



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104619275 B

(45)授权公告日 2018.05.04

(21)申请号 201380034142.3

(22)申请日 2013.04.29

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104619275 A

(43)申请公布日 2015.05.13

(30)优先权数据

61/687587 2012.04.28 US

61/744936 2012.10.06 US

61/783834 2013.03.14 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2014.12.26

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2013/038673 2013.04.29

(87)PCT国际申请的公布数据

W02013/163651 EN 2013.10.31

(73)专利权人 物理科学公司

地址 美国北卡罗来纳州

(72)发明人 H.C.克伦肖 C.A.佩尔

E.T.埃斯彭哈恩 R.穆迪

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 周春梅 傅永霄

(51)Int.Cl.

A61B 17/3209(2006.01)

(56)对比文件

US 2007/0167966 A1,2007.07.19,

US 5779713 A,1998.07.14,

US 2007/0167966 A1,2007.07.19,

审查员 马立楠

权利要求书4页 说明书32页 附图58页

(54)发明名称

用于软组织解剖的方法和装置

(57)摘要

公开了一种用于有差别地解剖复合组织的差别解剖器械。所述差别解剖器械包括手柄和具有第一端与第二端的细长构件,其中,所述第一端连接至所述手柄。所述差别解剖器械包括配置为可旋转地附接至所述第二端的差别解剖构件,并且进一步包括至少一个组织接合表面。所述差别解剖器械包括配置为使所述差别解剖构件绕旋转轴线机械旋转从而使所述至少一个组织接合表面在抵靠所述复合组织的至少一个方向上移动的机构。所述至少一个组织接合表面配置为选择性地接合所述复合组织,从而使所述至少一个组织接合表面破坏所述复合组织中的至少一个软组织,但是不破坏所述复合组织中的硬组织。

1. 一种用于解剖复合组织的差别解剖构件,所述差别解剖构件包括:
具有第一端和第二端的本体,其具有从所述第一端到所述第二端的中心轴线;
其中,所述第一端配置为远离所述复合组织取向,并且配置为能够旋转地与移动所述差别解剖构件的驱动机构接合,从而使所述第二端沿运动方向进行扫掠;以及
其中,所述第二端包括面向组织的表面,所述面向组织的表面配置为朝向所述复合组织取向;以及
其中,所述面向组织的表面包括至少一个组织接合表面,所述至少一个组织接合表面由沿所述面向组织的表面上的所述运动方向交错排列的一系列至少一个凹谷和至少一个突起组成,从而使所述至少一个凹谷和至少一个突起的交叉部限定出至少一个谷缘,所述至少一个谷缘拥有与所述运动方向垂直的方向分量。
2. 根据权利要求1所述的差别解剖构件,其中,所述至少一个谷缘不是锐利的。
3. 根据权利要求1所述的差别解剖构件,其中,所述驱动机构进一步包括使所述差别解剖构件绕与所述差别解剖构件的所述中心轴线垂直定向的旋转轴线旋转从而使所述第二端的运动方向成为运动弧线的机构。
4. 根据权利要求3所述的差别解剖构件,其中,所述旋转是往复振荡。
5. 根据权利要求3所述的差别解剖构件,其中,所述旋转介于每分钟60和25000周之间。
6. 根据权利要求3所述的差别解剖构件,其中,所述旋转介于每分钟60和1000000周之间。
7. 根据权利要求1所述的差别解剖构件,其中,所述至少一个谷缘的曲率半径在任何点处均不小于0.025 mm。
8. 根据权利要求1所述的差别解剖构件,其中,所述至少一个谷缘的曲率半径在任何点处均不小于0.05 mm。
9. 根据权利要求1所述的差别解剖构件,其中,所述至少一个谷缘的曲率半径随其长度而变化。
10. 根据权利要求9所述的差别解剖构件,其中,所述驱动机构进一步包括使所述差别解剖构件绕与所述差别解剖构件的所述中心轴线垂直定向的旋转轴线旋转从而使所述第二端的运动方向成为运动弧线的机构,并且其中,所述至少一个谷缘在离所述旋转轴线最远的点处最小。
11. 根据权利要求1所述的差别解剖构件,其中,所述至少一个突起进一步包括由从在所述突起的一侧上的第一谷缘跨越到在所述突起的相对侧上的第二谷缘的所述面向组织的表面形成的突起顶部。
12. 根据权利要求1所述的差别解剖构件,其中,所述至少一个凹谷进一步包括谷底、邻接所述谷底的一侧的第一谷坡、以及邻接所述谷底的相对侧的第二谷坡,从而使各个谷坡在至少一个谷缘处均连接突起顶部。
13. 根据权利要求12所述的差别解剖构件,其中,所述驱动机构进一步包括使所述差别解剖构件绕与所述差别解剖构件的所述中心轴线垂直定向的旋转轴线旋转从而使所述第二端的运动方向成为运动弧线的机构,并且其中,所述谷坡在平行于所述旋转轴线的方向上是直的。
14. 根据权利要求12所述的差别解剖构件,其中,所述谷坡在三维中是弯曲的。

15. 根据权利要求12所述的差别解剖构件, 其中, 所述谷坡和所述突起顶部形成小于 90° 的面角 Γ 。

16. 根据权利要求12所述的差别解剖构件, 其中, 所述谷坡和所述突起顶部形成从 30° 到 150° 的范围内的面角 Γ 。

17. 根据权利要求1所述的差别解剖构件, 其中, 所述至少一个谷缘沿循三维曲线。

18. 根据权利要求17所述的差别解剖构件, 其中, 所述三维曲线随其长度平稳变化。

19. 根据权利要求1所述的差别解剖构件, 其中, 所述至少一个凹谷具有在0.1 mm到5mm之间的最大深度。

20. 根据权利要求1所述的差别解剖构件, 其中, 所述至少一个凹谷具有在0.1 mm到5mm之间的最大宽度。

21. 根据权利要求1所述的差别解剖构件, 其中, 所述至少一个凹谷具有0.25 mm的最小长度。

22. 根据权利要求1所述的差别解剖构件, 其中, 所述至少一个凹谷包括两个或更多个的凹谷。

23. 根据权利要求22所述的差别解剖构件, 其中, 所述两个或更多个的凹谷相互平行。

24. 根据权利要求22所述的差别解剖构件, 其中, 所述至少一个凹谷的长度跨越所述差别解剖构件在与所述运动方向垂直的方向上的全宽。

25. 根据权利要求1所述的差别解剖构件, 其中, 所述至少一个凹谷由多个交叉的凹谷组成。

26. 根据权利要求1所述的差别解剖构件, 其中, 所述驱动机构进一步包括使所述差别解剖构件绕与所述差别解剖构件的所述中心轴线垂直定向的旋转轴线旋转从而使所述第二端的运动方向成为运动弧线的机构, 并且其中, 所述面向组织的表面包括由三个正交半轴限定的半椭圆形, 所述三个正交半轴包括半长轴A、第一半短轴B和第二半短轴C, 其中, C平行于所述旋转轴线。

27. 根据权利要求26所述的差别解剖构件, 其中, 所述半长轴A、所述第一半短轴B和所述第二半短轴C均具有不同的长度。

28. 根据权利要求26所述的差别解剖构件, 其中, 所述半长轴A长于所述第一半短轴B和所述第二半短轴C。

29. 根据权利要求26所述的差别解剖构件, 其中, 所述半长轴A长于所述第一半短轴B, 所述第一半短轴B长于所述第二半短轴C, 并且所述第二半短轴C平行于所述运动方向。

30. 根据权利要求1所述的差别解剖构件, 其中, 所述差别解剖构件进一步包括设置在所述组织接合表面旁边的至少一个侧表面。

31. 根据权利要求30所述的差别解剖构件, 其中, 所述至少一个侧表面配置为在将所述差别解剖构件压入所述复合组织时将楔入力施加在所述复合组织上。

32. 根据权利要求30所述的差别解剖构件, 其中, 所述至少一个侧表面包括设置于所述组织接合表面的一侧上的第一侧表面以及设置于所述组织接合表面的相对侧上的第二侧表面, 并且其中, 所述第一和第二侧表面均配置为在将所述差别解剖构件压入所述复合组织时将楔入力施加在所述复合组织上。

33. 根据权利要求32所述的差别解剖构件, 其中, 所述至少一个凹谷从所述第一侧表面

跨越到所述第二侧表面,由此横跨整个所述组织接合表面。

34. 根据权利要求1所述的差别解剖构件,其中,所述差别解剖构件的整个组织接触面是光滑的,并且完全由相对于所述复合组织具有低摩擦力的材料组成。

35. 根据权利要求1所述的差别解剖构件,其中,所述面向组织的表面被润滑。

36. 根据权利要求1所述的差别解剖构件,其中,所述组织接合表面进一步包括从所述组织接合表面向外延伸的突起,其中,所述突起配置为扫过覆盖了作为所述复合组织中的硬组织的一部分的紧密聚集的、有组织的纤维成分阵列的任何类凝胶材料,所述突起进一步配置为戳破并且撕裂所述复合组织中的软组织的松散聚集的纤维成分,但是滑出而不戳破所述硬组织中的紧密聚集的、有组织的纤维成分阵列。

37. 根据权利要求36所述的差别解剖构件,其中,所述突起具有小于1mm的突出长度。

38. 根据权利要求37所述的差别解剖构件,其中,所述突起具有小于5mm的突出长度。

39. 根据权利要求1所述的差别解剖构件,其中,所述差别解剖构件进一步包括不具有锐边的三维表面,从而使所述差别解剖构件将不切割到所述复合组织。

40. 根据权利要求39所述的差别解剖构件,其中,所述差别解剖构件不具有曲率半径小于0.05mm的边缘。

41. 根据权利要求39所述的差别解剖构件,其中,所述差别解剖构件不具有曲率半径小于0.025mm的边缘。

42. 根据权利要求1所述的差别解剖构件,其中,所述差别解剖构件进一步包括至少一个非组织接合表面,所述至少一个非组织接合表面能够接触所述复合组织,但是不与所述复合组织接合,从而不破坏所述复合组织的成分。

43. 根据权利要求42所述的差别解剖构件,其中,所述非组织接合表面是光滑的。

44. 根据权利要求1所述的差别解剖构件,其进一步包括:

相对于所述组织接合表面横向设置的至少一个附加表面,其中,所述至少一个附加表面配置为随着将所述差别解剖构件压入所述复合组织中而将所述复合组织楔开,从而拉紧所述复合组织中的至少一个软组织的纤维成分并使所述纤维成分对准为与所述组织接合表面的运动垂直,并且促进所述组织接合表面撕裂所述纤维成分。

45. 根据权利要求44所述的差别解剖构件,其中,所述至少一个附加表面包括在围绕所述差别解剖构件的至少一部分的护罩上的至少一个表面。

46. 根据权利要求44所述的差别解剖构件,其中,所述至少一个附加表面包括在所述差别解剖构件上的至少一个非组织接合表面。

47. 根据权利要求1所述的差别解剖构件,其中,所述差别解剖构件配置为以从每分钟60到20000周的范围内的速度振荡。

48. 根据权利要求1所述的差别解剖构件,其中,所述差别解剖构件配置为以从每分钟2000到900000周的范围内的速度振荡。

49. 根据权利要求1所述的差别解剖构件,其中,所述差别解剖构件具有第一端和第二端;

其中,所述差别解剖构件的所述第一端配置为远离所述复合组织取向并且能够旋转地与机构接合,从而使所述差别解剖构件并由此使所述差别解剖构件的所述第二端由所述机构旋转,所述机构配置为使所述差别解剖构件绕旋转轴线机械旋转,从而使所述至少一个

组织接合表面在抵靠所述复合组织的至少一个方向上移动;以及

其中,所述差别解剖构件的所述第二端配置为朝向所述复合组织取向,所述差别解剖构件的所述第二端包括由三个正交半轴限定的半椭圆形,所述三个正交半轴包括半长轴A、第一半短轴B和第二半短轴C,其中,C平行于所述旋转轴线。

50.根据权利要求49所述的差别解剖构件,其中,所述半长轴A长于所述第一和第二半短轴。

51.根据权利要求49所述的差别解剖构件,其中,所述半长轴A、所述第一半短轴B和所述第二半短轴C均具有不同的长度。

52.根据权利要求1所述的差别解剖构件,其中,所述驱动机构进一步包括使所述差别解剖构件绕与所述差别解剖构件的所述中心轴线垂直定向的旋转轴线旋转从而使所述第二端的运动方向成为运动弧线的机构,并且其中,所述差别解剖构件进一步包括分布在本体的外表面的至少一部分上的组织接合表面,并且所述组织接合表面具有:

沿垂直于所述旋转轴线的直线测得的从所述旋转轴线到所述组织接合表面上离所述旋转轴线最近的点的最小放置半径 $R_{\min}$,

沿垂直于所述旋转轴线的直线测得的从所述旋转轴线到所述组织接合表面上离所述旋转轴线最远的点的最大放置半径 $R_{\max}$,

所述最小放置半径 $R_{\min}$ 大于零。

53.根据权利要求52所述的差别解剖构件,其中,所述最小放置半径 $R_{\min}$ 与最大放置半径 $R_{\max}$ 之差等于或者大于 $R_{\max}$ 的5%,即, $(R_{\max} - R_{\min}) \geq 0.05 * R_{\max}$ 。

54.根据权利要求52所述的差别解剖构件,其中,所述最小放置半径 $R_{\min}$ 与最大放置半径 $R_{\max}$ 之差等于或者大于所述突起的平均长度 P_{avg} ,即, $(R_{\max} - R_{\min}) \geq P_{\text{avg}}$ 。

55.根据权利要求52所述的差别解剖构件,其中, $R_{\max}$ 大于1mm,但小于100mm。

56.根据权利要求52所述的差别解剖构件,其中, $R_{\max}$ 大于0.5 mm但小于5mm。

57.一种用于有差别地解剖复合组织的差别解剖器械,其包括:

手柄;

具有第一端和第二端的细长构件,所述第一端连接至所述手柄;

根据权利要求1所述的差别解剖构件,所述差别解剖构件进一步配置为能够旋转地附接至所述细长构件的所述第二端;

机构,其配置为使所述差别解剖构件绕旋转轴线机械旋转,从而使所述至少一个组织接合表面在抵靠所述复合组织的至少一个方向上移动;

其中,所述至少一个组织接合表面配置为选择性地接合所述复合组织,从而在将所述差别解剖构件压入所述复合组织内时,所述至少一个组织接合表面移动跨过所述复合组织,并且所述至少一个组织接合表面破坏所述复合组织中的至少一个软组织,但是不破坏所述复合组织中的硬组织。

58.根据权利要求57所述的差别解剖器械,其中,所述细长构件和所述差别解剖构件相对于彼此定向,从而使所述细长构件和所述差别解剖构件的旋转轴线形成不为零的呈现角度,以将所述组织接合表面应用到所述复合组织上的特定点。

用于软组织解剖的方法和装置

[0001] 优先权申请

[0002] 本申请要求于2012年4月28日提交的发明名称为“用于软组织解剖的器械 (Instrument for Soft Tissue Dissection)”的美国临时专利申请No. 61/687,587的优先权,其全部内容通过引用的方式并入本文。

[0003] 本申请也要求于2012年10月6日提交的发明名称为“用于软组织解剖的器械 (Instrument for Soft Tissue Dissection)”的美国临时专利申请No. 61/744,936的优先权,其全部内容通过引用的方式并入本文。

[0004] 本申请也要求于2013年3月14日提交的发明名称为“用于软组织解剖的器械、装置和相关方法 (Instruments, Devices and Related Methods for Soft Tissue Dissection)”的美国临时专利申请No. 61/783,834的优先权,其全部内容通过引用的方式并入本文。

[0005] 相关申请

[0006] 本申请涉及2012年1月4日提交的发明名称为“在手术期间减少组织损伤的方法和装置 (Methods and Devices To Reduce Tissue Trauma During Surgery)”的美国临时专利申请No. 61/631,432,其全部内容通过引用的方式并入本文。

[0007] 本申请涉及2012年1月17日提交的发明名称为“在手术期间减少组织损伤的方法和装置 (Methods and Devices To Reduce Tissue Trauma During Surgery)”的美国临时专利申请No. 61/632,048,其全部内容通过引用的方式并入本文。

技术领域

[0008] 本公开的领域涉及在手术或者其他医疗程序期间用于解剖组织的方法或装置。

背景技术

[0009] 外科医生在手术程序期间通常需要切开组织。通常使用两种技术:(1)“锐性解剖”:外科医生使用切割器械对组织进行切片,使用手术剪、解剖刀、电刀或者其他切片器械进行切割;以及,(2)钝性解剖。

[0010] 外科医生在手术程序期间通常需要切开组织。通常使用两种技术:(1)“锐性解剖”:外科医生使用切割器械对组织进行切片,使用手术剪、解剖刀、电刀或者其他切片器械进行切割;以及,(2)钝性解剖。

[0011] 锐性解剖的优势在于切割器械易于切断任何组织。切割本身无差别,应用器械来切穿任何和所有组织。当第一组织嵌入第二组织中(或者更常见的是在许多组织中)并且被第二组织掩盖时,尤其是当试图在不破坏第一组织的情况下隔离第一组织时,这也是锐性解剖的缺点所在。例如,血管、神经或者肠道的意外切割即便对于大多数经验丰富的外科医生而言也并不罕见,并且可以导致严重的甚至是危及生命的术中并发症并且可以对患者产生持久的影响。

[0012] 由此,隔离嵌入其他组织中的第一组织通常利用钝性解剖进行。在钝性解剖中,使

用钝性器械挤过组织、迫使两种组织分开,或者另外通过撕裂而非切割使组织分开。几乎所有的手术都需要对组织进行钝性解剖使目标结构暴露出来,诸如,待结扎的血管或者需要避免的神经束。胸外科手术的示例包括:在肺门解剖期间隔离血管以便进行叶切除并使淋巴结暴露出来。

[0013] 钝性解剖包括众多操纵,包括撕裂软组织的方式,诸如:插入钝性探针或者器械、反向操作(即,展开)手术钳、以及利用手术钳拉扯组织或者利用“拭子解剖器”(例如,手术钳中夹紧的外科用纱布)摩擦。在需要的时候,谨慎使用锐性解剖来切割在钝性解剖中抗撕裂的组织。

[0014] 总体目的是在不撕裂或者破坏目标结构或者关键结构(诸如,附近的血管或者神经)的情况下远离目标结构撕裂或者以其他方式破坏组织(诸如,膜和肠系膜)。外科医生利用组织的不同机械行为,诸如,相邻组织的不同硬度或者较硬组织之间的较软组织平面的存在。通常,目的是隔离机械上坚硬的由较紧密聚集的(packed)纤维成分构成的目标组织,并且目标组织嵌入在机械上柔软的由较松散聚集的纤维成分构成的组织中。较紧密聚集的纤维组织包括由紧密聚集的胶原蛋白构成的组织和其他纤维结缔组织,通常具有高度组织的纤维成分的各向异性分布,通常具有分层复合。示例包括血管、神经鞘、肌肉、筋膜、膀胱和肌腱。较松散聚集的纤维组织每单位体积具有更少数量的纤维或者由诸如脂肪和肠系膜等欠佳组织的材料构成。纤维成分包括纤维、原纤维、丝状体和其他丝状成分。当组织称为“纤维性”时,通常是指聚合成多种不同复杂度的线性结构以形成细胞外基质的细胞外丝状成分,诸如胶原蛋白和弹性蛋白。如上一段中提及的,纤维成分的密度、定向和组织很大程度地确定了组织的机械行为。有时,组织称为“坚韧的纤维性组织”,表明纤维或者丝状成分是密集聚集的并且包括很大一部分组织体。然而,所有组织在某种程度上都是纤维性的,事实上组织中都存在有纤维和其他丝状细胞外成分。

[0015] 针对本论述,重要的是较软组织比硬组织(firm tissue)更加容易撕裂,因此,试图通过施加足够的力以撕裂较软组织而非较硬组织来进行钝性解剖。

[0016] 钝性解剖可能比较困难并且通常耗时严重。判断该力是撕裂软组织而非紧密相邻的硬组织并非易事。由此,可能会撕裂血管。可能会拉伸或者撕裂神经。对此,外科医生尝试进行慎重的锐性解剖,但是,可能会割到血管和神经,尤其是较小的边支血管。这一切都会导致长时间的、单调的解剖并且会增加发生如出血、肺漏气和神经损伤之类的并发症的风险。

[0017] 外科医生通常使用手术钳进行钝性解剖。图1A和图1B示出了现有技术的典型手术钳10。图1A示出了在闭合位置中用于夹紧相对的第一夹紧元件30和第二夹紧元件31之间的组织34的手术钳10。图1B示出了在打开位置上使组织34分开的手术钳10。第一手指扣20和相对的第二手指扣21用于致动机构。第一手指扣20驱动第一夹紧元件30,而第二手指扣21驱动第二夹紧元件31。枢轴40附接第一夹紧元件30和第二夹紧元件31,允许手术剪般的动作以迫使第一夹紧元件30和第二夹紧元件31在一起或分开,从而夹紧两个夹紧表面35和36之间的组织34或者通过展开第一夹紧元件30和第二夹紧元件31来分裂组织34。通常使用棘轮扣钩50将第一夹紧元件30和第二夹紧元件31锁在一起。

[0018] 腹腔镜和胸腔镜(统称为“内窥镜”)器械使用类似的动作。图2示出了现有技术的内窥镜钳110。第一手指扣120和相对的第二手指扣121用于致动该机构。第一手指扣120刚

性安装至器械本体150。第二手指扣121驱动相对的夹紧元件130和131。枢轴140附接两个夹紧元件130和131,从而使第二手指扣121的致动迫使夹紧元件130和131在一起,从而夹紧两个夹紧表面135和136之间的组织。如图1所示,内窥镜钳110可以用于使组织分开。使夹紧元件130和131闭合,插入组织中,然后再打开以撕裂组织。

[0019] 对手术钳10或者内窥镜钳110中任一器械而言,外科医生通过如下执行钝性解剖:使手术钳闭合,将该闭合后的手术钳推入组织中,然后,可选地,在组织内部打开手术钳,并使用打开手术钳钳口时施加的力来撕开组织。由此,外科医生通过将推入组织和打开手术钳钳口进行组合来解剖组织。

[0020] 钝性解剖通常用于湿润和光滑的组织,并且大多数手术器械的光滑被动表面都容易沿着组织滑动,从而削弱了器械获得抓取和分开组织的能力。此外,外科医生仅具有有限的控制,只可以进行刺戳、向侧面拨动或者分开。一种有差别地分开软组织但是不破坏硬组织的改进型钝性解剖器械会大大方便许多外科手术。

发明内容

[0021] 在本文中公开的实施例包括用于钝性解剖的方法和装置,该方法和装置有差别地破坏软组织但是不破坏硬组织。尤其,在一个实施例中,公开了一种用于有差别地解剖复合组织的差别解剖器械。所述差别解剖器械包括手柄和具有第一端与第二端的细长构件,其中,所述第一端连接至所述手柄。所述差别解剖器械还包括配置为可旋转地附接至所述第二端的差别解剖构件,所述差别解剖构件包括至少一个组织接合表面。所述差别解剖器械进一步包括配置为使所述差别解剖构件绕旋转轴线机械旋转从而使所述至少一个组织接合表面在抵靠所述复合组织的至少一个方向上移动的机构。所述至少一个组织接合表面配置为选择性地接合所述复合组织,从而,在将所述差别解剖构件压入所述复合组织时,所述至少一个组织接合表面移动跨过所述复合组织,并且所述至少一个组织接合表面破坏所述复合组织中的至少一个软组织,但是不破坏所述复合组织中的硬组织。

[0022] 在另一实施例中,公开了一种用于解剖复合组织的差别解剖构件。所述差别解剖构件包括具有第一端和第二端的本体,其具有从所述第一端到所述第二端的中心轴线。所述第一端配置为远离所述复合组织取向并且配置为与移动所述差别解剖构件的驱动机构接合,从而使所述第二端沿运动方向进行扫掠。所述第二端包括面向组织的表面,所述面向组织的表面配置为朝向所述复合组织取向。所述面向组织的表面包括至少一个组织接合表面,所述至少一个组织接合表面由沿所述面向组织的表面上的所述运动方向交错排列的一系列至少一个凹谷和至少一个突起组成,从而使所述至少一个凹谷和至少一个突起的交叉部限定出至少一个谷缘,所述至少一个谷缘拥有与所述运动方向垂直的方向分量。在一个实施例中,所述至少一个谷缘不是锐利的。

附图说明

[0023] 图1A和1B示出了现有技术的示例;图1A示出了用于抓住组织的手术钳;

[0024] 图1B示出了在钝化解剖中用于分割组织的示例性手术钳;

[0025] 图2示出了现有技术的腹腔镜钳;

[0026] 图3A至图3F示出了示例性差别解剖器械。图3A至图3C示出了具有在护罩内的可旋

转的差别解剖构件的差别解剖器械。图3D示出了差别解剖构件的前视图和侧视图。图3E示出了四种不同类型的差别解剖构件。图3F示出了在前视图和侧视图中的差别解剖构件,包括待解剖的组织;

[0027] 图4A至图4F示出了示例性差别解剖器械如何破坏复合组织中的软组织但是不破坏硬组织从而暴露出硬组织。图4D至图4F图示了差别解剖器械如何接合和破坏具有分散纤维成分的组织但不能接合且由此破坏纤维成分;

[0028] 图5A至图5C示出了包括安装在护罩内的解剖轮的不同示例性差别解剖器械的组织接合端。图5A至图5B示出了具有一种配置的解剖轮的器械,而图5C示出了具有不同配置的解剖轮的另一种器械;

[0029] 图6A至图6D示出了在差别解剖器械(包括具有柔性或者铰接的细长构件的差别解剖器械)中的示例性差别解剖构件的不同配置,示出了差别解剖构件的旋转轴线如何才能相对于差别解剖器械具有许多不同的定向;

[0030] 图7A和图7B示出了使用解剖线代替解剖轮或者其他差别解剖构件的示例性差别解剖器械;

[0031] 图8A至图8C示出了使用柔性带作为差别解剖构件的示例性差别解剖器械;

[0032] 图9A至图9C示出了差别解剖构件的组织接合表面的不同暴露如何改变差别解剖器械的行为,特别是组织接合表面的暴露角度范围;

[0033] 图10A至图10C示出了差别解剖构件的组织接合表面的不同暴露如何改变组织上的摩擦力的方向从而改变该组织上的应变角度;

[0034] 图11A和图11B示出了具有在差别解剖构件旁边出来的出水口的示例性差别解剖器械;

[0035] 图12示出了具有两条相对的柔性带的示例性差别解剖器械,这两条柔性带生成相对的摩擦力由此减小差别解剖器械上的扭矩;

[0036] 图13示出了可以具有放置在护罩内的多个部件的示例性差别解剖器械,该多个部件包括吸入管线、水管和发光二极管;

[0037] 图14示出了示例性差别解剖器械的细长构件如何可以与可弯折区域铰接以方便放置差别解剖构件;

[0038] 图15A至图15E示出了不同的示例性差别解剖构件,图示了差别解剖构件的几个重要尺寸和特征;

[0039] 图16示出了一种用于改变差别解剖构件的攻击性级别的示例性装置;

[0040] 图17A和图17B示出了组织接合表面的特征(诸如,扇贝边)如何使组织接合表面当其在组织上方移动时具有变化的攻角;

[0041] 图18示出了振荡的差别解剖构件的旋转中心和重心的相对布置如何可以使差别解剖器械振动;

[0042] 图19A至图19D示出了示例性差别解剖构件或罩住其的护罩如何在与组织接合表面的运动方向垂直的方向上拉紧组织。图19D图示了该拉紧如何可以使组织内部的纤维成分对准,从而方便组织接合表面破坏纤维成分;

[0043] 图20进一步图示了示例性差别解剖构件如何破坏组织,包括差别解剖构件如何拉紧组织并且破坏纤维成分,诸如间质纤维;

[0044] 图21A至图21C示出了护罩和差别解剖器械的差别解剖构件的相对移动如何改变楔入角度从而可以在组织中产生或多或少的应变；

[0045] 图22示出了用于差别解剖构件的使用止转轭(scotch yoke)机构将轴的旋转转换为差别解剖构件的往复振荡的示例性往复机构的一个示例；

[0046] 图23A至图23C进一步图示了图22中示出的止转轭机构；

[0047] 图24A和图24B进一步图示了图22中示出的止转轭机构；

[0048] 图25A至图25D进一步图示了图22中示出的止转轭机构,包括如何使更多差别解剖构件可以装入护罩中以减少对患者组织造成的创伤；

[0049] 图26A和图26B示出了示例性差别解剖构件如何可以与可伸缩刀片适配使差别解剖器械还可以对组织进行锐性解剖；

[0050] 图27A和图27B示出了示例性差别解剖构件如何可以与扣紧构件适配以允许差别解剖器械用作手术钳；

[0051] 图28示出了具有组织接合表面和侧表面的示例性差别解剖构件；

[0052] 图29A至图29E示出了图28中的差别解剖构件的组织接合表面和侧表面的放大视图,该组织接合表面由一系列交错的凹谷和突起组成；

[0053] 图30示出了图28和图29A至图29C中示出的差别解剖构件的侧表面如何对准并且拉紧组织(包括间质纤维成分)以及拉紧间质纤维成分如何方便对准间质纤维成分并使它们进入凹谷然后被突起撕裂；

[0054] 图31从不同的角度进一步图示了组织的纤维成分如何进入凹谷然后被突起拉紧并撕裂；

[0055] 图32示出了完整的示例性差别解剖器械的分解图；

[0056] 图33A至图33C示出了图32中的差别解剖器械的差别解剖构件的放大图,重点在于止转轭机构如何使旋转轴驱动差别解剖构件进行往复振荡；

[0057] 图34示出了具有可伸缩刀片的另一种示例性差别解剖器械的分解图；

[0058] 图35A至图35C示出了图34中的差别解剖器械的差别解剖构件的放大图,包括该机构如何可以还用于改变差别解剖构件的振荡幅度；

[0059] 图36A至图36B示出了一种示例性可伸缩刀片,该可伸缩刀片是具有更有攻击性的组织接合表面以及允许选择性地对组织进行切片以进行锐性解剖的尖锐弯头的钩子的可伸缩钩；

[0060] 图37图示了图36A和图36B中示出的可伸缩钩如何可以用于快速且安全地分割如腹膜之类的膜结构；

[0061] 图38示出了具有手枪式握把并且可以使器械插入管旋转由此使差别解剖构件的振荡平面转动转动的完整的示例性差别解剖器械；

[0062] 图39示出了示例性差别解剖器械如何可以与手术机器人的臂适配并且如何可以(可选地)与用于电烙的导电片适配；以及

[0063] 图40示出了具有在关节远侧的电子机械致动器的差别解剖器械的示例性腹腔镜形式。

具体实施方式

[0064] 在本文中公开的实施例包括用于钝性解剖的方法和装置,该方法和装置有差别地破坏软组织但是不破坏硬组织。尤其,在一个实施例中,公开了一种用于有差别地解剖复合组织的差别解剖器械。所述差别解剖器械包括手柄和具有第一端与第二端的细长构件,其中,所述第一端连接至所述手柄。所述差别解剖器械还包括配置为可旋转地附接至所述第二端的差别解剖构件,所述差别解剖构件包括至少一个组织接合表面。所述差别解剖器械进一步包括配置为使所述差别解剖构件绕旋转轴线机械旋转从而使所述至少一个组织接合表面在抵靠所述复合组织的至少一个方向上移动的机构。所述至少一个组织接合表面配置为选择性地接合所述复合组织,从而,在将所述差别解剖构件压入所述复合组织时,所述至少一个组织接合表面移动跨过所述复合组织,并且所述至少一个组织接合表面破坏所述复合组织中的至少一个软组织,但是不破坏所述复合组织中的硬组织。

[0065] 在另一实施例中,公开了一种用于解剖复合组织的差别解剖构件。所述差别解剖构件包括具有第一端和第二端的本体,其具有从所述第一端到所述第二端的中心轴线。所述第一端配置为远离所述复合组织取向并且配置为与移动所述差别解剖构件的驱动机构接合,从而使所述第二端沿运动方向进行扫掠。所述第二端包括面向组织的表面,所述面向组织的表面配置为朝向所述复合组织取向。所述面向组织的表面包括至少一个组织接合表面,所述至少一个组织接合表面由沿所述面向组织的表面上的所述运动方向交错排列的一系列至少一个凹谷和至少一个突起组成,从而使所述至少一个凹谷和至少一个突起的交叉部限定出至少一个谷缘,所述至少一个谷缘拥有与所述运动方向垂直的方向分量。在一个实施例中,所述至少一个谷缘不是锐利的。

[0066] 具体地,公开了“差别解剖器械”。使用术语“差别(differential)”是因为差别解剖器械可以破坏软组织但是避免破坏硬组织。可以使差别解剖器械的效应器端压靠由硬组织和软组织组成的组织,并且软组织远比硬组织更容易被破坏。由此,当将差别解剖器械压入复合组织中时,差别解剖器械破坏软组织,从而露出硬组织。这种差别动作是自动的,这是装置设计的功能。要求操作者付出的注意力远低于传统的钝性解剖方法,并且大大减少了意外损坏组织的风险。

[0067] 为了本申请的目的,“软组织”定义为在钝性解剖期间被分开、撕裂、移除或者以其他方式典型地被破坏的各种软组织。“目标组织”定义为在钝性解剖中需要隔离的并且完整保留的组织,诸如血管、胆囊、尿道或者神经束。“硬组织”定义为机械强度较大的组织,通常包括一层或者多层紧密聚集的胶原蛋白或者其他胞外纤维基质。硬组织的示例包括血管壁、神经纤维鞘、筋膜、肌腱、韧带、膀胱、心包等许多其他。“复合组织”是由软组织和硬组织组成的组织并且可以包含目标组织。

[0068] 图3A、图3B和图3C示出了可以有差别地破坏软组织但是不破坏硬组织的差别解剖器械300的效应器端。在该实施例中,解剖构件包括绕轴320旋转的解剖轮310,轴320保持在护罩330内部的空腔331内。图3A示出了分开的部分。图3B和图3C示出了组件的两种不同的视图。解剖轮310由多种机构中的任何一种机构转动,诸如马达或者具有合适的传动装置的手动驱动的驱动器。解剖轮310具有可以抓住并且破坏软组织但不破坏硬组织的组织接合表面340。组织接合表面340和解剖轮310的示例包括金刚石砂轮或者磨石或者由突出表面的小突出或突起(在下面将进一步定义)以其他方式覆盖的表面。护罩330遮盖住解剖轮310的多个部分,从而仅露出解剖轮310的一部分。使用时,解剖轮310以从约六十(60) rpm到约

二万五千 (25,000) rpm 或者从约六十 (60) rpm 到约十万 (100,000) rpm 的范围内的速度旋转, 速度可由操作者选择。此外, 解剖轮 310 的旋转方向可以由操作者转动。作为替代方案, 在一个实施例中, 解剖轮 310 可以以从每分钟约六十 (60) 到约两万 (20,000) 周 (cycle) 的范围内的频率振荡 (往复振荡)。在另一实施例中, 解剖轮 310 可以以从每分钟约 2,000 到 1,000,000 周的范围内的频率振荡 (往复振荡)。

[0069] 解剖轮 310 是可以有差别地破坏软组织但是不破坏硬组织的差别解剖构件 (下文称为“DDM”) 的一个示例。为了清楚起见, 图 3D 示出了已经与差别解剖器械 300 的剩余部分分开的 DDM 350 的一个实施例的侧视图、前视图和斜视图。DDM 350 由具有本体 360 绕其旋转的旋转轴线 365 的本体 360。旋转可以是振荡的 (即, 来回) 或者连续的。本体 360 的外表面 361 具有分布在本体 360 的外表面 361 的至少一部分上的组织接合表面 370。非组织接合表面 371 是外表面 361 未被组织接合表面 370 覆盖的部分。在该实施例中, 接触组织的外表面 361 的任何部分, 尤其是组织接合表面 370, 均不应具有足够锐利以对组织进行切片的特征, 因此, 应不存在刀刃 (如, 解剖刀或者手术剪)、不存在尖利齿 (如, 锯)、不存在尖角、并且不存在锐边的切槽 (如, 钻头或关节镜刮刀), 其中, “锐利” 是指拥有小于 25 μm 的曲率半径。DDM 的典型最大尺寸介于约三 (3) 毫米和约二十 (20) 毫米 (mm) 之间。作为替代方案, 小型显微手术可以测量介于约两 (2) mm 和约五 (5) mm 之间。

[0070] 组织接合表面 370 进一步由突出于本体 360 的外表面 361 的多个突起 375 (如图 3D 的扩大的详细视图所示), 各个突起 375 具有在大体上垂直于本体 360 的外表面 361 的局部区域的方向上测量的从波谷到波峰的突出长度 380。组织接合表面 370 上的不同突起 375 可以均具有相同的突出长度 380, 或者, 它们可以具有不同的突出长度 380。突起 375 优选地具有小于约一 (1) mm 的突出长度 380。作为替代方案, 对于某些实施例, 突出长度可以大于约一 (1) mm 且小于约五 (5) mm。总的来说, 组织接合表面 370 上的所有突起 375 具有平均突出长度 (P_{avg})。突起 375 由优选为跨越约 0.1 mm 到约十 (10) mm 的距离的间隙 385 分开。

[0071] 可选地, 图 3D 所示的本体 360 的形状可以设计为使得组织接合表面 370 位于与旋转轴线 365 相隔不同的距离处。由此, 放置半径 R 可以是在垂直于旋转轴线 365 的平面上测得的从旋转轴线 365 到组织接合表面 370 上的任何点的距离。由此, 会存在具有最短长度的最小放置半径 R_{min} 和具有最长长度的最大放置半径 R_{max} , 如图 3D 和图 3E 所示, 只要组织接合表面 370 不完全覆盖 DDM 350 的表面 361, R_{min} 都大于零。由此, 如果本体 360 的形状设计为使得组织接合表面 370 位于与旋转轴线 365 相隔不同距离处, 那么, $(R_{\text{max}} - R_{\text{min}})$ 大于零。在 DDM 的某些实施例中, 该关系 $(R_{\text{max}} - R_{\text{min}})$ 大于约一 (1) mm。在其他实施例中, 该关系 $(R_{\text{max}} - R_{\text{min}})$ 大于 P_{avg} 。作为替代方案, 如图 3D 和图 3E 中的示例所示, R_{min} 通常比 R_{max} 短至少 5%。DDM 的典型大小是 $R_{\text{min}} >$ 约一 (1) mm 且 $R_{\text{max}} <$ 约五十 (50) mm; 但是, 用于显微解剖的小型形式可以具有 $R_{\text{min}} >$ 约 0.5 mm 且 $R_{\text{max}} <$ 约五 (5) mm 的更小尺寸。

[0072] 现在参考图 3E, 在侧视图中示出了 DDM 的四种不同的实施例, 旋转轴线 365 垂直于页所在平面。DDM 在垂直于旋转轴线 365 的平面上的横截面轮廓很重要, 如在随后段落中要论述的。下面是 DDM 的横截面轮廓的四种场景。

[0073] DDM 类型 I: 横截面轮廓可以是任何形状, 除了圆形或者圆楔。旋转轴线 365 位于图 3D 所示横截面内的任何点处, 从而产生 $P_{\text{avg}} < (R_{\text{max}} - R_{\text{min}})$ 的结果。如图 3D 所示, DDM 类型 I 可以包括规则的横截面轮廓和不规则的横截面轮廓, 包括各种不对称的、波浪形的/起伏的/扇

贝形的边界、开口、渐开边界等等。在本示例中,DDM类型I在两个端位置(虚线轮廓)之间往复振荡。作为替代方案,运动可以是旋转的。

[0074] DDM类型II:横截面轮廓是圆形的或者圆楔。旋转轴线365位于横截面内的任何点处,从而产生 $P_{avg} < (R_{max} - R_{min})$ 的结果(即,旋转轴线365不靠近圆心)。

[0075] DDM类型III:横截面形状是圆形的或者圆楔。旋转轴线365位于足够靠近圆心的横截面内的任何点处,从而产生 $P_{avg} \sim (R_{max} - R_{min})$ 的结果(即,旋转轴线365大约位于圆心处)。

[0076] DDM类型IV:横截面形状具有在周长上规则重复的特征,诸如扇贝形,从而,无论旋转轴线365位于何处(包括在横截面形状的质心处),都产生 $P_{avg} < (R_{max} - R_{min})$ 的结果。DDM类型I和DDM类型IV密切相关,从而,旋转轴线365可以位于横截面形状内的任何地方并且仍然产生 $P_{avg} < (R_{max} - R_{min})$ 的结果。

[0077] DDM的扇贝形、起伏或者任何规则的重复特征不包括在组织接合表面370中的穿孔或孔,穿孔壁不明显接触组织。例如,在美国专利No. 6,423,078中公开的吸气通道包括在研磨构件的研磨面(用作组织接合表面)中的孔。因为这些孔仅用作在组织接合表面中的流体口,并且吸气通道壁并不支承在组织上,所以,这些孔不包括针对DDM所公开的特征。然而,在本文中公开的DDM可以包括吸气通道,诸如,这类吸气通道。

[0078] 类型I至IV的DDM也可以包括超出页所在平面的任何种类的形状。如先前陈述的,“DDM在垂直于旋转轴线365的平面上的横截面轮廓很重要”。由此,在图3A至图3C中示出的解剖轮310是DDM类型III的示例。

