(19)国家知识产权局

(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 111787865 B
(45)授权公告日 2024.12.03

(21)申请号 201880090426.7

(22)申请日 2018.12.19

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 111787865 A

(43)申请公布日 2020.10.16

(30)优先权数据
62/611,340 2017.12.28 US
62/611,339 2017.12.28 US
62/611,341 2017.12.28 US
62/649,307 2018.03.28 US
62/649,296 2018.03.28 US
62/649,333 2018.03.28 US
62/649,309 2018.03.28 US
62/649,300 2018.03.28 US
62/649,294 2018.03.28 US
62/649,310 2018.03.28 US
62/649,315 2018.03.28 US
62/649,327 2018.03.28 US
62/649,291 2018.03.28 US
62/649,320 2018.03.28 US
62/649,323 2018.03.28 US
62/649,302 2018.03.28 US
62/649,313 2018.03.28 US
62/659,900 2018.04.19 US
62/665,192 2018.05.01 US
62/665,134 2018.05.01 US
62/665,177 2018.05.01 US
62/665,139 2018.05.01 US
62/665,129 2018.05.01 US
62/665,128 2018.05.01 US
62/750,555 2018.10.25 US
62/750,529 2018.10.25 US
62/750,539 2018.10.25 US
62/778,572 2018.12.12 US
16/220,309 2018.12.14 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2020.08.27

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/US2018/066508 2018.12.19

(87)PCT国际申请的公布数据
WO2019/133386 EN 2019.07.04

(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 F·E·谢尔顿四世 M·J·温德里 J·L·哈里斯 G·J·巴克斯

(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 张宁潇

(51)Int.Cl.
A61B 17/00(2006.01)
A61B 18/00(2006.01)
H01H 13/00(2006.01)
A61B 90/00(2006.01)
A61B 18/14(2006.01) (续)

(56)对比文件
US 2012203213 A1,2012.08.09

审查员 林慧蓉

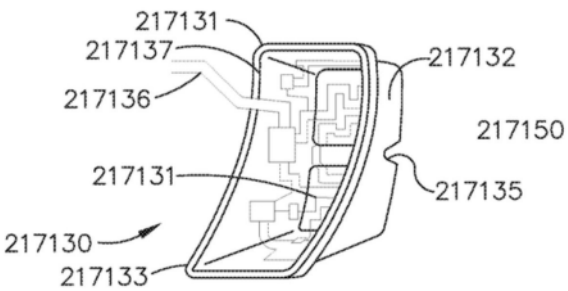
权利要求书1页 说明书126页 附图131页

(54)发明名称

包括按钮电路的外科器械

(57)摘要

本发明公开了一种外科器械,所述外科器械包括致动器和安装在所述致动器上和/或嵌入在所述致动器中的电路。



CN 111787865 B

[转续页]

[接上页]

(51)Int.Cl.

A61B 17/32(2006.01)

A61B 17/29(2006.01)

H01R 13/52(2006.01)

A61B 18/12(2006.01)

1.一种外科器械柄部,包括:

壳体;

控制电路,所述控制电路定位在所述壳体中;

按钮外壳;以及

柔性电路,其中,所述按钮外壳模制在所述柔性电路的至少一部分上方使得所述柔性电路至少部分地嵌入在所述按钮外壳中,其中所述柔性电路与所述控制电路电通信,

其中,所述按钮外壳的壁被配置成能够在临床医生按压所述按钮外壳时变形,从而使马达控制系统能够感测到所述柔性电路中的电阻的变化。

2.根据权利要求1所述的外科器械柄部,其中,所述按钮外壳和所述壳体包括组件。

3.根据权利要求1所述的外科器械柄部,其中,所述按钮外壳与所述壳体一体形成。

4.根据权利要求1所述的外科器械柄部,其中,所述柔性电路包括电容开关元件。

5.根据权利要求4所述的外科器械柄部,其中,所述按钮外壳包括能够由所述外科器械柄部的用户触及的外表面,其中所述电容开关元件安装到所述外表面。

6.根据权利要求1所述的外科器械柄部,其中,所述柔性电路包括力敏压电开关元件。

7.根据权利要求6所述的外科器械柄部,其中,所述按钮外壳包括能够由所述外科器械柄部的用户触及的外表面,其中所述力敏压电开关元件安装到所述外表面。

8.根据权利要求1所述的外科器械柄部,其中,所述柔性电路包括应变计。

9.根据权利要求8所述的外科器械柄部,其中,所述应变计被容纳在所述按钮外壳内。

10.根据权利要求1所述的外科器械柄部,其中,所述按钮外壳包括柔顺节段,所述柔顺节段被构造成能够允许所述按钮外壳在被所述外科器械柄部的用户按压时可观察地偏转。

11.根据权利要求10所述的外科器械柄部,其中,所述柔性电路包括邻近所述按钮外壳定位的开关,使得当所述按钮外壳被所述用户偏转时所述按钮外壳接触所述开关。

12.根据权利要求10所述的外科器械柄部,其中,所述按钮外壳包括活动铰链。

13.根据权利要求10所述的外科器械柄部,其中,所述按钮外壳包括刻痕,所述刻痕被构造成能够允许所述按钮外壳可观察地偏转。

14.根据权利要求13所述的外科器械柄部,其中,所述控制电路包括触觉反馈发生器,并且其中当所述按钮外壳被按压时,所述控制电路致动所述触觉反馈发生器。

15.根据权利要求1所述的外科器械柄部,其中,所述壳体和所述按钮外壳由相同的材料构成。

16.根据权利要求1所述的外科器械柄部,其中,所述壳体和所述按钮外壳由不同的材料构成。

包括按钮电路的外科器械

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求2018年12月14日提交的名称为“SURGICAL INSTRUMENTS COMPRISING BUTTON CIRCUITS”的美国非临时申请序列号16/220,309的权益,该申请的公开内容全文以引用方式并入本文。本申请要求2018年12月12日提交的名称为“SURGICAL INSTRUMENT SYSTEMS”的美国临时专利申请序列号62/778,572的权益,该申请的公开内容全文以引用方式并入本文。本申请要求2018年10月25日提交的名称为“METHOD FOR OPERATING A POWERED ARTICULATING MULTI-CLIP APPLIER”的美国临时专利申请序列号62/750,529、2018年10月25日提交的名称为“SURGICAL CLIP APPLIER”的美国临时专利申请序列号62/750,539,以及2018年10月25日提交的名称为“SURGICAL CLIP APPLIER”的美国临时专利申请序列号62/750,555的权益,这些申请的公开内容全文以引用方式并入本文。本申请要求2018年4月19日提交的名称为“METHOD OF HUB COMMUNICATION”的美国临时专利申请序列号62/659,900的权益,该申请的公开内容全文以引用方式并入本文。本申请要求2018年5月1日提交的名称为“MODULAR SURGICAL INSTRUMENTS”的美国临时专利申请序列号62/665,128,2018年5月1日提交的名称为“SURGICAL SUTURING SYSTEMS”的美国临时专利申请序列号62/665,129,2018年5月1日提交的名称为“SURGICAL CLIP APPLIER”的美国临时专利申请序列号62/665,134,2018年5月1日提交的名称为“SURGICAL INSTRUMENTS COMPRISING CONTROL SYSTEMS”的美国临时专利申请序列号62/665,139,2018年5月1日提交的名称为“SURGICAL INSTRUMENTS COMPRISING HANDLE ARRANGEMENTS”的美国临时专利申请序列号62/665,177,以及2018年5月1日提交的名称为“SURGICAL DISSECTORS”的美国临时专利申请序列号62/665,192的权益,这些申请的公开内容全文以引用方式并入本文。本申请要求2018年3月28日提交的名称为“USE OF LASER LIGHT AND RED-GREEN-BLUE COLORATION TO DETERMINE PROPERTIES OF BACK SCATTERED LIGHT”的美国临时专利申请序列号62/649,291,2018年3月28日提交的名称为“DATA STRIPPING METHOD TO INTERROGATE PATIENT RECORDS AND CREATE ANONYMIZED RECORD”的美国临时专利申请序列号62/649,294,2018年3月28日提交的名称为“ADAPTIVE CONTROL PROGRAM UPDATES FOR SURGICAL DEVICES”的美国临时专利申请序列号62/649,296,2018年3月28日提交的名称为“SURGICAL HUB SITUATIONAL AWARENESS”的美国临时专利申请序列号62/649,300,2018年3月28日提交的名称为“INTERACTIVE SURGICAL SYSTEMS WITH ENCRYPTED COMMUNICATION CAPABILITIES”的美国临时专利申请序列号62/649,302,2018年3月28日提交的名称为“AUTOMATIC TOOL ADJUSTMENTS FOR ROBOT-ASSISTED SURGICAL PLATFORMS”的美国临时专利申请序列号62/649,307,2018年3月28日提交的名称为“SURGICAL HUB SPATIAL AWARENESS TO DETERMINE DEVICES IN OPERATING THEATER”的美国临时专利申请序列号62/649,309,2018年3月28日提交的名称为“COMPUTER IMPLEMENTED INTERACTIVE SURGICAL SYSTEMS”的美国临时专利申请序列号62/649,310,2018年3月28日提交的名称为“CLOUD INTERFACE FOR COUPLED SURGICAL DEVICES”的美国临时专利申请序列号62/649,313,2018年3月28日提交的名称为“DATA HANDLING AND PRIORITIZATION IN A CLOUD

ANALYTICS NETWORK”的美国临时专利申请序列号62/649,315,2018年3月28日提交的名称为“DRIVE ARRANGEMENTS FOR ROBOT-ASSISTED SURGICAL PLATFORMS”的美国临时专利申请序列号62/649,320,2018年3月28日提交的名称为“SENSING ARRANGEMENTS FOR ROBOT-ASSISTED SURGICAL PLATFORMS”的美国临时专利申请序列号62/649,323,2018年3月28日提交的名称为“CLOUD-BASED MEDICAL ANALYTICS FOR SECURITY AND AUTHENTICATION TRENDS AND REACTIVE MEASURES”的美国临时专利申请序列号62/649,327,以及2018年3月28日提交的名称为“CLOUD-BASED MEDICAL ANALYTICS FOR CUSTOMIZATION AND RECOMMENDATIONS TO A USER”的美国临时专利申请序列号62/649,333的权益,这些申请的公开内容全文以引用方式并入本文。本申请要求2017年12月28日提交的名称为“ROBOT ASSISTED SURGICAL PLATFORM”的美国临时专利申请序列号62/611,339,2017年12月28日提交的名称为“CLOUD-BASED MEDICAL ANALYTICS”的美国临时专利申请序列号62/611,340,以及2017年12月28日提交的名称为“INTERACTIVE SURGICAL PLATFORM”的美国临时专利申请序列号62/611,341的权益,这些申请的公开内容全文以引用方式并入本文。

背景技术

[0003] 本公开涉及外科系统,并且在各种布置中,涉及抓持器械,该抓持器械被设计用于抓持患者的组织,被配置成能够操纵患者的组织的解剖器械,被配置成能够夹持患者的组织的施夹器,以及被配置成能够缝合患者的组织的缝合器械等等。

附图说明

[0004] 本文所述的实施方案的各种特征连同其优点可结合如下附图根据以下描述来加以理解:

[0005] 图1示出根据至少一个实施方案的包括柄部和多个轴组件的外科系统,轴组件中的每个轴组件能够选择性地附接到柄部;

[0006] 图2为图1的外科系统的柄部和轴组件中的一个轴组件的正视图;

[0007] 图3为图2的轴组件的局部剖面透视图;

[0008] 图4为图2的轴组件的另一局部剖面透视图;

[0009] 图5为图2的轴组件的局部分解图;

[0010] 图6为图2的轴组件的局部剖面正视图;

[0011] 图7为图1的柄部的驱动模块的正视图;

[0012] 图8为图7的驱动模块的剖面透视图;

[0013] 图9为图7的驱动模块的端视图;

[0014] 图10为处于锁定构型的图2的柄部和轴组件之间的互连的局部剖视图;

[0015] 图11为处于解锁构型的图2的柄部和轴组件之间的互连的局部剖视图;

[0016] 图12为图7的驱动模块的马达和减速齿轮组件的局部剖面透视图;

[0017] 图13为图12的减速齿轮组件的端视图;

[0018] 图14为处于打开构型的图2的轴组件的端部执行器的局部透视图;

[0019] 图15为处于闭合构型的图14的端部执行器的局部透视图;

[0020] 图16为在第一方向上进行关节运动的图14的端部执行器的局部透视图;

[0021] 图17为在第二方向上进行关节运动的图14的端部执行器的局部透视图；

[0022] 图18为在第一方向上旋转的图14的端部执行器的局部透视图；

[0023] 图19为在第二方向上旋转的图14的端部执行器的局部透视图；

[0024] 图20为与图2的轴组件分离的图14的端部执行器的局部剖面透视图；

[0025] 图21为被示出为一些部件被移除的图14的端部执行器的分解图；

[0026] 图22为图2的轴组件的远侧附接部分的分解图；

[0027] 图22A为被示出为一些部件被移除的图2的轴组件的远侧部分的分解图；

[0028] 图23为与图2的轴组件分离的图14的端部执行器的另一局部剖面透视图；

[0029] 图24为附接到图2的轴组件的图14的端部执行器的局部剖面透视图；

[0030] 图25为附接到图2的轴组件的图14的端部执行器的局部剖面透视图；

[0031] 图26为附接到图2的轴组件的图14的端部执行器的另一局部剖面透视图；

[0032] 图27为附接到图2的轴组件的图14的端部执行器的局部剖视图，其示出了端部执行器的第一离合器、第二离合器和第三离合器；

[0033] 图28示出了处于未致动状态的图27的第一离合器；

[0034] 图29示出了处于致动状态的图27的第一离合器；

[0035] 图30示出了处于未致动状态的图27的第二离合器；

[0036] 图31示出了处于致动状态的图27的第二离合器；

[0037] 图32示出了处于未致动状态的图27的第三离合器；

[0038] 图33示出了处于致动状态的图27的第三离合器；

[0039] 图34示出了处于它们的未致动状态的图27的第二离合器和第三离合器以及锁定到图2的轴组件的图14的端部执行器；

[0040] 图35示出了处于其未致动状态的图27的第二离合器和处于其致动状态的图27的第三离合器；

[0041] 图36示出了处于它们的致动状态的图27的第二离合器和第三离合器以及从图2的轴组件解锁的图14的端部执行器；

[0042] 图37为根据至少一个另选实施方案的轴组件的局部剖视图，该轴组件包括被配置成能够检测图27的第一离合器、第二离合器和第三离合器的状态的传感器；

[0043] 图38为根据至少一个另选实施方案的轴组件的局部剖视图，该轴组件包括被配置成能够检测图27的第一离合器、第二离合器和第三离合器的状态的传感器；

[0044] 图39示出了根据至少一个另选实施方案的处于它们的未致动状态的图38的第一离合器和第二离合器以及传感器；

[0045] 图40示出了根据至少一个另选实施方案的处于它们的未致动状态的图38的第二离合器和第三离合器以及传感器；

[0046] 图41为根据至少一个实施方案的轴组件的局部剖视图；

[0047] 图42为包括被示出为处于未致动状态的离合器的图41的轴组件的局部剖视图；

[0048] 图43为示出离合器处于致动状态的图41的轴组件的局部剖视图；

[0049] 图44为根据至少一个实施方案的轴组件的局部剖视图，其包括被示出处于未致动状态的第一离合器和第二离合器；

[0050] 图45是图7的柄部驱动模块和图1的外科系统的轴组件中的一个的透视图；

[0051] 图46为图7的柄部驱动模块和图45的轴组件的另一透视图；

[0052] 图47为附接到图1的柄部的图45的轴组件的局部剖视图；

[0053] 图48为附接到图1的柄部的图45的轴组件的局部剖视图；

[0054] 图49为图45的轴组件的局部剖面透视图；

[0055] 图50为图1的外科系统的控制系统的示意图；

[0056] 图51为图1的外科系统的柄部和轴组件中的一个轴组件的正视图；

[0057] 图52为图1的柄部和图2的轴组件的透视图；

[0058] 图53为图1的柄部和图2的轴组件的局部俯视平面图；

[0059] 图54为图1的柄部和图2的轴组件的局部正视图；

[0060] 图55为图7的驱动模块和图1的功率模块的透视图；

[0061] 图56为图7的驱动模块和图55的功率模块的透视图；

[0062] 图57为图7的驱动模块和附接到该驱动模块的侧电池端口的图55的功率模块的正视图；

[0063] 图58为图7的驱动模块的侧电池端口与图55的功率模块之间的连接的局部剖视图；

[0064] 图59为图7的柄部驱动模块、附接到柄部驱动模块的近侧电池端口的图45的功率模块、以及附接到驱动模块的图45的轴组件的正视图；

[0065] 图60为图7的驱动模块和附接到近侧电池端口的图45的功率模块的顶视图；

[0066] 图61为图7的驱动模块和附接到近侧电池端口的图45的功率模块的正视图；

[0067] 图62为图7的驱动模块和附接到近侧电池端口的图45的功率模块的透视图；

[0068] 图63为与图7的驱动模块分离的图45的功率模块的透视图；

[0069] 图64为与图7的驱动模块分离的图45的功率模块的另一透视图；

[0070] 图65为附接到图7的驱动模块的近侧电池端口的图45的功率模块的正视图；

[0071] 图66为图7的驱动模块的近侧电池端口与图45的功率模块之间的连接的局部剖视图；

[0072] 图67为附接到图7的驱动模块的近侧电池端口的图55的功率模块的正视图；

[0073] 图68为图7的驱动模块的近侧电池端口与图55的功率模块之间的连接的局部剖视图；

[0074] 图69为试图将图45的功率模块连接到图7的驱动模块的侧电池端口的正视图；

[0075] 图70为试图将图45的功率模块连接到图7的驱动模块的侧电池端口的剖视细部图；

[0076] 图71为附接到图7的驱动模块的近侧电池端口的图45的功率模块和附接到侧电池端口的图55的功率模块的透视图；

[0077] 图72为附接到图7的驱动模块的近侧电池端口的图45的功率模块和附接到侧电池端口的图55的功率模块的剖视图；

[0078] 图73为根据本公开的至少一个方面的包括能够选择性地附接的模块化部件的外科器械的一部分的透视图；

[0079] 图74为根据本公开的至少一个方面的图73的外科器械的电气架构；

[0080] 图75为根据本公开的至少一个方面的图73的外科器械的柄部的局部剖面透视图；

[0081] 图76为根据本公开的至少一个方面的布置在图73的外科器械的柄部和轴上的磁性元件系统的透视图；

[0082] 图77为根据本公开的至少一个方面的布置在图73的外科器械的柄部和轴上的磁性元件系统的透视图；

[0083] 图78为根据本公开的至少一个方面的将外科器械的轴与柄部对准的图77的磁性元件系统的透视图；

[0084] 图79为根据本公开的至少一个方面的在图73的外科器械中使用的柔性电路的透视图；

[0085] 图79A为根据本公开的至少一个方面的图79的柔性电路的主要应变消除部分的详细透视图；

[0086] 图79B为根据本公开的至少一个方面的图79的柔性电路的次要应变消除部分的详细透视图；

[0087] 图79C为根据本公开的至少一个方面的结合到图79的柔性电路的柔性塑料中的控制电路部件的详细透视图；

[0088] 图80为根据本公开的至少一个方面的与图79的柔性电路结合使用的柔性电路的透视图；

[0089] 图81A为根据本公开的至少一个方面的在与图80的柔性电路电联接之前的图79的柔性电路的透视图；

[0090] 图81B为根据本公开的至少一个方面的电联接到图80的柔性电路的图79的柔性电路的透视图；

[0091] 图82为根据至少一个实施方案的外科器械的正视图；

[0092] 图82A为图82的外科器械的局部细部图；

[0093] 图82B为图82的外科器械的局部细部图,示出了插入外科器械的柄部中的探头；

[0094] 图82C为根据至少一个实施方案的套管针的透视图,该套管针被配置成能够有利于例如将图82的外科器械插入患者体内；

[0095] 图83为图82的外科器械的驱动系统的透视图；

[0096] 图84为根据至少一个实施方案的驱动系统的透视图；

[0097] 图85为图82的外科器械的应变计的透视图；

[0098] 图85A示出了处于伸长状态的图85的应变计；

[0099] 图85B示出了处于收缩状态的图85的应变计；

[0100] 图85C示出了根据至少一个实施方案的包括应变计的惠斯通电桥；

[0101] 图86为图82的外科器械的柄部壳体的一个半部的透视图；

[0102] 图87为图86的柄部中的电路板的局部透视图；

[0103] 图88为根据至少一个实施方案的外科器械的局部剖视图；

[0104] 图89为图88的外科器械内的电接口的局部细部图；

[0105] 图90为根据至少一个实施方案的柄部的透视图；

[0106] 图91为图90的柄部的按钮外壳的透视图；

[0107] 图92为图90的柄部的另一个按钮外壳的透视图；

[0108] 图93为图90的柄部的另一个按钮外壳的透视图；

[0109] 图94为根据至少一个实施方案的按钮外壳的剖视图；

[0110] 图95为根据至少一个实施方案的按钮外壳的剖视图；

[0111] 图96为根据至少一个实施方案的外科器械柄部的透视图；

[0112] 图97为根据至少一个实施方案的外科器械柄部的透视图；

[0113] 图98为根据至少一个实施方案的外科器械柄部的透视图；

[0114] 图99为根据至少一个实施方案的能够在外科器械上显示的图标；

[0115] 图100为根据至少一个实施方案的能够在外科器械上显示的图标；

[0116] 图101为根据至少一个实施方案的能够在外科器械上显示的图标；

[0117] 图101A示出了根据至少一个实施方案的外科器械的柄部柔性电路和轴柔性电路；

[0118] 图101B示出了图101A的柄部柔性电路和轴柔性电路之间的连接；

[0119] 图102示出了根据至少一个实施方案的外科器械的控制电路；

[0120] 图103示出了根据至少一个实施方案的与图102的控制电路相关联的时序图；

[0121] 图104示出了根据至少一个实施方案的外科器械的控制电路；

[0122] 图104A示出了根据至少一个实施方案的被配置成能够指示被递送到电动马达的功率的控制电路；

[0123] 图104B示出了根据至少一个实施方案的与图104A的控制电路通信的带刻度的显示器；

[0124] 图104C示出了根据至少一个实施方案的包括柄部的外科器械；

[0125] 图105示出了根据至少一个实施方案的外科系统；

[0126] 图106示出了根据至少一个实施方案的表示图105的外科系统的电流路径和信号路径的示意图；

[0127] 图107示出了根据至少一个实施方案的示出患者的连续性水平与由图105的外科系统供应的电外科功率水平之间的关系的曲线图；

[0128] 图108示出了根据至少一个实施方案的外科器械的柔性电路；

[0129] 图109示出了图108的柔性电路的横截面；

[0130] 图110示出了根据至少一个实施方案的外科器械的柔性电路；

[0131] 图111示出了图110的柔性电路的横截面；

[0132] 图111A示出了根据至少一个实施方案的外科器械的柔性电路；

[0133] 图112示出了根据至少一个实施方案的外科器械的控制电路；

[0134] 图113示出了根据至少一个实施方案的用于识别外科器械的部件的劣化或故障的方法；

[0135] 图114示出了根据至少一个实施方案的示出外科器械的部件的声特征的频率分量信号的曲线图；

[0136] 图115示出了与图114的频率分量信号相关联的部件；

[0137] 图116示出了根据至少一个实施方案的用于识别外科器械的驱动部件的劣化或故障的方法；

[0138] 图117示出了根据至少一个实施方案的显示外科器械的马达的马达电流消耗和频率分量信号之间的关系的曲线图；

[0139] 图118示出了根据至少一个实施方案的用于调整外科器械的马达控制算法的方

法;

[0140] 图119示出了根据至少一个实施方案的外科手术的环境;

[0141] 图120示出了根据至少一个实施方案的单极外科器械;

[0142] 图121和图122示出了图120的单极外科器械的电气端子;

[0143] 图123示出了根据本公开的至少一个方面的显示泄漏电流与外科器械之间的距离之间的关系的曲线图;

[0144] 图124示出了根据至少一个实施方案的显示针对不同类型的外科器械接触的直流(DC)输出电压阈值的曲线图;

[0145] 图125示出了根据至少一个实施方案的电动外科器械;

[0146] 图126示出了根据至少一个实施方案的显示与图125的电动外科器械相关联的电位的曲线图;

[0147] 图127示出了根据至少一个实施方案的由外科器械利用的有源传输和感测方案;

[0148] 图128示出了显示图127的外科器械发射和接收的信号的曲线图;

[0149] 图129示出了显示与图127的外科器械相关联的接近测量结果的曲线图;

[0150] 图130示出了根据至少一个实施方案的由外科器械利用的无源感测方案;

[0151] 图131示出了与处于未受影响状态的图130的外科器械相关联的主磁场;

[0152] 图132示出了与处于受影响状态的图130的外科器械相关联的主磁场;

[0153] 图133示出了根据至少一个实施方案的显示与图130的外科器械相关联的霍尔电流的曲线图;

[0154] 图134和图135示出了根据至少一个实施方案的由外科器械利用的无源感测方案;

[0155] 图136示出了根据至少一个实施方案的外科器械的示意图;

[0156] 图137示出了根据至少一个实施方案的显示由图136的外科器械的电流传感器测量的感应电流的曲线图;

[0157] 图138示出了根据至少一个实施方案的外科器械,其被示出为移除了部件;

[0158] 图139示出了图138的外科器械的电路;

[0159] 图140示出了根据至少一个实施方案的显示海拔、大气压力和由外科器械利用的电功率之间的关系的曲线图;

[0160] 图141示出了根据至少一个实施方案的用于预测超过预定义温度阈值的发生的方法;并且

[0161] 图142示出了根据至少一个实施方案的显示外科器械的感测温度、近似温度和能量使用之间的关系的曲线图。

[0162] 在所述若干视图中,对应的参考符号指示对应的部件。本文所述的范例以一种形式示出了本发明的各种实施方案,且这种范例不应被解释为以任何方式限制本发明的范围。

具体实施方式

[0163] 本申请的申请人拥有于2018年12月14日提交的各自全文以引用方式并入本文的以下美国专利申请:

[0164] -名称为“SURGICAL INSTRUMENT WITH A HARDWARE-ONLY CONTROL CIRCUIT”的美

国专利申请序列号16/220,281;

[0165] -名称为“SURGICAL INSTRUMENT WITH ACOUSTIC-BASED MOTOR CONTROL”的美国专利申请序列号16/220301;

[0166] -名称为“SURGICAL INSTRUMENT COMPRISING A PLURALITY OF DRIVE SYSTEMS”的美国专利申请序列号16/220,313;

[0167] -名称为“SURGICAL INSTRUMENT COMPRISING A CONTROL CIRCUIT”的美国专利申请序列号16/220,296;

[0168] -名称为“SURGICAL INSTRUMENT COMPRISING A CONTROL SYSTEM THAT USES INPUT FROM A STRAIN GAGE CIRCUIT”的美国专利申请序列号16/220,318;

[0169] -名称为“SURGICAL INSTRUMENT WITH A SENSING ARRAY”的美国专利申请序列号16/220,273;以及

[0170] -名称为“SURGICAL INSTRUMENT WITH ENVIRONMENT SENSING”的美国专利申请序列号16/220,280。

[0171] 本申请的申请人拥有于2018年12月12日提交的以下美国临时专利申请,这些临时专利申请中的每个临时专利申请以引用方式全文并入本文:

[0172] -名称为“SURGICAL INSTRUMENT SYSTEMS”的美国临时专利申请序列号62/778,571;

[0173] -名称为“SURGICAL INSTRUMENT SYSTEMS”的美国临时专利申请序列号62/778,572;以及

[0174] -名称为“SURGICAL INSTRUMENT SYSTEMS”的美国临时专利申请序列号62/778,573。

[0175] 本申请的申请人拥有于2018年10月26日提交的各自全文以引用方式并入本文的以下美国专利申请:

[0176] -名称为“CLIP APPLIER COMPRISING INTERCHANGEABLE CLIP RELOADS”的美国专利申请序列号16/172,130;

[0177] -名称为“CLIP APPLIER COMPRISING A MOVABLE CLIP MAGAZINE”的美国专利申请序列号16/172,066;

[0178] -名称为“CLIP APPLIER COMPRISING A ROTATABLE CLIP MAGAZINE”的美国专利申请序列号16/172,078;

[0179] -名称为“CLIP APPLIER COMPRISING CLIP ADVANCING SYSTEMS”的美国专利申请序列号16/172,087;

[0180] -名称为“CLIP APPLIER COMPRISING A CLIP CRIMPING SYSTEM”的美国专利申请序列号16/172,094;

[0181] -名称为“CLIP APPLIER COMPRISING A RECIPROCATING CLIP ADVANCING MEMBER”的美国专利申请序列号16/172,128;

[0182] -名称为“CLIP APPLIER COMPRISING A MOTOR CONTROLLER”的美国专利申请序列号16/172,168;

[0183] -名称为“SURGICAL SYSTEM COMPRISING A SURGICAL TOOL AND A SURGICAL HUB”的美国专利申请序列号16/172,164;以及

[0184] -名称为“METHOD FOR OPERATING A POWERED ARTICULATING MULTI-CLIP APPLIER”的美国专利申请序列号16/172,303。

[0185] 本申请的申请人拥有于2018年10月26日提交的各自全文以引用方式并入本文的以下美国专利申请：

[0186] -名称为“METHOD OF HUB COMMUNICATION WITH SURGICAL INSTRUMENT SYSTEMS”的美国专利申请序列号16/172,328；

[0187] -名称为“METHOD FOR PRODUCINGA SURGICAL INSTRUMENT COMPRISINGA SMART ELECTRICAL SYSTEM”的美国专利申请序列号16/172,280；

[0188] -名称为“METHOD OF HUB COMMUNICATION WITH SURGICAL INSTRUMENT SYSTEMS”的美国专利申请序列号16/172,219；

[0189] -名称为“METHOD FOR COMMUNICATING WITH SURGICAL INSTRUMENT SYSTEMS”的美国专利申请序列号16/172,248；

[0190] -名称为“METHOD OF HUB COMMUNICATION WITH SURGICAL INSTRUMENT SYSTEMS”的美国专利申请序列号16/172,198；以及

[0191] -名称为“METHOD OF HUB COMMUNICATION WITH SURGICAL INSTRUMENT SYSTEMS”的美国专利申请序列号16/172,155。

[0192] 本申请的申请人拥有于2018年8月24日提交的各自全文以引用方式并入本文的以下美国专利申请：

[0193] -名称为“SURGICAL SUTURING INSTRUMENT CONFIGURED TO MANIPULATE TISSUE USING MECHANICAL AND ELECTRICAL POWER”的美国专利申请序列号16/112,129；

[0194] -名称为“SURGICAL SUTURING INSTRUMENT COMPRISING A CAPTURE WIDTH WHICH IS LARGER THAN TROCAR DIAMETER”的美国专利申请序列号16/112,155；

[0195] -名称为“SURGICAL SUTURING INSTRUMENT COMPRISING A NON-CIRCULAR NEEDLE”的美国专利申请序列号16/112,168；

[0196] -名称为“ELECTRICAL POWER OUTPUT CONTROL BASED ON MECHANICAL FORCES”的美国专利申请序列号16/112,180；

[0197] -名称为“REACTIVE ALGORITHM FOR SURGICAL SYSTEM”的美国专利申请序列号16/112,193；

[0198] -名称为“SURGICAL INSTRUMENT COMPRISING AN ADAPTIVE ELECTRICAL SYSTEM”的美国专利申请序列号16/112,099；

[0199] -名称为“CONTROL SYSTEM ARRANGEMENTS FOR A MODULAR SURGICAL INSTRUMENT”的美国专利申请序列号16/112,112；

[0200] -名称为“ADAPTIVE CONTROL PROGRAMS FOR A SURGICAL SYSTEM COMPRISING MORE THAN ONE TYPE OF CARTRIDGE”的美国专利申请序列号16/112,119；

[0201] -名称为“SURGICAL INSTRUMENT SYSTEMS COMPRISING BATTERY ARRANGEMENTS”的美国专利申请序列号16/112,097；

[0202] -名称为“SURGICAL INSTRUMENT SYSTEMS COMPRISING HANDLE ARRANGEMENTS”的美国专利申请序列号16/112,109；

[0203] -名称为“SURGICAL INSTRUMENT SYSTEMS COMPRISING FEEDBACK MECHANISMS”的

美国专利申请序列号16/112,114;

[0204] -名称为“SURGICAL INSTRUMENT SYSTEMS COMPRISING LOCKOUT MECHANISMS”的美国专利申请序列号16/112,117;

[0205] -名称为“SURGICAL INSTRUMENTS COMPRISING A LOCKABLE END EFFECTOR SOCKET”的美国专利申请序列号16/112,095;

[0206] -名称为“SURGICAL INSTRUMENTS COMPRISING A SHIFTING MECHANISM”的美国专利申请序列号16/112,121;

[0207] -名称为“SURGICAL INSTRUMENTS COMPRISING A SYSTEM FOR ARTICULATION AND ROTATION COMPENSATION”的美国专利申请序列号16/112,151;

[0208] -名称为“SURGICAL INSTRUMENTS COMPRISING A BIASED SHIFTING MECHANISM”的美国专利申请序列号16/112,154;

[0209] -名称为“SURGICAL INSTRUMENTS COMPRISING AN ARTICULATION DRIVE THAT PROVIDES FOR HIGH ARTICULATION ANGLES”的美国专利申请序列号16/112,226;

[0210] -名称为“SURGICAL DISSECTORS AND MANUFACTURING TECHNIQUES”的美国专利申请序列号16/112,062;

[0211] -名称为“SURGICAL DISSECTORS CONFIGURED TO APPLY MECHANICAL AND ELECTRICAL ENERGY”的美国专利申请序列号16/112,098;

[0212] -名称为“SURGICAL CLIP APPLIER CONFIGURED TO STORE CLIPS IN A STORED STATE”的美国专利申请序列号16/112,237;

[0213] -名称为“SURGICAL CLIP APPLIER COMPRISING AN EMPTY CLIP CARTRIDGE LOCKOUT”的美国专利申请序列号16/112,245;

[0214] -名称为“SURGICAL CLIP APPLIER COMPRISING AN AUTOMATIC CLIP FEEDING SYSTEM”的美国专利申请序列号16/112,249;

[0215] -名称为“SURGICAL CLIP APPLIER COMPRISING ADAPTIVE FIRING CONTROL”的美国专利申请序列号16/112,253;以及

[0216] -名称为“SURGICAL CLIP APPLIER COMPRISING ADAPTIVE CONTROL IN RESPONSE TO A STRAIN GAUGE CIRCUIT”的美国专利申请序列号16/112,257。

[0217] 本申请的申请人拥有于2018年5月1日提交且各自全文以引用方式并入本文的以下美国专利申请:

[0218] -名称为“SURGICAL SUTURING SYSTEMS”的美国临时专利申请序列号62/665,129;

[0219] -名称为“SURGICAL INSTRUMENTS COMPRISING CONTROL SYSTEMS”的美国专利申请序列号62/665,139;

[0220] -名称为“SURGICAL INSTRUMENTS COMPRISING HANDLE ARRANGEMENTS”的美国临时专利申请序列号62/665,177;

[0221] -名称为“MODULAR SURGICAL INSTRUMENTS”的美国临时专利申请序列号62/665,128;

[0222] -名称为“SURGICAL DISSECTORS”的美国临时专利申请序列号62/665,192;以及

[0223] -名称为“SURGICAL CLIP APPLIER”的美国临时专利申请序列号62/665,134。

[0224] 本申请的申请人拥有于2018年2月28日提交且各自全文以引用方式并入本文的以

下美国专利申请：

[0225] -名称为“SURGICAL INSTRUMENT WITH REMOTE RELEASE”的美国专利申请序列号15/908,021；

[0226] -名称为“SURGICAL INSTRUMENT HAVING DUAL ROTATABLE MEMBERS TO EFFECT DIFFERENT TYPES OF END EFFECTOR MOVEMENT”的美国专利申请序列号15/908,012；

[0227] -名称为“SURGICAL INSTRUMENT WITH ROTARY DRIVE SELECTIVELY ACTUATING MULTIPLE END EFFECTOR FUNCTIONS”的美国专利申请序列号15/908,040；

[0228] -名称为“SURGICAL INSTRUMENT WITH ROTARY DRIVE SELECTIVELY ACTUATING MULTIPLE END EFFECTOR FUNCTIONS”的美国专利申请序列号15/908,057；

[0229] -名称为“SURGICAL INSTRUMENT WITH MODULAR POWER SOURCES”的美国专利申请序列号15/908,058;以及

[0230] -名称为“SURGICAL INSTRUMENT WITH SENSOR AND/OR CONTROL SYSTEMS”的美国专利申请序列号15/908,143。

[0231] 本申请的申请人拥有于2017年10月30日提交且各自全文以引用方式并入本文的以下美国专利申请：

[0232] -名称为“SURGICAL INSTRUMENT WITH REMOTE RELEASE”的美国专利申请序列号62/578,793；

[0233] -名称为“SURGICAL INSTRUMENT HAVING DUAL ROTATABLE MEMBERS TO EFFECT DIFFERENT TYPES OF END EFFECTOR MOVEMENT”的美国专利申请序列号62/578,804；

[0234] -名称为“SURGICAL INSTRUMENT WITH ROTARY DRIVE SELECTIVELY ACTUATING MULTIPLE END EFFECTOR FUNCTIONS”的美国专利申请序列号62/578,817；

[0235] -名称为“SURGICAL INSTRUMENT WITH ROTARY DRIVE SELECTIVELY ACTUATING MULTIPLE END EFFECTOR FUNCTIONS”的美国专利申请序列号62/578,835；

[0236] -名称为“SURGICAL INSTRUMENT WITH MODULAR POWER SOURCES”的美国专利申请序列号62/578,844;以及

[0237] -名称为“SURGICAL INSTRUMENT WITH SENSOR AND/OR CONTROL SYSTEMS”的美国专利申请序列号62/578,855。

[0238] 本专利申请的申请人拥有于2017年12月28日提交的以下美国临时专利申请,这些临时专利申请中的每个临时专利申请的公开内容以引用方式全文并入本文：

[0239] -名称为“INTERACTIVE SURGICAL PLATFORM”的美国临时专利申请序列号62/611,341；

[0240] -名称为“CLOUD-BASED MEDICAL ANALYTICS”的美国临时专利申请序列号62/611,340;以及

[0241] -名称为“ROBOT ASSISTED SURGICAL PLATFORM”的美国临时专利申请序列号62/611,339。

[0242] 本申请的申请人拥有于2018年3月28日提交的以下美国临时专利申请,这些临时专利申请中的每个以引用方式全文并入本文：

[0243] -名称为“INTERACTIVE SURGICAL SYSTEMS WITH ENCRYPTED COMMUNICATION CAPABILITIES”的美国临时专利申请序列号62/649,302；

[0244] -名称为“DATA STRIPPING METHOD TO INTERROGATE PATIENT RECORDS AND CREATE ANONYMIZED RECORD”的美国临时专利申请序列号62/649,294;

[0245] -名称为“SURGICAL HUB SITUATIONAL AWARENESS”的美国临时专利申请序列号62/649,300;

[0246] -名称为“SURGICAL HUB SPATIAL AWARENESS TO DETERMINE DEVICES IN OPERATING THEATER”的美国临时专利申请序列号62/649,309;

[0247] -名称为“COMPUTER IMPLEMENTED INTERACTIVE SURGICAL SYSTEMS”的美国临时专利申请序列号62/649,310;

[0248] -名称为“USE OF LASER LIGHT AND RED-GREEN-BLUE COLORATION TO DETERMINE PROPERTIES OF BACK SCATTERED LIGHT”的美国临时专利申请序列号62/649,291;

[0249] -名称为“ADAPTIVE CONTROL PROGRAM UPDATES FOR SURGICAL DEVICES”的美国临时专利申请序列号62/649,296;

[0250] -名称为“CLOUD-BASED MEDICAL ANALYTICS FOR CUSTOMIZATION AND RECOMMENDATIONS TO A USER”的美国临时专利申请序列号62/649,333;

[0251] -名称为“CLOUD-BASED MEDICAL ANALYTICS FOR SECURITY AND AUTHENTICATION TRENDS AND REACTIVE MEASURES”的美国临时专利申请序列号62/649,327;

[0252] -名称为“DATA HANDLING AND PRIORITIZATION IN A CLOUD ANALYTICS NETWORK”的美国临时专利申请序列号62/649,315;

[0253] -名称为“CLOUD INTERFACE FOR COUPLED SURGICAL DEVICES”的美国临时专利申请序列号62/649,313;

[0254] -名称为“DRIVE ARRANGEMENTS FOR ROBOT-ASSISTED SURGICAL PLATFORMS”的美国临时专利申请序列号62/649,320;

[0255] -名称为“AUTOMATIC TOOL ADJUSTMENTS FOR ROBOT-ASSISTED SURGICAL PLATFORMS”的美国临时专利申请序列号62/649,307;以及

[0256] -名称为“SENSING ARRANGEMENTS FOR Robot-Assisted Surgical PLATFORMS”的美国临时专利申请序列号62/649,323。

[0257] 本申请的申请人拥有于2018年3月29日提交的以下美国专利申请,这些专利申请中的每个以引用方式全文并入本文:

[0258] -名称为“INTERACTIVE SURGICAL SYSTEMS WITH encrypted COMMUNICATION CAPABILITIES”的美国专利申请序列号15/940,641;

[0259] -名称为“INTERACTIVE SURGICAL SYSTEMS WITH CONDITION HANDLING OF DEVICES AND DATA CAPABILITIES”的美国专利申请序列号15/940,648;

[0260] -名称为“Surgical hub coordination of control and communication OF OPERATING ROOM DEVICES”的美国专利申请序列号15/940,656;

[0261] -名称为“Spatial awareness of surgical hubs in operating rooms”的美国专利申请序列号15/940,666;

[0262] -名称为“Cooperative utilization of data derived from secondary sources by intelligent surgical hubs”的美国专利申请序列号15/940,670;

[0263] -名称为“Surgical hub control arrangements”的美国专利申请序列号15/940,

677;

[0264] -名称为“DATA STRIPPING METHOD TO INTERROGATE PATIENT RECORDS AND CREATE ANONYMIZED RECORD”的美国专利申请序列号15/940,632;

[0265] -名称为“COMMUNICATION HUB AND STORAGE DEVICE FOR STORING PARAMETERS AND STATUS OF A SURGICAL DEVICE TO BE SHAREd WITH CLOUD BASED ANALYTICS SYSTEMS”的美国专利申请序列号15/940,640;

[0266] -名称为“SELF DESCRIBING DATA PACKETS GENERATED AT AN ISSUING INSTRUMENT”的美国专利申请序列号15/940,645;

[0267] -名称为“DATA PAIRING TO INTERCONNECT A DEVICE MEASURED PARAMETER WITH AN OUTCOME”的美国专利申请序列号15/940,649;

[0268] -名称为“URGICAL HUB SITUATIONAL AWARENESS”的美国专利申请序列号15/940,654;

[0269] -名称为“SURGICAL SYSTEM DISTRIBUTED PROCESSING”的美国专利申请序列号15/940,663;

[0270] -名称为“AGGREGATION AND REPORTING OF SURGICAL HUB DATA”的美国专利申请序列号15/940,668;

[0271] -名称为“SURGICAL HUB SPATIAL AWARENESS TO DETERMINE DEVICES IN OPERATING THEATER”的美国临时专利申请序列号15/940,671;

[0272] -名称为“DISPLAY OF ALIGNMENT OF STAPLE CARTRIDGE TO PRIOR LINEAR STAPLE LINE”的美国专利申请序列号15/940,686;

[0273] -名称为“STERILE FIELD INTERACTIVE CONTROL DISPLAYS”的美国专利申请序列号15/940,700;

[0274] -名称为“COMPUTER IMPLEMENTED INTERACTIVE SURGICAL SYSTEMS”的美国专利申请序列号15/940,629;

[0275] -名称为“USE OF LASER LIGHT AND RED-GREEN-BLUE COLORATION TO DETERMINE PROPERTIES OF BACK SCATTERED LIGHT”的美国临时专利申请序列号15/940,704;

[0276] -名称为“CHARACTERIZATION OF TISSUE IRREGULARITIES THROUGH THE USE OF MONO-CHROMATIC LIGHT REFRACTIVITY”的美国临时专利申请序列号15/940,722;以及

[0277] -名称为“DUAL CMOS ARRAY IMAGING”的美国专利申请序列号15/940,742。

[0278] 本申请的申请人拥有于2018年3月29日提交的以下美国专利申请,这些专利申请中的每个以引用方式全文并入本文:

[0279] -名称为“ADAPTIVE CONTROL PROGRAM UPDATES FOR SURGICAL DEVICES”的美国专利申请序列号15/940,636;

[0280] -名称为“ADAPTIVE CONTROL PROGRAM UPDATES FOR SURGICAL HUBS”的美国专利申请序列号15/940,653;

[0281] -名称为“CLOUD-BASED MEDICAL ANALYTICS FOR CUSTOMIZATION AND RECOMMENDATIONS TO A USER”的美国临时专利申请序列号15/940,660;

[0282] -名称为“CLOUD-BASED MEDICAL ANALYTICS FOR LINKING OF LOCAL USAGE TRENDS WITH THE RESOURCE ACQUISITION BEHAVIORS OF LARGER DATA SET”的美国临时

专利申请序列号15/940,679;

[0283] -名称为“CLOUD-BASED MEDICAL ANALYTICS FOR MEDICAL FACILITY SEGMENTED INDIVIDUALIZATION OF INSTRUMENT FUNCTION”的美国临时专利申请序列号15/940,694;

[0284] -名称为“CLOUD-BASED MEDICAL ANALYTICS FOR SECURITY AND AUTHENTICATION TRENDS AND REACTIVE MEASURES”的美国临时专利申请序列号15/940,634;

[0285] -名称为“DATA HANDLING AND PRIORITIZATION IN A CLOUD ANALYTICS NETWORK”的美国临时专利申请序列号15/940,706;以及

[0286] -名称为“CLOUD INTERFACE FOR COUPLED SURGICAL DEVICES”的美国专利申请序列号15/940,675。

[0287] 本申请的申请人拥有于2018年3月29日提交的以下美国专利申请,这些专利申请中的每个以引用方式全文并入本文:

[0288] -名称为“DRIVE ARRANGEMENTS FOR ROBOT-ASSISTED SURGICAL PLATFORMs”的美国专利申请序列号15/940,627;

[0289] -名称为“COMMUNICATION ARRANGEMENTS FOR ROBOT-ASSISTED SURGICAL PLATFORMS”的美国专利申请序列号15/940,637;

[0290] -名称为“CONTROLS FOR ROBOT-ASSISTED SURGICAL PLATFORMS”的美国专利申请序列号15/940,642;

[0291] -名称为“AUTOMATIC TOOL ADJUSTMENTS FOR ROBOT-ASSISTED SURGICAL PLATFORMS”的美国临时专利申请序列号15/940,676;

[0292] -名称为“CONTROLLERS FOR ROBOT-ASSISTED SURGICAL PLATFORMS”的美国专利申请序列号15/940,680;

[0293] -名称为“COOPERATIVE SURGICAL ACTIONS FOR ROBOT-ASSISTED SURGICAL PLATFORMS”的美国临时专利申请序列号15/940,683;

[0294] -名称为“DISPLAY ARRANGEMENTS FOR ROBOT-ASSISTED SURGICAL PLATFORMS”的美国专利申请序列号15/940,690;以及

[0295] -名称为“SENSING ARRANGEMENTS FOR Robot-Assisted Surgical PLATFORMS”的美国专利申请序列号15/940,711。

[0296] 本申请的申请人拥有于2018年3月30日提交的以下美国临时专利申请,这些临时专利申请中的每个临时专利申请以引用方式全文并入本文:

[0297] -名称为“SURGICAL SYSTEMS WITH OPTIMIZED SENSING CAPABILITIES”的美国临时专利申请序列号62/650,887;

[0298] -名称为“SURGICAL SMOKE EVACUATION SENSING AND CONTROLS”的美国临时专利申请序列号62/650,877;

[0299] -名称为“SMOKE EVACUATION MODULE FOR INTERACTIVE SURGICAL PLATFORM”的美国临时专利申请序列号62/650,882;以及

[0300] -名称为“CAPACITIVE COUPLED RETURN PATH PAD WITH SEPARABLE ARRAY ELEMENTS”的美国专利申请序列号62/650,898。

[0301] 本申请的申请人拥有于2018年4月19日提交的以下美国临时专利申请,该临时专利申请以引用方式全文并入本文:

[0302] -名称为“METHOD OF HUB COMMUNICATION”的美国临时专利申请序列号62/659,900。

[0303] 本申请的申请人拥有于2018年10月25日提交的以下美国临时专利申请,这些临时专利申请中的每个临时专利申请以引用方式全文并入本文:

[0304] -名称为“METHOD FOR OPERATING A POWERED ARTICULATING MULTI-CLIP APPLIER”的美国临时专利申请序列号62/750,529;

[0305] -名称为“SURGICAL CLIP APPLIER”的美国临时专利申请序列号62/750,539;以及

[0306] -名称为“SURGICAL CLIP APPLIER”的美国临时专利申请序列号62/750,555。

[0307] 本文列出了许多具体细节,以提供对说明书中所述和附图中所示的实施方案的整体结构、功能、制造和用途的透彻理解。没有详细描述熟知的操作、部件和元件,以免使说明书中描述的实施方案模糊不清。读者将会理解,本文所述和所示的实施方案为非限制性示例,从而可认识到,本文所公开的特定结构和功能细节可为代表性和例示性的。在不脱离权利要求的范围的情况下,可对这些实施方案进行变型和改变。

[0308] 术语“包括(comprise)”(以及“包括(comprise)”的任何形式,诸如“包括(comprises)”和“包括(comprising)”)、“具有(have)”(以及“具有(have)”的任何形式,诸如“具有(has)”和“具有(having)”)、“包含(include)”(以及“包含(include)”的任何形式,诸如“包含(includes)”和“包含(including)”)、以及“含有(contain)”(以及“含有(contain)”的任何形式,诸如“含有(contains)”和“含有(containing)”)为开放式系动词。因此,“包括”、“具有”、“包含”或“含有”一个或多个元件的外科系统、装置、或设备具有这些一个或多个元件,但不限于仅具有这些一个或多个元件。同样,“包括”、“具有”、“包含”或“含有”一个或多个特征部的系统、装置、或设备的元件具有那些一个或多个特征部,但不限于仅具有那些一个或多个特征部。

[0309] 术语“近侧”和“远侧”在本文中是相对于操纵外科器械的柄部部分的临床医生来使用的。术语“近侧”是指最靠近临床医生的部分,术语“远侧”是指远离临床医生定位的部分。还应当理解,为简洁和清楚起见,本文可结合附图使用诸如“竖直”、“水平”、“上”和“下”等空间术语。然而,外科器械在许多方向和位置中使用,并且这些术语并非限制性的和/或绝对的。

[0310] 提供各种示例性装置和方法以用于执行腹腔镜式和微创外科手术。然而,读者将容易理解,本文所公开的各种方法和装置可用于多种外科手术和应用中,包括例如与开放式外科手术结合。继续参阅本具体实施方式,读者将进一步理解,本文所公开的各种器械能够以任何方式插入体内,诸如通过自然腔道、通过成形于组织中的切口或穿刺孔等。器械的工作部分或端部执行器部分可直接插入患者体内或者可通过具有工作通道的进入装置插入,外科器械的端部执行器和细长轴可通过所述工作通道推进。

[0311] 一种外科器械诸如抓紧器,例如可包括柄部、从该柄部延伸的轴、以及从该轴延伸的端部执行器。在各种情况下,该端部执行器包括第一钳口和第二钳口,其中钳口中的一者或两者能够相对于另一者运动以抓持患者的组织。也就是说,外科器械的端部执行器可包括任何合适的布置并且可执行任何合适的功能。例如,端部执行器可包括被配置成能够切开或分离患者的组织的第一钳口和第二钳口。另外,例如,端部执行器可被配置成能够缝合和/或夹持患者的组织。在各种情况下,例如,外科器械的端部执行器和/或轴被配置成能够

通过套管针或插管插入患者体内,并且可具有任何合适的直径,诸如大约5mm、8mm和/或12mm。名称为“TROCAR SEAL ASSEMBLY”的美国专利申请序列号11/013,924,现为美国专利7,371,227,全文以引用方式并入。轴可限定纵向轴线,并且端部执行器的至少一部分能够围绕该纵向轴线旋转。此外,外科器械还可包括可允许端部执行器的至少一部分相对于轴进行关节运动的关节运动接头。在使用中,临床医生可使端部执行器旋转和/或进行关节运动,以便在患者体内操纵端部执行器。

[0312] 外科器械系统示于图1中。外科器械系统包括能够与轴组件2000、轴组件3000、轴组件4000、轴组件5000和/或任何其他合适的轴组件选择性地一起使用的柄部组件1000。在图2中轴组件2000附接到柄部组件1000,并且在图45中轴组件4000附接到柄部组件1000。轴组件2000包括近侧部分2100、从该近侧部分2100延伸的细长轴2200、远侧附接部分2400、以及将该远侧附接部分2400可旋转地连接到细长轴2200的关节运动接头2300。轴组件2000还包括附接到远侧附接部分2400的可替换端部执行器组件7000。该可替换端部执行器组件7000包括被配置成能够打开和闭合以夹持和/或操纵患者的组织的钳口组件7100。在使用中,端部执行器组件7000能够围绕关节运动接头2300进行关节运动并且/或者围绕纵向轴线相对于远侧附接部分2400旋转,以更好地将钳口组件7100定位在患者体内,如下文进一步更详细地描述的。

[0313] 再次参见图1,柄部组件1000还包括驱动模块1100等。如下文更详细地描述的,驱动模块1100包括允许临床医生将例如轴组件2000、3000、4000和5000中的一者选择性地附接到驱动模块1100的远侧安装接口。因此,轴组件2000、3000、4000和5000中的每者包括相同或至少类似的被配置成能够接合驱动模块1100的远侧安装接口的近侧安装接口。如下文还更详细地描述的,驱动模块1100的安装接口将所选择的轴组件机械地固定并电联接到该驱动模块1100。驱动模块1100还包括至少一个电动马达、一个或多个控件和/或显示器以及被配置成能够操作电动马达的控制器,该电动马达的旋转输出被传输到附接到驱动模块1100的轴组件的驱动系统。此外,驱动模块1100能够与一个或多个功率模块诸如功率模块1200和1300一起使用,例如,该一个或多个功率模块能够可操作地附接到驱动模块1100以向其供电。

[0314] 除上述之外,再次参见图1和图2,柄部驱动模块1100包括壳体1110、第一模块连接器1120和第二模块连接器1120’。功率模块1200包括壳体1210、连接器1220、一个或多个释放闩锁1250以及一个或多个电池1230。连接器1220被配置成能够与驱动模块1100的第一模块连接器1120接合,以便将功率模块1200附接到驱动模块1100。连接器1220包括将功率模块1200的壳体1210机械联接并牢固地固定到驱动模块1100的壳体1110的一个或多个闩锁1240。当释放闩锁1250被压下时,闩锁1240能够运动到脱离位置,使得功率模块1200可与驱动模块1100分离。连接器1220还包括放置电池1230的一个或多个电接触件,和/或包括电池1230的电路,该电路与驱动模块1100中的电路电通信。

[0315] 除上述之外,再次参见图1和图2,功率模块1300包括壳体1310、连接器1320、一个或多个释放闩锁1350以及一个或多个电池1330(图47)。连接器1320被配置成能够与驱动模块1100的第二模块连接器1120’接合,以便将功率模块1300附接到驱动模块1100。连接器1320包括将功率模块1300的壳体1310机械联接并牢固地固定到驱动模块1100的壳体1110的一个或多个闩锁1340。当释放闩锁1350被压下时,闩锁1340能够运动到脱离位置,使得功

率模块1300可与驱动模块1100分离。连接器1320还包括放置功率模块1300的电池1330的一个或多个电接触件,和/或包括电池1330的电功率电路,该电功率电路与驱动模块1100中的电功率电路电通信。

[0316] 除上述之外,功率模块1200在附接到驱动模块1100时包括手枪式握持部,该手枪式握持部可允许临床医生以将驱动模块1100放置在临床医生的手上的方式握住柄部1000。功率模块1300在附接到驱动模块1100时包括端部握持部,该端部握持部允许临床医生像握棒一样握住柄部1000。功率模块1200比功率模块1300长,但功率模块1200和1300可包括任何合适的长度。功率模块1200具有比功率模块1300更多的电池单元,并且由于其长度可适当地适应这些附加的电池单元。在各种情况下,功率模块1200可比功率模块1300向驱动模块1100提供更多的功率,而在一些情况下,功率模块1200可提供更长时间的功率。在一些情况下,驱动模块1100的壳体1110包括防止功率模块1200连接到第二模块连接器1120'并且类似地防止功率模块1300连接到第一模块连接器1120的键和/或任何其他合适的特征部。这种布置可确保较长的功率模块1200用于手枪式握持部布置,并且较短的功率模块1300用于棒式握持部布置。在另选的实施方案中,功率模块1200和功率模块1300可在第一模块连接器1120或第二模块连接器1120'处选择性地联接到驱动模块1100。此类实施方案为临床医生提供更多的选择,以便以适合于他们的方式定制柄部1000。

[0317] 在各种情况下,除上述之外,功率模块1200和1300中的仅一个功率模块一次联接到驱动模块1100。在某些情况下,功率模块1200可以在轴组件4000例如附接到驱动模块1100时的方式。另选地,功率模块1200和1300两者能够同时可操作地联接到驱动模块1100。在此类情况下,驱动模块1100可访问由功率模块1200和1300两者提供的功率。此外,当功率模块1200和1300两者附接到驱动模块1100时,临床医生可在手枪式握持部和棒式握持部之间切换。此外,这种布置允许功率模块1300起到例如与附接到驱动模块1100的轴组件诸如轴组件2000、3000、4000或5000平衡的作用。

[0318] 参见图7和图8,柄部驱动模块1100还包括框架1500、马达组件1600、与该马达组件1600可操作地接合的驱动系统1700以及控制系统1800。框架1500包括延伸穿过马达组件1600的细长轴。该细长轴包括远侧端部1510和在该远侧端部1510中限定的电接触件或插座1520。电接触件1520经由一个或多个电路与驱动模块1100的控制系统1800电通信,并且被配置成能够在控制系统1800与例如附接到驱动模块1100的轴组件诸如轴组件2000、3000、4000或5000之间传送信号和/或功率。控制系统1800包括印刷电路板(PCB)1810、至少一个微处理器1820和至少一个存储装置1830。板1810可以是刚性的和/或柔性的,并且可以包括任何合适数量的层。微处理器1820和存储装置1830是在板1810上限定的控制电路的一部分,该控制电路控制马达组件1600的操作,如下文更详细地描述的。

[0319] 参见图12和图13,马达组件1600包括电动马达1610,该电动马达包括壳体1620、驱动轴1630和齿轮减速系统。电动马达1610还包括定子和转子,该钉子包括绕组1640并且该转子包括磁性元件1650。定子绕组1640被支撑在壳体1620中,并且转子磁性元件1650被安装到驱动轴1630。当由控制系统1800控制的电流使定子绕组1640通电时,驱动轴1630围绕纵向轴线旋转。驱动轴1630与第一行星齿轮系统1660可操作地接合,该第一行星齿轮系统包括中央太阳齿轮和与该太阳齿轮可操作地相互啮合的多个行星齿轮。第一行星齿轮系统1660的太阳齿轮被固定地安装到驱动轴1630,使得该太阳齿轮与驱动轴1630一起旋转。第

一行星齿轮系统1660的行星齿轮被可旋转地安装到第二行星齿轮系统1670的太阳齿轮，并且还与马达壳体1620的齿轮式或键齿式内表面1625相互啮合。由于以上所述，第一太阳齿轮的旋转使第一行星齿轮旋转，而该第一行星齿轮使第二太阳齿轮旋转。与上述相似，第二行星齿轮系统1670还包括驱动第三行星齿轮系统并且最终驱动驱动轴1710的行星齿轮1665(图13)。行星齿轮系统1660、1670和1680协作以降低由马达轴1620施加到驱动轴1710的速度。设想了不具备减速系统的各种另选的实施方案。当期望快速驱动端部执行器功能时，此类实施方案是合适的。值得注意的是，驱动轴1630包括穿过其中延伸的孔口或中空芯，导线和/或电路可以延伸穿过该孔口或中空芯。

[0320] 控制系统1800与驱动模块1100的马达组件1600和电功率电路通信。控制系统1800被配置成能够控制从电功率电路递送至马达组件1600的功率。电功率电路被配置成能够供应恒定的或至少接近恒定的直流(DC)电压。在至少一种情况下，电功率电路向控制系统1800供应3V的直流电。控制系统1800包括被配置成能够将电压脉冲递送至马达组件1600的脉宽调制(PWM)电路。可以控制由PWM电路供应的电压脉冲的持续时间或宽度，和/或电压脉冲之间的持续时间或宽度，以便控制施加到马达组件1600的功率。通过控制施加到马达组件1600的功率，PWM电路可以控制马达组件1600的输出轴的速度。除PWM电路之外或代替PWM电路，控制系统1800可以包括频率调制(FM)电路。如下文更详细地讨论的，控制系统1800能够在多于一种的操作模式下操作，并且根据所使用的操作模式，控制系统1800可在确定为适合于该操作模式的速度或速度范围下操作马达组件1600。

[0321] 除上述之外，再次参见图7和图8，驱动系统1700包括可旋转轴1710，该可旋转轴包括键齿式远侧端部1720和在其中限定的纵向孔口1730。可旋转轴1710可操作地安装到马达组件1600的输出轴，使得该旋转轴1710与该马达输出轴一起旋转。柄部框架1510延伸穿过纵向孔口1730并且可旋转地支撑可旋转轴1710。因此，柄部框架1510用作可旋转轴1710的轴承。当将轴组件2000组装到驱动模块1100时，柄部框架1510和可旋转轴1710从驱动模块1110的安装接口1130朝远侧延伸，并且与轴组件2000上的相应部件联接。再次参见图3至图6，轴组件2000还包括从框架2500和驱动系统2700。框架2500包括延伸穿过轴组件2000的纵向轴2510和从轴2510朝近侧延伸的多个电接触件或销2520。当轴组件2000附接到驱动模块1100时，轴框架2510上的电接触件2520接合柄部框架1510上的电接触件1520并在其间形成电通路。

[0322] 与上述相似，驱动系统2700包括可旋转驱动轴2710，当将轴组件2000组装到驱动模块1100上时，该可旋转驱动轴可操作地联接到柄部1000的可旋转驱动轴1710，使得驱动轴2710与驱动轴1710一起旋转。为此，驱动轴2710包括与驱动轴1710的键齿式远侧端部1720匹配的键齿式近侧端部2720，使得当驱动轴1710由马达组件1600旋转时，驱动轴1710和2710一起旋转。考虑到驱动轴1710和2710之间的键齿互连件以及框架1510和2510之间的电互连件的性质，将轴组件2000沿纵向轴线组装到柄部1000；然而，驱动轴1710和2710之间的可操作互连件以及框架1510和2510之间的电互连件可以包括任何合适的构型，该构型可以允许轴组件以任何合适的方式组装到柄部1000上。

[0323] 如上所述，参见图3至图8，驱动模块1110的安装接口1130被配置成能够联接到例如轴组件2000、3000、4000和5000上的对应的安装接口。例如，轴组件2000包括被配置成能够联接到驱动模块1100的安装接口1130的安装接口2130。更具体地，轴组件2000的近侧部

分2100包括限定安装接口2130的壳体2110。主要参见图8,驱动模块1100包括闩锁1140,该闩锁被配置成能够抵靠驱动模块1100的安装接口1130可释放地保持轴组件2000的安装接口2130。如上所述,当驱动模块1100和轴组件2000沿着纵向轴线组合在一起时,闩锁1140接触安装接口2130并向外旋转到解锁位置。主要参见图8、图10和图11,每个闩锁1140包括锁定端部1142和枢转部分1144。每个闩锁1140的枢转部分1144可旋转地联接到驱动模块1100的壳体1110,并且当闩锁1140向外旋转时,如上所述,闩锁1140围绕枢转部分1144旋转。值得注意的是,每个闩锁1140还包括被配置成能够向内偏压闩锁1140到锁定位置的偏压弹簧1146。每个偏压弹簧1146在驱动模块1100的闩锁1140和壳体1110之间被压缩,使得偏压弹簧1146将偏压力施加到闩锁1140;然而,当闩锁1140由轴组件2000向外旋转到它们的解锁位置时,此类偏压力可被克服。也就是说,当闩锁1140在接触安装接口2130之后向外旋转时,闩锁1140的锁定端部1142可以进入限定在安装接口2130中的闩锁窗口2140中。一旦锁定端部1142穿过闩锁窗口2140,弹簧1146就可以将闩锁1140偏压回到它们的锁定位置。每个锁定端部1142包括将轴组件2000牢固地保持在驱动模块1100上的锁定肩部或表面。

[0324] 除上述之外,偏压弹簧1146将闩锁1140保持在它们的锁定位置。远侧端部1142的尺寸和配置被设定成当闩锁1140处于它们的锁定位置时,防止或至少抑制轴组件2000和驱动模块1100之间的相对纵向运动,即沿纵向轴线的平移。此外,闩锁1140和闩锁窗口1240的尺寸和配置被设定成防止轴组件2000和驱动模块1100之间的相对横向运动,即,横向于纵向轴线的平移。另外,闩锁1140和闩锁窗口2140的尺寸和配置被设定成防止轴组件2000相对于驱动模块1100旋转。驱动模块1100还包括释放致动器1150,在被临床医生按下时,该释放致动器将闩锁1140从它们的锁定位置运动到它们的解锁位置。驱动模块1100包括可滑动地安装在柄部壳体1110的第一侧中限定的开口中的第一释放致动器1150和可滑动地安装在柄部壳体1110的第二侧或相对侧中限定的开口中的第二释放致动器1150。尽管释放致动器1150是可分别致动的,但通常需要按下两个释放致动器1150以将轴组件2000从驱动模块1100完全解锁,并允许轴组件2000与驱动模块1100分离。也就是说,有可能仅通过按下一个释放致动器1150就可以将轴组件2000与驱动模块1100分离。

[0325] 一旦轴组件2000已经被固定到柄部1000上并且例如端部执行器7000已经被组装到轴组件2000上,则临床医生就可以操纵柄部1000以将端部执行器7000插入患者体内。在至少一种情况下,将端部执行器7000通过套管针插入患者体内,然后进行操作以便相对于患者组织定位端部执行器组件7000的钳口组件7100。通常,钳口组件7100必须处于其闭合或夹持构型,以便穿过套管针装配。一旦穿过该套管针,钳口组件7100就可被打开,以使患者组织适配在钳口组件7100的钳口之间。此时,钳口组件7100可以返回到其闭合构型,以将患者组织夹持在钳口之间。由钳口组件7100向患者组织施加的夹持力足以在外科手术过程中运动或操纵组织。然后,钳口组件7100可以重新打开,以从端部执行器7000释放患者组织。可以重复该过程,直到需要从患者体内移除端部执行器7000。此时,钳口组件7100可以返回到其闭合构型并且通过套管针回缩。设想了其他外科技术,其中端部执行器7000通过开放切口插入患者体内或者不使用套管针插入患者。在任何情况下,设想了在整个外科技术中,钳口组件7100可能必须被打开和闭合若干次。

[0326] 再次参见图3至图6,轴组件2000还包括夹持触发器系统2600和控制系统2800。夹持触发器系统2600包括可旋转地连接到轴组件2000的近侧端壳体2110的夹持触发器2610。

如下所述,当夹持触发器2610被致动时,夹持触发器2610致动马达1610以操作端部执行器7000的钳口驱动装置。夹持触发器2610包括在握住柄部1000时可由临床医生抓持的细长部分。夹持触发器2610还包括可枢转地连接到近侧壳体2110的安装部分2120的安装部分2620,使得夹持触发器2610能够围绕固定或至少基本上固定的轴线旋转。闭合触发器2610能够在远侧位置和近侧位置之间旋转,其中闭合触发器2610的近侧位置比远侧位置更靠近柄部1000的手枪式握持部。闭合触发器2610还包括从其延伸的在近侧壳体2110内旋转的突片2615。当闭合触发器2610处于其远侧位置时,该突片2615定位在安装在近侧壳体2110上的开关2115上方,但不与该开关接触。开关2115是电路的一部分,该电路被配置成能够检测处于打开状态的闭合触发器2610的致动,闭合触发器2610处于其打开位置。当闭合触发器2610运动到其近侧位置时,突片2615与开关2115接触并闭合电路。在各种情况下,开关2115可以包括例如拨动开关,当被闭合触发器2610的突片2615接触时,该拨动开关在打开状态和闭合状态之间机械地切换。在某些情况下,开关2115可以包括例如接近传感器和/或任何合适类型的传感器。在至少一种情况下,开关2115包括霍尔效应传感器,该霍尔效应传感器可以检测闭合触发器2610已经被旋转的量,并且基于该旋转量来控制马达1610的操作速度。在此类情况下,例如,闭合触发器2610的旋转越大则马达1610的速度较快,而旋转越小则速度越慢。在任何情况下,电路与轴组件2000的控制系统2800通信,这将在下文更详细地讨论。

[0327] 除上述之外,轴组件2000的控制系统2800包括印刷电路板(PCB)2810、至少一个微处理器2820和至少一个存储装置2830。板2810可以是刚性的和/或柔性的,并且可以包括任何合适数量的层。微处理器2820和存储装置2830是在板2810上限定的控制电路的一部分,该控制电路与柄部1000的控制系统1800通信。轴组件2000还包括信号通信系统2900,并且柄部1000还包括信号通信系统1900,信号通信系统两者被配置成能够在轴控制系统2800和柄部控制系统1800之间传送数据。信号通信系统2900被配置成能够利用任何合适的模拟和/或数字部件将数据传输到信号通信系统1900。在各种情况下,通信系统2900和1900可以使用多个分立信道进行通信,这允许微处理器1820的输入门至少部分地由微处理器2820的输出门直接控制。在某些情况下,通信系统2900和1900可以利用多路复用。在至少一种此类情况下,控制系统2900包括多路复用装置,该多路复用装置以单个复信号的形式同时在载波信道上将多个信号发送到控制系统1900的从复信号中恢复分离信号的多路复用装置。

[0328] 通信系统2900包括安装到电路板2810的电连接器2910。电连接器2910包括连接器主体和安装到该连接器主体的多个导电接触件。这些导电接触件包括例如被焊接到在电路板2810中限定的电迹线的凸销。在其他情况下,该凸销可以通过例如零插力(ZIF)插座与电路板迹线通信。通信系统1900包括安装到电路板1810的电连接器1910。电连接器1910包括连接器主体和安装到该连接器主体的多个导电接触件。这些导电接触件包括例如被焊接到在电路板1810中限定的电迹线的凹销。在其他情况下,该凹销可以通过例如零插力(ZIF)插座与电路板迹线通信。当轴组件2000组装到驱动模块1100时,电连接器2910可操作地联接到电连接器1910,使得电接触件在其间形成电通路。上文说过,连接器1910和2910可以包括任何合适的电接触件。此外,通信系统1900和2900可以任何合适的方式彼此通信。在各种情况下,通信系统1900和2900进行无线通信。在至少一种此类情况下,通信系统2900包括无线信号传输器,并且通信系统1900包括无线信号接收器,使得轴组件2000可以将数据无线地

传送到柄部1000。同样,通信系统1900可以包括无线信号传输器,并且通信系统2900可以包括无线信号接收器,使得柄部1000可以将数据无线地传送到轴组件2000。

[0329] 如上所述,柄部1000的控制系统1800与柄部1000的电功率电路通信并被配置成能够控制柄部的电功率电路。柄部控制系统1800也由柄部1000的电功率电路供电。柄部通信系统1900与柄部控制系统1800进行信号通信,并且还由柄部1000的电功率电路供电。柄部通信系统1900经由柄部控制系统1800由柄部电功率电路供电,但是也可以直接由电功率电路供电。同样如上所述,柄部通信系统1900与轴通信系统2900进行信号通信。也就是说,轴通信系统2900也经由柄部通信系统1900由柄部电功率电路供电。为此,电连接器1910和2010在柄部1000和轴组件2000之间连接一个或多个信号电路以及一个或多个电功率电路。此外,如上所述,轴通信系统2900与轴控制系统2800进行信号通信,并且还被配置成能够向轴控制系统2800供电。因此,控制系统1800和2800以及通信系统1900和2900均由柄部1000的电功率电路供电;然而,设想了另选的实施方案,其中轴组件2000包括其自身的功率源诸如一个或多个电池,以及例如被配置成能够从该电池向柄部系统2800和2900供电的电功率电路。在至少一个此类实施方案中,柄部控制系统1800和柄部通信系统1900由柄部电功率系统供电,并且轴控制系统2800和柄部通信系统2900由轴电功率系统供电。

[0330] 除上述之外,夹持触发器2610的致动由轴控制系统2800检测,并且经由通信系统2900和1900传送到柄控制系统1800。当接收到夹持触发器2610已经被致动的信号时,柄部控制系统1800向马达组件1600的电动马达1610供电,以使柄部驱动系统1700的驱动轴1710和轴驱动系统2700的驱动轴2710在闭合端部执行器7000的钳口组件7100的方向上旋转。下文将更详细地讨论用于将驱动轴2710的旋转转换为钳口组件7100的闭合运动的机构。只要将夹持触发器2610保持在其致动位置,电动马达1610就会旋转驱动轴1710,直到钳口组件7100到达其完全夹持位置。当该钳口组件7100到达其完全夹持的位置时,柄部控制系统1800切断提供给电动马达1610的电功率。柄部控制系统1800可以任何合适的方式确定钳口组件7100何时到达其完全夹持位置。例如,柄部控制系统1800可以包括编码器系统,该编码器系统监视电动马达1610的输出轴的旋转并对其计数,一旦旋转数达到预先确定的阈值,则柄部控制系统1800可以中断向马达1610的供电。在至少一种情况下,端部执行器组件7000可以包括被配置成能够检测钳口组件7100何时到达其完全夹持位置的一个或多个传感器。在至少一种此类情况下,端部执行器7000中的传感器经由延伸穿过轴组件2000的电路与柄部控制系统1800进行信号通信,该轴组件可以包括例如电接触件1520和2520。

[0331] 当夹持触发器2610朝远侧旋转离开其近侧端部位置时,开关2115被打开,这由轴控制系统2800检测,并且经由通信系统2900和1900传送到柄部控制系统1800。在接收到夹持触发器2610已经从其致动位置移出的信号时,柄部控制系统1800反转施加到马达组件1600的电动马达1610的电压差的极性,以使柄部驱动系统1700的驱动轴1710和轴驱动系统2700的驱动轴2710在相反方向上旋转,其结果是打开端部执行器7000的钳口组件7100。当该钳口组件7100到达其完全打开的位置时,柄部控制系统1800切断提供给电动马达1610的电功率。柄部控制系统1800可以任何合适的方式确定钳口组件7100何时到达其完全打开位置。例如,柄部控制系统1800可以利用编码器系统和/或上述一个或多个传感器来确定钳口组件7100的构型。鉴于上述情况,临床医生需要注意将夹持触发器2610保持在其致动位置以便将钳口组件7100保持在其夹持构型,否则,控制系统1800将打开钳口组件7100。据此,

轴组件2000还包括致动器闩锁2630，该致动器闩锁被配置成能够可释放地将夹持触发器2610保持在其致动位置，以防止钳口组件7100的意外打开。致动器闩锁2630可以由临床医生手动释放或以其他方式故障，以允许夹持触发器2610朝远侧旋转并打开钳口组件7100。

[0332] 夹持触发器系统2600还包括例如被配置成能够抵抗夹持触发器系统2600闭合的弹性偏压构件，诸如扭转弹簧。该扭转弹簧还可帮助减少和/或减轻夹持触发器2610的突然运动和/或抖动。当释放夹持触发器2610时，这种扭转弹簧也可以使夹持触发器2610自动返回其未致动位置。上文讨论的致动器闩锁2630可以克服扭转弹簧的偏压力将夹持触发器2610适当地保持在其致动位置。

[0333] 如上所述，控制系统1800操作电动马达1610以打开和闭合钳口组件7100。控制系统1800被配置成能够以相同的速度打开和闭合钳口组件7100。在此类情况下，当打开和闭合钳口组件7100时，控制系统1800将相同的电压脉冲施加到电动马达1610，尽管具有不同的电压极性。也就是说，控制系统1800可被配置成能够以不同的速度打开和闭合钳口组件7100。例如，可以第一速度闭合钳口组件7100并且以比该第一速度快的第二速度打开该钳口组件。在此类情况下，较慢的闭合速度为临床医生提供了在夹持组织的同时更好地定位钳口组件7100的机会。另选地，控制系统1800可以较慢的速度打开钳口组件7100。在此类情况下，较慢的打开速度会降低打开的钳口与相邻组织碰撞的可能性。在任一种情况下，控制系统1800均可以减少电压脉冲的持续时间并且/或者增加电压脉冲之间的持续时间，以减慢和/或加快钳口组件7100的运动。

[0334] 如上所述，控制系统1800被配置成能够将夹持触发器2610的位置解释为将钳口组件7100定位在特定构型中的命令。例如，控制系统1800被配置成能够将夹持触发器2610的最近侧位置解释为闭合钳口组件7100的命令，并且将夹持触发器的任何其他位置解释为打开钳口组件7100的命令。也就是说，控制系统1800可被配置成能够将夹持触发器2610在近侧位置范围内的位置而不是单个位置解释为闭合钳口组件7100的命令。这种布置可以允许钳口组件7000更好地响应于临床医生的输入。在此类情况下，夹持触发器2610的运动范围被分为两个范围：被解释为闭合钳口组件7100的命令的近侧范围和被解释为打开钳口组件7100的命令的远侧范围。在至少一种情况下，夹持触发器2610的运动范围可以具有在该近侧范围和该远侧范围之间的中间范围。当夹持触发器2610处于中间范围内时，控制系统1800可以将夹持触发器2610的位置解释为既不打开也不闭合钳口组件7100的命令。这种中间范围可以防止或减小打开范围和闭合范围之间的抖动的可能性。在上述情况中，控制系统1800可被配置成能够忽略打开或闭合钳口组件7100的累积命令。例如，如果闭合触发器2610已经被回缩到其最近侧位置，则控制组件1800可以忽略夹持触发器2610在近侧或夹持范围内的运动，直到夹持触发器2610进入远侧或开口范围，其中在该点，控制系统1800然后可以致动电动马达1610以打开钳口组件7100。

[0335] 在某些情况下，除上述之外，夹持触发器2610在夹持触发器范围内或夹持触发器范围的至少一部分内的位置可允许临床医生控制电动马达1610的速度，从而控制钳口组件7100被控制组件1800打开或闭合的速度。在至少一种情况下，传感器2115包括霍尔效应传感器和/或任何其他合适的传感器，该霍尔效应传感器被配置成能够在其远侧未致动位置与近侧全致动位置之间检测夹持触发器2610的位置。霍尔效应传感器被配置层能够经由轴控制系统2800将信号传输到柄部控制系统1800，使得柄部控制系统1800可以响应于夹持触

发器2610的位置来控制电动马达1610的速度。在至少一种情况下,柄部控制系统1800成比例地或以线性方式将电动马达1610的速度控制到夹持触发器2610的位置。例如,如果夹持触发器2610在其范围内运动了一半,则柄部控制系统1800将以夹持触发器2610完全回缩时操作电动马达1610的速度的一半操作电动马达1610。类似地,如果夹持触发器2610在其范围内运动了四分之一,则柄部控制系统1800将以夹持触发器2610完全回缩时操作电动马达1610的速度的四分之一操作电动马达1610。设想了其他的实施方案,其中,柄部控制系统1800以非线性方式将电动马达1610的速度控制到夹持触发器2610的位置。在至少一种情况下,控制系统1800在夹持触发器范围的远侧部分中缓慢地操作电动马达1610,同时在夹持触发器范围的近侧部分中快速提高电动马达1610的速度。

[0336] 如上所述,夹持触发器2610可运动以操作电动马达1610以打开或闭合端部执行器7000的钳口组件7100。该电动马达1610还可操作以使端部执行器7000围绕纵向轴线旋转并使端部执行器7000相对于细长轴2200围绕轴组件2000的关节运动接头2300进行关节运动。主要参见图7和图8,驱动模块1100可包括输入系统1400,该输入系统包括旋转制动器1420和关节运动制动器1430。输入系统1400还包括与控制系统1800的印刷电路板(PCB)1810信号通信的印刷电路板(PCB)1410。驱动模块1100包括例如允许输入系统1400与控制系统1800的通信电路,诸如柔性线束或带。旋转致动器1420可旋转地支撑在壳体1110上,并且与输入板1410和/或控制板1810信号通信,如下文更详细地描述的。关节运动致动器1430由输入板1410和/或控制板1810支撑并与其通信,如下文还更详细地描述的。

[0337] 主要参见图8、图10和图11,除上述之外,柄部壳体1110包括邻近远侧安装接口1130限定在其中的环形沟槽或狭槽。旋转致动器1420包括可旋转地支撑在环形沟槽内的环形圈1422,并且由于环形沟槽的侧壁的构型,该环形圈1422被限制相对于柄部壳体1110纵向和/或横向平移。环形圈1422可围绕延伸穿过驱动模块1100的框架1500的纵向轴线在第一或顺时针方向和第二或逆时针方向上旋转。旋转致动器1420包括被配置成检测环形圈1422旋转的一个或多个传感器。在至少一种情况下,旋转致动器1420包括定位在驱动模块1100的第一侧上的第一传感器和定位在驱动模块1100的第二侧或相对侧上的第二传感器,并且环形圈1422包括可由该第一传感器和第二传感器检测到的可检测元素。该第一传感器被配置成能够检测环形圈1422何时在第一方向上旋转,并且该第二传感器被配置成能够检测环形圈1422何时在第二方向上旋转。当第一传感器检测到环形圈1422在第一方向上旋转时,柄部控制系统1800使柄部驱动轴1710、驱动轴2710和端部执行器7000在第一方向上旋转,如下文更详细地描述的。类似地,当第二传感器检测到环形圈1422在第二方向上旋转时,柄部控制系统1800使柄部驱动轴1710、驱动轴2710和端部执行器7000在第二方向上旋转。鉴于上述情况,读者应理解,夹持触发器2610和旋转致动器1420均可操作以旋转驱动轴2710。

[0338] 在各种实施方案中,除上述之外,第一传感器和第二传感器包括可由环形圈1422的可检测元件机械地闭合的开关。当环形圈1422从中心位置在第一方向上旋转时,可检测元件闭合第一传感器的开关。当第一传感器的开关闭合时,控制系统1800操作电动马达1610以使端部执行器7000在第一方向上旋转。当环形圈1422朝中心位置在第二方向上旋转时,可检测元件与第一开关脱离,并且该第一开关重新打开。一旦该第一开关重新打开,控制系统1800就切断对电动马达1610的供电以停止端部执行器7000的旋转。类似地,当环形

圈1422从中心位置在第二方向旋转时,可检测元件闭合第二传感器的开关。当第二传感器的开关闭合时,控制系统1800操作电动马达1610以使端部执行器7000在第二方向上旋转。当环形圈1422朝中心位置在第一方向上旋转时,可检测元件与第二开关脱离,并且该第二开关重新打开。一旦该第二开关重新打开,控制系统1800就切断对电动马达1610的供电以停止端部执行器7000的旋转。

[0339] 在各种实施方案中,除上述之外,旋转致动器1420的第一传感器和第二传感器包括例如接近传感器。在某些实施方案中,旋转致动器1420的第一传感器和第二传感器包括霍尔效应传感器和/或任何合适的传感器,该霍尔效应传感器被配置成能够检测环形圈1422的可检测元件与第一传感器和第二传感器之间的距离。如果第一霍尔效应传感器检测到环形圈1422已在第一方向上旋转,则如上所述,控制系统1800将使端部执行器7000在第一方向上旋转。另外,与当可检测元件更远离第一霍尔效应传感器时相比,当可检测元件更接近第一霍尔效应传感器时,控制系统1800可以更快的速度旋转端部执行器7000。如果第二霍尔效应传感器检测到环形圈1422已在第二方向上旋转,则如上所述,控制系统1800将使端部执行器7000在第二方向上旋转。另外,与当可检测元件更远离第二霍尔效应传感器时相比,当可检测元件更接近第二霍尔效应传感器时,控制系统1800可以更快的速度旋转端部执行器7000。因此,端部执行器7000的旋转速度是环形圈1422旋转的量或程度的函数。控制系统1800被进一步配置成能够在确定旋转端部执行器7000的方向和速度时评估来自第一霍尔效应传感器和第二霍尔效应传感器两者的输入。在各种情况下,控制系统1800可以使用离环形圈1422的可检测元件最近的霍尔效应传感器作为主要数据源,并且使用离可检测元件最远的霍尔效应传感器作为数据的确认源,以复查主要数据源提供的数据。控制系统1800可以还包括数据完整性协议,以解决向控制系统1800提供冲突数据的情况。在任何情况下,柄部控制系统1800都可以进入中立状态,在这种状态中,当霍尔效应传感器检测到可检测元件处于其中心位置,或者处于第一霍尔效应传感器和第二霍尔效应传感器之间等距的位置时,柄部控制系统1800不会旋转端部执行器7000。在至少一种此类情况下,当可检测元件处于中心位置范围内时,控制系统1800可以进入其中立状态。当临床医生不打算旋转端部执行器7000时,这种布置将防止或至少减少旋转抖动的可能性。

[0340] 除上述之外,旋转致动器1420可包括一个或多个弹簧,该弹簧被配置成能够在临床医师释放旋转致动器1420时使该旋转致动器居中或至少基本上居中。在此类情况下,弹簧可起到关闭电动马达1610并且停止端部执行器7000的旋转的作用。在至少一种情况下,旋转致动器1420包括被配置成能够使旋转致动器1420在第一方向上旋转的第一扭转弹簧和被配置成能够使旋转致动器1420在第二方向上旋转的第二扭转弹簧。第一扭转弹簧和第二扭转弹簧可以具有相同或至少基本相同的弹簧常数,使得由第一扭转弹簧和第二扭转弹簧施加的力和/或扭矩平衡或至少基本上平衡旋转致动器1420处于其中心位置。

[0341] 鉴于上述情况,读者应理解,夹持触发器2610和旋转致动器1420均可操作以旋转驱动轴2710,并且分别操作钳口组件7100或旋转端部执行器7000。下文更详细地描述使用驱动轴2710的旋转来选择性地执行这些功能的系统。

[0342] 主要参见图7和图8,关节运动制动器1430包括第一下压按钮1432和第二下压按钮1434。该第一下压按钮1432是第一关节运动控制电路的一部分,并且该第二下压按钮1434是输入系统1400的第二关节运动电路的一部分。第一下压按钮1432包括第一开关,当按下

第一下压按钮1432时,该第一开关闭合。柄部控制系统1800被配置成能够感测第一开关的闭合,并且此外,感测第一关节运动控制电路的闭合。当柄部控制系统1800检测到第一关节运动控制电路已经闭合时,柄部控制系统1800操作电动马达1610以使端部执行器7000围绕关节运动接头2300在第一关节运动方向上进行关节运动。当临床医生释放第一下压按钮1432时,第一关节运动控制电路断开,一旦被控制系统1800检测到,第一关节运动控制电路就使控制系统1800切断对电动马达1610供电以停止端部执行器7000的关节运动。

[0343] 在各种情况下,除上述之外,端部执行器7000的关节运动范围受到限制,并且控制系统1800可以利用上述用于监视电动马达1610的旋转输出的编码器系统,来例如监视端部执行器7000在第一方向上旋转的量或角度。除编码器系统之外或代替编码器系统,轴组件2000可包括被配置成能够检测端部执行器7000何时已经在第一方向上达到其关节运动的极限的第一传感器。在任何情况下,当控制系统1800确定端部执行器7000已经在第一方向上达到关节运动的极限时,控制系统1800可以切断对电动马达1610供电以停止端部执行器7000的关节运动。

[0344] 与上述相似,第二下压按钮1434包括第二开关,当按下第二下压按钮1434时,该第二开关闭合。柄部控制系统1800被配置成能够感测第二开关的闭合,并且此外,感测第二关节运动控制电路的闭合。当柄部控制系统1800检测到第二关节运动控制电路已经闭合时,柄部控制系统1800操作电动马达1610以使端部执行器7000围绕关节运动接头2300在第二方向上进行关节运动。当临床医生释放第二下压按钮1434时,第二关节运动控制电路断开,一旦被控制系统1800检测到,第二关节运动控制电路就使控制系统1800切断对电动马达1610供电以停止端部执行器7000的关节运动。

[0345] 在各种情况下,端部执行器7000的关节运动范围受到限制,并且控制系统1800可以利用上述用于监视电动马达1610的旋转输出的编码器系统,来例如监视端部执行器7000在第二方向上旋转的量或角度。除编码器系统之外或代替编码器系统,轴组件2000可包括被配置成能够检测端部执行器7000何时已经在第二方向上达到其关节运动的极限的第二传感器。在任何情况下,当控制系统1800确定端部执行器7000已经在第二方向上达到关节运动的极限时,控制系统1800可以切断对电动马达1610供电以停止端部执行器7000的关节运动。

[0346] 如上所述,端部执行器7000从中心或非关节运动的位置(图15)在第一方向(图16)和/或第二方向(图17)上进行关节运动。一旦端部执行器7000已经进行关节运动,临床医生就可以尝试通过使用第一关节运动下压按钮1432和第二关节运动下压按钮1434使端部执行器7000重新居中。如读者所理解的,临床医生可能难以使端部执行器7000重新居中,因为例如,一旦端部执行器7000定位在患者体内就可能不完全可见。在一些情况下,如果端部执行器7000未重新居中或至少基本上未重新居中,则端部执行器7000可能无法穿过套管针向后装配。据此,控制系统1800被配置成能够在端部执行器7000运动到非关节运动或居中的位置时向临床医生提供反馈。在至少一种情况下,该反馈包括音频反馈,并且柄部控制系统1800可以包括例如当端部执行器7000居中时发出声音诸如蜂鸣声的扬声器。在某些情况下,该反馈包括视觉反馈,并且柄部控制系统1800可以包括例如定位在柄部壳体1110上的发光二极管(LED),当端部执行器7000居中时该发光二极管闪烁。在各种情况下,该反馈包括触觉反馈,并且柄部控制系统1800可以包括具有偏心元件的电动马达,当端部执行器

7000居中时该偏心元件使柄部1000振动。通过控制系统1800在端部执行器7000接近其居中位置时使马达1610减速,可以促进以这种方式手动地使端部执行器7000重新居中。在至少一种情况下,例如当端部执行器7000在任一方向上的中心的大约5度内时,控制系统1800减慢端部执行器7000的关节运动。

[0347] 除上述之外或替代上述,柄部控制系统1800可被配置成能够使端部执行器7000重新居中。在至少一种此类情况下,当同时按下关节运动致动器1430的两个关节运动下压按钮1432和1434时,柄部控制系统1800可以使端部执行器7000重新居中。例如,当柄部控制系统1800包括被配置成能够监视电动马达1610的旋转输出的编码器系统时,柄部控制系统1800可以确定使端部执行器7000重新居中或至少基本上重新居中所需的关节运动的量和方向。在各种情况下,输入系统1400可以包括例如主页按钮,例如该主页按钮在被按下时自动使端部执行器7000居中。

[0348] 主要参见图5和图6,轴组件2000的细长轴2200包括安装到近侧部分2100的近侧壳体2110的外部壳体或管2210。该外部壳体2210包括穿过其中延伸的纵向孔口2230和将外部壳体2210固定到近侧壳体2110的近侧凸缘2220。轴组件2000的框架2500延伸穿过细长轴2200的纵向孔口2230。更具体地,轴框架2500的轴2510向下缩颈成延伸穿过纵向孔口2230的较小的轴2530。也就是说,轴架2500可包括任何合适的布置。轴组件2000的驱动系统2700还延伸穿过细长轴2200的纵向孔口2230。更具体地,轴驱动系统2700的驱动轴2710向下缩颈成延伸穿过纵向孔口2230的较小的驱动轴2730。也就是说,驱动轴2700可包括任何合适的布置。

[0349] 主要参见图20、图23和图24,细长轴2200的外部壳体2210延伸到关节运动接头2300。该关节运动接头2300包括安装到外部壳体2210的近侧框架2310,使得在该近侧框架2310和该外部壳体2210之间几乎没有相对的平移和/或旋转(如果有的话)。主要参见图22,近侧框架2310包括安装到外部壳体2210的侧壁的环形部分2312和从该环形部分2312朝远侧延伸的突片2314。关节运动接头2300还包括可旋转地安装到框架2310并且安装到远侧附接部分2400的外部壳体2410的连接件2320和2340。连接件2320包括安装到外部壳体2410的远侧端部2322。更具体地,连接件2320的远侧端部2322被接纳并牢固地固定在外部壳体2410中限定的安装槽2412内。类似地,连接件2340包括安装到外部壳体2410的远侧端部2342。更具体地,连接件2340的远侧端部2342被接纳并牢固地固定在外部壳体2410中限定的安装槽内。连接件2320包括可旋转地联接到近侧关节运动框架2310的突片2314的近侧端部2324。尽管图22中未示出,但是销延伸穿过在近侧端部2324和突片2314中限定的孔口以在其间限定枢转轴线。类似地,连接件2340包括可旋转地联接到近侧关节运动框架2310的突片2314的近侧端部2344。尽管图22中未示出,但是销延伸穿过在近侧端部2344和突片2314中限定的孔口以在其间限定枢转轴线。这些枢转轴线是共线的或至少基本上是共线的,并且限定关节运动接头2300的关节运动轴线A。

[0350] 主要参见图20、图23和图24,远侧附接部分2400的外部壳体2410包括延伸穿过其中的纵向孔口2430。纵向孔口2430被配置成能够接纳端部执行器7000的近侧附接部分7400。端部执行器7000包括紧密地接纳在远侧附接部分2400的纵向孔口2430内的外部壳体6230,使得端部执行器7000的近侧附接部分7400与轴组件2000的远侧附接部分2400之间几乎没有相对径向运动(如果有的话)。近侧附接部分7400还包括限定在外部壳体6230上的锁

定凹口7410的环形阵列,该环形阵列由端部执行器闭锁件6400可释放地接合在轴组件2000的远侧附接部分2400中。当端部执行器闭锁件6400与锁定凹口7410的阵列接合时,该端部执行器闭锁件6400防止或至少抑制端部执行器7000的近侧附接部分7400与轴组件2000的远侧附接部分2400之间的相对纵向运动。由于以上所述,仅允许端部执行器7000的近侧附接部分7400与轴组件2000的远侧附接部分2400之间的相对旋转。为此,端部执行器7000的外部壳体6230紧密地接纳在限定在轴组件2000的远侧附接部分2400中的纵向孔口2430内。

[0351] 除上述之外,参见图21,外部壳体6230还包括在其中限定的环形狭槽或凹口6270,该环形狭槽或凹口被配置成能够在其中接纳O形环6275。当将端部执行器7000插入远侧附接部分2400中时,O形环6275被压缩在外部壳体6230和纵向孔口2430的侧壁之间。O形环6275被配置成能够抵抗但允许端部执行器7000与远侧附接部分2400之间的相对旋转,使得O形环6275可以防止或减小端部执行器7000与远侧附接部分2400之间的无意相对旋转的可能性。在各种情况下,例如,O形环6275可在端部执行器7000与远侧附接部分2400之间提供密封,以防止或至少减小流体进入轴组件2000的可能性。

[0352] 参见图14至图21,端部执行器7000的钳口组件7100包括第一钳口7110和第二钳口7120。每个钳口7110、7120均包括被配置成能够帮助临床医生用端部执行器7000来切开组织的远侧端部。每个钳口7110、7120还包括被配置成能够帮助临床医生用端部执行器7000来抓持和保持在组织上的多个齿。此外,主要参见图21,每个钳口7110、7120包括近侧端部,即分别将钳口7110、7120可旋转地连接在一起的近侧端部7115、7125。每个近侧端部7115、7125包括延伸穿过其中的孔口,该孔口被配置成能够在其中紧密地接纳销7130。销7130包括紧密地接纳在限定在钳口7110、7120的近侧端部7115、7125的孔口内的中心主体7135,使得钳口7110、7120与销7130之间几乎没有相对平移。销7130限定钳口7110、7120可被旋转所围绕的钳口轴线J,并且还将该钳口7110、7120可旋转地安装到端部执行器7000的外部壳体6230。更具体地,外部壳体6230包括朝远侧延伸的突片6235,该突片具有在其中限定的还被配置成能够紧密地接纳销7130的孔口,使得钳口组件7100相对于端部执行器7000的轴部7200不平移。销7130还包括扩大的端部,该扩大的端部防止钳口7110、7120与销7130分离,并且还防止钳口组件7100与轴部分7200分离。该布置限定了旋转接头7300。

[0353] 主要参见图21和图23,通过包括驱动连接件7140、驱动螺母7150和驱动螺杆6130的钳口组件驱动装置,钳口7110和7120能够在它们的打开位置和闭合位置之间旋转。如下文更详细地描述的,驱动螺杆6130可通过轴驱动系统2700的驱动轴2730选择性地旋转。驱动螺钉6130包括紧密地接纳在限定在端部执行器7000的外部壳体6230中的狭槽或凹槽6232(图25)内的环形凸缘6132。狭槽6232的侧壁被配置成能够防止或至少抑制驱动螺杆6130与外部壳体6230之间的纵向和/或径向平移,但仍允许驱动螺杆6130与外部壳体6230之间的相对旋转运动。驱动螺钉6130还包括与在驱动螺母7150中限定的螺纹孔口7160螺纹接合的螺纹端口6160。驱动螺母7150被限制不能与驱动螺杆6130一起旋转,因此,当驱动螺杆6130旋转时,驱动螺母7150平移。在使用中,驱动螺杆6130在第一方向上旋转以朝近侧位移驱动螺母7150,并且在第二方向或相反方向上旋转以朝远侧位移驱动螺母7150。驱动螺母7150还包括远侧端部7155,该远侧端部包括在其中限定的被配置成能够紧密地接纳从驱动连接件7140延伸的销7145的孔口。主要参见图21,第一驱动连接件7140被附接到远侧端部7155的一侧,并且第二驱动连接件7140被附接到远侧端部7155的相反侧。第一驱动连接

件7140包括从其延伸的另一销7145,该另一销被紧密地接纳在限定在第一钳口7110的近侧端部7115中的孔口中,并且类似地,第二驱动连接件7140包括从其延伸的另一销,该另一销被紧密地接纳在限定在第二钳口7120的近侧端部7125中的孔口中。由于以上所述,驱动连接件7140将钳口7110和7120可操作地连接到驱动螺母7150。如上所述,当驱动螺母7150由驱动螺杆6130朝近侧驱动时,钳口7110、7120被旋转成闭合或夹持构型。相应地,当驱动螺母7150由驱动螺杆6130朝远侧驱动时,钳口7110、7120被旋转成它们的打开构型。

[0354] 如上所述,控制系统1800被改造成能够致动电动马达1610以执行三种不同的端部执行器功能:夹持/打开钳口组件7100(图14和15),使端部执行器7000围绕纵向轴线旋转(图18和图19),以及使端部执行器7000围绕关节运动轴线进行关节运行(图16和17)。主要参见图26和图27,控制系统1800被配置成能够操作传输装置6000以选择性地执行这三个端部执行器功能。传输装置6000包括第一离合器系统6100,该第一离合器系统被配置成能够根据驱动轴2730旋转的方向选择性地将驱动轴2730的旋转传输到端部执行器7000的驱动螺杆6130,以打开或闭合钳口组件7100。传输装置6000还包括第二离合器系统6200,该第二离合器系统被配置成能够选择性地将驱动轴2730的旋转传输到端部执行器7000的外部壳体6230以使端部执行器7000围绕纵向轴线L旋转。传输装置6000还包括第三离合器系统6300,该第三离合器系统被配置成能够选择性地将驱动轴2730的旋转传输到关节运动接头2300以使远侧附接部分2400和端部执行器7000围绕关节运动轴线A进行关节运动。该离合器系统6100、6200和6300经由例如延伸穿过轴2510、连接器销2520、连接器销1520和轴1510的电路与控制系统1800电通信。在至少一种情况下,这些离合器控制电路中的每个离合器控制电路包括例如两个连接器销2520和两个连接器销1520。

[0355] 在各种情况下,除上述之外,轴2510和/或轴1510包括柔性电路,该柔性电路包括形成离合器控制电路的一部分的电迹线。该柔性电路可以包括带或基板,在其中和/或在其上限定导电路径。该柔性电路还可以包括例如安装到其上的传感器和/或任何固态部件,诸如信号平滑电容器。在至少一种情况下,导电路径中的每个导电路径可以包括一个或多个信号平滑电容器,该电容器可以均匀通过导电路径传输的信号的波动等。在各种情况下,柔性电路可涂覆有例如可以密封柔性电路以防止流体进入的至少一种材料,诸如弹性体。

[0356] 主要参见图28,第一离合器系统6100包括第一离合器6110、可扩展的第一驱动环6120和第一电磁致动器6140。第一离合器6110包括环形圈并且可滑动地设置在驱动轴2730上。该第一离合器6110由磁性材料构成,并且可通过由第一电磁致动器6140产生的电磁场EF在脱离的或未致动的位置(图28)与接合的或致动的位置(图29)之间运动。在各种情况下,该第一离合器6110例如至少部分地由铁和/或镍构成。在至少一种情况下,该第一离合器6110包括永磁体。如图22A所示,驱动轴2730包括限定在其中的一个或多个纵向键槽6115,该纵向键槽被配置成能够约束离合器6110相对于驱动轴2730的纵向运动。更具体地,离合器6110包括延伸到键槽6115中的一个或多个键,使得键槽6115的远侧端部停止离合器6110的远侧运动,并且键槽6115的近侧端部停止离合器6110的近侧运动。

[0357] 当第一离合器6110处于其脱离位置时(图28),第一离合器6110与驱动轴2130一起旋转,但是不将旋转运动传输到第一驱动环6120。如在图28中可见,第一离合器6110与第一驱动环6120分离或不与第一驱动环接触。因此,当第一离合器组件6100处于其脱离状态时,驱动轴2730和第一离合器6110的旋转不被传输到驱动螺杆6130。当第一离合器6110处于其

接合位置时(图29),第一离合器6110与第一驱动环6120接合,使得第一驱动环6120径向向外扩展或拉伸以与驱动螺杆6130接触。在至少一种情况下,例如,第一驱动轴6120包括弹性体的带。如在图29中可见,第一驱动环6120被压缩而抵靠驱动螺杆6130的环形内侧壁6135。因此,当第一离合器组件6100处于其接合状态时,驱动轴2730和第一离合器6110的旋转不被传输到驱动螺杆6130。根据驱动轴2730旋转的方向,当第一离合器组件6100处于其接合状态时,第一离合器组件6100可将钳口组件7100运动到其打开和闭合构型中。

[0358] 如上所述,第一电磁致动器6140被配置成能够产生磁场以使第一离合器6110在其脱离位置(图28)和接合位置(图29)之间运动。例如,参见图28,第一电磁致动器6140被配置成能够发射磁场EF_L,当第一离合器组件6100处于其脱离状态时,该磁场将第一离合器6110排斥或驱动远离第一驱动环6120。第一电磁致动器6140包括在轴框架2530中限定的腔中的一个或多个缠绕线圈,当电流在第一方向上流过包括该缠绕线圈的第一电离合器电路时,该缠绕线圈产生磁场EF_L。控制系统1800被配置成能够将第一电压极性施加到第一电离合器电路,以产生在第一方向上流动的电流。控制系统1800可以将第一电压极性连续地施加到第一电轴电路,以将第一离合器6110连续地保持在其脱离位置。尽管这种布置可以防止第一离合器6110意外接合第一驱动环6120,但是这种布置也可以消耗很多功率。另选地,控制系统1800可以将第一电压极性施加到第一电离合器电路足够长的时间,以将第一离合器6110定位在其脱离位置,然后中断将第一电压极性施加到第一电离合器电路,从而使得功率消耗降低。也就是说,第一离合器组件6100还包括安装在驱动螺杆6130中的第一离合器锁6150,该第一离合器锁被配置成能够将第一离合器6110可释放地保持在其脱离位置。第一离合器锁6150被配置成能够防止或至少减小第一离合器6110无意地与第一驱动环6120接合的可能性。当第一离合器6110处于其脱离位置时,如图28所示,第一离合器锁6150干扰第一离合器6110的自由运动,并且通过其间的摩擦力和/或干扰力将该第一离合器6110保持在适当位置。在至少一种情况下,第一离合器锁6150包括例如由橡胶构成的弹性插头、支座或止动器。在某些情况下,第一离合器锁6150包括通过电磁力将第一离合器6110保持在其脱离位置的永磁体。在任何情况下,第一电磁致动器6140可以将克服这些力的电磁拉力施加到第一离合器6110,如下文更详细地描述的。

[0359] 除上述之外,参见图29,第一电磁致动器6140被配置成能够发射磁场EF_D,当第一离合器组件6100处于其接合状态时,该磁场朝第一驱动环6120拉动或驱动第一离合器6110。当电流在第二方向或相反方向上流过第一电离合器电路时,第一电磁致动器6140的线圈产生磁场EF_D。控制系统1800被配置成能够将相反电压极性施加到第一电离合器电路,以产生在相反方向上流动的电流。控制系统1800可以将相反电压极性连续地施加到第一电离合器电路,以将第一离合器6110连续地保持在其接合位置,并保持第一驱动环6120和驱动螺杆6130之间的可操作接合。另选地,第一离合器6110可以被配置成能够在第一离合器6110处于其接合位置时楔入第一驱动环6120内,并且在此类情况下,控制系统1800可能不需要将电压极性连续地施加到第一电离合器电路以将该第一离合器组件6100保持在其接合状态。在此类情况下,一旦第一离合器6110已经充分地楔入第一驱动环6120中,控制系统1800就可以中断施加电压极性。

[0360] 值得注意的是,除上述之外,第一离合器锁6150还被配置成能够在第一离合器6110处于其脱离位置时闭锁钳口组件驱动装置。更具体地,再次参见图28,当第一离合器

6110处于其脱离位置时,第一离合器6110推动驱动螺杆6130中的第一离合器锁6150与端部执行器7000的外部壳体6230接合,使得驱动螺杆6130相对于外部壳体6230不旋转或至少基本上不旋转。外部壳体6230包括限定在其中的被配置成能够接纳第一离合器锁6150的狭槽6235。当第一离合器6110运动到其接合位置时,参见图29,第一离合器6110不再与第一离合器锁6150接合,因此,第一离合器锁6150不再被偏压成与外部壳体6230接合,并且驱动螺杆6130可以相对于外部壳体6230自由旋转。由于以上所述,第一离合器6110可以做至少两件事:当第一离合器6110处于其接合位置时操作钳口驱动装置,并且当第一离合器6110处于其脱离位置时闭锁钳口驱动装置。

[0361] 此外,除上述之外,螺纹部分6160和7160的螺纹可被配置成能够防止或至少抵抗钳口驱动装置的反向驱动。在至少一种情况下,例如,可以选择螺纹部分6160和7160的螺距和/或角度,以防止钳口组件7100反向驱动或意外打开。由于以上所述,防止了或至少减小了钳口组件7100意外打开或闭合的可能性。

[0362] 主要参见图30,第二离合器系统6200包括第二离合器6210、可扩展的第二驱动环6220和第二电磁致动器6240。第二离合器6210包括环形圈并且可滑动地设置在驱动轴2730上。该第二离合器6210由磁性材料构成,并且可通过由第二电磁致动器6240产生的电磁场EF在脱离的或未致动的位置(图30)与接合的或致动的位置(图31)之间运动。在各种情况下,该第二离合器6210例如至少部分地由铁和/或镍构成。在至少一种情况下,该第二离合器6210包括永磁体。如图22A所示,驱动轴2730包括限定在其中的一个或多个纵向键槽6215,该纵向键槽被配置成能够约束第二离合器6210相对于驱动轴2730的纵向运动。更具体地,第二离合器6210包括延伸到键槽6215中的一个或多个键,使得键槽6215的远侧端部停止第二离合器6210的远侧运动,并且键槽6215的近侧端部停止第二离合器6210的近侧运动。

[0363] 当第二离合器6210处于其脱离位置时,参见图30,第二离合器6210与驱动轴2730一起旋转,但是不将旋转运动传输到第二驱动环6220。如在图30中可见,第二离合器6210与第二驱动环6220分离或不与第二驱动环接触。因此,当第二离合器组件6200处于其脱离状态时,驱动轴2730和第二离合器6210的旋转不被传输到端部执行器7000的外部壳体6230。当第二离合器6210处于其接合位置时(图31),第二离合器6210与第二驱动环6220接合,使得第二驱动环6220径向向外扩展或拉伸以与外部壳体6230接触。在至少一种情况下,例如,第二驱动轴6220包括弹性体的带。如在图31中可见,第二驱动环6220被压缩而抵靠外部壳体6230的环形内侧壁7415。因此,当第二离合器组件6200处于其接合状态时,驱动轴2730和第二离合器6210的旋转不被传输到外部壳体6230。根据驱动轴2730旋转的方向,当第二离合器组件6200处于其接合状态时,第二离合器组件6200可围绕纵向轴线L在第一方向或第二方向上旋转端部执行器7000。

[0364] 如上所述,第二电磁致动器6240被配置成能够产生磁场以使第二离合器6210在其脱离位置(图30)和接合位置(图31)之间运动。例如,第二电磁致动器6240被配置成能够发射磁场EF_L,当第二离合器组件6200处于其脱离状态时,该磁场将第二离合器6210排斥或驱动远离第二驱动环6220。第二电磁致动器6240包括在轴框架2530中限定的腔中的一个或多个缠绕线圈,当电流在第一方向上流过包括该缠绕线圈的第二电离合器电路时,该缠绕线圈产生磁场EF_L。控制系统1800被配置成能够将第一电压极性施加到第二电离合器电路,以

产生在第一方向上流动的电流。控制系统1800可以将第一电压极性连续地施加到第二电离合器电路,以将第二离合器6120连续地保持在其脱离位置。尽管这种布置可以防止第二离合器6210意外接合第二驱动环6220,但是这种布置也可以消耗很多功率。另选地,控制系统1800可以将第一电压极性施加到第二电离合器电路足够长的时间,以将第二离合器6210定位在其脱离位置,然后中断将第一电压极性施加到第二电离合器电路,从而使得功率消耗降低。也就是说,第二离合器组件6200还包括安装在外部壳体6230中的第二离合器锁6250,该第二离合器锁被配置成能够将第二离合器6210可释放地保持在其脱离位置。与上述相似,第二离合器锁6250可以防止或至少减小第二离合器6210与第二驱动环6220意外接合的可能性。当第二离合器6210处于其脱离位置时,如图30所示,第二离合器锁6250干扰第二离合器6210的自由运动,并且通过其间的摩擦力和/或干扰力将该第二离合器6210保持在适当位置。在至少一种情况下,第二离合器锁6250包括例如由橡胶构成的弹性插头、支座或止动器。在某些情况下,第二离合器锁6250包括通过电磁力将第二离合器6210保持在其脱离位置的永磁体。也就是说,第二电磁致动器6240可以将克服这些力的电磁拉力施加到第二离合器6210,如下文更详细地描述的。

[0365] 除上述之外,参见图31,第二电磁致动器6240被配置成能够发射磁场EF_D,当第二离合器组件6200处于其接合状态时,该磁场朝第二驱动环6220拉动或驱动第二离合器6210。当电流在第二方向或相反方向上流过第二电轴电路时,第二电磁致动器6240的线圈产生磁场EF_D。控制系统1800被配置成能够将相反电压极性施加到第二电轴电路,以产生在相反方向上流动的电流。控制系统1800可以将相反电压极性连续地施加到第二电轴电路,以将第二离合器6210连续地保持在其接合位置,并保持第二驱动环6220和外部壳体6230之间的可操作接合。另选地,第二离合器6210可以被配置成能够在第二离合器6210处于其接合位置时楔入第二驱动环6220内,并且在此类情况下,控制系统1800可能不需要将电压极性连续地施加到第二轴电路以将第二离合器组件6200保持在其接合状态。在此类情况下,一旦第二离合器6210已经充分地楔入第二驱动环6220中,控制系统1800就可以中断施加电压极性。

[0366] 值得注意的是,除上述之外,第二离合器锁6250还被配置成能够在第二离合器6210处于其脱离位置时闭锁端部执行器7000的旋转。更具体地,再次参见图30,当第二离合器6210处于其脱离位置时,第二离合器6210推动外轴6230中的第二离合器锁6250与关节运动连接件2340接合,使得端部执行器7000相对于轴组件2000的远侧附接部分2400不旋转或至少基本上不旋转。如图27所示,当第二离合器6210处于其脱离位置时,第二离合器锁6250被定位或楔入在限定在关节运动连接件2340中的狭槽或通道2345内。由于以上所述,防止了或至少减小了端部执行器7000意外旋转的可能性。此外,由于以上所述,第二离合器6210可以做至少两件事:当第二离合器6210处于其接合位置时操作端部执行器,并且当第二离合器6210处于其脱离位置时闭锁端部执行器。

[0367] 主要参见图22、图24、和图25,轴组件2000还包括关节运动驱动系统,该关节运动驱动系统被配置成能够使远侧附接部分2400和端部执行器7000围绕关节运动接头2300进行关节运动。关节运动驱动系统包括可旋转地支撑在远侧附接部分2400内的关节运动驱动装置6330。也就是说,关节运动驱动装置6330紧密地接纳在远侧附接部分2400内,使得关节运动驱动装置6330相对于远侧附接部分2400不平移或至少基本上不平移。轴组件2000的关

节运动驱动系统还包括固定地安装到关节运动框架2310上的固定齿轮2330。更具体地,固定齿轮2330被固定地安装到连接关节运动框架2310的突片2314和关节运动连接件2340的销上,使得固定齿轮2330不相对于关节运动框架2310旋转。固定齿轮2330包括中心主体2335和围绕该中央主体2335的周边延伸的固定齿2332的环形阵列。关节运动驱动装置6330包括驱动齿6332的环形阵列,该环形阵列与固定齿2332啮合接合。当关节运动驱动装置6330旋转时,关节运动驱动装置6330推压固定齿轮2330,并使轴组件2000的远侧附接部分2400和端部执行器7000围绕关节运动接头2300进行关节运动。

[0368] 主要参见图32,第三离合器系统6300包括第三离合器6310、可扩展的第三驱动环6320和第三电磁致动器6340。第三离合器6310包括环形圈并且可滑动地设置在驱动轴2730上。该第三离合器6310由磁性材料构成,并且可通过由第三电磁致动器6340产生的电磁场EF在脱离的或未致动的位置(图32)与接合的或致动的位置(图33)之间运动。在各种情况下,该第三离合器6310例如至少部分地由铁和/或镍构成。在至少一种情况下,该第三离合器6310包括永磁体。如图22A所示,驱动轴2730包括限定在其中的一个或多个纵向键槽6315,该纵向键槽被配置成能够约束第三离合器6310相对于驱动轴2730的纵向运动。更具体地,第三离合器6310包括延伸到键槽6315中的一个或多个键,使得键槽6315的远侧端部停止第三离合器6310的远侧运动,并且键槽6315的近侧端部停止第三离合器6310的近侧运动。

[0369] 当第三离合器6310处于其脱离位置时,参见图32,第三离合器6310与驱动轴2730一起旋转,但是不将旋转运动传输到第三驱动环6320。如在图32中可见,第三离合器6310与第三驱动环6320分离或不与第三驱动环接触。因此,当第三离合器组件6300处于其脱离状态时,驱动轴2730和第三离合器6310的旋转不被传输到关节运动驱动装置6330。当第三离合器6310处于其接合位置时,参见图33,第三离合器6310与第三驱动环6320接合,使得第三驱动环6320径向向外扩展或拉伸以与关节运动驱动装置6330接触。在至少一种情况下,例如,第三驱动轴6320包括弹性体的带。如在图33中可见,第三驱动环6320被压缩而抵靠关节运动驱动装置6330的环形内侧壁6335。因此,当第三离合器组件6300处于其接合状态时,驱动轴2730和第三离合器6310的旋转被传输到关节运动驱动装置6330。根据驱动轴2730旋转的方向,第三离合器组件6300可以使轴组件2000的远侧附接部分2400和端部执行器7000围绕关节运动接头2300在第一方向或第二方向上进行关节运动。

[0370] 如上所述,第三电磁致动器6340被配置成能够产生磁场以使第三离合器6310在其脱离位置(图32)和接合位置(图33)之间运动。例如,参见图32,第三电磁致动器6340被配置成能够发射磁场EF_L,当第三离合器组件6300处于其脱离状态时,该磁场将第三离合器6310排斥或驱动远离第三驱动环6320。第三电磁致动器6340包括在轴框架2530中限定的腔中的一个或多个缠绕线圈,当电流在第一方向上流过包括该缠绕线圈的第三电离合器电路时,该缠绕线圈产生磁场EF_L。控制系统1800被配置成能够将第一电压极性施加到第三电离合器电路,以产生在第一方向上流动的电流。控制系统1800可以将第一电压极性连续地施加到第三电离合器电路,以将第三离合器6310连续地保持在其脱离位置。尽管这种布置可以防止第三离合器6310意外接合第三驱动环6320,但是这种布置也可以消耗很多功率。另选地,控制系统1800可以将第一电压极性施加到第三电离合器电路足够长的时间,以将第三离合器6310定位在其脱离位置,然后中断将第一电压极性施加到第三电离合器电路,从而

