至图24C的端部执行器的

闭合件的方法的示例性实施方案的流程图；

[0081] 图26为根据图25的方法的马达扭矩随钳口构件位移变化的示例性实施方案的曲线图；

[0082] 图27为示出夹持元件的位移(A部分)和施加到组织的夹持力(B部分)随时间变化的图19的控制系统控制图24A至图24C的端部执行器的另一个示例性实施方案的曲线图；

[0083] 图28为由在图19的控制系统控制下的图24A至图24C的端部执行器执行的夹持、羽化、切割和打开操作的示例性实施方案的曲线图；递送到端部执行器的超声能量和射频能量的振幅随时间变化(部分A)；在负载控制下由钳口构件施加到组织的夹持力随时间变化(部分B)，在负载控制下的钳口构件的速度随时间变化(部分C)；

[0084] 图29为图19的控制系统控制图24A至图24C的端部执行器的另选的实施方案的曲线图；在负载控制下由钳口构件施加到组织的夹持力随时间变化(部分A)，在负载控制下的钳口构件的速度随时间变化(部分B)；并且

[0085] 图30为图19的控制系统控制图24A至图24C的端部执行器的另选的实施方案的曲线图；在位置控制下由钳口构件施加到组织的夹持力随时间变化(部分A)，在位置控制下的钳口构件的速度随时间变化(部分B)。

## 具体实施方式

[0086] 现在将描述某些示例性实施方案，以提供对本文所公开的装置和方法的结构、功能、制造和用途的原理全面理解。这些实施方案的一个或多个示例在附图中示出。本领域的技术人员将会理解，在本文中具体描述的和在附图中示出的装置、系统和方法是非限制性的示例性实施方案，并且本发明的范围仅由权利要求书限定。结合一个示例性实施例示出或描述的特征可与其他实施例的特征组合。此类修改和变型旨在包括在本发明的范围之内。

[0087] 此外，在本公开中，各实施方案中名称相似的部件通常具有类似的特征结构，因此在具体实施方案中，不一定完整地阐述每个名称相似的部件的每个特征结构。另外，在所公开的系统、装置和方法的描述中使用线性或圆形尺寸的程度，此类尺寸并非旨在限制可结合此类系统、装置和方法使用的形状的类型。本领域中技术人员将认识到，针对任何几何形状可容易地确定此类线性和圆形尺寸的等效尺寸。系统和装置及其部件的大小和形状可至少取决于系统和装置将用于其中的受治疗者的解剖结构、系统和装置将与其一起使用的部件的大小和形状、以及系统和装置将用于其中的方法和规程。

[0088] 应当理解，本文相对于抓握器械柄部的使用者诸如临床医生来使用术语“近侧”和“远侧”。诸如“前”和“后”的其它空间术语分别类似地对应于远侧和近侧。还应当理解，为便利和清楚起见，本文结图示使用空间用语诸如“竖直”和“水平”。然而，外科器械在许多取向和位置上使用，并且这些空间术语并非限制性和绝对的。

[0089] 一般来讲，提供了外科系统的实施方案，并且该外科系统可至少包括具有端部执行器和控制系统的机电工具。端部执行器可被设计用于切割组织(例如，单个切割刀片或一对切割刀片)或用于解剖组织。根据端部执行器的设计，外科系统可包括致动机电工具的一个或多个马达和/或可被配置为将能量递送到组织以用于处理的一个或多个发生器(例如，超声发生器、射频发生器等)。

[0090] 控制系统的实施方案可被配置为通过对端部执行器接合组织的所监测参数实施限制和触发来执行有利于组织处理 (例如, 夹持、切割、烧灼等) 的方案。所监测参数的示例可包括但不限于施加到组织的夹持力、夹持速度、夹持位移, 以及供应至端部执行器用于组织处理的能量。如下文更详细地讨论的, 这些控制方案可补偿减少的触觉反馈并确保正确地执行组织处理。

#### [0091] 示例性机器人外科系统概述

[0092] 图1示出机器人外科系统10的一个示例性实施方案。如图所示, 系统10包括至少一个控制器14和至少一个臂车18。臂车18可机械联接和/或电联接到一个或多个机器人操纵器或机器人臂20。每个机器人臂20可包括用于对患者24执行各种手术任务的一个或多个外科器械22。臂车18 (包括臂20和外科器械22) 的操作可由用户12 (例如, 临床医生) 从控制器14进行指挥。

[0093] 任选地, 系统10的实施方案还可包括被配置用于由第二用户12' 操作的第二控制器14'。第二控制器14' 可与第一用户12' 一起指挥臂车18的操作。例如, 用户12、12' 中的每一者可控制臂车18的不同臂20, 或者在一些情况下, 对臂车18的完全控制可在用户12、12' 之间传递。在某些实施方案中, 可对患者24利用附加的臂车 (未示出)。这些附加的臂车可由控制器 (14、14') 中的一个或多个控制。

[0094] 臂车18和控制器14、14' 可通过通信链路16与彼此通信, 该通信链路可为根据任何合适的通信协议携带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和/或无线通信链路。通信链路16可为实际物理链路, 或者可为使用一个或多个实际物理链路的逻辑链路。例如, 当链路为逻辑链路时, 物理链路的类型可为数据链路、上行链路、下行链路、光纤链路、点对点链路。

[0095] 图2为示出可用作系统10的控制器14的控制器30的一个示例性实施方案的透视图。在该示例中, 控制器30通常包括具有精密用户输入特征结构 (未示出) 的用户输入组件32, 当用户通过显示器34 (例如, 立体显示器) 查看外科手术时, 该用户可抓握并在空间中操纵该用户输入特征结构。显示器34可示出观察患者体内的手术部位的一个或多个内窥镜的视图和/或任何其他合适的视图。此外, 可通过显示器34观察反馈计36, 并且向用户提供施加到外科器械22的部件 (例如, 切割构件或夹持构件等) 的力的量的视觉指示。

[0096] 用户输入组件32的用户输入特征结构还可包括以多个自由度移动以用于直观致动工具 (例如, 用于闭合抓握锯、将电势施加到电极等) 的手动输入装置。例如, 手动输入装置可包括可致动柄部和/或脚踏开关。如图2所示, 控制器30可包括被配置为向用户提供臂20和外科器械22的附加控制的一个或多个脚踏开关38。可采用其他传感器布置来为控制器30提供关于外科器械22的操作条件的一个或多个指示。

[0097] 控制器30的实施方案还可包括被配置为控制器械22中的一个或多个的移动和致动的控制系统39。例如, 控制系统39可包括至少一个计算机系统, 该计算机系统可包括被配置用于相对于存储在联接到处理器的存储器中的程序运行一个或多个逻辑功能的部件 (例如, 一个或多个处理器)。例如, 处理器可联接到用户输入组件32并且可被配置用于接收感测到的信息、聚集该信息, 并且至少部分地基于感测到的信息来计算输出。如下文更详细地讨论的, 可在使用期间将这些输出传输到器械22的马达以控制器械22。

[0098] 图3为示出可用作系统10的臂车18的机器人臂车40的一个示例性实施方案的透视图。



图。在该示例中,臂车40可被配置为致动多个外科器械50。虽然在该示例中示出了三个器械50,但应当理解,臂车40能够操作以支撑和致动任何合适数量的外科器械50。外科器械50中的每个可由一系列可在手动操作下能够关节运动的连杆(一般称为装置接头44)和机器人操纵器46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。这些护盖可为任选的,并且可在尺寸上有所限制或在一些型式中完全消除,以使用于操纵此类装置的伺服机构遇到的惯性最小化、限制运动部件的体积以避免碰撞,并且限制臂车40的总重量。

[0099] 每个机器人操纵器46终止于器械平台70处,该器械平台可为可枢转的、可旋转的,并且以其他方式可由机器人操纵器46移动。每个平台包括器械底座72,该器械底座能够沿着一对轨道74滑动以进一步定位器械50。在本示例中,此类滑动可为电动的。每个器械底座72还可包括可与器械50的交接组件52联接的机械接口和电接口。例如,底座72可包括与交接组件52的互补旋转输入联接的四个旋转输出。此类旋转驱动特征结构可驱动器械50中的各种功能,如本文引用和/或下文更详细描述的各种参考文献中所述。电接口可通过物理接触、电感耦接头和/或以其他方式建立通信;并且能够操作以向器械50中的一个或多个特征结构提供电力,向器械50提供命令和/或数据通信,并且/或者提供来自器械50的命令和/或数据通信。参考本文的教导内容,器械底座72可与器械50的交接组件52机械连通地或电连通的各种合适的方式对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。还应当理解,器械50可包括与单独的电源和/或控制单元联接的一根或多根电缆,以向/从器械50提供电力和/或命令/数据的通信。

[0100] 臂车40还可包括可为可移动的(例如,由单个维护人员将臂车40相对于患者选择性地定位)的基座48。臂车40可通常具有适合用于在手术室之间传送臂车40的尺寸。臂车40可被配置为适于穿过标准的手术室门并放置到标准的医院电梯上。在一些型式中,自动器械重新加载系统(未示出)也可定位在臂车40的工作包封60中或附近,以选择性地重新加载器械50的部件(例如,钉仓等)。

[0101] 除了上述之外,可以理解的是系统10的一个或多个方面可根据以下专利中的一者或多者的教导内容进行构造:美国专利5,792,135;美国专利5,817,084;美国专利5,878,193;美国专利6,231,565;美国专利6,783,524;美国专利6,364,888;美国专利7,524,320;美国专利7,691,098;美国专利7,806,891;美国专利7,824,401;和/或美国专利公布2013/0012957。上述美国专利和美国专利公布中的每一者的公开内容的全文以引用方式并入。根据本文的教导内容,可结合到系统10中的另外其他合适的特征结构和操作性对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0102] 虽然本文在机器人外科系统的语境中解释了本公开的各方面,但应当理解,本公开也适用于电动的、非机器人外科系统。

## [0103] II. 具有关节运动特征结构的超声外科器械

[0104] 超声外科器械凭借此类器械的独特性能特性而在外科规程中得到日益广泛的应用。根据具体器械构造和操作参数,超声外科器械能够同时或基本上同时切割组织并通过凝固进行止血,从而有利地使患者创伤最小化。具有该性质的超声外科器械可被配置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。

[0105] 图4至图18为示出可用作系统10内的至少一个器械50的超声外科器械100的实施

方案的示意图。器械100的至少一部分能够根据以下专利中的一者或多者的教导内容进行构造和操作：美国专利5,322,055；美国专利5,873,873；美国专利5,980,510；美国专利6,325,811；美国专利6,783,524；美国专利8,461,744；美国专利9,023,071；美国专利9,095,367；美国专利9,393,037；美国专利公布2006/0079874；美国专利公布2007/0191713；美国专利公布2007/0282333；美国专利公布2008/0200940；和/或美国专利申请61/410,603。上述专利、专利公布和申请中的每一者的全文以引用方式并入。如这些专利中所述并且在下文中更详细的描述的，器械100可被配置为切割组织、凝结组织，并且基本上同时密封或焊接组织（例如，血管）。换句话讲，器械100类似于缝合器的内镜切割器类型那样操作，不同的是，器械100通过施加超声振动能量来提供组织焊接，而不是提供成排的缝钉来接合组织。

[0106] 超声振动能量可通过定位于外科器械的远侧端部处的平移刀片来类似于切取组织那样分离组织。通过高频振动（例如，每秒约55,500次），超声刀可使组织中的蛋白变性以形成粘性凝结物。由刀片表面施加在组织上的压力可使血管塌缩并允许凝结物形成止血密封。可通过外科医生的技术以及对超声振动振幅、刀刃、组织牵引力和超声刀压力的调节来控制切割和凝结的精度。

[0107] 例如，器械100可具有与HARMONIC ACE<sup>®</sup>超声剪刀、HARMONIC WAVE<sup>®</sup>超声剪刀、HARMONIC FOCUS<sup>®</sup>超声剪刀和/或HARMONIC SYNERGY<sup>®</sup>超声刀的各种结构和功能上的相似处。此外，器械100可具有与在本文中引用和以引用方式并入的其他参考文献的任何一个中教导的装置的各种结构和功能上的相似处。

[0108] 如图4所示，器械100包括交接组件200、轴组件110、关节运动节段130和端部执行器150。交接组件200可被配置为与机器人臂车40的器械底座72联接，并且可被配置为驱动关节运动节段130和端部执行器150，如下文更详细地描述的。如下文还更详细地描述的，器械100可被配置为使端部执行器150进行关节运动以相对于组织（例如，大血管等）提供期望的定位，然后用端部执行器150将超声振动能量和/或RF能量施加到组织，从而切割、凝结并密封组织。

[0109] 器械100包括超声换能器120，该超声换能器能够操作以将电力转换为超声振动。在一些情况下，超声换能器120可直接通过底座72接收电力。在一些情况下，超声换能器120可包括直接将超声换能器120与发生器300联接的电缆302。发生器300可包括电源和被配置为向换能器120提供电力分布的控制模块，该电力分布适合用于通过换能器120生成超声振动。任选地，发生器300也可适合用于产生RF信号。

[0110] 在一个实施方案中，发生器300可包括由俄亥俄州辛辛那提市（Cincinnati, Ohio）的Ethicon Endo-Surgery, Inc. 出售的GEN 300。除此之外或另选地，发生器300可根据2011年4月14日发布的名称为“Surgical Generator for Ultrasonic and Electrosurgical Devices”的美国专利8,986,302的教导内容中的至少一些来构造，该专利全文以引用方式并入。根据本文的教导内容，发生器300可采用的另外其他合适的形式以及发生器300可提供的各种特征结构和可操作性对本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0111] 在一个实施方案中，发生器300的功能性的至少一部分可直接结合到交接组件200中。例如，交接组件200可包括整体电池或其他一体式电源，以及调节来自电池或其他一体式电源的电力以驱动超声换能器120所需的任何电路。

[0112] A.端部执行器和声学传动系

[0113] 如图6至图8所示,端部执行器150可包括夹持臂152和超声刀160。夹持臂152包括面向超声刀160固定到夹持臂152下侧的夹持垫154。夹持臂152可枢转地固定到第一有棱纹的主体部分132的远侧突出的舌状物133(图7至图8)。第一有棱纹的主体部分132可形成关节运动节段130的一部分,如下文更详细地描述的。夹持臂152能够操作以朝向和远离超声刀160选择性地枢转,以将组织选择性地夹持在夹持臂152和超声刀160之间。一对臂156横向延伸到夹持臂152并且固定到在臂156之间侧向延伸的销钉170。杆174固定到销钉170。杆174从闭合管176朝远侧延伸并且一体地固定到闭合管176。

[0114] 驱动环178可固定到闭合管176的近侧端部。具体地讲并且如图13所示,闭合管176的近侧端部可包括可被配置为与驱动环178的横向开口179对齐的横向开口177。开口177、179被配置为接收可将驱动环178固定到闭合管176的固定螺钉(未示出)或其他特征结构。驱动环178可滑动地并且同轴地设置在外套112的外部周围;而闭合管176可滑动地并且同轴地设置在外套112的内部之中。然而,外套112可包括纵向延伸的狭槽114,该狭槽被配置为接收固定螺钉,并且该固定螺钉可将驱动环178固定到闭合管176。因此,狭槽114可允许驱动环178和闭合管176相对于外套112一起平移。当外套112围绕其纵向轴线旋转时,如下文更详细地描述的,固定螺钉在狭槽114中的定位还可提供闭合管176和驱动环178围绕外套112的纵向轴线的旋转。

[0115] 如下文还更详细的描述,交接组件200可包括能够操作以相对于外套112并且相对于关节运动节段130来驱动驱动环178、闭合管176和杆174的特征结构。应当理解的是,当环178、管176和杆174朝近侧平移时,驱动环178、闭合管176和杆174的这种平移可提供夹持臂152朝超声刀160的枢转;或者当环178、管176和杆174朝远侧平移时,这种平移可提供该夹持臂远离超声刀160的枢转。杆174可具有足够的柔性以与关节运动节段130一起弯曲。然而,杆174可具有足够的拉伸和压缩强度以在杆174被平移时驱动夹持臂152,无论关节运动节段130是处于直构型还是弯曲构型。

[0116] 如图7至图8所示,将片簧172捕获在夹持臂152和夹持垫154之间,并且该片簧抵接舌状物133的远极面。片簧172可被弹性地偏压以驱动夹持臂152远离超声刀160至打开位置,如图4、图6和图8所示。因此,片簧172可进一步在远侧偏压管176和杆174。当然,如本文所述的其他部件一样,如果需要,可省略片簧172。此外,如果需要,可省略夹持臂152和夹持垫154。

[0117] 超声刀160的实施方案可被配置为以超声频率振动以便有效地切穿并密封组织,特别是当组织被夹持在夹持垫154和超声刀160之间时。超声刀160可定位在声学传动系的远侧端部处。

[0118] 该声学传动系包括超声换能器120、刚性声波导180和柔性声波导166。如图5和图12至图17充分展示,超声换能器120包括位于靠近刚性声波导180的变幅杆182的一组压电盘122。压电盘122沿着朝近侧延伸的螺栓181同轴地定位,该螺栓为位于变幅杆182近侧的声波导180的一体特征结构。将端块螺母124固定到螺栓181,从而将压电盘122固定到刚性声波导180。如上所述,压电盘122能够操作以将电力转换为超声振动,该超声振动然后沿刚性声波导180传输到超声刀160。图13和图17至图18示出了刚性声波导180。如图13所示,刚性声波导180包括与形成于外套112中的横向开口118互补的横向开口186。销钉184设

置在开口118、186中,以将外部护套112与刚性声波导180联接。如下文将更详细地描述的,当外部护套112围绕其纵向轴线旋转时,该联接提供声波导180和声学传动系的其余部分围绕外部护套112的纵向轴线的旋转。例如,开口186可位于对应于与通过刚性声波导180传送的谐振超声振动相关联的波节的位置处。

[0119] 刚性声波导180朝远侧终止于图8至图11和图13中可见的联接件188中。联接件188通过双螺纹螺栓169固定到联接件168。联接件168位于柔性声波导166的近侧端部处。如图7至图11所示,柔性声波导166包括远侧凸缘136、近侧凸缘138和位于凸缘138之间的缩窄节段164。例如,凸缘136、138可位于对应于与通过柔性声波导166传送的谐振超声振动相关联的节点的位置处。缩窄节段164可被配置为允许柔性声波导166挠曲而不显著影响柔性声波导166传输超声振动的能力。缩窄节段164可根据美国专利申请13/538,588和/或美国专利申请13/657,553的一个或多个教导内容来构造,这些专利申请中的每一个的全文以引用方式并入。波导166、180中的任一个可被配置为放大通过波导166、180传输的机械振动。此外,波导166、180中的任一个可包括能够操作以控制沿波导166、180的纵向振动的增益的特征结构和/或能够操作以将波导166、180调谐到系统的谐振频率的特征结构。

[0120] 超声刀160的远侧端部可位于对应于与通过柔性声波导166传送的谐振超声振动相关联的波腹的位置处,以便在声学组件未被组织加载时将声学组件调谐到优选的谐振频率 $f_0$ 。当换能器120通电时,超声刀160的远侧端部被配置为在例如大约10至500微米峰到峰范围内纵向移动,并且在一些情况下在约20微米至约200微米的范围内以预定振动频率 $f_0$ 。(例如,约55.5kHz)纵向移动。当超声换能器120被激活时,这些机械振荡通过波导180、166传输以到达超声刀160,从而提供在谐振超声频率下超声刀160的振荡。因此,当将组织固定到超声刀160和夹持垫154之间时,超声刀160的超声振荡可在切断组织的同时使相邻组织细胞中的蛋白质变性,从而提供带有相对较少热扩散的促凝效果。在一些型式中,也可通过超声刀160和夹持臂152提供电流以另外烧灼组织。

[0121] 虽然已经描述了声学传输组件和超声换能器120的一些构型,但根据本文的教导内容,用于声学传输组件和超声换能器120的另外其他合适构型对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。相似地,根据本文的教导内容,端部执行器150的其他合适构型对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

#### [0122] B. 示例性轴组件和关节运动节段

[0123] 轴组件110从交接组件200朝远侧延伸。关节运动节段130可位于轴组件110的远侧端部,同时端部执行器150位于关节运动节段130的远侧。轴组件110可包括包封驱动特征结构的外部护套112和将交接组件200与关节运动节段130和端部执行器150联接的上述声学传输特征结构。轴组件110可相对于交接组件200围绕由外部护套112限定的纵向轴线旋转。此类旋转可一体地提供端部执行器150、关节运动节段130和轴组件110的旋转。当然,如果需要,可完全省去可旋转特征结构。

[0124] 关节运动节段130能够操作以将端部执行器150相对于由外部护套112限定的纵向轴线以各种侧向偏转角度选择性地定位。关节运动节段130可采用多种形式。例如,关节运动节段130可根据美国专利公布2012/0078247的一个或多个教导内容来进行构造,该专利的全文以引用方式并入。另选地或附加地,关节运动节段130可根据美国专利申请13/538,588和/或美国专利申请13/657,553的一个或多个教导内容来构造,这些专利申请中的每一

个的全文以引用方式并入。根据本文的教导内容,关节运动节段130可采用的各种其他合适形式对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。还应当理解,器械100的一些型式可省略关节运动节段130。