[0079] 图3F图示了与图3D所示DDM 350类似的DDM 390。DDM 390具有第一端和第二端392,其中,第一端391远离复合组织399而且可旋转地与机构(未示出)接合,从而使DDM 390通过机构绕旋转轴线365旋转。该机构可以包括机动化驱动器和手动驱动器。第二端392指向复合组织399并且包括由三个正交半轴限定的半椭圆形:半长轴A、第一半短轴B和第二半短轴C,其中,半长轴A位于连接第一端391和第二端392的直线的方向上;半短轴C平行于旋转轴线365(即,A垂直于旋转轴线365);以及,半短轴B垂直于半长轴A和半短轴C。半椭圆可以具有多种形状(例如,在三个半轴的长度之间可能存在不同的关系,包括 $A=B=C$ 、 $A \neq B \neq C$ 、 $A > B$ 且 $A > C$)。在一个实施例中,针对DDM, $A > B > C$ 非常有效。

[0080] 图4A至图4C示出了差别解剖器械300的效应器端如何可以用于解剖复合组织,其中,DDM是解剖轮310。在图4A中,在接触组织块400之前或在接触组织块400时,操作者发起解剖轮310的旋转,如箭头410所指示的。在图4B中,操作者然后将解剖轮310的露出的组织接合表面340压入用于钝性解剖的复合组织400的容积中以到达该容积内的目标组织420。图4B中的箭头430和440示出了差别解剖器械300的两种可能的由操作者执行的运动。只有解剖轮310的组织接合表面340暴露在护罩330外部的那部分接触组织400,从而破坏与组织接合表面340接触的那部分组织400。因为组织接合表面340的暴露出的移动部分可以在没有外科医生部进一步动作的情况下(即,在外科医生没有用差别解剖器械300用力靠向组织400的情况下)破坏组织,所以组织可以仅通过对组织400的任何部分应用解剖轮310的旋转解剖表面340来破坏;然而,当解剖轮310接触目标组织420的硬组织时,解剖轮310不会破坏目标组织420。注意,如箭430的箭头所指示的将解剖轮310推入组织400中是“陷入”——因为解剖轮310不会破坏硬组织因此不会破坏目标组织420,所以解剖轮310可以非贯穿地推入组织400中。差别解剖器械300的其他运动可以用于解剖组织400,包括正交于箭头430和

440的运动、曲线运动和其他3D运动。一旦暴露出目标组织420,差别解剖器械300可以缩回以暴露出目标组织420,如图4C所示。

[0081] 图4D至图4F示出了DDM的一个实施例如何破坏软组织但是不会破坏硬组织。图4D描述了在作为解剖轮310的DDM的截面图,其中组织接合表面340具有突起375。解剖轮310从页所在平面移入移出,轴320(未示出)大体上平行于页所在平面。由此,突起375移动穿过页所在平面。图4D进一步示出了在解剖轮310、组织接合表面340和突起375行进穿过页所在平面时大体上保持在适当位置处的软组织400的体积。考虑到突起375相对于大致固定的软组织400的运动,解剖轮310破坏软组织400。详细地,软组织400由纤维成分401和类凝胶材料402组成。(软组织通常由具有纤维成分401(例如,胶原纤维和小纤维束)和薄片成分(例如,分散在水膨胀性类凝胶材料中的较薄的膜)的胞外材料组成)突起375能够扫过类凝胶材料402,从而使它们遭遇然后戳破单独的纤维成分401(例如,在点450和451处);然后,通过突起375在解剖轮310上相对移动穿过页所在平面和软组织400来撕裂纤维成分401。当将解剖轮310更深地推入组织400中时,突起375会戳破越来越深的纤维成分,也会撕裂它们。由此,可以用DDM来解剖具有分散成分的软组织400。

[0082] 与图4D相反,图4E示出了紧密聚集的纤维组织如何可以抵抗解剖轮310的解剖。硬组织403通常由紧密聚集为平行的、交错的或者其他有组织的阵列(例如,筋膜和血管壁)或者紧密聚集的2D和3D网状物的纤维成分401组成,并且类凝胶材料402覆盖住纤维成分401的阵列。在图4E中,硬组织403由薄薄地涂覆一层紧密聚集的纤维成分401的类凝胶材料402(点状区域)组成,纤维成分401的细丝描述为使其长轴垂直于页所在平面,由此将纤维成分401的横截面描述为圆形。在该图像中,解剖轮310在页上左右往复振荡,如箭头405所指示的,以扫掠硬组织403的表面上的突起375。由于在该硬组织403中的纤维成分401的紧密聚集,所以,突起375不能单独地接合并且戳破纤维成分401,由此不能施加足够的应力以撕裂纤维成分401。此外,类凝胶材料402用作润滑剂,使突起375易于滑出硬组织403的紧密聚集的纤维成分401。最后,暴露于解剖轮310的硬组织403的表面的任何顺应性都会防止在硬组织403或者纤维成分401中形成张力,导致硬组织403偏离解剖轮310施加的任何压力。由此,硬组织403将纤维成分和片状成分401的紧密聚集、通过类凝胶材料402对这些成分的润滑和硬组织403的顺应性结合在一起抵抗DDM的解剖。

[0083] 如上所述,DDM的运动可以是旋转的或者振荡的。DDM上的点经过组织的具体区域的速度极大地影响着DDM破坏该组织的能力。图4F描述了在具有接触点470的软组织400上的页所在平面(如双头箭460所示)内左右扫掠的解剖轮310。接触点470的平移速度由DDM的旋转速度和将接触点470与旋转中心(未示出)分开的距离480来确定。对于旋转运动,平移速度等于 $2\pi D\omega$,其中,D是距离480, ω 是以转每秒计的旋转频率。对于振荡运动,平移速度等于 $D\Psi 2X$,其中,D是距离480, Ψ 是以周每秒计的振荡频率,以及,X是以弧度计的扫掠角度。对于差别解剖器,距离480的范围为从约一(1)mm到约四十(40)mm;旋转速度的范围为从每秒约两(2)转到每秒约三百五十(350)转;振荡频率的范围为从约两(2赫兹(Hz))到约三百五十(350)Hz;以及,扫掠角度的范围为从 2° 到 270° 。由此,接触点470在差别解剖器上的平移速度的范围可以为从每秒约一(1)mm到每秒约六万(60,000)mm。在一个实施例中,对于许多软组织而言,约十五(15)mm的距离480和具有约一百(100)Hz扫过约四十五度(45°)、产生每秒约2400的频率的振荡运动非常有效。注意,因为外科医生在解剖期间很小心,只有缓

慢地移动其器械(通常远小于每秒一百(100)mm),所以,这意味着操作者执行的运动(如图4所示)的速度在解剖期间总是小于DDM上接触点的速度。此外,本文件中至始至终都将DDM的运动描述为从旋转运动开始(连续旋转或者往复(即,来回)振荡)。然而,如上所描述的,DDM相对于组织的使DDM的组织接合表面适当接合组织的任何运动(包括直线运动)都可以使用。

[0084] DDM可以与血管壁、胸膜、心包、食道、胆囊和由紧密聚集的纤维组织构成或者被紧密聚集的纤维组织覆盖的几乎任何其他器官或组织抵接,并且在轻手压下,DDM不会严重破坏这类硬组织。相反,DDM可以与肠系膜或其他软组织抵接,并且在轻手压下,软组织会迅速破坏。发明人已经发现,如在本文中公开的多种DDM中任何一种DDM适配的差别解剖器在肺部中的肺叶所在平面之间进行快速解剖、将乳房内动脉解剖远离胸部内壁、分开肺叶的肺门中的血管和细支气管、将食道与周围的组织解剖、穿透纤维束之间的大部分肌肉但不穿透纤维束、将筋膜和肌腱解剖远离肌纤维、清洁解剖后的筋膜、暴露出分支的血管和淋巴结构、将囊解剖成组织、以及将组织平面分开为许多不同的组织。差别解剖器功效广泛,具有许多潜在用途。重要的是,由于皮肤和手术用手套的组成,皮肤和手术用手套不被DDM割开或以其他方式破坏,即使当施加巨大压力时也是如此。由此,差别解剖器本身使用安全,这简化了手术期间的使用,尤其是当外科医生的手指必须接近解剖点时。

[0085] DDM优选地由刚性材料(诸如,金属或刚性聚合物(例如,邵氏A(Shore A)等于或大于70))形成,而非由更软的聚合物和弹性体(例如,邵氏A小于70)形成。使用刚性材料保持从组织接合表面突出的突起翼面偏离组织,如果使用更软材料则会发生。DDM或其部件部分可由块体材料加工形成、经由立体光刻构造、通过现有技术中已知的任何方式成型(例如,注射成型)、或者通过现有技术中已知的任何这类方法形成。

[0086] DDM的组织接合表面的突起可通过多种方式中的任何一种方式制备而成。可通过用与砂纸所用砂粒相似的砂粒来涂覆组织接合表面来形成突起,根据涂覆磨料制造协会标准,这类砂粒粗于1000但细于10。砂粒可以包括由金刚石、金刚砂、金属、玻璃、沙或现有技术中已知的其他材料组成。可以通过砂纸打磨、喷沙、加工、化学处理、放电加工或现有技术中已知的其它方法将突起形成到组成DDM的材料的面中。可以将突起直接成型到DDM的表面中。可以通过立体光刻将突起形成到表面上。突起的形状可以是不规则的,如砂粒颗粒,或者,突起的形状可以是规则的,具有定义的有小面的、弯曲的或斜坡表面。突起可以是细长的,并且,这些突起的长轴相对于组织接合表面可以具有角度。当从上方看组织接合表面时,突起拥有横截面形状,并且,该形状可以是圆的、有小面的(faceted)或复合的。突起的横截面形状可以相对于DDM的行进方向而定向。

[0087] 使组织保持湿润有助于进行差别解剖。充分湿润的硬组织更好地进行了润滑,极大地减少了由DDM带来的破坏。相反,充分湿润的软组织保持为水膨胀和柔软,从而分开了单独纤维的间距,方便了由从DDM的组织接合表面突出的突起对其进行接合并撕裂。湿润组织可以通过多种方式中的一种方式来实现,包括:在解剖期间简单地用生理盐水灌洗组织。灌洗可以利用手术中已经使用的程序进行,诸如灌洗线,或者,通过下面论述的其中一种装置进行。此外,湿润组织以及由此湿润DDM的组织接合表面减少了破坏后的组织对组织接合表面的阻塞。

[0088] 图5A和图5B示出了差别解剖器械500的效应器端的另一实施例,该差别解剖器械

500具有配置为圆柱体510的DDM类型III。图5A示出了圆柱体510,其中,轴520与护罩530分开。组织接合表面540覆盖住圆柱体510的一侧。双箭头指示绕旋转轴线575的旋转。图5B示出了配置为仅与露出来的有限的一部分组织接合表面540一起使用的两个部分。

[0089] 图5C示出了护罩和DDM具有不同配置(在本文中为另一DDM类型III)的差别解剖器械的效应器端的另一实施例。图5C示出了具有解剖轮560的差别解剖器械550,其中,轴570与护罩580分开。组织接合表面590覆盖住解剖轮560的圆周。双箭头指示旋转轴线575。图5D示出了配置为仅与组织接合表面590露出来的有限部分一起使用的两个部分。该配置有问题,因为护罩580使得难以将组织接合表面590定位为与组织抵接,并且,护罩580阻挡了操作者的视线。

[0090] 图6A示出了包括供操作者使用的手柄610的差别解剖器械600的一个实施例。手柄610连接细长构件620,该细长构件620包括连接至手柄610的第一端621和连接至DDM 630的第二端622。细长构件620可以较短,从而能够将DDM 630更好地手动控制在用于开腹手术的器械上,或者,细长构件620可以较长,从而使差别解剖器械600用作腹腔镜器械。用于使DDM 630旋转的驱动机构(诸如,用于止转轭或曲柄/滑块的旋转驱动轴)易于适应任何细长构件620,长的或短的,或者,易于适应于能够驱动DDM 630的任何装置。DDM 630在第二端622处旋转安装至细长构件620的类型III DDM,从而使DDM 630绕其旋转轴线640往复振荡,如双箭头所示(在图6A中,旋转轴线640与页所在平面垂直)。第一端621和第二端622限定出细长构件620的中心线650。随着中心线650接近第二点622,中心线650的切线651和旋转轴线640由此限定出呈现角度670(未示出,与页垂直)。在本示例中,呈现角度670为 90° (即,旋转轴线640与切线651垂直对准)。细长构件620的第一端621(不是手柄610)可以附接至用于机器人手术的机器人的机器臂。DDM可以易于与能够使DDM移动或旋转的任何其他装置适配。

[0091] 图6B示出了相似差别解剖器械601的另一实施例,但是旋转轴线与中心线平行。手柄610连接细长构件620,该细长构件620包括连接至手柄610的第一端621和连接至类型III DDM 631的第二端622。DDM 631在第二端622处旋转安装至细长构件620,从而使DDM 631绕其旋转轴线640往复振荡。在图6B中,旋转轴线640与页所在平面平行。随着中心线650接近第二端622,第一端621和第二端622与切线651限定出细长构件620的中心线650。旋转轴线640由此与切线651平行对准(即,呈现角度670为 0°)。(再次,在图6B中未表示出呈现角度670,因为呈现角度为 0° 。)差别解剖器械601由此与图5C中的差别解剖器械550相似并且由此具有相似的限制,包括:难以在不阻挡操作者视线的情况下将DDM 631的组织接合表面定位为与组织抵接。

[0092] 图6C示出了具有弯曲细长构件620的差别解剖器械603的另一实施例,该弯曲细长构件620具有弯曲中心线650和随着中心线650接近第二点622时中心线650的切线651。旋转轴线640与形成呈现角度670的切线651垂直,在本示例中,呈现角度670为 90° 。细长构件620可以相似地弯折、结合、铰接或以其他方式由多个部分制成。在所有情况下,呈现角度670均由DDM的旋转轴线和随着中心线接近第二点622时中心线的切线形成。

[0093] 图6D示出了与图6B中的差别解剖器械602相似的差别解剖器械604的另一实施例。手柄610连接细长构件620,该细长构件620包括连接至手柄610的第一端621和连接至类型III DDM 631的第二端622。DDM 631在第二端622处旋转安装至细长构件620,从而使DDM 631绕其旋转轴线640往复振荡。在图6B中,旋转轴线640与页所在平面平行。随着中心线650

接近第二点622, 第一端621和第二端622与切线651限定出细长构件620的中心线650。旋转轴线640由此与切线651非零度对准(即, 呈现角度670介于 0° 和 90° 之间)。在优选实施例中, 呈现角度670不等于 0° , 理由如针对在图5C和图6B中的差别解剖器械603所描述的。

[0094] 图7A和图7B示出了将解剖线710用作DDM的差别解剖器械700的效应器端的另一实施例。图7A示出了组装后的装置。解剖线710与护罩730的背衬表面726相隔距离725, 该解剖线710从第一柱体720出来、跨过间隙722并且在护罩730的端部进入第二柱体721。解剖线710是连续的环线, 驱动该线, 从而使得解剖线710露出来的部分在图7A中横跨间隙722在箭头723所指示的方向上行进。

[0095] 图7B示出了描绘了解剖线710的环线和驱动机构的差别解剖器械700的该实施例的示意性侧视图。解剖线710是从第一柱体720中内装的第一惰轮轴承750之上通过然后从第一柱体720出来的连续环线。解剖线710行进跨过间隙722, 在箭头723的方向上移动, 并且进入第二柱体721, 在第二柱体721处, 解剖线710从第二惰轮轴承751之上通过。解剖线710的环线进一步退回护罩730中, 在护罩730中, 其从驱动轮760之上通过, 该驱动轮760由例如在弯形箭头724的方向上的马达转动。由此, 驱动轮760的旋转驱动解剖线710。注意, 解剖线710可以是具有任何横截面形状的柔性线性元件, 所以, 代替是圆形横截面形状的线, 解剖线710可以是朝外侧拥有组织接合表面的柔性平带。相似地, 解剖线710可以是直径大于可允许在惰轮轴承750和751之上翻转的线的柔性绳; 柔性绳具有组织接合表面。进一步地, 在解剖线710与背衬表面726之间的距离725可以任意大或任意小, 例如, 距离725可以大到足以产生一大块由解剖线710、背衬表面726、以及第一柱体720和第二柱体721包围的区域, 由此能够围住需要移除的目标组织。相反, 距离725可以为零, 在这种情况下, 解剖线710沿着护罩730的表面延伸, 或者, 甚至是位于从后面支撑解剖线710的微小容置槽中。该容置槽可以具有半圆形的横截面形状, 由此仅将解剖线710的一部分横截面形状暴露至需要解剖的组织。进一步地, 背衬表面726的形状可以是平的, 或者, 背衬表面726可以是弯曲的、纤细的或粗壮的, 并且, 弯曲表面可以拥有凸区域、凹区域或组合。

[0096] 图8A至图8C示出了将柔性带用作DDM的差别解剖器械800的效应器端。图8A示出了分开的部分。柔性带840具有外组织接合表面850。柔性带840在惰轮810之上行进, 该惰轮810绕轴820旋转, 所有这些部件均装在护罩830中。

[0097] 图8B示出了组装后的差别解剖器械800的效应器端, 仅暴露出了柔性带840的有限的一部分组织接合表面850。

[0098] 图8C示出了如何可以驱动柔性带(诸如, 柔性带840)的一个示例的示意性俯视图。惰轮810和驱动轮860安装在护罩830内部。柔性带840环绕惰轮810和驱动轮860。驱动轮860上电旋转, 从而使柔性带840在如弯形箭头870所指示的方向上被驱动。然后使用暴露在护罩830外部的组织接合表面850来破坏组织。驱动轮860可由多种机构中的任何一种机构驱动, 诸如, 马达、手动曲柄等。驱动轮860和惰轮810不需要为直圆柱体, 它们的旋转轴线也不必平行。

[0099] 组织接合表面暴露出护罩外部的程度可以大于或小于在先示例中示出的程度。事实上, 暴露程度的不同改变了差别解剖器械的行为的多个方面。

[0100] 首选, 更大的暴露程度增加了组织接合表面的暴露面积, 这增加了单位时间破坏的组织数量并且增加了移除的组织的表面积。由此, 降低暴露程度使组织移除更加精确, 但

是减少了移除的材料总数量。第二,增加暴露程度改变了暴露出来的组织接合表面的角度。请看图9A至图9C,这些图示出了差别解剖器械800的效应器端的示意性俯视图,通过护罩中的孔900的控制,对组织接合表面850的暴露程度进行了相继地制约。孔900在图9A中最大,而在图9C中最小。由于暴露程度受到制约,与组织接合表面850的垂直的箭头的角度范围减小。在图9A中,组织接合表面850向前和向侧面进行破坏。在图9C中,组织接合表面850仅向前进行破坏。由此,当将组织接合表面850应用到组织时,应用了不同的接触方向,这取决于暴露出来的组织接合表面的角度。

[0101] 第二,组织接合表面850的暴露角度的该增加还改变了组织的被接触面的拉紧角度和器械上的扭矩。请看图10A至图10C,这些图示出了通过应用组织接合表面1010而在组织400上产生的摩擦。

[0102] 在图10A中,组织接合表面1010正在箭头1020的方向上移动。这在箭头1030的方向上产生了摩擦力。接触面积越大,摩擦力越大。摩擦力将组织400向侧面(箭头1030的方向)拉从而剪切组织400,并且在相对箭头1020的方向上推动组织接合表面1010。如果组织接合表面1010安装在器械1060上与由操作者保持的点1040相隔一定距离,那么,摩擦力绕点1040放置扭矩1050。该扭矩可以将与器械1060的点1040相对的端部1070拉离所需的应用点,从而更难以对解剖进行控制。由此,限制组织接合表面的暴露程度减小了摩擦力并且通过减小手柄上的扭矩而改善了控制。

[0103] 图10B示出了圆形的组织接合表面850如何产生垂直于组织接合表面850的摩擦力并且由此在不同方向上取决于在圆形组织接合表面850上的组织400的接触范围。在组织400上由此产生的多方向剪切力在组织400中产生更加复杂的应变式样。如图10A所示,摩擦力仍然在护罩830的尖端上产生向上的净力1080;然而,并未在护罩830的尖端上产生左/右(进入组织400和从组织400出来)的净力。图10C示出了通过使孔900变窄减小组织接合表面850的暴露程度来使组织上的摩擦力超过一维,从而简化了组织中的应变式样。

[0104] 虽然对摩擦的该论述是针对组织,如相对于湿润组织的上面所描述的内容,但是,本文所描述的DDM具有当其相对于复合组织具有低摩擦时也有效的超凡品质。即使用润滑剂(诸如,手术润滑剂或水凝胶润滑剂)充分浸泡整个DDM,非组织接合表面和组织接合表面仍然有效。

[0105] 在手术中,优选地是最大程度地减少将组织意外输送到身体的其他部位。组织的破坏件可以附着至本文所公开的差别解剖器械的组织接合表面。可以通过两种方式最大程度地减少意外输送。首先,使如图10B和图10C所示孔900变窄并且控制其形状意味着附着至组织接合表面850的破坏组织碎片在沉积到护罩上或进入护罩之前仅能输送很短的距离。相似地,如果破坏组织碎片附着至组织接合表面850然后在惯性的作用下被切线地抛离组织接合表面850,那么,使孔900变窄会减小供附着的表面积、供附着的时间和可以加速材料的距离。第二,可以使组织接合表面850抗组织附着。可以通过现有技术中已知的多种技术中的任何一种技术来实现对组织接合表面850进行表面处理,诸如,化学处理、气相沉积、溅射等其他技术。例如,通过多种已知方法(例如,浸涂、化学沉积、化学交联(例如,与硅烷交联)等)中的任何一种方法将组织接合表面850氟化可以使组织接合表面850通过亲水性材料和碳基疏水组织成分抗组织附着。在一个实施例中,可以使用涂覆有金刚石/碳化物的组织接合表面,已经发现,这种处理不太容易使组织附着至这些表面。

[0106] 通过使用DDM的振荡(往复)运动而非连续的单方向运动或连续的旋转运动,也可以减少材料的输送。振荡防止了在超过振荡距离的距离上进行输送,该振荡距离仅可以在几个旋转角度(例如,5°到90°)范围内。可以使用若干机构中的任何机构与旋转马达一起驱动往复的振荡运动,诸如,止转轭或曲柄/滑块。

[0107] 组织附着对于降低组织接合表面850的有效性也是个问题。组织接合表面850的阻塞在组织接合表面850之上产生了厚材料涂层,从而使其烧蚀软组织的效果减弱。如上,使表面抗组织附着降低了该问题。氟化的组织接合表面和金刚石/碳化物组织接合表面不容易阻塞,尤其是在破坏脂肪组织时。

[0108] 如果将组织湿润,进一步地,如果用水冲洗组织接合表面850,也会减少阻塞,如早先所论述的。图11A和图11B示出了三个出水口1111的第一阵列在组织接合表面850旁边从护罩830出水的差别解剖器械1100。三个出水口1112的第二阵列在组织接合表面850的相对侧出水。其他的出水口布置也是可能的。图11A以斜视图的方式示出了实体模型。图11B示出了差别解剖器械1100的示意性俯视图,其中,水管1121内部携带有水或者其他流体(诸如,生理盐水)并且将水送至护罩830的一侧送达出水口1111,以及,第二水管1122内部携带有流体并且将流体送至护罩830的另一侧送达出水口1112。出水口1111和1112从孔900的相对侧出来,从而将流体提供至组织接合表面850的两侧。从出水口出来的液体可以(可选地)携带生理活性材料,无论是溶解在液体中的生理活性材料或是悬浮在液体中的生理活性材料。生理活性材料可以包括各种药物化合物(抗生素、消炎药等)和活性生物分子(例如,细胞因子、胶原酶等)。

[0109] 适当布置组织接合表面850在组织上产生摩擦力,该摩擦力可用于在钝性解剖期间发挥优势。图12示出了具有两个相对的暴露在孔1230中的柔性带1201和1202的差别解剖器械1200。各个带如图10B所示配置,其中,柔性带1201在惰轮1211之上延伸而柔性带1202在惰轮1212之上延伸,但是,柔性带1201和1202相对于彼此相对地循环。由此,柔性带1201和柔性带1202在箭头1203和1204所示的相同方向上并排延伸,但是,当暴露于组织1205时,则如箭头1271和1272所示地,在相对的方向上延伸。由此,柔性带1201在护罩1220上产生向下的净力1251,而柔性带1202在护罩1220上产生向上的净力1252,这些力1251和1252借此抵消,在护罩1220上留下很小的净力或没有留下净力。这消除了差别解剖器械1200的任何扭转(如图10A所描述的),使操作者更加容易进行控制。此外,在解剖期间,柔性带1201和1202的相对的运动方向1271和1272在组织1205上产生相对的摩擦力,从而拉动由双箭头1260识别的区域中的组织1205使其分开。通过撕裂在双箭头1260的区域中的组织,该拉动动作可以方便钝性解剖。注意,在护罩1220内部的柔性带1201和1202之间的间隙1280可以改变并且可以减小到零,从而使柔性带1201和1202接触。柔性带1201和1202之间的接触可以帮助驱动机构与柔性带1201和1202的行进速率匹配。事实上,柔性带1201和1202之间的摩擦可以使一个带(例如,1201)能够驱动另一个带(在本示例中为1202)。由此,马达例如可以主动地驱动柔性带1201,然后,柔性带1202由柔性带1201驱动。这可以简化用于两个带的驱动机构。

[0110] 图13示出了差别解剖器械1300的护罩1330如何可以容纳其他物件从而实现更强的功能。解剖轮810暴露在孔900处。吸入线1301和1302可以连接至组织接合表面850附近的护罩1330的前部,从而帮助从破坏或多余流体移除任何碎屑,诸如,来自水管1121和1122的

流体,该流体通过出水口1111和1112流出。可以将发光二极管(LED)放置在护罩1330上以更好地对进行钝性解剖的区域照明;例如,LED 1311和1312分别通过电缆1313和1314供电,并且,来自LED 1311和1312的光直接对破坏区域中的组织照明。

[0111] 图14示出了差别解剖器械1400的细长构件1410如何可以与可弯折区域1430铰接从而使用户可以实现对细长构件1410的可变弯折以便于放置DDM 1420。在位置1中,细长构件1410为直的。在位置2和位置3中,将细长构件1410在可弯折区域1430处相继弯折,从而使DDM 1420从在位置1中的朝前移动到位置3中的朝侧边。可弯折区域1430可以是铰接接头或任何其他机构以允许弯折。

[0112] 图15A至图15E示出了不同的DDM,图示了DDM的多种重要尺寸和特征。图15A示出了绕可旋转接头1510旋转的DDM 1500的俯视图。致动DDM 1500使其往复地上下振荡,如双箭头1506所示,从而使组织接合表面1520(卵石纹理部分)按照半径为 R_A 的弧线摆动。DDM 1500的振荡可以在 $\pm 90^\circ$ 度范围内摆动。组织接合表面在旋转平面(与旋转平面(在本文中是页所在平面)垂直的平面)中具有最小的半径 R_S 。

[0113] 图15B用两个相继的放大图示出了横截面的侧视图。(在本视图中,DDM 1500由此进出页振荡。)第一侧1530和组织接合表面1520在第一边界1540处汇合,具有曲率半径 R_E ,而第二侧1531和组织接合表面1520在第二边界1541处接合,具有曲率半径 R_E ,其中,第一边界1540和第二边界1541的曲率半径可以不同,但是,应该足够大从而使第一边界1540和第二边界1541不是锐利的。然后,通过突起1550向组织接合表面1520创建最大长度 L_{max} ,定义为特征从最内的波谷到最外的波峰的最大长度。

[0114] 图15C图示了具有由表面特征1560形成的扇贝形组织接合表面的不同DDM 1501。在本文中,表面特征1560是凸叶,但是,表面特征1560可以是在组织接合表面1520上的具有最小曲率半径为 R_S 的任何规则的或重复的特征。而且,表面特征可以具有不在旋转平面中的轮廓,如图15D和图15E所示。图15D示出了斜视图,而图15E示出了端视图。图15E中的插图示出了沿 45° 角所做的DDM 1502的相继放大截面。DDM 1502具有表面特征1570,该表面特征1570的轮廓处于与旋转平面呈 45° 的平面中。与图15C中的DDM 1501一样,DDM 1502的组织接合表面1520具有存在最大长度 L_{max} 的突起1550。在一个实施例中, R_A 可以介于约一(1)mm和约一百(100)mm之间。在一个实施例中, R_S 可以介于约0.1 mm和约十(10)mm之间。在一个实施例中, R_E 可以介于约0.05 mm和约十(10)mm之间,从而不向组织呈现任何切片边缘。作为替代方案,针对DDM的某些实施例, R_S 和 R_E 可以小至约0.025 mm。

[0115] DDM可以具有扇贝形的或凹口状的或具有起伏轮廓的组织接合表面,从而,随着组织接合表面从组织中给定点之上通过,使组织接合表面相对于组织表面的攻角不同。事实上,针对满足 $P_{avg} < (R_{max} - R_{min})$ 的任何DDM,例如,DDM类型I、类型II或类型IV,攻角不同。不同的攻角使得解剖动作更具攻击,其中,更具攻击的DDM更加能够破坏更硬的组织,而不太具有攻击的DDM不太能够破坏该相同的组织。

[0116] 图16示出了可以使DDM具有不同攻击级别的交替装置,即,DDM的攻击性可以设计。DDM 1600绕旋转轴线1610旋转并且具有支承突起1620的组织接合表面1620。这些突起具有更尖的尖端(但是仍然不足以锐利得进行切片)。DDM 1640具有支承具有更圆整尖端1652的突起的组织接合表面1650。DDM 1680具有支承具有甚至更圆整尖端1692的突起的组织接合表面1690。DDM 1600比DDM 1640更具攻击,而DDM 1640比DDM 1680更具攻击。

[0117] 图17A示出了具有扇贝形组织接合表面1710和旋转中心1720的DDM 1700的一个实施例。由此,DDM 1700是DDM类型IV的一个示例。如双箭头1730所示的DDM 1700的来回振荡使组织接合表面1710在组织之上移动,从而,随着各个扇贝形在组织之上通过,扇贝形边缘使组织接合表面1710支承在不同的攻角处。

[0118] 图17B图示了DDM 1700与组织1750抵接的动作。在组织接合表面1710上的两点 P_1 和 P_2 处示出了攻角(运动方向与组织接合表面1710在接触点处的切线之间的角度 θ)。 θ_1 小于 θ_2 。通过使用具有组织接合表面1810和旋转中心1820的圆形组织接合部件1805,如图18所示,利用DDM 1800也可以实现相似的动作,该旋转中心1820不是圆形组织接合部件1805的中心(例如,DDM类型II)。如双箭头1830所示的圆形组织接合部件1805的来回振荡使组织接合表面1810在组织之上移动,从而使组织接合表面1810移动,从而使攻角在组织接合表面1810在圆形组织接合部件1805周长上的各个点处不同。

[0119] 图18图示了另一要点,尤其是针对使DDM抵接组织1850的运动加速,并且,每当加载或卸载DDM时以及每当振荡的DDM在扫掠一个方向之后减速并且加速以扫掠相对方向时,发生加速。DDM 1800安装为使其重心1870移动离开旋转中心1820。实线双箭头1830示出了绕旋转中心1820的旋转,而虚线双箭头1840示出了重心1870的运动。使DDM 1800的质量加速的力以及在重心1870和旋转中心1820之间的距离产生绕旋转中心1820的力矩,该力矩使差别解剖器振动。该力矩会使DDM 1800所附着的差别解剖器的手柄晃动。由更加致密的材料组成的DDM会使该晃动更加剧烈。由此,用不太致密的材料(如,刚性聚合物而非金属)制造DDM可以有利于降低手柄的晃动。相反,可以通过将质量适当分布在DDM内以将重心放置在旋转轴线处来布置反力矩。

[0120] DDM的整个表面可以是组织接合。作为替代方案,所选的表面部分可以是组织接合。这可能有利于将解剖效果局限在DDM的表面的一个区域(例如,朝前的表面)。图19A至图19D示出了具有DDM的差别解剖器械1900,该DDM为解剖轮1910,该解剖轮1910与在图3A至图3C中示出的解剖轮相似;然而,组织接合表面局限于绕旋转轴线365旋转的解剖轮1910的外周长周围的薄组织接合条1920。余下的包括侧向设置至组织接合条1920的一侧或解剖轮1910的暴露表面的非组织接合表面1930,并且具有更加光滑的表面,该表面可选地为玻璃般光滑,无突起,或者以其他方式不能与组织中的纤维接合。图19B图示了解剖轮1910如何适配入护罩1940中并且由操作者在方向367上按压。如图19C所图示的,比组织接合条1920更加光滑的非组织接合表面1930在其已经由组织接合条1920分开之后减少了对组织1950的破坏。随着解剖器在按压367的方向上进一步穿透进入组织1950中,护罩1940进一步保护组织1950免受解剖轮1910的破坏。

[0121] 图19D图示了非组织接合表面1930和护罩1940的附加的重要动作。当在差别解剖器械1900的按压367(本文中未示出)方向上存在进入组织1950的运动1901分量时,差别解剖器械1900的这些更宽的部分(非组织接合表面1930和护罩1940)迫使最近由组织1950分开的部分隔开或楔入,从而对组织1950的纤维成分1980进行对准和拉紧,使它们处于拉伸下,并且将它们与组织接合条1920的运动垂直对准。纤维成分1980中的该应变促进了组织接合条1920中的组织接合材料的突起抓住并撕裂单独纤维的能力。

[0122] 随着组织接合条1920移过组织1950,在垂直于页所在平面的方向上移动(由此从页所在平面中移过),其中的组织接合条1920上的突起破坏组织1950,包括:撕裂组织1950

的单独纤维成分1980(例如,胶原质或弹性蛋白纤维)。这类纤维成分1980在软组织中通常具有不规则的对准(即,不规则定向)。然而,随着组织1950被破坏,在运动1901分量的方向上,将差别解剖器械1900推入组织1950中,从而,随着余下的组织接合表面1930和护罩1940推入分开的组织1950中,它们在箭头1960和1961的方向上将组织1950(包括切断的纤维成分1990)往旁边推,从而对准其先前不规则定向的纤维并且将材料拉伸在组织接合条1920的接触点处。该局部应变区域在与组织接合条1920的运动方向垂直的方向上对准并拉伸(由此,预紧)未切断的纤维成分1980,如双箭头1970所示,方便它们被抓住并且增加了它们被来自组织接合条1920的突起切断的可能性。如果非组织接合表面1930和护罩1940相对于彼此呈一定角度,那么它们将充当楔,如图19C和图19D所示,或者,即使它们具有比组织接合表面1910更宽的宽度,也要充当楔。在一个实施例中,如图3F所描述的,第二半短轴C占第一半短轴B相当大一部分(例如,在一个实施例中,其中, $0.2B < C < 0.8B$)的半椭圆形状是对于楔入有效的形状。

[0123] 如上述段落中描述的,对准纤维可以极大地更改DDM的执行方式。可以通过外科医生用手或单独器械在适当方向上拉紧组织来实现对准。如上述段落中描述的,可以通过DDM、通过组织接合轮上的光滑部分(诸如如图19C至图19D中的非组织接合表面1930)、通过光滑护罩(诸如,图19A至图19D中的护罩1940)、或者通过DDM上的单独机构来实现对准。

[0124] 图20示出了破坏人类患者中组织段的一个形式的细节。在圆形窗口内描绘了患者的关注区域2000,示出了通过两个相对的体积(即,组织段A与组织段B相对)的截面图;相对发生在区域2010中,该区域2010由间质纤维2012和紧绷的间质纤维2015桥接并且进一步与断裂的间质纤维2020相关联。圆形窗口内还描绘了拥有组织接合表面2034的DDM 2030,该组织接合表面2034进一步拥有突起2032和光滑的非组织接合表面2033。在该图中,DDM 2030绕轴2036往复,从而使纤维接合突起2032移入和移出页所在平面(即,往复地朝着观察者移动或移离观察者)。

[0125] 组织段A和组织段B每一个分别进一步具有组织段表面2005和组织段表面2006,组织段表面2005和组织段表面2006由与组织段表面2005和组织段表面2006平行的相对较紧聚集纤维组成,从而形成覆盖在组织段A和组织段B之上的膜(例如,组织段A和B包括硬组织)。组织段A的表面2005和组织段B的表面2006也呈三维曲线。虽然这些组织段表面2005和2006可能不会在每个点处彼此接触,但是组织段表面2005和组织段表面2006不会在组织段表面2005和组织段表面2006彼此局部地且大致平行地相对的区域2010中汇合,并且通常是大体上彼此接触。

[0126] 在该区域2010中,组织段表面2005和组织段表面2006通过基本上垂直于两个相对的组织段表面2005和2006延伸的相对较松间质纤维2012群彼此固定。该少量的间质纤维2012可以是也可以不是来自包括更紧聚集纺织表面(组织段表面2005和2006)的纤维量(或者,是其组成部分)。例如,包括一部分组织段表面2005的给定纤维可以在转离并且继续跨过区域2010之前沿该表面延伸一定距离,从而成为间质纤维2012群的一部分,并且,进一步地,可以继续跨过区域2010到达组织段表面2006,在组织段表面2006处,给定纤维可转动并且交织在其中,从而成为包括组织段表面2006的纤维群的一部分。由此,间质纤维2012的定义包括跨过、桥接、穿越或以其他方式连接(或与其紧密相关联)组织段表面2005和组织段表面2006处于相对状态的区域2010的任何纤维。在一个实施例中,间质纤维2012可以是与

如下纤维同类型的纤维,只要这些纤维包括组织段A和组织段B的组织段表面2005和组织段表面2006。在另一实施例中,间质纤维2012可以是不同的类型,并且,间质纤维2012可以强力地或脆弱地、直接地或间接地结合至组织段表面2005和组织段表面2006。

[0127] 在各种情况下,所有涉及的纤维都机械地能够将力(经由拉紧)沿着各个单独组织段的表面传递,或者,间质地两个组织段之间传递,或者以上两者。例如,间质纤维2010和包括组织段表面2005和组织段表面2006的纤维的拉伸状态取决于作用在组织段A和组织段B上的力,例如,当光滑的非组织接合表面2033楔入并且迫使这些组织段在方向1960和1961上分开时。例如,纤维2010抗由组织段表面2005在方向1960上和组织段表面2006在方向1961上的彼此相对运动导致的拉伸应变,并且,进一步地,该抵抗性根据纤维的机械性质而不同。例如,如果无应力的间质纤维2012与两个相对的组织段表面2005和2006垂直对准,则可以增加组织段A和组织段B之间的距离(如箭头2030所示)直到间质纤维2010首先变得像紧绷的间质纤维2015为止,最终,纤维可能会断掉(fail),如断裂的间质纤维2020所示。人类最常见的纤维种类是胶原质,胶原质的断裂应变超过无应力正常长度的约5%。如果组织段A和组织段B如箭头2030所示移动分开,那么,胶原质纤维(在本文中,无应力的间质纤维2012)会首先变得紧绷(如紧绷的纤维2015)。如果两个组织段A和B再进一步移动分开,那么,胶原质纤维会伸展约5%。关键的是,此时,如果组织段A从组织段B进一步超过紧绷而移动约5%,紧绷的间质纤维2015会断裂,或者,如果紧绷的纤维2012不断裂,那么,组织段自身可能会裂开,对患者非常有害。

[0128] 由于外科医生经常必须相对于组织段彼此来分开、解剖或以其他方式移动组织段以进入患者体内的各个区域,所以,外科医生在患者的整个身体内不断拉紧与间质纤维2010等同的纤维群。当前的实践要求将间质纤维切片为彼此自由的一个组织段,或者,通过用手术剪施加钝性力(通过张开钳口,迫使组织段隔开,因此撕裂间质纤维)将间质纤维整体撕裂。常见并发症是在尝试经由锐性解剖仅切割间质纤维的同时切片为组织段,或者,在尝试对间质纤维进行钝性解剖的同时撕裂更小或更大部分的组织段。无论哪种方法,首先发生应变为紧绷间质纤维2010,然后伸展它们,然后撕裂它们。前面提及的将间质纤维2010与组织段表面2005和2006紧密连接的后果(例如,漏气和肺段出血)现在变得清楚:必须将使间质纤维断掉所要求的力隔离,而不使整体组织段自身经受相同的力。

[0129] 本文所公开的差别解剖器械的实施例具体设计为:经由光滑表面2033的冲击使相对的组织段A和B生成初始分开运动来隔离纤维群上的力,由此将单独间质纤维2010暴露出来并拉紧(预紧),使这些纤维更加容易断裂,充分利用这些现在紧绷的间质纤维2015所提供的机会,并且,通过差别解剖构件2030的组织接合表面2034的突起2032的局部冲击进一步谨慎地使这些纤维相遇、接合并转换为断裂的间质纤维2020。这样,具有光滑侧面的非组织接合表面和/或护罩的DDM可以极大地提高组织解剖的速度和效率,同时限制解剖效果仅针对连接相邻硬组织区域的软组织内的这些纤维并且仍然保留这些硬组织。

[0130] 图21A至图21C图示了将非常薄的解剖轮2110用作DDM的另一差别解剖器械2100。解剖轮2110近乎整体包在护罩2120中以实现非常薄的组织接合表面2009,护罩2120用于保护、分开和预紧需要解剖的组织,如图19D所示。

[0131] 图21A使出了侧视图,而图21B示出了正视图。解剖轮2110经由旋转轴2135安装在两个柱体上:第一柱体2130和第二柱体2131(见图21B的侧视图)。旋转轴2135在第一柱体

