



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110352040 A

(43)申请公布日 2019.10.18

(21)申请号 201780083156.2

(74)专利代理机构 北京市金杜律师事务所
11256

(22)申请日 2017.11.22

代理人 易咏梅

(30)优先权数据

15/363,244 2016.11.29 US

(51)Int.Cl.

A61B 17/32(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 18/00(2006.01)

2019.07.11

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2017/062959 2017.11.22

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/102210 EN 2018.06.07

(71)申请人 爱惜康有限责任公司

地址 美国波多黎各瓜伊纳沃

(72)发明人 P·H·克劳达 C·诺特

J·F·卡姆斯 D·J·卡格尔

D·J·尤尔里奇

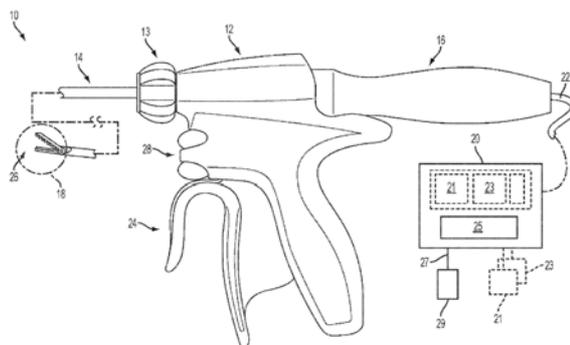
权利要求书2页 说明书39页 附图32页

(54)发明名称

端部执行器控制和校准系统

(57)摘要

本发明描述了用于端部执行器控制和校准的方法和设备。该方法可包括响应于第一管相对于第二管的运动而检测信号,该第一管驱动端部执行器的夹持臂的运动。该方法还可包括基于该信号来确定该端部执行器相对于该端部执行器的超声刀的夹持臂位置。该方法还可包括基于该夹持臂位置来调节对该端部执行器的该超声刀的功率输出。



1. 一种用于控制端部执行器的方法,所述方法包括:
响应于第一管相对于第二管的运动而检测信号,所述第一管驱动所述端部执行器的夹持臂的运动;
基于所述信号来确定所述端部执行器相对于所述端部执行器的超声刀的夹持臂位置;
以及
基于所述夹持臂位置来调节对所述端部执行器的所述超声刀的功率输出。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中,调节对所述超声刀的所述功率输出是通过操纵被发送到手持件的电流来实现。
3. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述第一管为内管,并且所述第二管为外管,所述内管能够相对于所述外管运动,所述外管相对于所述内管静止。
4. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述第一管为内管,并且所述第二管为外管,所述外管能够相对于所述内管运动,所述内管相对于所述内管静止。
5. 根据权利要求1所述的方法,所述方法还包括使用霍尔效应传感器和定位在所述第一管上的磁体来检测所述信号。
6. 根据权利要求1所述的方法,所述方法还包括当所述第一管驱动所述端部执行器的所述夹持臂的运动时,使定位在所述第一管上的磁体相对于霍尔效应传感器运动。
7. 根据权利要求1所述的方法,所述方法还包括基于霍尔效应传感器中的电压变化,使用超声换能器调节对所述端部执行器的所述超声刀的所述功率输出。
8. 根据权利要求1所述的方法,所述方法还包括基于随所述夹持臂接近所述超声刀而改变的行进比率来动态地调节对所述端部执行器的所述超声刀的所述功率输出。
9. 根据权利要求1所述的方法,所述方法还包括基于随所述夹持臂接近所述超声刀而改变的行进比率,使用比例积分控制器来动态地调节对所述端部执行器的所述超声刀的所述功率输出。
10. 根据权利要求1所述的方法,所述方法还包括一旦已满足了行进比率阈值,就完全关闭对所述端部执行器的所述超声刀的所述功率输出。
11. 根据权利要求1所述的方法,所述方法还包括:
基于所述信号来确定所述夹持臂和所述超声刀之间的组织的量或厚度;以及
基于组织的所述量或所述厚度来调节对所述端部执行器的所述超声刀的所述功率输出。
12. 根据权利要求11所述的方法,所述方法还包括响应于确定所述夹持臂和所述超声刀之间的组织的所述量或所述厚度小于预定阈值,将对所述端部执行器的所述超声刀的所述功率输出减小小于组织的较大量或厚度的量。
13. 根据权利要求11所述的方法,所述方法还包括响应于确定所述夹持臂和所述超声刀之间的组织的所述量或所述厚度高于预定阈值,将对所述端部执行器的所述超声刀的所述功率输出减小大于组织的较小量或厚度的量。
14. 一种用于控制端部执行器的设备,所述设备包括:
传感器,所述传感器被配置成能够响应于第一管相对于第二管的运动来检测信号,所述第一管驱动所述端部执行器的夹持臂的运动;
处理器,所述处理器被配置成能够基于所述信号来确定所述端部执行器的相对于所述

端部执行器的超声刀的夹持臂位置;和

换能器,所述换能器被配置成能够基于所述夹持臂位置来调节对所述端部执行器的所述超声刀的功率输出。

15. 根据权利要求14所述的设备,其中,所述第一管为内管,并且所述第二管为外管,所述外管能够相对于所述内管运动,所述内管相对于所述外管静止。

16. 根据权利要求14所述的设备,其中,所述第一管为内管,并且所述第二管为外管,所述内管能够相对于所述外管运动,所述外管相对于所述内管静止。

17. 根据权利要求14所述的设备,所述设备还包括:

磁体,所述磁体定位在所述第一管上;并且

其中所述传感器为霍尔效应传感器,所述霍尔效应传感器用于基于所述磁体的位置来检测所述信号。

18. 根据权利要求14所述的设备,其中,当所述第一管驱动所述端部执行器的所述夹持臂的运动时,定位在所述第一管上的所述磁体相对于霍尔效应传感器运动。

19. 根据权利要求14所述的设备,其中,所述换能器为超声换能器,所述超声换能器被配置成能够基于霍尔效应传感器中的电压变化来调节对所述端部执行器的所述超声刀的所述功率输出。

20. 根据权利要求14所述的设备,其中,所述换能器被配置为能够基于随着所述夹持臂接近所述超声刀而改变的行进比率来动态地调节对所述端部执行器的所述超声刀的所述功率输出。

21. 根据权利要求14所述的设备,所述设备还包括:

比例积分控制器,所述比例积分控制器被配置成能够基于随着所述夹持臂接近所述超声刀而改变的行进比率来动态地调节对所述端部执行器的所述超声刀的所述功率输出。

22. 一种用于校准用于控制端部执行器的设备的方法,所述方法包括:

检测对应于所述端部执行器的夹持臂和超声刀的完全打开位置的第一信号;

检测对应于所述端部执行器的所述夹持臂和所述超声刀的中间位置的第二信号,所述中间位置由在所述夹持臂和所述超声刀之间夹持硬物体形成;以及

检测对应于所述端部执行器的所述夹持臂和所述超声刀的完全闭合位置的第三信号。

23. 根据权利要求22所述的方法,所述方法还包括:

至少基于所述第一信号、所述第二信号和所述第三信号、所述完全打开位置、所述中间位置和所述完全闭合位置以及所述硬物体的尺寸来确定用于表示作为传感器位移的函数的信号强度的最佳拟合曲线。

24. 根据权利要求22所述的方法,所述方法还包括:

至少基于所述第一信号、所述第二信号和所述第三信号以及所述完全打开位置、所述中间位置和所述完全闭合位置来创建查找表。

端部执行器控制和校准系统

技术领域

[0001] 技术领域可总体涉及控制外科器械,并且具体地涉及控制和校准外科器械的端部执行器。

背景技术

[0002] 各方面涉及外科器械,以及控制和校准外科器械的端部执行器。

[0003] 例如,超声外科器械因其独特性能特性而被越来越广泛地用于外科手术中的许多应用中。根据具体的装置配置和操作参数,超声外科装置可大体上同时进行组织的横切和通过凝固止血,从而有利地使患者创伤最小化。超声外科装置可包括包括超声换能器的手持件,以及耦接到超声换能器的器械,该器械具有安装在远端的端部执行器(例如,超声刀和夹持臂,其中夹持臂可包括不粘组织垫)。在一些情况下,器械可永久性地附连到手持件。在其它情况下,器械可与从手持件拆下,如在一次性器械或在不同手持件之间可互换的器械的情况下。端部执行器将超声能量传输至与端部执行器接触的组织,以实现切割和密封动作。具有该性质的超声外科装置可被配置为用于开放性外科用途、腹腔镜式或内窥镜式外科手术,包括机器人辅助的手术。

[0004] 超声能量使用比用在电外科手术中的温度低的温度来切割和凝固组织。通过高频振动(例如,每秒55,500次),超声刀使组织中的蛋白质变性,以形成粘性凝固物。通过超声刀表面施加在组织上的压力使血管塌缩并允许凝结物形成止血密封。外科医生可通过由端部执行器施加至组织的力、施加该力的时间以及端部执行器的选定偏移水平来控制切割速度和凝固。

发明内容

[0005] 在一个方面,用于控制端部执行器的方法可包括响应于第一管相对第二管的运动而检测信号,该第一管驱动端部执行器的夹持臂的运动。该方法还可包括基于信号确定端部执行器相对于端部执行器的超声刀的夹持臂位置。该方法可另外包括基于夹持臂位置来调节对端部执行器的超声刀的功率输出。

[0006] 可包括下列特征中的一个或多个。第一管可为内管,并且第二管可为外管,内管能够相对于外管运动,外管相对于内管静止。该方法还可包括使用霍尔效应传感器和定位在第一管上的磁体来检测信号。该方法还可包括当第一管驱动端部执行器的夹持臂的运动时,使定位在第一管上的磁体相对于霍尔效应传感器运动。该方法还可包括基于霍尔效应传感器中的电压变化,使用超声换能器调节对端部执行器的超声刀的功率输出。此外,该方法可包括基于随着夹持臂接近超声刀而改变的行进比率来动态地调节对端部执行器的超声刀的功率输出。此外,该方法可包括基于随着夹持臂接近超声刀而改变的行进比率,使用比例积分控制器动态地调节对端部执行器的超声刀的功率输出。

[0007] 在一个或多个具体实施方式中,该方法可包括基于信号确定夹持臂和超声刀之间的组织的类型。该方法还可包括基于组织的类型来调节对端部执行器的超声刀的功率输

出。该方法还可包括响应于确定夹具和超声刀之间的组织的类型为小血管,将到端部执行器的超声刀的功率输出减小小于大血管的量。此外,该方法可包括响应于确定夹具和超声刀之间的组织的类型为大血管,将到端部执行器的超声刀的功率输出减小大于小血管的量。

[0008] 在一个方面,用于控制端部执行器的设备可包括传感器,该传感器被配置为响应于第一管相对于第二管的运动而检测信号,第一管驱动端部执行器的夹持臂的运动。该设备还可包括处理器,该处理器被配置为基于信号确定相对于端部执行器的超声刀的端部执行器的夹持臂位置。该设备还可包括换能器,该换能器被配置为基于夹持臂位置调节对端部执行器的超声刀的功率输出。

[0009] 可包括下列特征中的一个或多个。第一管可为内管,并且第二管可为外管,内管能够相对于外管运动,外管相对于内管静止。该设备还可包括定位在第一管上的磁体,其中传感器为霍尔效应传感器,该霍尔效应传感器用于基于磁体的位置检测信号。当第一管驱动端部执行器的夹持臂的运动时,磁体可定位在第一管上相对于霍尔效应传感器运动。换能器可为超声换能器,该超声换能器被配置成能够基于霍尔效应传感器中的电压变化来调节对端部执行器的超声刀的功率输出。该设备还可包括比例积分控制器,该比例积分控制器被配置为基于随着夹持臂接近超声刀而改变的行进比率,动态地调节对端部执行器的超声刀的功率输出。

[0010] 在一个方面,一种用于校准用于控制端部执行器的设备的方法包括检测对应于夹持臂和端部执行器的超声刀的完全打开位置的第一信号。该方法还可包括检测对应于夹持臂和端部执行器的超声刀的中间位置的第二信号,该中间位置由夹持臂和超声刀之间的硬物体形成。该方法还可包括检测对应于夹持臂和端部执行器的超声刀的完全闭合位置的第三信号。该方法还可包括至少基于第一信号、第二信号和第三信号、完全打开位置、中间位置和完全闭合位置以及硬物体的尺寸来确定用于表示作为传感器位移的函数的信号强度的最佳拟合曲线。此外,该方法可包括至少基于第一信号、第二信号和第三信号、以及完全打开位置、中间位置和完全闭合位置来创建查找表。

[0011] 一个或多个实施方式的细节在以下附图和说明书中示出。通过说明书、附图和权利要求书,本发明的其它特征和优点将显而易见。

附图说明

[0012] 图1为根据本公开的一个方面的超声外科器械的正视图;

[0013] 图2为根据本公开的一个方面的超声外科器械的透视图;

[0014] 图3示出了根据本公开的一个方面的外科器械的示例端部执行器;

[0015] 图4示出了根据本公开的一个方面的外科器械的示例端部执行器;

[0016] 图5为根据本公开的一个方面的外科器械的一个方面的分解图;

[0017] 图6示出了根据本公开的一个方面的外科器械的图示;

[0018] 图7示出了根据本公开的一个方面的发生器架构的结构视图;

[0019] 图8A-8C示出了根据本公开的一个方面的发生器架构的功能视图;

[0020] 图9示出了控制器,该控制器用于根据本公开的一个方面监测输入装置并控制输出装置;

- [0021] 图10A和图10B示出根据本公开的一个方面的发生器的结构方面和功能方面；
- [0022] 图11示出了根据本公开的一个方面的外科器械的示例端部执行器和轴；
- [0023] 图12示出了根据本公开的一个方面的示例霍尔效应传感器和磁体配置，其中霍尔效应传感器被固定，并且磁体在垂直于霍尔效应传感器的面的线上运动；
- [0024] 图13A示出了根据本公开的一个方面的示例霍尔效应传感器和磁体配置，其中霍尔效应传感器被固定，并且磁体在平行于霍尔效应传感器的面的线上运动；
- [0025] 图13B示出了根据本公开的一个方面的示例霍尔效应传感器和磁体配置，其中霍尔效应传感器被固定，并且磁体在平行于霍尔效应传感器的面的线上运动；
- [0026] 图14A为根据本公开的一个方面的当夹持臂从完全闭合位置运动至完全打开位置时作为距离的函数的霍尔效应传感器的输出电压的表格；
- [0027] 图14B为根据本公开的一个方面的当夹持臂从完全闭合位置运动至完全打开位置时作为距离的函数的霍尔效应传感器的输出电压的表；
- [0028] 图15A为根据本公开的一个方面的外科器械中的霍尔效应传感器和磁体配置以及对应的打开钳口端部执行器位置的顶视图；
- [0029] 图15B为根据本公开的一个方面的外科器械中的霍尔效应传感器和磁体配置以及对应的闭合钳口端部执行器位置的顶视图；
- [0030] 图16示出了根据本公开的一个方面的包括外科器械中的霍尔效应传感器和磁体配置的系统的平面图；
- [0031] 图17A示出了根据本公开的一个方面的在外科器械的上下文中的霍尔效应传感器和磁体配置的视图；
- [0032] 图17B示出了根据本公开的一个方面的在外科器械的上下文中的霍尔效应传感器和磁体配置的视图；
- [0033] 图18示出了根据本公开的一个方面的外科器械中的霍尔效应传感器和磁体；
- [0034] 图19A示出了根据本公开的一个方面的霍尔效应传感器和磁体配置；
- [0035] 图19B示出了根据本公开的一个方面的外科器械中的霍尔效应传感器和磁体配置；
- [0036] 图20为根据本公开的一个方面的基于霍尔效应传感器输出电压描绘作为沿x轴的时间 (Sec) 的函数的沿y轴的行进比率 (TR) 的曲线；
- [0037] 图21示出了根据本公开的一个方面的基于霍尔效应传感器输出电压描绘作为沿x轴的时间 (Sec) 的函数的沿y轴的行进比率 (TR) 的第一曲线；
- [0038] 图22示出了根据本公开的一个方面的对超声刀的功率输出的比例积分控制的图表；
- [0039] 图23示出了根据本公开的一个方面的使用本文所述的技术和特征密封的若干血管；
- [0040] 图24示出根据本公开的一个方面的当夹持臂在完全闭合位置与完全打开位置之间运动时作为夹持臂的各种位置的函数的霍尔效应传感器输出电压的最佳拟合曲线的图示；
- [0041] 图25-图28示出了使用用于记录对应于夹持臂的各种位置的霍尔效应传感器响应的配置中的两种的测量销来记录四个数据点 (1-4) 从而创建制备期间的最佳拟合曲线以根

据本公开的各种方面的四种不同配置校准的端部执行器,其中:

[0042] 图25示出了根据本公开的一个方面的处于完全打开配置以记录数据点(1)的端部执行器;

[0043] 图26示出了根据本公开的一个方面的处于抓握已知直径的第一测量销以记录第二数据点(2)的第二中间配置的端部执行器;

[0044] 图27示出了根据本公开的一个方面的处于抓握已知直径的第二测量销以记录第三数据点(3)的第三中间配置的端部执行器;以及

[0045] 图28示出了根据本公开的一个方面的处于完全闭合配置以记录第四数据点(4)的端部执行器;

[0046] 图29A-D示出了根据本公开的一个方面的示例外科器械以及示出大血管和小血管在止血模式下的示例输出功率水平的图表,其中:

[0047] 图29A为根据本公开的一个方面的被配置成能够密封小血管和大血管的外科器械的示意图;

[0048] 图29B为根据本公开的一个方面的小血管和大血管的示例范围以及端部执行器的夹持臂的相对位置;

[0049] 图29C为描绘根据本公开的一个方面的用于通过在不同的时间段内施加各种超声能量水平来密封小血管的方法的图示;以及

[0050] 图29D为示出根据本公开的一个方面的用于通过在不同时间段内施加各种超声能量水平来密封大血管的方法的图示;

[0051] 图30为示出根据本公开的一个方面的用于确定是否应使用止血模式的示例方法的逻辑图;

[0052] 图31为示出根据本公开的一个方面的端部执行器控制的示例方法的逻辑图;

[0053] 图32为示出根据本公开的一个方面的用于校准用于控制端部执行器的设备的示例方法的逻辑图;

[0054] 图33为根据本公开的一个方面的用于追踪夹持臂的组织垫部分的磨损并补偿霍尔效应传感器的所得漂移并确定组织摩擦系数的方法的逻辑图;

[0055] 图34示出了根据本公开的一个方面的可与图33的方法采用的霍尔效应传感器系统;以及

[0056] 图35示出了根据本公开的一个方面的可与图34的方法采用的斜坡式计数器模拟数字转换器(ADC)的一个方面。

具体实施方式

[0057] 本文所述的各个方面涉及包括远侧定位的可关节运动的钳口组件的外科器械。代替或除轴关节运动之外,可利用钳口组件。例如,钳口组件可用于抓握组织并将其朝向超声刀、RF电极或用于处理组织的其它器件运动。

[0058] 在一个方面,外科器械可包括端部执行器,该端部执行器具有从其朝远侧延伸的超声刀。钳口组件可为可关节运动的,并且可围绕至少两个轴线枢转。第一轴线或腕枢转轴线可大体上垂直于器械轴的纵向轴线。钳口组件可围绕腕枢转轴线从钳口组件大体上平行于超声刀的第一部分向钳口组件未大体上平行于超声刀的第二部分枢转。此外,钳口组件

可包括第一钳口构件和第二钳口构件,该第一钳口构件和第二钳口构件可围绕第二轴线或钳口枢转轴线枢转。钳口枢转轴线可大体上垂直于腕枢转轴线。在一些方面,当钳口组件围绕腕枢转轴线枢转时,该钳口枢转轴线自身可枢转。第一钳口构件和第二钳口构件可围绕钳口枢转轴线相对于彼此枢转,使得第一钳口构件和第二钳口构件可“打开”和“闭合”。另外,在一些方面,第一钳口构件和第二钳口构件还可围绕钳口枢转轴线一起枢转,使得第一钳口构件和第二钳口构件的方向可发生变化。

[0059] 现在将详细提及若干方面,包括显示具有端部执行器的手动和机器人外科器械的示例实施方式的方面,该端部执行器包括超声和/或电外科元件。只要可行,相似或相同的参考标号可用于附图并且可表示相似或相同的功能。附图仅出于举例说明的目的描绘了本发明所公开的外科器械和/或使用方法的示例方面。本领域的技术人员将从以下描述容易地认识到可在不脱离本文所述原理的情况下采用本文所示的结构和方法的可替代示例方面。

[0060] 图1为超声外科器械10的一个方面的右侧视图。在所示方面中,超声外科器械10可用于各种外科手术,包括内窥镜式或常规开放式外科手术。在一个方面,超声外科器械10包括柄部组件12、细长轴组件14和超声换能器16。柄部组件12包括触发器组件24、远侧旋转组件13和开关组件28。细长轴组件14包括端部执行器组件26,该端部执行器组件26包括用于解剖组织或相互抓握、切割并凝固血管和/或组织的元件,以及用于致动端部执行器组件26的致动元件。柄部组件12适于在近侧端部处接收超声换能器16。超声换能器16机械地接合到细长轴组件14和端部执行器组件26的多个部分。超声换能器16经由缆线22电耦接到发生器20。虽然大部分附图描绘了结合腹腔镜式外科手术使用的多端部执行器组件26,但是超声外科器械10可用于更传统的开放式外科手术中,并且在其它方面,可被配置用于内窥镜式手术中。出于本文的目的,从内窥镜式器械的角度来描述超声外科器械10;然而,可以设想,超声外科器械10的开放式和/或腹腔镜式型式也可包括如本文所述的相同或相似的操作器件和特征部。

[0061] 在各种方面中,发生器20包括若干个功能性元件,诸如模块和/或块。不同的功能性元件或模块可被构造成用于驱动不同类型的外科装置。例如,超声发生器模块21可驱动超声装置,诸如超声外科器械10。在一些示例性方面中,发生器20还包括用于驱动电外科装置(或超声外科器械10的电外科方面)的电外科手术/RF发生器模块23。在图1所示的示例方面中,发生器20包括与发生器20成一整体的控制系统25,以及经由缆线27连接至发生器的脚踏开关29。发生器20还可包括用于激活外科器械(诸如器械10)的触发机构。触发机构可以包括电源开关(未示出)以及脚踏开关29。当由脚踏开关29激活时,发生器20可提供能量以驱动外科器械10的声学组件并以预定的偏移水平来驱动端部执行器18。发生器20以声学组件的任何合适的共振频率来驱动或激发声学组件,并且/或者得到治疗/亚治疗电磁/RF能量。在一个方面,电外科/RF发生器模块23可作为电外科手术单元(ESU)实施,该电外科手术单元能够使用射频(RF)能量来供应足以来执行双极电外科手术的功率。在一个方面,ESU可为由佐治亚州玛丽埃塔的埃尔比美国公司(ERBE USA, Inc. of Marietta, Ga)销售的双极ERBE ICC 350。如此前所论,在双极电外科手术应用中,可使用具有有源电极和返回电极的外科器械,其中该有源电极和该返回电极可抵靠或邻近待处理的组织进行定位,使得电流可从有源电极通过组织流至返回电极。因此,电外科/RF模块23发生器可被配置为通过将足

以处理组织(例如,烧灼)的电施加到组织T而用于治疗目的。例如,在一些方面,有源电极和/或返回电极可定位在本文所述的钳口组件上。

[0062] 在一个方面,电外科/RF发生器模块23可被配置为递送亚治疗RF信号,以实施组织阻抗测量模块。在一个方面,电外科/RF发生器模块23包括双极射频发生器。在一个方面,电外科/RF发生器模块23可被配置为监测组织T的电阻抗Z,并通过在端部执行器组件26的夹持构件上提供的返回电极来基于组织T控制时间和功率电平的特性。因此,电外科/RF发生器模块23可出于亚治疗目的而被配置用于测量组织T的阻抗或其它电特性。用于测量组织Tare的阻抗或其他电特性的技术和电路配置在共同转让的名称为“Electrosurgical Generator for Ultrasonic Surgical Instrument(用于超声外科器械的电外科发生器)”的美国专利公布2011/0015631中有更详细的讨论,该美国专利公布的公开内容全文以引用方式并入本文。

[0063] 合适的超声发生器21可被配置成能够在功能上以与俄亥俄州辛辛那提的爱惜康内外科公司(Ethicon Endo-Surgery, Inc. of Cincinnati, Ohio)销售的GEN300相似的方式进行操作,如在以下美国专利中的一个或多个中所公开的(所有这些专利的全文以引用方式并入本文):美国专利6,480,796(Method for Improving the Start Up of an Ultrasonic System Under Zero Load Conditions(用于改善超声系统在零负载条件下的启动的方法));美国专利6,537,291(Method for Detecting a Loose Blade in a Handle Connected to an Ultrasonic Surgical System(用于检测连接到超声外科系统的柄部中的松散刀片的方法));美国专利6,662,127(Method for Detecting Presence of a Blade in an Ultrasonic System(用于检测刀片在超声系统中的存在的方法));美国专利6,977,495(Detection Circuitry for Surgical Handpiece System(用于外科手持件系统的检测电路系统));美国专利7,077,853(Method for Calculating Transducer Capacitance to Determine Transducer Temperature(用于计算换能器电容以确定换能器温度的方法));美国专利7,179,271(Method for Driving an Ultrasonic System to Improve Acquisition of Blade Resonance Frequency at Startup(用于驱动超声系统以改善在启动时获取谐振频率的方法));和美国专利7,273,483(Apparatus and Method for Alerting Generator Function in an Ultrasonic Surgical System(用于警戒超声外科系统中的发生器功能的设备和方法))。

[0064] 应当理解,在各种方面中,发生器20能够以若干模式操作。在一种模式中,发生器20可被配置成能够使得超声发生器模块21和电外科/RF发生器模块23可被独立地操作。

[0065] 例如,可将超声发生器模块21激活以向端部执行器组件26施加超声能量,随后,可通过电外科/RF发生器模块23向端部执行器组件26施加治疗或亚治疗RF能量。如此前所述,可向夹持在端部执行器组件26的受权利要求保护元件之间的组织施加亚治疗电外科/RF能量,以测量用于控制超声发生器模块21的激活或改变其激活的组织阻抗。由施加亚治疗能量获得的组织阻抗反馈还可用于激活电外科/RF发生器模块23的治疗电平,从而将夹持在端部执行器组件26的受权利要求保护元件之间的组织(例如,血管)密封。

[0066] 在另一个方面,超声发生器模块21和电外科/RF发生器模块23可被同时激活。在一个示例中,超声发生器模块21与用于测量组织阻抗的亚治疗RF能级被同时激活,与此同时,端部执行器组件26的超声刀切割并凝固夹持在端部执行器组件26的夹持元件之间的组织

(或血管)。此类反馈可用于例如改变超声发生器模块21的驱动输出。在另一个示例中,超声发生器模块21可与电外科/RF发生器模块23被同时驱动,使得在将端部执行器组件26的超声刀部分用于切割受损组织的同时,电外科/RF能量被施加到端部执行器夹持组件26的电极部分以用于将组织(或血管)密封。

[0067] 当发生器20经由触发机构激活时,电能由发生器20连续地施加到声学组件的换能器叠堆或组件上。在另一个方面,电能由发生器20间歇地施加(例如,为脉冲的)。发生器20的控制系统中的锁相回路可监测来自声学组件的反馈。锁相环路调节由发生器20发送的电能的频率,使其与声学组件的选定纵向振动模式的谐振频率匹配。此外,控制系统25中的第二反馈回路将供应给声学组件的电流维持在预选的恒定水平,以便在声学组件的端部执行器18处实现大体上恒定的偏移。在又一个方面中,控制系统25中的第三反馈回路监测位于端部执行器组件26中的电极之间的阻抗。虽然图1-图5显示了手动操作的超声外科器械,但是应当理解,超声外科器械还可以用于例如如本文所述的机器人应用中以及手动应用和机器人应用的组合中。

[0068] 在超声操作模式下,供应给声学组件的电信号可使端部执行器18的远侧端部在例如大约20kHz至250kHz的范围内纵向振动。根据各种方面,超声刀22可在约54kHz至56kHz的范围内振动,例如以约55.5kHz振动。在其它方面中,超声刀22可以其它频率振动,包括例如约31kHz或约80kHz。可通过例如控制由发生器20施加到声学组件的换能器组件的电信号的振幅来控制超声刀的振动偏移。如上所述,发生器20的触发机构允许用户激活发生器20,使得可将电能连续地或间歇地供应给声学组件。发生器20还具有电源线以便插入电外科单元或常规电源插座中。据设想,还可以通过直流(DC)源诸如电池对发生器20供电。发生器20可包括任何合适的发生器,诸如可得自爱惜康内外科公司(Ethicon Endo-Surgery, Inc.)的GEN04型和/或GEN11型发生器。

[0069] 图2是超声外科器械10的一个示例方面的左侧透视图,示出了柄部组件12、远侧旋转组件13、和细长轴组件14。图3示出了端部执行器组件26。在该图示方面中,细长轴组件14包括尺寸被设计为机械地接合端部执行器组件26的远侧端部52,以及机械地接合柄部组件12和远侧旋转组件13的近侧端部50。细长轴组件14的近侧端部50容纳在柄部组件12和远侧旋转组件13内。关于细长轴组件14、柄部组件12和远侧旋转组件13之间的连接的更多细节在图5的描述中提供。在该图示方面中,触发器组件24包括与固定柄部34结合操作的触发器32。固定柄部34和触发器32以符合人体工程学的方式形成,并且适于与用户舒适地交接。固定柄部34与柄部组件12整体地相关联。触发器32能够相对于固定柄部34枢转地运动,如下文相对于超声外科器械10的操作更详细地解释。当用户施加相对于触发器32的挤压力时沿朝固定柄部34的方向33a触发器32可枢转地运动。弹簧元件98(图5)使触发器32在用户释放相对于触发器32的挤压力时沿方向33b枢转地运动。

[0070] 在一个示例方面中,触发器32包括细长触发器钩36,其在细长触发器钩36与触发器32之间限定孔口38。孔口38的大小被设计成适于容纳用户的从中穿过的一根或多根手指。触发器32还可以包括在触发器32基底的上方模制的弹性部分32a。形成包覆模制的弹性部分32a,从而得到更加舒适的接触表面,用于沿向外方向33b控制触发器32。在一个示例方面中,可在细长触发器钩36的一部分的上方提供包覆模制的弹性部分32a。细长触发器钩32的近侧表面保持未涂覆状态或用非弹性基底进行涂覆,以使用户能够轻易地将其手指滑入

和滑出孔口38。在另一个方面，触发器的几何形状形成完全闭合的环，其限定大小被设计成适于容纳用户的从中穿过的一根或多根手指的孔。完全闭合的环触发器也可以包括在触发器基底的上方模制的弹性部分。

[0071] 在一个示例方面中，固定柄部34包括近侧接触表面40和握持锚定件或鞍形表面42。鞍形表面42倚靠在手上拇指和食指结合的指蹼上。近侧接触表面40具有手枪式抓握轮廓，其在没有环或孔口的普通手枪式抓握件上接收手部的手掌。近侧接触表面40的轮廓弯曲可为波状外形的以适应或容纳手掌。稳定尾部44被定位为朝向柄部组件12的更近侧的部分。稳定尾部44可与手部的位于拇指与食指之间的最上方指蹼部分接触，以稳定柄部组件12并使柄部组件12更易于控制。

