



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 110799112 B

(45) 授权公告日 2023.04.14

(21) 申请号 201880043207.3

(22) 申请日 2018.06.26

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 110799112 A

(43) 申请公布日 2020.02.14

(30) 优先权数据
15/634,117 2017.06.27 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2019.12.26

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/IB2018/054711 2018.06.26

(87) PCT国际申请的公布数据
W02019/003113 EN 2019.01.03

(73) 专利权人 爱惜康有限责任公司
地址 美国波多黎各瓜伊纳沃

(72) 发明人 F·E·谢尔顿四世 G·J·巴克斯
J·L·哈里斯

(74) 专利代理机构 北京市金杜律师事务所
11256
专利代理师 易咏梅 杨涛

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

(56) 对比文件
US 2006016853 A1, 2006.01.26
US 2011275901 A1, 2011.11.10
CN 106456160 A, 2017.02.22
CN 106456178 A, 2017.02.22
US 2016287250 A1, 2016.10.06
审查员 戴素桓

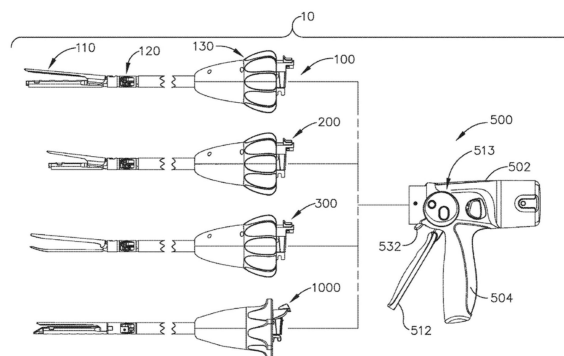
权利要求书3页 说明书67页 附图65页

(54) 发明名称

用于外科器械的关节运动系统

(57) 摘要

本发明公开了一种外科工具组件。所述外科工具组件可包括端部执行器，所述端部执行器包括被构造成能够接收紧固件仓的细长通道，并且所述细长通道可包括支撑架。所述外科工具组件还可包括轴，所述轴包括关节运动驱动组件，其中所述关节运动驱动组件包括可枢转地联接到所述细长通道的关节运动连杆。所述关节运动连杆包括凹坑，所述凹坑被构造成能够在所述端部执行器处于完全关节运动构型时接收所述支撑架。所述支撑架和所述凹坑可限定用于抵抗所述支撑架在所述凹坑内旋转的互补平坦表面，以在所述端部执行器处于其完全关节运动构型时抵抗所述端部执行器的关节脱位。



1. 一种外科工具组件, 包括:

端部执行器, 所述端部执行器包括被构造成能够接收紧固件仓的细长通道, 其中所述细长通道包括支撑架: 和

轴, 所述轴包括关节运动驱动组件, 其中所述关节运动驱动组件包括可枢转地联接到所述细长通道的关节运动连杆,

其中, 所述关节运动驱动组件被构造成能够使所述端部执行器相对于所述轴绕关节运动轴线进行关节运动, 其中所述关节运动轴线相对于所述支撑架偏置, 并且其中所述关节运动连杆包括凹坑, 所述凹坑被构造成能够在所述端部执行器处于完全关节运动构型时接收所述支撑架。

2. 根据权利要求1所述的外科工具组件, 其中, 所述轴沿纵向轴线延伸, 其中所述关节运动连杆在枢转轴线处可枢转地联接到所述细长通道, 并且其中所述枢转轴线相对于所述纵向轴线横向偏移。

3. 根据权利要求1所述的外科工具组件, 其中, 所述关节运动驱动组件还包括联接到所述关节运动连杆的关节运动杆, 并且其中所述关节运动杆的远侧位移被构造成能够使所述端部执行器朝向所述完全关节运动构型枢转。

4. 根据权利要求3所述的外科工具组件, 其中, 所述关节运动驱动组件还包括关节运动锁, 所述关节运动锁被构造成能够选择性地防止所述关节运动杆的轴向位移。

5. 根据权利要求1所述的外科工具组件, 还包括所述紧固件仓。

6. 一种外科工具组件, 包括:

端部执行器, 所述端部执行器包括被构造成能够接收紧固件仓的细长通道, 其中所述细长通道包括支撑架: 和

轴, 所述轴包括关节运动驱动组件, 其中所述关节运动驱动组件包括可枢转地联接到所述细长通道的关节运动连杆,

其中, 所述关节运动连杆包括凹坑, 所述凹坑被构造成能够在所述端部执行器处于完全关节运动构型时接收所述支撑架, 其中所述支撑架包括具有多个第一平坦表面的外表面, 其中所述凹坑包括具有多个第二平坦表面的内表面, 并且其中所述第二平坦表面与所述第一平坦表面互补。

7. 一种外科工具组件, 包括:

轴;

端部执行器, 所述端部执行器包括近侧部分, 其中所述近侧部分包括支撑架: 和

关节运动组件, 所述关节运动组件被构造成能够使所述端部执行器相对于所述轴在第一关节运动构型和第二关节运动构型之间绕关节运动轴线进行关节运动, 其中所述关节运动组件包括具有凹部的关节运动驱动器, 并且其中所述凹部被构造成能够在所述端部执行器处于所述第一关节运动构型时接收所述支撑架。

8. 根据权利要求7所述的外科工具组件, 其中, 所述端部执行器包括被构造成能够接收钉仓的细长通道, 并且其中所述细长通道包括所述支撑架。

9. 根据权利要求8所述的外科工具组件, 还包括所述钉仓。

10. 根据权利要求8所述的外科工具组件, 其中, 所述支撑架包括从所述细长通道突出的柱。

11. 根据权利要求 8 所述的外科工具组件, 其中, 所述关节运动驱动器包括关节运动连杆, 所述关节运动连杆包括近侧端部和远侧端部, 其中所述近侧端部联接到关节运动杆, 并且其中所述远侧端部可枢转地联接到所述细长通道。

12. 根据权利要求 11 所述的外科工具组件, 其中, 所述轴沿纵向轴线延伸, 并且其中所述关节运动连杆的所述远侧端部相对于所述纵向轴线横向偏移。

13. 根据权利要求 7 所述的外科工具组件, 还包括第二支撑架, 其中所述关节运动驱动器包括第二凹部, 所述第二凹部被构造成能够在所述端部执行器处于所述第二关节运动构型时接收所述第二支撑架。

14. 根据权利要求 7 所述的外科工具组件, 其中, 所述第二关节运动构型相对于所述第一关节运动构型偏移至少 120 度。

15. 一种外科工具组件, 包括:

轴;

端部执行器, 所述端部执行器包括近侧部分, 其中所述近侧部分包括支撑架; 和

关节运动组件, 所述关节运动组件被构造成能够使所述端部执行器相对于所述轴在第一关节运动构型和第二关节运动构型之间进行关节运动, 其中所述关节运动组件包括具有凹部的关节运动驱动器, 其中所述凹部被构造成能够在所述端部执行器处于所述第一关节运动构型时接收所述支撑架,

其中, 所述端部执行器包括被构造成能够接收紧固件仓的细长通道, 其中所述细长通道包括所述支撑架, 其中所述支撑架包括从所述细长通道突出的柱, 并且其中所述柱包括具有多个平坦表面的外表面。

16. 根据权利要求 15 所述的外科工具组件, 其中, 所述凹部包括具有多个第二平坦表面的内表面, 并且其中所述多个第二平坦表面与所述柱的所述平坦表面互补。

17. 一种外科工具组件, 包括:

轴;

端部执行器, 所述端部执行器包括被构造成能够接收紧固件仓的细长通道;

在所述轴和所述端部执行器中间的关节运动组件, 其中所述关节运动组件被构造成能够使所述端部执行器相对于所述轴绕关节运动轴线进行关节运动, 并且其中所述关节运动组件包括可枢转地联接到所述细长通道的关节运动连杆; 和

用于在所述关节运动连杆被压缩时抵抗所述关节运动连杆的屈曲的装置, 其中用于抵抗屈曲的所述装置相对于所述关节运动轴线偏置。

18. 根据权利要求 17 所述的外科工具组件, 还包括所述紧固件仓。

19. 一种外科工具组件, 包括:

轴;

端部执行器, 所述端部执行器包括被构造成能够接收紧固件仓的细长通道;

关节运动组件, 所述关节运动组件被构造成能够使所述端部执行器相对于所述轴绕关节运动轴线进行关节运动, 并且其中所述关节运动组件包括可枢转地联接到所述端部执行器的关节运动驱动器; 和

用于在所述端部执行器处于完全关节运动构型时支撑所述关节运动驱动器的装置, 其中用于支撑的所述装置相对于所述关节运动轴线偏置。

20. 根据权利要求19所述的外科工具组件,还包括所述紧固件仓。

21. 一种外科工具组件,包括:

轴;

端部执行器,所述端部执行器包括近侧端部和远侧端部;

关节运动接头,所述关节运动接头将所述端部执行器的所述近侧端部可旋转地连接到所述轴,其中所述关节运动接头包括关节运动轴线;

关节运动组件,所述关节运动组件被构造成能够使所述端部执行器相对于所述轴在第一关节运动构型和第二关节运动构型之间绕所述关节运动轴线进行关节运动,其中所述关节运动组件包括:

纵向关节运动驱动器,所述纵向关节运动驱动器能够朝近侧和朝远侧移动;

连杆,所述连杆将所述纵向关节运动驱动器连接到所述端部执行器;和

特征结构,所述特征结构不干涉所述纵向关节运动驱动器的近侧移动和远侧移动以使所述端部执行器进行关节运动,但所述特征结构抵抗所述端部执行器的反向旋转以防止所述纵向关节运动驱动器的反向驱动,其中所述特征结构相对于所述关节运动轴线偏置。

用于外科器械的关节运动系统

背景技术

[0001] 本发明涉及外科器械,并且在各种布置中,涉及被设计成缝合和切割组织的外科缝合和切割器械及与其一起使用的钉仓。

附图说明

[0002] 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:

[0003] 图1是外科系统的侧正视图,该外科系统包括柄部组件以及可与其一起使用的多个可互换外科工具组件;

[0004] 图2是图1的可互换外科工具组件中的一者的透视图,该可互换外科工具组件可操作地联接到图1的柄部组件;

[0005] 图3是图1和图2的柄部组件和可互换外科工具组件的部分的分解组装视图;

[0006] 图4是图1中所描绘的可互换外科工具组件中的另一者的透视图;

[0007] 图5是图4的可互换外科工具组件的局部剖面透视图;

[0008] 图6是图4和图5的可互换外科工具组件的一部分的另一局部剖视图;

[0009] 图7是图4至图6的可互换外科工具组件的一部分的分解组装视图;

[0010] 图7A是图7的可互换外科工具组件的弹性脊组件的一部分的放大顶视图;

[0011] 图8是图4至图7的可互换外科工具组件的一部分的分解组装视图;

[0012] 图9是图4至图8的可互换外科工具组件的外科端部执行器部分的剖面透视图;

[0013] 图10是图9中所描绘的可互换外科工具组件的外科端部执行器部分的分解组装视图;

[0014] 图11是可在图4至图10的可互换外科工具组件中采用的击发构件的透视图、侧正视图和前正视图;

[0015] 图12是可在图4至图11的可互换外科工具组件中采用的砧座的透视图;

[0016] 图13是图12的砧座的剖面侧正视图;

[0017] 图14是图12和图13的砧座的底视图;

[0018] 图15是图4的可互换外科工具组件的外科端部执行器和轴部分的一部分的剖面侧正视图,其中未用过的外科钉仓在外科端部执行器的细长通道内正确就位;

[0019] 图16是图15的外科端部执行器和轴部分的剖面侧正视图,其中外科钉仓已经在钉击发行程期间被击发,并且击发构件在钉击发行程之后回缩到起始位置;

[0020] 图17是图16的外科端部执行器和轴部分的另一剖面侧正视图,其中击发构件已经完全回缩到其起始位置;

[0021] 图18是图15中描绘的外科端部执行器和轴部分的俯视剖视图,其中未用过的外科钉仓与外科端部执行器的细长通道正确就位;

[0022] 图19是其中安装有被击发的外科钉仓的图15的外科端部执行器的另一俯视剖视图,示出了保持在锁定位置的击发构件;

- [0023] 图20是图4的可互换工具组件的砧座和细长通道的部分的局部剖视图；
- [0024] 图21是图20的砧座和细长通道的部分的分解侧正视图；
- [0025] 图22是根据至少一个实施方案的砧座的砧座安装部分的后透视图；
- [0026] 图23是根据至少一个实施方案的另一个砧座的砧座安装部分的后透视图；
- [0027] 图24是根据至少一个实施方案的另一个砧座的砧座安装部分的后透视图；
- [0028] 图25是根据至少一个实施方案的砧座的透视图；
- [0029] 图26是图25的砧座的分解透视图；
- [0030] 图27是图25的砧座的剖面端视图；
- [0031] 图28是根据至少一个实施方案的另一个砧座的透视图；
- [0032] 图29是图28的砧座实施方案的分解透视图；
- [0033] 图30是图28的砧座的砧座主体部分的远侧端部部分的顶视图；
- [0034] 图31是根据至少一个实施方案的另一个砧座的砧座主体部分的远侧端部部分的顶视图；
- [0035] 图32是图31的砧座的剖面端部透视图；
- [0036] 图33是根据至少一个实施方案的砧座的剖面端透视图；
- [0037] 图34是包括近侧成形凹坑和远侧成形凹坑的钉成形凹坑布置的剖面透视图，其中每个成形凹坑包括具有以不同曲率半径构成的入口区和出口区的成形表面；
- [0038] 图35是图34的钉成形凹坑布置的平面图；
- [0039] 图36是沿图35中的线36-36截取的图34的钉成形凹坑布置的剖视图；
- [0040] 图37是沿图35中的线37-37截取的图34的钉成形凹坑布置的剖视图；
- [0041] 图38是沿图35中的线38-38截取的图34的钉成形凹坑布置的剖视图；
- [0042] 图39是沿图35中的线39-39截取的图34的钉成形凹坑布置的剖视图；
- [0043] 图40是包括近侧成形凹坑、远侧成形凹坑和主侧壁的钉成形凹坑布置的剖面透视图，其中每个成形凹坑包括一对成型侧壁；
- [0044] 图41是图40的钉成形凹坑布置的平面图；
- [0045] 图42是沿图41中的线42-42截取的图40的钉成形凹坑布置的剖视图；
- [0046] 图43是沿图41中的线43-43截取的图40的钉成形凹坑布置的剖视图；
- [0047] 图44是沿图41中的线44-44截取的图40的钉成形凹坑布置的剖视图；
- [0048] 图45是沿图41中的线45-45截取的图40的钉成形凹坑布置的剖视图；
- [0049] 图46描绘了利用图40的成形凹坑布置形成的处于完全成形构型的钉，其中该钉以对准状态接触成形凹坑；
- [0050] 图47描绘了利用图40的成形凹坑布置形成的处于完全成形构型的钉，其中该钉以未对准状态接触成形凹坑；
- [0051] 图48是包括近侧成形凹坑和远侧成形凹坑的钉成形凹坑布置的剖面透视图；
- [0052] 图49是图48的钉成形凹坑布置的一部分的剖面透视图；
- [0053] 图50是图48的钉成形凹坑布置的平面图；
- [0054] 图51是沿图50中的线51-51截取的图48的钉成形凹坑布置的剖视图；
- [0055] 图52是图50的远侧钉成形凹坑的入口区中的沿线52-52截取的图48的钉成形凹坑布置的剖视图；

[0056] 图53是图50中的远侧钉成形凹坑的过渡区中的沿线53-53截取的图48的钉成形凹坑布置的剖视图；

[0057] 图54是图50的远侧钉成形凹坑的出口区中的沿线54-54截取的图48的钉成形凹坑布置的剖视图；

[0058] 图54A是图48的钉成形凹坑布置的成形凹坑的局部负视图，其中该局部负视图包括沿成形凹坑的多个平面中截取的各种切片，这些平面垂直于钉成形凹坑布置的面向组织的表面和钉成形凹坑布置的凹坑轴线；

[0059] 图54B是包括图54A中标记的图54A的切片的尺寸的表格；

[0060] 图54C是沿图48的成形凹坑布置的凹坑轴线截取的图48的成形凹坑布置的剖视图，其中在其上标记了成形凹坑布置的各种尺寸；

[0061] 图55是包括近侧成形凹坑和远侧成形凹坑的钉成形凹坑布置的剖面透视图；

[0062] 图56是图55的钉成形凹坑布置的平面图；

[0063] 图57是沿图56中的线57-57截取的图55的钉成形凹坑布置的剖视图；

[0064] 图58是图56的远侧钉成形凹坑的入口区中的沿线58-58截取的图55的钉成形凹坑布置的剖视图；

[0065] 图59是图56的远侧钉成形凹坑的过渡区中的沿线59-59截取的图55的钉成形凹坑布置的剖视图；

[0066] 图60是图56的远侧钉成形凹坑的出口成形区中的沿线60-60截取的图55的钉成形凹坑布置的剖视图；

[0067] 图60A是图55的钉成形凹坑布置的成形凹坑的局部负视图，其中该局部负视图包括沿成形凹坑的多个平面中截取的各种切片，这些平面垂直于钉成形凹坑布置的面向组织的表面和钉成形凹坑布置的凹坑轴线；

[0068] 图60B是包括图60A中标记的图60A的切片的尺寸的表格；

[0069] 图60C是沿图55的成形凹坑布置的凹坑轴线截取的图55的成形凹坑布置的剖视图，其中在其上标记了成形凹坑布置的各种尺寸；

[0070] 图61是包括近侧成形凹坑和远侧成形凹坑的钉成形凹坑布置的剖面透视图；

[0071] 图62是图61的钉成形凹坑布置的平面图；

[0072] 图63是沿图62中的线63-63截取的图61的钉成形凹坑布置的剖视图；

[0073] 图64是图62的远侧钉成形凹坑的入口成形区中的沿线64-64截取的图61的钉成形凹坑布置的剖视图；

[0074] 图65是图62的远侧钉成形凹坑的入口成形区中的沿线65-65截取的图61的钉成形凹坑布置的剖视图；

[0075] 图66是图62的远侧钉成形凹坑的过渡区中的沿线66-66截取的图61的钉成形凹坑布置的剖视图；

[0076] 图67是图62的远侧钉成形凹坑的出口成形区中的沿线67-67截取的图61的钉成形凹坑布置的剖视图；

[0077] 图67A是图61的钉成形凹坑布置的成形凹坑的局部负视图，其中该局部负视图包括沿成形凹坑的多个平面中截取的各种切片，这些平面垂直于钉成形凹坑布置的面向组织的表面和钉成形凹坑布置的凹坑轴线；

- [0078] 图67B是包括图67A中标记的图67A的切片的尺寸的表格；
- [0079] 图67C是沿图61的成形凹坑布置的凹坑轴线截取的图61的成形凹坑布置的剖视图,其中在其上标记了成形凹坑布置的各种尺寸；
- [0080] 图68是利用图55的成形凹坑布置形成的处于完全成形构型的钉的平面图,其中该钉以未对准状态接触成形凹坑；
- [0081] 图69是图68的钉的正视图；
- [0082] 图70是其中移除各种部件的外科端部执行器的剖面正视图,描绘了砧座和具有多个钉的钉仓,进一步描绘了处于其中在钉仓和砧座之间限定均匀组织间隙的闭合位置的端部执行器,进一步描述了从钉仓击发并通过在砧座中形成凹坑而形成成为均匀高度的钉；
- [0083] 图71是其中移除各种部件的外科端部执行器的剖面正视图,描绘了砧座和具有多个钉的钉仓,其中砧座包括阶梯状组织压缩表面,进一步描绘了处于其中在钉仓和砧座之间限定各种组织间隙的闭合位置的端部执行器,进一步描述了从钉仓击发并通过在砧座中形成凹坑而形成成为均匀高度的钉；
- [0084] 图72是其中移除各种部件的外科端部执行器的剖面正视图,示出了具有多个钉和阶梯状组织压缩表面的砧座和钉仓,进一步描绘了处于其中在钉仓和砧座之间限定各种组织间隙的闭合位置的端部执行器,进一步描述了从钉仓击发并通过在砧座中形成凹坑而形成成为均匀高度的钉；
- [0085] 图73是其中移除各种部件的外科端部执行器的剖面正视图,描绘了砧座和具有多个钉的钉仓,其中砧座和钉仓包括阶梯状组织压缩表面,进一步描绘了处于其中在钉仓和砧座之间限定各种组织间隙的闭合位置的端部执行器,进一步描述了从钉仓击发并通过在砧座中形成凹坑而形成成为均匀高度的钉；
- [0086] 图74是其中移除各种部件的用于外科工具组件的关节运动接头的局部剖面透视图,描绘了处于非关节运动位置的关节运动接头；
- [0087] 图75是处于非关节运动构型的图74的关节运动接头的局部剖视平面图；
- [0088] 图76是处于部分关节运动构型的图74的关节运动接头的局部剖视平面图；
- [0089] 图77是处于完全关节运动构型的图74的关节运动接头的局部剖视平面图；并且
- [0090] 图77A是处于图77的完全关节运动构型的图74的关节运动接头的增强特征结构的详细视图。
- [0091] 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

[0092] 本申请的申请人拥有与本申请于同一日期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：

[0093] - 名称为“SURGICAL ANVIL MANUFACTURING METHODS”的美国专利申请序列号_____；代理人案卷号END8165USNP/170079M；

[0094] - 名称为“SURGICAL ANVIL ARRANGEMENTS”的美国专利申请序列号_____；代理人案卷号END8168USNP/170080；

- [0095] - 名称为“SURGICAL ANVIL ARRANGEMENTS”的美国专利申请序列号_____；代理人案卷号END8170USNP/170081；
- [0096] - 名称为“SURGICAL ANVIL ARRANGEMENTS”的美国专利申请序列号_____；代理人案卷号END8164USNP/170082；
- [0097] - 名称为“SURGICAL FIRING MEMBER ARRANGEMENTS”的美国专利申请序列号_____；代理人案卷号END8169USNP/170083；
- [0098] - 名称为“STAPLE FORMING POCKET ARRANGEMENTS”的美国专利申请序列号_____；代理人案卷号END8167USNP/170085；
- [0099] - 名称为“STAPLE FORMING POCKET ARRANGEMENTS”的美国专利申请序列号_____；代理人案卷号END8232USNP/170086；和
- [0100] - 名称为“SURGICAL END EFFECTORS AND ANVILS”的美国专利申请序列号_____；代理人案卷号END8166USNP/170087。
- [0101] 本申请的申请人拥有于2016年12月21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：
- [0102] - 名称为“SURGICAL STAPLING INSTRUMENTS AND REPLACEABLE TOOL ASSEMBLIES THEREOF”的美国专利申请序列号15/386,185；
- [0103] - 名称为“ARTICULATABLE SURGICAL STAPLING INSTRUMENTS”的美国专利申请序列号15/386,230；
- [0104] - 名称为“LOCKOUT ARRANGEMENTS FOR SURGICAL END EFFECTORS”的美国专利申请序列号15/386,221；
- [0105] - 名称为“SURGICAL END EFFECTORS AND FIRING MEMBERS THEREOF”的美国专利申请序列号15/386,209；
- [0106] - 名称为“LOCKOUT ARRANGEMENTS FOR SURGICAL END EFFECTORS AND REPLACEABLE TOOL ASSEMBLIES”的美国专利申请序列号15/386,198；
- [0107] - 名称为“SURGICAL END EFFECTORS AND ADAPTABLE FIRING MEMBERS THEREFOR”的美国专利申请序列号15/386,240；
- [0108] - 名称为“STAPLE CARTRIDGES AND ARRANGEMENTS OF STAPLES AND STAPLE CAVITIES THEREIN”的美国专利申请序列号15/385,939；
- [0109] - 名称为“SURGICAL TOOL ASSEMBLIES WITH CLUTCHING ARRANGEMENTS FOR SHIFTING BETWEEN CLOSURE SYSTEMS WITH CLOSURE STROKE REDUCTION FEATURES AND ARTICULATION AND FIRING SYSTEMS”的美国专利申请序列号15/385,941；
- [0110] - 名称为“SURGICAL STAPLING INSTRUMENTS AND STAPLE-FORMING ANVILS”的美国专利申请序列号15/385,943；
- [0111] - 名称为“SURGICAL TOOL ASSEMBLIES WITH CLOSURE STROKE REDUCTION FEATURES”的美国专利申请序列号15/385,950；
- [0112] - 名称为“STAPLE CARTRIDGES AND ARRANGEMENTS OF STAPLES AND STAPLE CAVITIES THEREIN”的美国专利申请序列号15/385,945；
- [0113] - 名称为“SURGICAL STAPLING INSTRUMENTS AND STAPLE-FORMING ANVILS”的美国专利申请序列号15/385,946；

- [0114] - 名称为“SURGICAL INSTRUMENTS WITH JAW OPENING FEATURES FOR INCREASING A JAW OPENING DISTANCE”的美国专利申请序列号15/385,951;
- [0115] - 名称为“METHODS OF STAPLING TISSUE”的美国专利申请序列号15/385,953;
- [0116] - 名称为“FIRING MEMBERS WITH NON-PARALLEL JAW ENGAGEMENT FEATURES FOR SURGICAL END EFFECTORS”的美国专利申请序列号15/385,954;
- [0117] - 名称为“SURGICAL END EFFECTORS WITH EXPANDABLE TISSUE STOP ARRANGEMENTS”的美国专利申请序列号15/385,955;
- [0118] - 名称为“SURGICAL STAPLING INSTRUMENTS AND STAPLE-FORMING ANVILS”的美国专利申请序列号15/385,948;
- [0119] - 名称为“SURGICAL INSTRUMENTS WITH POSITIVE JAW OPENING FEATURES”的美国专利申请序列号15/385,956;
- [0120] - 名称为“SURGICAL INSTRUMENTS WITH LOCKOUT ARRANGEMENTS FOR PREVENTING FIRING SYSTEM ACTUATION UNLESS AN UNSPENT STAPLE CARTRIDGE IS PRESENT”的美国专利申请序列号15/385,958;
- [0121] - 名称为“STAPLE CARTRIDGES AND ARRANGEMENTS OF STAPLES AND STAPLE CAVITIES THEREIN”的美国专利申请序列号15/385,947;
- [0122] - 名称为“METHOD FOR RESETTING A FUSE OF A SURGICAL INSTRUMENT SHAFT”的美国专利申请序列号15/385,896;
- [0123] - 名称为“STAPLE FORMING POCKET ARRANGEMENT TO ACCOMMODATE DIFFERENT TYPES OF STAPLES”的美国专利申请序列号15/385,898;
- [0124] - 名称为“SURGICAL INSTRUMENT COMPRISING IMPROVED JAW CONTROL”的美国专利申请序列号15/385,899;
- [0125] - 名称为“STAPLE CARTRIDGE AND STAPLE CARTRIDGE CHANNEL COMPRISING WINDOWS DEFINED THEREIN”的美国专利申请序列号15/385,901;
- [0126] - 名称为“SURGICAL INSTRUMENT COMPRISING A CUTTING MEMBER”的美国专利申请序列号15/385,902;
- [0127] - 名称为“STAPLE FIRING MEMBER COMPRISING A MISSING CARTRIDGE AND/OR SPENT CARTRIDGE LOCKOUT”的美国专利申请序列号15/385,904;
- [0128] - 名称为“FIRING ASSEMBLY COMPRISING A LOCKOUT”的美国专利申请序列号15/385,905;
- [0129] - 名称为“SURGICAL INSTRUMENT SYSTEM COMPRISING AN END EFFECTOR LOCKOUT AND A FIRING ASSEMBLY LOCKOUT”的美国专利申请序列号15/385,907;
- [0130] - 名称为“FIRING ASSEMBLY COMPRISING A FUSE”的美国专利申请序列号15/385,908;
- [0131] - 名称为“FIRING ASSEMBLY COMPRISING A MULTIPLE FAILED-STATE FUSE”的美国专利申请序列号15/385,909;
- [0132] - 名称为“STAPLE FORMING POCKET ARRANGEMENTS”的美国专利申请序列号15/385,920;
- [0133] - 名称为“ANVIL ARRANGEMENTS FOR SURGICAL STAPLE/FASTENERS”的美国专利申

请序列号15/385,913;

[0134] - 名称为“METHOD OF DEFORMING STAPLES FROM TWO DIFFERENT TYPES OF STAPLE CARTRIDGES WITH THE SAME SURGICAL STAPLING INSTRUMENT”的美国专利申请序列号15/385,914;

[0135] - 名称为“BILATERALLY ASYMMETRIC STAPLE FORMING POCKET PAIRS”的美国专利申请序列号15/385,893;

[0136] - 名称为“CLOSURE MEMBERS WITH CAM SURFACE ARRANGEMENTS FOR SURGICAL INSTRUMENTS WITH SEPARATE AND DISTINCT CLOSURE AND FIRING SYSTEMS”的美国专利申请序列号15/385,929;

[0137] - 名称为“SURGICAL STAPLE/FASTENERS WITH INDEPENDENTLY ACTUATABLE CLOSING AND FIRING SYSTEMS”的美国专利申请序列号15/385,911;

[0138] - 名称为“SURGICAL STAPLING INSTRUMENTS WITH SMART STAPLE CARTRIDGES”的美国专利申请序列号15/385,927;

[0139] - 名称为“STAPLE CARTRIDGE COMPRISING STAPLES WITH DIFFERENT CLAMPING BREADTHS”的美国专利申请序列号15/385,917;

[0140] - 名称为“STAPLE FORMING POCKET ARRANGEMENTS COMPRISING PRIMARY SIDEWALLS AND POCKET SIDEWALLS”的美国专利申请序列号15/385,900;

[0141] - 名称为“NO-CARTRIDGE AND SPENT CARTRIDGE LOCKOUT ARRANGEMENTS FOR SURGICAL STAPLE/FASTENERS”的美国专利申请序列号15/385,931;

[0142] - 名称为“FIRING MEMBER PIN ANGLE”的美国专利申请序列号15/385,915;

[0143] - 名称为“STAPLE FORMING POCKET ARRANGEMENTS COMPRISING ZONED FORMING SURFACE GROOVES”的美国专利申请序列号15/385,897;

[0144] - 名称为“SURGICAL INSTRUMENT WITH MULTIPLE FAILURE RESPONSE MODES”的美国专利申请序列号15/385,922;

[0145] - 名称为“SURGICAL INSTRUMENT WITH PRIMARY AND SAFETY PROCESSORS”的美国专利申请序列号15/385,924;

[0146] - 名称为“SURGICAL INSTRUMENTS WITH JAWS THAT ARE PIVOTABLE ABOUT A FIXED AXIS AND INCLUDE SEPARATE AND DISTINCT CLOSURE AND FIRING SYSTEMS”的美国专利申请序列号15/385,912;

[0147] - 名称为“ANVIL HAVING A KNIFE SLOT WIDTH”的美国专利申请序列号15/385,910;

[0148] - 名称为“FIRING MEMBER PIN CONFIGURATIONS”的美国专利申请序列号15/385,906;

[0149] - 名称为“STEPPED STAPLE CARTRIDGE WITH ASYMMETRICAL STAPLES”的美国专利申请序列号15/386,188;

[0150] - 名称为“STEPPED STAPLE CARTRIDGE WITH TISSUE RETENTION AND GAP SETTING FEATURES”的美国专利申请序列号15/386,192;

[0151] - 名称为“STAPLE CARTRIDGE WITH DEFORMABLE DRIVER RETENTION FEATURES”的美国专利申请序列号15/386,206;

- [0152] - 名称为“DURABILITY FEATURES FOR END EFFECTORS AND FIRING ASSEMBLIES OF SURGICAL STAPLING INSTRUMENTS”的美国专利申请序列号15/386,226;
- [0153] - 名称为“SURGICAL STAPLING INSTRUMENTS HAVING END EFFECTORS WITH POSITIVE OPENING FEATURES”的美国专利申请序列号15/386,222;
- [0154] - 名称为“CONNECTION PORTIONS FOR DEPOSABLE LOADING UNITS FOR SURGICAL STAPLING INSTRUMENTS”的美国专利申请序列号15/386,236;
- [0155] - 名称为“METHOD FOR ATTACHING A SHAFT ASSEMBLY TO A SURGICAL INSTRUMENT AND, ALTERNATIVELY, TO A SURGICAL ROBOT”的美国专利申请序列号15/385,887;
- [0156] - 名称为“SHAFT ASSEMBLY COMPRISING A MANUALLY-OPERABLE RETRACTION SYSTEM FOR USE WITH A MOTORIZED SURGICAL INSTRUMENT SYSTEM”的美国专利申请序列号15/385,889;
- [0157] - 名称为“SHAFT ASSEMBLY COMPRISING SEPARATELY ACTUATABLE AND RETRACTABLE SYSTEMS”的美国专利申请序列号15/385,890;
- [0158] - 名称为“SHAFT ASSEMBLY COMPRISING A CLUTCH CONFIGURED TO ADAPT THE OUTPUT OF A ROTARY FIRING MEMBER TO TWO DIFFERENT SYSTEMS”的美国专利申请序列号15/385,891;
- [0159] - 名称为“SURGICAL SYSTEM COMPRISING A FIRING MEMBER ROTATABLE INTO AN ARTICULATION STATE TO ARTICULATE AN END EFFECTOR OF THE SURGICAL SYSTEM”的美国专利申请序列号15/385,892;
- [0160] - 名称为“SHAFT ASSEMBLY COMPRISING A LOCKOUT”的美国专利申请序列号15/385,894;
- [0161] - 名称为“SHAFT ASSEMBLY COMPRISING FIRST AND SECOND ARTICULATION LOCKOUTS”的美国专利申请序列号15/385,895;
- [0162] - 名称为“SURGICAL STAPLING SYSTEMS”的美国专利申请序列号15/385,916;
- [0163] - 名称为“SURGICAL STAPLING SYSTEMS”的美国专利申请序列号15/385,918;
- [0164] - 名称为“SURGICAL STAPLING SYSTEMS”的美国专利申请序列号15/385,919;
- [0165] - 名称为“SURGICAL STAPLE/FASTENER CARTRIDGE WITH MOVABLE CAMMING MEMBER CONFIGURED TO DISENGAGE FIRING MEMBER LOCKOUT FEATURES”的美国专利申请序列号15/385,921;
- [0166] - 名称为“SURGICAL STAPLING SYSTEMS”的美国专利申请序列号15/385,923;
- [0167] - 名称为“JAW ACTUATED LOCK ARRANGEMENTS FOR PREVENTING ADVANCEMENT OF A FIRING MEMBER IN A SURGICAL END EFFECTOR UNLESS AN FIRED CARTRIDGE IS INSTALLED IN THE END EFFECTOR”的美国专利申请序列号15/385,925;
- [0168] - 名称为“AXIALLY MOVABLE CLOSURE SYSTEM ARRANGEMENTS FOR APPLYING CLOSURE MOTIONS TO JAWS OF SURGICAL INSTRUMENTS”的美国专利申请序列号15/385,926;
- [0169] - 名称为“PROTECTIVE COVER ARRANGEMENTS FOR A JOINT INTERFACE BETWEEN A MOVABLE JAW AND ACTUATOR SHAFT OF A SURGICAL INSTRUMENT”的美国专利申请序列号

15/385,928;

[0170] - 名称为“SURGICAL END EFFECTOR WITH TWO SEPARATE COOPERATING OPENING FEATURES FOR OPENING AND CLOSING END EFFECTOR JAWS”的美国专利申请序列号15/385,930;

[0171] - 名称为“ARTICULATABLE SURGICAL END EFFECTOR WITH ASYMMETRIC SHAFT ARRANGEMENT”的美国专利申请序列号15/385,932;

[0172] - 名称为“ARTICULATABLE SURGICAL INSTRUMENT WITH INDEPENDENT PIVOTABLE LINKAGE DISTAL OF AN ARTICULATION LOCK”的美国专利申请序列号15/385,933;

[0173] - 名称为“ARTICULATION LOCK ARRANGEMENTS FOR LOCKING AN END EFFECTOR IN AN ARTICULATED POSITION IN RESPONSE TO ACTUATION OF A JAW CLOSURE SYSTEM”的美国专利申请序列号15/385,934;

[0174] - 名称为“LATERALLY ACTUATABLE ARTICULATION LOCK ARRANGEMENTS FOR LOCKING AN END EFFECTOR OF A SURGICAL INSTRUMENT IN AN ARTICULATED CONFIGURATION”的美国专利申请序列号15/385,935;和

[0175] - 名称为“ARTICULATABLE SURGICAL INSTRUMENTS WITH ARTICULATION STROKE AMPLIFICATION FEATURES”的美国专利申请序列号15/385,936。

[0176] 本申请的申请人拥有于2016年6月24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:

[0177] - 名称为“STAPLE CARTRIDGE COMPRISING WIRE STAPLES AND STAMPED STAPLES”的美国专利申请序列号15/191,775;

[0178] - 名称为“STAPLING SYSTEM FOR USE WITH WIRE STAPLES AND STAMPED STAPLES”的美国专利申请序列号15/191,807;

[0179] - 名称为“STAMPED STAPLES AND STAPLE CARTRIDGES USING THE SAME”的美国专利申请序列号15/191,834;

[0180] - 名称为“STAPLE CARTRIDGE COMPRISING OVERDRIVEN STAPLES”的美国专利申请序列号15/191,788;和

[0181] - 名称为“STAPLE CARTRIDGE COMPRISING OFFSET LONGITUDINAL STAPLE ROWS”的美国专利申请序列号15/191,818。

[0182] 本申请的申请人拥有于2016年6月24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:

[0183] - 名称为“SURGICAL FASTENER”的美国设计专利申请序列号29/569,218;

[0184] - 名称为“SURGICAL FASTENER”的美国设计专利申请序列号29/569,227;

[0185] - 名称为“SURGICAL FASTENER CARTRIDGE”的美国设计专利申请序列号29/569,259;和

[0186] - 名称为“SURGICAL FASTENER CARTRIDGE”的美国设计专利申请序列号29/569,264。

[0187] 本申请的申请人拥有于2016年4月1日提交且各自全文以引用方式并入本文的以下专利申请:

[0188] - 名称为“METHOD FOR OPERATING A SURGICAL STAPLING

- [0189] SYSTEM”的美国专利申请序列号15/089,325;
- [0190] -名称为“MODULAR SURGICAL STAPLING SYSTEM
- [0191] COMPRISING A DISPLAY”的美国专利申请序列号15/089,321;
- [0192] -名称为“SURGICAL STAPLING SYSTEM COMPRISING A DISPLAY INCLUDING A RE-ORIENTABLE DISPLAY FIELD”的美国专利申请序列号15/089,326;
- [0193] -名称为“SURGICAL INSTRUMENT HANDLE ASSEMBLY WITH RECONFIGURABLE GRIP PORTION”的美国专利申请序列号15/089,263;
- [0194] -名称为“ROTARY POWERED SURGICAL INSTRUMENT WITH MANUALLY ACTUATABLE BAILOUT SYSTEM”的美国专利申请序列号15/089,262;
- [0195] -名称为“SURGICAL CUTTING AND STAPLING END EFFECTOR WITH ANVIL CONCENTRIC DRIVE MEMBER”的美国专利申请序列号15/089,277;
- [0196] -名称为“INTERCHANGEABLE SURGICAL TOOL ASSEMBLY WITH A SURGICAL END EFFECTOR THAT IS SELECTIVELY ROTATABLE ABOUT A SHAFT AXIS”的美国专利申请序列号15/089,296;
- [0197] -名称为“SURGICAL STAPLING SYSTEM COMPRISING A SHIFTABLE TRANSMISSION”的美国专利申请序列号15/089,258;
- [0198] -名称为“SURGICAL STAPLING SYSTEM CONFIGURED TO PROVIDE SELECTIVE CUTTING OF TISSUE”的美国专利申请序列号15/089,278;
- [0199] -名称为“SURGICAL STAPLING SYSTEM COMPRISING A CONTOURABLE SHAFT”的美国专利申请序列号15/089,284;
- [0200] -名称为“SURGICAL STAPLING SYSTEM COMPRISING A TISSUE COMPRESSION LOCKOUT”的美国专利申请序列号15/089,295;
- [0201] -名称为“SURGICAL STAPLING SYSTEM COMPRISING AN UNCLAMPING LOCKOUT”的美国专利申请序列号15/089,300;
- [0202] -名称为“SURGICAL STAPLING SYSTEM COMPRISING A JAW CLOSURE LOCKOUT”的美国专利申请序列号15/089,196;
- [0203] -名称为“SURGICAL STAPLING SYSTEM COMPRISING A JAW ATTACHMENT LOCKOUT”的美国专利申请序列号15/089,203;
- [0204] -名称为“SURGICAL STAPLING SYSTEM COMPRISING A SPENT CARTRIDGE LOCKOUT”的美国专利申请序列号15/089,210;
- [0205] -名称为“SURGICAL INSTRUMENT COMPRISING A SHIFTING MECHANISM”的美国专利申请序列号15/089,324;
- [0206] -名称为“SURGICAL STAPLING INSTRUMENT COMPRISING MULTIPLE LOCKOUTS”的美国专利申请序列号15/089,335;
- [0207] -名称为“SURGICAL STAPLING INSTRUMENT”的美国专利申请序列号15/089,339;
- [0208] -名称为“SURGICAL STAPLING SYSTEM CONFIGURED TO APPLY ANNULAR ROWS OF STAPLES HAVING DIFFERENT HEIGHTS”的美国专利申请序列号15/089,253;
- [0209] -名称为“SURGICAL STAPLING SYSTEM COMPRISING A GROOVED FORMING POCKET”的美国专利申请序列号15/089,304;

[0210] - 名称为“ANVIL MODIFICATION MEMBERS FOR SURGICAL STAPLE/FASTENERS”的美国专利申请序列号15/089,331;

[0211] - 名称为“STAPLE CARTRIDGES WITH ATRAUMATIC FEATURES”的美国专利申请序列号15/089,336;

[0212] - 名称为“CIRCULAR STAPLING SYSTEM COMPRISING AN INCISABLE TISSUE SUPPORT”的美国专利申请序列号15/089,312;

[0213] - 名称为“CIRCULAR STAPLING SYSTEM COMPRISING ROTARY FIRING SYSTEM”的美国专利申请序列号15/089,309;和

[0214] - 名称为“CIRCULAR STAPLING SYSTEM COMPRISING LOAD CONTROL”的美国专利申请序列号15/089,349。

[0215] 本申请的申请人还拥有于2015年12月31日提交且各自全文以引用方式并入本文的如下标识的美国专利申请:

[0216] - 名称为“MECHANISMS FOR COMPENSATING FOR BATTERY PACK FAILURE IN POWERED SURGICAL INSTRUMENTS”的美国专利申请序列号14/984,488;

[0217] - 名称为“MECHANISMS FOR COMPENSATING FOR DRIVETRAIN FAILURE IN POWERED SURGICAL INSTRUMENTS”的美国专利申请序列号14/984,525;和

[0218] - 名称为“SURGICAL INSTRUMENTS WITH SEPARABLE MOTORS AND MOTOR CONTROL CIRCUITS”的美国专利申请序列号14/984,552。

[0219] 本申请的申请人还拥有于2016年2月9日提交且各自全文以引用方式并入本文的如下标识的美国专利申请:

[0220] - 名称为“SURGICAL INSTRUMENT WITH ARTICULATING AND AXIALLY TRANSLATABLE END EFFECTOR”的美国专利申请序列号15/019,220;

[0221] - 名称为“SURGICAL INSTRUMENTS WITH MULTIPLE LINK ARTICULATION ARRANGEMENTS”的美国专利申请序列号15/019,228;

[0222] - 名称为“SURGICAL INSTRUMENT ARTICULATION MECHANISM WITH SLOTTED SECONDARY CONSTRAINT”的美国专利申请序列号15/019,196;

[0223] - 名称为“SURGICAL INSTRUMENTS WITH AN END EFFECTOR THAT IS HIGHLY ARTICULATABLE RELATIVE TO AN ELONGATE SHAFT ASSEMBLY”的美国专利申请序列号15/019,206;

[0224] - 名称为“SURGICAL INSTRUMENTS WITH NON-SYMMETRICAL ARTICULATION ARRANGEMENTS”的美国专利申请序列号15/019,215;

[0225] - 名称为“ARTICULATABLE SURGICAL INSTRUMENTS WITH SINGLE ARTICULATION LINK ARRANGEMENTS”的美国专利申请序列号15/019,227;

[0226] - 名称为“SURGICAL INSTRUMENTS WITH TENSIONING ARRANGEMENTS FOR CABLE DRIVEN ARTICULATION SYSTEMS”的美国专利申请序列号15/019,235;

[0227] - 名称为“ARTICULATABLE SURGICAL INSTRUMENTS WITH OFF-AXIS FIRING BEAM ARRANGEMENTS”的美国专利申请序列号15/019,230;和

[0228] - 名称为“SURGICAL INSTRUMENTS WITH CLOSURE STROKE REDUCTION ARRANGEMENTS”的美国专利申请序列号15/019,245。

[0229] 本申请的申请人还拥有于2016年2月12日提交且各自全文以引用方式并入本文的如下标识的美国专利申请：

[0230] - 名称为“MECHANISMS FOR COMPENSATING FOR DRIVETRAIN FAILURE IN POWERED SURGICAL INSTRUMENTS”的美国专利申请序列号15/043,254；

[0231] - 名称为“MECHANISMS FOR COMPENSATING FOR DRIVETRAIN FAILURE IN POWERED SURGICAL INSTRUMENTS”的美国专利申请序列号15/043,259；

[0232] - 名称为“MECHANISMS FOR COMPENSATING FOR DRIVETRAIN FAILURE IN POWERED SURGICAL INSTRUMENTS”的美国专利申请序列号15/043,275；和

[0233] - 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。

[0234] 本申请的申请人拥有于2015年6月18日提交且各自全文以引用方式并入本文的以下专利申请：

[0235] - 名称为“SURGICAL END EFFECTORS WITH POSITIVE JAW OPENING ARRANGEMENTS”的美国专利申请序列号14/742,925,现为美国专利申请公布2016/0367256；

[0236] - 名称为“SURGICAL END EFFECTORS WITH DUAL CAM ACTUATED JAW CLOSING FEATURES”的美国专利申请序列号14/742,941,现为美国专利申请公布2016/0367248；

[0237] - 名称为“MOVABLE FIRING BEAM SUPPORT ARRANGEMENTS FOR ARTICULATABLE SURGICAL INSTRUMENTS”的美国专利申请序列号14/742,914,现为美国专利申请公布2016/0367255；

[0238] - 名称为“ARTICULATABLE SURGICAL INSTRUMENTS WITH COMPOSITE FIRING BEAM STRUCTURES WITH CENTER FIRING SUPPORT MEMBER FOR ARTICULATION SUPPORT”的美国专利申请序列号14/742,900,现为美国专利申请公布2016/0367254；

[0239] - 名称为“DUAL ARTICULATION DRIVE SYSTEM ARRANGEMENTS FOR ARTICULATABLE SURGICAL INSTRUMENTS”的美国专利申请序列号14/742,885,现为美国专利申请公布2016/0367246；和

[0240] - 名称为“PUSH/PULL ARTICULATION DRIVE SYSTEMS FOR ARTICULATABLE SURGICAL INSTRUMENTS”的美国专利申请序列号14/742,876,现为美国专利申请公布2016/0367245。

[0241] 本申请的申请人拥有于2015年3月6日提交且各自全文以引用方式并入本文的以下专利申请：

[0242] - 名称为“POWERED SURGICAL INSTRUMENT”的美国专利申请序列号14/640,746,现为美国专利申请公布2016/0256184；

[0243] - 名称为“MULTIPLE LEVEL THRESHOLDS TO MODIFY OPERATION OF POWERED SURGICAL INSTRUMENTS”的美国专利申请序列号14/640,795,现为美国专利申请公布2016/02561185；

[0244] - 名称为“ADAPTIVE TISSUE COMPRESSION TECHNIQUES TO ADJUST CLOSURE RATES FOR MULTIPLE TISSUE TYPES”的美国专利申请序列号14/640,832,现为美国专利申请公布2016/0256154；

[0245] - 名称为“OVERLAID MULTI SENSOR RADIO FREQUENCY (RF) ELECTRODE SYSTEM TO

MEASURE TISSUE COMPRESSION”的美国专利申请序列号14/640,935,现为美国专利申请公布2016/0256071;

[0246] -名称为“MONITORING SPEED CONTROL AND PRECISION INCREMENTING OF MOTOR FOR POWERED SURGICAL INSTRUMENTS”的美国专利申请序列号14/640,831,现为美国专利申请公布2016/0256153;

[0247] -名称为“TIME DEPENDENT EVALUATION OF SENSOR DATA TO DETERMINE STABILITY,CREEP,AND VISCOELASTIC ELEMENTS OF MEASURES”的美国专利申请序列号14/640,859,现为美国专利申请公布2016/0256187;

[0248] -名称为“INTERACTIVE FEEDBACK SYSTEM FOR POWERED SURGICAL INSTRUMENTS”的美国专利申请序列号14/640,817,现为美国专利申请公布2016/0256186;

[0249] -名称为“CONTROL TECHNIQUES AND SUB-PROCESSOR CONTAINED WITHIN MODULAR SHAFT WITH SELECT CONTROL PROCESSING FROM HANDLE”的美国专利申请序列号14/640,844,现为美国专利申请公布2016/0256155;

[0250] -名称为“SMART SENSORS WITH LOCAL SIGNAL PROCESSING”的美国专利申请序列号14/640,837,现为美国专利申请公布2016/0256163;

[0251] -名称为“SYSTEM FOR DETECTING THE MIS-INSERTION OF A STAPLE CARTRIDGE INTO A SURGICAL STAPLE/FASTENER”的美国专利申请序列号14/640,765,现为美国专利申请公布2016/0256160;

[0252] -名称为“SIGNAL AND POWER COMMUNICATION SYSTEM POSITIONED ON A ROTATABLE SHAFT”的美国专利申请序列号14/640,799,现为美国专利申请公布2016/0256162;和

[0253] -名称为“SURGICAL INSTRUMENT COMPRISING A LOCKABLE BATTERY HOUSING”的美国专利申请序列号14/640,780,现为美国专利申请公布2016/0256161。

[0254] 本申请的申请人拥有于2015年2月27日提交且各自全文以引用方式并入本文的以下专利申请:

[0255] -名称为“SURGICAL INSTRUMENT SYSTEM COMPRISING AN INSPECTION STATION”的美国专利申请序列号14/633,576,现为美国专利申请公布2016/0249919;

[0256] -名称为“SURGICAL APPARATUS CONFIGURED TO ASSESS WHETHER A PERFORMANCE PARAMETER OF THE SURGICAL APPARATUS IS WITHIN AN ACCEPTABLE PERFORMANCE BAND”的美国专利申请序列号14/633,546,现为美国专利申请公布2016/0249915;

[0257] -名称为“SURGICAL CHARGING SYSTEM THAT CHARGES AND/OR CONDITIONS ONE OR MORE BATTERIES”的美国专利申请序列号14/633,560,现为美国专利申请公布2016/0249910;

[0258] -名称为“CHARGING SYSTEM THAT ENABLES EMERGENCY RESOLUTIONS FOR CHARGING A BATTERY”的美国专利申请序列号14/633,566,现为美国专利申请公布2016/0249918;

[0259] -名称为“SYSTEM FOR MONITORING WHETHER A SURGICAL INSTRUMENT NEEDS TO BE SERVICED”的美国专利申请序列号14/633,555,现为美国专利申请公布2016/0249916;

[0260] -名称为“REINFORCED BATTERY FOR A SURGICAL INSTRUMENT”的美国专利申请序

列号14/633,542,现为美国专利申请公布2016/0249908;

[0261] - 名称为“POWER ADAPTER FOR A SURGICAL INSTRUMENT”的美国专利申请序列号14/633,548,现为美国专利申请公布2016/0249909;

[0262] - 名称为“ADAPTABLE SURGICAL INSTRUMENT HANDLE”的美国专利申请序列号14/633,526,现为美国专利申请公布2016/0249945;

[0263] - 名称为“MODULAR STAPLING ASSEMBLY”的美国专利申请序列号14/633,541,现为美国专利申请公布2016/0249927;和

[0264] - 名称为“SURGICAL APPARATUS CONFIGURED TO TRACK AN END-OF-LIFE PARAMETER”的美国专利申请序列号14/633,562,现为美国专利申请公布2016/0249917。

[0265] 本申请的申请人拥有于2014年12月18日提交且各自全文以引用方式并入本文的以下专利申请:

[0266] - 名称为“SURGICAL INSTRUMENT SYSTEMS COMPRISING AN ARTICULATABLE END EFFECTOR AND MEANS FOR ADJUSTING THE FIRING STROKE OF A FIRING MEMBER”的美国专利申请序列号14/574,478,现为美国专利申请公布2016/0174977;

[0267] - 名称为“SURGICAL INSTRUMENT ASSEMBLY COMPRISING LOCKABLE SYSTEMS”的美国专利申请序列号14/574,483,现为美国专利申请公布2016/0174969;

[0268] - 名称为“DRIVE ARRANGEMENTS FOR ARTICULATABLE SURGICAL INSTRUMENTS”的美国专利申请序列号14/575,139,现为美国专利申请公布2016/0174978;

[0269] - 名称为“LOCKING ARRANGEMENTS FOR DETACHABLE SHAFT ASSEMBLIES WITH ARTICULATABLE SURGICAL END EFFECTORS”的美国专利申请序列号14/575,148,现为美国专利申请公布2016/0174976;

[0270] - 名称为“SURGICAL INSTRUMENT WITH AN ANVIL THAT IS SELECTIVELY MOVABLE ABOUT A DISCRETE NON-MOVABLE AXIS RELATIVE TO A STAPLE CARTRIDGE”的美国专利申请序列号14/575,130,现为美国专利申请公布2016/0174972;

[0271] - 名称为“SURGICAL INSTRUMENTS WITH IMPROVED CLOSURE ARRANGEMENTS”的美国专利申请序列号14/575,143,现为美国专利申请公布2016/0174983;

[0272] - 名称为“SURGICAL INSTRUMENTS WITH ARTICULATABLE END EFFECTORS AND MOVABLE FIRING BEAM SUPPORT ARRANGEMENTS”的美国专利申请序列号14/575,117,现为美国专利申请公布2016/0174975;

[0273] - 名称为“SURGICAL INSTRUMENTS WITH ARTICULATABLE END EFFECTORS AND IMPROVED FIRING BEAM SUPPORT ARRANGEMENTS”的美国专利申请序列号14/575,154,现为美国专利申请公布2016/0174973;

[0274] - 名称为“SURGICAL INSTRUMENT ASSEMBLY COMPRISING A FLEXIBLE ARTICULATION SYSTEM”的美国专利申请序列号14/574,493;现为美国专利申请公布2016/0174970;和

[0275] - 名称为“SURGICAL INSTRUMENT ASSEMBLY COMPRISING A LOCKABLE ARTICULATION SYSTEM”的美国专利申请序列号14/574,500,现为美国专利申请公布2016/0174971。

[0276] 本申请的申请人拥有于2013年3月1日提交且各自全文以引用方式并入本文的以

下专利申请：

[0277] - 名称为“ARTICULATABLE SURGICAL INSTRUMENTS WITH CONDUCTIVE PATHWAYS FOR SIGNAL COMMUNICATION”的美国专利申请序列号13/782,295,现为美国专利申请公布2014/0246471；

[0278] - 名称为“ROTARY POWERED ARTICULATION JOINTS FOR SURGICAL INSTRUMENTS”的美国专利申请序列号13/782,323,现为美国专利申请公布2014/0246472；

[0279] - 名称为“THUMBWHEEL SWITCH ARRANGEMENTS FOR SURGICAL INSTRUMENTS”的美国专利申请序列号13/782,338,现为美国专利申请公布2014/0249557；

[0280] - 名称为“ELECTROMECHANICAL SURGICAL DEVICE WITH SIGNAL RELAY ARRANGEMENT”的美国专利申请序列号13/782,499,现为美国专利申请公布9,358,003；

[0281] - 名称为“MULTIPLE PROCESSOR MOTOR CONTROL FOR MODULAR SURGICAL INSTRUMENTS”的美国专利申请序列号13/782,460,现为美国专利号9,554,794；

[0282] - 名称为“JOYSTICK SWITCH ASSEMBLIES FOR SURGICAL INSTRUMENTS”的美国专利申请序列号13/782,358,现为美国专利申请公布9,326,767；

[0283] - 名称为“SENSOR STRAIGHTENED END EFFECTOR DURING REMOVAL THROUGH TROCAR”的美国专利申请序列号13/782,481,现为美国专利申请公布9,468,438；

[0284] - 名称为“CONTROL METHODS FOR SURGICAL INSTRUMENTS WITH REMOVABLE IMPLEMENT PORTIONS”的美国专利申请序列号13/782,518,现为美国专利申请公布2014/0246475；

[0285] - 名称为“ROTARY POWERED SURGICAL INSTRUMENTS WITH MULTIPLE DEGREES OF FREEDOM”的美国专利申请序列号13/782,375,现为美国专利申请公布9,398,911；和

[0286] - 名称为“SURGICAL INSTRUMENT SOFT STOP”的美国专利申请序列号13/782,536,现为美国专利申请公布9,307,986。

[0287] 本申请的申请人还拥有于2013年3月14日提交且各自全文以引用方式并入本文的以下专利申请：

[0288] - 名称为“ARTICULATABLE SURGICAL INSTRUMENT COMPRISING A FIRING DRIVE”的美国专利申请序列号13/803,097,现为美国专利申请公布2014/0263542；

[0289] - 名称为“CONTROL ARRANGEMENTS FOR A DRIVE MEMBER OF A SURGICAL INSTRUMENT”的美国专利申请序列号13/803,193,现为美国专利申请公布9,332,987；

[0290] - 名称为“INTERCHANGEABLE SHAFT ASSEMBLIES FOR USE WITH A SURGICAL INSTRUMENT”的美国专利申请序列号13/803,053,现为美国专利申请公布2014/0263564；

[0291] - 名称为“ARTICULATABLE SURGICAL INSTRUMENT COMPRISING AN ARTICULATION LOCK”的美国专利申请序列号13/803,086,现为美国专利申请公布2014/0263541；

[0292] - 名称为“SENSOR ARRANGEMENTS FOR ABSOLUTE POSITIONING SYSTEM FOR SURGICAL INSTRUMENTS”的美国专利申请序列号13/803,210,现为美国专利申请公布2014/0263538；

[0293] - 名称为“MULTI-FUNCTION MOTOR FOR A SURGICAL INSTRUMENT”的美国专利申请序列号13/803,148,现为美国专利申请公布2014/0263554；

[0294] - 名称为“DRIVE SYSTEM LOCKOUT ARRANGEMENTS FOR MODULAR SURGICAL

INSTRUMENTS”的美国专利申请序列号13/803,066,现为美国专利9,629,623;

[0295] - 名称为“ARTICULATION CONTROL SYSTEM FOR ARTICULATABLE SURGICAL INSTRUMENTS”的美国专利申请序列号13/803,117,现为美国专利申请公布9,351,726;

