



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103327918 B

(45)授权公告日 2016.12.14

(21)申请号 201280005887.2

(22)申请日 2012.01.18

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 103327918 A

(43)申请公布日 2013.09.25

(30)优先权数据

61/435036 2011.01.21 US

61/477857 2011.04.21 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2013.07.19

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2012/021695 2012.01.18

(87)PCT国际申请的公布数据

W02012/099944 EN 2012.07.26

(73)专利权人 新特斯有限责任公司

地址 瑞士奥伯多夫

(72)发明人 M.比特勒 S.斯塔基 S.沃尔夫

M.菲尔德 S.克米奇 K.亨宁

D.帕帕拉多 T.埃比

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
72001

代理人 傅永霄

(51)Int.Cl.

A61B 17/78(2006.01)

A61B 17/74(2006.01)

审查员 张双齐

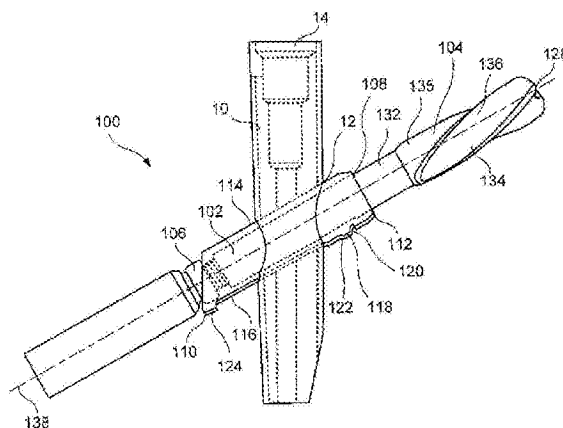
权利要求书2页 说明书12页 附图24页

(54)发明名称

可扩张的转子股骨钉

(57)摘要

本发明公开了一种用于骨固定的装置,所述装置包括从近端延伸至远端的骨固定钉,所述远端具有被配置成接合骨的螺旋结构,所述近端具有延伸进入其中的开口;以及被配置成用于插入所述骨固定钉的近侧部分之上并穿过髓内钉孔的第一套管,所述第一套管允许所述骨固定钉随锁紧螺钉在预定的运动范围内在所述第一套管中轴向地运动,所述锁紧螺钉被配置成限定所述骨固定钉相对于所述第一套管运动,并且所述锁紧螺钉被配置成锁定地接合所述骨固定钉中的所述开口,并且具有头部和从其向远侧延伸的螺纹轴。



1. 一种用于骨固定的装置,包括:

骨固定钉,所述骨固定钉从近端延伸至远端,所述远端具有被配置成与骨接合的螺旋结构,所述近端具有延伸进入其中的开口;

第一套管,所述第一套管被配置成插入所述骨固定钉的近侧部分之上并且穿过髓内钉孔,所述第一套管允许所述骨固定钉在预定的运动范围内在其内轴向地运动;和

锁紧螺钉,所述锁紧螺钉被配置成限制所述骨固定钉相对于所述第一套管运动,所述锁紧螺钉被配置成锁定地接合所述骨固定钉中的开口,并且具有头部和从其向远侧延伸的螺纹轴,

还包括设置在所述第一套管之上且相对其轴向地运动的第二套管,其中所述第一套管的形状为大致锥形,因此其远端具有大于其近端的直径。

2. 根据权利要求1所述的装置,还包括第一径向支座,所述第一径向支座邻近所述第一套管的远端且被配置成防止所述第一套管经过其朝近侧回缩出所述髓内钉孔。

3. 根据权利要求2所述的装置,其中在远侧推进穿过所述髓内钉孔期间,所述第一径向支座能够抵靠所述第一套管径向压缩。

4. 根据权利要求2所述的装置,还包括第二径向支座,所述第二径向支座邻近所述第一套管的近端且被配置成防止所述第一套管经过其朝远侧运动进入所述髓内钉孔。

5. 根据权利要求1所述的装置,其中所述第一套管的近端与所述第二套管的近端螺纹接合。

6. 根据权利要求1所述的装置,其中所述第一套管的近侧部分包括限定相应数量的径向偏转臂的多个纵向狭槽。

7. 根据权利要求1所述的装置,其中所述骨固定钉的近侧部分包括具有所述开口的第一螺纹连接器,所述第一螺纹连接器具有位于其远端上的唇缘以与设置在所述骨固定钉中的沟槽接合。

8. 根据权利要求7所述的装置,还包括第二螺纹连接器,所述第二螺纹连接器被配置成与所述第一螺纹连接器螺纹接合,并且具有与所述骨固定钉的所述近侧部分的外径基本上相等的外径。

9. 根据权利要求8所述的装置,其中所述第二螺纹连接器的远侧面包括处理的表面,所述处理的表面被配置成与在所述骨固定钉的所述近侧部分上的相应处理过的表面接合。

10. 根据权利要求9所述的装置,其中所述处理的表面为以下之一:齿状的和有凹口的。

11. 根据权利要求8所述的装置,其中所述第二螺纹连接器包括一对狭槽,所述一对狭槽限定从其延伸出的径向突起的插片以与插入器械接合。

12. 根据权利要求1所述的装置,其中所述锁紧螺钉的头部的直径大于或等于所述第一套管的内径。

13. 根据权利要求1所述的装置,其中所述骨固定钉包括中心纵向槽,所述中心纵向槽贯穿延伸并且在其近端和远端处是开放的以允许工具由此插入。

14. 根据权利要求13所述的装置,其中所述螺旋结构包括延伸进入其中并对所述中心纵向槽开放的第一开口以允许材料通过其进行注入或收回。

15. 根据权利要求1所述的装置,其中所述螺旋结构的近端包括增大的直径部分以防止所述骨固定钉向近侧经过其回缩到所述第一套管中。

16. 根据权利要求1所述的装置,其中所述螺旋结构为以下之一:螺旋刀和螺纹部分。

17. 根据权利要求1所述的装置,其中所述骨固定钉的近侧部分包括沿其第一纵向侧壁延伸的第一齿状部分。

18. 根据权利要求1所述的装置,还包括位于所述骨固定钉的近端上的凹口,所述凹口被配置成与所述第一套管的沟槽部分棘轮接合,以相对于所述第一套管锁定所述骨固定钉的位置。

19. 根据权利要求18所述的装置,还包括位于所述锁紧螺钉的所述远端上的第二凹口,所述第二凹口被配置成与所述第一套管的沟槽部分棘轮接合以相对于所述第一套管锁定所述锁紧螺钉的位置。

可扩张的转子股骨钉

[0001] 优先权声明

[0002] 本专利申请要求2011年1月21日提交的名称为“Trochanteric Femoral Nail Augmentable”的美国临时专利申请序列号61/435,036和2011年4月21日提交的名称为“Trochanteric Femoral Nail Augmentable”的美国临时专利申请序列号61/477,857的优先权,所述专利申请的全部公开内容以引用的方式并入本文。

技术领域

[0003] 本发明一般涉及用于固定和稳定股骨转子间骨折的装置和方法。具体地,本发明涉及一种可伸缩的多部件骨固定系统,该系统具有被配置成容纳穿过其中的骨固定钉的外部套管,该骨固定钉被配置成与所述骨锁定地接合。一旦已将钉子相对于该外部套管按所需设置,则提供一个或多个锁紧螺钉和/或端盖以锁定骨固定钉的位置。

背景技术

[0004] 一旦已对骨折部分进行矫正对齐,则通常通过插入或穿过骨以稳定骨折部分的螺钉或其他固定装置来处理骨折。转子骨固定处理包括将髓内钉插入到骨的髓腔内,然后以相对于髓内钉的角度(即,沿转子的轴线)将骨固定钉插入骨的髁部分中。一旦植入,常规的转子骨固定装置允许骨固定钉在骨的外周内,有时候在外周之外进行内侧和侧向迁移。此外,常规的骨固定装置包括多个元件,所述多个元件在增加骨固定手术的复杂度的同时将所述元件相对于彼此的可调节程度最小化。因此,这使得不用针对不同患者的个人需求而定制这些骨固定装置。因而此类系统减小了骨固定装置的锚固强度,增加了进一步骨折或其他并发症的可能性。

发明内容

[0005] 本发明涉及一种用于骨固定的装置,该装置包括从近端延伸至远端的骨固定钉,该远端具有被配置成接合骨的螺旋结构,该近端具有延伸到其中的开口和被配置成插入到骨固定钉的近侧部分之上并且穿过髓内钉孔的第一套管,该第一套管允许骨固定钉随锁紧螺钉在预定的运动范围内在第一套管中轴向地运动,该锁紧螺钉被配置成限定骨固定钉相对于该第一套管的运动,并且该锁紧螺钉被配置成锁定地接合骨固定钉中的开口,并且具有头部和从其向远侧延伸的螺纹轴。

附图说明

[0006] 图1示出了根据本发明的第一示例性实施例的骨固定系统的透视图;

[0007] 图2示出了图1的装置的第一局部剖面图;

[0008] 图3示出了图1的装置的第二局部剖面图;

[0009] 图4示出了图1的装置的缩放局部剖面图;

[0010] 图5示出了根据本发明的第二示例性实施例的骨固定系统的透视图;

- [0011] 图6示出了图5的系统的的第一透视图；
- [0012] 图7示出了图5的装置的第一局部剖面图；
- [0013] 图8示出了图5的装置的第二局部剖面图；
- [0014] 图9示出了根据本发明的第三示例性实施例的骨固定系统的透视图；
- [0015] 图10示出了图9的系统的的第一局部剖面图；
- [0016] 图11示出了图9的系统的第二局部剖面图；
- [0017] 图12示出了在第一插入构型下的图9的系统的透视图；
- [0018] 图13示出了在第二插入构型下的图9的系统的透视图；
- [0019] 图14示出了在第三插入构型下的图9的系统的透视图；
- [0020] 图15示出了在第四插入构型下的图9的系统的透视图；
- [0021] 图16示出了根据本发明的第四示例性实施例的骨固定系统的第一局部剖面图；
- [0022] 图17示出了图16的骨固定系统的第二局部剖面图；
- [0023] 图18示出了与图16的骨固定系统一起使用的阻挡装置的透视图；
- [0024] 图19示出了根据图16的骨固定系统的组装的内部和外部套管的透视图。
- [0025] 图20示出了根据本发明的第五示例性实施例的骨固定系统的透视图；
- [0026] 图21示出了图20的系统的的第一局部剖面图；
- [0027] 图22示出了图20的系统的第二局部剖面图；
- [0028] 图23示出了图20的系统的第三局部剖面图；
- [0029] 图24示出了图20的系统的第四局部剖面图；
- [0030] 图25示出了根据本发明的第六示例性实施例的插入工具的透视图，该插入工具可用于插入图20的骨固定系统；
- [0031] 图26示出了具有图19的系统的图25的工具的第一局部剖面图；
- [0032] 图27示出了具有图19的系统的图25的工具的第二局部剖面图；
- [0033] 图28示出了具有图19的系统的图25的工具的第三局部剖面图；
- [0034] 图29示出了根据本发明的第七示例性实施例的骨固定系统的透视图；
- [0035] 图30示出了图29的系统的的第一局部剖面图；
- [0036] 图31示出了图29的系统的第二局部剖面图；
- [0037] 图32示出了图29的系统的第三局部剖面图；
- [0038] 图33示出了根据本发明的第八示例性实施例的插入工具的透视图，该插入工具可用于插入图29的骨固定系统；
- [0039] 图34示出了具有图28的系统的图33的工具的第一局部剖面图；
- [0040] 图35示出了具有图28的系统的图33的工具的第二局部剖面图；
- [0041] 图36示出了具有图28的系统的图33的工具的第三局部剖面图；
- [0042] 图37示出了具有图28的系统的图33的工具的第四局部剖面图；
- [0043] 图38示出了根据本发明的第九示例性实施例的骨固定系统的透视图；
- [0044] 图39示出了图38的系统的的第一局部剖面图；
- [0045] 图40示出了图38的系统的第二局部剖面图；
- [0046] 图41示出了图38的系统的第三局部剖面图；
- [0047] 图42示出了根据本发明的第十示例性实施例的骨固定装置的第一透视图；

- [0048] 图43示出了图42的元件的第二透视图；
- [0049] 图44示出了图42的元件的第三透视图；
- [0050] 图45示出了随图42的骨固定元件一起使用的髓内钉的纵向剖面图；
- [0051] 图46示出了根据本发明的第十一示例性实施例的骨固定装置的第一透视图；
- [0052] 图47示出了图46的元件的局部剖面图；
- [0053] 图48示出了图46的元件的第三透视图；和
- [0054] 图49示出了图46的元件的第四透视图。

具体实施方式

[0055] 可结合以下说明和附图进一步理解本发明。本发明一般涉及用于固定和稳定股骨转子间骨折的装置和方法。需要指出的是虽然已针对具体骨描述了本发明的实施例，但是本发明也可用在任何其他骨固定手术中，包括但不限于股骨骨折和其他长骨骨折的固定。本发明涉及一种可伸缩的多部件骨固定系统，该系统具有被配置成容纳穿过其中的骨固定钉的外部套管，该骨固定钉被配置成与骨锁定地接合。一旦已将钉子相对于该外部套管按所需设置，则提供一个或多个锁紧螺钉和/或端盖以锁定骨固定钉的位置。具体地，本发明的示例性外部套管包括被配置成锁定地接合髓内钉的锁紧元件，当植入在骨中时，该外部套管穿过该髓内钉插入以限制其在期望范围内的侧向迁移。本发明的示例性骨固定钉被配置成可穿过外部套管旋转插入骨中。本发明的骨固定钉和外部套管被配置成使得其侧向和内侧运动在植入后保持在预定的期望范围内。如本文所用，术语“近侧”是指接近内科医生或其他使用者的方向，而术语“远侧”是指接近骨折的或损坏的骨的目标部分的方向。