[0072] 在一个示例方面中，开关组件28可包括拨动开关30。拨动开关30可以实施为位于柄部组件12内部的具有中心枢轴304的单个器件，以消除同时激活的可能性。在一个示例方面，拨动开关30包括第一突出旋钮30a和第二突出旋钮30b，用于将超声换能器16的功率设置设定在最小功率电平（例如，MIN）和最大功率电平（例如，MAX）之间。在另一个方面中，摇臂开关可在标准设置与特殊设置之间枢转。特殊设置可允许装置实现一个或多个特殊程序、方法或算法。当致动第一突出旋钮30a和第二突出旋钮30b时，拨动开关30绕中心枢轴旋转。一个或多个突出旋钮30a、30b耦接到一个或多个臂，该一个或多个臂运动通过一小段弧并且使电触点根据第一突出旋钮30a或第二突出旋钮30b的激活来闭合或断开电路从而以电方式为超声换能器16供能或使超声换能器16去能。拨动开关30耦接到发生器20以控制超声换能器16的激活。拨动开关30包括用于激活超声换能器16的一个或多个电功率设置开关来为超声换能器16设定一项或多项功率设置。激活拨动开关30所需的力被指向为大体上朝向鞍形点42，由此避免了在激活拨动开关30时器械在手中旋转的任何趋势。

[0073] 在一个示例方面中，第一突出旋钮30a和第二突出旋钮30b位于柄部组件12的远侧端部上，使得它们可被用户轻易地触及，从而在最低程度或大体上无需重新定位手部抓握件的情况下激活电源，因此适于在激活拨动开关30的同时维持控制并将注意力集中在手术位点（例如，腹腔镜式手术中的监测器）上。突出旋钮30a、30b可被配置为卷绕柄部组件12的侧面至一定程度，以便更易于被不同长度的手指触及，并且在不顺手位置或针对较短的手指允许较大的触及自由度来激活突出旋钮。在该图示方面中，第一突出旋钮30a包括多个触觉元件30c，如该图示方面中的纹理突出或“凸耳”，以允许用户区分第一突出旋钮30a和第二突出旋钮30b。本领域的技术人员应当理解，可将若干人体工程学特征结构结合到柄部组件12中。此类人体工程学特征结构在名称为“Ergonomic Surgical Instruments（人体工程学外科器械）”的美国专利申请公布2009/0105750中有所描述，该专利申请公布全文以引用方式并入本文。

[0074] 在一个示例方面中，拨动开关30可以由用户的手部操作。用户可以在任何点轻易地触及第一突出旋钮30a和第二突出旋钮30b，同时还避免在任何时间意外或无意启动。拨动开关30可以方便地用手指操作以控制传输至超声组件16和/或超声组件16的功率。例如，食指可用于激活第一接触部分30a以将超声组件16接通到最大（MAX）功率电平。食指可用于激活第二接触部分30b以将超声组件16接通到最小（MIN）功率电平。在另一个方面中，摇臂开关可使器械10在标准设置与特殊设置之间枢转。特殊设置可允许由器械10执行一个或多个特殊程序。用户无需观察第一突出旋钮30a或第二突出旋钮30b便可以操作拨动开关30。

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

[0075] 在一个示例方面中,远侧旋转组件13可绕纵向轴线“T”在任一方向上不受限制地旋转。远侧旋转组件13机械地接合到细长轴组件14。远侧旋转组件13位于柄部组件12的远侧端部上。远侧旋转组件13包括圆柱形毂46和在毂46的上方形成的旋转旋钮48。毂46机械地接合细长轴组件14。旋转旋钮48可包括带凹槽的聚合物特征件,并可以由手指(例如,食指)接合以旋转细长轴组件14。毂46可以包含在主结构的上方模制的用于形成旋转旋钮48的材料。旋转旋钮48可在毂46上包覆模制。毂46包括在远侧端部处露出的端盖部分46a。在腹腔镜式手术期间,毂46的端盖部分46a可以接触套管针的表面。毂46可以由硬质耐用塑料诸如聚碳酸酯形成,以缓解端盖部分46a与套管针之间可出现的任何摩擦。旋转旋钮48可以包括由凸起的肋部48a形成的“扇形部”或凹槽以及位于肋部48a之间的凹面部分48b,以提供更加精确的旋转抓握。在一个示例方面中,旋转旋钮48可包括多个凹槽(例如,三个或更多个凹槽)。在其它方面中,可以采用任何合适数量的凹槽。旋转旋钮48可以由在硬质塑性材料上包覆模制的较软聚合材料形成。例如,旋转旋钮48可以由柔韧的、有弹性的、柔性的聚合材料(包括例如GLS公司(GLS Corporation)制造的Versaflex[®]TPE合金)形成。这种较软的包覆模制材料可以提供更大的抓握,以及对旋转旋钮48的运动的更加精确的控制。应当理解,任何充分地耐受灭菌处理、具有生物相容性且对外科手套提供足够摩擦阻力的材料都可以用于形成旋转旋钮48。

[0076] 在一个示例方面中,柄部组件12由包括第一部分12a和第二部分12b的两(2)个壳体部分或护罩形成。从用户的角度由远侧端部朝近侧端部观察柄部组件12,第一部分12a被视为右侧部分,第二部分12b被视为左侧部分。第一部分12a和第二部分12b中的每一个包括多个接合部69(图5),接合部的尺寸被设计为彼此机械地对准并接合以形成柄部组件12并且封闭其内部工作器件。与柄部组件12整体地相关联的固定柄部34在组装柄部组件12的第一部分12a和第二部分12b后成形。可以在柄部组件12的第一部分12a和第二部分12b的周边周围的多个点处设置多个附加的接合部(未示出)以用于超声焊接的目的,例如能量方向点/挠曲点。可以按本领域已知的任何方式将第一部分12a和第二部分12b(以及下文所述的其他部件)组装在一起。例如,定位销、按扣型接口、舌状接口和沟槽接口、锁定接片、粘结端口可以单独或组合用于组装目的。

[0077] 在一个示例方面中,细长轴组件14包括适于机械地接合柄部组件12和远侧旋转组件13的近侧端部50;以及适于机械地接合端部执行器组件26的远侧端部52。细长轴组件14包括外部管状护套56和位于外部管状护套56内的往复式管状致动构件58。该管状往复式管状致动构件58的近侧端部机械地接合到柄部组件12的触发器32,以响应于触发器32的致动和/或释放而在方向60A或60B上运动。可枢转地运动的触发器32可以生成沿着纵向轴线“T”的往复式运动。此类运动可用于例如致动端部执行器组件26的钳口或夹持机构。一系列连杆将触发器32的枢转旋转转化成耦接到致动机构的轭的轴向运动,该轴向运动控制端部执行器组件26的夹持机构的钳口的打开和闭合。管状往复式管状致动构件58的远侧端部机械地接合到端部执行器组件26。在该图示方面中,管状往复式管状致动构件58的远侧端部机械地接合到可绕枢转点70枢转(图4)的夹持臂组件64,以响应于触发器32的致动和/或释放而打开和闭合夹持臂组件64。例如,在该图示方面中,当沿方向33a挤压触发器32时,夹持臂

组件64可绕枢转点70沿方向62A从打开位置运动到闭合位置。当沿方向33b释放触发器32或使其向外接触时,夹持臂组件64可绕枢转点70沿方向62B从闭合位置运动到打开位置。

[0078] 在一个示例方面中,端部执行器组件26附接在细长轴组件14的远侧端部52处,并且包括夹持臂组件64和超声刀66。端部执行器组件26的夹持机构的钳口由夹持臂组件64和超声刀66形成。超声刀66可超声致动并声学上耦接到超声换能器16。柄部组件12上的触发器32最终连接至驱动组件,它们一起机械地配合以影响夹持臂组件64的运动。沿方向33a挤压触发器32使夹持臂组件64沿方向62A从打开位置运动到夹持或闭合位置,在打开位置中,夹持臂组件64和超声刀66相对于彼此间隔设置,在夹持或闭合位置中,夹持臂组件64和超声刀66配合以抓握其间的组织。夹持臂组件64可以包括夹持垫69以接合超声刀66与夹持臂64之间的组织。沿方向33b释放触发器32使夹持臂组件64沿方向62B从闭合关系运动到打开位置,在打开位置中,夹持臂组件64和超声刀66相对于彼此间隔设置。

[0079] 柄部组件12的近侧部分包括近侧开口68,用于容纳超声组件16的远侧端部。超声组件16插入近侧开口68并且机械地接合到细长轴组件14。

[0080] 在一个示例方面中,触发器32的细长触发器钩36部分提供较长的触发器杠杆以及较短的跨度和旋转行程。细长触发器钩36的较长杠杆允许用户在孔口38内采用多根手指来操作细长触发器钩36,并且使触发器32沿方向33b枢转以打开端部执行器组件26的钳口。例如,用户可以将三根手指(例如,中指、无名指和小指)插入孔口38中。多根手指使得外科医生可在触发器32和细长触发器钩326上施加较高的输入力来激活端部执行器组件26。当沿方向33a闭合或挤压触发器32或沿方向33b通过向外开启运动开启触发器32时,较短的跨度和旋转行程产生更舒适的抓握,从而减少进一步向外伸出手指的需求。这将显著减轻与触发器32沿方向33b的向外开启运动相关联的手部疲劳和紧张。触发器的向外开启运动可以由弹簧元件98(图5)弹簧协助以有助于缓解疲劳。开启弹簧力足以协助轻易地开启,但不足以在展开解剖期间对组织张力的触觉反馈造成不利影响。

[0081] 例如,在外科手术期间,任意食指可用于控制细长轴组件14的旋转,以将端部执行器组件26的钳口定位在合适的取向上。中指和/或其他较短手指可用于挤压触发器32和抓握钳口内的组织。一旦钳口位于期望位置并且钳口夹持住组织,食指就可用于激活拨动开关30,从而调节超声换能器16的用于处理组织的功率电平。一旦已经处理了组织,用户可以通过用中指和/或较短手指抵靠细长触发器钩36沿远侧方向向外推动来释放触发器32,从而打开端部执行器组件26的钳口。用户不必调节其对柄部组件12的抓握即可执行此基本过程。

[0082] 图3-图4示出细长轴组件14相对于端部执行器组件26的连接。如前所述,在该图示方面中,端部执行器组件26包括夹持臂组件64和超声刀66以形成夹持机构的钳口。超声刀66可以是声学上耦接到超声换能器16的可超声致动的超声刀。触发器32机械地连接至驱动组件。触发器32和驱动组件机械地配合以沿方向62A将夹持臂组件64运动到夹持臂组件64和超声刀66相对于彼此间隔设置的打开位置,并且沿方向62B将夹持臂组件运动到夹持臂组件64和超声刀66配合以夹持其间的组织的夹持或闭合位置。夹持臂组件64可以包括夹持垫69以接合超声刀66与夹持臂64之间的组织。管状往复式管状致动构件58的远侧端部机械地接合到端部执行器组件26。在该图示方面中,管状往复式管状致动构件58的远侧端部机械地接合到可绕枢转点70枢转的夹持臂组件64,以响应于触发器32的致动和/或释放而打

开和闭合夹持臂组件64。例如,在该图示方面中,当沿方向33a挤压触发器32时,夹持臂组件64可绕枢转点70沿方向62B从打开位置运动到闭合位置。当沿方向33b释放触发器32或使其向外接触时,夹持臂组件64可绕枢转点70沿方向62A从闭合位置运动到打开位置。

[0083] 如此前所讨论,夹持臂组件64可包括电耦接到电外科/RF发生器模块23以接收治疗和/或亚治疗能量的电极,其中电外科/RF能量可在或不在超声能量施加至超声刀66的同时被施加到电极。此类能量激活可以任何合适的组合施加,以与算法或其它控制逻辑相配合而实现期望的组织效果。

[0084] 图5为图2所示超声外科器械10的分解图。在该图示方面中,分解图示出了柄部组件12的内部元件、柄部组件12、远侧旋转组件13、开关组件28和细长轴组件14。在该图示方面中,第一部分12a和第二部分12b配合以形成柄部组件12。第一部分12a和第二部分12b各自包括多个接合部69,接合部的尺寸被设计为彼此机械地对准并接合以形成柄部组件12并且封闭超声外科器械10的内部工作器件。旋转旋钮48机械地接合到外部管状护套56,使得其可以沿圆形方向54旋转多至360°。外部管状护套56位于往复式管状致动构件58上方,该往复式管状致动构件58经由多个耦接元件72机械地接合到柄部组件12并保留在其内。耦接元件72可包括O形环72a、管套环帽72b、远侧垫圈72c、近侧垫圈72d和螺纹管套环72e。往复式管状致动构件58位于往复式轭84内,该往复式轭84保留在柄部组件12的第一部分12a和第二部分12b之间。轭84是往复式轭组件88的一部分。一系列连杆将细长触发器钩32的枢转旋转转化成往复式轭84的轴向运动,该轴向运动控制超声外科器械10远侧端部处的端部执行器组件26的夹持机构的钳口的打开和闭合。在一个示例方面中,四连接件设计提供例如在相对短的旋转跨度方面的机械优势。

[0085] 在一个示例方面中,超声传输波导78设置在往复式管状致动构件58的内侧。超声传输波导78的远侧端部52在声学上耦接(例如,直接或间接机械耦接)至超声刀66,并且超声传输波导78的近侧端部50容纳在柄部组件12内。超声传输波导78的近侧端部50适于在声学上耦接到超声换能器16的远侧端部。超声传输波导78通过保护护套80和多个隔离元件82(诸如硅胶环)与细长轴组件14的其它元件隔离。外部管状护套56、往复式管状致动构件58和超声传输波导78通过销74机械地接合。开关组件28包括拨动开关30和电气元件86a、86b,用于根据第一突出旋钮30a或第二突出旋钮30b的激活来以电方式为超声换能器16供能。

[0086] 在一个示例方面中,外部管状护套56将用户或患者与超声传输波导78的超声振动隔离。外部管状护套56通常包括毂76。外部管状护套56通过螺纹连接到柄部组件12的远侧端部上。超声传输波导78延伸穿过外部管状护套56的开口,而隔离元件82将超声传输波导24与外部管状护套56隔离。外部管状护套56可使用销74附接到波导78。波导78中用于容纳销74的洞可以标称地出现在位移波节处。波导78可通过双头螺栓螺旋进入或卡合到手持式柄部组件12中。毂76上的平坦部分可以允许组件扭转至所需的程度。在一个示例方面中,外部管状护套56的毂76部分优选地由塑料构造,并且外部管状护套56的管状细长部分由不锈钢制成。替代地,超声传输波导78可以包括围绕在其周围的聚合材料,以使其与外部接触隔离。

[0087] 在一个示例方面中,超声传输波导78的远侧端部可以通过内部螺纹连接(优选地位于或靠近波腹)而耦接到超声刀66的近侧端部。可设想,超声刀66可通过任何合适的手段诸如焊接接头等附接到超声传输波导78。虽然超声刀66可从超声传输波导78上拆卸,但也

可设想,单个元件端部执行器(例如,超声刀66)和超声传输波导78形成单个一体件。

[0088] 在一个示例方面中,触发器32耦接到连杆机构以将触发器32沿方向33a和33b的旋转运动转化为往复式管状致动构件58沿对应方向60a和60b的线性运动。触发器32包括其中形成有开口以容纳第一轭销94a的第一组凸缘98。第一轭销94a还定位穿过在轭84的远侧端部处形成的一组开口。触发器32还包括用于容纳连接件92的第一端部的第二组凸缘96。触发器销90容纳在形成于连接件92和第二组凸缘96中的开口内。触发器销90容纳在形成于连接件92和第二组凸缘96中的开口内,并且适于耦接到柄部组件12的第一部分12a和第二部分12b以形成触发器32的触发器枢转点。连接件92的第二端部容纳在形成于轭84的近侧端部中的狭槽内,并通过第二轭销94b保留在其中。随着触发器32绕由触发器销90形成的枢转点枢转地旋转,轭在箭头60a、60b指示的方向上沿着纵向轴线“T”水平平移。

[0089] 图6示出了可包括或实现本文所述的特征中的许多的力反馈外科装置100的一个方面的图示。例如,在一个方面,外科装置100可类似于外科器械10或表示外科器械10。外科装置100可包括发生器102。外科装置100还可包括超声端部执行器106,该超声端部执行器106可在临床医生操作触发器110时被激活。当触发器110被致动时,力传感器112可生成指示施加到触发器110的力的量的信号。除了力传感器112之外或代替力传感器112,装置100可包括位置传感器113,该位置传感器113可生成指示触发器110的位置的信号(例如,触发器已被按压或以其它方式致动的程度)。在一个方面,位置传感器113可以是定位在上述外部管状护套56或位于上述外部管状护套56内的往复式管状致动构件58的传感器。在一个方面,传感器可以是霍尔效应传感器或响应于磁场而改变其输出电压的任何合适的换能器。霍尔效应传感器可用于接近开关、定位、速度检测和电流感测应用。在一个方面,霍尔效应传感器作为模拟换能器操作,从而直接返回电压。利用已知的磁场,可确定其与霍尔板的距离。

[0090] 控制电路108可接收来自传感器112和/或传感器113的信号。控制电路108可包括任何合适的模拟电路器件或数字电路器件。控制电路108还可与发生器102和/或换能器104通信以基于施加到触发器110的力和/或触发器110的位置和/或上述外部管状护套56相对于位于上述外部管状护套56内的往复式管状致动构件58的位置(例如,如通过霍尔效应传感器和磁体组合测量的)来调制递送至端部执行器106的功率和/或端部执行器106的发生器水平或超声刀振幅。例如,随着更多的力被施加到触发器110,可将更多的功率和/或更高的超声刀振幅递送到端部执行器106。根据各个方面,力传感器112可被多位开关替换。

[0091] 根据各个方面,端部执行器106可包括夹具或夹持机构,例如诸如结合图1-图5所述的那些夹持机构。当触发器110最初被致动时,夹持机构可闭合,从而将组织夹持在夹持臂和端部执行器106之间。当施加到触发器的力增加时(例如,如由力传感器112感测的),控制电路608可增加换能器104递送至端部执行器106的功率和/或端部执行器106中产生的发生器水平或超声刀振幅。在一个方面,如由位置传感器113感测的触发器位置或如由位置传感器113(例如,用霍尔效应传感器)感测的夹具或夹持臂位置可由控制电路108用于设定端部执行器106的功率和/或振幅。例如,当触发器进一步朝完全致动位置运动时,或者夹具或夹持臂朝超声刀(或端部执行器106)进一步运动时,端部执行器106的功率和/或振幅可增大。

[0092] 根据各个方面,外科装置100还可包括用于指示递送至端部执行器106的功率的量

的一个或多个反馈装置。例如,扬声器114可发出指示端部执行器功率的信号。根据各个方面,扬声器114可发出一系列脉冲声音,而声音的频率可以指示功率。除了扬声器114之外或代替扬声器114,装置可包括视觉显示器116。视觉显示器116可根据任何合适的方法来指示端部执行器功率。例如,视觉显示器116可包括一系列发光二极管(LED),而端部执行器功率由发光的LED的数目来指示。扬声器114和/或视觉显示器116可由控制电路108驱动。根据各个方面,装置100可包括连接至触发器110的棘轮装置(未示出)。在向触发器110施加更多的力时,棘轮装置可产生听觉声音,从而提供端部执行器功率的间接指示。装置100可包括可以增强安全性的其它特征部。例如,控制电路108可被配置成能够防止将超过预定阈值的功率递送到端部执行器106。此外,控制电路108可以在指示(例如,通过扬声器114或显示器116)端部执行器功率的变化与递送端部执行器功率的变化这两个时间之间实现延迟。这样即可给予临床医生充分的警告:即将递送到端部执行器106的超声功率将会改变。

[0093] 图7为发生器102的一个方面的简化图,其可提供无电感调谐以及其他有益效果。图8A-图8C示出了根据本公开的一个方面的图7的发生器102的架构。图9示出了根据本公开的一个方面的控制器196,用于监测输入装置和控制输出装置。参照图7-图9,发生器102可包括患者隔离台152,该患者隔离台152经由功率变压器156与非隔离台154通信。功率变压器156的次线圈158包含在隔离台152中,并且可包括分接配置(例如,中心分接或非中心分接配置)来限定驱动信号输出160a、160b、160c,以将驱动信号输出至不同外科装置(例如,外科装置100、超声外科装置10和电外科装置)。具体而言,驱动信号输出160a、160c可将驱动信号(例如,420V RMS驱动信号)输出至超声器械10,并且驱动信号输出160b、160c可将驱动信号(例如,100V RMS驱动信号)输出至电外科装置,其中输出160b对应于功率变压器156的中心接头。非隔离台154可包括功率放大器162,该功率放大器162具有连接到功率变压器156的主线圈164的输出。在某些方面中,功率放大器162可包括推挽放大器,例如。非隔离台154还可包括可编程逻辑装置166,以用于向数字模拟转换器(DAC)168供应数字输出,而数字/模拟转换器(DAC)168继而将对应的模拟信号供应至功率放大器162的输入。在某些方面中,可编程逻辑装置166可包括现场可编程门阵列(FPGA),例如。由于经由DAC 168控制功率放大器162的输入,因此可编程逻辑装置166可控制在驱动信号输出160a、160b、160c处出现的驱动信号的多个参数(例如,频率、波形形状、波形振幅)中的任一者。在某些方面中,如下所讨论,可编程逻辑装置166结合处理器(例如,以下讨论的处理器174)可实施多个基于数字信号处理(DSP)的算法和/或其它控制算法,以控制发生器102所输出的驱动信号的参数。

[0094] 可通过开关模式调整器170将功率供应至功率放大器162的功率轨。在某些方面中,开关模式调节器170可包括可调式降压调整器,例如。例如,非隔离台154还可包括处理器174,在一个方面,该处理器174可包括DSP处理器诸如可从例如马萨诸塞州诺伍德的模拟装置公司(Analog Devices, Norwood, Mass.)购得的模拟装置ADSP-21469SHARC DSP。在某些方面中,处理器174可响应于由处理器174经由模拟数字转换器(ADC)176从功率放大器162接收的电压反馈数据来控制开关模式功率转换器170的操作。在一个方面,例如,处理器174可经由ADC 176接收被功率放大器162放大的信号(例如,RF信号)的波形包络作为输入。随后,处理器174可控制开关模式调整器170(例如,经由脉宽调制(PWM)输出),使得被供应至功率放大器162的干线电压追踪经放大信号的波形包络。通过基于波形包络以动态方式调制功率放大器162的干线电压,功率放大器162的效率相对于固定干线电压放大器方案可

显著升高。

[0095] 在某些方面中,并且如结合图10A和图10B更详细地讨论的,可编程逻辑装置166结合处理器174可实现直接数字合成器(DDS)控制方案,以控制发生器102所输出的驱动信号的波形形状、频率和/或振幅。在一个方面,例如,可编程逻辑装置166可通过检索存储于动态更新的查找表(LUT)(诸如RAM LUT)中的波形样本来实现DDS控制算法268,该动态更新的查找表可被嵌入FPGA中。该控制算法尤其可用于超声应用,其中超声换能器可由谐振频率下的纯正弦式电流驱动。因为其它频率可激发寄生谐振,因此最小化或降低动态分支电流的总失真可相应地最小化或降低不利的谐振效应。因为发生器102所输出的驱动信号的波形形状受输出驱动电路(例如,功率变压器156、功率放大器162)中所存在的各种失真源的影响,所以基于驱动信号的电压和电流反馈数据可被输入至算法(诸如由处理器174实现的误差控制算法)中,该算法通过适当地在动态行进基础上(例如,实时)使存储于LUT中的波形样本预失真或修改来补偿失真。在一个方面,对LUT样本所施加的预失真的量或程度可基于所计算的动态分支电流与期望的电流波形形状之间的误差,其中该误差可在逐个样本的基础上确定。以此方式,预失真LUT样本在通过驱动电路进行处理时,可使动态分支驱动信号具有所期望的波形形状(例如,正弦形状),以用于最佳地驱动超声换能器。因此,在此类方面中,当考虑到失真效应时,LUT波形样本将不呈现驱动信号的期望波形形状,而是呈现要求最终产生动态分支驱动信号的期望波形形状的波形形状。

[0096] 非隔离台154还可包括ADC 178和ADC 180,该ADC 178和ADC 180经由相应的隔绝变压器182、184耦接到功率变压器156的输出,以分别用于对发生器102所输出的驱动信号的电压和电流进行采样。在某些方面中,ADC 178、ADC 180可被配置为以高速(例如,80Msps)进行采样,以能够对驱动信号进行过采样。在一个方面,例如,ADC 178、ADC 180的采样速度可实现驱动信号的大约200x(根据频率而定)的过采样。在某些方面中,可通过令单个ADC经由二路式多路复用器接收输入电压和电流信号来执行ADC 178、ADC 180的采样操作。在发生器102的方面中使用高速采样,除可实现其它事物之外,还可实现对流经动态分支的复杂电流的计算(这在某些方面中可用于实现上述基于DDS的波形形状控制)、对采样信号进行精确的数字滤波、以及以高精度计算实际功率消耗。ADC 178、ADC 180所输出的电压和电流反馈数据可由可编程逻辑装置166接收及处理(例如,FIFO缓冲、多路复用)并被存储于数据存储单元中,以供例如处理器174后续检索。如上所述,电压和电流反馈数据可用作算法的输入用于以动态行进方式使LUT波形样本预先畸变或修改。在某些方面中,当获取电压和电流反馈数据对时,这可需要基于由可编程逻辑装置166输出的对应LUT样本或以其它方式与对应LUT样本相关联,为每一所存储的电压和电流反馈数据对进行编索引。以此方式使LUT样本和电压和电流反馈数据同步有助于预失真算法的准确计时和稳定性。

[0097] 在某些方面中,可使用电压和电流反馈数据来控制驱动信号的频率和/或振幅(例如,电流振幅)。在一个方面,例如,可使用电压和电流反馈数据来确定阻抗相位。然后,可控制驱动信号的频率以最小化或减小所确定的阻抗相位与阻抗相位设定点(例如, 0°)之间的差,从而最小化或减小超声失真的影响并相应地提高阻抗相位测量的精确度。相位阻抗和频率控制信号的确定可在处理器174中实现,例如,其中频率控制信号作为输入被供应至可编程逻辑装置166所实现的DDS控制算法。

[0098] 在另一个方面中,例如,可监测电流反馈数据,以便将驱动信号的电流振幅保持在

电流振幅设定点。电流振幅设定点可被直接指定或基于特定的电压振幅和功率设定点而间接地确定。在某些方面中,可通过处理器174中的控制算法(诸如例如,比例积分微分(PID)或比例积分(PI)控制算法)来实现对电流振幅的控制。控制算法为了适当控制驱动信号的电流振幅而控制的变量可包括例如:存储在可编程逻辑装置166中的LUT波形样本的定标和/或经由DAC 186的DAC 168(其为功率放大器162供应输入)的最大定标输出电压。

[0099] 非隔离台154还可包括处理器190,以用于除别的之外还提供用户界面(UI)功能。在一个方面,处理器190可包括例如购自加利福尼亚州圣何塞的阿特梅尔公司(Atmel Corporation, San Jose, Calif.)的具有ARM 926EJ-S芯片的Atmel AT91SAM9263处理器。处理器190所支持的UI功能的示例可包括听觉和视觉用户反馈、与外围装置(例如,经由通用串行总线(USB)接口)的通信、与脚踏开关120的通信、与输入装置145(例如,触摸屏显示器)的通信、以及与输出装置146(例如,扬声器)的通信。处理器190可与处理器174和可编程逻辑装置(例如,经由串行外围接口(SPI)总线)通信。尽管处理器190可主要支持UI功能,然而在某些方面中,其也可与处理器174配合以实现风险减缓。例如,处理器190可进行编程以监测用户输入和/或其它输入(例如,触摸屏输入、脚踏开关120输入、温度传感器输入)的各个方面并且可在检测到错误状态时使发生器102的驱动输出无效。

[0100] 在某些方面中,处理器174与处理器190两者可确定并监测发生器102的操作状态。对于处理器174,发生器102的操作状态例如可指示处理器174实现的是哪些控制和/或诊断过程。对于处理器190,发生器102的操作状态例如可指示可向用户呈现用户界面的哪些元素(例如,显示屏、声音)。处理器174、处理器190可独立地保持发生器102的当前操作状态并识别和评估当前操作状态的可能转变。处理器174可用作此关系中的主体并确定何时会发生操作状态间的转变。处理器190可注意到操作状态间的有效转变并可证实特定的转变是否适当。例如,当处理器174指示处理器190转变至特定状态时,处理器190可验证所要求的转变是有效的。在处理器190确定所要求的状态间转变是无效的情况下,处理器190可使发生器102进入无效模式。

[0101] 非隔离台154还可包括控制器196,以用于监测输入装置145(例如,用于接通和断开发生器102的电容触摸屏的电容触摸传感器)。在某些方面中,控制器196可包括至少一个处理器和/或与处理器190通信的其它控制装置。在一个方面,例如,控制器196可包括处理器(例如,可从阿特梅尔公司(Atmel)购得的Mega168 8位控制器),该处理器被配置成能够监测经由一个或多个电容触摸传感器提供的用户输入。在一个方面,控制器196可包括触摸屏控制器(例如可从阿特梅尔公司(Atmel)购得的QT5480触摸屏控制器),以控制和管理从电容触摸屏对触摸数据的获取。

[0102] 在某些方面中,当发生器102处于“电源断开”状态时,控制器196可继续接收操作功率(例如,经由来自发生器102的电源诸如下面讨论的电源211的线)。以此方式,控制器196可继续监测输入装置145(例如,位于发生器102的前面板上的电容触摸传感器),以用于接通和断开发生器102。当发生器102处于电源断开状态时,如果检测到用户“接通/断开”输入装置145的激活,则控制器196可唤醒电源(例如,启用电源211的一个或多个DC/DC电压转换器213的操作)。控制器196可因此开始使发生器102转变至“电源接通”状态的序列。相反,当发生器102处于电源接通状态时,如果检测到“接通/断开”输入装置145的激活,则控制器196可开始使发生器102转变至电源切断状态的序列。在某些方面中,例如,控制器196可向

处理器190报告“接通/断开”输入装置145的激活,该处理器继而实现所需的程序序列以使发生器102转变至电源断开状态。在此类方面中,控制器196可不具有在建立起电源接通状态之后从发生器102去除功率的独立能力。

[0103] 在某些方面中,控制器196可使发生器102提供听觉或其它感观反馈,以用于警示用户电源接通或电源断开序列已开始。可在电源接通或电源断开序列开始时以及在与序列相关联的其它过程开始之前提供此类警示。

[0104] 在某些方面中,隔离台152可包括器械接口电路198,例如以在外科装置的控制电路与非隔离台154的组件(诸如例如,可编程逻辑装置166、处理器174、和/或处理器190)之间提供通信接口。器械接口电路198可经由通信连接件(诸如例如基于红外(IR)的通信连接件)与非隔离台154的器件交换信息,该通信连接件在台152、台154之间保持合适程度的电隔离。例如,可使用由隔绝变压器供电的低跌落电压调整器为器械接口电路198供应电力,该隔绝变压器从非隔离台154被驱动。

[0105] 在一个方面,器械接口电路198可包括与信号调节电路202通信的可编程逻辑装置200(例如,FPGA)。信号调节电路202可被配置为从可编程逻辑电路200接收周期性信号(例如,2kHz的方波),以生成具有相同频率的双极性询问信号。例如,可使用由差分放大器馈送的双极性电流源生成询问信号。询问信号可被发送到外科装置控制电路(例如,通过使用将发生器102连接到外科装置的缆线中的导体对)并被监测,以确定控制电路的状态或配置。控制电路可包括多个开关、电阻器和/或二极管,以修改询问信号的一个或多个特性(例如,振幅、整流),使得可基于一个或多个特性唯一地辨别控制电路的状态或配置。在一个方面,例如,信号调节电路202可包括ADC,以用于产生由于询问信号通过控制电路而出现在控制电路的输入中的电压信号的样本。随后,可编程逻辑装置200(或非隔离台154的器件)可基于ADC样本来确定控制电路的状态或配置。