2130和第二柱体2131内自由旋转,但是牢固地固定至解剖轮2110。链轮2140也牢固地固定至轴2135。链轮2140由驱动带2150转动。由此,由第一柱体2130和第二柱体2131、轴2135、链轮2140和驱动带2150创建驱动机构2160以使护罩2120内部的解剖轮2110在箭头2161的方向上转动。可以使用替代驱动机构,并且,运动可以是旋转的或振荡的。解剖轮2110的第一边界2111和第二边界2112优选地不为锐利的,如图21B的放大部分所示。(第一和第二边界2111和2112与图15B中的第一和第二边界1540和1541一样。)锐利边界比圆整边界可更具攻击地进行破坏。然而,如果需要更具攻击性的破坏或甚至进行破坏,可以使用更锐利边界。而且,如果需要差别破坏或进行破坏,可使一个边界比另一个边界更加锐利。例如,第一边界2111可以是方形或甚至是锐利的,而第二边界2112可以是圆整的以在第一边界2111的一侧实现更具攻击性的破坏或进行破坏。

[0132] 护罩2012近乎封闭了解剖轮2110,仅留下一小部分解剖轮2110作为组织接合表面2111暴露出来,并且,形成确定在解剖轮2110的破坏点处的组织上的应变的楔角 ω 。随着DDM 2100被推入组织中,楔角 ω 越大,应变组织越多。图21C描绘了护罩2120在四个不同位置中的DDM 2100。可以独立于驱动机构2160和解剖轮2110而移动护罩2120,护罩2120能够在双箭头2190的方向上移动。由此,在位置1中,仅暴露出来了一小部分解剖轮2110。在位置2中,已经在箭头2191的方向上移动了护罩2120,留下更小的一部分解剖轮2110暴露出来并且还创建了更大的楔角 ω 。在位置3中,已经在箭头2192的方向上移动了护罩2120,从而使护罩2120完全封闭住解剖轮2110。由此,解剖轮2110不再可以破坏组织。在该位置中,解剖轮2110有效地用作光滑的、平坦的、钝性探针。在位置4中,已经在箭头2193的方向上移动了护罩2120,增加了在位置1或位置2中可见的解剖轮2110的暴露程度并且减小了楔角 ω 。

[0133] 图22示出了差别解剖器2210的远端,该差别解剖器2210包括往复机构的一种实施例,在本文中是指止转枢。差别解剖器2210的远端包括壳体2212,其进一步包括枢轴轴承2214、马达轴轴承2216和轴鼓轴承2218。图22还示出了马达轴2220、与马达轴2220同轴且固定至马达轴2220的轴鼓2222和可平行于马达轴2220但不与马达轴2220同轴的驱动器销2224,该驱动器销2224本身固定于轴鼓2222。进一步地,存在的差别解剖构件DDM 2230与差别解剖器壳体2212有关,并且进一步包括限定出DDM 2230的本体、形成至少外表面2231一部分的组织接合表面2232、适配入枢轴轴承2214的DDM枢轴2234,以及进一步包括有效地抓住驱动器销2224的中空DDM销从动件2236。在本文中所示的中空DDM销从动件2236的内部三维形状为棱柱,从而在图22所示的视图中横截面形状类似于沙漏,然而垂直于该视图时,横截面形状为直线。

[0134] 图23A、图23B和图23C示出了图22的DDM 2230的一部分至沙漏形中空DDM销从动件2236的腰部的最窄部分且垂直于轴鼓2222的旋转轴线的截面图。在该视图中,DDM销从动件2236的形状为长方形;进一步地,在示出了尺寸的该视图中,穿过2236的腰部,长方形的高度等于或者大于沿着驱动器销2224的圆形路径2237由驱动器销2224的外直径描述的直径。在该视图中,长方形的宽度对应驱动器销2224的外直径。包括中空DDM销从动件2236的DDM 2230绕着轴2234的轴线2233旋转。因此,中空DDM销从动件2236的位置和DDM 2230的旋转位置由驱动器销2224的旋转位置确定。

[0135] 在运作时,参考图22,顺着图23A至图23C,马达(未示出)使马达轴2220旋转,其使鼓2222绕其旋转轴线旋转,致使驱动器销2224绕着圆形路径2237行进,该路径2237的平面

在此垂直于鼓2222的旋转轴线。如在止转轭中,长方形中空DDM销从动件2236使驱动器销2224的旋转路径2237转变为中空DDM销从动件2236的直线行进2238;假定销从动件2236远离轴线2233的某段距离进行定位,DDM 2230绕着轴线2233起杠杆作用,从而使旋转路径2237转变为直线行进2238,并且使绕着由枢轴轴承2214保持的DDM枢轴2234旋转的DDM 2230往复运动。DDM 2230往复运动的式样通过改变中空DDM销从动件2236的形状、驱动器销2224、轴2234绕其旋转的轴线2233的3D角度、驱动器销2224到轴线2233的距离进行控制,还通过改变马达的旋转速度进行控制。

[0136] 如在图24A和图24B图中所示的侧视图,图22的DDM 2230可具有往复运动2250和2251。示出的振荡顺序描绘了当具备了来自马达(未示出)的旋转运动2299时,随着驱动器销2224绕着圆形路径2237行进的DDM 2230的极限位置。在图20中的侧视图中很好的示出了施加在将进行解剖的组织的表面上的DDM 2230的组织接合表面2232的动作。

[0137] 对患者内部进行手术的外科医生希望尽可能减少组织的创伤,该组织不是手术过程的焦点,或者仅仅是在途经目标组织的路上。为了这个目的,图25A至图25C描绘了大部分覆盖的DDM组件2500的实施例的轮廓图,DDM组件2500进一步包括垂直地投射于页(即,在观察者处)的覆盖的枢轴2510、内部马达轴2550、内部驱动器鼓2522、驱动器销2524、DDI壳体2512、绕着覆盖的枢轴2510(和页所在平面内)往复运动的DDM 2520、组织接合DDM表面2534、光滑的DDM表面2518、大体上圆形的DDM区域2516、护罩边缘2517和护罩-DDM间隙2514。作为整体考虑的DDM组件2500的所有外表面被视为整体,覆盖的DDM组件2500显示了患者的组织的几乎连续光滑的表面。就这一点而言,除了组织接合DDM表面2534的有限程度,与DDM组件2500适配的整个差别解剖器械表现得不过像抛光的探针。

[0138] 一旦启用,DDM 2520在壳体2512内并且相对于壳体2512作往复运动。在壳体2512最靠近DDM 2520的边缘处是护罩边缘2517。护罩-DDM间隙2514存在于护罩边缘2517与DDM 2520之间。在一种实施例中,与DDM 组件2500适配的差别解剖器械包括提供对差别解剖器械的向外地光滑特性的保护。因此,护罩-DDM间隙2514遇到了挑战,因为相对于壳体2512的DDM 2520的任何相对运动可扩大护罩-DDM间隙2514,向组织呈现出锐边。作为替代方案,DDM 2520的一部分可冲击壳体2512。还有,在一种实施例中,护罩-DDM间隙2514始终保持尽可能小。为促进这点,DDM 2520具有圆形DDM区域2516,作为大多数DDM 2520的一部分限定在该立体图中,DDM 2520具有圆圈的横截面,圆圈的中心与覆盖的枢轴2510的轴线重合。该圆形DDM区域2516限定出且占据了DDM 2520外表面的那部分,DDM 2520的该部分在DDM 2520作往复运动期间经过护罩边缘2517,并且处于限定出护罩-DDM间隙2514的距离处。因为圆形DDM区域2516在旋转角度上保持了DDM 2520的一样的半径,这使护罩-DDM间隙2514保持在定值(即,即使DDM 2520运动,护罩-DDM间隙2514也不会改变)。因此,与该DDM组件适配的差别解剖器械一直到处向组织呈现出连续光滑表面。

[0139] 图25D描绘了大部分覆盖的DDM组件2500的斜视图,示出了壳体2512、绕着覆盖的枢轴2510作往复运动的DDM 2520(见图25A至图25C)、组织接合DDM表面2534、光滑的DDM表面2518、大体上圆形的DDM区域2516、护罩边缘2517和护罩-DDM间隙2514。

[0140] 当暴露了目标组织时,锐性解剖通常与钝性解剖交替执行。这种情况发生在,每当抵抗钝性解剖的膜或大型纤维成分遇到且必须切断时,外科医生进一步穿刺进入组织。现行实践要求外科医生针对钝性解剖使用次优的器械(例如,不常用的电刀),或者当暴露目

标组织时交换器械。使用次优的器械减少了钝性解剖的轻松且增加了目标组织的潜在风险。交换器械消耗时间且令人分心,尤其对于许多微创手术,器械必须穿过体壁中的狭口然后轻轻地引导至应在的位置,诸如在腹腔镜检查和胸腔镜检查期间。差别解剖器械可配备有能选择性地被外科医生启用的锐利的解剖部件,消除了器械交换的需要,同时向外科医生提供了最佳的器械。

[0141] 图26A示出了与图20所示的差别解剖器械2000相似的差别解剖器械2600的一种实施例的俯视和侧视图,但现在还包括在钝性解剖期间覆盖的可伸缩解剖刀片。该可伸缩解剖刀片可由外科医生向外突出用于锐性解剖,然后在进行进一步钝性解剖之前缩回。差别解剖器械2600具有由护罩2620组成的细长构件,DDM 2610经由旋转轴2635旋转地安装至护罩2620。DDM 2610的一侧是狭槽2612,可伸缩解剖刀片2622位于其下面,从而使可伸缩解剖刀片2622完全地被护罩2620覆盖。可伸缩解剖刀片2622通过由外科医生控制的缩回机构(未图示)致动。致动可伸缩解剖刀片2622可经由滑块手动,通过电致动(诸如,螺线管),或者通过操作者控制的任何适当的机构控制。

[0142] 图26B示出了具有延伸用于锐性解剖的可伸缩解剖刀片2622的差别解剖器械2600。可伸缩解剖刀片2622是锐性解剖工具的一种实例。在其他实施例中,差别解剖器械2600可包括其他锐性解剖工具,诸如,电刀刀片、超声波刀具或者破坏钩。在其他实施例中,差别解剖器械2600可包括用于高能破坏的工具,例如,电烙刀片或电刀头。此外,为了代替缩回,可伸缩解剖刀片2622或其他适当的工具可选择性地通过几个机构之一暴露以便进行使用,诸如,通过弹出式、通过伸展式或现有技术中已知的其他机构。

[0143] 图27示出了与图26A和图26B所示的差别解剖器械2600相似的差别解剖器械2700的另一种实施例的俯视和侧视图,但现在支配抓紧构件2710使差别解剖器械2700还用作手术钳。差别解剖器械2700具有可旋转地附接至器械轴2720的DDM 2710且由机动机构(未示出)旋转。推杆2730在器械轴2720里面且由存在于手柄(未示出)中的机构启用以及通过操作者手动启用。当DDM 2710启用时,其按照箭头2740的指示来回振荡。当操作者切断DDM 2710的动作时,操作者能使用推杆2730推进手术钳爪2750,该手术钳爪2750具有使手术钳爪2750围绕枢轴点2770旋转且因此打开的控制短杆2760。手术钳的相对的爪是DDM 2710。操作者能通过推或拉推杆2730抓紧且释放在手术钳爪2750与DDM 2710之间的物体。

[0144] 图28和图29A至29D描绘了DDM的另一种实施例。实际上,该实施例已提供了通过复合组织的很大的差别动作和快速解剖。对于DDM的该实施例,组织接合表面的突起由DDM的表面上切入的凹谷形成。参考图28,DDM 2800具有第一端2810和第二端2820,其具有连接第一端2810和第二端2820的中心轴线2825。第一端2810远离将进行解剖的复合组织(未示出)取向且与移动DDM 2800的驱动机构(未示出)接合,从而使第二端2820沿运动方向进行扫描。在本文中,机构绕着垂直于中心轴线2825的旋转轴线2830振荡DDM 2800,从而使运动方向2840为存在于垂直于旋转轴线2830的平面中的运动弧线。第二端2820具有指向复合组织的面向组织的表面2850,其包括至少一个组织接合表面2860和至少一个侧表面2870。

[0145] 在这个示例中,DDM 2800的运动是往复(来回)振荡,但其他DDM能连续旋转或直线运动。优选地,旋转介于每分钟2,000周与25,000周之间,但范围可从每分钟60周升至每分钟900,000周,这些转速都低于超声波。在某些实施例中,已经发现每分钟300周至25,000周的速度都效果显著。

[0146] 图29A至图29E示出了图28的DDM 2800的面向组织的表面2850的放大视图。图29A示出了具有已识别的部件的面向组织的表面2850的斜视图。图29B至图29D示出了具有较好描述的形状的几何结构的面向组织的表面2850,尤其是相对于面向组织的表面2850的部件的不同视图。最后,图29E示出了某些这些部件的不同实施例。面向组织的表面2850具有组织接合表面2860和两个侧表面,第一侧表面2871相对于组织接合表面2860的一侧横向设置,以及,第二侧表面2872相对于组织接合表面的相对侧横向设置。参考图29A和图29C,组织接合表面2860由沿在面向组织的表面2850上为弧线运动的运动方向2840交错排列的一系列至少一个凹谷2910和至少一个突起2920组成,从而使至少一个凹谷2910和至少一个突起2920的交叉部限定出至少一个谷缘2930,该至少一个谷缘2930取向为使得其具有与运动方向2840垂直的方向分量(component of direction)。

[0147] 谷缘2930不应该是锐利的,例如,谷缘不能切入复合组织,尤其不能切入硬组织。例如,谷缘2930上的任何点都不应该具有小于约0.025毫米的曲率半径 R_c (见图29C,扩大视图)。该曲率半径 R_c 相似于图15中所述的表面的曲率半径 R_s 和边的曲率半径 R_e 。我们已经通过测试示出了具有不小于约0.050毫米的曲率半径 R_c 的边也有效果。此外,曲率半径 R_c 能随着谷缘2930的长度改变。在图29A至图29D所示的实施例中,曲率半径 R_c 在谷缘2930离旋转轴线2830最远的位置最小并且随着靠近第一侧表面2871和第二侧表面2872而增大。此外,在同样的DDM中,谷缘2930的最小的曲率半径 R_c 对于不同的谷缘是不同的,即使对于同一个的凹谷的相对侧上的谷缘也不同。

[0148] 在一种实施例中,DDM 2800的突起2920可通过删减生产而成。实际上,如图29B至图29C所示,凹谷2910是在表面上切去的半椭圆体,具有垂直对准的旋转速度2830和平行中心轴线2825(见图28)的半长轴A(即,指向复合组织)、第一半短轴B和平行于旋转速度2830的第二半短轴C。因此,突起2920具有为剩下的半椭圆表面以及与侧表面2971和2972相连的突起顶部2940。因此,在该实施例中,组织接合表面2860由凹谷2910的侧限制产生,并且跨越形成突起2920的凹谷2910之间的面向组织的表面。在其他实施例中,突起能够通过其他方式形成,因此具有更多不同形状的突起顶部,包括不形成作为表面剩余部分的突起顶部。例如,在一种实施例中,突起能有效地从表面设立,从而产生更复杂的突起顶部。

[0149] 参考图29A和图29C,各个凹谷2910可具有第一谷侧(valley side)2911、第二谷侧2912和谷底2913,凭借第一谷侧2911和第二谷侧2912位于凹谷2910的相对侧。谷底2913是直线的或曲线的并且是二维的或三维的。例如,DDM 2800的谷底是对准且平行于旋转速度2830的直线。第一谷侧2911和第二谷侧2912从谷底2913升起至谷缘2930。来自谷底的过渡是缓慢且不确定的,如同DDM 2800中的凹谷2910,或者过渡可以是有小面的。凹谷2910可在二维中弯曲,在平行于谷底2913的方向上呈直线(因此还平行于旋转轴线2830)。然而,谷侧可以是任何形状,包括在三维中的弯曲的表面。

[0150] 谷缘由谷坡(valley wall)与突起顶部的交叉部形成。因此,谷缘具有不同的形状,取决于突起顶部和谷缘的形状。DDM 2800上的谷缘2930沿着三维曲线前进,并且因此具有非零度的曲率和扭曲度(按照几何结构中数学地限定出)以及沿着谷缘改变。谷缘具有光滑变化曲率和扭曲度(同谷缘2930一样),或者谷缘能被弯折。

[0151] 图29C表示了在垂直于谷缘的平面中谷缘的扩大视图。突起顶部2920和谷侧(在本文中是2911或者2912)在交叉部处圆整的(即,如机械工描述其为“倒圆角的”)的该平面中

形成面角(face angle) Γ ,交叉部具有上述的曲率半径 R_c 。面角 Γ 能形成小于90度的角,在首次检验时呈锐角,但锐度由边的曲率半径 R_c 确定。面角 Γ 可沿着谷缘的长度而改变,如其对于DDM 2800一样,面角 Γ 在离旋转轴线2830最远的谷缘上的点处最小。在一种实施例中,约三十度(30°)至约一百五十度(150°)的面角是有效的。

[0152] 凹谷具有长度、宽度和深度,其中凹谷长度为谷底长度,凹谷宽度是在它们的最长分离距离处测得的分离一个凹谷的谷缘的距离,以及凹谷深度是从谷缘至谷底的最大竖直距离(即,峰至谷的高度)。凹谷一般的尺寸包括0.25毫米至10毫米的凹谷长度、0.1毫米至10毫米的凹谷宽度和0.1毫米至10毫米的凹谷深度。在一种实施例中,已发现约三(3)毫米的凹谷长度、约三(3)毫米的凹谷深度和约两(2)毫米的凹谷宽度效果显著。

[0153] 当DDM具有多个凹谷时,就像DDM2800,凹谷可以平行设置,就像DDM 2800的凹谷2910,具有全部平行的谷底2913,或者它们不与谷底平行,相对于彼此以非零角度设置或者相对于彼此以可变角度设置。

[0154] DDM 2800的凹谷2910具有单独通道(空间由谷侧和谷底界定);然而,凹谷具有多个交叉的通道,从而使谷底能在组织接合表面上分叉或分出多个分支或形成网络。图29E示出了两个DDM的俯视图,具有与谷底平行的凹谷2981的左DDM 2980不平行于旋转速度,同时右DDM 2990相对于旋转速度以及相对于彼此在不同角度具有多个交叉凹谷的网络2991。

[0155] 如上所述,DDM 2800的面向组织的表面2850具有半椭圆体的表面,该半椭圆体的表面具有对准垂直于旋转轴线2830和平行于中心轴线2825的半长轴A、第一半短轴B和平行于旋转轴线2830的第二半短轴C。在一种实施例中,面向组织的表面2850可具有椭圆体形状,其中 $A > B > C$ 。然而,在半轴长度之间的任何关系都是可能的。例如,在一种实施例中,DDM可制造成 $A = B = C$ (例如,面向组织的表面是半球形)。

[0156] DDM 2800的第一侧表面2871和第二侧表面2872是半椭圆形状的延续部分。同样地,它们彼此呈角度地放置,形成楔子,如早前在图19D和图20中所述的,对准并拉伸复合组织的纤维成分,使突起戳破和破坏纤维成分。

[0157] 图30表示了围在第一膜3016中的第一组织区域3011和围在第二膜3017中的第二组织区域3012的情况。第一膜3016和第二膜3017邻接组织平面3020。第一膜3016和第二膜3017由紧密聚集的纤维成分构成,因此包括硬组织。跨越从第一膜3016至第二膜3017的组织平面的填隙材料包括纤维成分3030。因为这些纤维成分3030不紧密聚集,所以填隙材料包括软组织。当面向组织的表面2850在箭头3050的方向上压入组织平面3020使得两个组织区域3011和3012分开时,第一侧表面2871和第二侧表面2872分别施加第一扩张力3041和第二扩张力3042至组织区域3011和3012上,在突起顶部2940处对准和拉伸纤维成分3030(见图29C)。这使得当面向组织的表面2850绕着旋转轴线2830旋转时,纤维成分3030进入凹谷2910且因此被突起2920戳破和撕裂,移动出页所在平面(朝着观察者)。此外,当突起顶部2940与侧面延续时,突起顶部2940更多的侧区域也施加使组织区域3011和3012楔开的附加扩张力3043和3044,进一步增强纤维成分3030上的应变。

[0158] 图30还图示了DDM的重要方面。DDM会自动跟随组织平面。因为组织平面倾向于由硬组织界定(例如,膜、导管等等),且通过软组织跨越,DDM会凭借其差别动作,不移动进入硬组织且会进入软组织,因此跟随和分开组织平面只能从操作者那里获得很少或没有引导。这意味着操作者不需要如同对现有方法的要求那样对解剖学有详细的理解,或者,相反

地,DDM使得有技术的外科医生对于解剖不确定的解剖更有信心,例如,当组织平面由于肿瘤扭曲时或当组织处于肿胀或红肿状态时)。

[0159] 图31示出了面向组织的表面2850戳破且延伸破坏图30中所示的纤维成分3030时的端视图。三种纤维成分(第一纤维成分3031、第二纤维成分3032和第三纤维成分3033)已经由三个突起(分别地,第一突起2921、第二突起2922和第三突起2923)戳破。面向组织的表面2850旋转生成为由箭头3100描述的运动弧线的运动方向2840。第一纤维成分3031刚好进入第一凹谷2911并且还没有被第一突起2921戳破。第二纤维成分3032在较早的位置处及时进入第二凹谷2912并且已经由第二突起2922戳破和拉紧。第三纤维成分3033在更早的位置处及时进入第三凹谷2913并且已经进一步由第三突起2923戳破和拉紧。最后,拉紧所有的纤维成分3031、3032和3033使其破坏。

[0160] 图31图示了DDM 2800的设计的重要方面。因为凹谷从一个侧表面2871跨越至相对的侧表面2872,各个凹谷产生横跨DDM 2800的端部的开放空间,拉紧的纤维成分能进入DDM 2800的端部,因此,有利于它们被突起戳破。

[0161] 要重点注意的是DDM 2800没有如早前描述的给出其表面纹理的任何部分的小突起的阵列。相反,DDM 2800的所有表面是光滑的,优选地,拥有低摩擦表面。DDM 2800的表面特征的形状和结构是其具有有差别地解剖复合组织的能力的原因。事实上,当与组织接触的所有DDM表面使用例如,外科润滑油润滑时,DDM 2800工作状态最佳。

[0162] 图32示出了完整的差别解剖器械的一种实施例的分解视图。差别解剖器械3200整个由器械手柄3212组成,器械插入管3290从器械手柄3212突起,器械插入管3290具有附接至器械手柄3212的第一端3291和旋转安装有DDM 3292的第二端3292。器械手柄3212由上壳体3220和下壳体3230组装而成,上壳体3220包括上电池盖3222,上壳体3220和下壳体3230由器械壳体螺栓3236保持在一起。包括在上壳体3220和下壳体3230中的是马达3260和电池组3270。在上壳体3220中的是开关口3224,开关3282(可以是瞬时开关或者是通断开关)可从开关口通过以便从电池组3270向马达3260提供电力。提供了进一步包含功率电平调节器3281(可以是任何方便的部件,但是文中示出的是线性电位计)的印刷电路板3280,并且印刷电路板3280通过安装在上壳体3220的表面中的柔性开关盖3284接近。还包括了对来自电池组3270的电力进行传送的前向弹簧电池连接器3272和后向弹簧电池连接器3274。上壳体3220进一步包含器械插入管支架3226以将器械插入管3290固定并定向为接近马达3260并且与其同轴。

[0163] 下壳体3230进一步使用整体下电池盖3232和马达壳体部分3234靠近和保护电池组3270,进一步地使用三个器械壳体螺栓3236保持至上壳体3220。马达壳体部分3234保持并固定与器械插入管3290同轴的马达3260,器械插入管3290穿过器械插入管支架3226。马达3260由马达壳体部分3234向前压靠马达轴环3264,马达轴环3264的内直径给马达联轴器3262留出了空间。马达联轴器3262在马达联轴器螺栓3266的帮助下牢固地安装在马达3260的轴的一端并且进一步地夹紧驱动轴3294的第一端3295。驱动轴3294通过在器械插入管3290内部且与器械插入管3290同中心的马达3260旋转。驱动轴3294还具有驱动轴3294的第二端3297,其由安装在器械插入管3290的第二端3293上的轴承3296同中心地支撑。DDM 3292旋转地安装在轴承3296上,从而使驱动轴3294带动DDM 3292旋转。DDM 3292、轴承3296、驱动轴3294和器械插入管3290共同地形成下文描述的DDM组件3299。

[0164] 图33A、图33B和图33C描绘了DDM组件3299的细节,包括:如何将DDM 组件3292与其他部件组装在一起,从而使马达3260驱动DDM 3292进行振荡。

[0165] 现参考图33A,在本实施例中,DDM 3292包括位于第一端3321上的面向组织的表面3322和位于第二端3323的轴承握把3324。轴承握把3324进一步与两个枢轴销3325配合。DDM 3392可以是部分中空的,拥有允许轴承3296适配进内部的轴承空腔3326。轴承空腔3326进一步支撑凸轮随动空腔3328。凸轮随动空腔3328的形状可以是在一个方向上更窄的椭圆形,形成狭槽。轴承3296具有钻孔3336、轴承尖端3332、螺纹轴承端3338和两个枢轴销孔3334。螺纹轴承端3338拧入位于器械插入管3290的第二端3293的螺纹轴承安装架3342中。钻孔3336的直径可大于驱动轴3294除了轴承尖端3332之外沿着其长度上的任何位置处的直径3385,从而减小了在轴承3296与驱动轴3294之间的接触表面。将驱动轴3294的第二端3297修改为包括主轴部分3352和凸轮轴部分3354。这些部件的各种子部件实现了它们的组装和运行,如图33B和图33C中所见的。

[0166] 现参考图33B,示出了同轴适配在DDM组件3299的轴承3296和器械插入管3290内的驱动轴3294。这使得轴承3296的螺纹轴承端3338对准用于拧入定位于器械插入管3290的第二端3293的螺纹轴承安装架3342中。轴承尖端3332容纳驱动轴3294,防止相对于DDM 3292的位置不准。驱动轴3294的第二端3293从轴承尖端3332发出,从而使凸轮轴部分3354完全暴露。一旦器械插入管3290、轴承3296和驱动轴3294被组装,DDM 3292安装在轴承3296上,从而(a)枢轴点销3325插入枢轴销孔3334中以及(b)凸轮轴部分3354插入凸轮随动空腔3328中,如图33C所示。

[0167] 图33C描绘了已组装的DDM组件3299。DDM 3292适配在轴承3296之上,该轴承3296拧入器械插入管3290的螺纹轴承安装架3342中,所有这些均同轴地包括驱动轴3294。要注意,在轴承握把3324上的枢轴销3325适配入轴承3296的枢轴销孔3334中。该布置结合轴承空腔3326使中空的DDM 3392在枢轴销3325上自由旋转。驱动轴3294的旋转使凸轮轴部分3354在凸轮随动空腔3328内部旋转,从而驱动DDM 3392绕枢轴销孔3334振荡并且如由双向箭头3377指示地逐侧扫掠面向组织的表面3322。

[0168] 参考图32和图33A至33C,在手术中,外科医生通过器械手柄3212保持差别解剖器械3210并且将支撑DDM 3292的远侧尖端朝着需要解剖的复杂组织定向。外科医生通过将功率电平调节器3281滑动到所需位置置处来选择功率电平,然后将其拇指放在开关3282上,按动拇指关闭开关。当开关3282关闭时,马达3260接通并且使马达联轴器3262旋转,转而使驱动轴3294旋转。通过轴承3296,尤其是通过轴承尖端3332,将驱动轴3294同轴地保持并且保持在非常精确的位置处,从而使驱动轴3294的凸轮轴部分3354在DDM 3292的轴承空腔3326的凸轮随动空腔3328内部旋转地振荡。凸轮随动空腔3328为椭圆形,并且在图33A至图33C所示的实施例中,凸轮随动空腔3328在垂直于由枢轴销3325和枢轴销孔3334形成的旋转关节轴线的方向上具有最窄尺寸。在本实施例中,凸轮随动空腔3328的最窄尺寸仅允许通过正在旋转的驱动轴3294的凸轮轴部分3354。因此,凸轮轴部分3354的旋转振荡撞击凸轮随动空腔3328的长壁,迫使整个DDM 3292通过置于垂直于由枢轴销3325和枢轴销孔3334形成的旋转关节轴线的平面中的振荡弧线3377而旋转。在本实施例中,差别解剖构件3292的面向组织的表面3322摆动的振荡弧线3377的幅度是切下凸轮轴部分3354的驱动轴3294的直径3385以及分开面向组织的表面3322与枢轴销孔3334的距离3379的函数。振荡频率与

马达3260旋转的振荡频率匹配。操作者可通过改变功率电平调节器3281的位置控制面向组织的表面3322的振荡频率。注意,将马达3260的旋转以及驱动轴3294的旋转转换为DDM 3292的振荡的该机构与图22至图25C中描绘的止转轭相似。

[0169] 差别解剖器械3200是DDM实施方式的一个示例,许多变体是可能的。例如,DDM的振荡可通过具有在器械插入管内部纵向来回移动的滑块的曲柄滑块机构驱动。作为替代方案,马达可邻近DDM设置,具有直接驱动DDM的马达轴以及仅从电线向停止器械插入管运作的马达提供电力。此外,因为DDM很好地适应了管的端部,从而大大地延长器械插入管允许差别解剖器械,诸如,差别解剖器械3200,例如成为腹腔镜器械。具有器械插入管的差别解剖器械可以有三十六(36)厘米长,但是更长或更短的管在设计中很容易被适用。文中所公开的DDM能轻易地适应外科手术机器人的机器臂,诸如来自Intuitive Surgical(加利福尼亚州的Sunnyvale)的Da Vinci Surgical Robot。DDM能制作得非常小;例如,可建造在有效的差别解剖器械中的适配穿过五(5)毫米孔,诸如,外科手术口的DDM和器械插入管,来完成微创性的外科手术。这些较小的装置能轻易地制造。

[0170] 进一步地,差别解剖器械可用于被柔性驱动轴代替的驱动轴中,以及器械插入管是弯曲的。这产生了具有弯曲的器械插入管的差别解剖器械,就像图6C中所示的那样。器械插入管的关节联接还是可能的,例如,在关节联接处使用具有万向关节或其他可弯曲的联接器的驱动轴。

[0171] 如前面所公开的,附加功能可增加至差别解剖器械的端部。例如,

[0172] • 图11B和图13示出了如何使DDM的设计允许流体传送至用于冲洗的DDM,或者如何将抽吸应用于清除外科手术领域,或者如何使光源放置到DDM上或靠近DDM以照亮外科手术领域。

[0173] • 图26A至图26D公开了具有可伸缩切割刀片的差别解剖器械,可伸缩切割刀片可制成锐利的以切割或者由用于电外科手术的电外科手术发生器(单极或双极)激励,

[0174] • 图27示出了如何使DDM的设计允许DDM适应于用作手术钳。

[0175] 附加功能能容易地增加至差别解剖器械。例如,位于DDM或支持DDM的护罩的一侧的任何大小的片能被激励,从而能用于电烙。为了简化制造,驱动轴能用于从手柄导电至DDM。DDM的设计允许图27所示的手术钳代替剪刀。DDM的改进设计允许这些附加的功能一起结合在一个差别解剖器械中。在差别解剖器械工作端的结合DDM与这些功能实现的优点包括:减少了在手术中外科医生需要的器械数量;简化了用于医院和后勤的后勤人员的存货清单;以及最重要的是,减少了手术期间使外科手术变慢且造成手术并发症主要源头的器械变化。在需要通过小切口,通常使用气密口将器械定位在人体内的腹腔镜和机器人的手术中格外如此。

[0176] 图34示出了已组装的差别解剖器械的一种实施例的斜视图。差别解剖器械3400整个由器械手柄3412组成,器械插入管3490从器械手柄3412突起,器械插入管3490具有附接至器械手柄3412的第一端3491和旋转安装DDM 3492的第二端3493。器械手柄3412由上壳体3420和下壳体3430组装而成,上壳体3420包括上电池盖3422,下壳体3430包括下电池盖3432。包围在上壳体3420和下壳体3430中的是马达3640和电池3470,电池3470可以可选地组装入电池组。在上壳体3420中的是开关3482(可以是瞬时开关或通断开关)可从电池组3470向马达3460提供电力。安装在上壳体3420表面中的柔性开关盖3484允许进入功率电平

调节器3581(图35A)内部。上壳体3420进一步包括可伸缩刀片钩控制钮3499(由控制钮螺栓3498固定),还有器械插入管支架3426用于将靠近马达3460和与马达3460同轴的器械插入管3490定向。

[0177] 图35A示出了差别解剖器械3400的分解图。差别解剖器械3400整个由器械手柄3412组成,器械插入管3490从器械手柄3412突起,器械插入管3490具有附接至器械手柄3412的第一端3491和旋转安装DDM 3492的第二端3493。器械手柄3412由上壳体3420和下壳体3430组装而成,上壳体3420包括上电池盖3422,下壳体3430包括下电池盖3432,上壳体3420和下壳体3430由器械壳体螺栓3536保持在一起。包括在上壳体3420和下壳体3430内的是马达3460和电池3470,在本文中示出了电池类型CR123A(各节电池为3V,所有6节电池3470为18V),但是也可使用其他电池类型和电压。在某些实施例中,已经使用了总电压低至3V的电池。在上壳体3420中的是开关口3524,开关3482(可以是瞬时开关或通断开关)可通过开关口3524接近以便从电池组3470向马达3460提供电力。提供了进一步包含功率电平调节器3581(可以是任何方便的部件,但是,本文中示出的是线性电位计)的印刷电路板3580,并且,通过安装至上壳体3420表面的柔性开关盖3484可接近该印刷电路板3580。还包括了前向弹簧电池连接器3572和后向弹簧电池连接器3574,前向弹簧电池连接器3572和后向弹簧电池连接器3574对来自电池3470的电力进行传送。上壳体3420进一步包含器械插入管支架3426以将器械插入管3490固定并定向为接近马达3460并且与其同轴。器械插入管保持螺栓3527将器械插入管3490固定保持在器械插入管支架3426中。

[0178] 下壳体3430进一步提供了接近电池3470的途径并且将电池3470与完整下电池盖3432和马达壳体部分3534固定在一起,进一步使用三个器械壳体螺栓3536将完整下电池盖3432和马达壳体部分3534保持至上壳体3420。马达壳体部分3534将马达3460保持并固定为与器械插入管3490同轴,该器械插入管3490穿过器械插入管支架3426。马达壳体部分3534将马达3460向前按压抵着马达弹簧3562,该马达弹簧3562的内部直径为马达联轴器3562留了空间。在马达联轴器螺栓3566的作用下,马达联轴器3562固定安装到马达3460的轴的端部并且进一步抓住驱动轴3494的第一端3595。马达3460可在可伸缩刀片钩控制钮3499的控制下在马达壳体部分3534内来回纵向滑动。马达3460进一步包括可操作地抵着安装在电路板3580上的弹簧马达功率触头3563滑动的功率接触板3569。还安装在电路板3580上的是可调节功率接触压力控制螺栓3561。正常情况下,弹簧3567保持马达3460向后。在该位置中,将安装在印刷电路板3580上的弹簧马达功率触头3563与马达3460上的功率接触板3569对准并与其压靠,所以,来自电池组3470的电力可驱动马达旋转。将可伸缩刀片钩控制钮3499向前按压使马达3460向前滑动。功率接触板3569在可伸缩刀片钩控制钮3499的影响下比马达3460的全行程程度更短,从而,当马达3460朝着插入管第二端3493向前滑动足够远与弹簧马达功率触头3563断开接触时,使来自电池组3470的电力自动切断。

[0179] 驱动轴3494还具有第二端3597,该第二端3597穿过安装到器械插入管3490的第二端上的轴承3496并由其同心地支撑。仍然参考图35B,驱动轴3494的第二端3597进一步包括(从第二端3597的尖端运行向内)凸轮接收器保持器3555、凸轮接收器驱动器3554和轴承间隙部分3552。DDM 3492旋转安装到轴承3496上从而驱动轴3494使DDM 3492随着往复振荡旋转。DDM 3492、轴承3496、凸轮接收器3596、凸轮接收器保持器3555、驱动轴3494和器械插入管3490一起形成DDM组件3598,接着将对DDM组件3598进行描述。

[0180] 图35B描绘了DDM组件3598的细节,包括:如何将DDM3492与其他部件组装在一起从而使马达3460驱动DDM 3492进行往复振荡。在本实施例中,DDM 3492包括位于第一端3521的面向组织的表面3522和位于第二端3543的轴承握把3524。轴承握把3524进一步与两个枢轴销孔3525配合。DDM 3492可以是部分中空的,拥有允许轴承3496适配进内部的轴承空腔3526。轴承空腔3526进一步支撑形状设计为允许凸轮接收器3596在其中容易滑动的凸轮接收器空腔3548。在本实施例中,DDM 3492的面向组织的表面3522进一步包括可伸缩刀片槽3506。轴承3496具有钻孔3536、轴承尖端3532、螺纹轴承端3538和两个可插入的枢轴销3535,这两个枢轴销3535适配入螺纹孔3534中。螺纹轴承端3538拧入位于器械插入管3490的第二端3493上的螺纹轴承安装架3542中。钻孔3536的直径可大于驱动轴3494除了轴承尖端3532之外沿着其长度上的任何位置处的直径3585,从而减小了在轴承3496与驱动轴3494之间的接触表面。将驱动轴3494的第二端3497修改为包括主轴部分3552、凸轮轴部分3554和凸轮接收器保持器3555。凸轮接收器3596进一步包括凸轮接收器本体3502、凸轮接收器腔室3505和可伸缩刀片3501。可伸缩刀片可进一步包括钩3504和组织接合表面3503。这些部件的各种子部件允许它们进行组装和运行,如本实施例中其他地方所描述的。

[0181] DDM 3492适配在轴承3496之上,该轴承3496拧入器械插入管3490的螺纹轴承安装架3542中,所有这些均同轴地包括驱动轴3494。要注意,在轴承握把3524上的枢轴销孔3525适配到轴承3496的枢轴销3535上。该布置结合轴承空腔3526使DDM 3492在枢轴销3535上自由旋转。驱动轴3494的旋转使凸轮轴部分3554在凸轮接收器3596内部旋转,从而驱动DDM 3492绕枢轴销孔3525往复振荡并且逐侧扫掠面向组织的表面3522。

[0182] 在操作中,外科医生通过器械手柄3412保持差别解剖器械3400并且将支撑DDM 3492的远侧尖端朝着需要解剖的复杂组织定向。外科医生通过将功率电平调节器3581滑动到所需设置处来选择功率电平,然后将其拇指放在开关3482上,按动拇指关闭开关。当开关3482关闭时,马达3460接通并且使马达联轴器旋转,又使驱动轴3494旋转。通过轴承3496,尤其是通过轴承尖端3532,将驱动轴3494同轴地保持并且保持在非常精确的位置处,从而使驱动轴3494的凸轮轴部分3554在卡在DDM 3492内的凸轮接收器3502的凸轮接收器腔室3505内部旋转地振荡。凸轮轴部分3554的旋转振荡撞击如前面所描述的配置作为止转轮的凸轮接收器3502的凸轮接收器腔室3505的壁,迫使整个DDM 3492以处于与由枢轴销3535和枢轴销孔3525形成的旋转接头的轴线垂直的平面内的振荡弧线旋转。外科医生可通过向前推动可伸缩刀片钩控制钮3499使可伸缩刀片3501伸展。可伸缩刀片钩控制钮3499的向前运动使马达3460和功率接触板3659向前移动,从而如前面所描述的将功率接触板3659与弹簧马达功率触头3563分开并且切断向马达提供的电力,并且,防止DDM 3492振荡。同时,马达3460的向前运动将驱动轴3494朝着器械插入管3490的第二端3493向前推。驱动轴3494的向前运动又将凸轮接收器保持器3555抵着凸轮接收器本体3502内部的凸轮接收器腔室3505的顶部而推动,从而将凸轮接收器本体3502进一步推动至凸轮接收器空腔3548并且使可伸缩刀片3501从可伸缩刀片槽3506伸展出来。由此,可伸缩刀片钩控制钮3499的向前运动使马达3460停止并且使可伸缩刀片3501从DDM 3492伸展出来。当释放可伸缩刀片钩控制钮3499之后,马达弹簧3562向后推动马达3460,使可伸缩刀片3501缩回并且使用于马达的电触头恢复。

[0183] 在本实施例中,差别解剖构件3492的面向组织的表面3522摆动通过的振荡幅度是

切下凸轮轴部分3554的驱动轴3494的直径3585以及分开面向组织的表面3522与枢轴销孔3525的距离3579的函数。DDM 3492抵着复复合组织的往复振荡频率(每分钟周数)与马达3460的旋转频率(每分钟的转数)匹配。操作者可通过改变功率电平调节器3581的位置来控制面向组织的表面3342的振荡频率。注意,将马达3460的旋转以及驱动轴3494的旋转转换为DDM 3492的振荡的该机构与图22至图25C中描绘的止转轭相似。

[0184] 图35C图示了驱动轴3494以及凸轮接收器本体3502的向前/向后运动,还更改了DDM 3492的往复振荡幅度。驱动轴3494描绘为在图35C的左框中的向后位置(在箭头3595的方向上移动)和右框中的向前位置(在箭头3597的方向上移动)中。由此,随着凸轮接收器本体3502在凸轮接收器空腔3548内部向前移动,从凸轮接收器本体3548到枢轴销孔3525的距离D增加为D',而接收器3599的侧向位移保持恒定(因为侧向位移由驱动轴3494的直径3585确定,如上面所描述的)。随着D'增加,左框中的DDM 3596的更大角幅度减小至右框中DDM 3598的更小角幅度。该效果可用于当可伸缩刀片伸展时减小振荡幅度。该效果还可用于在DDM进行的钝性解剖期间更改振荡幅度,例如,当外科医生需要更窄的振荡以便进行更加精确的解剖时。

