



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106456223 B

(45)授权公告日 2020.03.03

(21)申请号 201580023522.6

(22)申请日 2015.04.23

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 106456223 A

(43)申请公布日 2017.02.22

(30)优先权数据
61/986434 2014.04.30 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2016.10.28

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/US2015/027266 2015.04.23

(87)PCT国际申请的公布数据
W02015/167920 EN 2015.11.05

(73)专利权人 德普伊新特斯产品公司
地址 美国马萨诸塞州

(72)发明人 U.许利格

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001
代理人 金飞 肖日松

(51)Int.Cl.
A61B 17/82(2006.01)
A61B 17/88(2006.01)
A61B 17/84(2006.01)

(56)对比文件
CN 101917917 A, 2010.12.15,
CN 101170951 A, 2008.04.30,
WO 2006088452 A2, 2006.08.24,
US 3830263 A, 1974.08.20,
US 2012197256 A1, 2012.08.02,
US 2013110181 A1, 2013.05.02,

审查员 杨钊

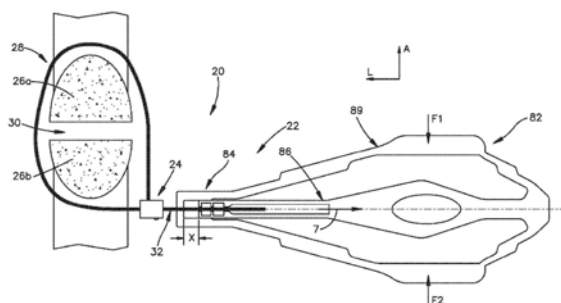
权利要求书2页 说明书20页 附图33页

(54)发明名称

张紧器械和相关骨固定系统

(57)摘要

本发明提供了一种器械,所述器械包括支承构件和沿近侧方向与所述支承构件间隔开的致动器。所述器械包括细长构件或者可附接到细长构件,所述细长构件从所述致动器的位置朝向所述支承构件延伸。所述细长构件可附接到植入物的一部分或从其延伸,其中所述位置沿所述近侧方向与所述支承构件间隔开一定距离。所述致动器包括沿垂直于所述近侧方向的方向与所述细长构件间隔开的柔性部分,使得当力被施加到所述致动器的所述柔性部分时,所述致动器的所述柔性部分变形以便增加所述位置和所述支承构件之间的距离。



1. 一种器械,包括:

支承构件;

致动器,所述致动器沿近侧方向与所述支承构件间隔开,所述致动器包括柔性部分,所述柔性部分包括第一致动构件和第二致动构件,所述第二致动构件沿垂直于所述近侧方向的方向与所述第一致动构件相对;和

保持器,所述保持器被配置成附接到植入物的一部分,所述保持器从所述致动器上的位置朝向所述支承构件延伸,所述位置沿所述近侧方向与所述支承构件间隔开一定距离,并且所述保持器设置在所述第一致动构件和所述第二致动构件之间,

其中将力施加到所述致动器使所述柔性部分变形,以便增加所述位置和所述支承构件之间的距离;以及

其中所述支承构件限定接收器,所述接收器的尺寸被设定成将所述保持器的一部分接收在所述接收器内以便提供在所述保持器和所述支承构件之间的摩擦配合。

2. 根据权利要求1所述的器械,其中当将所述力朝向所述保持器施加到所述致动器的所述柔性部分时,所述致动器的所述柔性部分变形,以便增加所述位置和所述支承构件之间的距离。

3. 根据权利要求1所述的器械,其中响应于施加到所述致动器的所述力,所述致动器从第一构型转变到第二致动构型,在所述第一构型中,所述保持器相对于所述支承构件处于第一位置,在所述第二致动构型中,所述保持器相对于支承构件处于沿着限定所述近侧方向的纵向方向与第一位置间隔开的第二位置。

4. 根据权利要求3所述的器械,其中所述致动器被配置成使得所述柔性部分的变形导致所述距离沿着所述纵向方向增加。

5. 根据权利要求1所述的器械,其中所述致动器包括沿所述近侧方向与所述支承构件间隔开的近侧端部,所述近侧端部包括所述位置,其中所述柔性部分联接到所述致动器的所述近侧端部并且联接到所述支承构件,使得当所述柔性部分变形时,所述致动器的所述近侧端部相对于所述支承构件移位,从而增加所述位置和所述支承构件之间的距离。

6. 根据权利要求3所述的器械,其中所述第一致动构件和所述第二致动构件沿着相应第一轴线和第二轴线是细长的,其中当所述致动器处于所述第一构型时,所述第一致动构件和所述第二致动构件各自弯曲,使得所述第一轴线和所述第二轴线中的每个轴线限定相应曲率,并且当所述致动器处于所述第二致动构型时,所述第一致动构件和所述第二致动构件变形,使得所述第一轴线和所述第二轴线的所述相应曲率减小。

7. 根据权利要求3所述的器械,其中所述第一致动构件和所述第二致动构件各自包括至少一个关节,并且所述第一致动构件和所述第二致动构件能够在所述至少一个关节中的每个关节处弯曲,以便导致所述致动器从所述第一构型转变到所述第二致动构型。

8. 根据权利要求7所述的器械,其中所述第一致动构件和所述第二致动构件各自包括与所述至少一个关节中的相应一个关节相邻的至少一个刚性构件,其中所述至少一个刚性构件的柔性小于所述至少一个关节。

9. 根据权利要求1所述的器械,其中所述保持器包括至少一个锁定构件,所述至少一个锁定构件被配置成将所述植入物的所述部分附接到所述保持器。

10. 根据权利要求9所述的器械,其中所述至少一个锁定构件承载被配置成接合所述植

入物的所述部分的一组齿。

11. 根据权利要求1所述的器械,还包括释放致动器,所述释放致动器被配置成在所述保持器附接到所述植入物的所述部分时将所述植入物从所述保持器选择性地释放。

12. 根据权利要求1所述的器械,其中所述支承构件承载至少一个刀片,所述刀片被配置成在所述植入物的所述部分附接到所述保持器时切割所述植入物的所述部分。

13. 根据权利要求1所述的器械,还包括由所述支承构件支撑的切割组件,所述切割组件包括至少一个刀片和刀片致动器,其中当所述保持器附接到所述植入物时,所述刀片致动器的致动导致所述至少一个刀片切割所述植入物。

14. 根据权利要求1所述的器械,其中所述植入物的所述部分为第一部分,并且所述植入物包括第二部分,其中所述器械还包括可移除稳定构件,所述稳定构件被配置成将所述植入物的所述第二部分联接到所述支承构件,使得所述植入物的所述第一部分能够附接到所述保持器。

15. 根据权利要求2所述的器械,还包括力限制器,所述力限制器被配置成当所述保持器附接到所述植入物的所述部分时,在沿着所述保持器的力超过预先确定的力阈值时防止致动器增加所述致动器的所述位置和所述支承构件之间的所述距离。

16. 根据权利要求1所述的器械,其中所述保持器与所述致动器成一体。

17. 根据权利要求1至16中任一项所述的器械,其中所述植入物为束线带,所述束线带包括锁和从所述锁延伸的带,并且所述保持器被配置成附接到所述带。

18. 一种骨固定系统,包括:

根据权利要求1至17中任一项所述的器械;和

骨固定构件,所述骨固定构件包括锁定机构和从所述锁定机构延伸的柔性构件,所述柔性构件限定主体,所述主体限定终端,所述终端被配置成延伸穿过所述锁定机构,以便限定设置在所述锁定机构的第一侧处的套环,其中所述终端延伸远离所述锁定机构的与所述锁定机构的所述第一侧相对的第二侧并进入所述保持器中。

19. 根据权利要求18所述的骨固定系统,其中所述第一致动构件限定第一内表面和与所述第一内表面相对的第一外表面,并且所述第二致动构件限定第二内表面和与所述第二内表面相对的第二外表面,其中所述第一内表面面向所述保持器并且所述第二内表面面向所述保持器。

20. 根据权利要求18所述的骨固定系统,其中当将力朝向所述保持器沿垂直于所述近侧方向的方向施加到所述致动器时,所述第一致动构件和所述第二致动构件各自朝向所述保持器移动。

张紧器械和相关骨固定系统

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求2014年4月30日提交的美国临时申请61/986,434的优先权和权益,该申请的整个公开内容以引用方式并入本申请中。

技术领域

[0003] 本公开涉及张紧器械、和相关骨固定系统以及方法。

背景技术

[0004] 骨固定系统通常在截骨术或复位程序后将骨断片维持在适当位置以便引发骨愈合。骨固定系统包括植入物、骨固定构件和器械。该器械通常将植入物相对于骨定位。在一些情况下,器械可将植入物操纵到适当位置中,以便实现在切割或断裂之后解剖结构的期望恢复。例如,骨固定构件诸如束线带可缠绕在骨节段周围。施加到束线带的拉力绷紧骨节段周围的束线带,从而获得所需的复位。又如,在开颅术之后,定位在颅内紧邻骨瓣的内板和定位在颅外的外板将骨瓣保持在适当位置。附接内板的导线被张紧,从而导致外板和内板将骨瓣夹紧到颅。

发明内容

[0005] 本公开的实施方案包括器械。器械包括支承构件和沿近侧方向与支承构件间隔开的致动器。器械还包括从致动器的位置朝向支承构件延伸的保持器。保持器被配置成附接到植入物的一部分,其中位置沿近侧方向与支承构件间隔开一定距离。致动器包括沿垂直于近侧方向的方向与保持器间隔开的柔性部分,使得当力被施加到致动器时,致动器变形以便增加位置和支承构件之间的距离。

[0006] 本公开的另一个实施方案包括向元件施加张力的方法。方法包括将支承构件抵靠元件的第一部分放置的步骤。方法包括将元件的第二部分联接到保持器,该保持器从沿近侧方向与支承构件间隔开的致动器的位置延伸,其中致动器具有沿垂直于近侧方向的方向与元件间隔开的部分。方法可包括将致动力施加到致动器的部分,从而导致致动器变形并且使致动器和保持器的位置相对于支承构件沿近侧方向移动,从而将拉力施加到元件的第二部分。

[0007] 本公开的另一个实施方案包括器械。器械包括支承构件和沿近侧方向与支承构件间隔开的致动器。致动器限定被配置成支撑植入物的联接元件的位置,其中致动器的位置沿近侧方向与支承构件间隔开一定距离。致动器包括沿垂直于近侧方向的第一方向相对于致动器的位置偏压的柔性部分,使得当力被施加到致动器时,致动器增加位置和支承构件之间的距离。联接元件可附接到植入物或者与植入物成一体。

[0008] 本公开的另一个实施方案是用于将植入物固定到骨的方法,该方法包括将支承构件抵靠植入物的第一部分放置的步骤,植入物的第一部分被配置成面向骨的第一表面,植入物包括被配置成面向骨的与第一表面相背对的第二表面的第二部分,以及从植入物的第

二部分延伸穿过第一部分的联接元件。方法可包括将联接元件在沿近侧方向与支承构件间隔开的位置处附接到致动器,使得致动器的柔性部分沿垂直于近侧方向的方向与联接元件间隔开。方法可包括将致动力施加到致动器的柔性部分,从而导致致动器将联接元件相对于支承构件沿近侧方向移动,从而迫使植入物的第二部分朝向植入物的第一部分。

[0009] 本公开的实施方案包括骨固定系统。骨固定系统包括植入物,该植入物包括可抵靠骨的第一表面定位的第一夹具主体,以及可抵靠骨的与第一表面相背对的第二表面定位的第二夹具主体。骨固定系统包括器械,该器械具有被配置成邻接第二夹具主体的支承构件,以及被配置成联接到第一夹具主体的致动器,使得细长构件从第一夹具主体延伸到沿近侧方向与支承构件间隔开一定距离的致动器的位置。当致动器联接到第一夹具主体时,致动器的柔性部分沿垂直于近侧方向的方向与细长构件间隔开,使得当力被施加到柔性部分时,致动器的柔性部分变形以便增加位置和支承构件之间的距离。

附图说明

[0010] 结合附图进行阅读时,能够更好地理解前述发明内容以及以下本申请的张紧器械和相关骨固定系统的示例性实施方案的详细说明。然而,应当理解,本申请并不局限于所示出的精确的示意图和布置方式。在附图中:

[0011] 图1A为根据本公开的实施方案的器械的平面图,示出处于第一构型的器械,该器械将骨固定构件保持在底层骨周围;

[0012] 图1B为示于图1A中的器械的平面图,示出处于第二构型中的器械,其中骨固定构件围绕底层骨绷紧,并且

[0013] 图2A为包括主体和锁定构件的骨固定构件的侧视图;

[0014] 2B是示于图2A中的骨固定构件的一部分的详细剖视图,示出了主体,该主体穿过锁定构件插入以便围绕底层骨来固定骨固定构件;

[0015] 图3为示于图2A中的多个骨固定构件的透视图,示出围绕靶骨绷紧的骨固定构件;

[0016] 图4A为示于图1A和图1B中的器械的平面图;

[0017] 图4B为示于图4A中的器械的一部分的详细视图;

[0018] 图4C和图4D为示于图4A中的器械分别处于第一构型和第二致动构型的平面图。

[0019] 图5A至图5C为示于图1A、图1B和图4A至图4D中的器械的透视图;

[0020] 图6A和图6B为示于图1A、图1B和图4A至图4D中的器械的局部平面图,示出被配置成捕获骨固定构件的一部分的锁定组件;

[0021] 图7A为根据本公开的另一个实施方案的器械的平面图;

[0022] 图7B为沿着图7A中的线7B-7B截取的器械的横截面剖视图;

[0023] 图8A为根据本公开的另一个实施方案的器械的一部分的剖视图;

[0024] 图8B为示于图8A中的器械的端视图,示出骨固定构件的横截面;

[0025] 图9A为根据本公开的另一个实施方案的器械的一部分的剖视图,示出将骨固定构件保持在底层骨周围的器械;

[0026] 图9B为示于图9A中的器械的端视图,示出骨固定构件的一部分并且底层骨被移除;

[0027] 图10A至图10F示出与示于图8A和图8B中的器械一起使用的切割刀片的实施方案;

- [0028] 图11为根据本公开的另一个实施方案的器械的一部分的剖视图；
- [0029] 图12A为根据本公开的另一个实施方案的器械的一部分的剖视图，示出将骨固定构件保持在锁定构型的器械；
- [0030] 图12B为示于图12A中的器械的剖视图，示出将骨固定构件保持在解锁构型的器械；
- [0031] 图13为根据本公开的另一个实施方案的器械的一部分的剖视图；
- [0032] 图14为根据本公开的另一个实施方案的器械的一部分的剖视图；
- [0033] 图15为根据本公开的另一个实施方案的器械的一部分的剖视图；
- [0034] 图16A为根据本公开的另一个实施方案的器械的一部分的剖视图；
- [0035] 图16B为示于图16A中的器械的一部分的示意性俯视图；
- [0036] 图17为根据本公开的另一个实施方案的器械的局部水平剖视图；
- [0037] 图18A为根据本公开的另一个实施方案的器械的平面图；
- [0038] 图18B为根据本公开的另一个实施方案的器械的一部分的平面图；
- [0039] 图19为根据本公开的另一个实施方案的骨固定系统的平面图，示出骨植入物和骨的横截面；
- [0040] 图20为示于图19中的骨固定系统的详细水平剖视图；
- [0041] 图21为示于图19中的骨固定系统的一部分的详细侧视图。
- [0042] 图22为示于图19中的骨固定系统的详细端视图。
- [0043] 图23为根据本公开的实施方案的骨固定系统的侧视图，示出骨植入物和骨的横截面；
- [0044] 图24为示于图23中的骨固定系统的一部分的详细侧视图；并且
- [0045] 图25为示于图23中的骨固定系统的俯视图，示出被移除的器械的一部分。

具体实施方式

[0046] 下列描述中所使用的某些术语仅为了方便起见且并非限制性的。词汇“右”、“左”、“下”和“上”指定附图中的方向，以此作为参照。所述词汇“前”、“后”、“上”、“下”以及相关的词汇和/或短语指定人体中的优选位置和取向，以此作为参照并且其并非限制性的。另外，描述涉及骨固定系统以及相关部件和器械和/或其部分，它们包括“近侧端部”和“远侧端部”。因此，“近侧方向”或“朝近侧”是指通常从远侧端部朝向近侧端部取向的方向。“远侧方向”或“朝远侧”是指通常从近侧端部朝向远侧端部取向的方向。本公开的骨固定系统的部件也在本文中描述为沿着纵向方向“L”和侧向方向“A”，并且横向地沿着横向方向“T”延伸。除非本文中另外指明，否则术语“纵向”、“横向”和“侧向”用于描述各个骨固定系统部件和部件轴线的垂直定向的部件。

[0047] 本公开涉及骨固定系统，该系统包括被配置成向植入物的一部分施加拉力的张紧器械，诸如如图1A和图1B所示的骨固定构件24，或如图19-图25所示的骨固定植入物210和310。张紧器械被配置成使得当器械联接到植入物时，器械的一部分可移位以向植入物施加拉力以便将植入物固定到骨，如将在下文中进一步详细描述。如本文所用，植入物包括骨固定构件、夹紧装置、骨板、锚定件，或被配置成用于植入到患者体内的任何其他装置。

[0048] 转到图1A和图1B，骨固定系统20包括器械22和至少一个植入物24，诸如多个植入

物24。植入物24被配置成将靶骨28(诸如胸骨)的在截骨位置30处分离的第一骨节段26a和第二骨节段26b在压缩接近位置中固定在一起。器械22可包括致动器82和从致动器82沿着纵向方向L延伸的支承构件84。细长构件(诸如保持器86)可沿纵向方向L从致动器82的一部分朝向支承构件84延伸。致动器82可包括与保持器86间隔开的柔性部分89,使得当力沿垂直于纵向方向L的方向朝向保持器86施加到致动器82时,致动器82的至少一部分沿着纵向方向L移位,从而使保持器86相对于支承构件84移位。当保持器86附接到植入物24时,保持器86的移位向植入物24施加力。根据所示出的实施方案,器械22可具有第一构型或初始构型(图1A),其中植入物24被器械22接收并且围绕骨节段26a和26b;以及第二构型或致动构型(图1B),其中保持器86已被移位,使得所需拉力被施加到植入物24并且植入物24围绕骨节段26a和26b绷紧以减小截骨位置30的尺寸。根据所示出的实施方案,植入物24可为骨固定构件,诸如束线带。

[0049] 参见图2A-图3,每个骨固定构件24可包括柔性构件,诸如带32,该带限定带主体33并且沿带32的长度具有第一端部34a和与第一端部34a相对的第二端部34b、从第一端部34a延伸的针尖端36、以及从第二端部34b延伸的锁定机构38。带32根据需要可由任何合适的生物相容性材料制成,例如PEEK。

[0050] 每个骨固定构件24还可包括第一初始区域40和第二锁定区域42,该第一初始区域沿着带32的长度的一部分(例如,带32的长度的大约1/3)从第一端部34a朝向第二端部34b延伸,该第二锁定区域在第一初始区域40与第二端部34b之间延伸。根据所示出的实施方案,第二锁定区域42从第一初始区域40延伸至第二端部34b。第二端部34b可限定支撑表面。支承构件84可邻接支撑表面。第一初始区域40可包括多个小突出部,所述多个小突出部从带主体33伸出,并且与设置在相邻的突出部之间的凹入区域交替。作为另外一种选择,初始区域40可为基本上平滑的且无突出部或齿。第二锁定区域42可包括多个锁定齿48,所述多个锁定齿从带主体33伸出大于突出部的距离,并且由设置在相邻的锁定齿之间的凹入区域51分开。应当理解,锁定区域42根据需要可沿任何部分延伸至多带主体33的全部。

[0051] 锁定机构38包括外壳50和带接收狭槽52,该带接收狭槽延伸穿过外壳50并且被配置成接收带32的第一端部34a。根据所示出的实施方案,第一端部34a插入穿过狭槽52以限定沿着锁定机构38的一侧设置的套环55。套环55包围靶骨28。锁定机构38被配置成允许带32沿着箭头A的方向穿过狭槽52单向地平移,以便减小套环55围绕靶骨28的第一节段26a和第二节段26b的尺寸。例如,针尖端36可穿过狭槽52插入并且随后例如通过切割带主体33颈部56而移除,该带主体在邻近针尖端36的位置处限定减小的厚度,使得带32保持在狭槽52中。根据所示出的实施方案,锁定机构38包括锁定构件诸如连接至外壳50的舌状物54,并且包括至少一个互补齿,例如延伸到狭槽52中的多个锁定齿58。锁定齿58限定斜面前缘60,该斜面前缘被配置成在带32沿着箭头A的方向穿过狭槽52平移时在锁定齿48的互补斜面前缘49之上用凸轮带动。锁定齿58和48进一步限定后缘62和47,该后缘的倾斜度小于斜面前缘60,使得后缘62和47接合以防止带32沿着与箭头A相对的方向穿过狭槽52平移,这将增加套环55的尺寸。

[0052] 在手术期间,带32围绕靶骨28的第一节段26a和第二节段26b缠绕,并且针尖端36插入穿过狭槽52且被牵拉穿过狭槽52,以便使带32随后穿过狭槽52平移。针尖端36可由带32移除,然后还可例如手动地将带32牵拉穿过狭槽52。当带32沿箭头A的方向穿过锁定机构

38平移时,初始区域40的小突出部可滑动穿过狭槽52而不接合锁定机构38的锁定齿58。当带32的锁定区域42沿着箭头A的方向平移穿过狭槽52时,锁定齿48和58可接合以防止带32中引起的张力使带32沿着与箭头A相对的方向从狭槽52向后退。例如,在带32沿着箭头A的方向平移穿过锁定机构38时,围绕靶骨28的套环55的尺寸减小,直到已在带32中引起所需张力。