[0106] 在一个方面,器械接口电路198可包括第一数据电路接口204,以实现可编程逻辑电路200(或器械接口电路198的其它元件)与设置于外科装置中的或以其它方式与外科装置相关联的第一数据电路之间的信息交换。在某些方面中,第一数据电路206可设置于成一体地附接到外科装置手持件的缆线中,或设置于用于使特定的外科装置类型或模型与发生器102交接的适配器中。在某些方面中,第一数据电路可包括非易失性存储装置,诸如电可擦除的可编程的只读存储器(EEPROM)装置。在某些方面中并且再次参见图7,第一数据电路接口204可与可编程逻辑装置200分开地实现并包括合适的电路系统(例如,离散的逻辑装置、处理器),以实现可编程逻辑装置200与第一数据电路之间的通信。在其它方面中,第一数据电路接口204可与可编程逻辑装置200形成一体。

[0107] 在某些方面中,第一数据电路206可存储与相关联的特定外科装置相关的信息。此类信息可包括例如型号、序列号、其中已使用外科装置的多个操作、和/或任何其它类型的信息。此类信息可被器械接口电路198(例如,通过可编程逻辑装置200)读取、被传递至非隔离台154的器件(例如,至可编程逻辑装置166、处理器174和/或处理器190),以用于经由输出装置146呈现给用户并且/或者用于控制发生器102的功能或操作。另外,任何类型的信息均可经由第一数据电路接口204(例如,使用可编程逻辑装置200)被发送至第一数据电路206以存储于其中。此类信息例如可包括其中使用外科装置的操作的更新数目和/或其使用的日期和/或时间。

[0108] 外科器械可从手持件拆卸以促进器械互换性和/或一次性使用。在此类情形中,已知的发生器的识别所使用特定器械配置和相应地优化控制和诊断过程的能力可受限。然而,从兼容性角度来看,通过对外科装置器械添加可读数据电路来解决此问题是有问题的。例如,设计外科装置来保持与缺少必备数据读取功能的发生器的向后兼容可由于例如不同的信号方案、设计复杂性和成本而不切实际。器械的多个方面可使用数据电路,该数据电路可经济地实现于现有外科器械中并具有最小的设计变化,以保持外科装置与电流发生器平台的兼容性。

[0109] 另外,发生器102的多个方面可实现与基于器械的数据电路的通信。例如,发生器102可被配置成能够与外科装置的器械中所包含的第二数据电路进行通信。器械接口电路198可包括用于实现此类通信的第二数据电路接口210。在一个方面,第二数据电路接口210可包括三态数字接口,然而也可使用其它接口。在某些方面,第二数据电路通常可为用于传输和/或接收数据的任何电路。在一个方面,例如,第二数据电路可存储与相关联的特定外科器械相关的信息。此类信息可包括例如型号、序列号、其中已使用外科器械的多个操作、和/或任何其它类型的信息。附加地或另选地,任何类型的信息均可经由第二数据电路接口210(例如,使用可编程逻辑装置200)被发送至第二数据电路以存储于其中。此类信息例如可包括其中使用外科器械的操作的更新数目和/或其使用的日期和/或时间。在某些方面,第二数据电路可传输由一个或多个传感器(例如,基于器械的温度传感器)获取的数据。在某些方面中,第二数据电路可从发生器102接收数据并基于所接收的数据向用户提供指示(例如,LED指示或其它可视指示)。

[0110] 在某些方面中,第二数据电路和第二数据电路接口210可被配置成能够使得可实现可编程逻辑装置200与第二数据电路之间的通信而无需为此提供附加的导体(例如,将手持件连接至发生器102的缆线的专用导体)。在一个方面,例如,可使用实施于现有缆线(诸如用于将询问信号从信号调节电路202传输至手持件中的控制电路的导体中的一个)上的单总线通信方案而使信息以发送至第二数据电路和离开第二数据电路。以此方式,可最小化或减少原本可能必要的外科装置的设计变化或修改。此外,因为可在共用物理通道上实现不同类型的通信(用频带分离或不用频带分离),所以第二数据电路的存在对于不具有必备数据读取功能的发生器而言可为“隐形的”,因此能够实现外科装置器械的向后兼容性。在某些方面中,隔离台152可包括至少一个阻挡电容器296-1,该至少一个阻挡电容器296-1连接到驱动信号输出160b以防止DC电流流向患者。例如,可要求信号阻挡电容器符合医疗规则或标准。尽管相对而言单电容器设计中很少出现错误,然而此类错误可造成不良后果。在一个方面,可设置有与阻挡电容器296-1串联的第二阻挡电容器296-2,其中例如通过ADC 298来监测从阻挡电容器296-1与阻挡电容器296-2之间的点发生的电流泄漏,以用于对泄漏电流所感应的电压进行采样。该样本例如可由可编程逻辑装置200接收。基于泄漏电流的变化(如图7的方面中的电压样本所指示),发生器102可确定阻挡电容器296-1、阻挡电容器296-2中的至少一个何时已出现故障。因此,图7的方面相对于具有单个故障点的单个电容器设计具有优势。

[0111] 在某些方面中,非隔离台154可包括电源211,以用于在适当的电压和电流下输出DC功率。电源可包括例如400W的电源用于输出48VDC的系统电压。电源211还可包括一个或多个DC/DC电压转换器213,以用于接收电源的输出,以在发生器102的各种器件所需的电压

和电流下产生DC输出。如以上结合控制器196所述,当控制器196检测到用户“接通/断开”输入装置145的激活以启用DC/DC电压转换器213的操作或唤醒DC/DC电压转换器213时,DC/DC电压转换器213中的一个或多个可从控制器196接收输入。

[0112] 图10A和图10B示出了发生器102的一个方面的某些功能和结构方面。指示来自功率变压器156的次级绕组158的电流和电压输出的反馈分别由ADC 178、ADC 180接收。如图所示,ADC 178、ADC 180可被实现为2信道ADC并且可以高速(例如,80MSPS)对反馈信号进行采样,以允许对驱动信号进行过采样(例如,大约200x过采样)。在由ADC 178、ADC 180处理之前,电流反馈信号和电压反馈信号可在模拟域中适当地调节(例如,放大、滤波)。来自ADC 178、ADC 180的电流反馈样本和电压反馈样本可被单独缓冲,随后多路复用或交错到可编程逻辑装置166的块166内的单个数据流中。在图10A和图10B的方面,可编程逻辑装置166包括FPGA。

[0113] 多路复用电流和电压反馈样本可由实现在处理器174的块214内的并行数据获取端口(PDAP)接收。PDAP可包括包装单元,以用于实现将多路复用的反馈样本与存储器地址相关联的多种方法中的任一种。在一个方面,例如,对应于由可编程逻辑装置166输出的特定LUT样本的反馈样本可存储在与LUT样本的LUT地址相关或建立索引的一个或多个存储器地址处。在另一方面,对应于由可编程逻辑装置166输出的特定LUT样本的反馈样本可与LUT样本的LUT地址一起存储在公共存储器位置处。在任何情况下,反馈样本可被存储为使得可随后确定源自其的特定反馈样本集合的LUT样本的地址。如上所讨论,以这种方式的LUT样本地址的同步和反馈样本有助于正确定时和预失真算法的稳定性。在处理器174的块216处实现的直接存储器访问(DMA)控制器可在处理器174的指定存储器位置218(例如,内部RAM)处存储反馈样本(以及任何LUT样本地址数据(在可应用的情况下))。

[0114] 处理器174的块220可实现预失真算法,以用于在动态、持续的基础上对存储在可编程逻辑装置166中的LUT样本进行预失真或修改。如上所述,LUT样本的预失真可补偿发生器102的输出驱动电路中存在的各种失真源。预失真的LUT样本在通过驱动电路进行处理时,将因此使驱动信号具有所期望的波形形状(例如,正弦形状),以用于最佳地驱动超声换能器。

[0115] 在预失真算法的块222处,确定通过超声换能器的动态分支的电流。可基于例如存储在存储器位置218处的电流和电压反馈样品、超声换能器静态电容 C_0 (测量或已知的先验)值和驱动频率的已知值,使用基切电流定律来确定动态分支电流。可确定与LUT样本相关联的每组所存储的电流和电压反馈样品的动态分支电流样本。

[0116] 在预失真算法的块224处,将在块222处确定的每个动态分支电流样本与期望的电流波形形状的样本进行比较,以确定比较的样本之间的差或样本振幅误差。为了该确定,可例如从波形形状LUT 226供应所需电流波形形状的样本,该波形形状LUT 226包含期望电流波形形状的一个循环的振幅样本。用于比较的来自LUT 226的所需电流波形形状的特定样本可由与用于比较的动态分支电流样本相关联的LUT样本地址来决定。因此,运动分支电流到块224的输入可与其相关联的LUT样本地址到块224的输入同步。因此,存储在可编程逻辑装置166中的LUT样本和存储在波形形状LUT 226中的LUT样本的数量可相等。在某些方面,由存储在波形形状LUT 226中的LUT样本表示的所需电流波形形状可为基本正弦波。其它波形形状可为期望的。例如,据设想,可使用用于驱动在其它频率下与一个或多个其它驱动信

号叠加的超声换能器的主纵向运动的基本正弦波,诸如用于驱动用于横向或其它模式的有利振动的至少两个机械谐振的三阶超声。

[0117] 在块224处确定的样本振幅误差的每个值可连同其相关联的LUT地址的指示被传输到可编程逻辑装置166的LUT(在图10A的块228处示出)。基于样本振幅误差的值及其相关联的地址(以及任选地,先前接收的相同LUT地址的样本振幅误差的值),LUT 228(或可编程逻辑装置166的其它控制块)可预失真或修改存储在LUT地址处的LUT样本的值,使得样本振幅误差减小或最小化。应当理解,在整个LUT地址范围内以迭代方式对每个LUT样本进行预失真或修改将导致发生器的输出电流的波形形状匹配或符合波形形状LUT 226的样本所表示的期望的电流波形形状。

[0118] 电流和电压振幅测量、功率测量和阻抗测量可在处理器174的块230处基于存储在存储器位置218处的电流反馈样本和电压反馈样本来确定。在确定这些量之前,反馈样本可被适当地定标,并且在某些方面,通过合适的滤波器232进行处理以移除由例如数据获取过程和感应的超声器件产生的噪声。因此,滤波后的电压样本和电流样本可大体上表示发生器的驱动输出信号的基频。在某些方面,滤波器232可为频率域内的有限脉冲响应(FIR)滤波器。此类方面可使用输出驱动信号电流和电压信号的快速傅里叶变换(FFT)。在某些方面,所得频谱可用于提供附加的发生器功能。在一个方面,例如,第二阶超声分量和/或第三阶超声分量相对于基频分量的比率可用作诊断指示器。在块234处,可对表示整数周期的驱动信号的一定样本大小的电流反馈样本应用均方根(RMS)计算,以产生表示驱动信号输出电流的测量值 I_{rms} 。

[0119] 在块236处,可对表示整数周期的驱动信号的一定样本大小的电压反馈样本应用均方根(RMS)计算,以确定表示驱动信号输出电压的测量值 rms 。在块238处,可将电流反馈样本和电压反馈样本进行逐点相乘,并且可对表示整数周期的驱动信号的样本进行平均计算,以确定发生器的真实输出功率的测量值 P_r 。

[0120] 在块240处,可将发生器的表观输出功率的测量值 P_a 确定为乘积 $V_{rms} \cdot I_{rms}$ 。

[0121] 在块242处,可将负载阻抗大小的测量值 Z_m 确定为商 V_{rms}/I_{rms} 。

[0122] 在某些方面,发生器234可使用在块234、块236、块238、块240和块242处确定的量 I_{rms} 、 V_{rms} 、 P_r 、 P_a 和 Z_m 来实现多个控制和/或诊断过程中的任一个。在某些方面,这些量中任一种可经由例如与发生器102成一整体的输出装置146或通过合适的通信接口(例如,USB接口)连接至发生器102的输出装置146发送给用户。各种诊断过程可包括但不限于手持件完整性、器械完整性、器械附接完整性、器械过载、接近器械过载、频率锁定故障、过压、过流、过功率、电压感测故障、电流感测故障、音频指示故障、视觉指示故障、短路、功率递送故障、阻塞电容器故障,例如。

[0123] 处理器174的块244可实现用于确定和控制由发生器102驱动的电负载(例如,超声换能器)的阻抗相位的相位控制算法。如上所述,通过控制驱动信号的频率以最小化或减小所确定的阻抗相位与阻抗相位设定值(例如, 0°)之间的差,可最小化或减小超声失真的影响,并且相位测量的准确性增大。

[0124] 相位控制算法接收存储在存储器位置218中的电流反馈样本和电压反馈样本作为输入。在其在相位控制算法中使用之前,该反馈样本可以被适当地定标,并且在某些方面,通过合适的滤波器246(其可与滤波器232相同)进行处理以去除由数据获取过程和感应的

超声器件产生的噪声,例如。因此,滤波的电压样本和电流样本可大体上表示发生器的驱动输出信号的基频。

[0125] 在相位控制算法的块248处,确定通过超声换能器的动态分支的电流。该确定可与上文结合预失真算法的块222所述的相同。因此,对于与LUT样本相关联的每组所存储的电流反馈样本和电压反馈样本,块248的输出可为动态分支电流样本。

[0126] 在相位控制算法的块250处,基于在块248处确定的动态分支电流样本的同步输入和对应的电压反馈样本来确定阻抗相位。在某些方面,该阻抗相位被确定为在波形的上升沿处测量的阻抗相位和在波形的下降沿处测量的阻抗相位的平均值。

[0127] 在相位控制算法的块252处,将在块222处确定的阻抗相位的值与相位设定点254进行比较,以确定所比较值之间的差或相位误差。

[0128] 在相位控制算法的块256处,基于在块252处确定的相位误差的值和在块242处确定的阻抗大小,确定用于控制驱动信号的频率的频率输出。频率输出的值可由块256连续调节并传递至DDS控制块268(下文讨论),以便将在块250处确定的阻抗相位保持在相位设定点处(例如,零相位误差)。在某些方面中,阻抗相位可被调整至0°相位设定点。这样,任何超声失真都将围绕电压波形的峰值居中,从而提高相位阻抗确定的准确性。

[0129] 处理器174的块258可实现用于调制驱动信号的电流大小的算法,以便根据用户指定的设定点或根据由发生器102实现的其它方法或算法所指定的要求来控制驱动信号电流、电压和功率。这些量的控制可例如通过将LUT 228中的LUT样本定标并且/或者通过将DAC 168(其向功率放大器162供应输入)的最大定标输出电压经由DAC 186调节来实现。块260(其在某些方面中可被实现为PID控制器)可接收来自存储器位置218的电流反馈样本(其可被适当地定标和滤波)作为输入。可将电流反馈样本与由受控变量(例如,电流、电压或功率)指示的“电流需求” I_d 值进行比较,以确定驱动信号是否供应必要的电流。在驱动信号电流为控制变量的方面,电流需求 I_d 可由电流设定点262A(I_{sp})直接指定。例如,可将电流反馈数据的RMS值(如块234中所确定)与用户指定的RMS电流设定点 I_{sp} 进行比较以确定适当的控制器动作。例如,如果电流反馈数据指示RMS值小于电流设定点 I_{sp} ,则DAC 168的LUT定标和/或最大定标输出电压可由块260调节,使得驱动信号电流增大。相反,当电流反馈数据指示RMS值大于电流设定点 I_{sp} 时,块260可调节DAC 168的LUT定标和/或最大定标输出电压以减小驱动信号电流。

[0130] 在驱动信号电压为控制变量的方面,可在给定在块242处测量的负载阻抗大小 Z_m 的情况下例如基于维持期望的电压设定点262B(V_{sp})所需的电流来间接地指定电流需求 I_d (例如, $I_d = V_{sp}/Z_m$)。类似地,在驱动信号功率为控制变量的方面,可在给定在块236处测量的电压 V_{rms} 的情况下例如基于维持期望的功率设定点262C(P_{sp})所需的电流来间接地指定电流需求 I_d (例如, $I_d = P_{sp}/V_{rms}$)。

[0131] 块268可实现DDS控制算法,以用于通过检索存储在LUT 228中的LUT样本来控制驱动信号。在某些方面,DDS控制算法是数字控制振荡器(NCO)算法,用于使用点(存储器位置)跳过技术以固定时钟速率生成波形的样本。NCO算法可实现相位累加器或频率相位转换器,其用作地址指针以用于从LUT 228中检索LUT样本。在一个方面,相位累加器可为D步长、模数N的相位累加器,其中D为表示频率控制值的正整数,并且N为LUT 228中LUT样本的数量。例如, $D=1$ 的频率控制值可使得相位累加器按顺序地指向LUT 228的每个地址,从而导致波

形输出复制存储在LUT 228中的波形。当 $D > 1$ 时,相位累加器可跳过LUT 228中的地址,从而导致具有较高频率的波形输出。因此,由DDS控制算法生成的波形的频率可因此通过适当地改变频率控制值来控制。在某些方面,频率控制值可基于在块244处实现的相位控制算法的输出来确定。块268的输出可供应(DAC) 168的输入,该输入继而向功率放大器162的输入供应对应的模拟信号。

[0132] 处理器174的块270可实现开关模式转换器控制算法,以用于基于被放大信号的波形包络动态地调制功率放大器162的干线电压,从而提高功率放大器162的效率。在某些方面,波形包络的特性可通过监测功率放大器162中包含的一个或多个信号来确定。在一个方面,例如,波形包络特性可通过监测根据放大的信号的包络调制的漏电压(例如,MOSFET漏电压)的最小量来确定。可例如通过耦接到漏电压的电压最小量检测器来生成最小电压信号。最小电压信号可由ADC 176取样,其中输出最小电压样本在开关模式转换器控制算法的块272处被接收。基于最小电压样本的值,块274可控制由PWM发生器276输出的PWM信号,该PWM发生器276继而控制由开关模式调整器162供应给功率放大器170的干线电压。在某些方面,只要极小电压样本的值小于输入到块262中的极小目标278,则可根据由极小电压样本表征的波形包络来调制干线电压。例如,当极小电压样本指示低包络功率电平时,块274可导致向功率放大器162供应低干线电压,其中仅当极小电压样本指示最大包络功率电平时供应全干线电压。当极小电压样品降低至极小目标278以下时,块274可使干线电压保持在适于确保功率放大器162的正确操作的最小值。

[0133] 在一个方面,方法和/或设备可提供用于感测相对于端部执行器的超声刀的夹持臂位置的功能,并且发生器诸如发生器102和控制器诸如控制电路108和/或控制器196可用于基于夹持臂位置来调节对超声刀的功率输出。现在参见图32,其示出了用于控制端部执行器的方法3200。方法3200可至少部分地由处理器执行,该处理器可与发生器102、控制电路108和/或控制器196中的一者或多者通信或可为它们的一部分。现在参见图32,其示出了用于校准端部执行器的控制器的方法3300。方法3200可至少部分地由处理器执行,该处理器可与发生器102、控制电路108和/或控制器196中的一者或多者通信或可为它们的一部分。

[0134] 现在参见图11,其示出了示例端部执行器300和轴302。夹持臂304可具有相对于超声刀306的位置(例如,由“角度”箭头或位移表示),该位置可使用一个或多个传感器诸如霍尔效应传感器来测量。感测夹持臂相对于超声刀的位置可提供相关的装置信息,从而实现新能力诸如感测夹持在钳口内的组织的厚度、数量或类型的能力。在一个方面,图32的方法3200可基于信号(来自例如霍尔效应传感器)确定夹持臂和超声刀之间的组织的类型。此外,使用处理器和/或存储器,可基于被确定为夹持在钳口内的组织的厚度、数量或类型来选择一种或多种算法(例如,用于在不横切的情况下密封血管)。

[0135] 超声刀306可通过机械振动将组织效应递送到组织和/或血管。夹持臂304可围绕点314枢转,该点可表示夹持臂和外管310之间的连接。内管308可前后运动,并且可驱动夹持臂304在超声刀306上的闭合。在各种方面,可为有利的是测量夹持臂304和超声刀306之间的角度。

[0136] 在一个方面,夹持臂304相对于超声刀306的位置(例如,在激活期间)可通过与内管308的耦接来近似。内管308可连接到夹持臂304并且可类似于位于外部管状护套56内的

往复式管状致动构件58。外管310(其可类似于外部管状护套56和/或超声刀306)可用于确定夹持臂304相对于超声刀306的位置和/或角度。外管310可为静止的,并且在一个方面可联接到夹持臂304。因此,使用本文所述的技术和特征部,可测量内管308相对于外管310的运动(例如,用双向箭头312表示)并用于近似权利要求臂位置。

[0137] 简单参见图32,方法3200可响应于第一管相对于第二管的运动而检测3202信号(例如,在霍尔效应传感器处),该第一管驱动端部执行器的夹持臂的运动。例如,第一管可类似于往复式管状致动构件58,并且第二管可例如类似于外部管状护套56。换句话说,如图32所述,第一管可为内管,并且第二管为外管。内管可为能够相对于外管可运动的3208。外管能够相对于内管为静态的。方法3200可使用霍尔效应传感器和定位在第一管上的磁体来检测3210信号。

[0138] 本文将参照本公开的各个方面描述霍尔效应传感器的使用,然而其它类型的传感器可用于测量运动312。例如,可使用线性可变差分变压器(LVDT)、旋转可变差分变压器、压电换能器、电位计、光电传感器来测量运动312。此外,霍尔效应传感器和合适的等同物可用于通过使用小电子线路板和磁体测量两个主体相对于彼此的位置。

[0139] 现在参见图12,其示出了示例霍尔效应传感器的表示。磁体402可具有在垂直于霍尔传感器404的面的线上运动的北极和南极,该霍尔传感器404可处于固定位置。现在参见图13A,其示出了示例霍尔效应传感器的另一个表示。磁体408可具有在平行于霍尔效应传感器410的面的线上运动的北极和南极,该霍尔效应传感器可处于固定位置。现在参见图13B,其示出了示例霍尔效应传感器的另一个表示。磁体414可具有在平行于霍尔效应传感器416的面的线(418)中运动的北极和南极,该霍尔效应传感器可处于固定位置。磁体可具有直径D,并且磁体和霍尔效应传感器416可具有总有效空气间隙(TEAG)420。该配置可允许用适当的磁体传感器组合非常灵敏地测量在小的距离上的运动。

[0140] 霍尔效应传感器可包括小电子芯片,该小电子芯片可基于磁体的相对接近度或磁场对霍尔效应传感器的强度来感测磁场并改变其电输出。当磁体在霍尔效应传感器的面(例如,标记为“X”)上运动并接近直接在该面的正面时,霍尔效应传感器的输出信号可变化并用于确定磁体相对于霍尔效应传感器的位置。在一个方面,磁体可不引起霍尔效应传感器的输出信号的许多变化。例如,使用具有特定特性的磁体和霍尔效应传感器,距霍尔效应传感器小于1.5英寸或更长距离的磁体产生很小的输出信号,但是当磁体运动得越来越靠近霍尔效应传感器时,电输出变化得更加快速,使得响应于磁体在其运动得更靠近关键位置时的小运动而发生非常可识别的信号变化。霍尔效应传感器在磁体的各种位置处的电响应可用于产生最佳拟合曲线。例如,可确定作为磁体的位移的函数的霍尔效应传感器的电压输出。

[0141] 图14A为根据本公开的在夹持臂从完全闭合位置运动至完全打开位置时作为距离的函数的霍尔效应传感器的输出电压的表1400。相对距离(mm)列于第一列1402中。绝对距离(mm)列于第二列1404中列出,并且以英寸为单位的绝对距离列于第三列1406中。霍尔效应传感器的输出电压列于第四列1408中,并且夹持臂位置列于第五列1410中,其中最上面的单元指示夹持臂处于完全闭合位置,而最下面的单元指示夹持臂处于完全打开位置。

[0142] 现在参考图14A和图14B,示出了作为位移(x)轴和相关数据的函数的霍尔效应传感器的输出电压(y轴)的表1400和图示1450。在该示例中,原型霍尔效应传感器/磁体组合

的灵敏度被示出为相对较小的线性运动(例如,0.100"),其可导致1.5伏的信号变化。该信号变化可由发生器(例如,发生器102)读取并用于确定超声刀位移,或向用户提供听觉、触觉和/或其它反馈(例如,经由扬声器114和/或视觉显示器116)。可从绘制的数据点145a-h(例如,相对位移、绝对位移、电压输出和位置中的一者或多者)确定最佳拟合曲线1452,并且可产生作为磁体的位移(x-轴)函数的霍尔效应传感器的输出电压(y-轴)的多项式方程。最佳拟合曲线可以为2阶、3阶、4阶、n阶。数据点1454a-h和/或最佳拟合曲线1452可用于创建存储在存储器中的查找表,并且/或者可在处理器中执行所得方程,以便在给定霍尔效应传感器的特定输出电压的情况下确定例如磁体的位移(和对应的夹持臂位置)。这样,简单地转向图32,方法3200可基于信号(来自例如霍尔效应传感器电压输出)来确定3204端部执行器相对于端部执行器的超声刀的夹持臂位置。

[0143] 现在转到图15A,其示出了根据本公开的一个方面的在外科器械和对应的打开钳口端部执行器500位置中的霍尔效应传感器510和磁体508配置的顶视图,并且图15B为根据本公开的一个方面的在外科器械和对应的关闭钳口端部执行器500位置中的霍尔效应传感器510和磁体508配置的顶视图。在一个方面,如图15A和图15B所示,当端部执行器500的钳口打开时,霍尔效应传感器50的电压输出为1.6VDC,并且当端部执行器500的钳口闭合时,霍尔效应传感器50的电压输出为3.1VDC。

[0144] 现在参考图15A和图15B,霍尔效应传感器510和磁体508组合的一个方面被示出为在外科装置诸如本文所讨论的那些中的一者或多者中实现。图15A和15B示出了示例的顶部朝下视图的两个图像。内螺纹套环502可附接到磁体508。随着外科装置的触发器闭合,端部执行器500的夹持臂504更紧密接触超声刀504,并且磁体508进一步朝近侧运动时,如顶部朝下视图所示。随着磁体508运动(在箭头506指示的方向上),霍尔效应传感器510的电压电位发生变化。当第一管驱动端部执行器500的夹持臂503的运动时,相对于霍尔效应传感器510定位在第一管上的磁体508可运动。

[0145] 应当指出,虽然本文所述的各方面被描述为包括静止的外管和驱动夹持臂的运动的内管,但其它配置也是可以的并且在本公开的范围内。例如,在各种方面,外管可驱动夹持臂的运动,并且内管可为静态的。另外,虽然本文所述的各方面被描述为包括静态的霍尔效应传感器510和/或集成电路(例如,芯片)以及在夹持臂500运动时运动的磁体508,但其它配置也是可以的并且在本公开的范围内。例如,在各种方面,霍尔效应传感器510可在夹持臂503运动时运动,并且磁体可为静止的。许多组合是可以的,包括固定外管和可运动内管、运动磁体508和静态霍尔效应传感器510或其它感测电路、运动霍尔效应传感器510或其它感测电路和静态磁体508、可运动外管和固定内管、内管和外管中的一者中的固定磁体、和/或内管和外管中的一者中的运动磁体。霍尔效应传感器510或其它电路可安装到运动部件(例如,内管或外管)或安装到静态部件(例如,内管或外管),只要考虑柔性电连接并且可实现运动。

[0146] 如图15A所示,具有附接磁体508的内螺纹套环502被定位为比图15B更靠右,并且对应的端部执行器500具有打开的钳口,例如打开的夹持臂503。当使用者牵拉触发器并闭合端部执行器500时,多个弹簧和内螺纹套环502运动(沿箭头506指示的方向),夹持臂503被驱动闭合或被驱动以将捕获在夹持臂503和超声刀504之间的组织接枝。当夹持臂503朝向超声刀504闭合时,示出了霍尔效应传感器510和磁体508,该磁体可为圆柱形的,在霍尔

效应传感器510上运动。

[0147] 现在参见图16,其示出了包括霍尔效应传感器602和磁体606布置的系统600的平面图。霍尔效应传感器602包括电路板604和集成电路606。当夹持臂闭合又打开时,磁体608沿着线610来回运动。当磁体608朝向霍尔效应集成电路606的中心运动时,霍尔效应传感器602的灵敏度发生变化并且输出信号增加。磁体608的载体612可耦接到驱动夹持臂的内管。在一个方面,当内管朝外科器械的柄部(例如,通过触发器)牵拉时,钳口闭合(例如,夹持臂闭合)。磁体608连接至外管的螺纹内套环的延伸腿部。

[0148] 图17A和图17B示出了根据本公开的在外科器械的上下文中包括霍尔效应602和磁体608的系统600的不同视图。参照图17A和图17B,霍尔效应传感器602被示出为定位在外科器械内。霍尔效应传感器602定位在外管622的螺纹内套环620上。狭槽624被限定在外管622的旋转旋钮中,以允许磁体608行进。磁体608定位在载体612内,该载体612可在狭槽内可滑动地运动。例如,如本文所述的霍尔效应传感器602可为静止的并且附接到旋转旋钮,使得其可围绕超声刀的中心线旋转。销626可通过旋转旋钮和霍尔效应传感器602两者并通过中心超声刀部分定位在孔口628内。因此,超声刀不轴向运动,但内管能够轴向地在销626的右侧和左侧运动。螺纹连接630由尼龙或任何其它具有最小磁通量的合适材料制成。

[0149] 图18示出了根据本公开的在外科器械的上下文中的霍尔效应传感器602和磁体608配置。现在参见图18,示出了外科器械的轴,并且磁体608定位在载体612内。磁体运动632耦接到内管634。磁体608可用搭扣配合耦接到内管634的螺纹套环638。如本文所述的霍尔效应传感器602是静止的并且附接到旋转旋钮,使得其可围绕超声刀的中心线旋转。

[0150] 图19A示出了根据本公开的一个方面的霍尔效应传感器602和磁体608配置。图19B为根据本公开的在外科器械的上下文中的霍尔效应传感器602和磁体608配置的详细视图。现在参考图19A和图19B,在一个方面,霍尔效应传感器602和磁体608配置位于外科器械的轴上。在一个方面,磁体608的极面和霍尔效应传感器602顺着彼此运动。在图17A、图17B、图19A和图19B中,霍尔效应传感器602是静止的,而磁体608连同夹持臂一起运动。在一个方面,内螺纹套环被配置成能够承载磁体608并且可直接连接到内管。这样,霍尔效应传感器602可以不同的方式定位在旋转旋钮上,使得磁体608和霍尔效应传感器602的面以如运动箭头640所示的垂直方式聚集在一起。

[0151] 在一个方面,超声算法或方法可用于使外科装置能够在不横切的情况下密封组织。该算法或方法的实施方式可要求测量相对于端部执行器的超声刀的夹持臂位置。可使用一种方法来感测相对于如本文所述的超声刀的夹持臂位置,并且可在制造期间一致地校准定位,如下所述,使得可对组织的厚度进行估计。例如,馈送关于组织的数量的信息的算法或方法可在该数量变化时回应。这可以使外科装置用于在不完全横切血管的情况下处理组织。

[0152] 现在简单地转向图32,一旦相对于超声刀的夹持臂位置已知,则可调节超声刀的振动方式以获得不同的组织效应。这样,方法3200可基于夹持臂位置来调节3206至端部执行器的超声刀的功率输出。例如,方法3200可使用超声换能器基于霍尔效应传感器中的电压变化来调节3214至端部执行器的超声刀的功率输出。

