



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105534561 B

(45)授权公告日 2018.04.03

(21)申请号 201510993429.X

(22)申请日 2011.01.19

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 105534561 A

(43)申请公布日 2016.05.04

(30)优先权数据
61/296,722 2010.01.20 US
61/389,507 2010.10.04 US

(62)分案原申请数据
201180013862.2 2011.01.19

(73)专利权人 康文图斯整形外科公司
地址 美国明尼苏达州

(72)发明人 K·泰勒 S·J·赫特尔
A·A·彼得森 M·P·布伦泽尔
S·D·克鲁泽 T·A·克林克
P·欣德里希斯

(74)专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利商标事务所 11038

代理人 赵培训

(51)Int.Cl.
A61B 17/16(2006.01)
A61B 17/17(2006.01)

(56)对比文件
CN 101404946 A, 2009.04.08,
US 2005113836 A1, 2005.05.26,
US 2009131952 A1, 2009.05.21,
US 2009177206 A1, 2009.07.09,
US 2009138015 A1, 2009.05.28,
US 2009182336 A1, 2009.07.16,
US 2008009875 A1, 2008.01.10,

审查员 袁伟伟

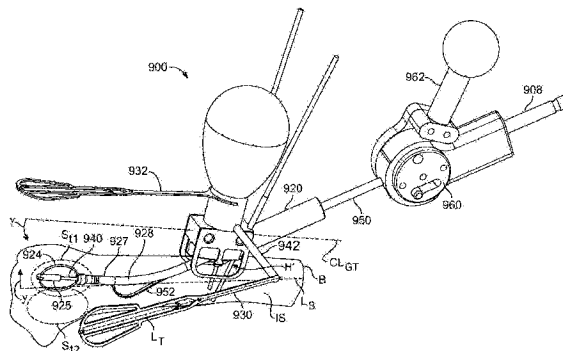
权利要求书1页 说明书32页 附图43页

(54)发明名称

用于骨接近和骨腔准备的装置及方法

(57)摘要

用于将骨内部准备用于治疗装置及方法。所述治疗可以包括用于骨折的治疗。所述装置及方法可以涉及将手术器具定向以用于在所述骨内部的正确部署。器具导向件可以定位为且保持为抵抗沿着三个基本正交轴线中的一个或多个的平移并且抵抗绕三个基本正交轴线中的一个或多个的旋转。布置在所述骨的外部的装置可以使所述导向件与位于所述骨的内侧的、指定用于准备或治疗的区域对齐。一个或多个拉削构件可以用来使所述区域准备用于治疗。拉削构件可以为柔性的,使得其拉削具有较低密度的骨并且其将具有较高密度的骨保持原样。



1. 一种用于对骨内的骨材料进行拉削处理的装置,所述装置包括:

拉刀头,该拉刀头包括缠绕部段,该拉刀头由轴组件支撑且由该轴组件驱动旋转,其中,所述拉刀头布置在拉刀的远端,该拉刀限定中心轴线并包括所述轴组件;以及

拉削构件,所述拉削构件包括:

第一部段和第二部段,所述第一部段和第二部段均包括锐利的前刃;

用于将所述第一部段与所述第二部段连接在一起的远端部,该远端部围绕所述缠绕部段缠绕至少一整圈;以及

第一部段的第一近端部以及第二部段的第二近端部,所述第一近端部和所述第二近端部均固定到所述拉刀中的滑动件,所述第一近端部沿着所述拉刀在一位置处固定在所述滑动件上,且在所述一位置处,所述第一近端部沿着所述中心轴线与所述第二近端部基本相对布置;

其中,所述远端部与所述第一近端部、第二近端部之间距离的减小导致所述第一部段与所述中心轴线之间距离的增加,且导致所述第二部段与所述中心轴线之间距离的增加。

2. 如权利要求1所述的装置,其中,当所述骨材料为第一骨材料时,所述拉削构件还配置为绕第二骨材料显著偏转,所述第二骨材料具有比所述第一骨材料高的密度。

3. 如权利要求2所述的装置,其中,所述拉削构件配置为在所述骨中形成空间,所述空间具有与所述拉削构件的形状相对应的第一轮廓和与包括所述第二骨材料的解剖结构相对应的第二轮廓。

4. 如权利要求1所述的装置,其中,所述拉削构件包括切削刃。

5. 如权利要求1所述的装置,其中,所述拉削构件包括柔性丝线部段。

6. 如权利要求5所述的装置,其中,所述柔性丝线部段包括编制丝线。

7. 如权利要求1所述的装置,其中,围绕所述缠绕部段缠绕所述拉削构件则将第一部段和第二部段远离于所述中心轴线偏置。

8. 如权利要求1所述的装置,其中,所述拉削构件关于所述缠绕部段形成环圈。

9. 如权利要求1所述的装置,其中,所述缠绕部段包括销。

用于骨接近和骨腔准备的装置及方法

[0001] 本申请是名称为“用于骨接近和骨腔准备的装置及方法”、国际申请日为2011年1月19日、国际申请号为PCT/US2011/021735、国家申请号为201180013862.2的发明专利申请的分案申请。

[0002] 相关申请的交叉引用

[0003] 本申请是2010年1月20日提交的美国临时申请No.61/296,722和2010年10月4日提交的美国临时申请No.61/389,507的非临时申请,这两份临时申请的全部内容通过参引的方式并入本文。

技术领域

[0004] 本公开的方面涉及提供用于修复骨折的装置及方法。具体地,本公开涉及用于利用插入骨内的器械修复骨折的装置及方法。

背景技术

[0005] 骨折固定术可以涉及使用结构以抵消或部分地抵消作用在裂骨或关联的骨裂纹上的力。通常,骨折固定术可以提供纵向的(沿着骨的长轴线)、横向的(横跨骨的长轴线)、和旋转的(绕骨的长轴线)稳定性。骨折固定术还可以维护正常的生物功能和愈合功能。

[0006] 骨折固定术往往涉及解决载荷条件、骨折模式、对准、压缩力和其他因素,这些因素对于不同类型的骨折可能不同。例如,中段骨折可能具有在骨裂块的任一侧上的、锚固器可以被驱动到其中的充足的骨材料。端部骨折、尤其在关节表面上的骨折可能具有薄的皮质骨、软的松质骨以及相对较少的可能锚固位置。典型的骨折固定方法可以涉及下述中的一个或两个:(1)在皮肤内的器械(内固定);和(2)延伸出皮肤的器械(外固定)。

[0007] 内固定方法典型地涉及下述中的一个或两个:(a)旋拧到骨的外侧上的板;和(b)插入骨的内侧的植入物。

[0008] 板常常特征在于较微创的手术、从骨的外侧的一侧支承裂骨部段、以及锚固到板和骨内的螺钉。

[0009] 植入物可以包括髓内杆或钉,例如在中段治疗中使用的那些。典型的髓内杆或钉直径固定并且通过切口引入髓腔内。柔性髓内杆状解决方案利用能够通过接入部位被插入髓腔内且随后变为刚性的结构。柔性结构可以使用聚合物或接合剂增强。中段骨或端部骨的多部段骨折可能需要以沿多个方向生成充分固定的方式的对准和稳定性。植入物可以用来治疗中段骨折和端部骨折。

[0010] 基于植入物的治疗可能涉及将骨组织从骨内部中移除以使内部准备用于植入物。用于植入物的准备可以涉及在骨内部中设置用于接收植入物的空间。

[0011] 适当的位置、尺寸、形状、方向以及对于骨裂纹和解剖结构的接近等可以增加植入物的治疗效果。

[0012] 由此,期望的是提供用于准备骨内部的装置及方法。

附图说明

[0013] 当结合附图考虑下面的详细描述时,本发明的目的和优点将是显而易见的,在附图中相同的附图标记始终表示相似的构件,并且其中:

[0014] 图1示出了根据本发明的原理的示例性装置。

[0015] 图2示出了可以结合其实施本发明的示例性解剖结构。

[0016] 图3示出了沿着线3-3(图1中所示)截取的、图1中所示的装置的一部分的视图。

[0017] 图4示出了沿着线4-4(图1中所示)截取的、图1中所示的装置的一部分的视图。

[0018] 图5示出了沿着线5-5(图1中所示)截取的、图1中所示的装置的一部分的视图。

[0019] 图6示出了随同根据本发明的原理的另一装置一起的、图1中所示的装置的一部分。

[0020] 图7示出了处于与图1中所示的状态不同的状态中的、图1中所示的装置的一部分。

[0021] 图8示出了图1中所示的装置的一部分。

[0022] 图9示出了随同根据本发明的原理的另一装置一起的、图1中所示的装置的一部分。

[0023] 图10示出了图1中所示的装置的一部分。

[0024] 图11示出了根据本发明的原理的另一示例性装置。

[0025] 图12示出了沿着线12-12(图11中所示)截取的、图11中所示的装置的局部截面图。

[0026] 图13示出了沿着线13-13(图11中所示)截取的、图11中所示的装置的局部截面图。

[0027] 图14示出了根据本发明的原理的另一示例性装置。

[0028] 图15示出了图14中所示的装置的一部分。

[0029] 图16示出了图11中所示的装置的一部分(标记为“16”)。

[0030] 图17示出了沿着线17-17(图16中所示)截取的、图16中所示的装置的一部分的视图。

[0031] 图18示出了沿着线18-18(图17中所示)截取的、图17中所示的装置的视图。

[0032] 图19示出了根据本发明的原理的另一示例性装置。

[0033] 图20示出了沿着线20-20(图7中所示)截取的、图7中所示的装置的局部截面图。

[0034] 图21示出了沿着线21-21(图8中所示)截取的、图8中所示的装置的局部截面图。

[0035] 图22示出了沿着线22-22(图21中所示)截取的、图21中所示的装置的局部截面图。

[0036] 图22A示出了随同可以结合其实施本发明的示例性解剖结构一起的、图22中所示的装置。

[0037] 图23示出了沿着线23-23(图20中所示)截取的、图20中所示的装置的视图。

[0038] 图24示出了沿着线24-24(图8中所示)截取的、图8中所示的装置的局部截面图。

[0039] 图25示出了随同另一装置一起的、图9中所示的装置的一部分。

[0040] 图26示出了沿着线26-26(图25中所示)截取的、图25中所示的装置的局部截面图。

[0041] 图27示出了可以用来制造根据本发明的原理的装置的信息。

[0042] 图28示出了沿着线28-28(图21中所示)截取的、图25中所示的装置的局部截面图。

[0043] 图29示出了沿着线29-29(图25中所示)截取的、图25中所示的装置的局部截面图。

[0044] 图30示出了处于与图25中所示的状态不同的状态中的、图25中所示的装置。

- [0045] 图31示出了根据本发明的原理的又一装置。
- [0046] 图32示出了根据本发明的原理的又一装置。
- [0047] 图33示出了根据本发明的原理的又一装置。
- [0048] 图34示出了根据本发明的原理的又一装置。
- [0049] 图35示出了根据本发明的原理的又一装置。
- [0050] 图36示出了根据本发明的原理的又一装置。
- [0051] 图37示出了图36中所示的装置的一部分。
- [0052] 图38示出了沿着线38-38(图37中所示)截取的、图37中所示的装置的局部截面图。
- [0053] 图39示出了沿着线39-39(图37中所示)截取的、图37中所示的装置的局部截面图。
- [0054] 图40示出了沿着线40-40(图37中所示)截取的、图37中所示的装置的局部截面图。
- [0055] 图41示出了根据本发明的原理的又一装置。
- [0056] 图42示出了根据本发明的原理的又一装置。

具体实施方式

[0057] 提供了用于将骨内部准备用于治疗装置及方法。所述治疗可以包括用于骨折的治疗。所述装置及方法可以涉及使手术器具定向以用于在所述骨内部的适当部署。所述手术器具可以提供从所述骨的外侧接近所述骨内部。所述手术器具可以使所述内部准备好接收治疗器械。所述手术器具可以包括治疗器械。

[0058] 提供了用于将手术器具相对于骨的外部结构定位的装置及方法。所述装置可以为手术器具导向件。

[0059] 所述手术器具可以为用于修复所述骨的器械。所述手术器具可以为假体器械。例如,所述手术器具可以包括在美国专利申请公布No.2009/0182336 A1中示出和描述的器械的一个或多个特征,所述申请公布的全部内容通过参引的方式并入本文。所述手术器具可以用于接近所述骨的内部区域。例如,所述手术器具可以为骨锯。所述手术器具可以为钻具。所述手术器具可以用于准备所述骨的所述内部区域以接收治疗器械。例如,所述手术器具可以为拉刀(broach)。

[0060] 所述手术器具可以具有配置为定位在骨内的目标区域中的部分。

[0061] 所述骨可以具有表面。所述表面可以具有法向轴线。所述法向轴线可以基本垂直于所述表面。所述表面可以具有前-后轴线。所述前-后轴线可以沿基本垂直于所述骨的前侧和后侧的方向延伸。所述表面可以具有近端-远端轴线。所述近端-远端轴线可以基本沿着所述骨的方向延伸。所述骨表面可以具有弯曲部分。所述弯曲部分可以限定弯曲部分轴线。所述弯曲部分可以是绕所述骨的周向。所述弯曲部分轴线可以平行于或几乎平行于所述近端-远端轴线。

[0062] 所述手术器具导向件可以包括底部标记。所述底部标记可以设置用于将所述器械在沿着所述表面法向轴线的位置处对准。所述位置可以与所述表面平齐。所述底部标记可以为所述器械的底表面。所述底部标记可以为从所述器械的所述底表面伸出的一个或多个结构。

[0063] 所述手术器具导向件可以包括第一横向延伸部和第二横向延伸部。所述第一横向延伸部可以配置为对应于所述骨的前轮廓。所述前轮廓可以为所述骨的前侧上的轮廓。所

述第二横向延伸部可以配置为对应于所述骨的后轮廓。所述后轮廓可以为所述骨的后侧上的轮廓。所述第一横向延伸部和第二横向延伸部可以设置用于将所述器械沿着所述前-后轴线对准。

[0064] 所述手术器具导向件可以包括远端标记。所述远端标记可以配置为提供沿着所述近端-远端轴的视觉对准。

[0065] 在一些实施例中,所述手术器具导向件可以包括第一骨接触器。所述第一骨接触器可以配置为与所述表面相接合。所述装置可以包括第二骨接触器。所述第二骨接触器可以配置为与所述表面接合。当所述第一和第二骨接触器与所述表面相接合时,所述第一和第二接触器抵抗绕所述表面法向轴线的旋转。

[0066] 在一些实施例中,所述第一和第二骨接触器可以配置为穿透所述表面。

[0067] 在一些实施例中,所述手术器具导向件可以包括第一和第二横向夹板。所述第一横向夹板可以配置为与所述骨的前部分相接合。所述第二横向夹板可以配置为与所述骨的后部分相接合。当所述第一和第二横向夹板接合在所述骨中时,所述第一和第二横向夹板可以抵抗绕所述骨的所述近端-远端轴线的旋转。

[0068] 所述手术器具导向件可以包括器具导向构件。所述手术器具导向件可以包括对准构件。所述对准构件可以配置为使所述导向构件与所述骨对准。所述手术器具导向件可以包括基部构件。所述基部构件可以支承所述对准构件。

[0069] 在一些实施例中,所述手术器具导向件可以包括横向夹板。所述横向夹板可以配置为抵抗所述基部构件在沿着细长骨的周向的方向上的运动。所述横向夹板可以包括直接固定到所述基部上的杆柄。

[0070] 在一些实施例中,所述手术器具导向件可以包括骨接触器。所述骨接触器可以配置为抵抗所述基部绕基本垂直于所述表面的轴线的旋转。

[0071] 在一些实施例中,所述骨接触器可以为第一骨接触器并且所述手术器具导向件可以包括第二骨接触器。所述第一和第二骨接触器可以从所述基部的表面延伸。所述第一和第二骨接触器可以配置为沿着所述骨表面的所述弯曲部分轴线与所述骨表面相接触。

[0072] 在一些实施例中,所述手术器具可以包括手柄支承件和把手。当大于阈值扭矩的扭矩被施加到所述把手上时,所述把手可以相对于所述手柄支承件旋转。

[0073] 在一些实施例中,所述手术器具导向件可以包括对准导板。所述对准导板可以配置为使所述器具导向构件与位于所述骨的内侧的目标区域对齐。

[0074] 在一些实施例中,所述器具导板可以这样的尺寸:该尺寸与配置为通过所述手术器具导构件部署在所述骨内部中的手术器具的尺寸相对应。

[0075] 在一些实施例中,所述导板可以包括荧光可检测材料。

[0076] 在一些实施例中,所述导板可以固定到所述基部上。所述导板可以映射到位于所述骨腔中的横向视平面上。

[0077] 在一些实施例中,所述导板可以映射到位于所述骨腔中的前-后视平面上。

[0078] 在一些实施例中,所述手术器具导向件可以包括映射到所述横向视平面上的第一导板和映射到所述前-后视平面上的第二导板。

[0079] 在一些实施例中,所述手术器具导向件可以包括槽道。所述槽道可以配置为将细长固定构件导引到所述骨内。所述细长固定构件可以为丝线。所述丝线可以为基氏钢丝(k-

wire)。所述细长固定构件可以为杆。所述杆可以为螺纹杆。

[0080] 在一些实施例中,所述手术器具导向件可以包括第一槽道和第二槽道。所述第一和第二槽道可以配置为将所述第一和第二细长固定构件导引到所述骨内。

[0081] 在一些实施例中,所述第一和第二槽道可以彼此倾斜。

[0082] 所述方法可以包括用于执行在骨内部中的手术的方法。所述方法可以包括将位于所述骨内部的外侧的器具导板定位在与位于所述骨的内侧的目标区域相对应的位置处。所述方法可以包括生成示出所述器具导板和所述目标区域的电子图像。所述方法可以包括将所述器具输送至所述目标区域。

[0083] 在一些实施例中,所述输送可以包括布置导向构件以将所述器具导引至所述目标区域。所述导向构件可以具有相对于所述器具导板的固定方向。

[0084] 在一些实施例中,所述定位可以包括定位取芯锯轮廓。

[0085] 在一些实施例中,所述定位可以包括定位拉刀轮廓。

[0086] 在一些实施例中,所述定位可以包括定位假体轮廓。

[0087] 在一些实施例中,所述定位可以包括定位骨植入物轮廓。

[0088] 在一些实施例中,所述生成可以包括使用荧光透视法接收图像。

[0089] 在一些实施例中,所述器具导板可以为第一器具导板并且所述方法可以包括将位于所述骨内部的外侧的第二器具导板定位在与所述目标区域相对应的位置处;并且生成示出所述第二器具导板和所述目标区域的电子图像。

[0090] 在一些实施例中,所述第二器具导板的所述定位可以包括将所述第二器具导板布置在相对于包括所述第一器具导板的平面倾斜的平面中。

[0091] 在一些实施例中,所述第二器具导板的所述定位包括将所述第二器具导板布置在基本垂直于包括所述第一器具导板的平面的平面中。

[0092] 在一些实施例中,所述输送可以包括输送取芯锯。

[0093] 在一些实施例中,所述输送可以包括输送骨内部拉刀。

[0094] 在一些实施例中,所述输送可以包括输送假体。

[0095] 所述方法可以包括用于将器具引导到骨内部内的方法。所述方法可以包括将器具导向件与骨相邻地定位。所述器具导向件可以包括第一固定元件和第二固定元件。

[0096] 所述方法可以包括使第一固定构件穿过所述骨,使得所述第一固定构件与所述第一固定元件相接触。所述方法可以包括使第二固定构件穿过所述骨,使得所述第二固定构件与所述第二固定元件相接触。

[0097] 在一些实施例中,所述第二固定构件的所述穿过可以包括将所述第二固定构件关于所述第一固定构件基本倾斜地定向。

[0098] 在一些实施例中,所述第二固定构件的所述穿过可以包括包围位于由所述第一固定构件、所述第二固定构件和所述器具导向件限定的区域中的人体组织,使得所述器具导向件由所述人体组织保持为与所述骨相邻。

[0099] 提供了用于将器具相对于细长骨进行引导的装置及方法。所述装置可以为手术器具导向件。

[0100] 所述骨可以具有纵向轴线。

[0101] 所述手术器具导向件可以包括器具导向构件和基部构件。所述基部构件可以支承

所述导向构件。所述器具导向构件可以配置为相对于所述基部构件从第一位置枢转至第二位置。所述第一位置可以限定相对于所述骨纵向轴线的的第一角度。所述第二位置可以限定相对于所述骨纵向轴线的第二角度。

[0102] 在一些实施例中,所述手术器具导向件可以包括对准导板。当所述导向构件位于所述第一位置时,所述对准导板可以使所述器具导向构件与位于所述骨的内侧的第一目标区域对齐。当所述导向构件位于所述第二位置时,所述对准导板可以使所述器具导向构件与位于所述骨的内侧的第二目标区域对齐。

[0103] 在一些实施例中,所述导板可以具有这样的尺寸:该尺寸与配置为通过所述器具导向构件部署在所述骨内部中的手术器具的尺寸相对应。

[0104] 在一些实施例中,所述导板可以包括荧光可检测材料。

[0105] 在一些实施例中,所述导板可以固定到所述导向构件上。所述导板可以映射到位于所述骨内部中的横向平面上。所述导板可以映射到位于所述骨腔中的前平面上。所述导板可以映射到位于所述骨腔中的后平面上。

[0106] 在一些实施例中,所述导板可以为第一导板并且所述手术器具导向件可以包括第二导板。所述第二导板可以固定到所述导向构件上。所述第二导板可以映射到位于所述骨腔中的横向平面上。

[0107] 在一些实施例中,所述手术器具导向件可以包括导向构件止挡部。所述导向构件止挡部可以配置为固定所述导向构件相对于所述基部构件的位置。

[0108] 在一些实施例中,所述止挡部可以引致所述导向构件上的第一表面与所述基部构件上的第二表面之间的摩擦力。

[0109] 在一些实施例中,所述止挡部可以包括干扰所述导向构件与所述基部之间的相对运动的突出部。

[0110] 所述方法可以包括用于将器具引入骨内部内的方法。所述方法可以包括将所述器具引入可枢转地安装在基部上的导向构件内。所述基部可以与骨相邻地定位。所述方法可以包括使所述导向构件相对于所述基部枢转以改变所述导向构件与所述基部之间的角度。所述方法可以包括使所述器具通过所述导向构件推进。

[0111] 在一些实施例中,所述枢转可以包括调节所述角度以使器具导板与位于所述骨内部的内侧的目标区域对准。

[0112] 在一些实施例中,所述调节可以包括观察示出所述器具导板和所述目标区域的电子图像。

[0113] 在一些实施例中,所述方法可以包括固定所述导向构件与所述基部之间的角度。

[0114] 提供了用于拉削(broach)骨的内部区域的装置及方法。所述骨可以包括第一骨材料。所述第一骨材料可以包括松质骨。所述骨可以包括第二骨材料。所述第二骨材料可以包括皮质骨。所述第二骨材料可以具有比所述第一骨材料的密度高的密度。

[0115] 所述装置可以包括旋转器。所述装置可以包括拉削构件。

[0116] 所述拉削构件可以在所述骨内部中移动以使骨材料移位、分开、瓦解、脱位、挖出、研磨、切削或拉削。所述拉削构件可以在所述骨内部中旋转。所述旋转可以为连续的。所述旋转可以为脉冲的。所述旋转可以为单向的。所述旋转可以在第一旋转方向与第二旋转方向之间交替。

[0117] 所述拉削构件可以固定到所述旋转器上。所述拉削构件可以配置为相对于所述旋转器移动以使径向远离于所述旋转器的骨材料移位。

[0118] 在一些实施例中,所述拉削构件可以配置为绕所述第二骨材料显著偏转。

[0119] 在一些实施例中,所述拉削构件可以配置为在所述骨中形成具有与所述拉削构件的形状相对应的第一轮廓的空间。所述拉削构件可以配置为在所述骨中形成具有与包括所述第二骨材料的解剖结构相对应的第二轮廓的空间。所述拉削构件可以为第一拉削构件并且所述装置可以包括第二拉削构件。所述第二拉削构件可以与所述第一拉削构件相对地定位。

[0120] 在一些实施例中,所述拉削构件可以包括切削刃。

[0121] 在一些实施例中,所述拉削构件可以包括柔性丝线部段。所述丝线部段可以包括编织丝线。

[0122] 在一些实施例中,所述装置可以包括支承所述拉削构件的增强部。所述增强部可以支承切削刃。

[0123] 在一些实施例中,所述拉削构件可以具有固定到所述旋转器上的近端部和固定到所述旋转器上的远端部。

[0124] 在一些实施例中,所述拉削构件可以具有固定到所述旋转器上的近端部和自由的远端部。

[0125] 在一些实施例中,所述拉削构件可以包括位于网中的开口单元的边缘。

[0126] 所述拉削构件可以包括具有任意合适形式的部段。例如,所述部段可以为直线的、圆形的、菱形的、正方形的、三角形的、卵形的、椭圆形的、螺旋形的、环圈形的、箍圈形的、泪珠形的、打蛋器形的、橄榄球形的、或任意其他合适的形状。所述部段可以为闭合环圈。所述环圈可以是不对称的。

[0127] 所述部段可以具有多种横向截面中的一种或多种,例如:正方形的、矩形的、八边形的、具有锋利边缘的轮廓、股绞线缆、或其他合适的构型以促进骨移位。

[0128] 所述部段可以具有前刃。所述前刃可以以合适的角度(包括从大约 5° 至大约 75° 的角度)倾斜。所述角度可以导致所述前刃2202为整体锋利的或者刀状的。

[0129] 所述部段可以为刚性的。所述部段可以为弹性的。

[0130] 所述拉削构件可以具有附接到装置(例如驱动轴)或合适的支承件(例如接口)上的一个或多个端部。所述拉削构件可以具有自由端部。具有自由远端部的拉削构件可以在尖齿远端部处具有任意合适的形状,例如尖的、分叉的、圆形的、钝的或截头的。

[0131] 所述拉削构件可以具有通过卷压、焊接、固定螺钉、卡扣配合或任意其他合适的紧固件附接到装置上的端部。所述拉削构件可以具有与所述装置成整体构造的一个或多个端部。

[0132] 所述拉削构件可以包括尖齿。所述尖齿可以为弹性的或坚硬的。所述尖齿可以具有附接到驱动轴上的端部。所述尖齿可以具有自由端部。

[0133] 所述拉削构件可以包括刀片。

[0134] 所述拉削构件可以包括多个互连单元。所述单元可以布置为网络。所述单元可以连接为使得当所述结构在一点受到应力(例如,压缩)时,所述应力分布到附近的单元。所述单元可以由扩展为合适形状的激光切削管材构成。

[0135] 所述拉削构件可以为位于拉削头中的多个拉削构件中的一个。例如,所述拉削头可以具有一个拉削构件、2个-6个拉削构件、7个-20个拉削构件、超过20个拉削构件、100个拉削构件或任意合适数量的拉削构件。

[0136] 当在拉削头的旋转期间存在多个拉削构件时(即,当拉削构件的周向密度较高时),可以需要较低的扭矩以驱动所述拉削头。

[0137] 拉削构件可以在具有不规则形状(例如非圆形的、矩圆形的或倾斜的)骨腔中旋转。所述骨腔可以小于所述拉削构件的直径。

[0138] 拉削构件可以包括任意合适的结构形式,例如丝线、丝带、缆线、股绞线、编织线、编织带、或任意其他合适的结构形式。

[0139] 拉削构件可以包括任意合适的材料,例如聚合物、金属、复合材料、不锈钢、镍钛诺(定形的、超弹性的或其他镍钛诺)、其他合金或任意其他合适的材料。

[0140] 所述拉削构件可以由一个或多个增强部支承。

[0141] 所述增强部可以定尺寸为且定位为支承具有期望轮廓的拉削构件的部段。所述增强部可以提供骨拉削磨损性、动量或这两者。

[0142] 所述增强部可以为管。

[0143] 所述增强部可以为支架。所述支架可以例如通过卷压、焊接或压配合固定到所述拉削构件上。所述支架可以包括用于使骨材料移位的拉削刃。所述拉削刃可以具有任意合适的形式,例如齿状的、锯齿、刀刃、直线刃或任意其他合适的形式。

[0144] 所述增强部可以由聚合物、金属、合金或任意其他合适的材料形成。

[0145] 所述增强部可以由在金属管内切成的样式形成。

[0146] 在一些实施例中,所述装置可以包括远端接口。所述拉削构件可以具有固定到所述远端接口上的远端部。所述远端接口可以配置为在第一位置与第二位置之间移动。所述第一和第二位置可以沿着所述旋转器的纵向轴线设定。

[0147] 所述远端接口可以由金属、不锈钢、激光切削管、聚合物、陶瓷或任意其他合适的材料构成。

[0148] 所述远端接口可以包括凹槽。所述远端接口可以包括拉削刃。

[0149] 所述方法可以包括用于拉削骨的内部区域的方法。所述内部区域可以包括底表面。所述底表面可以为所述骨的与所述骨中的接近孔相对的部分的表面。

[0150] 所述方法可以包括使骨拉削构件在所述内部区域中扩展。所述方法可以包括使用所述构件使在所述骨内侧的相对较低密度材料分开。所述方法可以包括使所述拉削构件远离于在所述骨内侧的相对较高密度材料偏转。

[0151] 在一些实施例中,所述方法可以包括使用柔性驱动轴使所述骨拉削构件旋转。

[0152] 在一些实施例中,所述方法可以包括改变所述骨拉削构件相对于所述底表面的高度。

[0153] 在一些实施例中,所述分开可以包括切削所述相对较低密度材料。

[0154] 在一些实施例中,所述分开可以包括使所述相对较低密度材料移位。

[0155] 在一些实施例中,所述方法可以包括将外部器具导向件与所述骨拉削构件对齐;将所述外部器具视觉映射到所述内部区域上;并且基于所述外部器具导向件将所述骨拉削构件部署到所述内部区域上。所述外部器具导向件可以在所述骨的外部。

[0156] 提供了用于治疗骨内部的装置及方法。

[0157] 所述装置可以包括柔性鞘套。所述柔性鞘套可以包括容许在张紧和压缩的作用下弯曲的应力松弛结构。所述应力松弛结构可以包括狭槽或狭槽样式。所述应力松弛结构可以使用激光切削定位。

[0158] 所述应力松弛结构可以包括烧结颗粒。所述颗粒可以包括金属、聚合物、复合材料或任何其他合适的材料。

[0159] 所述柔性鞘套可以具有第一构型和第二构型。所述第二构型可以具有比所述第一构型小的曲率半径。所述装置可以包括可旋转轴。所述可旋转轴可以延伸穿过所述鞘套。所述装置可以包括细长转向构件。所述细长转向构件可以配置为使所述柔性鞘套从所述第一构型偏转至所述第二构型。

[0160] 在一些实施例中,所述细长转向构件可以配置为当所述细长转向构件使所述柔性鞘套从所述第一构型偏转至所述第二构型时弹性变形。

[0161] 在一些实施例中,所述细长转向构件可以包括第一部分。所述第一部分可以沿着所述鞘套的纵向方向平移。所述细长转向构件可以包括第二部分。所述第二部分可以配置为当所述细长转向构件使所述柔性鞘套从所述第一构型偏转至所述第二构型时通过所述鞘套中的通道径向向外延伸。

[0162] 在一些实施例中,所述可旋转轴可以具有远端部并且所述装置可以包括从所述远端部延伸的可扩展头。所述可扩展头可以包括压缩构型以用于在所述鞘套内平移。当所述可扩展头部署在所述鞘套的外侧时,所述可扩展头可以包括扩展构型。

[0163] 在一些实施例中,所述可扩展头可以配置为使松质骨而非皮质骨移位。

[0164] 提供了用于骨内部的准备的装置及方法。

[0165] 所述装置可以包括细长构件。所述细长构件可以具有纵向轴线。所述细长构件可以绕所述纵向轴线弯曲。所述细长构件可以配置为绕所述纵向轴线在所述骨的内侧旋转。

[0166] 在一些实施例中,所述细长构件可以包括大致螺旋形部段。所述螺旋形部段可以包括近端部和远端部。所述近端部可以定位在所述纵向轴线的第一半径处。所述远端部可以定位在所述纵向轴线的第二半径处。所述第二半径可以至少与所述第一半径一样大。所述第二半径可以大于所述第一半径。

[0167] 在一些实施例中,所述细长构件可以为第一细长构件并且所述装置可以包括第二细长构件。所述第二细长构件可以绕所述纵向轴线弯曲。所述第二细长构件可以配置为绕所述纵向轴线旋转。