[0125] 如图6至图11所示,关节运动节段130可包括第一有棱纹的主体部分132和第二有棱纹的主体部分134,其中一对关节运动带140、142延伸穿过限定在有棱纹的主体部分132、134之间的接口处的通道。有棱纹的主体部分132、134可基本上纵向定位在柔性声波导166的凸缘136、138之间。关节运动带140、142的远侧端部可一体地固定到远侧凸缘136。关节运动带140、142还可穿过近侧凸缘138,然而关节运动带140、142可相对于近侧凸缘138滑动。

[0126] 关节运动带140的近侧端部可固定到第一驱动环250;而关节运动带142的近侧端部可固定到第二驱动环251。如图13和17所示,第一驱动环250包括环形凸缘252和向内突出的锚定件特征结构254;而第二驱动环251也包括环形凸缘253和向内突出的锚定件特征结构255。关节运动带140的近侧端部可牢固地固定在锚定件特征结构254内,而关节运动带142的近侧端部可牢固地固定在锚定件特征结构255内。驱动环250、251可滑动地设置在外护套112的近侧端部周围。外部护套112可包括一对纵向延伸的狭槽116、117,这两个狭槽被配置为分别接收锚定件特征结构254、255。狭槽116、117可允许驱动环250、251相对于外部护套112平移。当外部护套112围绕其纵向轴线旋转时,如下文更详细地描述的,锚定件特征结构254、255在狭槽116、117中的定位还可提供环250、251和关节运动带140、142围绕外部护套112的纵向轴线的旋转。

[0127] 如下文更详细的描述的,交接组件200能够操作以通过朝近侧拉动驱动环250而朝近侧拉动关节运动带140、142中的一个;同时允许关节运动带140、142中的另一个和驱动环251朝远侧平移。应当理解,当朝近侧拉动关节运动带140、142中的一个时,这将导致关节运动节段130弯曲,从而使端部执行器150以关节运动角度侧向偏转远离轴组件110的纵向轴线。具体地讲,端部执行器150将朝向朝近侧拉动的关节运动带140、142中的一个进行关节运动。在此类关节运动期间,关节运动带140、142中的另一个将由凸缘136朝远侧拉动。有棱纹的主体部分132、134和缩窄节段164可全部为足够柔性的以适应端部执行器150的上述关节运动。

#### [0128] C. 示例性机器人臂交接组件

[0129] 图5和图14至图18更详细地示出了交接组件200。如图所示,交接组件200包括基座202和外壳204。为清楚起见,外壳204仅在图4中示出并且在图5和图14至图18中省略。外壳204可包括包封驱动部件的壳体。在某些实施方案中,外壳204还可包括电子电路板、芯片和/或可被配置为识别器械100的其他特征结构。

[0130] 基座202被配置为接合机器人臂车40的底座72。虽然未示出,但应当理解,基座202还可包括一个或多个电触点和/或能够操作以与底座72的互补特征结构建立电连通的其他特征结构。轴支撑结构206从基座202向上延伸,并且可向轴组件110提供支撑,同时仍允许轴组件110旋转。仅以举例的方式,轴支撑结构206可包括轴套、轴承和/或有利于轴组件110相对于支撑结构206旋转的其他特征结构。

[0131] 如图5所示,基座202还包括可相对于基座202旋转的三个驱动盘220、240、260。盘220、240、260中的每个包括相应的一对一体的销钉222、242、262,这些销钉与在底座72的驱动元件中未示出的互补凹槽联接。在某些实施方案中,每对销钉中的一个销钉222、242、262

可更靠近对应的盘220、240、260的旋转轴线,以确保盘220、240、260相对于底座72的对应的驱动元件的正确角度取向。

[0132] 如图14至图16所示,驱动轴224、244、264从盘220、240、260中的每个一体地向上延伸。如下文更详细地描述的,盘220、240、260能够独立地操作以通过驱动轴224、244、264的独立旋转来提供轴组件110的独立旋转、关节运动节段130的弯曲以及闭合管176的平移。基座202还可包括不旋转或不驱动任何部件的空闲盘280。一对固定枢轴销钉282、284可从盘280一体地向上延伸。

[0133] 如图14至图16所示,第一螺旋齿轮226可牢固地固定到驱动轴224,使得对应的盘220的旋转提供第一螺旋齿轮226的旋转。第一螺旋齿轮226与牢固地固定在套筒232上的第二螺旋齿轮230啮合。套筒232被一体地固定到外部护套112。因此,第一螺旋齿轮226的旋转提供轴组件110的旋转。第一螺旋齿轮226围绕第一轴线的旋转被转换为第二螺旋齿轮230围绕与第一轴线正交的第二轴线的旋转。根据螺旋齿轮226、230的螺纹取向,第二螺旋齿轮230的顺时针(CW)旋转(自上而下观察)可导致轴组件110向轴组件110的近侧端部的CW旋转(从轴组件110的远侧端部观察)。同样根据螺旋齿轮226、230的螺纹取向,第二螺旋齿轮132的逆时针(CCW)旋转(自上而下观察)导致轴组件110向轴组件110的近侧端部的CCW旋转(从轴组件110的远侧端部观察)。因此,应当理解,轴组件110可通过旋转驱动轴224来致动。根据本文的教导内容,轴组件110可被旋转的其他合适的方式对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0134] 如图14至图16所示,一对圆柱形凸轮246、248牢固地固定到驱动轴244,使得对应的盘240的旋转提供凸轮246、248的旋转。凸轮246、248可各自偏心地安装到驱动轴244,使得凸轮246、248的纵向轴线从驱动轴244的纵向轴线偏离但与该驱动轴的纵向轴线平行。此外,凸轮246、248可以相反的方式偏移,使得凸轮246、248相对于驱动轴244在相反的方向上侧向突出。凸轮246、248可被定位以驱动枢转臂286、288。枢转臂286可与枢轴销钉282枢转地联接;而枢转臂288可与枢轴销钉284枢转地联接。第一驱动环250可穿过通过第一驱动臂286形成的开口287;而第二驱动环251可穿过通过第二驱动臂288形成的开口289。凸缘252、253可各自具有可大于对应的开口287、289的内径的外径。因此,凸缘252、253可限制环250、251相对于相应的驱动臂286、288的远侧移动。

[0135] 当驱动轴244旋转时,凸轮246、248中的一个将在对应的臂286、288上朝近侧推动,这取决于这些部件的定位和在旋转时凸轮246、248的角度位置。在一些情况下,凸轮246可朝近侧驱动臂288,使得臂288围绕销钉284CCW枢转(自上而下观察)。臂288将在此类枢转期间承靠凸缘253,从而朝近侧拉动环251和关节运动带142。关节运动带142的这种近侧移动将导致关节运动节段130弯曲,其中端部执行器150朝带142偏转。关节运动节段130的这种弯曲将朝远侧拉动关节运动带140,这继而将朝远侧拉动环250及其凸缘252。凸缘252的远侧移动将朝远侧驱动臂286,使得臂286围绕销钉282CW枢转(自上而下观察)。凸轮248可被取向成允许臂286的此类远侧枢转。当驱动轴244继续旋转时,或者如果驱动轴244在相反的方向上旋转,上述推动和拉动将最终反向。换句话讲,凸轮248可朝近侧驱动臂286,而凸轮246可允许臂288在关节运动节段130的弯曲期间朝远侧枢转,以提供端部执行器150朝向带140的偏转。因此,应当理解,关节运动节段130可通过旋转驱动轴244来致动。根据本文的教导内容,关节运动节段130可被致动的其他合适的方式对于本领域的普通技术人员而言将

是显而易见的。

[0136] 如图14至图16所示,圆柱形凸轮266可牢固地固定到驱动轴264,使得对应的盘260的旋转可提供凸轮266的旋转。凸轮266可偏心地安装到驱动轴264,使得凸轮266的纵向轴线可偏离但平行于驱动轴264的纵向轴线。凸轮266可设置在通过齿条270形成的长方形开口272中,该齿条可相对于基座202平移。齿条270包括侧向延伸的叉274。叉274可设置在驱动环178的环形凹槽278中,该环形凹槽可如上所述固定到闭合管176。凸轮266的构型和开口272的构型可提供一种关系,由此齿条270响应于驱动轴264和凸轮266的旋转而纵向平移。由于叉274和驱动环178之间的接合以及驱动环178和闭合管176之间的接合,齿条270的这种平移可提供闭合管176的平移。夹持臂152可通过旋转驱动轴264而被选择性地驱动远离或朝向超声刀160。根据本文的教导内容,夹持臂152可被致动的其他合适的方式对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

#### [0137] D. 示例性操作

[0138] 在使用中,臂车40可用于通过套管针将端部执行器150插入患者体内。当端部执行器150和轴组件110的一部分穿过套管针插入时,关节运动节段130可基本上为直的,并且夹持臂152可朝向超声刀160枢转。驱动轴224可旋转穿过与对应的盘220联接的底座72中的驱动特征结构,以相对于组织将端部执行器150定位在期望的角度取向。然后,驱动轴244可旋转穿过与对应的盘240联接的底座72中的驱动特征结构,以枢转或挠曲轴组件110的关节运动节段130,以便将端部执行器150相对于患者体内的解剖结构定位在期望的位置和取向。然后,驱动轴264可旋转穿过与对应的盘260联接的底座72中的驱动特征结构,以使夹持臂152远离超声刀160枢转,从而有效地打开端部执行器150。

[0139] 然后,通过致动与对应的盘260联接的底座72中的驱动特征结构,通过旋转驱动轴264以使闭合管176朝远侧前进,可在夹持垫154和超声刀160之间捕获解剖结构的组织。在一些情况下,这可涉及夹持形成限定患者体内的解剖结构(例如,血管、胃肠道的一部分、生殖系统的一部分等)的自然内腔的一部分的两层组织。然而,应当理解,器械100的实施方案可用于各种类型的组织和解剖位置。当在夹持垫154和超声刀160之间捕获组织时,超声换能器120可被激活以向超声刀160提供超声振动。这可在切断组织的同时使相邻组织细胞中的蛋白质变性,从而提供带有相对较少热扩散的促凝效果。

[0140] 轴组件110、关节运动节段130和端部执行器150的上述操作可根据需要在患者体内的各种位置重复多次。当操作者希望从患者体内取出端部执行器150时,驱动轴244可旋转穿过与对应的盘240联接的底座72中的驱动特征结构,以拉直关节运动节段130。驱动轴264可旋转穿过与对应的盘260联接的底座72中的驱动特征结构,以使夹持臂152朝向超声刀160枢转,从而有效地闭合端部执行器150。然后可使用臂车40将端部执行器150从患者和套管针中取出。根据本文的教导内容,器械100为可操作的并且可被操作的其他合适的方式对于本领域普通技术人员而言将是显而易见的。

#### [0141] III. 用于切割、凝结并密封组织的处理方案

##### [0142] A. 控制系统

[0143] 控制系统39可被配置为实现用于切割、凝结并密封组织的一个或多个处理方案。如下文详细讨论的,控制系统39可使用一个或多个计算机系统来实现,这些计算机系统也可在本文中被称作数字数据处理系统和可编程系统。



[0144] 可在数字电子电路、集成电路、专门设计的专用集成电路(ASIC)、现场可编程门阵列(FPGA)、计算机硬件、固件、软件和/或它们的组合中实现控制系统39的一个或多个方面或特征。这些不同方面或特征可包括一个或多个计算机程序中的具体实施,该一个或多个计算机程序是在包括至少一个可编程处理器的可编程系统上可执行的和/或可解释的,该至少一个可编程处理器可以是特殊的或通用的,耦合以从存储系统、至少一个输入装置和至少一个输出装置接收数据和指令并向它们传输数据和指令。可编程系统或计算机系统可包括客户端和服务端。客户端和服务端一般来讲彼此远程,并且通常通过通信网络进行交互。客户端和服务端的关系是借助于在各自计算机上运行的、彼此具有客户端-服务端关系的计算机程序得到的。

[0145] 这些计算机程序(也可称为程序、软件、软件应用程序、组件或代码)包括用于可编程处理器的机器指令,并且能够以高级程序语言、面向对象的编程语言、函数编程语言、逻辑编程语言来实现和/或以汇编/机器语言来实现。如本文所用,术语“机器可读介质”是指用来向可编程处理器提供机器指令和/或数据的任何计算机程序产品、设备和/或装置(例如,磁盘、光盘、存储器、可编程逻辑装置(PLD)),包括接收作为机器可读信号的机器指令的机器可读介质。术语“机器可读信号”是指用来向可编程处理器提供机器指令和/或数据的任何信号。机器可读介质可非暂态地存储此类机器指令,例如非瞬时固态存储器或磁性硬盘驱动器或任何等同的存储介质。另选地或除此之外,机器可读介质可以瞬态方式存储此类机器指令,例如处理器高速缓存或与一个或多个物理处理器核相关联的其它随机存取存储器。

[0146] 为提供与用户的交互,可在具有用于向用户显示信息的显示设备(诸如,例如阴极射线管(CRT)或液晶显示器(LCD)或发光二极管(LED)监视器)以及用户可向计算机提供输入的键盘和指向设备(例如鼠标、轨迹球等)的计算机上实现本文所述主题的一个或多个方面或特征。也可使用其它类型的装置来提供与用户的交互。例如,提供给用户的反馈可以是任何形式的感官反馈(例如,视觉反馈、听觉反馈或触觉反馈);并且可通过任何形式接收来自用户的输入,包括但不限于声音、语音或触觉输入。其它可能的输入装置包括但不限于触摸屏或其它触敏装置,诸如单点或多点电阻性或电容式触控板、语音识别硬件和软件、光学扫描仪、光学指针、数字图像捕获装置和相关联的解释软件等。

[0147] 控制系统39的示例性实施方案在图19中示出为计算机系统1900。如图所示,计算机系统1900包括可控制计算机系统1900的操作的一个或多个处理器1902。“处理器”在本文中也称为“控制器”。一个或多个处理器1902可包括任何类型的微处理器或中央处理单元(CPU),包括可编程通用或专用微处理器、和/或多种专有或可商购获得的单处理器系统或多处理器系统中的任一种。计算机系统1900也可包括一个或多个存储器1904,所述一个或多个存储器可为将由一个或多个处理器1902执行的代码或者为从一个或多个用户、存储设备和/或数据库获取的数据提供临时存储。存储器1904可包括只读存储器(ROM)、闪存存储器、一种或多种随机存取存储器(RAM)(例如,静态RAM(SRAM)、动态RAM(DRAM)或同步DRAM(SDRAM))和/或存储器技术的组合。

[0148] 计算机系统600的各种元件可联接到总线系统1912。所示出的总线系统1912是抽象的,其表示通过适当的桥接器、适配器和/或控制器连接的任何一个或多个单独的物理总线、通信线路/接口和/或多点或点对点连接。计算机系统600还可包括一个或多个网络接口



1906、可包括一个或多个接口部件的一个或多个输入/输出 (IO) 接口1908,以及一个或多个存储设备1910。

[0149] 一个或多个网络接口1906可使得计算机系统1900能够与远程设备(例如,联接到驱动系统驱动器盘220、240、260和/或发生器300的马达)通信。此类通信可在专用传输线、网络等上进行。例如,网络可为远程连接接口、以太网适配器和/或其他局域网(LAN)适配器的任何组合。一个或多个IO接口1908可包括一个或多个接口部件,以将计算机系统1900与其他电子设备(诸如位于一个或多个马达上的传感器)连接。对于非限制性示例,一个或多个IO接口1908可包括高速数据端口,诸如通用串行总线(USB)端口、1394端口、Wi-Fi、蓝牙等。另外,计算机系统1900可为人类用户可访问的,并且因此一个或多个IO接口1908可包括显示器、扬声器、键盘、指向设备和/或各种其他视频、音频或包括文字与数字的接口。一个或多个存储设备1910可包括用于以非易失性和/或非暂态性方式存储数据的任何常规介质。因此,存储设备1910可将数据和/或指令保持在持久状态,即,尽管中断对计算机系统1900的供电,仍保留一个或多个值。一个或多个存储设备1910可包括一个或多个硬盘驱动器、闪存驱动器、USB驱动器、光盘驱动器、各种介质卡、磁盘、光盘和/或它们的任何组合,并且可直接连接到计算机系统1900或者远程(诸如通过网络)连接到该计算机系统。在示例性实施方案中,一个或多个存储设备1910可包括被配置为存储数据的有形或非暂态计算机可读介质,例如硬盘驱动器、闪存驱动器、USB驱动器、光盘驱动器、介质卡、磁盘、光盘等。

[0150] 图19中所示的元件可为单个物理机器的元件中的一些或全部。此外,并非所有例示的元件都需要位于同一物理机器上或同一物理机器中。示例性计算机系统包括传统台式计算机、工作站、小型计算机、膝上型计算机、平板计算机、个人数字助理(PDA)、移动电话等。

[0151] 计算机系统1900可包括web浏览器,该web浏览器用于:检索网页或其他标记语言流,(在视觉上、听觉上或以其他方式)呈现这些页面和/或流,在这些页面/流上执行脚本、控件和其他代码,接受关于这些页面/流的用户输入(例如,出于完成输入字段的目的),发布关于这些页面/流或其他方面的超文本传输协议(HTTP)请求(例如,用于从完成的输入字段中提交服务器信息)等等。网页或其它标记语言可以是超文本标记语言(HTML)或其它传统形式,包括嵌入式可扩展标记语言(XML)、脚本、控件等。计算机系统1900也可包括用于生成网页和/或将网页递送到客户端计算机系统的web服务器。

[0152] 在示例性实施方案中,计算机系统1900可作为单个单元提供,诸如,作为单个服务器、作为单个塔、容纳在单个外壳内等。单个单元可为模块化的,使得其各方面可根据需要换入和换出,例如升级、替换、维护等,而不会中断系统的任何其他方面的功能。因此,单个单元也可以是可扩展的,具有作为附加模块添加的能力和/或期望和/或改善现有模块的附加功能。

[0153] 计算机系统还可包括多种其它软件和/或硬件组件中的任一种,包括(作为非限制性示例)操作系统和数据库管理系统。尽管本文描绘和描述了示例性计算机系统,但应当理解,这是出于普遍性和方便性的原因。在其它实施方案中,计算机系统的架构和操作可与这里示出和描述的不同。

[0154] B. 使用超声外科器械的组织处理

[0155] 如上所述,使用超声外科器械切割、凝结并密封组织可通过超声刀的压力和超声

刀的超声振动的组合来实现。图20A至图20C示意性地示出了此过程。图20A示出了在与超声外科器械接触之前血管2000的横截面。如图所示,血管2000可包括外层或动脉外膜2002、中间层或介质2004,以及内层或内膜2006。当向血管2000施加足够的压缩力或夹持力 $F_c$ 时,中间层2004可裂开,从而仅留下完整的外层2002和内层2006。随后,在保持夹持力 $F_c$ 的同时,超声能量可施加到超声外科器械的超声刀,如图20C中进一步示出。超声刀的振动可将机械能量传递到血管2000,从而破坏氢键并通过摩擦产生热。这种摩擦热可使血管2000内的蛋白质变性,从而形成可密封血管2000的凝结物2010。一旦血管2000被密封,超声刀的振动也可用于切割血管2000。

#### [0156] a. 抑制组织粘附的组织处理方案

[0157] 一般来讲,如上文所讨论的,端部执行器150被配置为夹持、切割并凝结组织。例如,端部执行器150可被配置为接收位于夹持臂152和超声刀160之间的组织,其中在打开位置中将夹持臂152与超声刀160分离的距离的尺寸可被设计为接收预定厚度的组织。夹持臂152朝向超声刀160的移动可向设置在夹持臂152和超声刀160之间的组织施加夹持力,同时将超声能量传输到超声刀160(例如,超声频率下的机械振动)可凝结并切割组织。

[0158] 在使用超声外科器械切割组织期间遇到的一个问题是组织粘附到超声刀。当粘附发生时,移除超声刀可引起组织撕裂和额外的出血。因此,控制系统39的实施方案可被配置为提供减少或消除组织粘附到超声刀的可能性的处理方案。如下文更详细地讨论的,在将超声能量传输到超声刀160之前或期间,夹持力可在预定水平之间改变,以抑制组织粘附到超声刀160。

[0159] 图21示出了用可抑制组织粘附到超声外科器械100的超声外科器械(例如,外科器械100)来夹持、凝结并切割组织的组织处理方案的一个示例性实施方案。图21的A部分呈现了由夹持臂152施加到组织的夹持力随时间变化。图21的B部分呈现了递送到超声刀160的超声振动的相应振幅随时间变化。如下文所讨论的,控制系统39可实现处理方案,使得在以三种控制模式将超声振动传输到超声刀160之前施加到组织的夹持力可改变。

[0160] 在第一控制模式中,在将超声能量传输到超声刀160之前,将逐渐增大的夹持力施加到设置在夹持臂152和超声刀160之间的组织。当夹持臂处于位移控制下时,夹持力从最小夹持力 $F_{min}$ 增大至最大夹持力 $F_{max}$ 达预定第一夹持时间 $t_{c1}$ 。在一个实施方案中,最小夹持力 $F_{min}$ 可为约零,最大夹持力 $F_{max}$ 可从约5磅至约7磅的范围选择,并且第一夹持时间 $t_{c1}$ 可从约1秒至约4秒的范围选择。