[0056] 如图1-4所示，根据本发明的骨固定系统100包括外部套管102、被配置成穿过外部套管102而插入的骨固定元件104，以及被配置成插入骨固定元件104的锁紧螺钉106。外部套管102包括沿纵向轴线138从近端110贯穿延伸至远端112的纵向槽108，并且可被成型为例如椭圆形（例如，长椭圆形）的圆柱体，以防止外部套管102相对于髓内钉10旋转，外部套管102可穿过该髓内钉被插入。然而，本领域的技术人员将会理解，外部套管102可为多种形状中的任一种，只要能防止外部套管102相对于髓内钉10旋转。外部套管102可被配置成使得第一纵向侧壁114具有第一长度且第二纵向侧壁116具有大于第一长度的第二长度，以使得近端110为基本上倾斜的。这减小了对患者软组织可能的伤害，并且防止外部套管102的近端110从其插入穿过的骨的侧向皮质延伸太远。在示例性实施例中，在相对的第一侧壁114和第二侧壁116之间的长度的差值可大约等于锁紧螺钉106的头部107的长度，使得锁紧螺钉106以可操作的构型至少部分地位于外部套管102内，以在一定程度上减少在植入后对其施加的外部应力。第二侧壁116还包括邻近外部套管102的远端112的第一倒钩118。第一倒钩118从外部套管102突起足够的长度以允许与髓内钉孔12的周壁接合，如将在下文中更详细地描述。第一倒钩118的远侧面具有朝远侧方向渐缩的成角度的壁120，使得施加到成角度的壁120上的径向压缩力（例如，在向远侧推进进入髓内钉10期间）向内径向地压缩第一倒钩118，直到其与外部套管102的外壁基本上齐平。第一倒钩118的近侧面包括从外部套管102基本上垂直地延伸的近侧壁122。因此，一旦第一倒钩118已穿过髓内钉10被推进，则倒钩118在其自然偏压下径向地外弹，以使近侧壁122与髓内钉孔12的周壁接合，从而防止外部套管102从髓内钉10的近侧回缩。因此，骨固定元件104一旦穿过套管102被插入，也就

被防止朝近侧迁移,从而防止固定失效。外部套管102还包括邻近外部套管102的近端110,并且与第二侧壁116对齐的第二倒钩124。第二倒钩124从基本上与其垂直的外部套管102延伸,并且被配置成限定外部套管102插入髓内钉孔12的深度。

[0057] 骨固定系统100还包括骨固定元件104,其被配置成且尺寸被设定成穿过外部套管102的槽108被插入。骨固定元件104从近端126延伸至远端128,并且包括近侧螺纹部分130、中间大致呈圆柱形部分132以及远侧刀134(在该示例性实施例中,刀134为螺旋形的)。刀134的近侧部分具有大于外部套管102的内径的增大的外径135,以防止在外部套管102中的刀134向近侧回缩超过由刀134的近端和外部套管102之间的接触所限定的程度。还需要注意的是,虽然图1-3示出的刀134的凹口136沿骨固定元件104螺旋地延伸,但是在不脱离本发明范围的情况下,可使用任何其他类型的刀和/或螺纹。例如,刀134可包括相对于纵向轴线138以任意角度在元件104的远侧部分上基本上螺旋地延伸的螺纹或凹口,例如图9-15中所示。

[0058] 近侧螺纹部分130具有小于圆柱形部分132的第二直径的第一直径,并且被配置成至少部分地插入延伸到圆柱形部分132的开口140中。具体地,螺纹部分130的远端包括唇缘142,其被配置成且尺寸被设定成与圆柱形部分132的开口140中的沟槽141锁定地接合。螺纹部分130可相对于圆柱形部分132旋转。在示例性实施例中,近侧螺纹部分130可在制造期间安装在开口140中,使得延伸穿过近侧螺纹部分130的中心纵向槽144对延伸穿过圆柱形部分132和刀134的中心纵向槽146开放,并与中心纵向槽146对齐。在示例性实施例中,槽144、146在近端126和远端128处是开放的,以允许医疗工具或可注射材料(例如,骨增强材料)插入其中。作为另一种选择,槽144、146可容纳穿过其中的导线,使得骨固定元件104可在导线之上滑动并且进入骨中。槽144的一段预定长度的近侧部分上可设有被配置成允许与锁紧螺钉106螺纹接合的螺纹148,如将在下文中更详细地描述。螺纹148还可允许压缩骨折部分和/或移除骨固定元件104。

[0059] 近侧螺纹部分130被配置成用于以螺纹方式容纳其上的连接器150。连接器150具有基本上等于圆柱形部分132的外径以及基本上等于外部套管102的内径的外径。在示例性实施例中,在穿过外部套管102被插入之前,连接器150螺纹附接至骨固定元件104。连接器150基本上呈圆柱形并且从近端152延伸至远端154。例如,连接器150可包括沿其长度延伸并且与槽108的平坦表面对应的平坦表面。如图4所示,连接器150的远侧部分包括至少一个插片156,所述至少一个插片由从远端154向近侧延伸的第一狭槽和第二狭槽158限定。插片156的远端包括从连接器150向外径向延伸预定距离的凹口160。凹口160可接合一部分插入工具以防止系统100从其解体。需要注意的是,虽然已用一个插片156描述了本实施例,但是在不脱离本发明的范围的情况下任意数量的插片156可以任意排列设置在连接器150上。连接器150的远端154还可设有齿状的、有凹口的或处理过的表面162,其被配置成且尺寸被设定成与圆柱形部分132的近端上的相应成型的表面164结合。如本领域的技术人员将会理解,处理过的表面162、164的接合防止连接器150相对于圆柱形部分132旋转,继而防止近侧螺纹部分130相对于圆柱形部分132旋转。连接器150还可锁定到外部套管102的槽108的内表面,使得当与处理过的表面162、164的接合相结合时,骨固定元件104被防止相对于髓内钉10的开口12旋转。

[0060] 本发明的示例性锁紧螺钉106具有外径大于外部套管102的内径的头部107和从其

向远侧延伸的螺纹轴部分109,其中轴109的预定部分和整个长度之一是螺纹的。锁紧螺钉106被配置成控制骨固定元件104在植入后在骨中的侧向运动的深度。具体地,连同骨固定螺钉106在外部套管102中的轴向地运动一起,锁紧螺钉106在近侧螺纹部分130中的插入深度允许内科医生或其他使用者控制骨固定元件104在骨中的运动范围。在图2和3中描述了一个此类实施例,其中锁紧螺钉106插入到第一目标深度以允许骨固定元件104在外部套管102内侧向运动 $\pm 10\text{mm}$ 。具体地,在图2中,轴109以选定的第一深度螺纹进入到近侧螺纹部分130中,使得当头部107接触外部套管102的近端110时,增大的直径部分135与外部套管102的远端112分离约10mm。然而需要指出的是,该范围可由外科医生通过改变轴109在近侧螺纹部分130内的插入深度按需要增加或减少。图3示出了当固定元件104在外部套管102内已向近侧回缩时(例如,在植入期间/之后,在法向力的施加下)的图2的系统。骨固定元件104在外部套管102内的近侧运动受到增大的直径部分135与外部套管102的远端112的接合的限制。

[0061] 根据用于骨固定系统100的示例性方法,对骨折的或损坏的骨(未示出)进行矫正对齐,并且将髓内钉10以任何已知的方式插入髓腔中到达目标位置和方向。然后,将骨固定元件104穿过髓内钉孔12被插入到达目标深度,直到增大的直径部分135已向远侧运动出髓内钉12。外部套管102、骨固定元件104和连接器150可预先装配并且穿过髓内钉孔12被插入到达目标深度,直到第一倒钩118已至少穿过钉孔12。一旦外部套管102、骨固定元件104和连接器106按需要设置在孔12中,锁紧螺钉106就可插入其中。如先前更详细地描述,在穿过钉孔12插入期间,成角度的壁120与髓内钉孔12的内壁的接合促使第一倒钩118径向压缩,直到当其向远侧移出髓内钉孔12时基本上与外部套管102齐平。一旦移除径向压缩力(即,当第一倒钩118向远侧移出钉孔12时),第一倒钩118就回到从外部套管102向外径向延伸一预定距离的偏置构型。在此构型中,由于近侧壁122与髓内钉孔12的外周边接合,防止第一倒钩118向近侧回缩出髓内钉孔12。如本领域的技术人员将会理解,一旦骨固定系统100恰当地位于骨中,则髓内钉锁紧螺钉(未示出)插入到髓内钉10的锁紧螺钉孔14中,直到其远端接触外部套管102以向其施加压缩保持力。

[0062] 图5-8示出了根据本发明的另一个实施例的骨固定系统200。骨固定系统200成型为基本类似于图1的骨固定系统100,其中类似元件用类似附图标号来表示。具体地,系统200包括成型为基本上类似于外部套管102并且从近端210延伸至远端212的外部套管202。类似于外部套管102,外部套管202可以是椭圆形圆柱体。然而,与外部套管102不同,外部套管202具有均匀的纵向长度。骨固定系统200还包括代替锁紧螺钉106的保护帽206。保护帽206允许压缩,如图7所示,并且包括外径大于外部套管202的内径的头部207,以及从头部207向远侧延伸的螺纹轴209。骨固定系统200以基本上与图1-4的骨固定系统100相同的方式运行,其中骨固定元件104相对于外部套管202可轴向地运动约 $\pm 10\text{mm}$ 。防止图5-8的骨固定元件104相对于外部套管202向远侧运动超过由头部207与外部套管202的近端210的接合所设定的限制,并且防止其由于增大的直径部分135与外部套管202的远端212的接合而相对于外部套管202向近侧运动。

[0063] 如图9-15所示,根据本发明的另一个实施例的骨固定系统300基本上类似于图1-4的骨固定系统100,其中类似元件标有类似附图标号。骨固定装置100包括从近端310延伸至远端312,并且具有纵向延伸穿过其中的槽308的外部套管302。外部套管302的预定长度的

近侧部分上设有内螺纹311,以与穿过头部元件304之上的钉10将外部套管302插入的工具接合。外部套管302被配置成且其尺寸被设定成容纳穿过其中的骨固定元件304,骨固定元件304具有螺纹部分334、圆柱体部分332以及延伸到圆柱体部分322的近端中的开口340。然而,鉴于骨固定系统100的开口140被配置成锁定地接合近侧螺纹部分130,图9-15的示例性开口340向远侧延伸到圆柱体322的近端339中足够深度,以允许直接与锁紧螺钉306螺纹接合。开口340可对延伸穿过圆柱体部分332和螺纹部分304的中心纵向槽146开放,如先前更详细地描述。

[0064] 示例性的锁紧螺钉306包括细长的螺纹轴部分309和头部307。轴部分309被配置成且其尺寸被设定成以螺纹方式接合开口340的螺纹。头部307的外径被配置成允许其插入开口304中,同时还允许锁紧螺钉306完全插入外部套管302的槽308中。在示例性实施例中,锁紧螺钉306还包括从头部307贯穿延伸至轴309的远端的中心纵向槽305。槽305具有基本上与延伸穿过圆柱体部分332和螺纹部分304的中心纵向槽146相同的直径。因此,当锁紧螺钉306插入圆柱体部分332时,中心纵向槽305与中心纵向槽146纵向对齐,并对中心纵向槽146开放。锁紧螺钉306允许压缩并且防止骨固定元件304穿过股骨头进行内侧迁移。

[0065] 如图12所示,在根据本发明的第一示例性步骤中,骨固定元件304在导线的上方插入骨中并且穿过髓内钉10的侧向横孔,直到其已到达在骨中的目标深度(未示出)。骨固定元件304的尺寸被设定成使得当定位在目标深度时,圆柱体部分332的至少一部分容纳在髓内钉10中。如图13所示,然后将外部套管302插入骨中并且穿过髓内钉10的横孔,至少直到第一倒钩118移出该横孔,如在先前的实施例中更详细地描述。如图14所示,然后将锁紧螺钉306插入开口340中到达其内的目标深度。锁紧螺钉306被配置成限定骨固定元件304在插入骨中后相对于外部套管302的侧向运动范围。另外,锁紧螺钉306允许压缩并且防止骨固定元件304穿过股骨头进行内侧迁移。如图15所示,槽305与中心纵向槽146的纵向对齐允许器械在植入到骨中后穿过骨固定系统300而插入。