[0053] 现在参见图4A-图4D,张紧器械22包括器械主体64,该器械主体限定前端部或远侧端部66,沿纵向方向L与前端部66间隔开的相对后端部或近侧端部68,以及沿着基本上垂直于纵向方向L的侧向方向A间隔开的相对侧70a、70b。远侧端部66可限定支承构件84,使得致动器82从近侧端部68延伸到支承构件84。根据所示出的实施方案,主体64沿纵向方向L是细长的以限定长度,具有沿着横向方向T延伸的厚度和沿着侧向方向A延伸的宽度。应当理解,纵向方向L可称为第一方向,而侧向方向A可称为第二方向。或者,纵向方向L可称为第二方向,而侧向方向A可称为第一方向。器械主体64可由适用于医疗用途的任何材料制成。材料可为金属材料,诸如不锈钢、钛、钛基合金、聚合物材料(如例如PEEK),或金属和聚合物材料的组合。

[0054] 转到图1A、图4C和图4D,器械22包括致动器82和支承构件84。另外,器械22被配置成使得保持器86从致动器82的选择位置85延伸。例如,保持器86可在选择位置85处附接到致动器82,或在选择位置85处与致动器82成一体。选择位置85与支承构件84间隔开一定距离。保持器86被配置成相对于支承构件84沿纵向方向L(例如沿近侧方向7)移动,以便在保持器86附接到植入物24时沿着保持器86施加拉力。根据所示出的实施方案,器械22被配置成使得当相对压缩力F1和F2(图1A)沿着侧向方向A施加到致动器82时,致动器82朝向保持器86变形。致动器82沿侧向方向A朝向保持器86的变形使保持器86沿近侧方向7移动远离支承构件84,从而增加位置85和支承构件84之间的距离,如下文进一步详述。保持器86沿近侧方向7的移动沿近侧方向7牵拉植入物24。例如,当致动器82处于第一构型(图4C)时,保持器86相对于支承构件84处于第一位置。当致动器82处于第二构型或致动构型(图4D)时,保持器86已相对于沿纵向方向L(例如近侧方向7)与第一位置间隔开的支承构件84移位到第二位置。

[0055] 转到图1B,支承构件84被配置成抵靠植入物24的第一部分(诸如锁定机构38)放置,使得植入物24的第二部分(诸如带32)可被插入到保持器86中。在保持器86沿近侧方向7移动时,支承构件84可将植入物24的第一部分相对于保持器86维持在适当位置。根据所示出的实施方案,当器械22被定位成使得支承构件84邻接表面34b并且保持器86附接到带32时,致动器82的致动导致带32的附接部分推进穿过锁定机构38。如下文进一步所详述,致动力F1和F2的施加导致致动器82变形,从而使保持器移位。致动器82被配置成使得力F1和F2的施加使致动器82变形到足以克服带32和锁定机构38之间的任何摩擦力的程度。

[0056] 转到图4B,支承构件84限定被配置成接收保持器86的一部分的接收器67,以及被配置成穿过其中接收植入物24的连接到保持器86的一部分的通道95。器械主体64的支承构件84或远侧端部66限定沿着侧向方向A间隔开的相对壁92和93,以及在壁92和93之间延伸的远侧壁94。壁92和93从致动器82朝向远侧壁94延伸。壁92、93和94限定内表面(未编号),该内表面至少部分地限定接收器67。接收器67具有沿着侧向方向A从壁92的内表面延伸到壁93的内表面的厚度R。接收器97具有近侧部分69a和相对于近侧部分69a朝向远侧端部66

沿远侧方向9设置的远侧部分69b。厚度R可朝向远侧壁94渐缩,使得在远侧部分69b处的厚度R小于在近侧部分69a处的厚度R。远侧部分69b的厚度R略微大于保持器86的远侧端部16的厚度,使得限定接收器67的远侧部分69b的壁92和93的部分提供与保持器86的远侧端部16的摩擦配合。当器械22致动并且切割所接收的骨固定构件24时,保持器86和支承构件84之间的摩擦配合改善器械稳定性,如下文进一步详述。如上所述,通道95沿纵向方向L延伸穿过远侧壁94。通道95的尺寸被设定成并且其被配置成穿过其中接收骨固定构件24的带32(图2A)。带32可延伸穿过通道95并且可由保持器86保持,如下文进一步所详述。

[0057] 继续参见图4A和图4B,保持器86可从致动器82的选择位置85朝向支承构件84延伸。根据所示出的实施方案,保持器86沿着保持器轴线12是细长的并且包括保持器近侧端部14和沿着保持器轴线12与保持器近侧端部14间隔开的保持器远侧端部16。保持器近侧端部14可联接到与支承构件84相对的器械主体64,使得保持器86从器械主体64的近侧端部68朝向支承构件84延伸。或者,保持器近侧端部14可与致动器82成一体。当器械22处于第一构型或初始构型时,保持器86的远侧端部16可与支承构件84对准。然而,保持器86可被配置成使得当器械22处于初始构型时,保持器86的远侧端部16不与支承构件84对准。保持器86的远侧端部16承载锁定组件172a和/或172b,该锁定组件被配置成接收植入物24并且附接到植入物24,如下文将进一步详述。

[0058] 致动器82被配置成响应于压缩力F1和F2的施加而变形以便使保持器86沿着纵向方向L移位,如上所述,致动器82包括柔性部分89。柔性部分89可包括第一致动构件74和与第一致动构件74相对的第二致动构件76。第一致动构件74和第二致动构件76可沿侧向方向A与保持器86间隔开。根据所示出的实施方案,第一致动构件74和第二致动构件76可分别被配置为第一臂和第二臂,被配置成在压缩力F1、F2被施加到致动器82的柔性部分89时在特定位置处沿着每个致动构件挠曲或弯曲。第一致动构件74包括与支承构件84相邻设置的前端部75a,设置在器械22的近侧端部68处的后端部75b,以及设置在前端部75a和后端部75b之间的第一支撑构件78。第一致动构件74是细长的并且沿着第一致动器轴线4(图4C)延伸。第一致动构件74限定面向保持器86的内表面88a,以及相对的外表面88b。第二致动构件76也包括与支承构件84相邻的前端部77a,设置在器械22的近侧端部68处的后端部77b,以及设置在前端部77a和后端部77b之间的第二支撑构件79。第二致动构件76是细长的并且沿着第二致动器轴线5(图4C)延伸。第二致动构件76限定面向保持器86的内表面90a,以及相对的外表面90b。

[0059] 转到图4A,致动器82可包括至少一个关节,诸如分别为多个关节80a-80d和81a-81d。根据所示出的实施方案,第一致动构件74和第二致动构件76各自限定至少一个关节,诸如分别为多个关节80a-80d和81a-81d。就此而言,第一致动构件74和第二致动构件76可称为关节移动致动器,其被配置成在压缩力F1和F2被施加到致动器82的柔性部分89时进行关节移动。第一致动构件74可包括第一多个关节80a、80b、80c和80d。第一对关节80a和80b位于第一致动构件74的后端部75b和支撑构件78之间,并且第二对关节80c和80d位于支撑构件78和第一致动构件74的前端部75a之间。第一致动构件74还包括设置在第一对关节和第二对关节中的每个关节之间的第一支撑构件83a和另外的支撑构件83b。

[0060] 继续参见图4A,第二致动构件76包括第二多个关节81a、81b、81c和81d,以及一个或多个支撑构件87a、87b。关节81a和81b位于第二致动构件76的后端部77b和支撑构件79之

间。关节81c和81d位于支撑构件79和第二致动构件76的前端部77a之间。如图所示,第一致动构件关节80a、80b、80c、80d可沿着侧向方向A与第二致动构件关节81a、81b、81c和81d对准。第二致动构件76还包括设置在相应第一对关节和第二对关节中的每个关节之间的第一支撑构件87a和第二支撑构件87b。刚性支撑构件78和79以及支撑构件83a、83b和87a、87b(支撑构件有时在此处参照标记“83”和“87”)通常比关节80a-80b和81a-81d更具刚性。因此,第一致动构件的支撑构件78、第一支撑构件83a和第二支撑构件83b可共同称为刚性支撑构件。同样,第二致动构件76的支撑构件79、第一支撑构件87a和第二支撑构件87b可共同称为刚性支撑构件。

[0061] 参见图4A,第一致动构件74和第二致动构件76的厚度可沿着相应致动构件轴线4和5改变。例如,与每个关节80a-80d和81a-81d的厚度相比,支撑构件78、83和79、87可各自具有不同的厚度。该厚度差异可有利于使致动器82变形成致动构型。第一致动构件74和第二致动构件76在相应支撑构件78、83a、83b和79、87a、87b处限定支撑构件厚度T1和T2。支撑构件厚度T1沿着垂直于相应第一致动构件轴线4的方向从内表面88a延伸到外表面88b。第二致动构件支撑构件厚度T2沿着垂直于第二致动构件轴线5的方向从内表面90a延伸到外表面90b。厚度T1可在每个支撑构件78、83a和83b中改变。另外,厚度T2可针对每个支撑构件79、87a和87b改变。

[0062] 继续参见图4A,每个关节限定通常小于支撑构件厚度的厚度。例如,沿着第一致动构件74的每个关节限定垂直于第一致动构件轴线4的第一关节厚度D1(未示出)。关节厚度D1小于支撑构件78、第一支撑构件83a和第二支撑构件83b的厚度。沿着第二致动构件76的每个关节81限定垂直于第二致动构件轴线5的第二关节厚度D2。第二关节厚度D2小于支撑构件79、第一支撑构件87a和第二支撑构件87b的厚度。应当理解,关节厚度D1、D2可针对每个关节沿着第一致动构件74和第二致动构件76改变。

[0063] 现在参见图4C和图4D,关节80a-80d和81a-81d可沿着由支撑构件厚度T1、T2和关节厚度D1、D2之间的转变形成的相应致动构件74和76限定应力集中源。施加到致动器82的力F1和F2导致在应力集中源处的局部弯曲,这继而导致刚性支撑构件78、83a、83b、79、87a、87b分别相对于第一组关节80a-80d和第二组关节81a-81d弯曲。因此,施加到第一致动构件74和第二致动构件76的压缩力F1和F2导致在关节80a-80d和81a-81b处的显著弯曲,而致动构件74和76的其他部分(诸如刚性支撑构件)经受较小弯曲。因此,致动器82适于具有柔性和刚度,该柔性允许第一致动构件74和第二致动构件76响应于由使用者的手施加的负载而弯曲,该刚度导致保持器86相对于支承构件84移位。另外,致动器82具有弹性,当力F1和F2从致动器82释放时,该弹性导致第一致动构件74和第二致动构件76恢复其相应的未变形位置。

[0064] 致动器82被配置成具有处于初始构型的第一形状(图1A和图4C)以及在致动器82处于第二致动构型时的不同于第一形状的第二形状(图1B和图4D)。根据所示出的实施方案,当致动器处于初始构型时,每个致动构件74和76可相对于保持器86限定大致梯形形状。此外,当致动器82处于致动构型时,致动构件74和76可限定与纵向方向L对准的大致线性形状(图1B、图4D)。向致动器82的柔性部分89施加压缩力F1和F2导致第一致动构件74和第二致动构件76在每个关节80a-80d、81a-81d处弯曲,而刚性支撑构件78、83、79、87的弯曲最小化。这导致第一致动构件74和第二致动构件76挠曲成大致线性形状,如图1B和图4D所示。当

压缩力F1和F2从器械22移除时,第一致动构件74和第二致动构件76恢复或弹回到具有大致梯形状的初始构型,如图1A和图4C所示。因此,可以说,致动器82的形状被配置成使得足以使致动器82变形的力的施加将克服作用于1)骨固定构件24和锁定机构38之间以及2)骨固定构件24和骨之间的摩擦力,从而导致保持器86的移位并且相对于锁定机构38附接骨固定构件24。例如,如果使用者沿着垂直于纵向方向L的方向向致动器82施加相对的力F1和F2,则第一致动构件74和第二致动构件76变形,从而导致选择位置85移动远离支承构件84,这导致保持器86使骨固定构件24缩回远离锁定机构38。当力F1和F2被施加到致动器82以使致动器82变形时,变形的致动器82储存足以使致动器82返回其初始构型的势能。当力F1和F2被释放时,储存在变形的致动器82中的势能导致致动器82恢复其初始构型。

[0065] 第一致动构件74和第二致动构件76可具有或包括任何其他结构、装置或特征结构,或者具有能够允许致动器82的变形和保持器86沿着纵向方向L的所得移动的任何形状。根据可选的实施方案,每个关节可被配置为限定在内表面88a、90a和外表面88b、90b中的一个或两个处的沟槽。这样的沟槽可部分或完全延伸越过致动器轴线4、5。在其他可选的实施方案中,关节可被配置为铰链。关节可包括将允许刚性支撑构件相对于相邻的枢轴支撑构件枢转的任何其他结构或装置或特征结构。另外,第一致动构件74和第二致动构件76可被配置成没有上述关节。根据这样的可选实施方案,第一致动构件74和第二致动构件76可相对于由保持器86限定的点(未示出)弯曲。例如,第一致动构件和第二致动构件沿着相应的弯曲轴线可为细长的。每条弯曲轴线可具有一个曲率半径,或可选地具有多个曲率半径。例如,弯曲致动构件可具有呈半圆形形状的弯曲轴线。另外,弯曲致动构件可具有任何数目的横截面形状,诸如圆形、直线形、正方形等。

[0066] 参见图4C和图4D,向致动器82的柔性部分89施加力F1和F2导致致动构件74和76变形,从而导致器械22的近侧端部68沿着纵向方向L移动远离支承构件84。结果是当致动器82致动时增加选择位置85和支承构件84之间的距离X。根据所示出的实施方案,当致动器82处于第一构型时,选择位置85沿纵向方向L与支承构件84间隔开距离X。当致动器82被致动到第二构型时,致动构件75和76变形,导致选择位置85移动更加远离支承构件84,从而增加距离。例如,当致动器82处于第一构型时,器械22可具有从致动器82的位置85延伸到支承元件84的第一距离X。当致动器82处于第二致动构型时,器械22限定从致动器82的位置85延伸到支承元件84的第二距离Y,该第二距离Y大于第一距离X。另外,可以说,当致动器82处于第一构型或初始构型时,如图4C所示,器械22具有沿着与纵向方向L对准的纵向轴线8从远侧端部66延伸到近侧端部68的第一有效长度2。当致动器82处于致动构型时,如图4D所示,器械22具有沿着纵向轴线8从远侧端部66延伸到近侧端部68的第二有效长度3,该第二有效长度大于第一有效长度2。第二有效长度3和第一有效长度2之间的差异对应于保持器86相对于支承构件84移动的程度。在示出的实施方案中,当器械22尚未被致动时,保持器86的远侧端部16与远侧壁94的内表面间隔开距离E1。当器械22被致动时,保持器86的远侧端部16与远侧壁94的内表面间隔开距离E2。距离E2和E1之间的差异是相对于支承构件84的保持器86移位程度。虽然所示出的实施方案示出保持器86的远侧端部16与远侧壁94间隔开距离E1,但处于初始构型的保持器86可邻接远侧壁94。在这样的实施方案中,E1可处于或接近零(0)。

[0067] 现在参见图5A-图5C,当保持器86附接到植入物24时,器械22可包括被配置成切割植入物24的至少一个切割组件120。切割组件120可包括由支承构件84支撑并且被配置成切

割植入物24的一个或多个刀片。支承构件84被配置成承载至少一个刀片101,诸如一对刀片101和102。第一刀片101从第一壁92朝向通道95延伸,而第二刀片102从第二壁93朝向通道95延伸并且与第一刀片101间隔开。第一刀片101和第二刀片102定位在保持器86上以限定在刀片101和102之间延伸的间隙106。间隙106具有沿着侧向方向A延伸的间隙尺寸。通道95可具有沿着侧向方向A延伸的对应于间隙尺寸的通道尺寸。在其他实施方案中,间隙尺寸可略微小于通道尺寸或大于通道尺寸。支承构件84可包括将刀片101和102保持在支承构件84上的适当位置中的联接器108。在示于图5A-图5C的实施方案中,联接器108包括尺寸被设定成接收相应刀片101和102的沟槽110a和110b,以及朝向通道95与沟槽110a和110b间隔开的至少一个突出部112。刀片101和102的一个端部保持在沟槽110a和110b中并且刀片101和102的相对端部偏压抵靠突出部112。带32具有沿横向方向T延伸的宽度W,使得带宽度W小于间隙尺寸。因为带宽度小于间隙尺寸,所以器械22沿着旋转方向13围绕轴线8的旋转导致刀片101和102切入所接收的带32中,而施加到带32的扭力剪切带32。

[0068] 参见图6A-图6B,器械22可包括被配置成将植入物24的一部分固定到保持器86的一个或多个锁定组件。如图所示,保持器86的远侧端部16支撑第一锁定组件172a和第二锁定组件172b。锁定组件172a和172b基本上相似。因此,下文将仅仅描述第一锁定组件172a。根据所示出的实施方案,锁定组件172a包括被配置成将带32固定到保持器86的锁定构件174a。当带32固定到保持器86时,保持器86沿着纵向方向L的移动可沿着带32施加张力。锁定构件174a包括锁定主体176、延伸穿过锁定主体176的狭槽177,以及至少一个互补齿,诸如延伸到狭槽177中的多个锁定齿178a。锁定主体176包括联接到保持器86的腿179a和179b。另外,锁定主体176限定第一表面180和相对第二表面181。第二表面181可限定齿178a。第一表面180和第二表面181可至少部分地限定狭槽177。在可选的实施方案中,腿179a和179b可为柔性的以便允许锁定构件174a的迭代以在一个或多个位置之间转变或偏压。

[0069] 保持器86可沿第一取向支撑第一锁定组件172a并且沿与第一取向相对的第二取向支撑第二锁定组件172b。因此,器械22可附接到植入物24的带32,而不管器械22相对于带32取向的方式。例如,第一锁定组件172a设置在保持器86中,使得齿178a大致朝向壁92延伸。第二锁定组件172b设置在保持器86中,使得齿178b大致朝向壁93设置。就此而言,当齿178a(或178b)朝向壁92延伸时可为第一取向,并且第二取向与第一取向相对,使得齿178a(或178b)朝向壁93延伸。

[0070] 根据可选的实施方案,器械22可被配置成沿着近侧方向7选择性地推进植入物24。例如,保持器86通道95被配置成接收植入物24的一部分。保持器86包括内表面,例如锁定组件172a和172b的表面,其被配置成选择性地接合和脱离接合植入物24的被接收部分。致动器82能够操作以使保持器86相对于支承构件84沿着近侧方向从第一位置移动到从第一位置移位的第二位置,并且随后使保持器86沿着与第一方向相反的远侧方向从第二位置返回到第一位置。保持器86被配置成在保持器86沿近侧方向移动时接合植入物24的被接收部分,并且在保持器沿远侧方向移动时脱离接合植入物24的被接收部分。保持器和植入物的部分之间的接合和脱离接合可重复以推进植入物24进一步穿过保持器的通道95。

[0071] 转到图7A和图7B,器械422可被配置成类似于上述器械22。器械422可包括致动器482、支承构件484和保持器486。下文对器械422的描述将使用用于器械22和422两者共有的

元件的相同参考标号。器械422中的支承构件484和保持器486类似于器械422的支承构件84和保持器86。因此,支承构件484可限定类似于上述接收器67的接收器。接收器的尺寸被设定成接收保持器486的远侧端部416并且限定壁93和94与保持器远侧端部416之间的摩擦配合。此外,支承构件484承载切割组件120。另外,器械442可包括类似于上文所述并且示于图6A-图6B中的锁定组件172的锁定组件442。例如,锁定组件442类似于上述锁定组件172a和172b配置。因此,锁定组件442可包括锁定构件174,该锁定构件包括锁定主体176、延伸穿过锁定主体176的狭槽177,以及延伸到狭槽177中的锁定齿178。

[0072] 继续参见图7A和图7B,致动器482可为弯曲主体464,该弯曲主体被配置成将保持器486沿近侧方向7从如图7A所示的第一位置致动到第二位置(未示出)中。弯曲主体464或致动器482可包括第一弯曲致动构件474和第二致动构件476。第一或弯曲致动构件474在器械近侧端部68和支承构件484之间沿着弯曲轴线404是细长的。第一致动构件474包括相对于轴线404向外延伸的侧延伸部478a和468b以限定扶手。第二致动构件476沿着弯曲轴线505是细长的。第二致动构件476包括握持孔450a、450b和450c。握持孔450a、450b和450c的尺寸被设定成接收使用者的手指。使用者可握持致动器482,使得使用者的手掌邻近延伸部478a和478b并且使用者的手指可延伸到孔450a-450c中。弯曲致动器482被配置成使得当器械422处于第一构型或初始构型时,足以使柔性部分变形的力足以克服作用于骨固定构件24和锁定机构38之间的摩擦力,使得骨固定构件24被推进足以减小截骨位置30的距离。沿着垂直于纵向方向L的方向向弯曲致动器482施加力F1和F2导致第一弯曲致动构件474和第二弯曲致动构件476变形成更加线性的形状,这导致当植入物24附接到保持器486时,保持器486沿近侧方向7缩回。当施加力F1和F2以使器械422变形,从而使致动器482变形时,变形的致动器482储存足以使致动器482返回到初始构型的势能。当力F1和F2从器械422移除时,致动器482恢复到其初始构型。

[0073] 转到图8A和图8B,示出根据本公开的另一个实施方案的器械472。器械472被构造成基本上类似于上文所述并且示于图1A-图6C中的器械22。除非另外指出,否则器械22和472之间共有的元件具有相同参考编号。根据可选的实施方案,器械472包括从致动器82(未示出)延伸的支承构件494。支承构件494可包括上壁492和切割组件150,该切割组件由上壁492支撑并且被配置成切割植入物24。切割组件150包括由致动器156支撑的至少一个刀片122。致动器156被配置成将刀片122沿着与侧向方向A对准或相对于侧向方向A偏压的方向G移动。刀片沿着方向G的移动通过从锁定机构38(未示出)切断带32的保持部分来切割植入物24。致动器156可为连接到支承构件494的杠杆158。支承构件494和杠杆158可为一体的或单独的部件。杠杆158包括连接到支承构件494的壁92的基部157,以及接收且附接到刀片122并且朝向带32延伸的支撑构件159。杠杆158被配置成将刀片122沿着侧向方向A偏压远离带32。将力F3施加到杠杆158使杠杆158朝向支承构件494偏压,这继而导致刀片122切割带32。在其他实施方案中,切割组件150可包括定位在与支承构件484的壁492相对的壁(在图8A和图8B中未示出)上的另外的致动器。