使得功率消耗降低。

[0371] 除上述之外,第三电磁致动器6340被配置成能够发射磁场EF_D,当第三离合器组件6300处于其接合状态时,该磁场朝第三驱动环6320拉动或驱动第三离合器6310。当电流在第二方向或相反方向上流过第三电离合器电路时,第三电磁致动器6340的线圈产生磁场EF_D。控制系统1800被配置成能够将相反电压极性施加到第三电轴电路,以产生在相反方向上流动的电流。控制系统1800可以将相反电压极性连续地施加到第三电轴电路,以将第三离合器6310连续地保持在其接合位置,并保持第三驱动环6320和关节运动驱动装置6330之间的可操作接合。另选地,第三离合器6210可以被配置成能够在第三离合器6310处于其接合位置时楔入第三驱动环6320内,并且在此类情况下,控制系统1800可能不需要将电压极性连续地施加到第三轴电路以将第三离合器组件6300保持在其接合状态。在此类情况下,一旦第三离合器6310已经充分地楔入第三驱动环6320中,控制系统1800就可以中断施加电压极性。在任何情况下,当第三离合器组件6300处于其接合状态时,根据驱动轴2730旋转的方向,端部执行器7000在第一方向或第二方向上进行关节运动。

[0372] 除上述之外,参见图22、图32和图33,关节运动驱动系统还包括闭锁件6350,当第三离合器6310处于其脱离位置(图32)时,该闭锁件防止或至少禁止轴组件2000的远侧附接部分2400和端部执行器7000围绕关节运动接头2300进行关节运动。主要参见图22,关节运动连接件2340包括限定在其中的狭槽或凹槽2350,其中闭锁件6350可滑动地定位在狭槽2350中并且至少部分地在固定关节运动齿轮2330下方延伸。闭锁件6350包括与第三离合器6310接合的附接钩6352。更具体地,第三离合器6310包括限定在其中的环形狭槽或凹槽6312,并且附接钩6352定位在环形狭槽6312中,使得闭锁件6350与第三离合器6310一起平移。然而,值得注意的是,闭锁件6350不与第三离合器6310一起旋转或至少基本上不旋转。相反,第三离合器6310中的环形沟槽6312允许第三离合器6310相对于闭锁件6350旋转。闭锁件6350还包括闭锁钩6354,该闭锁钩可滑动地定位在限定在固定齿轮2330的底部的径向延伸的闭锁狭槽2334中。当第三离合器6310处于其脱离位置时,如图32所示,闭锁件6350处于锁定位置,在该锁定位置中,闭锁钩6354防止端部执行器7000围绕关节运动接头2300旋转。当第三离合器6310处于其接合位置时,如图33所示,闭锁件6350处于解锁位置,在该解锁位置中,闭锁钩6354不再定位在闭锁狭槽2334中。相反,闭锁钩6354被定位在固定齿轮2330的中间或主体2335中限定的间隙狭槽中。在此类情况下,当端部执行器7000围绕关节运动接头2300旋转时,闭锁钩6354可在间隙狭槽内旋转。

[0373] 除上述之外,图32和33所示的径向延伸的闭锁狭槽2334纵向延伸,即沿着平行于细长轴2200的纵向轴线的轴线延伸。然而,一旦已经使端部执行器7000进行关节运动,则闭锁钩6354不再与纵向闭锁狭槽2334对准。据此,固定齿轮2330包括限定在固定齿轮2330的底部中的多个径向延伸的闭锁狭槽2334或径向延伸的闭锁狭槽阵列,使得当第三离合器6310被解除致动并且在已经使端部执行器7000进行关节运动之后朝远侧拉动闭锁件6350时,闭锁钩6354可以进入闭锁狭槽2334中的一个闭锁狭槽并且将端部执行器7000锁定在其关节运动位置。从而,因此端部执行器7000可以被锁定在非关节运动位置和关节运动位置。在各种情况下,闭锁狭槽2334可以限定端部执行器7000的离散关节运动位置。例如,闭锁狭槽2334可以10度的间隔限定,例如,该闭锁狭槽可以10度的间隔限定端部执行器7000的离散关节运动取向。在其他情况下,例如,这些取向可以为5度的间隔。在另选的实施方案中,

闭锁件6350包括制动器，当第三离合器6310从第三驱动环6320脱离时，该制动器接合限定在固定齿轮2330中的周向肩部。在这种实施方案中，端部执行器7000可以被锁定在任何合适的取向上。在任何情况下，闭锁件6350防止或至少减小了端部执行器7000意外地进行关节运动的可能性。由于以上所述，第三离合器6310可以做两件事：当第三离合器处于其接合位置时操作关节运动驱动装置，并且当第三离合器处于其脱离位置时闭锁关节运动驱动装置。

[0374] 主要参见图24和图25，轴框架2530和驱动轴2730延伸穿过关节运动接头2300到达远侧附接部分2400中。当端部执行器7000进行关节运动时，如图16和图17所示，轴框架2530和驱动轴2730弯曲以适应端部执行器7000的关节运动。因此，轴框架2530和驱动轴2730由适应端部执行器7000的关节运动的任何合适的材料构成。此外，如上所述，轴框架2530接纳第一电磁致动器6140、第二电磁致动器6240和第三电磁致动器6340。在各种情况下，例如，第一电磁致动器6140、第二电磁致动器6240和第三电磁致动器6340各自包括缠绕线圈，诸如铜线线圈，并且轴框架2530由绝缘材料构成以防止或至少减小第一电磁致动器6140、第二电磁致动器6240和第三电磁致动器6340之间短路的可能性。在各种情况下，延伸穿过轴框架2530的第一电离合器电路、第二电离合器电路和第三电离合器电路例如由绝缘电线构成。除上述之外，第一电离合器电路、第二电离合器电路和第三电离合器电路将电磁致动器6140、6240和6340与驱动模块1100中的控制系统1800通信。

[0375] 如上所述，离合器6110、6210和/或6310可以被保持在它们的脱离位置，使得这些离合器不会意外运动到它们的接合位置。在各种布置中，离合器系统6000包括例如被配置成能够将第一离合器6110偏压到其脱离位置的第一偏压构件，诸如弹簧；例如被配置成能够将第二离合器6210偏压到其脱离位置的第二偏压构件，诸如弹簧；和/或例如被配置成能够将第三离合器6110偏压到其脱离位置的第三偏压构件，诸如弹簧。在此类布置中，当由电流供电时，由电磁致动器产生的电磁力可以选择性地克服弹簧的偏压力。除上述之外，离合器6110、6210和/或6310可分别由驱动环6120、6220和/或6320保持在它们的接合位置。更具体地，在至少一种情况下，驱动环6120、6220和/或6320由弹性材料构成，该弹性材料将离合器6110、6210和/或6310分别握持或摩擦地保持在它们的接合位置。在其他另选的实施方案中，离合器系统6000包括例如被配置成能够将第一离合器6110偏压到其接合位置的第一偏压构件，诸如弹簧；例如被配置成能够将第二离合器6210偏压到其接合位置的第二偏压构件，诸如弹簧；和/或例如被配置成能够将第三离合器6110偏压到其接合位置的第三偏压构件，诸如弹簧。在此类布置中，弹簧的偏压力可以通过分别由电磁致动器6140、6240和/或6340施加的电磁力来克服，以选择性地将离合器6110、6210和6310保持在它们的脱离位置。在外科系统的任一种操作模式中，控制组件1800可以使电磁致动器中的一个通电以接合离合器中的一个离合器，同时使其他两个电磁致动器通电以使其他两个离合器脱离。

[0376] 尽管离合器系统6000包括三个离合器以控制外科系统的三个驱动系统，但是离合器系统可以包括任何合适数量的离合器以控制任何合适数量的系统。此外，尽管离合器系统6000中的离合器在它们的接合位置和脱离位置之间朝近侧和朝远侧滑动，但是离合器系统中的离合器可以任何合适的方式运动。另外，尽管离合器系统6000中的离合器一次接合一个离合器以一次控制一个驱动运动，但是可以设想各种情况，其中可以接合多于一个的离合器以一次控制多于一个的驱动运动。

[0377] 鉴于上述情况，读者应当理解，控制系统1800被配置成能够：一、操作马达系统1600以使驱动轴系统2700在适当的方向上旋转，以及二、操作离合器系统6000以将驱动轴系统2700的旋转传递到端部执行器7000的适当功能。此外，如上所述，控制系统1800响应于来自轴组件2000的夹持触发器系统2600和柄部1000的输入系统1400的输入。如上所述，当夹持触发器系统2600被致动时，控制系统1800激活第一离合器组件6100，并停用第二离合器组件6200和第三离合器组件6300。在此类情况下，控制系统1800还向马达系统1600供电，以使驱动轴系统2700在第一方向上旋转以夹持端部执行器7000的钳口组件7100。当控制系统1800检测到钳口组件7100处于其夹持构型时，控制系统1800停止向马达组件1600供电并停用第一离合器组件6100。当控制系统1800检测到夹持触发器系统2600已经被运动到或将被运动到其未致动位置时，控制系统1800激活第一离合器组件6100或保持第一离合器组件的激活，并停用第二离合器组件6200和第三离合器组件6300或保持第二离合器组件和第三离合器组件的停用。在此类情况下，控制系统1800还向马达系统1600供电，以使驱动轴系统2700在第二方向上旋转以打开端部执行器7000的钳口组件7100。

[0378] 当旋转致动器1420在第一方向上被致动时，除上述之外，控制系统1800激活第二离合器组件6200，并且停用第一离合器组件6100和第三离合器组件6300。在此类情况下，控制系统1800还向马达系统1600供电，以使驱动轴系统2700在第一方向上旋转以使端部执行器7000在第一方向上旋转。当控制系统1800检测到旋转制动器1420已经在第二方向上被致动时，控制系统1800激活第二离合器组件6200或保持第二离合器组件的激活，并停用第一离合器组件6100和第三离合器组件6300或保持第二离合器组件和第三离合器组件的停用。在此类情况下，控制系统1800还向马达系统1600供电，以使驱动轴系统2700在第二方向上旋转以使端部执行器7000在第二方向上旋转。当控制系统1800检测到旋转致动器1420未被致动时，控制系统1800停用第二离合器组件6200。

[0379] 当第一关节运动致动器1432被压下时，除上述之外，控制系统1800致动第三离合器组件6300并且停用第一离合器组件6100和第二离合器组件6200。在此类情况下，控制系统1800还向马达系统1600供电，以使驱动轴系统2700在第一方向上旋转以使端部执行器7000在第一方向上进行关节运动。当控制系统1800检测到第二关节运动致动器1434被压下时，控制系统1800激活第三离合器组件6200或维持第三离合器组件的激活，并且停用第一离合器组件6100和第二离合器组件6200或维持第一离合器组件和第二离合器组件的停用。在此类情况下，控制系统1800还向马达系统1600供电，以使驱动轴系统2700在第二方向上旋转以使端部执行器7000在第二方向上进行关节运动。当控制系统1800检测到第一关节运动致动器1432和第二关节运动致动器1434均未被致动时，控制系统1800停用第三离合器组件6200。

[0380] 除上述之外，控制系统1800被配置成能够基于其从轴组件2000的夹持触发器系统2600和柄部1000的输入系统1400接收的输入来改变缝合系统的操作模式。控制系统1800被配置成能够在旋转轴驱动系统2700以执行相应的端部执行器功能之前切换离合器系统6000。此外，控制系统1800被配置成能够在切换离合器系统6000之前停止轴驱动系统2700的旋转。此类布置可以防止端部执行器7000中的突然运动。另选地，控制系统1800可以在轴驱动系统2700旋转时切换离合器系统600。此类布置可以允许控制系统1800在操作模式之间快速切换。

[0381] 如上所述，参见图34，轴组件2000的远侧附接部分2400包括端部执行器锁6400，该端部执行器锁被配置成能够防止端部执行器7000从轴组件2000意外地脱离。端部执行器锁6400包括：锁定端6410、近侧端部6420和枢轴6430，该锁定端能够与在端部执行器7000的近侧附接部分7400上限定的锁定凹口7410的环形阵列选择性地接合，该枢轴将端部执行器锁6400可旋转地连接到关节运动连接件2320。当第三离合器组件6300的第三离合器6310处于其脱离位置时，如图34所示，第三离合器6310与端部执行器锁6400的近侧端部6420接触，使得端部执行器锁6400的锁定端部6410与锁定凹口7410的阵列接合。在此类情况下，端部执行器7000可以相对于端部执行器锁6400旋转，但是不能相对于远侧附接部分2400平移。当第三离合器6310运动到其接合位置时，如图35所示，第三离合器6310不再与端部执行器锁6400的近侧端部6420接合。在此类情况下，端部执行器锁6400可以自由向上枢转，并允许端部执行器7000与轴组件2000分离。

[0382] 上文说过，再次参见图34，当临床医生将轴组件2000与端部执行器7000分离或试图将该轴组件与该端部执行器分离时，第二离合器组件6200的第二离合器6210可能处于其脱离位置。如上所述，当第二离合器6210处于其脱离位置时，第二离合器6210与第二离合器锁6250接合，并且在此类情况下，第二离合器锁6250被推动成与关节运动连接件2340接合。更具体地，当第二离合器6210与第二离合器锁6250接合时，第二离合器锁6250定位在关节运动连接件2340中限定的通道2345中，这可以防止或至少阻碍端部执行器7000与轴组件2000分离。为了促进端部执行器7000从轴组件2000释放，控制系统1800除了将第三离合器6310运动到其接合位置之外，还可以将第二离合器6210运动到其接合位置。在此类情况下，当移除端部执行器7000时，端部执行器7000可以清除端部执行器锁6400和第二离合器锁6250。

[0383] 在至少一种情况下，除上述之外，驱动模块1100包括输入开关和/或传感器，该输入开关和/或传感器经由输入系统1400和/或控制系统1800直接与控制系统1800通信，该输入开关和/或传感器在致动时使控制系统1800解锁端部执行器7000。在各种情况下，驱动模块1100包括与输入系统1400的板1410通信的输入屏幕1440，该输入屏幕被配置成能够接收来自临床医生的解锁输入。响应于该解锁输入，控制系统1800可以在马达系统1600正在运行的情况下停止该马达系统，并且如上所述地解锁端部执行器7000。输入屏幕1440还被配置成能够接收来自临床医生的锁定输入，其中输入系统1800将第二离合器组件6200和/或第三离合器组件6300运动到它们的未致动状态，以将端部执行器7000锁定到轴组件2000。

[0384] 图37示出了根据至少一个另选实施方案的轴组件2000'。轴组件2000'在许多方面类似于轴组件2000，为了简洁起见，本文将不再重复其中的大部分。类似于轴组件2000，轴组件2000'包括轴框架，即轴框架2530'。轴框架2530'包括纵向通道2535'，和另外，多个离合器位置传感器，即定位在轴框架2530'中的第一传感器6180'、第二传感器6280'和第三传感器6380'。作为第一感测电路的一部分，第一传感器6180'与控制系统1800进行信号通信。第一感测电路包括延伸穿过纵向通道2535'的信号线；然而，第一感测电路可以包括无线信号发射器和接收器，以使第一传感器6180'与控制系统1800进行信号通信。第一传感器6180'被定位和布置成检测第一离合器组件6100的第一离合器6110的位置。基于从第一传感器6180'接收的数据，控制系统1800可以确定第一离合器6110是处于其接合位置、其脱离位置还是处于该接合位置和脱离位置之间的某处。通过该信息，控制系统1800可以在外科

器械的操作状态下评估第一离合器6110是否处于正确位置。例如,如果外科器械处于其钳口夹持/打开操作状态,则控制系统1800可以验证第一离合器6110是否正确地定位在其接合位置。在此类情况下,除下述所述,控制系统1800还可以通过第二传感器6280'来验证第二离合器6210处于其脱离位置,并且通过第三传感器6380'来验证第三离合器6310处于其脱离位置。相应地,如果外科器械未处于其钳口夹持/打开状态,则控制系统1800可以验证第一离合器6110是否正确地定位在其脱离位置。在第一离合器6110未处于其正确位置的情况下,控制系统1800可以致动第一电磁致动器6140,以试图正确地定位第一离合器6110。同样,如果需要,控制系统1800可以致动电磁致动器6240和/或6340以正确地定位离合器6210和/或6310。

[0385] 作为第二感测电路的一部分,第二传感器6280'与控制系统1800进行信号通信。第二感测电路包括延伸穿过纵向通道2535'的信号线;然而,第二感测电路可以包括无线信号发射器和接收器,以使第二传感器6280'与控制系统1800进行信号通信。第二传感器6280'被定位和布置成检测第一离合器组件6200的第二离合器6210的位置。基于从第二传感器6280'接收的数据,控制系统1800可以确定第二离合器6210是处于其接合位置、其脱离位置还是处于该接合位置和脱离位置之间的某处。通过该信息,控制系统1800可以在外科器械的操作状态下评估第二离合器6210是否处于正确位置。例如,如果外科器械处于其端部执行器旋转操作状态,则控制系统1800可以验证第二离合器6210是否正确地定位在其接合位置。在此类情况下,控制系统1800还可以通过第一传感器6180'来验证第一离合器6110处于其脱离位置,并且除下述之外,控制系统1800还可以通过第三传感器6380'来验证第三离合器6310处于其脱离位置。相应地,如果外科器械未处于其端部执行器旋转状态,则控制系统1800可以验证第二离合器6110是否正确地定位在其脱离位置。在第二离合器6210未处于其正确位置的情况下,控制系统1800可以致动第二电磁致动器6240,以试图正确地定位第二离合器6210。同样,如果需要,控制系统1800可以致动电磁致动器6140和/或6340以正确地定位离合器6110和/或6310。

[0386] 作为第三感测电路的一部分,第三传感器6380'与控制系统1800进行信号通信。第三感测电路包括延伸穿过纵向通道2535'的信号线;然而,第三感测电路可以包括无线信号发射器和接收器,以使第三传感器6380'与控制系统1800进行信号通信。第三传感器6380'被定位和布置成检测第三离合器组件6300的第三离合器6310的位置。基于从第三传感器6380'接收的数据,控制系统1800可以确定第三离合器6310是处于其接合位置、其脱离位置还是处于该接合位置和脱离位置之间的某处。通过该信息,控制系统1800可以在外科器械的操作状态下评估第三离合器6310是否处于正确位置。例如,如果外科器械处于其端部执行器旋转操作状态,则控制系统1800可以验证第三离合器6310是否正确地定位在其接合位置。在此类情况下,控制系统1800还可以通过第一传感器6180'来验证第一离合器6110处于其脱离位置,并且通过第二传感器6280'来验证第二离合器6210处于其脱离位置。相应地,如果外科器械未处于其端部执行器关节运动状态,则控制系统1800可以验证第三离合器6310是否正确地定位在其脱离位置。在第三离合器6310未处于其正确位置的情况下,控制系统1800可以致动第三电磁致动器6340,以试图正确地定位第三离合器6310。同样,如果需要,控制系统1800可以致动电磁致动器6140和/或6240以正确地定位离合器6110和/或6210。

[0387] 除上述之外,离合器位置传感器,即第一传感器6180'、第二传感器6280'和第三传感器6380'可以包括任何合适类型的传感器。在各种情况下,第一传感器6180'、第二传感器6280'和第三传感器6380'各自包括接近传感器。在这种布置中,传感器6180'、6280'和6380'被配置成能够检测离合器6110、6210和6310是否分别处于它们的接合位置。在各种情况下,第一传感器6180'、第二传感器6280'和第三传感器6380'各自包括例如霍尔效应传感器。在这种布置中,传感器6180'、6280'和6380'不仅可以分别检测离合器6110、6210和6310是否处于它们的接合位置,而且传感器6180'、6280'和6380还可以检测离合器6110、6210和6310相对于它们的接合位置或脱离位置有多近。

[0388] 图38示出了根据至少一个另选实施方案的轴组件2000"和端部执行器7000"。端部执行器7000"在许多方面类似于端部执行器7000,为了简洁起见,本文将不再重复其中的大部分。类似于端部执行器7000,端部执行器7000"包括钳口组件7100和钳口组件驱动装置,该钳口组件驱动装置被配置成能够使钳口组件7100在其打开构型和闭合构型之间运动。钳口组件驱动装置包括驱动连接件7140、驱动螺母7150"和驱动螺杆6130"。驱动螺母7150"包括定位在其中的传感器7190",该传感器被配置成能够检测定位在驱动螺杆6130"中的磁性元件6190"的位置。磁性元件6190"定位在驱动螺杆6130"中限定的细长孔口6134"中,并且可以包括例如永磁体并且/或者可以由例如铁、镍和/或任何合适的金属构成。在各种情况下,传感器7190"包括例如与控制系统1800进行信号通信的接近传感器。在某些情况下,传感器7190"包括例如与控制系统1800进行信号通信霍尔效应传感器。例如,在某些情况下,传感器7190"包括例如光学传感器,并且可检测元件6190"包括光学可检测元件,诸如反射元件。在任一种情况下,传感器7190"被配置成能够例如经由无线信号发射器和接收器和/或经由延伸穿过轴框架通道2532'的有线连接与控制系统1800进行无线通信。

[0389] 除上述之外,传感器7190"被配置成能够检测磁性元件6190"何时与传感器7190"相邻,使得控制系统1800可以使用该数据来确定钳口组件7100已经到达其钳口夹持行程的末端。此时,控制系统1800可停止马达组件1600。传感器7190"和控制系统1800还被配置成能够确定驱动螺杆6130"当前定位的位置和驱动螺杆6130"在其闭合行程结束时应该定位的位置之间的距离,以便计算驱动螺杆6130"的闭合行程量,该闭合行程量仍需闭合钳口组件7100。此外,控制系统1800可以使用此类信息来评估钳口组件7100的当前构型,即,钳口组件7100是处于其打开构型、其闭合配置还是部分闭合构型。传感器系统可以用于确定钳口组件7100何时到达其完全打开位置并在那时停止马达组件1600。在各种情况下,控制系统1800可以使用该传感器系统通过在马达组件1600转动的同时确认钳口组件7100正在运动来确认第一离合器组件6100处于其致动状态。类似地,控制系统1800可以使用该传感器系统通过在马达组件1600转动的同时确认钳口组件7100未在运动来确认第一离合器组件6100处于其未致动状态。

[0390] 图39示出了根据至少一个另选实施方案的轴组件2000"'和端部执行器7000"'。轴组件2000"'在许多方面类似于轴组件2000和2000',为了简洁起见,本文将不再重复其中的大部分。端部执行器7000"'在许多方面类似于端部执行器7000和7000",为了简洁起见,本文将不再重复其中的大部分。类似于端部执行器7000,端部执行器7000"'包括钳口组件7100和钳口组件驱动装置,该钳口组件驱动装置被配置成能够使钳口组件7100在其打开构型和闭合构型之间运动,另外,端部执行器旋转驱动装置使端部执行器7000"'相对于轴组

件2000'的远侧附接部分2400旋转。端部执行器旋转驱动装置包括外部壳体6230"',该外部壳体通过第二离合器组件6200相对于端部执行器7000"'的轴框架2530"'旋转。轴框架2530"'包括定位在其中的传感器6290"',该传感器被配置成能够检测定位在驱动外部壳体6230""中和/或定位在外部壳体上的磁性元件6190"'的位置。磁性元件6190"'可以包括例如永磁体并且/或者可以由例如铁、镍和/或任何合适的金属构成。在各种情况下,传感器6290"'包括例如与控制系统1800进行信号通信的接近传感器。在某些情况下,传感器6290"'包括例如与控制系统1800进行信号通信霍尔效应传感器。在任一种情况下,传感器6290"'被配置成能够例如经由无线信号发射器和接收器和/或经由延伸穿过轴框架通道2532'的有线连接与控制系统1800进行无线通信。在各种情况下,控制系统1800可以使用传感器6290"'来确认磁性元件6190'是否正在旋转,并且因此确认第二离合器组件6200处于其致动状态。类似地,控制系统1800可以使用传感器6290"'来确认磁性元件6190'是否未在旋转,并且因此确认第二离合器组件6200处于其未致动状态。控制系统1800还可以使用传感器6290"'通过确认第二离合器6210被定位成与传感器6290"'相邻来确认第二离合器组件6200处于其未致动状态。

[0391] 图40示出了根据至少一个另选实施方案的轴组件2000""。轴组件2000""在许多方面类似于轴组件2000、2000'和2000"',为了简洁起见,本文将不再重复其中的大部分。例如,类似于轴组件2000,轴组件2000""包括细长轴2200、关节运动接头2300和远侧附接部分2400等,该远侧附接部分被配置成能够接纳端部执行器,诸如端部执行器7000'。类似于轴组件2000,轴组件2000""包括关节运动驱动装置,即,被配置成能够使远侧附接部分2400和端部执行器7000'围绕关节运动接头2300旋转的关节运动驱动装置6330""。与上述相似,轴框架2530""包括定位在其中的传感器,该传感器被配置成能够检测定位在关节运动驱动装置6330"''中和/或定位在该关节运动驱动装置上的磁性元件6390""的位置和/或旋转。磁性元件6390""可以包括例如永磁体并且/或者可以由例如铁、镍和/或任何合适的金属构成。在各种情况下,传感器包括例如与控制系统1800进行信号通信的接近传感器。在某些情况下,传感器包括例如与控制系统1800进行信号通信的霍尔效应传感器。在任一种情况下,传感器被配置成能够例如经由无线信号发射器和接收器和/或经由延伸穿过轴架通道2532'的有线连接与控制系统1800进行无线通信。在各种情况下,控制系统1800可以使用该传感器来确认磁性元件6390""是否正在旋转,并且因此确认第三离合器组件6300处于其致动状态。类似地,控制系统1800可以使用该传感器来确认磁性元件6390""是否未在旋转,并且因此确认第三离合器组件6300处于其未致动状态。在某些情况下,控制系统1800可以使用传感器通过确认第三离合器6310被定位成与该传感器相邻来确认第三离合器组件6300处于其未致动状态。

[0392] 再次参见图40,轴组件2000""包括被配置成能够例如将端部执行器7000'可释放地锁定到轴组件2000"''的端部执行器锁6400'。端部执行器锁6400'在许多方面类似于端部执行器锁6400,为了简洁起见,本文将不再讨论其中的大部分。但是,值得注意的是,锁6400'的近侧端部6420'包括齿6422',该齿被配置成能够与第三离合器6310的环形狭槽6312接合并将第三离合器6310可释放地保持在其脱离位置。也就是说,第三电磁组件6340的致动可使第三离合器6310与端部执行器锁6400'脱离。此外,在此类情况下,第三离合器6310朝近侧运动到其接合位置将端部执行器锁6400'旋转到锁定位置并与锁定凹口7410接

合,以将端部执行器7000'锁定到轴组件2000""。相应地,第三离合器6310朝远侧运动到其脱离位置解锁端部执行器7000'并且允许端部执行器7000'从轴组件2000""拆卸。

[0393] 除上述之外,包括柄部和附接到其上的轴组件的器械系统被配置成能够执行诊断检查,以评估离合器组件6100、6200和6300的状态。在至少一种情况下,控制系统1800以任何合适的顺序依次致动电磁致动器6140、6240和/或6340,以分别验证离合器6110、6210和/或6310的位置,并且/或者确认该离合器响应于该电磁制动器,并且因此没有卡住。控制系统1800可以使用包括本文公开的任何传感器的传感器来验证离合器6110、6120和6130的响应于由电磁制动器6140、6240和/或6340产生的电磁场的运动。另外,诊断检查还可以包括验证驱动系统的运动。在至少一种情况下,控制系统1800以任何合适的顺序依次致动电磁致动器6140、6240和/或6340,以验证例如钳口驱动装置打开和/或闭合钳口组件7100,旋转驱动装置旋转端部执行器7000,以及/或者关节运动驱动装置使端部执行器7000进行关节运动。控制系统1800可以使用传感器来验证钳口组件7100和端部执行器7000的运动。

[0394] 例如,控制系统1800可以在任何合适的时间执行诊断测试,诸如当轴组件附接到柄部上和/或当柄部通电时。如果控制系统1800确定器械系统通过了诊断测试,则控制系统1800可以允许器械系统的正常操作。在至少一种情况下,柄部可以包括例如指示已经通过诊断检查的指示器,诸如绿色LED。如果控制系统1800确定器械系统未能通过诊断测试,则控制系统1800可以防止和/或改变器械系统的操作。例如,在至少一种情况下,控制系统1800可以将器械系统的功能性限制为仅从患者移除器械系统所需的功能,诸如拉直端部执行器7000和/或打开和闭合钳口组件7100。在至少一种情况下,控制系统1800进入跛行模式。控制系统1800的跛行模式例如可以使马达1610的当前旋转速度降低选自约75%至约25%的范围内的任何百分比。在一个示例中,跛行模式使马达1610的当前旋转速度降低50%。在一个示例中,跛行模式使马达1610的当前旋转速度降低75%。跛行模式例如可以使马达1610的当前扭矩降低选自约75%至约25%的范围内的任何百分比。在一个示例中,跛行模式使马达1610的当前扭矩降低50%。柄部可以包括例如指示器械系统未能通过诊断检查和/或器械系统已进入跛行模式的指示器,诸如红色LED。例如,上文说过,可以使用任何合适的反馈来警示临床医生器械系统未正确运行,诸如听觉警示和/或触觉或振动警示。

[0395] 图41至图43示出了根据至少一个实施方案的离合器系统6000'。离合器系统6000'在许多方面类似于离合器系统6000,为了简洁起见,本文将不再重复其中的大部分。类似于离合器系统6000,离合器系统6000'包括可致动以将能够旋转的驱动输入件6030'与能够旋转的驱动输出件6130'选择性地联接的离合器组件6100'。离合器组件6100'包括离合器片6110'和驱动环6120'。离合器片6110'由磁性材料诸如铁和/或镍构成,例如,并且可以包括永磁体。如下文更详细地描述的,离合器片6110'可在驱动输出件6130'内的未致动位置(图42)和致动位置(图43)之间运动。离合器片6110'可滑动地定位在驱动输出件6130'中限定的孔口中,使得离合器片6110'与驱动输出件6130'一起旋转,无论离合器片6110'处于它们的未致动位置还是致动位置。

[0396] 当离合器片6110'处于它们的未致动位置时,如图42所示,驱动输入件6030'的旋转未被传递到驱动输出件6130'。更具体地,当驱动输入件6030'被旋转时,在此类情况下,驱动输入件6030'滑过并相对于驱动环6120'旋转,并且因此驱动环6120'不驱动离合器片6110'和驱动输出件6130'。当离合器片6110'处于它们的致动位置时,如图43所示,离合器

片6110'将驱动环6120'弹性地压靠在驱动输入件6030'上。例如,驱动环6120'由任何合适的可压缩材料诸如橡胶构成。在任何情况下,在此类情况下,驱动输入件6030'的旋转通过驱动环6120'和离合器片6110'被传递到驱动输出件6130'。离合器系统6000'包括被配置成能够将离合器片6110'运动到它们的致动位置的离合器致动器6140'。离合器止动器6140'由磁性材料诸如铁和/或镍构成,例如,并且可以包括永磁体。离合器致动器6140'可滑动地定位在延伸穿过驱动输入6030'的纵向轴框架6050'中,并且可以通过离合器轴6060'在未致动位置(图42)和致动位置(图43)之间运动。在至少一种情况下,离合器轴6060'包括例如聚合物电缆。当离合器致动器6140'处于其致动位置时,如图43所示,离合器致动器6140'向内拉动离合器片6110'以压缩驱动环6120',如上所述。当离合器致动器6140'运动到其未致动位置时,如图42所示,驱动环6120'弹性地扩展并且推动离合器片6110'远离驱动输入件6030'。在各种另选的实施方案中,离合器致动器6140'可以包括电磁体。在这种布置中,离合器致动器6140'例如可以通过延伸穿过限定在离合器轴6060'中的纵向孔口的电路来致动。在各种情况下,离合器系统6000'还包括例如延伸穿过纵向孔口的电线6040'。

[0397] 图44示出了根据至少一个另选实施方案的端部执行器7000a,该端部执行器包括钳口组件7100a、钳口组件驱动装置和离合器系统6000a。钳口组件7100a包括能够选择性地围绕枢轴7130a旋转的第一钳口7110a和第二钳口7120a。钳口组件驱动装置包括围绕枢轴7150a可枢转地联接到致动器杆7160a的能够平移的致动器杆7160a和驱动连接件7140a。驱动连接件7140a也可枢转地联接到钳口7110a和7120a,使得当朝近侧拉动致动器杆7160a时,钳口7110a和7120a旋转闭合,并且当朝远侧推动致动器杆7160a时,两个钳口旋转打开。离合器系统6000a在许多方面类似于离合器系统6000和6000',为了简洁起见,本文将不再重复其中的大部分。离合器系统6000a包括第一离合器组件6100a和第二离合器组件6200a,该第一离合器组件和第二离合器组件被配置成能够选择性地传输驱动输入件6030a的旋转,以分别使钳口组件7100a围绕纵向轴线旋转并使钳口组件7100a围绕关节运动接头7300a进行关节运动,如下文中更详细地描述的。

[0398] 第一离合器组件6100a包括离合器片6110a和驱动环6120a,并且以与上述离合器片6110'和驱动环6120'相似的方式工作。当离合器片6110a由电磁致动器6140a致动时,驱动输入件6030a的旋转被传递到外轴壳体7200a。更具体地,外轴壳体7200a包括近侧外部壳体7210a和远侧外部壳体7220a,该远侧外部壳体由近侧外部壳体7210a可旋转地支撑,并且当离合器片6110a处于它们的致动位置时通过驱动输入件6030a相对于近侧外部壳体7210a旋转。由于钳口组件7100a的枢轴7130a安装到远侧外部壳体7220a,远侧外部壳体7220a的旋转使钳口组件7100a围绕纵向轴线旋转。因此,当外轴壳体7200a通过驱动输入件6030a在第一方向上旋转时,外轴壳体7200a在第一方向上旋转钳口组件7100a。类似地,当外轴壳体7200a通过驱动输入件6030a在第二方向上旋转时,外轴壳体7200a在第二方向上旋转钳口组件7100a。当电磁致动器6140a断电时,驱动环6120a扩展并且离合器片6110a运动到它们的未致动位置,从而将端部执行器旋转驱动与驱动输入件6030a脱离。

[0399] 第二离合器组件6200a包括离合器片6210a和驱动环6220a,并且以与上述离合器片6110'和驱动环6120'相似的方式工作。当离合器片6210a由电磁致动器6240a致动时,驱动输入件6030a的旋转被传递到关节运动驱动装置6230a。关节运动驱动装置6230a可旋转地支撑在端部执行器附接部分7400a的外轴壳体7410a内,并且由延伸穿过外轴壳体7410a

的轴框架6050a可旋转地支撑。关节运动驱动装置6230a包括在其上限定的齿轮面，该齿轮面与在外轴壳体7200a的近侧外部壳体7210a上限定的固定齿轮面7230a可操作地相互啮合。因此，当关节运动驱动装置6230a通过驱动输入件6030a在第一方向上旋转时，关节运动驱动装置6230a使外轴壳体7200a和钳口组件7100a在第一方向上进行关节运动。类似地，当关节运动驱动装置6230a通过驱动输入件6030a在第二方向上旋转时，关节运动驱动装置6230a使外轴壳体7200a和钳口组件7100a在第二方向上进行关节运动。当电磁致动器6240a断电时，驱动环6220a扩展并且离合器片6210a运动到它们的未致动位置，从而将端部执行器关节运动驱动与驱动输入件6030a脱离。

[0400] 除上述之外，轴组件4000在图45至图49中示出。轴组件4000在许多方面类似于轴组件2000、2000'、2000"'和2000""，为了简洁起见，本文将不再重复其中的大部分。轴组件4000包括近侧部分4100、细长轴4200、远侧附接部分2400、以及关节运动接头2300，该关节运动接头将该远侧附接部分2040可旋转地连接到细长轴4200。与近侧部分2100相似，近侧部分4100可操作地附接到柄部1000的驱动模块1100。近侧部分4100包括壳体4110，该壳体包括附接接口4130，该附接接口被配置成能够将轴组件4000安装到柄部1000的附接接口1130。轴组件4000还包括框架4500，该框架包括轴4510，该轴被配置成能够在轴组件4000附接到柄部1000上时联接到柄部框架1500的轴1510。轴组件4000还包括驱动系统4700，该驱动系统包括可旋转驱动轴4710，该可旋转驱动轴被配置成能够在轴组件4000附接到柄部1000上时可操作地联接到柄部驱动系统1700的驱动轴1710。例如，远侧附接部分2400被配置成能够接纳端部执行器，诸如端部执行器8000。端部执行器8000在许多方面类似于端部执行器7000，为了简洁起见，本文将不再重复其中的大部分。也就是说，端部执行器8000包括被配置成能够抓持组织等的钳口组件8100。

[0401] 如上所述，主要参见图47至图49所示，轴组件4000的框架4500包括框架轴4510。框架轴4510包括限定在其中的凹口或切口4530。如下文更详细地讨论的，切口4530被配置成能够为钳口闭合致动系统4600提供间隙。框架4500还包括远侧部分4550和将该远侧部分4550连接到框架轴4510的桥接件4540。框架4500还包括穿过细长轴4200延伸到远侧附接部分2400的纵向部分4560。与上述相似，框架轴4510包括在其上和/或其中限定的一个或多个电迹线。该电迹线穿过纵向部分4560、远侧部分4550、桥接件4540和/或框架轴4510的任何合适的部分延伸到电接触件2520。主要参见图48，远侧部分4550和纵向部分4560包括在其中限定的纵向孔口，该纵向孔口被配置成能够接纳钳口闭合致动系统4600的杆4660，如下文更详细地描述的。

[0402] 同样如上所述，参见图48和图49，轴组件4000的驱动系统4700包括驱动轴4710。驱动轴4710由框架轴4510可旋转地支撑在近侧轴壳体4110内，并且能够围绕延伸穿过框架轴4510的纵向轴线旋转。驱动系统4700还包括传递轴4750和输出轴4780。传递轴4750也可旋转地支撑在近侧轴壳体4110内，并且能够围绕平行于或至少基本上平行于框架轴4510和穿过框架轴限定的纵向轴线延伸的纵向轴线旋转。传递轴4750包括牢固地安装在其上的近侧正齿轮4740，使得近侧正齿轮4740与传递轴4750一起旋转。近侧正齿轮4740与围绕驱动轴4710的外周限定的环形齿轮面4730可操作地相互啮合，使得驱动轴4710的旋转被传递到传递轴4750。传递轴4750还包括牢固地安装在其上远侧正齿轮4760，使得远侧正齿轮4760与传递轴4750一起旋转。远侧正齿轮4760与围绕输出轴4780的外周限定的环形齿轮4770可操

作地相互啮合,使得传递轴4750的旋转被传递到输出轴4780。与上述相似,输出轴4780由轴框架4500的远侧部分4550可旋转地支撑在近侧轴壳体4110内,使得输出轴4780围绕纵向轴轴线旋转。值得注意的是,输出轴4780不直接联接到输入轴4710;相反,输出轴4780通过传递轴4750可操作地联接到输入轴4710。这种布置为下文讨论的手动致动的钳口闭合致动系统4600提供了空间。

[0403] 除上述之外,主要参见图47至图48,钳口闭合致动系统4600包括围绕枢轴4620可旋转地联接到近侧轴壳体4110的致动或剪刀触发器4610。致动触发器4610包括细长部分4612、近侧端部4614和限定在近侧端部4614中的被配置成能够由临床医生握持的握持孔口4616。轴组件4000还包括从近侧壳体4110延伸的固定握持部4160。固定握持部4160包括细长部分4162、近侧端部4164和限定在近侧端部4164中的被配置成能够由临床医生握持的握持孔口4166。在使用中,如下文更详细地描述的,致动触发器4610能够在未致动位置和致动位置之间旋转(图48),即朝固定握持部4160旋转,以闭合端部执行器8000的钳口组件8100。

[0404] 主要参见图48,钳口闭合致动系统4600还包括驱动连接件4640和致动杆4660;该驱动连接件围绕枢轴4650可旋转地联接到近侧轴壳体4110,此外,该致动杆可操作地联到驱动连接件4640。致动杆4660延伸穿过限定在纵向框架部分4560中的孔口,并且可沿轴框架4500的纵向轴线平移。致动杆4660包括可操作地联接到钳口组件8100的远侧端部和定位在驱动连接件4640中限定的驱动狭槽4645中的近侧端部4665,使得当驱动连接件4640围绕枢轴4650旋转时,致动杆4660纵向地平移。值得注意的是,近侧端部4665可旋转地支撑在驱动狭槽4645内,使得致动杆4660可以与端部执行器8000一起旋转。

[0405] 除上述之外,致动触发器4610还包括驱动臂4615,该驱动臂被配置成能够在致动触发器4610被致动(即,更靠近近侧轴壳体4110运动)时朝近侧接合并旋转驱动连接件4640,并朝近侧平移致动杆4660。在此类情况下,驱动连接件4640的近侧旋转弹性地压缩例如定位在驱动连接件4640和框架轴4510中间的偏压构件,诸如螺旋弹簧4670。当释放致动触发器4610时,被压缩的螺旋弹簧4670重新扩展并朝远侧推动驱动连接件4640和致动杆4660,以打开端部执行器8000的钳口组件8100。此外,驱动连接件4640的远侧旋转驱动致动触发器4610并使其自动旋转回到其未致动位置。也就是说,临床医生可以手动地将致动触发器4610返回到其未致动位置。在此类情况下,致动触发器4610可以被缓慢地打开。在任一种情况下,轴组件4000还包括锁,该锁被配置成能够可释放地将致动触发器4610保持在它的致动位置,使得临床医生可以用他们的手来执行另一任务,而钳口组件8100不会意外打开。

[0406] 在各种另选的实施方案中,除上述之外,可朝远侧推动致动杆4660以闭合钳口组件8100。在至少一种此类情况下,致动杆4660直接安装到致动触发器4610,使得当致动触发器4610被致动时,致动触发器4610朝远侧驱动致动杆4660。与上述相似,当致动触发器4610闭合时,致动触发器4610可压缩弹簧,使得当致动触发器4610被释放时,致动杆4660被朝近侧推动。

[0407] 除上述之外,轴组件4000具有三种功能:打开/闭合端部执行器的钳口组件,使端部执行器围绕纵向轴线旋转以及使端部执行器围绕关节运动轴线进行关节运动。轴组件4000的端部执行器旋转和关节运动功能由马达组件1600和驱动模块1100的控制系统1800驱动,而钳口致动功能由钳口闭合致动系统4600手动驱动。钳口闭合致动系统4600可以是

马达驱动的系统,但是,相反,钳口闭合致动系统4600已被保持为手动驱动的系统,使得临床医生可以对被夹持在端部执行器内的组织具有更好的感觉。虽然电动化端部执行器旋转和致动系统为控制端部执行器的位置提供了某些优点,但是电动化钳口闭合致动系统4600可能导致临床医生失去对施加到组织上的力的触觉,并且可能无法评估该力是不足还是过度。因此,即使端部执行器旋转和关节运动系统是马达驱动的,钳口闭合致动系统4600也是手动驱动的。

[0408] 图50为根据至少一个实施方案的图1所示的外科系统的控制系统1800的逻辑图。控制系统1800包括控制电路。该控制电路包括微控制器1840,该微控制器包括处理器1820和存储器1830。一个或多个传感器诸如传感器1880、1890、6180'、6280'、6380'、7190"和/或6290"',例如向处理器1820提供实时反馈。例如,控制系统1800还包括被配置成控制电动马达1610的马达驱动器1850和被配置成确定手术器械中的一个或多个纵向可运动部件(诸如离合器6110、6120和6130和/或钳口组件驱动装置的纵向可运动驱动螺母7150)的位置的跟踪系统1860。例如,跟踪系统1860还被配置成确定手术器械中的一个或多个旋转部件(诸如驱动轴2530、外轴6230和/或关节运动驱动装置6330)的位置。跟踪系统1860将位置信息提供给处理器1820,该位置信息可被编程或配置成能够确定离合器6110、6120和6130以及驱动螺母7150的位置以及钳口7110和7120的取向等。马达驱动器1850可为例如购自Allegro Microsystems公司的A3941;然而,其他马达驱动器可被容易地取代以在跟踪系统1860中使用。绝对定位系统的详细描述在名称为"SYSTEMS AND METHODS FOR CONTROLLING A SURGICAL STAPLING AND CUTTING INSTRUMENT"的美国专利申请公布2017/0296213中有所描述,该专利申请的全部公开内容据此以引用方式并入本文。

[0409] 例如,微处理器1840可为任何单核或多核处理器,诸如由Texas Instruments提供的已知商品名为ARM Cortex的那些。在至少一种情况下,微处理器1840为例如购自Texas Instruments的LM4F230H5QR ARM Cortex-M4F处理器内核,其包括例如:256KB的单循环闪存存储器或其他非易失性存储器(至多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)模块和/或频率调制(FM)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),其细节从产品数据表可见。

[0410] 在各种情况下,微控制器1840包括安全控制器,该安全控制器包括两个基于控制器的系列(诸如TMS570和RM4x),已知同样由Texas Instruments生产的商品名为Hercules ARM Cortex R4。安全控制器可被配置成能够专门用于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。

[0411] 例如,微控制器1840被编程为执行各种功能,诸如精确地控制钳口闭合组件的驱动螺母7150的速度和/或位置。微控制器1840也被编程为精确地控制端部执行器7000的旋转速度和位置以及端部执行器7000的关节运动速度和位置。在各种情况下,微控制器1840计算微控制器1840的软件中的响应。将计算的响应与实际系统的测量响应进行比较,以获得"观察到的"响应,其用于实际反馈决定。观察到的响应为有利的调谐值,该值使所模拟响应的平滑连续性质与测量响应均衡,其可检测对系统的外部影响。

[0412] 马达1610由马达驱动器1850控制。在各种形式中,马达1610为例如具有约25,

000RPM的最大旋转速度的DC有刷驱动马达。在其他布置中,马达1610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1850可包括例如包括场效应晶体管(FET)的H桥驱动器。马达驱动器1850可为例如购自Allegro Microsystems公司的A3941。A3941驱动器1850为全桥控制器,其用于与针对电感负荷(诸如有刷DC马达)特别设计的外部N信道功率金属氧化物半导体场效应晶体管(MOSFET)一起使用。在各种情况下,驱动器1850包括独特的电荷泵稳压器,其为低至7V的电池电压提供完整的(>10V)门极驱动并且允许A3941在低至5.5V的减速门极驱动下工作。可采用自举电容器供应N-通道MOSFET所需的上述电池供电电压。高边驱动装置的内部电荷泵允许直流(100%占空比)操作。可使用二极管或同步整流在快衰减模式或慢衰减模式下驱动全桥。在慢衰减模式下,电流再循环可穿过高边或低边FET。通过电阻器可调式空载时间保护功率FET不被击穿。整体诊断指示欠压、过热和功率桥故障,并且可被配置成能够在大多数短路状况下保护功率MOSFET。其他马达驱动器可被容易地取代。

[0413] 例如,跟踪系统1860包括受控的马达驱动电路布置,该马达驱动电路布置包括一个或多个位置传感器,诸如传感器1880、1890、6180'、6280'、6380'、7190"和/或6290"'。用于绝对定位系统的位置传感器提供对应于位移构件的位置的独特位置信号。如本文所用,术语移位构件通常用于指外科系统的任何可运动构件。在各种情况下,位移构件可联接到适于测量线性位移的任何位置传感器。线性位移传感器可包括接触式位移传感器或非接触式位移传感器。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、包括可运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运动的线性布置的霍尔效应传感器的磁感测系统、包括可运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、或包括固定光源和一系列可运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。

[0414] 位置传感器1880、1890、6180'、6280'、6380'、7190"和/或6290"'例如可包括任何数量的磁性感测元件,诸如根据它们是测量磁场的总磁场还是矢量分量而被分类的磁性传感器。用于产生上述两种类型磁性传感器的技术涵盖物理学和电子学的多个方面。用于磁场感测的技术包括探测线圈、磁通门、光泵、核旋、超导量子干涉仪(SQUID)、霍尔效应、各向异性磁电阻、巨磁电阻、磁性隧道结、巨磁阻抗、磁致伸缩/压电复合材料、磁敏二极管、磁敏晶体管、光纤、磁光,以及基于微机电系统的磁传感器等。

[0415] 在各种情况下,跟踪系统1860中的一个或多个位置传感器包括磁性旋转绝对定位系统。此类位置传感器可被实现为购自奥地利微系统公司(Austria Microsystems,AG)的AS5055EQFT单芯片磁性旋转位置传感器,并且可以与控制器1840交接以提供绝对定位系统。在某些情况下,位置传感器包括低电压和低功率部件,并且包括位于位置传感器的邻近磁体的区域中的四个霍尔效应元件。在芯片上还提供了高分辨率ADC和智能功率管理控制器。提供了CORDIC处理器(针对坐标旋转数字计算机),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标准串行通信接口诸如SPI接口传输到控制器1840。位置传感器可提供例如12或14位分辨率。位置传感器可以是以例如小QFN 16引脚4×4×0.85mm封装提供的AS5055芯片。

[0416] 跟踪系统1860可包括反馈控制器并且/或者被编程以实现反馈控制器,诸如PID、

状态反馈和自适应控制器。电源将来自反馈控制器的信号转换为对系统的物理输入,在这种情况下为电压。其他示例包括电压、电流和力的脉宽调制(PWM)和/或频率调制(FM)。除位置之外,可提供其他传感器以测量物理系统的物理参数。在各种情况下,其他传感器可包括传感器布置,诸如在名称为"STAPLE CARTRIDGE TISSUE THICKNESS SENSOR SYSTEM"的美国专利9,345,481中所描述的那些,该专利全文以引用方式并入本文;名称为"STAPLE CARTRIDGE TISSUE THICKNESS SENSOR SYSTEM"的美国专利申请公布2014/0263552,该专利申请公开全文以引用方式并入本文;以及名称为"TECHNIQUES FOR ADAPTIVE CONTROL OF MOTOR VELOCITY OF A SURGICAL STAPLING AND CUTTING INSTRUMENT"的美国专利申请序列号15/628,175,该专利申请全文以引用方式并入本文。在数字信号处理系统中,绝对定位系统联接到数字数据采集系统,其中绝对定位系统的输出将具有有限分辨率和采样频率。绝对定位系统可包括比较和组合电路,以使用算法(诸如加权平均和理论控制环路)将计算的响应与测得的响应进行组合,该算法驱动计算的响应朝向测得的响应。物理系统的计算响应将特性如质量、惯性、粘性摩擦、电感电阻考虑在内,以通过得知输入预测物理系统的状态和输出。

[0417] 绝对定位系统在器械上电时提供位移构件的绝对位置,而不使位移构件回缩或推进到如常规旋转编码器可能需要的复位(零位或本位)位置,这些常规旋转编码器仅对马达1610采取的向前或向后的步骤数进行计数以推断装置致动器、驱动棒、刀等的位置。

[0418] 例如,包括应变计或微应变计的传感器1880被配置成能够测量端部执行器的一个或多个参数,诸如在夹持操作期间钳口7110和7120经受的应变。将测量的应变转换成数字信号并将其提供给处理器1820。除传感器1880之外或代替该传感器,例如包括负荷传感器的传感器1890可以测量由闭合驱动系统施加到钳口7110和7120的闭合力。在各种情况下,可以采用电流传感器1870来测量由马达1610消耗的电流。夹持钳口构件7100所需的力可以对应于例如由马达1610汲取的电流。将测量的力转换成数字信号并将其提供给处理器1820。可采用磁场传感器来测量捕集的组织的厚度。还可将磁场传感器的测量结果转换成数字信号并将其提供给处理器1820。

[0419] 控制器1840可以使用由传感器测量的组织压缩、组织厚度和/或闭合组织上的端部执行器所需的力的测量来表征被跟踪的可运动构件的位置和/或速度。在至少一种情况下,存储器1830可以存储可由控制器1840在评估中采用的技术、公式和/或查找表。在各种情况下,控制器1840可以为外科器械的用户提供关于该外科器械应以何种方式进行操作的选择。为此,显示器1440可以显示器械的多种操作条件并且可以包括用于数据输入的触摸屏功能性。此外,在显示器1440上显示的信息可覆盖有经由在外科手术期间使用的一个或多个内窥镜和/或一个或多个附加的外科器械的成像模块获取的图像。

[0420] 如上所述,柄部1000的驱动模块1100和/或例如附接到其上的轴组件2000、3000、4000和/或5000包括控制系统。控制系统中的每一者可以包括具有一个或多个处理器和/或存储装置的电路板。除此之外,控制系统被配置成能够存储例如传感器数据。控制系统还被配置成能够存储将轴组件识别为柄部1000的数据。此外,控制系统还被配置成能够存储包括先前是否已经使用了轴组件和/或已经使用了多少次轴组件的数据。例如,可通过柄部1000获取该信息,以评估轴组件是否适合使用和/或已使用小于预先确定的次数。

[0421] 除上述之外,驱动模块1100的第一模块连接器1120包括在驱动模块1100的侧面中

限定的侧电池端口。类似地,第二模块连接器1120'包括在驱动模块1100的近侧端部中限定的近侧电池端口。也就是说,驱动模块可以包括在任何合适位置的电池端口。在任何情况下,功率模块1200能够在侧电池端口1120处操作地附接到驱动模块1100(如图54至图58所示)或在近侧电池端口1120'处可操作地附接到该驱动模块(如图67和图68所示)。这是可能的,因为功率模块1200的连接器1220与侧电池端口1120和近侧电池端口1120'兼容。除此之外,连接器1220包括与电池端口1120和1120'的基本上圆形或基本上圆柱形的构型匹配或至少基本上匹配的基本上圆形或基本上圆柱形的构型。在各种情况下,连接器1220包括截头圆锥形或至少基本上截头圆锥形的形状,该形状具有比顶部部分大的底部部分以及在其间延伸的成角度的或渐缩的侧面。上文说过,功率模块1200的连接器1220不包括从其延伸的干扰功率模块1200到电池端口1120和1120'的组装的键或突起。

[0422] 主要参见图55和图56,连接器1220包括从其延伸的两个闩锁1240。这些闩锁1240定位在连接器1220的相对侧上,使得它们包括将功率模块1200可释放地保持到柄部模块1100的相对的闩锁肩部。侧电池端口1120包括在壳体1100中限定的闩锁开口1125,该闩锁开口被配置成能够接纳功率模块1200的闩锁1240,并且类似地,近侧电池端口1120'包括在壳体1100中限定的闩锁开口1125',该闩锁开口也被配置成能够接纳功率模块1200的闩锁1240。虽然侧电池端口1120中的闩锁开口1125和近侧电池端口1120'中的闩锁开口1125'限制了功率模块1200可被组装到每个电池端口1120和1120'的取向(即,每个电池端口两个取向),功率模块1200仍能够可操作地附接到电池端口1120和1120'两者。

[0423] 除上述之外,功率模块1200的闩锁1240被配置成能够以卡扣配合的方式接合驱动模块1100。在各种情况下,当功率模块1200被组装到驱动模块1100时,闩锁1240径向向外弹性地弯曲,然后一旦功率模块1200完全位于端口1120和1120'中的一者内,则该闩锁径向向内弹性地运动或卡扣,以将功率模块1200锁定到驱动模块1100。在各种情况下,闩锁1240包括柔性臂,该柔性臂如上所述地径向向内和向外偏转,而在一些情况下,闩锁1240包括一个或多个偏压构件诸如弹簧,例如,该一个或多个偏压构件被配置成能够将闩锁1240弹性地推入其向内或锁定的位置。在各种实施方案中,功率模块1200可以包括被压配合到在端口1120和1120'中限定的孔口中以将功率模块1200保持到驱动模块1100的构件。

[0424] 除上述之外,功率模块1200的电接触件限定在连接器1220的顶部部分或表面上。如上所述,当功率模块1200附接到驱动模块1100时,功率模块1200的电接触件接合在端口1120和1120'中限定的对应的电接触件以放置与驱动模块1100电通信的功率模块1200。在各种情况下,当功率模块1200附接到驱动模块1100时,功率模块1200的电接触件抵靠驱动模块1100的电接触件被压缩。在至少一种此类情况下,功率模块接触件和/或驱动模块接触件包括弹性构件,该弹性构件被构造成能够在功率模块1200附接到驱动模块1100时弹性地偏转。此类弹性构件与闩锁1240一起可以确保在功率模块1200与驱动模块1100之间存在足够的电接口。在另选的实施方案中,功率模块1200可以包括围绕其外围延伸的环形电接触件,这些环形电接触件与端口1120和1120'的侧面上的电接触件接合。此类布置可以允许功率模块1200与驱动模块1100之间的相对旋转。

[0425] 除上述之外,功率模块1300在近侧电池端口1120'处可操作地附接到驱动模块1100(如图59至图66所示),但不在侧电池端口1120处可操作地附接到该驱动模块(如图69和图70所示)。这是因为功率模块1300的连接器1320与近侧电池端口1120'兼容,但与侧电

池端口1120不兼容。尽管连接器1320包括与电池端口1120和1120'的基本上圆形或基本上圆柱形的构型匹配或至少基本上匹配的基本上圆形或基本上圆柱形的构型,但是功率模块1300的连接器1320包括从其延伸的干扰功率模块1300到侧电池端口1120的组装,但不干扰到近侧电池端口1120'的组装的键或突起1315。当临床医生试图将功率模块1300组装到侧电池端口1120'时,突起1315接触壳体1110并防止功率模块1300的闩锁1340将功率模块1300锁定到驱动模块1100,并且防止功率模块1300与驱动模块1100电联接。也就是说,主要参见图63和图64,近侧电池端口1120'包括在其中限定的间隙孔口1115',该间隙孔口被构造成能够接纳功率模块1300的突起1315并且允许功率模块1300被组装到近侧电池端口1120'。与上述相似,近侧电池端口1120'中的闩锁开口1125'和间隙孔口1115'将功率模块1300可以组装到近侧电池端口1120'的取向限制为两个取向。

[0426] 除上述之外,其他情况也可以防止功率模块附接到电池端口1120和1120'中的一者。例如,电池端口中的一者可以具有不对称的几何形状,该不对称的几何形状被构造成能够仅接纳功率模块中的一者的互补的几何形状。在至少一种此类情况下,侧电池端口1120可以包括半圆形腔体,并且近侧电池端口1120'可以包括圆形腔体,其中功率模块1200的连接器1220包括可以接纳在电池端口1120和1120'两者中的半圆形几何形状,而功率模块1300的连接器1320包括可以接纳在近侧电池端口1120'中的圆形几何形状,而不是在侧电池端口1120中。在一些情况下,附接到驱动模块1100的轴组件的构型可以防止功率模块中的一者组装到驱动模块1100。例如,参见图59,轴组件4000可以防止功率模块1300组装到侧电池端口1120,因为致动触发器4610干扰了功率模块组装到其上。值得注意的是,这种布置还将防止功率模块1200被组装到侧电池端口1120。因此,当使用轴组件4000时,将要求临床医生使用近侧电池端口1120'将功率模块联接到驱动模块1100。参见图71和图72,某些轴组件的构型将允许功率模块1200和1300两者同时被组装到驱动模块1100。例如,参见图51,图1的轴组件3000将允许功率模块1200和1300两者用于同时向驱动模块1100供电。

[0427] 功率模块1200和1300被配置成能够以相同或至少基本上相同的电压向驱动模块1100供电。例如,每个功率模块1200和1300被配置成能够例如以3V的直流电向驱动模块1100供电。例如,驱动模块1100的控制系统1800包括一个或多个功率逆变器,该一个或多个功率逆变器被配置成能够在需要交流电流的情况下将直流电转换为交流电。也就是说,功率模块1200和1300可以被配置成能够以任何合适的电压将功率递送至驱动模块1100。在至少一种情况下,功率模块1200和/或1300被配置成能够将交流功率递送至驱动模块。在至少一种此类情况下,功率模块1200和/或1300各自包括一个或多个功率逆变器。在另选的实施方案中,功率模块1200和1300被配置成能够以不同电压向驱动模块1100供电。在此类实施方案中,如上所述的端口1120和1120'的构型可以防止具有较高电压的功率模块附接到较低电压端口。同样,如果需要,端口1120和1120'的构型可以防止具有较低电压的功率模块附接到较高电压端口。

[0428] 在各种情况下,功率模块1200和1300被配置成能够向驱动模块提供相同或至少基本上相同的电流。在至少一种情况下,功率模块1200和1300向驱动模块1100提供相同或至少基本上相同的电流量。在另选的实施方案中,功率模块1200和1300被配置成能够向驱动模块1100提供不同的电流。在至少一种情况下,例如,功率模块1200向驱动模块1100提供的电流量值为功率模块1300提供的电流量值的两倍。在至少一种此类情况下,功率模块1200

的电池单元被并联布置以提供与功率模块1300提供的电压相同的电压,但提供该功率模块提供的电流两倍的电流。与上述相似,如上所述的端口1120和1120'的构型可以防止具有较高电流的功率模块附接到较低电流端口。同样,如果需要,端口1120和1120'的构型可以防止具有较低电流的功率模块附接到较高电流端口。

[0429] 除上述之外,控制系统1800被配置成能够适应性地管理由功率模块1200和1300提供的功率。在各种情况下,控制系统1800包括一个或多个变压器电路,该一个或多个变压器电路被配置成能够逐步升高和/或逐步降低由功率模块提供给该一个或多个变压器的电压。例如,如果将较高电压功率模块附接到较低电压端口,则控制系统1800可以激活或接通变压器电路以逐步降低来自较高电压功率模块的电压。类似地,如果将较低电压功率模块附接到较高电压端口,则控制系统1800可以激活或接通变压器电路以逐步升高来自较低电压功率模块的电压。在各种实施方案中,控制系统1800被配置成能够在具有不适当电压的功率模块附接到驱动模块1100中的端口时关闭功率模块。在至少一种情况下,控制系统1800包括一个或多个电压表电路,该一个或多个电压表电路被配置成能够评估附接到驱动模块的功率模块的电压,并且当功率模块的电压不正确或在不适当的电压范围时,控制系统1800可以关闭该功率模块,使得该功率模块不向驱动模块1100供电。在至少一种此类情况下,驱动模块1100具有用于每个端口1120和1120'的电压表电路。在至少一种情况下,控制系统1800包括一个或多个电流表电路,该一个或多个电流表电路被配置成能够评估附接到驱动模块的功率模块的电流,并且当功率模块的电流不正确或在不适当的电流范围时,控制系统1800可以关闭该功率模块,使得该功率模块不向驱动模块1100供电。在至少一种此类情况下,驱动模块1100具有用于每个端口1120和1120'的电流表电路。在至少一种情况下,每个功率模块1200和1300包括开关电路,该开关电路在由控制系统1800断开时防止向驱动模块1100供电。如果功率模块包括正确的电压或功率模块所附接端口的适当电压范围内的电压,则开关电路保持闭合和/或由控制系统1800闭合。在至少一种此类情况下,驱动模块1100具有用于每个端口1120和1120'的开关电路。

[0430] 在各种情况下,功率模块可以包括可由临床医生选择性地致动以防止功率模块向驱动模块1100供电的开关。在至少一种情况下,开关例如在功率模块的供电电路中包括机械开关。然而,已关闭的功率模块仍然可以提供其他益处。例如,已关闭的功率模块1200仍然可以提供手枪式握持部,并且已关闭的功率模块1300仍然可以提供棒式握持部。此外,在一些情况下,已关闭的功率模块可以提供可由临床医生选择性地致动的电力储备。

[0431] 除上述之外或代替上述,功率模块1200和1300中的每者包括识别存储装置。识别存储装置可以包括例如固态芯片,该固态芯片具有存储在其上的当将功率模块组装到驱动模块1100时可以由控制系统1800访问并且/或者传输到该控制系统的数据。在至少一种情况下,例如,存储在识别存储装置上的数据可以包括关于功率模块被配置成能够向驱动模块1100所供应的电压的数据。

[0432] 例如,除上述之外,轴组件2000、3000、4000和/或5000中的每者包括识别存储装置,诸如存储装置2830。轴组件的识别存储装置可以包括例如固态芯片,该固态芯片具有存储在其上的当将轴组件组装到驱动模块1100时可以由控制系统1800访问并且/或者传输到该控制系统的数据。在至少一种情况下,存储在识别存储装置上的数据可以包括关于操作轴组件的驱动系统所需的功率的数据。轴组件2000包括由驱动模块1100驱动的三个系统:

端部执行器关节运动驱动系统、端部执行器旋转驱动系统和钳口驱动系统，这些系统中的每者具有其自身的功率需求。例如，与端部执行器关节运动驱动系统和端部执行器旋转驱动系统相比，钳口驱动系统可能需要更大的功率。为此，控制系统1800被配置成能够验证由附接到驱动模块1100的一个或多个功率模块提供的功率足够为组装到驱动模块1100的轴组件2000的所有驱动系统(包括钳口驱动系统)供电。因此，控制系统1800被配置成能够确保附接到驱动模块1100的功率模块布置与附接到驱动模块1100的轴组件正确地配对。如果由功率模块布置提供的功率不足、或低于所需的功率阈值，则控制系统1800可以通知临床医生需要不同的和/或附加的功率模块。在至少一种情况下，例如，驱动模块1100包括在壳体1110上和/或在显示屏1440上的低功率指示器。值得注意的是，轴组件4000的钳口驱动系统不由驱动模块1100驱动；相反，该轴组件由临床医生手动供电。因此，例如，操作轴组件4000所需的功率可以小于操作轴组件2000所需的功率，并且控制系统1800可以在评估功率模块布置时降低轴组件4000所需的功率阈值。

[0433] 除上述之外，与被配置成能够夹持患者的组织的端部执行器相比，被配置成能够抓持和/或解剖组织的端部执行器可能需要更小的功率。因此，与包括抓持和/或解剖钳口的端部执行器和/或轴组件相比，包括施夹器的端部执行器和/或轴组件可能具有更大的功率需求。在此类情况下，驱动模块1100的控制系统1800被配置成能够验证附接到驱动模块1100的一个或多个功率模块可以向驱动模块1100提供足够的功率。控制系统1800可以被配置成能够查询附接到驱动模块1100的功率模块上的识别芯片并且/或者评估功率模块内的电源以估计功率模块是否包括足够可用的电压和/或电流以正确地向驱动模块1100供电以操作施夹器。

[0434] 除上述之外，例如，与被配置成能够缝合患者的组织的端部执行器相比，被配置成能够抓持和/或解剖组织的端部执行器可能需要更小的功率。因此，与包括抓持和/或解剖钳口的端部执行器和/或轴组件相比，包括缝合装置的端部执行器和/或轴组件可能具有更大的功率需求。在此类情况下，驱动模块1100的控制系统1800被配置成能够验证附接到驱动模块1100的一个或多个功率模块可以向基于附接到驱动模块1100的轴组件的驱动模块1100提供足够的功率。控制系统1800可以被配置成能够查询附接到驱动模块1100的功率模块上的识别芯片并且/或者评估功率模块内的电源以估计功率模块是否包括足够可用的电压和/或电流以正确地向驱动模块1100供电以操作缝合装置。

[0435] 除上述之外或代替上述，端部执行器诸如端部执行器7000例如，包括识别存储装置。例如，端部执行器的识别存储装置可以包括固态芯片，该固态芯片具有存储在其上的当通过轴组件将端部执行器组装到驱动模块1100时可以由控制系统1800访问并且/或者传输到该控制系统的数据。在至少一种情况下，存储在识别存储装置上的数据可以包括关于操作端部执行器的驱动系统所需的功率的数据。端部执行器可以通过延伸穿过轴组件的电通路或电路与驱动模块1100通信。与上述相似，端部执行器可以向驱动模块1100标识自己，并且利用该信息，驱动模块1100可以调整其操作以正确地操作该端部执行器。

[0436] 如上所述，功率模块1200和1300各自包括一个或多个电池单元。也就是说，功率模块1200和1300可以包括用于存储和递送功率的任何合适的装置。在至少一种情况下，功率模块1200和1300包括被配置成能够存储能量并将能量递送至驱动模块1100的电容器和/或超级电容器。该电容器和/或超级电容器可以是与电池单元相同的电路或与电池单元不同

的一部分。超级电容器可以包括静电双层电容和/或电化学伪电容,这两者都可以有助于超级电容器的总电容。在各种情况下,静电双层电容器使用具有远高于电化学伪电容的静电双层电容的碳电极或衍生物,从而在导电电极的表面和电解质之间的接触面处的亥姆霍兹双层中实现电荷分离。该电荷分离通常为几埃(0.3nm-0.8nm)的数量级,远小于常规电容器中的电荷分离。电化学伪电容器使用金属氧化物或导电聚合物电极,在双层电容的基础上增加了大量的电化学伪电容。伪电容是通过氧化还原反应、嵌入和/或电吸附的法拉第电子电荷转移实现的。例如,也可以使用混合电容器诸如锂离子电容器,该混合电容器包括具有不同特性的电极:一个电极主要表现为静电电容,并且另一个电极表现为电化学电容。

[0437] 功率模块1200和1300可以是可再充电的或不可再充电的。当功率模块1200和1300是不可再充电的时,它们在单次使用后废弃。在此类情况下,期望功率模块1200和1300在废弃时被完全地耗尽或至少基本上被耗尽。为此,每个功率模块包括当将该功率模块组装到驱动模块1100时被接合或被驱动的漏极。在各种情况下,漏极包括在功率模块内部的电阻电路,该电阻电路包括电池单元。一旦被致动,漏极就缓慢地使功率模块的电池单元放电,但是其速率仍允许该功率模块在外科手术期间向驱动模块1100提供足够的功率。然而,在外科手术完成之后,即使可能不再将功率模块组装到驱动模块1100,漏极也继续使电池单元放电。因此,无论功率模块是否向驱动模块1100供电或附接到该驱动模块,漏极都会使电池单元放电。公布于2014年1月21日的名称为“POWER CONTROL ARRANGEMENTS FOR SURGICAL INSTRUMENTS AND BATTERIES”的美国专利8,632,525和公布于2016年3月22日的名称为“SURGICAL INSTRUMENTS AND BATTERIES FOR SURGICAL INSTRUMENTS”的美国专利9,289,212的全部公开内容以引用方式并入本文。

[0438] 在特定的外科手术期间,临床医生使用多种外科器械(包括各种手持器械)来执行不同功能。除不同的用户控制机构之外,每种外科器械可以包括不同柄部和/或握持构型。随着临床医生重新获得对外科器械的控制并致动用户控制机构,各种手持器械之间的切换可能导致延迟和/或不适。使用许多电动外科器械可能需要用户确保,在每次外科手术开始之前,许多电源已充电和/或正常工作,因为电源可能不同和/或可能与所有电动外科器械不兼容。

[0439] 包括通用柄部和电源的模块化外科器械可以为临床医生提供使用通用柄部构型的熟悉感。该模块化外科器械被配置成能够与许多外科工具附接件一起使用。代替必须给多个不同的电源充电,模块化外科器械被配置成能够与可替换电源一起使用,该可替换电源可以在每次外科手术之后丢弃。此外,一个通用柄部与多个外科工具附接件一起使用可以减小外科区域内外科器械的杂乱和/或体积。

[0440] 图73示出了模块化外科器械80000的一部分,并且图74示出了模块化外科器械80000电气架构。模块化外科器械80000的构型在许多方面与上述图1中的外科器械1000相似。模块化外科器械80000包括多个模块化部件,例如包括:驱动模块80010、轴80020、端部执行器80030和电源80040。在各种情况下,驱动模块80010包括柄部。驱动模块80010包括一个或多个控制开关80012和马达80015。

[0441] 轴80020包括控制电路80022,该控制电路被配置成能够有利于外科器械80000的模块化部件80010、80020、80030、80040之间的通信。以上结合其他外科器械更详细地描述了外科器械80000的模块化部件80010、80020、80030、80040的操作和功能。

[0442] 在各种情况下,一个或多个控制开关80012对应于输入系统1400的旋转致动器1420和关节运动致动器1430,如上文相对于图7和图8更详细描述的。如图7和图8所示,关节运动制动器1430包括第一下压按钮1432和第二下压按钮1434。第一下压按钮1432包括第一开关,当按下第一下压按钮1434时,该第一开关闭合。在许多方面与图7和图8所示的关节运动致动器1430和旋转致动器1420相似,该一个或多个控制开关80012可以包括下压按钮。当用户输入按下该下压按钮时,开关闭合,向控制电路80022发送指示用户命令的信号。在各种情况下,第一下压按钮可以在第一方向上发起关节运动或旋转,而第二按钮可以在第二方向上发起关节运动或旋转。上面更详细地描述了这些控制开关80012的操作和功能。

[0443] 在各种情况下,轴80020被配置成能够在用于治疗患者之后是一次性的。在此类情况下,轴80020可在同一患者身上使用多次。如下面更详细地讨论的,轴80020包括处理器80024和存储用于一个或多个控制程序的指令的存储器。一次性轴80020包括在模块化外科器械80000完全构造或组装时与端部执行器80030、电源80040和/或驱动模块80010连接所需的任何信号处理电路。端部执行器80030包括传感器阵列80035,该传感器阵列被配置成能够监视端部执行器80030的参数。例如,这种传感器阵列80035可以检测例如与端部执行器80030的身份标识、端部执行器80030的操作状态有关的信息和/或与外科位点的环境有关的信息,诸如组织特性。在各种情况下,电源80040包括被配置成能够直接附接到驱动模块80010以向外科器械80000供电的可替换电池组。电源80040包括电池80042和显示器80044。在各种情况下,显示器80044例如包括触敏显示器,其中用户输入被发送到处理器80024。

[0444] 在各种情况下,驱动模块80010包括用于将模块化电源80040附接到其的电源接口。电源80040和驱动模块80010之间的可替换连接允许用户容易地更换电源80040,而不必拆卸驱动模块80010的壳体。模块化电源80040内的电池80042包括一次电池,但是也可以包括二次电池。一次电池80042被配置成能够一次充满电。换句话说,一次电池80042被配置成能够在每次外科手术之后丢弃。除此之外,使用一次性电源可以向临床医生提供在每次外科手术开始时电池80042充满电的保证。

[0445] 电源接口在电源80040附接到驱动模块80010时供应电池80042和显示器80044的连接之间的互连。换句话说,在电源80040内不存在连续电路,直到电源80040可替换地附接到驱动模块80010上的电源接口上。因此,可以在未联接状态下对电源80040进行分配和消毒。处于非联接状态的能力允许容易地对每个电源80040进行消毒。例如,模块化电源80040与环氧乙烷和γ消毒兼容,因为未附接电源80040中不存在连续电路。

[0446] 与电源80040相似,驱动模块80010在未附接到轴80020和电源80040时不具有任何连续电路。至少由于这个原因,驱动模块80010能够在每次使用之后使用任何期望的消毒协议进行消毒。在其未附接构型中,驱动模块80010被配置成能够在清洁过程期间完全浸没。

[0447] 除上述之外,轴80020的控制电路80022包括被配置成能够从驱动模块80010上的一个或多个控制开关80012接收用户输入的处理器80024。轴80020还包括马达控制器80028,该马达控制器配置成能够在轴80020组装到驱动模块80010时控制驱动模块80010内的马达80015。在各种情况下,控制电路80022还包括安全处理器80024,该安全处理器包括两个基于控制器的系列(诸如TMS570和RM4x),已知同样由Texas Instruments生产的商品名为Hercules ARM Cortex R4。安全处理器80026可以被配置成能够专门用于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。安全处理器80026被配置成能够与处理器80024和马达控制器80028进行信号通信。马达控制器80028被配置成能够与端部执行器80030的传感器阵列80035和柄部80010内的马达80015进行信号通信。马达控制器80028被配置成能够发送电信号,诸如电压信号,该电信号指示要向马达80015供应的电压(或功率)。可以基于例如来自一个或多个控制开关80012的用户输入、从传感器阵列80035接收的输入、来自显示器80044的用户输入和/或来自马达80015的反馈来确定电信号。在各种情况下,马达控制器80028可以向马达80015输出PWM控制信号以便控制马达80015。

[0448] 轴80020还包括被配置成能够存储控制程序的存储器,除此之外,该控制程序在被执行时提示处理器命令马达控制器80028以预先确定的电平启动马达80015。每个轴80020的控制电路80022内的存储器被配置成能够存储一个或多个控制程序,以允许模块化外科器械80000在完全构造时执行期望的功能。在各种情况下,轴80020可以包括当附接轴80020不包括控制程序和/或不能读取或检测到存储控制程序时的默认控制程序。这种默认控制程序允许马达80015以最低电平运行,以允许临床医生执行模块化外科器械80000的基本功能。在各种情况下,在默认控制程序中仅模块化外科器械80000的基本功能可用,并且以最小化对外科位点中和/或周围组织的伤害的方式执行。将特定于预期功能的控制程序存储在每个可替换轴80020中使需要存储的信息量最小化,从而减轻了驱动模块80010存储所有可能的控制程序(其中许多程序未使用)的负担。在各种情况下,外科器械80000的模块化部件80010、80020、80030、80040可以在不同时间并且/或者根据不同软件和/或固件修订与更新来设计、制造、编程和/或更新。此外,与许多控制程序的集合相比,单个控制程序可以更新得更快。更新时间越快,临床医生和/或助理便越有可能更新控制程序,以便在每次外科手术中利用最新的程序。在各种情况下,驱动模块80010可以不包括任何控制程序。在其他情况下,驱动模块80010可以包括如上所述的默认控制程序。换句话说,如果临床医生期望执行第一功能,则该临床医生可以将包括所存储的第一控制程序的第一轴附接到模块化外科器械。如果临床医生期望执行不同于第一功能的第二功能,则该临床医生可以从通用驱动模块移除第一轴,并将包括存储的第二控制程序的第二轴附接到模块化外科器械上。在各种情况下,如果临床医生在没有可检测和/或功能性存储控制程序的情况下附接轴,则驱动模块80010可以包括存储默认控制程序的存储器,以在最小电平和/或任何适当的功能的电平操作模块化外科器械80000。所存储的控制程序的操作和功能在名称为“MODULAR SURGICAL INSTRUMENT SYSTEM”的美国专利申请序列号14/226,133(现为美国专利申请公布2015/0272557)中进行了更详细的描述,该专利申请全文以引用方式并入本文。

[0449] 图75示出了包括多个驱动器的驱动模块80110,该多个驱动器被配置成能够与附接轴中的对应的驱动器相互作用以产生期望的功能,诸如端部执行器的旋转和/或关节运动。例如,驱动模块80110包括被配置成能够在致动时旋转端部执行器的旋转驱动器80120。图75的驱动模块80110被配置成能够基于附接到模块化轴的柄部的类型进行操作。当将低功能性柄部(诸如剪刀式握持柄部)附接到模块化轴上时,多个驱动器中的一个或多个驱动器脱离。例如,在将低功能性柄部附接到模块化轴期间,低功能性柄部上的延伸凸耳可以使旋转驱动器80120朝远侧前进脱离与低功能性柄部的接合。此类远侧推进导致旋转驱动器80120与柄部脱离,从而有效地锁定了旋转驱动器80120的功能。在剪刀式握持柄部与模块

化轴上分离时,弹性构件80125(诸如弹簧)将旋转驱动器80120朝近侧偏压到其原始位置。在各种情况下,当将低功能性柄部安装到模块化轴上时,所有驱动器脱离。在其他情况下,第一驱动器诸如旋转驱动器80120,可以在将低功能性柄部附接到模块化轴时脱离,而第二驱动器80130保持接合以与低功能性柄部一起使用。

[0450] 在各种情况下,旋转驱动器80120与手动旋转致动器通信,诸如以上相对于图8、图10和图11更详细描述的旋转致动器1420。当临床医生旋转旋转致动器时,可以监视该旋转致动器的位置。例如,外科器械可以包括编码器系统,该编码器系统被配置成能够监视旋转致动器的位置。除编码器系统之外或代替该编码器系统,驱动模块80110可以包括传感器系统,该传感器系统被配置成能够检测旋转致动器的旋转的角度。在任何情况下,将旋转致动器检测到的位置传送到处理器和马达控制器,诸如轴80020内的处理器80024和马达控制器80028。在各种情况下,驱动模块80110包括柄部。

[0451] 处理器80024和马达控制器80028被配置成能够响应于旋转驱动器80120的运动来驱动轴80020的系统,而不是由旋转驱动器80120手动地驱动的系统。在至少一种情况下,外科器械具有第一旋转接头和第二旋转接头,其中外科器械围绕第一旋转接头的旋转手动地驱动,并且外科器械围绕第二旋转接头的旋转由电动马达驱动。在这种情况下,例如,处理器80024可以使用编码器监视外科器械围绕第一旋转接头的旋转,并使用马达控制器80028使外科器械围绕第二旋转接头旋转,以便保持外科器械的能够旋转的部件对准。

[0452] 图76示出了在与可互换轴80220接合之前的柄部80210。柄部80210可与多个可互换轴一起使用,并且可以被称为通用柄部。轴80220包括驱动杆80250,该驱动杆被配置成能够与柄部80210的远侧螺母80255机械地接合。驱动杆80250的近侧端部80251包括特定的几何形状,该特定的几何形状被配置成能够装配在限定在远侧螺母80255的远侧端部中的凹口80256内。远侧螺母80255内的凹口80256的几何形状与驱动杆80250的近侧端部80251的几何形状互补。换句话说,一旦临床医生和/或助理以允许驱动杆80250装配在柄部80210的远侧螺母80255上的凹口内的方式取向了轴80220,则可互换轴80220成功地与通用柄部80210对准,使得远侧螺母80255和驱动杆80250之间几乎没有(如果有的话)相对的横向运动。

[0453] 在各种情况下,除上文描述的机械对准系统之外或代替该机械对准系统,驱动螺母80255的远侧端部80211和驱动杆80250的近侧端部80223包括多个磁性元件80260、80265、80270,该多个磁性元件被配置成能够有助于轴80220与柄部80210对准。磁性元件80260、80265、80270的系统允许轴80220与柄部80210自对准。在各种情况下,多个磁性元件80260、80265、80270是永磁体。如图75所示,轴80220的近侧端部80223包括非对称地取向的多个磁性元件80260、80265,但是磁性元件80260、80265能够以任何合适的方式布置。磁性元件80260、80265以相反磁极相对于轴80220的近侧端部80223面朝外的方式定位。更具体地,定位在轴80220的第一部分上的磁性元件80260以其正极相对于近侧端部80223面向外的方式定位,而定位在轴80220的第二部分或相对的部分上的磁性元件80265以其负极相对于近侧端部80223面向外定位。驱动螺母80255的远侧端部80211包括多个磁性元件80270,该多个磁性元件以它们的负极相对于柄部80210的远侧端部80211面向外定位。轴80220上的磁性元件80260、80265的此类不对称图案可以允许轴80220和柄部80210在一个或多个预先确定的位置对准,如下文更详细地描述的。磁性元件80260、80265、80270的使用消除了对

用于将柄部80210和轴80220移位到预先确定的位置的弹簧机构的需要。

[0454] 除上述之外,如果临床医生尝试将柄部80210与轴80220对准,使得定位在柄部80210上的磁性元件80270在定位在轴80220的第一部分上的磁性元件80260的附近内,磁性元件80260、80270产生吸引磁力,从而拉动模块化部件80210、80220使其对准。然而,如果临床医生试图将柄部80210与轴80220对准,使得定位在柄部80210上的磁性元件80270更靠近定位在轴80220的第二部分上的磁性元件80265的附近,则排斥磁力将推开模块化组件80210、80220,从而防止柄部80210和轴80220之间的不正确连接。

[0455] 在某些情况下,除上述之外,在模块化部件之间将仅存在一个稳定的位置。在各种情况下,多个磁性元件被定位成使得它们的磁极沿着柄部80210的远侧端部和轴80220的近侧端部的外周以重复图案交替。可以形成这种图案以便提供多个稳定的对准位置。磁性元件的重复图案允许轴和柄部之间的一系列稳定的对准,因为吸引磁力在许多位置将模块化部件80210、80220拉在一起。在各种情况下,多个磁性元件以形成双稳态磁网络的方式取向。这种双稳态网络确保模块部件80210、80220即使在模块部件80210、80220最初未对准时也以稳定的对准结束。换句话说,当柄部80210和轴80220未对准时,由多个磁性元件形成的磁场彼此相互作用,以发起旋转而脱离未对准位置并进入下一个最接近的稳定的对准。因此,未对准的模块部件80210、80220所经历的排斥磁力有助于将模块部件80210、80220转变为对准。当模块化部件80210、80220被排斥磁力推开时,它们旋转成吸引磁场,从而使柄部80210和轴80220对准。在各种情况下,排斥磁力发起柄部相对于轴的旋转并且反之亦然。磁性元件的取向的图案可以引导模块化部件80210、80220在特定的方向上相对于彼此旋转,同时还防止朝相反方向旋转。例如,在各种情况下,磁性元件以允许轴80220和柄部80210通过在经历排斥磁力时仅沿顺时针方向相对于彼此旋转而实现对准的图案取向。在其他情况下,磁性元件以允许轴80220和柄部80210通过在经历排斥磁力时仅沿逆时针方向相对于彼此旋转而达到对准的图案取向。在各种情况下,磁性元件可以影响模块化部件对准的速度。例如,磁性元件可以基于它们的磁场强度来布置,以使加速或减速进入或脱离对准。尽管以上将多个磁性元件80260、80265、80270描述为永磁体,但是在某些情况下,该多个磁性元件80260、80265、80270为电磁体。在此类情况下,可以通过使多个磁性元件80260、80265、80270选择性地通电来产生排斥磁力和吸引磁力。

[0456] 在各种情况下,柄部80210和轴80220包括提供初始吸引磁力的主导磁性元件,其中该主导磁性元件被配置成能够将模块化部件80210、80220拉动靠近在一起。在通过主导磁性元件将模块化组件80210、80220拉在一起之后,将多个磁性元件80260、80265、80270配置成能够精细调整柄部80210和轴80220的取向。

[0457] 图77示出了在与轴80320对准并附接到该轴之前的通用柄部80310。轴80320的近侧端部80323包括被配置成能够与切割成柄部80310的远侧端部80311的L形或卡口狭槽80312接合的销80322。在各种情况下,可围绕远侧端部80311的圆周切出多个L形槽80312,以为附加的销80322提供附加的附接支撑。轴80320的近侧端部80323还包括框架和以其正极面向外的方式定位在框架中的轴磁性元件80324。柄部80310的远侧端部80311还包括第一磁性元件80314和第二磁性元件80316。第一磁性元件80314以其正极面向外取向,并且第二磁性元件80316以其负极面向外取向。当临床医生开始将轴80320的销80322与其对应的柄部80310中的L形狭槽80312对准时,第一磁性元件80314和轴磁性元件80324相互作用以

产生排斥磁力。临床医生必须克服此力,以便销80322与L形狭槽80312接合。一旦销80322在L形狭槽80312内,并且/或者一旦轴磁性元件80324相对于第一磁性元件以及第二磁性元件80314和80324运动经过阈值距离,临床医生就可以开始手动使模块化部件80310、80320相对于彼此旋转。另外,如图78所示,一旦临床医生克服排斥磁力将销80322定位在L形狭槽80312内,一旦轴磁性元件80324超过阈值,磁性元件80324、80316就可以反应以产生吸引磁力。吸引磁力导致轴80320相对于柄部80310旋转,并使销80322完全接合到L形狭槽80312中。在此类情况下,柄部80310上的轴磁性元件80324和第二磁性元件80316的磁场之间的相互作用足够强以使模块化部件80310、80320拉动和/或保持在一起。在各种情况下,此类相互作用导致在轴磁性元件80324和第二磁性元件80316之间产生吸引磁力,从而导致模块化组件80310、80320对准并且销80322完全接合在L形狭槽80312内。尽管具体描述了磁性元件的取向,但是可以预见,这些磁性元件可以任何合适的方式取向。尽管以上将多个磁性元件80314、80316、80324描述为永磁体,但是在某些情况下,该多个磁性元件80314、80316、80324为电磁体。在此类情况下,可以通过选择性地使多个磁性元件80314、80316、80324通电来产生排斥刺力和吸引磁力。

[0458] 上述的磁性元件可以包括电磁体、永磁体或它们的组合。在诸如上述的情况下,永磁体元件系统可将轴和柄部对准在多个位置。在此类情况下,可以将电磁体添加到永磁体元件的系统中。该电磁体被配置成能够在被激活时施加比永磁体系统内的磁场更强的磁场。换句话说,可以结合电磁铁以便中断、阻碍和/或改变永磁体的系统之间的配合。此类中断导致能够对外科器械的模块化部件的对准进行选择性控制。例如,当磁性元件(诸如图76中的磁性元件80260、80265、82070)的系统已将轴80220和柄部80210一起拉到适当对准的位置时,临床医生可以选择性地激活电磁体以产生足够强的磁场来克服永磁体的吸引磁力,并将轴排斥远离柄部。在各种情况下,电磁体的激活将柄部排斥远离轴,从而将该轴从该柄部释放或解锁。在各种情况下,电磁体的激活被配置成能够不仅破坏由永磁体产生的吸引磁力,而且使模块组件80210、80220脱离。

[0459] 模块化外科器械,诸如图73中所示的外科器械80000,包括多个被配置成能够彼此通信以执行外科器械的预期功能的部件。上文详细描述了模块化外科器械的部件之间的通信路径。尽管此类通信路径本质上可以是无线的,但是有线连接也是合适的。在各种情况下,例如,外科器械的端部执行器和/或轴被配置成能够通过套管针或插管插入患者体内,并且可具有任何合适的直径,诸如大约5mm、8mm和/或12mm。除尺寸限制之外,各种模块化外科器械(诸如施夹器)包括被配置成能够旋转和/或进行关节运动的端部执行器和/或轴。因此,任何有线通信路径必须紧凑并且具有柔韧性,以便随着端部执行器和/或轴旋转和/或进行关节运动保持功能性。为了减小外科器械的轴和/或端部执行器内的操作元件的尺寸,可以利用各种微机电功能元件。将微电子器件(诸如压电尺蠖驱动器或键齿马达)结合到外科器械中有助于减少操作元件所需的空间,因为例如键齿马达被配置成能够递送线性运动而无需齿轮或凸轮。

[0460] 在各种情况下,通过将各种电迹线安装到柔性基板上以将柔韧性内置在有线通信路径中。在各种情况下,这些电迹线以任何合适的方式支撑在柔性基板上。例如,图79示出了在模块化外科器械(诸如外科器械1000)中使用的柔性电路80400。柔性电路80400被配置成能够在轴的壳体内延伸,诸如图73的轴80020。柔性电路80400的远侧端部80401被配置成

能够与端部执行器内的电迹线电联接。例如,在至少一种情况下,电迹线由铜和/或银构成。远侧端部80401包裹到第一环80402中,并且电迹线80405围绕第一环80402延伸。柔性电路80400的近侧端部80403被配置成能够与柄部内的电迹线电联接。近侧端部80403包裹到第二环80404中,并且电迹线80405围绕第二环80404延伸。

[0461] 当在柔性基板上支撑各种电迹线以提供柔韧性时,可以添加附加的特征以增加柔性电路80400的寿命并且/或者保护该柔性电路的完整性等。如图79和图79A所示,主要应变消除区域80410被配置成能够定位在关节运动关节的近侧。柔性电路80400的主要应变消除区域80410响应于外科器械的关节运动而经历最大的位移和/或扭转。为了例如在外科器械进行关节运动时消除柔性电路80400上的应变并且/或者帮助主要应变消除区域80410内的柔性电路80400的部分在外科器械不进行关节运动之后恢复其原始取向,存在一个或多个偏压和/或弹性构件80412用于弹性和/或柔韧性。该一个或多个偏压构件80412被配置成能够随着外科器械的关节运动和/或旋转而在挠曲状态和非挠曲状态之间转变。在各种情况下,偏压构件80412包括弹簧。为了例如适应周围零件的运动可将偏压构件80412结合到柔性电路80400的基板中。柔性电路80400在主要应变消除区域80410内的部分包括图案,该图案包括第一腿部80414、基部80416和第二腿部80418。基部80416在第一腿部80414和第二腿部80418之间延伸。偏压构件80412在第一腿部80414和第二腿部80418之间延伸并连接该第一腿部和该第二腿部。除此之外,偏压构件80412允许第一腿部80414相对于第二腿部80418偏转,然后弹性地返回其未挠曲状态。偏压构件80412被配置成能够在端部执行器进行关节运动时挠曲成挠曲状态,并且偏压构件80412被配置成能够在该端部执行器不再进行关节运动时弹性地返回到非挠曲状态。

[0462] 如图79和图79B所示,柔性电路80400被制造有次要应变消除区域80420,该次要应变消除区域的导电元件80405分离且不互连。导电元件80405的此类取向允许柔性电路80400被折叠。柔性电路80400的非挠性部分和挠性部分垂直于在主要应变消除区域80410内的柔性电路80400定位。次要应变消除区域80420包括一个或多个类似于上文更详细描述的偏压构件80412的偏压构件80422。例如,主要应变消除区域80410内存在偏压构件80412并且次要应变消除部分80320内存在偏压构件80422允许柔性电路80400在相对于轴的纵向轴线的至少两个分开的平面中具有可拉伸部分,诸如图73的轴80020。在第一平面中存在主要应变消除部分80410并且在第二平面中存在次要应变消除部分80320允许在外科器械的端部执行器、轴组件和柄部之间通信,该外科器械被配置成能够使该端部执行器进行关节运动、使该端部执行器旋转,并且使该轴组件旋转。在另一情况下,柔性电路80400可以被制造成扁平状,然后在一部分上扭转,诸如与外科器械的关节运动或致动部分相关的主要应变消除区域80410。这种设计通常可以消除柔性电路80400的应力释放的需要。

[0463] 图79C示出了图79的柔性电路80400的一部分,其特征在于与柔性电路80400的柔性基板80430一体形成的印刷电路板(PCB)。如图79C所示,在导电元件80405上覆塑柔性塑料,并且各种控制电路元件80432、80434、80436与柔性电路80400的柔性基板80430一体形成。

[0464] 图80示出了被配置成能够在端部执行器内延伸的端部执行器柔性电路80500。端部执行器柔性电路80500被配置成能够与轴柔性电路一起使用,诸如图79-79C所示的柔性电路80400。端部执行器柔性电路80500包括支撑在柔性基板上的电迹线80505。端部执行器

柔性电路80500的远侧端部80503包裹到环80504中。电迹线80505围绕环80504延伸。如图81A和图81B所示,环80504被配置成能够例如经由柔性电路80400的远侧端部80401上的第一环80402与轴柔性电路电联接。柔性电路80400和80500中的一者或两者包括偏压构件,以保持柔性电路80400、80500之间的接合部处的迹线之间的电接触。在各种情况下,端部执行器柔性电路80500包括一个或多个传感器,诸如夹具馈送传感器80510和/或夹具凸轮式传感器80520。此类传感器可以检测端部执行器的参数,并将检测到的参数传送到轴柔性电路80400上的控制电路组件80432、80434、80436。在各种情况下,控制电路定位在外科器械的柄部内。

[0465] 参见图82,外科器械215000包括柄部215100、附接到柄部215100的轴组件215500、端部执行器215600,以及将端部执行器215600可旋转地连接到轴组件215500的关节运动接头215550。柄部215100包括驱动系统215200、功率源215300和致动器215400。致动器215400是被配置成能够关闭端部执行器215600的闭合驱动装置的一部分。参见图83,驱动系统215200包括第一驱动马达215210、第一换档器马达215220、第二驱动马达215250和第二换档器马达215260。第一驱动马达215210包括能够旋转的输入轴和固定地安装到该能够旋转的输入轴的输入齿轮215215。第一换档器马达215220包括换档器轴和可旋转地安装到该换档器轴的小齿轮215225。小齿轮215225与第一驱动马达215210的输入齿轮215215可操作地相互啮合,并且能够由第一换档器马达215220在第一位置和第二位置之间平移。当小齿轮215225处于其第一位置时,小齿轮215225与输入齿轮215215和固定地安装到能够旋转的输出轴215230的输出齿轮215235可操作地相互啮合。在此类情况下,当第一驱动马达215210操作时,第一驱动马达215210的旋转被传递到能够旋转的输出轴215230。当小齿轮215225处于其第二位置时,小齿轮215225与输入齿轮215215和固定地安装到能够旋转的输出轴215240的输出齿轮215245可操作地相互啮合。在此类情况下,当第一驱动马达215210操作时,第一驱动马达215210的旋转被传递到能够旋转的输出轴215240。值得注意的是,小齿轮215225不同时与输出齿轮215235和215245接合,因此,第一驱动马达215210可用于驱动外科器械215000的两个单独功能。在使用中,外科器械215000的用户和/或外科器械215000的控制系统可通过使第一换档器马达215220切换来在这两个功能之间进行选择。

[0466] 除上述之外,第二驱动马达215250包括能够旋转的输入轴和固定地安装到该能够旋转的输入轴的输入齿轮215255。第二换档器马达215260包括换档器轴和可旋转地安装到该换档器轴的小齿轮215265。小齿轮215265与第二驱动马达215250的输入齿轮215255可操作地相互啮合,并且能够由第二换档器马达215260在第一位置和第二位置之间平移。当小齿轮215265处于其第一位置时,小齿轮215265与输入齿轮215255和固定地安装到能够旋转的输出轴215270的输出齿轮215275可操作地相互啮合。在此类情况下,当第二驱动马达215250操作时,第二驱动马达215250的旋转被传递到能够旋转的输出轴215270。当小齿轮215265处于其第二位置时,小齿轮215265与输入齿轮215255和固定地安装到能够旋转的输出轴215280的输出齿轮215285可操作地相互啮合。在此类情况下,当第二驱动马达215250操作时,第二驱动马达215250的旋转被传递到能够旋转的输出轴215280。值得注意的是,小齿轮215265不同时与输出齿轮215275和215285接合,因此,第二驱动马达215250可用于驱动外科器械215000的两个单独功能。在使用中,外科器械215000的用户和/或外科器械215000的控制系统可通过使第二换档器马达215260切换来在这两个功能之间进行选择。

[0467] 除上述之外,再次参见图83,输出轴215230、215240和215280包括刚性轴并且同心地嵌套。在各种情况下,轴承存在于输出轴215230和输出轴215240之间,并且另一个轴承存在于输出轴215240和输出轴215280之间。在其他情况下,输出轴215230、215240和215280彼此直接支撑。此类布置可提供紧凑的设计。在各种另选的实施方案中,输出轴215230、215240和215280均不嵌套。

[0468] 参见图84,另选的驱动系统216200被配置成能够驱动外科器械的总共六个功能。与上述相似,驱动系统216200包括第一驱动马达216210、第一换档器马达216220、第二驱动马达216250和第二换档器马达216260。第一驱动马达216210包括能够旋转的输入轴和固定地安装到该能够旋转的输入轴的输入齿轮216215。第一换档器马达216220包括换档器轴和可旋转地安装到该换档器轴的小齿轮216225。小齿轮216225与第一驱动马达216210的输入齿轮216215可操作地相互啮合,并且能够由第一换档器马达216220在第一位置、第二位置和第三位置之间平移。当小齿轮216225处于其第一位置时,小齿轮216225与输入齿轮216215和固定地安装到能够旋转的输出轴216230的输出齿轮216235可操作地相互啮合。在此类情况下,当第一驱动马达216210操作时,第一驱动马达216210的旋转被传递到能够旋转的输出轴216230。当小齿轮216225处于其第二位置时,小齿轮216225与输入齿轮216215和固定地安装到能够旋转的输出轴216240的输出齿轮216245可操作地相互啮合。在此类情况下,当第一驱动马达216210操作时,第一驱动马达216210的旋转被传递到能够旋转的输出轴216240。当小齿轮216225处于其第三位置时,小齿轮216225与输入齿轮216215和固定地安装到能够旋转的输出轴216290的输出齿轮216295可操作地相互啮合。在此类情况下,当第一驱动马达216210操作时,第一驱动马达216210的旋转被传递到能够旋转的输出轴216290。值得注意的是,小齿轮216225不同时与多于一个输出齿轮216235、216245和216295接合,因此,第一驱动马达216210可用于驱动外科器械的三个单独功能。在使用中,外科器械的用户和/或外科器械的控制系统可通过使第一换档器马达216220切换来在这三个功能之间进行选择。

[0469] 除上述之外,输出轴216230与外科器械的轴216500可操作地接合,使得输出轴216230的旋转被传递到轴216500。更具体地,输出轴216230的远侧端部包括与限定在轴壳体216510的内部上的齿轮齿216515的环相互啮合的齿轮。输出轴216230沿第一方向旋转以使轴216500沿一个方向旋转,并且沿相反方向旋转以使轴216500沿另一个方向旋转。输出轴216240包括柔性电缆,该柔性电缆例如可与钳口夹持驱动装置、击发驱动系统(诸如例如钉击发驱动装置和/或组织切割驱动装置)和/或端部执行器旋转驱动装置可操作地联接。输出轴216290与第一关节运动驱动装置216700可操作地接合。第一关节运动驱动装置216700包括两个能够平移的关节运动驱动器216790,它们各自联接到与输出轴216290通过螺纹接合的能够平移的驱动螺母216795。每个驱动螺母216795包括销或突起,该销或突起延伸到限定在输出轴216290中的沟槽中并且被约束而不能旋转,使得输出轴216290的旋转使驱动螺母216795平移。在使用中,输出轴216290沿第一方向旋转以使外科器械的端部执行器围绕第一关节运动接头沿一个方向旋转,并且沿相反方向旋转以使端部执行器围绕第一关节运动接头沿另一个方向旋转。限定在输出轴216290中的螺纹被配置成能够将驱动螺母216795和关节运动驱动器216790中的一者朝远侧推动,同时将另一个驱动螺母216795和关节运动驱动器216790朝近侧牵拉。即便如此,一个驱动螺母和关节运动驱动器216795可

足以使端部执行器围绕第一关节运动接头进行关节运动。

[0470] 除上述之外,第二驱动马达216250包括能够旋转的输入轴和固定地安装到该能够旋转的输入轴的输入齿轮216255。第二换档器马达216260包括换档器轴和可旋转地安装到该换档器轴的小齿轮216265。小齿轮216265与第二驱动马达216260的输入齿轮216255可操作地相互啮合,并且能够由第二换档器马达216260在第一位置、第二位置和第三位置之间平移。当小齿轮215665处于其第一位置时,小齿轮216265与输入齿轮216255和固定地安装到能够旋转的输出轴216270的输出齿轮215675可操作地相互啮合。在此类情况下,第二驱动马达216250的旋转被传递到能够旋转的输出轴216270。当小齿轮216265处于其第二位置时,小齿轮216265与输入齿轮216255和固定地安装到能够旋转的输出轴216280的输出齿轮216285可操作地相互啮合。在此类情况下,第二驱动马达216250的旋转被传递到能够旋转的输出轴216280。当小齿轮216265处于其第三位置时,小齿轮216265与输入齿轮216215和固定地安装到能够旋转的输出轴216290'的输出齿轮216295'可操作地相互啮合。在此类情况下,第二驱动马达216250的旋转被传递到能够旋转的输出轴216290'。值得注意的是,小齿轮216265不同时与多于一个输出齿轮216275、216285和216295'接合,因此,第二驱动马达216250可用于驱动外科器械的三个单独功能。在使用中,外科器械的用户和/或外科器械的控制系统可通过使第二换档器马达216260切换来在这三个功能之间进行选择。

[0471] 除上述之外,输出轴216270和/或输出轴216280可与钳口夹持驱动装置、击发驱动系统(诸如例如钉击发驱动装置和/或组织切割驱动装置)和/或端部执行器旋转驱动装置可操作地联接。输出轴216290'与第二关节运动驱动装置216800可操作地接合。第二关节运动驱动装置216800包括两个能够平移的关节运动驱动器216890,它们各自联接到与输出轴216290'通过螺纹接合的能够平移的驱动螺母216895。每个驱动螺母216895包括销或突起,该销或突起延伸到限定在输出轴216290'中的螺纹或沟槽中并且被约束而不能旋转,使得输出轴216290'的旋转使驱动螺母216895移位。在使用中,输出轴216290'沿第一方向旋转以使外科器械的端部执行器围绕第二关节运动接头沿一个方向旋转,并且沿相反方向旋转以使端部执行器围绕第二关节运动接头沿另一个方向旋转。限定在输出轴216290'中的螺纹被配置成能够将驱动螺母216895和关节运动驱动器216890中的一者朝远侧推动,同时将另一个驱动螺母216895和关节运动驱动器216890朝近侧牵拉。即便如此,一个驱动螺母和关节运动驱动器216895可足以使端部执行器围绕第二关节运动接头进行关节运动。

[0472] 如上所述,第一驱动马达216210和第一换档器马达216220被配置成能够一次驱动其三个功能中的仅一个。类似地,第二驱动马达216250和第二换档器马达216260被配置成能够一次驱动其三个功能中的仅一个。即便如此,驱动系统216200被配置成能够同时操作第一驱动马达216210和第二驱动马达216250,使得外科器械可同时执行两个功能。例如,第一驱动马达216210可使端部执行器经由驱动轴216290围绕第一关节运动接头进行关节运动,而第二驱动马达216250可使端部执行器经由驱动轴216290'围绕第二关节运动接头进行关节运动。类似地,第一驱动马达216210可使轴216500围绕纵向轴线旋转,而第二驱动马达216250使端部执行器围绕纵向轴线旋转。然而,在一些情况下,驱动系统216200的控制系统可被配置成能够防止同时执行两个端部执行器功能。在至少一种此类情况下,控制系统被配置成能够防止端部执行器在钉击发行程执行时打开。

[0473] 除上述之外,第一换档器马达216220可被配置成能够当其将驱动轴与第一驱动马

达216210可操作地联接时闭锁两个非联接的驱动轴。在至少一种此类情况下,第一换档器马达216220的能够平移的轴可包括限定在其上的锁,该锁被配置成能够接合两个未联接的驱动轴并将其锁定在适当位置。在至少一种情况下,当第一换档器马达216220将第一驱动马达216210与驱动轴216290可操作地接合时,该第一换档器马达锁定驱动轴216230和216240。类似地,第二换档器马达216260可被配置成能够当其将驱动轴与第二驱动马达216250可操作地联接时闭锁两个非联接的驱动轴。在至少一种此类情况下,第二换档器马达216260的能够平移的轴包括限定在其上的锁,该锁被配置成能够接合两个未联接的驱动轴并将其锁定在适当位置。在至少一种情况下,当第二换档器马达216260将第二驱动马达216250与驱动轴216290'可操作地接合时,该第二换档器马达锁定驱动轴216270和216280。在此类情况下,未被驱动的端部执行器功能被肯定地禁用或锁定。即便如此,设想了其中端部执行器功能在不与驱动马达一起使用或不与驱动马达联接时不需要被锁定的实施方案。在任何情况下,第一换档器马达216220和/或第二换档器马达216260可包括螺线管,例如以产生其轴的纵向位移。

[0474] 如上所述,驱动系统215200被配置成能够驱动四个器械功能,并且驱动系统216200被配置成能够驱动六个器械功能。即便如此,用于本文所公开的器械的驱动系统可被配置成能够驱动任何合适数量的功能,诸如例如多于六个端部执行器功能。

[0475] 除上述之外,外科器械的马达控制系统可调整外科器械的一个或多个马达的操作。参见图85,外科器械215000包括应变计电路215900,该应变计电路与外科器械215000的马达控制系统通信。应变计电路215900包括安装到轴215500的护罩或壳体215510的应变计215910。应变计215910包括基部215920、基部215920上的第一电接触件215930、与第一电接触件215930电通信的迂回电路215940,以及与电路215940电通信的第二电接触件215950。电接触件215930和215950被配置成能够焊接到和/或以其他方式电联接到例如导线和/或迹线,以使得应变计215910与马达控制系统通信。电路215940由细导线构成,当应变计215910被拉伸和/或压缩时,该细导线的电阻改变,如下文更详细地讨论。

[0476] 再次参见图85,应变计215910的基部215920安装到护罩215510,使得应变计215910在护罩215510被置于张力下时伸长并且在护罩215510被压缩时收缩。参见图85A,当应变计215910沿纵向轴线L置于张力下时,电路215940的电阻改变,即增大,该改变能够由马达控制系统检测。类似地,参见图85B,当应变计215910沿纵向轴线L压缩时,电路215940的电阻改变,即减小,该改变也能够由马达控制系统检测。电路215940的电阻变化与应变计215910的位置处的护罩215510所经历的应变成比例或至少基本上成比例。在各种情况下,轴护罩215510中的应变的增大可以某种方式指示患者组织正承受过大应力。利用该信息,外科器械215000的马达控制系统可改变外科器械215000的电动马达的性能。例如,当应变计电路检测到的应变超过例如存储在马达控制系统的存储器和/或处理器中的预先确定的值或阈值时,马达控制系统可减慢此时操作的一个或多个马达。在至少一种此类情况下,当超过应变阈值时,马达控制系统可减慢驱动钉击发行程的电动马达。在其他情况下,例如,当超过应变阈值时,马达控制系统可减慢驱动夹具形成行程的电动马达或驱动缝合线行程的电动马达。在各种情况下,马达控制系统可减慢例如闭合或夹持端部执行器和/或使端部执行器进行关节运动的电动马达。

[0477] 除上述之外,外科器械215000的马达控制系统可自适应地控制一个或多个电动马

达的速度。马达控制系统包括用于控制电动马达的速度的一个或多个脉宽调制(PWM)电路和/或任何其他合适的功率控制电路。PWM电路被配置成能够将电压脉冲施加到电动马达以按期望的速度驱动电动马达;较长的电压脉冲以较快的速度驱动电动马达,较短的电压脉冲以较慢的速度驱动电动马达。在各种情况下,马达控制系统包括用于控制电动马达的速度的一个或多个频率调制(FM)电路和/或电压变换电路。FM电路可以较高的频率向马达施加电压脉冲从而以较快的速度驱动电动马达,以及/或者以较低的频率向马达施加电压脉冲从而以较慢的速度驱动电动马达。PWM电路和FM电路被配置成能够以恒定或接近恒定的量值间歇地向电动马达施加电压电位;然而,设想了其中也可改变电压电位的量值以调节由电动马达递送的功率的各种实施方案。可变电阻电路例如可用于改变施加到电动马达的电压的量值。

[0478] 除调整递送到外科器械215000的电动马达的电压以控制马达的速度之外或代替该操作,可调整递送到电动马达的电流以控制由电动马达递送的驱动力。为此,外科器械可包括一个或多个马达电流控制电路。

[0479] 应变计215910为轴向应变计,其非常适于测量沿纵向轴线L的应变;然而,一个应变计215910可能不提供对发生在护罩215510内的应变的完整了解。被定位成与应变计215910相邻的在不同方向上取向的附加应变计可提供关于在该位置处发生的应变的附加数据。例如,另一个应变计可例如沿横向轴线T正交于应变计215910定位和/或相对于纵向轴线L成45度角定位。设想了其中多于一个应变计设置在单一应变计基部上各种实施方案。这种布置可在特定位置处提供更高的应变分辨率。正如上文所述,可使用任何合适的应变计。例如,可使用例如电容应变计、半导体应变计、纳米颗粒应变计和/或光纤应变计。

[0480] 当一个或多个电阻应变计粘结到表面以测量应变时,如上所述,应变计可以布置在惠斯通电桥电路中,如图85C所示。惠斯通电桥是用于测量静态电阻或动态电阻的分隔型电桥电路。惠斯通电桥的输出电压通常以毫伏输出/伏输入表示。参见图85C,如果R1、R2、R3和R4相等,并且在点A和点C之间施加电压$V_{输入}$,则点B和点D之间的输出将不显示电位差。然而,如果R4变为不等于R1、R2和R3的某个值,则该电桥将变得不平衡,并且在输出端子处将存在电压。在G桥构型中,可变应变传感器具有电阻R,而其他臂是固定值电阻器。

[0481] 然而,应变计传感器可占据惠斯通电桥的一个、两个或四个臂。该电路的总应变或输出电压($V_{输出}$)等于R1和R4或Rg两端的电压降之间的差值。当R1/R2＝Rg/R3并且因此$V_{输出}$等于零时,认为电桥是平衡的。感测网格的电阻的任何较小变化将使电桥不平衡,从而使其适用于检测应变。当该电桥被设置为使得Rg为唯一有效应变计时,Rg的微小变化将导致来自该电桥的输出电压。

[0482] 应当连接到该电桥的有效应变计的数量取决于应用。例如,可能有用的是连接外科器械壳体或护罩的相对两侧上的应变计,一个应变计压缩,另一个应变计张紧。在该布置中,相同应变的电桥输出有效地翻倍。在惠斯通电桥的所有四个臂都连接到应变仪的装置中,温度补偿是自动的,因为由于温度变化引起的电阻变化对于该惠斯通电桥的所有四个臂将是相同的。

[0483] 除上述之外,在四元件惠斯通电桥中,通常两个应变计压缩并且两个应变计张紧,但可使用任何合适的布置。例如,如果R1和R3张紧(正)并且R2和R4压缩(负),则输出将与单独测量的所有应变的总和成比例。对于位于惠斯通电桥的相邻分支上的应变计,该电桥变

得在与应变差值成比例方面不平衡。对于位于惠斯通电桥的相对分支上的应变计,该电桥在与应变之和成比例方面平衡。无论是测量弯曲应变、轴向应变、剪切应变还是扭转应变,应变计布置都将确定输出与被测量应变的类型之间的关系。如图85C所示,如果在应变计R2和R3上发生正拉伸应变,并且应变计R1和R4经历负应变,则总输出$V_{输出}$将为单个应变计的电阻的四倍。

[0484] 除上述惠斯通电桥之外或代替上述惠斯通电桥,还可使用其他应变计电路。例如,可使用恒定电流和/或恒定电压布置。

[0485] 如上所述,由一个或多个应变计提供给马达控制系统的数据可用于修改外科器械的一个或多个电动马达的操作。除减慢电动马达之外或代替该操作,马达控制系统可使电动马达停止。在至少一种情况下,马达控制系统使用两个或更多个应变阈值,其中马达控制系统在测量的应变超过第一阈值时使电动马达减慢,但在测量的应变超过第二或更高阈值时使电动马达停止。在某些情况下,当测量的应变超过第一阈值时,马达控制系统使电动马达减慢,并且当测量的应变超过第二或更高阈值时,马达控制系统进一步使电动马达减慢。在各种情况下,马达控制系统可被配置成能够在测量的应变降至低于其超过的阈值中的一个或多个阈值时使电动马达加速和/或恢复电动马达的原始速度。在任何情况下,马达控制系统被配置成能够从器械外外科集线器接收关于确定对升高的应变状态的适当反应的附加数据。此外,马达控制系统被配置成能够将数据传输到外科集线器,该外科集线器可存储和/或分析应变数据并且发射关于对升高的应变状态的适当反应的返回信号。为此,外科器械215000包括无线信号发射器和无线信号接收器;然而,设想了硬接线实施方案。

[0486] 除上述之外,应当理解,获得准确的应变读数是重要的。即便如此,外科器械215000周围的环境可影响应变计读数的准确性。除此之外,应变计215910和/或应变计215190下面的基板的温度变化可影响应变计读数。为此,外科器械215000可包括用于控制应变计215910的温度的温度控制系统。在使用中,温度控制系统被配置成能够加热和/或冷却应变计215910,以相对于所需或预先确定的温度来控制应变计215910的温度。在至少一个实施方案中,温度控制系统包括用于加热应变计215190和/或应变计215190下面的基板的电阻加热电路。温度控制系统可包括例如用于冷却应变计215190和/或应变计215190下面的基板的工作流体制冷回路,诸如二氧化碳制冷回路。为了估计应变计的温度或温度变化,应变计可包括位于应变计的基板上的温度传感器,该温度传感器与马达控制系统进行信号通信。另选地,温度传感器可与应变计相邻。在任一种情况下,马达控制系统可使用来自温度传感器的数据来操作上述加热系统和/或冷却系统。除有源加热和/或冷却应变计之外或代替该操作,马达控制系统可根据从温度传感器接收的数据调节来自应变计的数据,从而调节或补偿温度的升高。在至少一种情况下,可针对应变计的温度变化来调节将应变计的电压与下面的基板所经历的应变相关的曲线。

[0487] 在许多情况下,除上述之外,测量应变是用于确定外科器械正在经受的力的优异代替物。即便如此,此类应变测量不直接测量此类力。在各种实施方案中,外科器械215000包括用于直接测量力的与应变计215910相邻定位的一个或多个力传感器。在至少一种情况下,力传感器包括沿平行于或至少基本上平行于应变计215910的纵向轴线的轴线拉伸和/或收缩的弹簧元件。力传感器与马达控制系统通信,因此,马达控制系统可使用应变计数据和力传感器数据两者来调整外科器械马达的操作。

[0488] 除上述之外,能够测量外科器械215500的轴护罩215510内的应变和/或力以控制外科器械215500的操作。在各种情况下,轴护罩215510中升高的应变和/或力读数表明外科器械215500的轴可能压靠患者的组织。为了使临床医生知道施加到患者组织的力,外科器械215500还包括与外科器械215500的控制系统通信的指示器,当由应变计测量的应变和/或由轴护罩215510中的测力计测量的力超过阈值水平时,该指示器由控制系统激活。指示器可包括例如被配置成能够产生视觉反馈的灯、被配置成能够产生听觉反馈的扬声器、被配置成能够产生触觉反馈的振动马达和/或显示屏上的图标。在某些情况下,当超过应变阈值时,控制系统可降低外科器械215500中的一个或多个马达的速度。以这种方式控制电动马达可防止外科器械215500过度偏转和/或断裂,尤其是当外科器械215500的一部分正在进行关节运动和/或旋转时。在至少一种情况下,应变计和/或力传感器可被放置在外科器械215500内的电路板(诸如柔性电路)上和/或该电路板中。因此,在此类情况下,可防止电路(尤其是安装到外科器械的壳体的电路)内的过度力加载和/或偏转。即便如此,还能够测量运动部件(诸如能够旋转的轴和/或能够平移的驱动构件)内的应变和/或力。此类布置允许马达控制系统直接评估外科器械215500的驱动系统内的应变和/或力,并且防止电动马达和/或驱动部件承受过大应力。