[0296] - 名称为“DRIVE TRAIN CONTROL ARRANGEMENTS FOR MODULAR SURGICAL INSTRUMENTS”的美国专利申请序列号13/803,130,现为美国专利申请公布9,351,727;和

[0297] - 名称为“METHOD AND SYSTEM FOR OPERATING A SURGICAL INSTRUMENT”的美国专利申请序列号13/803,159,现为美国专利申请公布2014/0277017。

[0298] 本申请的申请人还拥有于2014年3月7日提交且全文以引用方式并入本文的以下专利申请:

[0299] - 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。

[0300] 本申请的申请人还拥有于2014年3月26日提交且各自全文以引用方式并入本文的以下专利申请:

[0301] - 名称为“POWER MANAGEMENT CONTROL SYSTEMS FOR SURGICAL INSTRUMENTS”的美国专利申请序列号14/226,106,现为美国专利申请公布2015/0272582;

[0302] - 名称为“STERILIZATION VERIFICATION CIRCUIT”的美国专利申请序列号14/226,099,现为美国专利申请公布2015/0272581;

[0303] - 名称为“VERIFICATION OF NUMBER OF BATTERY EXCHANGES/PROCEDURE COUNT”的美国专利申请序列号14/226,094,现为美国专利申请公布2015/0272580;

[0304] - 名称为“POWER MANAGEMENT THROUGH SLEEP OPTIONS OF SEGMENTED CIRCUIT AND WAKE UP CONTROL”的美国专利申请序列号14/226,117,现为美国专利申请公布2015/0272574;

[0305] - 名称为“MODULAR POWERED SURGICAL INSTRUMENT WITH DETACHABLE SHAFT ASSEMBLIES”的美国专利申请序列号14/226,075,现为美国专利申请公布2015/0272579;

[0306] - 名称为“FEEDBACK ALGORITHMS FOR MANUAL BAILOUT SYSTEMS FOR SURGICAL INSTRUMENTS”的美国专利申请序列号14/226,093,现为美国专利申请公布2015/0272569;

[0307] - 名称为“SURGICAL INSTRUMENT UTILIZING SENSOR ADAPTATION”的美国专利申请序列号14/226,116,现为美国专利申请公布2015/0272571;

[0308] - 名称为“SURGICAL INSTRUMENT CONTROL CIRCUIT HAVING A SAFETY PROCESSOR”的美国专利申请序列号14/226,071,现为美国专利申请公布2015/0272578;

[0309] - 名称为“SURGICAL INSTRUMENT COMPRISING INTERACTIVE SYSTEMS”的美国专利申请序列号14/226,097,现为美国专利申请公布2015/0272570;

[0310] - 名称为“INTERFACE SYSTEMS FOR USE WITH SURGICAL INSTRUMENTS”的美国专利申请序列号14/226,126,现为美国专利申请公布2015/0272572;

[0311] - 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;

[0312] - 名称为“SYSTEMS AND METHODS FOR CONTROLLING A SEGMENTED CIRCUIT”的美国专利申请序列号14/226,081,现为美国专利申请公布2015/0277471;

[0313] - 名称为“POWER MANAGEMENT THROUGH SEGMENTED CIRCUIT AND VARIABLE

VOLTAGE PROTECTION”的美国专利申请序列号14/226,076,现为美国专利申请公布2015/0280424;

[0314] - 名称为“SURGICAL STAPLING INSTRUMENT SYSTEM”的美国专利申请序列号14/226,111,现为美国专利申请公布2015/0272583;和

[0315] - 名称为“SURGICAL INSTRUMENT COMPRISING A ROTATABLE SHAFT”的美国专利申请序列号14/226,125,现为美国专利申请公布2015/0280384。

[0316] 本申请的申请人还拥有于2014年9月5日提交并且各自全文以引用方式并入本文的以下专利申请:

[0317] - 名称为“CIRCUITRY AND SENSORS FOR POWERED MEDICAL DEVICE”的美国专利申请序列号14/479,103,现为美国专利申请公布2016/0066912;

[0318] - 名称为“ADJUNCT WITH INTEGRATED SENSORS TO QUANTIFY TISSUE COMPRESSION”的美国专利申请序列号14/479,119,现为美国专利申请公布2016/0066914;

[0319] - 名称为“MONITORING DEVICE DEGRADATION BASED ON COMPONENT EVALUATION”的美国专利申请序列号14/478,908,现为美国专利申请公布2016/0066910;

[0320] - 名称为“MULTIPLE SENSORS WITH ONE SENSOR AFFECTING A SECOND SENSOR'S OUTPUT OR INTERPRETATION”的美国专利申请序列号14/478,895,现为美国专利申请公布2016/0066909;

[0321] - 名称为“POLARITY OF HALL MAGNET TO DETECT MISLOADED CARTRIDGE”的美国专利申请序列号14/479,110,现为美国专利申请公布2016/0066915;

[0322] - 名称为“SMART CARTRIDGE WAKE UP OPERATION AND DATA RETENTION”的美国专利申请序列号14/479,098,现为美国专利申请公布2016/0066911;

[0323] - 名称为“MULTIPLE MOTOR CONTROL FOR POWERED MEDICAL DEVICE”的美国专利申请序列号14/479,115,现为美国专利申请公布2016/0066916;和

[0324] - 名称为“LOCAL DISPLAY OF TISSUE PARAMETER STABILIZATION”的美国专利申请序列号14/479,108,现为美国专利申请公布2016/0066913。

[0325] 本申请的申请人还拥有于2014年4月9日提交并且各自全文以引用方式并入本文的以下专利申请:

[0326] - 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,现为美国专利申请公布2014/0305987;

[0327] - 名称为“SURGICAL INSTRUMENT COMPRISING A CLOSING DRIVE AND A FIRING DRIVE OPERATED FROM THE SAME ROTATABLE OUTPUT”的美国专利申请序列号14/248,581,现为美国专利9,649,110;

[0328] - 名称为“SURGICAL INSTRUMENT SHAFT INCLUDING SWITCHES FOR CONTROLLING THE OPERATION OF THE SURGICAL INSTRUMENT”的美国专利申请序列号14/248,595,现为美国专利申请公布2014/0305988;

[0329] - 名称为“POWERED LINEAR SURGICAL STAPLE/FASTENER”的美国专利申请序列号14/248,588,现为美国专利申请公布2014/0309666;

[0330] - 名称为“TRANSMISSION ARRANGEMENT FOR A SURGICAL INSTRUMENT”的美国专利申请序列号14/248,591,现为美国专利申请公布2014/0305991;

[0331] - 名称为“MODULAR MOTOR DRIVEN SURGICAL INSTRUMENTS WITH ALIGNMENT FEATURES FOR ALIGNING ROTARY DRIVE SHAFTS WITH SURGICAL END EFFECTOR SHAFTS”的美国专利申请序列号14/248,584,现为美国专利申请公布2014/0305994;

[0332] - 名称为“POWERED SURGICAL STAPLE/FASTENER”的美国专利申请序列号14/248,587,现为美国专利申请公布2014/0309665;

[0333] - 名称为“DRIVE SYSTEM DECOUPLING ARRANGEMENT FOR A SURGICAL INSTRUMENT”的美国专利申请序列号14/248,586,现为美国专利申请公布2014/0305990;和

[0334] - 名称为“MODULAR MOTOR DRIVEN SURGICAL INSTRUMENTS WITH STATUS INDICATION ARRANGEMENTS”的美国专利申请序列号14/248,607,现为美国专利申请公布2014/0305992。

[0335] 本申请的申请人还拥有2013年4月16日提交并且其各自全文以引用方式并入本文的以下专利申请:

[0336] - 名称为“SURGICAL INSTRUMENT WITH MULTIPLE FUNCTIONS PERFORMED BY A SINGLE MOTOR”的美国临时专利申请序列号61/812,365;

[0337] - 名称为“LINEAR CUTTER WITH POWER”的美国临时专利申请序列号61/812,376;

[0338] - 名称为“LINEAR CUTTER WITH MOTOR AND PISTOL GRIP”的美国临时专利申请序列号61/812,382;

[0339] - 名称为“SURGICAL INSTRUMENT HANDLE WITH MULTIPLEACTUATION MOTORS AND MOTOR CONTROL”的美国临时专利申请序列号61/812,385;和

[0340] - 名称为“SURGICAL INSTRUMENT WITH MULTIPLE FUNCTIONS PERFORMED BY A SINGLE MOTOR”的美国临时专利申请序列号61/812,372。

[0341] 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。

[0342] 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”一个或多个特征结构的系统、装置、或设备的元件具有那些一个或多个特征结构,但不限于仅具有那些一个或多个特征结构。

[0343] 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。

[0344] 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操作。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程序和应用中,包括例如与开放式外科程序结合。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。

[0345] 外科缝合系统可包括轴和从轴延伸的端部执行器。端部执行器包括第一钳口和第二钳口。第一钳口包括钉仓。钉仓能够插入到第一钳口中并且能够从第一钳口移除;然而,设想到其中钉仓不能够从第一钳口移除或至少能够易于从第一钳口替换的其他实施方案。第二钳口包括被构造成能够使从钉仓射出的钉变形的砧座。第二钳口能够相对于第一钳口围绕闭合轴线枢转;然而,可设想到其中第一钳口能够相对于第二钳口枢转的其他实施方案。外科缝合系统还包括被构造成能够允许端部执行器相对于轴旋转或进行关节运动的关节运动接头。端部执行器能够围绕延伸穿过关节运动接头的关节运动轴线旋转。设想了不包括关节运动接头的其他实施方案。

[0346] 钉仓包括仓体。仓体包括近侧端部、远侧端部和在近侧端部与远侧端部之间延伸的平台。在使用中,钉仓被定位在待缝合的组织的第一侧上,并且砧座被定位在组织的第二侧上。砧座朝向钉仓运动以将组织压缩并夹持抵靠平台。然后,可移除地储存在仓体中的钉可被部署到组织中。仓体包括限定于其中的钉腔,其中钉可移除地储存在钉腔中。钉腔被布置成六纵向排。三排钉腔被定位在纵向狭槽的第一侧上且三排钉腔被定位在纵向狭槽的第二侧上。钉腔和钉的其他布置也是可能的。

[0347] 钉由仓体中的钉驱动装置支撑。驱动装置能够在第一或非击发位置和第二或击发位置之间运动,以从钉仓射出钉。驱动装置通过保持器保留在仓体中,所述保持器围绕仓体的底部延伸并且包括被构造成能够抓持仓体以及将保持器保持至仓体的弹性构件。驱动装置能够通过滑动件在其非击发位置与其击发位置之间运动。滑动件能够在与近侧端部相邻的近侧位置和与远侧端部相邻的远侧位置之间运动。滑动件包括多个斜坡表面,该斜坡表面被构造成能够朝向砧座在驱动装置下方滑动以及提升驱动装置,并且钉在驱动装置上受到支撑。

[0348] 除上述以外,滑动件还可通过击发构件朝远侧运动。击发构件被构造成能够接触滑动件并朝向远侧端部推动滑动件。限定于仓体中的纵向狭槽被构造成能够接收击发构件。砧座还包括被构造成能够接收击发构件的狭槽。击发构件还包括接合第一钳口的第一凸轮和接合第二钳口的第二凸轮。在击发构件朝远侧推进时,第一凸轮和第二凸轮可控制钉仓的平台和砧座之间的距离或组织间隙。击发构件还包括被构造成能够切入在钉仓和砧座中间捕集的组织的刀。希望刀定位成至少部分接近斜坡表面,使得钉先于刀被射出。

[0349] 图1示出了可用于执行多种不同外科手术的马达驱动外科系统10。如该图中可见,外科系统10的一个示例包括四个可互换外科工具组件100、200、300和1000,这四个可互换外科工具组件各自适于可互换地与柄部组件500一起使用。每个可互换外科工具组件100、200、300和1000可以被设计成用于与一种或多种特定外科手术的执行结合使用。在另一外科系统实施方案中,可互换外科工具组件可以有效地与机器人控制的外科系统或自动外科

系统的工具驱动组件一起使用。例如,本文所公开的外科工具组件可与各种机器人系统、器械、部件和方法诸如但不限于名称为“SURGICAL STAPLING INSTRUMENTS WITH ROTATABLE STAPLE DEPLOYMENT ARRANGEMENTS”的美国专利9,072,535中公开的那些一起使用,该专利申请据此全文以引用方式并入本文。

[0350] 图2示出了可操作地联接到柄部组件500的可互换外科工具组件100的一种形式。图3示出了可互换外科工具组件100到柄部组件500的附接。图3中描绘的附接布置和方法也可以与可互换外科工具组件100、200、300和1000中任一者到机器人系统的工具驱动部分或工具驱动器壳体的附接结合使用。柄部组件500可包括柄部壳体502,该柄部壳体包括可由临床医生抓持和操纵的手枪式握持部504。如将在下文简要讨论的,柄部组件500可操作地支撑多个驱动系统,该多个驱动系统被构造成能够生成各种控制运动并将各种控制运动施加到可操作地附接到其上的可互换外科工具组件100、200、300和/或1000的对应部分。

[0351] 现在参见图3,柄部组件500还可以包括可操作地支撑多个驱动系统的框架506。例如,框架506可以可操作地支撑通常被标记为510的“第一”或闭合驱动系统,该“第一”或闭合驱动系统可以用于将闭合和打开运动施加到可操作地附接或联接到柄部组件500的可互换外科工具组件100、200、300和/或1000。在至少一种形式中,闭合驱动系统510可包括被框架506枢转地支撑的闭合触发器512形式的致动器。此类构造使得闭合触发器512将能够由临床医生操纵,使得当临床医生握持柄部组件500的手枪式握持部504时,闭合触发器512可从启动或“未致动”位置枢转到“致动”位置并且更具体地枢转到完全压缩或完全致动位置。在各种形式中,闭合驱动系统510还包括闭合连杆组件514,该闭合连杆组件可枢转地联接到闭合触发器512或以其他方式可操作地与该闭合触发器连接。如下面将进一步详细讨论的,闭合连杆组件514包括横向附接销516,其有利于附接到外科工具组件上的对应驱动系统。为了致动闭合驱动系统,临床医生朝向手枪式握持部504压下闭合触发器512。如以引用方式全文并入本文中的名称为“SURGICAL INSTRUMENT COMPRISING A SENSOR SYSTEM”的美国专利申请序列号14/226,142,现为美国专利申请公布2015/0272575中进一步详细描述,当临床医生完全按下闭合触发器512以达到完全闭合冲程时,闭合驱动系统被构造成能够将闭合触发器512锁定到完全按下或完全致动的位置中。当临床医生期望将闭合触发器512解锁以允许闭合触发器512被偏压到未致动位置时,临床医生简单地启动使闭合触发器能够返回到未致动位置的闭合释放按钮组件518。闭合释放按钮518还可以被构造成能够与各种传感器进行交互,这些传感器与柄部组件500中的微控制器520进行通信,以用于跟踪闭合触发器512的位置。关于闭合释放按钮组件518的构造和操作的进一步的细节可见于美国专利申请公布2015/0272575中。

[0352] 在至少一种形式中,柄部组件500和框架506可以可操作地支撑在本文中被称作击发驱动系统530的另一个驱动系统,该驱动系统被构造成能够将击发动作施加到附接到其上的可互换外科工具组件的对应部分。如在美国专利申请公布2015/0272575中详细地描述的,击发驱动系统530可以采用位于柄部组件500的手枪式握持部504中的电动马达(图1至图3中未示出)。在各种形式中,马达可以为例如具有约25,000RPM的最大速度的DC有刷驱动马达。在其它构造中,马达可包括无刷马达、无绳马达、同步马达、步进马达、或任何其它合适的电动马达。马达可以由功率源522供电,在一种形式中,该功率源可以包括可移除电源组。电源组可将多个锂离子(“LI”)或其他合适的电池支撑在其中。可以使用可串联连接的

多个电池作为外科系统10的功率源522。之外,功率源522可以是可替换的和/或可再充电的。

[0353] 电动马达被构造成能够根据施加到马达的电压的极性在远侧和近侧方向上轴向地驱动可纵向移动的驱动构件540。例如,当马达在一个旋转方向上被驱动时,可纵向移动的驱动构件540将在远侧方向“DD”上被轴向地驱动。当马达在相反的旋转方向上被驱动时,可纵向移动的驱动构件540将在近侧方向“PD”上被轴向地驱动。柄部组件500可以包括开关513,该开关可以被构造成能够使由功率源522施加到电动马达的极性反转或以其他方式控制马达。柄部组件500还可包括被构造成能够检测驱动构件540的位置和/或驱动构件540移动的方向的一个或多个传感器。马达的致动可以由被枢转地支撑在柄部组件500上的击发触发器532(图1)控制。击发触发器532可在未致动位置和致动位置之间枢转。击发触发器532可由弹簧或其它偏压布置结构偏压到未致动位置,使得当临床医生释放击发触发器532时,击发触发器532可由弹簧或偏压布置枢转或以其它方式返回到未致动位置。在至少一种形式中,击发触发器532可如上所述被定位在闭合触发器512的“外侧”。如美国专利申请公布2015/0272575中所讨论的,柄部组件500可配备有击发触发器安全按钮,以防止击发触发器532的无意致动。当闭合触发器512处于未致动位置时,安全按钮被容纳在柄部组件500中,在此情况下,临床医生不能容易地接近安全按钮并使安全按钮在防止击发触发器532的致动的安全位置和其中可击发击发触发器532的击发位置之间运动。当临床医生压下闭合触发器512时,安全按钮和击发触发器532向下枢转,随后它们可由临床医生操纵。

[0354] 在至少一种形式中,可纵向移动的驱动构件540可以具有形成在其上的齿条,以用于与和马达相接的对应驱动齿轮布置啮合接合。关于那些特征的进一步的细节可见于美国专利申请公布2015/0272575。在至少一种形式中,柄部组件500还包括可手动致动的“救助”组件,该组件被构造成能够使得临床医生能够在马达被禁用的情况下手动地使可纵向移动的驱动构件540回缩。救助组件可包括杠杆或救助柄部组件,其在可释放门550下方储存在柄部组件500内。杠杆被构造成能够被手动枢转成与驱动构件540中的齿棘轮接合。因此,临床医生可通过使用救助柄部组件手动地回缩驱动构件540,以使驱动构件540在近侧方向“PD”上做棘轮运动。名称为“POWERED SURGICAL CUTTING AND STAPLING APPARATUS WITH MANUALLY RETRACTABLE FIRING SYSTEM”的美国专利申请序列号12/249,117(现为美国专利8,608,045,该专利的全部公开内容据此以引用方式并入本文)公开了救助布置以及也可与本文所公开的各种外科工具组件一起采用的救助布置。

[0355] 现在转向图2,可互换外科工具组件100包括外科端部执行器110,该外科端部执行器包括第一钳口和第二钳口。在一个布置中,第一钳口包括细长通道112,该细长通道被构造成能够在其中可操作地支撑外科钉仓116。第二钳口包括相对于细长通道112被枢转地支撑的砧座114。可互换外科工具组件100还包括可锁定关节运动接头120,该可锁定关节运动接头可以被构造成能够相对于轴轴线SA将端部执行器110可释放地保持在期望位置。有关端部执行器110、关节运动接头120和关节运动锁的各种构造和操作的细节阐述于名称为“ARTICULATABLE SURGICAL INSTRUMENT COMPRISING AN ARTICULATION LOCK”的美国专利申请序列号13/803,086(现为美国专利申请公布2014/0263541,该美国专利据此全文以引用方式并入本文)中。如在图2和图3中可进一步看出,可互换外科工具组件100可以包括近侧外壳或喷嘴130和闭合管组件140,该闭合管组件可以用于闭合和/或打开端部执行器110

的砧座114。如美国专利申请公布2015/0272575中所讨论的,闭合管组件140可移动地支撑在脊145上,该脊支撑关节运动驱动器布置147,其被构造成能够将关节运动动作施加到外科端部执行器110。脊145被构造成能够:第一,可滑动地支撑其中的击发杆170;第二,可滑动地支撑围绕脊145延伸的闭合管组件140。在各种情况下,脊145包括可旋转地支撑在底座150中的近侧端部。参见图3。在一个布置中,例如,脊145的近侧端部附接到脊轴承,该脊轴承被构造成能够被支撑在底座150内。这种布置有利于脊145到底座150的可旋转附接,使得脊145可以选择性地相对于底座150围绕轴轴线SA旋转。

[0356] 仍参见图3,可互换外科工具组件100包括闭合梭动件160,该闭合梭动件被可滑动地支撑在底座150内,使得闭合梭动件160可以相对于该底座150轴向地移动。如图3中可见,闭合梭动件160包括被构造成能够附接到附接销516的一对朝近侧突出的钩162,该附接销附接到柄部组件500中的闭合连杆组件514。闭合管组件140的近侧闭合管段146可旋转地联接到闭合梭动件160。因此,当钩162钩在销516上时,闭合触发器512的致动将使得闭合梭动件160轴向地移动,并最终使得脊145上的闭合管组件140轴向地移动。闭合弹簧还可以轴颈连接在闭合管组件140上并且用于在近侧方向“PD”上偏压闭合管组件140,这可以在轴组件100可操作地联接到柄部组件500时用于使闭合触发器512枢转到未致动位置中。在使用中,闭合管组件140朝远侧(方向DD)平移,以响应于闭合触发器512的致动而闭合砧座114。闭合管组件140包括远侧闭合管段142,该远侧闭合管段枢转地销接到近侧闭合管段146的远侧端部。远侧闭合管段142被构造成能够随近侧闭合管段146相对于外科端部执行器110轴向地移动。当远侧闭合管段142的远侧端部撞击砧座114上的近侧表面或凸部115时,砧座114枢转成闭合。有关砧座114的闭合的进一步细节可以在上述美国专利申请公布2014/0263541中找到,并且将在下文中进一步详细讨论。如在美国专利申请公布2014/0263541中同样详细描述,通过朝近侧平移远侧闭合管段142来打开砧座114。远侧闭合管段142其中具有限定向下延伸的返回突片的马蹄形孔143,该返回突片与形成在砧座114的近侧端部上的砧座突片117配合以使砧座114枢转回到打开位置。在完全打开位置,闭合管组件140处于其最近侧或未致动位置。

[0357] 同样如上所述,可互换外科工具组件100还包括击发杆170,该击发杆被支撑以便在轴脊145内轴向地行进。击发杆170包括中间击发轴部分,该中间击发轴部分被构造成能够附接到远侧切割部分或刀杆,该远侧切割部分或刀杆被构造用于轴向地行进通过外科端部执行器110。在至少一个布置中,可互换外科工具组件100包括离合器组件,该离合器组件可以被构造成能够选择性地且可释放地将关节运动驱动器联接到击发杆170。有关离合器组件特征和操作的更多细节可以在美国专利申请公布2014/0263541中找到。如在美国专利申请公布2014/0263541中所讨论的,当离合器组件处于其接合位置时,击发杆170的远侧移动可以使关节运动驱动器布置147朝远侧移动,并且相应地,击发杆170的近侧移动可以使关节运动驱动器布置147朝近侧移动。当离合器组件处于其脱离位置时,击发杆170的移动未被传送到关节运动驱动器布置147,并且因此,击发杆170可以独立于关节运动驱动器布置147移动。可互换外科工具组件100还可以包括滑环组件,该滑环组件可以被构造成能够将电力传导到端部执行器110和/或从该端部执行器传导电力并且/或者将信号传送到端部执行器110和/或从该端部执行器传送信号。有关滑环组件的更多细节可以在美国专利申请公布2014/0263541中找到。名称为“STAPLE CARTRIDGE TISSUE THICKNESS SENSOR

SYSTEM”的美国专利申请序列号13/800,067,现为美国专利申请公布2014/0263552,全文以引用方式并入。名称为“STAPLE CARTRIDGE TISSUE THICKNESS SENSOR SYSTEM”的美国专利9,345,481同样据此全文以引入方式并入。

[0358] 仍参见图3,底座150其上形成有一个或更多锥形附接部分152,该锥形附接部分适于被接收在框架506的远侧端部内形成的对应燕尾形狭槽507内。每个燕尾形狭槽507可以是锥形,或换句话说讲,可以略成V形,从而以坐置方式将锥形附接部分152接收在其中。如可在图3中进一步所见的,轴附接耳状物172形成在击发轴170的近侧端部上。当可互换外科工具组件100联接到柄部组件500时,轴附接耳状物172被接收在形成在可纵向移动驱动构件540的远侧端部中的击发轴附接支架542中。可互换外科工具组件100还采用闩锁系统180,以用于将轴组件100可释放地锁定到柄部组件500的框架506。在至少一种形式中,例如,闩锁系统180包括可移动地联接到底座150的锁定构件或锁定轭182。锁定轭182包括两个朝近侧突出的锁定耳状物184,这两个锁定耳状物被构造用于与框架506的远侧附接凸缘中的对应锁定棘爪或凹槽509可释放地接合。在各种形式中,锁定轭182由弹簧或偏压构件在近侧方向上偏压。锁定轭182的致动可以通过可滑动地安装在安装到底座150的闩锁致动器组件上的闩锁按钮186来实现。闩锁按钮186可相对于锁定轭182沿近侧方向偏压。如将在下文进一步详细讨论的,可以通过在远侧方向DD上偏压闩锁按钮186来使锁定轭182移动到解锁位置,这也使锁定轭182枢转成不再与框架506的远侧附接凸缘保持接合。当锁定轭182与框架506的远侧附接凸缘“保持接合”时,锁定凸耳184保持安置在框架506的远侧端部中的对应锁定棘爪或凹槽509内。有关闩锁系统的更多细节可见于美国专利申请公布2014/0263541中。

[0359] 为了将可互换外科工具组件100附接到柄部组件500A,临床医生可将可互换外科工具组件100的底座150定位在框架506的远侧端部上方或附近,使得底座150上形成的锥形附接部分152与框架506中的燕尾形狭槽507对准。然后临床医生可将外科工具组件100沿垂直于轴轴线SA的安装轴线IA运动,以使锥形附接部分152安置成与框架506的远侧端部中的对应燕尾形接纳狭槽507可操作地接合。这样做时,击发轴170上的轴附接耳状物172同样将安置在可纵向移动的驱动构件540中的支架542中,并且闭合连接件514上的销516的部分将安置在闭合梭动件160中的对应钩162中。如本文所用,术语“可操作地接合”在两个部件的背景下是指这两个部件彼此充分地接合,使得一旦向其施加致动运动,这些部件便执行其预期行动、功能和/或程序。

[0360] 现在返回到图1,外科系统10包括四个可互换外科工具组件100、200、300和1000,这四个可互换外科工具组件各自可以有效地与同一柄部组件500一起使用以执行不同的外科手术。可互换外科工具组件100的示例性形式的构造在上文中简要地进行了讨论,并且在美国专利申请公布2014/0263541中进行了进一步的详细讨论。有关可互换外科工具组件200和300的各种细节可以在已以引用方式并入本文的各种美国专利申请中找到。有关可互换外科工具组件1000的各种细节将在下文进一步详细地讨论。

[0361] 如图1所示,外科工具组件100、200、300和1000中的每个包括一对钳口,其中至少一个钳口可移动以在两个钳口之间捕获、操纵和/或夹持组织。在通过柄部组件或者外科工具组件可操作地联接到的机器人或自动外科系统对其施加闭合动作和打开动作时,可移动钳口在打开位置和闭合位置之间移动。此外,所示的可互换外科工具组件中的每一者包括

击发构件,该击发构件被构造成能够切割组织并从钉仓击发钉,该钉仓响应于由柄部组件或机器人系统对其施加的击发动作而被支撑在一个钳口中。每个外科工具组件可以被独特地设计成执行特定手术,例如,用于在身体的特定区域内切割和紧固特定类型和厚度的组织。柄部组件500或机器人系统中的闭合、击发和关节运动控制系统可以被构造成能够根据外科工具组件中采用的闭合、击发和关节运动系统构型的类型来生成轴向控制动作和/或旋转控制动作。在一种布置中,当柄部组件或机器人系统中的闭合控制系统被完全致动时,闭合系统控制部件中的一个从未致动位置轴向移动至其完全致动位置。在本文中可以将闭合管组件在从其未致动位置移动至其完全致动位置时移动的轴向距离称为其“闭合行程长度”。类似地,当柄部组件或机器人系统中的击发系统被完全致动时,击发系统控制部件中的一个从未致动位置轴向移动至其完全致动或击发位置。在本文中可以将可纵向移动驱动构件在从其未致动位置移动至其完全击发位置时移动的轴向距离称为其“击发行程长度”。对于采用可关节运动端部执行器布置的那些外科工具组件,柄部组件或机器人系统可以采用轴向地移动通过“关节运动驱动行程长度”的关节运动控制部件。在许多情况下,闭合行程长度、击发行程长度和关节运动驱动行程长度对于特定柄部组件或机器人系统是固定的。因此,外科工具组件中的每一者必须能够通过其所有行程长度中的每一者来适应闭合、击发和/或关节运动部件的控制移动,而不会对外科工具部件施加过度的应力,因为这可能导致外科工具部件损坏。

[0362] 现在转向图4至图10,可互换外科工具组件1000包括外科端部执行器1100,该外科端部执行器包括被构造成能够可操作地支撑其中的钉仓1110的细长通道1102。端部执行器1100还可包括相对于细长通道1102被可枢转地支撑的砧座1130。可互换外科工具组件1000还可以包括关节运动接头1200和关节运动锁1210(图5以及图8至图10),该关节运动锁可以被构造成能够将端部执行器1100相对于轴轴线SA可释放地保持在期望关节运动的位置。关于关节运动锁1210的构造与操作的细节可见于名称为“ARTICULATABLE SURGICAL INSTRUMENT COMPRISING AN ARTICULATION LOCK”的美国专利申请序列号13/803,086中,现为美国专利申请公布2014/0263541,其全部公开内容据此以引用方式并入本文。关于该关节运动锁的其他细节也可以在2016年2月9日提交的名称为“SURGICAL INSTRUMENT ARTICULATION MECHANISM WITH SLOTTED SECONDARY CONSTRAINT”的美国专利申请序列号15/019,196中找到,其全部公开内容据此以引用方式并入本文。从图7中可见,可互换外科工具组件1000还可以包括由喷嘴部分1302、1304以及致动器轮部分1306组成的近侧壳体或喷嘴1300,其被构造成能够例如通过按扣、凸耳和/或螺钉来联接到已组装喷嘴部分1302、1304。可互换外科工具组件1000还可包括闭合管组件1400,该闭合管组件可用于闭合和/或打开端部执行器1100的砧座1130,如将在下面进一步详细讨论的。现在主要参见图8和图9,可互换外科工具组件1000可以包括脊组件1500,该脊组件可以被构造成能够支撑关节运动锁1210。脊组件1500包括将在下文进一步详细描述“弹性”脊或框架构件1510。弹性脊构件1510的远侧端部部分1522附接到远侧框架段1560,该远侧框架段可操作地支撑其中的关节运动锁1210。如图7和图8中可见,脊组件1500被构造成能够:第一,可滑动地支撑其中的击发构件组件1600;第二,可滑动地支撑围绕脊组件1500延伸的闭合管组件1400。脊组件1500还可以被构造成能够可滑动地支撑近侧关节运动驱动器1700。

[0363] 如图10所示,远侧框架段1560通过端部执行器安装组件1230枢转地联接到细长通

道1102。例如,在一个布置中,远侧框架段1560的远侧端部1562具有形成在其上的枢轴销1564。枢轴销1564适于枢转地接收在形成于端部执行器安装组件1230的枢轴基础部分1232中的枢轴孔1234内。端部执行器安装组件1230通过弹簧销1108或其他合适的构件附接到细长通道1102的近侧端部1103。枢轴销1564限定横向于轴轴线SA的关节运动轴线B-B。参见图4。这种布置便于端部执行器1100相对于脊组件1500围绕关节运动轴线B-B枢转行进(即,关节运动)。

[0364] 仍参见图10,关节运动驱动器1700具有远侧端部1702,该远侧端部被构造成能够可操作地接合关节运动锁1210。关节运动锁1210包括关节运动框架1212,该关节运动框架适于可操作地接合端部执行器安装组件1230的枢轴基础部分1232上的驱动销1238。此外,交叉连接件1237可以连接到驱动销1238和关节运动框架1212,以辅助端部执行器1100的关节运动。如上所述,有关关节运动锁1210和关节运动框架1212的操作的更多细节可见于美国专利申请序列号13/803,086中,现为美国专利申请公布2014/0263541。有关端部执行器安装组件和交叉连接件的其他细节可以在于2016年2月9日提交的名称为“SURGICAL INSTRUMENTS WITH CLOSURE STROKE REDUCTION ARRANGEMENTS”的美国专利申请序列号15/019,245中找到,该美国专利的全部公开内容据此以引用方式并入本文。在各种情况下,弹性脊构件1510包括可旋转地支撑在底座1800中的近侧端部1514。在一个布置中,例如,弹性脊构件1510的近侧端部1514具有在其上形成的用于螺纹附接到被构造成能够支撑在底座1800内的脊轴承的螺纹1516。此类布置有利于弹性脊构件1510到底座1800的可旋转附接,使得脊组件1500可以选择性地相对于底座1800围绕轴轴线SA旋转。

[0365] 主要参见图7,可互换外科工具组件1000包括闭合梭动件1420,该闭合梭动件可滑动地支撑在该底座1800内,使得闭合梭动件1420可以相对于底座1800周向移动。在一种形式中,闭合梭动件1420包括一对朝近侧突出的钩1421,这对朝近侧突出的钩被构造成能够附接到附接销516,该附接销附接到柄部组件500的闭合连杆组件514,如上文所讨论的。近侧闭合管段1410的近侧端部1412可旋转地联接到闭合梭动件1420。例如,将U形连接器1424插入到近侧闭合管段1410的近侧端部1412中的环形狭槽1414中,并使其保持在闭合梭动件1420中的竖直狭槽1422内。参见图7。此类布置用于将近侧闭合管段1410附接到闭合梭动件1420,以与闭合梭动件一起轴向地行进,同时使得闭合管组件1400能够相对于闭合梭动件1420围绕轴轴线SA旋转。闭合弹簧轴颈连接在近侧闭合管段1410的近侧端部1412上,并且用于在近侧方向PD上偏压闭合管组件1400,这可以用于在可互换外科工具组件1000可操作地联接到柄部组件500时,使柄部组件500(图3)上的闭合触发器512枢转到未致动位置。

[0366] 如上所述,例示的可互换外科工具组件1000包括关节运动接头1200。然而,其他可互换外科工具组件可能无法进行关节运动。如图10中可见,上柄脚1415和下柄脚1416从近侧闭合管段1410的远侧端部朝远侧突出,以可移动地联接到闭合管组件1400的端部执行器闭合套管或远侧闭合管段1430。如图10中可见,远侧闭合管段1430包括从其近侧端部朝近侧突出的上柄脚1434和下柄脚1436。上部双枢轴连接件1220包括近侧销和远侧销,该近侧销和远侧销分别接合近侧闭合管段1410和远侧闭合管段1430的上柄脚1415、1434中的对应孔。类似地,下部双枢轴连接件1222包括近侧销和远侧销,该近侧销和远侧销分别接合近侧闭合管段1410和远侧闭合管段1430的下柄脚1416和1436中的对应孔。如下文将进一步详细讨论的,闭合管组件1400的远侧和近侧轴向平移将使得砧座1130相对于细长通道1102闭合

和打开。

[0367] 如上所述,可互换外科工具组件1000还包括击发构件组件1600,该击发构件组件被支撑以便在脊组件1500内轴向行进。击发构件组件1600包括被构造成能够附接到远侧切割部分或刀杆1610的中间击发轴部分1602。击发构件组件1600在本文中也可被称为“第二轴”和/或“第二轴组件”。如图7至图10中可见,中间击发轴部分1602可以在其远侧端部中包括纵向狭槽1604,该纵向狭槽可以被构造成能够接收刀杆1610的近侧端部上的突片。纵向狭槽1604和刀杆1610的近侧端部可以被设定尺寸并被构造成能够使得其允许它们之间的相对移动并且可以包括滑动接头1612。滑动接头1612可以允许击发构件组件1600的中间击发轴部分1602移动,以在不移动或至少基本上不移动刀杆1610的情况下,使端部执行器1100做关节运动。一旦端部执行器1100已合适地取向,则中间击发轴部分1602可以朝远侧推进,直到纵向狭槽1604的近侧侧壁与刀杆1610上的突片发生接触,以便推进刀杆1610并击发定位在细长通道1102内的钉仓1110。如图8和图9中可进一步所见,弹性脊构件1520其中具有细长的开口或窗口1525,以便于将中间击发轴部分1602组装和插入到弹性脊构件1520中。一旦中间击发轴部分1602已经插入到弹性脊构件1520中,则顶部框架段1527可以与该弹性脊构件接合,以封闭其中的中间击发轴部分1602和刀杆1610。有关击发构件组件1600的操作的进一步描述可以在美国专利申请序列号13/803,086(现为美国专利申请公布2014/0263541)中找到。

[0368] 除上述之外,可互换工具组件1000可以包括离合器组件1620,该离合器组件可以被构造成能够选择性地且可释放地将关节运动驱动器1700联接到击发构件组件1600。在一种形式中,离合器组件1620包括围绕击发构件组件1600定位的锁定衬圈或锁定套管1622,其中锁定套管1622可以在接合位置与脱离位置之间旋转,在接合位置处,锁定套管1622将关节运动驱动器1700联接到击发构件组件1600,在脱离位置处,关节运动驱动器1700未可操作地联接到击发构件组件1600。当锁定套筒1622处于其接合位置时,击发构件组件1600的远侧运动可使关节运动驱动器1700朝远侧运动,相应地,击发构件组件1600的近侧运动可使关节运动驱动器1700朝近侧运动。当锁定套筒1622处于其脱离位置时,击发构件组件1600的运动不传递到关节运动驱动器1700,因此,击发构件组件1600可独立于关节运动驱动器1700运动。在各种情况下,当关节运动驱动器1700未由击发构件组件1600朝近侧方向或远侧方向运动时,关节运动驱动器1700可由关节运动锁1210保持在适当的位置。

[0369] 主要参见图7,锁定套管1622可以包括圆柱形或至少基本上呈圆柱形的主体,该主体包括限定于其中并且被构造成能够接收击发构件组件1600的纵向孔1624。锁定套管1622可以包括沿直径相对的面朝内锁定突出部1626、1628以及面朝外锁定构件1629。锁定突出部1626、1628可以被构造成能够选择性地与击发构件组件1600的中间击发轴部分1602接合。更具体地讲,当锁定套管1622处于其接合位置时,锁定突出部1626、1628定位在限定于中间击发轴部分1602中的驱动凹口1605内,使得远侧推力和/或近侧拉力可以从击发构件组件1600传递到锁定套管1622。当锁定套管1622处于其接合位置时,第二锁定构件1629被接收在关节运动驱动器1700中限定的驱动凹口1704内,使得施加到锁定套管1622的远侧推力和/或近侧拉力可以传递到关节运动驱动器1700。实际上,当锁定套管1622处于其接合位置时,击发构件组件1600、锁定套管1622和关节运动驱动器1700将一起移动。另一方面,当锁定套管1622处于其脱离位置时,锁定突出部1626、1628可以不定位在击发构件组件1600

的中间击发轴部分1602的驱动凹口1605内;并且因此,远侧推力和/或近侧拉力可以不从击发构件组件1600传递到锁定套管1622。相应地,远侧推力和/或近侧拉力可以不传递到关节运动驱动器1700。在此类情况下,击发构件组件1600可相对于锁定套筒1622和近侧关节运动驱动器1700向近侧和/或向远侧滑动。离合组件1620还包括与锁定套管1622接合的切换筒1630。有关切换筒和锁定套管1622的操作的其他细节可以在美国专利申请序列号13/803,086(现为美国专利申请公布2014/0263541和序列号15/019,196)中找到。切换筒1630还可以包括限定于其中的至少部分地沿周边的开口1632、1634,该开口可以接收从喷嘴半块1302、1304延伸的周边安装架1305,并且允许切换筒1630和近侧喷嘴1300之间的相对旋转但不是相对平移。参见图6。喷嘴1300到其中安装架到达其在切换筒1630中的相应狭槽1632、1634的端部的点的旋转将使得切换筒1630围绕轴轴线SA旋转。切换筒1630的旋转最终将导致锁定套筒1622在其接合位置和脱离位置之间移动。因此,实质上,喷嘴1300可以用于在以下专利申请中更详细地描述的各种方式使关节运动驱动系统与击发驱动系统可操作地接合和脱离接合:美国专利申请序列号13/803,086,现为美国专利申请公布2014/0263541;以及美国专利申请序列号15/019,196;这些专利各自全文以引用方式并入本文。

[0370] 在例示的布置中,切换筒1630包括L形狭槽1636,该L形狭槽延伸到切换筒1630中的远侧开口1637中。远侧开口1637接收移动板1638的横向销1639。在一个示例中,移动板1638被接收在设置在锁定套筒1622中的纵向狭槽内,以在锁定套筒1622与关节运动驱动器1700接合时便于该锁定套筒轴向地移动。关于移动板和移动鼓布置的操作的进一步细节可见于2015年九月28日提交的名称为“SURGICAL STAPLING INSTRUMENT WITH SHAFT RELEASE, POWERED FIRING AND POWERED ARTICULATION”的美国专利申请序列号14/868,718(现在为美国专利公布2017/0086823)中,该申请的整个公开内容据此以引入方式并入本文。

[0371] 同样如图7和图8所示,可互换工具组件1000可以包括滑环组件1640,该滑环组件可以被构造成能够将电力传导至端部执行器1100和/或从该端部执行器传导电力,并且/或者将信号传送至端部执行器1100和/或从该端部执行器将信号传回例如柄部组件中的微控制器或机器人系统控制器。有关滑环组件1640和相关联的连接器的其他细节可以在美国专利申请序列号13/803,086(现为美国专利申请公布2014/0263541)和美国专利申请序列号15/019,196(这两个专利申请各自全文以引用方式并入本文)以及名称为“STAPLE CARTRIDGE TISSUE THICKNESS SENSOR SYSTEM”的美国专利申请序列号13/800,067(现为美国专利申请公布2014/0263552,该美国专利据此全文以引用方式并入本文)中找到。同样如在已经以引用方式并入本文的前述专利申请中进一步详细描述,可互换外科工具组件1000还可以包括被构造成能够检测切换筒1630的位置的至少一个传感器。

[0372] 再次参见图7,底座1800包括在其上形成的一个或多个锥形附接部分1802,该锥形附接部分适于被接收在对应燕尾形狭槽507内,该燕尾形狭槽形成在柄部组件500的框架506的远侧端部部分内,如上文所讨论的。如可在图7中进一步所见,轴附接耳状物1605形成在中间击发轴1602的近侧端部上。如将在下面进一步详细讨论的,当可互换外科工具组件1000联接到柄部组件500时,轴附接凸耳1605被接收在击发轴附接支架542中,该击发轴附接支架形成在纵向驱动构件540的远侧端部中。参见图3。

[0373] 各种可互换外科工具组件采用闩锁系统1810,以用于将可互换外科工具组件1000

可移除地联接到柄部组件500的框架506。在至少一种形式中,如图7中可见的,闩锁系统1810包括可移动地联接到底座1800的锁定构件或锁定轭1812。锁定轭1812为U形,其具有两个隔开并向下延伸的腿部1814。腿部1814各自具有在其上形成的能够容纳在形成于底座1800中的相应孔1816中的枢轴凸耳。此类构造有利于将锁定轭1812枢转附接到底座1800。锁定轭1812可包括两个向近侧突出的锁定凸耳1818,这两个锁定凸耳被构造成能够与柄部组件500的框架506的远侧端部中的对应锁定棘爪或凹槽509可释放地接合。参见图3。在各种形式中,锁定轭1812被弹簧或偏压构件1819沿近侧方向偏压。锁定轭1812的致动可通过可滑动地安装在闩锁致动器组件1822上的闩锁按钮1820来实现,该闩锁致动器组件安装到底座1800。闩锁按钮1820可相对于锁定轭1812沿近侧方向偏压。锁定轭1812可通过沿远侧方向偏置闩锁按钮1820而运动到解锁位置,这也使锁定轭1812枢转成不再与框架506的远侧端部保持接合。当锁定轭1812与框架506的远侧端部保持接合时,锁定凸耳1818保持坐落在框架506的远侧端部中对应的锁定止动器或凹槽509内。

[0374] 在所示的布置中,锁定轭1812包括至少一个且优选两个锁定钩1824,这些锁定钩适于接触在闭合梭动件1420上形成的对应锁定凸耳部分1426。当闭合梭动件1420处于未致动位置时,锁定轭1812可沿远侧方向枢转以将可互换外科工具组件1000从柄部组件500解锁。当处于该位置时,锁定钩1824不接触闭合梭动件1420上的锁定凸耳部分1426。然而,当闭合梭动件1420移动到致动位置时,防止锁定轭1812枢转到解锁位置。换言之,如果临床医生试图将锁定轭1812枢转到解锁位置,或者例如,锁定轭1812不经意地以原本可能引起其朝远侧枢转的方式受到碰撞或发生接触,则锁定轭1812上的锁定钩1824将接触闭合梭动件1420上的锁定凸耳1426,并且防止锁定轭1812运动到解锁位置。

[0375] 仍然参见图10,刀杆1610可以包括层压梁结构,该层压梁结构包括至少两个梁层。这些梁层可以包括例如不锈钢带,这些不锈钢带在其近侧端部和/或沿着带长度的其他位置处通过例如焊接和/或销而互连。在另选的实施方案中,这些带的远侧端部不连接在一起,以允许层压体或带在端部执行器进行关节运动时相对于彼此地展开。此类布置允许刀杆1610足够柔性以适应端部执行器的关节运动。各种层压刀杆布置在美国专利申请序列号15/019,245中公开。同样如图10中可见,中间支撑构件1614用于在刀杆1610弯曲以适应外科端部执行器1100的关节运动时为该刀杆提供横向支撑。关于中间支撑构件和另选刀杆支撑布置的进一步细节在美国专利申请序列号15/019,245中公开。同样如图10中所见,击发构件或刀构件1620附接到刀杆1610的远侧端部。

[0376] 图11示出了可与可互换工具组件1000一起使用的击发构件1660的一种形式。击发构件1660包括主体部分1662,该主体部分包括朝近侧延伸的连接器构件1663,该连接器构件被构造成能够被接收在刀杆1610的远侧端部中的对应成形的连接器开口1614中。参见图10。例如,连接器1663可以通过摩擦、焊接和/或合适的粘合剂保持在连接器开口1614内。参考图15至图17,主体部分1662突出穿过细长通道1102中的细长狭槽1104,并终止于在主体部分1662的每一侧上横向延伸的脚部构件1664中。当通过外科钉仓1110朝远侧驱动击发构件1660时,脚部构件1664跨置在细长通道1102中定位在外科钉仓1110下方的通路内。如图11中可见,击发构件1660还可以包括横向突出的中央突片、销或保持器特征结构1680。当通过外科钉仓1110朝远侧驱动击发构件1660时,中央保持器特征结构1680跨置在细长通道1102的内表面1106上。击发构件1660的主体部分1662还包括设置在朝远侧突出的肩部1665

与朝远侧突出的顶部鼻状部分1670之间的组织切割刀或特征结构1666。如可在图11中进一步所见,击发构件1660还可以包括两个横向延伸的顶部突片、销或砧座接合特征结构1665。参见图13和图14。当朝远侧驱动击发构件1660时,主体1662的顶部部分延伸穿过居中设置的砧座狭槽1138(图14),并且顶部砧座接合特征结构1672跨置在形成于砧座狭槽1134的每一侧上的对应凸部1136上。

[0377] 返回到图10,击发构件1660被构造成能够与滑动件1120可操作地连接,该滑动件支撑在外科钉仓1110的主体1111内。滑动件1120在外科钉仓1111内从邻近仓体1111的近侧端部1112的近侧端部起始位置可滑动地移位到邻近仓体1111的远侧端部1113的结束位置。仓体1111可操作地在其中支撑多个钉驱动器(图10中未示出),所述钉驱动器在居中设置的狭槽1114的每侧上成排对准。居中设置的狭槽1114使击发构件1660能够穿过其中并切割夹持在砧座1130和钉仓1110之间的组织。驱动器与对应的凹坑1115相关联,该凹坑穿过仓体的上平台表面。钉驱动器中的每一个在其上支撑一个或多个外科钉或紧固件。滑动件1120包括多个倾斜的或楔形凸轮1122,其中每个凸轮1122对应于位于狭槽1114的侧上的紧固件或驱动器的特定线。在例示的示例中,一个凸轮1122与一排“双”驱动器对准,这排“双”驱动器各自在其上支撑两个钉或紧固件,另一个凸轮1122与在狭槽1114的同一侧上的另一排“单个”驱动器对准,这排“单个”驱动器各自在其上支撑单个外科钉或紧固件。因此,在例示的示例中,当外科钉仓1110被“击发”时,组织切割线的每个横向侧上将存在三排钉。然而,也可以采用其他仓和驱动器构型来击发其他钉/紧固件布置。滑动件1120具有中央主体部分1124,该中央主体部分被构造成能够由击发构件1660的肩部1665接合。当击发构件1660被击发或朝远侧驱动时,击发构件1660也朝远侧驱动滑动件1120。当击发构件1660朝远侧移动通过仓1110时,组织切割特征结构1666切割夹持在砧座组件1130与仓1110之间的组织,并且还有滑动件1120将仓中的驱动器向上驱动,该驱动器驱动对应的钉或紧固件以与砧座组件1130形成接触。

[0378] 在击发构件包括组织切割表面的实施方案中,理想的是细长轴组件可按这样的方式进行构造:除非未用完的钉仓被正确地支撑在外科端部执行器1100的细长通道1102中,否则防止击发构件意外推进。例如,如果根本不存在钉仓并且击发构件向远侧被推进穿过端部执行器,则组织将被切断,但是没有被钉住。类似地,如果在端部执行器中存在用完的钉仓(即,其中至少一些钉已经从其中击发的钉仓),并且击发构件被推进,则组织将被切断,但可能不完全被钉住。应当理解,此类情况可能导致外科规程期间不期望的结果。名称为“SURGICAL STAPLING INSTRUMENT HAVING A SPENT CARTRIDGE LOCKOUT”的美国专利6,988,649,名称为“SURGICAL STAPLING INSTRUMENT HAVING A SINGLE LOCKOUT MECHANISM FOR PREVENTION OF FIRING”的美国专利7,044,352,名称为“SURGICAL STAPLING INSTRUMENT HAVING A SINGLE LOCKOUT MECHANISM FOR PREVENTION OF FIRING”的美国专利7,380,695,以及名称为“SURGICAL STAPLING INSTRUMENTS WITH LOCKOUT ARRANGEMENTS FOR PREVENTING FIRING SYSTEM ACTUATION WHEN A CARTRIDGE IS SPENT OR MISSING”的美国专利申请序列号14/742,933各自公开了各种击发构件闭锁布置。这些美国专利中的每一者均以引用方式全文并入本文中。

[0379] “未击发”、“未用过”、“新鲜”或“新”的紧固件仓1110表示紧固件仓1110使其所有紧固件处于其“准备好击发”位置。新的仓1110安置于细长通道1102内并且可以由仓体上的

按扣特征结构保持在其中,该按扣特征结构被构造成能够保持接合细长通道1102的对应部分。图15和图18示出了外科端部执行器1100的一部分,其中新的或未击发的外科钉仓1110安置在其中。如在图15和图18中可见,滑动件1120处于其起始位置。为了防止击发系统被激活,并且更精确地讲,为了防止击发构件1660朝远侧驱动穿过端部执行器1110,除非未击发的或新的外科钉仓已正确地安置在细长通道1102内,否则可互换外科工具组件1000采用通常命名为1650的击发构件锁定系统。

[0380] 现在参见图10以及图15至图19,击发构件闭锁系统1650包括可移动的锁定构件1652,该可移动的锁定构件被构造成能够在新外科钉仓1110未正确地安置在细长通道1102内时保持接合击发构件1660。更具体地,锁定构件1652包括至少一个横向移动的锁定部分1654,该部分被构造成能够在滑动件1120在其起始位置不存在于仓1110内时保持接合击发构件1660的对应部分。实际上,锁定构件1652采用两个横向移动的锁定部分1654,其各自接合击发构件1660的横向延伸部分。可以使用其他闭锁布置。

[0381] 锁定构件1652包括大致呈U形的弹簧构件,其中每个可横向移动的腿部或锁定部分1654从中心弹簧部分1653延伸并且被构造成能够在图18和图19中由“L”表示的横向方向上移动。应当理解,术语“横向方向”是指横向于轴轴线SA(图2)的方向。例如,弹簧或锁定构件1652可由高强度弹簧钢和/或类似材料制成。中心弹簧部分1653安置在端部执行器安装组件1230中的狭槽1236内。参见图10。如图15至图17中可见,可横向移动的腿部或锁定部分1654中的每一者均具有远侧端部1656,该远侧端部其中具有锁定窗口1658。当锁定构件1652处于锁定位置时,击发构件1660的每个横向侧上的中心保持器特征结构1680延伸到在锁定部分1654中限定的对应锁定窗口1658中,以保持防止击发构件被朝远侧或轴向地推进。

[0382] 将参考图15至图19说明击发构件闭锁系统的操作。图15和图18示出了外科端部执行器1100的一部分,其中新的未击发仓1110正确地安装在该部分中。如图15和图18中可见,滑动件1120包括解锁特征结构1126,该特征结构与可横向移动的锁定部分1654中的每一者对应。解锁特征结构1126设置在每个中央楔形凸轮1122上或从该每个中央楔形凸轮朝近侧延伸。在另选的布置中,解锁特征结构1126可包括对应的楔形凸轮1122的近侧突出部分。从图18中可以看出,当滑动件1120处于其起始位置时,解锁特征结构1124接合对应锁定部分1654并使其在横向于轴轴线SA(图2)的方向上横向偏置。当锁定部分1654处于此类解锁取向时,中央保持器特征结构1680不与锁定窗口1658保持接合。在此类情况下中,击发构件1660可以向远侧或轴向推进(击发)。然而,当仓不存在于细长通道1102中或者滑动件1120已经移出其起始位置(这意味着仓部分地或完全地被击发)时,锁定部分1654横向弹性地保持与击发构件1660接合。在此类情况下,参考图19,击发构件1660无法向远侧移动。

[0383] 图16和图17示出了在如上所讨论的那样执行钉击发行程之后,击发构件1660回缩到其起始位置或未击发位置。图16描绘了保持特征结构1680与其对应的锁定窗口1658的初始重新接合。图17示出了当击发构件1660已完全回缩到其起始位置时处于其锁定位置的保持特征结构。为了在锁定部分1654与朝近侧移动的保持特征结构1680接触时辅助锁定该部分的横向移位,保持特征结构1680中的每一者均可以设置有面向近侧的、横向渐缩的端部部分。当不存在新的未击发仓时或者当存在新的未击发仓但其未正确地安置在细长通道1102中时,此类闭锁系统防止击发构件1660被致动。另外,闭锁系统可以防止临床医生在用

过或部分击发的仓已经在无意中正确地安置在细长通道内的情况下朝远侧推进击发构件。闭锁系统1650可以提供的另一个优点是,与需要移动击发构件以与钉仓中的对应狭槽/通路对准和不对准的其他击发构件闭锁布置不同,击发构件1660在处于锁定和解锁位置时保持与仓通路对准。锁定部分1654被设计成可横向移动以与击发构件的对应侧接合和脱离接合。一个或多个锁定部分的此类横向移动可使其与在竖直方向上移动以接合和脱离击发构件的部分的其他锁定布置区分开。

[0384] 返回到图13和图14,砧座1130包括细长砧座主体部分1132和近侧砧座安装部分1150。细长砧座主体部分1132包括外表面1134,该外表面限定两个向下延伸的组织止动构件1136,这两个组织止动构件邻近近侧砧座安装部分1150。细长砧座主体部分1132还包括下侧1135,该下侧限定细长砧座狭槽1138。在图14中所示的例示布置中,砧座狭槽1138居中设置在下侧1135中。下侧1135包括定位在砧座狭槽1138的每侧上的三排1140、1141、1142的钉成形凹坑1143、1144和1145。与砧座狭槽1138的每一侧相邻的是两个细长的砧座通路1146。每个通路1146具有近侧斜坡部分1148。参见图13。当朝远侧推进击发构件1660时,顶部砧座接合特征结构1632最初进入对应的近侧斜坡部分1148并且进入对应的细长砧座通路1146。

[0385] 转到图12和图13,砧座狭槽1138以及近侧斜坡部分1148延伸到砧座安装部分1150中。换句话说,砧座狭槽1138将砧座安装部分1150划分为或分成两个砧座附接凸缘1151。砧座附接凸缘1151在其近侧端部处通过连接桥接件1153联接在一起。连接桥接件1153支撑砧座附接凸缘1151,并且可以用于使砧座安装部分1150比在其近侧端部处未连接在一起的其他砧座布置的安装部分更具刚性。同样如图12和图14中可见,砧座狭槽1138具有较宽部分1139,以在击发构件1660处于其近侧未击发位置时容纳击发构件1660的包括顶部砧座接合特征结构1632的顶部部分。

[0386] 如图13以及图20至图24中可见,砧座附接凸缘1151中的每一者均包括横向安装孔1156,该横向安装孔被构造成能够接收穿过其中的枢轴销1158(图10和图20)。砧座安装部分1150通过枢轴销1158枢转地销接到细长通道1102的近侧端部1103,该枢轴销延伸穿过细长通道1102的近侧端部1103中的安装孔1107以及砧座安装部分1150中的安装孔1156。这种布置将砧座1130枢转地附连到细长通道1102s,使得砧座1130可绕横向于轴轴线SA的固定砧座轴线A-A枢转。参见图5。砧座安装部分1150还包括凸轮表面1152,该凸轮表面从集中的击发构件停放区域1154延伸到砧座主体部分1132的外表面1134。

[0387] 除上述之外,砧座1130可通过轴向推进和缩回远侧闭合管段1430而在打开位置和闭合位置之间移动,如下文进一步讨论的。远侧闭合管段1430的远侧端部部分具有形成在其上的内部凸轮表面,该内部凸轮表面被构造成能够接合凸轮表面1552或形成在砧座安装部分1150上的凸轮表面并且移动砧座1130。图22示出了凸轮表面1152a,该凸轮表面形成在砧座安装部分1150上以便与例如在远侧闭合管段1430上的内部凸轮表面1444建立单个接触路径1155a。图23示出了凸轮表面1152b,该凸轮表面相对于远侧闭合管段上的内部凸轮表面1444构造,以在砧座安装部分1150上的凸轮表面1152与远侧闭合管段1430上的内部凸轮表面1444之间建立两个分开的且不同的弓形接触路径1155b。除本文所讨论的其他潜在优点之外,这种布置可以将闭合力从远侧闭合管段1430更好地分布到砧座1130。图24示出了凸轮表面1152c,该凸轮表面相对于远侧闭合管段1430的内部凸轮表面1444构造,以在砧

座安装部分1150和远侧闭合管段1430上的凸轮表面之间建立三个不同的接触区1155c和1155d。区1155c、1155d在远侧闭合管段1430与砧座安装部分1150上的一个或多个凸轮表面之间建立更大的凸轮接触区域,并且可以将闭合力更好地分布到砧座1130。