[0066] 图16-18根据本发明的另一个实施例示出了骨固定装置插入系统400。具体地,如图16-18所示,骨固定系统400基本上类似于图1-4的骨固定系统100,类似元件标有类似附图标号。骨固定装置400包括从近端410延伸至远端412并且具有纵向延伸穿过其中的槽408的外部套管402,该槽被容纳在从近端426延伸至可包括任何所需骨接合结构434(例如,螺纹、螺旋刀等)的远端428的内部套管404的上方。外部套管402还包括钉接合结构,例如半球状突出424,该半球状突出与在钉中相应成型的凹槽接合,以相对于钉401在所需位置和旋转方向上锁定外部套管402。例如,钉可包括卡口槽(未示出),该卡口槽被配置成在外部套管402已在其中转动所需的量(例如,180°)之后锁定地接合半球状突出420。在外部套管402的近端410处的内表面包括结构411(例如,圆形齿面),该结构可通过插入工具接合,使得可向远侧可旋转地驱动外部套管402穿过钉而进入内部套管404上方的骨中。内部套管404包括近侧部分430、中间圆柱体部分432以及具有延伸穿过其中的槽446的在远端428处的骨接合结构434。内部套管404的近侧部分430具有包括多个平坦的纵向延伸表面的外表面。例如,近侧部分430可以是六边形的。然而,本领域的技术人员将会理解近侧部分430可具有多种形状中的任一种,只要外表面包括至少两个,优选彼此相对的平坦表面。

[0067] 如图18所示,用于相对于外部套管402可旋转地稳定内部套管406的锁定装置450包括一对指状插件452,该指状插件从围绕螺钉406的头部407的可旋转卡圈454向远侧延

伸,使得螺钉相对其旋转。卡圈454包括在其外表面上与外部套管402的近端410的结构411对应的接合结构456。例如,卡圈454可包括沿其外表面的圆形齿面,其对应于沿外部套管402的近端410的内表面的圆形齿面。使用时,如图19所示,将锁定装置450插入内部套管404的槽446中,使得指状插件452在内部套管404的近侧部分430的平坦表面和外部套管402的槽408的内表面之间的空间内在这些平坦表面上延伸,以防止内部套管404相对于指状插件452旋转。卡圈454的接合结构456与内部套管404的结构411接合,使得卡圈454被防止相对于外部套管402旋转,同时被允许相对其轴向地运动。然而,螺钉406可相对于卡圈454和指状插件452旋转以接合槽446的螺纹部分448。因此,螺钉406将锁定装置450固定到内部套管404,使得内部套管404和外部套管402被防止相对于彼此旋转,但被允许相对于彼此纵向运动。

[0068] 可首先将内部套管404穿过钉401引入,然后使外部套管402在钉401上方滑动,或可将套管402和406一起引入。在通过将半球状突出424与卡口槽接合而将外部套管402锁定在所需位置之后,该锁定装置可通过将指状插件452插入到内部套管404的平坦表面和槽408的内表面之间的空间而接合。然后,使用者经由在近端中的驱动工具接合结构(例如,六边形开口458)通过将螺钉旋入螺纹448中而将螺钉406推进槽446中。

[0069] 如图20-24所示,根据本发明的另一个实施例的骨固定系统500包括内部套管502、外部套管503、骨固定元件504、压紧螺钉505,以及还用作端盖的限位塌缩螺钉506。骨固定元件504从近端526延伸至远端528,并且包括大致圆柱形部分532和骨接合结构534(例如,螺纹、刀等)。一定长度的骨接合结构534具有大于内部套管502的外径的增大的外径535。骨接合结构534在预定长度的骨固定钉504的远侧部分上延伸,该骨固定钉被配置成延伸出外部套管502,并且以可操作构型直接接触骨。局部螺纹开口540延伸到圆柱形部分532中一定距离,该距离被配置成允许与压紧螺钉505螺纹接合。具体地,螺纹开口540从近端526向远侧延伸,并且包括第一非螺纹部分541,其被配置成且尺寸被设定成容纳第一锁紧螺钉505的增大直径的头部507;中间螺纹部分542,其被配置成且尺寸被设定成与连接螺钉620的轴626的螺纹接合;以及远侧非螺纹部分543,其深入到延伸穿过骨固定元件504的中心纵向槽146中。中间螺纹部分542和远侧非螺纹部分543可具有与轴509的外径对应的基本上相同的直径。压紧螺钉505还包括中心纵向槽546,该中心纵向槽被配置成与可操作的构型下的骨固定元件504的中心纵向槽146纵向对齐并对该中心纵向槽146开放,以允许工具和其他材料插入其中,如先前更详细地描述。

[0070] 骨固定元件504的大致圆柱形部分532被配置成至少部分地容纳在延伸穿过内部套管502的槽508中。具体地,内部套管502从近端510延伸至远端512,并且包括在近端处的近侧螺纹部分514和从其向远侧延伸的光滑外轴部分516。内部套管502基本上呈锥形,使得其远侧部分具有大于近侧部分的直径,如将相对于本发明的示例性方法更详细地描述。轴部分516的外径小于元件504的增大的外径部分535的直径,以防止其中的螺旋刀534朝近侧收回。轴部分516的内径容纳大致圆柱形部分532,该大致圆柱形部分具有大量摩擦配合以防止元件504在其内侧向运动。近侧螺纹部分514具有小于轴部分516的内径和外径以防止其中的元件504回缩。近侧螺纹部分514还设有被配置成接合限位塌缩螺钉506的头部557的内螺纹515和被配置成接合外部套管503的外螺纹517,如将在下文中更详细地描述。

[0071] 外部套管503从近端550延伸至内部套管502的远端512近侧的远端552。外部套管

503还包括近侧螺纹部分554和从其向远侧延伸的轴部分556。轴部分556被配置成以大量摩擦配合接合内部套管502。近侧螺纹部分554包括被配置成与内部套管502的外螺纹517接合的内螺纹558。近侧螺纹部分554和轴部分556可成型为独立元件,所述独立元件通过唇缘和沟槽接合彼此附接。因此,内部套管502和外部套管503以及固定元件504在无需近侧锁紧元件的情况下相对于彼此固定。

[0072] 根据本发明的示例性方法,如图25-28所示,插入器械600用于将骨固定系统500导入到骨中。插入器械600包括第一细长工具602,该第一细长工具具有细长的圆柱形轴604和在其远端处的柄部606。将第一细长工具602被配置成使得轴604的远端608接触近侧螺纹部分554的近端550。工具602接合近侧螺纹部分554,使得该工具例如在顺时针方向上的旋转也促使螺纹部分554在内部套管502的螺纹部分514上方旋转,这引起外部套管503相对于内部套管502向远侧运动,从而将系统锁定至钉10,如将在下文中更详细地描述。第二细长工具610被配置成且其尺寸被设定成能够至少部分地被容纳在第一细长工具602中,并且该第二细长工具包括细长的大致圆柱形的轴部分612和邻近其近端的柄部614。预定长度的轴部分612设有外螺纹616,该外螺纹被配置成允许其上设有压紧螺母618的螺纹接合。第二细长工具610的远端可被配置成用于接合固定元件504的近端526,其中,例如固定元件504包括螺纹的骨接合结构534。插入器械600还包括可穿过第二细长工具610插入的细长连接螺钉620,该连接螺钉620具有细长的圆柱形轴622和在其近端处的头部624。连接螺钉620的远端包括螺纹部分626,该螺纹部分被配置成与骨固定元件504的开口540的螺纹部分542螺纹接合。

[0073] 在第一步骤中,将插入器械600连接到骨固定系统500,如图25所示。然后,将远侧导引力施加到连接螺钉620以促使骨固定元件504和内部套管502以及外部套管503穿过髓内钉孔12推进,并且进入骨中(未示出)。在固定元件504的骨接合结构534为刀的情况下,可经由至其头部624的锤击力通过将远侧力施加到连接螺钉620而将定元件504穿过骨插入。在骨接合结构534为螺纹的情况下,使用者可转动柄部614以在例如顺时针方向上转动工具610,以便将骨固定元件504转动到骨中。在图25的插入构型中,内部套管502可被设置成使得其远端512设置在外部套管503的远端552的远侧。转动器械602,以相对于内部套管502向远侧移动外部套管502。内部套管502相对于外部套管503的相对纵向运动促使内部套管502的远侧锥形部分将径向膨胀力施加到外部套管503,从而将系统500锁定在钉10内。然后,可将压紧螺母618转动所需距离以对骨增加压缩。转动压紧螺母618促使骨接合结构534的增大的外径部分535以及内部套管502和外部套管503的远端运动至更靠近彼此,如图28所示。一旦骨固定元件504已运动至目标位置,则移除插入器械600,并且第一锁紧螺钉505已插入到开口540中直到第一目标深度,该第一目标深度可对应于在骨中的骨固定元件504的深度(未示出)。然后,将第二锁紧螺钉506插入到内部套管502中,直到头部557的外螺纹接合内部套管502的内螺纹558。第二锁紧螺钉506朝远侧旋入内部套管502中,直到其远端接触第一锁紧螺钉505的头部507。因而,第一锁紧螺钉505和第二锁紧螺钉507锁定骨固定元件504在骨中的位置,同时允许其在期望范围内侧向运动,如先前更详细地描述。

[0074] 如图29-32所示,根据本发明的另一个实施例的骨固定系统700包括成型为基本上类似于先前实施例的骨固定钉的骨固定钉704。骨固定钉704包括细长的大致圆柱形部分732,该大致圆柱形部分具有位于其远端的螺旋刀734。开口740延伸入骨固定钉704的近端

726到达一预定深度,并且包括近侧螺纹部分742和远侧非螺纹部分744。开口740被配置成且其尺寸被设定成螺纹接合锁紧螺钉706。系统700还包括大致圆柱形的外部套管702,该外部套管从近端710延伸至远端712并且具有贯穿延伸的中心纵向槽708。远端712包括支座703,该支座延伸到槽708中一所选距离以防止锁紧螺钉706的头部707通过其向远侧运动。内部螺纹部分705延伸到近端710中一所选距离以允许与端盖750螺纹接合,如将在下文中更详细地描述。

[0075] 使用基本上类似于先前所描述的插入器械600而成型的插入器械600',可将示例性骨固定系统700插入到骨(未示出)中,并且类似元件标有类似附图标号。具体地,插入器械600'包括第一细长工具602',该第一细长工具具有细长的圆柱形轴604和在其近端的柄部606'。根据该实施例,柄部606'是圆周形的并且绕第一细长工具602'的近端的整个圆周延伸。或者,柄部606'可以是多部件柄部,其具有绕第一细长工具602'圆周分布的多个抓握部分。轴604的远端608被配置成接触外部套管702的近端710。远端608的尺寸和形状被设计成接合外部套管702的相应成型的(例如,六边形的)近端710。第二细长工具610'被配置成且其尺寸被设定成至少部分地被容纳在第一细长工具602'中,并且该第二细长工具包括细长的大致圆柱形的轴部分612和邻近其近端的柄部614。预定远侧长度的轴部分612包括外螺纹616',该外螺纹616'被配置成允许与外部套管702的内螺纹部分705螺纹接合。细长压紧器械620可穿过第二细长工具610'插入,并且包括细长的圆柱形轴622和位于其近端处的头部624。细长压紧器械620的远端被配置成与锁紧螺钉706的头部接合。

[0076] 根据本发明的示例性方法,插入器械600'与骨固定系统700一起设置,如图33所示。如图34所示,然后,第二细长工具610'用于将骨固定钉704推进到骨中。具体地,如果骨固定钉704包括刀734,则远侧轴向力被施加到第二细长工具610'上。如果骨固定钉是螺纹螺钉,则柄部606'可转动以促使螺纹螺钉向远侧转动到骨中。然后,将横向固定帽16插入到髓内钉10的锁紧螺钉孔14中,以将横向锁紧力施加到外部套管702以锁定其位置。如图36所示,然后,细长压紧元件620可穿过第二细长工具610'被插入以增加压缩。具体地,细长压紧元件620可相对于第二细长工具610'转动以转动螺钉706,这朝近侧拉动与之螺纹接合的固定元件704。一旦已到达所需的压缩,就可将插入器械600'从骨固定装置700移除,如图37所示。然后,可将端盖750插入外部套管702中,如图29所示。如在先前实施例中更详细地描述,可允许骨固定钉704从图30的构型在外部套管702内侧向运动约10mm至图31的构型。如果需要将此运动限制在更小的运动范围,则可将具有更大长度的端盖750'插入到外部套管702中。另外,也如在先前的实施例中所公开,端盖750、750'、锁紧螺钉706和骨固定钉704可均包括贯穿延伸的中心纵向槽,该中心纵向槽被配置成在可操作的植入构型中彼此对齐,以允许医疗工具/或其他材料插入穿过其中。

[0077] 如图38-41所示,根据本发明的另一个实施例的骨固定系统800包括骨固定钉804,该骨固定钉具有大致圆柱形部分832和远侧螺旋刀834。开口840设置在其近端上,并且包括近侧螺纹部分842和对中心纵向槽146开放的远侧非螺纹部分844。开口840被配置成且其尺寸被设定成容纳其中的压紧螺钉806。根据本实施例的压紧螺钉806具有增大直径的头部807和被配置成与近侧螺纹部分842的螺纹轴809螺纹接合。

[0078] 骨固定系统800还包括从近端810延伸至远端812的大致圆柱形外部套管802,远端812包括增大厚度的部分703以防止压紧螺钉806通过其向远侧运动。外部套管802的近侧部