[0489] 正如上文所述,外科器械可在任何合适的位置利用应变计。在各种情况下,应变计电路可包括定位在端部执行器的钳口上的应变计。除此之外,此类应变计可检测钳口的偏转,尤其是当定位在钳口的远侧端部时。利用此类数据,马达控制系统可调整外科器械的操作以适应例如过度挠曲的钳口。在至少一种此类情况下,马达控制系统可减慢用于驱动可朝远侧运动的组织切割刀(诸如外科缝合器的刀)的电动马达。在使用中,当组织被捕获在端部执行器的钳口之间时,钳口将弹性地偏转,但钳口有时可塑性地或永久性地偏转。定位在钳口上的应变计将允许马达控制系统检测当钳口松开时钳口已被永久性地损坏。如果该永久性损坏高于阈值,则马达控制系统可以某种方式限制外科器械的功能和/或向用户指示外科器械已损坏和/或指示损坏的程度。

[0490] 除上述之外,应变计电路的应变计可被放置在支撑钉仓的外科缝合器的钳口上。当外科缝合器的钳口夹紧时,应变计可检测仓钳口内的应变,该应变可揭示钳口的偏转。按照此方法,钳口的偏转可揭示钳口之间的距离或组织间隙。利用该信息,马达控制系统可估计钳口之间的组织的厚度并且控制驱动组织切割刀的驱动马达的速度。例如,马达控制系统可在组织较厚时使驱动马达减慢和/或在组织较薄时使驱动马达加快。除上述之外或代替上述,应变计电路的应变计可被放置在组织切割刀上。此类应变计可向马达控制系统提供与组织的厚度和/或组织的密度相关的数据。与上述相似,马达控制系统可例如在组织致密时减慢驱动马达和/或在组织不太致密时加快驱动马达。此外,马达控制系统可使驱动马达停止和/或暂停,该驱动马达在测量的应变已达到阈值时闭合端部执行器的钳口。在许多情况下,在端部执行器已被初始夹持之后,被夹持组织中的流体需要时间来流出端部执行器中的组织,并且如果应变回降到低于阈值,则马达控制系统可被配置成能够重新启动闭合驱动马达以将组织压缩期望的量。此类应变计可被放置在例如端部执行器钳口和/或闭合驱动构件中的一者上。

[0491] 本文所述的外科器械能够通过套管针(诸如图82C所示的套管针219900)插入患者体内。套管针可包括:长轴219910,该长轴包括从中延伸穿过的纵向孔219920;锋利的远侧

端部219930,该锋利的远侧端部被配置成能够被推动穿过患者体内的切口;以及近侧端部219940,该近侧端部包括被配置成能够接收外科器械S的可密封的端口或开口。在使用中,外科器械穿过该可密封的端口、穿过纵向孔并进入患者的体腔中。该可密封的端口包括密封件,该密封件被配置成能够防止或至少减少从患者体腔通过套管针的注入气体的流动。该密封件被配置成能够将其自身偏压成闭合构型或至少基本上闭合的构型。即使外科器械延伸穿过可密封的端口,密封件也抵靠外科器械的侧面偏压,以在其间形成密封的或至少基本上密封的接合部。在使用中,套管针能够在切口内取向,以允许外科器械在体腔内正确取向。在各种情况下,使用外科器械的临床医生沿期望方向推动或拉动外科器械以使外科器械取向,并且在此类情况下,外科器械接触纵向孔的侧壁,该纵向孔还使套管针取向。

[0492] 在各种情况下,除上述之外,当套管针由外科器械取向时,套管针向患者组织施加力。过大的力可夹伤、擦伤和/或以其他方式损伤组织。为此,套管针可包括一个或多个力传感器电路和/或一个或多个应变计电路,这些电路被配置和定位成检测由外科器械施加到套管针的力。在各种情况下,力传感器电路嵌入在定位于套管针的纵向孔内的柔性基板诸如带中。在至少一种此类情况下,柔性基板围绕套管针轴的内圆周延伸,并且例如通过一种或多种粘合剂附接到套管针轴。力传感器电路包括支撑在柔性基板内的一个或多个换能器,当外科器械被推靠在套管针上时,一个或多个换能器被外科器械压缩。换能器诸如压电换能器例如将机械能转换成电能,并且当换能器被压缩在外科器械和套管针的侧壁之间时,力传感器电路产生电压电位。套管针还包括与力传感器电路电通信和/或进行信号通信的控制系统,该控制系统被配置成能够检测由力传感器电路中的换能器产生的电压电位以及电压电位的量值。

[0493] 除上述之外,套管针的控制系统使用算法来确定来自力传感器电路的电压电位是否超过一个或多个阈值。套管针还包括例如与控制系统通信的至少一个触觉反馈发生器,诸如灯、扬声器和/或偏心马达,并且当来自力传感器电路的电压电位超过预先确定的阈值时,控制系统可致动该触觉反馈发生器以向临床医生指示他们可能正在经由外科器械向套管针和患者组织施加过大的力。

[0494] 除上述之外,套管针可包括与套管针的控制系统通信的无线信号发射器。无线信号发射器被配置成能够发射一个或多个信号,包括关于力传感器电路的数据,尤其是当已经超过阈值时。穿过套管针插入的外科器械可包括与外科器械的控制系统通信的无线信号接收器,该无线信号接收器被配置成能够从套管针接收无线信号并将信号或由信号传输的数据转送到器械控制系统。外科器械还包括例如与器械控制系统通信的至少一个触觉反馈发生器,诸如灯、扬声器和/或偏心马达,并且当来自力传感器电路的电压电位超过预先确定的阈值时,器械控制系统可致动该触觉反馈发生器以向临床医生指示他们可能正在经由外科器械向套管针和患者组织施加过大的力。

[0495] 除上述之外,套管针和外科器械可以是外科集线器系统的一部分。在各种情况下,套管针和外科器械与外科集线器系统通信,而不是如上所述直接通信。

[0496] 套管针的力传感器电路可用于估计关于外科器械的其他信息。在至少一种情况下,当一个或多个力传感器电路的电压电位改变时,套管针控制系统可确定外科器械存在于套管针中。在各种情况下,套管针控制系统可确定外科器械被推动的方向。当套管针的一个横向侧上的力传感器电路改变电压电位并且套管针的相对横向侧上的力传感器电路不

改变电压电位或具有较小的电压电位变化时,套管针控制系统可确定外科器械被推动的方向。在某些情况下,套管针可包括近侧换能器组和远侧换能器组,这些换能器可用于估计外科器械在套管针中的取向。当套管针的第一横向侧上的近侧换能器具有比套管针的第二或相对侧面上的近侧换能器更高的电压电位时并且第二侧面上的远侧换能器具有比第一侧面上的远侧换能器更高的电压电位时,套管针控制系统可确定外科器械例如在患者体内沿第二方向取向。此类近侧换能器和远侧换能器还可用于估计外科器械施加到套管针和/或患者组织的扭矩。

[0497] 除上述之外,套管针内的电路和外科器械内的电路可电感地联接。在各种情况下,一个或多个套管针电路包括围绕套管针轴延伸的绕组,该绕组在套管针内产生与外科器械中的一个或多个电路相互作用的场。在至少一种此类情况下,套管针电路包括例如嵌入套管针壳体中的铜线,并且外科器械电路包括延伸穿过外科器械的轴的铜线。在此类情况下,套管针可经由该电感联接将电功率传输到外科器械和/或将无线数据信号传输到外科器械。套管针可具有其自身的功率源和/或可从手术室中的外科集线器系统接收电功率。另选地,外科器械的电路可被配置和布置成能够将电功率和/或无线信号数据传送到套管针。在此类情况下,传感器、控制系统和/或触觉反馈发生器可由定位在套管针中的外科器械供电。在某些情况下,套管针可当在预先确定的时间段未被使用之后进入低功率或睡眠模式。套管针控制系统可经由这些电感电路来检测外科器械向套管针中的插入,这可导致套管针进入全功率或唤醒模式。器械控制系统可经由这些电感电路来检测外科器械向套管针中的插入,这可导致器械进入全功率或唤醒模式。

[0498] 在任何情况下,上文提供的关于套管针和外科器械之间的相互作用的讨论适用于手持式外科器械和/或由机器人外科系统操作的外科器械两者。

[0499] 参见图86,外科器械215000包括马达控制系统215700。马达控制系统215700包括第一电路板,即柔性电路215710,以及如下文更详细地描述的第二电路板,即印刷电路板(PCB)215720。柔性电路215710包括柔性基板,该柔性基板包括非导电柔性基部以及限定在非导电柔性基部内和/或非导电柔性基部上的导电电迹线。柔性电路215710是可调形的并且其轮廓被设计成抵靠柄部壳体215110的内表面配合。柄部壳体215110的内表面为大致凹形的,并且柔性电路215710已弯曲以匹配柄部壳体215110的凹形构型;然而,即便如此,柔性电路215710是可调形的,以配合柄部215100内的任何合适的构型。

[0500] 柔性基部由例如聚酰亚胺和/或聚醚醚酮(PEEK)构成,并且可包括任何合适数量的层。导电迹线由例如铜、银和/或导电聚酯构成。导电迹线定位在柔性基部的层之间以及/或者嵌入在柔性基部内,并且在柔性电路215710上的特定预先确定的位置处暴露。导电迹线的暴露部分至少部分地用焊料涂层(诸如例如锡和/或银)和/或助熔剂涂层(诸如例如有机助熔剂)覆盖。柔性电路215710还包括安装到其表面的电子部件。这些表面安装电子部件经由焊接连接以机械的方式和电的方式附接到柔性电路215710的导电迹线的暴露部分。例如,可使用回流焊接工艺将表面安装电子器件快速组装到柔性电路215710。除表面安装部件之外或代替表面安装部件,柔性电路215710可包括具有通孔电接触件的电子部件。在此类情况下,导电迹线包括被配置成能够接收从电子装置延伸的电接触件或引脚的开口或通孔。可使用例如回流焊接工艺和/或波峰焊接工艺将这些引脚焊接到导电迹线。除了焊接电连接之外,电子部件可以机械的方式附接到柔性基部,以降低焊接连接承受过大应力的可

能性。

[0501] 除上述之外,柔性电路215710使用一种或多种粘合剂安装到柄部壳体215110,使得柔性电路215710的底部表面适形于柄部壳体215110。柔性电路215710还可至少部分地嵌入在柄部壳体215110中。在至少一种此类情况下,柄部壳体215110由注塑在柔性电路215710的至少一部分上的塑料构成。在某些情况下,导电迹线可在没有柔性电路板的情况下直接附接到柄部壳体215110和/或嵌入在该柄部壳体中。例如,导电迹线215760被限定在柄部壳体215510上,与电接触件215160电通信。当柄部壳体215110的侧面组装在一起时,柄部壳体215110的一个侧面上的电接触件215160电连接到另一个侧面上的对应电接触件。在任何情况下,导电迹线具有暴露的部分,使得可以建立与导电迹线的电连接。

[0502] 在使用中,除上述之外,电源215300向马达控制系统215700提供电力。电源215300包括一个或多个直流(DC)电池,但可包括任何合适的电源,诸如例如交流(AC)电源。电源215300可包括用于经由电线或导体215750向马达控制系统215700提供期望的电压电位的电压变换电路。值得注意的是,导体215750连接到马达控制系统215700的第二电路板215720。第二电路板215720包括卡并且连接到第一电路板215710;然而,第二电路板215720可包括任何合适的构型。参见图87,第二电路板215720能够插入到限定在柄部壳体215110中的卡槽215120中。卡槽215120被配置成能够牢固地接收第二电路板215720,使得一旦第二电路板215720已插入在该卡槽中,第二电路板215720就不会相对于柄部壳体215110运动或至少基本上不会相对于该柄部壳体运动。卡槽215120包括安装在其壁上的电接触件215130和215140,这些电接触件经由导电迹线215150与柔性电路板215710通信。当第二电路板215720坐置在卡槽215120中时,电接触件215130和215140分别电联接到第二电路板215720上的电接触件215730和215740。

[0503] 除上述之外,第二电路板215720包括卡,该卡包括基板和定位在该基板上的电子部件。该基板包括印刷电路板(PCB),该印刷电路板包括多个刚性非导电层和定位在该非导电层中间和/或该非导电层上的多个导电迹线。由于第二电路板215720的刚性,该导电迹线可为厚的和/或宽的,这允许迹线承载大的电功率负载而不会使第二电路板215720的材料过热。与上述相似,第二电路板215720包括安装到迹线并且电联接到迹线的表面安装电子部件和/或通孔-引脚电子部件,两者均被称为电子部件215725。由于以上所述,第二电路板215720非常适于在电源215300和外科器械215000的电动马达之间传输通常相当高的电负载。因此,第一电路板215710可包括柔性电路,该柔性电路可薄于PCB并且更适于传输较低的电功率负载。即便如此,柔性电路可被设计成承载任何合适的电功率负载,并且可用于例如外科器械215000的任何合适的应用。

[0504] 鉴于上述内容,第一电路板215710被设计成具有低功率电路并且传输比被设计成具有高功率电路的第二电路板215720更低的电功率负载。例如,低功率电路包括信号电路和/或传感器电路,诸如响应于柄部215100上的输入的电路和/或应变计电路。高功率电路包括马达控制电路,该马达控制电路可包括例如PWM和/或FM控制电路。其他高功率电路包括例如被配置成能够在端部执行器中产生驻波的射频(RF)发生器电路和/或换能器驱动电路。

[0505] 除上述之外,第一电路板215710和/或第二电路板215720包括存储装置,该存储装置被配置成能够存储关于例如外科器械215000的操作、状态和/或状况的数据。参见图82A

和图82B,第一电路板215710包括至少一个数据访问端子和/或接触件215170,该至少一个数据访问端子和/或接触件可由临床医生使用以访问存储在存储装置中的数据。为此,柄部壳体215110包括入口215180,该入口被配置成能够允许连接器和/或探头215880穿过其中插入以可操作地连接到数据访问端子215170。入口215180包括密封件,该密封件包括例如由橡胶构成的弹性体部分和延伸穿过该弹性体部分的密封但可打开的孔。该孔被密封件的弹性体材料偏压成闭合的或至少基本上闭合的,并且能够打开以允许探头215880穿过其中插入。当探头215880从入口215180缩回时,密封件可重新自密封。

[0506] 除上述之外或代替上述,柄部壳体215110包括可刺穿的部分,该可刺穿的部分被配置成能够例如被电探头刺穿。可刺穿的部分可包括柄部壳体215110的变薄部分,该变薄部分可易于被电探头刺穿以触及柄部壳体215110中的电路板和/或马达控制系统。在至少一种情况下,柄部壳体215110包括指示柄部壳体215110可在何处被刺穿的分界线。在至少一种情况下,该分界线包括例如柄部壳体215110上的着色区。

[0507] 参见图88和图89,轴组件215500'在许多方面类似于轴组件215500。与轴组件215500类似,轴组件215500'与柄部(诸如柄部215100)形成允许轴组件215500'围绕纵向轴线旋转的能够旋转的接合部。轴组件215500'包括安装到轴壳体或护罩215510'的内部的柔性电路,该柔性电路围绕轴壳体215510'的整个圆周延伸并且包括环形电接触件215520'。柄部包括马达控制系统215700',该马达控制系统包括印刷电路板(PCB)215710'。PCB 215710'包括与环形电接触件215520'接合并电通信的电接触件215720'。每个电接触件215720'包括座置在PCB 215710'中的基部以及被偏压成与环形电接触件215520'接合的柔顺或弹簧构件,该偏压使得电接触件215720'与环形电接触件215520'电通信,而不管轴组件215500'相对于柄部旋转的位置如何。轴组件215500'还包括使得电接触件215520'与电动马达215200'电通信的导线或导体215530'。由于以上所述,轴组件215500'中的电动马达215200'可由柄部中的电源供电。此外,电接触件215520'和215720'之间的接合部可在轴组件215500'和柄部之间传输信号。例如,此类布置可允许柄部中的马达控制系统与轴组件215500'中的一个或多个传感器(诸如应变仪和/或力传感器)通信。

[0508] 参见图90,柄部217100在许多方面与柄部215100类似。除此之外,柄部217100包括柄部壳体217110、包括至少一个电动马达和马达控制系统的驱动系统、被配置成能够向马达控制系统提供电功率的可移除的电池217300,以及致动触发器217400,该致动触发器在被致动时闭合附接到柄部217100的轴组件的端部执行器。在各种情况下,电动马达被配置成能够驱动一个端部执行器功能,诸如闭合端部执行器。就需要其他机动化功能而言,在此类情况下,柄部217100可包括被配置成能够驱动那些其他端部执行器功能的其他驱动马达。另选地,驱动马达可用于驱动多于一个端部执行器功能,如上所述。

[0509] 再次参见图90,柄部217100还包括与柄部217100的马达控制系统通信的控件217140、217150和217160。控件217130能够致动以操作柄部217100中的电动马达,该电动马达使端部执行器相对于附接到柄部217100的轴组件的纵向轴线进行关节运动。参见图92,控件217130包括摇臂按钮,该摇臂按钮包括按钮外壳217132。摇臂按钮外壳217132包括由限定在摇臂按钮外壳217132中的凹陷沟槽217135隔开的第一外壳部分217131和第二外壳部分217133。控件217130还包括附接到第一外壳部分217131和/或嵌入在该第一外壳部分的第一应变计电路217137以及附接到第二外壳部分217133和/或嵌入在该第二外壳部分的

第二应变计电路217139。第一应变计电路217137和第二应变计电路217139经由一个或多个导线或导体217136与马达控制系统进行信号通信。第一外壳部分217131的壁被配置成能够在临床医生按压第一外壳部分217131时偏转和/或变形，并且在此类情况下，马达控制系统被配置成能够检测第一应变计电路217137中的电阻的变化。类似地，第二外壳部分217133的壁被配置成能够在临床医生按压第二外壳部分217133时偏转和/或变形，并且在此类情况下，马达控制系统被配置成能够检测第二应变计电路217139中的电阻的变化。当马达控制系统检测到第一应变计电路217137中的电阻增大时，马达控制系统操作关节运动驱动马达以使端部执行器沿第一方向进行关节运动。相应地，当马达控制系统检测到第二应变计电路217139中的电阻增大时，马达控制系统操作关节运动驱动马达以使端部执行器沿第二或相反方向进行关节运动。当临床医生从控件217130释放或移除他们的手时，按钮外壳217132将弹性地返回到其原始构型，并且第一应变计电路217137和第二应变计电路217139中的电阻返回到其原始状态。应变计电路电阻的这种变化由马达控制系统检测，并且此时马达控制系统停止驱动关节运动驱动马达。

[0510] 除上述之外，控件217140还能够致动以操作柄部217100中的关节运动驱动马达。参见图91，控件217140包括按钮，该按钮包括按钮外壳217142。控制器217140还包括附接到按钮外壳217142和/或嵌入在该按钮外壳中的应变计电路217144。应变计电路217144经由一个或多个导线或导体217146与马达控制系统进行信号通信。按钮外壳217142的壁被配置成能够在临床医生按压按钮外壳217142时偏转和/或变形，并且在此类情况下，马达控制系统被配置成能够检测应变计电路217144中的电阻的变化。当马达控制系统检测到应变计电路217144中的电阻增大时，马达控制系统操作关节运动驱动马达以使端部执行器与轴组件的纵向轴线对准或至少基本上重新对准，即，将端部执行器运动到原始位置。为此，马达控制系统被配置成能够跟踪端部执行器的位置，以便知道使端部执行器进行关节运动以使端部执行器运动到其原始位置的方向和量。在至少一个实施方案中，马达控制系统包括例如编码器以跟踪端部执行器的位置。一旦端部执行器已按纵向轴轴线重新居中，马达控制系统就使关节运动驱动马达停止。当临床医生从控件217140释放或移除他们的手时，按钮外壳217142将弹性地返回到其原始构型，并且应变计电路217144中的电阻将返回到其原始状态。

[0511] 除上述之外，根据附接到柄部217100的轴组件的类型，控件217150能够致动以操作柄部217100中的击发驱动马达以执行例如钉击发行程、夹具压接行程或针缝合行程。参见图93，控件217150定位在夹持致动器217400上并且包括按钮，该按钮包括按钮外壳217152。控制器217150还包括附接到按钮外壳217152和/或嵌入在该按钮外壳中的应变计电路217154。应变计电路217154经由一个或多个导线或导体217156与马达控制系统进行信号通信。按钮外壳217152的壁被配置成能够在临床医生按压按钮外壳217152时偏转和/或变形，并且在此类情况下，马达控制系统被配置成能够检测应变计电路217154中的电阻的变化。当马达控制系统检测到应变计电路217154中的电阻增大时，马达控制系统操作击发驱动马达以朝远侧驱动击发构件。为此，马达控制系统被配置成能够跟踪击发构件的位置，以便知道击发构件何时已到达其击发行程的末端并停止击发驱动马达。在至少一个实施方案中，马达控制系统包括例如编码器以跟踪击发构件的位置。除上述之外，马达控制系统被配置成能够在临床医生从控件217150释放或移除他们的手时停止击发驱动马达。在此类情

况下,与上述相似,按钮外壳217152弹性地返回到其原始构型,并且应变计电路217154中的电阻返回到其原始状态,该原始状态由马达控制系统检测。

[0512] 如上所述,控件217130、217140和217150能够变形以致动外科器械的功能。就控件217130、217140和217150易于变形而言,它们可经历可容易地由其相应应变计电路检测到的大应变。参见图95,致动器217170包括按钮外壳217172,该按钮外壳具有限定在按钮外壳217172的壁中的一个或多个活动铰链217174。此类活动铰链217174可允许按钮外壳217172易于变形。还可在按钮外壳217172中使用划痕。在各种情况下,致动器可包括致使致动器的壳体在已超过力阈值时突然弯曲、弹性卡扣或屈从的特征部。即便如此,此类可易于变形的控件可由临床医生无意中致动。为此,马达控制系统可利用一个或多个测量的应变阈值,这样可降低外科器械响应于控件217130、217140和217150被偶然触摸的可能性。例如,对于由致动器217140的应变计电路217144测量的低于阈值的应变,马达控制系统将不致动关节运动驱动马达。相应地,马达控制系统将针对满足或超过阈值的测量的应变来致动关节运动驱动马达。马达控制系统还可包括用于其他控件217130和217150的测量的应变阈值。对于控件217130、217140和217150中的每一个,测量的应变阈值可相同,或者它们可不同。考虑到不同类型的按钮可不同地变形,使用不同的测量的应变阈值可能是有利的。

[0513] 参见图94,除上述之外,致动器217160包括坚硬按钮外壳217162。与按钮外壳217172不同,按钮外壳217162被配置成能够使得其在被致动时不会显著变形。因此,与致动器217160的应变计电路通信的马达控制系统被配置成能够响应于低得多的测量的应变值。另一方面,致动器217160可用于致动外科器械的重要功能,并且可能期望具有高的测量的应变阈值以防止重要功能的意外致动,尽管具有致动器217160的刚性按钮壁。在此类情况下,临床医生将不得不协调工作以充分按压致动器217160来致动重要功能。

[0514] 除上述之外,当致动器能够易于变形时,临床医生应能够在致动器的壁松开或弹性塌缩时容易地感测到他们已将致动器致动。然而,当致动器为刚性的时,临床医生可能无法直观地感测到致动器已被致动。在任一种情况下,外科器械可包括与马达控制系统通信的触觉反馈发生器。当马达控制系统确定致动器应变计电路中的测量的应变已超过预先确定的阈值时,马达控制系统可激活触觉反馈发生器,该触觉反馈发生器可通知临床医生致动器已被充分致动。在各种情况下,触觉发生器包括至少一个视觉指示器装置诸如例如灯、至少一个听觉指示器装置诸如例如扬声器,和/或至少一个振动指示器装置诸如例如具有偏心旋转元件的电动马达。

[0515] 在各种实施方案中,除上述之外,马达控制系统可结合致动器(诸如例如致动器217160)利用两个或更多个测量的应变阈值来确定外科器械的适当动作。例如,马达控制系统可包括第一测量的应变阈值和高于第一应变阈值的第二测量的应变阈值。当测量的应变低于第一测量的应变阈值和第二测量的应变阈值时,马达控制系统不会驱动与致动器相关联的驱动系统的电动马达。当测量的应变等于或高于第一测量的应变阈值但低于第二测量的应变阈值时,马达控制系统致动第一触觉反馈发生器,诸如例如第一灯,但不会驱动电动马达。当测量的应变等于或高于第二测量的应变阈值时,马达控制系统致动第二触觉反馈发生器,诸如例如第二灯,并且驱动电动马达。在此类情况下,经由第一触觉反馈发生器向临床医生提供他们正以某种方式有意地或无意地按压致动器的警示或通知。当测量的应变降至低于第二测量的应变阈值,但不低于第一测量的应变阈值时,马达控制系统停用第二

触觉反馈发生器,但不停用第一触觉反馈发生器。在此类情况下,马达控制系统还停止驱动电动马达。当测量的应变降至低于第一测量的应变阈值时,马达控制系统停用第一触觉反馈发生器。

[0516] 除上述之外,致动器217130和217140由与柄部壳体217110不同的材料构成。致动器217130和217140由第一塑性材料构成,并且柄部壳体217110由不同于第一塑性材料的第二塑性材料构成。第一塑性材料比第二塑性材料更具柔性,使得致动器可变形以致动外科器械,如上所述。在各种情况下,第一塑性材料被选择为使得第一塑性材料的弹性模量低于第二塑性材料的弹性模量。在任何情况下,致动器217130和217140与柄部壳体217110分开制造,然后组装到柄部壳体217110。致动器217130和217140以及柄部壳体217110包括协作特征部,该协作特征部互锁以将致动器217130和217140连接到柄部壳体217110。在至少一个实施方案中,致动器217130和217140被放置在模具中,并且柄部壳体217110围绕致动器217130和217140被注塑,使得按钮壳体保持在适当位置,但充分暴露,使得临床医生可致动它们。与上述相似,致动器217130和217140与柄部壳体217110之间的联锁特征部可在注塑工艺期间形成,该注塑工艺将致动器217130和217140相对于柄部壳体217110保持在适当位置。在各种情况下,致动器217130和217140在注塑工艺的第一触发期间形成,并且柄部壳体217110在注塑工艺的第二触发期间形成。这些布置可减小(如果不消除的话)致动器217130和217140与柄部壳体217110之间的接缝开口的尺寸。上文提供的讨论也适用于闭合致动器217400和致动器217150,这两个致动器一旦被制造,就可组装到柄部壳体217110。

[0517] 在各种另选的实施方案中,除上述之外,致动器217130和217140由与柄部壳体217110相同的材料构成。在至少一个此类实施方案中,致动器217130和217140比柄部壳体217110薄,使得该致动器可充分变形以致动外科器械,而柄部壳体217110具有足够的刚性以便在使用期间不会不可接受地变形。与上述相似,致动器217130和217140可与柄部壳体217110分开制造,然后组装到柄部壳体217110。在至少一个另选的实施方案中,致动器217130和217140与柄部壳体217110一体形成。在此类情况下,柄部壳体217110可形成为两个半部,这两个半部例如通过卡扣配合连接、紧固件和/或一种或多种粘合剂组装在一起。在至少一个实施方案中,致动器217130和217140以及柄部壳体217110在注塑工艺期间形成。在此类情况下,应变计电路217134和217144可在熔融塑料注入模具之前定位在模具中,使得应变计电路217134和217144至少部分地嵌入在致动器217130和217140中。否则,应变计电路217134和217144可在注塑工艺之后分别施加到致动器217130和217140。与上述相似,致动器217130和217140比柄部壳体217110薄,使得该致动器可充分变形以致动外科器械,而柄部壳体217110具有足够的刚性以便在使用期间不会不可接受地变形。此类布置可消除致动器217130和217140与柄部壳体217110之间的接缝,并且在致动器217130和217140与柄部壳体217110之间形成密封的接合部。上文提供的讨论也适用于闭合致动器217400和致动器217150,这两个致动器一旦被制造,就可组装到柄部壳体217110。

[0518] 在各种情况下,用于形成致动器217130和217140和/或柄部壳体217110的塑料能够被电镀。在至少一种此类情况下,导电迹线直接被电镀到致动器217130和217140和/或柄部壳体217110上。电镀的导电迹线可由任何合适的材料构成,诸如例如锡和/或银。

[0519] 在各种实施方案中,应变计之外的传感器和/或开关可用于致动马达控制系统的电动马达。在至少一个此类实施方案中,外科器械的柄部和/或轴包括至少一个致动器,该

致动器能够偏转以接触传感器和/或开关,从而根据具体情况打开和/或闭合传感器电路来致动外科器械的电动马达。与上述相似,此类致动器可包括单独的部件,该部件例如被组装到柄部壳体,并且能够向内变形以接触传感器和/或开关。同样与上述相似,此类致动器可包括柄部壳体的一体薄部分,该一体薄部分能够向内变形以接触传感器和/或开关。在任一种情况下,该传感器和/或开关定位在致动器后面并与致动器对准,并且可安装到例如电路板。

[0520] 再次参见图82,轴组件215500包括致动器215520、215530和215540,这些致动器被配置成能够以与本文所述的其他致动器相同或类似的方式操作。轴组件215500的致动器包括滑动导轨致动器、径向致动器、旋转致动器、按钮致动器和/或任何其他合适的致动器。在各种情况下,轴组件215500不旨在在外科手术之后重复使用,因此是一次性的。在某些情况下,如果轴组件215500未超过其最大允许致动次数并且已被清洁和重新消毒,则该轴组件可被重新使用。柄部215100也可为一次性的或可重复使用的。

[0521] 在各种另选的实施方案中,致动器可被致动而不必偏转和/或变形。在至少一个此类实施方案中,致动器包括附接到柄部壳体和/或嵌入在柄部壳体内的电容传感器电路,该电容传感器电路与马达控制系统进行信号通信。该电容传感器电路包括一个或多个电容传感器,当临床医生将其手指放在该电容传感器中的一个上和/或上方时,该电容传感器由马达控制系统评估其中电容的变化。当测量的电容或电容变化超过预先确定的阈值时,马达控制系统致动与致动器相关联的驱动系统的电动马达。当测量的电容或电容变化降至低于预先确定的阈值时,马达控制系统不再驱动电动马达。即便如此,马达控制系统可被配置成能够在测量的电容或电容变化降至低于预先确定的阈值时执行任何合适的动作。

[0522] 在至少一种情况下,除上述之外,柄部壳体包括限定在其中的凹口,并且电容传感器定位在该凹口中。此类布置允许电容传感器与柄部壳体的外表面齐平或至少基本上齐平。在至少一种此类情况下,电容传感器可具有与柄部壳体不同的颜色,使得它们能够由临床医生容易地观察到。

[0523] 在各种情况下,除上述之外,致动器包括膜开关。在至少一种情况下,膜开关包括两个导电板,这两个导电板由定位在其间的电介质点分开。导电板中的一个或两个被配置成能够在膜开关被压下时挠曲并且改变膜开关的电气状态。膜开关可气密地密封,以便防止水侵入和/或污染物进入膜开关,水侵入和/或污染物进入膜开关可无意地改变膜开关的电特性。

[0524] 除上述之外,致动器可包括附接到柄部壳体和/或嵌入在柄部壳体内的压电传感器电路,该压电传感器电路与马达控制系统进行信号通信。该压电传感器电路包括一个或多个压电传感器,当临床医生将其手指放在该压电传感器中的一个上和/或轻击该一个压电传感器时,该压电传感器由马达控制系统评估其电特性的变化。当测量的电特性或电特性变化超过预先确定的阈值时,马达控制系统致动与致动器相关联的驱动系统的电动马达。当测量的电特性或电特性变化降至低于预先确定的阈值时,马达控制系统不再驱动电动马达。即便如此,马达控制系统可被配置成能够在测量的电特性或电特性变化降至低于预先确定的阈值时执行任何合适的动作。在至少一种情况下,柄部壳体包括限定在其中的凹口,并且压电传感器定位在该凹口中。此类布置允许压电传感器与柄部壳体的外表面齐平或至少基本上齐平。在至少一种此类情况下,压电传感器可具有与柄部壳体不同的颜色,

使得它们能够由临床医生容易地观察到。

[0525] 参见图96,柄部218100包括柄部壳体218110、按钮致动器218140、能够旋转的致动器218400和可定位的致动器218800。能够定位的致动器218800包括臂218810,该臂围绕限定旋转轴线RA的枢轴销218820可旋转地安装到柄部壳体218110。枢轴销218820固定到壳体218110,使得可定位的致动器218800不会相对于壳体218110平移或至少基本上平移。此外,枢轴销218820紧密地配合在壳体218110中的孔中,使得需要临床医生协调工作来使臂218810围绕旋转轴线RA旋转。在至少一种情况下,枢轴销218820包括锁紧螺钉,该锁紧螺钉能够松开以使臂218810枢转并且能够拧紧以将臂218810锁定就位。在任何情况下,臂218810可枢转到对于临床医生来说舒适的位置,使得臂218810上的操纵杆218830可能够由临床医生容易地触及。操纵杆218830包括与柄部218100的马达控制系统通信的一个或多个传感器。在使用中,马达控制系统被配置成能够解释和使用来自操纵杆218830的传感器的电压、电流和/或任何其他数据以使附接到柄部218100的轴组件的端部执行器进行关节运动。端部执行器能够在多于一个平面中进行关节运动,并且可由一个或多个马达驱动的关节运动驱动系统围绕一个或多个关节运动接头进行关节运动。

[0526] 参见图97,柄部218100'包括柄部壳体218110'、按钮致动器218140、能够旋转的致动器218400和可定位的致动器218800'。能够定位的致动器218800'包括臂218810',该臂围绕限定旋转轴线RA的枢轴销218820'可旋转地安装到柄部壳体218110'。枢轴销218820'固定到壳体218110',使得可定位的致动器218800'不会相对于壳体218110'平移或至少基本上平移。此外,枢轴销218820'紧密地配合在壳体218110'中的孔中,使得需要临床医生协调工作来使臂218810'围绕旋转轴线RA旋转。在至少一种情况下,枢轴销218820'包括锁紧螺钉,该锁紧螺钉能够松开以使臂218810'枢转并且能够拧紧以将臂218810'锁定就位。在任何情况下,臂218810'可枢转到对于临床医生来说舒适的位置,使得臂218810'上的操纵杆218830能够由临床医生容易地触及。例如,臂218810'能够在柄部218100'的左侧和右侧之间旋转。操纵杆218830包括与柄部218100'的马达控制系统通信的一个或多个传感器。在使用中,马达控制系统被配置成能够解释和使用来自操纵杆218830的传感器的电压、电流和/或任何其他数据以使附接到柄部218100'的轴组件的端部执行器进行关节运动。端部执行器能够在多于一个平面中进行关节运动,并且可由一个或多个马达驱动的关节运动驱动系统围绕一个或多个关节运动接头进行关节运动。

[0527] 参见图98,外科器械柄部219100包括柄部壳体219110、按钮致动器218140和操纵杆219130。与操纵杆218130不同,操纵杆219130未安装在能够旋转的臂上,并且相反地,直接安装到柄部壳体219110。操纵杆219830包括与柄部219100的马达控制系统通信的一个或多个传感器。在使用中,马达控制系统被配置成能够解释和使用来自操纵杆219830的传感器的电压、电流和/或任何其他数据以使附接到柄部219100的轴组件的端部执行器进行关节运动。端部执行器能够在多于一个平面中进行关节运动,并且可由一个或多个马达驱动的关节运动驱动系统围绕一个或多个关节运动接头进行关节运动。

[0528] 除用于控制端部执行器的关节运动的操纵杆之外或代替该操纵杆,外科器械可包括用于控制端部执行器的关节运动的投射电容(PCAP)触摸屏。PCAP触摸屏包括在触摸面板的传感器侧上以网格图案对准的电极。电极网格通过感测当临床医生的手指触摸触摸面板的表面时发生的电荷的变化来检测触摸点。此类装置可与马达控制系统的微处理器结合使

用,该微处理器被配置成能够解释PCAP触摸屏上的触摸和/或触摸运动,并且与触摸和/或触摸运动相对应地运动端部执行器。微处理器被配置成能够解释例如PCAP触摸屏上的手指轻击、手指拖动和/或旋转手指轻扫,并且以直观的方式使端部执行器进行关节运动。例如,微处理器被配置成能够将PCAP触摸屏上的手指轻击解释为将端部执行器定位在与PCAP触摸屏上发生手指轻击的位置对应的位置的命令。例如,PCAP触摸屏左侧的手指轻击将使得端部执行器向左进行关节运动,并且PCAP触摸屏右侧的手指轻击将使得端部执行器向右进行关节运动。PCAP触摸屏顶侧上的手指轻击将使得端部执行器下俯,并且PCAP触摸屏底侧上的手指轻击将使得端部执行器上仰。例如,PCAP触摸屏上的手指拖动将使得端部执行器沿手指拖动的方向并以手指拖动的速度进行关节运动。向左运动使端部执行器向左进行关节运动,向右运动使端部执行器向右进行关节运动,向上运动使端部执行器下俯,并且向下运动使端部执行器上仰。快速手指拖动将使端部执行器快速地进行关节运动,并且缓慢手指拖动将使端部执行器缓慢地进行关节运动。PCAP触摸屏上的旋转手指轻扫将使得端部执行器例如沿旋转手指轻扫的方向围绕纵向轴线旋转。顺时针手指轻扫将使端部执行器顺时针旋转,并且逆时针手指轻扫将使端部执行器逆时针旋转。

[0529] 除上述之外,PCAP触摸屏上可包括图标,该图标有利于PCAP触摸屏的使用并且建议手指运动将如何被微处理器解释。图99中示出了手指轻击图标。图100中示出了手指拖动图标。图101中示出了旋转手指轻扫。此类图标也可定位在柄部壳体上。

[0530] 外科手术室通常分为无菌区和非无菌区。在外科手术期间,某些临床医生留在无菌区中,而其他临床医生留在非无菌区中。通常,无菌区内的外科器械由无菌区内的临床医生处理。即便如此,设想了其中外科器械包括无菌屏障的情况,该无菌屏障允许无菌区或非无菌区中的临床医生与外科器械交互。在至少一种情况下,无菌屏障包括安装到外科器械的柔性膜。根据外科器械及其用途,外科器械整体或外科器械的仅一部分受到无菌屏障的保护。在至少一种情况下,外科器械包括一个或多个压敏显示器,可通过无菌屏障与该压敏显示器进行交互。在使用中,无菌屏障中的外科器械可产生热。为此,无菌屏障可包括散热器,该散热器被配置成能够从无菌屏障内抽取热量并将热量耗散到周围环境中。散热器可由任何合适的导热材料构成,诸如例如铜和/或银。银由于其抗微生物特性而提供附加的优点。在至少一种情况下,散热器包括在无菌屏障内延伸的导电迹线阵列。导电迹线嵌入无菌屏障内、附接到无菌屏障和/或印刷在无菌屏障上。此类迹线可促进传导热传递。在至少一种情况下,导电迹线包括从无菌屏障延伸的翅片。此类翅片可促进对流热传递。在各种情况下,无菌屏障和/或导电迹线的材料由促进辐射热传递的材料构成。

[0531] 如上所述,外科器械可包括通过一个或多个电连接器可操作地互连的两个或更多个电路板。在许多情况下,电连接件包括两个半部,即凸形连接件半部和凹形连接件半部。凸形连接件半部包括凸形电接触件,该凸形电接触件可包括例如销,而凹形连接件半部包括凹形电接触件,该凹形电接触件可包括例如被配置成能够接收销的插座。每个插座包括一个或多个可偏转的构件或柄脚,该可偏转的构件或柄脚被配置成能够接合插入插座中的销并且在它们之间建立一个或多个电接触件接合部。即使在理想条件下,此类电接触件接合部也会在电路中产生电压降。此外,电接触件接合部可随时间推移和/或由于使用而劣化。例如,接触接合部的表面可随时间推移而氧化,并且在此类情况下,接触接合部两端的电压降随着氧化的增加而增大。为了减少此类氧化,可例如用锡、铅、银和/或金来电镀引脚

和/或插座。此类电镀可具有任何合适的厚度,诸如介于大约5μm和大约100μm之间。具有大约5μm厚度的电镀通常被称为电镀的“冲击”,并且通常在电镀材料昂贵时(诸如金)使用。接触接合部可由于其他原因而劣化,尤其是当接触接合部承载高功率负载时。在各种情况下,接触接合部可形成从电镀表面向外生长的“晶须”,尤其是当使用镀锡而其中不混入铅时。此类晶须可减小相邻成对的电接触件之间的距离,并且因此增大相邻成对的电接触件之间的电磁干扰和/或在成对的电接触件之间形成短路。即便如此,可将各种金属引入电镀中以减少此类晶须的生长。在一些情况下,例如,接触接合部可由于热循环而在接触接合部内产生微动磨损腐蚀。在某些情况下,当电连接器彼此接合时,接触柄脚中的一个可弯曲或屈曲。

[0532] 鉴于上述内容,包括一个或多个电互连件的外科器械的控制电路可被配置成能够在外科器械的部件已组装在一起之后和/或在外科器械的使用期间估计电互连件的接触质量。控制电路被配置成能够估计跨电连接的信号是否因电连接而失真。在至少一种情况下,控制电路包括:信号发射器,该信号发射器被配置成能够通过包括电接触件的电路发射信号;信号接收器,该信号接收器被配置成能够将返回信号与预期返回信号进行比较;以及数字信号处理器,该数字信号处理器用于确定是否存在信号失真。例如,可使用任何合适的算法来估计信号失真,诸如例如使用信号的均方根的算法。如果每个电路的返回信号充分匹配其预期返回信号,则控制电路可向外科器械的用户传达外科器械内的信号保真度足够。在至少一种情况下,控制电路包括指示灯(诸如例如LED),该指示灯被点亮以指示外科器械中存在足够的信号保真度。如果返回信号中的一个或多个与其预期返回信号不充分匹配,则控制电路可向外科器械的用户传达外科器械内的信号保真度可能不足。在这种情况下,例如,另一个LED可被点亮和/或信号保真度LED可包括例如可从绿色切换到红色的双色LED。在各种情况下,控制电路被配置成能够使用多于一个信号保真度阈值:第一阈值,高于该第一阈值指示存在足够的信号保真度(或可接受的噪声量);低于第一阈值的第二阈值,高于该第二阈值指示可能足够的信号保真度(或可能不适当的噪声量);以及低于第二阈值的第三阈值,低于该第三阈值指示信号保真度不足(或大量噪声)。当电路的信号保真度介于第一阈值和第二阈值之间时,控制电路可增大提供给该电路的功率的增益以改善信号的保真度。在至少一种情况下,电压的量值增大。在某些情况下,控制电路可根据信噪比来调节电路两端的通信速度。对于高信噪比,控制电路可例如以高速率或在数据或数据包之间具有短间隙的情况下在电接触件接合部上传输数据。对于低信噪比,控制电路可例如以低速率或在数据或数据包之间具有较长间隙的情况下在电接触件接合部上传输数据。

[0533] 除上述之外或代替上述,控制电路被配置成能够估计电接触件接合部两端的电压降。例如,当控制电路检测到低于预期的电压电位正被递送到电路内的电子装置时,控制电路可增大提供给该电路的功率的增益。在至少一种此类情况下,例如,电压的量值增大。就在电路中检测到短路而言,外科器械可能完全无法使用或在其可执行的功能方面受到限制。为此,可利用控制电路、处理电路和/或算法来决定关键功能上是否存在短路、外科器械是否仍可使用以及哪些功能仍可使用。在检测到短路时,在各种情况下,控制电路可进入跛行模式,该模式例如仅允许外科器械的允许从患者移除外科器械的功能和/或允许临床医生监测外科器械的状态。除上述之外或代替上述,控制电路可执行用于估计所检测的短路是否确实为短路的算法。在至少一种情况下,算法操作以在检测到短路时增大电路中的信

号的增益,并且如果在增大增益之后仍然检测到短路,则控制电路快速中断对包括短路的电路的供电。然而,如果增大信号增益建立或重新建立足够的信号保真度,则控制电路可继续允许使用该电路。

[0534] 除上述之外,当组装外科器械部件时,可估计电路中的信号保真度和/或电压降。当外科器械通电和/或从低功率或睡眠模式唤醒时,也可评估电路。可在外科器械的整个操作过程中间歇地或连续地评估电路。在各种情况下,当信号失真和/或电压降超过预先确定的阈值时,外科器械的控制电路可进入跛行模式。在各种情况下,控制电路可进入跛行模式,该模式例如仅允许外科器械的允许从患者移除外科器械的功能和/或允许临床医生监测外科器械的状态。例如,控制电路还可尝试通过增大信号增益来修复信号失真和/或电压降。然而,当流体侵入电接口时,增大信号增益可能无法解决这些问题。

[0535] 在各种情况下,除上述之外,外科器械可包括风扇,该风扇被定位成当一个或多个电路中的信号失真和/或电压降为高的或高于预先确定的阈值时使空气吹过电接口。在各种情况下,该风扇形成控制电路的一部分。在至少一种情况下,该风扇相对于电接口定位在近侧,使得例如空气在沿近侧到远侧的方向上吹送。在某些情况下,外科器械可被配置成能够例如向患者至少部分地注入二氧化碳。在这种情况下,注气路径可以经过电接口,这可以干燥电接口和/或首先防止流体侵入。控制电路包括被配置成能够以不同速度操作风扇的速度控制电路,诸如例如脉宽调制(PWM)电路、频率调制(FM)电路和/或可变电阻电路。在此类情况下,控制电路被配置成能够在信号失真和/或电压降较高时以较高速度操作风扇,并且在信号失真和/或电压降较低时以较低速度操作风扇。在各种情况下,也可通过延伸到患者体内的一个或多个套管针或端口对患者进行注气。在此类情况下,控制电路被配置成能够在风扇打开、关闭、加速和/或减速时与外科集线器系统通信,使得注气量可由外科集线器系统适当地管理。当通过注气系统和/或外科器械将太多的注入气体推进患者体内时,和/或当通过外科器械推进患者体内的注入气体的量增加太多时,外科集线器系统可操作以减少通过注气套管针推进患者体内的注入气体的量。当通过外科器械推进患者体内的注入气体的量减少太多时,外科集线器系统可操作以增加通过注气套管针推进患者体内的注入气体的量。

[0536] 除上述之外或代替上述,外科器械包括加热电路,该加热电路被定位和配置成能够在控制电路检测到电路中的一个中的水侵入时使电接口干燥。在至少一种此类情况下,加热电路包括电阻加热电路,例如包括与电接口相邻的加热电阻器。例如,当信号失真和/或电压降超过预先确定的阈值时,控制电路可为加热电路供电和/或增大通过加热电路的电流。例如,当信号失真和/或电压降降至低于预先确定的阈值时,控制电路可立即关闭加热电路,在预设的附加时间段内为加热电路供电,以及/或者减小加热电路中的电流。

[0537] 如上所述,轴组件能够选择性地附接到外科器械的柄部。同样如上所述,轴组件可包括轴柔性电路,并且柄部可包括柄部柔性电路。在各种情况下,轴柔性电路和柄部柔性电路包括电连接器,当轴组件安装到柄部时,该电连接器互连或变得电联接,使得柔性电路彼此电通信。电连接器中的一个或两个可包括密封件,一旦电连接器配合,该密封件就可密封电互连件;然而,电连接器中的一个或两个在进行互连之前可包括未密封的或暴露的电接触件。在某些情况下,电接触件可暴露于流体和/或污染物。图101A中示出了另选的方法,该方法示出柄部柔性电路219220和轴柔性电路219520。柄部柔性电路219220包括柔性基板和

嵌入在该柔性基板中的电迹线219230。类似地,轴柔性电路219520包括柔性基板和嵌入该柔性基板中的电迹线219530。参见图101B,电迹线219230和219530被定位成当轴组件安装到柄部时彼此相邻,并且使得彼此通信。在此类情况下,迹线219230和219530形成电容和/或电感连接接合部,并且可跨其间的接合部传送电信号和/或电功率。因此,重叠的迹线219230和219250被封闭和/或密封,使得它们对流体和/或污染物的暴露减少(如果没有消除的话)。围绕迹线219230和219530的基板的壁可为薄的,并且在各种情况下,迹线219230和219530可被印刷到其相应基板上以改善它们之间的互连的保真度。

[0538] 如图101A和图101B所示,迹线219230和219530包括尖端,该尖端在柔性电路219220和219520互连时彼此重叠。为了有利于该互连,柄部柔性电路219220包括磁体219240,并且轴柔性电路219520包括磁体219540,这两个磁体被布置成使得当彼此紧密接近时彼此吸引并且使柔性电路219220和219520彼此接触,如图101B所示。磁体219240和219540被布置成两对,但可包括任何合适的数量和/或布置。

[0539] 外科器械的控制电路可用于实现对外科器械的马达驱动系统的可变速率控制。此类马达驱动系统可包括例如外科器械的闭合系统、击发系统和/或关节运动系统。在一些情况下,有利的是利用控制电路的只含硬件的具体实施来实现马达驱动系统的可变速率控制。例如,只含硬件的具体实施可用于提供比需要由处理装置执行软件和/或固件的具体实施更快的操作。另外,可利用只含硬件的具体实施来消除处理器、软件和/或固件所需的成本和复杂性。另外,只含硬件的具体实施可提供控制电路的增加的可靠性、增加的耐久性和增加的寿命。此外,只含硬件的具体实施还可扩展可用于外科器械的消毒的选项。

[0540] 在各种情况下,外科器械的旋钮的旋转和/或外科器械的输入装置的牵拉或按压可导致马达的成比例的位置变化。在某些情况下,外科器械的开关或其他输入装置的可变牵拉可导致马达的成比例的推进速度。

[0541] 图102示出了外科器械的控制电路220000。控制电路220000被示出为组合逻辑电路并且用于向马达控制器220002提供输入信号和/或波形,所述马达控制器控制外科器械的马达的旋转速度。响应于来自控制电路220000的输入信号,马达控制器200002操作以基于由于被执行的功能而被感测或计量的参数来改变装置功能的动作速率。例如,在各种情况下,装置功能可为外科器械的端部执行器的关节运动,动作速率可为远离轴的纵向轴线的关节运动的速率或速度,并且参数可为端部执行器相对于轴的纵向轴线的位置。在各种情况下,可被感测或计量的参数是输入装置诸如开关装置(打开或闭合)的状态,其可由外科器械的用户改变或“碰到”。

[0542] 除上述之外,控制电路220000包括第一与门220004、单稳态多谐振荡器220006、异步计数器220008、第一反相器220010(以圆圈示出)、第二与门220012、或门220014、第二反相器220016(以圆圈示出)和第三与门220018。在各种情况下,控制电路220000还包括马达控制器22002。

[0543] 在图102中示出为用户开关的感测装置220020连接到第一与门220004的第一输入端子220022和单稳态多谐振荡器220006的输入端子220024。在各种情况下,控制电路220000还包括感测装置220020,该感测装置可被实现为开关装置,诸如限位开关、位置传感器、压力传感器和/或力传感器等等。根据各个方面,感测装置220020可被实现为输入装置,诸如开关装置,其可由外科器械的用户致动或“碰到”。

[0544] 感测装置220020被配置成能够感测与外科器械相关联的参数并输出表示感测的参数的信号。例如,根据各个方面,感测的参数可为外科器械的用户“按压”或“碰到”感测装置220020。根据其他方面,感测的参数可以是端部执行器通过围绕居中状态限定的区域(例如,通过相对于轴的纵向轴线限定的区域)。由感测装置220020输出的信号可根据需要进行调节(未示出)以输入到控制电路220000。根据各个方面,当端部执行器不在围绕居中状态限定的区域中时,感测装置220020可输出表示逻辑“1”或“高”信号(例如,0.5伏)的信号,并且当端部执行器在围绕居中状态限定的区域中时,可输出表示逻辑“0”或“低”信号(例如,0.0伏)的信号。应当理解,0.5伏的逻辑“1”或“高”信号和0.0伏的逻辑“0”或“低”信号的上述示例仅仅是示例性的。根据用于控制电路220000中的逻辑部件的具体品牌和型号,除0.5伏之外的电压可表示逻辑“1”或“高”信号,并且除0.0伏之外的电压可表示逻辑“0”或“低”信号。如下文更详细地描述,根据各个方面,多个感测装置220020(即,两个感测装置、三个感测装置等)可输出用于输入到控制电路220000的信号。

[0545] 单稳态多谐振荡器220006(也称为“单次触发”)包括如图102所示的电阻器220026和电容器220028、第一输出端子220030和第二输出端子220032。从第二输出端子220032输出的信号$\overline{Q}$是从第一输出端子220030输出的信号Q的补充。电阻器220026和电容器220028共同形成RC电路。单稳态多谐振荡器220006被配置成仅具有一个稳定状态(例如,逻辑“0”输出状态)。当来自感测装置220020的合适的触发信号或脉冲被施加到单稳态振荡器220006的输入端子220024时(例如,当外科器械的用户按压或碰到感测装置220020时),单稳态振荡器220006在一个时间段在第一输出端子220030处生成输出信号Q(例如,具有指定宽度的单个输出脉冲),并且在该过程中被迫从其稳定状态(例如,逻辑“0”输出状态)变为另一状态(例如,逻辑“1”输出状态)。输出信号Q为“高”信号或“低”信号,并且该时间段由RC电路的时间常数确定。如果在该时间段期间用户没有向感测装置220020施加额外的“碰撞”和/或没有来自感测装置220020的触发信号或脉冲被施加到单稳态多谐振荡器220006的输入端子220024,则单稳态多谐振荡器220006将在经过该时间段之后返回到其稳定状态(例如,输出信号Q将从逻辑“1”输出状态变为逻辑“0”输出状态)。第一输出端子Q 220030连接到第二与门220012的第一输入端子220034。第二输出端子220032连接到异步计数器220008的复位输入端子220036。

[0546] 如下文更详细地描述,根据各个方面,单稳态多谐振荡器220006可为可再触发的单稳态多谐振荡器。如果在输出信号Q返回到稳定状态(例如,逻辑“0”状态)之前用户将另一个“碰撞”施加到感测装置220020并且/或者来自感测装置220020的另一个有效触发信号或脉冲被施加到单稳态振荡器220006的输入端子220024,则输出信号Q的脉冲宽度将增大。换句话说,输出信号Q将在不稳定状态(例如,逻辑“1”状态)下保持更长的时间段。在输出信号Q返回到稳定状态之前,可将感测装置220020的任何数量的用户发起的“碰撞”和/或来自多个感测装置220020的任何数量的有效触发信号或脉冲施加到单稳态振荡器220006的输入端子220024,每次施加操作都进一步增大输出信号Q的脉冲宽度。

[0547] 异步计数器220008包括多个触发器(未示出),其中该触发器中的第一个由外部时钟计时,并且后续触发器中的每个由前一触发器的输出计时。由于外部时钟信号在其穿行通过该多个触发器时累积传播延迟,因此异步计数器220008也被称为行波计数器。如图102所示,异步计数器220008包括连接到第一与门220004的输出端子220040的第一输入端子

220038、连接到单稳态多谐振荡器220006的第二输出端子220032的复位输入端子220036、第一输出端子220042、第二输出端子220044和第三输出端子220046。异步计数器220008的第一输出端子220042连接到第二与门220012的第二输入端子220048。异步计数器220006的第二输出端子220044连接到或门220014的第一输入端子220050。异步计数器220006的第三输出端子220046连接到第一反相器220010(以圆圈示出)的输入端子220052,该第一反相器具有连接到第一与门220004的第二输入端子220056的输出端子220054。根据各个方面,第一反相器220010结合到第一与门220004中。异步计数器220008的第三输出端子220046也连接到或门220014的第二输入端子220058。

[0548] 第二与门220012的输出端子220060连接到第三与门220018的第一输入端子220062。或门220014的输出端子220064连接到第二反相器220016(以圆圈示出)的输入端子220066,该第二反相器具有连接到第三与门220018的第二输入端子220070的输出端子220068。根据各个方面,第二反相器220016结合到第三与门220018中。或门220014的输出端子220064也连接到马达控制器220002的“快”输入端子220072。第三与门220018的输出端子220074连接到马达控制器220002的“慢”输入端子220076。根据各个方面,当马达控制器220002的“慢”输入端子220074接收到“高”信号时,马达控制器220002操作来以低速运行外科器械的马达(例如,关节运动马达)。类似地,当马达控制器220002的“快”输入端子220072接收到高信号时,马达控制器200002操作来以高速运行外科器械的马达(例如,关节运动马达)。

[0549] 虽然控制电路220000在图102中被示出为只含硬件的控制电路的特定构型,但应当理解,根据其他方面,控制电路220000的功能(例如,实现外科器械的马达驱动系统的成比例速度控制)可利用其他逻辑元件和/或逻辑元件的其他布置来实现。

[0550] 图103示出了根据本公开的至少一个方面的与图102的控制电路220000相关联的时序图220100。第一时序图220102在图103的最左侧示出,并且表示当外科器械的用户单次“碰到”感测装置220020时或当来自感测装置220020的单个触发信号或脉冲被施加到单稳态振荡器220006的输入端子220024时的情况。

[0551] 当单稳态多谐振荡器220006处于稳定状态时(例如,当用户尚未“碰到”感测装置220020或感测装置200020处于打开状态时),如图103的最左侧所示,单稳态多谐振荡器220006的第一输出端子220030处的输出信号Q是低信号,异步计数器220008的第一输出端子220042、第二输出端子220044和第三输出端子220046处的输出信号Q_0、Q_1和Q_2是低信号,并且马达控制器220002的“慢”输入端子220076和“快”输入端子220072处的信号是低信号。

[0552] 当用户单次“碰到”感测装置220020或感测装置220020被触发单次和/或转变时,与感测装置220020相关联的信号改变,并且改变的信号(例如,如图103所示,从高到低然后回到高的脉冲的形式)在单稳态多谐振荡器220006的输入端子220024处输入。响应于输入信号的脉冲的前缘,单稳态多谐振荡器220006的第一输出端子220030处的Q输出信号从低信号转变为具有持续时间为T的脉冲形式的高信号。异步计数器220008识别该第一变化(例如,计数从0到1的变化),并且操作以将异步计数器220008的第一输出端子220042处的输出信号Q_0从低信号转变为具有持续时间为T的脉冲形式的高信号。异步计数器220008的第二输出端子220044和第三输出端子220046处的Q_1信号和Q_2信号不受与感测装置220020相关联的信号的第一变化的影响并且保持为低信号。

[0553] 通过在第二与门220012的第一输入端子220034和第二输入端子220048处具有高信号,高信号在第二与门220012的输出端子220060处,并且该高信号也在第三与门220018的第一输入端子220062处。通过在或门220014的第一输入端子220050和第二输入端子220058处具有低信号,或门220064的输出端子220064和马达控制器220002的“快”端子处的信号也是低信号。来自该或门的输出端子220064的低信号由第二反相器220016从低信号转换为高信号,并且该高信号在第三与门220018的第二输入端子220070处。通过在第三与门220018的第一输入端子220062和第二输入端子220070处具有高信号,第三与门的输出端子220074处的信号是高信号,并且该高信号(以具有持续时间T的脉冲的形式)也在马达控制器220002的“慢”输入端子220076处。因此,当用户单次“碰撞”感测装置220020或者来自感测装置220020的单个触发信号或脉冲被施加到单稳态振荡器220006的输入端子220024时,马达控制器220002使得外科器械的马达在时间T以“慢”速运行。

[0554] 第二时序图220104被示出为紧接在第一时序图220102的右侧,并且表示当用户两次“碰到”感测装置或来自感测装置220020(或来自多个感测装置220020)的两个触发信号或脉冲被施加到单稳态振荡器220006的输入端子220024时的情况,其中在输出信号Q已返回到稳定状态(例如,逻辑“0”状态)之前,“碰撞”或触发信号或脉冲中的第二个被施加到单稳态振荡器220006的输入端子220024。第二时序图22104与第一时序图220102相同,直到发生第二次“碰撞”或第二个触发信号或脉冲的时间为止。当“碰撞”或触发信号或脉冲中的第二个在输出信号Q返回到稳定状态(例如,逻辑“0”状态)之前出现时,输出信号Q的脉冲宽度增大(输出信号Q在一个时间段内保持为高信号),并且马达控制器220002的“慢”输入端子220076的信号输入的脉冲宽度增大(该信号在一个时间段内保持为高信号),这导致马达从第一次“碰撞”或触发信号或脉冲的时间以“慢”速运行,直到输出信号Q的下降缘发生。

[0555] 另外,异步计数器220008识别该第二变化(例如,计数从1到2的变化),并且操作以将异步计数器220008的第一输出端子220042处的输出信号Q_0从高信号转变回低信号,以及将异步计数器220008的第二输出端子220044处的输出信号Q_1从低信号转变为具有持续时间为T的脉冲形式的高信号。异步计数器220008的第三输出端子220046处的Q_2信号不受与感测装置220020相关联的信号的第二变化的影响并且保持为低信号。因此,当对感测装置220002的两个用户发起的“碰撞”或者来自感测装置220020(或来自多个感测装置220020)的两个触发信号或脉冲被施加到单稳态振荡器220006的输入端子220024时,其中两次“碰撞”或者触发信号或脉冲中的第二个在输出信号Q仍然为高时被施加,马达控制器220002操作以使得外科器械的马达以“慢”速运行大于T的时间。在这种情况下,大于T的时间是由第二次“碰撞”或第二个触发信号或脉冲的前缘缩短的时间T加上时间T的总和。

[0556] 第三时序图220106被示出为紧接在第二时序图220104的右侧,并且表示当三次“碰撞”被施加到感测装置220020或来自感测装置220020(或来自多个感测装置220020)的三个触发信号或脉冲被施加到单稳态振荡器220006的输入端子220024时的情况,其中在输出信号Q已返回到稳定状态(例如,逻辑“0”状态)之前,“碰撞”或触发信号或脉冲中的第二个和第三个被施加到单稳态振荡器220006的输入端子220024。第三时序图22106与第二时序图220104相同,直到发生第三个“碰撞”或触发信号或脉冲的时间为止。当第三个“碰撞”或触发信号或脉冲在输出信号Q返回到稳定状态(例如,逻辑“0”状态)之前发生时,输出信号Q的脉冲宽度增大(输出信号Q在一个时间段内保持为高信号)。这使得马达控制器220002

在与第一个和第二个“碰撞”或触发信号或脉冲相关联的时间期间以“慢”速运行马达，直到输出信号Q_0的上升缘、输出信号Q_1的下降缘和输出信号Q_2的上升缘发生。此后，马达控制器220002操作来在第三个“碰撞”或触发信号或脉冲之后的时间T以“快”速运行马达，直到输出信号Q的下降缘、信号Q_0的下降缘和输出信号Q_2的下降缘发生。

[0557] 异步计数器220008识别该第三变化(例如，计数从2到3的变化)，并且操作以将异步计数器220008的第二输出端子220044处的输出信号Q_1从高信号转变回低信号，将异步计数器220008的第一输出端子220042处的输出信号Q_0从低信号转变为具有持续时间T的脉冲形式的高信号，并且将异步计数器220008的第三输出端子220046处的输出信号Q_2从低信号转变为脉冲形式的高信号。如图103所示，由于某种传播延迟，输出信号Q_2比输出信号Q_0稍晚地转变，并且因此具有略小于T的持续时间。Q_0输出信号、Q_1输出信号和Q_2输出信号的转变操作以使得马达控制器220002的慢输入端子220076处的信号从高信号转变回低信号，并且使得马达控制器220002的“快”输入端子220072处的信号从低信号转变为高信号(例如，以具有持续时间T的脉冲的形式)。因此，当来自感测装置220020(或来自多个感测装置220020)的三个“碰撞”或触发信号或脉冲被施加到单稳态振荡器220006的输入端子220024时，其中该三个“碰撞”或触发信号或脉冲中的第二个和第三个在Q输出信号仍然为高时被施加，马达控制器220002操作以使得外科器械的马达在大于T的时间(即，由第二触发信号或脉冲的前缘缩短的时间T加上时间T的总和)以“慢”速运行，然后在时间T以“快”速运行。

[0558] 第四时序图220108被示出为紧接在第三时序图220106的右侧，并且表示当多个(例如，多于三个)“碰撞”被施加到感测装置220020，或者来自感测装置220020(或来自多个感测装置200020)的多个触发信号或脉冲被施加到单稳态振荡器220006的输入端子220024时的情况，其中“碰撞”或触发信号或脉冲中的每个在第一个“碰撞”被施加到感测装置220020之后或在第一个触发信号或脉冲被施加到单稳态振荡器220006的输入端子220024之后、在输出信号Q已返回到稳定状态(例如，逻辑“0”状态)之前出现。第四时序图22108与第三时序图220106相同，直到发生第四个“碰撞”或触发信号或脉冲的时间为止。当第四个“碰撞”或触发信号或脉冲在输出信号Q返回到稳定状态(例如，逻辑“0”状态)之前发生时，输出信号Q的脉冲宽度增大(输出信号Q在一个时间段内保持为高信号)。这使得马达控制器220002使得马达以“快”速继续运行，只要Q输出信号为高(例如，在第四“碰撞”、触发信号或脉冲之后的时间T)。异步计数器220008在输出信号Q2的下降缘上复位。

[0559] 异步计数器220008识别该第四变化(例如，计数从3到4的变化)，并且操作以扩展异步计数器220008的第二输出端子220044处的输出信号Q_1的脉冲宽度，并且缩短异步计数器220006的第一输出端子220042处的输出信号Q_0的第二个脉冲的持续时间。

[0560] 如时序图220108所示，当在输出信号Q已返回到稳定状态(例如，逻辑“0”状态)之前附加的“碰撞”(例如，第五“碰撞”、第六“碰撞”等)被施加到感测装置220020或来自感测装置220020(或来自多个感测装置200020)的附加的触发信号或脉冲(例如，第五触发信号或脉冲、第六触发信号或脉冲等)被施加到单稳态振荡器220006的输入端子220024时，输出信号Q_2的脉冲宽度延长，直到在输出信号Q已返回到稳定状态(例如，逻辑“0”状态)之前、已施加最后一个“碰撞”、触发信号或脉冲之后经过了时间T为止。因此，当已发生四个或更多个“碰撞”或触发信号或脉冲时，其中该四个或更多个“碰撞”或触发信号或脉冲中的第二个、第三个、第四个等在Q输出信号仍然为高时被施加，马达控制器220002操作以使得外科

器械的马达在大于T的时间(即,由第二触发信号或脉冲的前缘缩短的时间T加上时间T的总和)以“慢”速运行,然后以“快”速运行,直到在输出信号Q已返回到稳定状态之前、在最后一个“碰撞”、触发信号或脉冲被施加之后经过了时间T为止。Q_2输出信号保持为高,直到异步计数器220008在输出信号Q的下降缘上复位。

[0561] 在一些应用中,控制电路220000不必如图102所示那样复杂。例如,在一些应用中,可能有利的是最初在一段短的时间以“慢”速运行马达,然后允许马达加速至更快的速度或全速。例如,当使外科器械的端部执行器进行关节运动时,这可为有用的。例如,根据各个方面,用于外科器械的关节运动系统的控制电路可利用“行程结束”开关来实现,该“行程结束”开关允许关节运动马达在该“行程结束”开关跳闸时沿相反方向操作,但不允许沿向前方向再进一步操作。在其他应用中,可能有利的是在可控的时间段将马达的速度从慢速改变为快速,或从快速改变为慢速。

[0562] 图104示出了外科器械的控制电路220200。控制电路220200被示出为组合逻辑电路并且可用于将输入信号和/或波形提供到马达控制器(为简单起见未在图104中示出)。响应于来自控制电路220200的输入信号,马达控制器操作以在外科器械的输入装置保持在给定位置达一个时间段时改变马达速度。

[0563] 控制电路220200与图102的控制电路220000的类似之处在于控制电路220200包括单稳态多谐振荡器220202、第一逆变器220204和第二逆变器220206,但不同之处在于控制电路220200不包括控制电路220000的其他部件并且具有不同的功能。根据各个方面,控制电路220200包括马达控制器,该马达控制器可与图102的马达控制器220002类似或相同。

[0564] 在图104中示出为开关装置的感测装置220208连接到第一逆变器220204的输入端子220210、第二逆变器220206的输入端子220212以及单稳态多谐振荡器220202的第一输入端子220214。根据各个方面,控制电路220200还包括感测装置220208,该感测装置可被实现为触发器、开关装置诸如按钮、限位开关、位置传感器、压力传感器和/或力传感器等。

[0565] 单稳态多谐振荡器220202可与单稳态振荡器220006类似或相同,并且包括如图104所示的电阻器220216和电容器220218、第一输入端子220214、复位输入端子220220和第一输出端子220222。电阻器220216和电容器220218共同形成RC电路。单稳态多谐振荡器220202的第一输出端子220222连接到马达控制器的“马达快”输入端子。

[0566] 第一逆变器220204还包括输出端子220224,该输出端子连接到马达控制器的“马达慢”输入端子。第二逆变器220206还包括输出端子220226,该输出端子连接到单稳态多谐振荡器220202的复位输入端子220220。

[0567] 在操作中,当感测装置220208从如图104所示的打开位置改变到闭合位置并且(例如,由外科器械的用户)在一个时间段保持在适当位置时,“低”信号被施加到第一逆变器220204的输入端子220210、第二逆变器220206的输入端子220212和单稳态多谐振荡器220202的第一输入端子220214。第一逆变器220204操作以在第一逆变器220204的输出端子220224处将“低”信号反相为“高”信号,这导致“高”信号位于马达控制器的“马达慢”输入端子处,进而导致外科器械的马达(例如,关节运动马达)以“慢”速操作。第二逆变器220206也操作以在第二逆变器220206的输出端子220226处将“低”信号反相为“高”信号,这导致“高”信号位于单稳态多谐振荡器220202的复位输入端子220220处。一旦感测装置220208从其“保持”位置释放,则在由RC电路的时间常数确定的时间段之后,单稳态多谐振荡器220202

操作以在单稳态多谐振荡器220202的输出端子220222处生成“高”信号(输出信号Q),这导致“高”信号位于马达控制器的“马达快”输入端子处。该时间常数可为例如大约0.5秒至1.0秒的数量级。马达控制器的“马达快”输入端子处的“高”信号导致外科器械的马达从“慢”旋转速度改变为“快”的“全”旋转速度。一旦感测装置220208从闭合状态改变回打开状态(例如,通过释放按钮),单稳态多谐振荡器220202的定时器就被复位。因此,与感测装置220208协作,控制电路220200可用于在可控时间段内产生“慢”马达速度,之后马达速度增加到“快”马达速度或一直到“全”马达速度。

[0568] 尽管上文在可控“慢”速之后跟着“快”速的上下文中描述了控制电路220200,但应当理解,控制电路220200还可被配置成能够实现可控“快”速之后跟着“较慢”速。应当理解,控制电路220200可利用被配置成能够产生不同马达速度的固态电路来实现。根据各个方面,外科器械可包括被配置成能够在关节运动马达通过关节运动弧的预定义部分时减慢关节运动马达的开关系统。根据各个方面,外科器械还可包括被配置成能够以相对较快的速度将砧座旋转到打开位置的开关系统。例如,开关可定位在砧座上的强制打开突片接触的点处,并且开关的闭合可操作以在开关跳闸时引起快速打开周期。根据各个方面,控制电路可被配置成能够防止马达控制电路中的单点故障。

[0569] 如上所述,控制电路被配置成能够控制递送到电动马达的电力。在一些情况下,发光二极管(LED)阵列可被构造为用于显示马达速度或电流的成比例的显示器。例如,可利用显示器驱动器(例如Texas Instruments生产的LM3914)来驱动与电流成比例的显示器。不同颜色、不同放置或不同LED(或甚至跳过显示器阵列上的一些LED)可用于强调电流与马达系统上的负载成比例。

[0570] 图104A示出了被配置成能够指示递送到电动马达的电力的控制电路220400。控制电路220400包括功率源220410、马达控制电路220420、LM3914集成电路(或类似的显示器驱动器)220430,以及与限定在集成电路220430上的多个门或接触件220440通信的分段式显示器220450。集成电路220430包括例如十个比较器和电阻器扩展网络;然而,集成电路220430可包括用于驱动分等级显示(参见图104B)的任何合适的布置,该分等级显示指示由电动马达消耗的电流。分段式显示器220450包括十个发光二极管(LED),即,220451至220460,其各自与接触件220440中的一个接触件通信。对于控制电路220400,LED 220451至220460与正在消耗的马达电流成比例地亮起,该马达电流与由马达在正向或反向上施加/递送的扭矩成比例。

[0571] 每个LED表示电动马达的最大适用电流的10％。因此,当电动马达正在消耗大于10％的总可用电流时(并且当马达正在施加/递送低扭矩时),LED 220541被点亮。然而,如果马达电流消耗不超过20％,则第二LED 220452不被点亮,LED 220453至220460也不被点亮。当电动马达正在消耗大于20％的总可用电流时,第二LED 220452被点亮,以及诸如此类。当电动马达正在消耗100％的可用电流时,所有LED 220451至220460被点亮(并且当马达正在施加/递送高扭矩时)。

[0572] 在至少一个另选的方面,LED中的一些(诸如第九LED 220459和第十LED 220460)表示电动马达的过度驱动状态。此外,虽然十个LED提供可方便理解的显示,但可使用任何合适数量的LED,诸如例如三个LED。在此类情况下,例如,第一LED在被点亮时将表示低扭矩状态,第二LED在被点亮时将表示中等扭矩状态,并且第三LED在被点亮时将表示高扭矩状

态。虽然图104A和104B在由马达消耗电流的上下文下进行描述,但应当理解,可利用类似的电路来通过测量和显示马达电压而不是马达电流来提供马达速度的指示。

[0573] 图104C示出了包括柄部220100的外科器械。柄部220100包括柄部壳体220110、致动器和被配置成能够操作外科器械的控制系统。类似于本文所公开的其他外科器械,柄部220100的控制系统被配置成能够与外科集线器系统通信。虽然柄部220100可被配置成能够经由电磁波与外科集线器系统无线地通信,但柄部220100包括被配置成能够与外科集线器系统通信的声学扬声器和/或声学传感器。外科集线器系统还包括在与外科器械相同的房间中或至少在足够的听觉范围内以便与外科器械通信的声学扬声器和/或声学传感器。此类数据通信是无线的,并且可包括各种啁啾信号,例如,其可以或可以不在人类的听觉范围内。信号可高于、处于和/或低于人的听觉范围。声学系统有利地不依赖于发射电磁波,电磁波可能干扰例如在同一手术室中的外科器械和/或系统的操作。

[0574] 在一些情况下,希望在电路通电之前配置电路以确定电路的适用性。例如,期望检测电外科电路的返回路径容量,并且如果返回路径容量不足,则限制要施加到患者的电外科能量的量而不超过预定义的局部电流阈值。根据各个方面,接地垫的表面积和电阻水平用于确定返回路径容量,并且如果发现返回路径容量不足,则单极发生器的输出被限制在低于局部电流水平阈值的水平。在实践中,有利的是,最大化发生器与患者的联接来获得最高效率,并且实现最佳电外科性能,同时在患者接触质量改变或变得低于可能发生烧伤的阈值时限制功率。根据各个方面,电外科系统的印刷柔性电路包括预定区,该预定区具有改变的面积,该改变的面积充当熔断器以限定返回路径的最大容量。

[0575] 图105示出了根据本公开的至少一个方面的外科系统220300。外科系统220300包括外科集线器220302、电外科器械220304、电容返回垫220306,以及将电容返回垫220306与外科集线器220302连接的电缆或塞绳220308。电容返回垫220306和电缆或塞绳220308共同形成用于经由电外科器械220304施加到患者的电外科能量的返回路径。当向患者施加电外科能量时,重要的是确保返回路径的载流容量足以处理施加到患者的电外科能量的量。

[0576] 外科集线器220302包括单极发生器模块220310,并且单极发生器模块220310包括被配置成能够感测电外科能量的返回路径中的电连续性的感测装置(参见图106)。外科集线器的各个方面在本文和2018年3月29日提交的名称为“COMPUTER IMPLEMENTED INTERACTIVE SURGICAL SYSTEMS”的美国专利申请序列号15/940,629中进一步描述,该专利申请的公开内容据此全文以引用方式并入。电外科器械和电容返回垫的各个方面在2018年6月29日提交的名称为“CAPACITIVE COUPLED RETURN PAD WITH SEPARABLE ARRAY ELEMENTS”的美国专利申请序列号16/024,090中有更详细的描述,该专利申请的公开内容据此全文以引用方式并入。

[0577] 如下文更详细所述,外科系统220300被配置成能够检测返回路径的载流容量(通过感测返回路径的连续性)并且限制施加到患者的电外科能量的最大量(通过控制由单极发生器模块220310递送的电外科能量),而不超过预定义的局部电流阈值。

[0578] 图106示出了根据本公开的至少一个方面的表示图105的外科系统220300的电流路径和信号路径的示意图220400。电外科电流由外科集线器220302的单极发生器模块220310供应到电外科器械220304,在那里该电外科电流被选择性地施加到患者220312。所施加的电外科电流经过患者220312的身体并且由电容返回垫220306接收,随后穿过电缆或

塞绳220308回到外科集线器220302的单极发生器模块220310以完成电外科电流所遵循的路径。

[0579] 尽管外科集线器220302的单极发生器模块220310的感测装置220314在图106中示意性地示出为感测电容返回垫220306与电外科器械220304之间的电连续性，但应当理解，感测装置220314感测从电容返回垫220306和缆线或电线220308经由定位在单极发生器模块220310内的感测装置220314到电外科器械220304的电连续性。感测装置220314操作以监测该连续性，并且被配置成能够生成表示返回路径的完整性和/或载流容量的输出信号。由感测装置220314生成的输出信号被传递到单极发生器模块220310的控制系统220316，并且控制系统220316操作以控制递送到电外科器械220304的电外科能量的量。在返回路径的连续性低于绝对连续的情况下(例如，在返回路径的完整性从绝对连续变化的情况下)，控制系统220316操作以限制递送到电外科器械220304的电外科能量的量，而不超过预定义的局部电流阈值。

[0580] 图107示出了根据本公开的至少一个方面的曲线图220500，该曲线图示出了患者220312的连续性水平与由图105的外科系统220300的单极发生器模块220310供应的电外科功率水平之间的关系。如通过患者220312的电阻测量的，患者220312的连续性水平可用作外科系统220300的返回路径的连续性水平的代替物。曲线图220500包括两条水平轴线：“上部”水平轴线220502和“下部”水平轴线220504。时间t沿“下部”水平轴线220504示出，但为清楚起见未沿“上部”x轴220502示出。然而，如图107所示的垂直虚线所指示，“上部”水平轴线220502和“下部”水平轴线220504彼此对齐。曲线图220500还包括两条垂直轴线：“上部”垂直轴线220506和“下部”垂直轴线220508。由外科系统220300的单极发生器模块220310供应的电外科功率的水平沿“上部”y轴220506示出，并且如通过患者220312的电阻测量的，患者220312的连续性水平沿“下部”y轴220508示出。

[0581] 曲线图220500还包括单极发生器模块220310的最大功率阈值220510，在电外科器械220304处可用于施加到患者220312的潜在功率水平220514，用于由单极发生器模块220310供应的功率水平的用户设置220516，由电外科器械220304施加的电外科能量的实际功率水平220518，以及患者220312的电连续性220520，如通过患者220312的电阻测量的。如下文更详细地描述，当患者220312的连续性改变(其对应于检测到的返回路径完整性的变化)时，由单极发生器模块220310供应的电外科能量的水平改变。

[0582] 从“下部”水平轴线220504的左侧以及“上部”水平轴线220502的左侧的时间$t=0$开始，并且朝向时间t_1运动，随着患者220312的连续性开始增大，由单极发生器模块220310供应的功率水平开始增大。从时间t_1到时间t_2，随着患者220312的连续性趋于稳定并且保持相对恒定，由单极发生器模块220310供应的功率水平趋于稳定并且保持相对恒定。从时间t_2到时间t_3，随着患者220312的连续性进一步增大，由单极发生器模块220310供应的功率水平进一步增大并且达到单极发生器模块220310的用户设置220516。从时间t_3到时间t_4，随着患者220312的连续性趋于稳定并且保持相对恒定，由单极发生器模块220310供应的功率水平趋于稳定并且保持相对恒定。在时间t_4处，随着患者220312的连续性水平减小，由单极发生器模块220310供应的功率水平减小。如图107所示，根据各个方面，如果检测到返回路径的完整性丧失，则可在一个时间段内关闭由单极发生器模块220310供应的功率(由单极发生器模块220310供应的功率水平减小到零)以允许验证返回路径的完整性(例如，由单极发

生器模块220310的控制系统220316验证)，然后允许由单极发生器模块220310再次开始供应功率。在图107中，该时间段由等待时间t_w表示，该等待时间被示出为时间t_4和时间t_5之间的时间段。

[0583] 从时间t_4到时间t_5，当由单极发生器模块220310供应的功率被示出为零时，患者220312的连续性水平减小并且保持相对恒定。在时间t_5处，一旦到达等待时间t_w，单极发生器模块220310的功率就被恢复，并且由单极发生器模块220310供应的功率增大。从时间t_5到时间t_6，随着患者220312的连续性继续保持相对恒定，由单极发生器模块220310供应的功率水平趋于稳定并且保持相对恒定。在时间t_6处，随着患者的连续性水平再次增大，由单极发生器模块220310供应的功率水平再次增大，在这种情况下，增大至高达与用户设置220516相关联的功率水平但不超过该功率水平。在时间t_6之后，随着患者220312的连续性趋于稳定并且随后继续保持相对恒定，由单极发生器模块220310供应的功率水平在与用户设置220516相关联的功率水平趋于稳定并且随后保持相对恒定。

[0584] 根据各个方面，为了更容易地实现特定功能(例如，关节运动)，外科器械包括一个或多个柔性电路。根据各个方面，柔性电路被配置成使得(1)任何振动对柔性电路的影响最小化，(2)将实心芯片附接位置与流体密封隔离，和/或(3)柔性电路易于能够彼此内部连接。根据各个方面，柔性电路中的一个或多个柔性电路的基板与患者的组织生物相容，并且此类柔性电路可植入患者体内。根据各个方面，柔性电路可具有管状部件特征，其用于在组装柔性电路时容纳来自柔性电路的引线，但不一定在最终组装位置处。根据各个方面，电传感器和/或机械传感器可集成到柔性电路中。

[0585] 屏蔽物可与柔性电路集成/内置于柔性电路中，以防止不需要的射频(RF)干扰影响柔性电路的性能。在某些方面，柔性电路可包括各种构型的双绞线。除了在外科器械内提供电力和/或信号的传输之外，双绞线还可被配置成能够提供一个或多个辅助功能。此类辅助功能可包括例如将双绞线屏蔽以使其免受电磁干扰、短路检测和/或污染检测。

[0586] 图108示出了外科器械的柔性电路220600。柔性电路220600包括双绞线导体，其中该双绞线导体包括“顶部”导电迹线220602和“底部”导电迹线220604。如图108所示，“顶部”导电迹线220602和“底部”导电迹线220604以规则的间隔彼此重叠。当电流或信号被载送通过双绞线导体时，“顶部”导电迹线220602和“底部”导电迹线220604的重叠构型操作以更好地保护电流或信号免受来自外部电磁场的潜在干扰。当柔性电路220600的主宏观方向平行于可导致潜在干扰的电磁场的源时，尤其如此。

[0587] 柔性电路220600还包括绝缘材料的第一层220606、绝缘材料的第二层220608和绝缘材料的第三层220610。绝缘材料的第一层220606定位在“底部”导电迹线220604“下方”。第二层220608定位在“底部”导电迹线220604“上方”和“顶部”导电迹线220602“下方”(即，在“顶部”导电迹线220602和“底部”导电迹线220604之间)。第三绝缘层220610定位在“顶部”导电迹线220602“上方”。根据各个方面，“底部”导电迹线220604直接形成在绝缘材料的第一层220606上，并且“顶部”导电迹线220602直接形成在绝缘材料的第二层220608或绝缘材料的第三层220610上。根据各个方面，第一层220606、第二层220608和第三层220610各自包含聚合物，诸如例如聚酰亚胺。

[0588] 图109示出了图108的柔性电路220600的横截面。在“顶部”导电迹线220602和“底部”导电迹线220604上示出的阴影区域表示“顶部”导电迹线220602和“底部”导电迹线

220604彼此重叠的区域。如图109所示，当源220612产生电磁场220614(示出为电磁场线)时，“顶部”导电迹线220602和“底部”导电迹线220604的重叠构型操作以阻挡或拒绝电磁场220614，该电磁场可导致潜在干涉，尤其是沿虚线220616的方向。根据各个方面，除具有双绞线导体的柔性电路之外的柔性电路可被配置成能够提供上述辅助功能。

[0589] 图110示出了外科器械的柔性电路220700。柔性电路220700包括第一多个导电迹线220702和第二多个导电迹线220704，其中第一多个导电迹线220702和第二多个导电迹线220704定位在柔性电路220700的不同层处。柔性电路220700还包括绝缘材料的第一层220706、绝缘材料的第二层220708、绝缘材料的第三层220710、绝缘材料的第四层22712和绝缘材料的第五层22714。绝缘材料的第一层220706定位在第二多个导电迹线220704“下方”。第二层220708定位在第二多个导电迹线220704“上方”和第一多个导电迹线220702“下方”(即，在第一多个导电迹线220702和第二多个导电迹线220704之间)。第三绝缘层220610定位在第一多个导电迹线220702“上方”。根据各个方面，第二多个导电迹线220704直接形成在绝缘材料的第一层220706上，并且第一多个导电迹线220702直接形成在绝缘材料的第二层220708或绝缘材料的第三层220710上。根据各个方面，第一层220706、第二层220708、第三层220710、第四层220712和第五层220714各自包含聚合物，诸如例如聚酰亚胺。

[0590] 参见图111，柔性电路220700还包括第一屏蔽层220716、第二屏蔽层220718和垂直屏蔽件220720。垂直屏蔽件220720穿过绝缘材料的第一层220706、第二层220708和第三层220710中的通孔形成。第一屏蔽层220716、第二屏蔽层220718和垂直屏蔽件220720共同操作以更好地保护被载送通过第一多个导电迹线220702和/或第二多个导电迹线220704的电流或信号免受来自外部电磁场的潜在干扰。第一屏蔽层220716定位在绝缘材料的第三层220710“上方”和绝缘材料的第五层220714“下方”(即，在绝缘材料的第三层220710和绝缘材料的第五层220714之间)。第二屏蔽层220718被定位在绝缘材料的第四层220712“上方”和绝缘材料的第一层220706“下方”(即，在绝缘材料的第五层220712和绝缘材料的第一层220706之间)。垂直屏蔽件220720连接到第一屏蔽层220712和第二屏蔽层220714，并且围绕第一多个导电迹线220702和第二多个导电迹线220704的“左”侧和“右”侧。当第一屏蔽层220712覆盖第二多个导电迹线220704的“底部”并且第二屏蔽层220714覆盖第一多个导电迹线220702的“顶部”时，第一屏蔽层220712，第二屏蔽层220714和垂直屏蔽件220720共同配合以形成围绕第一多个导电迹线220702和第二多个导电迹线220704的横截面的电磁屏蔽件。

[0591] 除上述之外，柔性电路220700可附加包括屏蔽迹线220722(参见图111)，该屏蔽迹线可沿第一多个导电迹线220702和第二多个导电迹线220704的“左”侧和“右”侧的长度并排定位，使得第一屏蔽层220712、第二屏蔽层220714、垂直屏蔽件220720和迹线屏蔽件220722共同配合以形成围绕第一多个导电迹线220702和第二多个导电迹线220704的长度的电磁屏蔽件。绝缘材料的第一层220706、第二层220708、第三层220710、第四层220712和/或第五层220714的位置和布置提供在第一多个导电迹线220702与第二多个导电迹线220704之间和/或在电磁屏蔽件与第一多个导电迹线220702和第二多个导电迹线220704之间提供短路保护的辅助功能。通过有效地围绕第一多个导电迹线220702和第二多个导电迹线220704的长度，第一屏蔽层220712、第二屏蔽层220714、垂直屏蔽件220720和迹线屏蔽件220722共同操作以保护柔性电路220700免受来自外部电磁场的潜在干扰。

[0592] 除上述之外,外科器械的柔性电路可包括例如被配置成能够吸收、分配和/或以其他方式解决来自外科器械和/或相邻外科器械内的部件的电磁干扰(EMI)的部件。参见图111A,迂回柔性电路219520与轴护罩219510并排延伸,并且在某些情况下,接近地通到EMI发射部件,诸如例如219590。柔性电路还包括需要的部件219550,诸如例如铁氧体、电感器、电容器和/或缓冲网络。如果在多个部件之间分摊吸收EMI的负担,则可使用更小的部件。在某些情况下,部件219550桥接在柔性电路219520中的两个或更多个导电迹线219530之间或在这些导电迹线之间延伸。

[0593] 实现短路检测和/或污染物检测的方面参考上文的图101A和图101B进行描述。

[0594] 外科器械的控制电路可用于控制外科器械的一个或多个马达驱动系统。此类马达驱动系统可包括例如端部执行器闭合系统、端部执行器关节运动系统和/或击发系统。在一些情况下,利用马达驱动系统的参数来控制马达驱动系统是有益的。例如,如下文更详细地解释,与马达驱动系统相关联的参数诸如声学数据、振动数据和/或加速度数据可提供有关马达驱动系统的一个或多个部件例如正在经历劣化、正在损坏状态下操作和/或正走向故障的指示,并且可用于根据这些潜在问题来控制马达驱动系统。

[0595] 图112示出了外科器械的控制电路221000。控制电路221000被配置成闭环系统,该闭环系统利用声学测量来控制外科器械的电动马达(诸如例如驱动马达)的旋转速度。由于电动马达的旋转速度与由电动马达施加/递送的扭矩具有不同的关系(速度和扭矩可彼此成反比),控制电路221000还可被视为被配置成能够利用声学测量来控制由外科器械的电动马达(诸如例如驱动马达)施加/递送的扭矩的闭环系统。为简单起见,将在下文中在控制外科器械的电动马达的旋转速度的上下文中描述控制电路221000。

[0596] 控制电路221000包括至少一个声学传感器221002、至少一个信号调节器221004、至少一个快速傅里叶变换(FFT)电路221006、至少一个频率到电压转换器221008和至少一个加法放大器221010。控制电路221000还包括马达驱动电路221020,该马达驱动电路被配置成能够控制电动马达,如下文更详细地描述。在各种情况下,控制电路221000形成外科器械的另一个控制电路的一部分。例如,控制电路221000可形成包括例如外科器械的主处理电路和/或主处理器和/或一个或多个存储装置的控制电路的一部分。

[0597] 声学传感器221002被配置成能够感测振动能量形式的与电动马达221012、可操作地联接到马达221012的齿轮箱221014、221016和/或可操作地与齿轮箱221014、221016联接的传动系221018相关联的声学信息。电动马达221012、齿轮箱221014、221016和传动系221018共同形成外科器械的驱动系统。因此,声学传感器可被视为被配置成能够测量外科器械的驱动系统的参数。在各种情况下,声学传感器221002包括例如响应于由从马达221012、齿轮箱221014、221016和/或传动系221018发射的声波传输的声力的压电拾音器。声学传感器221002被配置成能够将来自声波的机械能转换成声学传感器221002的电路内的电信号或电压电位形式的电能。值得注意的是,由声学传感器221002感测的声学信息不限于人类听觉范围内的振动。高于或低于人类听觉范围的振动也可由声学传感器221002感测并转换成电能。

[0598] 除上述之外,齿轮箱221014、221016包括被配置成能够产生旋转输出的减速齿轮箱,该旋转输出比电动马达221012的输出速度慢。因此,电动马达221012和传动系221018以不同的速度旋转,并且因此具有不同的声特征。第一齿轮箱221014的输入以电动马达

221012的速度旋转,而第一齿轮箱221014的输出以比电动马达221012慢的速度旋转,因此,第一齿轮箱221014具有与电动马达221012不同的声特征。类似地,第二齿轮箱221016的输入以第一齿轮箱221014的输出的速度旋转,并且第二齿轮箱221016的输出以与其输入不同的速度旋转。因此,第二齿轮箱22106具有与第一齿轮箱221014不同的声特征。这些声特征中的每个声特征都具有频率分量,包括波长和振幅/量值,其与相应分量的速度相关。

[0599] 信号调节器221004被配置成能够从声学传感器221002接收声学信息(例如,电信号或电压电位)并将声学信息转换成另一种类型的电信号。例如,在各种情况下,信号调节器221004可放大来自声学传感器221002的电信号的量值,滤除来自声学滤波器221002的电信号内的噪声等。快速傅里叶变换(FFT)电路221006执行FFT算法,该FFT算法分析来自信号调节器221004的电信号并且将该电信号从时域转换到频域中的表示。在各种情况下,外科器械的主处理电路可执行FFT算法。经转换的电信号可被认为是频率分量信号。频率到电压转换器221008被配置成能够将FFT电路221006提供的频率分量信号转换为比例电压信号。该比例电压信号用作输入到加法放大器221010中的反馈信号。加法放大器221010将比例电压信号与由马达控制器221018提供的马达速度命令信号(其为电压信号)进行比较,并且根据需要调节马达速度命令信号。例如,如果来自频率到电压转换器221008的比例电压信号与由马达控制器221018提供的马达速度命令信号相同,则不需要调节马达速度命令信号。然而,如果来自频率到电压转换器221008的比例电压信号不同于由马达控制器221018提供的马达速度命令信号(例如,小于或大于马达速度命令信号),则加法放大器221010将增大或减小马达速度命令信号,使得马达可实现期望的旋转速度。经调节的马达速度命令信号被传递到马达驱动电路221020,该马达驱动电路操作以向马达提供电压,其中该电压根据如经调节的马达速度命令信号所要求的马达的期望旋转速度而变化。在各种情况下,马达控制器221018和/或马达驱动电路221020是控制电路221000的一部分,或者它们可包括与控制电路22100通信的单独电路。在某些情况下,马达控制器221018和/或马达驱动电路221020是包括外科器械的主处理器的控制电路的一部分。

[0600] 除上述之外,控制电路221000被配置成能够使用单个声学传感器识别外科器械的各种电动马达、齿轮箱和/或传动系的不同声特征。在各种其他情况下,控制电路221000可包括多个声学传感器221002。在至少一种此类情况下,每个声学传感器221002专门用于拾取外科器械的单个部件(诸如例如电动马达、齿轮箱或传动系)的声波。在任何情况下,可在外科器械的组装期间建立外科器械的能够旋转的部件的相应声特征的基线,并且此类基线用作控制电路221000的参考,以将感测的声特征与正确的部件相关联,并且还确定外科器械是否正常操作。此外,通过以这种方式利用一个或多个声学传感器221002,例如可感测/测量马达和/或齿轮箱的速度,可检测能够平移的构件的行进的开始,和/或可在使用期间检测能够平移的构件的行进的结束。

[0601] 在各种情况下,除上述之外,利用声学信息允许远程感测马达速度,从而消除对例如直接联接的传感器和/或编码器的需要。在各种情况下,声学传感器221002的成本可显著小于编码器以及支持编码器的组件、布线和电子器件。此外,声学传感器221002和FFT电路221006可以是确认来自其他系统的读数的冗余系统的一部分。此类布置可用于减轻风险,并且可创建例如耐单点故障设计。此外,如上所述,声学传感器221002和FFT电路221006可提供外科器械的驱动部件的故障、磨损等的各种指示。关于传动系故障的检测的附加细节

可见于例如2016年4月18日提交的名称为“METHOD FOR OPERATING A SURGICAL INSTRUMENT”的美国专利申请序列号15/131,963(现为美国专利申请公布2017/0296173)中,其公开内容据此全文以引用方式并入。2016年2月12日提交的名称为“MECHANISMS FOR COMPENSATING FOR DRIVETRAIN FAILURE IN POWERED SURGICAL INSTRUMENTS”的美国专利申请序列号15/043,289(现为美国专利申请公布2017/0231628)的完整公开内容以引用方式并入本文。

[0602] 尽管上文根据声学传感器221002描述了控制电路221000,但应当理解,可感测/测量外科器械的其他参数以提供马达速度控制。例如,除声学传感器221002之外或代替该声学传感器,可利用加速度计和/或振动传感器来感测/测量与外科器械的马达驱动系统相关联的加速度数据、振动数据等。此类数据可用于控制马达的旋转速度,如下文更详细地描述。

[0603] 除上述之外,利用控制电路221000的功能来实现用于识别外科器械的驱动部件的劣化和/或故障的一种或多种方法。此类驱动部件包括例如马达221012、第一齿轮箱221014、第二齿轮箱221016和/或传动系221018,该传动系可包括例如齿条和小齿轮221022(参见图115)布置。

[0604] 图113示出了用于识别外科器械的部件的劣化或故障的方法221100。作为初始步骤,即,步骤221102,对马达221012、第一齿轮箱221014、第二齿轮箱221016和/或传动系221018的相应声特征的基线进行测量。在步骤221104处,FFT电路221006产生表示相应声特征的基线测量的频率分量信号。对于各种速度和负载条件,该序列可重复任何数量的不同次数。参见图114,在至少一种情况下,曲线图221200示出了表示按分量分解的相应声特征的基线测量的频率分量信号。更具体地讲,曲线图221200示出了马达221012的频率分布221012a、第一齿轮箱221014的频率分布221014a、第二齿轮箱221016的频率分布221016a以及传动系221018的频率分布221018a。如图114中的合成频率分布所示,频率分布221012a、221014a、221016a和221018a均不彼此重叠;然而,可能出现相邻频率分布之间存在部分重叠的情况。这些频率分布或其相应的分量信号被记录并存储在包括外科器械的主处理器的控制电路的一个或多个存储装置(诸如例如固态存储装置)上。所存储的频率分布可由控制电路221000访问。如下文更详细地解释,“基线”频率分量信号用于确定外科器械的马达驱动系统是否已经历任何劣化或故障。

[0605] 当在步骤221404处建立并记录基线频率分量信号之后,随后操作外科器械,并且在步骤221106处在外科器械的操作期间确定并监测与外科器械的这种操作相关联的声特征的频率分布。与外科器械的操作相关联的频率分布可由控制电路221000和/或包括外科器械的主处理器的控制电路监测。在步骤221018处,FFT电路221006将频率分布转换为其相应的频率分量信号。在步骤221110处,将来自步骤221108的相应频率分量信号与来自步骤221104的基线频率分量信号进行比较,以确定马达驱动系统的任何部件是否已经历任何劣化。该比较可由例如控制电路221000、包括外科器械的主处理器的控制电路和/或外科器械的算法来实现。如图115的曲线图221300所示,第二齿轮箱221016的频率分量信号指示第二齿轮箱221016偏离在步骤221404处建立的基线时可能的疲劳和/或损坏。应当理解,与建立的基线的一定量的偏离是预期的或正常的,因此不指示劣化和/或故障。为此,控制电路221000、包括外科器械的主处理器的控制电路和/或算法利用一个或多个预先确定的阈值

来划定与基线的非紧要偏离和与基线的紧要偏离。

[0606] 尽管在确定马达221012、第一齿轮箱221014、第二齿轮箱221016和/或传动系221018的劣化或故障的上下文中描述了方法221100,但应当理解,方法221100也可用于确定外科器械的其他部件的劣化或故障。

[0607] 图116示出了用于识别外科器械的驱动部件的劣化或故障的方法221400。作为初始步骤,在步骤221402处,随时间推移对由马达221012消耗的电流的基线进行测量。基线电流测量可以任何合适的方式进行,诸如例如由电流传感器电路进行,并且可提供当外科器械的马达驱动系统以正常方式操作时(即,当马达221012、齿轮箱221014和221016以及传动系221018尚未经历任何劣化和/或损坏时)由马达221012消耗的电流的量的指示。在步骤221404处,可与FFT电路221006类似或相同的FFT电路产生表示马达221012消耗的电流的基线测量的频率分量信号。对于各种速度和负载条件,该序列可重复任何数量的不同次数。如下文更详细地解释,“基线”频率分量信号可用于确定外科器械的马达驱动系统是否已经历任何劣化或故障。

[0608] 在步骤221404之后,由电流传感器电路例如在步骤221406处感测/测量马达221012所消耗的电流,并且在步骤221408处由FFT电路将该电流转换为相应的频率分量信号。在步骤221410处,将来自步骤221408的相应频率分量信号与来自步骤221404的基线频率分量信号进行比较,以确定马达驱动系统的任何部件是否已经历任何劣化。该比较可由例如控制电路221000、包括外科器械的主处理器的控制电路和/或外科器械的算法来实现。在各种情况下,控制电路221000、包括外科器械的主处理器的控制电路和/或算法寻找可指示旋转故障(诸如例如齿轮箱齿轮上的受损齿)的频率上的重复事件。

[0609] 参见图117,曲线图221500示出了由马达221102消耗的电流的基线测量221502(实线)和后续测量221504(虚线)。曲线图221500还示出了表示由马达221102消耗的电流的基线测量和后续测量的基线频率分量信号221506(正斜线条)和后续频率分量信号221508(反斜线条)。曲线图221500包括两条水平轴线:“上部”水平轴线221510和“下部”水平轴线220512。时间t沿“上部”水平轴线221510示出,并且频率Hz沿“下部”水平轴线221512示出。曲线图221500还包括两条垂直轴线:“上部”垂直轴线220514和“下部”垂直轴线221516。电流沿“上部”垂直轴线220514示出,并且快速傅里叶变换的量值沿“下部”垂直轴线221516示出。如下所述,控制电路221000、包括外科器械的主处理器的控制电路和/或外科器械的算法使用该信息来评估重复异常电流消耗和/或声学事件。

[0610] 再次参见图117,由虚线221504表示的后续电流测量结果指示马达221012正经历的异常事件的三个不同实例。这些异常事件包括马达电流消耗中的尖峰,并且由虚线221504中的三个峰表示。控制电路221000、包括外科器械的主处理器的控制电路和/或算法操作以区分基线电流消耗和异常电流消耗峰值。在至少一种情况下,当电流消耗超过相对于基线电流消耗的阈值差值时,算法确定已发生异常电流消耗峰值。在各种情况下,阈值差值比基线电流消耗高例如50%。在其他情况下,阈值差值比基线电流消耗高例如100%,但可使用任何合适的阈值。在各种情况下,算法可仅使用马达电流消耗阈值来确定是否已发生异常事件。在某些情况下,算法可使用除马达电流消耗阈值之外的其他参数来评估异常事件。例如,算法可使用异常事件之间的时间来确定异常事件是否是重复的。如果重复事件之间的重复时间段可由该算法确定,则该算法可确定驱动系统中的旋转部件中的一个旋转

部件可能存在劣化和/或损坏,即使电流峰值不超过阈值。即便如此,在重复事件之间缺少所确定的时间段并不一定表示未发生劣化和/或损坏。相反,在此类情况下,其可为劣化和/或损坏的早期指示。在至少一种情况下,如果可确定峰值之间的一致时间段,则用于确定马达电流消耗是否异常的阈值较低。相应地,如果不能确定一致的时间段,则阈值较高。

[0611] 值得注意的是,上述异常电流消耗可对应于或可不对应于基线声学频率分布的对应变化。例如,在图117中,基线电流和后续电流的频率分量在上述三个马达电流峰值期间的正常预期范围内,这在由虚线描绘的三个分组比较221518中示出。然而,如果在频率分量内也存在与测量的马达电流峰值时间对应的异常重复事件,则算法可应用较低阈值来确定指示驱动部件劣化和/或损坏的异常马达电流消耗。正如上文所述,在频率分量内没有对应的马达电流尖峰的异常重复事件也可指示驱动部件劣化和/或损坏。图117示出了此类异常附加频率221520。当异常频率的量值超过预先确定的阈值时,算法可确定劣化和/或损坏已发生。在各种情况下,当存在对应的马达尖峰时,算法可将较低阈值用于频率量值,并且当不存在对应的马达尖峰时,算法可将较高阈值用于频率量值。因此,算法可确定在有或没有对应的异常马达电流消耗的情况下发生了劣化和/或损坏,反之亦然。

[0612] 尽管图116的方法221400在基于由马达221012消耗的电流的比较来确定马达驱动系统的劣化或故障的上下文中进行描述,但应当理解,利用其他比较的类似方法也可用于确定外科器械的驱动部件的劣化或故障。例如,可将测量的马达负载与随时间推移的测量的轴功率进行比较,并且可利用两者之间的损耗变化来识别外科器械的马达驱动系统的部件的可能的疲劳和/或损坏。另外,类似于方法221100和/或方法221400的那些方法可用于外科器械的无菌屏障内的热管理目的。

[0613] 图118示出了用于调节外科器械的马达控制算法的方法221600。算法是指导致所需结果的步骤的自相容序列,其中“步骤”是指对物理量的操纵,物理量可以采用能被存储、转移、组合、比较和以其他方式操纵的电或磁信号的形式。在马达控制算法的上下文中,马达控制算法用于控制外科器械的马达的速度。每当检测到驱动器的劣化或故障时,方法221600可用于调节马达控制算法以最小化或限制驱动器的损坏。在方法221600开始之前,可利用方法221100、方法221400和/或类似方法来检测马达驱动系统的劣化和/或损坏。

[0614] 如果检测到劣化或故障,则再次参见图118,外科器械的控制电路(例如,包括外科器械的主处理器的控制电路)在步骤221602处调节马达控制算法以调节或控制电动马达的速度,从而尝试减少马达驱动系统的部件上的噪声、振动和/或磨损。在各种情况下,可通过调节脉宽调制(PWM)占空比来调节速度控制,以在给定系统上所经历的扭矩(负载)的情况下加快或减慢马达速度。调节PWM占空比以增大由马达控制器提供的马达速度命令信号的电压操作以增大施加到马达上的电压,该电压继而用来增大马达速度。调节PWM占空比以减小由马达控制器221018提供的马达速度命令信号的电压操作以减小施加到马达上的电压,该电压继而用来减小马达速度。减小马达速度允许马达驱动系统的声学感测运动到较低频率水平。增大或减小马达速度可使马达驱动系统的操作远离马达驱动系统的自然共振或自然频率谐波。

[0615] 当在步骤221602处已调节PWM占空比之后,在步骤221604处再次检查马达驱动系统,以确定马达驱动系统是否已发生任何劣化或故障。该确定可通过利用方法221100、方法221400和/或类似方法来进行。在各种情况下,每当马达驱动系统在使用时,周期性地或连

续地进行此类确定。如果在步骤221604处检测到劣化或故障,则在步骤221606处控制电路调节马达控制算法以调节马达控制器的电流限值,使其与所检测的马达驱动系统的磨损水平成比例,从而尝试使进一步磨损或灾难性故障的可能性最小化。通过减小可由马达消耗的电流的量,由马达施加/递送的力或扭矩也受到限制。因此,通过使马达控制器的电流限值与所检测的马达驱动系统的磨损水平成比例地降低,马达的功率与所检测的马达驱动系统的磨损水平相称地降低。

[0616] 当在步骤221606处已调节马达控制器221108的电流限值之后,在步骤221608处再次检查马达驱动系统以确定是否已检测到马达驱动系统的任何劣化或故障。该确定可通过利用方法221100、方法221400或类似方法来进行。在各种情况下,每当马达驱动系统在使用时,周期性地或连续地进行此类确定。

[0617] 如果在步骤221608处检测到劣化或故障,则在步骤221610处控制电路调节马达控制算法以振荡调节外科器械的速度控制或马达控制器的电流限值,使其与马达驱动系统的所检测的故障点重合,从而尝试补偿所检测的损坏。例如,如果齿轮上的齿已经故障、破裂或部分损坏,则声学传感器221002可检测由该损坏引起的异响。由快速傅里叶变换电路(诸如例如快速傅里叶变换电路221006)提供的分解可限定干扰的周期,然后马达控制算法可调节马达控制器的电流限值,由马达控制器提供的马达速度命令信号(电压)和/或PWM占空比与该周期同步,以减小总体系统振动并进一步减小马达驱动系统的过应力。

[0618] 当在步骤221610处以振荡方式调节外科器械的速度控制和/或马达控制器的电流限值之后,在步骤221612处再次检查马达驱动系统以监测马达驱动系统的劣化和/或故障。该确定可通过利用方法221100、方法221400和/或类似方法来进行。每当马达驱动系统在使用时,周期性地或连续地进行此类确定。如果在步骤221612处检测到附加的劣化或故障,则上述过程可自身重复,并且可重复任何次数。如果在步骤221612处检测到劣化或故障超过阈值,如下文更详细地描述,则该过程可结束。尽管已针对方法221600描述了步骤的特定顺序,但应当理解,步骤的顺序可以是不同的。例如,可在速度控制器被调节之前和/或在速度控制器被调节的同时调节电流阈值。

[0619] 如果马达驱动系统故障在外科手术期间引发,但马达驱动系统或其部件未完全故障,则马达控制算法可操作以降低马达驱动系统的性能(例如,速度、能力、负载),以允许临床医生在不延迟外科手术的情况下继续,并且允许获得不同的外科器械。响应于部分故障,控制电路和/或算法可向用户生成一个或多个警示。此类警示可以是例如听觉警示、视觉警示、触觉警示和/或它们的组合的形式,并且可指示例如外科器械将经历即将发生的故障,正在以跛行模式操作,和/或将需要马上维修。控制电路和/或算法还可包括作为损坏百分比、自损伤以来的时间和/或性能劣化的倒计时,以帮助临床医生知道在需要维修外科器械之前还剩下多少时间。

[0620] 除上述之外,控制电路和/或算法可提供关于故障严重性的评估。该评估可通知多个决策结果,该决策结果确保患者安全,同时平衡例如手术的延迟和/或使用另一个外科器械的成本。如果控制电路和/或算法认为故障的严重性是灾难性的,则控制电路和/或算法可通知临床医生由适当的反馈发生器作出的确定。如果故障的严重性被视为几乎灾难性的,使得不能完成手术步骤,则控制电路和/或算法可操作以通知用户必须执行适当的步骤以从患者安全地释放外科器械。当外科器械为例如马达驱动的组织切割缝合器械时,控制

电路和/或算法可操作以仅允许驱动马达在可能的情况下反转刀方向,和/或恢复到手动应急以回缩刀。如果故障的严重性被视为严重损坏但不是灾难性的,则控制电路和/或算法可操作以通知临床医生损坏水平并允许临床医生完成手术步骤,但在手术步骤完成并且外科器械从患者安全移除之后禁止使用该外科器械。如果认为故障的严重性为损坏但并不严重,则控制电路和/或算法可操作以通知临床医生已发生损坏,并且可改变外科器械的功能,但可在当前手术步骤之外继续该手术。

[0621] 在各种情况下,控制电路和/或算法被配置成能够使用态势感知来执行受损外科器械和剩余的手术步骤的风险评估,以通知临床医生推荐的动作过程。在例如减肥手术中,外科缝合和切割器械用于横切和缝合患者胃的一部分。值得注意的是,胃组织的厚度可沿着横切和缝合路径而变化。事实上,沿该路径的组织厚度变化通常是非常能够预测的。例如,在移除胃束带的修正减肥手术中,外科缝合和切割器械的第一次缝合击发位于胃的胃窦上,即胃组织最厚处。因此,在此类情况下,外科缝合和切割器械的驱动系将可能在该第一次缝合击发期间经历高负载、应力和应变。因此,如果器械在该第一次缝合击发之前以某种方式损坏,则第一次缝合击发可能会进一步损坏(如果不是灾难性损坏的话)该器械。据此,在各种情况下,外科器械包括无线和/或有线信号发射器和接收器,该无线和/或有线信号发射器和接收器与外科集线器系统通信并且被配置成能够从外科集线器系统接收外科器械将用于这种类型的减肥手术的通知。在此类情况下,控制电路和/或算法被配置成能够通知外科器械的用户外科器械的损坏状况和/或当前损坏以及进一步损坏的可能性。此外,控制电路和/或算法可被配置成能够限制电动马达可用的电流,以便降低灾难性故障的可能性,并且任选地允许临床医生覆写电流下限。控制电路和/或算法可被进一步配置成能够在该第一次缝合击发之后重新评估外科器械的驱动系统的状态的附加损坏。如果当前损坏仍低于可接受的阈值,则控制电路和/或算法可允许完成组织切口和缝合路径所需的外科器械的后续钉击发。如果当前损坏高于可接受的阈值,则控制电路和/或算法可建议替换外科器械以完成手术。因此,作为来自外科集线器系统的数据的结果,器械在态势上感知即将被横切和缝合的组织厚度、密度和/或质量。此外,来自外科集线器系统的数据可包括关于涉及胃组织的先前外科手术的数据,诸如先前缝合线的存在、胃束带的存在和/或组织结疤,其在被器械横切和缝合时可增加器械驱动系统上的应力。控制电路和/或算法可以与上述过程类似的方式操作,以评估器械驱动系统的当前劣化或损坏,通知临床医生该劣化或损坏,并且向临床医生提供关于在外科手术中如何继续进行的选项。

[0622] 关于态势感知的附加细节在例如2018年3月29日提交的名称为“SURGICAL HUB SITUATIONAL AWARENESS”的美国专利申请序列号15/940,654中有所描述,该专利申请的公开内容全文以引用方式并入本文。

[0623] 在各种情况下,马达驱动系统的状态周期性地或连续地传送到外科集线器系统。因此,外科集线器系统知道马达驱动系统在所检测的故障之前的状态。在2018年3月29日提交的名称为“COMPUTER IMPLEMENTED INTERACTIVE SURGICAL SYSTEMS”的美国专利申请序列号15/940,629中更详细地描述了外科集线器系统,该专利申请的公开内容据此全文以引用方式并入。由外科集线器系统的控制电路和/或处理器执行的算法可利用当前情况下外科器械的使用历史,外科器械的寿命历史和外科集线器的态势感知来更全面地诊断当前情况下外科器械故障的可能性、当前情况下外科器械的实际故障,并且更好地预测在其他情

况下使用的类似外科器械的类似故障。应当理解,由外科轮集线器系统的功能提供的知识可提供对故障模式的更好理解,允许基于数据和分析来预测和/或避免未来故障,并且提供外科器械设计改进以改善生命周期并避免未来故障的指导。当外科集线器系统确定外科器械即将发生故障时,外科集线器系统可经由外科集线器系统的显示器和/或扬声器将该信息传送给外科器械的用户。

[0624] 在各种情况下,外科器械的柄部可被配置成能够为柄部内的电气系统提供对外科环境的改善的耐久性和稳健性。例如,可将可完全密封并且不需要力来引起状态切换的无触摸控件结合到柄部的设计中。此外,可重复使用的柄部还可具有改善的可替换的开关和控制元件。

[0625] 在许多外科手术中,利用多于一个外科器械来完成外科手术。在许多情况下,至少两个外科器械可同时定位在患者体内,并且这两个外科器械可能彼此接触和/或彼此紧密接近。在一些情况下,这不会引起主要问题。在其他情况下,诸如例如当外科器械中的一个为电外科器械或超声外科器械时,希望防止另一个外科器械与该电外科器械或超声外科器械接触。

[0626] 图119示出了外科手术的环境222000。环境222000包括第一外科器械222002、第二外科器械222004、患者222006以及与患者222006接触的接地垫222008。第一外科器械222002和第二外科器械222004被示出为定位在患者222006内,即,定位在例如躺在接地垫220008上的患者的腹腔内。第一外科器械222002可为多种不同外科器械中的任一种。例如,第一外科器械222002可为内镜切割器或组织切割和缝合器械,其包括轴222010和具有钳口222012的端部执行器。内镜切割器222002的轴222010和/或钳口222012的外表面包括导电材料,诸如例如不锈钢和/或任何其他合适的金属。

[0627] 第二外科器械222004是单极器械,其可从源接收高频电外科能量,并且以本领域熟知的方式将高频电外科能量施加到患者222006。例如,高频电外科能量由第二外科器械222004的电极尖端222013施加。源可为例如单极发生器,诸如外科集线器220302的单极发生器模块220310。在正常情况下,施加到患者222006的电外科能量经过患者222006到达接地垫220008,然后在此经由返回路径(未示出)的电导体返回到电外科能量源以完成电外科电路。

[0628] 由于第一外科器械222002在外科手术期间的某些时间接近患者222006体内的第二外科器械222004,存在这样的风险:由于轴222010和/或钳口222012与预期的接地垫222008相比具有高导电性,因此在外科手术期间由第二外科器械222004施加到患者222006的过多高频电外科能量将通过患者222006转移到第一外科器械222002。第一外科器械222002在患者222006体内越靠近第二外科器械222004,高频电外科能量经过患者222206到达第一外科器械222002的风险越高。在第一外科器械222002的导电部分与第二外科器械222004的电极尖端直接接触的最坏情况下,建立从第二外科器械222004直接到第一外科器械222002的电短路。

[0629] 为了减少过多的高频电外科能量经过患者222006到达第一外科器械222002的机会,第二外科器械222004被配置成能够在第二外科器械222004将完整水平的电外科能量施加到患者222006之前将低电流作为测试电流施加到患者222006。测试电流的源可为例如单极发生器,诸如外科集线器220302的单极发生器模块220310。为了施加测试电流,第二外科

器械222004在第二外科器械222004的轴222018上包括电气端子222014(参见图120、图121和图122)。电气端子222014电连接到电外科能量源和/或电池,并且可将测试电流施加到患者222006。在某种意义上,电气端子222014被用作连续性传感器,以帮助确定沿着从第二外科器械222004经过患者222006并到达接地垫222008的路径的电连续性。根据各个方面,电气端子222014形成第二外科器械222004的控制电路的一部分,并且该控制电路和/或算法可用于将测试电流施加到患者222006。

[0630] 测试电流可仅施加短暂的时间段,诸如例如几毫秒,以便充分地确定是否存在如上所述的足够的器械-患者-垫连续性。根据各个方面,连续性可由结合到接地垫222008中的感测装置、结合到返回路径的塞绳或电缆中的感测装置和/或由单极发生器诸如外科集线器220302的单极发生器模块220310来确定。此外,测试电流可包括例如仅几毫安的安培数。如果测试电流的施加不指示在第一外科器械222002和第二外科器械222004之间存在短路或显著分路,则控制电路操作以允许第二外科器械222004具有完整水平的电外科能量,然后可将该电外科能量施加到患者222006。然而,如果测试电流的施加指示在第一外科器械222002和第二外科器械222004之间存在短路或显著分路,则控制电路操作以防止第二外科器械222004具有完整水平的电外科能量,有效地防止或锁定第二外科器械222004向患者220006施加完整水平的电外科能量,直到器械222002和222004充分分离以消除其间的短路或分流。根据各个方面,也可在整个外科手术中周期性地或连续地施加测试电流,并且基于对第一外科器械222002和第二外科器械222004之间的短路和/或显著分流的感测和/或检测,可减少或甚至中断在外科手术期间施加到患者222006的电外科能量。

