



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102821707 B

(45) 授权公告日 2016. 02. 03

(21) 申请号 201180013862. 2

(22) 申请日 2011. 01. 19

(30) 优先权数据

61/296, 722 2010. 01. 20 US

61/389, 507 2010. 10. 04 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2012. 09. 14

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2011/021735 2011. 01. 19

(87) PCT国际申请的公布数据

W02011/091052 EN 2011. 07. 28

(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 董敏

(51) Int. Cl.

A61B 17/62(2006. 01)

(56) 对比文件

US 5817098 A, 1998. 10. 06, 说明书第2栏第14行-27行, 第4栏第9行-第6栏第67行, 附图1-4.

DE 102006016213 A1, 2007. 10. 11, 全文.

US 2002/0133172 A1, 2002. 09. 19, 全文.

US 7578824 B2, 2009. 08. 25, 全文.

审查员 霍璐

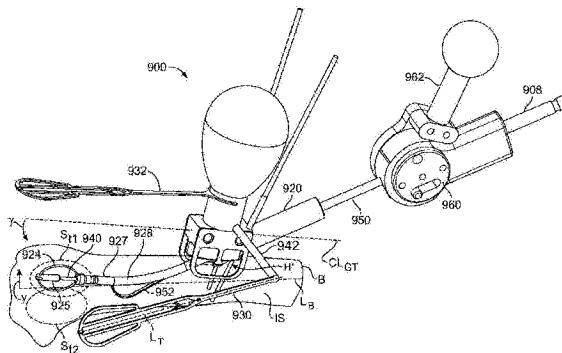
权利要求书1页 说明书33页 附图43页

(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的装置及方法。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. 用于将器械相对于骨的外部结构定位的装置,所述器械具有配置为定位在所述骨的内侧的目标区域中的部分,所述骨具有表面、表面法向轴线、前-后轴线和近端-远端轴线,所述器械包括:

底部标记,所述底部标记提供相对于所述表面法向轴线的对准并包括从所述底部标记的底表面伸出的结构;

第一横向延伸部和第二横向延伸部,所述第一横向延伸部配置为对应于所述骨的前轮廓,所述第二横向延伸部配置为对应于所述骨的后轮廓,所述第一横向延伸部和第二横向延伸部提供相对于所述前-后轴线的对准;以及

正面标记,所述正面标记具有配置为提供沿着所述近端-远端轴线的视觉对准的远端部。

2. 一种用于将手术器具相对于骨进行引导的手术器具导向件,所述手术器具导向件包括在所述骨的外部进行操作以将所述手术器具定位在所述骨的内侧的位置处的一组构件,其中,所述一组构件包括:

定位构件,针对沿着骨的表面法向轴线、骨的前-后轴线和骨的近端-远端轴线的移位并针对绕骨的表面法向轴线、骨的前-后轴线以及骨的近端-远端轴线的旋转,所述定位构件将所述导向件定位在所述骨上;以及

控制构件,针对沿着骨的表面法向轴线、骨的前-后轴线以及骨的近端-远端轴线的移位并针对绕骨的表面法向轴线、骨的前-后轴线以及骨的近端-远端轴线的旋转,所述控制构件保持所述导向件。

3. 一种用于将器具相对于具有纵向轴线的细长骨进行引导的装置,所述装置包括:  
器具导向构件;以及

基部构件,所述基部构件支承所述导向构件;其中,所述器具导向构件配置为相对于所述基部从限定相对于所述细长骨的纵向轴线的第一角度的第一位置枢转到限定相对于所述细长骨的纵向轴线的第二角度的第二位置。

4. 如权利要求 3 所述的装置,还包括对准导板,所述对准导板在所述导向构件位于所述第一位置时使所述器具导向构件与位于所述细长骨的内侧的第一目标区域对齐,而在所述导向构件位于所述第二位置时与位于所述细长骨的内侧的第二目标区域对齐。

## 用于骨接近和骨腔准备的装置及方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 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

[0003] 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

[0004] 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。

[0005] 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)。

[0006] 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。

[0007] 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。

[0008] 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。

[0009] 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。

[0010] 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。

[0011] 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

[0012] 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:

- [0013] 图 1 示出了根据本发明的原理的示例性装置。
- [0014] 图 2 示出了可以结合其实施本发明的示例性解剖结构。
- [0015] 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。
- [0016] 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。
- [0017] 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。
- [0018] 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。
- [0019] 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。
- [0020] 图 8 示出了图 1 中所示的装置的一部分。
- [0021] 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。
- [0022] 图 10 示出了图 1 中所示的装置的一部分。
- [0023] 图 11 示出了根据本发明的原理的另一示例性装置。
- [0024] 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。
- [0025] 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。
- [0026] 图 14 示出了根据本发明的原理的另一示例性装置。
- [0027] 图 15 示出了图 14 中所示的装置的一部分。
- [0028] 图 16 示出了图 11 中所示的装置的一部分(标记为“16”)。
- [0029] 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。
- [0030] 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。
- [0031] 图 19 示出了根据本发明的原理的另一示例性装置。
- [0032] 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。
- [0033] 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。
- [0034] 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。
- [0035] 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。
- [0036] 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。
- [0037] 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。
- [0038] 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。
- [0039] 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。



- [0040] 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。
- [0041] 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。
- [0042] 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。
- [0043] 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。
- [0044] 图 31 示出了根据本发明的原理的又一装置。
- [0045] 图 32 示出了根据本发明的原理的又一装置。
- [0046] 图 33 示出了根据本发明的原理的又一装置。
- [0047] 图 34 示出了根据本发明的原理的又一装置。
- [0048] 图 35 示出了根据本发明的原理的又一装置。
- [0049] 图 36 示出了根据本发明的原理的又一装置。
- [0050] 图 37 示出了图 36 中所示的装置的一部分。
- [0051] 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。
- [0052] 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。
- [0053] 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。
- [0054] 图 41 示出了根据本发明的原理的又一装置。
- [0055] 图 42 示出了根据本发明的原理的又一装置。

### 具体实施方式

[0056] 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。

[0057] 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。

[0058] 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. 2009/0182336A1 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)。

[0059] 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。

[0060] 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。

[0061] 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。

[0062] 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。

[0063] 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。

[0064] 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。

[0065] 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。

[0066] 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。

[0067] 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。

[0068] 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。

[0069] 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。

[0070] 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。

[0071] 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。

[0072] 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。

[0073] 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。

[0074] 在一些实施例中,所述导板可以包括荧光可检测材料。

[0075] 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。

[0076] 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。

[0077] 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。

[0078] 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。

[0079] 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。

[0080] 在一些实施例中,所述第一和第二槽道可以彼此倾斜。

[0081] 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。

[0082] 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。

[0083] 在一些实施例中,所述定位可以包括定位取芯锯轮廓。

[0084] 在一些实施例中,所述定位可以包括定位拉刀轮廓。

[0085] 在一些实施例中,所述定位可以包括定位假体轮廓。

[0086] 在一些实施例中,所述定位可以包括定位骨植入物轮廓。

[0087] 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。

[0088] 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。

[0089] 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。

[0090] 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。

[0091] 在一些实施例中,所述输送可以包括输送取芯锯。

[0092] 在一些实施例中,所述输送可以包括输送骨内部拉刀。

[0093] 在一些实施例中,所述输送可以包括输送假体。

[0094] 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。

[0095] 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。

[0096] 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。

[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。

[0098] 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。

[0099] 所述骨可以具有纵向轴线。

[0100] 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。

[0101] 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。

[0102] 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。

[0103] 在一些实施例中,所述导板可以包括荧光可检测材料。

[0104] 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。

[0105] 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。

[0106] 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。

[0107] 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。

[0108] 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。

[0109] 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。

[0110] 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。

[0111] 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。

- [0112] 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。
- [0113] 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。
- [0114] 所述装置可以包括旋转器。所述装置可以包括拉削构件。
- [0115] 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。
- [0116] 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。
- [0117] 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。
- [0118] 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。
- [0119] 在一些实施例中,所述拉削构件可以包括切削刃。
- [0120] 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。
- [0121] 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。
- [0122] 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。
- [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自由的远端部。
- [0124] 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。
- [0125] 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。
- [0126] 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。
- [0127] 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 $5^{\circ}$ 至大约 $75^{\circ}$ 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。
- [0128] 所述部段可以为刚性的。所述部段可以为弹性的。
- [0129] 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。

[0130] 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。

[0131] 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。

[0132] 所述拉削构件可以包括刀片。

[0133] 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。

[0134] 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。

[0135] 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。

[0136] 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。

[0137] 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。

[0138] 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。

[0139] 所述拉削构件可以由一个或多个增强部支承。

[0140] 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。

[0141] 所述增强部可以为管。

[0142] 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。

[0143] 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。

[0144] 所述增强部可以由在金属管内切成的样式形成。

[0145] 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。

[0146] 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。

[0147] 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。

[0148] 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。

[0149] 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。

[0150] 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。

[0151] 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。

[0152] 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。

[0153] 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。

[0154] 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。

[0155] 提供了用于治疗骨内部的装置及方法。

[0156] 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。

[0157] 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、复合材料或任意其他合适的材料。

[0158] 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。

[0159] 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。

[0160] 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。

[0161] 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。

[0162] 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。

[0163] 提供了用于骨内部的准备的装置及方法。

[0164] 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。

[0165] 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。

[0166] 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。

[0167] 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。

[0168] 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。

[0169] 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。

[0170] 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。

[0171] 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。

[0172] 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。

[0173] 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。

[0174] 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。

[0175] 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。

[0176] 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。

[0177] 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。

[0178] 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。

[0179] 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。

[0180] 在一些实施例中,所述移除可以包括使用旋转取芯锯锯孔。



[0181] 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。

[0182] 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。

[0183] 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。

[0184] 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。

[0185] 提供了用于接近骨的内侧的装置及方法。

[0186] 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。

[0187] 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。

[0188] 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。

[0189] 在一些实施例中,所述装置可以包括靠近所述套管的偏置构件。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管的远端部朝向所述骨迫压。

[0190] 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。

[0191] 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。

[0192] 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。

[0193] 所述装置可以包括用于接近骨的内侧的组件。

[0194] 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。

[0195] 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。

[0196] 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。

- [0197] 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。
- [0198] 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。
- [0199] 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。
- [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包括不锈钢。
- [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镍钛诺。
- [0202] 在一些实施例中,所述联动件可以包括销。
- [0203] 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。
- [0204] 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。
- [0205] 在一些实施例中,所述第三联动件远离于所述第二联动件。
- [0206] 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。
- [0207] 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。
- [0208] 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。
- [0209] 在一些实施例中,所述第四联动件可以为手动联动件。
- [0210] 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。
- [0211] 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。
- [0212] 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。
- [0213] 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。
- [0214] 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。
- [0215] 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。

- [0216] 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。
- [0217] 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。
- [0218] 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。
- [0219] 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。
- [0220] 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。
- [0221] 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。
- [0222] 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。
- [0223] 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。
- [0224] 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。
- [0225] 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。
- [0226] 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。
- [0227] 提供了用于定位骨裂纹的装置及方法。
- [0228] 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。
- [0229] 在一些实施例中,所述探头可以具有锥形顶端。
- [0230] 在一些实施例中,所述探头可以具有圆形顶端。
- [0231] 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。
- [0232] 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。
- [0233] 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。

[0234] 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。

[0235] 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。

[0236] 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。

[0237] 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。

[0238] 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。

[0239] 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。

[0240] 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。

[0241] 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。

[0242] 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。

[0243] 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。

[0244] 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。

[0245] 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。

[0246] 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。

[0247] 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。

[0248] 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。

[0249] 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<sub>t</sub>。目标区域 R<sub>t</sub> 图示为位于松质骨 B<sub>CA</sub> 内,但是可以位于松质骨 B<sub>CA</sub> 和皮质骨 B<sub>CO</sub> 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  $R_t$ 。

[0250] 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。

[0251] 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。

[0252] 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。

[0253] 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。

[0254] 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。

[0255] 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。

[0256] 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  $\theta$  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。

[0257] 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  $\theta$  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。

[0258] 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。

[0259] 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  $\alpha$ 。在一些实施例中,角度  $\alpha$  可以为固定的。在一些实施例中,角度  $\alpha$  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  $\alpha$  为可调节的一些实施例和其中  $\alpha$  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。

[0260] 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。

[0261] 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。

[0262] 骨 B 图示为在裂纹  $F_b$  和  $F_a$  裂开的烧骨。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  $F_b$  分开或部分地分开。裂纹  $F_a$  横切过关节表面 AS。裂纹  $F_b$  横切过骨 B 的头部分。

[0263] 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  $C_4$  (其是轮廓  $C_3$  在关节表面 AS 上的投影) 示出了轮廓  $C_4$  例如可以是不对称的。例如,轮廓  $C_4$  可以具有长轴线  $A_1$  和短轴线  $A_2$  (示出为一半)。其他轮廓也可以是不对称的。

[0264] 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  $C_1$ 、 $C_2$  或  $C_3$ ) 内移位。

[0265] 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。

[0266] 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。

[0267] 导板 132 从把手 118 的基部延伸。

[0268] 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。

[0269] 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)。

[0270] 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。

[0271] 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。

[0272] 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。

[0273] 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。

[0274] 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。

[0275] 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。

[0276] 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。

[0277] 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  $B_{co}$  (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  $\beta$ 。拉刀 700 可以定位为使得拉刀轴线  $L_c$  与导向管轴线 LGT (图 1 中所示) 基本一致。角度  $\beta$  可以为锐角。角度  $\beta$  可以与角度  $\alpha$  (图 1 中所示) 互余。

[0278] 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  $St_1$  处。

[0279] 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  $S_{t1}$  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。

[0280] 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  $L_b$  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。

[0281] 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。

[0282] 目标区域  $S_{t1}$  能够位于松质骨  $B_{ca}$  和皮质骨  $B_{co}$  (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  $S_{t1}$  上, 使得导向件 900 将拉刀头 925 引导到目标区域  $S_{t1}$ 。

[0283] 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  $CL_{GT}$  之间的角度  $\gamma$ 。 $\gamma$  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。 $\gamma$  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,  $\gamma$  可以选取为使得侧部导板 930 “投影”到目标区域  $St2$  上。

[0284] 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。

[0285] 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。

[0286] 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。

[0287] 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。

[0288] 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。

[0289] 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  $CL_G$ 。

[0290] 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。

[0291] 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。

[0292] 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。

[0293] 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。

[0294] 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。

[0295] 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  $\delta$  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。

[0296] 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。

[0297] 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。

[0298] 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。

[0299] 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。

[0300] 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。

[0301] 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。

[0302] 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。

[0303] 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 可以用作止挡部以限制丝线 1402 可以被驱动到骨 B 内的程度。

[0304] 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。

[0305] 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。

[0306] 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。

[0307] 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。

[0308] 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。

[0309] 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。

[0310] 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  $\phi$  (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  $\phi$ 。切削面 1706 可以具有纵向前角(rake angle)  $\rho$ 。

[0311] 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。

[0312] 切削面 1706 示出为具有  $\rho=0^\circ$ ,但是可以使用任意合适的  $\rho$ 。齿槽 1710 可以具有齿槽深度  $D_g$ 。

[0313] 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。

[0314] 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  $\theta$ 。切削刃 1704 示出为具有  $\theta \approx 90^\circ$ ,但是可以使用任意合适的  $\theta$ 。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。

[0315] 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。

[0316] 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。

[0317] 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  $\alpha'$ , 使得锯 1950 可以以角度  $\alpha'$  推进穿过骨 B (未示出)。对于不同的  $\alpha'$  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  $\alpha'$ 。例如, 实施者可以以  $\alpha' \approx 0^\circ$  的导孔开始, 并且随后改变  $\alpha'$  以获得用于接近孔的期望角度。

[0318] 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。

[0319] 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 可以支承圆筒形成型件 705。圆筒形成型件 705 可以共轴地安装在销 703 上。圆筒形成型件 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形成型件 705 上。

[0320] 圆筒形成型件 705 可以限制或部分地限制拉削构件 704 的远端部分的方向。圆筒形成型件 705 可以相对于支架 720 固定。圆筒形成型件 705 可以相对于支架 720 旋转。

[0321] 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。

[0322] 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。

[0323] 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。

[0324] 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。

[0325] 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。

[0326] 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。

[0327] 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。

[0328] 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何其他合适的方法。

[0329] 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。

[0330] 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。

[0331] 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。

[0332] 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  $\omega_c$  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)。

[0333] 前刃 2202 可以以角度  $\alpha_{c1}$  倾斜。角度  $\alpha_{c1}$  可以为任意合适的角度, 包括从大约  $5^\circ$  至大约  $75^\circ$  的角度。角度  $\alpha_{c1}$  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。

[0334] 前刃 2204 可以以角度  $\alpha_{c2}$  倾斜。角度  $\alpha_{c2}$  可以为任意合适的角度, 包括从大约  $5^\circ$  至大约  $75^\circ$  的角度。角度  $\alpha_{c2}$  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。

[0335] 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。

[0336] 前刃 2202 和 2204 可以从轴线  $L_c$  分别偏离  $\Delta_1$ 、 $\Delta_2$  的偏移量。可以选取偏移量  $\Delta_1$  和  $\Delta_2$  的适当大小。在一些实施例中, 偏移量  $\Delta_1$  和  $\Delta_2$  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  $\Delta_1$  和  $\Delta_2$  可以有利于拉削构件使组织移位的效率。

[0337] 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  $\omega_c$  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 BC0。部段 760 和 762 可以为足够柔性的以由皮质骨 BC0 偏转。部段 760 示出为由骨 BC0 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。

[0338] 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 BC0 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 BC0 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。

[0339] 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。

[0340] 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。

[0341] 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。

[0342] 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。

[0343] 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。

[0344] 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。

[0345] 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。

[0346] 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。

[0347] 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。

[0348] 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。

[0349] 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)。

[0350] 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。

[0351] 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 的外部的位罝。

[0352] 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 的外部的位罝。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。

[0353] 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 相契合。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  $L_c$  的任意旋转位罝。

[0354] 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。

[0355] 图 26- 图 29 示出了装置 2500 的不同部分的结构。

[0356] 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。

[0357] 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。

[0358] 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。

[0359] 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。

[0360] 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。

[0361] 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  $L_e$  弯曲。

[0362] 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。

[0363] 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、复合材料或任意其他合适的材料。

[0364] 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) 的示例性激光切削模式 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。

[0365] 图 28 示出了示例性升降器控制本体 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。

[0366] 扭矩适配器 2808 可以由任意合适的旋转能量源被扭转。

[0367] 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  $\delta_E$ 。当致动器移动角度  $\delta_E$  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。

[0368] 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。

[0369] 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。

[0370] 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。

[0371] 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。

[0372] 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。

[0373] 套管 2904 可以支承锁键 2910。锁键 2912 可以定位为捕获在皮质骨  $B_{C0}$  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。

[0374] 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。

[0375] 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。

[0376] 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。

[0377] 图 30 示出了装置 2500(图 25 中所示),具有更大角度  $\delta_e$  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。

[0378] 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。

[0379] 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。

[0380] 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  $D_e$ 。

[0381] 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。

[0382] 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。

[0383] 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  $\rho'$  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。

[0384] 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)。

[0385] 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  $L_n$  在导向件鞘套 3210 内平移。

[0386] 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。

[0387] 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。

[0388] 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。

[0389] 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。

[0390] 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。

[0391] 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。

[0392] 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。

[0393] 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。

[0394] 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)。

[0395] 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。

[0396] 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。

[0397] 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。

[0398] 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。

[0399] 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。

[0400] 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。

[0401] 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。

[0402] 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)。

[0403] 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。

[0404] 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。

[0405] 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。

[0406] 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。

[0407] 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。

[0408] 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。

[0409] 支架可以由在金属管内切成的模式形成。

[0410] 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。

[0411] 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。

[0412] 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。

[0413] 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。

[0414] 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。

[0415] 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。

[0416] 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)。

[0417] 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。

[0418] 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。

[0419] 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。

[0420] 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。

[0421] 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。

[0422] 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。

[0423] 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。

[0424] 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。

[0425] 远端接口 3504 可以包括凹槽 3522 和 3524。拉削刃 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。

[0426] 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。

[0427] 远端接口 3504 可以没有拉削头 3500。

[0428] 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。

[0429] 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  $L_1$  旋转时,拉削刃可以在骨 B(图 2 中所示)的内侧拉削骨。

[0430] 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。

[0431] 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  $L_1$  固定。固定支柱 3622 和 3624 可以由远端顶端 3634 接合。

[0432] 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。

[0433] 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)。

[0434] 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  $L_1$  旋转的元件。

[0435] 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。

[0436] 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。

[0437] 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。

[0438] 销(未示出)可以设置在通道 3902 中将以联动件 3618 轴向固定到壳体构件 3622 上。销(未示出)可以设置在通道 3904 中将以联动件 3619 轴向固定到壳体构件 3624 上。联动件 3619 和 3618 可以与轴向  $L_1$  以偏移量  $\Delta_3$  和  $\Delta_4$  偏转。

