



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 110809442 B

(45) 授权公告日 2023.04.11

(21) 申请号 201880044245.0

(22) 申请日 2018.06.12

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 110809442 A

(43) 申请公布日 2020.02.18

(30) 优先权数据
15/636,096 2017.06.28 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2019.12.30

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/IB2018/054259 2018.06.12

(87) PCT国际申请的公布数据
W02019/003008 EN 2019.01.03

(73) 专利权人 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 J·D·梅瑟利 D·C·耶茨
J·L·哈里斯 F·E·谢尔顿四世

(74) 专利代理机构 北京市金杜律师事务所
11256
专利代理师 刘迎春

(51) Int.Cl.
A61B 17/072 (2006.01)
A61B 18/14 (2006.01)

(56) 对比文件
CN 106413579 A, 2017.02.15
CN 106456167 A, 2017.02.22
CN 104783854 A, 2015.07.22
CN 104434300 A, 2015.03.25
EP 2772209 A1, 2014.09.03

审查员 郭康晋

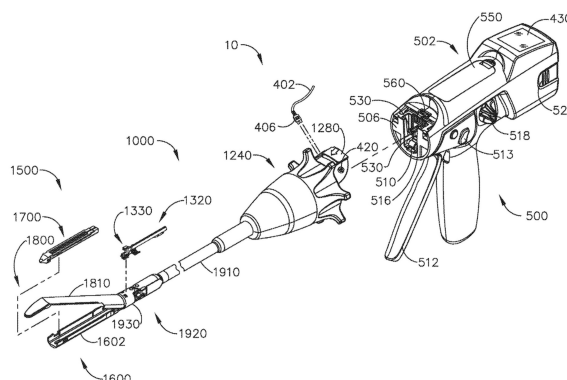
权利要求书1页 说明书92页 附图55页

(54) 发明名称

可与钉仓和射频仓联接的外科系统及其使用方法

(57) 摘要

本公开公开了一种方法。所述方法包括在第一程序期间将钉从外科器械的外科钉仓递送到第一组织；从所述外科器械中移除所述外科钉仓；以及在第二程序期间将射频能量从所述外科器械的射频仓递送到第二组织。



1. 一种外科器械,包括:

端部执行器,所述端部执行器被构造成能够在不同的程序期间接纳不同的仓;

外科钉仓,所述外科钉仓能够在第一程序期间被插入到所述外科器械的所述端部执行器中,用于将钉递送到第一组织;

射频仓,所述射频仓能够在第二程序期间被插入到所述外科器械的所述端部执行器中,用于将射频能量递送到第二组织;

第一电路段,所述第一电路段被构造成能够向所述射频仓递送所述射频能量;

第二电路段,所述第二电路段被构造成能够与所述端部执行器电连接;和

开关,所述开关定位在所述第一电路段和所述第二电路段之间,用于在不从所述外科器械上移除所述端部执行器的情况下将所述第一电路段与所述第二电路段电隔离。

2. 根据权利要求1所述的外科器械,其中,所述射频仓首先被插入到所述外科器械的所述端部执行器中,在从所述外科器械移除所述射频仓之后,所述外科钉仓被插入到所述外科器械的所述端部执行器中。

3. 根据权利要求1所述的外科器械,其中,所述端部执行器还包括用于与所述射频仓联接的射频发生器。

4. 一种可互换工具组件,包括:

钉仓,所述钉仓联接到所述可互换工具组件以在第一时间段期间递送钉以密封第一组织;

射频仓,所述射频仓替换所述钉仓,并且联接到所述可互换工具组件以递送射频能量,以在第二时间段期间密封第二组织;和

开关,所述开关可操作地定位在第一电路段和第二电路段之间,以在不解除结构部件与所述可互换工具组件的联接的情况下将递送射频能量的所述第一电路段与所述第二电路段电隔离。

5. 根据权利要求4所述的可互换工具组件,其中,所述第二电路段是被构造成能够向端部执行器传递控制信号和从端部执行器接收控制信号的轴控制段,并且其中,所述开关打开以禁止所述轴控制段向所述端部执行器传递控制信号和从所述端部执行器接收控制信号。

6. 根据权利要求4所述的可互换工具组件,其中,所述可互换工具组件还包括用于与所述钉仓和所述射频仓联接的端部执行器。

7. 一种外科器械,包括:

端部执行器,所述端部执行器被构造成能够接纳多个仓;

可移除钉仓,所述可移除钉仓通过来自所述外科器械的所述可移除钉仓的钉来密封第一组织;

开关,所述开关定位在第一电路段和第二电路段之间,所述第一电路段被构造成能够递送射频能量,所述第二电路段被构造成能够不从所述外科器械上移除所述端部执行器的情况下将所述第一电路段与所述第二电路段电隔离;和

可移除射频仓,在对所述外科器械进行消毒之后,所述可移除射频仓通过由所述外科器械的所述可移除射频仓递送的射频能量来密封第二组织。

可与钉仓和射频仓联接的外科系统及其使用方法

技术领域

[0001] 本公开涉及外科器械,并且在各种情况下,涉及被设计成用于密封和切割组织的外科密封和切割器械和RF仓以及钉仓。

背景技术

[0002] 当使用外科密封和缝合器械时,具有外科器械的可互换部分可能是有用的,使得操作者可以在外科程序的各个方面中利用最有效的技术。具有可互换工具组件允许操作者,例如,以在程序的第一部分期间利用一种类型的端部执行器来执行第一功能,然后在该程序的第二部分期间切换到第二类型的端部执行器来执行第二功能。

发明内容

[0003] 在一个方面,一种方法包括在第一程序期间将钉从外科器械的外科钉仓递送到第一组织;从所述外科器械中移除所述外科钉仓;以及在第二程序期间将射频能量从所述外科器械的射频仓递送到第二组织。

[0004] 在另一个方面,一种利用可互换工具组件的方法包括利用与可互换工具组件联接的钉仓在第一时间段期间递送钉以密封第一组织;替换所述钉仓;以及利用联接到可互换工具组件的射频仓来递送射频能量,以在第二时间段期间密封第二组织。

[0005] 在另一个方面,一种方法包括用来自外科器械的可移除钉仓的钉密封第一组织;对所述外科器械进行消毒;以及用由外科器械的可移除射频仓递送的射频能量密封第二组织。

附图说明

[0006] 本文所述方面的新颖特征在所附权利要求书中进行了详细描述。然而,关于组织和操作方法的这些方面可结合附图参考下述说明更好地理解。

[0007] 图1是根据本公开的一个方面的外科系统的透视图,该外科系统包括联接到可互换外科工具组件的柄部组件,该可互换外科工具组件被配置为能够与常规外科钉/紧固件仓和射频(RF)仓结合使用。

[0008] 图2是根据本公开的一个方面的图1的外科系统的分解透视组件视图。

[0009] 图3是根据本公开的一个方面的图1和图2的柄部组件和可互换外科工具组件的部分的另一个分解透视组件视图。

[0010] 图4是根据本公开的一个方面的图1至图3的可互换外科工具组件的近侧部分的分解组件视图。

[0011] 图5是根据本公开的一个方面的图1至图5的可互换外科工具组件的远侧部分的另一分解组件视图。

[0012] 图6是根据本公开的一个方面的图1至图5所描绘的端部执行器的局部剖视图,该端部执行器将RF仓支撑在其中并且组织夹持在仓与砧座之间。

- [0013] 图7是根据本公开的一个方面的图6的砧座的局部剖视图。
- [0014] 图8是根据本公开的一个方面的图1至图5的可互换外科工具组件的一部分的另一个分解组件视图。
- [0015] 图9是根据本公开的一个方面的图1和图2的可互换外科工具组件和柄部组件的另一个分解组件视图。
- [0016] 图10是根据本公开的一个方面的图1至图5的可互换外科工具组件的RF仓和细长通道的透视图。
- [0017] 图11是根据本公开的一个方面的具有刀构件的图10的RF仓和细长通道的部分的局部透视图。
- [0018] 图12是在图10的细长通道中安装的RF仓的另一个透视图,并且示出了根据本公开的一个方面的柔性轴电路布置的一部分。
- [0019] 图13是根据本公开的一个方面的沿图12中的线13-13截取的图12的RF仓和细长通道的剖视端视图。
- [0020] 图14是根据本公开的一个方面的图1和图5的可互换外科工具组件的一部分的俯视图,其中其端部执行器处于关节运动位置。
- [0021] 图15是根据本公开的一个方面的机载电路板布置和RF发生器和构型的透视图。
- [0022] 图16A至图16B是根据本公开的一个方面的跨越两个图纸的图1的外科器械的控制电路的框图。
- [0023] 图17是根据本公开的一个方面的图1的外科器械的控制电路的框图,其示出了柄部组件与功率组件之间、以及柄部组件与可互换轴组件之间的接口。
- [0024] 图18是根据本公开的一个方面的被配置为能够控制各种功能的外科器械的示意图。
- [0025] 图19是移除了壳体的外科器械的侧视图,显示了触发器感测组件,其中根据本公开的一方面,闭合触发器处于未致动位置。
- [0026] 图20是移除了壳体的外科器械的侧视图,显示了触发器感测组件,其中根据本公开的一方面,闭合触发器处于致动位置。
- [0027] 图21是根据本公开的一方面的包括组织厚度感测组件的端部执行器的透视图。
- [0028] 图22是根据本公开的一方面的组织厚度感测组件的传感器的示意图。
- [0029] 图23是根据本公开的一方面的位置感测组件的分解透视图。
- [0030] 图24是根据本公开的一个方面的位置感测组件的电路和位置传感器的图示。
- [0031] 图25是根据本公开的一个方面的被配置为能够显示外科器械的各种状态的外科器械的一个示例的框图。
- [0032] 图26是描绘根据本公开的一方面的外科器械的RF能量状态信息的显示器。
- [0033] 图27是描绘根据本公开的一方面的外科器械的RF能量状态信息的显示器。
- [0034] 图28是描绘根据本公开的一方面的外科器械的RF能量状态信息的显示器。
- [0035] 图29是描绘根据本公开的一方面的外科器械的RF能量状态信息的显示器。
- [0036] 图30是描绘根据本公开的一方面的外科器械的温度信息的显示器。
- [0037] 图31是描绘根据本公开的一方面的外科器械的组织含水量信息的显示器。
- [0038] 图32是描绘根据本公开的一方面的外科器械的操作进度的显示器。

- [0039] 图33是描绘根据本公开的一方面的外科器械的操作进度的显示器。
- [0040] 图34是描绘根据本公开的一方面的外科器械的组织和操作进度的显示器。
- [0041] 图35是描绘根据本公开的一方面的外科器械的警告的显示器。
- [0042] 图36是描绘根据本公开的一方面的外科器械的警告的显示器。
- [0043] 图37是描绘根据本公开的一方面的外科器械的状态、操作进度和组织的显示器。
- [0044] 图38是描绘根据本公开的一方面的外科器械的RF仓状态信息的显示器。
- [0045] 图39是描绘根据本公开的一方面的外科器械的RF仓状态信息的显示器。
- [0046] 图40示出了根据一些方面的构成外科工具组件的模块化部分的喷嘴组件,该喷嘴组件可包括轴模块电路,该轴模块电路被独特地构造成控制轴组件中的各种功能,同时还与柄部组件通信,并且允许从电动缝合柄部控制电外科发生器。
- [0047] 图41示出了根据本公开的一个方面的被编程为与端部执行器传送功率和控制信号的外科系统的框图。
- [0048] 图42是根据本公开的一个方面的端部执行器中的钳口的示意性俯视图。
- [0049] 图43是根据本公开的一个方面的描绘了根据时间施加到电极的电压的图示。
- [0050] 图44是描绘根据本公开的一方面的用于操作外科器械的控制程序或逻辑构型的过程的逻辑流程图。
- [0051] 图45是根据本公开的一个方面的根据时间的组织阻抗曲线的图示。
- [0052] 图46是描绘根据本公开的一方面的示例马达电压曲线的图示。
- [0053] 图47是描绘根据本公开的一方面的用于操作外科器械的控制程序或逻辑构型的过程的逻辑流程图。
- [0054] 图48是根据本公开的一个方面的根据时间的组织阻抗曲线的图示。
- [0055] 图49是描绘根据本公开的一方面的示例马达电压曲线的图示。
- [0056] 图50是根据本公开的一个方面的在图14中所描绘的柔性组件的一个方面的俯视剖视图。
- [0057] 图51A是根据本公开的一个方面的图14中所描绘的柔性组件的方面的俯视剖视图,该柔性组件用于设置在近侧位置的刀构件,该刀构件设置在电外科装置的方面内。
- [0058] 图51B是根据本公开的一个方面的图14中所描绘的柔性组件的方面的俯视剖视图,该柔性组件用于设置在远侧位置的刀构件,该刀构件设置在电外科装置的方面内。
- [0059] 图52A是根据本公开的一个方面的图14中所描绘的柔性组件的方面的俯视剖视图,该柔性组件用于设置在近侧位置的刀构件。
- [0060] 图52B是根据本公开的一个方面的图14中所描绘的柔性组件的方面的俯视剖视图,该柔性组件用于设置在远侧位置的刀构件。
- [0061] 图53是根据本公开的一个方面的外科系统的各个方面的透视图。
- [0062] 图54是根据本公开的一个方面的图53的外科系统的端部执行器的局部横截面。
- [0063] 图55是根据本公开的一个方面的由图54的端部执行器的细长通道支撑的射频仓的局部透视图。
- [0064] 图56是根据本公开的一个方面的图53的外科系统的柄部组件和可互换工具组件的部分的分解透视组件视图。
- [0065] 图57是根据本公开的一些方面的包括由细长通道支撑的电外科仓的钳口构件的

剖视图。

[0066] 图58是示出根据本公开的一些方面的第一电极的操作的图示。

[0067] 图59是示出根据本公开的一些方面的第二电极的操作的图示。

[0068] 图60是描绘根据本公开的一个方面的用于施加治疗性电外科能量的控制程序或逻辑构型的过程的逻辑流程图。

[0069] 图61是根据本公开的一方面的电外科端部执行器的示意性剖视图。

[0070] 图62是根据本公开的一方面的端部执行器的透视图。

[0071] 图63A是处于打开构型的端部执行器的方面的透视图。

[0072] 图63B是图63A中所描绘的端部执行器的该方面的侧视剖视图。

[0073] 图64是可以沿着如图63A所描绘的剪切电极设置的表面特征部的各方面的图示。

[0074] 图65是根据本公开的一个方面的图1至图5的可互换外科工具组件的钉仓的透视图。

[0075] 图66示出了根据各个方面的利用图1的可互换工具组件的方法。

[0076] 说明书

[0077] 本申请的申请人拥有于与其同时提交且各自全文以引用方式并入本文的以下专利申请：

[0078] 2017年6月28日提交、发明人为Jeffrey D.Messerly等人且名称为“SYSTEMS AND METHODS OF DISPLAYING SURGICAL INSTRUMENT STATUS”的代理人案卷号END8183USNP/170064。

[0079] 2017年6月28日提交、发明人为Jeffrey D.Messerly等人且名称为“SHAFT MODULE CIRCUITRY ARRANGEMENTS”的代理人案卷号END8190USNP/170065。

[0080] 2017年6月28日提交、发明人为Jeffrey D.Messerly等人且名称为“SYSTEMS AND METHODS FOR CONTROLLING CONTROL CIRCUITS FOR INDEPENDENT ENERGY DELIVERY OVER SEGMENTED SECTIONS”的代理人案卷号END8189USNP/170066。

[0081] 2017年6月28日提交、发明人为Jeffrey D.Messerly等人且名称为“FLEXIBLE CIRCUIT ARRANGEMENT FOR SURGICAL FASTENING INSTRUMENTS”的代理人案卷号END8185USNP/170067。

[0082] 2017年6月28日提交、发明人为Jeffrey D.Messerly等人且名称为“SURGICAL SYSTEM COUPLEABLE WITH STAPLE CARTRIDGE AND RADIO FREQUENCY CARTRIDGE, AND HAVING A PLURALITY OF RADIO-FREQUENCY ENERGY RETURN PATHS”的代理人案卷号END8188USNP/170068。

[0083] 2017年6月28日提交、发明人为David C.Yates等人且名称为“SYSTEMS AND METHODS FOR CONTROLLING CONTROL CIRCUITS FOR AN INDEPENDENT ENERGY DELIVERY OVER SEGMENTED SECTIONS”的代理人案卷号END8181USNP/170069。

[0084] 2017年6月28日提交、发明人为Tamara Widenhouse等人且名称为“SURGICAL END EFFECTOR FOR APPLYING ELECTROSURGICAL ENERGY TO DIFFERENT ELECTRODES ON DIFFERENT TIME PERIODS”的代理人案卷号END8187USNP/170070。

[0085] 2017年6月28日提交、发明人为Tamara Widenhouse等人且名称为“ELECTROSURGICAL CARTRIDGE FOR USE IN THIN PROFILE SURGICAL CUTTING AND

STAPLING INSTRUMENT”的代理人案卷号END8182USNP/170071。

[0086] 2017年6月28日提交、发明人为Frederick E.Shelton,IV等人且名称为“SURGICAL END EFFECTOR TO ADJUST JAW COMPRESSION”的代理人案卷号END8186USNP/170072。

[0087] 2017年6月28日提交、发明人为Jason L.Harris等人且名称为“CARTRIDGE ARRANGEMENTS FOR SURGICAL CUTTING AND FASTENING INSTRUMENTS WITH LOCKOUT DISABLEMENT FEATURES”的代理人案卷号END8224USNP/170073。

[0088] 2017年6月28日提交、发明人为Jeffrey D.Messerly等人且名称为“SURGICAL CUTTING AND FASTENING INSTRUMENTS WITH DUAL POWER SOURCES”的代理人案卷号END8229USNP/170074。

[0089] 电外科装置可用于许多外科手术中。电外科装置可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,使得电流可被引入到组织中。电外科装置可被构造用于单极或双极操作。在单极操作期间,电流由端部执行器上的有源(或源)电极引入到组织中,并通过返回电极返回。返回电极可以是接地垫,并且单独地位于患者的身体上。在双极操作期间,电流可分别通过端部执行器的有源电极和返回电极被引入到组织中并从组织返回。

[0090] 端部执行器可包括两个或更多个钳口构件。钳口构件中的至少一个可具有至少一个电极。至少一个钳口可从与相反钳口间隔开以用于接收组织的位置移动到钳口构件之间的空间小于第一位置的钳口构件之间的空间的位置。可移动钳口的该移动可以压缩保持在其间的组织。由流过组织的电流所产生的热结合通过钳口的移动实现的压缩可以在组织内和/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。端部执行器可包括切割构件。切割构件可相对于组织和电极移动以横切组织。

[0091] 电外科装置还可包括将组织夹持在一起的机构,诸如缝合装置,和/或切断组织的机构,诸如组织刀。电外科装置可包括轴,该轴用于将端部执行器邻近接受治疗的组织放置。轴可为直的或弯曲的、可弯曲的或不可弯曲的。在包括直的和可弯曲轴的电外科装置中,轴可具有一个或多个关节运动接头以允许轴的受控弯曲。当使用具有直的非弯曲轴的电外科装置不容易接近待处理的组织时,此类接头可允许电外科装置的使用者以与轴成角度的方式将端部执行器放置成与组织接触。

[0092] 由电外科装置施加的电能可通过与手持件通信的发生器传递至器械。电能可为射频(“RF”)能量的形式。RF能量为可在200千赫兹(kHz)至1兆赫兹(MHz)频率范围内的电能形式。在应用中,电外科器械可通过组织传递低频RF能量,这会引起离子振荡或摩擦,实际上造成电阻加热,从而升高组织的温度。由于受影响的组织与周围组织之间形成明显的边界,因此外科医生可以高精度度进行操作,并在不损伤相邻的非目标组织的情况下进行控制。射频能的低操作温度适用于在密封血管的同时移除、收缩软组织、或对软组织塑型。RF能量尤其奏效地适用于结缔组织,所述结缔组织主要由胶原构成并且在接触热时收缩。

[0093] 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。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,频率几乎可为任何值。单极应用通常可使用高于200kHz的频率,以便避免由于使用低频电流而导致不希望的对神经和肌肉的刺激。如果风险分析显示神经肌肉刺激的可能性已减轻至可

接受的水平,则双极应用可使用较低频率。通常,不使用高于5MHz的频率以最小化与高频渗漏电流相关联的问题。然而,在双极应用的情况下,可使用较高的频率。通常认为,10mA是组织热效应的下限阈值。

[0094] 图1和图2描绘了可用于执行多种不同外科程序的马达驱动外科系统10。在例示的布置中,外科系统10包括操作地联接到柄部组件500的可互换外科工具组件1000。在另一个外科系统方面,可互换外科工具组件1000还可以有效地与机器人控制的外科系统或自动外科系统的工具驱动组件一起使用。例如,本文所公开的外科工具组件1000可与各种机器人系统、器械、部件和方法诸如但不限于名称为“SURGICAL STAPLING INSTRUMENTS WITH ROTATABLE STAPLE DEPLOYMENT ARRANGEMENTS”的美国专利No.9,072,535中公开的那些一起使用,该专利申请据此全文以引用方式并入本文。

[0095] 在例示的方面,柄部组件500可包括柄部外壳502,该柄部外壳包括可由临床医生抓持和操纵的手枪式握持部504。如将在下文简要讨论的,柄部组件500操作地支撑多个驱动系统,这些多个驱动系统被配置为能够生成各种控制动作并将各种控制动作施加到可互换外科工具组件1000的对应部分。如图2所示,柄部组件500还可以包括操作地支撑这些多个驱动系统的柄部机架506。例如,柄部机架506可以操作地支撑“第一”或闭合驱动系统(通常表示为510),其可用于将闭合和打开动作施加到可互换外科工具组件1000。在至少一种形式中,闭合驱动系统510可包括以柄部机架506枢转地支撑的闭合触发器512形式的致动器。此类构造使得闭合触发器512将能够由临床医生操纵,使得当临床医生握持柄部组件500的手枪式握持部504时,闭合触发器512可容易从启动或“未致动”位置枢转到“致动”位置并且更具体地枢转到完全压缩或完全致动位置。在使用中,为了致动闭合驱动系统510,临床医生将闭合触发器512朝向手枪式握持部504按压。如名称为“SURGICAL INSTRUMENT COMPRISING A SENSOR SYSTEM”的美国专利申请序列号14/226,142(现为美国专利申请公布2015/0272575)(该专利申请据此全文以引用方式并入本文)中进一步详细描述,当临床医生完全压下闭合触发器512以达到完全闭合行程时,闭合驱动系统510被配置为能够将闭合触发器512锁定到完全压下或完全致动的位置。当临床医生期望将闭合触发器512解锁以允许其被偏压到未致动位置时,临床医生简单地启动使闭合触发器能够返回到未致动位置的闭合释放按钮组件518。闭合释放按钮组件518还可被配置为能够与各种传感器相互作用,这些传感器与柄部组件500中的微控制器通信以跟踪闭合触发器512的位置。关于闭合释放按钮组件518的构造和操作的进一步的细节可见于美国专利申请公布2015/0272575中。

[0096] 在至少一种形式中,柄部组件500和柄部机架506可以操作地支撑在本文中被称作击发驱动系统530的另一个驱动系统,该驱动系统被配置为能够将击发动作施加到附接到其上的可互换外科工具组件的对应部分。如在美国专利申请公布2015/0272575中详细描述的,击发驱动系统530可采用位于柄部组件500的手枪式握持部504中的电动马达505。在各种形式中,马达505例如可以是具有约25,000RPM的最大旋转的直流有刷驱动马达。在其他布置中,马达505可包括无刷马达、无绳马达、同步马达、步进马达或任何其他合适的电动马达。马达505可由功率源522供电,在一种形式中,该功率源可包括可移除电源组。电源组可将多个锂离子(“LI”)或其他合适的电池支撑在其中。可以使用可串联连接的多个电池作为外科系统10的功率源522。之外,功率源522可以是可替换的和/或可再充电的。

[0097] 电动马达505被配置为能够根据马达的极性在远侧和近侧方向上轴向驱动可纵向移动的驱动构件540(图3)。例如,当马达505在一个旋转方向上被驱动时,可纵向移动的驱动构件将在远侧方向“DD”上被轴向地驱动。当马达505在相反的旋转方向上被驱动时,可纵向运动驱动构件540将在近侧方向“PD”上被轴向地驱动。柄部组件500可包括开关513,开关513可被配置为能够使通过功率源522施加到电动马达505的极性反转或以其他方式控制马达505。柄部组件500还可包括一个或多个传感器(未示出),其被配置为能够检测驱动构件的位置和/或驱动构件移动的方向。马达505的致动可由与闭合触发器512相邻并且被可枢转地支撑在柄部组件500上的击发触发器(未示出)控制。击发触发器可在未致动位置与致动位置之间枢转。击发触发器可以由弹簧或其他偏置布置偏置到未致动位置中,使得当临床医生释放击发触发器时,该击发触发器可以由弹簧或偏置布置枢转或以其他方式返回到未致动位置。在至少一种形式中,击发触发器可被定位在闭合触发器512的“外侧”。如美国专利申请公布No.2015/0272575中所讨论的,柄部组件500可配备有击发触发器安全按钮(未示出),以防止击发触发器的无意致动。当闭合触发器512处于未致动位置时,安全按钮被容纳在柄部组件500中,在此情况下,临床医生不能容易地接近安全按钮并使安全按钮在防止击发触发器的致动的安全位置和其中可击发击发触发器的击发位置之间移动。当临床医生压下闭合触发器时,安全按钮和击发触发器向下枢转,其中它们可由临床医生操纵。

[0098] 在至少一种形式中,可纵向移动的驱动构件540可以具有形成在其上的齿条542,以用于与和马达交接的对应驱动齿轮布置(未示出)啮合接合。参见图3。关于那些特征的进一步的细节可见于美国专利申请公布2015/0272575。然而,在至少一种布置中,可纵向移动驱动构件被绝缘,以保护其免受无意的Rf能量的影响。至少一种形式还包括可手动致动的“救助”组件,该组件被配置为能够能够允许临床医生在马达505变得停用的情况下手动地回缩可纵向移动的驱动构件。救助组件可包括杠杆或救助柄部组件,其在可释放门550下方储存在柄部组件500内。参见图2。杠杆可被配置为能够被手动枢转成与驱动构件中的齿棘轮接合。因此,临床医生可通过使用救助柄部组件手动地回缩驱动构件540,以使驱动构件在近侧方向“PD”上做棘轮运动。名称为“POWERED SURGICAL CUTTING AND STAPLING APPARATUS WITH MANUALLY RETRACTABLE FIRING SYSTEM”的美国专利No.8,608,045(该专利的全部公开内容据此以引用方式并入本文)公开了救助布置以及其他部件、布置和系统,它们也可与本文所公开的各种可互换外科工具组件中的任一个一起使用。

[0099] 在例示的方面,可互换外科工具组件1000包括外科端部执行器1500,该外科端部执行器包括第一钳口1600和第二钳口1800。在一种布置中,第一钳口包括细长通道1602,该细长通道被配置为能够将常规(机械)外科钉/紧固件仓1400(图4)或射频(RF)仓1700(图1和图2)操作地支撑在其中。第二钳口1800包括相对于细长通道1602被枢转地支撑的砧座1810。通过致动闭合驱动系统510,砧座1810可以在打开位置与闭合位置之间选择性地朝向和远离支撑在细长通道1602中的外科仓移动。在例示的布置中,砧座1810被枢转地支撑在细长通道1602的近侧端部部分上,以用于围绕横向于轴轴线SA的枢转轴线的选择性枢转行进。闭合驱动系统510的致动可导致附接到关节运动连接器1920的近侧闭合构件或近侧闭合管1910的远侧轴向移动。

[0100] 转到图4,关节运动连接器1920包括从关节运动连接器1920的远侧端部朝远侧突出的上柄脚1922和下柄脚1924,以可移动地联接到端部执行器闭合套筒或远侧闭合管段

1930。参见图3。远侧闭合管段1930包括从其近侧端部朝近侧突出的上柄脚1932和下柄脚(未示出)。上双枢轴连接件1940包括近侧销和远侧销1941、1942,这两个销分别接合关节运动连接器1920和远侧闭合管段1930的上柄脚1922、1932中的对应孔。类似地,下双枢轴连接件1944包括近侧销1945和远侧销1946,这两个销分别接合关节运动连接器1920和远侧闭合管段1930的下柄脚1924中的对应孔。

[0101] 仍然参考图4,在例示的示例中,远侧闭合管段1930包括正向钳口打开特征部或插片1936、1938,其与砧座1810的对应部分对应,以在远侧闭合管段1930沿近侧方向PD回缩到起始位置时向砧座1810施加打开动作。关于砧座1810的打开和闭合的更多细节可见于与本申请同日提交的名称为“SURGICAL INSTRUMENT WITH POSITIVE JAW OPENING FEATURES”的美国专利申请(代理人案卷号END8208USNP/170096)中,该专利申请的全部公开内容据此以引用方式并入本文。

[0102] 如图5所示,在至少一种布置中,可互换外科工具组件1000包括工具机架组件1200,该工具机架组件包括将喷嘴组件1240操作地支撑其上的工具底座1210。如与本申请同日提交并据此全文以引用方式并入本文的名称为“SURGICAL INSTRUMENT WITH AXIALLY MOVABLE CLOSURE MEMBER”的美国专利申请(代理人案卷号END8209USNP/170097)中进一步所述,工具底座1210和喷嘴布置1240有利于外科端部执行器1500围绕轴轴线SA相对于工具底座1210旋转。此类旋转行进由图1中的箭头R表示。同样如图4和图5所示,可互换外科工具组件1000包括脊组件1250,该脊组件操作地支撑近侧闭合管1910并且联接到外科端部执行器1500。在各种情况下,为了便于组装,脊组件1250可从由按扣特征部、粘合剂、焊接等互连在一起的上脊段1251和下脊段1252制成。在组装形式中,脊组件1250包括可旋转地支撑在工具底座1210中的近侧端部1253。在一种布置中,例如,脊组件1250的近侧端部1253附接到脊轴承(未示出),该脊轴承被配置为能够被支撑在工具底座1210内。此类布置有利于脊组件1250到工具底座的可旋转附接,使得脊组件1250可选择性地相对于工具底座1210围绕轴轴线SA旋转。

[0103] 如图4所示,上脊段1251终止于上凸耳安装特征部1260中,并且下脊段1252终止于下凸耳安装特征部1270中。上凸耳安装特征部1260在其中形成有凸耳狭槽1262,该凸耳狭槽适于将上安装连接件1264安装支撑在其中。类似地,下凸耳安装特征部1270在其中形成有凸耳狭槽1272,该凸耳狭槽适于将下安装连接件1274安装支撑在其中。上安装连接件1264在其中包括与轴轴线SA偏离的枢轴承窝1266。枢轴承窝1266适于将枢轴销1634可旋转地接收在其中,该枢轴销形成在附接到细长通道1602的近侧端部部分1610的通道顶盖或砧座保持器1630上。下安装连接件1274包括下枢轴销1276,该下枢轴销适于被接收在形成于细长通道1602的近侧端部部分1610中的枢轴孔1611内。下枢轴销1276以及枢轴孔1611与轴轴线SA偏离。下枢轴销1276与枢轴承窝1266垂直对准以限定关节运动轴线AA,外科端部执行器1500可围绕该关节运动轴线AA相对于轴轴线SA进行关节运动。参见图1。尽管关节运动轴线AA横向于轴轴线SA,但是在至少一种布置中,关节运动轴线AA与轴轴线SA侧向偏离并且不与轴轴线SA相交。

[0104] 转到图5,近侧闭合管1910的近侧端部1912由连接器1916可旋转地联接到闭合梭动件1914,其中该连接器安置在近侧闭合管段1910中的环形沟槽1915中。闭合梭动件1914被支撑以在工具底座1210内轴向行进,并且在其上具有一对钩1917,这对钩被配置为能够

当工具底座1210联接到柄部机架506时接合闭合驱动系统510。工具底座1210还支撑闩锁组件1280,以用于将工具底座1210可释放地闩锁到柄部机架506。关于工具底座1210和闩锁组件1280的更多细节可见于与本申请同日提交的名称为“SURGICAL INSTRUMENT WITH AXIALLY MOVABLE CLOSURE MEMBER”的美国专利申请(代理人案卷号END8209USNP/170097)中,该专利申请的全部公开内容据此以引用方式并入本文。

[0105] 柄部组件500中的击发驱动系统530被配置为能够操作地联接到击发系统1300,该击发系统操作地支撑在可互换外科工具组件1000中。击发系统1300可包括中间击发轴部分1310,该中间击发轴部分被配置为能够响应于击发驱动系统530施加到其上的对应击发动作而沿远侧方向和近侧方向轴向移动。参见图4。如图5所示,中间击发轴部分1310的近侧端部1312具有形成在其上的击发轴附接凸耳1314,该击发轴附接凸耳被配置为能够安置到附接托架544(图3)中,该附接托架在柄部组件500内的击发驱动系统530的可纵向移动驱动构件540的远侧端部上。此类布置有利于在击发驱动系统530致动时中间击发轴部分1310的轴向移动。在例示的示例中,中间击发轴部分1310被构造用于附接到远侧切割部分或刀杆1320。如图4所示,刀杆1320连接到击发构件或刀构件1330。刀构件1330包括将组织切割刀片1334操作地支撑在其上的刀主体1332。刀主体1332还可包括砧座接合插片或特征部1336以及通道接合特征部或脚部1338。砧座接合特征部1336可用于在刀构件1330向远侧推进穿过端部执行器1500时向砧座1810施加附加的闭合动作。

[0106] 在例示的示例中,外科端部执行器1500可由关节运动系统1360选择性地围绕关节运动轴线AA进行关节运动。在一种形式中,关节运动系统1360包括近侧关节运动驱动器1370,该近侧关节运动驱动器枢转地联接到关节运动连接件1380。如图4中可以最具体地看出,在近侧关节运动驱动器1370的远侧端部1372上形成偏置附接凸耳1373。枢轴孔1374形成在偏置附接凸耳1373中,并且被配置为能够将形成在关节运动连接件1380的近侧端部1381上的近侧连接件销1382枢转地接收在其中。关节运动连接件1380的远侧端部1383包括枢轴孔1384,该枢轴孔被配置为能够将形成在细长通道1602的近侧端部部分1610上的通道销1618枢转地接收在其中。因此,近侧关节运动驱动器1370的轴向移动将由此向细长通道1602施加关节运动,从而使外科端部执行器1500围绕关节运动轴线AA相对于脊组件1250进行关节运动。在各种情况下,当近侧关节运动驱动器1370没有在近侧或远侧方向上移动时,近侧关节运动驱动器1370可被关节运动锁1390保持就位。关于关节运动锁1390的示例性形式的更多细节可见于与本申请同日提交的名称为“SURGICAL INSTRUMENT COMPRISING AN ARTICULATION SYSTEM LOCKABLE TO A FRAME”的美国专利申请(代理人案卷号END8217USNP/170102)中,该专利申请的全部公开内容据此以引用方式并入本文。

[0107] 除上述之外,可互换外科工具组件1000可包括换挡器组件1100,该换挡器组件可被配置为能够选择性地且可释放地将近侧关节运动驱动器1370联接到击发系统1300。如图5所示,在一种形式中,换挡器组件1100包括围绕击发系统1300的中间击发轴部分1310定位的锁定衬圈或锁定套筒1110,其中锁定套筒1110可以在接合位置与脱离位置之间旋转,在接合位置处,锁定套筒1110将近侧关节运动驱动器1370操作地联接到击发构件组件1300,在脱离位置处,近侧关节运动驱动器1370不操作地联接到击发构件组件1300。当锁定套筒1110处于其接合位置时,击发构件组件1300的远侧移动可使近侧关节运动驱动器1370向远侧移动,对应地,击发构件组件1300的近侧移动可使近侧关节运动驱动器1370向近侧移动。

当锁定套筒1110处于其脱离位置时,击发构件组件1300的移动不传递到近侧关节运动驱动器1370,因此,击发构件组件1300可独立于近侧关节运动驱动器1370移动。在各种情况下,当击发构件组件1300没有使近侧关节运动驱动器1370在近侧或远侧方向上移动时,近侧关节运动驱动器1370可被关节运动锁1390保持就位。

[0108] 在例示的布置中,击发构件组件1300的中间击发轴部分1310形成有两个相对的平坦侧面,在其中形成有驱动凹口1316。参见图5。如图5中同样可见,锁定套筒1110可包括柱形或至少基本上柱形的主体,该主体包括纵向孔,该纵向孔被配置为能够接收穿过其中的中间击发轴部分1310。锁定套筒1110可包括沿直径相对的、面向内的锁定突出部,当锁定套筒1110处于一个位置时,这些锁定突出部被接合地接收在中间击发轴部分1310中的驱动凹口1316的对应部分内,并且当锁定套筒处于另一位置时,这些锁定突出部不被接收在驱动凹口1316内,从而允许锁定套筒1110与中间击发轴1310之间的相对轴向移动。如可在图5中进一步所见,锁定套筒1110还包括锁定构件1112,该锁定构件的尺寸设置成可移动地接收在近侧关节运动驱动器1370的近侧端部中的凹口1375内。此类布置允许锁定套筒1110稍微旋转成与中间击发轴部分1310接合和脱离接合,同时保持在用于接合或与近侧关节运动驱动器1370中的凹口1375接合的位置。例如,当锁定套筒1110处于其接合位置时,锁定突出部定位在中间击发轴部分1310中的驱动凹口1316内,使得远侧推力和/或近侧拉力可以从击发构件组件1300传递到锁定套筒1110。然后,此类轴向推动或牵拉动作从锁定套筒1110传递到近侧关节运动驱动器1370,从而使外科端部执行器1500进行关节运动。实际上,当锁定套筒1110处于其接合(关节运动)位置时,击发构件组件1300、锁定套筒1110和近侧关节运动驱动器1370将一起移动。另一方面,当锁定套筒1110处于其脱离位置时,锁定突出部不被接收在中间击发轴部分1310的驱动凹口1316内;并且因此,远侧推力和/或近侧拉力可不从击发构件组件1300传递到锁定套筒1110(和近侧关节运动驱动器1370)。

[0109] 在例示的示例中,锁定套筒1110在其接合位置与脱离位置之间的相对运移可以由与近侧闭合管1910交接的换档器组件1100控制。仍然参见图5,换档器组件1100还包括换档器键1120,该键被配置为能够可滑动地接收在形成在锁定套筒1110的外周边中的键槽内。此类布置使得换档器键1120能够相对于锁定套筒1110轴向移动。如在与本申请同日提交并且全部公开内容据此以引用方式并入本文的名称为“SURGICAL INSTRUMENT WITH AXIALLY MOVABLE CLOSURE MEMBER”(代理人案卷号END8209USNP/170097)的美国专利申请中进一步详细讨论,换档器键1120的一部分被配置为能够与近侧封闭管部分1910中的凸轮开口(未示出)凸轮地相互作用。另外,在例示的示例中,换档器组件1100还包括切换筒1130,该切换筒可旋转地被接收在近侧闭合管部分1910的近侧端部部分上。换档器键1120的一部分延伸穿过切换筒1130中的轴向狭槽段,并且可移动地被接收在切换筒1130中的弓形狭槽段内。切换筒扭转弹簧1132安装在切换筒1130上并且接合喷嘴组件1240的一部分以施加扭转偏置或旋转,该扭转偏置或旋转用于使切换筒1130旋转,直到换档器键1120的该部分到达近侧封闭管部分1910中的凸轮开口为止。当处于该位置时,切换筒1130可向换档器键1120提供扭转偏置,从而使锁定套筒1110旋转到其与中间击发轴部分1310的接合位置。该位置还对应于近侧闭合管1910(和远侧闭合管段1930)的未致动构型。

[0110] 在一种布置中,例如,当近侧闭合管1910处于未致动构型(砧座1810处于与安装在细长通道1602中的仓间隔开的打开位置)时,中间击发轴部分1310的致动将导致近侧关节

运动驱动器1370的轴向运动以有利于端部执行器1500的关节运动。一旦使用者将外科端部执行器1500关节运动至期望方位,使用者就可以致动近侧闭合管部分1910。近侧闭合管部分1910的致动将导致远侧闭合管段1930向远侧行进,以最终向砧座1810施加闭合动作。近侧闭合管部分1910的该远侧行进将导致其中的凸轮开口与换档器键1120的凸轮部分凸轮地相互作用,从而使换档器键1120使锁定套筒1110沿致动方向旋转。锁定套筒1110的此类旋转将导致锁定突出部从中间击发轴部分1310中的驱动凹口1316脱离。当处于此类构型时,击发驱动系统530可以被致动以致动中间击发轴部分1310,而不致动近侧关节运动驱动器1370。关于切换筒1130和锁定套筒1110的操作以及可与本文所述的各种可互换外科工具组件一起使用的另选关节运动和击发驱动布置的进一步细节可见于美国专利申请序列号13/803,086(现为美国专利申请公布No.2014/0263541)和美国专利申请序列号15/019,196,这些专利申请的全部公开内容据此以引用方式并入本文。

[0111] 同样如图5和图15所示,可互换外科工具组件1000可以包括滑环组件1150,该滑环组件可以被配置为能够向外科端部执行器1500和/或从该外科端部执行器传导电力和/或向外科端部执行器1500和/或从该外科端部执行器传送信号,返回到机载电路板1152,同时通过旋转喷嘴组件1240有利于轴和端部执行器1500围绕轴轴线SA相对于工具底座1210旋转。如图15所示,例如,在至少一种布置中,机载电路板1152包括机载连接器1154,该机载连接器被配置为能够与外壳连接器562(图9)交接,该外科连接器与支撑在柄部组件500或机器人系统控制器中的微处理器560通信。滑环组件1150被配置为能够与近侧连接器1153交接,该近侧连接器与机载电路板1152交接。有关滑环组件1150和相关联的连接器的其他细节可以在美国专利申请序列号13/803,086(现为美国专利申请公布No.2014/0263541)和美国专利申请序列号15/019,196(这两个专利申请各自全文以引用方式并入本文)以及名称为“STAPLE CARTRIDGE TISSUE THICKNESS SENSOR SYSTEM”的美国专利申请序列号13/800,067(现为美国专利申请公布No.2014/0263552,该美国专利据此全文以引用方式并入本文)中找到。

[0112] 本文所公开的可互换外科工具组件1000的示例型式可以与标准(机械)外科紧固件仓1400或被配置为能够有利于利用刀构件切割组织并使用射频(RF)能量密封切割的组织仓1700结合使用。再次参见图4,其示出了常规或标准机械型仓1400。此类仓布置是已知的,并且可以包括仓体1402,该仓体的尺寸和形状设置成可移除地接收并支撑在细长通道1602中。例如,仓体1402可以被配置为能够可移除地保持与细长通道1602卡扣接合。仓体1402包括细长狭槽1404以容纳刀构件1330穿过它轴向行进。仓体1402操作地在其中支撑多个钉驱动器(未示出),这些钉驱动器在居中设置的细长狭槽1404的每侧上成排对准。驱动器与对应的钉/紧固件凹坑1412相关联,凹坑穿过仓体1402的上平台表面1410。每个钉驱动器在其上支撑一个或多个外科钉或紧固件(未示出)。滑动组件1420被支撑在仓体1402的近侧端部内,并且在仓1400是新的且未击发时处于起始位置,位于驱动器和紧固件的近侧。滑动组件1420包括多个倾斜的或楔形凸轮1422,其中每个凸轮1422对应于位于狭槽1404的侧面上的紧固件或驱动器的特定线。滑动组件1420被配置为能够在刀构件被朝远侧驱动通过夹持在砧座与仓平台表面1410之间的组织时被刀构件1330接触并被其驱动。当驱动器被向上推向仓平台表面1410时,支撑在其上的一个或多个紧固件被从其钉凹坑1412中驱出,并通过夹持在砧座与仓之间的组织。

[0113] 仍参见图4,在至少一种形式中,砧座1810包括砧座安装部分1820,该砧座安装部分具有从其侧向突出的一对砧座耳轴1822,这对砧座耳轴可枢转地接收在形成于细长通道1602的近侧端部部分1610的直立壁1622中的相应耳轴支架1614中。砧座耳轴1822由通道顶盖或砧座保持器1630可枢转地保持在其对应的耳轴支架1614中。砧座安装部分1820可移动或可枢转地支撑在细长通道1602上,以便于围绕横向于轴轴线SA的固定砧座枢转轴相对于该细长通道选择性地枢转。如图6和图7所示,在至少一种形式中,砧座1810包括砧座主体部分1812,该砧座主体部分由例如导电金属材料制成并且具有钉成形下表面1813,该钉成形下表面具有在其中形成的一系列紧固件成形凹坑1814,这些紧固件成形凹坑在居中设置的砧座狭槽1815的每一侧上,该居中设置的砧座狭槽被配置为能够将刀构件1330可滑动地容纳在其中。砧座狭槽1815通向上部开口1816,该上部开口纵向延伸穿过砧座主体1812,以在击发期间将砧座接合特征部1336容纳在刀构件1330上。当将常规的机械外科钉/紧固件仓1400安装在细长通道1602中时,钉/紧固件被驱动穿过组织T并与对应的紧固件成形凹坑1814形成接触。砧座主体1812可在其上部部分中具有开口以例如有利于安装。砧座顶盖1818可以插入其中并且焊接到砧座主体1812以包封开口并提高砧座主体1812的整体刚度。如图7所示,为了有利于结合RF仓1700使用端部执行器1500,紧固件成形下表面1813的面向组织的段1817可在其上具有电绝缘材料1819。

[0114] 在例示的布置中,可互换外科工具组件1000被构造有击发构件闭锁系统,整体标记为1640。参见图8。如图8所示,细长通道1602包括底部表面或底部部分1620,该底部表面或底部部分具有从其突出的两个直立侧壁1622。居中设置的纵向通道狭槽1624穿过底部1620形成,以有利于刀构件1330穿过它轴向进行。通道狭槽1624通向纵向通路1626,该纵向通路将通道接合特征部或脚部1338容纳在刀构件1330上。通路1626用于限定两个向内延伸的凸缘部分1628,这两个凸缘部分用于接合通道接合特征部或脚部1338的对应部分。击发构件闭锁系统1640包括位于通道狭槽1624的每一侧上的近侧开口1642,这些近侧开口被配置为能够当刀构件1330处于起始位置时接收通道接合特征部或脚部1338的对应部分。刀闭锁弹簧1650被支撑在细长通道1602的近侧端部1610中,并且用于将刀构件1330向下偏置。如图8所示,刀闭锁弹簧1650包括两个在远侧终止的弹簧臂1652,其被配置为能够接合刀主体1332上的对应的中央通道接合特征部1337。弹簧臂1652被配置为能够将中央通道接合特征部1337向下偏置。因此,当处于起始位置(未击发位置)时,刀构件1330向下偏置,使得通道接合特征部或脚部1338被接收在细长形1602通道中的对应近侧开口1642内。当处于该锁定位置时,如果尝试将刀1330向远侧推进,则中央通道接合特征部1137和/或脚部1338将接合细长通道1602上的直立凸缘1654(图8和11)并且刀1330无法击发。

[0115] 仍然参见图8,击发构件闭锁系统1640还包括形成在或支撑在击发构件主体1332的远侧端部上的解锁组件1660。解锁组件1660包括向远侧延伸的凸缘1662,该凸缘被配置为能够当滑动组件1420在未击发的外科钉仓1400中处于其起始位置时接合形成在滑动组件1420上的解锁特征部1426。因此,当未击发的外科钉仓1400被适当地安装在细长通道1602中时,解锁组件1660上的凸缘1662接触滑动组件1420上的解锁特征部1426,该解锁特征部用于将刀构件1330向上偏置,使得中央通道接合特征部1137和/或脚部1338跳过通道底部1620中的直立凸缘1654,以有利于刀构件1330轴向通过细长通道1602。如果将部分击发的仓1400无意地安装在细长通道中,则滑动组件1420将不在起始位置,并且刀构件1330

将保持在锁定位置。

[0116] 现在将参照图3和图9描述可互换外科工具组件1000与柄部组件500的附接。要开始联接过程,临床医生可将可互换外科工具组件1000的工具底座1210定位在柄部机架506的远侧端部上方或附近,使得工具底座1210上形成的锥形附接部分1212与柄部机架506中的燕尾形狭槽507对准。然后临床医生可将外科工具组件1000沿垂直于轴轴线SA的安装轴线IA移动,以使锥形附接部分1212安置成与柄部机架506的远侧端部中的对应燕尾形接收狭槽507“操作地接合”。这样做时,中间击发轴部分1310上的击发轴附接凸耳1314也将安置在柄部组件500内的可纵向移动的驱动构件540中的支架544中,并且闭合连接件514上的销516的部分将安置在闭合梭动件1914中的对应钩1917中。如本文所用,术语“操作地接合”在两个部件的背景下是指这两个部件彼此充分地接合,使得一旦向其施加致动运动,这些部件便可执行其预期行动、功能和/或程序。同样在该过程中,外科工具组件1000上的机载连接器1154联接到外壳连接器562,该外壳连接器与支撑在例如柄部组件500或机器人系统控制器中的微处理器560通信。

[0117] 在典型的外科程序期间,临床医生可通过患者体内的套管针或其他开口将外科端部执行器1500引入外科部位,以接近目标组织。当这样做时,临床医生通常沿着轴轴线SA轴向地对准外科端部执行器1500(非关节运动状态)。例如,一旦外科端部执行器1500已经通过套管针入口,则临床医生可能需要使端部执行器1500进行关节运动以有利地将其定位在目标组织附近。这先于在将砧座1810闭合到目标组织上,因此闭合驱动系统510将保持未致动。当处于该位置时,击发驱动系统530的致动将导致向近侧关节运动驱动器1370施加关节运动动作。一旦端部执行器1500已达到期望的关节运动位置,击发驱动系统530就被停用,并且关节运动锁1390可将外科端部执行器1500保持在关节运动位置。然后,临床医生可以致动闭合驱动系统510以将砧座1810闭合到目标组织上。闭合驱动系统510的这种致动还可导致换档器组件1100使近侧关节运动驱动器1370与中间击发轴部分1310脱离连接。因此,一旦目标组织已经被捕获在外科端部执行器1500中,临床医生就可以再次致动击发驱动系统530以使击发构件1330轴向前进穿过外科钉/紧固件仓1400或RF仓1700以切割被夹持的组织并将钉/紧固件击发到切割的组织T中。其他闭合和击发驱动布置、致动器布置(手持的手动式和自动或机器人式两者)也可在不脱离本公开的范围的情况下用于控制外科工具组件1000的闭合系统部件、关节运动系统部件和/或击发系统部件的轴向移动。

[0118] 如上所述,外科工具组件1000被配置为能够与常规的机械外科钉/紧固件仓1400以及RF仓1700结合使用。在至少一种形式中,RF仓1700可有利于将刀构件1330夹持在砧座1810与RF仓1700之间的组织进行机械切割,同时凝结电流在电流路径中被递送至该组织。用于进行机械切割和使用电流凝结组织的另选布置在例如美国专利No.5,403,312、7,780,663和名称为“ELECTROSURGICAL INSTRUMENT WITH ELECTRICALLY CONDUCTIVE GAP SETTING AND TISSUE ENGAGING”的美国专利申请序列号15/142,609中公开,每个所述参考文献的全部公开内容以引用方式并入本文。此类器械可以例如改善止血,减少外科复杂性以及缩短手术室时间。

[0119] 如图10至图12所示,在至少一种布置中,RF外科仓1700包括仓体1710,该仓体的尺寸和形状设置成可移除地接收并支撑在细长通道1602中。例如,仓体1710可以被配置为能够可移除地保持与细长通道1602卡扣接合。在各种布置中,仓体1710可以由聚合物材料制

成,诸如,例如工程热塑性材料,诸如液晶聚合物(LCP) VECTRA™,并且细长通道1602可以由金属制成。在至少一个方面,仓体1710包括居中设置的细长狭槽1712,该细长狭槽纵向延伸穿过仓体以容纳刀1330穿过它纵向行进。如图10和图11所示,一对闭锁接合尾部1714从仓体1710向近侧延伸。每个闭锁接合尾部1714具有在其下侧上形成的闭锁垫1716,该闭锁垫的尺寸被设置为接收在通道底部1620中的对应近侧开口部分1642内。因此,当仓1700被适当地安装在细长通道1602中时,闭锁接合尾部1714覆盖开口1642和凸缘1654,以将刀1330保持在解锁位置以准备击发。

[0120] 现在转到图10至图13,在例示的示例中,仓体1710形成有居中设置的凸起电极垫1720。如图6中可以最具体地看出,细长狭槽1712延伸穿过电极垫1720的中心,并且用于将垫1720划分为左垫段1720L和右垫段1720R。右柔性电路组件1730R附接到右垫段1720R,左柔性电路组件1730L附接到左垫段1720L。例如,在至少一种布置中,右柔性电路1730R包括多个电导体1732R,这些电导体可以包括例如较宽电导体/用于RF目的的导体以及用于常规缝合目的的较细电导体,这些电导体被支撑、附接或嵌入到右绝缘体护套/构件1734R中,该右绝缘体护套/构件附接到右垫1720R。此外,右柔性电路组件1730R包括“第一相”近侧右电极1736R和“第二相”远侧右电极1738R。同样,左柔性电路组件1730L包括多个电导体1732L,这些电导体可以包括例如较宽电导体/用于RF目的的导体以及用于常规缝合目的的较细电导体,这些电导体被支撑、附接或嵌入到左绝缘体护套/构件1734L中,该左绝缘体护套/构件附接到左垫1720L。此外,左柔性电路组件1730L包括“第一相”近侧左电极1736L和“第二相”远侧左电极1738L。左电导体1732L和右电导体1732R附接到安装到仓体1710的远侧端部部分的远侧微芯片1740。在一种布置中,例如,右柔性电路1730R和左柔性电路1730L中的每一者可以具有大约0.025英寸的总宽度“CW”,并且电极1736R、1736L、1738R、1738L中的每一者具有大约例如0.010英寸的宽度“W”。参见图13。然而,可以设想其他宽度/大小,并且可以在另选方面中采用。

[0121] 在至少一种布置中,RF能量由常规的RF发生器400通过电源引线402供应到外科工具组件1000。在至少一种布置中,电源引线402包括凸形插头组件406,该凸形插头组件被配置为能够插入对应的凹形连接器410,该凹形连接器附接到机载电路板1152上的分段RF电路1160。参见图15。此类布置通过使喷嘴组件1240旋转而不使来自发生器400的电源引线402缠绕而有利于轴和端部执行器1500围绕轴轴线SA相对于工具底座1210的旋转行进。机载开/关电源开关420被支撑在门锁组件1280和工具底座1210上以用于打开和关闭RF发生器。当工具组件1000操作地联接到柄部组件500或机器人系统时,机载分段RF电路1160通过连接器1154和562与微处理器560通信。如图1所示,柄部组件500还可以包括显示屏430,其用于查看关于密封、缝合、刀位置、仓的状态、组织、温度等的信息。如图15中同样可见,滑环组件1150与远侧连接器1162交接,该远侧连接器包括柔性轴电路带或组件1164,该柔性轴电路带或组件可以包括用于缝合相关活动的多个窄电导体1166和用于RF目的的较宽电导体1168。如图14和图15所示,柔性轴电路带1164被居中地支撑在形成刀杆1320的层压板或杆1322之间。此类布置有利于在端部执行器1500的关节运动期间刀杆1320和柔性轴电路带1164的充分挠曲,同时保持足够的刚度以使得刀构件1330能够向远侧推进穿过被夹持的组织。

[0122] 再次参见图10,在至少一个例示布置中,细长通道1602包括支撑在凹陷部1621中

的通道电路1670,该凹陷部从细长通道1602的近侧端部1610延伸到细长通道底部部分1620中的远侧位置1623。通道电路1670包括近侧接触部分1672,该近侧接触部分接触柔性轴电路带1164的远侧接触部分1169以与该电路带电接触。通道电路1670的远侧端部1674被接收在形成在通道壁1622中的一个中的对应壁凹陷部1625内,并且被翻折并附接到通道壁1622的上边缘1627。一系列对应的暴露触点1676设置在通道电路1670的远侧端部1674中,如图10所示。如图10中同样可见,柔性仓电路1750的端部1752附接到远侧微芯片1740,并且附连到仓体1710的远端部分。另一端部1754在仓平台表面1711的边缘上折叠,并且包括暴露触点1756,这些暴露触点被配置为能够与通道电路1670的暴露触点1676电接触。因此,当RF仓1700安装在细长通道1602中时,电极以及远侧微芯片1740通过柔性仓电路1750、柔性通道电路1670、柔性轴电路1164与滑环组件1150之间的接触供电并与机载电路板1152通信。

[0123] 图16A至图16B是根据本公开的一个方面的跨越两个图纸的图1的外科器械10的控制电路700的框图。主要参见图16A至图16B,柄部组件702可包括马达714,该马达可由马达驱动器715控制,并可由外科器械10的击发系统使用。在各种形式中,马达714可为具有大约25,000RPM的最大旋转速度的直流有刷驱动马达。在其他布置中,马达714可包括无刷马达、无绳马达、同步马达、步进马达或任何其他合适的电动马达。马达驱动器715可包括例如包括场效应晶体管(FET) 719的H桥驱动器。马达714可由功率组件706供电,该功率组件可释放地安装到柄部组件500,以用于向外科器械10提供控制功率。功率组件706可包括电池,该电池可包括串联连接的、可用作功率源为外科器械10供电的多个电池单元。在某些情况下,功率组件706的电池单元可以是可替换的和/或可再充电的。在至少一个示例中,电池单元可以是能够可分离地联接到功率组件706的锂离子电池。

[0124] 轴组件704可包括轴组件控制器722,在轴组件704与功率组件706联接到柄部组件702时,该轴组件控制器可通过接口与安全控制器和功率管理控制器716通信。例如,接口可包括第一接口部分725和第二接口部分727,其中第一接口部分可包括一个或多个用于与对应的轴组件电连接器实现联接接合的电连接器,第二接口部分可包括一个或多个用于与对应的功率组件电连接器实现联接接合的电连接器,从而在轴组件704与功率组件706联接到柄部组件702时,允许轴组件控制器722与功率管理控制器716之间进行电通信。可通过接口传输一个或多个通信信号,以将附接的可互换轴组件704的一个或多个功率要求传送到功率管理控制器716。作为响应,功率管理控制器可依据附接轴组件704的功率要求,调节功率组件706的电池的功率输出,如下文更详细地描述。连接器可包括开关,这些开关可在柄部组件702机械联接接合到轴组件704和/或功率组件706,以允许轴组件控制器722与功率管理控制器716之间进行电通信之后被启动。

[0125] 接口可例如通过位于柄部组件702中的主控制器717路由此类通信信号来促进功率管理控制器716与轴组件控制器722之间的一个或多个通信信号的传输。在其他情况下,当轴组件704和功率组件706联接到柄部组件702时,接口可有利于功率管理控制器716与轴组件控制器722之间的直接通信线路穿过柄部组件702。

[0126] 主控制器717可以是任何单核或多核处理器,诸如由Texas Instruments提供的商品名为ARM Cortex的那些处理器。在一个方面,主控制器717可为例如购自Texas Instruments公司的LM4F230H5QR ARM Cortex-M4F处理器内核,其包括:256KB的单循环闪存或其他非易失性存储器(最多至40MHZ)的片上存储器、用于使性能改善超过40MHz的预取

缓冲器、32KB的单循环串行随机存取存储器 (SRAM)、装载有 StellarisWare[®] 软件的内部只读存储器 (ROM)、2KB的电可擦除可编程只读存储器 (EEPROM)、一个或多个脉宽调制 (PWM) 模块、一个或多个正交编码器输入 (QEI) 模拟、具有12个模拟输入信道的一个或多个12位模数转换器 (ADC), 其细节可见于产品数据表。

[0127] 安全控制器可以是包括两个基于控制器的系列 (诸如TMS570和RM4x) 的安全控制器平台, 已知同样由Texas Instruments公司生产且商品名为Hercules ARM Cortex R4。安全控制器可被配置为能够专门用于IEC 61508和ISO 26262安全关键应用等等, 以提供先进的集成安全特征件, 同时递送可定标的性能、连接性和存储器选项。

[0128] 功率组件706可包括功率管理电路, 该功率管理电路可包括功率管理控制器716、功率调制器738和电流感测电路736。在轴组件704与功率组件706联接到柄部组件702时, 功率管理电路可被配置为能够基于轴组件704的功率要求调节电池的功率输出。功率管理控制器716可被编程用于控制功率调制器738调节功率组件706的功率输出, 电流感测电路736可用于监视功率组件706的功率输出, 以便为功率管理控制器716提供与电池的功率输出有关的反馈, 使得功率管理控制器716可调节功率组件706的功率输出以维持理想的输出。功率管理控制器716和/或轴组件控制器722各自可包括一个或多个可存储多个软件模块的处理器和/或存储器单元。

[0129] 外科器械10 (图1至图5) 可包括输出装置742, 该输出装置可包括用于向使用者提供感官反馈的装置。此类装置可包括例如视觉反馈装置 (例如, LCD显示屏、LED指示器)、音频反馈装置 (例如, 扬声器、蜂鸣器) 或触觉反馈装置 (例如, 触觉致动器)。在某些情况下, 输出装置742可包括显示器743, 该显示器可包含在柄部组件702中。轴组件控制器722和/或功率管理控制器716可通过输出装置742向外科器械10的使用者提供反馈。接口可被配置为能够将轴组件控制器722和/或功率管理控制器716连接到输出装置742。作为替代, 输出装置742可与功率组件706集成。在此类情况下, 当轴组件704联接到柄部组件702时, 输出装置742与轴组件控制器722之间的通信可通过接口实现。

[0130] 控制电路700包括被配置为能够控制电动外科器械10的操作的电路段。安全控制器段 (段1) 包括安全控制器和主控制器717段 (段2)。安全控制器和/或主控制器717被配置为能够与一个或多个附加电路段 (诸如加速度段、显示器段、轴段、编码器段、马达段和功率段) 相互作用。电路段中的每个都可联接到安全控制器和/或主控制器717。主控制器717还联接到闪存存储器。主控制器717还包括串行通信接口。主控制器717包括联接到例如一个或多个电路段、电池和/或多个开关的多个输入。分段电路可通过任何合适的电路 (诸如电动外科器械10内的印刷电路板组件 (PCBA)) 来实施。应当理解, 本文使用的术语“处理器”包括任一种微处理器、处理器、微控制器、控制器, 或者将计算机的中央处理单元 (CPU) 的功能结合到一个集成电路或最多几个集成电路上的其它基础计算装置。主控制器717是多用途的可编程装置, 该装置接收数字数据作为输入, 根据其存储器中存储的指令来处理输入, 然后提供结果作为输出。因为处理器具有内部存储器, 所以是顺序数字逻辑的示例。控制电路700可被配置为能够实现本文所述的一个或多个过程。

[0131] 加速度段 (段3) 包括加速度计。加速度计被配置为能够检测电动外科器械10的移动或加速度。来自加速度计的输入可用于例如转换到休眠模式和从休眠模式转换到其他模式、识别电动外科器械的取向, 并且/或者识别外科器械何时已被放下。在一些示例中, 加速

度段联接到安全控制器和/或主控制器717。

[0132] 显示器段(段4)包括联接到主控制器717的显示器连接器。显示器连接器通过显示器的一个或多个集成电路驱动器将主控制器717联接到显示器。显示器的集成电路驱动器可与显示器集成,并且/或者可与显示器分开定位。显示器可包括任一种合适的显示器,诸如有机发光二极管(OLED)显示器、液晶显示器(LCD)和/或任何其他合适的显示器。在一些示例中,显示器段联接到安全控制器。

[0133] 轴段(段5)包括用于联接到外科器械10(图1至图5)的可互换轴组件500的控件,以及/或者用于联接到可互换轴组件500的端部执行器1500的一个或多个控件。轴段包括轴连接器,该轴连接器被配置为能够将主控制器717联接到轴PCBA。轴PCBA包括具有铁电随机存取存储器(FRAM)、关节运动开关、轴释放霍尔效应开关和轴PCBA EEPROM的低功率微控制器。轴PCBA EEPROM包括特定于可互换轴组件500和/或轴PCBA的一个或多个参数、例程和/或程序。轴PCBA可联接到可互换轴组件500和/或与外科器械10一体成型。在一些示例中,轴段包括第二轴EEPROM。第二轴EEPROM包括对应于可与电动外科器械10交接的一个或多个轴组件500和/或端部执行器1500的多个算法、例程、参数和/或其他数据。

[0134] 位置编码器段(段6)包括一个或多个磁性角旋转位置编码器。一个或多个磁性角旋转位置编码器被配置为能够识别外科器械10(图1至图5)的马达714、可互换轴组件500和/或端部执行器1500的旋转位置。在一些示例中,磁性角旋转位置编码器可联接到安全控制器和/或主控制器717。