[0631] 参见图120至图122,被示出为从电气端子222014发射的信号222016表示从电气端子222014离开的测试电流。虽然电气端子222014仅被示出为定位在第二外科器械222004的轴222018上,但电气端子222014也定位在第二外科器械222004的主体222020上。此类布置提供例如从第二外科器械222004的主体222020到第一外科器械222002的轴222010和/或钳口222012,以及从第二外科器械222004的轴222018到第一外科器械222002的轴222010和/或钳口222012的潜在泄漏路径。

[0632] 图123示出了曲线图222100,该曲线图示出外科器械222004的泄漏电流222102与外科环境222000中的其他物体与外科器械222004的接近之间的关系。时间t沿水平轴线222104示出,并且泄露电流沿垂直轴线222106示出。当在距第二外科器械222004大约5厘米内只存在空气时,第二外科器械222004的电流损失非常小(如果有的话)。事实上,此类情况下的电流损失低于第一阈值,这可由外科器械222004的控制电路解释为外科器械222004不与患者或另一外科器械接触。外科器械222004还包括与控制电路通信的第一指示器,诸如例如外科器械222004的屏幕上的灯和/或符号,当该第一指示器被控制电路致动时,向临床医生指示外科器械222004不处于例如其可影响患者组织和/或短接和/或接触另一个外科器械的位置。在至少一种情况下,第一指示器包括例如绿色LED。

[0633] 再次参见图123,当外科器械222004运动成靠近患者时,泄漏电流增大到高于第一阈值。在至少一种此类情况下,间隔可例如为大约3cm。外科器械222004还包括与控制电路通信的第二指示器,诸如例如外科器械222004的屏幕上的灯和/或符号,该第二指示器在泄漏电流超过第一阈值时由控制电路激活。在至少一种情况下,第二指示器包括例如黄色LED。第二指示器的致动向临床医生指示外科器械222004可处于其可影响患者组织的位置。

然而,因为泄漏电流仍低于第二阈值,所以不会致动与控制电路通信的第三指示器,诸如例如外科器械222004的屏幕上的灯和/或符号。在此类情况下,临床医生可了解,外科器械222004不处于例如短接和/或接触另一个外科器械的位置。在至少一种情况下,第三指示器包括例如红色LED。当外科器械222004与患者接触而不接触另一个外科器械时,泄漏电流高于第一阈值但仍低于第二阈值,除非外科器械222004运动成靠近另一个外科器械,如下所述。

[0634] 再次参见图123,当外科器械222004运动成靠近另一个外科器械时,泄漏电流增大到高于第二阈值。在至少一种此类情况下,间隔可例如为大约3cm。在此类情况下,外科器械222004的控制电路致动第三指示器。在此类情况下,临床医生可了解,外科器械222004可处于例如短接和/或接触另一个外科器械的位置。当外科器械222004运动成更靠近另一个外科器械时,例如在大约1cm内,电流泄漏可显著增大。在此类情况下,控制电路可例如经由与控制电路通信的外科器械222004中的扬声器来产生听觉警示。当外科器械222004接触另一个外科器械时,也可产生这种听觉警示。如果外科器械222004运动成远离另一个外科器械并且泄漏电流减小,则控制电路将停用听觉警示。如果泄漏电流降至低于第二阈值,则控制电路将停用第三指示器。如果泄漏电流降至低于第一阈值,则控制电路将停用第二指示器。由于以上所述,临床医生可了解外科器械222004相对于其环境的定位。

[0635] 为了减少不需要的接触的错误警示,有利的是建立阈值,该阈值可用于区分:第一,第一外科器械222004和患者222006的身体或套管针之间的接触;第二,第二外科器械222004和患者222006的靶组织之间的接触;以及第三,第二外科器械222004和第一外科器械222002或外科手术的环境222000内的另一个外科器械之间的接触。

[0636] 图124示出了曲线图222200,该曲线图示出外科手术期间第二外科器械222004的测试电流的直流(DC)输出电压222202。外科手术的时间t沿水平轴线222204示出,并且测试电流的电压v沿垂直轴线222206示出。在时间t_1处,测试电流的电压222202与v_1电压阈值222208相交,这指示当第二外科器械222004插入患者体内时第二外科器械222004与套管针接触。然后,当第二外科器械222014的连续性传感器222014通过套管针时,测试电流的电压v在短时间段内上升形成尖峰。然后,一旦传感器222014已通过套管针并且第二外科器械222004进一步插入患者体内,测试电流的电压返回到较低水平。在时间t_2处,测试电流的电压222202与v_2电压阈值222210相交,这指示第二外科器械222004与患者222006的组织接触或接近。然后,当外科器械222004相对于患者组织运动和操纵时,电压222202保持高于v_2电压阈值22210。在时间t_3处,测试电流的电压222202与v_3电压阈值222212相交,这指示第二外科器械222004与第一外科器械222004或外科手术的环境222000内的另一个外科器械接触或接近。当第二外科器械222004运动远离相邻器械时,测试电流的电压222202返回到较低水平。v_1电压阈值222208可被视为器械到套管针接触阈值,v_2电压阈值222210可被视为器械到目标组织接触阈值,并且v_3电压阈值222210可被视为器械到器械接触阈值。

[0637] 在各种情况下,控制电路和/或算法可用于持续或连续地分析DC输出电压v。控制电路和/或算法考虑例如DC输出电压222202的量值、DC输出电压222202的斜率和/或DC输出电压222202的斜率的变化率。使用此类数据,控制电路和/或算法可提供关于第二外科器械222004何时实际与套管针或患者222006的身体、患者222006的靶组织以及第一外科器械222002或外科手术的环境222000内的另一个外科器械接触的更准确的指示。由控制电路

和/或算法提供的更准确的指示用于减少不需要的接触的错误警示。

[0638] 除上述之外,在外科环境中的两个或更多个外科器械之间可发生各种形式的电流泄漏或相互作用。例如,当流体存在于定位在患者体内的内镜切割器的钉仓钳口周围时,内镜切割器的暴露的一组电接触件可干扰对相邻电动解剖器的感测。因此,希望感测和监测相邻电动外科装置之间的电相互作用。在各种情况下,可感测和监测外科器械中的一个或多个电路板和/或电动外科器械的互连金属轴部件的电位。在某些情况下,由高频电外科功率源感测该电位。在至少一种情况下,由电动外科器械的相应感测装置感测该电位。基于感测的电位,电动外科器械的相应控制电路和/或算法可确定电动外科器械中的任一电动外科器械是否正在泄放电流或具有寄生相互作用,并且可无意地将相邻外科装置暴露于错误信号。

[0639] 图125示出了电动外科器械222300。电动外科器械222300的轴包括电感测栅格222302和电绝缘体222304。电感测栅格222302被配置成能够检测相对于地的电位。电绝缘体222304围绕电感测栅格222302并且操作以将电感测栅格222302与电动外科器械222300外部的环境电隔离。在至少一种情况下,电感测栅格222302抵靠轴的罩密封,以防止流体接触感测栅格222302或降低该接触的可能性。

[0640] 图126示出了根据本公开的至少一个方面的曲线图222400,该曲线图示出与图125的电动外科器械222300相关联的电位222402。时间t沿水平轴线222404示出,并且电位v_{ext}沿垂直轴线222406示出。沿曲线图222400的左下所示的电位222402的低值指示在电动外科器械222300内部的电子部件之间存在某种寄生或暴露电流。当电动外科器械222300变得更靠近外部电源(诸如另一个电动外科器械)时,电位222402开始增大。随着电动外科器械222300越来越靠近外部电源,电位222402越来越大。由虚线222408表示的增大的电位的斜率可用于指示外部电源的存在和/或接近。在各种情况下,控制电路和/或算法可用于分析电位222402,并且考虑到电位222402的量值、电位222402的斜率和/或电位222402的斜率的变化率,例如,控制电路和/或算法可提供电动外科器械222300与外部电源的接近程度的准确确定。

[0641] 图127示出了由第一外科器械222502和第二外科器械222504使用的有源传输和感测方案222500。第一外科器械222502是“智能”外科器械并且包括发射器222506(其可以是磁发射器)和接收电路222508,该发射器和该接收电路共同操作以沿第一外科器械222502的轴222510和/或端部执行器222512提供磁发射和检测。第一外科器械222502包括内镜切割器,该内镜切割器包括钉仓钳口和砧座钳口,但可包括任何合适的外科器械。第二外科器械222504是“启用非传输”的外科器械,并且包括在第二外科器械222504的轴或主体222518上彼此相对地定位的第一感测装置222514和第二感测装置222516。第二外科器械222504包括能够夹持的钳口以及另外与被配置成能够切割和/或凝固组织的直立振动换能器通信的刀片。第一感测装置222514定位在第二外科器械222504的“刀片侧”上,而第二感测装置222516定位在第二外科器械222504的“钳口侧”上。第一感测装置222514和第二感测装置222516为例如磁传感器。通过在轴或主体222518的相对侧上彼此相对地定位,第一感测装置222514和第二感测装置222516允许第一外科器械222502确定第二外科器械222504相对于第一外科器械222502的位置和取向。

[0642] 发射器222506和接收电路222508沿第一外科器械222502的轴222510和/或端部执

行器222512的长度延伸。发射器222506和接收电路222508定位在轴222510和/或端部执行器222512中的任何合适位置处的柔性电路中，并且可同时连续或间歇地被激活，如下文更详细地描述。发射器222506被配置成能够发射磁场形式的信号222519，该信号被第二外科器械222504的第一感测装置222514和第二感测装置222516反射，以形成也呈磁场形式的相应返回信号222520、222522。即便如此，在其他方面，可以发射和反射除磁场之外的信号。接收电路222508被配置成能够接收返回信号222520、222522。根据各个方面，接收电路222508结合磁感测装置或可被认为是磁感测装置。在各种情况下，接收电路222508被配置成能够在发射器发射信号222519之后寻找来自发射器222506的响应，也如下文更详细地描述。

[0643] 在各种情况下，发射器222506的磁电源生成随机定序的开-关脉冲。换句话讲，由发射器222506发射的磁场不是周期性的；相反，该磁场在如由第一外科器械222502的控制电路和/或算法确定的随机时间发射。即便如此，该磁场以例如大约10次/秒的平均速率和1kHz左右的频率发射。此外，磁场脉冲的持续时间是随机化的。在脉冲之间，接收电路222508可接通并且被配置成能够监听返回信号222520、222522。接收器电路222508接收返回信号222520、222522，并且将表示返回信号222520、222522的信息传递到第一外科器械222502的控制电路和/或算法。控制电路还可具有表示由发射器222506发射的信号222519的信息。基于表示信号222519的信息和表示返回信号222520、222522的信息，控制电路和/或算法可确定第二外科器械222504相对于第一外科器械222502的位置和取向。如果(由于某种原因)接收器电路222508仅接收返回信号222520、222522中的一者，则控制电路和/或算法将能够确定第二外科器械222504相对于第一外科器械222502的位置，但不能确定其取向。

[0644] 在第一外科器械222502和第二外科器械222504的术野中存在另一个发射磁信号的外科器械的情况下，第一外科器械222502的接收器电路222508可能将接收该另一个发射信号的外科器械的磁信号。不仅如此，控制电路和/或算法可能无法正确分析第二外科器械222504相对于第一外科器械222502的位置和/或取向。如果该另一个发射信号的外科器械以可被接收器电路222508中的一个或多个低通滤波器和/或高通滤波器滤除的频率发射其信号，则可避免这种情况。如果该另一个发射信号的外科器械也以例如大约10次/秒的平均速率和1kHz左右的频率发射磁场形式的信号，则也可能避免这种情况。由于由第一外科器械222502和该另一个发射信号的外科器械发射的信号的脉冲持续时间和速率的随机性，并且还由于接收器电路222508和该另一个发射信号的外科器械中的对应接收器电路中的开关的随机性，减轻和/或避免了来自这两个发射信号的外科器械的磁发射完美同步的情况。因此，应当理解，上述有源传输和感测方案222500也可与均具有有源传输和感测装置的两个外科器械一起使用。

[0645] 图128示出了由图127的第一外科器械222502发射和接收的信号的曲线图222600。发射信号222602表示由发射器222506发射的信号并且以反斜线示出。接收信号222604表示返回信号222520、222522并且以正斜线示出。时间t沿水平轴222608示出，并且发射信号222602和接收信号222604的振幅沿垂直轴222606示出。如图128所示，发射信号222602中的每个发射信号的振幅相对于1kHz的发射频率在给定频带内。给定振幅带被示出为由虚线222605A、222605B界定。即便如此，接收信号222604中的只有一些接收信号的振幅在给定频带内。如下文更详细地描述，通过分析每个信号集的发射信号222602与接收信号222604之

间的差异以及每个连续信号集之间的差异,第一外科器械222502的控制电路和/或算法可确定第二外科器械222504相对于第一外科器械222502的接近和取向。

[0646] 图129示出了曲线图222700,该曲线图示出第二外科器械222504的第一感测装置222514相对于第一外科器械222502的接近测量结果222702和第二感测装置222516相对于该第一外科器械的接近测量结果222704。第一感测装置222514的接近测量结果222702被示出为具有反斜线,并且第二感测装置222516的接近测量结果222704被示出为具有正斜线。时间t沿水平轴线222706示出,并且以厘米为单位的距离沿垂直轴线222708示出。根据在第一样本期间取得的在曲线图222700的左侧附近的第一组“接近条”,第二外科器械220504相对于第一外科装置222502在10厘米左右的某处以一定角度取向。根据在第二样本期间取得的恰好在第一组右侧的第二组“接近条”,第二外科器械220504在距第一外科装置222502 7厘米至9厘米内的某处以一定角度取向。根据在第三样本期间取得的恰好在第二组右侧的第三组“接近条”,定位在第二外科器械222504的“钳口侧”上的第二感测装置222516在距第一外科装置222502 1厘米内;然而,第二外科器械222504相对于第一外科器械222502成陡峭角度。根据在第四样本期间取得的在曲线图222700右侧的第四组“接近条”,与第二外科器械220504的“刀片侧”相对定位的第一感测装置222514在距第一外科装置222502 1厘米内。当相对于第一外科器械222502确定第一感测装置222514和第二感测装置222516两者的接近时,应当理解,也以这种方式确定第二外科器械222504相对于第一外科器械222502的取向。

[0647] 除有源感测之外或代替有源感测,可利用无源感测(诸如例如电感感测和/或电容感测)来确定一个外科器械相对于另一个外科器械的接近。

[0648] 图130示出了由第一外科器械222801和第二外科器械222804使用的无源感测方案222800。第一外科器械222802包括磁发射器222806和换能器222808。换能器222808被配置成能够响应于磁场而改变其输出电压。换能器222808包括霍尔效应传感器,但可包括任何合适的传感器。如下文更详细地描述,霍尔效应传感器222808可被认为是电感式接近传感器。磁发射器222806操作以生成从磁发射器222806向外散发的初级磁场222810。当第二外科器械222804在距第一外科器械222802一定距离内时,初级磁场222810在第二外科器械222804的导电材料中感应出电流。在至少一种情况下,第二外科器械222804的轴和/或钳口例如包括导电材料。第二外科器械222804的导电材料中的感应电流操作以产生从第二外科器械222804的导电材料散发的次级磁场222812。次级磁场222812趋于对抗初级磁场222810并且对初级磁场222810具有弱化效应。霍尔效应传感器222808感测在霍尔效应传感器222808处的磁场在未受影响状态(其中第二外科器械222804远离第一外科器械222802,以致对初级磁场222810没有影响)以及受影响状态(其中第二外科器械222804足够靠近第一外科器械222802以对初级磁场222810产生影响)下的净强度,该霍尔效应传感器生成输出信号或霍尔电流,其表示霍尔效应传感器222808处的净磁场强度,并因此表示第二外科器械222804与第一外科器械222802的接近。

[0649] 图131示出了在霍尔效应传感器222808附近的未受影响状态下的初级磁场222810。当没有物体足够靠近第一外科器械222802以便对初级磁场222810产生影响时,初级磁场222810的状态被认为处于未受影响状态。因此,图130所示的场线222814可被认为表示初级磁场222810的未受影响状态以及在不存在另一个器械的情况下预期由第一外科器

械222802的接收电路接收的状态。

[0650] 图132示出了在霍尔效应传感器222808附近的受影响状态下的初级磁场222810。当物体足够靠近第一外科器械222802以便对初级磁场222810产生影响时，初级磁场222810的状态被认为处于受影响状态。与图130的场线222814不同并且以虚线示出的图131所示的初级磁场222810的场线222816可被认为表示初级磁场222810的受影响状态，并且不是预期由第一外科器械222802的接收电路接收的状态。

[0651] 图133示出了曲线图222900，该曲线图示出由图130的第一外科器械222802的霍尔效应传感器222808输出的霍尔电流222902。由霍尔效应传感器222808感测的净磁场的强度(无论磁场强度H还是磁通量密度B)沿水平轴线222904示出，并且电流I沿垂直轴线222906示出。随着霍尔效应传感器222808感测的净磁场的强度增大，霍尔电流222902的量值减小。沿曲线图222900的左侧示出的霍尔电流222902的高量值指示没有其他导电物体(诸如例如第二外科器械222804)紧邻第一外科器械222802。磁场强度的1和2之间的霍尔电流的量值的减小指示第二外科器械222804处于距第一外科器械222802一定距离处。磁场强度的2和3之间的霍尔电流的量值的进一步减小指示第二外科器械222804接近第一外科器械222802。磁场强度的3和4之间的霍尔电流的量值的进一步减小指示第二外科器械222804紧邻第一外科器械222802。霍尔电流可被传递到第一外科器械222802的控制电路，并且控制电路和/或算法可分析例如霍尔电流的量值、霍尔电流的斜率和/或霍尔电流的斜率的变化率，以提供第一外科器械222802与第二外科器械222804的接近的指示。

[0652] 图134和图135示出了由第一外科器械223002和第二外科器械223004使用的无源感测方案223000。在该无源感测方案223000中，第一外科器械223002包括容纳在第一外科器械223002的感测头部中的第一电容器板223006和第二电容器板223008。在如图134和图135所示的平行板电容器布置中，当在第一电容器板223006和第二电容器板223008之间施加电压时，在第一电容器板223006和第二电容器板223008之间产生均匀的电场。电场强度与所施加的电压成正比，并且与第一电容器板223006和第二电容器板223008之间的距离成反比。当没有物体足够靠近第一外科器械223002以便对电场产生影响时，电场的状态被认为处于未受影响状态。因此，图134所示的场线223010可被视为表示电场的未受影响状态以及预期由第一外科器械223002的接收电路接收的状态。

[0653] 当物体足够靠近第一外科器械222802以便对电场产生影响时，电场的状态被认为处于受影响状态。当另一个导电物体(诸如例如第二外科器械223004)接近第一外科器械223002时，如图135所示，与第一外科器械223002的第一电容器板223006和第二电容器板223008相关联的电容增大。图135中的附加场线223012概念性地示出了增大的电容，并且图135中的电场不同于图134中的电场。图135所示的电场可被视为表示电场的受影响状态，并且不是在不存在另一个外科器械的情况下预期由第一外科器械223002的接收电路接收的状态。根据各个方面，感测装置诸如电容传感器可感测电容并生成表示感测的电容的输出信号。该输出信号可被转换成表示感测的电容的电压信号，并且该电压信号可被传递到第一外科器械223002的控制电路。基于表示感测的电容的电压信号，控制电路和/或算法可监测感测的电容，并且分析该电容的变化和/或电场的变化，以提供第一外科器械223002与第二外科器械223004的接近的指示。因此，电容传感器可被视为电容接近传感器。

[0654] 在各个方面，代替利用如上所述的电感式接近感测或电容接近感测，外科器械可

利用不同的接近感测方案。图136示出了外科器械223100,其包括直流(DC)电源223102、振荡器223104、线圈223106和电流传感器223108。DC电源223102向振荡器223104提供直流(DC)功率。振荡器223104被配置成能够将直流(DC)功率转换为传递到线圈223106的交流(AC)信号。当交流电被馈送到线圈22306时,线圈223106产生变化的磁场223110,该变化的磁场在线圈223106中感应出电流。电流传感器223108感测/测量来自线圈223106的电流。当导电物体(诸如例如另一个外科器械)接近外科器械223100时,该另一个外科器械可影响磁场223110的强度,这继而影响感应电流的大小。通过感测/测量感应电流,外科器械223100的控制电路和/或算法可确定另一个物体何时接近和/或紧邻。

[0655] 图137示出了曲线图223200,该曲线图示出在至少一种情况下由图136的外科器械223100的电流传感器223108测量的感应电流223202。时间t沿水平轴线223204示出,并且电流I沿垂直轴线223206示出。当感应电流223202的幅值在如图137的左侧所示的时间段内相对恒定时,感应电流223202指示没有其他物体/外科器械接近或邻近外科器械223100的情况。当感应电流223202的幅值在如图137的右侧所示的时间段内增大时,感应电流223202指示另一个物体/外科器械接近和/或邻近外科器械223100的情况。外科器械223100的控制电路和/或算法可例如分析测量的电流的量值、测量的电流的斜率和/或测量的电流的斜率的变化率,以提供外科器械223100与另一个导电物体/外科器械的接近的指示。

[0656] 有许多外科器械在该外科器械的端部执行器和/或轴中包括电子部件。在某些外科手术中,正在使用的外科器械可与在外科手术期间来自患者或引入患者体内的各种液体接触。在一些情况下,该液体可与外科器械的端部执行器和/或轴中的电子部件接触。当发生这种情况时,电子部件的性能以及因此外科器械的性能可受到不同程度的影响。由于暴露于液体而导致的电子部件和/或外科器械的性能劣化通常被称为液体污染。

[0657] 在一些情况下,当发生液体污染时,电子部件仍可执行其主要功能,但不一定如此,其他情况也是可能的。在其他情况下,电子部件中的一个或多个电子部件可能不再执行其主要功能,这可能导致外科器械故障。由于与液体污染相关联的潜在性能问题,希望感测和检测外科器械的电子部件的液体污染,并且采取措施来调节液体污染。

[0658] 图138示出了外科器械223300,该外科器械包括端部执行器223302、轴223304、感测阵列和流体检测电路223310,该感测阵列包括第一对感测装置223306A、223306B和第二对感测装置223308A、223308B。外科器械223300还包括电绝缘材料223312和吸收材料223314。轴223304包括穿过轴223304的外部壳体/护罩223318的一个或多个开口223316,该开口可允许流体和/或其他污染物223320从轴223304外部的环境传递到轴223304内的位置。

[0659] 第一对感测装置223306A、223306B和第二对感测装置223308A、223308B定位在轴223304内并且由轴223304的护罩223318围绕。如图138所示,感测装置223306A与感测装置223306B间隔开,感测装置223308A与感测装置223308B间隔开,并且第一对感测装置223306A、223306B和第二对感测装置223308A、223308B彼此间隔开。感测装置223306A、223306B、223308A、223308B中的每个感测装置连接到流体检测电路223310。基于第一对感测装置223306A、223306B和第二对感测装置223308A、223308B的构型,感测装置223306A、223306B、223308A、223308B及其到流体检测电路223310的相应连接路径可被认为是阶梯电路,其中阶梯的两个“横档”由相应的第一对感测装置223306A、223306B和第二对感测装置

223308A、223308B表示，并且阶梯的两个“围栏”由它们到流体检测电路223310的相应连接路径表示。尽管图138中仅示出了两对感测装置，应当理解，外科器械223300可包括任何数量的感测装置对，该感测装置对以类似于第一对感测装置223306A、223306B和/或第二对感测装置223308A、223308B的方式和/或任何其他合适的方式彼此间隔开并且连接到流体检测电路223310。

[0660] 感测装置223306A、223306B、223308A、223308B包括通过电绝缘材料223312彼此电绝缘的导电电极。电绝缘材料223312可包括对应于感测装置223306A、223306B、223308A、223308B的位置的四个或更多个开口，该开口允许轴223304内的流体穿过其中并变得与感测装置223306A、223306B、223308A、223308B接触。当第一对感测装置223306A、223306B由于感测装置223036A和223306B之间不存在流体而彼此电隔离时，流体检测电路223310输出指示轴223304的内部体积足够干燥以用于外科器械223300的正常操作的信号。然后该信号被传递到外科器械223300的控制电路(未示出)，在那里该信号被解释为指示轴223304的内部体积足够干燥以便允许外科器械223300正常操作的状态。控制电路可包括轴处理电路和/或柄部处理电路，其包括外科器械223300的主处理器。另选地，当第一对感测装置223306A、223306B彼此电隔离时，流体检测电路223310可不输出信号，并且控制电路可将这种信号缺乏解释为指示轴223304的内部体积足够干燥以允许外科器械223300正常操作的状态。

[0661] 当轴223304内的流体具有允许第一对感测装置223306A、223306B经由流体彼此电连接的足够体积时，流体检测电路223310识别第一对感测装置223306A、223306B之间的电连接，并且输出指示靠近第一对感测装置223306A、223306B的位置的液体污染状态的信号。然后该信号被传递到控制电路。响应于液体污染信号，控制电路发出用于调节外科器械223300的操作的一个或多个控制信号。例如，控制电路可发出用于例如减小外科器械223300可用的功率的量，闭锁或禁用外科器械223300的一个或多个功能，和/或闭锁或禁用易受信号丢失或短路影响的一个或多个电迹线的一个或多个控制信号。另外，例如，当感测装置223306A、223306B经由流体彼此电连接时，流体检测电路223310可不输出信号，并且控制电路可将这种信号缺乏解释为指示液体污染状态。感测装置223306A、223306B之间的电连接提供关于流体是否已侵入外科器械223300中第一距离的指示，其中第一距离对应于感测装置223306A、223306B在轴223304内的位置。

[0662] 当第二对感测装置223308A、223308B彼此电隔离时，流体检测电路223310可输出指示轴223304的内部体积足够干燥以用于外科器械223300的继续操作的信号。然后该信号被传递到外科器械223300的控制电路，在那里该信号被解释为指示轴223304的靠近感测装置223308A、223308B的位置的内部体积足够干燥以便允许外科器械223300的继续操作的状态。另选地，当第二对感测装置223308A、223308B彼此电隔离时，流体检测电路223310可不输出信号，并且控制电路可将这种信号缺乏解释为指示轴223304的内部体积足够干燥以允许外科器械223300的继续操作的状态。

[0663] 当轴223304内的流体具有允许第二对感测装置223308A、223308B经由流体彼此电连接的足够体积时，流体检测电路223310识别第二对感测装置223308A、223308B之间的电连接，并且输出指示邻近感测装置223308A、223308B的位置的液体污染状态的信号。然后该信号被传递到控制电路。响应于液体污染信号，控制电路发出用于调节外科器械223300的操作的一个或多个控制信号。例如，控制电路可发出用于例如减小外科器械223300可用的

功率的量,闭锁或禁用外科器械223300的一个或多个功能,和/或闭锁或禁用易受信号丢失或短路影响的一个或多个电迹线的一个或多个控制信号。另选地,当感测装置223308A、223308B经由流体彼此电连接时,流体检测电路223310可不输出信号,并且控制电路可将这种信号缺乏解释为指示液体污染状态。感测装置223308A、223308B之间的电连接提供关于流体是否已进一步侵入外科器械223300中第二距离的指示,其中第二距离对应于感测装置223308A、223308B在轴223304内的位置。

[0664] 在各种情况下,感测装置223306A、223306B、223308A、223308B、电绝缘材料223312和/或流体检测电路223310可形成柔性电路223322的部分,该柔性电路定位在轴223004内并且可适形于轴223004的外部壳体或护罩223318的内表面。即便如此,感测装置223306A、223306B、223308A、223308B、电绝缘材料223312和/或流体检测电路223310可以任何合适的方式布置。

[0665] 吸收材料223314被配置成能够吸收轴223004内的流体。通过吸收流体,吸收材料223314减慢流体进入外科器械223300的速度;然而,流体将最终朝向第二对感测装置223308A、223308B芯吸穿过吸收材料223314。值得注意的是,第一对感测装置223306A、223306B相对于吸收材料223314在远侧定位,因此任何初始流体侵入将快速到达第一对感测装置223306A、223306B。另一方面,吸收材料223314的至少一部分存在于第一对感测装置223306A、223306B和第二对感测装置223308A、223308B之间,并且因此,流体侵入可到达或可不到达第二对感测装置223308A、223308B。因此,流体检测电路223310被配置成能够使用第一对感测装置223306A、223306B之间的电连接作为不一定会改变外科器械223300的任何操作的流体侵入/污染警示,并且使用第二对感测装置223308A、223308B之间的电连接作为确实会改变外科器械223300的操作的流体侵入/污染警示。

[0666] 如图138所示,吸收材料223314可以与轴223004的外部壳体/护罩223318同心的环或圆柱体的形式构造。第二对感测装置223308A、223308B定位在吸收材料223314和外部壳体/护罩223318之间,这进一步限制和控制流体进入外科器械223300的可能性。

[0667] 在各种情况下,上述感测阵列和/或另一个类似的感测阵列可与吸收材料223314配合使用,以不仅检测轴223304内的流体的存在,而且检测流体何时已达到不再能够被外科器械223300的各种电子部件充分处理的量。换句话说,该组合可帮助确定轴223304中有多少流体。应当理解,在均暴露于相同体积的流体时,外科器械223300的一些电子部件可比外科器械223300的其他电子部件更好地执行其主要功能。类似地,在均暴露于相同体积的流体时,外科器械223300的一些电子部件将在外科器械223300的其他电子部件故障之前故障。

[0668] 图139示出了图138的外科器械223300的电路223400。电路223400或电路223400的至少一部分可定位在外科器械223300的吸收材料223314内,并且可用于确定轴223004中的流体何时已达到不再能够被外科器械223300的一个或多个电子部件充分处理的体积。电路223400包括感测阵列,该感测阵列包括第一对感测装置223402A、223402B和第二对感测装置223404A、223404B。第一对感测装置223402A、223402B和第二对感测装置223404A、223404B可分别为图138所示的第一对感测装置223306A、223306B和第二对感测装置223308A、223308B或附加感测装置。因此,应当理解,电路223400可形成柔性电路223322的一部分并且也可电连接到流体检测电路223310。

[0669] 电路223400还包括电连接到第一对感测装置223402A、223402B的第一比较器223406,以及电连接到第二对感测装置223404A、223404B的第二比较器223408。如下文更详细地解释,第一比较器223406和第二比较器223408用于确定输入是否已达到某个预先确定的值。在各种情况下,第一比较器223406和第二比较器223408用运算放大器来实现。在某些情况下,第一比较器223406和第二比较器223408用专用比较器集成电路来实现。电路223400还包括电连接到第一对感测装置223402A、223402B的第一电阻元件223410,以及电连接到第二对感测装置223404A、223404B的第二电阻元件223412。

[0670] 基于第一对感测装置223402A、223402B和第二对感测装置223404A、223404B的构型及其返回到电源V的相应连接路径,电路223400的至少一部分可被视为阶梯电路,其中阶梯的两个横档由相应的第一对感测装置223402A、223402B和第二对感测装置223404A、223404B表示,并且阶梯的两个围栏由其返回到电源V的相应连接路径表示。虽然图139中仅示出了两对感测装置,但应当理解,电路223400可包括任何数量的感测装置对以及任何数量的对应比较器,其中感测装置对彼此间隔开并且以类似于第一对感测装置223402A、223402B和/或第二对感测装置223404A、223404B的方式连接到电源V。

[0671] 在操作中,当轴223004内的足够量的流体导致第一对感测装置223402A、223402B经由流体彼此电连接时,第一对感测装置223402A、223402B向第一比较器223406的第一输入端(例如,负输入端(-))提供电压信号。然后,第一比较器223406将来自第一对感测装置223402A、223402B的电压信号与连接到第一比较器223406的第二输入端(例如,正输入端(+))的参考电压进行比较。基于哪个电压较大,第一比较器223406然后输出“高”信号或“低”信号。例如,当参考电压大于来自第一对感测装置223402A、223402B的电压信号时,第一比较器223406输出“低”信号,该“低”信号指示轴223004内的邻近第一对感测装置223402A、223402B的流体的体积还未达到不能由外科器械223300的电子部件充分处理的水平。当感测装置223402A、223402B彼此电隔离时也将是这种情况。另一方面,当来自第一对感测装置223402A、223402B的电压信号大于参考电压时,第一比较器223406输出“高”信号,该“高”信号指示邻近第一对感测装置223402A、223402B的流体的量已在轴223304内达到不再能够被外科器械223300的一个或多个电子部件充分处理的水平。在任一种情况下,由第一比较器223406输出的信号可被传递到外科器械223300的控制电路以用于进一步动作。

[0672] 类似地,当吸收材料223314已从轴223004内吸收足量的流体以引起第二对感测装置223404A、223404B经由所吸收的流体彼此电连接时,第二对感测装置223404A、223404B向第二比较器223408的第一输入端(例如,负输入端(-))提供电压信号。然后,第二比较器223408将来自第二对感测装置223404A、223404B的电压信号与连接到第二比较器223408的第二输入端(例如,正输入端(+))的参考电压进行比较。基于哪个电压较大,第二比较器223408然后输出“高”信号或“低”信号。例如,当参考电压大于来自第二对感测装置223404A、223404B的电压信号时,第二比较器223408输出“低”信号,该“低”信号指示轴223004内的流体的体积还未达到不能由外科器械223300的电子部件充分处理的水平。当感测装置223404A、223404B彼此电隔离时也将是这种情况。另一方面,当来自第二对感测装置223404A、223404B的电压信号大于参考电压时,第二比较器223408输出“高”信号,该“高”信号指示由吸收材料223314吸收的流体的量已达到饱和水平,这指示轴223004内的流体的体积不再能够被外科器械223300的一个或多个电子部件充分处理。在任一种情况下,由第二

比较器223408输出的信号可被传递到外科器械223300的控制电路以用于进一步动作。

[0673] 响应于来自第一比较器223406和/或第二比较器223408的“高”输出信号,控制电路可发出一个或多个控制信号,该一个或多个控制信号用于发出例如信号劣化警示,发出部件和/或子系统故障警示,减小外科器械223300可用的功率的量,闭锁或禁用外科器械223300的一个或多个功能特征部,和/或闭锁或禁用易受信号丢失或短路影响的一个或多个电迹线。

[0674] 尽管图139中示出相同的参考电压被施加到第一比较器223406以及施加到第二比较器223408的,应当理解,第一参考电压可被施加到第一比较器223406,并且第二参考电压可被施加到第二比较器223408,其中第一电压参考和第二电压参考彼此不同。例如,如果第一参考电压低于第二参考电压,则来自第一比较器223406的输出信号可提供关于轴223004中已达到“水平1”流体污染水平的指示,其中电信号劣化并且/或者外科器械223000的至少一个电子部件的性能处于受影响的危险中,并且来自第二比较器223408的输出信号可提供关于轴223004中已达到“水平2”流体污染水平的指示,其中电信号进一步劣化并且/或者外科器械223000的至少一个其他电子部件的性能处于受影响的危险中。基于传递到外科器械223300的控制电路的输出信号的不同含义,控制电路可发出用于不同地调节外科器械223300的操作和/或调节外科器械223000的不同操作的控制信号。例如,当从第一比较器223406输出“水平1”流体污染水平信号时,控制电路发出用于减小外科器械223300可用的功率的量的一个或多个控制信号。当从第二比较器223408输出“水平2”流体污染水平信号时,控制电路发出一个或多个控制信号,该一个或多个控制信号用于例如进一步减小外科器械223300可用的功率的量,闭锁或禁用外科器械223300的一个或多个功能特征部,和/或闭锁或禁用易受信号丢失或短路影响的一个或多个电迹线。

[0675] 此外,尽管感测装置223402A、223402B、223404A、223404B在图139中被示出为处于“开路”位置(例如,彼此不电连接),但电路223400的上述功能也可用处于“闭路”位置的感测装置223402A、223402B、223404A、223404B来实现。只要感测装置223402A、223402B、223404A、223404B保持处于“闭路”位置并且将相应的电压信号传递到第一比较器223406和第二比较器223408,第一比较器223406和/或第二比较器223408的输出信号将指示轴223004内的流体的体积还未达到不能由外科器械223300的电子部件充分处理的水平。随着越来越多的流体进入轴223004并被吸收材料223314吸收,吸收材料223314进一步膨胀,最终到达第二对感测装置感测223404A、223404B之间的电连接断开/拉开的点,从而断开/改变电路223400内的电连续性/导电性。连续性/传导性的断开/改变使施加到第一比较器223406和第二比较器223408的第一输入端(例如,负输入端(-))的相应电压信号改变,这继而改变了由第一比较器223406和第二比较器223408输出的信号的含义。

[0676] 当在外科手术期间使用外科器械时,与正在进行外科手术的环境相关联的空气的密度可对外科器械的性能产生影响。在大多数情况下,进行外科手术所在的海拔可以是空气密度的代替物。例如,与当外科器械在海平面处或海平面附近使用时相比,在空气密度通常小于海平面的高海拔位置使用的外科器械的表现可不同。由于与空气密度/海拔相关联的性能问题,希望感测/检测外科器械正在操作时的空气密度/海拔,并且调节各种阈值、控制参数和/或感测的值以补偿海拔差异。

[0677] 外科器械内的热耗散是一种随海拔变化的性能特征。随着海拔增加,对于给定体

积存在更少的空气,并且因此大气压力降低。随着大气压力降低,空气分子进一步分散并且温度降低。外科器械的某些部分依赖于对流冷却来消散由外科器械的操作产生的热。在对流冷却的情况下,由外科器械的操作产生的热从外科器械传递到外科器械周围的空气。在较高海拔处,大气压力较低且空气较少(空气密度较低),对流冷却由于空气较少而效率较低,并且由于对流冷却效率较低,更难以消散由外科器械的例如驱动马达、产生用于射频(RF)和/或超声类型应用的高频电外科能量的电子器件产生的废热。这就是为什么马达热耗散效率随海拔增加而降低的原因。

[0678] 由与外科手术一起使用的烟雾排抽系统中的压缩机泵递送的空气体积是随海拔变化的另一个性能特性。无论空气的重量或密度如何,压缩机泵都将递送相同体积的空气(随着海拔增加,空气的重量和密度变得越来越低)。然而,由于空气的重量在较高海拔处较低,因此压缩机泵需要较少的电功率来在较高海拔递送相同体积的空气。换句话说,为了在较高海拔递送给定体积的空气,可降低压缩机泵的马达速度。即便如此,为了在较高海拔递送给定重量的空气,压缩机泵的马达速度提高。

[0679] 鉴于上述内容,应当理解,为什么希望感测/检测外科器械正在操作时的海拔(作为空气密度的替代物),并且调节各种阈值、控制参数和/或感测的值以补偿海拔差异。可以多种不同的方式感测/检测海拔。例如,外科器械可包括感测和测量大气压/气压的感测装置,诸如气压传感器。感测的大气压力是海拔的替代物。基于感测的大气压力,外科器械的控制电路和/或算法可发出一个或多个控制信号,该一个或多个控制信号操作以改变/调节外科器械的正常操作以考虑海拔/空气密度。除获取大气压力的直接读数之外或代替该操作,外科器械可包括确定接收器的精确位置的全球定位系统(GPS)接收器。在此类情况下,控制电路和/或算法可将GPS读数与GPS位置、GPS位置处的已知海拔和平均大气气压读数相关联,并且发出一个或多个控制信号以改变/调节外科器械的正常操作,从而考虑该位置处的海拔/空气密度。还存在几种方式来估计/计算降额因子,该降额因子可应用于各种阈值、控制参数和/或感测的值以考虑海拔/空气密度的变化。

[0680] 图140示出了曲线图223500,该曲线图示出在各种情况下的海拔、大气压力223502和由外科器械利用的电功率223504之间的关系。曲线图223500可用于确定对应于不同感测/检测的海拔的降额因子,其中海拔是针对不同空气密度的替代物。海拔沿第一水平轴线223506被示出,作为从海平面起的高度。第二水平轴线223508与第一水平轴线223506对齐并且也表示从海平面起的高度。功率百分比沿第一垂直轴线223510示出,并且缩放大气压力沿第二垂直轴线223512示出。如图140所示,随着高度增加,大气压力223502降低并且外科器械所利用的电功率223504降低。在海平面(高度=0)处,大气压力223502处于缩放水平1,并且电功率223504处于100%功率(全功率)。在高于海平面10,000英尺的高度,大气压力223502处于约0.20的缩放水平,并且电功率223504处于70%功率(比全功率低30%)。换句话说,在与高于海平面10,000英尺的高度相关联的大气压力223502下,与外科器械相关联的温度阈值可被降额30%。通过简单地确定与第一水平轴线223506上的给定高度对齐的垂直线与电功率223504和大气压力223502相交的位置,可确定其他高度的类似降额百分比。在各种情况下,降额百分比可作为查找表存储在外科器械的控制电路的存储装置中,并且可由控制电路和/或算法用来将降额因子应用于各种阈值、控制参数和/或感测的值以考虑感测/检测到的空气密度。

[0681] 用于确定降额因子的另一种方法和/或对海拔差异的其他适用调节可见于例如由Bruno Zoccali编写的名称为“A METHOD FOR APPROXIMATING COMPONENT TEMPERATURES AT ALTITUDE CONDITIONS BASED ON CFD ANALYSIS AT SEA LEVEL CONDITIONS”的白皮书中,该白皮书的公开内容据此全文以引用方式并入。该白皮书自2018年12月6日起在TDMG Inc.的网站(www.tdmginc.com)上对外公开。

[0682] 本文所公开的外科器械被配置成能够包括定位在该外科器械的柄部组件和/或轴内的温度传感器。该外科器械可为本文所述的任何外科器械。温度传感器被定位成感测定位在外科器械的柄部组件和/或轴内的某些部件和/或子系统的温度。例如,温度传感器可被定位成感测例如电动马达、电源电路和/或通信电路的温度。感测的温度可被该外科器械的控制电路(诸如例如外科器械的柄部组件中的主处理器)和/或调节/调整外科器械的操作的算法利用。

[0683] 在各种情况下,热感测装置可内置于该外科器械的不同部分内的柔性电路中,并且由热感测装置测量/感测的温度可由控制电路和/或算法利用,以确定给定部件和/或子系统的温度是否在警示或危险区中。一旦确定给定部件和/或子系统的感测/测量的温度高于警示水平,控制电路和/或算法就可进一步操作以开始降低提供给产生最多热的部件和/或系统的功率水平。例如,可降低提供给外科器械的驱动马达的功率水平。

[0684] 一旦确定给定部件和/或子系统的感测/测量的温度超过预先确定的临界阈值,控制电路和/或算法就操作以将外科器械置于关闭状态,其中外科器械的用于提供与外科集线器的通信的电子器件保持通电,但是以其他方式防止外科器械执行某些功能,诸如例如闭合钳口、击发钉和/或递送高频电外科能量。通过保持用于提供与外科集线器的通信的电子器件通电,外科集线器可继续保持外科器械的用户了解外科器械的操作状态。外科集线器的各个方面在本文和2018年3月29日提交的名称为“COMPUTER IMPLEMENTED INTERACTIVE SURGICAL SYSTEMS”的美国专利申请序列号15/940,629中进一步描述,该专利申请的公开内容据此全文以引用方式并入。

[0685] 为了管理外科器械的部件和/或子系统的温度以及外科器械在重度使用状态下的继续操作,在各种情况下,操作的优先级可基于部件、子系统和/或待执行的任务的重要性级别。因此,在某些情况下,可控制外科器械,使得产生最多热的部件可不被调节或仅在关键任务完成之后被调节。

[0686] 在一些情况下,当外科器械的部件和/或子系统被调节时,外科器械的控制电路(诸如例如外科器械的柄部组件中的主处理器)可与外科集线器通信,以便接收关于如何最好地继续的更多信息。在一些情况下,外科集线器的态势感知功能可操作以通知外科器械的控制电路外科器械处于关键任务过程中,并且控制电路和/或算法随后可控制外科器械以忽略热警示或重新划定正被调节的部件和/或子系统的重要性的优先级。态势感知功能的各个方面在例如2018年3月29日提交的名称为“SURGICAL HUB SITUATIONAL AWARENESS”的美国专利申请序列号15/940,654中有所描述,该专利申请的公开内容全文以引用方式并入本文。

[0687] 在一些情况下,可基于感测/测量的温度或基于所估计的温度来控制外科器械按比例地限制马达功率使用。例如,当超过预先确定的温度阈值和/或温度上升速率超过预先确定的阈值和/或建模的热积聚接近预先确定的阈值时,可控制外科器械以降低提供给作

为第一优先级的马达的功率水平，然后降低可供能量模态(例如，电外科能量、超声能量)(如果有的话)使用的功率。

[0688] 图141示出了用于从随时间推移的感测/测量的温度确定热通量以预测超过预定义的温度阈值的发生的方法223600。在步骤223602处，由温度感测装置感测/测量定位在外科器械的柄部组件和/或轴内的部件和/或子系统的温度。在步骤223604处，由能量测量装置随时间推移测量递送到外科器械的每个马达和电源电路的能量。在步骤223606处，基于在步骤223602和223604处确定的信息来估计外科器械内累积的热积聚。在步骤223608处，由外科器械的控制电路和/或算法来确定外科器械内的温度上升速率。基于在步骤223608处确定的温度上升速率，可在步骤223610处由外科器械的控制电路和/或算法来确定将超过预定义温度阈值的时间。在一些情况下，方法223600还包括步骤223612，其中可将在步骤223608处确定的温度上升速率与由建模的热积聚预测的温度上升速率进行比较，以建立所确定的温度上升速率的准确性的更高置信水平。该比较可由外科器械的控制电路执行。

[0689] 图142示出了曲线图223700，该曲线图示出感测的温度223702、近似温度223704和外科器械的能量使用223706之间的关系。时间t沿第一水平轴线223708和沿第三水平轴线223712示出。第二水平轴线223710也表示时间t。第一垂直轴线223714与近似温度223704相关联，第二垂直轴线223716与感测的温度223702相关联，并且第三垂直轴线223718与能量使用223706相关联。在各种情况下，感测的温度223702是在外科器械的柄部组件内感测的温度，近似温度是由热积聚模型估计的温度，并且能量使用223706表示外科器械在其用于外科手术期间消耗的所有能量的总和。

[0690] 如图142所示，当外科器械首次通电时，外科器械所使用的能量223706的水平非常低。感测的温度223702的小幅升高可归因于正通电的外科器械内的电路。从时间t_1到时间t_2，当外科器械的端部执行器正进行关节运动时，能量使用223706增加并且感测的温度223702升高。近似温度223704被示出为在时间t_2升高。当关节运动在时间t_2和时间t_3之间暂停时，能量使用223706保持不变，感测的温度223702继续升高，并且近似温度223704保持不变。从时间t_3到时间t_4，当端部执行器进一步关节运动时，能量使用223706增加并且感测的温度223702升高。近似温度223704被示出为在时间t_4升高。

[0691] 当关节运动在时间t_4和时间t_5之间再次暂停时，能量使用223706保持不变，感测的温度223702继续升高，并且近似温度223704保持不变。在时间t_5处，外科器械的能量模态(诸如例如机械能量、电外科能量和/或超声能量的施加)通电，能量使用223706开始显著增加，感测的温度223702达到马达温度阈值223720(对于感测的温度223702和近似温度223704而言，该阈值相同)，并且近似温度223704在该过程中升高并超过马达阈值223720。

[0692] 从时间t_5到时间t_6，随着能量模态继续通电，能量使用223706显著增加，感测的温度223702显著升高，在大约时间t_5处超过马达阈值223720，并且在时间t_6处达到能量阈值223722。由于感测的温度223702在大约时间t_5处超过马达阈值223720，外科器械的控制电路和/或算法(诸如例如外科器械的柄部组件中的主处理器)和/或算法操作以限制递送到外科器械的一个或多个马达的功率。该限制保持有效，直到感测的温度223702在大约时间t_{10}处下降回到低于马达阈值223720。

[0693] 在大约时间t_6处，感测的温度223702达到能量阈值223722。由于感测的温度223702在大约时间t_6处超过能量阈值223722，控制电路和/或算法操作以限制递送到外科

器械的能量模态的功率。该限制保持有效,直到感测的温度223702在大约时间t_7处下降回到低于能量阈值223722。一旦在时间t_7处停止限制递送到能量模态223702的功率,感测的温度223702就开始降低。从时间t_8到时间t_9,尽管感测的温度223702仍高于马达阈值223720,但控制电路和/或算法可允许端部执行器再次进行关节运动,因为感测的温度223702正在降低。

[0694] 根据各个方面,马达阈值223720和能量阈值223722可由控制电路和/或算法改变/调节以补偿如上所述的空气密度、海拔和/或大气压力的差异。

[0695] 可以将本主题申请中公开的装置、系统和方法与以下专利中公开的装置、系统和方法一起使用:名称为“CIRCULAR NEEDLE APPLIER WITH OFFSET NEEDLE AND CARRIER TRACKS”的美国专利申请序列号13/832,786,现为美国专利9,398,905;名称为“SURGICAL NEEDLE WITH RECESSED FEATURES”的美国专利申请序列号14/721,244,现为美国专利10,022,120;以及名称为“SUTURING INSTRUMENT WITH MOTORIZED NEEDLE DRIVE”的美国专利申请序列号14/740,724,现为美国专利9,888,914,这些专利申请全文以引用方式并入本文。

[0696] 本主题申请中公开的装置、系统和方法可以与以下专利中公开的装置、系统和方法一起使用:于2018年4月19日提交的名称为“METHOD OF HUB COMMUNICATION”的美国临时专利申请序列号62/659,900,于2017年12月28日提交的名称为“INTERACTIVE SURGICAL PLATFORM”的美国临时专利申请序列号62/611,341,于2017年12月28日提交的名称为“CLOUD-BASED MEDICAL ANALYTICS”的美国临时专利申请序列号62/611,340,于2017年12月28日提交的名称为“ROBOT ASSISTED SURGICAL PLATFORM”的美国临时专利申请序列号62/611,339,这些专利申请全文以引用方式并入本文。本主题申请中公开的装置、系统和方法还可以与以下专利中公开的装置、系统和方法一起使用:于2018年2月28日提交的名称为“SURGICAL INSTRUMENT WITH REMOTE RELEASE”的美国专利申请序列号15/908,021,于2018年2月28日提交的名称为“SURGICAL INSTRUMENT HAVING DUAL ROTATABLE MEMBERS TO EFFECT DIFFERENT TYPES OF END EFFECTOR MOVEMENT”的美国专利申请序列号15/908,012,于2018年2月28日提交的名称为“SURGICAL INSTRUMENT WITH ROTARY DRIVE SELECTIVELY ACTUATING MULTIPLE END EFFECTOR FUNCTIONS”的美国专利申请序列号15/908,040,于2018年2月28日提交的名称为“SURGICAL INSTRUMENT WITH ROTARY DRIVE SELECTIVELY ACTUATING MULTIPLE END EFFECTOR FUNCTIONS”的美国专利申请序列号15/908,057,于2018年2月28日提交的名称为“SURGICAL INSTRUMENT WITH MODULAR POWER SOURCES”的美国专利申请序列号15/908,058,以及于2018年2月28日提交的名称为“SURGICAL INSTRUMENT WITH SENSOR AND/OR CONTROL SYSTEMS”的美国专利申请序列号15/908,143,这些专利申请全文以引用方式并入本文。本主题申请中公开的装置、系统和方法可以与于2014年3月26日提交的名称为“MODULAR SURGICAL INSTRUMENT SYSTEM”的美国专利申请序列号14/226,133(现为美国专利申请公布2015/0272557)中公开的装置、系统和方法一起使用,该专利申请全文以引用方式并入本文。

[0697] 本文所述的主题的各个方面在以下实施例集中陈述。

[0698] 实施例集1.

[0699] 实施例1-一种用于控制外科器械的方法。该方法包括:操作由电动马达和马达控

制电路驱动的驱动系统;经由与马达控制电路通信的应变计电路感测外科器械内的应变;以及基于来自应变计电路的输入,经由马达控制电路改变电动马达的速度。

[0700] 实施例2-根据实施例1所述的方法,其中,改变步骤包括当由应变计电路测量的应变超过阈值极限时减慢电动马达的速度。

[0701] 实施例3-根据实施例2所述的方法,其中,改变步骤包括如果由应变计电路测量的应变返回到低于阈值极限,则增大电动马达的速度。

[0702] 实施例4-根据实施例1所述的方法,其中,外科器械包括轴和可旋转地连接到该轴的端部执行器,并且其中操作步骤包括使端部执行器相对于轴旋转。

[0703] 实施例5-根据实施例1、2或3所述的方法,其中,外科器械包括端部执行器,该端部执行器包括可运动的钳口,并且其中操作步骤包括使该钳口运动。

[0704] 实施例6-根据实施例1、2、3、4或5所述的方法,其中,外科器械包括击发系统,该击发系统包括可运动的击发构件,并且其中操作步骤包括使击发构件运动。

[0705] 实施例7-根据实施例1、2、3、4、5或6所述的方法,其中,外科器械包括护罩,并且其中应变计电路包括附接到该护罩的应变计。

[0706] 实施例8-根据实施例1、2、3、4、5或6所述的方法,其中,外科器械包括护罩,并且其中应变计电路包括附接到该护罩的应变计。

[0707] 实施例9-根据实施例1、2、3、4、5或6所述的方法,其中,外科器械包括护罩,并且其中应变计电路包括嵌入在该护罩中的应变计。

[0708] 实施例10-根据实施例1、2、3、4、5、6、7、8或9所述的方法,其中,外科器械包括柄部,该柄部包括柄部壳体,其中应变计电路包括附接到该柄部壳体的应变计,并且其中该方法还包括按压该柄部壳体以控制电动马达的速度。

[0709] 实施例11-根据实施例1、2、3、4、5、6、7、8或9所述的方法,其中,外科器械包括柄部,该柄部包括柄部壳体,其中应变计电路包括嵌入在该柄部壳体中的应变计,并且其中该方法还包括按压该柄部壳体以控制电动马达的速度。

[0710] 实施例12-根据实施例1、2、3、4、5、6、7、8、9、10或11所述的方法,其中,驱动系统包括驱动轴,并且其中应变计电路的至少一部分安装到该驱动轴。

[0711] 实施例13-根据实施例1、2、3、4、5、6、7、8、9、10、11或12所述的方法,其中,马达控制电路包括默认操作控件,其中应变计电路向马达控制电路提供数据,并且其中马达控制电路基于来自应变计电路的数据来修改默认操作控件。

[0712] 实施例14-一种用于控制外科器械的方法。该方法包括:操作由电动马达和马达控制系统驱动的驱动系统;经由与马达控制系统通信的应变计电路感测外科器械内的应变;以及基于来自应变计电路的数据,经由马达控制系统改变电动马达的速度。

[0713] 实施例15-根据实施例14所述的方法,其中,马达控制系统包括默认操作控件,并且其中马达控制系统基于来自应变计电路的数据来修改默认操作控件。

[0714] 实施例16-根据实施例14或15所述的方法,其中,外科器械包括柄部,该柄部包括柄部壳体,其中应变计电路包括附接到该柄部壳体的应变计,并且其中该方法还包括按压该柄部壳体以控制电动马达的速度。

[0715] 实施例17-根据实施例14或15所述的方法,其中,外科器械包括柄部,该柄部包括柄部壳体,其中应变计电路包括嵌入在该柄部壳体中的应变计,并且其中该方法还包括按

压该柄部壳体以控制电动马达的速度。

[0716] 实施例18-一种用于控制外科器械的方法。该方法包括:使用控制系统操作外科器械,其中该外科器械包括护罩;使用与控制系统通信的传感器电路感测护罩的参数;以及基于来自传感器电路的数据来修改该外科器械的操作。

[0717] 实施例19-根据实施例18所述的方法,其中,控制系统包括默认操作控件,并且其中控制系统基于来自传感器电路的数据来修改默认操作控件。

[0718] 实施例集2.

[0719] 实施例1-一种外科器械,包括柄部、从该柄部延伸的轴、从该轴延伸的端部执行器、驱动电动马达,以及能够配置成第一构型、第二构型和第三构型的换档器电动马达。该外科器械还包括被配置成能够执行第一端部执行器功能的第一驱动系统。当换档器电动马达处于第一构型时,第一驱动系统能够由驱动电动马达驱动。该外科器械还包括被配置成能够执行第二端部执行器功能的第二驱动系统。当换档器电动马达处于第二构型时,第二驱动系统能够由驱动电动马达驱动。该外科器械还包括被配置成能够执行第三端部执行器功能的第三驱动系统。当换档器电动马达处于第三构型时,第三驱动系统能够由驱动电动马达驱动。当换档器电动马达处于第一构型时,第二驱动系统和第三驱动系统不能够由驱动电动马达驱动。当换档器电动马达处于第二构型时,第一驱动系统和第三驱动系统不能够由驱动电动马达驱动。当换档器电动马达处于第三构型时,第一驱动系统和第二驱动系统不能够由驱动电动马达驱动。

[0720] 实施例2-根据实施例1所述的外科器械,其中,换档器电动马达包括螺线管。

[0721] 实施例3-根据实施例1或2所述的外科器械,其中,驱动电动马达包括能够旋转的驱动输出轴和安装到该驱动输出轴的驱动输出齿轮,其中换档器电动马达包括能够平移的换档器轴和能够旋转的换档器齿轮,其中该换档器齿轮能够与该驱动输出齿轮操作地接合并且能够与第一驱动系统、第二驱动系统和第三驱动系统选择性地接合。

[0722] 实施例4-根据实施例1、2或3所述的外科器械,其中,第一驱动系统包括第一可旋转驱动轴,其中第二驱动系统包括第二可旋转驱动轴,其中第三驱动系统包括第三可旋转驱动轴,并且其中第一可旋转驱动轴、第二可旋转驱动轴和第三可旋转驱动轴沿纵向轴线嵌套。

[0723] 实施例5-根据实施例1、2、3或4所述的外科器械,还包括将端部执行器可旋转地连接到轴的关节运动接头,其中该端部执行器包括能够夹持的钳口和能够平移的击发构件,其中第一端部执行器功能包括使该端部执行器相对于该轴进行关节运动,其中第二端部执行器功能包括使该钳口运动到夹紧位置,并且其中第三端部执行器功能包括使击发构件运动完成击发行程。

[0724] 实施例6-根据实施例5所述的外科器械,还包括钉仓,该钉仓包括可移除地储存在其中的钉,其中击发构件被构造成能够在击发行程期间从钉仓部署钉。

[0725] 实施例7-根据实施例5或6所述的外科器械,还包括第二驱动马达,该第二驱动马达被配置成能够驱动第四驱动系统以执行第二端部执行器功能。

[0726] 实施例8-根据实施例1、2、3或4所述的外科器械,还包括第二驱动马达,该第二驱动马达被配置成能够驱动第四驱动系统以执行第二端部执行器功能。

[0727] 实施例9-根据实施例7或8所述的外科器械,其中,驱动电动马达和第二驱动马达

能够同时操作。

[0728] 实施例10-根据实施例7、8或9所述的外科器械,其中,驱动电动马达和第二驱动马达能够在不同时间操作。

[0729] 实施例11-根据实施例1、2、3、4、5、6、7、8、9或10所述的外科器械,还包括钉仓。

[0730] 实施例12-一种外科系统,包括壳体、从该壳体延伸的轴、从该轴延伸的端部执行器、驱动电动马达、以及能够配置成第一构型、第二构型和第三构型的换档器电动马达。该外科系统还包括被配置成能够执行第一端部执行器功能的第一驱动系统。当换档器电动马达处于第一构型时,第一驱动系统能够由驱动电动马达驱动。该外科系统还包括被配置成能够执行第二端部执行器功能的第二驱动系统。当换档器电动马达处于第二构型时,第二驱动系统能够由驱动电动马达驱动。该外科系统还包括被配置成能够执行第三端部执行器功能的第三驱动系统。当换档器电动马达处于第三构型时,第三驱动系统能够由驱动电动马达驱动。当换档器电动马达处于第一构型时,第二驱动系统和第三驱动系统不能够由驱动电动马达驱动。当换档器电动马达处于第二构型时,第一驱动系统和第三驱动系统不能够由驱动电动马达驱动。当换档器电动马达处于第三构型时,第一驱动系统和第二驱动系统不能够由驱动电动马达驱动。

[0731] 实施例13-根据实施例12所述的外科系统,其中,壳体包括柄部。

[0732] 实施例14-根据实施例12或13所述的外科系统,其中,壳体被构造成能够被附接到机器人外科系统。

[0733] 实施例15-根据实施例14所述的外科系统,还包括机器人外科系统。

[0734] 实施例16-一种外科系统,包括壳体、从该壳体延伸的轴、从该轴延伸的端部执行器、第一驱动电动马达、能够配置成第一构型和第二构型的第一换档器电动马达、以及被配置成能够执行第一端部执行器功能的第一驱动系统。当第一换档器电动马达处于第一构型时,第一驱动系统能够由第一驱动电动马达驱动。该外科系统还包括被配置成能够执行第二端部执行器功能的第二驱动系统。当第一换档器电动马达处于第二构型时,第二驱动系统能够由第一驱动电动马达驱动。当第一换档器电动马达处于第一构型时,第二驱动系统不能够由第一驱动电动马达驱动。当第一换档器电动马达处于第二构型时,第一驱动系统不能够由第一驱动电动马达驱动。该外科系统还包括第二驱动电动马达、第二换档器电动马达和第三驱动系统。第二换档器电动马达能够配置成第三构型和第四构型。第三驱动系统被配置成能够执行第三端部执行器功能。当第二换档器电动马达处于第三构型时,第三驱动系统能够由第二驱动电动马达驱动。该外科系统还包括被配置成能够执行第四端部执行器功能的第四驱动系统。当第二换档器电动马达处于第四构型时,第四驱动系统能够由第二驱动电动马达驱动。当第二换档器电动马达处于第三构型时,第四驱动系统不能够由第二驱动电动马达驱动。当第二换档器电动马达处于第四构型时,第三驱动系统不能够由第二驱动电动马达驱动。

[0735] 实施例17-根据实施例16所述的外科系统,其中,壳体包括柄部。

[0736] 实施例18-根据实施例16或17所述的外科系统,其中,壳体被构造成能够被附接到机器人外科系统。

[0737] 实施例19-根据实施例18所述的外科系统,还包括机器人外科系统。

[0738] 实施例20-根据实施例16、17、18或19所述的外科系统,其中,第一驱动电动马达和

第二驱动电动马达能够同时操作。

[0739] 实施例21-根据实施例16、17、18、19或20所述的外科系统,其中,第一驱动电动马达和第二驱动电动马达能够在不同时间操作。

[0740] 实施例集3.

[0741] 实施例1-一种外科器械,包括柄部、从该柄部延伸的轴、从该轴延伸的端部执行器、以及驱动系统。该驱动系统包括电动马达、可操作地联接到电动马达的驱动轴、与电动马达通信的马达控制系统、以及嵌入在驱动轴中的应变计电路。该应变计电路与马达控制系统进行信号通信。该马达控制系统被配置成能够基于来自应变计电路的信号来控制电动马达的操作以执行端部执行器功能。

[0742] 实施例2-根据实施例1所述的外科器械,其中,应变计电路被配置成能够测量驱动轴中的应变,并且其中马达控制系统包括处理器和算法,该算法被配置成能够在测量的应变超过预先确定的阈值时使电动马达停止。

[0743] 实施例3-根据实施例2所述的外科器械,其中,驱动系统还包括致动器和致动传感器,其中致动传感器与马达控制系统通信,其中致动器能够在未致动位置和致动位置之间运动,并且其中致动器的致动使电动马达在被马达控制系统停止之后重新启动。

[0744] 实施例4-根据实施例1所述的外科器械,其中,应变计电路被配置成能够测量驱动轴中的应变,并且其中马达控制系统包括处理器和算法,该算法被配置成能够在测量的应变超过预先确定的阈值时使电动马达减慢。

[0745] 实施例5-根据实施例4所述的外科器械,其中,驱动系统还包括致动器和致动传感器,其中致动传感器与马达控制系统通信,其中致动器能够在未致动位置和致动位置之间运动,并且其中致动器的致动使电动马达在被马达控制系统减慢之后加速。

[0746] 实施例6-根据实施例1、2、3、4或5所述的外科器械,还包括用于调节应变计电路的温度的装置。

[0747] 实施例7-根据实施例6所述的外科器械,其中,该装置被配置成能够使应变计电路中相对于预先确定的温度的温度变化最小化。

[0748] 实施例8-根据实施例7所述的外科器械,其中,预先确定的温度与外科器械周围的环境温度无关。

[0749] 实施例9-根据实施例6所述的外科器械,其中,该装置被配置成能够将应变计电路的温度保持在恒定温度。

[0750] 实施例10-根据实施例9所述的外科器械,其中,该恒定温度不同于外科器械周围的环境温度。

[0751] 实施例11-根据实施例1、2、3、4、5、6、7、8、9或10所述的外科器械,还包括发射器和接收器。该发射器与马达控制系统进行信号通信。该发射器被配置成能够将无线信号发射到外科器械系统。该接收器与马达控制系统进行信号通信。该接收器被配置成能够从外科器械系统接收无线信号。

[0752] 实施例12-根据实施例1、2、3、4、5、6、7、8、9、10或11所述的外科器械,还包括将端部执行器可旋转地连接到轴的关节运动接头,其中端部执行器功能包括使端部执行器围绕关节运动接头旋转,并且其中马达控制系统被配置成能够在驱动轴中的应变超过阈值水平时使端部执行器的关节运动停止。

[0753] 实施例13-根据实施例1、2、3、4、5、6、7、8、9、10或11所述的外科器械，还包括将端部执行器可旋转地连接到轴的关节运动接头，其中端部执行器功能包括使端部执行器围绕关节运动接头旋转，并且其中马达控制系统被配置成能够在驱动轴中的测量的应变超过阈值水平时使端部执行器的关节运动停止。

[0754] 实施例14-根据实施例1、2、3、4、5、6、7、8、9、10或11所述的外科器械，还包括将端部执行器可旋转地连接到轴的关节运动接头，其中端部执行器功能包括使端部执行器围绕关节运动接头旋转，并且其中马达控制系统被配置成能够在驱动轴中的测量的应变超过阈值水平时使端部执行器的关节运动减慢。

[0755] 实施例15-根据实施例1、2、3、4、5、6、7、8、9、10或11所述的外科器械，其中，端部执行器包括能够旋转的钳口，其中端部执行器功能包括旋转钳口，并且其中马达控制系统被配置成能够在驱动轴中的测量的应变超过阈值水平时使钳口的旋转停止。

[0756] 实施例16-根据实施例1、2、3、4、5、6、7、8、9、10或11所述的外科器械，其中，端部执行器包括能够旋转的钳口，其中端部执行器功能包括旋转钳口，并且其中马达控制系统被配置成能够在驱动轴中的测量的应变超过阈值水平时使钳口的旋转减慢。

[0757] 实施例17-根据实施例1、2、3、4、5、6、7、8、9、10或11所述的外科器械，其中，端部执行器包括组织切割构件，其中端部执行器功能包括使组织切割构件移位完成切割行程，并且其中马达控制系统被配置成能够在驱动轴中的测量的应变超过阈值水平时使组织切割构件的平移停止。

[0758] 实施例18-根据实施例1、2、3、4、5、6、7、8、9、10或11所述的外科器械，其中，端部执行器包括组织切割构件，其中端部执行器功能包括使组织切割构件移位完成切割行程，并且其中马达控制系统被配置成能够在驱动轴中的测量的应变超过阈值水平时使组织切割构件的平移减慢。

[0759] 实施例19-根据实施例1、2、3、4、5、6、7、8、9、10、11、12、13、14、15、16、17或18所述的外科器械，其中，端部执行器包括钉仓，该钉仓包括可运动地储存在其中的钉。

[0760] 实施例20-一种外科器械，该外科器械包括柄部、从该柄部延伸的轴、从该轴延伸的端部执行器，以及驱动系统。该驱动系统包括电动马达、可操作地联接到电动马达的驱动轴，以及与电动马达通信的马达控制系统。该外科器械还包括与马达控制系统进行信号通信的应变计电路。该马达控制系统被配置成能够基于来自应变计电路的信号来控制电动马达的操作以执行端部执行器功能。

[0761] 实施例21-一种外科系统，该外科系统包括壳体、从该壳体延伸的轴、从该轴延伸的端部执行器，以及驱动系统。该驱动系统包括电动马达、可操作地联接到电动马达的驱动轴，以及与电动马达通信的马达控制系统。该外科系统还包括与马达控制系统进行信号通信的应变计电路。该马达控制系统被配置成能够基于来自应变计电路的信号来控制电动马达的操作以执行端部执行器功能。

[0762] 实施例22-根据实施例21所述的外科系统，还包括与马达控制系统进行信号通信的力测量电路，其中马达控制系统被配置成能够基于来自力测量电路的信号来控制电动马达的操作以执行端部执行器功能。

[0763] 实施例23-根据实施例21所述的外科系统，还包括与马达控制系统进行信号通信的力测量电路，其中马达控制系统被配置成能够基于来自力测量电路的信号来控制电动马

达的操作以执行不同的端部执行器功能。

[0764] 实施例24-根据实施例22或23所述的外科系统,其中,力测量电路包括弹簧元件。

[0765] 实施例25-一种外科系统,包括第一器械和第二器械。第一器械包括应变计电路和与该应变计电路通信的发射器。第二器械包括电动马达、可操作地联接到电动马达的驱动轴、以及与电动马达和发射器通信的马达控制系统。该马达控制系统被配置成能够基于来自应变计电路的信号来控制电动马达的操作。

[0766] 实施例26-根据实施例25所述的外科系统,还包括外科数据集线器,其中马达控制系统经由该外科数据集线器与发射器通信。

[0767] 实施例集4.

[0768] 实施例1-一种外科器械,包括柄部和从该柄部延伸的轴组件。该柄部包括壳体、定位在该壳体中的电路板、以及限定在该壳体中的端口。该电路板包括电连接器。该端口包括密封件。该密封件包括自密封孔。该端口被构造成能够允许通信探头通过该自密封孔插入以接合电连接器。

[0769] 实施例2-根据实施例1所述的外科器械,其中,电路板包括安装到壳体的柔性电路。

[0770] 实施例3-根据实施例2所述的外科器械,还包括与柔性电路通信的第二电路板,其中第二电路板包括层压电路板。

[0771] 实施例4-根据实施例3所述的外科器械,其中,柔性电路传导低于阈值安培数但不高于该阈值安培数的电流,并且其中层压电路板传导高于该阈值安培数的电流。

[0772] 实施例5-根据实施例1所述的外科器械,其中,电路板包括第一电路板,其中该外科器械还包括第二电路板,其中壳体包括限定在其中的卡槽,并且其中第二电路板包括可移除地保持在卡槽中的卡。

[0773] 实施例6-根据实施例5所述的外科器械,其中第一电路板传导低于阈值安培数但不高于该阈值安培数的电流,并且其中第二电路板传导高于该阈值安培数的电流。

[0774] 实施例7-根据实施例5或6所述的外科器械,还包括卡槽中的电接触件,其中当第二电路板安置在卡槽中时,电接触件使得第二电路板与第一电路板通信。

[0775] 实施例8-根据实施例1所述的外科器械,其中,电路板包括第一电路板,其中该外科器械还包括第二电路板,其中第一电路板传导低于阈值安培数但不高于该阈值安培数的电流,其中第二电路板传导高于该阈值安培数的电流,其中该外科器械还包括电动马达,并且其中第二电路板包括被配置成能够控制该电动马达的马达控制器。

[0776] 实施例9-根据实施例1所述的外科器械,其中,电路板包括第一电路板,其中该外科器械还包括第二电路板,其中第一电路板传导低于阈值安培数但不高于该阈值安培数的电流,其中第二电路板传导高于该阈值安培数的电流,其中该外科器械还包括RF发生器,并且其中第二电路板包括被配置成能够控制该RF发生器的控制器。

[0777] 实施例10-根据实施例1所述的外科器械,其中,电路板包括第一电路板,其中该外科器械还包括第二电路板,其中第一电路板传导低于阈值安培数但不高于该阈值安培数的电流,其中第二电路板传导高于该阈值安培数的电流,其中该外科器械还包括被配置成能够将电能转换成机械能的换能器,并且其中第二电路板包括被配置成能够控制该换能器的控制器。

[0778] 实施例11-根据实施例1所述的外科器械,其中,电路板包括印刷在壳体上的电迹线。

[0779] 实施例12-根据实施例11所述的外科器械,其中,电路板还包括表面安装在电迹线上的固态部件。

[0780] 实施例13-根据实施例1所述的外科器械,其中,电路板包括嵌入在壳体中的电迹线,并且其中壳体已被蚀刻成至少部分地暴露电迹线。

[0781] 实施例14-根据实施例1所述的外科器械,其中,电路板包括嵌入在壳体中的柔性电路。

[0782] 实施例15-根据实施例2或14所述的外科器械,还包括与柔性电路通信的第二电路板,其中第二电路板包括层压电路板。

[0783] 实施例16-根据实施例15所述的外科器械,其中,柔性电路传导低于阈值安培数但不高于该阈值安培数的电流,并且其中层压电路板传导高于该阈值安培数的电流。

[0784] 实施例17-根据实施例1、2、3、4、5、6、7、8、9、10、11、12、13、14、15或16所述的外科器械,还包括钉仓,该钉仓包括可运动地储存在其中的钉。

[0785] 实施例18-根据实施例1、2、3、4、5、6、7、8、9、10、11、12、13、14、15、16或17所述的外科器械,其中,端口由弹性体材料构成。

[0786] 实施例19-一种外科器械,包括柄部壳体、嵌入在该柄部壳体中的第一电路板、以及与第一电路板通信的第二电路板。第一电路板传导低于阈值安培数但不高于该阈值安培数的电流。第二电路板传导高于该阈值安培数的电流。

[0787] 实施例20-根据实施例19所述的外科器械,其中,第一电路板包括柔性电路。

[0788] 实施例21-根据实施例19或20所述的外科器械,其中,柄部壳体包括限定在该柄部壳体中的卡槽,并且其中第二电路板包括可移除地保持在卡槽中的卡。

[0789] 实施例22-根据实施例19、20或21所述的外科器械,还包括电动马达,其中第二电路板包括被配置成能够控制该电动马达的马达控制器。

[0790] 实施例23-根据实施例19、20、21或22所述的外科器械,还包括RF发生器,其中第二电路板包括被配置成能够控制该RF发生器的控制器。

[0791] 实施例24-根据实施例19、20、21或22所述的外科器械,还包括被配置成能够将电能转换成机械能的换能器,其中第二电路板包括被配置成能够控制该换能器的控制器。

[0792] 实施例25-根据实施例19、20、21、22、23或24所述的外科器械,其中,第一电路板包括印刷在柄部壳体上的电迹线。

[0793] 实施例26-根据实施例25或26所述的外科器械,其中,第一电路板还包括表面安装在电迹线上的固态部件。

[0794] 实施例27-根据实施例25或26所述的外科器械,其中,柄部壳体已被蚀刻成至少部分地暴露电迹线。

[0795] 实施例28-根据实施例19、20、21、22、23、24、25、26或27所述的外科器械,还包括限定在柄部壳体中的端口,其中该端口包括密封件,其中该密封件包括自密封孔,其中第一电路板包括电接触件,并且其中端口被构造成能够允许通信探头通过自密封孔插入以接合电接触件。

[0796] 实施例29-一种外科器械,包括柄部壳体。该柄部壳体包括旋转接口和限定在该旋

转接口上的电接口。该柄部壳体已被蚀刻成至少部分地暴露该电接口。该外科器械还包括在该旋转接口处可旋转地安装到柄部壳体的轴。该轴包括与电接口接合的电接触件。

[0797] 实施例30-根据实施例29所述的外科器械,其中,电接口包括柔性电路。

[0798] 实施例集5.

[0799] 实施例1-一种外科器械柄部,包括壳体、定位在该壳体中的控制电路、按钮外壳和至少部分地嵌入在该按钮外壳中的柔性电路。该柔性电路与控制电路电通信。

[0800] 实施例2-根据实施例1所述的外科器械柄部,其中,按钮外壳已被蚀刻成暴露柔性电路的至少一部分。

[0801] 实施例3-根据实施例1或2所述的外科器械柄部,其中,按钮外壳模制在柔性电路的至少一部分上方。

[0802] 实施例4-根据实施例1、2或3所述的外科器械柄部,其中,按钮外壳和壳体包括组件。

[0803] 实施例5-根据实施例1、2、3或4所述的外科器械柄部,其中,按钮外壳与壳体一体形成。

[0804] 实施例6-根据实施例1、2、3、4或5所述的外科器械柄部,其中,柔性电路包括电容开关元件。

[0805] 实施例7-根据实施例6所述的外科器械柄部,其中,按钮外壳包括能够由该外科器械柄部的用户触及的外表面,其中电容开关元件安装到该外表面。

[0806] 实施例8-根据实施例1、2、3、4或5所述的外科器械柄部,其中,柔性电路包括力敏压电开关元件。

[0807] 实施例9-根据实施例8所述的外科器械柄部,其中,按钮外壳包括能够由该外科器械柄部的用户触及的外表面,其中力敏压电开关元件安装到该外表面。

[0808] 实施例10-根据实施例1、2、3、4或5所述的外科器械柄部,其中,柔性电路包括应变计。

[0809] 实施例11-根据实施例10所述的外科器械柄部,其中,应变计被容纳在按钮外壳内。

[0810] 实施例12-根据实施例1、2、3、4或5所述的外科器械柄部,其中,按钮外壳包括柔顺节段,该柔顺节段被构造成能够允许按钮外壳在被该外科器械柄部的用户按压时可观察地偏转。

[0811] 实施例13-根据实施例12所述的外科器械柄部,其中,柔性电路包括邻近按钮外壳定位的开关,使得当按钮外壳被用户偏转时按钮外壳接触该开关。

[0812] 实施例14-根据实施例12或13所述的外科器械柄部,其中,按钮外壳包括活动铰链。

[0813] 实施例15-根据实施例12或13所述的外科器械柄部,其中,按钮外壳包括刻痕,该刻痕被构造成能够允许按钮外壳可观察地偏转。

[0814] 实施例16-根据实施例1、2、3、4、5、6、7、8、9、10、11、12、13、14或15所述的外科器械柄部,其中,按钮外壳被构造成在被该外科器械柄部的用户按压时抵抗可观察的偏转。

[0815] 实施例17-根据实施例16所述的外科器械柄部,其中,控制电路包括触觉反馈发生器,并且其中当按钮外壳被按压时,控制电路致动该触觉反馈发生器。

[0816] 实施例18-根据实施例1、2、3、4、5、6、7、8、9、10、11、12、13、14、15、16或17所述的外科器械柄部,其中,壳体和按钮外壳由相同的材料构成。

[0817] 实施例19-根据实施例1、2、3、4、5、6、7、8、9、10、11、12、13、14、15、16或17所述的外科器械柄部,其中,壳体和按钮外壳由不同的材料构成。

[0818] 实施例20-一种外科器械,包括壳体、定位在该壳体中的控制电路、按钮外壳以及与该按钮外壳一起形成的致动电路。该致动电路与控制电路电通信。

[0819] 实施例21-根据实施例20所述的外科器械,其中,致动电路至少部分地嵌入在按钮外壳中。

[0820] 实施例22-根据实施例20所述的外科器械,其中,致动电路至少部分地附接到按钮外壳。

[0821] 实施例23-根据实施例20所述的外科器械,其中,致动电路至少部分地印刷在按钮外壳上。

[0822] 实施例24-根据实施例20、21、22或23所述的外科器械,其中,致动电路包括电迹线和连接到该电迹线的表面安装部件。

[0823] 实施例25-一种外科器械,包括壳体、控制电路和按钮壁。该控制电路至少部分地与按钮壁一起形成。

[0824] 实施例26-根据实施例25所述的外科器械,其中,控制电路至少部分地嵌入在按钮壁中。

[0825] 实施例27-根据实施例25所述的外科器械,其中,控制电路至少部分地附接到按钮壁。

[0826] 实施例28-根据实施例25所述的外科器械,其中,控制电路至少部分地印刷在按钮壁上。

[0827] 实施例29-根据实施例25、26、27或28所述的外科器械,其中控制电路包括电迹线和连接到该电迹线的表面安装部件。

[0828] 实施例集6.

[0829] 实施例1-一种外科器械,包括电动马达和控制电路。该控制电路包括多个逻辑门和连接到该逻辑门中的第一逻辑门的单稳态多谐振荡器。该控制电路被配置成能够通过基于感测参数控制电动马达的旋转速度,来改变外科器械的功能的动作速率。

[0830] 实施例2-根据实施例1所述的外科器械,其中,多个逻辑门包括以下中的至少一者:(1)与门,(2)或门,以及(3)反相器门。

[0831] 实施例3-根据实施例1或2所述的外科器械,其中,单稳态多谐振荡器包括可再触发的单稳态多谐振荡器。

[0832] 实施例4-根据实施例1、2或3所述的外科器械,其中,外科器械的功能包括外科器械的端部执行器的关节运动。

[0833] 实施例5-根据实施例1、2、3或4所述的外科器械,其中,动作速率包括端部执行器进行远离外科器械的轴的纵向轴线的关节运动的速度。

[0834] 实施例6-根据实施例5所述的外科器械,其中,随着端部执行器穿过限定在外科器械的轴的居中状态周围的区域,关节运动的速度减慢。

[0835] 实施例7-根据实施例1、2、3、4、5或6所述的外科器械,其中,感测参数包括端部执

行器相对于端部执行器的轴的纵向轴线的感测位置。

[0836] 实施例8-根据实施例1、2、3、4、5、6或7所述的外科器械,其中,感测参数包括开关装置的状态。

[0837] 实施例9-根据实施例1、2、3、4、5、6、7或8所述的外科器械,其中,控制电路还包括连接到单稳态多谐振荡器的异步计数器。

[0838] 实施例10-根据实施例9所述的外科器械,其中,异步计数器包括纹波计数器。

[0839] 实施例11-根据实施例1、2、3、4、5、6、7、8、9或10所述的外科器械,还包括连接到单稳态多谐振荡器的感测装置。

[0840] 实施例12-根据实施例1、2、3、4、5、6、7、8、9、10或11所述的外科器械,还包括被配置成能够控制电动马达的旋转速度的马达控制器。

[0841] 实施例13-一种外科器械,包括柔性电路,该柔性电路包括至少两个导体。该柔性电路被配置成能够在柔性电路内传输电功率,在柔性电路内承载信号,并且提供辅助功能。

[0842] 实施例14-根据实施例13所述的外科器械,其中,柔性电路包括多层柔性电路。

[0843] 实施例15-根据实施例12或13所述的外科器械,其中,至少两个导体包括以规则的间隔彼此重叠的双绞线导体。

[0844] 实施例16-根据实施例15所述的外科器械,其中,双绞线导体被配置成能够减少来自外部源的电磁场的干扰。

[0845] 实施例17-根据实施例13、14、15或16所述的外科器械,其中,该至少两个导体包括多个第一导体和多个第二导体。

[0846] 实施例18-根据实施例17所述的外科器械,其中,柔性电路还包括电磁屏蔽件,该电磁屏蔽件围绕多个第一导体和多个第二导体。

[0847] 实施例19-根据实施例13、14、15、16、17或18所述的外科器械,其中,辅助功能包括电磁屏蔽。

[0848] 实施例20-根据实施例13、14、15、16、17或18所述的外科器械,其中,辅助功能包括短路保护。

[0849] 实施例21-根据实施例13、14、15、16、17或18所述的外科器械,其中,辅助功能包括污染检测。

[0850] 实施例集7.

[0851] 实施例1-一种外科器械,包括驱动系统和控制电路。该驱动系统包括电动马达。该控制电路包括声学传感器。该控制电路被配置成能够利用由声学传感器测量的驱动系统的参数来控制电动马达的速度。

[0852] 实施例2-根据实施例1所述的外科器械,其中,驱动系统还包括齿轮箱和驱动系。

[0853] 实施例3-根据实施例1或2所述的外科器械,其中,控制电路还包括以下中的至少一者:(1)快速傅里叶变换电路和(2)能够由该控制电路的处理器执行的快速傅里叶变换算法。

[0854] 实施例4-根据实施例1、2或3所述的外科器械,其中,控制电路被进一步配置成能够确定驱动系统的劣化。

[0855] 实施例5-根据实施例4所述的外科器械,其中,控制电路被进一步配置成能够响应于所确定的驱动系统的劣化而调节马达控制算法。

[0856] 实施例6-根据实施例5所述的外科器械,其中,马达控制算法被配置成能够在由该外科器械执行时调节以下中的至少一者:(1)电动马达的速度,(2)由该外科器械的马达控制器提供的马达速度命令信号,(3)施加到电动马达的电压,(4)脉宽调制占空比,以及(5)该外科器械的马达控制器的电流限值。

[0857] 实施例7-根据实施例1、2、3、4、5或6所述的外科器械,其中,控制电路被进一步配置成能够提供该外科器械的即将发生的故障的指示。

[0858] 实施例8-一种外科器械,包括驱动系统和控制电路。该驱动系统包括电动马达。该控制电路包括声学传感器。该控制电路被配置成能够利用由声学传感器测量的驱动系统的参数来控制由电动马达施加的扭矩。

[0859] 实施例9-根据实施例8所述的外科器械,其中,驱动系统还包括齿轮箱和驱动系。

[0860] 实施例10-根据实施例8或9所述的外科器械,其中,控制电路还包括快速傅里叶变换电路。

[0861] 实施例11-根据实施例8、9或10所述的外科器械,其中,控制电路被进一步配置成能够确定驱动系统的劣化。

[0862] 实施例12-根据实施例11所述的外科器械,其中,控制电路被进一步配置成能够响应于所确定的驱动系统的劣化而调节马达控制算法。

[0863] 实施例13-根据实施例12所述的外科器械,其中,马达控制算法被配置成能够在由该外科器械执行时调节以下中的至少一者:(1)电动马达的速度,(2)由该外科器械的马达控制器提供的马达速度命令信号,(3)施加到电动马达的电压,(4)脉宽调制占空比,以及(5)该外科器械的马达控制器的电流限值。

[0864] 实施例14-根据实施例8、9、10、11、12或13所述的外科器械,其中,控制电路被进一步配置成能够提供该外科器械的即将发生的故障的指示。

[0865] 实施例15-一种外科系统,包括外科器械和外科集线器系统。该外科器械包括驱动系统和控制电路。该驱动系统包括电动马达。该控制电路包括感测装置。该控制电路被配置成能够利用由感测装置感测的驱动系统的参数来控制电动马达的速度。该外科集线器系统与外科器械通信。该外科集线器系统被配置成能够向控制电路提供第二参数。该控制电路被进一步配置成能够利用第二参数来修改外科器械的操作。

[0866] 实施例16-根据实施例15所述的外科系统,其中,感测装置包括以下中的至少一者:(1)声学传感器,(2)振动传感器,和(3)加速度计。

[0867] 实施例17-根据实施例15或16所述的外科系统,其中,控制电路还包括快速傅里叶变换电路。

[0868] 实施例18-根据实施例15、16或17所述的外科系统,其中,第二参数包括患者的组织中先前缝合线的存在。

[0869] 实施例19-根据实施例15、16或17所述的外科系统,其中,第二参数包括患者的组织中胃束带的存在。

[0870] 实施例20-根据实施例15、16或17所述的外科系统,其中,第二参数包括来自先前外科手术的疤痕组织的存在。

[0871] 实施例21-根据实施例15、16、17、18、19或20所述的外科系统,其中,外科集线器系统被进一步配置成能够预测外科器械的故障。

[0872] 实施例22-根据实施例15、16、17、18、19或20所述的外科系统，其中，外科集线器系统被进一步配置成能够提供所预测的外科器械的故障的通知。

[0873] 实施例23-根据实施例15、16、17、18、19或20所述的外科系统，其中，外科集线器系统被进一步配置成能够将所预测的外科器械的故障传送到外科器械。

[0874] 实施例集8.

[0875] 实施例1-一种外科器械，包括主体、轴和控制电路，该控制电路包括至少一个感测装置。该控制电路被配置成能够确定在外科手术的环境内邻近该外科器械的另一个外科器械的存在。

[0876] 实施例2-根据实施例1所述的外科器械，其中，该外科器械包括单极外科器械。

[0877] 实施例3-根据实施例1或2的外科器械，其中，至少一个感测装置包括无源感测装置。

[0878] 实施例4-根据实施例3所述的外科器械，其中，无源感测装置被配置成能够由与另一个外科器械相关联的磁场激活。

[0879] 实施例5-根据实施例3或4所述的外科器械，其中，无源感测装置被配置成能够由与另一个外科器械相关联的电场激活。

[0880] 实施例6-根据实施例2所述的外科器械，其中，至少一个感测装置包括连续性传感器并且定位在以下中的至少一者上：(1)单极外科器械的主体和(2)单极外科器械的轴。

[0881] 实施例7-根据实施例1、2、3、4、5或6所述的外科器械，其中，至少一个感测装置包括接近传感器，该接近传感器被配置成能够检测在外科手术的环境内另一个外科器械的存在。

[0882] 实施例8-根据实施例7所述的外科器械，其中，接近传感器包括以下中的至少一者：(1)电感式接近传感器和(2)电容接近传感器。

[0883] 实施例9-根据实施例1、2、3、4、5、6、7或8所述的外科器械，其中，至少一个感测装置包括电感测栅格。

[0884] 实施例10-根据实施例1、2、3、4、5、6、7、8或9所述的外科器械，其中，控制电路被进一步配置成能够确定外科器械内的电连续性。

[0885] 实施例11-根据实施例1、2、3、4、5、6、7、8、9或10所述的外科器械，其中，控制电路被进一步配置成能够确定电路内的电连续性，该电路被配置成能够承载电外科能量。

[0886] 实施例12-一种外科器械，包括发射器、接收器和控制电路。该发射器被配置成能够发射信号。该接收器被配置成能够接收与发射的信号相关联的反射信号。该控制电路被配置成能够基于反射信号确定另一个外科器械与该外科器械的接近度。

[0887] 实施例13-根据实施例12所述的外科器械，其中，发射器包括磁发射器。

[0888] 实施例14-根据实施例12或13所述的外科器械，其中，发射器被进一步配置成能够生成随机定序的开-关脉冲。

[0889] 实施例15-根据实施例12、13或14所述的外科器械，其中，以下中的至少一者形成柔性电路的一部分：(1)发射器和(2)接收器。

[0890] 实施例16-一种外科器械，包括发射器和换能器。该发射器被配置成能够发射信号。该换能器被配置成能够感测与发射器相关联的初级磁场。该外科器械还包括用于基于初级磁场的状态来确定另一个外科器械与该外科器械的接近度的装置。

[0891] 实施例17-根据实施例16所述的外科器械,其中,发射器包括磁发射器。

[0892] 实施例18-根据实施例16或17所述的外科器械,其中,换能器包括霍尔效应传感器。

[0893] 实施例19-根据实施例16、17或18所述的外科器械,其中,所述状态包括以下中的至少一者:(1)未受影响状态,该未受影响状态指示不存在邻近该外科器械的包含金属的物体;以及(2)受影响状态,该受影响状态指示存在邻近该外科器械的包含金属的物体。

[0894] 实施例20-根据实施例19所述的外科器械,其中,该物体包括另一个外科器械。

[0895] 实施例集9.

[0896] 实施例1-一种外科器械,包括轴、定位在该轴内的感测阵列,以及电联接到该感测阵列的检测电路。该检测电路被配置成能够确定源自轴外部环境的流体何时存在于该轴内。

[0897] 实施例2-根据实施例1所述的外科器械,其中,感测阵列形成柔性电路的一部分。

[0898] 实施例3-根据实施例1或2所述的外科器械,其中,感测阵列包括第一感测装置和第二感测装置。

[0899] 实施例4-根据实施例3所述的外科器械,其中,第一感测装置和第二感测装置包括导电电极。

[0900] 实施例5-根据实施例3所述的外科器械,其中,感测阵列还包括第三感测装置和第四感测装置。

[0901] 实施例6-根据实施例3所述的外科器械,还包括定位在第一感测装置和第二感测装置之间的电绝缘材料。

[0902] 实施例7-根据实施例6所述的外科器械,其中,电绝缘材料形成柔性电路的一部分。

[0903] 实施例8-根据实施例1、2、3、4、5、6或7所述的外科器械,还包括定位在轴内的吸收材料。

[0904] 实施例9-根据实施例8所述的外科器械,其中,吸收材料包括与轴同心的吸收材料环。

[0905] 实施例10-根据实施例1、2、3、4、5、6、7、8或9所述的外科器械,还包括电连接到感测阵列的电路,其中该电路被配置成能够确定轴内的流体的量是否大于阈值量。

[0906] 实施例11-根据实施例10所述的外科器械,其中,电路包括至少一个比较器。

[0907] 实施例12-根据实施例10所述的外科器械,其中,电路包括多个比较器。

[0908] 实施例13-根据实施例1、2、3、4、5、6、7、8、9、10、11或12所述的外科器械,还包括能够联接到检测电路的控制电路,其中该控制电路被配置成能够基于来自检测电路的信号来调节该外科器械的操作。

[0909] 实施例14-一种外科器械,包括感测装置和控制电路。该感测装置被配置成能够感测大气压力。该控制电路被配置成能够基于感测的大气压力来确定该外科器械的海拔。该控制电路被进一步配置成能够基于感测的大气压力来调节以下中的至少一者:(1)由该控制电路利用的阈值和(2)该外科器械的控制参数。

[0910] 实施例15-根据实施例14所述的外科器械,其中,阈值包括以下中的至少一者:(1)温度阈值和(2)能量阈值。

[0911] 实施例16-根据实施例14或15所述的外科器械,其中,控制参数包括马达速度。

[0912] 实施例17-根据实施例14、15或16所述的外科器械,其中,控制电路被进一步配置成能够基于感测的大气压力来确定降额因子。

[0913] 实施例18-一种外科器械,包括柄部组件、至少一个感测装置和控制电路。该柄部组件包括壳体。该至少一个感测装置定位在该壳体内并且被配置成能够测量温度。该控制电路被配置成能够基于测量的温度来确定以下中的至少一者是否正在危险区中操作:(1)该外科器械的电子部件和(2)该外科器械的子组件。

[0914] 实施例19-根据实施例18所述的外科器械,其中,至少一个感测装置形成柔性电路的一部分。

[0915] 实施例20-根据实施例18或19所述的外科器械,其中,控制电路被进一步配置成能够基于测量的温度来调节该外科器械的操作。

[0916] 本文所述的外科器械系统由电动马达促动;但是本文所述的外科器械系统可以任何合适的方式促动。在某些情况下,本文公开的马达可包括机器人控制系统的一部分或多个部分。例如,名称为“SURGICAL STAPLING INSTRUMENTS WITH ROTATABLE STAPLE DEPLOYMENT ARRANGEMENTS”的美国专利申请序列号13/118,241(现为美国专利9,072,535)更详细地公开了机器人外科器械系统的若干示例,该公开内容全文以引用方式并入本文。

[0917] 本文所述的外科器械系统可与钉的部署和变形结合使用。例如,设想了部署除钉之外的紧固件诸如夹具或大头钉的各种实施方案。此外,还设想了利用用于密封组织的任何合适装置的各种实施方案。例如,根据各种实施方案的端部执行器可包括被配置成能够加热和密封组织的电极。另外,例如,根据某些实施方案的端部执行器可施加振动能量来密封组织。另外,设想了利用合适的切割装置来切割组织的各种实施方案。

[0918] 下述专利的全部公开内容据此以引用方式并入本文:

[0919] -名称为“TROCAR SEAL ASSEMBLY”的美国专利申请序列号11/013,924,现为美国专利7,371,227;

[0920] -名称为“ELECTROACTIVE POLYMER-BASED ARTICULATION MECHANISM FOR GRASPER”的美国专利申请序列号11/162,991,现为美国专利7,862,579;

[0921] -名称为“SURGICAL DISSECTOR”的美国专利申请序列号12/364,256,现为美国专利申请公布2010/0198248;

[0922] -名称为“EMPTY CLIP CARTRIDGE LOCKOUT”的美国专利申请序列号13/536,386,现为美国专利9,282,974;

[0923] -名称为“CIRCULAR NEEDLE APPLIER WITH OFFSET NEEDLE AND CARRIER TRACKS”的美国专利申请序列号13/832,786,现为美国专利9,398,905;

[0924] -名称为“APPARATUS AND METHOD FOR MINIMALLY INVASIVE SUTURING”的美国专利申请序列号12/592,174,现为美国专利8,123,764;

[0925] -名称为“ENDOSCOPIC STITCHING DEVICES”的美国专利申请序列号12/482,049,现为美国专利8,628,545;

[0926] -名称为“SURGICAL STAPLING INSTRUMENTS WITH ROTATABLE STAPLE DEPLOYMENT ARRANGEMENTS”的美国专利申请序列号13/118,241,现为美国专利9,072,535;

[0927] -名称为“SURGICAL INSTRUMENT HAVING RECORDING CAPABILITIES”的美国专利

申请序列号11/343,803,现为美国专利7,845,537;

[0928] -名称为“CONTROL SYSTEMS FOR SURGICAL INSTRUMENTS”的美国专利申请序列号14/200,111,现为美国专利9,629,629;

[0929] -名称为“MOTOR DRIVEN SURGICAL INSTRUMENTS WITH LOCKABLE DUAL DRIVE SHAFTS”的美国专利申请序列号14/248,590,现为美国专利9,826,976;

[0930] -名称为“SURGICAL INSTRUMENT COMPRISING SYSTEMS FOR ASSURING THE PROPER SEQUENTIAL OPERATION OF THE SURGICAL INSTRUMENT”的美国专利申请序列号14/813,242,现为美国专利申请公布2017/0027571;

[0931] -名称为“POWERED SURGICAL STAPLER”的美国专利申请序列号14/248,587,现为美国专利9,867,612;

[0932] -名称为“SURGICAL TOOL WITH A TWO DEGREE OF FREEDOM WRIST”的美国专利申请序列号12/945,748,现为美国专利8,852,174;

[0933] -名称为“METHOD FOR PASSIVELY DECOUPLING TORQUE APPLIED BY A REMOTE ACTUATOR INTO AN INDEPENDENTLY ROTATING MEMBER”的美国专利申请序列号13/297,158,现为美国专利9,095,362;

[0934] -名称为“SURGICAL INSTRUMENT WITH SHIFTABLE TRANSMISSION”的国际申请PCT/US2015/023636,现为国际专利公布WO 2015/153642A1;

[0935] -名称为“HANDHELD ELECTROMECHANICAL SURGICAL SYSTEM”的国际申请PCT/US2015/051837,现为国际专利公布WO 2016/057225 A1;

[0936] -名称为“SURGICAL GENERATOR FOR ULTRASONIC AND ELECTROSURGICAL DEVICES”的美国专利申请序列号14/657,876,现为美国专利申请公布2015/0182277;

[0937] -名称为“MODULAR BATTERY POWERED HANDHELD SURGICAL INSTRUMENT AND METHODS THEREFOR”的美国专利申请序列号15/382,515,现为美国专利申请公布2017/0202605;

[0938] -名称为“SURGICAL GENERATOR SYSTEMS AND RELATED METHODS”的美国专利申请序列号14/683,358,现为美国专利10,117,702;

[0939] -名称为“HARVESTING ENERGY FROM A SURGICAL GENERATOR”的美国专利申请序列号14/149,294,现为美国专利9,795,436;

[0940] -名称为“TECHNIQUES FOR CIRCUIT TOPOLOGIES FOR COMBINED GENERATOR”的美国专利申请序列号15/265,293,现为美国专利申请公布2017/0086910;以及

[0941] -名称为“TECHNIQUES FOR OPERATING GENERATOR FOR DIGITALLY GENERATING ELECTRICAL SIGNAL WAVEFORMS AND SURGICAL INSTRUMENTS”的美国专利申请序列号15/265,279,现为美国专利申请公布2017/0086914,这些专利以引用方式并入本文。

[0942] 虽然本文已结合某些实施方案描述了各种装置,但也可实施对这些实施方案的许多修改和变型。在一个或多个实施方案中,具体特征、结构或特性可以任何合适的方式进行组合。因此,在无限制的情况下,结合一个实施方案示出或描述的具体特征、结构或特性可全部或部分地与一个或多个其他实施方案的特征、结构或特性组合。另外,在公开了用于某些部件的材料的情况下,也可使用其他材料。此外,根据多种实施方案,单个部件可被替换为多个部件,并且多个部件也可被替换为单个部件,以执行给定的一种或多种功能。上述具

体实施方式和下述权利要求旨在涵盖所有此类修改和变型。

[0943] 本文所公开的装置可被设计成在单次使用之后废弃，或者其可被设计成多次使用。然而无论是哪种情况，该装置都可在至少使用一次后经过修整再行使用。修整可包括以下步骤的任意组合，这些步骤包括但不限于拆卸装置、之后进行装置具体部件的清洁或更换、以及随后重新组装装置。具体地，修整设施和/或外科团队可拆卸装置，并且在清洁和/或更换装置的特定部件之后，可重新组装装置以供后续使用。本领域的技术人员将会理解，修整装置可利用各种技术来进行拆卸、清洁/替换和重新组装。此类技术的使用以及所得的修整装置均在本申请的范围内。

[0944] 本文所公开的装置可在手术之前进行处理。首先，可获得新的或用过的器械，并且根据需要进行清洁。然后，可对器械进行消毒。在一种消毒技术中，将所述器械放置在密闭且密封的容器(诸如，塑料或TYVEK袋)中。然后可将容器和器械置于可穿透容器的辐射场，诸如γ辐射、X射线和/或高能电子。辐射可杀死器械上和容器中的细菌。经消毒的器械随后可被储存在无菌容器中。密封容器可将器械保持为无菌的，直至在医疗设施中将该容器打开。还可使用本领域已知的任何其他技术对装置进行消毒，所述技术包括但不限于β辐射、γ辐射、环氧乙烷、等离子过氧化物和/或蒸汽。

[0945] 尽管本发明已被描述为具有示例性设计，但可在本公开的实质和范围内进一步修改本发明。因此，本申请旨在涵盖使用本发明的一般原理的本发明的任何变型、用途或改型。

[0946] 以引用方式全文或部分地并入本文的任何专利、公布或其他公开材料均仅在所并入的材料不与本发明所述的现有定义、陈述或其他公开材料相冲突的范围内并入本文。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、陈述或其他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。

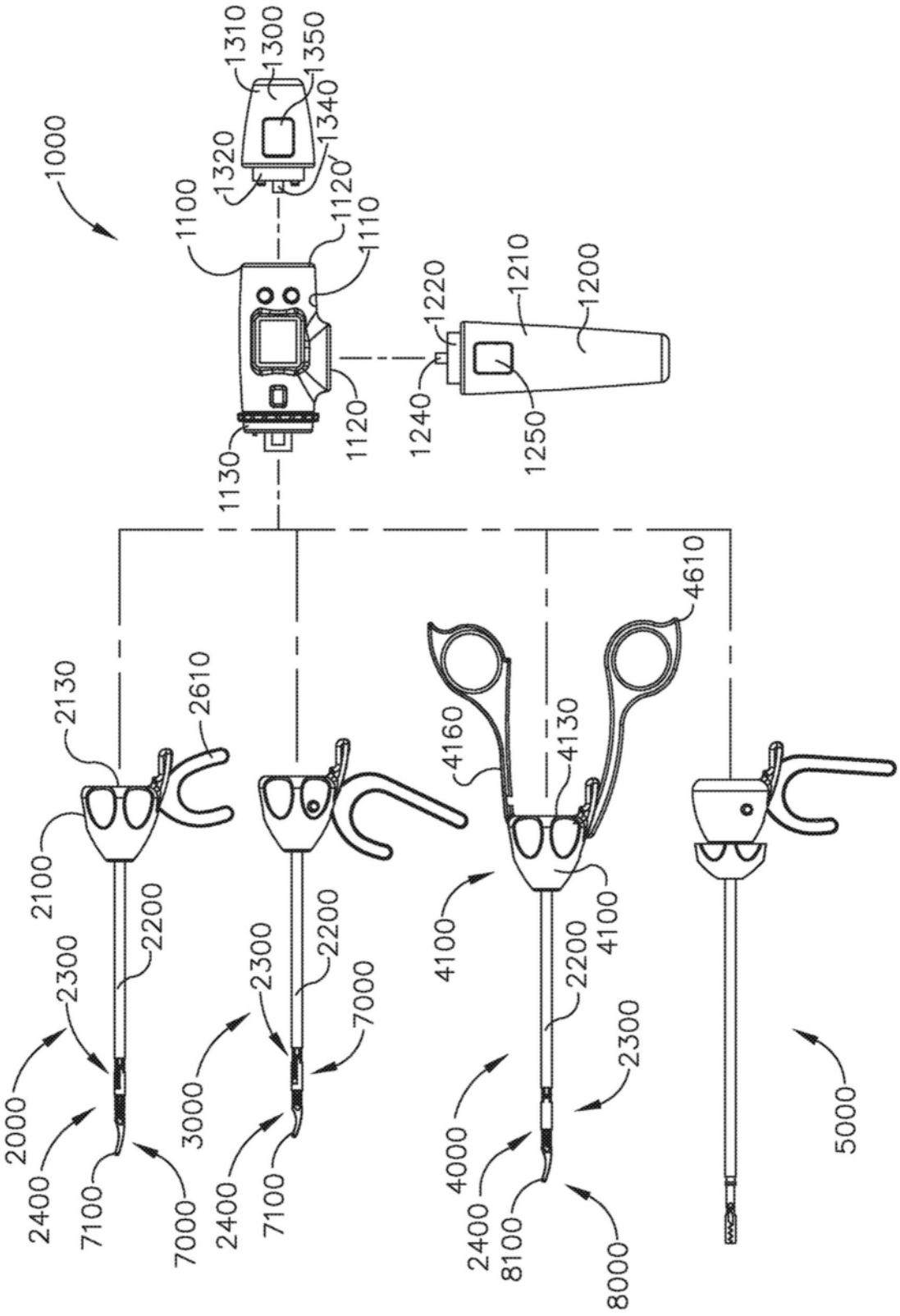

1000
1310
1300
1350
1340
1320
1120
1100
1110
1220
1210
1200
1240
1250
1130
2130
2610
4610
4160
4130
2100
2200
2300
7000
4100
2000
2400
7100
3000
4000
8100
8000
5000

图1

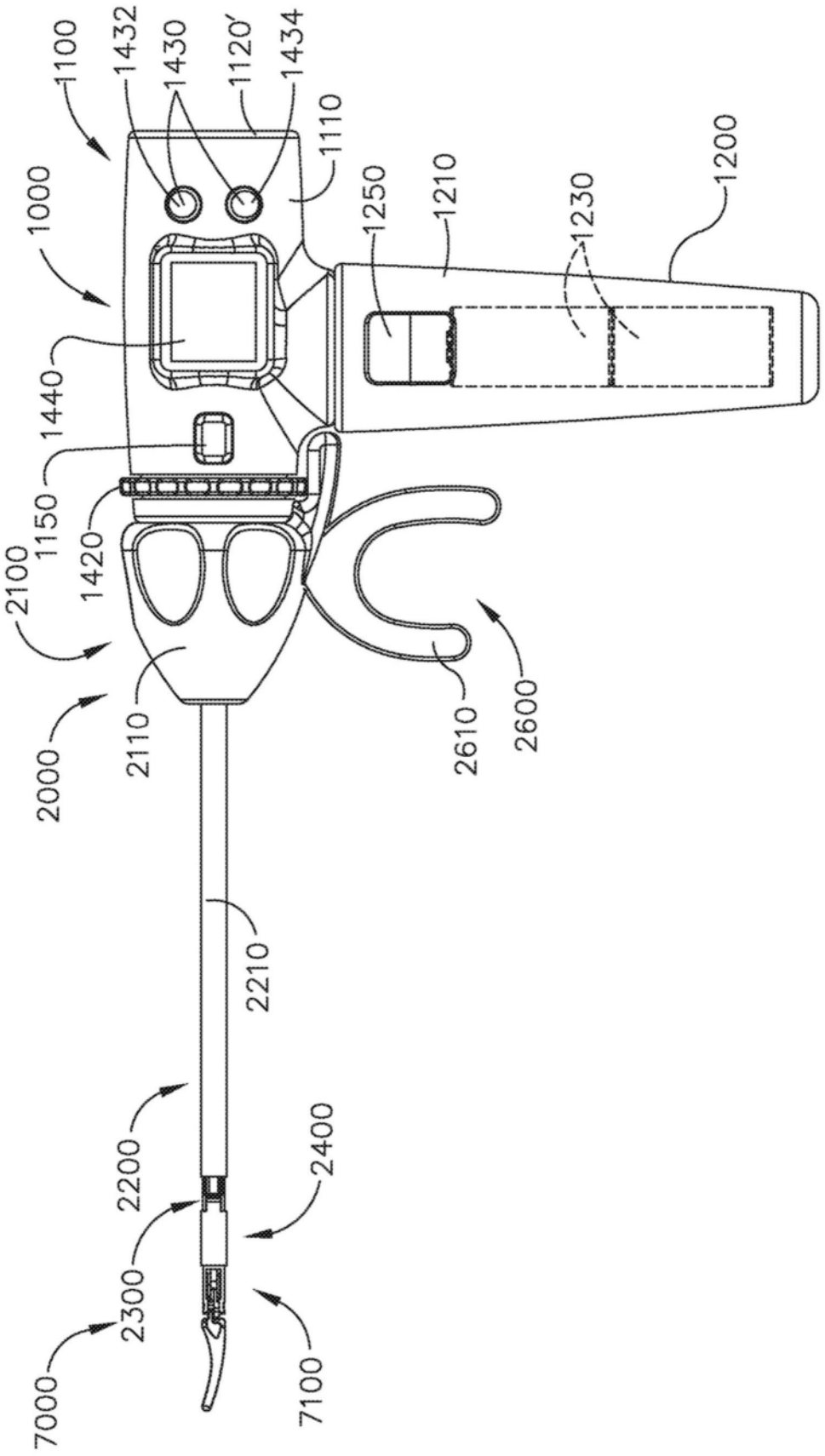

1100
1432
1430
1120'
1434
1110
1000
1250
1210
1230
1200
1440
1150
1420
2100
2000
2110
2610
2600
2210
2200
2400
2300
7000
7100

图2

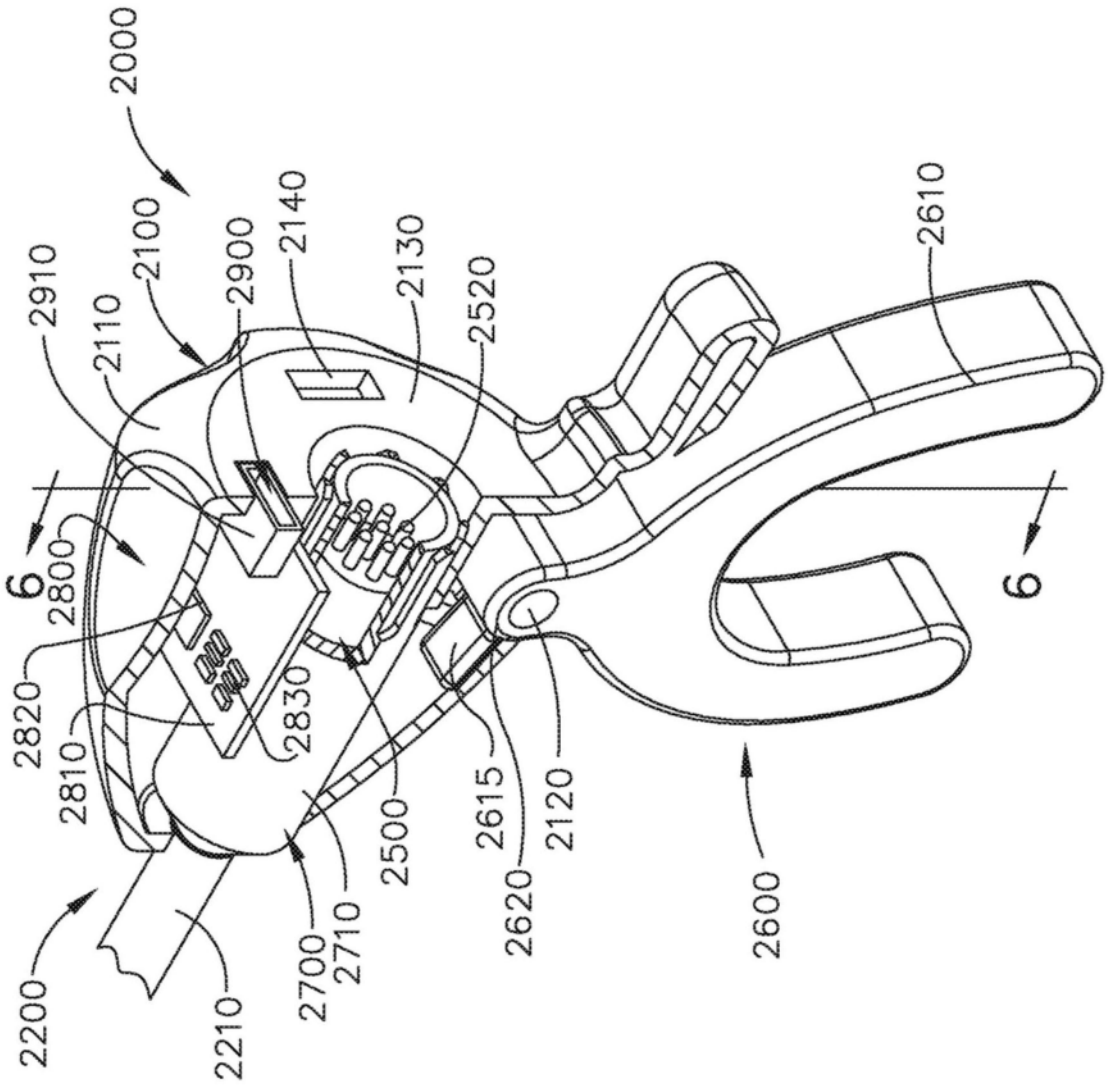

2000
2100
2140
2130
2610
2910
2110
2900
2520
6
2800
6
2820
2830
2810
2615
2120
2500
2620
2700
2710
2600
2200
2210

图3

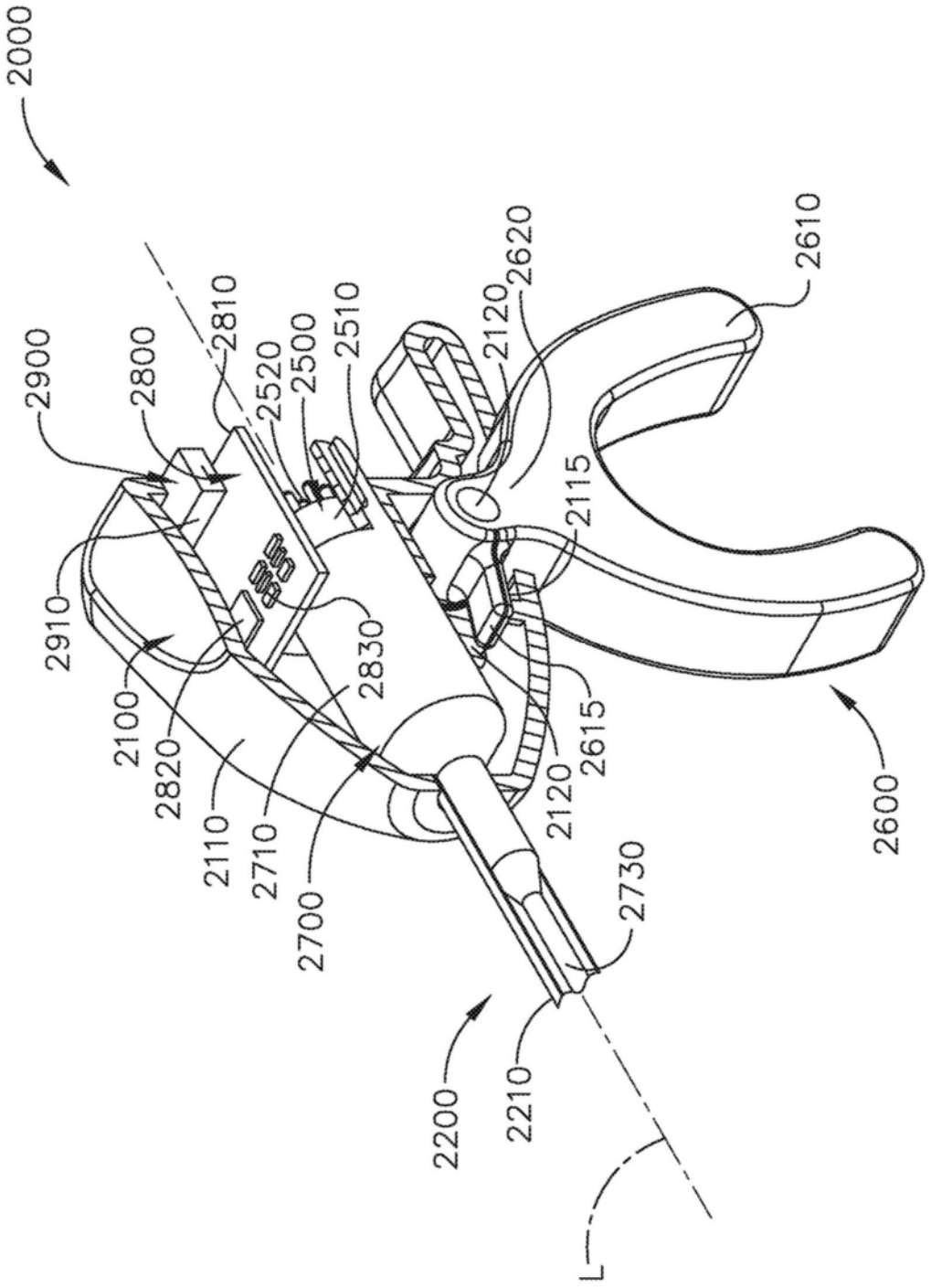

2000
2900
2800
2810
2520
2500
2510
2120
2620
2610
2115
2910
2830
2100
2820
2615
2120
2600
2110
2710
2730
2700
2200
2210
L