[0153] 通常,端部执行器可用于同时凝结和切割血管。然而,使用本文所述的技术和特征部,端部执行器可用于在不实际横切颈动脉或血管的情况下密封颈动脉或血管,如外科医

生所期望的那样。利用关于夹持臂位置的信息,可计算行进比率(TR),从而如果夹持臂处于完全闭合位置而在端部执行器中未捕获到任何东西,则传感器(例如,霍尔效应传感器)可指示TR为1。例如,仅为了进行示意性的说明,使XT表示在激活中的任何给定时刻处的相对夹持臂位置,X1为当外科装置完全不夹持组织时的夹持臂位置,并且X2为在组织被抓握在端部执行器中的情况下在激活开始时的夹持臂位置,其中:

$$[0154] \quad TR = \frac{X1 - XT}{X1 - X2}$$

[0155] 继续上述示例,当钳口完全闭合并且端部执行器中没有捕获任何东西时,X1可为编程到外科装置中的用于夹持臂位置的值。X2可以是启动激活时的夹持臂位置,使得如果血管附接在端部执行器中并且夹持臂一直闭合,则在横切血管之前夹持臂可向下挤压血管但具有一定距离用于行进,并且在完全接触的情况下夹持臂直接与超声刀相对。XT可以动态地改变,因为它是任何给定时刻的夹持臂位置。

[0156] 例如,在激活开始时,TR可以为零,因为X1可被设定为表示完全闭合而没有捕获任何东西的夹持臂位置。在激活最开始时,X2在夹持臂接触血管时可在击发超声刀之前提供相对厚度。XT为当夹持臂进一步行进并且压缩并开始切割组织时随时间连续更新的方程中的值。在一个方面,可为有利的是当夹持臂已行进70%或0.7时停用超声刀(例如,停止击发)。因此,事先可根据经验确定,对于夹持臂在完全咬合组织的情况下完全闭合和夹持臂在夹持臂和超声刀之间未夹持任何东西的情况下完全闭合之间的方式,期望的TR为0.7。

[0157] 0.7的TR仅出于示例性目的而进行描述,并且可取决于许多参数。例如,超声刀将被关闭的点的期望TR可基于血管尺寸。TR可为观察到的用于在不横切的情况下处理给定组织或血管的任何值。一旦期望位置已知,可基于期望位置调节超声刀的振动。图20为基于霍尔效应传感器输出电压描绘作为沿x轴的时间(Sec)的函数的沿y轴的行进比率(TR)的曲线2002的图示2000。如图20所示,期望的TR为0.7,这意味着当夹持臂已行进70%或0.7时,超声刀被停用(例如,停止击发)。这相对于在超声刀击发的情况下的血管上的夹持臂,其中期望的端部TR为0.7。在图20的特定示例中,在颈动脉上激活(例如,击发)超声刀,并且在约16秒后在0.7的TR下将其关闭。

[0158] 在一个方面,可为有利的是使用比例积分控制器。图21为描绘了基于霍尔效应传感器输出电压的作为沿x轴的时间(Sec)的函数的沿左y轴的行进比率(TR)的第一曲线2102的图示2100。第二曲线2104描绘了作为沿x轴的时间(Sec)的函数的沿右y轴的功率(瓦特)。图示2100提供了用比例积分(PI)控制器可实现的示例。行进比率(TR)曲线2102在曲线图2100上由标记为“TRAVEL RATIO”的线表示。行进比率的目标或期望值可以为0.7,如标记为“DESIRED VALUE”的线所示,尽管可使用各种其它值。功率输出曲线2104表示通过超声刀的功率,并且被示出并标记为“POWER (WATTS)”。

[0159] 现在简单地转向图32,其示出方法3200可基于随着夹持臂接近超声刀而变化的行进比率动态地调节3216到端部执行器的超声刀的功率输出。例如,当夹持臂朝超声刀运动并且接近期望值时,可减小输出到超声刀和组织中的功率的量。这是因为超声刀将用足够的功率切割组织。然而,如果随着接近期望值而随着时间的推移而减少所输出的功率(其中全横切可由1的行进比率表示),则可大幅减小组织被横切的几率。这样,可在不切割组织的情况下实现有效密封,如外科医生所期望的那样。

[0160] 转回图21,其示出了图21中所示的功率输出曲线2104可表示用驱动信号施加到换能器叠堆以激活(例如,击发)超声刀的功率。功率值可与端部执行器的夹持臂部分的运动成比例并且被递送到组织,并且功率曲线可表示施加到超声换能器的电压和电流。在一个方面,超声发生器(例如,发生器102)可从霍尔效应传感器读取电压输出数据,并且作为响应,发送用于根据需要向换能器提供多少电压和电流以驱动超声刀的命令。当运动端部执行器的夹持臂部分并且接近期望值时,可迫使超声刀将较少的能量递送至组织并降低切割组织的可能性。

[0161] 当超声刀被供电时,超声刀将影响组织或血管,使得超声刀和组织的接合部处的摩擦导致热驱动来自组织的水分并使组织变干。在该过程期间,夹持臂部分能够随着密封扩大而逐渐压缩组织。随着TR随着时间增大,组织随着组织干燥而通过用夹持臂施加更大的压力而变平。这样,PI控制器可用于通过控制功率输出来将组织从开始点(其中TR=0)加热至某个第二位置,以有效地密封大血管。利用PI控制器,当TR接近期望值时,超声装置降低功率递送(至超声刀),以平滑地控制组织的压缩和凝结。该方法已显示在不横切的情况下有效地密封血管的能力。这样,方法3200可基于随着夹持臂接近超声刀而改变的行进比率,使用比例积分(PI)控制器动态调节3218到端部执行器的超声刀的功率输出。应当理解,PI控制不是能够控制功率的唯一逻辑系统。存在许多数学映射以适当地降低作为霍尔效应传感器的函数的功率。其他逻辑系统的示例包括PID控制器、比例控制器、模糊逻辑、神经网络、多项式、贝叶斯网络等等。

[0162] 图22为描绘PI控制器如何工作的图示2200。比例项可为TR和TR的期望值之间的绝对差的指示。TR接近期望的值,比例项的影响可收缩,因此可减小超声功率(例如,由超声刀递送)。在曲线下示出为区域2202的积分项可以是给定时间段上的误差累积。例如,如上所示,积分项直到5秒之后才开始累积。在5秒后,积分项可开始生效,并且可增加对超声刀的功率。在约9秒后,比例项中影响的减小可超过积分项的增加的影响,从而导致递送至超声刀的功率减小。在该示例中,使用TR的0.7的期望值,然而,如上所述,可针对具体装置以及控制器的比例和积分项优化TR值。

[0163] 实际上,PI控制器可基于在行进比率和期望值之间的任何给定时刻处的距离来指示应该为什么功率输出。通过该距离,PI控制器可输出某些值(例如,0.4)。在图22的示例中,在稍后(例如,1秒)的时刻,距离基于分配给P和I的值。该距离可乘以表示P的常数并且得到0.78。当这两者之间的距离为一定量时,发生器可指示系统发出0.78或发出例如7.8瓦的功率。因此,TR曲线接近期望值曲线,并且距离减小。随着时间的推移,发生器告知系统发送的功率的量减小,这可为期望的结果。然而,这也可意味着,如果仅使用P而不使用I,则当时间接近15秒时,可没有到组织的足够的功率输出以完成目标。这是在设定时间段计算I部分(积分部分)的情况,该设定时间段可为约五秒。通过计算曲线下的区域2202(图22中由点划线示出,在期望值和行进比率之间随时间捕获的),并且除了显示在0和5秒之间的0.78之外,I部分开始添加其自身的功率量以帮助将行进比率增加到期望的值,并确保其以一定程度上及时的方式到达那里。例如,在五秒处,I部分不是有效的,但随着时间的推移,I部分开始计算在两条曲线之间捕获的面积,并且除了来自比例值的功率之外,还添加在曲线下的区域的值(例如,附加的四瓦特)。同时使用这两个计算可提供如图22所示的功率曲线(即,功率输出)。PI控制器被配置为以一定程度及时的方式朝密封效果驱动。

[0164] 在一个方面,本文所述的技术可用于密封不同尺寸的血管(例如,5mm、6mm和7mm的圆形血管)。可测试密封件的强度,直到密封件爆裂并记录爆裂压力。较高的爆裂压力指示较强的密封。就实际手术而言,如果使用如本文所述的外科器械或装置来密封血管,则如果密封件具有高相关爆裂压力,则密封件将不会渗漏。在一个方面,可分别在不同尺寸的血管(例如5mm、6mm和7mm圆形血管)上测量爆裂压力。通常,较小的血管具有较高的爆裂压力,在血管较大的情况下,爆裂压力降低。

[0165] 现在转到图23,其示出了使用本文所述的技术和特征部(例如,使用超声刀和霍尔效应传感器)密封的若干血管2400。使用如上所述的PI控制器,密封60个血管。将58个血管在不横切的情况下密封。

[0166] 在一个方面,已经观察到在夹持臂打开的情况下激活超声刀可帮助释放在凝结时可粘附到超声刀的组织。检测来自霍尔效应传感器的信号的变化可指示用户在装置激活之后何时打开夹持臂。该信息可触发系统在短时间段内发送低电平超声信号,以便释放粘附到超声刀的任何组织。该短的、亚治疗信号可降低由用户所体验到的粘附水平。在超声剪切装置被设计成用于多种用途并且超声刀涂层开始磨损的情况下,该特征可为可用的。这样,本文所述的技术和特征部可用于减少粘附到超声刀的组织量。

[0167] 用于校准端部执行器和霍尔效应传感器的方法可包括在其后的制造期间校准端部执行器和霍尔效应传感器。如上所述,图32中所示的方法3200可用于校准端部执行器的控制器。例如,超声装置的夹持臂位置可在组装期间进行校准。如本文所述,感测夹持臂相对于超声刀的位置可提供可启用新功能的相关外科装置信息,包括但不限于感测可夹持在钳口内的组织的数量或类型的能力。此外,可基于感测夹持臂的位置来确定要执行的各种算法(例如,此类密封血管而不进行横切)。然而,在各种方面,为了使这种信息有用且可靠,外科装置必须相对于基线进行校准,诸如当夹持臂完全打开时,或者当夹持臂在端部执行器中具有零材料的情况下完全闭合时。

[0168] 如上所述,确定行进比率(TR)可有助于在各种过程中控制端部执行器。在确定TR时,当装置在没有组织的情况下完全闭合时,X1为夹持臂位置。确定对应于X1的值(例如,霍尔效应信号)可在制造期间完成,并且可为校准过程的一部分。

[0169] 现在转到图24,其示出了针对夹持臂的各个位置的作为沿x轴的绝对距离(in)的函数的沿y轴的霍尔传感器输出电压的最佳拟合曲线2502的图示2500。当夹持臂根据本公开从完全打开位置运动至完全闭合位置时,基于如图14A中所示的表1400的第三列1406中所列的夹持臂距超声刀的绝对距离(in)和图14A中所示的表1400的第四列1408中所列的对应的霍尔效应传感器输出电压绘制最佳拟合曲线2502。

[0170] 仍然参考图24,其示出了被配置为感测夹持臂位置的霍尔效应传感器的示例电输出。相对于传感器(例如,磁体)的位移绘制的霍尔效应传感器信号强度可遵循由最佳拟合曲线2502所示的抛物线形状。为了校准霍尔效应传感器,在已知基线位置处获取传感器的若干读数。在校准期间,图24中所示的最佳拟合曲线2502可被分析以基于在生产环境中进行的读数来确认霍尔效应传感器正在有效地读取。这样,可记录对应于夹持臂的各种位置(例如,完全打开、完全闭合和它们之间的离散位置)的霍尔效应传感器响应,以在生产期间产生最佳拟合曲线。可记录各种数据点(例如,如图24所示的四个数据点1-4或必要时更多),以产生最佳拟合曲线2502。例如,在第一位置中,可测量当夹持臂完全打开时的霍尔效

应传感器响应。这样,简单地转向图32,图32中所示方法3300可检测3302与端部执行器的夹持臂和超声刀的完全打开位置对应的测量信号(例如,霍尔效应传感器响应)。

[0171] 现在回到图24,结合图25,四个数据点1-4表示利用霍尔效应传感器测得作为夹持臂2606和超声刀2608之间的间隙的函数的电压,如图24所示。这些数据点1-4可如结合图25-28所述进行记录。当端部执行器2600处于图25所示的配置时,记录第一数据点(1)。第一数据点(1)对应于在夹持臂2606相对于超声刀2608处于完全打开位置时记录的霍尔效应传感器输出。

[0172] 当端部执行器2600处于图26所示的配置时,记录第二数据点(2)。为了获得夹持臂2606和超声刀2808之间的精确间隙,将已知直径的第一测量销2602放置在端部执行器2600的钳口内的预定位置处(例如,夹持臂2606和超声刀2608之间。如图26所示,第一测量销2602定位在超声刀2608的远侧端部和近侧端部之间并且抓握在夹持臂2606和超声刀2608之间,以设定夹持臂2606和超声刀2808之间的精准间隙。一旦夹持臂2606闭合以抓握第一测量销2602,就测量并记录霍尔效应传感器的输出电压。第二数据点(2)与通过第一测量销2602设定在夹持臂2606和超声刀2608之间的间隙相关。这样,霍尔效应传感器的输出电压等于夹持臂2606和超声刀2608之间的间隙距离。第二数据点(2)是构建多项式以生成图24中所示的最佳拟合曲线2502的若干数据点中的一个。图32中描述的方法3300检测3304实际霍尔效应传感器电压并基于最佳第一曲线2502确定夹持臂2606和超声刀2608之间的间隙(例如,计算多项式)。

[0173] 当端部执行器2600处于图27所示的配置时,记录第三数据点(3)。为获得夹持臂2606和超声刀2808之间的另一个精确间隙,移除第一测量销2602并将已知直径的第二测量销2604放置在端部执行器2600的钳口内的不同于第一测量销2602的位置的预定位置处(例如,在夹持臂2606和超声刀2608之间)。如图27所示,第二测量销2604定位在超声刀2608的远侧端部和近侧端部之间并且抓握在夹持臂2606和超声刀2608之间,以设定夹持臂2606和超声刀2808之间的精准间隙。一旦夹持臂2606闭合以抓握第二测量销2602,就测量并记录霍尔效应传感器的输出电压。第三数据点(3)与通过第二测量销2604设定在夹持臂2606和超声刀2608之间的间隙相关。这样,霍尔效应传感器的输出电压等于夹持臂2606和超声刀2608之间的间隙距离。第三数据点(3)是构建多项式以生成图24中所示的最佳拟合曲线2502的若干数据点中的一个。图32中描述的方法3300检测3304实际霍尔效应传感器电压并基于最佳第一曲线2502确定夹持臂2606和超声刀2608之间的间隙(例如,计算多项式)。

[0174] 当端部执行器2600处于图28所示的配置时,记录第四数据点(4)。为了获得第四数据点(4),在夹持臂2606和超声刀2608之间没有测量销2602、测量销2604,而是夹持臂2606被放置在相对于超声刀处于完全闭合位置。一旦夹持臂2606被放置在完全闭合位置,就测量和记录霍尔效应传感器的输出电压。第四数据点(4)与完全闭合的夹持臂2606位置相关。这样,霍尔效应传感器的输出电压等于相对于超声刀2608的完全闭合的夹持臂2606的位置。第四数据点(4)是构建多项式以生成图24中所示的最佳拟合曲线2502的若干数据点中的一个。图32中描述的方法3300检测3304实际霍尔效应传感器电压并基于最佳第一曲线2502确定夹持臂2606和超声刀2608之间的间隙(例如,计算多项式)。

[0175] 测量销的各种配置可在夹持臂2606和端部执行器2600的超声刀2608之间产生已知的位移和/或角度。使用给定夹持臂/超声刀/轴设计的运动学和已知直径的测量销,轴组

件在例如四个或更多个位置中的每一个处的理论位移可为已知的。可将该信息连同霍尔效应传感器的电压读数一起输入,以拟合抛物线曲线(例如,如图24中所示的最佳拟合曲线2502),其可成为每个单独的外科装置的特性。该信息可经由EEPROM或其它可编程电子器件加载到外科装置上,该EEPROM或其它可编程电子器件被配置成能够在外科装置的使用期间与发生器(例如,图6中所示的发生器102)通信。

[0176] 可对例如上述夹持臂的四个位置处的霍尔效应传感器信号响应作图,并且响应可拟合并输入到查找表中或被构建成多项式,该多项式可用于设定/校准霍尔效应传感器,使得当由外科医生使用时,端部执行器递送期望的组织效应。这样,方法3300可至少基于第一信号、第二信号和第三信号、完全打开位置、中间位置和完全闭合位置以及硬物体的尺寸来确定3308用于表示作为传感器位移(例如,磁体位移)的函数的信号强度(例如,来自霍尔效应传感器的最佳拟合曲线。方法3300还可至少基于第一信号、第二信号和第三信号以及完全打开位置、间位置和完全闭合位置来创建3310查找表。

[0177] 在上述配置中霍尔效应传感器/磁体布置的定位可用于校准外科装置,使得当夹持臂2606最靠近超声刀2608时夹持臂2606的最敏感运动存在。在上述示例中选择对应于四个数据点(1-4)的四个位置,但可由设计和开发团队酌情使用任何数量的位置以确保正确校准。

[0178] 在一个方面,本文所述的技术和结构可用于向外科医生提供反馈以指示外科医生在接合切割手术之前应何时针对血管密封手术使用止血模式。例如,止血模式算法可基于由端部执行器2600抓握的血管的大小来动态改变以便节省时间。这可能需要基于夹持臂2606的位置的反馈。

[0179] 图29A为根据本发明的一个方面的被配置成能够密封小血管和大血管的外科器械3002的示意图3000。外科器械3002包括端部执行器3004,其中端部执行器包括夹持臂3006和用于处理包括各种大小的血管的组织超声刀3008。外科器械3002包括霍尔效应传感器3010以测量端部执行器3004的位置。提供闭合开关3012以提供指示外科器械的触发器柄部3013是否处于完全闭合位置的反馈信号。

[0180] 现在转到图29B,其示出了根据本公开的一个方面的小血管3014和大血管3016的示例范围以及端部执行器的夹持臂的相对位置的图示。参照图29A-B,图29A中示出的外科器械3002被配置成能够密封具有<4mm的小血管3014和具有>4mm的大血管3016,并且在抓握小血管3014和大血管3016时夹持臂3006的相对位置由端部执行器3010取决于血管的大小而提供。

[0181] 图29C和图29D为根据本公开的一个方面的描绘用于通过针对不同时间段施加各种超声能量水平来密封小血管和大血管的两种方法的两个图示3020、3030。超声能量水平沿y轴示出,并且时间(Sec)沿x轴显示。现在参考图29A-C,图29C中所示的第一图示3020示出了用于调节超声刀的超声能量驱动水平以密封小血管3014的方法。根据用于密封和横切小血管3014的第一图示3020所示的方法,施加高超声能量(5)持续第一周期3022。然后将能量水平降低至(3.5)持续第二周期3024。最后,将能量水平提升回到(5)持续第三周期3026以完成密封小血管3014并实现横切,然后关闭能量水平。整个循环持续约5秒。

[0182] 现在参考图29A-D,图29D中所示的第二图示3030示出了用于调节超声刀的超声能量驱动水平以密封大血管3016的方法。根据用于密封和横切大血管3016的第二图示3030所

示的方法,施加高超声能量(5)持续第一周期3032。然后将能量水平降低至(1)持续第二周期3034。最后,将能量水平提升回到(5)持续第三周期3036以完成密封大血管3016并实现横切,然后关闭能量水平。整个循环持续约10秒。

[0183] 较小的血管3014可更容易在高爆裂压力水平下密封。因此,可期望感测和确定夹持臂3006是否夹紧较小的血管3014(例如,小于4mm),并且如果是的话,则超声能量水平可不需要降至1。相反,例如,能量水平可降低至约3.5,如图29C中所示的第一图示3020所示。这可允许外科医生穿过血管、使其凝固,并且更快地切割血管,同时知道由于血管3014稍小,因此该过程可更快地进行。如果血管3016较大(例如,4mm或更大),则更可取的方法是在较长的时间段内较慢加热血管,如图29D中的第二图示3030所示。

[0184] 图30是根据本公开的一个方面的示出用于确定是否应当使用止血模式的示例方法3100的逻辑图。首先,方法3100读取3102来自霍尔效应传感器的信号,该信号确定3102端部执行器的位置。方法3100然后确定3104外科装置的完全闭合开关是否被压下或者外科装置的柄部是否完全闭合。如果外科装置的完全闭合开关未被压下并且/或者如果外科装置的柄部未完全闭合,则方法3100可继续读取3102霍尔效应传感器以确定端部执行器的位置。如果压下外科装置的完全闭合开关,或者如果外科装置的柄部完全闭合,则方法3100确定3106端部执行器位置是否指示血管大于5mm。如果端部执行器位置未指示血管大于5mm,并且未发现3108系统指示器,则方法3100可继续读取3102霍尔效应传感器并确定端部执行器的位置。

[0185] 如果端部执行器位置指示血管大于5mm,则该方法3100确定3110端部执行器位置是否指示血管大于7mm。如果端部执行器位置未指示血管大于7mm,则方法3100指示3112应使用止血模式。该条件可使用多种听觉、振动或视觉反馈技术进行指示,包括例如可启用位于外科装置上(例如,在柄部的顶部上)的绿色LED。如果端部执行器位置确实指示血管大于7mm,则方法3100指示3114不应取出组织(即,不应使用止血模式),因为端部执行器已捕获过多的组织。该条件可使用多种听觉、振动或视觉反馈技术进行指示,包括例如可启用位于外科装置上(例如,在柄部的顶部上)的红色LED。

[0186] 图31是根据本公开的一个方面的示出端部执行器控制的示例方法3200的逻辑图。在一个方面,参见图31,方法3200响应于第一管相对于第二管的运动而检测3202信号(例如,在霍尔效应传感器处),第一管驱动端部执行器的夹持臂的运动。例如,第一管可类似于往复式管状致动构件58(图3和图4),并且第二管可例如类似于外部管状护套56(图3和图4)。换句话说,如图31所示,第一管可为内管,并且第二管为外管。内管可为能够相对于外管运动的3208。外管能够相对于内管为静态的。方法3200使用霍尔效应传感器和定位在第一管上的磁体来检测3210信号。

[0187] 方法3200继续并且基于信号(来自例如霍尔效应传感器电压输出)来确定3204端部执行器相对于端部执行器的超声刀的夹持臂位置。一旦夹持臂相对于超声刀的位置是已知的,就可调节超声刀的振动模式以获得不同的组织效应。这样,方法3200基于夹持臂位置调节3206至端部执行器的超声刀的功率输出。例如,方法3200可使用超声换能器基于霍尔效应传感器中的电压变化来调节3214至端部执行器的超声刀的功率输出。另选地,该方法可有效地在不横切的情况下密封血管。这样,方法3200可使用比例积分控制器基于随着夹持臂接近超声刀而变化的行进比率来动态地调节3218至端部执行器的超声刀的功率输出。

[0188] 在另一个方面,方法3200可基于随着夹持臂接近超声刀而变化的行进比率动态地调节3216至端部执行器的超声刀的功率输出。例如,当夹持臂朝超声刀运动并且接近期望值(图21和图22)时,可减小输出至超声刀和组织中的功率的量。这是因为超声刀将用足够的功率切割组织。然而,如果随着接近期望值而随着时间的推移而减少所输出的功率(其中全横切可由1的行进比率表示),则可大幅减小组织被横切的几率。这样,可在不切割组织的情况下实现有效密封,如外科医生所期望的那样。

[0189] 在一个方面,当第一管驱动端部执行器的夹持臂的运动时,图31的方法3200运动3212相对于霍尔效应传感器定位在第一管上的磁体。方法3200然后基于信号(来自例如霍尔效应传感器)确定3220夹持臂和超声刀之间的组织的类型。此外,使用处理器和/或存储器,可基于被确定为夹持在钳口内的组织的厚度、数量或类型来选择一种或多种算法(例如,用于在不横切的情况下密封血管)。响应于确定夹具和超声刀之间的组织的类型为大血管,方法3200可将至端部执行器的超声刀的功率输出减小3226大于小血管的量。另外,响应于确定夹具和超声刀之间的组织的类型为小血管,方法3200可将至端部执行器的超声刀的功率输出减小3224小于大血管的功率。在一个方面,代替对如上所述的小血管的算法的改变,可将指示器提供给外科医生以指示被捕获在端部执行器中的组织的厚度。在一个方面,方法3200基于组织的类型来调节对端部执行器的超声刀的输出功率3222。

[0190] 图32是根据本公开的一个方面的示出用于校准用于控制端部执行器的设备的示例方法3300的逻辑图。在一个方面,方法3300检测3302对应于夹持臂和端部执行器的刀片的完全打开位置的第一信号。方法3300然后检测3304对应于夹持臂和端部执行器的刀片的中间位置的第二信号,中间位置由在夹持臂和刀片之间夹持硬物体形成。方法检测3306对应于夹持臂和端部执行器的刀片的完全闭合位置的第三信号。一旦检测到三种信号,方法3300就基于分别对应于完全打开位置、中间位置和完全闭合位置的第一信号、第二信号和第三信号以及硬物体的尺寸来确定3308用于表示作为传感器位移的函数的信号强度的最佳拟合曲线。在该上下文中的最佳拟合曲线的示例在图14B和图24中示出。最后,方法3300基于分别对应于完全打开位置、中间位置和完全闭合位置的第一信号、第二信号和第三信号来创建3310查找表。

[0191] 如上文所述,端部执行器的夹持臂部分的位置可用霍尔效应传感器/磁体布置来测量。通常由TEFLON制备的组织垫可定位在夹持臂上,以防止组织粘附到夹持臂。当使用端部执行器并组织垫磨损时,将需要追踪霍尔效应传感器输出信号的漂移并建立不断改变的阈值,以保持组织处理算法选择的完整性以及至组织处理算法的切割触发点反馈的结束。

[0192] 因此,提供了一种控制系统。可以使用计数形式的霍尔效应传感器的输出来追踪端部执行器夹持臂的孔口。读者可针对可采用ADC的计数器输出的ADC系统3500和3600参考图34和图35。可使用本文所述的技术校准具有或不具有组织垫的夹持臂位置。一旦校准夹持臂位置,就可监测夹持臂的位置和组织垫的磨损。在一个方面,控制系统通过监测当超声刀接触组织或组织垫时发生的声学阻抗的上升来确定夹持臂处于闭合位置。因此,特定数量的ADC计数器将从夹持臂从完全打开位置进入完全闭合位置时累积特定数量的计数。在一个实施方式中,基于霍尔效应传感器的配置,霍尔效应传感器ADC计数随着夹持臂朝超声刀闭合而增大。当组织垫磨损时,由于夹持臂由于组织垫磨损而经历的附加旋转行程,所以计数器将累积附加数量的递增计数。通过追踪闭合夹持臂位置的新计数值,控制系统可调

节切割端的触发器阈值并且更好地预测已发生的夹持臂的孔口的总范围。

[0193] 此外,霍尔效应传感器ADC计数可用于通过采用存储在查找表中的预定的 μ 来基于夹持臂的孔口确定组织在处理下的组织摩擦系数(μ)。例如,可在超声处理循环(例如,击发序列或超声能量的激活)期间动态地调节或改变特定组织处理算法,以基于组织类型(例如,脂肪组织、肠系膜、血管)或组织数量或厚度来优化组织切割。

[0194] 图33为根据本公开的一个方面的用于追踪夹持臂的组织垫部分的磨损并补偿霍尔效应传感器的所得漂移并确定组织摩擦系数的方法3400的逻辑图。方法3400可在采用结合图6-10中示出的发生器电路环境的软件、硬件、固件或它们的组合中实现。

[0195] 在一个方面,可通过可包括控制器的电路实现方法3400,该控制器包括耦接到至少一个存储器电路的一个或多个处理器(例如,微处理器、微控制器)。该至少一个存储器电路存储在由处理器执行时使得处理器执行方法3400的机器可执行指令。

[0196] 处理器可为本领域中已知的多个单核或多核处理器中的任一个。存储器电路可包括易失性和非易失性存储介质。在一个方面,处理器可包括指令处理单元和算术单元。指令处理单元可被配置为从所述一个存储器电路接收指令。

[0197] 在一个方面,电路可包括有限状态机,该有限状态机包括被配置为实现本文所述的方法3400的组合逻辑电路。在一个方面,电路可以包括有限状态机,该有限状态机包括时序逻辑电路,该时序逻辑电路包括组合逻辑电路和至少一个存储器电路,例如。该至少一个存储电路存储有限状态机的当前状态。时序逻辑电路或组合逻辑电路可被配置为实现本文所述的方法3400。时序逻辑电路可以是同步的或异步的。

[0198] 在其它方面,电路可包括处理器和有限状态机的组合,以实现本文所述的压缩和减压技术。在其它实施方案中,有限状态机可包括组合逻辑电路和时序逻辑电路的组合。

[0199] 如本文所述,夹持臂的位置由霍尔效应传感器感测,该霍尔效应传感器相对于位于外科器械的闭合管中的磁体。现在转到方法3400,夹持臂的初始起始位置例如位于闭合管上的霍尔效应传感器的位置存储3402在存储器中。当使闭合管在远侧方向上进行位移时,朝向超声刀闭合夹持臂并且夹持臂的瞬时位置被存储3404在存储器中。计算3406夹持臂的瞬时位置与起始位置之间的差 $\delta(x)$ 。差 $\delta(x)$ 可用于确定管的位移的变化,该变化可用于计算由夹持臂施加到位于夹持臂和超声刀之间的组织的角度和力。将夹持臂的瞬时位置与夹持臂的闭合位置进行比较3408,以确定夹持臂是否处于闭合位置。当夹持臂尚未处于闭合位置时,方法3400沿着否路径(N)前进,并且将夹持臂的瞬时位置与夹持臂的起始位置进行比较,直到夹具到达闭合位置。

[0200] 当夹持臂到达闭合位置时,方法3400沿着是路径(Y)继续,并且夹持臂的闭合位置被施加到逻辑AND功能3410的一个输入。逻辑AND函数3410是逻辑操作的高级表示,其可包括在软件、硬件或它们的组合中实现的布尔AND操作、OR操作、XOR操作和NAND操作。当基于声学阻抗测量来确定组织垫滥用或磨损条件时,将当前夹持臂闭合位置设定3414为夹持臂的新起始位置,以补偿滥用或磨损条件。如果没有确定组织垫的滥用或磨损,则夹持臂的起始位置保持相同。夹持臂组织垫的滥用或磨损通过监测3420超声刀的阻抗3422来确定。确定3422组织垫/超声刀界面阻抗 i_d 并与组织垫滥用或磨损条件进行比较3412。当阻抗对应于组织垫磨损或滥用条件时,方法3400沿是路径(Y)前进,并且将夹持臂的当前闭合位置设定3414为夹持臂的新起始位置,以补偿组织垫的滥用或磨损条件。当阻抗不对应于组织垫