[0161] 第二控制模式可在第一控制模式之后立即进行,并且其在将超声振动传输到超声刀160之前进行。如图所示,第二控制模式包括在夹持臂处于位移控制下的同时保持最大夹持力 $F_{max}$ 达预定第二夹持时间 $t_{c2}$ 。第二夹持时间 $t_{c2}$ 可从约0.75秒至约2秒的范围选择(例如,约1秒)。相对较高的最大夹持力 $F_{max}$ 可确保组织的中间层(例如,2004)分离,如图20B所示。

[0162] 第三控制模式可在第二控制模式之后立即进行,并且其可在将超声振动传输到超声刀160期间进行。如图所示,第三控制模式包含将夹持力减小到介于最小夹持力 $F_{min}$ 和最大夹持力 $F_{max}$ 之间(例如,约最大夹持力 $F_{max}$ 的一半)的处理夹持力 $F_{treat}$ 。第三控制模式还包括保持处理夹持力 $F_{treat}$ 达预定处理时间 $t_t$ 。在一个实施方案中,处理夹持力 $F_{treat}$ 可从约3磅至5.5磅的范围选择并且处理时间 $t_t$ 可为约18秒。夹持力从最大夹持力 $F_{max}$ 减小到处理夹持

力 $F_{\text{treat}}$ 和在处理时间 $t_t$ 期间在负载控制中保持处理夹持力可确保夹持力足以确保超声刀160和组织之间的良好接触,而不会施加可趋于导致组织粘附到超声刀160上的相对高的夹持力。

[0163] 在处理时间 $t_t$ 期间,传输到超声刀160的超声振动的峰值振幅可在最小超声振幅 $A_{\text{min}}$ 和最大超声振幅 $A_{\text{max}}$ 之间改变。如图所示,介于最小超声振幅 $A_{\text{min}}$ 和最大超声振幅 $A_{\text{max}}$ 之间的超声振幅 $A_1$ 可在第二夹持时间 $t_{c2}$ 之后立即传输到超声刀160达处理时间 $t_t$ 的第一部分 $t_{t1}$ 。最小超声振幅 $A_{\text{min}}$ 可在处理时间 $t_t$ 的第一部分 $t_{t1}$ 之后立即传输到超声刀160达处理时间 $t_t$ 的第二部分 $t_{t2}$ 。在一个实施方案中,最小超声振幅 $A_{\text{min}}$ 可为 $A_{\text{max}}$ 的约50%,并且超声振幅 $A_1$ 可从 $A_{\text{max}}$ 的约80%至约100%的范围选择。在一个实施方案中, $A_{\text{max}}$ 可为约77 $\mu\text{m}$ 。在一个实施方案中, $t_{t1}$ 可为约1秒并且 $t_{t2}$ 可为约16秒。

[0164] 处理时间 $t_t$ 的第一部分 $t_{t1}$ 和第二部分 $t_{t2}$ 可延长超过处理时间 $t_t$ 的大部分。中间超声振幅 $A_1$ 和处理时间 $t_t$ 的第一部分 $t_{t1}$ 可被配置为将组织快速加热至足以形成凝结物2010的温度并开始超声切割凝结物2010。最小超声振幅 $A_{\text{min}}$ 和处理时间 $t_t$ 的第二部分 $t_{t2}$ 可被配置为确保凝结物2010的程度足够并继续切割组织。

[0165] 最大振幅 $A_{\text{max}}$ 可在处理时间 $t_t$ 的第二部分 $t_{t2}$ 之后立即被传输到超声刀160达处理时间 $t_t$ 的第三部分 $t_{t3}$ 。最大超声振幅 $A_{\text{max}}$ 和处理时间 $t_t$ 的第三部分 $t_{t3}$ 可被配置为确保组织被完全切割。在一个实施方案中, $t_{t3}$ 可为约1秒。

[0166] 图22示出了用于抑制组织粘附到超声外科器械的处理方案的另一个示例性实施方案。图22的A部分呈现了由夹持臂152施加到组织的夹持力随时间变化。图22的B部分呈现了递送到超声刀160的超声振动的相应振幅随时间变化。如下文所讨论的,控制系统39可实现处理方案,使得在以四种控制模式将超声振动传输到超声刀160期间施加到组织的夹持力改变。

[0167] 在第一控制模式中,在将超声能量传输到超声刀160之前,将逐渐增大的夹持力施加到设置在夹持臂152和超声刀160之间的组织。当夹持臂处于位移控制下时,夹持力从最小夹持力 $F'_{\text{min}}$ 增大至处理夹持力 $F'_{\text{treat}}$ 达预定第一夹持时间 $t'_{c1}$ 。处理夹持力 $F'_{\text{treat}}$ 可为介于最小夹持力 $F'_{\text{min}}$ 和最大夹持力 $F'_{\text{max}}$ 之间的夹持力。在一个实施方案中,最小夹持力 $F'_{\text{min}}$ 可为约2.5磅,处理夹持力 $F'_{\text{treat}}$ 可从约3磅至3.5磅的范围选择,并且最大夹持力 $F'_{\text{max}}$ 可为约5.5磅。

[0168] 第二控制模式可在第一控制模式之后立即进行,并且其可在将超声振动传输到超声刀160之前进行。如图所示,第二控制模式包括在夹持臂处于位移控制下的同时保持处理夹持力 $F'_{\text{treat}}$ 达预定第二夹持时间 $t'_{c2}$ 。处理夹持力 $F'_{\text{treat}}$ 可被配置为分离组织的中间层(例如,2004),如图20B所示。

[0169] 第三控制模式可在第二控制模式之后立即进行,并且其可在处理时间 $t'_t$ 的一部分期间进行,在该期间超声振动被传输到超声刀160。如图所示,第三控制模式包括将夹持力从处理夹持力 $F'_{\text{treat}}$ 增大至最大夹持力 $F_{\text{max}}$ 并且保持最大夹持力 $F'_{\text{max}}$ 达负载控制下的处理时间 $t'_t$ 的预定第一部分 $t'_{t1}$ 。在一个实施方案中,处理时间 $t'_t$ 可为约0.5秒。

[0170] 同时,介于最小超声振动振幅 $A'_{\text{min}}$ 和最大超声振动振幅 $A'_{\text{max}}$ 的超声振动振幅 $A'_1$ 可被传输到超声刀160。夹持力从处理夹持力 $F_{\text{treat}}$ 增大至最大夹持力 $F_{\text{max}}$ 并在负载控制中保持最大夹持力 $F_{\text{max}}$ 达处理时间的第一部分 $t'_{t1}$ 可确保该夹持力将中间层2004分离。可选择相

对适度的超声振动振幅以提供组织凝结,同时还减小当夹持力高时组织粘附的可能性。

[0171] 第四控制模式可在第三控制模式之后立即进行,并且其也可在处理时间 $t'_t$ 的一部分期间进行,在该期间超声振动被传输到超声刀160。如图所示,第三控制模式包括将夹持力从最大夹持力 $F'_{max}$ 降低至处理夹持力 $F'_{treat}$ 并保持处理夹持力 $F'_{treat}$ 达负载控制下的处理时间 $t'_t$ 的预定第二部分 $t'_{t2}$ 、第三部分 $t'_{t3}$ 以及第四部分 $t'_{t4}$ 。在一个实施方案中, $t'_{t2}$ 可为约0.75秒, $t'_{t3}$ 可为约16秒,并且 $t'_{t4}$ 可为约1秒。

[0172] 同时,传输到超声刀160的超声振动的振幅可改变。例如,大于超声振动振幅 $A'_1$ 的超声振动振幅 $A'_2$ 可在处理时间 $t'_t$ 的第二部分 $t'_{t2}$ 期间被传输到超声刀160。随后,超声振动振幅 $A'_3$ 可在处理时间 $t'_t$ 的第三部分 $t'_{t3}$ 期间被传输到超声刀160,之后是最大超声振动振幅 $A'_{max}$ 在处理时间 $t'_t$ 的第四部分 $t'_{t4}$ 被传输。在一个实施方案中,最小超声振幅 $A'_{min}$ 可为 $A'_{max}$ 的约50%,超声振幅 $A'_1$ 可为 $A'_{max}$ 的约80%,超声振幅 $A'_2$ 可从 $A'_{max}$ 的约85%至 $A'_{max}$ 的约90%的范围选择。在一个实施方案中,最大超声振幅 $A'_{max}$ 可为约77 $\mu m$ 。

[0173] 超声振动振幅从 $A'_1$ 增大至 $A'_2$ 可被配置为确保组织的凝结在组织内延伸足够的距离以跨越待分离的区域。最小超声振动振幅 $A'_{min}$ 可足够大以提供组织切割。因此,超声振动振幅从 $A'_2$ 降低至 $A'_{min}$ 可被配置为确保在超声刀160切割组织时不发生组织粘附。超声振动振幅从 $A'_{min}$ 增大至 $A'_{max}$ 可被配置为确保在处理时间 $t'_t$ 结束时切断组织。

#### [0174] b. 用于抑制夹持垫损坏的组织处理方案

[0175] 如上所述,在机器人外科手术中,与传统手动外科器械相比,用户12、12' 可具有更少的直接触觉反馈。这种触觉反馈的缺乏可导致不确定组织横切是否已完成。因此,当已夹持且超声振动被传输到超声刀160时,用户12、12' 可能需要时间来旋转外科器械以可视化和验证由外科器械100形成的密封件。然而,在完成组织横切并且夹持臂152完全闭合的情况下,夹持垫154可接触振动超声刀160。如果与夹持垫154长时间接触,则超声刀160可切割并/或烧损夹持垫154。根据损坏的严重程度,可能有必要更换夹持垫154,导致时间和费用消耗。因此,控制系统39的实施方案可被配置为在超声外科器械100的使用期间抑制对夹持垫154的损坏。

[0176] 例如,控制系统39可监测施加到组织上的夹持力(例如,通过感测施加到联接到驱动系统驱动盘220、240、260的马达的扭矩)。当组织的切割和密封完成时,控制系统39可使向用户12、12' 提供音频和/或视觉指示(例如,可听音调),以指示横切完成并放松超声刀上的压力。例如,控制器30可包括与控制系统39通信并被配置为提供音频和/或视觉指示的一个或多个音频和/或视频部件(例如,显示器34)。

[0177] 在提供音频和/或视频指示之后超声刀160与夹持垫154接触达大于预定时间的情况下,控制系统39可被配置为进一步调节夹持力和传输到超声刀160的超声振动的振幅中的至少一者。例如,当超过预定时间时,控制系统39可命令夹持臂152降低夹持力。这可允许用户继续以较轻的夹持力将超声振动传输到超声刀160,从而在不损坏夹持垫154的情况下改善用户体验的感觉和/或响应。

#### [0178] c. 用于施加张力以完成横切的组织处理方案

[0179] 采用超声外科器械(诸如外科器械22)施加张力以完成组织横切可为有利的。该张力可加速组织横切的完成,限制超声外科器械100中的热量积聚,并且由于组织横切相对快速的完成而抑制对夹持垫的损坏(例如,垫烧损)。然而,使用机器人外科器械可能难以施加

轻微的张力,因为机器人外科器械可保持完全稳定。因此,控制系统39的实施方案可被配置为在接近结束组织横切时将足够的张力施加到组织。

[0180] 例如,控制系统39被配置为监测由端部执行器150在位移控制下操作时施加到组织的夹持力。当接近完成组织横切时,所施加的力随着夹持垫154开始接触超声刀160而增大。在感测到夹持力达到预定的夹持阈值之后,控制系统39使得超声外科器械100通过远离组织(例如,向上和向后)的轻微移动施加张力。另选地或附加地,控制系统39可减少夹持压力以防止衬垫烧损和热量积聚,如上文所讨论的。在感测到夹持力达到预定的夹持阈值或在预定时间延迟之后,可立即执行这些操作中的任一者或两者。此外,这些操作中的任一者或两者可由用户12、12' 使用控制系统39来配置,并且可被激活、关闭或修改(例如,预定的夹持阈值、预定的延迟等)。

#### [0181] d. 用于维持恒定超声振幅的组织处理方案

[0182] 如上文所讨论的,超声外科器械100的实施方案可被配置为允许使用关节运动阶段130来进行端部执行器150的关节运动,诸如弯曲。例如,端部执行器150相对于超声外科器械100的纵向轴线的关节运动角度可通过驱动轴244的旋转来控制。然而,随着关节运动角度的增加,传输到超声刀160的超声振动可衰减。因此,控制系统39的实施方案被配置为补偿该衰减。

[0183] 在一个方面,控制系统39被配置为测量端部执行器150的关节运动角度。例如,控制系统39可在驱动轴244旋转时进行测量,以便测量端部执行器150的关节运动角度。在另一方面,控制系统39可采用控制器30来接收来自用户12、12' 的输入,以命令端部执行器150的关节运动。作为响应,控制系统39可被配置为基于所测量的端部执行器150的关节运动角度来缩放所命令的超声振动振幅,以便补偿超声衰减。控制系统39可在端部执行器150的关节运动期间执行该缩放。

[0184] 图23的曲线图中示出了超声振动振幅和端部执行器150的关节运动角度之间的一种示例性缩放关系。如图所示,超声振动振幅通常随着端部执行器关节运动从最小关节运动角度(例如,约0°)增大至最大关节运动角度(例如,约45°)而增大,与低关节运动角度相比,在高关节运动角度下反映更大程度的超声衰减。在某些实施方案中,超声振幅的变化速率可随关节运动角度增大而增大。例如,超声振动振幅在约0°下可为约100%,并且超声振动振幅在约45°的关节运动角度下可为约141%。在另选的实施方案中,超声振幅的变化速率可大致恒定(虚线)。即,超声振幅可与关节运动角度成正比。

[0185] 应当理解,根据超声外科器械100的构型,超声振动振幅与端部执行器150的关节运动角度之间的关系可采用其他形式。这种关系的形式可根据经验、理论或它们的组合来确定。

#### [0186] C. 超声和射频外科器械组合

[0187] 在另外的实施方案中,外科器械100可被配置为通过单独施加射频(RF)能量或结合超声振动来提供组织凝结。RF能量为可介于200千赫兹(kHz)至1兆赫兹(MHz)的频率范围内的电能形式。如下文更详细地讨论的,器械100可将低频RF能量传输通过组织,这会引离子振荡或摩擦,实际上造成电阻加热,从而使组织的温度升高。由于受影响的组织与周围组织之间经常形成明显的边界,因此用户12、12' 可在不损伤相邻的非目标组织的情况下以高精度度和控制水平进行操作。RF能量的低操作温度可用于在密封血管的同时移除软组

织、收缩软组织或对软组织造型。RF能量可尤其良好地用于结缔组织,该结缔组织主要由在经受加热时收缩的胶原构成。

[0188] 为了有利于将RF能量递送到组织,发生器300包括电源和被配置为向安装到端部执行器150的一个或多个电极提供RF能量的控制模块。被配置为驱动超声换能器120和RF电极的发生器的示例在名称为“Modular Battery Powered Hand-Held Surgical Instrument With Curved End Effectors Having Asymmetric Engagement Between Jaw and Blade”的美国专利公布2017/0202609中更详细地讨论,该专利公布全文以引用方式并入。

[0189] 图24A示出了被配置为向组织递送超声振动和RF能量的端部执行器2400的示例性实施方案的侧视图。端部执行器2400包括钳口构件2402和轴2404。钳口构件2402可围绕枢转点2406枢转并限定枢转角度。在某些方面,枢转点2406可类似于上文讨论的一对臂156和销钉170。

[0190] 图24B示出了图24A的端部执行器2400的另一个侧视图,该侧视图具有局部剖面图以暴露钳口构件2402和超声刀2410的底层结构。超声刀2410可与上文讨论的超声刀160相同。电极2412牢固地安装到钳口构件2402。电极2412可电联接到包含在发生器300的一部分内的RF驱动电路,该发生器被配置为将RF能量递送到电极2412(例如,RF驱动电路702)。

[0191] 电极2412被配置为将RF能量施加到位于钳口构件2402和超声刀2410之间的组织。图24C为暴露超声刀2410的端部执行器2400的局部剖视图以及分别包括右电极2412a和左电极2412b的电极2412的实施方案。钳口构件2402和超声刀2410可在近侧端部处较宽并且在远侧端部处较窄。另外,钳口构件2402和超声刀2410可在远侧端部处相对于近侧端部限定更多的曲率。柔软的电绝缘垫2414可设置在第一电极2412a和第二电极2412b之间。在一个方面,电绝缘垫2414可邻近高密度聚合物垫2416定位,以防止超声刀2410使电极2412a、2412b短路。在一个方面,垫2414、2416可由聚四氟乙烯(PTFE)聚合物和共聚物形成。由流过组织的电流所产生的热量可在组织内和/或在组织之间形成止血密封,并因此可尤其适用于例如密封血管。

[0192] 在一个实施方案中,端部执行器2400可被构造用于双极或单极操作。在双极操作期间,电流可被电极2412引入到组织中,并且通过超声刀2410从组织返回。在单极操作期间,电流可被电极2412引入到组织中,并且通过单独位于患者身体上的返回电极(例如,接地垫)返回。

[0193] RF能量可在EN 60601-2-2:2009+A11:2011,定义201.3.218-高频率中所述的频率范围内,其全文以引用方式并入。例如,单极RF应用中的频率通常可被限制为小于5MHz。然而,在双极RF应用中,频率可采用任何期望的值。单极应用可使用高于200kHz的频率,以避免由于使用低频电流而导致对神经和肌肉的不希望的刺激。如果风险分析显示神经肌肉刺激的可能性已减小至可接受的水平,则双极应用可使用较低频率。一般来讲,可避免高于5MHz的频率以便使与高频泄漏电流相关联的问题最小化。然而,就双极应用而言,可使用较高的频率。在某些实施方案中,10mA可为对组织的热效应的下限阈值。发生器300和端部执行器2400的实施方案的进一步讨论可见于名称为“Modular Battery Powered Hand-Held Surgical Instrument With Curved End Effectors Having Asymmetric Engagement Between Jaw and Blade”的美国专利公布2017/0202609中,该专利公布全文以引用方式并

入。

[0194] a.利用马达扭矩保持处理力并将RF能量选择性地递送到组织的处理方案

[0195] 当使用电动外科器械向组织递送RF能量时,可期望在施加到组织的夹持力达到预定范围之前抑制RF能量向组织的递送。当夹持力在该范围内并且随后将RF能量递送到组织时,即使组织厚度动态地变化(例如,降低),也可正确地密封外层2002和内层2006。

[0196] 在非电动外科器械中,可采用大波形弹簧来补偿组织厚度的变化,以在预定范围内施加夹持力。然而,在电动外科器械中,在端部执行器的致动由马达驱动的情况下,这种弹簧可非常难以控制。因此,本公开的实施方案可提供其中省略了波形弹簧的电动外科器械。控制系统39可被配置为实施通过在位移或负载控制下选择性地控制端部执行器的闭合来达到在预定范围内的夹持力的处理方案。这样,用户可采用电动外科器械进行相对精细的工作,例如扩张解剖和组织操纵。

[0197] 图25为示出包括操作2502-2514的方法2500的示例性实施方案的流程图,这些操作用于精细控制端部执行器的闭合以使用马达而非例如波形弹簧来达到在预定范围内的夹持力。下文在采用使用端部执行器2400的超声外科器械100的机器人外科系统10的语境中详细讨论了方法2500的实施方案。然而,如上所述,本发明所公开的实施方案也可与手持式电动外科器械一起使用。方法2500的附加实施方案可省略图25所示的操作中的一者或多者或添加附加操作,并且可无限制地按照与所示出和所描述的操作不同的顺序来执行操作。

[0198] 在操作2502中,用户12、12'可使用控制器30来命令钳口构件2402采用本位位置。一般来讲,钳口构件2402被配置为在打开位置和闭合位置之间移动。在打开位置,钳口构件2402的闭合程度可为大约0%,而在闭合位置,钳口构件2402的闭合程度可为大约100%。为了易于本文参考,将假设打开位置为本位位置。然而,应当理解,打开位置可为打开位置和闭合位置之间并且包括打开位置和闭合位置的任何预定位置。

[0199] 在操作2504中,用户12、12'可使用控制器30来命令钳口构件2402采用选定的闭合程度。

[0200] 一般来讲,钳口构件2402在位置控制下的移动使用接收位置命令作为目标设定点,而不考虑由于这种移动而施加到组织的力。当组织相对薄时以这种方式移动钳口可为有利的,因为低程度的闭合可导致施加小于预定最小夹持力 $F_{\min}$ 的夹持力(例如,用于将RF能量递送到组织的夹持力低于期望的夹持力)。然而,如果组织相对厚,则以这种方式移动钳口是不利的,因为即使低程度的闭合也可导致施加高于预定最大力 $F_{\max}$ 的夹持力(例如,用于将RF能量递送到组织的夹持力大于期望的夹持力)。因此, $F_{\min}$ 和 $F_{\max}$ 表示施加到组织用于将RF能量递送到组织的期望的夹持力范围。