图4

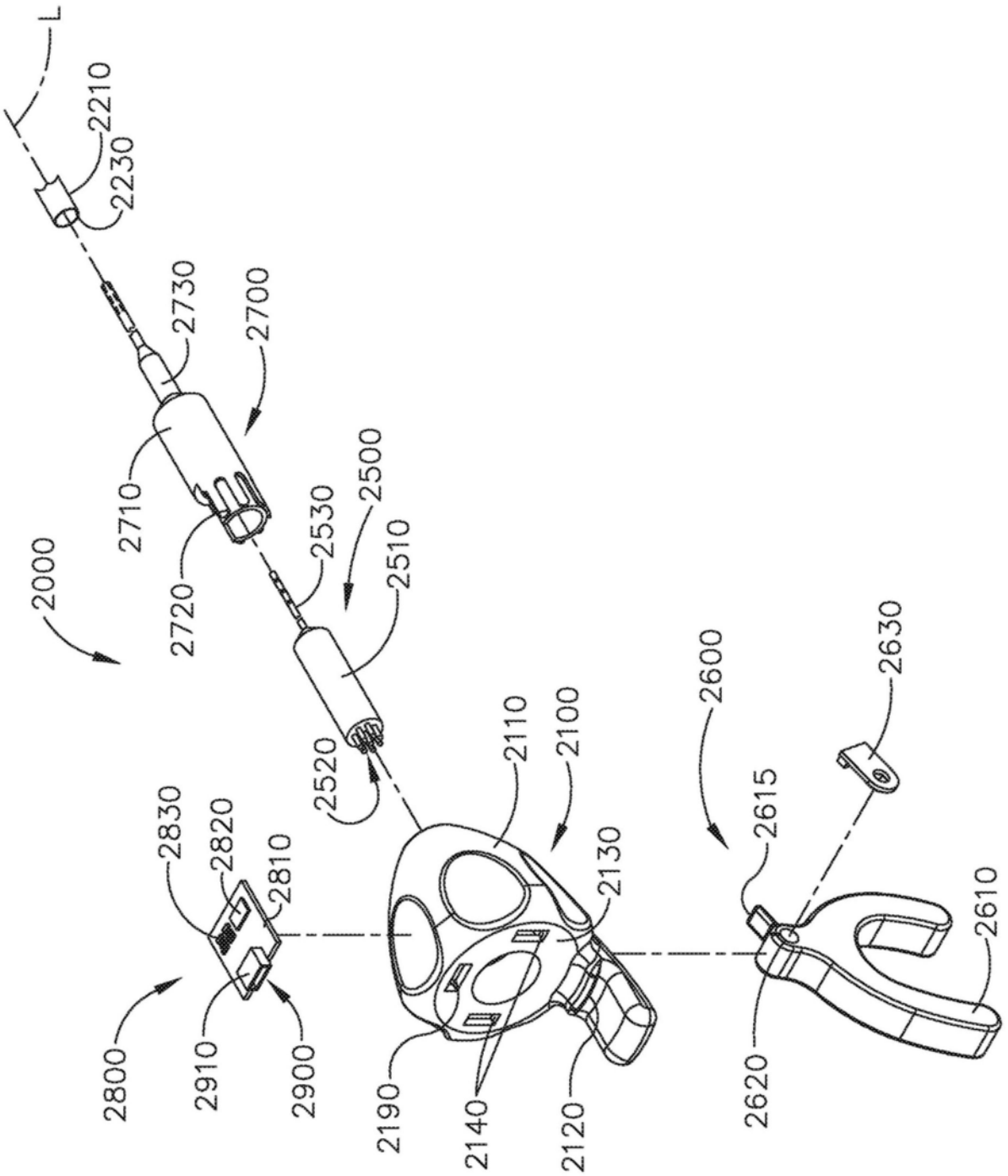

L
2210
2230
2730
2700
2710
2720
2530
2500
2510
2000
2520
2110
2100
2600
2630
2615
2610
2830
2820
2810
2130
2800
2910
2900
2190
2140
2120
2620

图5

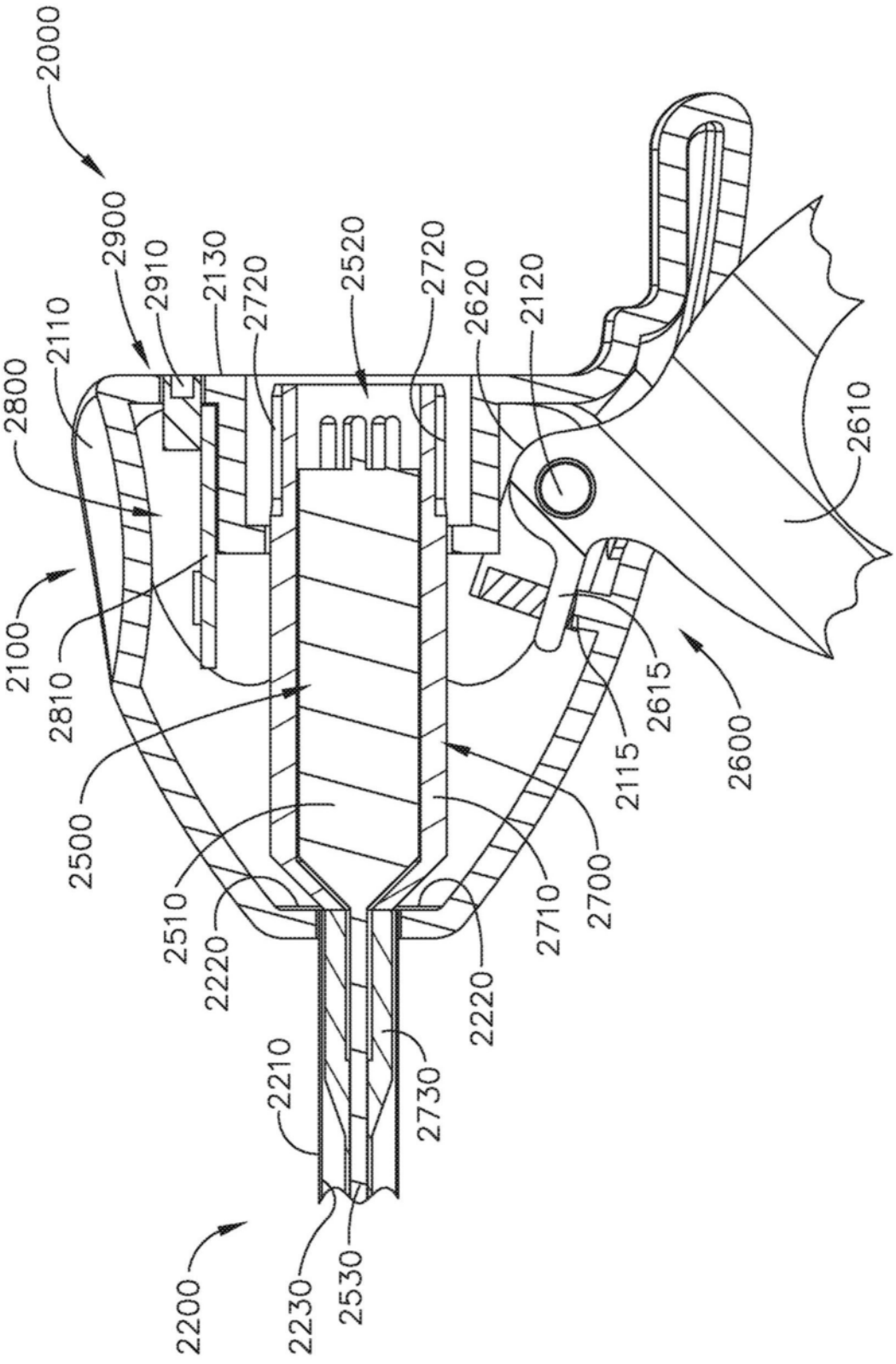

2000
2900
2910
2130
2720
2520
2720
2620
2120
2110
2800
2610
2100
2810
2615
2600
2115
2500
2700
2510
2710
2220
2220
2210
2730
2200
2230
2530

图6

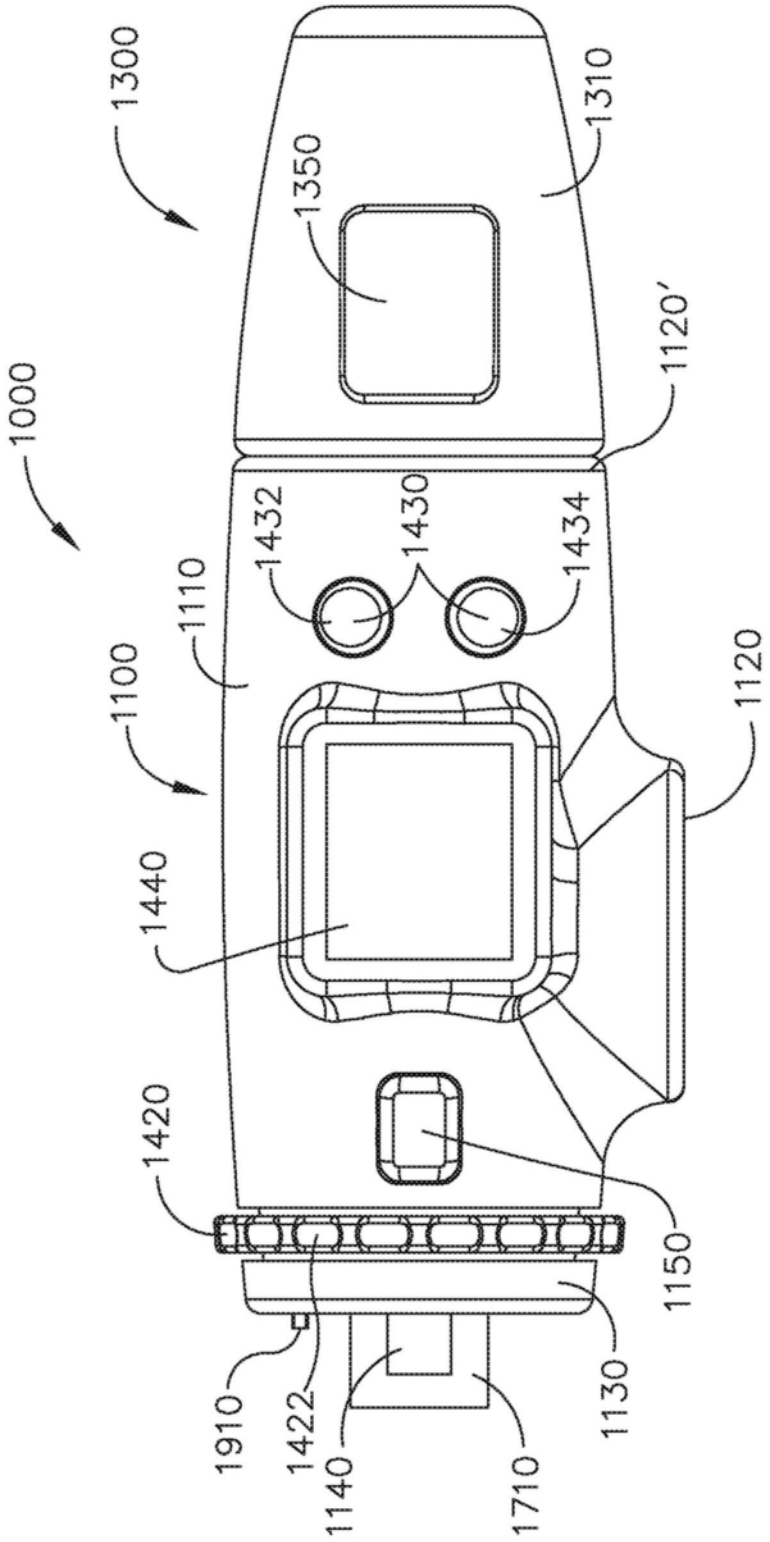

1300
1310
1350
1120'
1000
1432
1430
1434
1110
1100
1120
1440
1420
1150
1130
1910
1422
1140
1710

图7

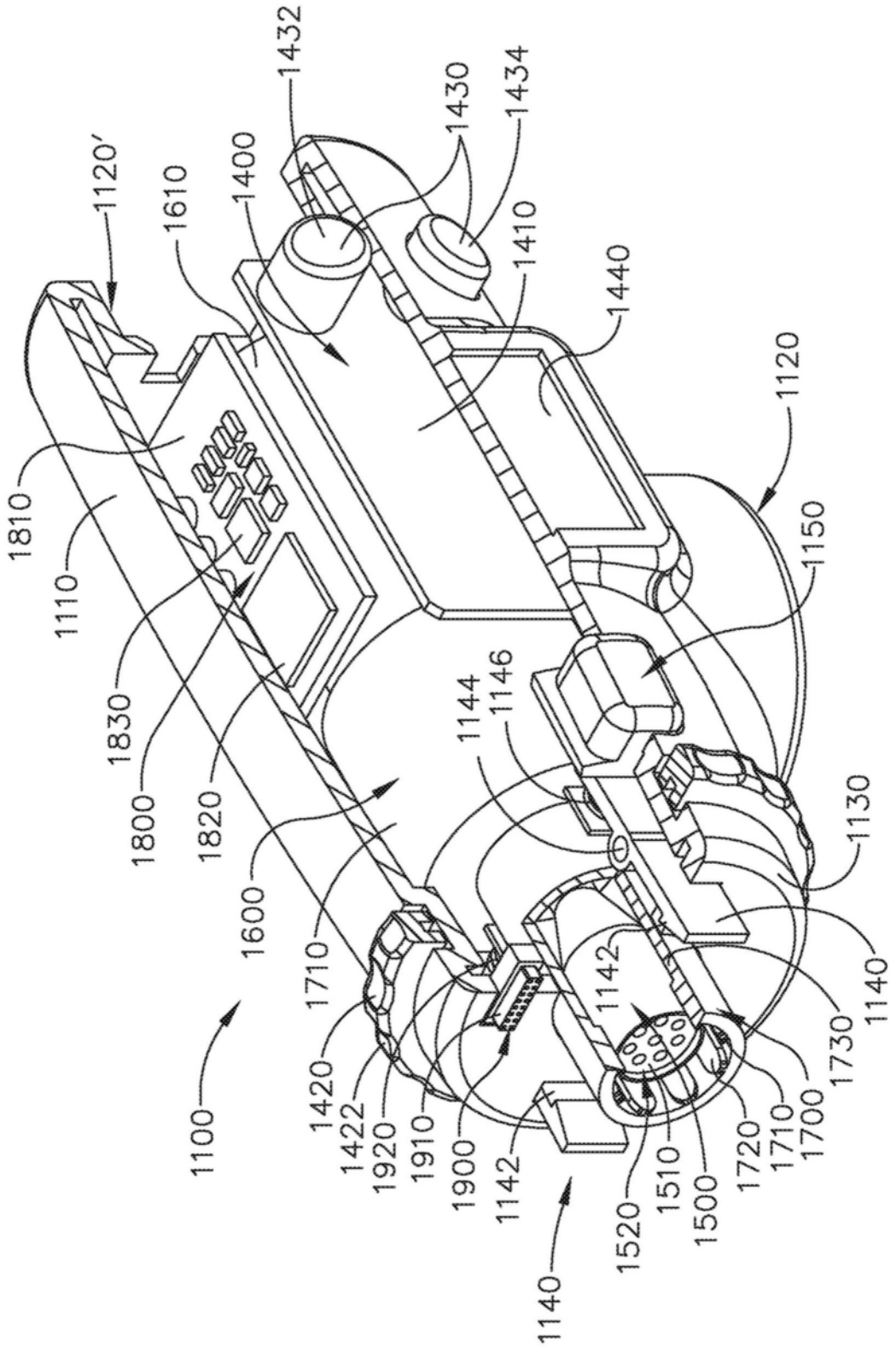

1432
1430
1434
1120'
1610
1400
1410
1440
1120
1810
1150
1110
1830
1144
1146
1800
1820
1130
1600
1710
1142
1140
1730
1420
1422
1920
1910
1900
1142
1720
1710
1700
1510
1520
1500
1140
1100

图8

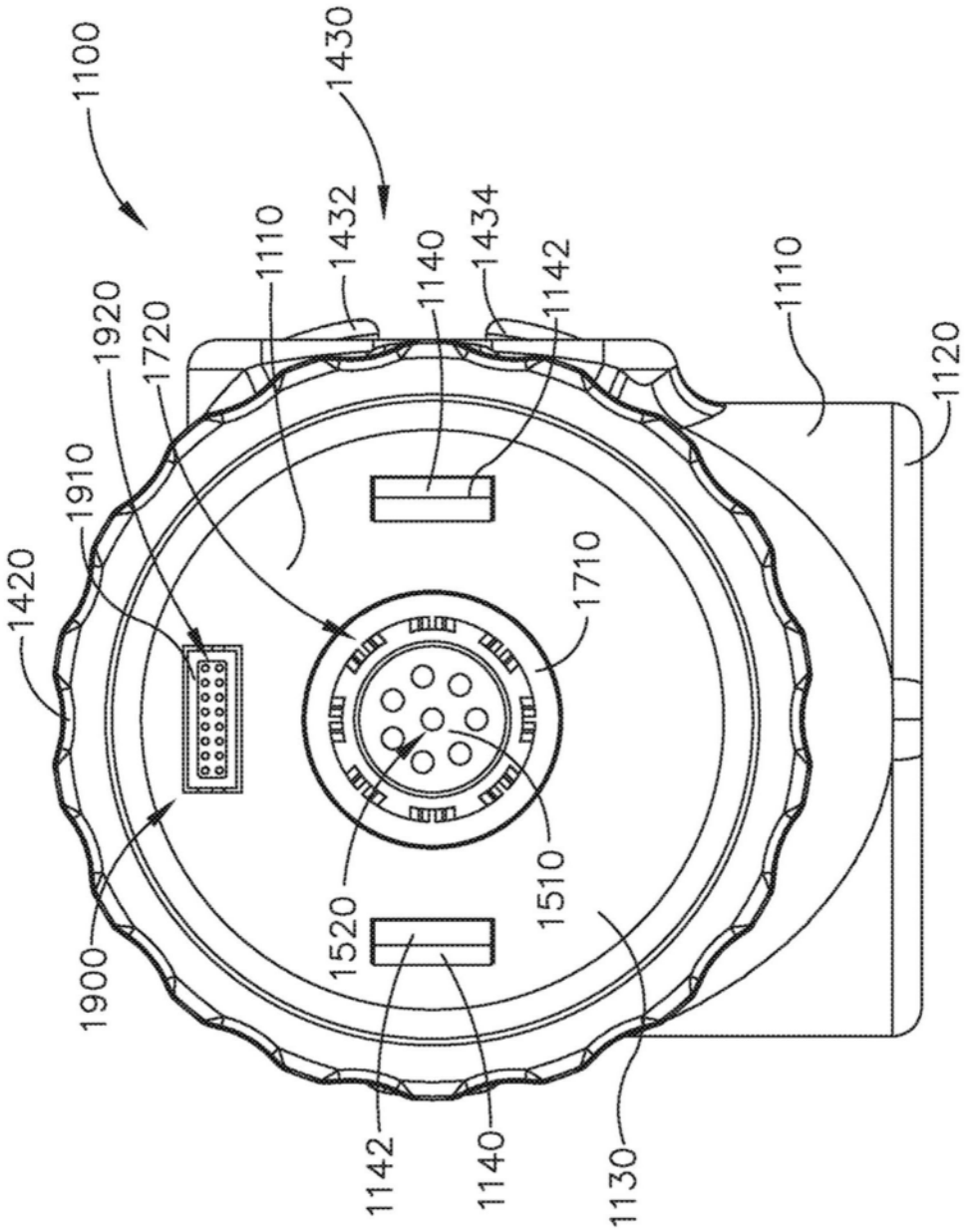

1100
1430
1110
1432
1434
1140
1142
1110
1920
1720
1120
1910
1420
1710
1510
1520
1900
1142
1140
1130

图9

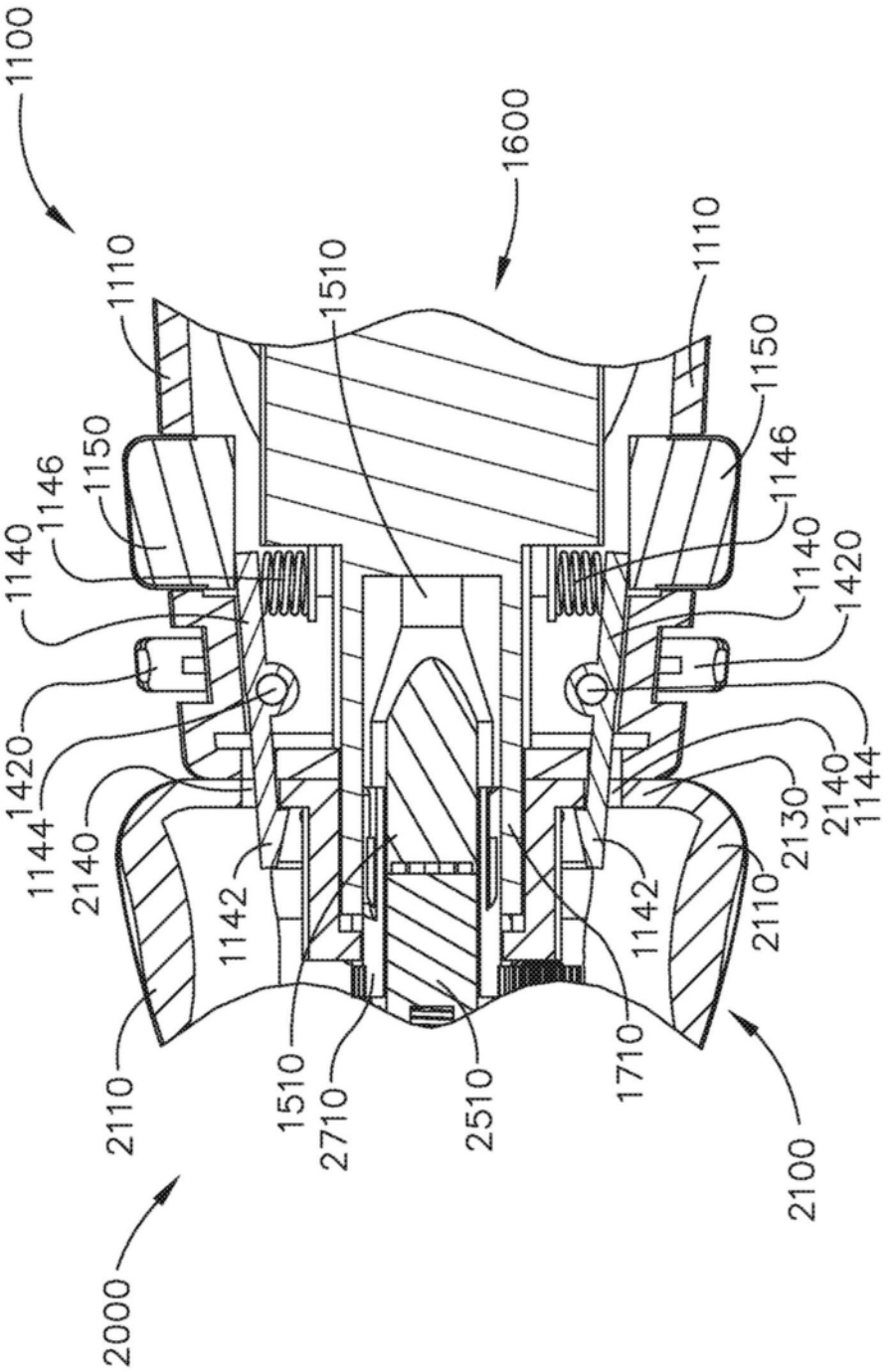

1100
1600
1110
1510
1110
1150
1146
1150
1140
1146
1140
1420
1420
1144
2140
1144
2130
2140
1142
1142
2110
2110
1510
2710
2510
1710
2100
2000

图10

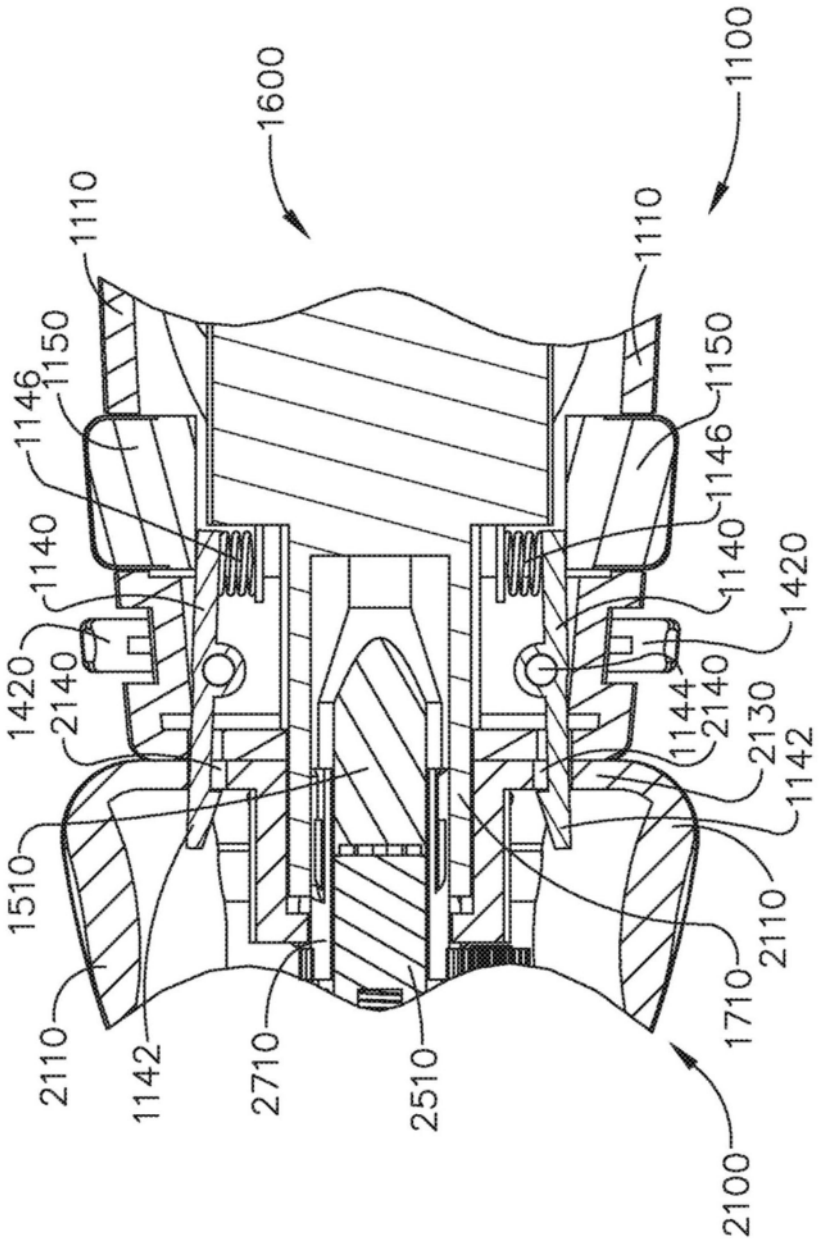

1600
1100
1110
1110
1150
1146
1140
1420
2140
1144
2130
1142
1510
2110
1710
2710
2510
2100

图11

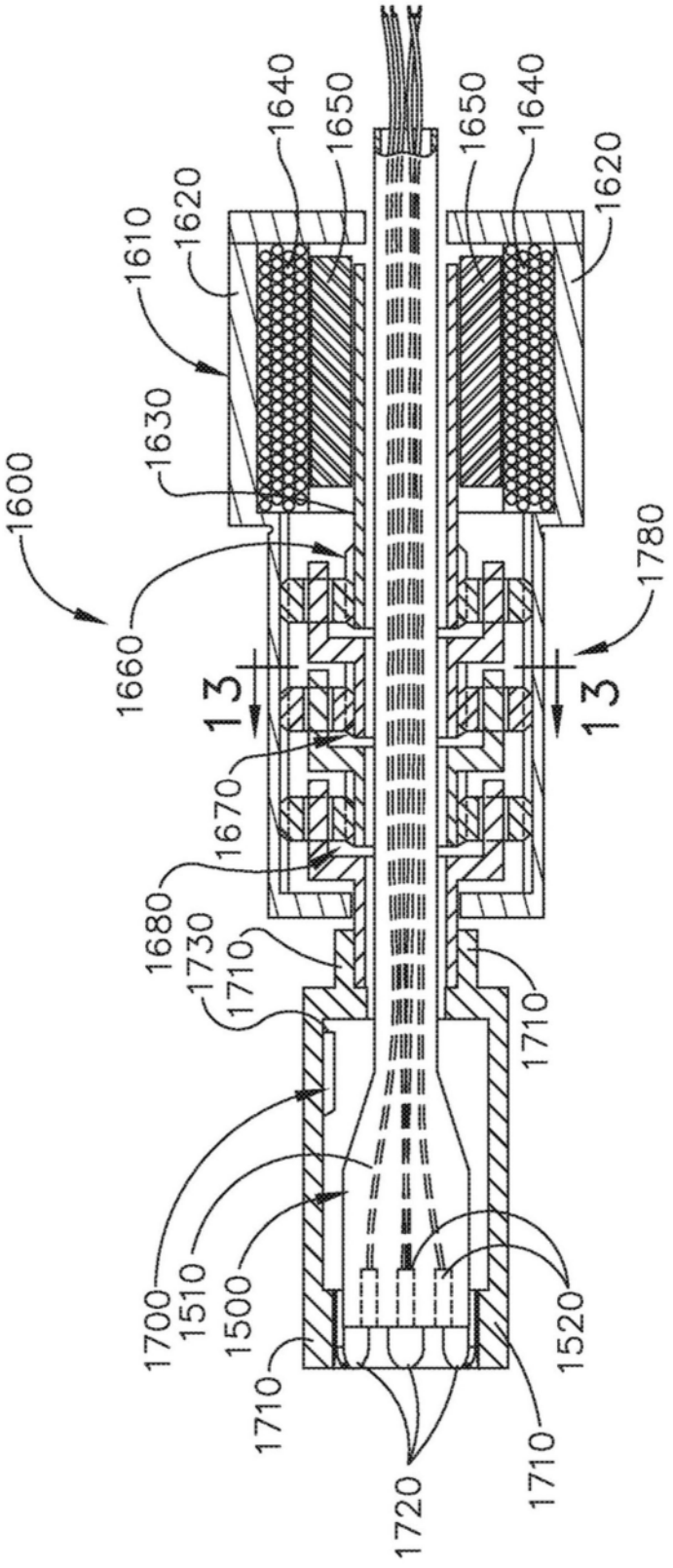

1640
1650
1650
1640
1620
1610
1620
1630
1600
1660
13
13
1780
1670
1680
1730
1710
1710
1700
1510
1500
1520
1710
1710
1720

图12

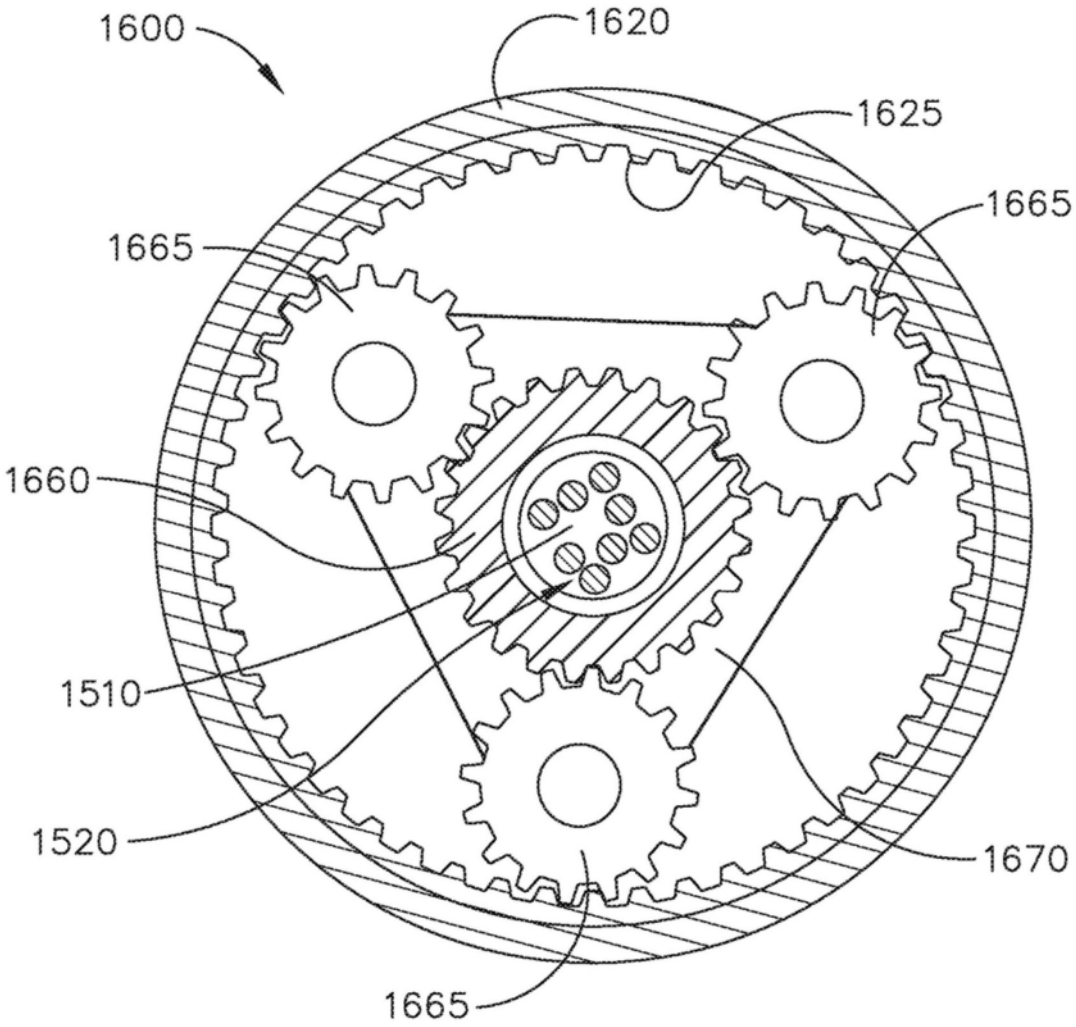


图13

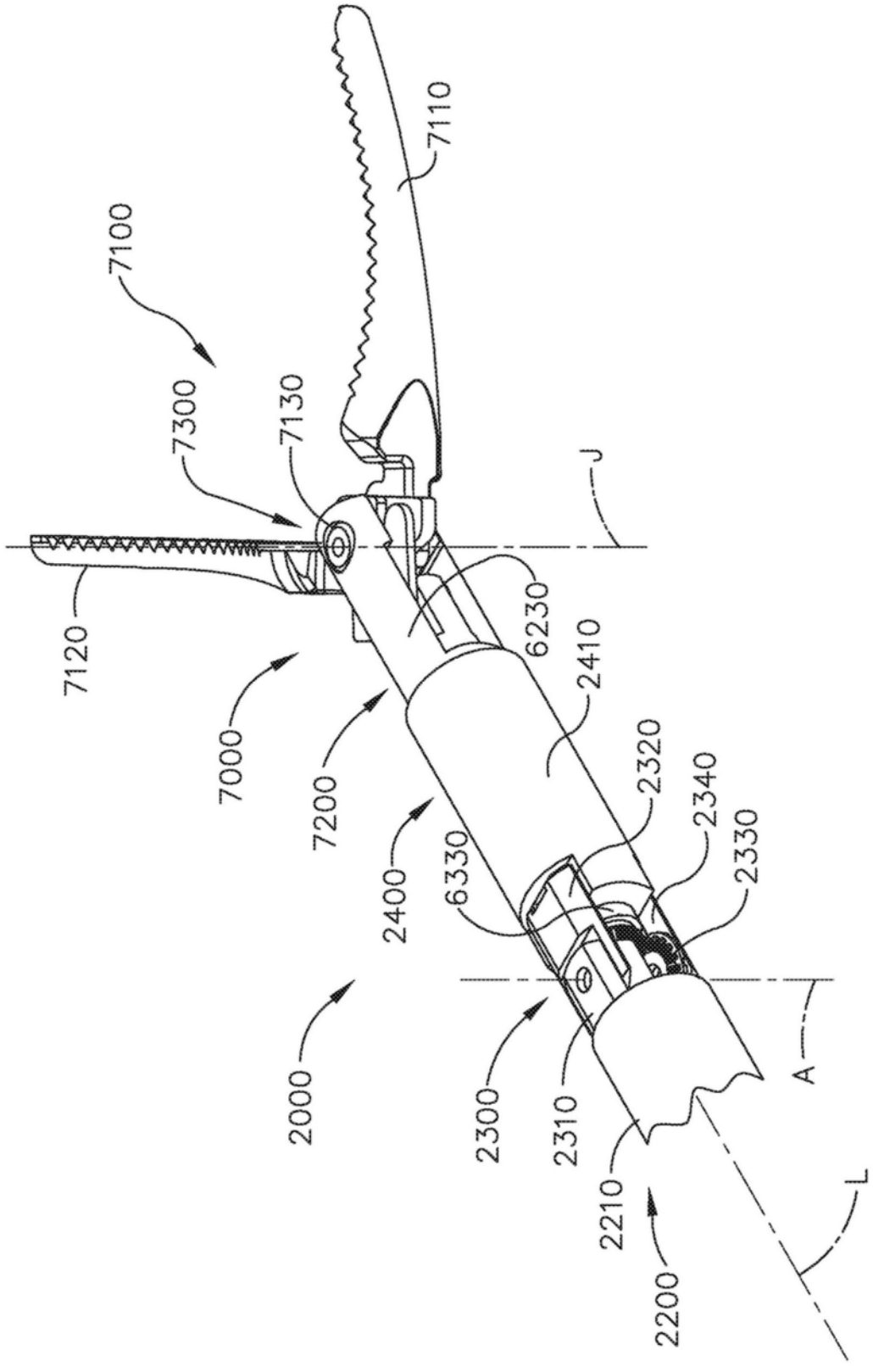

7110
7100
7300
7130
J
7120
6230
2410
7000
7200
2320
2340
2330
2400
6330
2000
2300
2310
A
2210
L
2200

图14

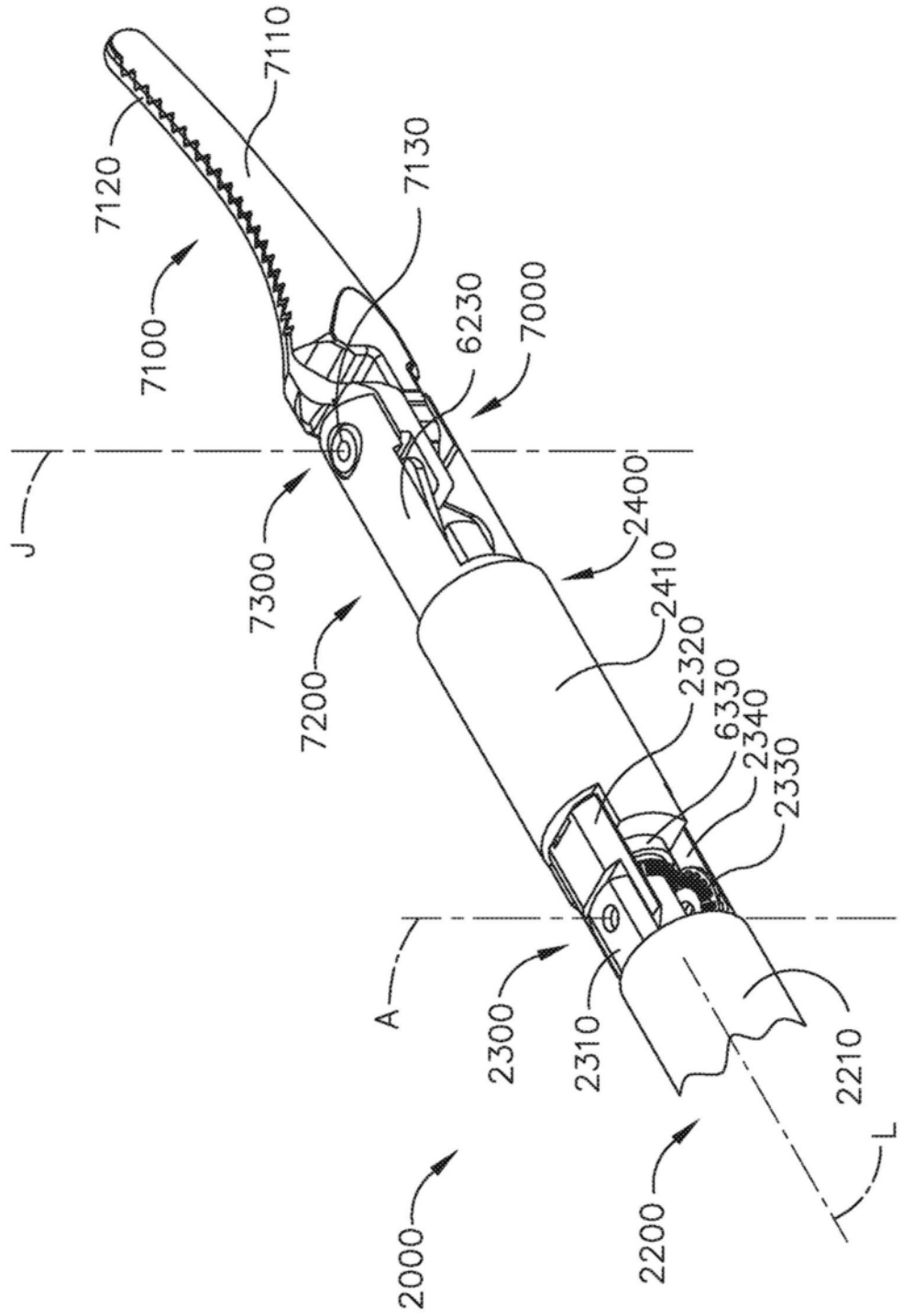

7110
7120
7130
7100
6230
7000
J
7300
2400
2410
7200
2320
6330
2340
2330
A
2300
2310
2210
L
2000
2200

图15

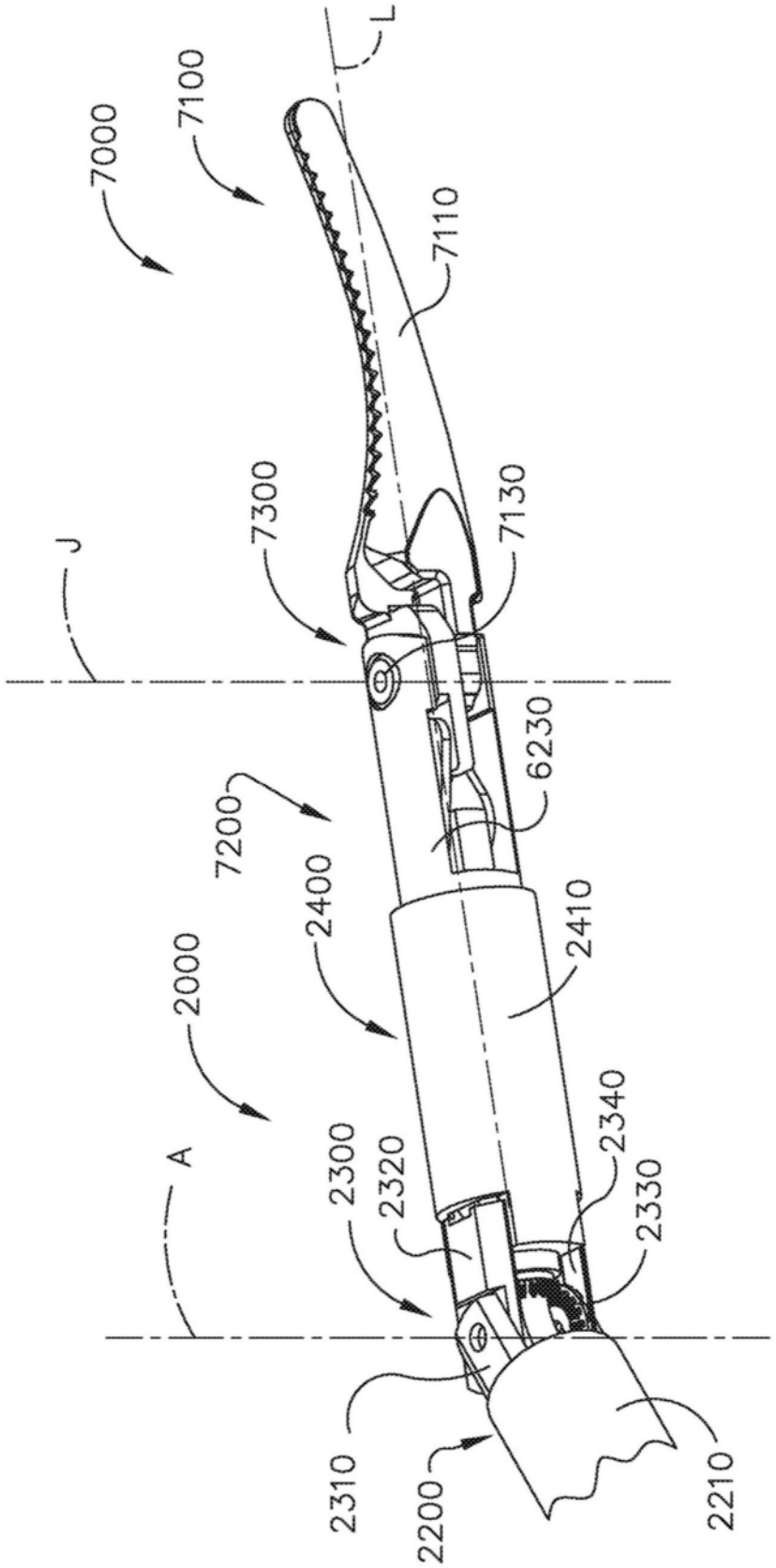

L
7000
7100
7110
7300
7130
J
6230
7200
2400
2410
2000
A
2300
2320
2340
2330
2310
2200
2210

图16

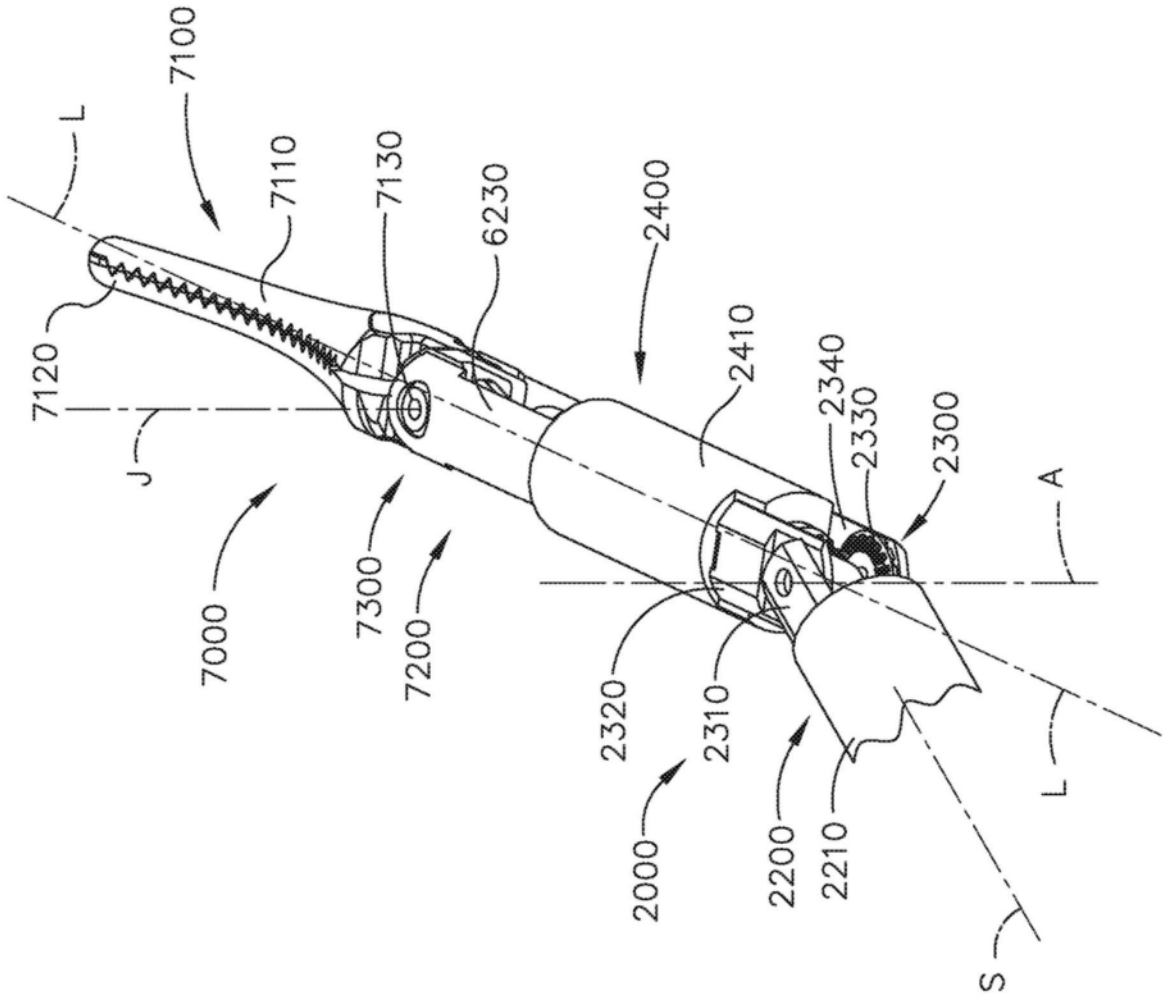

7100
L
7110
7130
6230
2400
7120
2410
2340
2330
2300
J
A
7000
7300
7200
2320
2310
L
2000
2200
2210
S

图17

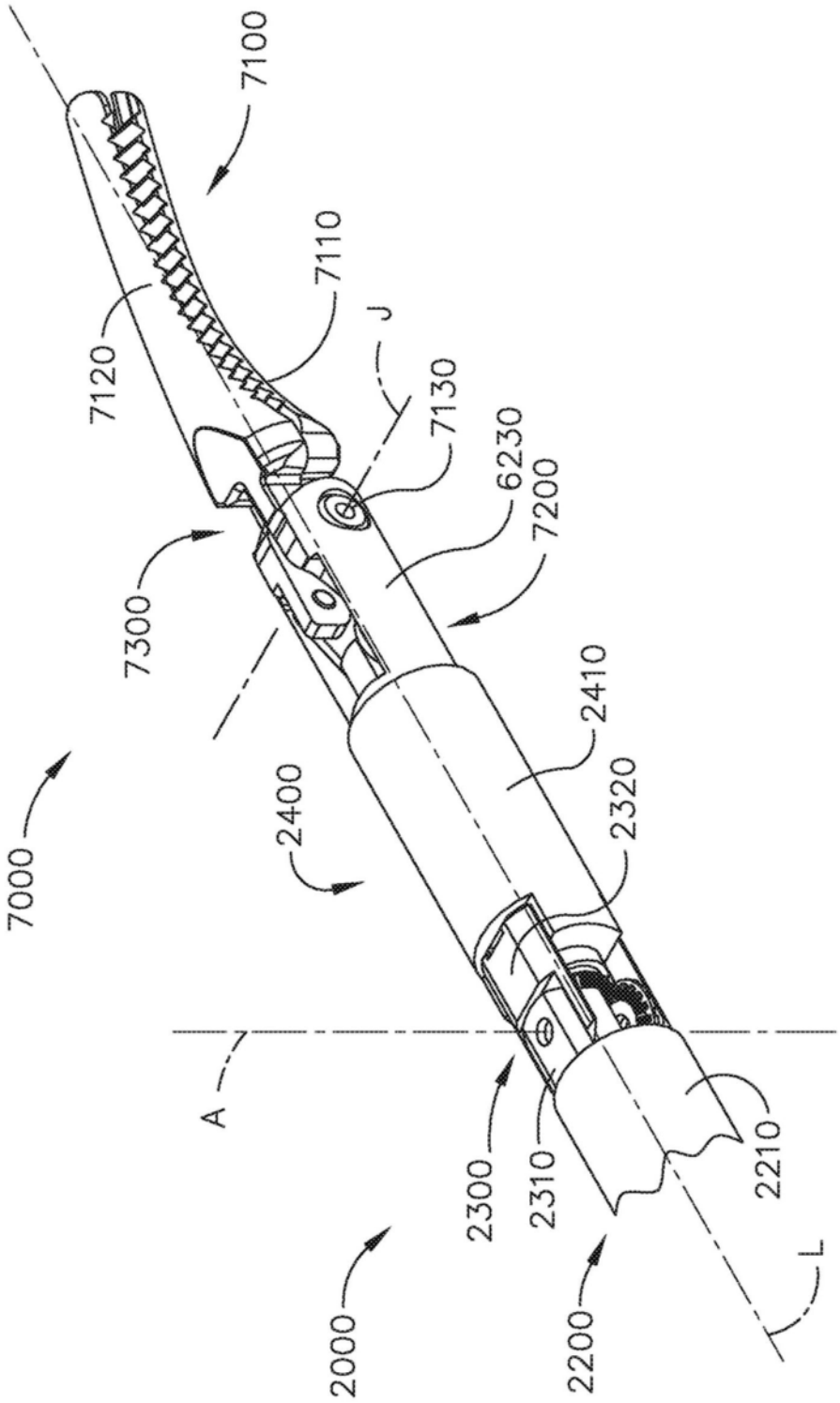

7100
7110
7120
J
7130
6230
7200
7300
2410
2400
2320
7000
A
2300
2310
2210
L
2000
2200

图18

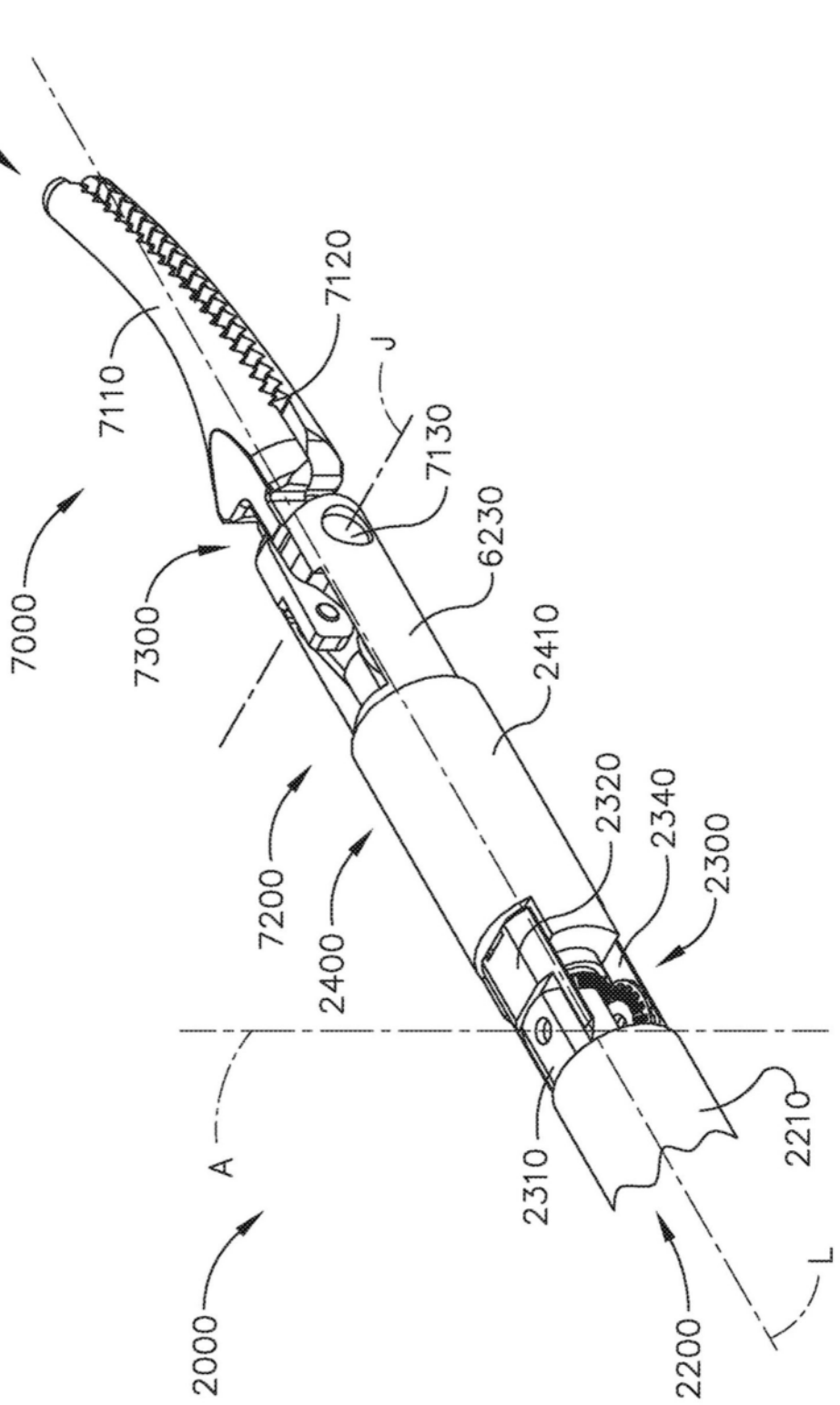

7100
7120
7110
J
7130
6230
7000
7300
2410
2320
2340
2300
7200
2400
A
2210
2310
L
2000
2200

图19

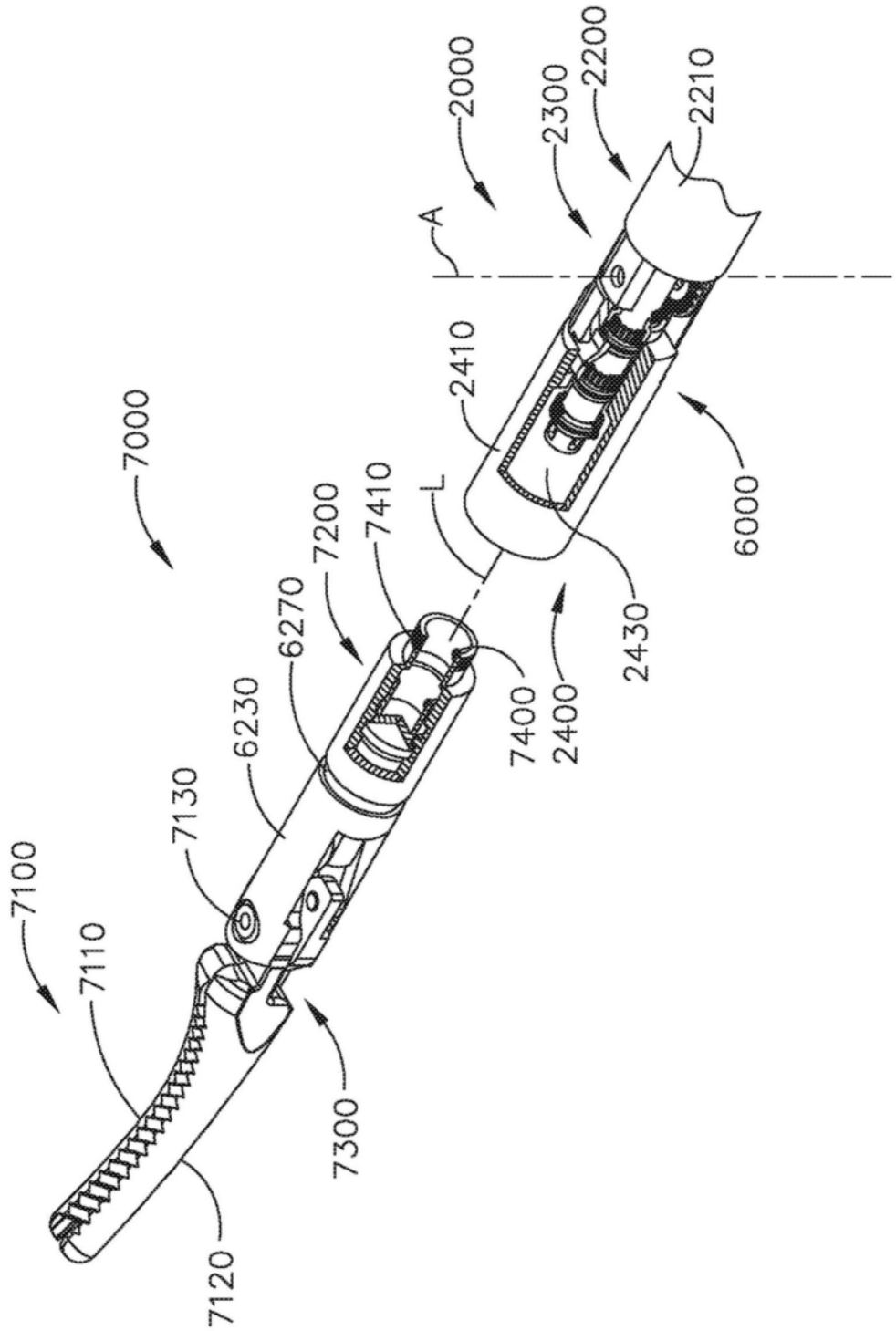

2000
2300
2200
2210
A
2410
7000
7410
L
7200
6270
6230
7130
7100
7110
7120
7300
7400
2400
2430
6000

图20

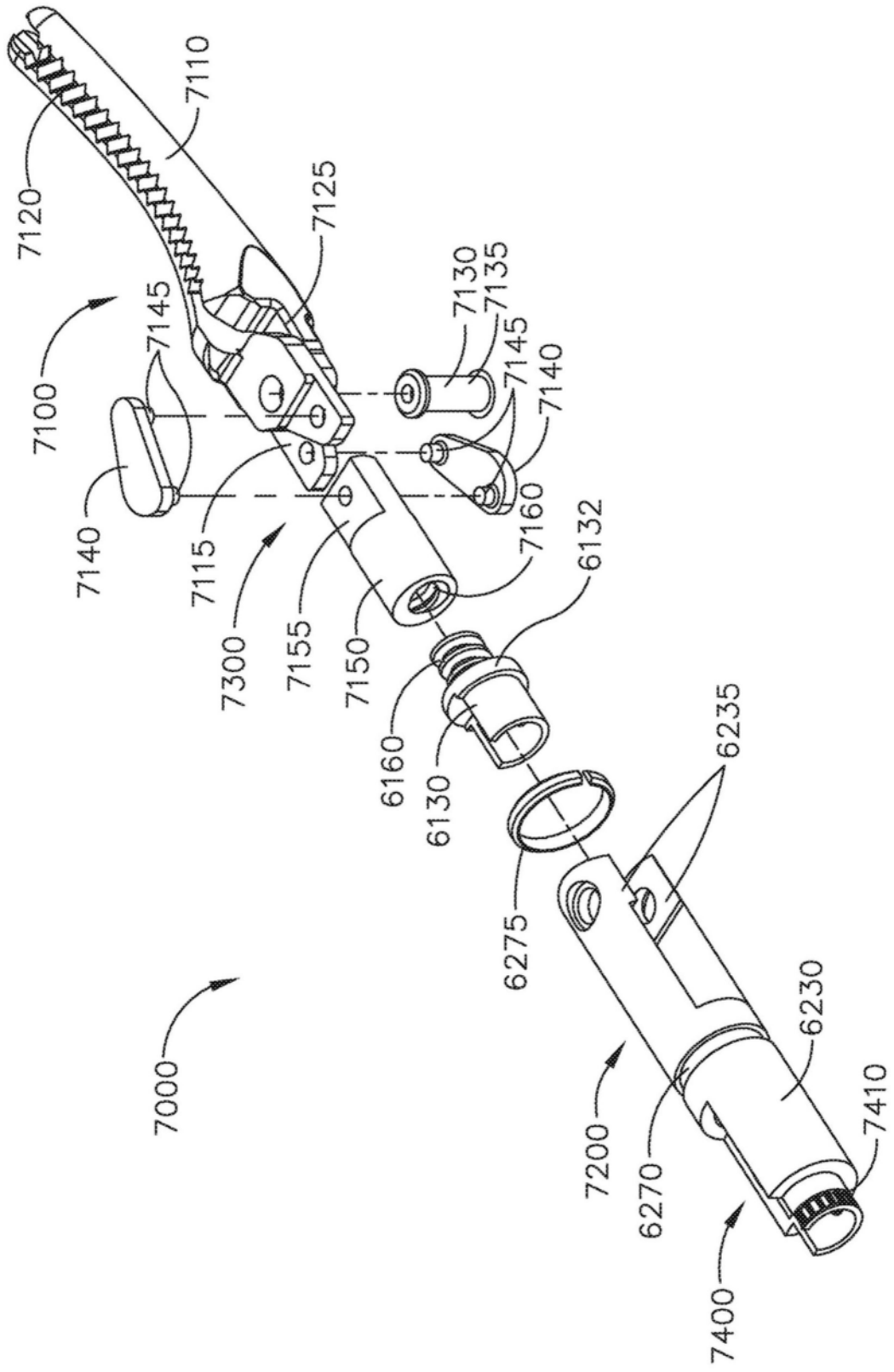

7110
7120
7125
7130
7135
7145
7145
7140
7100
7140
7115
7160
6132
7300
7155
7150
6160
6130
6235
6275
6230
7000
7200
6270
7410
7400

图21

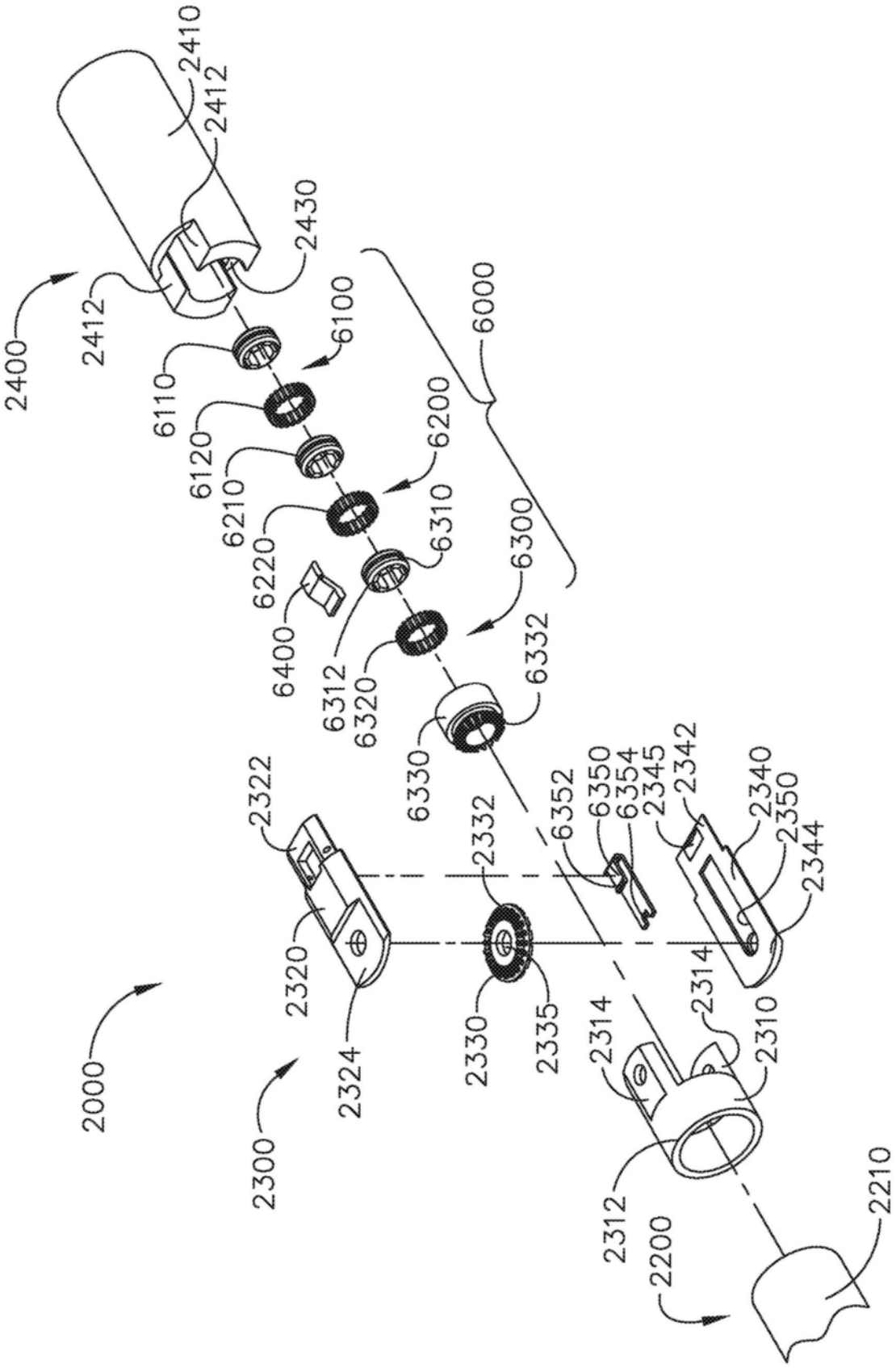

2410
2412
2430
2400
2412
6100
6000
6110
6200
6120
6210
6310
6220
6300
6400
6312
6320
6332
6330
2322
6352
6350
6354
2345
2342
2340
2332
2350
2344
2320
2314
2330
2335
2314
2310
2324
2312
2210
2000
2300
2200

图22

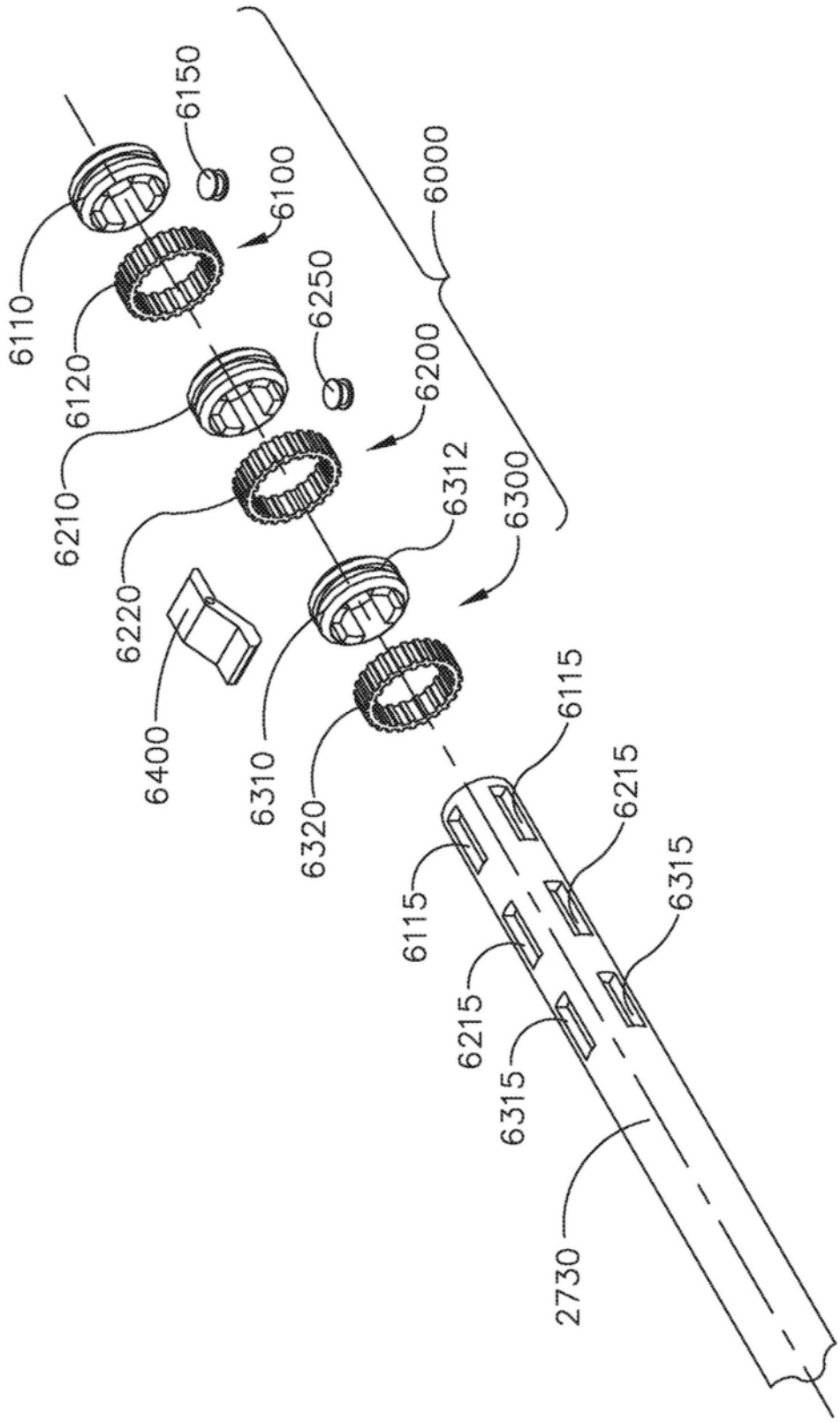

6150
6100
6000
6110
6250
6120
6200
6210
6312
6300
6220
6400
6310
6320
6115
6215
6115
6315
6215
6315
2730

图22A

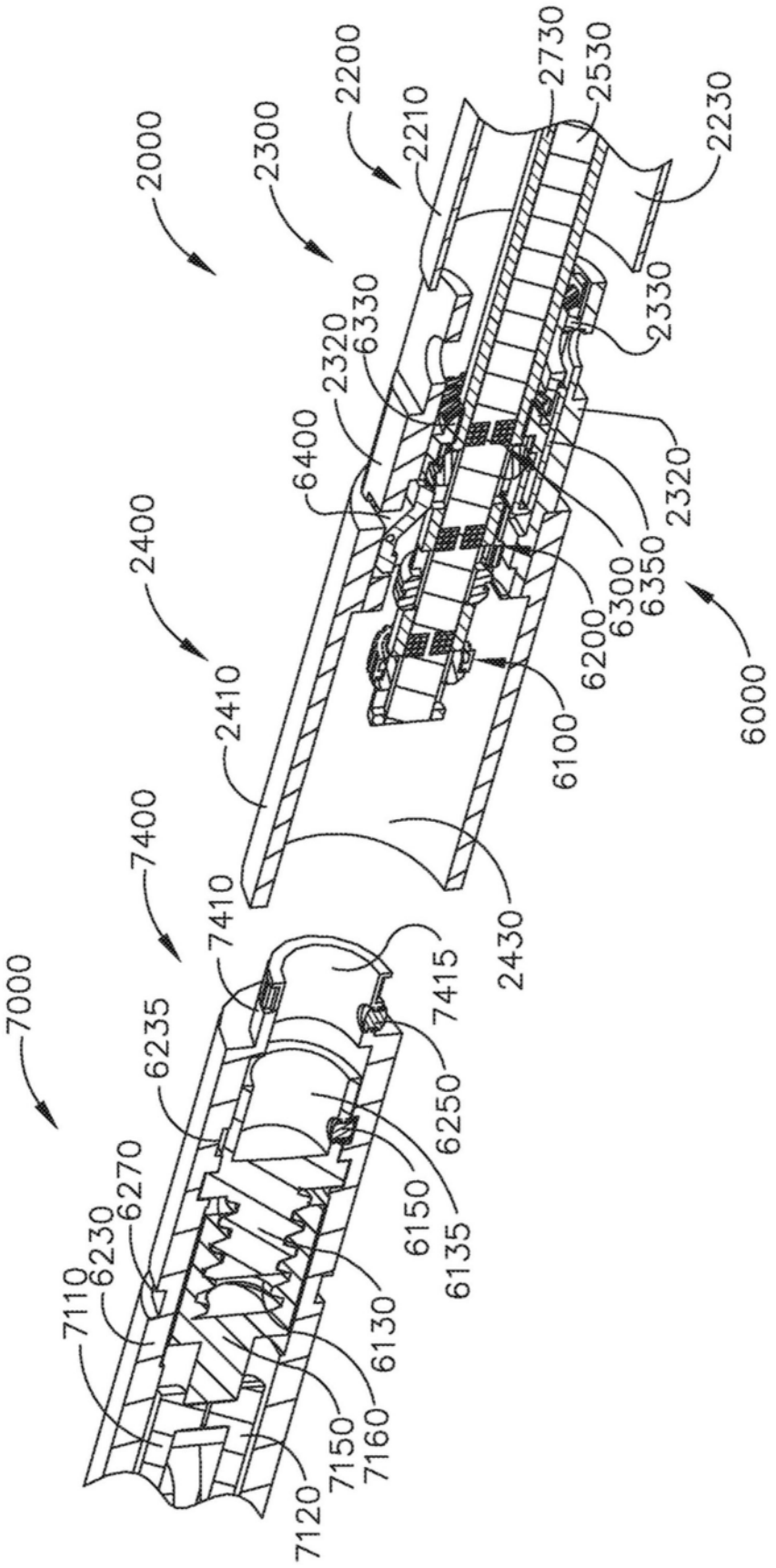

2000
2300
2200
2210
2730
2530
2230
2330
2320
6330
6400
2400
2410
6100
6200
6300
6350
6000
7400
7410
2430
7000
6235
7415
6250
6270
6230
6150
6135
7110
6130
7160
7150
7120

图23

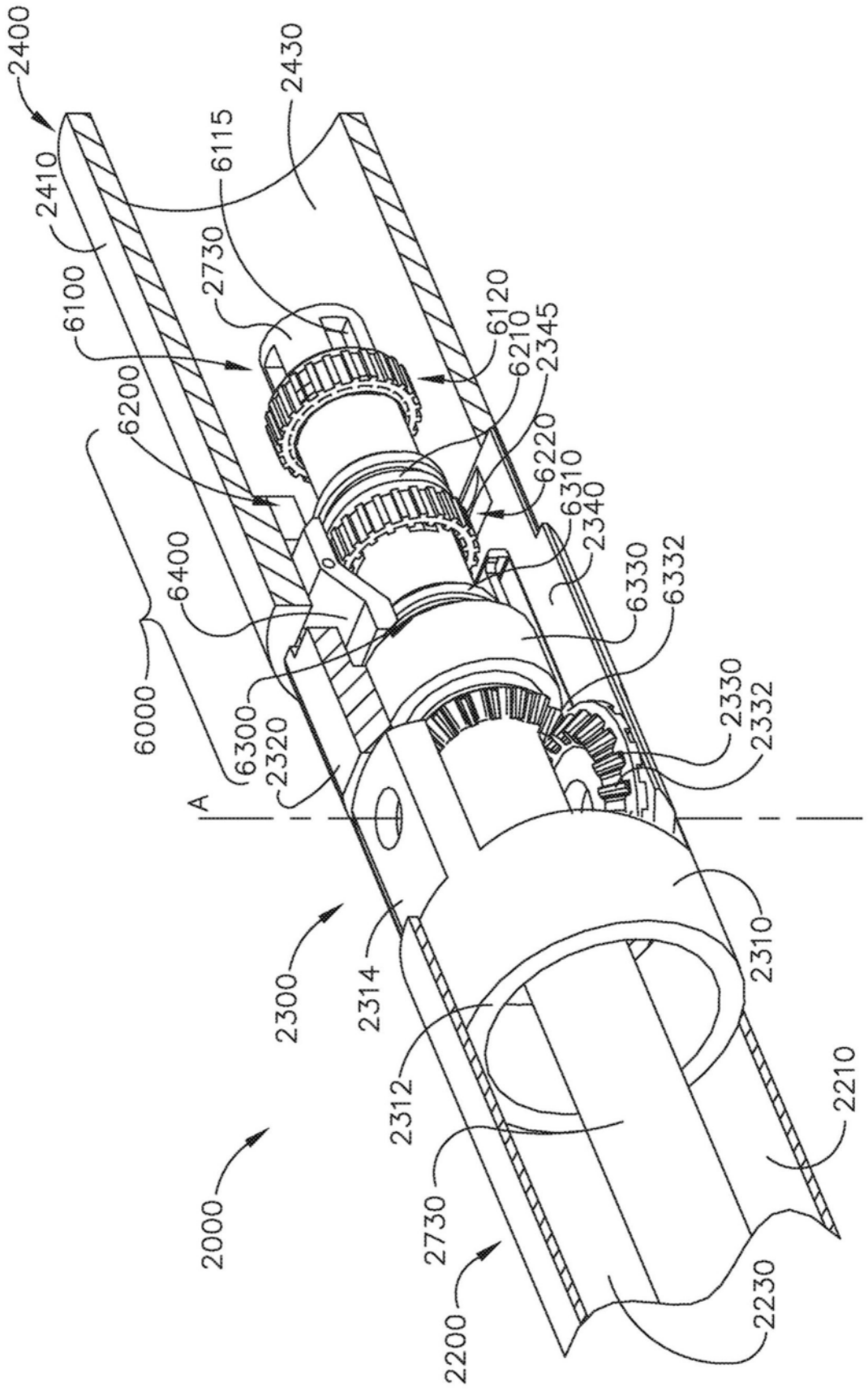

2400
2410
6100
6200
6400
6000
6300
2320
A
2300
2314
2312
2730
2200
2000
2430
6115
2730
6120
6210
2345
6220
6310
2340
6330
6332
2330
2332
2310
2210
2230

图24

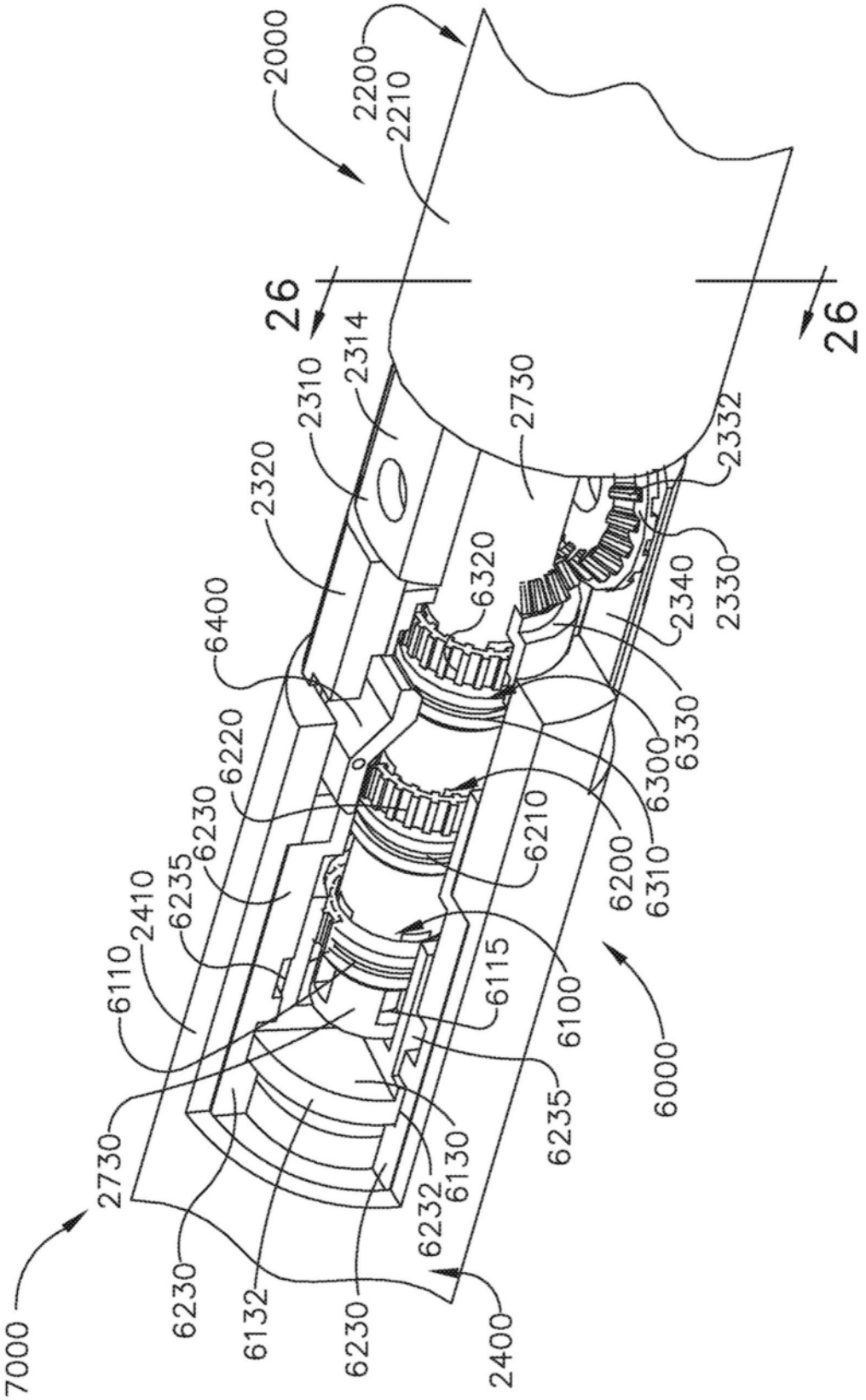

2000
2200
2210
26
26
2314
2310
2730
2332
2320
6320
2340
2330
6400
6330
6220
6300
6230
6210
6235
6200
2410
6310
6110
6115
6100
6000
2730
6235
6130
6232
6230
6132
6230
2400
7000

图25

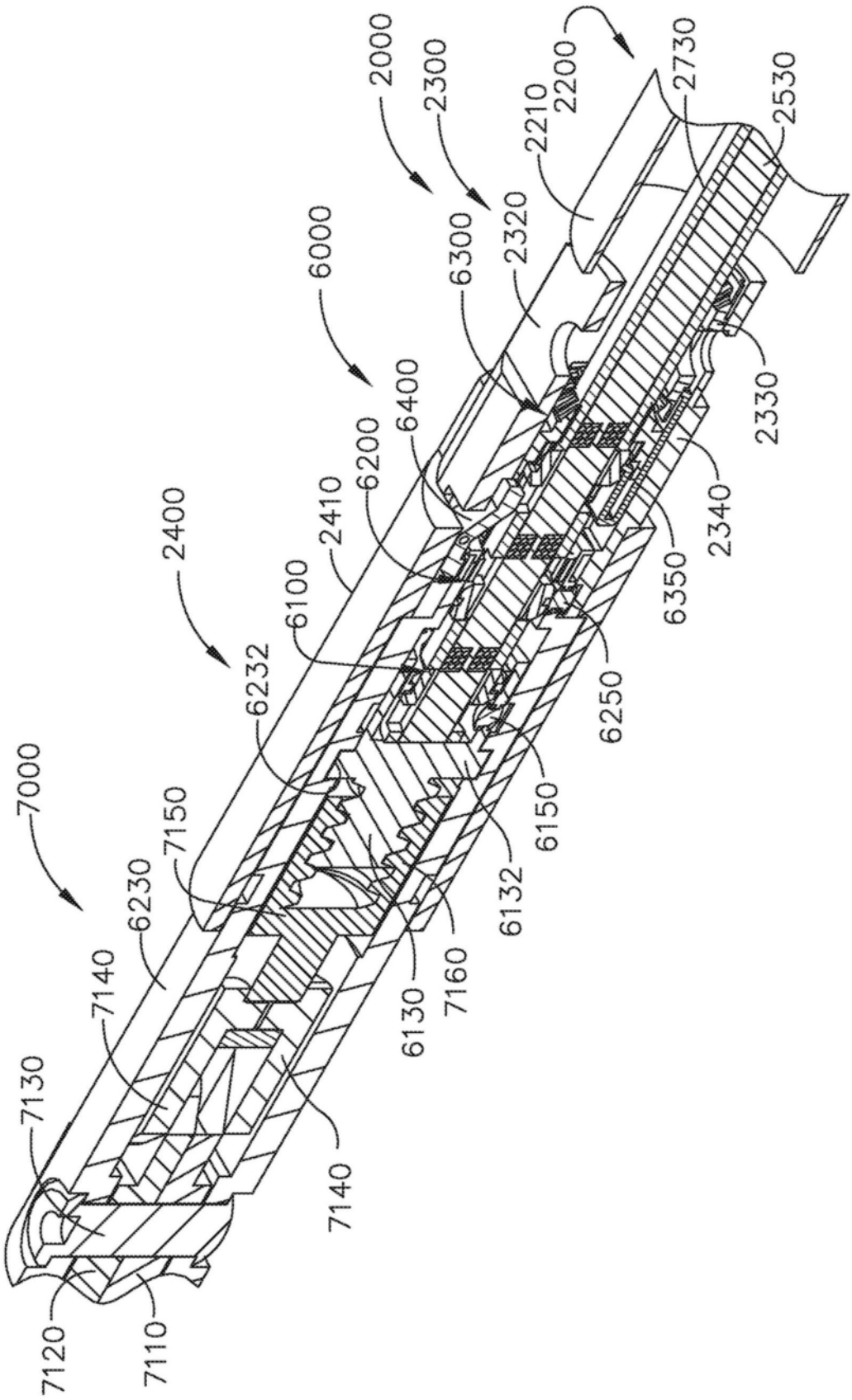

2000
2300
2200
2210
2730
2530
6000
6300
2320
6400
6200
2410
2400
6100
6232
6250
6350
2340
2330
7000
7150
6230
6150
6132
7140
7160
6130
7130
7140
7120
7110

图26

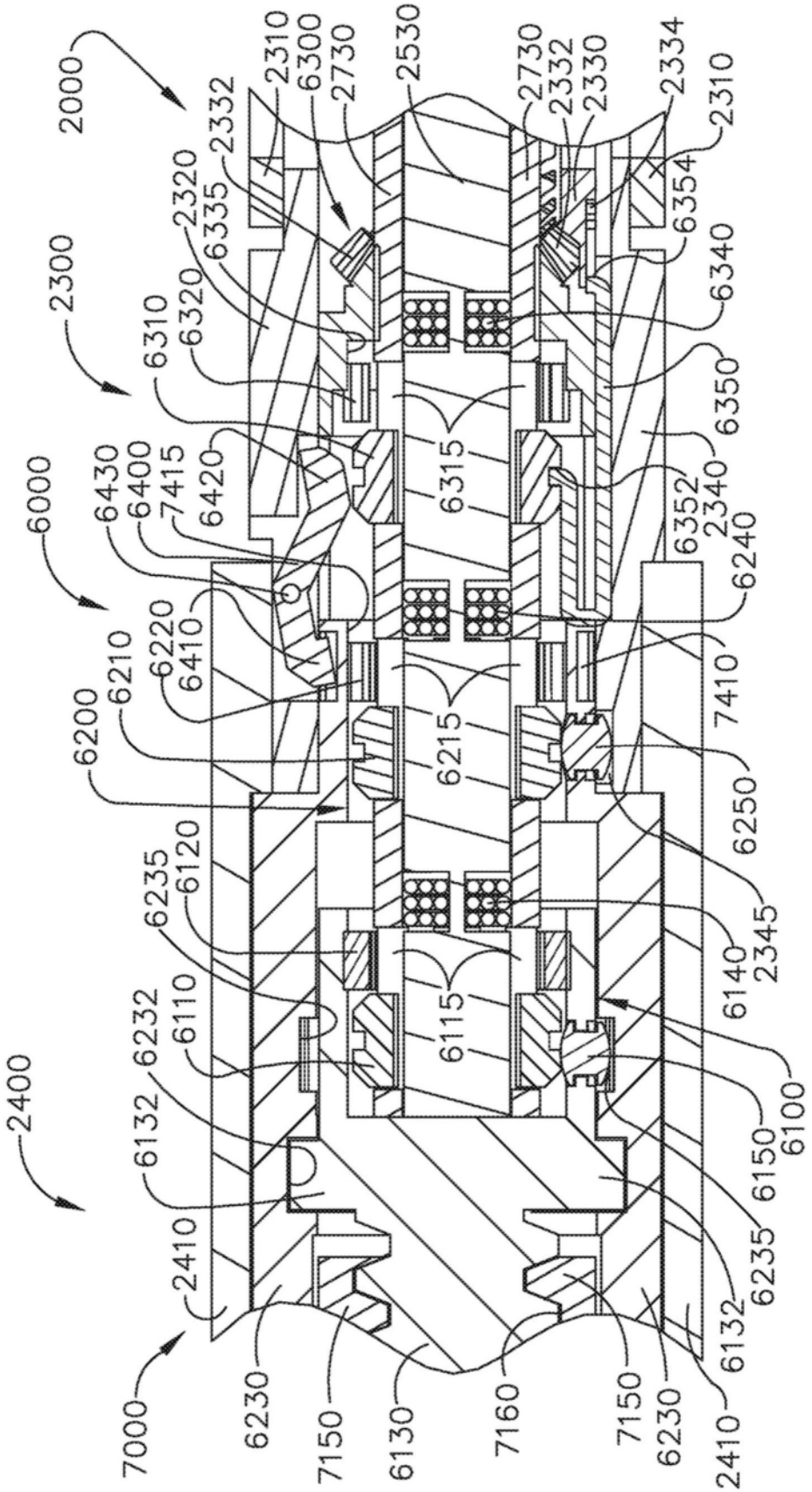

2000
2300
6000
2400
7000
2310
6300
2730
2530
2332
2320
6335
6320
6310
6430
6400
7415
6420
6220
6410
6210
6200
6235
6120
6232
6110
6132
2410
6230
7150
6130
7160
6315
6215
6115
2730
2332
2330
2334
2310
6354
6340
6350
6352
2340
6240
7410
6250
2345
6140
6100
6150
6235
6132
7150
6230
2410

图27

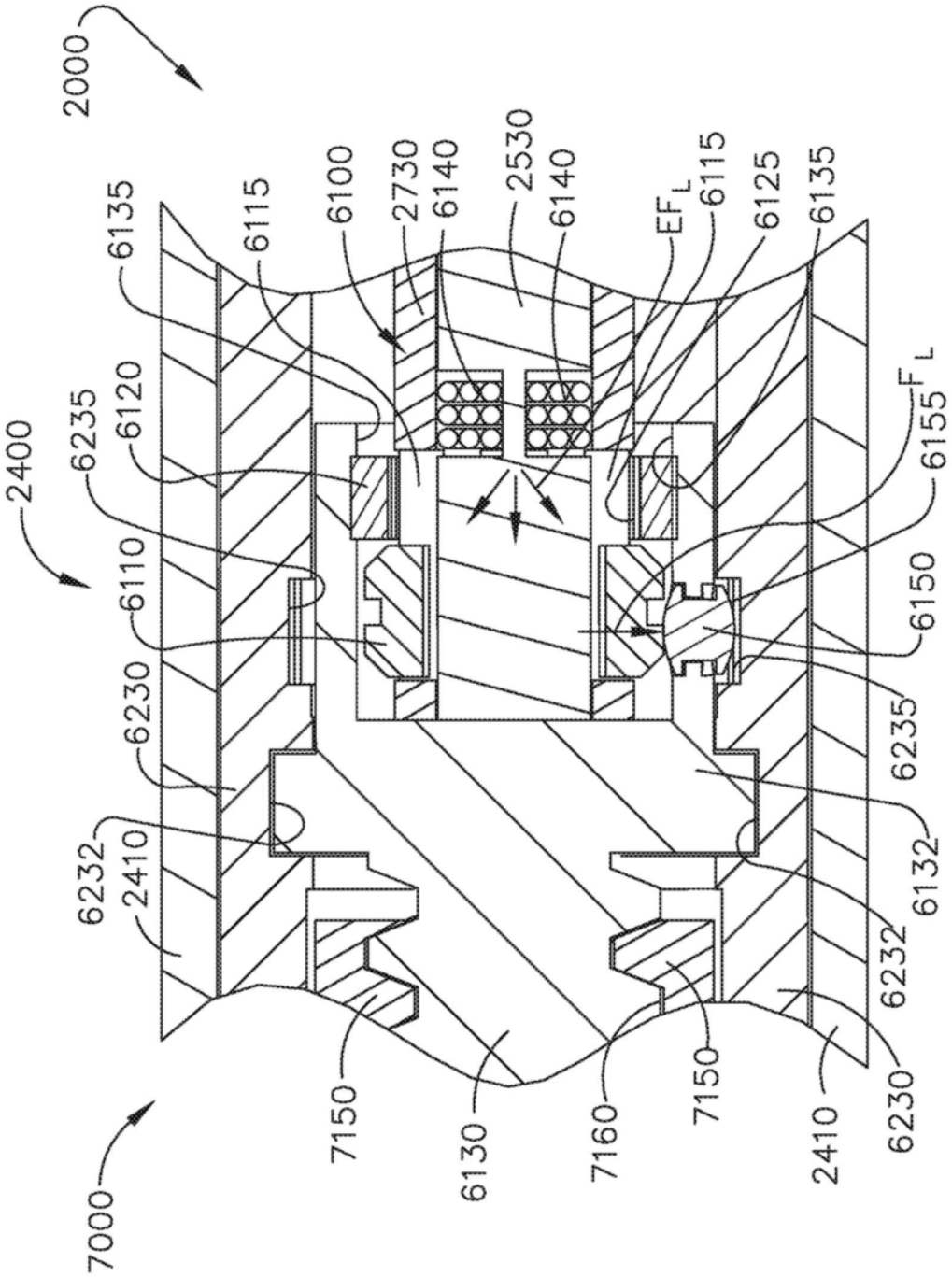

2000
6135
6115
6100
2730
6140
2530
6140
EF L
6115
6125
6135
2400
6235
6120
6110
6230
6232
2410
7000
7150
6130
7160
7150
2410
6230
6232
6132
6235
6150
6155
F L

图28

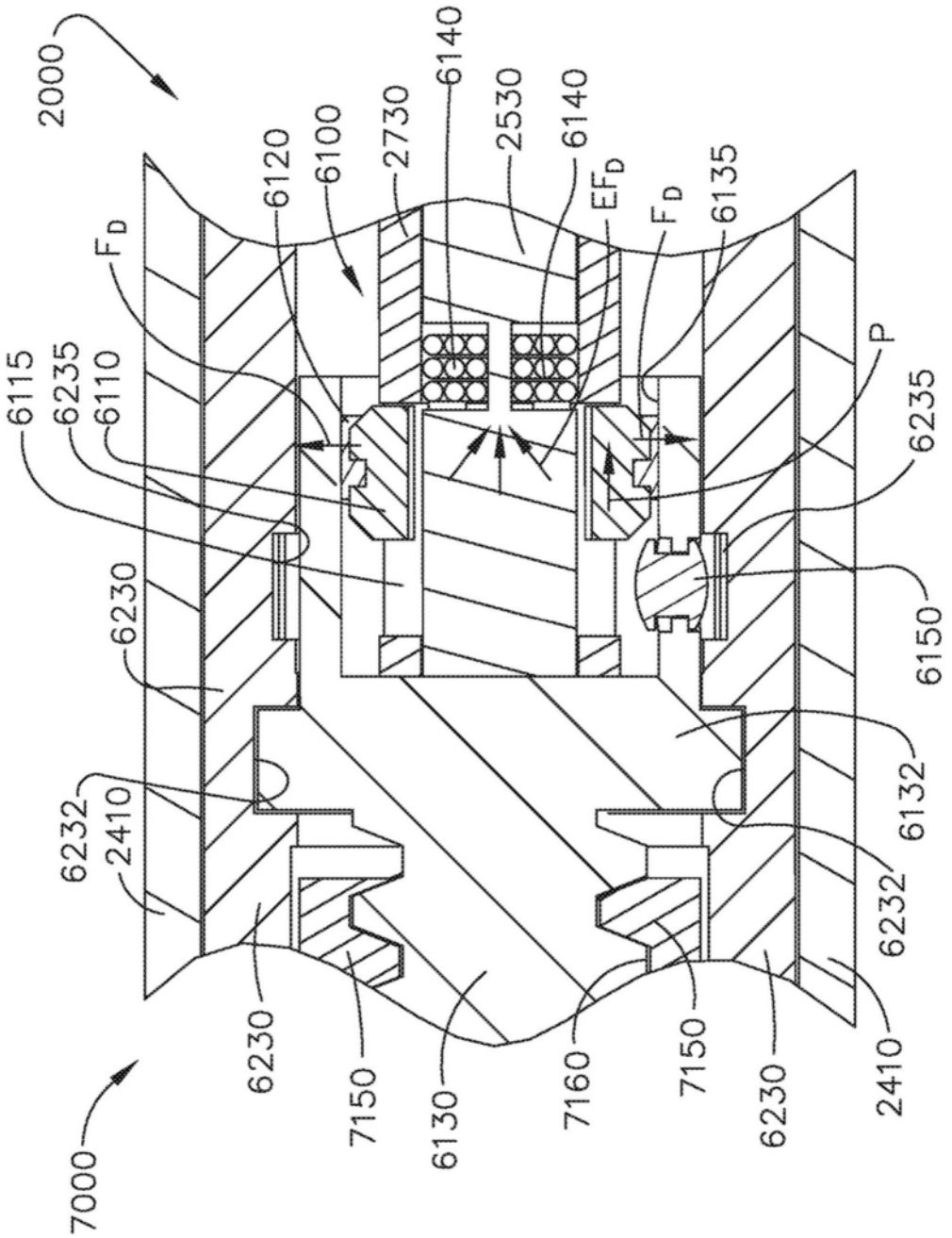

2000
6140
6120
6100
2730
2530
6140
EF_D
F_D
6135
F_D
6115
6235
6110
P
6235
6230
6150
6232
2410
6132
6232
6230
7150
6130
7160
7150
6230
2410
7000

图29

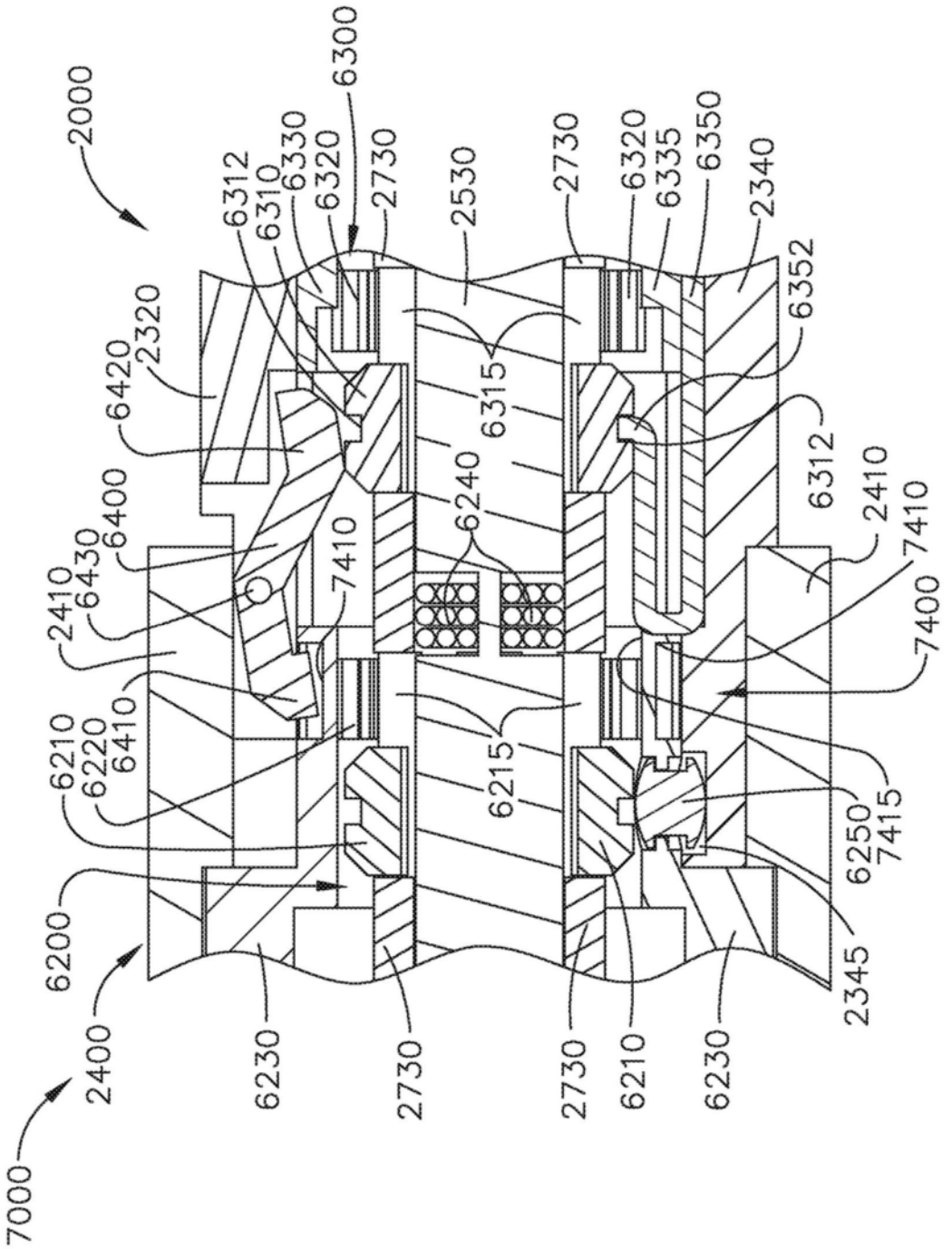

2000
6300
6312
6310
6330
6320
2730
2530
2730
6320
6335
6350
2340
6352
2320
6420
6315
6312
6400
6240
2410
7410
6430
2410
7410
7400
6210
6220
6410
6215
6250
7415
6200
2345
2400
6230
2730
2730
6210
6230
7000

图30

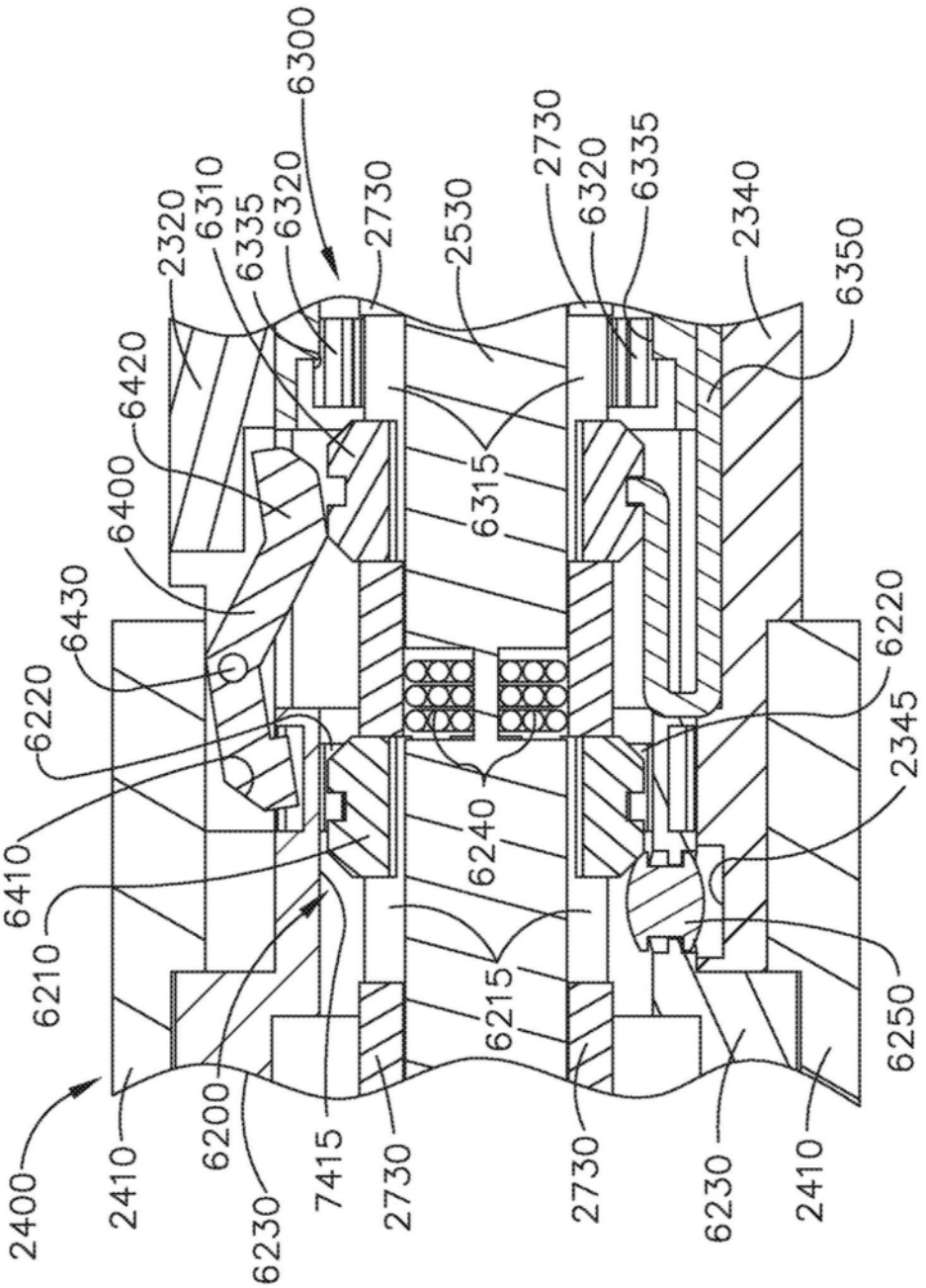

6300
2730
2530
2730
6320
6335
2340
6350
2320
6310
6335
6320
6420
6400
6315
6430
6220
6220
2345
6410
6240
6210
6215
6250
2400
2410
6200
6230
7415
2730
2730
6230
2410

图31

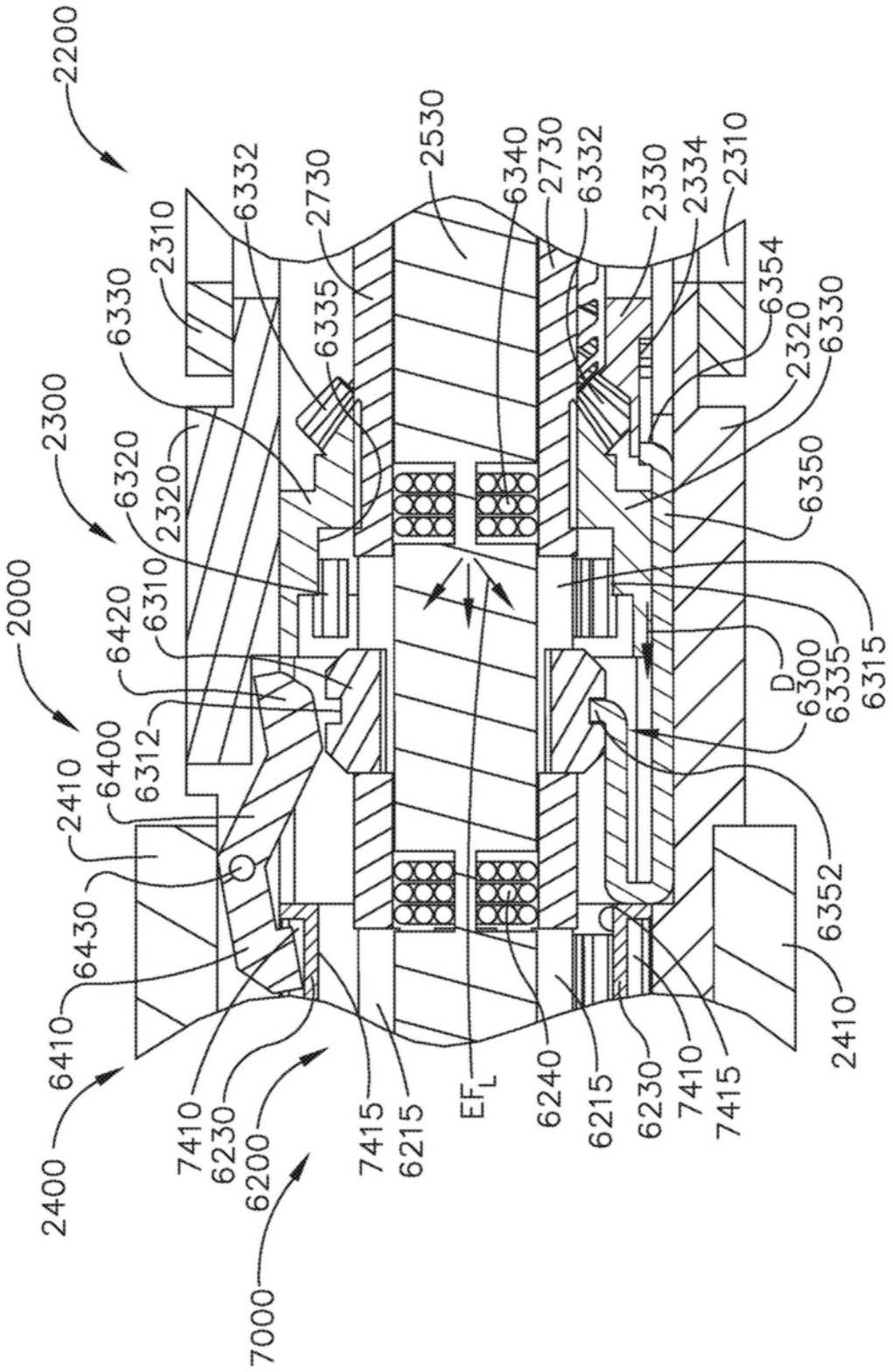

2200
2310
6332
2730
2530
6340
2730
6332
2330
2334
2310
6330
6335
6354
2320
6330
2300
6320
2320
6350
6310
6420
6315
D
6300
6335
2000
6312
6400
2410
6352
6430
6410
2410
2400
7410
6230
6200
7000
7415
6215
EF_L
6240
6215
6230
7410
7415

图32

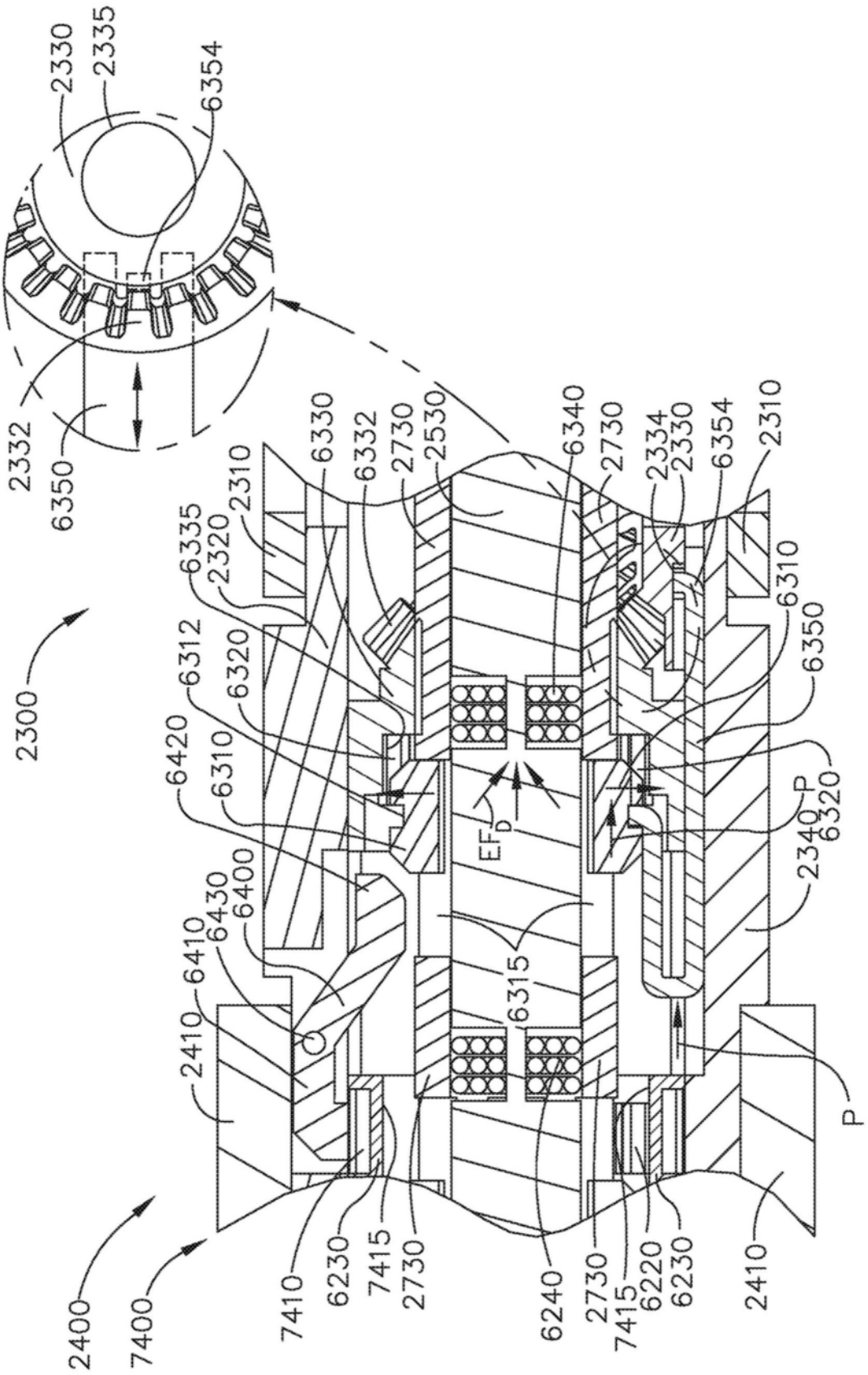

2330
2335
6354
2332
6350
2300
2310
6330
6332
2730
2530
6340
2730
2334
2330
6354
2310
6335
2320
6312
6320
6420
6310
6400
6430
6410
2410
6315
6310
6350
6320
2340
P
EF
D
P
2400
7400
7410
6230
7415
2730
6240
2730
7415
6220
6230
2410