[0388] 当远侧闭合管段1430凸轮接合砧座1130的砧座安装部分1150时,砧座1130围绕砧座轴线AA(图5)枢转,这使得细长砧座主体部分1132的端部1133的远侧端部朝向外科钉仓1110和细长通道1102的远侧端部1105枢转地移动。随着砧座主体部分1132开始枢转,该砧座主体部分接触待切割和缝合的组织,该组织现在定位在细长砧座主体部分1132的下侧1135与外科钉仓1110的平台1116之间。随着砧座主体部分1132被压缩到组织上,砧座1130可能例如遭遇相当大的阻力和/或弯曲负载。随着远侧闭合管1430继续其远侧推进,这些阻力得到克服。然而,根据这些阻力的大小以及其对砧座主体部分1132的施加点,这些阻力可能倾向于使得砧座1130的一部分弯曲远离钉仓1110,这通常可能是非期望的。例如,此类弯曲可能导致击发构件1660与砧座1130内的通路1148、1146未对准。在弯曲过度的情况下,这种弯曲可以显著增大击发器械所需的击发力的量(即,穿过组织将击发构件1660从其起始位置驱动到终止位置)。这种过大击发力可导致例如损坏端部执行器、击发构件、刀杆和/或击发驱动系统部件。因此,将砧座构造成抵抗这种挠曲可以是有利的。

[0389] 图25至图27示出了砧座1130',其包括改善砧座主体的刚度及其对在闭合和/或击发过程期间可能产生的弯曲力的抵抗力的特征结构。除本文所讨论的差异之外,砧座1130'在构造上可以与上文所述的砧座1130相同。如在图25至图27中可见,砧座1130'具有细长砧座主体1132',该细长砧座主体具有上主体部分1165和与其附接的砧座帽1170。砧座帽1170的形状大致为矩形并且具有外帽周边1172,但砧座帽1170可具有任何合适的形状。砧座帽1170的周边1172被构造成能够插入形成在上部主体部分1165中的对应成形开口1137中,并且能够被定位抵靠形成于其中的轴向延伸的内部凸部部分1139。参见图27。内部凸部部分1139被构造成能够支撑砧座帽1170的对应长边1177。在另选的实施方案中,砧座帽1170可以穿过砧座主体1132'的远侧端部1133中的开口滑动到内部凸部1139上。在又一个实施方案中,不提供内部凸部部分。砧座主体1132'和砧座帽1170可以由便于焊接的合适金属制成。第一焊缝1178可以围绕砧座帽1170的整个帽周边1172延伸,或者它可以仅沿砧座帽1170的长边1177定位并且不沿其远侧端部1173和/或其近侧端部1175定位。第一焊缝1178可以是连续的,或者其可以是不连续的或间断的。在第一焊缝1178是不连续或间断的那些实施方案中,焊缝段可以沿砧座帽1170的长边1177均匀分布,更靠近长边1177的远侧端部更密集地间隔开,和/或更靠近长边1177的近侧端部更密集地间隔开。在某些布置中,焊缝段可以在砧座帽1170的长边1177的中心区域中更密集地间隔开。

[0390] 图28至图30示出了砧座帽1170',该砧座帽被构造成能够与砧座主体1132'机械性互锁并且能够焊接到上部主体部分1165。在该实施方案中,多个保持结构1182限定在上部主体部分1165的壁1180中,该壁限定开口1137。如在图28至图30中所使用的,术语“机械性互锁”意指,无论细长砧座主体的取向如何,砧座帽将保持附连到细长砧座主体,并且不需要任何附加的保持或紧固,诸如焊接和/或粘合剂。尽管可以使用任何合适的布置,保持结构1182可以从开口壁1180向内突出到开口1137中。保持结构1182可以整体地形成在壁1180中或以其他方式附接到其上。保持结构1182被设计成当该砧座帽1170'安装在开口1137中时将砧座帽1170'摩擦地保持在其中时摩擦接合砧座帽1170'的对应部分。保持结构1182向内

突出到开口1137中,并且被构造成能够被摩擦接收在形成在砧座帽1170'的外周边1172'中的对应成形接合区域1184内。保持结构1182仅与砧座帽1170'的长边1177'对应,并且未设置在壁1180中与砧座帽1170'的远侧端部1173或近侧端部1175对应的部分中。在另选的布置中,保持结构1182也可以设置在壁1180中与砧座帽1170'以及其长边1177'的远侧端部1173和近侧端部1175对应的部分中。在另外的布置中,保持结构1182可以仅设置在壁1180中与砧座帽1170'的远侧端部1173和近侧端部1175中的一者或两者对应的部分中。在另外的布置中,保持结构1182可以设置在壁1180中与长边1177'对应并且仅与砧座盖1170'的近侧端部1173和远侧端部1175中的一者对应的部分中。还应当理解,所有前述实施方案中的保持突出部可以替代地形成在砧座帽上,其中接合区域形成在细长砧座主体中。

[0391] 在图28至图30中所示的实施方案中,保持结构1182沿砧座帽1170'的壁部分1180等距间隔开或均匀分布。在另选的实施方案中,保持结构1182更靠近长边1177'的远侧端部则可以更密集地间隔开,或者更靠近长边1177'的近侧端部则可以更密集地间隔开。换句话说,邻近远侧端部、邻近近侧端部或者邻近远侧端部和近侧端部两者的那些保持结构之间的间隔可以小于定位在砧座盖1170'的中心部分中的结构之间的间隔。在另外的布置中,保持结构1182可以在砧座帽1170'的长边1177'的中心区域中更密集地间隔开。在一些另选的实施方案中,对应成形的接合区域1184可以不设置在外周边1172'中或者可以不设置在砧座帽1170'的外周边1172'的一部分中。在其他实施方案中,保持结构以及对应成形的接合区域可以设置有不同的形状和尺寸。在另选的布置中,保持结构可以相对于接合区域来确定尺寸,使得保持结构与接合区域之间不存在干涉配合。在此类布置中,砧座帽可以例如通过焊接和/或粘合剂保持在适当位置。

[0392] 在所示的示例中,焊缝1178'围绕砧座帽1170'的整个周边1172'延伸。替代地,焊缝1178'沿着砧座帽1170'的长边1177'而不是其远侧端部1173和/或近侧端部1175定位。焊缝1178'可以是连续的,或者其可以是不连续的或间断的。在焊缝1178'是不连续或间断的那些实施方案中,焊缝段可以沿砧座盖1170'的长边1177'均匀分布,或者焊缝段更靠近长边1177'的远侧端部则可以更密集地间隔开,或更靠近长边1177'的近侧端部则可以更密集地间隔开。在另外的布置中,焊缝段可以在砧座帽1170'的长边1177'的中心区域中更密集地间隔开。

[0393] 图31和图32示出了其上附接有砧座帽1170"的另一个砧座布置1130"。砧座帽1170"的形状大致为矩形,并且具有外帽周边1172";然而,砧座帽1170"可包括任何合适的构型。外帽周边1172"被构造成能够插入到砧座主体1132"的上部主体部分1165中的对应成形的开口1137"中,并且能够被接收在形成于其中的轴向延伸的内部凸部部分1139"和1190"上。参见图32。凸部部分1139"和1190"被构造成能够支撑砧座帽1170"的对应长边1177"。在另选的实施方案中,砧座帽1170"穿过砧座主体1132'的远侧端部1133"中的开口滑动到内部凸部1139"和1190"上。砧座主体1132"和砧座帽1170"可以由便于焊接的金属材料制成。第一焊缝1178"可以围绕砧座帽1170"的整个周边1172"延伸,或者它可以仅沿砧座帽1170"的长边1177"定位并且不沿其远侧端部1173"和/或其近侧端部定位。焊缝1178"可以是连续的,或者其可以是不连续的或间断的。应当理解,与具有笔直周边侧的实施方案(诸如,图26中所示的砧座盖)相比,由于砧座盖1170"具有不规则形状周边,连续焊缝实施方案具有更大的焊缝表面积。在焊缝1178"是不连续或间断的那些实施方案中,焊缝段可以

沿砧座盖1170”的长边1177”均匀分布,或者焊缝段更靠近长边1177”的远侧端部则可以更密集地间隔开,或更靠近长边1177”的近侧端部则可以更密集地间隔开。在另外的布置中,焊缝段可以在砧座帽1170”的长边1177”的中心区域中更密集地间隔开。

[0394] 仍参见图31和图32,砧座盖1170”可以通过多个第二离散“深”焊缝1192”附加地焊接到砧座主体1132”。例如,每个焊缝1192”可以置于穿过砧座盖1170”设置的对应孔或开口1194”的底部处,使得可以沿砧座主体1132”中在凸部1190”和1139”之间的部分形成离散的焊缝1192”。参见图32。焊缝1192”可以沿砧座盖1170”的长边1177”均匀分布,或者焊缝1192”更靠近长边1177”的远侧端部则可以更密集地间隔开,或更靠近长边1177”的近侧端部则可以更密集地间隔开。在另外的布置中,焊缝1192”可以在砧座帽1170”的长边1177”的中心区域中更密集地间隔开。

[0395] 图33示出了另一个砧座帽1170”’,该砧座帽被构造成能够与砧座主体1132”’机械性互锁并且能够焊接到上部主体部分1165。在该实施方案中,沿砧座帽1170”’的每个长边1177”’采用榫舌嵌入凹槽布置。具体地讲,横向延伸的连续或间断突片1195”’从砧座盖1170”’的每个长边1177”’突出。每个突片1195”’与形成在砧座主体1132”’中的轴向狭槽1197”’对应。砧座帽1170”’从砧座主体1132”’的远侧端部中的开口滑入,以将砧座帽“机械地”附连到砧座主体1132”’。突片1195”’和狭槽1197”’可以相对于彼此来确定尺寸,以在它们之间建立滑动摩擦配合。另外,砧座帽1170”’可以焊接到砧座主体1132”’。砧座主体1132”’和砧座帽1170”’可以由便于焊接的金属制成。焊缝1178”’可以围绕砧座帽1170”’的整个周边1172”’延伸,或者它可以仅沿砧座帽1170”’的长边1177”’定位。焊缝1178”’可以是连续的,或者其可以是不连续的或间断的。在焊缝1178”’是不连续或间断的那些实施方案中,焊缝段可以沿砧座盖1170”’的长边1177”’均匀分布,或者焊缝段更靠近长边1177”’的远侧端部则可以更密集地间隔开,或更靠近长边1177”’的近侧端部则可以更密集地间隔开。在另外的布置中,焊缝段可以在砧座帽1170”’的长边1177”’的中心区域中更密集地间隔开。

[0396] 本文所述的具有砧座帽的砧座实施方案可以提供几种优点。例如,一个优点可以使砧座和击发构件组装过程更容易。也就是说,当砧座附接到细长通道时,击发构件可以穿过砧座主体中的开口来安装。另一个优点是,上盖可以改善砧座的刚度以及其对夹持组织时可能遭遇的上述弯曲力的抵抗力。通过抵抗此类弯曲,可以减小击发构件1660正常遭遇到的摩擦力。因此,还可以减少将击发构件从其在外科钉仓中的起始位置驱动到终止位置所需的击发力的量。

[0397] 图34至图39描绘了被构造成能够在外科缝合手术期间使钉变形的成形凹坑布置10200。在以下中进一步描述了成形凹坑布置10200和各种替代成形凹坑布置:于2016年12月21日提交的名称为“METHOD OF DEFORMING STAPLES FROM TWO DIFFERENT TYPES OF STAPLE CARTRIDGES WITH THE SAME SURGICAL STAPLING INSTRUMENT”的美国专利申请序列号15/385,914。美国专利申请序列号15/385,914通过引用方式并入本文。成形凹坑布置10200包括限定在砧座10201的平面或组织接合表面10207中的近侧成形凹坑10210和远侧成形凹坑10230。凹坑10210、10230沿成形凹坑布置10200的纵向凹坑轴线10203对准。当从钉仓部署时,钉旨在通过成形凹坑布置10200形成为沿凹坑轴线10203。参见图35和图36,成形凹坑布置10200还包括限定在成形凹坑10210、10230之间的桥接部分10205。在这种情况下

下,桥接部分10205相对于砧座10201的平坦表面10207凹进。桥接部分10205包括桥接宽度“W”和桥接深度“D”。桥接深度“D”是桥接部分10205相对于平坦表面10207凹进的距离。成形凹坑布置10200包括限定在桥接部分10205内的中心“C”。成形凹坑布置10200相对于桥接部分10205双侧对称,相对于凹坑轴线10203双侧对称,并且相对于中心“C”旋转对称。

[0398] 成形凹坑装置10200还包括一对主侧壁10208,这对主侧壁从砧座10201的平坦表面10207朝向凹坑10210、10230和桥接部分10205延伸。主侧壁10208相对于砧座10201的平坦表面10207成角度 θ_2 (图37)。成形凹坑布置10200还包括边缘特征结构10215、10235,其在凹坑10210、10230的外边缘与平坦表面10207之间、凹坑10210、10230的纵向边缘与主侧壁10208之间以及凹坑10210、10230的内边缘与桥接部10205之间提供过渡特征结构。这些边缘10215、10235可以是例如圆形和/或倒角的。边缘特征结构10215、10235可以有助于防止钉尖端粘附。

[0399] 成形凹坑10210包括一对凹坑侧壁10213,并且成形凹坑10230包括一对凹坑侧壁10233。凹坑侧壁10213、10233被构造成能够在钉尖端和/或钉的腿部最初撞击凹坑10210、10230的侧壁10213、10233的情况下朝向凹坑10210、10230的成形表面引导钉尖端和钉的腿部。侧壁10213、10233从过渡边缘10215、10235朝向每个凹坑10210、10230的成形表面延伸。成形凹坑10210、10230的侧壁10213、10233相对于砧座10201的平坦表面10207成角度 θ_1 (图38),以便朝向凹坑10210、10230的成形表面引导或导向钉的腿部和/或钉尖端。在抵靠凹坑10210、10230的成形表面形成钉时,侧壁10213、10233被构造成能够促使钉尖端和/或钉的腿部沿凹坑轴线10203形成。总体上,主侧壁10208和凹坑侧壁10213、10233可以提供漏斗状构型,以用于引导钉尖端。参见图37和图38,角度 θ_1 大于角度 θ_2 。

[0400] 凹坑10210、10230还包括过渡边缘10214、10234,该过渡边缘在凹坑侧壁10213、10233与成形表面之间提供过渡特征结构,如下文更详细地讨论的。在各种情况下,过渡边缘10214、10234可以包括与过渡边缘10215、10235类似的轮廓。在其他情况下,过渡边缘10214、10234可以包括与过渡边缘10215、10235不同的轮廓。也就是说,边缘10214、10234可以是例如圆形或倒角的。边缘10214、10234包括边缘10214、10234与凹坑10210、10230的外端部相交的第一端部和边缘10214、10234接近桥接部分10205或凹坑10210、10230的内端部的第二端部。边缘10214、10234可以过渡到桥接部分10205附近的过渡边缘10215、10235。边缘特征结构10214、10234还可以有助于防止在成形过程中钉尖端粘附在凹坑10210、10230中。

[0401] 再次参见图35,凹坑10210、10230的成形表面分别包括入口区成形表面10211、10231和出口区成形表面10212、10232。在这种情况下,成形表面中由入口区成形表面10211、10231覆盖的表面积的量大于成形表面中由出口区成形表面10212、10232覆盖的表面积的量。因此,入口区成形表面10211、10231不会过渡到每个凹坑10210、10230的中心处的出口区成形表面10212、10232。而是,入口区10211、10231过渡到出口区10212、10232的过渡点更靠近桥接部分10205。入口区成形表面10211、10231与出口区成形表面10212、10232之间的过渡部限定每个凹坑10210、10230的凹谷或谷。成形凹坑10210、10230的凹谷限定成形表面的与平坦表面10207具有最大竖直距离的部分或段。

[0402] 参见图36,每个凹坑10210、10230的成形表面具有多于一个的曲率半径。具体地,凹坑10210具有与入口区成形表面10211对应的入口曲率半径10217和与出口区成形表面

10212对应的出口曲率半径10218。类似地,凹坑10230具有与入口区成形表面10231对应的入口曲率半径10237和与出口区成形表面10232对应的出口曲率半径10238。在这种情况下,入口曲率半径10217、10237分别大于出口曲率半径10218、10238。在美国专利申请号15/385,914中进一步描述了曲率半径与各种凹坑特征结构之间的特定关系以及特定关系的一些潜在优点和图案。

[0403] 除限定入口区过渡到出口区的过渡点之外,成形凹坑10210、10230的凹谷还限定每个凹坑10210、10230的成形表面的最窄部分。每个凹坑10210、10230的外边缘具有入口宽度,该外边缘也称为入口边缘,因为它们限定了入口区成形表面10211、10231的开始。每个凹坑10210、10230的内边缘具有出口宽度,该内边缘也称为出口边缘,因为它们限定了出口区成形表面10212、10232的结束。在这种情况下,入口宽度大于出口宽度。另外,出口宽度大于凹谷宽度或成形表面的最窄部分。图38是沿图35中的线38-38截取的远侧成形凹坑10230的剖视图。该视图示出了远侧成形凹坑10230的凹谷或谷。该凹谷或谷还是入口区成形表面10231与出口区成形表面10232之间的过渡部。图37示出了沿图35中的线37-37截取的远侧成形凹坑10230的剖视图,其中该线定位在成形凹坑10230的出口区成形表面10232内。图39是沿图35中的线39-39截取的远侧成形凹坑10230的剖视图,其中该线在远侧成形凹坑10230的入口区成形表面10232内。

[0404] 成形凹坑布置10200和本文所公开的各种其他成形凹坑布置被构造成能够与具有各种直径的钉一起使用。与成形凹坑布置10200一起使用的钉的直径可以在例如约0.0079英寸与约0.0094英寸之间变化。另外,例如,当入口半径介于钉直径的约8倍至钉直径的10倍之间时,每个成形表面的入口曲率半径和出口曲率半径的比率为约1.5:1至约3:1。在至少一种情况下,例如,当入口半径为钉直径的9倍时,每个成形表面的入口曲率半径和出口曲率半径的比率为约2:1。在其他情况下,例如,当入口半径大于钉冠长度的约0.6倍并且脊宽度或桥接宽度小于钉直径的1倍时,每个成形表面的入口曲率半径和出口曲率半径的比率为约1.5:1至约3:1。在至少一种情况下,当入口半径大于钉冠长度的约0.6倍并且脊宽度或桥接宽度小于钉直径的1倍时,每个成形表面的入口曲率半径和出口曲率半径的比率为约2:1。例如,出口曲率半径介于钉直径的约4倍至直径的约6倍之间。在至少一种情况下,出口曲率半径为钉直径的约4.5倍。

[0405] 图40至图45描绘了被构造成能够在外科缝合手术期间使钉变形的成形凹坑布置10500。在以下中进一步描述了成形凹坑布置10500和各种替代成形凹坑布置:于2016年12月21日提交的名称为“METHOD OF DEFORMING STAPLES FROM TWO DIFFERENT TYPES OF STAPLE CARTRIDGES WITH THE SAME SURGICAL STAPLING INSTRUMENT”的美国专利申请序列号15/385,914。美国专利申请序列号15/385,914通过引用方式并入本文。成形凹坑布置10500包括限定在砧座10501的平面或组织接触表面10507中的近侧成形凹坑10510和远侧成形凹坑10530。凹坑10510、10530沿成形凹坑布置10500的纵向凹坑轴线10503对准。当从钉仓部署时,钉旨在通过成形凹坑布置10500形成为沿凹坑轴线10503。参见图41和图42,成形凹坑布置10500还包括限定在成形凹坑10510、10530之间的桥接部分10505。在这种情况下,桥接部分10505相对于砧座10501的平坦表面10507凹进。桥接部分10505包括桥接宽度“W”和桥接深度“D”。桥接部分10505基本上为V形,具有圆形的底部部分。桥接深度“D”是桥接部分10505的底部部分相对于平坦表面10507凹进的距离。成形凹坑布置10500包括限定

在桥接部分10505内的中心“C”。成形凹坑布置10500相对于桥接部分10505双侧对称,相对于凹坑轴线10503双侧对称,并且相对于中心“C”旋转对称。

[0406] 成形凹坑装置10500还包括一对主侧壁10508,这对主侧壁从砧座10501的平坦表面10507朝向凹坑10510、10530和桥接部分10505延伸。主侧壁10508相对于砧座10501的平坦表面10507成角度 θ_1 (图43)。主侧壁10508包括相对于凹坑10510、10530弯曲或成型的内边缘。

[0407] 成形凹坑10510包括一对凹坑侧壁10513,并且成形凹坑10530包括一对凹坑侧壁10533。凹坑侧壁10513、10533包括弯曲或成型的轮廓,并且被构造成能够将钉尖端和钉的腿部朝向凹坑10510、10530的成形表面引导,并且帮助控制钉的成形过程。侧壁10513、10533从主侧壁10508和平坦表面10507朝向每个凹坑10510、10530的成形表面延伸。在抵靠凹坑10510、10530的成形表面形成钉时,侧壁10513、10533被构造成能够促使钉尖端和/或钉的腿部沿凹坑轴线10503形成。总体来讲,主侧壁10508和凹坑侧壁10513、10533配合以使对应的钉尖端成漏斗形式地朝向每个凹坑10510、10530的横向中心。如下文更详细地讨论的,侧壁10513、10533包括入口部分和出口部分,其中入口部分包括不如出口部分具侵略性的引导构型。

[0408] 再次参见图41,凹坑10510、10530的成形表面分别包括入口区成形表面10511、10531和出口区成形表面10512、10532。入口区成形表面10511、10531与侧壁10513、10533的侵略性较小的引导部分重合。类似地,出口区成形表面10512、10532与侧壁10513、10533的更具侵略性的引导部分重合。凹坑10510、10530还包括成形或引导凹槽10515、10535,该成形或引导凹槽也称为尖端控制通道,延伸每个凹坑10510、10530的整个纵向长度,并且相对于凹坑10510、10530的外横向边缘居中定位。凹槽10515、10535在凹坑10510、10530的外纵向边缘处比在凹坑10510、10530的内纵向边缘处窄。凹槽10515、10535在桥接部分10505处相交,以促使钉尖端和钉腿部在成形过程中彼此接触,如在美国专利申请序列号15/385,914中进一步讨论的。在一些情况下,在成形凹坑的成形表面中限定的凹槽在钉形成更具侵略性成角度的出口壁和/或狭窄构型的出口壁方面可以具有类似的效果。

[0409] 参见图42,每个凹坑10510、10530的成形表面具有多于一个的曲率半径。具体地,凹坑10510具有与入口区成形表面10511对应的入口曲率半径10517和与出口区成形表面10512对应的出口曲率半径10518。类似地,凹坑10530具有与入口区成形表面10531对应的入口曲率半径10537和与出口区成形表面10532对应的出口曲率半径10538。在这种情况下,入口曲率半径10517、10537大于出口曲率半径10518、10538。在美国专利申请序列号15/385,914中进一步描述了曲率半径与各种凹坑特征结构之间的特定关系以及特定关系的一些潜在优点和图案。

[0410] 现在参见图43至图45,每个凹坑10510、10530的外纵向边缘被称为入口边缘,因为它们限定了入口区成形表面10511、10531的开始。入口边缘具有入口宽度,入口宽度是每个凹坑10510、10530的成形表面的最大宽度。每个凹坑10510、10530的内边缘称为出口边缘,因为它们限定了出口区成形表面10512、10532的结束。出口边缘具有也称为桥接宽度“W”的出口宽度,该出口宽度是每个凹坑10510、10530的成形表面的最窄区段。入口区与出口区之间的过渡部包括小于入口宽度但大于出口宽度的过渡宽度。图44是沿图41中的线44-44截取的远侧成形凹坑10530的剖视图。该视图在远侧成形凹坑10530的凹谷或谷附近截取。该

凹谷或谷还是入口区成形表面10531与出口区成形表面10532之间的过渡部。在各种情况下,入口区与出口区之间的过渡不会发生在凹坑的凹谷或谷处。图43示出了沿图41中的线43-43截取的远侧成形凹坑10530的剖视图,其中该线定位在成形凹坑10530的出口区成形表面10532内。图45是沿图41中的线45-45截取的远侧成形凹坑10530的剖视图,其中该线在远侧成形凹坑10530的入口区成形表面10532内。侧壁10533在该图中被示出为是线性的,或至少基本上是线性的,并且相对于平坦表面10507成角度 θ_2 (图45)。角度 θ_2 大于角度 θ_1 (图43)。

[0411] 图46和图47描绘了利用成形凹坑布置10500形成的钉,其中一个钉与成形凹坑布置10500的凹坑轴线10503对准,另一个钉未与成形凹坑布置10500的凹坑轴线10503对准。图46描绘了利用成形凹坑布置10500形成的处于完全成形构型的钉13101的侧视图13100和底视图13100'。在成形过程中,该钉13101与成形凹坑布置10500的凹坑轴线10503对准。钉腿部13103的尖端13104沿凹坑轴线10503撞击成形凹坑布置10500。

[0412] 钉13101包括第一尖端对准轴线TA1、第二尖端对准轴线TA2和冠部对准轴线CA。当与凹坑轴线10503对准时,钉13101成形为使得第二尖端对准轴线TA2和冠部对准轴线CA基本上对准,或者换句话说讲,钉13101呈现基本上为平面的构型。图13110中示出了击发钉13101的力。

[0413] 图47描绘了利用成形凹坑布置10500形成的处于完全成形构型的钉13121的侧视图13120和底视图13120'。在成形过程中,该钉13121不与成形凹坑布置10500的凹坑轴线10503对准。相对于凹坑轴线10503将钉13121驱离平面。在成形期间,钉腿部13123的尖端13124未沿凹坑轴线10503撞击成形凹坑布置10500,钉13121的冠部或基部13122也未与凹坑轴线10503对准。

[0414] 钉13121包括第一尖端对准轴线TA1、第二尖端对准轴线TA2和冠部对准轴线CA。当不与凹坑轴线10503对准时,钉13121成形为使得第二尖端对准轴线TA2和冠部对准轴线CA彼此基本上对准,或者换句话说讲,钉13121呈现基本上为平面的构型。与其中钉13101与凹坑轴线10503对准的图46相比,钉13121成形为完全成形构型,与利用其他成形凹坑布置在未对准状态下形成的钉相比,外科医生可能更可接受使用该完全成形构型的钉来更加充分地密封组织。

[0415] 图48至图54描绘了被构造成能够在外科缝合手术期间使钉变形的成形凹坑布置6500。成形凹坑布置6500包括限定在砧座6501的平面或组织接触表面6507中的近侧成形杯或凹坑6510和远侧成形杯或凹坑6530。砧座6501的组织接触表面6507可以被构造成能够当砧座6501相对于钉仓被夹持或闭合时将组织压缩抵靠钉仓。每个杯6510、6530由边界表面限定,如本文进一步所述。杯6510、6530沿成形凹坑布置6500的凹坑轴线6503对准。当从钉仓部署时,钉旨在通过成形凹坑布置6500形成为沿凹坑轴线6503。例如,钉的第一腿部由近侧成形杯6510形成,并且钉的第二腿部由远侧成形杯6530形成。在此类情况下,当砧座6501相对于钉仓夹持时,钉的第一腿部与近侧成形杯6510的一部分对准,并且钉的第二腿部与远侧成形杯6530的一部分对准。

[0416] 参见图50和图51,成形凹坑布置6500还包括限定在成形杯6510、6530之间的桥接部分6505。在这种情况下,桥接部分6505相对于砧座6501的平坦表面6507凹进。桥接部分6505包括桥接宽度BW和桥接深度BD(图54)。桥接深度BD是桥接部分6505的底部部分相对于

平坦表面6507凹进的距离。桥接宽度BW是杯6510、6530之间的凹坑布置6500的宽度。在这种情况下,桥接宽度BW是每个杯6510、6530的成形表面的最窄部分。成形凹坑布置6500包括限定在桥接部分6505内的中心C(图48至图50)。成形凹坑布置6500相对于桥接部分6505双侧对称,相对于凹坑轴线6503双侧对称,并且相对于中心C旋转对称。

[0417] 成形凹坑布置6500还包括一对主侧壁6508,这对主侧壁从砧座6501的平坦表面6507朝向杯6510、6530和桥接部分6505延伸。主侧壁6508相对于砧座6501的平坦表面6507成角度 θ_1 (图52至图54)。杯6510、6530限定周边6520,并且主侧壁6508的内边缘在平坦表面6507和杯6510、6530的周边6520之间延伸。主要参见图50,主侧壁6508的内边缘相对于杯6510、6530是弯曲的或成型的。

[0418] 在某些情况下,成形凹坑布置6500可以不包括主侧壁6508。在此类情况下,杯6510、6530可以直接延伸到平坦表面6507,并且杯6510、6530的周边6520可以限定在平坦表面6507中。

[0419] 再次参见图50和图51,近侧成形杯6510包括一对杯侧壁6513,并且远侧成形杯6530包括一对杯侧壁6533。杯侧壁6513、6533包括弯曲或成型的轮廓,并且被构造成能够将钉尖端和钉的腿部朝向杯6510、6530的成形表面引导,并且帮助控制钉的成形过程。侧壁6513、6533从主侧壁6508和平坦表面6507朝向每个杯6510、6530的成形表面延伸。在抵靠杯6510、6530的成形表面形成钉时,侧壁6513、6533被构造成能够促使钉尖端和/或钉的腿部沿凹坑轴线6503形成。总体来讲,主侧壁6508和杯侧壁6513、6533配合以使对应的钉尖端成漏斗形式地朝向每个杯6510、6530的横向中心。弯曲表面或底表面6514、6534沿着每个相应杯6510、6530的横向中心在相应侧壁6513、6533之间延伸。

[0420] 仍参见图50,杯6510、6530的成形表面分别包括入口区成形表面6511、6531和出口区成形表面6512、6532。入口区成形表面6511、6531可以与侧壁6513、6533的侵略性较小的引导部分重合。类似地,出口区成形表面6512、6532可以与侧壁6513、6533的更具侵略性的引导部分重合。

[0421] 现在主要参见图51,每个杯6510、6530的成形表面由深度轮廓或外形限定。近侧成形杯6510包括深度轮廓6522,并且远侧成形杯6530包括深度轮廓6542。深度轮廓6522、6542分别沿着杯长度限定杯6510、6530的深度。杯6510、6530在其相应过渡区6509、6529内达到最大杯深度CD,这将在下面进一步描述。凹坑6510、6530的杯深度CD可以例如在0.3与0.5毫米之间。例如,杯深度CD可以是0.4毫米。在其他情况下,杯深度CD可以例如小于0.3毫米或大于0.5毫米。

[0422] 深度轮廓6522、6542是弯曲轮廓,其没有线性部分。此外,深度轮廓6522、6542可具有一个或多个曲率半径。具体地,近侧成形杯6510的深度轮廓6522具有与入口区成形表面6511对应的入口曲率半径6517和与出口区成形表面6512对应的出口曲率半径6518。类似地,远侧成形杯6530的深度轮廓6542具有与入口区成形表面6531对应的入口曲率半径6537和与出口区成形表面6532对应的出口曲率半径6538。在这种情况下,入口曲率半径6517、6537大于出口曲率半径6518、6538。在美国专利申请序列号15/385,914中进一步描述了入口区和出口区的曲率半径与各种凹坑特征结构之间的特定关系以及特定关系的一些潜在优点和图案。

[0423] 每个杯6510、6530的外纵向边缘称为入口边缘,因为它们限定了入口区成形表面

6511、6531的开始。入口边缘具有入口宽度,入口宽度是每个杯6510、6530的成形表面的最大宽度。每个杯6510、6530的内边缘称为出口边缘,因为它们限定了出口区成形表面6512、6532的结束。出口边缘具有也称为桥接宽度BW(图54)的出口宽度,该出口宽度是每个杯6510、6530的成形表面的最窄区段。过渡区6509、6529位于每个杯的入口区和出口区之间。过渡区6509、6529的过渡宽度小于入口宽度但大于出口宽度。过渡区6509、6529包括相应深度轮廓6522、6542的弯曲部分,并且因此包括每个杯6510、6530的最深部分。在各种情况下,过渡区6509、6529包括每个杯6510、6530的长度的大部分。更具体地,过渡区6509、6529的长度可以大于每个杯6510、6530的相应入口区和出口区的组合长度。过渡区6509、6529可沿着每个杯6510、6530的渐缩或变窄部分延伸。例如,每个过渡区6509、6529可从各自的杯6510、6530的最宽部分朝向桥接部分6505向内延伸。

[0424] 图53是沿图50中的线53-53截取的远侧成形杯6530的剖视图。该视图在远侧成形杯6530的凹谷或谷附近截取。该凹谷或谷还是入口区成形表面6531与出口区成形表面6532之间的过渡部。在各种情况下,入口区与出口区之间的过渡不会发生在杯的凹谷或谷处。图54示出了沿图50中的线54-54截取的远侧成形杯6530的剖视图,其中该线定位在远侧成形杯6530的出口区成形表面6532内。图52是沿图50中的线52-52截取的远侧成形杯6530的剖视图,其中该线在远侧成形杯6530的入口区成形表面6532内。

[0425] 主要参见图52至图54,远侧成形杯6530的一对杯侧壁6533包括第一侧壁6533a和第二侧壁6533b。第一侧壁6533a和第二侧壁6533b是相对侧壁,其从远侧成形杯6530的横向相对侧朝向彼此延伸。远侧成形杯6530的弯曲表面或底表面6534位于第一侧壁6533a和第二侧壁6533b之间。远侧成形杯6530的底表面6534是完全弯曲的非平坦表面。换言之讲,底表面6534没有平的平坦表面。底表面6534可限定一个或多个曲率半径。例如,在沿着凹坑轴线6503的各种纵向位置处,底表面6534限定不同曲率半径。在杯6530的横向中心处的底表面6534的切线沿其长度平行于平坦表面6507。

[0426] 在各种情况下,可以确定底表面6534的曲率的尺寸,使得钉腿部在钉成形过程期间不沿着平坦表面行进。在此类情况下,底表面6543可以促使钉形成为比沿着平坦底表面形成的钉更平坦的成形构型,尤其是当钉在成形期间与凹坑轴线6503未对准时。底表面6543的曲率可以被确定尺寸以使得底表面6543提供用于钉腿部的多个接触表面。例如,底表面6534的曲率半径可以小于钉腿部的曲率半径。

[0427] 杯侧壁6513、6533是完全弯曲的非平坦表面。换言之讲,杯侧壁6513、6533没有平的平坦表面。再次参见图52至图54,侧壁6533a、6533b限定一个或多个曲率半径。例如,在沿着凹坑轴线6503的各种纵向位置处,侧壁6533a、6533b限定不同曲率半径。杯侧壁6513、6533和底表面6534的完全弯曲轮廓可以限定杯6510、6530的曲线边界表面。杯6513、6533可以完全弯曲并且没有平的平坦表面。

[0428] 侧壁6533a、6533b在远侧成形杯6530的各种横向剖面处相对于组织接触表面6507以入口角 θ_2 定向。更具体地,在远侧成形杯6530的周边6520处的对于每个侧壁6533a、6533b的切线T被定向为相对于图52至图54中的组织接触表面6507成角度 θ_2 。入口角 θ_2 在过渡成形区6529(图50和图51)内以及沿远侧成形杯6530的大部分长度恒定。尽管对于这些侧壁的切线沿着杯6510、6530的长度(或大部分长度)以恒定角度定向,但当杯的深度和宽度沿杯长度变化时,限定侧壁的曲率半径和弧长可以变化。在各种情况下,角度 θ_2 可以例如在55度和

80度之间。例如,在图52至图54中,角度 θ_2 为80度。在其他情况下,角度 θ_2 可以小于55度或大于80度。侧壁6533a、6533b是非竖直侧壁,并且因此沿周边6520的切线T的角度 θ_2 可以小于90度。

[0429] 为了说明的目的,在图52至图54中示出了在侧壁6533a、6533b和底表面6534之间的过渡处的基准点。例如,远侧成形杯6530的弯曲边界表面包括侧壁6533a和底表面6534之间的过渡处的基准点A。在沿杯6530的每个纵向位置处,第一侧壁6533a和第二侧壁6533b限定侧壁曲率半径6543,并且底表面6534限定底部曲率半径6544。底部曲率半径6544可以与侧壁曲率半径6543不同。基准点A处的曲率半径之间的过渡包括平滑、非突变的过渡。

[0430] 为了说明的目的,在图52至图54中也描绘了基准线B。基准线B在第一基准点A和远侧成形杯6530的周边6520之间延伸。在图52至图54中,基准线B以角度 θ_3 定向。角度 θ_3 可以确定弯曲侧壁6533a与弯曲底表面6534相遇的位置。此外,侧壁6533a的陡度可受到角度 θ_3 的影响。例如,对于恒定角度 θ_2 ,角度 θ_3 的增加可导致更深和更窄的杯。在某些情况下,角度 θ_3 可以通过杯的最深部分中的期望最小凹坑宽度来限制。例如,期望最小凹坑宽度可以是用于砧座6501的加工过程的要求和/或钉线宽度所必需的。

[0431] 角度 θ_3 在过渡成形表面区6529(图51)内以及沿远侧成形杯6530的大部分长度恒定。在各种情况下,角度 θ_3 可以小于角度 θ_2 。图52至图54中的角度 θ_3 为例如约55度。在其他情况下,例如,角度 θ_3 可以小于55度或大于80度。尽管角度 θ_2 和 θ_3 沿远侧成形杯6530的长度恒定,或者至少沿远侧成形杯6530的大部分长度恒定,但当杯6530的深度和宽度沿杯长度变化时,限定侧壁6533a、6533b的曲率半径和弧长可以变化。

[0432] 相对于组织接触表面的角度 θ_2 可以包括相对陡峭的角度。例如,角度 θ_2 可以大于角度 θ_1 和 θ_3 。角度 θ_2 的陡度可能促使钉沿着凹坑轴线形成。此外,沿远侧成形杯6530的长度的恒定角度 θ_2 可以促使未对准钉腿部从周边朝向杯6530的横向中心或轴线6503移动。如本文所述,凹坑的深度可沿其长度变化。然而,即使在杯6530的较浅区域中,保持恒定角度 θ_2 也可促使未对准钉腿部从周边朝向远侧成形杯6530的横向中心移动。

[0433] 在某些情况下,最大杯深度CD可以在砧座中的钉成形凹坑和/或布置之间变化。例如,如本文进一步描述的,可以利用不同深度来将钉形成为不同高度和/或形成由具有不同高度的驱动器驱动的钉。例如,凹坑的深度可以在凹坑排之间和/或在一排或多排凹坑内变化。较深凹坑可提供对钉成形的增强控制;然而,凹坑的深度可以被砧座加工约束和钉几何形状限制。在某些凹坑比其他凹坑更浅的情况下,较浅凹坑的侧壁可能以与较深凹坑相同的入口角 θ_2 定向以鼓励由较浅凹坑形成的钉沿着凹坑轴线形成。

[0434] 图54A是成形凹坑布置6500的成形凹坑的各个切片的局部负视图。各个切片的尺寸在其上标记。切片仅具有成形凹坑的单个侧壁,并且沿成形凹坑沿以与组织接触表面6507和凹坑轴6503垂直的平面截取。每个切片具有宽度“x”、高度“y”、上曲率半径“ra”和下曲率半径“rb”。宽度“x”被限定为成形凹坑的周边6520与成形凹坑的底部曲率半径6544之间的距离的x分量。高度“y”被限定为成形凹坑的周边6520与成形凹坑的底部曲率半径6544之间的距离的y分量。上曲率半径“ra”被限定为侧壁的上部分的曲率半径。下曲率半径“rb”被限定为侧壁的下部分的曲率半径。每个尺寸包括指示该尺寸对应于哪个切片的数字。例如,切片1具有宽度“ x_1 ”、高度“ y_1 ”、上曲率半径“ ra_1 ”和下曲率半径“ rb_1 ”。图54B是表格6550,其包括在至少一个实施方案中的图54A的切片1至切片12的尺寸。

[0435] 图54C是沿着凹坑轴线6503截取的成形凹坑布置6500的剖视图。图54C包括成形凹坑布置6500的远侧成形凹坑6530的各种尺寸。例如,成形凹坑6530的长度为1.90mm。例如,成形凹坑6530的深度为0.40mm。在某些情况下,远侧成形凹坑6530具有三个曲率半径:例如,为1.90mm的入口曲率半径、为1.00mm的第一出口曲率半径、以及为0.10mm的第二出口曲率半径。在这种情况下,限定了远侧成形凹坑6530的桥接部分的宽度,例如当成形凹坑布置6500的中心与第一出口曲率半径的最内边缘(第一出口曲率半径的最靠近成形凹坑布置6500的中心的边缘)之间的距离为0.10mm时。例如,桥接深度为0.05mm。

[0436] 图55至图60示出了砧座6501中的另一个成形凹坑布置6600。成形凹坑布置6600被构造成能够在外科缝合规程期间使钉变形,并且包括限定在砧座6501的平面或组织接触表面6507中的近侧成形杯或凹坑6610和远侧成形杯或凹坑6630。成形凹坑布置6600可以在许多方面类似于成形凹坑布置6500。例如,钉成形杯6610、6630的侧壁可以沿其长度以相同的恒定入口角 θ_2 与平面6507相交。尽管像对于杯6610和6630一样,侧壁入口角 θ_2 可以与对于杯6510和6530(图48至图54)相同,但最大杯深度CD可以不同,如本文进一步所述。在此类情况下,较浅凹坑的侧壁可以限定与较深凹坑的侧壁相同的入口角 θ_2 ,这可以促进由不同深度凹坑形成的钉的适当平面成形。

[0437] 在其他情况下,成形凹坑布置6600可以被限定在不同砧座中。例如,砧座6501可以不包括不同的成形凹坑布置。而是,砧座(诸如砧座6501)可以由例如均匀或相同的成形凹坑布置组成。在某些情况下,成形凹坑布置6600可以是特定砧座中的唯一成形凹坑布置。

[0438] 每个杯6610、6630由边界表面限定,如本文进一步所述。杯6610、6630沿成形凹坑布置6600的凹坑轴线6603对准。当从钉仓部署时,钉旨在通过成形凹坑布置6600形成为沿凹坑轴线6603。例如,钉的第一腿部可以由近侧成形杯6610形成,并且钉的第二腿部可以由远侧成形杯6630形成。在此类情况下,当砧座6501相对于钉仓夹持时,钉的第一腿部与近侧成形杯6610的一部分对准,并且钉的第二腿部与远侧成形杯6630的一部分对准。

[0439] 参见图56和图57,成形凹坑布置6600还包括限定在成形杯6610、6630之间的桥接部分6605。桥接部分6605相对于砧座6501的平坦表面6507凹进;然而,桥接部分6605可以与平坦表面6507齐平。桥接部分6605包括桥接宽度BW和桥接深度BD(图60)。桥接深度BD是桥接部分6605的底部部分相对于平坦表面6507凹进的距离。桥接宽度BW是杯6610、6630之间的凹坑布置6600的宽度。在这种情况下,桥接宽度BW是每个杯6610、6630的成形表面的最窄部分。成形凹坑布置6600包括限定在桥接部分6605内的中心C(图55和图56)。成形凹坑布置6600相对于桥接部分6605双侧对称,相对于凹坑轴线6603双侧对称,并且相对于中心C旋转对称。

[0440] 成形凹坑布置6605还包括一对主侧壁6608,这对主侧壁从砧座6501的平坦表面6507朝向杯6610、6630和桥接部分6605延伸。主侧壁6608相对于砧座6501的平坦表面6507成角度 θ_1 (图58至图60)。杯6610、6630限定周边6620,并且主侧壁6608的内边缘在平坦表面6507和杯6610、6630的周边6620之间延伸。主要参见图56,主侧壁6608的内边缘相对于杯6610、6630是弯曲的或成型的。

[0441] 在某些情况下,成形凹坑布置6600可以不包括主侧壁6608。在此类情况下,杯6610、6630可以直接延伸到平坦表面6507,并且杯6610、6630的周边6620可以限定在平坦表面6507中。

[0442] 再次参见图56和图57,近侧成形杯6610包括一对杯侧壁6613,并且远侧成形杯6630包括一对杯侧壁6633。杯侧壁6613、6633包括弯曲或成型的轮廓,并且被构造成能够将钉尖端和钉的腿部朝向杯6610、6630的成形表面引导,并且帮助控制钉的成形过程。侧壁6613、6633从主侧壁6608和平坦表面6507朝向每个杯6610、6630的成形表面延伸。在抵靠杯6610、6630的成形表面形成钉时,侧壁6613、6633被构造成能够促使钉尖端和/或钉的腿部沿凹坑轴线6603形成。总体来讲,主侧壁6608和杯侧壁6613、6633配合以使对应的钉尖端成漏斗形式地朝向每个杯6610、6630的横向中心。弯曲表面或底表面6614、6634沿着每个相应杯6610、6630的横向中心在相应侧壁6613、6633之间延伸。

[0443] 仍参见图56,杯6610、6630的成形表面分别包括入口区成形表面6611、6631和出口区成形表面6612、6632。入口区成形表面6611、6631可以与侧壁6613、6633的侵略性较小的引导部分重合。类似地,出口区成形表面6612、6632可以与侧壁6613、6633的更具侵略性的引导部分重合。

[0444] 现在主要参见图57,每个杯6610、6630的成形表面由深度轮廓或外形限定。近侧成形杯6610包括深度轮廓6622,并且远侧成形杯6630包括深度轮廓6642。深度轮廓6622、6642分别沿着杯长度限定杯6610、6630的深度。杯6610、6630在其相应过渡区6609、6629内达到最大杯深度CD,这将在下面进一步描述。凹坑6610、6630的杯深度CD可以例如在0.2与0.4毫米之间。例如,杯深度CD可以是0.3毫米。在其他情况下,杯深度CD可以小于0.2毫米或大于0.4毫米。

[0445] 杯6610、6630的杯深度CD小于杯6510、6530的杯深度CD(图51)。例如,杯6610、6630的杯深度CD可以比杯6510、6530的杯深度CD小0.2毫米。在某些情况下,杯6610、6630的杯深度CD可以比杯6510、6530的杯深度CD小0.1毫米至0.3毫米。杯6510、6530的杯深度CD可以比杯6610、6630的杯深度CD大25%至50%。例如,杯6510、6530的杯深度CD可以比杯6610、6630的杯深度CD大40%。在各种情况下,凹坑成形布置6500和6600的杯深度CD之间的差异可以被选择为等于或基本上等于由凹坑成形布置6500、6600形成的钉的直径。

[0446] 深度轮廓6622、6642是弯曲轮廓,其没有线性部分。此外,深度轮廓6622、6642可具有一个或多个曲率半径。在这种情况下,深度轮廓6622、6642具有多于一个的曲率半径。具体地,近侧成形杯6610的深度轮廓6622具有与入口区成形表面6611对应的入口曲率半径6617和与出口区成形表面6612对应的出口曲率半径6618。类似地,远侧成形杯6630的深度轮廓6642具有与入口区成形表面6631对应的入口曲率半径6637和与出口区成形表面6632对应的出口曲率半径6638。在这种情况下,入口曲率半径6617、6637大于出口曲率半径6618、6638。在美国专利申请序列号15/385,914中进一步描述了入口和出口的曲率半径与各种凹坑特征结构之间的特定关系以及特定关系的一些潜在优点和图案。

[0447] 每个杯6610、6630的外纵向边缘称为入口边缘,因为它们限定了入口区成形表面6611、6631的开始。入口边缘具有入口宽度,入口宽度是每个杯6610、6630的成形表面的最大宽度。每个杯6610、6630的内边缘称为出口边缘,因为它们限定了出口区成形表面6612、6632的结束。出口边缘具有也称为桥接宽度BW(图60)的出口宽度,该出口宽度是每个杯6610、6630的成形表面的最窄区段。过渡区6609、6629位于每个杯的入口区和出口区之间。过渡区6609、6629的过渡宽度小于入口宽度但大于出口宽度。过渡区6609、6629包括相应深度轮廓6622、6642的弯曲部分,并且因此包括每个杯6610、6630的最深部分。在各种情况下,

过渡区6609、6629包括每个杯6610、6630的长度的大部分。更具体地,过渡区6609、6629的长度可以大于每个杯6610、6630的相应入口区和出口区的组合长度。过渡区6609、6629可沿着每个杯6610、6630的渐缩或变窄部分延伸。例如,每个过渡区6609、6629可从各自的杯6610、6630的最宽部分朝向桥接部分6605向内延伸。

[0448] 图59是沿图56中的线59-59截取的远侧成形杯6630的剖视图。该视图在远侧成形杯6630的凹谷或谷附近截取。该凹谷或谷还是入口区成形表面6631与出口区成形表面6632之间的过渡部。在各种情况下,入口区与出口区之间的过渡不会发生在杯的凹谷或谷处。图60示出了沿图56中的线60-60截取的远侧成形杯6630的剖视图,其中该线定位在成形杯6630的出口区成形表面6632内。图58是沿图56中的线58-58截取的远侧成形杯6630的剖视图,其中该线定位在远侧成形杯6630的入口区成形表面6632内。

[0449] 主要参见图58至图60,远侧成形杯6630的一对杯侧壁6633包括第一侧壁6633a和第二侧壁6633b。第一侧壁6633a和第二侧壁6633b是相对侧壁,其从远侧成形杯6630的横向相对侧朝向彼此延伸。远侧成形杯6630的弯曲表面或底表面6634位于第一侧壁6633a和第二侧壁6633b之间。远侧成形杯6630的底表面6634是完全弯曲的非平坦表面。换言之讲,底表面6634没有平的平坦表面。底表面6634可限定一个或多个曲率半径。例如,在沿着凹坑轴线6603的各种纵向位置处,底表面6634限定不同曲率半径。在杯6630的横向中心处的底表面6634的切线沿其长度平行于平坦表面6507。

[0450] 在各种情况下,可以确定底表面6634的曲率的尺寸,使得钉腿部在钉成形过程期间不沿着平坦表面行进。在此类情况下,底表面6643可以促使钉形成为比沿着平坦底表面形成的钉更平坦的成形构型,尤其是当钉在成形期间与凹坑轴线6603未对准时。底表面6643的曲率可以被确定尺寸以使得底表面6643提供用于钉腿部的多个接触表面。例如,底表面6634的曲率半径可以小于钉腿部的曲率半径。

[0451] 杯侧壁6613、6633是完全弯曲的非平坦表面。换言之讲,杯侧壁6613、6633没有平的平坦表面。再次参见图58至图60,侧壁6633a、6633b限定一个或多个曲率半径。例如,在沿着凹坑轴线6603的各种纵向位置处,侧壁6633a、6633b限定不同曲率半径。杯侧壁6613、6633和底表面6634的完全弯曲轮廓可以限定杯6610、6630的曲线边界表面。杯6613、6633可以完全弯曲并且没有平的平坦表面。

[0452] 侧壁6633a、6633b在远侧成形杯6630的各种横向剖面处相对于组织接触表面6507以入口角 θ_2 定向。更具体地,在远侧成形杯6630的周边6620处的对于每个侧壁6633a、6633b的切线T被定向为相对于图58至图60中的组织接触表面6507成角度 θ_2 。入口角 θ_2 在过渡成形表面区6629(图56和图57)内以及沿远侧成形杯6630的大部分长度恒定。在各种情况下,角度 θ_2 可以例如在55度和80度之间。例如,在图58至图60中,角度 θ_2 为80度。在其他情况下,角度 θ_2 可以小于55度或大于80度。侧壁6633a、6633b是非竖直侧壁,并且因此沿周边6620的切线T的角度 θ_2 可以小于90度。

[0453] 为了说明的目的,在图58至图60中示出了在侧壁6633a、6633b和底表面6634之间的过渡处的基准点。例如,远侧成形杯6630的弯曲边界表面包括侧壁6633a和底表面6634之间的过渡处的基准点A。在沿杯6630的每个纵向位置处,第一侧壁6633a和第二侧壁6633b限定侧壁曲率半径6643,并且底表面6634限定底部曲率半径6644。底部曲率半径6644可以与侧壁曲率半径6643不同。基准点A处的曲率半径之间的过渡包括平滑、非突变的过渡。

[0454] 为了说明的目的,在图58至图60中也描绘了基准线B。基准线B在第一基准点A和远侧成形杯6630的周边6620之间延伸。在图58至图60中,基准线B以角度 θ_3 定向。角度 θ_3 在过渡成形表面区6629(图57)内以及沿远侧成形杯6630的大部分长度恒定。在各种情况下,角度 θ_3 可以小于角度 θ_2 。图58至图60中的角度 θ_3 为例如约55度。在其他情况下,角度 θ_3 可以小于55度或大于80度。尽管角度 θ_2 和 θ_3 沿远侧成形杯6630的长度恒定,或者至少沿远侧成形杯6630的大部分长度恒定,但当杯6630的深度和宽度沿杯长度变化时,限定侧壁6633a、6633b的曲率半径和弧长可以变化。

[0455] 相对于组织接触表面的角度 θ_2 可以包括相对陡峭的角度。例如,角度 θ_2 可以大于角度 θ_1 和 θ_3 。角度 θ_2 的陡度可能促使钉沿着凹坑轴线形成。恒定角度 θ_2 可以促使未对准钉腿部从周边朝向远侧成形杯6630的横向中心或轴线6603移动。如本文所述,凹坑的深度可沿其长度变化。然而,即使在杯6630的较浅区域中,保持恒定角度 θ_2 也可促使未对准钉腿部从周边朝向远侧成形杯6630的横向中心移动。

[0456] 具有不同杯深度CD的凹坑布置的尺寸可以设定为具有相同的角度 θ_2 和 θ_3 。例如,尽管杯6610、6630(图57)的杯深度CD小于杯6510、6530(图51)的杯深度CD,但角度 θ_2 和 θ_3 可以是相同的。在至少一种情况下,对于成形凹坑布置6500和6600两者而言,角度 θ_2 可以为80度并且角度 θ_3 可以为55度。在组织接触表面6507包括平坦表面的情况下,与凹坑成形布置6500相比,凹坑成形布置6600可以被构造成能够将钉形成为减小的高度。例如,由凹坑成形布置6600形成的钉可比由凹坑成形布置6500形成的相同钉短。在某些情况下,例如,可能期望改变钉的形成高度以控制砧座和钉仓之间的组织压缩和/或流体流动。尽管杯深度CD的变化可以被构造成能够控制钉的成形高度,但沿不同杯的长度或至少大部分的长度保持恒定入口角 θ_2 可以被构造成能够确保即使较短的成形钉也可以被形成为更一致的平面构型,这在某些情况下是期望的。

[0457] 图68和图69描绘了利用成形凹坑布置6600(图55至图60)形成的钉6701,其中钉6701在成形过程期间与成形凹坑布置6600的凹坑轴线6603对准。图68描绘了处于完全成形构型的钉6701的顶视图,并且图69描绘了处于完全成形构型的钉6701的侧视图。钉包括基部6702和从基部6702延伸的钉腿部6703。基部6702与凹坑轴线6603对准,并且钉腿部6703的尖端6704沿着凹坑轴线6603撞击成形凹坑布置6600。

[0458] 钉6701包括中心线CL(图69),该中心线CL横穿基部6702并且在未成形钉腿部6703中间竖直延伸。当钉6701形成为完全成形构型时,钉腿部6703的尖端6704朝向中心线CL并朝向基部6702弯曲。钉腿部6703被形成为使得钉6701在处于完全成形构型时限定高度H(图69)。如果钉6701已经利用成形凹坑布置6500(图48至图54)形成,则高度H可以小于钉的高度,因为杯6610、6630(图57)的杯深度CD小于杯6510、6530的杯深度CD(图51)。

[0459] 为了获得较短的高度H,钉腿部6703的一部分可以相对于中心线CL横向偏转,和/或钉腿部6702的尖端6704可以延伸直到基部6704和/或其下方。相比之下,如果钉6701已经利用成形凹坑布置6500形成为具有较深杯深度CD,则钉腿部6703可能不会相对于中心线CL横向偏转,并且/或者钉腿部6702的尖端6704可能不会与基部6704重叠(参见例如钉13100(图46))。参见图69,每个钉腿部6703的一部分与中心线CL相交,并且钉腿部6702的尖端6704延伸经过基部6702的组织压缩表面或在其下方。此外,钉6701包括第一尖端对准轴线TA1、第二尖端对准轴线TA2和冠部对准轴线CA。当与凹坑轴线6603对准时,钉6701形成为使

得第一尖端对准轴线TA1和第二尖端对准轴线TA2相对于冠部对准轴线CA横向偏移并且等距(D)。距离D可以约等于钉6701的直径。由于上述结果,钉6701呈现基本平坦构型;然而,尖端6704与基部6702稍微重叠并相对于该基部偏移以实现较短高度H。

[0460] 图60A是成形凹坑布置6600的成形凹坑的各个切片的局部负视图。各个切片的尺寸在其上标记。切片仅具有成形凹坑的单个侧壁,并且沿成形凹坑沿以与组织接触表面6507和凹坑轴6603垂直的平面截取。每个切片具有宽度“x”、高度“y”、上曲率半径“ra”和下曲率半径“rb”。宽度“x”被限定为成形凹坑的周边6620与成形凹坑的底部曲率半径6644之间的距离的x分量。高度“y”被限定为成形凹坑的周边6620与成形凹坑的底部曲率半径6644之间的距离的y分量。上曲率半径“ra”被限定为侧壁的上部分的曲率半径。下曲率半径“rb”被限定为侧壁的下部分的曲率半径。每个尺寸包括指示该尺寸对应于哪个切片的数字。例如,切片1具有宽度“ x_1 ”、高度“ y_1 ”、上曲率半径“ ra_1 ”和下曲率半径“ rb_1 ”。图60B是表格6650,其包括在至少一个实施方案中的图60A的切片1至切片12的尺寸。

[0461] 图60C是沿着凹坑轴线6603截取的成形凹坑布置6600的剖视图。图60C包括成形凹坑布置6600的远侧成形凹坑6630的各种尺寸。例如,成形凹坑6630的长度为1.90mm。例如,成形凹坑6630的深度为0.30mm。在某些情况下,远侧成形凹坑6630具有三个曲率半径:例如,为2.90mm的入口曲率半径、为0.70mm的第一出口曲率半径、以及为0.10mm的第二出口曲率半径。在这种情况下,限定了远侧成形凹坑6630的桥接部分的宽度,例如当成形凹坑布置6600的中心与第一出口曲率半径的最内边缘(第一出口曲率半径的最靠近成形凹坑布置6600的中心的边缘)之间的距离为0.10mm时。例如,桥接深度为0.05mm。