[0201] 在操作2506和2510中,控制系统39确定所接收的命令是否在位置控制中执行。如图所示,在操作2506中,控制系统39确定闭合程度是否小于阈值闭合(例如,约90%)。如果是,则方法2500移动到操作2510。在操作2510中,控制系统39确定控制钳口构件2402的位移的马达的扭矩是否大于阈值扭矩 $\tau_{\min}$ 。在这种语境下,扭矩可用于近似测量夹持力。例如,由控制钳口构件2402的位移的马达(例如,能够操作以使驱动轴264旋转的马达)施加的扭矩的量可与由钳口构件2402施加到组织的夹持力相关。因此, $\tau_{\min}$ 可与 $F_{\min}$ 相关。该扭矩检查可确保即使闭合程度相对较低,夹持力也不超过 $F_{\max}$ 。如果组织相对厚,并且钳口构件2402可



以相对较少的闭合接触组织,则可出现这种情况。如果由控制系统测量的马达扭矩小于阈值扭矩 $\tau_{\min}$ ,表示对组织施加相对低的夹持力,则方法2500可移动到操作2512,其中在位置控制下控制钳口构件2402的闭合。

[0202] 另选地,如果钳口闭合的程度大于阈值扭矩或者马达扭矩大于阈值扭矩 $\tau_{\min}$ ,则方法2500可移动到操作2514。在操作2514中,在负载控制中执行钳口构件2402的控制,以达到在约 $F_{\min}$ 和 $F_{\max}$ 之间的范围内的预选水平的夹持力。在负载控制中,控制系统39采用马达扭矩的测量值来控制介于约 $F_{\min}$ 和 $F_{\max}$ 之间的范围的预选水平的夹持力,从而对应于 $\tau_{\min}$ 和 $\tau_{\max}$ 。例如,由能够操作以旋转驱动轴264的马达消耗的电流可用于测量该马达的马达扭矩。

[0203] 图26示出了马达扭矩随钳口构件2402的位移变化的示例性曲线图。如图所示,对于给定的组织,当马达扭矩小于 $\tau_{\min}$ 时,钳口构件位移相对低(例如,小于 $\delta_1$ )。因此,钳口闭合的程度可低于阈值闭合和阈值扭矩 $\tau_{\min}$ ,并且钳口构件可处于位移控制之下。在该方案中,马达扭矩一般可随着钳口构件位移的增大而升高,从而表示钳口构件2402朝闭合位置的移动并使夹持力升高。如下文更详细地讨论的,由于夹持力比期望的低,因此抑制了RF能量向组织的递送。

[0204] 然而,当马达扭矩升高至 $\tau_{\min}$ 时,可在负载控制下由控制系统39执行对钳口构件2402的位移的控制。在这种方案中,控制系统39可忽略从用户12、12'接收到的任何位移设定点,并且相反,钳口构件2402的闭合可基于扭矩的设定点来控制(例如,介于最小扭矩 $\tau_{\min}$ 和最大扭矩 $\tau_{\max}$ 之间的扭矩)以导致施加介于 $F_{\min}$ 和 $F_{\max}$ 之间的夹持力。

[0205] 在端部执行器2400不完全压缩设置在夹持臂152和超声刀160之间的组织的情况下,也可期望限制将RF能量施加到组织。如果在关键组织(例如血管)上采用相对高的RF能量水平而没有基本上完全的压缩,则可导致死亡。在非电动外科器械中,此类功能可通过确定外科器械已完全闭合的闭合开关来实现。

[0206] 为了在没有开关的电动外科器械中提供这种功能,控制系统39使用钳口闭合的程度来确定用户12、12'是否可向组织递送相对高的RF能量水平。在一个方面,当钳口闭合处于位移控制下时,控制系统39可抑制RF能量向组织的递送。在另一方面,当钳口闭合处于负载控制下并且钳口闭合小于完全闭合时,控制系统可允许递送小于预定RF能量阈值的RF能量。如果用户12、12'请求递送大于预定阈值RF能量的RF能量,则控制系统39可使得控制器30提供通知(例如,音频和/或视觉通知)。在另一方面,当钳口闭合处于负载控制下并且钳口闭合完全闭合时,控制系统可允许递送大于预定阈值RF能量的RF能量。

#### [0207] b. 基于递送到组织的能量来改变夹持力的处理方案

[0208] 在另外的实施方案中,控制系统39可被配置为基于递送到组织的能量(例如,超声振动、RF能量以及它们的组合)改变施加到由端部执行器夹持的组织的压缩力。这种灵活性可允许组合电动外科器械执行用于横切大组织的“羽化”技术,同时确保此类组织被烧灼并且任何血管在横切前被适当凝结并密封。

[0209] 在一个实施方案中,控制系统39被配置为确定待横切的组织的厚度。如下文所详细讨论的,可使用确定组织的相对厚度(例如,相对薄或相对厚的组织)来选择随后在羽化处理期间是在位移(例如,速度)控制下还是在负载控制下对组织施加压缩力。

[0210] 图27为钳口构件2402的闭合位移 $\delta_c$ 。(A部分)和施加到设置在钳口构件2402和超声刀160之间的组织的夹持力 $F_c$ 。(B部分)随时间变化的曲线图。在组织以这种方式定位的情况



下,钳口构件2402可在位置控制下以大于最小夹持速度 $v_{\min}$ 的第一夹持速度 $v_{c1}$ 朝向闭合位置移动。例如,第一夹持速度 $v_{c1}$ 可为约0.03英寸/秒并且最小夹持速度 $v_{\min}$ 可从约0.005英寸/秒至约0.01英寸/秒的范围选择。在某些实施方案中,第一夹持速度 $v_{c1}$ 可为恒定的,如图27的A部分(顶部)所示的位移时间轨迹的恒定斜率所示。

[0211] 当钳口构件2402接触组织时,施加到组织的压缩力 $F_c$ 增大。当压缩力 $F_c$ 超过夹持力阈值 $F_o$ 时,记录闭合时间 $t_c$ 。假设夹持速度 $v_{c1}$ 是恒定的,也可确定对应的闭合位移 $\delta_c$ 。通过将闭合时间 $t_c$ 与阈值时间 $t_o$ 进行比较或将闭合位移 $\delta_c$ 与阈值位移 $\delta_o$ 进行比较,可对组织厚度进行相对测量。例如,如果闭合时间 $t_c$ 小于阈值时间 $t_o$ 或闭合位移 $\delta_c$ 小于阈值位移 $\delta_o$ (曲线X),则确定组织为厚的,因为钳口构件2402以相对较小的量移动以接触组织。相比之下,如果闭合时间 $t_c$ 大于阈值时间 $t_o$ 或闭合位移 $\delta_c$ 大于阈值位移 $\delta_o$ (曲线Y),则确定组织为薄的,因为钳口构件2402以相对较大的量移动以接触组织。在某些实施方案中,阈值位移 $\delta_o$ 可为约0.065英寸,厚度 $\delta_{c1}$ 可为约0.06英寸,并且厚度 $\delta_{c2}$ 可为约0.08英寸。

[0212] 图28为示出了钳口构件2402的夹持速度 $v_c$ 、施加到组织的夹持力 $F_c$ 以及递送到端部执行器2400的各种能量(例如,超声振动能量和RF能量)的相对振幅针对厚组织随时间变化的示例性实施方案的曲线图。如图所示,组织可经受一系列包括夹持、羽化和密封的组织处理。如下文所详细讨论的,夹持处理被配置为用端部执行器2400抓持组织,羽化处理被配置为凝结组织,并且密封处理被配置为进一步凝结组织并切割组织。

[0213] 在图28的实施方案中,假设组织为厚的,并且夹持和羽化处理在负载控制下进行。当在负载控制下夹持时,夹持力 $F_c$ 可从大约零开始,并且一旦钳口构件2402接触组织,该夹持力可快速上升至第一处理力 $F_1$ 。第一处理力 $F_1$ 可在最小夹持力 $F_{\min}$ 和第二处理力 $F_2$ 之间选择。在某些实施方案中,第二处理力可在夹持和羽化处理期间为夹持力 $F_c$ 的局部最大值。例如,第一处理力 $F_1$ 可从约0.25磅至约0.5磅之间的范围选择(例如,约0.5磅),并且第二处理力 $F_2$ 可从约1磅至约1.5磅之间的范围选择,最大夹持力 $F_{\max}$ 可为约2.5磅。

[0214] 图28还示出了在夹持处理期间将能量递送到端部执行器2400。在某些实施方案中,在夹持处理期间将RF能量递送到电极2412被省略,而将超声振动传输到超声刀2410。如图所示,超声振动可具有从最小超声振幅 $A_{\min}$ 和最大超声振幅 $A_{\max}$ 之间选择的第一振幅 $A_1$ 。例如, $A_{\min}$ 可为 $A_{\max}$ 的约25%, $A_1$ 可从 $A_{\max}$ 的约60%至 $A_{\max}$ 的约80%的范围选择。

[0215] 在夹持处理期间,夹持速度 $v_c$ 可从零增大至第二夹持速度 $v_{c2}$ 。例如,第二夹持速度 $v_{c2}$ 可在夹持和羽化处理期间为夹持速度的局部最大值,并且该第二夹持速度可为约0.025英寸/秒。在某些实施方案中,第二夹持速度 $v_{c2}$ 可与第一夹持速度 $v_{c1}$ 相同。钳口构件2402可在夹持处理的整个持续时间内以第二夹持速度 $v_{c2}$ 移动(例如,直到夹持力 $F_c$ 上升至第一处理力 $F_1$ 并且羽化处理开始)。

[0216] 图28还示出了羽化处理的示例性实施方案。一般来讲,羽化处理可被配置为凝结设置在钳口构件2402和超声刀160之间的组织。如图28所示,当在负载控制下执行羽化处理时,夹持力 $F_c$ 保持在约第一处理力 $F_1$ 。在某些实施方案中,第一处理力 $F_1$ 在羽化处理的整个持续时间内大致恒定。相似地,超声振动的振幅保持在约 $A_1$ ,并且递送到超声刀160的RF能量保持在大致恒定的水平。

[0217] 还可观察到,在羽化处理期间夹持速度 $v_c$ 一般可随时间而降低。 $v_c$ 的这种降低可源自于组织的机械性质的变化,该组织的机械性质的变化是由于摩擦(例如,超声刀2410的机

械振动)引起的组织的凝结以及从电极2412递送到组织的RF能量。即,组织的机械性质可在羽化处理期间随时间而变化。因此,随着在负载控制下时间流逝,夹持速度 $v_c$ 可足以保持第一处理力 $F_1$ 。控制系统39可在羽化处理期间保持第一处理力 $F_1$ ,前提条件是 $v_c$ 大于最小夹持速度 $v_{min}$ 。如果夹持速度 $v_c$ 降低至最小夹持速度 $v_{min}$ ,则控制系统39可根据第二示例性实施方案在负载控制下执行羽化,下文将更详细地讨论。

[0218] 密封处理可在羽化处理之后立即进行,并且该密封处理可由控制系统39在负载控制下控制。一般来讲,密封操作可被配置为同时凝结并切割由端部执行器2400夹持的组织。密封操作响应于检测到满足了触发条件而开始。在一个实施方案中,触发条件可为钳口构件2402到预定闭合程度的移动(例如,钳口构件2402移动到与超声刀2410的预定距离)。钳口构件2402的闭合程度可由如上文所讨论的控制系统39监测。在另一个实施方案中,触发条件可为偏离速度设定点达阈值量或夹持力 $F_c$ 上升至最大夹持力 $F_{max}$ 的预定百分比,如下文在位移(速度)控制下的羽化处理的第三示例性实施方案的语境中更详细地讨论的。

[0219] 在密封操作中,钳口构件2402移动到闭合位置,并且夹持力从 $F_1$ 增大至最大夹持力 $F_{max}$ 。夹持速度 $v_c$ 可急剧升高至大于第一夹持速度 $v_{c1}$ 的水平,同时夹持力升高至 $F_{max}$ 并且随后降低至约零。即,一旦达到闭合位置并且将最大夹持力 $F_{max}$ 施加到组织,钳口构件2402就不会在闭合件中移动。如上文所讨论的,钳口构件2402的完全闭合可确保血管的中间层2004分离。最大夹持力 $F_{max}$ 可为所有组织处理操作上的全局最大力,并且该最大夹持力可从约2.5磅至约3.6磅的范围选择。

[0220] 同时,可改变传输到超声刀2410的超声振动的振幅和传输到电极2412的RF能量,以有利于组织的凝结和切割。如图28的A部分所示,超声振动的振幅短暂地增大至最大振幅 $A_{max}$ 以提供用于凝结组织的摩擦加热。随后,超声振动的振幅降低至大于最小振幅但小于第一振幅 $A_1$ 的第二振幅 $A_2$ 。例如, $A_2$ 可为 $A_{max}$ 的约50%。超声振动振幅的这种降低可与RF能量的振幅增大至最大值同步。RF能量的这种增大可被配置为进一步促进组织的凝结。随后,超声振动振幅可再次增大至最大振幅 $A_{max}$ 以促进组织切割,同时RF能量的振幅降低至零。

[0221] 在密封操作之后,钳口构件2402可打开以释放组织。如图28的B部分所示,夹持力 $F_c$ 从最大夹持力 $F_{max}$ 降低至约零。同时,如图28的C部分所示,钳口构件2402的速度采用表示钳口的打开的负值。

[0222] 图29示出了在负载控制下羽化处理的第二示例性实施方案。在上文讨论的第一实施方案中(实线),夹持速度 $v_c$ 保持大于最小夹持速度 $v_{min}$ 。在羽化处理的该第二实施方案中,夹持速度 $v_c$ 降低至大约等于 $v_{min}$ 的水平。这种情况下,当夹持速度 $v_c$ 降低至 $v_{min}$ 时,则如图29的A部分和B部分的虚线所示增大夹持力以保持夹持速度 $v_c$ 至少等于 $v_{min}$ ,而不是保持夹持力 $F_c$ 在整个羽化处理期间处于第一处理力 $F_1$ 。如上文所讨论的,当确定满足了触发条件时,羽化处理的第二实施方案结束并且密封处理开始。

[0223] 图30示出了位置控制下的羽化处理的第三示例性实施方案。如上文所讨论的,当确定组织为薄组织时,可采用位置控制。在负载(实线)下的第一实施方案中,允许夹持速度 $v_c$ 降低,同时保持第一处理力 $F_1$ 。相比之下,羽化处理的该第三实施方案最初将夹持速度 $v_c$ 保持在第三夹持速度 $v_{c3}$ ,同时允许夹持力 $F_c$ 从第一处理力 $F_1$ 改变。第三夹持速度 $v_{c3}$ 可大致恒定。在某些实施方案中,第三夹持速度 $v_{c3}$ 可与第一夹持速度 $v_{c1}$ 相同。

[0224] 根据在羽化处理期间由 $v_{c3}$ 产生的夹持力 $F_c$ ,夹持速度 $v_c$ 可保持恒定或改变。如果

夹持力 $F_c$ 保持小于第二夹持力 $F_2$ ,则控制系统39在整个羽化处理期间保持第三夹持力 $v_{c3}$ 。然而,如果夹持力 $F_c$ 升高到第二夹持力 $F_2$ 的水平(例如,在时间 $t_2$ 处),则夹持速度从第三夹持速度 $v_{c3}$ 降低至大于最小夹持速度 $v_{min}$ 的第四夹持速度 $v_{c4}$ 。可在时间 $t_3$ 处达到第四夹持速度 $v_{c4}$ ,足够将夹持力 $F_c$ 保持在小于第二处理力 $F_2$ 的水平(例如,介于第一处理力 $F_1$ 和第二处理力 $F_2$ 之间)直到在时间 $t_4$ 处结束羽化处理。当确定满足了触发条件时,羽化处理的第二实施方案可结束并且密封处理可开始。在一个实施方案中,时间 $t_2$ 和时间 $t_3$ 之间的时间段可在从约0.5秒至约1.5秒的范围内。在另一个实施方案中,时间 $t_3$ 和时间 $t_4$ 之间的时间段可在从约1秒至约4秒的范围内。

[0225] 如上文所讨论的,触发条件可为偏离速度设定点达阈值量。该触发条件可由下列中的任一个满足:夹持速度 $v_c$ 偏离第三夹持速度 $v_{c3}$ 或第四夹持速度 $v_{c4}$ 达预定阈值夹持速度 $\Delta v_c$ 。

[0226] 在另一个实施方案中,触发条件可为夹持力 $F_c$ 升高至最大夹持力 $F_{max}$ 的预定百分比。

### [0227] III. 杂项

[0228] 应当理解,本文所述的器械的任何型式可包括除上述那些之外或作为上述那些的替代的各种其他特征结构。仅以举例的方式,本文所述的器械中的任一者还可包括公开于以引用方式并入本文的各种参考文献中的任一者的各种特征结构中之一者或多者。

[0229] 尽管主要在电外科器械的语境中描述了本文的示例,但是应当理解,本文的各种教导内容可易于应用于多种其他类型的装置。仅以举例的方式,本文的各种教导内容可易于应用于其他类型的电外科器械、组织抓取器、组织恢复囊配置器械、手术缝合器、外科施夹钳、超声外科器械等。

[0230] 在本文的教导内容应用于电外科器械的型式中,应当理解,本文的教导内容可易于应用于由俄亥俄州辛辛那提市的(Cincinnati, Ohio) Ethicon Endo-Surgery, Inc. 制造的ENSEAL<sup>®</sup>组织密封装置。除此之外或另选地,应当理解,本文的教导内容可易于与以下中的一者或多者的教导内容组合:2002年12月31日公布的名称为“Electrosurgical Systems and Techniques for Sealing Tissue”的美国专利6,500,176,其公开内容以引用方式并入本文;2006年9月26日公布的名称为“Electrosurgical Instrument and Method of Use”的美国专利7,112,201,其公开内容以引用方式并入本文;2006年10月24日公布的名称为“Electrosurgical Working End for Controlled Energy Delivery”的美国专利7,125,409,其公开内容以引用方式并入本文;2007年1月30日公布的名称为“Electrosurgical Probe and Method of Use”的美国专利7,169,146,其公开内容以引用方式并入本文;2007年3月6日公布的名称为“Electrosurgical Jaw Structure for Controlled Energy Delivery”的美国专利7,186,253,其公开内容以引用方式并入本文;2007年3月13日公布的名称为“Electrosurgical Instrument”的美国专利7,189,233,其公开内容以引用方式并入本文;2007年5月22日公布的名称为“Surgical Sealing Surfaces and Methods of Use”的美国专利7,220,951,其公开内容以引用方式并入本文;2007年12月18日公布的名称为“Polymer Compositions Exhibiting a PTC Property and Methods of Fabrication”的美国专利7,309,849,其公开内容以引用方式并入本文;2007年12月25日公布的名称为“Electrosurgical Instrument and Method of Use”的美国专利7,311,

709,其公开内容以引用方式并入本文;2008年4月8日公布的名称为“Electrosurgical Instrument and Method of Use”的美国专利7,354,440,其公开内容以引用方式并入本文;2008年6月3日公布的名称为“Electrosurgical Instrument”的美国专利7,381,209,其公开内容以引用方式并入本文;2011年4月14日公布的名称为“Surgical Instrument Comprising First and Second Drive Systems Actuatable by a Common Trigger Mechanism”的美国专利公布2011/0087218,其公开内容以引用方式并入本文;2012年5月10日公布的名称为“Motor Driven Electrosurgical Device with Mechanical and Electrical Feedback”的美国公布2012/0116379,其公开内容以引用方式并入本文;2012年3月29日公布的名称为“Control Features for Articulating Surgical Device”的美国公布2012/0078243,其公开内容以引用方式并入本文;2012年3月29日公布的名称为“Articulation Joint Features for Articulating Surgical Device”的美国专利公布2012/0078247,其公开内容以引用方式并入本文;2013年1月31日公布的名称为“Surgical Instrument with Multi-Phase Trigger Bias”的美国专利公布2013/0030428,其公开内容以引用方式并入本文;以及/或者2013年1月31日公布的名称为“Surgical Instrument with Contained Dual Helix Actuator Assembly”的美国专利公布2013/0023868,其公开内容以引用方式并入本文。根据本文的教导内容,可将本文的教导内容应用于电外科器械的其他合适方式对本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0231] 在本文的教导内容应用于外科缝合器械的型式中,应当理解,本文的教导内容可与以下美国专利申请中的一者或多者的教导内容组合,这些专利的公开内容以引用方式并入本文:美国专利7,380,696;美国专利7,404,508;美国专利7,455,208;美国专利7,506,790;美国专利7,549,564;美国专利7,559,450;美国专利7,654,431;美国专利7,780,054;美国专利7,784,662;和/或美国专利7,798,386。根据本文的教导内容,可将本文的教导内容应用于外科缝合器械的其他合适方式对本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0232] 还应当理解,本文的教导内容可易于应用于本文所引用的任何其他参考文献中所述的任何器械,使得本文的教导内容可易于以多种方式与本文所引用的任何参考文献中的教导内容组合。可结合本文的教导内容的其他类型的器械对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