[0074] 转到图9A和图9B,根据本公开的另一个实施方案,另一个器械502包括支承构件504和被配置成切割植入物24的切割组件120。器械502类似于器械22并且相似的参考标号用于器械22和502共有的元件。根据所示出的实施方案,支承构件504包括第一壁或上壁506、第二壁或下壁508,以及第三壁或远侧壁510。支承构件504还包括沿着轴线8从远侧壁

510突出的联接构件128。器械502还包括切割组件120,该切割组件包括至少一个刀片,诸如由刀片致动器126支撑的一对刀片122和124。刀片致动器126可旋转地联接到联接器构件128,使得刀片致动器相对于支承构件504可旋转。刀片致动器126相对于带32定位刀片122和124。刀片致动器126被配置成相对于器械22的支承构件504旋转。刀片致动器126包括沿着轴线8延伸的主体130。主体130限定沿着轴线8延伸的镗孔132。主体130进一步限定内表面134以及沿着垂直于轴线8的方向与内表面134间隔开的相对外表面136。内表面134限定镗孔132。内表面134还限定接合构件138,诸如凹陷部。主体130还限定面向远侧表面139,该表面被配置成承载刀片122和124。根据一个实施方案,面向远侧表面139限定一对切口(未编号),该切口接收刀片122和124并且将其保持在致动器126上。联接器128可包括沿着远侧方向9从支承构件504延伸到镗孔132中的突出部140,以及联接到刀片致动器126的接合构件142。突出部140的尺寸被设定成配合在镗孔132内,使得刀片致动器126可相对于突出部140围绕轴线8沿旋转方向13旋转。接合构件142配合在刀片致动器126上的互补形状的接合构件138内。接合构件138和142被配置成将刀片致动器126沿着纵向方向在突出部140上保持在适当位置,还允许刀片致动器126围绕突出部130沿旋转方向13旋转。因此,接合构件138可为由主体130限定的环形沟槽并且接合构件142可为围绕突出部140的周长延伸的脊。应当理解,接合构件138可为脊,而接合构件142可为沟槽或凹陷部。刀片122和124间隔开以限定在刀片122和124之间沿侧向方向A延伸的刀片间隙距离B1。带32具有宽度W,该宽度W沿横向方向T延伸,使得带宽度W小于刀片间隙距离B。在刀片致动器126沿着旋转方向13旋转时,刀片122和124切入到带中,从而从锁定机构38切断带32的保持部分。

[0075] 转到图10A-图10F,一个或多个刀片构型可与上述切割组件中的任一者一起使用。根据所示出的实施方案,刀片100可包括刀片主体103和相对于轴线109成角度地偏移的一对切削刃104a和104b。切削刃104a和104b相交以限定刀片尖端105。另外,刀片主体103可具有为V形的横截面形状。在示于图10C和图10D的其他实施方案中,切削刃104是弯曲的。另外,刀片主体103可具有为U形的横截面形状。此外,刀片100可具有相对于刀片轴线109成角度偏移的切削刃104。刀片主体103可具大致线性的横截面形状。虽然示出若干刀片构型,但应当理解,任何刀片构型均可与器械22一起使用。

[0076] 现在转到图11,根据本公开的另一个实施方案的器械522包括支承元件526和稳定组件160,该稳定组件被配置成将器械522联接到锁定机构38,还允许器械522相对于稳定组件160和锁定机构38旋转,以便切割带32的保持部分。器械522被构造成基本上类似于上文所述并且示于图1A-图6B中的器械22。因此,器械22和522共有的元件将使用类似的参考标号。根据可选的实施方案,支承构件包括相对壁524和525,以及远侧壁527。稳定组件160包括主体162,该主体限定前端部164、沿着纵向方向L与前端部164间隔开的后端部161,以及沿着纵向方向L延伸穿过其中的镗孔166。主体162进一步限定在前端部164和后端部161之间延伸的内表面168。内表面168限定镗孔166。镗孔166包括前部或植入物接收器部分170a和后部或器械接收器部分170b。植入物接收器部分170a的尺寸被设定成并且其被配置成与植入物24的锁定机构38的外表面配合。后部170b的尺寸被设定成并且其被配置成接收支承构件84。主体162包括部分地限定镗孔166的后部170b的腿163a和163b。腿163a和163b包括相应的第一接合构件165a和165b。壁524和525限定成形为与第一接合构件165a和165b配合的第二接合构件167a和167b。根据所示出的实施方案,第一接合构件165a和165b为突出部,

而第二接合构件167a和167b为互补形状的凹陷部或沟槽。应当理解,接合构件165a和165b可为凹陷部,而接合构件167a和167b可为沟槽。当稳定组件160联接到锁定机构38并且器械的支承构件84接收在骨部分170b中时,器械522可围绕轴线8相对于稳定组件160和锁定机构38旋转。在器械522的可选实施方案中,接合构件165a和165b可围绕轴线8周向延伸。在这样的实施方案中,器械522的远侧端部66,例如支承构件526,可具有适形于镗孔166的类似形状部分的圆形横截面形状。另外,接合构件167a和167b可围绕支承构件526周向延伸以与周向设置的接合构件165a和165b接合。

[0077] 在可选的实施方案中,器械522可选择性地从稳定组件160脱离,使得器械522可相对于稳定组件160和锁定机构38旋转。在这样的实施方案中,腿163a和163b间隔开并且限定在两者间延伸的间隙。支承构件84联接到稳定组件160,如上所述。根据可选的实施方案,为了旋转器械522,支承构件84可通过将支承构件84偏压脱离与腿163a、163b接合而从稳定组件160脱离接合。例如,腿163a、163b可在支承构件84沿近侧方向7牵拉时向外挠曲,因此接合构件165和167脱离接合。当支承构件84脱离时,器械522可根据需要选转以切割带32。

[0078] 如图12A和图12B所示,器械562的另一个实施方案包括由保持器586承载的锁定组件572。器械562类似于上述器械22,因此下文对器械562的描述将使用用于器械22和器械562之间共有的元件(诸如致动器82、支承构件84和切割组件120)的相同参考标号。根据可选的实施方案,保持器586承载锁定组件572并且锁定组件572被配置成在如图12A所示的锁定构型和如图12B所示的解锁构型之间转变,在锁定构型中插入的带32固定到保持器586,在解锁构型中锁定组件572未固定到带32,使得带32被允许沿着保持器586沿远侧方向9平移。

[0079] 继续参见图12A和图12B,根据所示出的实施方案,锁定组件572包括锁定构件574。锁定构件574包括锁定主体576和至少一个齿,诸如多个锁定齿578。锁定主体576包括联接到保持器586的腿579a和579b。腿579a和579b是柔性的,以便允许锁定构件574在锁定构型和解锁构型之间转变。另外,锁定组件572可包括与齿578相对的表面581。表面581不具有齿。保持器586的远侧端部516限定尺寸被设定成保持锁定构件574的至少一个室19。保持器586可限定包括相对表面部分17a和17b的保持器内表面。保持器内表面可至少部分地限定室19。保持器内表面17a和17b可称为内表面17。腿579a和579b与相应表面部分17a和17b间隔开以便为锁定主体576提供空隙以在锁定构型和解锁构型之间移动。当带32穿过通道95插入到保持器586中时,带32在锁定构件174上方沿着近侧方向7平移,使得带齿48接合锁定构件齿578。带32的进一步平移导致腿579a和579b挠曲,从而将锁定构件574偏压到解锁构型(图12B),使得带32可沿近侧方向7进一步平移。当器械522被致动使得保持器586移位并且因此沿近侧方向7缩回远离骨固定构件24的锁定机构38时,锁定构件574偏压到锁定构型(图12A),其中齿48、578接合以防止带32沿远侧方向9平移。

[0080] 在示于图13中的实施方案中,根据本公开的另一个实施方案的器械622包括支承构件84、保持器686,以及保持器686所承载的锁定组件672a和672b。器械622类似于上述器械22和562。锁定组件672a基本上类似于锁定组件672b,因此下文中将仅仅讨论锁定组件624a。锁定组件672a包括锁定构件674a。锁定构件674a包括锁定主体676a和至少一个互补齿,诸如多个锁定齿678a。锁定主体676a包括联接到保持器686的腿679a和679b。在使用中,第一锁定组件672a设置在保持器686中,使得齿678a大致朝向第二锁定组件672b的齿678b

延伸。就此而言,第一锁定组件672a可由保持器686沿第一取向支撑,并且第二锁定组件672b由保持器686沿与第一取向相对的第二取向支撑,类似于上述锁定组件172a和172b。在使用期间,器械622可附接到植入物24的带32,而不管器械622相对于带32取向的方式。保持器686的远侧端部616限定至少一个室,诸如尺寸被设定成容纳锁定组件672a和672b的一对室619a和619b。保持器686可限定保持器内表面617a和617b,其至少部分地限定相应室619a和619b。

[0081] 转到图14,根据本公开的另一个实施方案的器械722包括由保持器786承载的第一锁定组件和第二锁定组件。器械722类似于上述器械22,因此下文对器械722的描述将使用用于器械22和器械722之间共有的元件(诸如致动器82、支承构件84和切割组件120)的相同参考标号。

[0082] 继续参见图14,器械722可包括锁定组件,该锁定组件可被配置为第一锁定插件182和第二锁定插件183。插件182和183类似地配置,并且因此在下文中将仅仅描述一个插件183。插件183包括锁定主体776、齿778以及柔性腿779a和779b。腿779a和779b联接到保持器786。保持器786可包括上部室719a和相对的下部室719b,其分别保持第一锁定插件182和第二锁定插件183。保持器786可包括上壁31a和下壁31b,该上壁相对于侧向方向A成角度地偏移以便限定上倾斜表面184a,该下壁相对于侧向方向A成角度地偏移以便限定下倾斜表面184b。根据所示出的实施方案,插件182和183被配置成在锁定构型和解锁构型之间转变。例如,腿779a和779b是柔性的以便允许插件183在解锁构型(未示出)和锁定构型之间偏压,在解锁构型中带32可沿着保持器786移动,在锁定构型中带齿48与插件182的齿778接合并并且带32附接到保持器786。倾斜表面184a和184b为插件182和183提供空间以从锁定构型偏压到解锁构型。另外,使用两个插件182和183允许带齿48与锁定插件182和183的齿778和781接合而不管器械722相对于带32取向的方式,如上文相对于器械22所述。

[0083] 转到图15,根据本公开的另一个实施方案的器械822包括被配置为由保持器886承载的锁定插件186的锁定组件。器械822类似于上述器械22和722。下文对器械822的描述将使用用于器械22、722和822之间共有的元件的相同参考标号。锁定插件186被配置成在锁定构型和解锁构型之间进行迭代。如图所示,插件186包括具有一对腿879和881的锁定主体876。腿879和881分别终止在接合构件883和885处。保持器886包括表面817,该表面至少部分地限定室819、壁821a和821b,以及倾斜部分884。根据可选的实施方案,内保持器表面817可限定一对互补形状的接合构件893和895,其分别接收接合构件883和885,从而将锁定组件874联接到保持器886。如上所指出,腿879和881可为柔性的以允许插件186在锁定构型和解锁构型之间偏压,如上所述。

[0084] 现在参见图16A和图16B,根据本公开的另一个实施方案的器械922被配置成允许将植入物24的附接部分从保持器986选择性地释放。器械922类似于上述器械22,因此下文对器械922的描述将使用用于器械22和器械922之间共有的元件(诸如致动器82、和支承构件84以及切割组件120)的相同参考标号。根据所示出的实施方案,保持器986可包括一个或多个释放致动器190,其选择性地1)将锁定组件972以及因此保持器986联接到植入物24的被接收部分,以及2)使锁定组件972从植入物24的被接收部分脱离。锁定组件972包括锁定构件974。锁定构件974包括腿979a和979b以及齿978。如图16A和图16B所示,致动器190被配置为杠杆191,该杠杆向上偏压远离保持器壁923,使得保持器壁923和杠杆191限定间隙

192。杠杆191包括上表面193a和面向保持器壁923的下表面193b。上表面193a限定室919和接合凹陷部196(编号的一个),该接合凹陷部接收锁定构件972的腿779a和779b并且将其联接到杠杆191。杠杆191包括致动突片194,该致动突片从保持器986向外延伸并且穿过支承构件84中的狭槽(未示出)。当致动突片194沿侧向方向A朝向保持器壁923被按压时,锁定构件974从带32脱离,使得齿48与锁定构件974的齿978脱离接合。当锁定构件974从植入物24脱离时,器械922可根据需要沿远侧方向9和/或近侧方向7沿着带32推进。当致动突片194被释放时,杠杆191朝向带32偏压,使得锁定构件974的齿178接合带32的齿48。

[0085] 转到图17,根据本公开的另一个实施方案的器械942被配置成允许将植入物24的附接部分从保持器986选择性地释放。器械942类似于上述器械922,并且下文对器械942的描述将使用用于器械922和器械942之间共有的元件(诸如致动器82、支承构件84和切割组件120)的相同参考标号。根据可选的实施方案,保持器986包括被配置成将锁定构件975移动到与带32接合并且脱离与带32的接合的杠杆990。保持器986包括远侧端部916,并且连接器997将远侧端部916连接到杠杆990。杠杆990包括上表面993,该上表面限定凹陷部995a和995b以用于接收锁定构件975的腿979a和979b。

[0086] 转到图18A,器械1022的另一个实施方案被配置成类似于上述器械22。下文相对于器械1022的描述将使用用于器械22和1022共有的元件的参考标号。根据所示出的实施方案,器械1022包括限制器组件195,当致动器82处于致动构型时,该限制器组件操作以限制保持器1086沿近侧方向7的移位。例如,当保持器1086附接植入物24并且致动器82被致动以便将保持器1086相对于支承构件84沿近侧方向7平移时,力限制器组件195防止支承元件84和致动器82的选择位置85之间的距离X(未示出)的进一步增加,这防止保持器86和植入物24的保持部分的进一步移位。因此,限制器组件195可防止植入物24围绕骨节段28a和28b过度绷紧。在骨质疏松的骨中,例如,存在带32可牵拉穿过锁定机构38至套环55切入骨节段28a和28b中的程度的风险。力限制器组件195被配置成防止带32推进穿过锁定机构38超过骨固定构件24可在其处切入骨中的点。

[0087] 示于图18A中的力限制组件195可包括可释放地联接到第二释放构件196b的第一释放构件196a。第一释放构件196a和第二释放构件196b在器械1022的操作期间联接,如上所述,还被配置成在沿着保持器1086施加的力超过预先确定阈值时脱离。例如,阈值可为420N。阈值可根据需要调整,并且因此可高于或低于420N。保持器1086的近侧端部1014可限定第一释放构件196a,并且器械1022的近侧端部68可限定第二释放构件196b。具体地讲,器械1022可包括沿纵向方向L朝向突出部近侧端部198延伸远离致动器82的选择位置85的突出部197。突出部197可以沿近侧方向7延伸到突出部197中的弯曲凹陷部的形式限定第二释放构件196b。第一释放构件196b可被配置为弯曲节点,该弯曲节点具有与由突出部197限定的弯曲凹陷部互补的形状。当保持器86联接到器械主体64时,突出部近侧端部198可至少部分地围绕弯曲节点延伸。应当理解,虽然第一释放构件196b可限定弯曲节点并且第二释放构件196b可限定弯曲凹陷部,但第一释放构件196a也可限定弯曲凹陷部并且第二释放构件196b可限定弯曲节点。例如,保持器或器械主体中的任一者可限定弯曲凹陷部。另外,保持器或致动器中的任一者可限定弯曲节点。

[0088] 继续参见图18A,在操作中,在保持器1086和植入物24的保持部分平移到缩回位置(未示出)中时,当沿着保持器86施加的拉力超过预先确定阈值时,第一释放构件196a和第

二释放构件196b脱离。如上所指出,当1)保持器86附接到植入物24、以及2)力F1、F2沿着侧向方向A施加到致动器82,使得保持器1086相对于支承构件84平移到缩回位置中时,器械922沿着保持器86和植入物24沿远侧方向9施加拉力。随着力增加到多至预先确定阈值,突出部近侧端部198向外偏压并且从弯曲凹陷部196b释放弯曲节点196a。当弯曲节点196a被释放时,保持器1086不再联接到器械主体64的近侧端部68并且将不再相对于支承构件84平移。就此而言,第一释放构件196a和第二释放构件196b被配置为力限制器组件195。

[0089] 转到图18B,器械1062被配置成类似于上述器械22和1022。根据可选的实施方案,器械1062可包括根据另一个实施方案的力限制器组件1095。力限制器组件1095可被配置为偏压构件1097,当致动器处于第二构型或致动构型时,该偏压构件可抵抗致动器82沿近侧方向7的移位。例如,当保持器2086附接植入物24并且致动器82被致动以便将保持器2086相对于支承构件84沿着纵向方向L平移时,力限制器组件1095可防止保持器2086的进一步移位。根据所示出的实施方案,偏压构件1097将保持器2086的近侧端部2014联接到器械1062的近侧端部68。偏压构件1097可限定从保持器2086的近侧端部2014朝向选择位置85延伸的弹簧长度S1(未示出)。偏压构件1097可为被配置成作为拉伸弹簧起作用的弯曲主体。在其他实施方案中,偏压构件1097可为联接在保持器86的近侧端部2014和致动器82之间的螺旋拉伸弹簧。偏压构件1097可为响应于所施加的负载而变形的任何其他结构或装置。在操作中,示于图18B中的力限制器组件1095被配置成限制通过偏压构件1097施加到保持器2086以及因此施加到植入物24的力。如上所指出,随着沿着保持器86施加的力增加,偏压构件1097从第一弹簧长度S1延伸到大于第一弹簧长度S1的第二弹簧长度S2(未示出)。偏压构件497可被配置成在拉力达到预先确定阈值时具有限制保持器2086进一步平移的弹簧常数,使得偏压构件1097不延伸超过弹簧长度S2。应当理解,任何类型的偏压构件均可用作力限制器。

[0090] 现在转到图19至图25,本公开的其他实施方案包括骨固定系统200和300。骨固定系统200和300包括相应的骨固定植入物210和310,其各自被配置成将第一骨节段204(诸如骨瓣)固定到第二骨节段206(诸如开颅术之后的颅骨)。骨固定系统200和300分别包括器械250和350,其被配置成将拉力施加到植入物210和310以抵靠骨节段固定植入物210和310。

[0091] 参见图19-图22,骨固定系统200可包括骨固定植入物210和张紧器械250,该张紧器械被配置成迫使骨固定植入物抵靠骨节段204和206进入夹紧构型。骨固定植入物210可被配置为颅片夹具,该颅片夹具包括第一夹具构件212、第二夹具构件214,以及从第一夹具构件212沿着第一方向201延伸的联接元件216,该联接元件相对于第一夹具构件212的面向骨的外表面成角度地偏移。联接元件216被配置成联接到张紧器械250的致动器252。骨固定植入物210可由适用于医疗用途的任何材料制成,诸如不锈钢、钛、钛基合金、或可吸收聚合物材料。

[0092] 参见图20,第一夹具构件212可包括具有第一表面或内表面218和第二表面或面向骨的外表面220的第一夹具主体213。内表面218可为凸形的,而外表面220可为凹形的。面向骨的外表面220可包括一个或多个接合齿221,该接合齿被配置成分别与骨节段204和206的内表面205a和205b接合。

[0093] 第二夹具构件214包括第二夹具主体217,该第二夹具主体限定面向骨的内表面228、与面向骨的内表面228相对的外表面230,以及沿着镗孔轴线207延伸的镗孔232。主体

217包括限定镗孔232的壁237。第二夹具主体217可限定支撑表面269。壁237承载延伸到镗孔232中的锁定构件236。锁定构件236可为朝向镗孔轴线207突出的一个或多个接合齿238。另外,第二夹具构件214的面向骨的内表面228可承载接合齿239,该接合齿朝向面向骨的外表面209和211沿着朝向第一夹具构件212的方向延伸。接合齿239可分别与骨节段204和206的外表面209和211接合。

[0094] 现在参见图19和图20,联接元件216从第一夹具构件212沿着近侧方向7延伸。根据所示出的实施方案,联接元件216从第一夹具主体213穿过第二夹具主体217的镗孔232延伸,并且在选择位置185处附接到致动器252。联接元件216可包括限定一个或多个接合齿235a以及凹口235b的外表面234。当联接元件216延伸穿过镗孔232时,壁接合齿238接合由联接元件216限定的凹口235b。齿235a和238被配置成使得联接元件216可沿着轴线203沿近侧方向7平移穿过镗孔232,同时防止联接元件216沿相对的远侧方向9平移。联接元件216可与第一夹具主体213成一体,或者其可使用任意数目的已知方法附接到第一夹具主体213。

[0095] 张紧器械250包括支承构件254和沿与纵向方向L对准的近侧方向7与支承构件254间隔开的致动器252。张紧器械250包括器械主体262,该器械主体限定远侧端部264,以及沿着纵向方向L与远侧端部264间隔开的近侧端部266。致动器252从近侧端部266延伸到支承构件254。器械远侧端部264可限定支承构件254。如上所述,致动器252可限定选择位置185,该选择位置可为联接元件216由此附接到致动器252并且从致动器252延伸的位置。器械250可包括切割组件,该切割组件包括至少一个刀片101,该刀片由支承构件254承载并且被配置成在骨固定植入物210已被迫进入夹紧构型(图21)时切割骨固定植入物210的保持部分(或联接元件)。另外,器械250可包括类似于上文所述并且示于图18A和图18B中的限制器组件195和1095的限制器组件。