[0135] 马达电路段(段7)包括被配置为能够控制电动外科器械10(图1至图5)的移动的马达714。马达714通过包括一个或多个H桥场效应晶体管(FET)的H桥驱动器和马达控制器联接到主微控制器处理器717。H桥驱动器也联接到安全控制器。马达电流传感器与马达串联联接,用于测量马达的电流消耗。马达电流传感器与主控制器717和/或安全控制器进行信号通信。在一些示例中,马达714联接到马达电磁干扰(EMI)滤波器。

[0136] 马达控制器控制第一马达标记和第二马达标记,以向主控制器717指示马达714的状态和位置。主控制器717通过缓冲器向马达控制器提供脉宽调制(PWM)高信号、PWM低信号、方向信号、同步信号和马达复位信号。功率段被配置为能够向电路段中的每一者提供段电压。

[0137] 功率段(段8)包括联接到安全控制器、主控制器717和附加电路段的电池。电池通过电池连接器和电流传感器联接到分段电路。电流传感器被配置为能够测量分段电路的总电流消耗。在一些示例中,一个或多个电压转换器被配置为能够向一个或多个电路段提供预先确定的电压值。例如,在一些示例中,分段电路可包括3.3V的电压转换器和/或5V的电压转换器。升压转换器被配置为能够提供最高为预先确定的量(诸如,最高至13V)的升压电压。升压转换器被配置为能够在功率密集操作期间提供附加的电压和/或电流,并且能够防止电压降低状况或低功率状况。

[0138] 多个开关联接到安全控制器和/或主控制器717。开关可被配置为能够控制分段电路的外科器械10(图1至图5)的操作,并且/或者指示外科器械10的状态。用于应急的应急门开关和霍尔效应开关被配置为能够指示应急门的状态。多个关节运动开关(诸如左侧向左关节运动开关、左侧向右关节运动开关、左侧向中心关节运动开关、右侧向左关节运动开关、右侧向右关节运动开关和右侧向中心关节运动开关)被配置为能够控制互换轴组件500

(图1和图3)和/或端部执行器300(图1和图4)的关节运动。左侧换向开关和右侧换向开关联接到主控制器717。左侧开关(包括左侧向左关节运动开关、左侧向右关节运动开关、左侧向中心关节运动开关和左侧换向开关)通过左挠性连接器联接到主控制器717。右侧开关(包括右侧向左关节运动开关、右侧向右关节运动开关、右侧向中心关节运动开关和右侧换向开关)通过右挠性连接器联接到主控制器717。击发开关、夹持释放开关和轴接合开关联接到主控制器717。

[0139] 任何合适的机械开关、机电开关或固态开关可任意组合,用于实施多个开关。例如,开关可以是利用与外科器械10(图1至图5)相关联的部件的动作或存在某个物体来操作的限位开关。此类开关可用于控制与外科器械10相关联的各种功能。限位开关是由机械地连接到一组触点的致动器构成的机电装置。当某个物体与致动器接触时,该装置操作触点以形成或断开电连接。限位开关不仅耐用、安装简便,还操作可靠,故适用于多种应用和环境。限位开关可确定物体的存在或不存在、经过、定位、以及物体行程的结束。在其他具体实施中,开关可以是在磁场影响下操作的固态开关,诸如霍尔效应装置、磁阻(MR)装置、巨磁阻(GMR)装置、磁力计及其他。在其他具体实施中,开关可以是在光影响下操作的固态开关,诸如光学传感器、红外线传感器、紫外线传感器及其他。同样,开关可以是固态装置,诸如晶体管(例如,FET、结型FET、金属氧化物半导体FET(MOSFET)、双极型晶体管等)。其他开关可包括无电导体开关、超声开关、加速度计、惯性传感器等。

[0140] 图17是根据本公开的一个方面的图1的外科器械的控制电路700的另一个框图,其中示出柄部组件702与功率组件706之间、以及柄部组件702与可互换轴组件704之间的接口。柄部组件702可包括主控制器717、轴组件连接器726和功率组件连接器730。功率组件706可包括功率组件连接器732、功率管理电路734,该功率管理电路可包括功率管理控制器716、功率调制器738和电流感测电路736。轴组件连接器730、732形成接口727。功率管理电路734可被配置为能够在可互换轴组件704与功率组件706联接到柄部组件702时,基于可互换轴组件704的功率要求调节电池707的功率输出。功率管理控制器716可被编程用于控制功率调制器738调节功率组件706的功率输出,电流感测电路736可用于监视功率组件706的功率输出,以便为功率管理控制器716提供与电池707的功率输出有关的反馈,使得功率管理控制器716可调节功率组件706的功率输出以维持理想的输出。轴组件704包括轴处理器719,该轴处理器联接到非易失性存储器721和轴组件连接器728以将轴组件704电联接到柄部组件702。轴组件连接器726、728形成接口725。主控制器717、轴处理器719和/或功率管理控制器716可被配置为能够实现本文所述的过程中的一者或多者。

[0141] 外科器械10(图1至图5)可包括向使用者提供感官反馈的输出装置742。此类装置可以包括视觉反馈装置(例如,LCD显示屏、LED指示器)、听觉反馈装置(例如,扬声器、蜂鸣器)或触觉反馈装置(例如,触觉致动器)。在某些情况下,输出装置742可包括显示器743,该显示器可包含在柄部组件702中。轴组件控制器722和/或功率管理控制器716可通过输出装置742向外科器械10的使用者提供反馈。接口727可被配置为能够将轴组件控制器722和/或功率管理控制器716连接到输出装置742。输出装置742可与功率组件706集成。当可互换轴组件704联接到柄部组件702时,输出装置742与轴组件控制器722之间的通信可通过接口725实现。已经描述了用于控制外科器械10(图1至图5)的操作的控制电路700(图16A至图16B和图6),本公开现在转到外科器械10(图1至图5)和控制电路700的各种构型。

[0142] 图18是根据本公开的一个方面的被配置为能够控制各种功能的外科器械600的示意图。在一个方面,外科器械600被编程为控制位移构件诸如I形梁614的远侧平移。外科器械600包括端部执行器602,该端部执行器可以包括砧座616、I形梁614和可移除钉仓618,该可移除钉仓可以与RF仓609(以虚线示出)互换。端部执行器602、砧座616、I形梁614、钉仓618和RF仓609可如本文所述构造,例如,参考图1至图15。为了简明和清楚起见,可参考图18描述本公开的若干方面。应当理解,结合本公开的图1至图17描述了图18中示意性示出的部件,诸如控制电路610、传感器638、位置传感器634、端部执行器602、I形梁614、钉仓618、RF仓609、砧座616。

[0143] 因此,图18中示意性示出的部件可以容易地用结合图1至图17描述的物理和功能等效部件来代替。例如,在一个方面,控制电路610可以被实现为如结合图16至图17所示和所述的控制电路700。在一个方面,传感器638可被实现为限位开关、机电装置、固态开关、霍尔效应装置、磁阻(MR)装置、巨磁电阻(GMR)装置、磁力计等等。在其他具体实施中,传感器638可为在光的影响下操作的固态开关,诸如光学传感器、红外传感器、紫外线传感器等等。同样,开关可以是固态装置,诸如晶体管(例如,FET、结型FET、金属氧化物半导体FET(MOSFET)、双极型晶体管等)。在其他具体实施中,传感器638可包括无电导体开关、超声开关、加速度计和惯性传感器等。在一个方面,位置传感器634可被实现为绝对定位系统,该绝对定位系统包括被实现为AS5055EQFT单片磁性旋转位置传感器,其可购自奥地利微系统公司(Austria Microsystems,AG)。位置传感器634与控制器700交接,以提供绝对定位系统。位置可包括位于磁体上方并联接到CORDIC处理器(针对坐标旋转数字计算机(Coordinate Rotation Digital Computer))的多个霍尔效应元件,也称为逐位法和Volder算法,提供该CORDIC处理器以实现用于计算双曲线函数和三角函数的简单有效的算法,双曲线函数和三角函数仅需要加法操作、减法操作、数位位移操作和表格查找操作。在一个方面,端部执行器602可被实现为如结合图1、图2和图4所示和所述的外科端部执行器1500。在一个方面,I形梁614可被实现为包括刀主体1332的刀构件1330,该刀主体将组织切割刀片1334操作地支撑在其上,并且该I形梁还可包括砧座接合插片或特征部1336和通道接合特征部或脚部1338,如结合图2至图4、图8、图11和图14所示和所述。在一个方面,钉仓618可被实现为结合图4所示和所述的标准(机械)外科紧固件仓1400。在一个方面,RF仓609可被实现为结合图1、图2、图6和图10至图13所示和所述的射频(RF)仓1700。在一个方面砧座,砧座616可被实现为结合图1、图2、图4和图6所示和所述的砧座1810。这些和其他传感器布置在共同拥有的名称为“TECHNIQUES FOR ADAPTIVE CONTROL OF MOTOR VELOCITY OF A SURGICAL STAPLING AND CUTTING INSTRUMENT”的美国专利申请No.15/628,175中描述,该专利申请全文以引用方式并入本文。

[0144] 线性位移构件诸如I形梁614的位置、移动、位移和/或平移可通过绝对定位系统、传感器布置和表示为位置传感器634的位置传感器来测量。由于I形梁614联接到可纵向移动的驱动构件540,因此I形梁614的位置可通过采用位置传感器634测量可纵向移动的驱动构件540的位置来确定。因此,在以下描述中,I形梁614的位置、位移和/或平移可通过如本文所述的位置传感器634来实现。控制电路610(诸如图16A和图16B中描述的控制电路700)可被编程用于控制位移构件(诸如I形梁614)的平移,如本文所述。在一些示例中,控制电路610可以包括一个或多个微控制器、微处理器或其他合适的处理器,以用于执行使一个或多

个处理器以所述方式控制位移构件(例如,I形梁614)的指令。在一个方面,定时器/计数器电路631向控制电路610提供输出信号,诸如流逝时间或数字计数,以将如由位置传感器634确定的I形梁614的位置与定时器/计数器电路631的输出相关联,使得控制电路610可确定I形梁614在相对于起始位置的特定时间(t)处的位置。定时器/计数器电路631可被配置为能够测量流逝的时间、对外部事件进行计数或对外部事件进行计时。

[0145] 控制电路610可以生成马达设定点信号622。马达设定点信号622可以被提供给马达控制器608。马达控制器608可以包括一个或多个电路,这些电路被配置为能够向马达604提供马达驱动信号624,以驱动马达604,如本文所述。在一些示例中,马达604可以是有刷直流电动马达,诸如图1所示的马达505。例如,马达604的速度可以与马达驱动信号624的电压成比例。在一些示例中,马达604可以是无刷直流(DC)电动马达,并且马达驱动信号624可以包括提供给马达604的一个或多个定子绕组的脉宽调制(PWM)信号。而且,在一些示例中,可以省略马达控制器608,并且控制电路610可以直接生成马达驱动信号624。

[0146] 马达604可以从能量源612处接收电力。能量源612可以是或包括电池、超级电容器或任何其他合适的能量源612。马达604可以经由传输装置606机械联接到I形梁614。传输装置606可以包括一个或多个齿轮或其他连杆部件,以将马达604联接到I形梁614。位置传感器634可以感测I形梁614的位置。位置传感器634可以是或包括能够生成指示I形梁614的位置的位置数据的任何类型的传感器。在一些示例中,位置传感器634可包括编码器,该编码器被配置为能够在I形梁614向远侧和向近侧平移时向控制电路610提供一系列脉冲。控制电路610可以跟踪脉冲以确定I形梁614的位置。可使用其他合适的位置传感器,包括例如接近传感器。其他类型的位置传感器可提供指示I形梁614的动作的其他信号。而且,在一些示例中,可以省略位置传感器634。在马达604是步进马达的情况下,控制电路610可以通过聚合马达604已被指示执行的步骤的数量和方向来跟踪I形梁614的位置。位置传感器634可以位于端部执行器602中或器械的任何其他部分处。

[0147] 控制电路610可与一个或多个传感器638通信。传感器638可定位在端部执行器602上并且适于与外科器械600一起操作以测量各种衍生参数,诸如间隙距离对时间、组织压缩与时间、以及砧座应变与时间。传感器638可包括例如磁性传感器、磁场传感器、应变仪、压力传感器、力传感器、电感式传感器(诸如涡流传感器)、电阻式传感器、电容式传感器、光学传感器、和/或用于测量端部执行器602的一个或多个参数的任何其他合适的传感器。传感器638可包括一个或多个传感器。

[0148] 一个或多个传感器638可包括应变仪,诸如微应变仪,其被配置为能够在夹持条件期间测量砧座616中的应变的量值。应变仪提供电信号,该电信号的幅值随着应变量值而变化。传感器638可包括压力传感器,该压力传感器被配置为能够检测由砧座616与钉仓618之间的压缩组织的存在所生成的压力。传感器638可被配置为能够检测位于砧座616与钉仓618之间的组织区段的阻抗,该阻抗指示位于其间的组织的厚度和/或完全性。

[0149] 传感器638可被配置为能够测量由闭合驱动系统施加在砧座616上的力。例如,一个或多个传感器638可位于闭合管1910(图1至图4)与砧座616之间的交互点处,以检测由闭合管1910施加到砧座616的闭合力。施加在砧座616上的力可表示在砧座616与钉仓618之间捕集的组织区段所经受的组织压缩。一个或多个传感器638可沿闭合驱动系统定位在各种交互点处,以检测由闭合驱动系统施加到砧座616的闭合力。一个或多个传感器638可在夹

持操作期间由处理器实时取样,如图16A至图16B中所述。控制电路610接收实时样本测量值以提供和分析基于时间的信息,并实时评估施加到砧座616的闭合力。

[0150] 可以采用电流传感器636来测量由马达604消耗的电流。推进I形梁614所需的力对应于例如由马达604消耗的电流。将力转换成数字信号并将其提供给处理器610。

[0151] 当RF仓609代替钉仓618被装载在端部执行器602中时,RF能量源400联接到端部执行器602并且被施加到RF仓609。控制电路610控制RF能量到RF仓609的递送。

[0152] 显示外科器械状态的系统和方法

[0153] 在外科密封和缝合器械中,将由外科器械的传感器捕获的各种信息显示给操作者可能是有用的,使得如果遇到意外的组织状况或如果器械运行不正常,则操作者可以确保器械运行正常或采取纠正措施。

[0154] 在各个方面,外科器械可包括一个或多个传感器,这些一个或多个传感器被配置为能够测量与外科器械的操作相关联的各种不同参数。此类参数可包括由外科器械施加的RF能量的状态、由外科器械密封的组织的温度、组织的含水量、外科器械的操作状态以及被夹持的组织的厚度。外科器械可以被配置为能够监视这些各种参数,并且经由例如显示器430(图1)将与它们相关联的信息呈现给器械的操作者。在各个方面,显示器430可以经由图形显示器向操作者呈现所监视的参数。

[0155] 在一些方面,外科器械可包括传感器或传感器组件,该传感器或传感器组件被配置为能够检测闭合触发器的位置,即,闭合触发器是否被致动。在图19至图20中描绘了一个此类方面,其是根据本公开的一个或多个方面的移除了壳体的外科器械2000的侧视图,其中闭合触发器2002可另选地处于致动与非致动位置。如以上更详细描述,闭合触发器2002的未致动位置与端部执行器1500(图1)的打开或未夹紧位置相关联,其中组织可被定位在钳口1600、1800之间并且闭合触发器2002的致动位置与端部执行器1500的闭合或夹持位置相关联,其中组织可被夹持在钳口1600、1800之间。闭合触发器2002可以包括臂2004,该臂经由机械连杆直接地或间接地连接到其上,使得臂2004在闭合触发器2002被致动时旋转。在一个方面,触发器感测组件2005包括设置在臂2004的远侧端部处的磁性元件2006诸如永磁体和被配置为能够检测磁性元件2006的移动的传感器2008。传感器2008可以包括例如霍尔效应传感器,该霍尔效应传感器被配置为能够检测由磁性元件2006的移动引起的霍尔效应传感器周围的磁场的变化。由于传感器2008可以检测磁性元件2006的移动,并且磁性元件2006的移动以已知的方式对应于闭合触发器2002的位置,因此触发器感测组件2005可以检测闭合触发器2002是处于致动位置、非致动位置或是它们之间的另一个位置。

[0156] 在另一个方面,触发器感测组件2005包括当闭合驱动系统510(图1)将闭合触发器2002锁定到完全压下或完全致动位置时跳闸的传感器或开关。在此类方面,开关可以产生指示该锁被接合并因此闭合触发器2002被完全压下的信号。

[0157] 在名称为“ROBOTICALLY-CONTROLLED END EFFECTOR”的美国专利申请公布No.2014/0296874中描述的另一个方面(该专利以引用方式全文并入本文),触发器感测组件2005包括定位于闭合触发器2002与枢转销2003之间的力传感器,闭合触发器2002围绕该枢转销枢转。在这个方面,朝着手枪式握持部2001拉动闭合触发器2002会导致闭合触发器512在枢转销2003上施加力。力传感器被配置为能够检测该力并响应于此产生信号。

[0158] 触发感测组件2005可以经由有线或无线连接与控制器2102(图25)进行信号通信,

使得由触发器感测组件2005产生的任何信号都被中继到控制器2102。

[0159] 触发器感测组件2005可以被配置为能够通过采样感测到的参数或以最小的时间延迟传递指示感测到的参数的反馈信号来在器械的整个操作中连续地监视闭合触发器2002的位置。在各个方面,触发器感测组件2005可包括模拟传感器,该模拟传感器被配置为能够生成与施加在闭合触发器2002上的力的程度和/或闭合触发器2002的特定位置对应的信号。在此类方面,模数转换器可以定位在触发器感测组件2005与控制器2102之间。在各个其他方面,触发器感测组件2005可包括数字传感器,该数字传感器被配置为能够生成仅指示闭合触发器2002是被致动还是未被致动的信号。

[0160] 在一些方面,外科器械可包括传感器或传感器组件,该传感器或传感器组件被配置为能够检测由端部执行器夹持的组织的厚度。在图21至图22中描绘了一个此类方面,其是根据本公开的一个或多个方面的包括组织厚度感测组件2022的端部执行器2020的透视图和组织厚度感测组件2022的传感器2024的示意图。组织厚度感测组件2022可包括设置在第一钳口2034或RF仓2042上的传感器2024和设置在端部执行器2020的第二钳口2036上的磁性元件2032,诸如永磁体。在一个方面,传感器2024设置在第一钳口2034的远侧端部2038处或附近,使得其相对于RF仓的电极在远侧定位,并且磁性元件2032对应地设置在第二钳口2036的远侧端部2040处或附近。传感器2024可包括磁场感测元件2026,该磁场感测元件被配置为能够检测磁性元件2006的移动,诸如霍尔效应传感器,其被配置为能够检测由磁性元件2032的移动引起的霍尔效应传感器周围的磁场的变化。当操作者闭合端部执行器2020时,磁性元件2032向下旋转,使其更靠近磁场感测元件2026,从而随着一个钳口或多个钳口旋转到闭合(或夹持位置)时,改变由磁场感应元件2026检测到的磁场。由磁场感测元件2026感测的来自磁性元件2032的磁场强度指示第一钳口2034与第二钳口2036之间的距离,其继而又指示夹持在其间的组织的厚度。例如,第一钳口2034与第二钳口2036之间的距离较大,因此由磁场感测元件2026检测到的较弱的磁场可以指示在第一钳口2034与第二钳口2036之间存在厚组织。相反,第一钳口2034与第二钳口2036之间的距离较短,因此由磁场感测元件2026检测到的较强的磁场可以指示在第一钳口2034与第二钳口2036之间存在薄组织。磁场感测元件2026可以被配置为能够检测并生成与感测到的磁场的相对或绝对强度对应的信号,从而允许外科器械根据磁场发送元件2026的分辨率检测被夹持的组织的相对或绝对厚度。

[0161] 在另一个方面,组织厚度感测组件2022可包括位移传感器,该位移传感器被设置在第一钳口2034与第二钳口2036之间的枢转接头处。在这个方面,位移传感器被配置为能够检测钳口2034、2036相对于彼此的位置,这继而又指示了当端部执行器2020处于夹持位置时所抓持其间的组织的厚度。例如,在美国专利申请公布No.2014/0296874中描述的一个方面,其中砧座1810包括枢轴销,该枢轴销接收在设置在细长通道上的对应开口内(图4),组织厚度感测组件2022可包括邻近细长通道1602的开口或在其内定位的传感器。在这个方面,当砧座1810闭合时,枢轴销滑动通过开口并与传感器接触,从而使传感器产生指示砧座1810闭合的信号。

[0162] 在其他方面,组织厚度感测组件2022还可包括磁簧开关传感器、位移传感器、光学传感器、磁感传感器、力传感器、压力传感器、压阻膜传感器、超声传感器、电涡流传感器、加速度计、脉搏血氧传感器、温度传感器、能够检测组织通路的电特征(例如,电容或电阻)的

传感器或者它们的任何组合。在一个此类方面,组织厚度感测组件2022可包括设置在第一钳口2034上的第一电传感器和设置在第二钳口2036上的对应的第二电传感器,其中第一传感器被配置为能够传递由第二传感器检测到的电流通过端部执行器2020捕获的组织。组织厚度感测组件2022可以利用检测到的电流来确定被夹持的组织的厚度,因为组织电阻率是其厚度(以及组织类型以及多种其他因素)的函数。

[0163] 组织厚度感测组件2022可以经由有线或无线连接与控制器2102进行信号通信,使得由组织厚度感测组件2022产生的任何信号都被中继到控制器2102。例如,组织厚度感测组件2022可包括发射器2028,该发射器被配置为能够经由有线或无线连接将由磁场感测元件2026产生的信号传递到接收器,该接收器继而又可通信地联接至控制器2102。组织厚度感测组件2022可以被配置为能够通过采样感测到的参数或以最小的时间延迟传递指示感测到的参数的反馈信号来在器械的整个操作中连续地监视被夹持的组织的厚度。在各个方面,组织厚度感测组件2022可包括模拟传感器,该模拟传感器被配置为能够生成与被夹持的组织的相对或绝对厚度和/或第一钳口2034或第二钳口2036中的任一者的特定位置对应的信号。在此类方面,模数转换器可以定位在组织厚度感测组件2022与控制器2102之间。在各个其他方面,组织厚度感测组件2022可包括数字传感器,该数字传感器被配置为能够生成仅指示钳口2034、2036是打开还是闭合的信号。

[0164] 在一些方面,组织厚度感测组件2022还可包括操作地连接至磁场感测元件2026的电源2030。电源2030可以与任何其他电源分开,该电源与外科器械相关联。另选地,组织厚度感测组件2022可以与一个或多个电源互连,这些电源与外科器械相关联。

[0165] 在一些方面,外科器械可包括传感器或传感器组件,该传感器或传感器组件被配置为能够检测纵向可移动驱动构件540(图3)、刀杆1320(图4)、刀构件1330(图4)、切割刀片1334(图4)和/或击发驱动系统530(图3)的其他组件的位置。在各个方面,位置感测组件2050可以被配置为能够利用被配置为能够跟踪与击发驱动系统530接合的齿轮布置2054的旋转的传感器来跟踪击发驱动系统530的部件的线性位移。例如,图23是位置感测组件2050的分解透视图,该位置感测组件被配置为能够检测并跟踪纵向可移动驱动构件540的线性位置。在图23例示的方面,外科器械包括驱动齿轮2058,该驱动齿轮由电动马达505(图1)通过驱动轴2056操作地驱动。驱动齿轮2058与纵向可移动驱动构件540的驱动齿542(图3)的齿条啮合地接合,从而允许马达505驱动纵向可移动驱动构件540的线性位移。驱动齿轮2058沿第一方向的旋转使纵向可移动驱动构件540沿远侧方向推进,并且驱动齿轮2058沿第二方向的旋转使纵向可移动驱动构件540沿近侧方向P回缩。在各个方面,位置感测组件2050的齿轮布置2054可定位在与纵向可移动驱动构件540接合的驱动齿轮2058处或附近,如图23所示。在其他方面,位置感测组件2050的齿轮布置2054可以定位在击发驱动系统530中的驱动齿轮2058的下游,并且/或者与击发驱动系统530的其他部件接合。

[0166] 在例示的方面中,位置感测组件2050的齿轮布置2054包括第一齿轮2052,该第一齿轮根据驱动齿轮2058的旋转而绕轴2056旋转。因此,第一齿轮2052绕轴2056的旋转对应于由驱动齿轮2058驱动的纵向可移动驱动构件540的纵向平移。位置感测组件2050还包括磁体2064,其以与第一齿轮2052的旋转对应的方式旋转。在一个方面,磁体2064设置在第一齿轮2052上。在这个方面,第一齿轮2052以及因此磁体2064的一次转动对应于驱动齿轮2058的一次转动。在另一个方面,齿轮布置2054被配置为能够用作齿轮减速器组件,从而在

驱动齿轮2058与磁体2064的转数之间提供另选地的比率。在图23所示的一个此类方面中,齿轮布置2054包括第二齿轮2060,该第二齿轮与第一齿轮2052啮合地接合。在这个方面,磁体2064设置在第二齿轮2060上。第一齿轮2052与第二齿轮2060之间的齿轮齿数比连接可以被配置为能够使得磁体2064的单次转动对应于纵向可移动驱动构件540的设定线性位移。例如,第一齿轮2052与第二齿轮2060之间的齿轮齿数比连接可以被配置为能够使得磁体2064的单次转动可以对应于纵向可移动驱动构件540的全行程。因此,纵向可移动驱动构件540在远侧方向或近侧方向上的一个全行程对应于第二齿轮2060的单次旋转。由于磁体2064联接至第二齿轮260,因此磁体2064在纵向可移动驱动构件540的每个全行程中进行一次完整旋转。

[0167] 位置感测组件2050还包括操作地连接到电路2072的位置传感器2070。位置传感器2070包括一个或多个磁性感测元件,诸如霍尔效应元件,并且定位在磁体2064附近。当磁体2064旋转时,位置传感器2070的磁性感测元件确定经过转动的磁体2064的绝对角位置。在其中磁体2064的一次转动对应于纵向可移动驱动构件540的一个全行程的外科器械的方面中,磁体2064的特定角位置因此对应于纵向可移动驱动构件540的特定线性位置。在一个方面,位置感测组件2050被配置为能够根据由位置传感器2070检测到的磁体2064的精确角位置,提供与纵向可移动驱动构件540的位置对应的唯一位置信号。

[0168] 位置传感器2070可包括任何数量的磁性感测元件,诸如根据它们是否测量磁场的总磁场或矢量分量而被分类的磁性传感器。可单独或结合齿轮减速采用一系列n个开关,其中n是一个大于1的整数,以针对磁体2064的多于一次的转动提供唯一的位置信号。开关的状态可以反馈到控制器2080,控该制器应用逻辑来确定对应于纵向可移动驱动构件540的线性位移的唯一位置信号。

[0169] 在一个方面,位置传感器2070由位置传感器保持器2066支撑,该位置传感器保持器限定孔2068,该孔被配置为能够容纳与在下方旋转的磁体2064精确对准的位置传感器270。磁体2064可以联接到支撑齿轮布置2054和电路2072的结构元件2062,诸如托架。

[0170] 图24是根据本公开的一个或多个方面的位置感测组件2050的电路2072和位置传感器2070的图示。位置传感器2070可被实现为AS5055EQFT单片磁性旋转位置传感器,其可购自奥地利微系统公司(Austria Microsystems,AG)。位置传感器2070与控制器2080诸如微控制器交接,以提供能够检测纵向可移动驱动构件540和/或击发驱动系统530的其他部件的绝对位置的系统。在一个方面,位置传感器2070是低电压和低功率部件,并且在位于磁体2064上方的位置传感器2070的区域2076中包括四个霍尔效应元件2078A、2078B、2078C、2078D。在芯片上也提供了高分辨率ADC 2082和智能型功率管理控制器2084。提供了CORDIC(坐标旋转数字计算机(Coordinate Rotation Digital Computer))处理器2086,也称为逐位法和Volder算法,以执行简单有效的算法来计算双曲线函数和三角函数,其仅需要加法、减法、位位移和表格查找操作。角位置、报警位和磁场信息通过诸如SPI接口2088的标准串行通信接口传输到控制器2080。位置传感器2070提供12或14位分辨率。位置传感器2070可为以小QFN 16引脚 $4 \times 4 \times 0.85\text{mm}$ 封装提供的AS5055芯片。在AS5055位置传感器2070中,霍尔效应元件2078A、2078B、2078C、2078D能够产生电压信号,其指示根据磁体264经过单次转动之后的角度的磁体2064的绝对位置。由CORDIC处理器286计算角度的这个值(其为独特位置信号),并且将其以机载方式存储在寄存器或存储器中的AS5055位置传感器2070上。在多

种技术中,例如在加电时或在控制器2080发出请求时,向控制器2080提供角度的值,其指示经过一次转动的磁体2064的位置。

[0171] 尽管位置传感器2070在图24中被描绘为包括四个霍尔效应元件,但是在外科器械的其他方面,位置传感器2070中包括的霍尔效应元件的数量可以变化。一般来讲,霍尔效应元件的数量将对应于位置传感器2070所需的分辨率程度,因为更大数量的霍尔效应元件将允许位置传感器2070检测纵向可移动驱动构件540的更精细的移动。在各个方面,霍尔效应元件之间的距离可以是均匀的,即,霍尔效应元件可以均匀地定位,使得每个霍尔效应元件对应于纵向可移动驱动构件540的设定位移距离。位置感测组件2050、电路2072和位置传感器2070的其他方面在美国专利申请No.15/130,590中进行了描述,其名称为“SYSTEMS AND METHODS FOR CONTROLLING A SURGICAL STAPLING AND CUTTING INSTRUMENT”,该专利申请全文以引用方式并入本文。

[0172] 在其他方面,刀杆1320、刀构件1330、切割刀片1334和/或击发驱动系统530的其他部件可另选地被配置为能够包括驱动齿条,该驱动齿条与位置感测组件2050的齿轮布置2054啮合地接合。在外科器械的此类方面,位置感测组件2050被配置为能够跟踪击发驱动系统530的特定部件的线性位移,而不是连接到驱动齿轮2058和/或轴2056来驱动可纵向移动的驱动构件540的位移。因此,应当理解,关于其中跟踪纵向可移动驱动构件540的位移的方面所讨论的原理同样适用于构造成检测刀杆1320、刀构件1330、切割刀片1334和/或击发驱动系统530的其他部件的线性位移的位置感测组件2050的方面。

[0173] 在其他方面,位置感测组件2050包括接触式或非接触式线性位移传感器,其被配置为能够跟踪击发驱动系统530的线性位移。线性位移传感器可包括线性可变差分变压器(LVDT)、差分可变磁阻换能器(DVRT)、滑动电位计、包括可移动磁体和一系列线性布置的霍尔效应传感器的磁感测系统、包括固定磁体和一系列可移动的线性布置的霍尔效应传感器的磁感测系统、包括可移动光源和一系列线性布置的光电二极管或光电检测器的光学感测系统、包括固定光源和一系列可移动的线性布置的光电二极管或光电检测器的光学感测系统或它们的任何组合。

[0174] 图25是根据本公开的一个或多个方面的被编程为显示外科器械2100的各种状态的外科器械2100的一个示例的框图。外科器械2100包括控制器2102,该控制器操作地连接到一个或多个传感器2104、2106和显示器2108,该显示器可以设置在外科器械2100的外壳体上。控制器2102体现或执行根据多种输入来控制外科器械2100的操作的逻辑,这些多种输入诸如是从与控制器2102进行信号通信的一个或多个传感器2104、2106处接收的信号。在各个方面,控制器2102包括处理器,诸如CPU,其操作地连接到存储程序指令的存储器2110,这些程序指令当由处理器执行时,使控制器2102和/或外科器械2100执行由程序指令所指示的过程。在其他方面,控制器2102包括控制电路,该控制电路被配置为能够根据数字或模拟信号输入来执行过程。控制电路可包括ASIC、FPGA或可制造或可编程以执行逻辑的任何其他电路。

[0175] 控制器2102被配置为能够根据从各种传感器处接收到的输入,在显示器2108上显示与外科器械2100的使用相关联的各种状态。如上所述,一种此类传感器包括位置传感器2104,其可包括位置感测组件2050(图23)。如上所述,控制器2102从其接收输入的其他传感器2106可包括触发器感测组件2005(图19至图20)和组织厚度感测组件2022(图21至图22)。

[0176] 外科器械2100还包括马达2116,诸如电动马达,它驱动可旋转轴224,该可旋转轴与齿轮组件2122操作地交接,该齿轮组件与驱动齿的组或齿条以啮合接合的方式(诸如以齿条和小齿轮的方式)安装在位移构件2118上。在位置感测组件2050中,位移构件2118可包括例如击发驱动系统530的纵向可移动驱动构件540。传感器元件或磁体2120可以操作地联接至齿轮组件2122,使得磁体2120的单次转动对应于位移构件2118的一些线性纵向平移。然后,位置传感器2104还可包括多个磁性感测元件,这些磁性感测元件被配置为能够检测磁体2120的角位置,该角位置对应于位移构件2118的线性位置,并且因此允许位置传感器2104检测位移构件2118的绝对或相对位置。位置传感器2104还可被配置为能够将指示位移构件2118的位置的反馈信号中继到控制器2102。驱动器2114操作地连接到马达2116,并且被配置为能够向其提供驱动信号,该驱动信号设置驱动马达2116的速度、马达2116所消耗的电流,设置马达2116的电压或各种其他马达2116特征。电源2112向驱动器2114、马达2116、控制器2102、显示器2108、传感器2104,2106或外科器械2100的其他组件中的任一个或全部供电。

[0177] 在一些方面,外科器械2100可包括感测组件,该感测组件被配置为能够检测闭合机构的进度或推进。在各个方面,闭合机构感测组件可包括上述触发器感测组件2005。当闭合触发器512被用于致动闭合驱动系统510时,这继而又引起闭合梭动件1914(图5)推进,因此可以将闭合触发器512的致动或位置检测为闭合机构的进度或推进的替代。

[0178] 在其他方面,闭合机构感测组件可以类似于以上相对于击发驱动系统530描述的并且在图23至图24中示出的位置感测组件2050。外科器械2100的闭合机构感测组件可包括位置传感器2104,该位置传感器可以被附加于或代替相对于位置感测组件2050所描述的位置传感器来提供。在这些方面,位移构件2118可包括闭合机构的一个或多个部件,诸如闭合梭动件1914、近侧闭合管1910和/或远侧闭合管1930,其包括驱动齿条,该驱动齿条与在其上支撑磁体2120的对应齿轮组件2122啮合地接合。当闭合机构的位移构件2118向远侧或向近侧推进时,使磁体2120沿第一方向或第二方向旋转。位置传感器2104还包括定位于磁体2120附近的多个磁性感测元件,诸如霍尔效应元件。当磁体2120旋转时,位置传感器2104的磁性感测元件确定经过转动的磁体2120的绝对角位置。由于磁体2120的角位置对应于与齿轮组件2122接合的闭合机构的位移构件2118的位置,因此闭合管感测组件可检测闭合机构的部件的绝对位置。以上相对于位置感测组件2050描述了关于闭合机构感测组件的这些方面的附加细节。

[0179] 可以在各个方面利用位置传感器2104确定刀杆1320由击发驱动系统530平移和/或端部执行器1500由闭合机构闭合的速度,以结合定时器或定时电路来跟踪位移构件2118的位置。当位移构件2118被平移时,位置传感器2104可以在由定时器提供的一系列离散时间间隔或时间戳 t_1 、 t_2 、 \dots 、 t_n 上确定其位置 d_1 、 d_2 、 \dots 、 d_n 。定时器可包括连续运行的计时器,即时钟,或在击发机构或闭合机构中的任一个被激活时启动的定时器。在一个方面,对于由位置传感器2104进行的每个离散位置测量,控制器2102访问定时器以根据位置测量的接收时间来获取时间戳。然后,控制器2102可以根据其位移位置随时间的变化来计算位移构件2118在设置时间段内的速度。由于位移构件2118的速度以已知的方式对应于刀杆1320平移的速度或端部执行器1500闭合的速度,因此控制器2102可以确定外科器械2100的击发或闭合速度。

[0180] 其他传感器2106还附加包括仓传感器。在一个方面,仓传感器包括通道电路1670(图10),该通道电路可以被配置为能够经由暴露触点1676检测RF仓1700的存在和/或状态,该暴露触点被定位成与RF仓1700的对于暴露触点1756进行电接触。在另一个方面,仓传感器包括传感器,诸如在美国专利申请公布No.2014/0296874中公开的仓存在传感器和/或仓状态传感器,该传感器与细长通道1602一起定位,该细长通道包括电触点,该电触点在电路打开时输出逻辑零,而在电路闭合时输出逻辑一,即RF仓1700正确地定位在细长通道1602内。

[0181] 其他传感器2106可以附加包括温度传感器,该温度传感器被配置为能够检测由RF能量密封的组织温度。在一个方面,温度传感器包括如美国专利No.8,888,776中所公开的名称为“ELECTROSURGICAL INSTRUMENT EMPLOYING AN ELECTRODE”的温度感测电路,该专利全文以引用方式并入本文。在这个方面,温度感测电路可以被配置为能够施加电压电位,该电压电位是由温度感测电路感测的温度的函数。温度感测电路可以被配置为能够在其检测到第一温度时向栅极端子施加第一电压电位,在其检测到第二温度时向其施加第二电压电位,并且在其检测到第三温度时向其施加第三电压电位,等等。在各个方面,随着电极的温度升高,温度感测电路可以减小施加到栅极端子的电压电位。例如,温度感测电路可以被配置为能够当由温度感测电路检测到第一温度时向栅极端子施加第一电压电位,并且另外,当温度感测电路检测到高于第一温度的第二温度时,第二电压电位低于第一电压电位。对应地,随着电极的温度降低,温度感测电路可以增加施加到栅极端子的电压电位。由温度感测电路生成的电压电位的变化可以由例如电路检测,以便生成指示该电路所经历或感测到的温度的反馈信号,然后将该反馈信号传递到控制器2102。温度感测电路可包括在第一钳口1600(图3)、第二钳口1800(图3)和/或仓1700(图2)中。在其中仓1700包括温度感测电路的方面中,由温度感测电路生成的反馈信号可以通过对应的暴露触点1676、1756之间的电连接传递到通道电路1670。然后,通道电路1670可将反馈信号传递至控制器2102。

[0182] 其他传感器2106可以附加包括组织传感器,该组织传感器被配置为能够测量经历外科器械2100的夹持、密封、缝合和/或切割操作的组织的一个或多个特征。在一个方面,其他传感器2106包括组织阻抗传感器,该组织阻抗传感器被配置为能够在施加RF能量时测量被夹持的组织的阻抗。组织阻抗传感器包括,例如,电极和阻抗监视电路,其被配置为能够测量电极之间的电流和/或电极之间的组织的阻抗,如在名称为“IMPEDANCE FEEDBACK MONITOR WITH QUERY ELECTRODE FOR ELECTROSURGICAL INSTRUMENT”的美国专利No.5,817,093中所描述的,该专利全文以引用方式并入本文。组织阻抗传感器的电极可以是用于递送治疗RF能量的相同电极1736R、1736L、1738R、1738L或不同电极。在其中组织阻抗传感器电极与治疗电极不同的方面,通过组织阻抗传感器电极递送的RF能量的频率可以与通过治疗电极递送的能量的频率不同,以减少电干扰。组织阻抗传感器电极包括至少两个电相对的电极,其布置在端部执行器1500上,使得它们接触由此夹持的组织。组织阻抗传感器电极可以位于被接合的组织的一部分之间的端部执行器1500的相同表面或相对表面上。由于例如通过RF发生器400(图1)提供给组织阻抗传感器电极的电压是已知的,并且电极之间的电流可由阻抗监视电路检测到,因此可以计算组织的阻抗。在一个方面,阻抗监视电路可以计算被夹持的组织本身的阻抗,然后将指示阻抗的反馈信号传递到控制器2102。在另一个方面,阻抗监视电路可以将指示在电极之间检测到的电流的反馈信号传递到控制器2102,

该控制器随后计算组织的阻抗。

[0183] 总体而言,外科器械2100可以利用本文公开的各种传感器或传感器组件来监视闭合触发器512的位置、闭合驱动系统510和/或闭合机构的部件的推进、所夹持的组织的厚度、刀杆1320和/或击发驱动系统530的其他部件的位置、RF仓1700的存在、RF仓1700的状态、端部执行器1500的闭合速度以及外科器械2100的各种其他操作状态。与外科器械2100的操作相关联的这些状态、参数、位置或其他信息可以由控制器2102通过从各种感测组件传递的反馈信号来跟踪。然后,控制器2102可以使显示器2108以图形格式显示与外科器械2100的操作相关联的一个或多个受监视变量,以供外科器械2100的操作者查看。

[0184] 图26至图39是描绘根据本公开的一个或多个方面的与外科器械的操作相关联的各种状态、参数或其他信息的显示器。在图26至图29中描绘的各个方面,外科器械的显示器2200可以被配置为能够以图形方式表示正被提供给由端部执行器1500(图1)接合的组织的RF能量的状态。可以图表2202、数值2204、刻度盘2206或条形图2208的格式来表示所提供的RF能量的状态。如上所述,递送到组织的RF能量对应于例如由组织阻抗传感器测量的组织阻抗2210。此外,组织阻抗2210根据时间2212而变化,因为被接合的组织特性由于来自端部执行器1500的钳口的机械力和RF能量的施加而改变。被接合的组织特性的一种此类变化是水从组织中流出。被接合的组织特性的另一种此类变化是当施加RF能量时,组织纤维的电导率会发生变化。因此,在一些方面,显示器2200可以被配置为能够将组织阻抗2210随时间2212的变化描绘为例如,图示2202中的曲线2216或一系列条形图2224指示在条形图2208中的离散时间间隔处对组织阻抗2210的测量。显示器2200可以另外被配置为能够描绘阻抗2210随时间2212变化的期望曲线2217,该期望曲线由控制器2102根据由此执行的算法来计算。在其他方面,显示器2200可以将组织阻抗2210表示为数字2218。数字2218可以表示例如以欧姆为单位测量的阻抗的绝对值。另选地,数字2218可以表示在最大阻抗值与最小阻抗值之间的相对值或所测量的阻抗的比率。此外,数字2218在显示器2200上描绘的大小可以对应于该值的相对大小。显示器2200的刻度盘2206的格式同样可以描绘相对于最大阻抗2222和最小阻抗2220的所测量的组织阻抗。

[0185] 显示器2200还可被配置为能够根据外科器械2100的操作描绘一个或多个警报2214或状态2226。警报2214可包括以下警告:组织阻抗已超过最大组织阻抗,电极已失去能量,所测量的组织阻抗偏离了由控制器2102计算或存储在存储器2110中的预期组织阻抗,以及RF能量的施加时间已超过最大或预期时间。状态2226可包括使用外科器械2100的过程的当前或后续阶段或步骤。

[0186] 除了显示提供给组织的RF能量之外,显示器2200还可被配置为能够描绘由与控制器2102通信的感测组件所确定的各种其他参数、状态或其他信息。在一个方面,显示器2200可以被配置为能够描绘向其施加RF能量的组织的温度状态2228。如上所述,温度可以由例如温度感测电路确定。在各个方面,温度状态2228可以被描绘为所测量的温度的绝对值或在最小温度与最大温度之间的所测量的温度的相对值。在一个方面,温度状态2228可被描绘为绝对或相对温度2236根据时间2238的曲线2239。显示器2200可以另外被配置为能够描绘温度2236随时间2238变化的期望曲线2240,该期望曲线由控制器2102根据由此执行的算法来计算。

[0187] 在另一个方面,显示器2200可以被配置为能够描绘组织的含水量状态2230。组织

的含水量可以例如根据由外科器械2100执行的夹持和RF密封操作期间组织的阻抗变化来确定。由于通过实验已知特定组织类型的机械特性随时间的变化,并且由于组织机械特性的变化而导致的组织阻抗的变化在实验上也是已知的,因此控制器2102可以将这些影响与所测量的组织阻抗随时间的变化隔离,计算组织含水量的变化,然后使显示器2200描绘所计算的含水量状态2230。如以上相对于其他组织或外科器械参数所描述的,显示器2200可以图形、数字,刻度盘或任何其他此类图形表示的形式描绘组织含水量状态2230。在一个方面,显示器2200可以将组织含水量2242随时间2244的变化描绘为曲线2246。显示器2200可以另外被配置为能够描绘含水量2242随时间2244变化的期望曲线2248,该期望曲线由控制器2102根据由此执行的算法来计算。

[0188] 在其他方面,显示器2200可以被配置为能够根据外科器械2100的操作来描绘密封完成状态2232或完成状态2234。密封完成状态2232可以例如对应于图26至图29中描绘的RF能量状态并且指示相对于期望值的当前测量的RF能量的递送。例如,在图32中,与组织阻抗2250随时间2252变化的预期曲线2256相比,密封完成状态2232以图形方式描绘为组织阻抗2250随时间2252变化的测量曲线2254。测量曲线2254和期望曲线2256之间的比率以图形方式描绘了RF能量的施加相对于期望进度的相对进度,其可以通过实验确定并且存储在存储器2110上以供控制器2102访问。在一个方面,完成状态2234可以另选的图形格式表示密封完成状态。在另一方面,完成状态2234可以表示由外科器械2100执行或完成的步骤数的百分比或任何单个步骤的完成百分比,诸如在击发刀杆1320的步骤中,闭合机构的退进或刀杆1320(图4)相对于其总纵向位移的当前纵向位移。可以由控制器2102结合外科器械2100的各种感测组件来跟踪当前进度。可以用刻度盘格式显示完成状态2234,该刻度盘描述了最小百分比2260与最大百分比2262之间的百分比2258。

[0189] 在图34至图37所描绘的各个方面,显示器2200可以被配置为能够显示由端部执行器1500接合的组织的厚度,位移构件诸如刀杆1320的推进以及组织厚度和/或位移构件相关联的各种状态。如上所述,可以例如通过与控制2102通信的组织厚度感测组件2022来检测由端部执行器1500接合的组织的厚度。在各个方面,控制器2102可以使显示器2200根据组织厚度感测组件2022生成的反馈信号将组织厚度描绘成各种不同的图形格式中的绝对值或相对值,诸如一系列从薄到厚的离散区域2264,如图示2266或刻度盘2268,等等。

[0190] 显示器2200可以另外包括警报,以向用户提供关于组织对于特定操作而言太厚或太薄的图形警告。例如,警报可包括图标2274,诸如图35中所描绘的“X”,其覆盖在显示器2200上以向操作者指示外科器械2100当前或将在期望状况之外操作。在其他方面,图标2274可以覆盖或可以不覆盖在指示组织厚度的各种图形格式2264、2266、2268上。可以利用各种其他图形警告,包括不同设计的图标、颜色变化或文本警告。又如,警报可包括图形描述,其中由各种感测组件测量或计算出的组织厚度、位移构件速度或其他参数的曲线2276偏离了预期曲线2278。在此类方面,各种其他附加警报可以伴随所描绘的警报,诸如文本警报、图标、颜色变化等。

[0191] 在一个方面,显示器2200可以另外被配置为能够描绘刀杆1320的位置。如上所述,刀杆1320的位置可以通过例如与控制2102通信的位置感测组件2050来检测。在各个方面,控制器2102可以使显示器2200根据由位置感测组件2050产生的反馈信号描绘刀杆1320的位移,例如作为刀杆1320相对于其最大位置2272的线性测量位置2270。最大位置2272可

包括特定外科操作所需的最大切口长度或刀杆1320可平移的绝对最大长度。

[0192] 在另一个方面,显示器2200可以另外被配置为能够描绘闭合机构的推进或状态。如以上相对于图25所述,可以例如通过如上所述的与控制器2102通信的闭合触发器感测组件2005或构造成检测闭合机构的位移构件2118的位置的位置感测组件2050来检测闭合机构的推进。在各个方面,控制器2102可以使显示器2200根据由触发感测组件2005或位置感测组件2050生成的反馈信号将闭合机构的推进描述为,例如,闭合梭动件1914相对于其最大位置的检测到的位置。

[0193] 在一些方面,控制器2102可以被配置为能够在发生某些事件或状态时用各种图标填充显示器2200。例如,第一图标2280可以指示RF能量当前或已经成功地施加到组织。第二图标2282可以指示刀杆1320当前或已经被成功击发。第三图标2284可以指示在器械操作期间的某个时刻发生了错误。第四图标2286可以指示器械操作的所有步骤已经成功完成。第五图标2288可以指示器械的特定部件(诸如刀杆1320)发生了错误。显示器2200可以另外被配置为能够显示任何其他此类图标类型,以指示步骤或过程已完成或者事件已经发生,诸如错误。可以将各种图标构造成在状态为有源或事件已发生时点亮、变为可见或更改颜色。

[0194] 在一些方面,显示器2200可以被配置为能够指示正确的或不正确的仓类型已经被装载到端部执行器1500中,即被插入到细长通道1602中(图10)。通道电路1670可以被配置为能够经由通道电路1670与仓之间的传感器或电通信来读取或检测由端部执行器1500接收的仓的类型。在一个方面,仓包括存储器,该存储器存储指示仓类型的标识符或值,当仓被插入端部执行器1500的细长通道1602中时,该标识符或值被传递到通道电路1670。可通信地联接到控制器2102的通道电路1670被配置为能够随后将仓类型标识符或值传递到控制器2102。然后,由控制器2102执行的逻辑可以将仓类型与期望仓类型进行比较。如果仓类型和期望的仓类型不匹配,则控制器2102可使显示器2200描绘第一图标2290。如果仓类型和期望的仓类型匹配,则控制器2102可使显示器2200描绘第二图标2292。在图38至图39所描绘的方面中,第一图标2290对应于当期望RF仓时插入的钉仓,第二图标2292对应于当期望RF仓时插入的钉仓。

[0195] 图26至图39中所描绘的显示器2200的各个方面可以表示显示给操作者的屏幕的单独表示或显示给操作者的屏幕的部分。在各个方面,操作者可以经由用户输入在各个屏幕之间切换,或者控制器2102可以根据外科器械2100的操作来自动地调整显示器2200。在各个方面,显示器2200可包括可经由例如电容式触摸屏来操纵的图形用户界面。

[0196] 如本文所述的显示器2200可包括一个或多个屏幕,这些一个或多个屏幕设置在外科器械上或与外科器械连接,以图形方式显示由各种感测组件捕获的信息。在一个方面,显示器2200包括位于外科器械的外壳体上的单个屏幕,如图1所示。在利用多个屏幕的方面中,这些屏幕可以彼此相邻或彼此分开地定位。显示器2200可以直接定位在外科器械上,可以可移除地连接到外科器械,使得当显示器2200连接到外科器械时,其与控制器进行信号通信,或者可以其他方式与外科器械相关联。

[0197] 经由本文所述的各种感测组件监视外科器械的各种状态的功能或过程可以由本文所述的任何处理电路单独地或组合地执行,诸如结合图5和图15所述的机载电路板1152,结合图10所述的通道电路1670,结合图10至图13所述的柔性电路组件1730L、1730R,结合图24所述的控制器2080和结合图25所述的控制器2102。

[0198] 本文所述主题的各个方面在以下实施例中陈述：

[0199] 实施例1.一种外科器械,包括:电路,该电路被配置为能够将RF能量递送至设置在端部执行器中的仓,该端部执行器被构造成被配置为能够接纳仓;闭合机构,该闭合机构被配置为能够使端部执行器在打开位置与闭合位置之间转换;显示器;以及控制电路,该控制电路操作地联接到显示器,该控制电路被配置为能够:确定通过仓递送至组织的RF能量的量;显示显示器上的RF能量的量;确定闭合机构的位置;以及显示闭合机构在显示器上的位置。

[0200] 实施例2.根据实施例1所述的外科器械,其中,控制电路被配置为能够从阻抗传感器接收信号,该阻抗传感器被配置为能够测量设置在第一电极与第二电极之间的组织的阻抗,其中控制电路被配置为能够根据组织的阻抗来确定递送至组织的RF能量的量。

[0201] 实施例3.根据实施例1至实施例2中的一项或多项所述的外科器械,其中,控制电路被配置为能够从位置传感器接收信号,该位置传感器被配置为能够检测闭合机构的位移构件的位置,其中控制电路被配置为能够根据位移构件的位置来确定闭合机构的位置。

[0202] 实施例4.根据实施例1至实施例3中的一项或多项所述的外科器械,还包括:闭合触发器,该闭合触发器被配置为能够在第一位置与第二位置之间驱动闭合机构;以及闭合触发器传感器,该闭合触发器传感器被配置为能够检测闭合触发器的位置;其中控制电路被配置为能够根据闭合触发器的位置来确定闭合机构的位置。

[0203] 实施例5.根据实施例1至实施例4中的一项或多项所述的外科器械,其中,控制电路被配置为能够从传感器接收信号,该传感器被配置为能够检测端部执行器在打开位置与闭合位置之间的位置,其中控制电路被配置为能够根据端部执行器的位置来确定闭合机构的位置。

[0204] 实施例6.根据实施例1至实施例5中的一项或多项所述的外科器械,其中,控制电路被配置为能够从仓传感器接收信号,该仓传感器被配置为能够检测由端部执行器接收的仓的仓类型,其中控制电路被配置为能够显示仓类型是否与显示器上的期望仓类型匹配。

[0205] 实施例7.一种外科器械,包括:电路,该电路被配置为能够将RF能量递送至设置在端部执行器中的仓;闭合机构,该闭合机构被配置为能够使端部执行器在打开位置与闭合位置之间转换;显示器;以及处理器,该处理器操作地联接到显示器;存储器,该存储器操作地联接到处理器,该存储器存储程序指令,这些程序指令当由处理器执行时,使处理器:确定通过仓递送至组织的RF能量的状态;显示RF能量的状态;确定闭合机构的状态;并且显示闭合机构的状态。

[0206] 实施例8.根据实施例7所述的外科器械,其中,存储器存储程序指令,这些程序指令当由处理器执行时,使处理器从阻抗传感器处接收信号,阻抗传感器被配置为能够测量第一电极与第二电极之间的组织的阻抗,其中处理器被配置为能够根据组织的阻抗确定施加到组织的RF能量的状态。

[0207] 实施例9.根据实施例7所述的外科器械,其中,存储器存储程序指令,这些程序指令当由处理器执行时,使处理器从位置传感器处接收信号,该位置传感器被配置为能够检测闭合机构的位移构件的位置,其中处理器被配置为能够根据位移构件的位置确定闭合机构的状态。

[0208] 实施例10.根据实施例7至实施例9中的一项或多项所述的外科器械,还包括:闭合

触发器,该闭合触发器被配置为能够在第一位置与第二位置之间驱动闭合机构;以及闭合触发器传感器,该闭合触发器传感器被配置为能够检测闭合触发器的位置;其中外科器械根据闭合触发器的位置确定闭合机构的状态。

[0209] 实施例11.根据实施例7至实施例10中的一项或多项所述的外科器械,其中,存储器存储程序指令,这些程序指令当由处理器执行时,使处理器从传感器处接收信号,该传感器被配置为能够检测端部执行器在打开位置与闭合位置之间的位置,其中处理器被配置为能够根据端部执行器的位置确定闭合机构的状态。

[0210] 实施例12.根据实施例7至实施例11中的一项或多项所述的外科器械,其中,存储器还存储程序指令,这些程序指令当由处理器执行时,使处理器从仓传感器处接收信号,该仓传感器被配置为能够检测由端部执行器接收的仓的仓类型,其中处理器被配置为能够显示仓类型是否与显示器上的期望仓类型匹配。

[0211] 实施例13.一种控制外科器械中的显示器的方法,该外科器械包括:电路,该电路被配置为能够将RF能量递送至设置在端部执行器中的仓,该端部执行器被配置为能够接收仓;闭合机构,该闭合机构被配置为能够使端部执行器在打开位置与闭合位置之间转换;显示器;以及控制电路,该控制电路联接到显示器;该方法包括:由控制电路确定通过仓施加到组织的RF能量的量;由控制电路显示显示器上的RF能量的量;由控制电路确定闭合机构的位置;以及由控制电路显示闭合机构在显示器上的位置。

[0212] 实施例14.根据实施例13所述的方法,还包括:由阻抗传感器测量第一电极与第二电极之间的组织的阻抗;其中控制电路根据组织的阻抗确定施加到组织的RF能量的量。

[0213] 实施例15.根据实施例13至实施例14中的一项或多项所述的方法,还包括:由位置传感器检测闭合机构的位移构件的位置;其中控制电路根据位移构件的位置确定闭合机构的位置。

[0214] 实施例16.根据实施例13至实施例15中的一项或多项所述的方法,还包括:由闭合触发器传感器检测闭合触发器的位置,该闭合触发器被配置为能够在第一位置与第二位置之间驱动闭合机构;其中控制电路根据闭合触发器的位置确定闭合机构的位置。

[0215] 实施例17.根据实施例13至实施例16中的一项或多项所述的方法,还包括:由传感器检测端部执行器在打开位置与闭合位置之间的位置;其中控制电路根据端部执行器的位置确定闭合机构的位置。

[0216] 实施例18.根据实施例13至实施例17中的一项或多项所述的方法,还包括:由仓传感器检测由端部执行器接收的仓的仓类型;以及由控制电路显示仓类型是否与显示器上的期望仓类型匹配。

[0217] 轴模块电路布置

[0218] 在外科密封和缝合系统中,可能有用的是采用模块化设计,该模块化设计允许单个柄部组件附接到多个喷嘴组件,并且允许喷嘴组件附接到多个柄部组件。由于喷嘴组件将包括端部执行器中的各种外科器械,因此可能需要喷嘴中的特殊电路以允许柄部组件中的器械控制模块化喷嘴组件的端部执行器中的各种功能。此外,可能需要将可源自或可不源自柄部组件的能量施加到端部执行器。例如,柄部组件可以是电池供电的以控制柄部组件的功能,但可能不具有足以控制端部执行器的功率。

[0219] 在一些方面,喷嘴组件中包括一个独特的电路系统,该系统可允许本文所述的模

块化外科器械的使用者直接从柄部组件中所含的工具中操纵端部执行器。喷嘴组件可包括机载电路板,该机载电路板允许电外科发生器直接附接到喷嘴组件并且向端部执行器提供射频(RF)能量,同时还与柄部组件的处理器或控制电路交接。在一些方面,喷嘴组件的独特电路还允许轴旋转,同时仍为端部执行器提供适当的能量和功能性。

[0220] 在一个方面,将外科器械连接到发生器能够实现某些轴功能。例如,将RF引线附接到发生器允许外科器械机载电路板将用于RF应用的一些细长轴集成电路布线隔离到与钉仓可互换使用的RF仓上。机载电路板是被配置为能够在适当的情况下将发生器输入(例如,RF能量等)与柄部电子器件隔离的分段电路。柔性电路包含具有不同几何形状的电导体以适应RF能量传递。

[0221] 参考图40,在一些方面,构成外科工具组件1000的模块化部分的喷嘴组件1240可包括轴模块电路,该轴模块电路被独特地构造成控制轴组件中的各种功能,同时还与柄部组件500通信,并且允许从电动缝合柄部控制RF发生器400。在图40中,图15的电路在示例性喷嘴组件1240的环境中示出。根据本公开的一些方面的电路包括具有各种连接器的机载电路板1152。凹形连接器410电联接到电路板1152,该电路板允许将凸形插头组件406联接到发生器400(未示出)。

[0222] 此外,根据一些方面,机载开/关电源开关420电联接到电路板1152,并且被定位成当喷嘴组件1240附接到柄部组件500时被按压。例如,当喷嘴组件锁定到位时(参见例如,图9),开/关电源开关420可以被定位成面向柄部组件的近侧,并且可以随着喷嘴组件经由闭合连接件514(参见图9)滑入柄部组件的狭槽中而被按压。在其他情况下,开/关电源开关420被暴露,使得其可被外科工具组件1000的操作者手动按压。

[0223] 电路板1152包括机载连接器1154,该机载连接器被配置为能够与外壳连接器562(参见图9)交接,该外壳连接器与容纳在柄部组件500中的微处理器560通信。这样,柄部组件500能够命令控制喷嘴组件1240中的若干功能的电路板1152。喷嘴组件1240中的电路的设计允许操作者从柄部组件500的各种控件执行许多功能,诸如通过柄部组件500中可用的各种控件和显示控制台。

[0224] 电路板1152还包括构造成与滑环组件1150交接的近侧连接器1153。即使当轴旋转时也可以向端部执行器提供电力,这是由于在柔性轴电路带1164在近侧封闭管1910内旋转时,在整个滑环组件1150上都提供了电力,并且远侧连接器1162与滑环组件持续接触。轴电路带1164可包括多个电导体,诸如用于缝合相关活动的窄电导体1166和用于RF目的的较宽电导体1168(参见图15)。

[0225] 基于喷嘴组件1240中描述的各种部件,电路1152可以被配置为能够从电动柄部组件500控制RF发生器400,从而允许与柄部组件500的各种功能和接口进行通信,并允许从柄部组件500操作端部执行器的RF和缝合功能。其他功能可包括控制用于在端部执行器处执行各种外科程序和能量施加的算法的类型,启用在喷嘴组件1240的任何部分的柄部组件500处可见的警告功能以及改变来自RF发生器400的能量调制。在一些方面,电路板1152可以被编程为有利于这些功能,而在其他情况下,机载连接器1154可以允许柄部组件电路被编程以有利于这些功能,并且电路板1152被配置为能够相应地命令端部执行器。

[0226] 在一些方面,机载电路包括分段RF电路1160,其可以允许将发生器400的RF能量经由滑环组件(参见,例如图15)供应到柔性轴电路带。RF发生器可以经由RF分段电路1160联

接到机载电路板1152。开/关电源开关420可以类似地连接到分段RF电路1160。

[0227] 图41示出了根据本公开的一个方面的被编程为与端部执行器3250传送功率和控制信号的外科系统3200的框图。在一个示例方面,外科系统3200可以包括控制电路3210(例如,微处理器560、分段RF电路1160或远侧微芯片1740),该控制电路具有电外科能量控制段(或RF能量控制段)3220和轴控制段3230(例如,轴段(段5)、马达电路段(段7)或动力段(段8))。控制电路3210可以被编程为向端部执行器3250(例如,端部执行器1500)中的电极提供电外科能量(例如,RF能量)。外科系统3200可以包括用于从电外科能量发生器3240(例如,RF发生器400)向端部执行器3250提供电外科能量的一个或多个电导体3260(例如,电导体1168)。一个或多个电导体3260可以电连接在端部执行器3250与控制电路3210(例如,电外科能量控制段3220和轴控制段3230)之间。

[0228] 电外科能量控制段3220可以被编程为通过一个或多个电导体3260向电极提供电外科能量。在一个示例方面,轴控制段3230可以被编程为通过一个或多个电导体3260向端部执行器3250(和/或外科工具组件1000、轴组件704)提供控制信号和/或从该端部执行器接收控制信号。即,一个或多个电导体3260不仅可以用于向端部执行器3250提供电外科能量,而且还用于与端部执行器3250传送控制信号。在一个示例方面,电外科能量控制段3220和轴控制段3230的至少一些部分可以彼此电隔离。

[0229] 在一个示例方面,例如,当通过一个或多个电导体3260向端部执行器3250中的电极提供电外科能量时,电外科能量控制段3220可将一个或多个电导体3260与轴控制段3230电隔离。在一个示例方面,通过控制线3280提供用以将一个或多个电导体3260与轴控制段3230电隔离的信号,电外科能量控制段3220可以控制位于一个或多个电导体3260与轴控制段3230之间的开关3270。开关3270可以被配置为能够在打开状态与闭合状态之间切换。轴控制段3230和一个或多个电导体3260可以在开关3270处于打开状态时被电隔离,并且可以在开关3270处于闭合状态时处于电通信。在另一个示例方面,电外科能量控制段3220可以采用任何其他合适的方式将一个或多个电导体3260与轴控制段3230电隔离。开关3270的其他构型可通过闭合开关3270来使一个或多个电导体3260与轴控制段3230电隔离。

[0230] 在一个示例方面,当控制电路3210(例如)通过连续检查连接器3265或感测电外科能量的施加而检测到电外科能量发生器3240连接到连接器3265(例如,凹形连接器410)时,电外科能量控制段3220可将一个或多个电导体3260与轴控制段3230电隔离。例如,当将凸形插头组件406插入凹形连接器410中时,电外科能量控制段3220可将电导体3260与轴控制段3230隔离。在另一个示例方面,当将电外科能量提供给端部执行器3250时或在任何其他合适的时刻,电外科能量控制段3220可将一个或多个电导体3260与轴控制段3230电隔离。