[0439] 当拉刀头 3602 在骨 B 中沿  $\omega_1$  或  $-\omega_1$  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  $R_{\text{MAX}}$  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  $R_1$  的空间。

[0440] 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  $R_1=R_{10}$  处。在  $R_{10}$ ,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  $R_1=R_{11}$  处。在  $R_{11}$ ,拉削刃 3622 可以与骨 B 相接合。在  $R_1=R_{\text{MAX}}$ ,拉削刃 3622 可以在距轴线  $L_1$  的最大半径处与骨 B 相接合。

[0441] 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。

[0442] 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。

[0443] 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。

[0444] 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。

[0445] 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。

[0446] 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。

[0447] 驱动轴 4110 可以旋转地驱动拉削头 4100。旋转可以为沿方向  $\omega_s$ 。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)。

[0448] 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。

[0449] 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。

[0450] 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定弯曲部分。部段 4106 可以包括大致线性的部分(未示出)。

[0451] 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。

[0452] 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。

[0453] 增强部 4108 可以为支架。

[0454] 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。

[0455] 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 中以作为拉削构件。

[0456] 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。

[0457] 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。

[0458] 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。

[0459] 探头 4206 可以包括聚合物、合金或任意其他合适的材料。

[0460] 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。

[0461] 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。

[0462] 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。

[0463] 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。

[0464] 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。

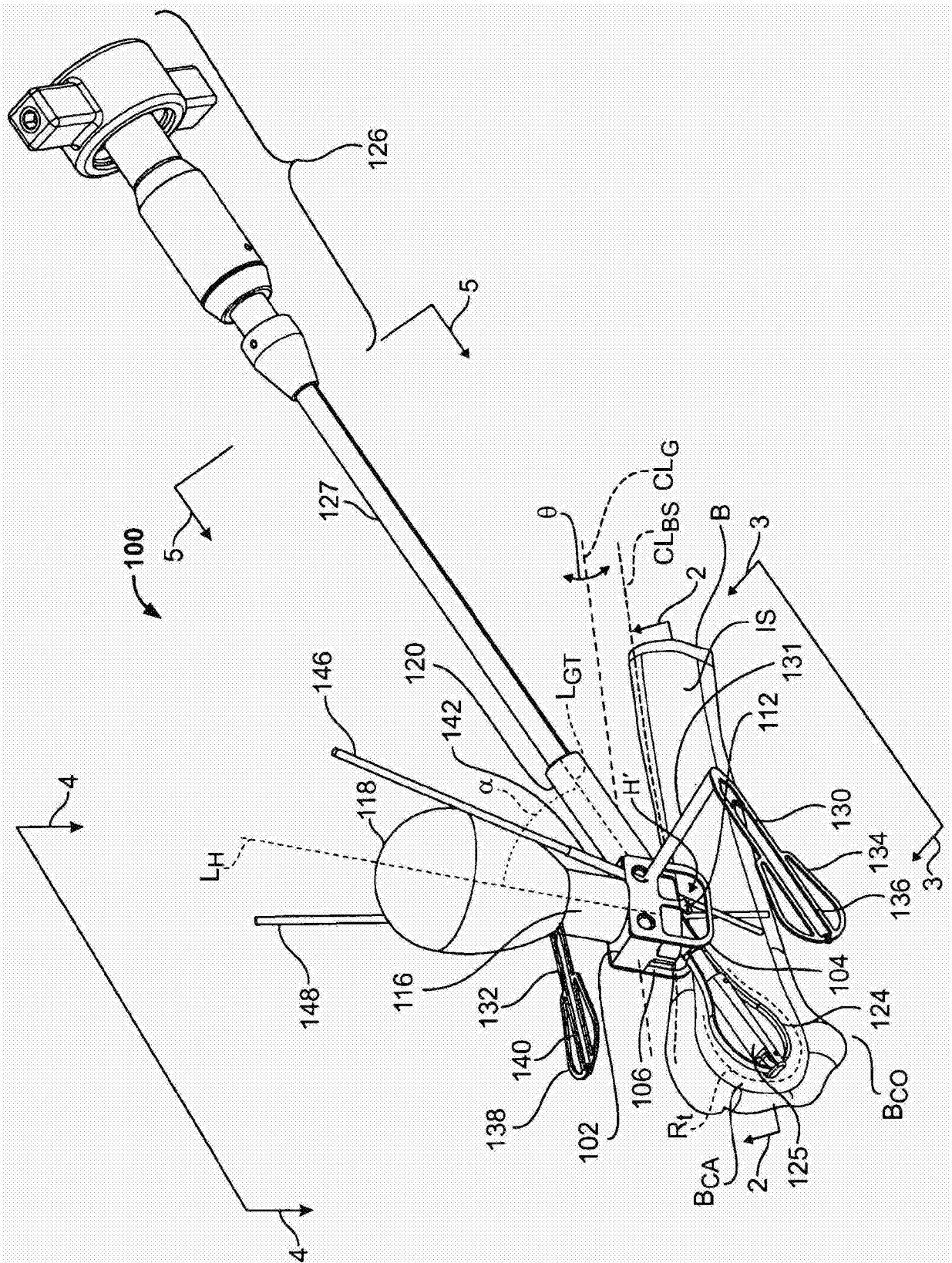


图 1



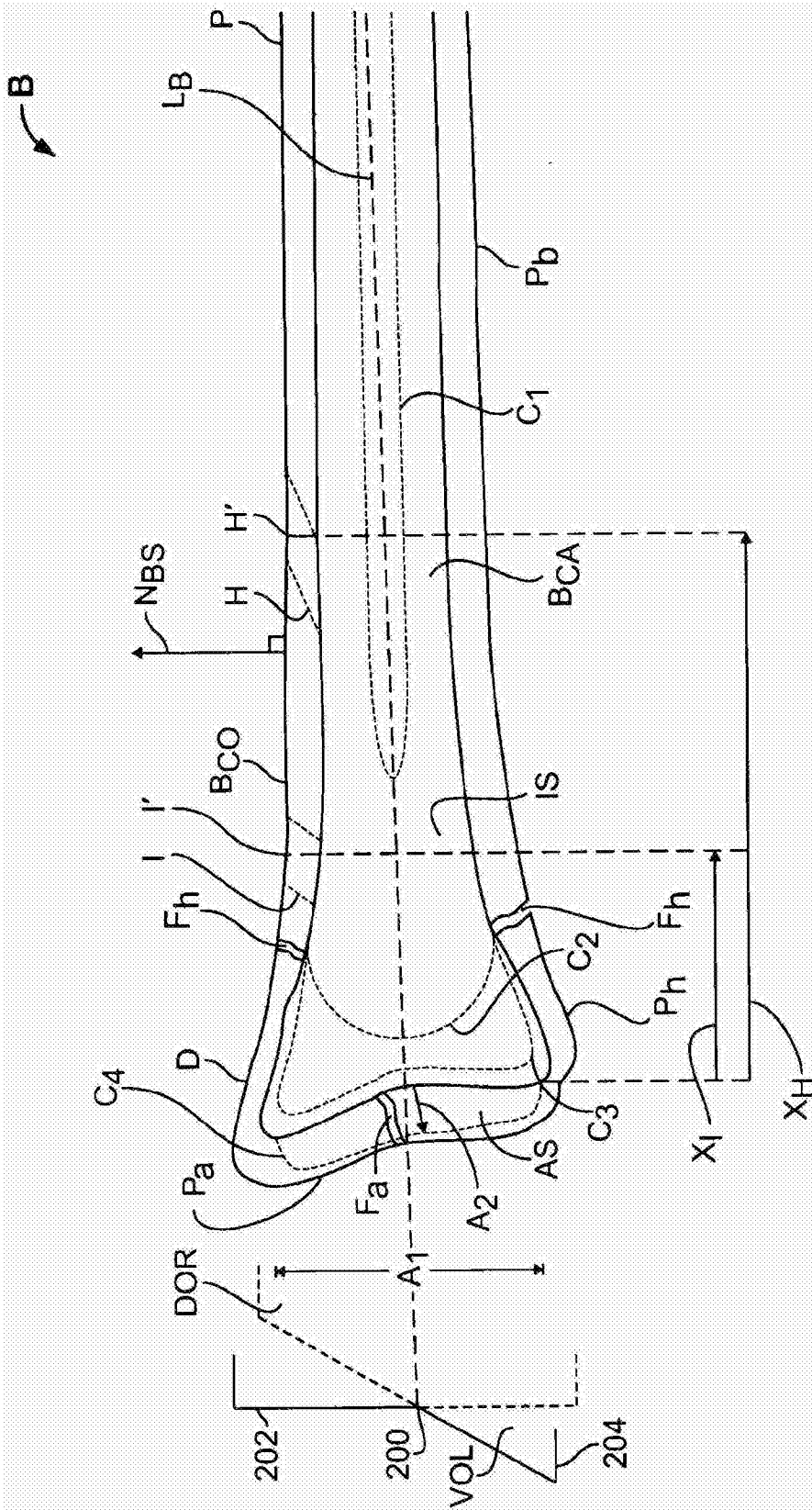


图 2

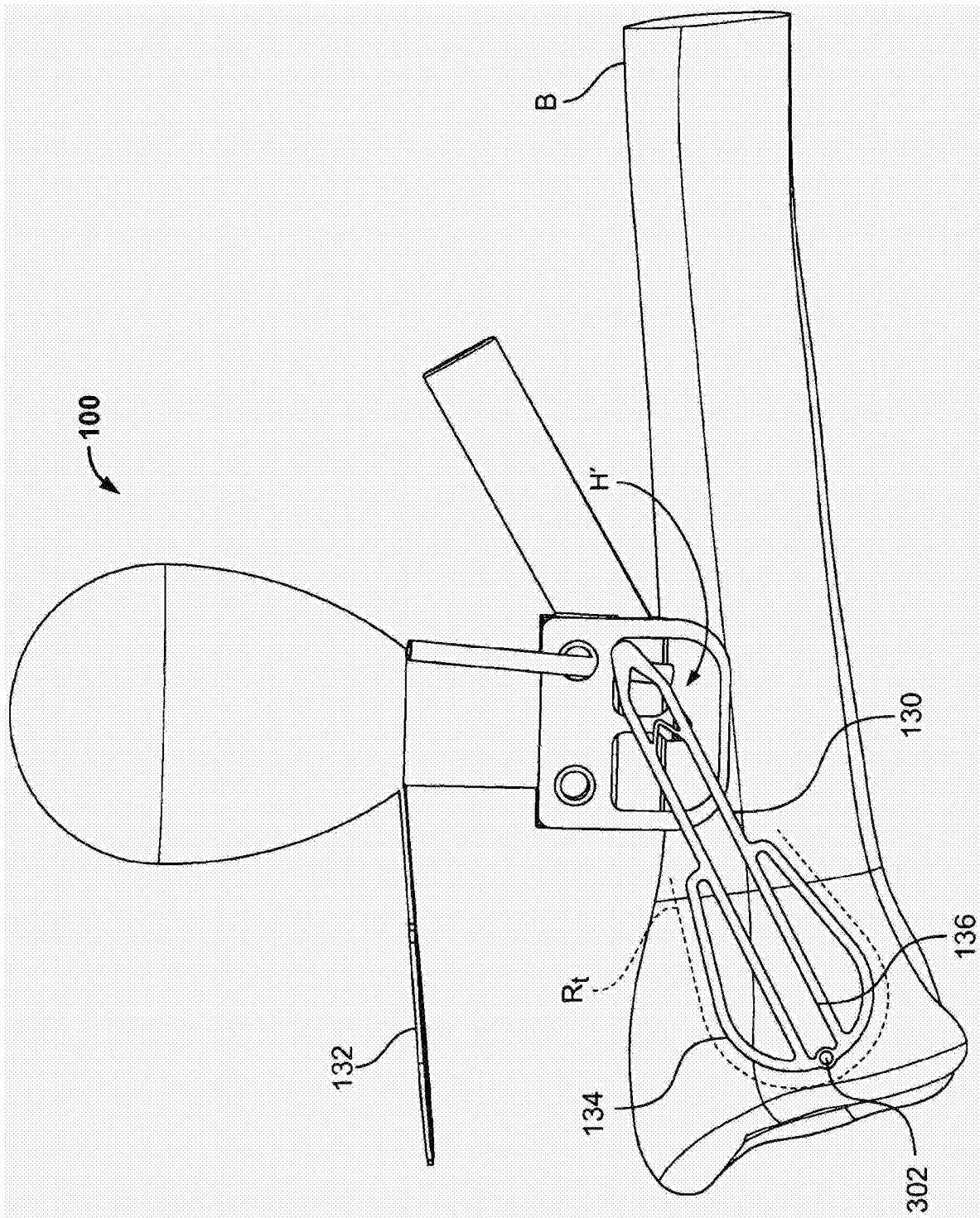


图 3

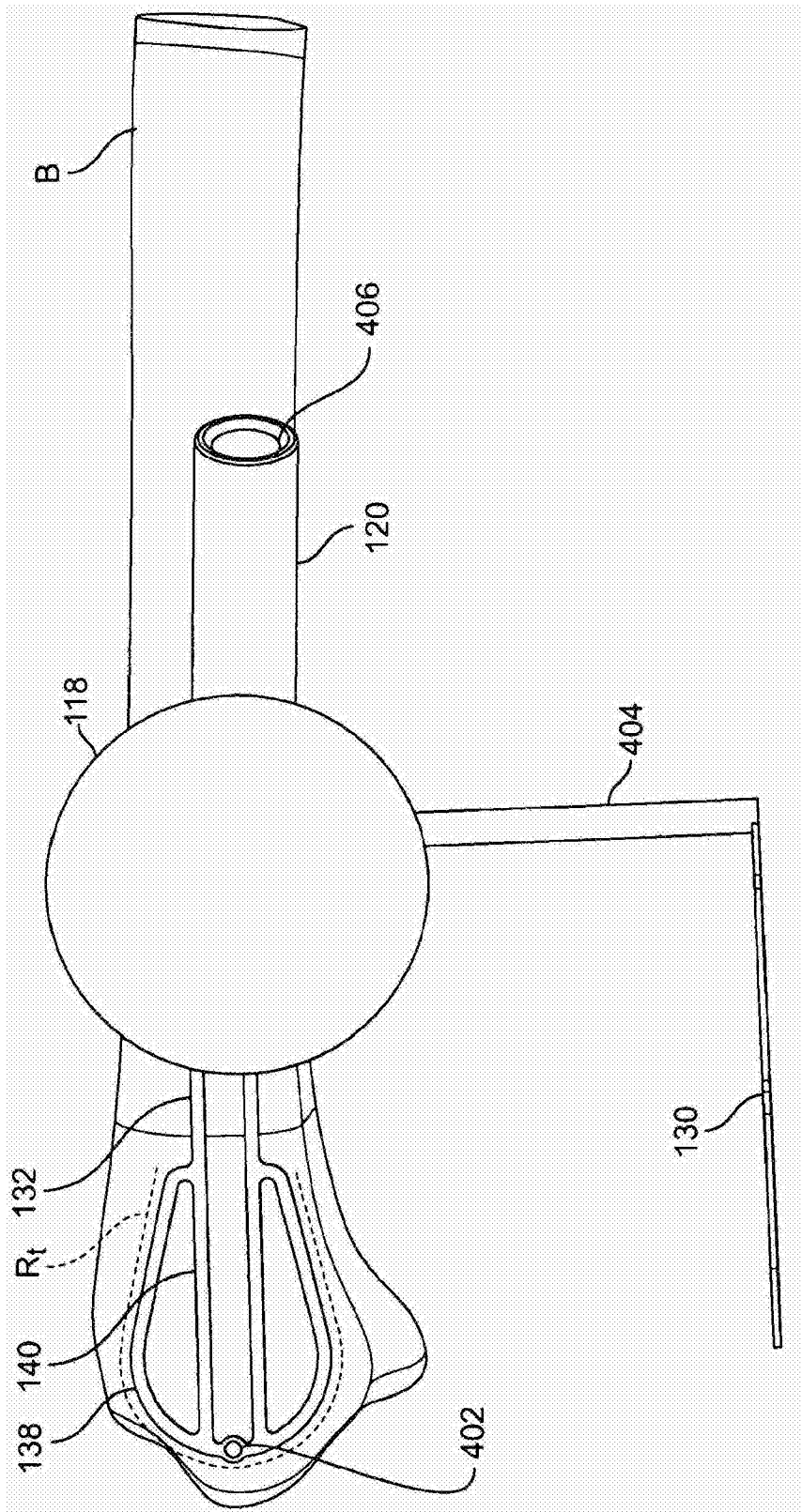


图 4

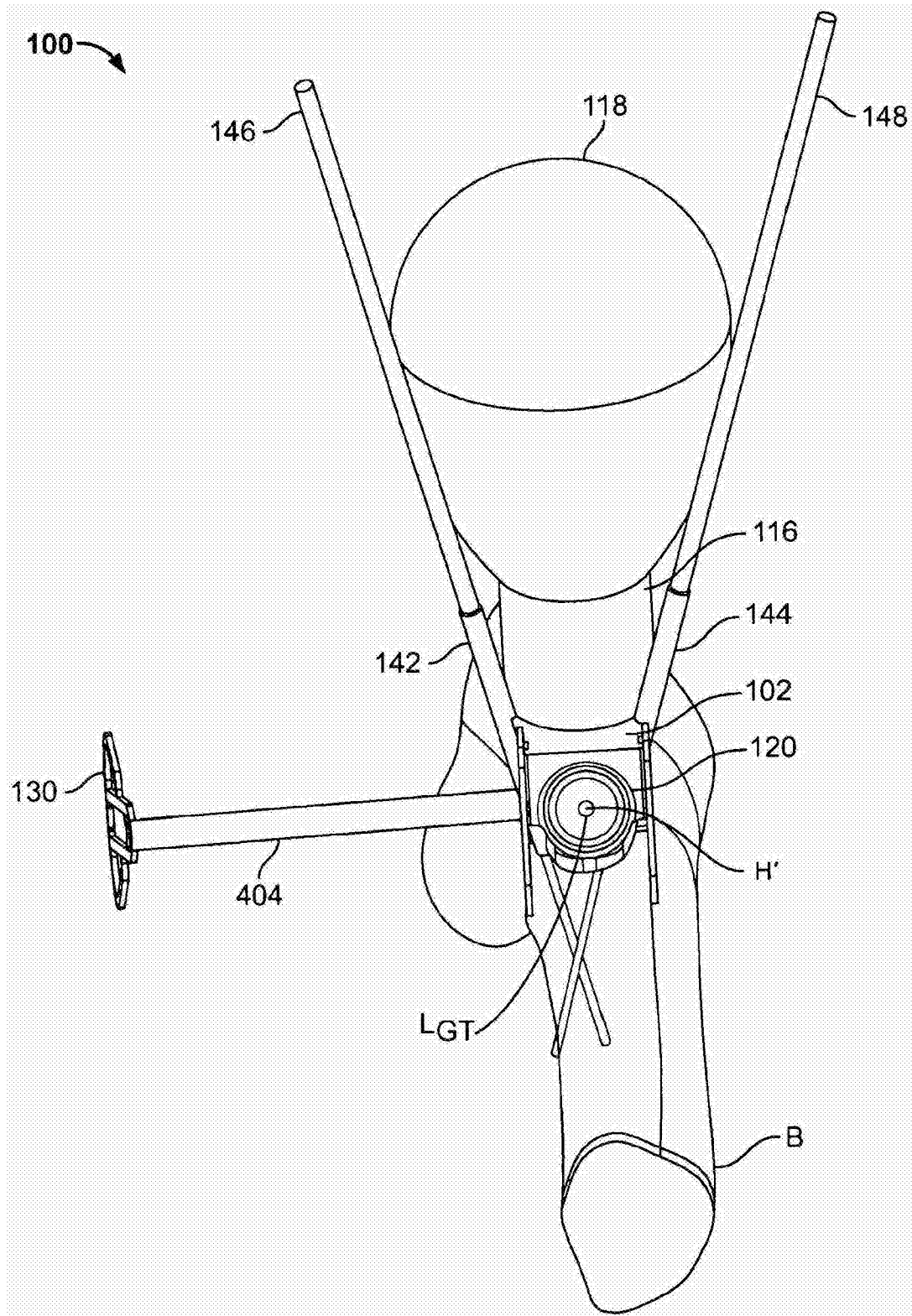


图 5