[0233] 应当理解,据称以引用方式并入本文的任何专利、专利公布或其他公开材料,无论是全文或部分,仅在所并入的材料与本公开中所述的现有定义、陈述或者其他公开材料不冲突的范围内并入本文。因此,并且在必要的程度下,本文明确列出的公开内容代替以引用方式并入本文的任何冲突材料。据称以引用方式并入本文但与本文列出的现有定义、陈述或其它公开材料相冲突的任何材料或其部分,将仅在所并入的材料与现有的公开材料之间不产生冲突的程度下并入。

[0234] 上文所述型式可被设计成在单次使用后丢弃,或者其可被设计成使用多次。在任一种情况下或两种情况下,可对这些型式进行修整以在至少一次使用之后重复使用。修整可包括拆卸装置、之后清洁或替换特定零件以及后续重新组装步骤的任何组合。具体地讲,可拆卸一些型式的装置,并且可以任何组合来选择性地替换或移除装置的任意数量的特定零件或部分。在清洁和/或替换特定部件时,该装置的一些型式可在修复设施处重新组装或者在即将进行手术之前由用户重新组装以供随后使用。本领域的技术人员将会理解,修整

装置可利用各种技术来进行拆卸、清洁/替换和重新组装。此类技术的使用以及所得的修复装置均在本申请的范围内。

[0235] 仅以举例的方式,本文描述的类型可在手术之前和/或之后消毒。在一种消毒技术中,将所述装置放置在闭合且密封的容器诸如塑料袋或TYVEK袋中。然后可将容器和装置放置在可穿透容器的辐射场中,诸如 $\gamma$ 辐射、x射线或高能电子。辐射可杀死装置上和容器中的细菌。然后可将经消毒的装置储存在无菌容器中,以供以后使用。还可使用本领域已知的任何其他技术对装置进行消毒,所述技术包括但不限于 $\beta$ 辐射或 $\gamma$ 辐射、环氧乙烷或蒸汽。

[0236] 已经示出和描述了本发明的各种实施方案,可在不脱离本发明的范围的情况下由本领域的普通技术人员进行适当修改来实现本文所述的方法和系统的进一步改进。已经提及了若干此类可能的修改,并且其他修改对于本领域的技术人员而言将显而易见。例如,上文所讨论的示例、实施方案、几何形状、材料、尺寸、比率、步骤等是例示性的而非必需的。因此,本发明的范围应根据以下权利要求书来考虑,并且应理解为不限于说明书和附图中示出和描述的结构和操作的细节。