[0231] 在一个示例方面,外科系统可包括用于操作端部执行器3250(和/或外科工具组件1000、轴组件704)的一个或多个电导体3290(例如,电导体1166)。在一个示例方面,一个或多个电导体3290可不用于将电外科能量递送到端部执行器3250。轴控制段3230可以被编程为通过一个或多个电导体3290向端部执行器3250提供控制信号和/或从该端部执行器接收控制信号。在一个示例方面,当开关3270处于打开状态时(例如,当电外科能量控制段3220正在通过一个或多个电导体3260将电外科能量提供给端部执行器3250时),轴控制段3230可以使用一个或多个电导体3290向端部执行器3250提供控制信号和/或从该端部执行器接收控制信号。在一个示例方面,当开关3270处于闭合状态时,轴控制段3230还可以使用一个

或多个电导体3290向端部执行器3250提供控制信号和/或从该端部执行器接收控制信号。

[0232] 开关3270可以是晶体管开关、机械开关或任何其他合适的开关。在一个示例方面，通过电导体3260、3290在控制电路3210与端部执行器3250 (和/或外科工具组件1000、轴组件704) 之间传递的控制信号包括但不限于用于以切割和/或凝固操作模式驱动端部执行器3250 (和/或外科工具组件1000、轴组件704)、测量外科系统3200和/或夹持在端部执行器3250中的组织的电特性、提供使用反馈、传递传感器信号以及识别端部执行器3250的某些特性(例如，使用/未使用状态)的信号。

[0233] 因此，本公开的各方面可有利地减少在控制电路3210与端部执行器3250 (和/或外科工具组件1000、轴组件704) 之间传递控制信号所需的电导体的数量，具体是通过当用于递送电外科能量的电导体(例如，电导体3260)中的一些不用于电外科能量时使用这些电导体来传送控制信号。此外，通过当通过这些电导体提供电外科能量时将这些电导体与其他电路段(例如，轴控制段3230)隔离，本公开的方面可以防止电外科能量流入连接到那些电路段的其他电路段和/或电导体(例如，电导体3290)，防止损坏那些电路段和/或电导体。

[0234] 本文所述主题的各个方面在以下实施例中陈述：

[0235] 实施例1. 一种用于外科器械的控制电路，该控制电路包括：轴控制段；电外科能量控制段；以及连接器，该连接器联接到电外科能量控制段，该连接器被配置为能够联接到电外科发生器；其中轴控制段被配置为能够：与外科器械的柄部部分通信；并且接收使用者输入控制；其中电外科能量控制段被配置为能够：检测电外科发生器与连接器的连接；与电外科发生器通信；当检测到电外科发生器与连接器的连接时，将柄部控制段与电外科能量控制段电隔离；并且通过第一组电导体将电外科能量从电外科发生器提供到外科器械的端部执行器部分。

[0236] 实施例2. 根据实施例1所述的控制电路，还包括将控制电路电连接到端部执行器的第一电导体；其中轴控制段被配置为能够通过第一电导体将用于操作端部执行器的控制信号提供到端部执行器；并且其中电外科能量控制段被配置为能够通过第一电导体将电外科能量提供到至少一个电极。

[0237] 实施例3. 根据实施例2所述的控制电路，其中，电外科能量控制段被配置为能够当将电外科能量提供到位于端部执行器中的至少一个电极时，将第一电导体与轴控制段电隔离。

[0238] 实施例4. 根据实施例3所述的控制电路，还包括电联接在电外科能量控制段与轴控制段之间的开关，其中电外科能量控制段被配置为能够通过控制开关来将第一电导体与轴控制段电隔离。

[0239] 实施例5. 根据实施例4所述的控制电路，其中，电外科能量控制段被配置为能够通过打开开关来将第一电导体与轴控制段电隔离。

[0240] 实施例6. 根据实施例2至实施例5中的一项或多项所述的控制电路，还包括第二电导体，其中轴控制段被配置为能够通过第二电导体将控制信号提供到端部执行器，并且其中轴控制段被配置为能够，当电外科能量控制段正在通过第一电导体将电外科能量提供到电极时，通过第二电导体将控制信号提供到端部执行器。

[0241] 实施例7. 根据实施例2至实施例6中的一项或多项所述的控制电路，其中，轴控制段被配置为能够接收用以操作端部执行器的可执行指令。

[0242] 实施例8.根据实施例2至实施例7中的一项或多项所述的控制电路,其中,轴控制段被配置为能够协调缝合功能和能量递送功能。

[0243] 实施例9.根据实施例1至实施例8中的一项或多项所述的控制电路,其中,轴控制段被配置为能够提供警告信号。

[0244] 实施例10.根据实施例1至实施例9中的一项或多项所述的控制电路,其中,轴控制段被配置为能够将指令传递到端部执行器。

[0245] 实施例11.根据实施例1至实施例10中的一项或多项所述的控制电路,还包括联接到轴控制段和电外科能量控制段的滑环组件。

[0246] 实施例12.一种外科系统的喷嘴组件,该喷嘴组件包括:机载电路板;机载连接器,该机载连接器联接到机载电路板并且定位在喷嘴组件上的近侧,该机载连接器被配置为能够在喷嘴组件附接到柄部组件时与柄部组件的外壳连接器交接;轴附接凸耳,该轴附接凸耳定位在喷嘴组件上的近侧并且被配置为能够联接到柄部组件的附接支架以将喷嘴组件附接到柄部组件;以及控制电路,该控制电路包括:轴控制段;电外科能量控制段;以及连接器,该连接器联接到电外科能量控制段,该连接器被配置为能够联接到电外科发生器;其中轴控制段被配置为能够:与外科器械的柄部部分通信;并且接收使用者输入控制;其中电外科能量控制段被配置为能够:检测电外科发生器与连接器的连接;与电外科发生器通信;当检测到电外科发生器与连接器的连接时,将柄部控制段与电外科能量控制段电隔离;并且通过第一组电导体将电外科能量从电外科发生器提供到外科器械的端部执行器部分;其中喷嘴组件能够从柄部组件拆卸并且可附接到柄部组件。

[0247] 实施例13.根据实施例12所述的喷嘴组件,还包括:电外科发生器连接器,该电外科发生器连接器电联接到机载电路板并被配置为能够联接到电外科发生器的插头组件,使得机载电路板从电外科发生器接收电外科能量。

[0248] 实施例14.根据实施例12至实施例13中的一项或多项所述的喷嘴组件,其中,机载电路板被配置为能够能够经由一个或多个电导体将电外科能量传递到端部执行器。

[0249] 实施例15.根据实施例12至实施例14中的一项或多项所述的喷嘴组件,还被配置为能够通过柄部组件的外壳连接器与喷嘴组件的机载连接器之间的接口将指令从柄部组件接收到端部执行器。

[0250] 实施例16.根据实施例15所述的喷嘴组件,还被配置为能够通过外壳连接器与机载连接器之间的接口从柄部组件的微处理器接收指令。

[0251] 实施例17.根据实施例12至实施例16中的一项或多项所述的喷嘴组件,其中,喷嘴组件还包括电源开关,该电源开关电联接到机载电路板并且被配置为能够激活和停用电外科能量的传输。

[0252] 实施例18.根据实施例12至实施例17中的一项或多项所述的喷嘴组件,还包括滑环组件,该滑环组件在远侧定位到机载电路板并被配置为能够与机载电路板交接。

[0253] 实施例19.根据实施例18所述的喷嘴组件,还包括:近侧连接器,该近侧连接器联接到机载电路板的远侧端部和滑环组件的近侧端部;以及远侧连接器,该远侧连接器被配置为能够与滑环组件的远侧端部交接并且联接到一个或多个电导体。

[0254] 实施例20.根据实施例12至实施例19中的一项或多项所述的喷嘴组件,还包括被配置为能够容纳一个或多个电导体的柔性轴电路带。

[0255] 实施例21.根据实施例12至实施例20中的一项或多项所述的喷嘴组件,其中,一个或多个电导体包括:第一电导体,该第一电导体被配置为能够将能量递送到端部执行器以用于缝合器功能;以及第二电导体,该第二电导体被配置为能够将电外科能量递送到端部执行器以用于电外科功能。

[0256] 用于控制分段区段上独立能量递送的控制电路的系统和方法

[0257] 在各种开放式、内窥镜式、和/或腹腔镜式外科中,例如,可期望凝固、密封和/或熔合组织。一种密封组织的方法取决于向被捕获或夹持在外科器械的端部执行器或端部执行器组件内的组织施加能量诸如电能,以便在该组织内形成热效应。已开发出多种单极和双极射频(RF)外科器械和外科技术以用于此类目的。通常,RF能量递送到捕获的组织可提升该组织的温度,因此,该能量可以使组织内的蛋白至少部分地变性。例如,此类蛋白(诸如胶原,例如)可以变性为蛋白质性混合物,其在蛋白质复性时混合和熔合或密封在一起。当处理部位随时间愈合时,这种生物密封可以通过身体的伤口愈合过程被重新吸收。

[0258] 在双极射频(RF)外科器械的某些布置中,外科器械可包括相对的第一钳口和第二钳口,其中每个钳口可包括电极。在使用中,组织可以被捕获在钳口之间,使得能量可以在相对的钳口中的电极之间流动,并且流过位于电极之间的组织。此类器械可能必须密封许多类型的组织,诸如具有不规则或厚纤维元素的壁的解剖结构、全异解剖结构束和/或基本上厚或薄的解剖结构。

[0259] 一般来讲,难以持续向低阻抗组织提供电外科能量,直到组织的焊接基本上完成为止。例如,当向低阻抗组织提供电外科能量时,有时会出现组织阻抗变得过低的现象,就像短路一样,使得组织仅消耗大量电流而对组织不提供或提供很少的电外科能量。这可能会导致一些不良后果,例如,包括组织焊接不完全、电极过度发热、外科延迟、临床医生的不便或受挫等。

[0260] 本公开的各方面可以通过控制用于在分段区段上的独立能量递送的控制电路来解决上述缺陷。在一个示例方面,外科器械可包括端部执行器,该端部执行器具有:第一钳口,该第一钳口具有远侧部分和近侧部分;第二钳口,该第二钳口可相对于第一钳口移动;第一组电极,该第一组电极位于第一钳口的远侧部分;第二组电极,该第二组电极位于第一钳口的近侧部分。外科器械还可以包括控制电路,该控制电路被配置为能够向第一组电极和第二组电极提供电外科能量(例如,RF能量)。提供给第一组电极和第二组电极的电外科能量可以预定的时间间隔在第一组电极与第二组电极之间重复交替。例如,可以在第一时间段(例如0.25秒)内向第一组电极提供电外科能量,在第一时间段之后的第二时间段(0.25秒)内向第二电极组提供电外科能量,并且然后在第三时间段(0.25秒)内向第一组电极提供电外科能量,依此类推。例如,可以重复在第一组电极与第二组电极之间的电外科能量的交替,直到组织的焊接开始完成或基本上完成为止。在第一组电极与第二组电极之间的非常短的时间间隔(例如,0.25秒)内电外科能量的交替可以促进低阻抗组织的完全焊接,而不会过度加热电极或延迟外科。在一个示例中,电外科能量的这种交替可以由第一钳口中的微芯片或外科器械主体中的处理器使用由常规的RF能量发生器提供的RF能量来进行。

[0261] 这样,本公开的各方面可以使外科器械能够向具有低阻抗的组织提供电外科能量,直到低阻抗组织的焊接基本上完成为止。此外,本公开的各方面可以有利地使用第一钳

口中的微芯片或外科器械的主体中的处理器,以使用来自常规RF能量发生器的RF能量在两组电极之间交替电外科能量。

[0262] 图42示出了根据本公开的一个方面的外科器械(例如,外科系统10或外科工具组件1000)的端部执行器(例如,端部执行器1500)中的钳口3000的示意性俯视图。钳口3000可包括仓3010、具有柔性电路触点3025(例如,暴露触点1756)的柔性电路3020以及细长狭槽3030,切割构件(例如,刀构件1330)可滑动地接收在该狭槽中,以沿切割线3035切割夹持在端部执行器内的组织。细长狭槽可从钳口3000的近侧端部延伸。在一个示例方面,柔性电路3020还可以包括微芯片(例如,远侧微芯片1740),并且然后,仓3010可以被称为智能仓。钳口3000还可包括在第一区域3060中的第一组电极3040L、3040R和在第二区域3065中的第二组电极3050L、3050R。在一个示例方面,第一区域3060可以位于钳口3000的近侧部分,并且第二区域3065可以位于钳口3000的远侧部分。在另一个示例方面,第一区域3060和第二区域3065可以位于钳口3000的任何其他合适的位置。

[0263] 第一组电极和第二组电极3040L、3040R、3050L、3050R可以与柔性电路3020通信和/或沉积在该柔性电路上。在一个示例中,细长狭槽3030可以设置在钳口3000的中心。又如,细长狭槽3000可以设置在钳口3000中的任何其他合适的位置。如图16可见,电极3040L和3050L可以位于细长狭槽3030的左侧,并且电极3040R和3050R可以位于细长狭槽3030的右侧。在一个示例方面,控制电路(例如,微处理器560、分段RF电路1160或远侧微芯片1740)可以被配置为能够向第一组电极3040L、3040R和第二组电极3050L、3050R提供电外科能量。

[0264] 电外科能量可为射频(RF)能量的形式。RF能量为可在200千赫兹(kHz)至1兆赫兹(MHz)频率范围内的电能形式。在应用中,电外科装置可穿过组织传递低频射频能,这会引起离子振荡或摩擦,并实际上造成电阻性加热,从而升高组织的温度。射频能的低操作温度适用于在密封血管的同时移除、收缩软组织、或对软组织塑型。RF能量尤其奏效地适用于结缔组织,所述结缔组织主要由胶原构成并且在接触热时收缩。第一组电极3040L、3040R和第二组电极3050L、3050R可以通过柔性电路3020电连接到控制电路。第一组电极3040L、3040R和第二组电极3050L、3050R可被配置为能够发射RF能量,以沿着切割线3035在与电极3040L、3040R、3050L、3050R相邻的组织上形成止血(或凝结)线。

[0265] 在一个示例方面,第一组电极3040L、3040R的长度3070可以在约10mm至约100mm的范围内,优选地在约20mm至约50mm的范围内,更优选在约25mm至约35mm的范围内。类似地,在一个示例方面,第二组电极3050L、3050R的长度3075可以在约10mm至约100mm的范围内,优选地在约20mm至约50mm的范围内,更优选在约25mm至约35mm的范围内。在另一个示例方面,第一组电极3040L、3040R和第二组电极3050L、3050R可具有任何其他合适的长度。在一个示例方面,第一组电极3040L、3040R与第二组电极3050L、3050R之间的间隙可以非常小,使得受权利要求书保护的装置可以连续地从第一区域3060焊接到第二区域3065,而在两个区域3060与3065之间没有组织被解封/焊接。在一个示例方面,第一组电极3040L、3040R与第二组电极3050L、3050R之间的间隙的长度3072可以在约0.1mm至约20mm的范围内,优选在约0.5mm至约5mm的范围内,更优选在约1mm至约3mm的范围内。在另一个示例方面,第一组电极3040L、3040R与第二组电极3050L、3050R之间的间隙的长度3072可以具有任何其他合适的长度。第一组电极3040L、3040R、第二组电极3050L、3050R和间隙的总长度3080可以在约20mm至约210mm的范围内,优选在约60mm至约100mm的范围内,更优选在约50mm至约70mm的

范围内。

[0266] 在一个示例方面,第一组电极3040L、3040R和第二组电极3050L、3050R可以电联接到较宽的电导体1168,第一组电极3040L、3040R和第二组电极3050L、3050R可以从这些较宽的电导体接收电外科能量(例如,RF能量)。第一组电极3040L、3040R和第二组电极3050L、3050R可以电联接到柔性电路3020上的多个电导体(例如,电导体1732L和1732R),较宽的电导体1168可以通过这些多个电导体向电极3040L、3040R、3050L、3050R提供RF能量。在一个示例方面,电极3040L、3040R、3050L、3050R中的每个可以通过不同的电导体分别连接到控制电路(例如,微芯片1740)。例如,左电导体1732L中的第一电导体可以连接到电极3040L,并且左电导体1732L中的第二电导体可以连接到电极3050L。类似地,右电导体1732R的第一电导体可以连接到电极3040R,并且右电导体1732R的第二电导体可以连接到电极3050R。

[0267] 在一个示例方面,钳口3000可包括多路复用器,以单独地寻址电极3040L、3040R、3050L、3050R。多路复用器可以包括在控制电路(例如,微处理器560、分段RF电路1160或远侧微芯片1740)中或位于控制电路与电极3040L、3040R、3050L、3050R之间。多路复用器可以在控制电路的控制下将电外科能量分配给电极3040L、3040R、3050L、3050R。在一个示例方面,多路复用器可以被配置为能够检测例如由先前的器械击发或外科程序中留在组织中的金属钉线或其他导电物体引起的电极3040L、3040R、3050L、3050R的短路,并且电外科能量可以适于短路的方式进行调制。在一个示例方面,电导体1168、1732L、1732R可以被绝缘以保护与电导体1168、1732L、1732R相邻的部件(例如,微芯片1740、脊组件1250、层压板1322、柔性电路3020)免受无意的RF能量的影响。在一个示例方面,仓3010可以是可互换的。当更换仓时,外科器械中的较窄和较宽的电导体1166、1168可以连接到新仓中的新电导体和电极。

[0268] 在示例方面,切割构件(例如,刀构件1330)可以直接或间接地与马达(例如,马达505)联接。当控制电路向马达提供电压时,切割构件可以推进至第一区域3060或第二区域3065,以切割第一区域和第二区域3060、3065中的组织。

[0269] 图43示出了根据非限制性方面的曲线3100,其描绘了根据时间施加到电极3040L、3040R、3050L、3050R的电压。脉冲3110可以表示施加到第一区域3060中的电极3040L、3040R的电压。脉冲3120可以表示施加到第二区域3065中的电极3050L、3050R的电压。当第一区域3060的电压接通时,可以将电外科能量施加到与第一组电极3040L、3040R相邻的组织以在其中形成凝结/焊接线。类似地,当第二区域3065的电压接通时,可以将电外科能量施加到与第二组电极3050L、3050R相邻的组织以在其中形成凝结/焊接线。如图43所示,在一个示例方面,控制电路可以在整个交替周期内交替施加设定电压。然后,施加到组织的功率/能量可以随着组织阻抗的改变而改变。在另一个示例方面,控制电路或发生器400可以改变施加到电极的电压(例如,前5个周期为30伏,下5个周期为50伏,后5个周期为80伏)。在另一个示例方面,控制电路或发生器400可以改变施加到电极的电压以向组织提供恒定功率。在这种情况下,电压可能会随着组织阻抗的改变而改变。

[0270] 在一个示例方面,电外科能量可以预定的时间间隔在第一组电极3040L、3040R与第二组电极3050L、3050R之间重复交替。例如,可以在第一时间段(例如,0.25秒)内向第一组电极3040L、3040R提供电外科能量,然后在第二时间段(例如,0.25秒)内向第二组电极3050L、3050R提供电外科能量。然后,可以将其切换回第一组电极3040L、3040R,并且可以重

复第一组电极3040L、3040R与第二组电极3050L、3050R之间的电外科能量的交替,例如直到被夹持的组织阻抗达到预定的阻抗值为止。在一个示例方面,预定的时间间隔可以在约0.05秒至约0.5秒的范围内,优选在约0.1秒至约0.4秒的范围内,更优选在约0.2秒至约0.3秒的范围内。在另一个示例方面,预定的时间间隔可以具有任何其他合适的时间段。在一个示例方面,用于电外科能量的交替的预定的时间间隔可以足够快,使得向第一组电极3040L、3040R和第二组电极3050L、3050R提供电外科能量似乎是同时的。

[0271] 在一个示例方面,一旦机载开/关电源开关420接通,就可以开始电外科能量的交替,并且可以在没有电外科装置的用户输入的情况下继续进行交替,直到机载开/关电源开关420断开。当所测量的组织阻抗达到预定的阻抗值(例如,指示被夹持的组织被完全密封的阻抗值)时,可以自动断开机载开/关电源开关420。达到预定阻抗值所需的电外科能量交替的周期次数(例如,n次)可以根据各种参数而变化,包括组织类型、组织厚度、组织中的水分含量等。

[0272] 在一个示例方面,如图43所示,第一组电极3040L、3040R的时间间隔可以与第二组电极3050L、3050R的时间间隔相同。在另一个示例方面,第一组电极3040L、3040R的时间间隔可以与第二组电极3050L、3050R的时间间隔不同。例如,第一组电极3040L、3040R的时间间隔可以是0.3秒,而第二组电极3050L、3050R的时间间隔可以是0.2秒。即,在这种情况下,可以将电外科能量提供给第一组电极3040L、3040R 0.3秒,然后提供给第二组电极3050L、3050R 0.2秒,然后重复该交替。在一个示例方面,预定的时间间隔可以随时间减小。例如,预定的时间间隔可以在开始时为0.3秒(例如,几个周期),之后为0.2秒(对于下一个的两个周期),之后为0.1秒(在组织开始完成焊接或被焊接之前的下一个的两个周期)。在另一个示例方面,预定的时间间隔可以随时间增大。

[0273] 图41示出了根据本公开的一个方面的被编程为与端部执行器3250传送功率和控制信号的外科系统3200的框图。在一个示例方面,外科系统3200可以包括控制电路3210(例如,微处理器560、分段RF电路1160或远侧微芯片1740),该控制电路具有电外科能量控制段(或RF能量控制段)3220和轴控制段3230(例如,轴段(段5)、马达电路段(段7)或动力段(段8))。控制电路3210可以被配置为能够向端部执行器3250(例如,端部执行器1500)中的电极(例如,电极3040L、3040R、3050L、3050R)提供电外科能量(例如,RF能量)。外科系统3200可以包括用于从电外科能量发生器3240(例如,RF发生器400)向执行器3250提供电外科能量的一个或多个电导体3260(例如,电导体1168)。一个或多个电导体3260可以电连接在端部执行器3250与控制电路3210(例如,电外科能量控制段3220和轴控制段3230)之间。轴控制段3230可以将轴控制程序存储在存储器中,并且例如控制传感器和输出。

[0274] 电外科能量控制段3220可以被配置为能够通过一个或多个电导体3260向电极提供电外科能量。在一个示例方面,轴控制段3230可以被配置为能够通过一个或多个电导体3260向端部执行器3250(和/或外科工具组件1000、轴组件704)提供控制信号和/或从该端部执行器接收控制信号。即,一个或多个电导体3260不仅可以用于向端部执行器3250提供电外科能量,而且还用于与端部执行器3250传送控制信号。在一个示例方面,电外科能量控制段3220和轴控制段3230的至少一些部分可以彼此电隔离。

[0275] 在一个示例方面,例如,当通过一个或多个电导体3260向端部执行器3250中的电极提供电外科能量时,电外科能量控制段3220可将一个或多个电导体3260与轴控制段3230

电隔离。在一个示例方面,通过控制线3280提供用以将一个或多个电导体3260与轴控制段3230电隔离的信号,电外科能量控制段3220可以控制位于一个或多个电导体3260与轴控制段3230之间的开关3270。开关3270可以被配置为能够在打开状态与闭合状态之间切换。轴控制段3230和一个或多个电导体3260可以在开关3270处于打开状态时被电隔离,并且可以在开关3270处于闭合状态时处于电通信。在另一个示例方面,电外科能量控制段3220可以采用任何其他合适的方式将一个或多个电导体3260与轴控制段3230电隔离。开关3270的其他构型可通过闭合开关3270来使一个或多个电导体3260与轴控制段3230电隔离。

[0276] 在一个示例方面,当控制电路3210(例如)通过连续检查连接器3265或感测电外科能量的施加而检测到电外科能量发生器3240连接到连接器3265(例如,凹形连接器410)时,电外科能量控制段3220可将一个或多个电导体3260与轴控制段3230电隔离。例如,当将凸形插头组件406插入凹形连接器410中时,电外科能量控制段3220可将电导体3260与轴控制段3230隔离。在另一个示例方面,当将电外科能量提供给端部执行器3250时或在任何其他合适的时刻,电外科能量控制段3220可将一个或多个电导体3260与轴控制段3230电隔离。

[0277] 在一个示例方面,外科系统可包括用于操作端部执行器3250(和/或外科工具组件1000、轴组件704)的一个或多个电导体3290(例如,电导体1166)。在一个示例方面,一个或多个电导体3290可不用于将电外科能量递送到端部执行器3250。轴控制段3230可以被编程为通过一个或多个电导体3290向端部执行器3250提供控制信号和/或从该端部执行器接收控制信号。在一个示例方面,当开关3270处于打开状态时(例如,当电外科能量控制段3220正在通过一个或多个电导体3260将电外科能量提供给端部执行器3250时),轴控制段3230可以使用一个或多个电导体3290向端部执行器3250提供控制信号和/或从该端部执行器接收控制信号。在一个示例方面,当开关3270处于闭合状态时,轴控制段3230还可以使用一个或多个电导体3290向端部执行器3250提供控制信号和/或从该端部执行器接收控制信号。

[0278] 开关3270可以是晶体管开关、机械开关、机电、继电器或任何其他合适的开关。在一个示例方面,通过电导体3260、3290在控制电路3210与端部执行器3250(和/或外科工具组件1000、轴组件704)之间传递的控制信号包括但不限于用于以切割和/或凝固操作模式驱动端部执行器3250(和/或外科工具组件1000、轴组件704)、测量外科系统3200和/或夹持在端部执行器3250中的组织的电特性、提供使用反馈、传递传感器信号以及识别端部执行器3250的某些特性(例如,使用/未使用状态)的信号。

[0279] 因此,本公开的各方面可有利地减少在控制电路3210与端部执行器3250(和/或外科工具组件1000、轴组件704)之间传递控制信号所需的电导体的数量,具体是通过当用于递送电外科能量的电导体(例如,电导体3260)中的一些不用于电外科能量时使用这些电导体来传送控制信号。此外,通过当通过这些电导体提供电外科能量时将这些电导体与其他电路段(例如,轴控制段3230)隔离,本公开的方面可以防止电外科能量流入连接到那些电路段的其他电路段和/或电导体(例如,电导体3290),防止损坏那些电路段和/或电导体。

[0280] 在一个示例方面,控制电路可以包括两个操作模式,模式I和模式II。在模式I中,当组织的焊接完成时或之后,控制电路可以切割组织。在模式2中,控制电路可以在组织的焊接正在进行时切割组织。这些模式的示例将在下文更详细地描述,如图44至图49所示。

[0281] 图44是逻辑流程图,其描绘了用于根据模式I操作外科器械的控制程序或逻辑构型的过程4500。尽管参考图44所示的逻辑流程图描述了示例过程4500,但是应当理解,可以

使用执行与该方法相关联的行为的许多其他方法。例如,一些块的顺序可以改变,一些块可以与其他块组合,并且所描述的一些块是任选的。

[0282] 在例示的示例中并且还参考图18,控制电路610(图18)可以接收4510关于组织的阻抗的信息。例如,控制电路610可以包括阻抗反馈电路,并且测量在端部执行器602(例如,端部执行器1500)中夹持的组织的阻抗诸如,例如,与第一组电极3040L、3040R和第二组电极3050L、3050R相邻的组织。在一个示例方面,控制电路610可以周期性地(例如,每0.1秒、每0.5秒或每秒)测量组织阻抗。在另一个示例方面,控制电路610可以随机地或以任何其他合适的方式来测量组织阻抗。控制电路610可以向第一组电极和第二组电极提供4520电外科能量,其中以预定的时间间隔在第一组电极与第二组电极之间重复交替提供电外科能量。例如,控制电路610可以如以上关于图43所述的预定的时间间隔交替地向第一组电极3040L、3040R和第二组电极3050L、3050R提供电外科能量。

[0283] 然后,在一些点处,控制电路610可确定4530组织的阻抗达到预定的阻抗值。例如,预定的阻抗值可以是指示与第一组电极3040L、3040R和第二组电极3050L、3050R相邻的组织被基本上或完全焊接或凝结的值。控制电路610可以通过将测量的组织阻抗与预定的终端阻抗值进行比较来确定组织的焊接基本上完成。然后,控制电路610可以停止4540向第一组电极和第二组电极提供电外科能量。然后,控制电路610可以使切割构件(诸如I形梁614)推进4550以切割组织。在一个示例方面,控制电路610可以使切割构件(例如,I形梁614)推进到第一区域3060,以在第一区域3060中切割组织,并且然后,推进到第二区域3065,以在第二区域3065中切割组织。在另一个示例方面,控制电路610可以同时切割第一区域3060和第二区域3065中的组织。

[0284] 图45示出了根据时间的组织阻抗曲线4605的图示4600。组织阻抗曲线4605可表示当控制电路610(图18)以模式I操作时在端部执行器1500中受权利要求书保护的组织的阻抗的改变。如图45所示,组织阻抗趋于遵循常见的“浴缸”图案,从而在第一时间段4625(例如,0.3至1.5秒)的能量交替的开始中减小,在第一时间(t_1)4615达到最小阻抗值(Z_M),并且然后,在第二时间段4630(例如,0.3至1.5秒)期间随着被夹持的组织被焊接而增加。然后,组织阻抗可以在第二时间(t_2)4620达到点4610,其中在点4610处的组织阻抗等于预定的终端阻抗(Z_T)。

[0285] 在第一时间段4625中,组织阻抗从初始值下降并减小,例如具有负斜率,直到达到最小阻抗值(Z_M)为止,因为在将能量施加到组织上一定时间后,组织的水分会蒸发,导致组织变干并导致组织阻抗开始上升,例如正斜率,然后在第二时间段4630中,直到组织阻抗达到预定的终端阻抗 Z_T 为止,在该时间点,可以切断到端部执行器的能量。在一个示例方面,组织阻抗可以在特定时间段(例如,0.5至5秒)内维持最小阻抗 Z_M ,其中组织阻抗曲线4605在该时间段内几乎变平。如果要连续施加电外科能量(例如,RF能量)而不是在终端阻抗点4610处将其切断,则组织阻抗可以通过点4610连续地增加。

[0286] 在一个示例方面,预定的终端阻抗(Z_T)可以对应于点,在该点中与电极3040L、3040R、3050L、3050R相邻的组织可以被基本上或完全焊接以便切割组织(例如,血管)而不会出血。预定的终端阻抗可以存储在外科器械(例如,外科系统10或外科工具组件1000)的存储器装置中。

[0287] 当组织阻抗达到预定的终端阻抗时,控制电路可以停止向第一组电极3040L、

3040R和第二组电极3050L、3050R提供电外科能量,从而导致在 t_2 4620组织阻抗突然下降。在一个示例方面,因为当停止电外科能量的提供时控制电路停止测量组织阻抗,所以可能发生组织阻抗的突然下降。如图46所示,其描绘了示例马达电压曲线的图示4650,当在 t_2 时或之后停止提供电外科能量时,控制电路可以向马达(例如,马达505)提供电压4660,以切割第一区域3060中的组织。然后,控制电路还可以向马达提供电压4670,以切割第二区域3065中的组织。如图45和图46所示,在模式I中,可在组织阻抗达到预定的终端阻抗值(例如,组织焊接完成)之后的第三时间段4635内开始切割被夹持的组织。

[0288] 图47是逻辑流程图,其描绘了根据模式II的用于操作外科器械的控制程序或逻辑构型的过程4700。尽管参考图47中所示的逻辑流程图描述了示例过程4700,但是应当理解,可以使用执行与该方法相关联的行为的许多其他方法。例如,一些块的顺序可以改变,一些块可以与其他块组合,并且所描述的一些块是任选的。

[0289] 在例示的示例中并且还参考图18,控制电路610可以接收4710关于组织的阻抗的信息。例如,控制电路610可以测量夹持在端部执行器602(例如,端部执行器1500)中的组织的阻抗。在一个示例方面,控制电路610可以周期性地(例如,每0.1秒、每0.5秒或每秒)测量组织阻抗。在另一个示例方面,控制电路610可以随机地或以任何其他合适的方式来测量组织阻抗。控制电路610可以向钳口的近侧部分的第一组电极和该钳口的远侧部分的第二组电极提供4720电外科能量,其中以预定的时间间隔在第一组电极与第二组电极之间重复交替提供电外科能量。例如,控制电路610可以如以上关于图43所述的预定的时间间隔交替地向第一组电极3040L、3040R和第二组电极3050L、3050R提供电外科能量。

[0290] 然后,在一些点处,控制电路610可确定4730组织的阻抗达到预定的阻抗值。例如,预定的阻抗值可以是指示与第一组电极3040L、3040R和第二组电极3050L、3050R相邻的组织的焊接开始完成的值。然后,控制电路610可以在向第一组电极和第二组电极提供电外科能量时,使切割构件诸如I型梁614推进4740,以在近侧部分中切割组织。在钳口的近侧部分中切割组织之后,控制电路610可以使切割构件(例如,I形梁614)推进4740以在远侧部分中切割组织,同时向第二组电极提供电外科能量。

[0291] 在一个示例方面,控制电路610可以使切割构件(例如,I型梁614)推进4750以切割远侧部分中的组织,同时向第一组电极3040L、3040R和第二组电极3050L、3050R两者提供电外科能量。在另一个示例方面,控制电路610可以在切割近侧部分中的组织之后停止向第一组电极提供电外科能量,并且在切割远侧部分中的组织时仅向第二组电极提供电外科能量。在这种情况下,向第二组电极3050L、3050R提供电外科能量仍然可能是不连续的。例如,可以在设定的时间段(例如,0.25秒)内向第二组电极3050L、3050R提供电外科能量,并且然后,在下一个设定的时间段内(例如,0.25秒),不得向第二组电极3050L、3050R提供电外科能量,并且然后,可以在下一个设定的时间段(例如,0.25秒)内向第二组电极3050L、3050R提供电外科能量。这可以在钳口的远侧部分(例如,第二区域3065)中切割组织时重复。

[0292] 在另一个示例方面,在第一区域中切割组织之后,控制电路610可以停止向第一组电极3040L、3040R和第二组电极3050L、3050R提供电外科能量。在这种情况下,在第二区域3065中切割组织时,可以不向组织提供电外科能量。在一个示例方面,当组织阻抗达到预定的终端阻抗值时,控制电路610可以停止向第一组电极3040L、3040R和第二组电极3050L、3050R提供电外科能量,同时第一区域3060和/或第二区域3065中切割组织。

[0293] 图48示出了根据时间的组织阻抗曲线4805的图示4800。组织阻抗曲线4805可以表示当控制电路以模式II操作时在端部执行器1500中受权利要求书保护的组织的阻抗的变化。如图45所示,此处的组织阻抗也倾向于遵循常见的“浴缸”图案,从而在第一时间段4835(例如,0.3至1.5秒)内,在能量交替的开始(例如,在第一组电极3040L、3040R与第二组电极3050L、3050R之间)时减小,在第一时间(t_1)4820达到最小阻抗值(Z_M),并且然后,在第二时间段4840(例如,0.3至1.5秒)内增加。如上所述,在第一时间段4835中,组织阻抗从初始值下降并减小,例如具有负斜率,直到达到最小阻抗值(Z_M)为止,因为在将能量施加到组织上一定时间后,组织的水分会蒸发,导致组织变干并导致组织阻抗开始上升,例如正斜率,然后在第二时间段4840中,直到组织阻抗达到终端阻抗 Z_{T1} 为止。在一个示例方面,组织阻抗可以在时间段(例如,0.5至5秒)内维持最小阻抗,其中组织阻抗曲线4805在该时间段内几乎变平。

[0294] 在一个示例方面,当组织阻抗达到最小阻抗值(Z_M)时,阻抗变化率(例如,减小)可以变为近似零,如图45所示。此时,被夹持的组织的焊接可能开始完成。在一个示例方面,在模式II中,当组织阻抗达到最小阻抗值(Z_M)时,控制电路可以开始使切割构件推进。例如,当阻抗变化率(例如,减小)变为近似零时,控制电路可以确定组织阻抗达到最小阻抗值(Z_M)。在另一个示例方面,在模式II中,控制电路可以在被夹持的组织被完全焊接之前的任何其他合适的时间开始使切割构件推进。如果组织阻抗在时间段(例如0.5至5秒)内维持最小阻抗,则控制电路可以在该时间段期间的任何合适时刻(例如,在平坦曲线的开始/中间/结尾)开始推进切割部件。

[0295] 如图49所示,并且还参考图18,当组织阻抗在完成组织焊接之前达到最小阻抗值(Z_M)时或之后,控制电路610可以向马达604(例如,马达505)提供电压4860,以切割第一区域3060中的组织。终端阻抗 Z_{T1} 可以表示在第二时间(t_2)4825处切割完成时的组织阻抗。然后,控制电路可以在切割第一区域3060中的组织之后向马达604(例如,马达505)提供电压4870,以切割第二区域3065中的组织。终端阻抗 Z_{T2} 可以表示在第三时间(t_3)4830处切割完成时的组织阻抗。在第一区域3060中组织的切割之后,阻抗曲线4805可能在第二时间4825附近下降,因为被夹持的组织可能被在第一区域3060中切割组织时产生的一些流体(例如,血液或任何其他体液)弄湿。因此,尽管在第一区域3060中组织的切割之后,测量的阻抗值4805可能似乎下降,但是实际的组织阻抗可能没有下降,但是在整个第三时间段4845中可能类似于或高于 Z_{T1} 。由于在第三时间段4845期间施加到被夹持的组织的电外科能量,组织的水分蒸发导致组织变干,因此测量的阻抗值也可能迅速增加以反映实际的组织阻抗。

[0296] 在一个示例方面,控制电路610可以在确定何时开始推进切割构件诸如I型梁614时考虑切割端部执行器602中的被夹持的组织所需的时间量。例如,如果在第一区域3060中切割组织花费1秒,则控制电路610可以在组织阻抗达到预定的终端阻抗值之前大约1秒开始推进切割构件(例如,I形梁614)(大约在该时间附近,组织焊接正常完成),使得在第一区域3060中的组织切割完成时,组织焊接基本上完成。在另一个示例方面,可以调节切割速度,使得组织焊接在切割结束之前基本上完成。例如,如果从组织阻抗达到最小阻抗到达到终端阻抗(例如,组织焊接完成时)的时刻花费0.5秒,则可以调节切割速度,从而将花费0.5秒来切割第一区域或第二区域3060、3065中的组织。

[0297] 如上所述,在一个示例方面,控制电路610可以在第三时间段4845期间在第二区域

3065中切割组织时向第一组电极3040L、3040R和第二组电极3050L、3050R提供电外科能量。在这种情况下,由于被夹持的组织在第三时间段4845中接收到附加的电外科能量,因此第三时间4830处的终端阻抗 Z_{T2} 可以高于第二时间4825处的终端阻抗 Z_{T1} ,如图48所示。

[0298] 在一个示例方面,控制电路610可以在切割第一区域3060中的组织之后停止向第一组电极提供电外科能量,并且在切割第二区域3065中的组织时仅向第二组电极提供电外科能量。在这种情况下,第二区域3065中的组织的终端阻抗可以高于第一区域3060中的组织的终端阻抗,因为假设两组电极的预定的时间间隔相同,所以第二区域3065中的组织在第三时间段4845中比第一区域3060中的组织接收更多的电外科能量。

[0299] 本文所述的功能或过程4500、4700可以由本文所述的任何处理电路执行,诸如结合图16至图17所述的控制电路700、结合图18所述的控制电路610。

[0300] 本文所述主题的各个方面在以下实施例中陈述:

[0301] 实施例1.一种外科器械,包括:端部执行器,该端部执行器包括:第一钳口,该第一钳口包括远侧部分和近侧部分;第二钳口,该第二钳口可相对于第一钳口移动;以及在第一钳口中的至少一个电极;控制电路,该控制电路被配置为能够向至少一个电极提供电外科能量,其中控制电路包括轴控制段和电外科能量控制段;以及第一电导体,该第一电导体电连接在端部执行器与控制电路之间;其中轴控制段被配置为能够通过第一电导体将用于操作端部执行器的控制信号提供到端部执行器;其中电外科能量控制段被配置为能够通过第一电导体将电外科能量提供到至少一个电极。

[0302] 实施例2.根据实施例1所述的外科器械,其中,电外科能量控制段与轴控制段电隔离。

[0303] 实施例3.根据实施例1至实施例2中的一项或多项所述的外科器械,其中,电外科能量控制段被配置为能够当向至少一个电极提供电外科能量时将第一电导体与轴控制段电隔离。

[0304] 实施例4.根据实施例3所述的外科器械,还包括电联接在电外科能量控制段与轴控制段之间的开关,其中,电外科能量控制段被配置为能够通过控制开关来将第一电导体与轴控制段电隔离。

[0305] 实施例5.根据实施例4所述的控制电路,其中,电外科能量控制段被配置为能够通过打开位于第一电导体与轴控制段之间的开关将第一电导体与轴控制段电隔离。

[0306] 实施例6.根据实施例1至实施例5中的一项或多项所述的外科器械,还包括第二电导体,其中轴控制段被配置为能够通过第二电导体将控制信号提供到端部执行器,并且其中轴控制段被配置为能够,当电外科能量控制段正在通过第一电导体将电外科能量提供到至少一个电极时,通过第二电导体将控制信号提供到端部执行器。

[0307] 实施例7.根据实施例1至实施例6中的一项或多项所述的外科器械,其中,第二钳口包括砧座。

[0308] 实施例8.根据实施例1至实施例7中的一项或多项所述的外科器械,其中,电外科能量包括射频(RF)能量。

[0309] 实施例9.根据实施例1至实施例8中的一项或多项所述的外科器械,其中,至少一个电极包括位于第一钳口的近侧部分中的第一组电极和位于第一钳口的远侧部分中的第二组电极,并且其中电外科能量段被配置为能够以预定的时间间隔在第一组电极与第二组

电极之间重复交替电外科能量。

[0310] 实施例10.根据实施例9所述的外科器械,还包括切割构件,其中,第一钳口和第二钳口在其间限定从第一钳口的近侧部分延伸的细长狭槽,并且其中切割构件可滑动地接收在该细长狭槽内以切割定位在第一钳口与第二钳口之间的组织。

[0311] 实施例11.根据实施例10所述的外科器械,其中,第一组电极包括第一电极和第二电极,其中第一电极位于细长狭槽的左侧,并且第二电极位于细长狭槽的右侧。

[0312] 实施例12.根据实施例10至实施例11中的一项或多项所述的外科器械,其中第二组电极包括第三电极和第四电极,其中第三电极位于细长狭槽的左侧,并且第四电极位于细长狭槽的右侧。

[0313] 实施例13.根据实施例9至实施例12中的一项或多项所述的外科器械,其中,预定的时间间隔包括用于第一组电极的第一时间间隔和用于第二组电极的第二时间间隔,其中第一时间间隔不同于第二时间间隔。

[0314] 实施例14.根据实施例9至实施例12中的一项或多项所述的外科器械,其中,用于交替的预定的时间间隔足够快,使得向第一组电极和第二组电极提供电外科能量似乎是同时的。

[0315] 实施例15.根据实施例9至实施例14中的一项或多项所述的外科器械,其中,预定的时间间隔在约0.1至0.5秒的范围内。

[0316] 实施例16.一种外科系统,包括:射频(RF)能量发生器;柄部主体;端部执行器,该端部执行器包括:第一钳口,该第一钳口包括远侧部分和近侧部分;第二钳口,该第二钳口可相对于第一钳口移动;以及在第一钳口中的至少一个电极;控制电路,该控制电路被配置为能够从RF能量发生器向至少一个电极提供RF能量,其中控制电路包括轴控制段和RF控制段;以及第一电导体,该第一电导体电连接在端部执行器与控制电路之间;其中轴控制段被配置为能够通过第一电导体将用于操作端部执行器的控制信号提供到端部执行器;其中RF控制段被配置为能够通过第一电导体向至少一个电极提供RF能量。

[0317] 实施例17.根据实施例16所述的外科系统,其中,RF控制段与轴控制段电隔离。

[0318] 实施例18.根据实施例16至实施例17中的一项或多项所述的外科系统,其中,RF控制段被配置为能够当向至少一个电极提供RF能量时将第一电导体与轴控制段电隔离。

[0319] 实施例19.根据实施例18所述的外科系统,还包括电联接在第一电导体与轴控制段之间的开关,其中RF控制段被配置为能够通过控制开关来将第一电导体与轴控制段电隔离。

[0320] 实施例20.根据实施例19所述的控制电路,其中,电外科能量控制段被配置为能够通过打开位于第一电导体与轴控制段之间的开关将第一电导体与轴控制段电隔离。

[0321] 实施例21.根据实施例16至实施例20中的一项或多项所述的外科系统,还包括第二电导体,其中轴控制段被配置为能够通过第二电导体将控制信号提供到端部执行器,并且其中轴控制段被配置为能够,当RF控制段正在通过第一电导体将RF能量提供到至少一个电极时,通过第二电导体将控制信号提供到端部执行器。

[0322] 实施例22.根据实施例16至实施例21中的一项或多项所述的系统,其中,至少一个电极包括位于第一钳口的近侧部分中的第一组电极和位于第一钳口的远侧部分中的第二组电极,并且其中电外科能量段被配置为能够以预定的时间间隔在第一组电极与第二组电

极之间重复交替RF能量。

[0323] 用于外科紧固器械的柔性电路阵列

[0324] 在一些方面,电外科装置可具有关节运动轴,以允许使用者调节端部执行器相对于柄部组件的角度,以便相对于使用者以任何取向进入组织。无论轴的关节运动类型或程度如何,在端部执行器与柄部组件之间交换的电信号都应不受阻碍。

[0325] 由于关节运动轴的反复弯曲,在柄部组件与端部执行器之间延伸的典型电线可能会随时间而缠结并可能被切断。因此,本公开提供了一种柔性电路元件,其可以承受重复的轴关节运动以及操作电外科装置的端部执行器所需的任何其他机械动作。

[0326] 如图14所示,柔性轴电路带1164可以部分地设置在近侧闭合管1910内,并且通过关节运动连接器1920延伸到外科端部执行器1500中。类似地,刀杆1320还可以设置在近侧闭合管1910内,并且通过关节运动连接器1920延伸到外科端部执行器1500中。柔性轴电路带1164可被居中地支撑在形成刀杆1320的层压板或杆1322之间。此类布置有利于在端部执行器1500的关节运动期间刀杆1320和柔性轴电路带1164的充分挠曲,同时保持足够的刚度以使得刀构件1330能够向远侧推进穿过被夹持的组织。柔性轴电路带1164和形成刀杆1320的层压板或杆1322可以一起包括柔性组件,以允许刀杆1320在关节运动连接器1920弯曲时往复运动。

[0327] 图50更详细地描绘了柔性组件3500的一方面。在图50所描绘的柔性组件3500的方面,刀杆1320由两对层压板1322组成,其中一对层压板1322沿柔性轴电路带1164的第一侧设置,而第二对层压板1322沿柔性轴电路带1164的第二侧设置。尽管公开了刀杆1320具有两对层压板1322,但是可以认识到,刀杆1320可以由任何偶数个层压板1322组成,其中偶数个层压板1322的第一半部沿柔性轴电路带1164的第一侧设置,并且偶数个层压板1322的第二半部沿柔性轴电路带1164的第二侧设置。

[0328] 如图10所示,柔性轴电路带1164包括远侧接触部分1169,该远侧接触部分可以与设置在壁凹陷部1625内的通道电路1670的近侧接触部分1672电通信,该壁凹陷部形成在细长通道1602的通道壁1622中的一个中。因此,柔性轴电路带1164的远侧端部可以相对于外科端部执行器1500的细长通道1602处于固定位置。如图15所示,柔性轴电路带1164的近侧端部可以与设置在工具机架组件1200中的滑环组件1150的远侧连接器1162电通信。因此,柔性轴电路带1164的近侧端部可以相对于工具机架组件1200处于固定位置。如图14所示,柔性轴电路带1164可以横穿关节运动连接器1920,并且因此可以在关节运动连接器1920的关节运动中弯曲。

[0329] 刀杆1320可以类似地从近侧连接横穿关节运动连接器1920到中间击发轴部分1310,该中间击发轴部分设置在喷嘴组件1240中,以在刀构件1330处向远侧连接,如图3所示。因此,刀杆1320可被配置为能够进行往复运动以激活刀构件1330,同时其具有足够的柔性以在关节运动连接器1920进行关节运动时弯曲。

[0330] 可以认识到,刀杆1320沿柔性轴电路带1164的侧面的往复运动可能引起设置在柔性轴电路带1164上的任何电迹线或导线的摩擦和/或磨蚀。电迹线或导线可以包括用于RF目的的较宽的导线/导体以及用于常规的缝合目的的较细的导线(例如,以传导电控制或感测信号)。此类磨损可能导致电线中的撕裂或间隙,从而可能损害电线传导包括RF信号的电信号的能力。因此,可能需要对柔性轴电路带1164进行附加的保护。

[0331] 如图50所示,可以通过设置在柔性轴电路带1164相对侧的一个或多个片簧3505提供此类保护。每个片簧3505可设置在柔性轴电路带1164的侧面与层压板1322的内侧之间。片簧3505可以相对于柔性轴电路带1164保持固定,并且因此可以在刀构件1330的展开期间保护柔性轴电路带1164的每一侧免受刀杆1320的磨损。每个片簧3505还可为挠性轴电路带1164提供物理支撑。此外,一旦端部执行器1500返回到与电外科装置的轴同轴的位置,每个片簧3505就可向柔性轴电路带1164提供恢复力,以使柔性轴电路带1164返回到基本纵向(或未弯曲)的几何结构。可以认识到,在一些方面,除了柔性轴电路带1164和多个层压板1322之外,柔性组件3500还可包括一个或多个此类片簧3505。

[0332] 图51A描绘了设置在电外科装置内的柔性组件3500,其中刀构件1330设置在近侧刀位置3530处。图51B描绘了设置在电外科装置内的柔性组件3500,其中刀构件1330设置在远侧刀位置3531处。尽管在图51A和图51B中从正确的方向(从使用该装置的角度看)描绘了电外科装置的轴的关节运动,但是应当认识到,电外科装置轴的关节运动也可以在左方向上(从装置的使用的角度看),柔性组件3500的部件适当地在左方向上弯曲。

[0333] 图51A类似于图14,并且进一步指出附加细节。例如,柔性组件3500的近侧端部可以被稳定在设置在近侧闭合管(1910,参见图14)内的脊组件1250内。柔性组件2500的远侧端部可以被稳定在细长通道(1602,参见图4)的近侧端部部分1610内。柔性轴电路带1164的远侧接触部分1169可以电和物理的两者方式连接到通道电路(1670,参见图10)的近侧接触部分1672。

[0334] 如图51A所示,刀构件可位于近侧刀位置3530处。在一个非限制性方面,刀构件的近侧刀位置3530可具有近侧刀距(PKD),例如,从刀构件的近侧端部到柔性轴电路带1164的远侧接触部分1169的远侧端部测量的刀距。图51B描绘了位于远侧刀位置3531处的刀构件。在一个非限制性方面,刀构件的远侧刀位置3531可具有远侧刀距(DKD),例如,从刀构件的近侧端部到柔性轴电路带1164的远侧接触部分1169的远侧端部测量的刀距。对于近侧刀距PKD或远侧刀距DKD的任何显式测量都没有暗示任何限制。然而,出于本公开的目的,可以接受的是,远侧刀距DKD大于近侧刀距PKD。可以认识到,在使用电外科系统期间,刀构件1330可以从近侧刀位置3530横穿到远侧刀位置3531,或者从远侧刀位置3531横穿到近侧刀位置3530。

[0335] 如上所公开的,柔性轴电路带1164的远侧端部可以相对于外科端部执行器1500处于固定位置,并且柔性轴电路带1164的近侧端部可以相对于工具机架组件1200处于固定位置。另外,片簧3505可相对于柔性轴电路带1164保持在固定位置。在一个非限制性方面,第一片簧3505可被设置成靠近或抵靠柔性轴电路带1164的第一侧,并且第二片簧3505可被设置成靠近或抵靠柔性轴电路带1164的第二侧或相对侧。当刀杆1320将刀构件1330移动到远侧刀位置3531或近侧刀位置3530时,刀杆1320的层压板1322以滑动的方式相对于柔性轴电路带1164和片簧3505的固定位置沿纵向方向移动。

[0336] 当刀杆1320处于近侧方面并且刀构件1330处于近侧刀位置3530时,第一对层压板1322的一部分可以沿着第一片簧3505的外侧位于第一近侧位置3522a处,并且第二对层压板1322的一部分可以沿着第二片簧3505的外侧位于第二近侧位置3522b处。在该构型中,在柔性轴电路带1164的一部分和片簧3505的一部分将层压板1322的位于第一近侧位置3522a和第二近侧位置3522b的那些部分分开。当刀杆1320向远侧移动使得刀构件1330处于远侧

刀位置3531时,第一对层压板1322中位于第一近侧位置3522a的部分可以沿远侧方向横穿到第一远侧位置3522c。类似地,当刀杆1320向远侧移动使得刀构件1330处于远侧刀位置3531时,第二对层压板1322中位于第二近侧位置3522b的部分可以沿远侧方向横穿到第二远侧位置3522d。这样,层压板1322的至少一部分以滑动的方式相对于片簧3505移动。

[0337] 由于刀杆1320在远侧方向上的动作,在第一远侧位置3522c中的第一对层压板的部分和在第二远侧位置3522d中的第二对层压板的部分不再由柔性轴电路带1164和片簧3505分开。因此,当刀杆1320在远侧方向上移动时,在第一远侧位置3522c中的第一对层压板的一部分的内表面可以接触第二远侧位置3522d中的第二对层压板的一部分的内表面。

[0338] 应当类似地理解,当刀杆1320在近侧方向上移动,从而刀构件1330从远侧刀位置3531移动到近侧刀位置3530时,第一对层压板1322中位于第一远侧位置3522c的部分可以沿近侧方向横穿到第一近侧位置3522a。类似地,当刀杆1320在近侧方向上移动时,第二对层压板1322的位于第二远侧位置3522d的部分可以在近侧方向上横穿到第二近侧位置3522b。由于刀杆1320在近侧方向上的动作,第一对层压板的在第一近侧位置3522a中的部分和第二对层压板的在第二近侧位置3522b中的部分可以由片簧3505和柔性轴电路带1164分开。

[0339] 图52A和图52B描绘了图51A和图51B的柔性组件3500,其独立于可以将柔性组件3500容纳在电外科装置中的结构。具体地,图52A描绘了在右关节运动RA之后的非关节运动的柔性组件3501(虚线)和关节运动的柔性组件3502。图52B描绘了刀杆1320在远侧方向DD上的动作的效应,从而使刀构件1330从近侧刀位置3530移动到远侧刀位置3531。图52B另外描绘了刀杆1320在近侧方向PD上的动作的效应,从而使刀构件1330从远侧刀位置3531移动到近侧刀位置3530。

[0340] 如以上相对于图51和图52A、B所公开的,柔性组件3500可包括:柔性轴电路带1164,该柔性轴电路带设置在一对片簧3505之间;以及刀杆1320,该刀杆包括两对层压板1322,其中沿每个片簧3505的外表面设置一对层压板1322。此类片簧3505可保护柔性轴电路带1164的表面免受由层压板1322的往复运动引起的磨损。在另选方面,柔性组件3500可缺少一对片簧3505,并且层压板1322可直接抵靠柔性轴电路带1164的侧面设置。层压板1322抵靠柔性轴电路带1164的侧面的动作可以包括如以上相对于图52A、B详细公开的此类动作。缺少片簧3505的柔性组件3500的此类另选方面可以用于柔性组件3500,其中柔性轴电路带1164在其侧面上包括保护涂层,从而消除了对保护片簧3505的需要。

[0341] 还可认识到,上文公开的柔性组件3500可以在电外科装置中找到实用性,该电外科装置包括构造成包括外科钉/紧固件仓、射频(RF)仓的端部执行器,或可释放地接受外科钉/紧固件仓或射频(RF)仓。

[0342] 上文公开了被构造用于在包括关节运动轴的电外科系统内使用的柔性组件的方面。柔性组件可以跨越关节运动连接器,并且包括被配置为能够根据关节运动连接器的弯曲而弯曲的柔性轴电路带。柔性轴电路带可以被配置为能够允许电信号从关节运动轴的近侧端部处的柄部组件传输到关节运动轴的远侧端部处的端部执行器。柔性组件还可包括一个或多个部件,这些一个或多个部件被配置为能够以横向方式沿关节运动轴的纵向轴线移动以控制端部执行器的一个或多个操作。柔性组件还可包括构造成支撑或保护柔性轴电路带的附加部件和/或构造成以横向方式沿关节运动轴的纵向轴线移动的部件。

[0343] 尽管相对于如图1至图15所描绘和如上所述的马达驱动的外科系统描述了柔性组件,但是可以认识到,柔性组件可能不限于具有此类马达驱动的外科系统的特定部件或特征部的外科系统。此类柔性组件可以被结合到任何外科系统中,该外科系统包括至少一个关节运动轴,该至少一个关节运动轴在关节运动轴的近侧端部具有主体或柄部组件,并且在关节运动轴的远侧端部具有端部执行器。

[0344] 因此,柔性组件的柔性轴电路带可以被配置为能够传导任一个或多个电信号,包括直流电信号、交流电信号、数字电信号、模拟电信号、RF电信号或此类电信号的任何组合或组合。柔性轴电路带可包括任何柔性非导电材料,在其上或其中设置有任何数量、类型或大小的导线或迹线。柔性轴电路带可包括任何数量的层。柔性轴电路带还可包括任一个或多个电子部件,诸如分立电路(例如,电阻器、电容器和电感器)或集成电路。柔性电路板还可包括保护层,以覆盖一根或多根导线或迹线和/或电子部件。柔性组件可包括一个或多个弹簧,诸如片簧,其设置在柔性轴电路带的一个或多个侧面上,以在外科系统从关节运动位置返回后提供恢复力。另选地,柔性轴电路带可以将此类片簧结合在柔性轴电路带的主体中。

[0345] 构造成以横向方式沿关节运动轴的纵向轴线移动的部件可包括能够进行横向动作和柔性弯曲动作两者的任何数量或类型的部件。此类部件的非限制性示例可包括线、条带、板和柔性轴。构造成以横向方式移动的一个或多个此类部件可包括在柔性组件中。多个部件可以协定的方式移动或可以独立地移动。多个部件可以沿柔性轴电路带的单侧设置。另选地,可以沿柔性轴电路带的第一侧设置一些数量的多个部件,同时可以沿柔性轴电路带的第二侧设置不同数量的多个部件。构造成以横向方式移动的部件可以在关节运动轴的近侧端部或远侧端部操作地联接到任何可移动部件,而没有限制关于此类可移动部件的功能。

[0346] 柔性部件还可包括构造成保护或支撑柔性轴电路带的任何数量或类型的部件和/或构造成以横向方式移动的部件。例如,附加部件可包括构造成保护柔性轴电路带的一个或多个表面的任意数量或类型的部件,包括例如保护片或护套。附加部件可包括机架以支撑柔性轴电路带。附加部件还可包括用于被配置为能够以横向方式诸如插管移动的部件的保护罩。

[0347] 本文所述主题的各个方面在以下编号的实施例中陈述:

[0348] 实施例1.一种马达驱动的外科系统,包括:柄部组件;以及可互换外科工具组件,该可互换外科工具组件操作地联接到柄部组件,该可互换外科工具组件包括:喷嘴组件;近侧闭合管,该近侧闭合管具有操作地联接到喷嘴组件的远侧端部的近侧端部;关节运动连接器,该关节运动连接器具有操作地联接到近侧闭合管的远侧端部的近侧端部;外科端部执行器,该外科端部执行器包括第一钳口和第二钳口,并且具有操作地联接到关节运动连接器的远侧端部的近侧端部;柔性轴电路带,该柔性轴电路带设置在近侧闭合管的至少一部分、关节运动连接器的至少一部分和外科端部执行器的至少一部分内;刀构件,该刀构件可滑动地设置在外科端部执行器内;以及刀杆,该刀杆操作地连接到刀构件的近侧端部,其中该刀杆包括设置在柔性轴电路带的第一侧上的第一层压板和设置在柔性轴电路带的第二侧上的第二层压板,并且其中该刀杆被配置为能够沿着近侧闭合管的纵向轴线往复运动。

[0349] 实施例2.根据实施例1所述的马达驱动的外科系统,其中,第一层压板包括第一对层压板,并且第二层压板包括第二对层压板。

[0350] 实施例3.根据实施例1至实施例2中的一项或多项所述的马达驱动的外科系统,其中,第一层压板被配置为能够沿着柔性轴电路带的第一侧往复运动,并且第二层压板被配置为能够沿着柔性轴电路带的第二侧往复运动。

[0351] 实施例4.根据实施例1至实施例3中的一项或多项所述的马达驱动的外科系统,还包括设置在柔性轴电路带的第一侧和第一层压板之间的第一片簧,以及设置在柔性轴电路带的第二侧和第二层压板之间的第二片簧。

[0352] 实施例5.根据实施例4所述的马达驱动的外科系统,其中,第一层压板被配置为能够沿着第一片簧的第一侧往复运动,并且第二层压板被配置为能够沿着第二片簧的第一侧往复运动。

[0353] 实施例6.根据实施例4至实施例5中的一项或多项所述的马达驱动的外科系统,其中,第一片簧和第二片簧设置在关节运动连接器的至少一部分和外科端部执行器的至少一部分内。

[0354] 实施例7.根据实施例4至实施例6中的一项或多项所述的马达驱动的外科系统,其中,第一片簧和第二片簧被配置为能够围绕横向于近侧闭合管的纵向轴线的关节运动轴线弯曲。

[0355] 实施例8.根据实施例1至实施例7中的一项或多项所述的马达驱动的外科系统,还包括设置在第一钳口内的细长通道,其中该细长通道被配置为能够可释放地接纳外科紧固件仓。

[0356] 实施例9.根据实施例1至实施例8中的一项或多项所述的马达驱动的外科系统,还包括设置在第一钳口内的细长通道,其中该细长通道被配置为能够可释放地接纳射频仓。

[0357] 实施例10.根据实施例9所述的马达驱动的外科系统,还包括沿着细长通道的内部纵向侧设置的通道电路,其中该通道电路包括被配置为能够电联接到柔性轴电路带的远侧接触部分的近侧收缩部分,并且其中该通道电路包括被配置为能够电联接到设置在射频仓的表面上的柔性仓电路的远侧收缩部分。

[0358] 实施例11.一种用于马达驱动的外科系统的关节运动部件内的柔性组件,该柔性组件包括:柔性轴电路带;以及刀杆,该刀杆包括沿着柔性轴电路带的第一侧设置的第一层压板和沿着柔性轴电路带的第二侧设置的第二层压板,并且其中该刀杆被配置为能够沿着柔性轴电路带的纵向轴线往复运动。

[0359] 实施例12.根据实施例11所述的柔性组件,其中,该柔性组件被配置为能够围绕横向于柔性轴电路带的纵向轴线的关节运动轴线弯曲。

[0360] 实施例13.根据实施例11至实施例12中的一项或多项所述的柔性组件,其中,第一层压板包括第一对层压板,并且第二层压板包括第二对层压板。

[0361] 实施例14.根据实施例11至实施例13中的一项或多项所述的柔性组件,其中,当柔性组件处于第一状态时,第一层压板的第一部分的一侧沿着柔性轴电路带的第一侧设置并且第二层压板的第一部分的一侧沿着柔性轴电路带的第二侧设置,并且其中当柔性组件处于第二状态时,第一层压板的第一部分的该侧沿着第二层压板的第一部分的该侧设置。

[0362] 实施例15.根据实施例11至实施例14中的一项或多项所述的柔性组件,还包括设

置在柔性轴电路带的第一侧和第一层压板之间的第一片簧,以及设置在柔性轴电路带的第二侧和第二层压板之间的第二片簧。

[0363] 实施例16.根据实施例15所述的柔性组件,其中,第一层压板被配置为能够沿着第一片簧的第一侧往复运动,并且第二层压板被配置为能够沿着第二片簧的第一侧往复运动。

[0364] 实施例17.根据实施例15至实施例16中的一项或多项所述的柔性组件,其中,当柔性组件处于第一状态时,第一层压板的第一部分的一侧沿着第一片簧的第一侧设置并且第二层压板的第一部分的一侧沿着第二片簧的第一侧设置,并且其中当柔性组件处于第二状态时,第一层压板的第一部分的该侧沿着第二层压板的第一部分的该侧设置。