[0185] 图36A和36B示出了具有经由旋转接头3630旋转安装至器械插入管3620的DDM 3610的差别解剖器械3600的端部。差别解剖器械3600还具有可通过在双箭头3650所指示的方向上运动而伸展或缩回的可伸缩钩3640。可使用例如图34、图35A和图35B中描述的机构使可伸缩钩3640缩回或伸展。图36A展示了如何可将可伸缩钩3640放入两个配置中。配置1示出了处于伸展位置中的可伸缩钩3640,而配置2示出了处于缩回位置中的可伸缩钩3640。可伸缩钩3640可具有:尖端3670,其可以是尖的或圆整的;以及,组织接合表面3660,其可以比DDM 3610的组织接合表面3690更具攻击或可不太具攻击。可伸缩钩3640拥有肘部3680,该肘部3680可锐性处理用于切片,如本文中所示的,或者,该肘部可以是钝性的;而且,该肘部3680可以是锯齿状的,并且,锐性处理的区域可位于肘部内的任何位置。在配置2中,可伸缩钩隐藏在DDM 3610内部,并且DDM 3610单独与组织交互。在配置1中,可伸缩钩3640暴露在外并且可用于与组织交互,从而使组织接合表面3690与组织交互(例如,破坏软组织),或者,从而使尖端3670与组织交互(例如,刺穿组织),或者,使肘部3680与组织交互(例如,对组织进行切片),这取决于操作者如何相对于组织定位可伸缩钩3640。此外,可将可伸缩钩3640保持在介于配置1和配置2之间的任何中间位置处,包括能够由操作者可变地伸展。

[0186] 图36B示出了差别解剖器械3600的端部,图示了DDM 3610可在可伸缩钩处于伸展配置(配置1)或缩回配置(配置2)时振荡,并且图示了可伸缩钩3640可在启用DDM 3610振荡之前或在DDM 3610振荡期间缩回或伸展。箭头3601示出了在DDM 3610不振荡时可伸缩钩从缩回配置(左下框)移动到伸展配置(左上框)。箭头3602示出了DDM 3610可在可伸缩钩3640处于伸展配置时从静止(左上框)切换为振荡(右上框)。箭头3603示出了可伸缩钩3640可在DDM 3610振荡时从伸展配置(右上框)移动到缩回配置(左下框)。箭头3604示出了DDM 3610可在可伸缩钩3640处于缩回配置时从静止(左下框)改变为振荡(右下框)。可选地,可伸缩钩3640可由导电材料(如,不锈钢)制成并且电连接至外部的电外科发生器,以使可伸缩钩3640充当电外科钩。

[0187] 需要解剖的许多组织均被膜或囊包裹起来,外科医生必须将膜或囊分开以接近该组织。一旦将该膜或囊分开,外科医生对该组织进行解剖。图37分四个面板图示了可使用差

别解剖器械3600安全且迅速地分开重叠组织3700的膜3710(诸如,重叠胆囊的腹膜或包围住肝的囊)的方法。在左上面板中,可见差别解剖器械正接近膜3710,可伸缩钩3640处于伸展配置中。在右上面板中,可伸缩钩3640的组织接合表面3660被外科医生挤压靠着膜3710,并且,使DDM 3610振荡从而使组织接合表面3660磨蚀膜3710。(作为替代方案,可将可伸缩钩3640保持在缩回配置中,并且,可使用DDM 3610的组织接合表面3690磨蚀膜3710。如果两个组织接合表面3660和3690具有不同的攻击级别,那么,外科医生可灵活选择更具攻击或不太具攻击的组织接合表面来磨蚀膜3710。)对组织进行磨蚀,直到在膜3710中形成了小开口3720为止。接着,如左下面板所示,外科医生通过开口3720刺入可伸缩钩3640的尖端3670进入膜3710的下方,使膜3710的薄片3730从组织3700升高或“隆起”。然后,外科医生在箭头3740的方向上移动DDM 3600,从而迫使薄片3730进入可伸缩钩3640的肘部3680中,该肘部3680锐性处理用于对组织进行切片。最后,如右下面板所示,外科医生使DDM 3610振荡,使可伸缩钩3640振荡,由此,随着外科医生继续在箭头3740的方向上移动DDM 3600使可伸缩钩3640的肘部3680的锐边迅速移动到膜3710中。已经利用新鲜组织证明了这是一种容易的、迅速的且安全的使膜(诸如,重叠胆囊和胆道的腹膜)分开的方式,不会损及底层结构(例如,胆囊、胆道或肝)。可使可伸缩钩3640的尖端3680钝得不会容易地穿透膜3710或底层结构;而且,仅在肘部3680处放置锐边防止将关键结构暴露于锐边3680,由此减少了切到这类关键结构的可能性。重叠关键结构的膜或囊的示例包括:重叠肝、胆囊、胆囊管和胆囊动脉的腹膜;以及,重叠肺、肺动脉、肺静脉和支气管的胸膜。

[0188] 可伸缩钩可用于与图37中示出的方法相似的方法中以解剖纤维结构(如,粘连、围住肾动脉或静脉的纤维组织、以及疤痕组织)。例如,外科医生可使用可伸缩钩的尖端抓住纤维结构的所有或一部分,然后可将该组织推入钩的锐性肘部中。外科医生然后可使DDM和钩振荡,以使用钩内部的锐边切割组织。该方法的优点在于在需要分开的组织的中间位置处施加了应力。在当前的实践中,外科医生通过多种技术来分开这类组织,包括:简单地抓住这类组织的侧边或端部,然后拉动直到它们断裂为止。有时,这可在被拉组织(诸如,肠壁)上施加大应力,导致关键组织(诸如,肠壁)的意外撕裂(从而使肠穿孔)。通过更加局部地有针对性地向需要分开的组织施加应力(具体地,钩的锐性肘部处)而非对较大范围内的组织(例如,两对手术钳之间)施加应力,外科医生可更有把握不会伤到更远的组织(如,肠壁)。

[0189] 重要的是注意,通过使用振荡的钩分开组织的这些方法不对组织进行加热,这与使用电外科进行的当前实践产生的极热形成了鲜明的对比。电外科产生的热广泛认为是使周围组织遭受意外热损失的主要风险因素。已经开发了进行锐性解剖的竞争技术(诸如,超声消融(例如,来自Ethicon Endosurgery的“谐波剪”))以减少热从而降低对组织的热损失风险。然而,局部加热仍然十分严重并且仍然存在热损失风险。相反,如本文所描述的,利用振荡钩分开膜或解剖纤维结构不会导致组织加热,消除了医源性创伤的主要来源。

[0190] 图38示出了用于腹腔镜手术的差别解剖器械3800的一个实施例。其使用了使图34、图35A和图35B中示出的DDM 3810振荡的机构,包括可伸缩刀片(该图中不可见,因为该可伸缩刀片处于缩回配置中)。差别解剖器械3800使用手枪式手柄3820,该手枪式手柄3820具有用于开始/停止DDM 3810的振荡的触发器和用于控制振荡速度的速度控制3840。拇指启用按钮3850用于通过手柄3820中的弹簧机构使保持在正常缩回配置中的可伸缩刀片伸

展。可用食指接触旋转轮3860并使其转动,并且,旋转轮3860的旋转使器械插入管3870和附接的DDM 3810旋转,从而可使DDM 3810的振荡平面3880转动360度,从而使外科医生能够在维持手柄3820的良好工效因素的同时将振荡平面3880与身体内部的组织平面定向。旋转轮3860上的指示器3862在身体外部向外科医生提供针对振荡平面3880的定向的视觉提示,并且,相似地,可将诸如浮凸条纹等视觉提示放在器械插入管3870上或放在DDM 3810上,从而在腹腔镜观察期间在摄像头上提供视觉提示。电插头3890实现了经由电缆至外部电外科发生器的可选附接以便进行电外科手术和电烙(由附接至电外科发生器的用于控制电外科发生器的外部脚踏板控制,或者,作为替代方案,可将推钮(未示出)放到手柄3820上用于控制电外科发生器)。因此,差别解剖器械3800使外科医生利用单个器械便能够执行钝性解剖(经由差别解剖)、锐性解剖(经由可伸缩钩或电外科手术)和凝结(经由电烙),从而减少了对于腹腔镜手术而言比较复杂的器械变换。

[0191] 图39示出了配置为附接至手术机器人的机器臂的工具的差别解剖器械3900,诸如来自Intuitive Surgical公司的da Vinci Robot。DDM 3610经由旋转接头3630旋转地附接至器械插入管3910。可伸缩钩3640可以在缩回配置和伸展配置之间移动,如双箭头3650所指示的。可伸缩钩3640具有组织接合表面3660、尖端3670和具有锐利边缘以便进行锐性解剖的肘部3680。可选地,可伸缩钩3640可以是导电的并且电连接至外部电外科发生器。相似地,DDM 3610或DDM 3610上的小导电片3925可用于电烙。(注意,可将导电片放在DDM 3610上的任何位置处,包括组织接合表面3690。)器械插入管3910附接至包含马达以驱动DDM 3610和可伸缩钩3640振荡的壳体3920,如前面所描述的。壳体3920配置有插座3930,该插座3930具有连接至手术机器人的机器臂的电连接和机械连接。可以使器械插入管3910变长,从而使壳体3920位于患者身体外部。相反,可以使器械插入管3910变短,从而使壳体3920位于患者身体内部,其中,使关节联接位于机器臂中且位于患者身体内部以允许差别解剖器械3900在患者身体内部进行关节式运动。

[0192] 将小马达放在壳体中靠近DDM并且处于患者身体内部促进了差别解剖器械的器械插入管的关节联接,这是因为通过关节联接从壳体到手柄或壳体的所有连接都是电气的,这比要求通过关节联接传输机械驱动的设计可能更加简单。对于设计用于手术机器人和腹腔镜检查的差别解剖器械而言,这是真的。图40示出了该装置作为腹腔镜差别解剖器械4000的端部的一个实施例。DDM 3610与可伸缩钩3640和导电片3625适配。DDM 3610旋转附接至远侧器械插入管4010,该器械插入管4010在旋转接头4030处铰接至近侧器械插入管4020。安装在远侧器械插入管4010内部的是具有马达轴4050的马达4040和具有螺线管柱塞4070的螺线管4060。马达4040带动马达轴4050的旋转驱动DDM 4010以及可伸缩钩3640的振荡,如前面所描述的。螺线管4060刚性附接至远侧器械插入管4010,而螺线管柱塞4070附接至马达4040,其在远侧插入管4010内部自由滑动。由此,当启用螺线管4060时,螺线管柱塞上下移动(在箭头4080所指示的方向上),从而上下驱动马达4040、马达轴4050和可伸缩钩3640(如箭头4080所指示)。柔性导体带4090供应必须的电力和信号以驱动马达4040和螺线管4060。腹腔镜差别解剖器械4000在旋转接点4030处的关节联接使远侧器械插入管4010相对于近侧器械插入管4020弯折,如右手面板所示。可以通过多种机构(诸如,由推拉杆驱动的控制短杆,该推拉杆由位于腹腔镜差别解剖器械4000的手柄中的手动机构致动)中的任何一种来驱动远侧器械插入管4010相对于近侧器械插入管4020运动。致动器(即,马达4040

和螺线管4060)和柔性导体带4090的该配置方便将复杂动作传过旋转接头4030处的关节联接,否则,传递复杂动作要求昂贵、笨重且易于发生故障的复杂机械部件。

[0193] 本文所阐述的实施例是示例,不意在包括本发明的全部。得益于前述说明及其相关附图的教导,本发明所属领域的技术人员将知道本文所阐述的本发明的许多修改例和其它实施例。因此,要理解,本发明不限于所公开的具体实施例,并且修改例和其它实施例均旨在包括在所附权利要求的范围内。虽然本文采用了具体术语,但这些具体术语仅具有通用和描述性意义,而不用于限制的目的。

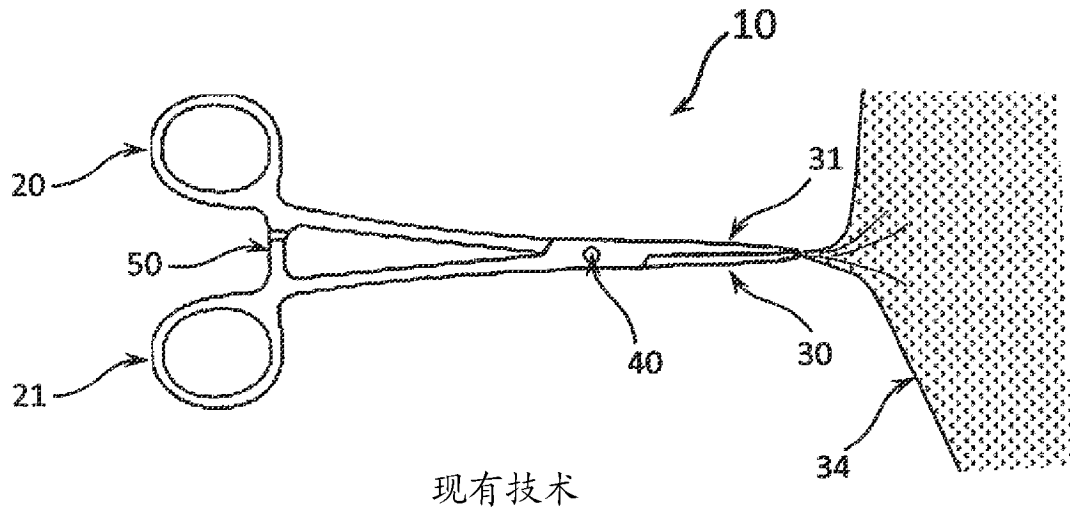


图 1A

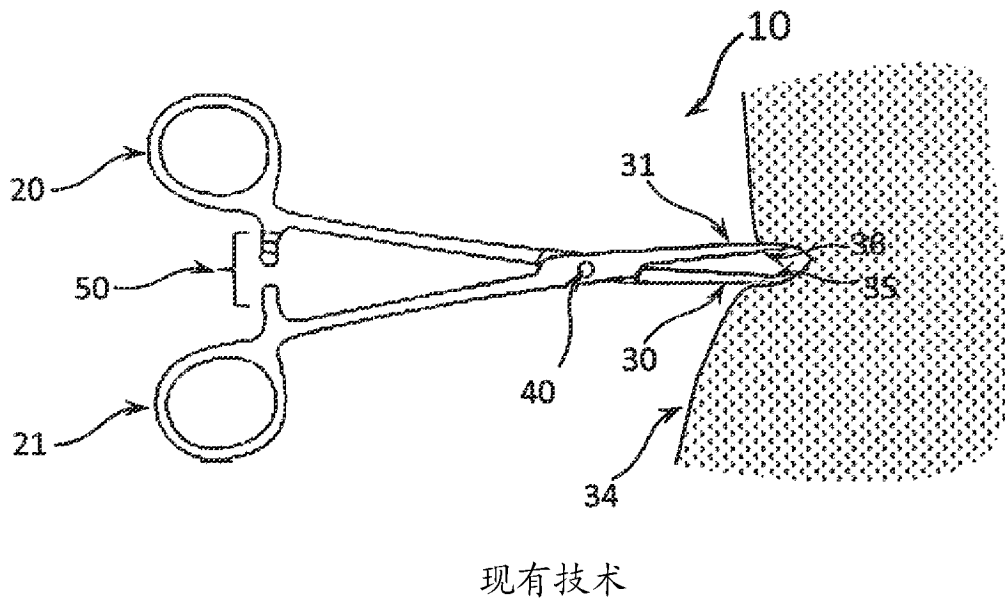
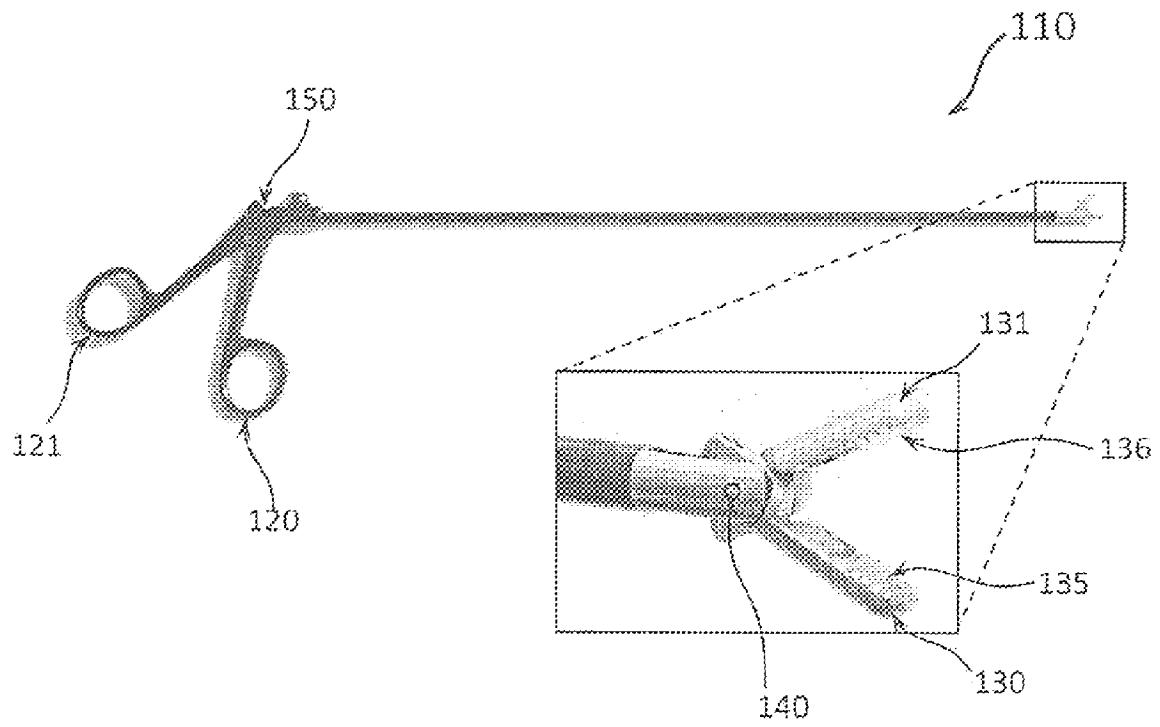