分包括多个限定相应数量的臂813的狭槽811,所述臂在向其施加径向膨胀力时可径向地向外偏转。用于骨固定系统800的示例性插入方法基本上与先前所公开的方法类似,其中骨固定钉804和外部套管802穿过髓内钉孔12插入到达目标深度,使得臂813位于髓内钉孔12的近侧。锁紧螺钉806在插入期间至少部分地螺接到开口840中。如本领域的技术人员将会理解,一旦钉804和外部套管802已插入到目标深度,则端盖850旋入近端810中以与外部套管802的内螺纹852螺纹接合,以便使外部套管802局部地径向膨胀并且因而有助于锁定在骨中。在此构造下,可允许骨固定钉804在外部套管内轴向地运动大约10mm,如先前更详细地描述。如本领域的技术人员将会理解,可通过将固定帽854穿过端盖850插入而消除或限制该运动,使得其远端856与锁紧螺钉806的头部807邻接,如图40所示。固定帽854还可包括纵向延伸穿过其中的中心纵向槽858以允许工具或其他材料穿过其中插入,如先前更详细地描述。

[0079] 根据本发明的另一个示例性实施例的骨固定系统900包括骨固定元件904,如图42-44所示,其尺寸和形状被设计为穿过髓内钉10'的孔12'插入,如图45所示。与上述的钉10类似,髓内钉10'沿纵向轴线延伸,孔12'相对于纵向轴线以一定角度延伸穿过钉10'。然而,髓内钉10'还包括设置在孔12'近侧的钉10'的槽18'内的锁叉14',以及设置在孔12'远侧的钉10'的槽18'内的柱塞16'。锁叉14'包括一对臂22',每只臂设置在孔12'的相对侧上。锁叉14'可在钉10'内朝远侧运动,使得臂22'延伸进孔12'中以接合骨固定元件904的剪切件938,如将在下文中更详细地描述。锁叉14'经由联接到锁叉14'的近端的锁定驱动器20'在槽18'内纵向运动。锁定驱动器20'与槽18'的内表面螺纹接合并且与锁叉14'的近端旋转接合,使得锁定驱动器20'在第一方向上相对于钉10'的旋转促使锁叉14'在槽18'内向远侧运动,使得臂22'延伸到孔12'中。锁定驱动器20'沿第二方向的旋转促使锁叉14'相对于钉10'朝近侧运动。

[0080] 柱塞16'包括从其向近侧延伸的突起24'。柱塞16'经由弹簧24'可在第一位置和第二位置间运动,该弹簧在第一位置使柱塞16'偏移。在第一位置处,突起26'延伸到孔12'中,而在第二位置处,柱塞16'相对于钉10'朝远侧运动使得突起16'不延伸到孔12'中。防止柱塞16'经由销28'运动超过预定的纵向范围,该销将柱塞16'固定到钉10'上。突起16'的尺寸和形状被设计为接合骨固定元件904的齿状部分936,如将在下文更详细地描述。

[0081] 骨固定元件904包括圆柱形细长部分932和骨接合远侧部分934。远侧部分934可包括骨接合结构,例如,螺纹或刀。元件904从近端910延伸至远端912。细长部分932包括齿状边缘部分936,其以基本平行于钉904的纵向轴线的角度沿预定长度延伸。在另一个实施例中,可设置一对齿状部分936并彼此间隔约180°,如图44所示。切割齿状部分936以接合柱塞16'的突起26',使得骨固定元件904被允许穿过孔12'插入并且进入骨的头部中,但被防止在内侧迁移穿过。

[0082] 元件904还可包括一对纵向剪切件938,该对纵向剪切件也彼此间隔约180°并且与相应的齿状部分之一间隔约90°。当锁叉14'运动时,剪切件938通过锁叉14'的臂22'接合,使得臂22'延伸到孔12'中。臂22'和纵向剪切件938之间的接合防止了骨固定元件904相对于钉10'转动,并且允许在由剪切件938的近端和远端限定的预定运动范围内进行内侧/侧向滑动。

[0083] 远侧部分934可以是螺纹的,或包括刀,该刀用于与骨固定元件插入其中的骨接

合。远侧部分934还可包括延伸到其中并且对槽908开放的开口940。在不脱离本发明的范围的情况下,开口942可以任意构型设置在远侧部分934之上(例如,交错的、纵向对齐的等),并且可用于在植入后允许将材料(例如,骨增强材料)注射到骨中。开口940可延伸到钉904的近端910中一预定距离,以允许与锁紧螺钉(未示出)接合,如在先前实施例中更详细地描述。

[0084] 图46-49示出了根据本发明的另一个示例性实施例的骨固定系统1000。骨固定系统包括成型为基本上与先前实施例的骨固定钉类似的骨固定钉1004。骨固定系统1000还包括被配置成容纳穿过其中的骨固定钉1004的外部套管1002,和被配置成至少部分地插入外部套管1002中的锁紧螺钉1006。外部套管1002包括沿纵向轴线1038从近端1010贯穿延伸至远端1012的纵向槽1008。在不脱离本发明范围的情况下,纵向槽1008可成型为大致椭圆形的或圆形的圆柱体。外部套管1002还可沿第一纵向侧壁1014和第二纵向侧壁1016设有平台1015,以进一步提供外部套管1002相对于髓内钉10的旋转稳定性,也如在先前实施例中所述。第一纵向侧壁1014具有第一长度,第二纵向侧壁1016具有大于第一长度的第二长度,以使得近端1010为基本上倾斜的。在示例性实施例中,在相对的第一侧壁1014和第二侧壁1016之间的长度的差值大约等于在锁紧螺钉1006的第一侧壁1014'和第二侧壁1016'之间的长度的差值,以允许在可操作的构型中与之齐平接合。第二侧壁1016还包括邻近外部套管1002的近端1010的倒钩1018。倒钩1018从外部套管1002突起足够的长度,以允许与髓内钉孔12的周壁接合,如在先前的实施例中更详细地描述。

[0085] 骨固定元件1004从近端1026延伸至远端(未示出)。骨固定元件1004的近端1026形成有插片1028,该插片具有与形成在锁紧螺钉1006的突起头部1007上的凹槽1009的形状互补的形状。具体地,如图49所示,插片1028沿侧壁1029离开骨固定元件1004一预定距离朝近侧延伸。锁紧螺钉1006设有凹槽1009,该凹槽设置成在可操作构型中容纳在其内的插片1028。骨固定元件1004还包括从近端1026纵向贯穿延伸至远端(未示出)的纵向槽1030。纵向槽1030的近侧部分1032成型为具有与延伸穿过锁紧螺钉1006的槽1005的直径基本上类似的直径,以允许将所需的医疗工具或可注射材料从锁紧螺钉1006转移到骨固定元件1004,并且随后在无干扰的情况下进入骨的目标区域中。骨固定元件1030的槽1030的直径经由中间槽部分1032和远侧槽部分1034在远侧方向上递增地减少,如图49所示。骨固定元件1004的插片1028还包括基本上类似于倒钩1018成型的凹口1038,该凹口1038被配置成与设置在外部套管1002的槽1008的近侧部分上的沟槽1040棘轮接合。图46-49的示例性实施例提供了一体化棘轮机构以允许骨固定元件1004相对于外部套管1002伸缩运动,从而阻止和/或最小化骨固定元件1004的内侧迁移,同时也减少了其上的摩擦磨损。如在先前的实施例中更详细地讨论,骨固定元件1004的远侧部分(未示出)可设有螺旋刀、螺纹、凹口或任何其他形状,以利于其在植入到目标转子位置时的骨固定。

[0086] 锁紧螺钉1006还包括邻近沟槽1009的凹口(未示出),该凹口也被配置成与外部套管1002的沟槽1040棘轮接合,如将在下文中更详细地描述。

[0087] 根据用于骨固定系统1000的示例性方法,对骨折的或损坏的骨(未示出)进行校正对齐,并且以任何已知的方式将髓内钉10插入到髓腔中到达其中的目标位置和方向。然后,将骨固定元件1004穿过髓内钉孔12插入到达目标深度,直到增大的直径的远侧部分已向远侧移出髓内钉12。然后,将外部套管1002穿过髓内钉孔插入,直到骨固定元件1004的凹口

1038与外部套管1002的螺纹1040接合,如图48所示。然后,可将髓内钉锁紧螺钉16'插入到髓内钉10的锁紧螺钉孔14中以锁定外部套管1002的位置和防止其侧向迁移(例如,在临时取出期间)。一旦外部套管1002和骨固定元件1004已按所需设置在孔12中,则锁紧螺钉1006插入其中使得凹槽1009与插片1028齐平,并且因此其上的凹口(未示出)与沟槽1040锁定地接合。锁紧螺钉1006可设有标记,以有助于其以所需角度插入到外部套管1002中,从而确保抵靠骨固定元件1004恰当放置。在此构型中,由于凹口(未示出)与沟槽1040的接合,防止锁紧螺钉1006向近侧回缩出髓内钉孔12。如先前的实施例,骨固定系统1000允许骨固定元件1004在外部套管1002内侧向运动约 $\pm 10\text{mm}$ 。

[0088] 对于本领域的技术人员而言显而易见的是,在不脱离本发明精神和范围的情况下,可对本发明的结构和方法做出各种修正形式和变型。因此,本发明旨在涵盖本发明的修正形式和变型,前提条件是这些修正形式和变型在随附的权利要求书及其等同物的范围内。