[0462] 图61至图67描绘了被构造成能够在外科缝合手术期间使钉变形的成形凹坑布置6800。成形凹坑布置6800包括限定在砧座6801的平面或组织接触表面6807中的近侧成形杯或凹坑6810和远侧成形杯或凹坑6830。砧座6801的组织接触表面6807被构造成能够当砧座6801相对于钉仓被夹持或闭合时将组织压缩抵靠钉仓。成形凹坑布置6800可以在许多方面类似于成形凹坑布置6500。例如,钉成形杯6810、6830的侧壁沿其长度以恒定角度与平面6807相交。每个杯6810、6830由边界表面限定,如本文进一步所述。杯6810、6830沿成形凹坑布置6800的凹坑轴线6803对准。当从钉仓部署时,钉旨在通过成形凹坑布置6800形成沿凹坑轴线6803。在至少一个这样的情况下,钉的第一腿部可以由近侧成形杯6810形成,并且钉的第二腿部可以由远侧成形杯6830形成。在此类情况下,当砧座6801相对于钉仓夹持时,钉的第一腿部与近侧成形杯6810的一部分对准,并且钉的第二腿部与远侧成形杯6830的一部分对准。

[0463] 参见图62和图63,成形凹坑布置6800还包括限定在成形杯6810、6830之间的桥接部分6805。桥接部分6805相对于砧座6801的平坦表面6807凹进;然而,在其他实施方案中,桥接部分6805可以与平坦表面6807齐平。桥接部分6805包括桥接宽度BW和桥接深度BD(图67)。桥接深度BD是桥接部分6805的底部部分相对于平坦表面6807凹进的距离。桥接宽度BW是杯6810、6830之间的凹坑布置6800的宽度。在这种情况下,桥接宽度BW是每个杯6810、6830的成形表面的最窄部分。成形凹坑布置6800包括限定在桥接部分6805内的中心C(图61和图62)。成形凹坑布置6800相对于桥接部分6805双侧对称,相对于凹坑轴线6803双侧对称,并且相对于中心C旋转对称。

[0464] 成形凹坑布置6800还包括一对主侧壁6808,这对主侧壁从砧座6801的平坦表面

6807朝向杯6810、6830和桥接部分6805延伸。主侧壁6808相对于砧座6801的平坦表面6807成角度 θ_1 (图64)。杯6810、6830限定周边6820,并且主侧壁6808的内边缘在平坦表面6807和杯6810、6830的周边6820之间延伸。主要参见图62,主侧壁6808的内边缘相对于杯6810、6830是弯曲的或成型的。在某些情况下,成形凹坑布置6800可以不包括主侧壁6808。在此类情况下,杯6810、6830可以直接延伸到平坦表面6807,并且杯6810、6830的周边6820可以限定在平坦表面6807中。

[0465] 再次参见图62和图63,近侧成形杯6810包括一对杯侧壁6813,并且远侧成形杯6830包括一对杯侧壁6833。杯侧壁6813、6833包括弯曲或成型的轮廓,并且被构造成能够将钉尖端和钉的腿部朝向杯6810、6830的成形表面引导,并且帮助控制钉的成形过程。侧壁6813、6833从主侧壁6808和平坦表面6807朝向每个杯6810、6830的成形表面延伸。在抵靠杯6810、6830的成形表面形成钉时,侧壁6813、6833被构造成能够促使钉尖端和/或钉的腿部沿凹坑轴线6803形成。总体来讲,主侧壁6808和杯侧壁6813、6833配合以使对应的钉尖端成漏斗形式地朝向每个杯6810、6830的横向中心。弯曲表面或底表面6814、6834沿着每个相应杯6810、6830的横向中心在相应侧壁6813、6833之间延伸。

[0466] 仍参见图62,杯6810、6830的成形表面分别包括入口区成形表面6811、6831和出口区成形表面6812、6832。入口区成形表面6811、6831可以与侧壁6813、6833的侵略性较小的引导部分重合。类似地,出口区成形表面6812、6832可以与侧壁6813、6833的更具侵略性的引导部分重合。

[0467] 现在主要参见图63,每个杯6810、6830的成形表面由深度轮廓或外形限定。近侧成形杯6810包括深度轮廓6822,并且远侧成形杯6830包括深度轮廓6842。深度轮廓6822、6842分别沿着杯长度限定杯6810、6830的深度。杯6810、6830在其相应过渡区6809、6829内达到最大杯深度CD,这将在下面进一步描述。凹坑6810、6830的杯深度CD可以例如在0.4至0.6毫米之间。例如,杯深度CD可以是0.5毫米。在其他情况下,杯深度CD可以小于0.4毫米或大于0.6毫米。

[0468] 深度轮廓6822、6842是弯曲轮廓,其没有线性部分。此外,深度轮廓6822、6842可具有一个或多个曲率半径。在这种情况下,深度轮廓6822、6842具有多于一个的曲率半径。具体地,近侧成形杯6810的深度轮廓6822具有与入口区成形表面6811对应的入口曲率半径6817和与出口区成形表面6812对应的出口曲率半径6818。类似地,远侧成形杯6830的深度轮廓6842具有与入口区成形表面6831对应的入口曲率半径6837和与出口区成形表面6832对应的出口曲率半径6838。在这种情况下,入口曲率半径6817、6837大于出口曲率半径6818、6838。在美国专利申请序列号15/385,914中进一步描述了入口和出口的曲率半径与各种凹坑特征结构之间的特定关系以及特定关系的一些潜在优点和图案。

[0469] 每个杯6810、6830的外纵向边缘称为入口边缘,因为它们限定了入口区成形表面6811、6831的开始。入口边缘具有入口宽度,入口宽度是每个杯6810、6830的成形表面的最大宽度。每个杯6810、6830的内边缘称为出口边缘,因为它们限定了出口区成形表面6812、6832的结束。出口边缘具有也称为桥接宽度BW (图67) 的出口宽度,该出口宽度是每个杯6810、6830的成形表面的最窄区段。过渡区6809、6829位于每个杯的入口区和出口区之间。过渡区6809、6829的过渡宽度小于入口宽度但大于出口宽度。过渡区6809、6829包括相应深度轮廓6822、6842的弯曲部分,并且因此包括每个杯6810、6830的最深部分。在各种情况下,

过渡区6809、6829包括每个杯6810、6830的长度的大部分。更具体地,过渡区6809、6829的长度可以大于每个杯6810、6830的相应入口区和出口区的组合长度。过渡区6809、6829可沿着每个杯6810、6830的渐缩或变窄部分延伸。例如,每个过渡区6809、6829可从各自的杯6810、6830的最宽部分朝向桥接部分6805向内延伸。

[0470] 图66是沿图62中的线66-66截取的远侧成形杯6830的剖视图。该视图在远侧成形杯6830的凹谷或谷附近截取。该凹谷或谷还是入口区成形表面6831与出口区成形表面6832之间的过渡部。在各种情况下,入口区与出口区之间的过渡不会发生在杯的凹谷或谷处。图67示出了沿图62中的线67-67截取的远侧成形杯6830的剖视图,其中该线定位在成形杯6830的出口区成形表面6832内。图64是沿图62中的线64-64截取的远侧成形杯6830的剖视图,并且图65是沿图62中的线65-65截取的远侧成形杯6830的剖视图,其都在远侧成形杯6830的入口区成形表面6832内。

[0471] 主要参见图64至图67,远侧成形杯6830的一对杯侧壁6833包括第一侧壁6833a和第二侧壁6833b。第一侧壁6833a和第二侧壁6833b是相对侧壁,其从远侧成形杯6830的横向相对侧朝向彼此延伸。远侧成形杯6830的弯曲表面或底表面6834位于第一侧壁6833a和第二侧壁6833b之间。远侧成形杯6830的底表面6834是完全弯曲的非平坦表面。换句话说讲,底表面6834没有平的平坦表面。底表面6834可限定一个或多个曲率半径。例如,在沿着凹坑轴线6803的各种纵向位置处,底表面6834限定不同曲率半径。在杯6830的横向中心处的底表面6834的切线沿其长度平行于平坦表面6807。

[0472] 在各种情况下,可以确定底表面6834的曲率的尺寸,使得钉腿部在钉成形过程期间不沿着平坦表面行进。在此类情况下,底表面6843可以促使钉形成为比形成有平坦底表面的钉更平坦的成形构型,尤其是当钉在成形期间与凹坑轴线6803未对准时。底表面6843的曲率可以被确定尺寸以使得底表面6843提供用于钉腿部的多个接触表面。例如,底表面6834的曲率半径可以小于钉腿部的曲率半径。

[0473] 杯侧壁6813、6833是完全弯曲的非平坦表面。换句话说讲,杯侧壁6813、6833没有平的平坦表面。侧壁6833a、6833b限定一个或多个曲率半径。例如,在沿着凹坑轴线6803的各种纵向位置处,侧壁6833a、6833b限定不同曲率半径。杯侧壁6813、6833和底表面6834的完全弯曲轮廓可以限定杯6810、6830的曲线边界表面。杯6813、6833可以完全弯曲并且没有平的平坦表面。

[0474] 侧壁6833a、6833b在远侧成形杯6830的各种横向剖面处相对于组织接触表面6807以入口角 θ_2 定向。更具体地,在远侧成形杯6830的周边6820处的对于每个侧壁6833a、6833b的切线T被定向为相对于图64至图67中的组织接触表面6807成角度 θ_2 。入口角 θ_2 在过渡成形表面区6829(图62和图64)内以及沿远侧成形杯6830的大部分长度恒定。在各种情况下,角度 θ_2 可以例如在55度和80度之间。例如,在图64至图67中,角度 θ_2 为80度。在其他情况下,角度 θ_2 可以小于55度或大于80度。侧壁6833a、6833b是非竖直侧壁,并且因此沿周边6820的切线T的角度 θ_2 可以小于90度。

[0475] 为了说明的目的,在图64至图67中示出了在侧壁6833a、6833b和底表面6834之间的过渡处的基准点。例如,远侧成形杯6830的弯曲边界表面包括侧壁6833a和底表面6834之间的过渡处的基准点A。在沿杯6530的每个纵向位置处,第一侧壁6833a和第二侧壁6833b限定侧壁曲率半径6843,并且底表面6834限定底部曲率半径6844。底部曲率半径6844可以与

侧壁曲率半径6843不同。基准点A处的曲率半径之间的过渡包括平滑、非突变的过渡。

[0476] 为了说明的目的,在图64至图67中也描绘了基准线B。基准线B在第一基准点A和远侧成形杯6830的周边6820之间延伸。在图64至图67中,基准线B以角度 θ_3 定向。角度 θ_3 沿远侧成形杯6830的长度变化。在各种情况下,沿着远侧成形杯6830的长度,角度 θ_3 可以小于角度 θ_2 。随着侧壁6833a、6833b朝向中心C向内延伸,角度 θ_3 可以先增大然后减小。例如,角度 θ_3 可以从杯6830的入口边缘朝向过渡区6829增大,在过渡区6829内保持恒定,并且从过渡部6829向杯6830的出口边缘减少。在所描绘的实施方案中,例如,角度 θ_3 在图64中为45度,角度 θ_3 在图65中为55度,角度 θ_3 在图66中为70度,并且角度 θ_3 在图67中为55度。尽管角度 θ_2 和 θ_3 在远侧成形杯6830的过渡区6829内是恒定的,但随着远侧成形杯6830的深度和宽度沿其长度变化,限定侧壁6833a、6833b的弧的曲率半径和长度变化。

[0477] 相对于组织接触表面的角度 θ_2 可以包括相对陡峭的角度。例如,角度 θ_2 可以大于可变角度 θ_3 。角度 θ_2 的陡度可能促使钉沿着凹坑轴线形成。恒定角度 θ_2 可能促使未对准钉腿部从周边朝杯的横向中心移动。在各种情况下,角度 θ_2 可以在出口区内保持恒定且陡峭,从而可以改善钉成形质量。附加地或另选地,角度 θ_2 可以在过渡区中是恒定的。如本文所述,凹坑的深度可沿其长度变化。然而,即使在杯的较浅区域中,保持恒定角度 θ_2 也可促使未对准钉腿部从周边朝向杯的横向中心移动。此外,某些砧座中的最大杯深CD可能在砧座中的凹坑之间变化。例如,如本文进一步描述的,可以利用不同深度来将钉形成为不同高度和/或形成由具有不同高度的驱动器驱动的钉。在这种情况下,恒定角度 θ_2 可促使较浅凹槽形成的钉沿着凹槽轴线形成。

[0478] 在某些情况下,用于外科端部执行器的砧座可以包括不同深度的钉成形凹坑。例如,钉成形凹坑的深度可以在成形凹坑排之间和/或沿着成形凹坑排的长度纵向地变化。可以选择此类深度差以适应钉击发行程期间的钉驱动器在钉仓内的位移的变化、击发钉的过度驱动距离的变化、和/或砧座相对于钉仓的位置的变化。附加地或另选地,钉成形凹坑之间的深度差可以对应于砧座和/或钉仓上的阶梯状组织压缩表面之间的不同组织间隙。例如,为了在钉由具有导致不同钉过度驱动量的不同升程长度的驱动器驱动时将钉成形为相同的成形高度,可以选择与不同行程长度和不同钉过度驱动量相对应的钉成形凹坑之间的深度差。在其他情况下,可以选择砧座中的不同深度钉成形凹坑以将钉成形为不同的成形高度,在某些情况下,这可能是期望的以改变被缝合组织的压缩和/或适应组织厚度的变化。

[0479] 图67A是成形凹坑布置6800的成形凹坑的各个切片的局部负视图。各个切片的尺寸在其上标记。切片仅具有成形凹坑的单个侧壁,并且沿成形凹坑沿以与组织接触表面6807和凹坑轴6803垂直的平面截取。每个切片具有宽度“x”、高度“y”、上曲率半径“ra”和下曲率半径“rb”。宽度“x”被限定为成形凹坑的周边6820与成形凹坑的底部曲率半径6844之间的距离的x分量。高度“y”被限定为成形凹坑的周边6820与成形凹坑的底部曲率半径6844之间的距离的y分量。上曲率半径“ra”被限定为侧壁的上部分的曲率半径。下曲率半径“rb”被限定为侧壁的下部分的曲率半径。每个尺寸包括指示该尺寸对应于哪个切片的数字。例如,切片1具有宽度“ x_1 ”、高度“ y_1 ”、上曲率半径“ ra_1 ”和下曲率半径“ rb_1 ”。图67B是表格6850,其包括在至少一个实施方案中的图67A的切片1至切片12的尺寸。

[0480] 图67C是沿着凹坑轴线6803截取的成形凹坑布置6800的剖视图。图67C包括成形凹

坑布置6800的远侧成形凹坑6830的各种尺寸。例如,成形凹坑6830的长度为1.90mm。例如,成形凹坑6830的深度为0.50mm。在某些情况下,远侧成形凹坑6830具有三个曲率半径:例如,为1.40mm的入口曲率半径、为0.80mm的第一出口曲率半径、以及为0.10mm的第二出口曲率半径。在这种情况下,限定了远侧成形凹坑6830的桥接部分的宽度,例如当成形凹坑布置6800的中心与第一出口曲率半径的最内边缘(第一出口曲率半径的最靠近成形凹坑布置6800的中心的边缘)之间的距离为0.10mm时。例如,桥接深度为0.15mm。

[0481] 现在参见图70,描绘了包括砧座7001和具有多个钉7080的钉仓7060的外科端部执行器7000。端部执行器7000处于闭合或夹持位置。更具体地,砧座7001可以相对于钉仓7060枢转以将端部执行器7000移动至闭合位置并将组织夹持在砧座7001与钉仓7060之间。在其他情况下,砧座7001可以被固定并且钉仓7060可以相对于砧座7001枢转以将端部执行器7000移动到闭合位置,并且在又一些其他情况下,砧座7001和钉仓7060均可以被构造成能够枢转以将端部执行器7000移向闭合位置。

[0482] 在闭合位置中,在钉仓7060和砧座7001之间限定均匀组织间隙TG。换句话说讲,组织间隙TG在端部执行器7000上沿横向恒定。钉仓7060包括平坦的或基本平的组织压缩表面或平台7062,并且砧座7001还包括平坦的或基本平的组织压缩表面7007。钉仓7060的平台7062和砧座7001的组织压缩表面7007均不包括在相邻纵向部分之间具有纵向台阶的阶梯状表面。在其他情况下,如本文所述,钉仓的平台和/或砧座的组织压缩表面可以包括阶梯形轮廓。

[0483] 钉仓7060包括钉仓主体7064,该钉仓主体具有纵向狭槽7065和限定在其中的多个钉腔7066。狭槽7065沿着钉仓7060的中心纵向轴线延伸。每个钉腔7066包括平台7062中的开口。钉腔7066在狭槽7065每一侧上被布置成多个纵向延伸排7068,包括第一排或外排7068a、第二排或中间排7068b、和第三排或内排7068c。在其他情况下,钉仓7060可以具有少于或多于六排的钉腔7066。例如,钉仓可在纵向狭槽7065的每侧上具有两个钉腔排。

[0484] 钉7080可移除地储存在每个钉腔7066中,并且每个钉7080由钉驱动器7070支撑。在各种情况下,钉驱动器7070可以支撑和击发多于一个的钉7080。例如,驱动器可以被构造成能够同时从钉仓中的相邻排的钉腔击发钉。平台7062包括从平台7062朝向砧座7001的组织压缩表面7007突出的腔延伸器7061。腔延伸器7061被定位在钉腔7066的至少一部分周围,并且可以在平台7062上方引导钉7080。腔延伸器7061还可以被构造成能够在击发期间接合或抓握组织和/或支撑钉7080和/或驱动器7070。在其他情况下,例如,平台7062可以没有腔延伸器并且可以包括光滑的组织接触表面。

[0485] 图70中的钉7080被描绘为处于成形构型,其中在狭槽7065的两侧上跨排7068a、7068b、7068c从腔7066击发的钉7080已经被成形为相同的高度H。将钉形成为均匀高度可以紧紧地系住组织并减小从组织的出血。

[0486] 驱动器7070可移动地定位在腔7066中。在击发行程期间,击发构件被构造成能够使驱动器7070朝着砧座7001提升,这将支撑在驱动器7070上的钉7080驱动成与砧座7001形成接合。每个钉7080被驱动成与限定在砧座7001的平坦表面7007中的钉成形凹坑布置7002、7004形成接触。钉成形凹坑布置7002、7004在砧座7001的两个横向侧上被布置成多个纵向延伸排7003,包括第一排或外排7003a、第二排或中间排7003b、和第三排或内排7003c。钉腔7066的每排与钉成形凹坑布置7002、7004的排7003对准。如相对于本文中公开的各种

钉成形凹坑布置所描述的,钉成形凹坑布置7002、7004可各自包括一对成形凹坑或杯(例如,近侧杯和远侧杯),并且每个杯可以被定位成当钉7080被驱动成与砧座7001形成接触时接收钉腿部。

[0487] 砧座7001包括两个不同的钉成形凹坑布置。更具体地,砧座7001包括具有第一几何形状的第一钉成形凹坑布置7002和具有第二几何形状的第二钉成形凹坑布置7004。第一钉成形凹坑布置7002与狭槽7065的两侧上的钉腔7066的最外排7068a对准,并且第二钉成形凹坑布置7004与狭槽7065的两侧上的钉腔7066的排7068b、7068c对准。第一钉成形凹坑布置7002的杯限定相对于砧座平坦表面7007的杯深度 CD_1 ,并且第二钉成形凹坑布置7004的杯限定相对于砧座平坦表面7007的杯深度 CD_2 。外钉成形凹坑布置7002的杯深度 CD_1 大于内钉成形凹坑布置7004的杯深度 CD_2 。因此,第一布置7002的较深钉成形凹坑位于第二布置7004的较浅钉成形凹坑的横向外侧,但可以使用任何合适的布置。

[0488] 在各种情况下,第一钉成形凹坑布置7002可以与钉成形凹坑布置6800(图61至图67)相同或类似,并且第二钉成形凹坑布置7004可以与钉成形凹坑布置6600(图55至图61)相同或类似。尽管杯深度在第一成形凹坑布置7002和第二成形凹坑结构7004之间是不同的,但杯侧壁可能以相同角度与平面7007相交,即对于侧壁的切线可以保持在恒定入口角,沿每个布置7002、7004中的杯的长度或至少沿着每个布置7002、7004中的杯的大部分长度。如本文所述,陡峭恒定角度侧壁被构造成能够有助于钉7080的平面形成,包括与布置7002、7004的中心轴线未对准的钉。

[0489] 在图70所描绘的击发位置中,钉7080已经相对于钉仓主体7064被过度驱动。更具体地,每个驱动器7070的钉支撑表面已经被驱动经过钉仓主体7064,使得在击发期间将钉7080从仓主体7064完全移除。当被过度驱动时,每个钉7080的支架或最底表面被定位在平台7062上方和/或从平台7062突出的腔延伸器7061上方。例如,驱动器7070的过度驱动特征结构可以被构造成能够从钉仓7060完全弹出击发的钉7080,并且促进从端部执行器7000释放钉组织。换句话说,驱动器7070的过度驱动功能可以将组织推离平台7067

[0490] 在各种情况下,不同的钉可能会以不同量被过度驱动。例如,从钉腔7066的外排7068a击发的钉7080相对于平台表面7062被过度驱动了第一距离 D_1 ,并且从钉腔7066的中间排7068b和内排7068c击发的钉7080相对于平台表面7062被过度驱动了第二距离 D_2 。图70中的距离 D_1 和 D_2 是钉7080的支架与平台表面7062之间的距离。在其他情况下,可以在钉支架的支撑表面与相邻腔延伸器7061的最上表面之间测量过度驱动距离。

[0491] 为了实现图70中的不同过度驱动距离 D_1 和 D_2 ,驱动器7070的行程长度可以是不同的。例如,击发元件可以被构造成能够将支撑外排7068a中的钉7080的驱动器7070提升第一距离,并且将支撑内排7068b、7068c中的钉7080的驱动器7070提升第二距离。在某些情况下,可以选择滑动件的几何形状以控制驱动器7070的不同行程长度。附加地或另选地,可以选择驱动器7070的几何形状(诸如驱动器的高度)以控制不同的过度驱动距离。

[0492] 对于图70中的每个成形钉7080,组织间隙和杯深度的总和等于过度驱动距离和钉高度的总和。例如:

[0493] $TG + CD_1 = D_1 + H$;

[0494] 和

[0495] $TG + CD_2 = D_2 + H$ 。

[0496] 换句话说,对于每个成形钉,钉高度H等于组织间隙TG加上杯深度CD减去过度驱动距离D。

[0497] $H = TG + CD_1 - D_1$;

[0498] 和

[0499] $H = TG + CD_2 - D_2$ 。

[0500] 在钉高度H和组织间隙TG在整个端部执行器7000上横向恒定的情况下,如图70所描绘的,不同杯深度对应于不同过度驱动距离。例如,为了确保砧座7001与钉仓7060兼容,钉成形凹坑布置7002、7004及其杯深度 CD_1 、 CD_2 可以被选择为适应不同的过度驱动距离 D_1 、 D_2 。例如,杯深度 CD_1 和杯深度 CD_2 之间的差异可以被构造成能够适应过度驱动距离 D_1 和 D_2 中的差异:

[0501] $CD_1 - CD_2 = D_1 - D_2$ 。

[0502] 更具体地,例如,如果过度驱动距离 D_1 和 D_2 之间的差异是0.38毫米,则杯深度 CD_1 和 CD_2 之间的差异也可以是0.38毫米。在某些情况下,例如,过度驱动距离和杯深度中的差异可以在0.2毫米和1毫米之间。过度驱动距离 D_1 和 D_2 与杯深度 CD_1 和 CD_2 之间的对应差异被构造成能够使钉7080跨端部执行器7000横向形成为相同的成形高度H。不管杯深度如何,都可以将杯的侧壁设计为以恒定角度与砧座7001的组织压缩表面7007相交以促进钉7080(包括未对准钉)的平面形成,如本文进一步所述。

[0503] 在某些情况下,外科器械和/或其子组件可以是模块化的。不同类型的钉仓可以与多于一个砧座兼容,和/或不同类型的砧座可以与多于一个钉仓相兼容。例如,与具有平坦组织压缩表面7007的砧座7001兼容的钉仓7060(参见例如图70)也可以与阶梯状砧座兼容。包括钉仓7060和兼容阶梯状砧座的端部执行器可以限定横向可变的组织间隙TG;然而,这种端部执行器仍然可以被构造成能够将钉形成为恒定的成形高度。在此类情况下,不同的过度驱动距离 D_1 和 D_2 可以对应于砧座的阶梯状组织压缩表面的不同高度。

[0504] 现在参见图71,描绘了具有钉仓7060和砧座7101的端部执行器7100。端部执行器7100处于闭合或夹持位置。在使用中,砧座7101可以相对于钉仓7060枢转以将端部执行器7100移动至闭合位置并将组织夹持在砧座7101与钉仓7060之间。在其他情况下,砧座7101可以被固定并且钉仓7060可以相对于砧座7101枢转以将端部执行器7100移动到闭合位置,并且在又一些其他情况下,砧座7101和钉仓7060均可以被构造成能够使端部执行器7100枢转朝向闭合位置。

[0505] 砧座7101包括阶梯状组织压缩表面7107,其在相邻纵向部分之间具有纵向台阶。更具体地,砧座7101在砧座7101的每个横向侧上包括多个纵向部分7110,包括第一部分或外部分7110a和第二部分或内部分7110b。台阶7112定位在外部分7110a和内部分7110b之间。台阶7112平行于在表面7107中限定的钉成形凹坑布置7102的排延伸,并且沿着位于钉成形凹坑布置7102的相邻排之间的轴线延伸。

[0506] 台阶7112包括高度 H_{step} ,其对应于组织压缩表面7107的第一纵向部分7110a和第二纵向部分7110b之间的高度差异。因为钉仓7060包括非阶梯状平台7062,所以高度 H_{step} 对应于当端部执行器7100处于闭合位置时的钉仓7060与砧座7101之间的组织间隙的变化。在第一部分7110a和钉仓7060之间限定第一组织间隙 TG_1 ,并且在第二部分7110b和钉仓7060之间限定第二组织间隙 TG_2 。组织间隙 TG_1 大于组织间隙 TG_2 。可能期望在狭槽7065附近和/或

沿着砧座7101的内部分7110b提供比沿着端部执行器7100的横向侧更大的组织压缩。在其他情况下,砧座7101可以包括在其间具有台阶的附加纵向部分,并且在此类情况下,当端部执行器7100处于闭合位置时,可以限定附加的不同组织间隙。

[0507] 图71中的钉7080被描绘为处于成形构型,其中从狭槽7065的两侧上的钉腔7066的排7068a、7068b、7068c击发的钉7080已经形成为相同的高度H。在钉击发行程期间,击发构件被构造成能够使驱动器7070朝着砧座7101提升,这将支撑在驱动器7070上的钉7080驱动成与砧座7101形成接合。更具体地,每个钉7080被驱动成与限定在砧座7101的组织压缩表面7107中的钉成形凹坑布置7102中的一个形成接触。钉成形凹坑布置7102在砧座7101的两侧上被布置成多个纵向延伸排7103,包括第一排或外排7103a、第二排或中间排7103b、和第三排或内排7103c。第一纵向部分7110a包括第一排7103a,并且第二纵向部分7110b包括第二排7103b和第三排7103c。钉腔7066的每排7068与钉成形凹坑布置7102的排7103对准。如相对于本文中公开的各种钉成形凹坑布置所描述的,每个钉成形凹坑布置7102包括一对成形凹坑或杯(例如,近侧杯和远侧杯),并且每个杯被定位成当钉7080被驱动成与砧座7101形成接触时接收钉腿部。

[0508] 钉成形凹坑布置7102相对于组织压缩表面7107限定杯深度CD。在各种情况下,钉成形凹坑布置7102与钉成形凹坑布置6600(图55至图60)相同或类似。在此类情况下,杯侧壁可能以恒定角度与组织压缩表面7107相交,即对于侧壁的切线可以保持在恒定入口角,沿杯的长度或至少沿着杯的大部分长度。沿着杯长度的陡峭恒定角度侧壁被构造成能够有助于钉7080的平面形成,包括与钉成形布置7102的中心轴线未对准的钉。

[0509] 对于图71中的每个成形钉7080,组织间隙和杯深度的总和等于过度驱动距离和钉高度的总和。例如:

$$[0510] \quad TG_1 + CD = D_1 + H;$$

[0511] 和

$$[0512] \quad TG_2 + CD = D_2 + H。$$

[0513] 换句话说,对于每个成形钉,钉高度H等于组织间隙TG加上杯深度CD减去过度驱动距离D。

$$[0514] \quad H = TG_1 + CD - D_1;$$

[0515] 和

$$[0516] \quad H = TG_2 + CD - D_2。$$

[0517] 在钉高度H和杯深度CD在端部执行器7100上横向恒定的情况下,如图71中描绘的,组织压缩表面7107的高度可以变化,即限定阶梯状轮廓,其对应于不同的过度驱动距离。例如,组织间隙 TG_1 和组织间隙 TG_2 之间的差异可以被构造成能够适应过度驱动距离 D_1 和 D_2 中的差异:

$$[0518] \quad TG_1 - TG_2 = D_1 - D_2。$$

[0519] 换句话说,纵向部分7110a、7110b之间的台阶7112的高度 H_{step} 可以等于过度驱动距离 D_1 和 D_2 中的差异:

$$[0520] \quad H_{step} = D_1 - D_2。$$

[0521] 例如,如果过度驱动距离 D_1 和 D_2 之间的差异是0.38毫米,则台阶7112的高度 H_{step} 也可以是例如0.38毫米。在某些情况下,过度驱动距离和组织间隙中的差异可以在0.2毫米和

1毫米之间。过度驱动距离 D_1 和 D_2 与纵向部分7110a、7110b的高度之间的对应差异可以被构造造成能够跨端执行器7100横向地将钉7080形成为相同的成形高度H。

[0522] 高于某些阈值负载时,砧座7101可易于沿着台阶7112弯曲,使得沿砧座7101的横向侧的组织间隙大于图71中所描绘的组织间隙 TG_1 。因此,砧座7001(图70)可以比砧座7101更硬,因为砧座7001包括平坦的或非阶梯状的组织压缩表面7007。砧座7001可以是更坚硬的,并且因此在夹持和/或击发期间经受高压压缩负载时较不易弯曲和/或偏转。

[0523] 在各种情况下,可能期望利用具有平坦的或非阶梯状的组织压缩表面的砧座(诸如砧座7001)以最小化砧座沿其横向侧的偏转。在某些情况下,也可能期望可变的组织间隙来控制组织流动和/或由端部执行器压缩并最终捕获的组织量。例如,较小外部组织间隙和较大内部组织间隙可以允许端部执行器捕获邻近切割线的较大组织,这可改善止血。较小外部组织间隙可以改善对组织流动的控制,并且确保端部执行器的横向侧有效地抓住并接合目标组织。此外,较大内部组织间隙可允许端部执行器捕获较大(例如,较厚)组织块。

[0524] 在图72中描绘了示例性可变组织间隙端部执行器7200。端部执行器7200包括具有平面的或非阶梯状的组织压缩表面7007的砧座7001(也参见图70)和具有阶梯状平台7262的钉仓7260。尽管组织间隙在端部执行器7200上横向变化,但端部执行器7200可以被构造造成能够将钉7280形成为恒定的成形高度。例如,如本文进一步所述,不同钉过度驱动距离可以对应于不同组织间隙和/或具有不同杯深度的不同钉成形布置。

[0525] 仍然参见图72,端部执行器7200处于闭合或夹持位置。在使用中,砧座7001可以相对于钉仓7260枢转以将端部执行器7200移动至闭合位置并将组织夹持在砧座7001与钉仓7260之间。在其他情况下,砧座7001可以被固定并且钉仓7260可以相对于砧座7001枢转以将端部执行器7200移动到闭合位置,并且在又一些其他情况下,砧座7001和钉仓7260均可以被构造造成能够枢转以将端部执行器7200移向闭合位置。

[0526] 钉仓7260包括钉仓主体7264,该钉仓主体具有纵向狭槽7265和限定在其中的多个钉腔7266。钉7280可移动地被定位在钉腔7266中。狭槽7265可以沿着钉仓7260的中心纵向轴线延伸。每个钉腔7266包括平台7262中的开口。钉腔7266在狭槽7265每一侧上被布置成多个纵向延伸排7268,包括第一排或外排7268a、第二排或中间排7268b、和第三排或内排7268c。在其他情况下,钉仓7260可以具有少于或多于六排的钉腔7266。例如,钉仓可在纵向狭槽的每侧上具有两个钉腔排。

[0527] 每个钉7280由钉驱动器7270支撑。在各种情况下,钉驱动器7270可以支撑和击发多于一个的钉7280。例如,驱动器可以被构造造成能够从钉仓中的相邻排的钉腔击发钉。平台7262包括从平台7262朝向砧座7001的组织压缩表面7007突出的腔延伸器7261。腔延伸器7261被定位在钉腔7266的至少一部分周围,并且当钉从钉腔7266中弹出时可以引导钉。例如,腔延伸器7261还可以被构造造成能够在击发期间接合或抓握组织和/或支撑钉7280和/或驱动器7270。在其他情况下,例如,平台7262可以没有腔延伸器并且可以包括光滑的组织接触表面。

[0528] 图72中的钉7280被描绘为处于成形构型,其中在狭槽7265的两侧上跨排7268a、7268b、7268c从腔7266击发的钉7280已经被成形为相同的高度H。在某些情况下,可能有利的是形成跨多排的钉以紧紧地系住组织并减小从组织的出血。

[0529] 驱动器7270可移动地定位在腔7266中。在击发行程期间,击发构件被构造造成能够

使驱动器7270朝着砧座7001提升,这将支撑在驱动器7070上的钉7280驱动成与砧座7001形成接合。每个钉7280被驱动成与钉成形凹坑布置7002、7004形成接触。钉腔7266的每排7268与钉成形凹坑布置7002、7004的排7003对准。第一钉成形凹坑布置7002与狭槽7265的每侧上的钉腔7266的最外排7268a对准,并且第二钉成形凹坑布置7004与狭槽7265的每侧上的钉腔7266的最内排7268b、7268c对准。

[0530] 钉仓7260包括阶梯状平台7262,其在相邻纵向部分之间具有纵向台阶。更具体地,钉仓7260在狭槽7260的每侧上包括多个纵向部分7263,包括第一部分或外部分7263a和第二部分或内部分7263b。台阶7267定位在外部分7263a和内部分7263b之间。台阶7267平行于限定在平台7262中的钉腔7266的排7268延伸,并且沿着定位在钉腔7266的相邻排7268的中间的轴线延伸。

[0531] 台阶7267包括高度 H_{step} ,其对应于平台7262的第一纵向部分7263a和第二纵向部分7263b之间的高度差异。此外,因为砧座7001包括非阶梯状组织压缩表面7007,所以高度 H_{step} 对应于当端部执行器7200处于闭合位置时的钉仓7260和砧座7001之间的组织间隙的变化。在第一部分7263a和砧座7001之间限定第一组织间隙 TG_1 ,并且在第二部分7263b和砧座7001之间限定第二组织间隙 TG_2 。组织间隙 TG_2 大于组织间隙 TG_1 。如在本文中进一步描述的,在某些情况下期望在端部执行器7200的横向侧附近提供比沿着端部执行器7200的中心内部更大的组织压缩。在其他情况下,钉仓7260可以包括在其间具有台阶的附加纵向部分,并且在此类情况下,当端部执行器7200处于闭合位置时,可以限定附加的不同组织间隙。

[0532] 在图72所描绘的击发位置中,钉7280已经相对于钉仓主体7264被过度驱动。更具体地,每个驱动器7270的钉支撑表面已经被驱动经过钉仓主体7264,使得在击发期间将钉7280从仓主体7264完全移除。每个钉7280的支架或最底表面位于平台7262上方。某些钉7280的支架也位于从平台7262突出的腔延伸件7261的上方,并且其他钉7280的支架位于腔延伸件7261的下方和/或与其齐平。驱动器7270的过度驱动特征结构可以被构造成能够使击发的钉7280从钉仓7260完全脱离,并且促进从端部执行器7200释放钉组织。

[0533] 在各种情况下,不同的钉可能会以不同量被过度驱动。例如,从钉腔7266的外排7268a击发的钉7280被过度驱动了第一距离 D_1 ,从钉腔7266的中间排7268b击发的钉7280相对于仓体7264被过度驱动了第二距离 D_2 ,并且从钉腔7266的内排7268c击发的钉7280相对于仓体7264被驱动了第三距离 D_3 。图72中的距离 D_1 、 D_2 和 D_3 是钉7280的支架与平台表面7262的相邻部分之间的距离。

[0534] 为了实现图72中的不同过度驱动距离 D_1 、 D_2 和 D_3 ,驱动器7270的行程长度可以是不同的。例如,击发元件可以被构造成能够将支撑外排7268a中的钉7280的驱动器7270提升第一距离,将支撑中间排7268b中的钉7280的驱动器7070提升第二距离,并且将支撑内排7268c中的钉7280的驱动器7270提升第三距离。在某些情况下,可以选择击发元件的几何形状以控制驱动器7270的不同行程长度。附加地或另选地,可以选择驱动器7270的几何形状(诸如驱动器的高度)以控制不同的过度驱动距离。图72中的不同过度驱动距离 D_1 、 D_2 和 D_3 也可以由阶梯状平台7262的不同高度控制。

[0535] 如本文相对于端部执行器7000(图70)所述,当组织间隙在钉排之间恒定时,不同杯深度可以被构造成能够适应过度驱动距离中的变化,使得钉成形为相同的成形高度。例如,再次参见图72,组织间隙 TG_1 在钉腔6266的第一排6268a和第二排6268b之间恒定,并且

在此类情况下,不同杯深度 CD_1 和 CD_2 被构造成能够适应过度驱动距离 D_1 和 D_2 中的变化。此外,如相对于端部执行器7100(图71)所述,当组织间隙在钉排之间变化时,组织间隙差可以对应于过度驱动距离中的变化,使得钉成形为相同的成形高度。例如,再次参见图72,台阶7267的高度 H_{step} 对应于过度驱动距离 D_2 和 D_3 之间的差异。

[0536] 在各种情况下,钉仓7260还可以与具有阶梯状组织压缩表面的砧座(诸如砧座7101(图71))兼容。在此类情况下,不同过度驱动距离 D_1 、 D_2 和 D_3 可以对应于砧座的阶梯状组织压缩表面7107与钉仓的阶梯状平台7262之间的不同组织间隙。在图73中示出了包括钉仓7260和砧座7101的端部执行器7300。如本文中进一步描述的,端部执行器7300被构造成能够将钉跨多排成形为恒定的成形高度。

[0537] 由于图73中的两个阶梯状表面7107和7262,因此端部执行器7300在砧座7101和钉仓7260之间限定多个组织间隙。在平台7262的第一部分7263a和组织压缩表面7107的第一部分7110a之间限定第一组织间隙 TG_1 ,在平台7262的第一部分7263a和组织压缩表面7107的第二部分7110b之间限定第二组织间隙 TG_2 ,并且在平台7262的第二部分7263b和组织压缩表面7107的第二部分7110b之间限定第三组织间隙 TG_3 。钉腔7266的外排7268a和钉成形凹坑7102的外排7103a与第一组织间隙 TG_1 对准,钉腔7266的中间排7268b和钉成形凹坑7102的中间排7103b与第二组织间隙 TG_2 对准,并且钉腔7266的内排7268c和钉成形凹坑7102的内排7103c与第三组织间隙 TG_3 对准。如相对于端部执行器7100(图71)所述,当组织间隙在钉排之间变化时,组织间隙差可以对应于过度驱动距离中的变化,使得钉成形为相同的成形高度。例如,再次参见图73,砧座台阶7112的高度 H_{step} 对应于过度驱动距离 D_1 和 D_2 之间的差异,并且仓台阶7267的高度 H_{step} 对应于过度驱动距离 D_2 和 D_3 之间的差异。

[0538] 如本文所述,外科工具组件可包括轴部分和可关节运动的端部执行器部分。例如,可将关节运动组件定位在轴部分和端部执行器部分之间,并且关节运动组件可以使得端部执行器部分在关节运动接头处相对于轴部分关节运动。各种关节运动组件可以在于2016年2月9日提交的名称为“SURGICAL INSTRUMENTS WITH CLOSURE STROKE REDUCTION ARRANGEMENTS”的美国专利申请序列号15/019,245中进一步描述,该美国专利的全部公开内容据此以引用方式并入本文。

[0539] 在图74至图77中示出了具有关节运动接头8200的示例性外科工具组件8000。外科工具组件8000包括轴8010和端部执行器8100。轴8010包括闭合管组件8040。闭合管组件8040在许多方面类似于闭合管组件140(例如,参见图2),这在本文中进一步描述。轴8010还包括被构造成能够使端部执行器8100相对于轴8010进行关节运动的关节运动驱动系统8201。关节运动接头8200位于轴8010和端部执行器8100的中间,使得关节运动驱动系统8201产生的关节运动使端部执行器8100相对于轴8010绕关节运动轴线B-B(图75至图77)进行关节运动。

[0540] 关节运动驱动系统8201包括具有远侧端部8204的关节运动杆8202。关节运动驱动系统8201还包括关节运动连杆8206,该关节运动连杆包括联接到关节运动杆8202的远侧端部8204的近侧端部8208。关节运动杆8202纵向延伸通过轴部分8010。在至少一种情况下,关节运动杆8202可以与延伸通过关节运动轴线B-B的轴部分8010的中心纵向轴线L(图75至图77)共线,但在其他实施方案中关节运动杆8202可相对于纵向轴线L偏移。关节运动杆8202的远侧端部8204包括相对于中心纵向轴线L横向地延伸的延伸部8205。例如,延伸部8205远

离中心纵向轴线L延伸。如本文中进一步描述的,延伸部8205相对于轴线L的横向偏移被构造能够获得关节运动连杆8206的期望角度定向。关节运动杆8202被构造能够沿着中心纵向轴线L轴向移动以影响端部执行器8100的关节运动。更具体地,关节运动杆8202在远侧方向(DD)上的位移被构造能够使端部执行器8100顺时针进行关节运动,并且关节运动杆8202在近侧方向(PD)上的位移被构造能够例如使端部执行器8100逆时针进行关节运动。

[0541] 端部执行器8100可在第一完全关节运动构型和第二完全关节运动构型之间进行关节运动。例如,第一完全关节运动构型例如可以对应于顺时针旋转的整个范围,并且第二完全关节运动构型可以对应于逆时针旋转的整个范围。端部执行器8100的非关节运动或线性构型可以定位在第一完全关节运动构型和第二完全关节运动位置的中间。在各种情况下,非关节运动构型可以在第一和第二完全关节运动构型之间等距。在其他情况下,基于端部执行器8100和轴8010的几何形状,可以在一个旋转方向上允许更大程度的关节运动。端部执行器8100可以通过例如包括至少120度的运动范围内进行关节运动。在其他情况下,端部执行器8100可以被构造能够通过小于120度的角度进行关节运动。例如,端部执行器8100可以被构造能够关节运动约90度。

[0542] 关节运动连杆8206是交连杆,该交连杆在某些方面类似于例如交连杆1237(图10)。关节运动连杆8206相对于中心纵向轴线L成角度地定向。更具体地,关节运动连杆8206横穿中心纵向轴线L,使得关节运动连杆8206的近侧端部8208位于中心纵向轴线L的第一侧上,并且关节运动连杆8206的远侧端部8210位于中心纵向轴线L的第二相对侧。在各种情况下,关节运动连杆8206的角度定向可以被构造能够改善关节运动驱动系统8201的机械优势。当关节运动杆8202相对于中心纵向轴线L轴向移动时,关节运动连杆8206也相对于中心纵向轴线L移位。例如,参见图75至图77,随着关节运动接头8200从非关节运动构型(图75)移动到第一关节运动构型(图76)和第二关节运动构型(图77),关节运动杆8202和关节运动连杆8206向远侧移位。如本文中进一步描述的,第一关节运动构型对应于部分关节运动构型,并且第二关节运动构型对应于外科工具组件8000的完全关节运动构型。

[0543] 在某些情况下,关节运动驱动系统8201可以不包括关节运动连杆8206。例如,关节运动杆8202可以可枢转地联接到端部执行器8100。在某些情况下,关节运动杆8202的远侧端部部分可限定轮廓和/或偏移,使得关节运动杆8202的远侧端部相对于近侧端部和/或相对于中心纵向轴线L横向偏移。

[0544] 仍参见图74至图77,关节运动连杆8206的远侧端部8210在枢转接头8211处可枢转地联接到外科工具组件8000的端部执行器部分8100。例如,远侧端部8210通过枢转接头8211在枢转轴线A-A(图75至图77)处联接到端部执行器的细长通道或保持器部分8102的近侧部分或延伸部8103。由于关节运动连杆8206的定向,枢转轴线A-A相对于中心纵向轴线L和关节运动轴线B-B横向偏移。关节运动连杆8206的远侧端部8210联接到近侧延伸部8103,使得枢转轴线A-A延伸通过近侧延伸部8103。

[0545] 随着关节运动杆8202和关节运动连杆8206移动,例如在远侧方向(DD)上被推动,细长通道8102在枢转轴线A-A处沿顺时针方向枢转。在各种情况下,端部执行器8100可遇到对其关节运动的阻力,并且当关节运动驱动系统8201试图克服阻力时,关节运动连杆8206可受到压缩负载。在某些情况下,当暴露于高于阈值负载的负载时,关节运动杆8202和/或关节运动连杆8206可能易于从期望的关节运动位置弯曲、屈曲和/或支撑。换句话说,在增

加的压缩负载下,关节运动连杆8206可易于横向弯曲。为了在高压压缩载荷下抵制或抵抗压缩的关节运动杆8202和/或关节运动连杆8206的弯曲和/或关节脱位,关节运动系统8201可包括增强或抗支撑特征结构。

[0546] 在图74至图77中示出了增强特征结构8220。增强特征结构8220包括在端部执行器8100上的支撑架8106,其在某些情况下可操作地被构造成能够接合关节运动连杆8206中的凹部或凹口8226。在大部分的关节运动期间,支撑架8106从凹部8226脱离(参见图74至图76);然而,在图77的完全关节运动构型中,支撑架8106被接收在凹部或凹坑8226内,并且支撑架8106的部分与凹部8226的侧壁邻接接触。支撑架8106包括从细长通道8102的近侧端部突出的柱,并且凹部8226限定与支撑架8106对准的凹坑,使得当端部执行器8100关节运动至其完全关节运动构型时,支撑架8226移动到该凹坑中(图77)。在此类情况下,支撑架8106提供了止动表面,该止动表面防止端部执行器8100进一步顺时针关节运动超出完全关节运动构型。

[0547] 此外,在图77的完全关节运动构型中,支撑架8106被构造成能够对关节运动连杆8206施加反弯曲力和反支撑力。更具体地,当向端部执行器8100施加力(诸如与关节运动驱动系统8201的关节运动相反的外部施加力)时,凹部8226和支撑架8106之间的更多接合被构造成能够抵抗关节运动连接件8206的关节脱位和/或弯曲。例如,响应于施加到完全关节运动的端部执行器8100的关节脱位力,凹部8226可以向支撑架8016施加阻力、抗支撑力。

[0548] 在各种情况下,增强特征结构8220可包括至少一对相对的平坦表面或“平面”以在支撑架8106和凹部8226之间传递力。例如,凹部8226可限定具有至少一个平或平坦表面的内表面,并且支撑架8106可限定具有至少一个平或平坦表面的外表面。该一个或多个平坦表面可以互补,使得当端部执行器8100处于完全关节运动构型时,它们被定位成邻接接触。例如,凹部8226可以像扳手装配在螺栓头部上一样装配在支撑架8106的部分周围。邻接平坦表面被构造成能够提供用于增强特征结构8220的力传递表面,以及凹部8226内的支撑架8106的反向旋转。支撑架8106和凹部8226具有不对称轮廓。然而,在其他情况下,支撑架8106和凹部8226可具有对称的外部轮廓。

[0549] 主要参见图77A,描绘了图77的增强特征结构8220的细节图。凹部8226包括具有多个平坦表面8230a、8230b、8230c的内表面8228。此外,支撑架8106包括具有多个互补平坦表面8110a、8110b、8210b的外表面8108。凹部8226的一个或多个平坦表面8230a、8230b可以抵接支撑架8226的一个或多个对应平坦表面8210a、8210b以将支撑架8106保持在凹部8226中。此外,当支撑架8106被接收在凹部8226内时,平坦表面可以被定向为抵抗关节脱位和/或在关节运动连杆8206上施加反弯曲力。在各种情况下,凹部8226的内表面8228和支撑架8106的外表面8108也可包括邻近平坦表面和/或在平坦表面中间的成型和/或圆化表面。

[0550] 在各种情况下,关节运动系统8201可包括多个增强特征结构8220。例如,关节运动系统8201可包括朝向关节运动连接件8206的近侧端部8208的类似于凹部8226的凹部。例如,当端部执行器8100在逆时针方向上完全关节运动时,这种凹部可被构造成能够接合端部执行器8100上的接地特征结构和/或提供正止动表面。

[0551] 实施例

[0552] 实施例1——一种包括钉仓的端部执行器,该钉仓包括具有腿部的钉。该端部执行器还包括具有组织压缩表面的砧座,其中多个凹坑限定在组织压缩表面中。所述多个凹坑包

括具有被构造成能够形成腿部的杯的凹坑。杯包括边界表面。边界表面包括周边、沿杯的长度限定杯的深度的深度轮廓、从周边朝向深度轮廓延伸的第一弯曲侧壁,以及从周边朝向深度轮廓延伸的第二弯曲侧壁。第一弯曲侧壁和第二弯曲侧壁沿杯的大部分长度以恒定角度与周边相交。

[0553] 实施例2—根据实施例1所述的端部执行器,其中,边界表面没有平坦表面。

[0554] 实施例3—根据实施例1或2所述的端部执行器,其中,恒定角度介于55度和80度之间。

[0555] 实施例4—根据实施例1、2或3所述的端部执行器,其中,边界表面还包括在第一弯曲侧壁和第二弯曲侧壁中间的底表面。第一弯曲侧壁包括在第一横截面位置处的第一曲率半径。底表面包括在第一横截面位置处的第二曲率半径。第二曲率半径与第一曲率半径不同。

[0556] 实施例5—根据实施例4所述的端部执行器,其中,所述底表面沿其长度包括可变曲率半径。

[0557] 实施例6—一种包括钉仓的端部执行器,该钉仓包括具有腿部的钉。端部执行器还包括具有平坦表面的砧座,其中多个凹坑限定在平坦表面中。所述多个凹坑包括具有被构造成能够形成腿部的杯的凹坑。杯包括边界表面。边界表面包括周边、沿杯的长度限定杯的深度的深度轮廓,以及穿过周边和深度轮廓的多个曲率。每个曲率包括与周边相交并且具有第一曲率半径的第一弧,其中在周边处的对于每个第一弧的切线以一定角度取向。

[0558] 实施例7—根据实施例6所述的端部执行器,其中,每个曲率包括具有第二曲率半径的第二弧。第二曲率半径与第一曲率半径不同。

[0559] 实施例8—根据实施例6或7所述的端部执行器,其中,角度介于55度和80度之间。

[0560] 实施例9—根据实施例6、7或8所述的端部执行器,其中,边界表面包括从周边朝向深度轮廓延伸的第一侧壁、从周边朝向深度轮廓延伸的第二侧壁,以及在第一侧壁和第二侧壁中间延伸的弯曲表面。该弯曲表面没有平坦表面。

[0561] 实施例10—根据实施例6、7、8或9所述的端部执行器,其中,杯的深度沿其长度变化。

[0562] 实施例11—一种包括钉仓的端部执行器,该钉仓包括具有腿部的钉。端部执行器还包括具有平坦表面的砧座,其中多个凹坑限定在平坦表面中。所述多个凹坑包括具有被构造成能够形成钉的腿部的杯的凹坑。杯包括边界表面。边界表面包括周边、沿杯的长度限定杯的深度的深度轮廓,以及与周边和深度轮廓相交的多个纵向偏移轮廓曲率。该轮廓曲率以第一角度与周边相交。

[0563] 实施例12—根据实施例11所述的端部执行器,其中,端部执行器能够在打开位置和夹持位置之间移动。当端部执行器处于夹持位置时,腿部与杯对准。

[0564] 实施例13—根据实施例11或12所述的端部执行器,其中,所述多个轮廓曲率包括第一曲率和第二曲率。杯的周边围绕钉入口区、钉出口区,以及在钉入口区和钉出口区中间的过渡区延伸。第一曲率和第二曲率在过渡区中与周边相交。

[0565] 实施例14—根据实施例13所述的端部执行器,其中,所述多个轮廓曲率还包括在钉入口区中以第二角度与周边相交的第三曲率。第二角度与第一角度不同。

[0566] 实施例15—根据实施例13所述的端部执行器,其中,所述多个轮廓曲率还包括在

钉出口区中以第二角度与周边相交的第三曲率。第二角度与第一角度不同。

[0567] 实施例16—根据实施例13所述的端部执行器,其中,边界表面还包括从杯的第一横向侧延伸的第一侧壁、从杯的第二横向侧延伸的第二侧壁和底表面。第一侧壁和第二侧壁在底表面处相接。第一侧壁沿过渡区的长度以第一角度与平坦表面相接。

[0568] 实施例17—根据实施例16所述的端部执行器,其中,第二侧壁沿过渡区的长度以第一角度与平坦表面相接。

[0569] 实施例18—根据实施例11、12、13、14、15、16或17所述的端部执行器,其中,第一角度介于55度和80度之间。

[0570] 实施例19—根据实施例11、12、13、14、15、16、17或18所述的端部执行器,其中,轮廓曲率没有线性部分。

[0571] 实施例20—根据实施例11、12、13、14、15、16、17、18或19所述的端部执行器,其中,每个轮廓曲率包括抛物线曲率。

[0572] 实施例21—一种包括钉仓的端部执行器,该钉仓包括具有第一腿部的钉。该端部执行器还包括具有组织压缩表面的砧座,其中多个凹坑限定在组织压缩表面中。所述多个凹坑包括具有被构造成能够形成第一腿部的第一杯的凹坑。第一杯包括第一横向侧、第二横向侧,以及在第一横向侧和第二横向侧中间的底部。该底部限定相对于组织压缩表面的深度,其中该深度沿底部的长度纵向变化。第一杯还包括从第一横向侧延伸到底部的第一侧壁和从第二横向侧延伸到底部的第二侧壁,其中第一侧壁限定第一完全弯曲表面。第二侧壁限定第二完全弯曲表面。

[0573] 实施例22—根据实施例21所述的端部执行器,其中,第一杯没有平坦表面。

[0574] 实施例23—根据实施例21或22所述的端部执行器,其中,凹坑还包括在组织压缩表面和第一横向侧中间的第一斜切边缘,以及在组织压缩表面和第二横向侧中间的第二斜切边缘。

[0575] 实施例24—根据实施例21、22或23所述的端部执行器,其中,凹坑还包括第二杯。钉还包括被构造成能够形成钉的第二腿部的第二腿部。凹坑相对于延伸穿过第一杯和第二杯的纵向轴线双侧对称,其中凹坑相对于垂直于纵向轴线取向并与第一杯和第二杯等距隔开的横向轴线双侧对称。

[0576] 实施例25—根据实施例21、22、23或24所述的端部执行器,其中,第一杯还包括从第一横向侧延伸到第二横向侧的多个边界曲线。每个边界曲线包括沿底部定位的弯曲。边界曲线沿第一横向侧和第二横向侧以恒定角度与组织压缩表面相交。

[0577] 实施例26—根据实施例25所述的端部执行器,其中,边界曲线限定抛物线曲线。

[0578] 实施例27—一种包括钉仓的端部执行器,该钉仓包括具有第一腿部的钉。端部执行器还包括具有组织压缩表面的砧座,其中多个凹坑限定在组织压缩表面中。所述多个凹坑包括具有被构造成能够形成第一腿部的第一杯的凹坑。第一杯包括第一横向侧、第二横向侧,以及在第一横向侧和第二横向侧中间的底部。该底部限定相对于组织压缩表面的深度,其中该深度沿底部的长度纵向变化。第一杯还包括在第一横向侧和第二横向侧中间延伸的多个抛物线边界曲线。

[0579] 实施例28—根据实施例27所述的端部执行器,其中,第一杯还包括入口区、出口区、在入口区和出口区中间的过渡区,以及从第一横向侧朝向底部延伸的侧壁。在第一横向

侧处的对于侧壁的切线在入口区、出口区和过渡区中以恒定角度取向。

[0580] 实施例29—根据实施例27或28所述的端部执行器,其中,第一杯限定完全弯曲边界表面。

[0581] 实施例30—根据实施例27、28或29所述的端部执行器,其中,第一杯包括从第一横向侧朝向底部延伸的第一侧壁和从第二横向侧朝向底部延伸的第二侧壁,其中每个抛物线边界曲线包括沿底部定位的顶点。

[0582] 实施例31—根据实施例30所述的端部执行器,其中,第一侧壁限定第一完全弯曲边界表面。第二侧壁限定第二完全弯曲边界表面。

[0583] 实施例32—根据实施例27、28、29、30或31所述的端部执行器,其中,凹坑还包括在组织压缩表面和第一横向侧中间的第一斜切边缘,以及在组织压缩表面和第二横向侧中间的第二斜切边缘。

[0584] 实施例33—根据实施例27、28、29、30、31或32所述的端部执行器,其中,钉还包括第二腿部。凹坑还包括被构造成能够形成第二腿部的第二杯。凹坑相对于延伸穿过第一杯和第二杯的纵向轴线双侧对称,其中凹坑相对于垂直于纵向轴线取向并与第一杯和第二杯等距隔开的横向轴线双侧对称。

[0585] 实施例34—一种包括钉仓的端部执行器,该钉仓包括具有第一腿部的钉。端部执行器还包括具有平坦表面的砧座,其中多个凹坑限定在平坦表面中。所述多个凹坑包括具有被构造成能够形成第一腿部的第一杯的凹坑。第一杯限定包括底部的完全弯曲边界表面,其中底部限定相对于平坦表面的深度。该深度沿底部的长度纵向变化。

[0586] 实施例35—根据实施例34所述的端部执行器,其中,钉还包括第二腿部。凹坑还包括被构造成能够形成第二腿部的第二杯。凹坑相对于延伸穿过第一杯和第二杯的纵向轴线双侧对称,并且其中凹坑相对于垂直于纵向轴线取向并与第一杯和第二杯等距隔开的横向轴线双侧对称。

[0587] 实施例36—根据实施例34或35所述的端部执行器,其中,第一钉还包括第二腿部。凹坑还包括被构造成能够形成第二腿部的第二杯。第二杯限定包括第二底部的第二完全弯曲边界表面。第二底部限定相对于平坦表面的第二深度。第二深度沿第二底部的长度纵向变化。

[0588] 实施例37—根据实施例34、35或36所述的端部执行器,其中,第一杯还包括第一横向侧、第二横向侧,以及在第一横向侧和第二横向侧中间延伸的多个抛物线边界曲线。

[0589] 实施例38—根据实施例34、35、36或37所述的端部执行器,其中,第一杯还包括沿入口区、出口区,以及在入口区和出口区中间的过渡区延伸的第一横向侧。第一杯还包括从第一横向侧朝向底部延伸的侧壁,其中在第一横向侧处的对于侧壁的切线在入口区、出口区和过渡区中以恒定角度取向。