滥用或磨损条件时,方法3400沿着否路径(N)前进,并且夹持臂的起始位置保持相同。

[0201] 夹持臂的存储的3404瞬时位置也被提供给另一个逻辑AND功能3416的输入,以确定夹持臂和超声刀之间夹持的组织的量和厚度。确定3422组织/超声刀界面阻抗,并将与多个组织摩擦系数 $\mu=x$ 、 $\mu=y$ 或 $\mu=z$ 进行比较3424、34267、3428。因此,当组织/超声刀界面阻抗对应于基于组织量或厚度例如夹持臂的孔口的组织摩擦系数 $\mu=x$ 、 $\mu=y$ 或 $\mu=z$ 时,保持3430当前组织算法,并且将当前算法用于监测3420超声刀的阻抗3422。如果基于组织量或厚度例如夹持臂的孔口的组织摩擦系数 $\mu=x$ 、 $\mu=y$ 或 $\mu=z$ 变化,则基于新的组织摩擦系数 μ 以及组织量或厚度例如夹持臂的孔口来改变3418当前组织算法,并且将新算法用于监测3420超声刀的阻抗3422。

[0202] 因此,当前夹持臂孔口用于基于如由夹持臂的孔口测量的组织的量和厚度来确定当前组织摩擦系数 μ 。因此,初始算法可基于夹持臂的初始孔口。将超声刀的阻抗与例如存储在查找表中并对应于脂肪组织、肠系膜组织或血管组织的若干组织摩擦系数 $\mu=x$ 、 $\mu=y$ 或 $\mu=z$ 进行比较3424、3426、3428。如果超声刀的阻抗与组织摩擦系数之间没有匹配,则方法3400沿着组织阻抗比较3424、3426、3428中的任一个的否路径(N)前进,并且保持当前组织算法。如果比较3424、3426、3428功能的输出中的任一个为真,则处理器基于新的组织阻抗和夹持臂孔口切换到不同的组织处理算法。因此,将新的组织处理算法加载到超声器械中。方法3400通过监测3420超声刀的阻抗、夹持臂孔口以及组织垫的滥用或磨损而继续。

[0203] 图34示出了根据本公开的一个方面的可与图33的方法3400一起陈思宇的霍尔效应传感器系统3500。结合图33中所述的方法3400,图34的霍尔效应传感器系统3500包括由稳压器3504供电的霍尔效应传感器3502。霍尔效应传感器3502的输出的模拟电压为与应用到模数转换器3506(ADC)的夹持臂的位置成比例的模拟电压。将ADC 3506的n位数字输出应用于耦接到存储器3510的微处理器3508。微处理器3508被配置为基于来自ADC 3505的n位数字输入来处理并确定夹持臂的位置。应当理解,ADC 3506的数字输出可被称为计数。

[0204] 如本文所述,霍尔效应传感器的模拟输出被提供给图34中所示的内部或外部的模拟数字转换器ADC 3506或位于发生器中的任何模拟数字转换器电路。图6中所示的换能器104可包括霍尔效应传感器,该霍尔效应传感器包括模拟数字转换器电路,其输出被应用到控制电路108。在一个方面,图7中所示的发生器102包括多个模拟数字转换器电路诸如ADC 176、ADC 178、ADC 180,其可适于并被配置成能够接收霍尔效应传感器的模拟电压输出并将其转换为数字格式以获得计数并且用DSP处理器174、微处理器190、逻辑装置166和/或控制器196干涉霍尔效应传感器。

[0205] 图35示出了根据本公开的一个方面的可与图34的霍尔效应传感器系统3500一起采用的斜坡式计数器模拟数字转换器3600(ADC)的一个方面。数字斜坡ADC 3600从比较器3602的 V_{in} 正输入端处的霍尔效应传感器接收模拟输入电压,并且 D_n 至 D_0 (D_n-0)为数字输出(n位)。在计数器3606上发现的控制线在其低时打开计数器3606,并且在其高时停止计数器3606。在操作中,计数器3606增大,直到在计数器3606上找到的值与 V_{in} 处的模拟输入信号的值匹配为止。将数字输出 D_n-D_0 应用到数字模拟转换器3604(DAC),并且将模拟输出应用到比较器3602的负端子并且将其与 V_{in} 处的模拟输入电压进行比较。当满足该条件时,计数器3606上的值是在 V_{in} 处的模拟输入信号的数字等效值。

[0206] 为待转换为数字信号的每个模拟输入电压 V_{in} 提供START脉冲。END信号表示在 V_{in}

处发现的每个单独模拟输入电压(每个样本)而不是整个模拟输入信号的转化的结束。每个时钟脉冲使计数器3606递增。假设有8位ADC,例如,对于将“128”的模拟值转换为数字值,这将需要个128时钟周期。ADC 3600从0计数至最大可能值(2^n-1),直至针对 V_{in} 处存在的模拟输入电压识别正确的数字输出 D_n-D_0 值为止。当其为真时,给出END信号并且 V_{in} 的数字值用于 D_n-D_0 。

[0207] 虽然已经描述了若干方面,但应当显而易见的是,本领域的技术人员在掌握了本公开的一些或全部优点之后可对那些方面作出各种修改、变型和改型。因此,在不脱离所附权利要求书的范围和精神的情况下,本专利申请旨在涵盖所有此类修改、变型和改型。因此,其他方面和实施方式均在以下权利要求书的范围内。例如,权利要求书中所列的动作可以按不同顺序进行,但仍实现所需的结果。

[0208] 虽然在上述描述中列出了各种细节,但是应当理解,可在没有这些具体细节的情况下实践用于操作用于数字生成电信号波形的发生器以及外科器械的技术的各个方面。本领域技术人员将会认识到,本文所述的组成部分(例如,操作)、装置、对象和它们随附的论述是为了概念清楚起见而用作示例,并且可以设想多种构型修改形式。因此,如本文所用,阐述的具体示例和随附的论述旨在代表它们更一般的类别。通常,任何具体示例的使用旨在代表其类别,并且具体组成部分(例如,操作)、装置和对象的未纳入部分不应采取限制。

[0209] 尽管已举例说明和描述了多个形式,但是申请人的意图并非将所附权利要求的范围约束或限制在此类细节中。在不脱离本公开的范围的情况下,可实现这些形式的许多修改形式、变型形式、变化形式、替代形式、组合形式和等同形式,并且对于本领域的技术人员而言将发生这些修改形式、变型形式、变化形式、替换形式、组合形式和等同形式。此外,另选地,可将与所描述的形式相关联的每个元件的结构描述为用于提供由所述元件执行的功能的器具。另外,在公开了用于某些部件的材料的情况下,也可使用其它材料。因此,应当理解,上述具体实施方式和随附权利要求旨在涵盖属于本发明所公开的形式范围内的所有此类修改形式和变型形式。所附权利要求旨在涵盖所有此类修改、变型、更改、替换、修改和等同形式。

[0210] 为了简明和清楚起见,已经以框图形式而非详细地示出了前述公开的选定方面。本文所提供的详细描述的一些部分可根据对存储在一个或多个计算机存储器或一个或多个数据存储装置(例如软盘、硬盘驱动器、紧凑型光盘(CD)、数字视频磁盘(DVD)或数字磁带)中的数据进行操作指令来呈现。本领域的技术人员用此类描述和表达向本领域的其它技术人员描述和传达他们的工作要旨。通常,算法是指导致所需结果的步骤的自相容序列,其中“步骤”是指物理量和/或逻辑状态的操纵,其可以(但不一定)采用能够被存储、转移、组合、比较和以其它方式操纵的电信号或磁信号的形式。常用于指这些信号,如位、值、元素、符号、字符、术语、数字等。这些和类似的术语可与适当的物理量相关联并且仅仅是应用于这些量和/或状态的方便的标签。

[0211] 除非上述讨论中另外明确指明,否则可以理解的是,在上述描述中,使用术语如“处理”或“估算”或“计算”或“确定”或“显示”的讨论是指计算机系统或类似的电子计算装置的动作和处理,其操纵表示为计算机系统的寄存器和存储器内的物理(电子)量的数据并将其转换成相似地表示为计算机系统存储器或寄存器或其它此类信息存储、传输或显示设备内的物理量的其它数据。

[0212] 在一般意义上,本领域的技术人员将会认识到,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多个方面可以被看作是由多种类型的“电子电路”组成。因此,如本文所用,“电子电路”包括但不限于具有至少一个离散电路的电子电路、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、形成由计算机程序配置的通用计算设备的电子电路(如,至少部分地实施本文所述的方法和/或设备的由计算机程序配置的通用计算机,或至少部分地实施本文所述的方法和/或设备的由计算机程序配置的微处理器)、形成存储器设备(如,形成随机存取存储器)的电子电路,和/或形成通信设备(如,调制解调器、通信开关或光电设备)的电子电路。本领域的技术人员将会认识到,可以模拟或数字方式或它们的一些组合实施本文所述的主题。

[0213] 上述具体实施方式已通过使用框图、流程图和/或示例阐述了装置和/或方法的各种形式。只要此类框图、流程图和/或示例包含一个或多个功能和/或操作,本领域的技术人员就要将其理解为此类框图、流程图或示例中的每个功能和/或操作都可以单独和/或共同地通过多种硬件、软件、固件或实际上它们的任何组合来实现。在一种形式中,本文所述的主题的若干部分可以通过专用集成电路(ASIC)、现场可编程门阵列(FPGA)、数字信号处理器(DSP)或其它集成格式来实施。然而,本领域的技术人员将会认识到,本文所公开的形式的一些方面可以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(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(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,设计电子电路和/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。另外,本领域的技术人员将会认识到,本文所述主题的机制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形式适用,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但不限于如下: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;和传输式介质,诸如数字和/或模拟通信介质(例如,光纤缆线、波导、有线通信链路、无线通信链路(例如,发射器、接收器、传输逻辑、接收逻辑等)等)。

[0214] 一些方面可使用表达“耦接”和“连接”连同其衍生词来描述。应当理解,并不希望这些术语彼此同义。例如,某些方面可使用术语“连接”来描述,以表示两个或更多个元件彼此直接物理接触或电接触。在另一个示例中,一些方面可使用术语“联接”来描述,以表示两个或更多个元件直接物理接触或电接触。然而,术语“联接”还可指两个或更多个元件彼此不是直接接触,而是彼此配合或相互作用。应当理解描述的包含在不同的其它器件内、与不同的其它器件连接的不同器件的架构仅为示例,并且事实上可实现许多其它实现相同功能的架构。在概念意义上,获得相同功能性的组件的任何布置结构方式都是有效“相关联的”,从而获得所需的功能性。因此,本文中为获得特定功能性而结合在一起的任何两个组件都可被视为彼此“相关联”,从而获得所需的功能性,而不论结构或中间组件如何。同样,如此相关联的任何两个部件也可视为彼此“操作地连接”或“操作地联接”,以实现所需的功能性,并且能够如此相关联的任何两个部件都可视为彼此“可操作地联接”,以实现所需的功能性。可操作地耦接的具体示例包括但不限于物理上可匹配和/或物理相互作用的器件、和/或无线交互的和/或无线交互的器件、和/或逻辑交互的和/或逻辑交互式的器件、和/或

电交互的器件、和/或光学交互的器件、和/或光学交互的器件、和/或光学交互式器件。

[0215] 在一些情况下,一个或多个器件在本文中可被称为“被配置成能够”、“可被配置成能够”、“可操作/可操作地”、“适于/可适于”、“能够”、“可适形/适形于”等。本领域的技术人员将会认识到,除非上下文另有所指,否则“被配置成能够”通常可涵盖活动状态的器件和/或未活动状态的器件和/或待机状态的器件。

[0216] 虽然已经示出并描述了本文所述的本发明主题的特定方面,但是对本领域的技术人员将显而易见的是,基于本文的教导,可在不脱离本文所述的主题的情况下作出改变和变型,并且如在本文所述的主题的真实范围内,其更广泛的方面并因此所附权利要求将所有此类改变和变型包括在其范围内。本领域的技术人员应当理解,一般而言,本文、以及特别是所附权利要求(例如,所附权利要求的正文)中所使用的术语通常旨在为“开放”术语(例如,术语“包括”应解释为“包括但不限于”,术语“具有”应解释为“至少具有”,术语“包含”应解释为“包含但不限于”等)。本领域的技术人员还应当理解,如果所引入权利要求叙述的具体数目为预期的,则这样的意图将在权利要求中明确叙述,并且在不存在这样的叙述的情况下,不存在这样的意图。例如,为有助于理解,下述所附权利要求可含有对介绍性短语“至少一个”和“一个或多个”的使用以引入权利要求。然而,对此类短语的使用不应视为暗示通过不定冠词“一个”或“一种”引入权利要求表述将含有此类引入权利要求表述的任何特定权利要求限制在含有仅一个这样的表述的权利要求中,甚至当同一权利要求包括介绍性短语“一个或多个”或“至少一个”和诸如“一个”或“一种”(例如,“一个”和/或“一种”通常应解释为意指“至少一个”或“一个或多个”)的不定冠词时;这也适用于对用于引入权利要求表述的定冠词的使用。

[0217] 另外,即使明确叙述引入权利要求叙述的特定数目,本领域的技术人员应当认识到,此种叙述通常应解释为意指至少所叙述的数目(例如,在没有其它修饰语的情况下,对“两个叙述”的裸叙述通常意指至少两个叙述、或两个或更多个叙述)。此外,在其中使用类似于“A、B和C中的至少一者等”的惯例的那些情况下,一般而言,这种结构意在具有本领域的技术人员将理解所述惯例的意义(例如,“具有A、B和C中的至少一者的系统”将包括但不限于具有仅A、仅B、仅C、A和B一起、A和C一起、B和C一起和/或A、B和C一起等的系统)。在其中使用类似于“A、B或C中的至少一者等”的惯例的那些情况下,一般而言,这种结构意在具有本领域的技术人员将理解所述惯例的意义(例如,“具有A、B或C中的至少一者的系统”应当包括但不限于具有仅A、仅B、仅C、A和B一起、A和C一起、B和C一起和/或A、B和C一起等的系统)。本领域的技术人员还应当理解,通常,除非上下文另有指示,否则无论在具体实施方式、权利要求或附图中呈现两个或更多个替代术语的转折性词语和/或短语应理解为涵盖包括所述术语中的一者、所述术语中的任一个或这两个术语的可能性。例如,短语“A或B”通常将被理解为包括“A”或“B”或“A和B”的可能性。

[0218] 对于所附的权利要求,本领域的技术人员将会理解,其中表述的操作通常可以任何顺序进行。另外,尽管以一定顺序列出了多个操作流程,但应当理解,可以不同于所示顺序的其它顺序进行所述多个操作,或者可以同时顺序进行所述多个操作。除非上下文另有规定,否则此类替代排序的示例可包括重叠、交错、中断、重新排序、增量、预备、补充、同时、反向,或其它改变的排序。此外,除非上下文另有规定,否则像“响应于”、“相关”这样的术语或其它过去式的形容词通常不旨在排除此类变体。

[0219] 值得一提的是,任何对“一个方面”、“一方面”、“一种形式(”、“一形式”的提及均意指结合所述方面所述的具体特征、结构或特性包括在至少一个方面中。因此,出现在整篇说明书中的不同位置中的短语“在一个方面”、“在一方面”、“在一种形式中”或“在一形式中”不一定都是指同一方面。此外,具体特征、结构或特性可在一个或多个方面中以任何合适的方式组合。

[0220] 对于本文中使用的基本上任何复数和/或单数术语,本领域技术人员可从复数转换成单数和/或从单数转换成复数,只要适合于上下文和/或应用即可。为清楚起见,各种单数/复数置换在本文中并没有明确表述。

[0221] 在某些情况下,对系统或方法的使用可发生在一个地区中,即使部件位于所述地区外部。例如,在分布式计算上下文中,对分布式计算系统的使用可发生在一个地区中,即使所述系统的部件可能位于所述地区外部(例如,位于所述地区外部的继电器、服务器、处理器、信号承载介质、传输计算机、接收计算机等)。

[0222] 系统或方法的销售同样可发生一个地区中,即使所述系统或方法的部件位于和/或用于所述地区外部。此外,在一个地区中实施用于执行方法的系统的至少一部分不排除在另一个地区中使用所述系统。

[0223] 上述美国专利、美国专利申请公开、美国专利申请、国外专利、国外专利申请、本说明书中所提及和/或任何应用数据表中所列出的非专利申请或任何其它公开材料均在不与其相抵触的程度上以引用方式并入本文。因此,并且在必要的程度下,本文明确列出的公开内容代替以引用方式并入本文的任何冲突材料。据称以引用方式并入本文但与本文列出的现有定义、陈述或其它公开材料相冲突的任何材料或其部分,将仅在所并入的材料与现有的公开材料之间不产生冲突的程度下并入。

[0224] 概括地说,已经描述了由采用本文所述的概念产生的许多有益效果。为了举例说明和描述的目的,已经提供了一个或多个形式的上述具体实施方式。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。选择和描述的一个或多个形式是为了说明原理和实际应用,从而使本领域的普通技术人员能够利用适用于预期的特定用途的所述多个形式和多种修改形式。与此一同提交的权利要求书旨在限定完整范围。

[0225] 本文所述主题的各个方面的以下编号的条款中陈述:

[0226] 1. 一种用于控制端部执行器的方法,所述方法包括:响应于第一管相对于第二管的运动而检测信号,所述第一管驱动所述端部执行器的夹持臂的运动;基于所述信号来确定所述端部执行器相对于所述端部执行器的超声刀的夹持臂位置;以及基于所述夹持臂位置来调节对所述端部执行器的所述超声刀的功率输出。

[0227] 2. 根据条款1所述的方法,其中,调节对所述超声刀的所述功率输出是通过操纵被发送至手持件的所述电流来实现。

[0228] 3. 根据条款1或2所述的方法,其中,所述第一管为内管,并且所述第二管为外管,所述内管能够相对于所述外管运动,所述外管相对于所述内管静止。

[0229] 4. 根据条款1或2中任一项所述的方法,其中,所述第一管为内管,并且所述第二管为外管,所述外管能够相对于所述内管运动,所述内管相对于所述内管静止。

[0230] 5. 根据条款1-4中任一项所述的方法,所述方法还包括使用霍尔效应传感器和定

位在所述第一管上的磁体来检测所述信号。

[0231] 6. 根据条款1-5中任一项所述的方法,所述方法还包括当所述第一管驱动所述端部执行器的所述夹持臂的运动时,使定位在所述第一管上的磁体相对于霍尔效应传感器运动。

[0232] 7. 根据条款1-6中任一项所述的方法,所述方法还包括基于霍尔效应传感器中的电压变化,使用超声换能器来调节对所述端部执行器的所述超声刀的功率输出。

[0233] 8. 根据条款1-7中任一项所述的方法,所述方法还包括基于随所述夹持臂接近所述超声刀而改变的行进比率来动态地调节对所述端部执行器的所述超声刀的所述功率输出。

[0234] 9. 根据条款1-8中任一项所述的方法,所述方法还包括基于随所述夹持臂接近所述超声刀而改变的行进比率,使用比例积分控制器来动态地调节对所述端部执行器的所述超声刀的所述功率输出。

[0235] 10. 根据条款1-9中任一项所述的方法,所述方法还包括一旦已满足了行进比率阈值,就完全关闭对所述端部执行器的所述超声刀的所述功率输出。

[0236] 11. 根据条款1-10中任一项所述的方法,所述方法还包括:基于所述信号来确定所述夹持臂和所述超声刀之间的组织的量或厚度;以及基于组织的所述量或所述厚度来调节对所述端部执行器的所述超声刀的所述功率输出。

[0237] 12. 根据条款11所述的方法,所述方法还包括响应于确定所述夹持臂和所述超声刀之间的组织的所述量或所述厚度小于预定阈值,将到所述端部执行器的所述超声刀的所述功率输出减小小于组织的较大量或厚度的量。

[0238] 13. 根据条款11或12所述的方法,所述方法还包括响应于确定所述夹持臂和所述超声刀之间的组织的所述量或所述厚度高于预定阈值,将到所述端部执行器的所述超声刀的所述功率输出减小大于组织的较小量或厚度的量。

[0239] 14. 一种用于控制端部执行器的设备,所述设备包括:传感器,所述传感器被配置成能够响应于第一管相对于第二管的运动而检测信号,所述第一管驱动所述端部执行器的夹持臂的运动;处理器,所述处理器被配置成能够基于所述信号来确定所述端部执行器相对于所述端部执行器的超声刀的夹持臂位置;和换能器,所述换能器被配置成能够基于所述夹持臂位置来调节对所述端部执行器的所述超声刀的功率输出。

[0240] 15. 根据条款14所述的设备,其中,所述第一管为内管,并且所述第二管为外管,所述外管能够相对于所述内管运动,所述内管相对于所述外管静止。

[0241] 16. 根据条款14所述的设备,其中,所述第一管为内管,并且所述第二管为外管,所述内管能够相对于所述外管运动,所述外管相对于所述内管静止。

[0242] 17. 根据权利条款14-16中的任一项所述的设备,所述设备还包括:磁体,所述磁体定位在所述第一管上;并且其中所述传感器为霍尔效应传感器,所述霍尔效应传感器用于基于所述磁体的位置来检测所述信号。

[0243] 18. 根据条款14-17中任一项所述的设备,其中,当所述第一管驱动所述端部执行器的所述夹持臂的运动时,定位在所述第一管上的所述磁体相对于霍尔效应传感器运动。

[0244] 19. 根据条款14-18中任一项所述的设备,其中,所述换能器为超声换能器,所述超声换能器被配置为基于霍尔效应传感器中的电压变化来调节对所述端部执行器的所述超

声刀的功率输出。

[0245] 20. 根据条款14-19至中任一项所述的设备,其中,所述换能器被配置为基于随着所述夹持臂接近所述超声刀而改变的行进比率来动态地调节对所述端部执行器的所述超声刀的所述功率输出。

[0246] 21. 根据条款14-20中任一项所述的设备,所述设备还包括:比例积分控制器,所述比例积分控制器被配置成能够基于随着所述夹持臂接近所述超声刀而改变的行进比率来动态地调节对所述端部执行器的所述超声刀的所述功率输出。

[0247] 22. 一种用于校准用于控制端部执行器的设备的方法,所述方法包括:检测对应于所述端部执行器的夹持臂和超声刀的完全打开位置的第一信号;检测对应于所述端部执行器的所述夹持臂和所述超声刀的中间位置的第二信号,所述中间位置由在所述夹持臂和所述超声刀之间夹持硬物体形成;以及检测对应于所述端部执行器的所述夹持臂和所述超声刀的完全闭合位置的第三信号。

[0248] 23. 根据条款22所述的方法,所述方法还包括:至少基于所述第一信号、所述第二信号和所述第三信号、所述完全打开位置、所述中间位置和所述完全闭合位置以及所述硬物体的尺寸来确定用于表示作为传感器位移的函数的信号强度的最佳拟合曲线。

[0249] 24. 根据条款22或23所述的方法,所述方法还包括:至少基于所述第一信号、所述第二信号和所述第三信号以及所述完全打开位置、所述中间位置和所述完全闭合位置来创建查找表。