[0168] 在一些实施例中,所述第二细长构件可以包括大致螺旋形的第二部段。

[0169] 在一些实施例中,所述近端部可以为第一近端部并且所述远端部可以为第一远端部。所述螺旋形第二部段可以包括第二近端部和第二远端部。所述第二近端部可以定位在所述纵向轴线的第三半径处。所述第二远端部可以定位在所述纵向轴线的第四半径处。所述第四半径可以至少与所述第三半径一样大。所述第四半径可以大于所述第三半径。

[0170] 在一些实施例中,所述第三半径可以与所述第一半径基本相同;并且所述第四半径可以与所述第二半径基本相同。

[0171] 在一些实施例中,所述装置可以包括周向偏移。所述周向偏移可以为沿着绕所述纵向轴线的周向方向。所述周向偏移可以介于所述第二近端部与所述第一近端部之间。所

述周向偏移可以介于所述第二远端部与所述第一远端部之间。

[0172] 在一些实施例中,所述装置可以包含支承件。所述支承件可以包括近端支承端。所述近端支承端可以固定到轴上。所述装置可以包括支承件段。所述支承件段可以固定到所述第一和第二螺旋形部段中的至少一个上。所述支承件段可以与所述螺旋形部段的轮廓一致。

[0173] 所述方法可以包括用于准备骨内部的方法。所述方法可以包括定位进入骨的髓内空间的接近口。所述方法可以包括将细长构件引入髓内空间内。所述细长构件可以具有大致螺旋形部段。所述螺旋形部段可以具有纵向轴线。所述方法可以包括使所述大致螺旋形部段绕所述纵向轴线旋转以使松质骨物质移位。

[0174] 在一些实施例中,所述细长构件可以为第一细长构件,所述大致螺旋形部段可以为第一大致螺旋形部段,并且所述方法可以包括将第二细长构件引入髓内空间内。所述第二细长构件可以具有大致螺旋形第二部段。所述大致螺旋形第二部段可以与所述第一大致螺旋形部段共用所述纵向轴线。所述方法可以包括使所述大致螺旋形第二部段绕所述纵向轴线旋转。

[0175] 在一些实施例中,所述第一螺旋形部段可以具有第一周期性旋转周期。所述第二螺旋形部段可以具有第二周期性旋转周期。所述第二周期性旋转周期可以通过相位滞后而滞后于所述第一周期性旋转周期。所述相位滞后可以为大约Pi弧度。

[0176] 提供了用于在骨中锯孔的装置及方法。所述骨可以具有纵向骨轴线。

[0177] 所述装置可以包括骨取芯锯。所述骨取芯锯可以包括齿。所述齿可以包括第一切削构件和第二切削构件。所述第一切削构件可以配置为当所述取芯锯沿第一方向旋转时切削骨。所述第二切削构件可以配置为当所述取芯锯沿第二方向旋转时切削骨。所述第二方向可以与所述第一方向旋转相反。

[0178] 所述骨取芯锯可以包括圆筒形管。所述圆筒形管可以限定管纵向方向和管径向方向。所述骨取芯锯可以包括锯齿。所述锯齿可以从所述圆筒形管的端部纵向延伸。所述锯齿可以包括相对于所述管径向方向倾斜的切削表面。

[0179] 所述方法可以包括用于在所述骨中锯孔的方法。所述方法可以包括形成到骨的髓内空间内的大致圆筒形通道。所述大致圆筒形通道可以沿着与所述纵向骨轴线成锐角的方向延伸。所述方法可以包括将与所述通道基本共轴的大致圆筒形塞从所述骨中移除。

[0180] 在一些实施例中,所述形成可以包括使用基氏钢丝形成穿过所述骨的隧道。

[0181] 在一些实施例中,所述移除可以包括使用旋转取芯锯锯孔。

[0182] 在一些实施例中,所述方法可以包括使所述旋转取芯锯绕所述基氏钢丝的一部分旋转。

[0183] 在一些实施例中,所述方法可以包括维持所述基氏钢丝与所述旋转取芯锯之间的共轴关系。所述维持可以包括使所述旋转取芯锯绕套筒旋转。所述基氏钢丝、所述套筒和所述旋转取芯锯可以为基本共轴的。

[0184] 在一些实施例中,所述方法可以包括使所述基氏钢丝相对于所述旋转取芯锯平移以将所述圆筒形塞从所述取芯锯中移除。

[0185] 所述方法可以包括用于定位对于骨的髓内空间内的接近口的方法。所述方法可以包括以与所述骨的表面成锐角的关系支承旋转锯的圆筒形本体;并且使所述旋转锯的齿与

所述表面啮合。

[0186] 提供了用于接近骨的内侧的装置及方法。

[0187] 所述装置可以包括可旋转锯,所述可旋转锯包括套管。所述装置可以包括定位在所述套管中的套筒。所述装置可以包括与所述可旋转锯基本共轴定位在所述套筒中的丝线。

[0188] 在一些实施例中,所述丝线可以包括配置为穿透所述骨的远端部。所述丝线可以包括配置为接收扭矩的近端部。

[0189] 在一些实施例中,所述丝线可以配置为在所述骨中钻出导孔。所述导孔可以具有在所述导孔的开口处与所述骨的表面形成锐角的轴线。所述锯可以包括齿。所述齿可以与所述套管的远端部相邻地布置。所述套筒可以配置为当所述齿与所述骨相接触时使所述可旋转锯与所述轴线共轴对准。

[0190] 在一些实施例中,所述装置可以包括靠近所述套筒的偏置构件。所述偏置构件可以偏置为当所述齿已经穿入所述骨内时将所述套筒的远端部朝向所述骨迫压。

[0191] 在一些实施例中,所述套筒可以装配到所述套管内而具有提供所述套筒与所述可旋转锯之间的摩擦的公差。当所述齿切削到所述骨内时,所述摩擦可以抵抗来自所述套管中的骨芯的朝向近端的力。

[0192] 在一些实施例中,所述可旋转锯可以包括圆筒形本体,所述圆筒形本体具有由排放口贯穿的壁厚度。所述排放口可以配置为排放骨物质。

[0193] 在一些实施例中,所述丝线可以包括远端直径和近端直径。所述近端直径可以大于所述远端直径。所述丝线可以包括其中所述远端直径邻接所述近端直径的肩部。所述肩部可以配置为相对于所述可旋转锯向近端平移以将骨芯从所述套管中排出。

[0194] 所述装置可以包括用于接近骨的内侧的组件。

[0195] 所述组件可以包括被布置的齿。所述齿可以被支承在可旋转框架的端部处。所述框架可以限定一个或多个通路。所述通路可以从位于所述框架的内侧的套管延伸至位于所述框架的外侧的区域。

[0196] 在一些实施例中,所述组件可以包括套筒。所述套筒可以定位在所述套管中。所述组件可以包括丝线。所述丝线可以与所述可旋转锯基本共轴地定位在所述套筒中。

[0197] 在一些实施例中,所述丝线可以配置为在所述骨中钻出导孔。所述导孔可以具有在所述导孔的开口处与所述骨的表面形成锐角的轴线。所述套筒可以配置为当所述齿与所述骨相接触时使所述可旋转锯与所述轴线共轴对准。

[0198] 提供了用于准备骨内部的装置及方法。所述装置可以具有纵向装置轴线。

[0199] 所述装置可以包括一个或多个拉削构件。所述拉削构件可以为刀片。第一刀片可以通过联动件连接到第二刀片上。所述联动件可以配置为绕所述纵向轴线旋转。所述联动件可以配置为从所述纵向装置轴线径向移位。

[0200] 在一些实施例中,所述第一和第二刀片中的至少一个可以为刚性的。

[0201] 在一些实施例中,所述第一和第二刀片中的至少一个可以包括不锈钢。

[0202] 在一些实施例中,所述第一和第二刀片中的至少一个可以包括镍钛诺。

[0203] 在一些实施例中,所述联动件可以包括销。

[0204] 在一些实施例中,所述联动件可以为第一联动件。所述装置可以包括致动器。所述

致动器通过第二联动件连接到所述第一刀片上。所述致动器可以通过第三联动件连接到所述第二刀片上。所述致动器可以包括主体。所述主体可以包括配置为相对于彼此移位的构件。所述构件中的一个可以相对于所述主体固定。

[0205] 在一些实施例中,所述第二和第三联动件中的至少一个可以包括销。

[0206] 在一些实施例中,所述第三联动件远离于所述第二联动件。

[0207] 在一些实施例中,所述致动器可以配置为通过改变所述第二联动件与所述第三联动件之间的距离使所述第一联动件径向移位。

[0208] 在一些实施例中,所述致动器可以包括第一细长致动器构件。所述第一细长致动器构件可以连接到所述第二联动件上。所述致动器可以包括第二细长致动器构件。所述第二细长致动器构件可以连接到所述第三联动件上。所述第二细长致动器构件可以配置为通过改变所述第一与第二细长构件之间的纵向偏移而使所述第一联动件纵向移位。

[0209] 在一些实施例中,所述装置可以配置为穿过位于所述骨内部中的路径。所述装置可以包括第四联动件,所述第四联动件基于所述装置沿着所述路径的位置限制所述纵向偏移。

[0210] 在一些实施例中,所述第四联动件可以为手动联动件。

[0211] 在一些实施例中,所述纵向偏移可以包括一个范围的数值。所述数值范围可以包括第一值。所述第一值可以对应于第一联动件的第一径向位移。所述数值范围可以包括第二值。所述第二值可以对应于第一联动件的第二径向位移。所述第二径向位移可以大于所述第一径向位移。

[0212] 在一些实施例中,所述范围可以包括第三值。所述第三值可以对应于第一联动件的第三径向位移。所述第一联动件的第三径向位移可以小于所述第二径向位移。

[0213] 在一些实施例中,所述装置可以包括切削表面。所述切削表面可以定位在所述第一和第二刀片中的一个上。在所述第一和第三径向位移,所述切削表面可以与所述骨脱离。

[0214] 在一些实施例中,在所述第二径向位移,所述切削表面可以与所述骨相接合。

[0215] 在一些实施例中,所述第一刀片可以具有第一结合部分。所述第一结合部分可以介于所述第一与第二联动件之间。所述第一刀片可以具有第一自由部分。所述第一自由部分可以沿远离所述第二联动件的方向延伸超出所述第一联动件。

[0216] 在一些实施例中,所述第二刀片可以具有第二结合部分。所述第二结合部分可以介于所述第一与第三联动件之间。所述第二刀片可以具有第二自由部分。所述第二自由部分可以沿远离所述第三联动件的方向延伸超出所述第一联动件。

[0217] 在一些实施例中,所述第一结合部分可以长于所述第二结合部分。

[0218] 在一些实施例中,所述第二结合部分可以长于所述第一结合部分。

[0219] 在一些实施例中,所述第一自由部分可以长于所述第二自由部分。

[0220] 在一些实施例中,所述第二自由部分可以长于所述第一自由部分。

[0221] 在一些实施例中,所述装置可以包括切削表面。所述切削表面可以定位在所述第一和第二刀片中的至少一个上。所述第四联动件可以设计为将所述切削表面定位在沿着所述路径的不同径向位移处。所述径向位移中的每一个可以对应于所述路径上的纵向位置。

[0222] 在一些实施例中,所述第四联动件可以基于电子信号控制所述纵向偏移。所述电子信号可以基于一组数字指令。所述数字指令可以基于所述骨内部的数字化图像。

[0223] 在一些实施例中,所述装置可以包括第三刀片。所述装置可以包括第四刀片。所述第三刀片可以通过第四联动件连接到所述第四刀片上。所述第四联动件可以配置为绕所述纵向轴线旋转。所述第四联动件可以配置为从所述纵向轴线径向移位。所述致动器可以配置为通过改变所述第一与第二细长构件之间的纵向偏移而使所述第四联动件径向移位。

[0224] 所述方法可以包括用于准备所述骨内部的方法。所述方法可以包括使切削表面在骨的内侧绕旋转轴线旋转。所述方法可以包括使控制构件从第一控制位置移动至第二控制位置。

[0225] 所述切削表面可以配置为占据与所述第一控制位置相对应的第一径向位置。所述切削表面可以配置为占据与所述第二控制位置相对应的第二径向位置。所述切削表面可以配置为占据与中间控制位置相对应的第三径向位置。所述中间控制位置可以介于所述第一与第二控制位置之间。所述第三径向位置可以位于比所述第一径向位置和第二径向位置距所述纵向轴线更大的径向距离处。

[0226] 在一些实施例中,所述第一径向位置和第二径向位置可以位于距所述纵向轴线大致相同的距离处。

[0227] 在一些实施例中,当所述切削表面位于所述第一径向位置和第二径向位置中的一个或两个处时,所述切削表面可以与所述骨脱离。当所述切削表面位于所述第三径向位置时,所述切削表面可以与所述骨相接合。

[0228] 提供了用于定位骨裂纹的装置及方法。

[0229] 所述装置可以包括探头支承件。所述探头支承件可以具有近端部和远端部。所述装置可以包括手柄。所述手柄可以附接到所述近端部上。所述装置可以包括探头。所述探头可以附接到所述远端部上。所述探头支承件可以配置为穿过位于干骺端骨表面中的倾斜的接近孔。所述探头支承件可以配置为当所述手柄位于骨内部的外侧而所述探头位于所述骨内部的内侧时提供所述手柄与所述探头之间的机械连通。

[0230] 在一些实施例中,所述探头可以具有锥形顶端。

[0231] 在一些实施例中,所述探头可以具有圆形顶端。

[0232] 在一些实施例中,所述探头支承件可以包括近端部段和远端部段。所述近端部段可以从所述手柄延伸。所述远端部段可以支承所述探头。

[0233] 在一些实施例中,所述近端部段和所述远端部段可以限定钝角。

[0234] 在一些实施例中,所述近端部段可以具有第一柔性。所述远端部段可以具有第二柔性。所述第二柔性可以大于所述第一柔性。

[0235] 在一些实施例中,所述装置可以包括中间部段。所述中间部段可以介于所述近端部段与所述远端部段之间。所述中间部段可以包括弯曲部分。

[0236] 在一些实施例中,所述近端部段可以具有第一柔性。所述中间部段可以具有第二柔性。所述远端部段可以具有第三柔性。所述第二柔性可以大于所述第三柔性。

[0237] 所述方法可以包括用于治疗骨的方法。所述骨可以具有纵向骨轴线。

[0238] 所述方法可以包括在所述骨中定位孔。所述孔可以与所述纵向骨轴线成角度。所述孔可以提供对于骨内部区域的接近。所述方法可以包括使探头推进穿过所述孔且推进到所述内部区域内。所述方法可以包括使用所述探头使松质骨移位。

[0239] 在一些实施例中,所述移位可以包括识别低密度物质在所述内部区域中的空间分

布。

[0240] 在一些实施例中,所述方法可以包括当所述探头位于所述内部区域的内侧时显示所述内部区域和所述探头的图像。

[0241] 所述方法可以包括用于治疗骨的另一方法。所述方法可以包括在所述骨中设置孔。所述孔可以与所述纵向骨轴线成角度。所述孔可以提供对于骨内部区域的接近。所述方法可以包括使探头推进穿过所述孔且推进到所述内部区域内。所述方法可以包括使用所述探头使骨物质移位。

[0242] 在一些实施例中,所述移位可以包括识别松质骨在所述内部区域中的空间分布。

[0243] 在一些实施例中,所述方法可以包括当所述探头位于所述内部区域的内侧时显示所述内部区域和所述探头的图像。

[0244] 在一些实施例中,所述移位可以包括使第一皮质骨裂纹相对于第二皮质骨裂纹定位。

[0245] 在一些实施例中,所述方法可以包括当所述探头位于所述内部区域的内侧时显示所述内部区域和所述探头的图像。

[0246] 将结合附图描述根据本发明的装置及方法。所述附图示出了根据本发明的原理的装置的特征和方法。所述特征将在选取实施例的内容中进行说明。应当理解的是,结合实施例中的一个示出的特征可以与结合实施例中的另一个示出的特征一起根据本发明的原理进行实施。

[0247] 本文所述的装置及方法是示例性的。本发明的装置及方法可以涉及示例性装置的结构中的一些或全部和/或示例性方法的步骤中的一些或全部。所述方法的步骤可以以除了本文示出或描述的顺序以外的顺序执行。一些实施例可以省略结合示例性方法示出或描述的步骤。一些实施例可以包括结合示例性方法未示出或未描述的步骤。

[0248] 现在将参照附图描述示例性实施例,这些附图构成了示例性实施例的一部分。

[0249] 将结合示例性骨修复装置以及关联硬件和器具描述本发明的装置和方法。现在将参照附图描述所述装置以及关联的硬件和器具。应当理解的是,可以利用其他实施例,并且可以进行结构的、功能的和手术过程的改变而不偏离于本发明的范围和精神。

[0250] 图1示出了定位在骨B上的部位H'处的示例性器具导向件100。可以通过导向件100将拉刀头124输送至髓内空间IS的目标区域R_t。目标区域R_t图示为位于松质骨B_{CA}内,但是可以位于松质骨B_{CA}和皮质骨B_{CO}中的任一个或两个内。侧部导板130和顶部导板132与导向管120对齐。臂131可以支承导板130。实施者可以定位导板130和132,使得导板130和132“伸出”到目标区域R_t上,使得导向件100将拉刀头124引导至目标区域R_t。

[0251] 导板130可以包括叶状轮廓134和轴轮廓136以用于分别实现拉刀头124的“扫过”区域和轴状结构125的定位。导板132可以包括叶状轮廓138和轴轮廓140以用于分别实现拉刀头124的目标“扫过”区域和轴状结构125的定位。导板130和132可以配置为实现可被部署的任意合适器具例如钻具、取芯锯、假体器械或任意其他合适器具的形状。

[0252] 荧光成像可以用来使导板130和132相对于目标区域R_t定位。

[0253] 拉刀头124可以在髓内空间IS中旋转以清除髓内骨物质,使得假体装置可以被植入。拉刀头124可以由拉刀控制部126和拉刀鞘套127驱动和支承。

[0254] 导向件100可以包括基部102。对准构件104和106(图10中所示)可以从基部102延

伸以使导向件100的导向件中心线 CL_G 与骨B的顶表面的骨中心线 CL_{BS} 对准。对准构件104和106中的一个或两个可以为弹性的。对准构件104和106中的一个或两个可以为坚硬的。

[0255] 对准构件104和106可以是相对自由的以沿着骨B的表面滑动。导向件100可以包括能够沿着中心线 CL_{BS} 与骨B相接合的接触部108和110(图10中所示)。接触部108和110可以从导向件100的底表面(图10中所示)延伸。接触部108和110可以防止导向件中心线 CL_G 从与骨中心线 CL_{BS} 的对准中旋出。

[0256] 接触部108和110可以确保导向件100与骨B的表面的对准,这是由于两个接触点可以在不平坦的表面上稳定,即使在3个、4个或更多个接触点为不稳定的情况下也如此。

[0257] 导向件100可以包括横向夹板112和114(图10中所示)。横向夹板112和114可以与骨B的表面相接合以防止导向件100沿方向 θ 绕导向件中心线 CL_G 旋转。横向夹板112和114可以为弹性的以容许在骨B上的一些滑动。

[0258] 当实施者将导向件100定位在骨B上时,对准构件104和106可以为导向件100的第一部件以与骨B相接合。在接触部108和110以及夹板112和114与骨B相接触之前,对准构件104和106可以将导向件中心线 CL_G 带至与骨中心线 CL_{BS} 对准。随后,在一些实施例中,夹板112和114可以与骨B相接合以抑制沿方向 θ 的旋转。随后,在一些实施例中,接触部108和110可以沿着骨中心线 CL_{BS} 与骨B相接合。接触部108和110可以具有锋利点以提供对导向件中性线 CL_G 与骨中心线 CL_{BS} 的失准的进一步抵抗。在一些实施例中,可以存在不多于两个接触部(例如,108和110)以确保接触部与骨中心线 CL_{BS} 成一直线。

[0259] 导向件100可以包括杆柄116和把手118。实施者可以手动地抓握把手118。在一些实施例中,扭矩限制器(未示出)可以被定位以限制实施者能够经由把手118施加到接触部108和110上的扭矩。

[0260] 导向管120可以接收和引导任意合适的器具。导向管120可以定向为相对于把手116成角度 α 。在一些实施例中,角度 α 可以为固定的。在一些实施例中,角度 α 可以为可调节的。在一些实施例中,导板130和132可以是相对于导向管120固定的。在包括其中 α 为可调节的一些实施例和其中 α 为不可调节的一些实施例的实施例中,导向管120可以定向为使得导向管120的轴线 L_{GT} 在与杆柄116的轴线 L_H 基本相同的位置与骨B相交。把手118由此将直接定位在孔部位 H' 的中心上。

[0261] 导向件100可以包括通道142和144(图5中所示)。杆146和148可以分别通过通道142和144插入穿过皮质骨 B_{CO} 。杆146和148可以将导向件100稳定在骨B上。杆146和148可以为基氏钢丝。可以使用丝线钻具插入杆146和148。

[0262] 图2图示了裂骨的解剖结构特征。参考框架200示出了骨B的视图基本位于前/后平面200中。横向平面204包括掌侧半面VOL和背部半面DOR。

[0263] 骨B图示为在裂纹 F_h 和 F_a 裂开的桡骨。骨B包括骨部分 P_b 、 P_h 和位于远端部D中的 P_a 。骨部段 P_b 是骨B的最大部分。骨部段 P_h 是骨B的头部分。骨部段 P_h 和 P_a 包括关节表面AS。骨部分 P_b 、 P_h 和 P_a 沿着裂纹 F_a 和 F_h 分开或部分地分开。裂纹 F_a 横切过关节表面AS。裂纹 F_h 横切过骨B的头部分。

[0264] 以包括大致纵向轴线 L_B 的截面所示的骨B包括皮质骨 B_{CO} 和松质骨 B_{CA} 。植入物在骨B的远端部D内的部署可能需要位于部位 H' 处的接近孔。植入物的部署可能需要松质骨 B_{CA} 移位。位于松质骨 B_{CA} 中的示例性轮廓 C_1 、 C_2 和 C_3 是松质骨 B_{CA} 可以在其内移位的不同轮廓。轮廓

C₄ (其是轮廓C₃在关节表面AS上的投影) 示出了轮廓C₄例如可以是不对称的。例如, 轮廓C₄可以具有长轴线A₁和短轴线A₂ (示出为一半)。其他轮廓也可以是不对称的。

[0265] 本文提供的装置和方法可以设置位于部位H'处的接近孔H。在部位H'处插入穿过接近孔H的装置可以穿过髓内空间IS平移距离x_H以抵达骨B的头部分。在部位I'处插入穿过接近孔I的装置可以穿过髓内空间IS平移距离x_I以抵达骨B的头部分。在H'处插入的装置可能需要“弯曲”以穿过髓内空间IS平移以抵达骨B的头部分。在I'处插入的装置可能不需要“弯曲”以抵达骨B的头部分。本文提供的装置和方法可以使松质骨B_{CA}在轮廓(例如C₁、C₂或C₃)内移位。

[0266] 图3从侧面示出了定位在设置接近孔的部位H'处的导向件100。导板130定位为使拉刀(具有轮廓134)和钻具(具有轮廓136)与目标区域R_t对齐。导板132垂直于图3的平面延伸。荧光透视法可以用来基于骨B中的松质骨B_{CA}和皮质骨B_{CO}(图2中所示)的轮廓选取目标区域。诸如基氏钢丝之类的杆可以被插入穿过孔302和骨B以固定导向件100相对于骨B的位置。

[0267] 图4从顶部示出了定位在部位H'(未示出)处的导向件100。导板132定位为使拉刀(具有轮廓138)和钻具(具有轮廓140)与目标区域R_t对齐。

[0268] 导板132从把手118的基部延伸。

[0269] 臂404支承导板130, 导板130垂直于图3的平面延伸。荧光透视法可以用来基于骨B中的松质骨B_{CA}(图2中所示)和皮质骨B_{CO}(图2中所示)的轮廓选取目标区域。诸如基氏钢丝之类的杆可以被插入穿过孔402和骨B以固定导向件100相对于骨B的位置。

[0270] 套管406定位在导向管120中以用于将器具输送至骨B的髓内空间IS(图2中所示)。

[0271] 图5从上方和后方示出了定位在部位H'处的导向件100。H'大致沿着导向管120的轴线L_{GT}居中。杆146和148的远端部穿透骨B以维持导向件100的位置。杆146和148可以彼此倾斜。杆146和148可以相对于彼此偏转。

[0272] 图6示出了被插入到导向管120中且穿透骨B的钻具600。钻具600可以穿透皮质骨B_{CO}(图2中所示)和松质骨B_{CA}(图2中所示)。钻具600可以包括齿602、凹槽604、轴606、扭矩适配器608和任意其他合适的结构。扭矩适配器608可以为A-0型扭矩适配器或任意其他合适的扭矩适配器。可以具有止挡部610以限制钻具600的穿透深度d_P。止挡部610可以为限制构件600的向前轴向运动的任意合适的结构。止挡部610可以包括环形远端表面612, 环形远端表面612可以在抵达d_P时抵接导向管120的凸缘614。可以为固定螺钉的紧固件616可以用来固定止挡部610沿着轴606的位置以固定d_P的大小。

[0273] 图7示出了示例性髓内拉刀700。拉刀700可以包括拉刀头702。拉刀头702可以包括示例性拉削构件704。

[0274] 拉削构件704可以为足够刚性的以使松质骨B_{CA}移位。拉削构件704可以为足够柔性的以被皮质骨B_{CO}变形。在一些实施例中, 拉削构件704可以为可扩展的。拉刀头702可以由轴组件714支承和旋转。拉刀控制部706可以包括用于使拉刀头702旋转和平移的驱动手柄708。拉刀控制部706可以包括扩展控制接口710。扩展控制接口710可以沿着控制轴移位以使拉削构件704扩展或收缩。拉刀头702可以包括远端部780。扩展控制接口710示出为处于“收缩”位置中。

[0275] 图8示出了通过孔H部署在骨B中的拉刀700。当拉削构件704收缩时, 拉刀700可以

被部署。

[0276] 拉刀头702可以通过髓内空间IS推进到骨B的骨干骺区域M内。拉刀头702可以定位在髓内空间IS的任意部分例如骨端中。

[0277] 接近孔H可以为足够小的,这减少了在部位H'处诱使应力梯度(riser)出现。扩展控制接口710示出为处于“扩展”位置中而拉削构件704示出为在骨B中扩展。拉削构件704可以在部署期间或之后扩展。

[0278] 标准骨科钻孔器具(未示出)可以用来在骨B的部位H'处打开位于皮质骨Bco(图2中所示)中的接近孔H。钻孔器具可以由装置(例如导向件100(图1中所示))引导。可以沿着拉刀轴线LC钻出轴向孔H。拉刀轴线LC可以与骨轴线LB形成角度 β 。拉刀700可以定位为使得拉刀轴线Lc与导向管轴线LGT(图1中所示)基本一致。角度 β 可以为锐角。角度 β 可以与角度 α (图1中所示)互余。

[0279] 图9示出了位于骨B上的部位H'处的示例性器具导向件900。器具导向件900可以具有与器具导向件100(图1中所示)一样的一个或多个结构。器具导向件900可以包括器具导板930和932以用于定位器具导向件900而使得器具能够定位在目标区域St1处。

[0280] 示例性可转向拉刀950可以通过插入穿过位于部位H'处的导向件900而部署在位于髓内空间IS中的目标区域St1处。拉刀950可以包括拉刀头925。拉刀头925可以具有与拉刀头125(图1中所示)一样的一个或多个结构或属性。拉刀头925可以由拉刀鞘套927支承。拉刀头925可以由驱动轴940旋转,驱动轴940可以在拉刀鞘套927的内侧延伸且接收来自扭矩适配器908的扭矩。扭矩适配器908可以提供来自任意合适的旋转源驱动轴940的旋转。

[0281] 拉刀鞘套927可以为柔性的。拉刀鞘套927可以在区域928中为柔性的,使得由升降器带952施加的离轴张力可以将拉刀头925相对于骨轴线LB定位在距离y或-y处。示例性升降器控制本体960可以向升降器带952施加轴向压缩力以导致拉刀鞘套927弯曲。

[0282] 拉刀鞘套927可以配置为在多于一个平面中弯曲。拉刀鞘套927可以配置为基本仅在一个平面中弯曲。

[0283] 目标区域St1能够位于松质骨Bca和皮质骨Bco(图2中所示)中的任一个或两个中。侧部导板930和顶部导板932与导向管920对齐。实施者可以定位导板930和932,使得导板930和932“投影”到目标区域St1上,使得导向件900将拉刀头925引导到目标区域St1。

[0284] 侧部导板930可以在臂942处旋转以改变侧部导板930的轴线L_T与导向件900的中心线CL_{LGT}之间的角度 γ 。 γ 可以选取为对应于沿拉刀头925的方向y或-y的方向升降的程度。 γ 可以选取为对应于控制本体960的控制部962的致动程度。例如, γ 可以选取为使得侧部导板930“投影”到目标区域St2上。

[0285] 荧光透视法可以用来将导板930和932相对于目标区域St1定位。

[0286] 实施者能够选择H'的位置(图2中所示的距离x_H)、孔H相对于骨轴线LB的角度(图2中所示)、区域928中弯曲的程度和分布、拉刀鞘套927的穿透、拉刀头925的尺寸、拉削构件924的扫过轮廓、以及任意其他合适的参数,以确定将由拉削构件924扫过的骨腔的尺寸、形状、方向和位置。例如,前述参数中的一个或多个可以选取为将拉刀头925定位在目标区域St2中。

[0287] 图10从下方示出了位于远端侧上的导向基部102。杆柄116从基部102的顶部延伸。导向管120从基部102的远端部分延伸。臂131从基部102的侧部延伸。孔H(图2中所示)的部

位H'示出为投影到导向管120的开口1002上且绕轴线LH和LGT定心。

[0288] 示例性接触部108和110从基部102向下延伸以与骨B(图2中所示)相接合并且抵抗绕垂直轴线L_H和L_{TR}的旋转和沿着导向件中心线CL_G的平移。接触部108和110可以是足够锐利的以穿透或部分穿透骨B。夹板112和114可以与骨B的表面相接合并且抵抗绕导向件中心线CL_G的旋转。基部102可以支承任意合适数量的任意合适模式或位置的接触部。基部102可以支承沿基本倾斜于或横向于导向件中心线CL_G的方向延伸的接触布置。

[0289] 在一些实施例中,基部102可以包括承受骨B的凸缘(未示出)。凸缘可以包括任意合适模式的任意合适数量的接触部,包括沿基本倾斜于或横向于导向件中心线CL_G的方向延伸的接触布置。

[0290] 对准构件104和106可以从基部102延伸以使导向件100的导向件中心线CL_G与骨B(图2中所示)的顶表面的骨中心线CL_{BS}对齐。对准构件104和106中的每一个包括连续的对准边缘1004和1006。边缘1004由大致竖直的支柱1007和1008支承。边缘1006由大致竖直的支柱1010和1012支承。边缘1004和1006基本平行于中心线CL_G。

[0291] 在一些实施例中,对准构件可以为尖齿或可以包括尖齿,所述尖齿对应于支柱1007、1008、1010和1012。尖齿中的一个或多个可以从基部102垂直向下延伸。尖齿中的一个或多个可以相对于基部102向下且向近端方向延伸。尖齿中的一个或多个可以相对于基部102向下且向远端方向延伸。

[0292] 在包括一个或多个尖齿(未示出)的实施例中,可以没有边缘1004和1006。在这些实施例中,尖齿可以独立于彼此弯曲。尖齿中的一个或多个可以被偏置远离于导向件中心线CL_G。尖齿中的一个或多个可以被偏置朝向导向件中心线CL_G。尖齿中的一个或多个可以为弯曲的或弧形的。

[0293] 一些实施例可以包括位于导向管120中的套筒(未示出)。套筒可以在基氏钢丝用作钻具以提供对骨的内侧的初步接近的手术中向基氏钢丝提供稳定性。

[0294] 图11示出了示例性锯1100。锯1100可以用来在部位H'或部位I'(图2中所示)处切出接近孔或任意其他合适的孔。锯1100可以由导向件100(图1中所示)、导向件900(图9中所示)、导向件1900(图19中所示)或任意其他合适的导向件引导。

[0295] 锯1100可以包括丝线1102。丝线1102可以为基氏钢丝或任意其他合适的丝线。锯1100可以包括定心套管1104。定心套管1104可以由聚合物、合金或任意其他合适的材料制成。锯1100可以包括切削构件1106。切削构件1106可以包括齿1108、排放口1110和圆筒形构件1112。排放口1110可以提供碎屑清除、侧部切削、减小的加热或其他特性等。锯1100可以包括扭矩适配器1114。扭矩适配器1114可以将旋转从旋转源1102传递给基氏钢丝1102和切削构件1106中的一个或两个。