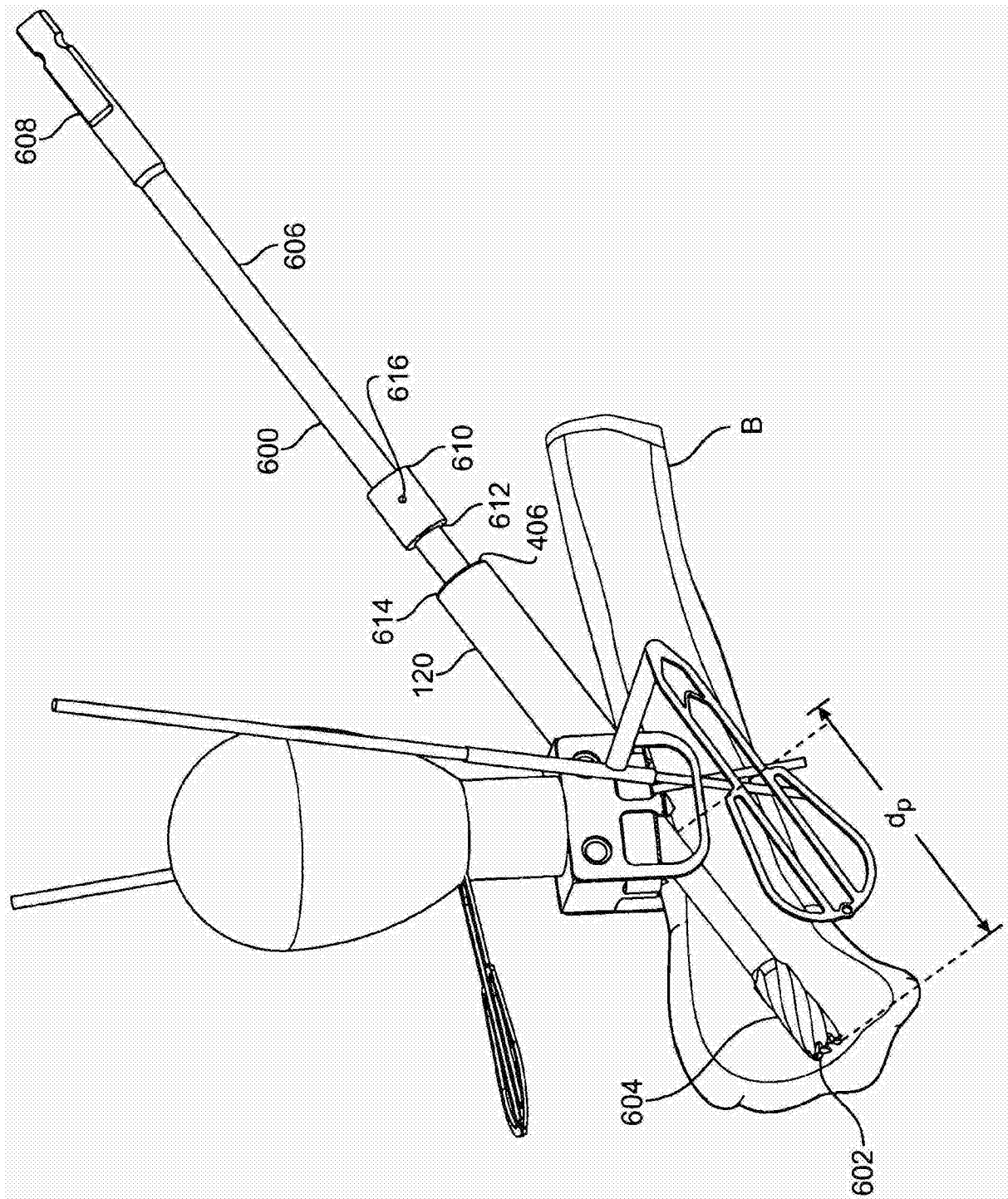


图 6

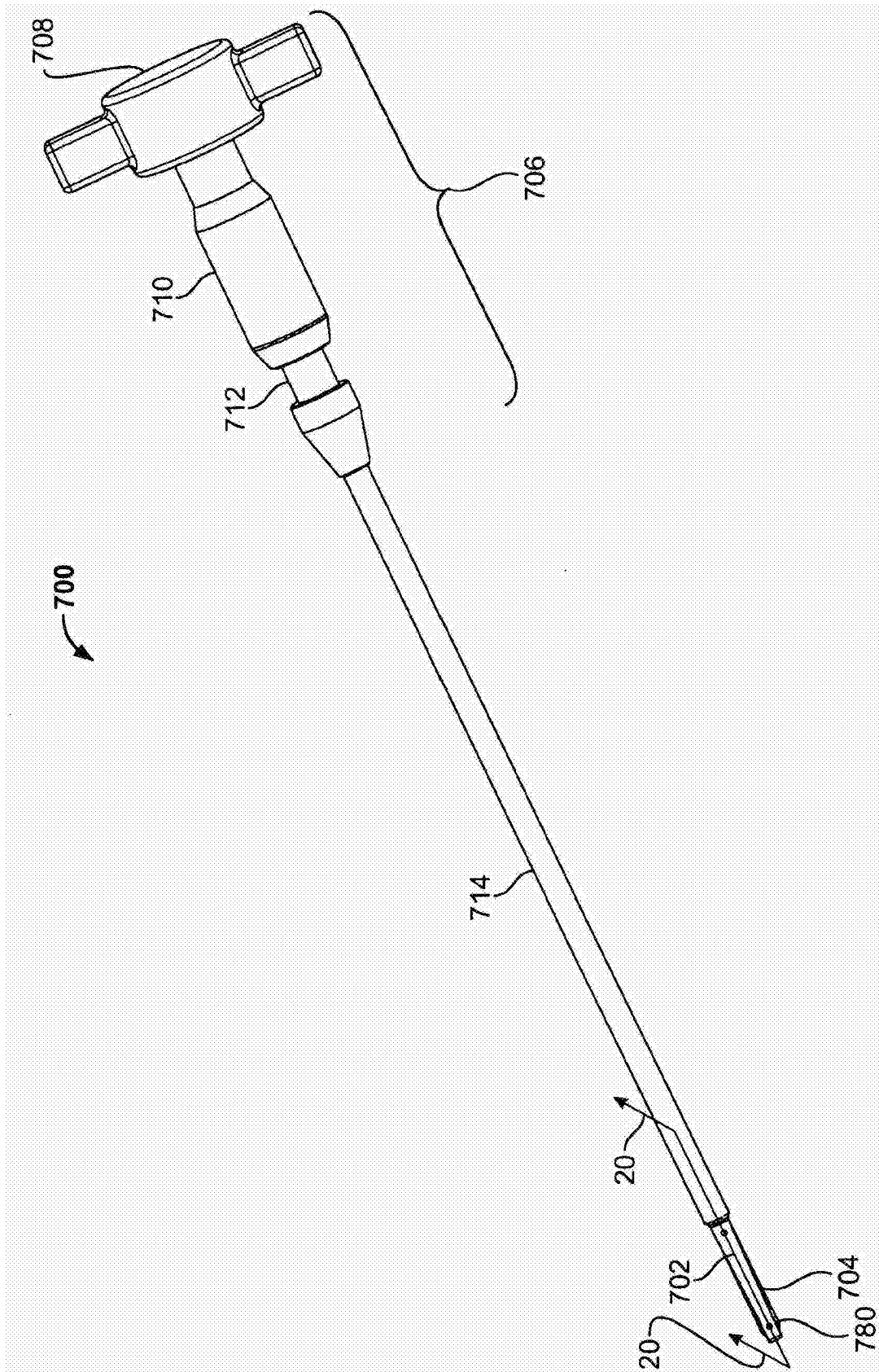


图 7



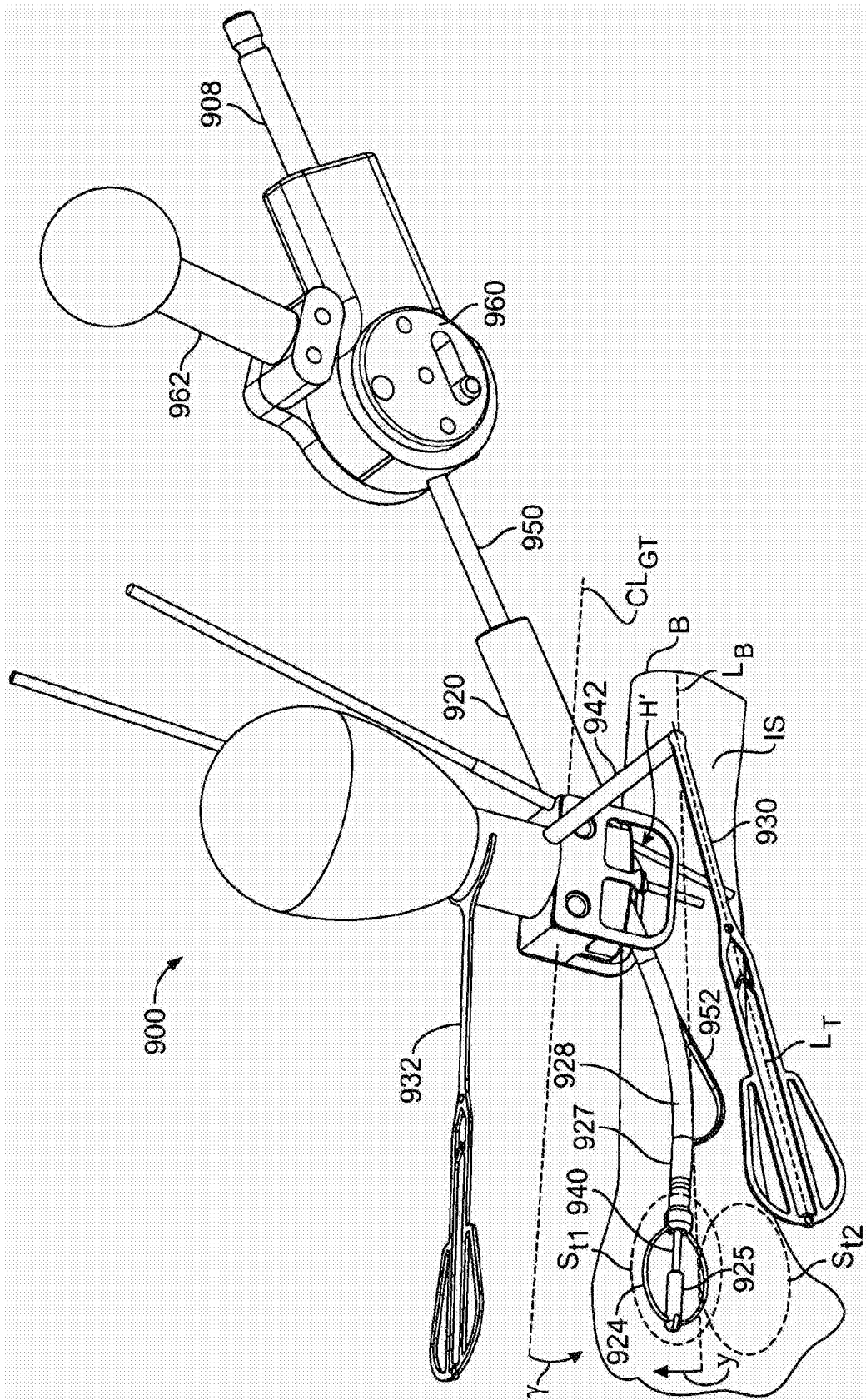


图 9



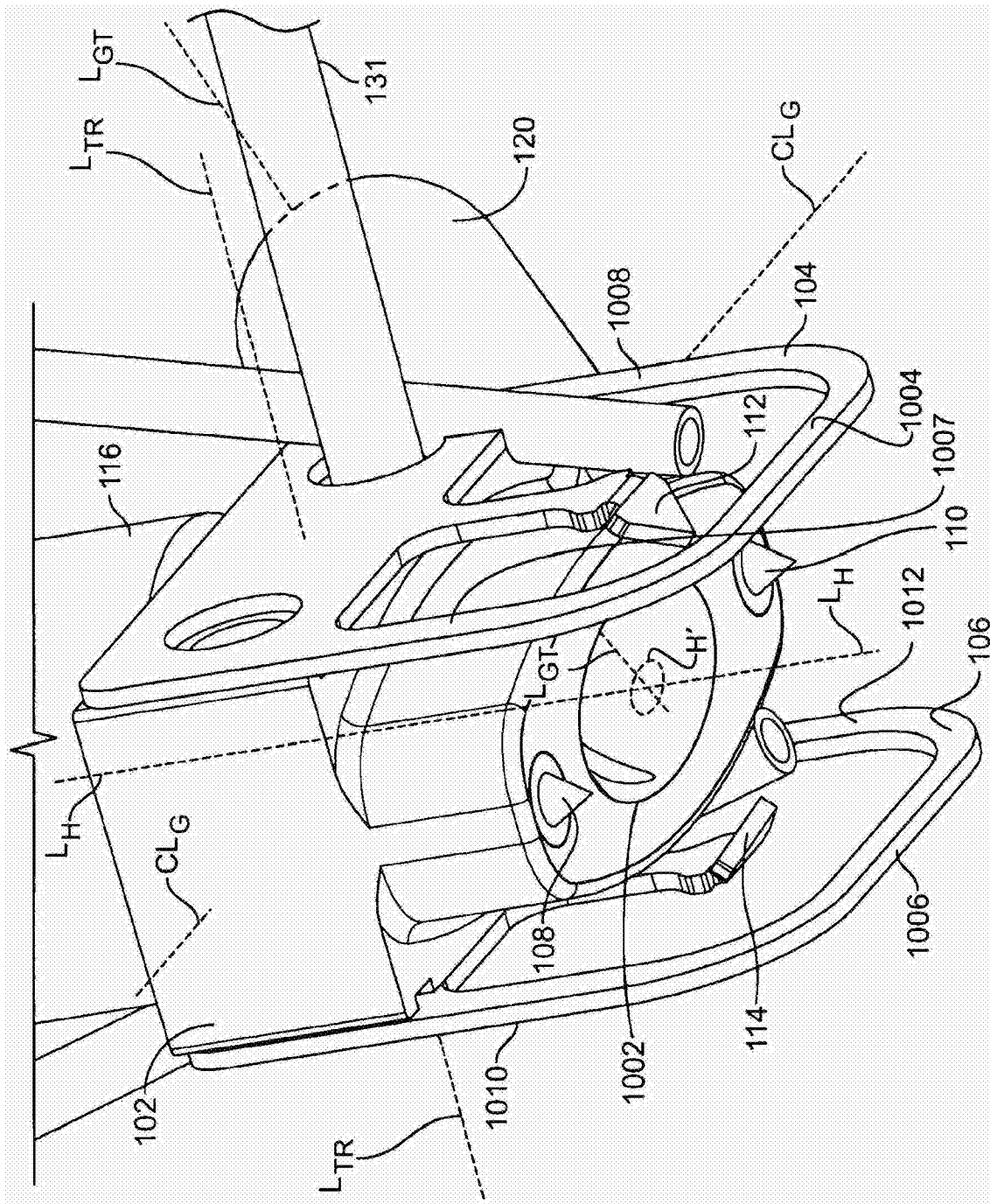


图 10



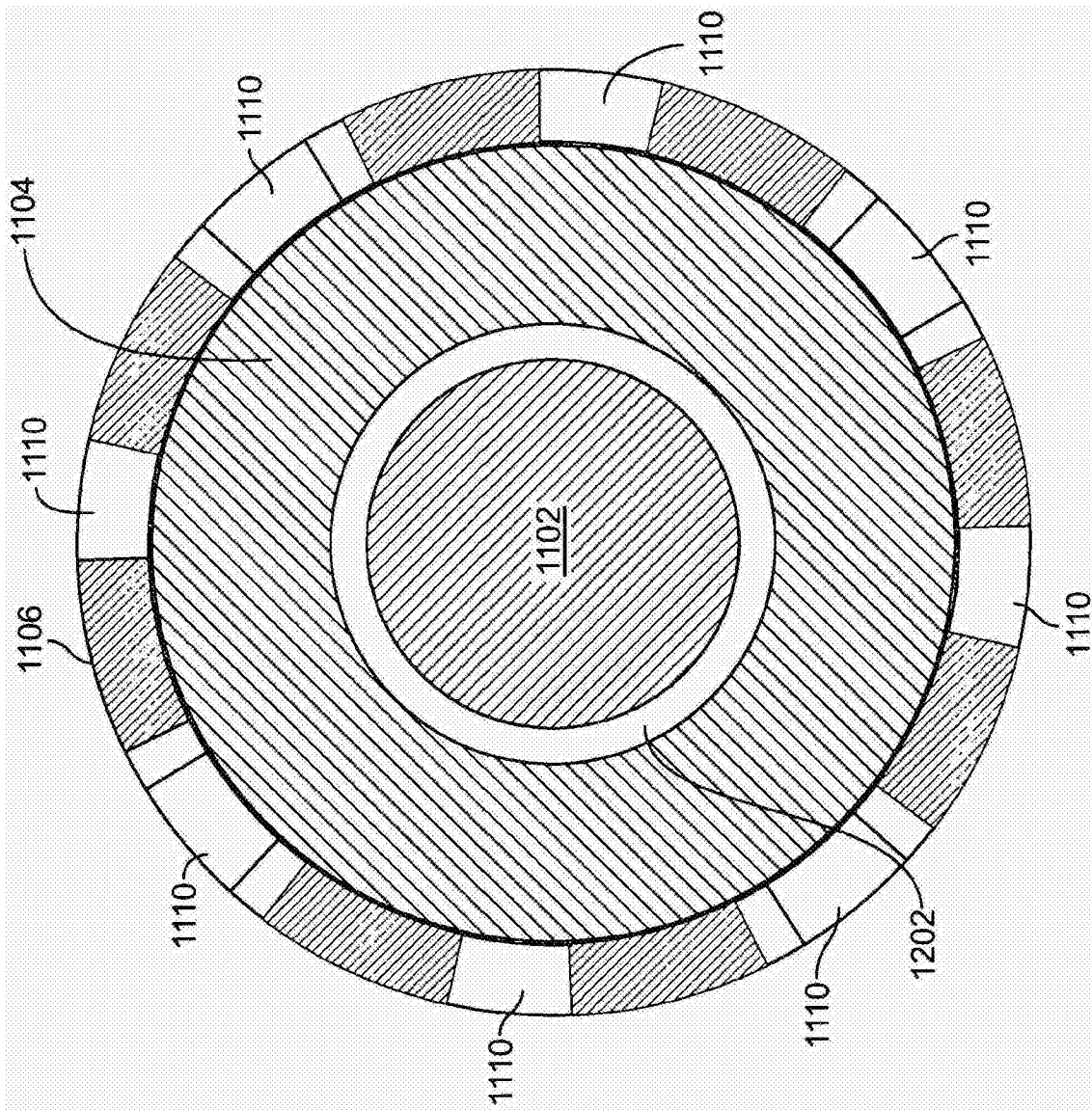


图 12

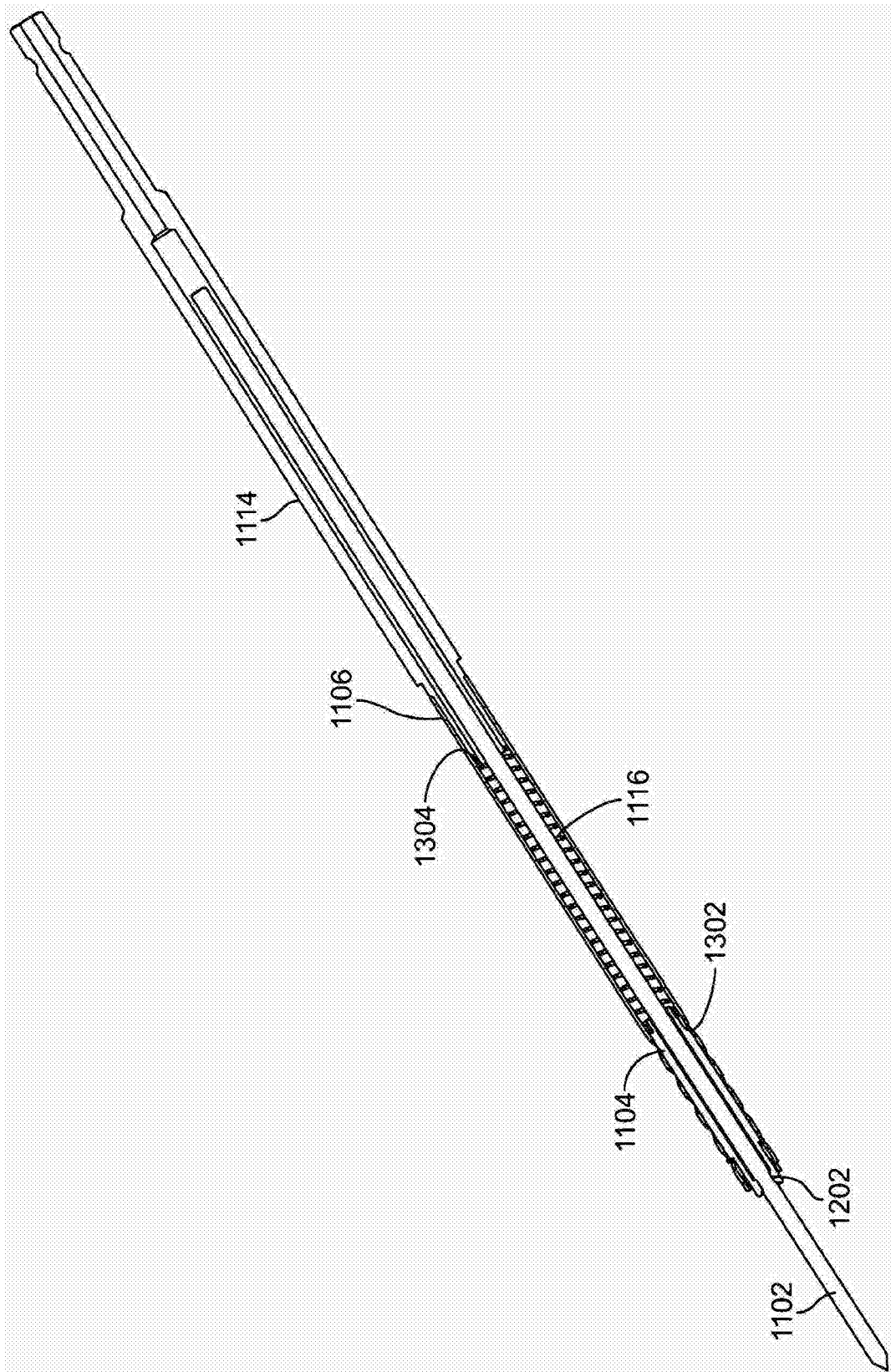


图 13

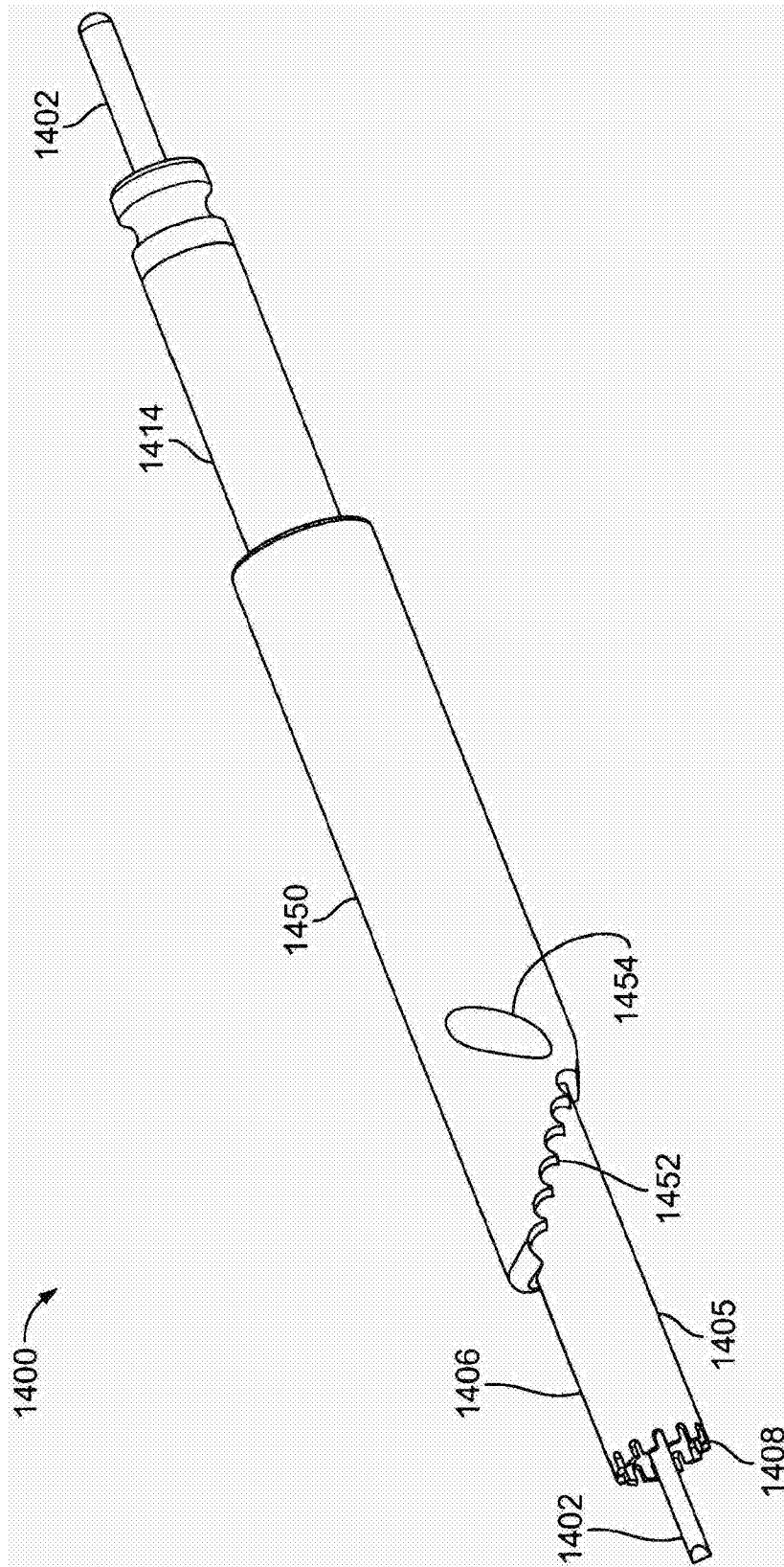


图 14

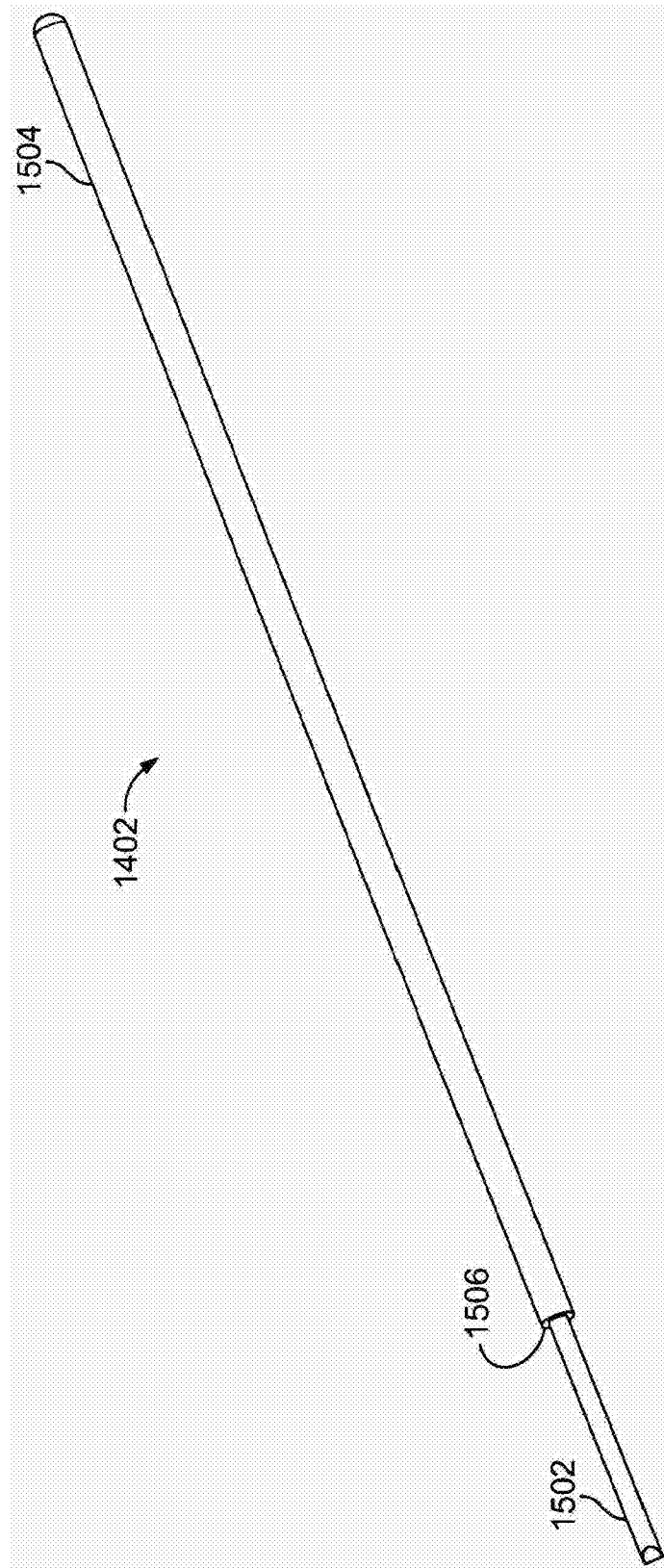


图 15

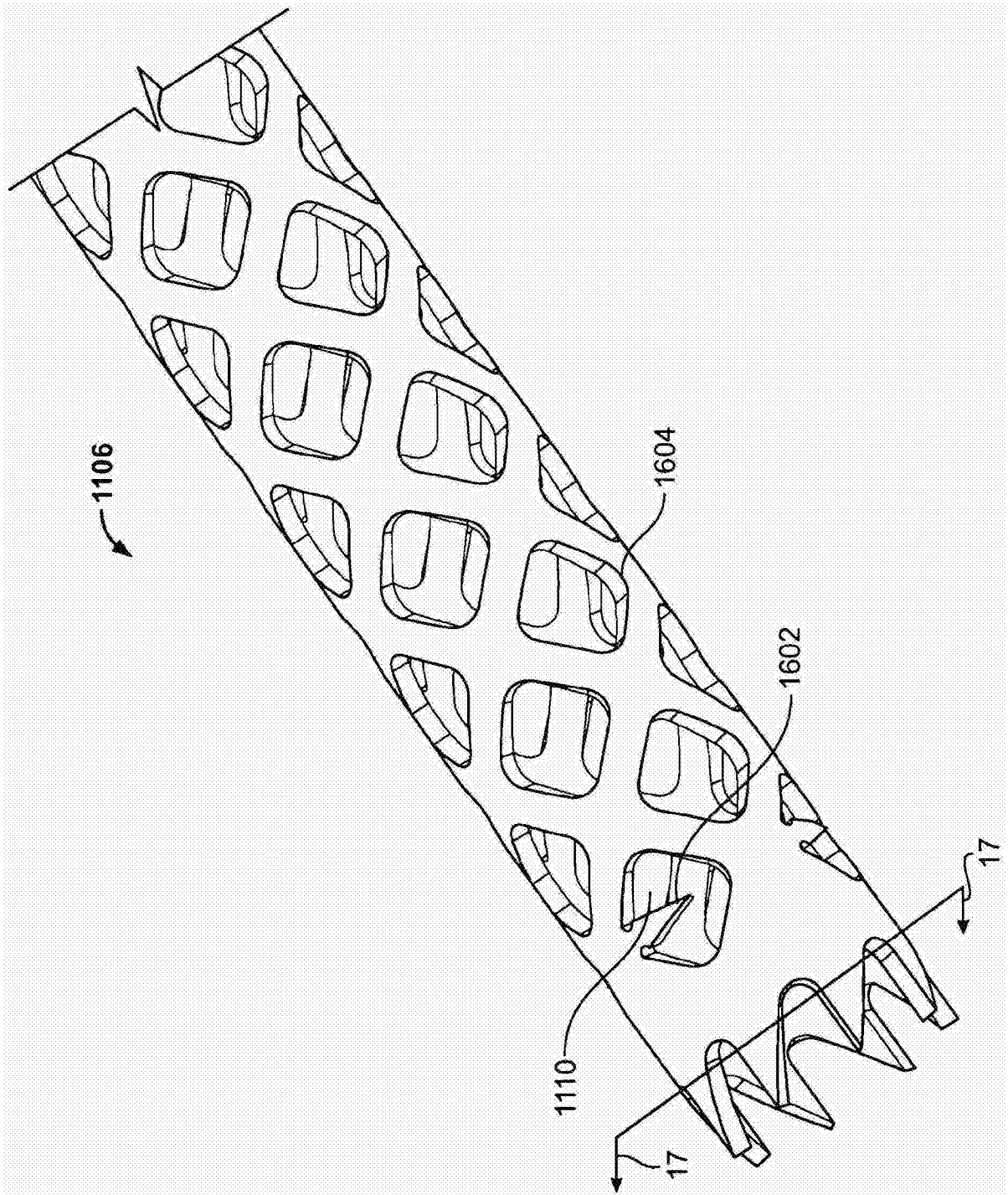


图 16





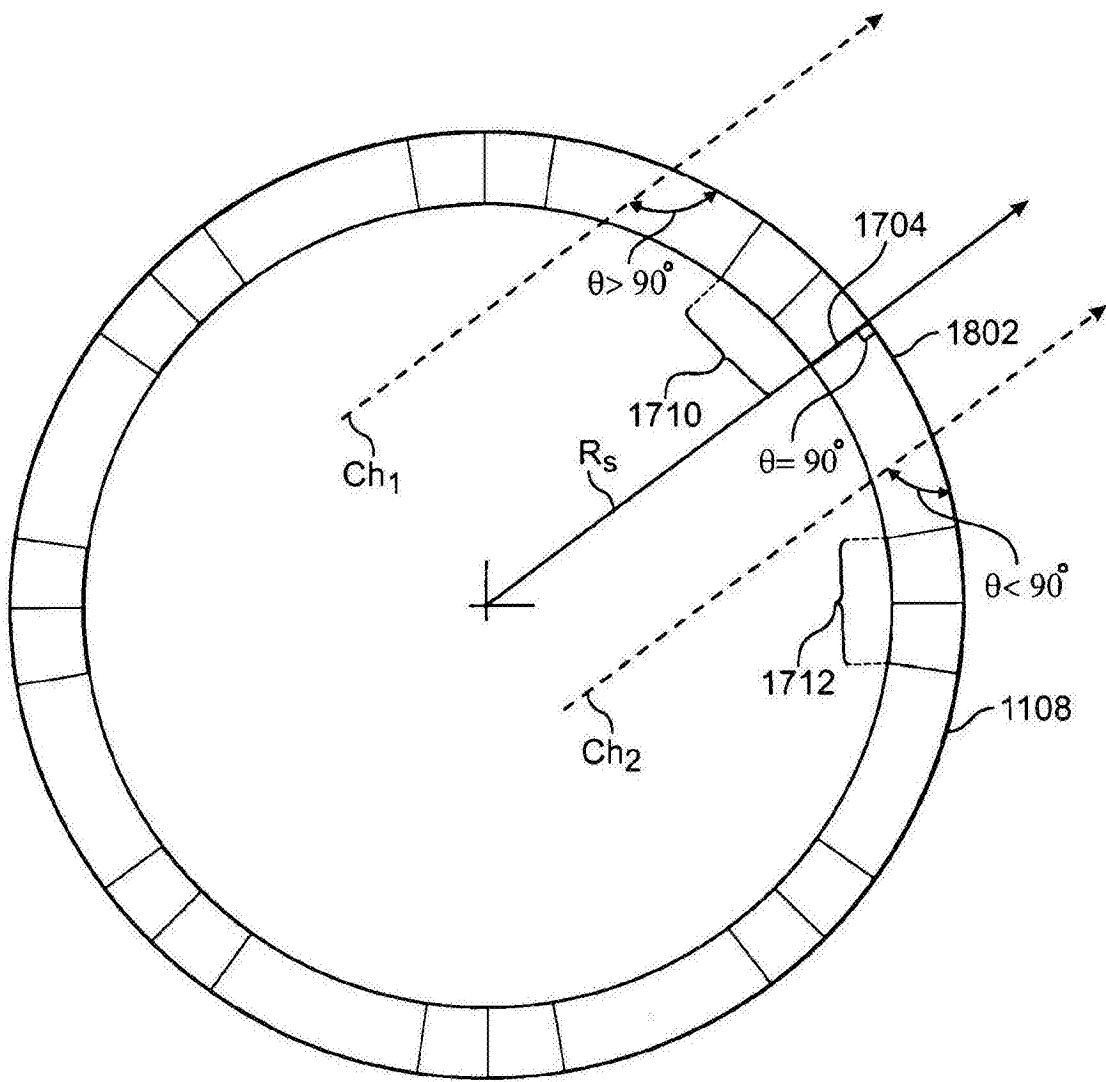


图 18

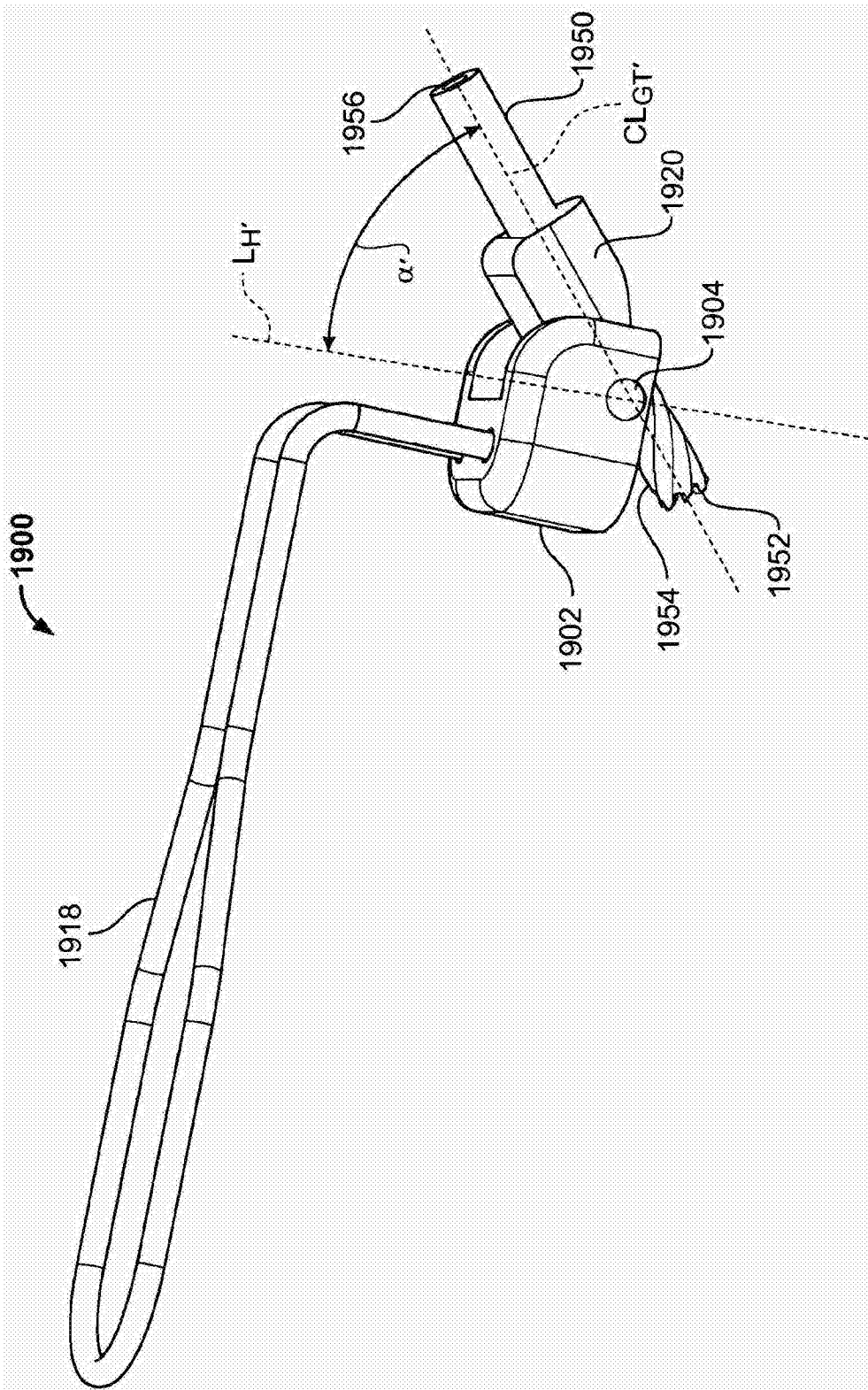


图 19