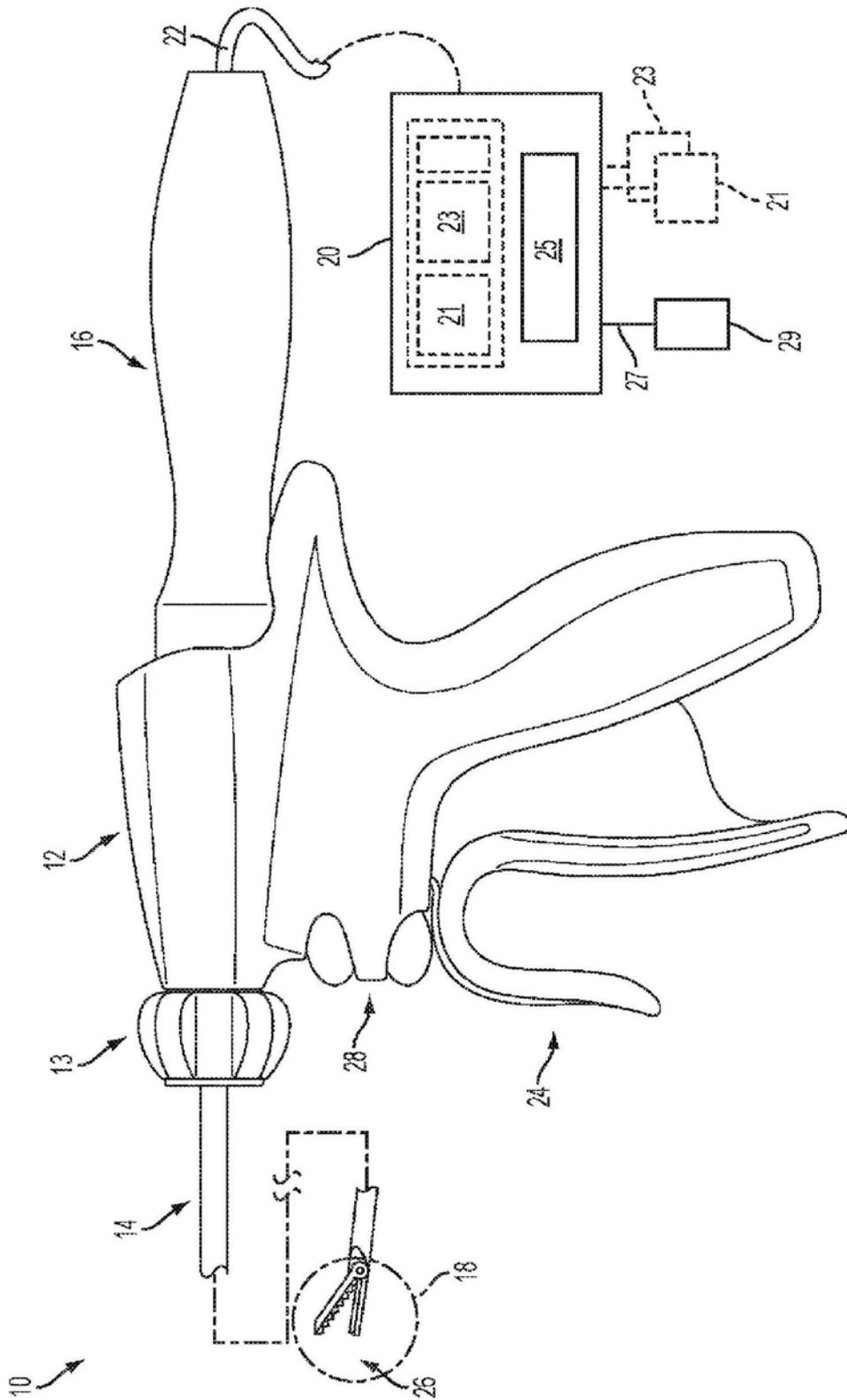


图1

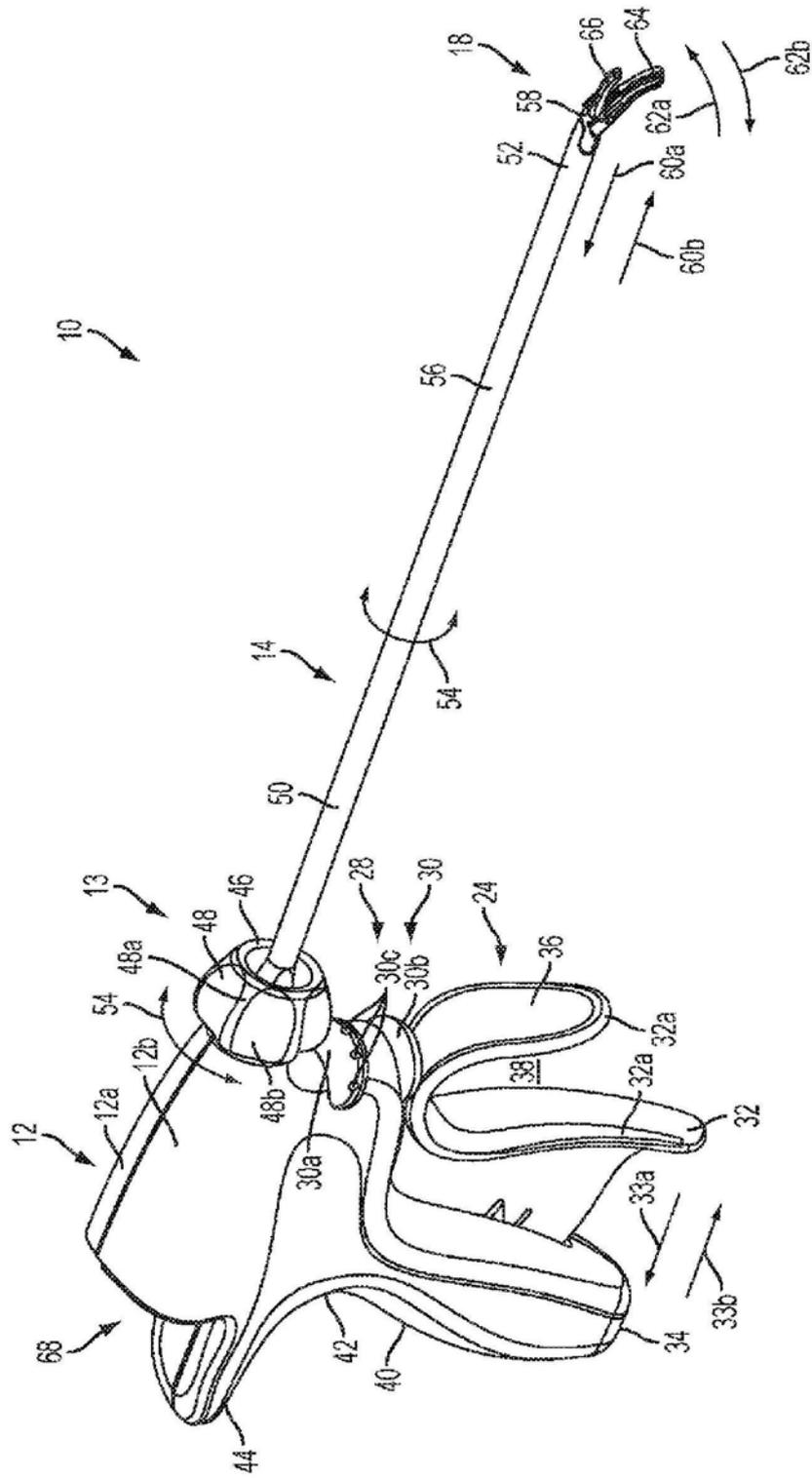


图2

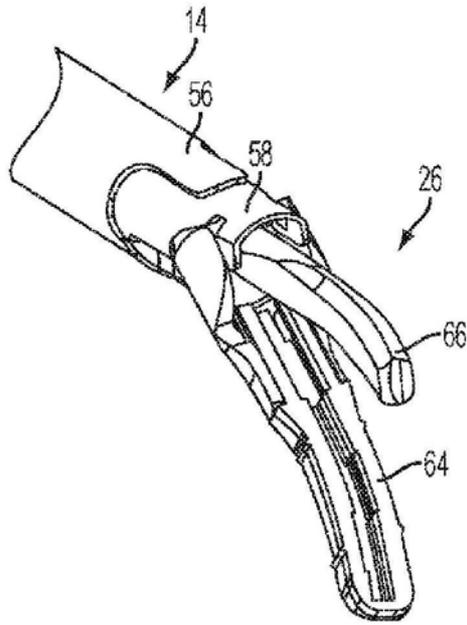


图3

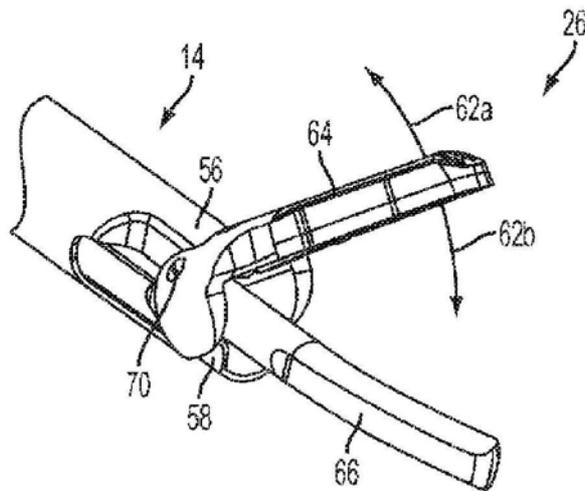


图4

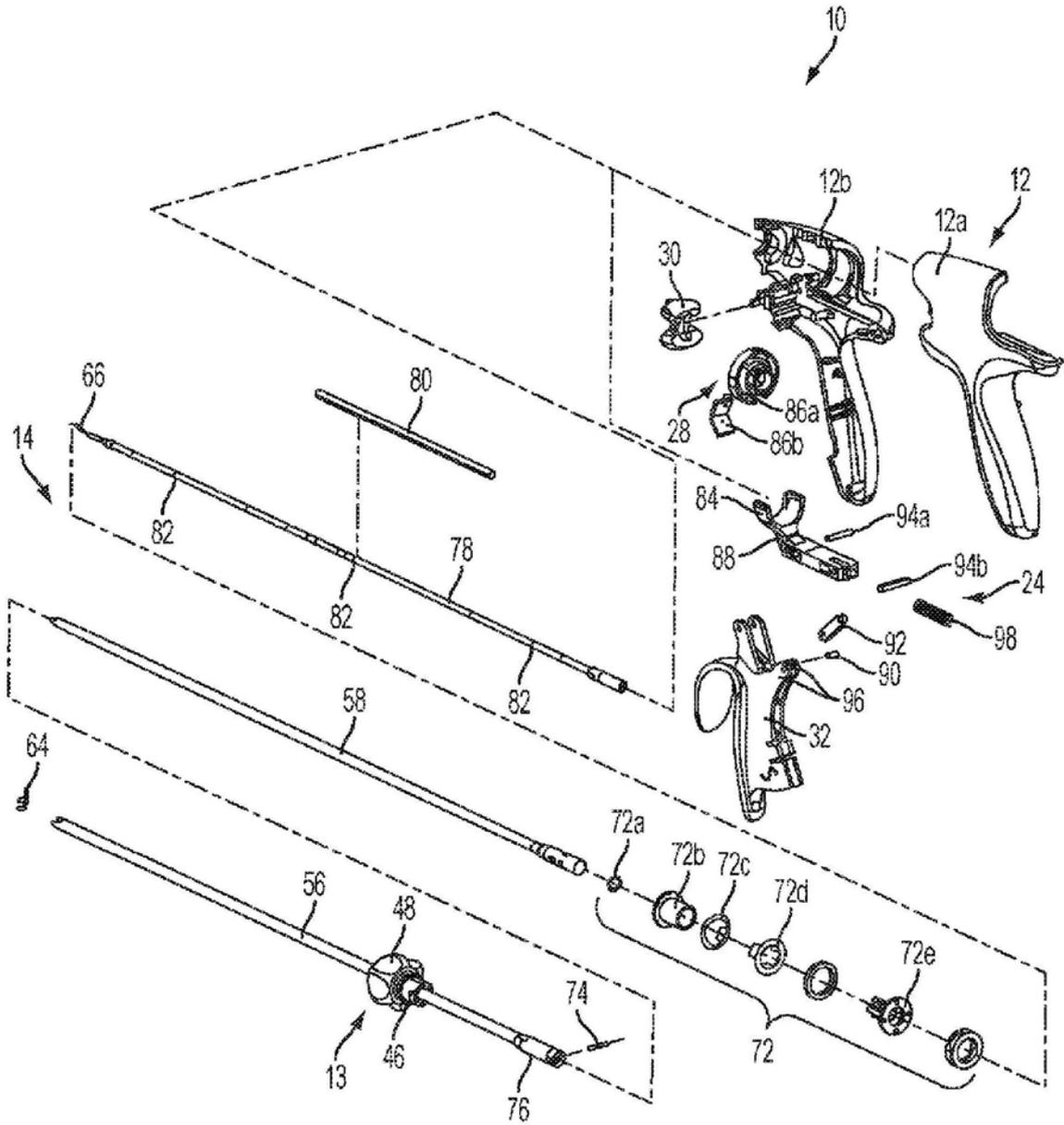


图5

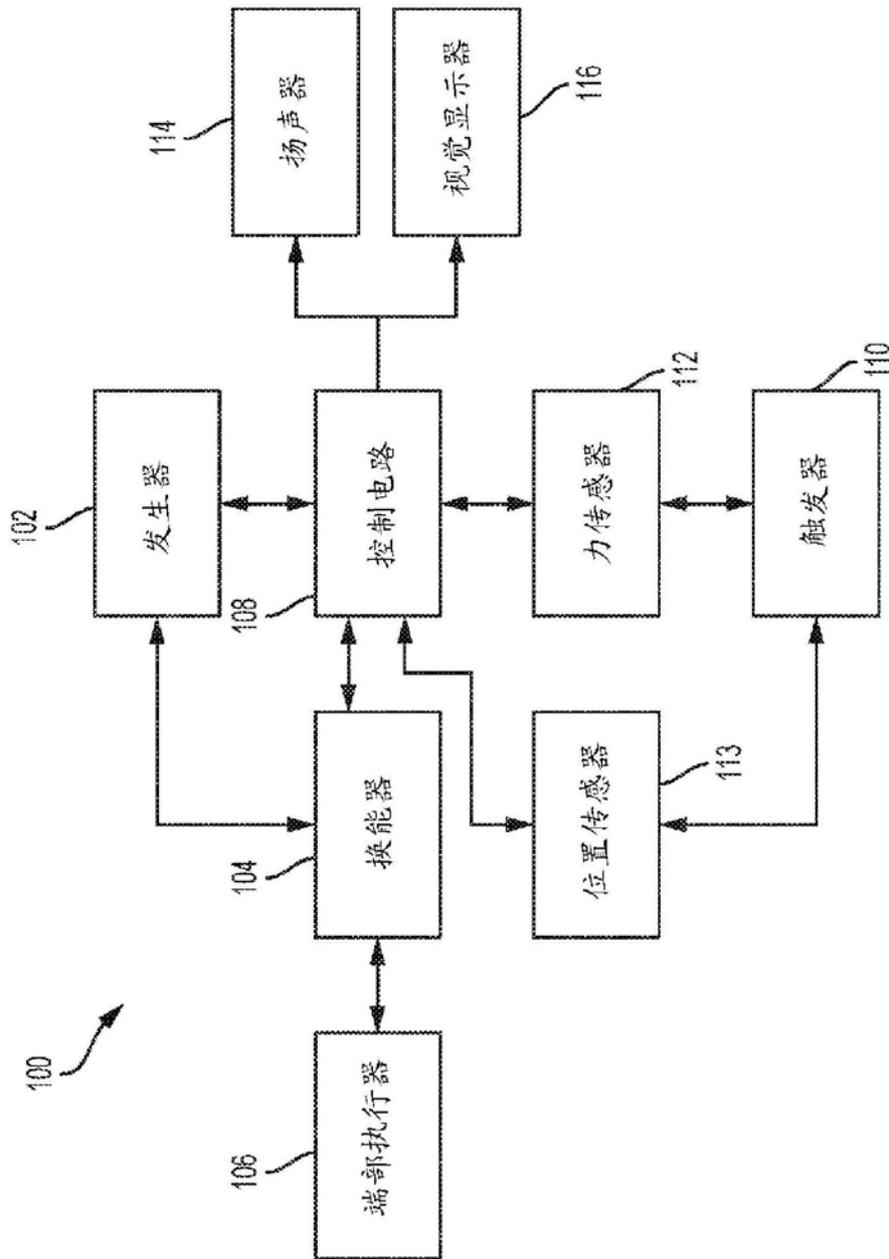


图6

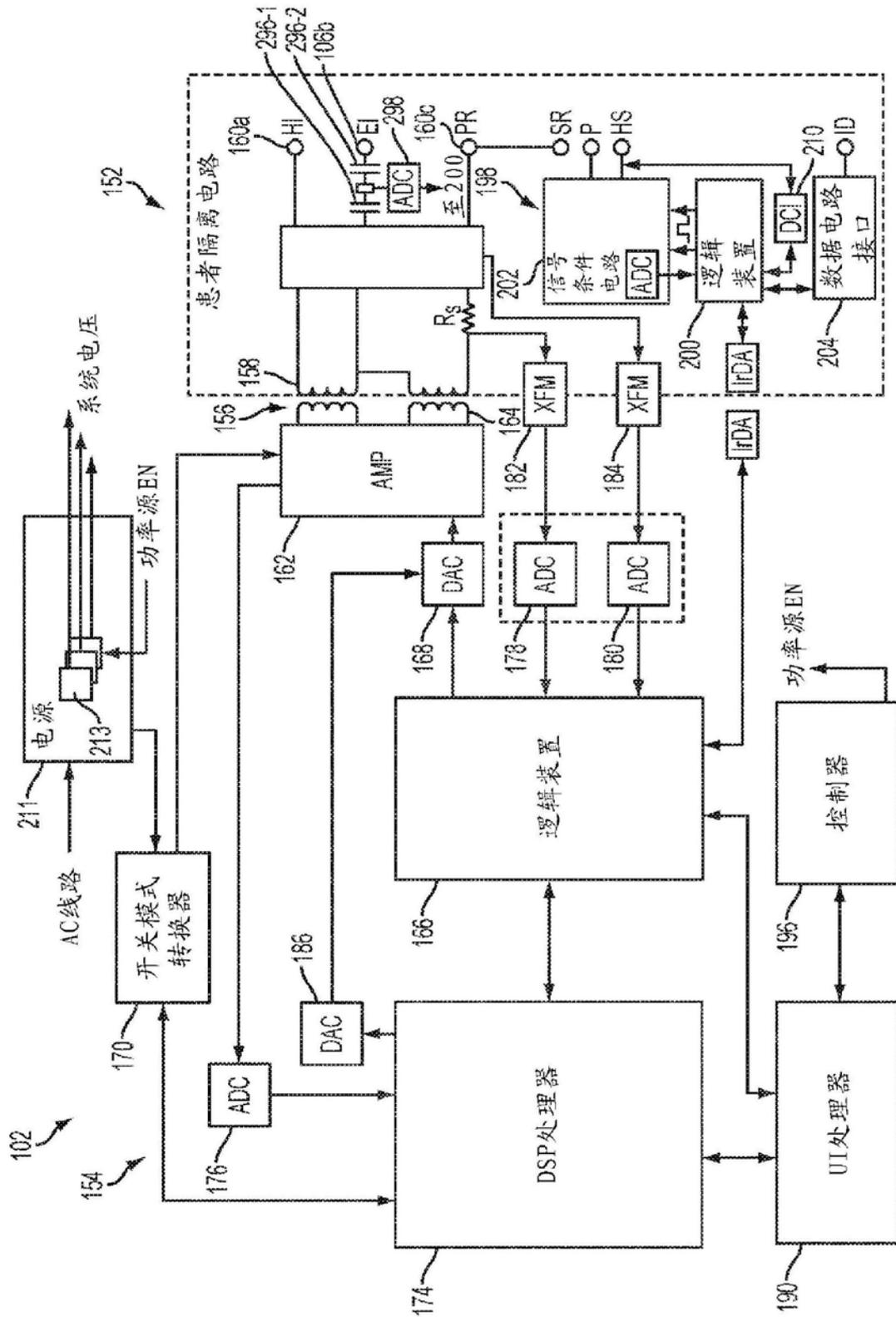


图7

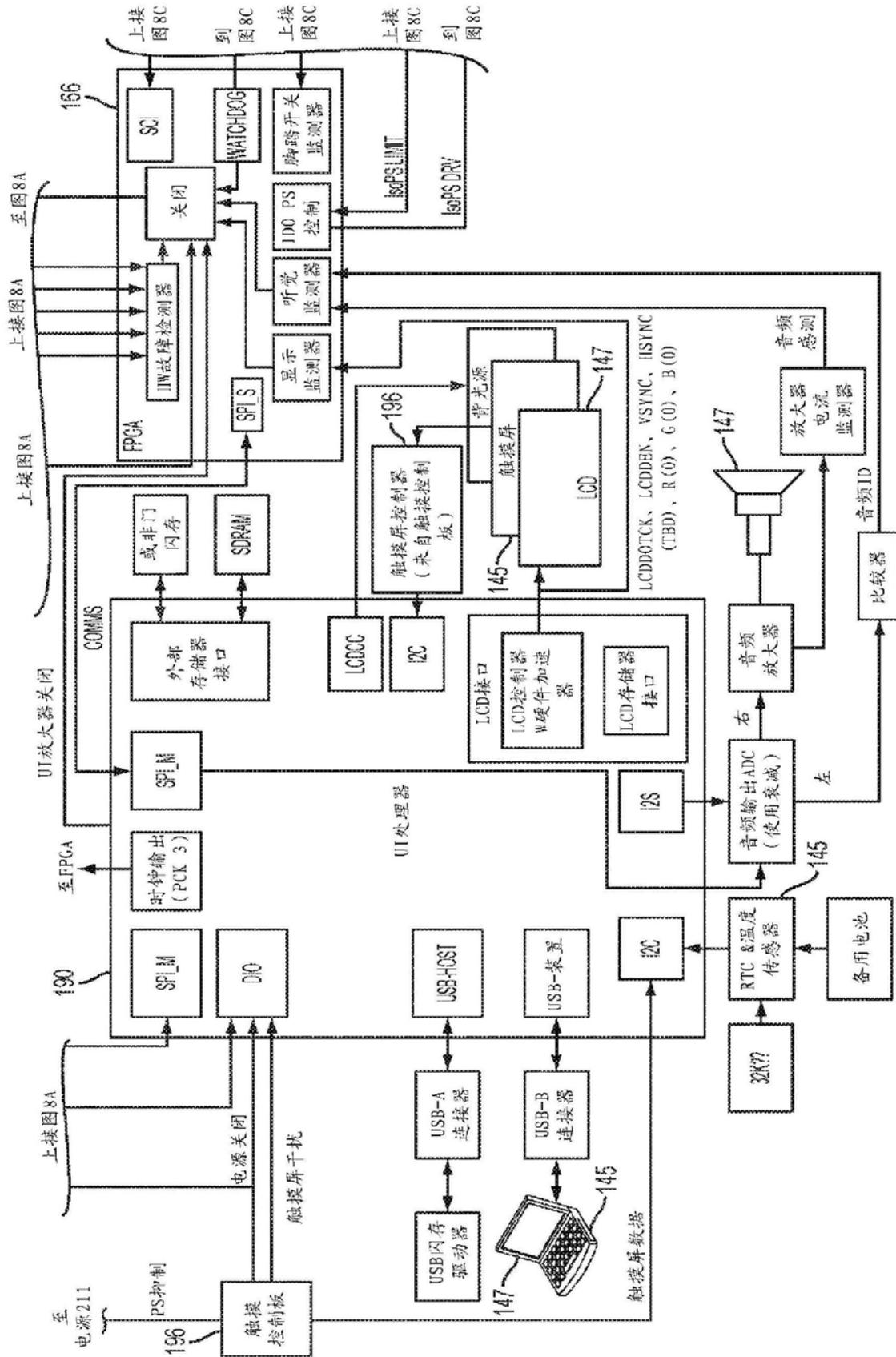


图8B

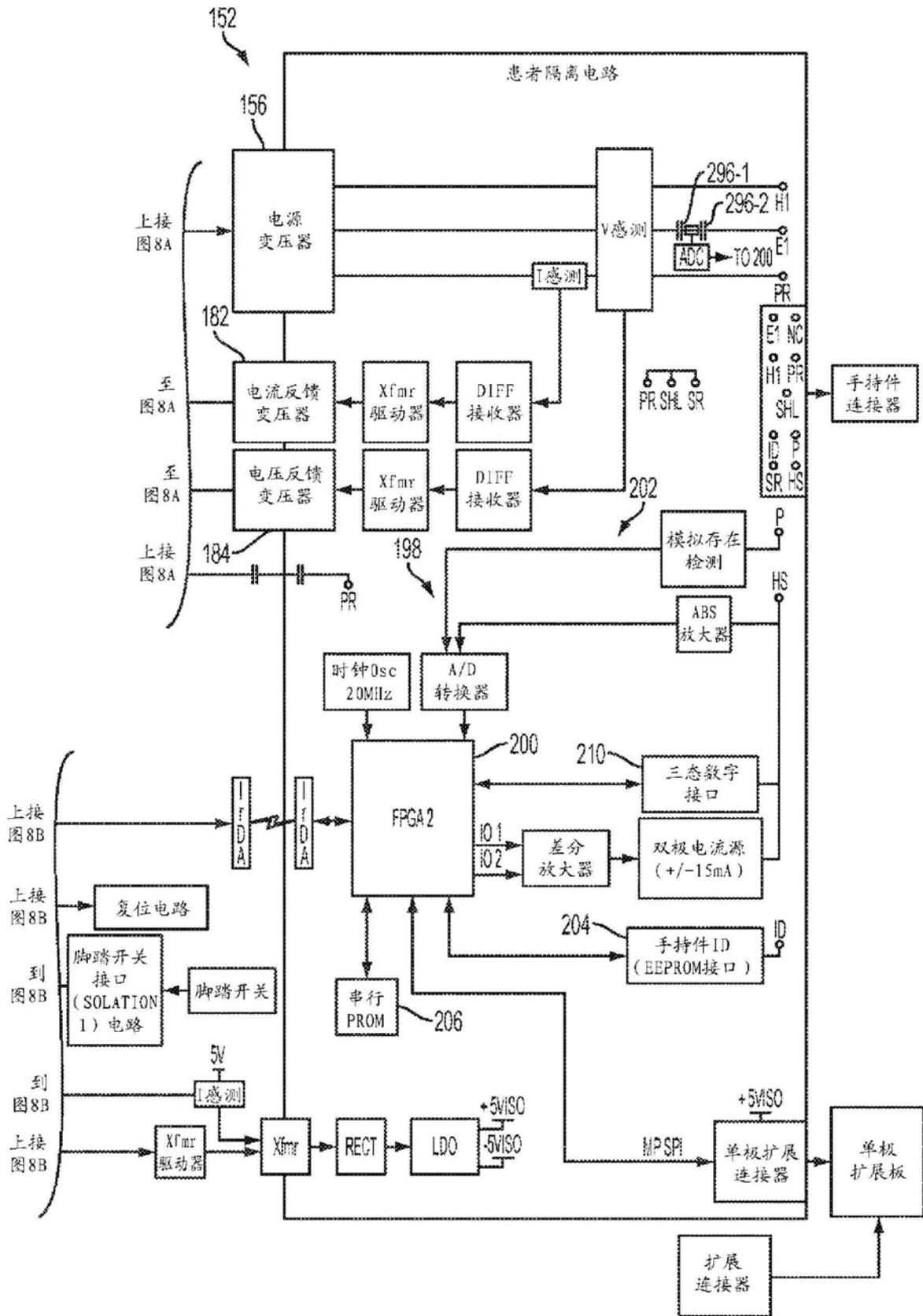


图8C

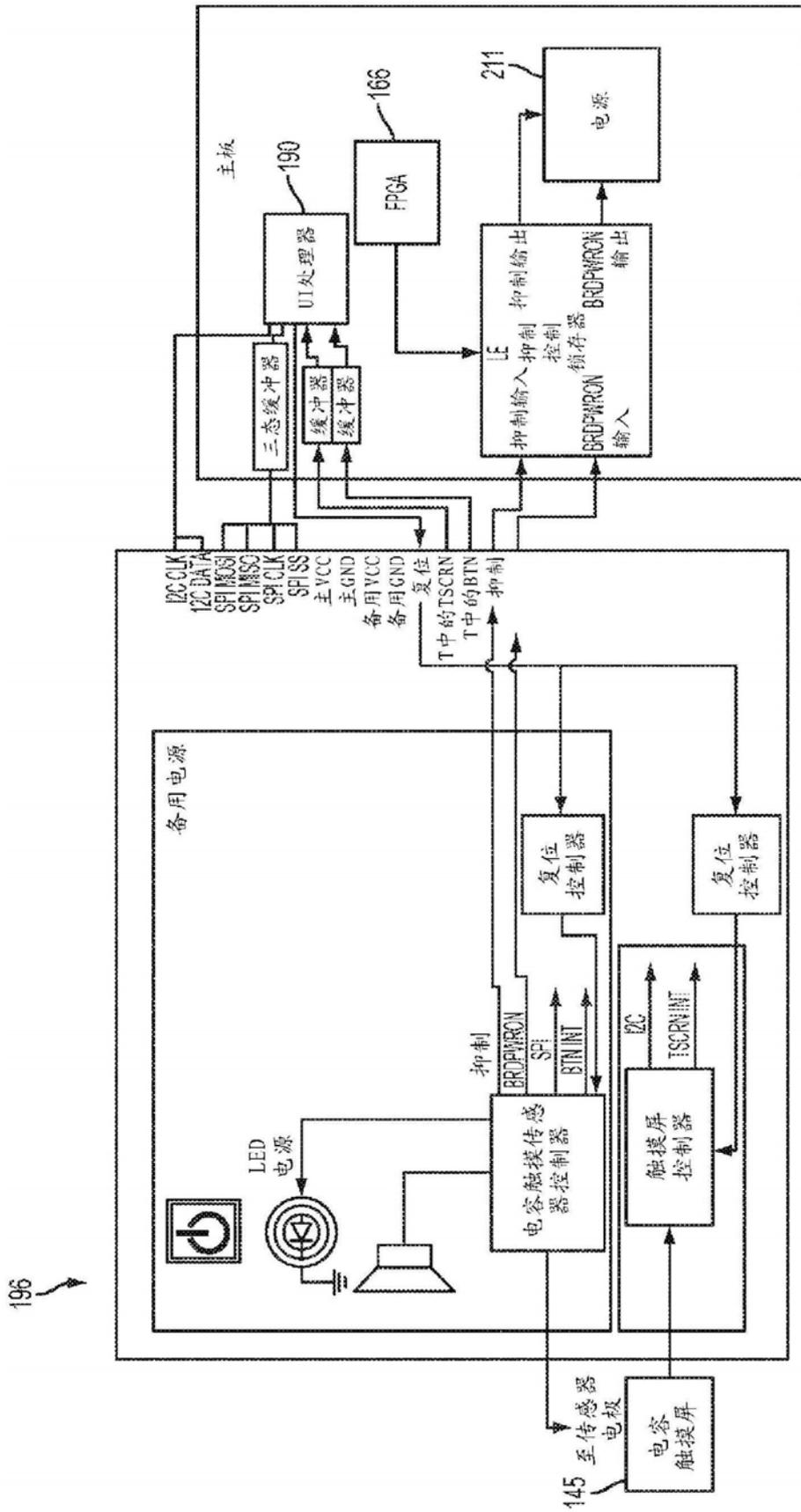


图9

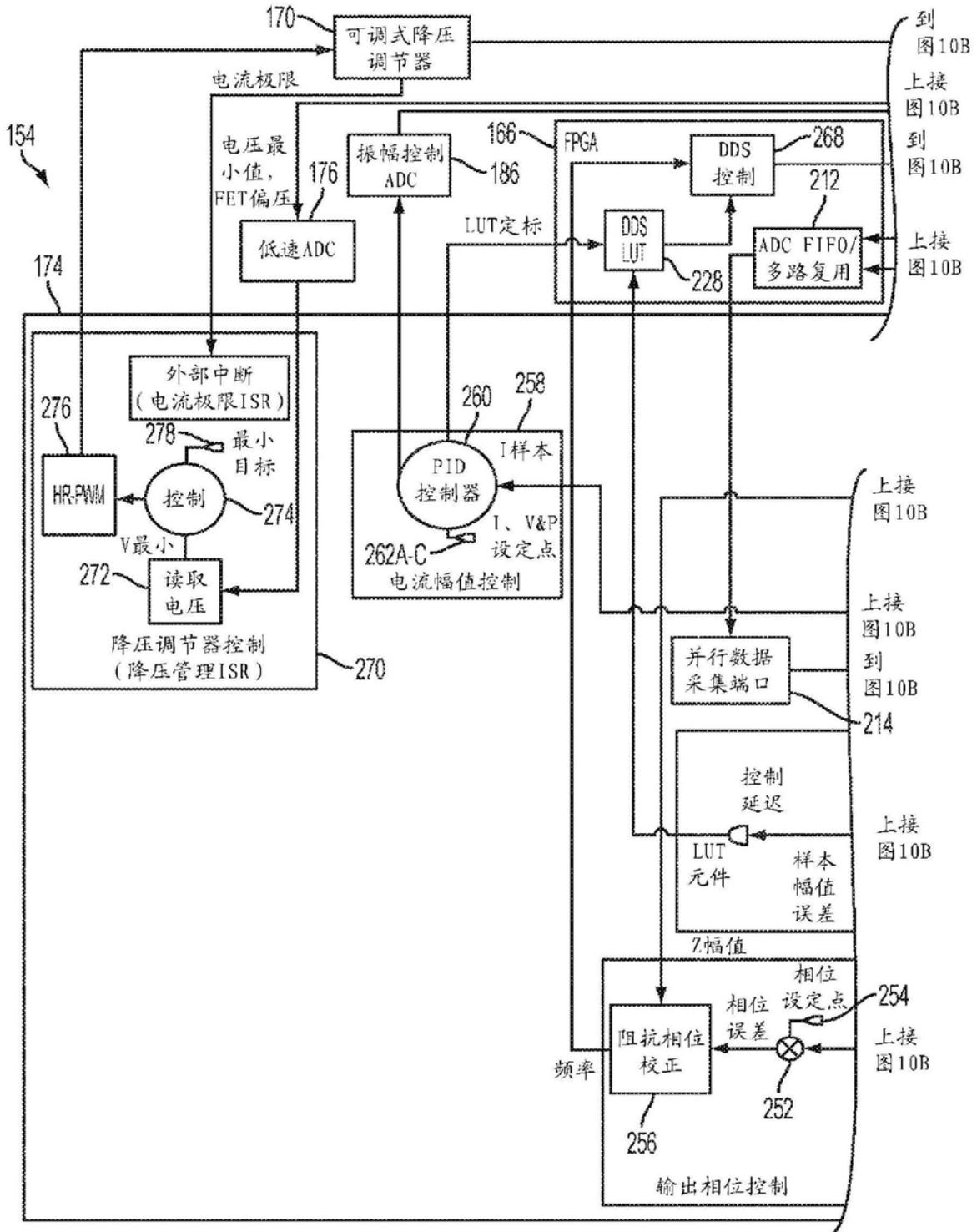


图10A

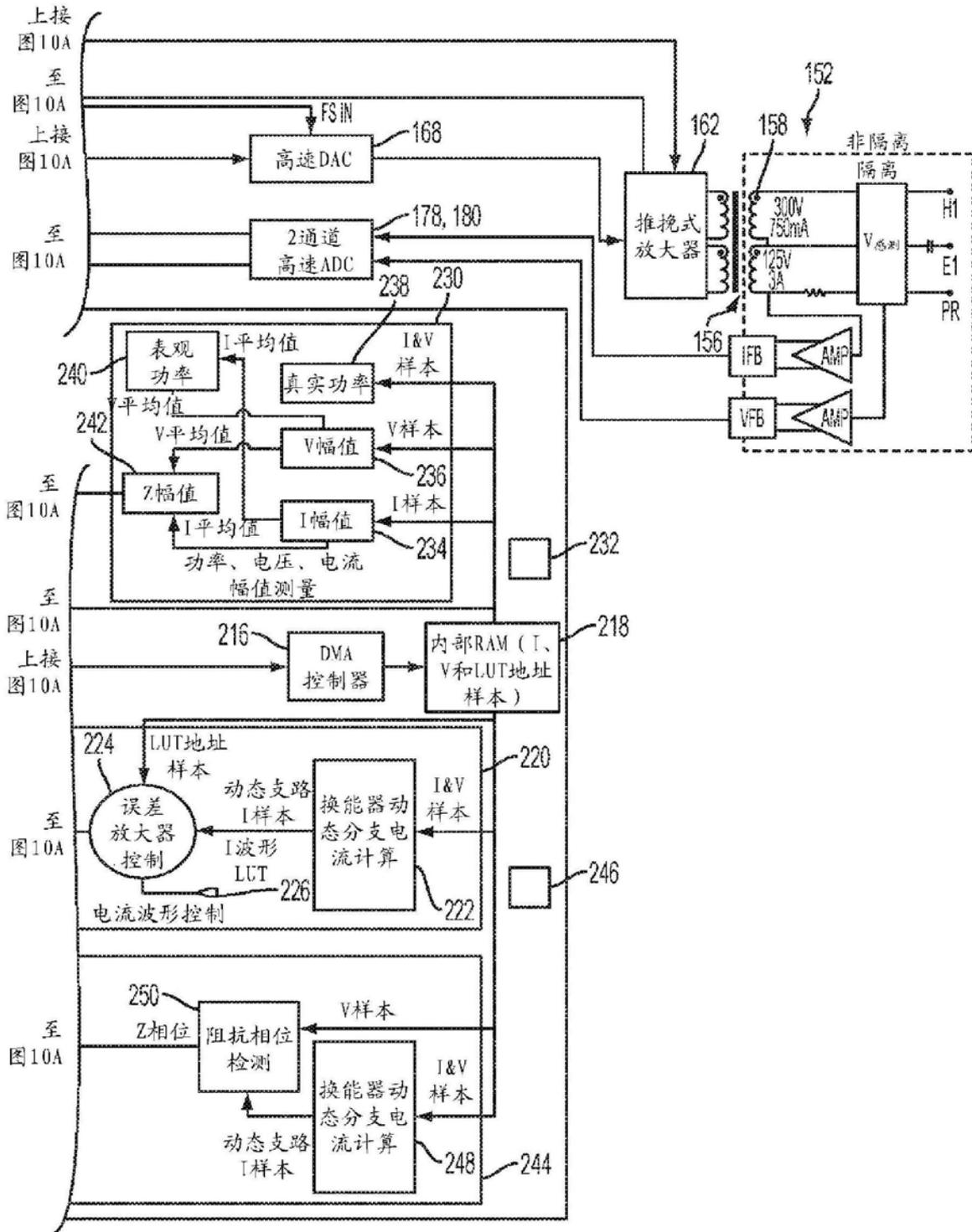


图10B

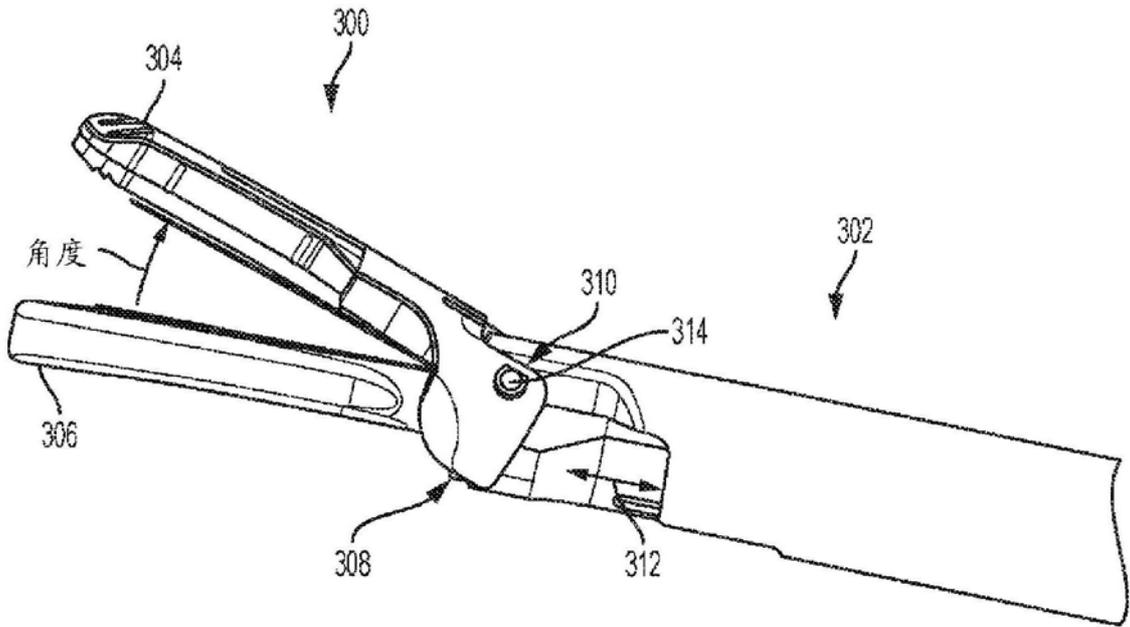


图11

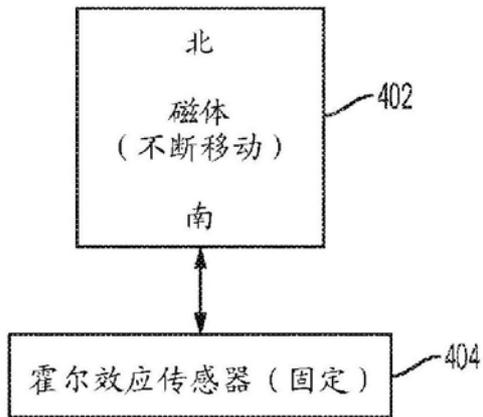


图12

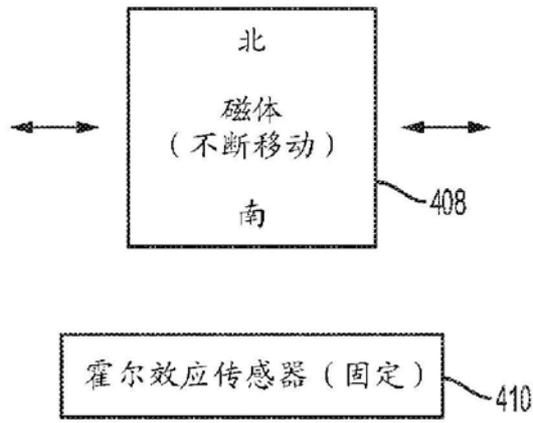


图13A

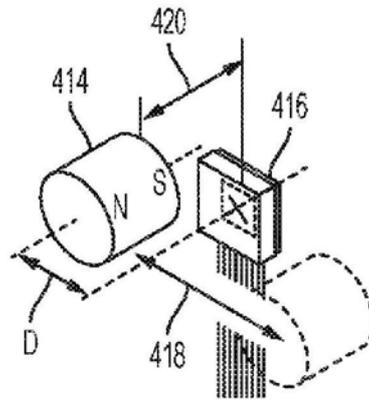


图13B

1400

1402 相对 (mm)	1404 绝对 (mm)	1406 绝对 (英寸)	1408 直流电压	1410 位置
13.23	0	0	3.115	完全闭合
13.73	0.5	0.019685039	2.799	
14.23	1	0.039370079	2.257	
14.73	1.5	0.059055118	1.857	
15.23	2	0.078740157	1.687	
15.73	2.5	0.098425197	1.625	
16.23	3	0.118110236	1.607	
16.73	3.5	0.137795276	1.607	完全打开