图 1B



现有技术

图 2

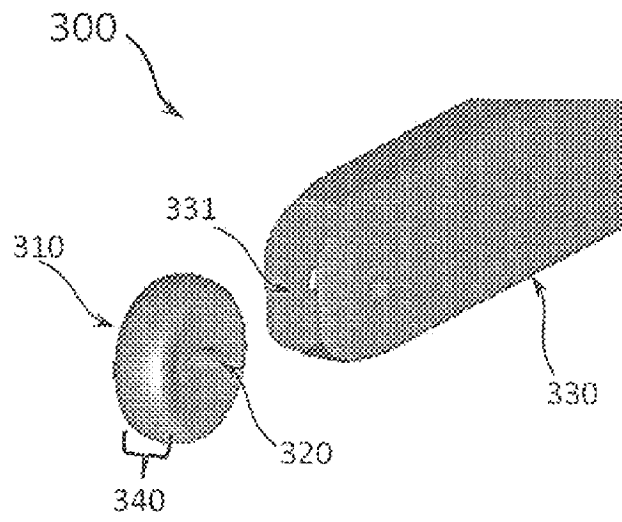


图 3A

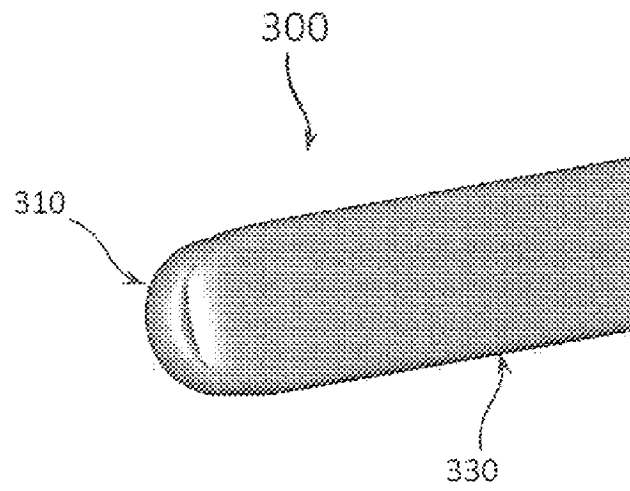


图 3B

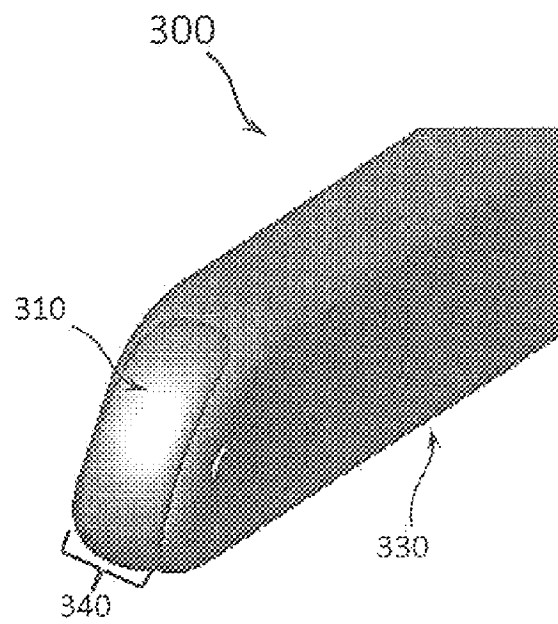


图 3C

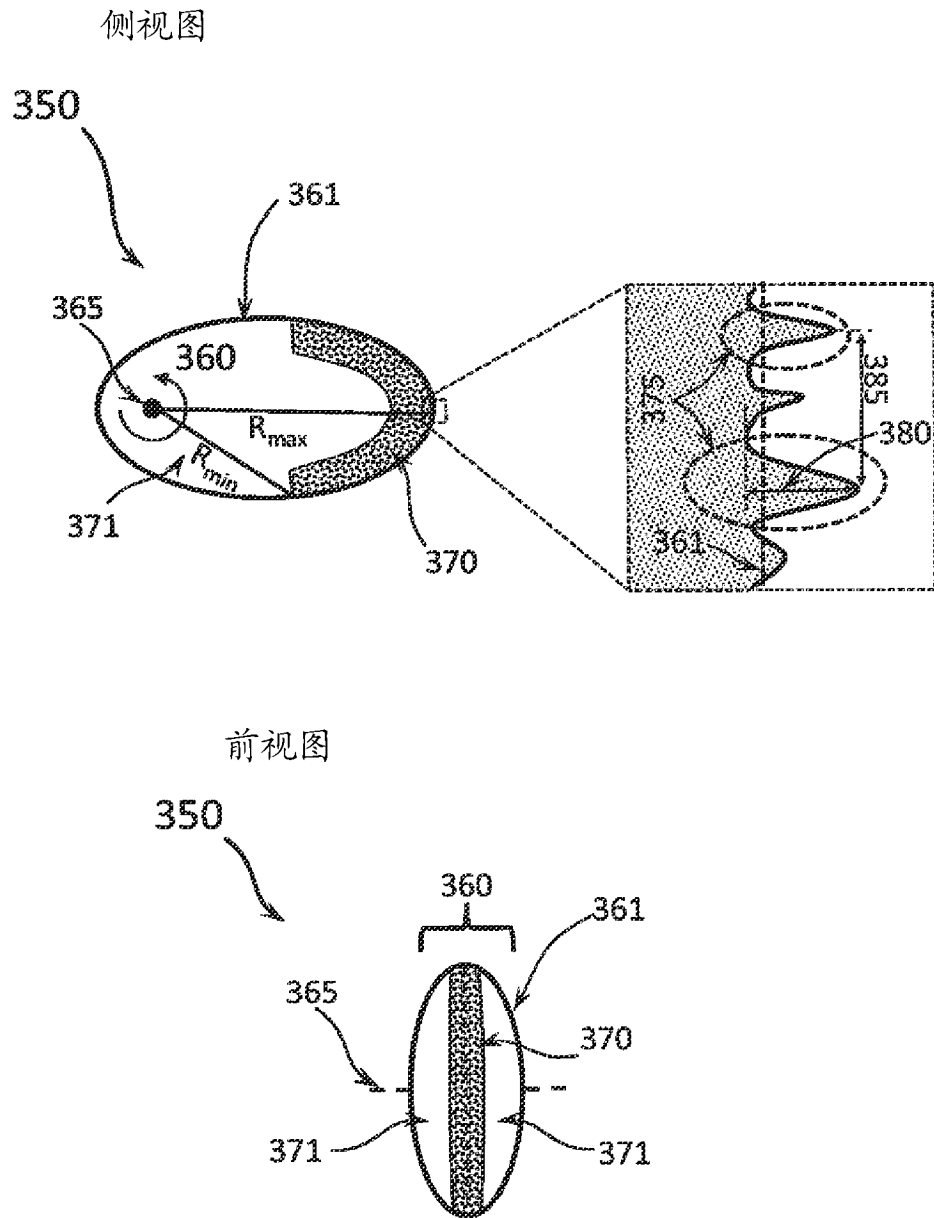


图 3D

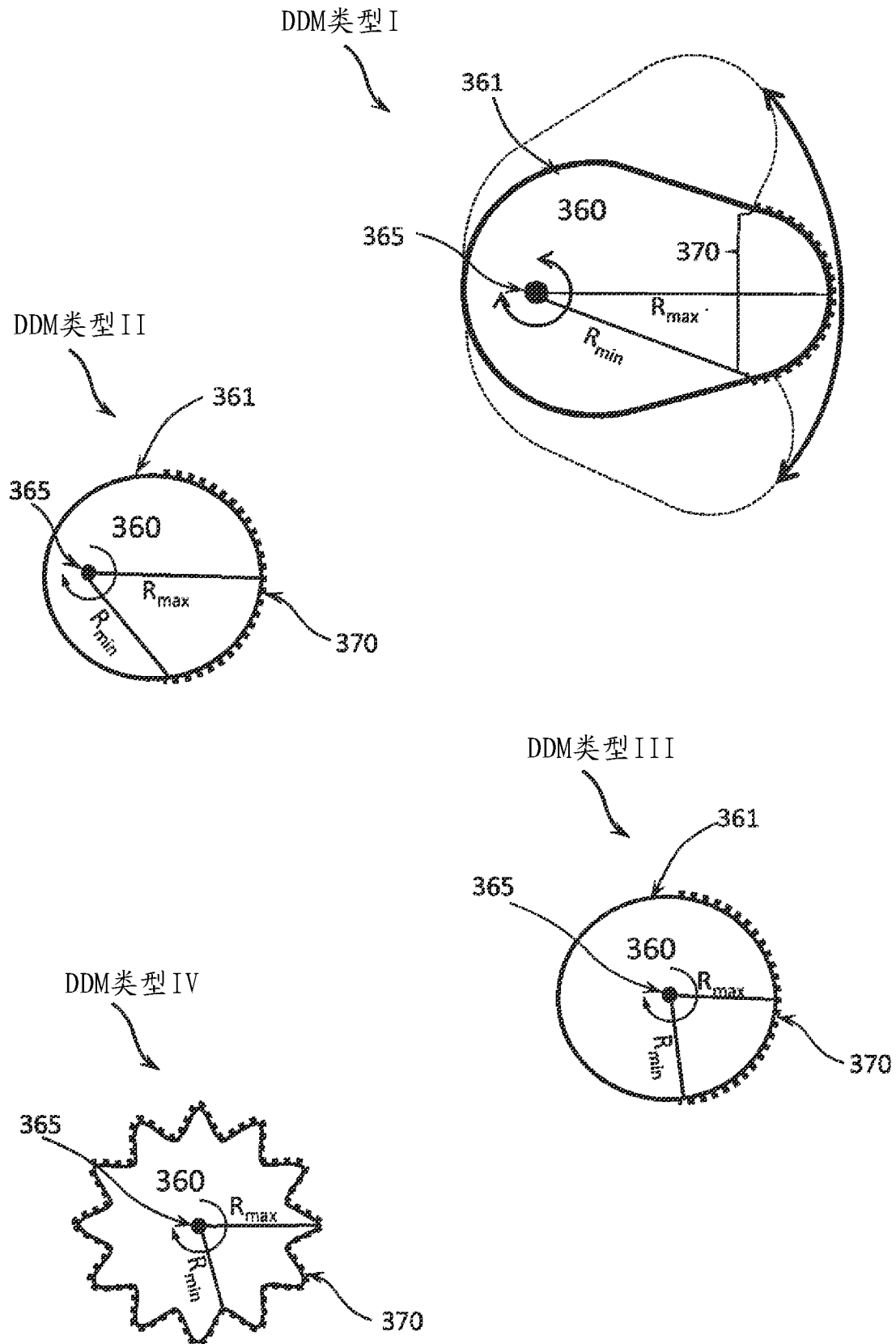


图 3E

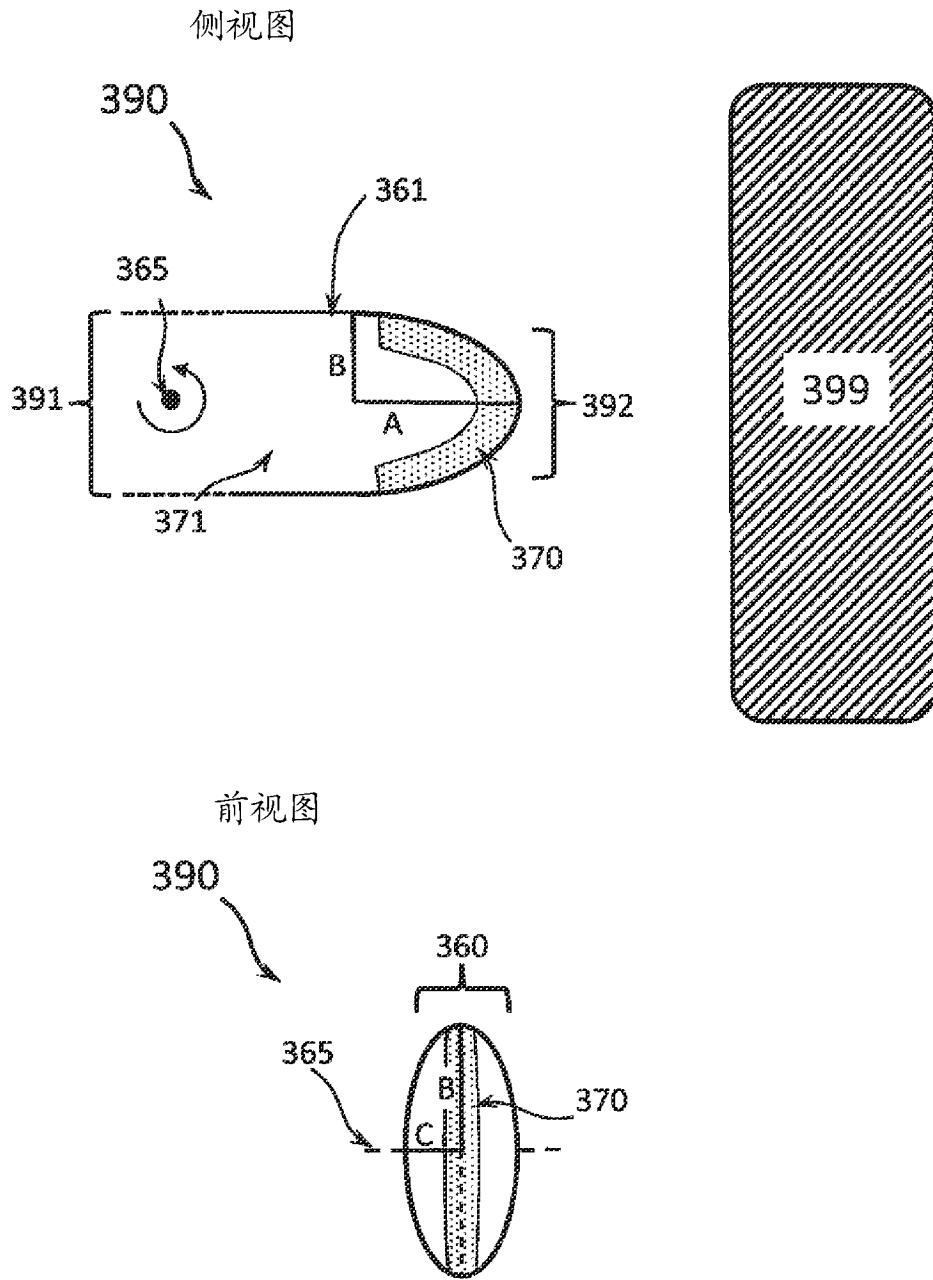


图 3F

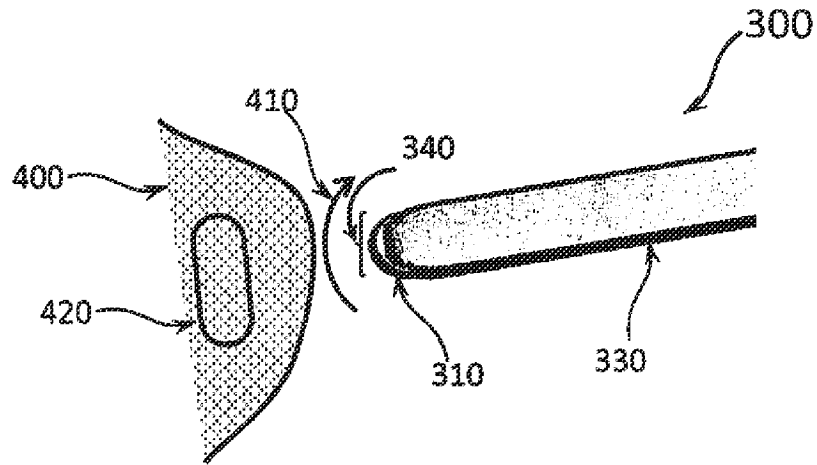


图 4A

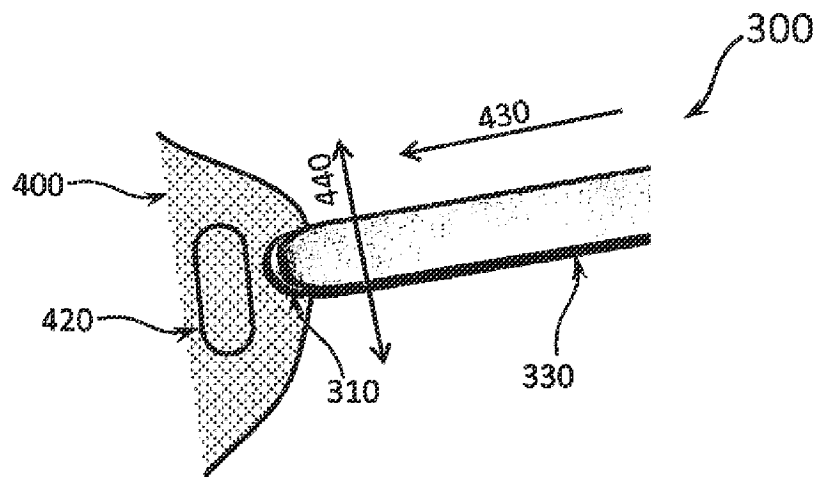


图 4B

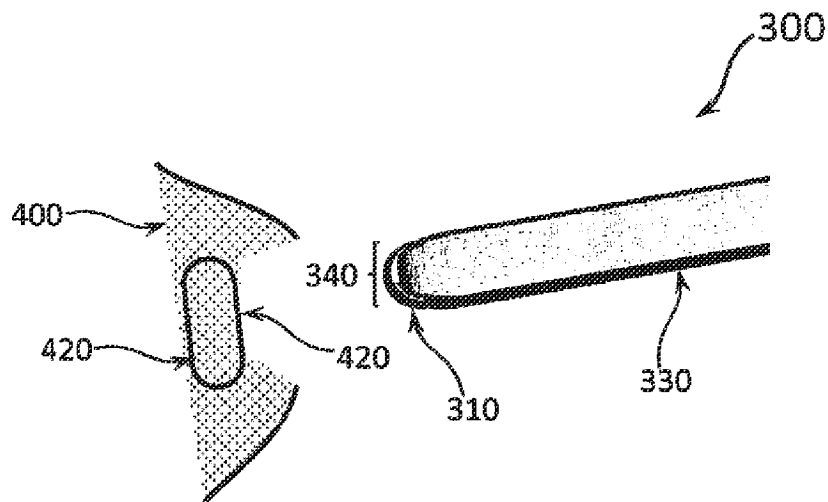


图 4C

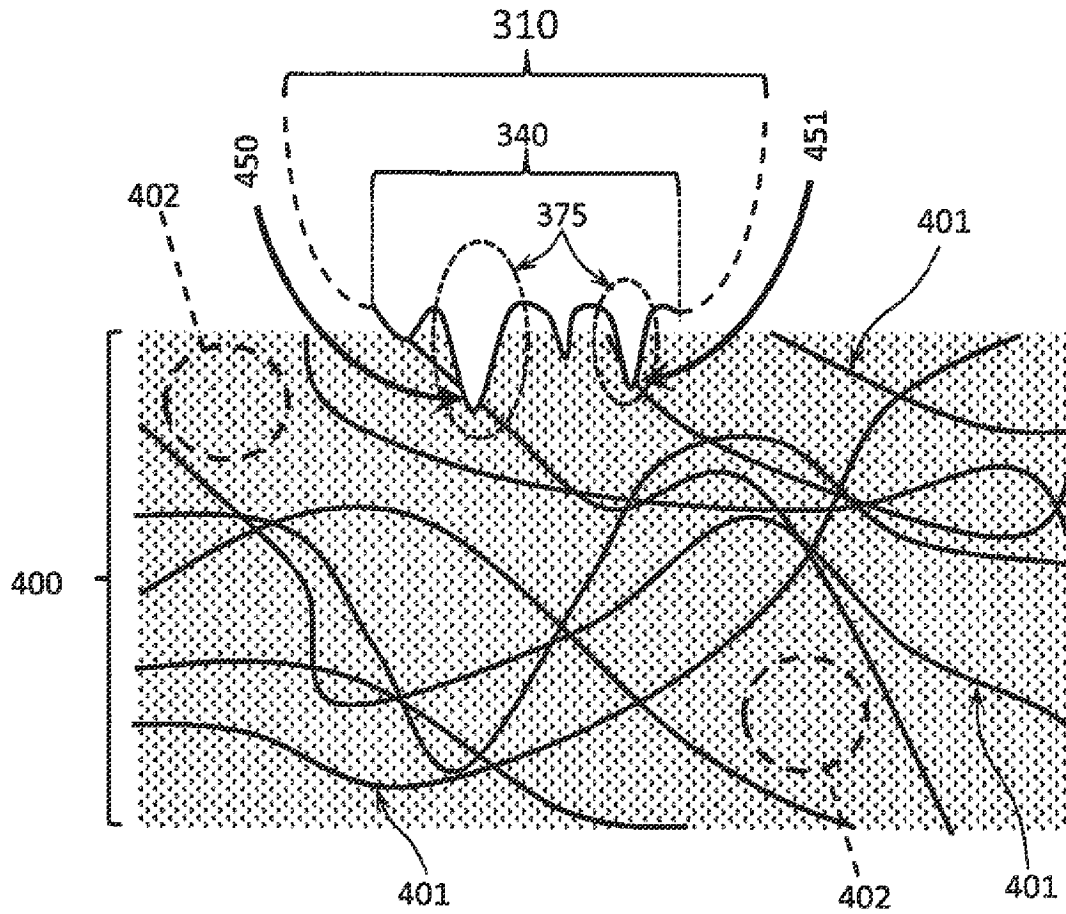


图 4D

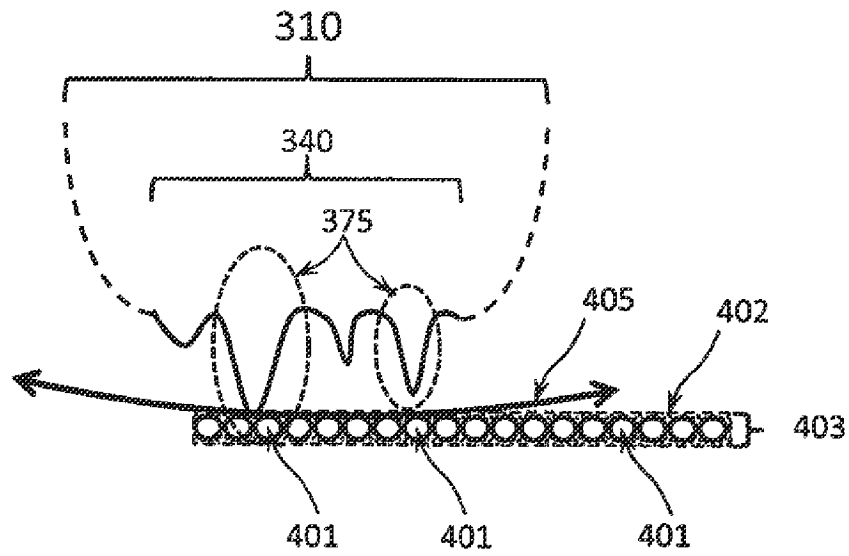


图 4E

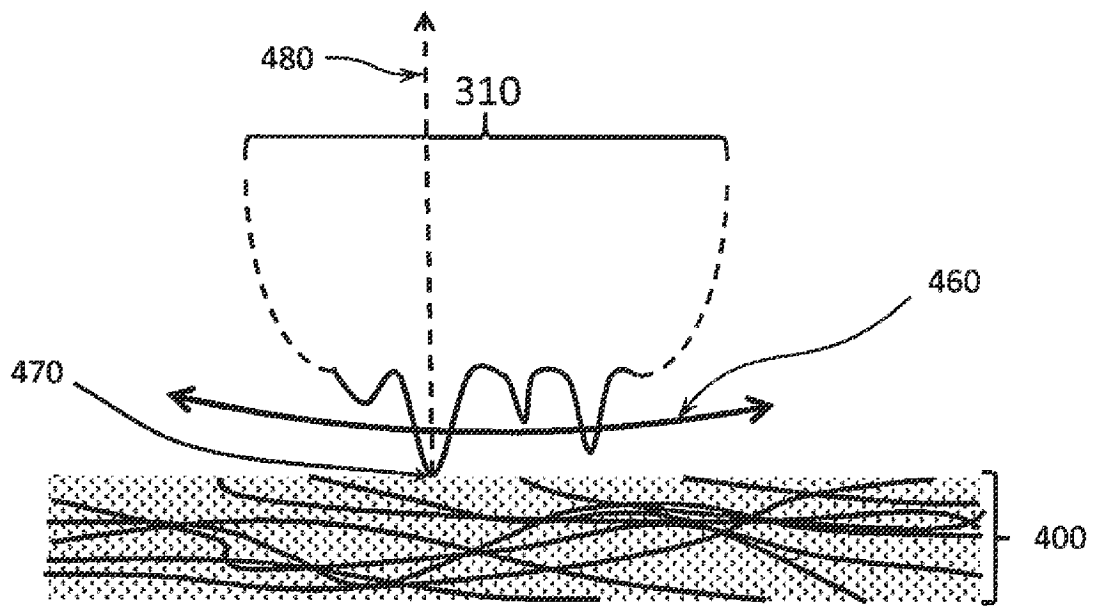


图 4F

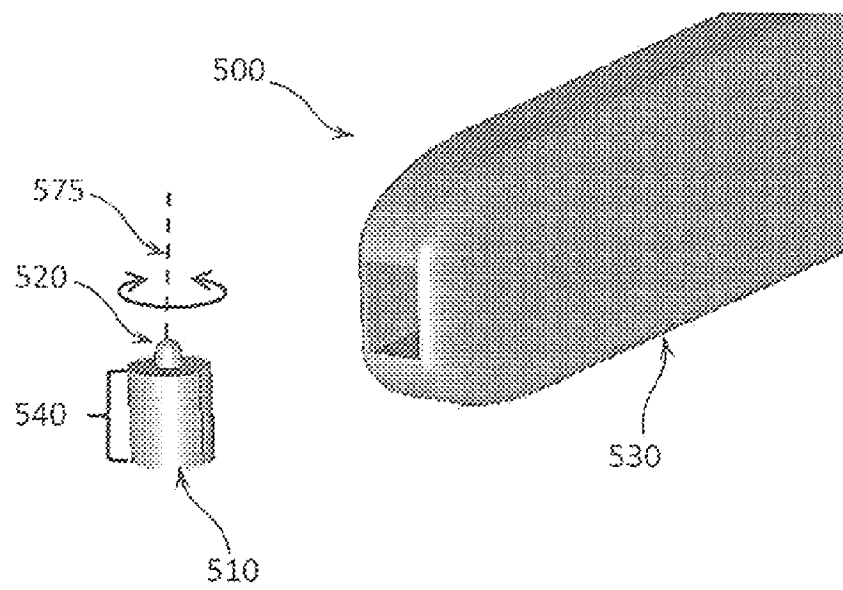


图 5A

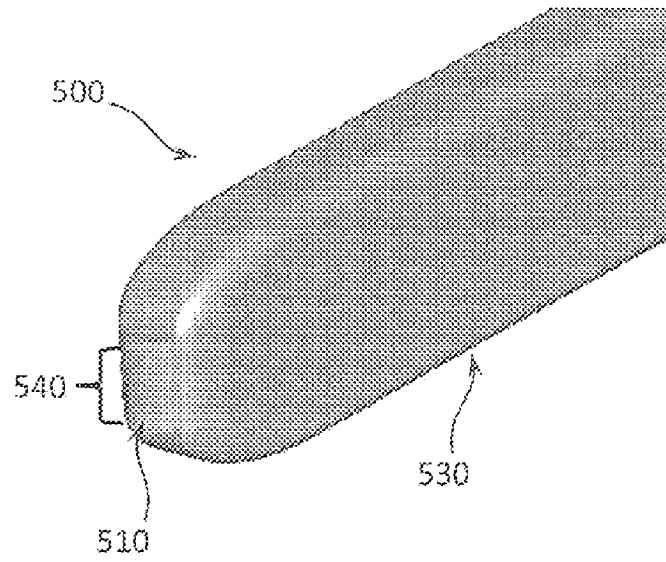


图 5B

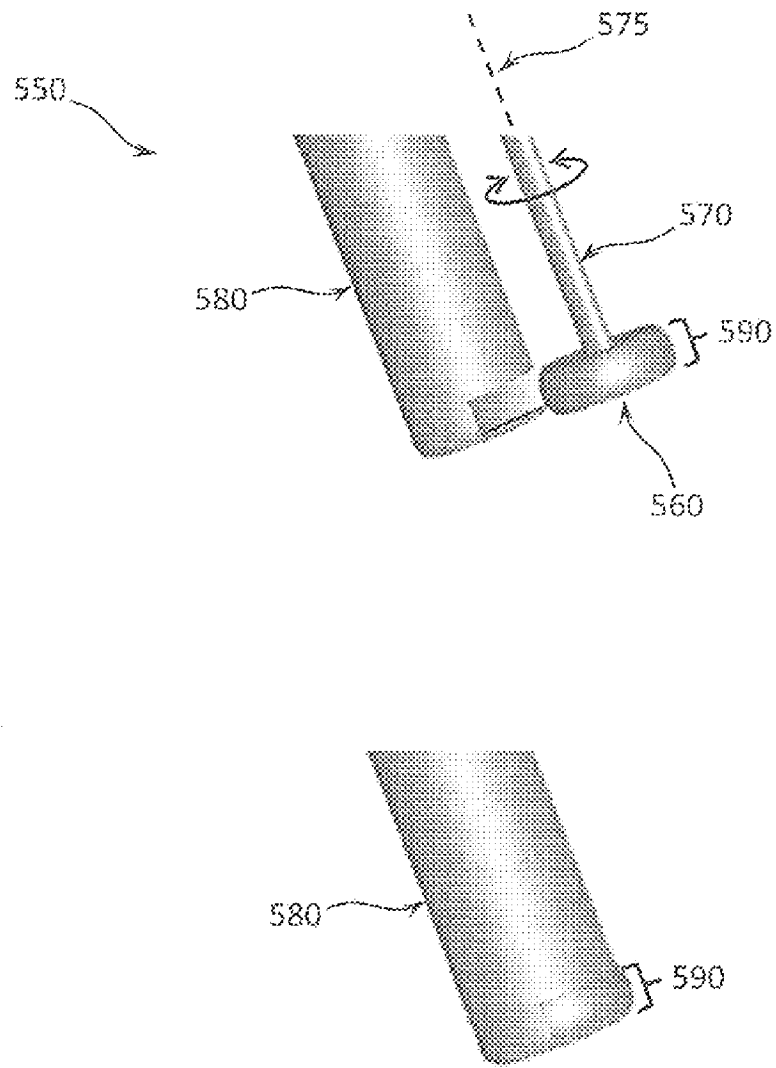


图 5C

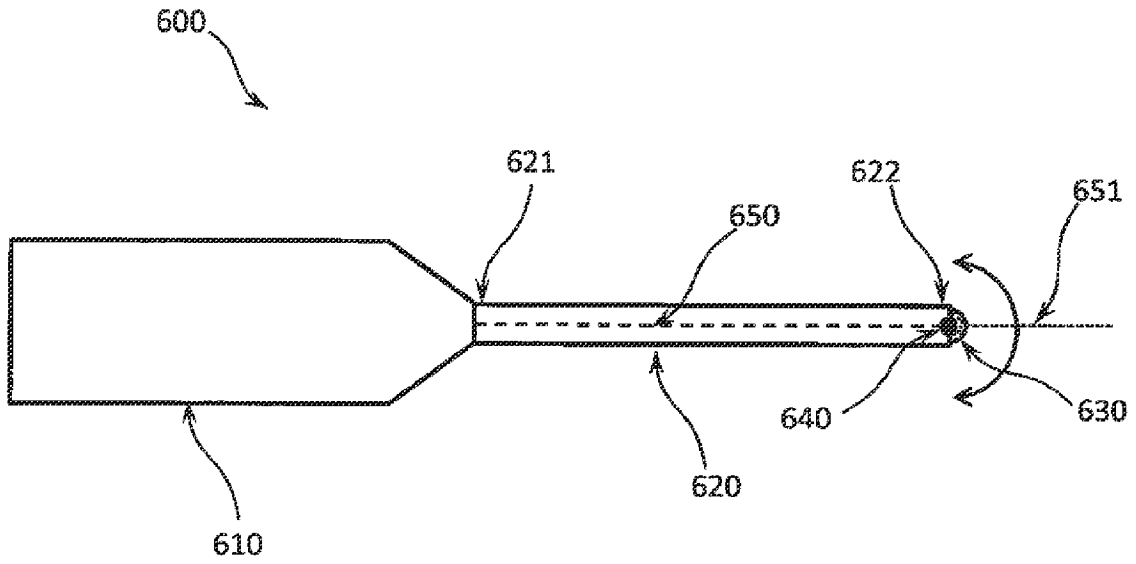


图 6A

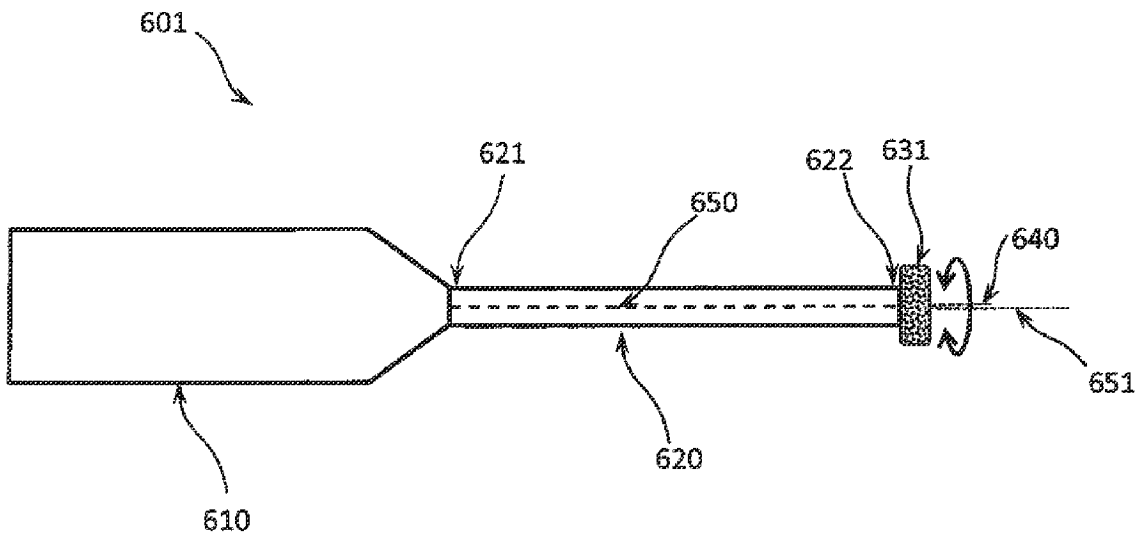


图 6B

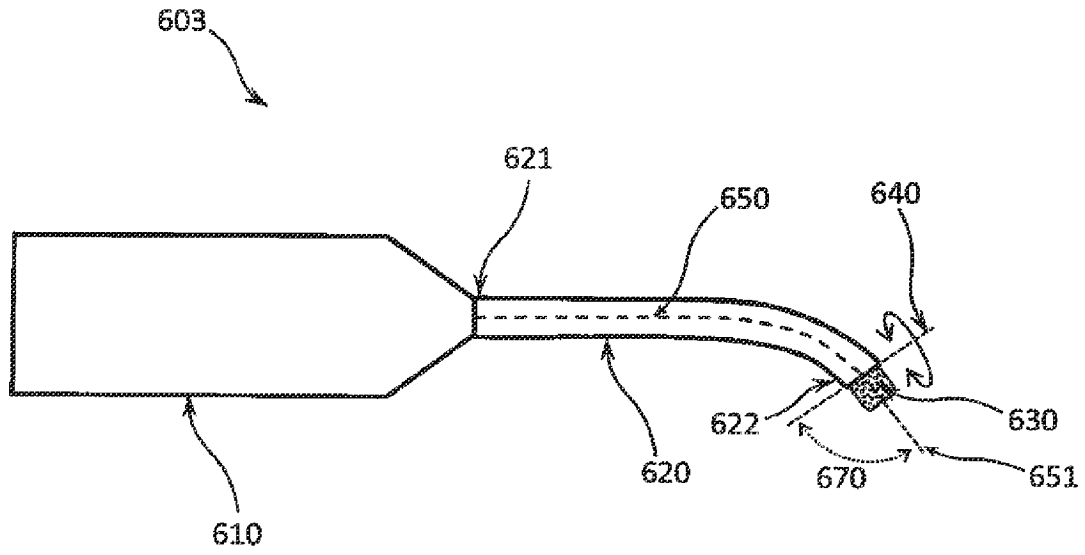


图 6C

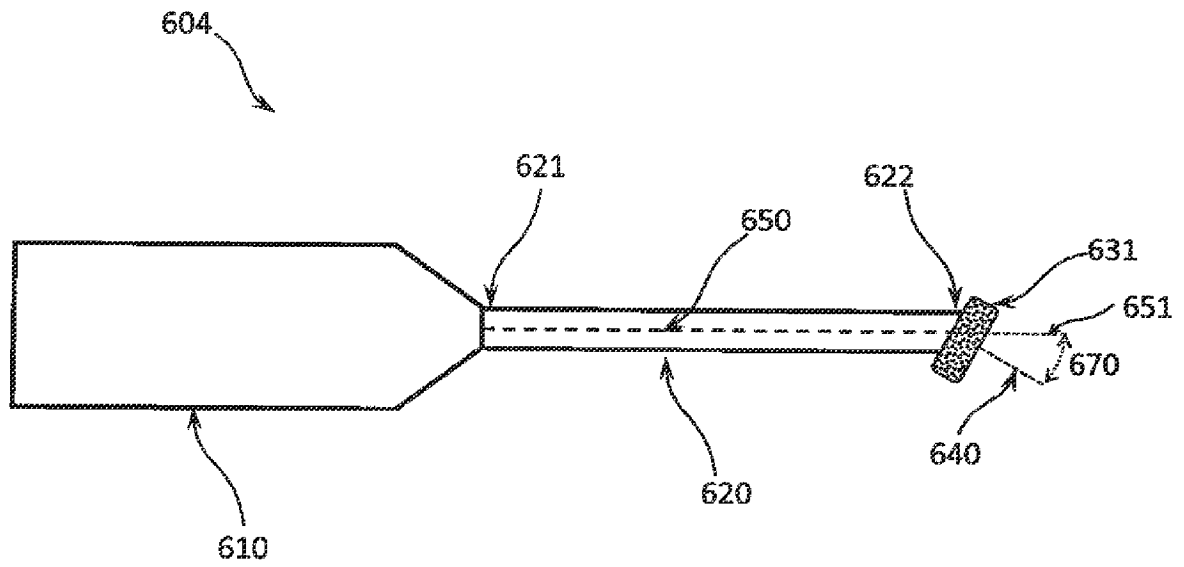


图 6D

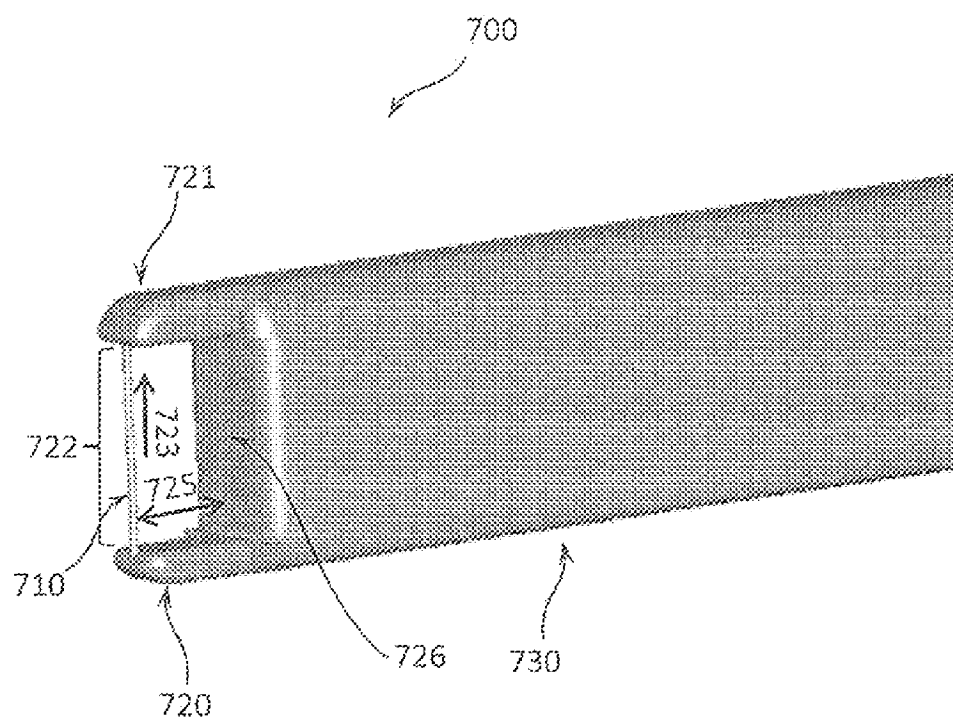


图 7A

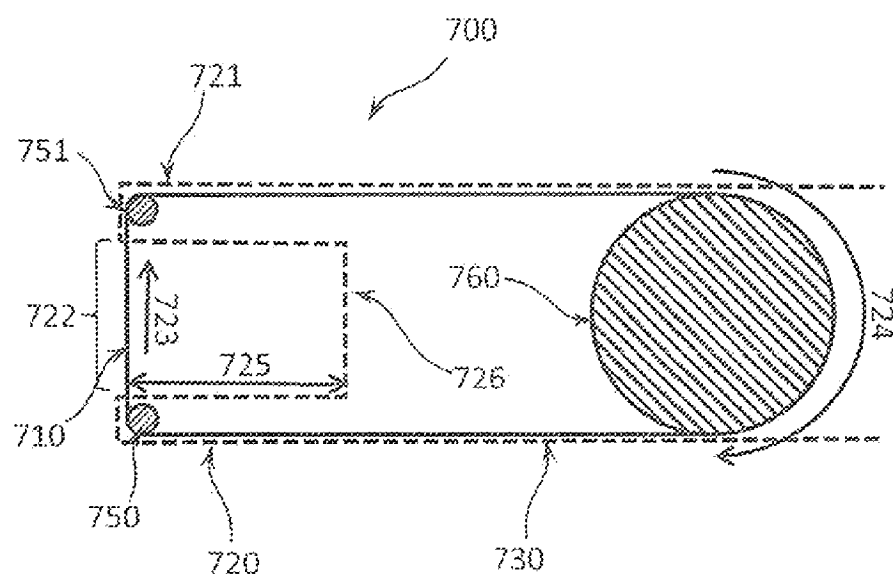


图 7B