[0096] 致动器252被配置成响应于压缩力F1和F2的施加而从第一构型转变成第二致动构型,在第一构型中致动器252的一部分沿垂直于近侧方向的方向与保持器间隔开,在第二致动构型中致动器的部分变形以便增加选择位置185和支承构件254之间的距离。致动器252包括柔性部分289,该柔性部分在将力F1和F2施加到其上时变形。致动器柔性部分289包括第一致动构件或第一臂270以及与第一致动构件270相对的第二致动构件或第二臂272。根据所示出的实施方案,当压缩力F1、F2被施加到致动器252时,第一致动构件270和第二致动构件272可沿着每个致动构件在间隔开的位置处挠曲。因此,第一致动构件270和第二致动构件272可包括一个或多个关节274(未示出),诸如多个关节。第一致动构件270和第二致动构件272分别包括近侧端部277a和277b以及相对的远侧端部278a和278b。致动构件近侧端部277a和277b可与器械主体的近侧端部266相邻设置,并且致动构件远侧端部278a和278b可与支承构件254相邻。在可选的实施方案中,第一致动构件270和第二致动构件272可弯曲以便沿着弯曲轴线延伸,类似于相对于器械22所述的致动构件74和76。致动器252可因此具有类似于致动器82的相似结构和功能。

[0097] 转到图20,支承构件254被配置成邻接第二夹具主体217的支撑表面269以便支撑器械250以用于致动和移位附接的联接元件216。器械250的支承构件254包括间隔开的壁280和282。壁280和282限定通道285,该通道沿着纵向方向L延伸并且其尺寸被设定成并且其被配置成接收骨固定植入物210的一部分,例如联接元件216。至少壁280和282可承载一对刀片,例如一对刀片100。器械主体262还包括从壁280和282沿着侧向方向A延伸的握持构

件284a和284b(图19)。

[0098] 参见图19-图22,联接元件216沿着轴线203可为细长的并且进一步限定近侧端部286和沿着轴线203与近侧端部286间隔开的远侧端部288。联接元件近侧端部286可联接到致动器252的位置185。联接元件远侧端部288可附接到第一夹具主体213或与其成一体。在可选的实施方案中,器械250可包括从位置185朝向支承元件延伸的保持器。在这样的实施方案中,联接元件近侧端部286可附接到保持器。

[0099] 转到图21和图22,器械主体262可限定通孔241,该通孔的尺寸被设定成接收联接元件近侧端部286。器械主体262包括主体外表面263a、主体内表面263b,以及在主体外表面263a和主体内表面263b之间延伸的横向表面263c。横向表面限定通孔241。通孔241包括近侧部分242a以及沿着轴线203朝向远侧端部268与近侧部分242a间隔开的远侧部分242b。器械主体262包括沿着横向方向T间隔开的相对侧表面267a和267b。腔244从表面267b沿横向方向T朝向表面267a延伸,并且从表面263b沿器械纵向方向L朝向表面263a延伸以便限定开放腔244。例如,腔244是开放的以限定U形腔(图20b)。通孔241因此限定通孔241的近侧部分242a和远侧部分242b之间的颈部245。腔244具有从第一点沿着表面263c延伸到沿着侧向方向A的表面263c上的相对点的第一横截面尺寸Z。联接元件216的近侧端部286承载尺寸被设定成配合在腔244内的伸展支承构件246。当伸展支承构件246坐置在腔244中时,联接元件216联接到器械主体262,使得压缩致动器252导致联接元件216沿着轴线203沿近侧方向7平移,从而将骨节段204和206夹持在第一夹具构件212和第二夹具构件214之间。另外,因为腔244沿着侧表面267b是开放的,所以支承构件246可根据需要偏压到与器械主体262接合和脱离接合。例如,联接元件216可插入穿过第二植入物构件214的镗孔232进入到腔244中。

[0100] 根据实施方案,器械250被配置成使得当相对压缩力F1和F2沿着侧向方向A施加到致动器252的柔性部分289时,联接元件216相对于支承构件254沿近侧方向7、201移位。联接元件216沿近侧方向7的移位迫使第一夹具构件212和第二夹具构件214朝向彼此。

[0101] 现在转到图23-图25,骨固定系统300包括骨固定植入物310和张紧器械350,该张紧器械被配置成迫使骨固定植入物310抵靠骨节段204和206进入夹紧构型。骨固定植入物310包括第一夹具构件或内夹具构件312以及第二夹具构件或外夹具构件314。骨固定植入物310可包括夹具接合组件311,该夹具接合组件从内夹具构件312延伸并且被配置成接合第二夹具构件314。骨固定植入物310可由如上所指出的任何合适的生物相容性材料制成。

[0102] 转到图23和图24,根据所示出的实施方案,第一夹具构件312包括具有内表面318和面向骨的外表面320的第一夹具主体313。内表面318可为凸形的,而外表面320可为凹形的。外表面320可包括一个或多个接合齿(未示出),该接合齿被配置成与骨节段204和206的内表面205a和205b接合。第一夹具主体313限定沿着轴线203延伸的通孔338。通孔的尺寸被设定成接收器械350的远侧端部388,诸如保持器356。通孔338包括近侧部分339a以及沿着轴线203与近侧部分339a间隔开的远侧部分339b。远侧部分339a限定腔340。

[0103] 继续参见图23和图24,第二夹具构件314包括第二夹具主体317,该第二夹具主体限定面向骨的内表面328以及与面向骨的内表面328相对的外表面330。第二夹具主体317限定中心开口332c,该中心开口沿着轴线203与第一夹具主体313的通孔338对准,并且第一开口332a和第二开口332b与中心开口332c间隔开。中心开口332c可穿过其中接收保持器356。第一开口332a和第二开口332b沿着弯曲镗孔轴线(未示出)沿远离轴线203的方向延伸。第

二夹具主体317包括一对引导构件335a和335b,其联接到主体317或与主体317成一体,并且被配置成跨越开口332a和332b(图25),而且与夹具构件314的外表面间隔开以便限定与开口332a和332c对准的相应路径。第一开口332a和第二开口332b被配置成接收并引导接合组件311。

[0104] 根据所示出的实施方案,接合组件311与第一夹具构件312成一体或者其可附接到第一夹具构件312并且可延伸穿过第二夹具构件314。夹具接合组件311包括至少一个柔性构件,例如第一柔性构件316a和第二柔性构件316b。第一柔性构件316a和第二柔性构件316b被配置成分别延伸穿过第二夹具构件314的第一开口332a和第二开口332b。因为第一柔性构件316a和第二柔性构件316b类似地配置,所以为了便于说明本文中仅仅描述柔性构件316a。柔性构件316a包括主体319,该主体包括基部322、沿着轴线321与基部322间隔开的终端324,以及外表面(未编号)。主体319可承载一个或多个接合构件326,诸如齿。接合构件326被配置成联接到第二夹具构件314。例如,接合构件326可与开口332或引导构件335a中的第二夹具主体317的内表面(未编号)接合。接合构件326被配置成联接到第二夹具构件314,以便1)允许柔性构件316a沿着镗孔轴线沿第一方向平移穿过开口332a,以及2)防止柔性构件316a颠倒方向并且沿与第一方向相反的第二方向平移出开口332a。

[0105] 张紧器械350被配置成附接到植入物310的一部分,并且在器械的致动之后,迫使第一夹具构件312和第二夹具构件314朝向彼此以便将骨节段204和206夹持在一起。器械350类似于上述器械22和器械250。例如,器械350包括支承构件354和沿纵向方向L与支承构件354间隔开的致动器352,以及保持器356,该保持器从致动器352的位置385朝向支承构件354延伸并且被配置成附接到骨植入物310的一部分。不同于其中联接元件216可为植入物210的部件的上述器械250,保持器356可为器械350的部件并且可附接到植入物310。另外,器械350可包括切割组件,诸如刀片101,该刀片被配置成在骨固定植入物310已被迫使进入夹紧构型之后切割保持器356的部分。器械也可包括类似于上文所述并且示于图18A和图18B中的力限制器195和1095的力限制器组件。

[0106] 器械350包括器械主体362,该器械主体包括沿着纵向方向L与支承构件354间隔开的近侧端部366,使得主体362限定致动器352的至少一部分和支承构件354的至少一部分。支承构件354包括远侧表面368,该远侧表面被配置成在致动器352如下所述被致动时邻接第二夹具构件314的支撑表面369并且抵靠第二夹具构件支撑器械350。

[0107] 致动器352可包括柔性部分389,该柔性部分可变形以便导致位置385沿近侧方向7移动远离支承构件354。位置185和支承构件354可限定在两者间延伸的距离,如上结合器械22和图4A-图4D所述。因此,致动器352(并且具体地讲为柔性部分389)的变形导致位置185和支承构件354之间的距离增加。

[0108] 柔性部分389可包括第一致动构件370和第二致动构件372。第一致动构件370和第二致动构件372可弯曲以便沿着弯曲轴线相对于由保持器356限定的点(未示出)延伸。致动器352可因此从第一构型转变成致动构型,在第一构型中第一致动构件370和第二致动构件372与保持器356间隔开并且具有第一形状或弯曲形状,在致动构型中致动构件370和372变形并且具有第二形状或更加线性的形状而且朝向保持器356定位。在可选的实施方案中,第一致动构件370和第二致动构件372可包括至少一个关节(未示出),诸如多个关节。因此,第一致动构件370和第二致动构件372的构造和功能可类似于上文相对于器械22所述的第一

致动构件72和第二致动构件74。

[0109] 根据所示出的实施方案,保持器356从器械主体362的近侧端部366朝向支承构件354延伸穿过开口332c并且联接第一夹具构件312。保持器356沿着轴线203是细长的并且进一步限定保持器近侧端部386和沿着轴线203与保持器近侧端部386间隔开的保持器远侧端部388。保持器远侧端部388附接到第一夹具构件。保持器356的远侧端部388包括尺寸被设定成配合在第一夹具构件312的腔340内的放大部分346。

[0110] 继续参见图23和图24,在操作中,当致动器352处于第一构型时,支承构件368可邻接第二植入物构件314的表面369。沿朝向保持器356的方向压缩致动器352使柔性部分389变形并且导致位置185移位远离支承构件354。致动器352的位置185的移位导致保持器356相对于支承构件354沿近侧方向7平移穿过开口332c。保持器356的远侧端部388然后迫使第一夹具构件312朝向骨表面205推进,而第二夹具构件314朝向相对的骨表面209和211推进。在保持器356平移穿过第二夹具构件314时,柔性构件316a和316b平移穿过相应的开口332a和332b并且沿着表面330滑动远离轴线203,使得终端322a和322b朝向夹具构件314的外周边取向,从而将骨固定植入物310定位在夹紧构型中。此后,器械350可围绕轴线203旋转以致使刀片101切割保持器356,从而留下植入的骨固定植入物310,如图25所示。切割保持器356的另选方式是将支承构件346偏压脱离与腔340的接合并且牵拉保持器穿过开口332c。在这样的实施方案中,接合组件311被配置成将第一夹具构件312锁定到第二夹具构件314。

[0111] 相对于上文所述并且示于图19-图25中的骨植入物210和310,提及“第一”或“第二”是用于说明骨固定系统210、310的各个实施方案的目的。因此,内夹具构件212、312可称为植入物210、310的第一夹具构件或第一部分,而外夹具构件214、314可称为植入物210、310的第二夹具构件或第二部分。或者,内夹具构件212、312可称为植入物210、310的第二夹具构件或第二部分,而外夹具构件214、314可称为植入物210、310的第一夹具构件或第一部分。

[0112] 本公开的另一个实施方案可包括向元件施加张力的方法。元件可为植入物或植入物的一部分,诸如示于图1-图18B中的植入物24,使得可使用示于图1至图18B中的器械中的任一种执行该方法。此外,元件可为示为具有示于图23-图25中的骨固定系统300的植入物,使得可使用示于图23-图25中的器械350来执行该方法。方法包括抵靠元件的第一部分放置支承构件,诸如支承构件84或任何其他类似的支承构件。元件的第二部分可联接到保持器,例如保持器86,或上述任何其他类似的保持器。当元件的第二部分联接到保持器时,保持器从沿近侧方向与支承构件间隔开的致动器的位置延伸。致动器可类似于致动器82或上述其他类似的致动器。方法可包括以下步骤:将致动力朝向保持器施加到致动器的部分,从而导致致动器变形并且使致动器和保持器的位置相对于支承构件沿近侧方向移动,从而将拉力施加到元件的第二部分。施加步骤还可包括将保持器从第一位置相对于支承构件移动到沿近侧方向与第一位置间隔开的第二位置,从而将拉力施加到元件的第二部分。方法可包括限制保持器相对于支承构件的进一步移动的步骤。根据方法的特定实施方案,元件是骨固定构件,其中元件的第一部分是锁,而元件的第二部分是带。根据用于使用示于图23-图25中的骨固定系统将张力施加到元件的方法的实施方案,元件是植入物,并且第一骨植入物的第一部分被配置成面向骨的第一表面,第二部分是配置成面向骨的与第一表面相背对的第二表面的第二骨植入物。这样的方法可包括将保持器联接到第二骨植入物。

[0113] 本公开的另一个实施方案包括使用示于图19-图22中的骨固定系统将植入物固定到骨的方法,该骨固定系统包括植入物,该植入物具有被配置成面向骨的第一表面的第一部分,被配置成面向骨的与第一表面相背对的第二表面的第二部分,以及从植入物的第二部分延伸穿过第一部分的联接元件。根据这样的实施方案,方法包括抵靠植入物的第一部分放置支承构件。方法包括将联接元件在沿近侧方向与支承构件间隔开的位置处附接到致动器,使得致动器的柔性部分沿垂直于近侧方向的方向与联接元件间隔开。方法包括将致动力朝向联接元件施加到致动器的柔性部分,这导致致动器将联接元件相对于支承构件沿近侧方向移动,从而迫使植入物的第二部分朝向植入物的第一部分。