[0296] 丝线1102可以在骨B中形成倾斜导孔。孔可以在锯轴线L_S与骨轴线L_B之间以角度 δ 形成。在丝线1102穿透骨B之后,锯110可以向远端推进直到齿1108与骨B相接合为止并且将进行切削。齿1108将首先在丝线1102与骨B之间的分叉处在点p处与骨B相接合。齿1108由此可能经受来自骨B的接触力,该力倾斜于由齿1108限定的平面。定心套管1104可以在接近孔的形成期间抵抗倾斜力支承齿1108并且将齿1108维持在距轴线L_S的基本恒定的半径处。

[0297] 弹簧1116(图13中所示)可以将定心套管1104向远端迫压以在齿1108穿入骨B内时将定心套管1104保持在骨B处或骨B的附近。

[0298] 图12示出了定心套管1104可以共轴地布置在切削构件1106内。丝线1102可以共轴地布置在定心套管1104内。定心套管1104的套环1202可以定位在定心套管1104的远端部处，以提供丝线1102与定心套管1104之间的紧密公差。

[0299] 图13示出了被压缩在定心套管1104的近端面1302与扭矩适配器1114的远端面1304之间的弹簧1116。

[0300] 在一些实施例中，丝线1102可以用来在没有诸如定心套管1104和切削构件1106的情况下在骨B中钻出导孔。在这种实施例中，套筒（未示出）可以定位在导向管（例如导向管120（图1中所示））中。丝线1102可以布置为穿过套筒且由扭矩适配器（例如1114）驱动。套筒可以具有这样的钻孔，所述钻孔具有使由手术钻具旋转驱动的基氏钢丝稳定的尺寸。

[0301] 随后可能期望的是在骨中切出与基氏钢丝基本共轴的孔。在这种实施例中，在基氏钢丝钻入骨内之后，套筒（未示出）可以被从导向管中移除以容许取芯锯推进穿过导向管。

[0302] 图14示出了用于在骨B中切出与丝线1402基本共轴的孔的示例性装置1400。图14示出了取芯锯导向件1450的相关部分。取芯锯导向件1450可以包括用于与骨B（图2中所示）的表面相接合的接触部1452。取芯锯导向件1450可以包括手柄安装凹部例如1454。定心套管（未示出）可以共轴地设置在丝线1402与切削构件1406之间。在一些实施例中，切削构件（例如1406）可以由配置为传输扭矩的套环（未示出）接合。

[0303] 丝线1402的近端部在其向远端推进穿过锯导向件1450时可以接合在手动钻孔接头中且被可旋转地驱动到骨内。

[0304] 图15示出了丝线1402。丝线1402的远端部1502可以具有第一直径。丝线1402的近端部1504可以具有比第一直径大的第二直径。第一直径与第二直径之间的台阶1506可以用来作止挡部以限制丝线1402可以被驱动到骨B内的程度。

[0305] 丝线（例如1402）的近端部1504可以在适配器将切削构件（例如1408）向远端驱动到骨内时沿着A-0型适配器中的套管延伸且延伸穿过该套管。

[0306] 在一些实施例中，在孔被切出且将切削构件1406从管中抽出之后，台阶1506可以用来将骨栓从切削构件1406的远端部1405的内部中向远端排出。

[0307] 在一些实施例中，软组织防护器（未示出）可以被设置以将靠近接近孔的软组织保持为不会与旋转装置相接合。防护器可以包括用于将旋转装置引导到孔内的套管。防护器可以包括凸缘，所述凸缘将装置“漏斗引入”套管内且阻止软组织接近所述装置。

[0308] 图16示出了来自于图11的区域16中的示例性切削构件1106的一部分。周向齿1602可以延伸到排出口1110中的一个或多个内以将骨接合到切削器的内侧上。

[0309] 齿1602可以提供切削构件1106与骨栓之间的摩擦并且可以在将切削构件1106从接近孔中抽出时促进骨栓的移除。骨栓的远端部可以不会由切削构件1106从骨B的原生组织中切断。齿1602可以提供扭转力和轴向力中的一种或两种以将骨栓从骨B中切断。排出口1110可以包括排出口边缘1604。排出口边缘1604可以切削接近孔的壁。

[0310] 齿1602可以提供切削构件1106与定心套管1104之间的摩擦。所述摩擦可以抵抗定心套管1104的向近端的运动。

[0311] 图17示出了切削构件1106（图11中所示）的示例性齿1108。示例性齿1702可以包括切削刃1704、切削面1706和切削背1708。切削面1706和切削背1708可以部分地限定相邻齿

槽1710和1712,相邻齿槽1710和1712分别介于齿1702与相邻齿1714和1716之间。齿1702可以具有厚度 t 。齿1702可以周向设定为与相邻齿1716间隔开齿距 P_t 。切削刃1704可以相对于锯的径向方向 R_s 以倾斜角 ϕ (在不同的齿上所示) 倾斜。切削刃1704示出为具有 $\phi = 0^\circ$,但是可以使用任意合适的 ϕ 。切削面1706可以具有纵向前角 (rake angle) ρ 。

[0312] 较大的前角 (例如,正) 可以产生较低的力,但产生较小的齿角以及由此较低的热容量。较小的前角 (例如,负) 可以增大热容量并且增大在剪切时产生的热量但是增大切削力。

[0313] 切削面1706示出为具有 $\rho = 0^\circ$,但是可以使用任意合适的 ρ 。齿槽1710可以具有齿槽深度 D_g 。

[0314] 在一些实施例中,齿1702可以包括小面1718 (以虚线示出)。当存在小面1718时,齿面1706可以缩短距离 h 。小面1718可以具有法线 (未示出),法线相对于轴线 L_s 和半径 R_s 以任意合适的角度定向。

[0315] 图18示出了当沿着线18-18 (图17中所示) 观察时的齿1108 (图11中所示)。切削刃1704与锯外壁1802形成角度 θ 。切削刃1704示出为具有 $\theta \approx 90^\circ$,但是可以使用任意合适的 θ 。例如,由沿着弦线 Ch_1 的切削形成的齿可以生成具有 $\theta > 90^\circ$ 的切削刃。由沿着弦线 Ch_2 的切削形成的齿可以生成具有 $\theta < 90^\circ$ 的切削刃。

[0316] 在一些实施例中,切削构件可以具有双向切削齿。这种齿中的每个齿可以具有右切削刃和左切削刃。当取芯锯顺时针旋转时,右刃进行切削。当取芯锯逆时针旋转时,左刃进行切削。

[0317] 图19示出了示例性器具导向件1900。示例性器具导向件1900可以具有与导向件100 (图1中所示) 和导向件900 (图9中所示) 一样的一个或多个结构。导向件1900可以用来在部位例如 H' 或 I' (图2中所示) 处将器具引导到骨B内。

[0318] 导向件1900可以包括基部1902。基部1902可以布置为在部位 H' 处抵靠骨B (图2中所示)。基部1902可以包括接触部 (未示出)、对准构件 (未示出)、夹板 (未示出) 或任意其他合适的结构。把手1918可以从基部1902延伸。基部1902可以包括枢转部1904。枢转部1904可以可枢转地支承导向管1920。导向管1920的中心线 CL_{GT}' 可以定位为相对于轴线 L_H' 成任意合适的角度 α' ,使得锯1950可以以角度 α' 推进穿过骨B (未示出)。对于不同的 α' 值,轴线 L_H' 和 CL_{GT}' 的交点可以与部位 H' 或部位 I' 基本相同。实施者可以在锯1950穿透骨B之前或期间改变角度 α' 。例如,实施者可以以 $\alpha' \approx 0^\circ$ 的导孔开始,并且随后改变 α' 以获得用于接近孔的期望角度。

[0319] 锯1950可以包括齿1952、凹槽1954、套管1956或任意其他合适的结构,包括本文结合其他锯描述和示出的结构。

[0320] 图20示出了沿着线20-20 (图7中所示) 截取的拉刀700的远端部分的视图。销703可以定位在支架720的远端部的附近。销703可以固定拉削构件704的远端部的位置。销703可以支承圆筒成型件705。圆筒成型件705可以共轴地安装在销703上。圆筒成型件705可以支承拉削构件704的螺旋形部段。拉削构件704的一个或多个远端部分可以焊接或适当地固定到圆筒成型件705上。

[0321] 圆筒成型件705可以限制或部分地限制拉削构件704的远端部分的方向。圆筒成型件705可以相对于支架720固定。圆筒成型件705可以相对于支架720旋转。

[0322] 拉刀头702可以包括端盖701。拉削构件704可以将大致靠近端盖701的组织移除。在一些实施例中,构件704可以扩展为从端盖701向远端延伸。在这种实施例中,拉削构件可以将远离于端盖701的组织移除。

[0323] 减少或减小拉削构件704的远端部与端盖701之间的距离使拉削构件704能够将更靠近端盖701的组织移除。端盖701可以定位在支架720的远端部处。端盖701可以配置为具有平滑的且无创伤表面。支架720可以附接到驱动轴730上。

[0324] 轴组件714可以包括驱动轴730。驱动轴730可以在接合部732处支承托架720。驱动轴730可以通过销734固定到支架720上。驱动轴730可以向拉刀头702提供旋转。

[0325] 拉削构件704的近端部736和738可以固定到滑动件740上,滑动件740可以为管。近端部738可以螺纹穿过或键合到滑动件740中的窗口742和744内。近端部736可以螺纹穿过或键合到滑动件740中的狭槽746和748内。滑动件740可以相对于驱动轴730滑动以使拉削构件704扩展和收缩。滑动件740示出为处于“收缩”状态中,其中拉削构件704被拉动靠近支架720。滑盖750可以与滑动件740一起滑动。滑动件740和滑盖750中的一个或两个可以通过控制接口710(图7中所示)或任意其他合适的定位控制器沿着轴线 L_c 平移。

[0326] 当滑动件740相对于驱动轴730滑动时,滑盖750可以相对于驱动轴730保持静止。在其中滑盖750在滑动件740移动时保持静止的实施例中,滑盖750的远端部752可以将拉削构件704的径向位置限定在沿着驱动轴730的固定距离处并且由此影响拉削构件704在扩展状态下的变形。

[0327] 拉削构件704可以经受弹性变形和塑性变形中的一个或两个。

[0328] 图21示出了当拉削构件704处于扩展状态中时沿着线20-20(图7中所示)截取的拉刀700的远端部分的视图。拉削构件704示出为主要为圆形的。但是,在扩展状态中能够赋予任意期望的形状,例如但不限于:正方形的、三角形的、卵形的、椭圆形的、泪珠形的、橄榄球形的或任意其他合适的形状。

[0329] 可以使用若干方法获得不同的形状,例如:利用形状记忆合金的预定形状;改变构件截面(沿着构件长度)的几何结构使得其优选地以期望方式弯曲;以迫使扩展的方式限制拉削构件704(例如,通过力、剪应力或力矩)以便获得期望的形状;使最终形状为扩展几何结构的形状而减小或收缩的几何结构为较高应力构型的形状;和/或形成期望形状的任意其他合适的方法。

[0330] 例如,很大程度或基本上防止拉削构件的近端部736和738的径向运动以及在使拉削构件的近端部736和738弹性变形的同时容许拉削构件704的远端部的大致绕销703的运动(由于减小介于拉削构件704的远端部与近端部736和738之间的距离)可以将拉削构件704的几何结构从大致直线构型改变为大致打蛋器的形状。

[0331] 所述变形可以相对增大介于(a) 部段760和762与(b) 支架720之间的距离。当该距离增大时,拉削构件704的扫过容积(当拉削构件704大致绕轴线例如 L_c (图8中所示)旋转时)增大。

[0332] 在一些实施例中,拉刀可以包括拉削构件,拉削构件包括接合到驱动轴上的一个或多个锐利尖齿(未示出)。驱动轴可以具有纵向轴线。尖齿可以在尖齿的近端部处接合到径向靠近轴线的驱动轴上。尖齿可以具有与轴线径向间隔开的远端部。尖齿的远端部可以远离于驱动轴的远端部。在驱动轴上可以设有多个尖齿。这种实施例可以使用低转速高扭

矩而适于在骨B(图2中所示)的髓内空间IS中的旋转。

[0333] 图22以局部截面示出了从线22-22(图21中所示)看去时的拉削构件704。拉削构件704可以具有前刃2202和2204,前刃2202和2204可以通过驱动轴730(图21中所示)沿方向 ω_c 旋转。拉削构件704可以在骨B(图2中所示)扫出基于半径 R_c 的空间,半径 R_c 对应于部段760和762(图21中所示)。

[0334] 前刃2202可以以角度 α_{c1} 倾斜。角度 α_{c1} 可以为任意合适的角度,包括从大约 5° 至大约 75° 的角度。角度 α_{c1} 可以导致前刃2202为整体锐利的或刀状的。这可以辅助拉削构件移除组织的能力。

[0335] 前刃2204可以以角度 α_{c2} 倾斜。角度 α_{c2} 可以为任意合适的角度,包括从大约 5° 至大约 75° 的角度。角度 α_{c2} 可以导致前刃2204为整体锐利的或刀状的。这可以辅助拉削构件移除组织的能力。

[0336] 当拉削构件704大致绕轴线 L_c 顺时针旋转时,前刃2202和2204可以大致为部段760和762的第一部分以与组织(例如较小密度的松质骨 B_{CA} (图2中所示))相接触。部段760和762可以配置为足够柔性的,使得如果部段760和762中的任一个接触较大密度材料(例如骨干、干骺端和骨骺骨时),部段760和762可以在沿着部段760和762的长度的任意位置或拉削构件704的任意其他部分处沿着绕轴线 L_c 的方向 $-\omega_c$ 大致径向地偏转和/或沿线性方向朝向轴线 L_c 偏转。部段760和762的偏转或变形可以具有不干扰较大密度组织的效果。

[0337] 前刃2202和2204可以从轴线 L_c 分别偏离 Δ_1 、 Δ_2 的偏移量。可以选取偏移量 Δ_1 和 Δ_2 的适当大小。在一些实施例中,偏移量 Δ_1 和 Δ_2 可以由收缩的构型直径(当拉削构件704收缩(例如用于部署)时,拉刀头702在横向于轴线 L_c 的平面中的总直径)和拉削构件704与组织的期望扩展接合(半径 R_c)限制。偏移量 Δ_1 和 Δ_2 可以有利于拉削构件使组织移位的效率。

[0338] 图22A示出了位于骨B的髓内空间IS中的拉刀头704并且图示了柔性拉削构件如何能够拉削相对较低密度的骨并且如何由较高密度的骨偏转。部段760和762已经通过沿方向 ω_c 绕轴线 L_c 的旋转而使松质骨 B_{CA} 中的一些从骨B移位或被移除。部段760和762可以为足够坚硬的以将松质骨从轴线 L_c 移除到位于骨B的“顶部”部分中的半径 R_c 处。由于轴线 L_c 相对于骨B的底部分的移位,因此部段760和762在骨B的底部处接触皮质骨 BC_0 。部段760和762可以为足够柔性的以由皮质骨 BC_0 偏转。部段760示出为由骨 BC_0 沿方向 $-\omega_c$ 偏转。部段760和762由此将骨移除仅到位于骨B的“底”部分中的半径 R_c' 处。

[0339] 由拉刀700生成的骨腔可以由此部分地由松质骨 BCA 限界并且部分地由皮质骨 BC_0 限界。由松质骨 BCA 限界的骨腔部分的形状可以基本由拉刀700的几何结构和机械性能控制。由皮质骨 BC_0 限界的骨腔部分的形状可以基本由骨B的原生解剖结构控制。

[0340] 图23示出了沿着线23-23(图20中所示)的拉刀700的视图。拉刀700位于收缩状态中。滑盖750已被移除。滑动件740中的狭槽746、748和2302可以配置为与拉削构件704的近端部736(图21所示)上的结构一致。当近端部736与狭槽746、748和2302相接合时,狭槽746、748和2302可以限制近端部736在基本沿着轴线 L_c 的任一方向上的运动。狭槽746、748和2302可以具有容许近端部736的接合和轴向平移的任意合适的几何结构。

[0341] 狭槽746、748和2302可以为足够的深度,使得当近端部736接合到狭槽746、748和2302中时,滑盖750(图20中所示)具有相对于近端部736和滑动件740的足够的径向间隙以

在滑动件740和狭槽746、748和2302上滑动。滑盖750的内表面可以阻止近端部736沿大致远离于轴线 L_c 的方向运动。

[0342] 滑动件740可以包括狭槽(未示出),狭槽与近端部738(图20中所示)相对应且具有与狭槽746、748和2302一样的一个或多个结构。

[0343] 拉刀头720可以包括拉削构件缠绕部段2304。销703可以与缠绕部段2304成一体。缠绕部段2304可以与销703分离。缠绕部段2304可以配置为容许大致绕缠绕部段2304缠绕拉削构件704。拉削构件704可以在缠绕部段2304中形成环圈。拉削构件704可以在缠绕部段2304中缠绕(如图23中所示)至少一个完整圈。绕缠绕部段2304的缠绕可以将部段760和762(图21中所示)远离于轴线 L_c 偏置。

[0344] 图24示出了沿着线24-24(图8中所示)观察的、拉刀控制部706(图7中所示)的一部分的截面。扩展控制接口710示出为具有位于位置 p_e 处的基部2402。这可以对应于如图8中所示的拉削构件704的扩展状态。基部2402可以向远端移动至位置 p_c 。这可以对应于如图7中所示的拉削构件704的收缩状态。扩展控制接口710可以结合本体2408进行操作。本体2408可以包括控制轴712和远端止挡部2410。控制轴712可以包括螺纹部2418。

[0345] 扩展控制接口710可以包括外构件2412和内构件2414。外构件2412和内构件2414可以彼此固定。滑动销2404可以被捕获在外构件2412与内构件2414之间。内构件2414可以包括用于与控制轴712上的螺纹部2418相啮合的螺纹部2416。滑动销2404可以在本体2408中的狭槽2405和2407中平移。

[0346] 扩展控制接口710可以通过向扩展控制接口710施加力而沿着轴线 L_c 移动。在一些实施例中,扩展控制接口710可以通过向扩展控制接口710施加大致绕轴线 L_c 的旋转力而大致沿着轴线 L_c 轴向推进,使得螺纹部2416通过螺纹部2418前进或后退。

[0347] 当驱动轴730通过销2406保持轴向固定到本体2408上的同时,可以将扩展控制接口710相对于本体2408的轴向运动转移到滑动件740和滑盖750上。滑动件740可以包括切除部2430和2432。滑盖750可以包括切除部2434和2436。当滑动件740和滑盖750轴向移动时,切除部2430、2432、2434和2436可以提供销2406的间隙。

[0348] 当扩展控制接口710轴向移动时,拉削构件704的近端部736和738(图20中所示)由此轴向移动。拉削构件704的远端部780(图7中所示)可以轴向固定到驱动轴730上,驱动轴730可以固定到本体2408上。由此,当扩展控制接口710向远端移动时,介于(a)近端部736和738与(b)远端部780之间的距离减小并且拉削构件704扩展。当扩展控制接口710向近端移动时,介于(a)近端部736和738与(b)远端部780之间的距离增大并且拉削构件704收缩。

[0349] 远端止挡部2410和近端止挡部2420可以限制扩展控制接口710的轴向运动。尽管近端止挡部2420示出为作为把手708的一部分,但是近端止挡部2420可以与把手708分离。

[0350] 把手708可以将大致绕轴线 L_c 的旋转运动传递给控制轴712。控制轴712可以将旋转传递给滑动销2404和驱动轴2406。滑动销2404可以将旋转传递给滑动件740和滑盖750。驱动轴销2406可以将旋转传递给驱动轴730,驱动轴730可以驱动拉削构件704(图21中所示)。

[0351] 远端止挡部2410示出为与本体2408成一体,但是远端止挡部可以为附接到控制轴712上或本体2408的不同部分上的单独的元件。

[0352] 销2406可以延伸到凹部结构2422内。凹部结构2422可以为通孔。销2406可以延伸

穿过该通孔到本体2408的外部的的位置。

[0353] 销2404可以延伸到凹部结构2424内。凹部结构2424可以为通孔。销2404可以延伸穿过该通孔到本体外构件2412的外部的的位置。凹部结构可以绕轴线 L_c 周向延伸。如果凹部结构2424绕轴线 L_c 周向延伸,则扩展控制接口710可以基本不受限制或受销2404的限制绕轴线 L_c 旋转。

[0354] 本体2408可以包括周向凹部2426。凹部2426可以定尺寸为与O形环2428相接合。凹部2426可以防止本体2408与O形环2428之间的基本沿着轴线 L_c 的轴向运动。O形环2428可以定尺寸为提供与外构件2412的过盈配合。过盈配合可以在O形环2428与扩展控制接口710之间产生摩擦。摩擦可以容许将扩展控制接口710轻微地锁定在相对于本体2408的、大致绕轴线 L_c 的任意旋转位置。

[0355] 图25示出了骨腔准备装置2500。装置2500可以包括拉刀2550。拉刀2550可以具有与拉刀950(图9中所示)一样的一个或多个结构。拉刀2550可以包括拉刀头2525、升降器带2552和控制本体2560中的一个或多个。装置2500可以包括导向件2502。导向件2502可以通过接近孔例如H或I(图2中所示)引导拉刀2550或任意其他合适的装置。导向件2502可以将软组织保留在距接近孔的一段距离处以阻止软组织与定位在导向件2502中的器具相接合。

[0356] 图26-图29示出了装置2500的不同部分的结构。

[0357] 图26以局部截面示出了示例性拉刀头2525和示例性升降器带2552。

[0358] 拉刀头2525可以由旋转驱动轴2540绕轴线 L_e 驱动。拉刀头2525可以包括拉削构件2524,拉削构件2524可以具有与拉削构件704(图7中所示)一样的一个或多个结构。拉刀头2525可以包括远端接口2526和近端接口2528。远端接口2526和近端接口2528中的一个或两个可以将旋转传递给拉削构件2524。远端接口2526和近端接口2528中的一个或两个可以支承拉削构件2524。

[0359] 驱动轴2540可以在拉刀鞘套2527内延伸。驱动轴2540可以由位于拉刀鞘套2527的端部处的套管2530可旋转地支承。

[0360] 示例性升降器带2552可以在固定件2532处锚固到拉刀鞘套2527上。当大致沿着轴线 L_e 向升降器带2552施加轴向压缩力时,升降器带2552可以沿着其长度扣住。例如,升降器带2552可以在部段2534处或附近扣住。部段2536可以用来将拉刀鞘套2537支承在相对于骨B(图2中所示)中的松质骨 B_{ca} 或皮质骨 B_{co} 的升高位置处。

[0361] 升降器带2552的部分可以在拉刀鞘套2527的内侧延伸并且穿过狭槽2542和2544到达部段2534。在一些实施例中,在驱动轴2540与升降器带2552之间可能存在接触。在一些实施例中,在驱动轴2540与升降器带2552之间可能没有接触。

[0362] 升降器带2552在被压缩时可以向拉刀鞘套2527的相邻部分2538施加张力并且向拉刀鞘套2527的相对部分2540施加压缩力。相邻部分2538的张力和相对部分2540的压缩力中的一个或两个可以导致拉刀鞘套2527基本绕轴线例如 L_f 弯曲。

[0363] 相邻部分2538和相对部分2540中的一个或两个可以包括容许在张力和压缩力的作用下弯曲的应力松弛结构。应力松弛结构可以包括狭槽或狭槽模式。应力松弛结构可以使用激光切削定位。应力松弛可以提供平衡的弯曲部分,使得拉刀鞘套2527在停放时弯曲。

[0364] 应力松弛结构可以包括烧结颗粒。颗粒可以包括金属、聚合物、复合材料或任何其他合适的材料。

[0365] 图27示出了用于拉刀鞘套例如927(图9中所示)或2527(图26中所示)的示范性激光切削模式2700。模式2700(其为了说明而示出为平坦的)可以在圆筒形管中切成以释松在管的一侧上的压缩力并且释松在管的另一侧上的张力。例如,压缩松弛模式2740可以沿着拉刀鞘套2527的相对部分2540定位。张力松弛模式2738可以沿着拉刀鞘套2527的相邻部分2538定位。张力和压缩松弛可以通过分别加长长度 L_{p1} 和 L_{p2} 而增大。弯曲刚度可以通过增大模式宽度 w_1 和 w_2 而减小。增大锯口和减小切削间距也可以减少弯曲刚度。在一些实施例中,管可以具有0.108英寸的外径。在一些实施例中,管可以具有0.125英寸的直径。可以使用任意合适的外径。

[0366] 图28示出了示范性升降器控制本体2860。升降器控制本体2860可以支承拉刀鞘套2527的近端部。驱动轴2540可以延伸穿通过控制本体2860到达扭矩适配器2808。扭矩适配器2808可以为空心的。扭矩适配器2808可以为空心的A-0型适配器。扭矩适配器2808可以具有用于与D形夹具相接合的“D”形延伸部。

[0367] 扭矩适配器2808可以由任意合适的旋转能量源被扭转。

[0368] 控制本体2860可以包括壳体2862和致动器2866。把手2864可以用来使致动器2866相对于壳体2862绕轴线 L_{TE} 旋转角度 δ_E 。当致动器移动角度 δ_E 时,轴2868可以在狭槽2872中驱动梭状部2870。升降器带2552的远端部可以例如通过螺钉2874固定到梭状部上。当梭状部位于远端位置时,升降器带2552扩展(如图26中所示)。当梭状部位于近端位置时,升降器带2552朝向轴线 L_E 收缩。

[0369] 致动器2866可以包括面构件2890。面构件2890可以相对于壳体2862固定。面构件2890可以包括凹部2892。凹部2892可以“抓住”突出部(例如2894)以作为锁键(detent)。突出部2894可以为提供锁键位置的若干突出部中的一个。例如,可以定位三个锁键位置:向前、空置和向后。在向前位置中,升降器带2552延伸。在向后位置中,升降器带2552被压缩。在空置位置中,升降器带2552位于部分压缩状态中。

[0370] 壳体2862可以配置为容置扭矩限制器(未示出)。扭矩限制器可以将扭矩适配器2808联接到驱动轴2540上并且可以用来限制向拉刀头2525(图25中所示)施加的扭矩。如果拉刀头2525卡在骨B(图2中所示)中,则扭矩限制器可以限制或减小施加在拉刀头2525上的扭矩以防止损坏拉刀头2525、装置2500的其他元件、其他涉及的装置或骨B。

[0371] 图29示出了导向件2502。导向件2502可以包括套管2904和漏斗2906。漏斗2906可以有利于将拉刀头例如2525(图25中所示)插入孔例如H(图2中所示)内。

[0372] 导向件2502可以“预加载”到拉刀鞘套2527上。实施者可以将拉刀头插入孔H(图2中所示)内并且随后将导向件2502定位在孔H中。漏斗2906可以保护位于骨B的外侧的软组织。当将拉刀头从孔H中抽出时(例如,在完成骨腔准备过程时),套管2904可以将拉刀头引导穿过孔H。

[0373] 套管2904的外壁2908可以为合适的直径以基本填满孔H。漏斗2906可以包括壁架2910。壁架2910可以限制套管2904可以延伸到髓内空间IS内的程度。

[0374] 套管2904可以支承锁键2910。锁键2912可以定位为捕获在皮质骨 B_{Co} 的壁W的内侧上以将套管2904保持在孔H中的位置中。锁键2912可以具有锥形轮廓,使得其能够与不同厚度的壁W相接合。在一些实施例中,锁键2912可以为被动的。在被动实施例中,锁键2912可以为弹性的、被偏置的或刚性的。在一些实施例中,锁键2912可以为主动的。在主动实施例中,

锁键2912可以被致动。例如,锁键2912可以通过手动控制部致动,手动控制部导致锁键2912远离于管套管2904延伸期望的距离或预定的距离。套管2904可以包括多于一个锁键。

[0375] 漏斗2906的口2914可以具有横向于轴线 L_e 的任意合适的形状。所述形状可以为矩形的、三角形的、椭圆形的、泪珠形的、喇叭口状的、圆形的和任意其他合适的形状。

[0376] 漏斗2906可以包括削薄的弯曲部段(未示出)。削薄的弯曲部段可以位于漏斗2906的远端部处。

[0377] 用于可旋转拉刀的导向件可以包括具有套管的本体。本体可以将拉刀鞘套支承为与套管对准。驱动轴可以穿过套管并且向远端延伸穿过拉刀鞘套。旋转源可以在本体附近连接到驱动轴上。本体可以为手持式的。本体可以不适于与孔例如H(图2中所示)相配合。

[0378] 图30示出了装置2500(图25中所示),具有更大角度 δ_e 的控制部2864和处于靠近拉刀鞘套2527的收缩状态中的升降器带2552。应力松弛结构例如在平直模型2700(图27中所示)中所示的那些示出为位于拉刀鞘套2527的部分2538和2540中。

[0379] 图31示出了示例性拉削构件3102。拉削构件3102可以在拉刀轴3108的远端部处由固定件3104安装到接口3106上。拉刀轴3108可以具有与拉刀轴2527(图26中所示)或者本文讨论或示出的任意其他拉刀轴一样的一个或多个结构。例如,拉刀轴3108可以包括应力松弛结构3110和3112。

[0380] 接口3106可以具有与结构2528(图26中所示)一样的一个或多个结构。

[0381] 拉削构件3102可以为自扩展结构。拉削构件3102可以由扩展为合适形状(例如所示形状)的激光切削管构成。拉削构件3102可以包括拉削构件例如3114。拉削构件3102可以包括多个互连单元例如单元3116。单元可以由一个或多个拉削构件限定。一些单元可以由除了拉削构件以外的结构限定。单元可以布置为网。单元可以连接为使得当结构在一点受到应力(例如,压缩)时,应力被分布到附近的单元上。拉削构件3102由此可以在具有不规则形状例如非圆形的、矩椭圆的、或角度的骨腔中旋转。骨腔可以小于拉削构件3102的直径,例如扩展直径 D_e 。

[0382] 拉削构件3102可以包括其包括编织丝线(未示出)的拉削构件。拉削构件3102可以包括其包括编织丝带(未示出)的拉削构件。

[0383] 在一些实施例中,每个单元臂可以为拉削构件。当在拉刀头的旋转期间设有大量拉削构件(即,当拉削构件的周向密度为高时)时,需要较小的扭矩以驱动拉刀头。

[0384] 图32示出了插入骨B中的示例性拉刀3200。拉刀3200可以包括拉刀头3202。柔性旋转驱动轴3204可以沿方向 ρ' 和 $-\rho'$ 旋转地驱动拉刀头3202。驱动轴3204可以由旋转源例如手柄3206驱动。在一些实施例中,旋转源可以包括手术手持式钻具、DREMEL电机或任意其他合适的旋转动力源。

[0385] 驱动轴3204可以包封在柔性套管中(与拉刀鞘套3210间隔开,这将在下文描述)。

[0386] 控制本体3208可以用来将拉刀头3202插入穿过位于部位H'处的孔。在插入期间,可以将拉刀头3202收回到柔性拉刀鞘套3210内。柔性拉刀鞘套3210的近端部3212可以固定到控制本体3208的远端部3214上。致动器3216可以与驱动轴3204相接合并可以相对于控制本体3208滑动。致动器3216由此可以使驱动轴3204沿着轴线 L_m 在导向件鞘套3210内平移。

[0387] 在一些实施例中,拉削头3202可以为可压缩的和可扩展的。拉削头3202可以被压

缩在导向件鞘套3210内。拉削头3202可以在导向件鞘套3210的外侧扩展。在一些实施例中，拉削头3202可以在通过驱动轴3204从导向件鞘套3210中推出之后在骨B中自扩展。在一些实施例中，当将拉削头3202输送到骨B内时，拉削头3202可以位于导向件鞘套3210的外侧。

[0388] 拉削头3202可以包括一个或多个拉削构件3218，一个或多个拉削构件3218具有足够的刚性以使松质骨移位但是足够弹性以在与皮质骨相接触时变形并且由此将皮质骨基本保持在位置中。

[0389] 拉削构件3218可以由环圈形成。环圈可以固定到远端接口3220上。环圈可以固定到近端接口3222上。远端接口3220和近端接口3222中的一个或两个可以轴向固定到驱动轴3204上。远端接口3220和近端接口3222中的一个或两个可以可旋转地固定到驱动轴3204上。拉削头3202可以包括任意合适数量的环圈。拉削构件3218可以具有与拉削构件704(图7中所示)或者本文描述或示出的任意其他拉削构件一样的一个或多个结构。