[0590] 实施例39—根据实施例38所述的端部执行器,其中,在第一横向侧处的对于侧壁的切线以介于55度和80度之间的角度取向。

[0591] 实施例40—根据实施例34、35、36、37、38或39所述的端部执行器,其中,凹坑还包括沿凹坑的第一横向侧延伸的第一斜切边缘和沿凹坑的第二横向侧延伸的第二斜切边缘。

[0592] 实施例41—一种外科端部执行器,该外科端部执行器包括能够在打开位置和闭合位置之间移动的砧座。该砧座包括平坦表面,其中多个成形凹坑限定在该平坦表面中。所述

多个成形凹坑包括具有第一深度的第一成形凹坑和具有第二深度的第二成形凹坑,其中第一深度与第二深度不同。外科端部执行器还包括具有平台的钉仓。平台包括与第一凹坑对准的第一部分、与第二凹坑对准的第二部分,以及在第一部分和第二部分中间的台阶。钉仓还包括多个驱动器。所述多个驱动器包括第一驱动器和第二驱动器,第一驱动器与第一凹坑对准并且能够在非击发位置和击发位置之间移动第一距离,第二驱动器与第二凹坑对准并且能够在非击发位置和击发位置之间移动第二距离。第二距离与第一距离不同。钉仓还包括多个钉。所述多个钉包括由第一驱动器支撑的第一钉,其中第一钉在第一驱动器和第一凹坑中间成形至第一成形高度。所述多个钉包括由第二驱动器支撑的第二钉,其中第二钉在第二驱动器和第二凹坑中间成形至第二成形高度。第一成形高度等于第二成形高度。

[0593] 实施例42—根据实施例41所述的外科端部执行器,其中,第一距离和第二距离之间的差值对应于第一深度和第二深度之间的差值。

[0594] 实施例43—根据实施例41或42所述的外科端部执行器,其中,第一钉包括第一未成形高度,其中第二钉包括第二未成形高度,并且其中第二未成形高度等于第一未成形高度。

[0595] 实施例44—根据实施例41或42所述的外科端部执行器,其中,第一钉包括第一未成形高度,其中第二钉包括第二未成形高度,并且其中第二未成形高度与第一未成形高度不同。

[0596] 实施例45—根据实施例41、42、43或44所述的外科端部执行器,其中,钉仓是可替换的。

[0597] 实施例46—根据实施例41、42、43、44或45所述的外科端部执行器,其中,第一组织间隙限定在第一部分和平坦表面之间,其中第二组织间隙限定在第二部分和平坦表面之间,并且其中第一组织间隙小于第二组织间隙。

[0598] 实施例47—根据实施例41、42、43、44、45或46所述的外科端部执行器,其中,第一部分在第二部分的横向外侧。

[0599] 实施例48—一种包括多个第一钉的钉成形设备,其中每个第一钉由第一驱动表面支撑。钉成形设备还包括多个第二钉,其中每个第二钉由第二驱动表面支撑。钉成形设备还包括组织压缩表面,其中多个成形凹坑限定在组织压缩表面中。所述多个成形凹坑包括各自具有第一深度的第一成形凹坑的纵向排,其中每个第一成形凹坑被构造成能够将第一钉中的一个钉形成为成形高度的第一范围内的第一成形高度。所述多个成形凹坑还包括各自具有第二深度的第二成形凹坑的纵向排。第二深度与第一深度不同,其中每个第二成形凹坑被构造成能够将第二钉中的一个钉形成为成形高度的第二范围内的第二成形高度。成形高度的第二范围等于成形高度的第一范围。

[0600] 实施例49—根据实施例48所述的钉成形设备,其中,第一深度是第二深度的两倍。

[0601] 实施例50—根据实施例48或49所述的钉成形设备,其中,第一成形凹坑的纵向排在第二成形凹坑的纵向排的横向外侧。

[0602] 实施例51—根据实施例48、49或50所述的钉成形设备,还包括具有平台的钉仓,其中每个第一驱动表面被构造成能够相对于平台将第一钉中的一个钉驱动第一过度驱动距离。第一过度驱动距离对应于第一深度,其中每个第二驱动表面被构造成能够相对于平台将第二钉中的一个钉驱动第二过度驱动距离。第二过度驱动距离对应于第二深度。

[0603] 实施例52—根据实施例51所述的钉成形设备,其中,平台还包括阶梯状表面。

[0604] 实施例53—根据实施例48、49、50、51或52所述的钉成形设备,其中,每个第一驱动表面能够在未击发位置和击发位置之间移动第一距离。每个第二驱动表面能够在未击发位置和击发位置之间移动第二距离。第二距离与第一距离不同。

[0605] 实施例54—根据实施例53所述的钉成形设备,其中,第一距离和第二距离之间的差值对应于第一深度和第二深度之间的差值。

[0606] 实施例55—一种外科端部执行器,该外科端部执行器包括具有组织压缩表面的砧座,其中多个成形凹坑限定在组织压缩表面中。所述多个成形凹坑包括具有第一深度的第一成形凹坑和具有第二深度的第二成形凹坑,其中第一深度与第二深度不同。外科端部执行器还包括钉仓。钉仓包括具有第一驱动器和第二驱动器的多个驱动器。钉仓还包括多个钉。所述多个钉包括具有第一未成形高度并由第一驱动器支撑的第一钉,其中第一钉由第一驱动器驱动第一距离以与第一凹坑成形接触,并形成第一成形高度。所述多个钉还包括具有第二未成形高度并由第二驱动器支撑的第二钉,其中第二钉由第二驱动器驱动第二距离以与第二凹坑成形接触,并形成第二成形高度。第二距离与第一距离不同。第二成形高度与第一成形高度基本相同。第一距离和第二距离之间的差值对应于第一深度和第二深度之间的差值。

[0607] 实施例56—根据实施例55所述的外科端部执行器,其中,组织压缩表面包括平坦表面。平坦表面包括第一部分,其中第一成形凹坑限定在第一部分中。平坦表面还包括在第一部分的横向外侧的第二部分,其中第二成形凹坑限定在第二部分中。

[0608] 实施例57—根据实施例56所述的外科端部执行器,其中,该外科端部执行器能够在打开构型和闭合构型之间移动,并且其中当外科端部执行器处于闭合构型时,恒定组织间隙限定在钉仓与平坦表面的第一部分和第二部分之间。

[0609] 实施例58—根据实施例56或57所述的外科端部执行器,其中,外科端部执行器能够在打开构型和闭合构型之间移动,其中第一组织间隙限定在钉仓和第一部分之间,其中第二组织间隙限定在钉仓和第二部分之间,并且其中第一组织间隙与第二组织间隙不同。

[0610] 实施例59—根据实施例55、56、57或58所述的外科端部执行器,还包括滑动件,该滑动件被构造成能够在钉击发行程期间将第一驱动器移位第一升程长度,并且被构造成能够将第二驱动器移位第二升程长度。第一升程长度与第二升程长度不同。

[0611] 实施例60—根据实施例55、56、57、58或59所述的外科端部执行器,其中,钉仓还包括平台。第一驱动器被构造成能够相对于平台将第一钉驱动第一过度驱动距离,其中第一过度驱动距离对应于第一深度。第二驱动器被构造成能够相对于平台将第二钉驱动第二过度驱动距离,其中第二过度驱动距离对应于第二深度。

[0612] 实施例61—根据实施例55、56、57、58、59或60所述的外科端部执行器,其中,钉包括钉直径,其中第一深度等于钉直径,并且其中第二深度等于钉直径的两倍。

[0613] 实施例62—一种包括端部执行器的外科工具组件,该端部执行器包括被构造成能够接收紧固件仓的细长通道。该细长通道包括支撑架。该外科工具组件还包括具有关节运动驱动组件的轴。该关节运动驱动组件包括可枢转地联接到细长通道的关节运动连杆。该关节运动连杆包括凹坑,该凹坑被构造成能够在端部执行器处于完全关节运动构型时接收支撑架。

[0614] 实施例63—根据实施例62所述的外科工具组件,其中,支撑架包括具有多个第一平坦表面的外表面。凹坑包括具有多个第二平坦表面的内表面。第二平坦表面与第一平坦表面互补。

[0615] 实施例64—根据实施例62或63所述的外科工具组件,其中,轴沿纵向轴线延伸。关节运动连杆在枢转轴线处可枢转地联接到细长通道,其中枢转轴线相对于纵向轴线横向偏移。

[0616] 实施例65—根据实施例62、63或64所述的外科工具组件,其中,关节运动驱动组件还包括联接到关节运动连杆的关节运动杆。关节运动杆的远侧位移被构造成能够使端部执行器朝向完全关节运动构型枢转。

[0617] 实施例66—根据实施例65所述的外科工具组件,其中,关节运动驱动组件还包括关节运动锁,该关节运动锁被构造成能够选择性地防止关节运动杆的轴向位移。

[0618] 实施例67—根据实施例62、63、64、65或66所述的外科工具组件,还包括紧固件仓。

[0619] 实施例68—一种包括轴和端部执行器的外科工具组件,该端部执行器包括近侧部分,其中该近侧部分包括支撑架。外科工具组件还包括关节运动组件,该关节运动组件被构造成能够使端部执行器相对于轴在第一关节运动构型和第二关节运动构型之间进行关节运动。关节运动组件包括具有凹部的关节运动驱动器。该凹部被构造成能够在端部执行器处于第一关节运动构型时接收支撑架。

[0620] 实施例69—根据实施例68所述的外科工具组件,其中,端部执行器包括被构造成能够接收钉仓的细长通道。该细长通道包括支撑架。

[0621] 实施例70—根据实施例69所述的外科工具组件,还包括钉仓。

[0622] 实施例71—根据实施例69或70所述的外科工具组件,其中,支撑架包括从细长通道突出的柱。

[0623] 实施例72—根据实施例71所述的外科工具组件,其中,柱包括具有多个平坦表面的外表面。

[0624] 实施例73—根据实施例72所述的外科工具组件,其中,凹部包括具有多个第二平坦表面的内表面。所述多个第二平坦表面与柱的平坦表面互补。

[0625] 实施例74—根据实施例69、70、71、72或73所述的外科工具组件,其中,关节运动驱动器包括关节运动连杆。关节运动连杆包括近侧端部和远侧端部。近侧端部联接到关节运动杆。远侧端部可枢转地联接到细长通道。

[0626] 实施例75—根据实施例74所述的外科工具组件,其中,轴沿纵向轴线延伸。关节运动连杆的远侧端部相对于纵向轴线横向偏移。

[0627] 实施例76—根据实施例68、69、70、71、72、73、74或75所述的外科工具组件,还包括第二支撑架。关节运动驱动器包括第二凹部,该第二凹部被构造成能够在端部执行器处于第二关节运动构型时接收第二支撑架。

[0628] 实施例77—根据实施例68、69、70、71、72、73、74、75或76所述的外科工具组件,其中,第二关节运动构型相对于第一关节运动构型偏移至少120度。

[0629] 实施例78—一种包括轴和端部执行器的外科工具组件。端部执行器包括被构造成能够接收紧固件仓的细长通道。外科工具组件还包括在轴和端部执行器中间的关节运动组件。该关节运动组件被构造成能够使端部执行器相对于轴进行关节运动。该关节运动组件

包括可枢转地联接到细长通道的关节运动连杆。外科工具组件还包括用于在关节运动连杆被压缩时抵抗关节运动连杆的屈曲的装置。

[0630] 实施例79—根据实施例78所述的外科工具组件,还包括紧固件仓。

[0631] 实施例80—一种包括轴和端部执行器的外科工具组件。端部执行器包括被构造成能够接收紧固件仓的细长通道。外科工具组件还包括被构造成能够使端部执行器相对于轴进行关节运动的关节运动组件。关节运动组件包括可枢转地联接到端部执行器的关节运动驱动器。外科工具组件还包括用于在端部执行器处于完全关节运动构型时支撑关节运动驱动器的装置。

[0632] 实施例81—根据实施例80所述的外科工具组件,还包括紧固件仓。

[0633] 实施例82—一种包括轴和端部执行器的外科工具组件。该端部执行器包括近侧端部和远侧端部。外科工具组件还包括关节运动接头,该关节运动接头将端部执行器的近侧端部可旋转地连接到轴。外科工具组件还包括关节运动组件,该关节运动组件被构造成能够使端部执行器相对于轴在第一关节运动构型和第二关节运动构型之间进行关节运动。关节运动组件包括能够朝近侧和朝远侧移动的纵向关节运动驱动器。关节运动组件还包括将纵向关节运动驱动器连接到端部执行器的连杆。关节运动组件还包括特征结构,该特征结构不干涉关节运动驱动器的近侧移动和远侧移动以使端部执行器进行关节运动,但该特征结构抵抗端部执行器的反向旋转以防止关节运动驱动器的反向驱动。

[0634] 本文所述的许多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。在各种实例中,例如,本文所述的外科器械系统可由手动操作的触发器促动。在某些实例中,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。此外,本文公开的任何端部执行器和/或工具组件可与机器人外科器械系统一起使用。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。

[0635] 已结合钉的部署和变形描述了本文所述的外科器械系统;然而,本文所述的实施方案不限于此。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构造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。

[0636] 下述专利的全部公开内容据此以引用方式并入本文:

[0637] - 公布于1995年4月4日的名称为“ELECTROSURGICAL HEMOSTATIC DEVICE”的美国专利5,403,312;

[0638] - 公布于2006年2月21日的名称为“SURGICAL STAPLING INSTRUMENT HAVING SEPARATE DISTINCT CLOSING AND FIRING SYSTEMS”的美国专利7,000,818;

[0639] - 公布于2008年9月9日的名称为“MOTOR-DRIVEN SURGICAL CUTTING AND FASTENING INSTRUMENT WITH TACTILE POSITION FEEDBACK”的美国专利7,422,139;

[0640] - 公布于2008年12月16日的名称为“ELECTRO-MECHANICAL SURGICAL INSTRUMENT WITH CLOSURE SYSTEM AND ANVIL ALIGNMENT COMPONENTS”的美国专利7,464,849;

[0641] - 公布于2010年3月2日的名称为“SURGICAL INSTRUMENT HAVING AN

ARTICULATING END EFFECTOR”的美国专利7,670,334;

[0642] - 公布于2010年7月13日的名称为“SURGICAL STAPLING INSTRUMENTS”的美国专利7,753,245;

[0643] - 公布于2013年3月12日的名称为“SELECTIVELY ORIENTABLE IMPLANTABLE FASTENER CARTRIDGE”的美国专利8,393,514;

[0644] - 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;

[0645] - 提交于2008年2月14日的名称为“SURGICAL CUTTING AND FASTENING INSTRUMENT HAVING RF ELECTRODES”的美国专利申请序列号12/031,573;

[0646] - 提交于2008年2月15日的名称为“END EFFECTORS FOR A SURGICAL CUTTING AND STAPLING INSTRUMENT”的美国专利申请序列号12/031,873 (现为美国专利7,980,443);

[0647] - 名称为“MOTOR-DRIVEN SURGICAL CUTTING INSTRUMENT”的美国专利申请序列号12/235,782,现为美国专利8,210,411;

[0648] - 名称为“POWERED SURGICAL CUTTING AND STAPLING APPARATUS WITH MANUALLY RETRACTABLE FIRING SYSTEM”的美国专利申请序列号12/249,117,现为美国专利8,608,045;

[0649] - 提交于2009年12月24日的名称为“MOTOR-DRIVEN SURGICAL CUTTING INSTRUMENT WITH ELECTRIC ACTUATOR DIRECTIONAL CONTROL ASSEMBLY”的美国专利申请序列号12/647,100;现为美国专利8,220,688;

[0650] - 提交于2012年9月29日的名称为“STAPLE CARTRIDGE”的美国专利申请序列号12/893,461,现为美国专利8,733,613;

[0651] - 提交于2011年2月28日的名称为“SURGICAL STAPLING INSTRUMENT”的美国专利申请序列号13/036,647,现为美国专利8,561,870;

[0652] - 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;

[0653] - 提交于2012年6月15日的名称为“ARTICULATABLE SURGICAL INSTRUMENT COMPRISING A FIRING DRIVE”的美国专利申请序列号13/524,049;现为美国专利9,101,358;

[0654] - 提交于2013年3月13日的名称为“STAPLE CARTRIDGE TISSUE THICKNESS SENSOR SYSTEM”的美国专利申请序列号13/800,025,现为美国专利9,345,481;

[0655] - 提交于2013年3月13日的名称为“STAPLE CARTRIDGE TISSUE THICKNESS SENSOR SYSTEM”的美国专利申请序列号13/800,067,现为美国专利申请公布2014/0263552;

[0656] - 提交于2006年1月31日的名称为“SURGICAL CUTTING AND FASTENING INSTRUMENT WITH CLOSURE TRIGGER LOCKING MECHANISM”的美国专利申请公布2007/0175955;和

[0657] - 提交于2010年4月22日的名称为“SURGICAL STAPLING INSTRUMENT WITH AN ARTICULATABLE END EFFECTOR”的美国专利申请公布2010/0264194,现为美国专利8,308,040。

[0658] 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,也可使用其它材料。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。

[0659] 本文所公开的装置可被设计成在单次使用后废弃,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。修复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,修复设施和/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复装置均在本申请的范围内。

[0660] 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。在一种灭菌技术中,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。

[0661] 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。

[0662] 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、陈述或其它公开材料相冲突的任何材料或其部分,将仅在所并入的材料与现有的公开材料之间不产生冲突的程度下并入。