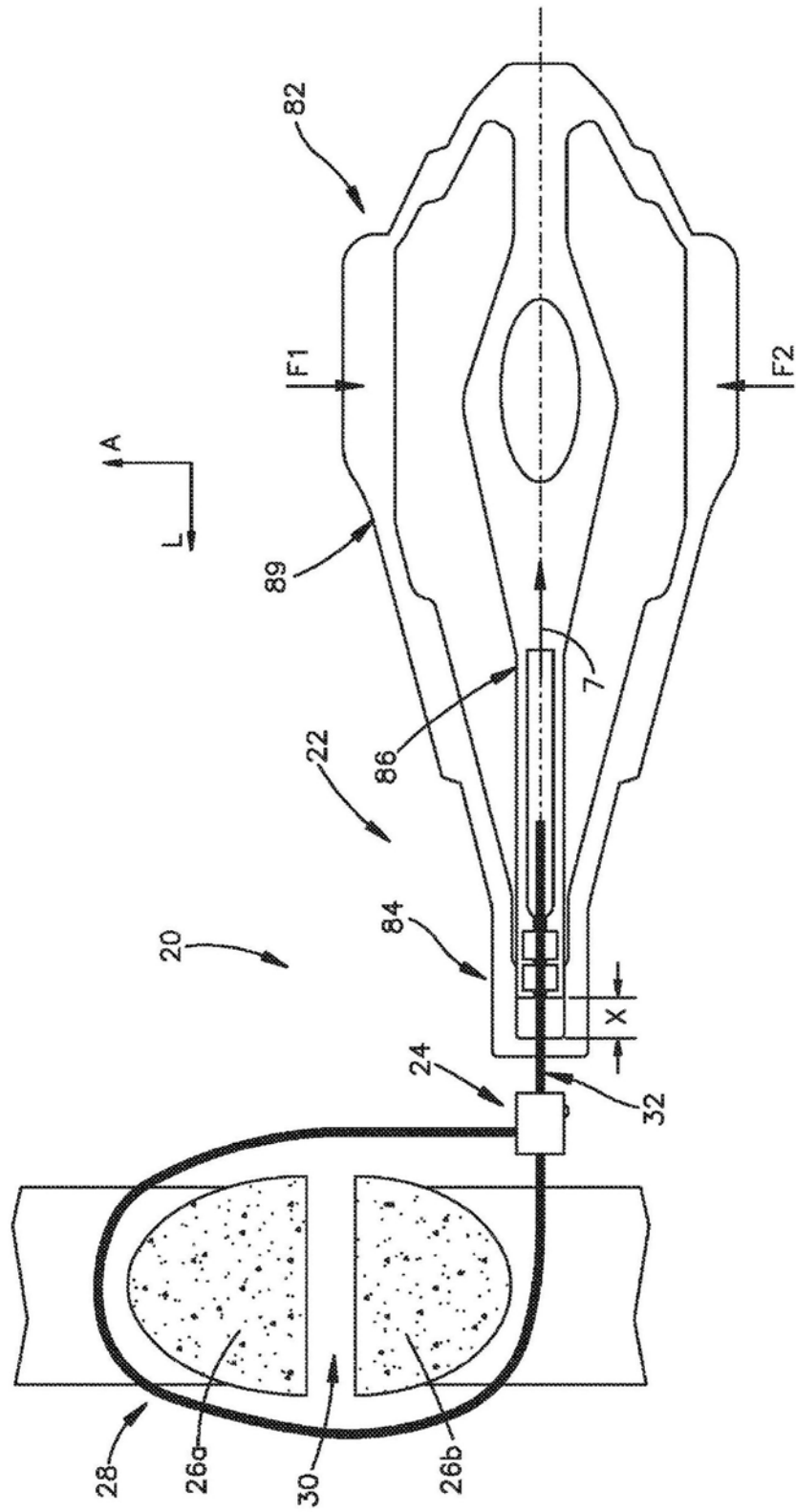


图1A

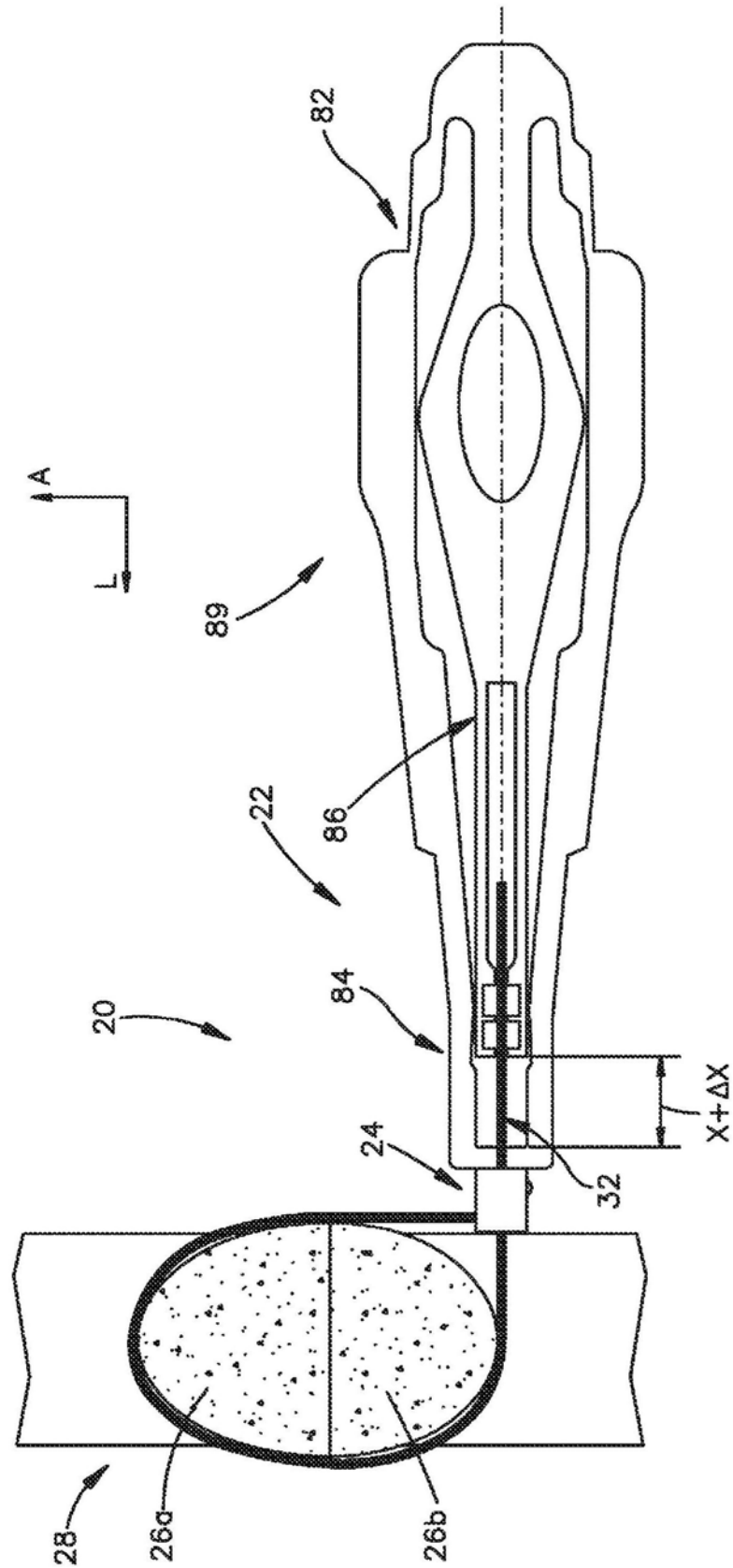


图1B

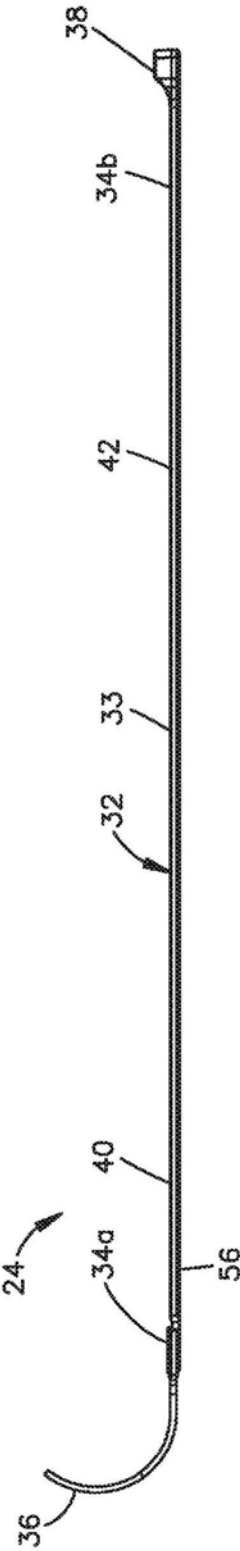


图2A

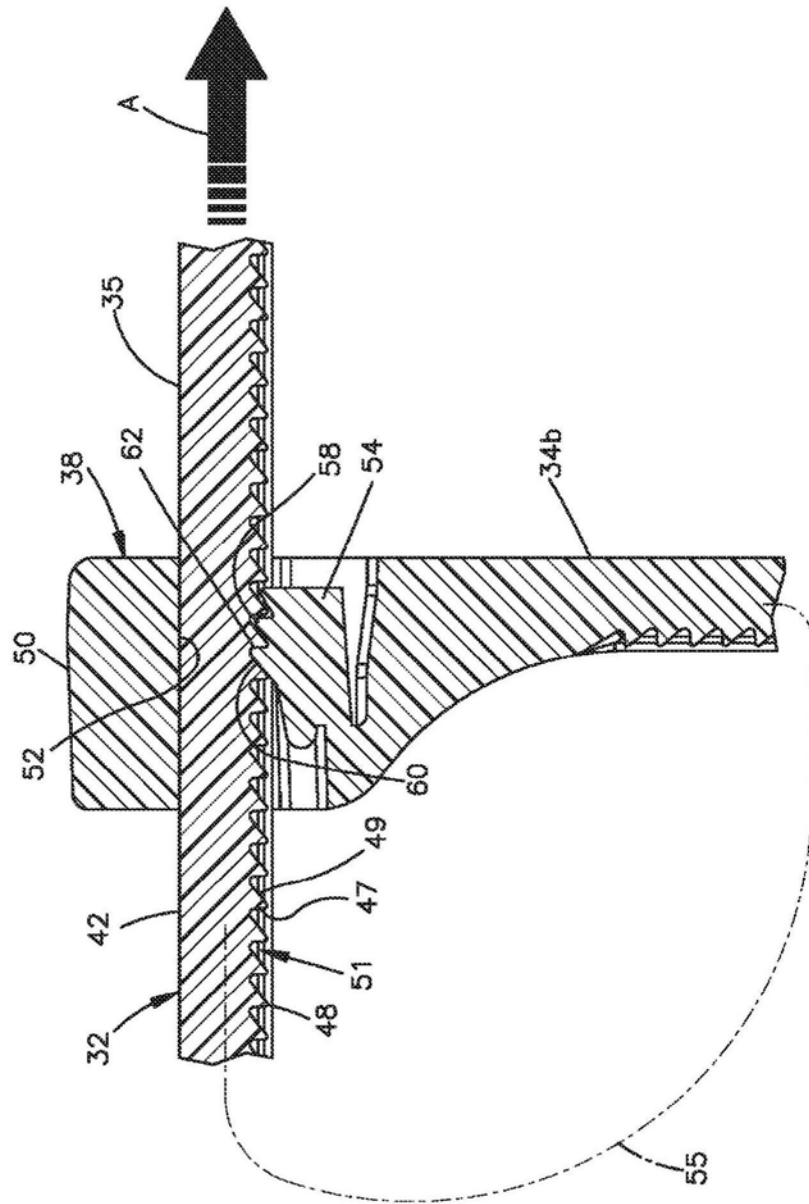


图2B

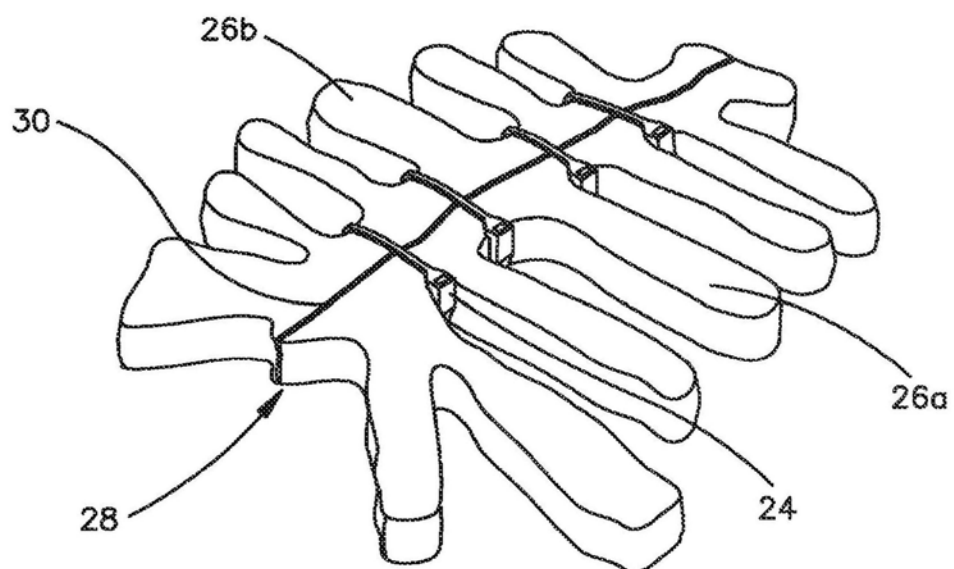


图3

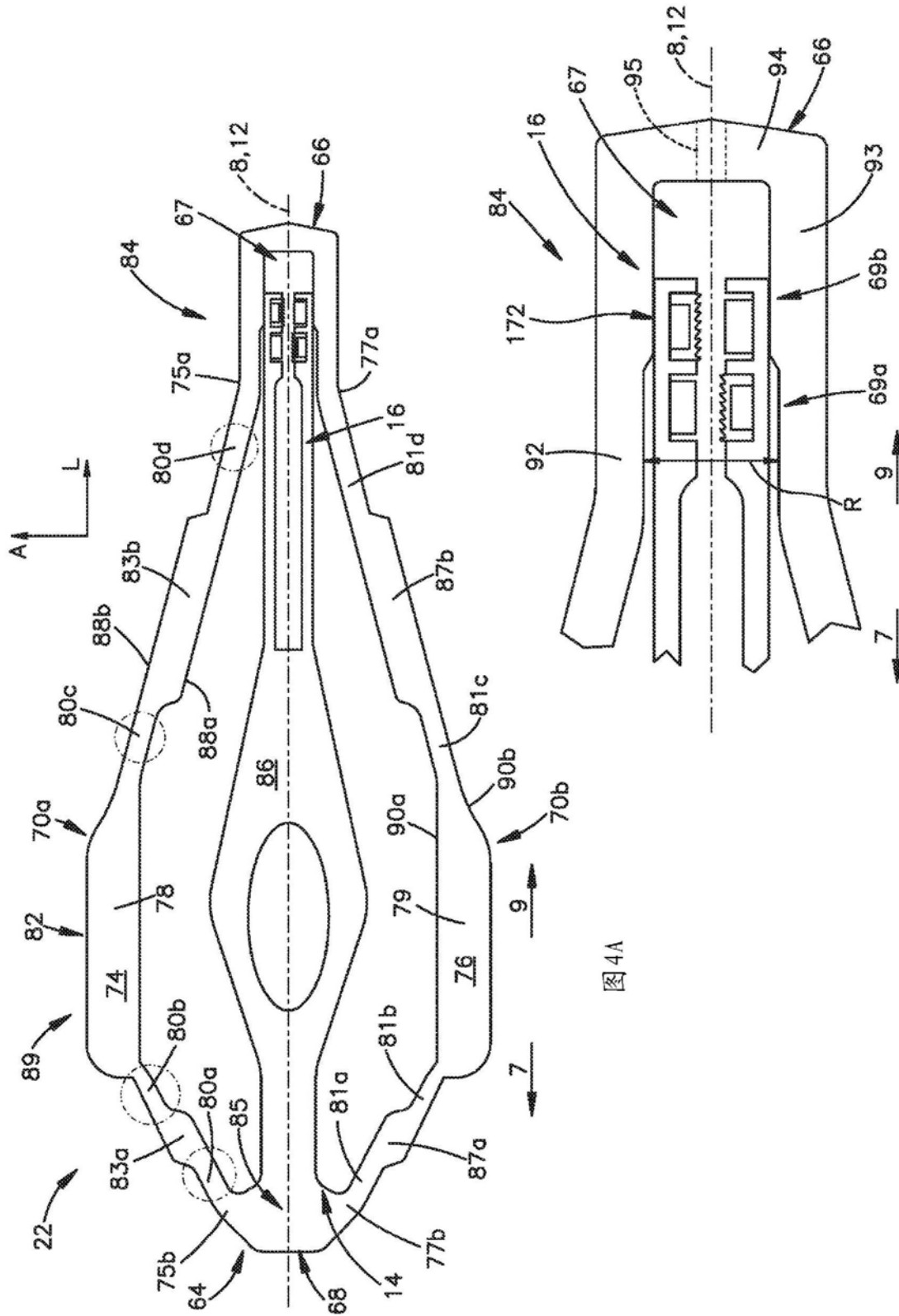


图4B

图4A

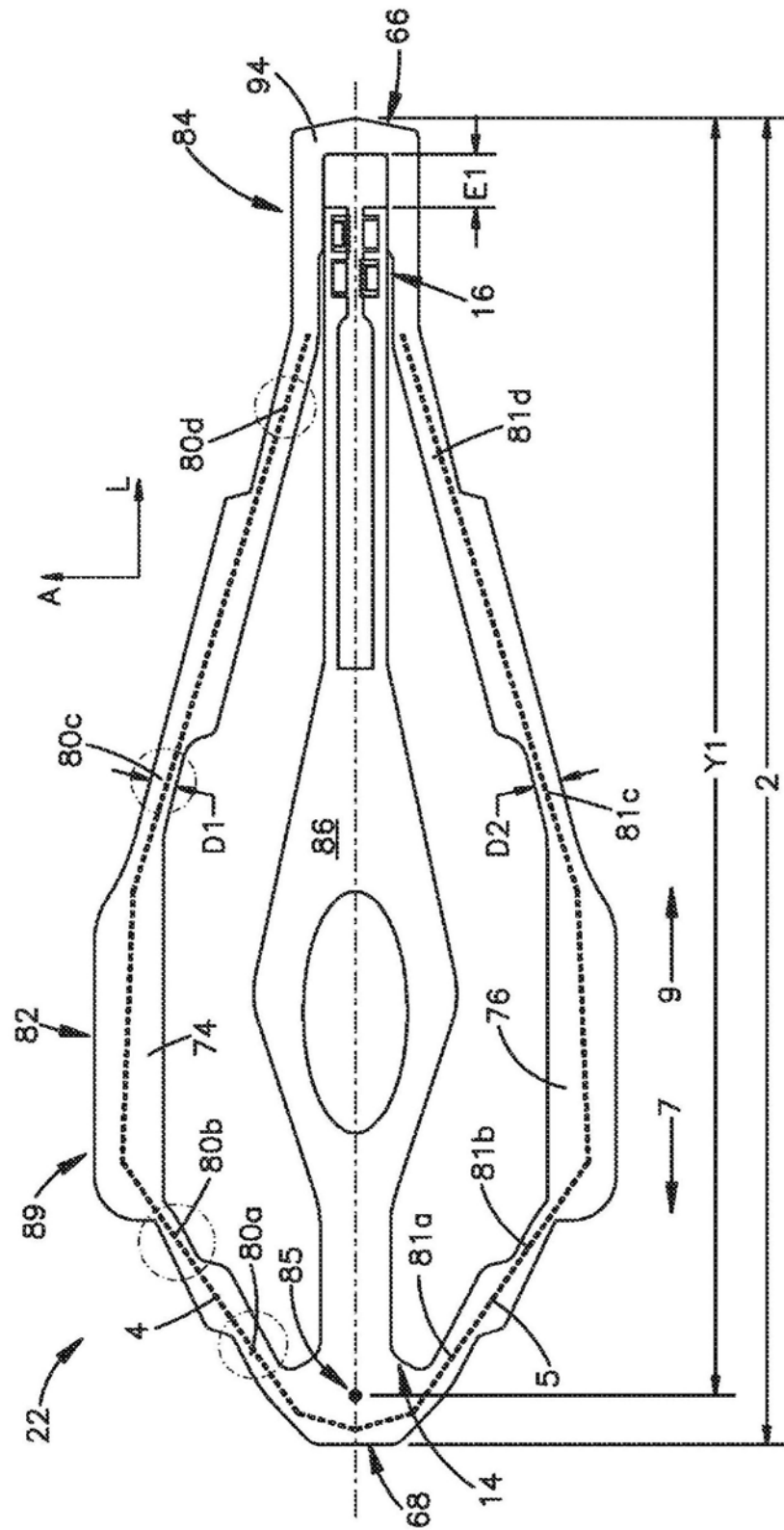


图4C

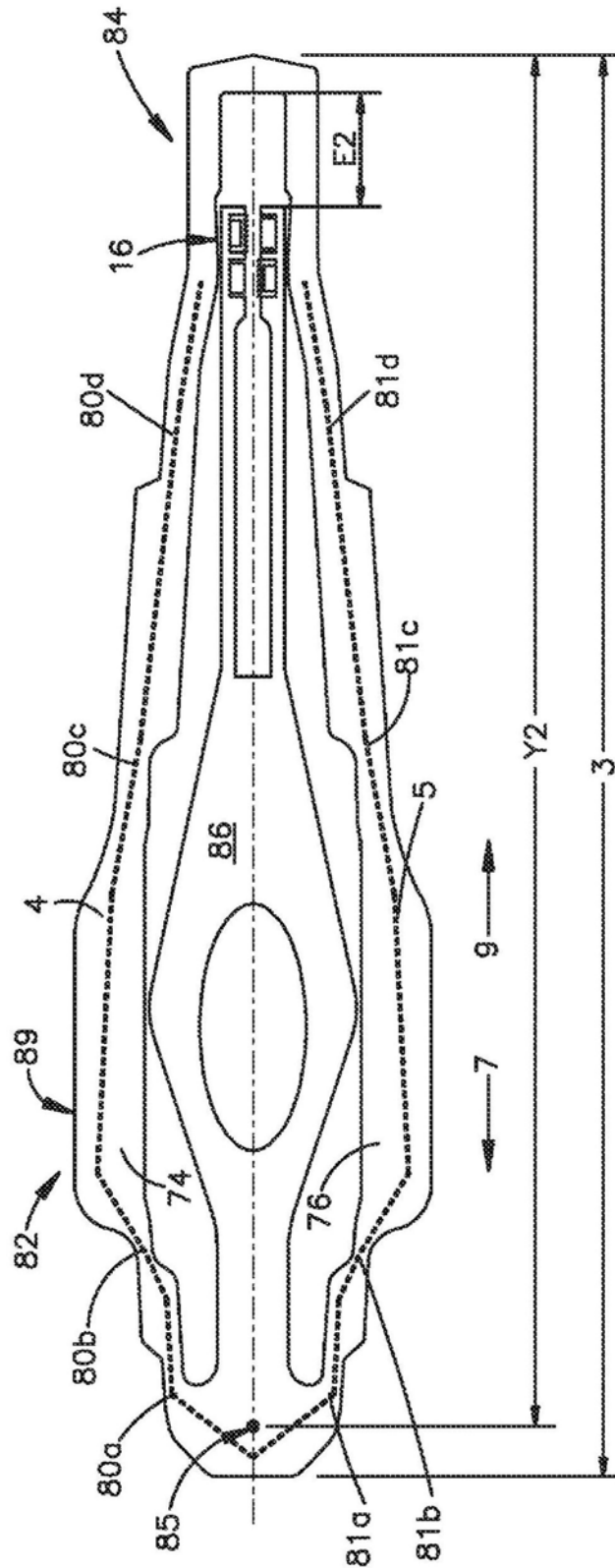


图4D

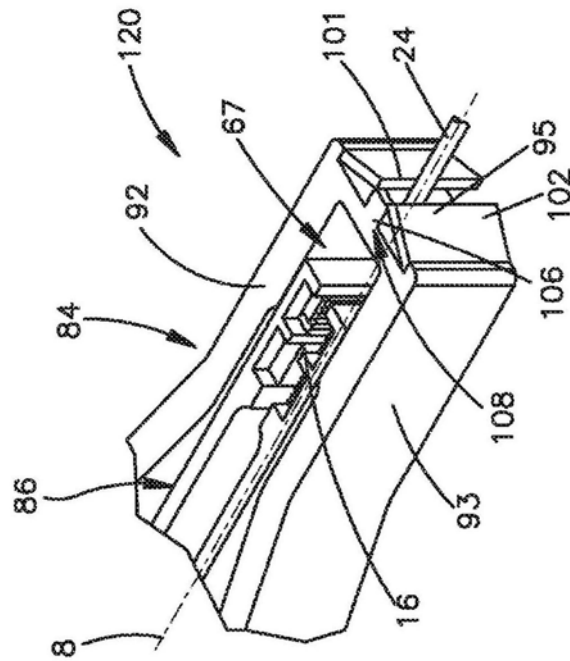


图5A

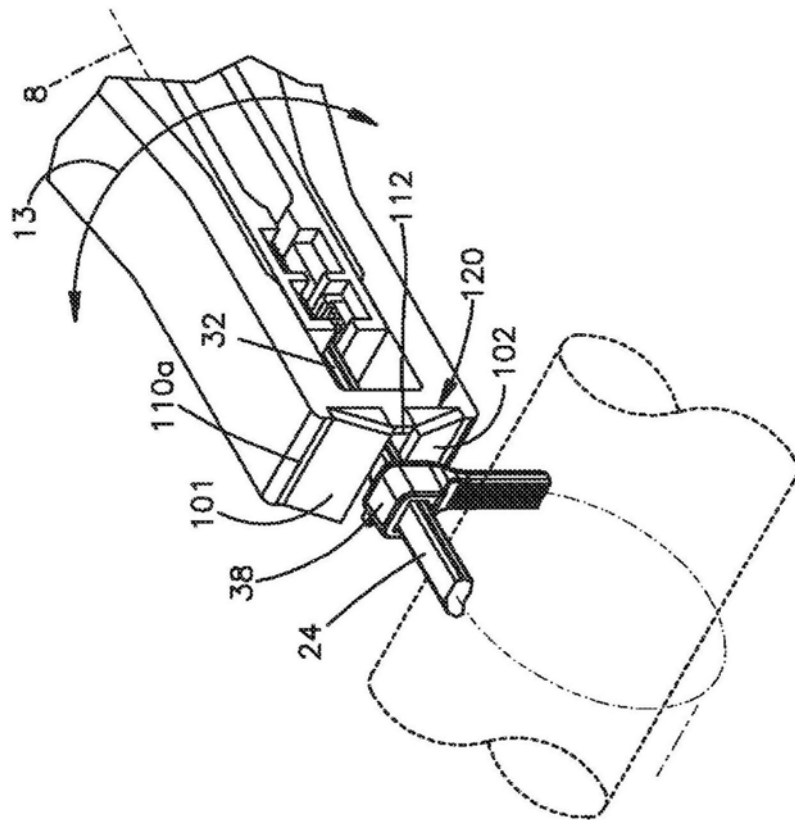


图5B