[0390] 图33示出了示例性拉削头3300。拉削头3300可以包括拉削构件3302。拉削构件3302中的每一个可以具有与拉削构件704(图7中所示)或者本文描述或示出的任意其他拉削构件一样的一个或多个结构。拉削头3300可以具有任意合适数量的拉削构件3302。例如，拉削头3300可以具有一个拉削构件、2个-6个拉削构件、7个-20个拉削构件、多于20个拉削构件或任意适当数量的拉削构件。

[0391] 拉削头3300可以朝向驱动轴3310收缩并且可以收回到外鞘套(未示出)内。外鞘套可以被插入孔例如H(图2中所示)中。拉削头3300随后可以通过收回鞘套而被部署。拉削构件3302可以为足够弹性的以收缩并且当鞘套缩回时可以远离于驱动轴3310扩展。

[0392] 拉削构件3302可以由远端接口3304支承。远端接口3304可以没有并且拉削构件3302可以具有自由远端部。具有自由远端部的拉削构件可以在拉削头3300的中心轴线附近支承在它们的近端部处。拉削构件可以成角度地径向远离于拉削头3300的中心轴线。

[0393] 具有自由远端部的拉削构件可以在远端部处具有合适的形状，例如尖的、分叉的、圆形的、钝的或截头的。

[0394] 拉削构件3302可以由近端接口3306支承。近端接口3306可以由拉刀鞘套3308支承。拉刀鞘套3308可以具有与拉刀鞘套127(图1中所示)一样的一个或多个结构。

[0395] 驱动轴3310可以旋转地驱动拉削头3300。驱动轴3310可以向远端延伸到远端接口3304。驱动轴3310可以延伸穿过拉刀鞘套3308到达近端旋转源(未示出)。

[0396] 远端接口3304和近端接口3306中的一个或两个可以轴向固定到驱动轴3310上。远端接口3304和近端接口3306中的一个或两个可以可旋转地固定到驱动轴3310上。

[0397] 拉削构件3302中的一个或多个可以包括箍圈部段例如3312。部段3312可以支承一个或多个增强部例如3314。

[0398] 部段3312可以为刚性的。部段3312可以为弹性的。部段3312可以具有任意合适的预定弯曲部分或基本为线性的。部段3312可以为闭合环圈。环圈可以是不对称的。

[0399] 部段3312可以包括一段丝线、丝带、线缆、股绞线、或任意其他合适的形式或结构。部段3312可以包括聚合物、金属、合金或任意其他合适的材料。部段3312可以由金属管切成的网构成。

[0400] 增强部3314可以为管。增强部3314可以由聚合物、金属、合金或任意其他合适的材料制成。一个或多个增强部例如3314可以定尺寸为且定位为支承期望轮廓的部段3312。一

个或多个增强部例如3314可以提供骨拉削磨损性、动力或这两者。

[0401] 图34示出了示例性拉削头3400。拉削头3400可以包括拉削构件3402。拉削构件3402中的每一个可以具有与拉削构件704(图7中所示)或者本文示出或描述的任意其他拉削构件一样的一个或多个结构。例如,拉削头3400可以具有一个拉削构件、2个-6个拉削构件、7个-20个拉削构件、多于20个拉削构件或任意合适数量的拉削构件。

[0402] 拉削构件3402可以由远端接口3404支承。拉削构件3402可以由近端接口3406支承。近端接口3406可以由驱动轴3410支承。驱动轴3410可以具有与驱动轴730(图20中所示)或本文示出或描述的任意其他驱动轴一样的一个或多个结构。

[0403] 驱动轴3410可以旋转地驱动拉削头3400。驱动轴3410可以向远端延伸到远端接口3404。驱动轴3410可以延伸到近端旋转源(未示出)。

[0404] 远端接口3404和近端接口3406中的一个或两个可以轴向固定到驱动轴3410上。远端接口3404和近端接口3406中的一个或两个可以可旋转地固定到驱动轴3410上。

[0405] 拉削构件3402中的一个或多个可以包括箍圈部段例如3412。增强部3414可以支承一个或多个部段例如3412。

[0406] 部段3412可以为刚性的。部段3412可以为弹性的。部段3412可以包括一段丝线、丝带、线缆、股绞线或任意其他合适的形式或结构。部段3412可以包括聚合物、金属、合金或任意其他合适的材料。

[0407] 增强部3414可以为支架。增强部3414可以由聚合物、金属、合金或任意其他合适的材料制成。一个或多个增强部例如3414可以定尺寸为且定位为支承期望轮廓的部段3412。一个或多个增强部例如3414可以提供骨拉削磨损性、动力或这两者。

[0408] 支架可以减小部段3412中的材料疲劳。支架可以有助于部段3412在旋转力和拉削阻力的作用下保持其形状。支架可以包括环圈3418和3416。环圈可以绕部段3412的周缘行进。在一些实施例中,环圈3418和3416可以包围周缘的仅一部分。在一些实施例中,支柱可以例如通过卷压、焊接或压配合固定到部段3412上。

[0409] 支架可以支承拉削刃以用于使骨B(图2中所示)中的骨材料移位。拉削刃可以具有任意合适的形式,例如齿状、锯齿状、刀刃、线性刃或任意其他合适的形式。

[0410] 支架可以由在金属管内切成的模式形成。

[0411] 图35示出了示例性拉削头3500。拉削头3500可以包括拉削构件3502。拉削构件3502可以具有与拉削构件704(图7中所示)或者本文示出或描述的任意其他拉削构件一样的一个或多个结构。

[0412] 拉削头3500可以具有任意合适数量的拉削构件例如拉削构件3502。例如,拉削头3400可以具有一个拉削构件、2个-6个拉削构件、7个-20个拉削构件、多于20个拉削构件或任意合适数量的拉削构件。当包括多于一个的拉削构件时,拉削构件可以具有不同的尺寸或其他结构。

[0413] 拉削构件3502图示为单个实心箍圈。拉削构件3502可以包括绞股的或编织的一个或多个构件。拉削构件3502可以包括线材、带材、板材、绞股材、丝带、聚合物、复合材料、陶瓷、烧结材料或任意其他合适的材料。拉削构件3502可以具有不同截面中的一种或多种,例如正方形、矩形、八边形、具有锐利边缘的轮廓、绞股线、或其他合适的构型以有利于骨移位。

[0414] 拉削构件3502可以包括不锈钢、镍钛诺合金(定形的、超弹性的或其他镍钛诺)或任意其他合适的物质。

[0415] 拉削构件3502可以为基本连续的结构。拉削构件3502可以穿过位于远端接口3504中的通道3512。拉削构件3502可以在通道3512中紧固到远端接口3504上。

[0416] 拉削构件3502可以由远端接口3504支承。拉削构件3502可以由近端接口3506支承。近端接口3506可以由拉刀鞘套3508支承。拉刀鞘套3508可以具有与拉刀鞘套127(图1中所示)或者本文示出或描述的任意其他拉刀鞘套一样的一个或多个结构。

[0417] 驱动轴3510可以旋转地驱动拉削头3500。驱动轴3510可以向远端延伸到远端接口3504。驱动轴3510可以延伸到近端旋转源(未示出)。

[0418] 远端接口3504和近端接口3506中的一个或两个可以轴向固定到驱动轴3510上。远端接口3504和近端接口3506中的一个或两个可以可旋转地固定到驱动轴3510上。

[0419] 远端接口3504可以由金属、不锈钢、激光切削管、聚合物、陶瓷或任意其他合适的材料构成。

[0420] 驱动轴3510的远端部可以延伸到位于远端接口3504中的通道(未示出)内。远端接口3504可以关于驱动轴3510自由地轴向移动。远端接口3504中的通道可以为带键的以用于接收驱动轴3510的互补带键的远端部。驱动轴3510由此可以驱动拉削构件3502的远端部分3518和3520。

[0421] 在旋转期间,拉削构件3502可以沿着轴线 L_c 轴向伸长,并且将远端接口3504相对于驱动轴3510向远端推动。这种运动可以使拉削构件3502收缩。在旋转期间,拉削构件3502可以沿着轴线 L_c 轴向扩展并且将远端接口3504相对于驱动轴3510向近端拉动。例如,当远端接口3504遇到抵抗材料时,收缩可以发生。

[0422] 远端接口3504可以固定到驱动轴3510上。拉削构件3502可以通过向拉削构件3502的近端部3514和3516施加扭矩而被可旋转地驱动。拉削构件3502可以通过向拉削构件3502的远端部分3518和3520施加扭矩而被可旋转地驱动。

[0423] 拉削构件3502的近端部3514和3516可以通过近端接口3506附接到驱动轴3510上。近端接口3506可以通过卷压、焊接、固定螺钉、卡扣配合或任意其他合适的紧固件与近端部3514和3516相接合。

[0424] 近端接口3506可以包括轴承(未示出)或关于轴承(未示出)旋转。轴承可以安置在拉刀鞘套3508的远端部中。由此,当驱动轴3510使拉削构件3502旋转时,拉刀鞘套3508和轴承不旋转。其中拉削构件3502的近端部3514和3516固定到近端接口3506上的方向可以提供或保持拉削构件3502的形状。

[0425] 远端接口3504可以沿远离于拉削构件3502的远端部分3518和3520的远端方向延伸距离E。远端接口3504由此可以在远端部分3518和3520与骨B(图2中所示)中的骨材料相接触之前接触该材料。如果材料为密度高的例如皮质骨,则材料可以抵抗远端接口3504的向远端推进。由此可以防止拉削构件3502拉削该材料或与该材料相互作用。

[0426] 远端接口3504可以包括凹槽3522和3524。拉削刀3526、3528、3530、3532、3534和3536可以使骨B的内侧的材料移位。凹槽3522和3524可以彼此在远端接口3504的远端部处相互作用。

[0427] 远端接口3504可以具有钝的远端部而没有凹槽。这可以阻止拉削构件3502与抵抗

远端接口3504的向远端推进的材料相互作用。远端接口3504的远端部可以为任意合适的形状。

[0428] 远端接口3504可以没有拉削头3500。

[0429] 图36示出了示例性拉刀3600。拉刀3600可以包括拉削头3602、控制轴组件3604和致动器3606。

[0430] 拉削头3602可以包含联动刀片3608、3610、3612和3613。联动刀片3608和3610可以分别具有拉削刃3630和3632。当拉刀头3602绕轴线 L_I 旋转时,拉削刃可以在骨B(图2中所示)的内侧拉削骨。

[0431] 刀片可以由锁定机构径向定位。刀片可以由弹性机构径向定位,使得刀片可以与骨组织相互作用而具有足够的压力以使特定密度的骨组织移位,但具有不够的压力以基本不使较高密度的骨移位。

[0432] 联动刀片3608、3610、3612和3613可以由一个或多个联动件例如联动件3614、3616、3618和3620连接。联动件3618(以及相应的联动件3619(未示出))可以由细长构件例如固定支柱3622和3624支承。固定支柱3622和3624可以关于轴线 L_I 固定。固定支柱3622和3624可以由远端顶端3634接合。

[0433] 联动件3614可以由一个或多个细长构件例如在控制轴组件3604内轴向延伸的牵杆支柱(未示出)支承。牵杆支柱可以通过改变介于(a)联动件3614与(b)联动件3618和3619(未示出)之间的轴向距离而导致刀片的径向伸长和收缩。

[0434] 控制轴组件3604可以包括固定支柱3622和3624、所述一个或多个牵杆支柱(未示出)、壳体构件3626和3628、一个或多个填充构件(未示出)和其他合适的构件(未示出)。

[0435] 致动器3606可以包括用于在细长构件例如固定支柱与牵杆支柱之间产生偏转的元件。致动器3606可以包括用于使拉削头3602绕轴线 L_I 旋转的元件。

[0436] 图37示出了控制轴组件3604的一部分和拉削头3602而壳体构件3626和3628被移除。牵杆3702和3704可以定位在控制轴组件3604中以使联动件3614相对于联动件3618和3619轴向移动。

[0437] 图38示出了联动件3614的示例性部分3800。部分3800可以为横跨牵杆支柱3702和3704以及刀片3608和3610的销通道。销(未示出)可以横过销通道以到达分别为支柱牵杆3702、支柱3704、刀片3608和刀片3610的轴向对齐孔3802、3804、3808和3810。

[0438] 图39示出了联动件3618的销通道3902和联动件3619的销通道3904。销通道3902横过刀片3612、壳体构件3622和销紧固件3906。销通道3904横过刀片3613、壳体构件3624和销紧固件3908。

[0439] 销(未示出)可以设置在通道3902中以将联动件3618轴向固定到壳体构件3622上。销(未示出)可以设置在通道3904中以将联动件3619轴向固定到壳体构件3624上。联动件3619和3618可以与轴向 L_I 以偏移量 Δ_3 和 Δ_4 偏转。

[0440] 当拉刀头3602在骨B中沿 ω_I 或 $-\omega_I$ 方向旋转而刀片3608和3610如所示地定位时,拉削刃3630和3632(图36中所示)将扫出半径 R_{IMAX} 的空间,该半径是用于拉刀头3602的最大半径。如果联动件3614(图36中所示)从所示的轴向位置移动,则拉削刃3630和3632将扫出 R_I 的空间。

[0441] 图40示出了用于联动件3614的不同轴向位置的刀片3610的尖端4002的径向范围。

当联动件3614位于最近端位置时,顶端4002可以位于 $R_I=R_{I0}$ 处。在 R_{I0} ,拉削刃3622可以与骨B(图2中所示)脱离。当联动件3614位于居中轴向位置时,顶端4002可以位于 $R_I=R_{I1}$ 处。在 R_{I1} ,拉削刃3622可以与骨B相接合。在 $R_I=R_{I\text{MAX}}$,拉削刃3622可以在距轴线 L_I 的最大半径处与骨B相接合。

[0442] 填充构件例如填充件4004可以被置于牵杆支柱之间的空间中。填充构件可以布置为靠近由牵杆支柱致动的刀片。填充构件可以向牵杆支柱提供横向稳定性。

[0443] 图41示出了示例性拉削头4100。拉削头4100可以包括拉削构件4102。拉削构件4102中的每一个可以具有与拉削构件704(图7中所示)或者本文示出或描述的任意其他拉削构件一样的一个或多个结构。例如,拉削头4100可以具有一个拉削构件、2个-6个拉削构件、7个-20个拉削构件、多于20个拉削构件或任意合适数量的拉削构件。

[0444] 拉削头4100可以朝向驱动轴4110收缩并且收回到拉刀鞘套(未示出)内。拉刀鞘套可以被插入孔例如H(图2中所示)中。拉削头4100随后可以通过使拉刀鞘套收缩而被部署。拉削构件4102可以是足够弹性的以收缩并且当拉刀鞘套缩回时可以远离于驱动轴4110扩展。

[0445] 拉削构件4102可以包括自由远端部例如远端部4104。具有自由远端部的拉削构件可以在拉削头4100的中心轴线的附近支承在它们的近端部处。

[0446] 远端部4104可以具有任意合适的形状,例如尖的、分叉的、圆形的、钝的或截头的。

[0447] 拉削构件4102可以由驱动轴4110、近端接口(未示出)和拉刀鞘套中的一个或多个向近端支承。拉刀鞘套可以具有与拉刀鞘套127(图1中所示)一样的一个或多个结构。

[0448] 驱动轴4110可以旋转地驱动拉削头4100。旋转可以为沿方向 ω_s 。旋转可以为沿方向 $-\omega_s$ 。驱动轴4110可以延伸穿过拉刀鞘套(未示出)以到达近端旋转源(未示出)。

[0449] 拉削构件4102可以以高的角速度旋转以碎裂松质骨例如骨 B_{CA} (图2中所示)。拉削构件4102的刚度和角速度中的一个或两个可以被选取以选择骨密度阈值,当高于该阈值时,拉削构件4102将具有减小的影响或基本没有影响,而当低于该阈值时,拉削构件4102将碎裂松质骨。

[0450] 拉削构件4102中的一个或多个可以包括螺旋形部段例如4106。部段4106可以由一个或多个增强部例如4108支承。

[0451] 部段4106可以为刚性的。部段4106可以为弹性的。部段4106可以具有任意合适的预设弯曲部分。部段4106可以包括大致线性的部分(未示出)。

[0452] 部段4106可以包括一段丝线、丝带、线缆、股绞线、或任意其他合适的形式或结构。部段4106可以包括聚合物、金属、合金或任意其他合适的材料。部段4106可以由金属管切成的网构成。

[0453] 增强部4108可以为管。增强部4108可以由聚合物、金属、合金或任意其他合适的材料制成。一个或多个增强部例如4108可以定尺寸为且定位为以期望轮廓支承部段4106。一个或多个增强部例如4108可以提供骨拉削磨损性、动力或这两者。

[0454] 增强部4108可以为支架。

[0455] 螺旋形部段4112可以沿与螺旋形部段4106相同的方向成“螺旋形”。螺旋形部段4112可以沿与螺旋形部段4106相反的方向成“螺旋形”,使得远端尖端4104和4114“面对”相反的周向方向。

[0456] 拉削构件4102可以没有拉削头4100。增强部例如4108可以定位在拉削头4100中作为拉削构件。

[0457] 图42示出了示例性髓内工具4200。工具4200可以包括手柄4202、细长支承件4204和探头4206。

[0458] 实施者可以使用手柄4202将探头4206插入骨B(图2中所示)的髓内空间IS内。探头4206可以用来确定松质骨 B_{CA} (图2中所示)的空间分布。探头4206可以用来向骨碎片例如碎片 p_h 和 p_a (图2中所示)施加力以定位骨裂纹以用于临时减小裂纹例如 F_h 和 F_a (图2中所示)。探头4206可以在工具4200的操作期间经由荧光成像或任意其他合适类型的成像方式原位观察。

[0459] 探头4206可以包括远端面4208。远端面4208可以是圆形的、锥形的、有刻面的或任意其他合适的形状。探头4206可以包括丝线环圈。

[0460] 探头4206可以包括聚合物、合金或任意其他合适的材料。

[0461] 细长支承件4204可以包括一个或多个直线部分例如部分4208。细长支承件4204可以包括一个或多个弯曲部分例如部分4210。细长支承件4204可以定形为使得探头4206可以被插入角度凹孔例如H或I(图2中所示)内并且基本沿着骨轴线 L_B 朝向骨B(图2中所示)的远端部D推进。

[0462] 细长支承件4204可以包括一个或多个刚性部段。细长支承件4204可以包括一个或多个柔性部段。柔性部段可以有助于探头4206成功完成从角度凹孔向髓内空间内的转动。柔性部段可以有助于使探头4206在基本沿着骨轴线 L_B (图2中所示)的推进期间远离于高密度骨例如高密度松质骨或皮质骨偏转。

[0463] 细长支承件4204可以具有一个或多个实心部分。细长支承件4204可以具有一个或多个空心部分。

[0464] 细长支承件4204可以包括聚合物、合金或任意其他合适的材料。

[0465] 由此,已经提供了用于骨折修复的装置及方法。本领域的技术人员将会理解,本发明能够由除了所述实施例以外的其他实施例实施,本文所述的实施例展示用于说明性的目的而非限制性的目的。本发明仅由下面的权利要求限定。