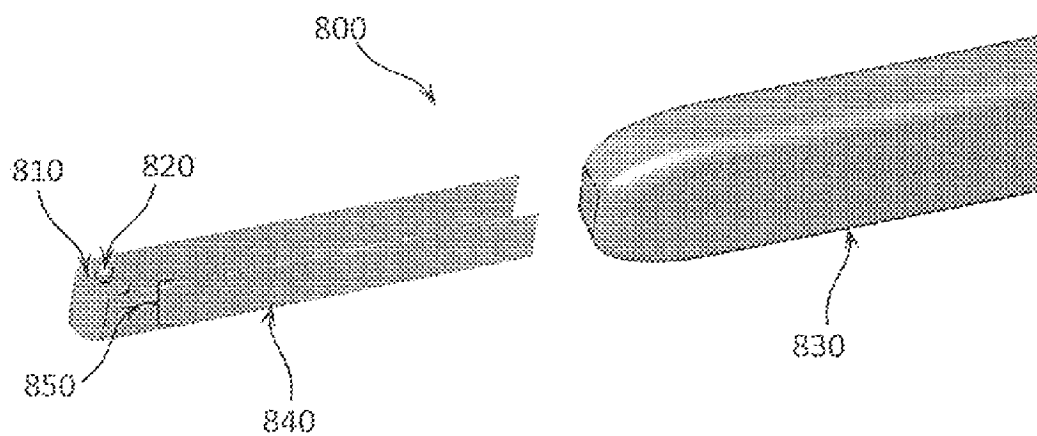


图 8A

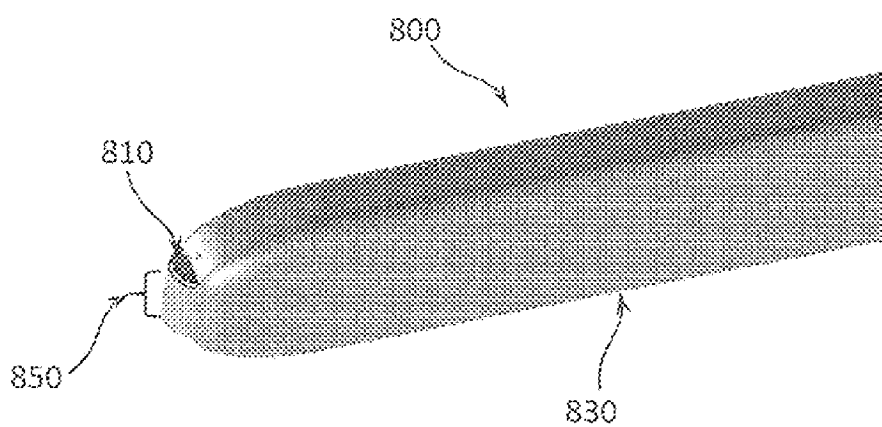


图 8B

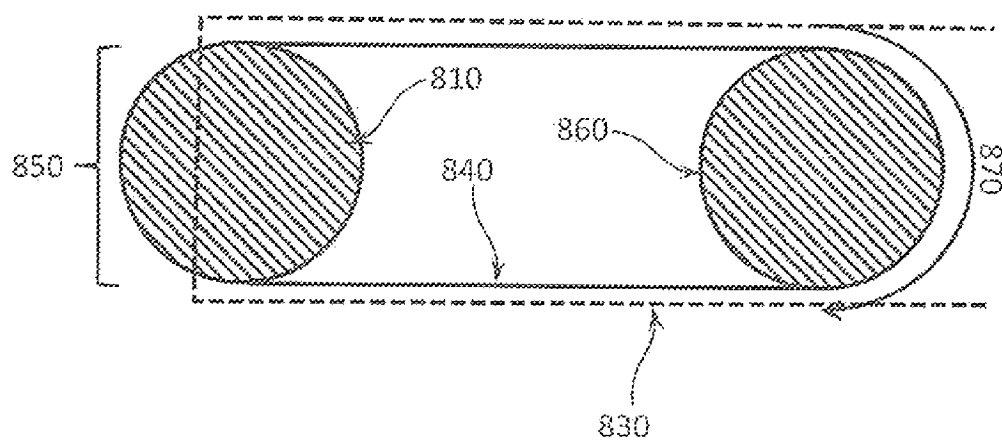


图 8C

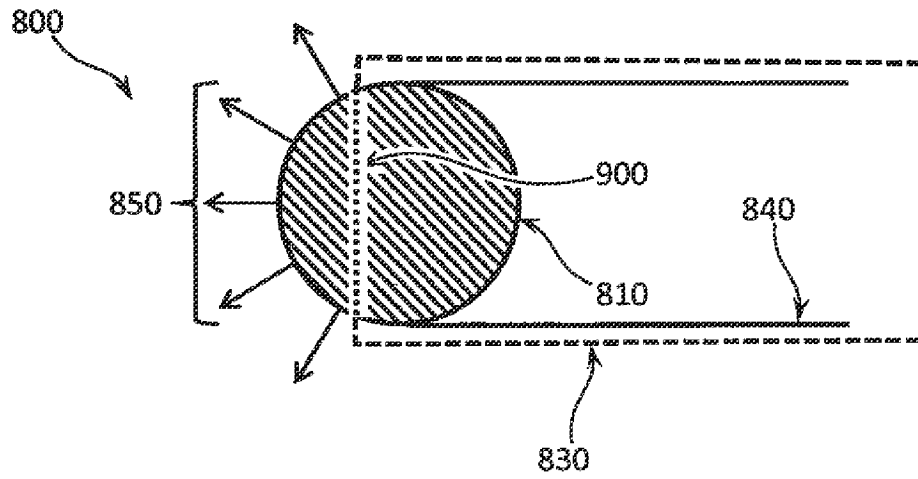


图 9A

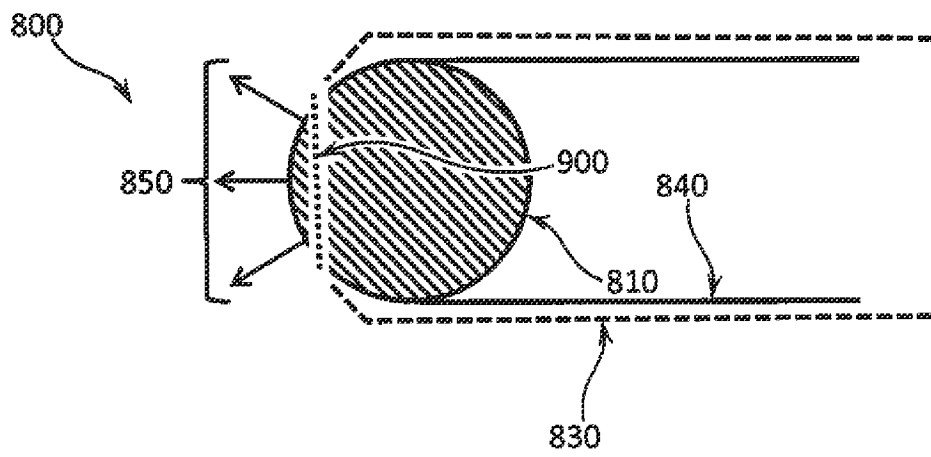


图 9B

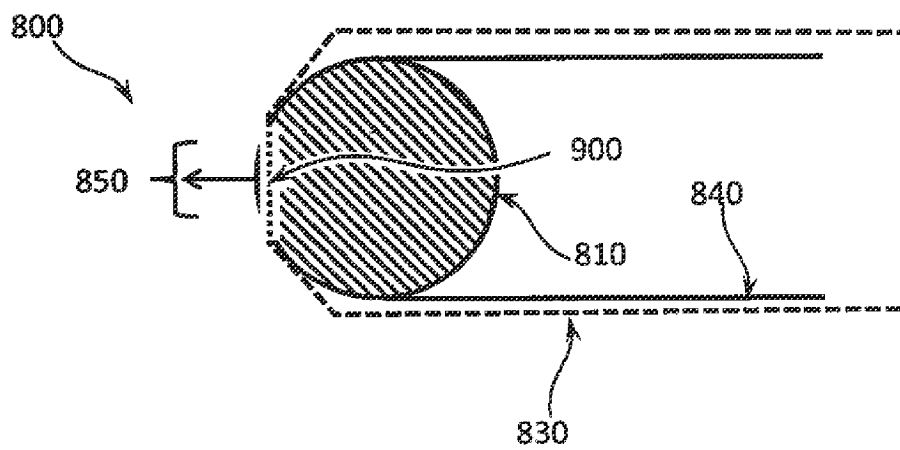


图 9C

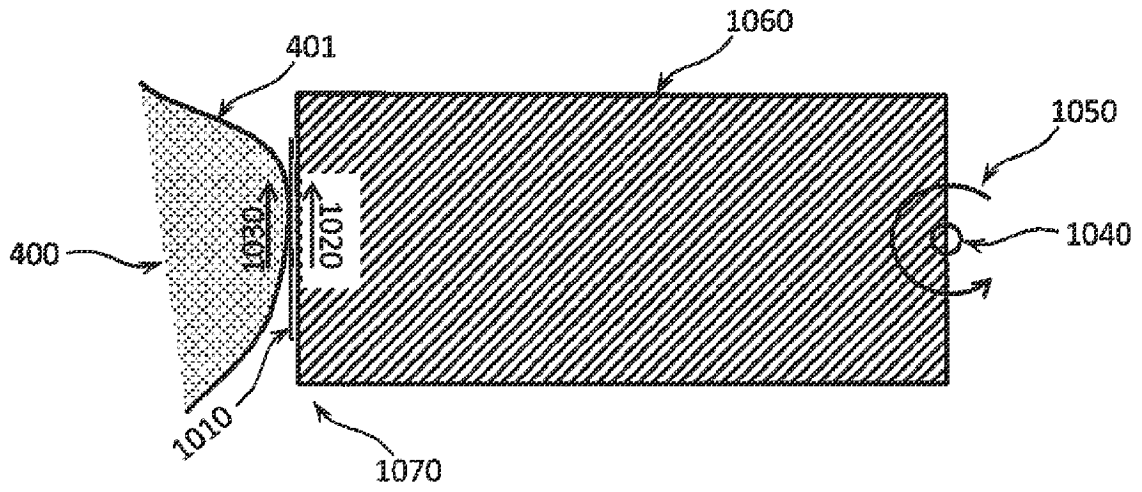


图 10A

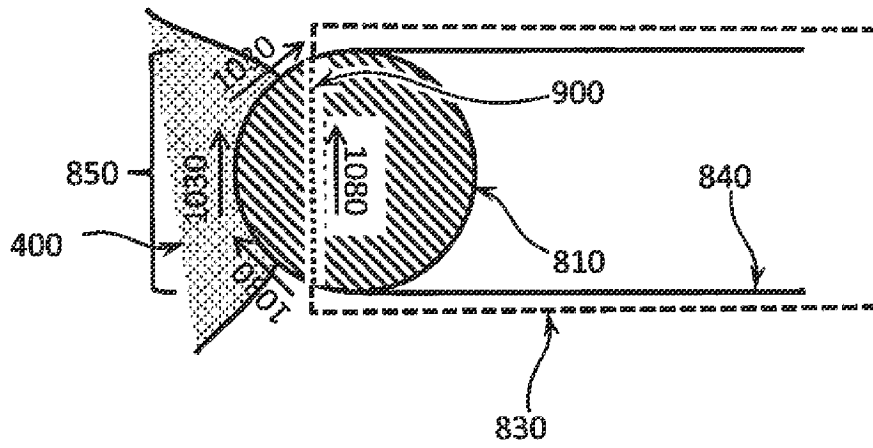


图 10B

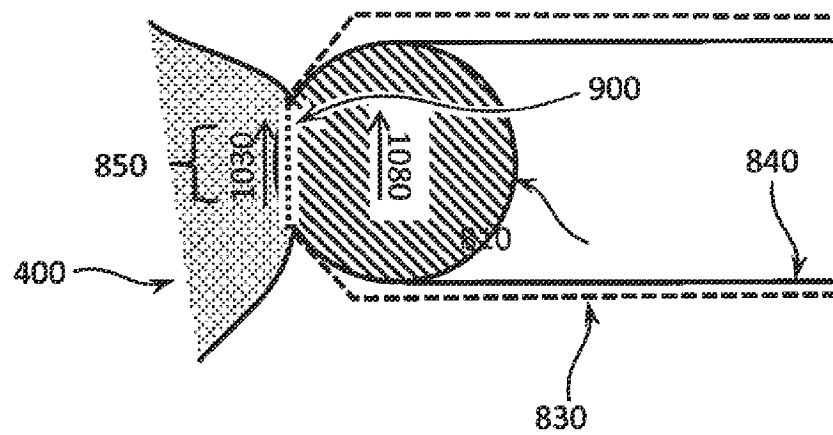


图 10C

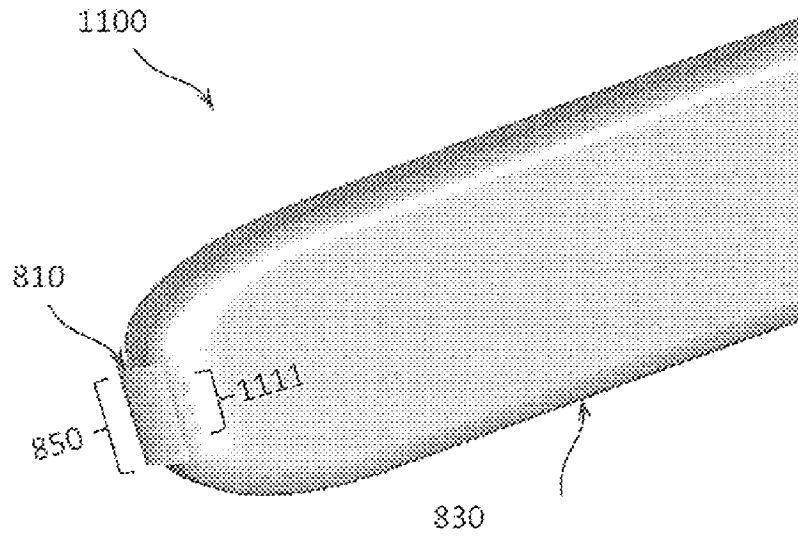


图 11A

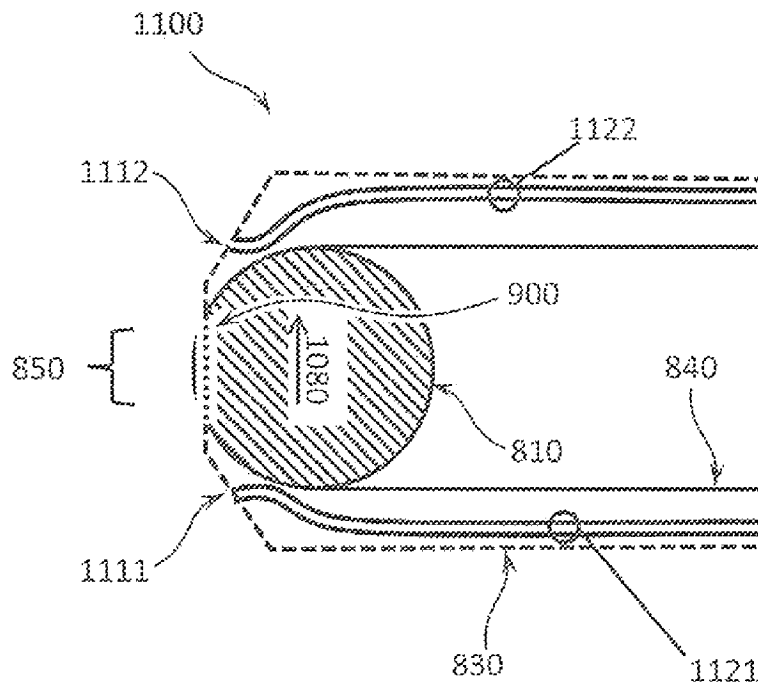


图 11B

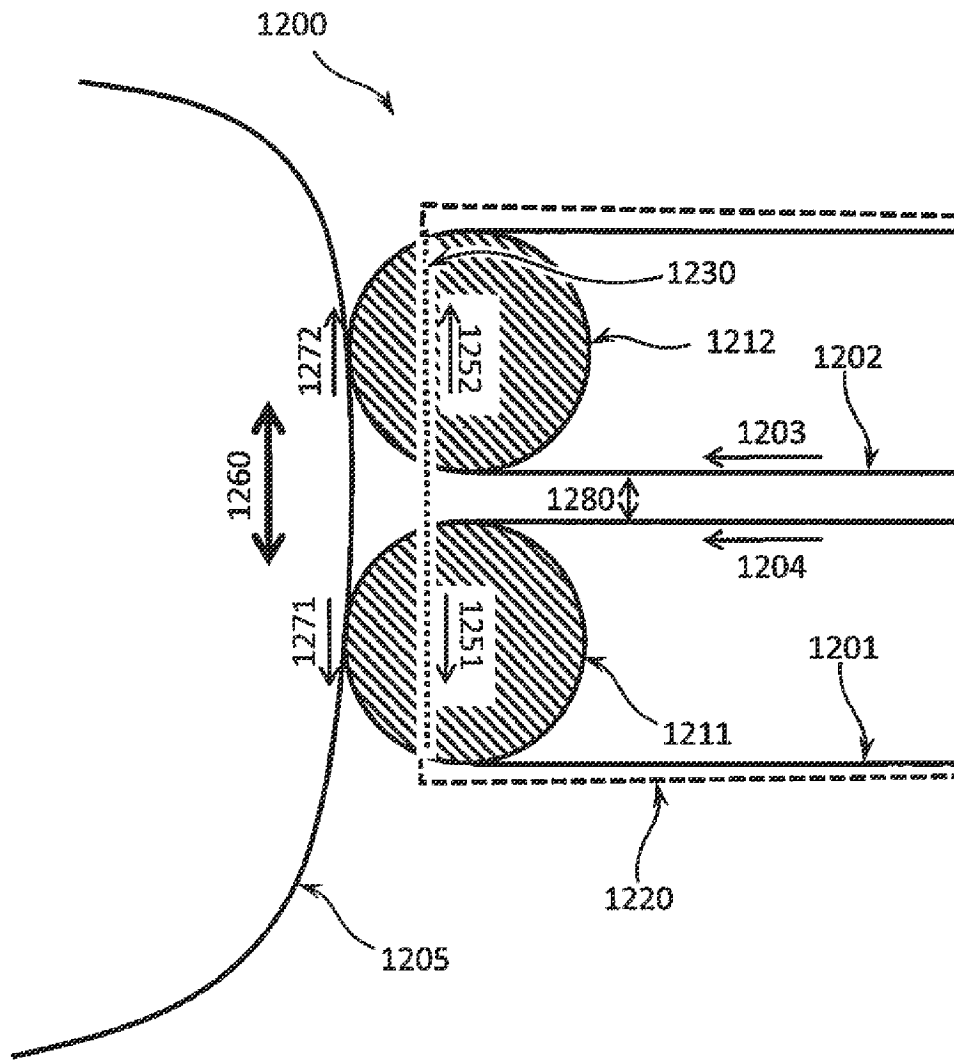


图 12

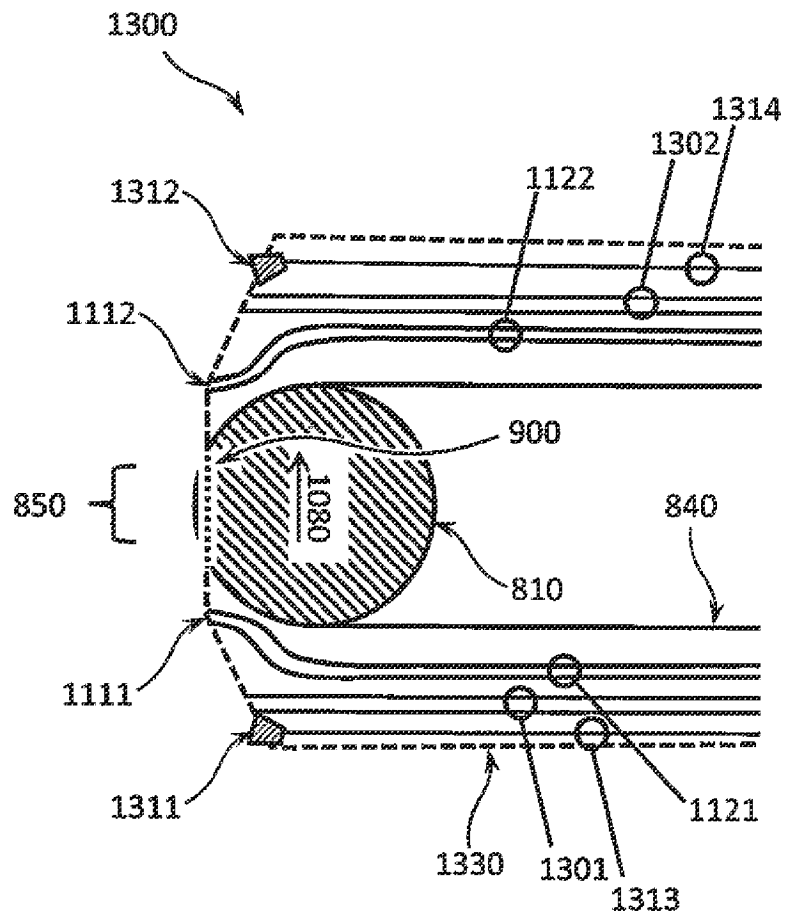


图 13

位置1

位置2

位置3

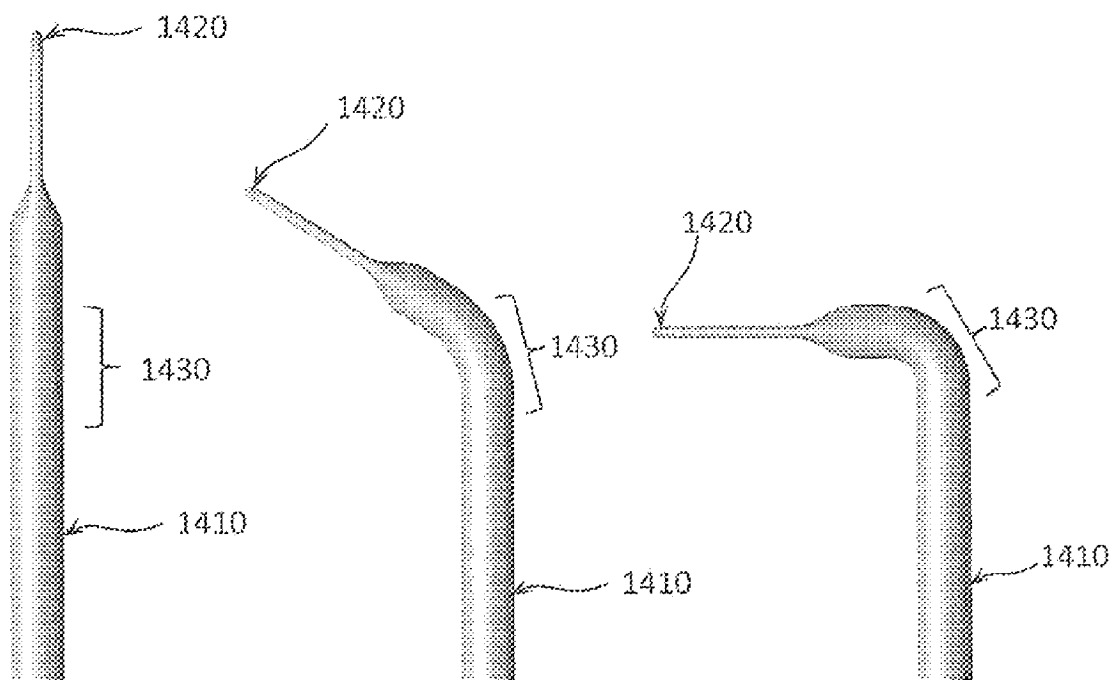


图 14

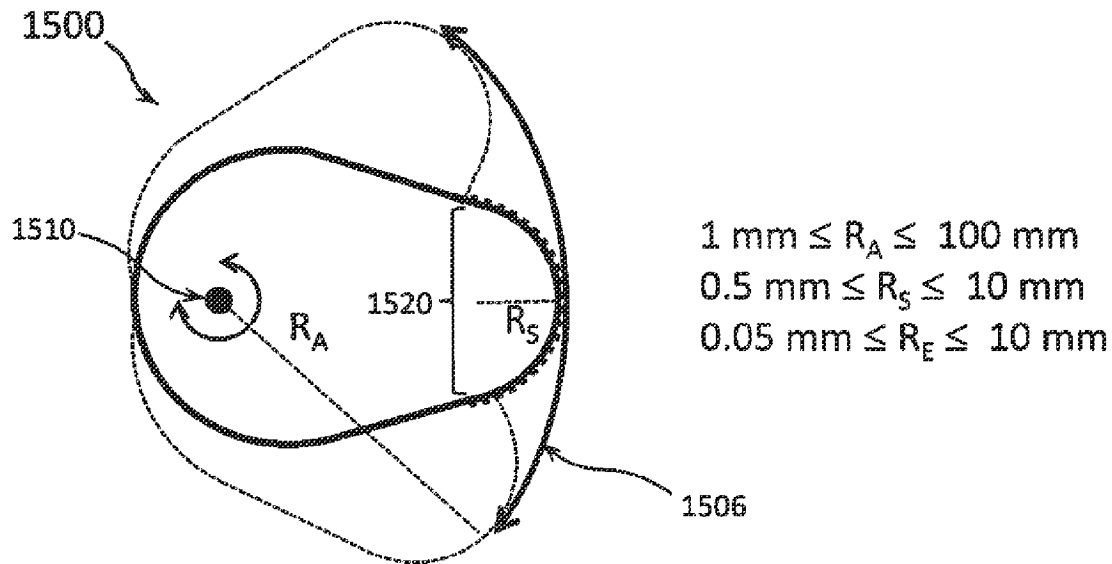


图 15A

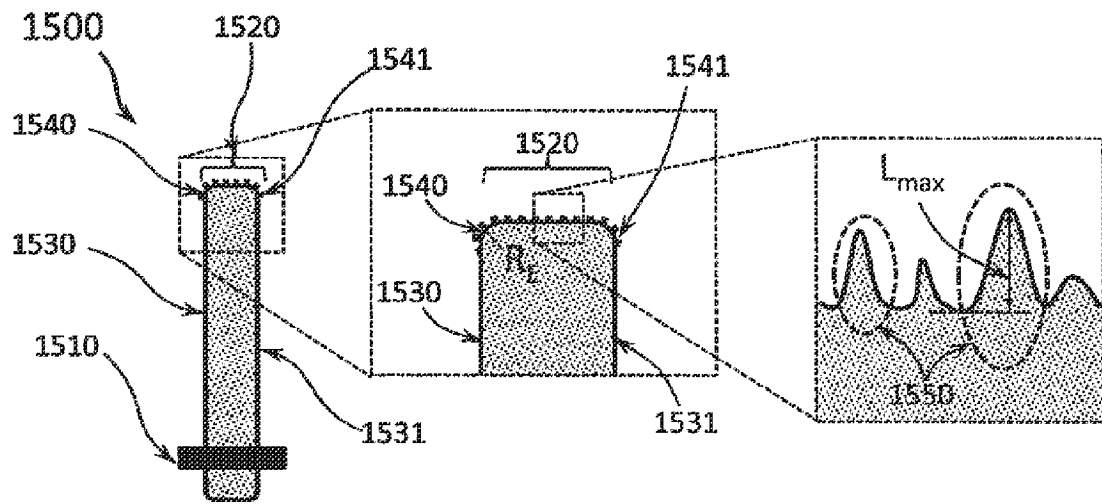


图 15B

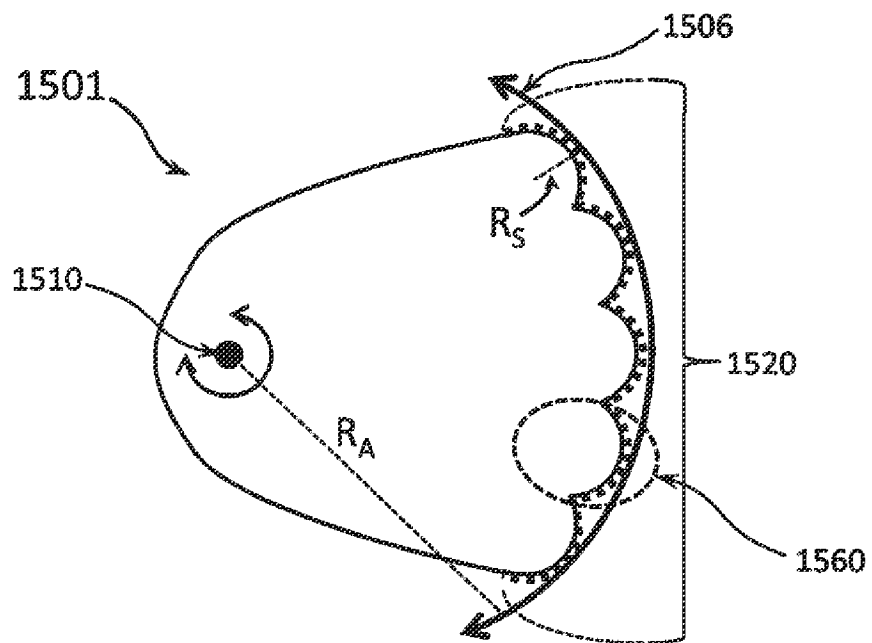


图 15C

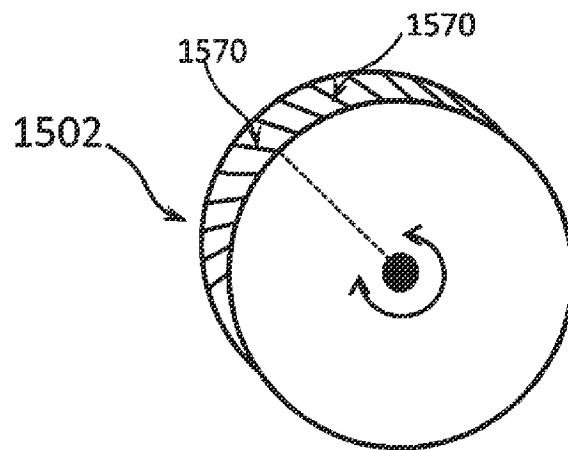


图 15D

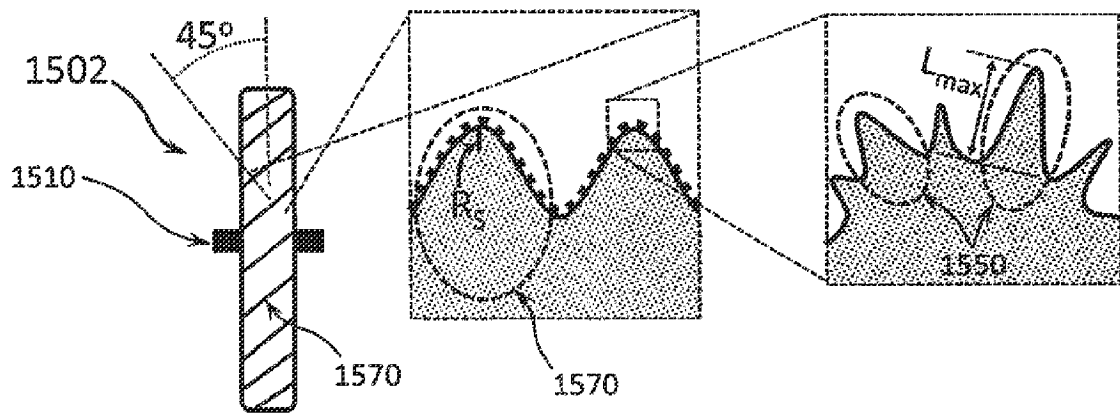


图 15E

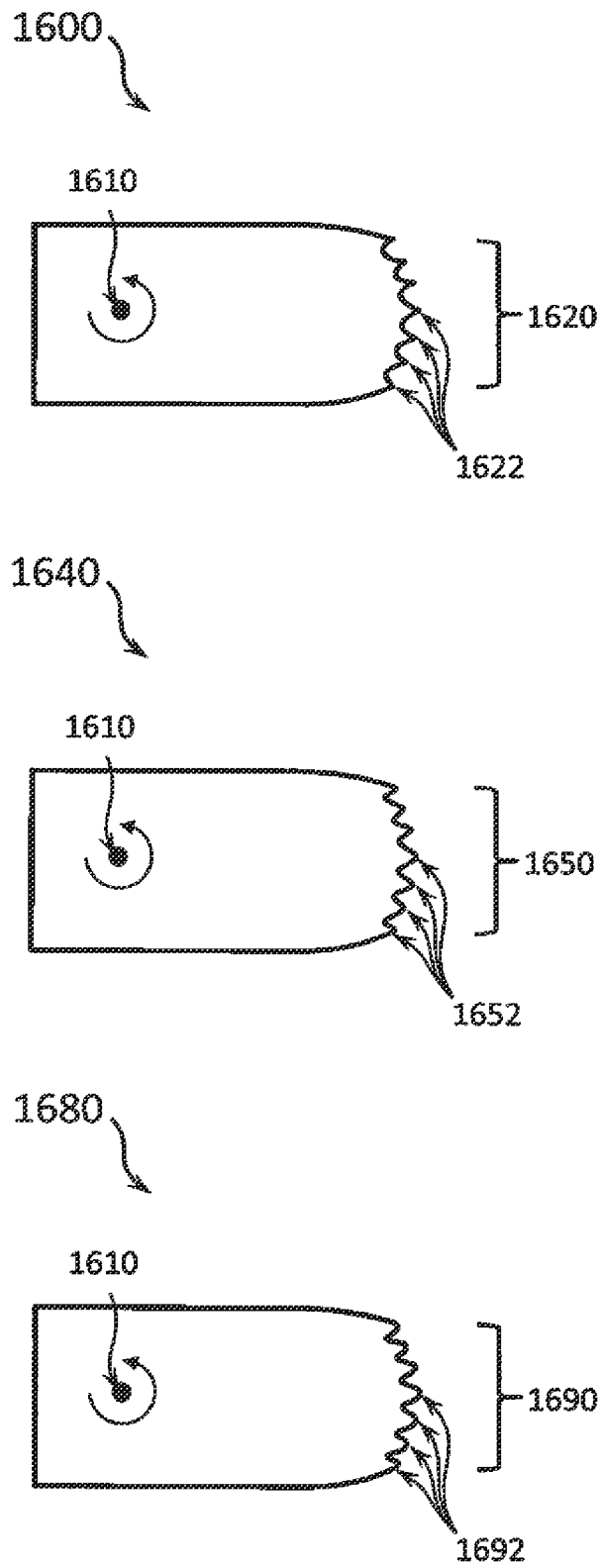


图 16

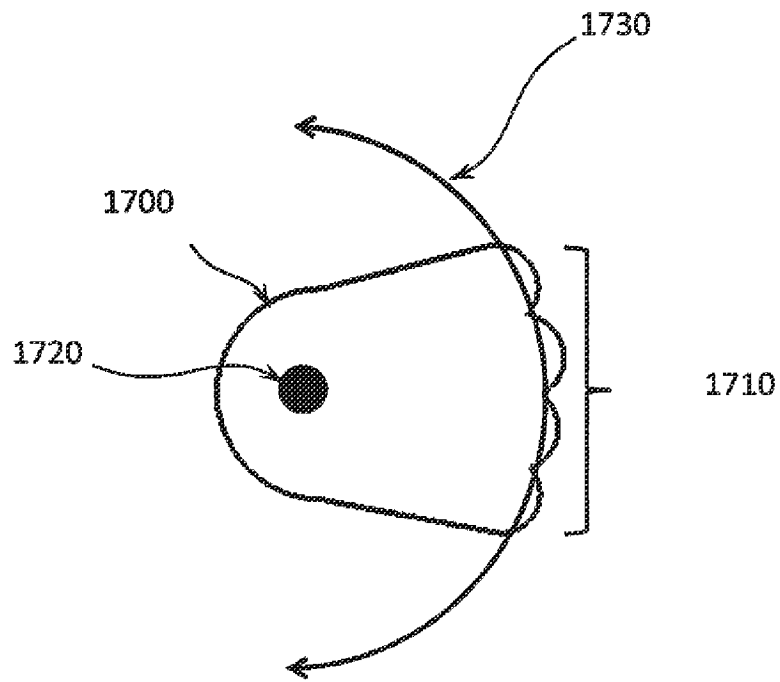


图 17A

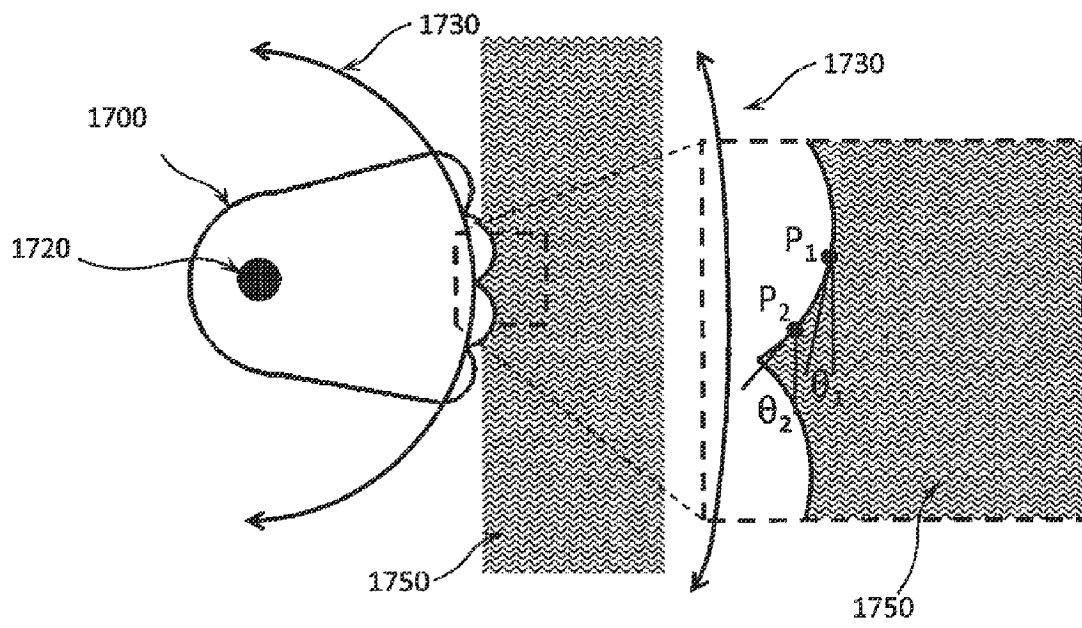