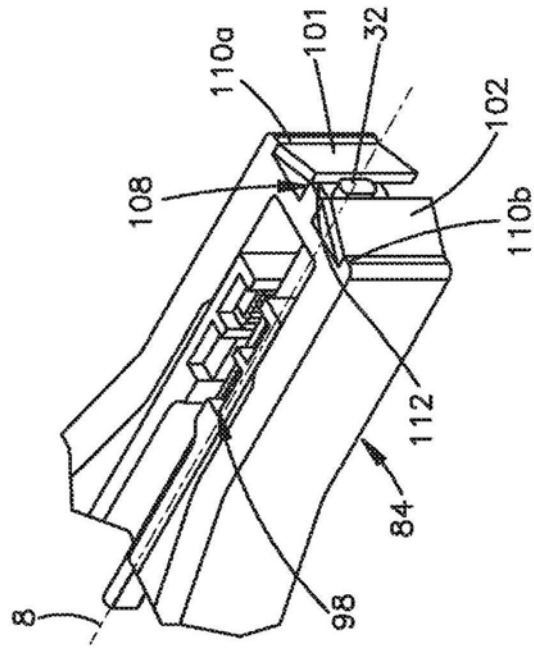


图5C

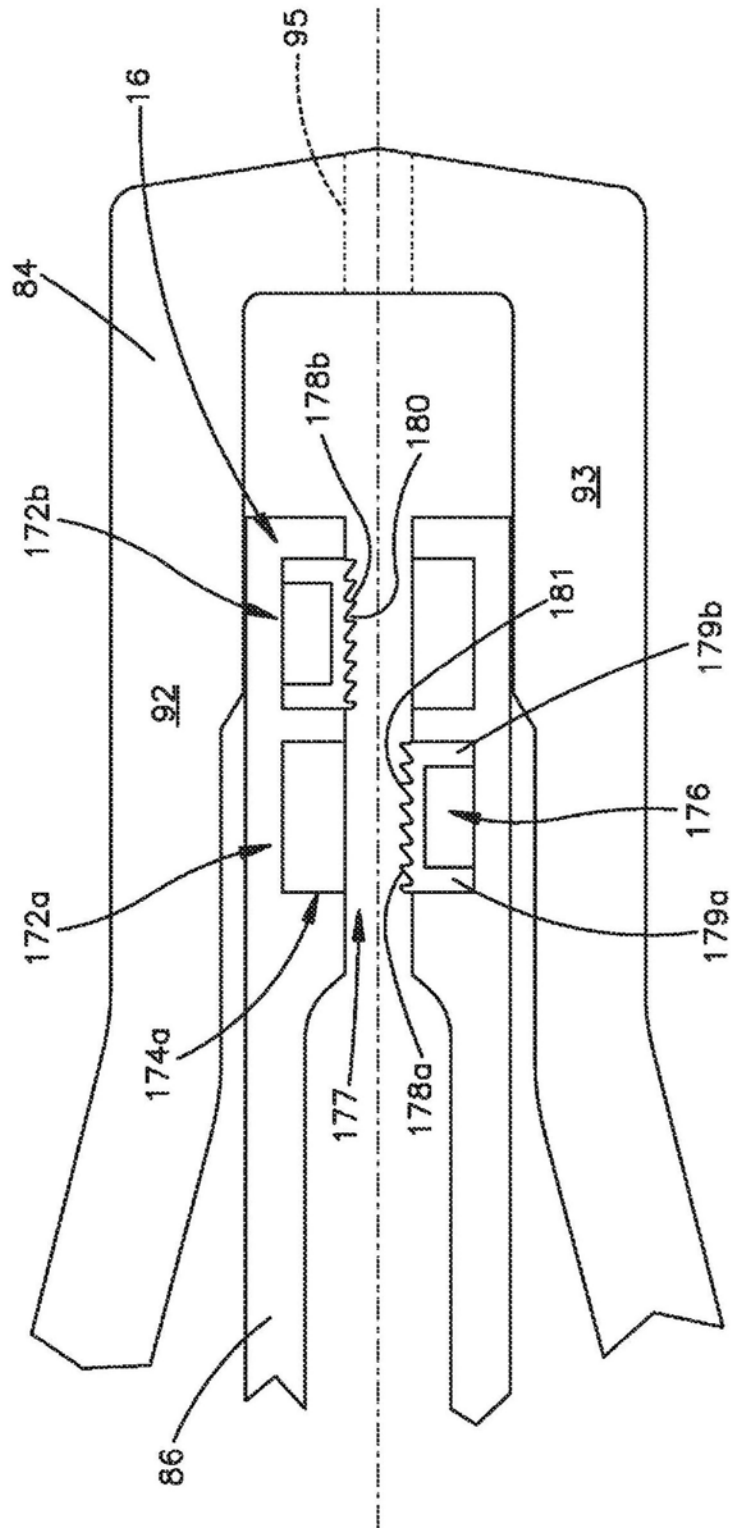


图6A

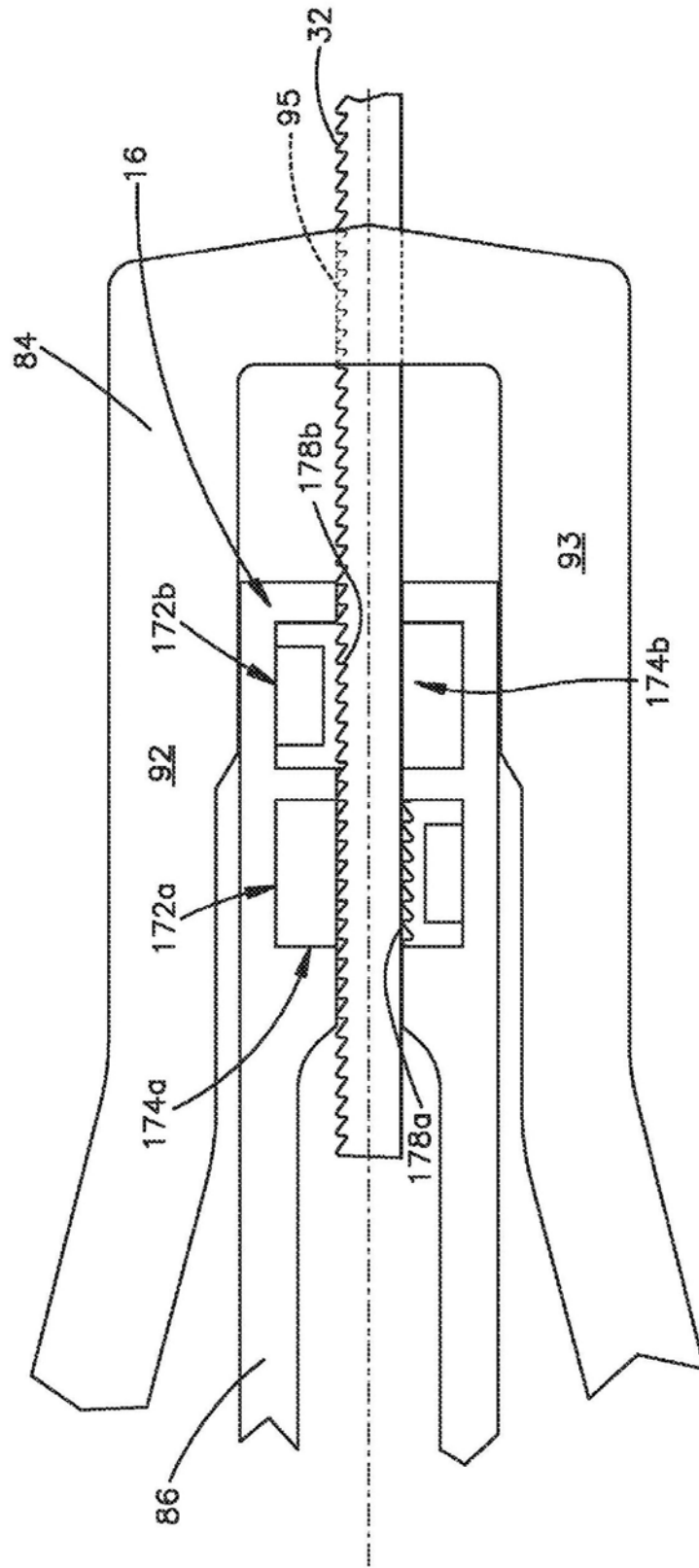


图6B

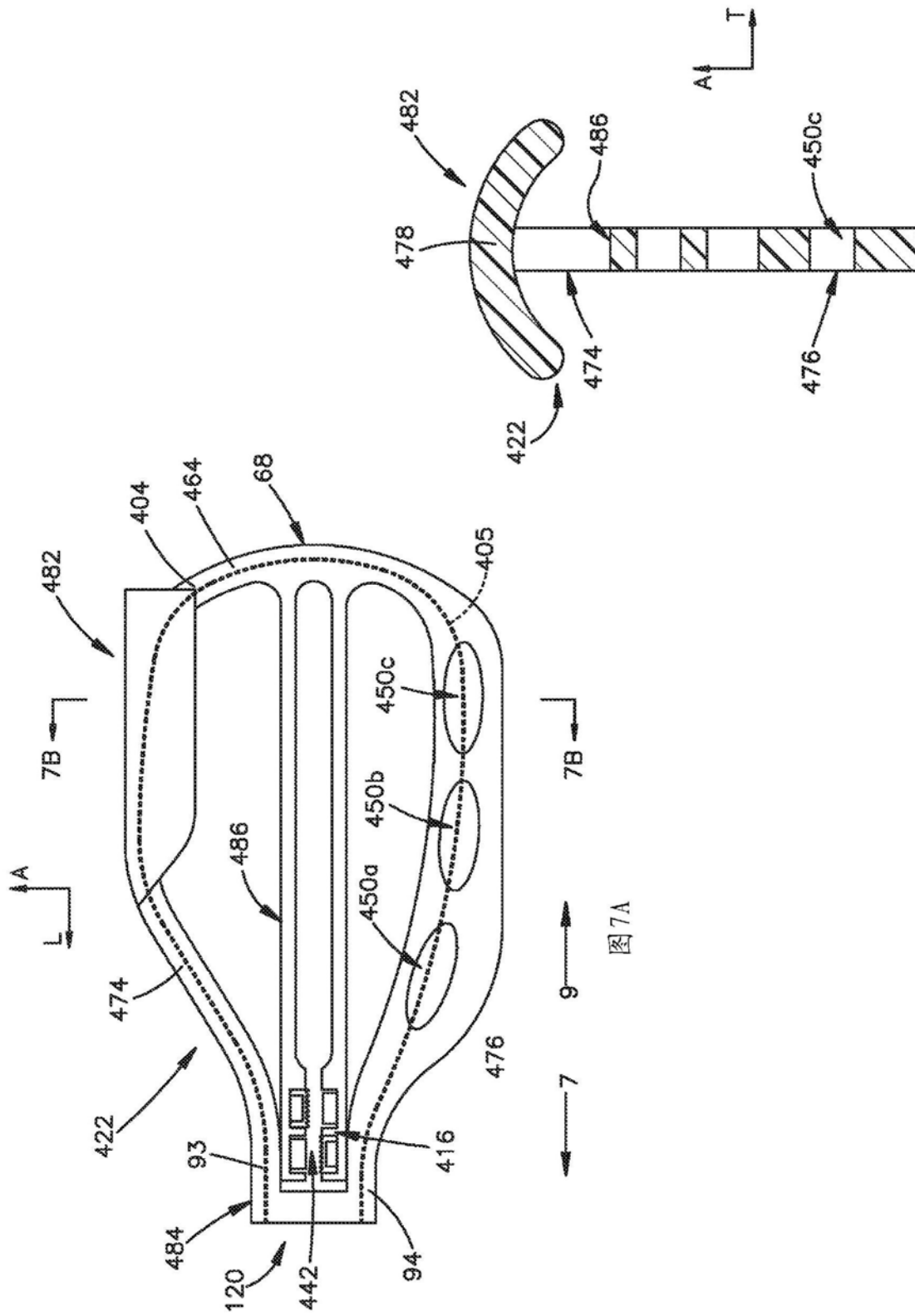


图 7B

图 7A

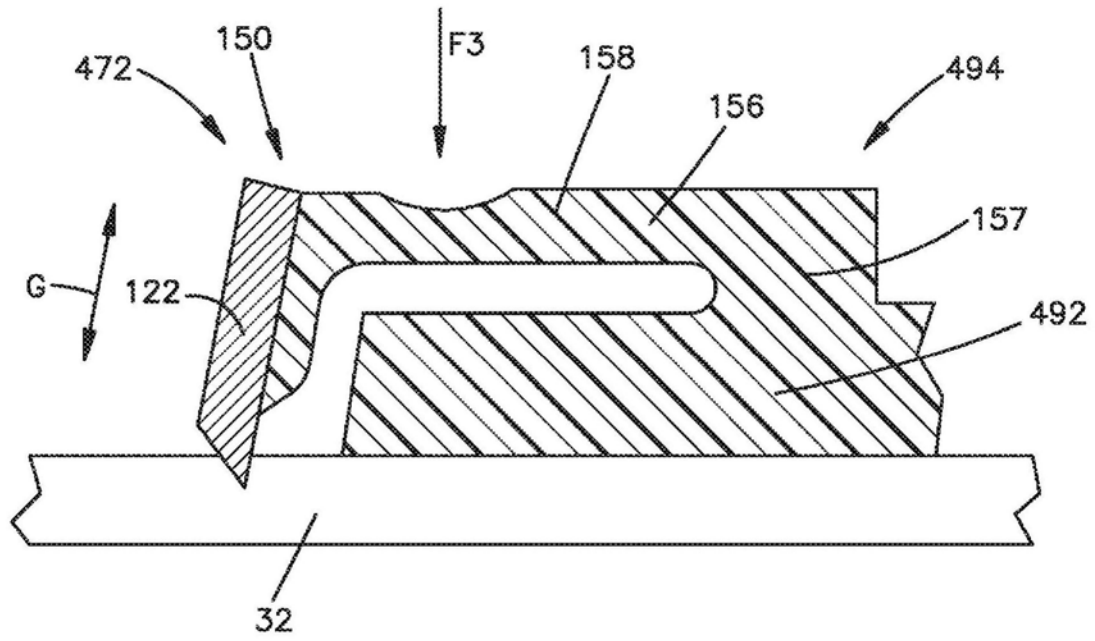


图8A

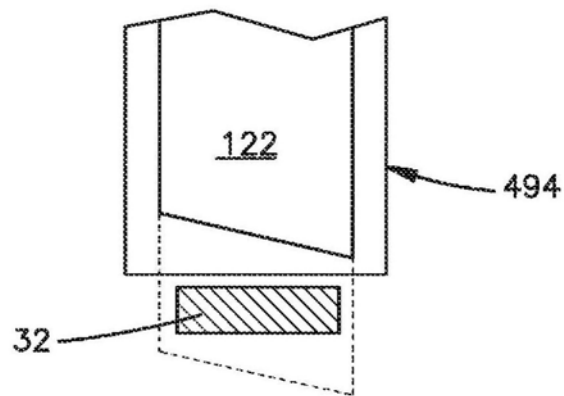


图8B

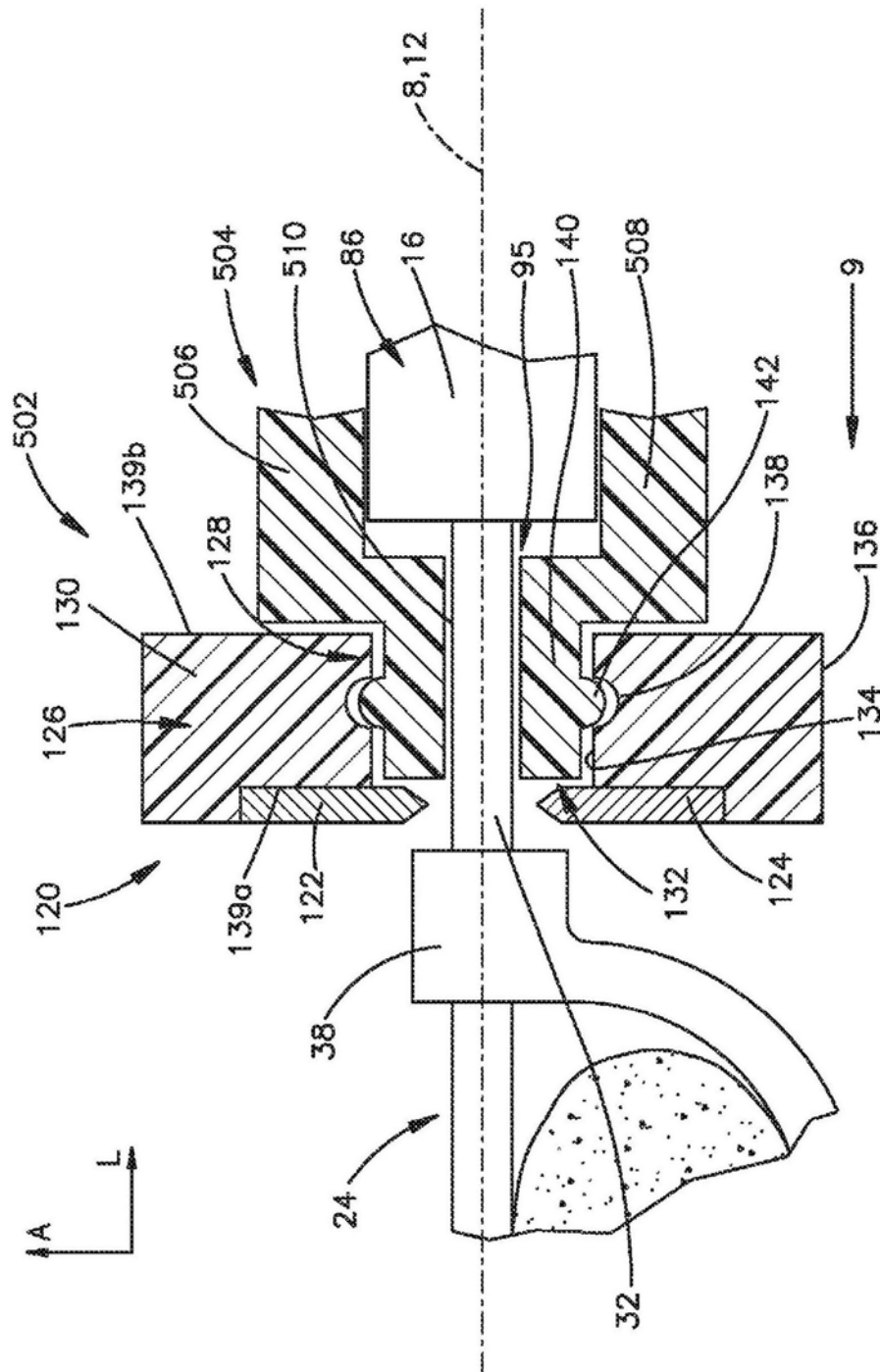


图9A

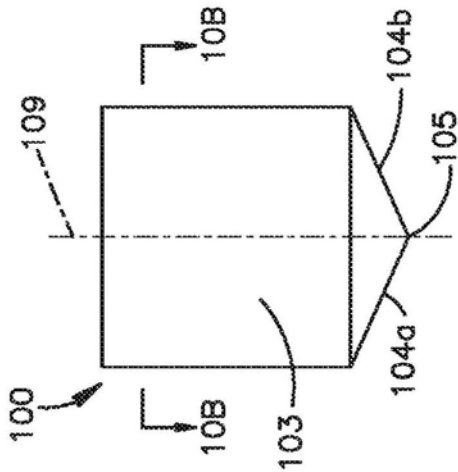


图10A

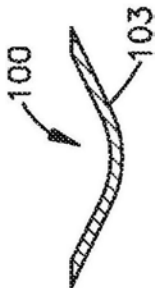


图10B

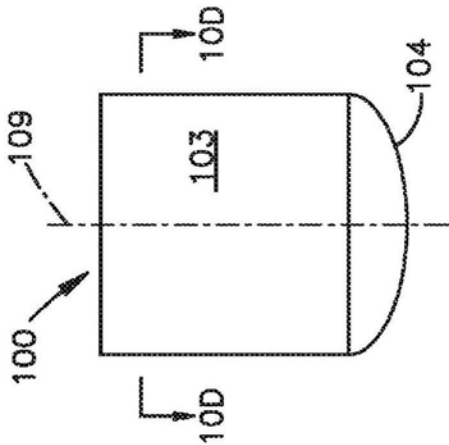