[0365] 实施例18.根据实施例11至实施例17中的一项或多项所述的柔性组件,其中,该柔性轴电路带包括远侧接触部分。

[0366] 实施例19.根据实施例11至实施例18中的一项或多项所述的柔性组件,其中,该柔性轴电路带包括多条窄导线和多条较宽导线。

[0367] 实施例20.根据实施例19所述的柔性组件,其中,多条较宽导线被配置为能够传导射频信号。

[0368] 可与钉仓和射频仓联接并具有多个射频能量返回路径的外科系统

[0369] 在一些方面,电外科装置可被配置为能够在组织内和/或组织之间诱导止血密封。止血密封可通过对组织施加的压缩力和电能施加到组织的组合来产生。在电外科装置的一些方面,压缩力可通过将组织压缩在钳口组件之间来提供。另外,电能可由设置在钳口组件的一些部件内或其上的一个或多个电极提供。足以实现止血密封的电能的量可部分地取决于待密封的组织的厚度、密度和/或质量。

[0370] 应当理解,将过量电能施加到组织可能导致组织灼伤或产生疤痕。然而,对组织施加不足的电能可能导致无效的止血密封。因此,可要求电外科装置的使用者基于组织厚度、密度和质量来调节递送至压缩在装置的钳口组件之间的组织的电能的量。如果压缩在钳口组件之间的组织为基本上均匀的,则电外科装置的使用者可使用简单的控制来调节递送至该组织的电能的量。然而,可以认识到,用于止血密封的一些组织在其厚度、密度和/或质量中的任何一者或多者中是不均匀的。因此,对递送至压缩在钳口组件之间的组织的电能的量的单一控制可导致组织的灼伤部分和未充分密封的部分。因此,期望具有一种可被配置为能够将多种电能递送至压缩在钳口组件之间的一块组织的外科装置。

[0371] 电外科器械施加电外科能量以密封组织。然而,有时组织可用钉仓递送的钉来密封,而在其他时间组织可通过施加电外科能量来密封。这需要用户盘点两种独立的仪器。因此,期望提供与外科缝合器一起使用的细长轴,其中使用可互换的RF仓来代替钉仓。在使用可互换的RF仓来代替钉仓的情况下,本公开提供了用非导电涂层覆盖选择表面以确定当可互换的RF仓用于代替钉仓时射频(RF)施加的能量的电路径的各种技术。

[0372] 图53为外科系统4000的透视图。外科系统4000类似于马达驱动的外科系统10,因为外科系统4000被配置为能够与常规外科缝合器/紧固件仓1400和射频仓1700结合使用。然而,外科系统4000不同于马达驱动的外科系统10,因为外科系统4000还被配置为能够与射频仓4002结合使用,该射频仓类似于但不同于射频仓1700并且在下文中更详细地描述。外科系统4000也不同于马达驱动的外科系统10,因为外科系统4000包括击发系统4004(参

见图56),该击发系统类似于但不同于马达驱动的外科系统10的击发系统1300并且在下文中更详细地描述。

[0373] 如图53所示,外科系统4000包括柄部组件4006和可联接到柄部组件4006的可互换工具组件4008。柄部组件4006与柄部组件500类似或相同,并且可互换工具组件4008与可互换工具组件1000类似或相同。可互换工具组件4008包括端部执行器4010,该端部执行器包括第一钳口4012和第二钳口4014。第一钳口4012包括细长通道4016,该细长通道被配置为能够可移除地支撑射频仓4002。根据各种方面,细长通道4016还可被配置为能够可移除地支撑外科缝合器/紧固件仓1400和射频仓1700。第二钳口4014包括砧座4018。端部执行器4010与端部执行器1500相似或相同,第一钳口4012与第一钳口1600相似或相同,第二钳口4014与第二钳口1800相似或相同,细长通道4016与细长通道1602相似或相同,砧座4018与砧座1810相似或相同。

[0374] 图54是根据各方面的外科系统4000的端部执行器4010的局部横截面,示出了当端部执行器4010处于完全闭合位置时射频仓4002和砧座4018之间的界面。为了清楚起见,细长通道4016未在图54中示出。射频仓4002类似于射频仓1700,但不同之处在于射频仓4002包括限定至少两个突起部4022的仓平台表面4020。尽管在图54的横截面中示出了突起部4022中的仅一个,但是应当理解,突起部4022中的第一个定位在射频仓4002的居中设置的细长狭槽4024的一侧上,并且突起部4022中的第二个定位在射频仓4002的居中设置的细长狭槽4024的相对侧上(例如,参见图55)。

[0375] 射频仓4002也不同于射频仓1700,因为射频仓4002包括绝缘护套构件4026,该绝缘护套构件分别限定与突起部4022相关联的突起部4028。尽管在图54的横截面中示出了绝缘护套构件4026中的仅一个和突起部4028中的一个,但是应当理解,绝缘护套构件4026中的第一个和突起部4028中的第一个定位在射频仓4002的居中设置的细长狭槽4024的一侧上,并且绝缘护套构件4026中的第二个和突起部4028中的第二个定位在射频仓4002的居中设置的细长狭槽4024的相对侧上(例如,参见图55)。突起部4028定位在仓平台表面4020的突起部4022和可互换工具组件4008的砧座4018之间。

[0376] 射频仓4002也不同于射频仓1700,因为射频仓4002还包括柔性电路组件4030,该柔性电路组件分别限定与突起部4022和突起部4028相关联的突起部4032。尽管在图54的横截面中示出了柔性电路组件4030中的仅一个和突起部4032中的一个,但是应当理解,柔性电路组件4030中的第一个和突起部4032中的第一个定位在射频仓4002的居中设置的细长狭槽4024的一侧上,并且柔性电路组件4030中的第二个和突起部4032中的第二个定位在射频仓4002的居中设置的细长狭槽4024的相对侧上(例如,参见图55)。突起部4032定位在突起部4028和可互换工具组件4004的砧座4020之间。除了突起部4022、4028、4032之外,仓平台表面4020类似于仓平台表面1711,绝缘护套构件4026类似于绝缘体/护套构件1734,并且柔性电路组件4030类似于柔性电路组件1730。

[0377] 当组织T(图6)定位在射频仓4002和砧座4018之间,并且砧座4018朝向射频仓4002移动以夹持定位在射频仓4002和砧座4018之间的组织时,当使定位在砧座4018的紧固件成形下表面1813的面向组织的段1817上的绝缘材料1819与突起部4032物理接触时,实现了砧座4018和接近端部执行器4010的远侧端部的射频仓4002之间的最小间隙或距离 d_1 。一旦在绝缘材料1819和突起部4032之间建立了这种物理接触,突起部4032就物理地防止(1)砧

座4018更靠近射频仓4002,以及(2)组织被进一步压缩。该最小间隙或距离 d_1 的建立还用于帮助防止在射频仓4002和砧座4018之间形成电路短路。

[0378] 在图6和图7中示出了将RF能量从电极通过组织传送到钉凹坑内表面的RF仓的示例。因此,简要地转向图6和图7,示出了图1至图5中所描绘的端部执行器1500的局部剖视图,其中支撑RF仓1700(图10至图12)、4002(图53和图55),并且组织T夹持在仓1400(图4)和砧座1810之间;以及砧座1810的局部剖视图。在图6和图7所示的示例中,砧座1810包括除了在凹坑1814中之外的非导电掩模,使得不用于钉成形的所有表面都被掩蔽并涂覆有非导电电绝缘材料1819,从而产生包含凹窝和延伸部的变化返回路径表面,最小化平坦的相对电极所经历的炭化和组织粘附。如图6所示,在至少一种形式中,砧座1810包括砧座主体部分1812,该砧座主体部分由例如导电金属材料制成并且具有钉成形下表面1813,该钉成形下表面具有在其中形成的一系列紧固件成形凹坑1814,这些紧固件成形凹坑在居中设置的砧座狭槽1815的每一侧上,该居中设置的砧座狭槽被配置为能够将刀构件1330(图2至图4,图56)可滑动地容纳在其中。砧座狭槽1815通向上部开口1816,该上部开口纵向延伸穿过砧座主体,以在击发期间将砧座接合特征部1336(图4)容纳在刀构件1330上。当将常规的机械外科钉/紧固件仓1400(图4)安装在细长通道1602(图4)中时,钉/紧固件被驱动与对应的紧固件成形凹坑1814形成接触。砧座主体1812可在其上部部分中具有开口以例如有利于安装。砧座顶盖1818可以插入其中并且焊接到砧座主体1812以包封开口并提高砧座主体1812的整体刚度。如图7所示,为了有利于结合RF仓1700、4002使用端部执行器1500(图1和图2),紧固件成形下表面1813的面向组织的段1817可在其上具有电绝缘材料1819。因此,参考图6和图7所述的特征部可应用于端部执行器4010(图53和图55)和RF仓4002(图53至图55)。

[0379] 图55是根据各方面的由细长通道4016支撑的射频仓4002的局部透视图。如上所述,射频仓4002包括柔性电路组件4030和位于居中设置的细长狭槽4024的每一侧上的突起部4032。为了清楚起见,绝缘护套构件4026未在图55中示出。另外,应当理解,突起部4022、4028在图55的视图中隐藏。

[0380] 图56是根据各方面的柄部组件4006和可互换工具组件4008的部分的分解透视组装视图。柄部组件4006与柄部组件500相似或相同。可互换工具组件4008与可互换工具组件1000相似,但其不同之处在于,击发系统4004的与可互换工具组件4008相关联的部分不同于击发系统1300的与可互换工具系统1000相关联的部分。击发系统4004的与柄部组件4006相关联的部分与击发系统1300的与柄部组件500相关联的部分相似或相同。击发系统4004的与柄部组件4006相关联的部分包括击发驱动系统4034,该击发驱动系统包括纵向驱动构件4036。纵向驱动构件4036具有形成于其上的齿条4038,并且在其远侧端部上具有附接支架4040。击发驱动系统4034、纵向驱动构件4036、齿条4038和附接支架4040与击发驱动系统530、纵向驱动构件540、齿条542和击发系统1300的附接支架544相似或相同。

[0381] 击发系统4004的与可互换工具组件4008相关联的部分包括喷嘴组件4042、中间击发轴部分4044、击发轴附接凸耳4046、刀杆4048、击发构件/刀构件4050和近侧闭合管4054,该近侧闭合管与喷嘴组件1240、中间击发轴部分1310、击发轴附接凸耳1314、刀杆1320、击发构件/刀构件1330和近侧闭合管1910相似或相同。然而,击发系统4004的与可互换工具组件4008相关联的部分和击发系统1300的与可互换工具组件1000相关联的部分的不同之处在于,击发系统4004的与可互换工具组件4008相关联的部分还包括电绝缘材料4056(非导

电材料),该电绝缘材料用于防止射频能量从击发系统4004的与可互换工具组件4008相关联的部分无意地传递到柄部组件4006。在将射频能量施加到外科器械4000的情况下,击发构件/刀构件4050可传导射频能量。在没有电绝缘材料4056的情况下,击发构件/刀构件4050可通过刀杆4048、通过中间击发轴部分4044和/或通过击发轴附接凸耳4046将射频能量无意地传导到击发系统4004的与柄部组件4006相关联的部分。

[0382] 根据各方面,电绝缘材料4056为覆盖击发轴附接凸耳4046的涂层。当击发轴附接凸耳4046被安置到柄部组件4006内的附接支架4040中时,电绝缘材料4056用于将击发驱动系统4034的纵向驱动构件4036和柄部组件4006与可互换工具组件4008电隔离。换句话说,纵向驱动构件4036和柄部组件4006被保护免于从可互换工具组件4008接收无意的射频能量。根据其他方面,电绝缘材料4056也可覆盖击发系统4004的其他部分,以将纵向驱动构件4036和柄部组件4006与可互换工具组件4008电隔离。例如,电绝缘材料4056也可覆盖中间击发轴部分4044的近侧端部4058的其他部分。因此,通过用电绝缘材料4056选择性地覆盖击发系统4004的与可互换工具组件4008相关联的各个部分,射频能量的传导路径可被设计成将柄部组件4006与可互换工具组件4008电隔离,例如在射频仓1700或射频仓4002正与外科系统4000一起使用的情况下。

[0383] 本文所述主题的各个方面在以下编号的实施例中陈述:

[0384] 实施例1.一种可互换工具组件,包括:第一钳口,该第一钳口被配置为能够在第一时间段期间支撑钉仓,并且在第二时间段期间支撑射频仓;第二钳口,该第二钳口联接到第一钳口,其中第二钳口的表面限定多个钉成形凹坑,这些钉成形凹坑被配置为能够使从钉仓驱动的钉成形;以及电绝缘材料,该电绝缘材料覆盖第二钳口表面的除钉成形凹坑之外的段,其中该钉成形凹坑为由射频仓递送的射频能量限定了至少一个返回路径。

[0385] 实施例2.根据实施例1所述的可互换工具组件,其中,该可互换工具组件被配置为能够可释放地联接到柄部组件,并且其中定位在可互换工具组件内的至少一个部件包括电绝缘层以将柄部组件与来自可互换工具组件的无意的射频能量电绝缘。

[0386] 实施例3.根据实施例1至实施例2中的一项或多项所述的可互换工具组件,其中,该可互换工具组件被配置为能够可释放地联接到柄部组件,并且其中定位在可互换工具组件内的至少一个部件包括电绝缘层以将柄部组件与来自可互换工具组件的无意的射频能量电绝缘。

[0387] 实施例4.根据实施例1至实施例3中的一项或多项所述的可互换工具组件,其中,所述多个钉成形凹坑包括:定位到居中设置的砧座狭槽的第一侧的第一多个钉成形凹坑;以及定位到居中设置的砧座狭槽的第二侧的第二多个钉成形凹坑。

[0388] 实施例5.根据实施例1至实施例4中的一项或多项所述的可互换工具组件,其中,所述多个钉成形凹坑为由射频仓递送的射频能量提供了多个不同的返回路径。

[0389] 实施例6.根据实施例1至实施例5中的一项或多项所述的可互换工具组件,其中,第二钳口的表面的段面向第一钳口。

[0390] 实施例7.根据实施例1至实施例6中的一项或多项所述的可互换工具组件,还包括定位在可互换工具组件内的击发系统,其中该击发系统被配置为能够联接到柄部组件,其中该击发系统被电绝缘以使柄部组件与无意的射频能量电绝缘。

[0391] 实施例8.根据实施例1至实施例7中的一项或多项所述的可互换工具组件,还包括

钉仓。

[0392] 实施例9.根据实施例1至实施例8中的一项或多项所述的可互换工具组件,其中,外科系统还包括射频仓。

[0393] 实施例10.根据实施例9所述的可互换工具组件,其中,射频仓包括至少两个突起部,这些突起部共同在第一钳口和第二钳口之间提供最小间隙距离。

[0394] 实施例11.一种外科工具组件,包括:细长通道,该细长通道被配置为能够在第一时间段期间支撑钉仓,并且在第二时间段期间支撑射频仓;以及砧座,该砧座联接到细长通道,其中该砧座包括:表面,该表面面向细长通道并且限定多个钉成形凹坑,所述多个钉成形凹坑被配置为能够使从钉仓驱动的钉成形;以及电绝缘材料,该电绝缘材料覆盖第二钳口的表面的段,其中所述多个钉成形凹坑为由射频仓递送的射频能量提供了多个不同的返回路径。

[0395] 实施例12.根据实施例11所述的外科工具组件,其中,细长通道和砧座共同形成端部执行器。

[0396] 实施例13.根据实施例11至实施例12中的一项或多项所述的外科工具组件,其中,多个钉成形凹坑包括:定位到居中设置的砧座狭槽的第一侧的第一多个钉成形凹坑;以及定位到居中设置的砧座狭槽的第二侧的第二多个钉成形凹坑。

[0397] 实施例14.根据实施例11至实施例13中的一项或多项所述的外科工具组件,其中,第二钳口的表面的段不是钉成形凹坑。

[0398] 实施例15.根据实施例11至实施例14中的一项或多项所述的外科工具组件,其中,该外科工具组件还包括钉仓。

[0399] 实施例16.根据实施例11至实施例15中的一项或多项所述的外科工具组件,其中,该外科工具组件还包括射频仓。

[0400] 实施例17.根据实施例16所述的外科工具组件,其中,该射频仓包括共同提供细长通道和砧座之间的最小间隙距离的至少两个突起部。

[0401] 实施例18.一种可互换工具组件,包括:端部执行器,该端部执行器被配置为能够可释放地联接到轴组件,其中该端部执行器包括:细长通道,该细长通道被配置为能够在第一时间段期间支撑钉仓,并且在第二时间段期间支撑射频仓;以及砧座,该砧座联接到细长通道,其中该砧座包括电绝缘材料并且为由射频仓递送的射频能量限定了多个不同的返回路径。

[0402] 实施例19.根据实施例18所述的可互换工具组件,其中,电绝缘材料面向细长通道。

[0403] 实施例20.根据实施例18至实施例19中的一项或多项所述的可互换工具组件,还包括射频仓。

[0404] 用于控制分段区段上独立能量递送的控制电路的系统和方法

[0405] 在各种开放式、内窥镜式、和/或腹腔镜式外科中,例如,可期望凝固、密封和/或熔合组织。一种密封组织的方法取决于向被捕获或夹持在外科器械的端部执行器或端部执行器组件内的组织施加能量诸如电能,以便在该组织内形成热效应。已开发出多种单极和双极射频(RF)外科器械和外科技术以用于此类目的。通常,RF能量递送到捕获的组织可提升该组织的温度,因此,该能量可以使组织内的蛋白至少部分地变性。例如,此类蛋白(诸如胶

原,例如)可以变性为蛋白质性混合物,其在蛋白质复性时混合和熔合或密封在一起。当处理部位随时间愈合时,这种生物密封可以通过身体的伤口愈合过程被重新吸收。

[0406] 在双极射频(RF)外科器械的某些布置中,外科器械可包括相对的第一钳口和第二钳口,其中每个钳口可包括电极。在使用中,组织可以被捕获在钳口之间,使得能量可以在相对的钳口中的电极之间流动,并且流过位于电极之间的组织。此类器械可能必须密封许多类型的组织,诸如具有不规则或厚纤维元素的壁的解剖结构、全异解剖结构束和/或基本上厚或薄的解剖结构。

[0407] 一般来讲,难以持续向低阻抗组织提供电外科能量,直到组织的焊接基本上完成为止。例如,当向低阻抗组织提供电外科能量时,有时会出现组织阻抗变得过低的现象,就像短路一样,使得组织仅消耗大量电流而对组织不提供或提供很少的电外科能量。这可能会导致一些不良后果,例如,包括组织焊接不完全、电极过度发热、外科延迟、临床医生的不便或受挫等。

[0408] 本公开的各方面可以通过控制用于在分段区段上的独立能量递送的控制电路来解决上述缺陷。在一个示例方面,外科器械可包括端部执行器,该端部执行器具有:第一钳口,该第一钳口具有远侧部分和近侧部分;第二钳口,该第二钳口可相对于第一钳口移动;第一组电极,该第一组电极位于第一钳口的远侧部分;第二组电极,该第二组电极位于第一钳口的近侧部分。外科器械还可以包括控制电路,该控制电路被编程为向第一组电极和第二组电极提供电外科能量(例如,RF能量)。提供给第一组电极和第二组电极的电外科能量可以预定的时间间隔在第一组电极与第二组电极之间重复交替。例如,可以在第一时间段(例如0.25秒)内向第一组电极提供电外科能量,在第一时间段之后的第二时间段(0.25秒)内向第二组电极提供电外科能量,并且然后在第三时间段(0.25秒)内向第一组电极提供电外科能量,依此类推。例如,可以重复在第一组电极与第二组电极之间的电外科能量的交替,直到组织的焊接开始完成或基本上完成为止。在第一组电极与第二组电极之间的非常短的时间间隔(例如,0.25秒)内电外科能量的交替可以促进低阻抗组织的完全焊接,而不会过度加热电极或延迟外科。在一个示例中,电外科能量的这种交替可以由第一钳口中的微芯片或外科器械主体中的处理器使用由常规的RF能量发生器提供的RF能量来进行。

[0409] 这样,本公开的各方面可以使外科器械能够向具有低阻抗的组织提供电外科能量,直到低阻抗组织的焊接基本上完成为止。此外,本公开的各方面可以有利地使用第一钳口中的微芯片或外科器械的主体中的处理器,以使用来自常规RF能量发生器的RF能量在两组电极之间交替电外科能量。

[0410] 图42示出了根据本公开的一个方面的外科器械(例如,外科系统10或外科工具组件1000)的端部执行器(例如,端部执行器1500)中的钳口3000的示意性俯视图。

[0411] 钳口3000可包括仓3010、具有柔性电路触点3025(例如,暴露触点1756)的柔性电路3020以及细长狭槽3030,切割构件(例如,刀构件1330)可滑动地接收在该狭槽中,以沿切割线3035切割夹持在端部执行器内的组织。细长狭槽可从钳口3000的近侧端部延伸。在一个示例方面,柔性电路3020还可以包括微芯片(例如,远侧微芯片1740),并且然后,仓3010可以被称为智能仓。钳口3000还可包括在第一区域3060中的第一组电极3040L、3040R和在第二区域3065中的第二组电极3050L、3050R。在一个示例方面,第一区域3060可以位于钳口3000的近侧部分,并且第二区域3065可以位于钳口3000的远侧部分。在另一个示例方面,第

一区域3060和第二区域3065可以位于钳口3000的任何其他合适的位置。

[0412] 第一组电极和第二组电极3040L、3040R、3050L、3050R可以与柔性电路3020通信和/或沉积在该柔性电路上。在一个示例中,细长狭槽3030可以设置在钳口3000的中心。又如,细长狭槽3000可以设置在钳口3000中的任何其他合适的位置。如图42可见,电极3040L和3050L可以位于细长狭槽3030的左侧,并且电极3040R和3050R可以位于细长狭槽3030的右侧。在一个示例方面,控制电路(例如,微处理器560、分段RF电路1160或远侧微芯片1740)可以被配置为能够向第一组电极3040L、3040R和第二组电极3050L、3050R提供电外科能量。

[0413] 电外科能量可为射频(RF)能量的形式。RF能量为可在200千赫兹(kHz)至1兆赫兹(MHz)频率范围内的电能形式。在应用中,电外科装置可穿过组织传递低频射频能,这会引起离子振荡或摩擦,并实际上造成电阻性加热,从而升高组织的温度。射频能的低操作温度适用于在密封血管的同时移除、收缩软组织、或对软组织塑型。RF能量尤其奏效地适用于结缔组织,所述结缔组织主要由胶原构成并且在接触热时收缩。第一组电极3040L、3040R和第二组电极3050L、3050R可以通过柔性电路3020电连接到控制电路。第一组电极3040L、3040R和第二组电极3050L、3050R可被配置为能够发射RF能量,以沿着切割线3035在与电极3040L、3040R、3050L、3050R相邻的组织上形成止血(或凝结)线。

[0414] 在一个示例方面,第一组电极3040L、3040R的长度3070可以在约10mm至约100mm的范围内,优选地在约20mm至约50mm的范围内,更优选在约25mm至约35mm的范围内。类似地,在一个示例方面,第二组电极3050L、3050R的长度3075可以在约10mm至约100mm的范围内,优选地在约20mm至约50mm的范围内,更优选在约25mm至约35mm的范围内。在另一个示例方面,第一组电极3040L、3040R和第二组电极3050L、3050R可具有任何其他合适的长度。在一个示例方面,第一组电极3040L、3040R与第二组电极3050L、3050R之间的间隙可以非常小,使得受权利要求书保护的装置可以连续地从第一区域3060焊接到第二区域3065,而在两个区域3060与3065之间没有组织被解封/焊接。在一个示例方面,第一组电极3040L、3040R与第二组电极3050L、3050R之间的间隙的长度3072可以在约0.1mm至约20mm的范围内,优选在约0.5mm至约5mm的范围内,更优选在约1mm至约3mm的范围内。在另一个示例方面,第一组电极3040L、3040R与第二组电极3050L、3050R之间的间隙的长度3072可以具有任何其他合适的长度。第一组电极3040L、3040R、第二组电极3050L、3050R和间隙的总长度3080可以在约20mm至约210mm的范围内,优选在约60mm至约100mm的范围内,更优选在约50mm至约70mm的范围内。

[0415] 在一个示例方面,第一组电极3040L、3040R和第二组电极3050L、3050R可以电联接到较宽的导线1168,第一组电极3040L、3040R和第二组电极3050L、3050R可以从这些较宽的导线接收电外科能量(例如,RF能量)。第一组电极3040L、3040R和第二组电极3050L、3050R可以电联接到柔性电路3020上的多条导线(例如,导线1732L和1732R),较宽的导线1168可以通过这些多条导线向电极3040L、3040R、3050L、3050R提供RF能量。在一个示例方面,导线1168、1732L、1732R可以被绝缘以保护与导线1168、1732L、1732R相邻的部件(例如,微芯片1740、脊组件1250、层压板1322、柔性电路3020)免受无意的RF能量的影响。在一个示例方面,仓3010可以是可互换的。当更换仓时,外科器械中的较窄和较宽的导线1166、1168可以连接到新仓中的新导线和电极。

[0416] 在示例方面,切割构件(例如,刀构件1330)可以直接或间接地与马达(例如,马达

505) 联接。当控制电路向马达提供电压时,切割构件可以推进至第一区域3060或第二区域3065,以切割第一区域和第二区域3060、3065中的组织。

[0417] 图43示出了根据非限制性方面的曲线3100,其描绘了根据时间施加到电极3040L、3040R、3050L、3050R的电压。脉冲3110可以表示施加到第一区域3060中的电极3040L、3040R的电压。脉冲3120可以表示施加到第二区域3065中的电极3050L、3050R的电压。当第一区域3060的电压接通时,可以将电外科能量施加到与第一组电极3040L、3040R相邻的组织以在其中形成凝结/焊接线。类似地,当第二区域3065的电压接通时,可以将电外科能量施加到与第二组电极3050L、3050R相邻的组织以在其中形成凝结/焊接线。如图43所示,在一个示例方面,控制电路可以在整个交替周期内交替施加设定电压。然后,施加到组织的功率/能量可以随着组织阻抗的改变而改变。在另一个示例方面,控制电路或发生器400可以改变施加到电极的电压(例如,前5个周期为30伏,下5个周期为50伏,后5个周期为80伏)。在另一个示例方面,控制电路或发生器400可以改变施加到电极的电压以向组织提供恒定功率。在这种情况下,电压可能会随着组织阻抗的改变而改变。

[0418] 在一个示例方面,电外科能量可以预定的时间间隔在第一组电极3040L、3040R与第二组电极3050L、3050R之间重复交替。例如,可以在第一时间段(例如,0.25秒)内向第一组电极3040L、3040R提供电外科能量,然后在第二时间段(例如,0.25秒)内向第二组电极3050L、3050R提供电外科能量。然后,可以将其切换回第一组电极3040L、3040R,并且可以重复第一组电极3040L、3040R与第二组电极3050L、3050R之间的电外科能量的交替,例如直到被夹持的组织阻抗达到预定的阻抗值为止。在一个示例方面,预定的时间间隔可以在约0.05秒至约0.5秒的范围内,优选在约0.1秒至约0.4秒的范围内,更优选在约0.2秒至约0.3秒的范围内。在另一个示例方面,预定的时间间隔可以具有任何其他合适的时间段。在一个示例方面,用于电外科能量的交替的预定的时间间隔可以足够快,使得向第一组电极3040L、3040R和第二组电极3050L、3050R提供电外科能量似乎是同时的。

[0419] 在一个示例方面,一旦机载开/关电源开关420接通,就可以开始电外科能量的交替,并且可以在没有电外科装置的用户输入的情况下继续进行交替,直到机载开/关电源开关420断开。当所测量的组织阻抗达到预定的阻抗值(例如,指示被夹持的组织被完全密封的阻抗值)时,可以自动断开机载开/关电源开关420。达到预定阻抗值所需的电外科能量交替的周期次数(例如,n次)可以根据各种参数而变化,包括组织类型、组织厚度、组织中的水分含量等。

[0420] 在一个示例方面,如图43所示,第一组电极3040L、3040R的时间间隔可以与第二组电极3050L、3050R的时间间隔相同。在另一个示例方面,第一组电极3040L、3040R的时间间隔可以与第二组电极3050L、3050R的时间间隔不同。例如,第一组电极3040L、3040R的时间间隔可以是0.3秒,而第二组电极3050L、3050R的时间间隔可以是0.2秒。即,在这种情况下,可以将电外科能量提供给第一组电极3040L、3040R 0.3秒,然后提供给第二组电极3050L、3050R 0.2秒,然后重复该交替。在一个示例方面,预定的时间间隔可以随时间减小。例如,预定的时间间隔可以在开始时为0.3秒(例如,几个周期),之后为0.2秒(对于下一个的两个周期),之后为0.1秒(在组织开始完成焊接或被焊接之前的下一个的两个周期)。在另一个示例方面,预定的时间间隔可以随时间增大。

[0421] 在一个示例方面,控制电路可以包括两个操作模式,模式I和模式II。在模式I中,

当组织的焊接完成时或之后,控制电路可以切割组织。在模式2中,控制电路可以在组织的焊接正在进行时切割组织。这些模式的示例将在下文更详细地描述,如图44至图49所示。

[0422] 图41示出了根据本公开的一个方面的被编程为与端部执行器3250传送功率和控制信号的外科系统3200的框图。在一个示例方面,外科系统3200可以包括控制电路3210(例如,微处理器560、分段RF电路1160或远侧微芯片1740),该控制电路具有电外科能量控制段(或RF能量控制段)3220和轴控制段3230(例如,轴段(段5)、马达电路段(段7)或动力段(段8))。控制电路3210可以被编程为向端部执行器3250(例如,端部执行器1500)中的电极提供电外科能量(例如,RF能量)。外科系统3200可以包括用于从电外科能量发生器3240(例如,RF发生器400)向端部执行器3250提供电外科能量的一个或多个电导体3260(例如,电导体1168)。一个或多个电导体3260可以电连接在端部执行器3250与控制电路3210(例如,电外科能量控制段3220和轴控制段3230)之间。

[0423] 电外科能量控制段3220可以被编程为通过一个或多个电导体3260向电极提供电外科能量。在一个示例方面,轴控制段3230可以被编程为通过一个或多个电导体3260向端部执行器3250(和/或外科工具组件1000、轴组件704)提供控制信号和/或从该端部执行器接收控制信号。即,一个或多个电导体3260不仅可以用于向端部执行器3250提供电外科能量,而且还用于与端部执行器3250传送控制信号。在一个示例方面,电外科能量控制段3220和轴控制段3230的至少一些部分可以彼此电隔离。

[0424] 在一个示例方面,例如,当通过一个或多个电导体3260向端部执行器3250中的电极提供电外科能量时,电外科能量控制段3220可将一个或多个电导体3260与轴控制段3230电隔离。在一个示例方面,通过控制线3280提供用以将一个或多个电导体3260与轴控制段3230电隔离的信号,电外科能量控制段3220可以控制位于一个或多个电导体3260与轴控制段3230之间的开关3270。开关3270可以被配置为能够在打开状态与闭合状态之间切换。轴控制段3230和一个或多个电导体3260可以在开关3270处于打开状态时被电隔离,并且可以在开关3270处于闭合状态时处于电通信。在另一个示例方面,电外科能量控制段3220可以采用任何其他合适的方式将一个或多个电导体3260与轴控制段3230电隔离。开关3270的其他构型可通过闭合开关3270来使一个或多个电导体3260与轴控制段3230电隔离。

[0425] 在一个示例方面,当控制电路3210(例如)通过连续检查连接器3265或感测电外科能量的施加而检测到电外科能量发生器3240连接到连接器3265(例如,凹形连接器410)时,电外科能量控制段3220可将一个或多个电导体3260与轴控制段3230电隔离。例如,当将凸形插头组件406插入凹形连接器410中时,电外科能量控制段3220可将电导体3260与轴控制段3230隔离。在另一个示例方面,当将电外科能量提供给端部执行器3250时或在任何其他合适的时刻,电外科能量控制段3220可将一个或多个电导体3260与轴控制段3230电隔离。

[0426] 在一个示例方面,外科系统可包括用于操作端部执行器3250(和/或外科工具组件1000、轴组件704)的一个或多个电导体3290(例如,电导体1166)。在一个示例方面,一个或多个电导体3290可不用于将电外科能量递送到端部执行器3250。轴控制段3230可以被编程为通过一个或多个电导体3290向端部执行器3250提供控制信号和/或从该端部执行器接收控制信号。在一个示例方面,当开关3270处于打开状态时(例如,当电外科能量控制段3220正在通过一个或多个电导体3260将电外科能量提供给端部执行器3250时),轴控制段3230可以使用一个或多个电导体3290向端部执行器3250提供控制信号和/或从该端部执行器接

收控制信号。在一个示例方面,当开关3270处于闭合状态时,轴控制段3230还可以使用一个或多个电导体3290向端部执行器3250提供控制信号和/或从该端部执行器接收控制信号。

[0427] 开关3270可以是晶体管开关、机械开关或任何其他合适的开关。在一个示例方面,通过电导体3260、3290在控制电路3210与端部执行器3250(和/或外科工具组件1000、轴组件704)之间传递的控制信号包括但不限于用于以切割和/或凝固操作模式驱动端部执行器3250(和/或外科工具组件1000、轴组件704)、测量外科系统3200和/或夹持在端部执行器3250中的组织的电特性、提供使用反馈、传递传感器信号以及识别端部执行器3250的某些特性(例如,使用/未使用状态)的信号。

[0428] 因此,本公开的各方面可有利地减少在控制电路3210与端部执行器3250(和/或外科工具组件1000、轴组件704)之间传递控制信号所需的电导体的数量,具体是通过当用于递送电外科能量的电导体(例如,电导体3260)中的一些不用于电外科能量时使用这些电导体来传送控制信号。此外,通过当通过这些电导体提供电外科能量时将这些电导体与其他电路段(例如,轴控制段3230)隔离,本公开的方面可以防止电外科能量流入连接到那些电路段的其他电路段和/或电导体(例如,电导体3290),防止损坏那些电路段和/或电导体。

[0429] 图44是逻辑流程图,其描绘了用于根据模式I操作外科器械的控制程序或逻辑构型的过程4500。尽管参考图44所示的逻辑流程图描述了示例过程4500,但是应当理解,可以使用执行与该方法相关联的行为的许多其他方法。例如,一些块的顺序可以改变,一些块可以与其他块组合,并且所描述的一些块是任选的。

[0430] 在例示的示例中并且还参考图18,控制电路610(图18)可以接收4510关于组织的阻抗的信息。例如,控制电路610可以包括阻抗反馈电路,并且测量在端部执行器602(例如,端部执行器1500)中夹持的组织的阻抗诸如,例如,与第一组电极3040L、3040R和第二组电极3050L、3050R相邻的组织。在一个示例方面,控制电路610可以周期性地(例如,每0.1秒、每0.5秒或每秒)测量组织阻抗。在另一个示例方面,控制电路610可以随机地或以任何其他合适的方式来测量组织阻抗。控制电路610可以向第一组电极和第二组电极提供4520电外科能量,其中以预定的时间间隔在第一组电极与第二组电极之间重复交替提供电外科能量。例如,控制电路610可以如以上关于图43所述的预定的时间间隔交替地向第一组电极3040L、3040R和第二组电极3050L、3050R提供电外科能量。

[0431] 然后,在一些点处,控制电路610可确定4530组织的阻抗达到预定的阻抗值。例如,预定的阻抗值可以是指示与第一组电极3040L、3040R和第二组电极3050L、3050R相邻的组织被基本上或完全焊接或凝结的值。控制电路610可以通过将测量的组织阻抗与预定的终端阻抗值进行比较来确定组织的焊接基本上完成。然后,控制电路610可以停止4540向第一组电极和第二组电极提供电外科能量。然后,控制电路610可以使切割构件(诸如I形梁614)推进4550以切割组织。在一个示例方面,控制电路610可以使切割构件(例如,I形梁614)推进到第一区域3060,以在第一区域3060中切割组织,并且然后,推进到第二区域3065,以在第二区域3065中切割组织。在另一个示例方面,控制电路610可以同时切割第一区域3060和第二区域3065中的组织。

[0432] 图45示出了根据时间的组织阻抗曲线4605的图示4600。组织阻抗曲线4605可表示当控制电路610(图18)以模式I操作时在端部执行器1500中受权利要求书保护的组织的阻抗的改变。如图45所示,组织阻抗趋于遵循常见的“浴缸”图案,从而在第一时间段4625(例

如,0.3至1.5秒)的能量交替的开始中减小,在第一时间(t_1) 4615达到最小阻抗值(Z_M),并且然后,在第二时间段4630(例如,0.3至1.5秒)期间随着被夹持的组织被焊接而增加。然后,组织阻抗可以在第二时间(t_2) 4620达到点4610,其中在点4610处的组织阻抗等于预定的终端阻抗(Z_T)。

[0433] 在第一时间段4625中,组织阻抗从初始值下降并减小,例如具有负斜率,直到达到最小阻抗值(Z_M)为止,因为在将能量施加到组织上一定时间后,组织的水分会蒸发,导致组织变干并导致组织阻抗开始上升,例如正斜率,然后在第二时间段4630中,直到组织阻抗达到预定的终端阻抗 Z_T 为止,在该时间点,可以切断到端部执行器的能量。在一个示例方面,组织阻抗可以在特定时间段(例如,0.5至5秒)内维持最小阻抗 Z_M ,其中组织阻抗曲线4605在该时间段内几乎变平。如果要连续施加电外科能量(例如,RF能量)而不是在终端阻抗点4610处将其切断,则组织阻抗可以通过点4610连续地增加。

[0434] 在一个示例方面,预定的终端阻抗(Z_T)可以对应于点,在该点中与电极3040L、3040R、3050L、3050R相邻的组织可以被基本上或完全焊接以便切割组织(例如,血管)而不会出血。预定的终端阻抗可以存储在外科器械(例如,外科系统10或外科工具组件1000)的存储器装置中。

[0435] 当组织阻抗达到预定的终端阻抗时,控制电路可以停止向第一组电极3040L、3040R和第二组电极3050L、3050R提供电外科能量,从而导致在 t_2 4620组织阻抗突然下降。在一个示例方面,因为当停止电外科能量的提供时控制电路停止测量组织阻抗,所以可能发生组织阻抗的突然下降。如图46所示,其描绘了示例马达电压曲线的图示4650,当在 t_2 时或之后停止提供电外科能量时,控制电路可以向马达(例如,马达505)提供电压4660,以切割第一区域3060中的组织。然后,控制电路还可以向马达提供电压4670,以切割第二区域3065中的组织。如图45和图46所示,在模式I中,可在组织阻抗达到预定的终端阻抗值(例如,组织焊接完成)之后的第三时间段4635内开始切割被夹持的组织。

[0436] 图47是逻辑流程图,其描绘了根据模式II的用于操作外科器械的控制程序或逻辑构型的过程4700。尽管参考图47中所示的逻辑流程图描述了示例过程4700,但是应当理解,可以使用执行与该方法相关联的行为的许多其他方法。例如,一些块的顺序可以改变,一些块可以与其他块组合,并且所描述的一些块是任选的。

[0437] 在例示的示例中并且还参考图18,控制电路610可以接收4710关于组织的阻抗的信息。例如,控制电路610可以测量夹持在端部执行器602(例如,端部执行器1500)中的组织的阻抗。在一个示例方面,控制电路610可以周期性地(例如,每0.1秒、每0.5秒或每秒)测量组织阻抗。在另一个示例方面,控制电路610可以随机地或以任何其他合适的方式来测量组织阻抗。控制电路610可以向钳口的近侧部分的第一组电极和该钳口的远侧部分的第二组电极提供4720电外科能量,其中以预定的时间间隔在第一组电极与第二组电极之间重复交替提供电外科能量。例如,控制电路610可以如以上关于图43所述的预定的时间间隔交替地向第一组电极3040L、3040R和第二组电极3050L、3050R提供电外科能量。

[0438] 然后,在一些点处,控制电路610可确定4730组织的阻抗达到预定的阻抗值。例如,预定的阻抗值可以是指示与第一组电极3040L、3040R和第二组电极3050L、3050R相邻的组织的焊接开始完成的值。然后,控制电路610可以在向第一组电极和第二组电极提供电外科能量时,使切割构件诸如I型梁614推进4740,以在近侧部分中切割组织。在钳口的近侧部分

中切割组织之后,控制电路610可以使切割构件(例如,I形梁614)推进4740以在远侧部分中切割组织,同时向第二组电极提供电外科能量。

[0439] 在一个示例方面,控制电路610可以使切割构件(例如,I形梁614)推进4750以切割远侧部分中的组织,同时向第一组电极3040L、3040R和第二组电极3050L、3050R两者提供电外科能量。在另一个示例方面,控制电路610可以在切割近侧部分中的组织之后停止向第一组电极提供电外科能量,并且在切割远侧部分中的组织时仅向第二组电极提供电外科能量。在这种情况下,向第二组电极3050L、3050R提供电外科能量仍然可能是不连续的。例如,可以在设定的时间段(例如,0.25秒)内向第二组电极3050L、3050R提供电外科能量,并且然后,在下一个设定的时间段内(例如,0.25秒),不得向第二组电极3050L、3050R提供电外科能量,并且然后,可以在下一个设定的时间段(例如,0.25秒)内向第二组电极3050L、3050R提供电外科能量。这可以在钳口的远侧部分(例如,第二区域3065)中切割组织时重复。

[0440] 在另一个示例方面,在第一区域中切割组织之后,控制电路610可以停止向第一组电极3040L、3040R和第二组电极3050L、3050R提供电外科能量。在这种情况下,在第二区域3065中切割组织时,可以不向组织提供电外科能量。在一个示例方面,当组织阻抗达到预定的终端阻抗值时,控制电路610可以停止向第一组电极3040L、3040R和第二组电极3050L、3050R提供电外科能量,同时,在第一区域3060和/或第二区域3065中切割组织。

[0441] 图48示出了根据时间的组织阻抗曲线4805的图示4800。组织阻抗曲线4805可以表示当控制电路以模式II操作时在端部执行器1500中受权利要求书保护的组织的阻抗的变化。如图48所示,此处的组织阻抗也倾向于遵循常见的“浴缸”图案,从而在第一时间段4835(例如,0.3至1.5秒)内,在能量交替的开始(例如,在第一组电极3040L、3040R与第二组电极3050L、3050R之间)时减小,在第一时间(t_1) 4820达到最小阻抗值(Z_M),并且然后,在第二时间段4840(例如,0.3至1.5秒)内增加。如上所述,在第一时间段4835中,组织阻抗从初始值下降并减小,例如具有负斜率,直到达到最小阻抗值(Z_M)为止,因为在将能量施加到组织上一定时间后,组织的水分会蒸发,导致组织变干并导致组织阻抗开始上升,例如正斜率,然后在第二时间段4840中,直到组织阻抗达到终端阻抗 Z_{T1} 为止。在一个示例方面,组织阻抗可以在时间段(例如,0.5至5秒)内维持最小阻抗,其中组织阻抗曲线4805在该时间段内几乎变平。

[0442] 在一个示例方面,当组织阻抗达到最小阻抗值(Z_M)时,阻抗变化率(例如,减小)可以变为近似零,如图48所示。此时,被夹持的组织的焊接可能开始完成。在一个示例方面,在模式II中,当组织阻抗达到最小阻抗值(Z_M)时,控制电路可以开始使切割构件推进。例如,当阻抗变化率(例如,减小)变为近似零时,控制电路可以确定组织阻抗达到最小阻抗值(Z_M)。在另一个示例方面,在模式II中,控制电路可以在被夹持的组织被完全焊接之前的任何其他合适的时间开始使切割构件推进。如果组织阻抗在时间段(例如0.5至5秒)内维持最小阻抗,则控制电路可以在该时间段期间的任何合适时刻(例如,在平坦曲线的开始/中间/结尾)开始推进切割部件。

[0443] 如图49所示,并且还参考图18,当组织阻抗在完成组织焊接之前达到最小阻抗值(Z_M)时或之后,控制电路610可以向马达604(例如,马达505)提供电压4860,以切割第一区域3060中的组织。终端阻抗 Z_{T1} 可以表示在第二时间(t_2) 4825处切割完成时的组织阻抗。然后,控制电路可以在切割第一区域3060中的组织之后向马达604(例如,马达505)提供电压

4870,以切割第二区域3065中的组织。终端阻抗 Z_{T2} 可以表示在第三时间(t_3) 4830处切割完成时的组织阻抗。在第一区域3060中组织的切割之后,阻抗曲线4805可能在第二时间4825附近下降,因为被夹持的组织可能被在第一区域3060中切割组织时产生的一些流体(例如,血液或任何其他体液)弄湿。因此,尽管在第一区域3060中组织的切割之后,测量的阻抗值4805可能似乎下降,但是实际的组织阻抗可能没有下降,但是在整个第三时间段4845中可能类似于或高于 Z_{T1} 。由于在第三时间段4845期间施加到被夹持的组织的外科能量,组织的水分蒸发导致组织变干,因此测量的阻抗值也可能迅速增加以反映实际的组织阻抗。

[0444] 在一个示例方面,控制电路610可以在确定何时开始推进切割构件诸如I型梁614时考虑切割端部执行器602中的被夹持的组织所需的时间量。例如,如果在第一区域3060中切割组织花费1秒,则控制电路610可以在组织阻抗达到预定的终端阻抗值之前大约1秒开始推进切割构件(例如,I形梁614)(大约在该时间附近,组织焊接正常完成),使得在第一区域3060中的组织切割完成时,组织焊接基本上完成。在另一个示例方面,可以调节切割速度,使得组织焊接在切割结束之前基本上完成。例如,如果从组织阻抗达到最小阻抗到达到终端阻抗(例如,组织焊接完成时)的时刻花费0.5秒,则可以调节切割速度,从而将花费0.5秒来切割第一区域或第二区域3060、3065中的组织。

[0445] 如上所述,在一个示例方面,控制电路610可以在第三时间段4845期间在第二区域3065中切割组织时向第一组电极3040L、3040R和第二组电极3050L、3050R提供电外科能量。在这种情况下,由于被夹持的组织在第三时间段4845中接收到附加的电外科能量,因此第三时间4830处的终端阻抗 Z_{T2} 可以高于第二时间4825处的终端阻抗 Z_{T1} ,如图48所示。

[0446] 在一个示例方面,控制电路610可以在切割第一区域3060中的组织之后停止向第一组电极提供电外科能量,并且在切割第二区域3065中的组织时仅向第二组电极提供电外科能量。在这种情况下,第二区域3065中的组织的终端阻抗可以高于第一区域3060中的组织的终端阻抗,因为假设两组电极的预定的时间间隔相同,所以第二区域3065中的组织在第三时间段4845中比第一区域3060中的组织接收更多的电外科能量。

[0447] 本文所述的功能或过程4500、4700可以由本文所述的任何处理电路执行,诸如结合图16至图17所述的控制电路700、结合图18所述的控制电路610。

[0448] 本文所述主题的各个方面在以下编号的实施例中陈述:

[0449] 实施例1.一种外科器械,包括:端部执行器,该端部执行器包括:第一钳口和第二钳口,其中第一钳口包括近侧部分和远侧部分,并且第二钳口能够相对于第一钳口运动;第一组电极和第二组电极,其中第一组电极位于第一钳口的近侧部分中,并且第二组电极位于第一钳口的远侧部分中;以及狭槽,该狭槽限定在第一组电极和第二组电极之间;切割构件,该切割构件被配置为能够在该狭槽内往复运动;以及控制电路,该控制电路被配置为能够:接收关于定位在端部执行器的第一钳口和第二钳口之间的组织的阻抗的信息;向第一组电极和第二组电极提供电外科能量,并且以预定的时间间隔在第一组电极和第二组电极之间重复交替该电外科能量;并且推进切割构件。

[0450] 实施例2.根据实施例1所述的外科器械,其中,控制电路被配置为能够将切割构件推进到近侧部分,以在组织的焊接基本上完成之后或完成时切割近侧部分中的组织。

[0451] 实施例3.根据实施例2所述的外科器械,其中,控制电路被配置为能够在将切割构件推进到近侧部分之前停止向第一组电极和第二组电极提供电外科能量。

[0452] 实施例4.根据实施例2至实施例3中的一项或多项所述的外科器械,其中,控制电路被配置为能够在切割近侧部分中的组织之后将切割构件推进到远侧部分以切割远侧部分中的组织。

[0453] 实施例5.根据实施例2至实施例4中的一项或多项所述的外科器械,其中,控制电路被配置为能够通过将关于组织的阻抗的信息与预定的终端阻抗值进行比较来确定该组织的焊接基本上完成。

[0454] 实施例6.根据实施例1至实施例5中的一项或多项所述的外科器械,其中,所述控制电路被配置为能够在近侧部分中的组织的焊接完成之前将切割构件推进到近侧部分以切割近侧部分中的组织,同时向第一组电极和第二组电极提供电外科能量。

[0455] 实施例7.根据实施例6所述的外科器械,其中,控制电路被配置为能够将切割构件推进到近侧部分,以在组织的焊接开始完成时切割近侧部分中的组织。

[0456] 实施例8.根据实施例7所述的外科器械,其中,控制电路被配置为能够当阻抗减小速率变为大约零时确定组织的焊接开始完成。

[0457] 实施例9.根据实施例6至实施例8中的一项或多项所述的外科器械,其中,所述控制电路被配置为能够在切割近侧部分中的组织之后将切割构件推进到远侧部分以切割远侧部分中的组织,同时向第二组电极提供电外科能量。

[0458] 实施例10.根据实施例1至实施例9中的一项或多项所述的外科器械,其中,所述预定的时间间隔在约0.1至0.5秒的范围内。

[0459] 实施例11.根据实施例1至实施例10中的一项或多项所述的外科器械,其中,电外科能量包括射频能量。

[0460] 实施例12.一种外科器械,包括:端部执行器,该端部执行器包括:第一钳口,该第一钳口包括近侧部分和远侧部分;第二钳口,该第二钳口可相对于第一钳口移动;第一组电极,该第一组电极位于第一钳口的近侧部分中;以及第二组电极,该第二组电极位于第一钳口的远侧部分中;切割构件,其中第一钳口和第二钳口在其间限定从第一钳口的近侧端部延伸的细长狭槽,并且其中切割构件可滑动地接收在该细长狭槽内以切割定位在第一钳口和第二钳口之间的组织;控制电路,该控制电路被配置为能够向第一组电极和第二组电极提供电外科能量,其中以预定的时间间隔在第一组电极和第二组电极之间重复交替电外科能量的提供,其中该控制电路被配置为能够接收关于定位在第一钳口和第二钳口之间的组织的阻抗的信息。

[0461] 实施例13.根据实施例12所述的外科器械,其中,控制电路被配置为能够将切割构件推进到近侧部分,以在组织的焊接基本上完成之后或完成时切割近侧部分中的组织。

[0462] 实施例14.根据实施例13所述的外科器械,其中,控制电路被配置为能够停止向第一组电极和第二组电极提供电外科能量并且然后将切割构件推进到近侧部分。

[0463] 实施例15.根据实施例13至实施例14中的一项或多项所述的外科器械,其中,控制电路被配置为能够将切割构件推进到远侧部分以切割远侧部分中的组织并且在切割近侧部分中的组织之后。

[0464] 实施例16.根据实施例13至实施例15中的一项或多项所述的外科器械,其中,控制电路被配置为能够确定组织的焊接基本上完成并且将关于组织的阻抗的信息与预定的终端阻抗值进行比较。

[0465] 实施例17.根据实施例12至实施例16中的一项或多项所述的外科器械,其中,所述控制电路被配置为能够在近侧部分中的组织的焊接完成之前将切割构件推进到近侧部分以切割近侧部分中的组织并且向第一组电极和第二组电极提供电外科能量。

[0466] 实施例18.根据实施例17所述的外科器械,其中,控制电路被配置为能够将切割构件推进到近侧部分,以在组织的焊接开始完成时切割近侧部分中的组织。

[0467] 实施例19.根据实施例18所述的外科器械,其中,控制电路被配置为能够当阻抗减小速率变为大约零时确定组织的焊接开始完成。

[0468] 实施例20.根据实施例17至实施例19中的一项或多项所述的外科器械,其中,控制电路被配置为能够在切割近侧部分中的组织之后将切割构件推进到远侧部分以切割远侧部分中的组织并且同时向第二组电极提供电外科能量。

[0469] 用于在不同时间段将电外科能量施加到不同电极的外科端部执行器

[0470] 在一些方面,电外科装置可被配置为能够在组织内和/或组织之间诱导止血密封。止血密封可通过对组织施加的压缩力和电能施加到组织的组合来产生。在电外科装置的一些方面,压缩力可通过将组织压缩在钳口组件之间来提供。另外,电能可由设置在钳口组件的一些部件内或其上的一个或多个电极提供。足以实现止血密封的电能的量可部分地取决于待密封的组织的厚度、密度和/或质量。

[0471] 应当理解,将过量电能施加到组织可能导致组织灼伤或产生疤痕。然而,对组织施加不足的电能可能导致无效的止血密封。因此,可要求电外科装置的使用者基于组织厚度、密度和质量来调节递送至压缩在装置的钳口组件之间的组织的电能的量。如果压缩在钳口组件之间的组织为基本上均匀的,则电外科装置的使用者可使用简单的控制来调节递送至该组织的电能的量。然而,可以认识到,用于止血密封的一些组织在其厚度、密度和/或质量中的任何一者或多者中是不均匀的。因此,对递送至压缩在钳口组件之间的组织的电能的量的单一控制可导致组织的灼伤部分和未充分密封的部分。因此,期望具有一种可被配置为能够将多种电能递送至压缩在钳口组件之间的一块组织的电外科装置。

[0472] 电外科器械施加电外科能量以密封组织。然而,还没有针对所有组织类型优化电外科能量的施加。一些类型的组织需要施加一种形式的电外科能量,而其他类型的组织需要施加另一种形式的电外科能量。因此,期望通过在夹持程序期间施加一种形式的电外科能量以切割和散开组织,并且在夹持过程之后,在推进刀以切断组织之前施加另一种形式的电外科能量来密封组织,从而处理不同的组织类型。因此,本公开提供一种电外科仓,其被配置为能够在不同的时间段使不同的电极构型通电,以组合或协调端部执行器的钳口的各种不同功能中的每一种,诸如闭合组织上的钳口、施加电外科能量以密封组织,以及击发切割元件以切割组织。

[0473] 图57为根据本公开的一些方面的钳口构件5000的剖视图,该钳口构件包括电外科仓,诸如例如由细长通道5004支撑的射频(RF)仓5002。RF仓5002可包括延伸穿过RF仓5002的细长狭槽5014。RF仓5002可包括第一电极5006、5008和第二电极5010、5012。第一电极可包括由细长狭槽5014隔开的第一电极段5006和第二电极段5008。第二电极可包括由细长狭槽5014隔开的第三电极段5010和第四电极段5012。第一电极段5006和第二电极段5008可更靠近RF仓的侧向边缘5016、5018,并且第三电极段5010和第四电极段5012可更靠近细长狭槽5014。第一电极和第二电极可被布置成使得当钳口构件5000与另一钳口构件处于闭合位

置时,第一电极5006、5008与该另一钳口构件之间的距离大于第二电极5010、5012与该另一钳口构件之间的距离。此外,第一电极段5006和第二电极段5008的中央边缘5020、5022可以比第一电极段5006和第二电极段5008的侧向边缘5024、5026更靠近该另一钳口构件。例如,第一电极段5006和第二电极段5008可与第三电极段5010和第四电极段5012成角度 α 。第一电极段5006和第二电极段5008的宽度W1可大于第三电极段5010和第四电极段5012的宽度W2。例如,第一电极段5006和第二电极段5008的宽度W1可为0.060英寸,并且第三电极段5006和第四电极段5008的宽度W2可为0.020英寸。

[0474] 图58是示出根据本公开的一些方面的第一电极的操作的图示5100。水平轴线表示时间t,而垂直轴线表示用于闭合的力(“FTC”)。包括两个钳口(其中一个为例如钳口构件5000)的端部执行器可在钳口打开的情况下插入器官(例如肝脏)中。然后端部执行器开始夹持。例如,图57所示的钳口构件5000接近另一个钳口构件并且在它们之间的组织上施加力。在夹持期间,RF能量被提供给第一电极5006、5008,如阴影区域5104所示。提供给第一电极5006、5008的RF能量例如将实质切开并散开。如图58所示,FTC 5102在开始时增大,然后逐渐减小。提供给第一电极5006、5008的RF能量可在第一时间点t1停止,该第一时间点可被确定为当FTC 5102下降到阈值以下的时间。第一时间点t1也可被确定为当形成适当的组织间隙例如0.0005英寸至0.1英寸的时间点。

[0475] 图59是示出根据本公开的一些方面的第二电极的操作的图示5200。水平轴线表示时间t,而垂直轴线表示用于击发的力(“FTF”)。如图59所示,在第一时间t1之后,RF能量被切换到第二电极5010、5012,如阴影区域5204所示。尽管两个阴影区域5104和5204被显示为具有相同的高度,但是提供给第一电极5006、5008的RF能量可不同于提供给第二电极5010、5012的RF能量。提供给第二电极5010、5012的RF能量例如密封一个或多个血管。在第一时间点t1之后的第二时间点t2,切割构件(例如刀)可开始推进或击发,如FTF曲线5202所示。在第二时间点t2之后的第三时间点t3。例如,可以停止提供给第二电极5010、5012的RF能量。在本公开的一些方面,提供给第二电极5010、5012的RF能量的开始可不在提供给第一电极5006、5008的RF能量结束之后立即发生。

[0476] 图60是描绘根据本公开的一个方面的用于施加治疗性电外科能量的控制程序或逻辑构型的过程5300的逻辑流程图。在一个方面,电外科能量为例如RF能量。例如,可施加治疗性电外科能量以准备切割和凝结手术部位,诸如肝脏。电外科能量可由侧向分段电极施加,以用于在闭合或夹持期间进行组织焊接(包括组织焊接进度的显示反馈)。可采用次级能量开关以允许在闭合或夹持的同时自动施加电外科能量。还可提供具有较小间隙的次级电极组,该次级电极组用于在实质组织焊接之后进行血管焊接。

[0477] 过程5300可利用图18所示的外科器械600来实现并由控制电路610控制。因此,控制电路610被配置为能够在由定时器/计数器电路631测量的第一时间段中通过RF能量源400将电外科能量提供5302给端部执行器602的RF仓609。在一个方面,RF仓609可移除地连接到外科器械600的端部执行器602的第一钳口的细长通道。然后,在定时器/计数器电路631确定的第一时间段的至少一部分期间,将砧座616闭合在RF仓609上,向定位在砧座616和RF仓609之间的组织施加力5304。然后,控制电路610在第一时间段结束之后的由定时器/计数器电路631确定的第二时间段中,将电外科能量提供5306给端部执行器602的RF仓609的第二电极。控制电路610被配置为能够在第二时间段的至少一部分期间操作马达608以使

刀诸如I形梁614穿过组织推进。

[0478] 本文所述主题的各个方面在以下编号的实施例中陈述：

[0479] 实施例1.一种用于外科器械的端部执行器,包括:第一钳口;以及第二钳口,其中第一钳口和第二钳口中的至少一者被配置为能够从与第一钳口和第二钳口中的另一者隔开的第一位置移动到第二位置,在第二位置,第一钳口和第二钳口之间的间距小于在第一位置时的该间距,其中第二钳口包括:细长通道,和可移除地联接到细长通道的仓,其包括被配置为能够向组织施加电外科能量的第一电极和被配置为能够向组织施加电外科能量第二电极,其中在第二位置,第一电极和第一钳口之间的距离大于第二电极和第一钳口之间的距离。

[0480] 实施例2.根据实施例1所述的端部执行器,其中,仓还包括居中定位的细长狭槽;第一电极包括由该细长狭槽隔开的第一电极段和第二电极段;并且第二电极包括由该细长狭槽隔开的第三电极段和第四电极段。

[0481] 实施例3.根据实施例2所述的端部执行器,其中,第一电极段和第二电极段的宽度大于第三电极段和第四电极段的宽度。

[0482] 实施例4.根据实施例2至实施例3中的一项或多项所述的端部执行器,其中,第三电极段和第四电极段定位在第一电极段和第二电极段之间。

[0483] 实施例5.根据实施例2至实施例4中的一项或多项所述的端部执行器,其中,在第二位置,第一电极段的中心边缘与第一钳口之间的距离小于第一电极段的侧向边缘与第一钳口之间的距离;并且第二电极段的中心边缘与第一钳口之间的距离小于所第二电极段的侧向边缘与第一钳口之间的距离。

[0484] 实施例6.根据实施例1至实施例5中的一项或多项所述的端部执行器,其中,第一电极被配置为能够在第一时间段将电外科能量施加到组织;并且第一电极被配置为能够在第一时间段之后的第二时间段将电外科能量施加到该组织。

[0485] 实施例7.根据实施例6所述的端部执行器,其中,第一钳口和第二钳口被配置为能够在第一时间段的至少一部分期间向组织施加力;并且该端部执行器还包括被配置为能够在第二时间段的至少一部分期间推进到该组织的刀。

[0486] 实施例8.根据实施例7所述的端部执行器,其中,该刀被配置为能够在第二时间段开始之后开始推进。

[0487] 实施例9.根据实施例1至实施例8中的一项或多项所述的端部执行器,其中,电外科能量为射频(RF)能量。

[0488] 实施例10.一种在用于外科器械的端部执行器中使用的仓,该外科器械包括第一钳口和第二钳口,其中第一钳口和第二钳口中的至少一者被配置为能够从与第一钳口和第二钳口中的另一者间隔开的第一位置运动到第二位置,在第二位置,第一钳口和第二钳口之间的间距小于在第一位置时的该间距,其中该仓被配置为能够可移除地联接到第二钳口的细长通道,该仓包括:第一电极,该第一电极被配置为能够将电外科能量施加到组织;以及第二电极,该第二电极被配置为能够将电外科能量施加到该组织,其中在第二位置,第一电极与第一钳口之间的距离大于第二电极与第一钳口之间的距离。

[0489] 实施例11.根据实施例10所述的仓,还包括居中定位的细长狭槽,其中第一电极包括由该细长狭槽隔开的第一电极段和第二电极段;并且第二电极包括由该细长狭槽隔开的

第三电极段和第四电极段。

[0490] 实施例12.根据实施例11所述的仓,其中,第一电极段和第二电极段的宽度大于第三电极段和第四电极段的第二宽度。

[0491] 实施例13.根据实施例11至实施例12中的一项或多项所述的仓,其中,第三电极段和第四电极段定位在第一电极段和第二电极段之间。

[0492] 实施例14.根据实施例11至实施例13中的一项或多项所述的仓,其中,在第二位置,第一电极段的中心边缘与第一钳口之间的距离小于第一电极段的侧向边缘与第一钳口之间的距离;并且第二电极段的中心边缘与第一钳口之间的距离小于所第二电极段的侧向边缘与第一钳口之间的距离。

[0493] 实施例15.根据实施例10至实施例14中的一项或多项所述的仓,其中,第一电极被配置为能够在第一时间段将电外科能量施加到组织;并且第一电极被配置为能够在第一时间段之后的第二时间段将电外科能量施加到该组织。

[0494] 实施例16.根据实施例10至实施例15中的一项或多项所述的仓,其中,电外科能量为射频(RF)能量。

[0495] 实施例17.一种方法,包括:在第一时间段向仓的第一电极提供电外科能量,其中该仓可移除地联接到外科器械的端部执行器的第一钳口的细长通道;以及在第一时间段之后的第二时间段向该仓的第二电极提供电外科能量。

[0496] 实施例18.根据实施例17所述的方法,还包括:在第一时间段的至少一部分期间利用第一钳口将力施加到组织;以及在第二时间段的至少一部分期间将刀推进到该组织。

[0497] 实施例19.根据实施例18所述的方法,其中,推进该刀在第二时间段开始之后开始。

[0498] 实施例20.根据实施例17至实施例19中的一项或多项所述的方法,其中,端部执行器还包括第二钳口,该方法还包括将第一钳口和第二钳口中的至少一者从与第一钳口和第二钳口中的另一者间隔开的第一位置移动到第二位置,在第二位置,第一钳口和第二钳口之间的间距大于在第一位置时的该间距,并且在第二位置,第一电极与第二钳口之间的距离大于第二电极与第二钳口之间的距离。

[0499] 实施例21.根据实施例17至实施例20中的一项或多项所述的方法,其中,提供电外科能量包括提供射频(RF)能量。

[0500] 用于薄轮廓外科切割和缝合器械的电外科仓

[0501] 在各种开放式、内窥镜式、和/或腹腔镜式外科中,例如,可期望凝固、密封和/或熔合组织。一种密封组织的方法取决于向被捕获或夹持在外科器械的端部执行器或端部执行器组件内的组织施加能量诸如电能,以便在该组织内形成热效应。已开发出多种单极和双极射频(RF)外科器械和外科技术以用于此类目的。通常,RF能量递送到捕获的组织可提升该组织的温度,因此,该能量可以使组织内的蛋白至少部分地变性。例如,此类蛋白(诸如胶原,例如)可以变性为蛋白质性混合物,其在蛋白质复性时混合和熔合或密封在一起。当处理部位随时间愈合时,这种生物密封可以通过身体的伤口愈合过程被重新吸收。