图 17B

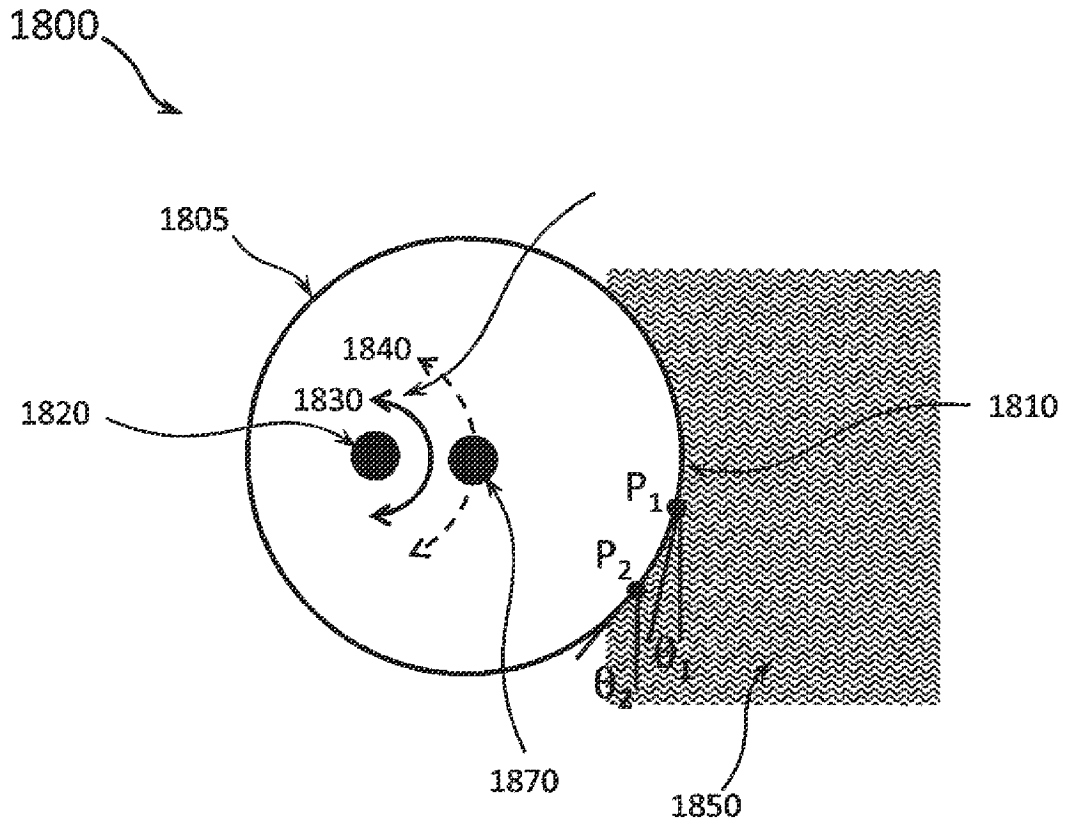


图 18

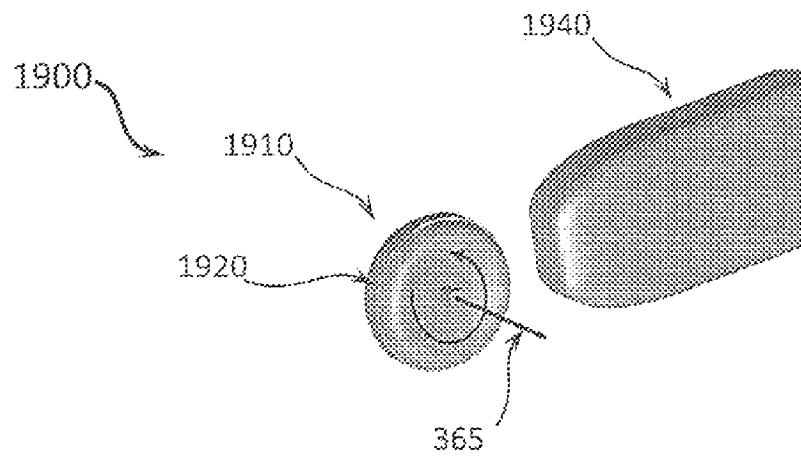


图 19A

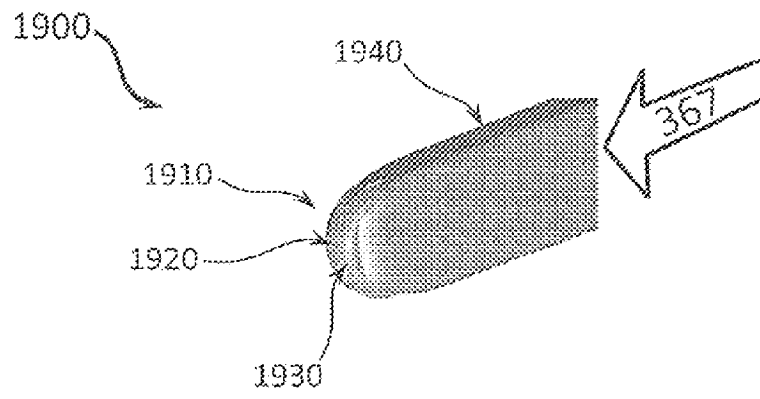


图 19B

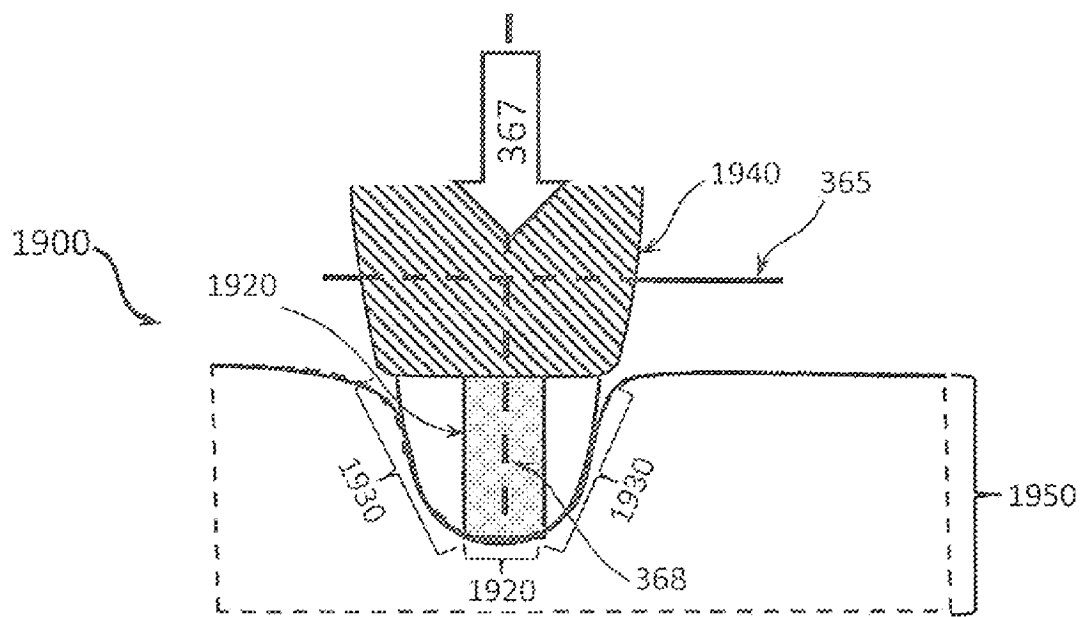


图 19C

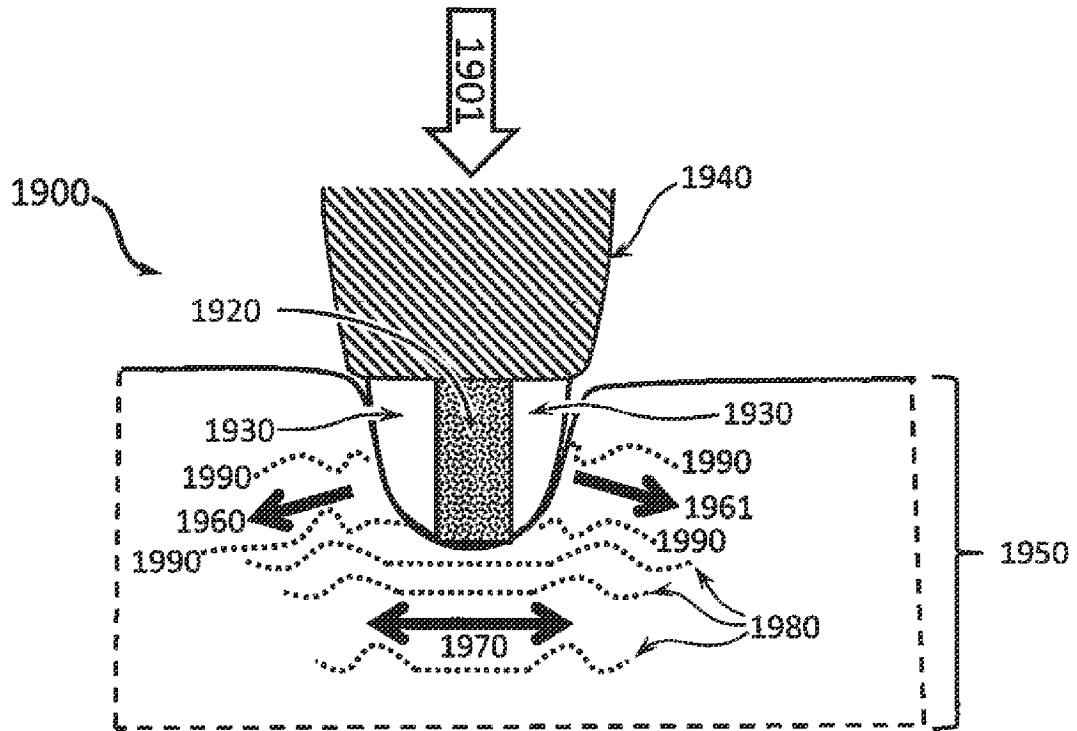


图 19D

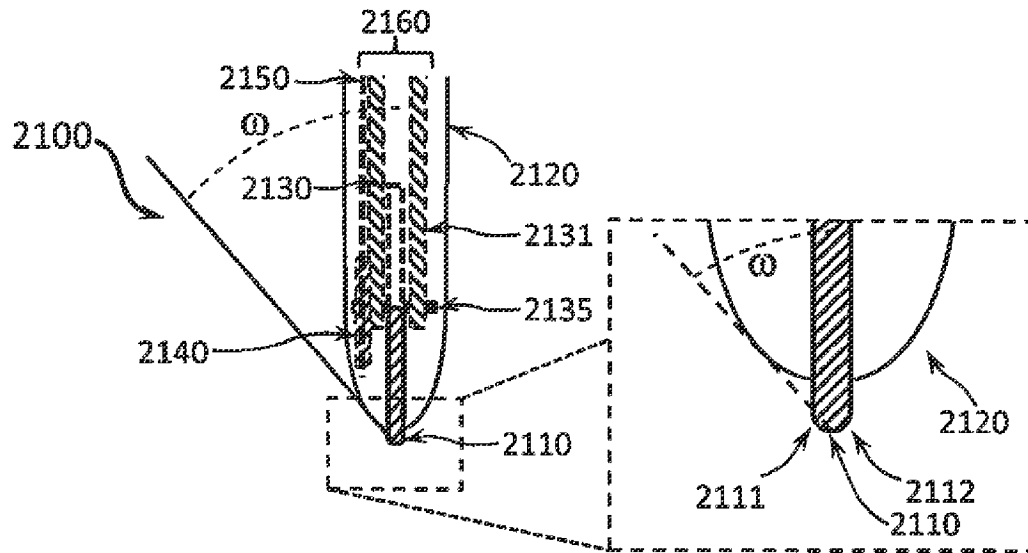


图 21B

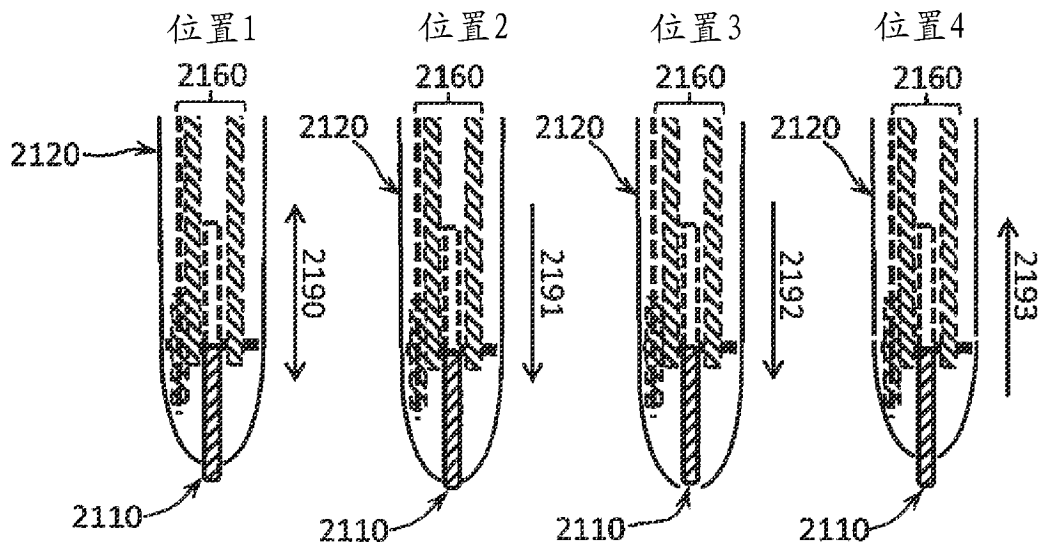


图 21C

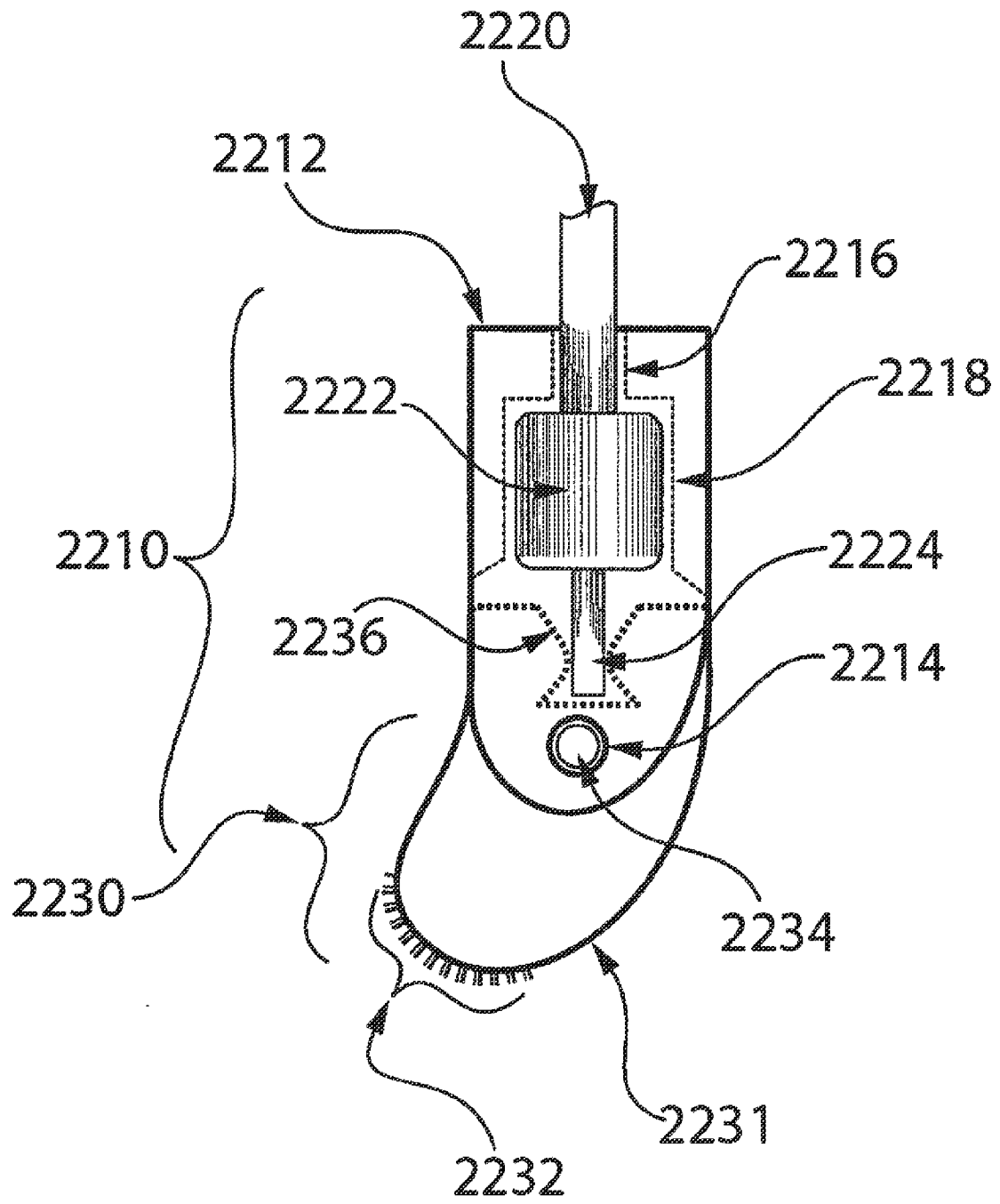


图 22

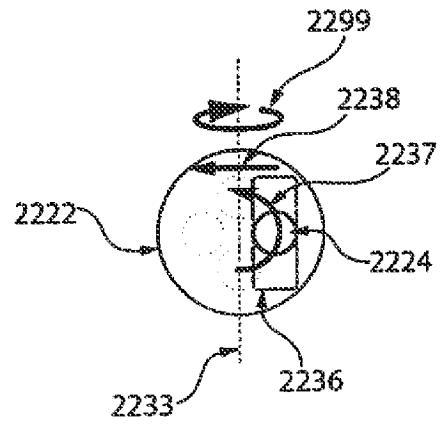


图 23A

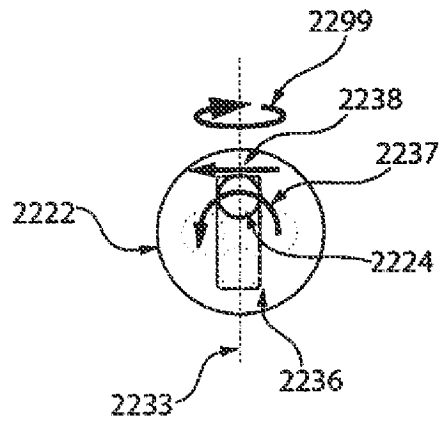


图 23B

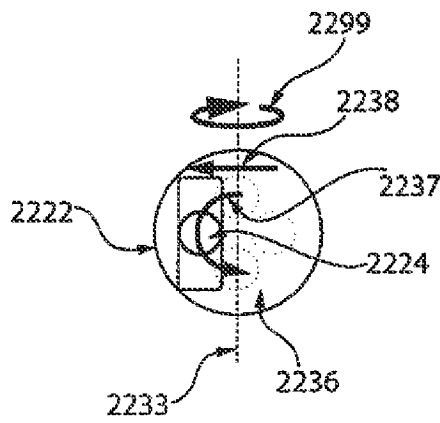


图 23C

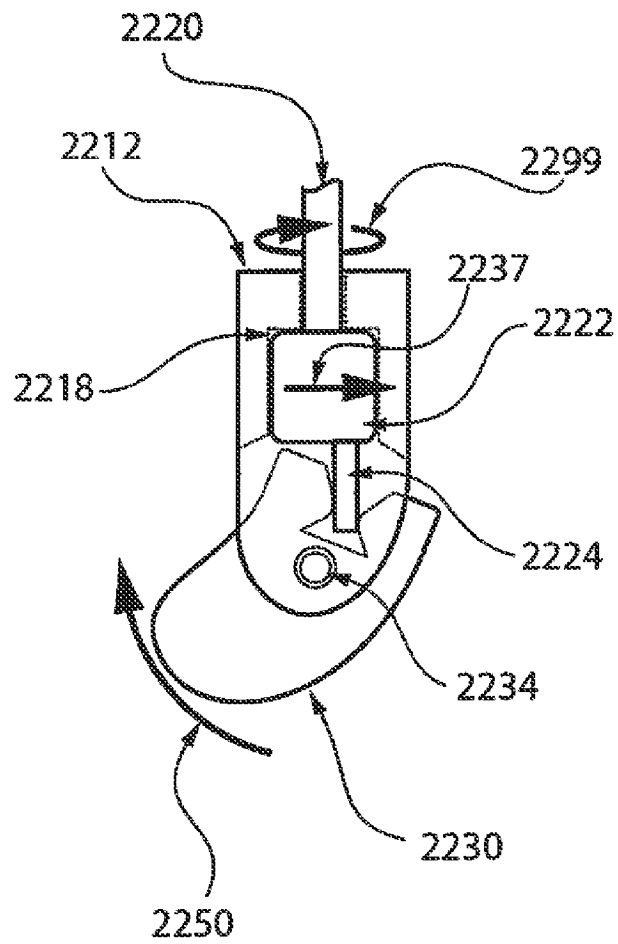


图 24A

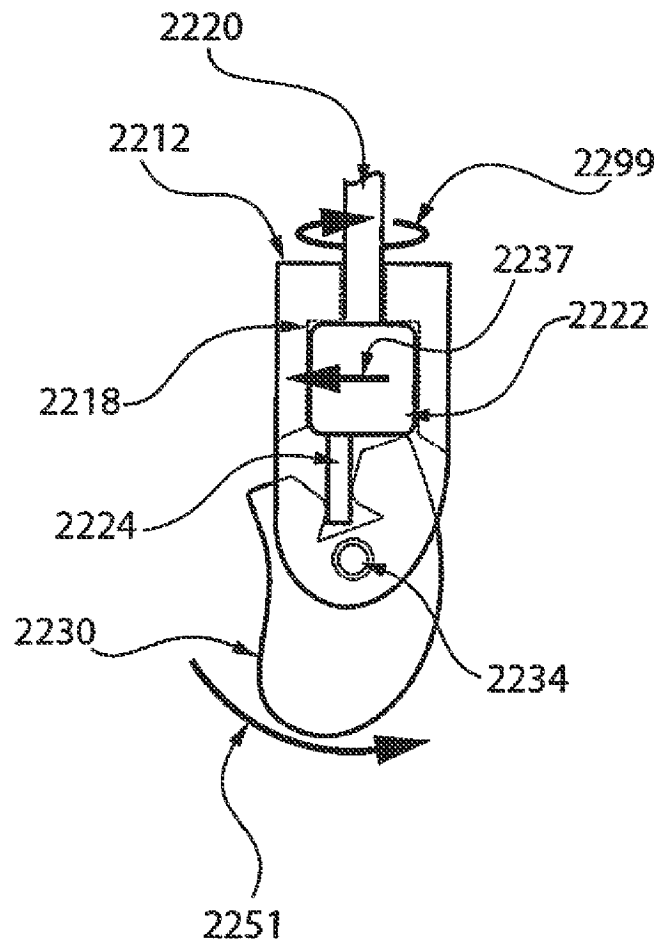


图 24B

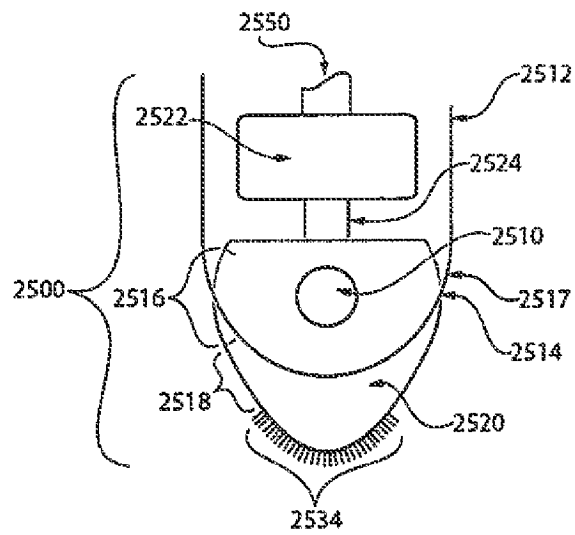


图 25A

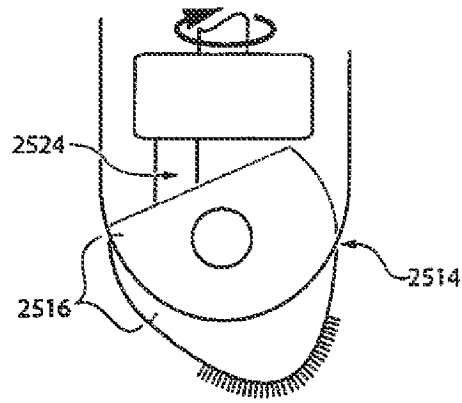


图 25B

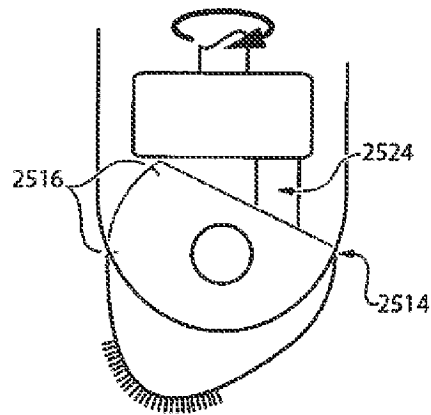


图 25C

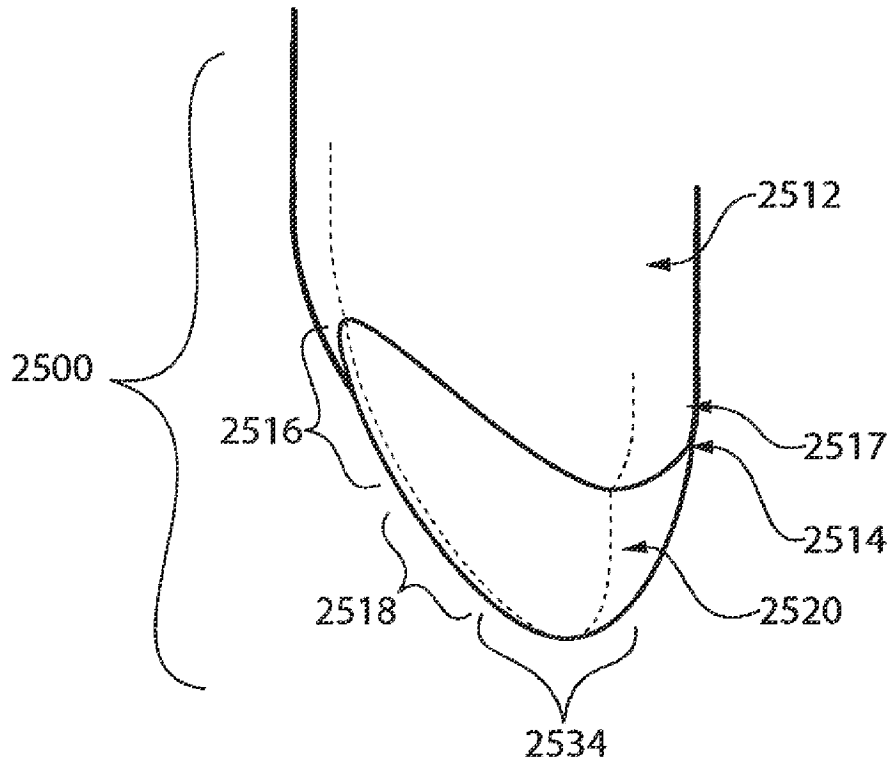


图 25D

侧视图

俯视图

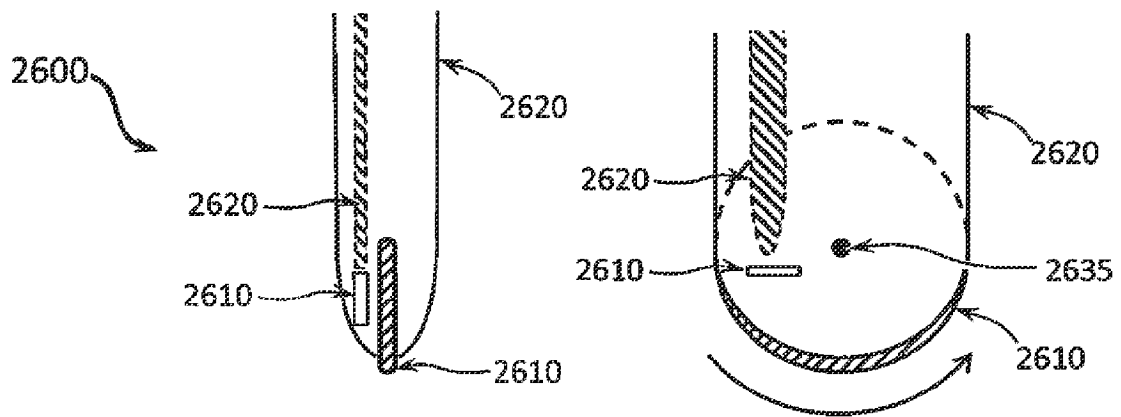


图 26A

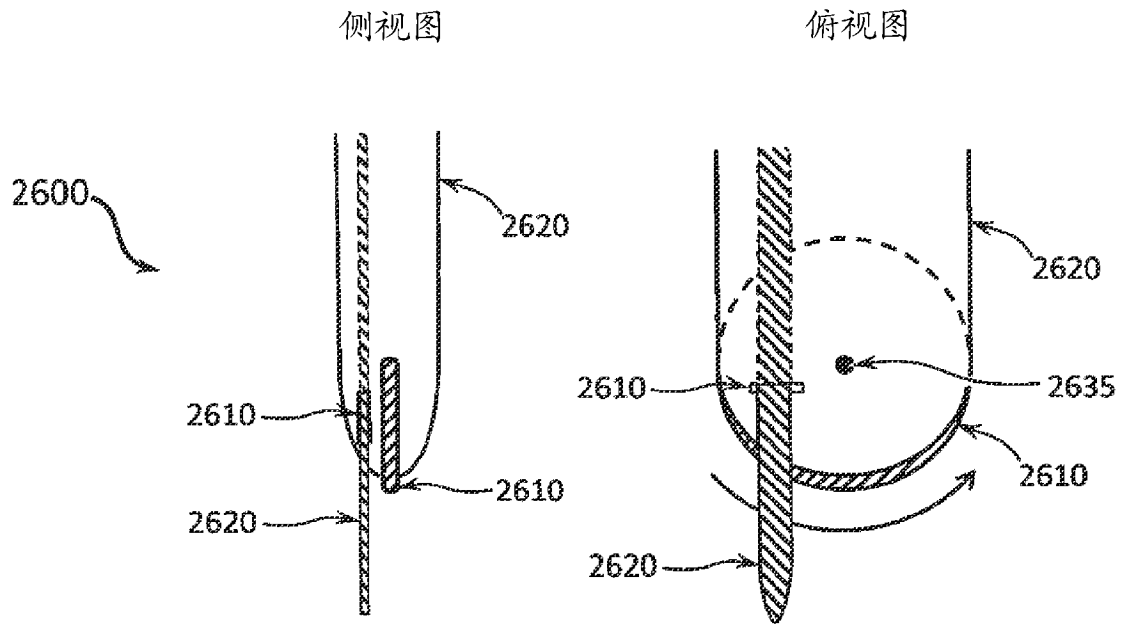


图 26B

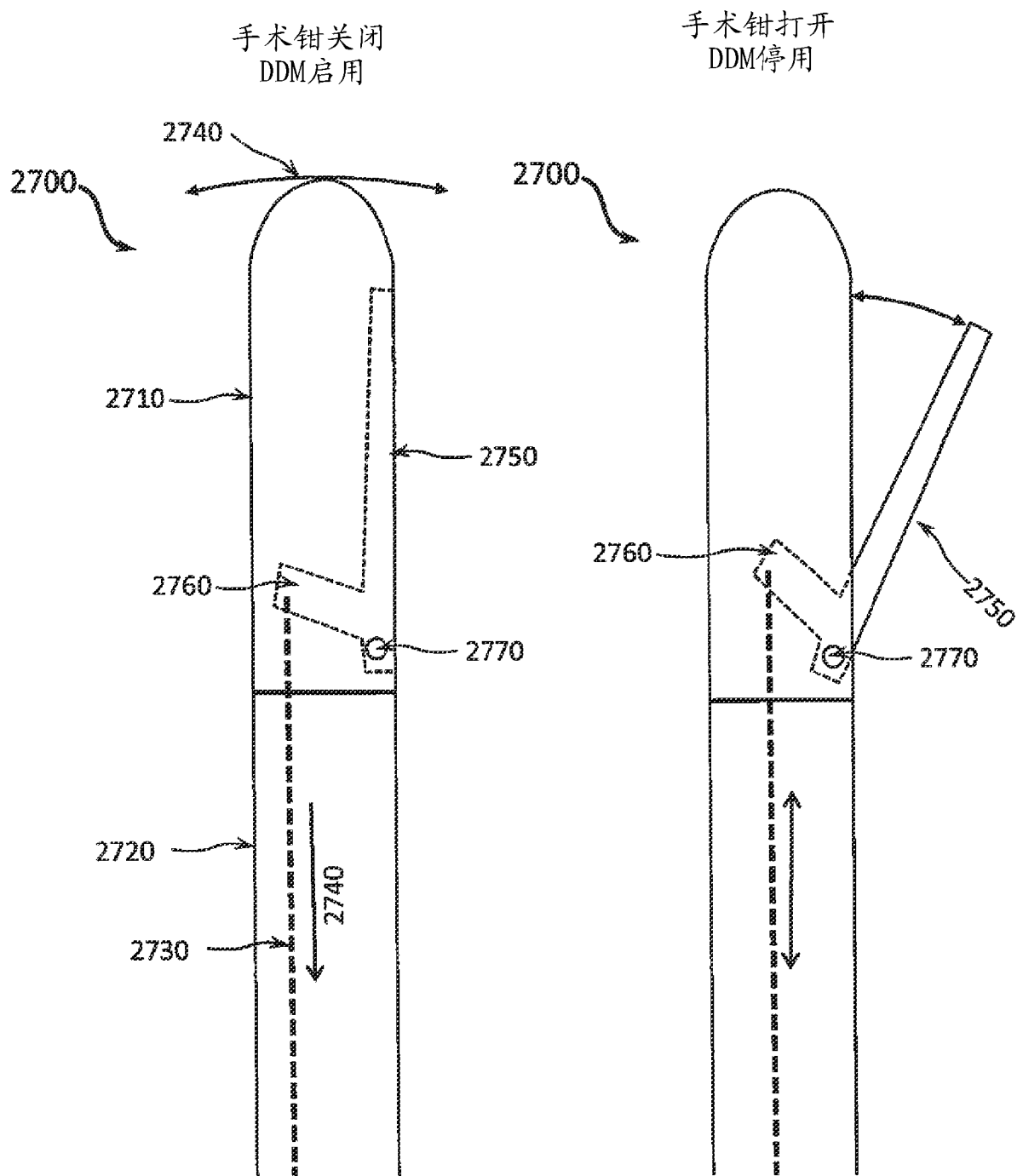


图 27

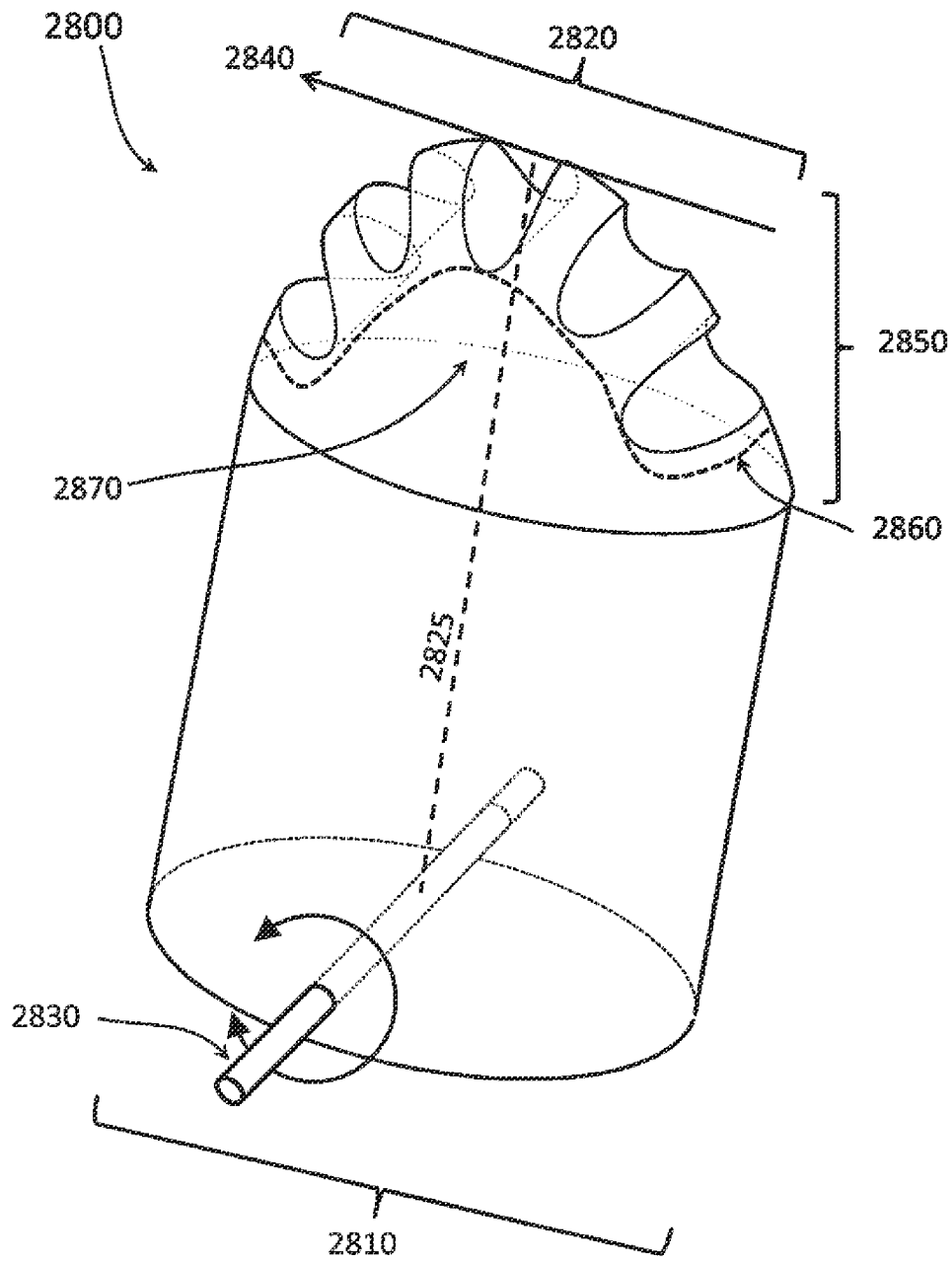