图10C

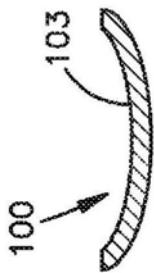


图10D

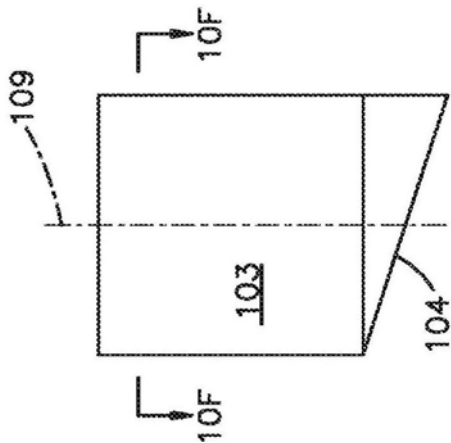


图10E

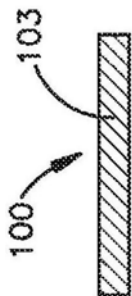


图10F

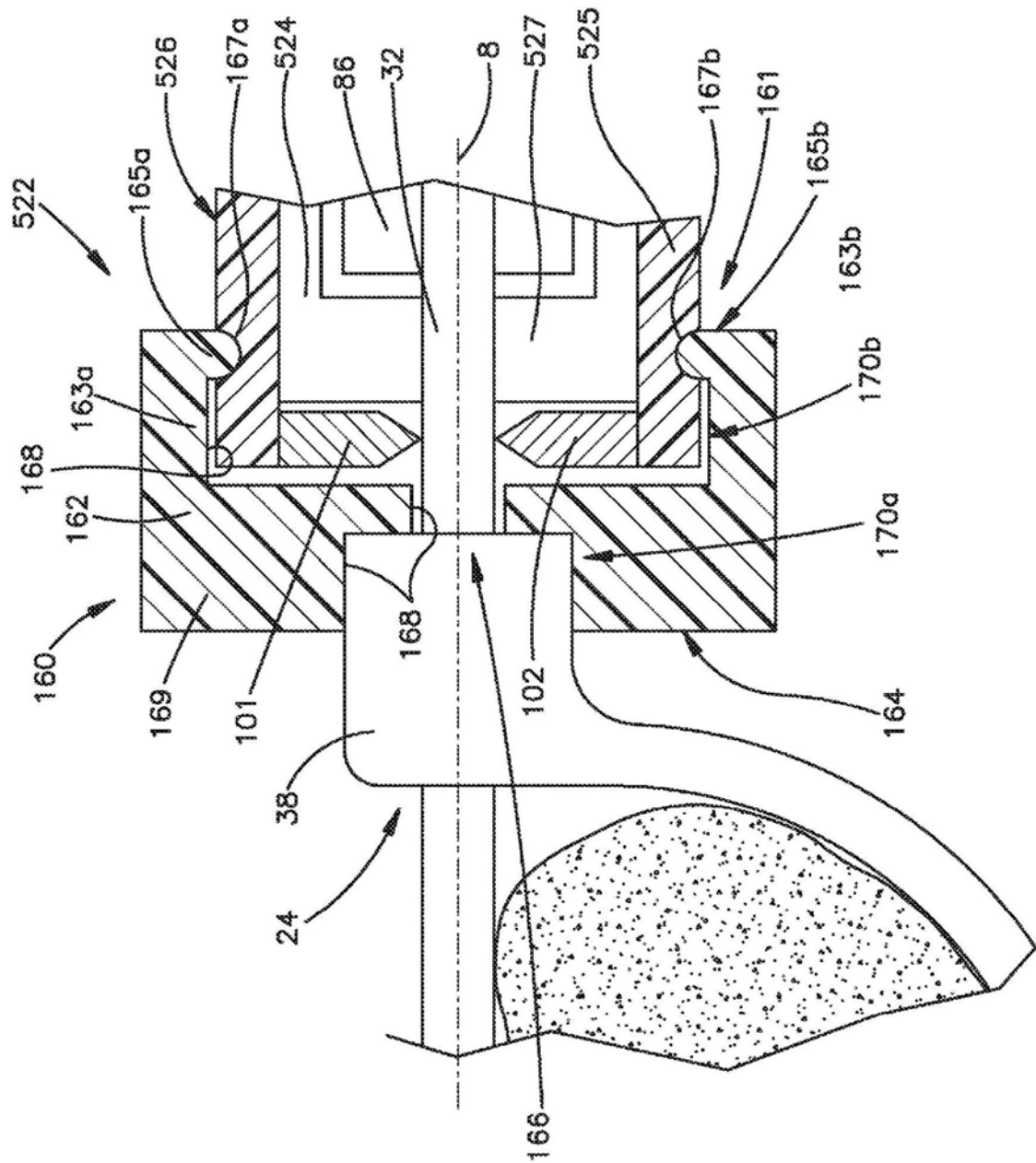


图11

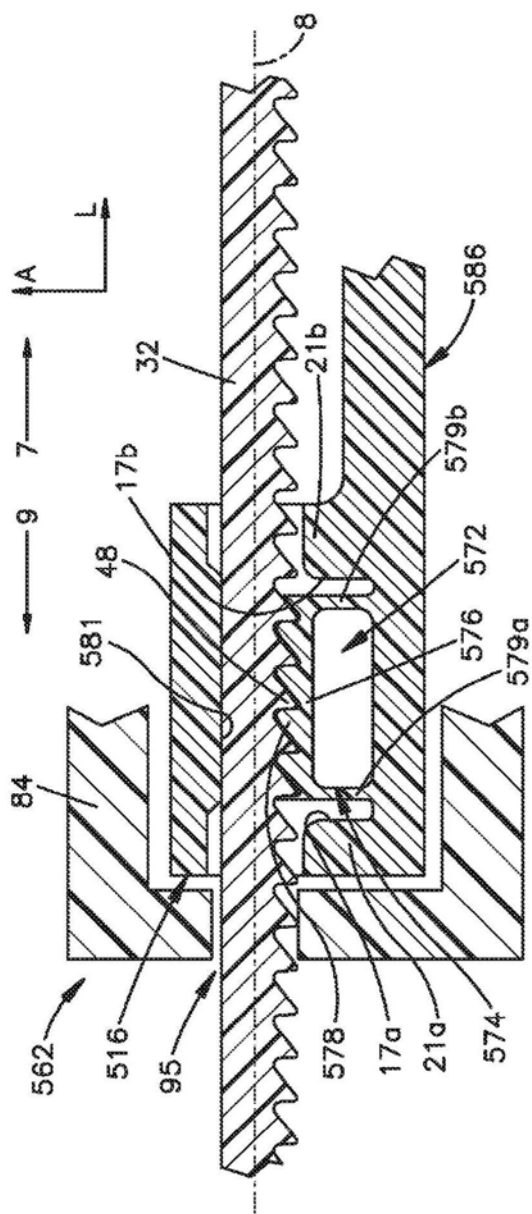


图12A

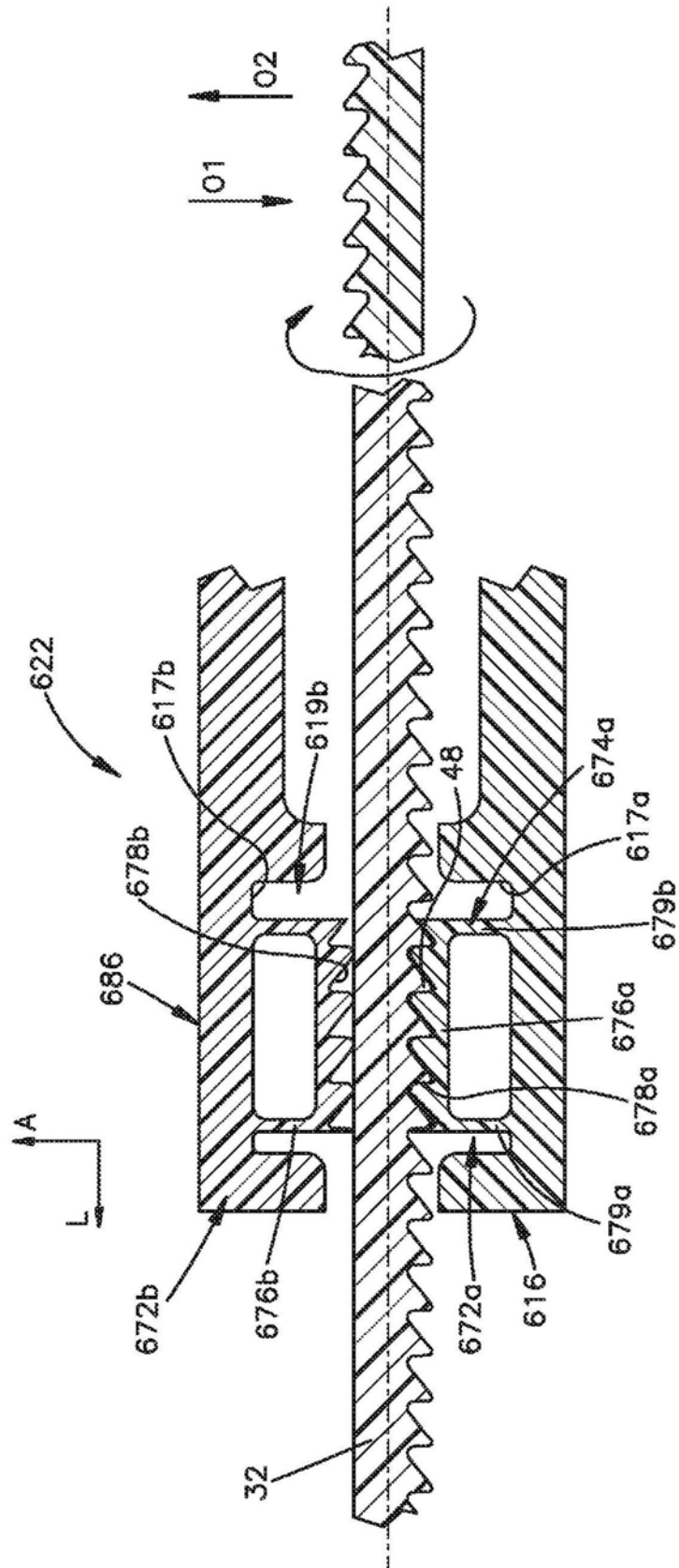


图13

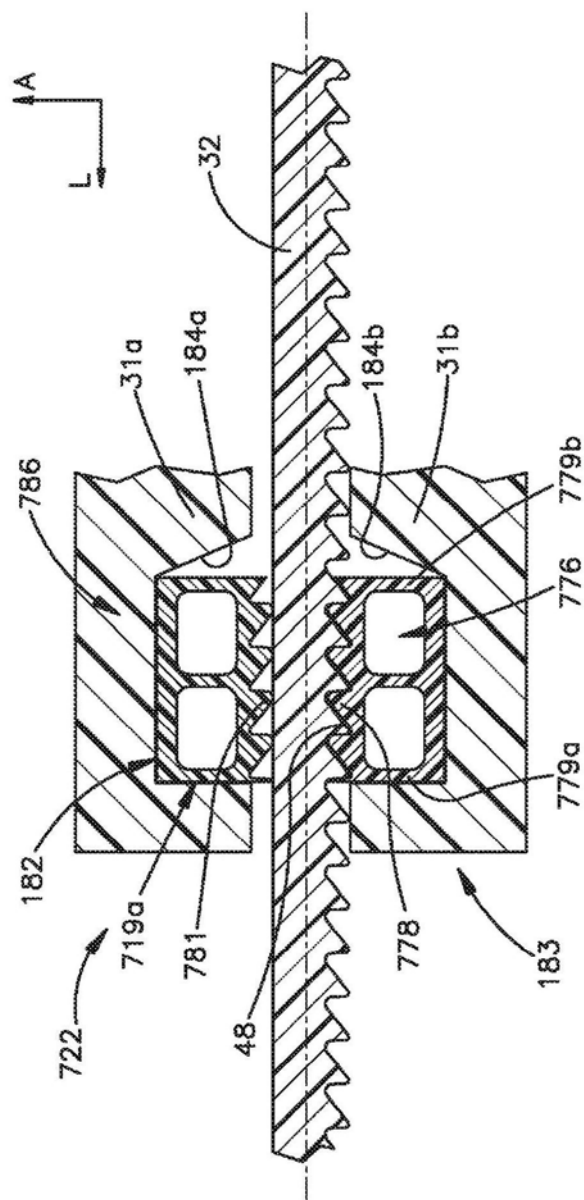


图14

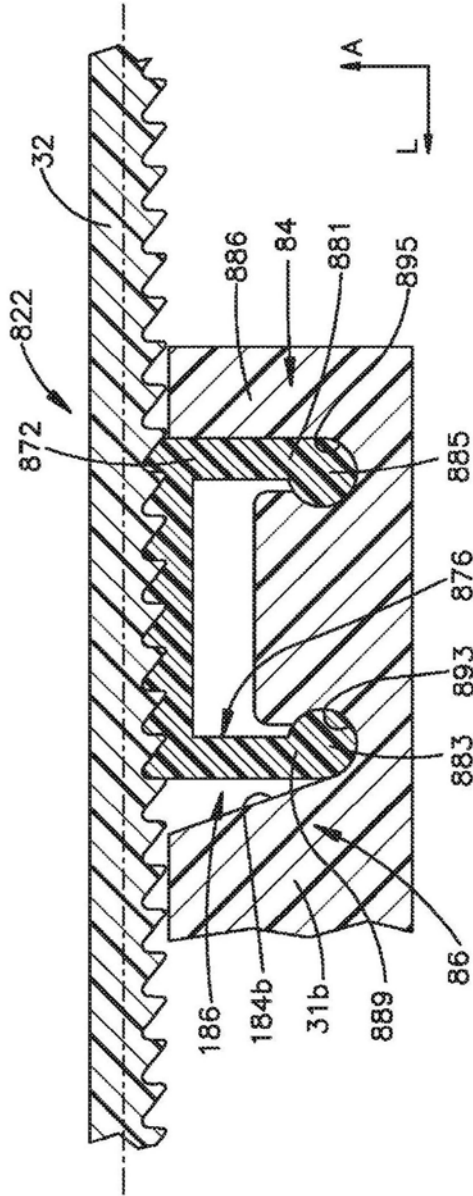


图15

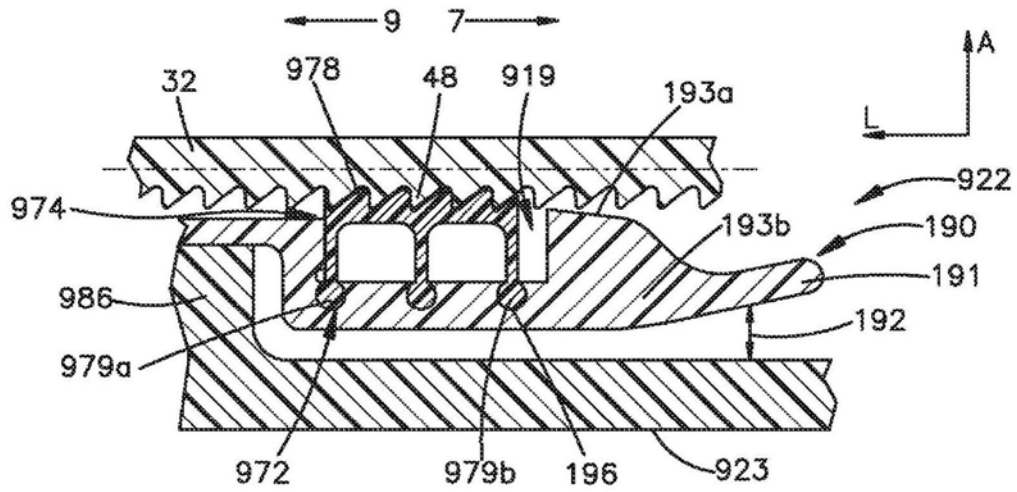


图16A

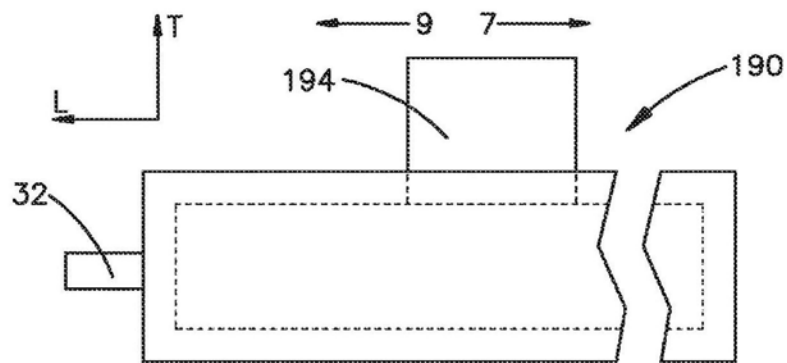