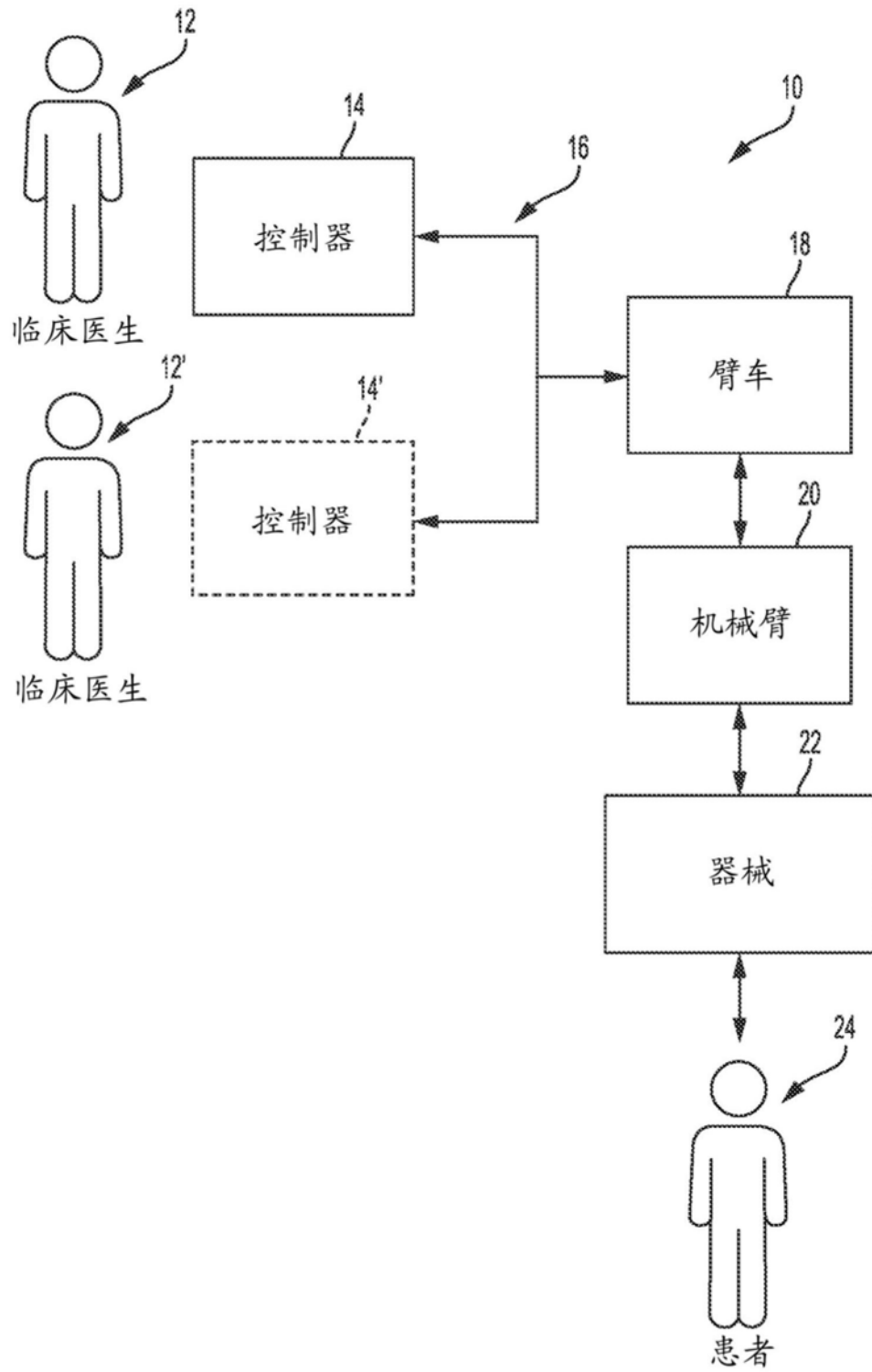


图1

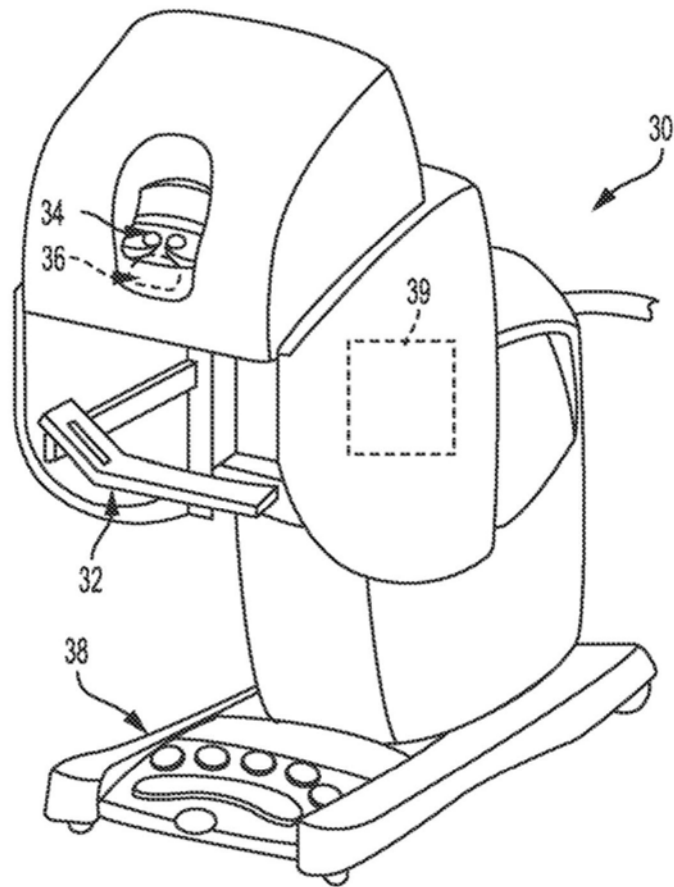


图2

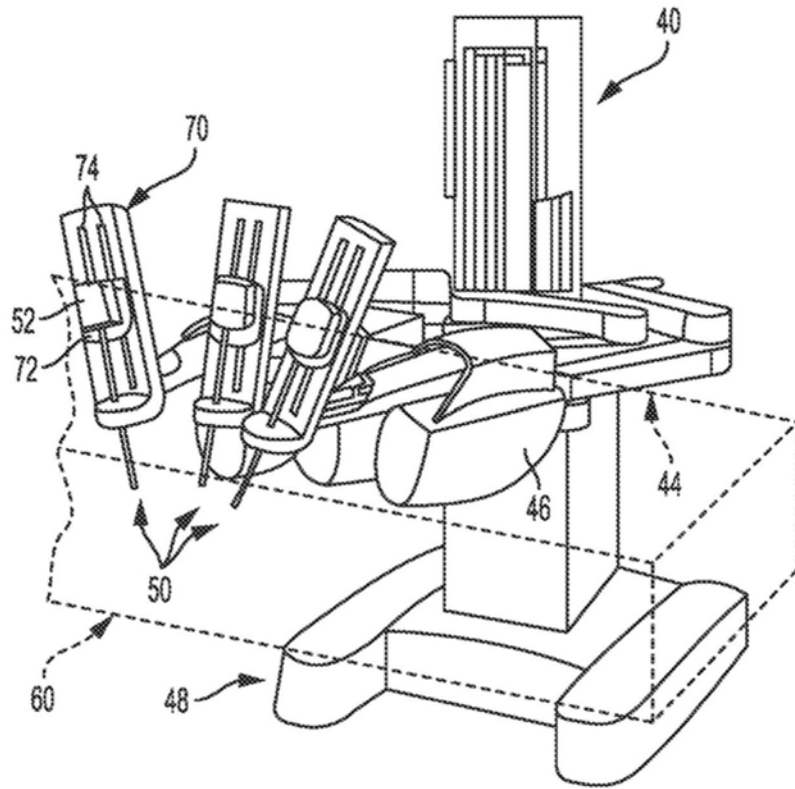


图3



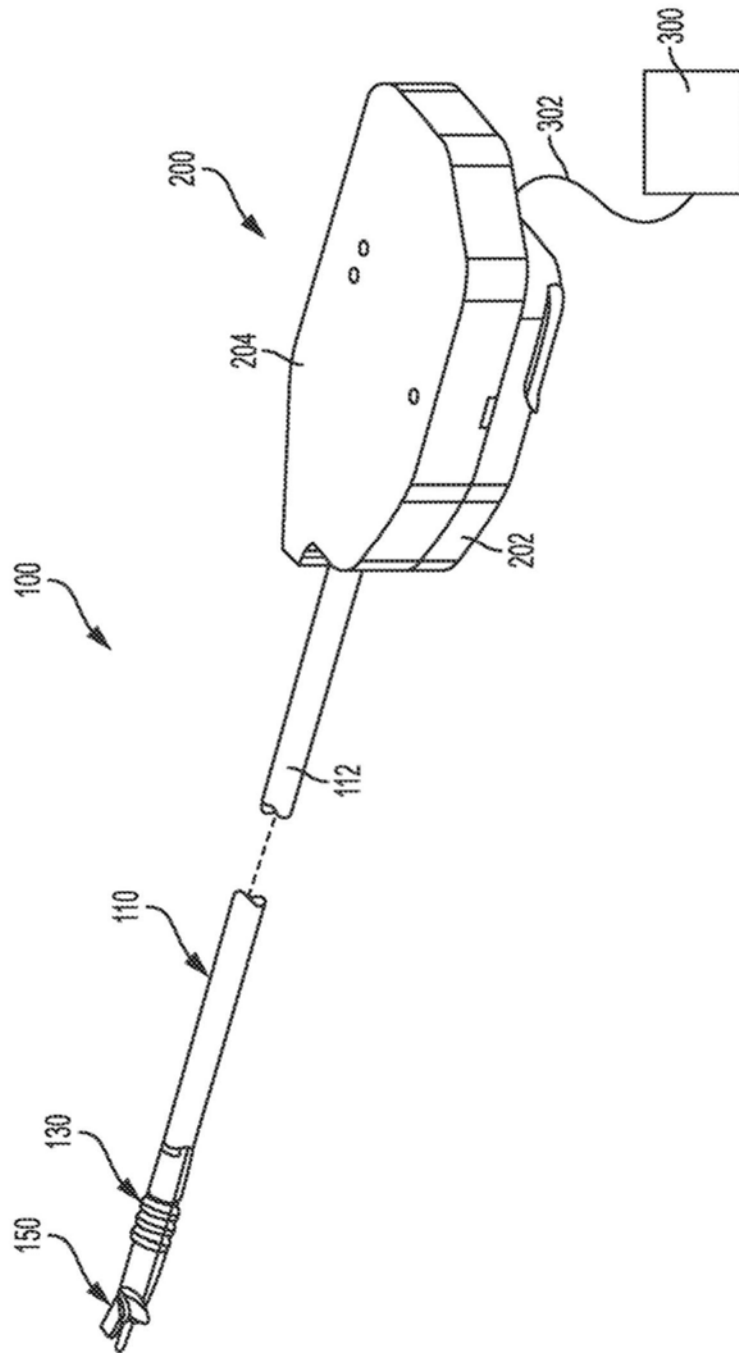


图4

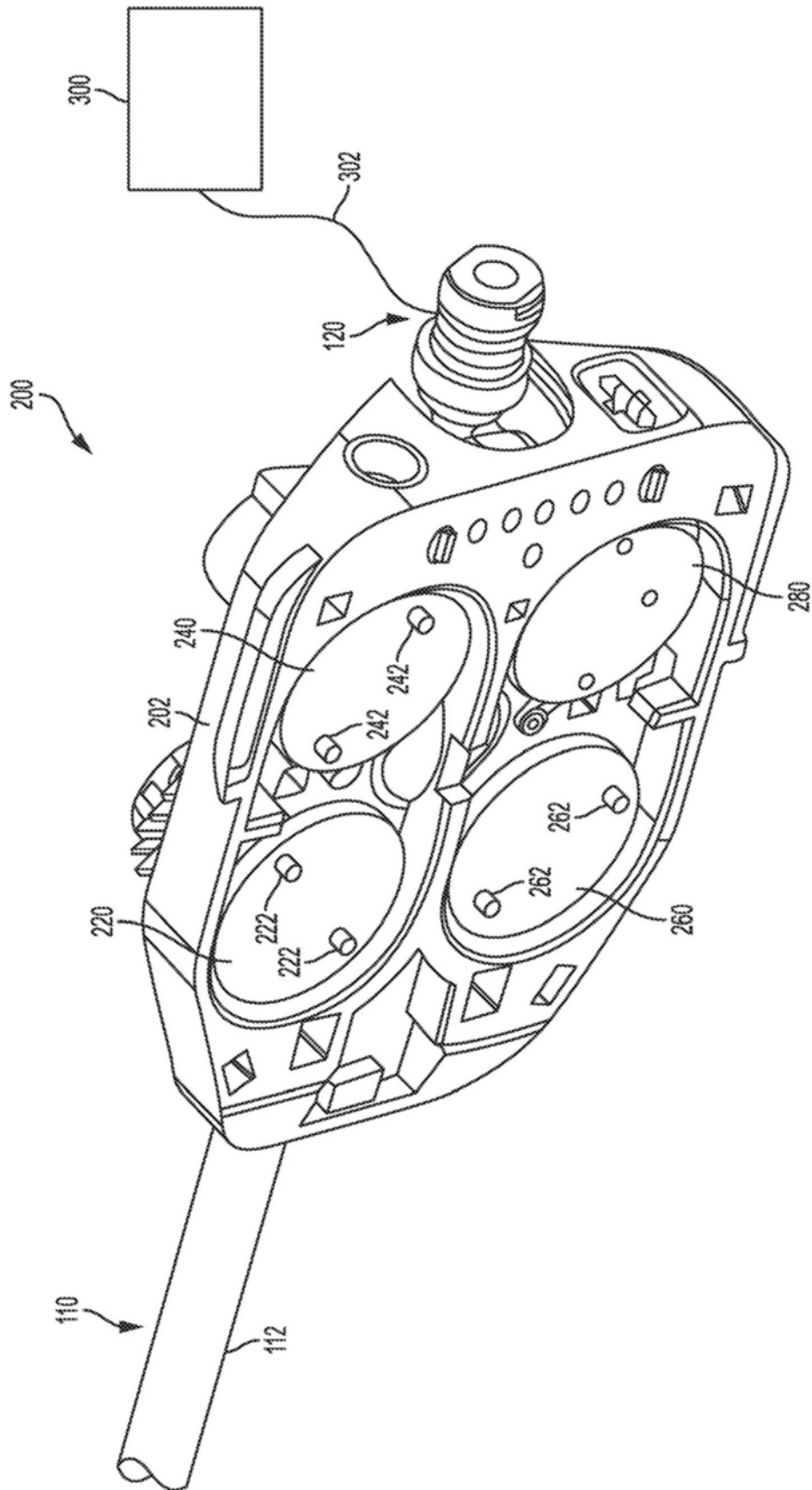


图5

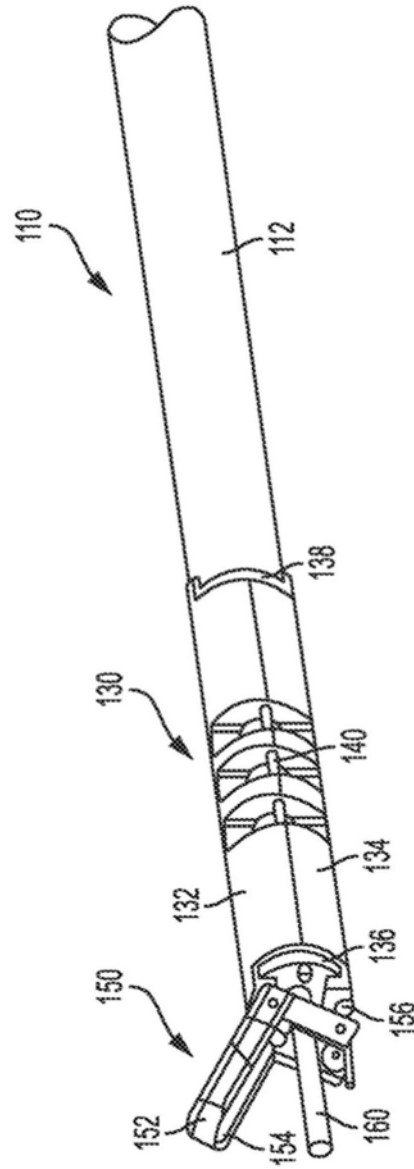


图6

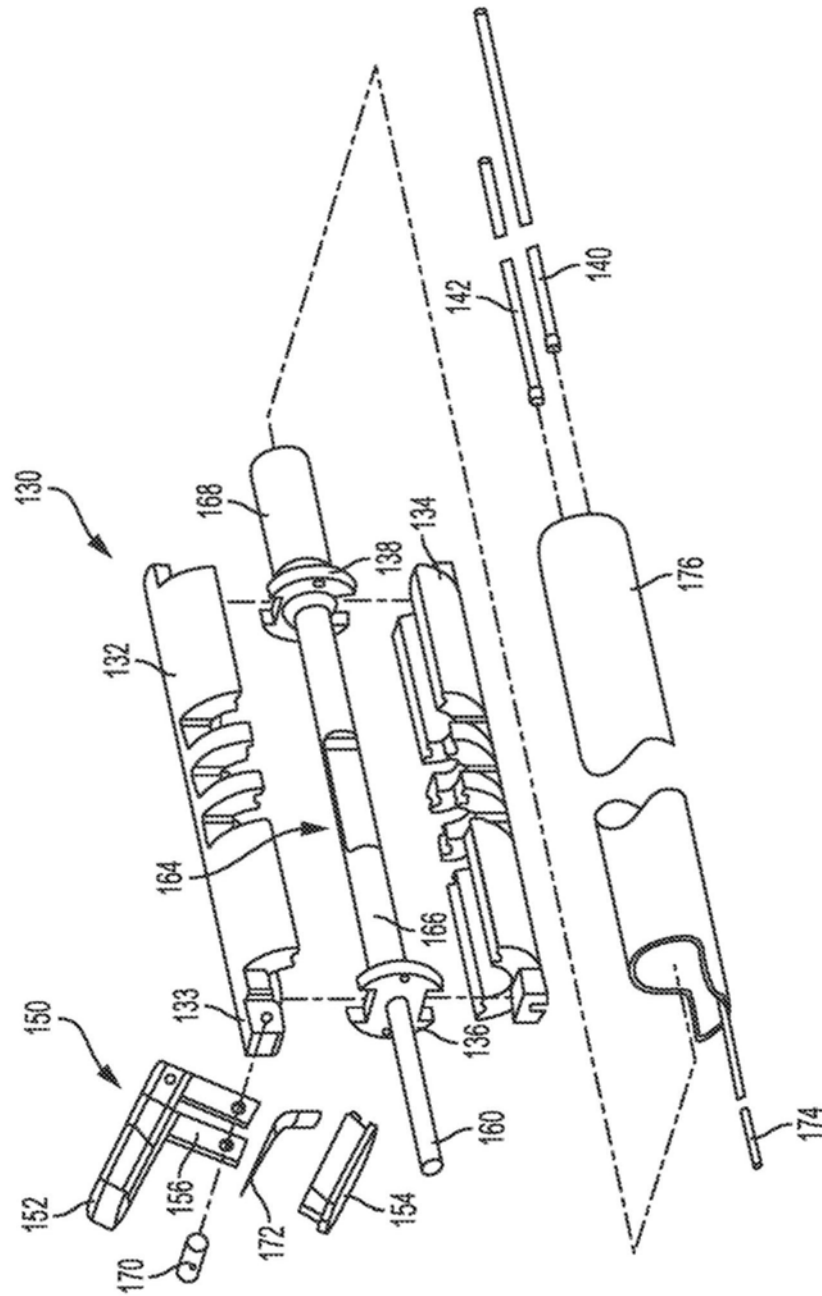


图7

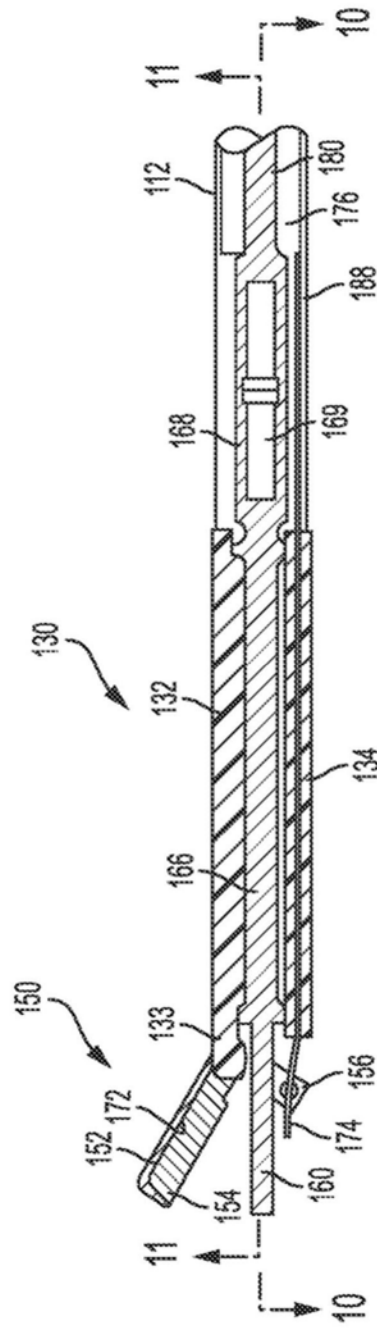


图8

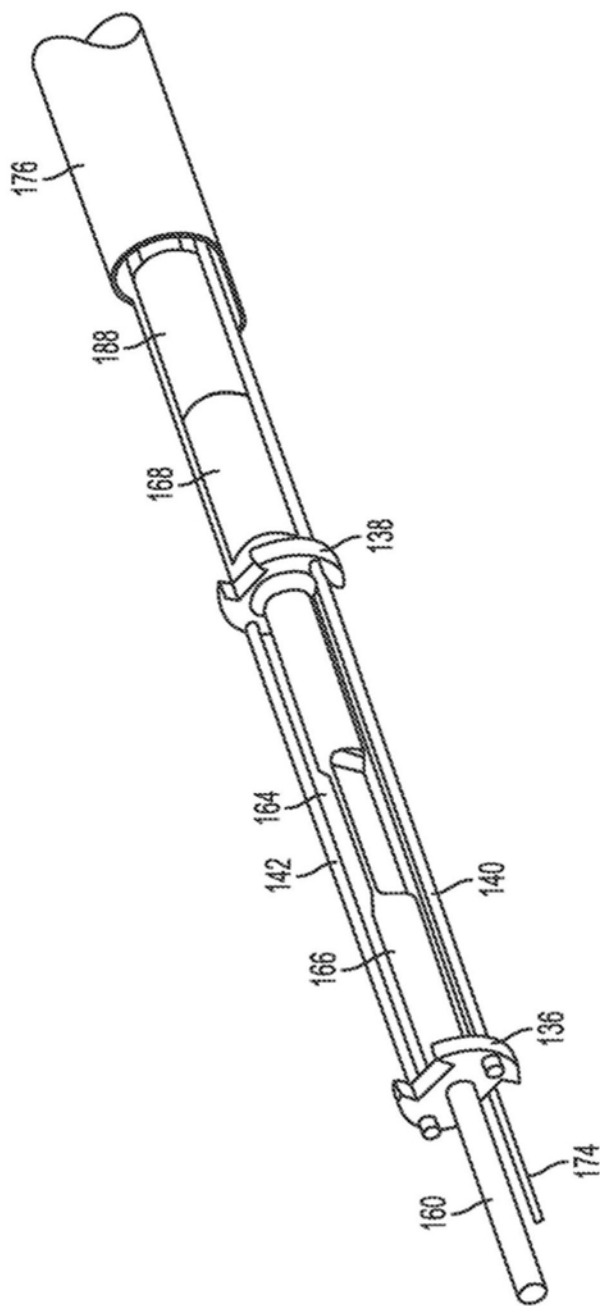


图9

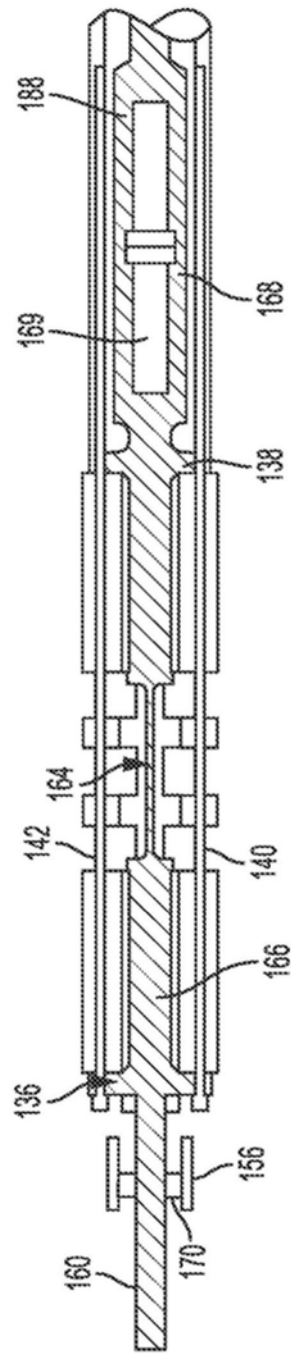


图10

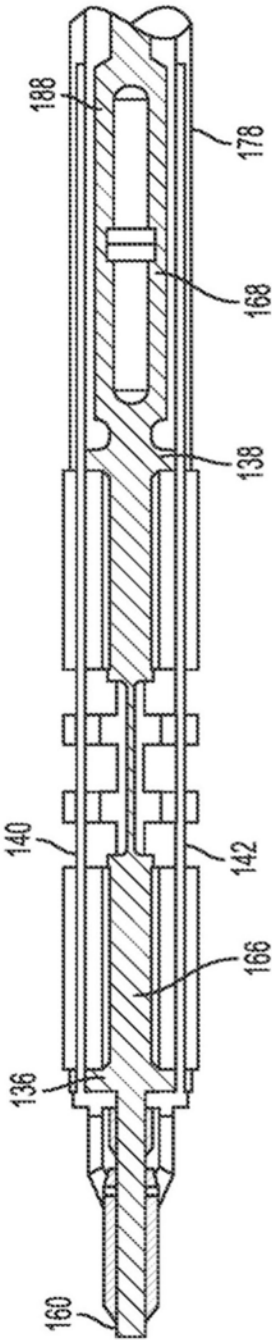


图11



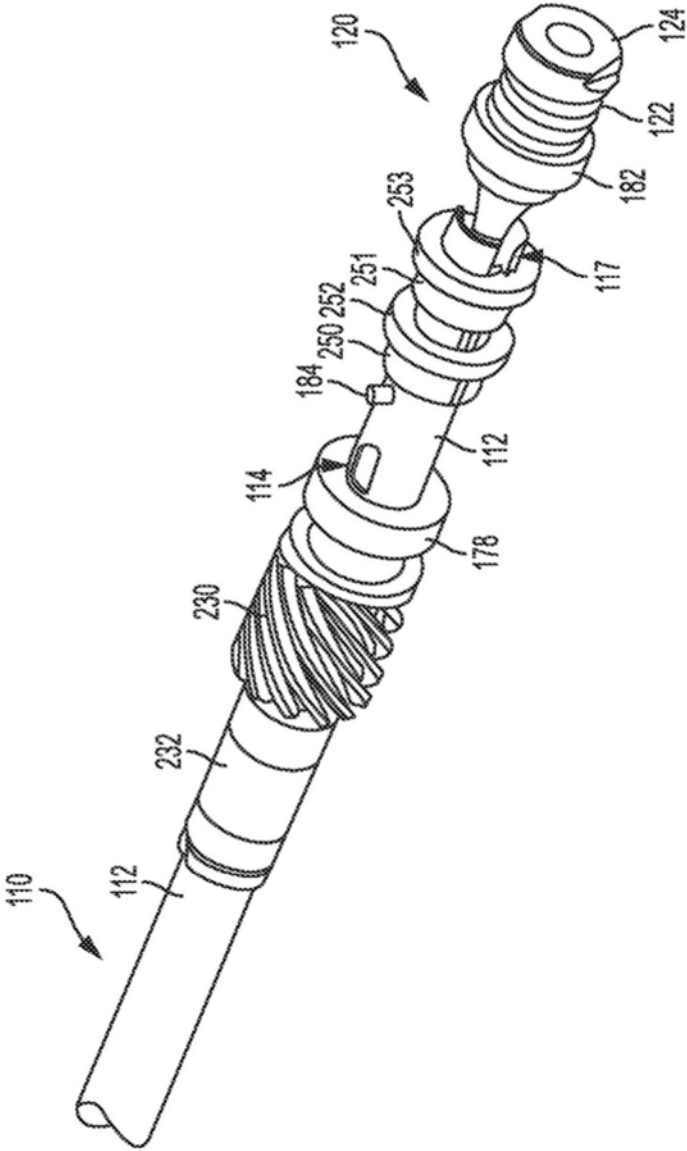


图12