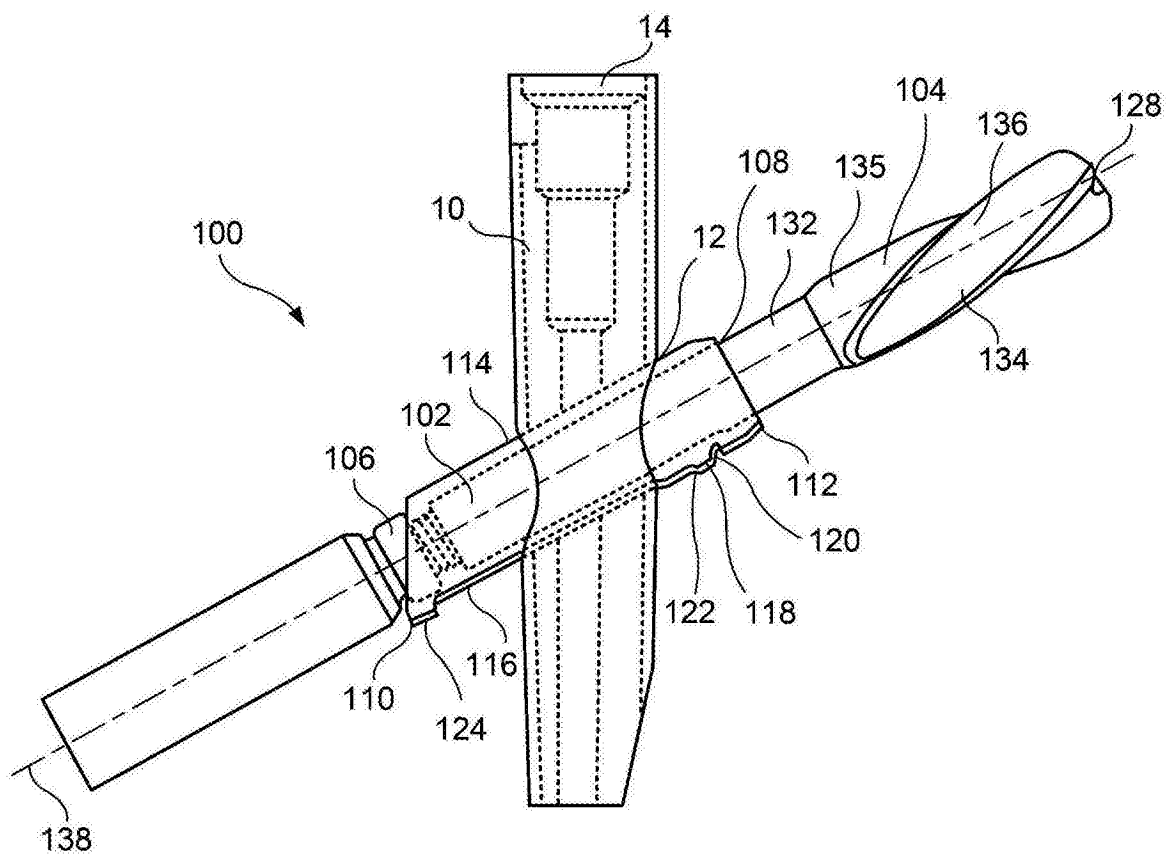


图1

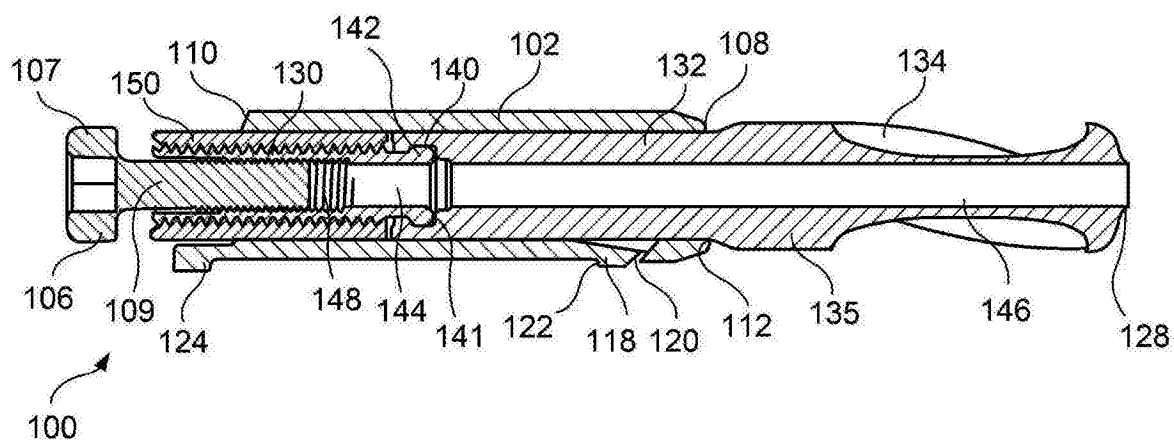


图2

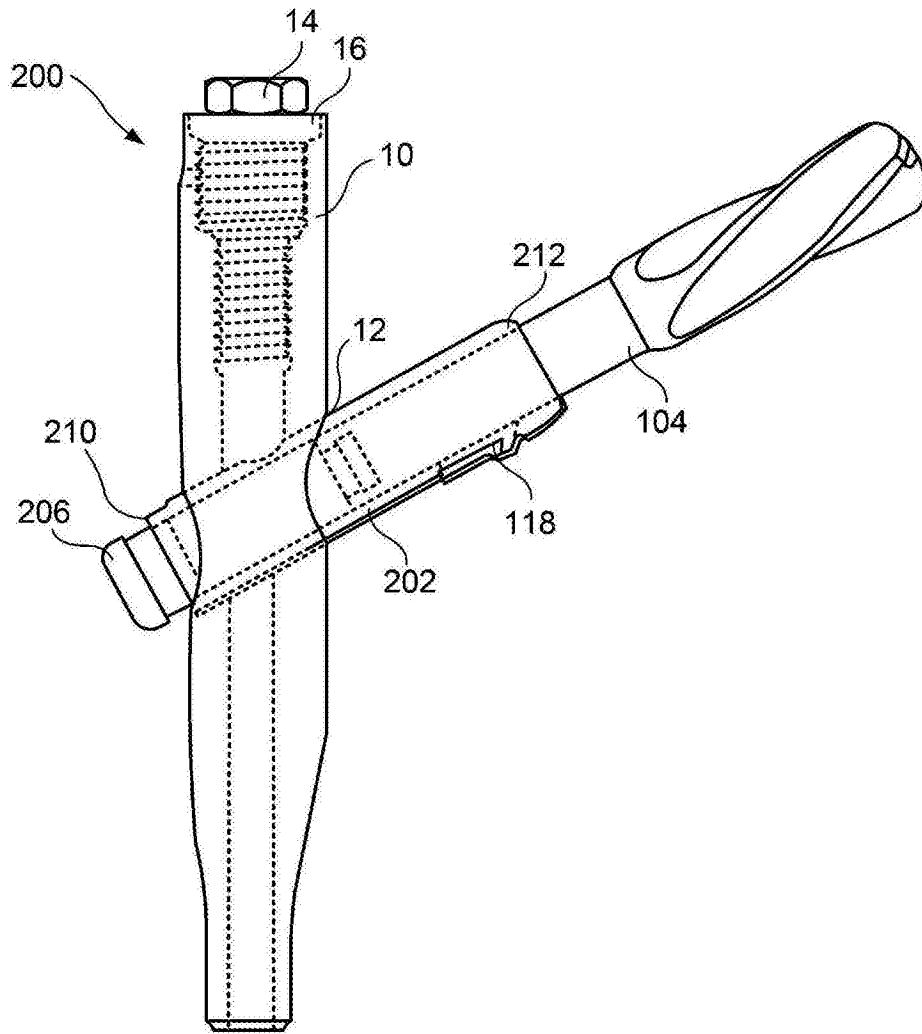


图5

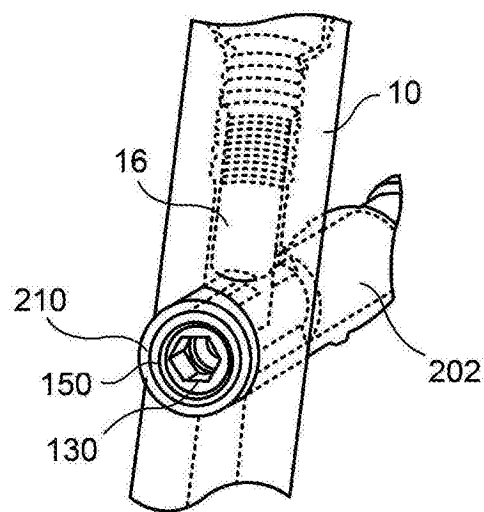


图6

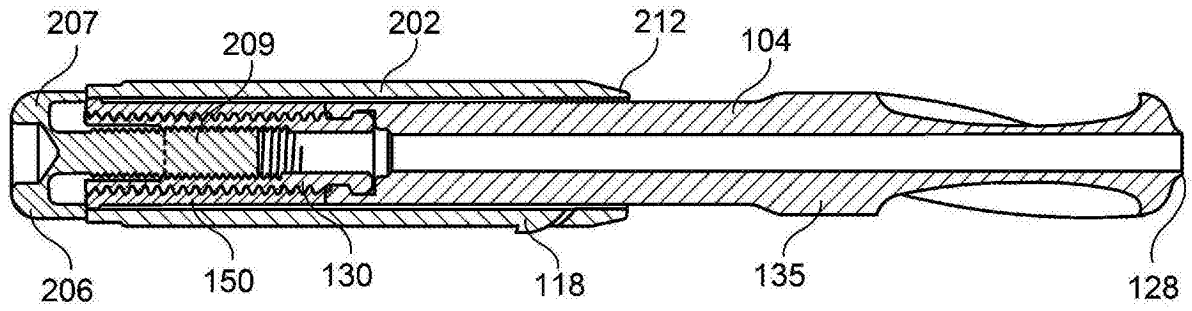


图7

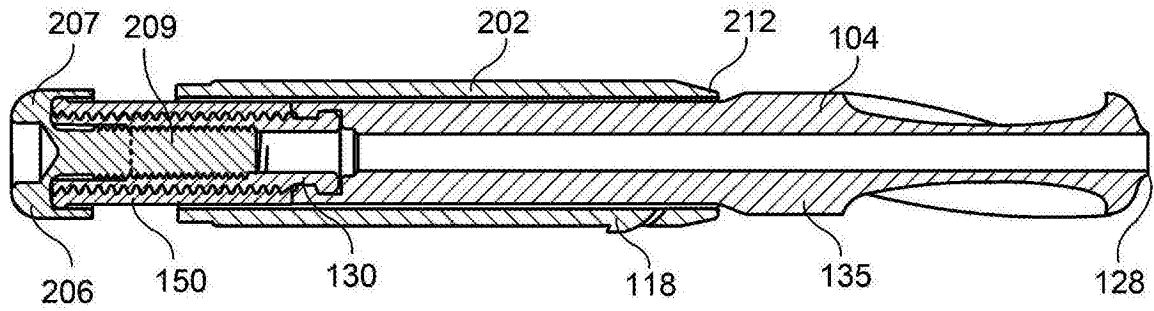


图8

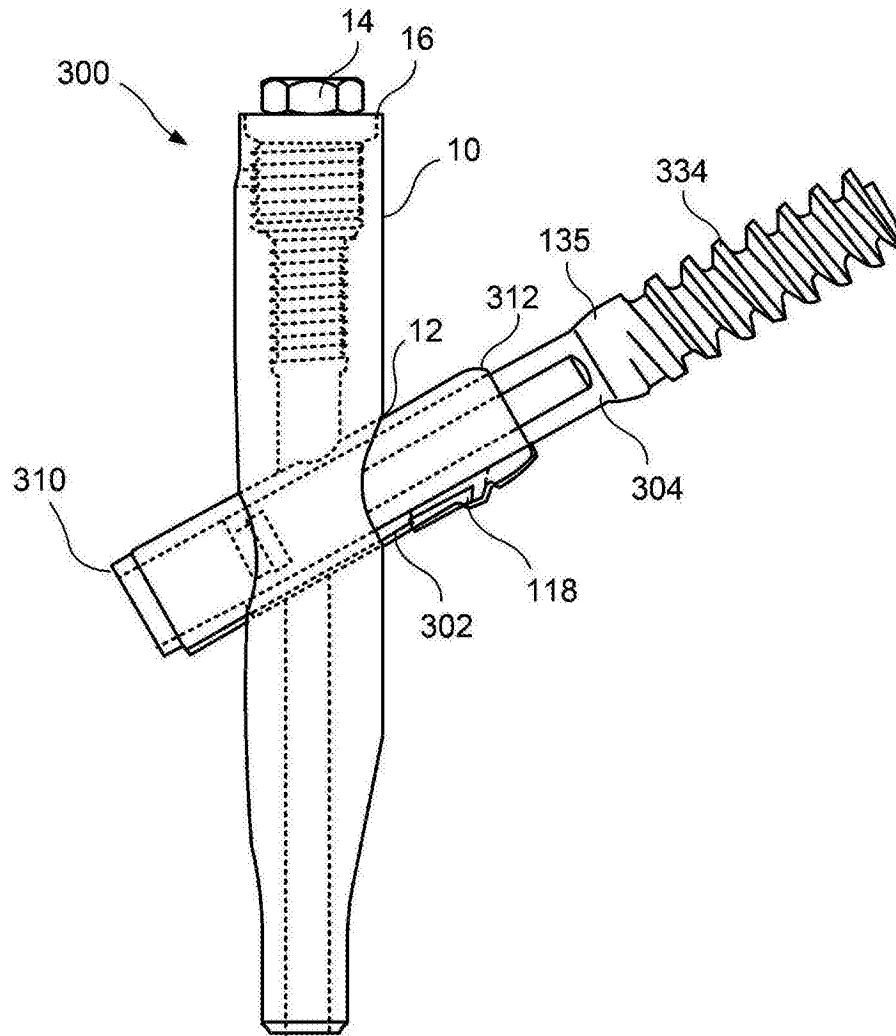


图9

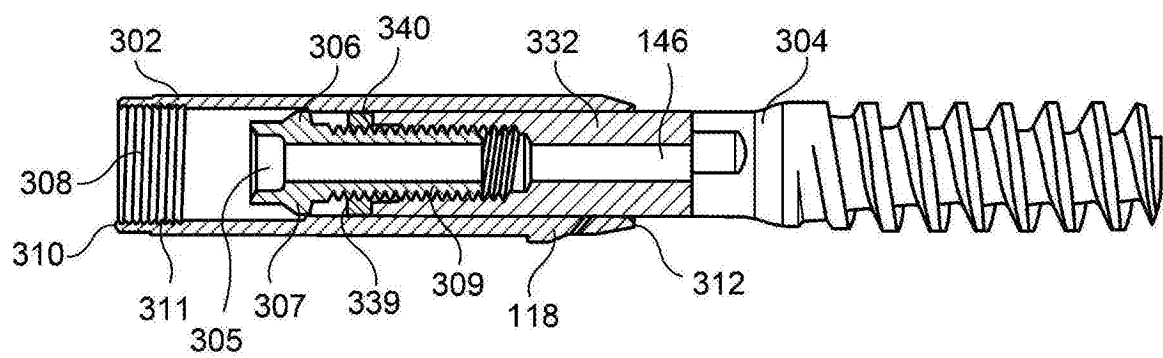


图10

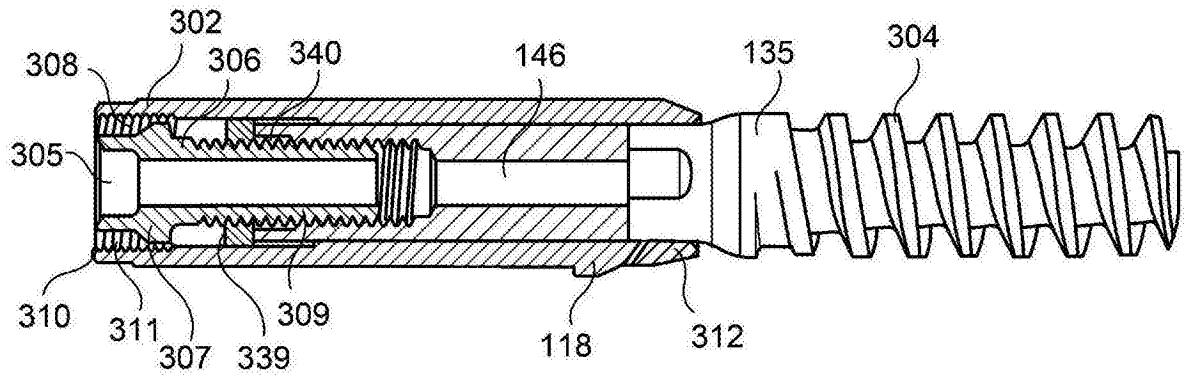