图33

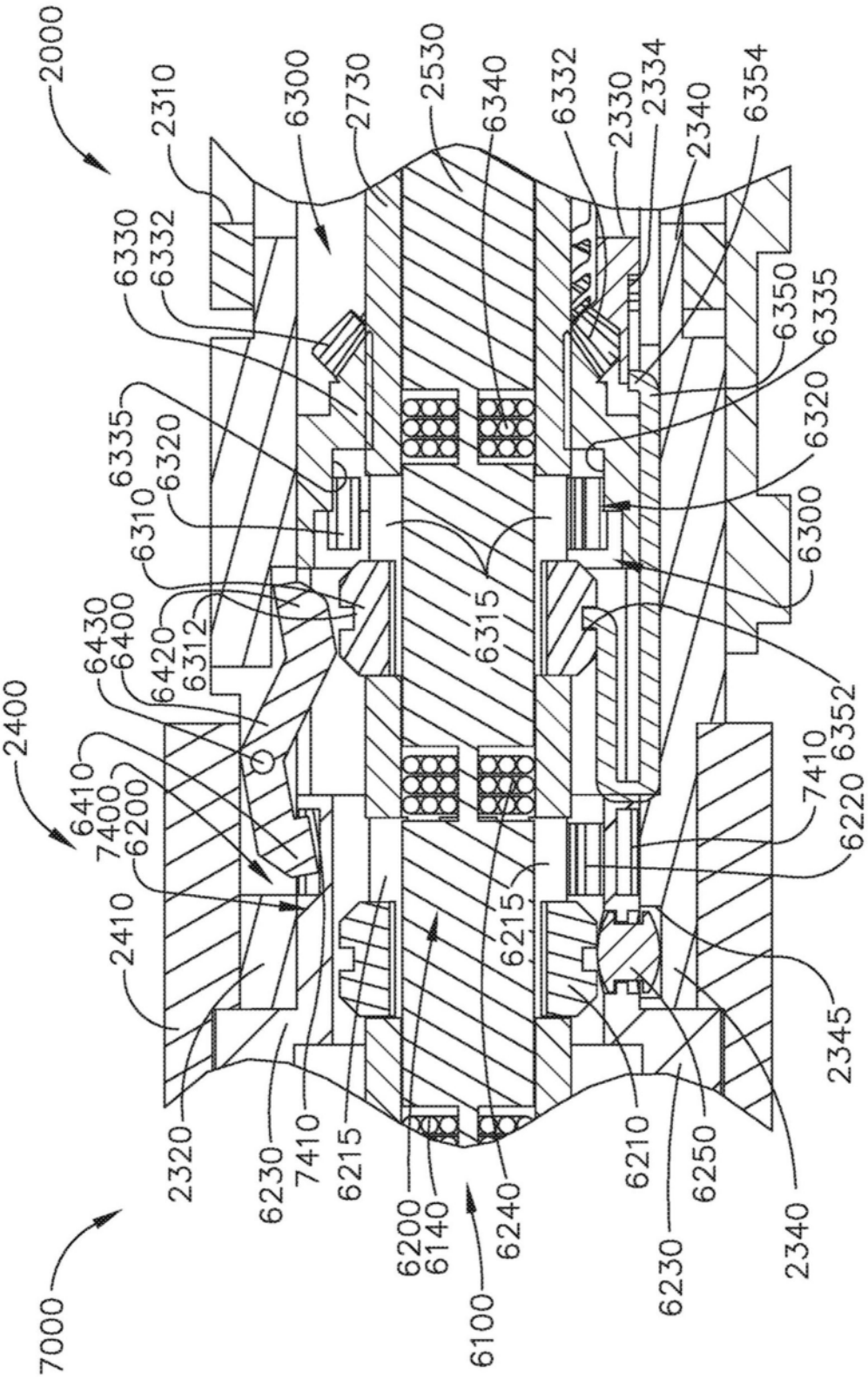

2000
2310
6300
2730
2530
6340
6332
2330
2334
2340
6354
6330
6332
6350
6335
6335
6320
6320
6310
6300
6315
6430
6400
6420
6312
6352
2400
6410
7400
6200
7410
6220
2410
6215
2345
2320
6230
7410
6215
6210
6250
6200
6140
6240
2340
6230
6100
7000

图34

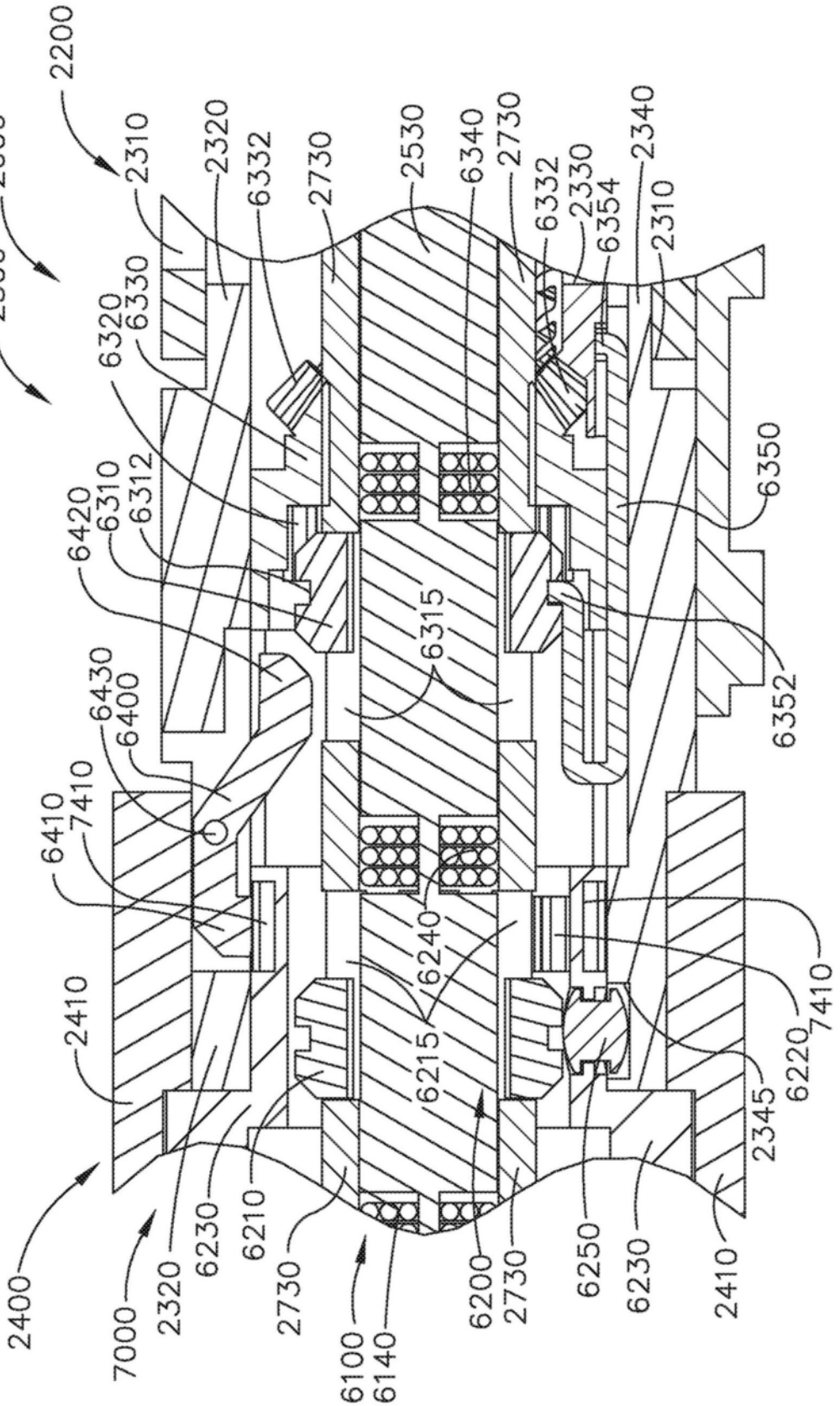

2200
2000
2300
2310
2320
6332
2730
2530
6340
2730
6332
2330
6354
2340
2310
6330
6320
6312
6310
6420
6315
6350
6352
6430
6400
6410
7410
6240
2410
6215
6220
7410
2345
2400
7000
2320
6230
6210
2730
6100
6140
6200
2730
6250
6230
2410

图35

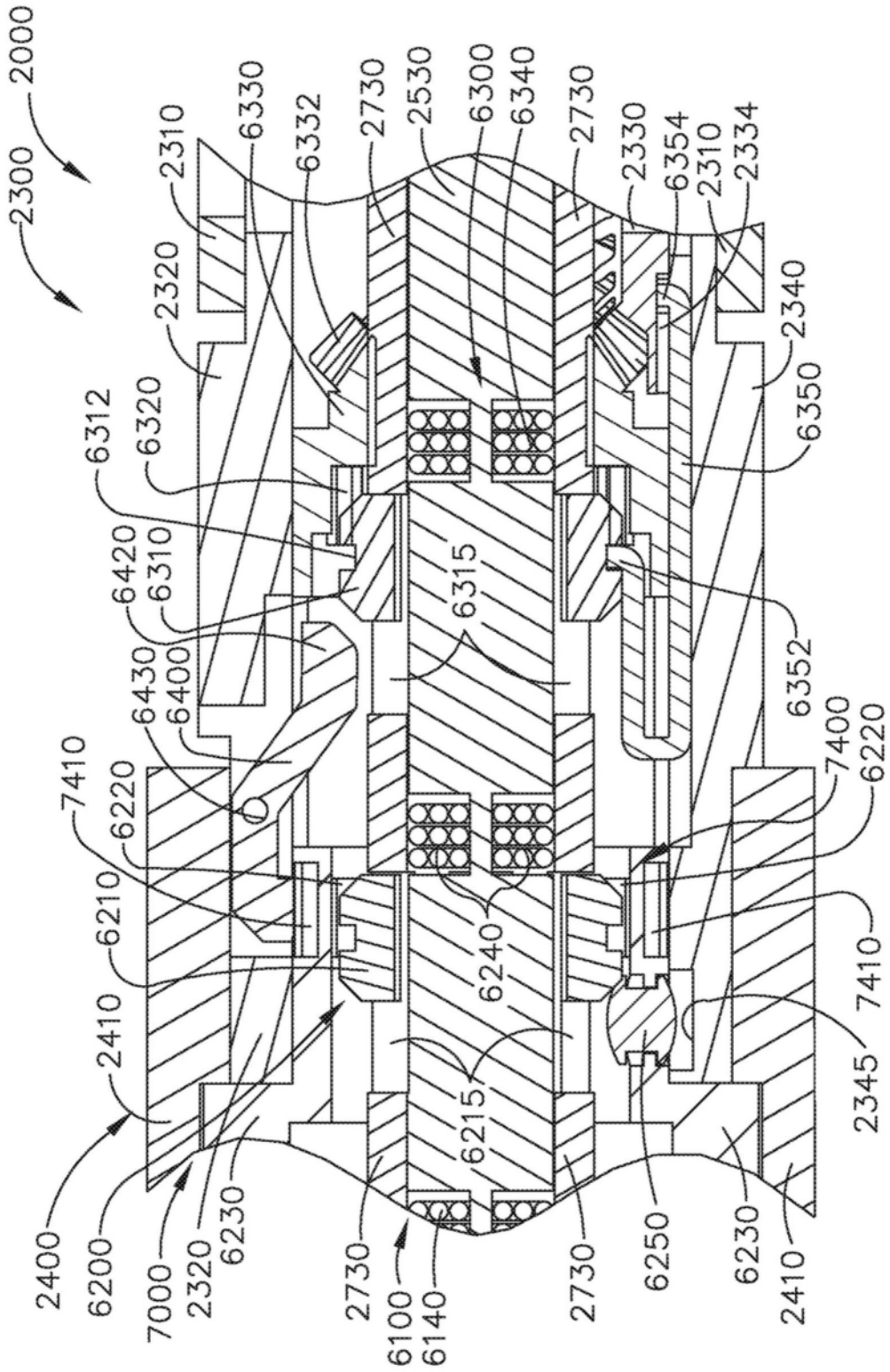

2000
2300
2310
6330
6332
2730
2530
6300
6340
2730
2330
6354
2310
2334
2320
2340
6312
6320
6350
6420
6310
6315
6430
6400
6352
7410
6220
7400
6220
6210
6240
2410
7410
2345
6215
2400
6200
7000
2320
6230
2730
6100
6140
2730
6250
6230
2410

图36

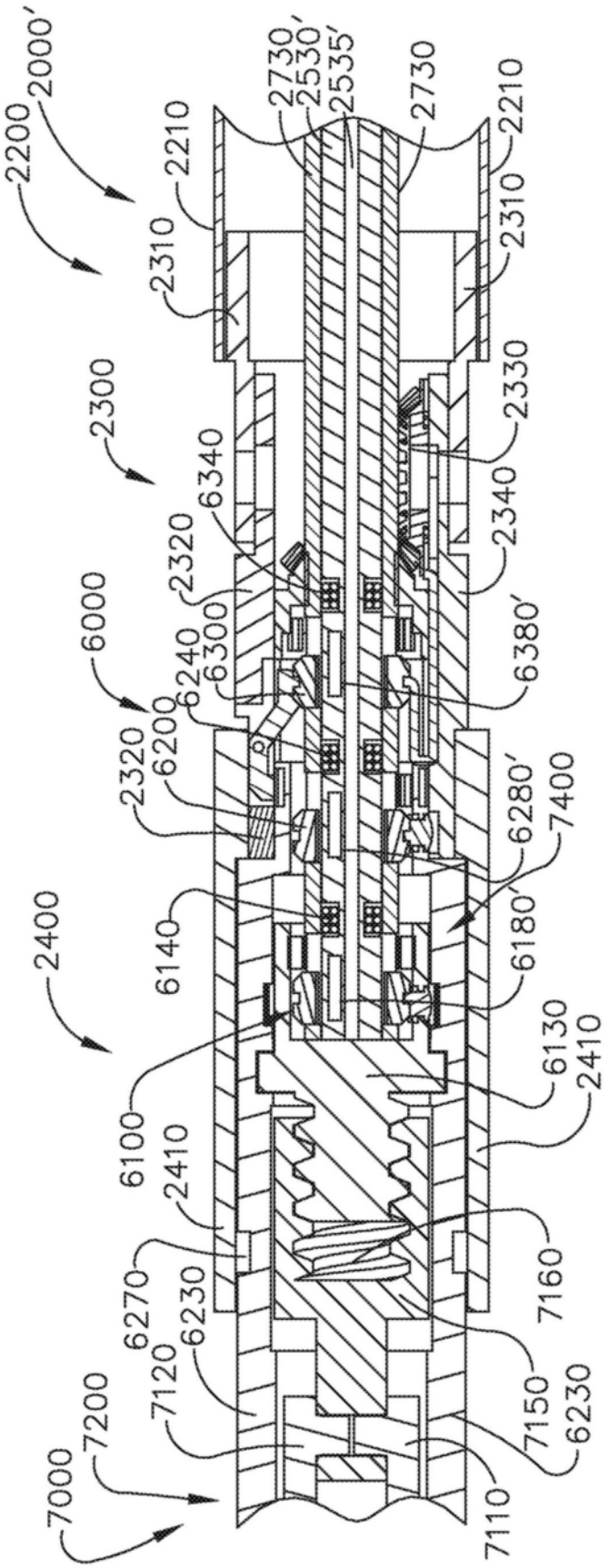

2000′
2200
2730′
2530′
2535′
2730
2210
2210
2310
2310
2300
2330
6340
2340
2320
6000
6380′
6240
6300
6200
2320
6280′
7400
2400
6140
6180′
6130
2410
6100
2410
6270
6230
7160
7120
7150
6230
7200
7000
7110

图37

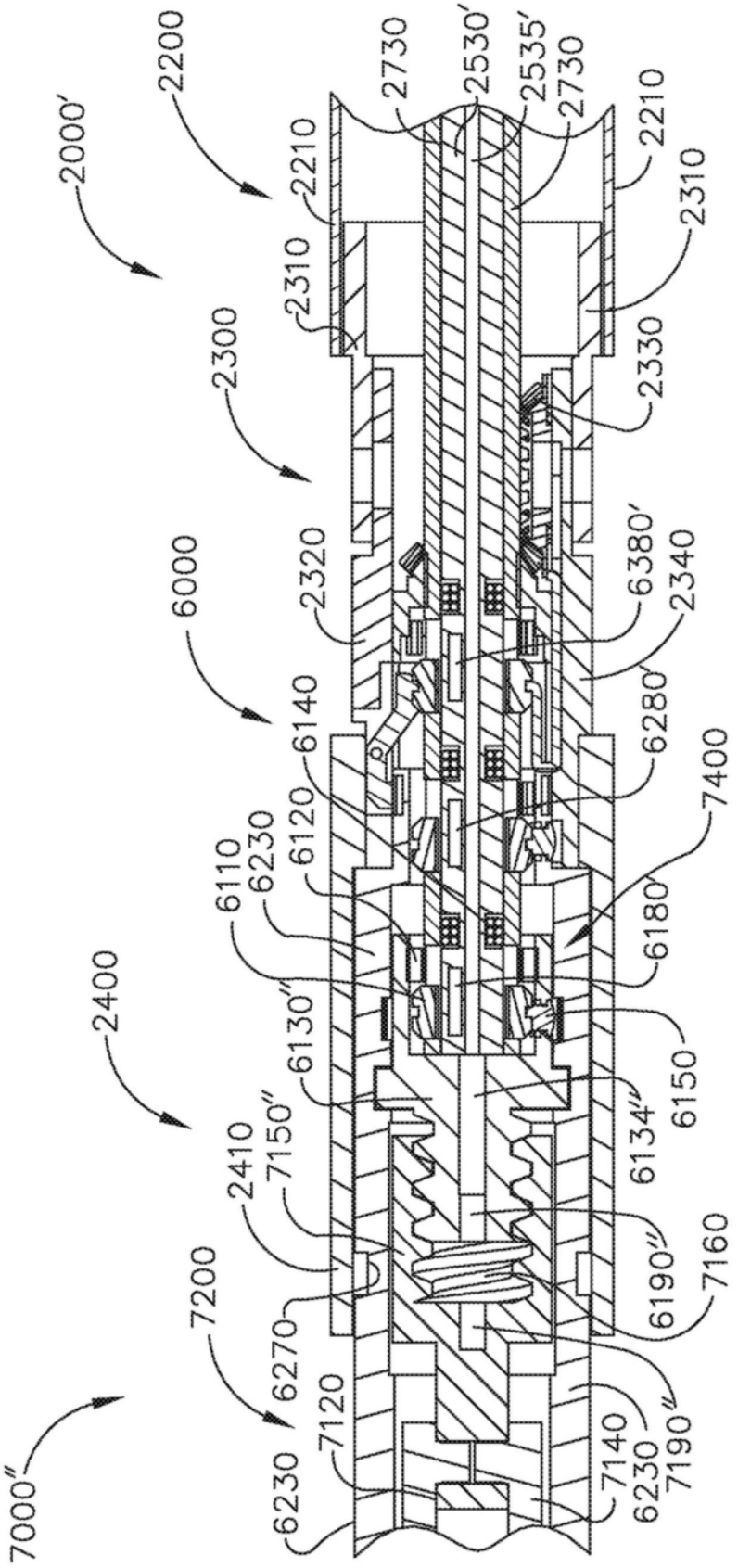

2000′
2200
2730
2530′
2535′
2730
2210
2210
2310
2310
2300
2330
6000
2320
6380′
2340
6140
6280′
7400
6120
6230
6110
6180
2400
6130″
6150
7150″
6134″
2410
7200
6190″
7160
6270
7120
7140
6230
7190″
7000″

图38

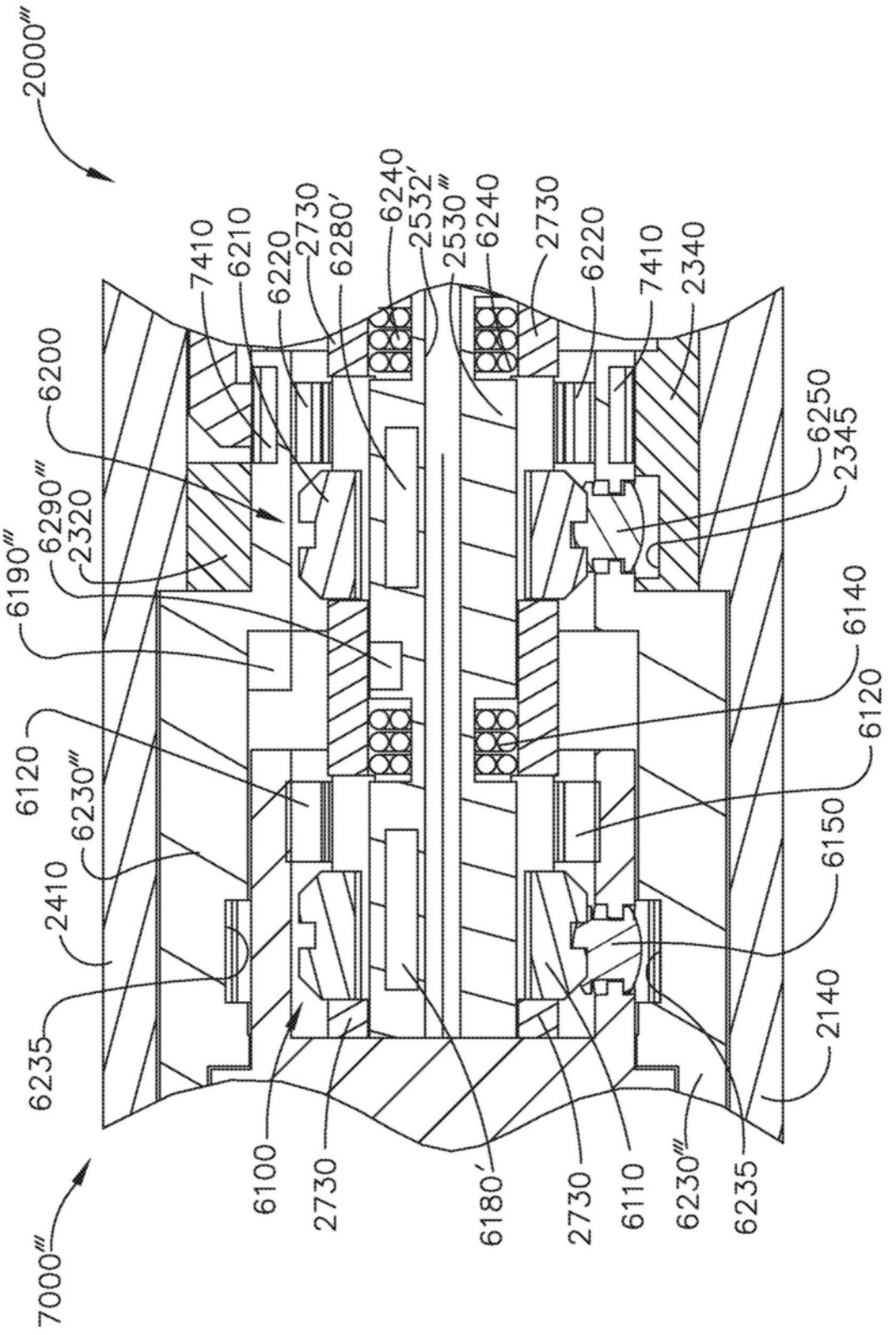

2000‴
7410
6210
6220
2730
6280′
6240
2532′
2530‴
6240
2730
6220
7410
2340
6200
6290‴
2320
6190‴
6120
6230‴
2410
6235
7000‴
6100
2730
6180′
2730
6110
6230‴
6235
6250
2345
6140
6120
6150
2140

图39

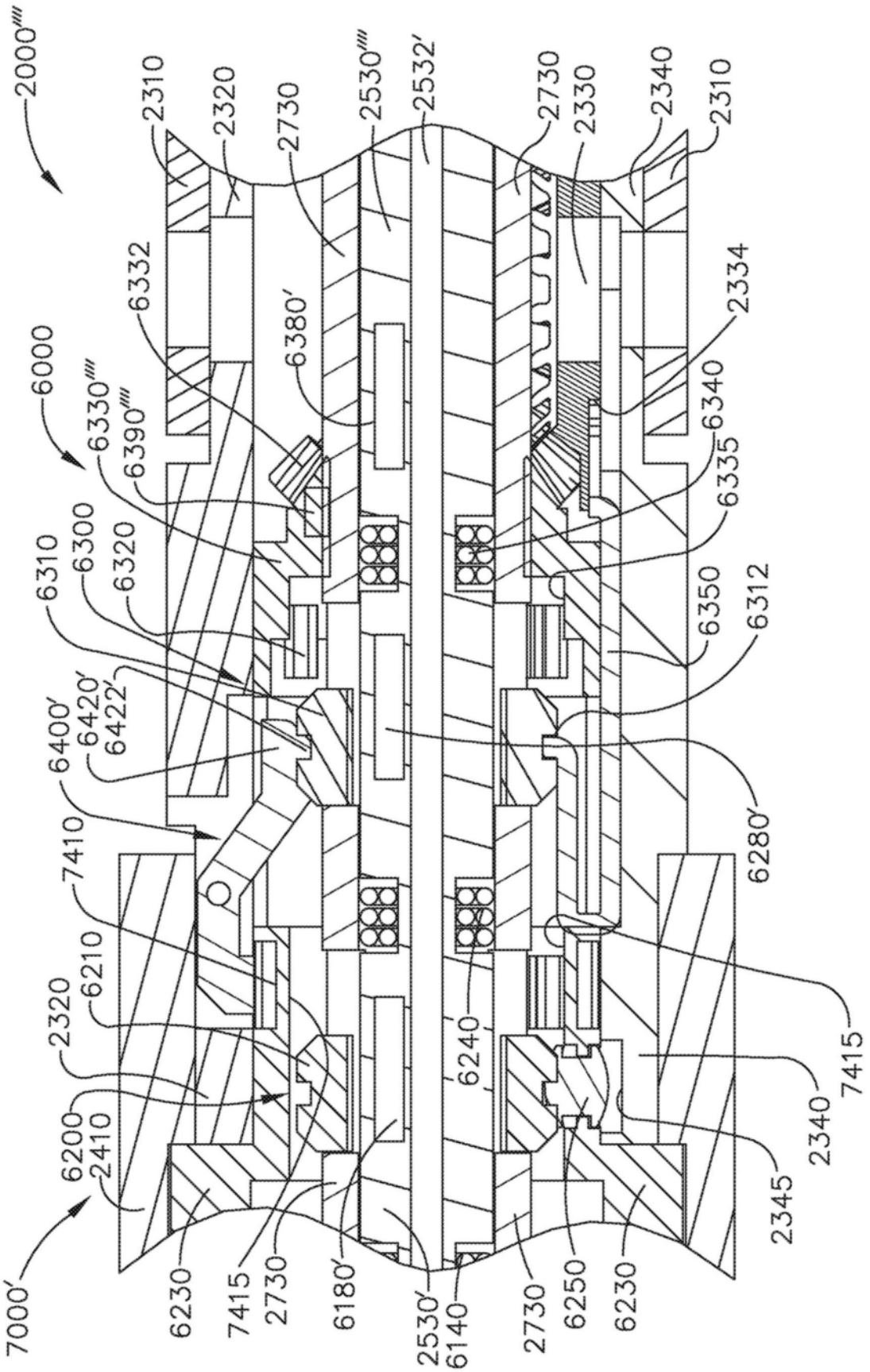

2000''''
2310
2320
2730
2530''''
2532'
2730
2330
2340
2310
6332
6380'
2334
6000
6330''''
6390''''
6340
6335
6300
6320
6310
6350
6312
6400'
6420'
6422'
7410
6280'
6210
2320
6240'
7415
6200
2410
2340
2345
7000'
6230
7415
2730
6180'
2530'
6140
2730
6250
6230

图40

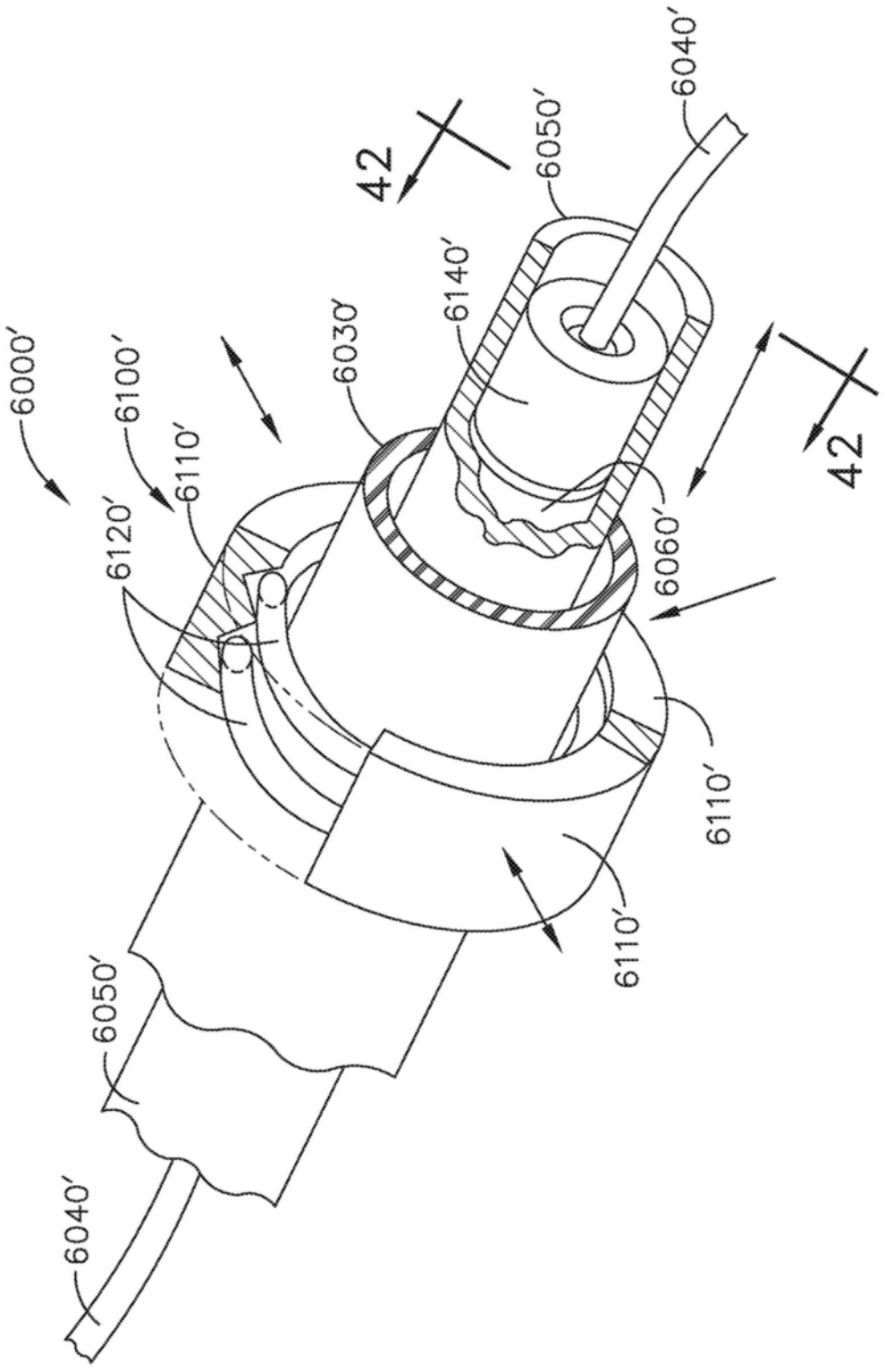

6040′
6050′
42
6140′
6030′
6000′
6100′
6110′
6120′
6060′
42
6110′
6110′
6050′
6040′

图41

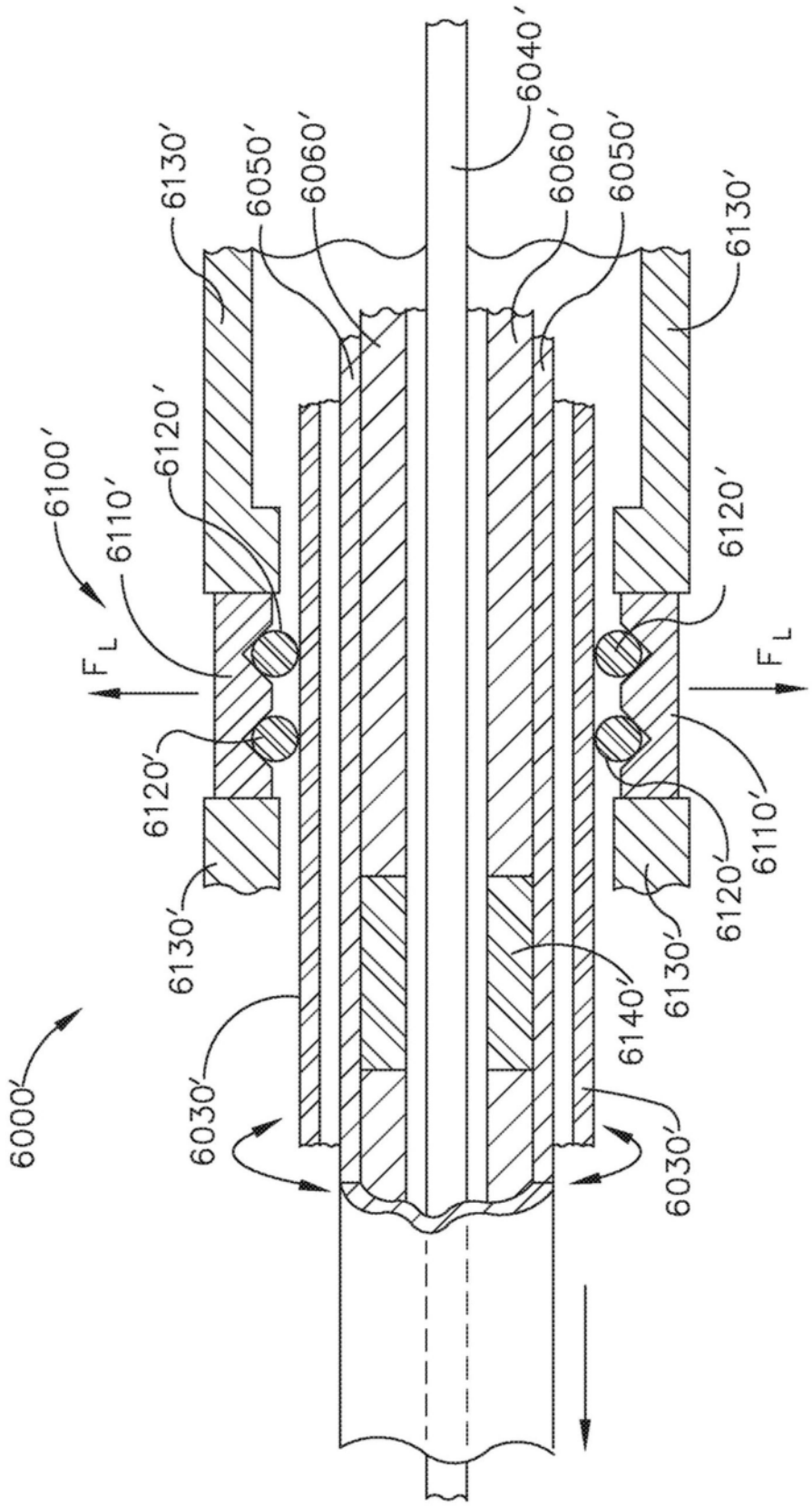

6040′
6130′
6050′
6060′
6060′
6050′
6130′
6120′
6100′
6110′
F L
F L
6120′
6120′
6110′
6130′
6120′
6130′
6140′
6030′
6030′
6000′

图42

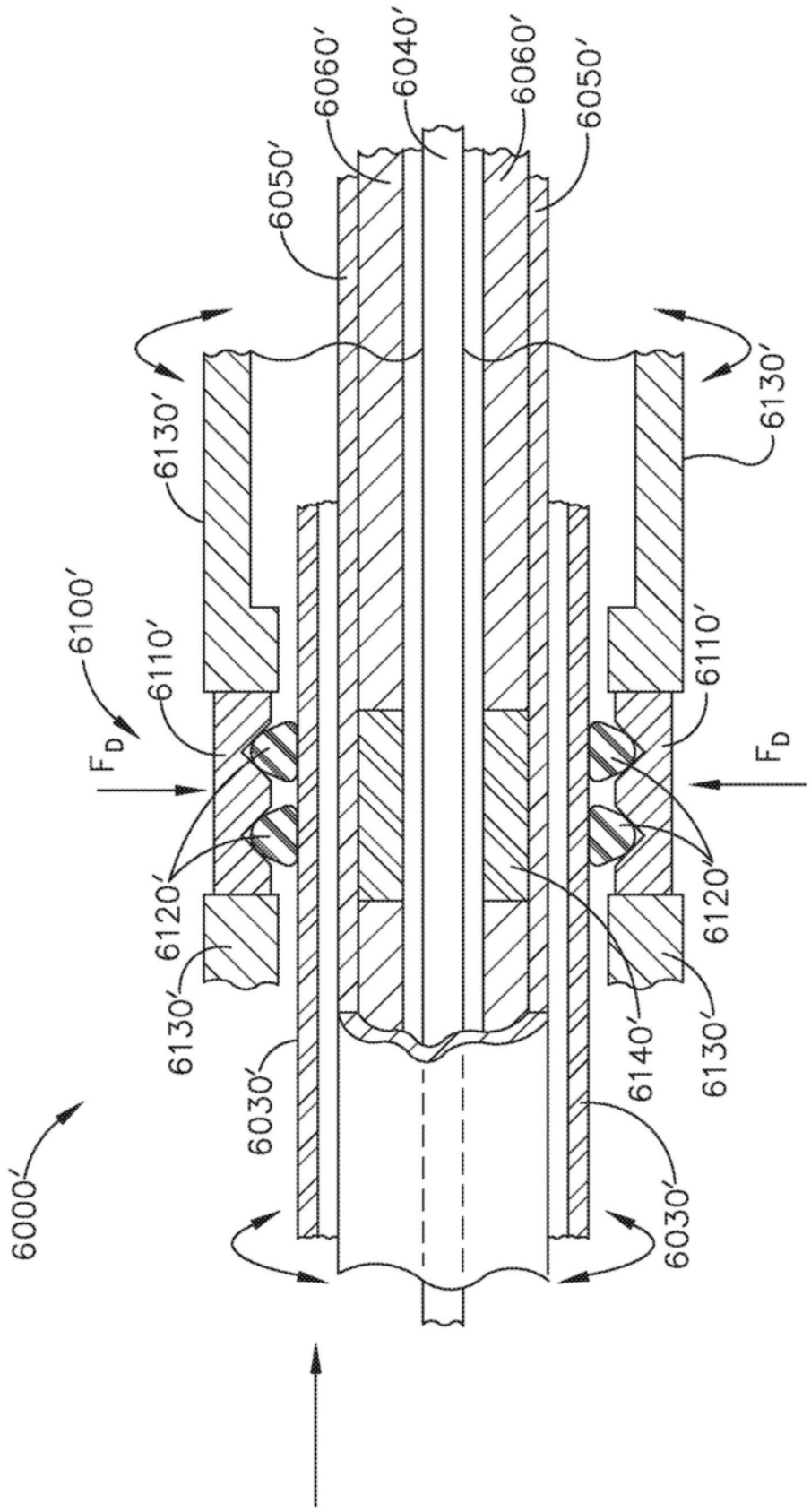

6060′
6040′
6060′
6050′
6050′
6130′
6130′
6100′
6110′
6110′
F_D
F_D
6120′
6120′
6130′
6130′
6140′
6030′
6030′
6000′

图43

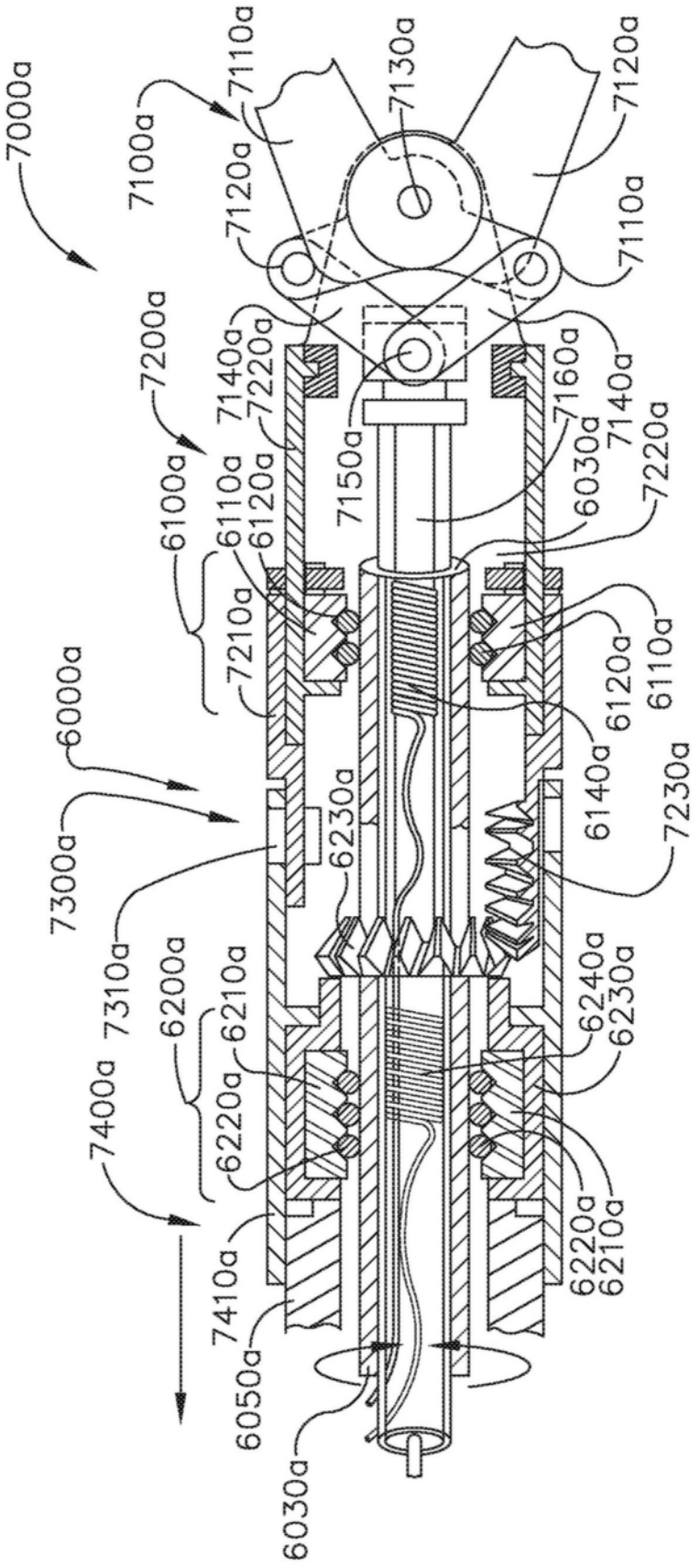

7000a
7100a
7110a
7130a
7120a
7120a
7110a
7200a
7140a
7220a
7160a
7140a
7220a
6100a
6110a
6120a
7150a
6030a
7210a
6120a
6110a
6000a
6140a
7230a
7300a
6230a
7310a
6200a
6210a
6240a
6230a
7400a
6220a
6220a
6210a
7410a
6050a
6030a

图44

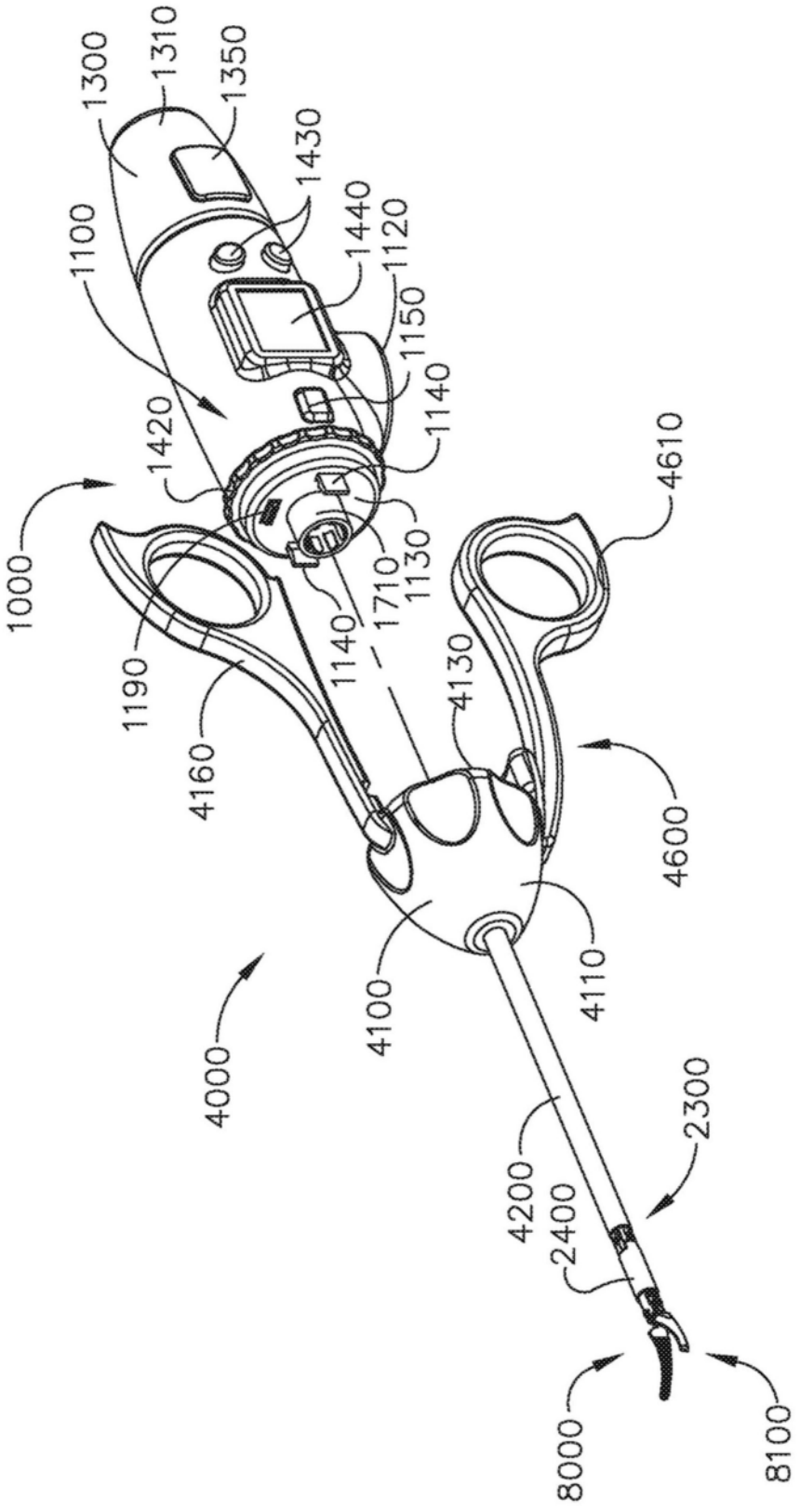

1300
1310
1350
1430
1440
1120
1100
1150
1140
1420
1000
1130
1710
1140
1190
4160
4130
4610
4600
4100
4110
4000
2300
4200
2400
8000
8100

图45

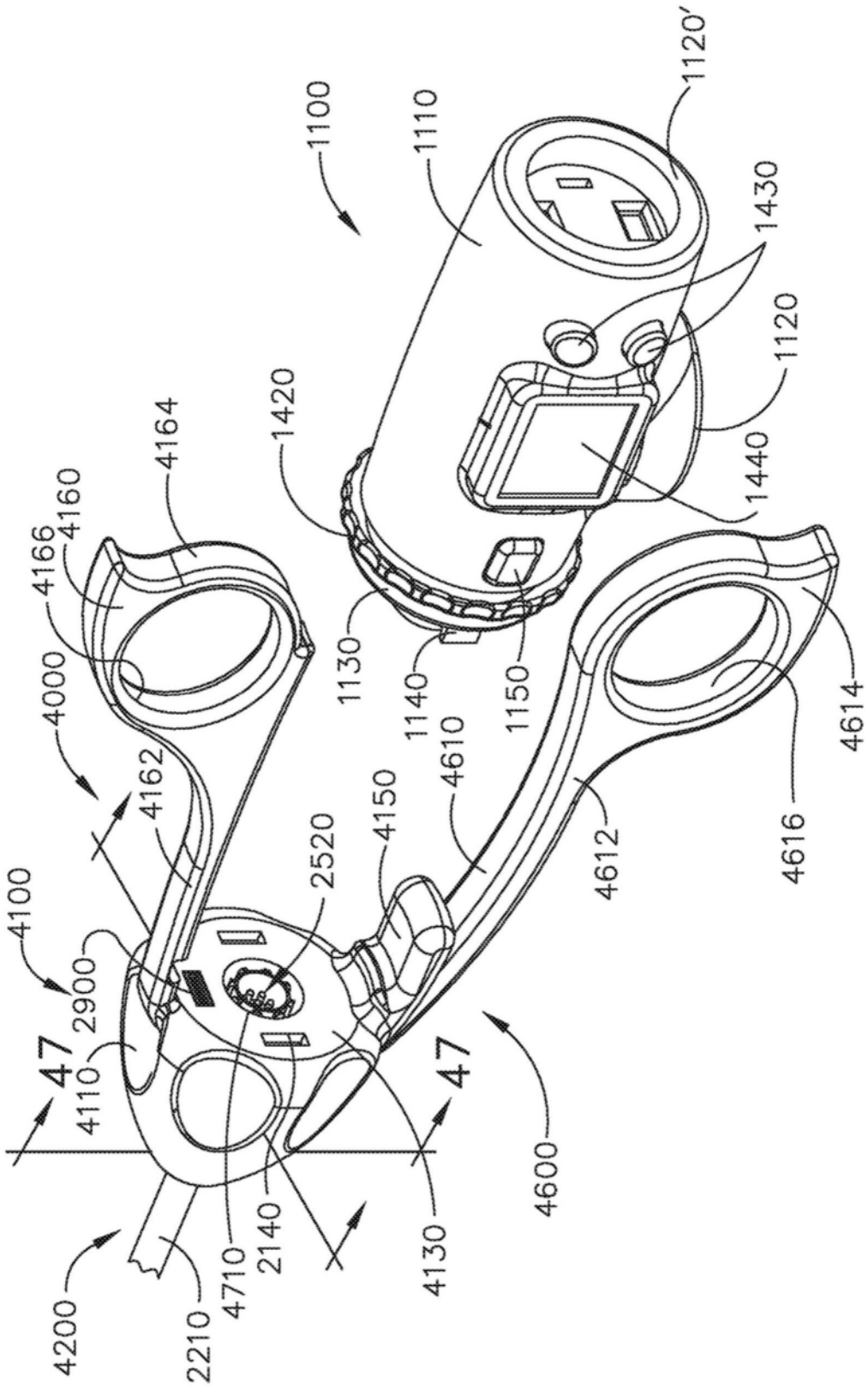

1120'
1100
1110
1430
1120
1420
1440
4164
4160
4166
4000
1130
1140
1150
4610
4614
4162
4150
4612
4616
2520
4100
2900
47
4110
47
4600
4130
2140
4710
2210
4200

图46

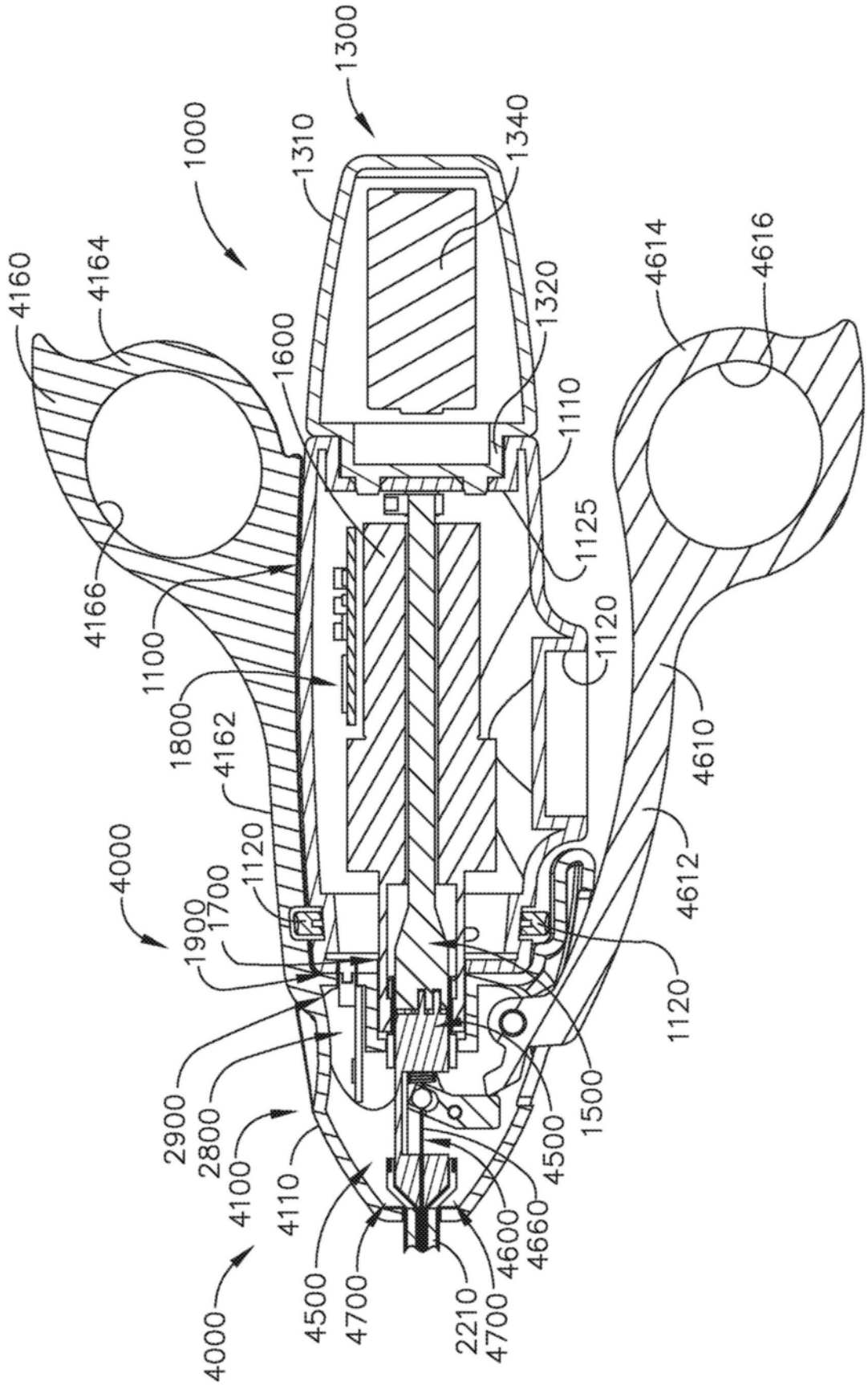

1300
1000
1310
1340
4160
4164
1600
1320
4614
4616
1110
1125
4166
1100
1120
1800
4162
4610
4000
1120
1700
1900
4612
1120
2900
2800
4100
4110
1500
4500
4660
4600
4500
4700
2210
4700
4000

图47

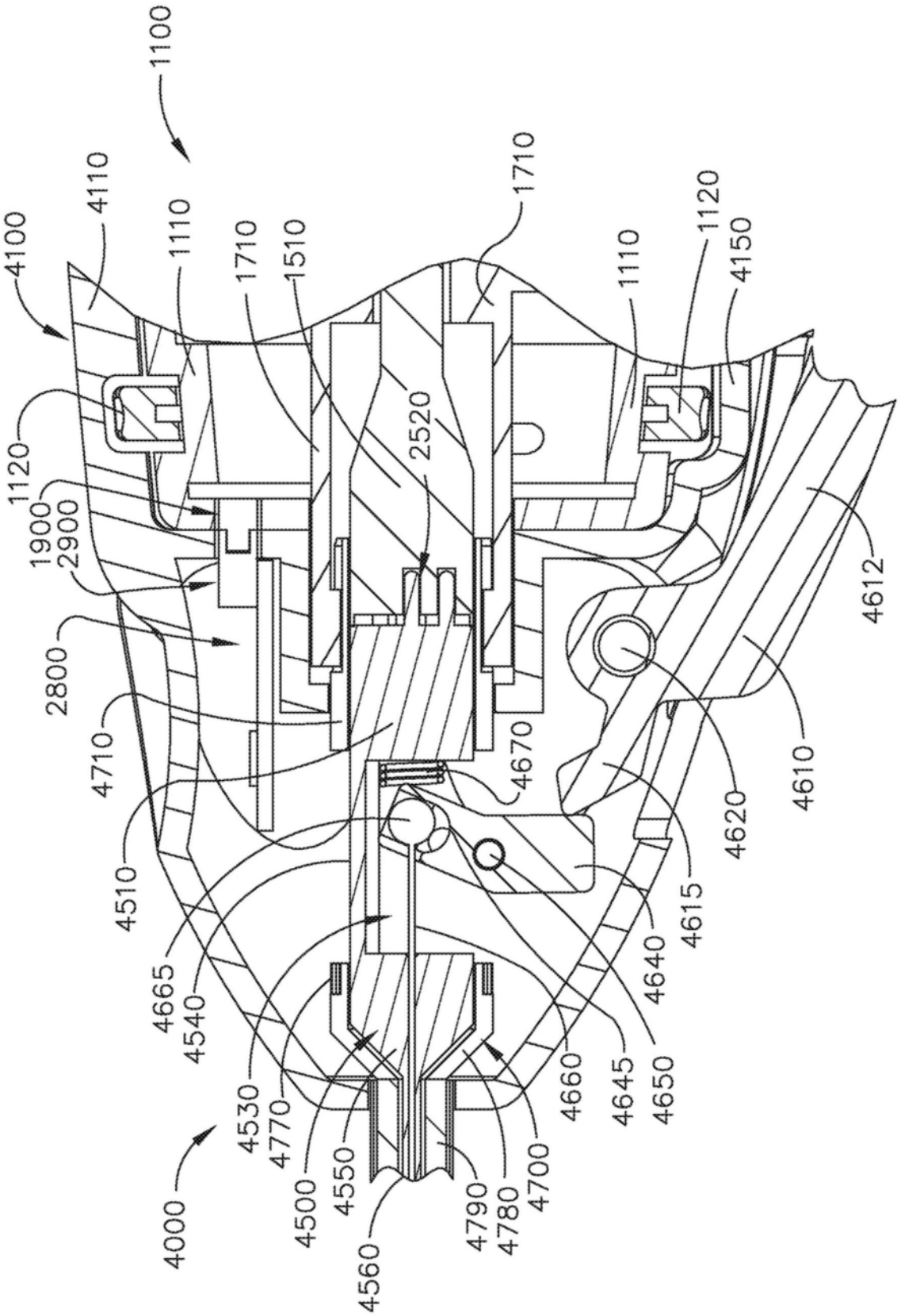

1100
4110
4100
1110
1710
1510
1710
1110
1120
4150
1120
1900
2900
2520
4612
2800
4710
4670
4610
4620
4510
4615
4665
4640
4540
4645
4650
4660
4530
4770
4700
4550
4500
4790
4780
4560
4000

图48

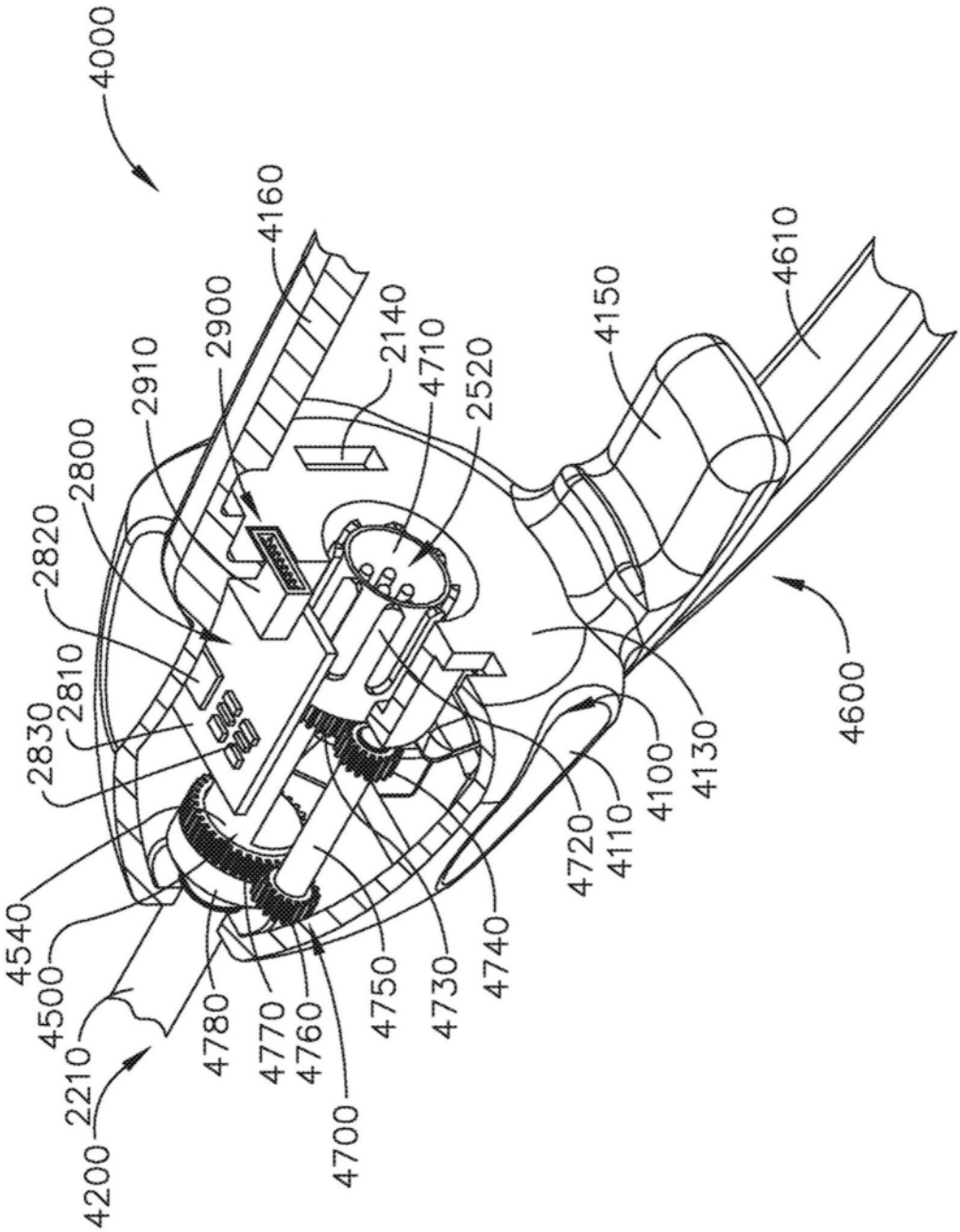

4000
4160
2900
2910
2800
2820
2810
2830
2140
4710
2520
4150
4610
4600
4130
4100
4110
4720
4740
4730
4750
4760
4770
4780
4700
4200
2210
4500
4540

图49

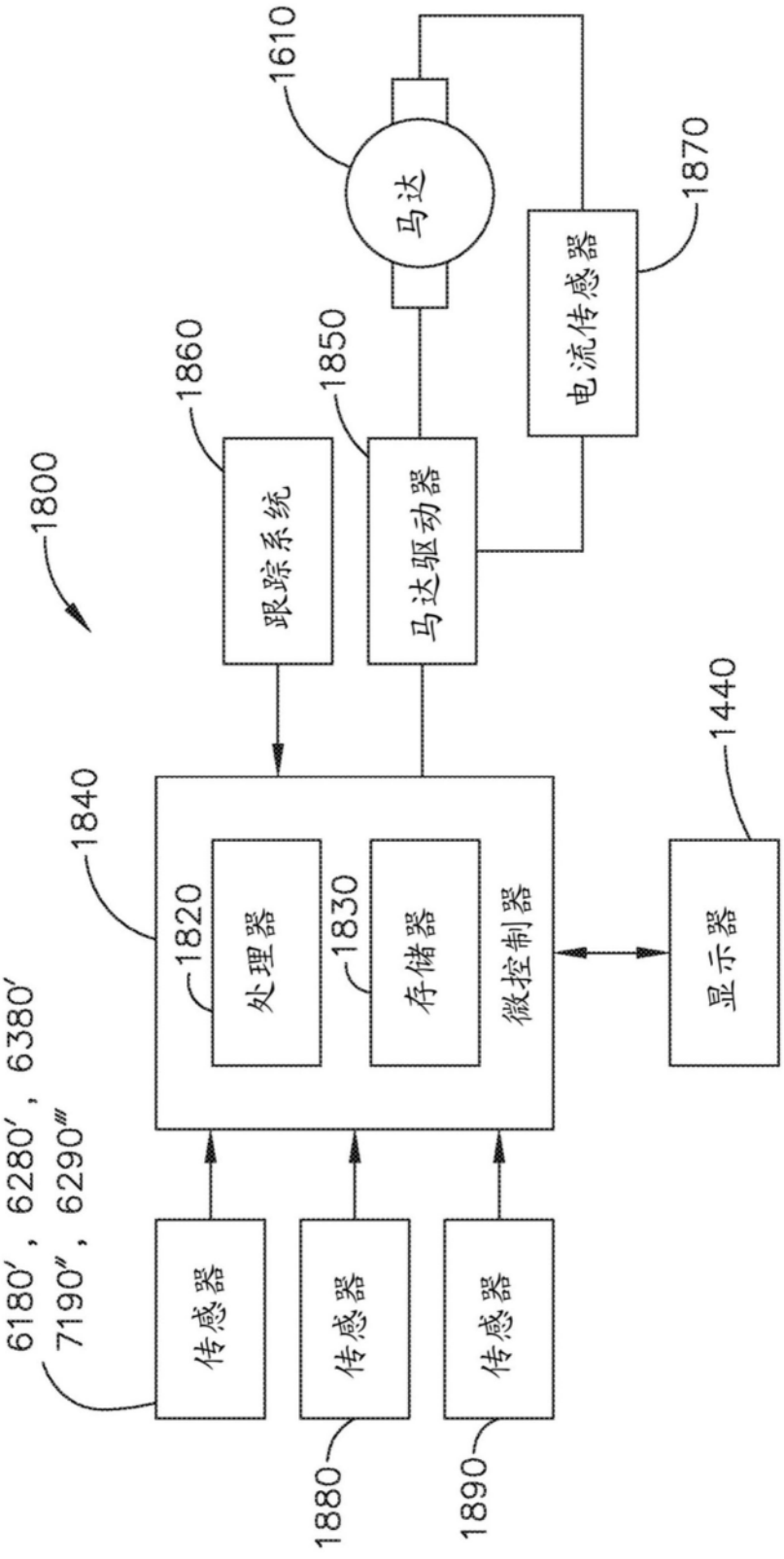

1610
马达
1870
电流传感器
1860
1850
跟踪系统
马达驱动器
1800
1440
1840
1820
处理器
1830
存储器
微控制器
显示器
6180′, 6280′, 6380′
7190″, 6290‴
传感器
传感器
传感器
1880
1890

图50

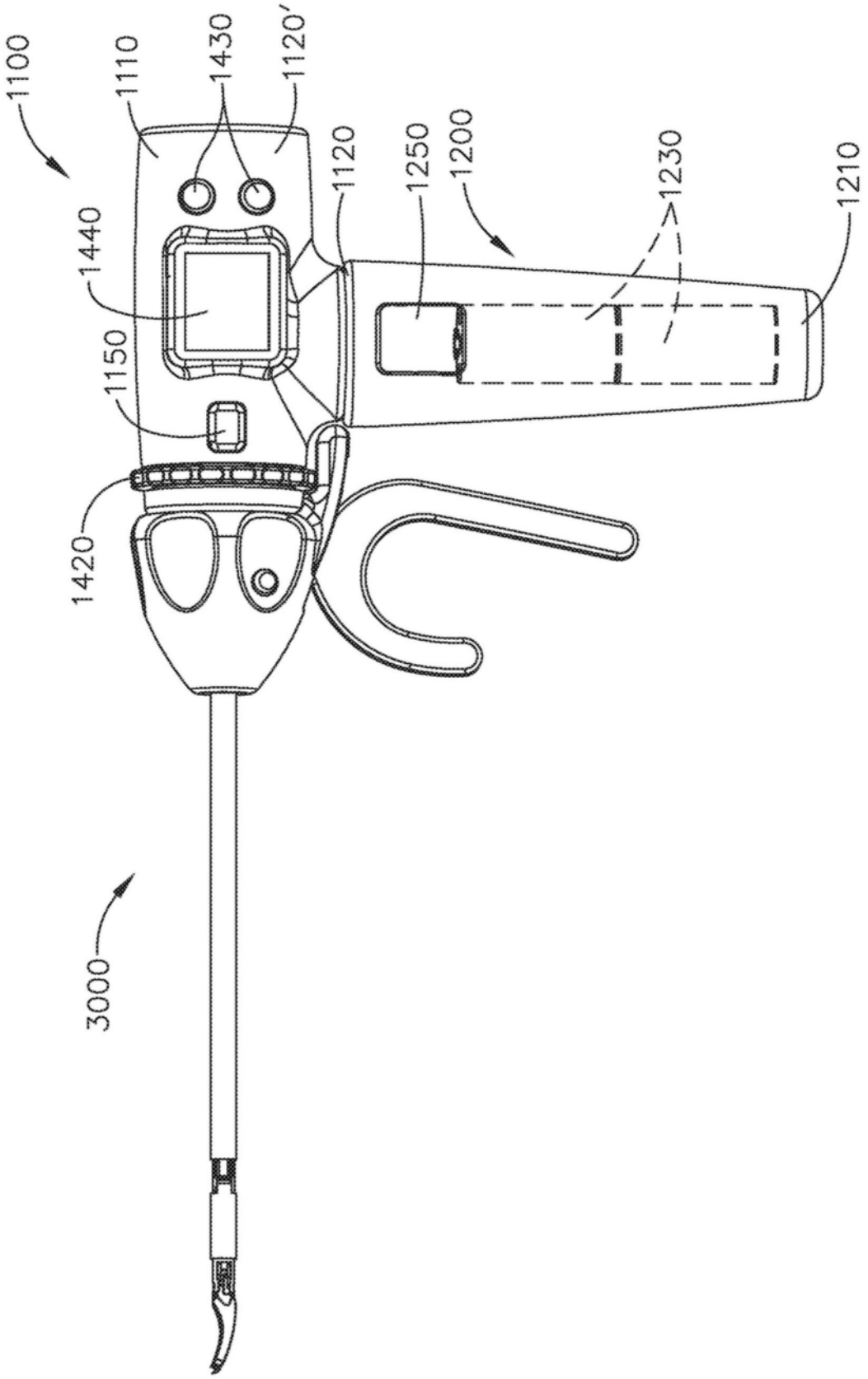

1100
1110
1430
1120'
1120
1250
1200
1230
1210
1440
1150
1420
3000

图51

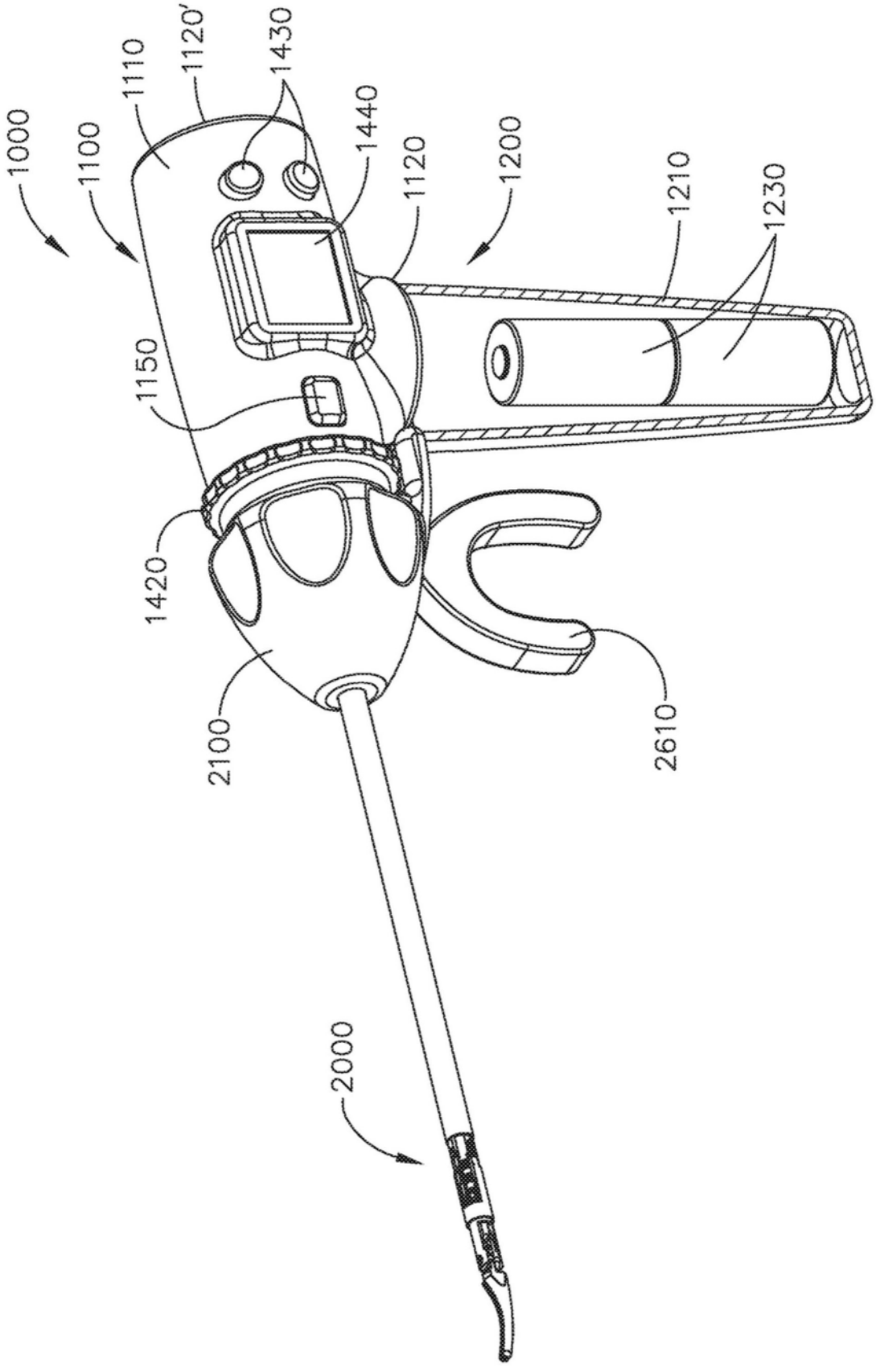

1000
1100
1110
1120'
1430
1440
1120
1200
1210
1230
1150
1420
2100
2610
2000

图52

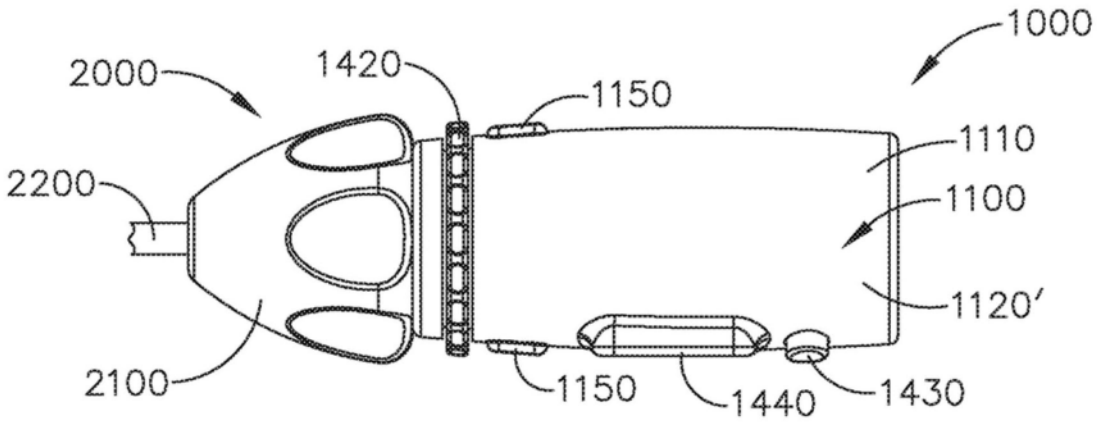

1000
2000
1420
1150
1110
2200
1100
1120′
2100
1150
1440
1430

图53

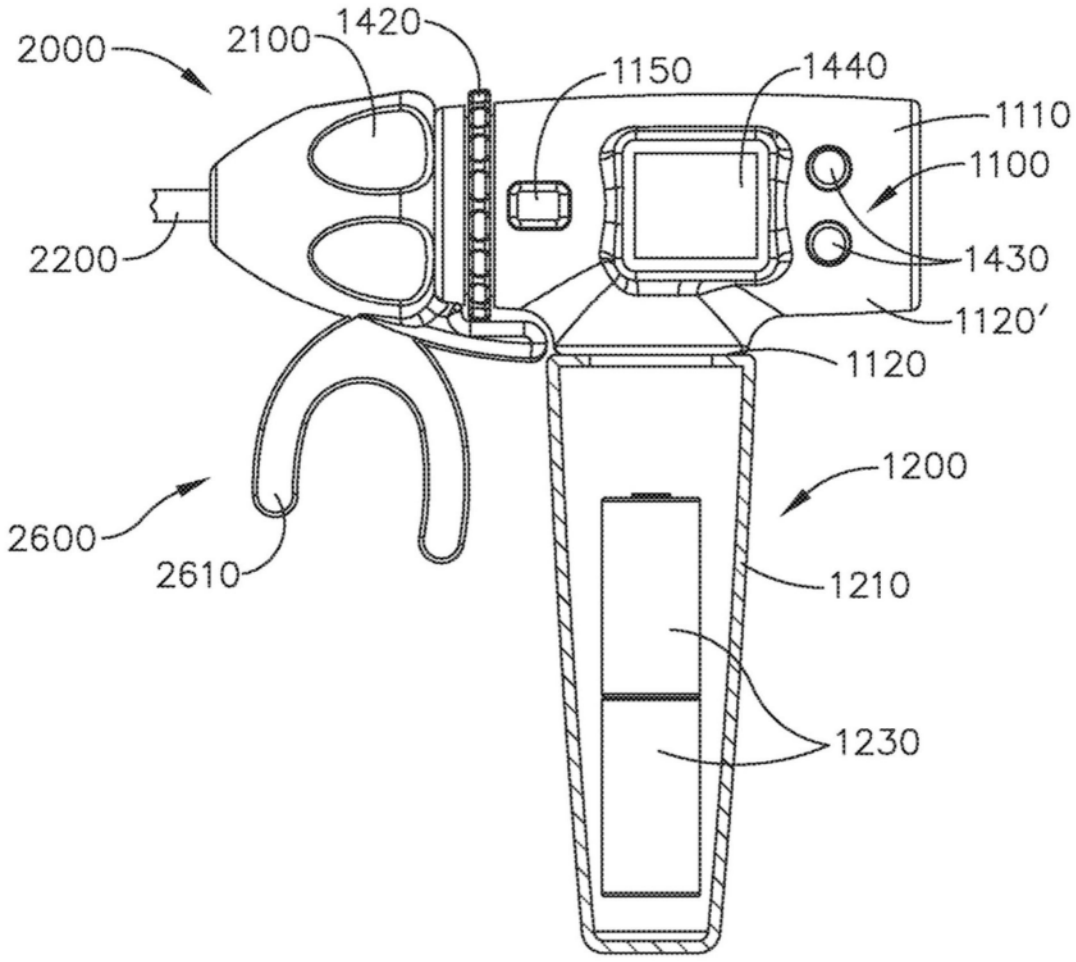

2000
2100
1420
1150
1440
1110
1100
2200
1430
1120′
1120
1200
2600
2610
1210
1230

图54

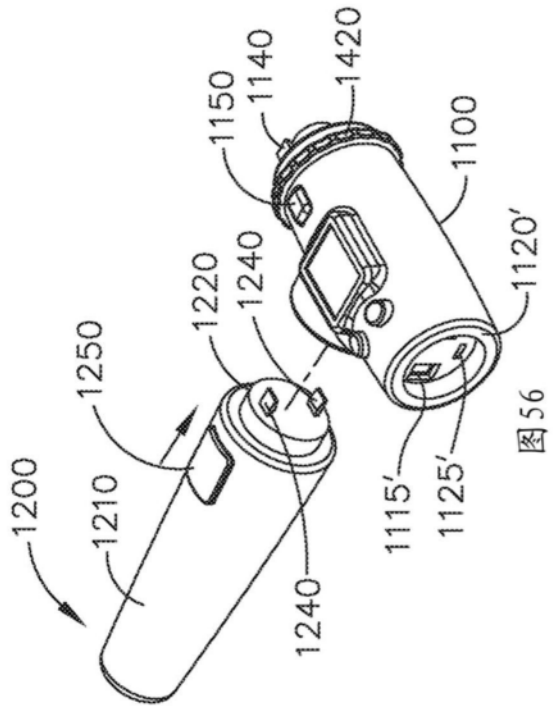


图56

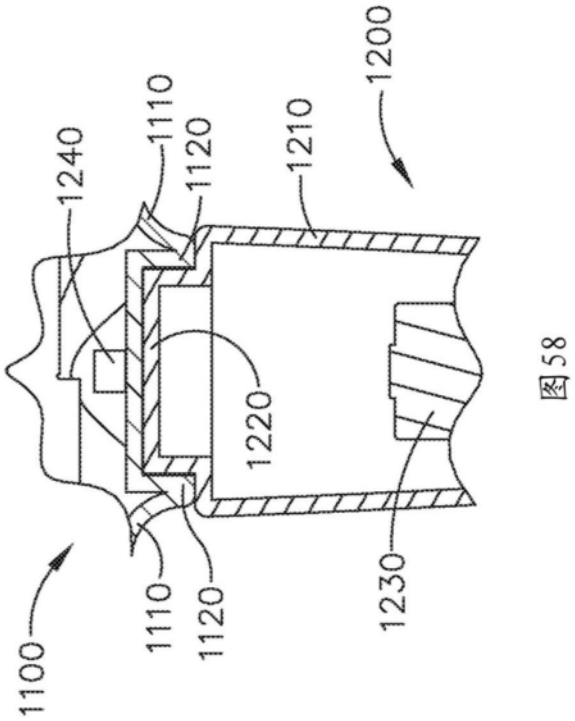


图58

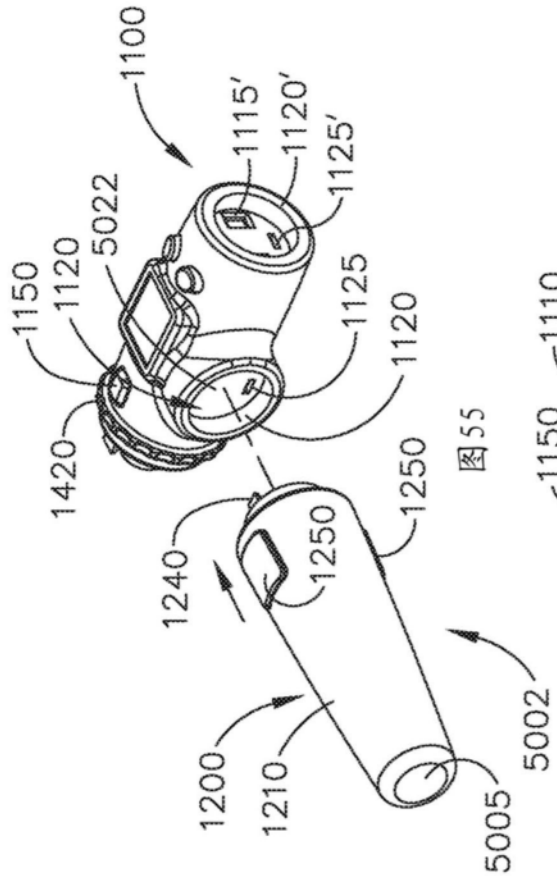


图55

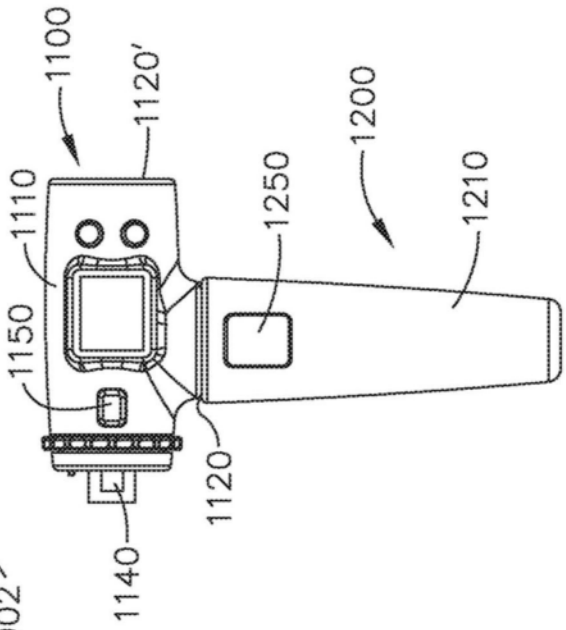


图57

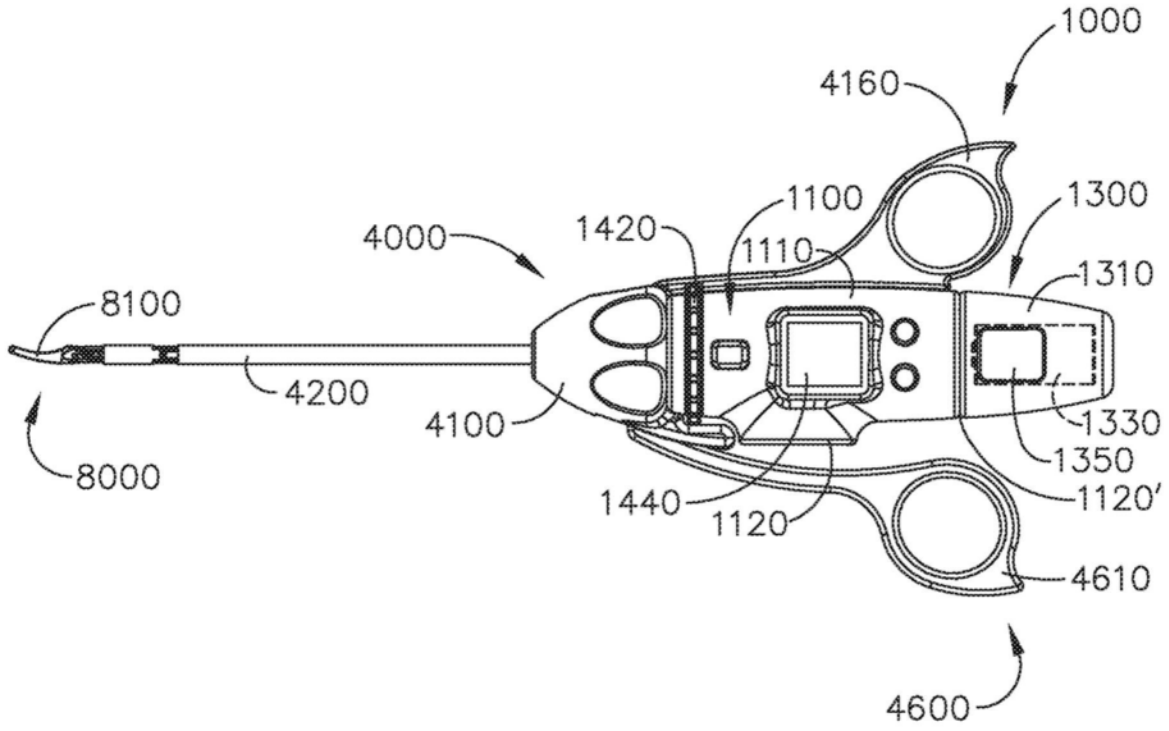

1000
4160
1100
1300
4000
1420
1110
1310
8100
4200
4100
1330
1350
8000
1440
1120
1120′
4610
4600

图59

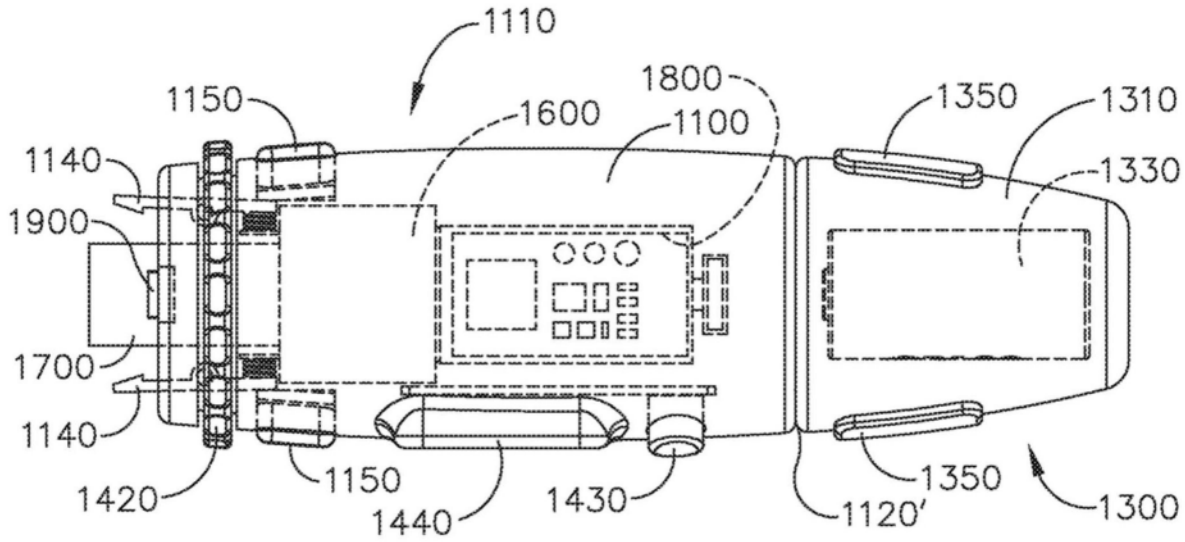

1110
1800
1150
1600
1100
1350
1310
1140
1330
1900
1700
1140
1420
1150
1440
1430
1120′
1350
1300

图60

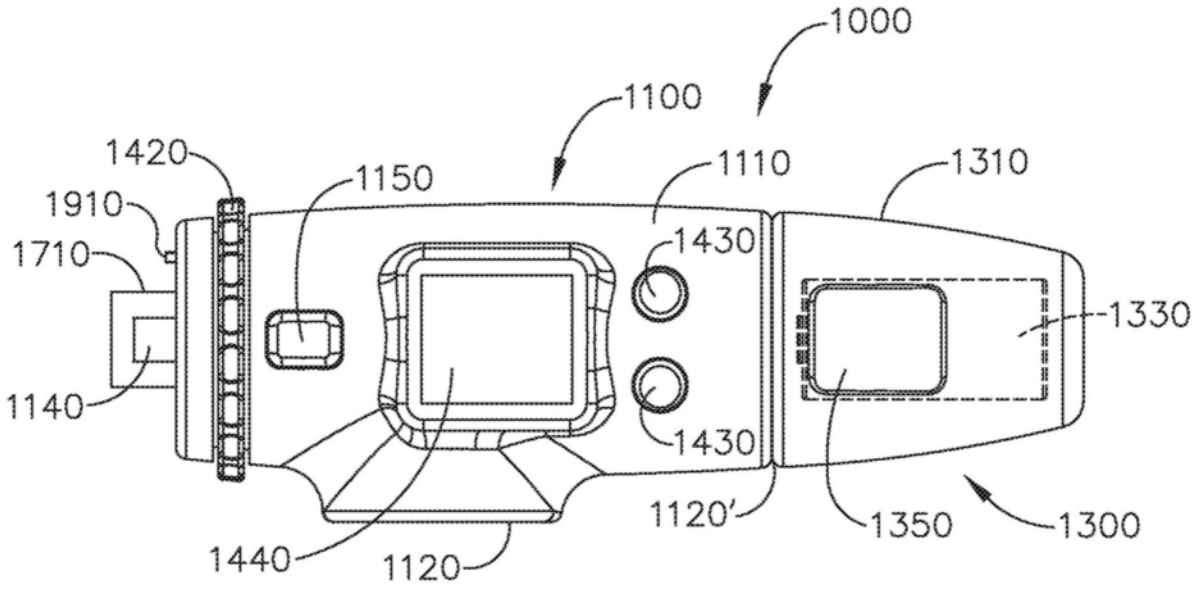

1000
1100
1420
1150
1910
1110
1310
1710
1430
1330
1140
1430
1120'
1350
1300
1440
1120

图61

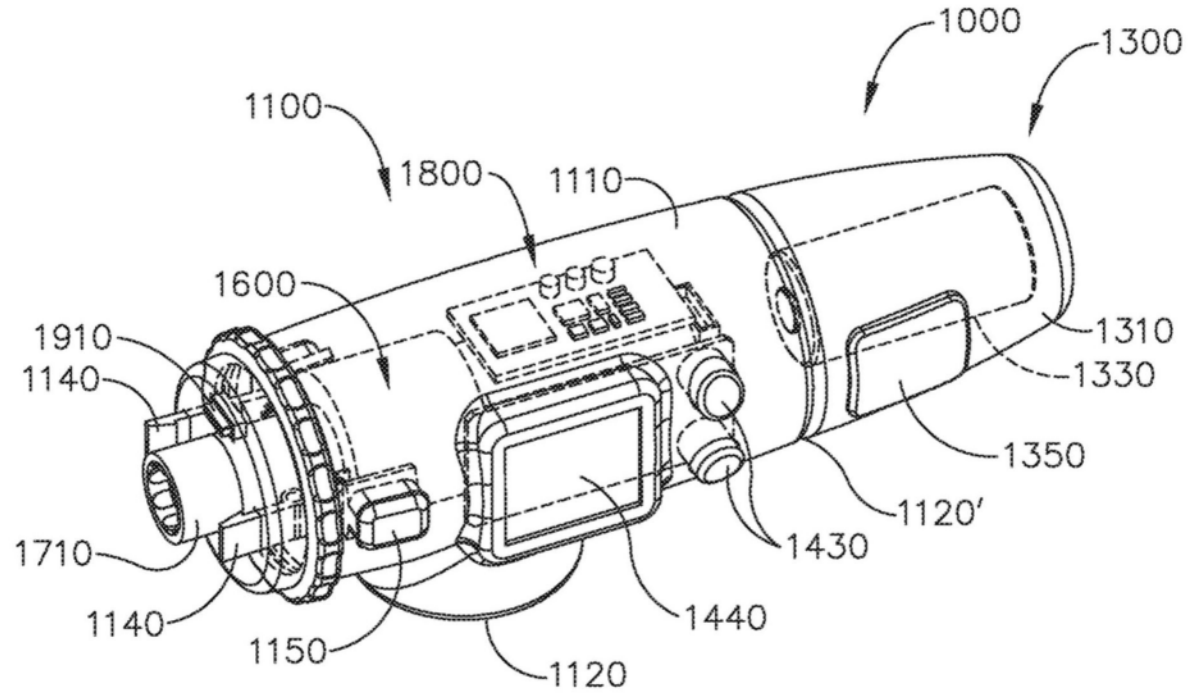

1000
1300
1100
1800
1110
1600
1910
1310
1140
1330
1350
1120'
1710
1430
1140
1440
1150
1120

图62

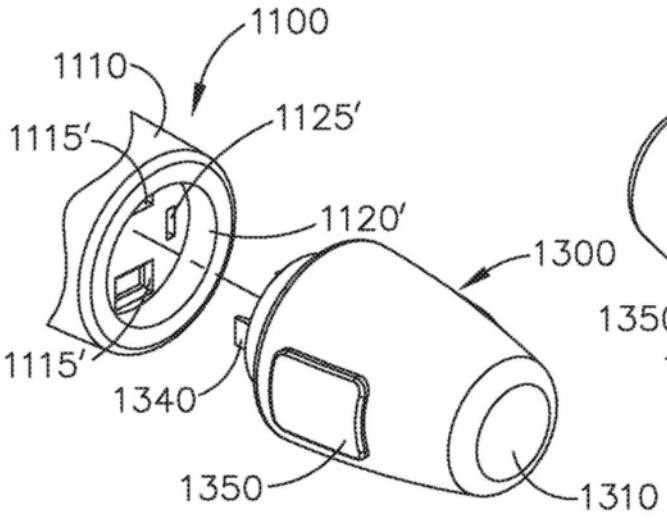

1100
1110
1115′
1125′
1120′
1300
1115′
1340
1350
1310

图63

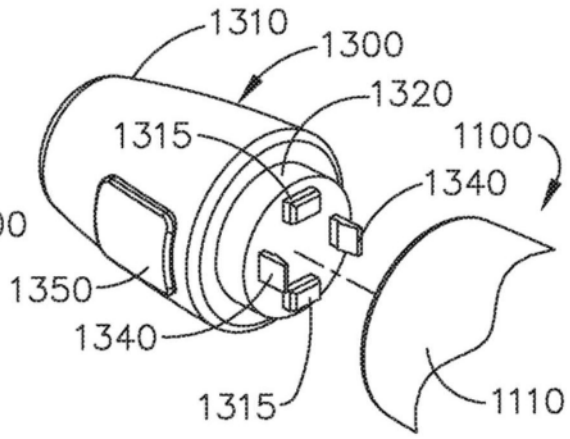

1310
1300
1320
1315
1100
1340
1350
1340
1315
1110

图64

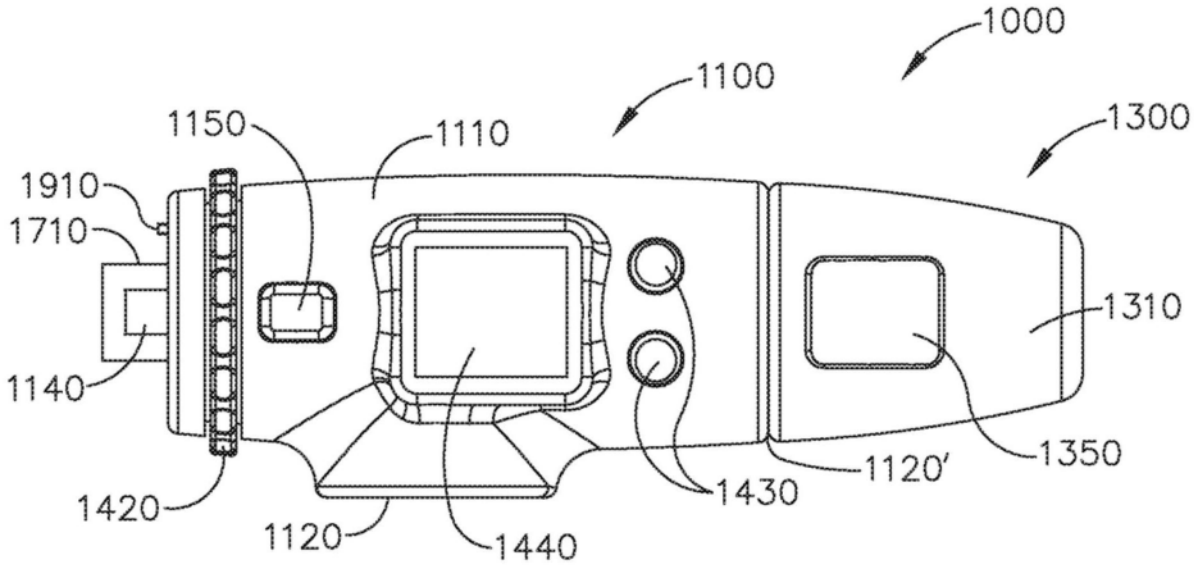

1000
1100
1150
1110
1300
1910
1710
1310
1140
1350
1120′
1430
1420
1120
1440

图65

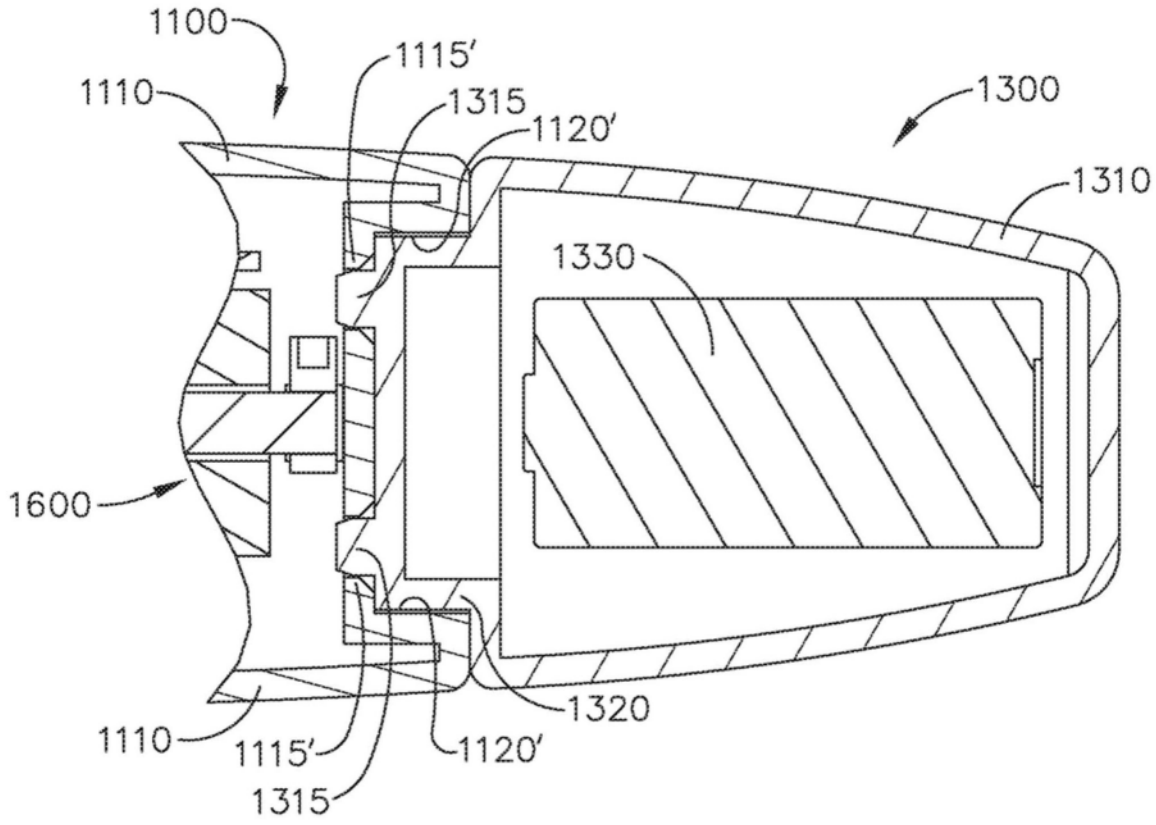

1100
1115′
1110
1315
1120′
1300
1310
1330
1600
1320
1110
1115′
1120′
1315

图66

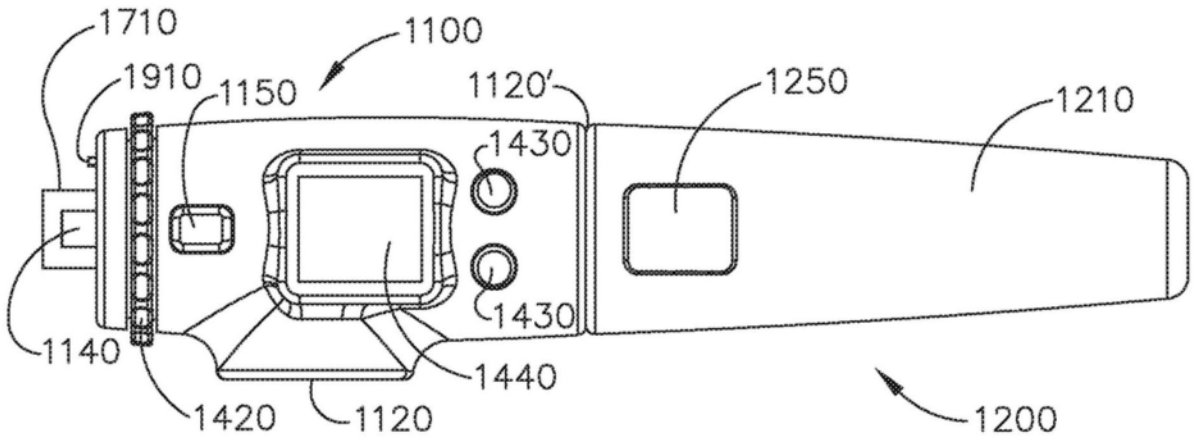

1710
1100
1910
1150
1120′
1250
1210
1430
1430
1140
1440
1420
1120
1200

图67

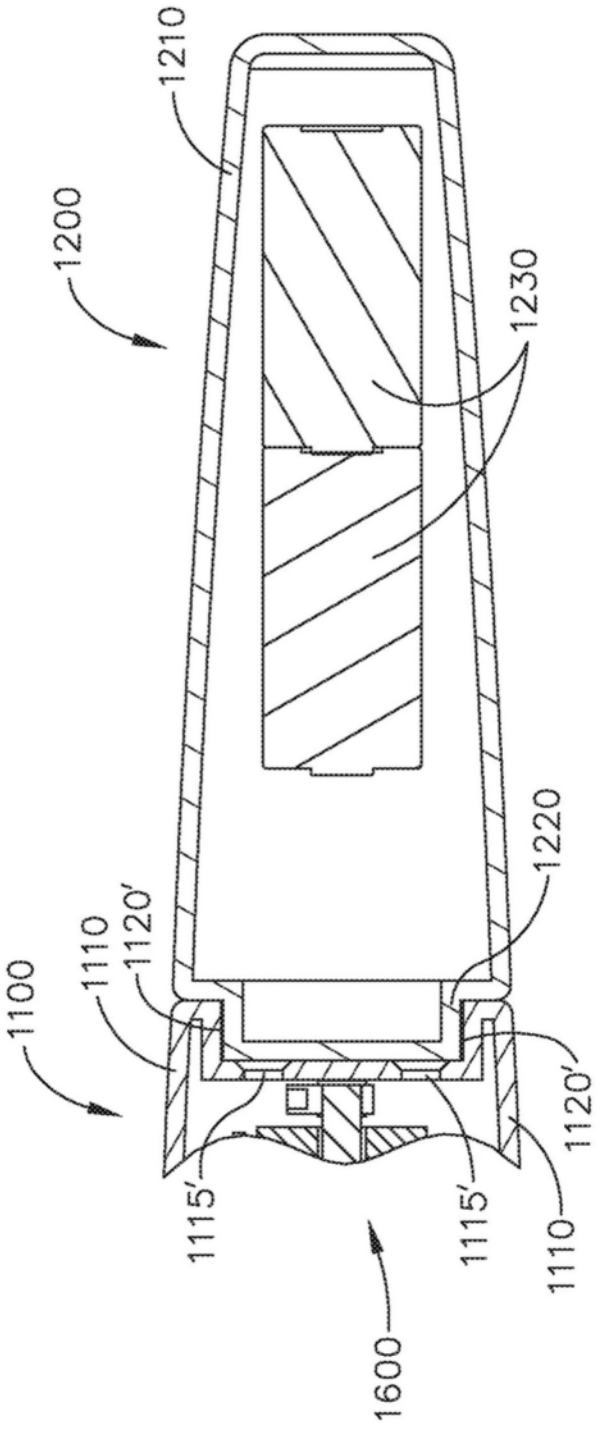


图68

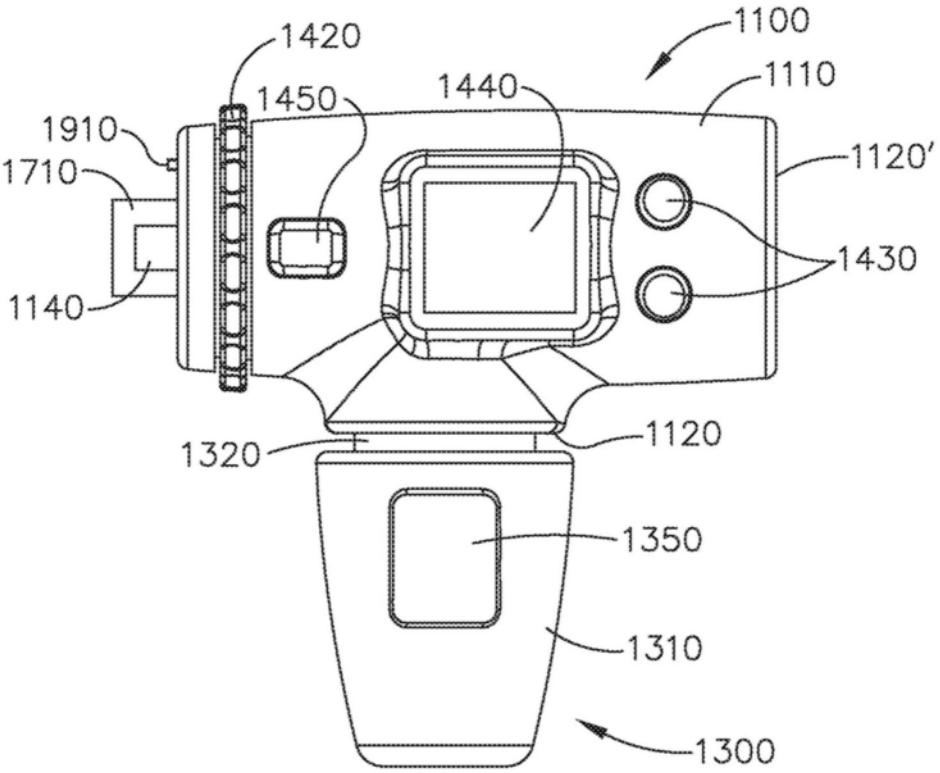

1420
1100
1450
1440
1110
1910
1120'
1710
1430
1140
1320
1120
1350
1310
1300

图69

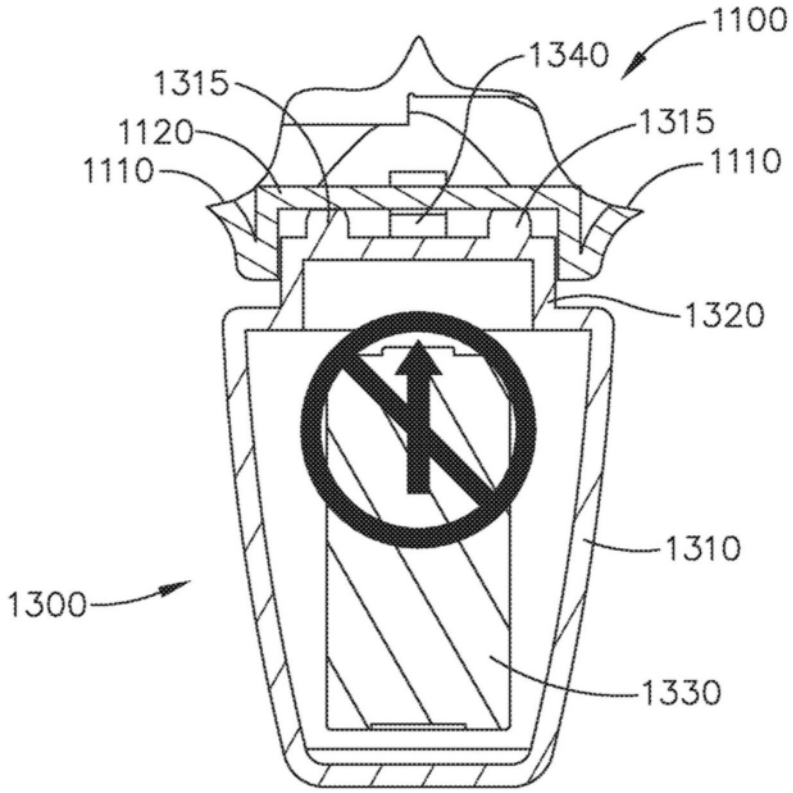

1100
1340
1315
1315
1120
1110
1110
1320
1310
1300
1330

图70

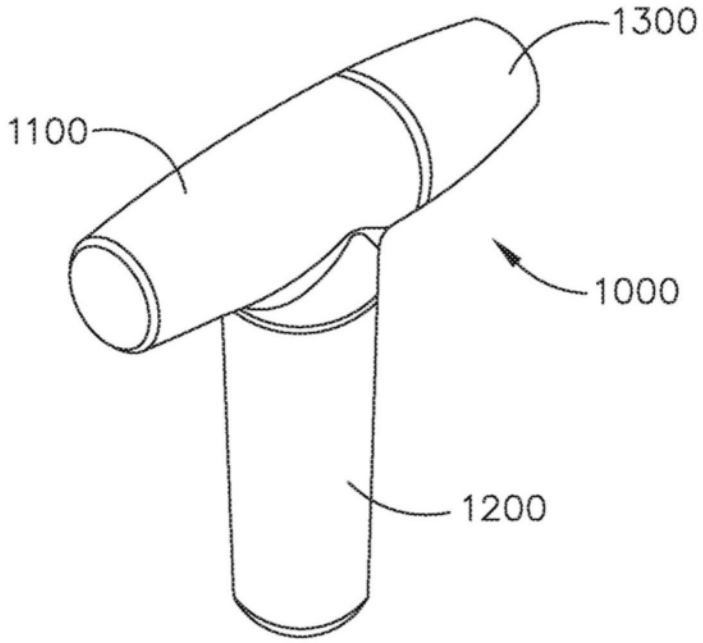

1300
1100
1000
1200

图71

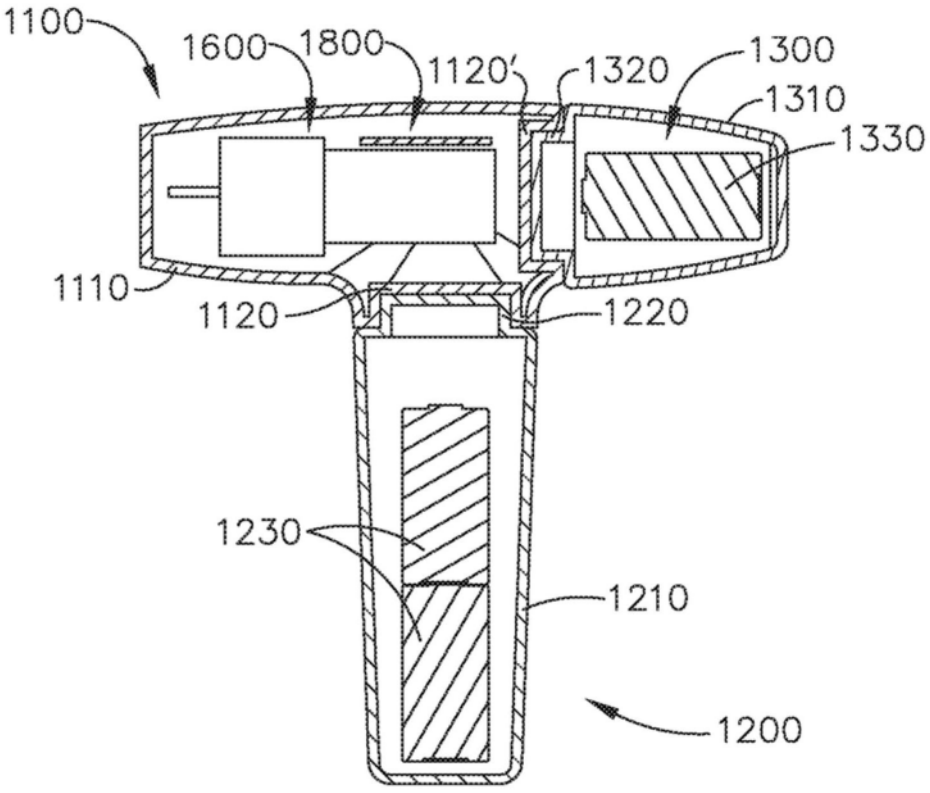

1100
1600
1800
1120'
1320
1300
1310
1330
1110
1120
1220
1230
1210
1200

图72

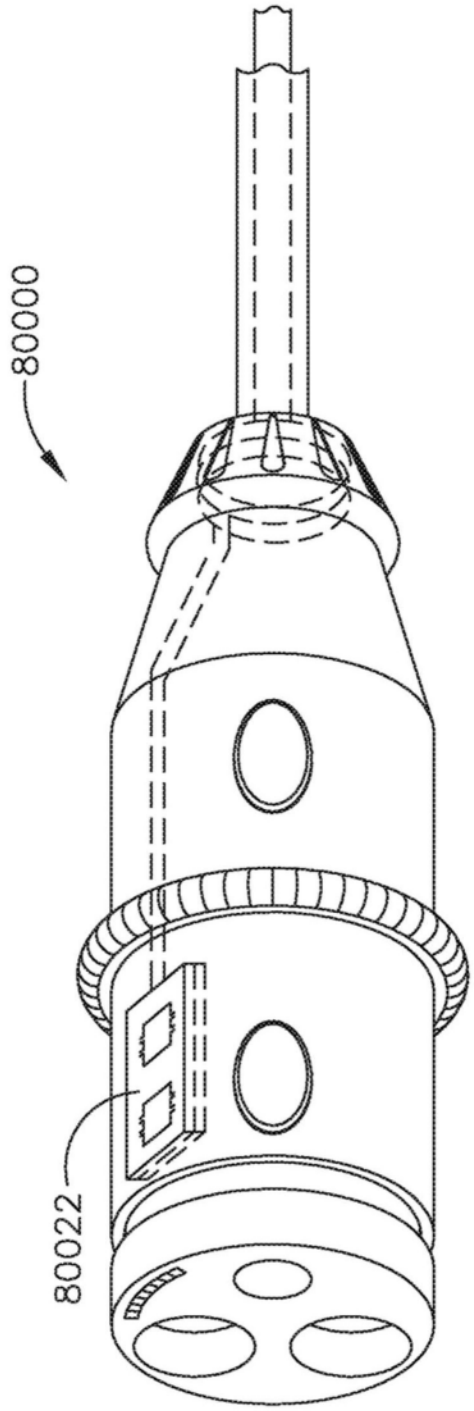


图73

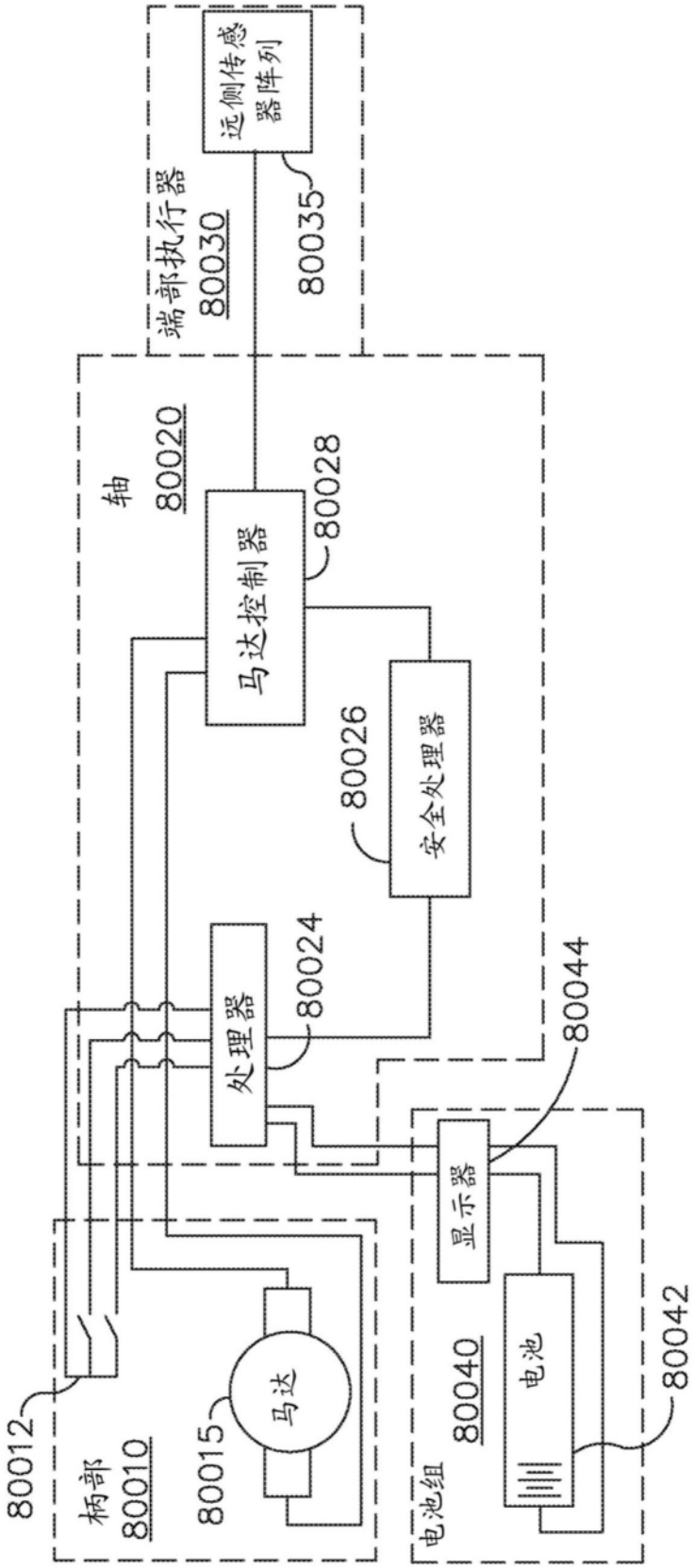

远侧传感器阵列
80035
端部执行器
80030
轴
80020
马达控制器
80028
安全处理器
80026
处理器
80024
显示器
80044
80012
柄部
80010
80015
马达
电池组
80040
电池
80042