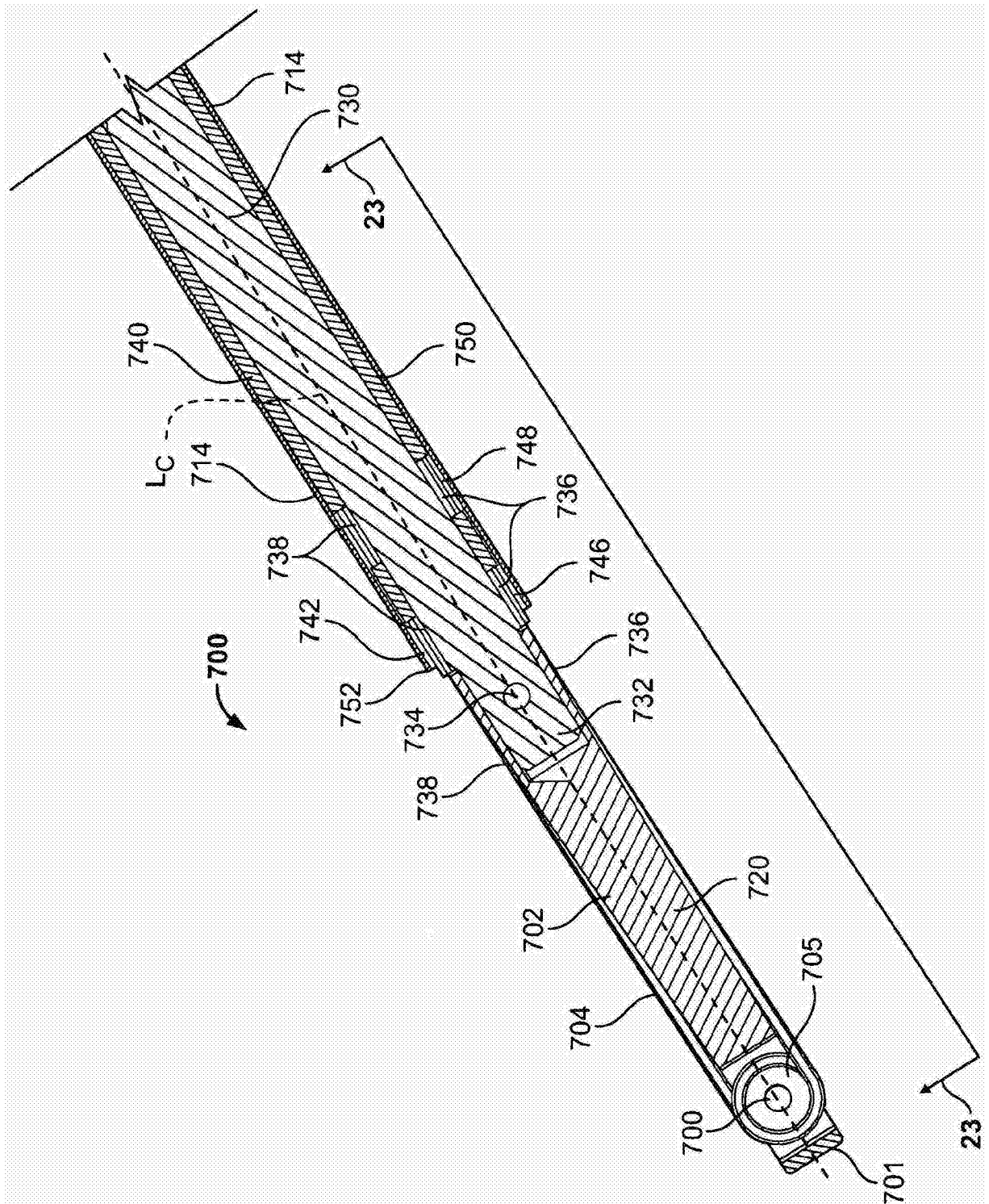


图 20

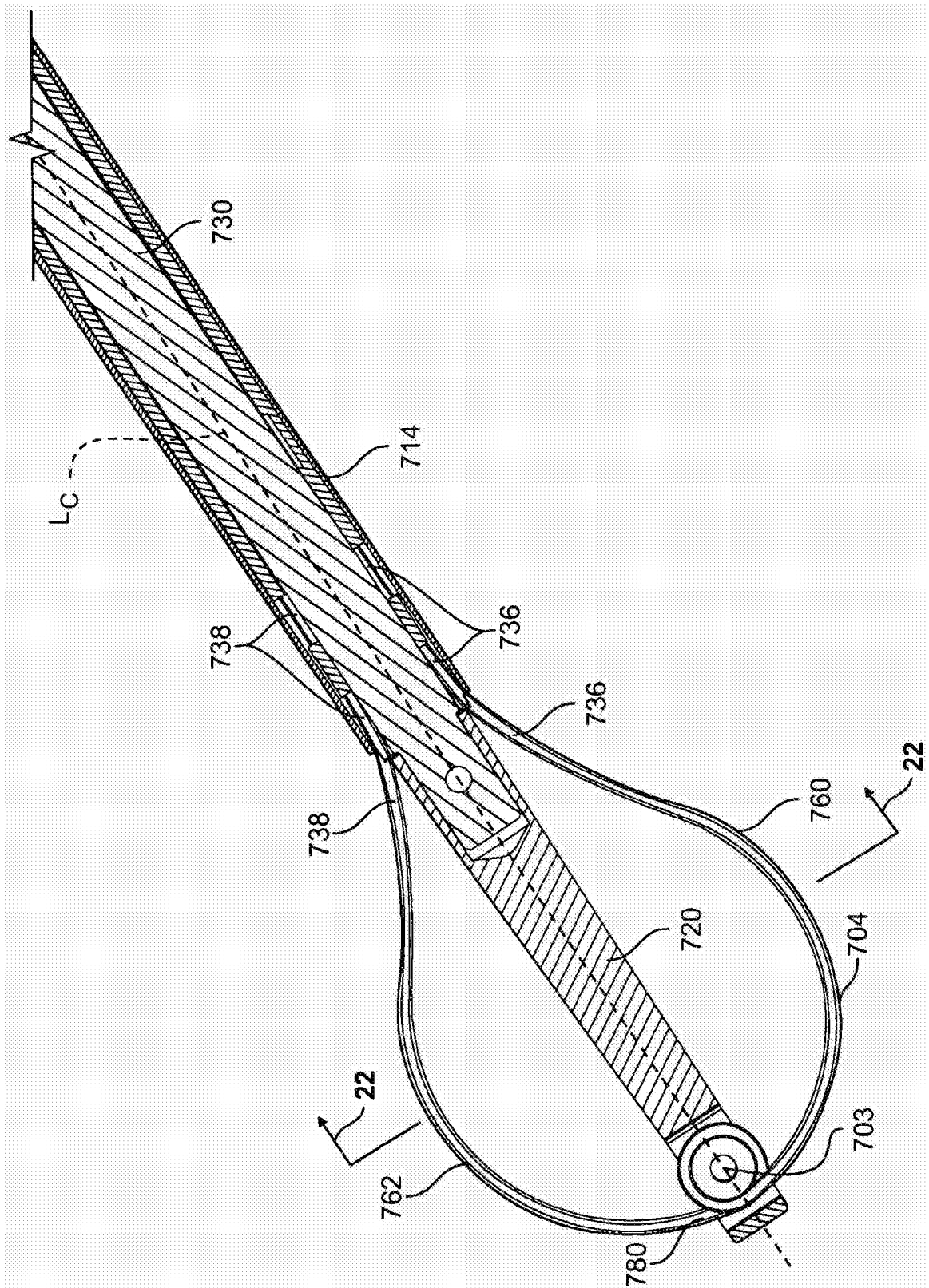


图 21

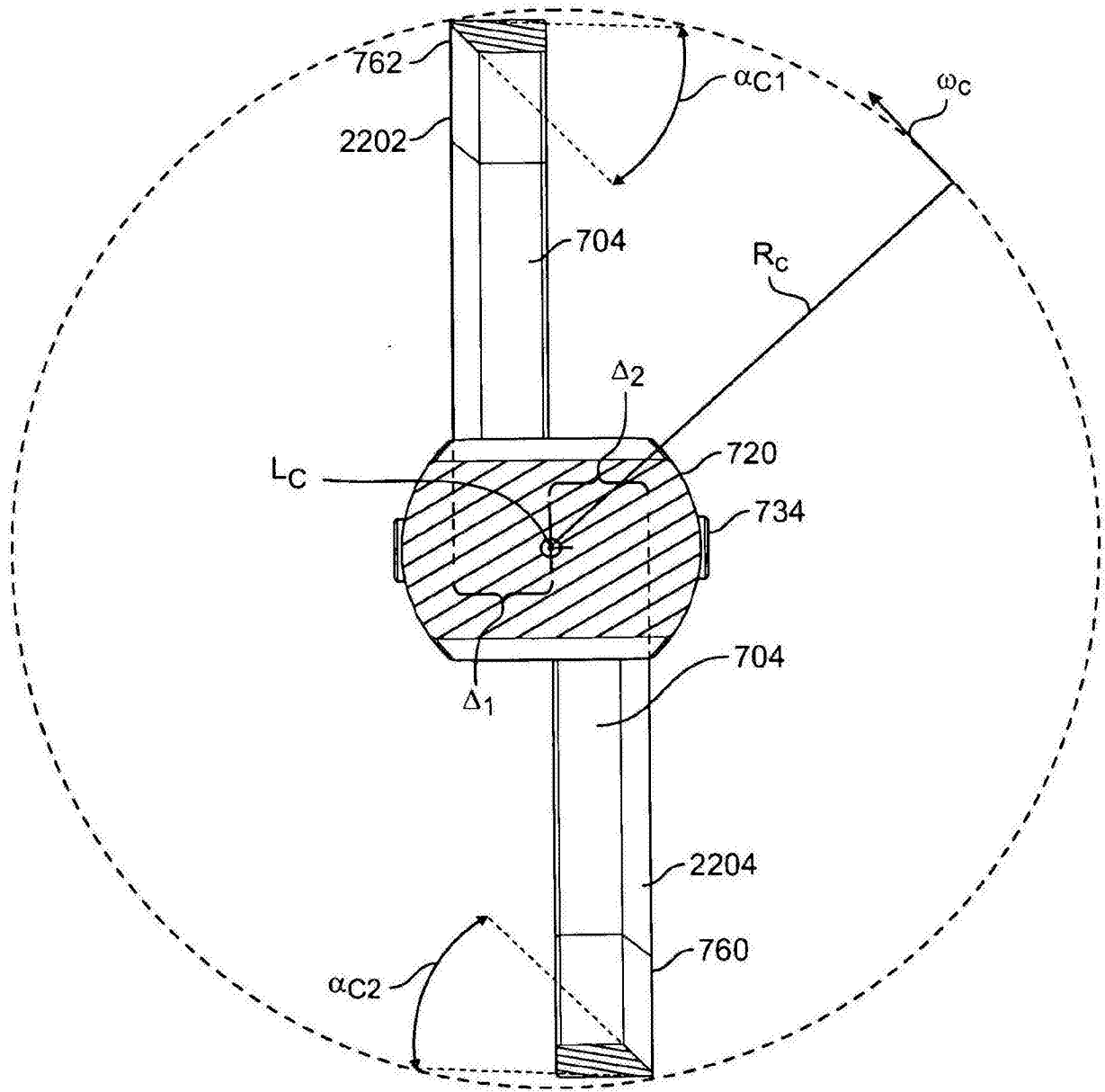


图 22



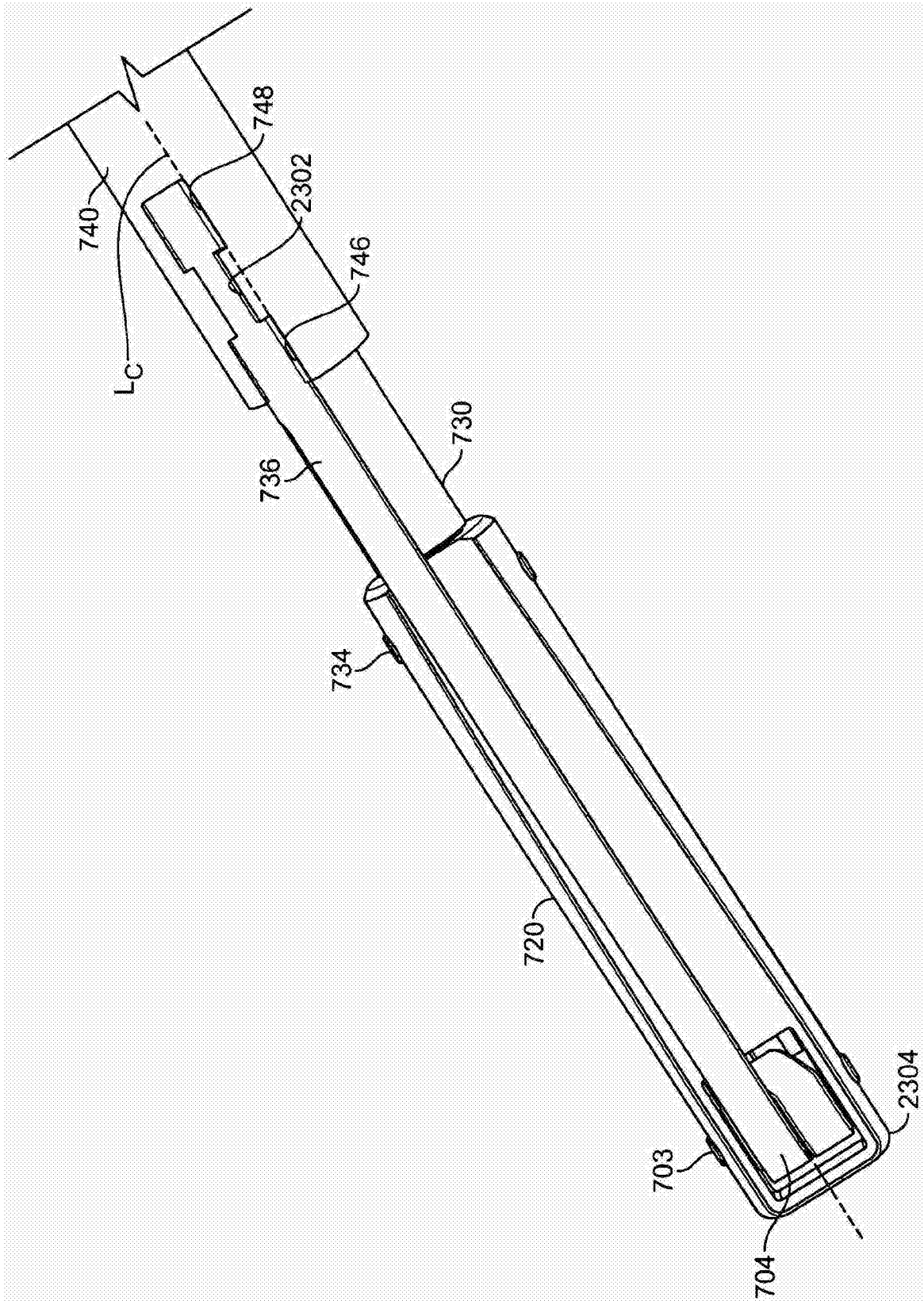


图 23

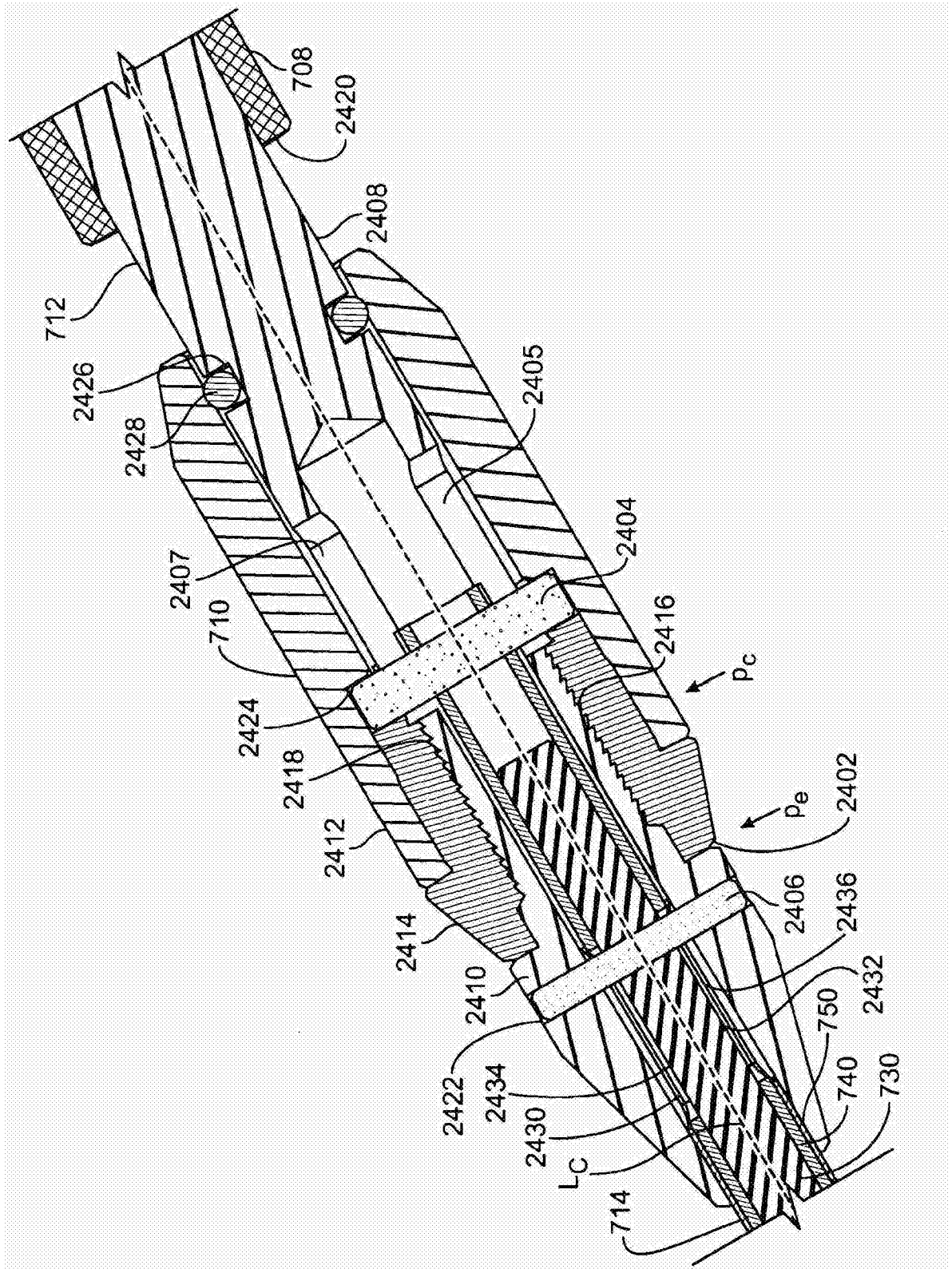


图 24



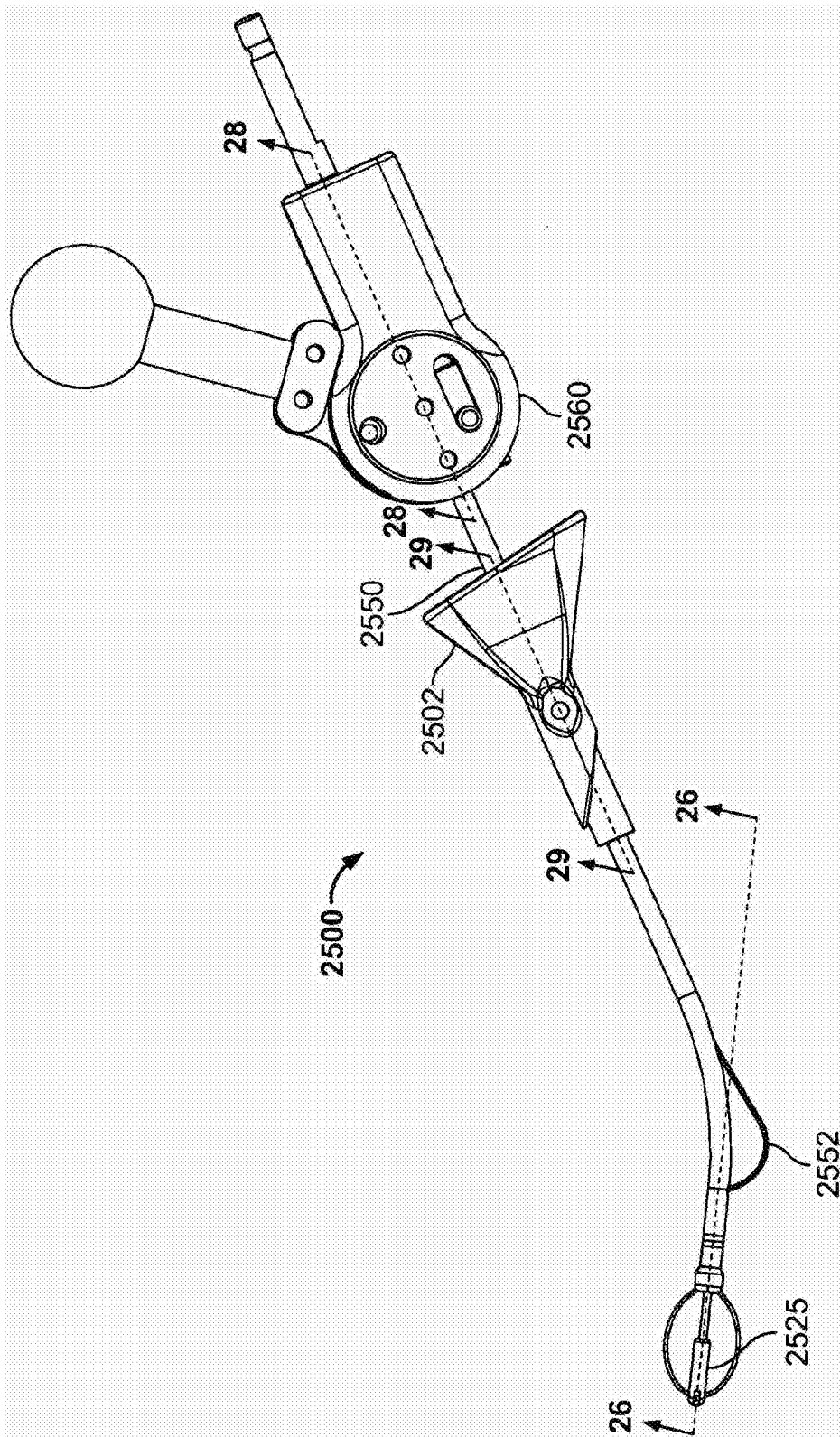


图 25

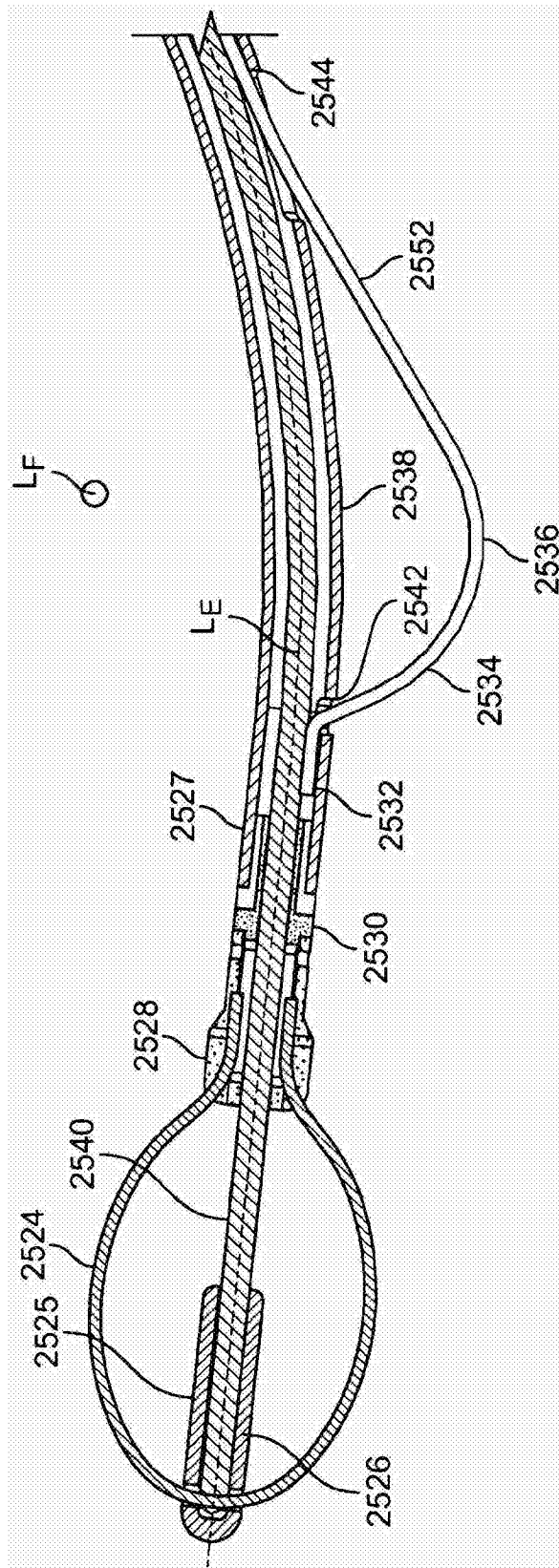


图 26

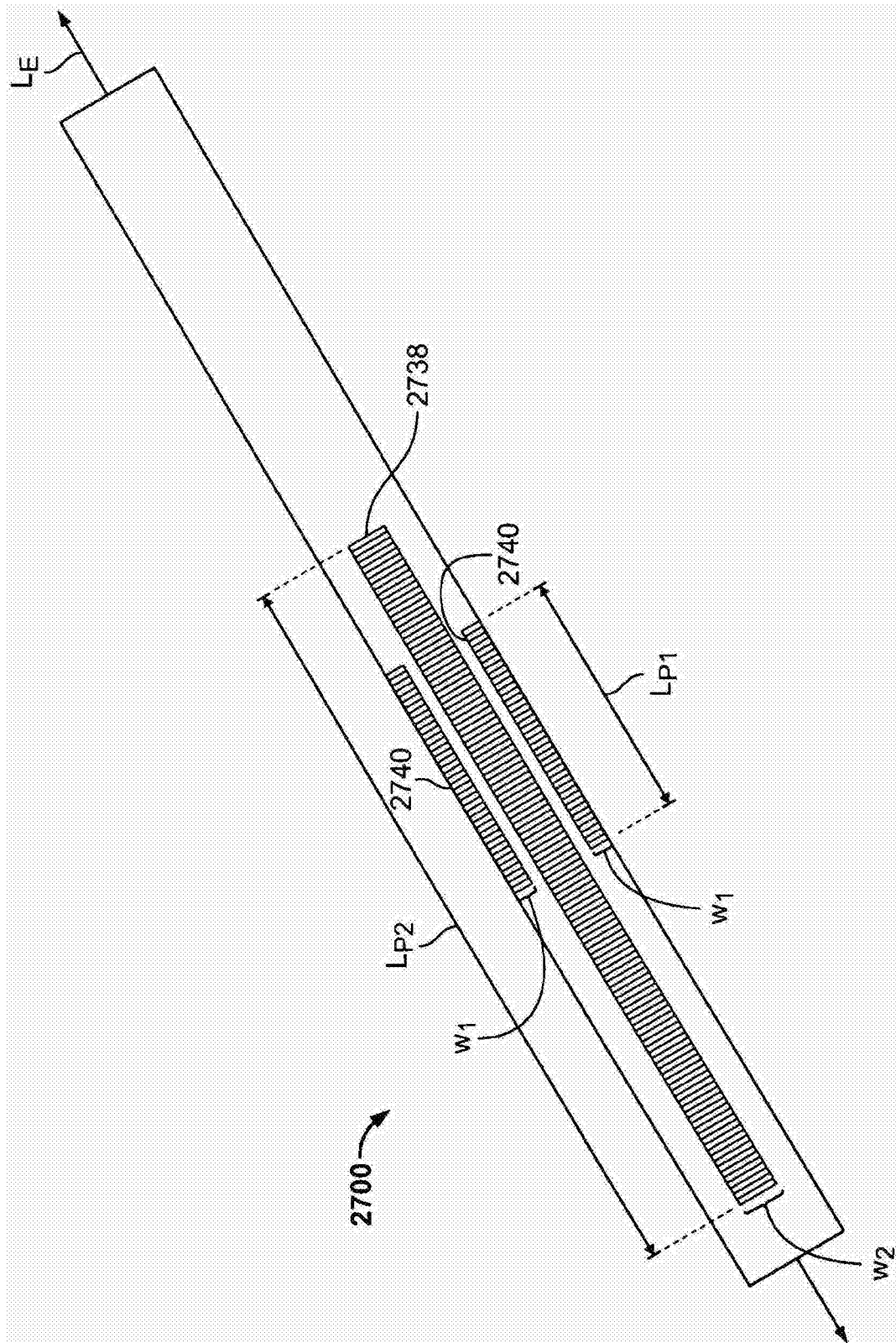


图 27

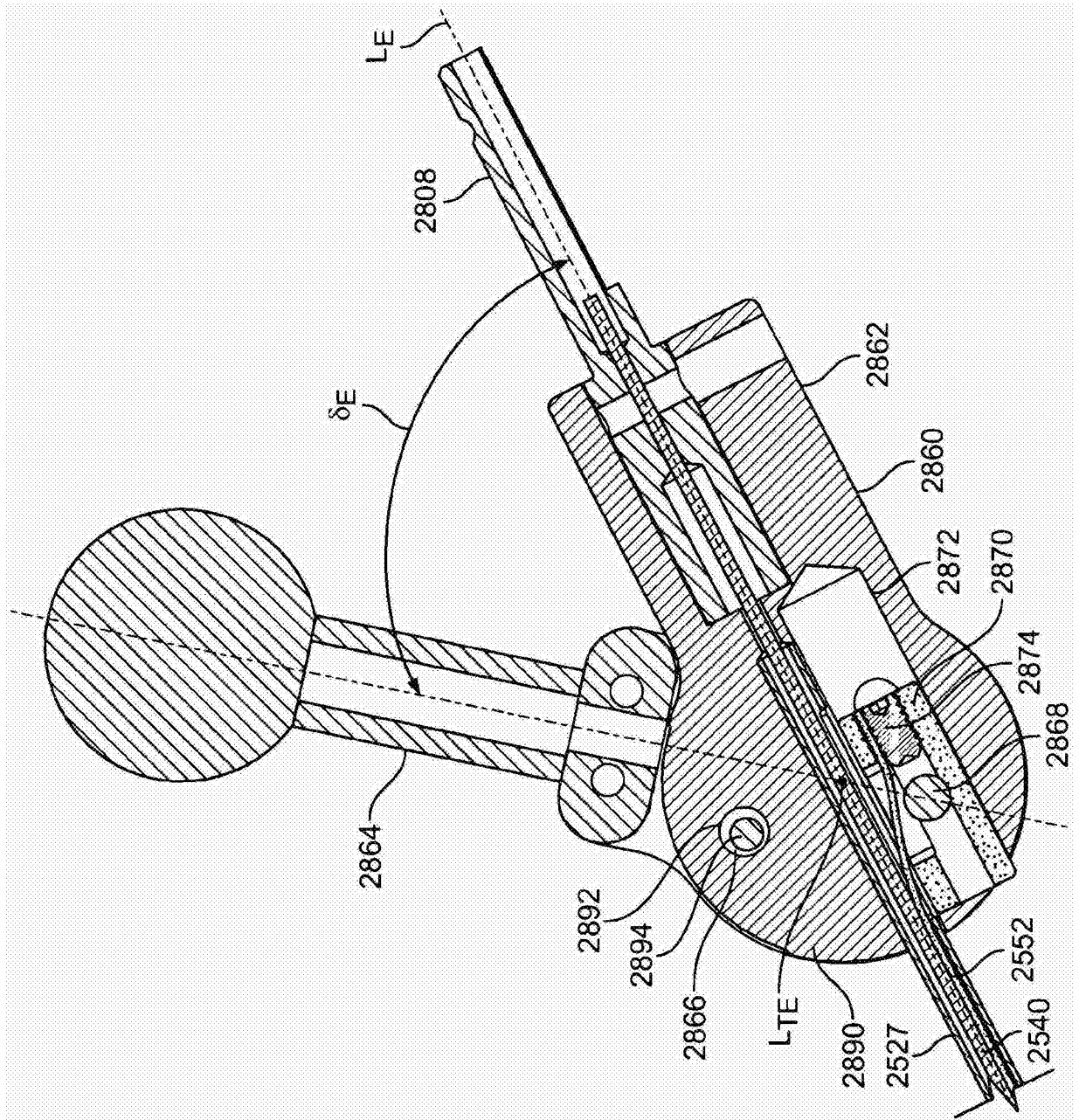


图 28

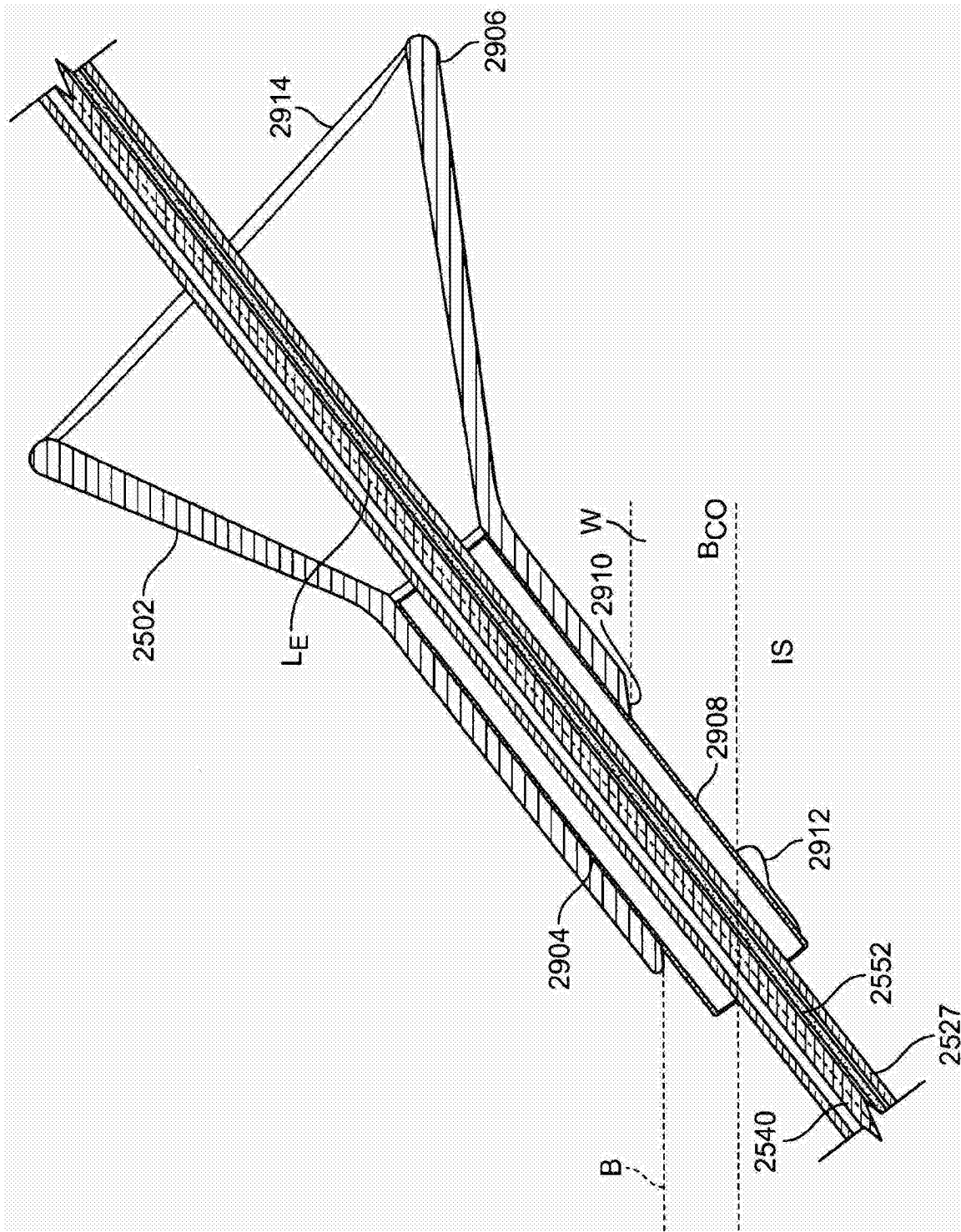


图 29

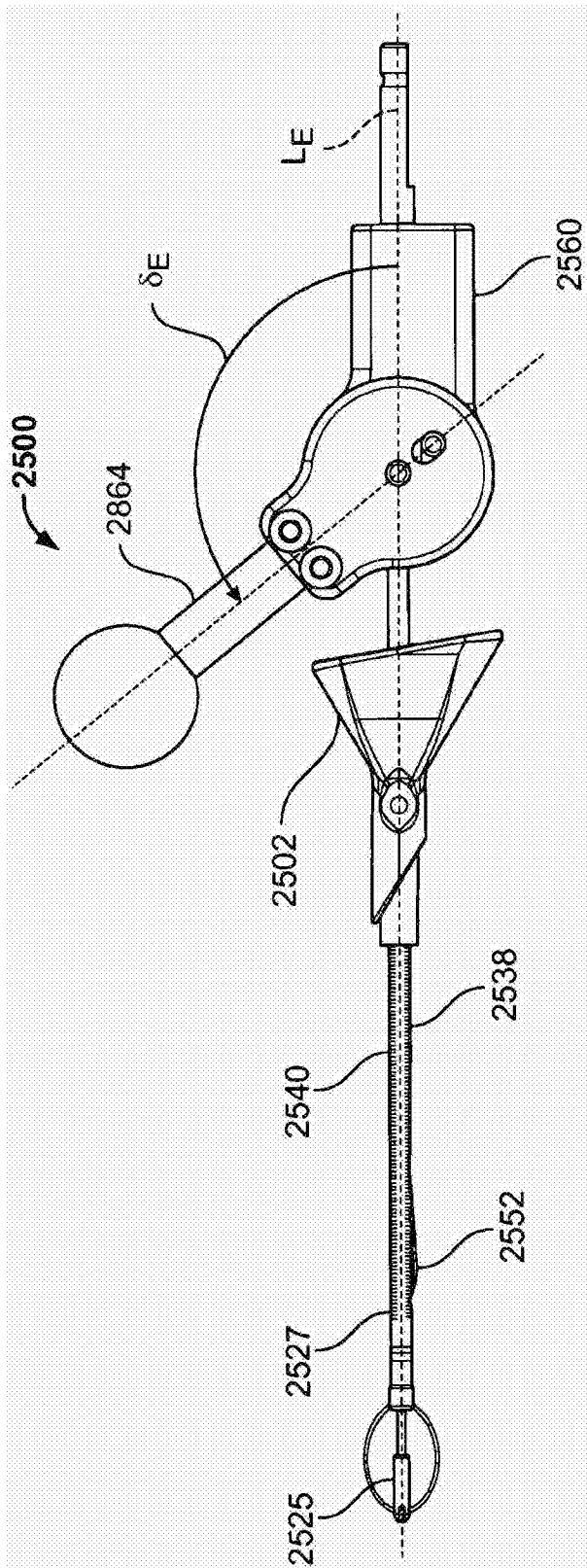


图 30

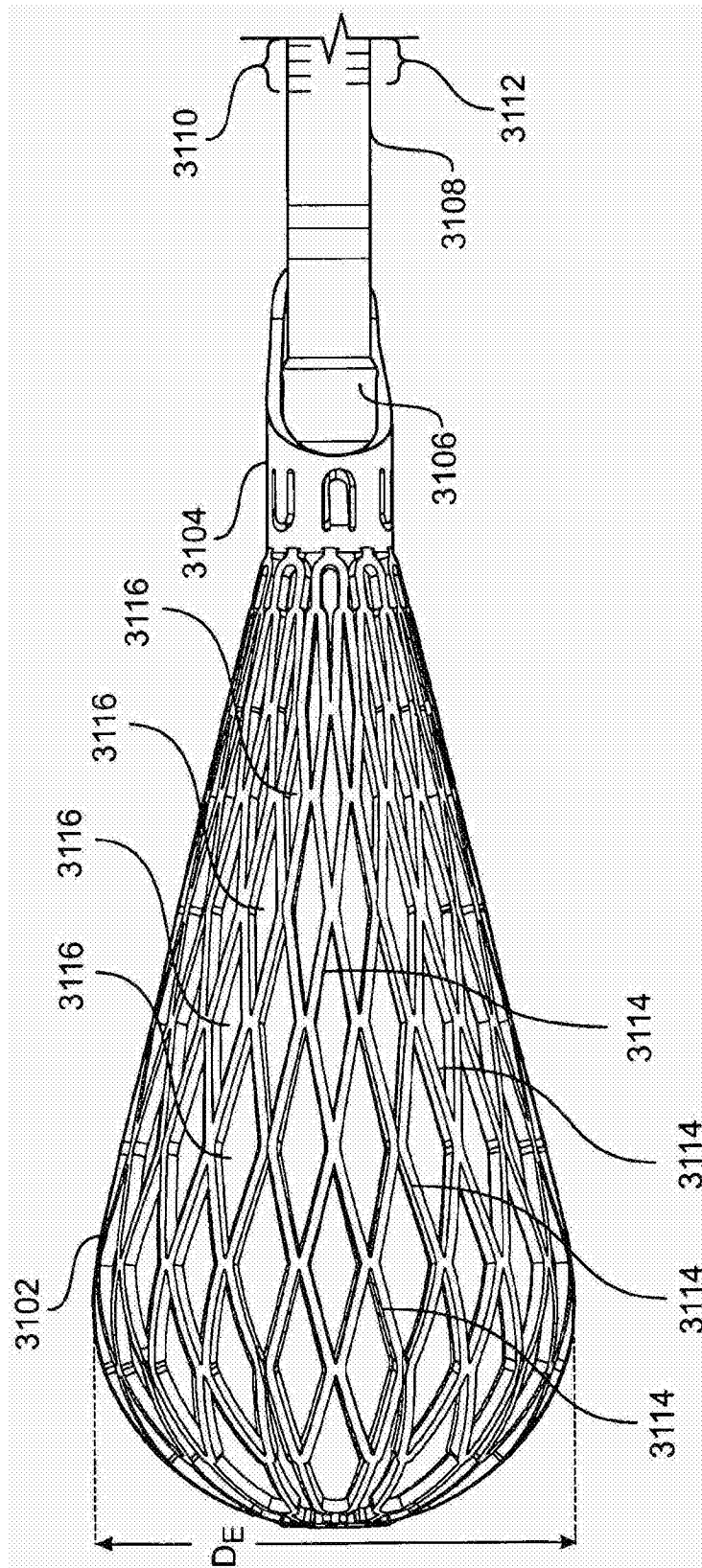