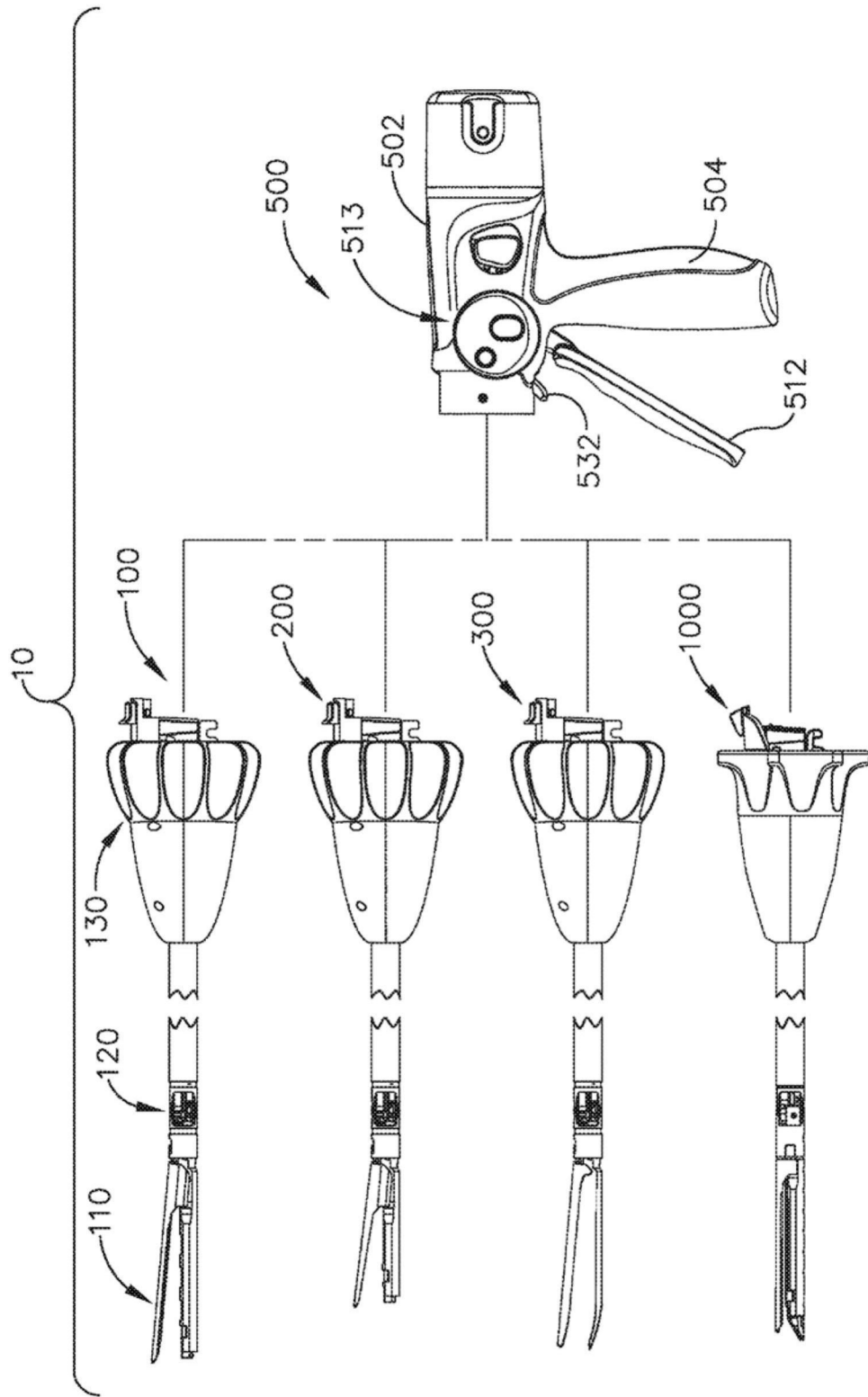


图1

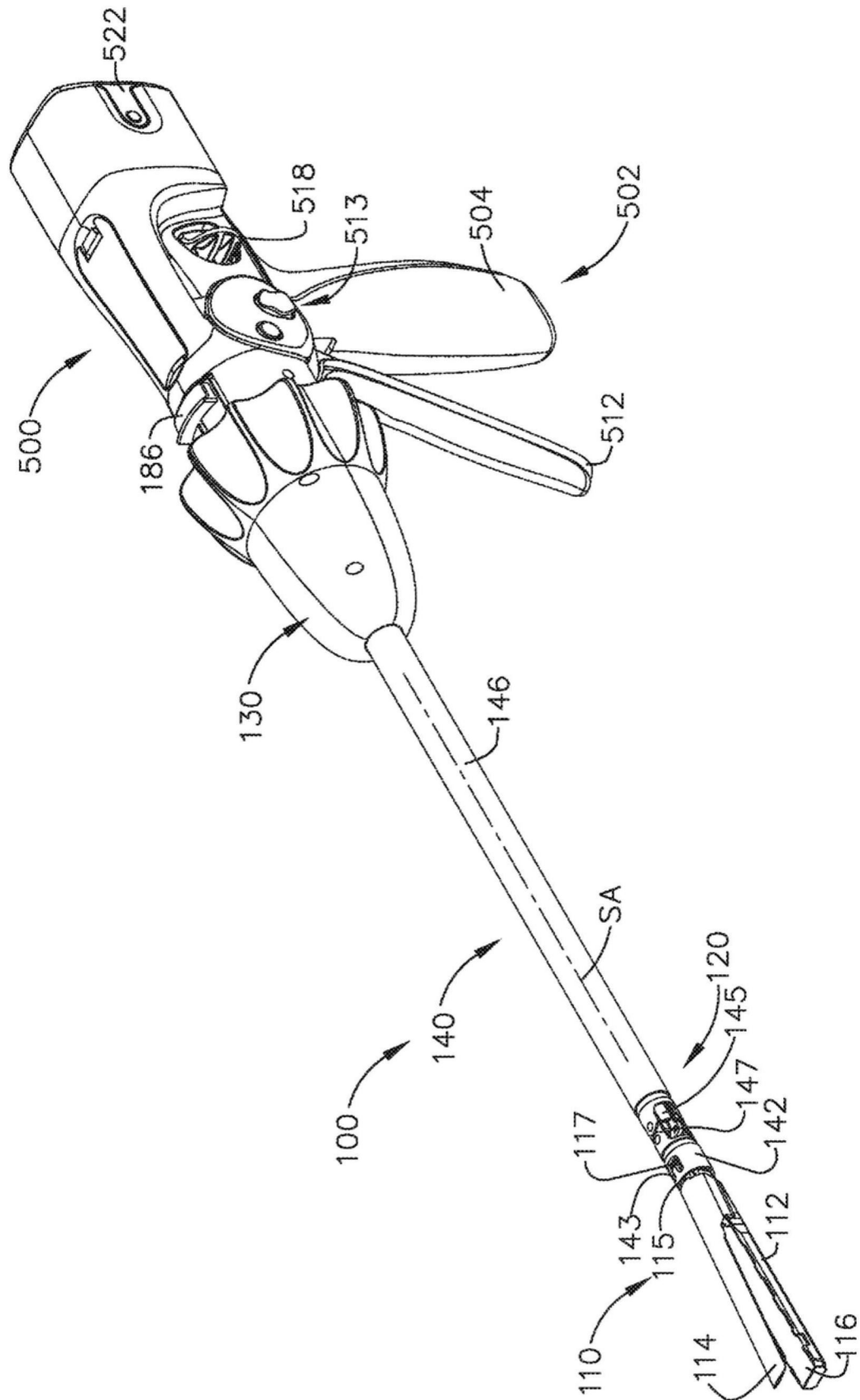


图2

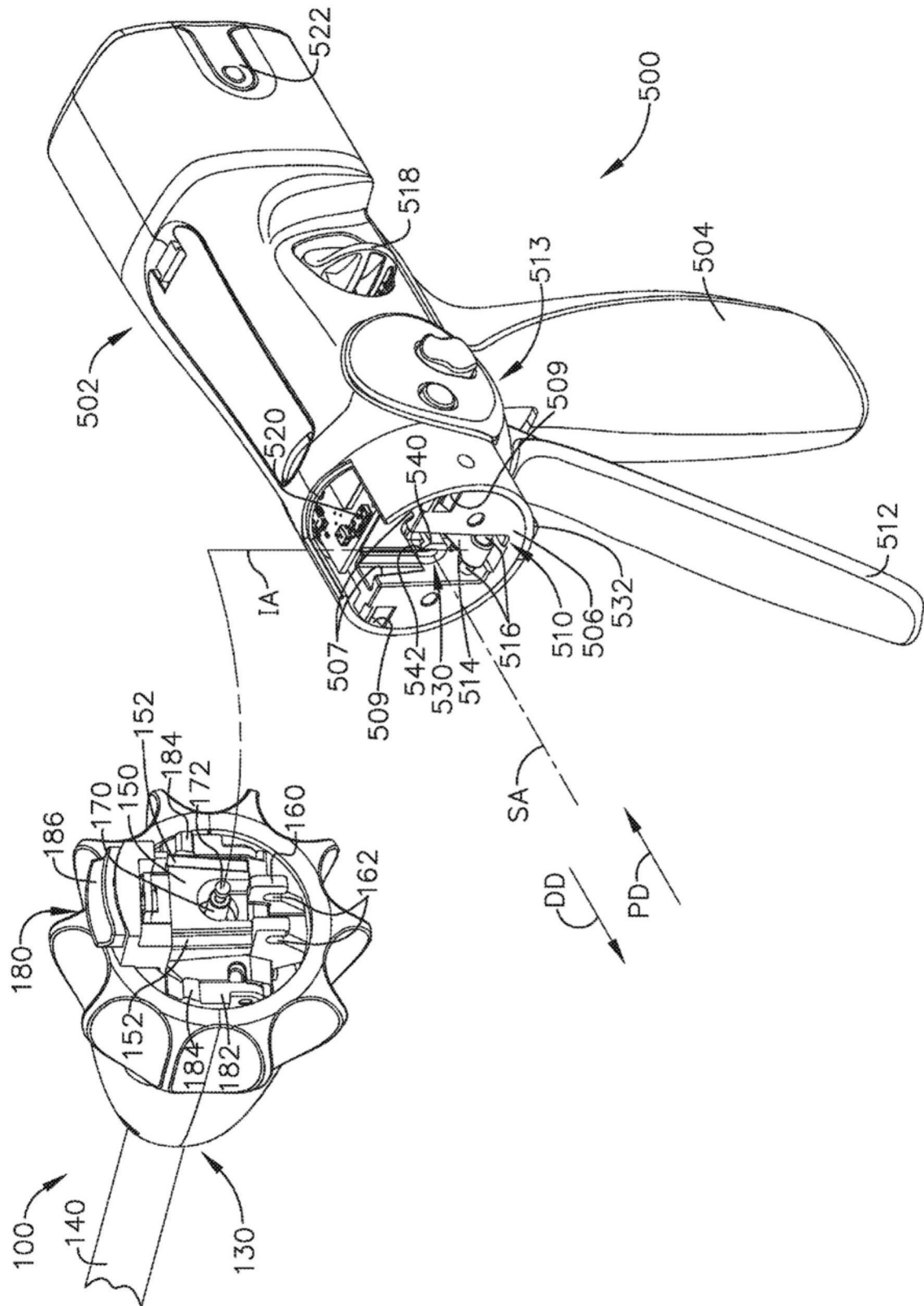


图3

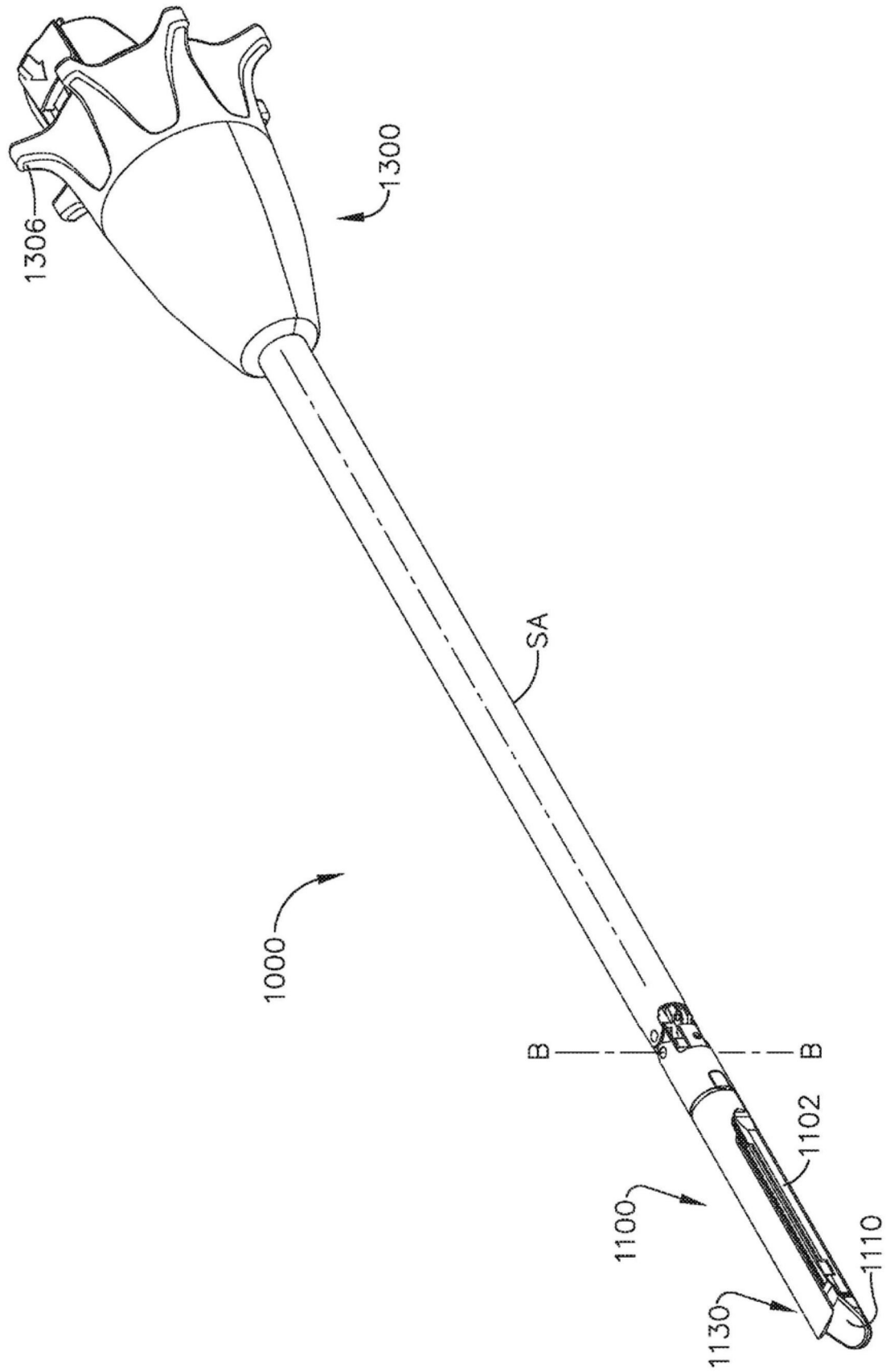


图4

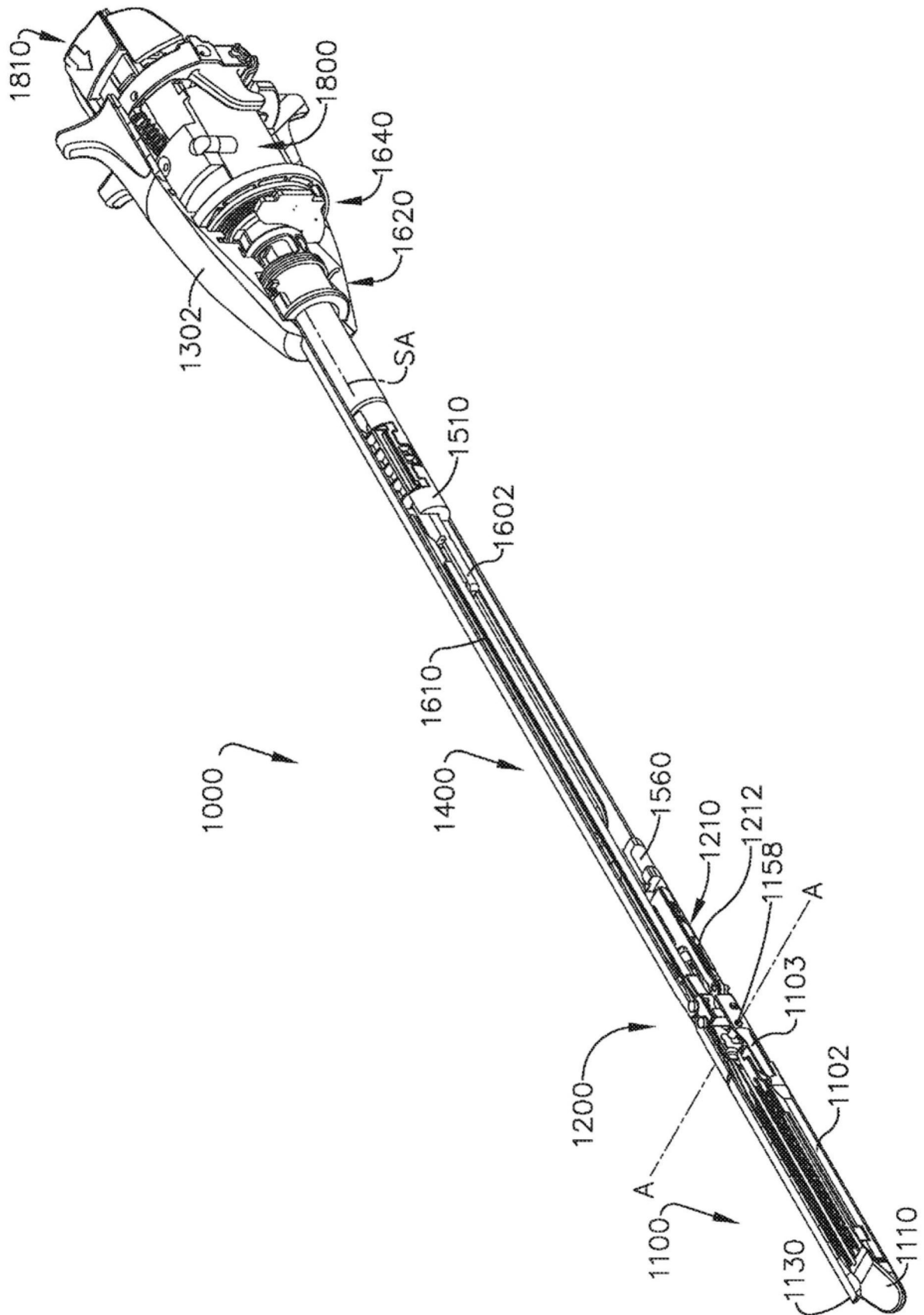


图5

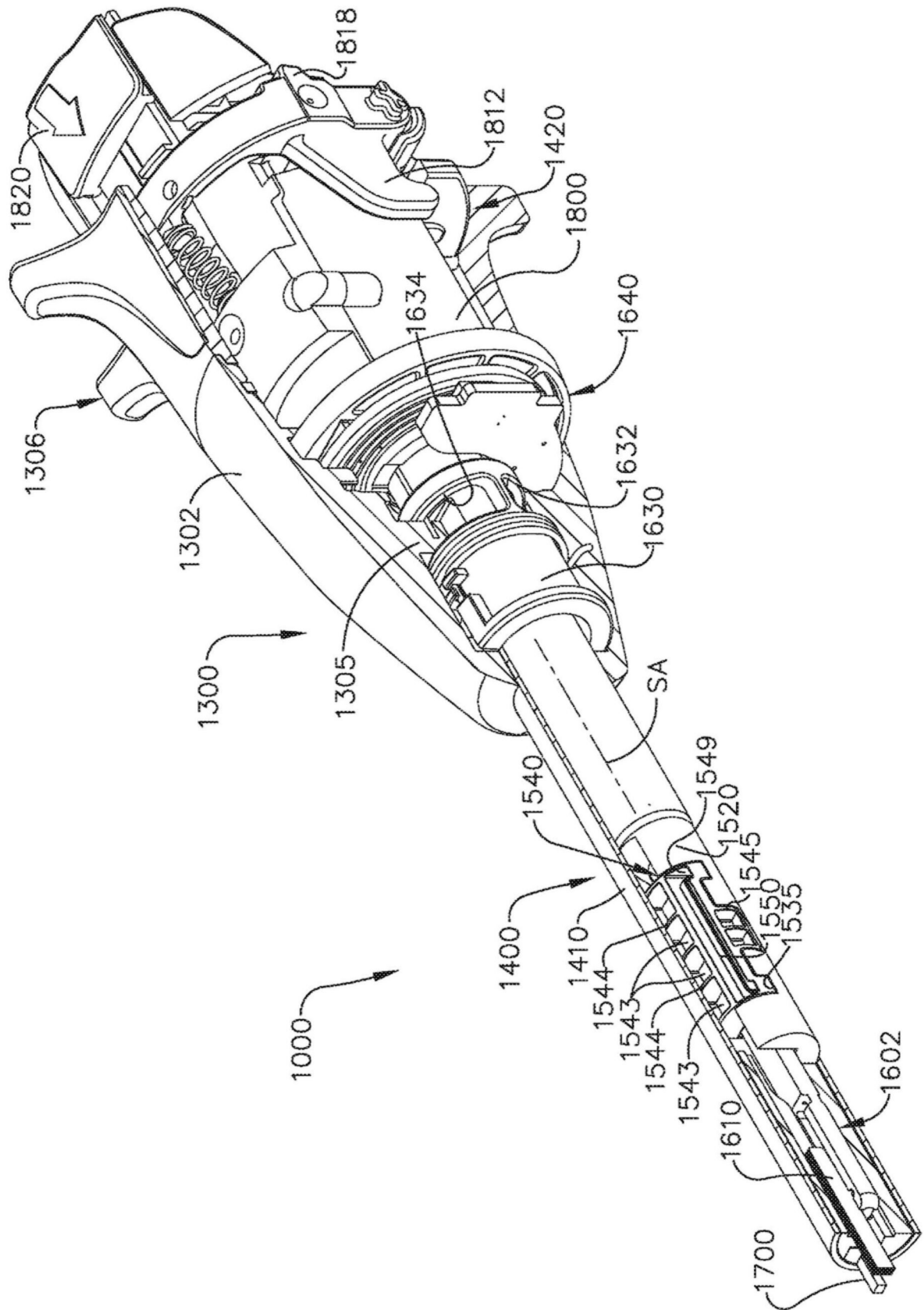


图6

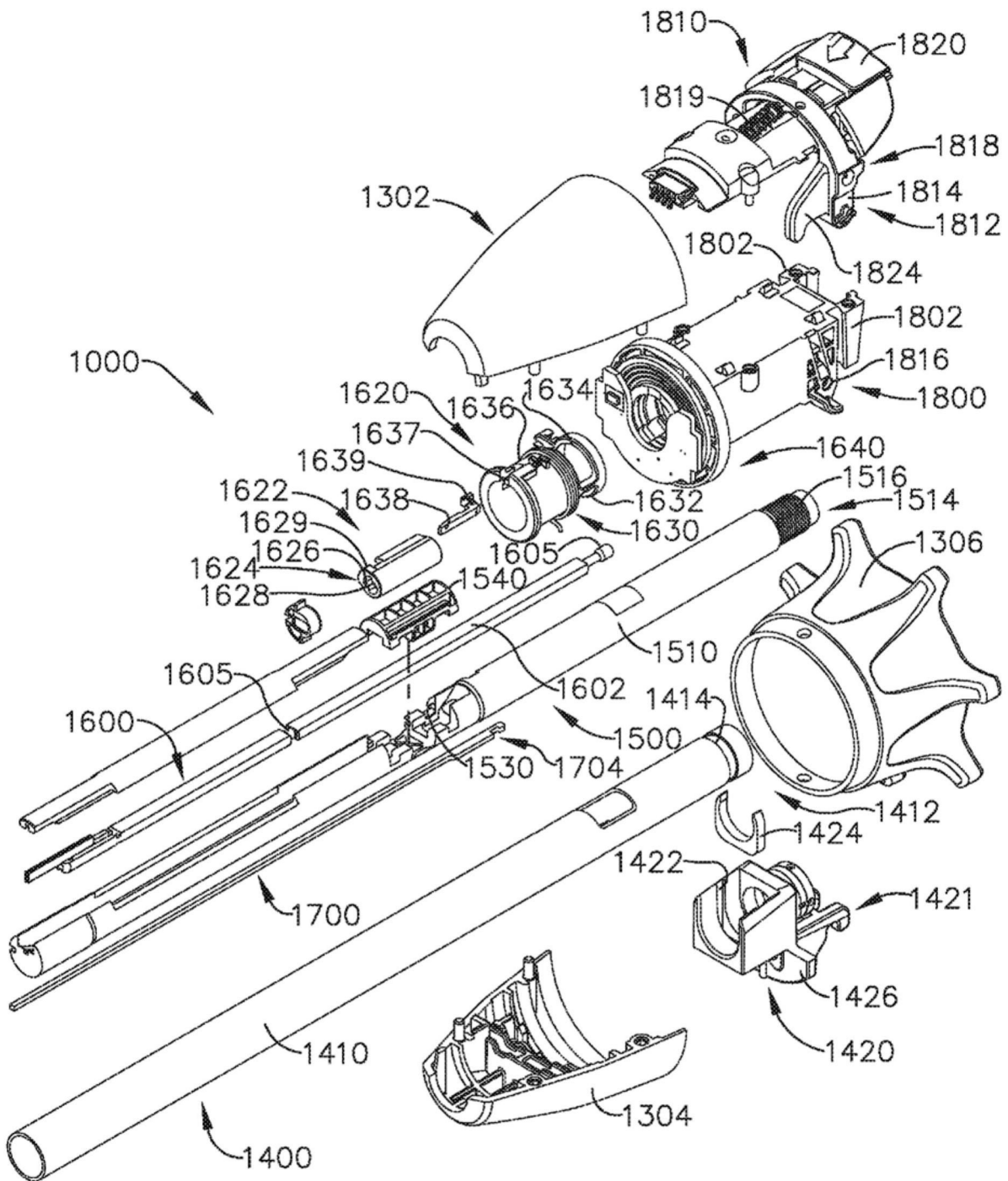


图7

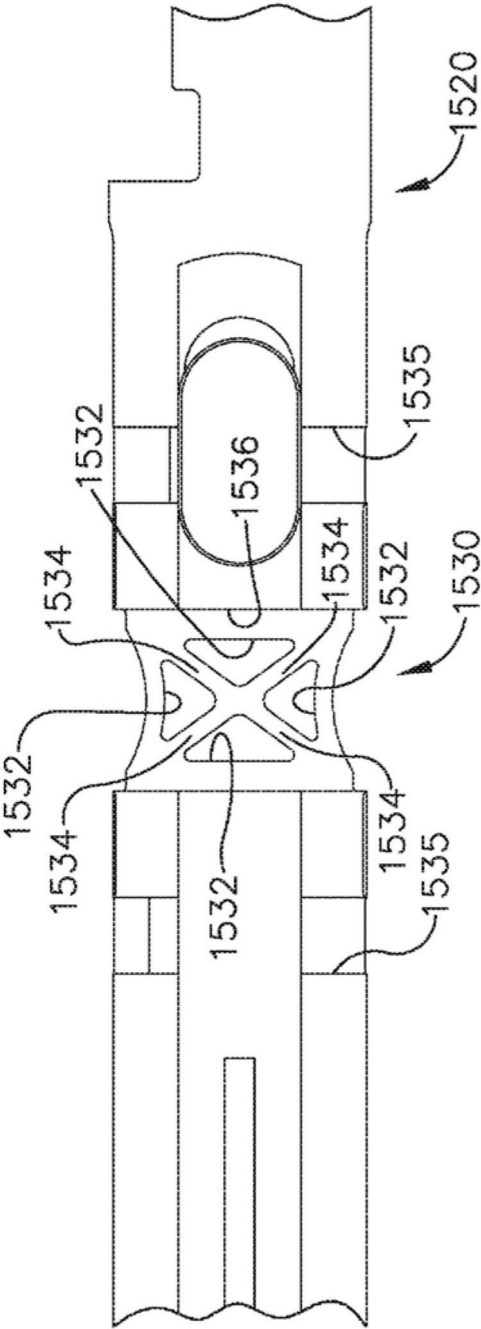


图7A

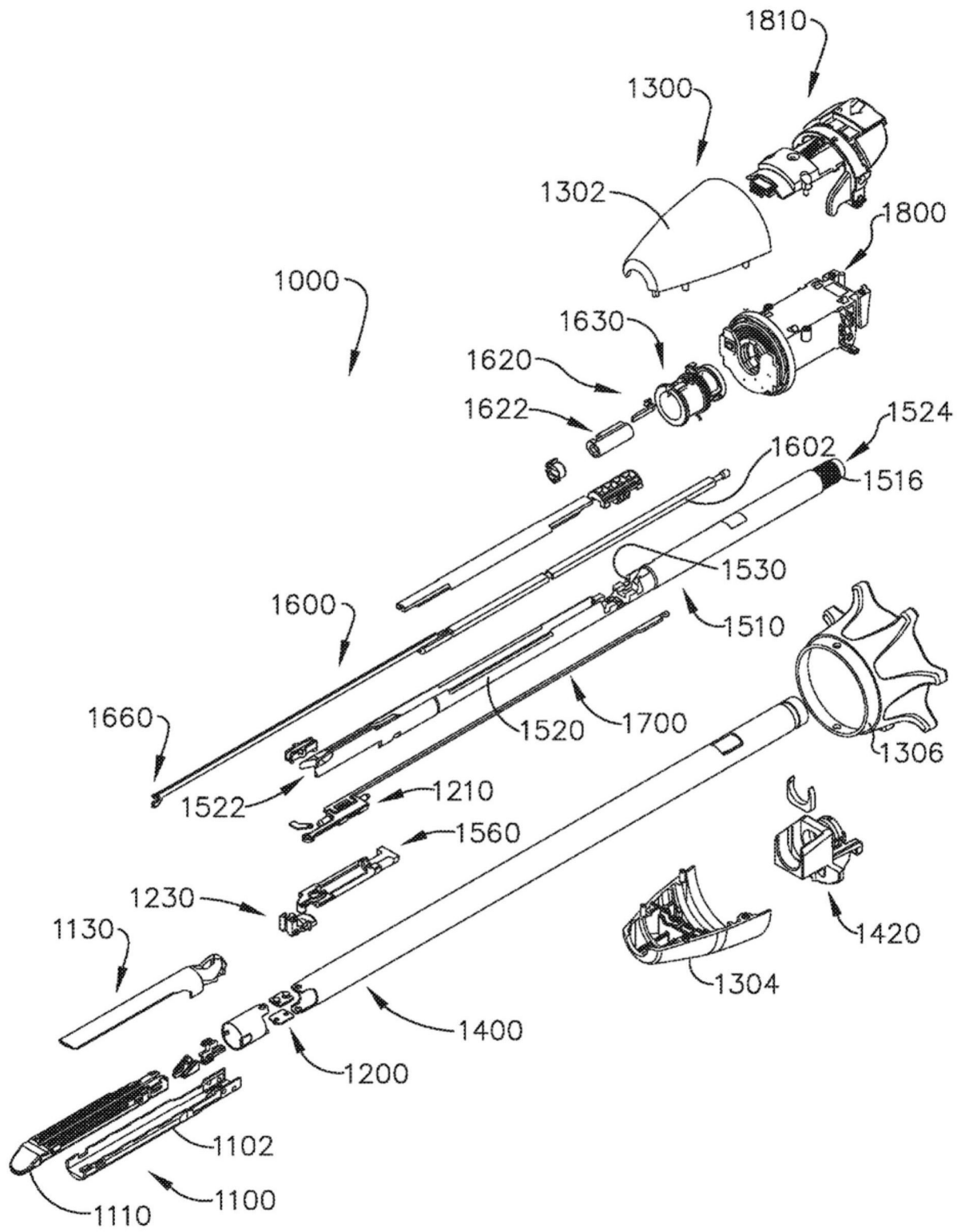


图8

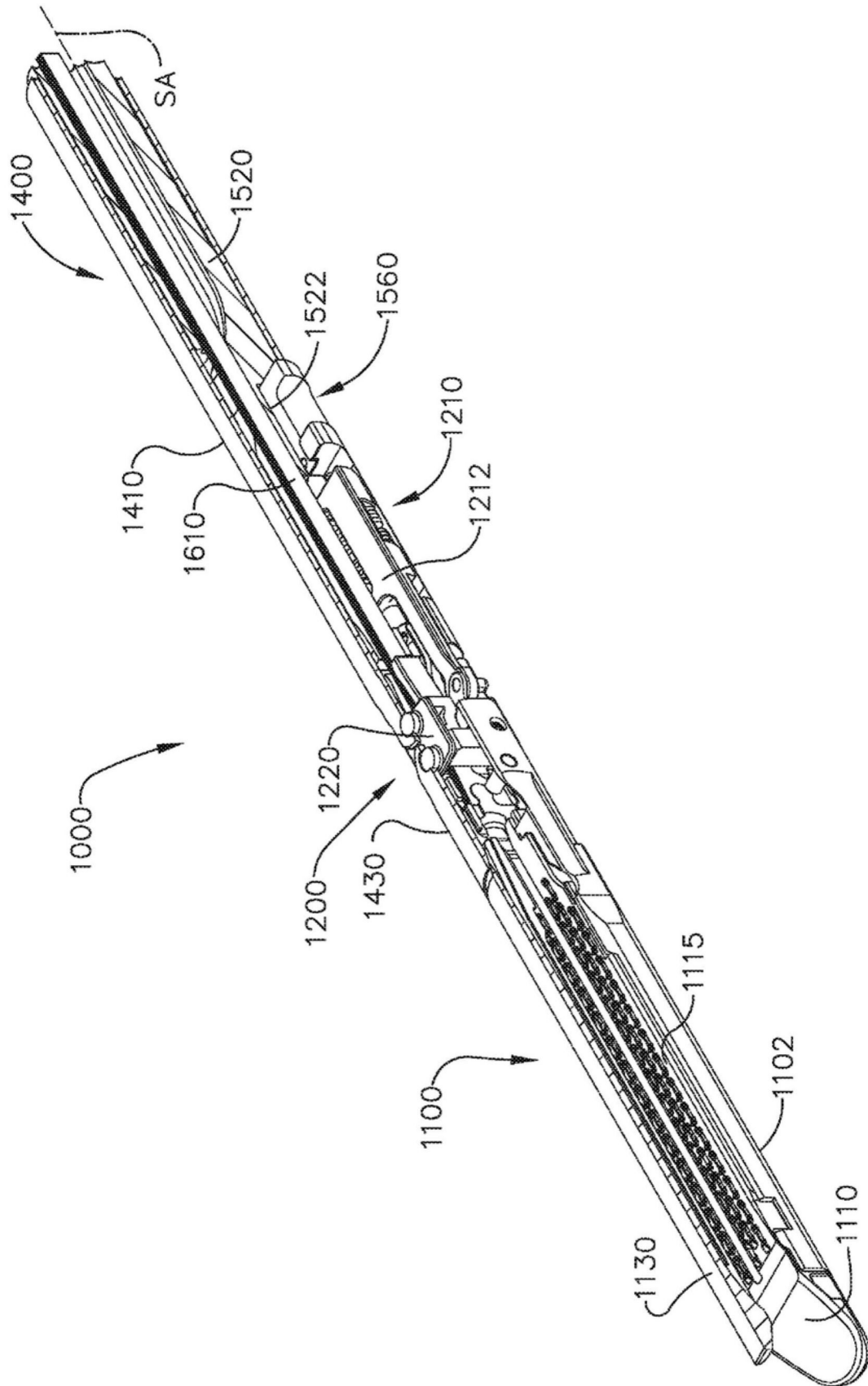


图9

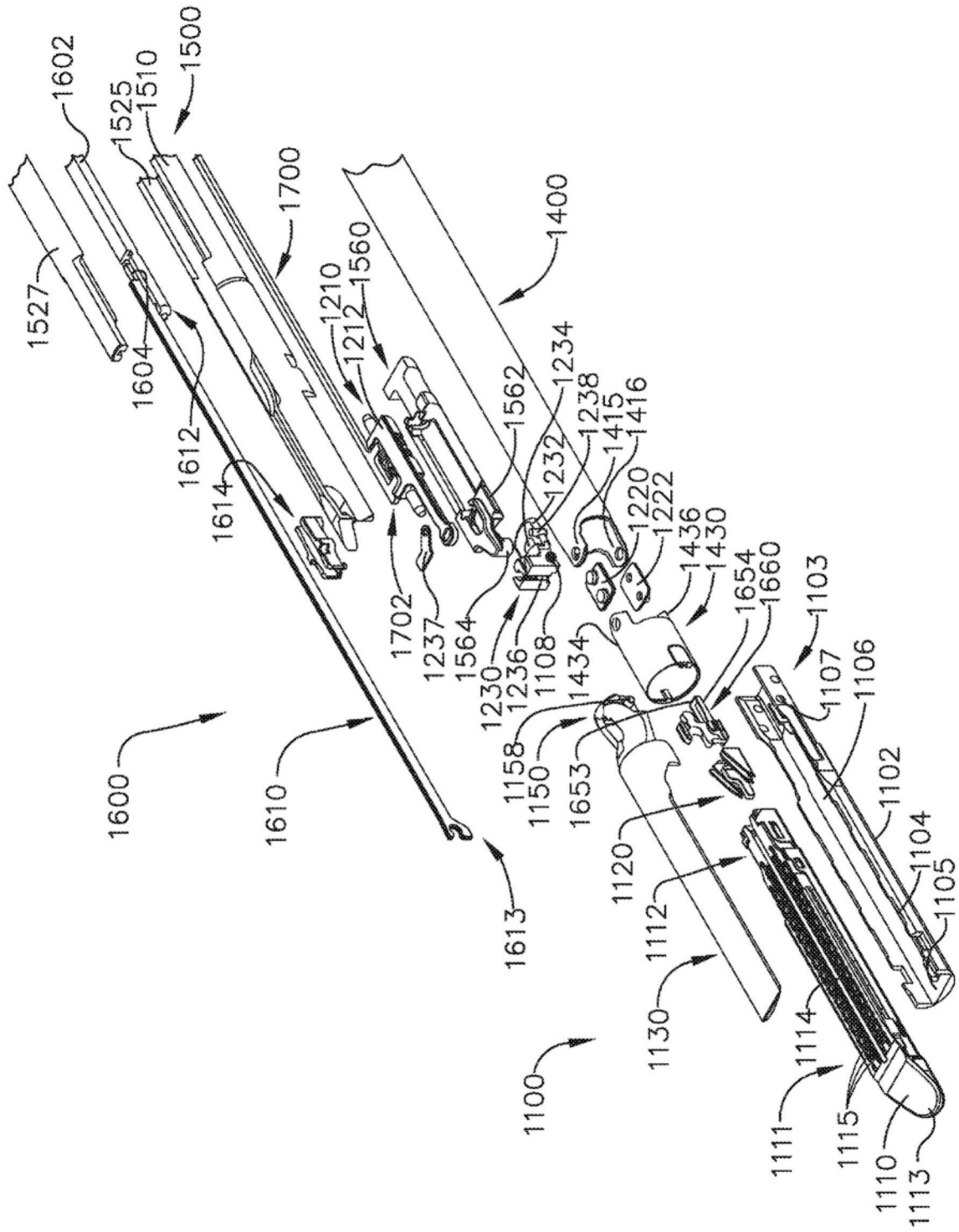


图10

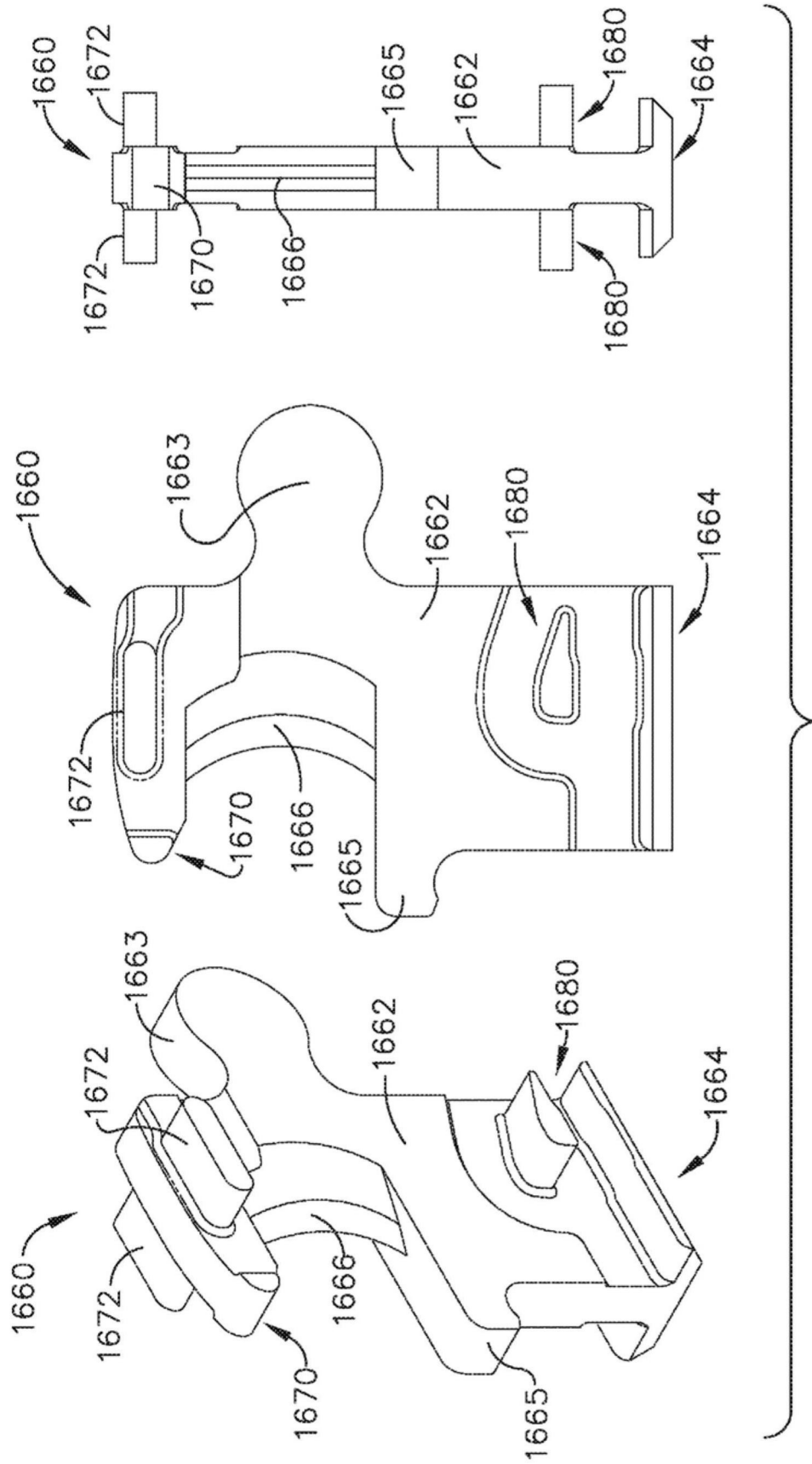


图11

图11

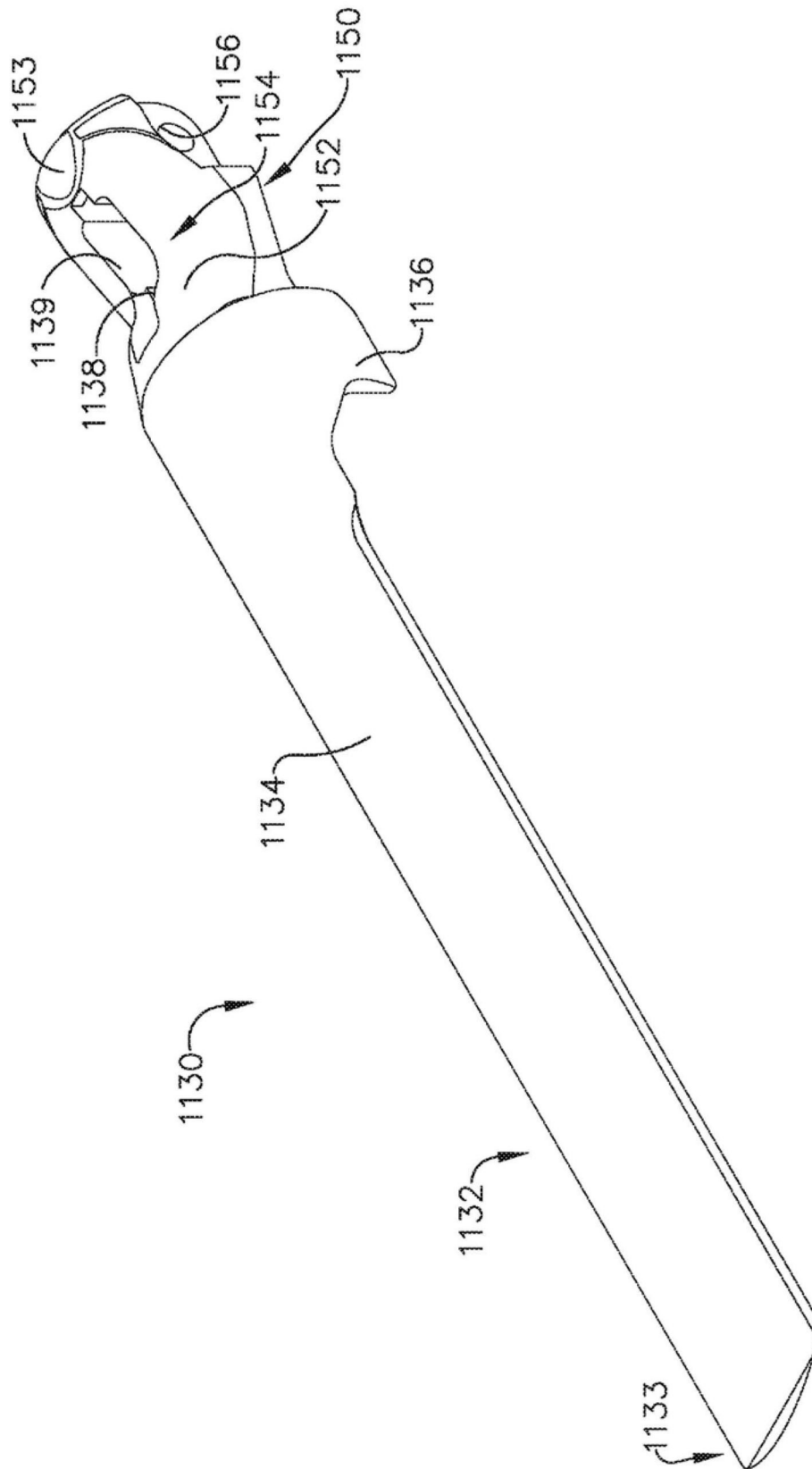


图12

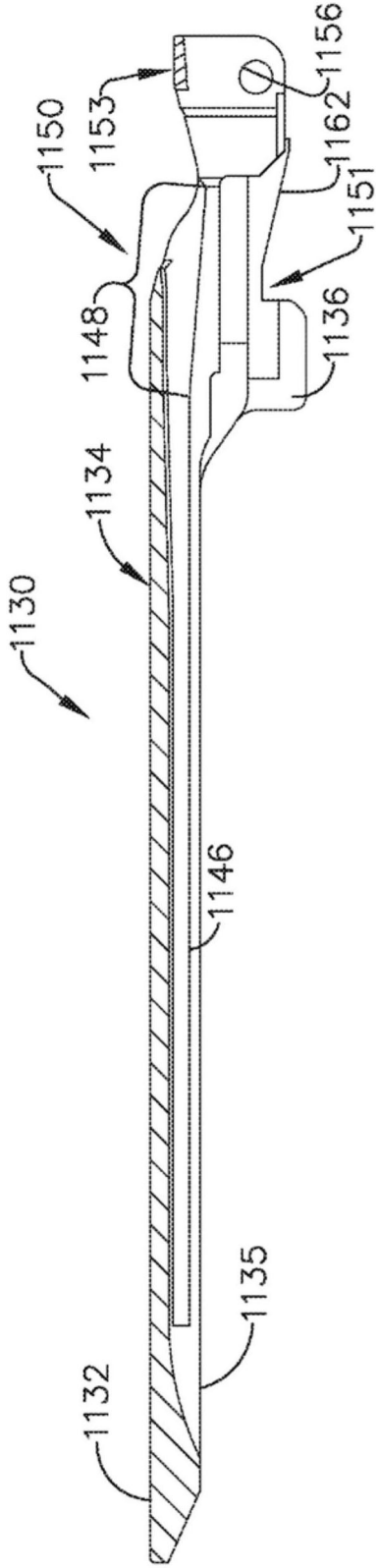


图13

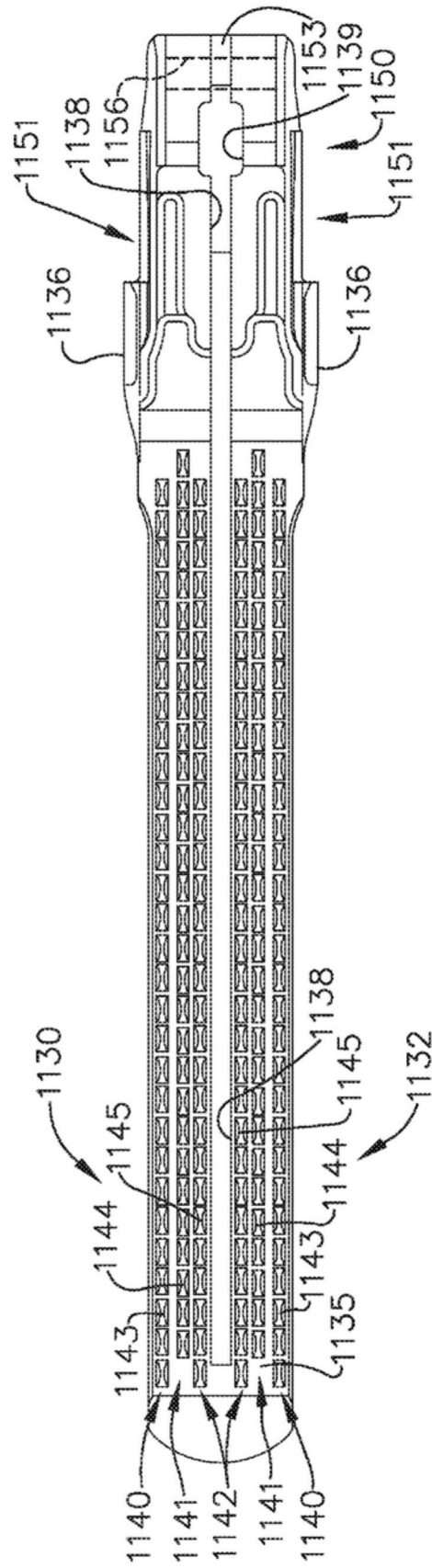


图14

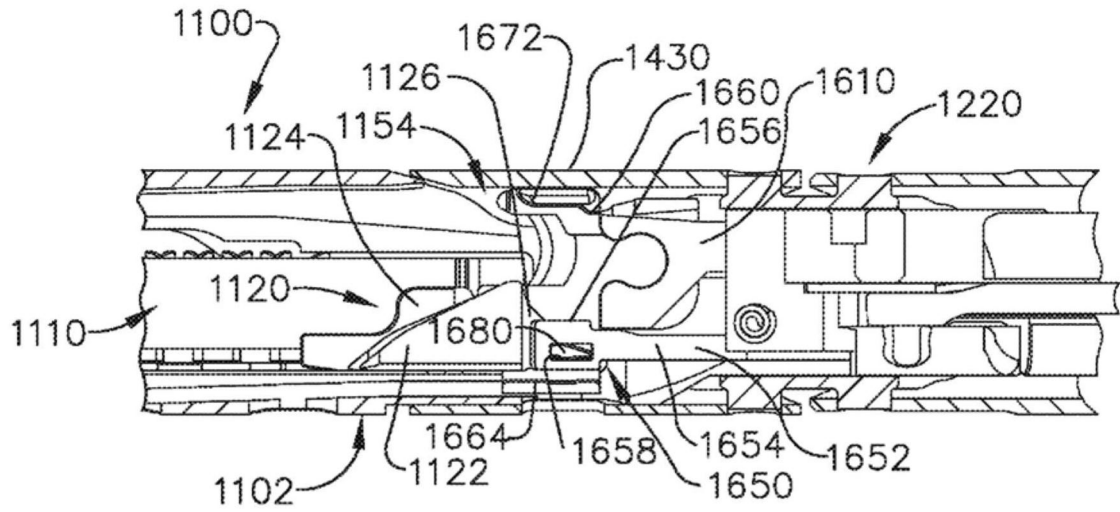


图15

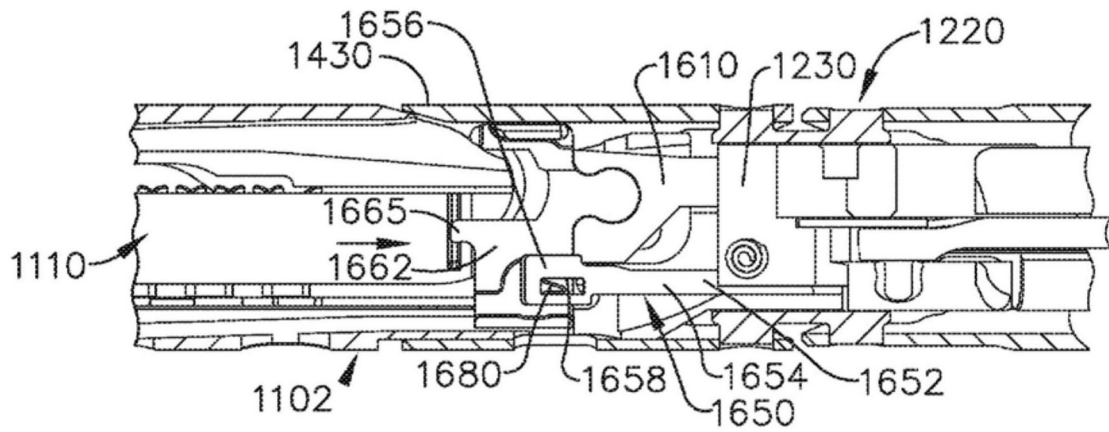


图16

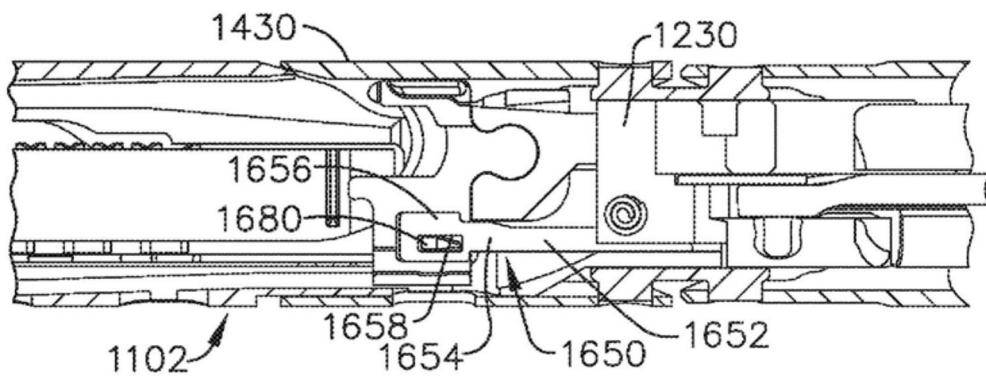


图17

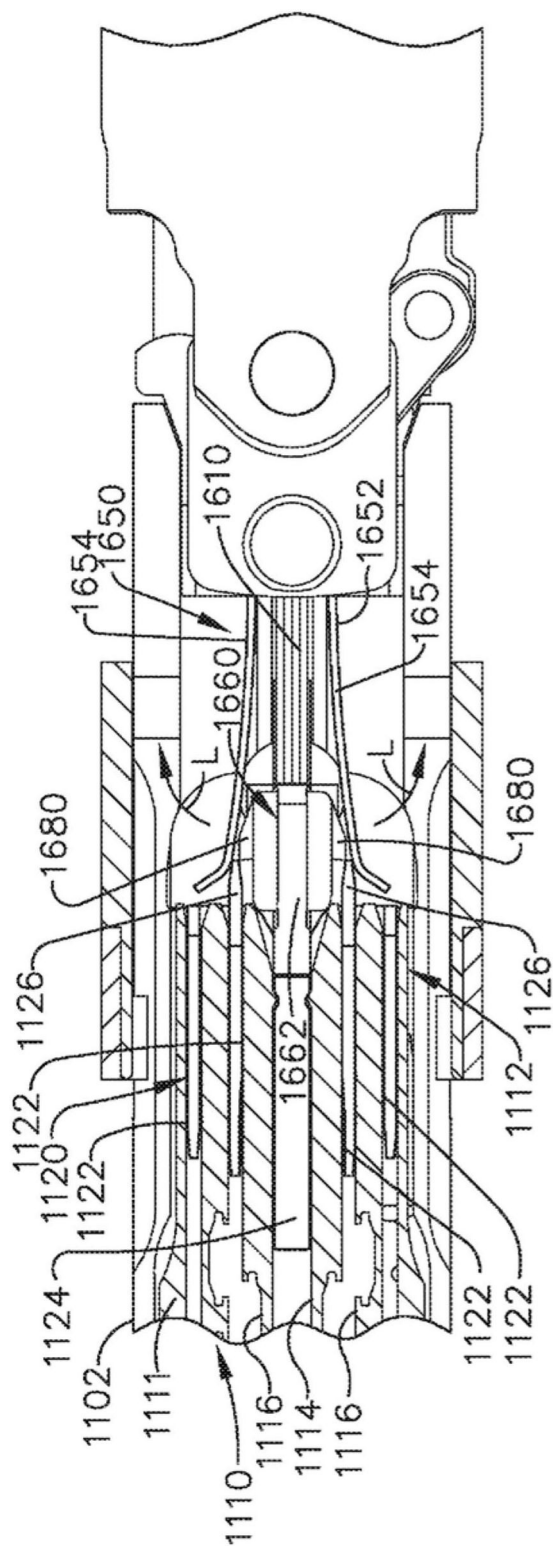


图18

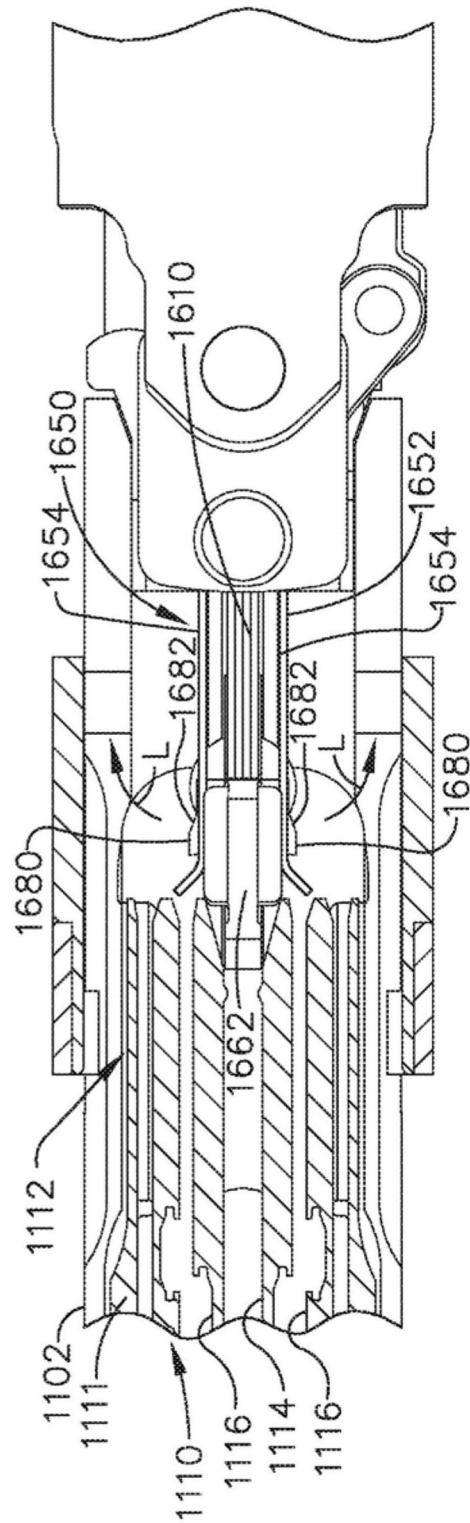


图19

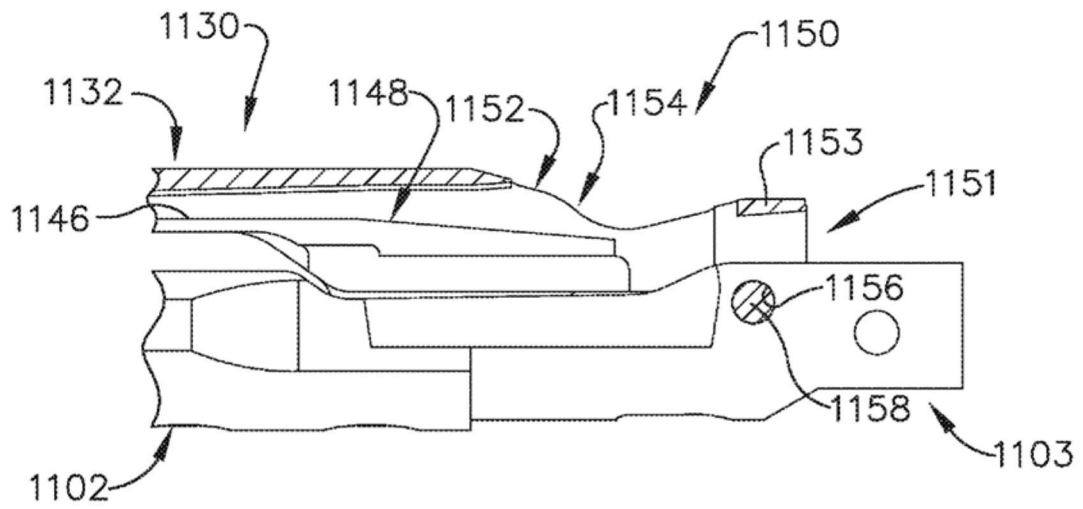


图20

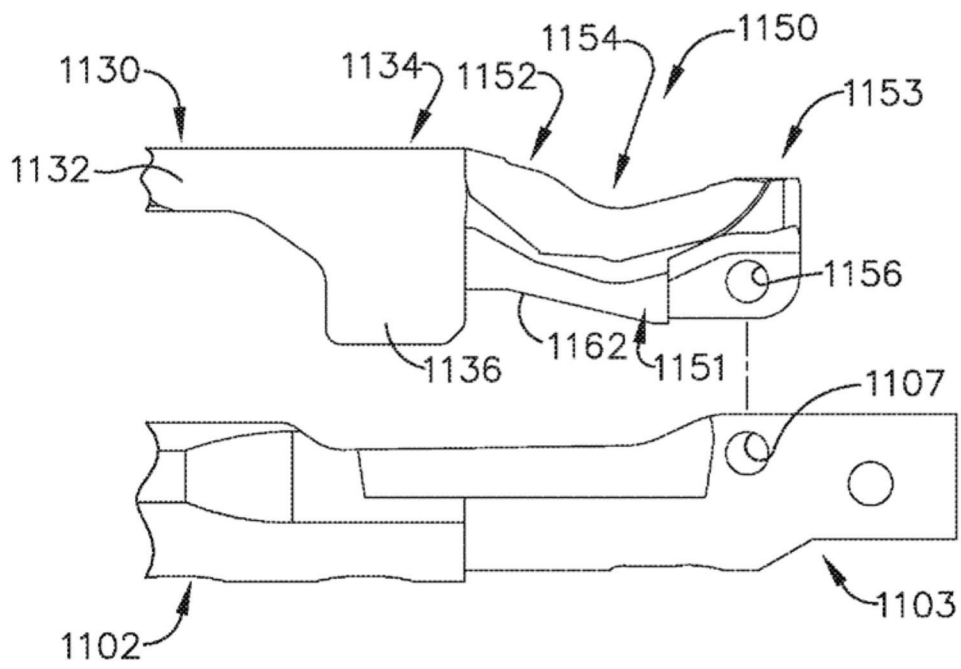


图21

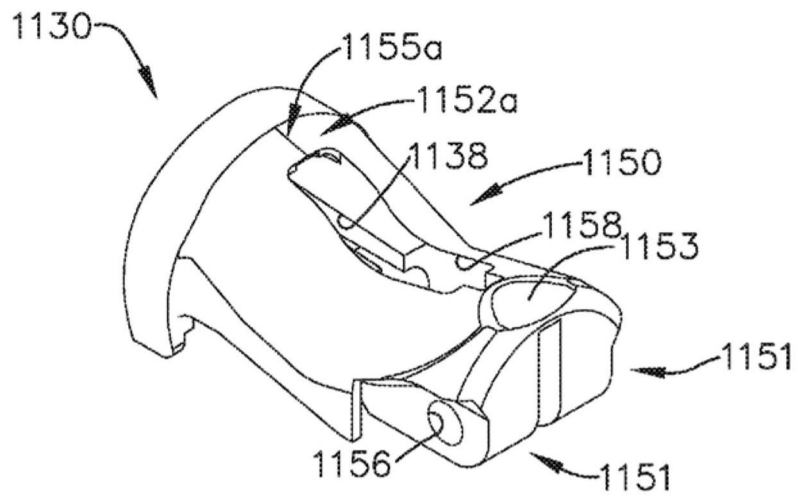


图22

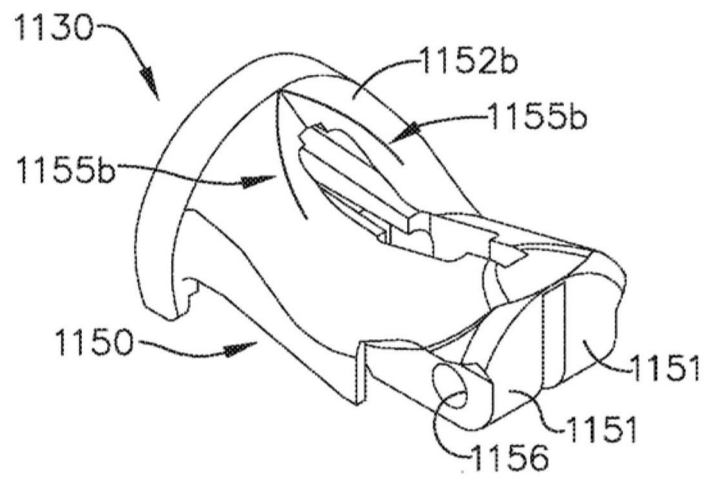


图23

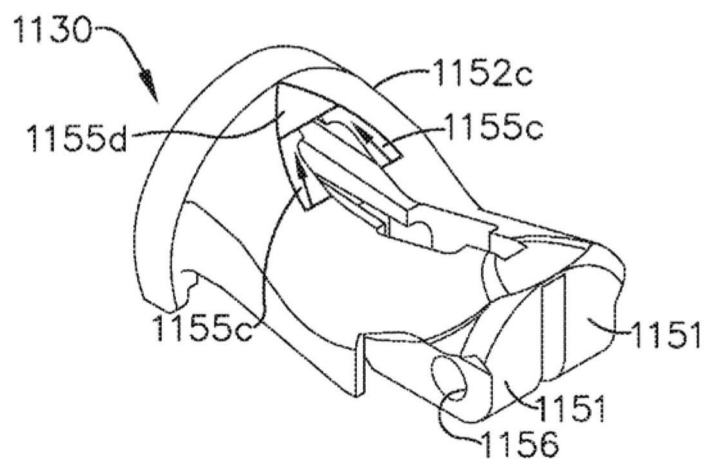


图24

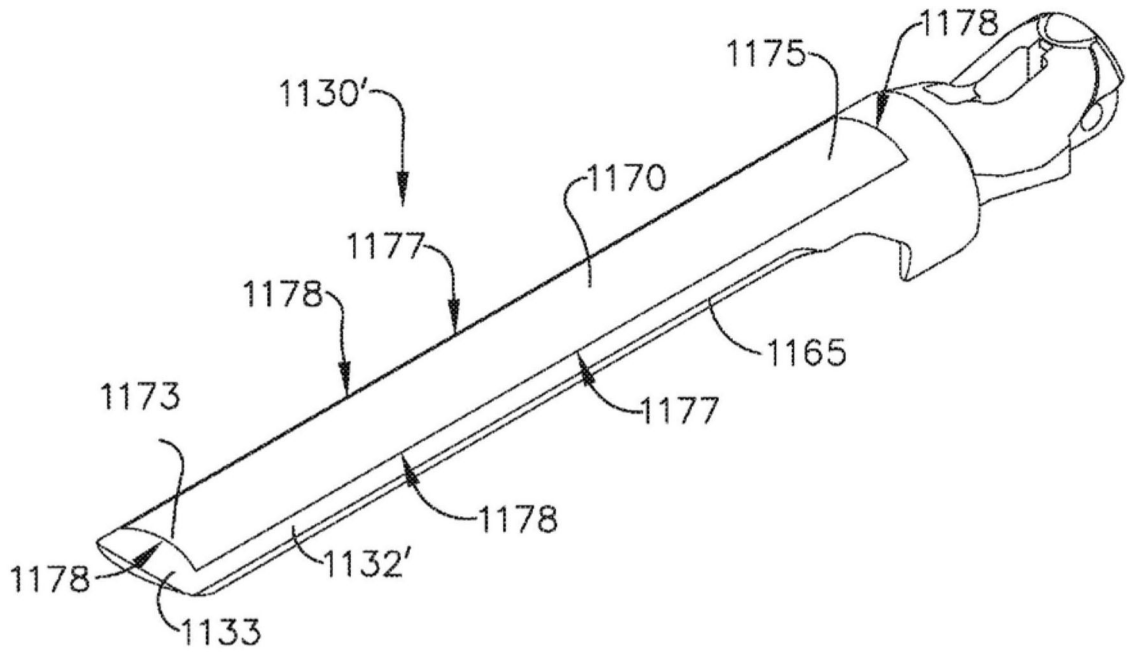


图25

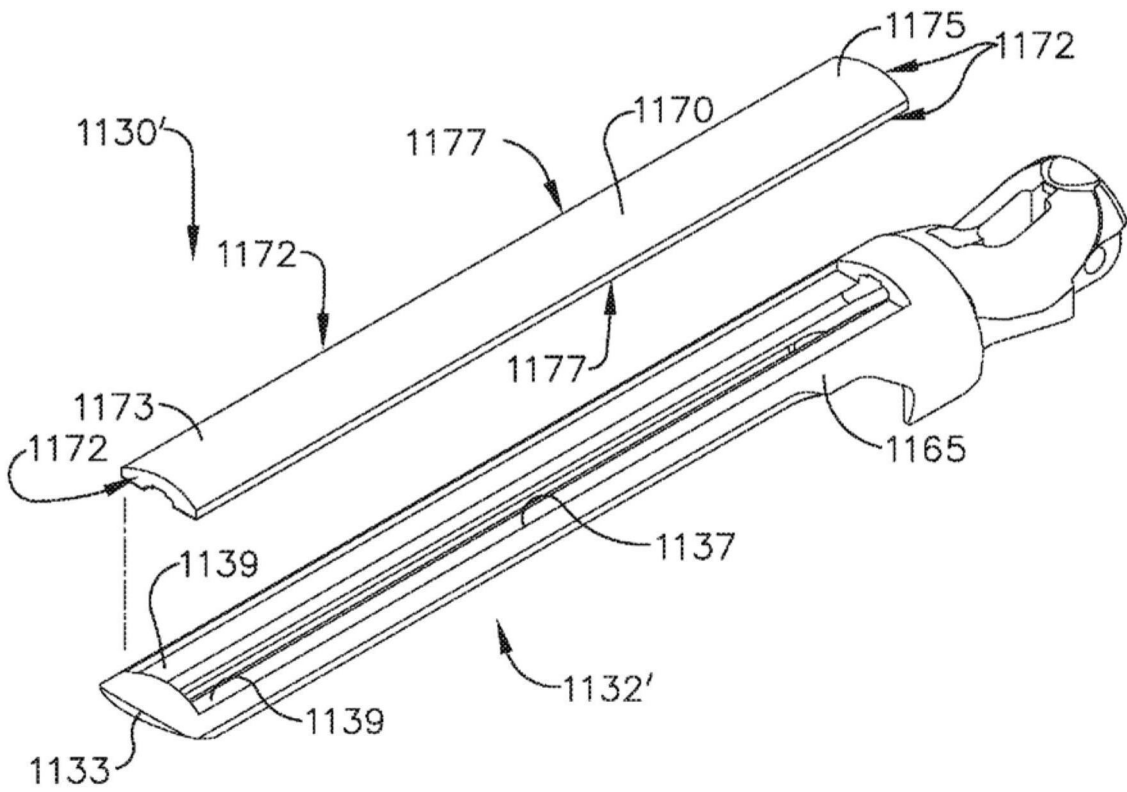


图26

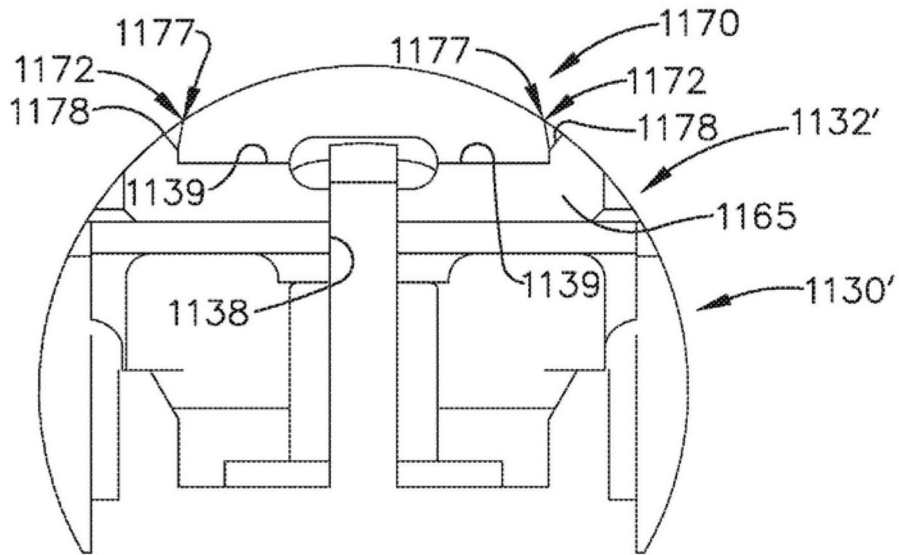


图27

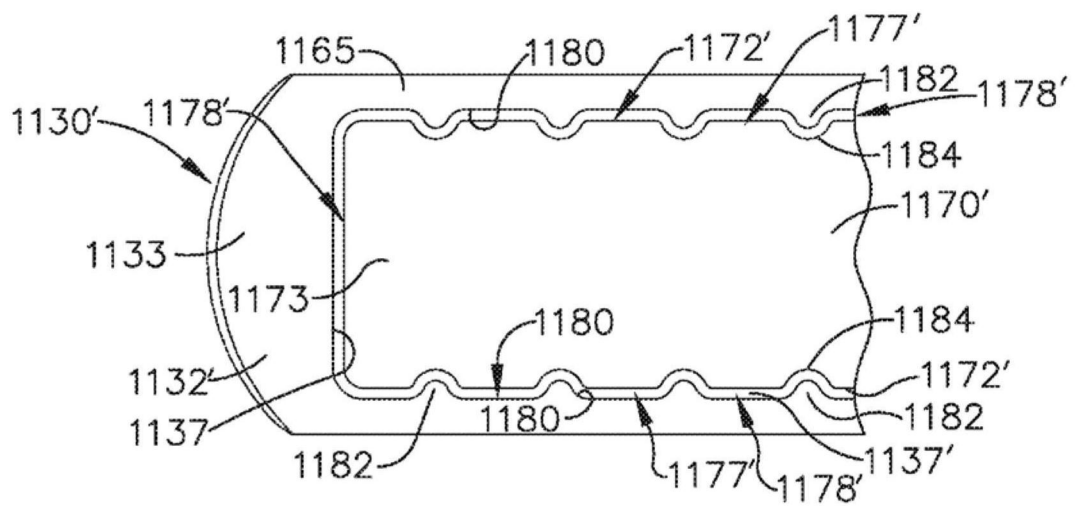


图30

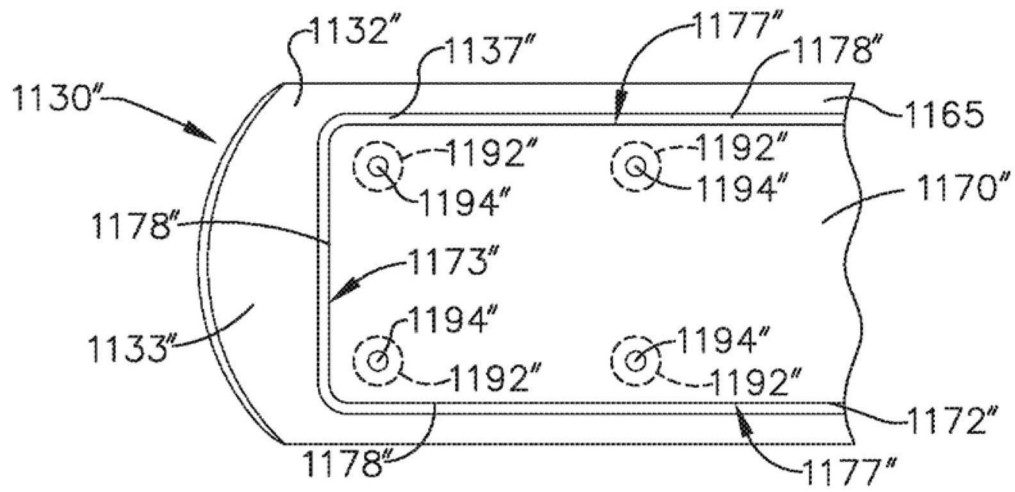


图31

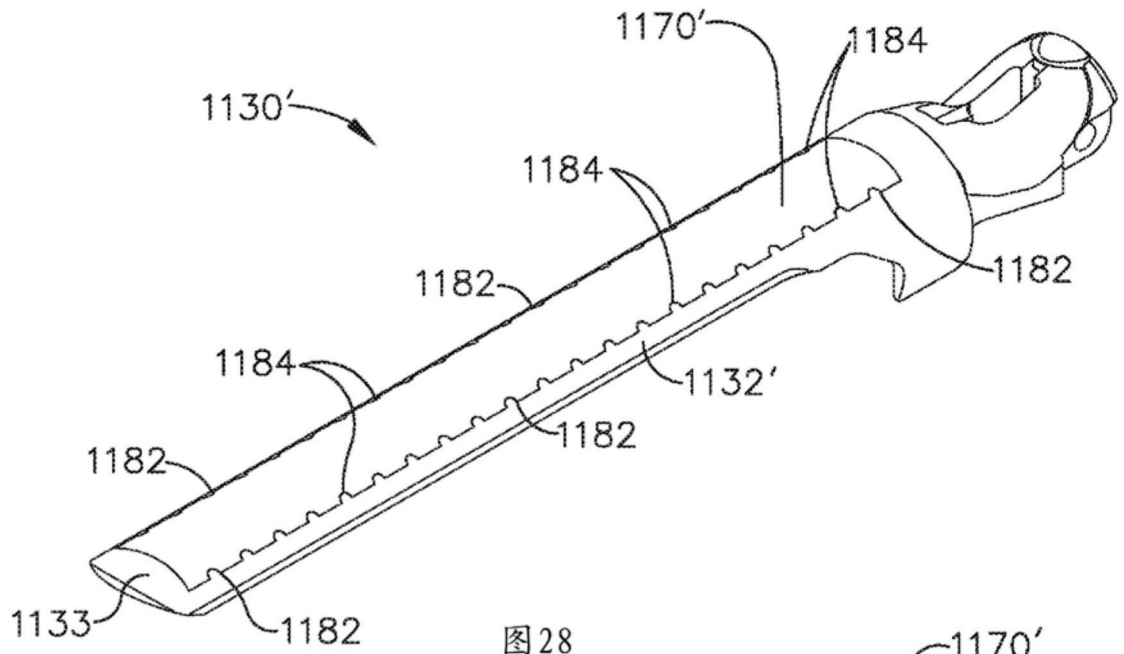


图28

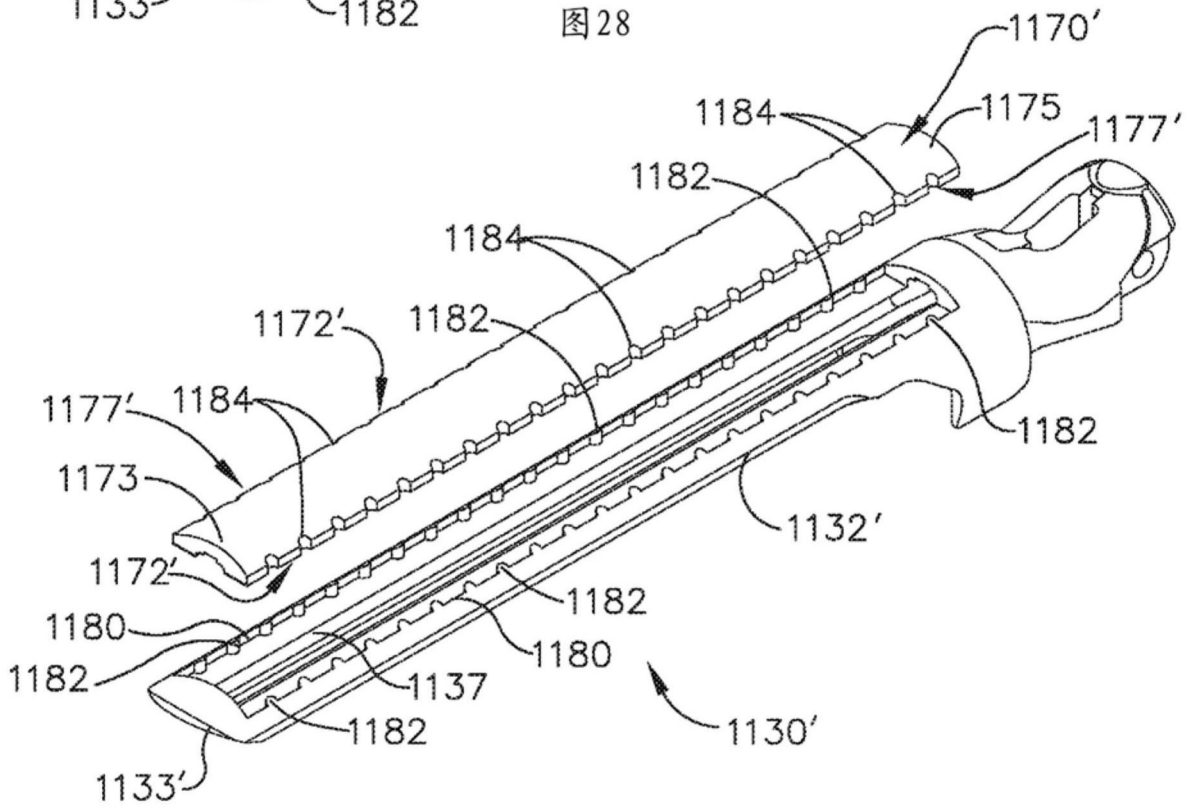


图29

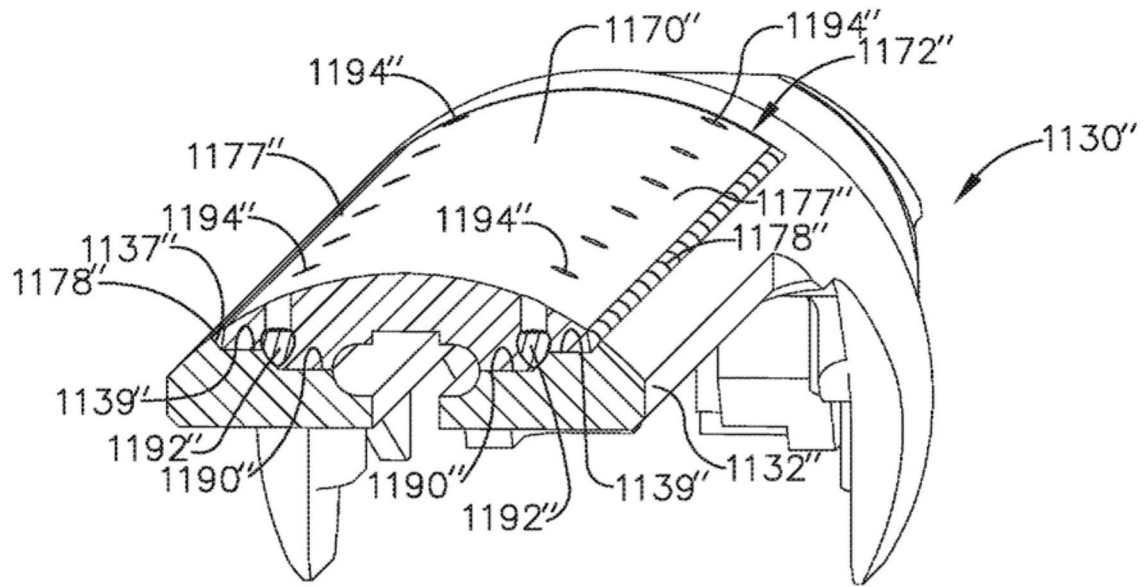


图32

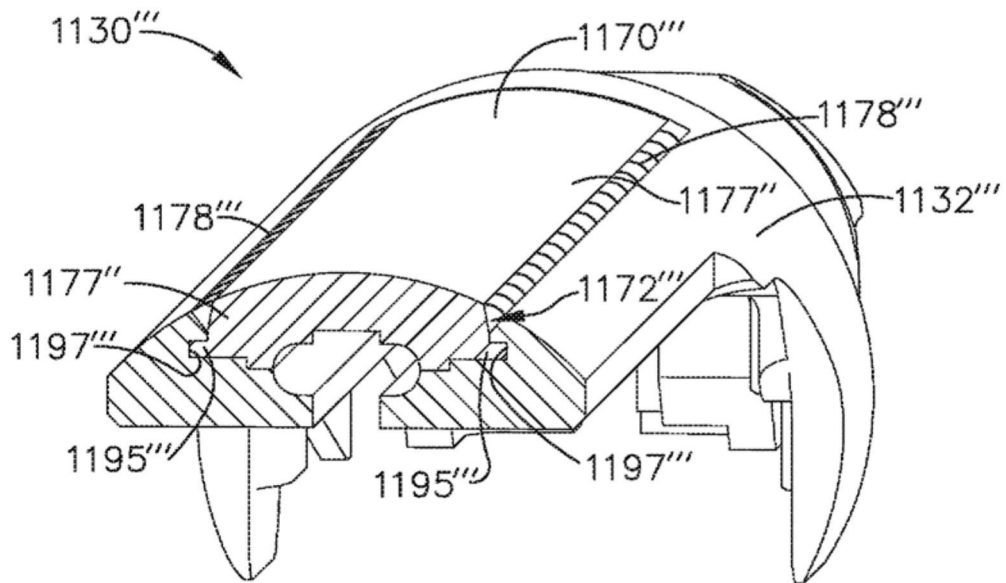


图33

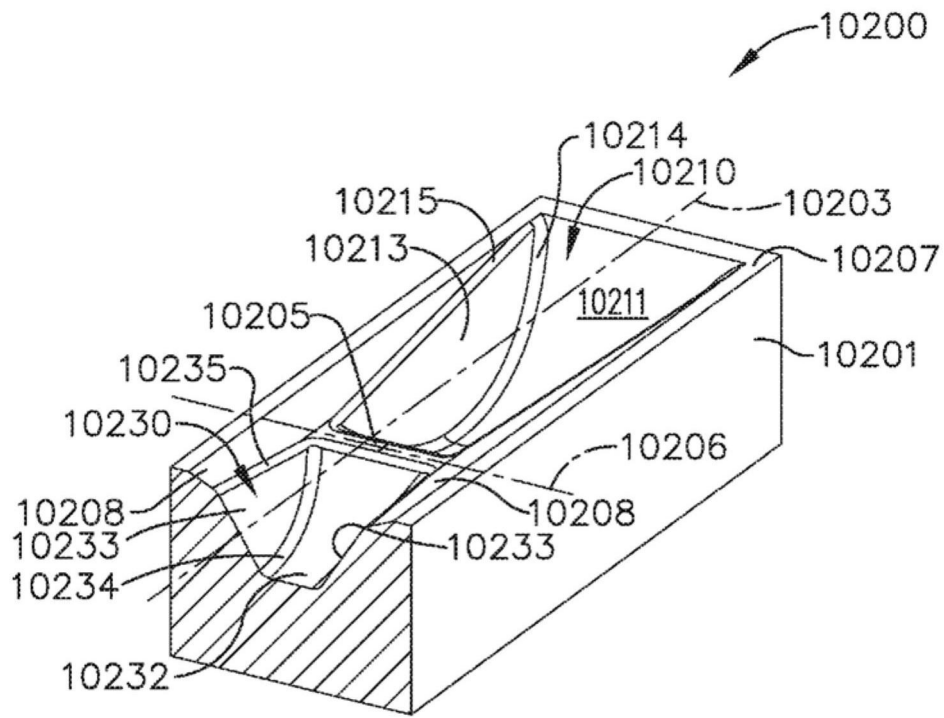


图34

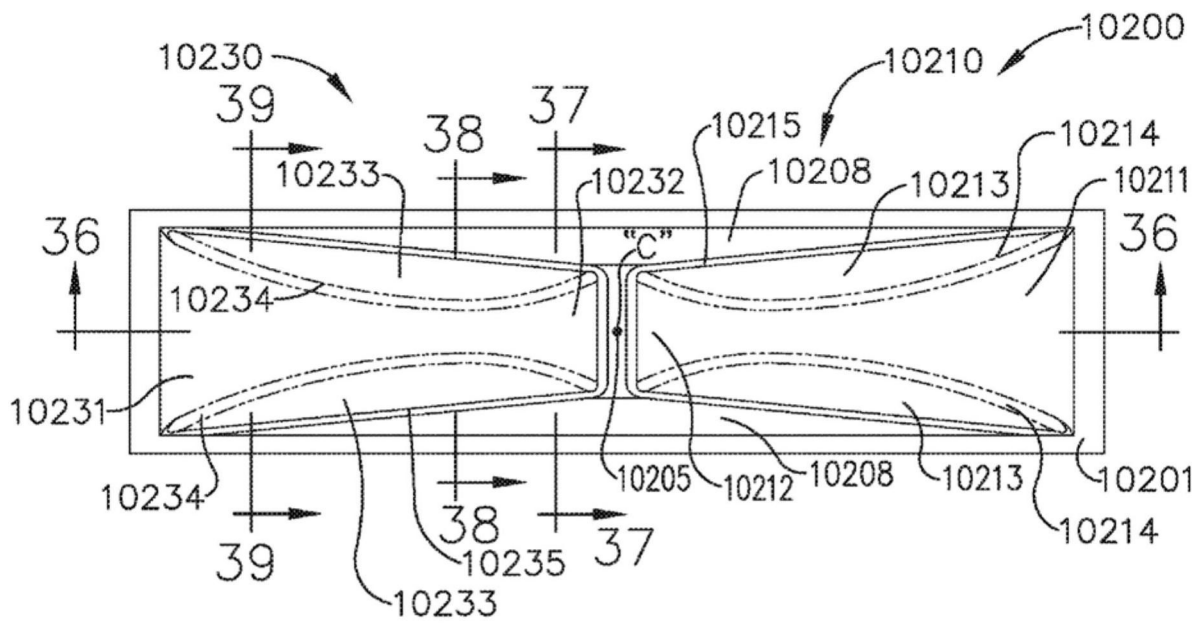


图35

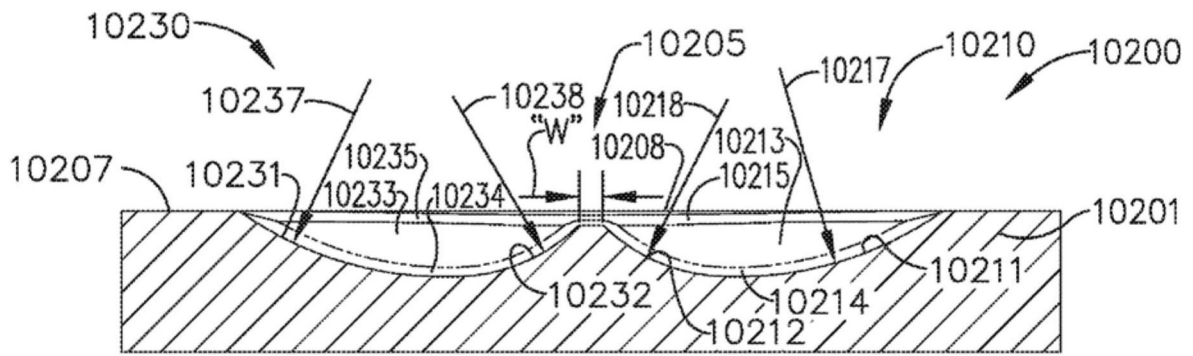


图36