[0502] 在双极RF外科器械的某些布置中,外科器械可包括相对的第一钳口和第二钳口,其中每个钳口可包括电极。在使用中,组织可以被捕获在钳口之间,使得能量可以在相对的钳口中的电极之间流动,并且流过位于电极之间的组织。此类器械可能必须密封许多类型

的组织,诸如具有不规则或厚纤维元素的壁的解剖结构、全异解剖结构束和/或基本上厚或薄的解剖结构。

[0503] 一般来讲,当通过电极将电外科能量施加到夹持在外科装置的电外科端部执行器中的目标组织时,提供给目标区(例如,电极附近)中的目标组织的热可能侧向传递,从而损坏在目标区之外的组织,并从目标区起侧向地增加凝固组织的区。凝固区的过度侧向扩散可能对正在经历外科程序的患者有害,因为更多的组织受到损害,这可能需要更长的恢复时间。此外,用于发射电外科能量的电极通常可以放置在电绝缘且绝热的材料上,并且这可能导致组织过热,进而可能导致到目标区之外的组织的更大侧向热扩散以及附带的组织损伤。

[0504] 本公开的各方面可以解决上述问题。在一个示例性方面,一种端部执行器可包括第一钳口(例如,仓和通道)和第二钳口(例如,砧座)、在端部执行器的中央部分中的热区,以及在端部执行器的侧面部分中的冷区。第一钳口和第二钳口可限定其间的细长狭槽,并且切割构件可滑动地接收在该细长狭槽内以切割定位在第一钳口和第二钳口之间的组织。第一钳口可包括在居中设置的细长狭槽的每一侧上的不导电且不导热的绝缘层,以及被配置为能够发射电外科能量的电极层可放置在热区中的绝缘层上。第一钳口还可在冷区区中的第一钳口的侧面部分中包括电绝缘、导热的散热器层。散热器层可包括组织接触表面,当组织被夹持在端部执行器中时,该组织接触表面可与组织直接接触。散热器层可被配置为能够通过将冷区中的组织中的热传递到外部区域来冷却冷区中的组织,以最小化将热从热区中的目标组织向恰好在热区外的组织的传递所造成的损害。

[0505] 在一个示例性方面,第一钳口可在电极层下方的细长狭槽的每一侧上包括凸起的垫。凸起的垫可使电极层与散热器层的组织接触表面相比升高,使得可以将更多的压力(最终更多的热)更精确地仅施加到目标组织,同时减少到侧向组织的热扩散。凸起的垫与将恰好在目标区(例如,热区)外的组织冷却的散热器层结合,可显著降低恰好在目标区域外的组织的温度,从而使医生能够执行组织的更精确的密封,而不会产生过多的侧向热扩散。

[0506] 在一个示例性方面,绝缘层可包括由面向电极层的第一表面和面向细长狭槽的第二表面限定的边缘,并且该边缘可被倒角以允许蒸汽通过细长狭槽逸出,以防止组织灼伤或过热,进而防止由于过热产生的过量热引起的侧向热扩散。

[0507] 图61示出了根据本公开的一方面的端部执行器5500的示意性剖视图。端部执行器5500可包括第一钳口5505和第二钳口5610。在一个示例性方面,第一钳口5505可包括细长通道5530(例如,细长通道1602),该细长通道被配置为能够将仓(例如,仓5700)操作地支撑在其中。在一个示例性方面,第一钳口5505和第二钳口5610可限定它们之间的狭槽。切割构件(例如刀片或刀构件1330)可被滑动地接收在该狭槽内,以切割夹持在端部执行器5500内的组织。第一钳口5505中的狭槽是细长狭槽5560(例如,细长狭槽1712)。细长狭槽5560可从第一钳口5505的近侧端部延伸。第二钳口5610中的狭槽是砧座狭槽5630(例如,砧座狭槽1815)。在一个示例中,狭槽5560、5630可设置在第一钳口5505和第二钳口5610的中心。又如,狭槽5560、5630可设置在第一钳口5505和第二钳口5610中的任何其他合适的位置。

[0508] 在一个示例性方面,第一钳口5505可包括第一绝缘层5510L和第二绝缘层5510R。第一绝缘层5510L可在细长槽5560的左侧,第二绝缘层5510R可在细长槽5560的右侧。在例示的示例中,第一绝缘层5510L、第二绝缘层和细长槽5560设置在第一钳口5505的中央部分

中。在一个示例性方面,钳口5505、5610的中央部分可覆盖钳口5505、5610的整个部分的约1/3至1/2并且位于其中心。在一个示例性方面,第一绝缘层5510L和第二绝缘层5510R可包括不导热且不导电的材料,诸如模制塑料。

[0509] 在一个示例性方面,第一钳口5505还可包括在第一绝缘层5510L上的第一电极层5540L和在第二绝缘层5510R上的第二电极层5540R。第一电极层5540L和第二电极层5540R可被构造用于将电外科能量(例如,RF能量)直接施加到组织(T),以在沿着细长狭槽5560的邻近电极层5540L、5540R的组织上形成止血(凝结或烧灼)线。第一电极层5540L和第二电极层5540R可位于第一钳口5505的中央部分中。在一个示例性方面,第一电极层5540L和第二电极层5540R可包括直接接触金属电极。在一个示例性方面,第一电极层5540L和第二电极层5540R中的每一者可还包括柔性电路。在这种情况下,直接接触金属电极可沉积在柔性电路上。在一个示例性方面,第一电极层5540L和第二电极层5540R可限定第一电极层5540L和第二电极层5540R附近的热区5650。如图61所示,热区5650可位于端部执行器5500(以及第一钳口5505和第二钳口5610)的中央部分中。

[0510] 在一个示例性方面,第一钳口5505可包括在第一钳口5505的左侧部分中的第一散热器层5520L和在第一钳口5505的右侧部分中的第二散热器层5520R。第一散热器层5520L可包括第一组织接触表面5525L,第二散热器层5520R可包括第二组织接触表面5525R。当组织(T)被夹持在末端执行器5500中时,组织接触表面5525L、5525R可与组织(T)直接接触。在一个示例性方面,第一散热器层5520L可在端部执行器5500(或第一钳口5505)的左侧部分中限定第一冷区5660,第二散热器层5520R可在端部执行器5500(或第一钳口5505)的右侧部分中限定第二冷区5670。第一散热器层5520L和第二散热器层5520R可被配置为能够冷却第一冷区5660和第二冷区5670中的组织(T),以最小化从热区5650中的组织到热区5660外的组织的热传递,从而防止损坏恰好在热区5660外(最终恰好在端部执行器5500外)的组织。在一个示例性方面,第一散热器层5520L和第二散热器层5520R可由电绝缘的导热材料诸如陶瓷材料(例如氮化铝)制成,以从邻近散热器层5520L、5520R的组织散热。

[0511] 在一个示例性方面,第一绝缘层5510L和第二绝缘层5510R可距端部执行器5500的中心线C约0.01至0.10英寸。在一个示例性方面,电极层5540L/5540R与中心线C之间的水平距离5555可在约0.01英寸至0.10英寸的范围内。在一个示例性方面,第一散热器层5520L和第二散热器层5520R可距中心线C约0.03至0.20英寸。

[0512] 在一个示例性方面,第一电极层5540L和第一散热器层5520L可在第一电极层5540L和第一散热器层5520L之间限定第一水平距离5545L。相似地,第二电极层5540R和第二散热器层5520R可在第二电极层5540R和第二散热器层5520R之间限定第二水平距离5545R。第一水平距离5545L和第二水平距离5545R可非常小,以在没有或几乎没有侧向热扩散的情况下为薄轮廓端部执行器提供精确的组织密封。在一个示例性方面,第一水平距离5545L和第二水平距离5545R可在0.00至约0.50英寸的范围内,优选地在约0.00至0.10英寸的范围内,更优选地在0.00至约0.03英寸的范围内。在一个示例性方面,第一水平距离5545L和第二水平距离5545R可小于电极层5540L、5540R的宽度的一半。在另一个示例性方面,第一水平距离5545L和第二水平距离5545R可具有任何其他合适的长度。

[0513] 在一个示例性方面,第一钳口5505可包括一个特征部,该特征部被配置为能够由第一电极层5540L和第二电极层5540R在热区5650中向组织施加压力,该压力大于由第一散

热器层5520L和第二散热器层5520R的组织接触表面5525L、5525R向组织(T)施加的压力。在一个示例性方面,该特征部可包括第一凸起垫5550L和第二凸起垫5550R。第一凸起垫5550L和第二凸起垫5550R可允许第一电极层5540L和第二电极层5540R与组织接触表面5525L、5525R相比升高,使得可以更小的侧向热扩散更精确地仅向目标组织(例如,邻近电极层5540L、5540R的热区5650中的组织)施加更大的压力,并最终施加更多的热。

[0514] 一般来讲,典型电极本身的厚度可能太薄而不能提供有意义的压力来压缩目标组织,这样能量和热可以较少的侧向热扩散集中在目标组织中。在一个示例性方面,凸起垫5550L、5550R可不包括电极层5540L、5540R。凸起垫5550L、5550R以包括绝缘层5510L、5510R,或者绝缘层5510L、5510R和散热器层5520L、5520R的组合。在另一个示例性方面,除了绝缘层5510L、5510R和/或散热器层5520L、5520R之外,凸起垫5550L、5550R还可包括电极层5540L、5540R。在一个示例性方面,凸起垫5550L、5550R的厚度(例如,电极层5540L、5540R与组织接触表面5525L、5525R之间的垂直距离)可以是电极层5540L、5540R的厚度的至少三至五倍。在一个示例性方面,凸起垫5550L、5550R的厚度可以在约0.05英寸至0.10英寸的范围内。在另一个示例性方面,凸起垫5550L、5550R可具有足以减小侧向热扩散的任何合适的厚度。

[0515] 在一个示例性方面,第一绝缘层5510L可包括面向第一电极层5540L的第一表面5512L和面向细长狭槽5560的第二表面5514L。第一绝缘层5510L的第一表面5512L和第二表面5514L可限定第一边缘5570L。相似地,第二绝缘层5510R可包括面向第一电极层5540R的第一表面5512R和面向细长狭槽5560的第二表面5514R。第二绝缘层5510R的第一表面5512R和第二表面5514R可限定第二边缘5570R。在一个示例性方面,第一边缘55740L和第二边缘5570R可被倒角以允许蒸汽通过细长狭槽5560逸出,以防止组织灼伤或过热,这可能导致附带的组织损伤。

[0516] 细长通道5530可形成在绝缘层5510L、5510R和散热器层5520L、5520R的下方。在一个示例性方面,细长通道5530可包括导热金属材料并且与第一散热器层5520L和第二散热器层5520R直接接触,以促进在第一冷区5660和第二冷区5670中的组织的冷却。例如,散热器层5520L、5520R中的从组织传递的热可进一步传递到金属通道5530,并且这可以帮助更快地降低冷区5660、5670中的组织的温度。

[0517] 在一个示例性方面,在凝结或切割期间,冷区5660、5670中的组织的平均温度可远低于热区5650中的组织的平均温度。在凝结或切割之后,冷区5660、5670中的组织的温度可比热区5650中的组织的温度更快地降低。

[0518] 在一个示例性方面,第二钳口5610可包括相对于细长通道5530枢转地支撑的砧座。第二钳口5610可通过致动闭合驱动系统(例如,闭合驱动系统510)在打开位置和闭合位置之间选择性地朝向和远离支撑在细长通道5630中的外科仓移动。如图61所示,端部执行器5500处于闭合位置,组织(T)被夹持在第一钳口5505和第二钳口5610之间。砧座狭槽5630可通向上部开口5640,该上部开口比砧座狭槽5630宽,如图61所示。上部开口可纵向延伸穿过第二钳口5610,例如,以在击发期间将砧座接合特征部(例如,砧座接合特征部1336)容纳在切割构件(例如,刀构件1330)上。第二钳口5610还可包括在砧座狭槽5630的每一侧上形成在其中的紧固件成形凹坑5620(例如,紧固件成形凹坑1814)。

[0519] 图62示出了根据本公开的一方面的端部执行器5500的透视图。在图62中,端部执

行器5500处于打开位置。第二钳口5610可相对于第一钳口5505移动。第一钳口5505可包括仓5700,该仓的尺寸和形状设计成可移除地接收和支撑在细长通道5530中。在一个示例性方面,仓5700可包括绝缘层5510L、5510R,散热器层5520L、5520R以及电极层5540L、5540R。在一个示例性方面,第一电极层5540L的远侧端部可连接到第二电极层5540R的远侧端部,如图62所示,并且细长狭槽5560可延伸穿过电极5540L、5540R的中心。在另一个示例性方面,第一电极层5540L可与第二电极层5540R分开。第一散热器层5520L的第一组织接触表面5525L可设置在第一电极层5540L的左侧,第二散热器层5520R的第二组织接触表面5525R可设置在第二电极层5540R的右侧。

[0520] 第一钳口5505可在第一钳口5505的远侧部分中包括微芯片5710。微芯片5710可以被配置为能够控制电极层5540L、5540R(例如,提供电外科能量)。微芯片5710可连接到柔性仓电路5720(例如,柔性仓电路1750),该柔性仓电路又可连接到通道电路(例如,通道电路1670)。第一钳口5505还可在远侧端部5740包括解剖器电极5730。解剖器电极5730可连接到电能源(例如,RF发生器400),并被配置为能够将电外科能量(RF能量)发射到组织,以解剖组织和/或凝结血液。解剖器电极5730可与电极层5540L、5540R隔离并且独立于这些电极层操作。

[0521] 本文所述主题的各个方面在以下编号的实施例中陈述:

[0522] 实施例1.一种外科器械,包括:端部执行器,该端部执行器包括:第一钳口;第二钳口,该第二钳口可相对于第一钳口移动;热区,该热区位于端部执行器的中央部分中;第一冷区,该第一冷区位于端部执行器的左侧部分中;以及第二冷区,该第二冷区位于端部执行器的右侧部分中;以及细长狭槽,该细长狭槽限定在第一钳口和第二钳口之间,该细长狭槽被配置为能够将切割构件可滑动地接收在该细长狭槽内以切割定位在第一钳口和第二钳口之间的组织,其中该细长狭槽位于端部执行器的中央部分中;其中第一钳口包括:热区中的第一绝缘层,其中第一绝缘层在细长狭槽的左侧;热区中的第二绝缘层,其中第二绝缘层在细长狭槽的右侧;第一绝缘层上的第一电极层;第二绝缘层上的第二电极层,其中第一电极层和第二电极层被配置为能够将电外科能量直接施加到热区中的组织;第一冷区中的第一散热器层;以及第二冷区中的第二散热器层,其中第一散热器层和第二散热器层被配置为能够冷却第一冷区和第二冷区中的组织以最小化侧向热扩散。

[0523] 实施例2.根据实施例1所述的外科器械,其中,第一散热器层和第二散热器层中的每一者包括导热陶瓷材料。

[0524] 实施例3.根据实施例1至实施例2中的一项或多项所述的外科器械,其中,第一电极层和第二电极层中的每一者包括直接接触金属电极。

[0525] 实施例4.根据实施例3所述的外科器械,其中,第一电极层和第二电极层中的每一者还包括柔性电路,其中直接接触金属电极沉积在该柔性电路上。

[0526] 实施例5.根据实施例1至实施例4中的一项或多项所述的外科器械,其中,第一散热器层和第二散热器层中的每一者包括组织接触表面。

[0527] 实施例6.根据实施例5所述的外科器械,其中,第一电极层和第二电极层中的每一者与第一散热器层和第二散热器层的组织接触表面相比升高,这允许端部执行器由第一电极层和第二电极层在热区中向组织施加压力,该压力大于由第一散热器层和第二散热器层的组织接触表面向组织施加的压力。

[0528] 实施例7.根据实施例1至实施例6中的一项或多项所述的外科器械,其中,第一绝缘层和第二绝缘层包括不导热且不导电的材料。

[0529] 实施例8.根据实施例1至实施例7中的一项或多项所述的外科器械,其中,第一绝缘层包括面向第一电极层的第一表面和面向细长狭槽的第二表面,其中第一表面和第二表面限定第一边缘,其中第一边缘被倒角以允许蒸汽逸出。

[0530] 实施例9.根据实施例8所述的外科器械,其中,第二绝缘层包括面向第二电极层的第三表面和面向细长狭槽的第四表面,其中第三表面和第四表面限定第二边缘,其中第二边缘被倒角以允许蒸汽逸出。

[0531] 实施例10.根据实施例1至实施例9中的一项或多项所述的外科器械,其中,第一钳口还包括在第一散热器层和第二散热器层下方的通道。

[0532] 实施例11.根据实施例10所述的外科器械,其中,该通道包括导热金属材料,并且该通道与第一散热器层和第二散热器层直接接触,以促进第一冷区和第二冷区中的组织的冷却。

[0533] 实施例12.一种外科器械,包括:端部执行器,该端部执行器包括:第一钳口;第二钳口,该第二钳口可相对于第一钳口移动;热区,该热区位于端部执行器的中央部分中;第一冷区,该第一冷区位于端部执行器的左侧部分中;第二冷区,该第二冷区位于端部执行器的右侧部分中;以及解剖器尖端,该解剖器尖端位于端部执行器的远侧端部;以及细长狭槽,该细长狭槽限定在第一钳口和第二钳口之间,该细长狭槽被配置为能够将刀片可滑动地接收在该细长狭槽内以切割定位在第一钳口和第二钳口之间的组织,其中该细长狭槽位于端部执行器的中央部分中;其中第一钳口包括:热区中的第一绝缘层,其中第一绝缘层在细长狭槽的左侧;热区中的第二绝缘层,其中第二绝缘层在细长狭槽的右侧;第一绝缘层上的第一电极层;第二绝缘层上的第二电极层,其中第一电极层和第二电极层被配置为能够将电外科能量直接施加到热区中的组织,其中第一电极层和第二电极层中的每一者包括直接接触金属电极;第一冷区中的第一散热器层;以及第二冷区中的第二散热器层,其中第一散热器层和第二散热器层被配置为能够冷却第一冷区和第二冷区中的组织以最小化侧向热扩散。

[0534] 实施例13.根据实施例12所述的外科器械,其中,第一散热器层和第二散热器层中的每一者包括导热陶瓷材料。

[0535] 实施例14.根据实施例12至实施例12中的一项或多项所述的外科器械,其中,第一电极层和第二电极层中的每一者还包括柔性电路,其中直接接触金属电极沉积在该柔性电路上。

[0536] 实施例15.根据实施例12至实施例14中的一项或多项所述的外科器械,其中,第一散热器层和第二散热器层中的每一者包括组织接触表面。

[0537] 实施例16.根据实施例15所述的外科器械,其中,第一电极层和第二电极层中的每一者与第一散热器层和第二散热器层的组织接触表面相比升高,这允许端部执行器由第一电极层和第二电极层在热区中向组织施加压力,该压力大于由第一散热器层和第二散热器层的组织接触表面向组织施加的压力。

[0538] 实施例17.根据实施例12至实施例16中的一项或多项所述的外科器械,其中,第一绝缘层和第二绝缘层包括不导热且不导电的材料。

[0539] 实施例18.根据实施例12至实施例17中的一项或多项所述的外科器械,其中,第一绝缘层包括面向第一电极层的第一表面和面向细长狭槽的第二表面,其中第一表面和第二表面限定第一边缘,其中第一边缘被倒角以允许蒸汽逸出。

[0540] 实施例19.根据实施例12至实施例18中的一项或多项所述的外科器械,其中,第一钳口还包括在第一散热器层和第二散热器层下方的通道。

[0541] 实施例20.根据实施例19所述的外科器械,其中,通道包括导热金属材料,并且该通道与第一散热器层和第二散热器层直接接触,以促进第一冷区和第二冷区中的组织的冷却。

[0542] 用于调节钳口压缩的外科端部执行器

[0543] 在电外科器械中,位于端部执行器的钳口之间的组织的密度沿端部执行器的长度而变化。高密度组织可位于端部执行器的近侧部分,中密度组织可位于端部执行器的中间部分,低密度组织可位于端部执行器的远侧部分。可采用顺应性钳口在可变密度的组织上施加可变的压缩。恒定的能量密度可能无法有效地沿顺应性钳口的用于施加可变压缩的长度密封可变密度的组织。因此,本公开提供了一种电外科仓,该电外科仓被配置为能够沿顺应性钳口的用于可变压缩的长度递送可变的能量密度,以提供对可变密度组织的合适的密封。

[0544] 如上所公开的,相对于图10至图12,一种电外科装置可包括端部执行器1500,该端部执行器包括可移除电外科仓,诸如例如设置在第一钳口组件1600的细长通道1602中的射频(RF)外科仓1700。在一些方面,该电外科装置可电连接到RF发生器,该RF发生器被设计成将RF能量提供到RF外科仓及其部件。图10具体示出了RF外科仓1700的一个方面,该RF外科仓具有与居中设置的凸起电极垫1720一起形成的仓体1712。如图6中可以最具体地看出,细长狭槽1712延伸穿过电极垫1720的中心,并且用于将垫1720划分为左垫段1720L和右垫段1720R。返回图10,右柔性电路组件1730R附接到右垫段1720R,左柔性电路组件1730L附接到左垫段1720L。此外,右柔性电路组件1730R包括“第一相”近侧右电极1736R和“第二相”远侧右电极1738R。另外,左柔性电路组件1730L包括“第一相”近侧左电极1736L和“第二相”远侧左电极1738L。

[0545] 图63A和图63B示出了具有可替换的电外科仓(例如,诸如RF外科仓1700)的端部执行器1500的另选方面。图63A示出了处于打开构型的端部执行器1500并且图63B示出了处于闭合构型的端部执行器1500。在闭合构型中,端部执行器1500的第一钳口组件1600和第二钳口组件1800可以彼此间隔开一定距离,该距离可以导致放置在其间的一块组织6070受到夹持压力。在打开构型中,第一钳口组件1600和第二钳口组件可以更大的距离间隔开。端部执行器1500的打开构型或关闭构型可由近侧闭合管1910的位置和操作动作来确定。

[0546] 如图63A所示,端部执行器1500包括第一钳口组件1600,该第一钳口组件可包括细长通道以接收可替换的RF外科仓1700。RF外科仓1700包括仓体1710,可在该仓体上设置一个或多个电极。如图63A所示,RF外科仓1700可包括两种类型的电极,其中包括一个或多个剪切电极6038和解剖器电极6238。一个或多个剪切电极6038通常可具有可沿着RF外科仓1700的纵向轴线延伸的细长方面。在一些非限制性方面,剪切电极6038中的一对可设置在细长狭槽的任一侧上。解剖器电极6238可设置在仓体1710的远侧端部。RF外科仓1700的其他特征部可包括在仓体1710的远侧端部的钳口间隔件6060。钳夹间隔件可起到防止砧座

1810的内表面接触剪切电极6038和解剖器电极6238中的任何一者或多者的作用,如图63B所示。

[0547] 除解剖器电极6238之外,一个或多个剪切电极6038可设置在柔性电路组件上,该柔性电路组件可为柔性仓电路1750的一部分。一个或多个剪切电极6038可用于将任意量的RF能量递送到紧邻一个或多个剪切电极6038设置的组织6070。例如,图63B示出了根据夹持运动CM夹持在第一钳口组件1600和第二钳口组件1800之间的一块组织6070。在一些方面,递送到紧邻剪切电极6038的组织6070的RF能量与由第一钳口组件1600和第二钳口组件1800由于夹持运动CM而产生的压缩力的组合可导致在组织中产生止血密封。解剖电极6238可用于通过施加射频能量来特异性地定点处理组织。一个或多个剪切电极6038和解剖电极6238中的每一者可电联接到RF能量发生器。

[0548] 一个或多个剪切电极6038中的每一个还可包括一个或多个电极部分。例如,如图10所示,左右剪切电极中的每一个可包括分开的近侧电极和远侧电极(分别为1736R、1738R和1736L、1738L)。对于左右剪切电极中的每一个,近侧电极和远侧电极中的每一个可沿着或平行于RF仓的纵向轴线设置。近侧电极(1736R,L)可在“第一相”程序中被单独激活,并且远侧电极(1738R,L)可在“第二相”程序中被单独激活。在图63A所示的方面,剪切电极6038中的每一个可在功能上分成多个功能电极部分6138a-c。类似于图10中示出的方面,电极部分6138a-c可沿着或平行于RF仓的纵向轴线设置。每个电极部分6138a-c可将一定量的RF能量递送到与其邻近的组织,但是由任何一个电极部分递送的RF能量的量可与由不同电极部分递送的RF能量的量不同。在一个非限制性示例中,递送到低能量电极部分6138a附近的组织的RF能量的量可小于递送到中能量电极部分6138b附近的组织的RF能量的量。相似地,递送到中能量电极部分6138b附近的组织的RF能量的量可小于递送到高能量电极部分6138c附近的组织的RF能量的量。在一些方面,电极部分6138a-c中的每一个可利用任何适当的RF电气切换部件被分别地致动。在一些另选方面,电极部分6138a-c中的全部或一些可一起被致动。

[0549] 如上所述,组织的止血密封效果可取决于施加到组织的压缩压力以及递送到压缩组织的RF能量的量。递送到组织的RF能量的量应足以形成有效的止血密封。如果递送到组织的RF能量过少,则可能不会正确地形成止血密封。另选地,如果将过多的RF能量递送到组织,则组织可被烧焦或损坏并且不能形成止血密封。形成有效止血密封所需的RF能量的量可取决于组织的特性,包括但不限于组织厚度、组织密度和组织组成。在一些示例中,用于接收止血密封的一块组织可在组织厚度、组织密度和/或组织组成方面是有效地均匀的。另选地,用于接收止血密封的一块组织可在组织厚度、组织密度和/或组织组成方面是异质的。

[0550] 具有由多个电极部分构成的剪切电极的电外科装置可用于形成横跨这种异质组织的有效止血密封。在图63B所示的端部执行器1500的方面,组织6070可以是异质的并且具有在组织厚度、组织密度和/或组织组成中的任何一个或多个方面不同的组织节段。在一个非限制性示例中,组织6070可具有高密度组分6170a、中密度组分6170b和低密度组分6170c。作为图63A的对比,图63B示出了可使用低能量电极部分6138a制造的具有高密度组分6170a的组织的有效止血密封。相似地,可使用中能量电极部分6138b制造具有中等密度组分6170b的组织的有效止血密封,并且可使用高能量电极部分6138c制造具有低密度组分

6170c的组织的有效止血密封。

[0551] 由电极递送的RF能量的量可至少部分地取决于电极表面处的RF能量密度。因此，电极表面特性中的一个或多个的变化可用于调节由电极递送的在表面的该部分处的RF能量。在一个方面，可调节电极表面材料的电阻率以控制在该电极表面处递送的RF能量。在另一方面，可调节电极表面的维度（例如，电极宽度）以控制在该电极表面处递送的RF能量。在另一方面，电极表面可结合可允许控制在该电极表面处递送的RF能量的物理特征部。此类特征部的示例可包括在电极表面上或内包括电阻或电绝缘部件。

[0552] 图64示出了一些示例性剪切电极6038a-d，其可结合任何数量或类型的特征部6139a-d。剪切电极6038a-d中的每一个可包括剪切电极表面6039a-d，该表面可由导电材料组成，尤其是被设计为传导RF能量的材料。特征部6139a-d在剪切电极表面上的设置可包含一个或多个图案化的能量递送表面。因此，剪切电极6038a的一个方面可具有剪切电极表面6039a，该剪切电极表面具有结合了一组横向直线形特征部6139a的图案化能量递送表面。剪切电极6038b的另一方面可具有剪切电极表面6039b，该剪切电极表面具有结合了一组圆形特征部6139b的图案化能量递送表面。剪切电极6038c的又一方面可具有剪切电极表面6039c，该剪切电极表面具有结合了一组凹陷四边形（“山形”）特征部6139c的图案化能量递送表面。尽管诸如6139a-c的特征部可以由分离的几何形状形成，但是这些特征部也可以包括复杂的部件，从而形成可以连续或几乎连续地跨越剪切电极表面6039d的一个或多个部分的渐变特征部6139d。

[0553] 可以认识到，可由剪切电极6038的一部分递送至组织的RF能量的量可由形成图案化能量递送表面的特定方面的特征部6139a-d的数量、类型、尺寸和/或面积密度来控制。例如，图64示出了剪切电极的低能量部分6138a可具有与剪切电极的中能量部分6138b相比结合了更大数量的特征部（例如6139a-d）的图案化能量递送表面。相似地，剪切电极的中能量部分6138b可具有与剪切电极的高能量部分6138c相比结合了更大数量的特征部（例如6139a-d）的图案化能量递送表面。

[0554] 尽管三个能量部分6138a-c示于图63A和图64中，但是可以认识到，剪切电极6038可具有任何数量的离散能量部分。每个离散能量部分可由图案化能量递送表面构成。结合到剪切电极6038中的能量部分的数量非限制性示例可包括两个能量部分、三个能量部分、四个能量部分、五个能量部分或任何有限数量的能量部分。此外，如上文关于示例性剪切电极6038d所公开的，剪切电极6038d的表面可具有图案化能量递送表面，该图案化能量递送表面结合了被配置为能够在剪切电极6038d的整个表面上提供RF能量的连续体的渐变特征部6039d。由渐变特征部6039d提供的RF能量的连续体可包括但不限于在剪切电极6038d的整个表面上的RF能量的线性连续体、RF能量的二次连续体、在剪切电极6038d的整个表面上的RF能量的对数连续体、或者在剪切电极6038d的整个表面上的RF能量的指数连续体。

[0555] 应当认识到，如图64所示的各个特征部6139a-d是可以结合在剪切电极表面6039a-d上的特征部6139a-d的非限制性示例。这种特征部的其他非限制性示例可包括线性、圆形、椭圆形、卵形、矩形、正方形、圆形矩形的特征部，或者具有由任何封闭的二维形状限定的几何形状。对于剪切电极6038的任何方面，所有特征部可具有相同的形状或可具有不同的形状。对于剪切电极6038的任何方面，所有特征部可具有相同的尺寸或可具有不同

的尺寸。对于剪切电极6038的任何方面,所有特征部可以是彼此物理隔离的,可以是彼此连续的,或者可以是相对于彼此物理隔离和相对于彼此连续的组合。

[0556] 如上文进一步公开的,每个能量部分可包括图案化的能量递送表面。每个图案化的能量递送表面可以包含任何数量、大小、形状或面积密度的特征部。剪切电极的特定方面的每个图案化的能量递送表面可以具有相同形状的特征部,尽管这些特征部在电极的任何两个图案化的能量递送表面之间的数量、大小和/或面积密度可以不同。剪切电极的特定方面的每个图案化的能量递送表面可以具有相同数量的特征部,尽管这些特征部在电极的任何两个图案化的能量递送表面之间的性状、大小和/或面积密度可以不同。剪切电极的特定方面的每个图案化的能量递送表面可以具有相同大小的特征部,尽管这些特征部在电极的任何两个图案化的能量递送表面之间的数量、性状和/或面积密度可以不同。剪切电极的特定方面的每个图案化的能量递送表面可以具有在剪切电极表面上的相同特征面积密度的特征部,尽管这些特征部在电极的任何两个图案化的能量递送表面之间的数量、大小和/或性状可以不同。

[0557] 如上所公开的,特征部6139a-d可以由沉积在剪切电极6038上或之中的电绝缘材料形成。在一个非限制性方面,例如可以通过使用端铣刀从剪切电极表面6039a-d移除一些部分以形成凹陷特征部,然后使用制造方法将电绝缘材料沉积在凹陷特征部中以形成特征部来制造图64中所描绘的特征部6139a-d。制造特征部6139a-d的另选方法可包括,例如,在将电绝缘材料沉积在其中之前,将电极模制成包括凹陷特征部。这些一个或多个凹陷特征部可部分延伸穿过剪切电极6038a-d的厚度。

[0558] 另选地,一个或多个凹陷特征部可以完全延伸穿过剪切电极6038a-d的厚度,从而允许凹陷特征从电极的顶侧或底侧接收电绝缘材料。电绝缘材料可以完全填充凹陷特征部,从而形成与剪切电极表面6039a-d共面的表面。在另选方面,电绝缘材料可不完全填充凹陷特征部,从而形成从剪切电极表面6039a-d凹陷的表面。在又一个方面,电绝缘材料可以使凹陷特征部过度填充,从而形成在剪切电极表面6039a-d上方突出的表面。

[0559] 在另一个非限制性方面,图64中所描绘的特征部6139a-d可以通过沉积方法来制造。在一个非限制性示例中,剪切电极表面6039a-d可以涂覆有电绝缘材料,从该电绝缘材料中移除了部分,从而露出了其下方的电极表面。可以通过移除沉积的电绝缘材料的部分来制造特征部6139a-d,例如,通过首先使电绝缘材料与剪切电极表面6039a-d接触,然后使用制造方法移除该材料的这些部分以形成特征部6139a-d。制造特征部6139a-d的另选沉积方法可包括例如直接在剪切电极表面6039a-d上印刷特征部6139a-d。也可以采用在剪切电极表面6039a-d上产生特征部6139a-d的附加另选方法。

[0560] 上文所公开的是RF电极的方面,该RF电极可以是与电外科系统一起使用的可移动RF仓的部件。此类RF电极可包含一个或多个特征部,这些一个或多个特征部被结合到一个或多个图案化能量递送表面,这些图案化能量递送表面被设计成修改可以由电极的表面或一个或多个表面部分向与其相邻放置的组织提供的RF能量的量。尽管本文已经公开了此类特征部和/或图案化能量递送表面的多个方面,但是此类方面不应被解释为限制性的。因此,图案化能量递送表面可包括可以被构造在电外科系统的一个或多个钳口组件或电极的表面上的任何适当的特征部。图案化能量递送表面通常可包括施加到电极的平坦表面的特征部、施加到垂直于电极表面上方延伸的一个或多个凸起或升高特征部的特征部,或施加

到垂直于电极表面下方延伸的一个或多个凹陷特征部的特征部。应当理解,术语“设置在电极上的电绝缘材料”涵盖将材料施加到电极的平坦表面上、垂直于电极表面上方延伸的一个或多个凸起或升高特征部,或垂直于电极表面下方延伸的一个或多个凹陷特征部。本文不对制成特征部的方法施加任何明示或暗示的限制。

[0561] 图案化能量递送表面可包括单个特征部或多个特征部。单个特征部或多个特征部可具有有限的范围,诸如设置在电极上的电绝缘材料的小圆形部分。单个特征部或多个特征部可具有更大的延伸范围,诸如设置在电极上的电绝缘材料的细长部分。单个特征部或多个特征部—具有有限范围或扩展范围—不限于其各自的形状、尺寸或在电极表面上的尺寸。单个特征部或多个特征部—具有有限范围或扩展范围—不限于它们各自关于电极表面的配置。因此,例如,电绝缘材料的细长部分可沿与电极的纵向轴线基本上平行的轴线延伸。另选地,电绝缘材料的细长部分可沿与电极的纵向轴线基本上垂直的轴线延伸。在又一另选示例中,电绝缘材料的细长部分可沿与第一电极的纵向轴线既不基本上平行也不基本上垂直的轴线延伸。

[0562] 图案化能量递送表面可包括多个特征部,所述多个特征部可包括设置在电极表面上的电绝缘材料的部分或从设置在电极表面上的电绝缘材料的涂层移除的部分的任一个或多个组合。可以组合多个特征部。此外,多个特征部可关于电极的表面对称地设置,或者它们可关于电极的表面不对称地设置。多个特征部—具有有限范围或扩展范围—不限于它们关于电极相对于彼此的表面的配置。

[0563] 设想内容. 与此一同提交的权利要求书旨在限定完整范围。

[0564] 本文所述主题的各个方面在以下编号的实施例中陈述:

[0565] 实施例1. 一种电外科装置,包括: 仓,该仓被配置为能够设置在端部执行器的细长通道内,其中该仓包括电极,该电极具有沿着仓的纵向轴线设置的多个电极部分,其中该电极被配置为能够电联接到发生器; 其中多个电极部分中的每个电极部分被配置为能够将一定量的能量递送到邻近其放置的组织; 并且其中由多个电极部分的第一电极部分递送的能量的量不同于由多个电极部分的第二电极部分递送的能量的量。

[0566] 实施例2. 根据实施例1所述的电外科装置,其中,该仓被配置为能够可释放地设置在细长通道内。

[0567] 实施例3. 根据实施例1至实施例2中的一项或多项所述的电外科装置,其中,多个电极部分包括近侧右电极、远侧右电极、近侧左电极和远侧左电极。

[0568] 实施例4. 根据实施例3所述的电外科装置,还包括右柔性电路和左柔性电路,其中近侧右电极和远侧右电极电联接到右柔性电路,并且其中近侧左电极和远侧左电极电联接到左柔性电路。

[0569] 实施例5. 根据实施例4所述的电外科装置,其中,右柔性电路和左柔性电路各自具有0.025英寸的总宽度,并且其中近侧右电极、远侧右电极、近侧左电极和远侧左电极各自具有0.010英寸的宽度。

[0570] 实施例6. 一种电外科装置,包括: 仓,该仓被配置为能够设置在端部执行器的细长通道内,其中该仓包括电极,该电极具有沿着仓的纵向轴线设置的多个电极部分,其中该电极被配置为能够电联接到发生器; 柔性仓电路,该柔性仓电路电联接到电极,其中该柔性仓电路被配置为能够电联接到设置在细长通道内的通道电路的远侧端部上的多个暴露触点;

其中所述多个电极部分中的每个电极部分被配置为能够将一定量的能量递送到接近其放置的组织;并且其中由所述多个电极部分的第一电极部分递送的能量的量不同于由所述多个电极部分的第二电极部分递送的能量的量。

[0571] 实施例7.根据实施例6所述的电外科装置,其中,该通道电路还包括电联接到柔性轴电路带的远侧接触部分的近侧接触部分。

[0572] 实施例8.根据实施例7所述的电外科装置,其中,柔性轴电路带的近侧接触部分被配置为能够电联接到发生器。

[0573] 实施例9.一种端部执行器,包括:第一钳口组件,该第一钳口组件包括:细长通道;以及电外科仓,该电外科仓设置在该细长通道内,其中该电外科仓还包括:剪切电极,该剪切电极具有沿着电外科仓的纵向轴线设置的多个剪切电极部分;以及解剖器电极,该解剖器电极设置在该电外科仓的远侧端部处;以及第二钳口组件,该第二钳口组件包括砧座,该砧座被配置为能够接近电外科仓的表面移动,其中剪切电极和解剖器电极各自被配置为能够从电外科仓接收电外科能量,其中所述多个剪切电极部分中的每个剪切电极部分被配置为能够将一定量的电外科能量递送到接近其放置的组织,并且其中由所述多个剪切电极部分中的第一剪切电极部分递送的电外科能量的量不同于由所述多个剪切电极部分中的第二剪切电极部分递送的电外科能量的量。

[0574] 实施例10.根据实施例9所述的端部执行器,其中,电外科仓可释放地设置在细长通道内。

[0575] 实施例11.根据实施例9至实施例10中的一项或多项所述的端部执行器,其中,第一剪切电极部分位于第二剪切电极部分的近侧。

[0576] 实施例12.根据实施例11所述的端部执行器,其中,由第一剪切电极部分递送的电外科能量的量小于由第二剪切电极部分递送的电外科能量的量。

[0577] 实施例13.根据实施例11至实施例12中的一项或多项所述的端部执行器,其中,第一剪切电极部分具有第一图案化能量递送表面,并且第二剪切电极部分具有第二图案化能量递送表面。

[0578] 实施例14.根据实施例13所述的端部执行器,其中,第一图案化能量递送表面不同于第二图案化能量递送表面。

[0579] 实施例15.根据实施例13至实施例14中的一项或多项所述的端部执行器,其中,第一图案化能量递送表面和第二图案化能量递送表面各自包括多个表面特征部。

[0580] 实施例16.根据实施例15所述的端部执行器,其中,所述多个表面特征部包括电绝缘材料。

[0581] 实施例17.根据实施例15至实施例16中的一项或多项所述的端部执行器,其中,第一图案化能量递送表面具有多个表面特征部的第一面积密度,第二图案化能量递送表面具有多个表面特征部的第二面积密度,并且多个表面特征部的第一面积密度大于多个表面特征部的第二面积密度。

[0582] 实施例18.根据实施例15至实施例17中的一项或多项所述的端部执行器,其中,所述多个表面特征部包括多个横向直线特征部。

[0583] 实施例19.根据实施例15至实施例18中的一项或多项所述的端部执行器,其中,所述多个表面特征部包括多个圆形特征部。

[0584] 实施例20.根据实施例15至实施例19中的一项或多项所述的端部执行器,其中,所述多个表面特征部包括多个凹陷四边形特征部。

[0585] 实施例21.根据实施例15至实施例20中的一项或多项所述的端部执行器,其中,第一图案化能量递送表面包括直接设置在第一剪切电极部分的表面上的第一多个表面特征部,并且第二图案化能量递送表面包括直接设置在第二剪切电极部分的表面上的第二多个表面特征部。

[0586] 实施例22.根据实施例15至实施例21中的一项或多项所述的端部执行器,其中,第一图案化能量递送表面包括设置在第一剪切电极部分的表面中的第一多个凹陷表面特征部,并且第二图案化能量递送表面包括设置在第二剪切电极部分的表面中的第二多个凹陷表面特征部。

[0587] 实施例23.根据实施例9至实施例22中的一项或多项所述的端部执行器,其中,剪切电极包括左剪切电极和右剪切电极。

[0588] 实施例24.根据实施例23所述的端部执行器,其中,左剪切电极包括沿着电外科仓的纵向轴线设置的多个左剪切电极部分,并且右剪切电极包括沿着电外科仓的纵向轴线设置的多个右剪切电极部分。

[0589] 实施例25.根据实施例24所述的端部执行器,其中,左剪切电极包括沿着电外科仓的纵向轴线设置的三个左剪切电极部分,并且右剪切电极包括沿着电外科仓的纵向轴线设置的三个右剪切电极部分。

[0590] 具有闭锁禁用特征部的外科切割和紧固器械的仓布置

[0591] 在外科器械中,控制切割构件何时可被推进穿过端部执行器可能是有用的。为了控制切割构件何时可被推进,外科器械可提供一种类型的闭锁机构,以防止切割构件在各种情况下在钉/紧固件仓中推进。钉/紧固件仓的闭锁机构通过接合切割构件的一部分以禁止向远侧运动,从而机械地防止切割构件被推进。当外科仓尚未插入端部执行器中、没有正确地插入端部执行器中或者当钉/紧固件仓用完时,防止切割构件的推进可能是有用的。

[0592] 在使用外科器械期间,机械缝合外科仓可能被不正确地插入、可能根本没有插入或者可能被用完。因此,可能期望提供一种闭锁机构,该闭锁机构在钉/紧固件仓不存在、不正确地放置在端部执行器中或用完时,机械地防止切割构件被推进穿过端部执行器。然而,此类闭锁机构干扰被配置为能够用于端部执行器的射频(RF)仓的操作,该端部执行器被配置为能够接纳机械钉/紧固件仓和/或射频仓。因此,本公开提供闭锁禁用机构以容纳端部执行器中的RF仓,该端部执行器被配置为能够接纳机械钉/紧固件仓或射频仓,并且包括适于闭锁机械钉/紧固件仓的闭锁机构。

[0593] 如图10至图12所示,在至少一种布置中,RF外科仓1700包括仓体1710,该仓体的尺寸和形状设置成可移除地接收并支撑在细长通道1602中。例如,仓体1710可以被配置为能够可移除地保持与细长通道1602卡扣接合。在各种布置中,仓体1710可以由聚合物材料制成,诸如,例如工程热塑性材料,诸如液晶聚合物(LCP) VECTRA™,并且细长通道1602可以由金属制成。在至少一个方面,仓体1710包括居中设置的细长狭槽1712,该细长狭槽纵向延伸穿过仓体以容纳刀1330穿过它纵向行进。如图10和图11所示,一对闭锁接合尾部1714从仓体1710向近侧延伸,以禁用旨在闭锁钉/紧固件仓1400的闭锁机构。每个闭锁接合尾部1714具有在其下侧上形成的闭锁垫1716,该闭锁垫的尺寸被设置为接收在通道底部1620中的对

应近侧开口部分1642内。因此,当仓1700被适当地安装在细长通道1602中时,闭锁接合尾部1714覆盖开口1642和凸缘1654,以将刀1330保持在解锁位置以准备击发。

[0594] 现在转向图65,仍然参考图10至图12,在至少一种布置中,外科钉仓1900包括仓体1918,该仓体的尺寸和形状设置成可移除地接收并支撑在细长通道1602中。例如,仓体1918可以被配置为能够可移除地保持与细长通道1602卡扣接合。在各种布置中,仓体1918可以由聚合物材料制成,诸如,例如工程热塑性材料,诸如液晶聚合物(LCP) VECTRA™,并且细长通道1602可以由金属制成。在至少一个方面,仓体1918包括居中设置的细长狭槽1912,该细长狭槽纵向延伸穿过仓体以容纳刀1330穿过它纵向行进。如图65所示,一对闭锁接合尾部1914从仓体1918向近侧延伸。每个闭锁接合尾部1914具有在其下侧上形成的闭锁垫1916,该闭锁垫的尺寸被设置为接收在通道底部1620中的对应近侧开口部分1642内。因此,当仓1900被适当地安装在细长通道1602中时,闭锁接合尾部1914覆盖开口1642和凸缘1654,以将刀1330保持在解锁位置以准备击发。

[0595] 本文所述主题的各个方面在以下编号的实施例中陈述:

[0596] 实施例1.一种外科仓组件,包括:近侧端部;远侧端部;细长通道,该细长通道包括:基部;以及基部内的至少一个开口;仓体,该仓体被配置为能够可移除地接收在细长通道内;狭槽,该狭槽被配置为能够接收切割构件;至少一个闭锁突片,该至少一个闭锁突片从仓主体的近侧端部延伸,其中当仓体被接收在细长通道内时,至少一个闭锁突片被配置为能够覆盖至少一个开口,并且其中至少一个闭锁突片禁用闭锁机构以允许切割构件向远侧推进穿过狭槽。

[0597] 实施例2.根据实施例1所述的外科仓组件,其中,细长通道还包括位于基部上的定位于至少一个开口的远侧的至少一个凸缘。

[0598] 实施例3.根据实施例2所述的外科仓组件,其中,至少一个闭锁突片被配置为能够当仓体被接收在细长通道内时覆盖至少一个凸缘。

[0599] 实施例4.根据实施例1至实施例3中的一项或多项所述的外科仓组件,其中,至少一个闭锁突片包括至少一个闭锁垫,该至少一个闭锁垫被配置为能够当仓体被接收在细长通道内时被接收在至少一个开口内。

[0600] 实施例5.根据实施例1至实施例4中的一项或多项所述的外科仓组件,其中,切割构件的一部分被配置为能够在没有仓体的情况下被接收在细长通道的至少一个开口内。

[0601] 实施例6.根据实施例1至实施例5中的一项或多项所述的外科仓组件,其中,外科仓组件包括钉仓。

[0602] 实施例7.根据实施例1至实施例6中的一项或多项所述的外科仓组件,其中,外科仓组件包括RF仓。

[0603] 实施例8.一种用于外科器械的端部执行器,该端部执行器包括:近侧端部;远侧端部;第一钳口;第二钳口,该第二钳口包括具有基部的细长通道,其中细长通道的基部包括:第一开口;以及第二开口;外科仓,该外科仓被配置为能够可移除地接收在细长通道内,该外科仓包括:仓体;狭槽,该狭槽被配置为能够接收切割构件;第一突片,该第一突片从仓体的近侧端部在狭槽的第一侧上延伸,其中第一突片被配置为能够当将外科仓接收在细长通道内时覆盖第一开口和第一凸缘;第二突片,该第二突片从仓体的近侧端部在狭槽的第二侧上延伸,其中第二突片被配置为能够当将外科仓接收在细长通道内时覆盖第二开口和第

二凸缘,并且其中第一突片和第二突片禁用闭锁机构,以允许切割构件向远侧推进穿过狭槽。

[0604] 实施例9.根据实施例8所述的端部执行器,其中,细长通道还包括第一凸缘和第二凸缘,其中第一凸缘定位于第一开口的远侧的基部,并且其中第二凸缘定位于第二开口的远侧的基部。

[0605] 实施例10.根据实施例9所述的端部执行器,其中,当外科仓被接收在细长通道内时,第一突片被配置为能够覆盖第一凸缘,并且当外科仓被接收在细长通道内时,第二突片被配置为能够覆盖第二凸缘。

[0606] 实施例11.根据实施例8至实施例10中的一项或多项所述的端部执行器,其中,第一突片包括第一垫,该第一垫被配置为能够当外科仓被接收在细长通道内时被接收在第一开口内。

[0607] 实施例12.根据实施例8至实施例11中的一项或多项所述的端部执行器,其中,切割构件的第一部分被配置为能够在没有外科仓的情况下接收在细长通道的第一开口内,并且其中切割构件的第二部分被配置为能够在没有外科仓的情况下被接收在细长通道的第二开口内。

[0608] 实施例13.根据实施例8至实施例12中的一项或多项所述的端部执行器,其中,外科仓包括钉仓。

[0609] 实施例14.根据实施例8至实施例13中的一项或多项所述的端部执行器,其中,外科仓包括RF仓。

[0610] 实施例15.一种外科仓组件,包括:近侧端部;远侧端部;细长通道,该细长通道包括:基部;第一开口;以及第二开口;以及外科仓,该外科仓被配置为能够可移除地接收在细长通道内,该外科仓包括:仓体;纵向狭槽,所述纵向狭槽被配置为能够接收切割构件;第一闭锁突起部,该第一闭锁突起部从仓体的近侧端部在狭槽的第一侧上朝近侧延伸,其中第一闭锁突起部被配置为能够当将外科仓接收在细长通道内时覆盖第一开口;第二闭锁突起部,该第二闭锁突起部从仓体的近侧端部在狭槽的第二侧上朝近侧延伸,其中第二闭锁突起部被配置为能够当将外科仓接收在细长通道内时覆盖第二开口,并且其中第一闭锁突起部和第二闭锁突起部禁用闭锁机构,以允许切割构件向远侧推进穿过狭槽。

[0611] 实施例16.根据实施例15所述的外科仓组件,其中,细长通道还包括位于基座上的定位于所述第一开口的远侧的第一凸缘和位于基座上的定位于第二开口的远侧的第二凸缘。

[0612] 实施例17.根据实施例16所述的外科仓组件,其中,当外科仓被接收在细长通道内时,第一闭锁突起部被配置为能够覆盖第一凸缘,并且当外科仓被接收在细长通道内时,第二闭锁突起部被配置为能够覆盖第二凸缘。

[0613] 实施例18.根据实施例15至实施例17中的一项或多项所述的外科仓组件,其中,第一闭锁突起部包括第一闭锁垫,该第一闭锁垫被配置为能够当外科仓被接收在细长通道内时被接收在第一开口内。

[0614] 实施例19.根据实施例15至实施例18中的一项或多项所述的外科仓组件,其中,外科仓包括钉仓。

[0615] 实施例20.根据实施例15至实施例19中的一项或多项所述的外科仓组件,其中,外

科仓包括RF仓。

[0616] 具有双电源的外科切割和紧固器械

[0617] 在外科密封和缝合系统中,可能有用的是采用模块化设计,该模块化设计允许单个柄部组件附接到多个喷嘴组件,并且允许喷嘴组件附接到多个柄部组件。由于喷嘴组件将包括端部执行器中的各种外科器械,因此可能需要喷嘴中的特殊电路以允许柄部组件中的器械控制模块化喷嘴组件的端部执行器中的各种功能。在一些示例中,各种外科器械中的每个可以被设计成实现特定的外科功能,例如一种或多种类型的组织密封功能。此外,可能有必要向端部执行器施加能量,该能量可能来自也可能不是来自柄部组件。例如,柄部组件可以是电池供电的以控制柄部组件的功能,但可能不具有足以控制端部执行器的功率。另外,包括外科密封功能的系统可能具有特定的功率要求,例如要求用于将止血密封施加到组织的RF能量的要求,否则该密封不会与柄部组件相关联。

[0618] 具有多个喷嘴组件的外科系统的模块化设计可包括各种外科器械,每个被构造用于不同的外科功能。在一个示例中,喷嘴组件可以包括进一步模块化以接收可释放端部执行器仓的端部执行器,其中外科功能由端部执行器仓确定。在此类示例中,喷嘴组件内的电路应当能够根据需要将电信号传导到端部执行器仓,以允许端部执行器仓适当地操作。对于一些外科程序,可以在目标组织中引起止血密封。此类止血密封可能需要向组织施加RF能量。因此,该电路可以被设计成具有一些电导体,这些电导体被配置为能够将RF能量递送到端部执行器仓。然而,该电路可以仅具有有限数量的电导体。因此,期望电路在需要时通过专用的RF电导体向端部执行器供应RF能量,但是当不需要RF能量时,重新配置RF电导体和/或电路的其他部件以传导非RF能量。

[0619] 在一些方面,喷嘴组件中包括一个电路系统,该系统可允许本文所述的模块化外科器械的使用者直接从柄部组件中所含的工具中操纵端部执行器。在一些示例中,喷嘴组件可以被配置为能够通过对夹持力的施加和对组织的RF能量的施加两者来对组织施加止血密封。喷嘴组件可包括机载电路板,该机载电路板允许电外科发生器直接附接到喷嘴组件并且端部执行器供应射频(RF)能量以实现此类外科功能。在一些方面,喷嘴组件的电路还允许轴旋转,同时仍为端部执行器提供适当的能量和功能性。

[0620] 应当认识到,应当注意确保由机载电路板的一些电导体传导的RF能量与机载电路板的任何其他部件适当隔离。无法提供此类隔离可能导致RF能量或噪声被引入机载电路板的其他电子部件(诸如数字电子器件)或信号导体中。在一些方面,可以通过将RF能量的导体隔离到机载电路板的分段电路部件来实现RF能量隔离。分段电路部件可以被配置为能够包含适当的电导体几何结构以及接地平面围绕RF导体的适当定位,从而将RF能量与机载电路板的其他部件隔离。此类分段电路部件可以位于机载电路板的与其他电子部件物理分离的部分上。在一个方面,将外科器械连接到RF发生器能够实现某些轴功能。例如,将RF引线附接到RF发生器允许外科器械机载电路板将用于RF应用的一些细长轴集成电路布线隔离到与钉仓可互换使用的RF仓上。

[0621] 参考图40,在一些方面,构成外科工具组件1000的模块化部分的喷嘴组件1240可包括轴模块电路,该轴模块电路被配置为能够控制轴组件中的各种功能,同时还与柄部组件500通信,并且允许从电动缝合柄部控制RF发生器400。在图40中,图15的电路在示例性喷嘴组件1240的环境中示出。根据本公开的一些方面的电路包括具有各种连接器的机载电路

板1152。凹形连接器410电联接到电路板1152,该电路板允许将凸形插头组件406联接到发生器400(未示出)。

[0622] 此外,根据一些方面,机载开/关电源开关420电联接到电路板1152,并且被定位成当喷嘴组件1240附接到柄部组件500时被按压。例如,当喷嘴组件锁定到位时(参见例如,图9),开/关电源开关420可以被定位成面向柄部组件的近侧,并且可以随着喷嘴组件经由闭合连接件514(参见图9)滑入柄部组件的狭槽中而被按压。在其他情况下,开/关电源开关420被暴露,使得其可被外科工具组件1000的操作者手动按压。

[0623] 电路板1152包括机载连接器1154,该机载连接器被配置为能够与外壳连接器562(参见图9)交接,该外壳连接器与容纳在柄部组件500中的微处理器560通信。这样,柄部组件500能够与控制喷嘴组件1240中的若干功能的电路板1152通信。例如来自电源组件706的电力也可以通过机载连接器1154传导至机载电路板1152。喷嘴组件1240中的电路的设计允许操作者从柄部组件500的各种控件执行许多功能,诸如通过柄部组件500中可用的各种控件和显示控制台。

[0624] 电路板1152还包括构造成与滑环组件1150交接的近侧连接器1153。即使当轴旋转时也可以向端部执行器提供电力,这是由于在柔性轴电路带1164在近侧封闭管1910内旋转时,在整个滑环组件1150上都提供了电力,并且远侧连接器1162与滑环组件持续接触。轴电路带1164可包括多个电导体,诸如用于缝合相关活动的窄电导体1166和用于RF目的的较宽电导体1168(参见图15)。

[0625] 基于喷嘴组件1240中描述的各种部件,电路1152可以被配置为能够从电动柄部组件500控制RF发生器400,从而允许与柄部组件500的各种功能和接口进行通信,并允许从柄部组件500操作端部执行器的RF和缝合功能。其他功能可包括控制用于在端部执行器处执行各种外科程序和能量施加的算法的类型,启用在喷嘴组件1240的任何部分的柄部组件500处可见的警告功能以及改变来自RF发生器400的能量调制。在一些方面,电路板1152可以被编程为有利于这些功能,而在其他情况下,机载连接器1154可以允许柄部组件电路被编程以有利于这些功能,并且电路板1152被配置为能够相应地与端部执行器通信。

[0626] 在一些方面,机载电路1152包括分段RF电路1160,其可以允许将发生器400的RF能量经由滑环组件(参见,例如图15)供应到柔性轴电路带。分段RF电路1160可以包含用于提供RF能量的电导体,并且提供机载电路板1152的其他部件与RF能量和/或噪声的电隔离。RF发生器可以经由RF分段电路1160联接到机载电路板1152。开/关电源开关420可以类似地连接到分段RF电路1160。

[0627] 图41示出了根据本公开的一个方面的被编程为向端部执行器3250或从该端部执行器传导功率和控制信号的外科系统3200的框图。在一个示例方面,外科系统3200可以包括控制电路3210(例如,微处理器560、分段RF电路1160或远侧微芯片1740),该控制电路具有电外科能量控制段(或RF能量控制段)3220和轴控制段3230(例如,轴段(段5)、马达电路段(段7)或动力段(段8))。在一些方面,电外科能量控制段3220可以位于机载电路板1152的分段RF电路1160上、之内或附近。控制电路3210可以被编程为向端部执行器3250(例如,端部执行器1500)中的电极(例如,电极3040L、3040R、3050L、3050R)提供电外科能量(例如,RF能量)。外科系统3200可以包括用于从电外科能量发生器3240(例如,RF发生器400)向端部执行器3250提供电外科能量的一个或多个电导体3260(例如,电导体1168)。一个或多个电

导体3260还可以电连接在端部执行器3250与控制电路3210 (例如,电外科能量控制段3220和轴控制段3230) 之间。电导体3260可以从轴控制段3230向端部执行器3250提供附加的控制信号,或者从端部执行器3250向轴控制段3230提供附加的传感器信号,特别是对于具有端部执行器的外科系统,该端部执行器的功能不需要RF能量。

[0628] 电外科能量控制段3220可以被编程为通过一个或多个电导体3260向电极提供电外科能量。在一个示例方面,轴控制段3230可以被编程为通过一个或多个电导体3260向端部执行器3250 (和/或外科工具组件1000、轴组件704) 提供控制信号和/或从该端部执行器接收控制信号。即,一个或多个电导体3260不仅可以用于向端部执行器3250提供电外科能量,而且还用于与端部执行器3250传送控制信号。在一个示例方面,电外科能量控制段3220和轴控制段3230的至少一些部分可以彼此电隔离。

[0629] 在一个示例方面,例如,当通过一个或多个电导体3260向端部执行器3250中的电极提供电外科能量时,电外科能量控制段3220可将一个或多个电导体3260与轴控制段3230电隔离。在一个示例方面,通过控制线3280提供用以将一个或多个电导体3260与轴控制段3230电隔离的信号,电外科能量控制段3220可以控制位于一个或多个电导体3260与轴控制段3230之间的开关3270。开关3270可以被配置为能够在打开状态与闭合状态之间切换。轴控制段3230和一个或多个电导体3260可以在开关3270处于打开状态时被电隔离,并且可以在开关3270处于闭合状态时处于电通信。在另一个示例方面,电外科能量控制段3220可以采用任何其他合适的方式将一个或多个电导体3260与轴控制段3230电隔离。开关3270的其他构型可通过闭合开关3270来使一个或多个电导体3260与轴控制段3230电隔离。

[0630] 在一个示例方面,当控制电路3210 (例如) 通过连续检查连接器3265或感测电外科能量的施加而检测到电外科能量发生器3240连接到连接器3265 (例如,凹形连接器410) 时,电外科能量控制段3220可将一个或多个电导体3260与轴控制段3230电隔离。例如,当将凸形插头组件406插入凹形连接器410中时,电外科能量控制段3220可将电导体3260与轴控制段3230隔离。在另一个示例方面,当将电外科能量提供给端部执行器3250时或在任何其他合适的条件下,电外科能量控制段3220可将一个或多个电导体3260与轴控制段3230电隔离。

[0631] 在一个示例方面,外科系统可包括用于操作端部执行器3250 (和/或外科工具组件1000、轴组件704) 的一个或多个电导体3290 (例如,电导体1166)。在一个示例方面,一个或多个电导体3290可不用于将电外科能量递送到端部执行器3250。轴控制段3230可以被编程为通过一个或多个电导体3290向端部执行器3250提供控制信号和/或传感器信号和/或从该端部执行器接收控制信号和/或传感器信号。在一个示例方面,当开关3270处于打开状态时 (例如,当电外科能量控制段3220正在通过一个或多个电导体3260将电外科能量提供给端部执行器3250时),轴控制段3230可以使用一个或多个电导体3290向端部执行器3250提供控制信号和/或从该端部执行器接收控制信号。在一个示例方面,当开关3270处于闭合状态时,轴控制段3230还可以使用一个或多个电导体3290向端部执行器3250提供控制信号和/或从该端部执行器接收控制信号。在一些方面,一个或多个电导体3290可以是端部执行器3250与轴控制段3230之间的专用信号导体 (用于控制信号或传感器信号,或者用于控制信号和传感器信号两者),而与开关3270的状态无关。

[0632] 开关3270可以是晶体管开关、机械开关或任何其他合适的开关。在一个示例方面,

通过电导体3260、3290在控制电路3210与端部执行器3250 (和/或外科工具组件1000、轴组件704) 之间传递的控制信号包括但不限于用于以切割和/或凝固操作模式驱动端部执行器3250 (和/或外科工具组件1000、轴组件704)、测量外科系统3200和/或夹持在端部执行器3250中的组织的电特性、向外科系统的使用者提供使用反馈、传递传感器信号以及识别端部执行器3250的某些特性(例如,使用/未使用状态)的信号。

[0633] 因此,本公开的各方面可有利地减少在控制电路3210与端部执行器3250 (和/或外科工具组件1000、轴组件704) 之间传递控制信号所需的电导体的数量,具体是通过当用于递送电外科能量的电导体(例如,电导体3260)中的一些不用于电外科能量时使用这些电导体来传送控制信号。此外,通过当通过这些电导体提供电外科能量时将这些电导体与其他电路段(例如,轴控制段3230)隔离,本公开的方面可以防止电外科能量或电外科能量噪声流入连接到那些电路段的其他电路段和/或电导体(例如,电导体3290),防止损坏那些电路段和/或电导体。

[0634] 例如在图40和图41中所描绘的以及如上所述,模块化喷嘴组件可以包括机载电路板,该机载电路板被配置为能够允许使用者与外科系统的端部执行器通信并对其进行控制。对端部执行器的控制和/或与端部执行器的通信可以包括作为整体或利用端部执行器的任一个或多个部件对端部执行器的控制和/或与端部执行器的通信。例如,端部执行器可以被配置为能够可释放地包含一个或多个如上所述的模块和/或仓,每个模块和/或仓可以被设计用于特定的外壳功能。在一个示例中,端部执行器可包含可释放钉仓。在另一个示例中,端部执行器可包含可释放RF仓。每个可释放仓可具有构造成与机载电路板的一个或多个电导体电联接的任何数量或类型的电导体。每个可释放仓的电导体可以被配置为能够传导任何类型的电信号,包括但不限于模拟信号、数字信号、直流信号、交流信号和电力信号。此类电信号可能源自机载电路板或源自可释放仓的电子部件。

[0635] 尽管以上公开的电路被称为机载“电路板”,但是电路本身可以根据使用任何适当材料的任何适当手段来制造。因此,例如,电路板可以是单层板、多层板、柔性电路或可以在其上合适地安装电子部件的任何其他适当的装置。类似地,电导体可包括但不限于导线和电路板迹线。

[0636] 本文所述主题的各个方面在以下编号的实施例中陈述:

[0637] 实施例1.一种用于外科器械的控制电路,该控制电路包括:轴控制段;第一电导体,该第一电导体被配置为能够在轴控制段与可释放外科器械仓之间传导第一电信号;电外科能量控制段;第二电导体,该第二电导体被配置为能够在电外科能量控制段与可释放外科器械仓之间传导第二电信号;以及连接器,该连接器电联接到电外科能量控制段并且被配置为能够从电外科发生器接收电外科发生器的能量,其中电外科能量控制段被配置为能够:检测电外科发生器与连接器的连接;并且当电外科能量控制段检测到电外科发生器与连接器的连接时,将轴控制段与电外科发生器的能量电隔离。

[0638] 实施例2.根据实施例1所述的控制电路,其中,第一电信号包括传递到可释放外科器械仓的控制信号。

[0639] 实施例3.根据实施例1至实施例2中的任一项或多项所述的控制电路,其中,第一电信号包括从可释放外科器械仓接收的传感器信号。

[0640] 实施例4.根据实施例1至实施例3中的任一项或多项所述的控制电路,其中,当电

外科能量控制段检测到电外科发生器与连接器的连接时,第二电信号包括电外科发生器的能量。

[0641] 实施例5.根据实施例1至实施例4中的任一项或多项所述的控制电路,其中,第二电导体被配置为能够在电外科能量控制段未检测到电外科发生器与连接器的连接时,在轴控制段与可释放外科器械仓之间传导第三电信号。

[0642] 实施例6.根据实施例5所述的控制电路,其中,第三电信号包括传递到可释放外科器械仓的第二控制信号。

[0643] 实施例7.根据实施例5所述的控制电路,其中,第三电信号包括从可释放外科器械仓接收的第二传感器信号。

[0644] 实施例8.根据实施例1至实施例7中的任一项或多项所述的控制电路,还包括电联接在电外科能量控制段与轴控制段之间的开关,其中电外科能量控制段被配置为能够通过控制开关来将轴控制段电隔离。

[0645] 实施例9.根据实施例8所述的控制电路,其中,电外科能量控制段被配置为能够通过打开开关来将轴控制段电隔离。

[0646] 实施例10.根据实施例1至实施例9中的任一项或多项所述的控制电路,其中,电外科发生器包括RF发生器,并且电外科发生器的能量包括RF能量。

[0647] 实施例11.根据实施例1至实施例10中的任一项或多项所述的控制电路,还包括滑环组件,该滑环组件电联接到轴控制段并且电联接到电外科能量控制段。

[0648] 实施例12.一种外科系统的喷嘴组件,包括:机载电路板,该机载电路板包括轴控制段和电外科能量控制段;第一电导体,该第一电导体被配置为能够在端部执行器的轴控制段与可释放外科器械仓之间传导第一电信号;第二电导体,该第二电导体被配置为能够在端部执行器的电外科能量控制段与可释放外科器械仓之间传导第二电信号;机载连接器,该机载连接器联接到机载电路板并且定位在喷嘴组件上的近侧,该机载连接器被配置为能够在喷嘴组件附接到柄部组件时与柄部组件的外壳连接器交接;连接器,该连接器电联接到电外科能量控制段并且被配置为能够从电外科发生器接收电外科发生器的能量;以及轴附接凸耳,该轴附接凸耳定位在喷嘴组件上的近侧并且被配置为能够联接到柄部组件的附接支架以将喷嘴组件附接到柄部组件;其中电外科能量控制段被配置为能够:检测电外科发生器与连接器的连接;并且当电外科能量控制段检测到电外科发生器与连接器的连接时,将轴控制段与电外科发生器的能量电隔离。

[0649] 实施例13.根据实施例12所述的喷嘴组件,其中,机载电路板包括在机载电路板上的分段RF电路,并且分段RF电路包括电外科能量控制段。

[0650] 实施例14.根据实施例12至实施例13中的任一项或多项所述的喷嘴组件,其中,机载电路板被配置为能够从可释放地安装至柄部组件的电源组件接收电力。

[0651] 实施例15.根据实施例14所述的喷嘴组件,其中,机载电路板被配置为能够通过机载连接器接收电力。

[0652] 实施例16.根据实施例12至实施例15中的任一项或多项所述的喷嘴组件,其中,喷嘴组件还包括电源开关,该电源开关电联接到机载电路板并且被配置为能够激活和停用电外科能量的传输。

[0653] 实施例17.根据实施例12至实施例16中的任一项或多项所述的喷嘴组件,还包括

滑环组件,该滑环组件在远侧定位到机载电路板并被配置为能够与机载电路板交接。

[0654] 实施例18.根据实施例17所述的喷嘴组件,还包括:近侧连接器,该近侧连接器联接到机载电路板的远侧端部和滑环组件的近侧端部;以及远侧连接器,该远侧连接器被配置为能够与滑环组件的远侧端部交接并且电联接到第一电导体和第二电导体。

[0655] 实施例19.根据实施例12至实施例19中的任一项或多项所述的喷嘴组件,还包括电联接到第一电导体和第二电导体的柔性轴电路带。

[0656] 可与钉仓和射频仓联接的外科系统及其使用方法

[0657] 图66示出了根据各个方面的利用可互换工具组件1000的方法1950。对于第一程序,可将外科缝合钉/紧固件仓1400插入1952到并保持在可互换外科工具组件1000的端部执行器1500的第一钳口1600的细长通道1602中,从而将外科钉/紧固件仓1400联接到可互换外科工具组件1000。然后,可以利用外科钉/紧固件仓1400将钉从外科钉/紧固件仓1400递送1954到患者体内的组织。

[0658] 在将至少一些钉递送至患者体内的组织之后,可以从可互换外科工具组件1000的端部执行器1500中移除1956外科钉/紧固件仓1400,从而有效地将外科钉/紧固件仓1400与可互换外科工具组件1000解除联接。对于其中可互换外科工具组件1000的至少一部分定位于患者体内的情况,在从端部执行器1500上移除外科钉/紧固件仓1400之前,先从患者体内移除端部执行器1500。然后,可互换工具组件1000或其部分可被清洁和消毒以适当地准备可互换工具组件1000以用于后续使用。

[0659] 在从可互换外科工具组件1000的端部执行器1500中移除外科钉/紧固件仓1400之后,对于第二程序,可以将射频仓1700插入1958并保持在可互换外科工具组件1000的端部执行器1500的第一钳口1600的细长通道1602中,从而将射频仓1700联接到可互换外科工具组件1000,并且有效地替换外科钉/紧固件仓1400。一旦射频仓1700保持在适当的位置,并且射频发生器400联接到可互换外科工具组件1000的分段射频电路1160,则可以利用射频仓1700将射频能量(例如,凝结电流)递送1960到患者体内的组织。第一程序在第一时间段期间发生,并且第二程序在第二时间段期间发生。第二程序可以是第一程序的继续或与第一程序不同。因此,接收射频能量的组织可以是与先前接收到钉的相同的普通组织,或者可以是与先前接收到钉的组织不同的组织。类似地,与第一程序相关联的患者可以与同第二程序相关联的患者相同或不同。

[0660] 在将至少一些射频能量递送至患者体内的组织之后,可以从可互换外科工具组件1000的端部执行器1500中移除1962射频仓1700,从而有效地将射频仓1700与可互换外科工具组件1000解除联接。一旦从可互换工具组件1000移除了射频仓,则可互换外科工具组件1000的分段射频电路1160也可以与射频发生器400解除联接。对于其中可互换外科工具组件1000的至少一部分定位于患者体内的情况,在从端部执行器1500上移除射频仓1700之前,先从患者体内移除端部执行器1500。然后,可互换工具组件1000或其部分可被清洁和消毒以适当地准备可互换工具组件1000以用于后续使用。此类后续使用的每种情况都可以涉及外科钉/紧固件仓1400(有效地替换射频仓1700)或射频仓1700。

[0661] 尽管上文对方法1950的描述描述了将外科钉/紧固件仓1400与可互换外科工具组件1000一起用于第一程序,并且射频仓1700与可互换外科工具组件1000一起用于第二程序,上述方法1950不严格限于外科钉/紧固件仓1400和射频仓1700的使用顺序或严格交替

使用。例如,如图66所示,可互换外科工具组件1000可将射频仓1700用于初始程序,而外科缝合钉/紧固件仓1400可用于后续程序。另外,可互换外科工具组件1000可在将射频仓1700用于后续程序之前将相应的外科钉/紧固件仓1400用于任何数量的顺序程序(或将射频仓1700、1400用于任意数量的后续程序)。当依次使用相应外科钉/紧固件仓1400时,相应外科钉/紧固件仓1400可以相同或不同。例如,相应的外科钉/紧固件仓1400中的一者可以具有与相应的外科钉/紧固件仓1400中的一者不同的有效纵向缝合长度。类似地,在将外科钉/紧固件仓1400用于顺序程序之前,可互换外科工具组件1000可将相应的射频仓1700用于任何数量的后续程序(或用于任何数量的后续程序的相应的外科钉/紧固件仓1400)。当依次使用相应的射频仓1700时,相应的射频仓1700可以相同或不同。

[0662] 本文所述主题的各个方面在以下编号的实施例中陈述:

[0663] 实施例1.提供了一种方法。该方法包括:在第一程序期间将钉从外科器械的外科钉仓递送到第一组织,从外科器械中移除外科钉仓,并且在第二程序期间将射频能量从外科器械的射频仓递送到第二组织。

[0664] 实施例2.根据实施例1所述的方法,其中,从射频仓递送射频能量发生在从外科钉仓递送钉之前。

[0665] 实施例3.根据实施例1至实施例2中的一项或多项所述的方法,其中,第二程序不同于第一程序。

[0666] 实施例4.根据实施例1至实施例3中的一项或多项所述的方法,还包括在递送钉之前将外科钉仓插入外科器械中。

[0667] 实施例5.根据实施例4所述的方法,其中,将外科钉仓插入外科器械中包括将外科钉仓插入到可互换工具组件中。

[0668] 实施例6.根据实施例1至实施例5中的一项或多项所述的方法,还包括在递送射频能量之前,将第二外科钉仓插入外科器械中。

[0669] 实施例7.根据实施例1至实施例6中的一项或多项所述的方法,还包括在递送射频能量之前,(1)将射频仓插入外科器械中,以及(2)将射频仓联接到射频发生器。

[0670] 实施例8.根据实施例7所述的方法,其中,将射频仓插入到外科器械中包括将射频仓插入到可互换工具组件中。

[0671] 实施例9.根据实施例1至实施例8中的一项或多项所述的方法,还包括从外科器械中移除射频仓。

[0672] 实施例10.根据实施例9所述的方法,还包括将第二射频仓插入外科器械中。

[0673] 实施例11.根据实施例9所述的方法,还包括将第二外科钉仓插入外科器械中。

[0674] 实施例12.提供一种利用可互换工具组件的方法。该方法包括:利用与可互换工具组件联接的钉仓在第一时间段期间递送钉以密封第一组织,替换钉仓,并且利用联接到可互换工具组件的射频仓来递送射频能量以在第二时间段期间密封第二组织。

[0675] 实施例13.根据实施例12所述的方法,其中,替换钉仓包括:(1)将钉仓与可互换工具组件解除联接,以及(2)将射频仓联接到可互换工具组件。

[0676] 实施例14.根据实施例12至实施例13中的一项或多项所述的方法,其中,将射频仓联接到可互换工具组件包括将射频仓联接到可互换工具组件的端部执行器。

[0677] 实施例15.根据实施例12至实施例14中的一项或多项所述的方法,还包括在利用

钉仓之前,将钉仓联接到可互换工具组件的端部执行器。

[0678] 实施例16.根据实施例12至实施例15中的一项或多项所述的方法,还包括在递送射频能量之前,(1)将射频仓联接到可互换工具组件,以及(2)将可互换工具组件联接到射频发生器。

[0679] 实施例17.根据实施例12至实施例16中的一项或多项所述的方法,还包括将第二钉仓联接到可互换工具组件。

[0680] 实施例18.根据实施例12至实施例17中的一项或多项所述的方法,还包括将第二射频仓联接到可互换工具组件。

[0681] 实施例19.提供了一种方法。该方法包括:用来自外科器械的可移除钉仓的钉密封第一组织,对外科器械进行消毒,并且用由外科器械的可移除射频仓递送的射频能量密封第二组织。

[0682] 可在没有本文公开的具体细节的情况下实践外科器械的各方面。一些方面已被显示为框图而不是细节。本公开的部分可以呈现为对存储在计算机存储器中的数据进行操作的指令。一般来讲,可以用多种硬件、软件、固件或它们的任何组合单独和/或共同实施的本文所述的各方面可以被看作是由多种类型的“电子电路”组成。因此,“电子电路”包括具有至少一个离散电子电路的电子电路、具有至少一个集成电路的电子电路、具有至少一个专用集成电路的电子电路、形成由计算机程序构造的通用计算装置的电子电路(例如,至少部分地实施本文所述的过程和/或装置的由计算机程序构造的通用计算机或处理器)、形成存储器装置(例如,形成随机存取存储器)的电子电路,和/或形成通信装置(例如,调制解调器、通信开关或光电装备)的电子电路。这些方面可以模拟或数字形式或其组合来实现。

[0683] 前面的描述已经经由使用框图、流程图和/或示例阐述了装置和/或过程的各方面,这些方面可包含一个或多个功能和/或操作。此类框图、流程图或示例内的每个功能和/或操作可通过各种硬件、软件、固件或其实际上的任何组合来单独和/或共同地实现。在一个方面,本文所述的主题的若干部分可经由专用集成电路(ASIC)、现场可编程门阵列(FPGA)、数字信号处理器(DSP)、可编程逻辑器件(PLD)、电路、寄存器和/或软件部件(例如,程序、子例程、逻辑)和/或硬件和软件部件、逻辑门或其他集成格式的组合来实现。本文公开的一些方面可作为在一台或多台计算机上运行的一个或多个计算机程序(例如,作为在一个或多个计算机系统上运行的一个或多个程序),作为在一个或多个处理器上运行的一个或多个程序(例如,作为在一个或多个微处理器上运行的一个或多个程序),作为固件,或作为实际上它们的任何组合全部或部分地在集成电路中等效地实现,并且根据本发明,设计电路和/或编写软件和/或硬件的代码将在本领域技术人员的技术范围内。

[0684] 本文公开的主题的机构能够作为多种形式的程序产品进行分布,并且本文所述主题的示例性方面适用,而不管用于实际进行分布的信号承载介质的具体类型是什么。信号承载介质的示例包括如下:可录式媒体,诸如软盘、硬盘驱动器、光盘(CD)、数字视频光盘(DVD)、数字磁带、计算机存储器等;以及传输式介质,诸如数字和/或模拟通信介质(例如,光纤缆线、波导、有导体通信链路、无导体通信链路(例如,发射器、接收器、传输逻辑、接收逻辑)等)。

[0685] 为了举例说明和描述的目的,已经提供了这些方面的上述说明。这些具体实施方式并非意图为详尽的或限定到本发明所公开的精确形式。可以按照上述教导内容对本发明

进行修改或变型。所选择和描述的这些方面是为了示出原理和实际应用,从而使得本领域的普通技术人员能够利用各方面,并且在适合设想的具体应用的情况下进行修改。与此一同提交的权利要求书旨在限定完整范围。