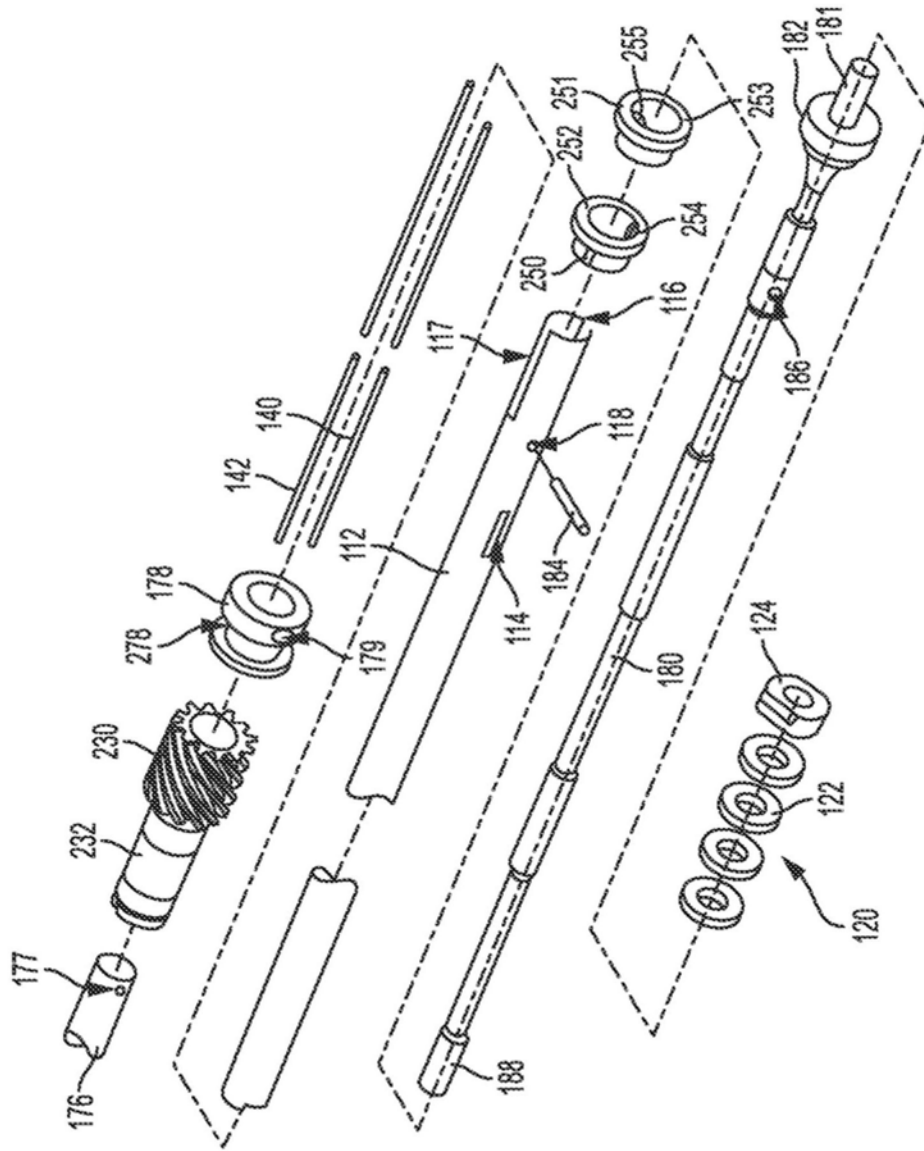


图13



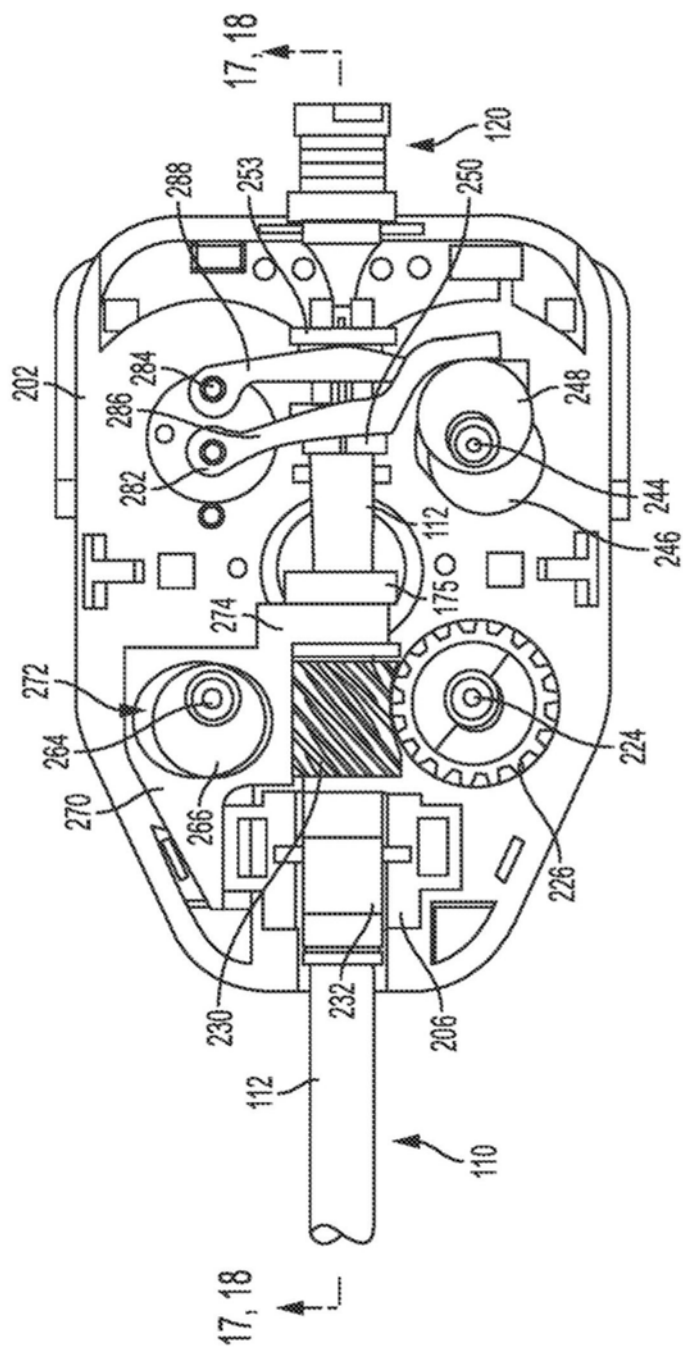


图15

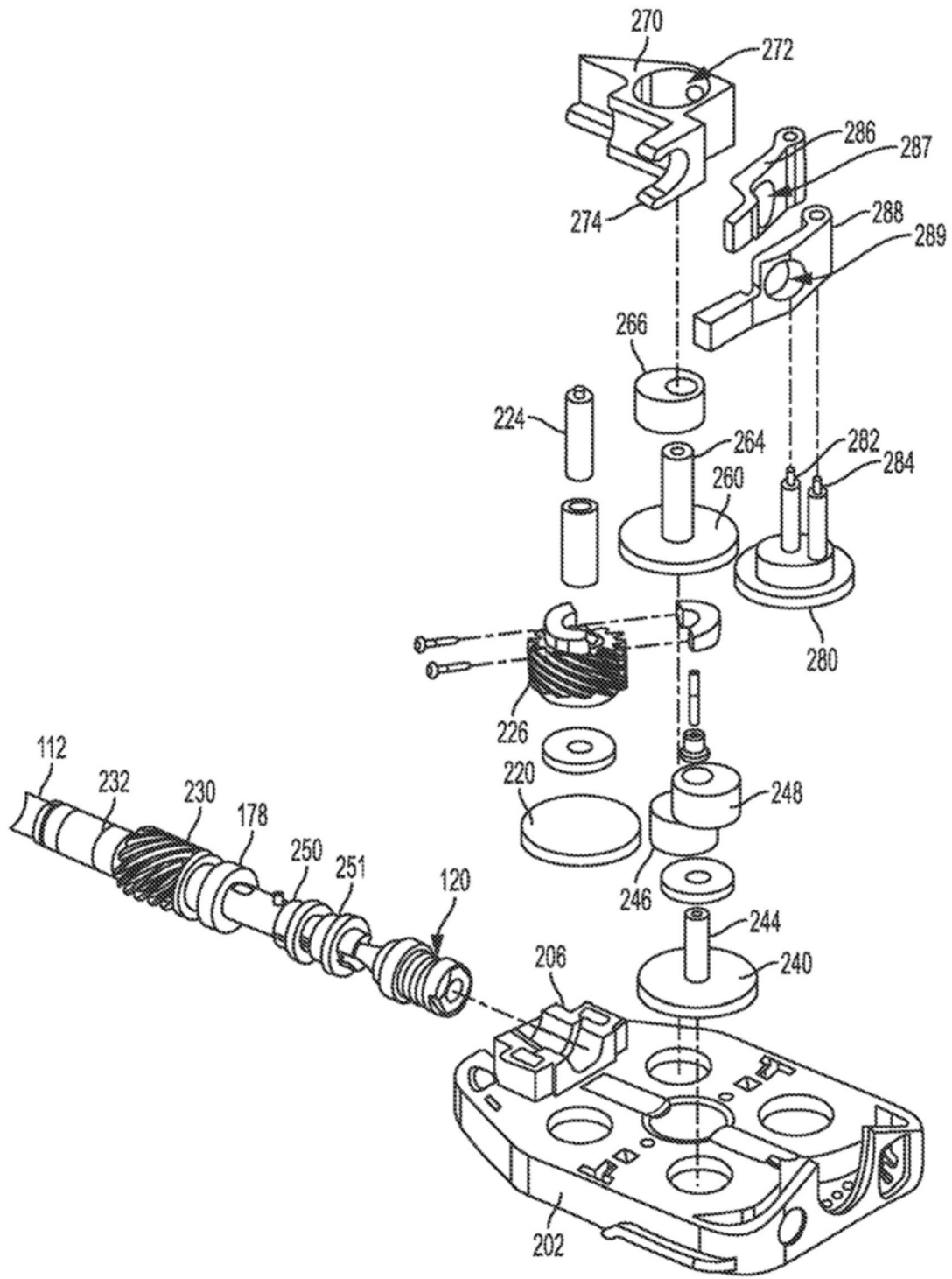


图16

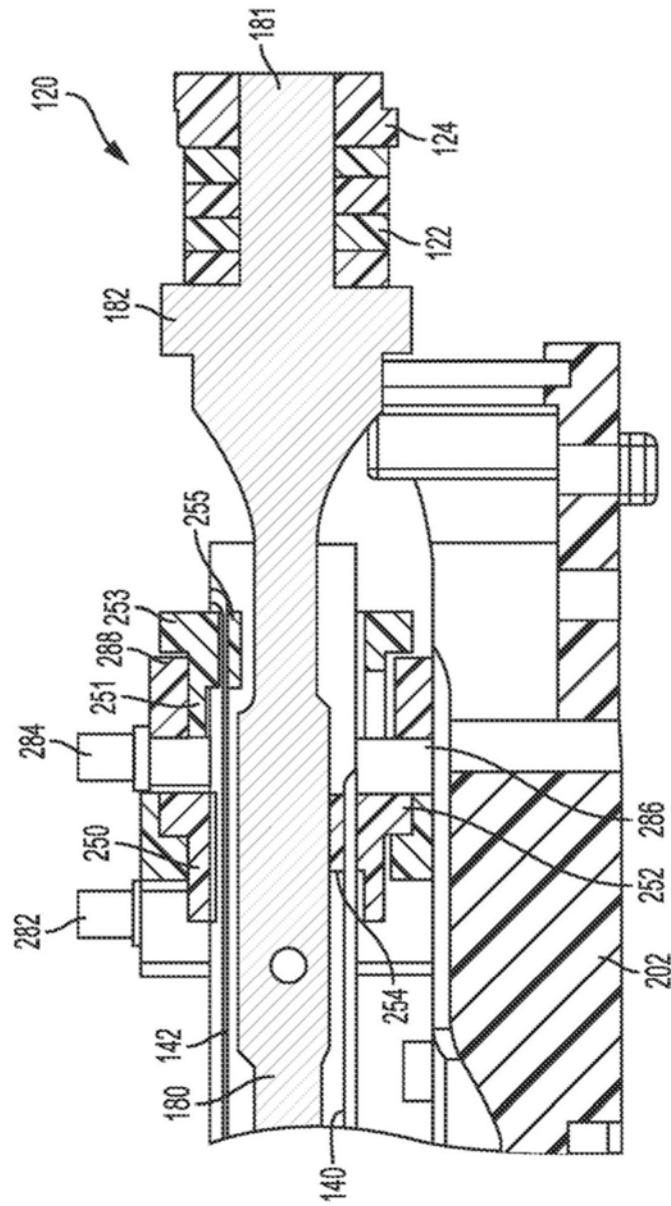


图17

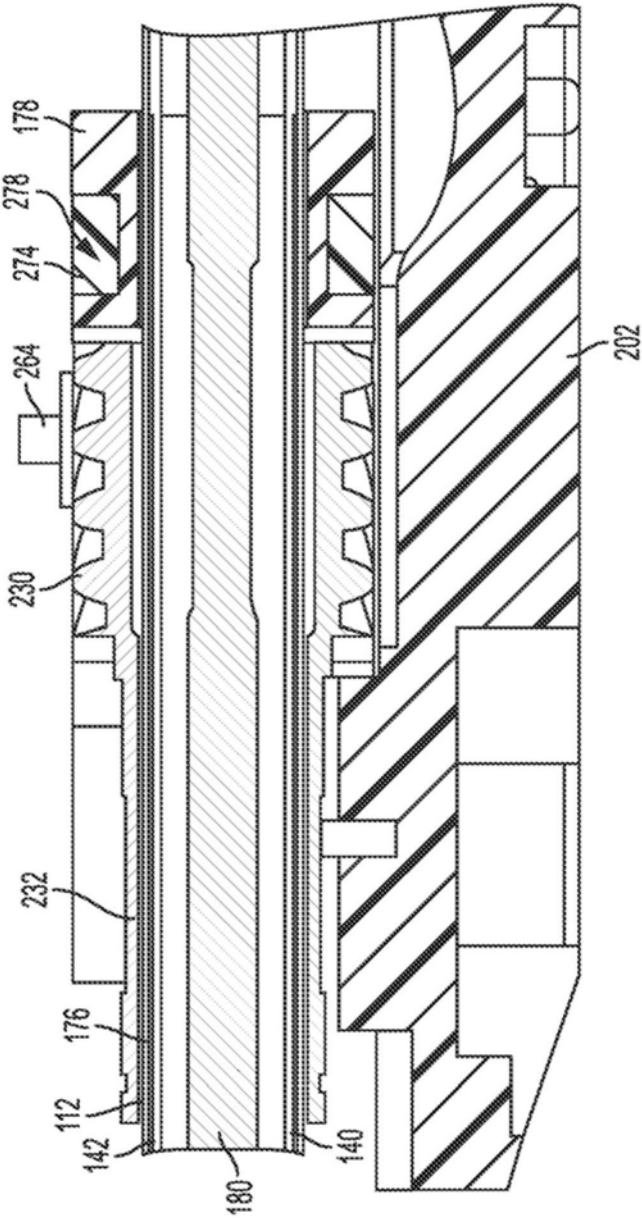


图18

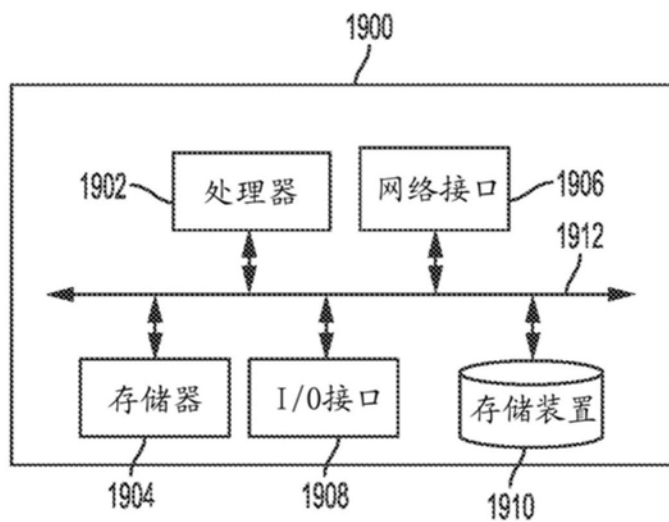


图19

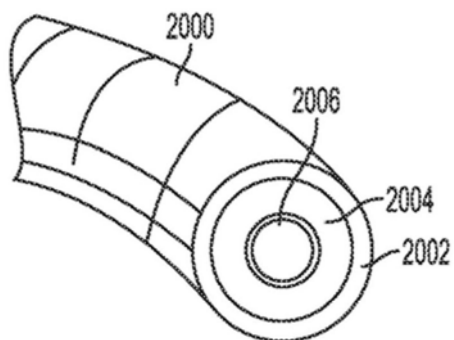


图20A

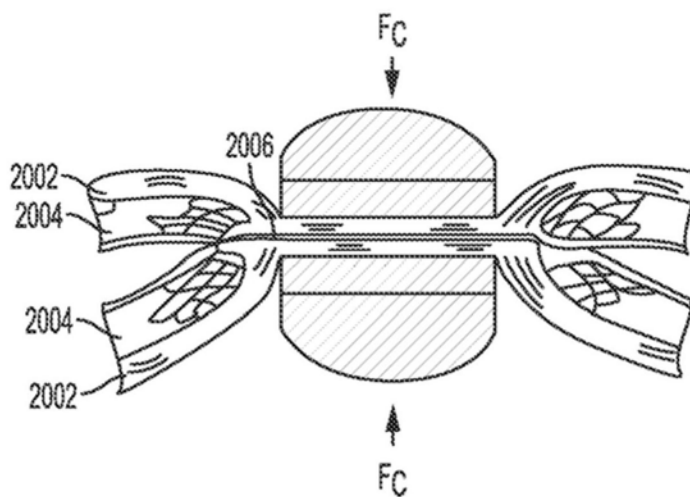


图20B



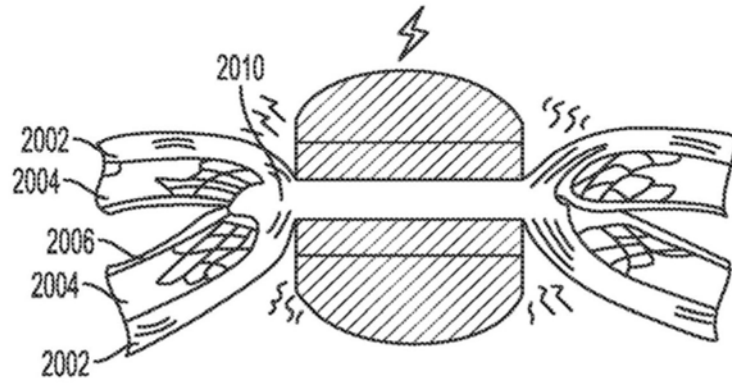


图20C

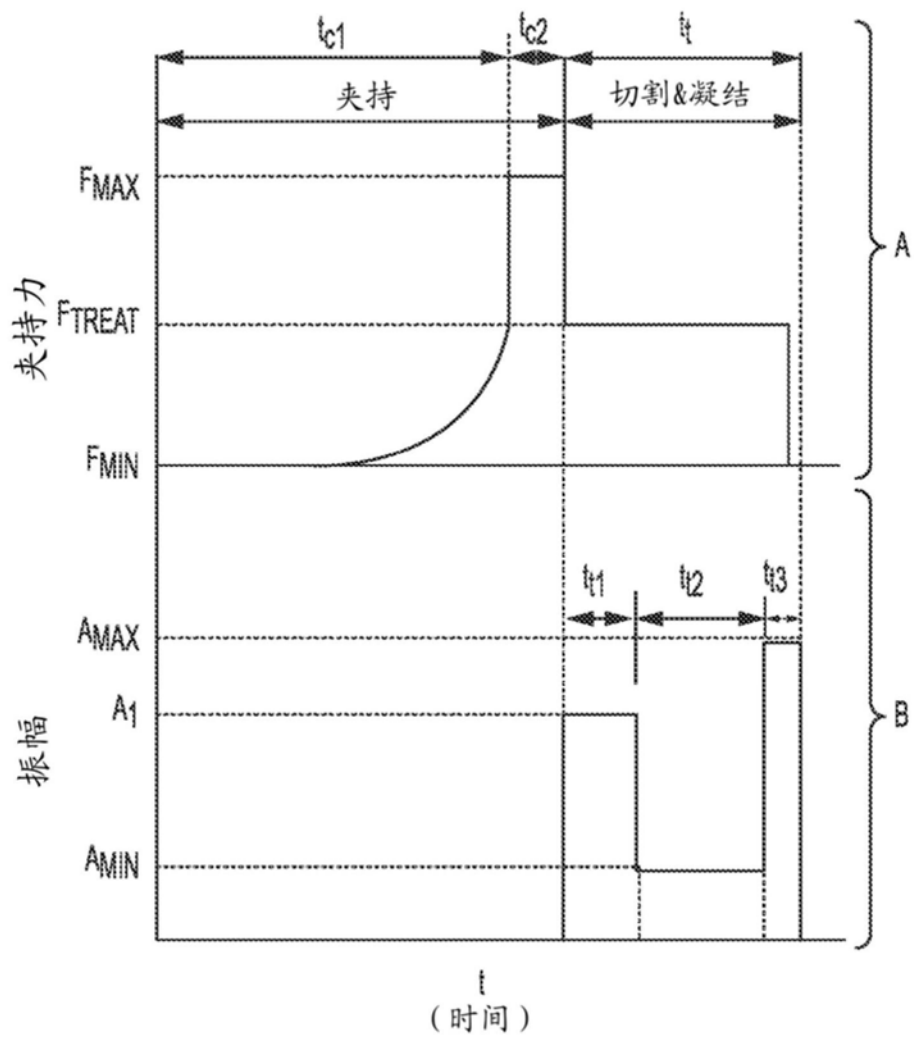


图21

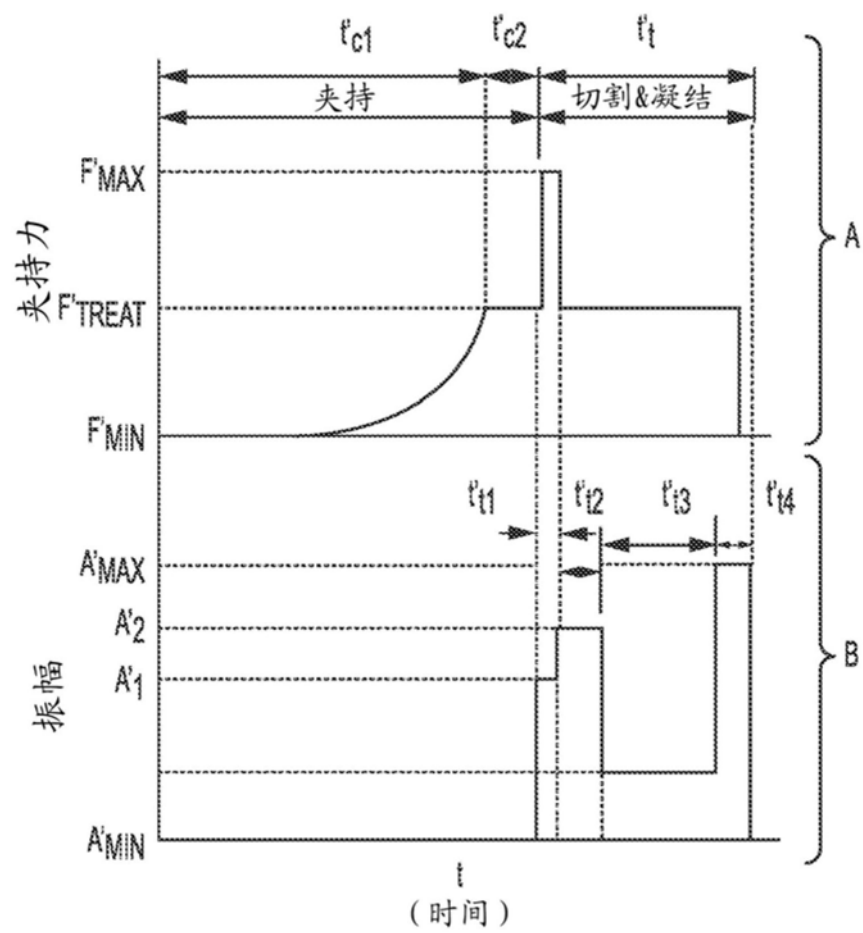
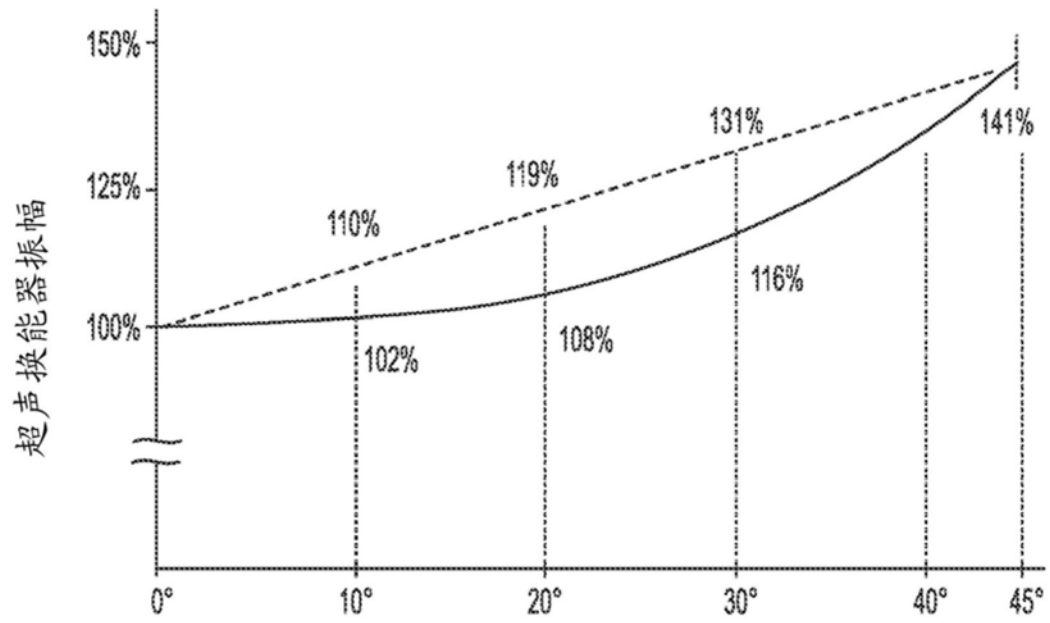