图 28

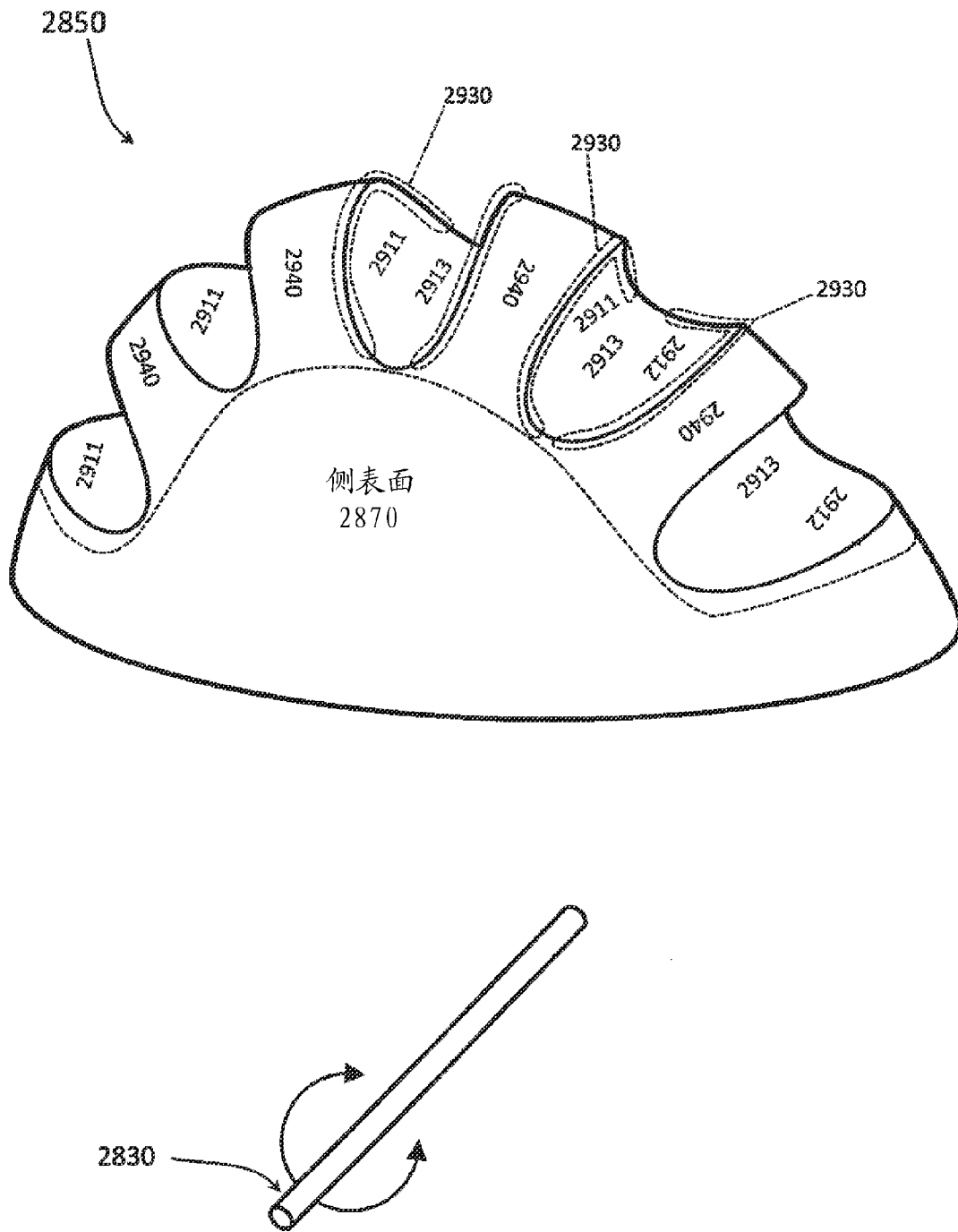


图 29A

斜视图

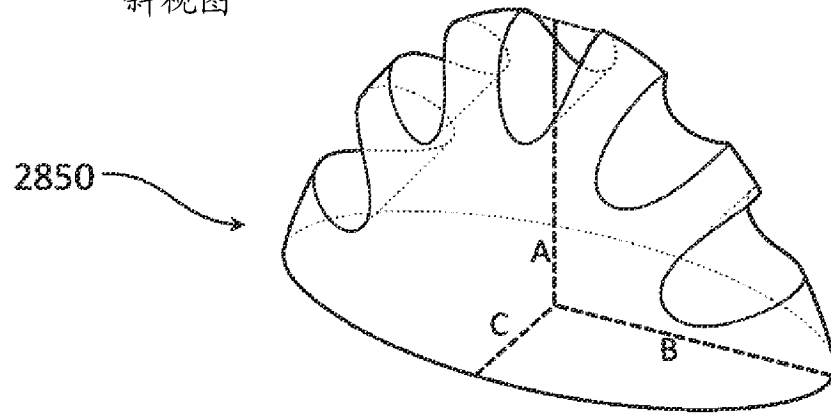


图 29B

侧视图

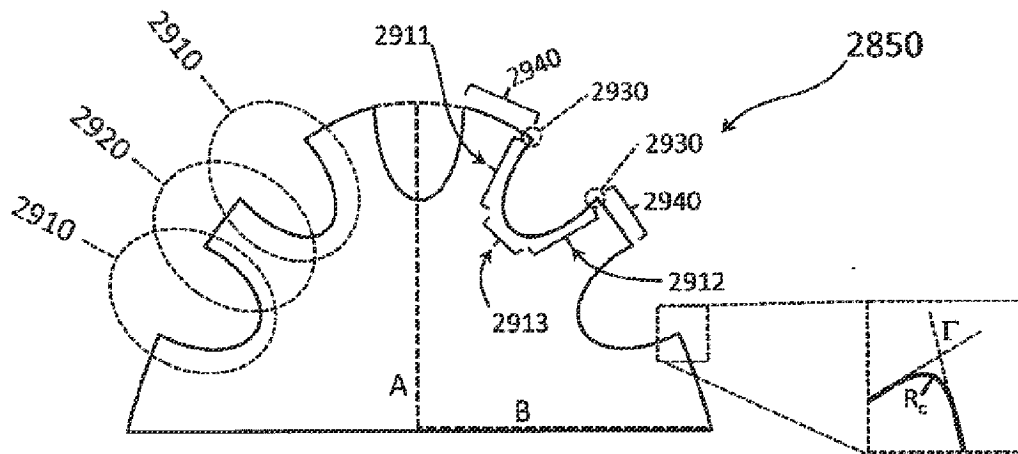


图 29C

俯视图

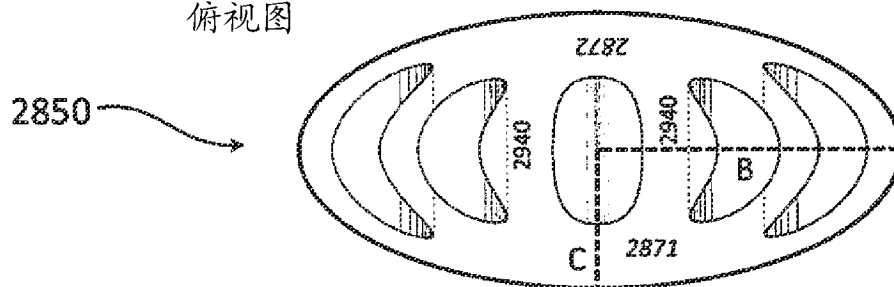


图 29D

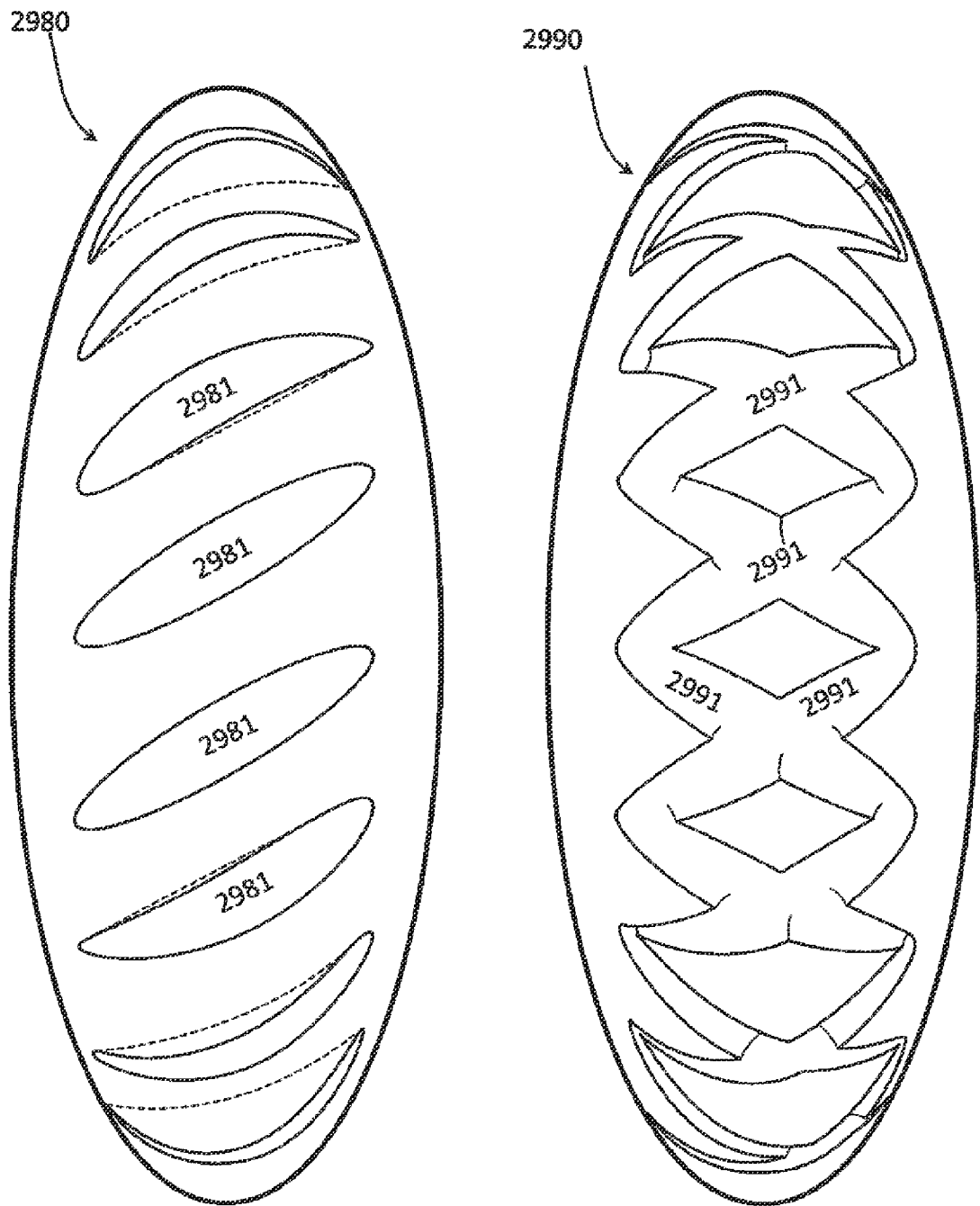


图 29E

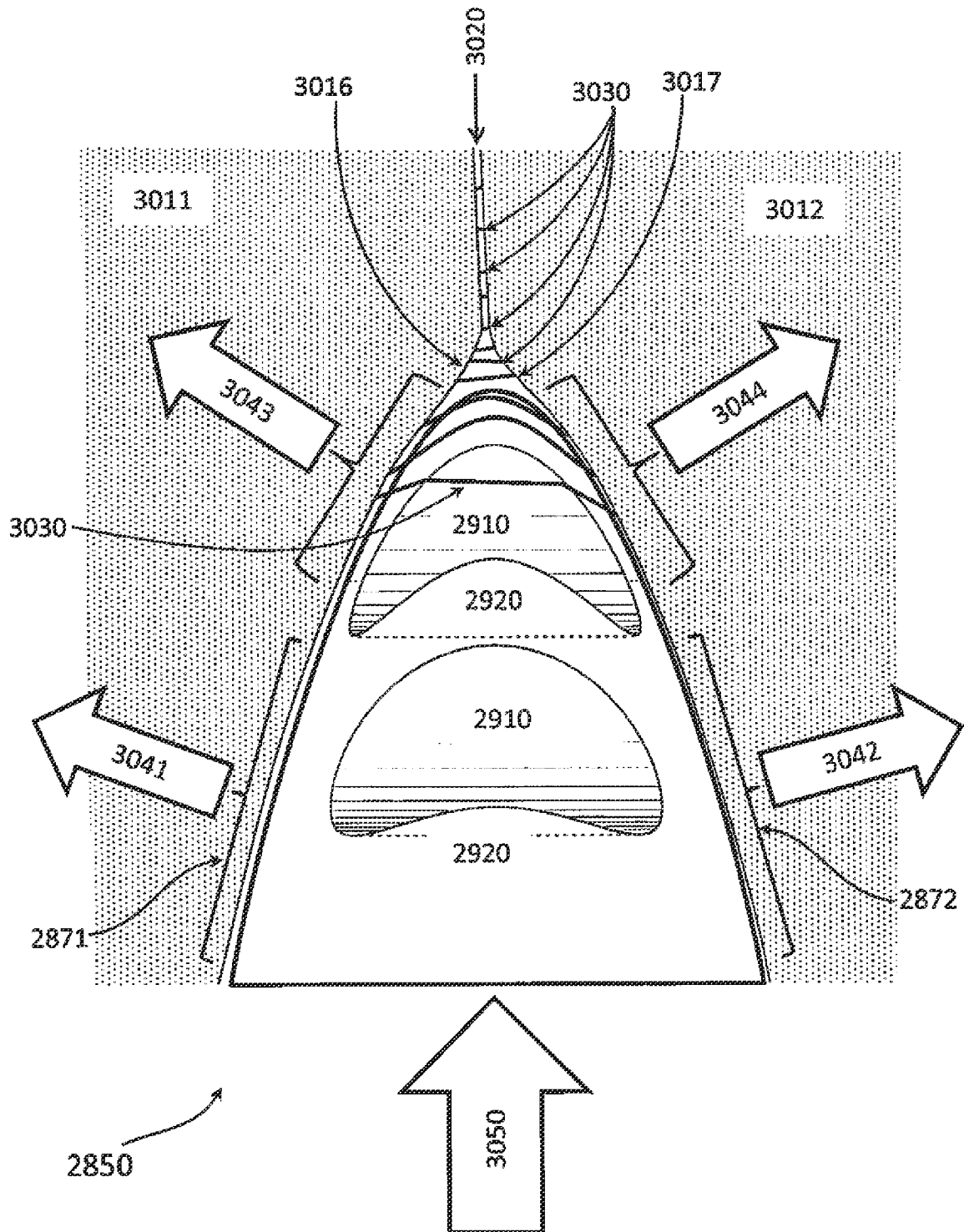


图 30

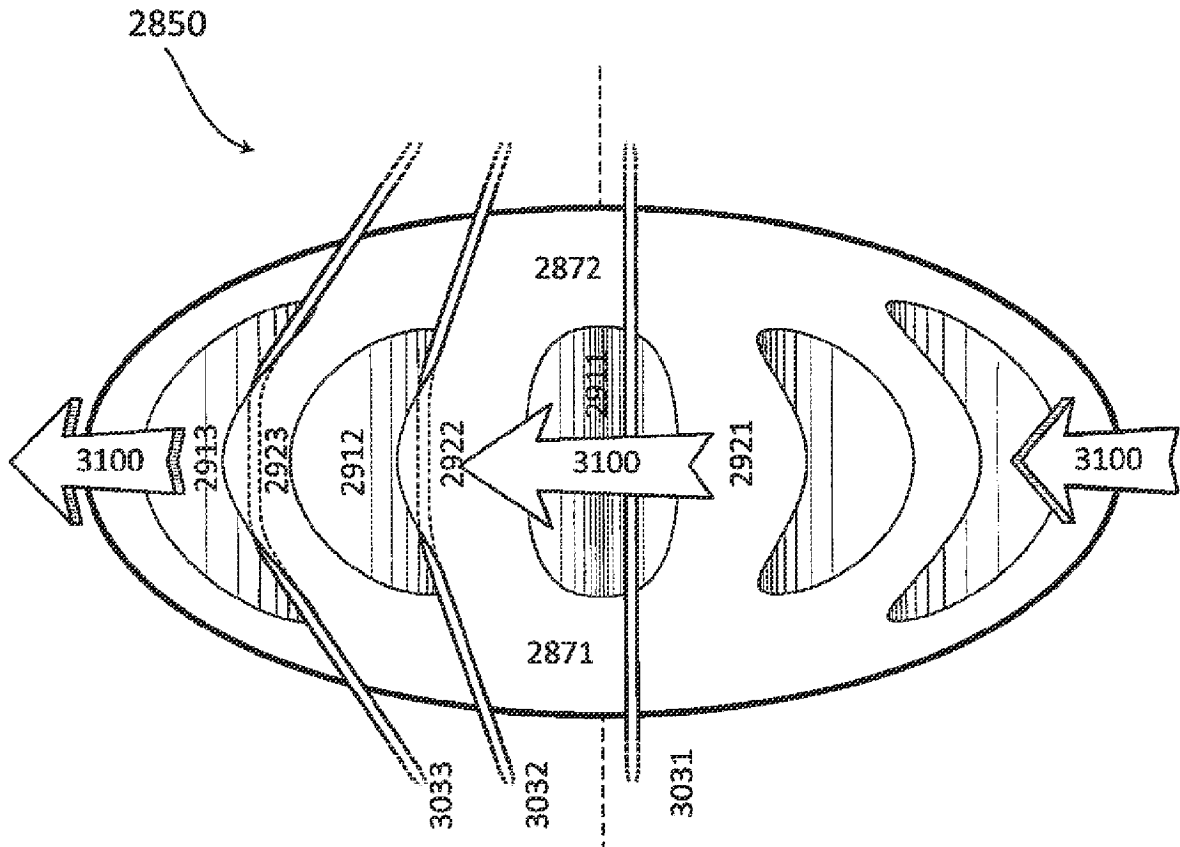


图 31

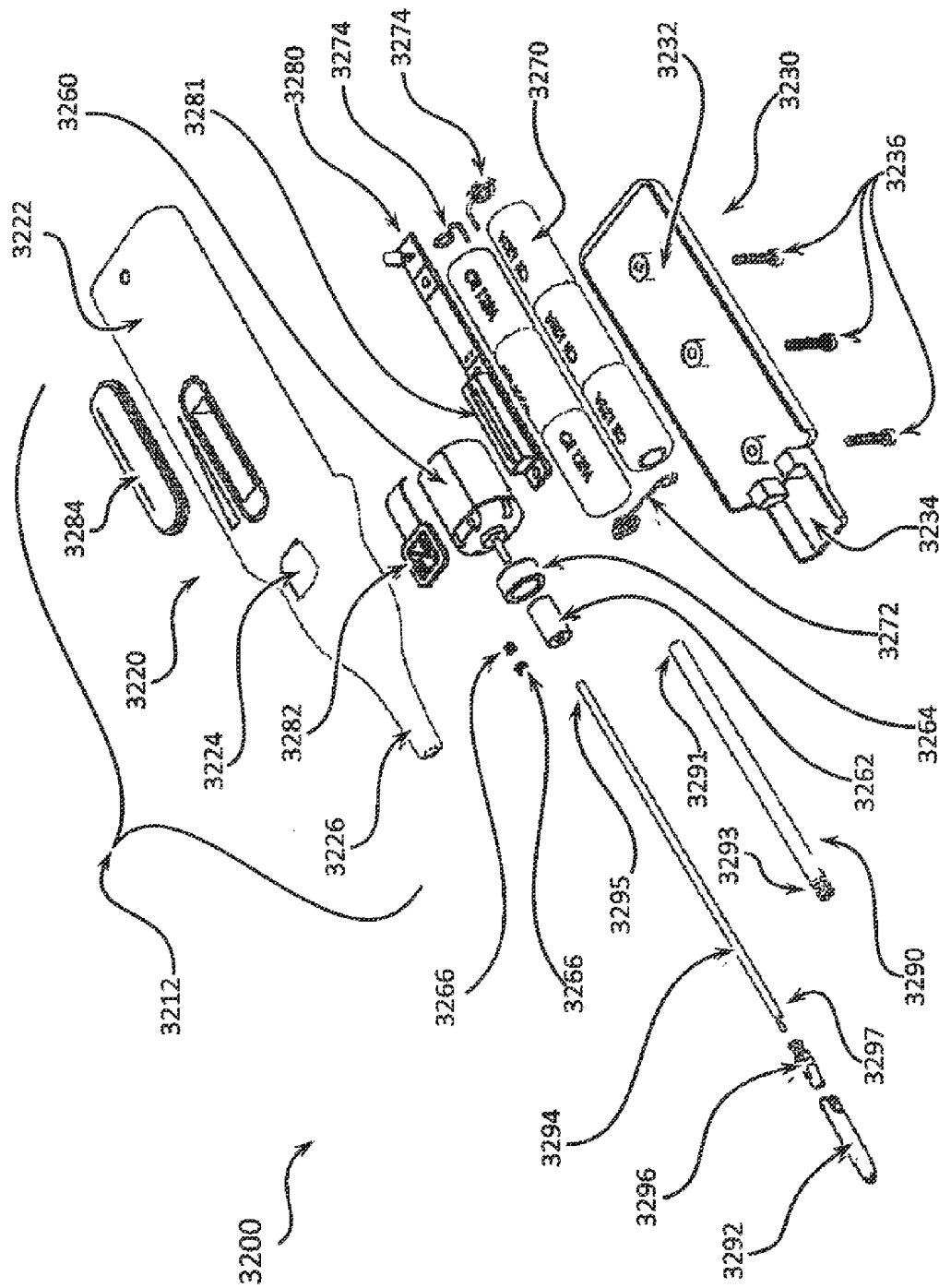


图 32

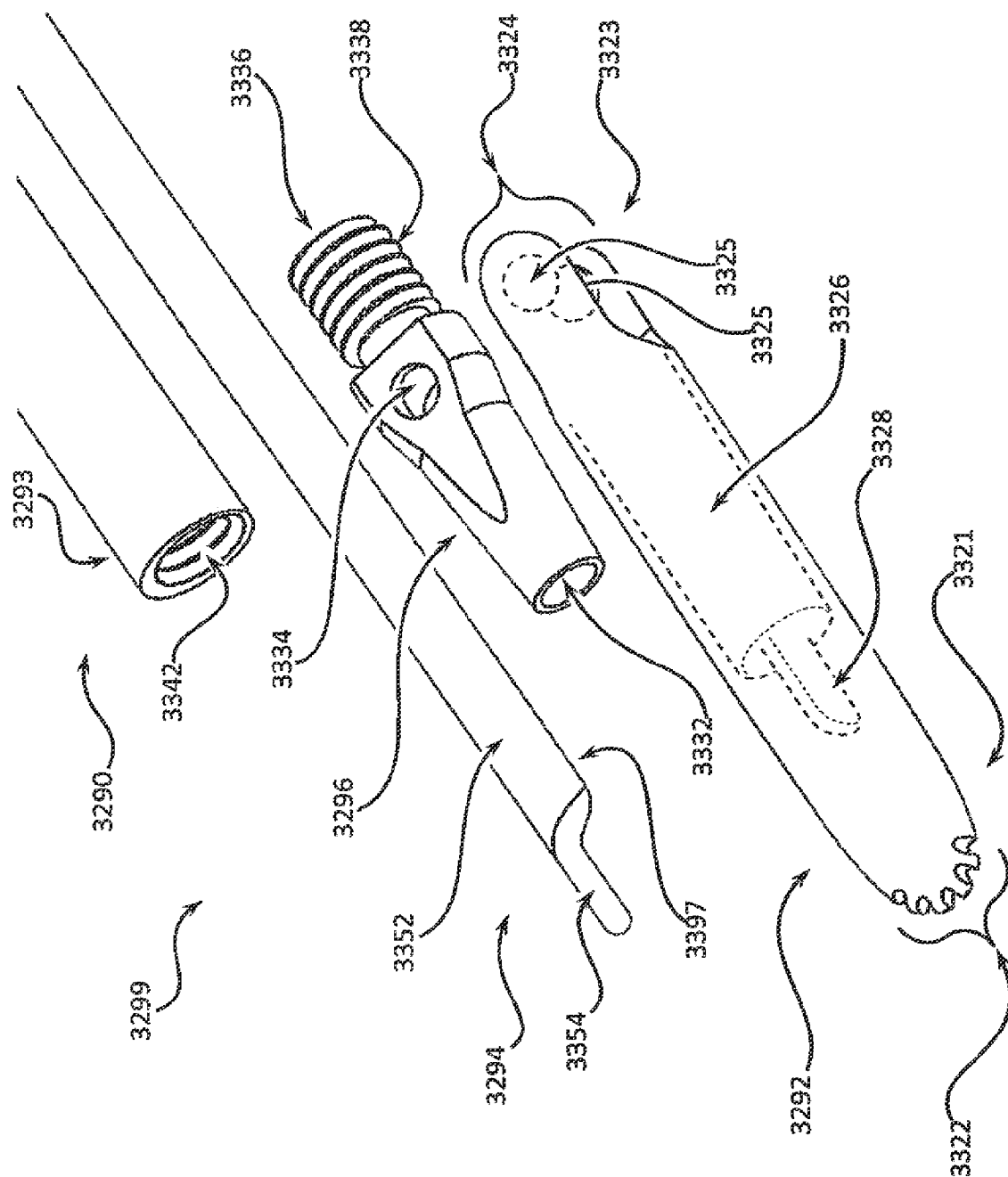


图 33A

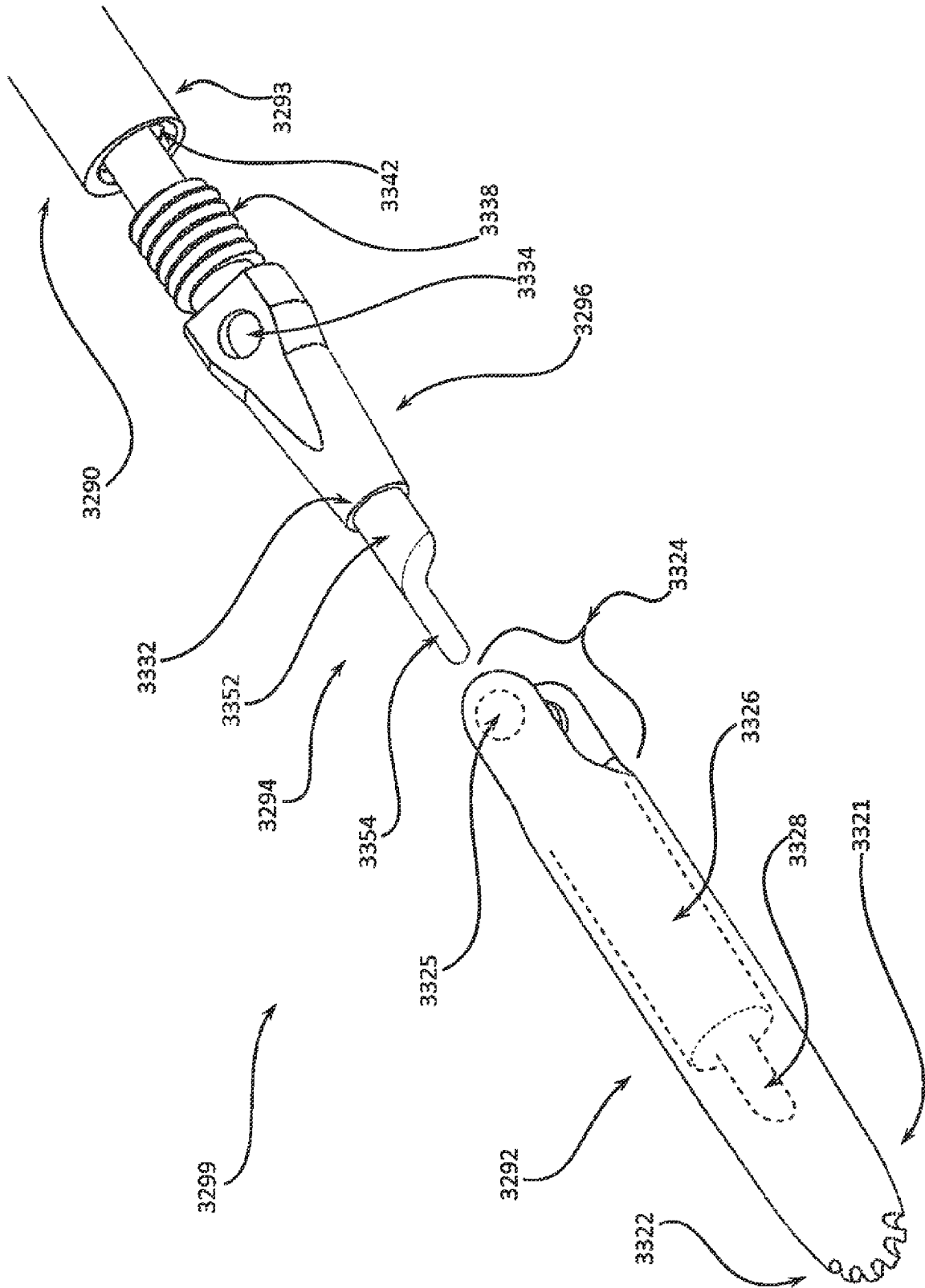


图 33B

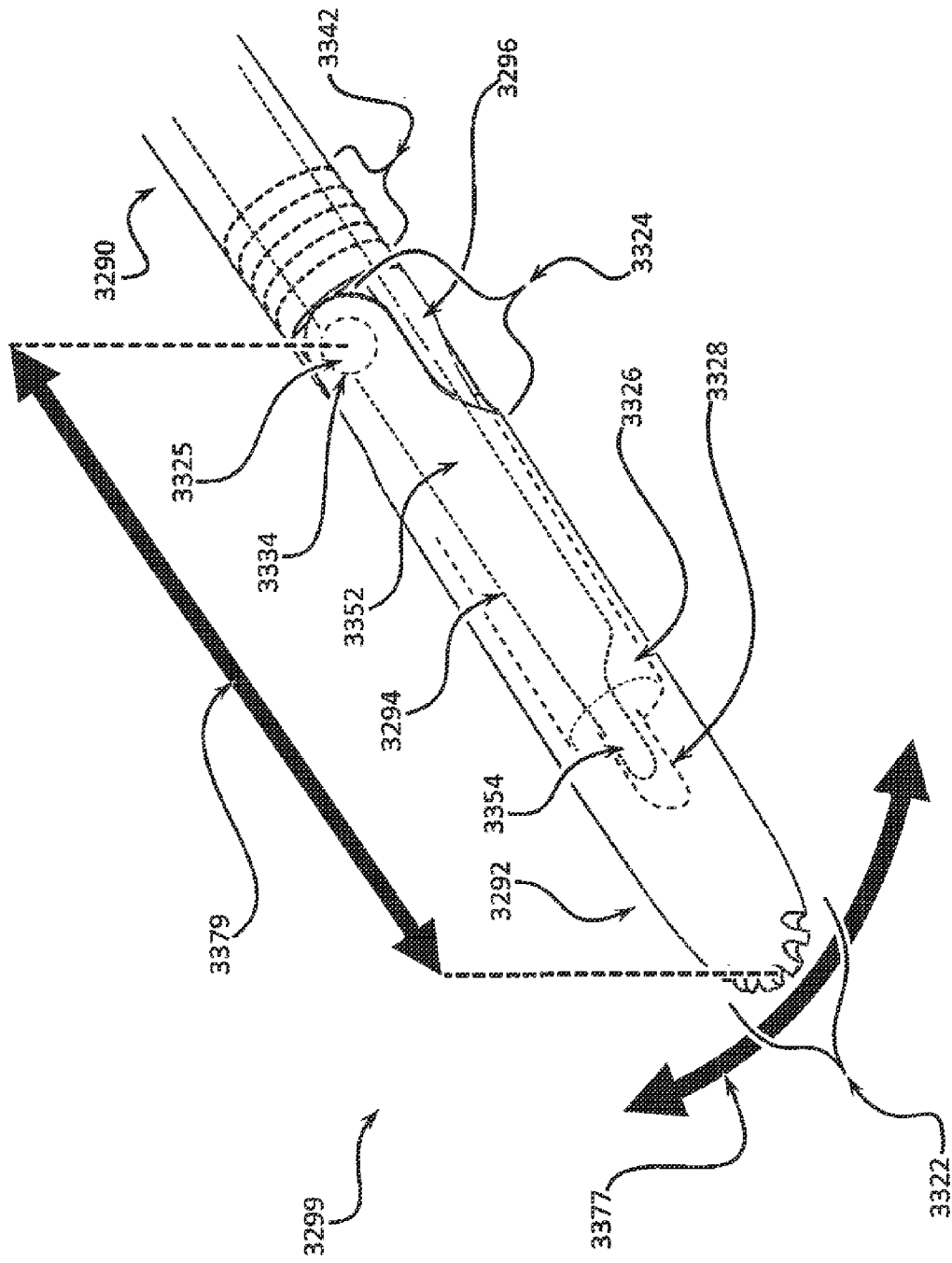


图 33C

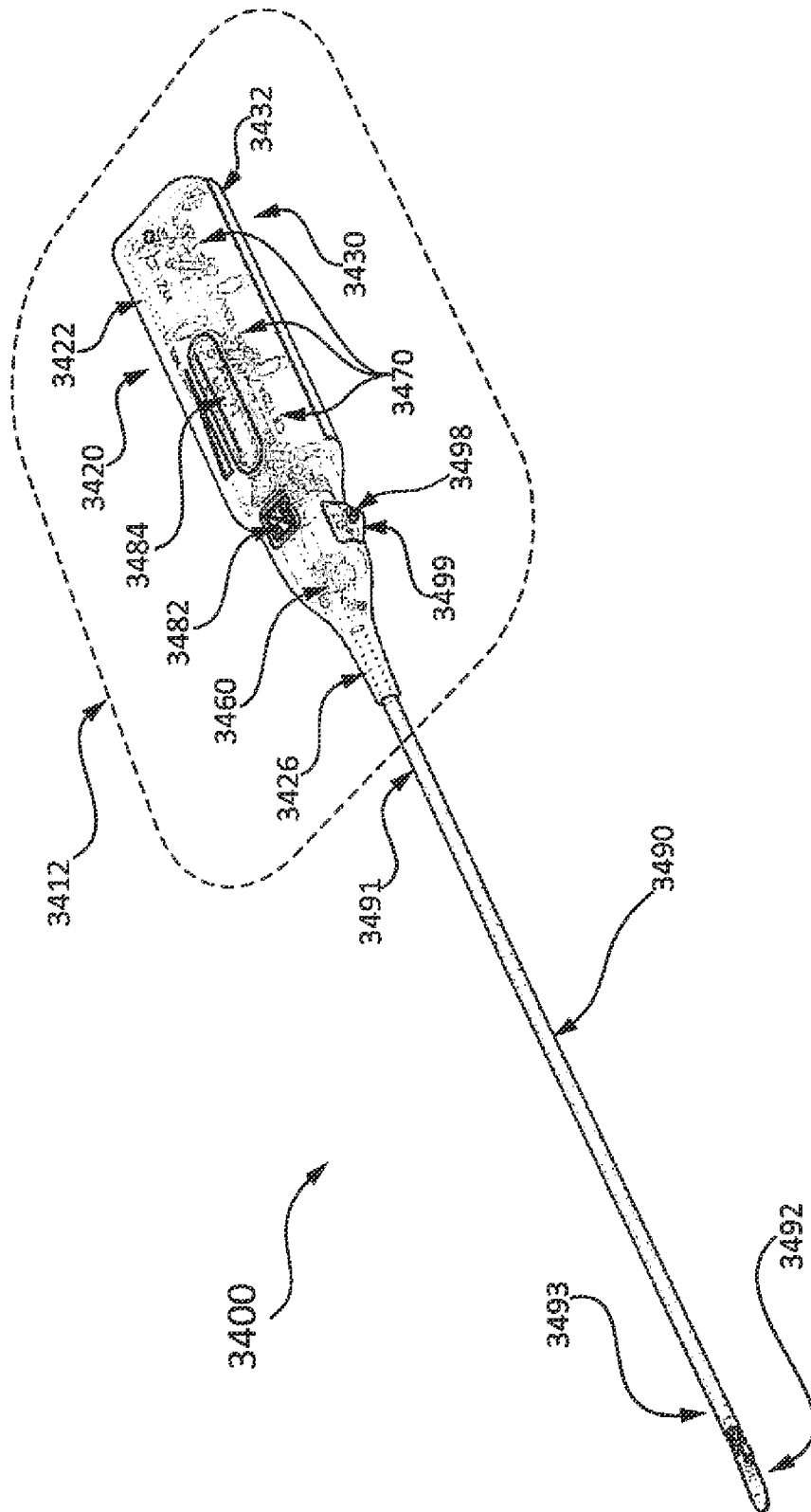


图 34

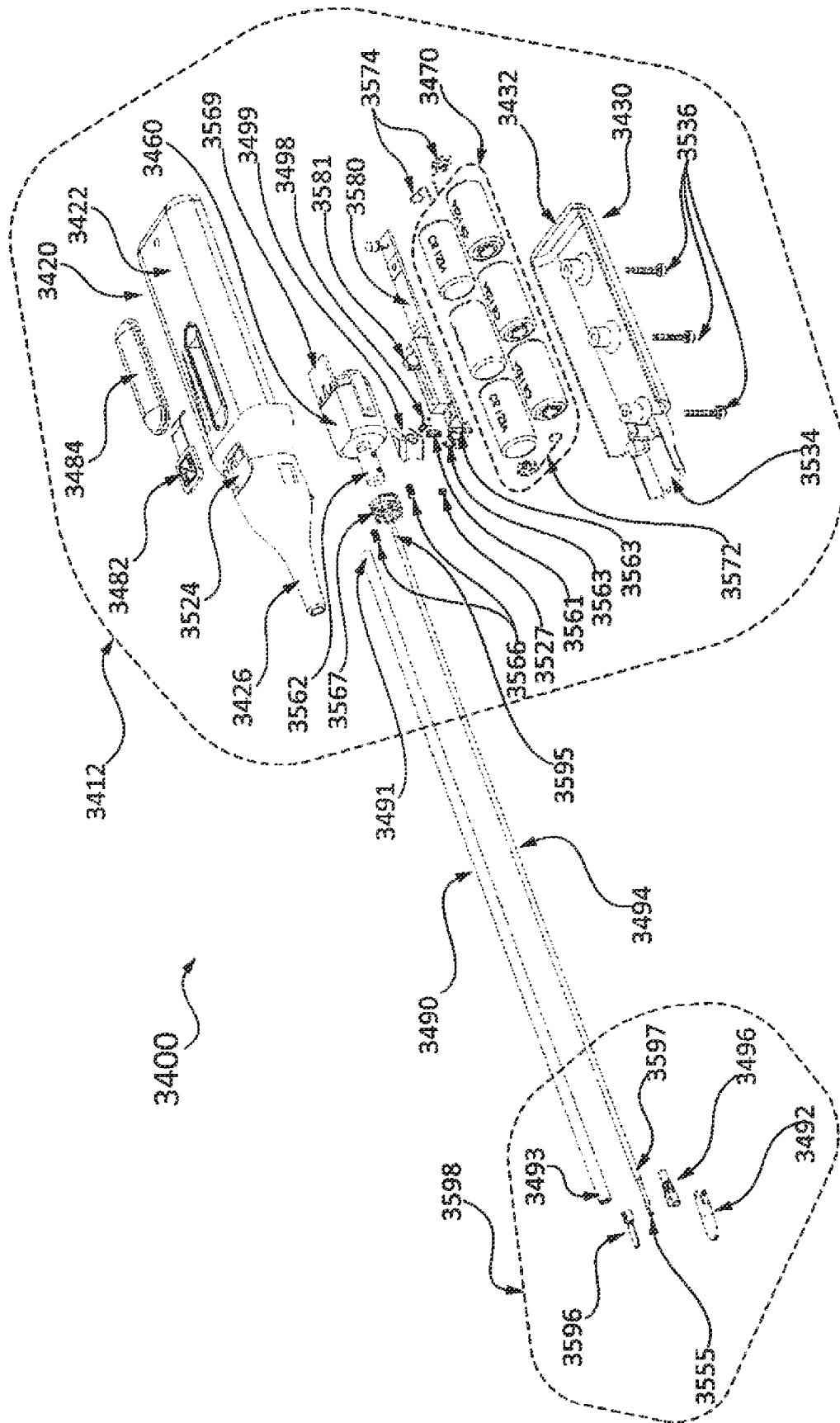


图 35A

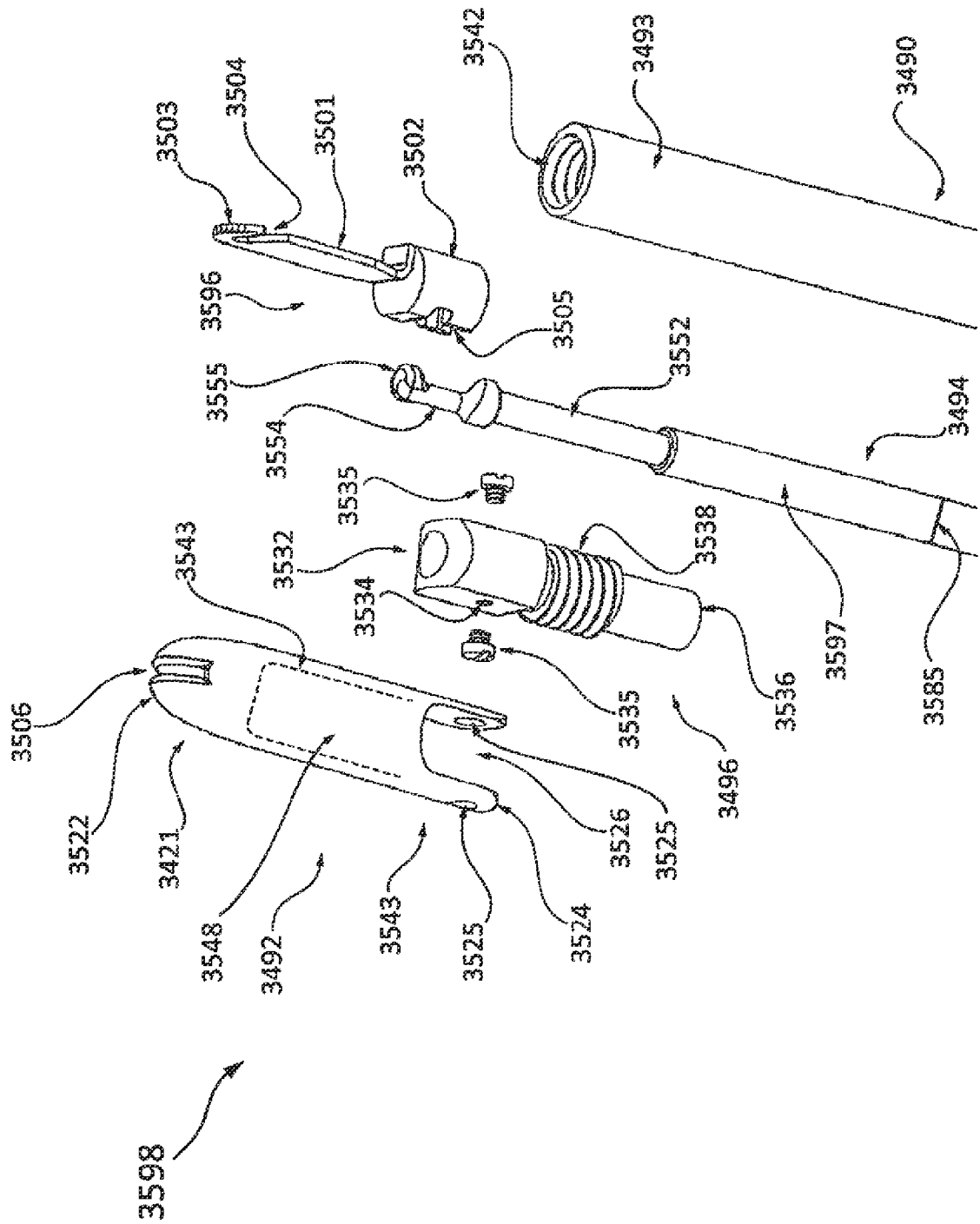


图 35B

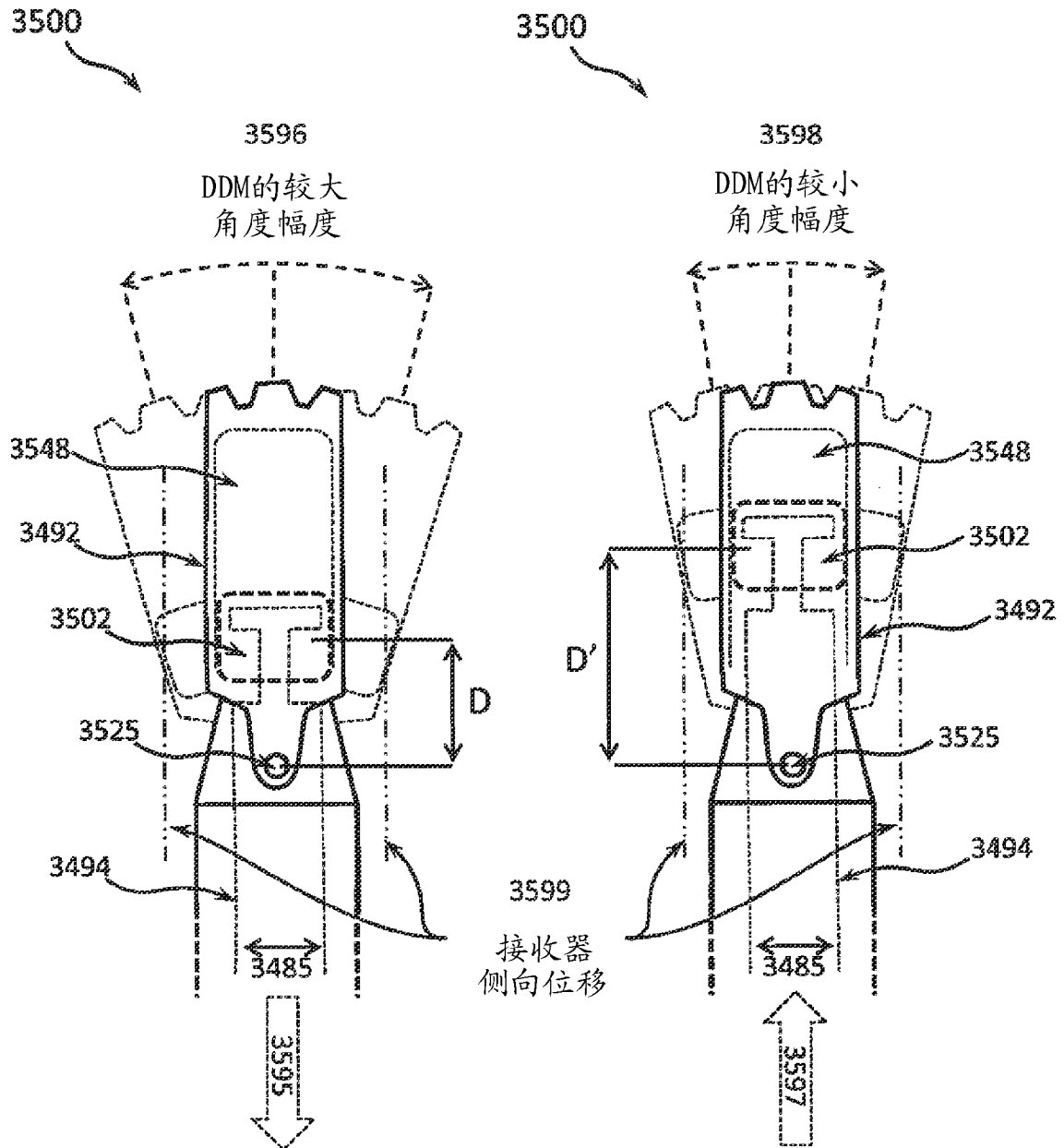


图 35C

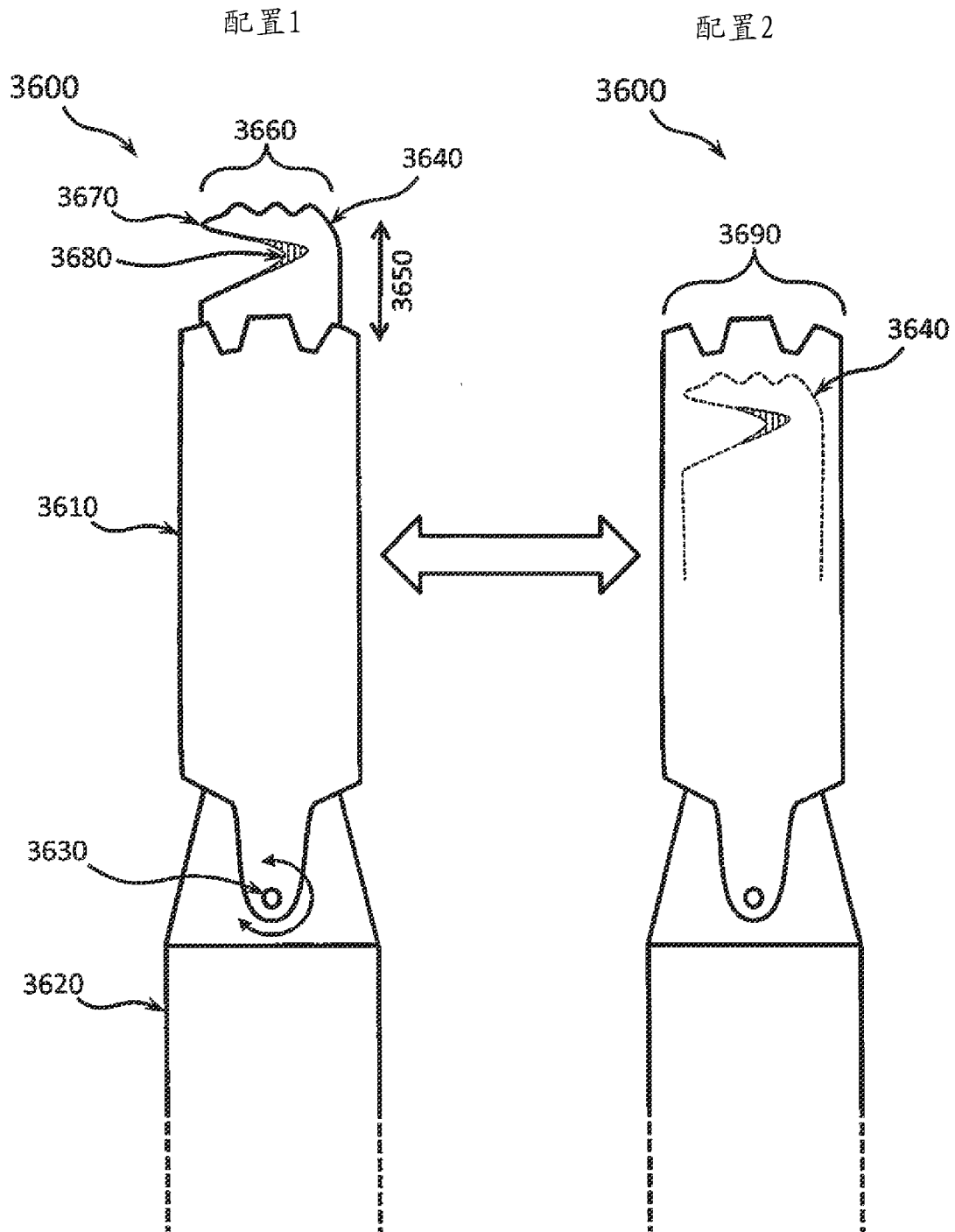


图 36A

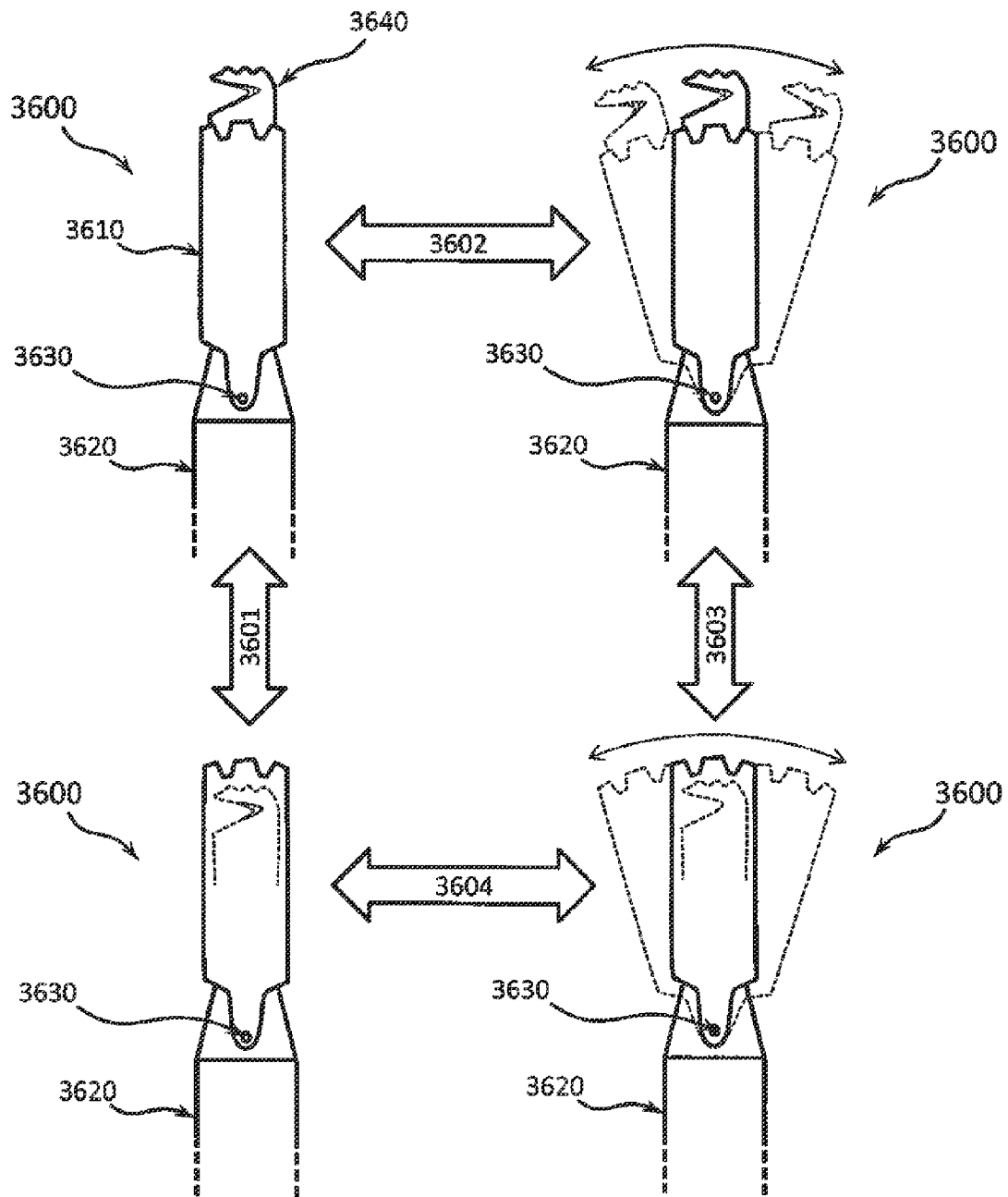


图 36B

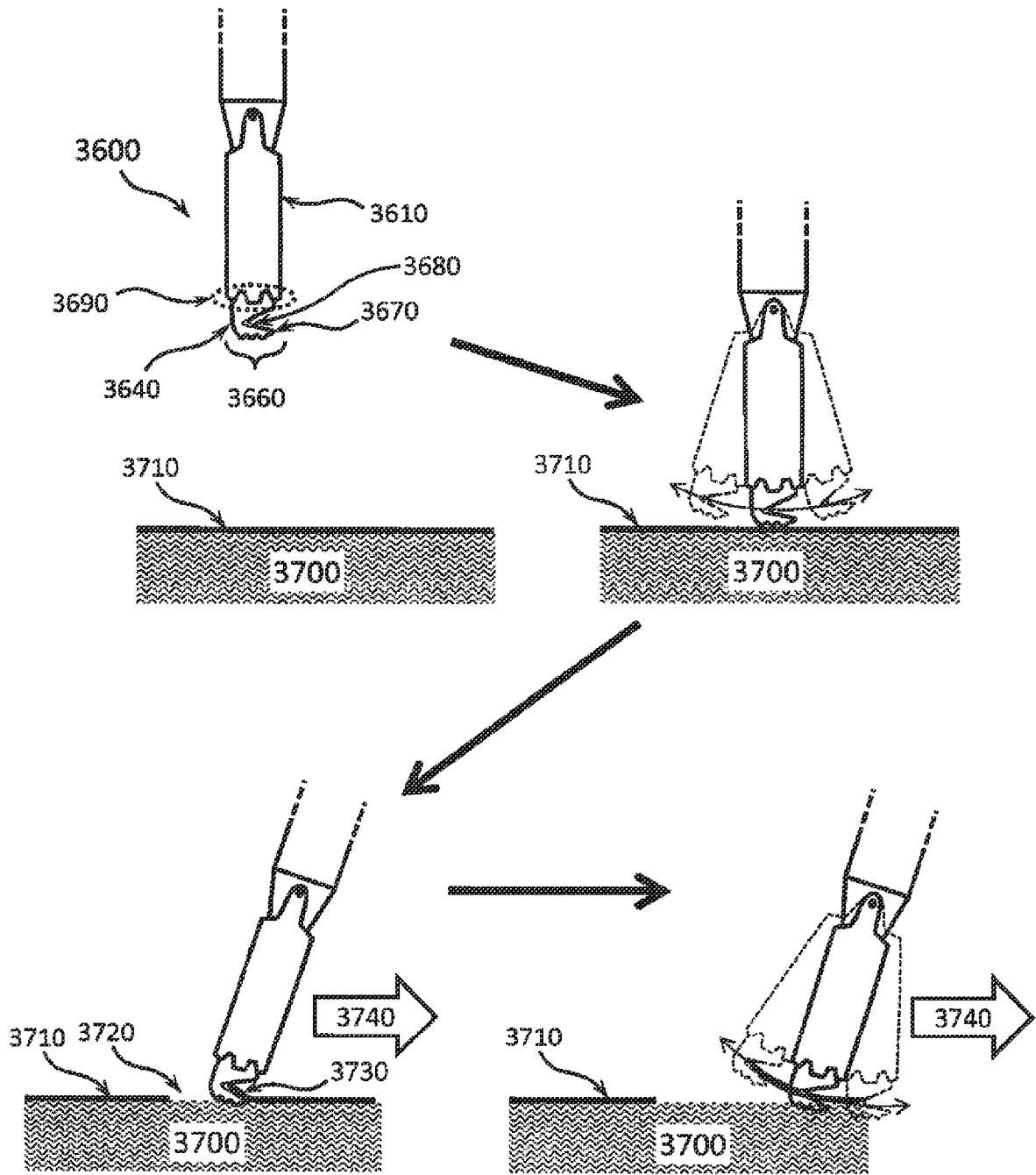


图 37

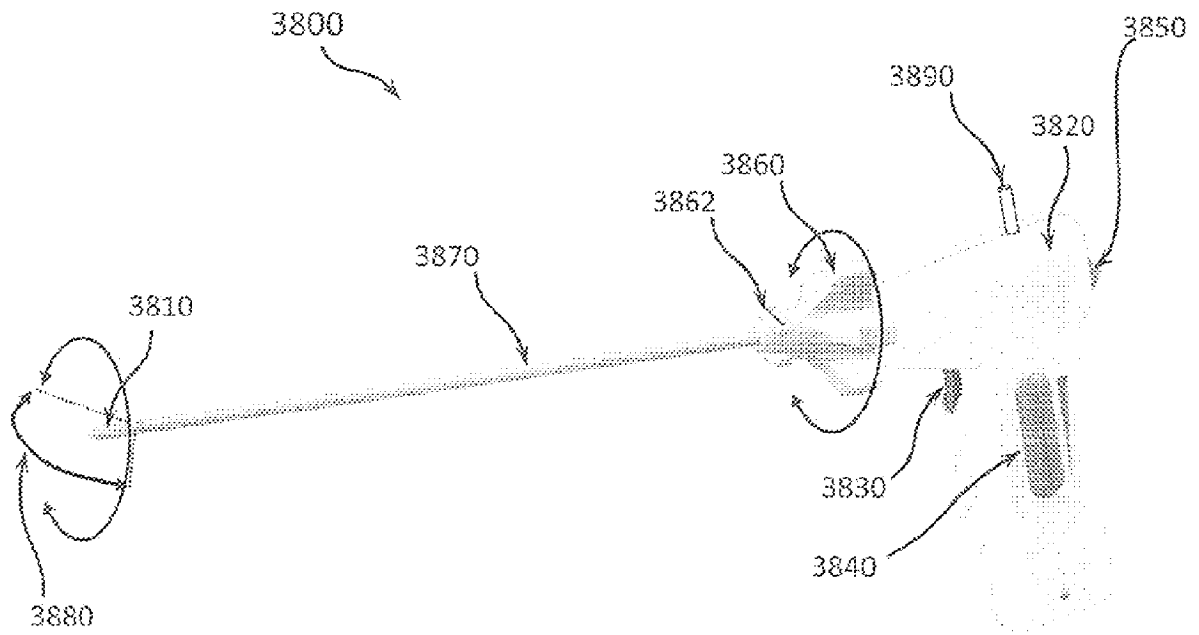


图 38

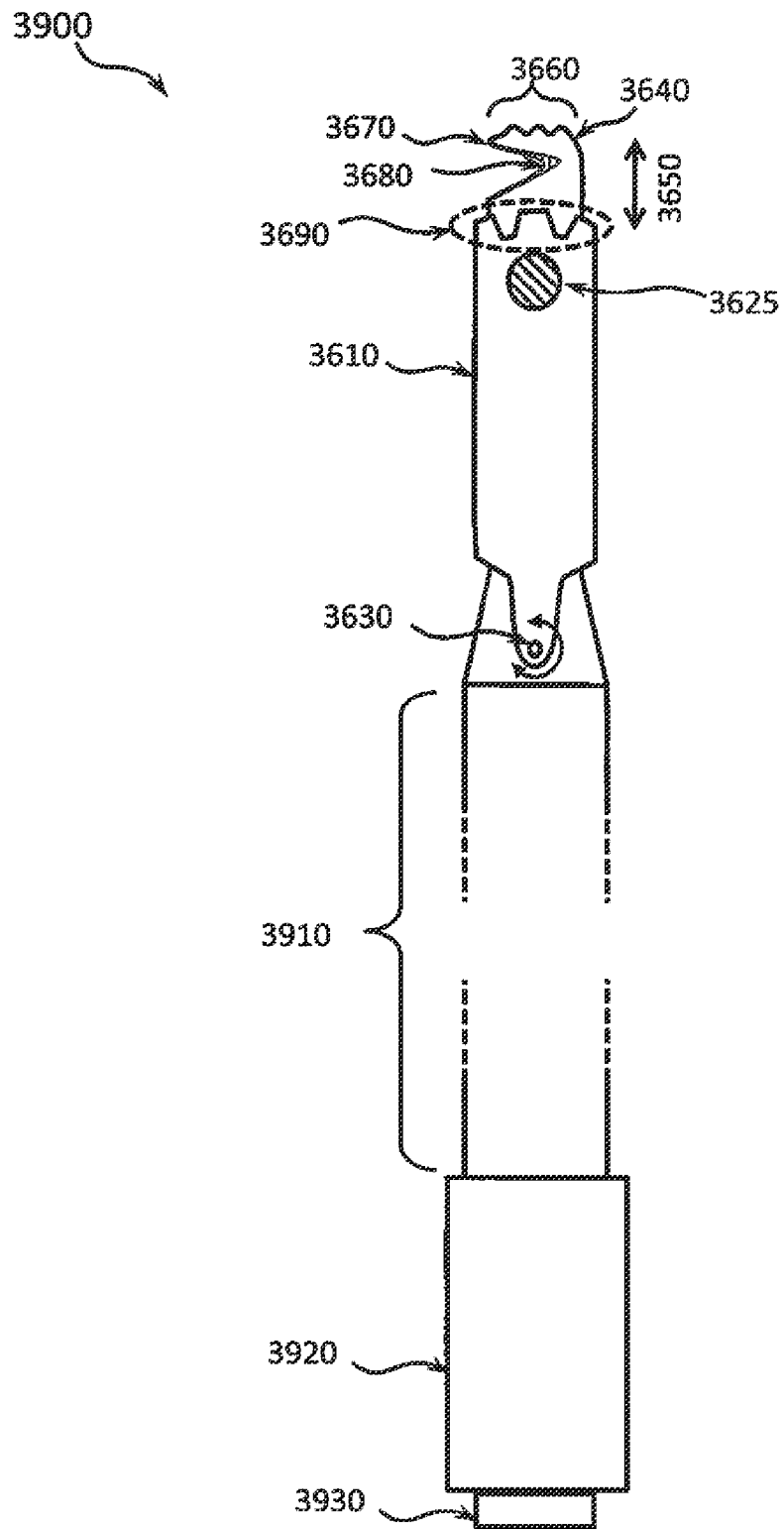


图 39

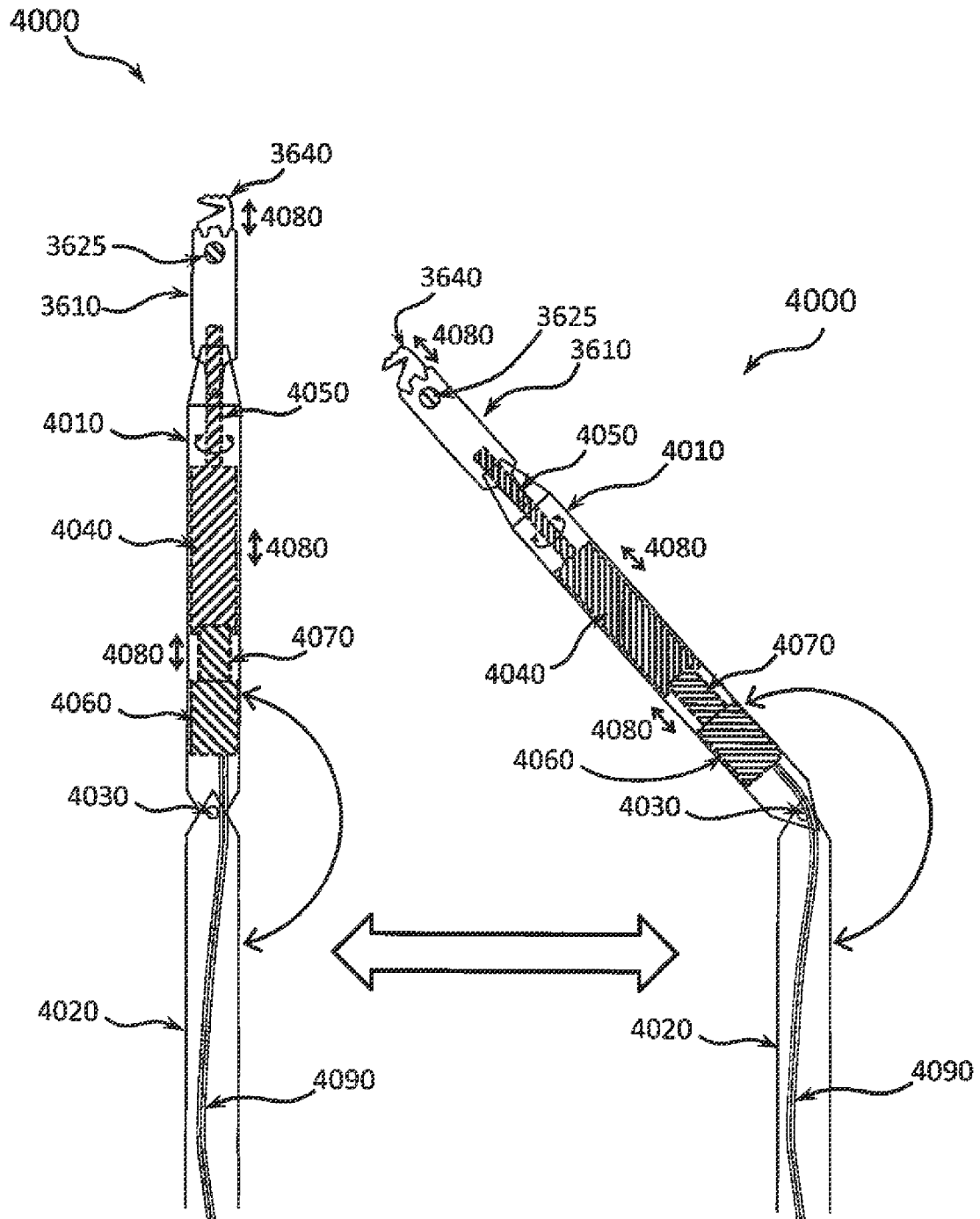


图 40