图11

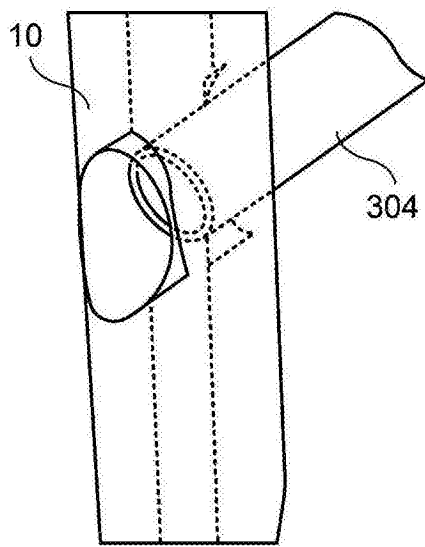


图12

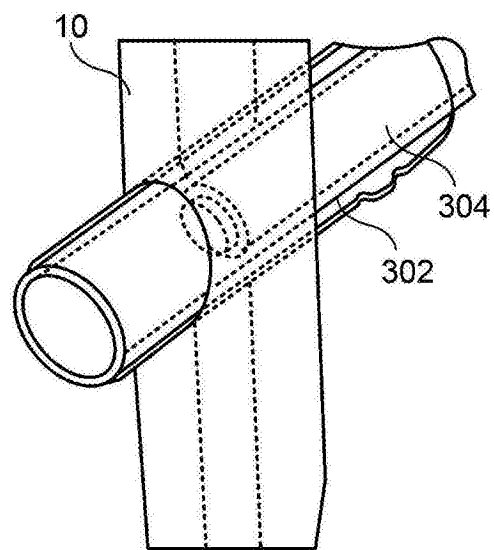


图13

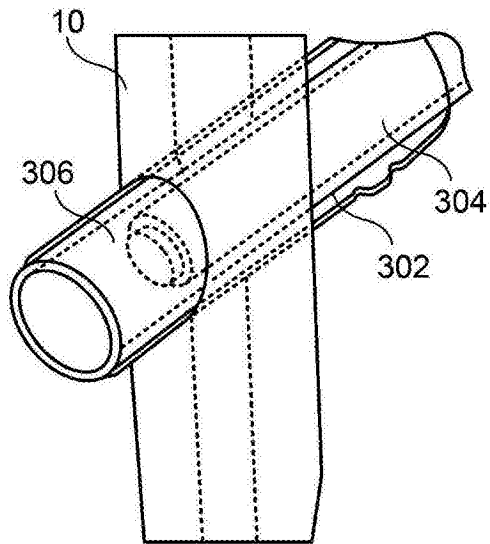


图14

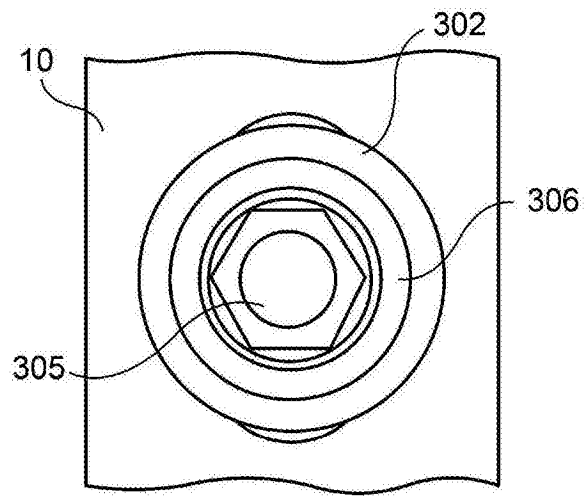


图15

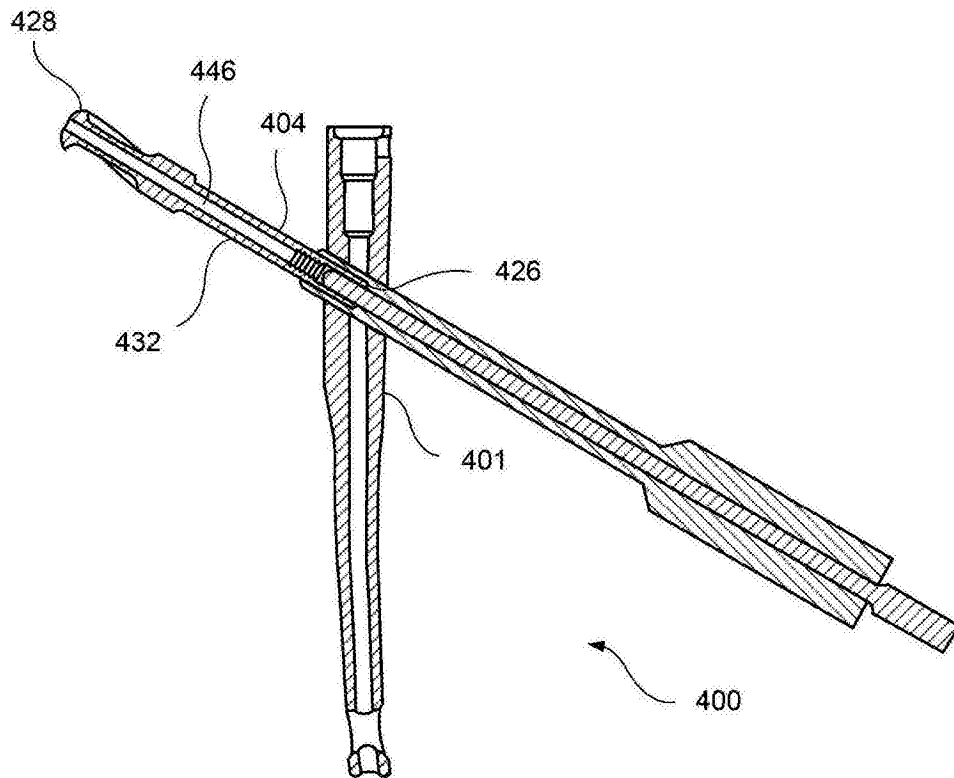


图16

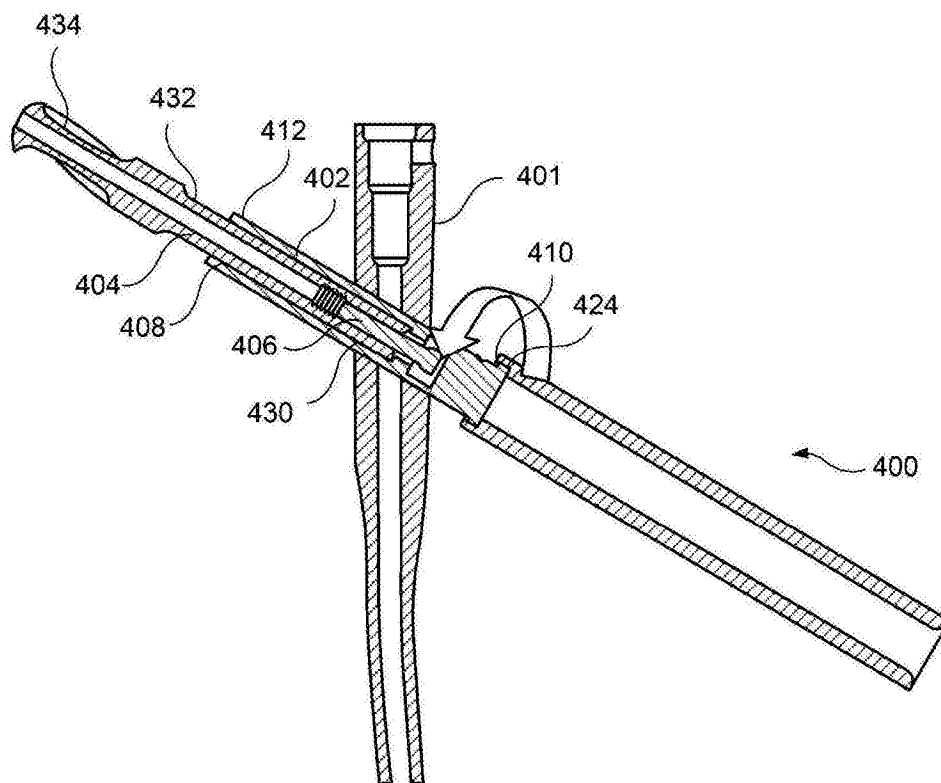


图17

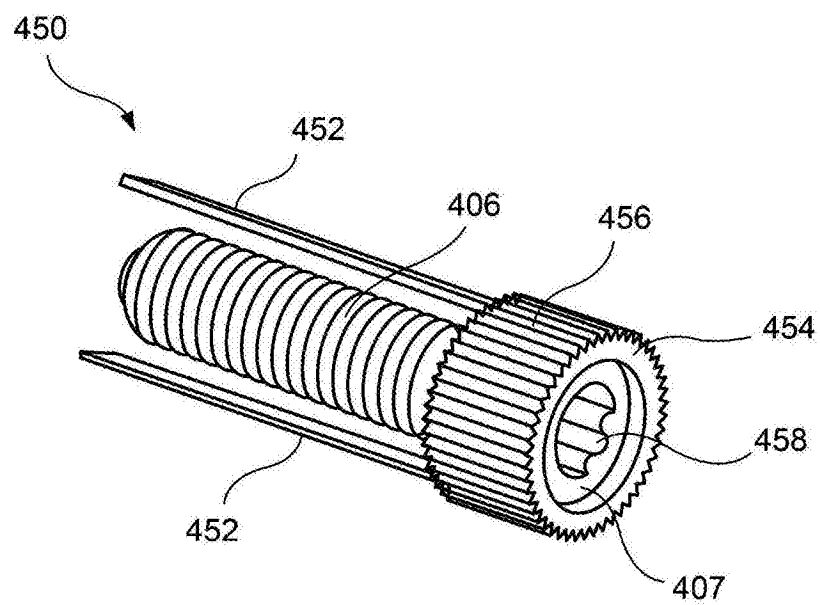


图18

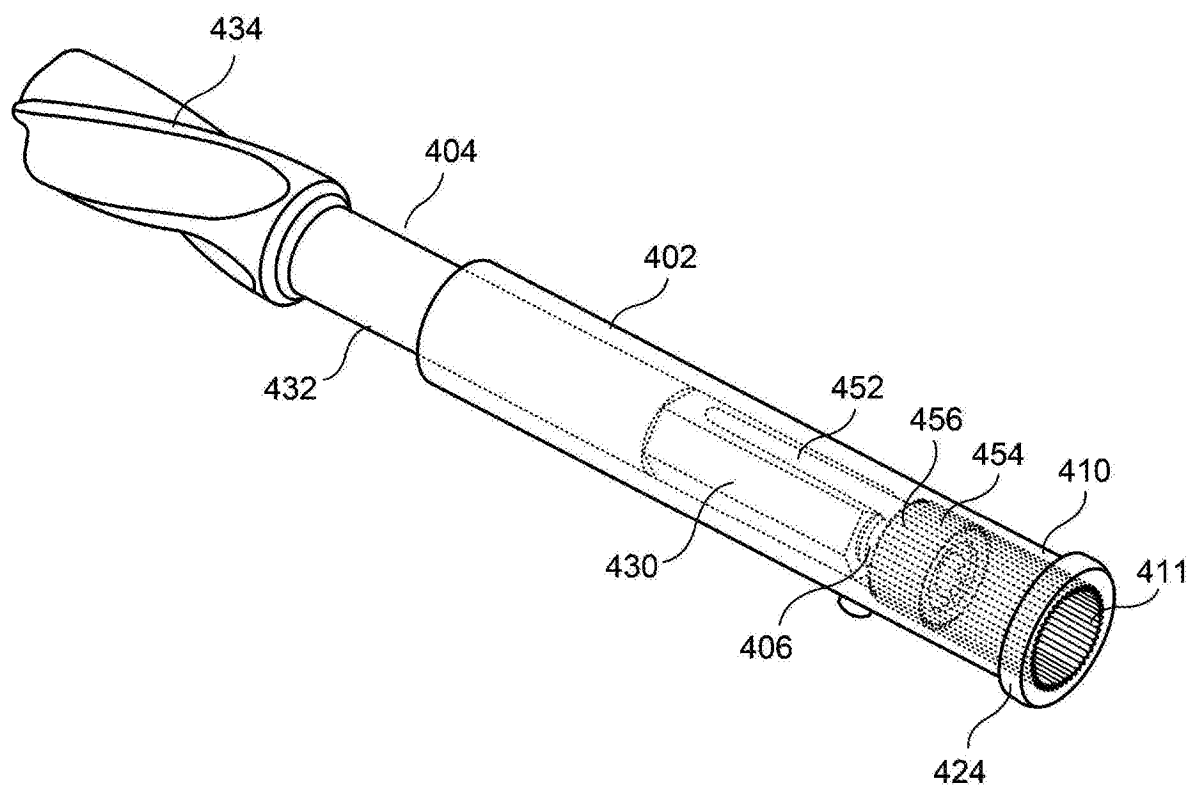


图19