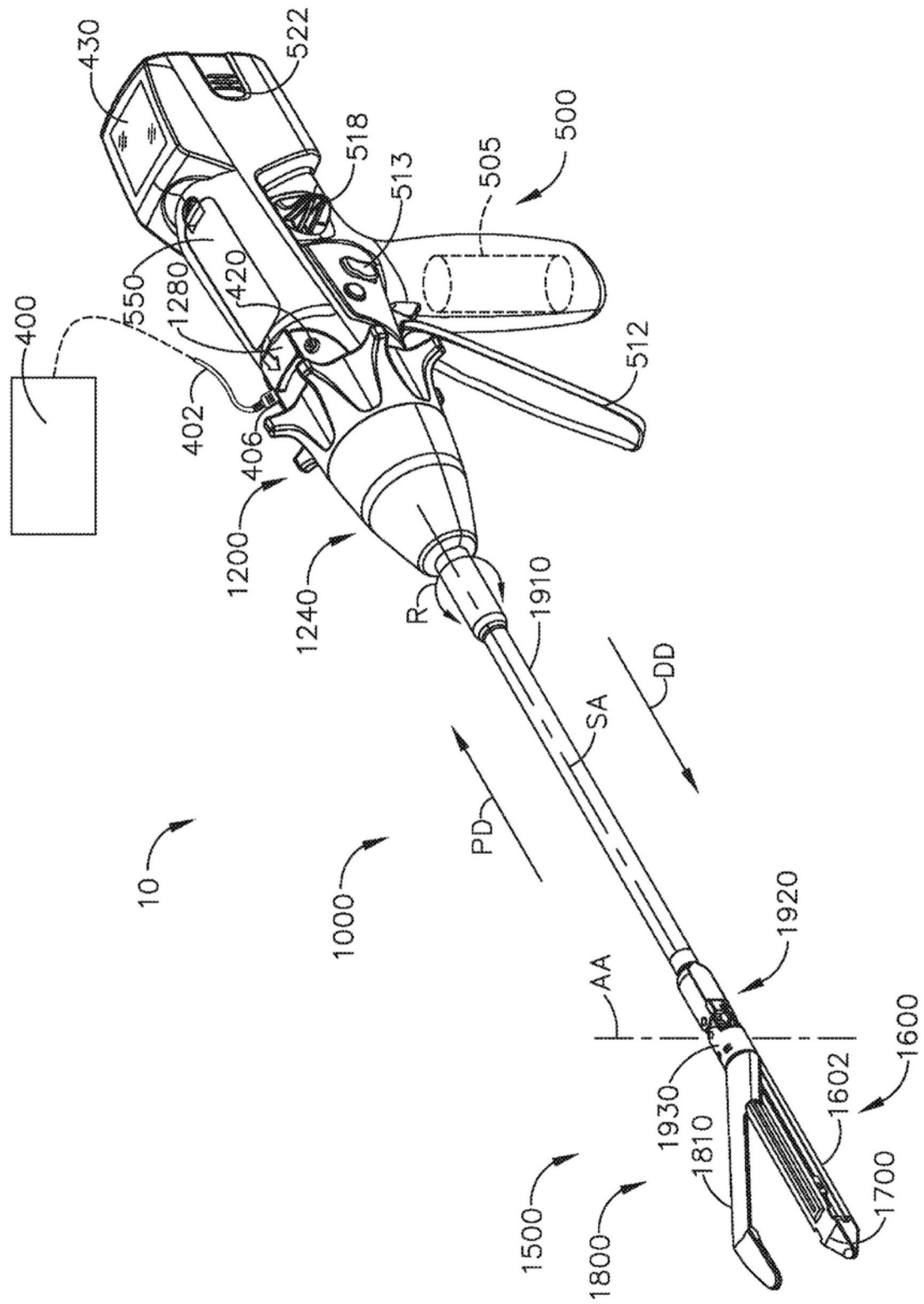


图1

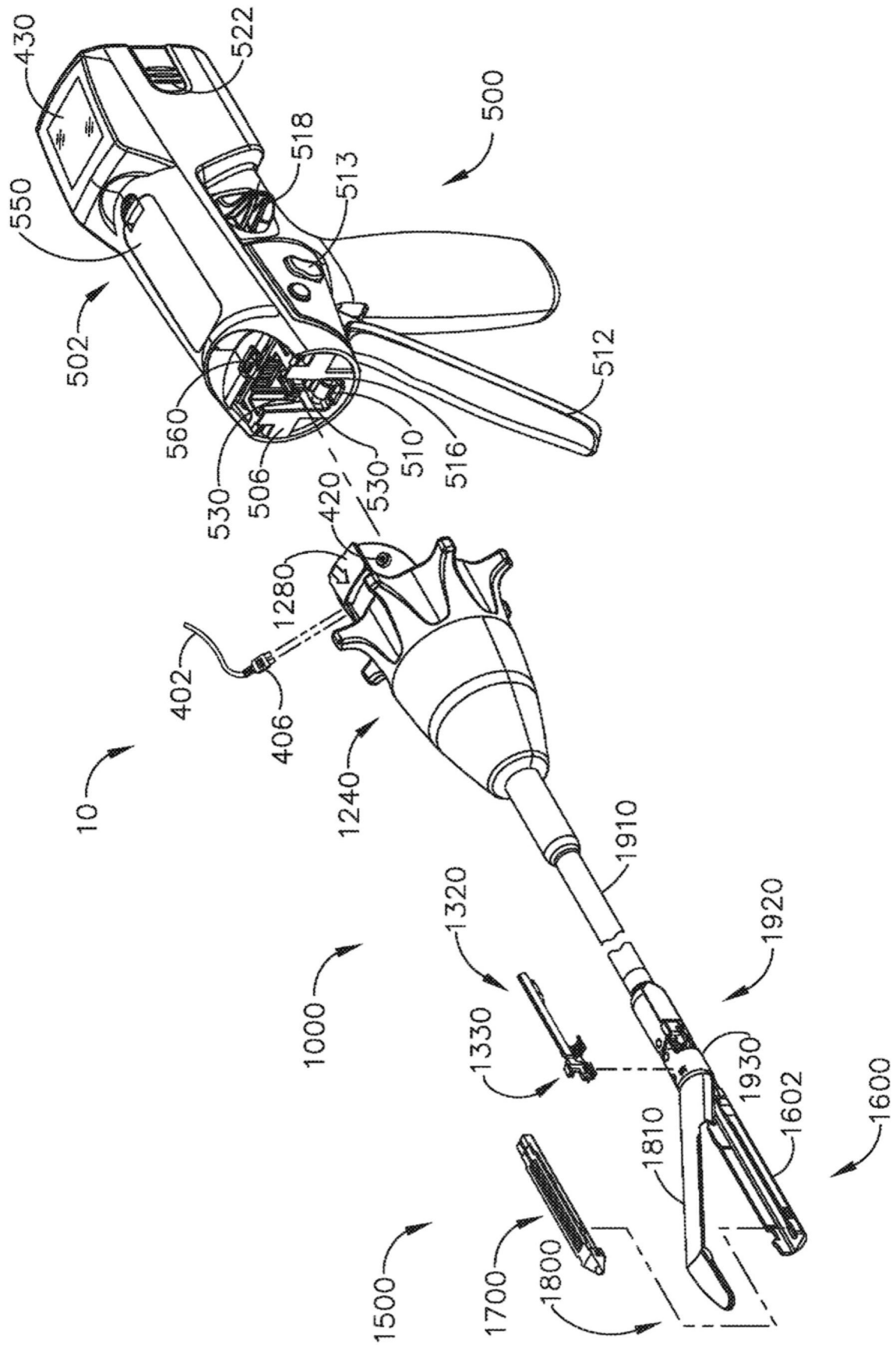


图2

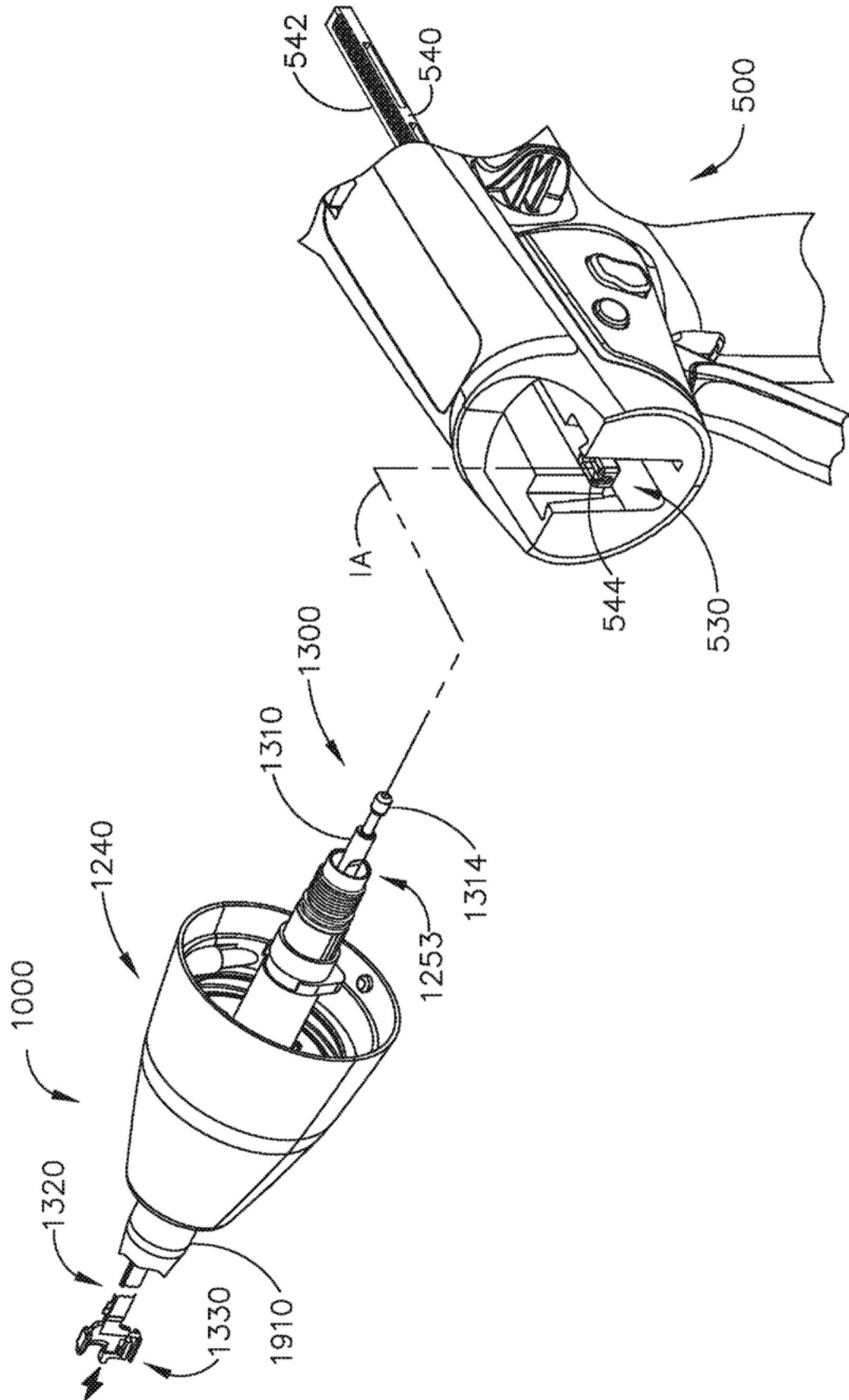


图3

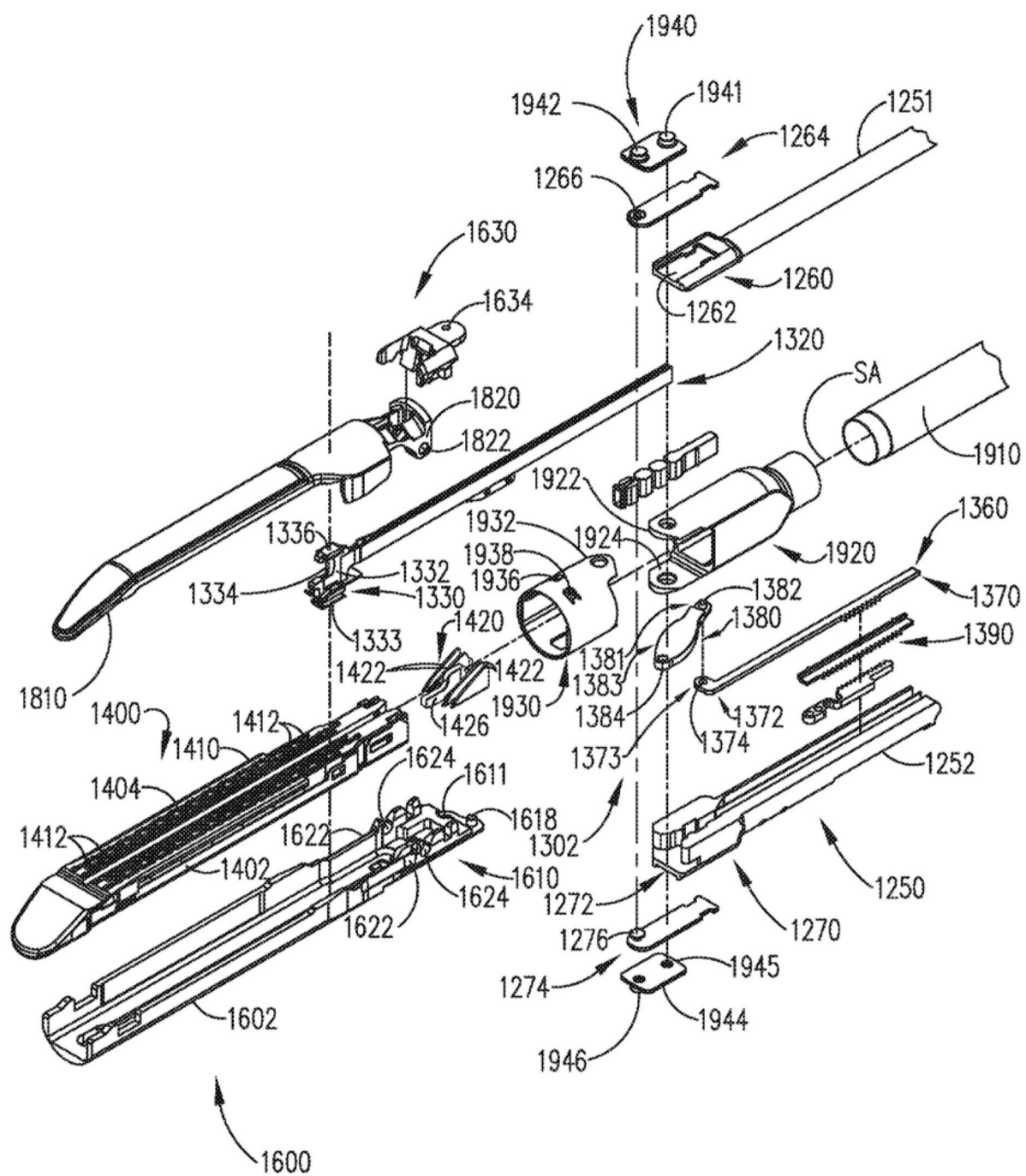


图4

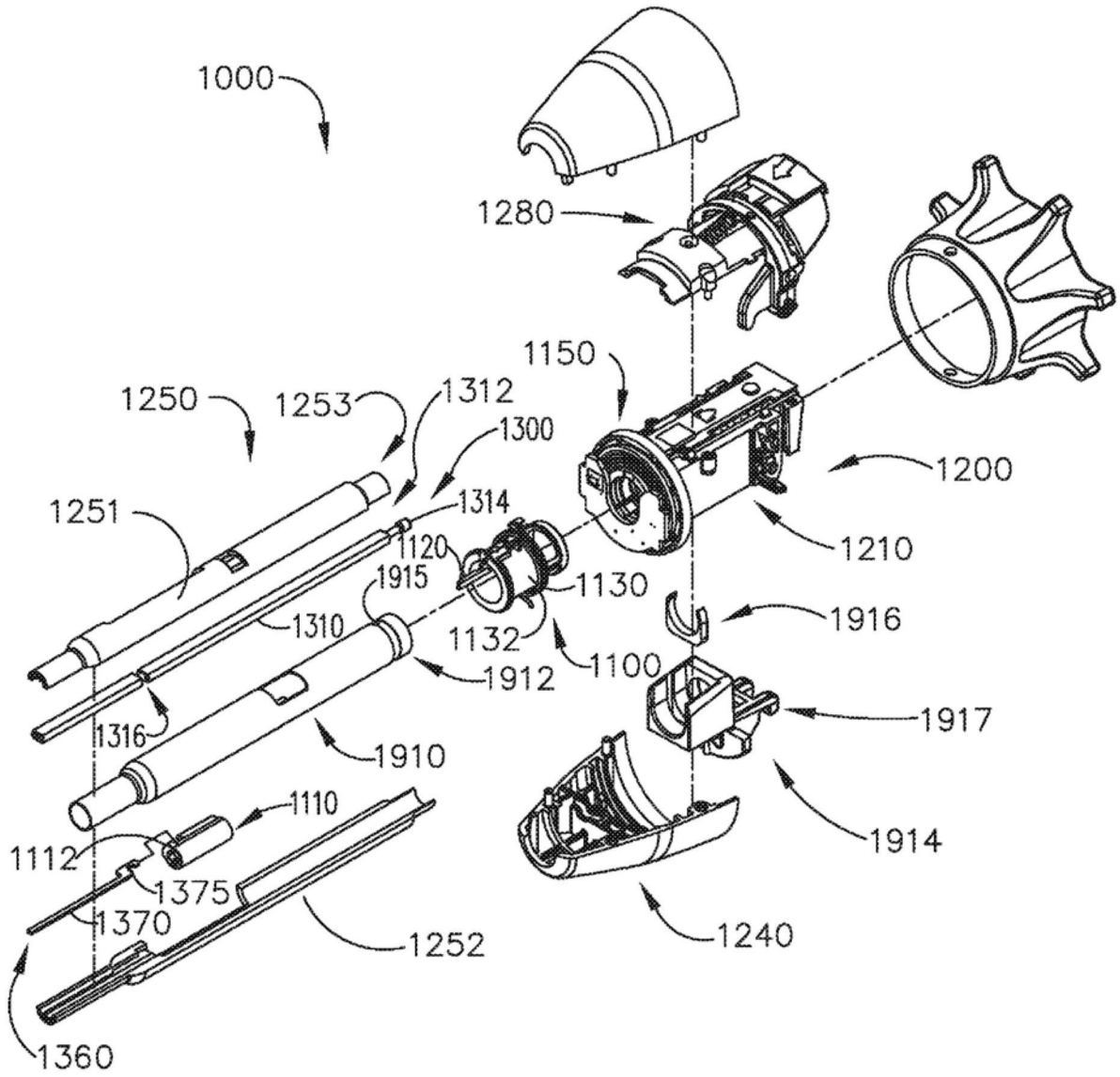


图5

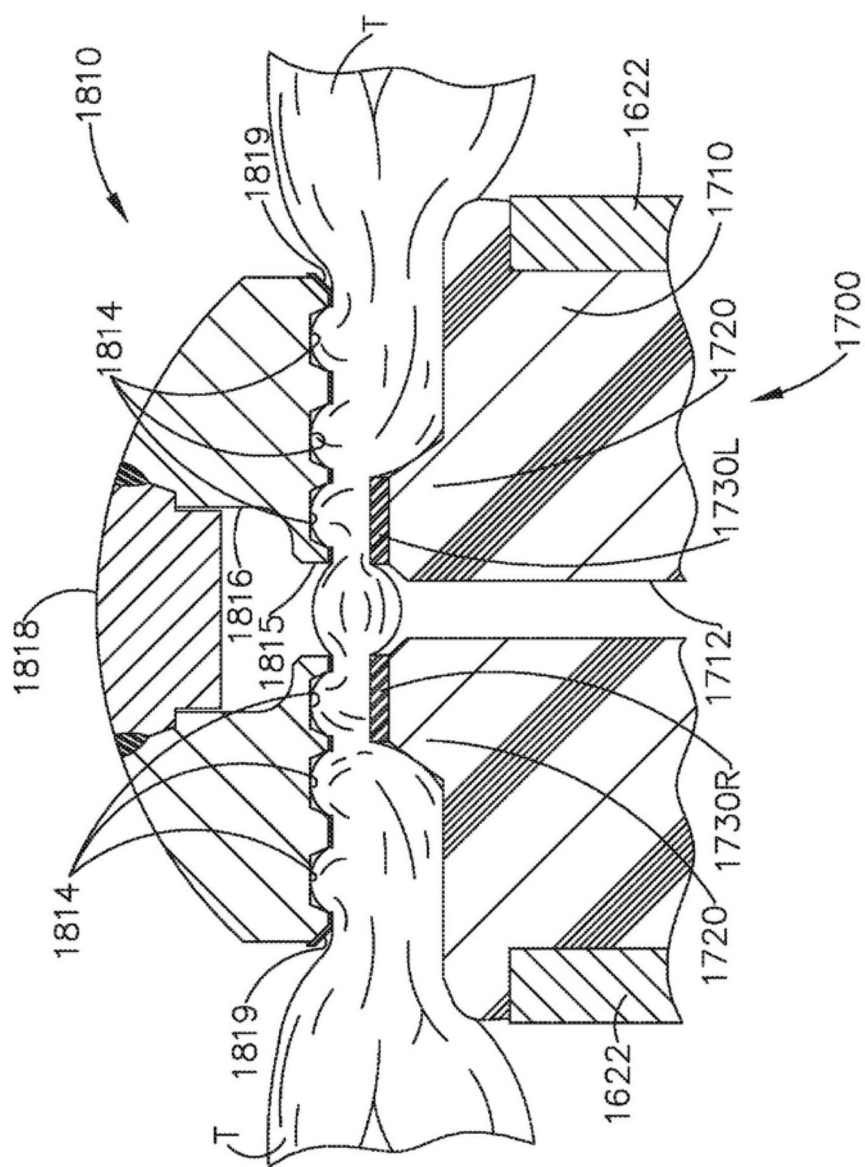


图6

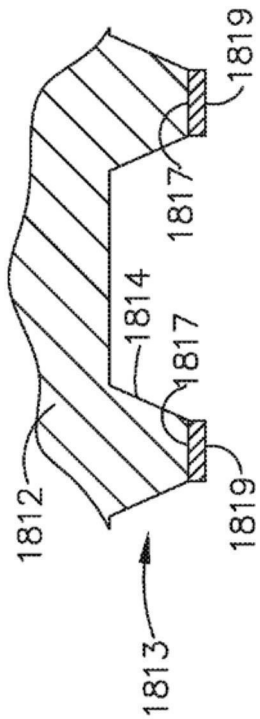


图7

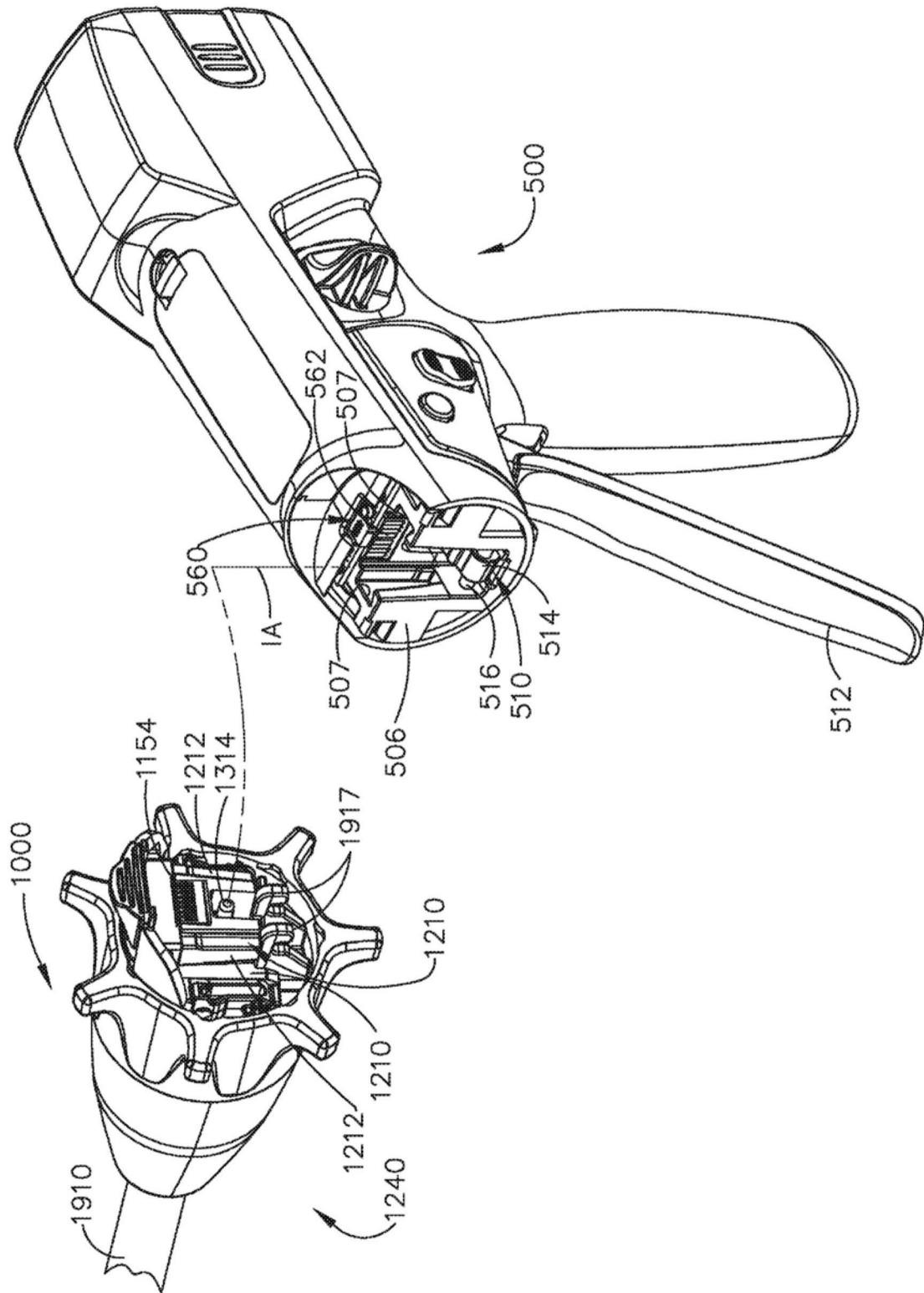


图9

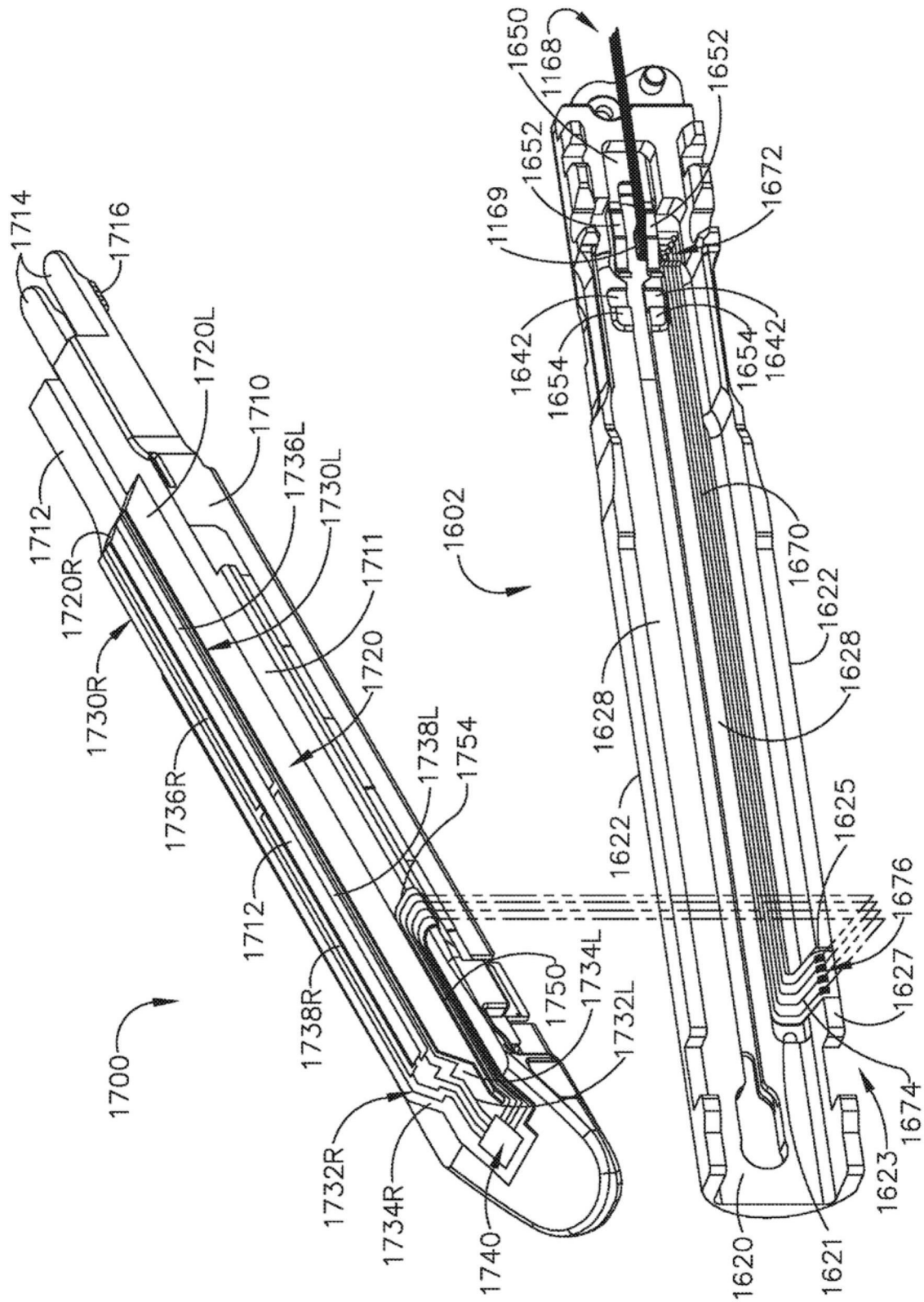


图10

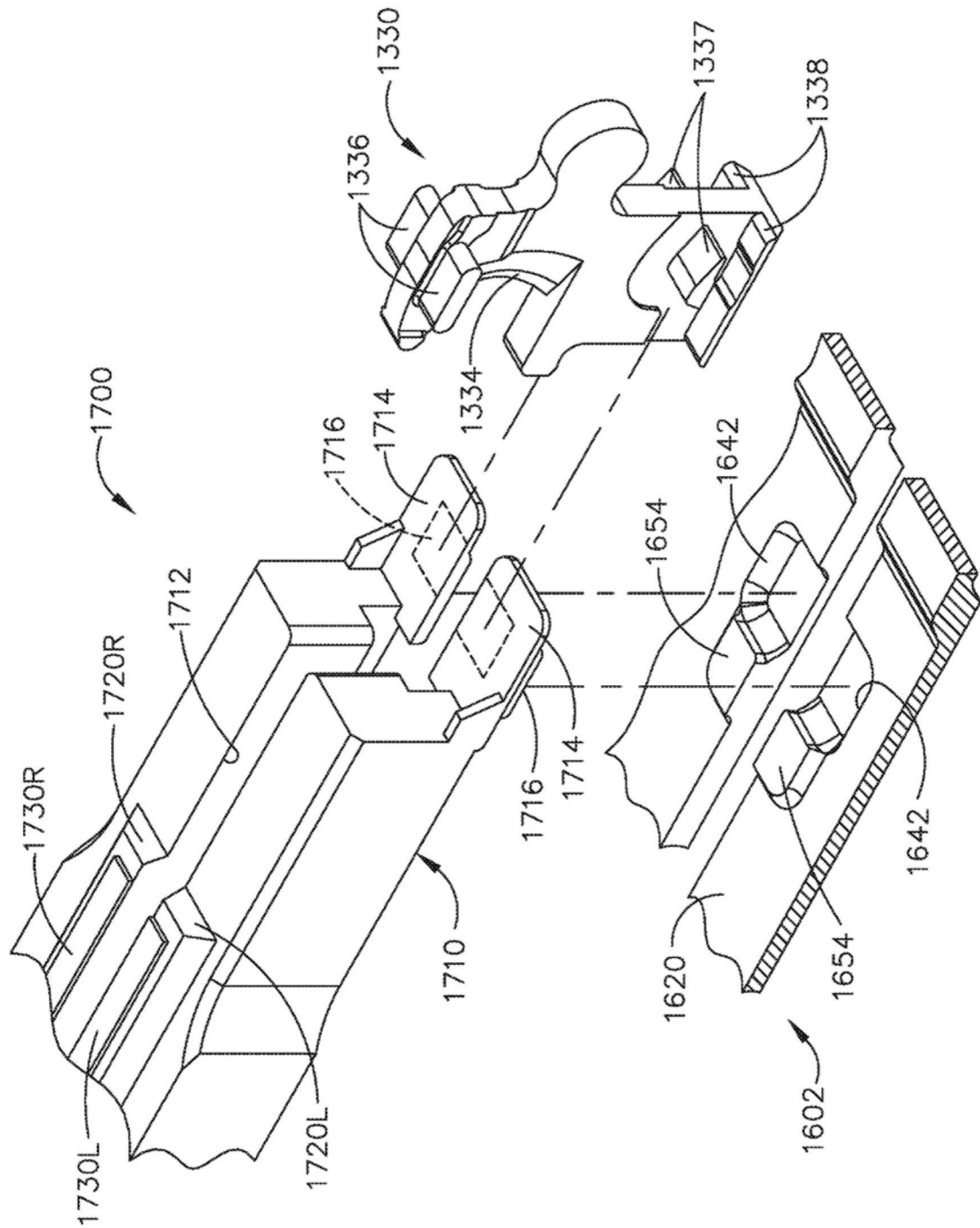


图11

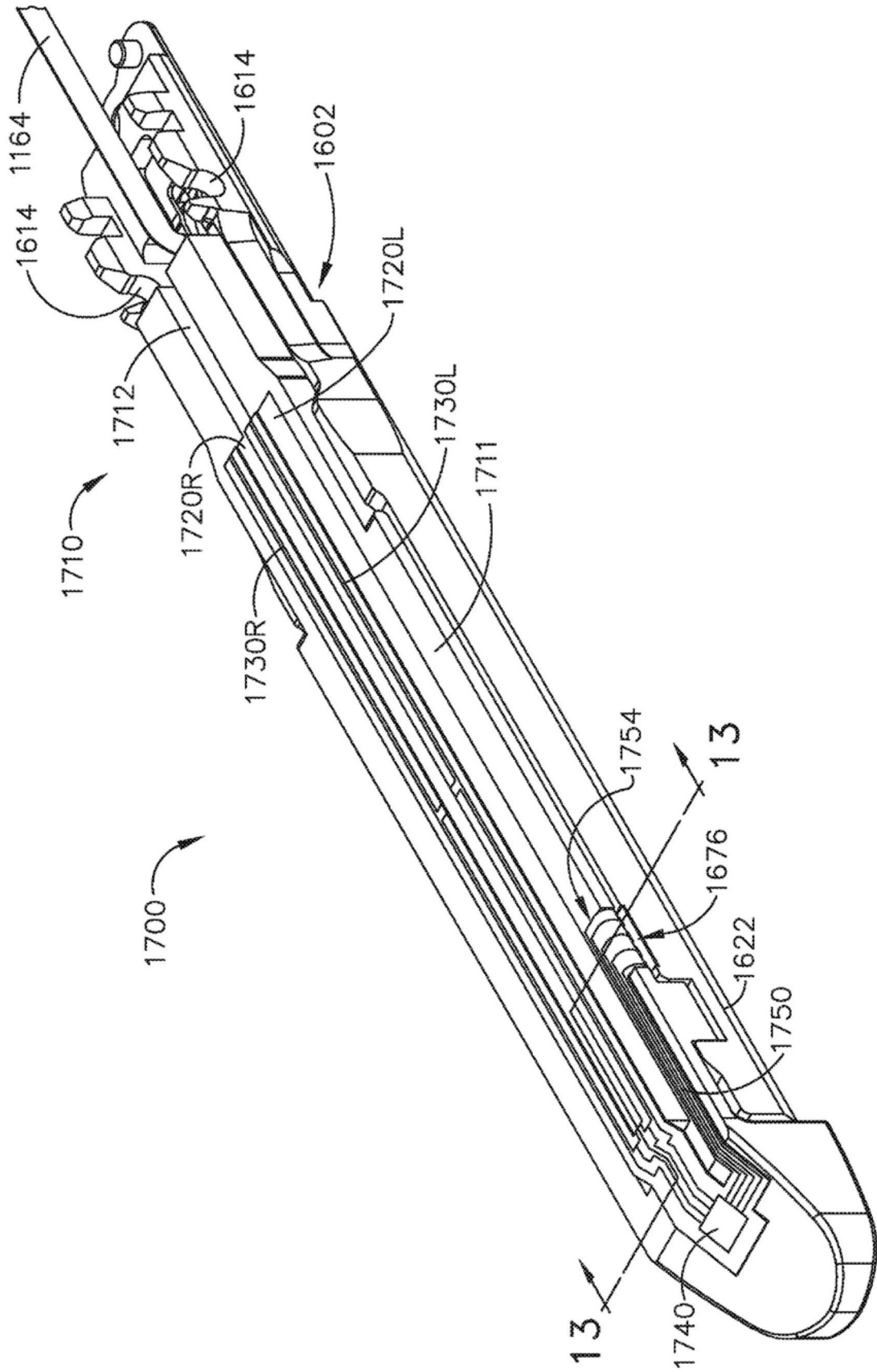


图12

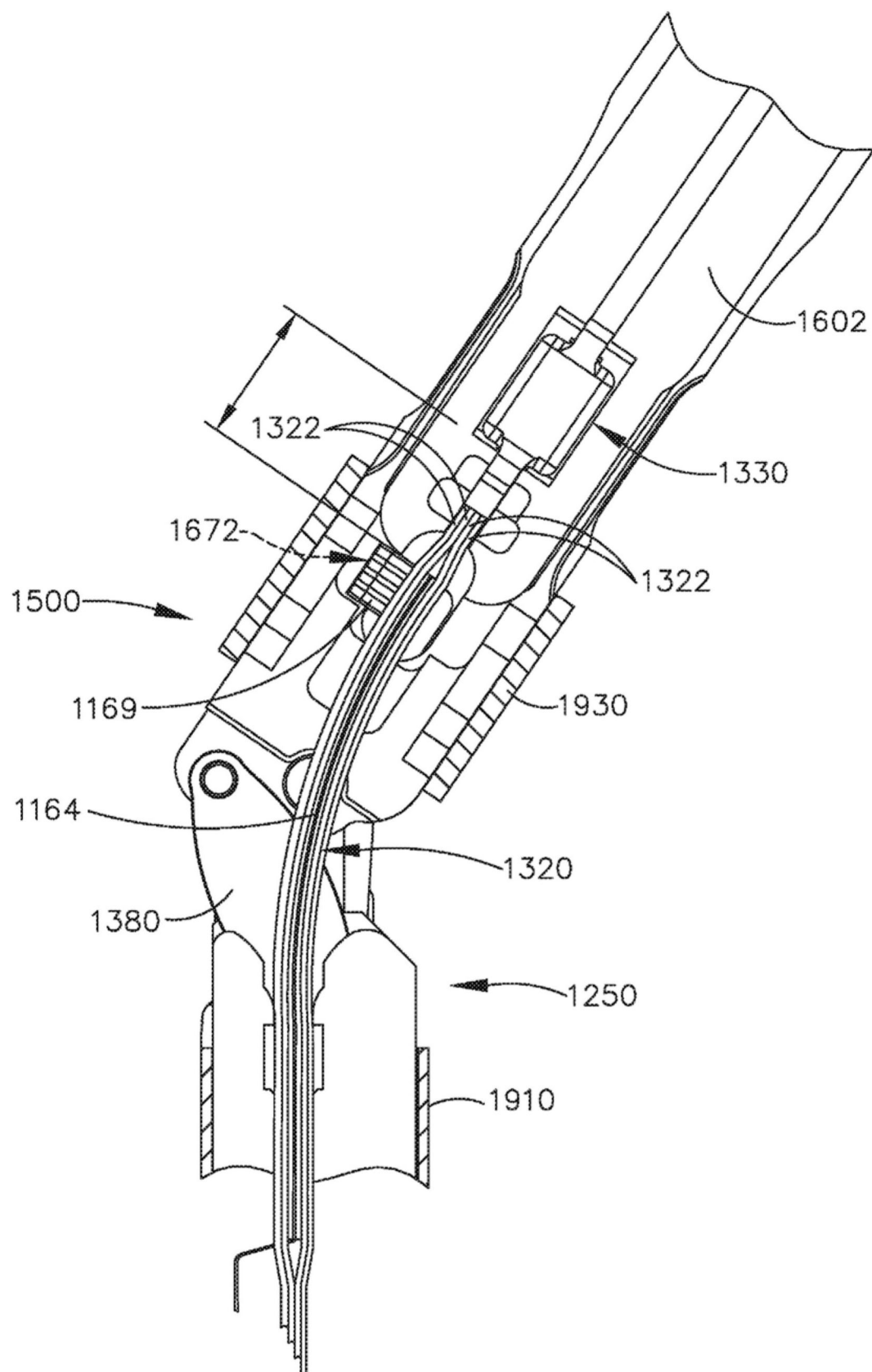


图14

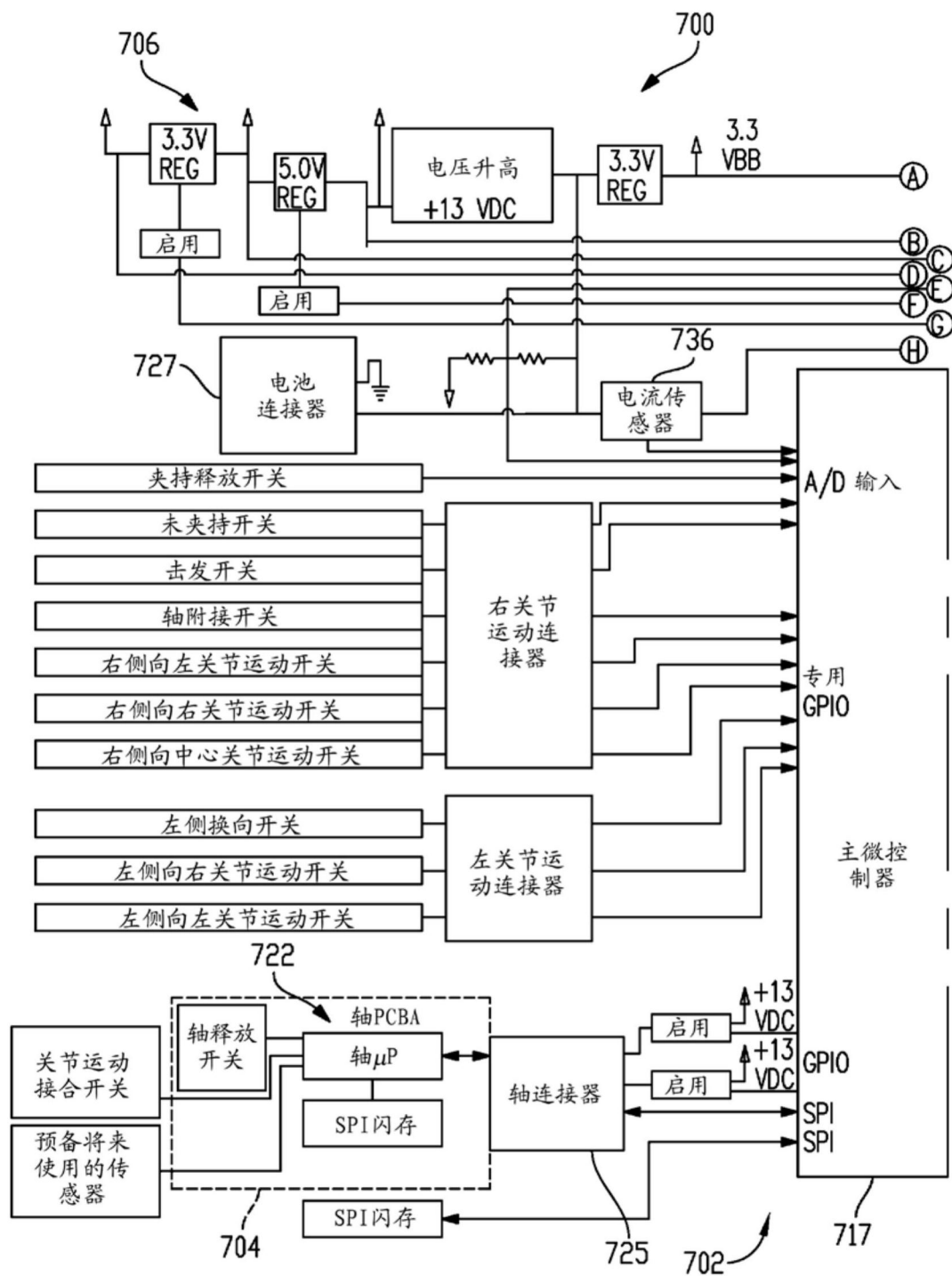


图16A

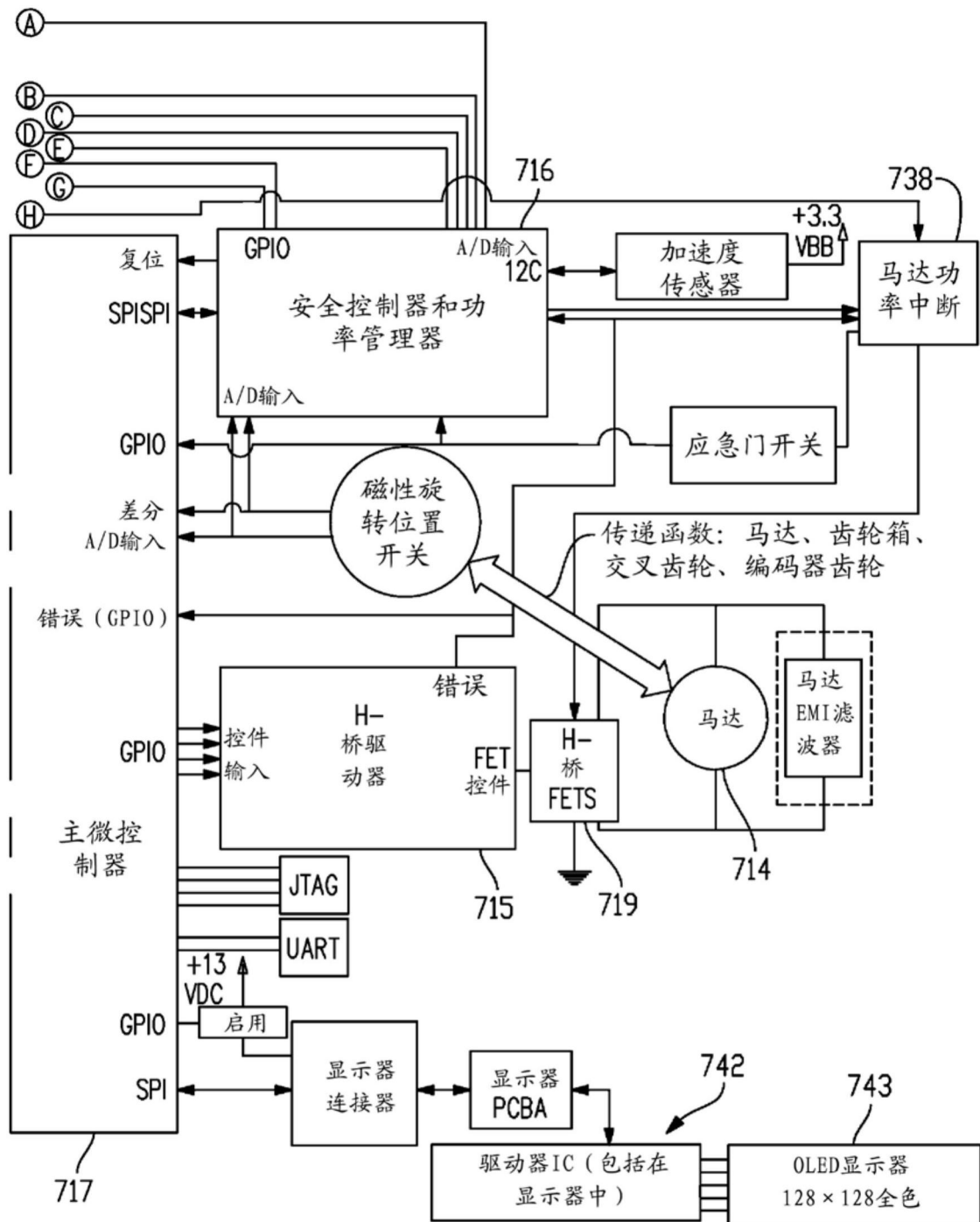


图16B

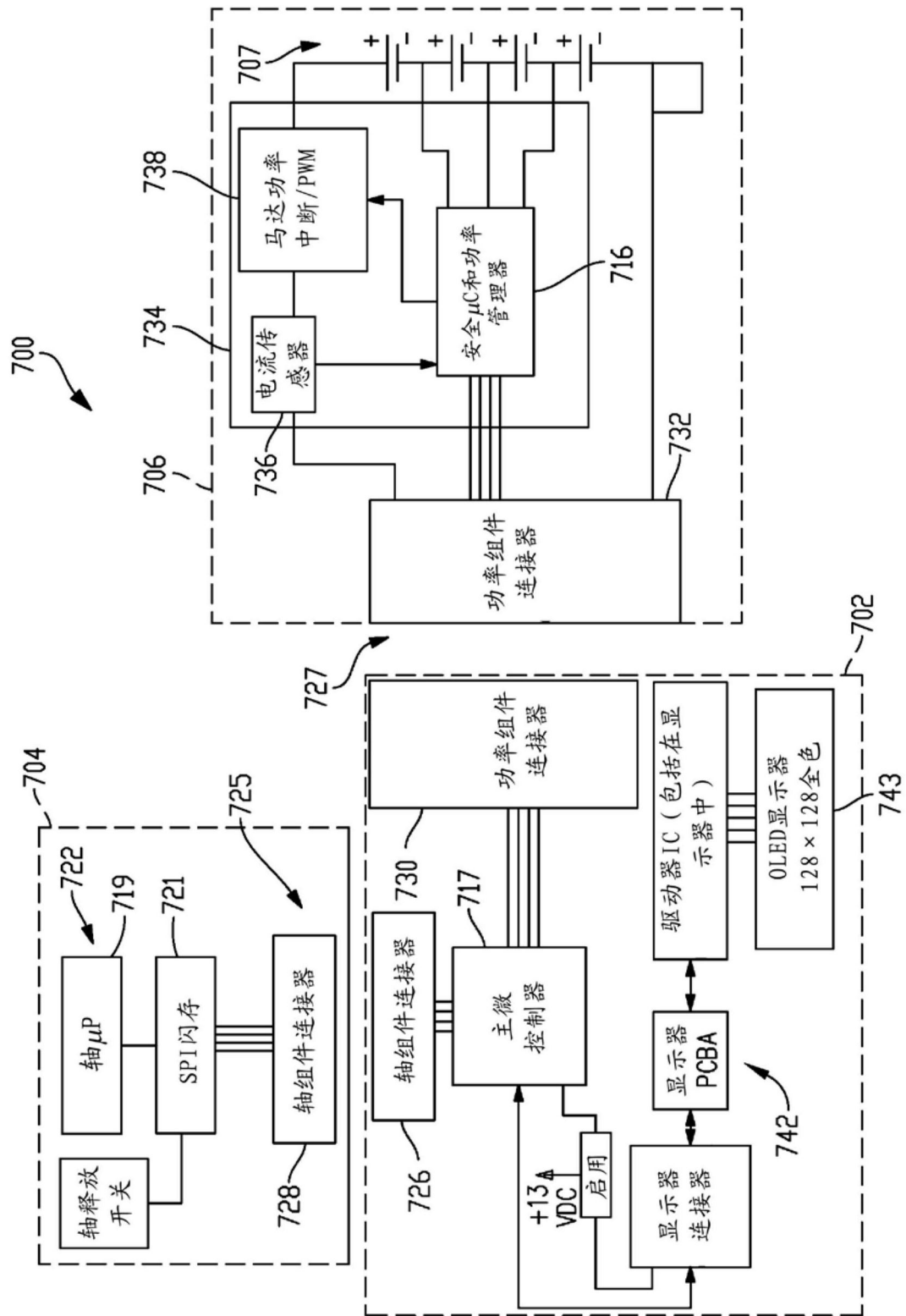


图17

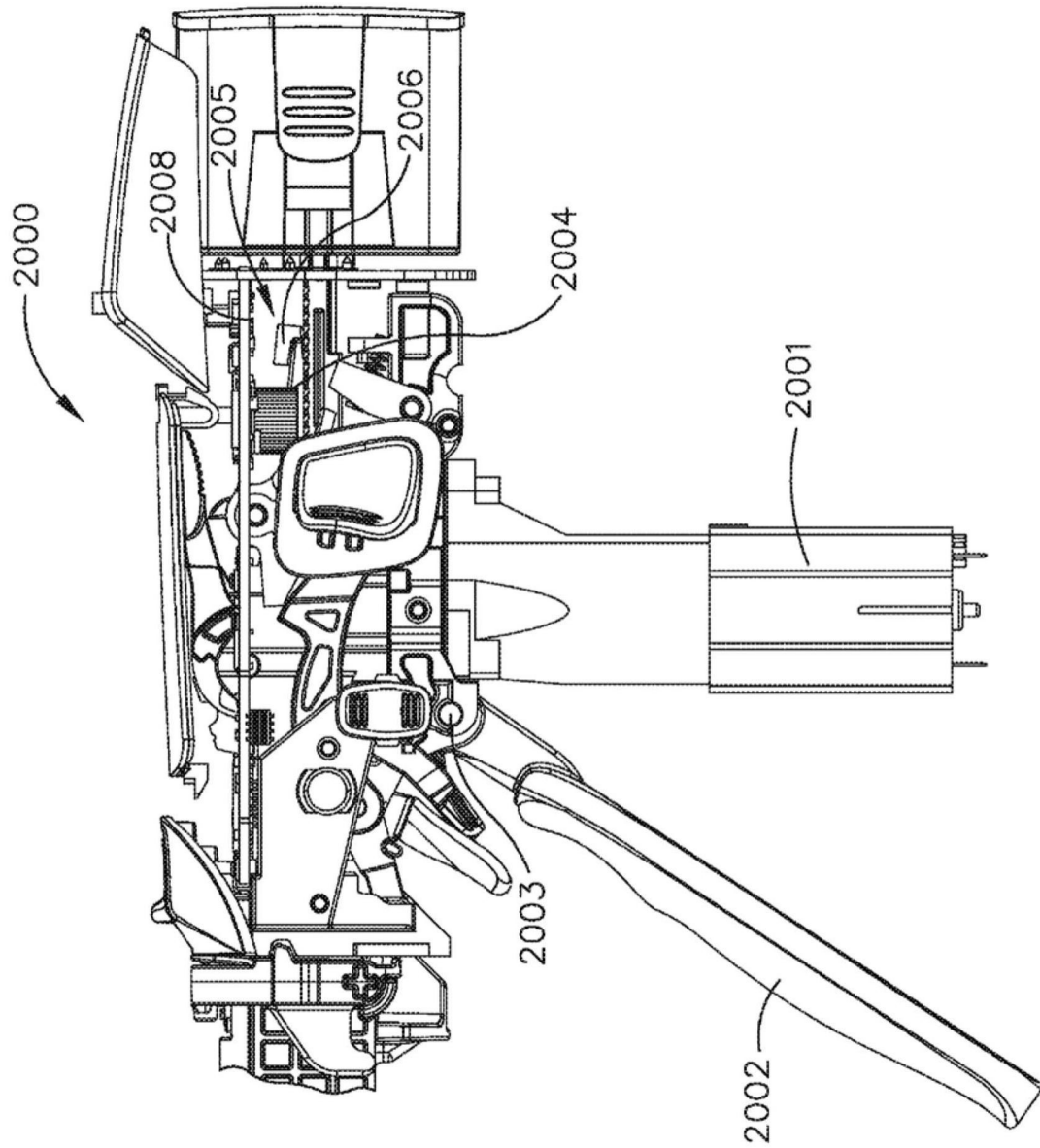


图19

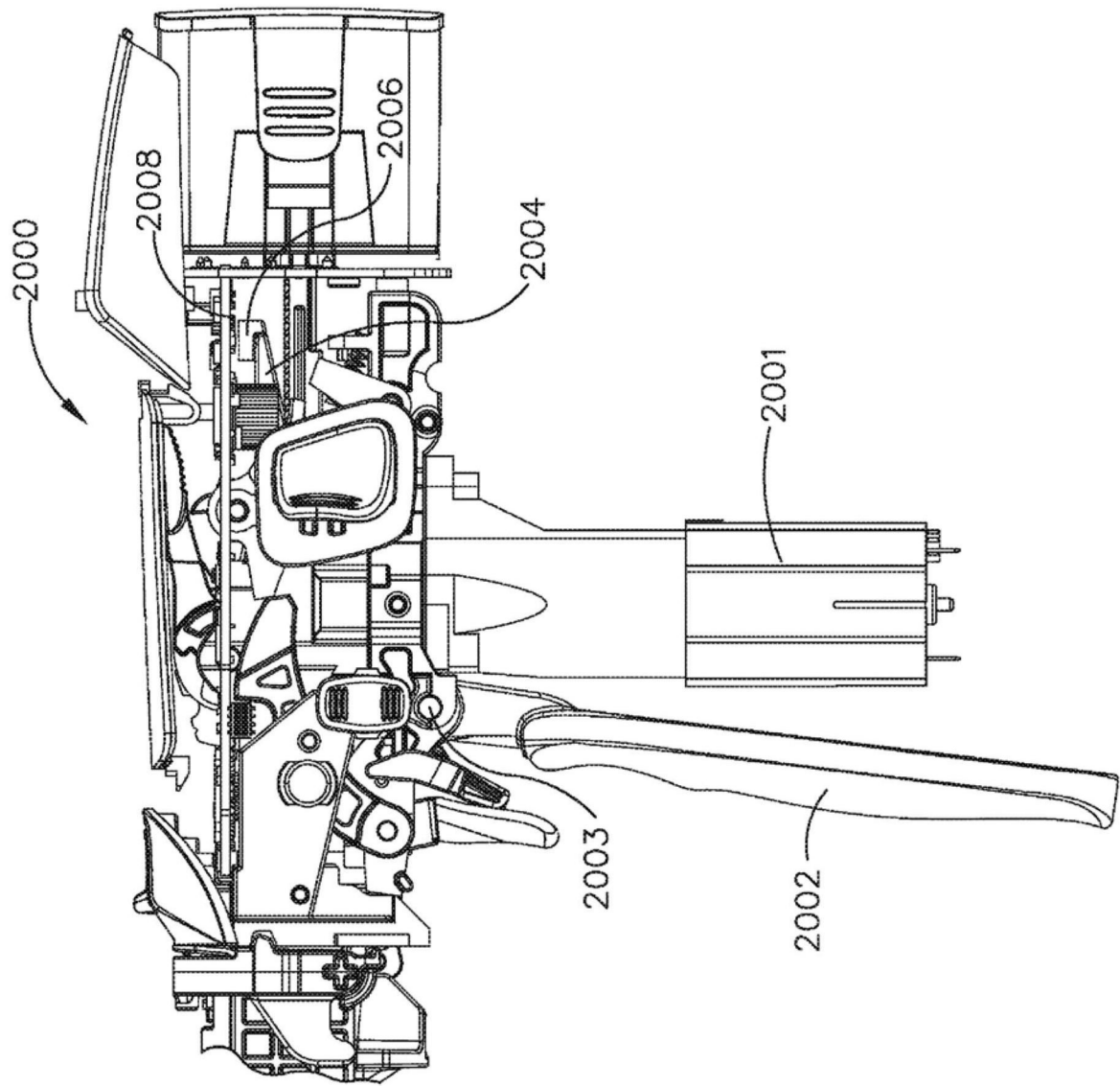


图20

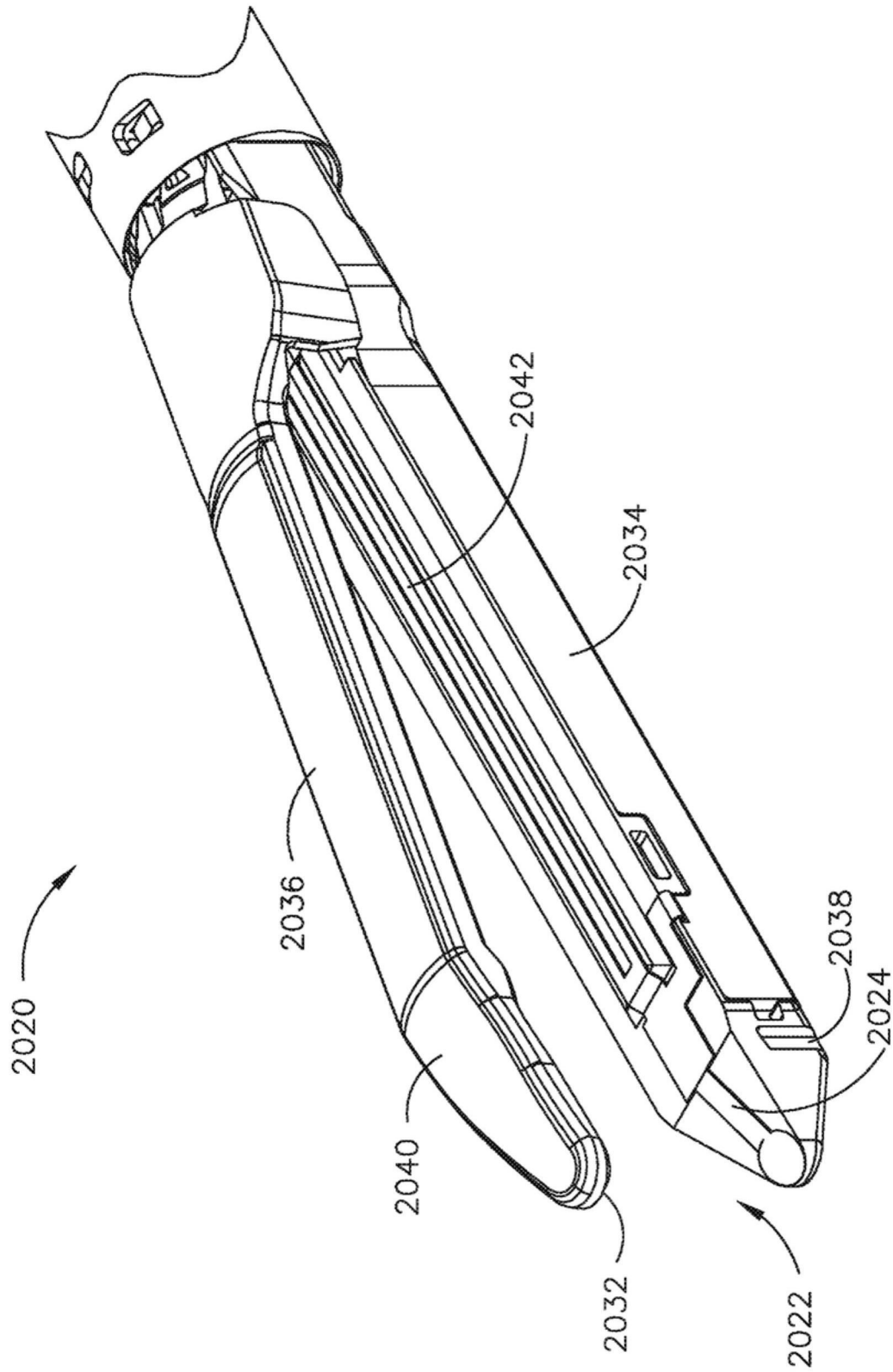


图21

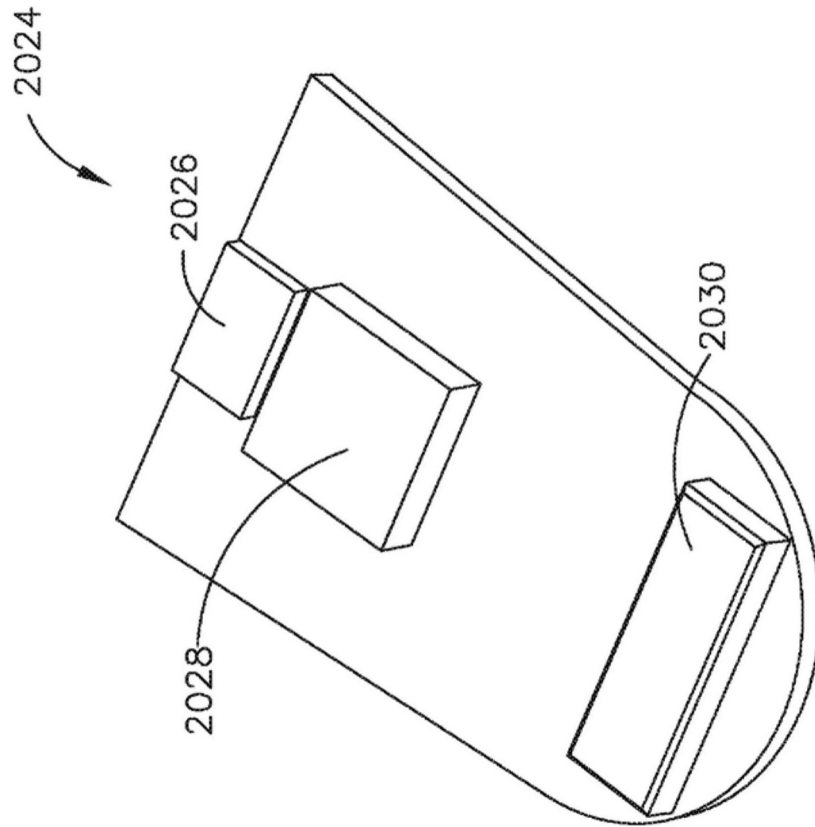


图22

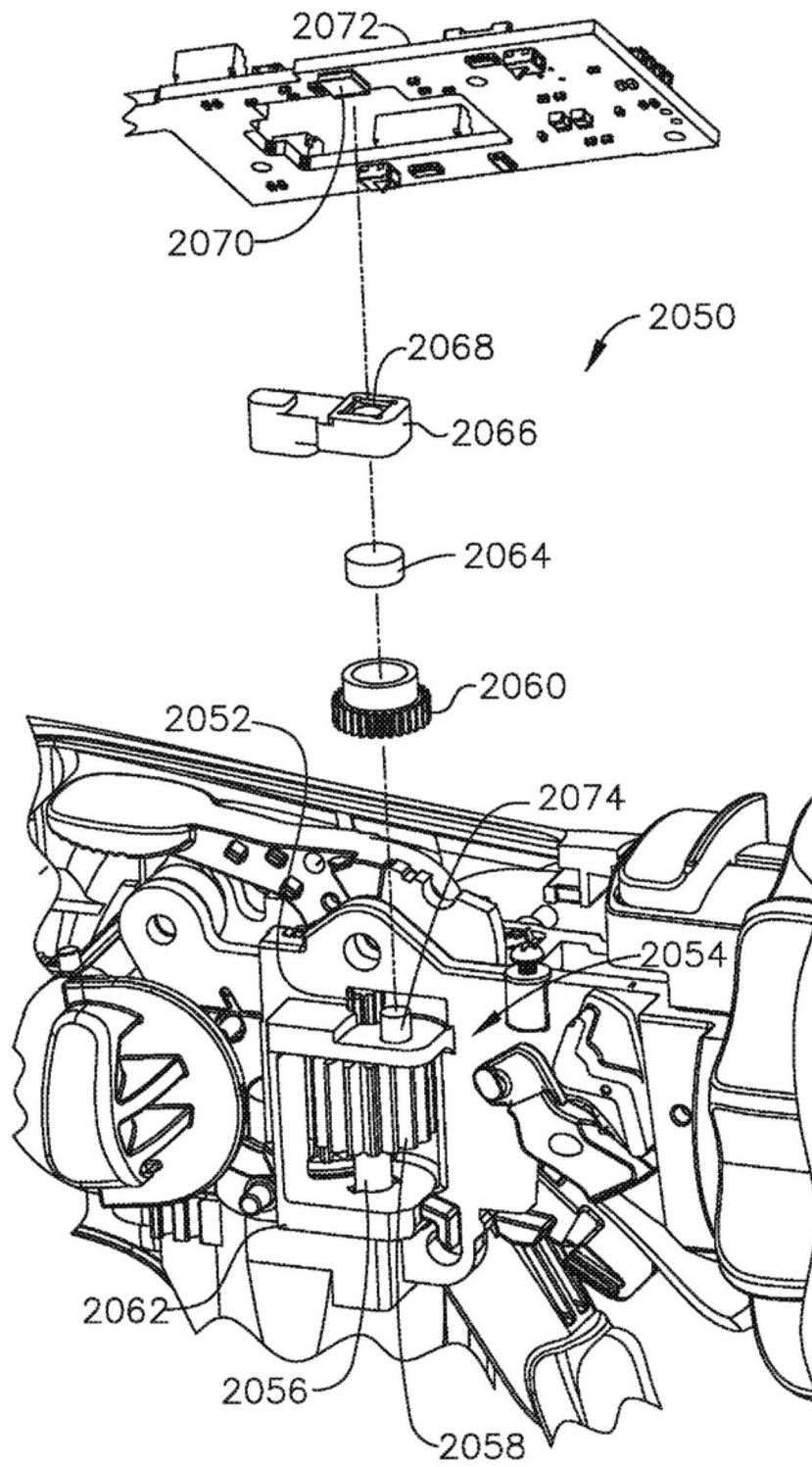


图23

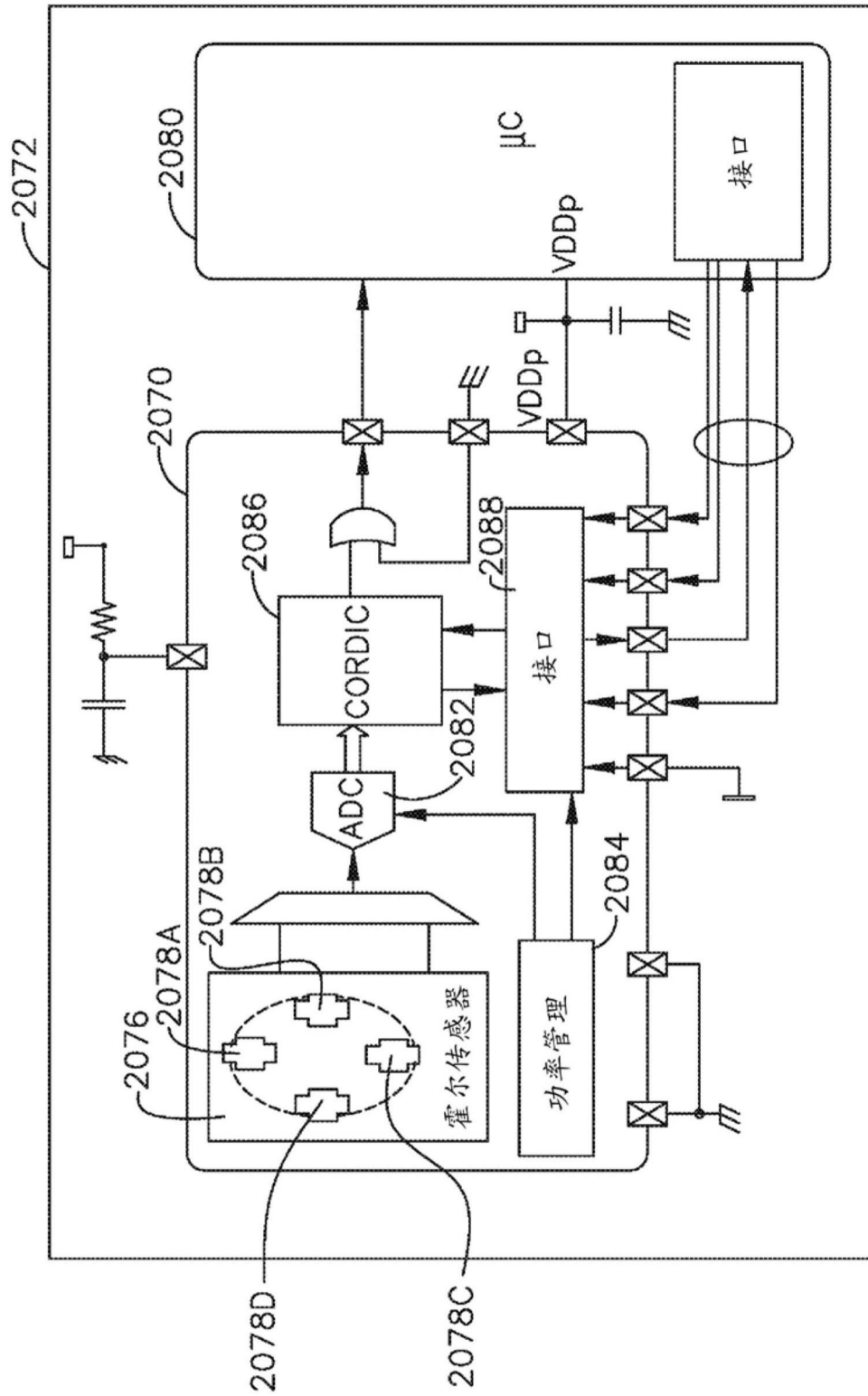


图24

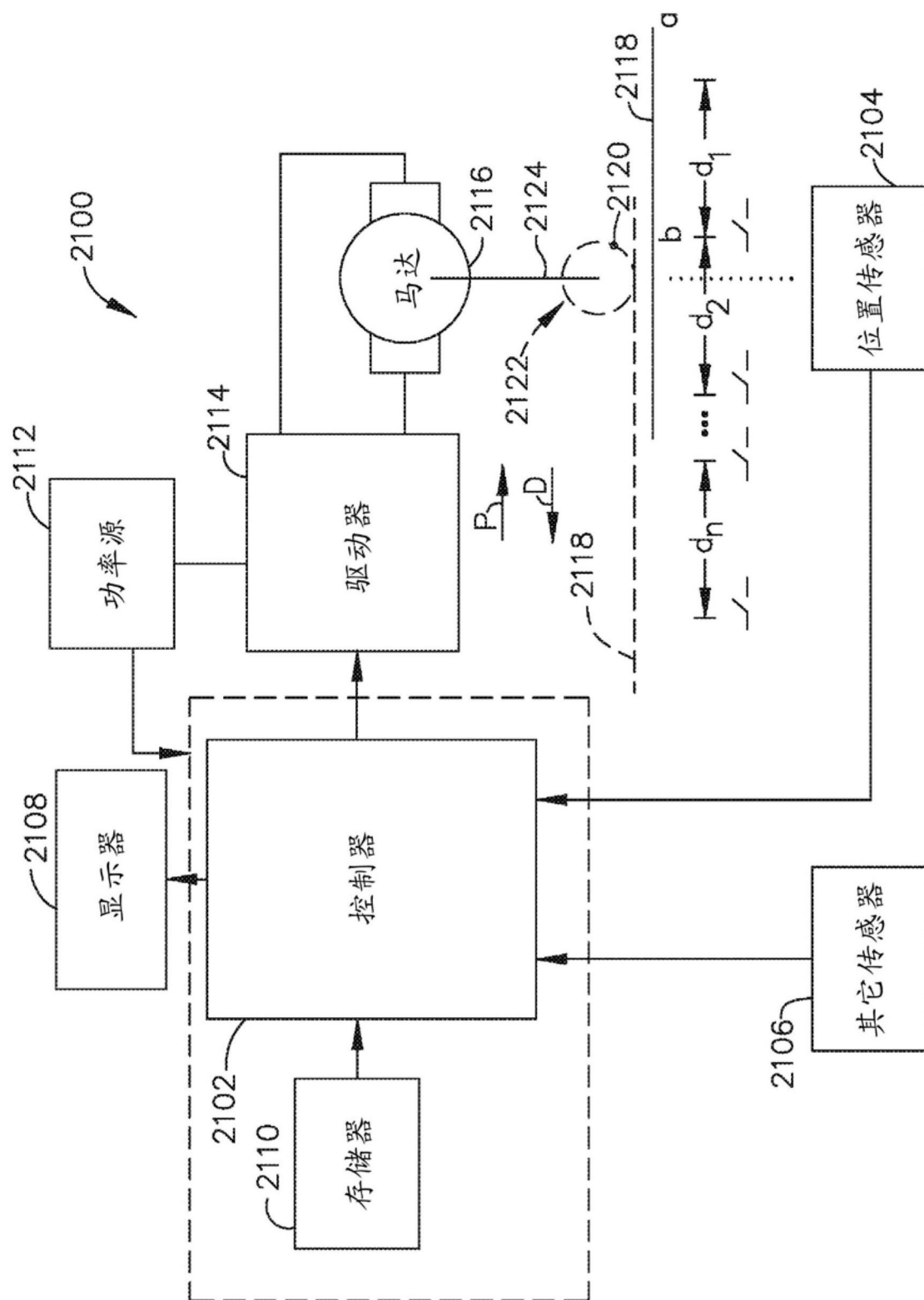


图25

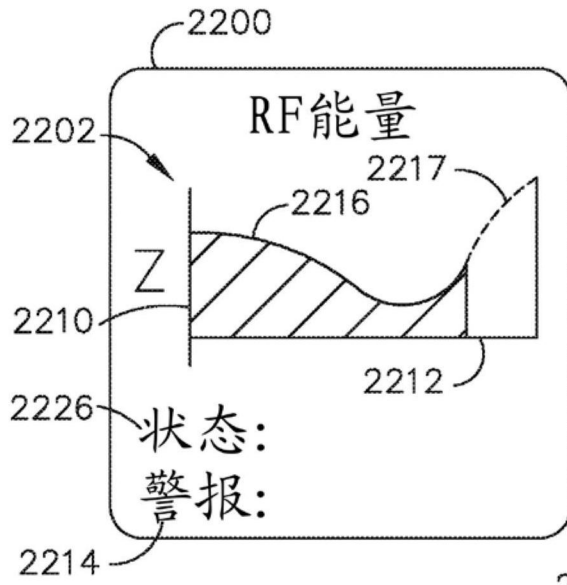


图26

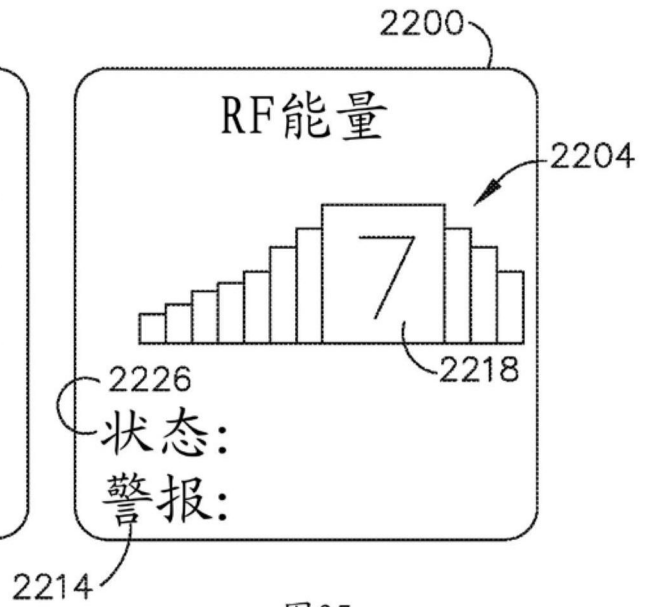


图27

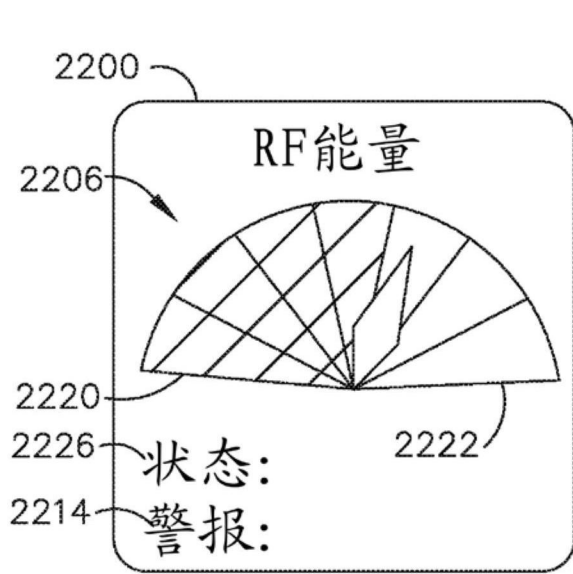


图28

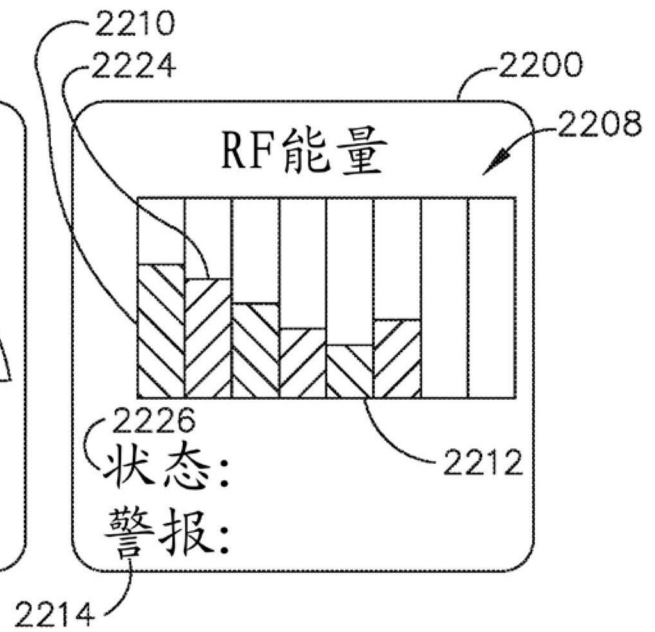


图29

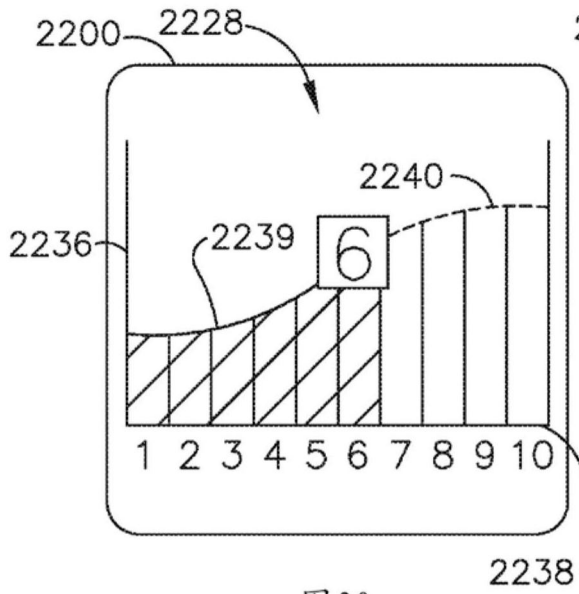


图 30

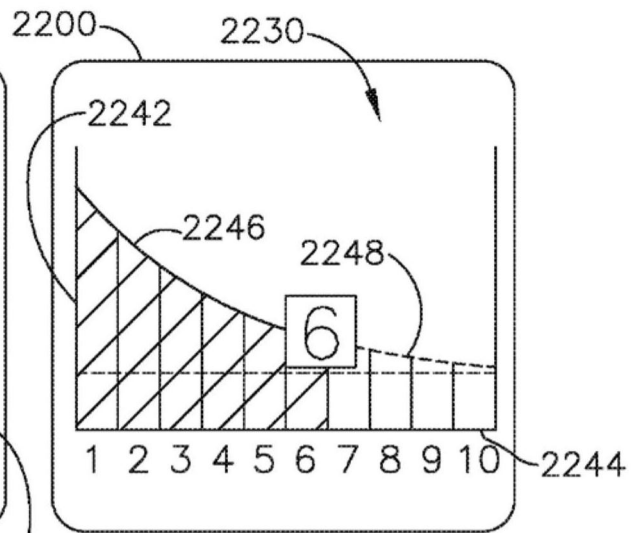


图 31

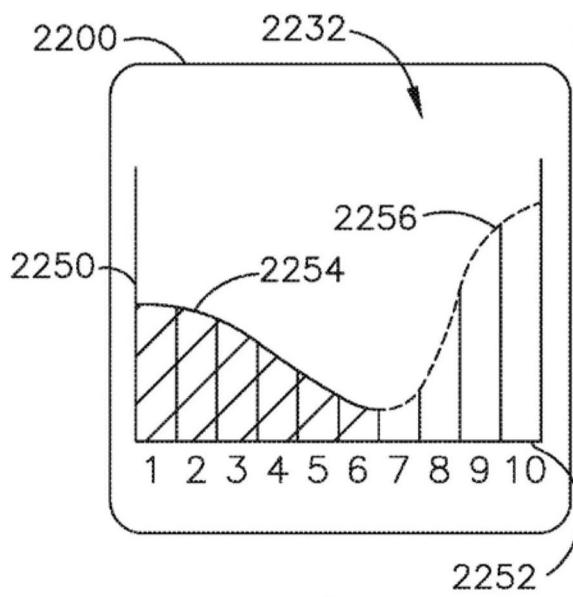


图 32

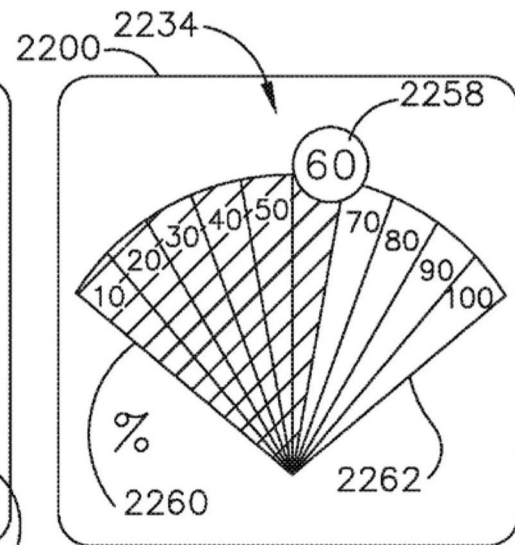


图 33