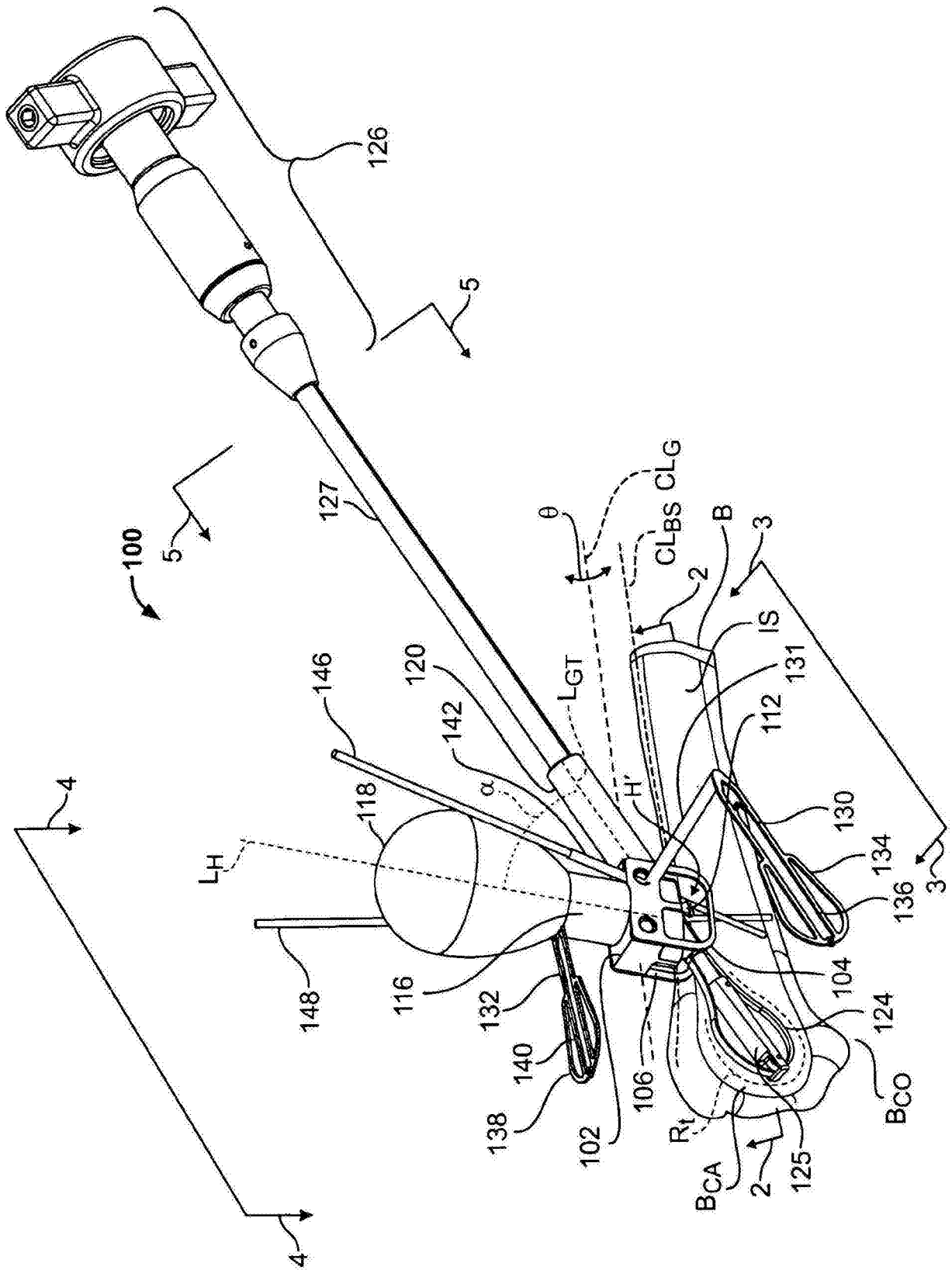


图1

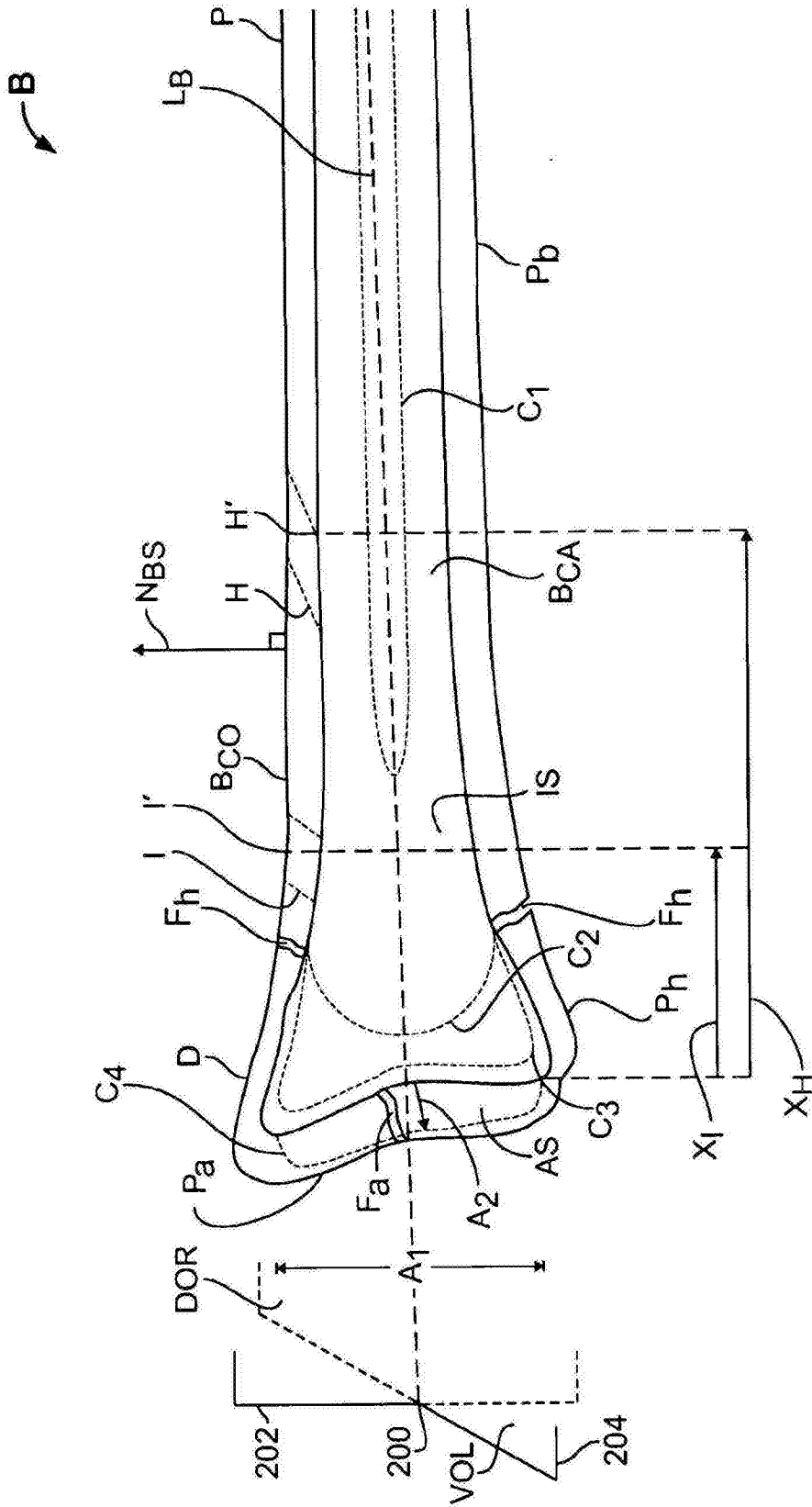


图2

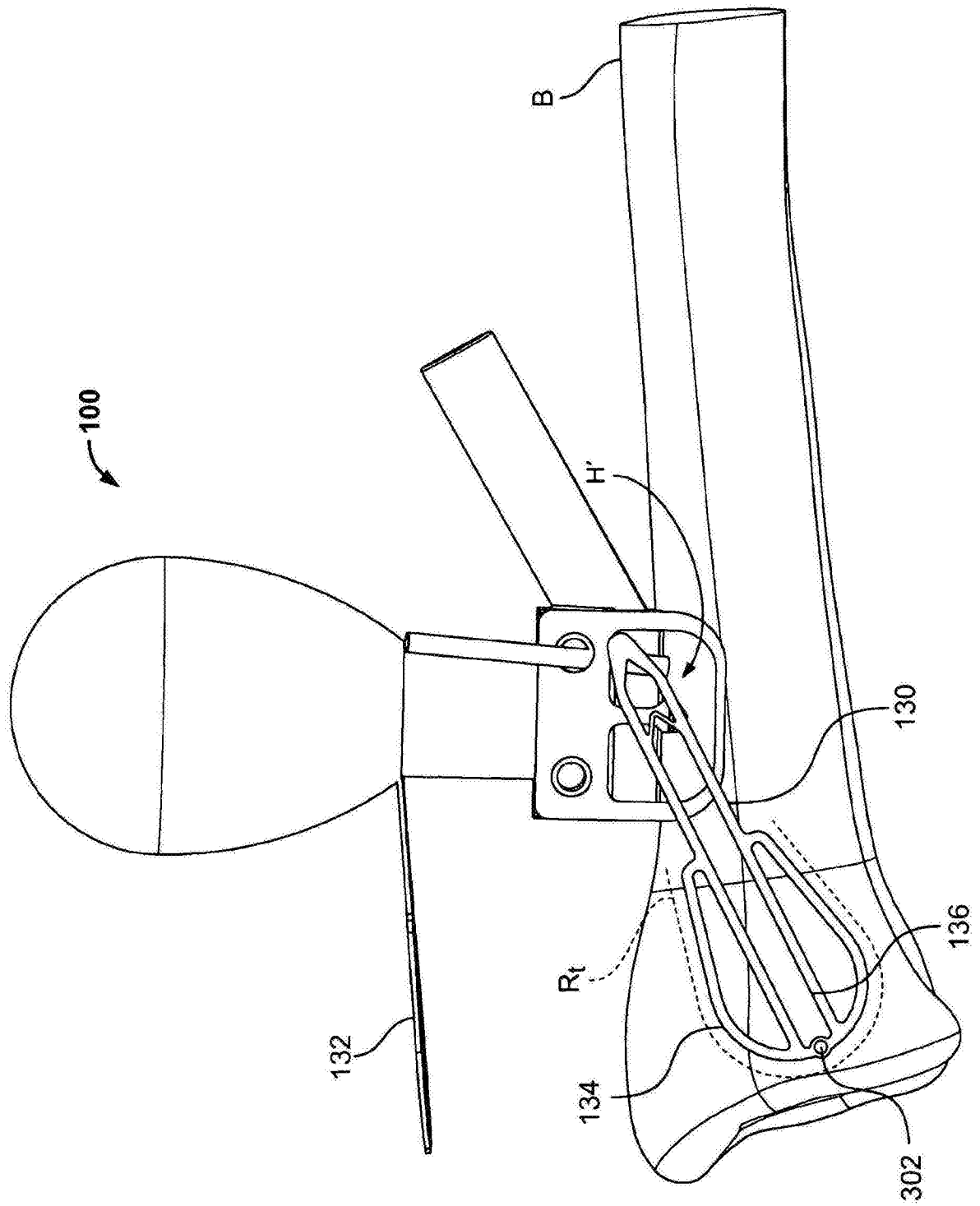


图3

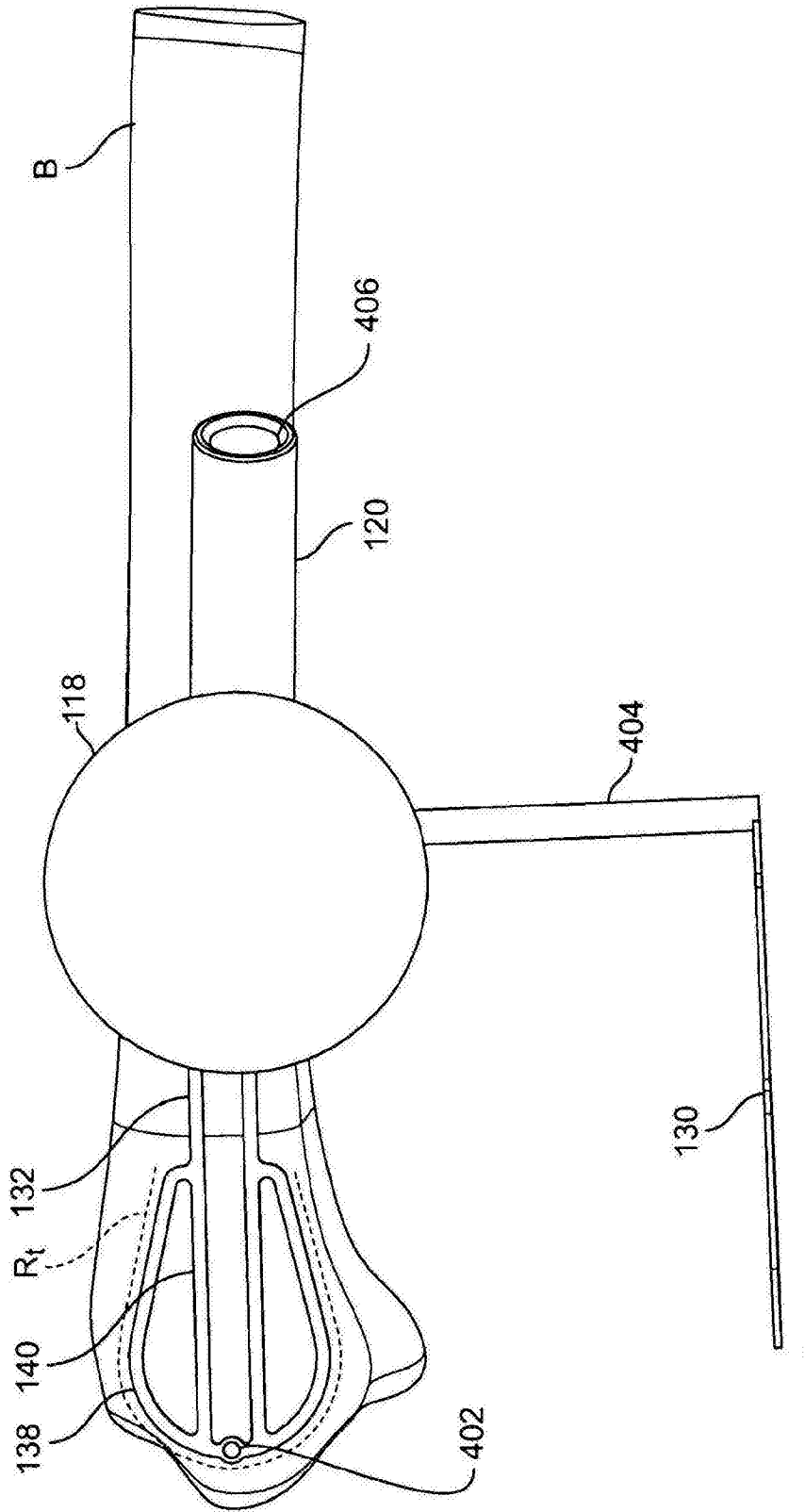


图4

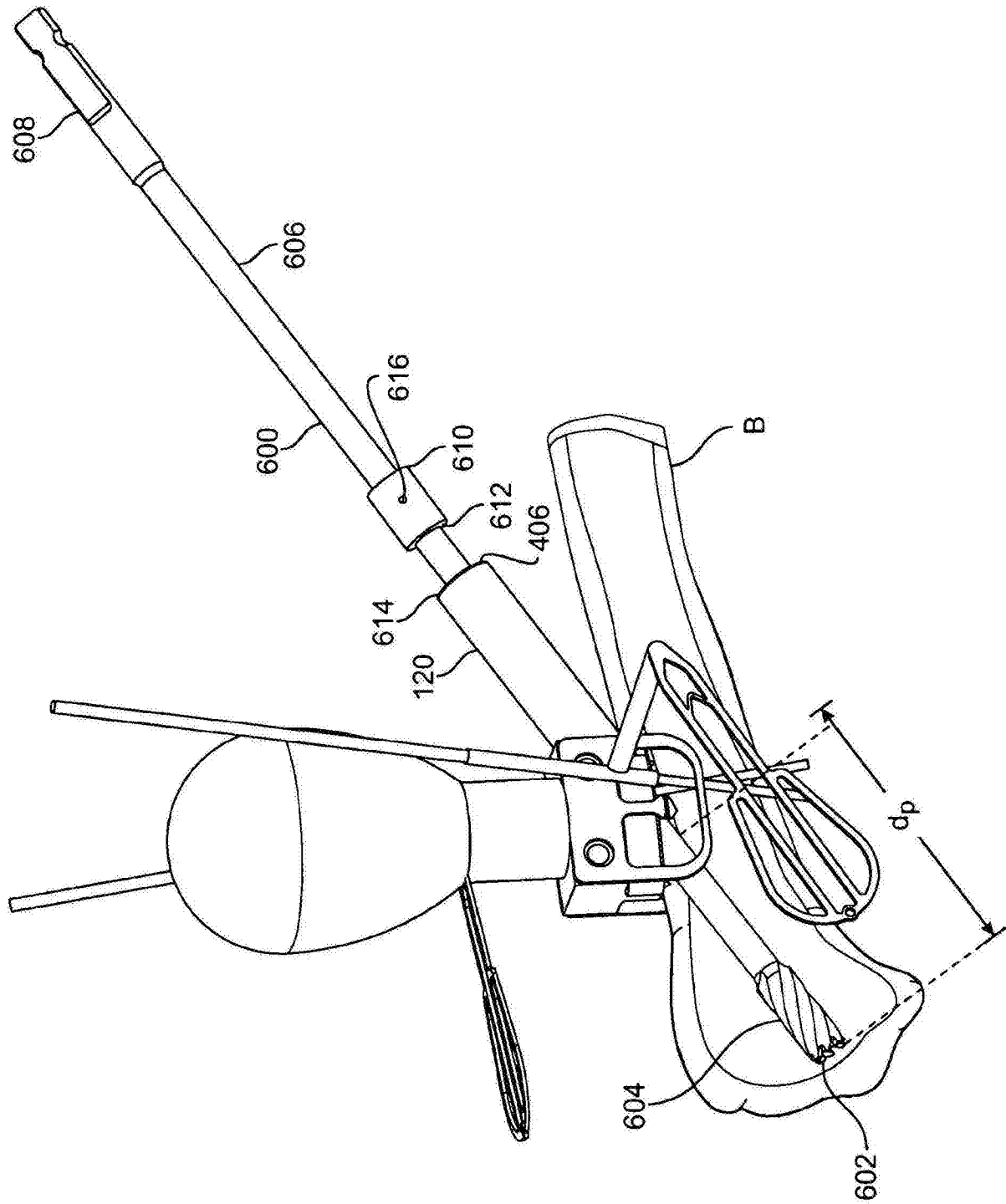


图6

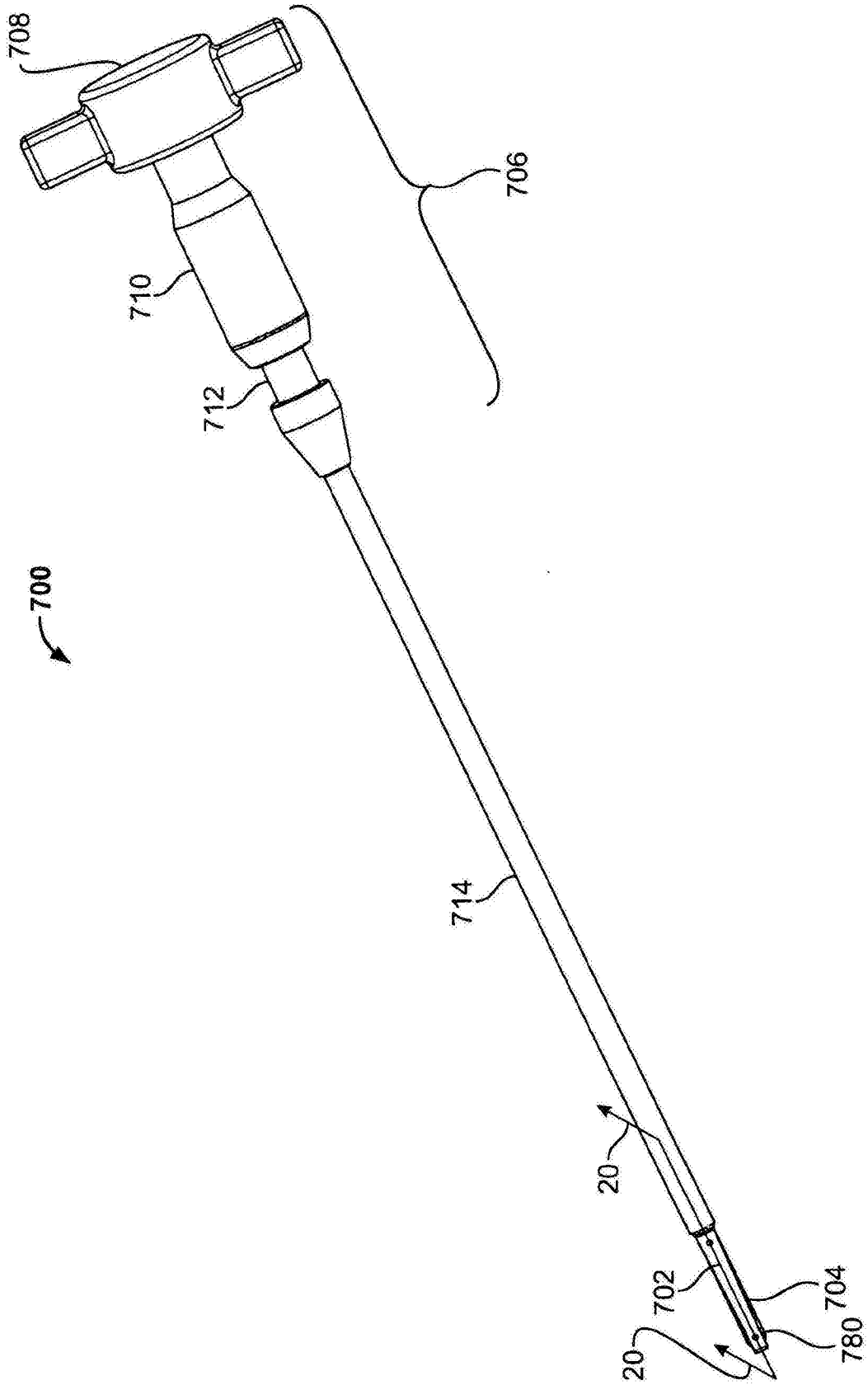


图7

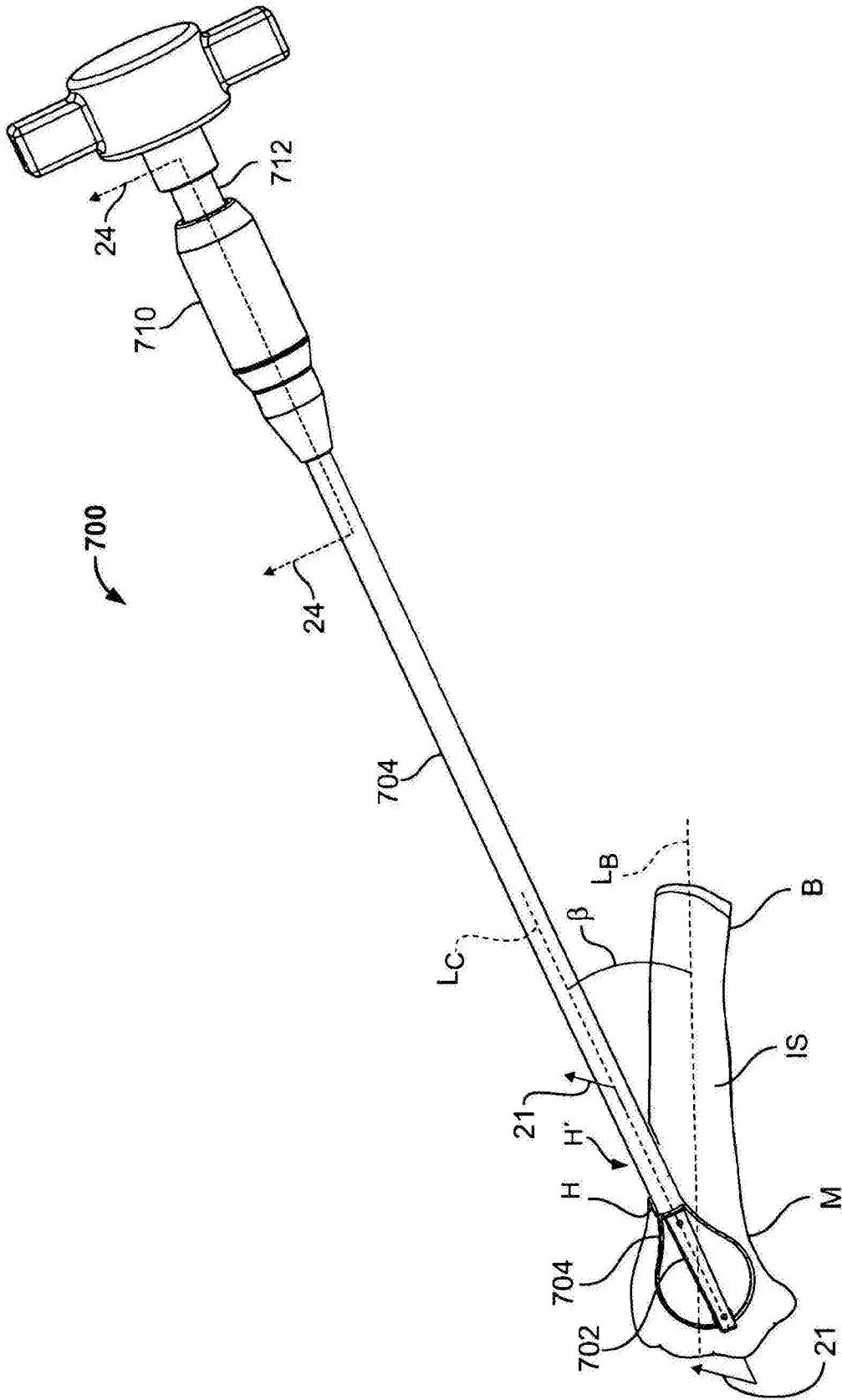


图8

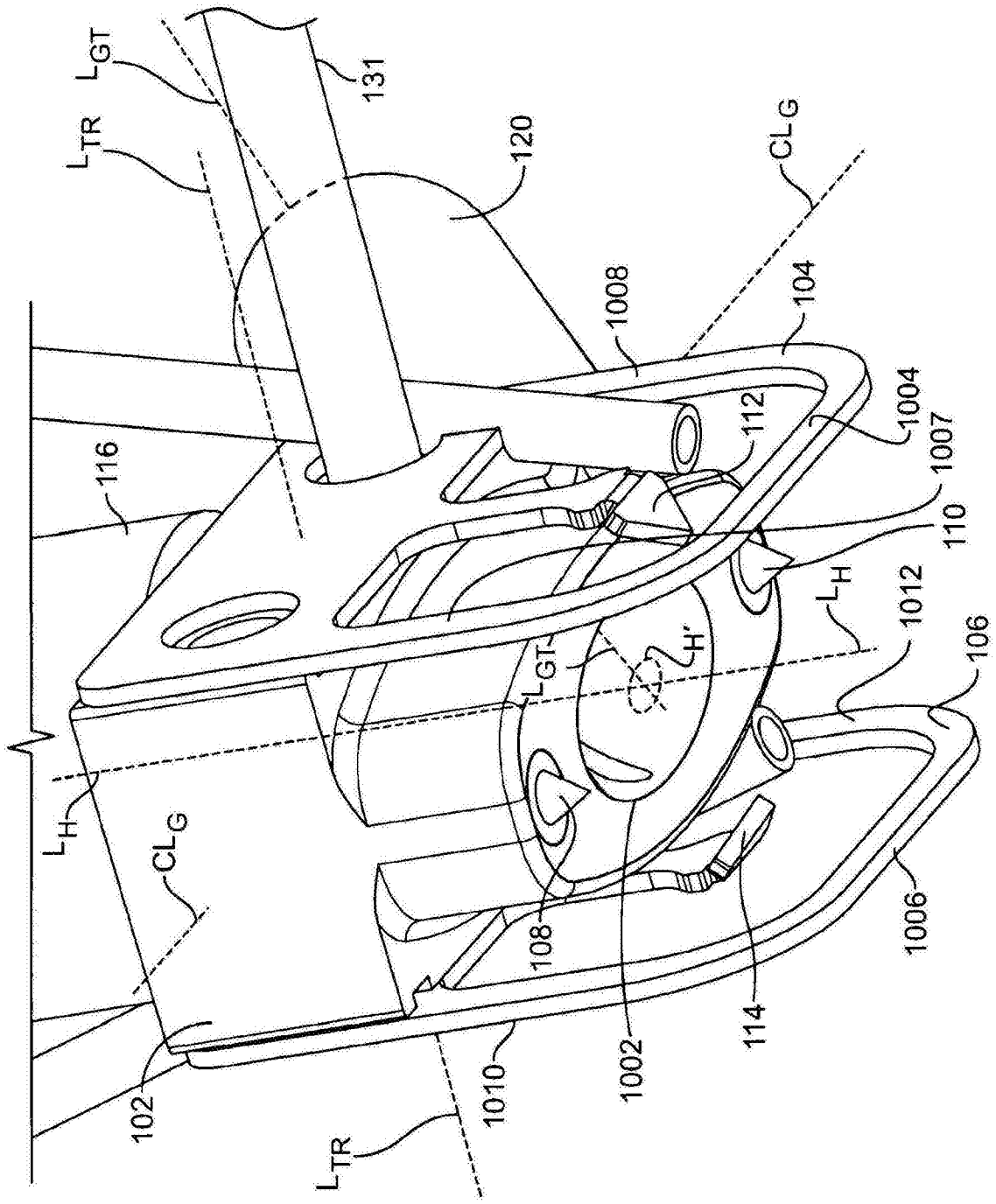


图10

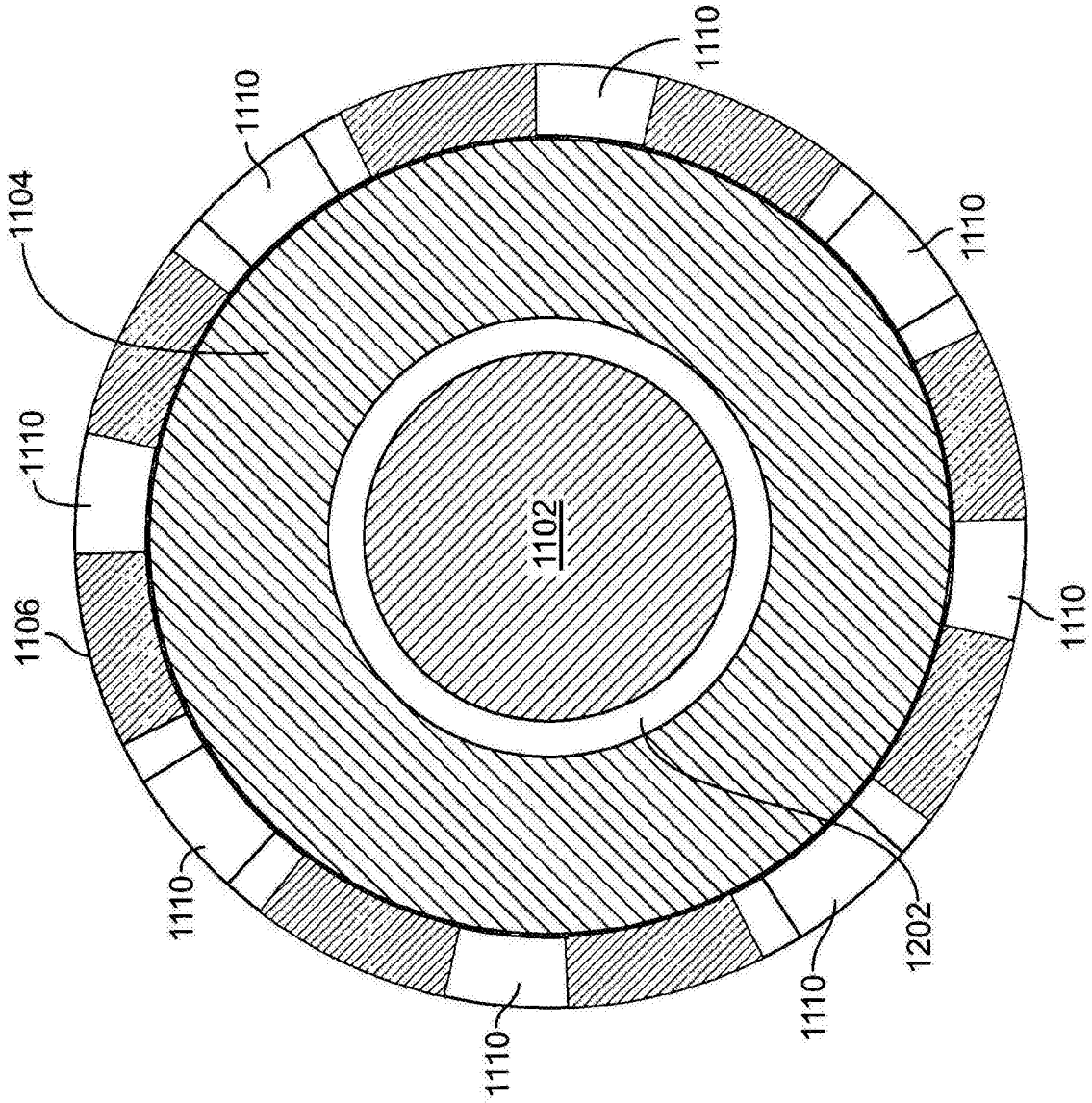


图12

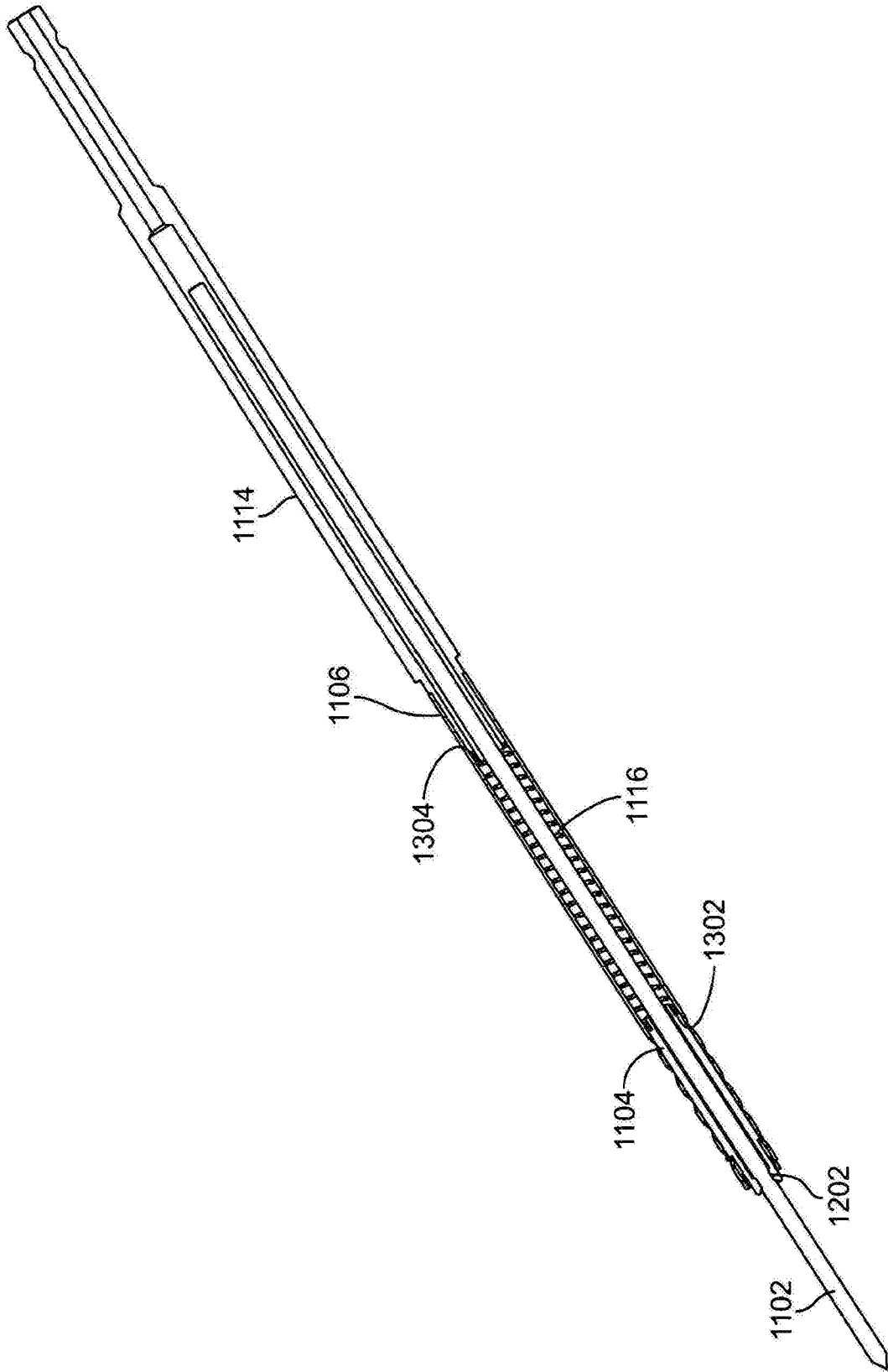