图74

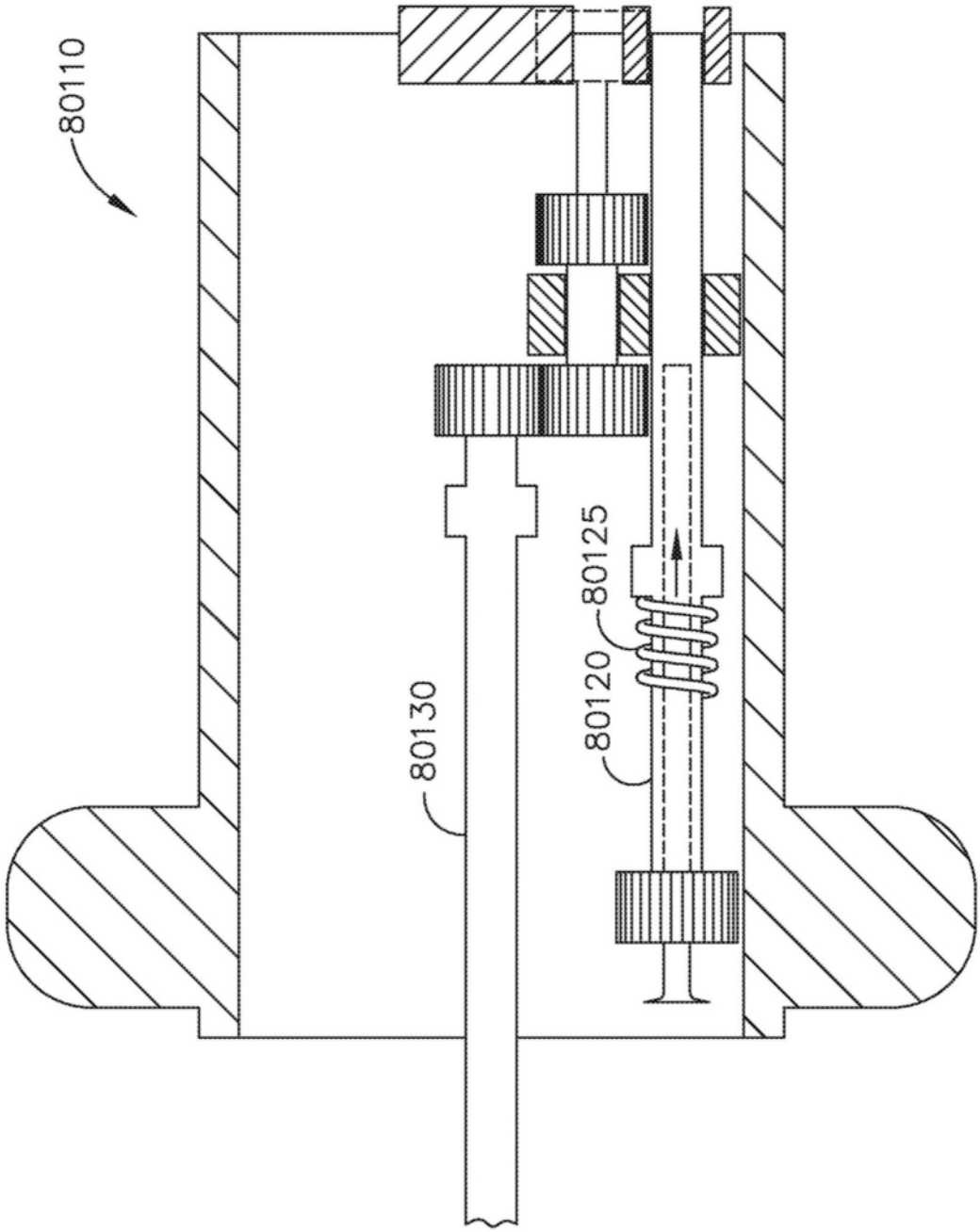


图75

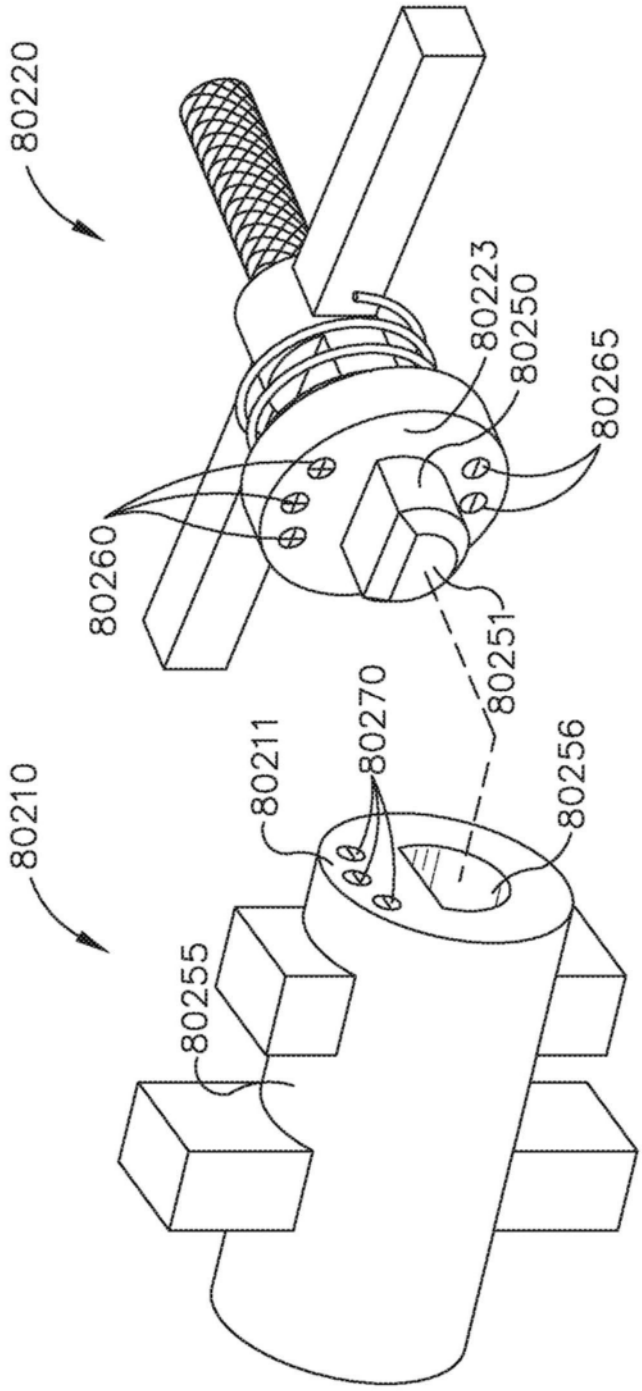

80220
80223
80250
80265
80260
80251
80270
80211
80256
80210
80255

图76

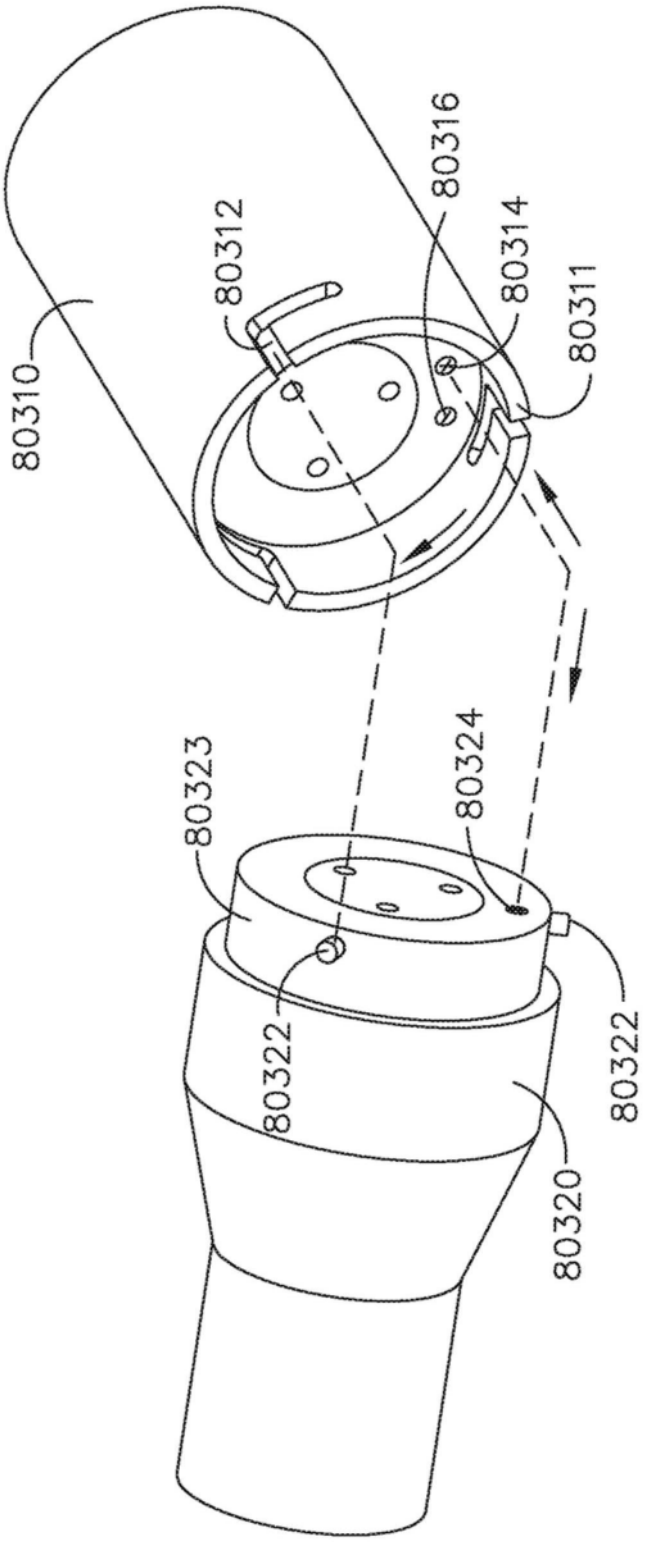

80316
80312
80314
80311
80310
80323
80324
80322
80322
80320

图77

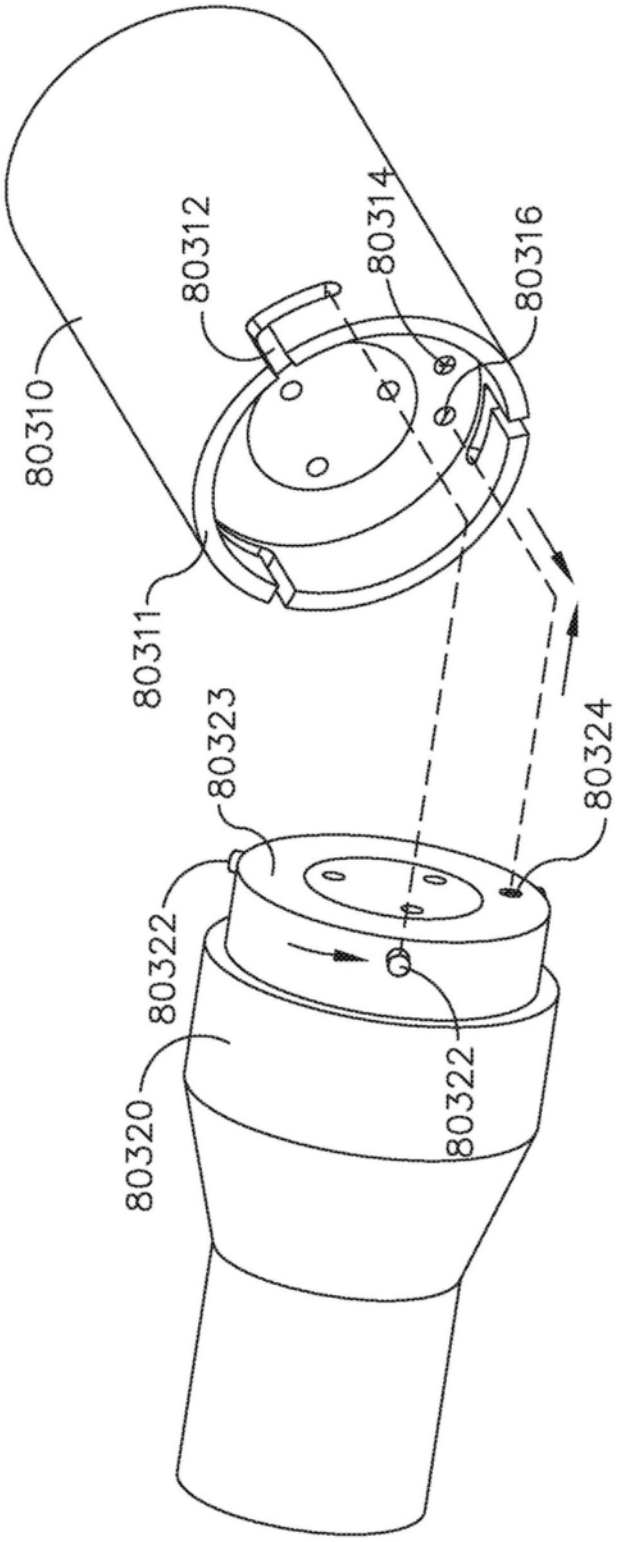

80310
80312
80314
80316
80311
80323
80324
80322
80322
80320

图78

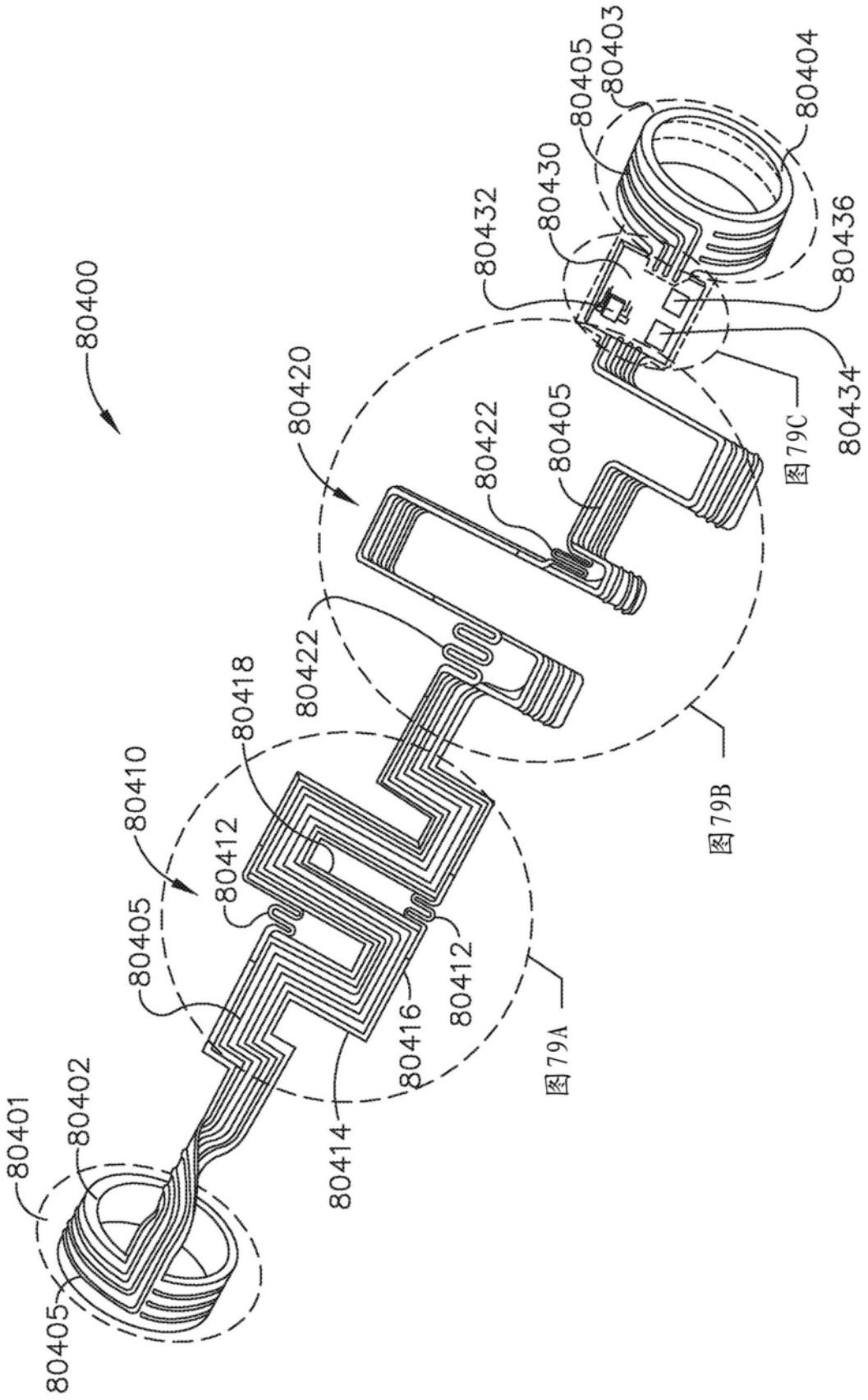

80400
80401
80402
80405
80414
80410
80412
80405
80416
80412
80418
80420
80422
80422
80405
80432
80430
80405
80403
80404
80436
80434
图79A
图79B
图79C

图79

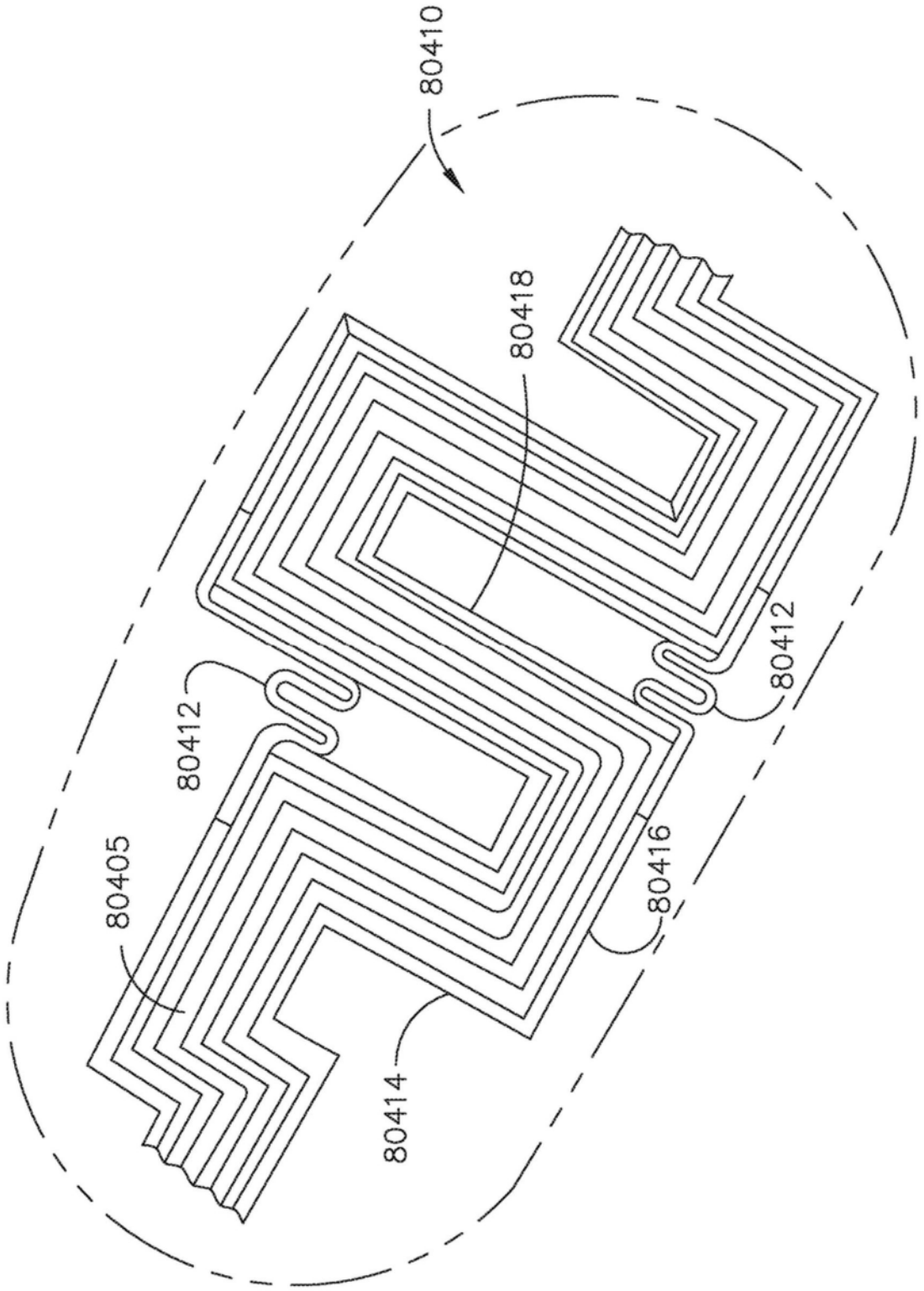


图79A

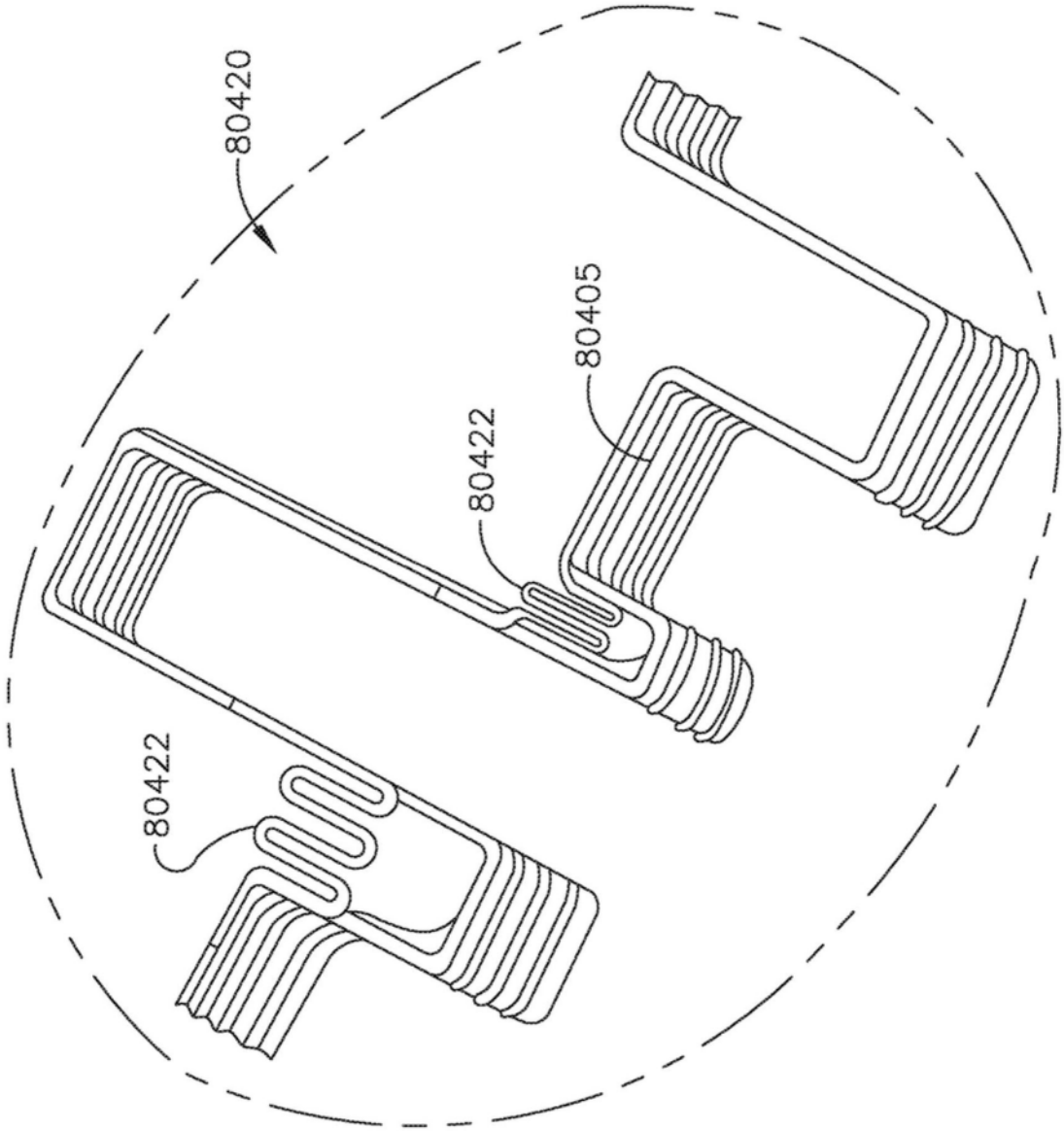


图79B

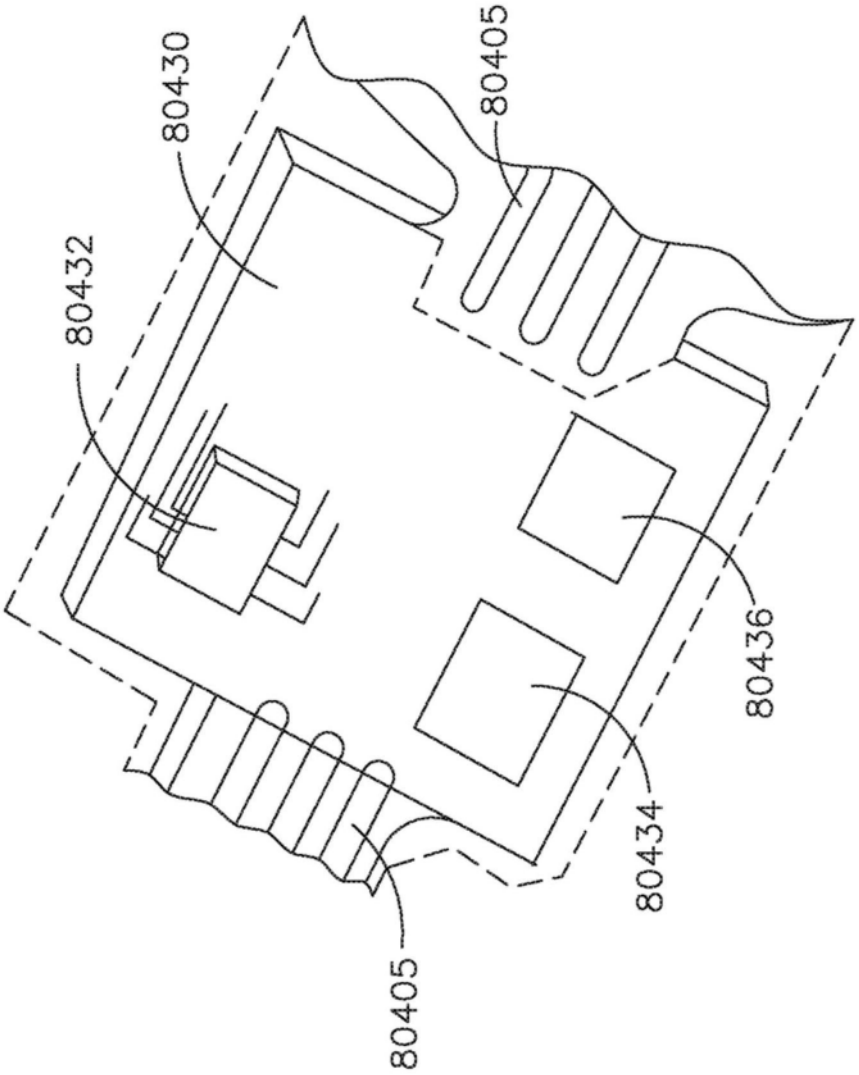


图79C

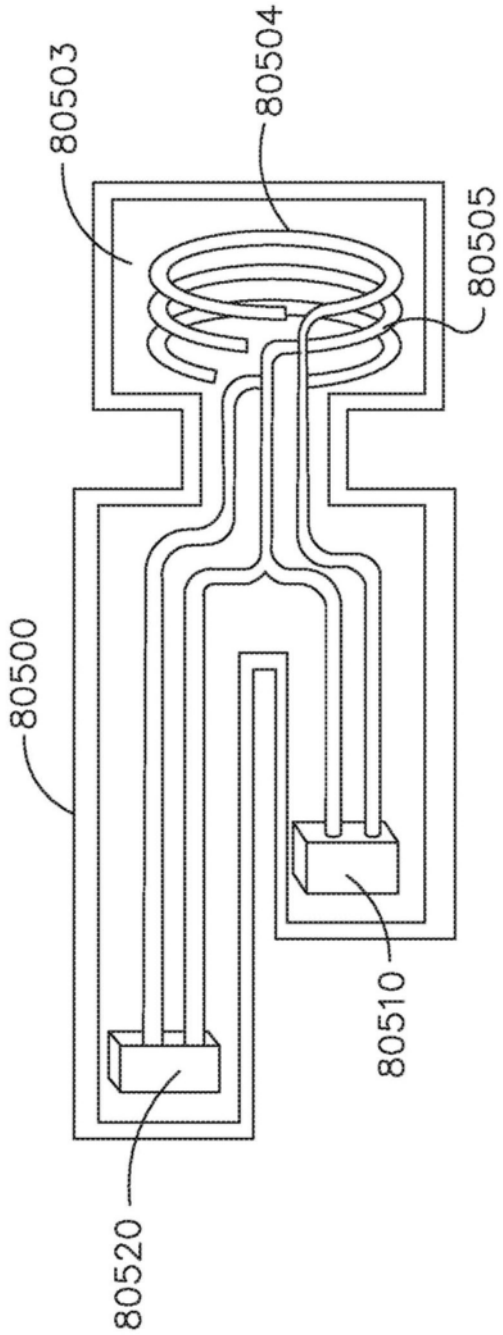


图80

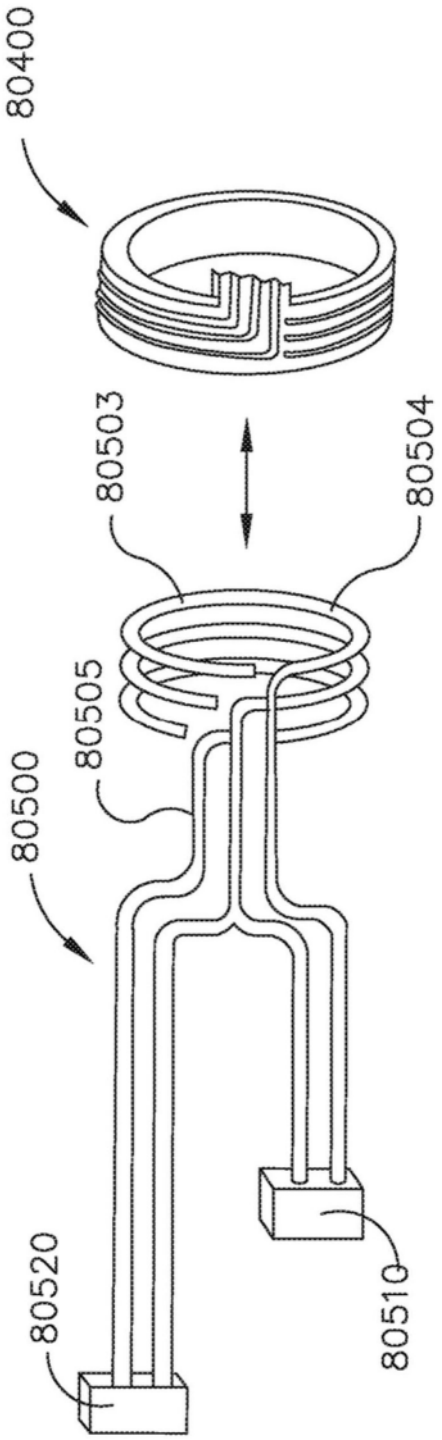


图81A

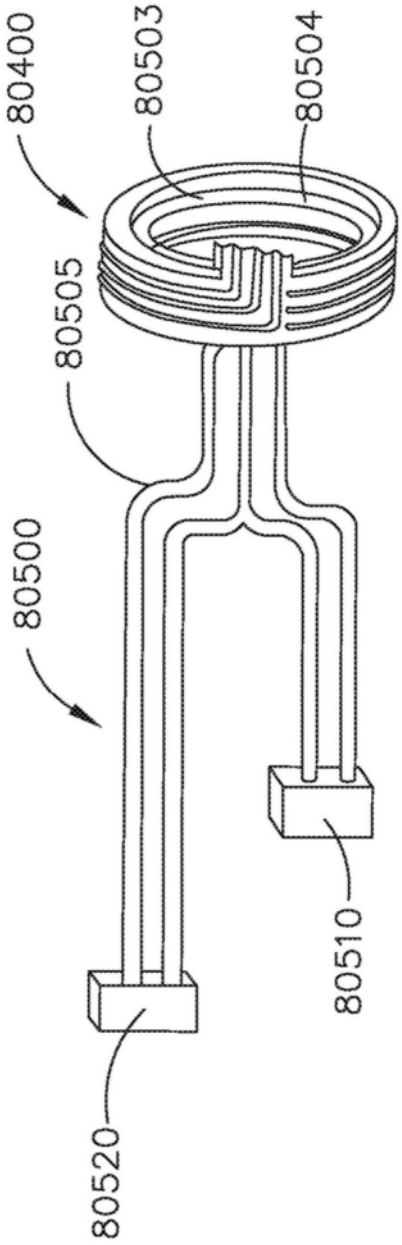


图81B

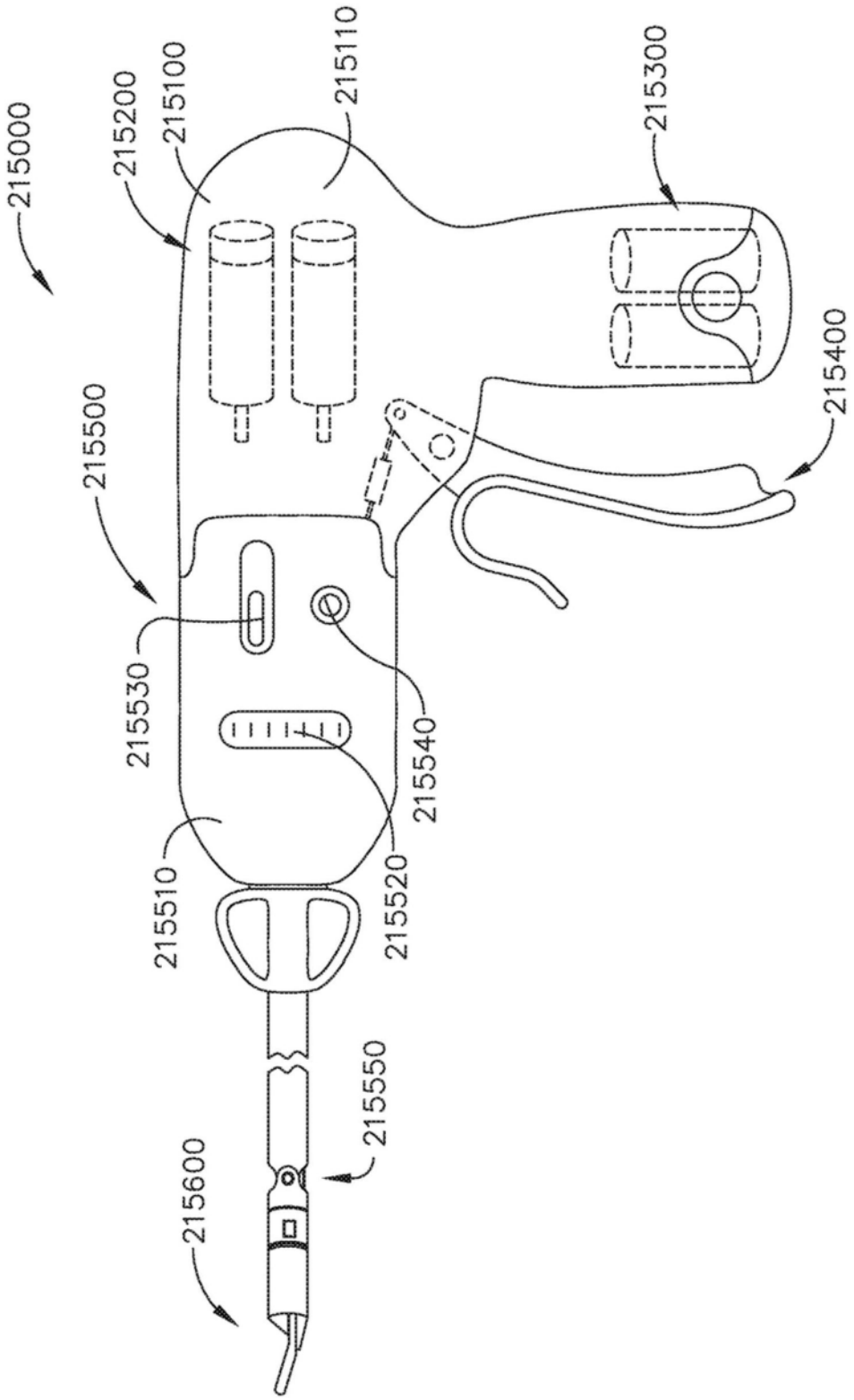

215000
215200
215100
215110
215300
215400
215500
215530
215540
215510
215520
215550
215600

图82

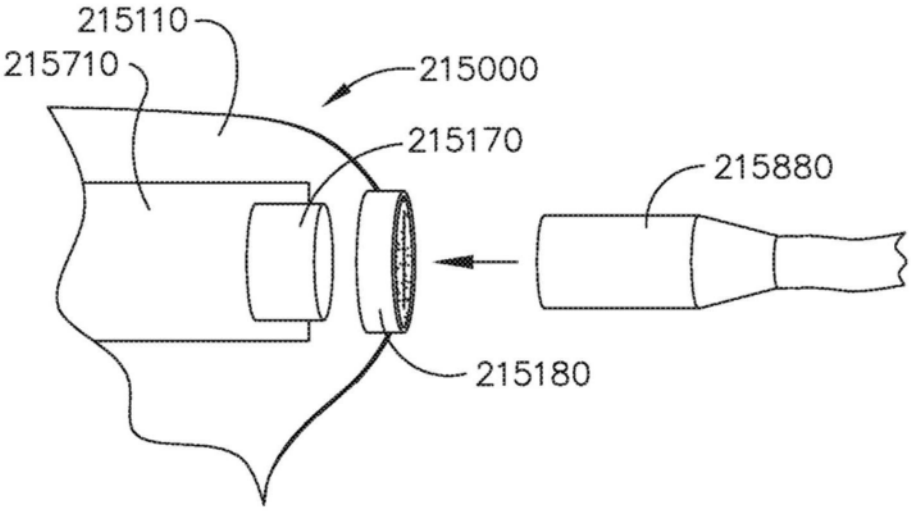

215110
215710
215000
215170
215880
215180

图82A

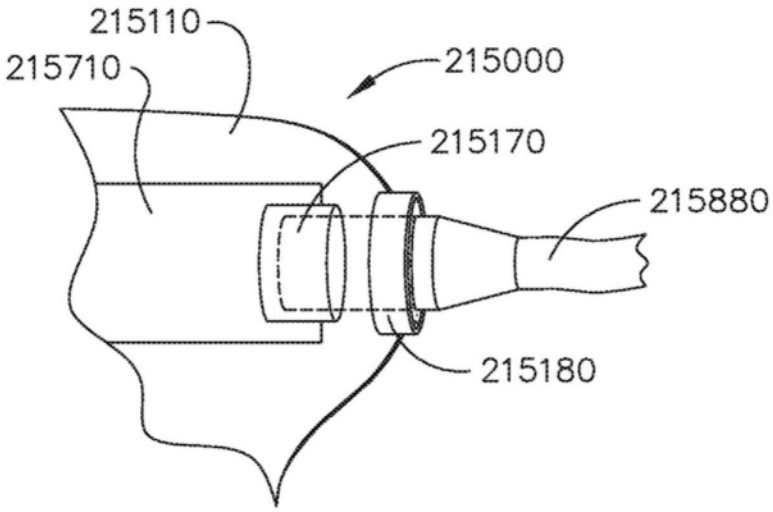

215110
215710
215000
215170
215880
215180

图82B

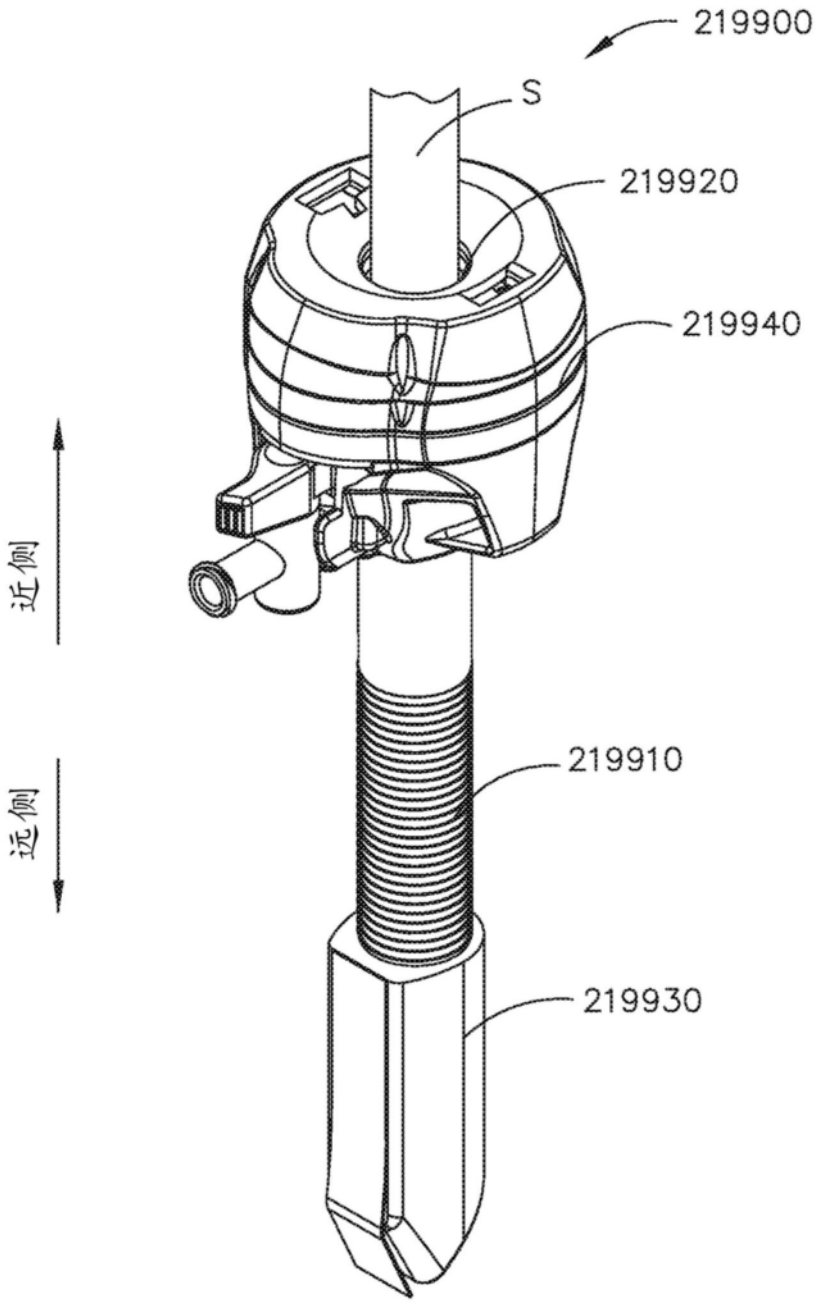


图82C

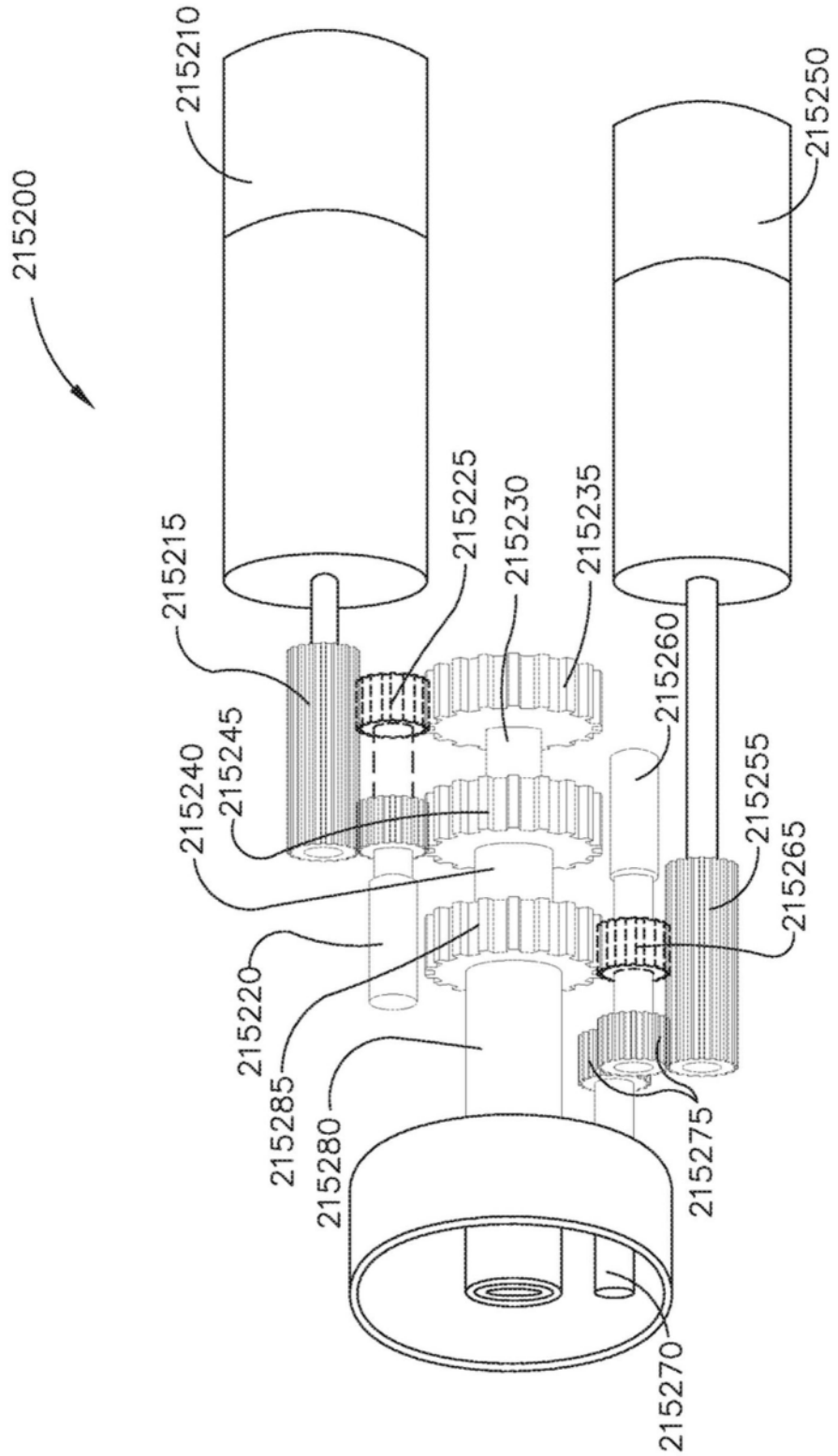

215200
215210
215250
215215
215225
215230
215235
215260
215240
215245
215255
215265
215220
215285
215280
215275
215270

图83

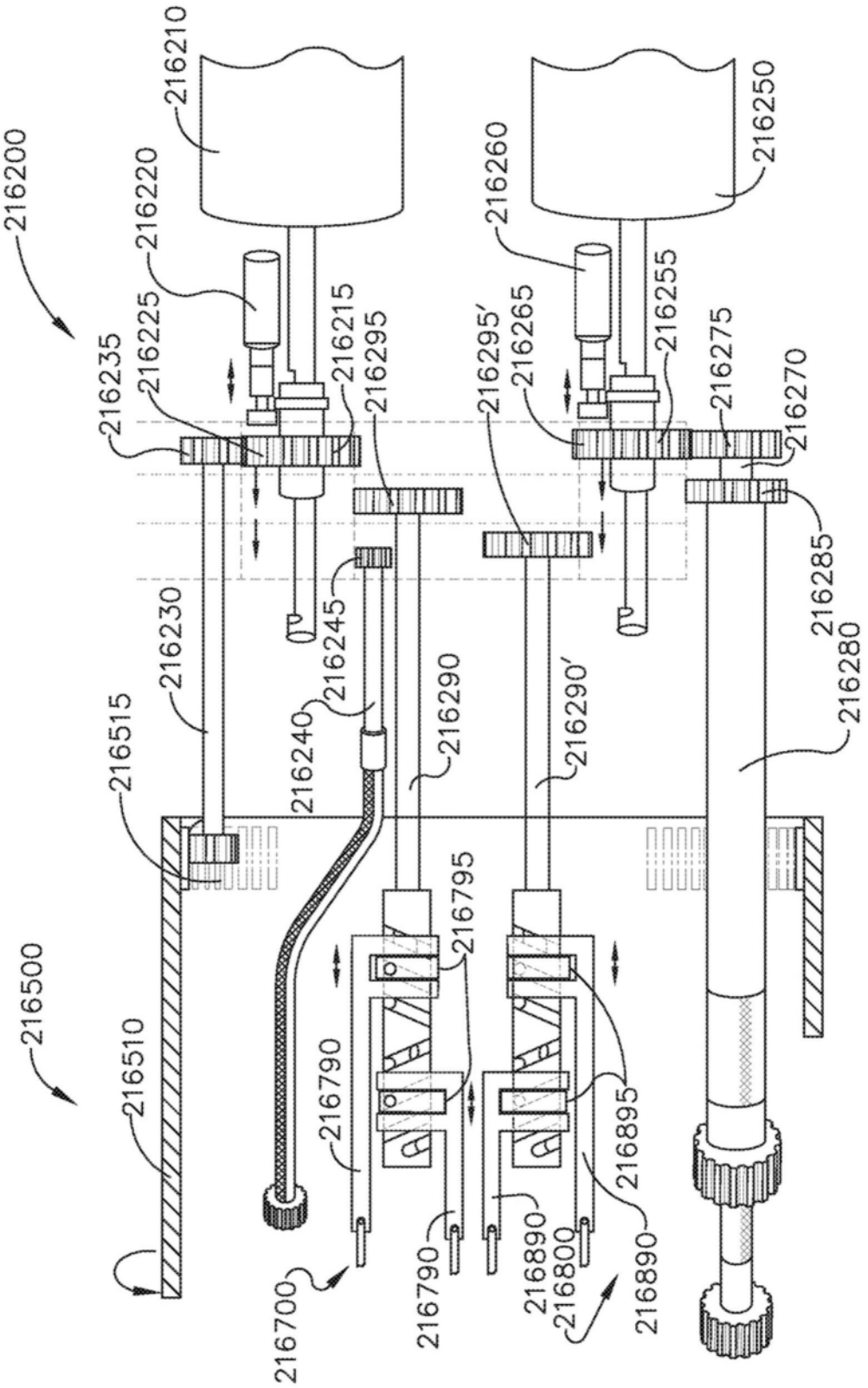

216200
216210
216220
216225
216235
216215
216295
216230
216245
216240
216290
216515
216500
216510
216790
216795
216700
216790
216260
216250
216255
216265
216295'
216275
216270
216285
216290'
216280
216890
216800
216890
216895

图84

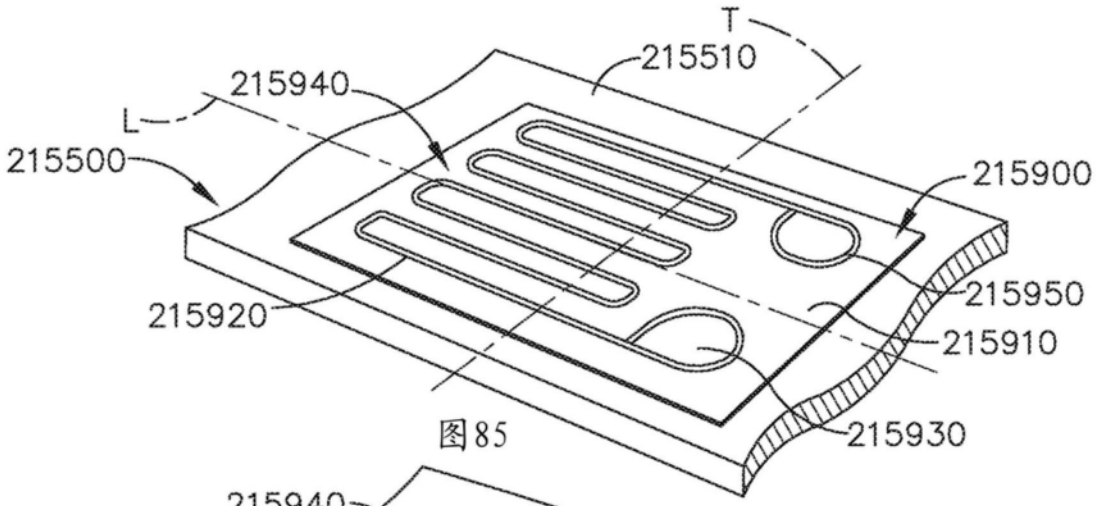


图85

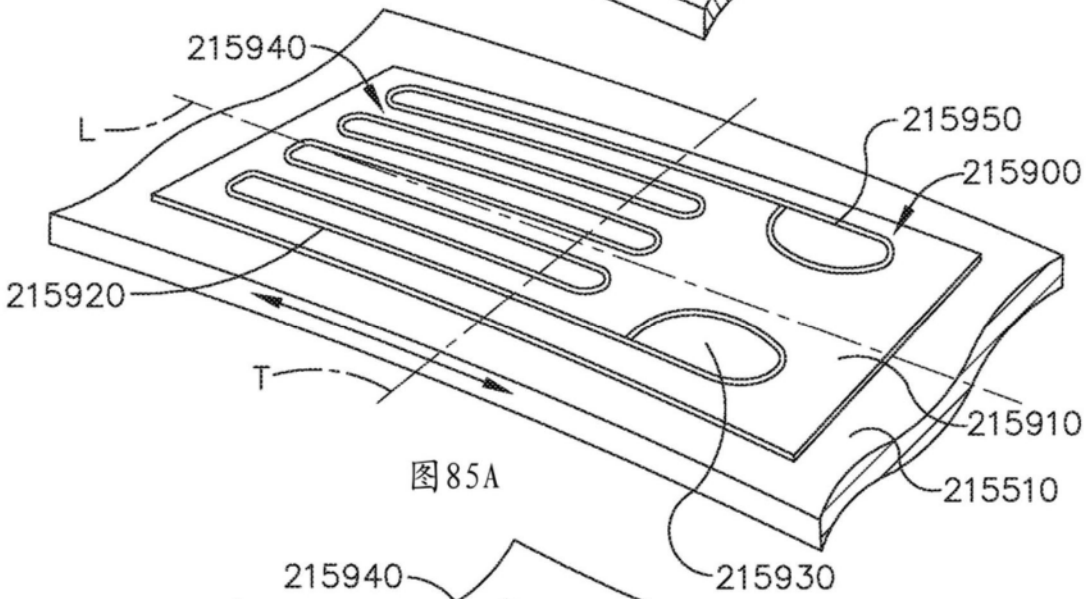


图85A

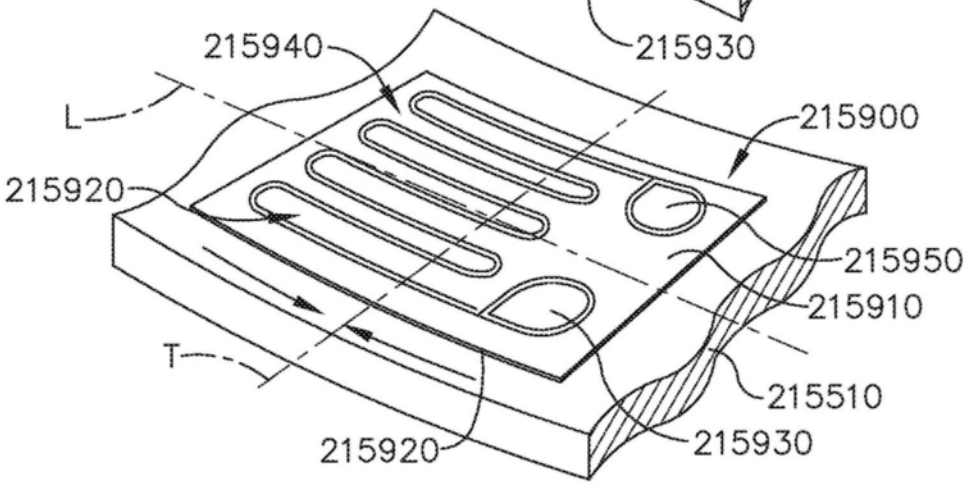
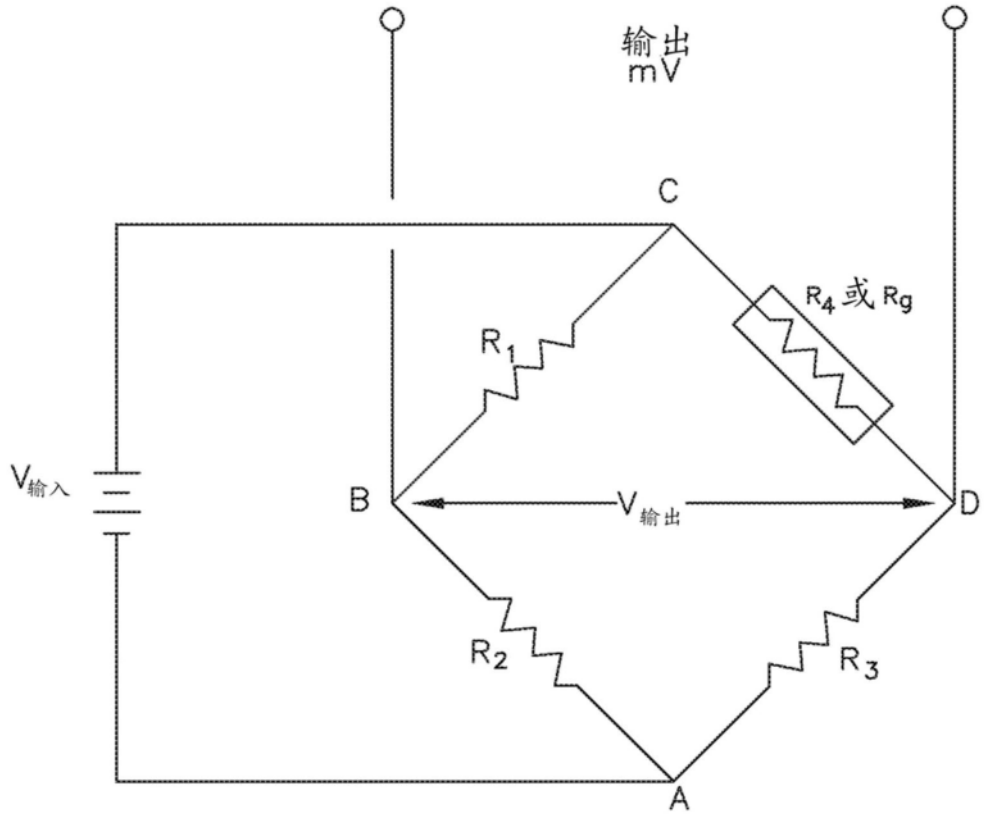


图85B



$$V_{输出}=V_{输入}\left[\frac{R_3}{R_3+R_g}-\frac{R_2}{R_1+R_2}\right]$$

图85C

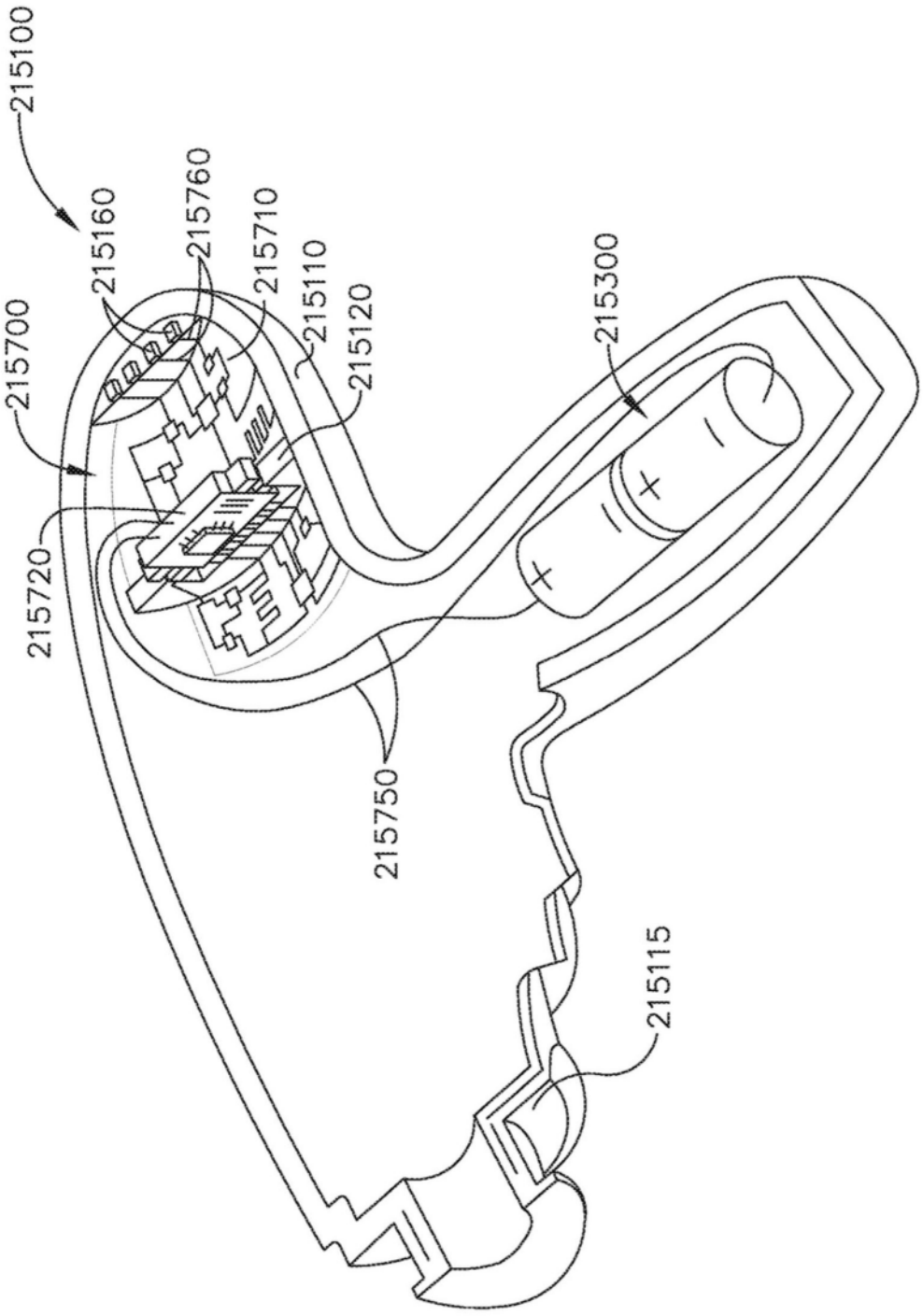

215100
215160
215760
215710
215110
215120
215300
215700
215720
215750
215115

图86

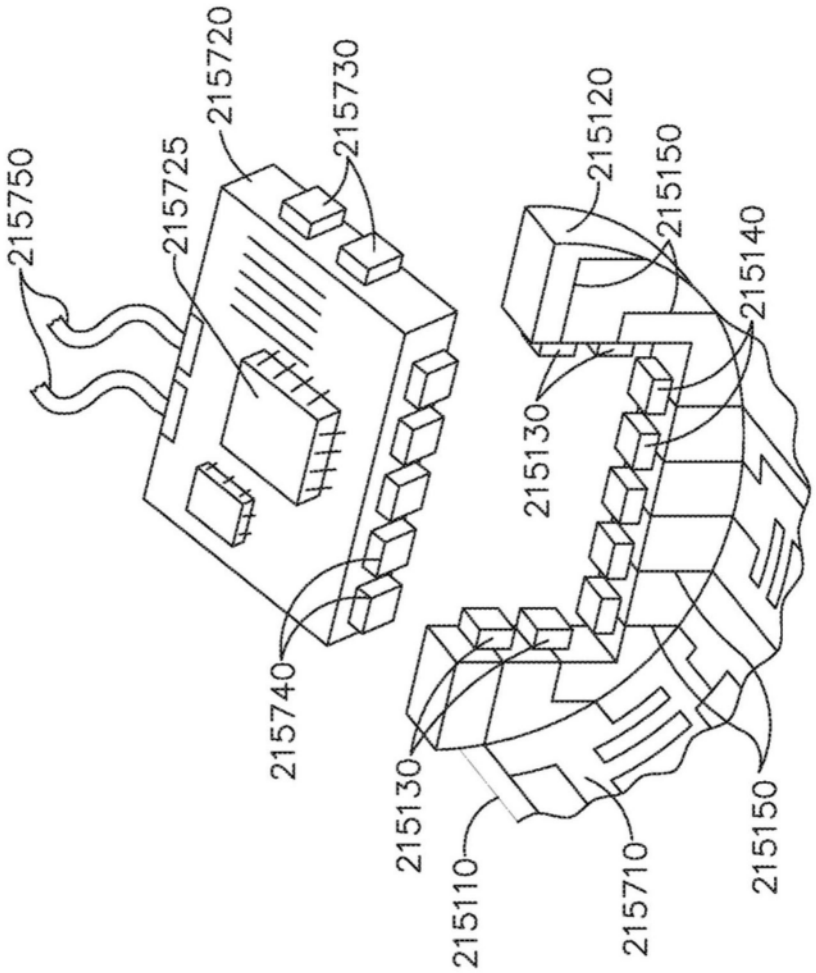

215750
215725
215720
215730
215740
215120
215150
215140
215130
215130
215110
215710
215150

图87

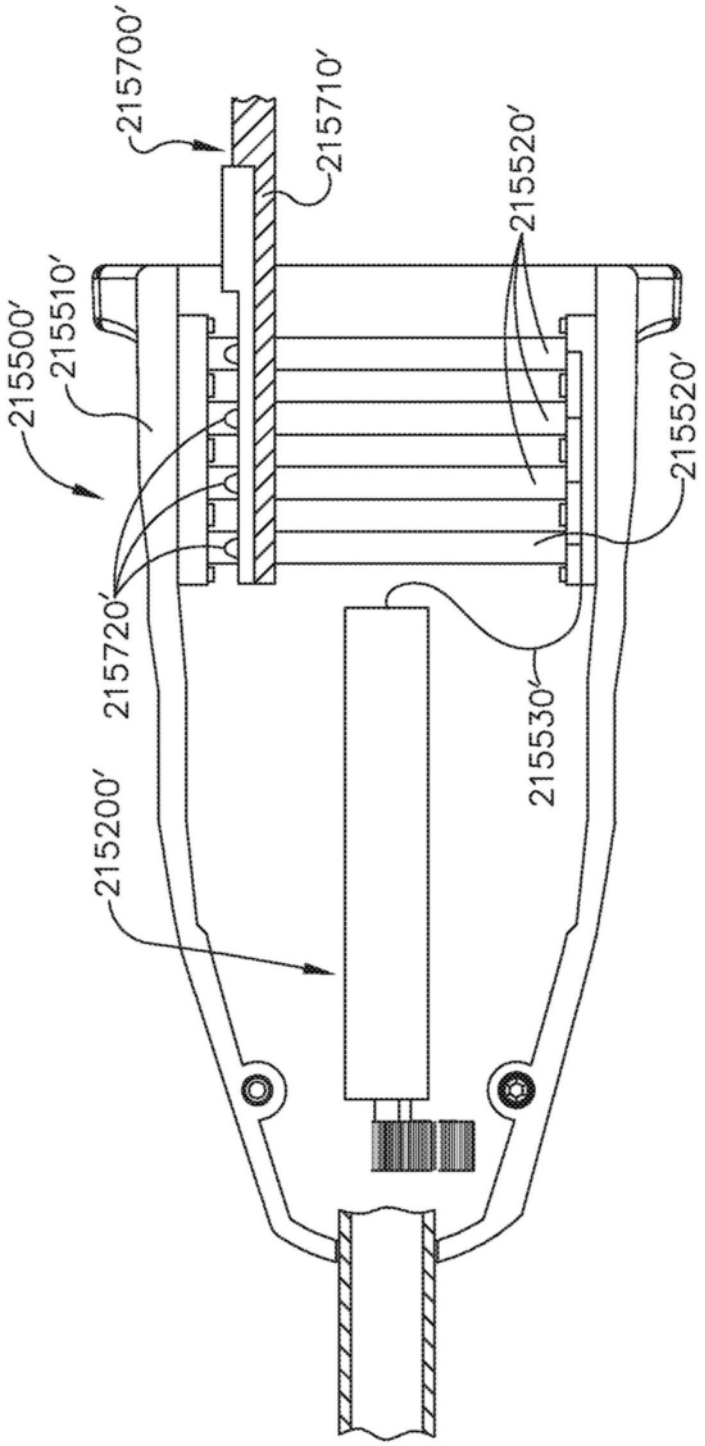

215700′
215710′
215520′
215510′
215500′
215520′
215720′
215530′
215200′

图88

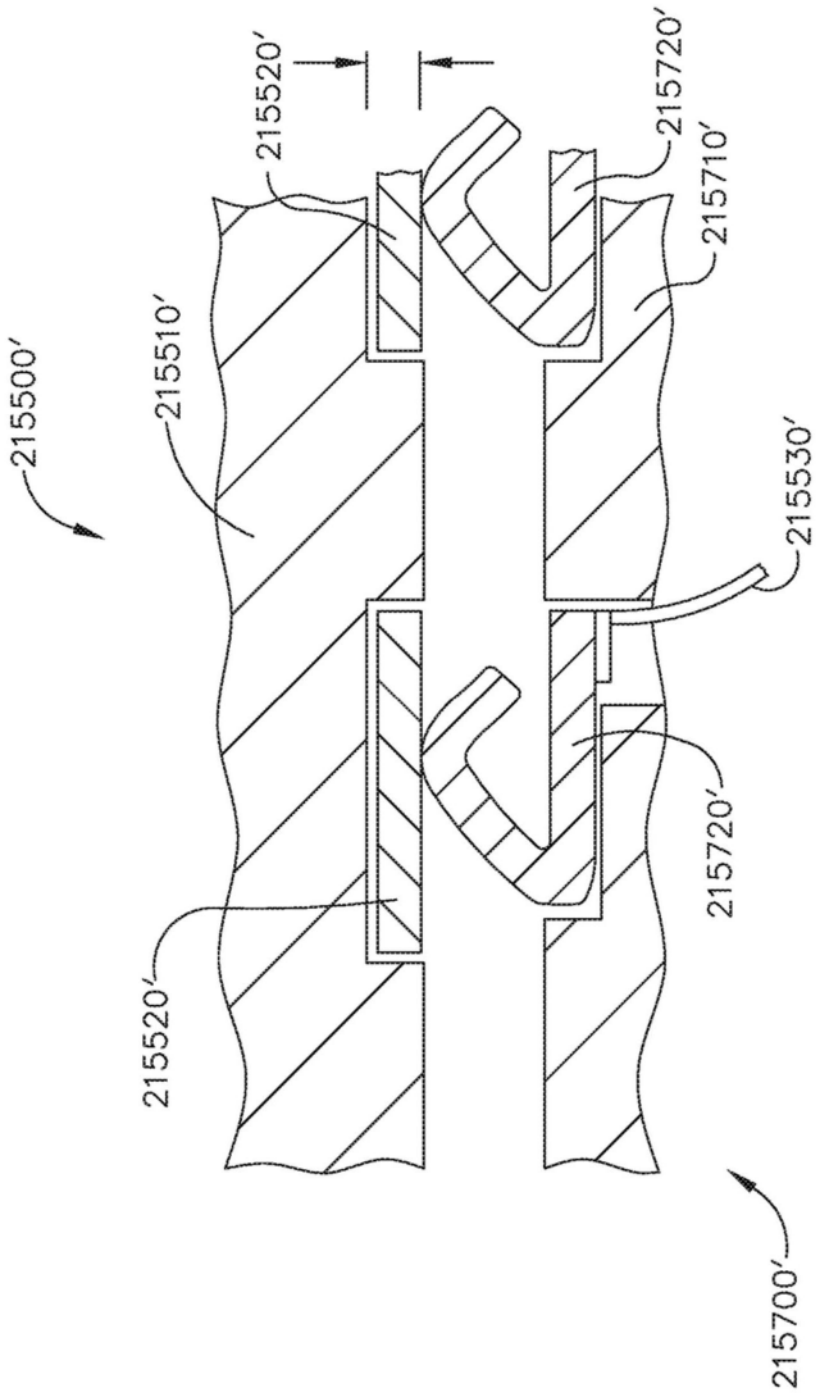

215500′
215510′
215520′
215520′
215700′
215710′
215720′
215720′
215530′

图89

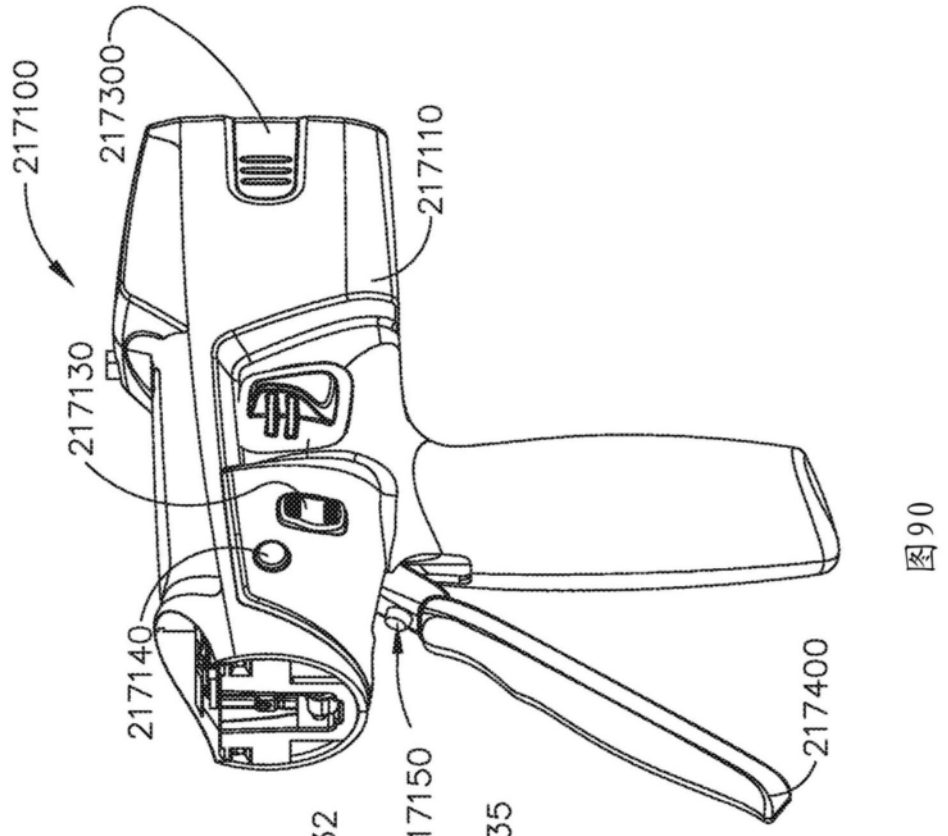


图90

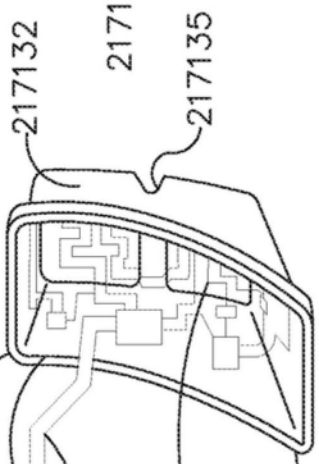


图92

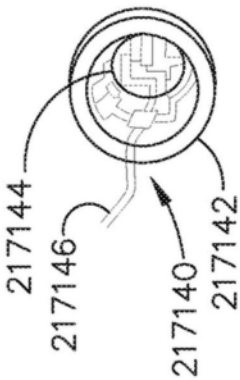


图91

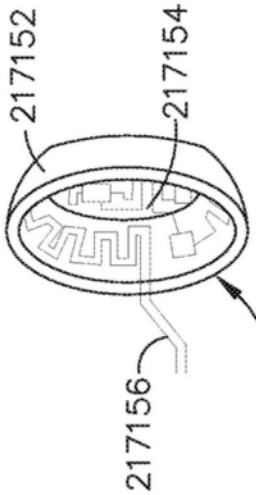


图93

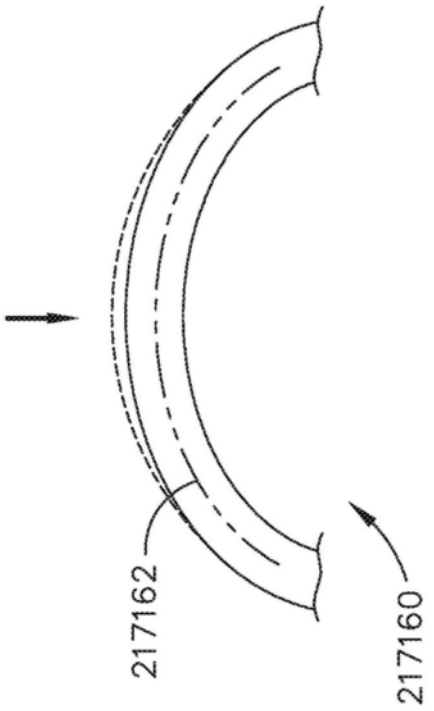


图94

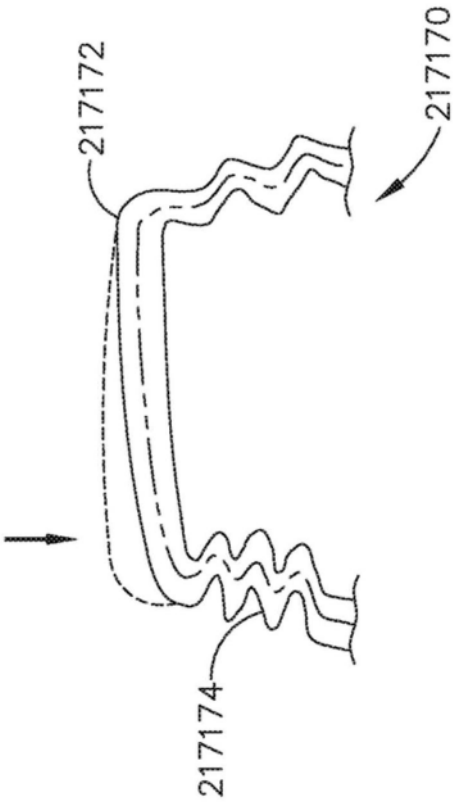


图95

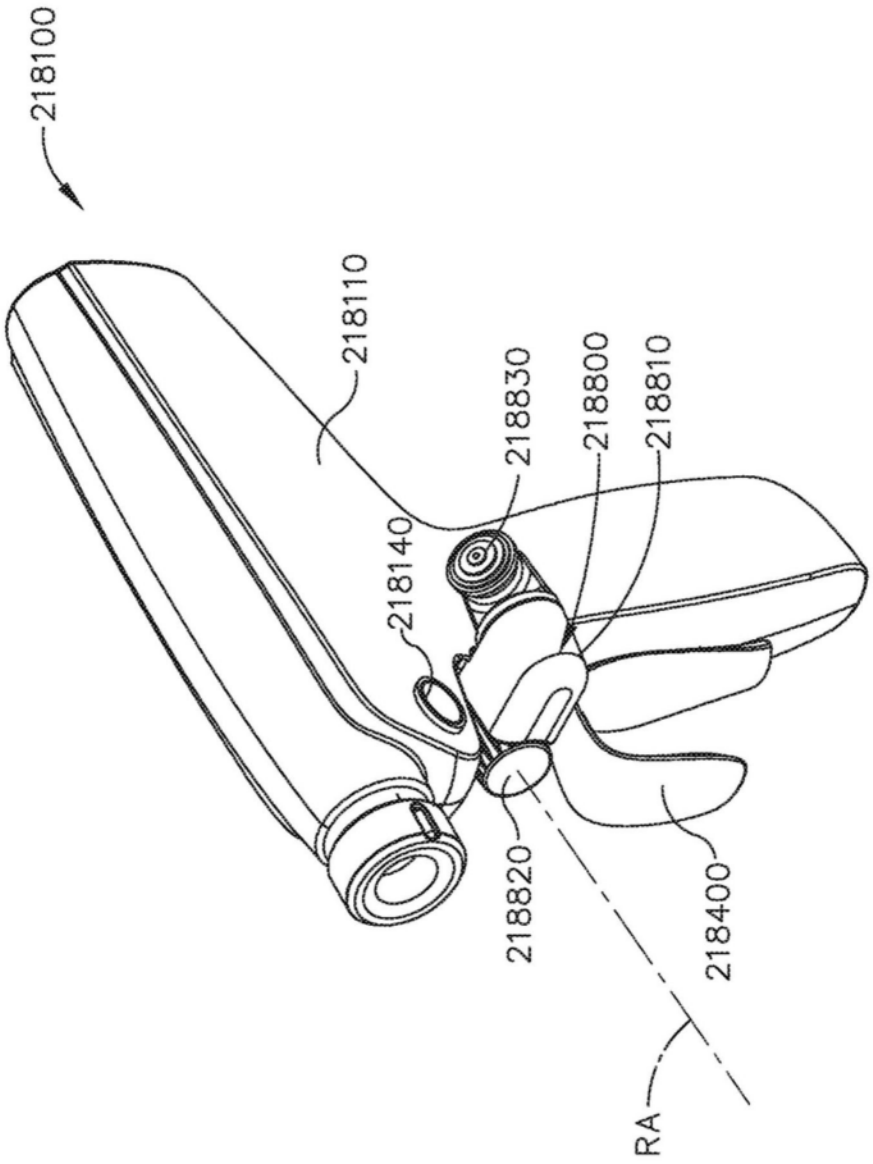

218100
218110
218830
218800
218810
218140
218820
218400
RA

图96

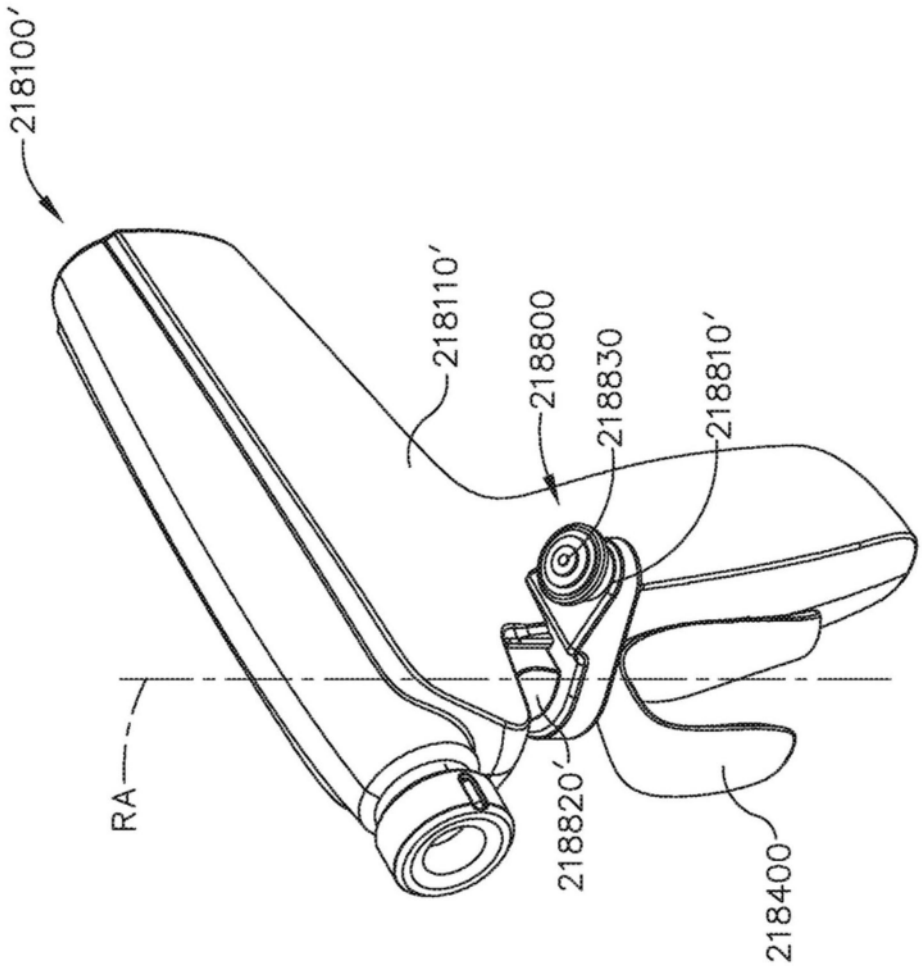


图97

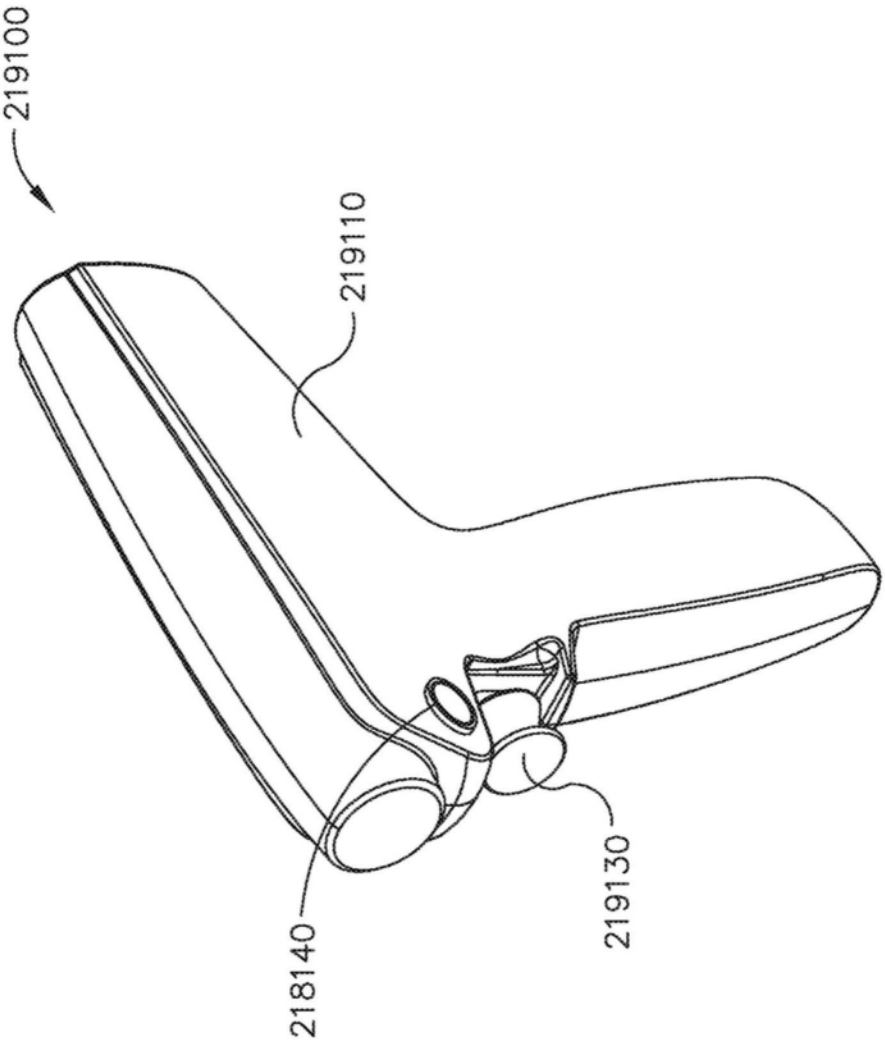


图98

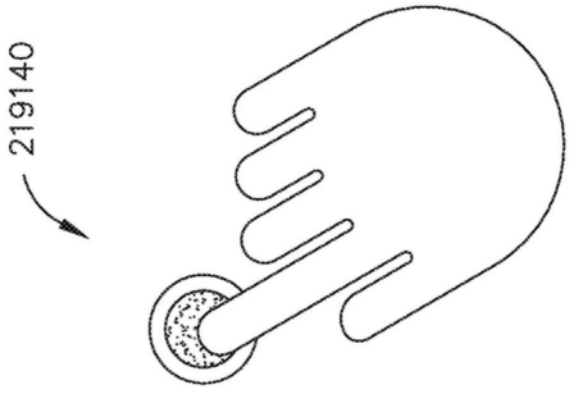


图99

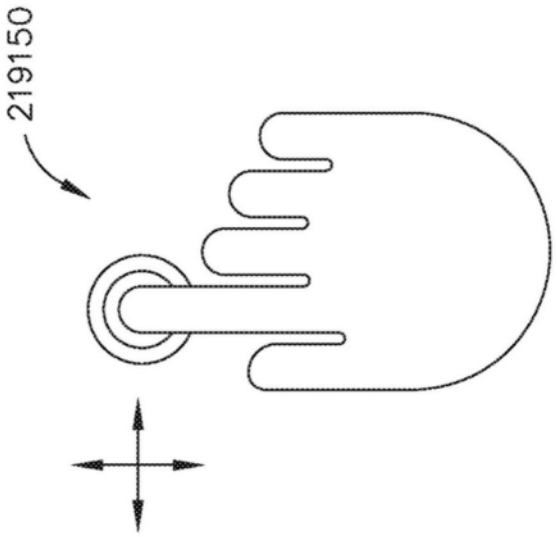


图100

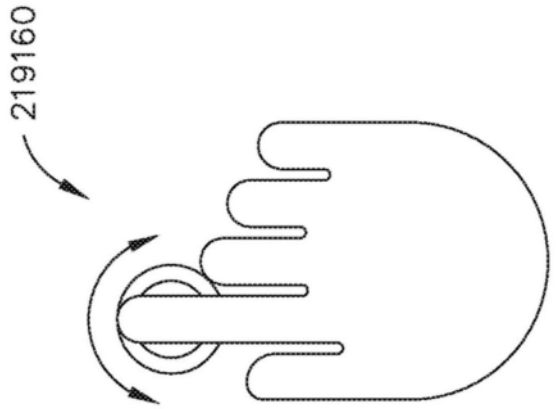


图101

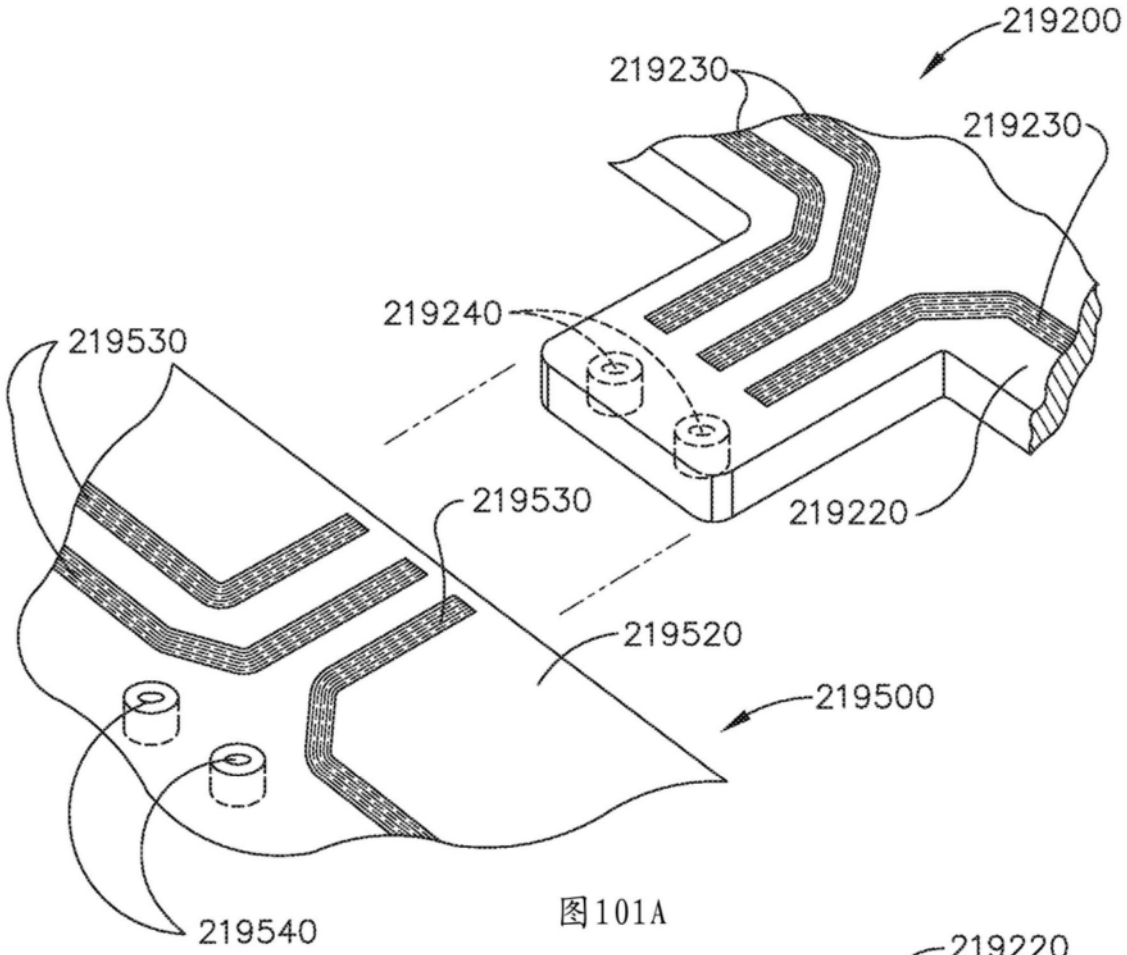

219200
219230
219230
219240
219530
219530
219220
219520
219500
219540

图101A

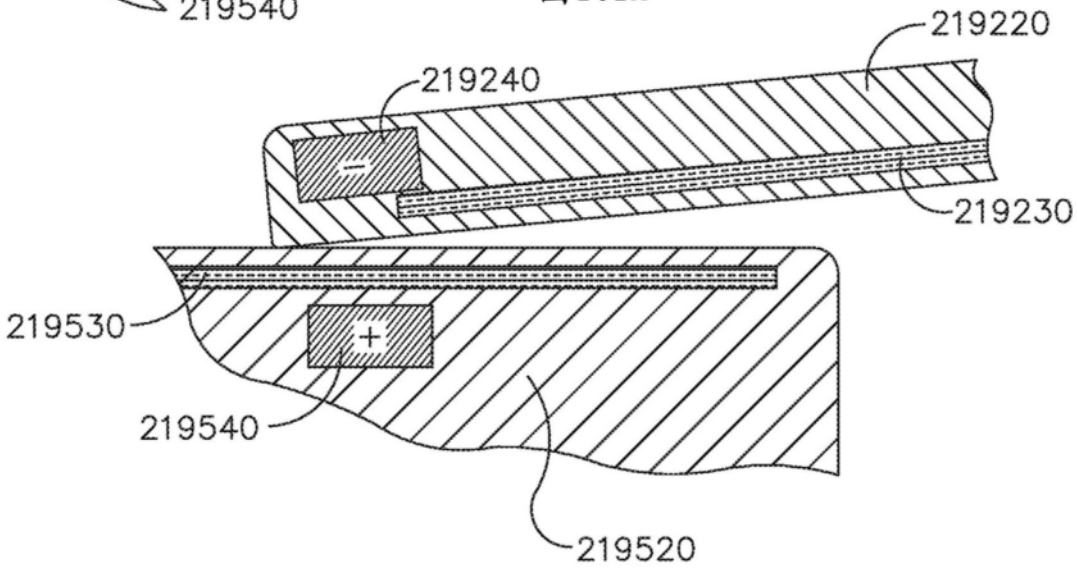

219220
219240
219230
219530
219540
219520

图101B

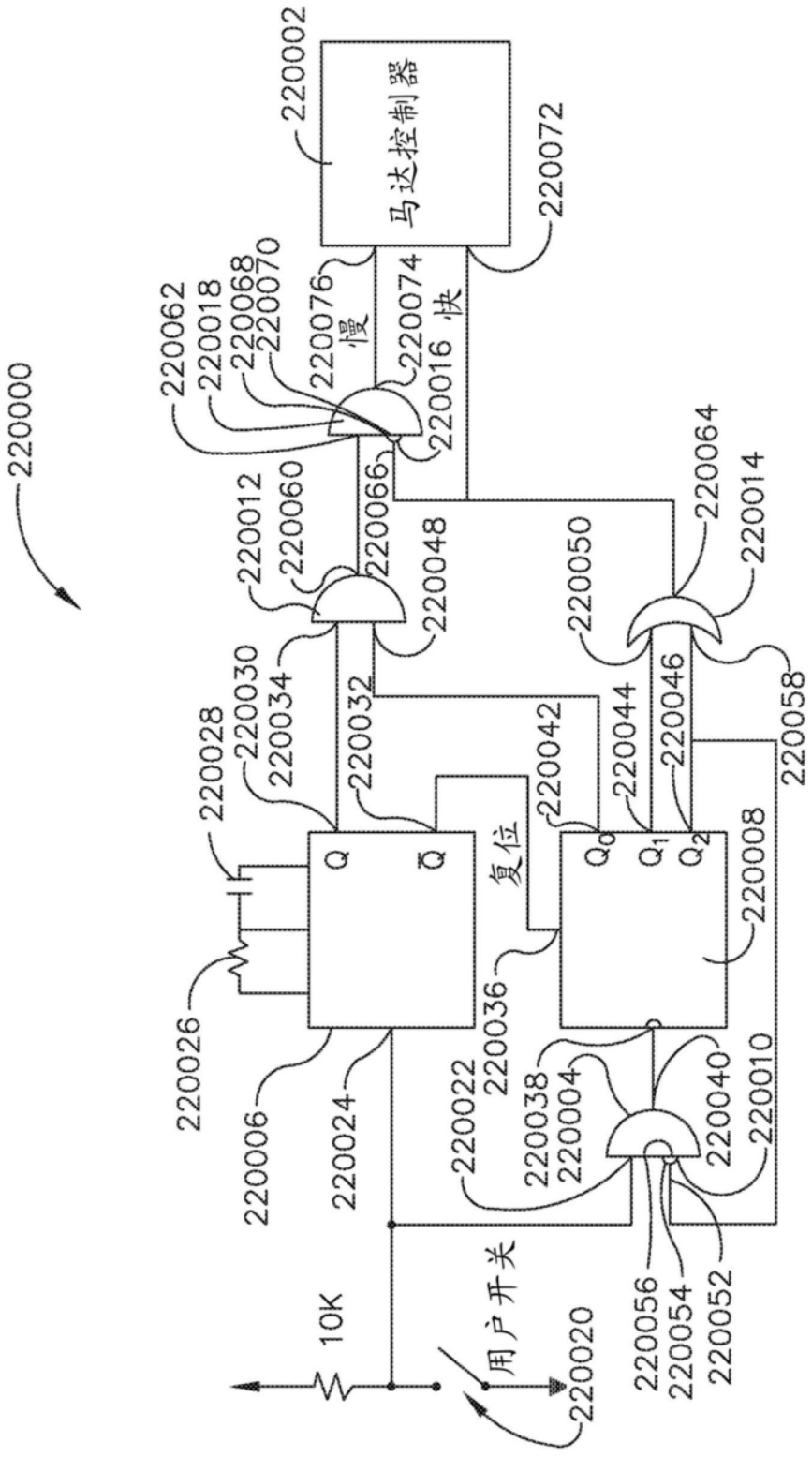

220000
220002
马达控制器
220072
220062
220018
220068
220070
220076
慢
220074
快
220016
220012
220060
220066
220048
220050
220064
220014
220030
220034
220032
220028
220042
220044
220046
220058
Q
Q̄
复位
Q0
Q1
Q2
220008
220026
220036
220006
220024
220022
220038
220004
220040
220010
10K
用户开关
220020
220056
220054
220052

图102

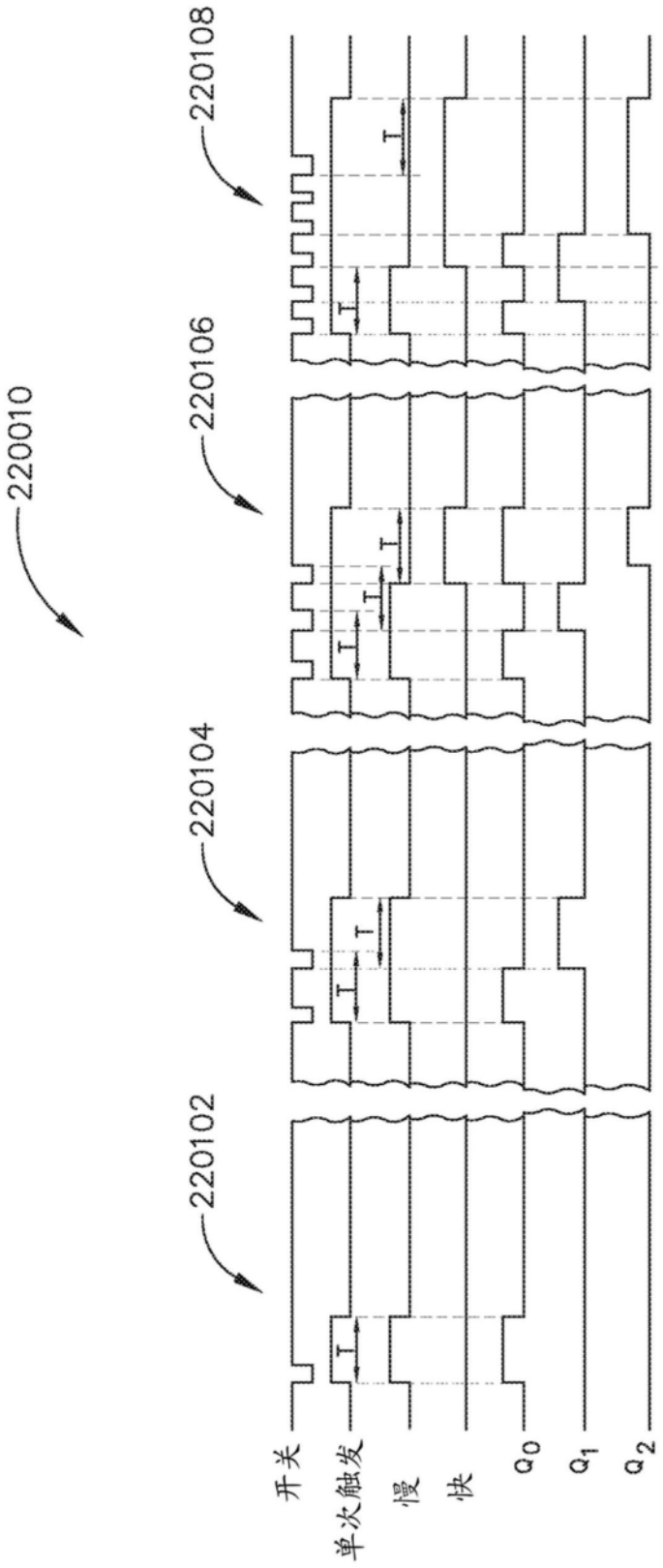


图103

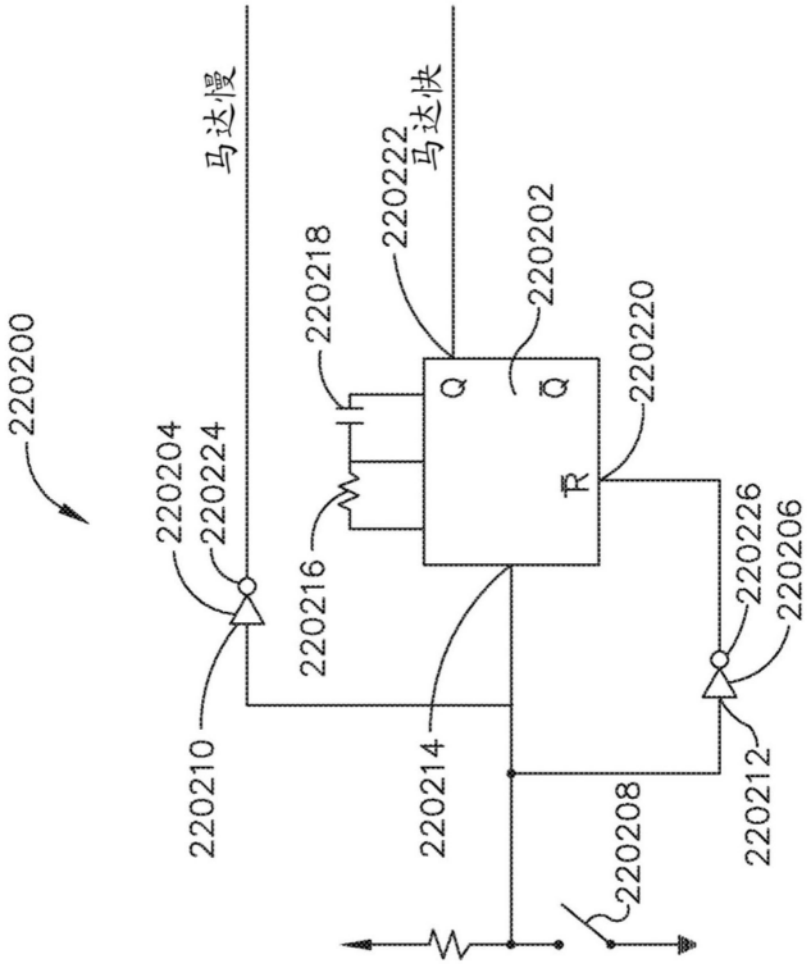

220200
马达慢
220204
220224
220210
220216
220218
220222
马达快
220202
Q
Q
R
220220
220214
220208
220212
220226
220206

图104

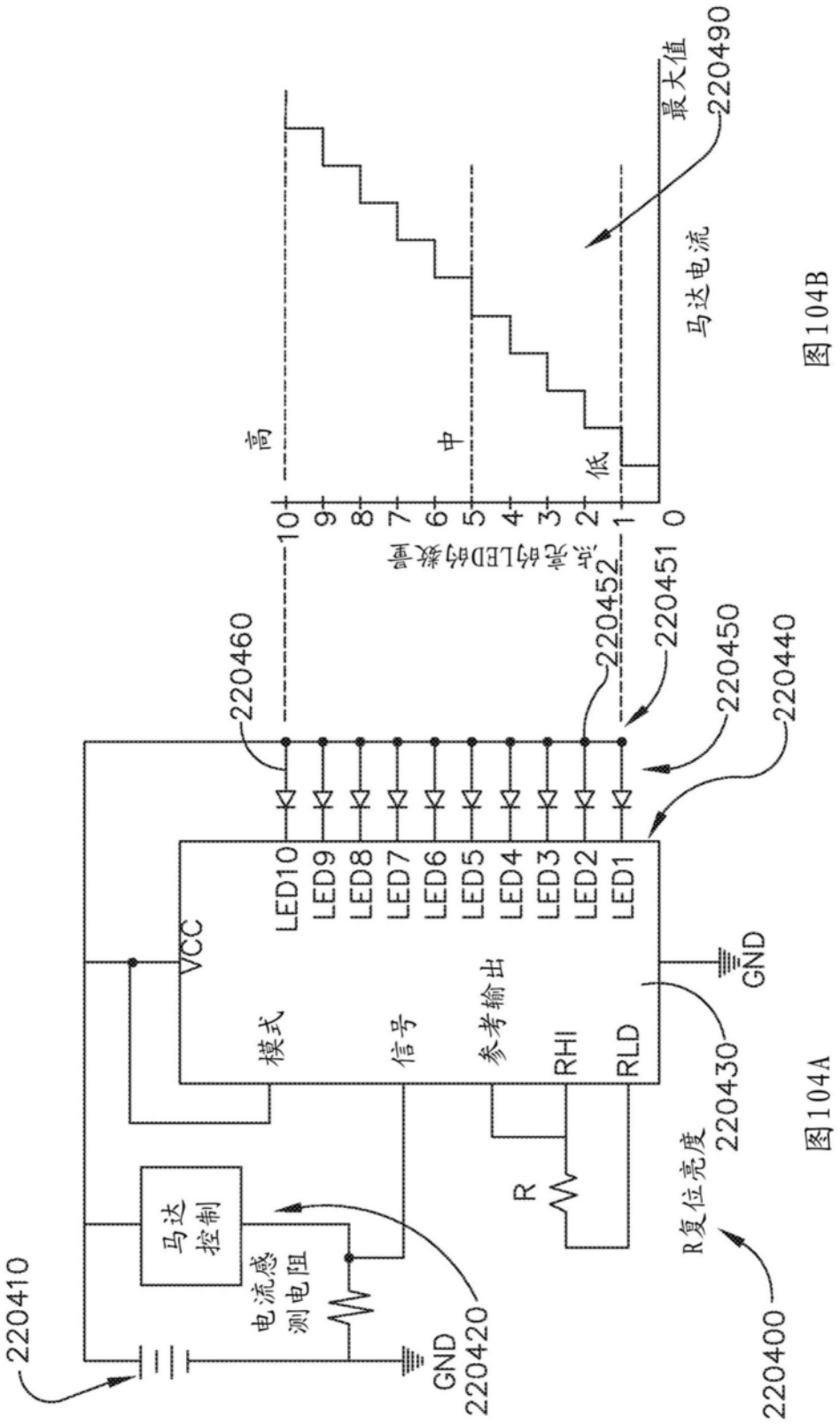

220410
马达控制
电流感测电阻
GND
220420
LED10
LED9
LED8
LED7
LED6
LED5
LED4
LED3
LED2
LED1
VCC
模式
信号
参考输出
RHI
RLD
R
GND
220430
R复位亮度
220400
220460
220452
220451
220450
220440
高
中
低
点亮的LED的数量
10
9
8
7
6
5
4
3
2
1
0
最大值
220490
马达电流