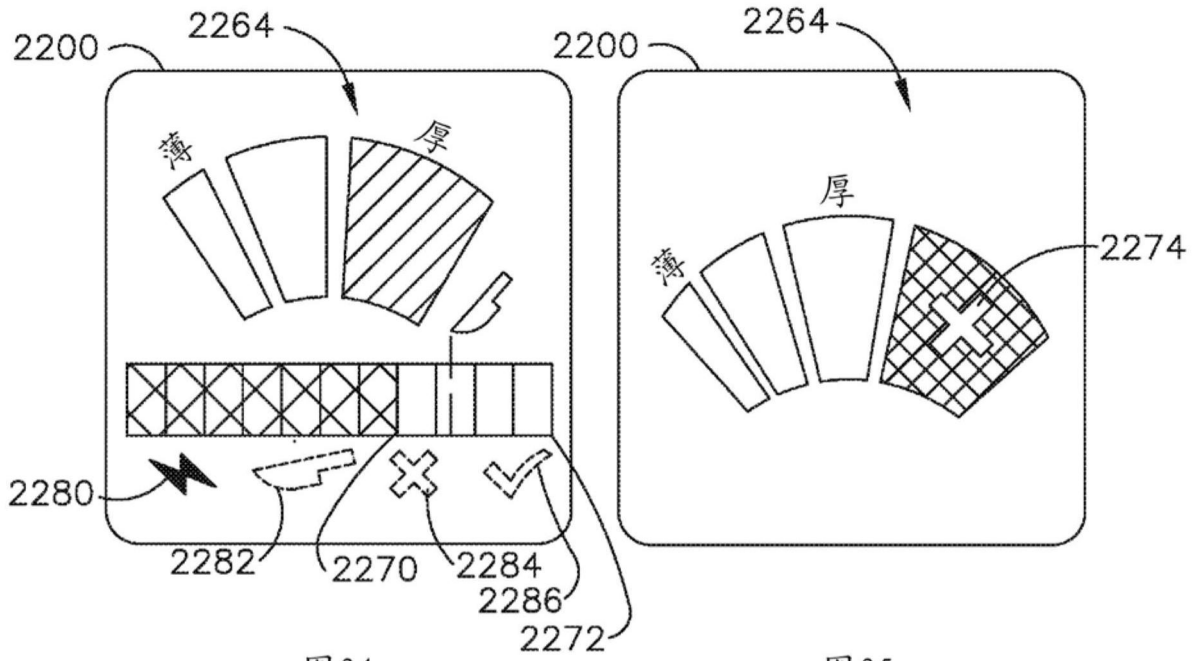


图 34

图 35

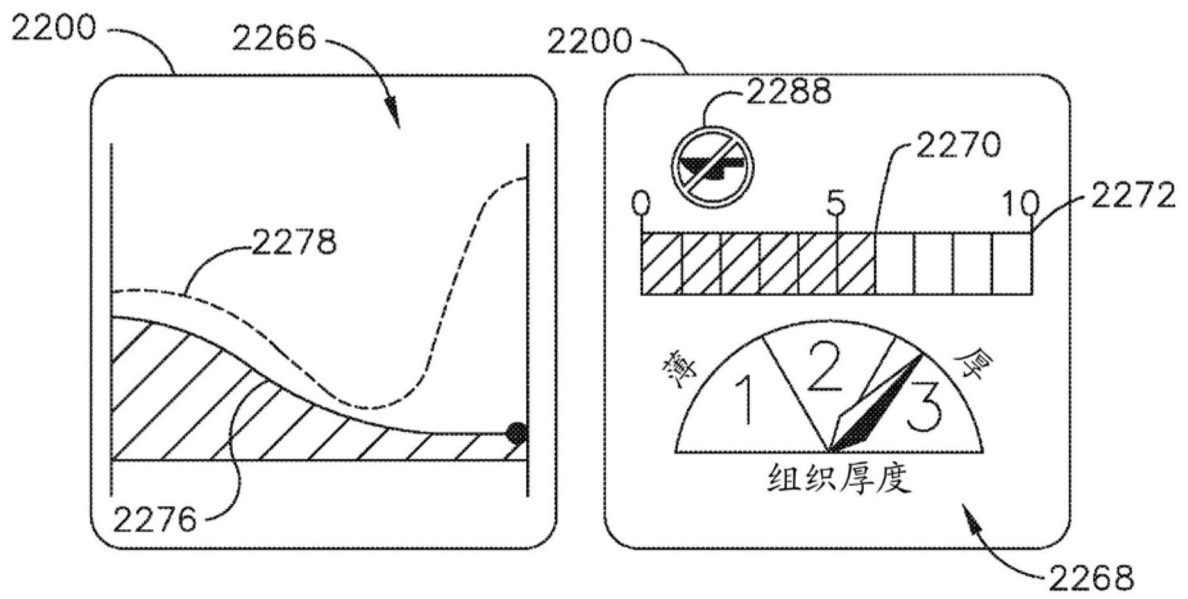


图 36

图 37

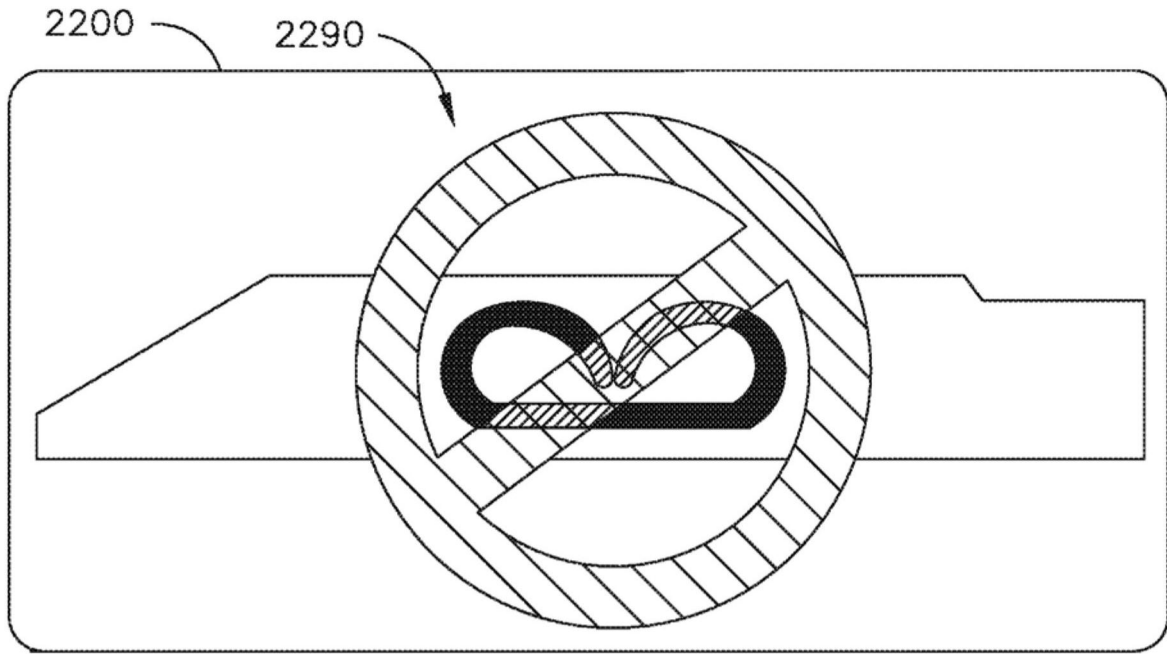


图38

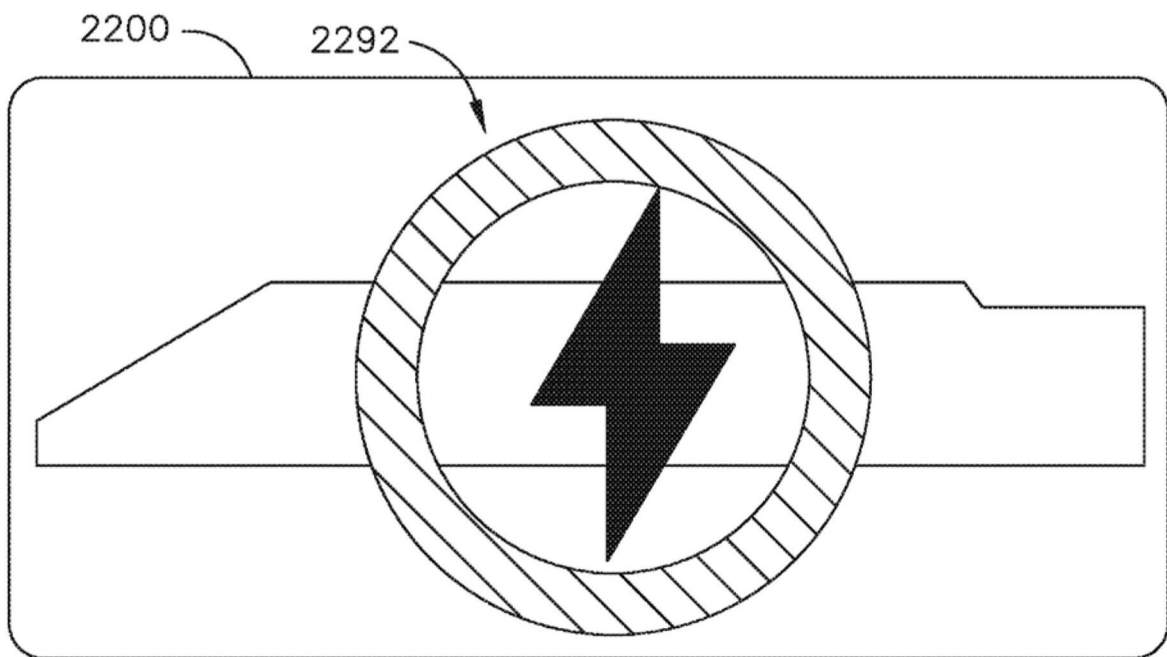


图39

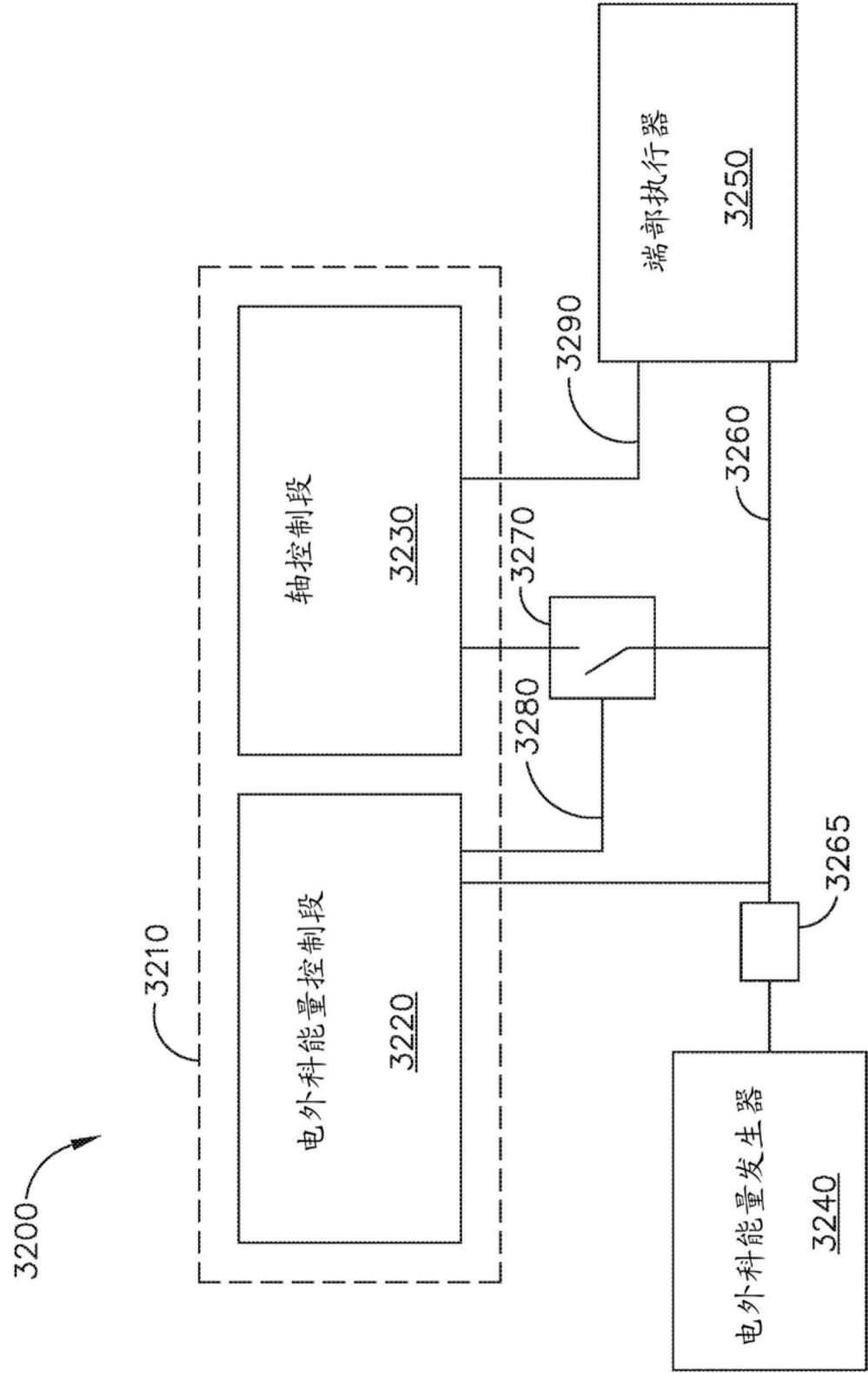


图41

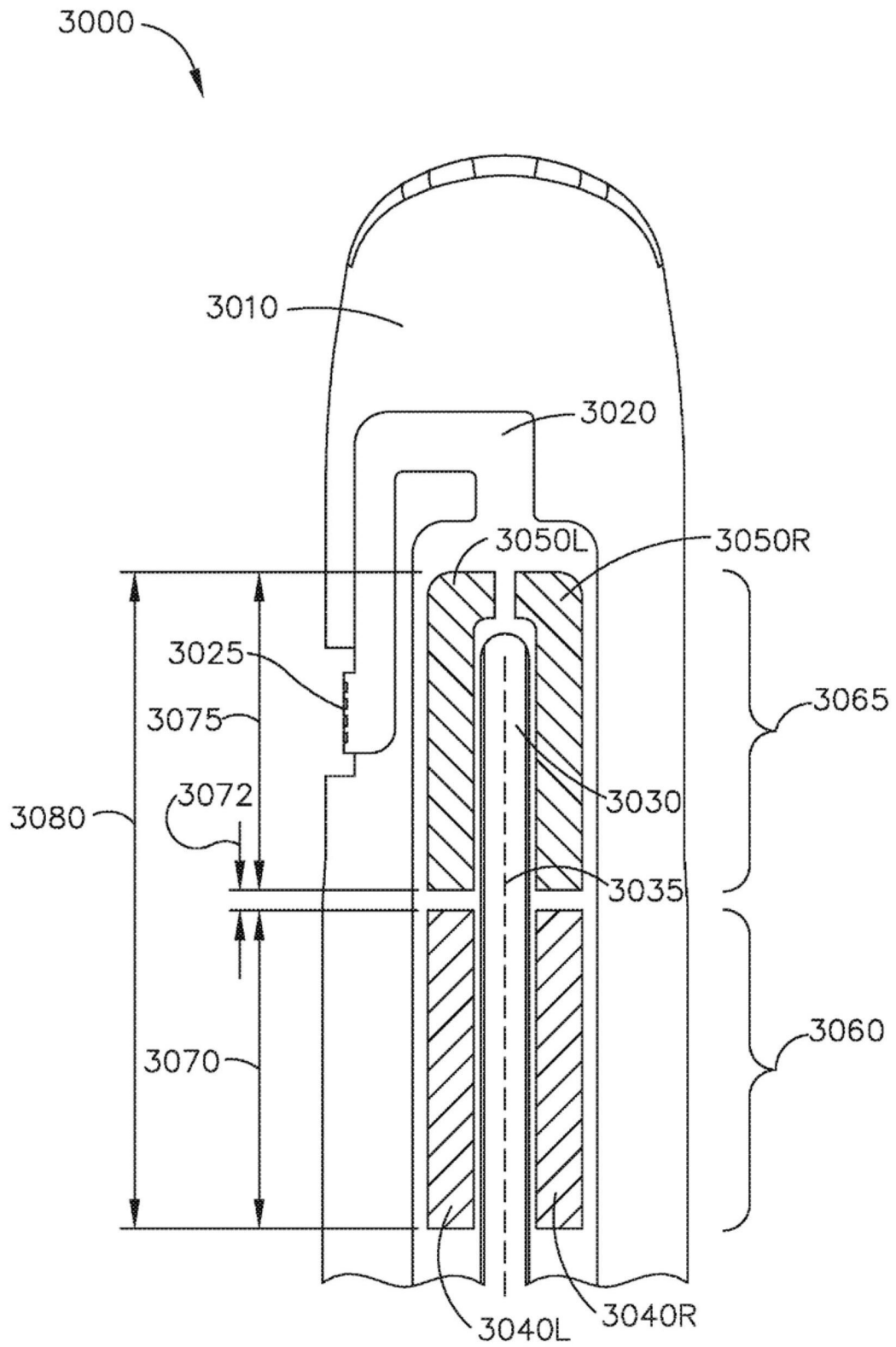


图42

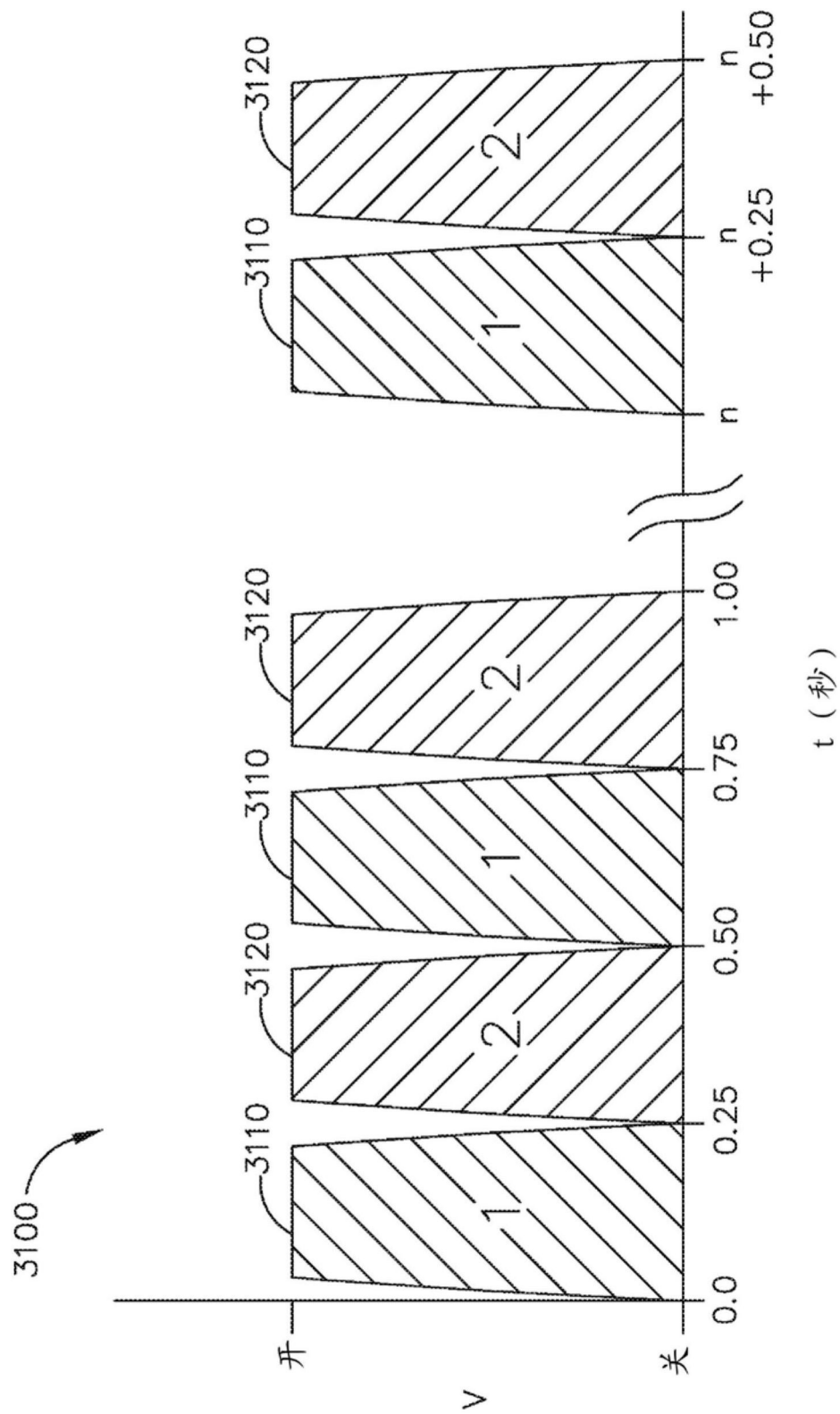


图43

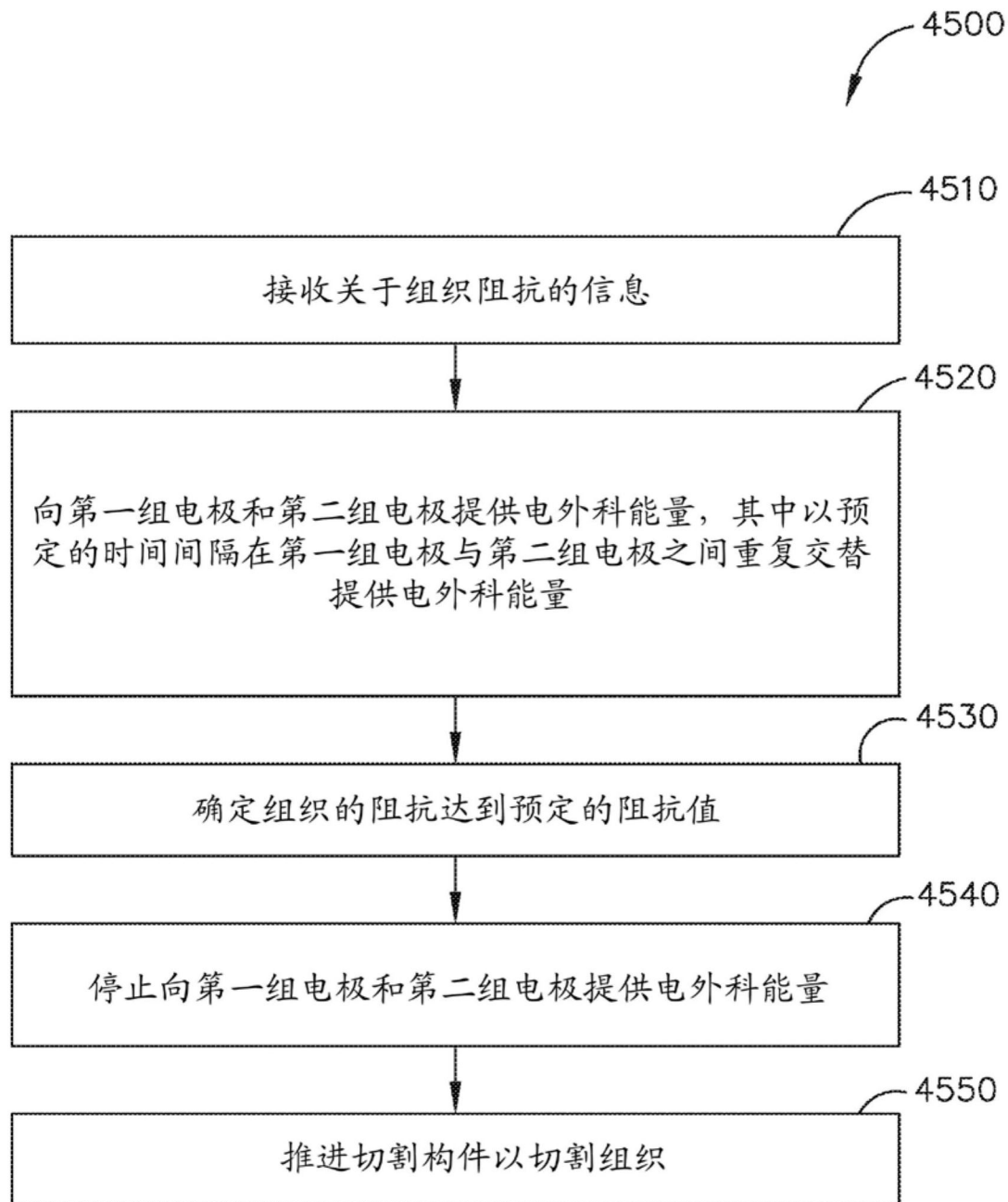


图44

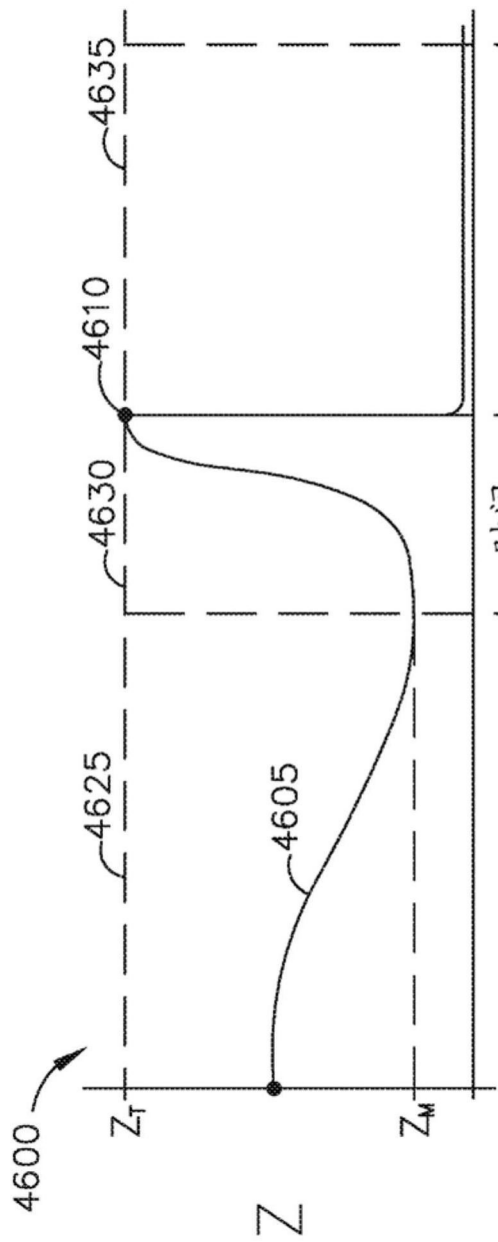


图45

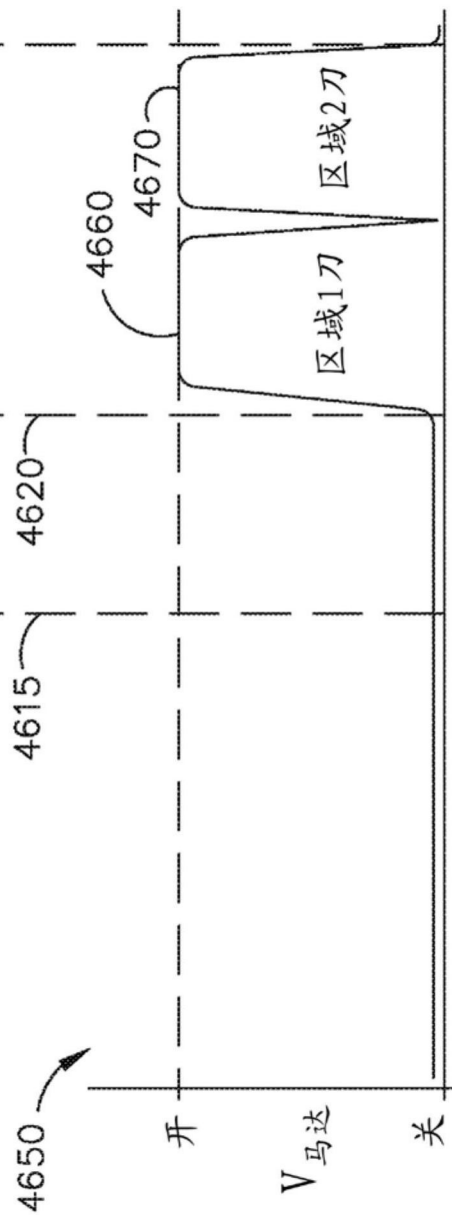


图46

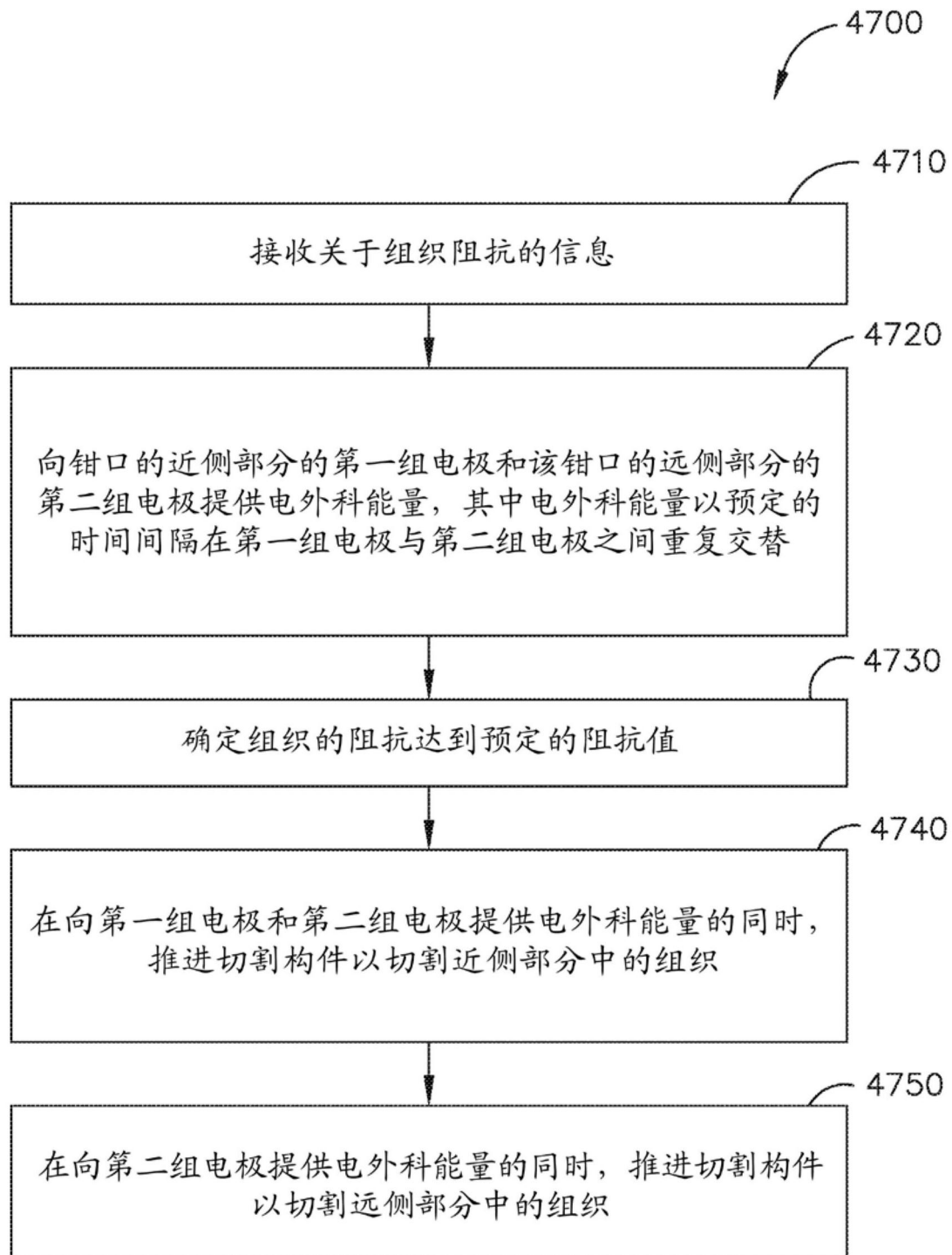


图47

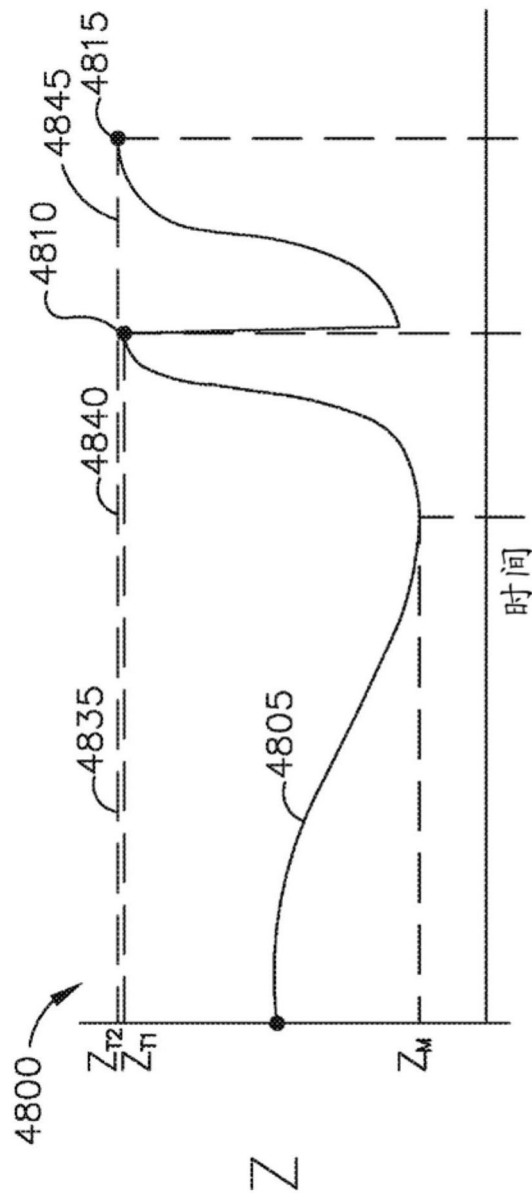


图48

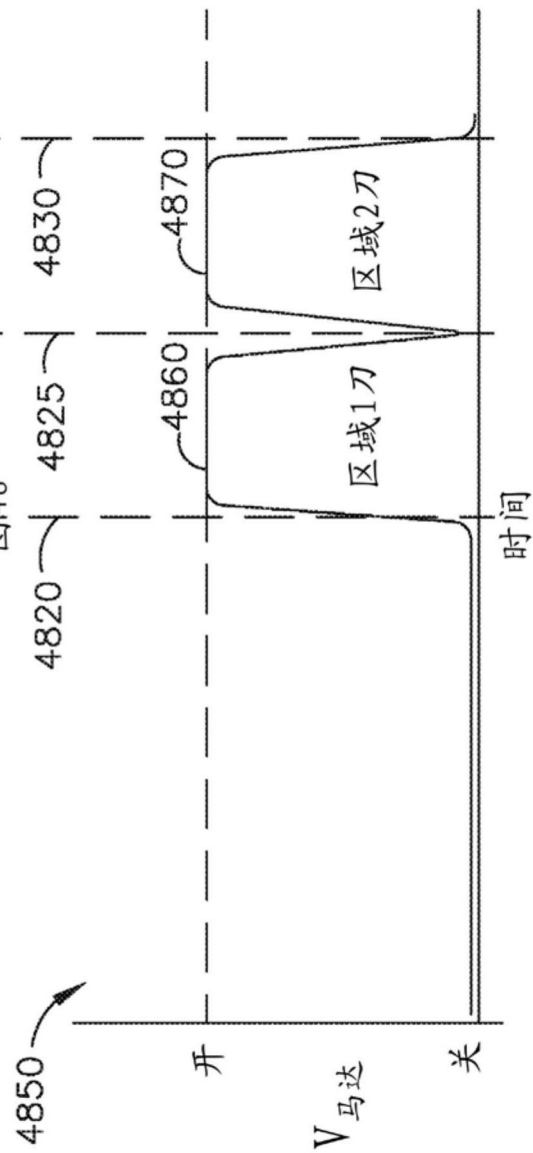


图49

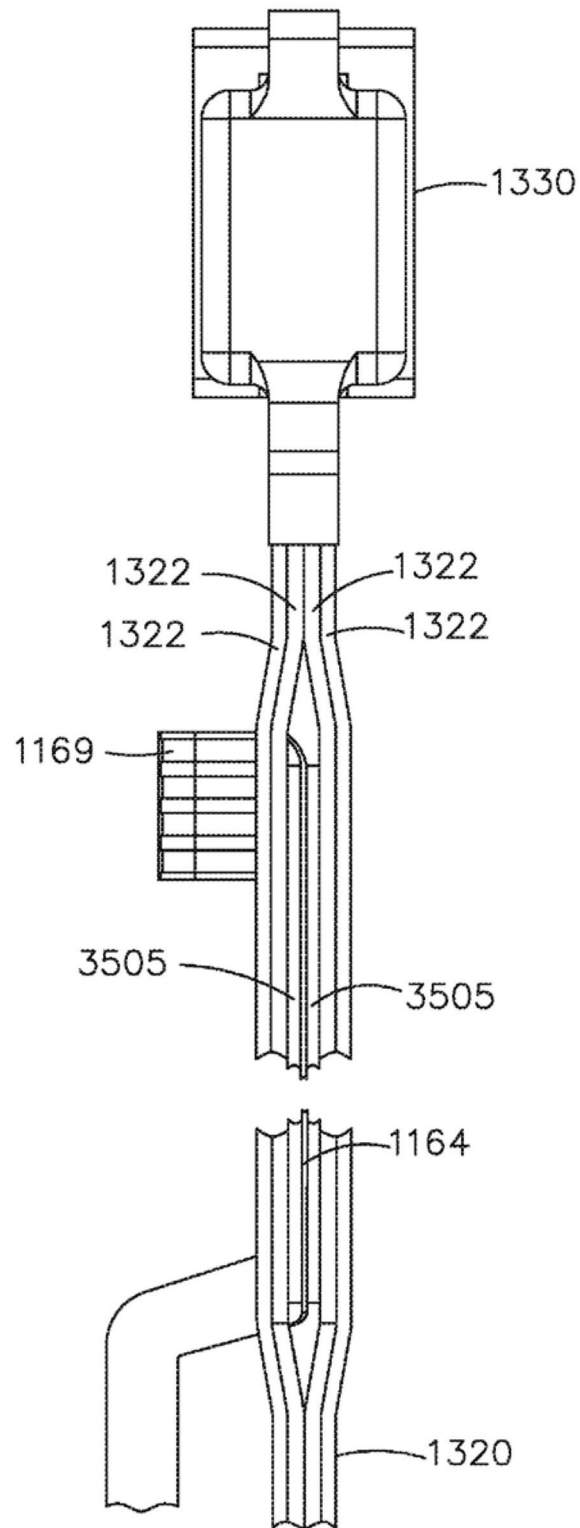


图50

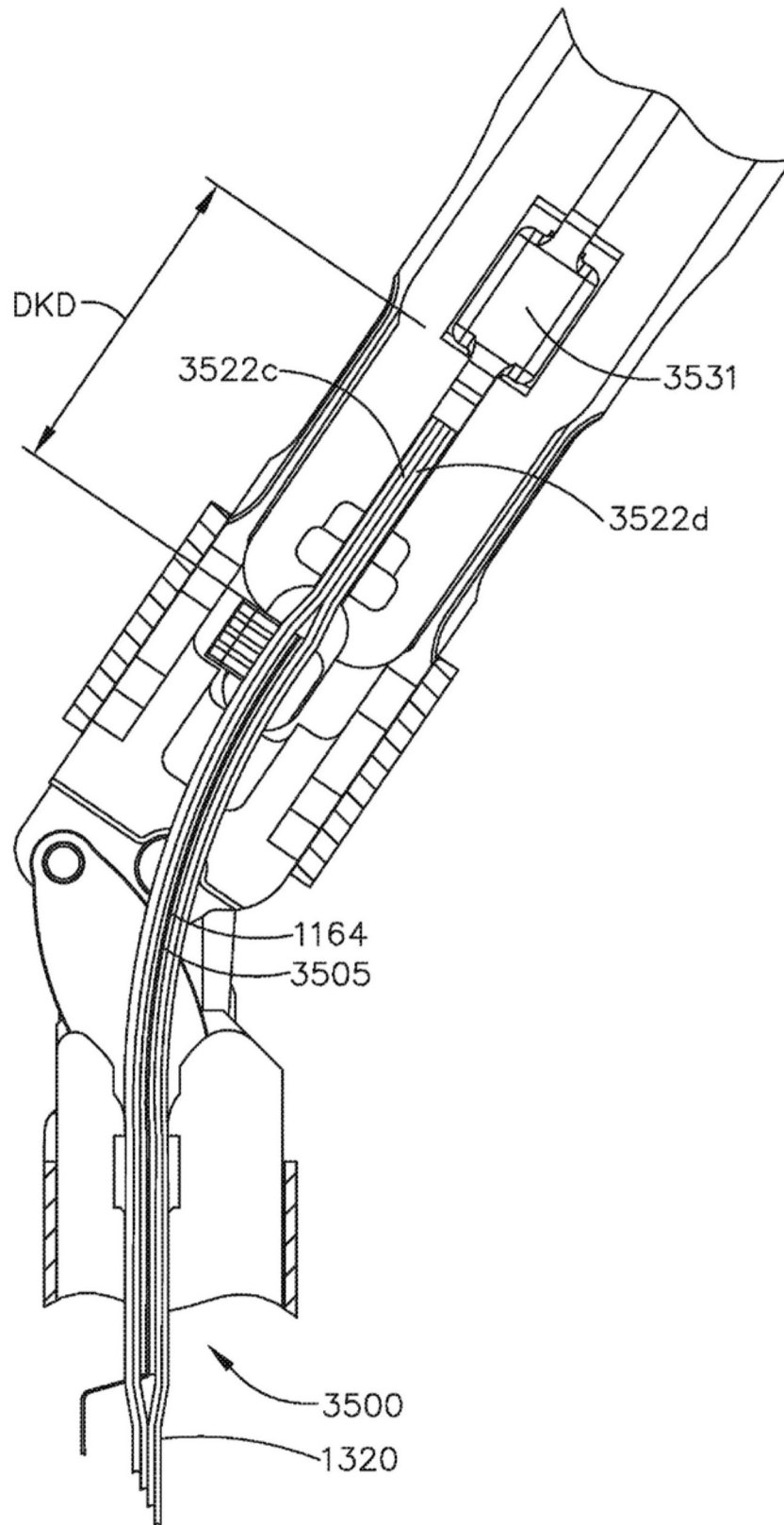


图51B

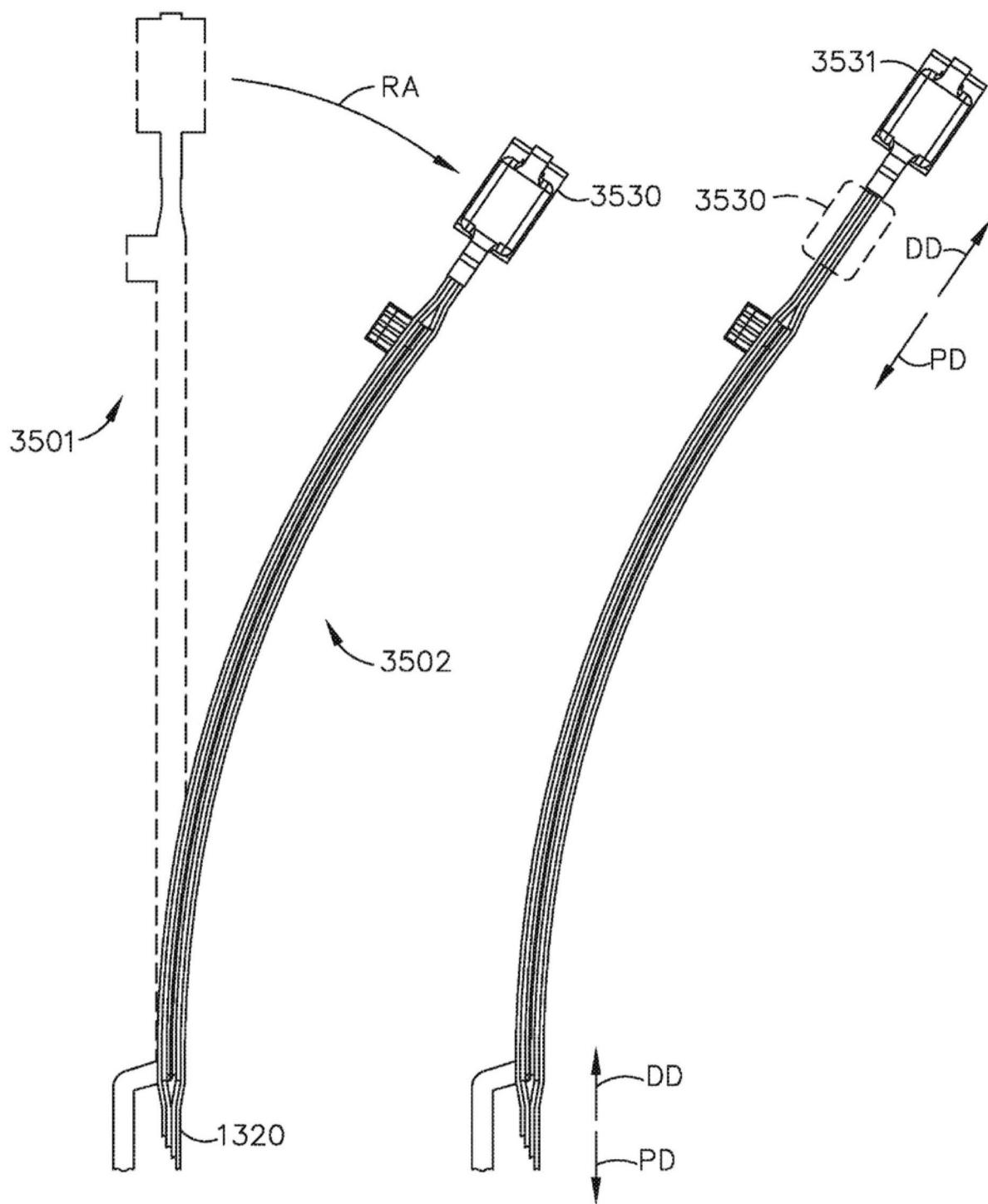


图 52A

图 52B

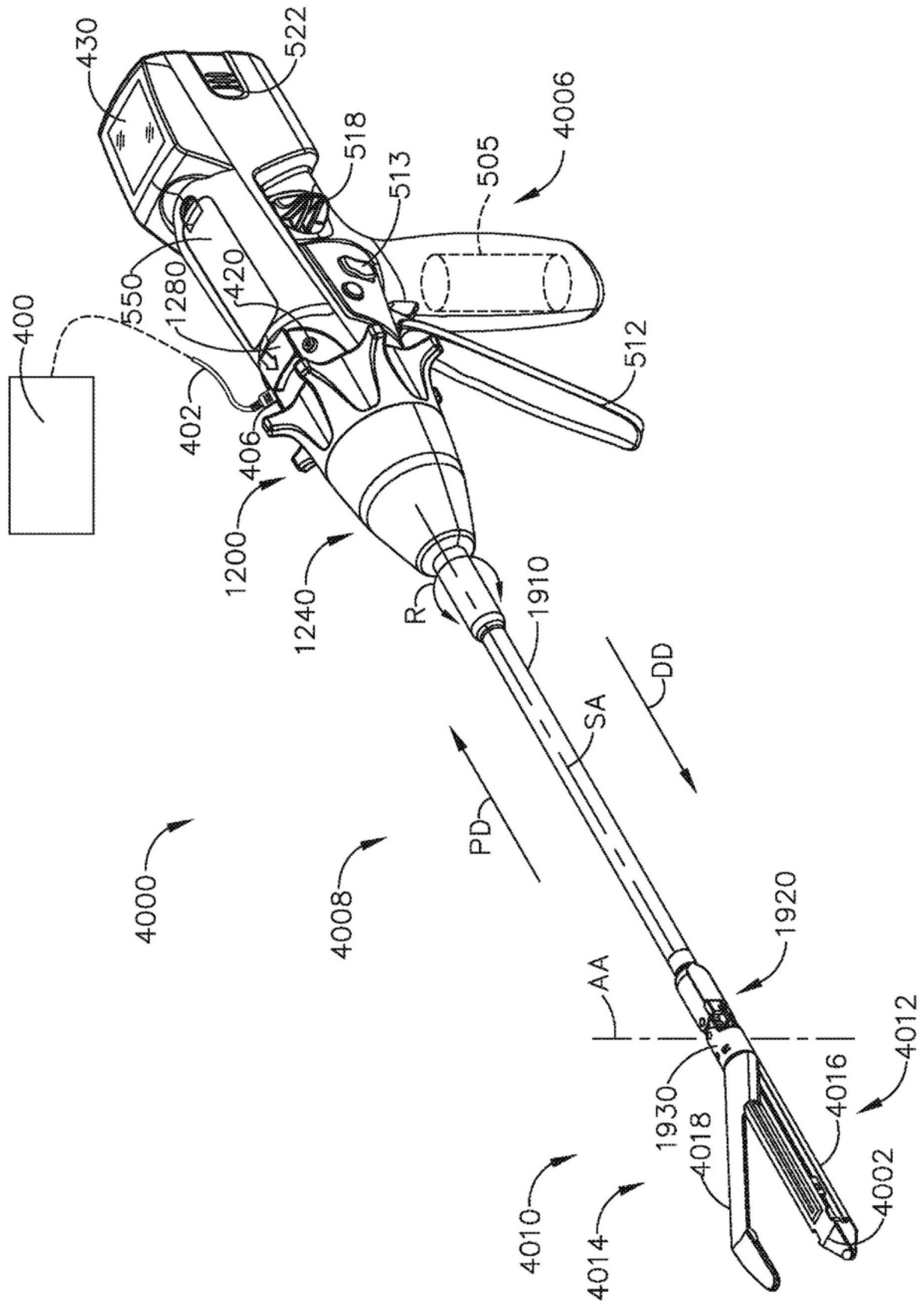


图53

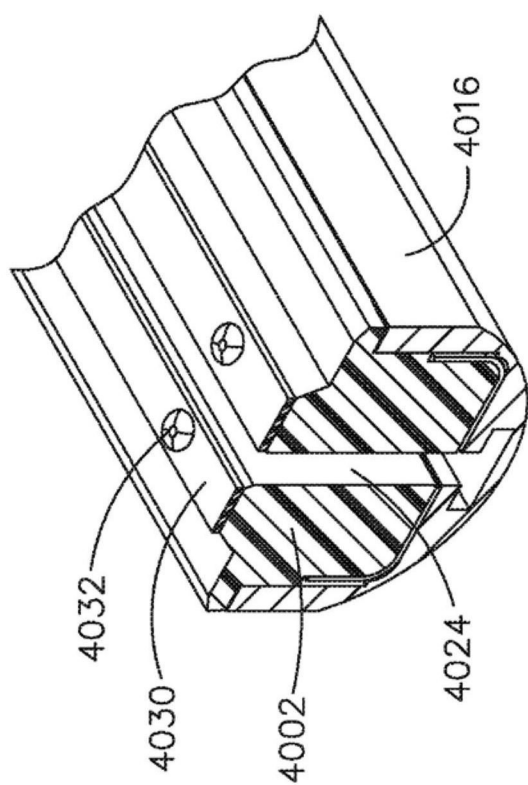


图 54

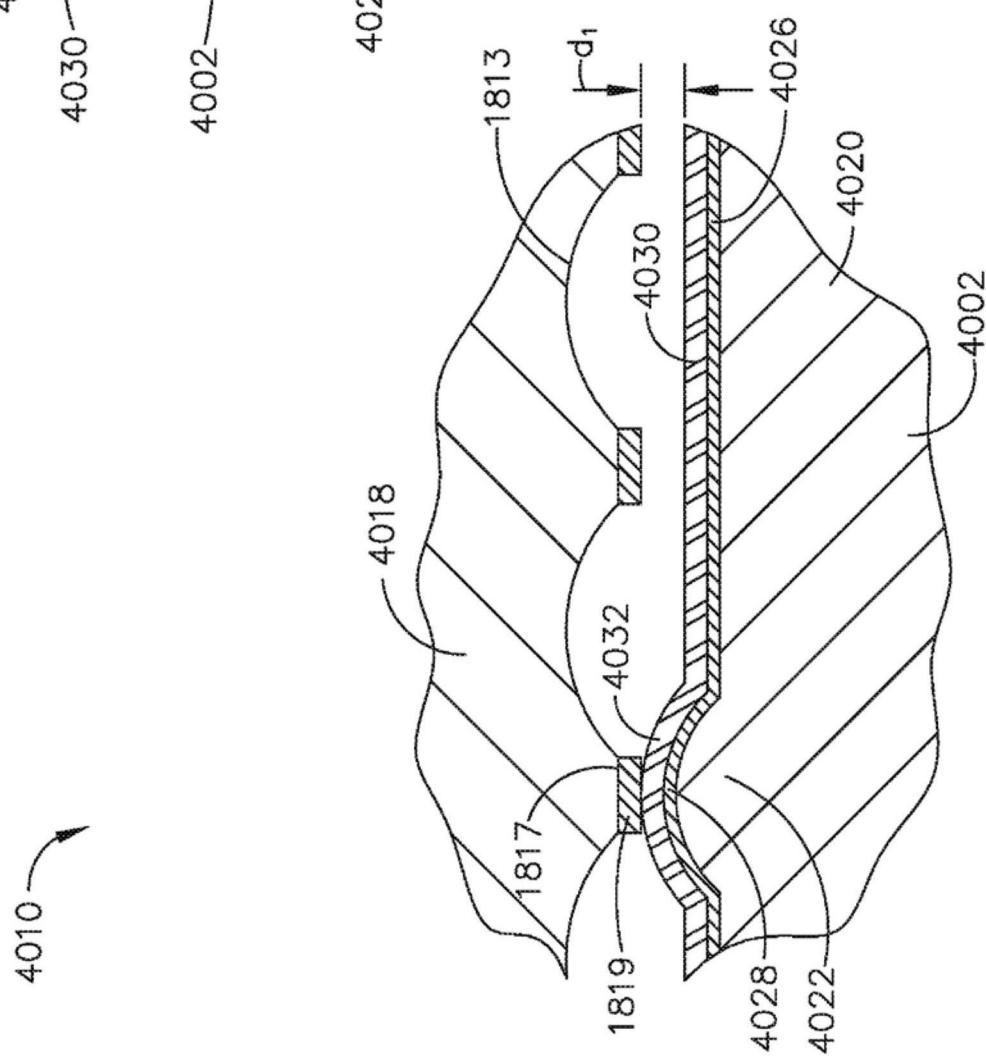


图55

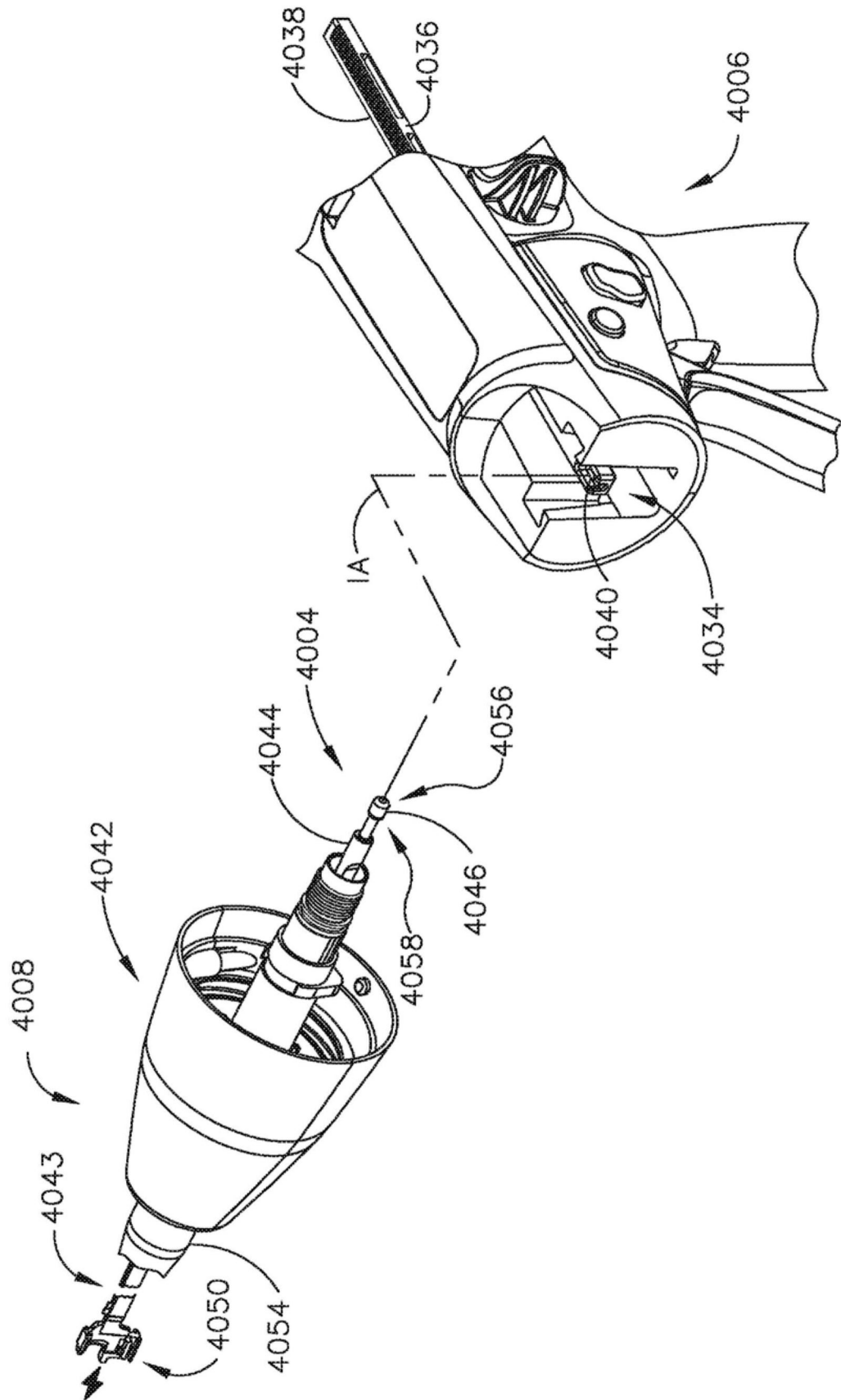


图56

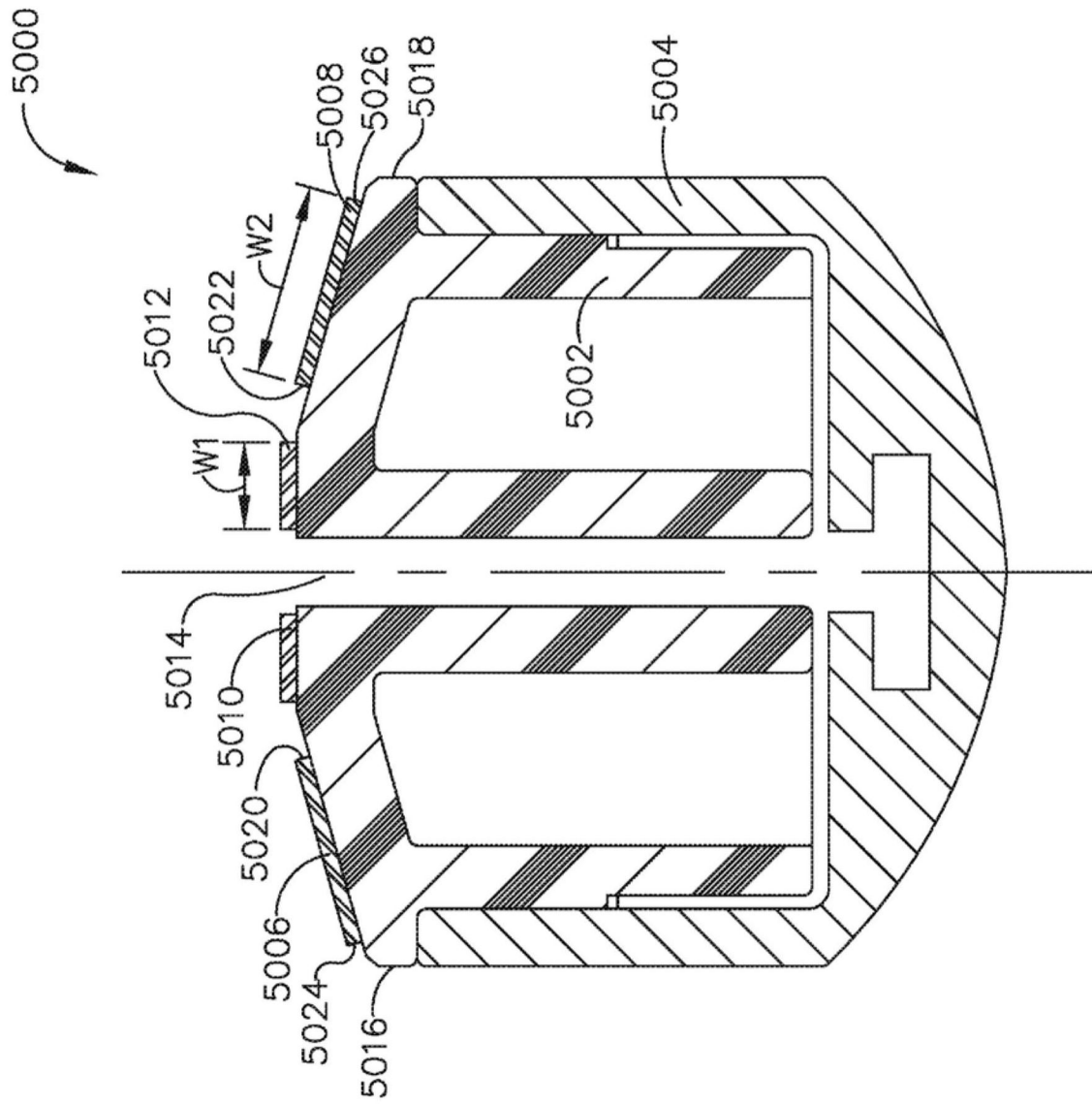


图57

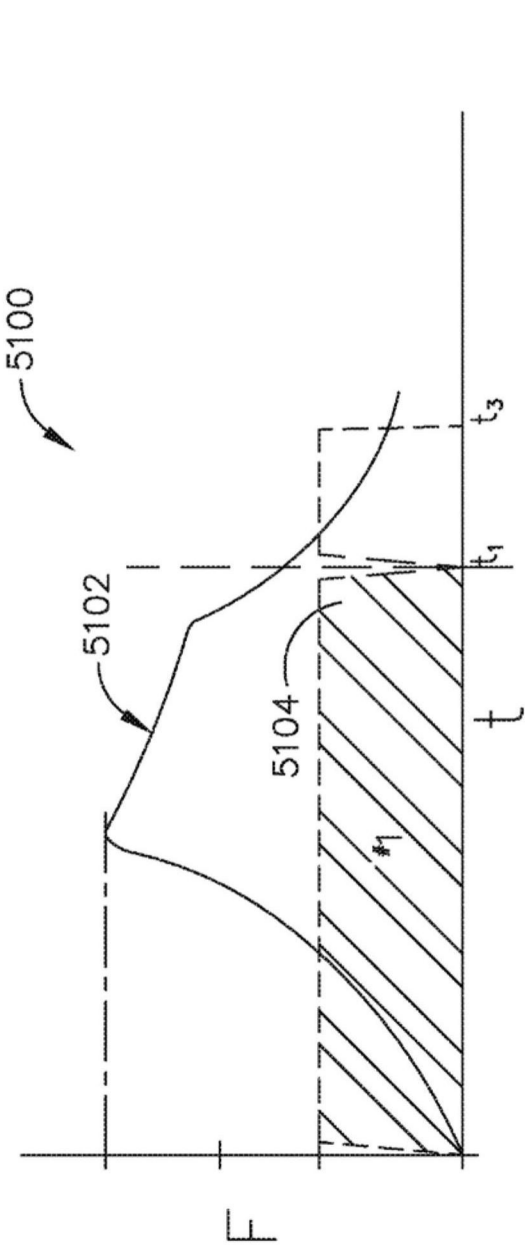


图 58

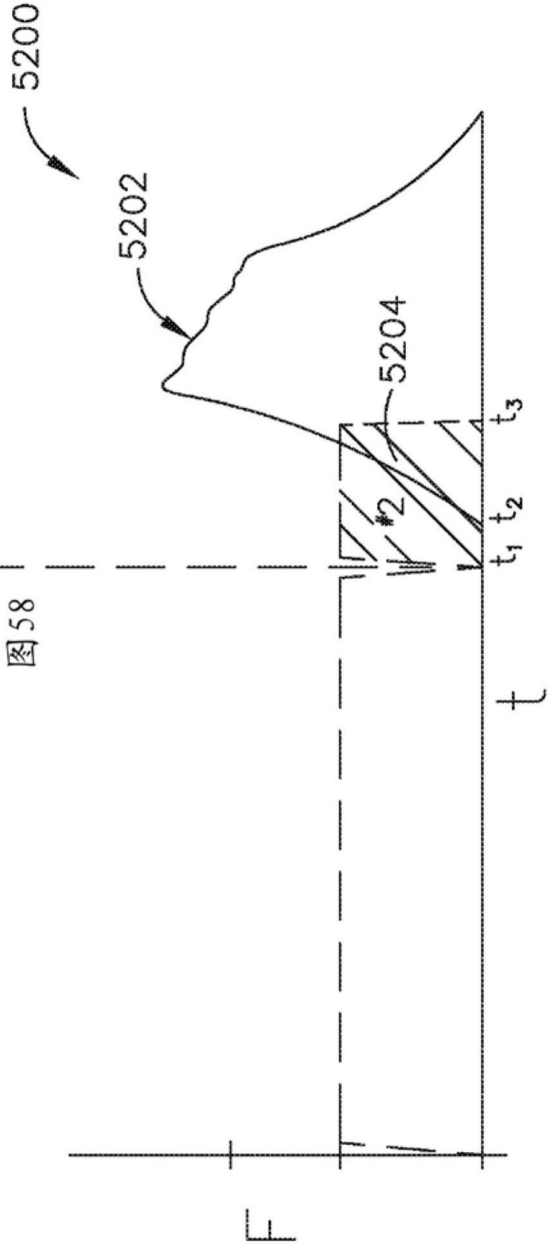


图 59

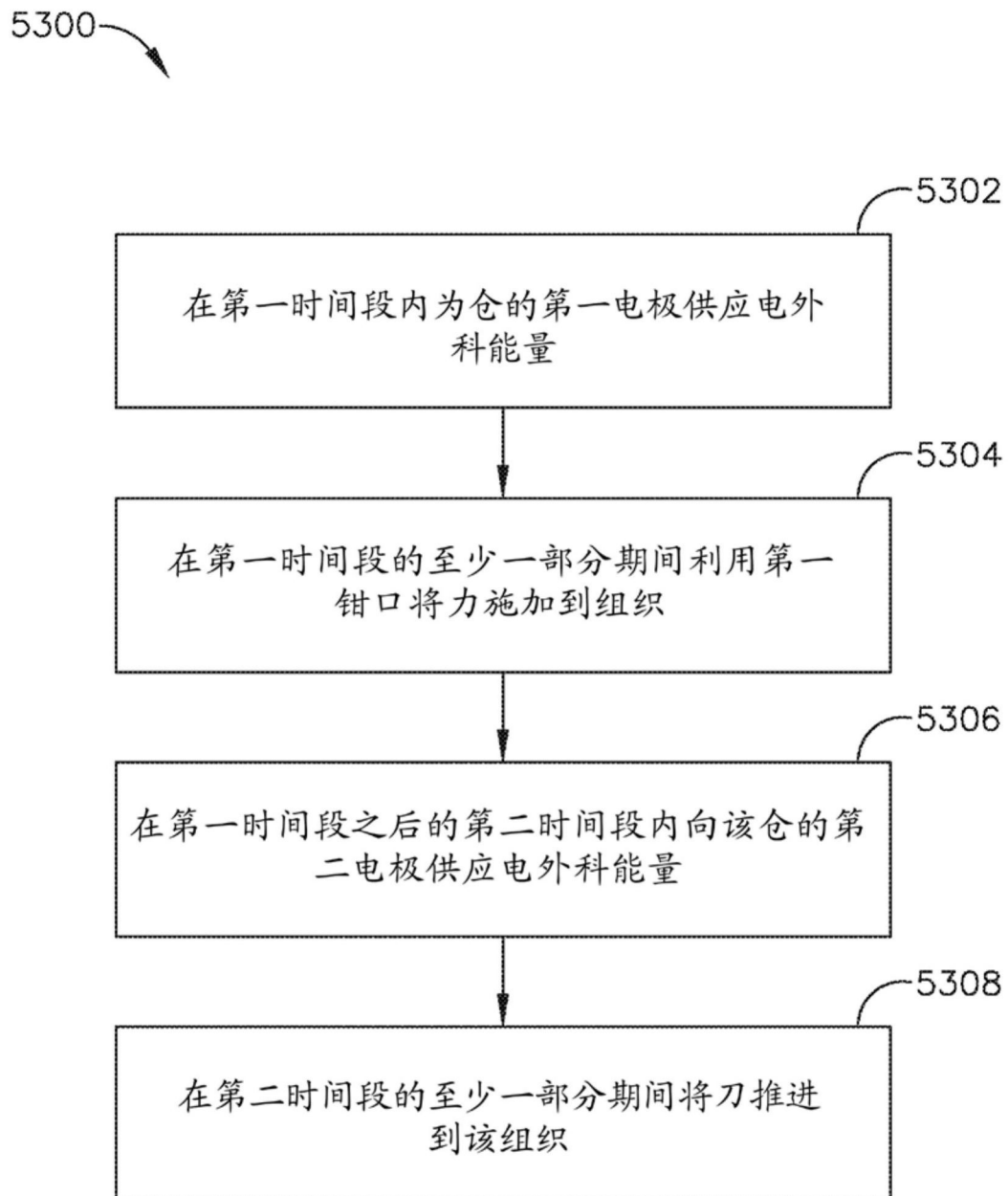


图60

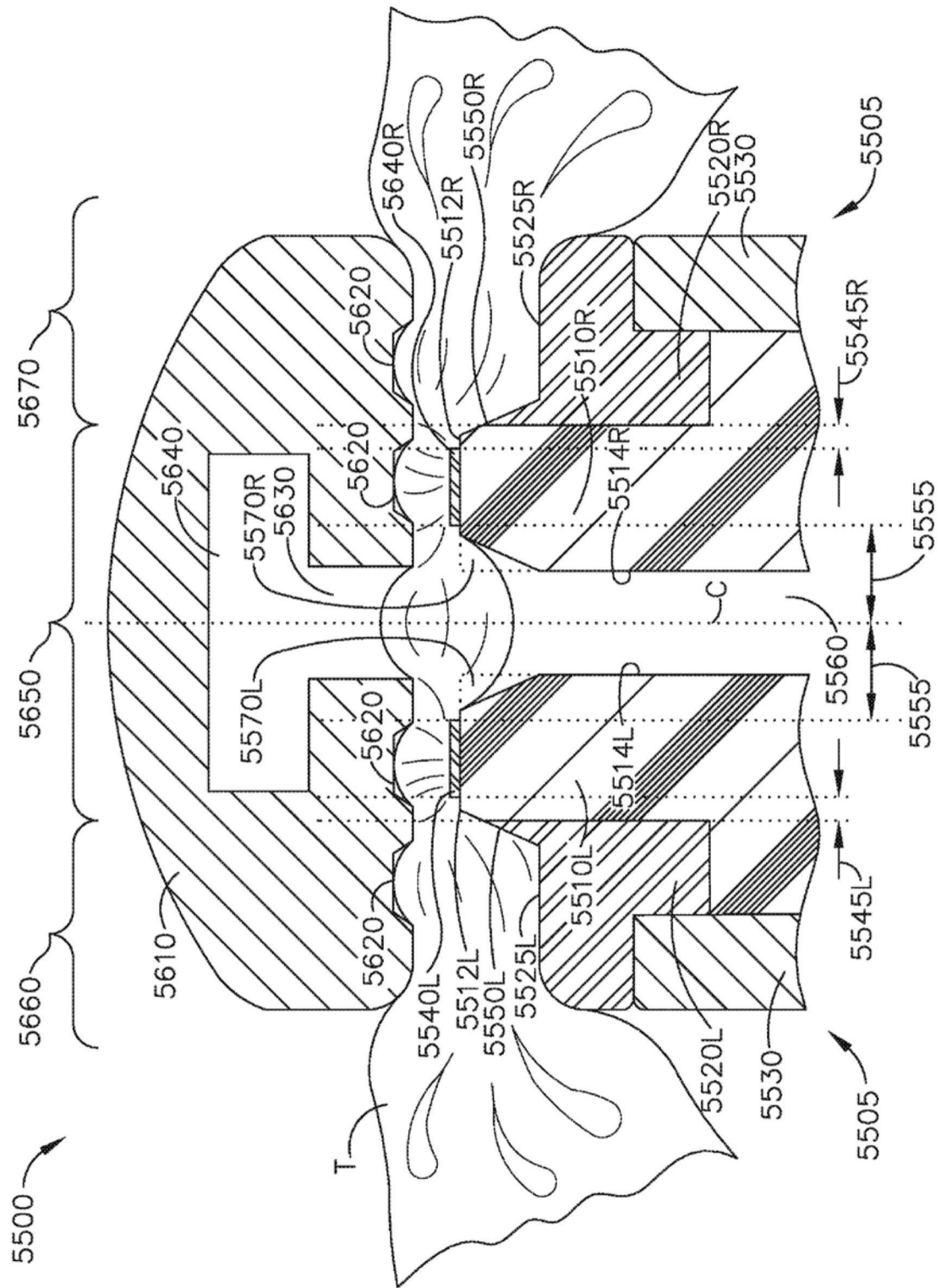


图61

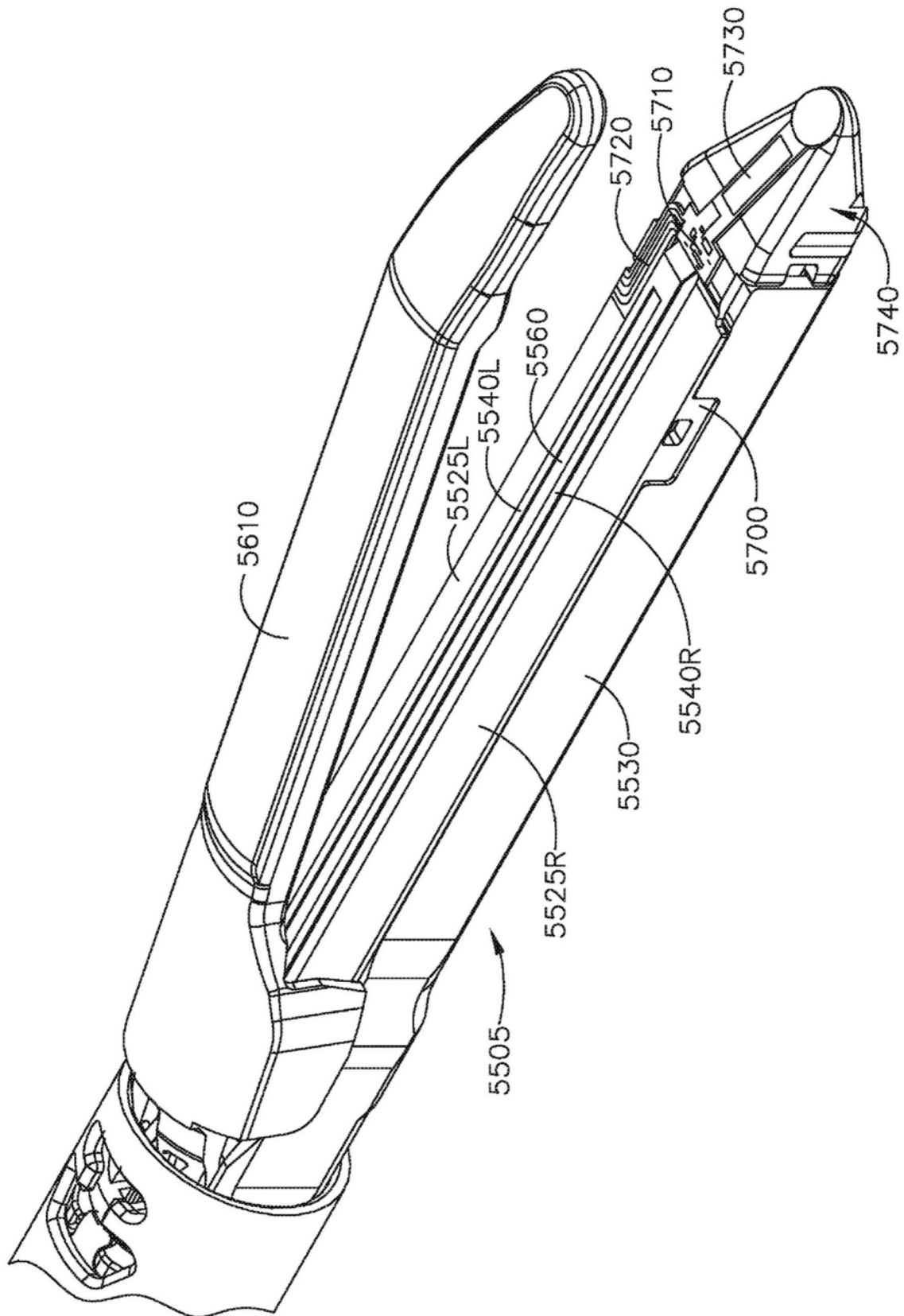


图62

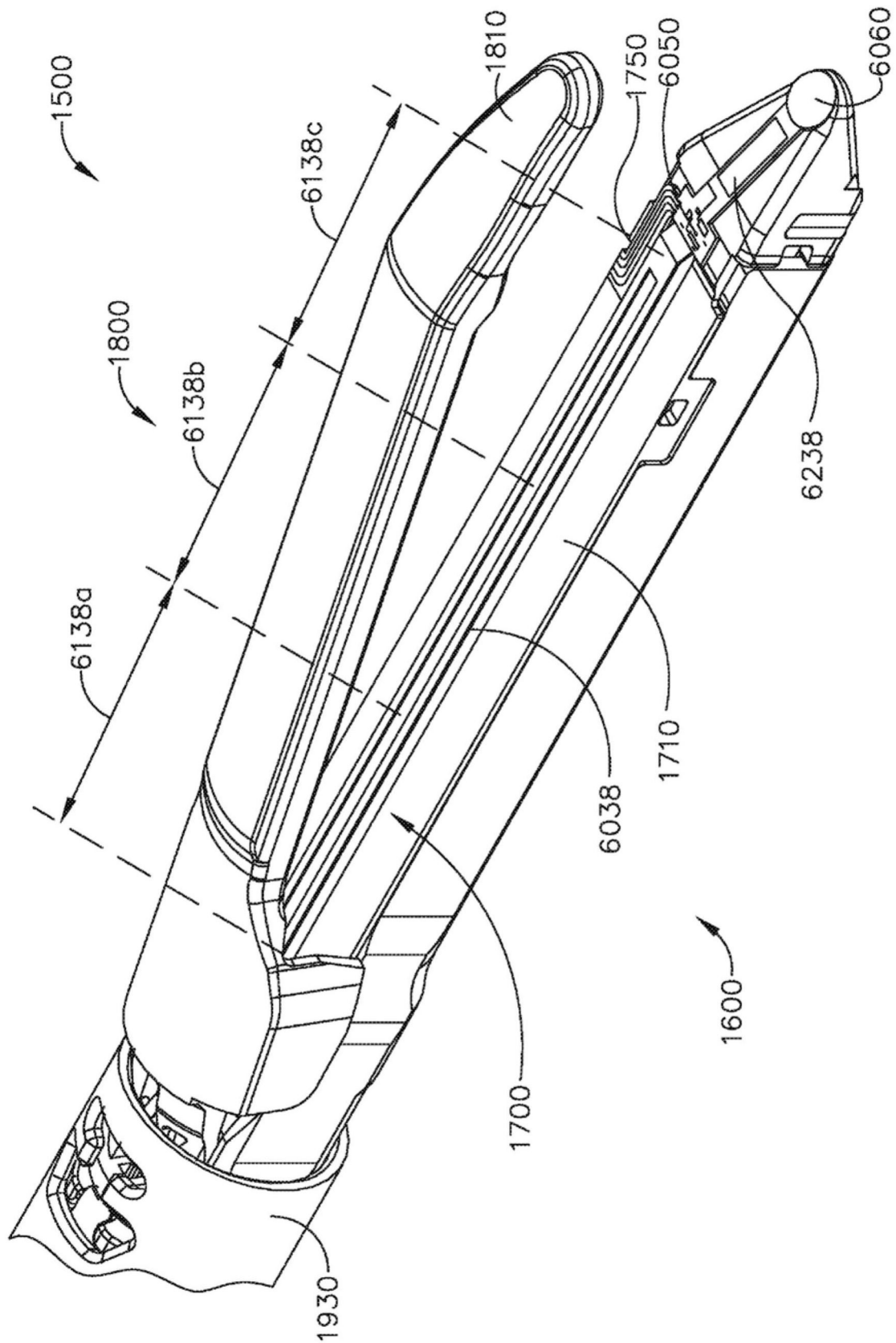


图63A

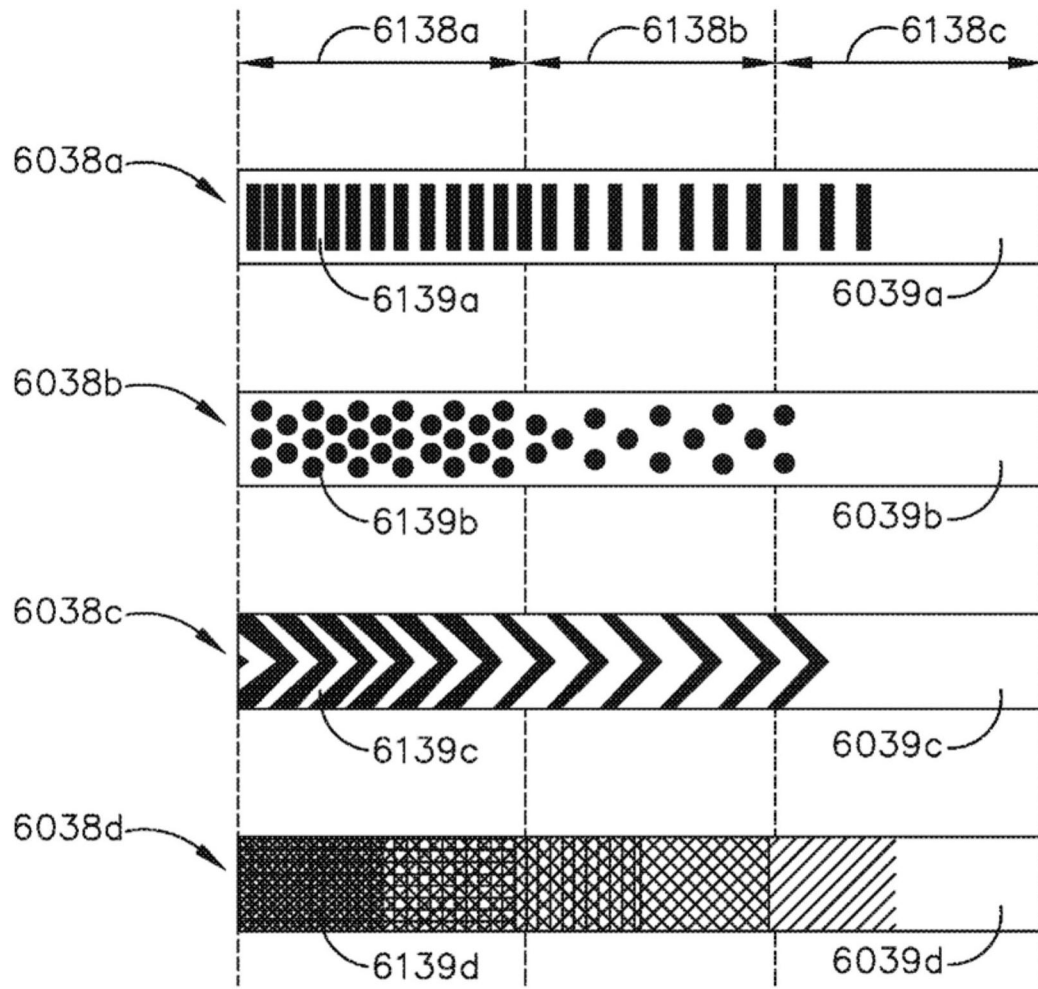


图64

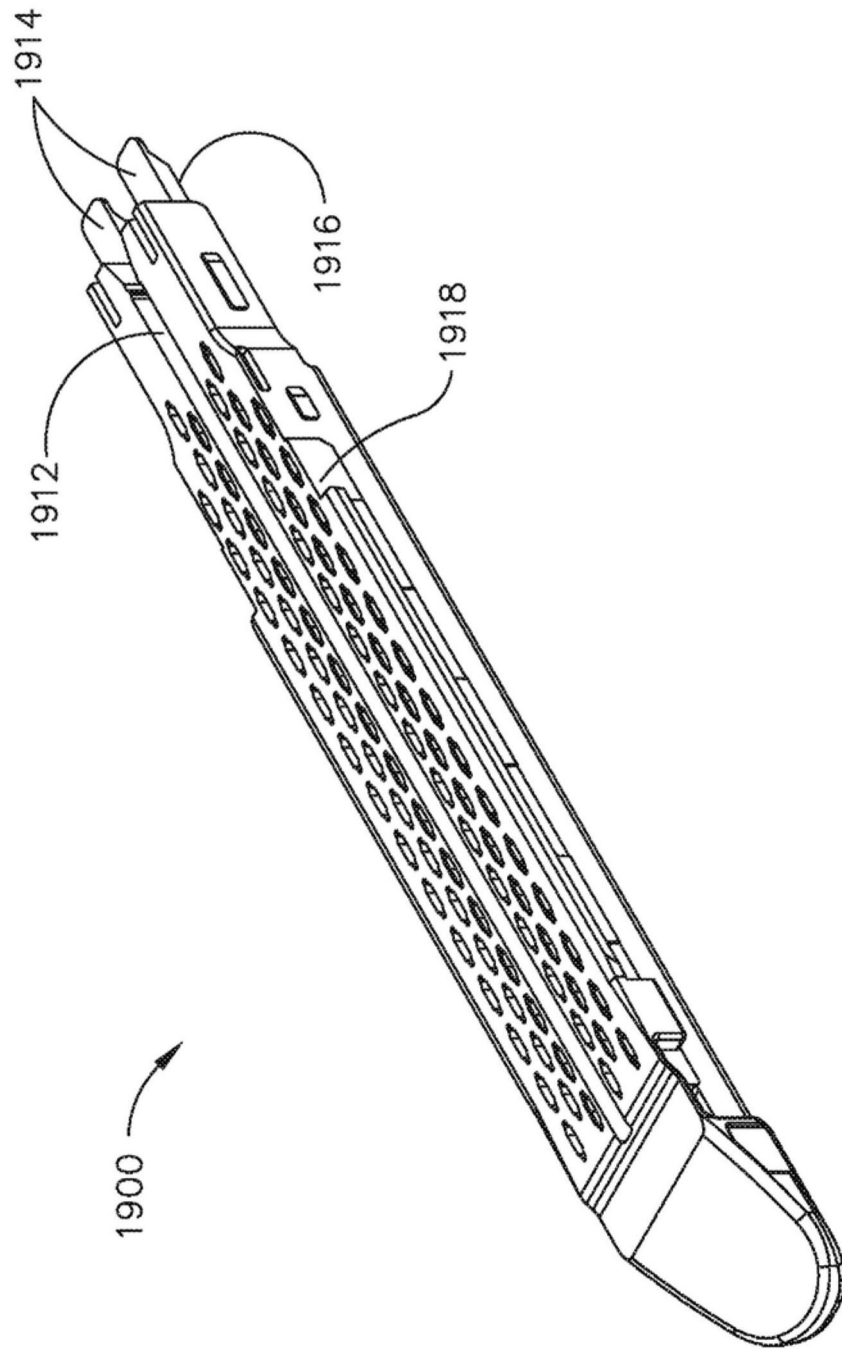


图65

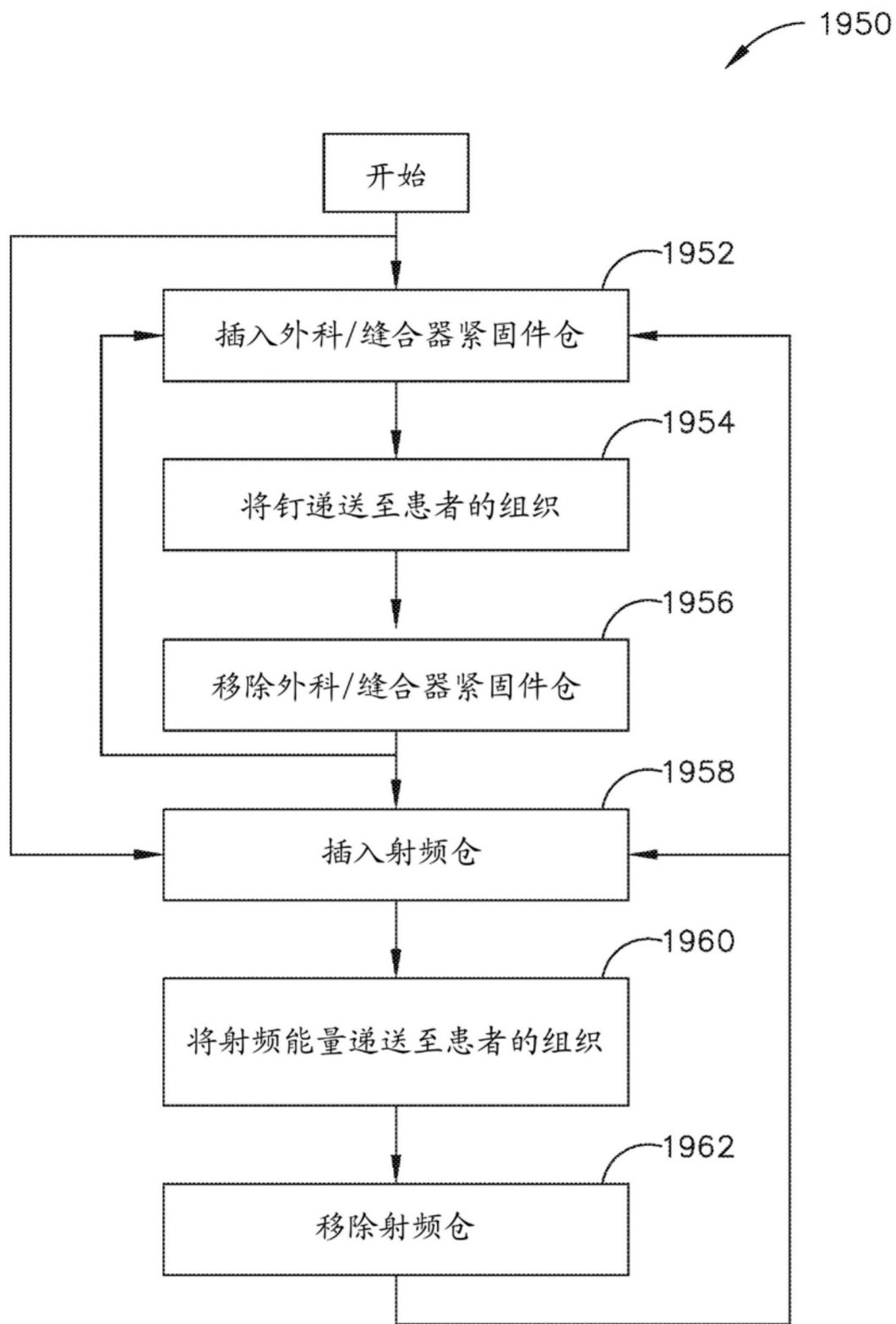


图66