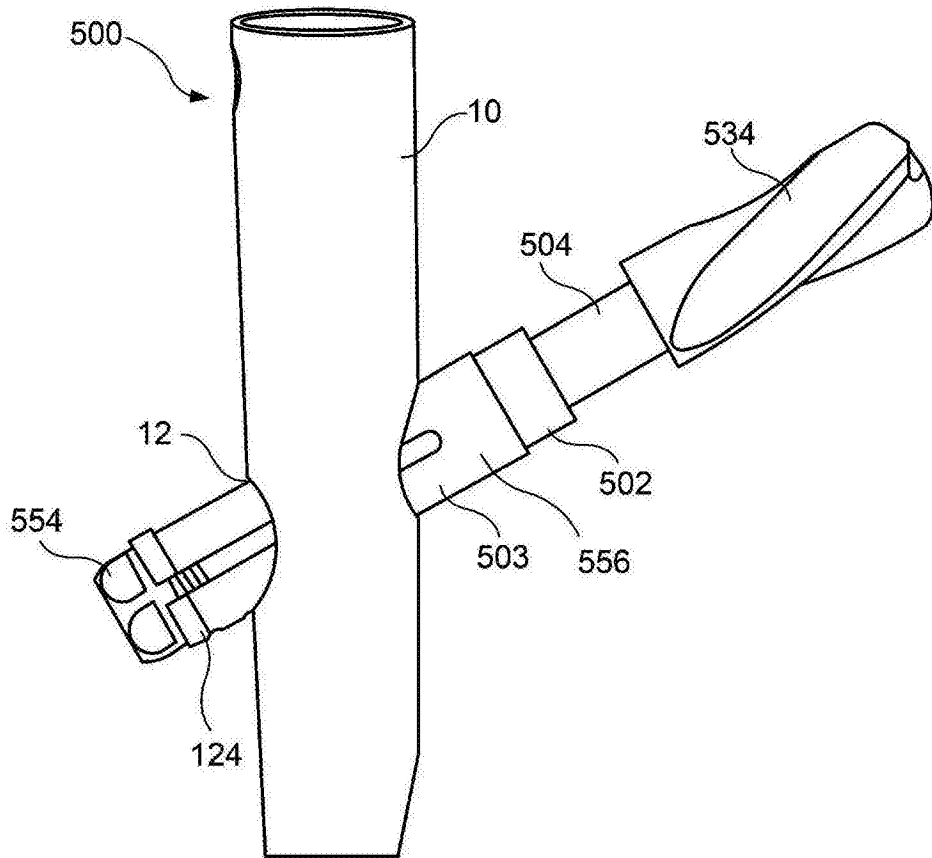


图20

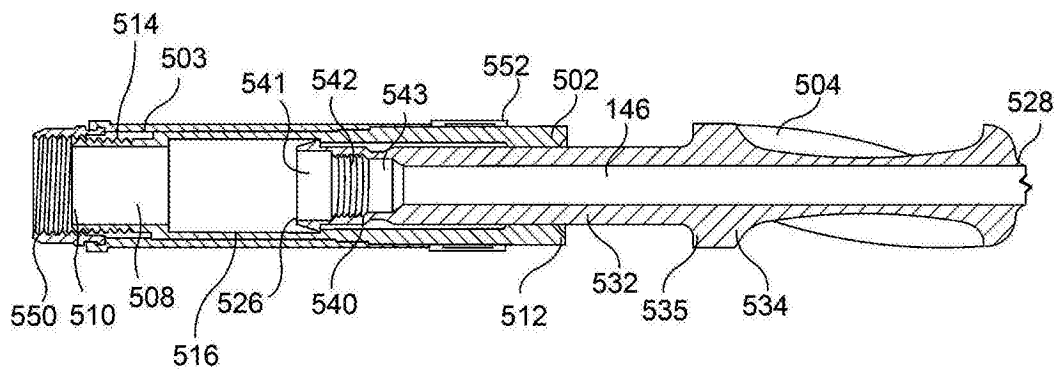


图21

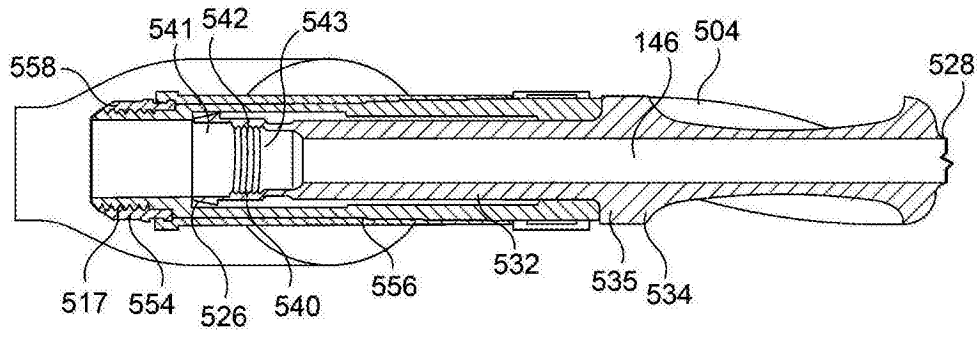


图22

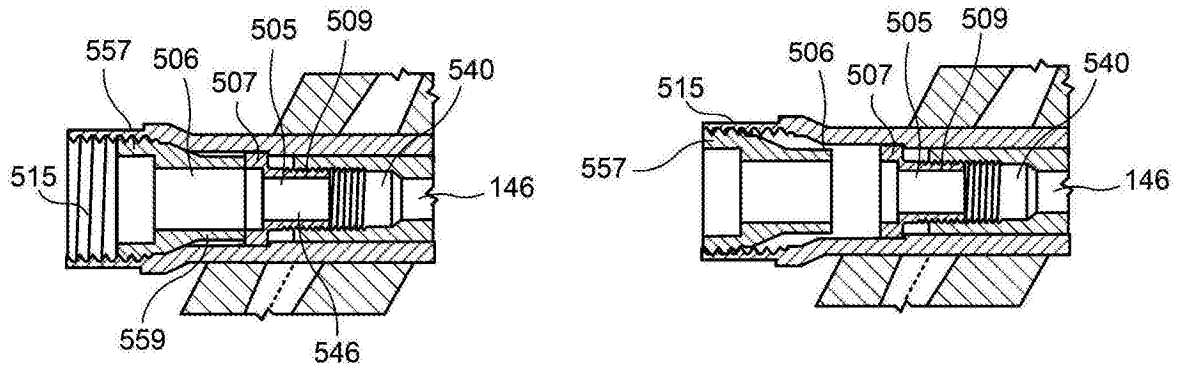


图23

图24

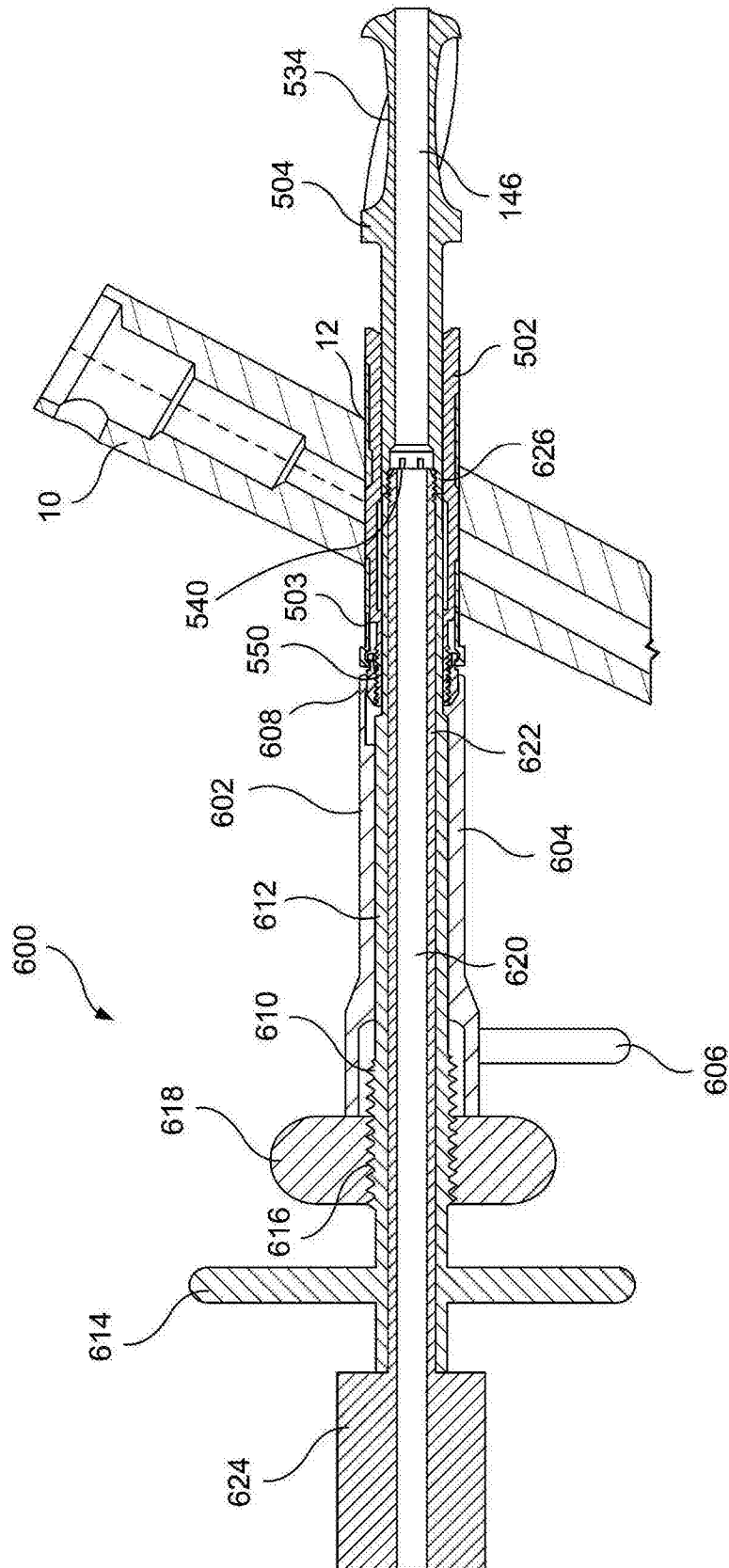


图25

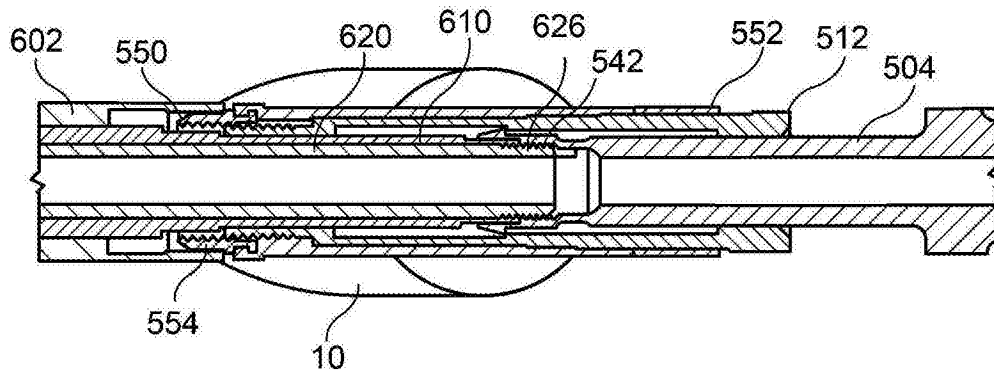


图26

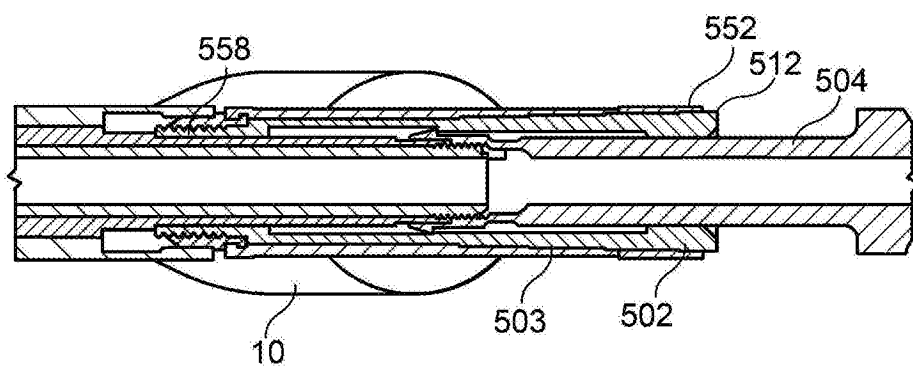


图27

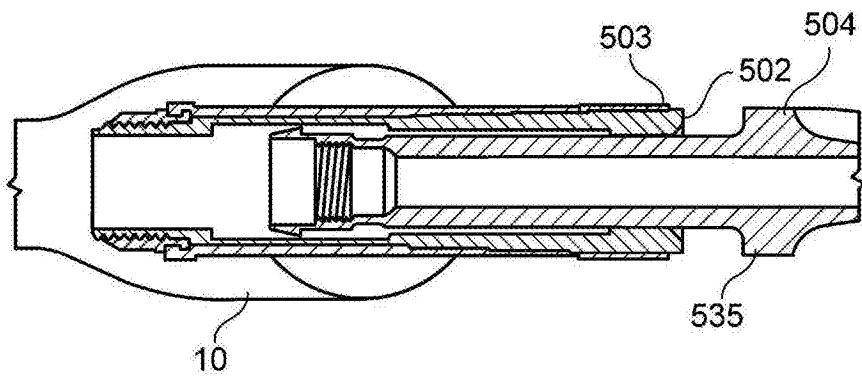


图28

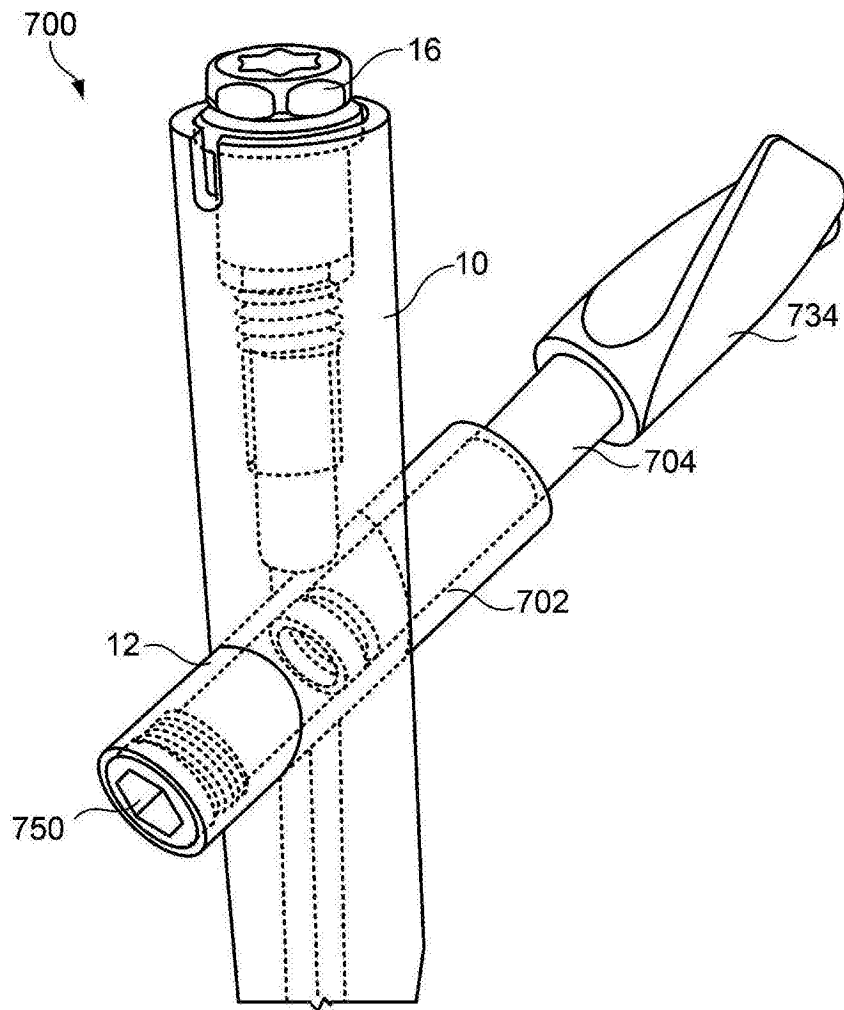