图104A 图104B

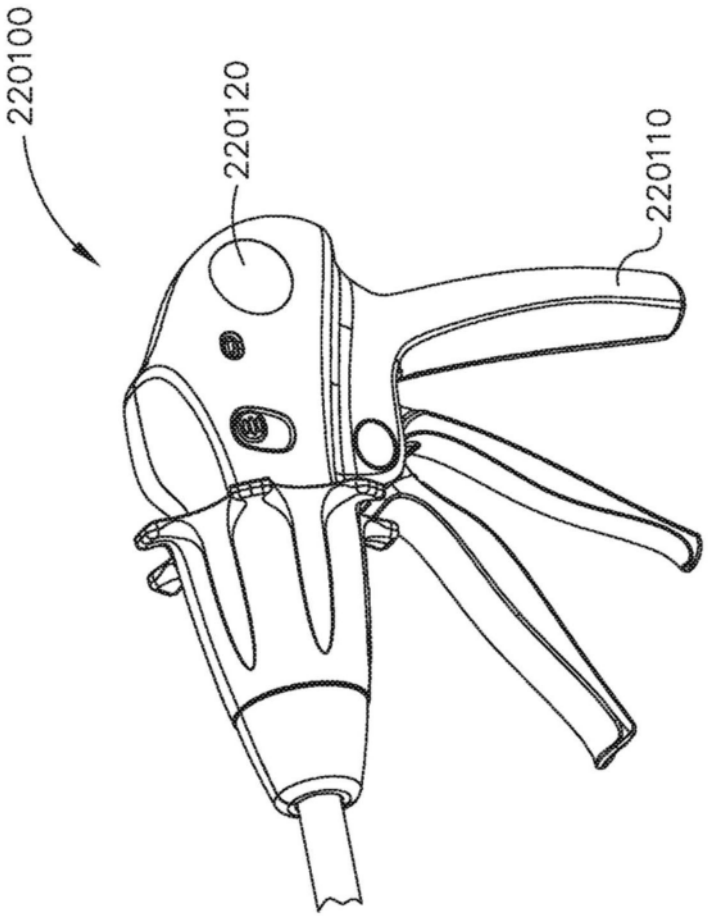


图104C

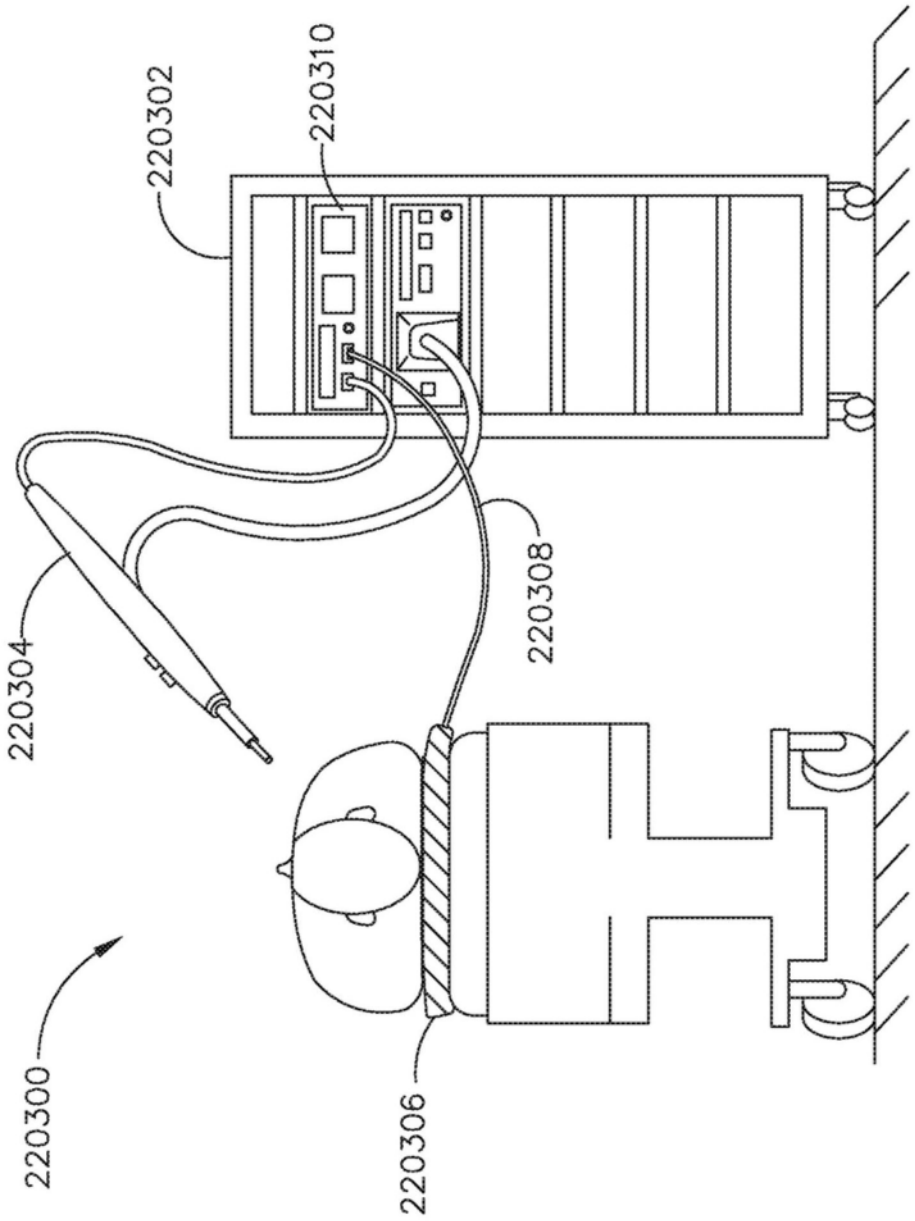


图105

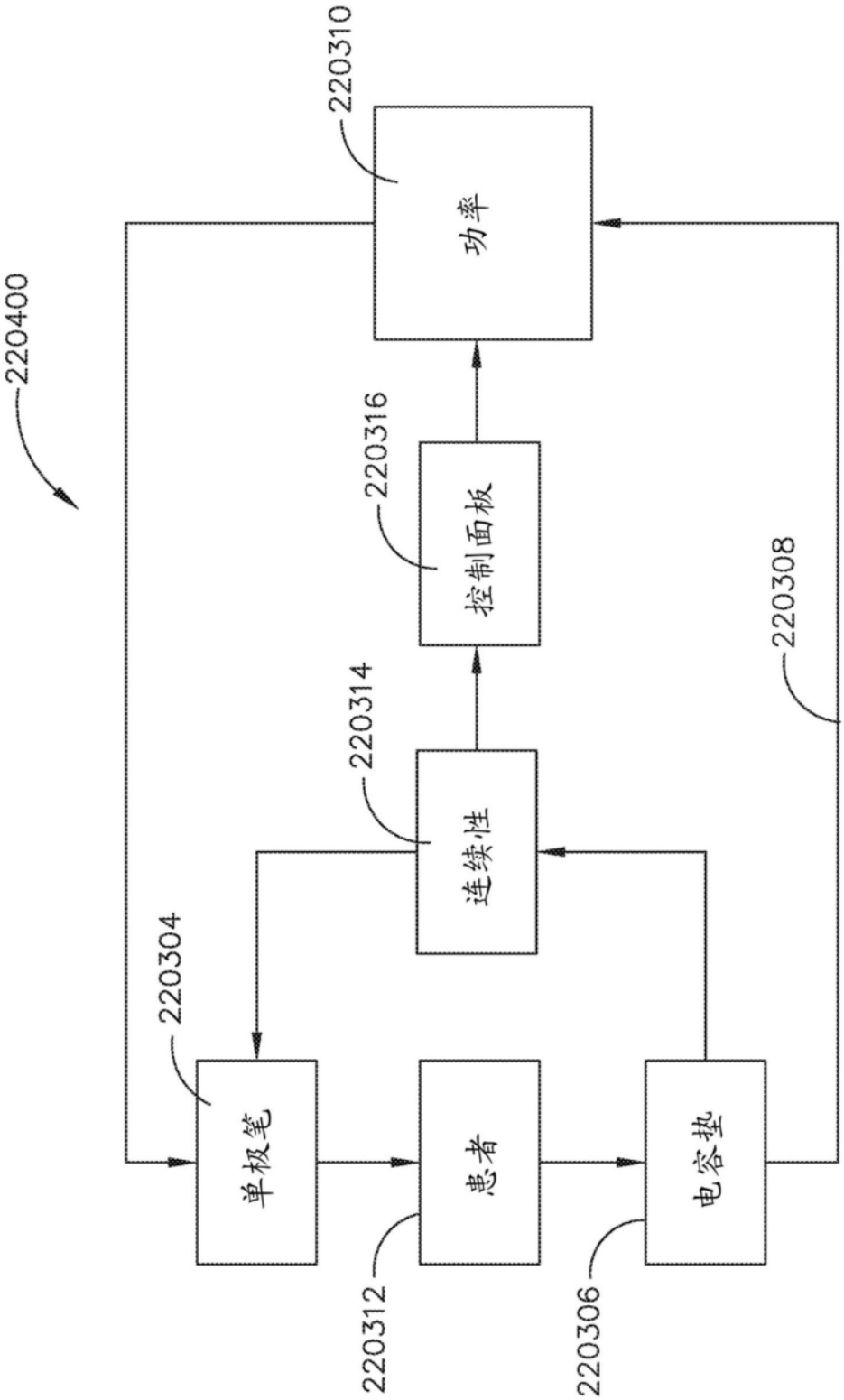

220400
220310
功率
220316
控制面板
220314
连续性
220308
220304
单极笔
患者
电容垫
220312
220306

图106

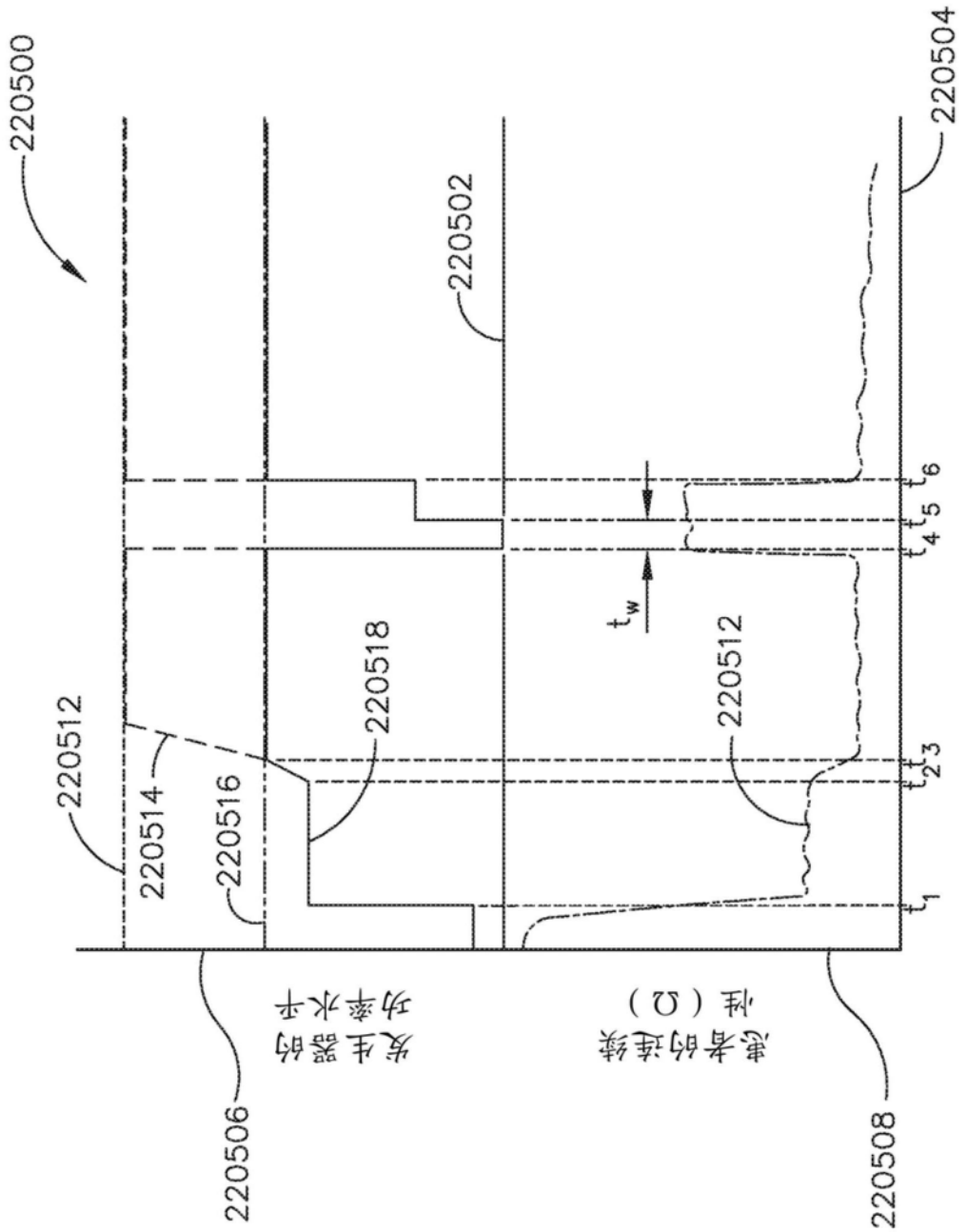

220500
220502
220504
220506
220508
220512
220514
220516
220518
220512
t_w
t_1
t_2
t_3
t_4
t_5
t_6
发生器的功率水平
患者的连续性（Ω）

图107

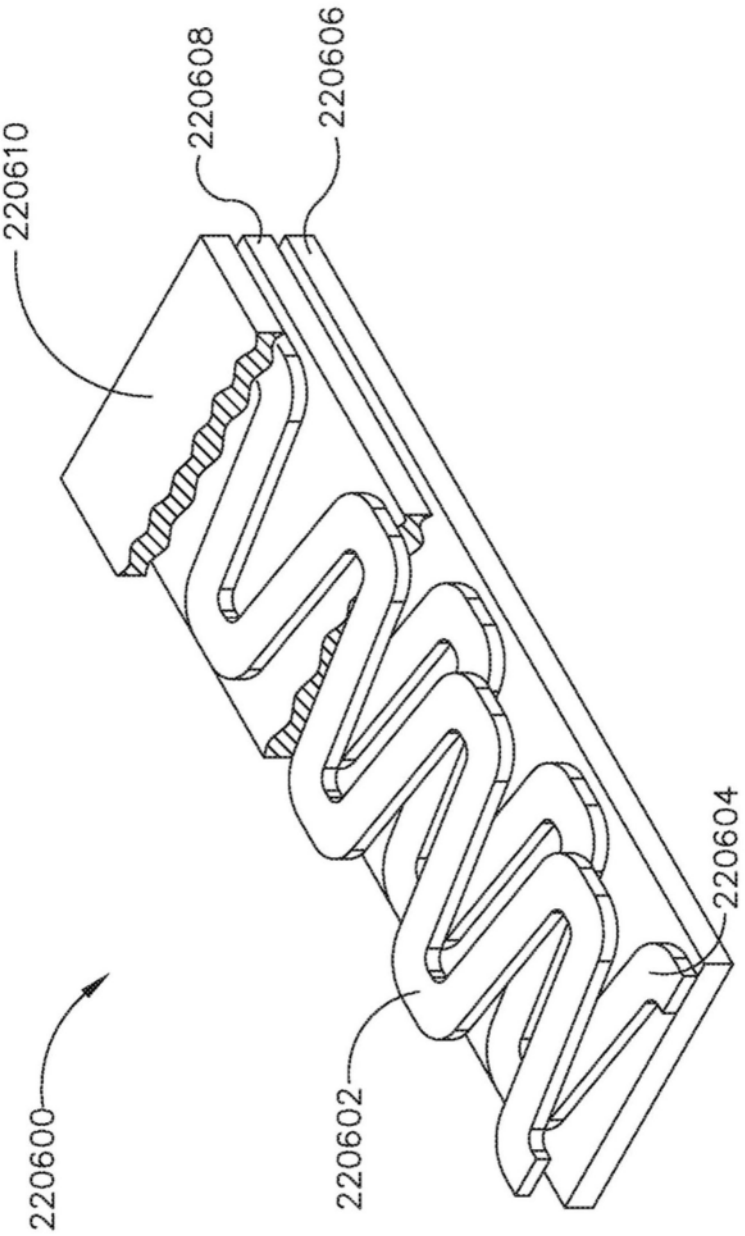


图108

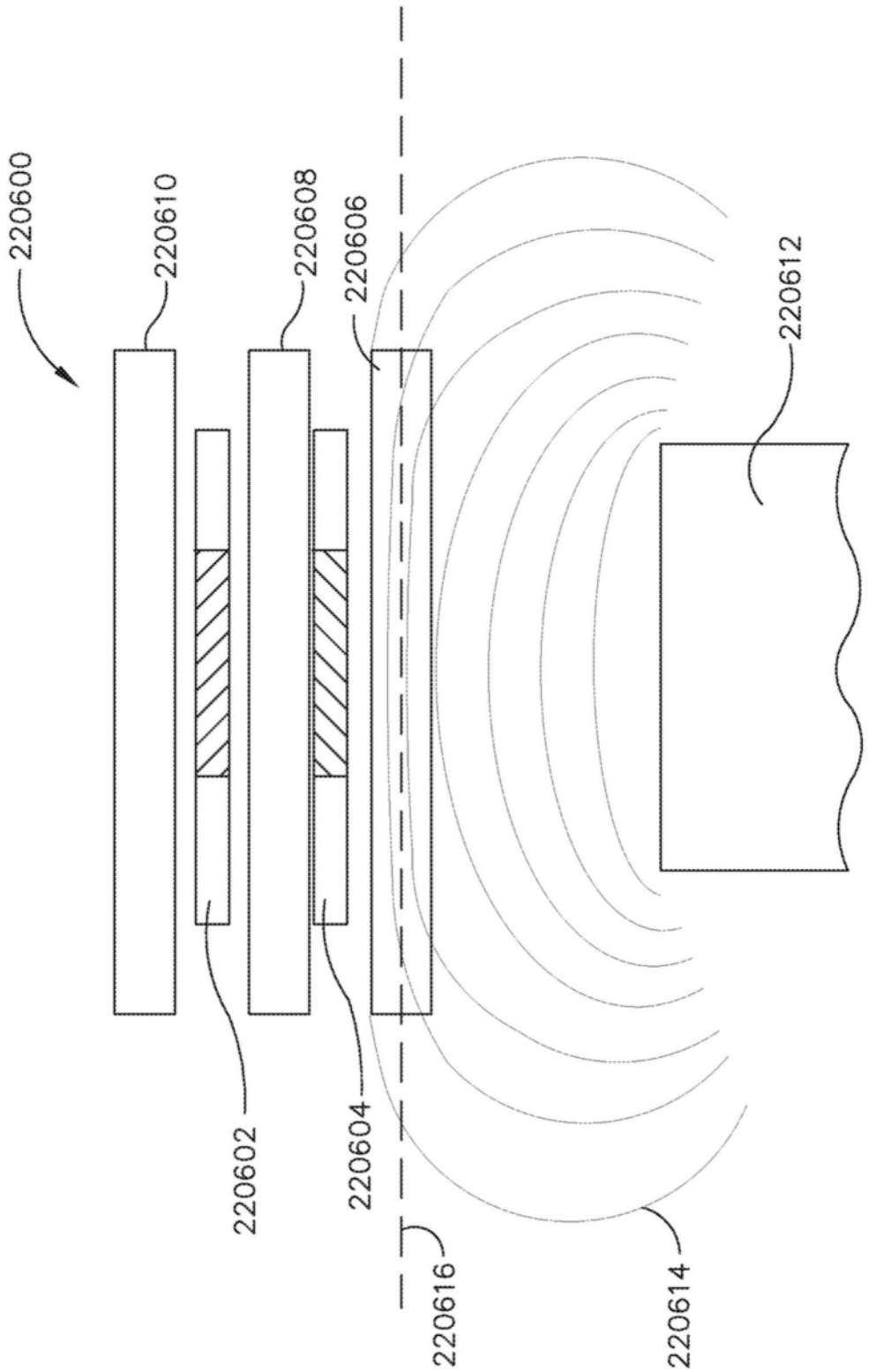

220600
220610
220608
220606
220612
220602
220604
220616
220614

图109

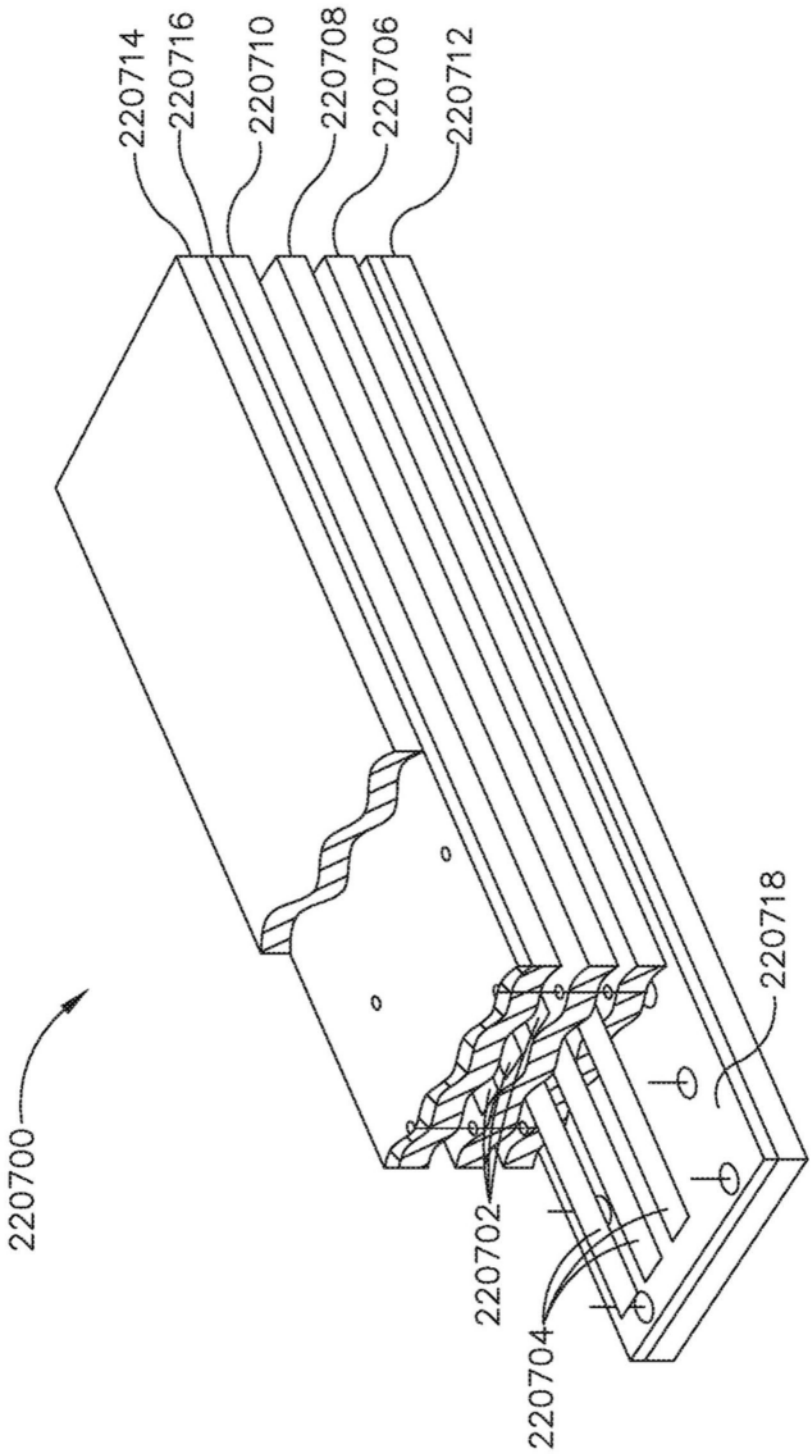

220714
220716
220710
220708
220706
220712
220718
220700
220702
220704

图110

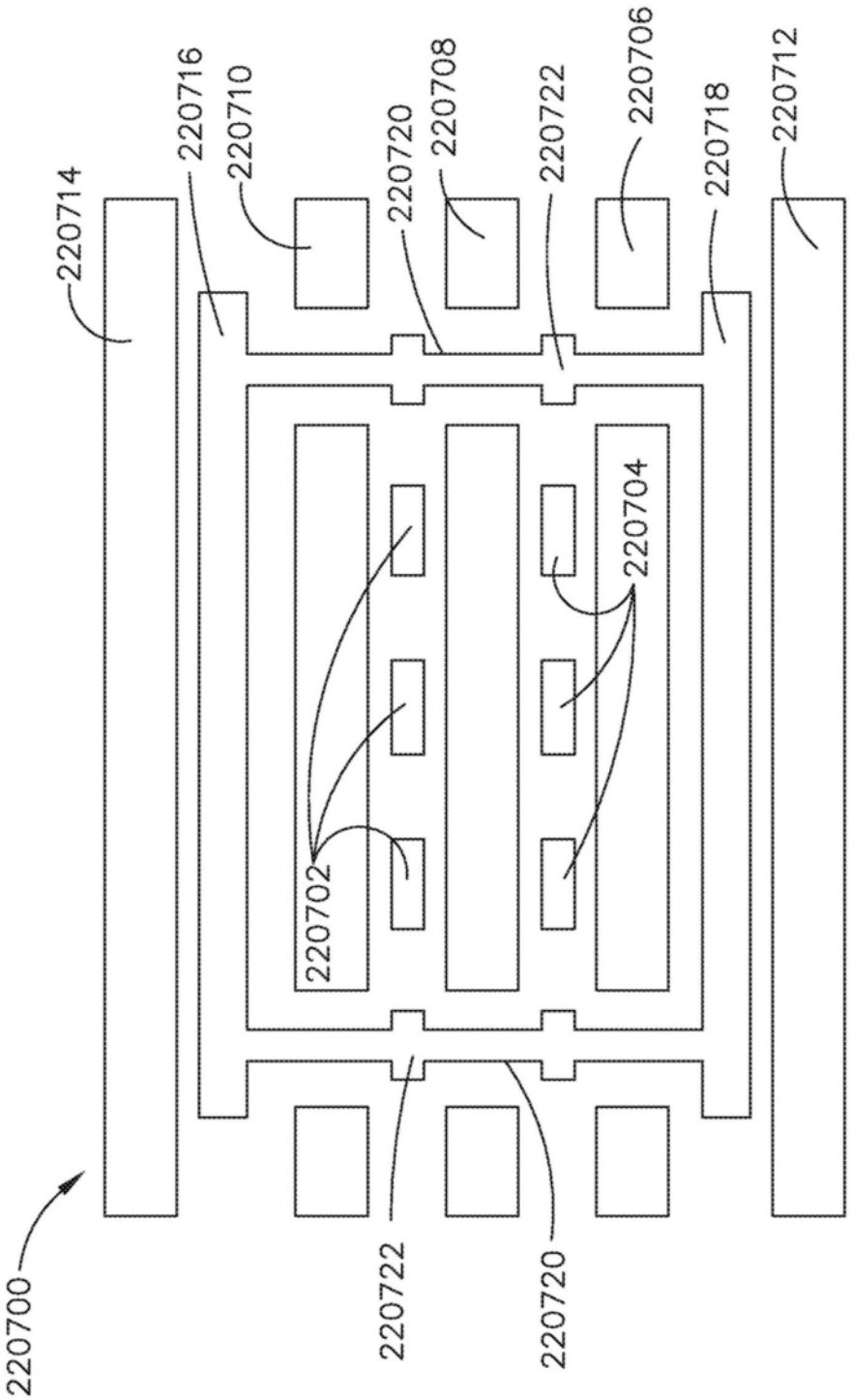

220714
220716
220710
220720
220708
220722
220706
220718
220712
220704
220702
220700
220722
220720

图111

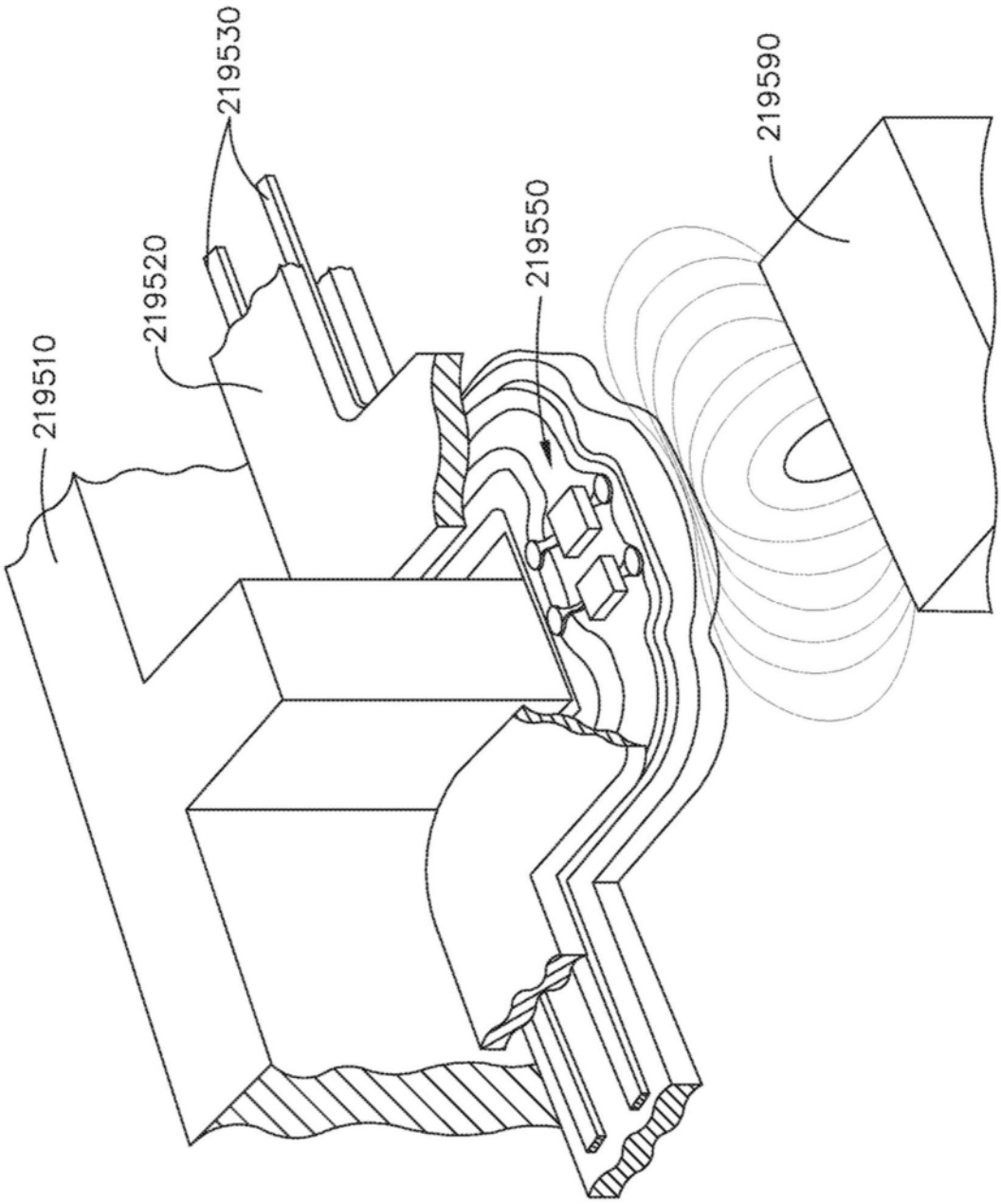


图111A

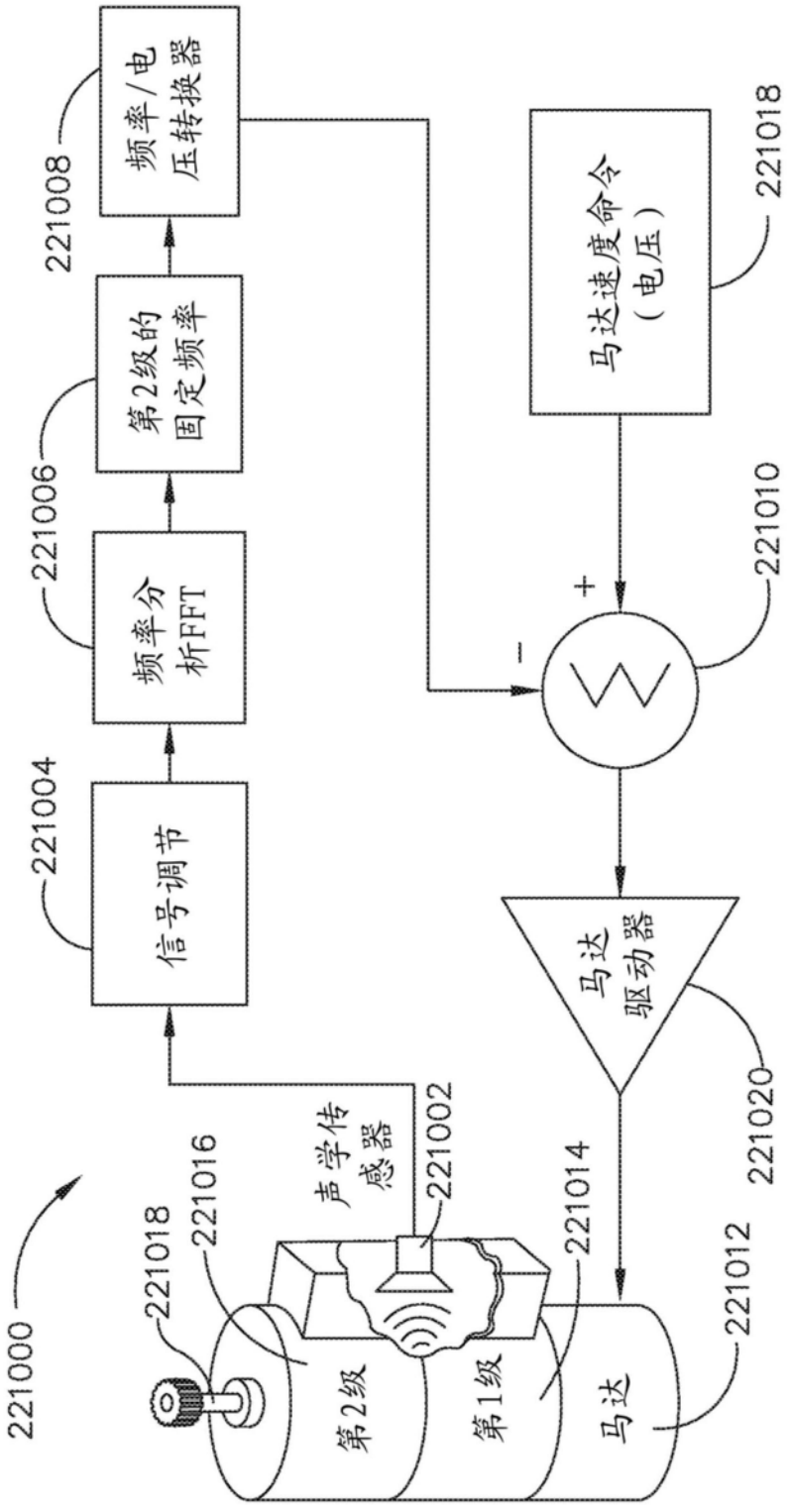

221000
221002
声学传感器
221004
信号调节
221006
频率分析FFT
221008
频率/电压转换器
221010
221012
马达
221014
第1级
第2级
221016
221018
221018
马达速度命令（电压）
221020
马达驱动器
+
−

图112

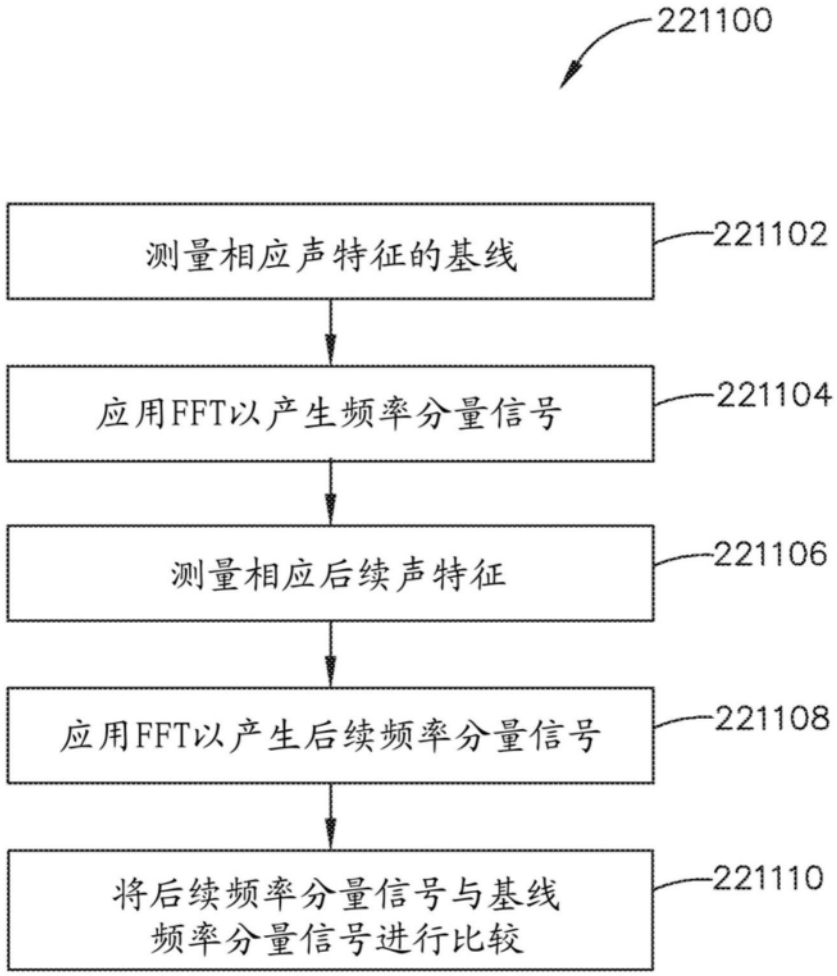

221100
测量相应声特征的基线
221102
应用FFT以产生频率分量信号
221104
测量相应后续声特征
221106
应用FFT以产生后续频率分量信号
221108
将后续频率分量信号与基线
频率分量信号进行比较
221110

图113

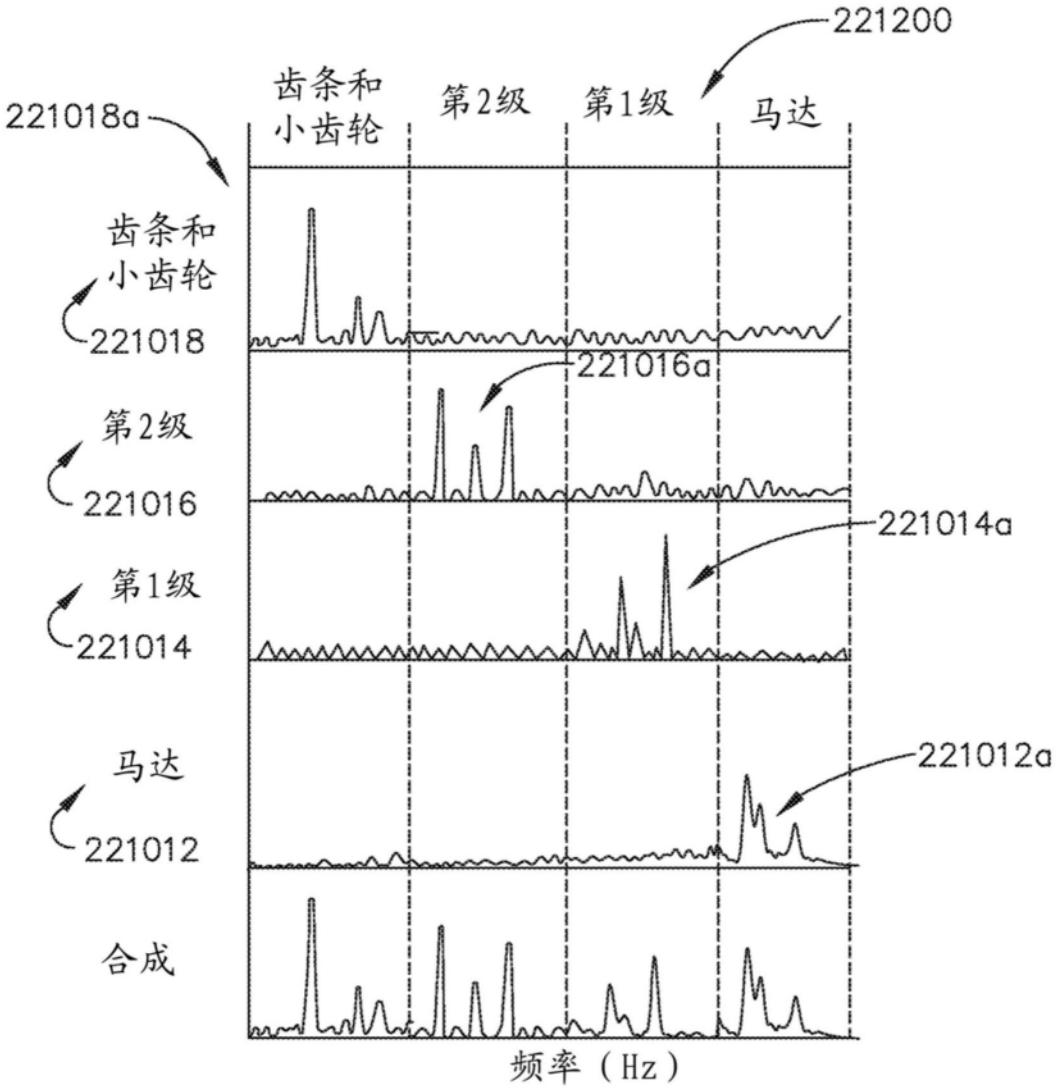

221200
齿条和
小齿轮
第2级
第1级
马达
221018a
齿条和
小齿轮
221018
221016a
第2级
221016
221014a
第1级
221014
马达
221012a
221012
合成
频率（Hz）

图114

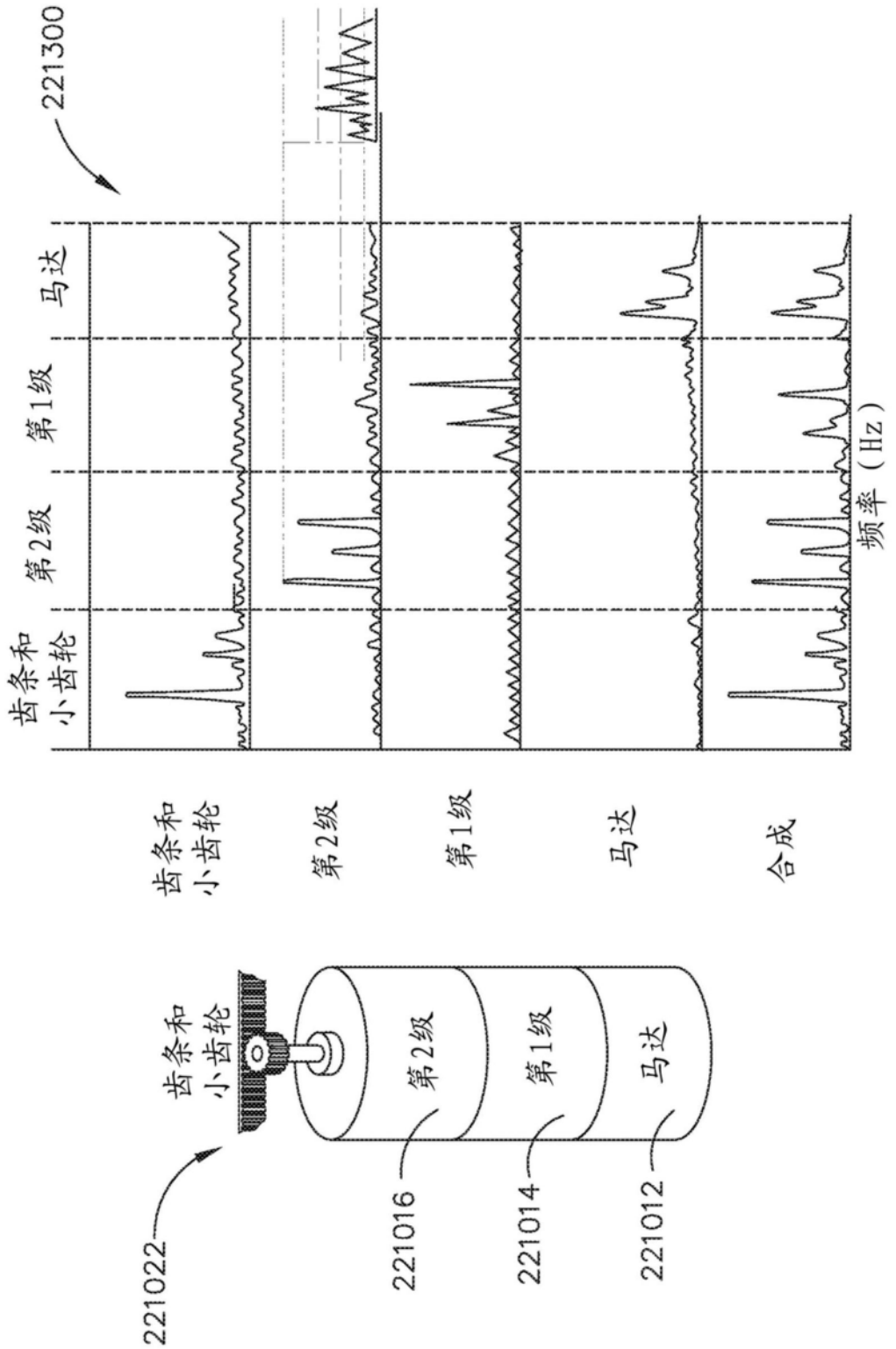

221300
齿条和小齿轮
第2级
第1级
马达
频率（Hz）
齿条和小齿轮
第2级
第1级
马达
合成
221022
221016
221014
221012

图115

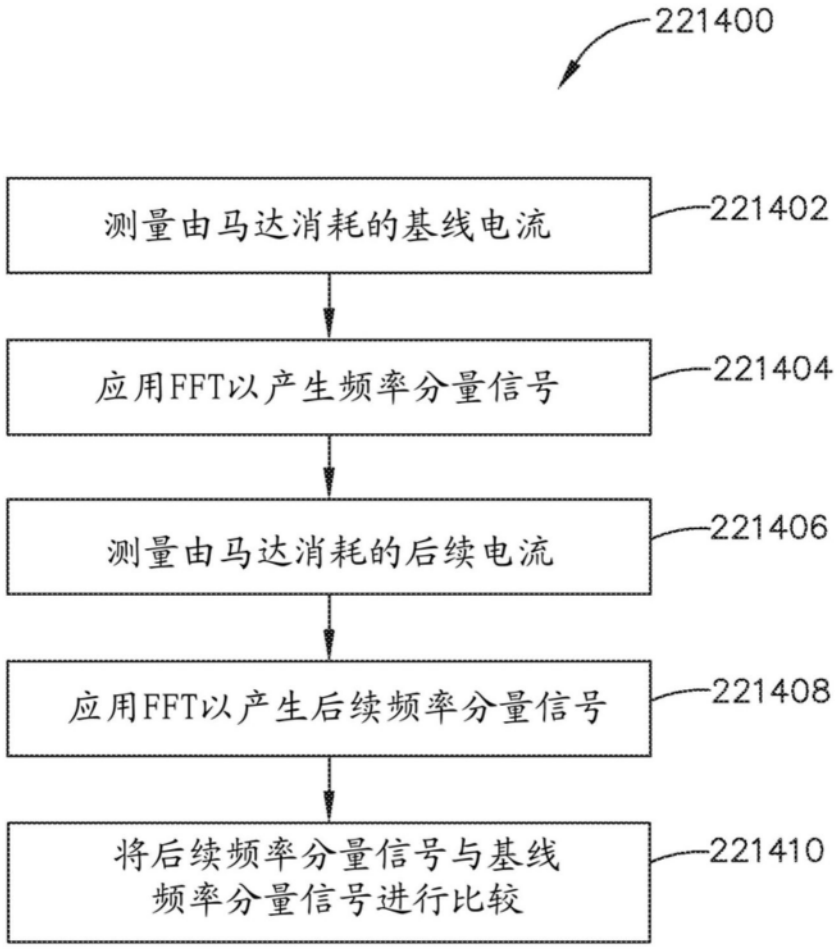

221400
测量由马达消耗的基线电流
221402
应用FFT以产生频率分量信号
221404
测量由马达消耗的后续电流
221406
应用FFT以产生后续频率分量信号
221408
将后续频率分量信号与基线频率分量信号进行比较
221410

图116

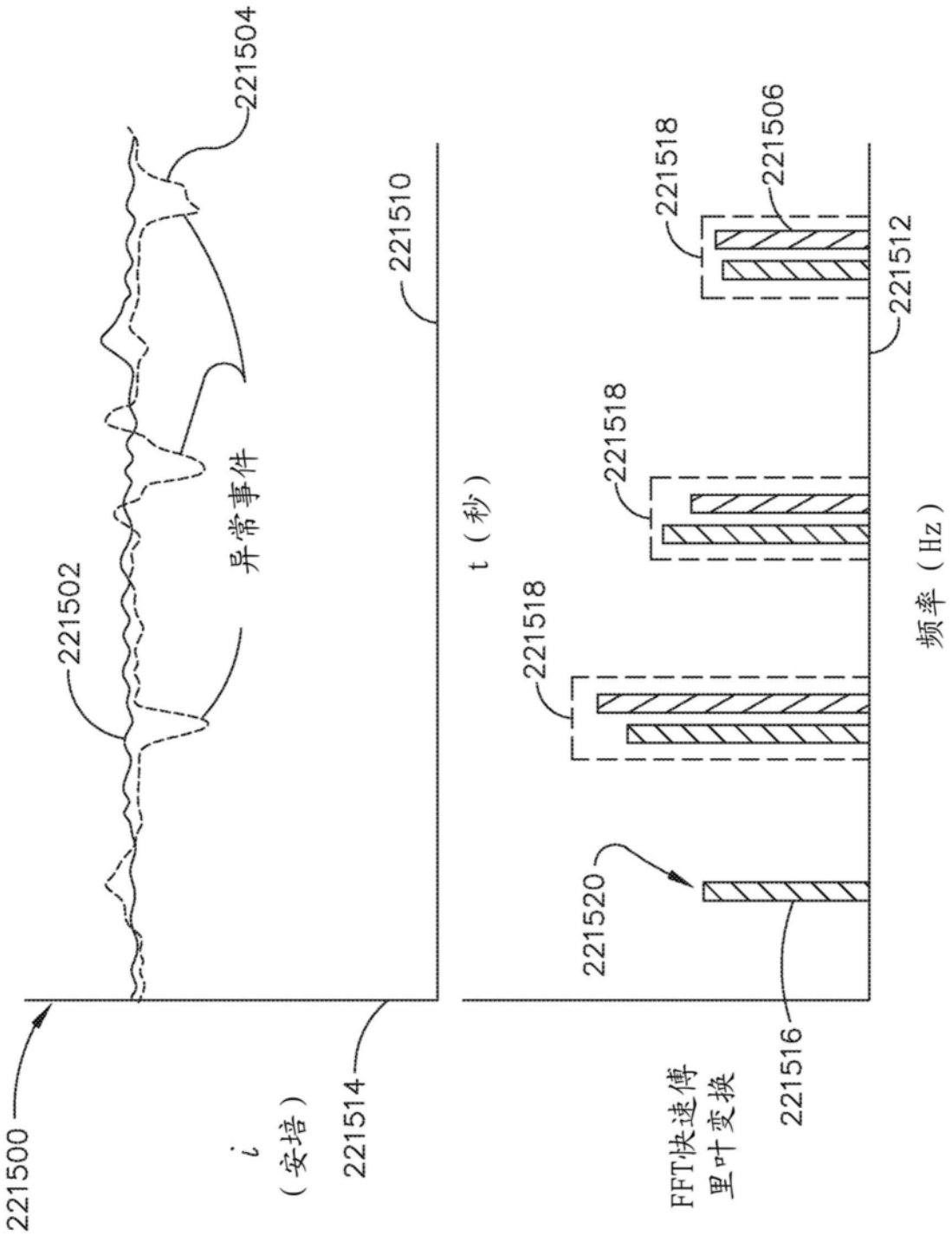

221500
i
（安培）
221514
221502
异常事件
221504
221510
t（秒）
221518
221518
221518
221506
221512
221520
221516
FFT快速傅
里叶变换
频率（Hz）

图117

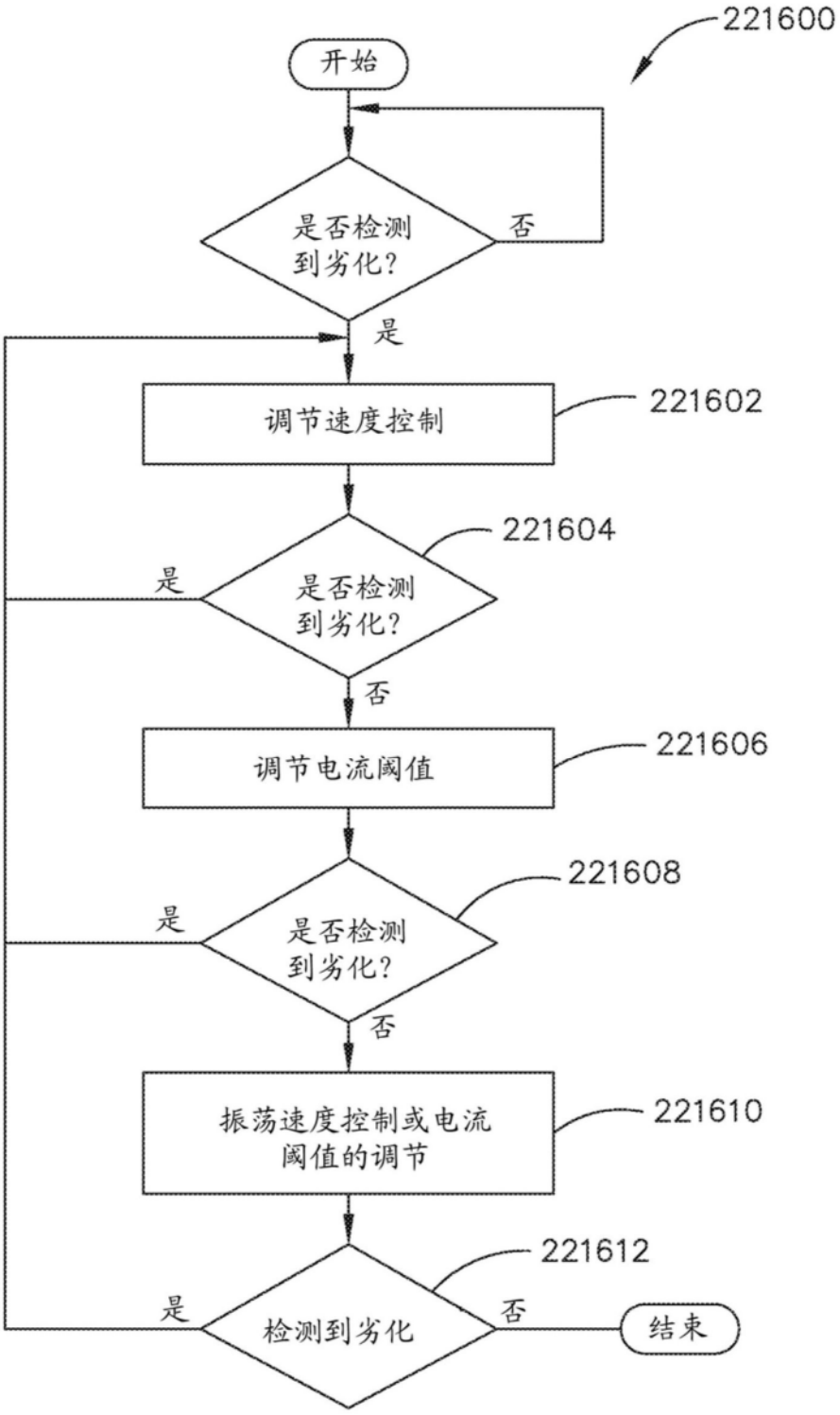

221600
开始
是否检测到劣化?
否
是
调节速度控制
221602
221604
是否检测到劣化?
是
否
调节电流阈值
221606
221608
是否检测到劣化?
是
否
振荡速度控制或电流阈值的调节
221610
221612
检测到劣化
是
否
结束

图118

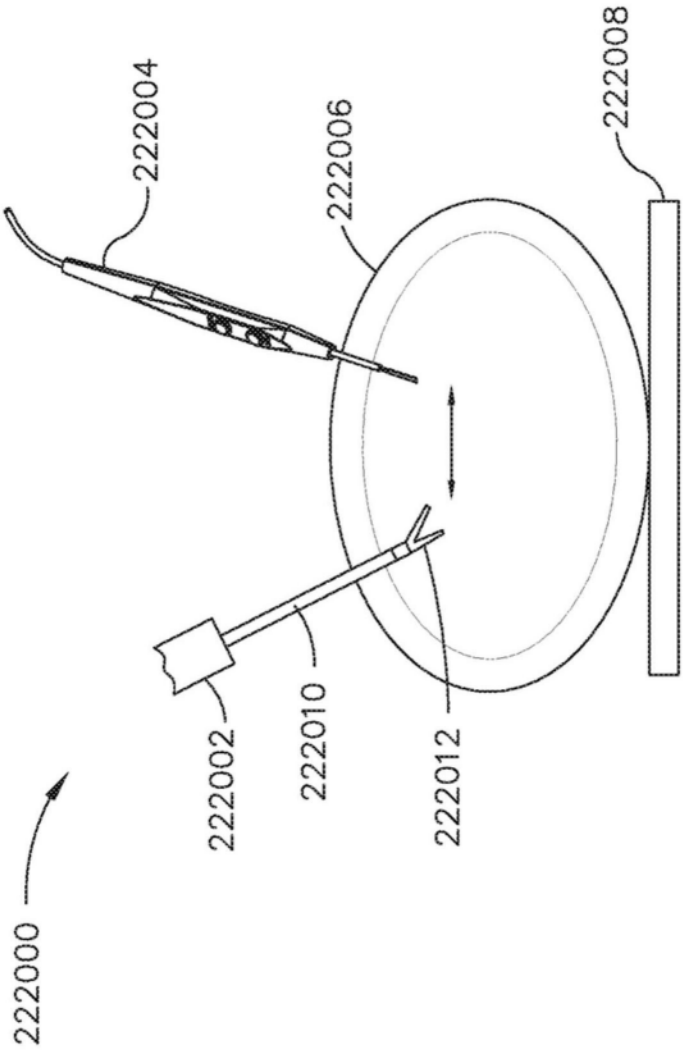


图119

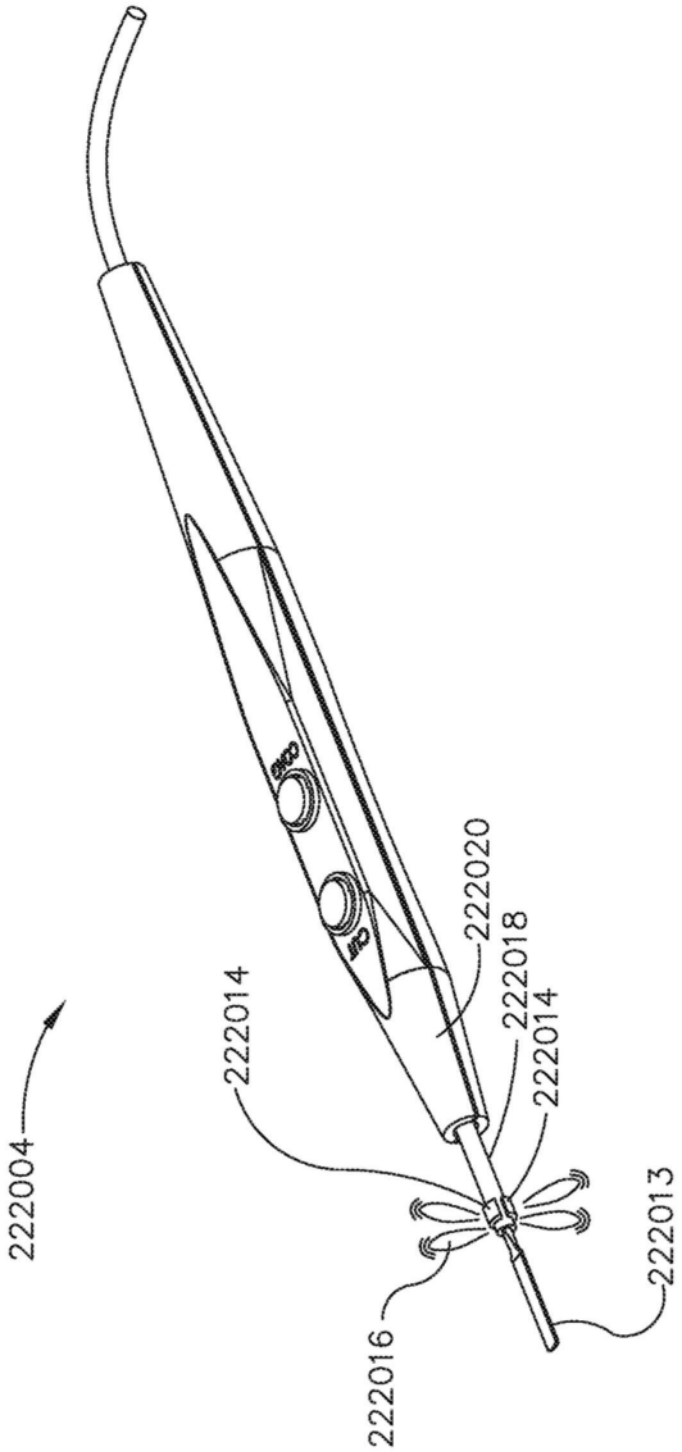


图120

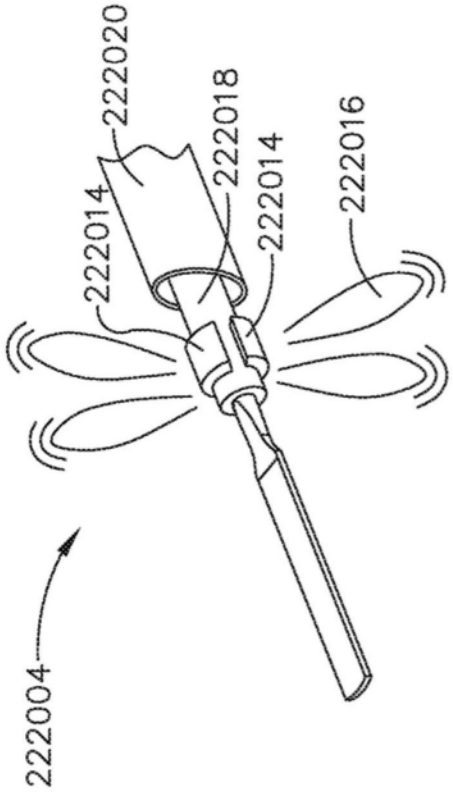

222004
222020
222018
222014
222014
222016

图121

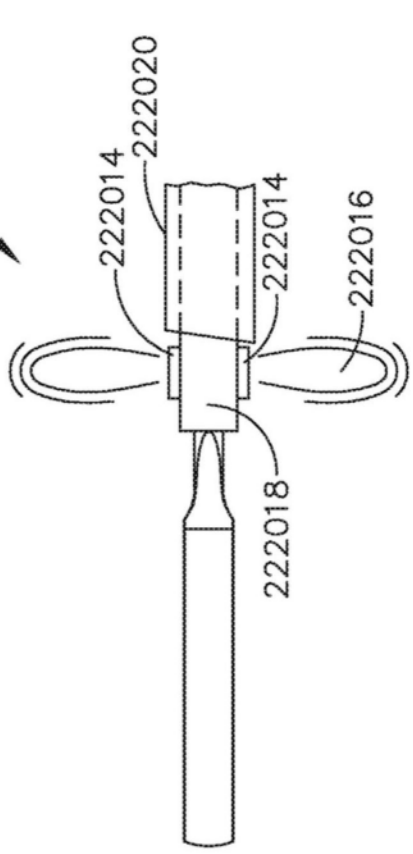

222004
222020
222014
222014
222016
222018

图122

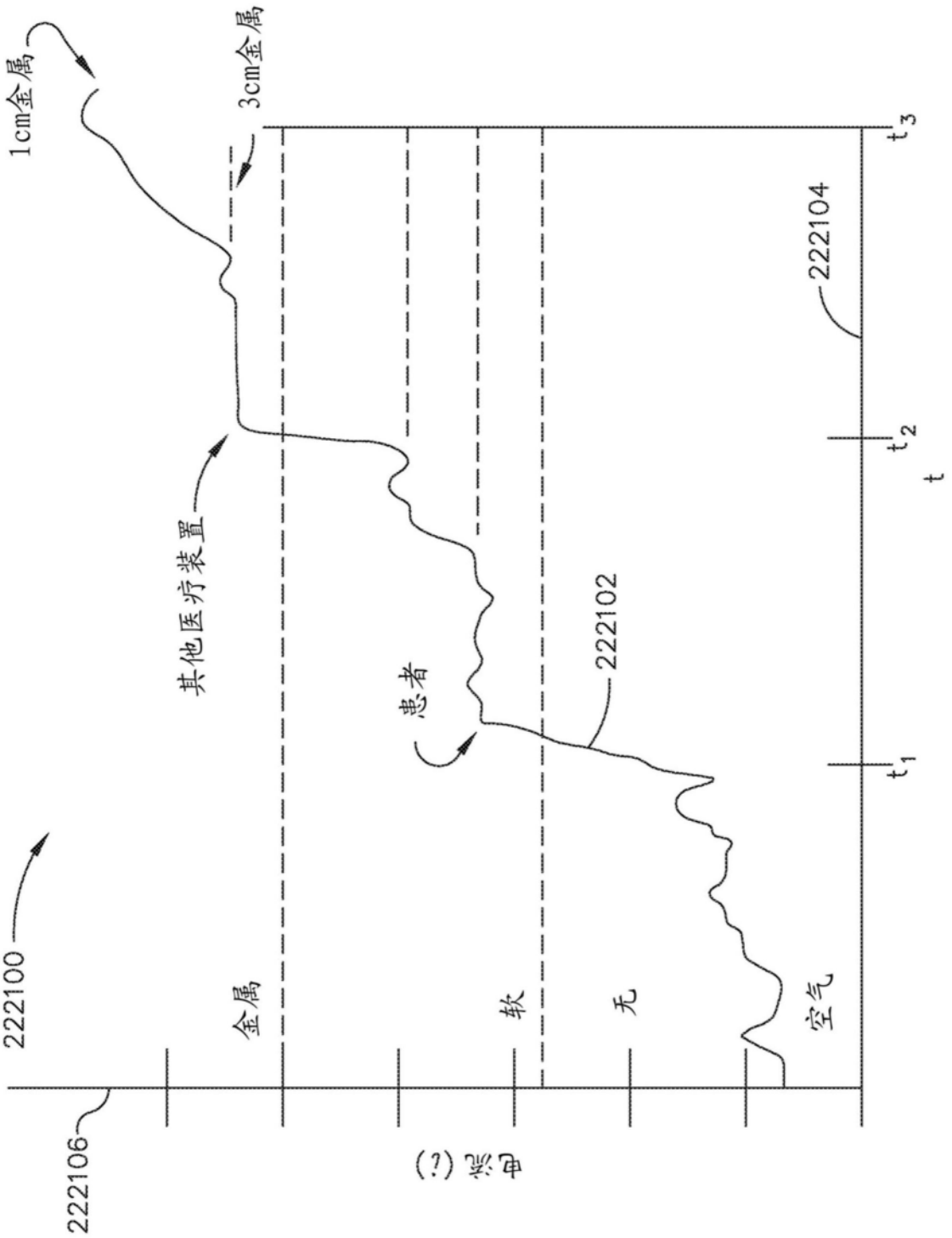

1cm金属
3cm金属
其他医疗装置
患者
222102
222104
222100
222106
金属
软
无
空气
电容(?)
t1
t2
t3
t

图123

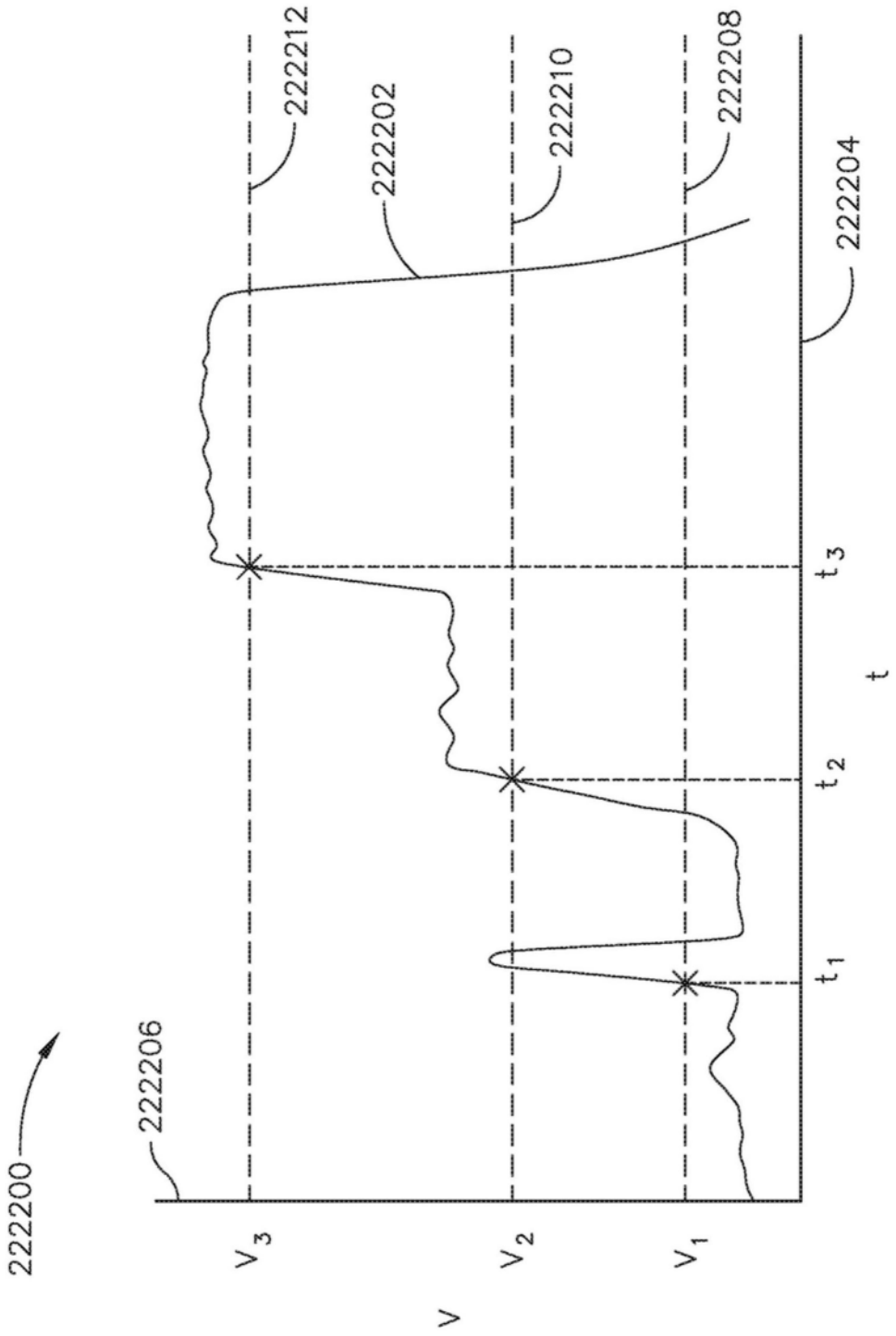

222200
222206
222212
222202
222210
222208
222204
V3
V2
V1
V
t3
t2
t1
t

图124

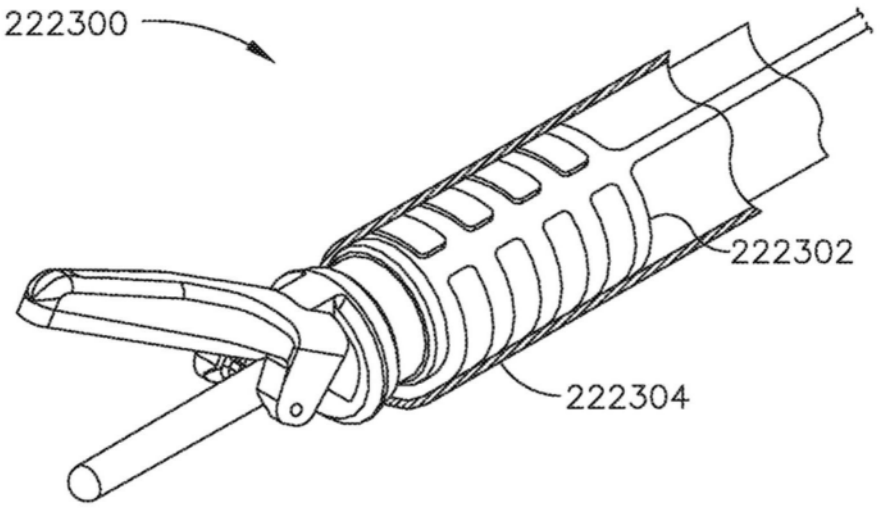

222300
222302
222304

图125

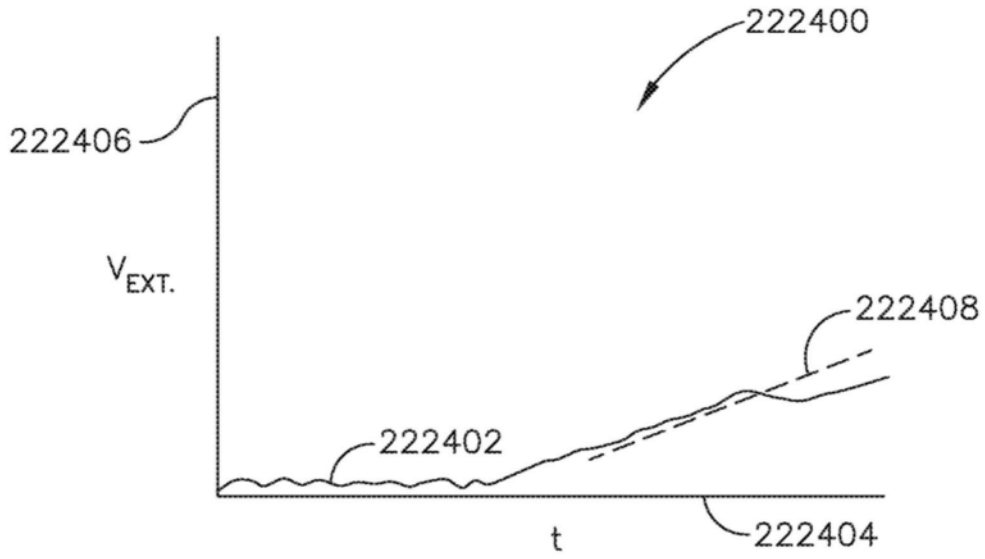

222400
222406
$V_{EXT.}$
222408
222402
t
222404

图126

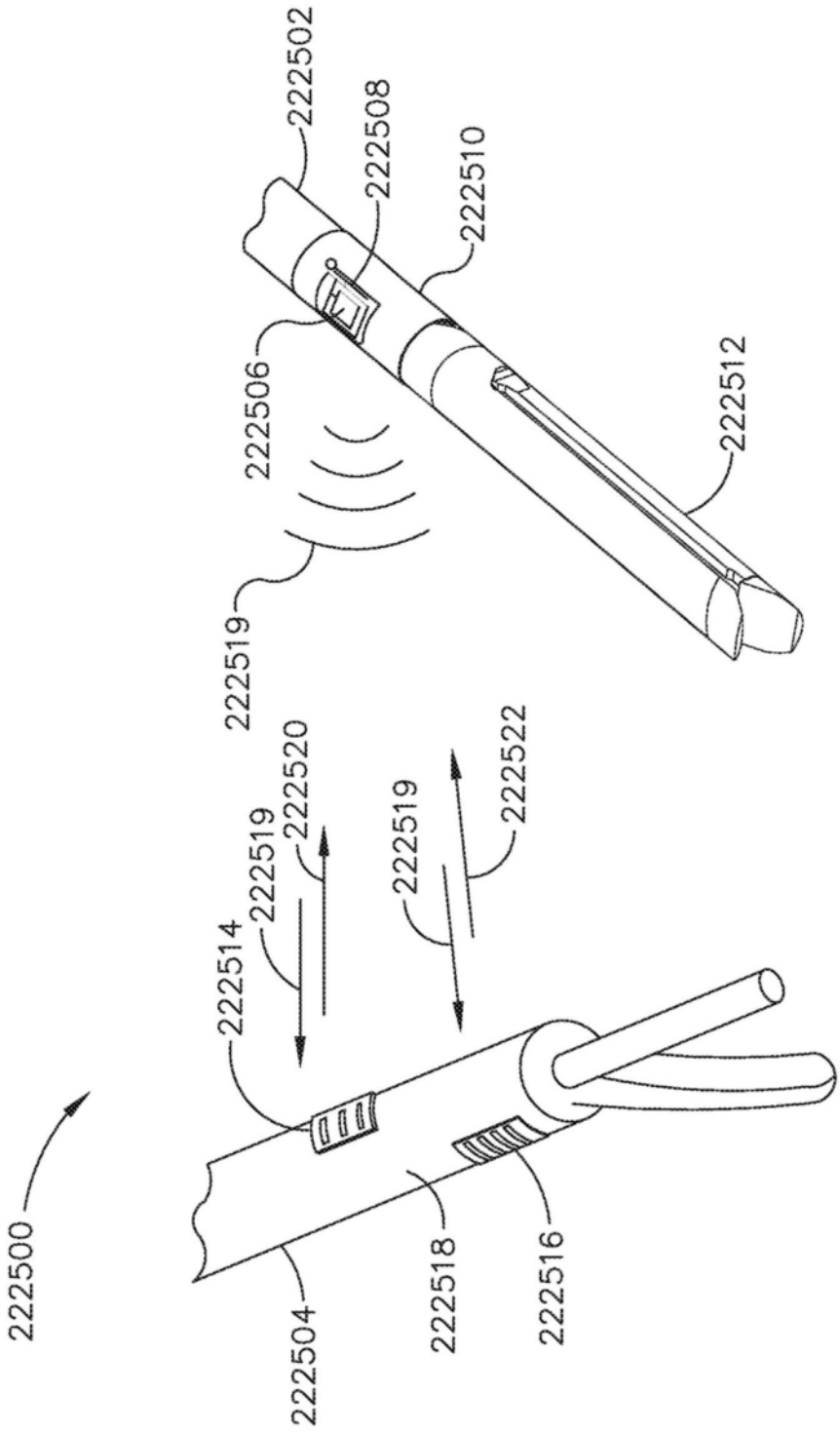

222502
222508
222510
222506
222512
222519
222520
222519
222522
222519
222514
222500
222504
222518
222516

图127

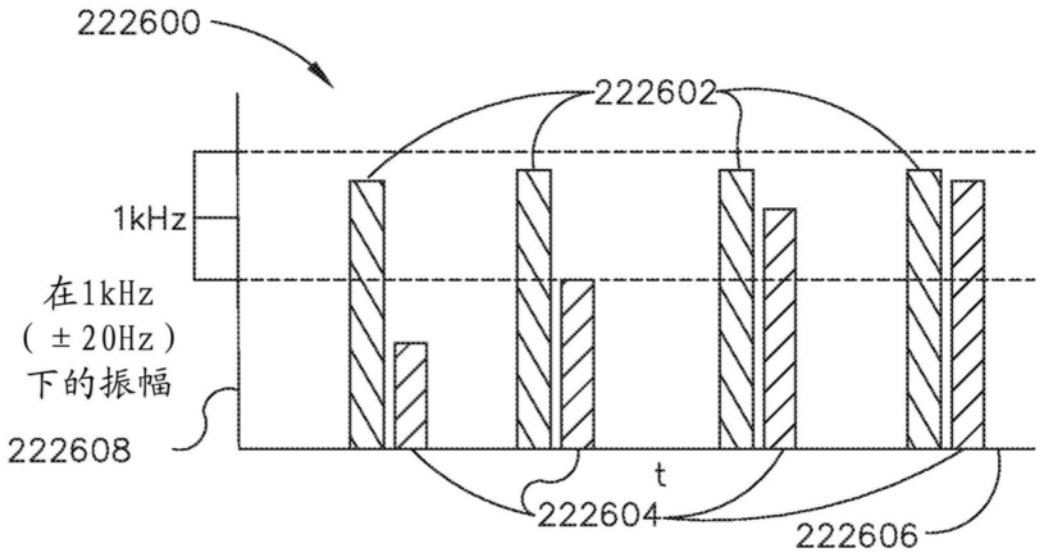

222600
222602
1kHz
在1kHz
(±20Hz)
下的振幅
222608
t
222604
222606

图128

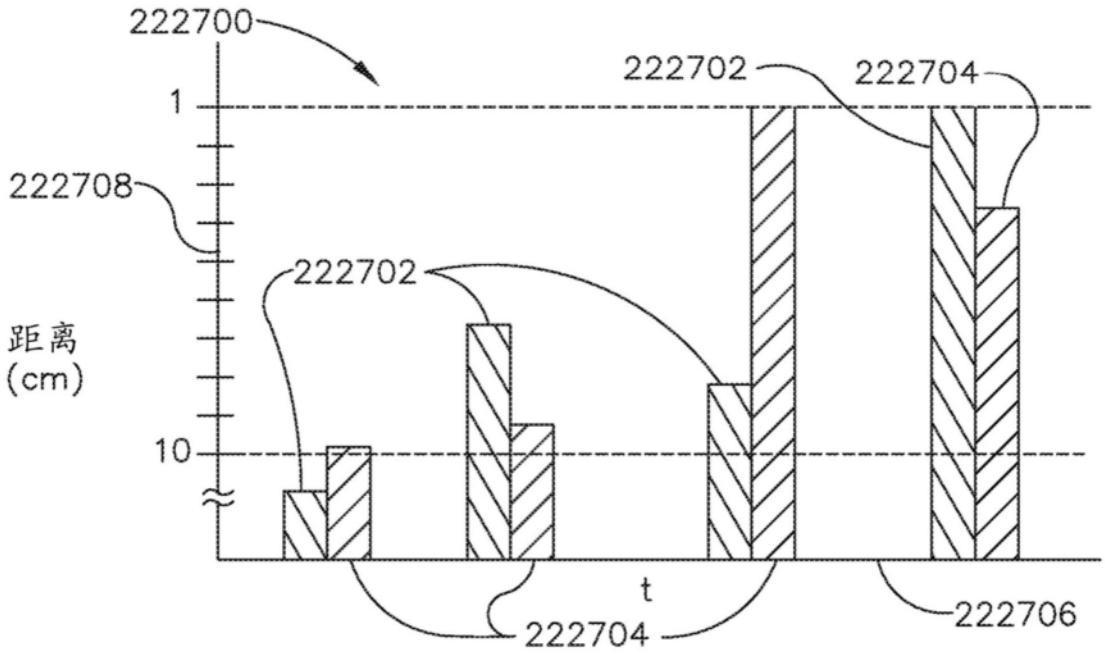

222700
222702
222704
1
222708
222702
距离
(cm)
10
t
222704
222706

图129

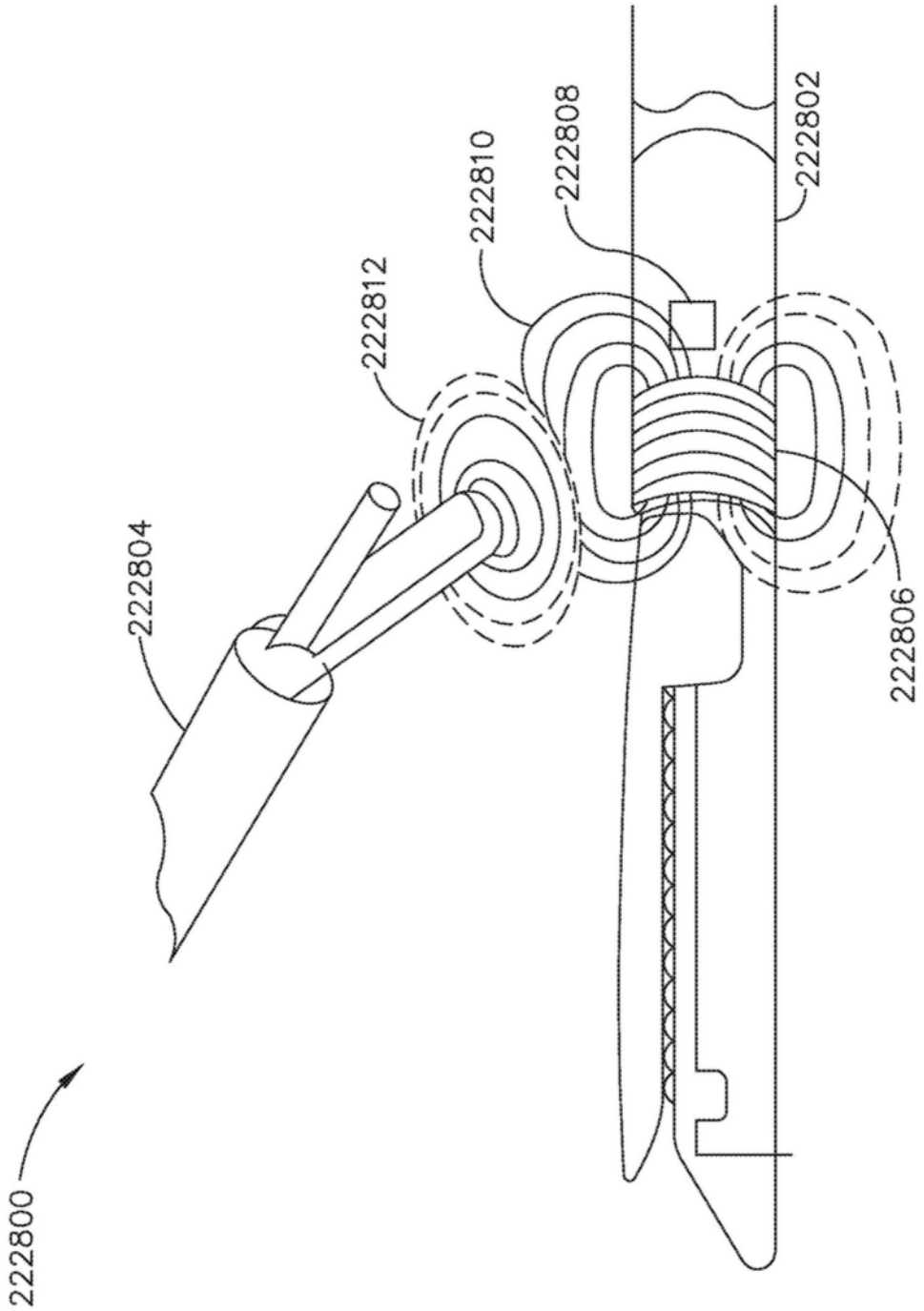


图130

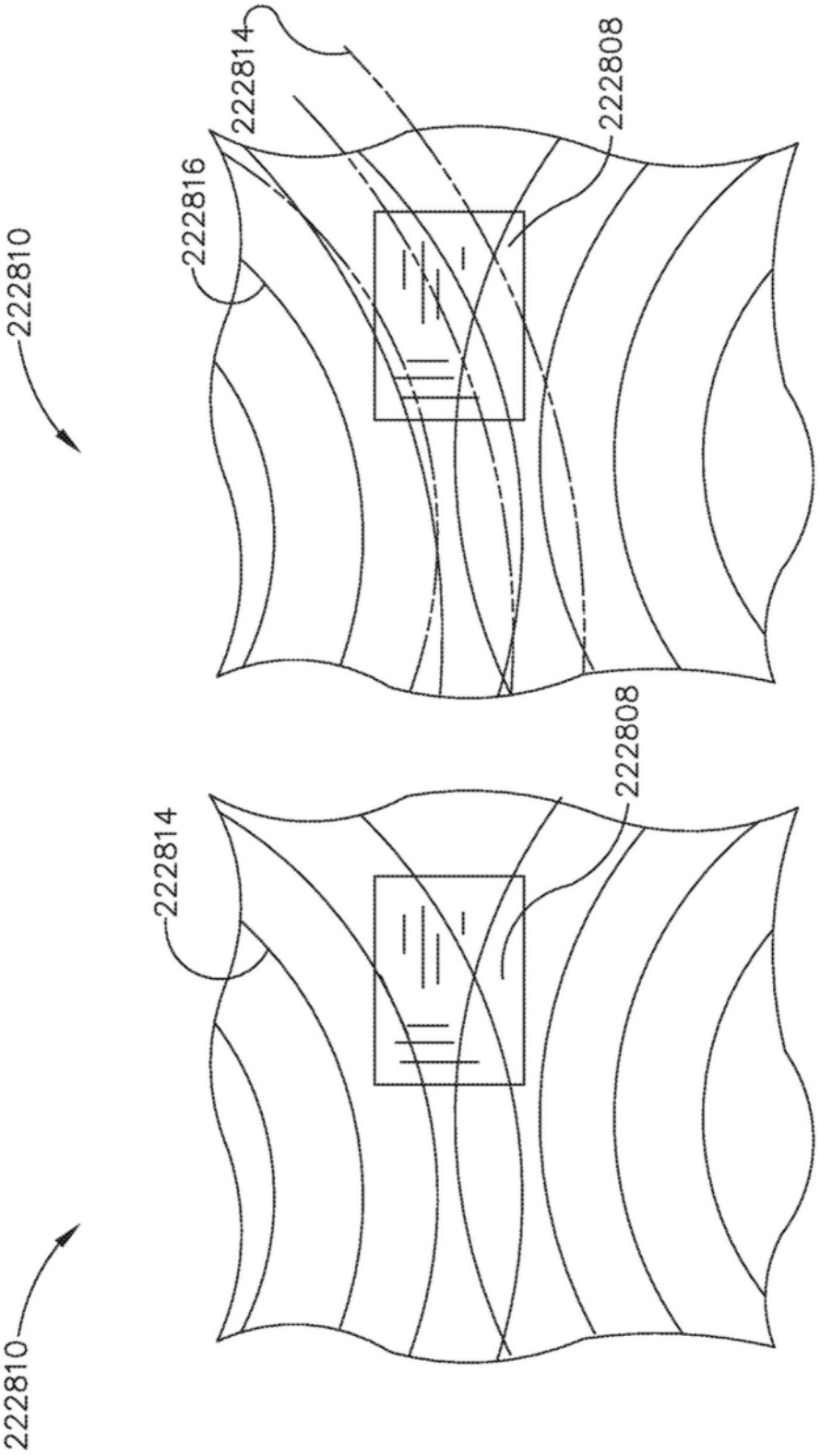


图132

图131

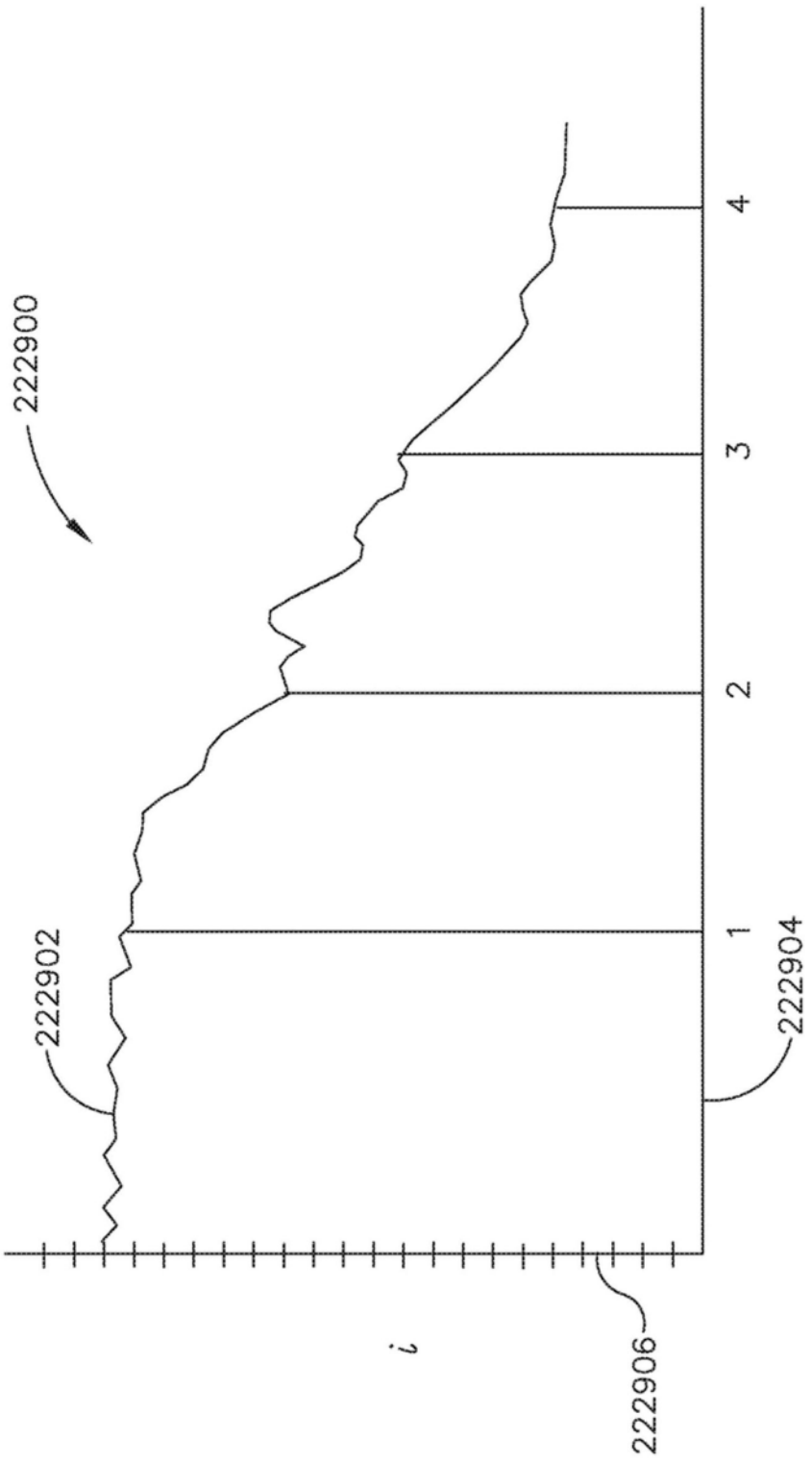


图133

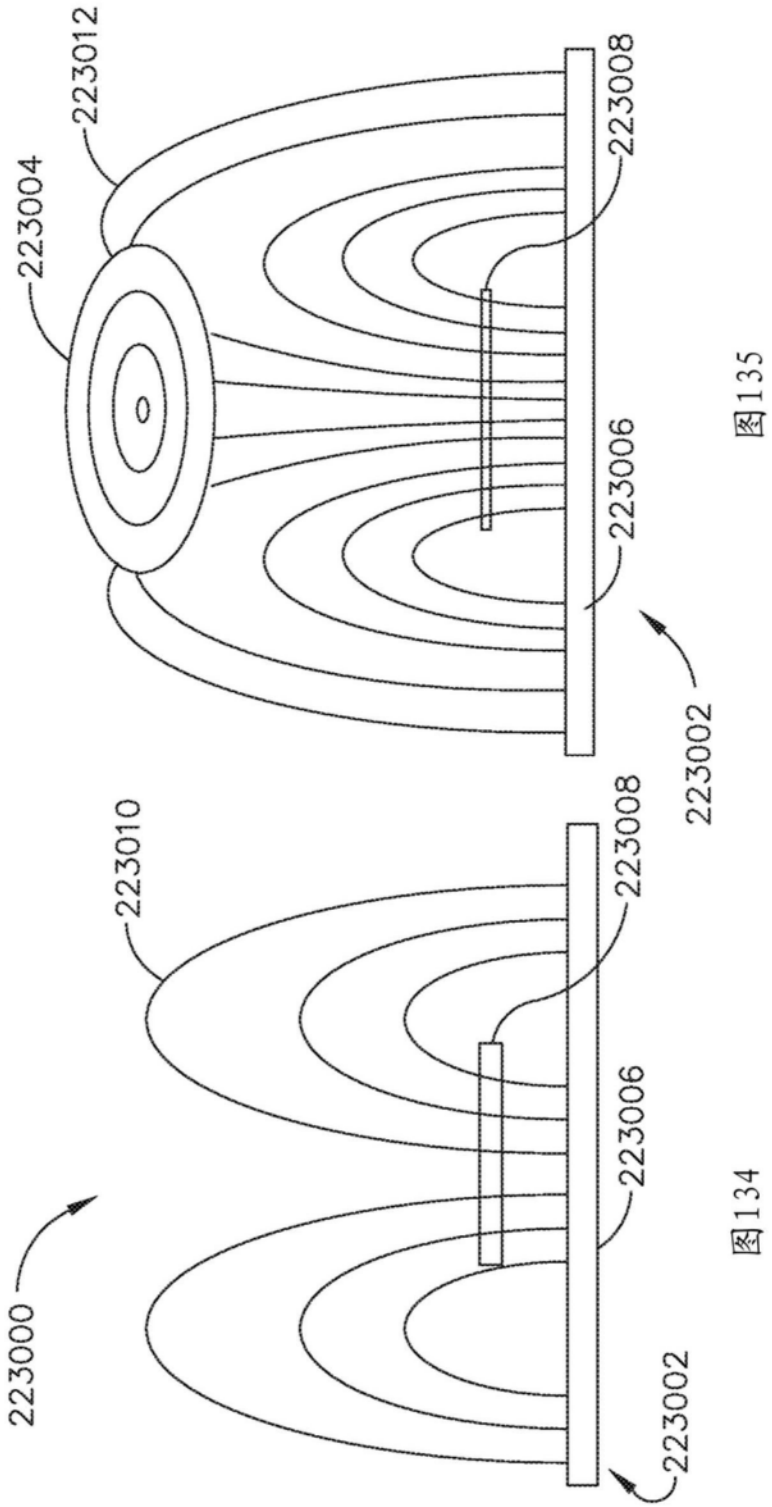

223000
223004
223012
223008
223006
223002

图135

223000
223010
223008
223006
223002

图134

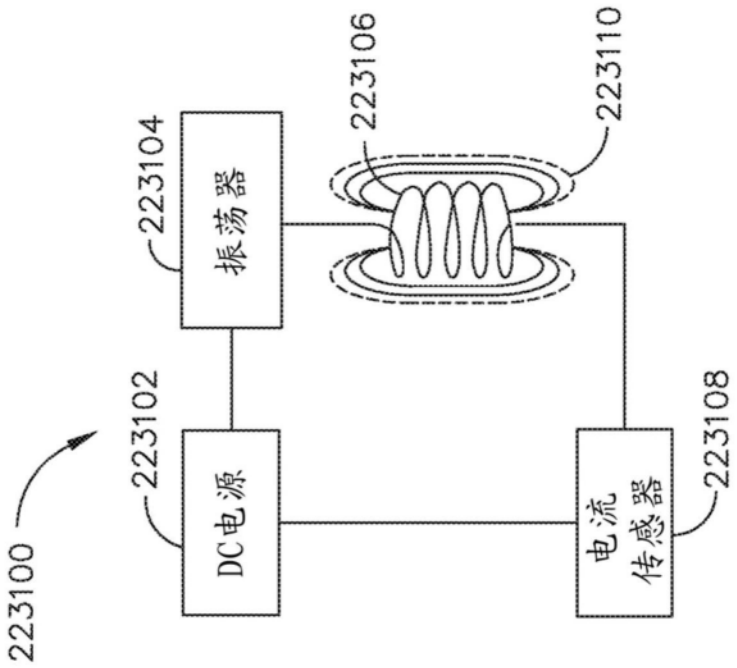

223100
223102
DC电源
223104
振荡器
223106
223108
电流
传感器
223110

图136

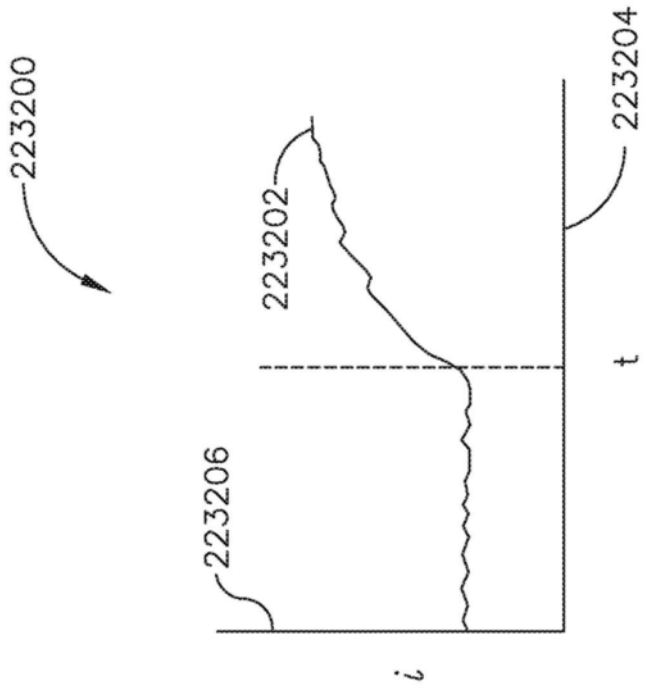

223200
223202
223204
223206
t
i

图137

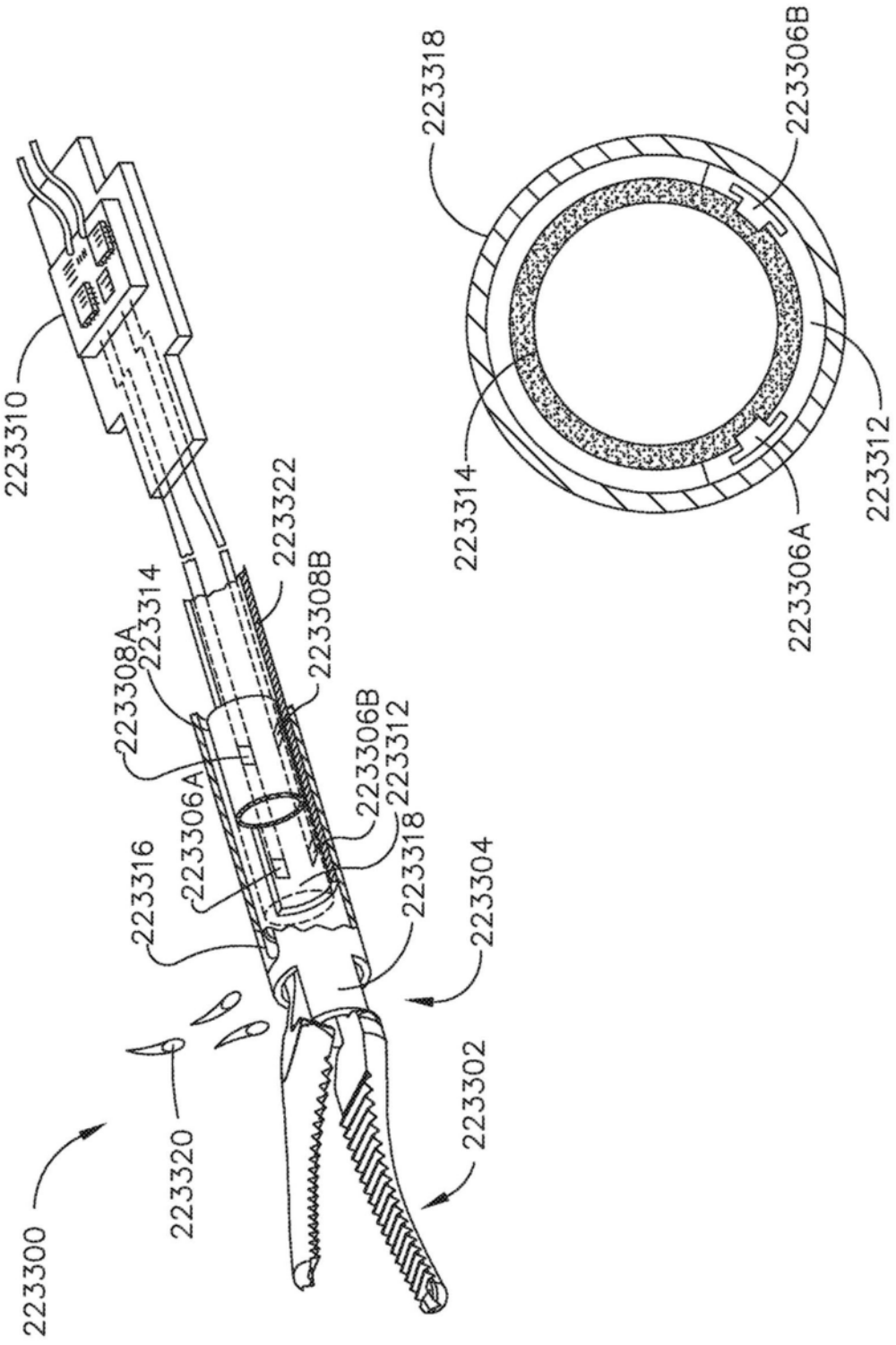

223310
223322
223314
223308A
223308B
223306B
223312
223306A
223316
223318
223304
223320
223302
223300
223318
223306B
223314
223312
223306A

图138

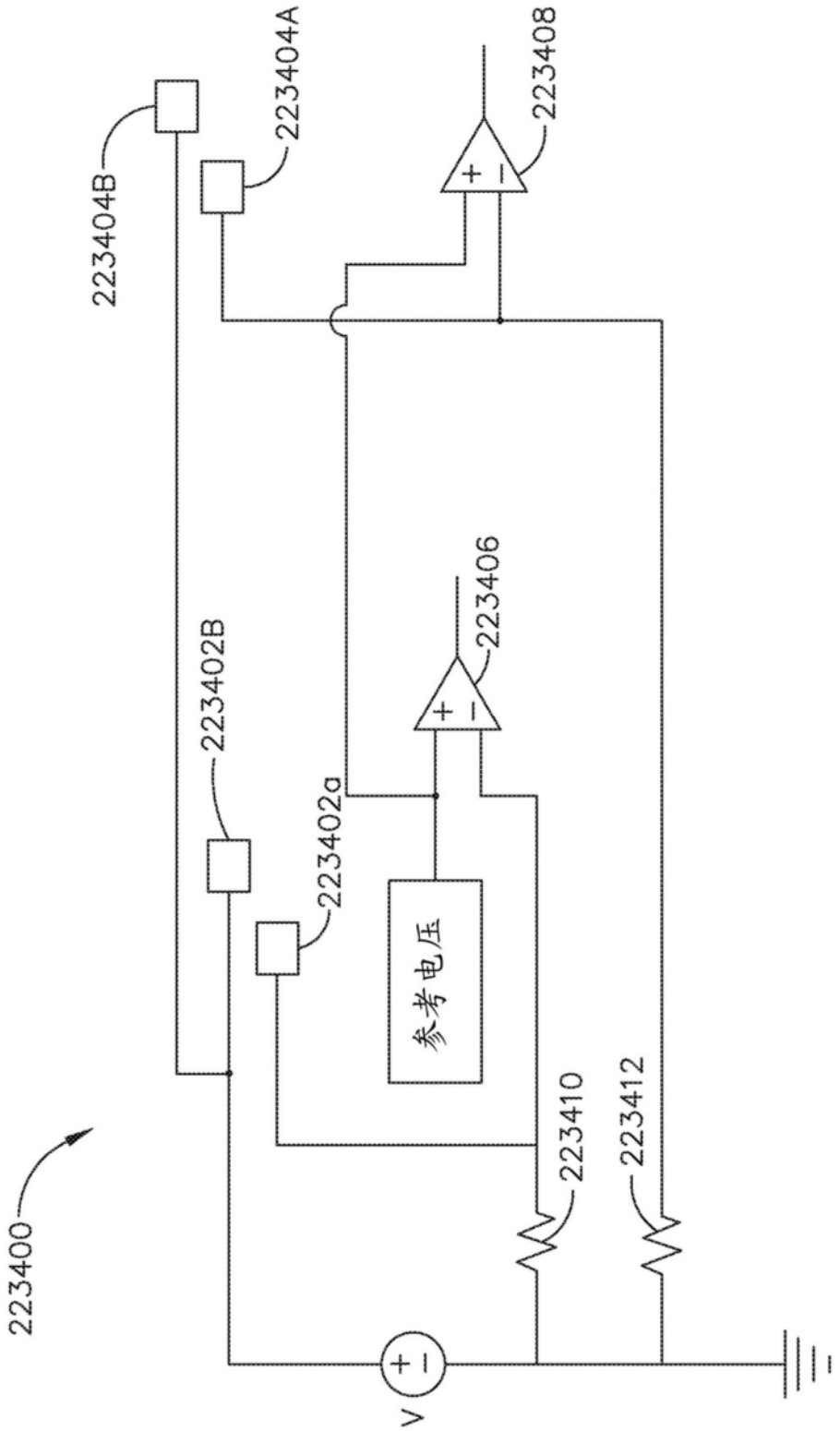

223400
223404B
223404A
223408
223402B
223406
223402a
参考电压
223410
223412
V

图139

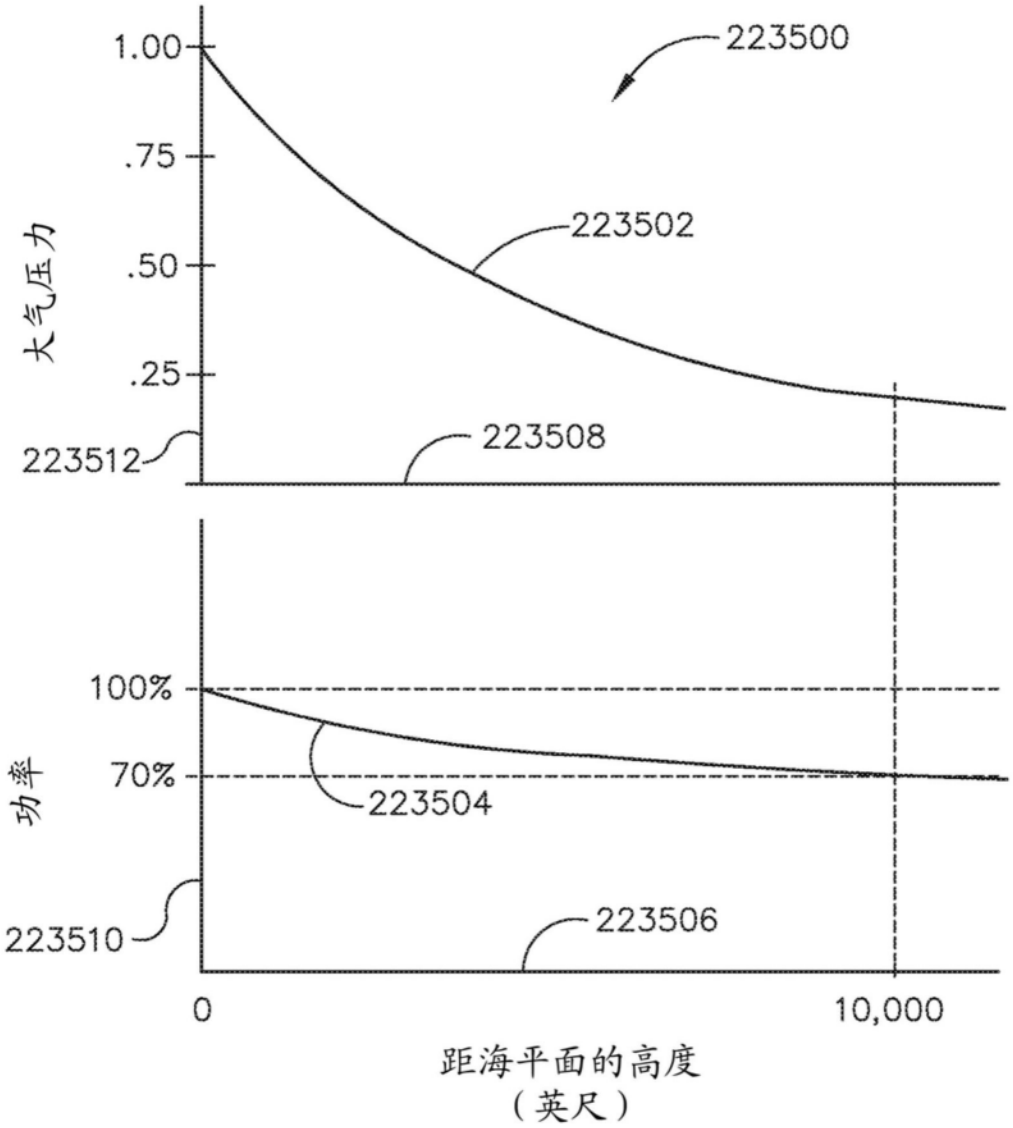

1.00
.75
.50
.25
大气压力
223500
223502
223508
223512
100%
70%
功率
223504
223506
223510
0
10,000
距海平面的高度
（英尺）

图140

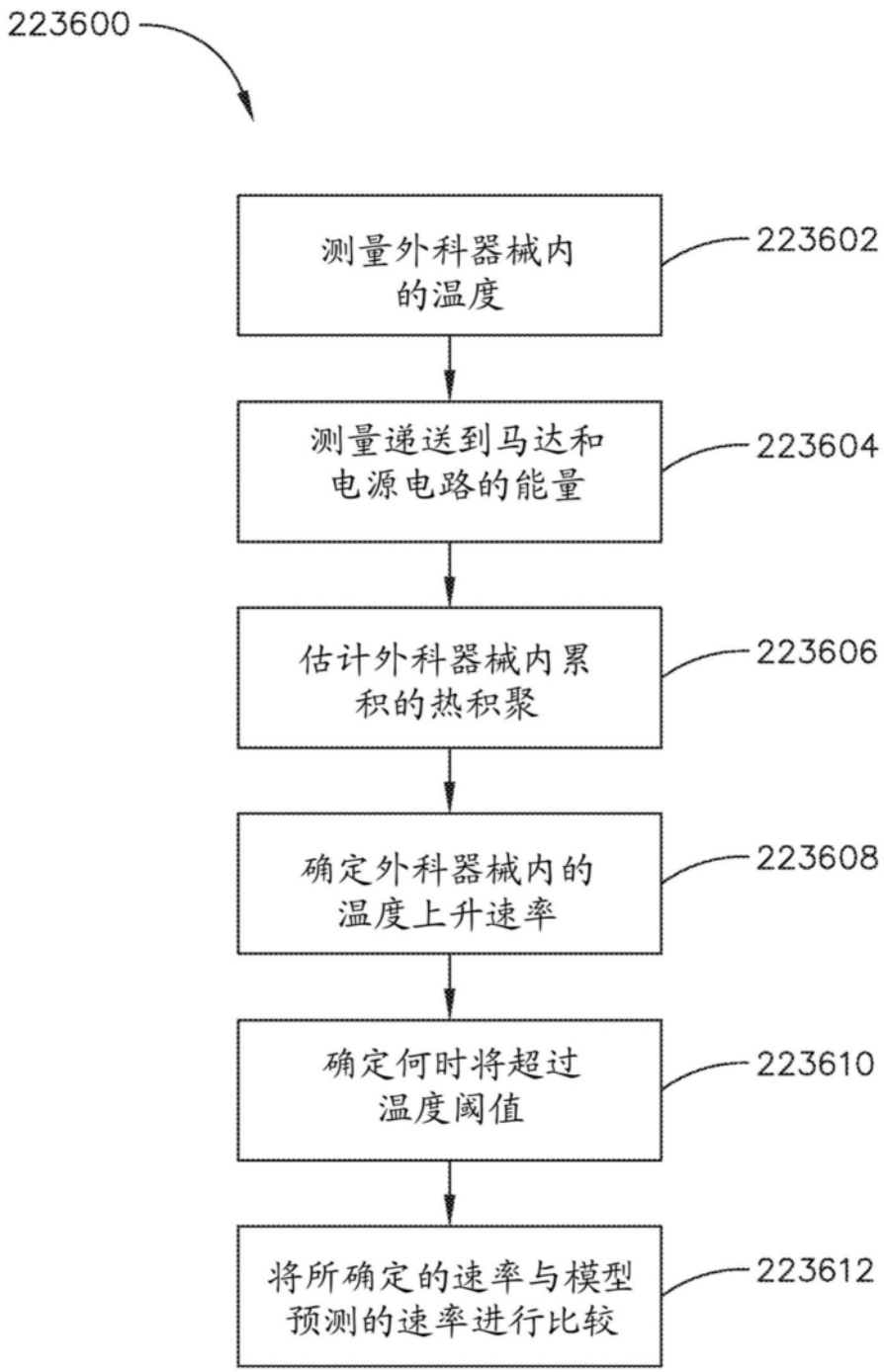

223600
测量外科器械内的温度
223602
测量递送到马达和电源电路的能量
223604
估计外科器械内累积的热积聚
223606
确定外科器械内的温度上升速率
223608
确定何时将超过温度阈值
223610
将所确定的速率与模型预测的速率进行比较
223612

图141

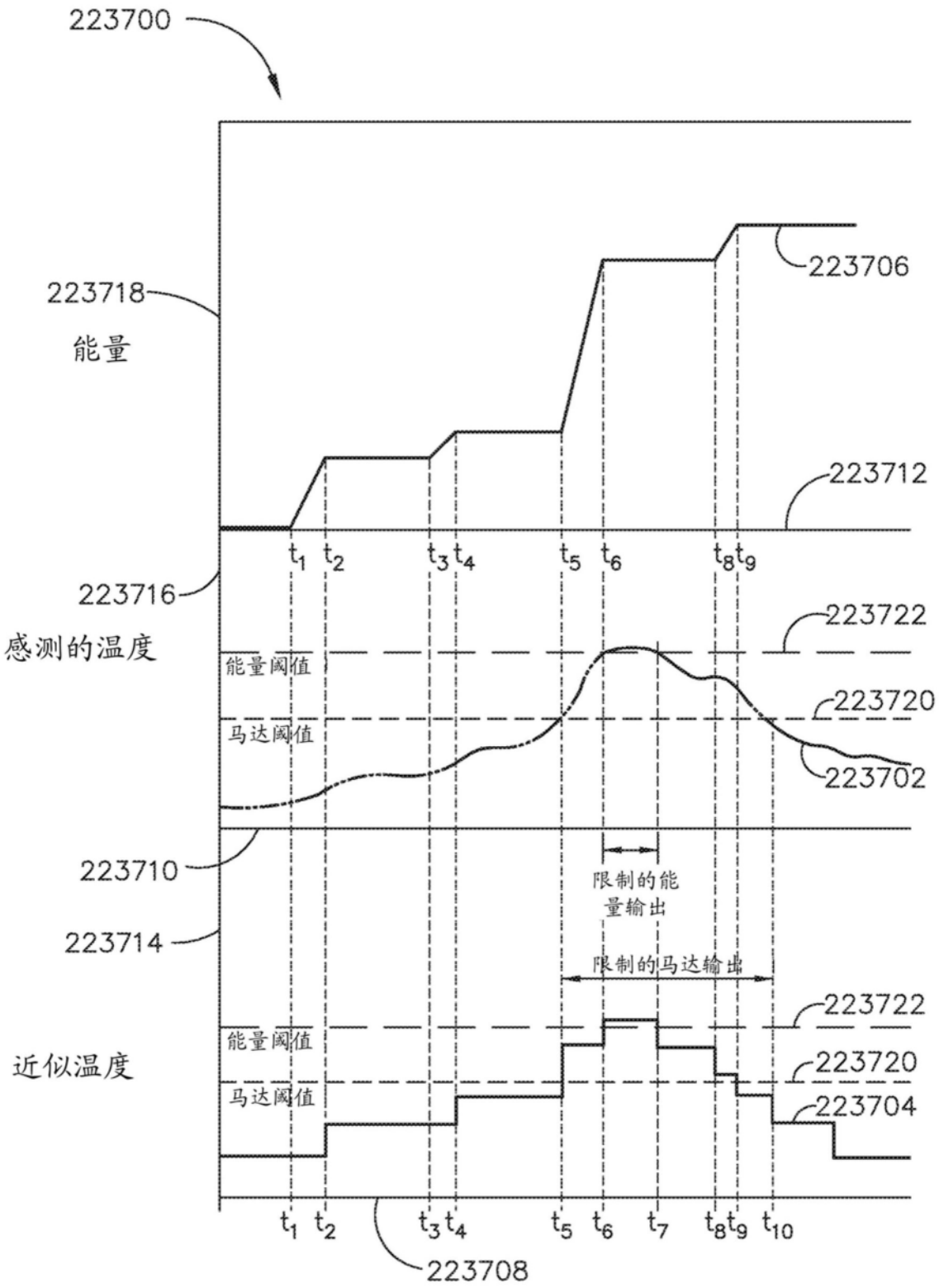

223700
223718
能量
223706
223712
223716
感测的温度
t_1 t_2 t_3 t_4 t_5 t_6 t_8 t_9
223722
能量阈值
223720
马达阈值
223702
223710
限制的能量输出
223714
限制的马达输出
223722
能量阈值
223720
马达阈值
223704
近似温度
t_1 t_2 t_3 t_4 t_5 t_6 t_7 t_8 t_9 t_{10}
223708

图142