图13

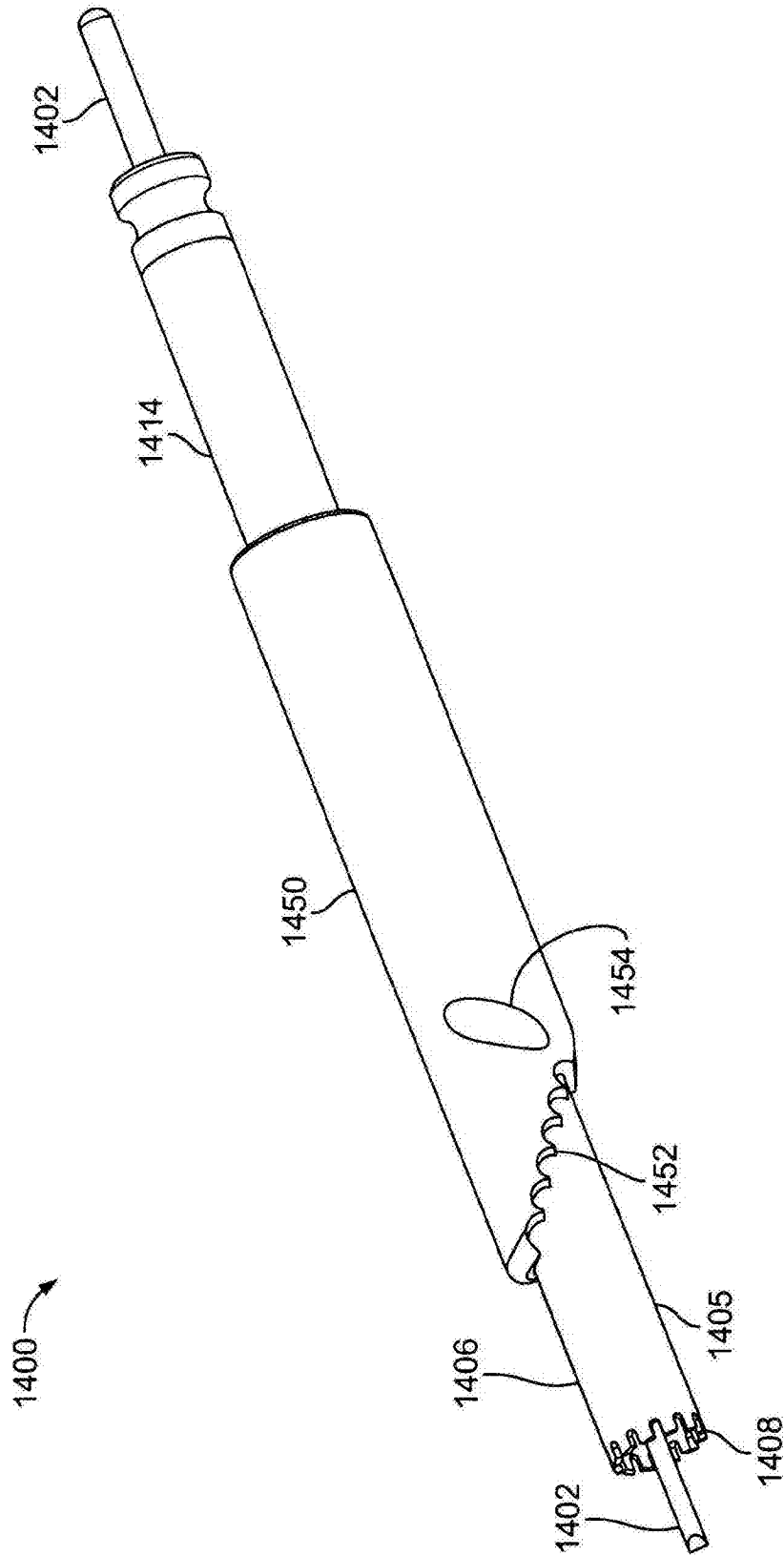


图14

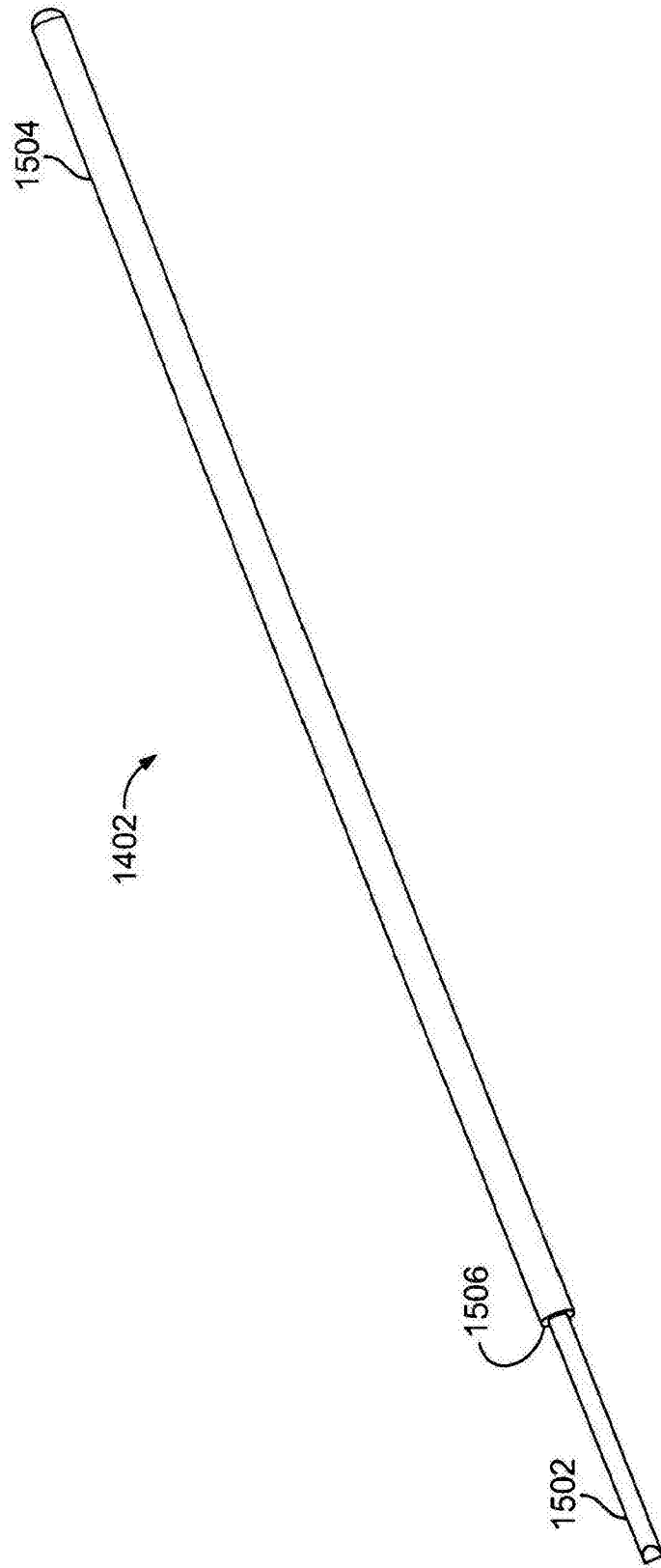


图15

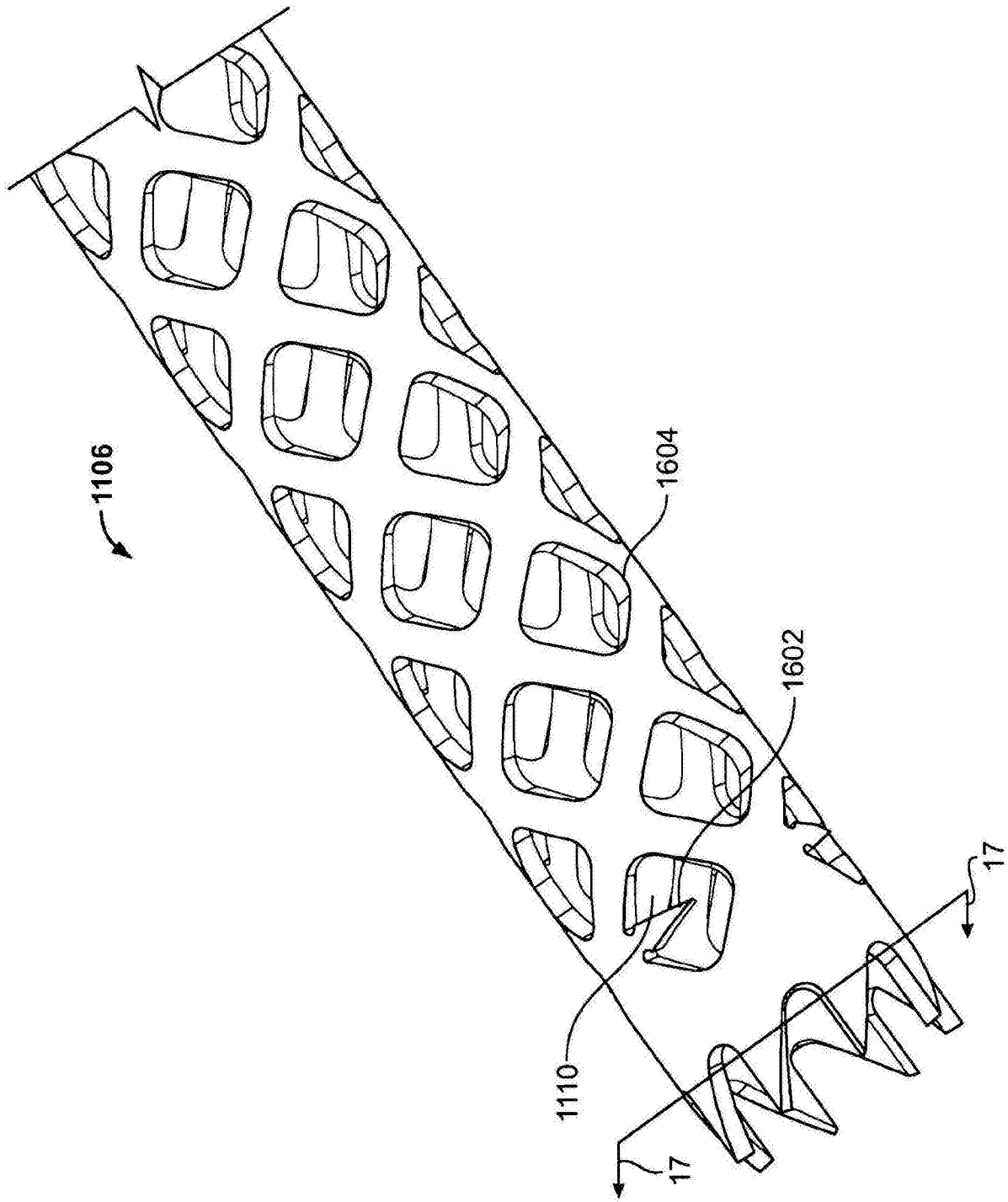


图16

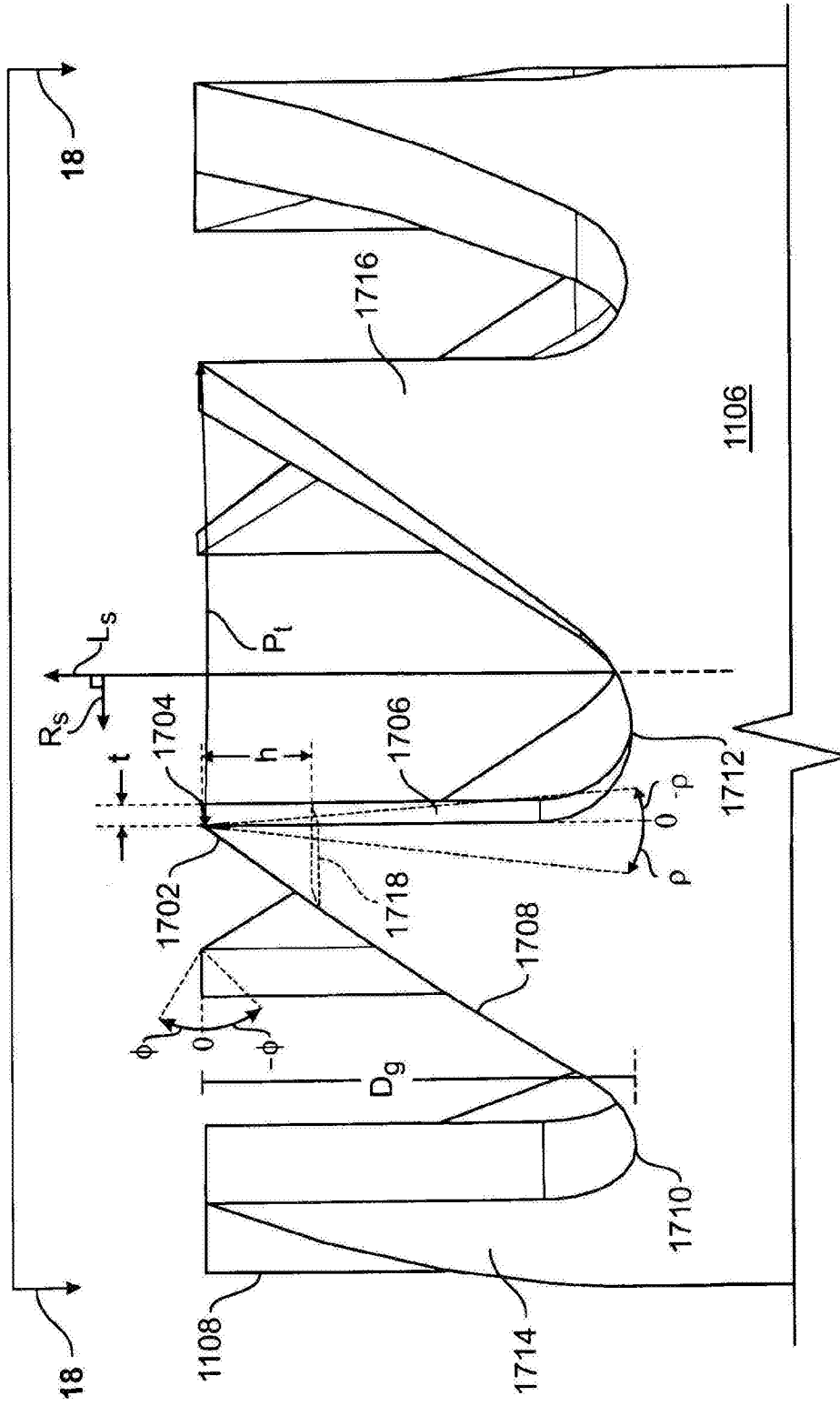


图17

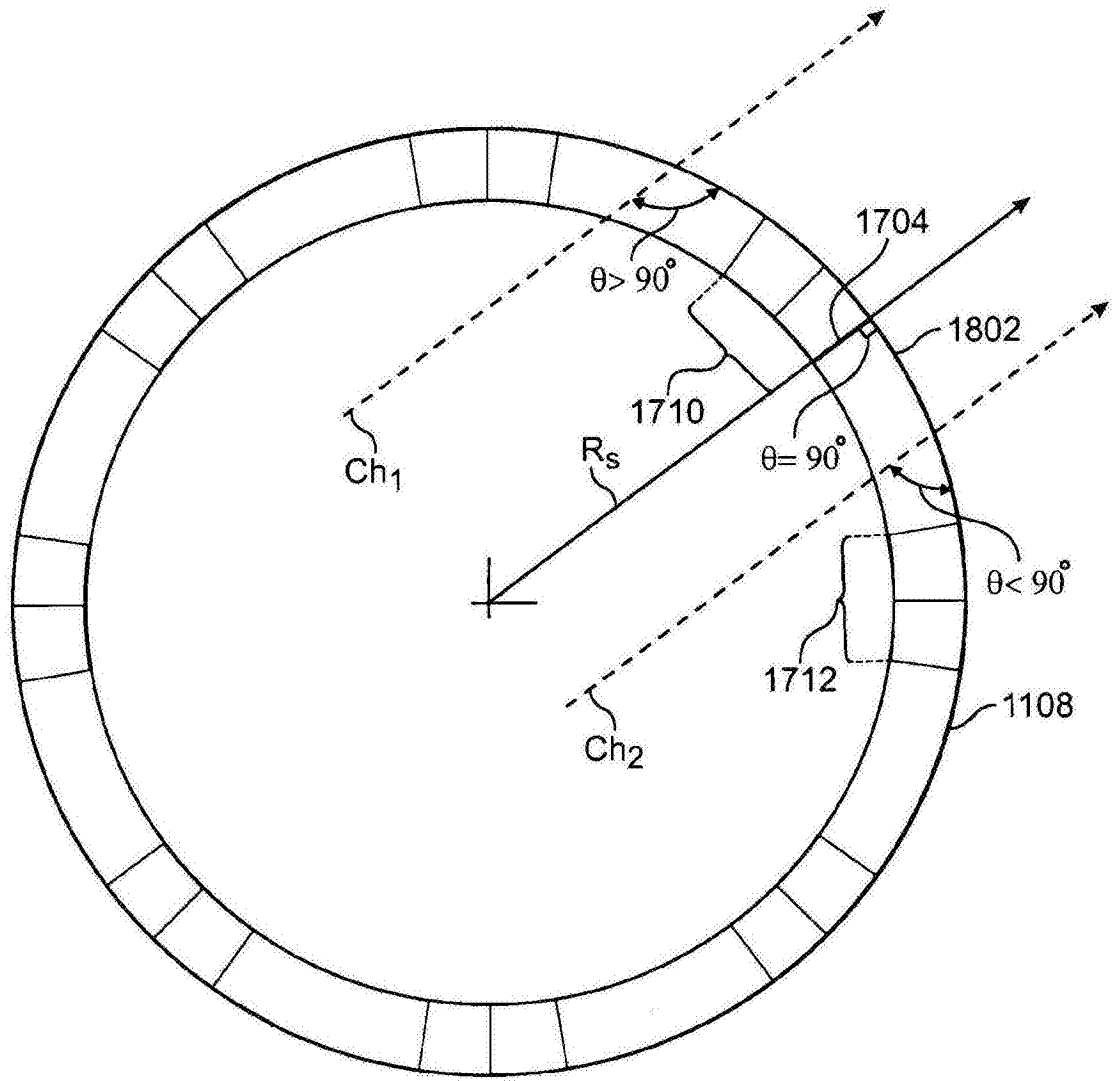


图18

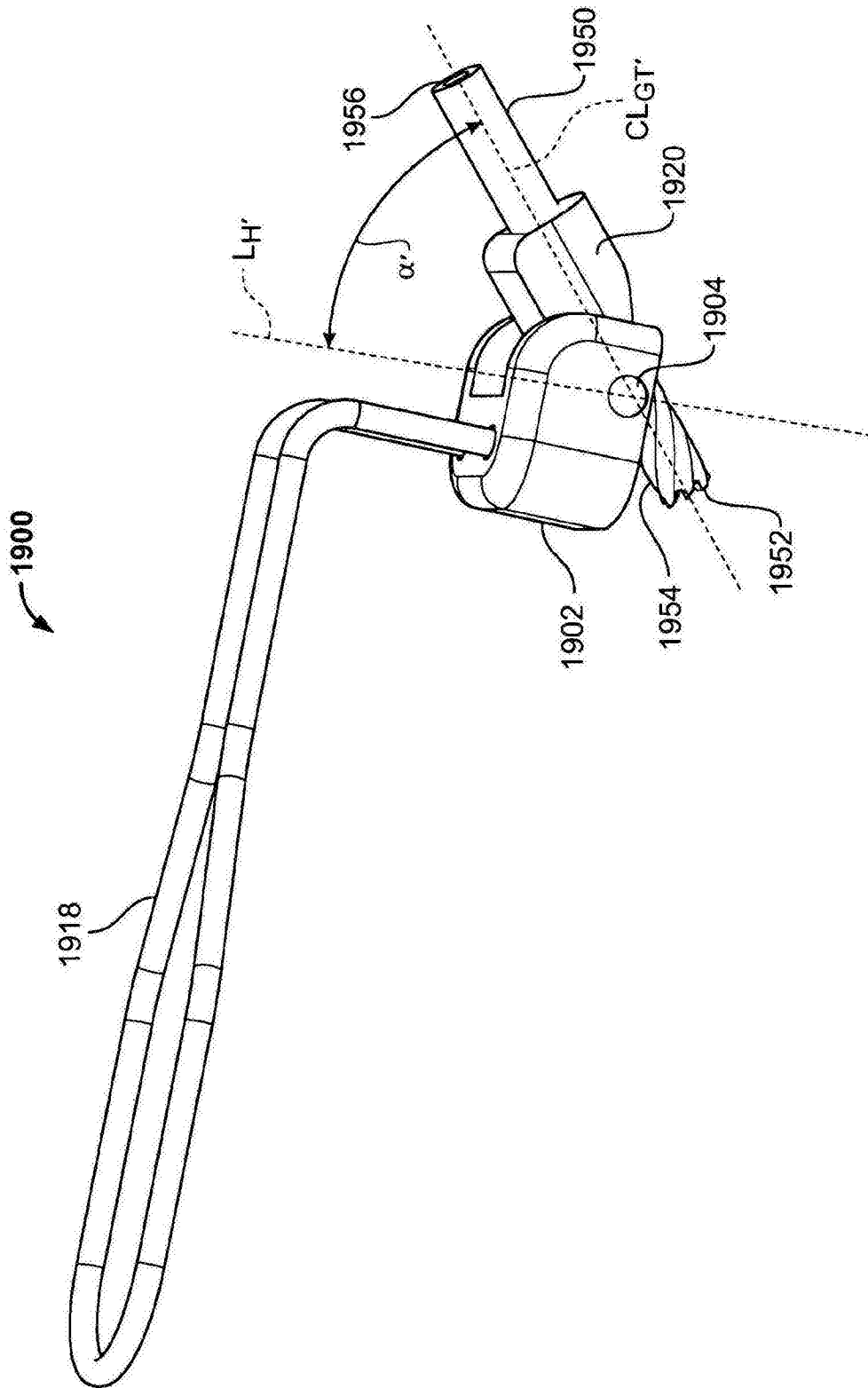


图19

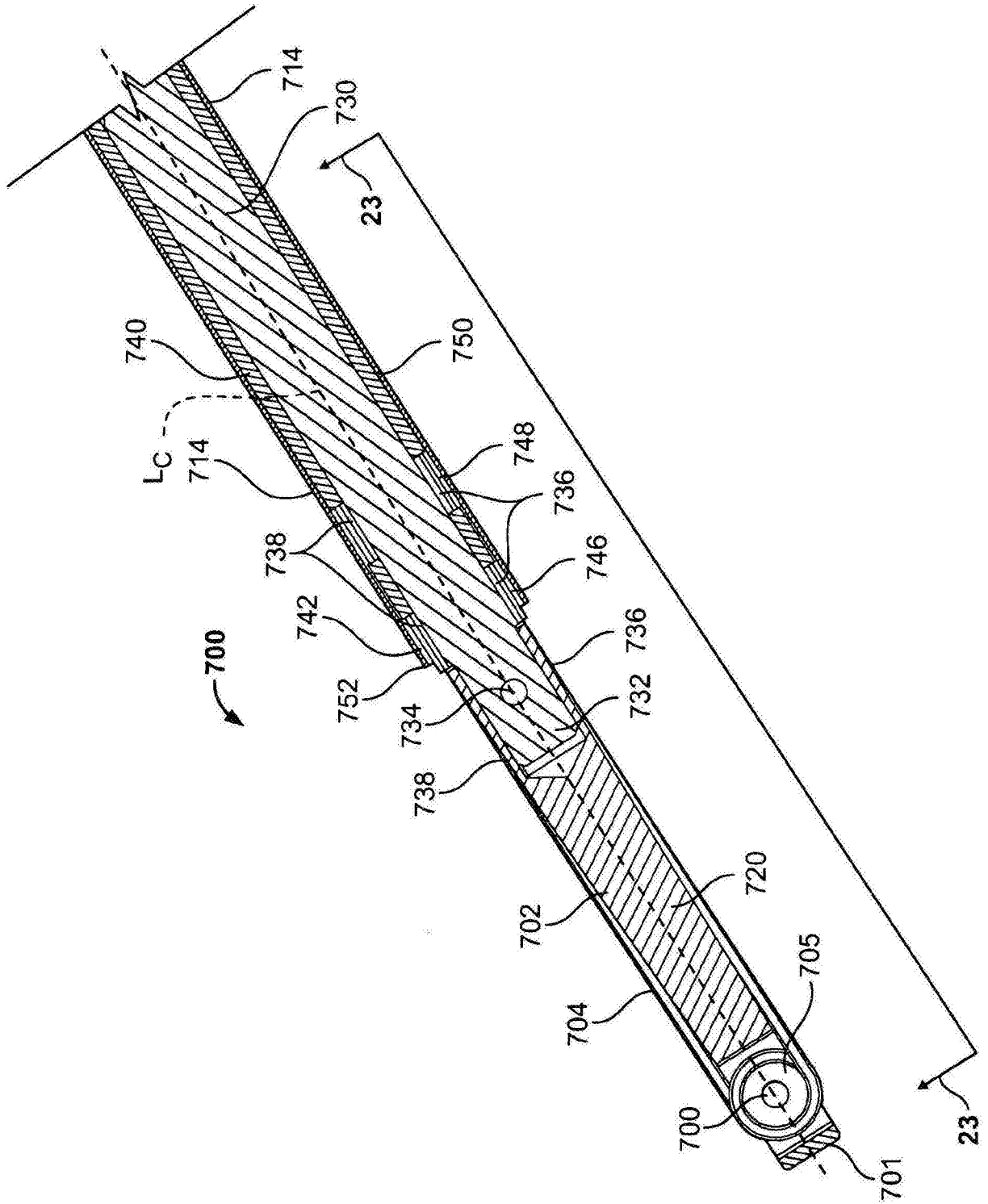


图20

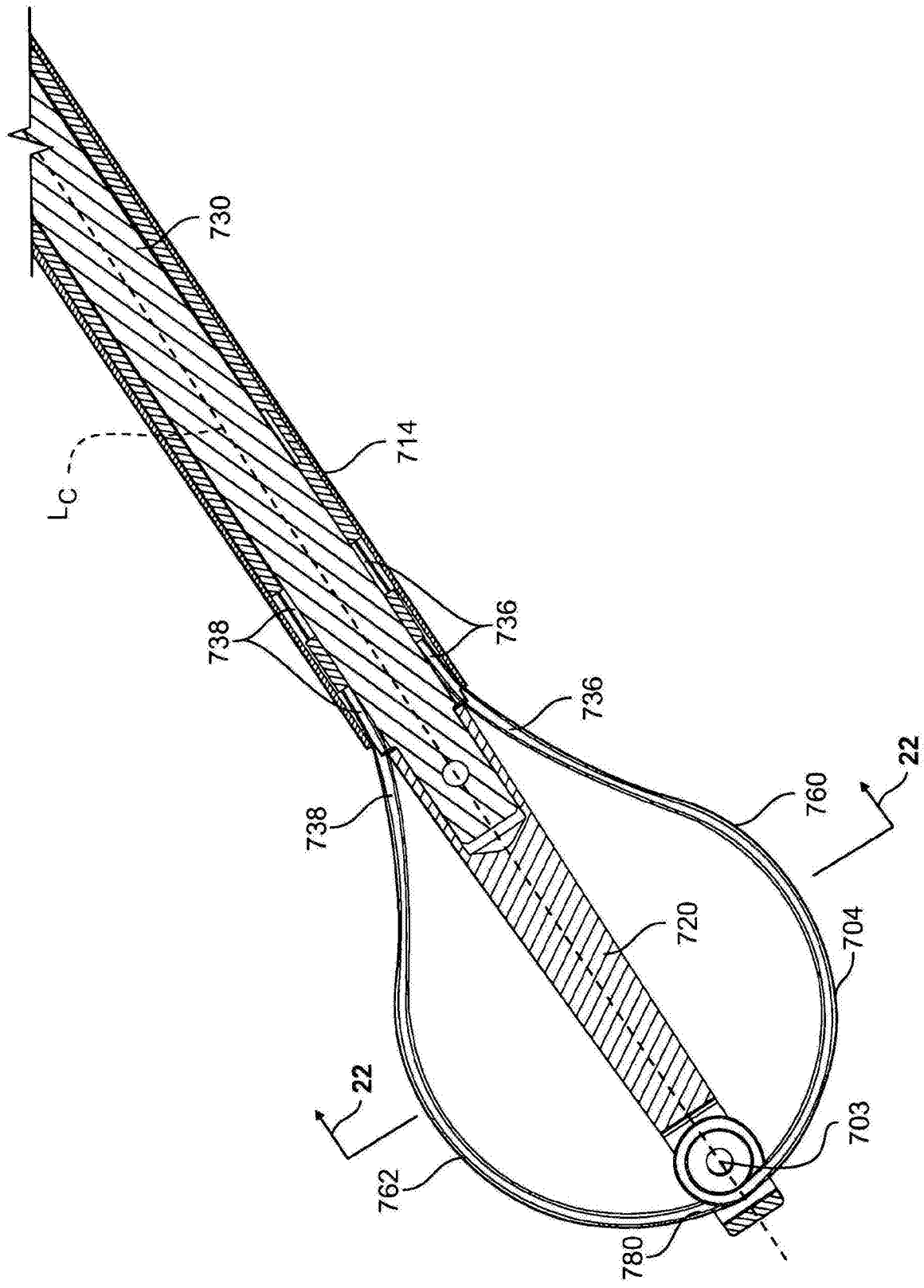


图21

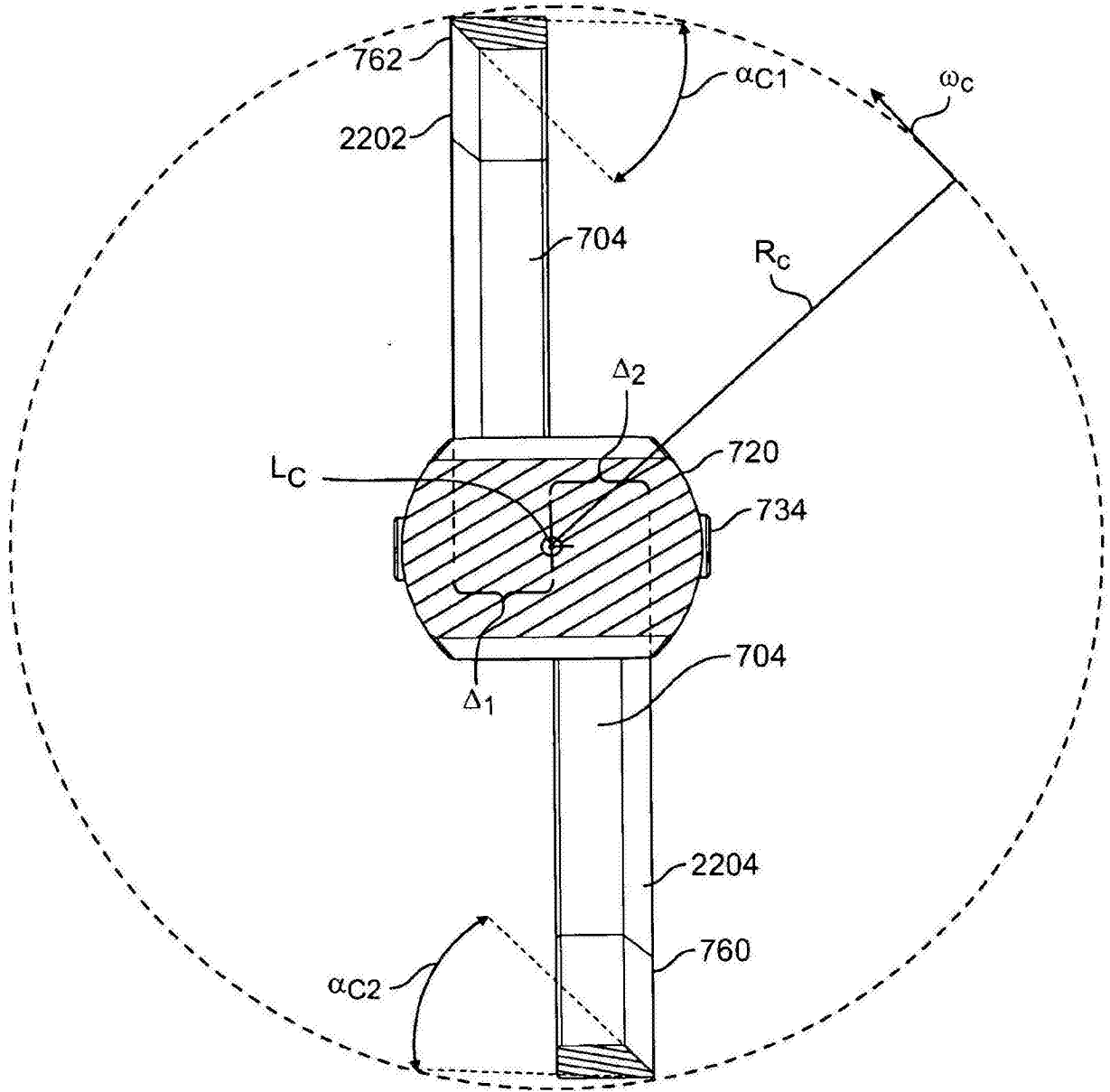


图22

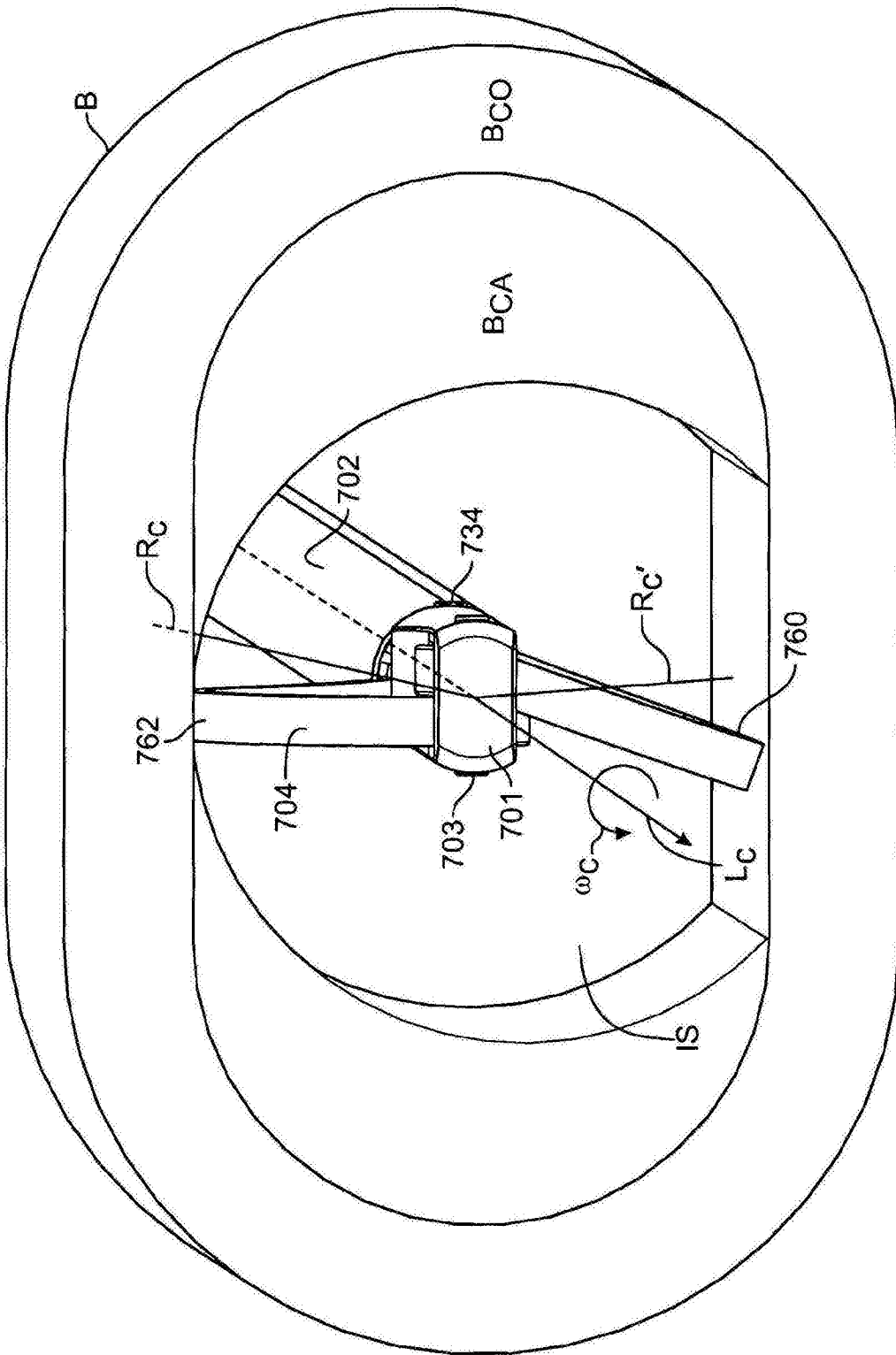