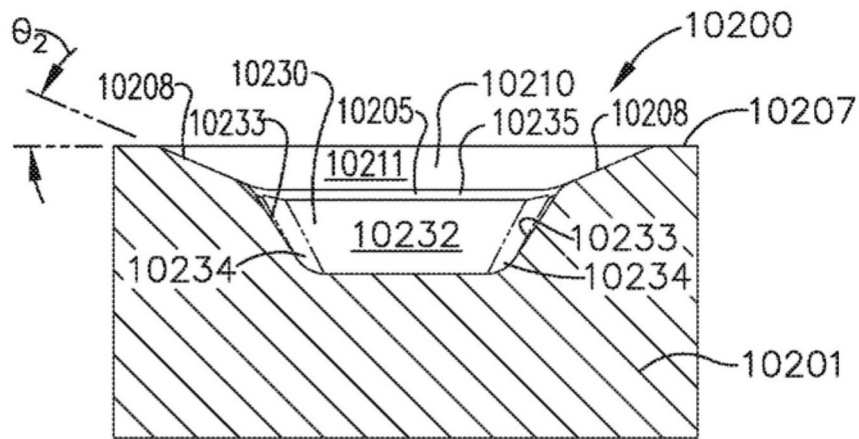


图37

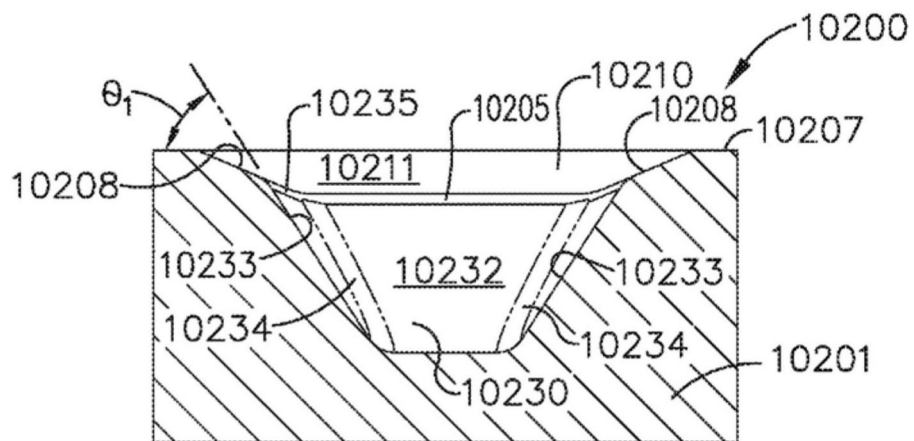


图38

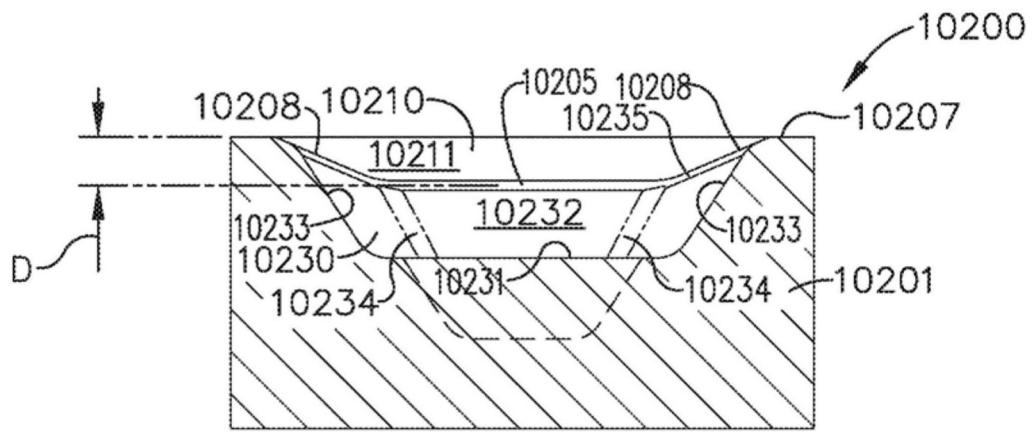


图39

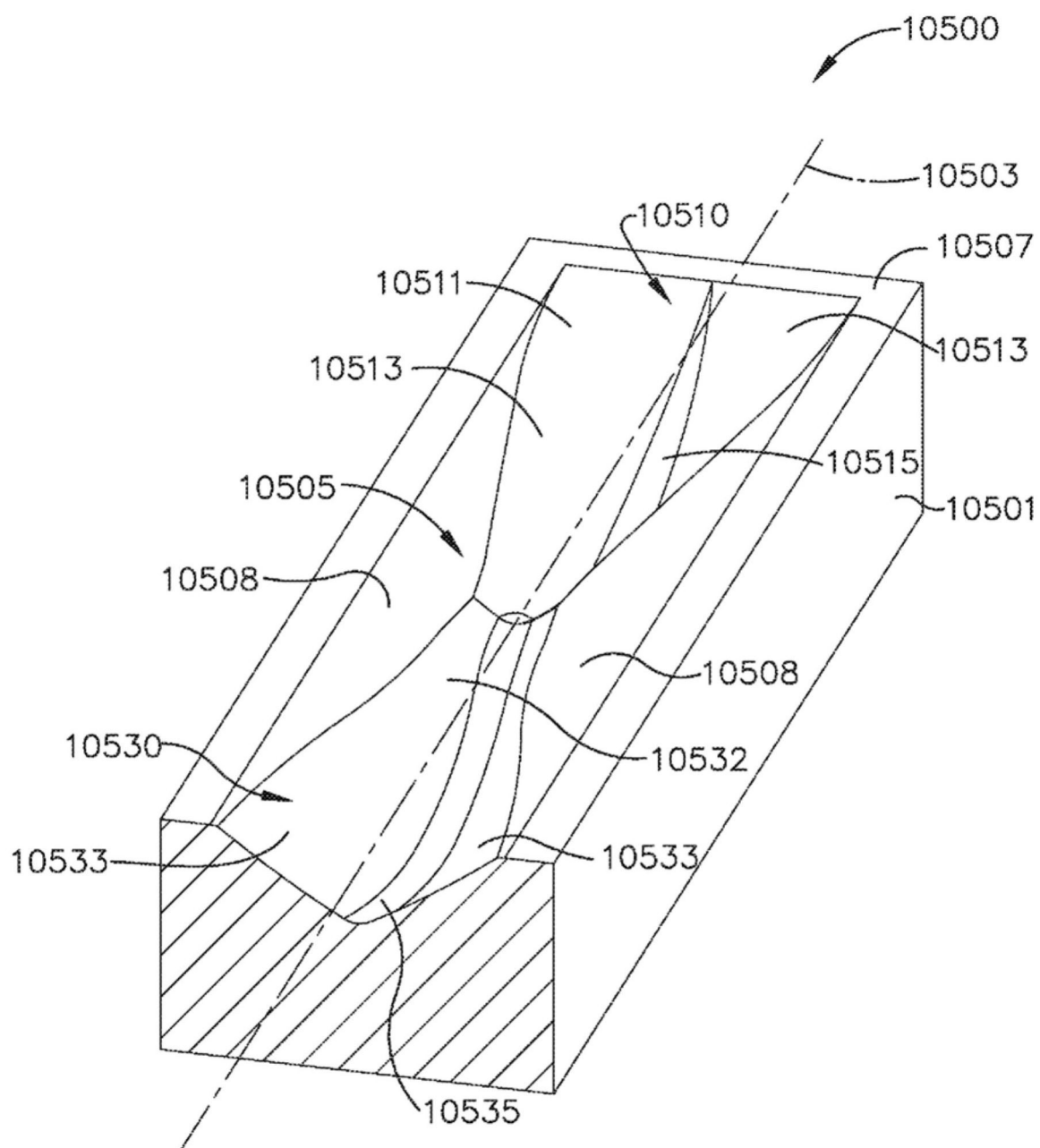


图40

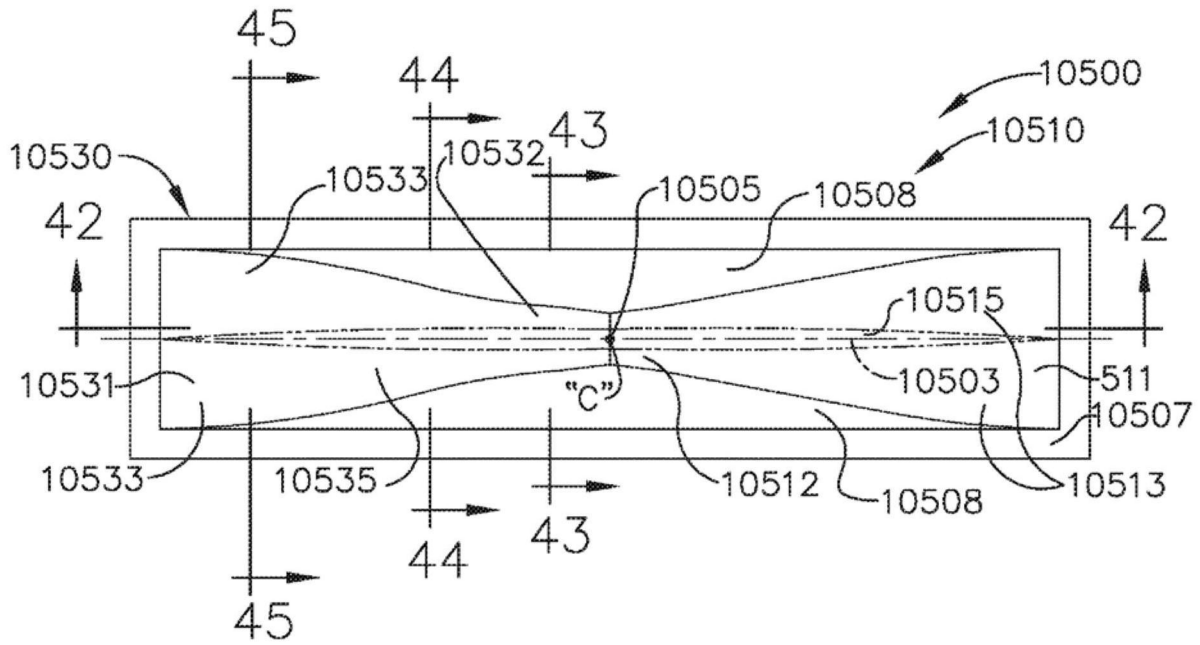


图41

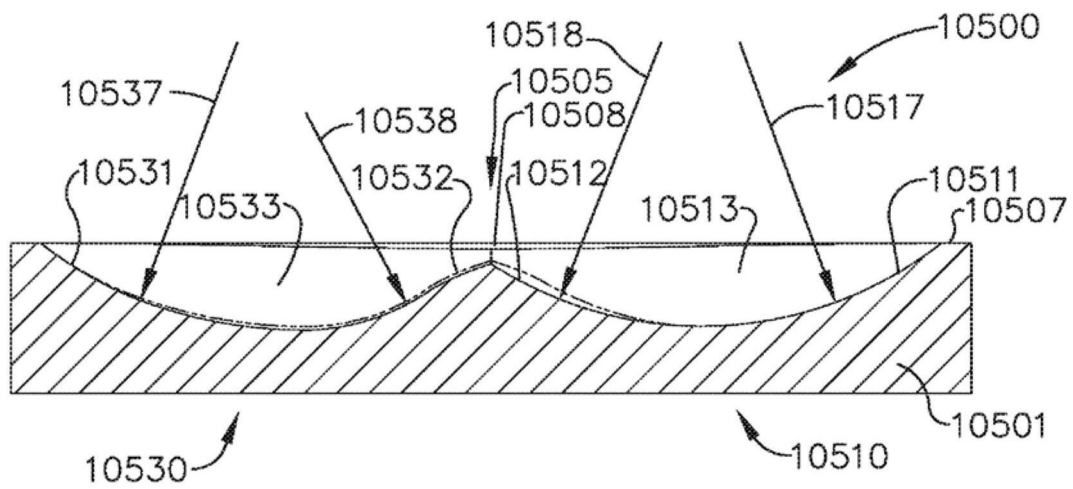


图42

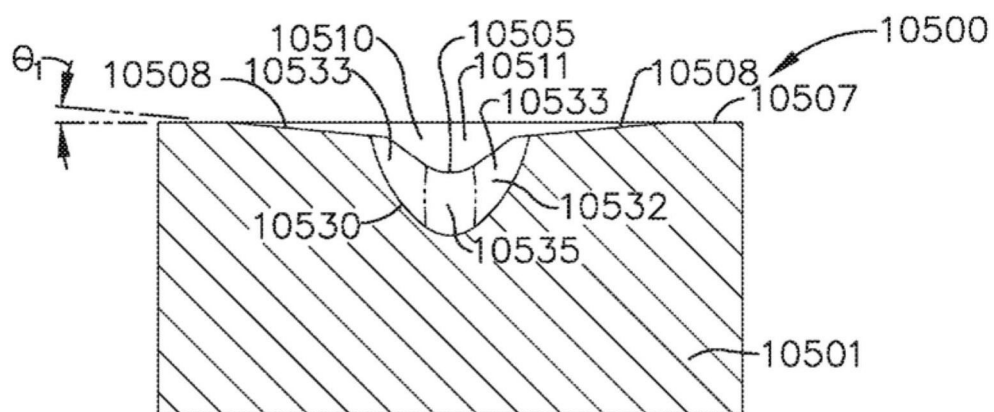


图43

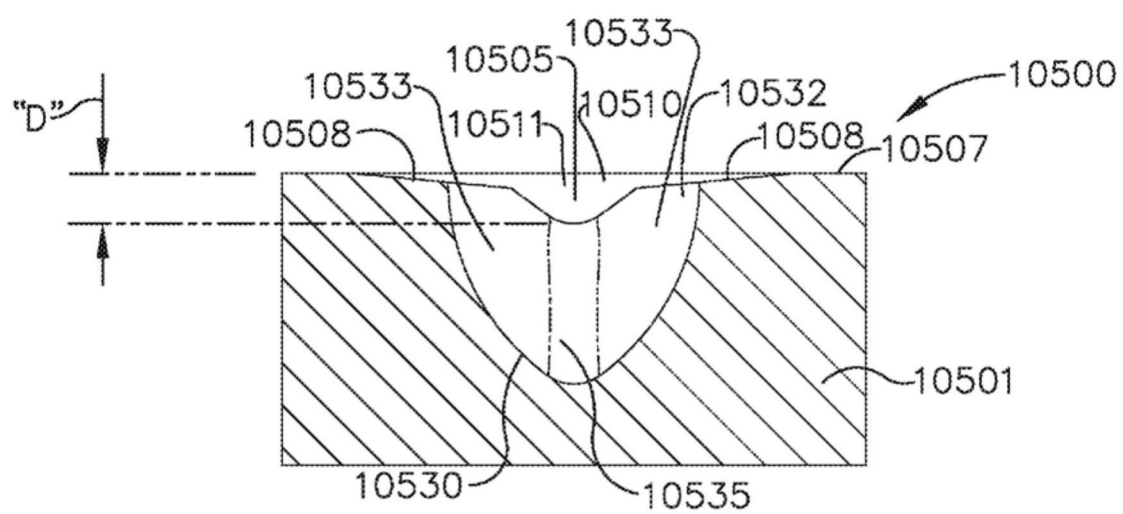


图44

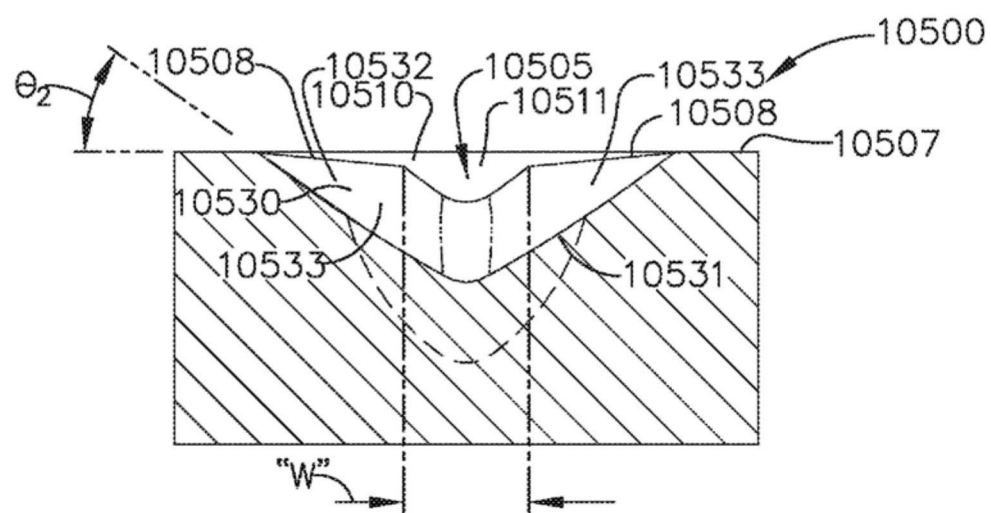


图45

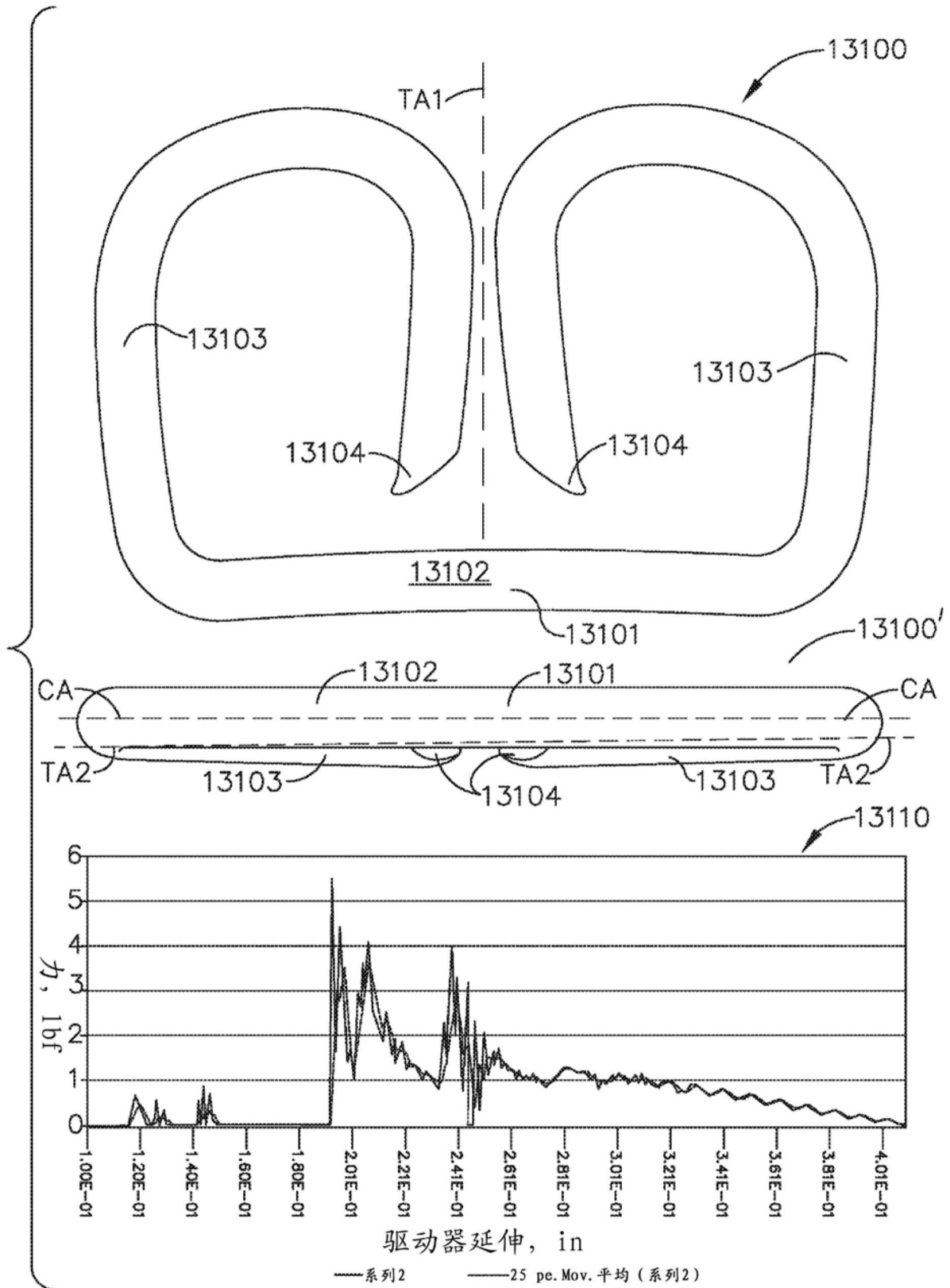


图46

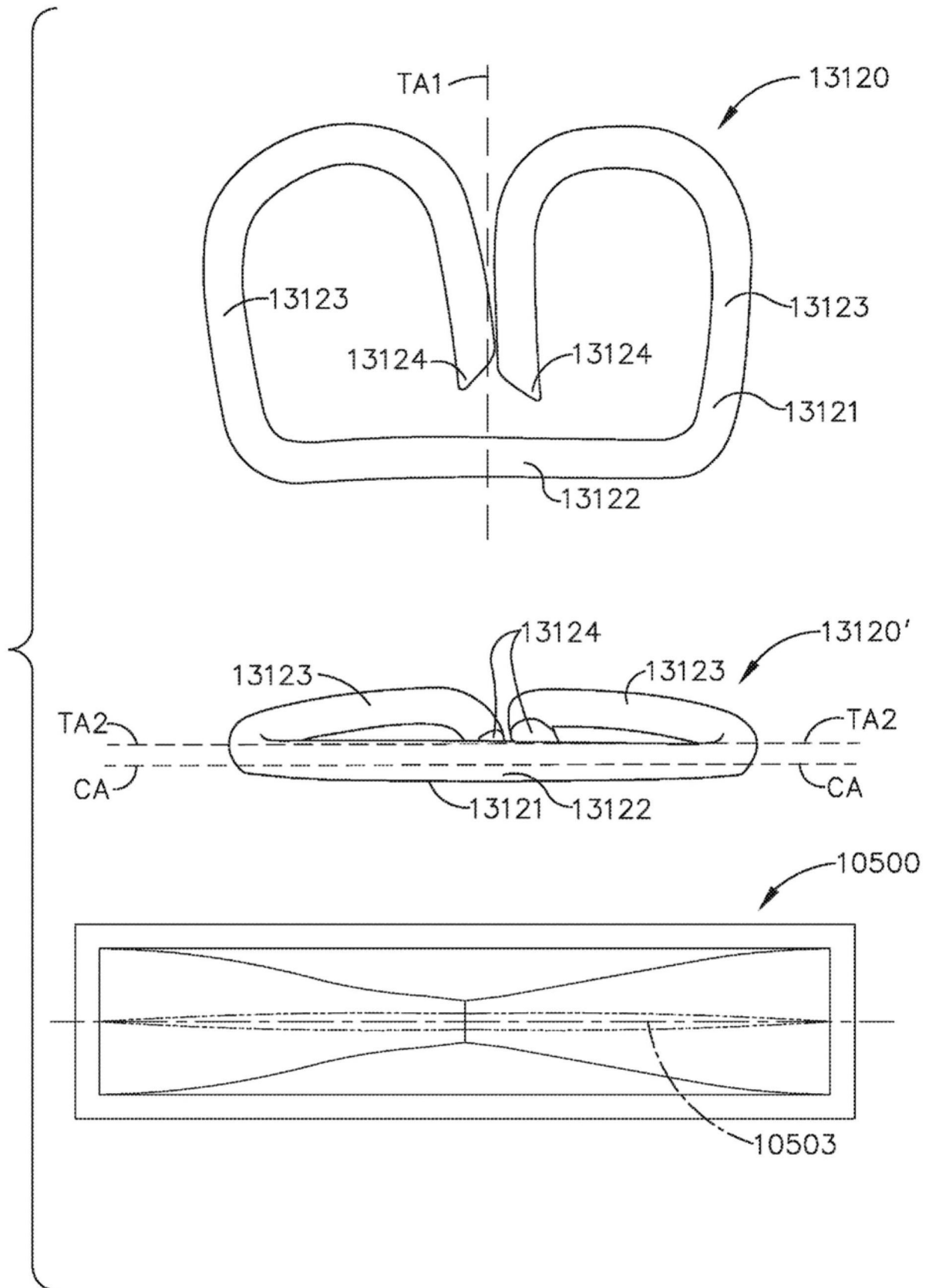


图47

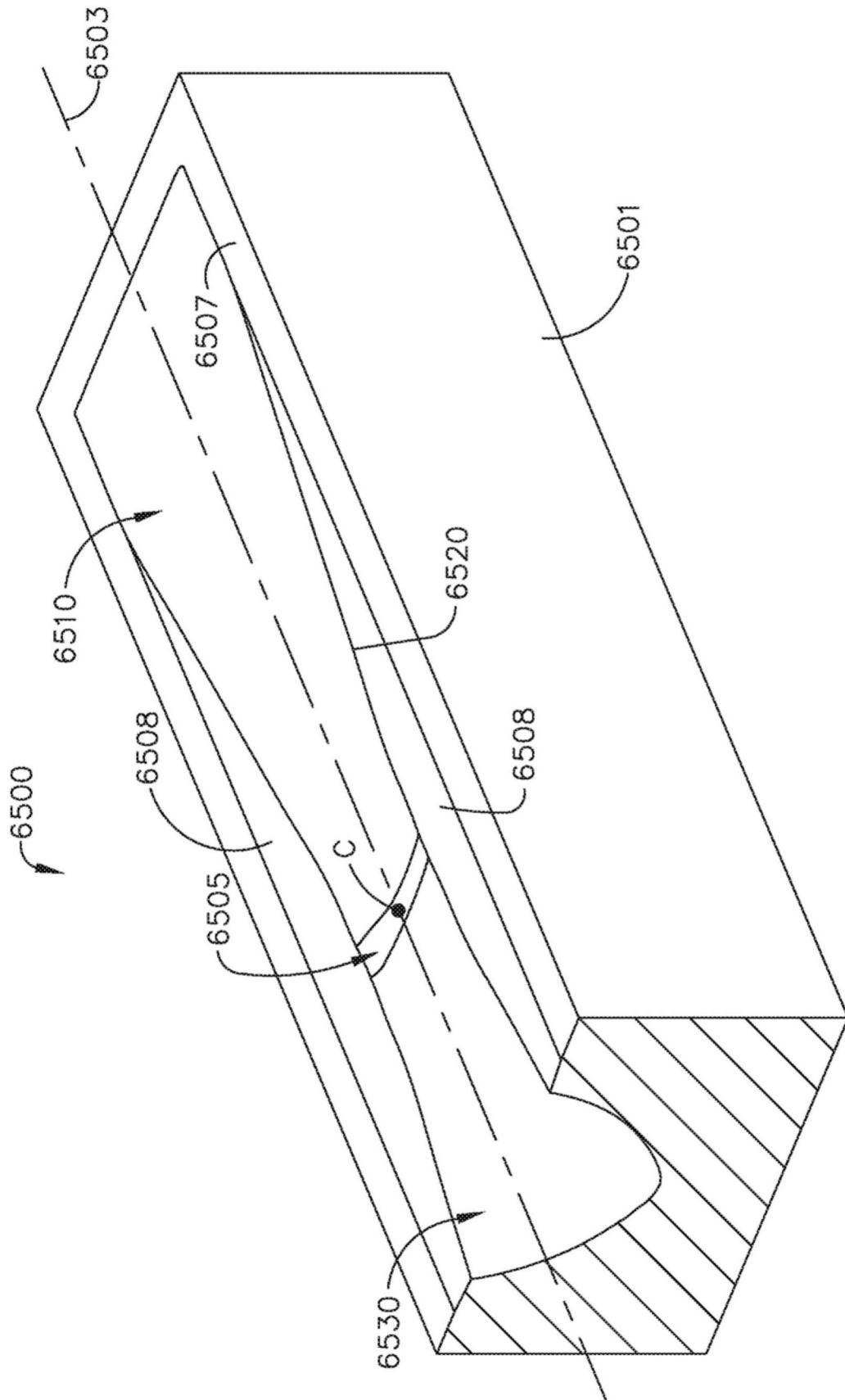


图48

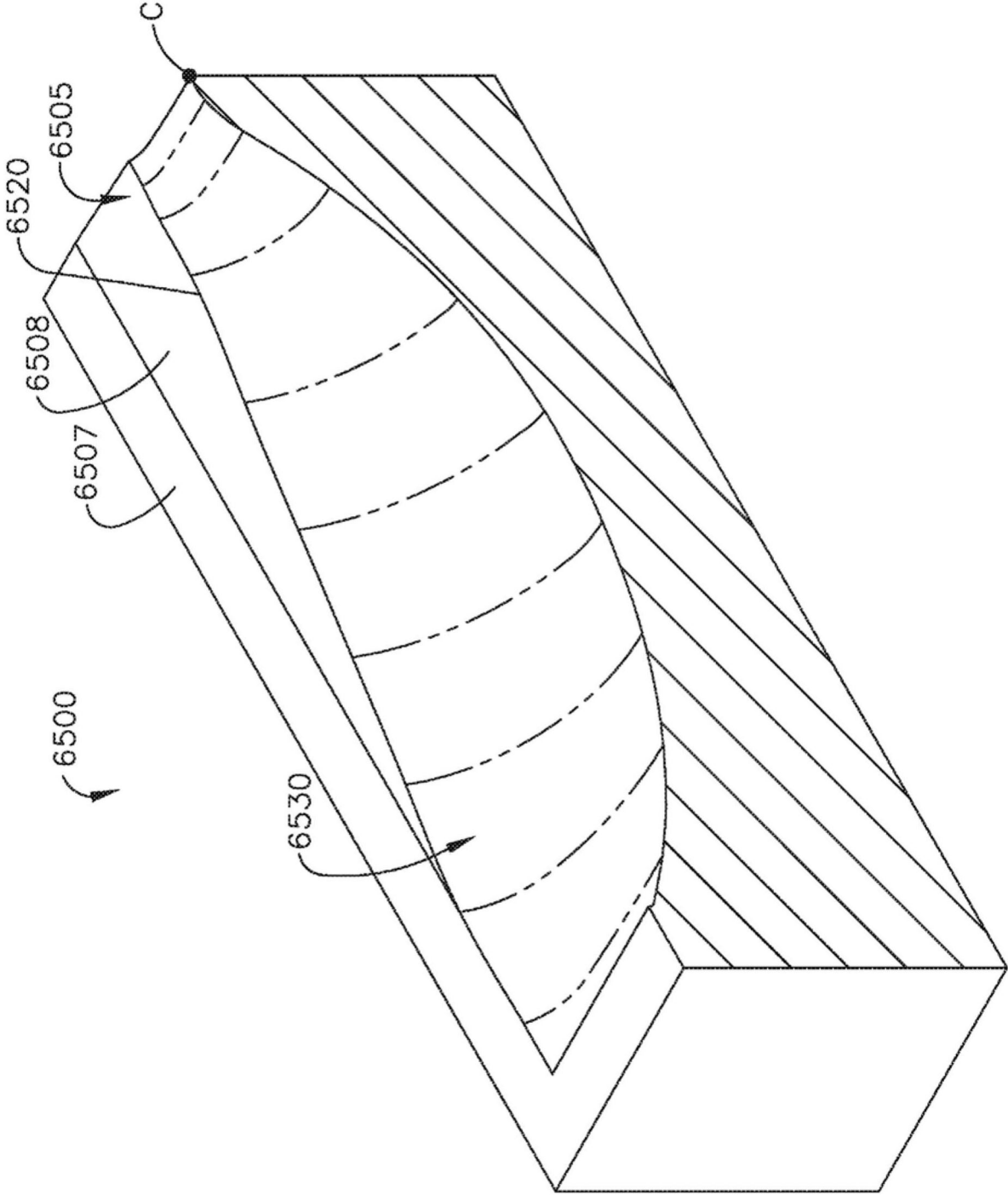


图49

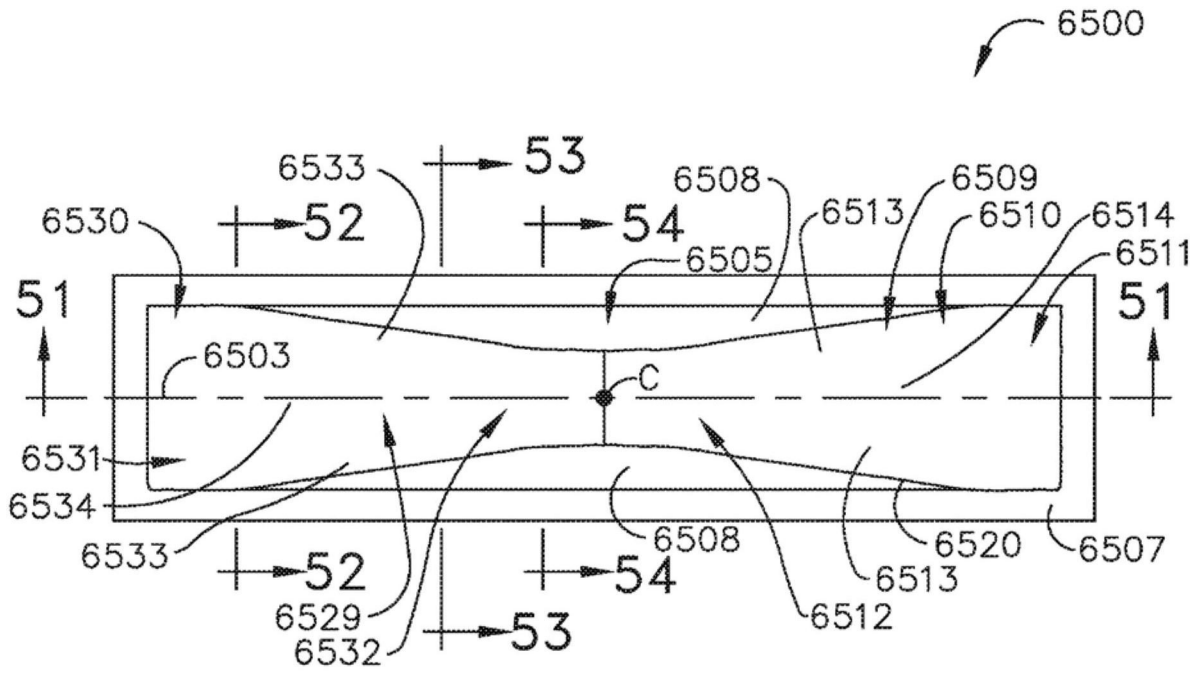


图50

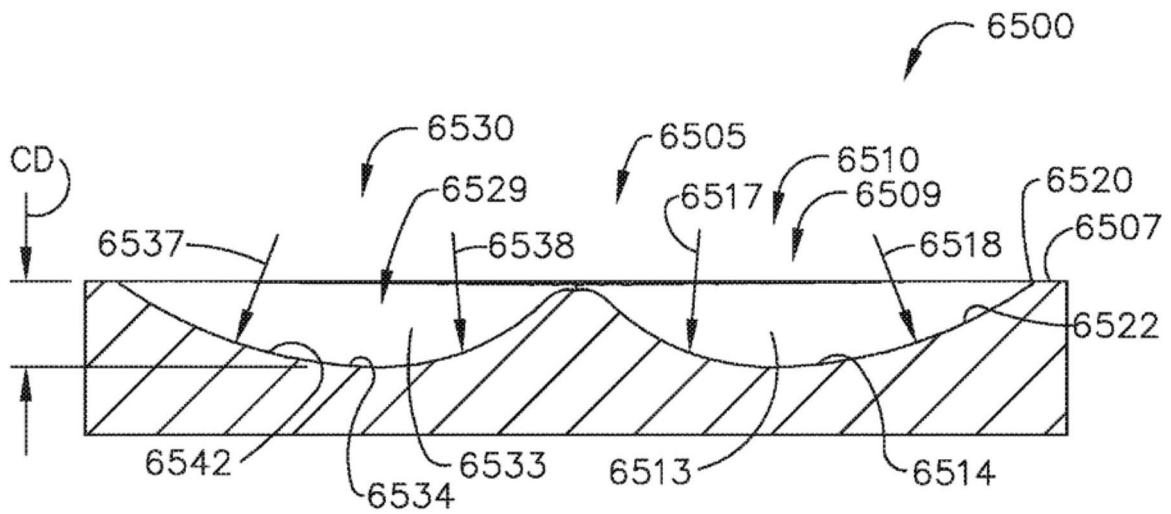


图51

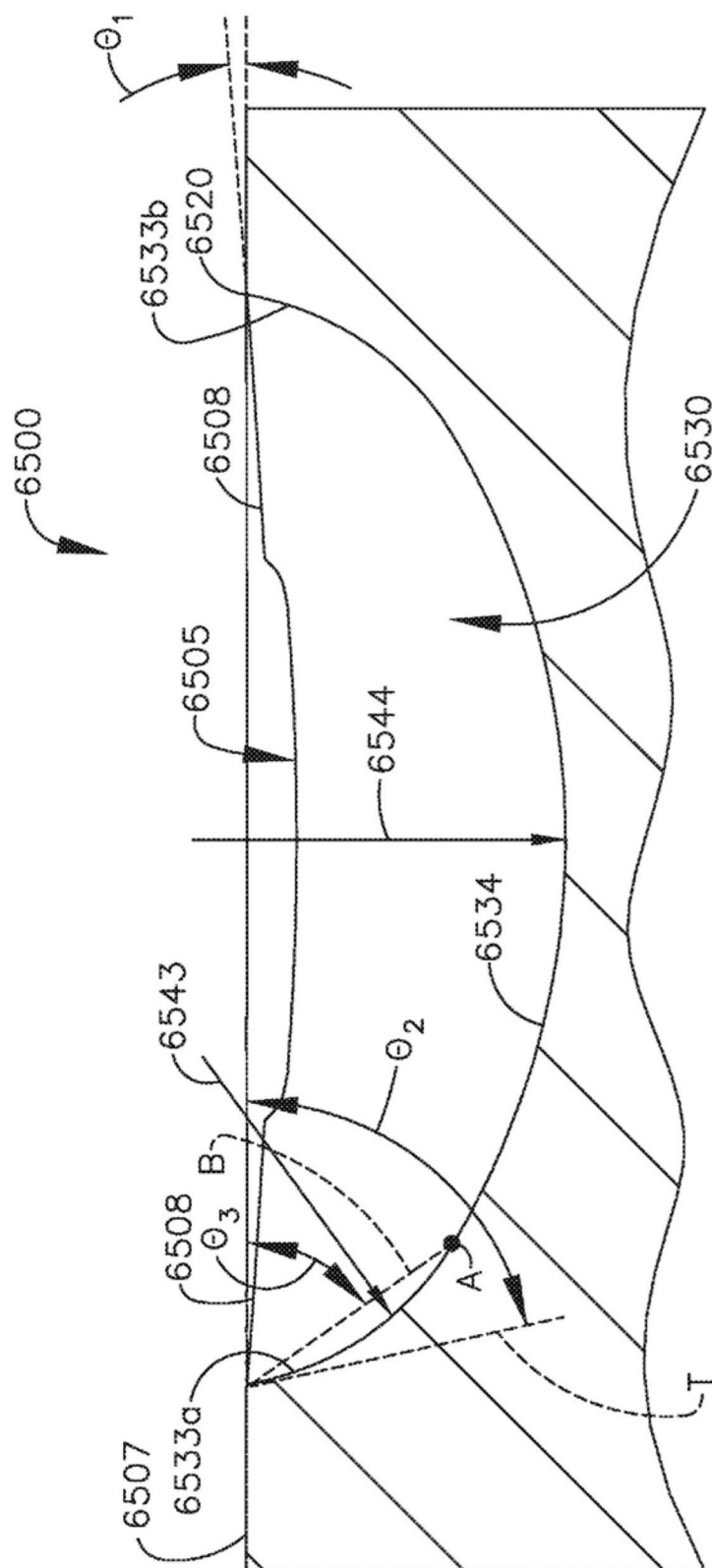


图52

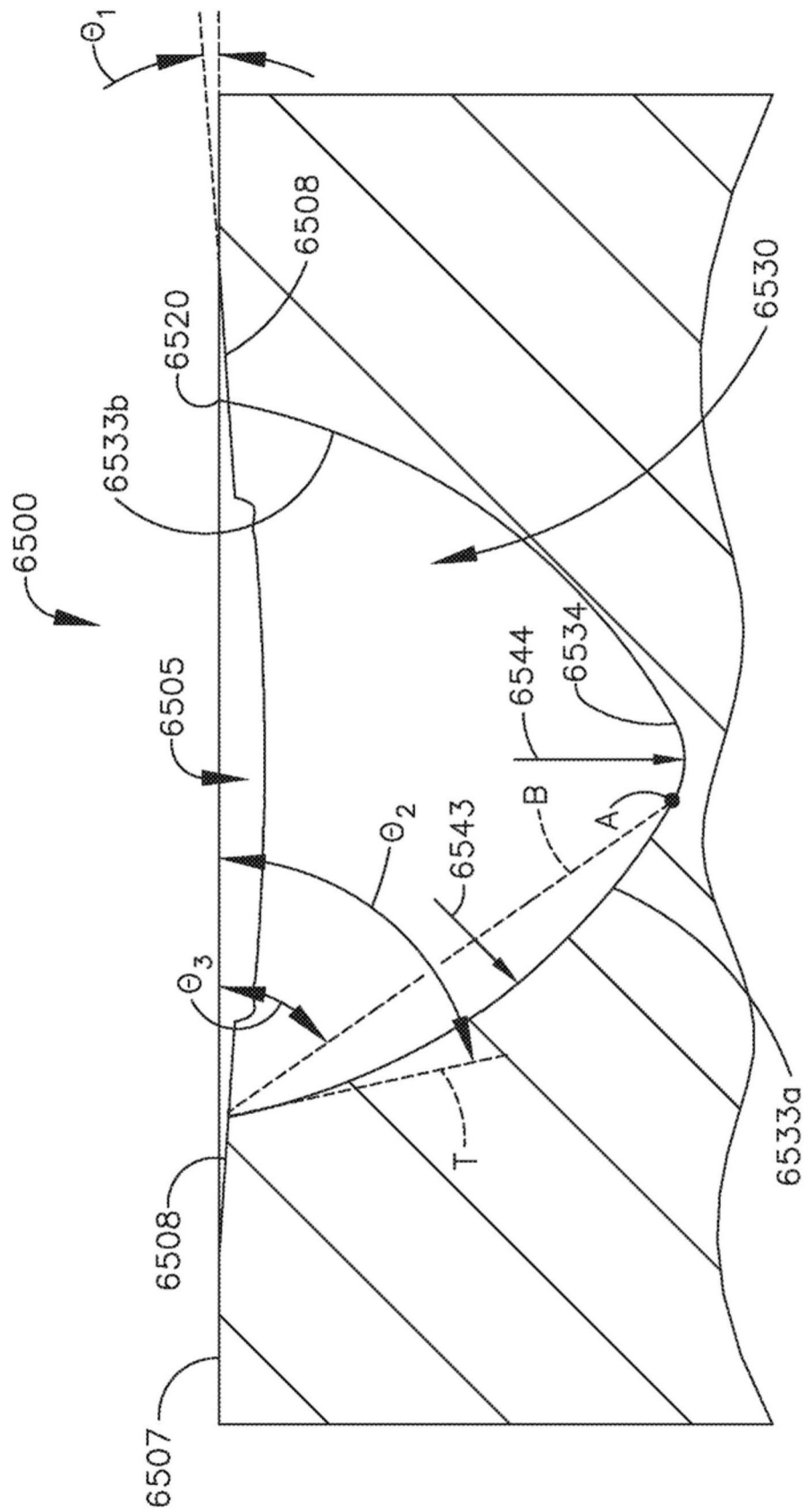


图53

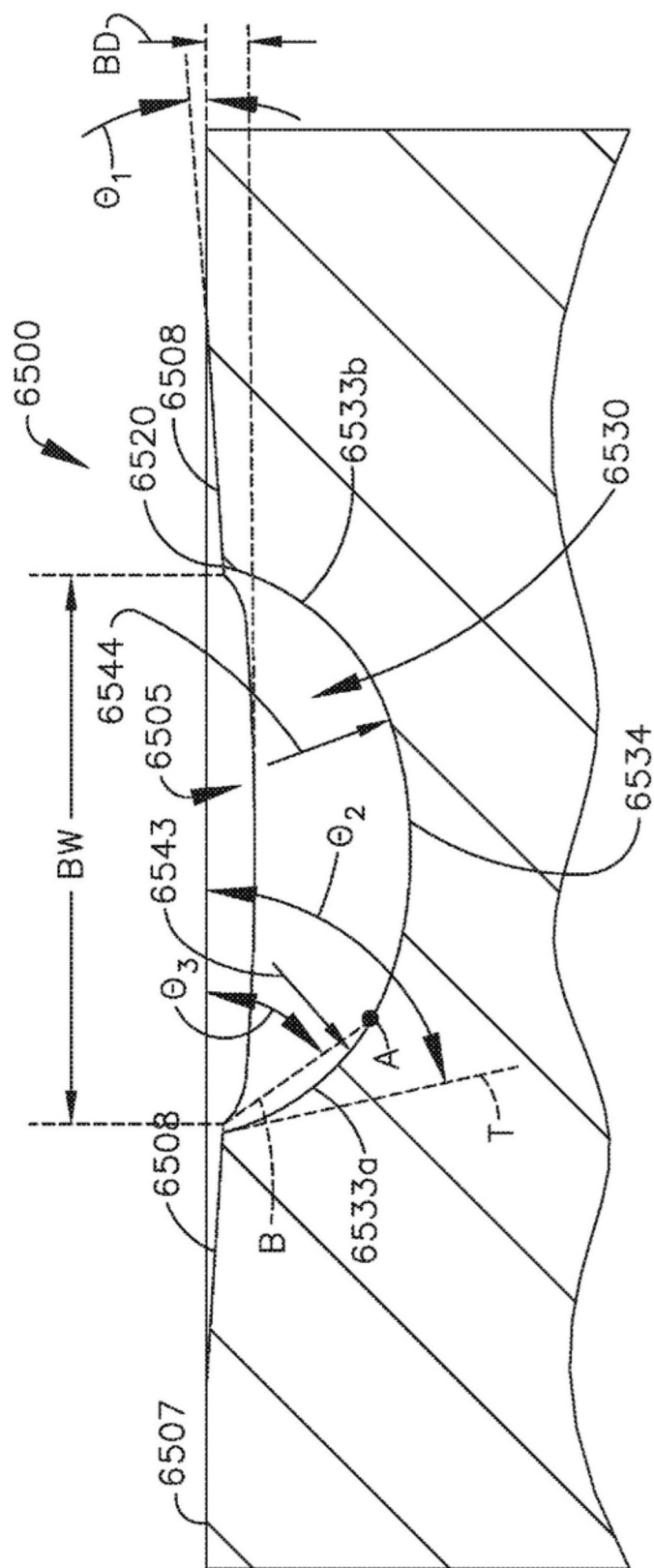


图54

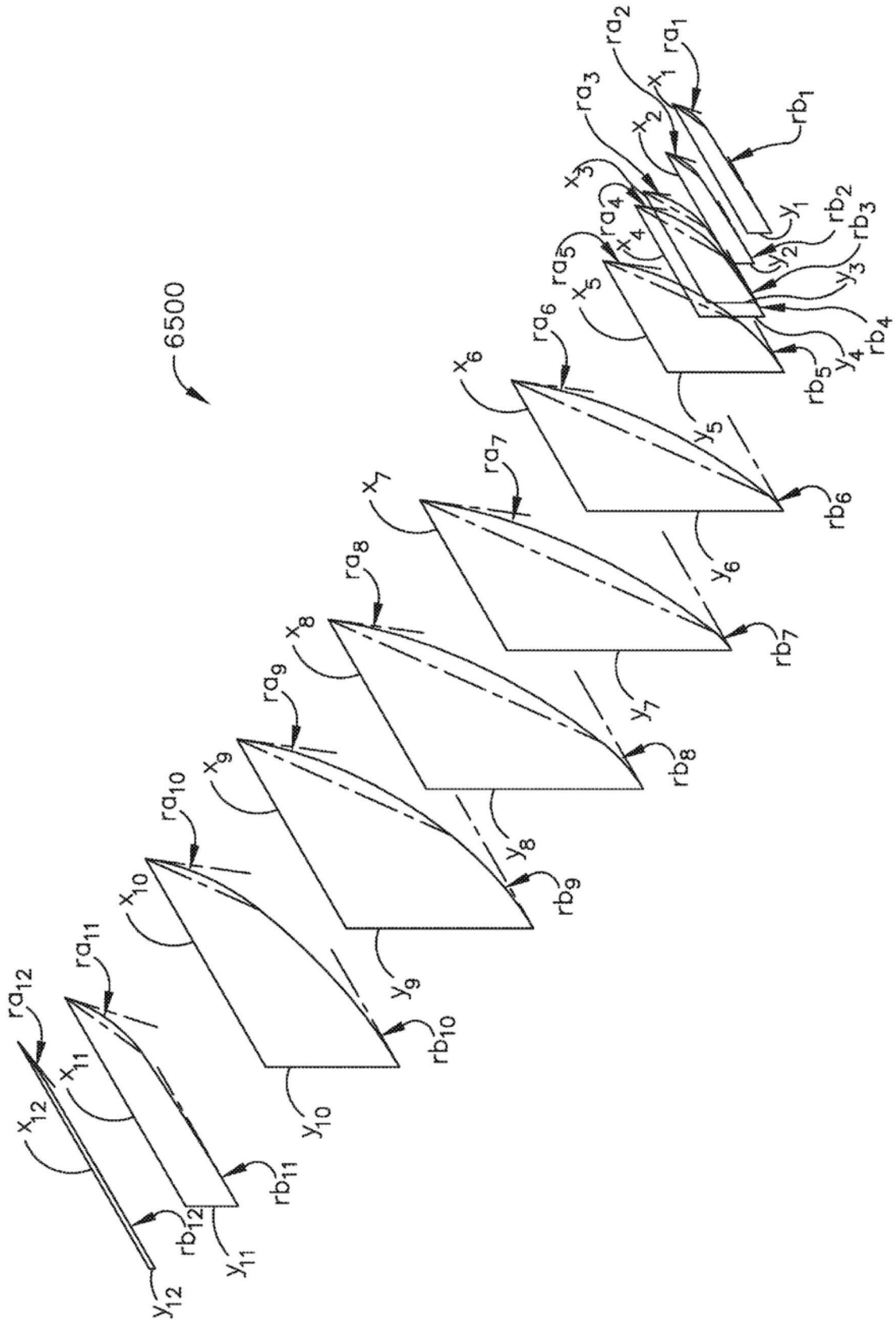


图54A

6550

	x	y	ra	rb
1	0.203mm	0.038mm	0.054mm	1.821mm
2	0.203mm	0.038mm	0.054mm	1.821mm
3	0.203mm	0.078mm	0.082mm	0.788mm
4	0.203mm	0.103mm	0.115mm	0.635mm
5	0.203mm	0.184mm	0.231mm	0.183mm
6	0.239mm	0.310mm	0.438mm	0.053mm
7	0.274mm	0.355mm	0.500mm	0.064mm
8	0.310mm	0.343mm	0.462mm	0.172mm
9	0.345mm	0.296mm	0.361mm	0.340mm
10	0.381mm	0.211mm	0.194mm	0.573mm
11	0.381mm	0.083mm	0.124mm	3.205mm
12	0.381mm	0.009mm	0.382mm	35.306mm

图54B

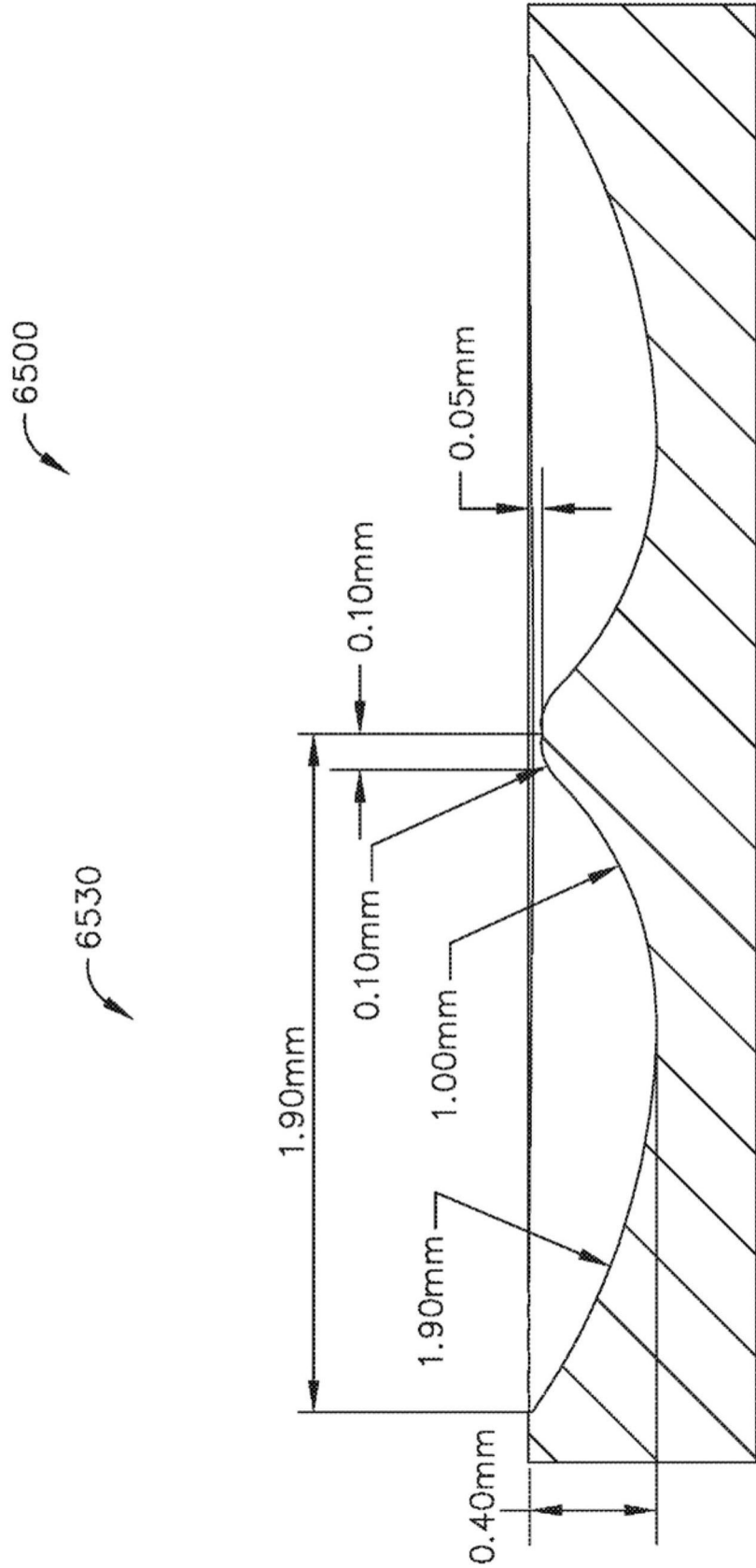


图54C

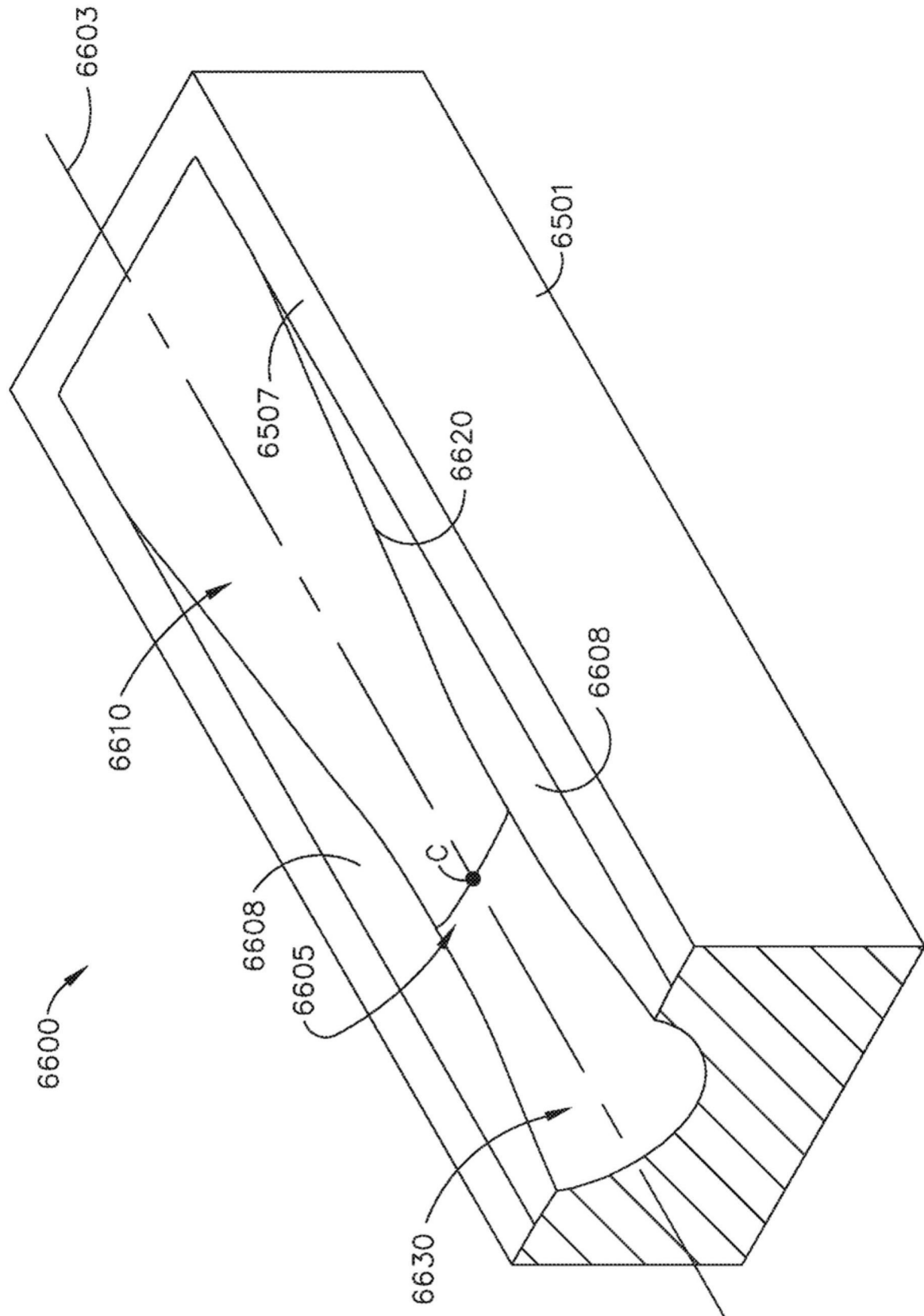


图55

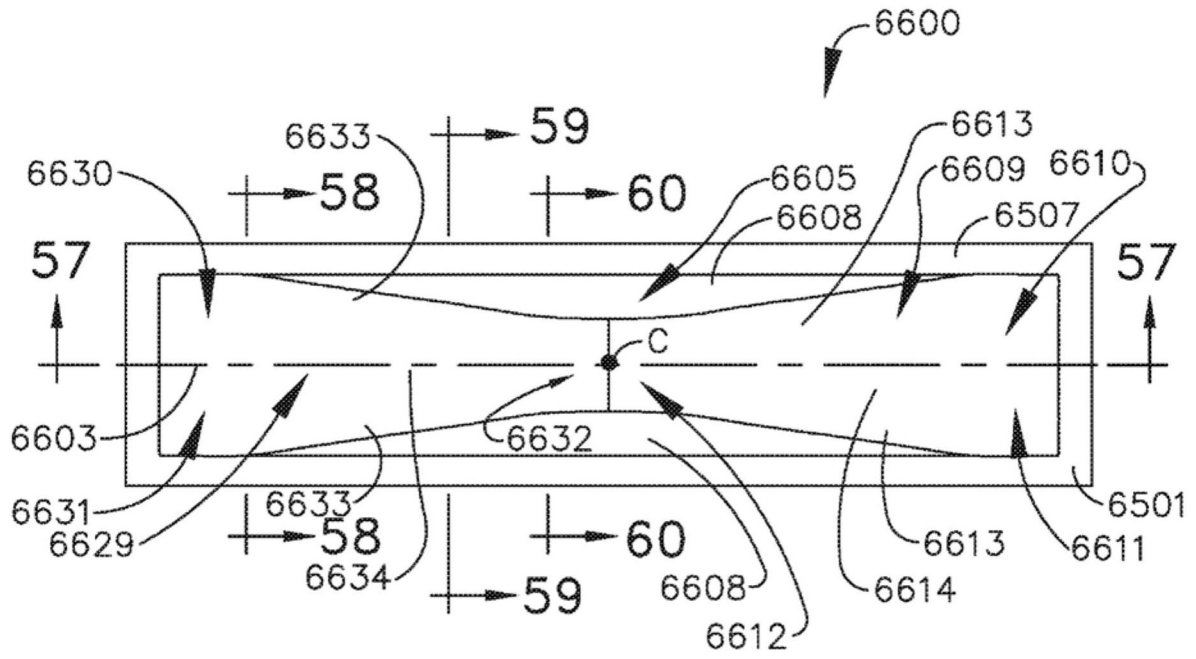


图56

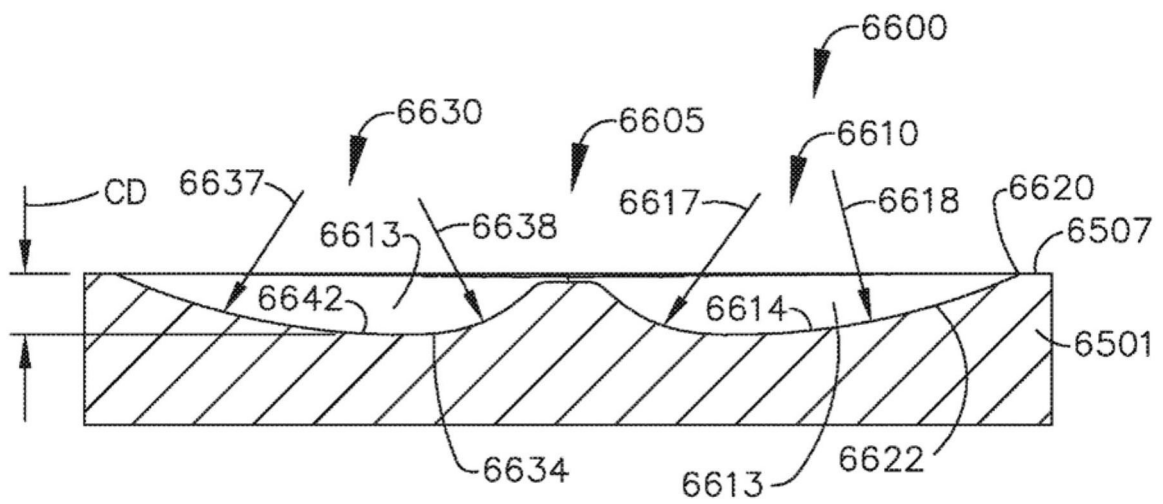


图57

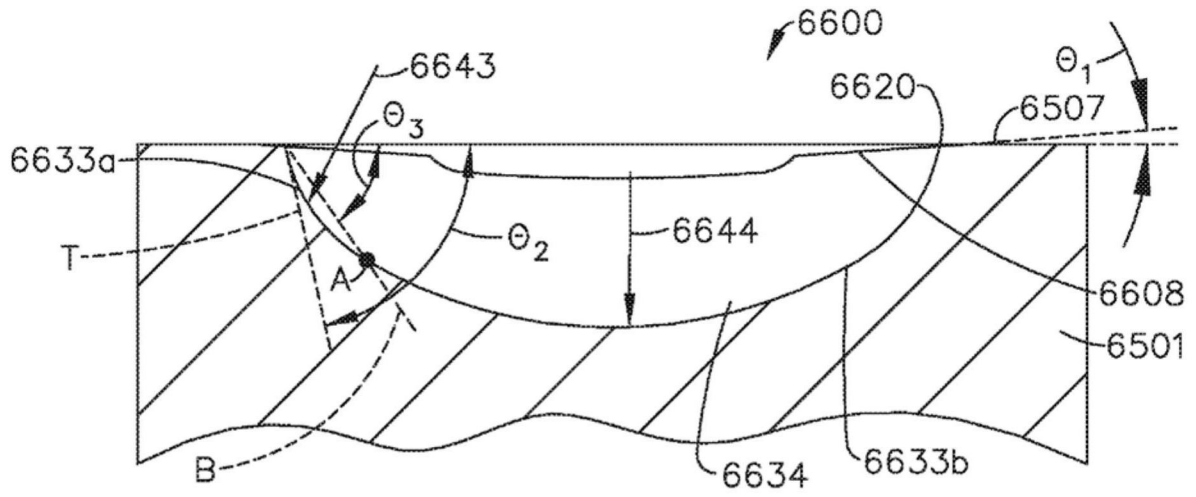


图58

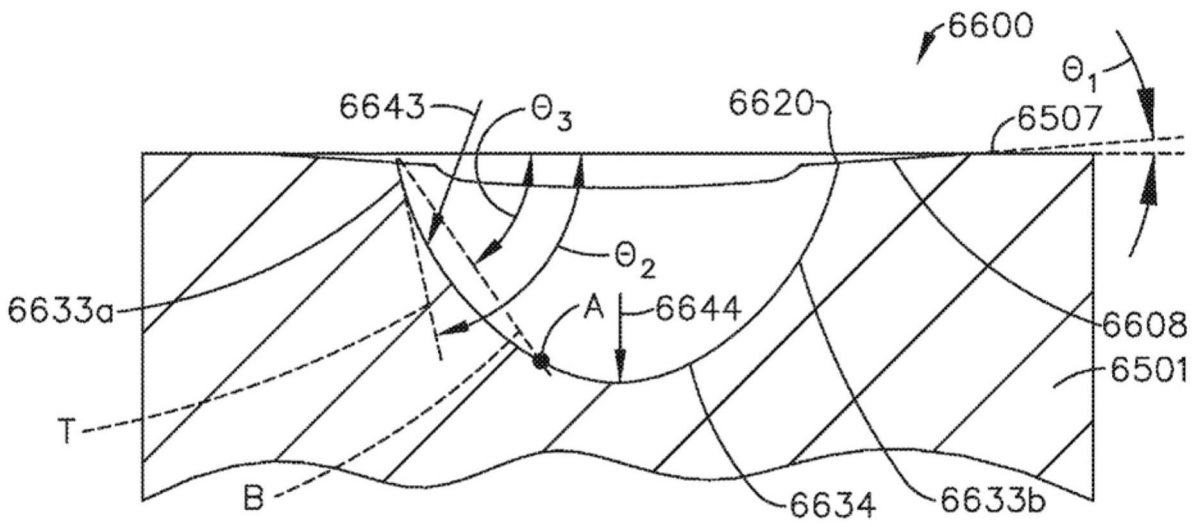


图59

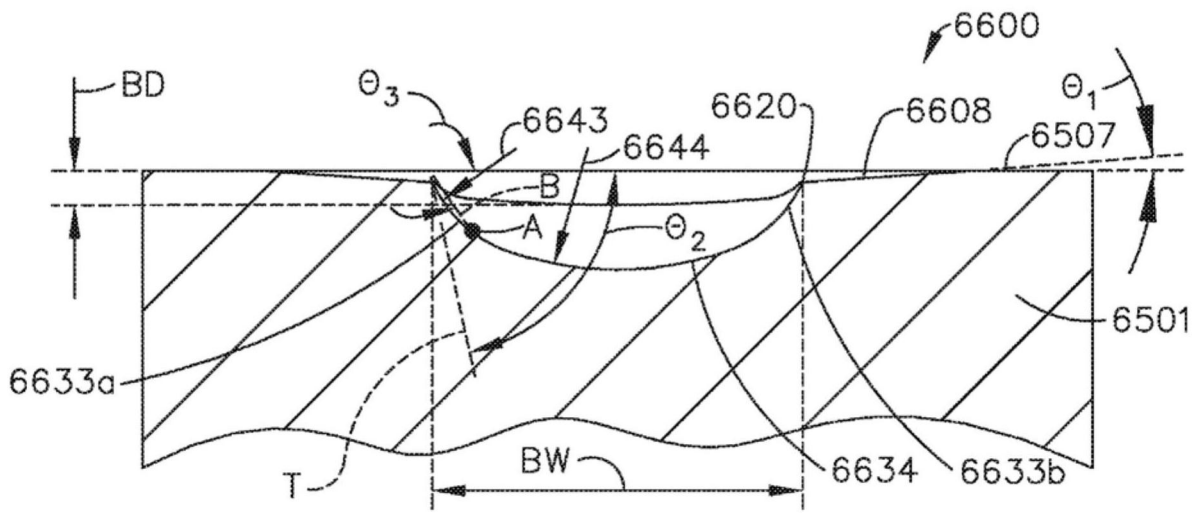


图60

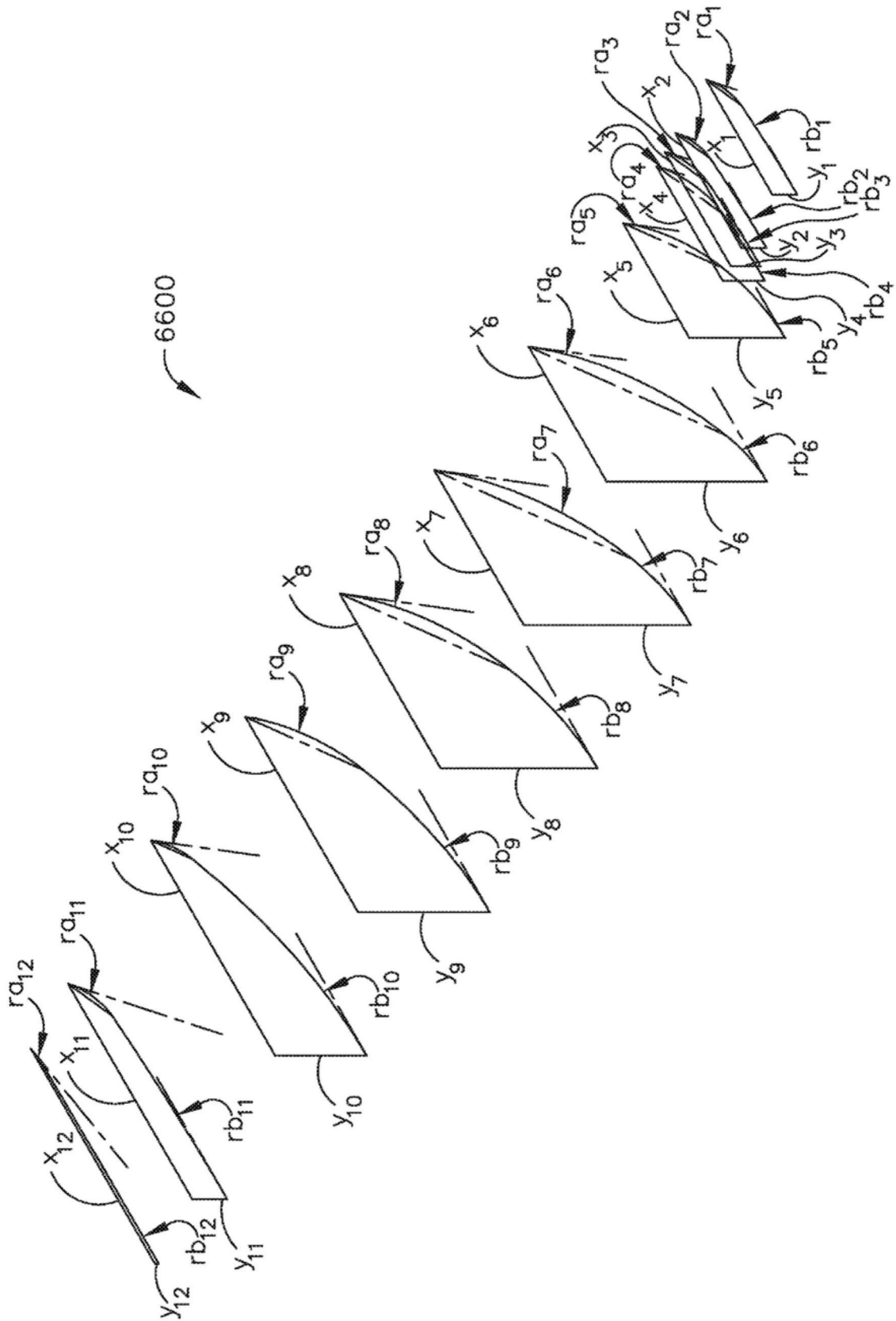
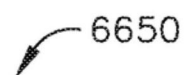