图 31

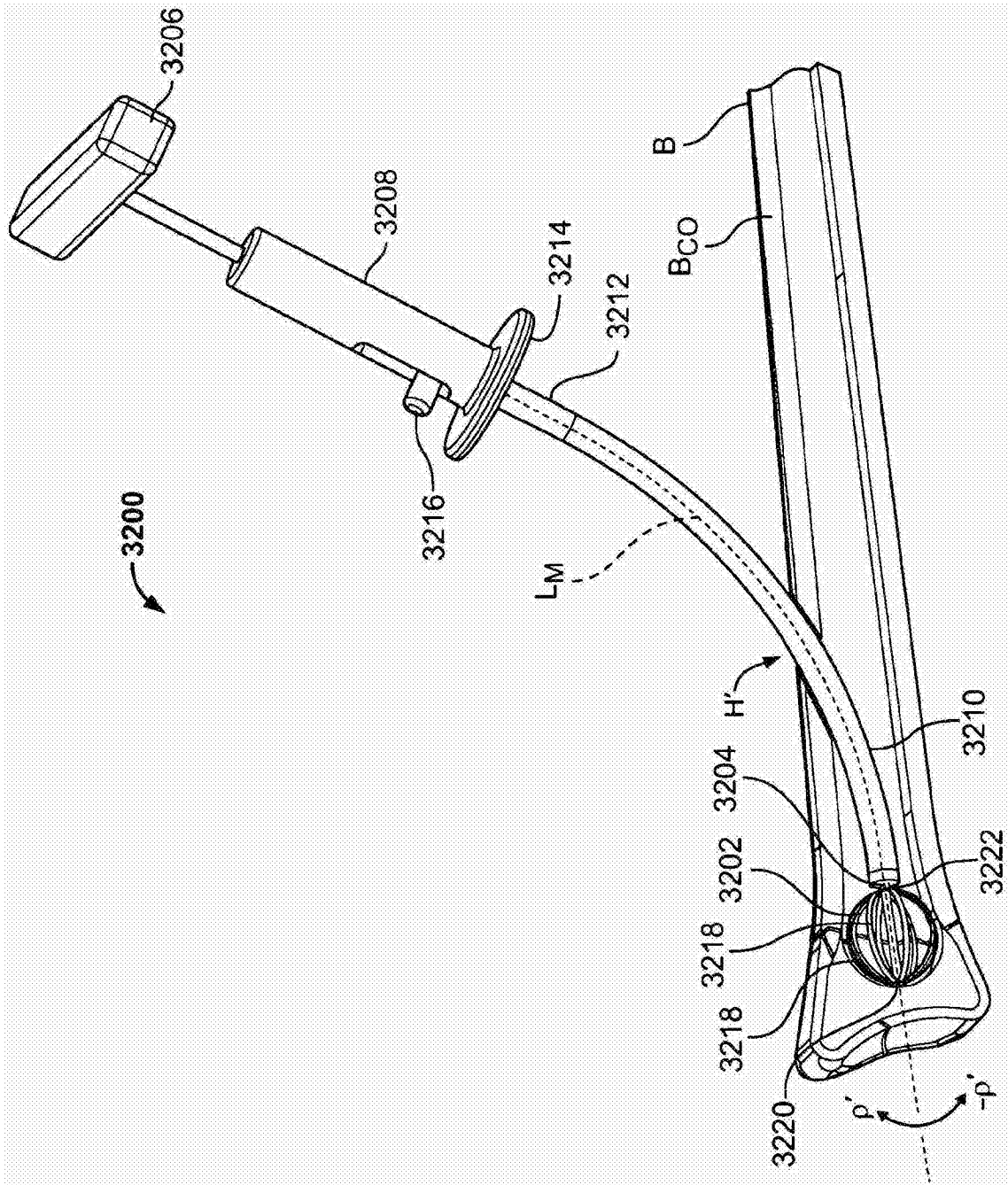


图 32



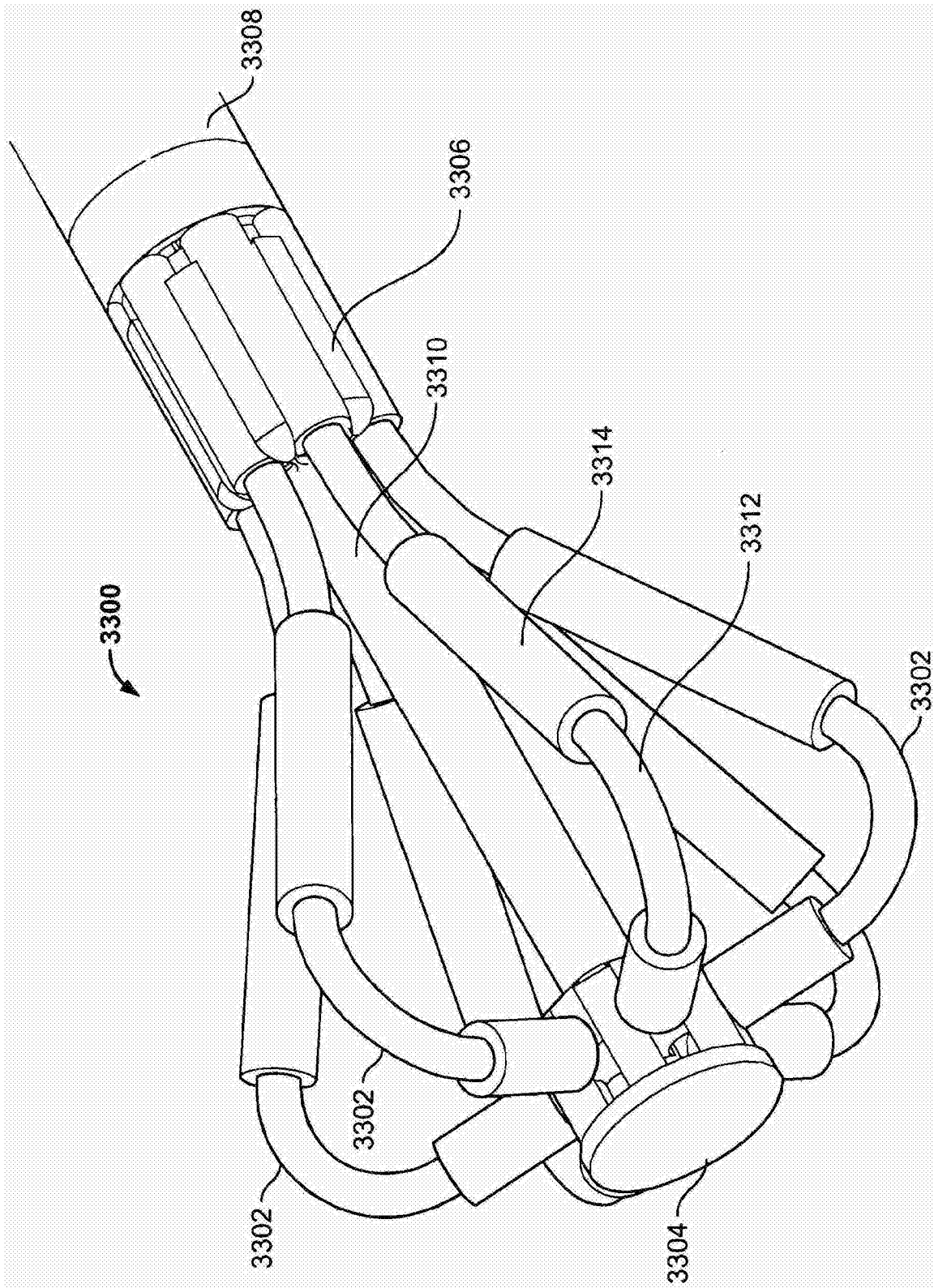


图 33

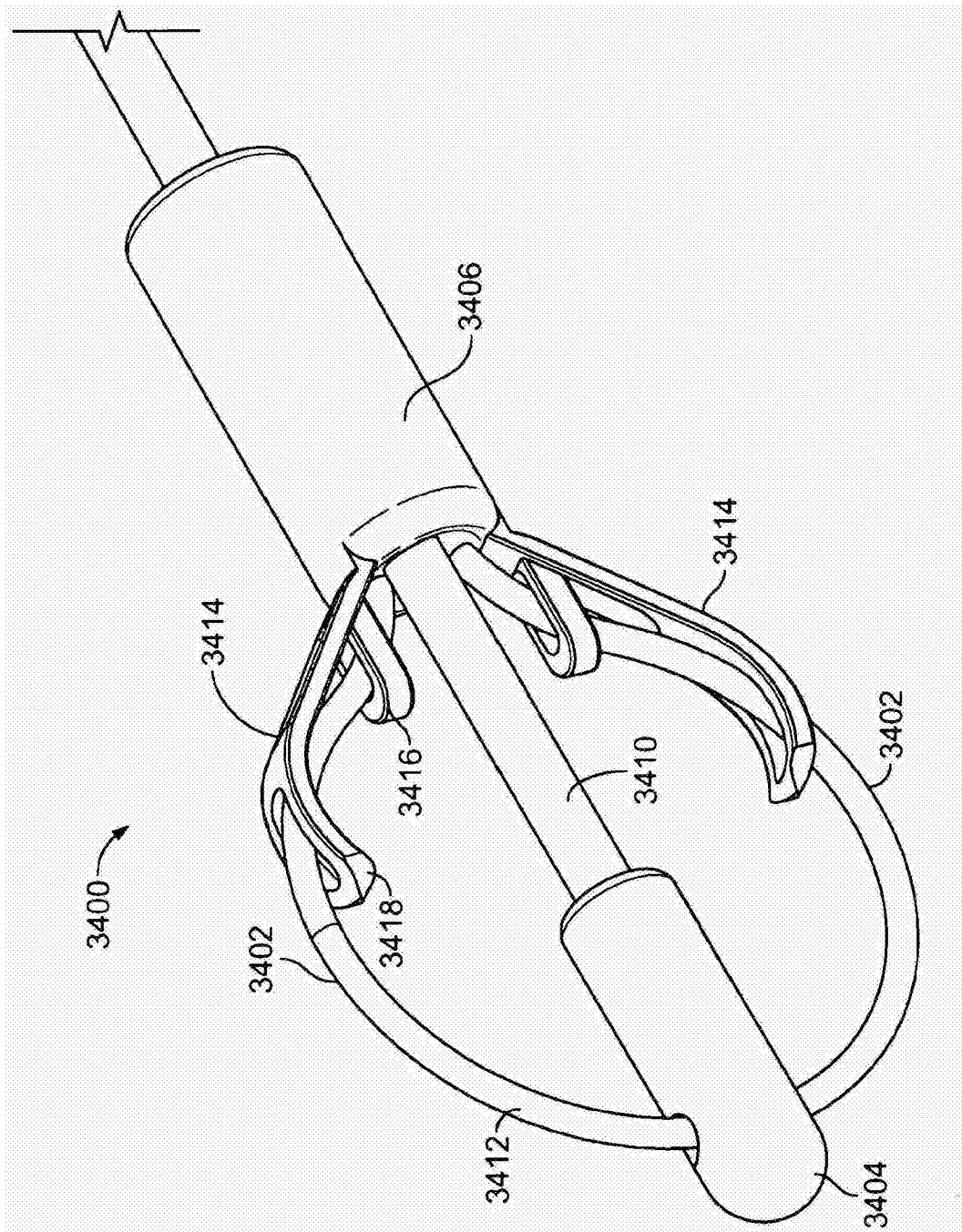


图 34

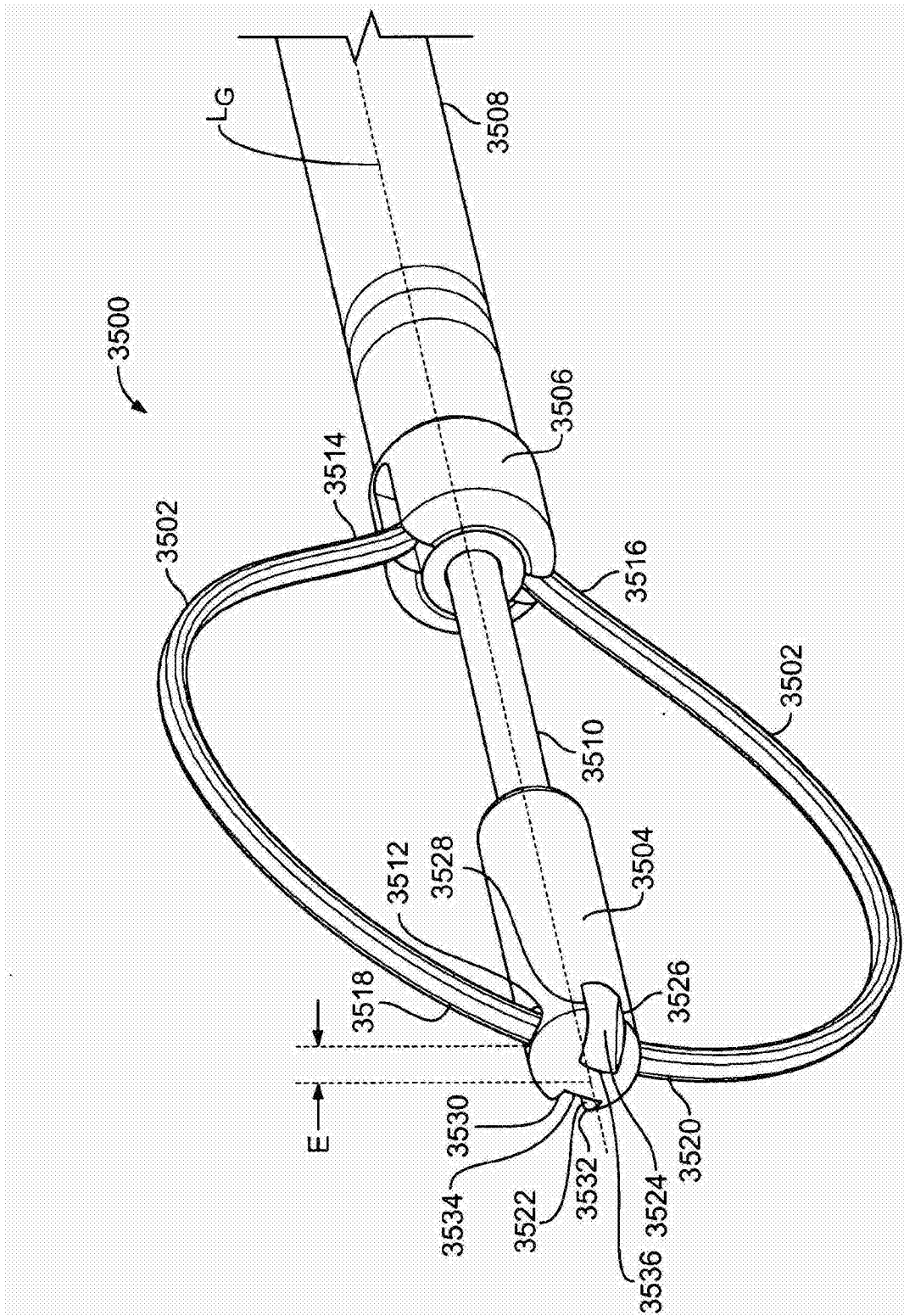


图 35

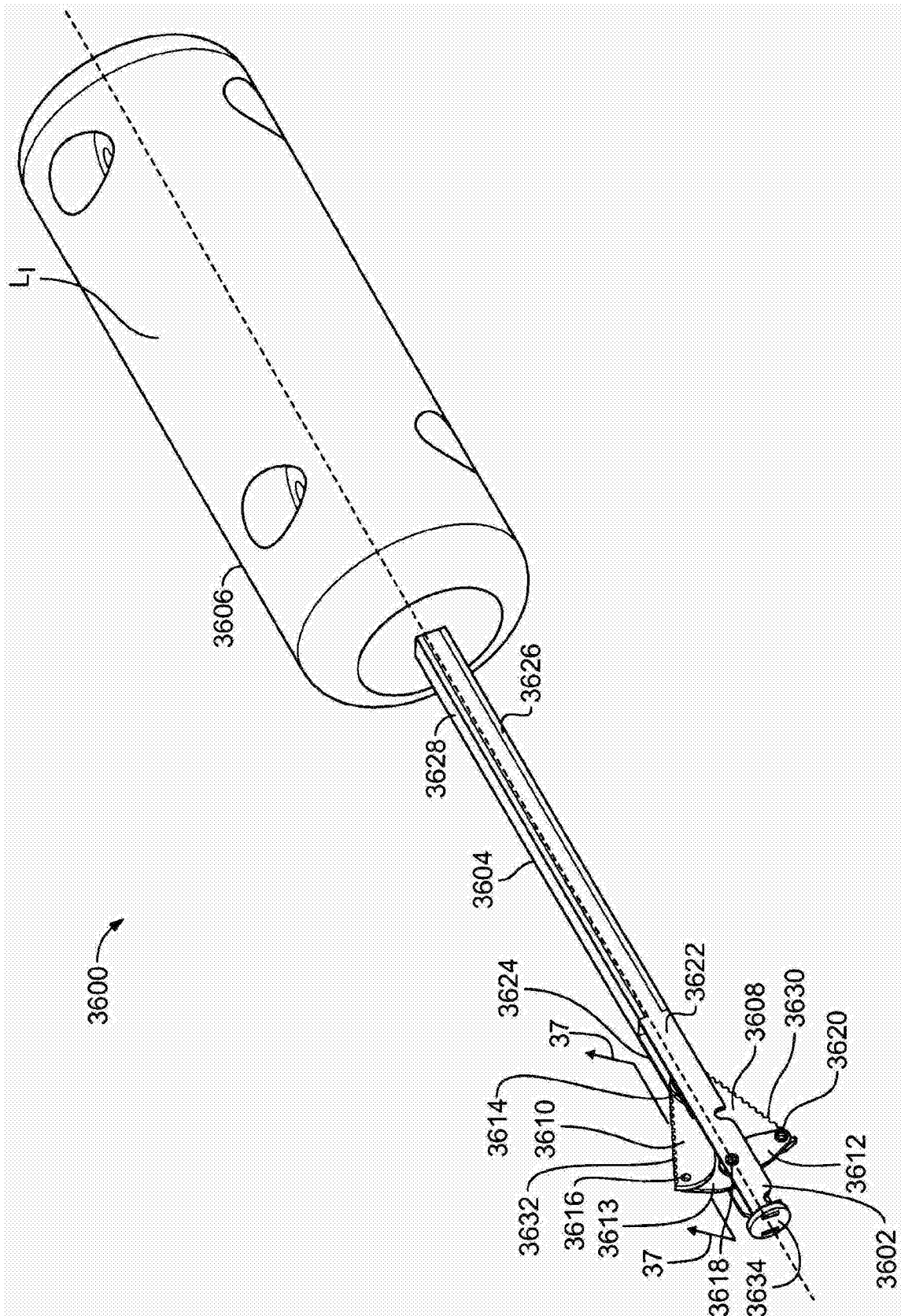


图 36

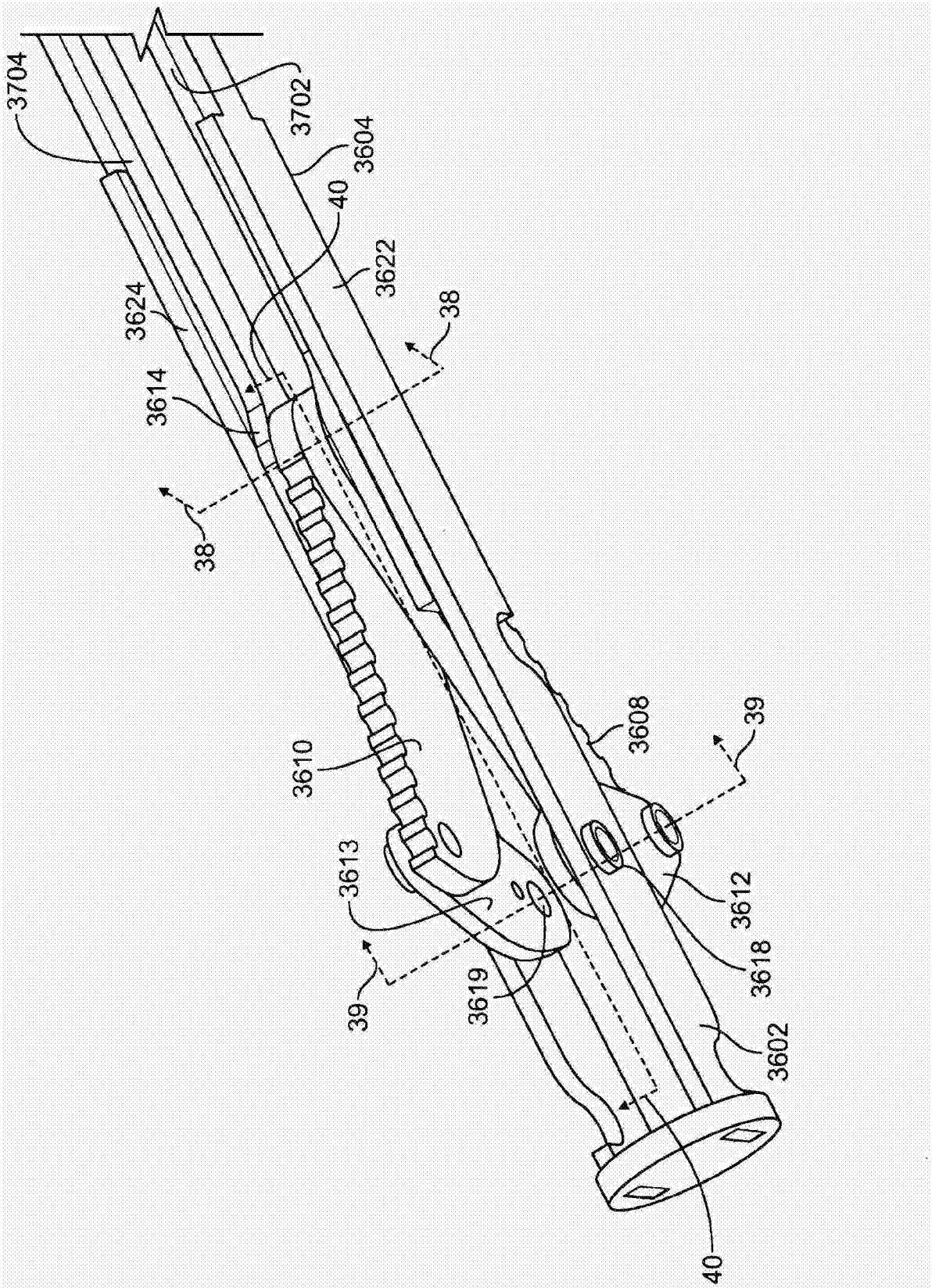


图 37

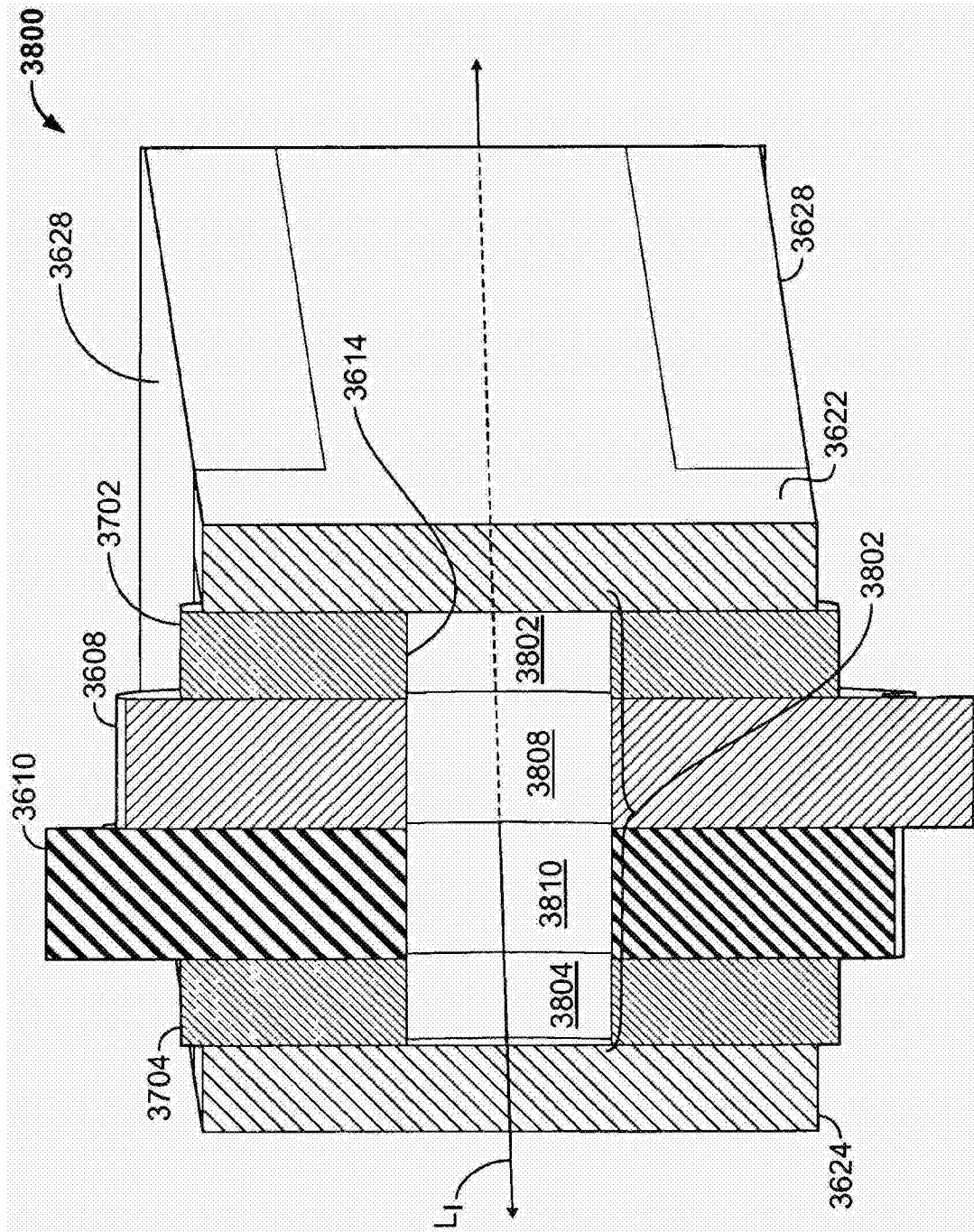


图 38

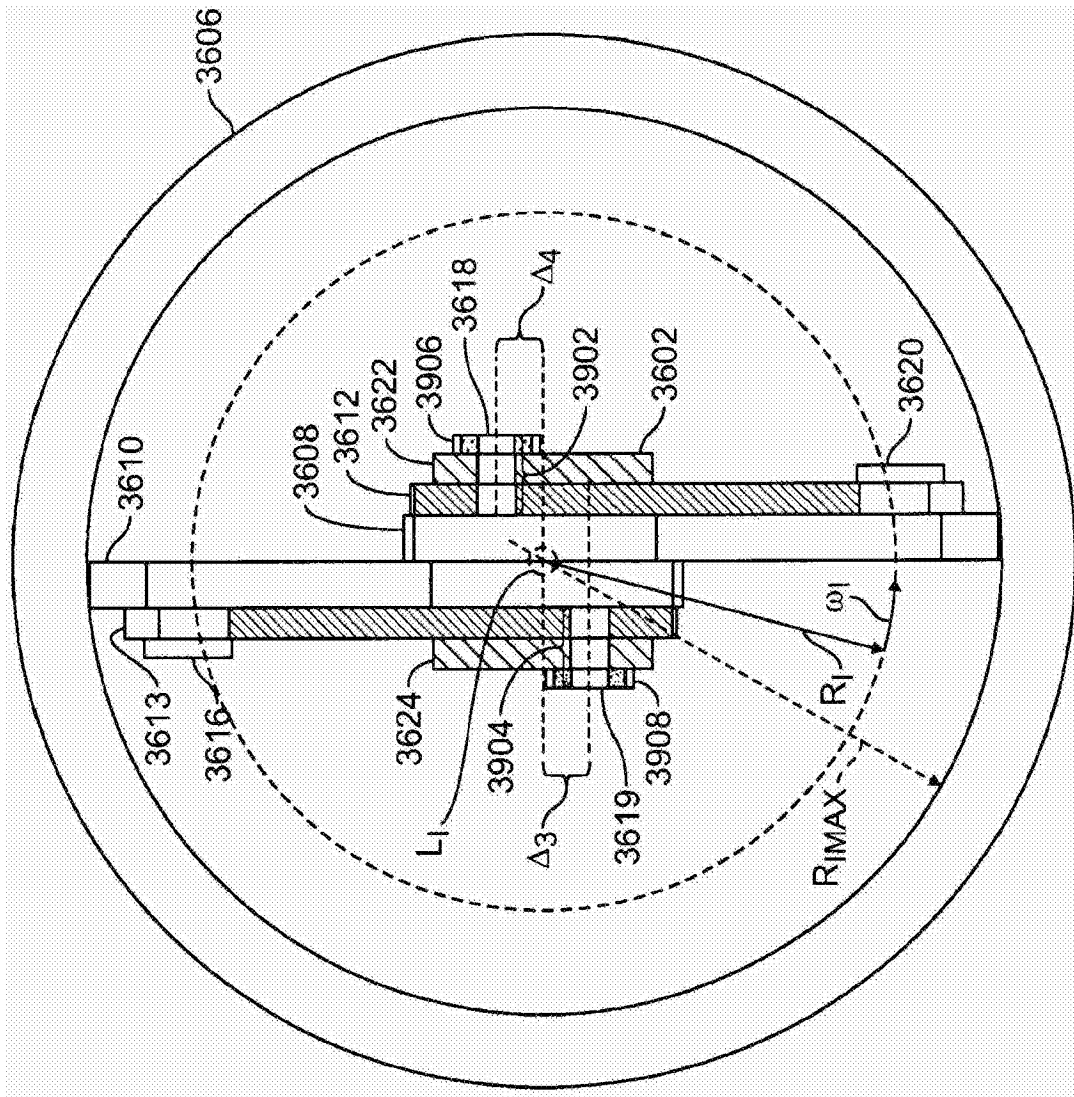


图 39

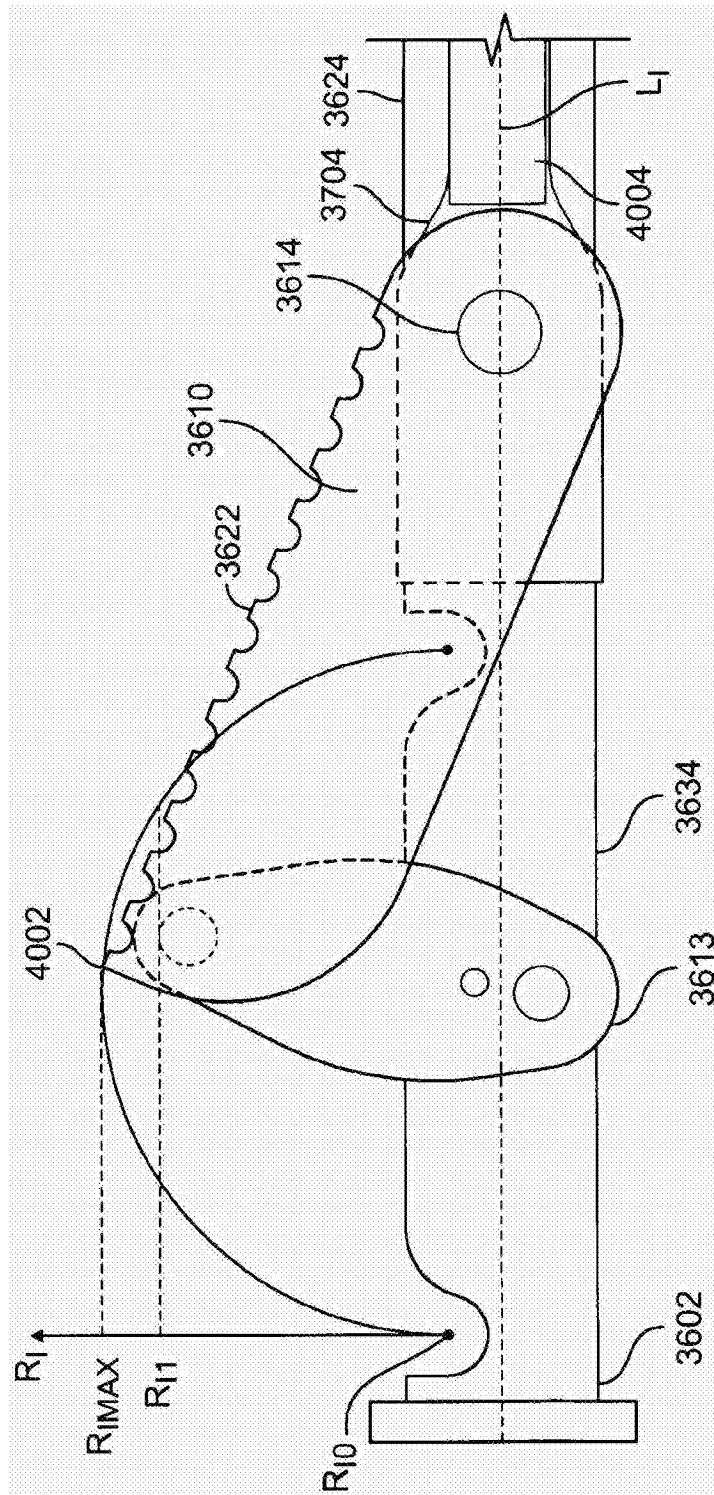


图 40



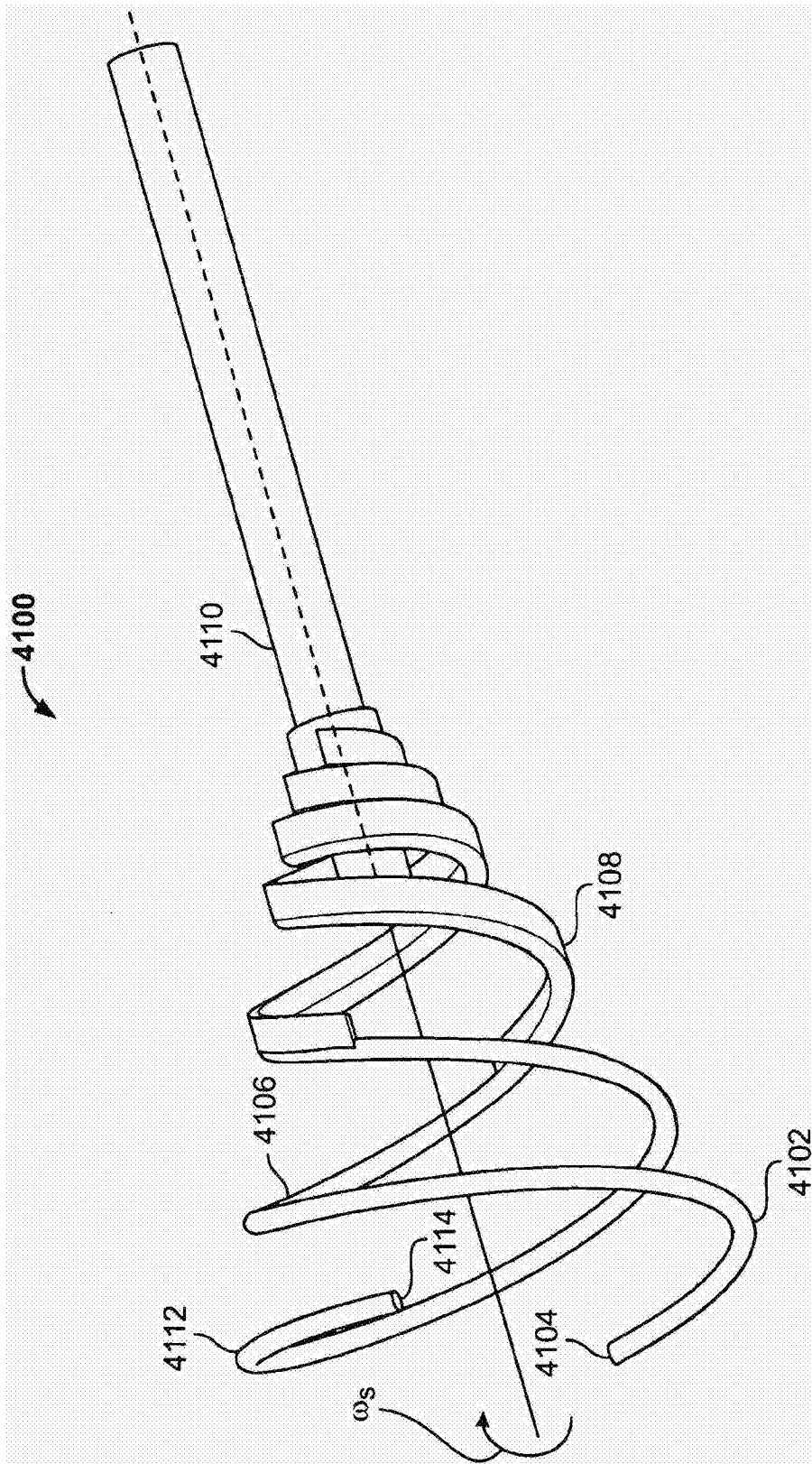


图 41

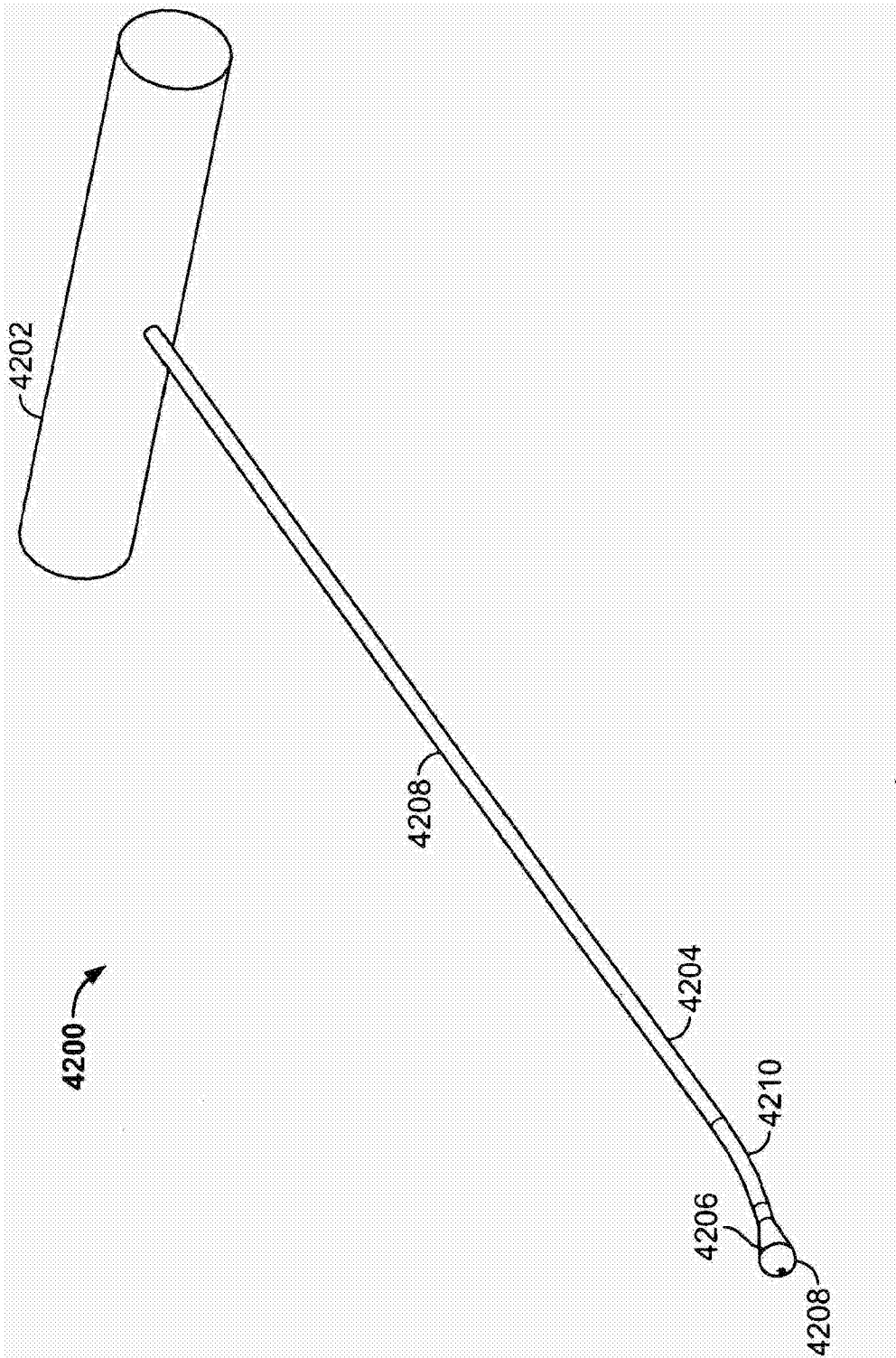


图 42