图16B

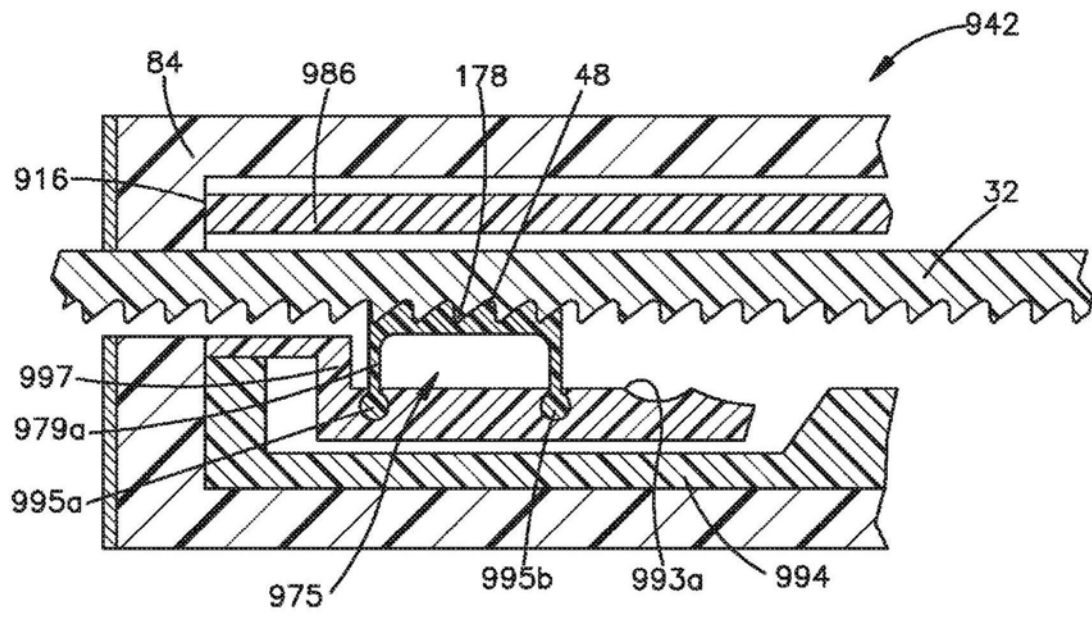


图17

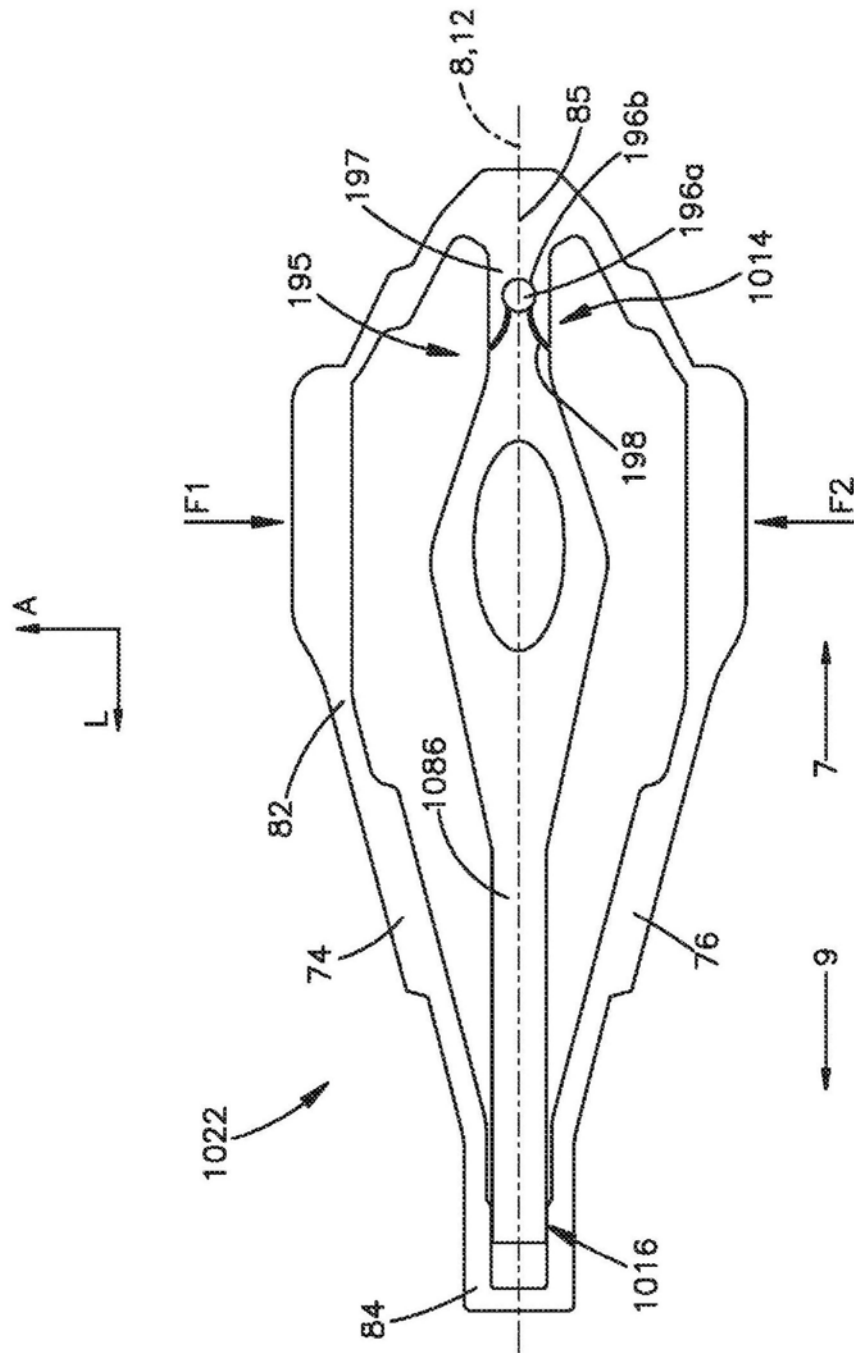


图18A

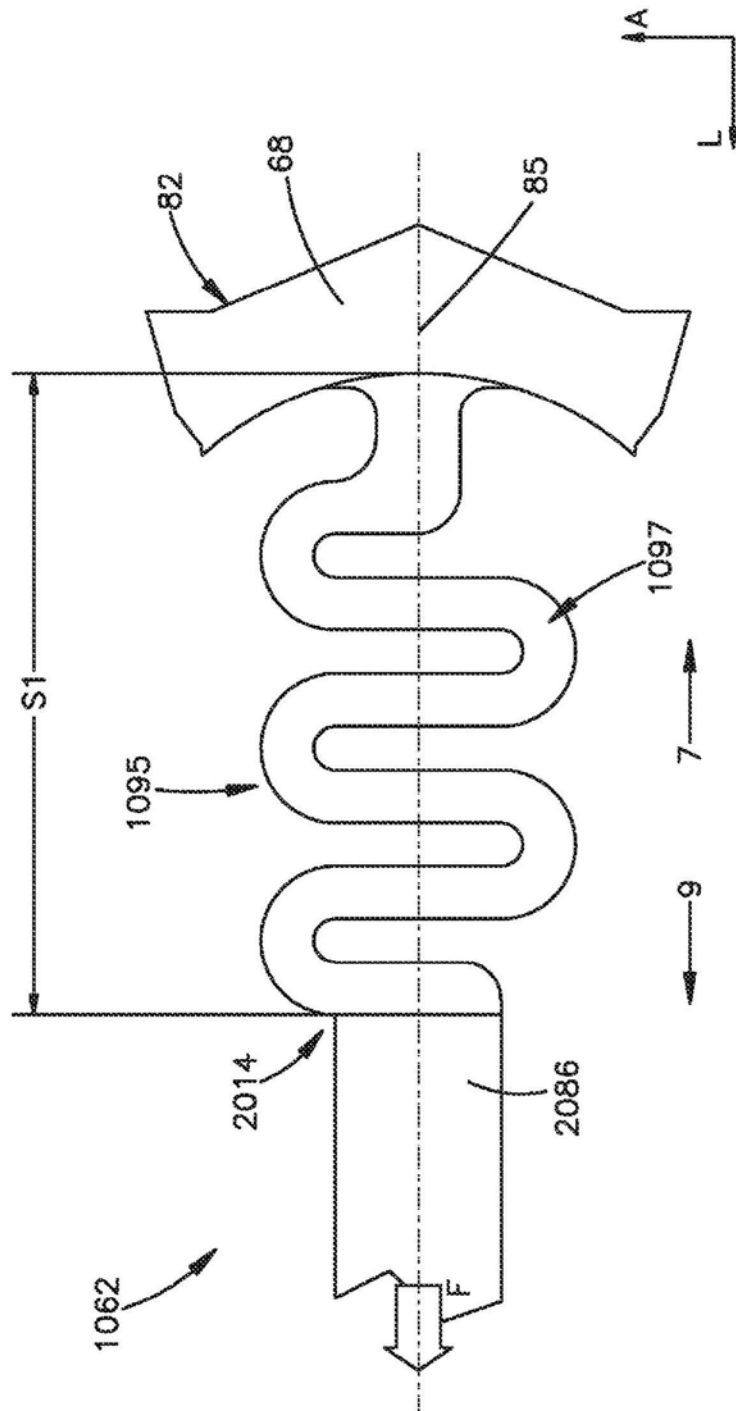


图18B

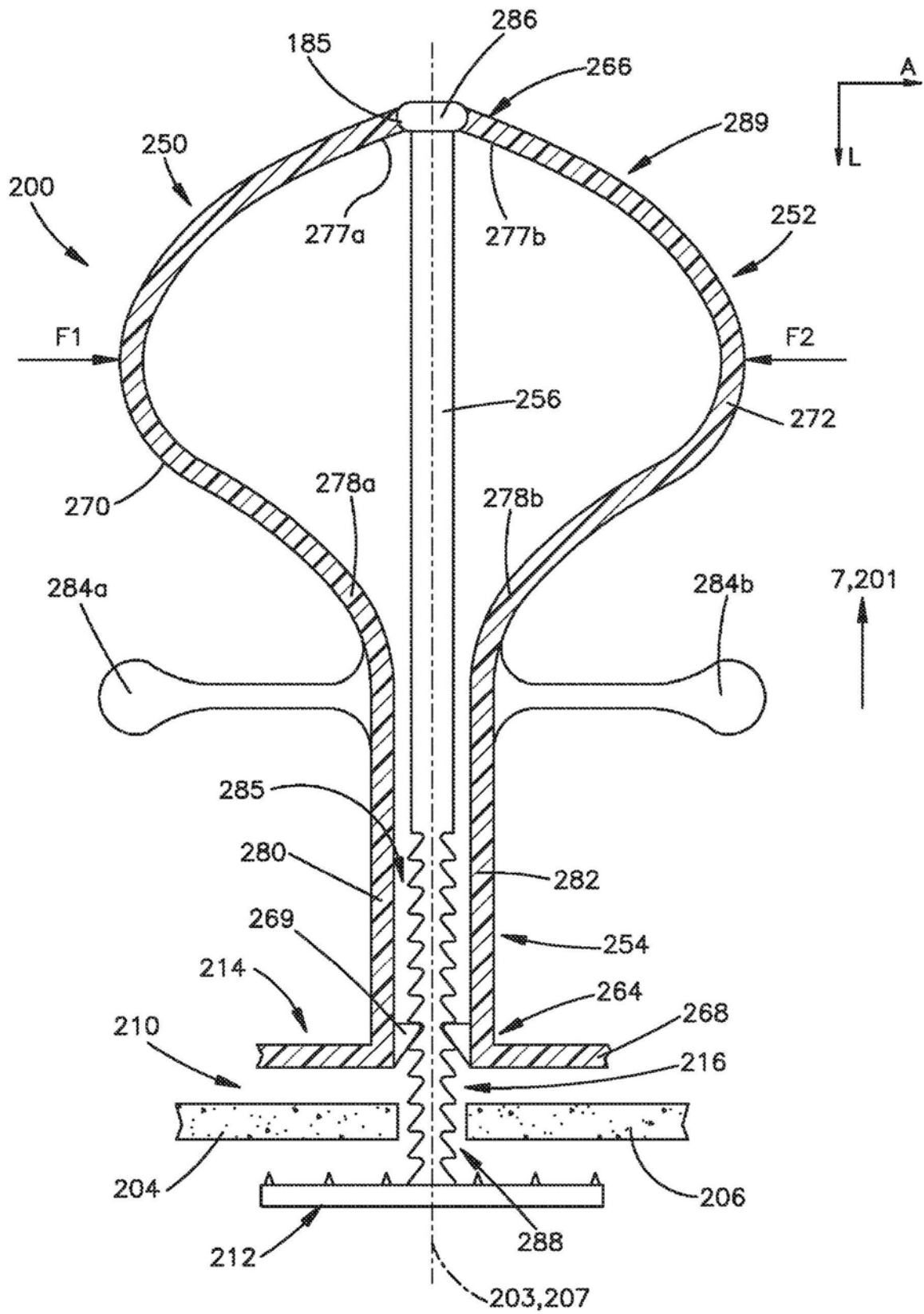


图19

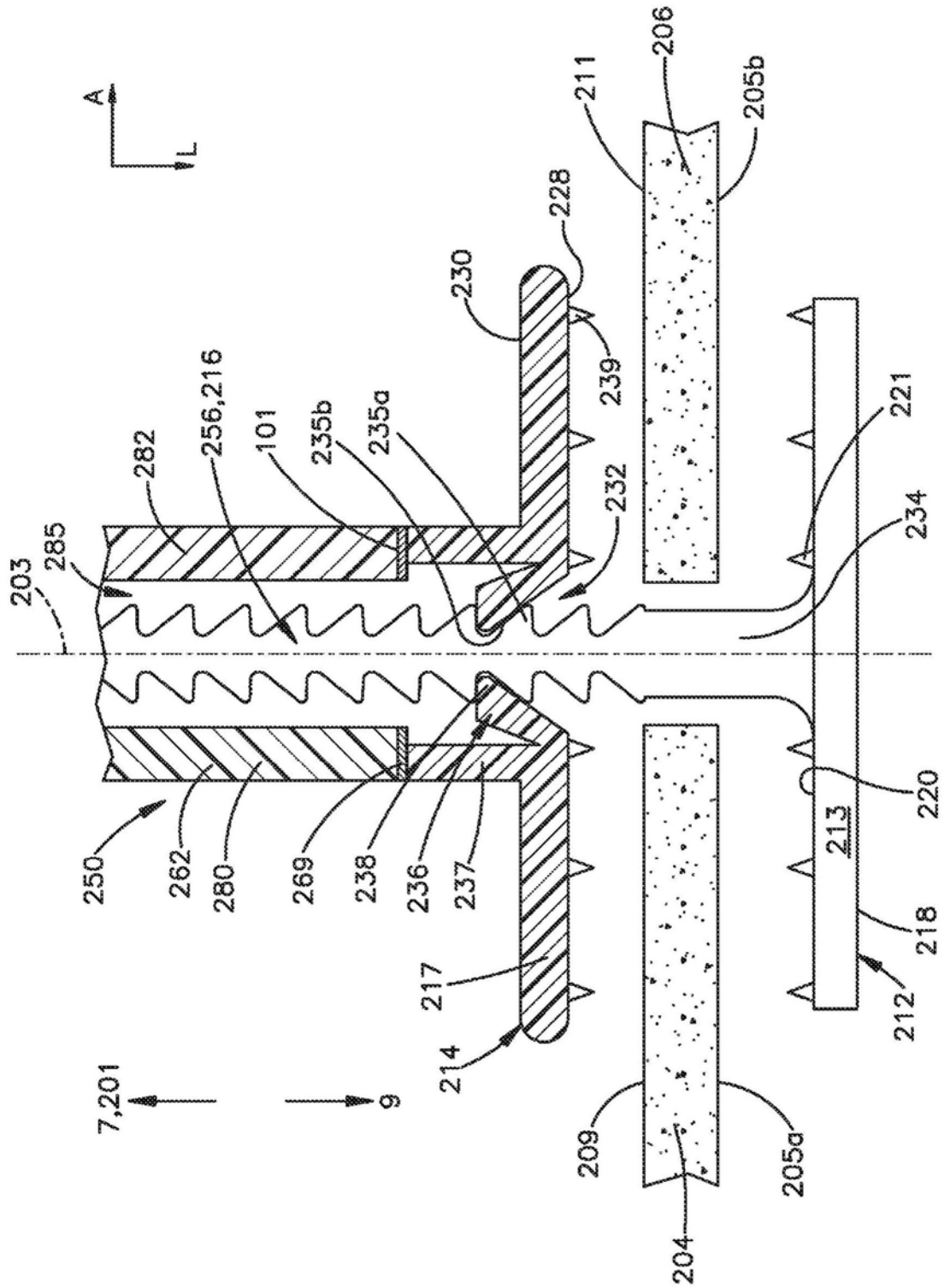


图20

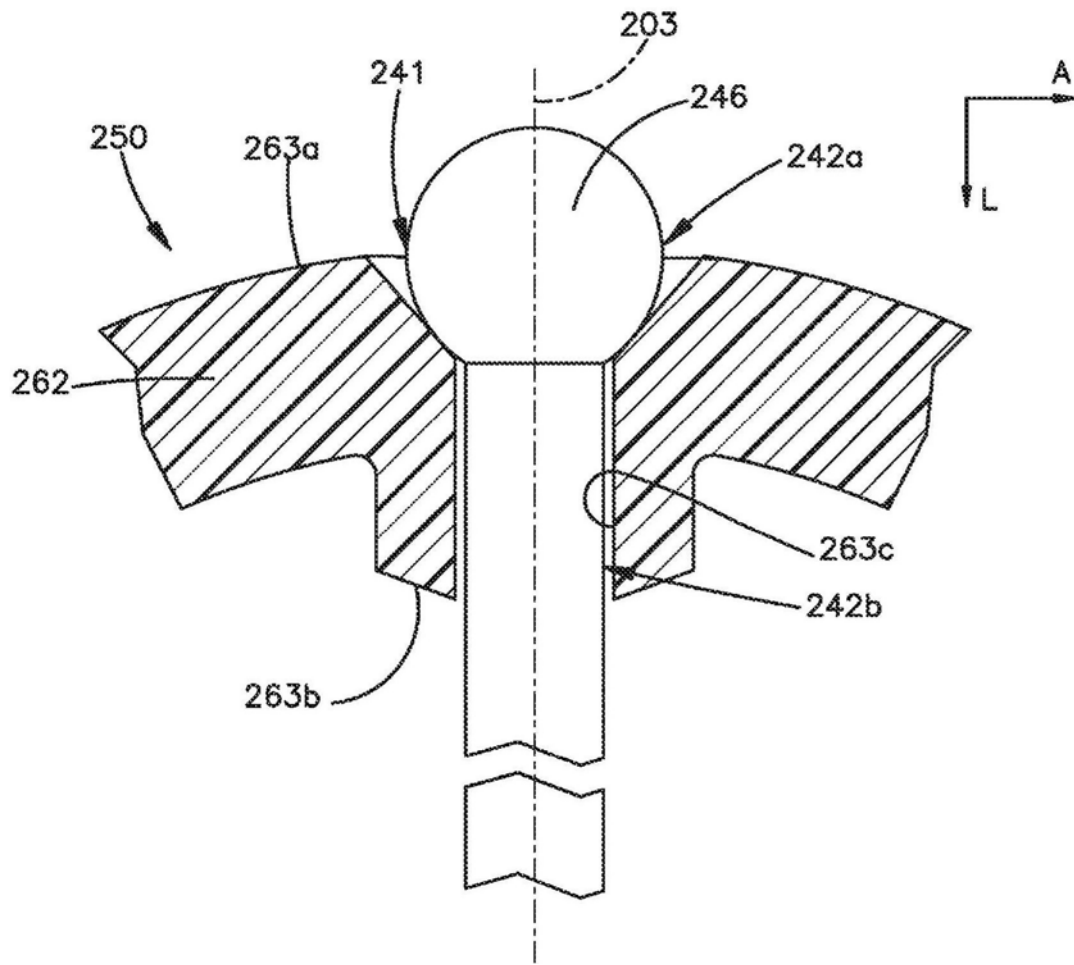


图21

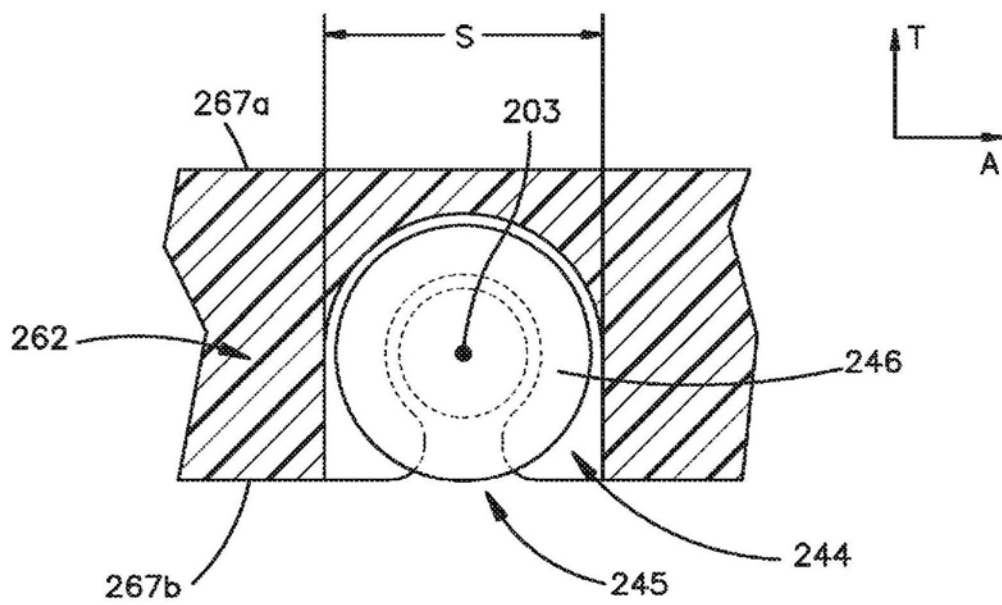


图22

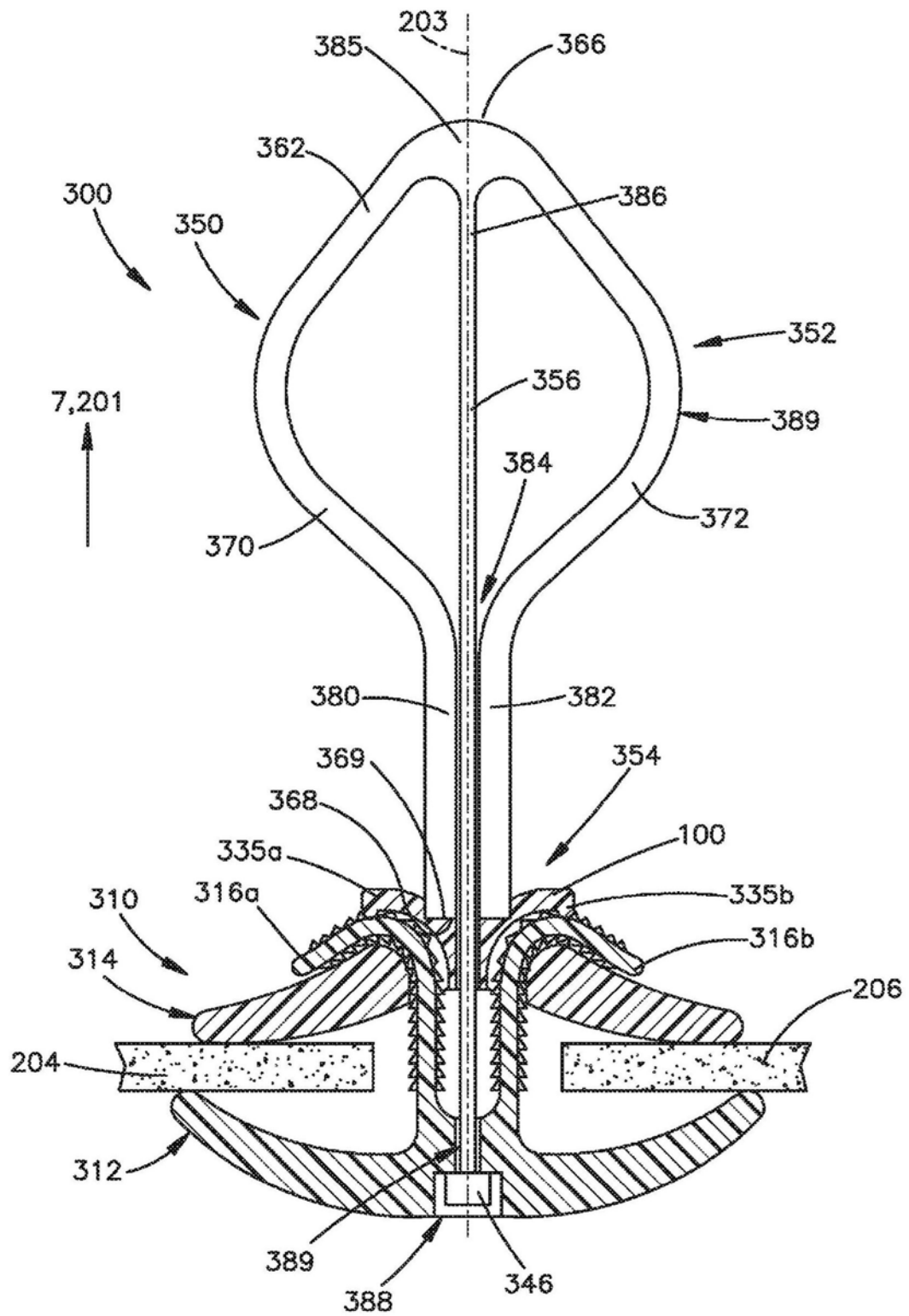


图23

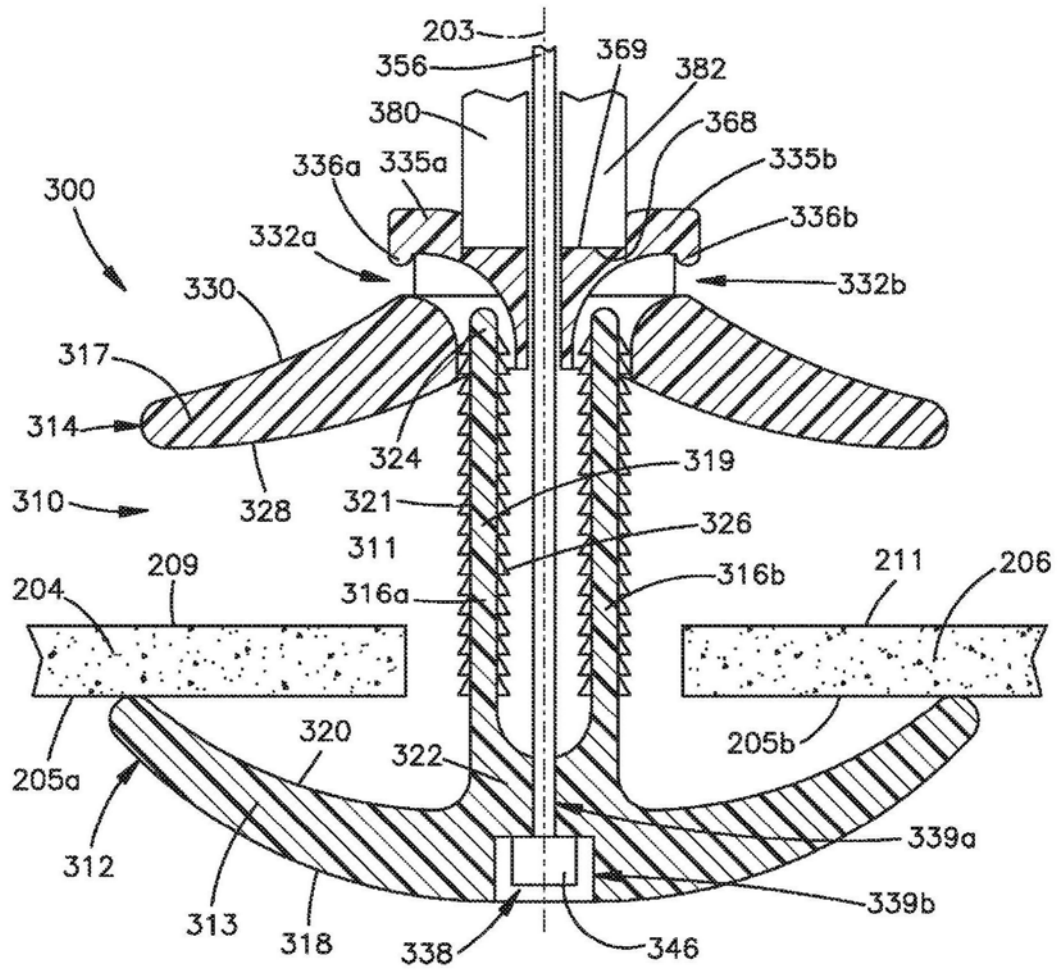


图24

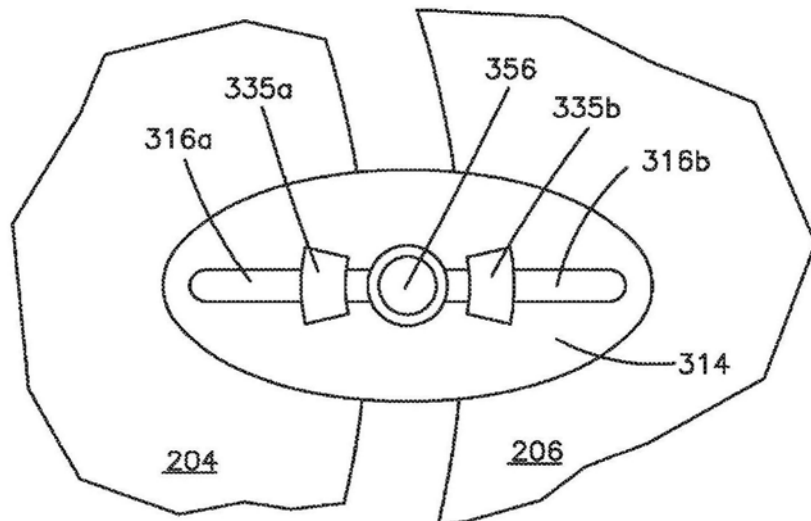


图25