图60A

6650

	x	y	ra	rb
1	0.203mm	0.038mm	0.054mm	1.821mm
2	0.203mm	0.038mm	0.054mm	1.821mm
3	0.203mm	0.045mm	0.068mm	1.692mm
4	0.203mm	0.065mm	0.104mm	1.358mm
5	0.203mm	0.147mm	0.164mm	0.248mm
6	0.239mm	0.246mm	0.323mm	0.164mm
7	0.274mm	0.256mm	0.324mm	0.234mm
8	0.310mm	0.240mm	0.279mm	0.349mm
9	0.345mm	0.202mm	0.194mm	0.502mm
10	0.381mm	0.140mm	0.068mm	0.696mm
11	0.381mm	0.053mm	0.069mm	3.728mm
12	0.381mm	0.006mm	0.209mm	39.104mm

图60B

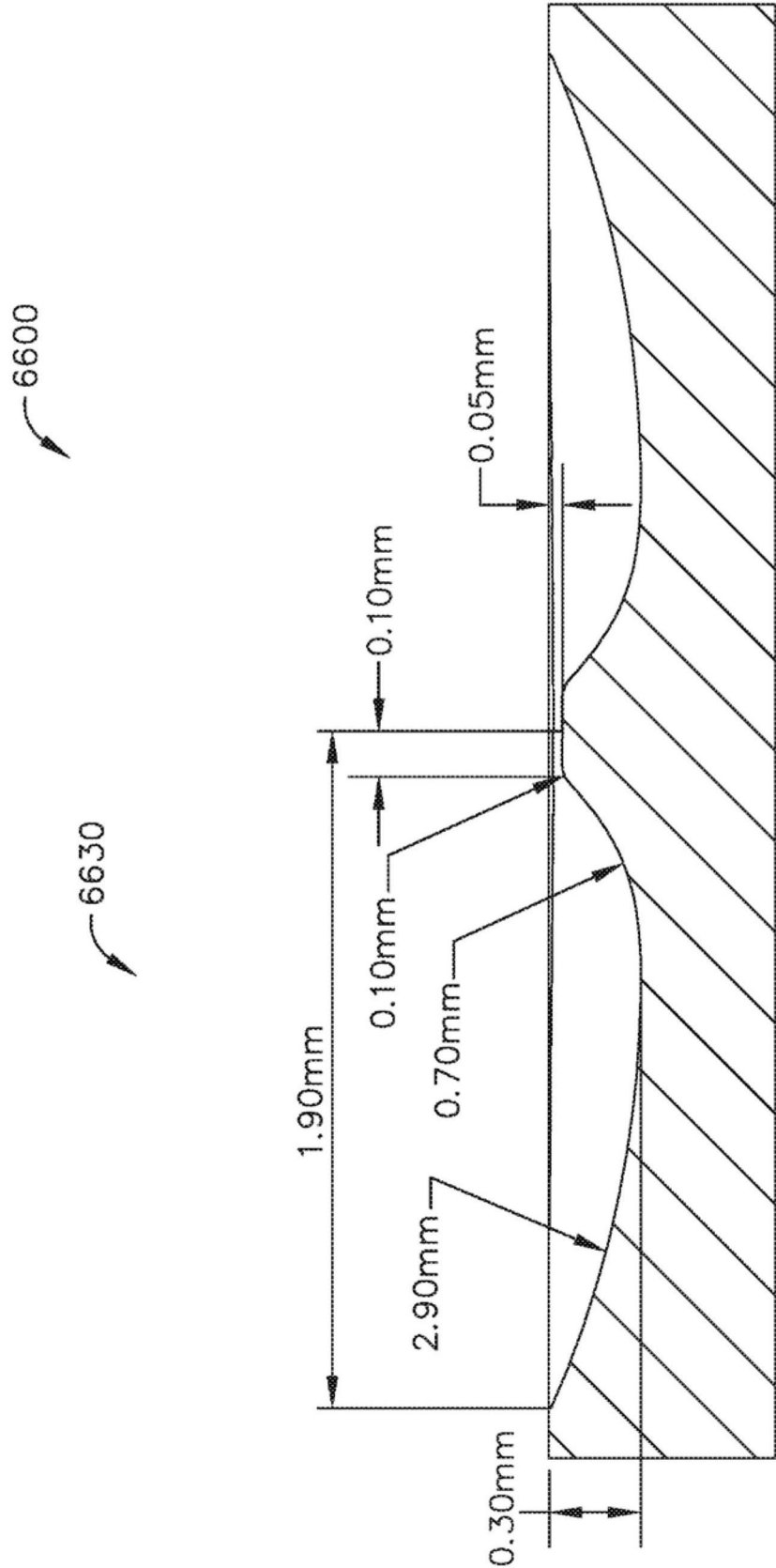


图60C

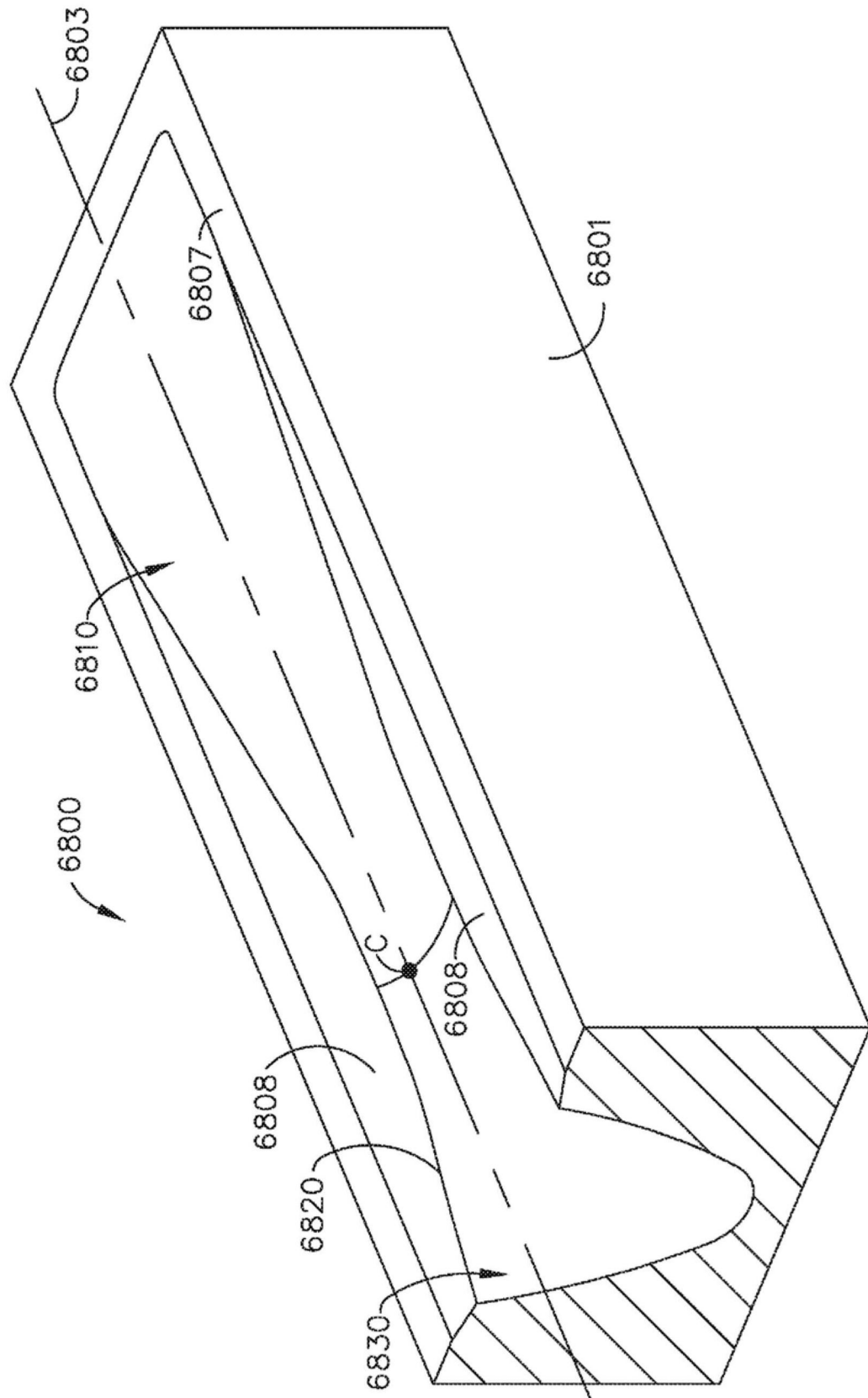


图61

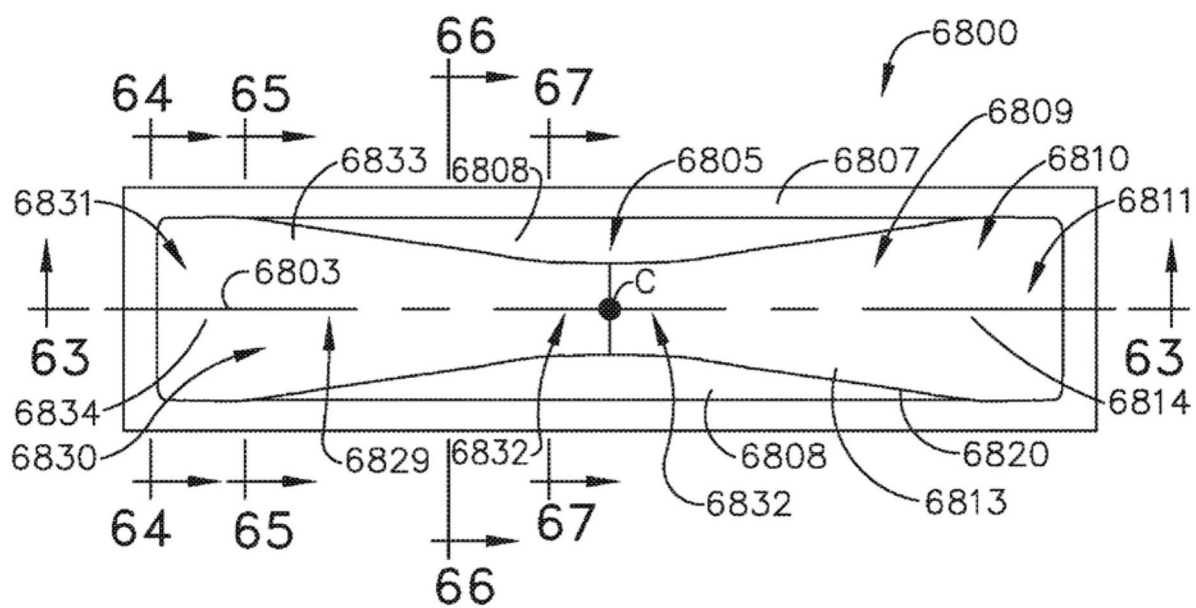


图62

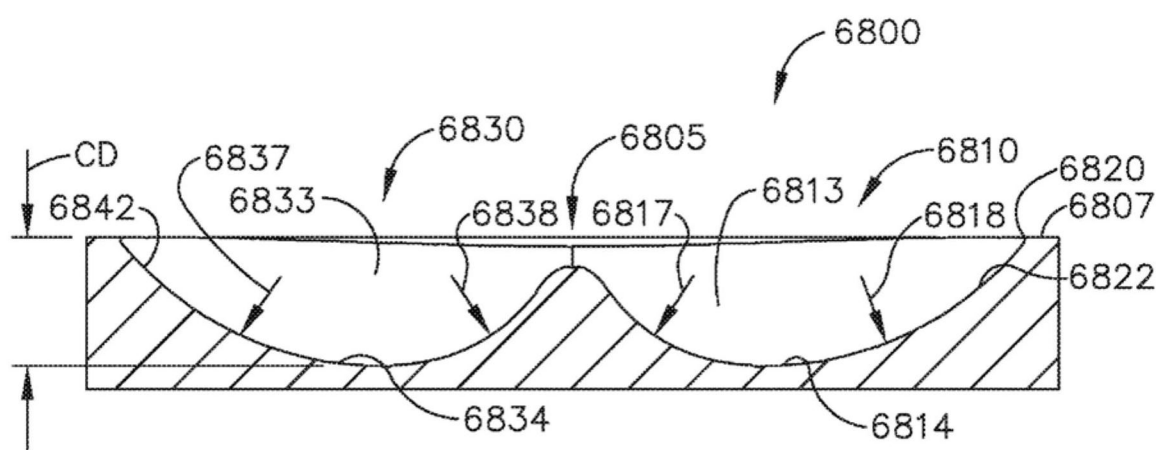


图63

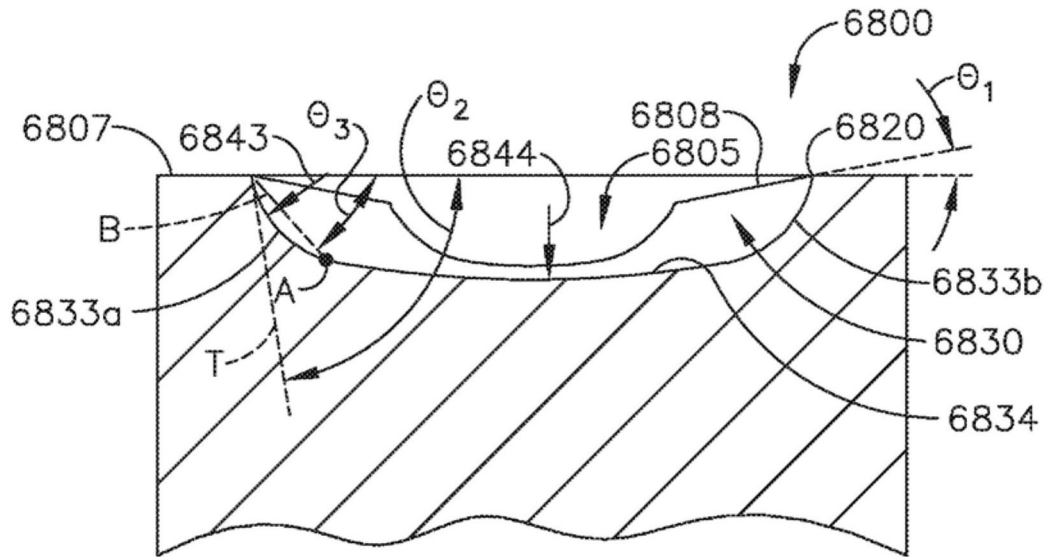


图64

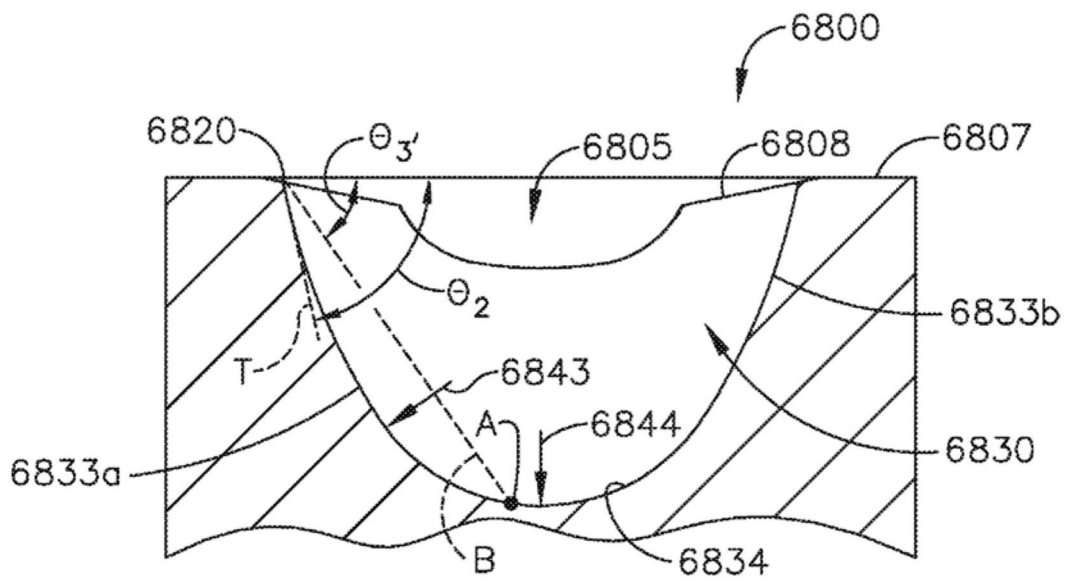


图65

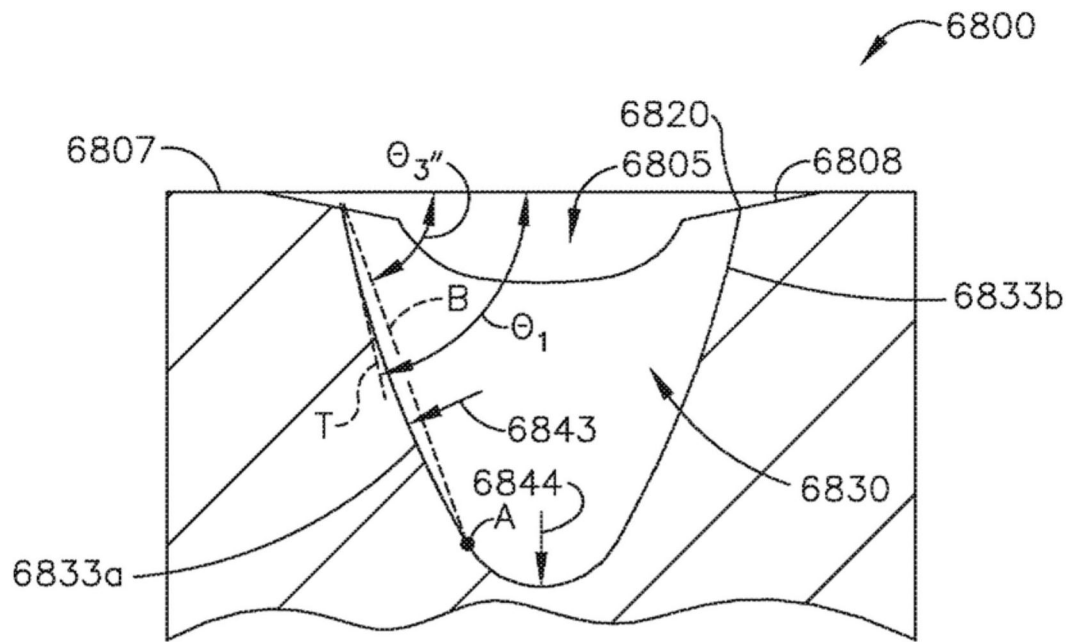


图66

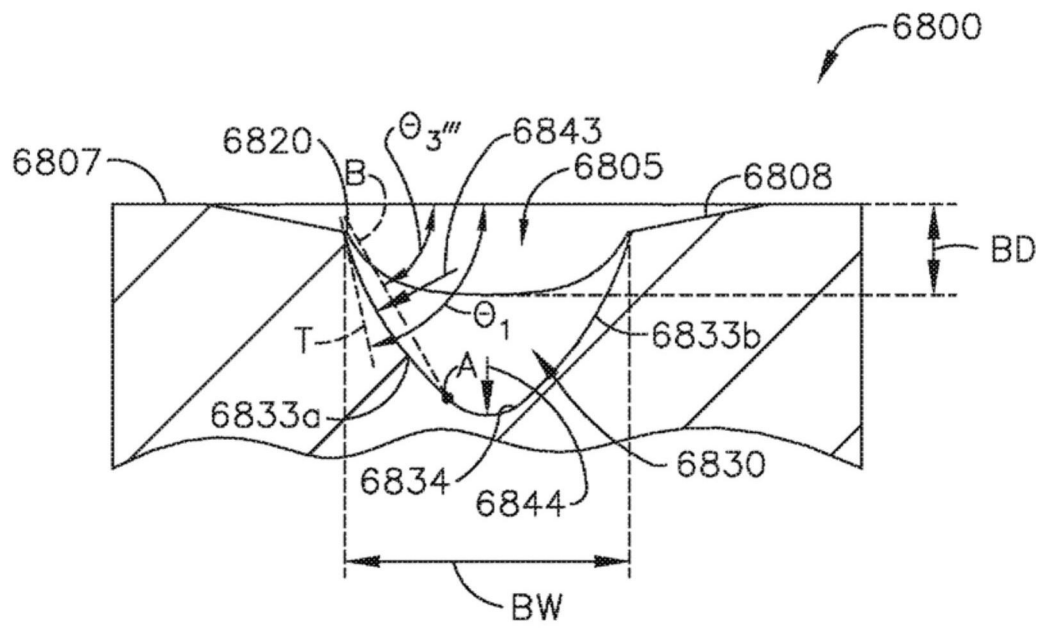


图67

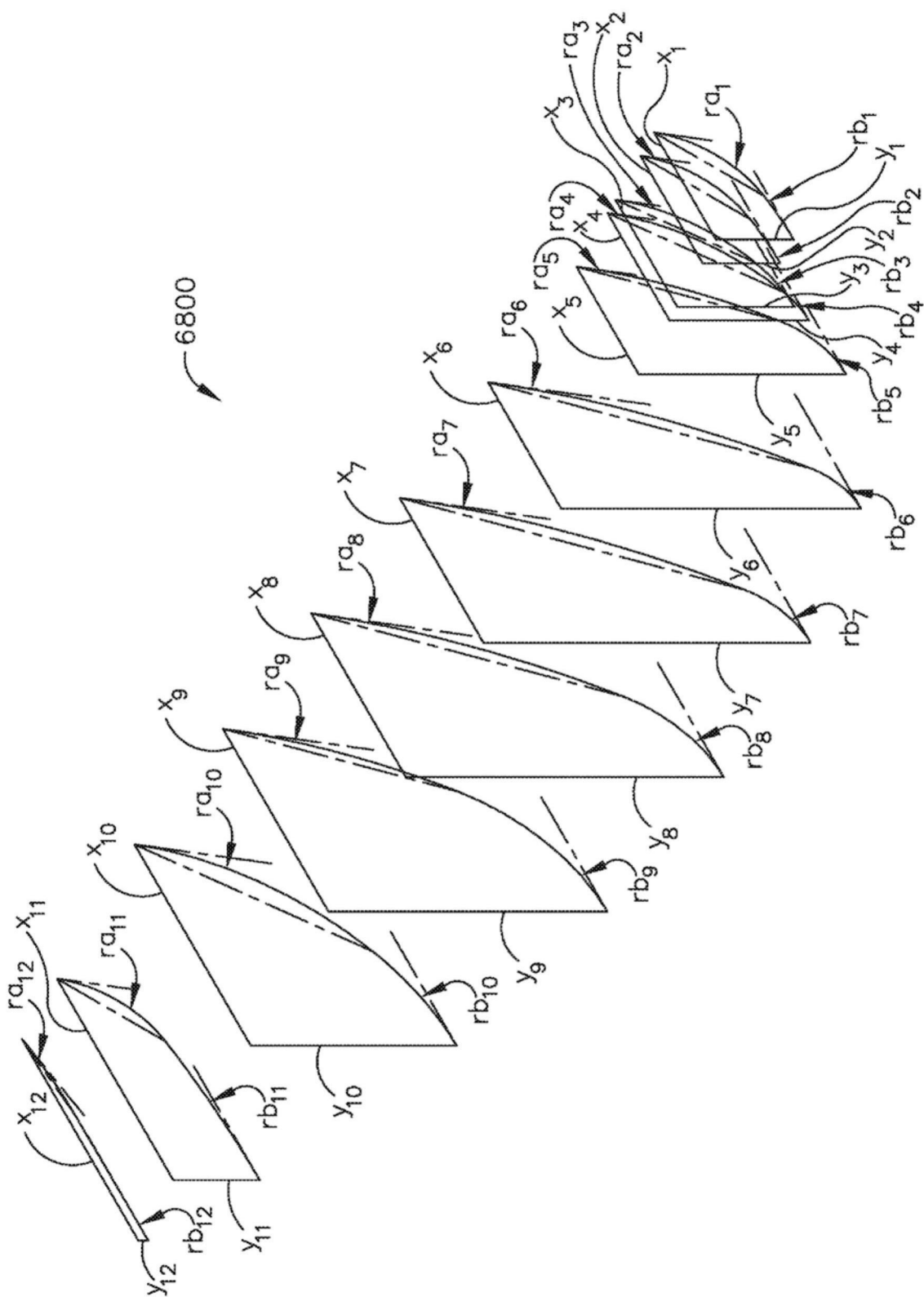


图67A

6850

	x	y	ra	rb
1	0.203mm	0.127mm	0.148mm	0.481mm
2	0.203mm	0.127mm	0.148mm	0.481mm
3	0.203mm	0.192mm	0.244mm	0.170mm
4	0.203mm	0.228mm	0.308mm	0.107mm
5	0.203mm	0.339mm	0.861mm	0.117mm
6	0.239mm	0.491mm	1.369mm	0.088mm
7	0.274mm	0.536mm	1.464mm	0.116mm
8	0.310mm	0.520mm	1.324mm	0.176mm
9	0.345mm	0.457mm	0.997mm	0.262mm
10	0.381mm	0.337mm	0.417mm	0.357mm
11	0.381mm	0.141mm	0.146mm	1.512mm
12	0.381mm	0.016mm	0.746mm	27.357mm

图67B

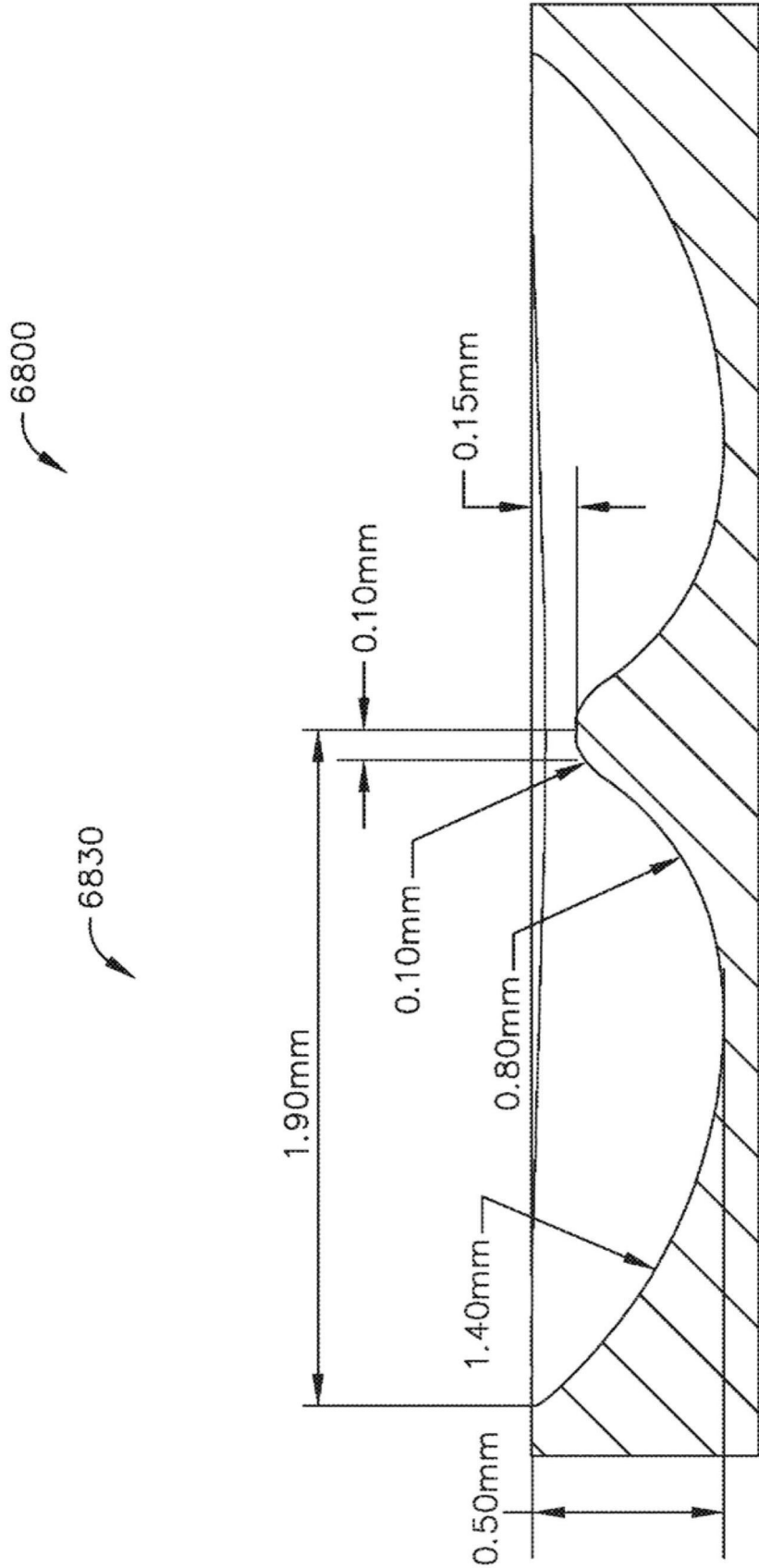


图67C

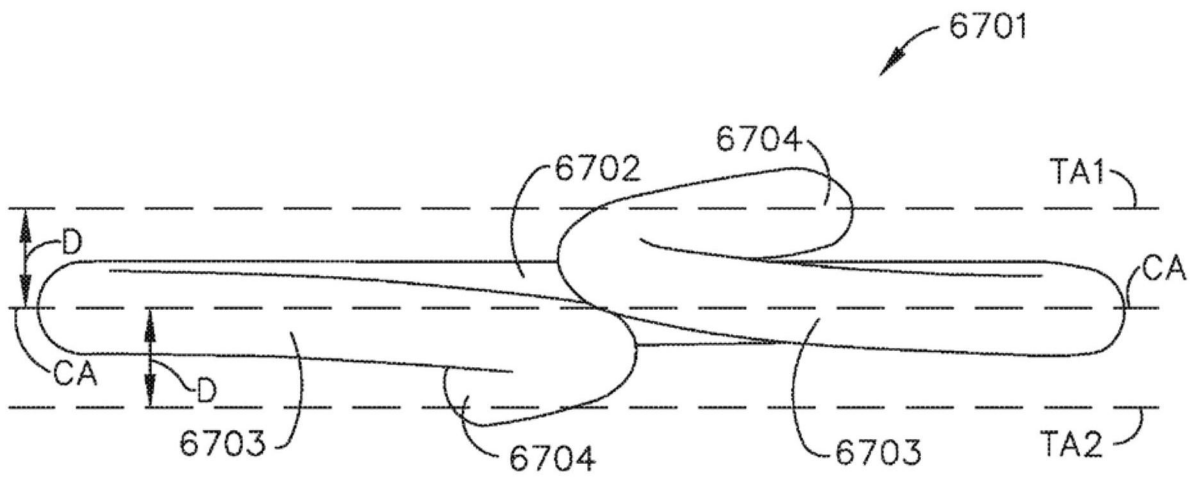


图68

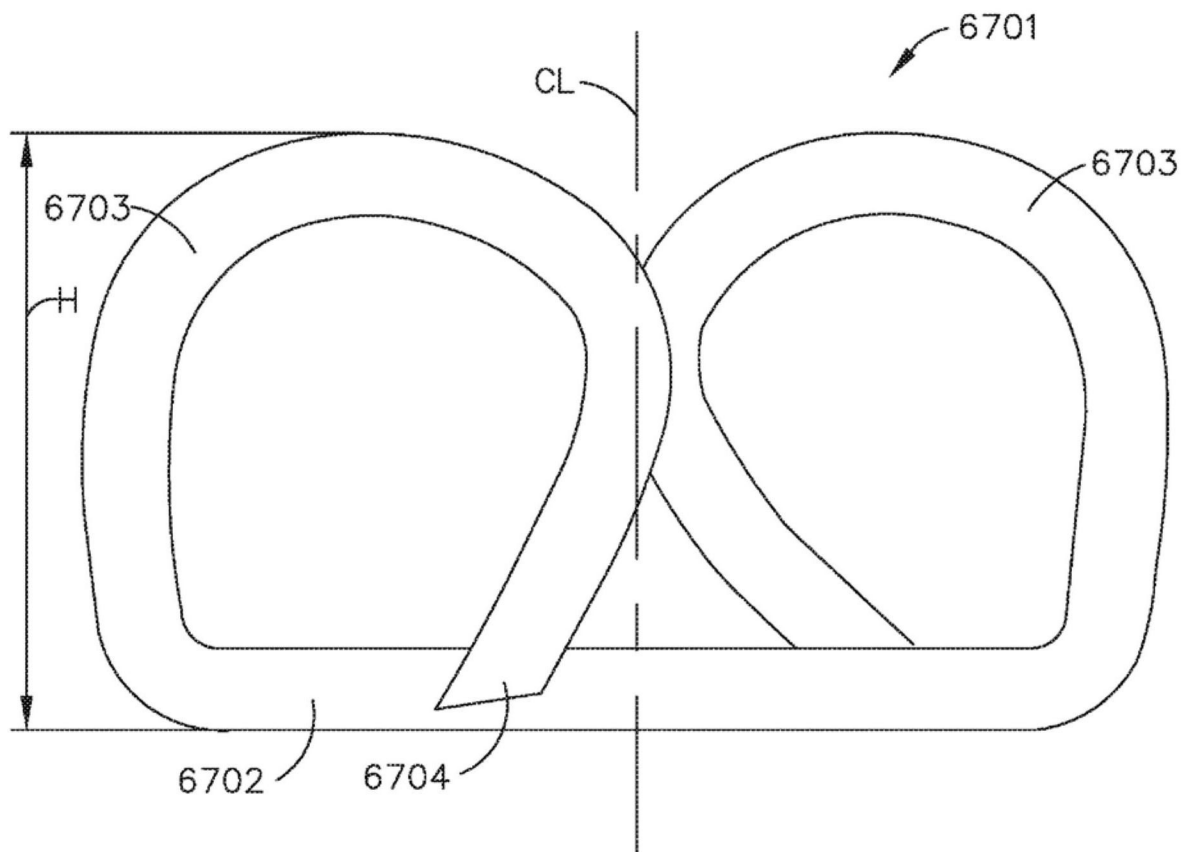


图69

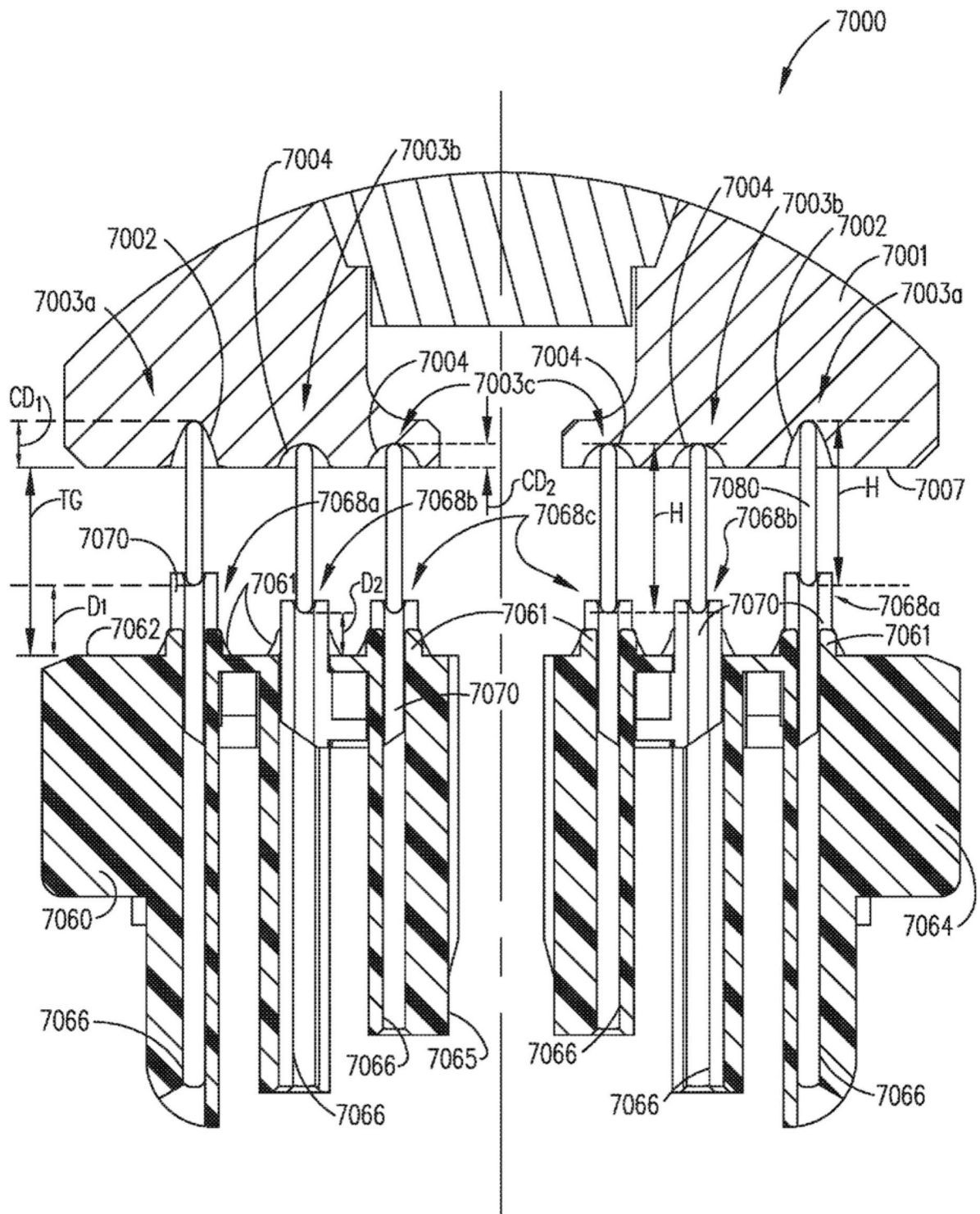


图70

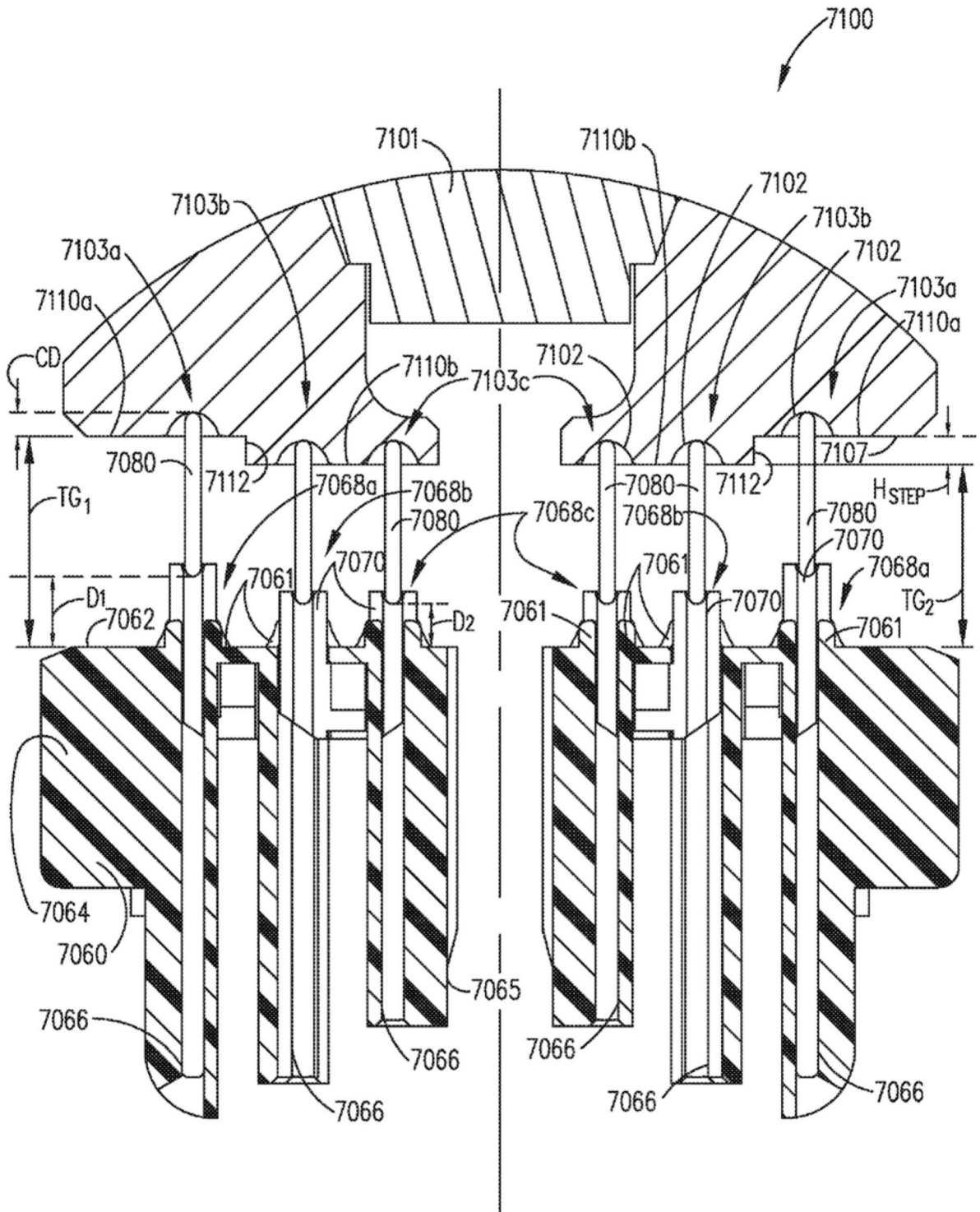


图71

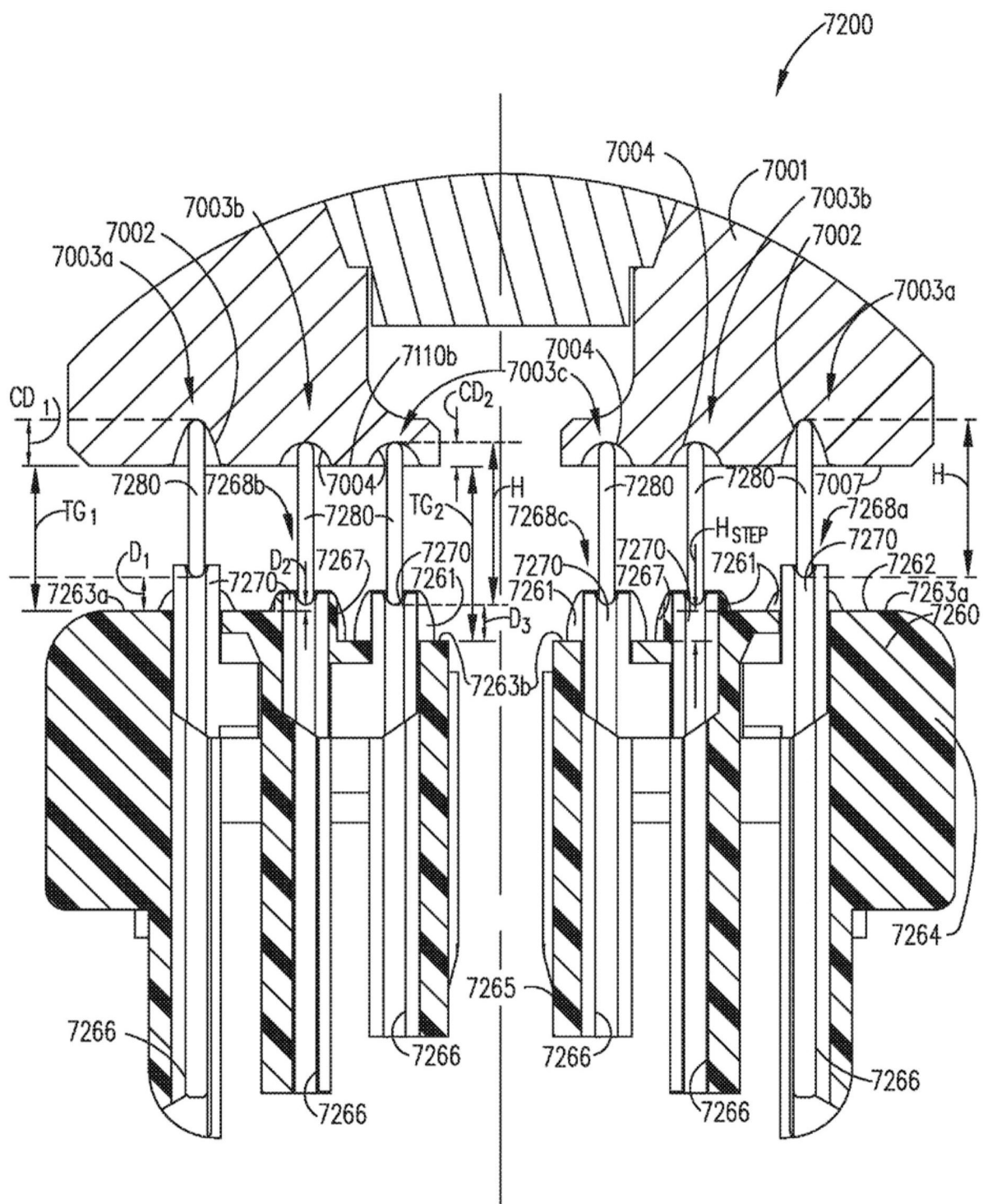


图72

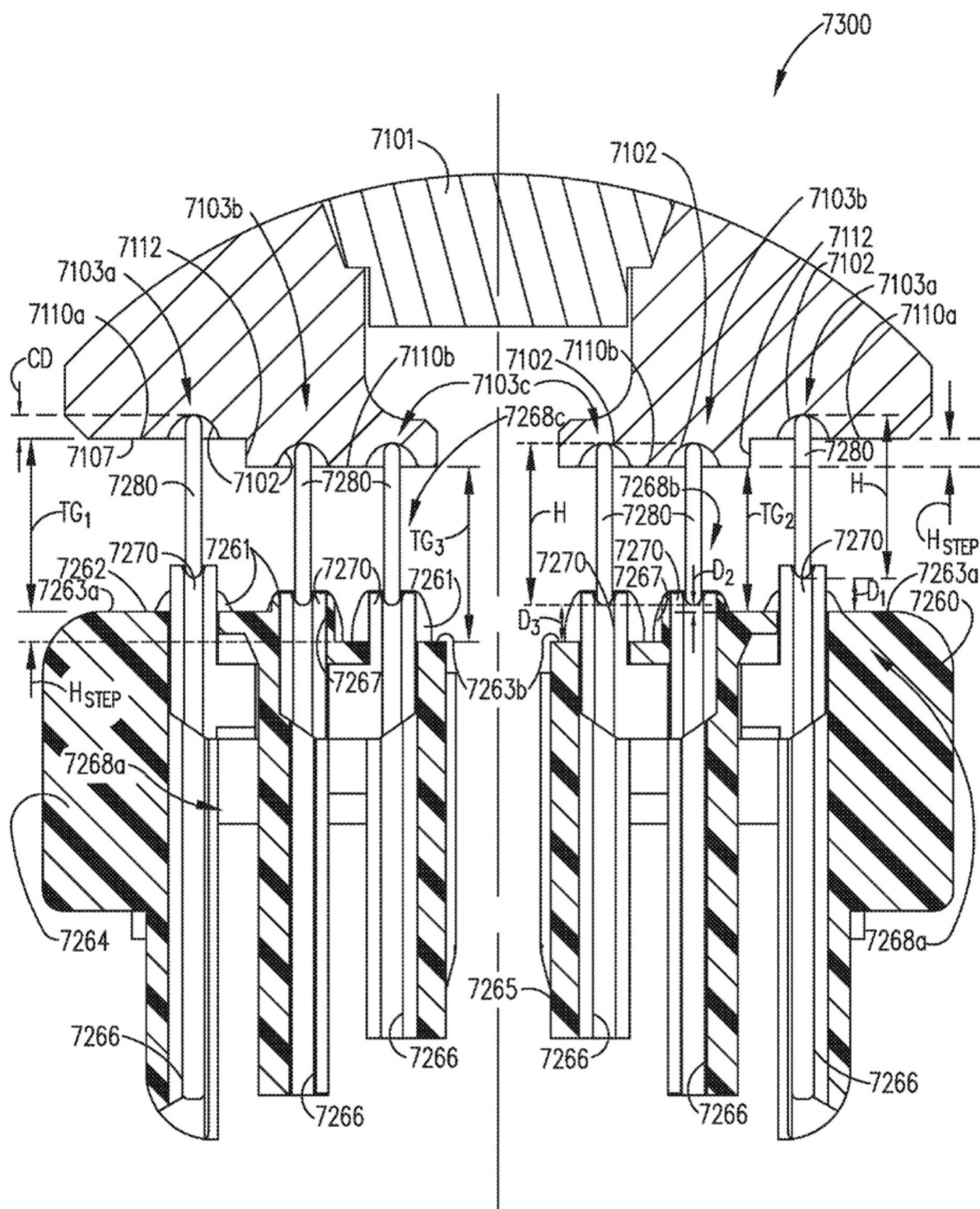


图73

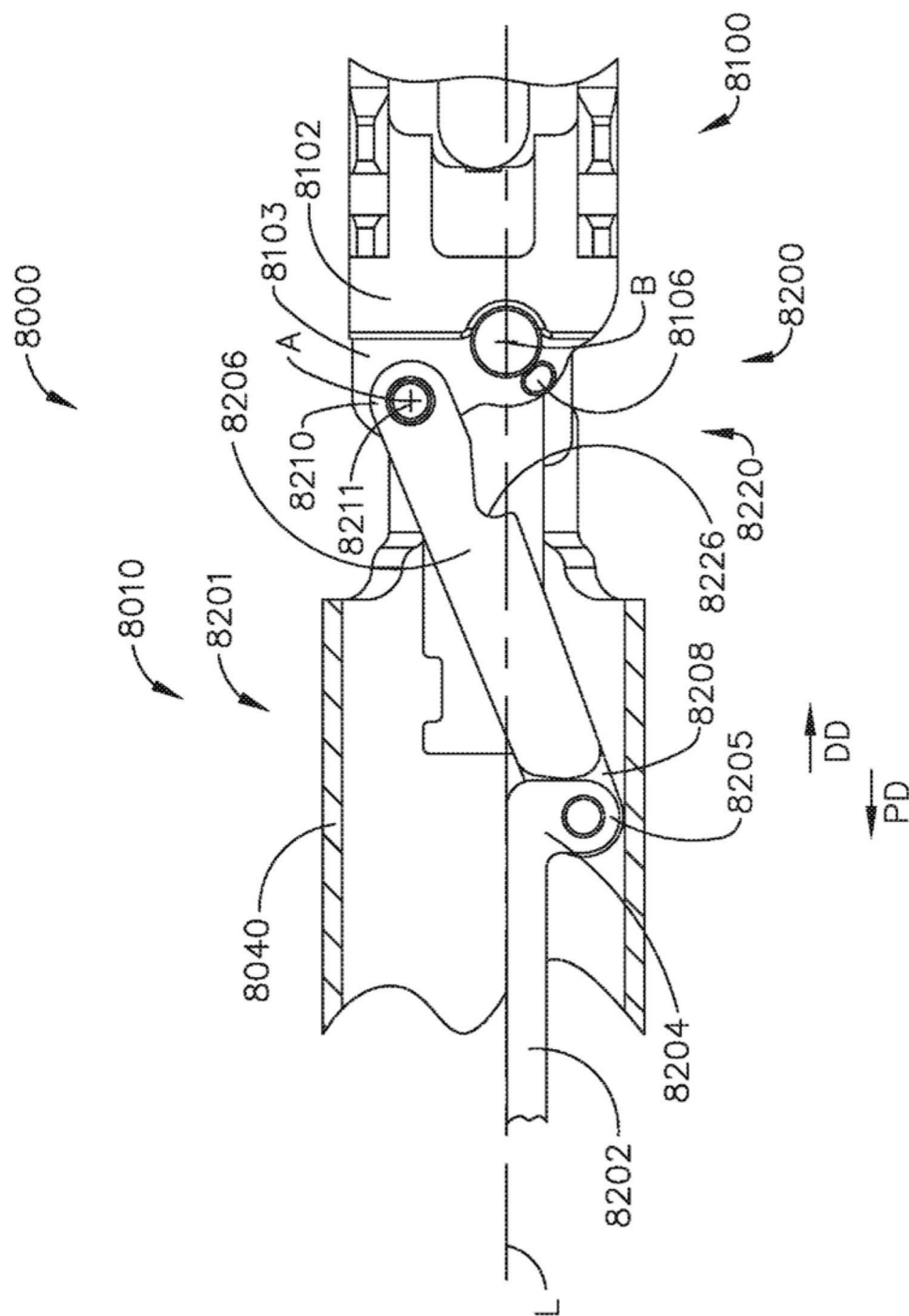


图75