图22



端部执行器关节运动

图23

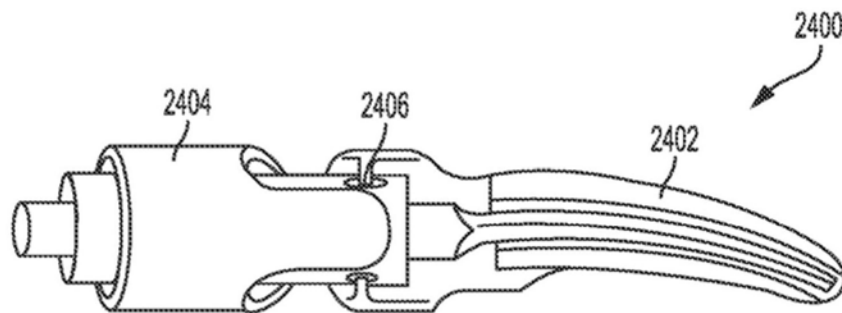


图24A

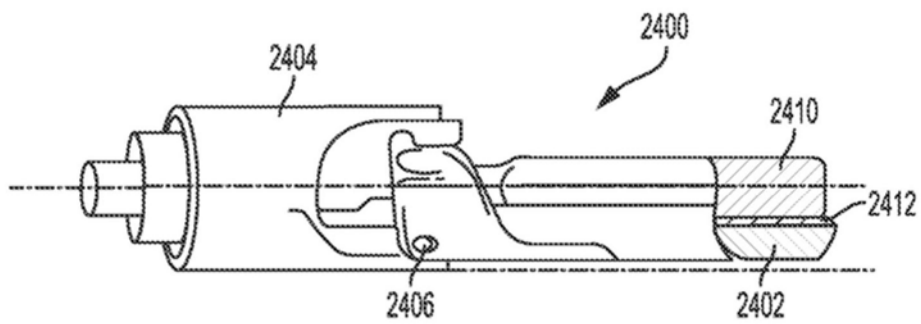


图24B

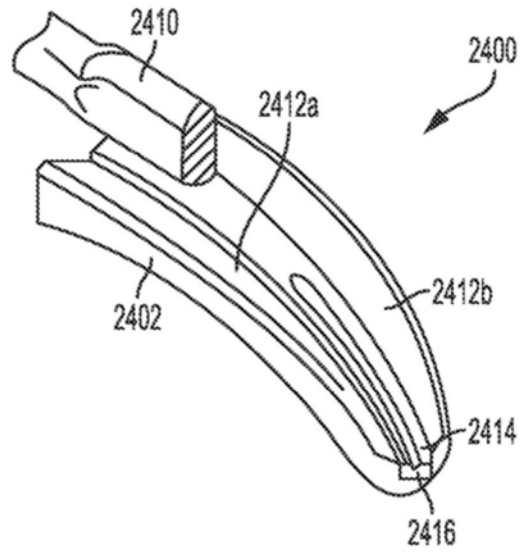


图24C

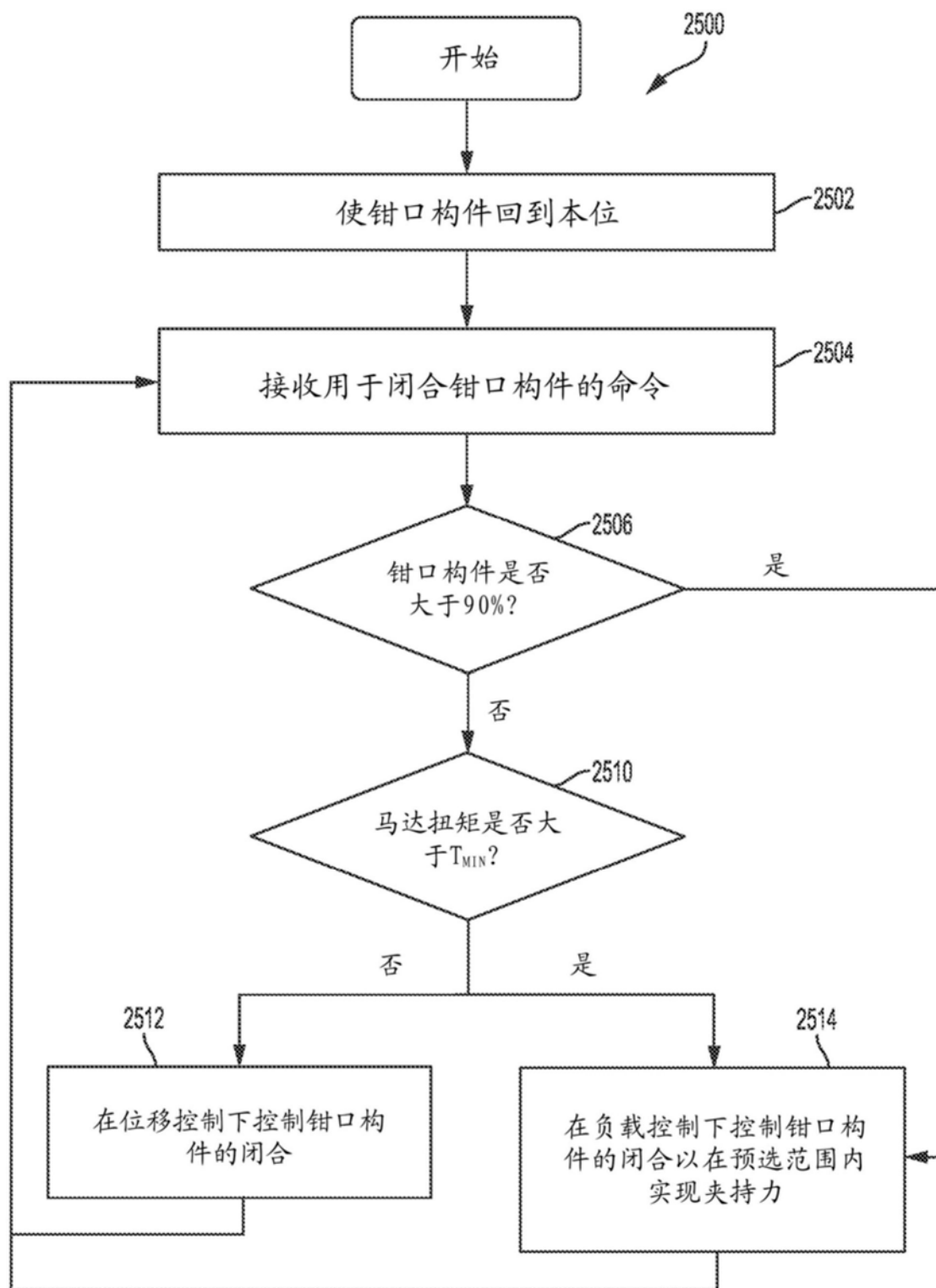


图25

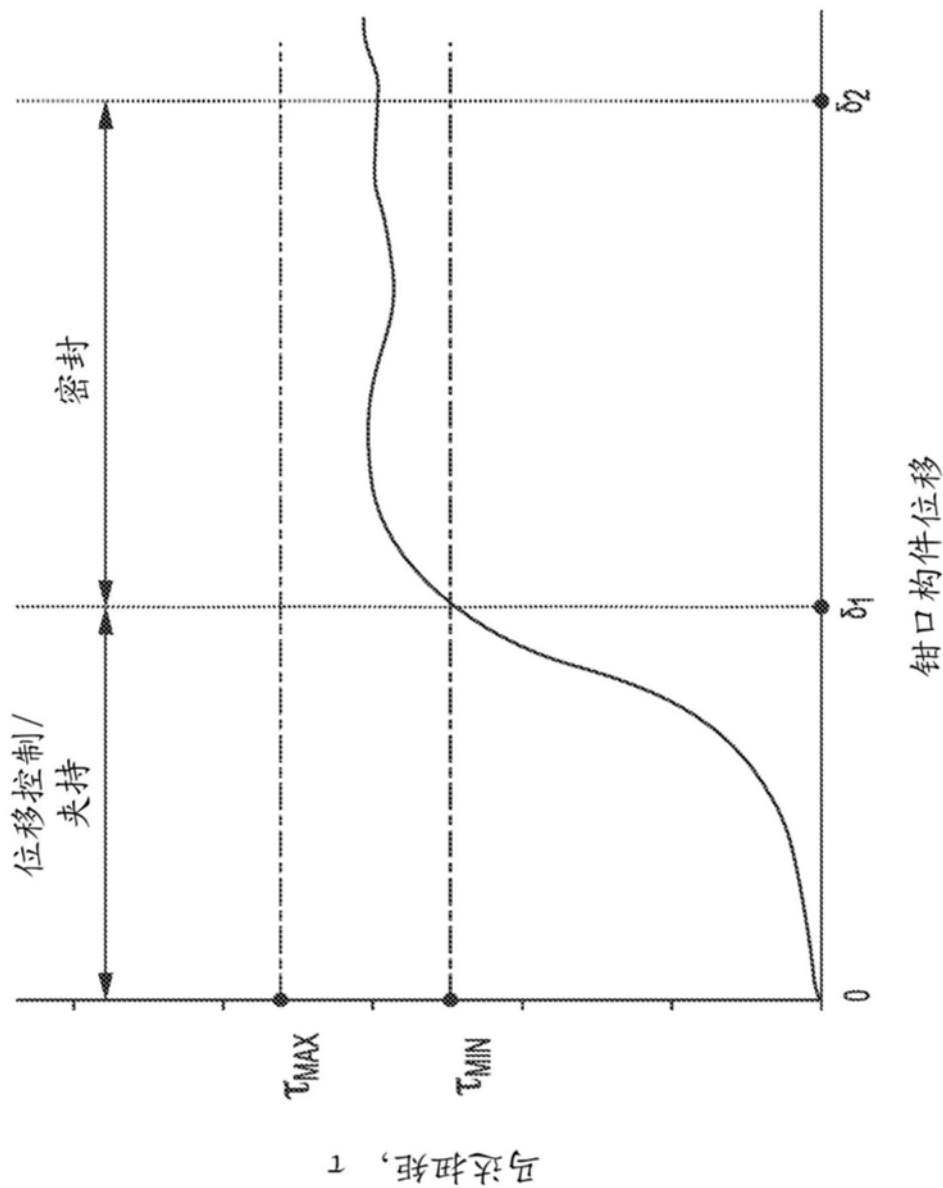


图26

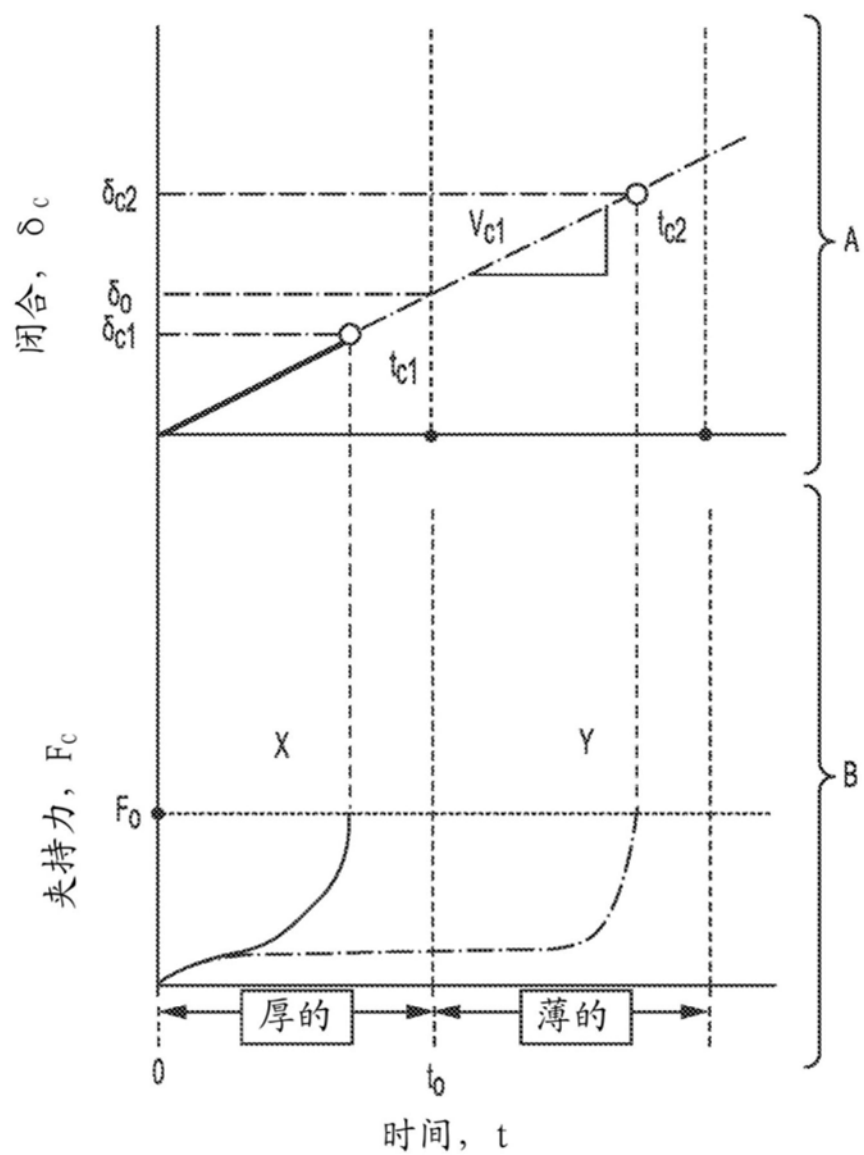


图27

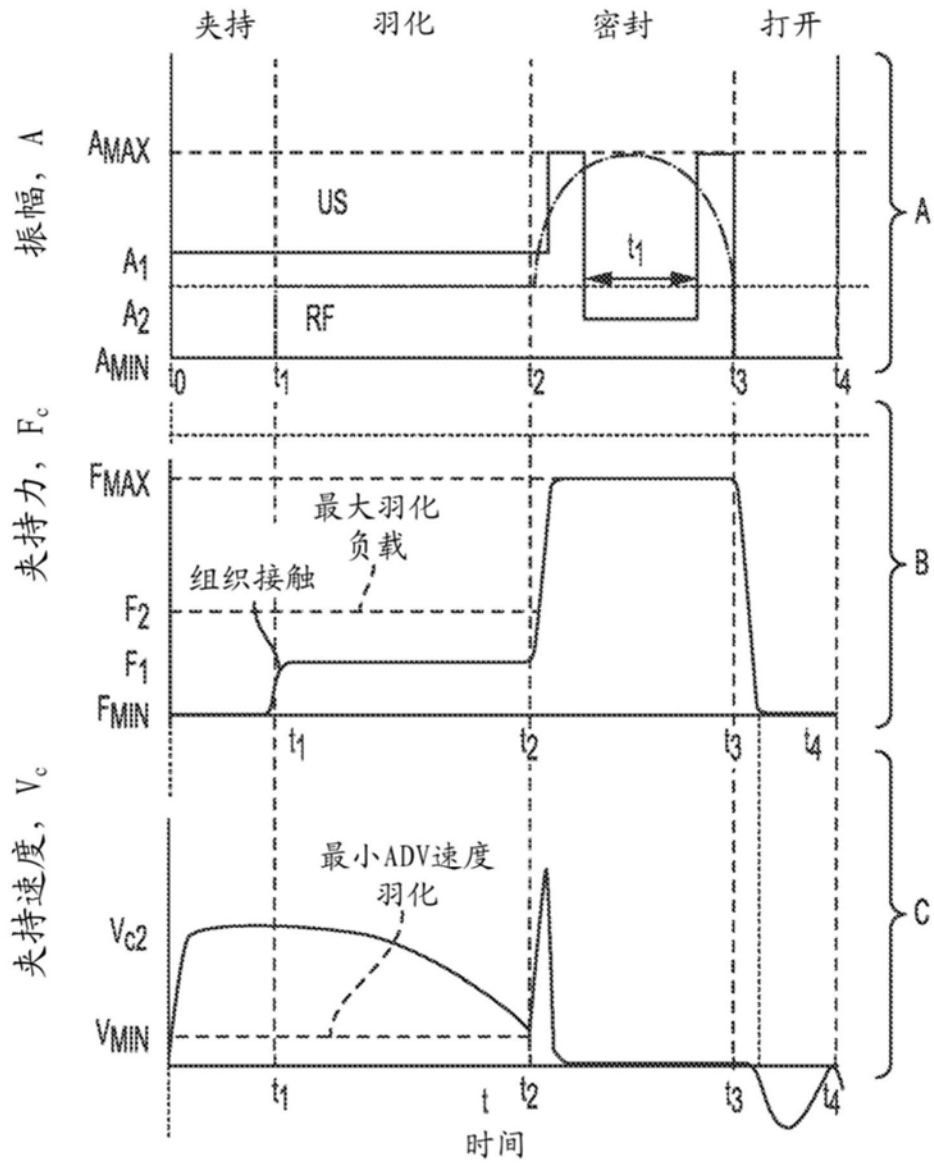


图28



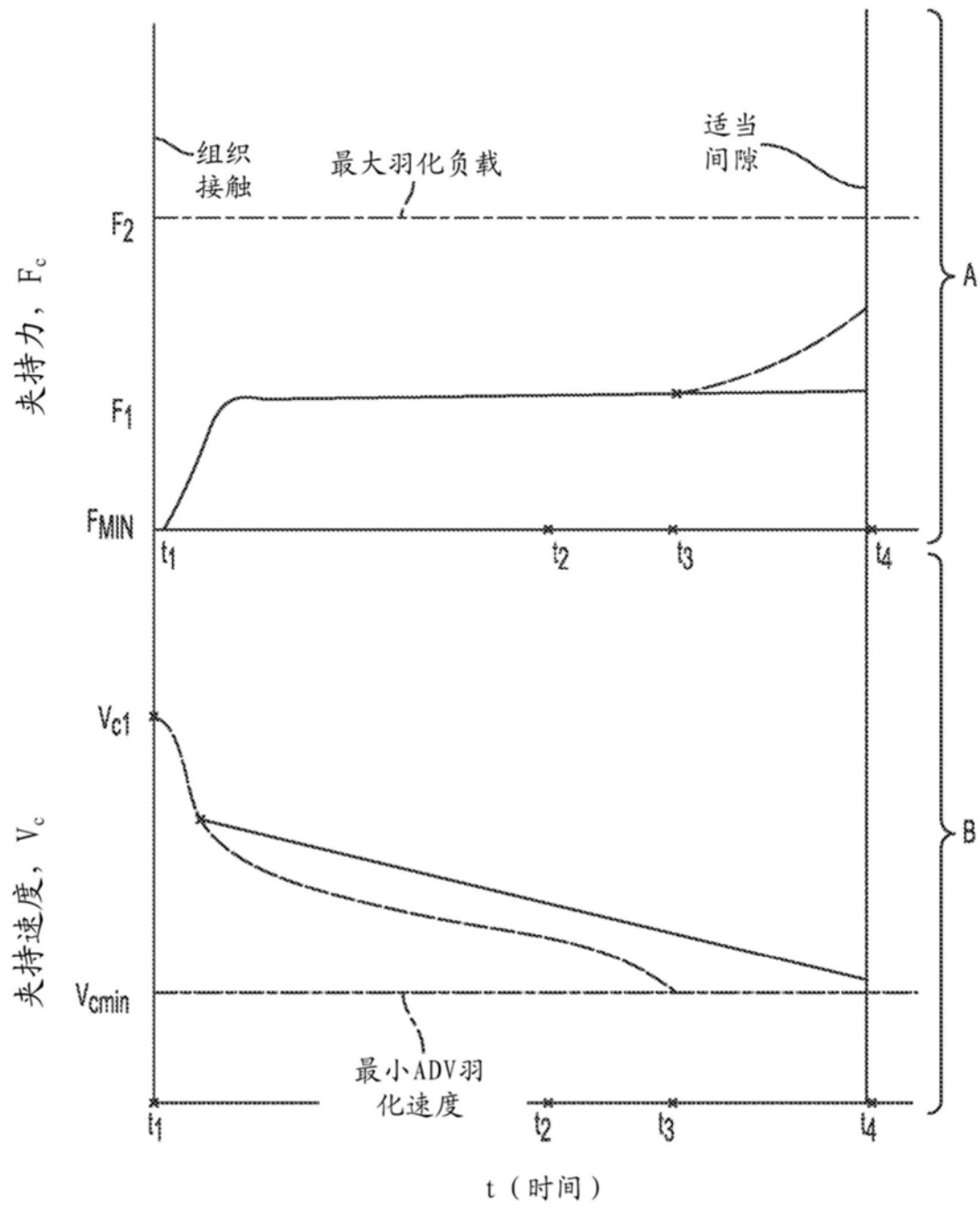


图29

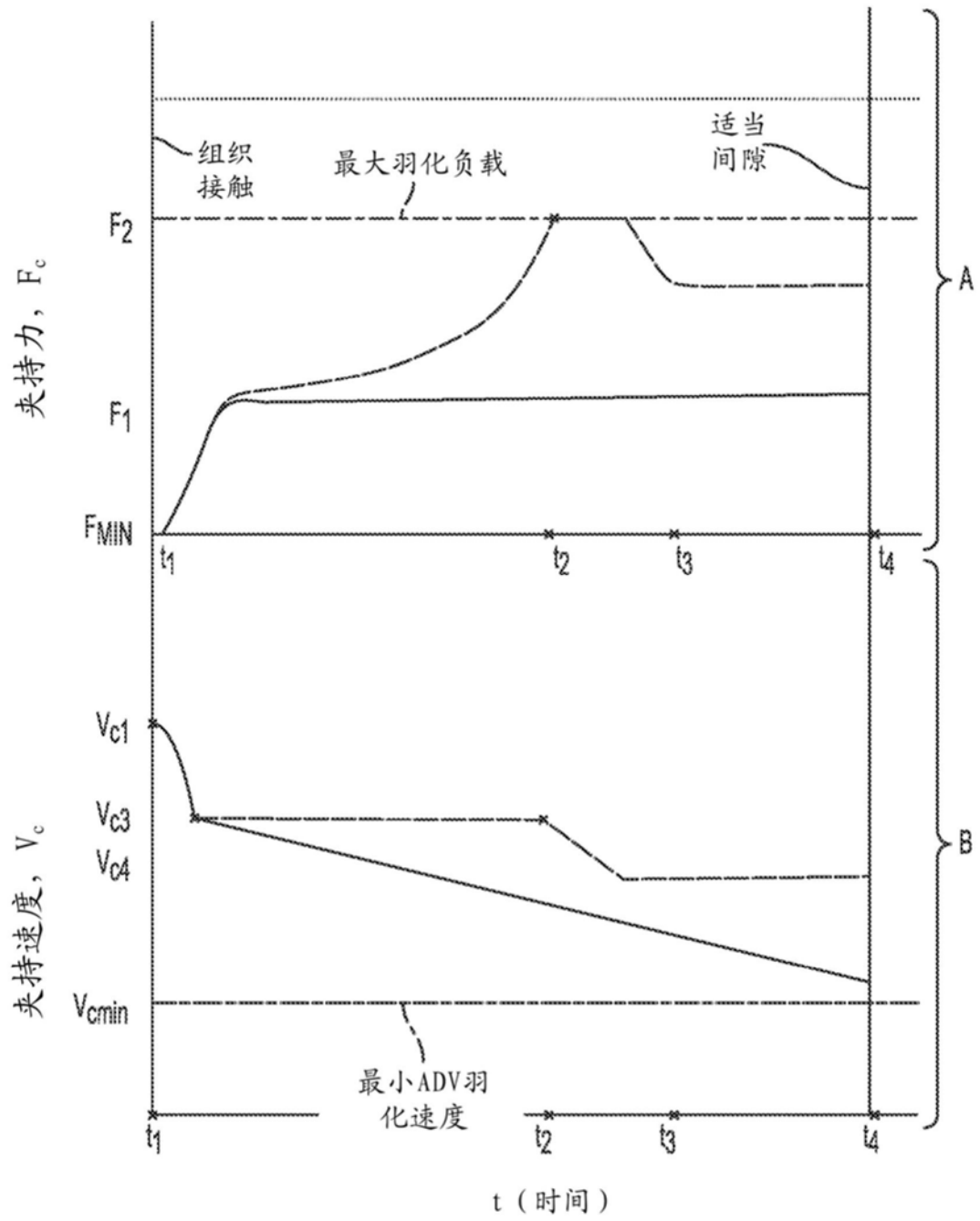


图30

专利名称(译)	用于切割和焊接固体器官的电动外科系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN111093537A</a>	公开(公告)日	2020-05-01
申请号	CN201880056691.3	申请日	2018-08-22
[标]发明人	FB斯图伦 D C 亚特斯 FE谢尔顿四世 JL哈里斯 JD梅瑟利 CE亨德森 KD费尔德 J D 扬 J 矶崎 A卡罗尔 J柯克 CO巴克斯特三世 KL豪泽		
发明人	F·B·斯图伦 D·C·亚特斯 F·E·谢尔顿四世 J·L·哈里斯 J·D·梅瑟利 C·E·亨德森 C·沙皮罗 K·D·费尔德 J·D·扬 J·矶崎 A·卡罗尔 D·A·蒙罗伊 J·柯克 C·O·巴克斯特三世 K·L·豪泽		
IPC分类号	A61B17/32 A61B34/35 A61B34/30 A61B17/00		
CPC分类号	A61B17/320092 A61B18/1445 A61B34/30 A61B34/35 A61B2017/00017 A61B2017/00115 A61B2017/00132 A61B2017/00185 A61B2017/00309 A61B2017/00327 A61B2017/2927 A61B2017/320094 A61B2017/320095 A61B2018/0063 A61B2018/00994 A61B2090/065 A61B2090/066 A61B18/00 G16H40/60		
代理人(译)	刘迎春		
优先权	15/689679 2017-08-29 US 15/689694 2017-08-29 US 15/689706 2017-08-29 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

#### 摘要(译)

本公开涉及一种外科系统，该外科系统包括外科工具，该外科工具包括轴和在轴的远侧端部处形成的端部执行器，端部执行器具有夹持元件和超声刀，夹持元件能够相对于超声刀移动以夹持并处理设置在夹持元件和超声刀之间的组织。系统还包括闭合机构和控制系统，闭合机构被配置为以预定的夹持速度将夹持元件朝向超声刀从打开构型移动到闭合构型。控制系统被配置为保持第一夹持速度大于最小夹持速度直到达到预定夹持力阈值，确定包括达到力阈值所需的时间量和位移量的闭合参数，基于闭合参数来确定组

织特性，并且将能量递送到超声刀以基于组织特性根据羽化处理方案来处理组织。