图22A

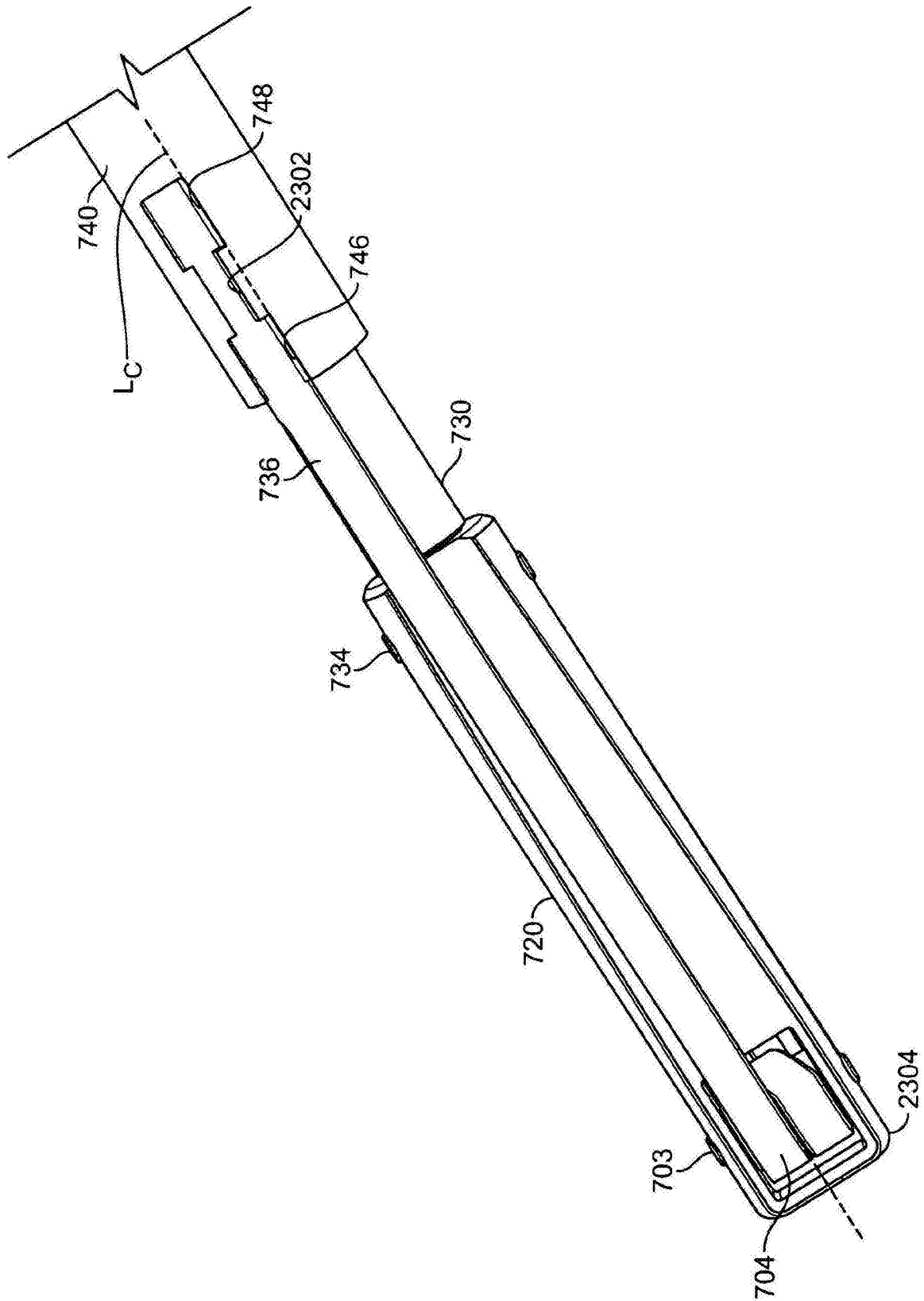


图23

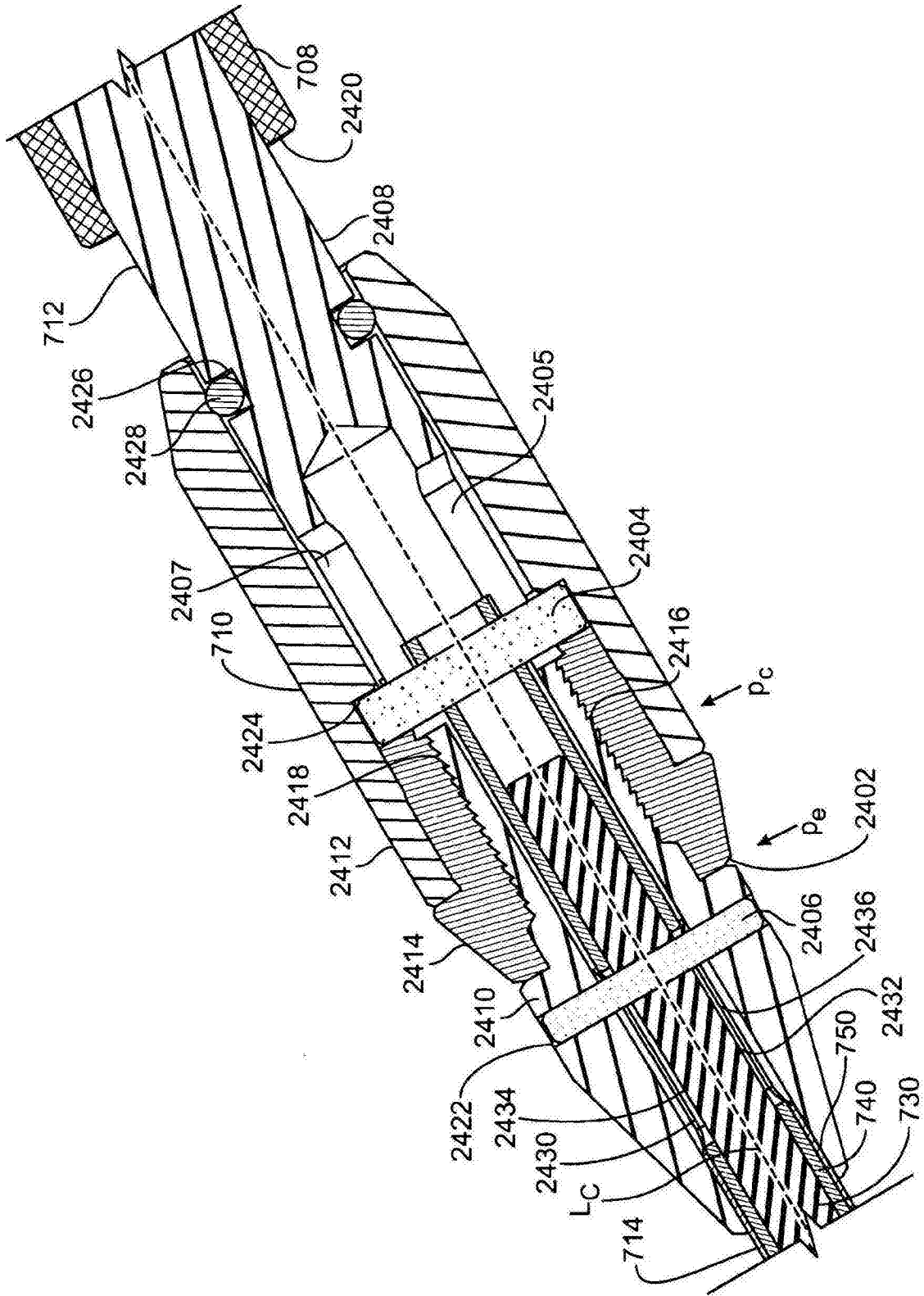


图24

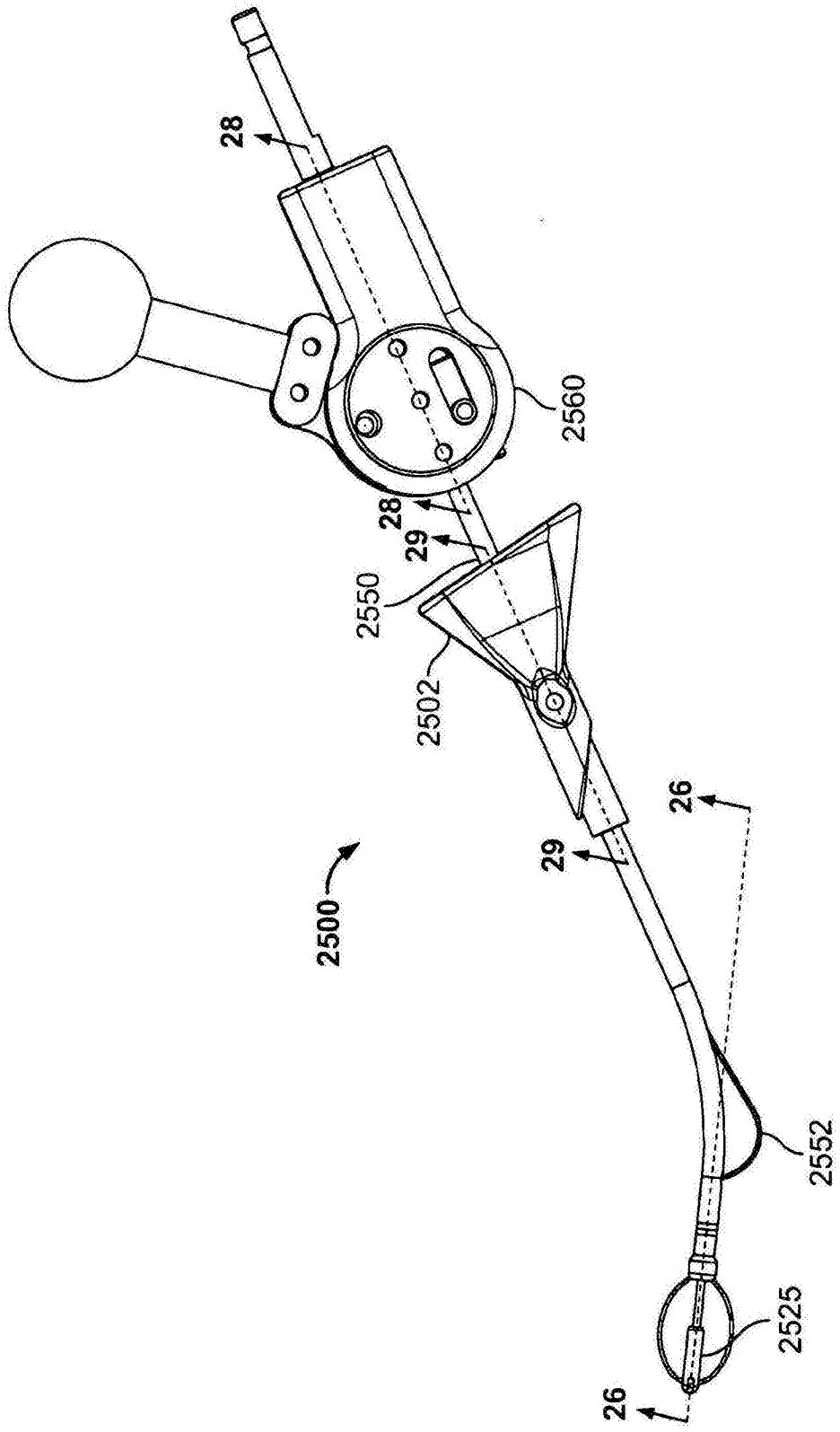


图25

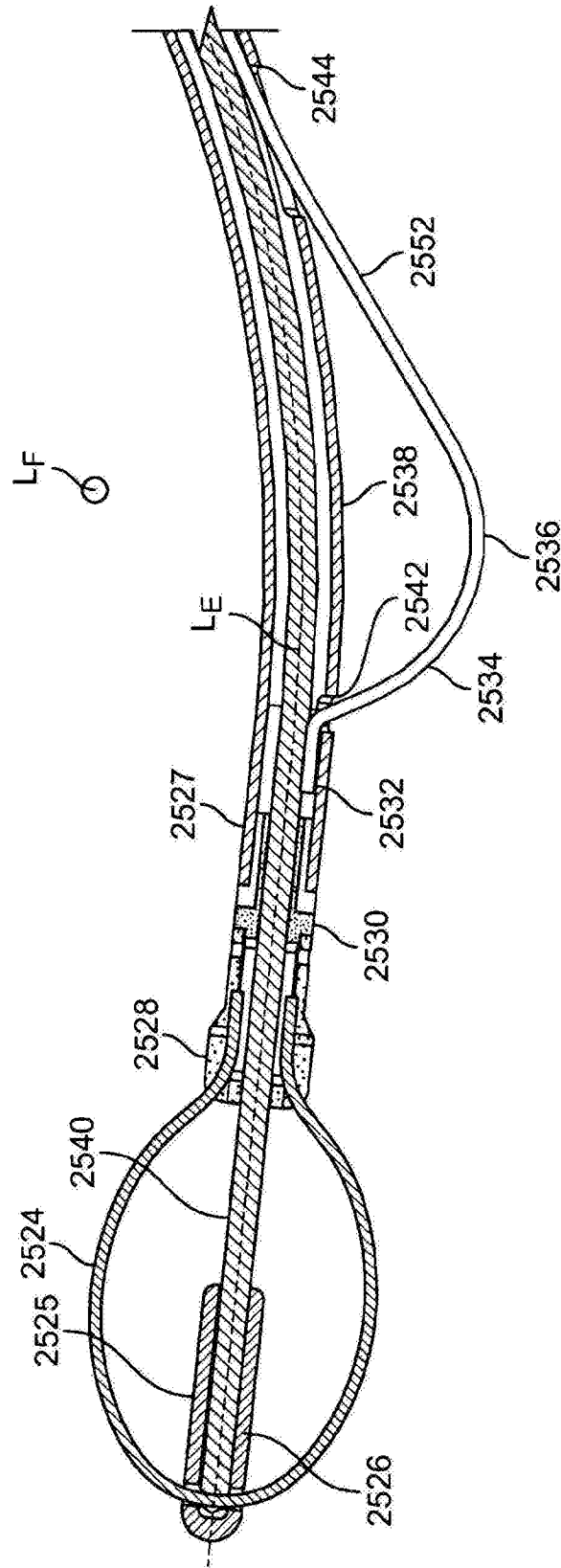


图26

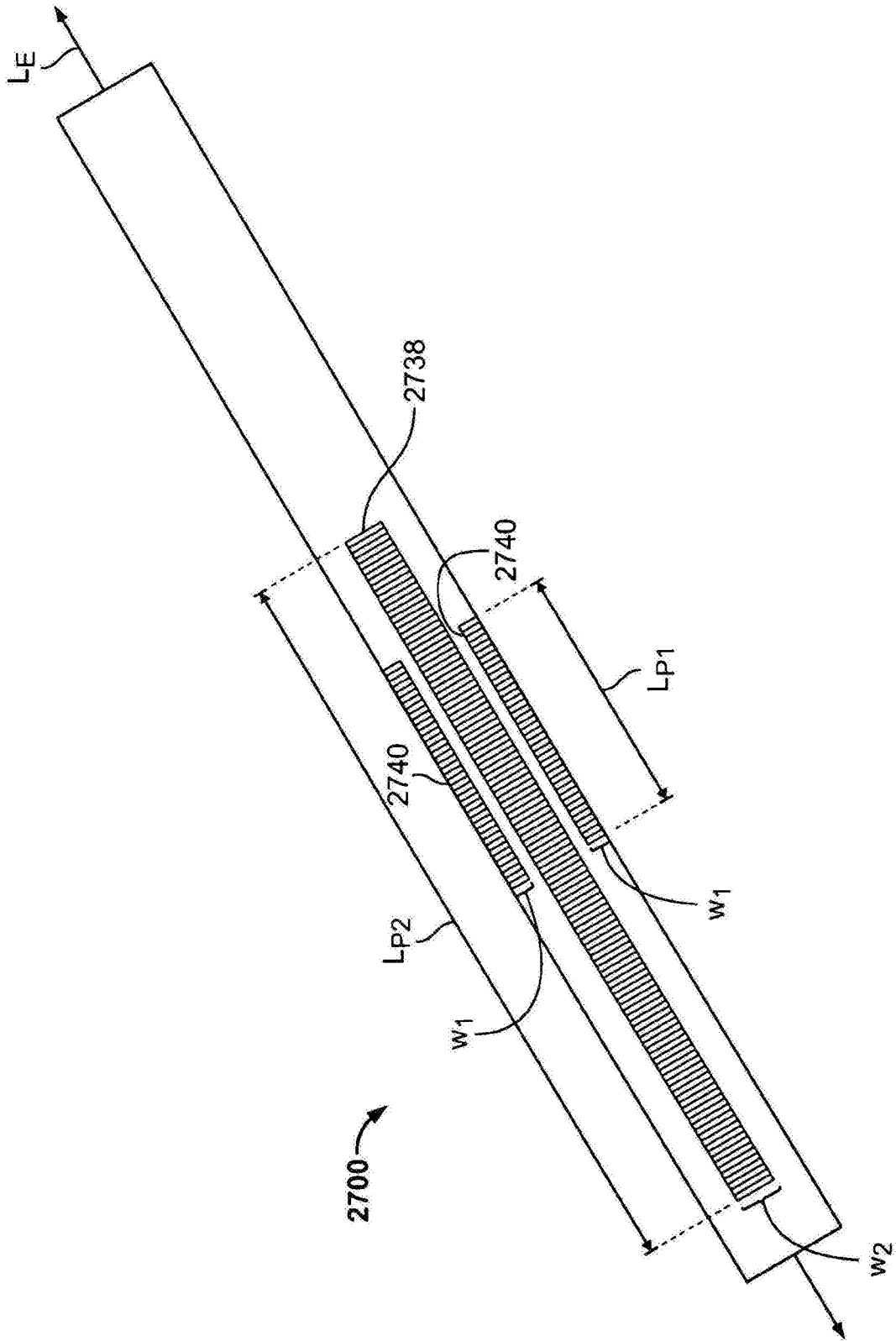


图27

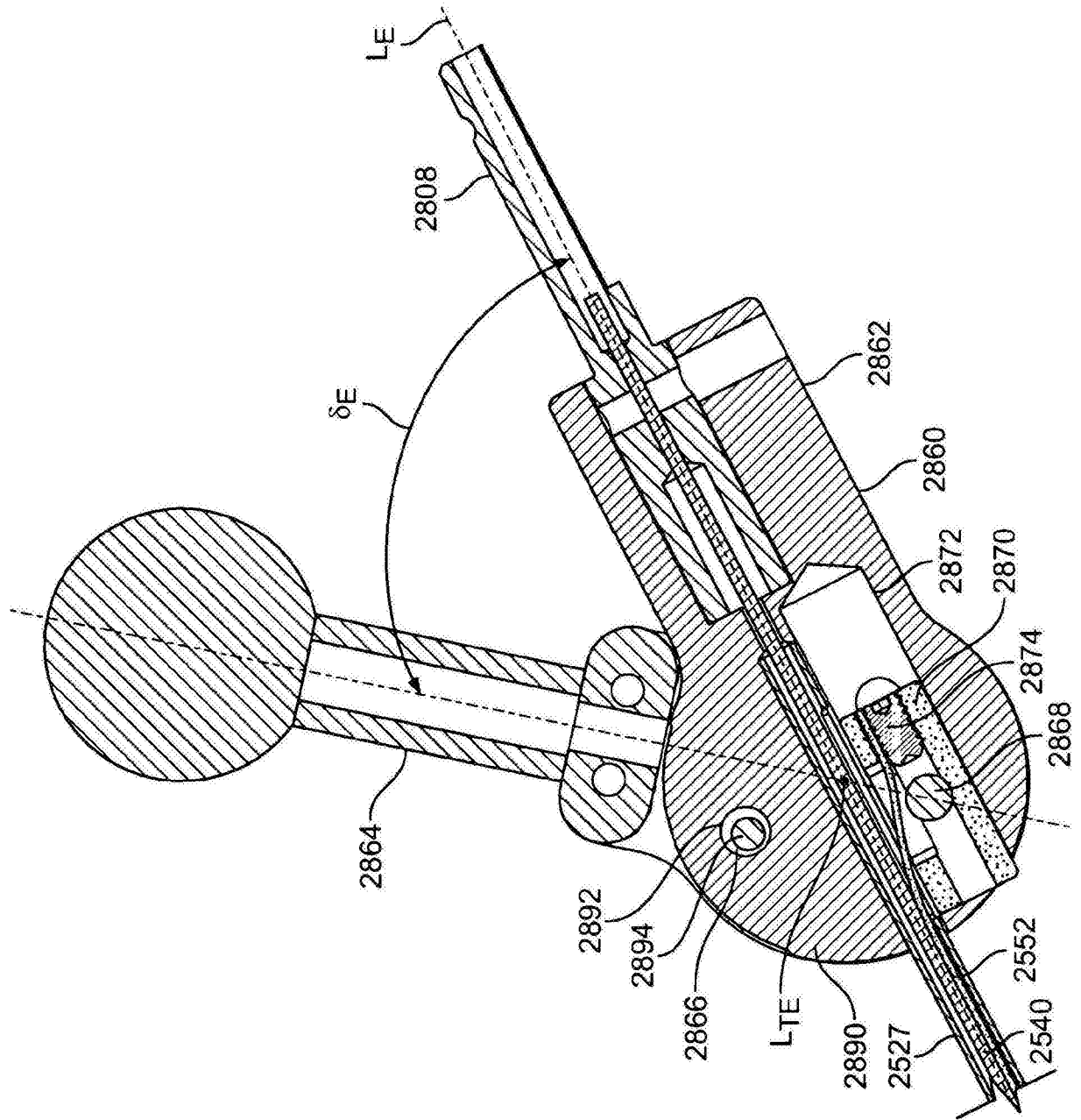


图28

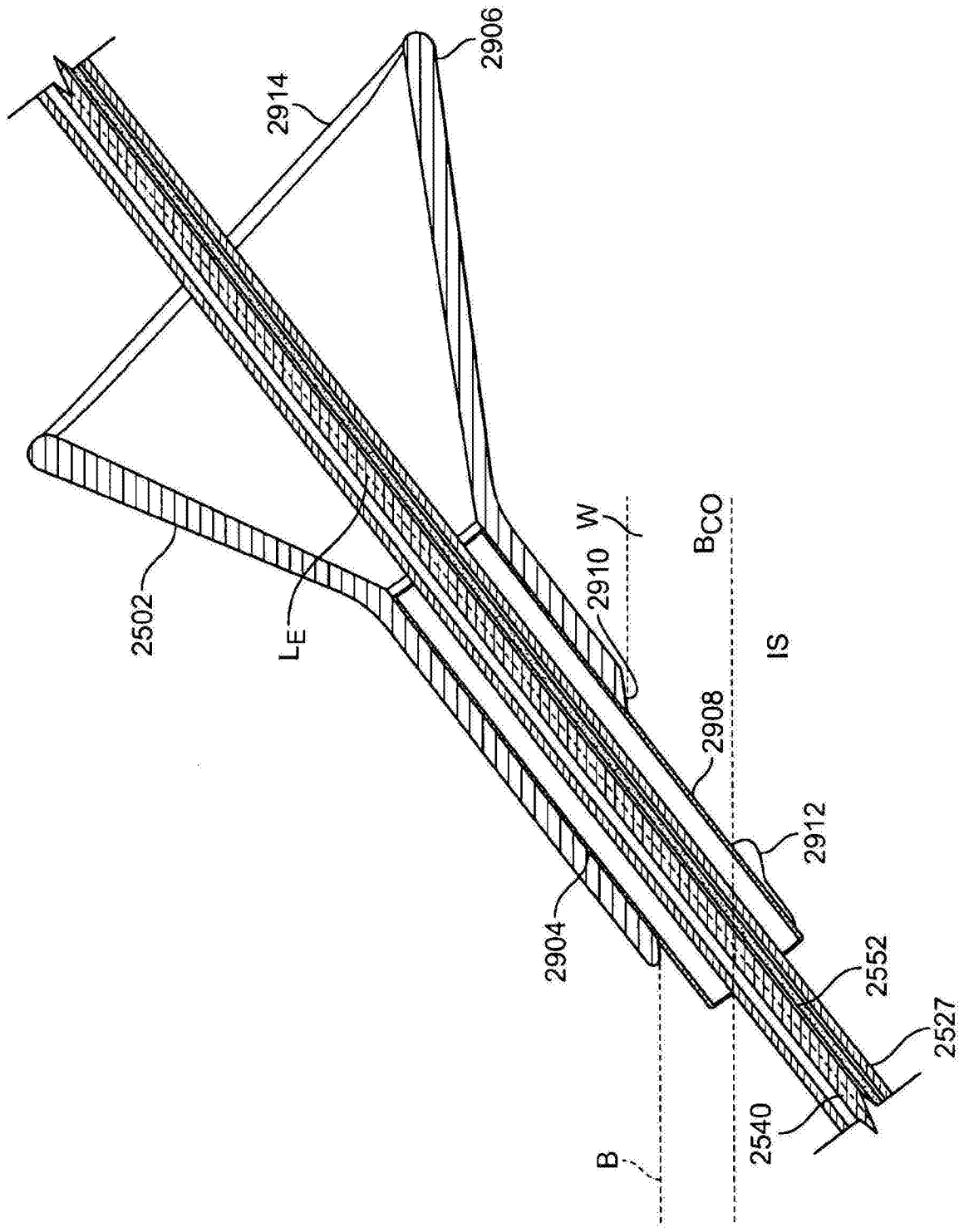


图29

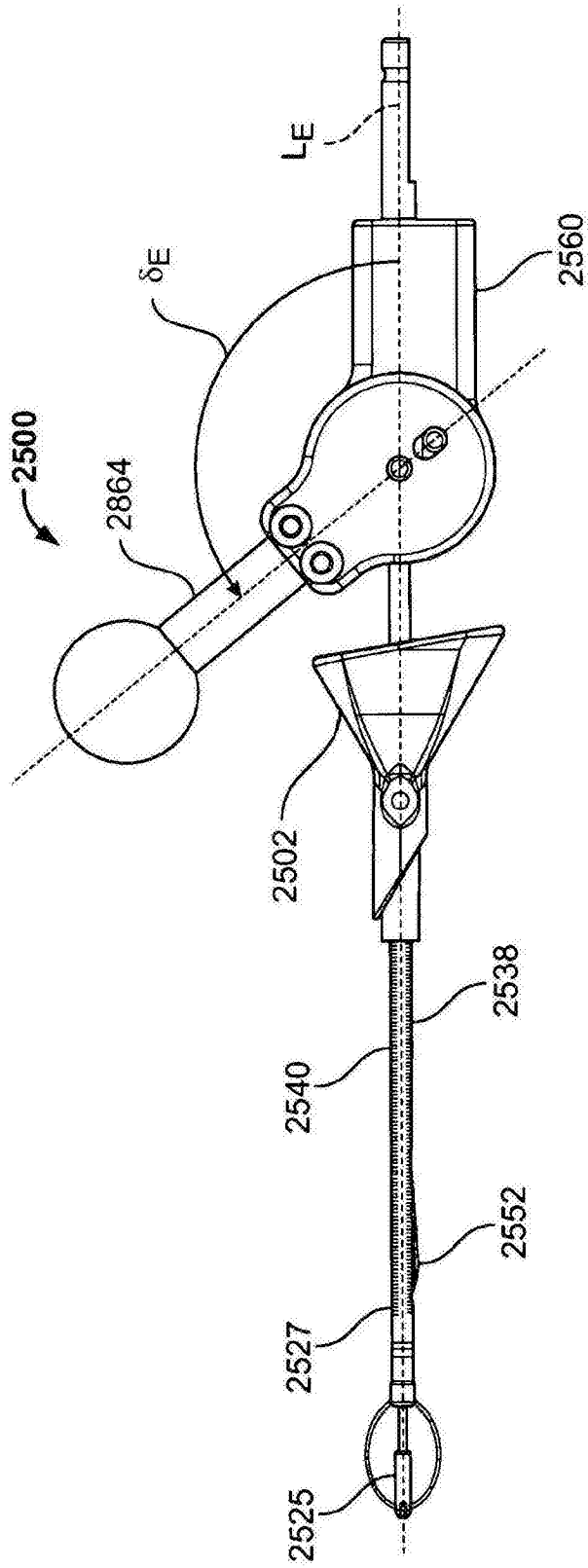


图30

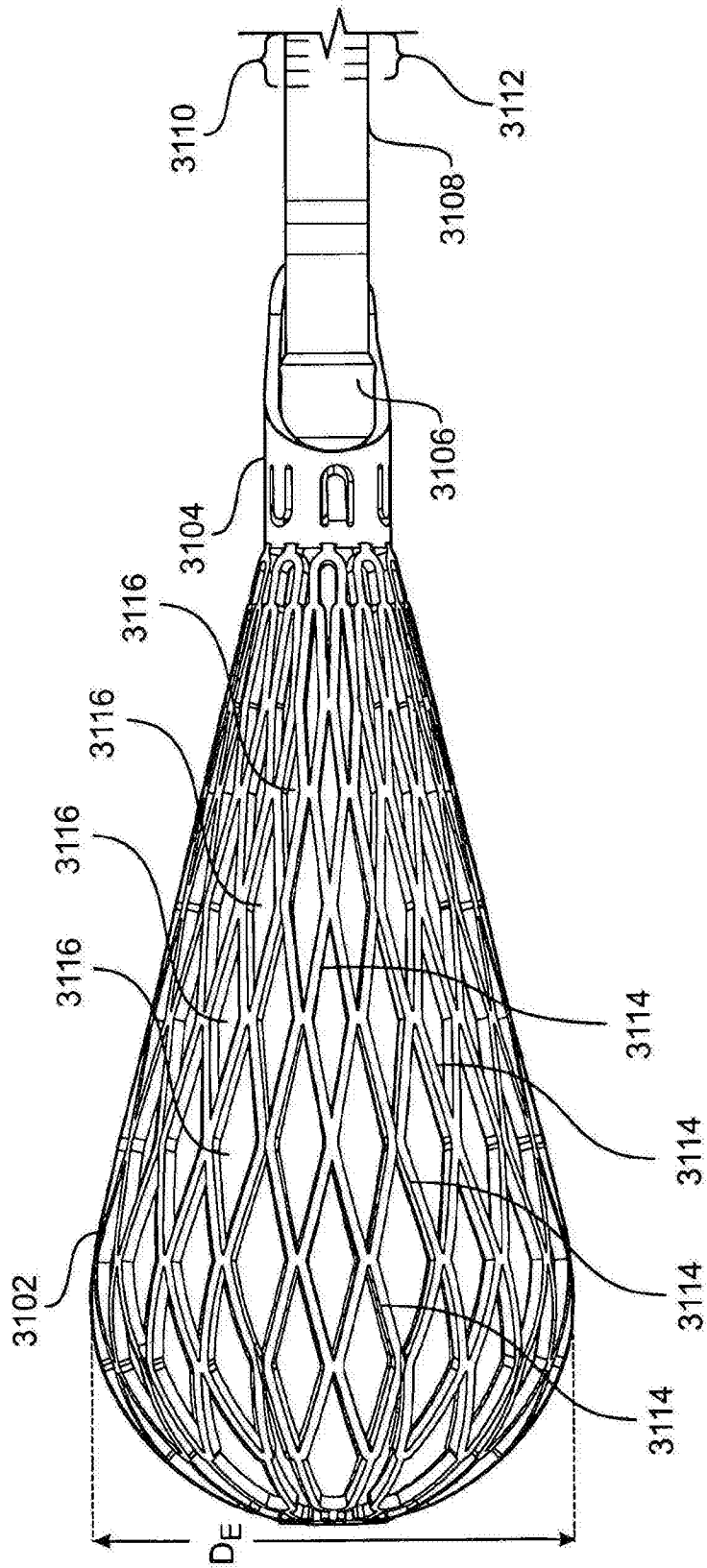


图31