图14A

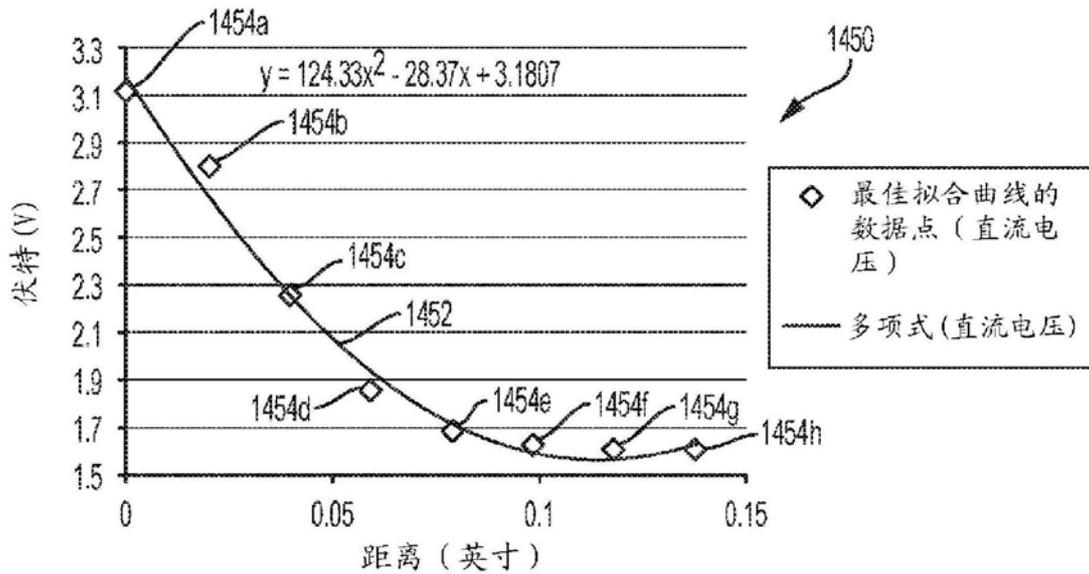


图14B

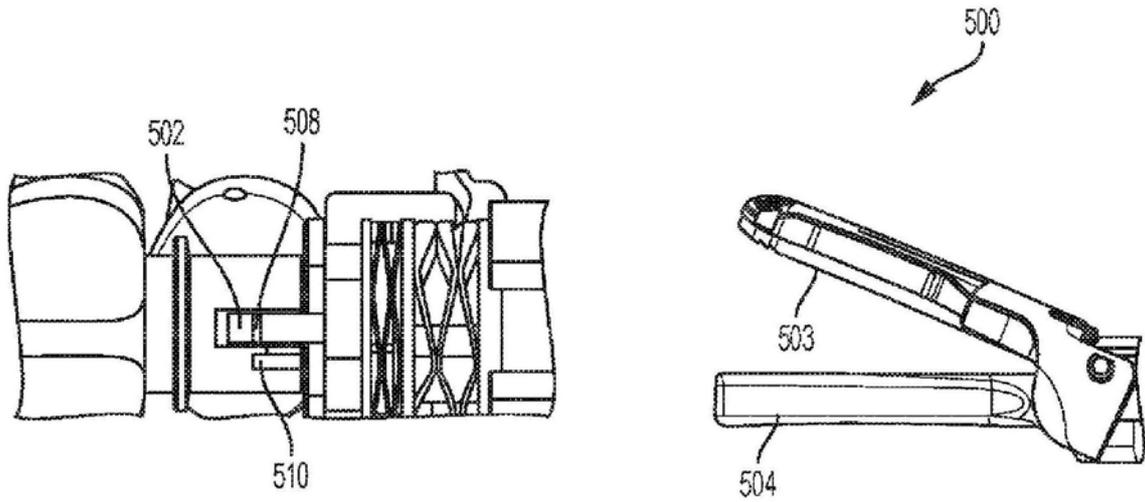


图15A

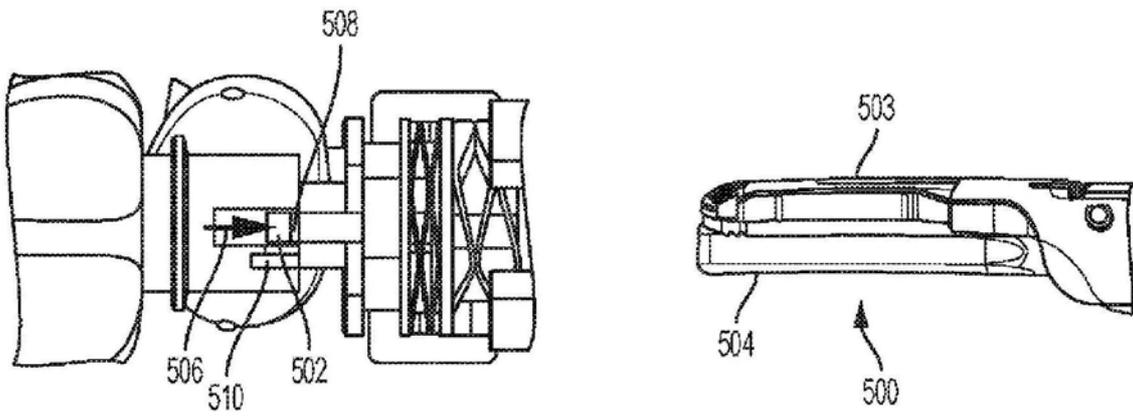


图15B

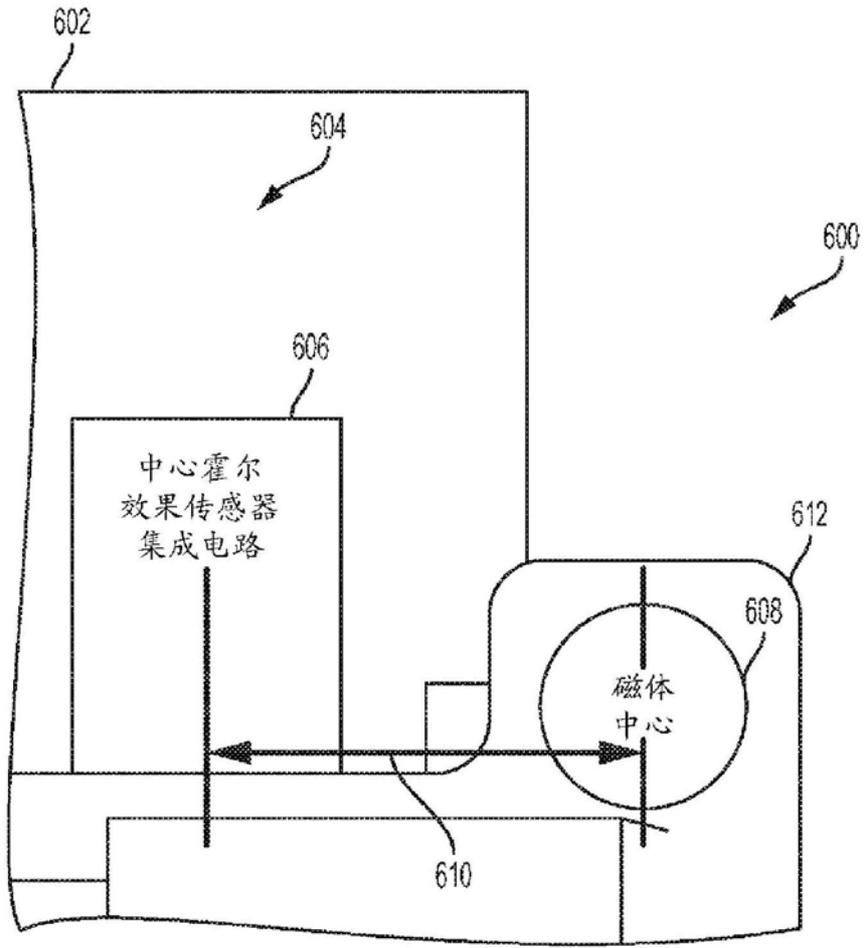


图16

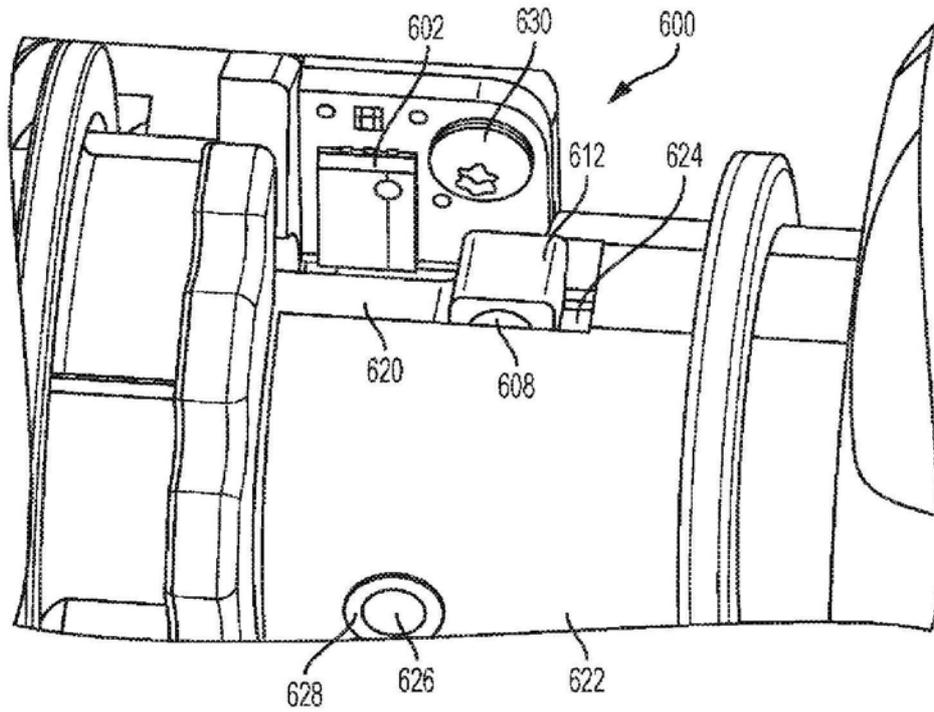


图17A

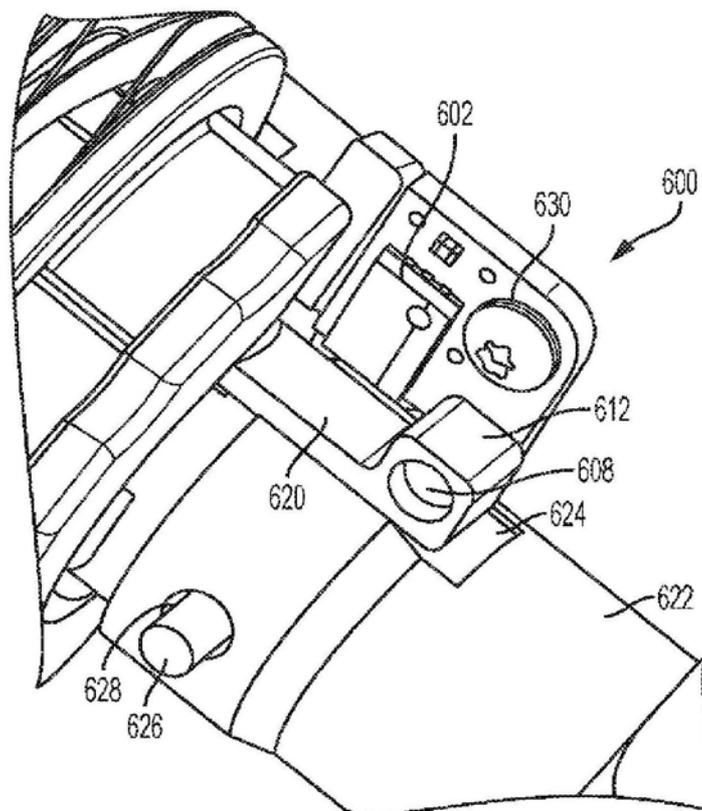


图17B

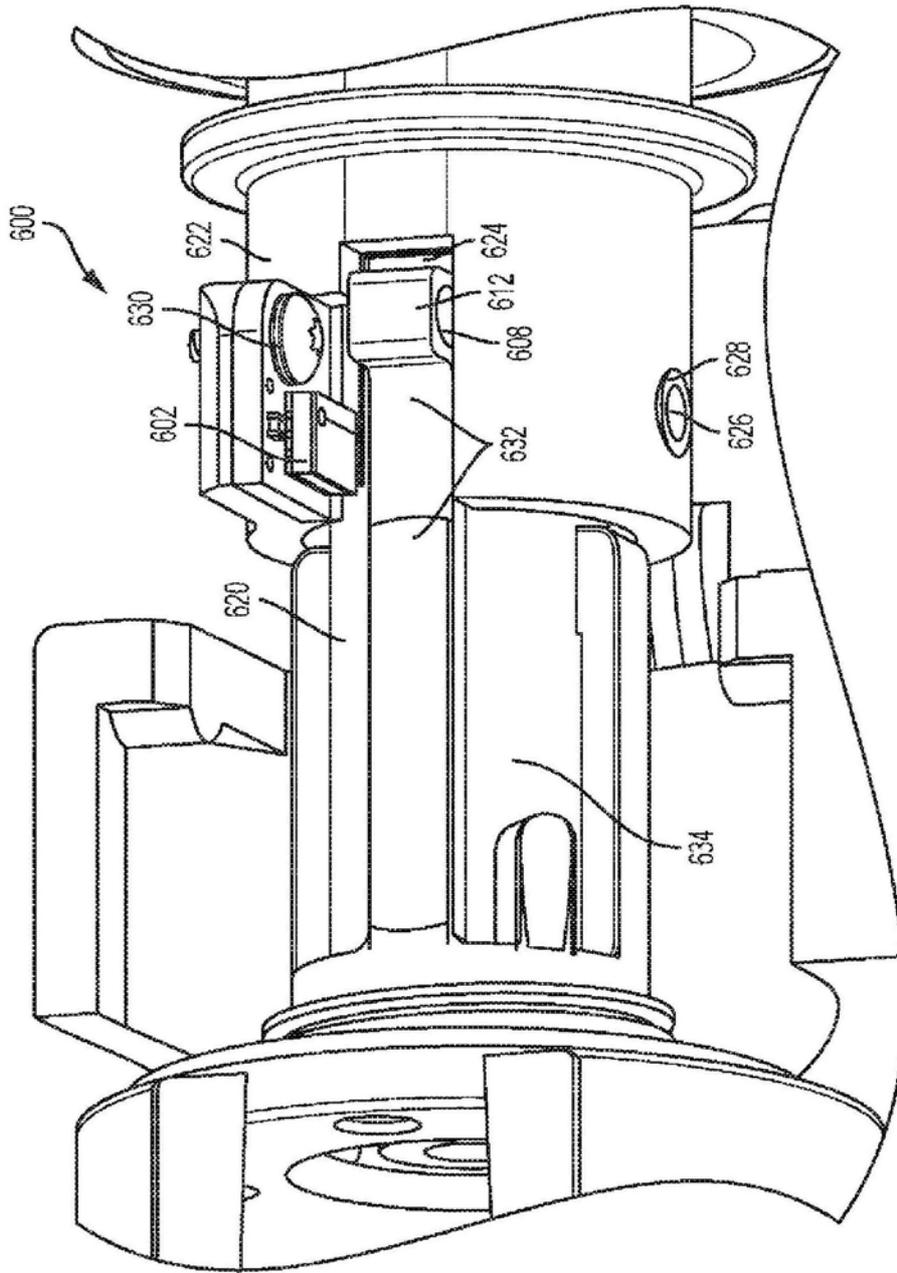


图18

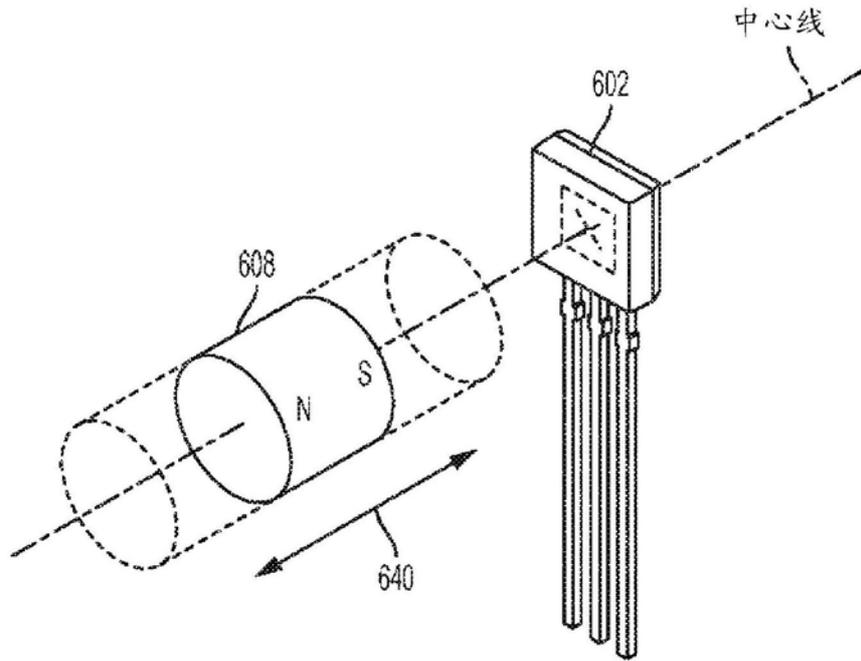


图19A

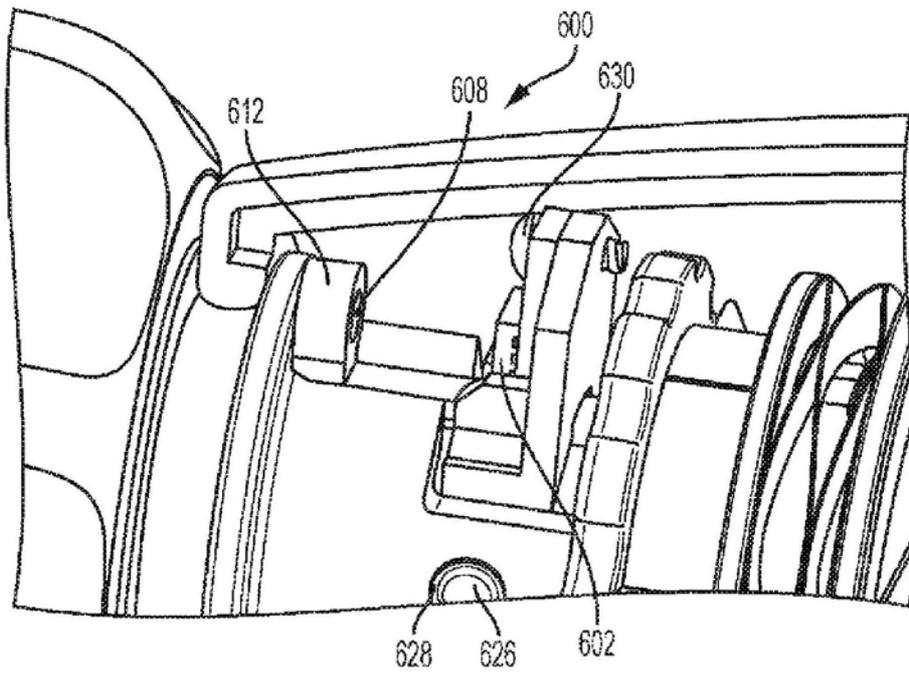


图19B

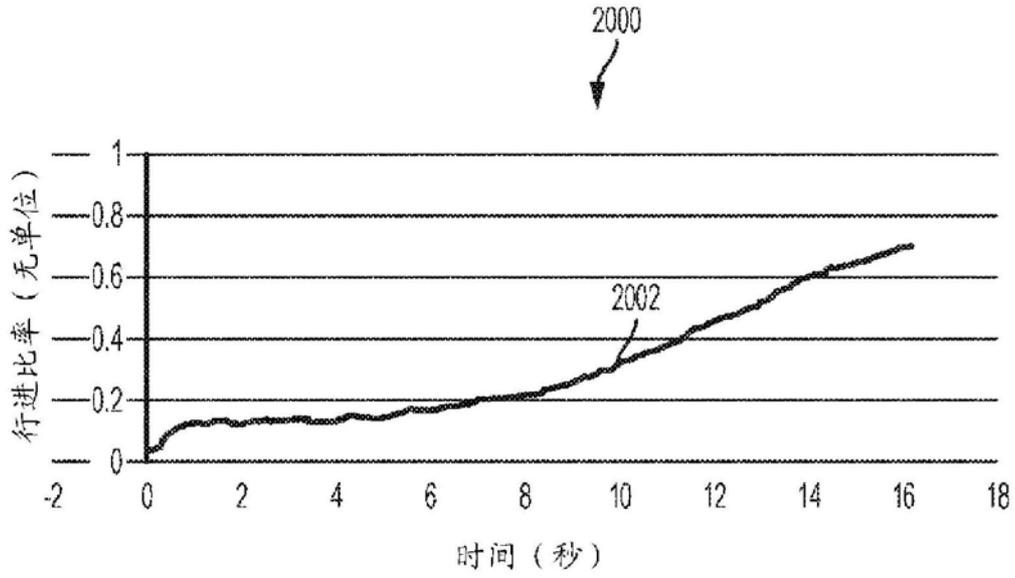


图20

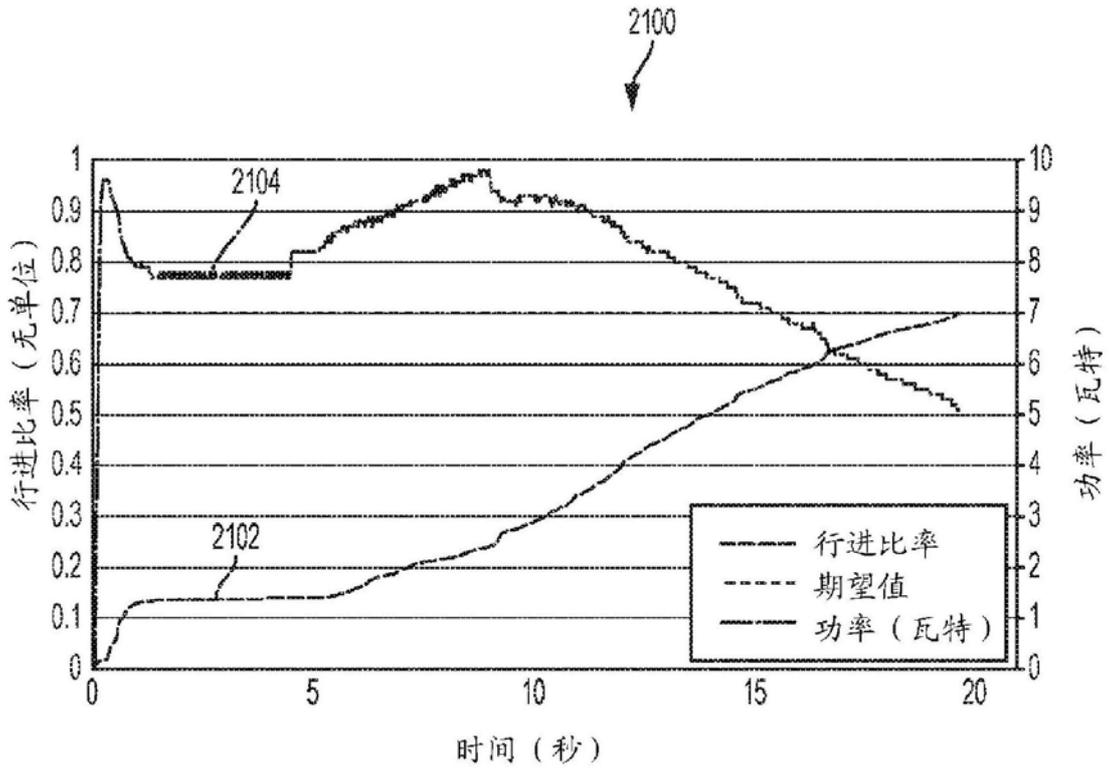


图21

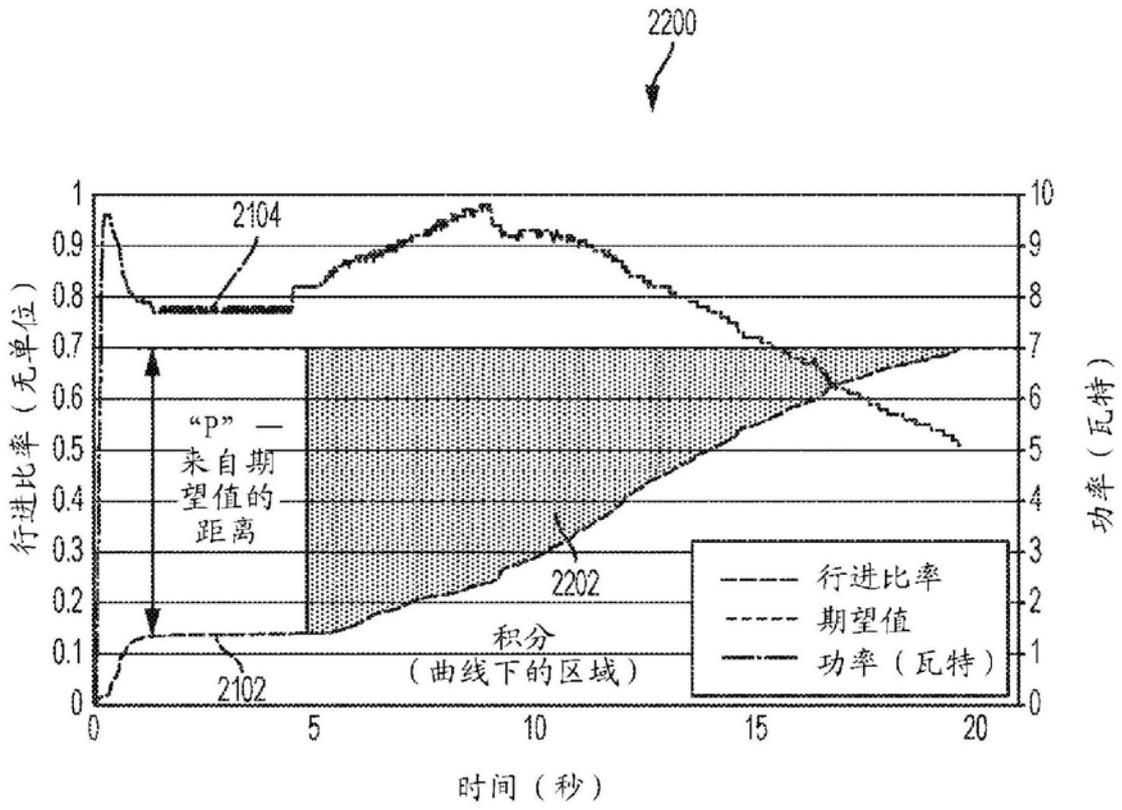


图22

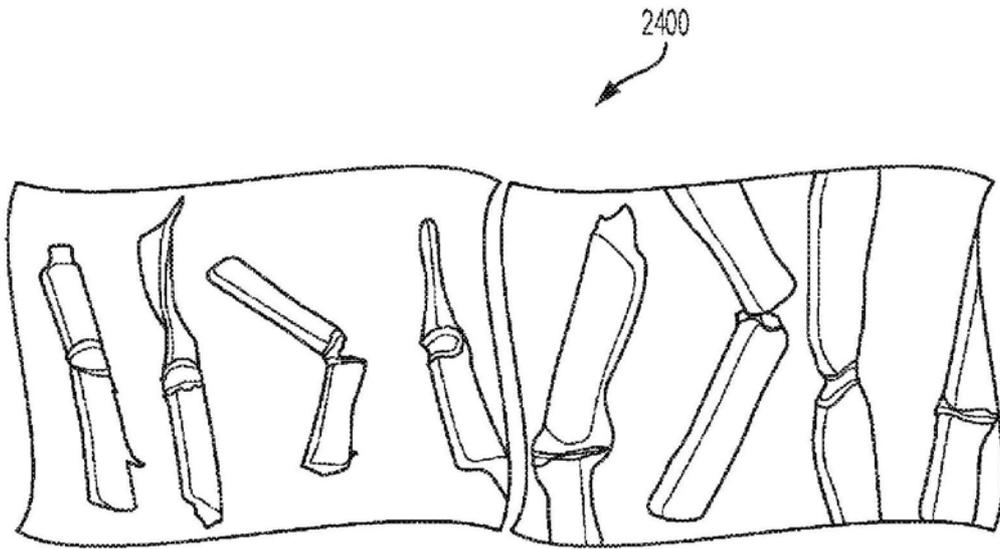


图23

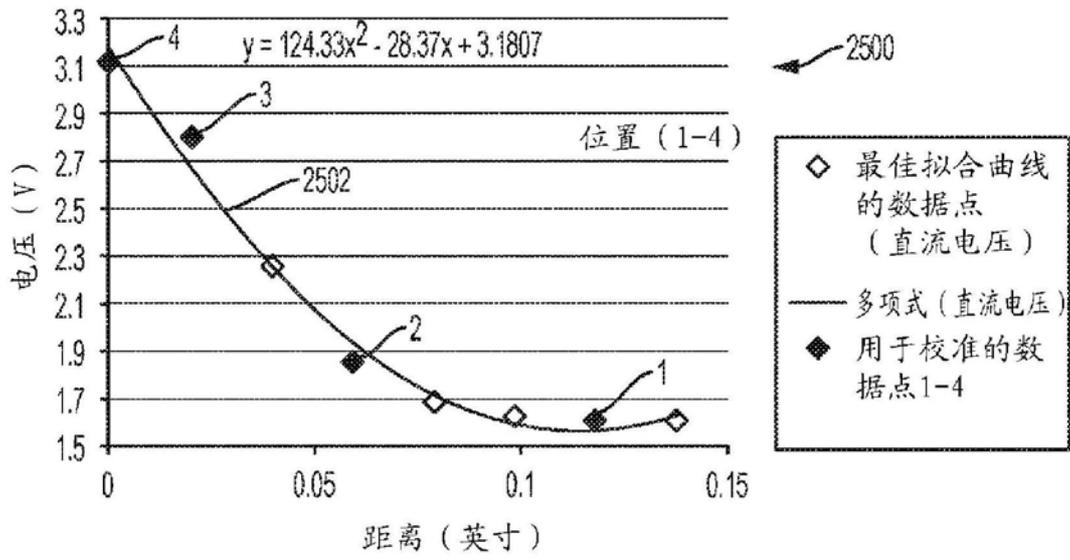


图24

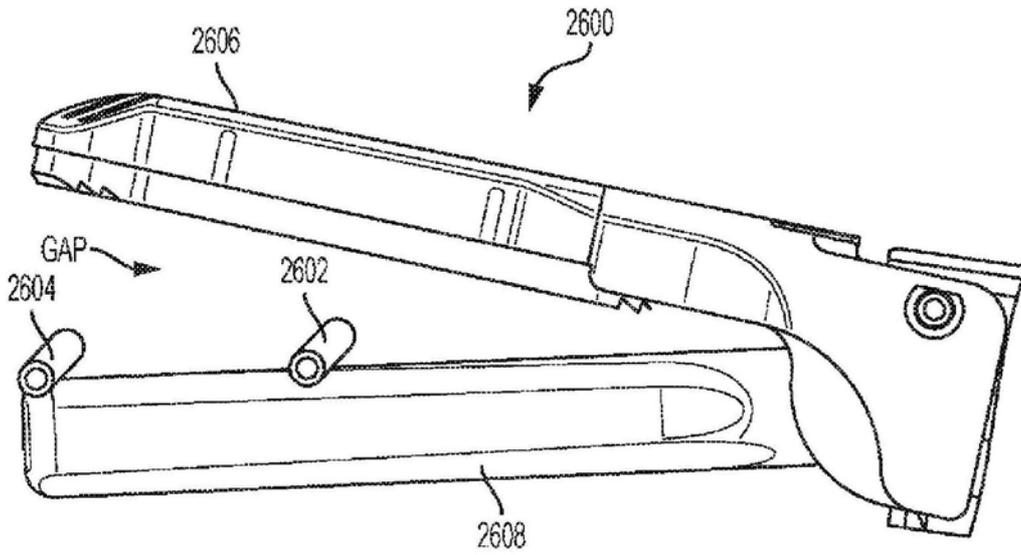


图25

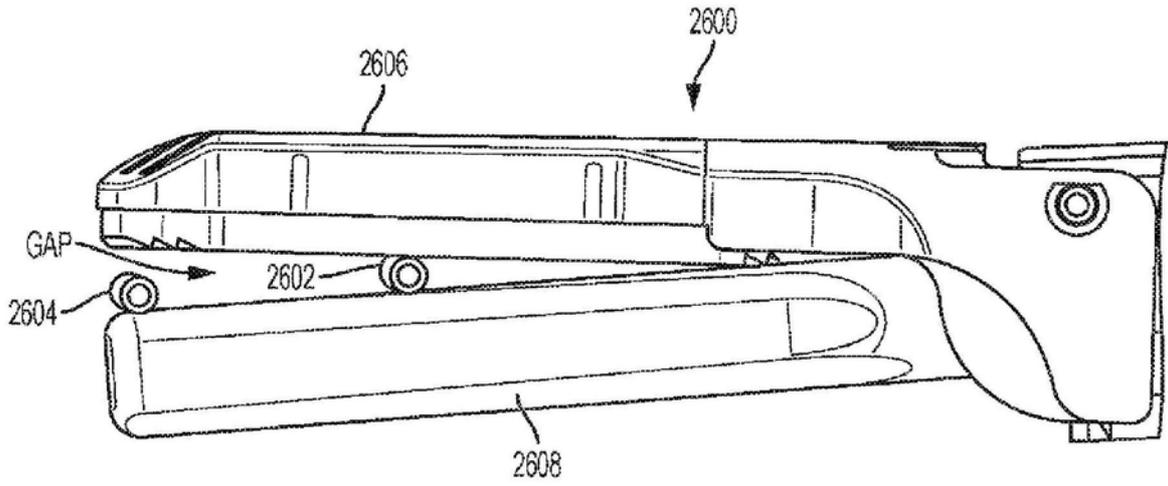


图26

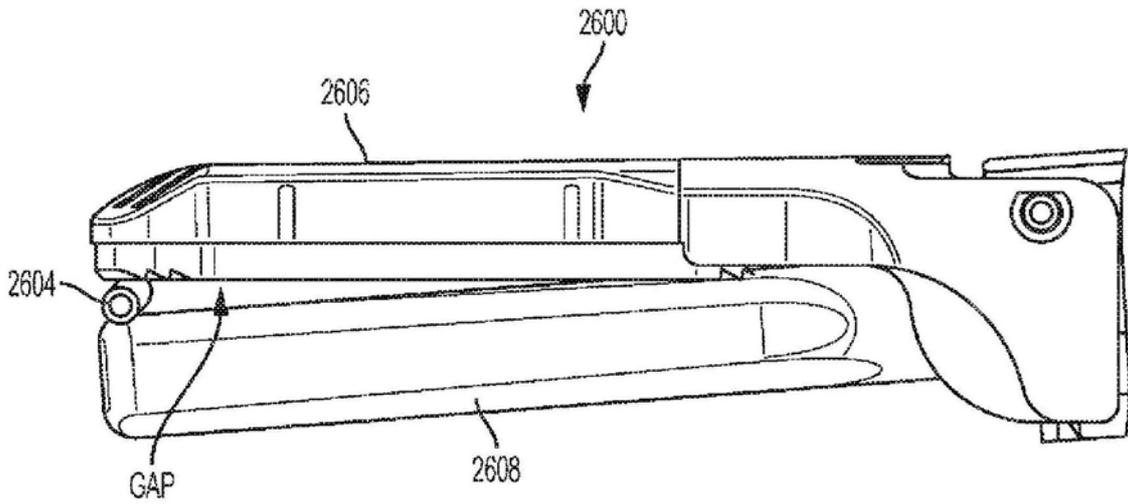


图27

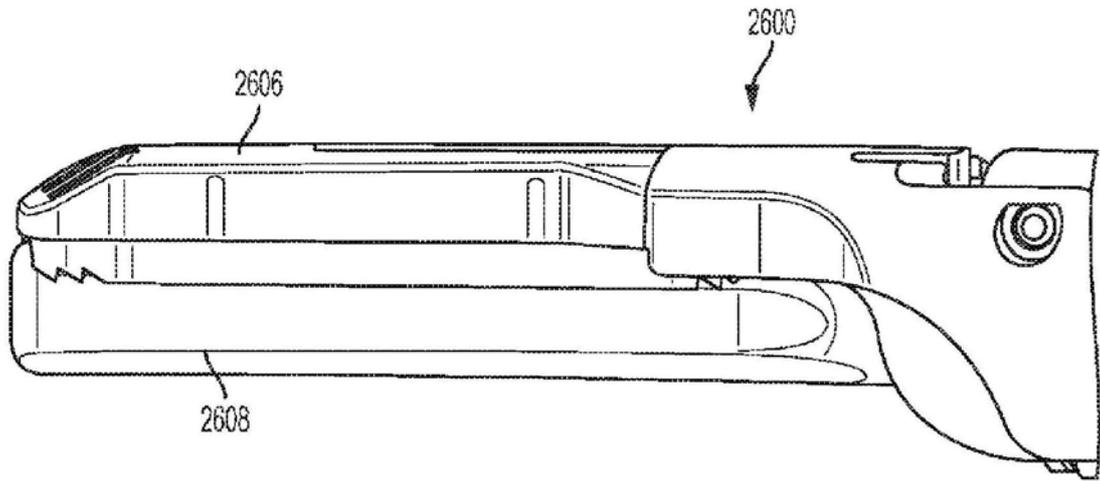


图28

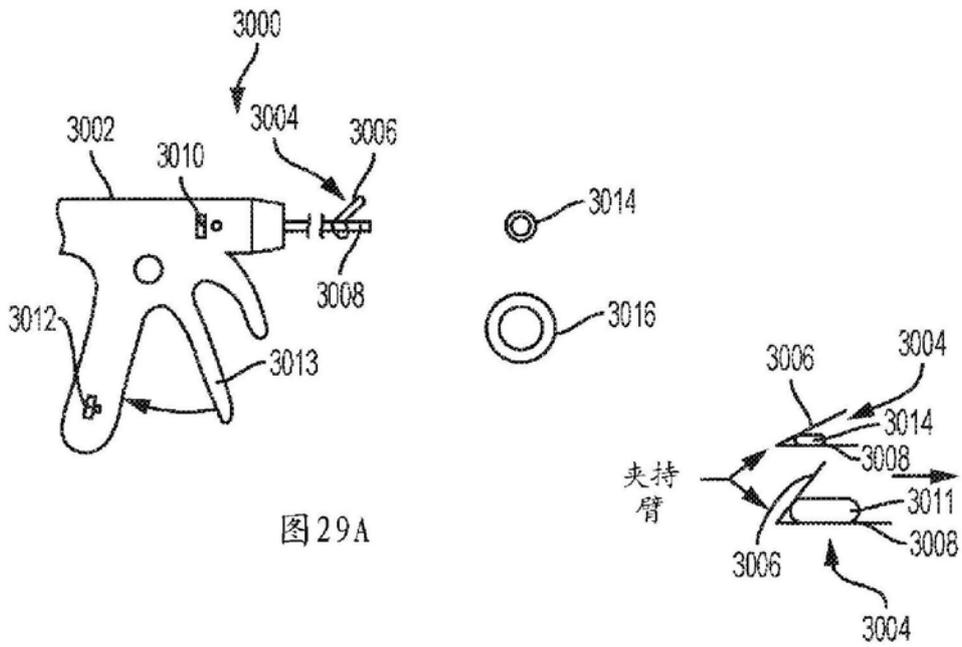


图 29A

图 29B

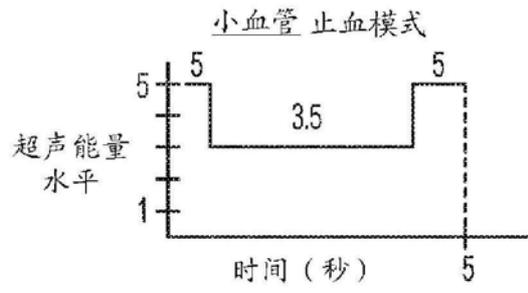


图29C

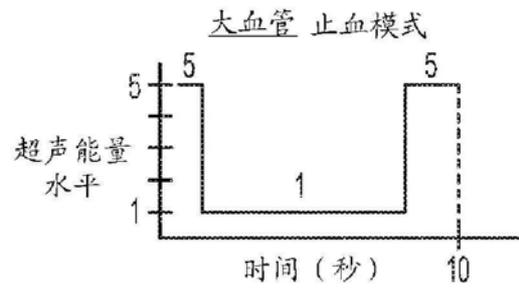