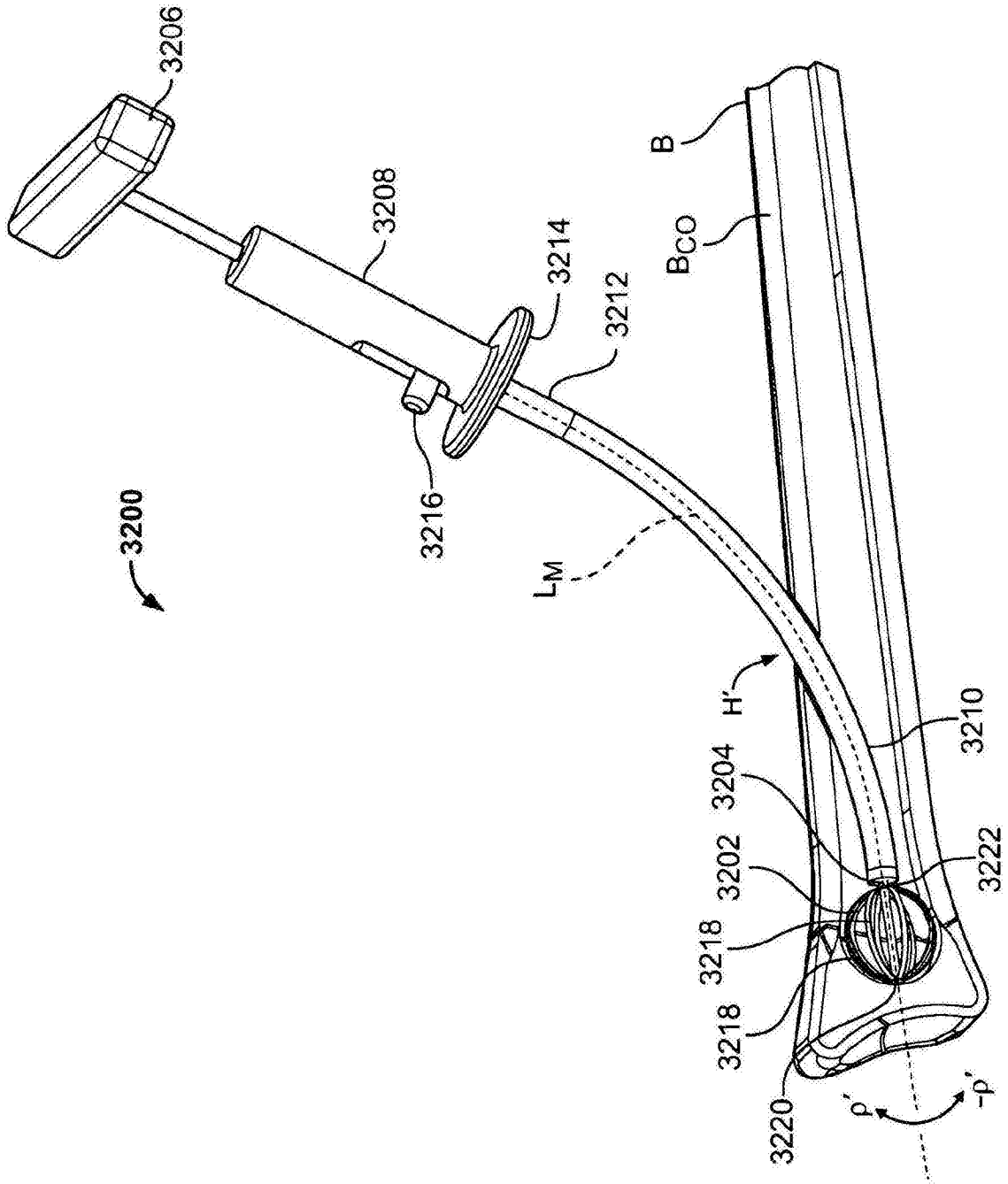


图32

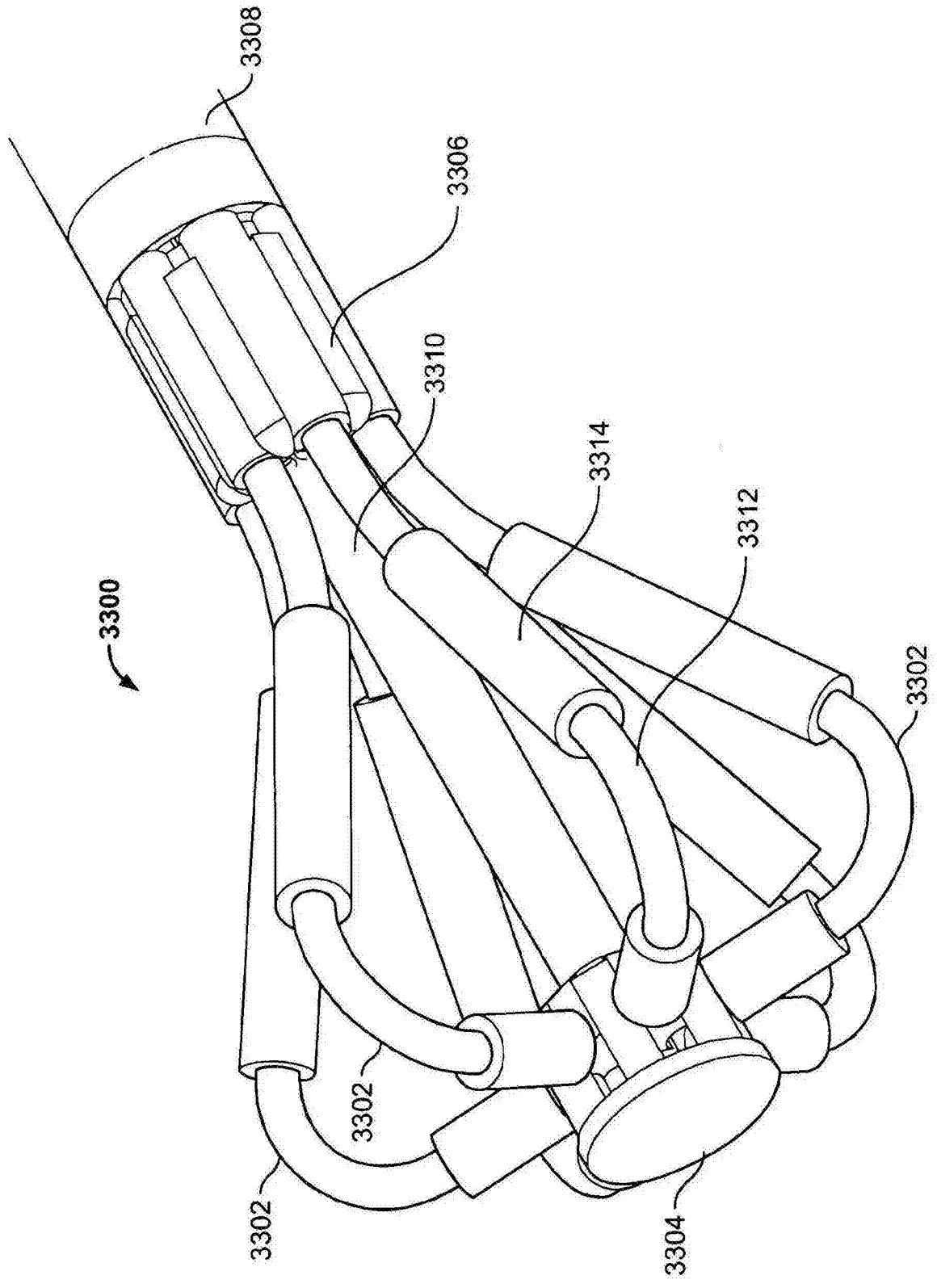


图33

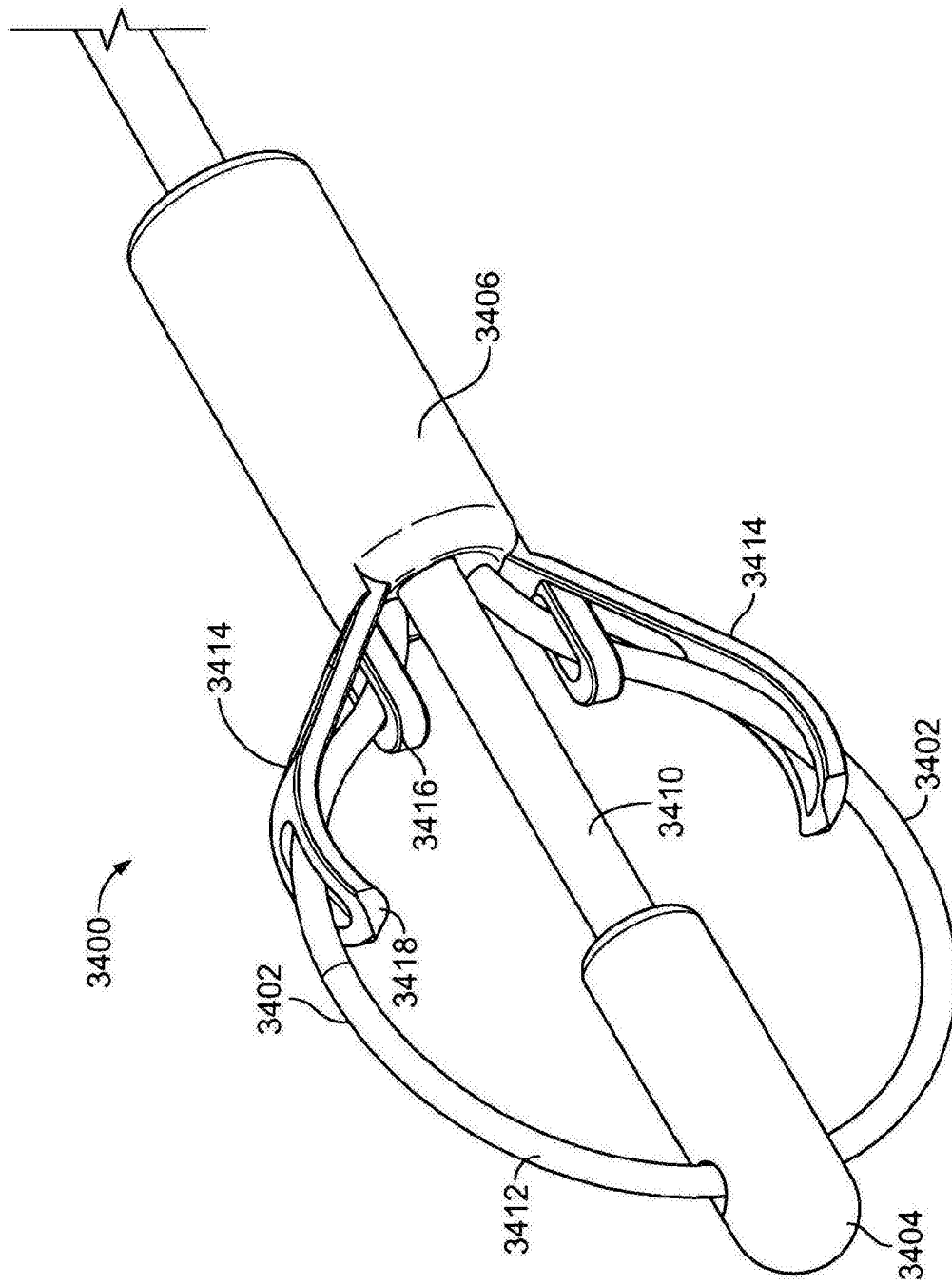


图34

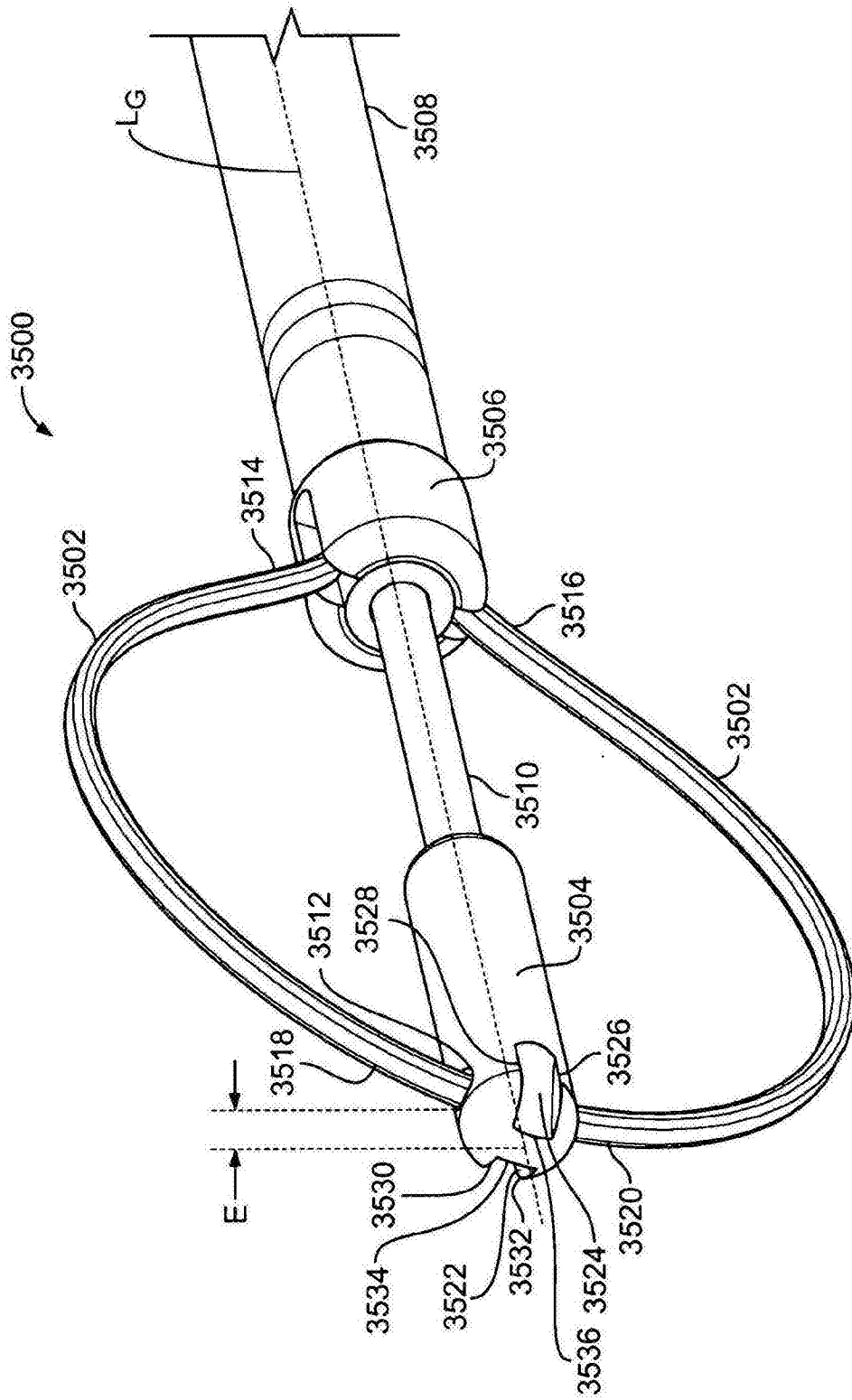


图35

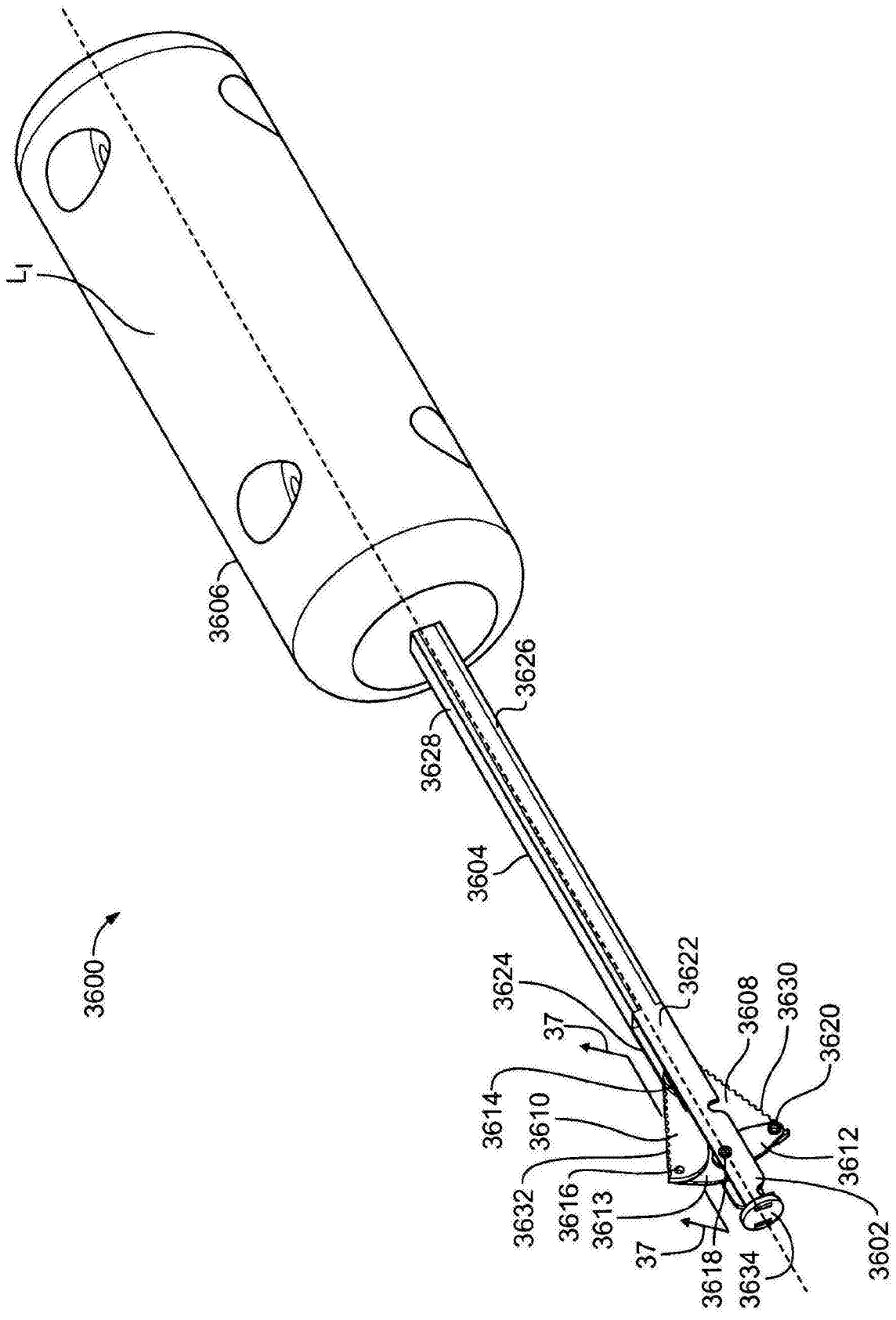


图36

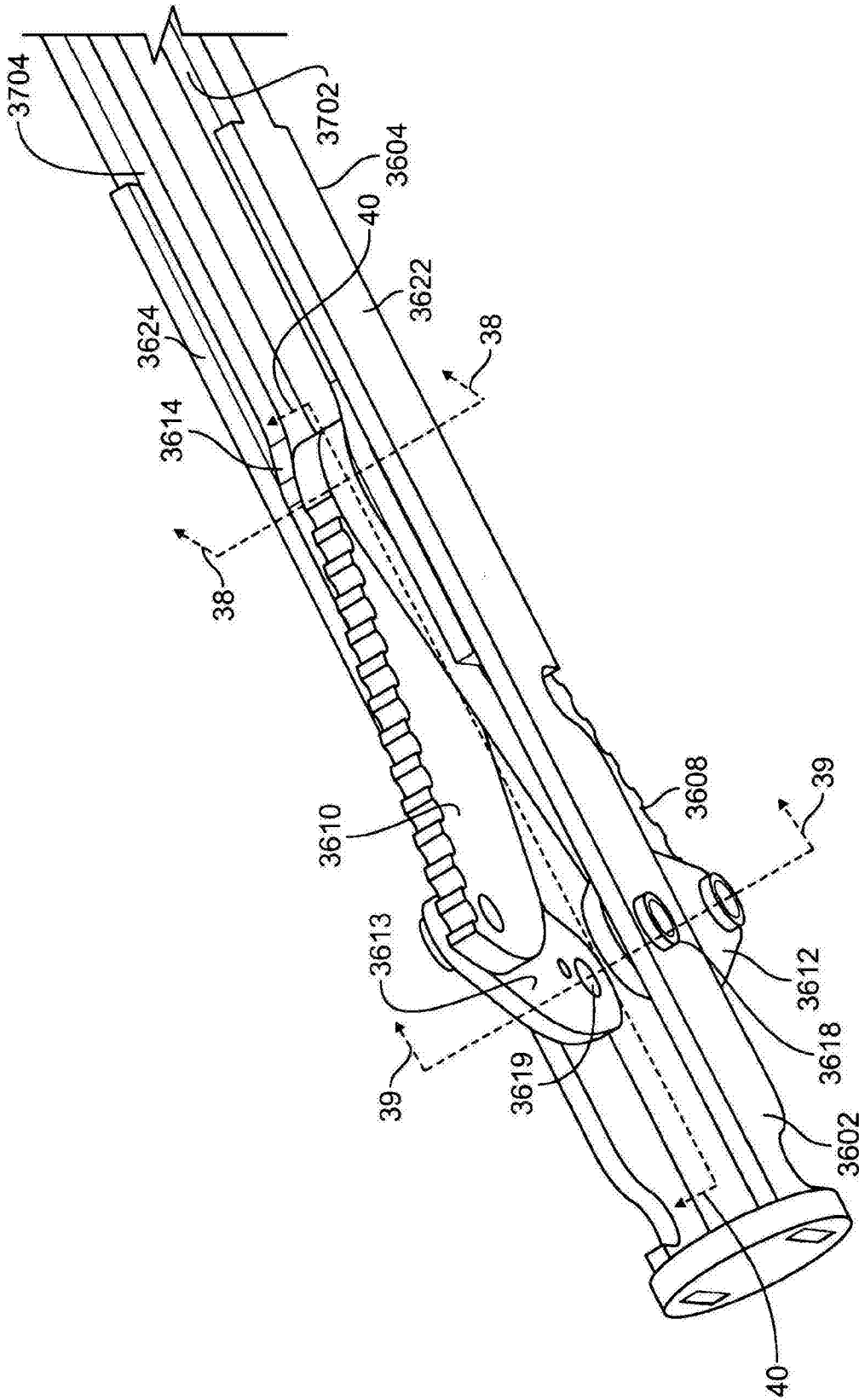


图37

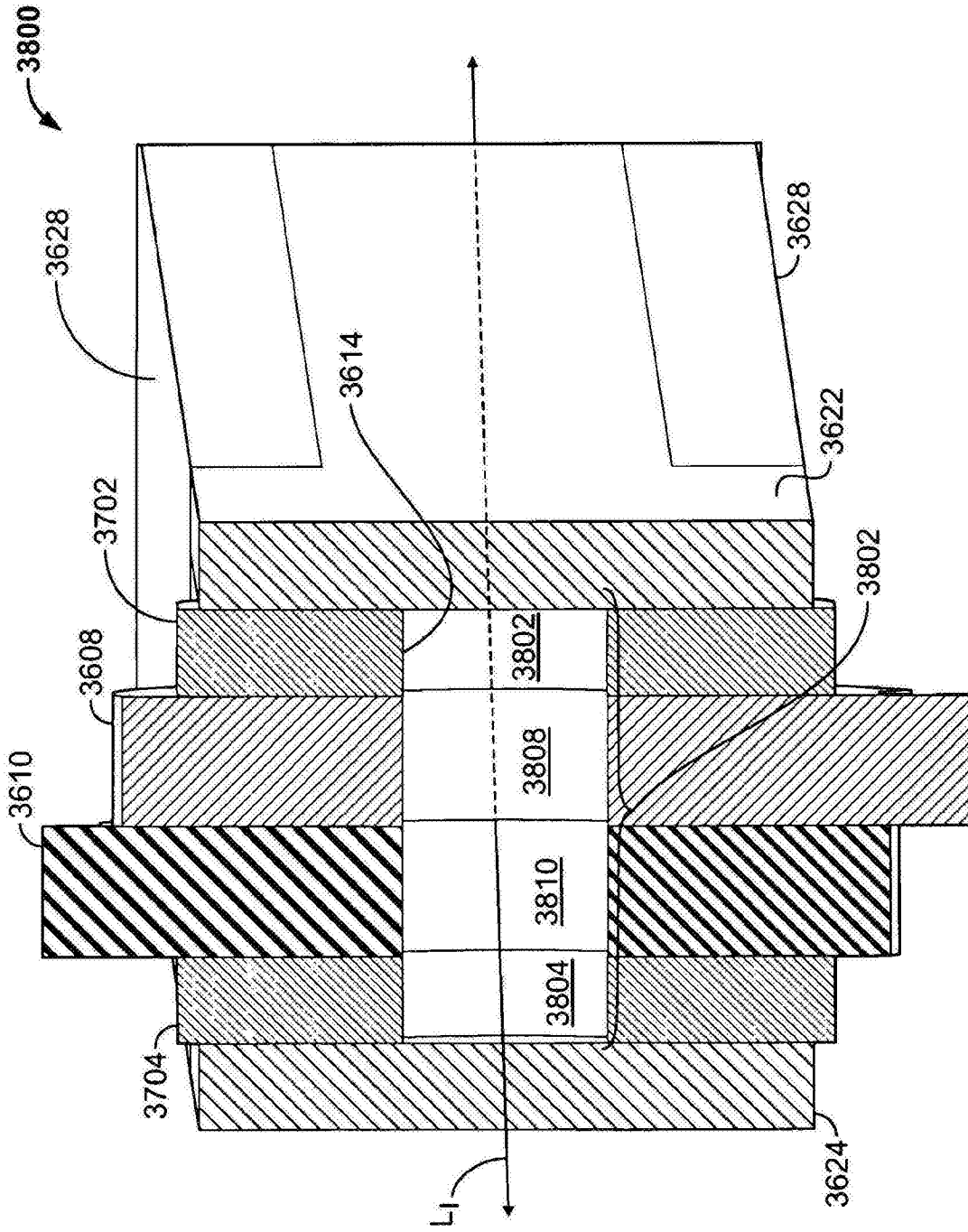


图38

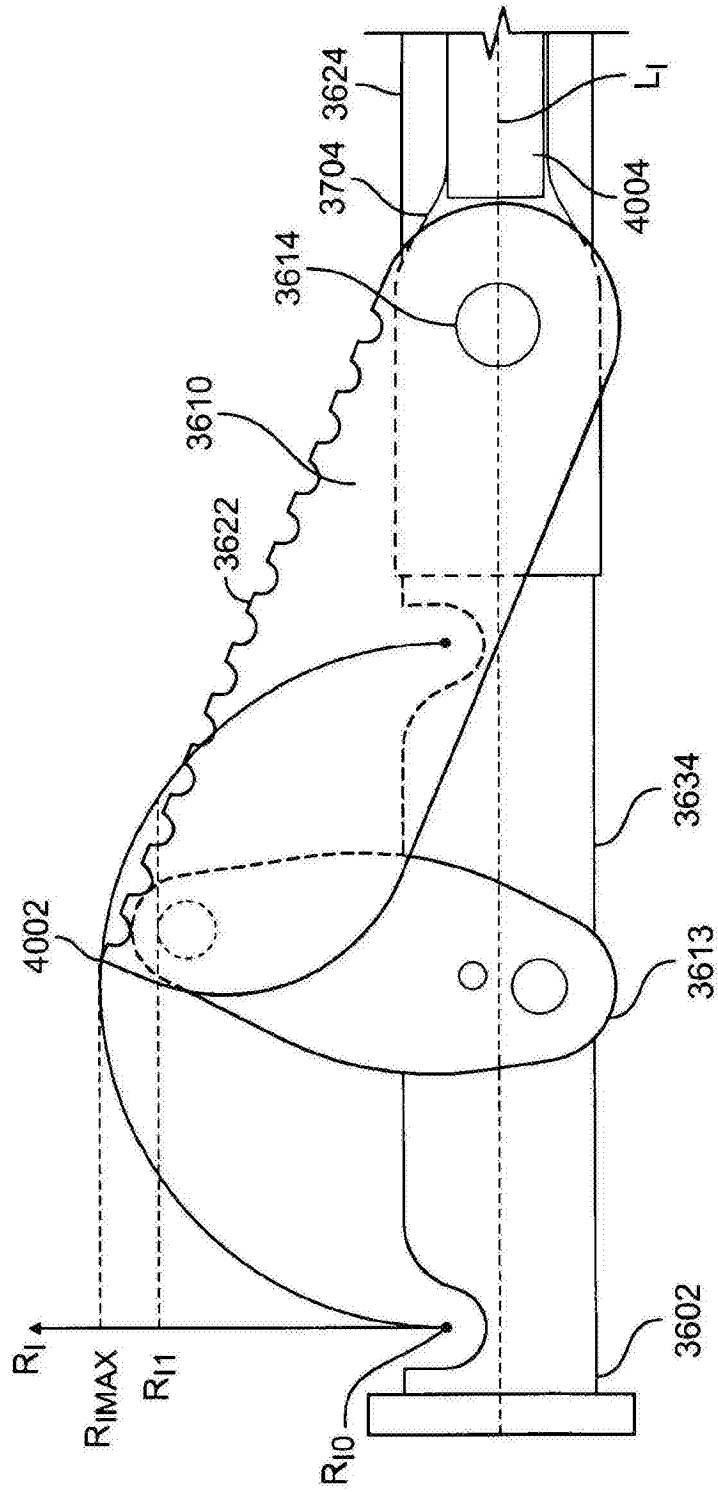


图40

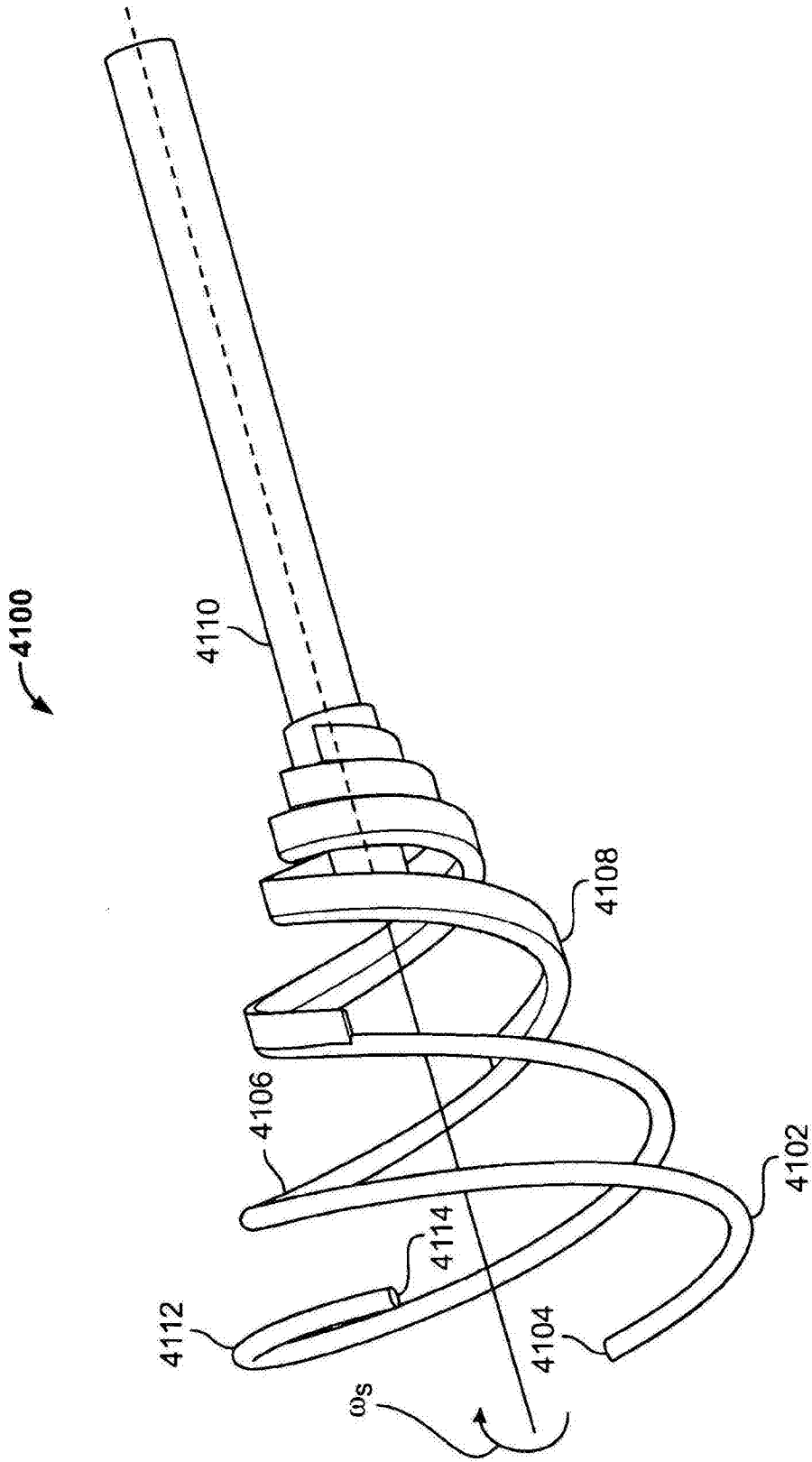


图41

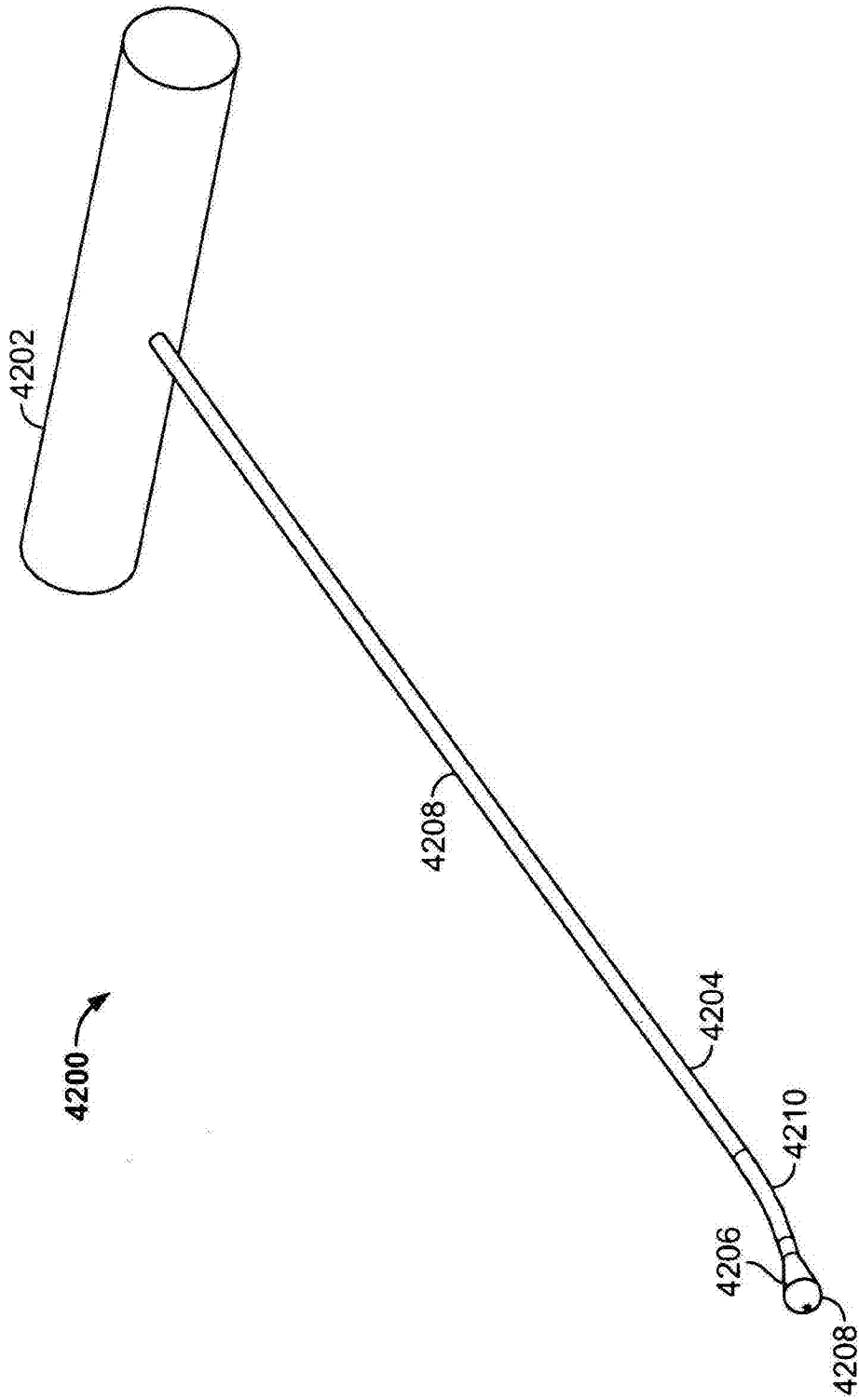


图42