图29D

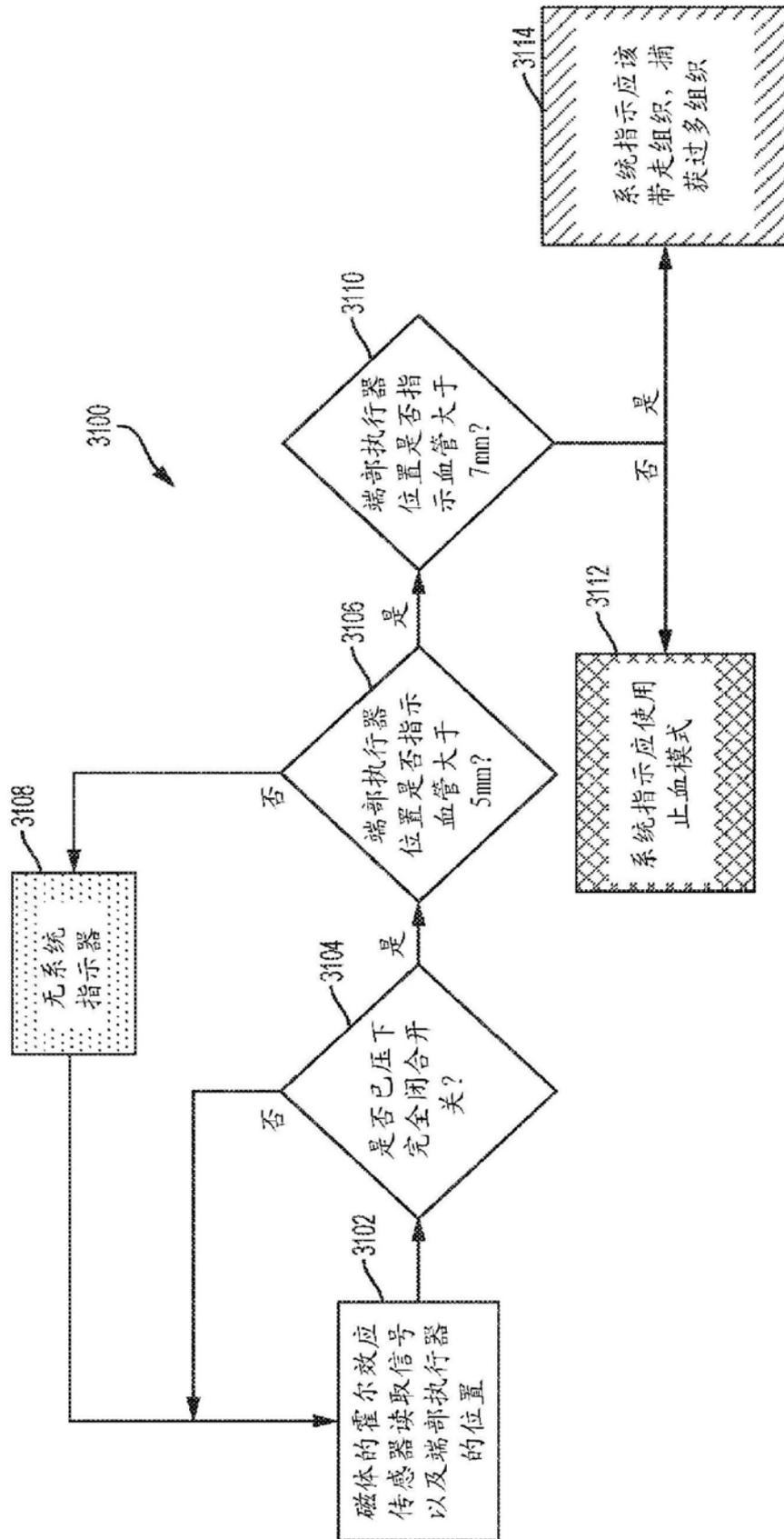


图30

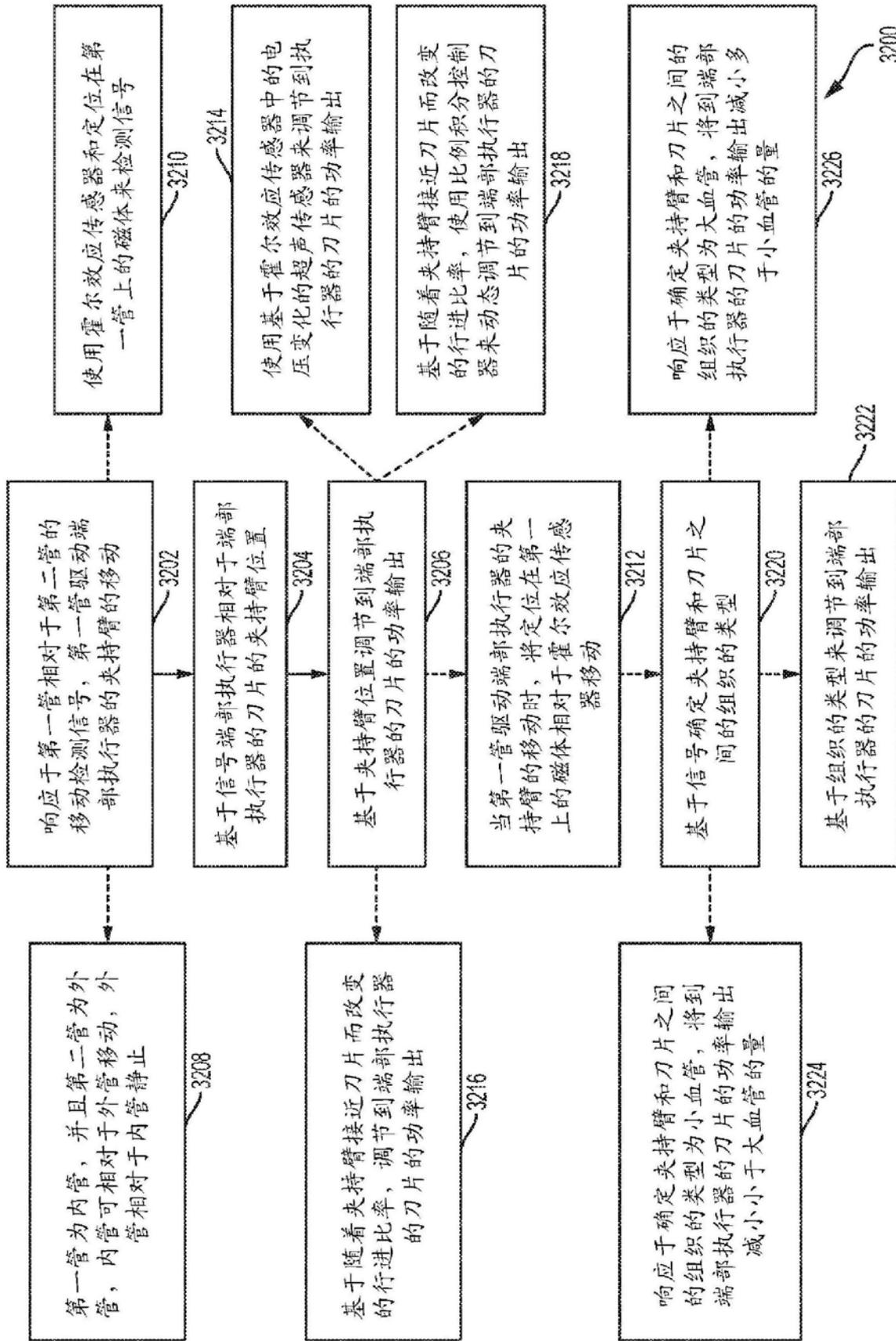


图31

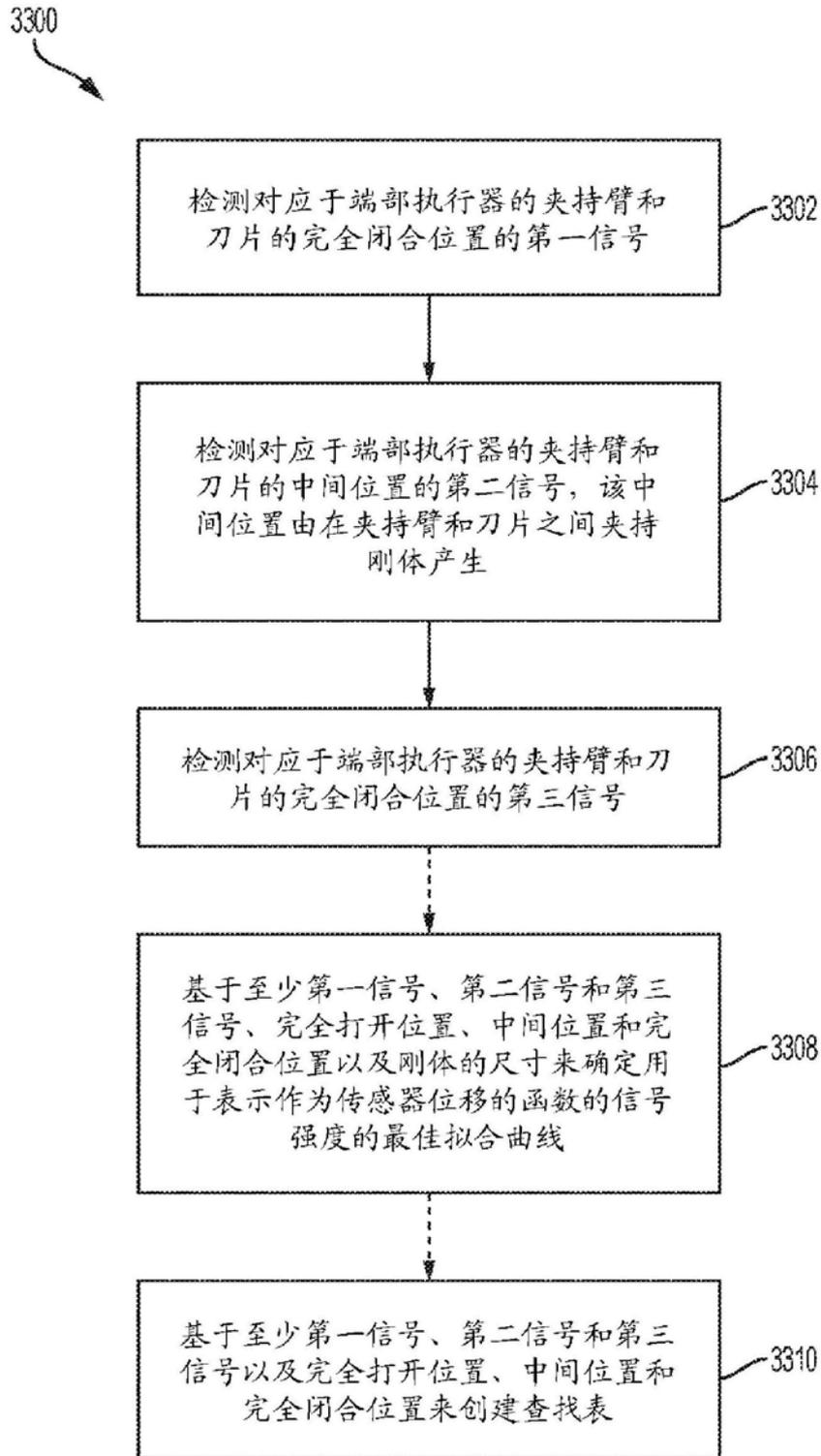


图32

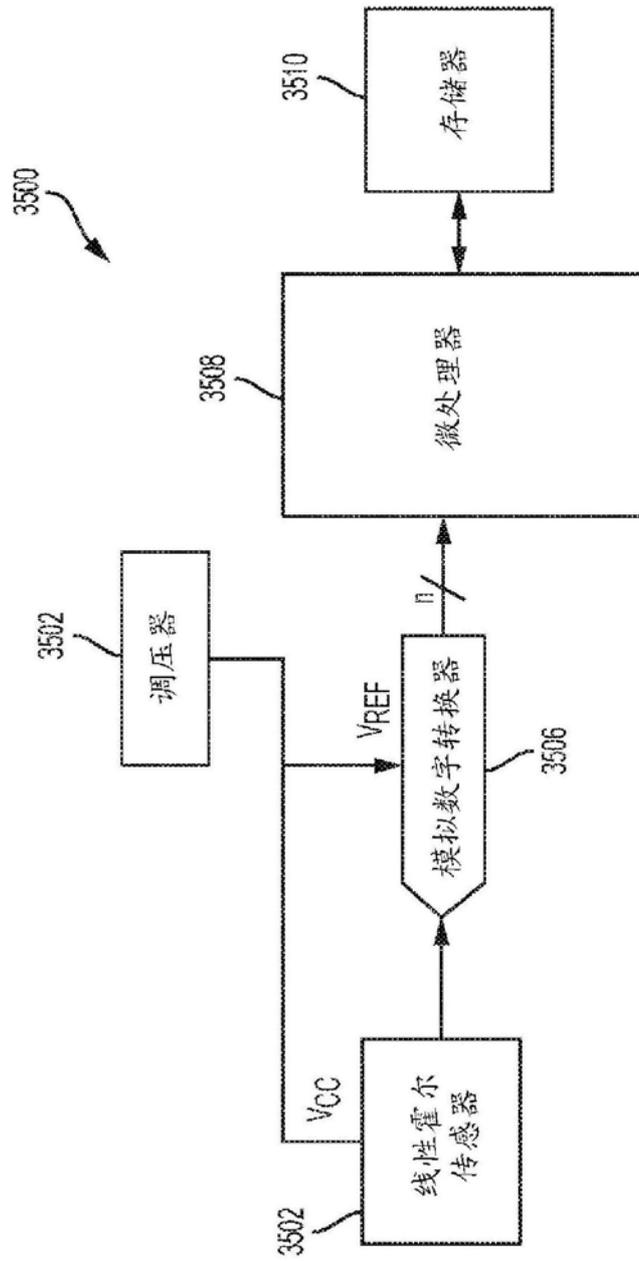


图34

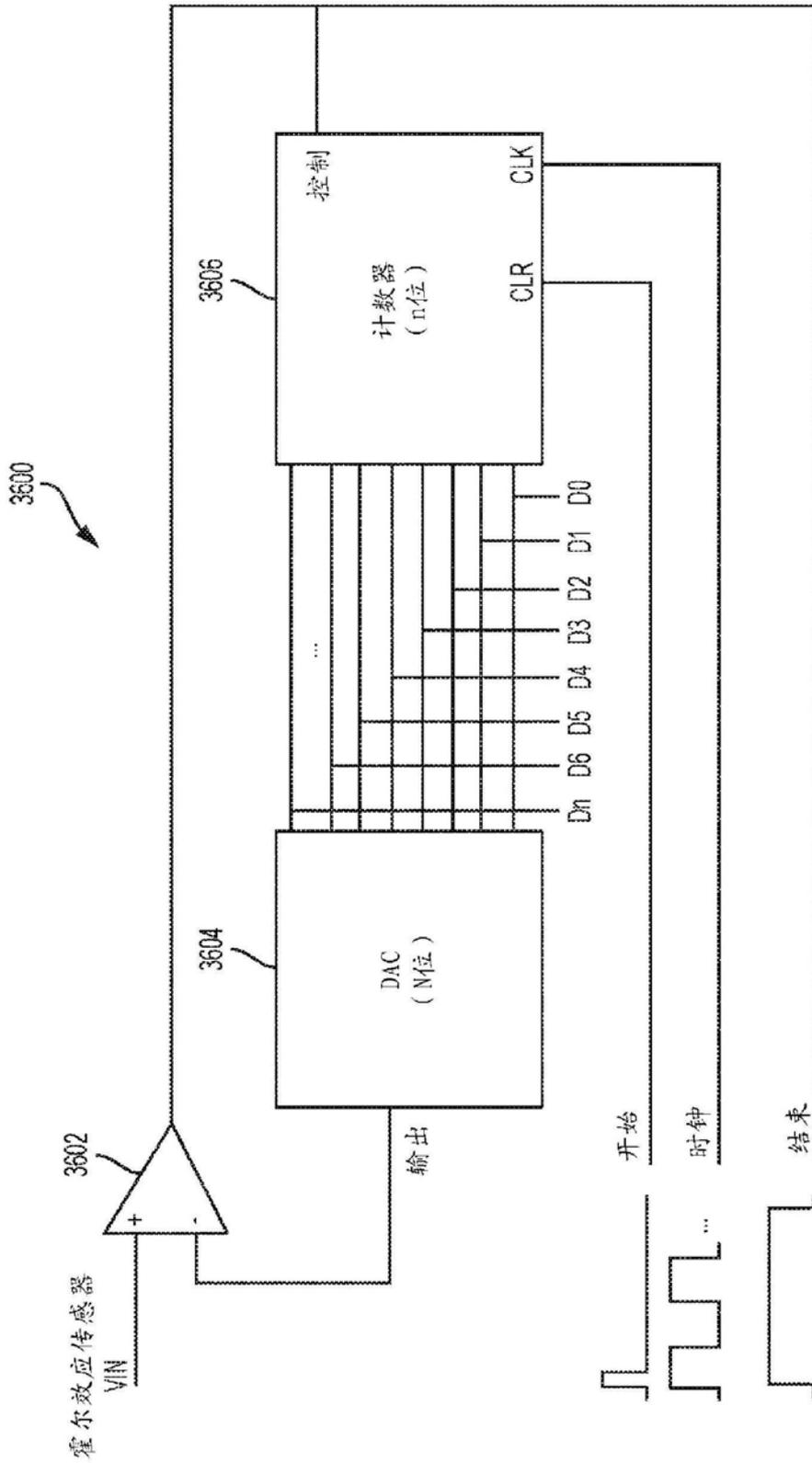


图35

专利名称(译)	端部执行器控制和校准系统		
公开(公告)号	CN110352040A	公开(公告)日	2019-10-18
申请号	CN201780083156.2	申请日	2017-11-22
[标]发明人	PH克劳达 C 诺特 JF卡明斯 DJ卡格尔		
发明人	P·H·克劳达 C·诺特 J·F·卡明斯 D·J·卡格尔 D·J·尤尔里奇		
IPC分类号	A61B17/32 A61B18/00		
CPC分类号	A61B17/2909 A61B17/295 A61B17/32 A61B17/320092 A61B18/1445 A61B2017/320094 A61B2017/320095 A61B2018/00595 A61B2018/00607 A61B2018/00642 A61B2018/00666 A61B2018/00702 A61B2018/00875 A61B2018/00994 A61B2017/00026 A61B2017/00039 A61B2017/00128 A61B2017/00725 A61B2017/00977 A61B2017/2808 A61B2017/2925		
优先权	15/363244 2016-11-29 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明描述了用于端部执行器控制和校准的方法和设备。该方法可包括响应于第一管相对于第二管的运动而检测信号，该第一管驱动端部执行器的夹持臂的运动。该方法还可包括基于该信号来确定该端部执行器相对于该端部执行器的超声刀的夹持臂位置。该方法还可包括基于该夹持臂位置来调节对该端部执行器的该超声刀的功率输出。