图29

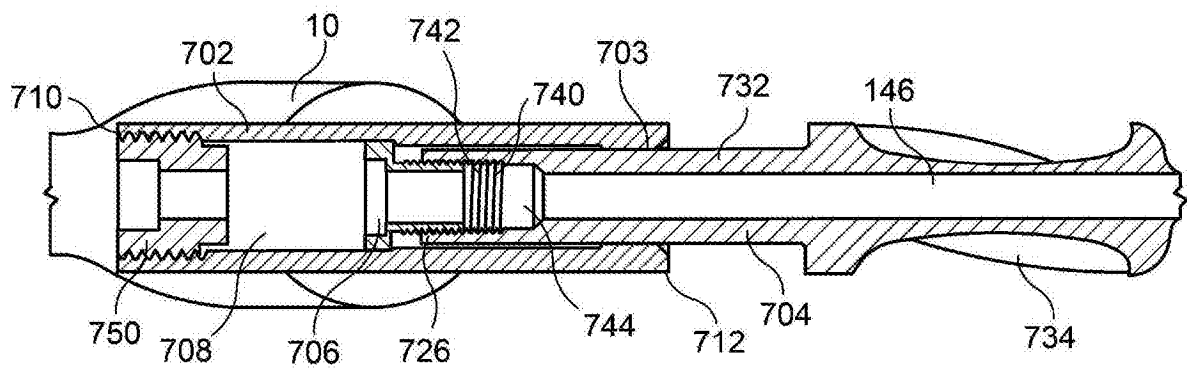


图30

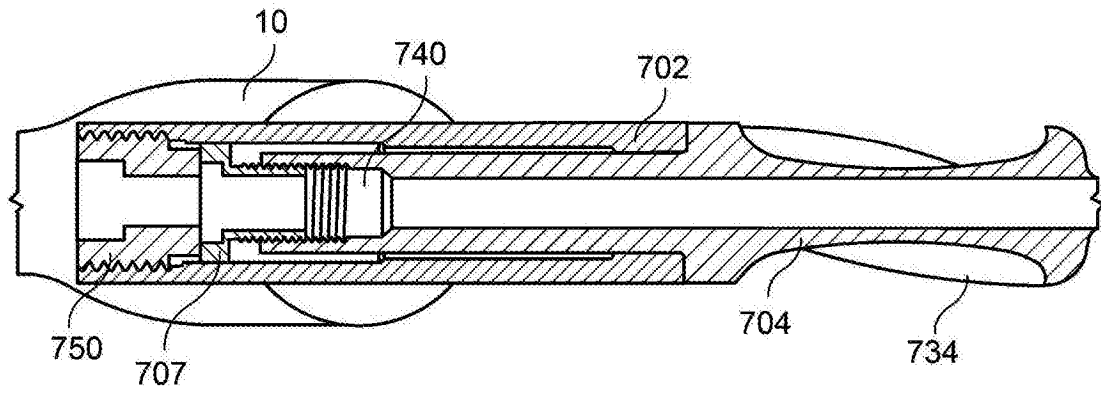


图31

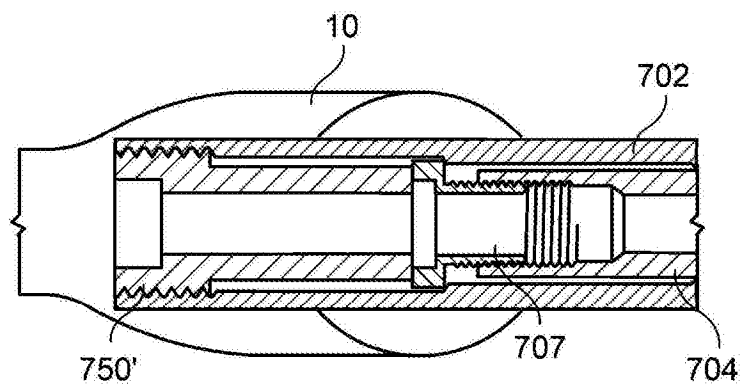


图32

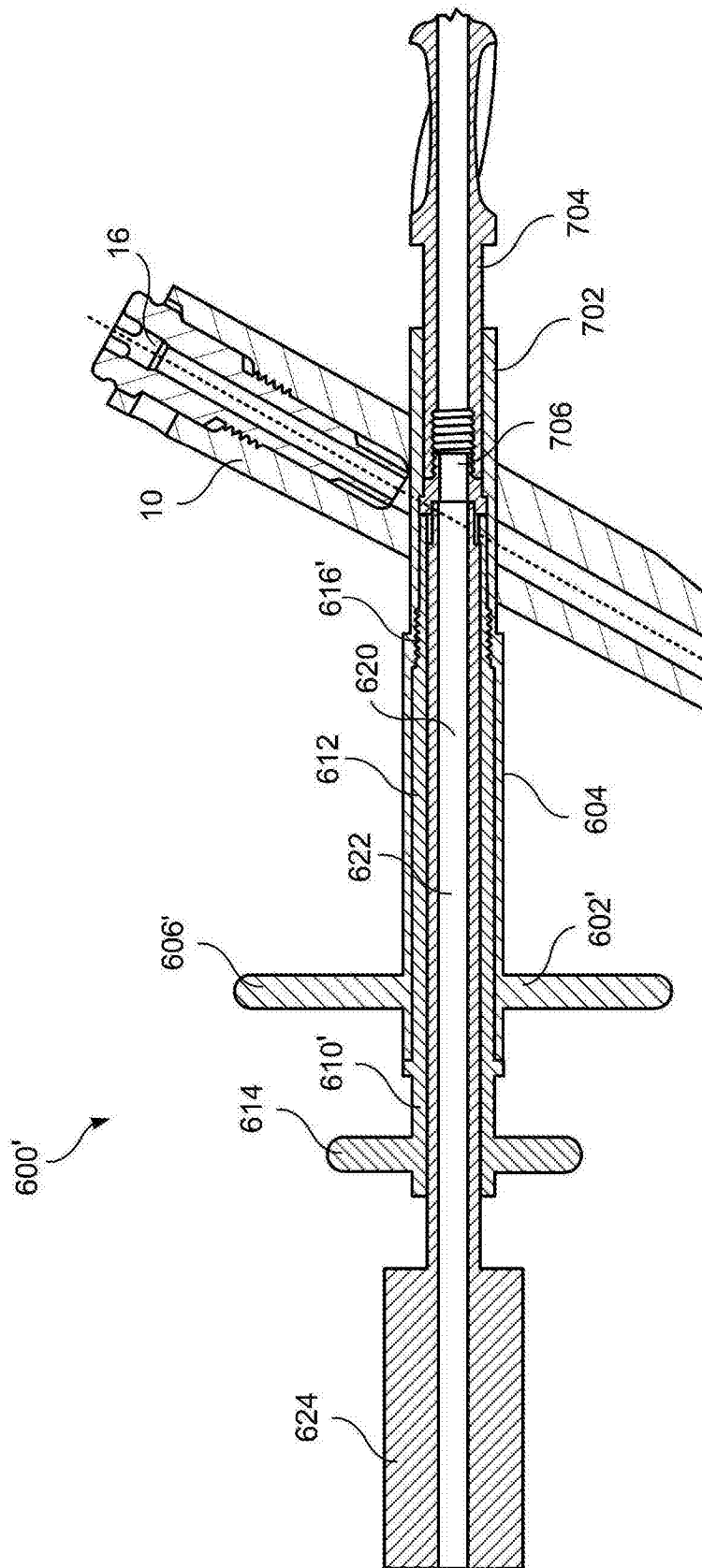


图33

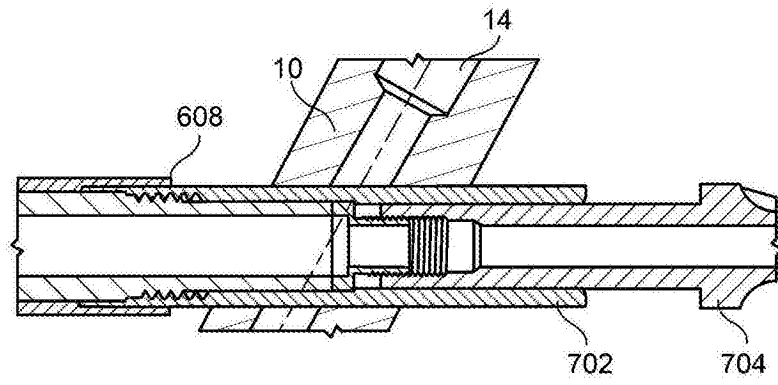


图34

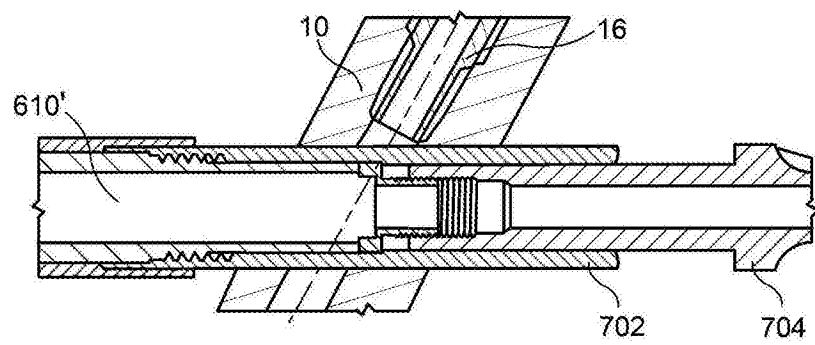


图35

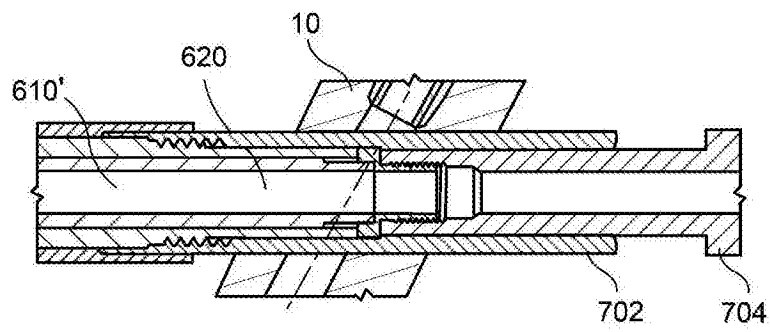


图36

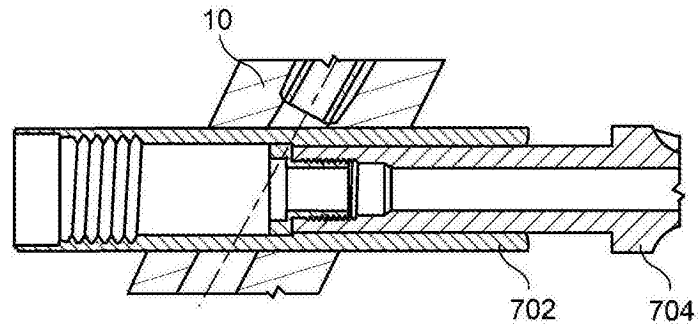


图37

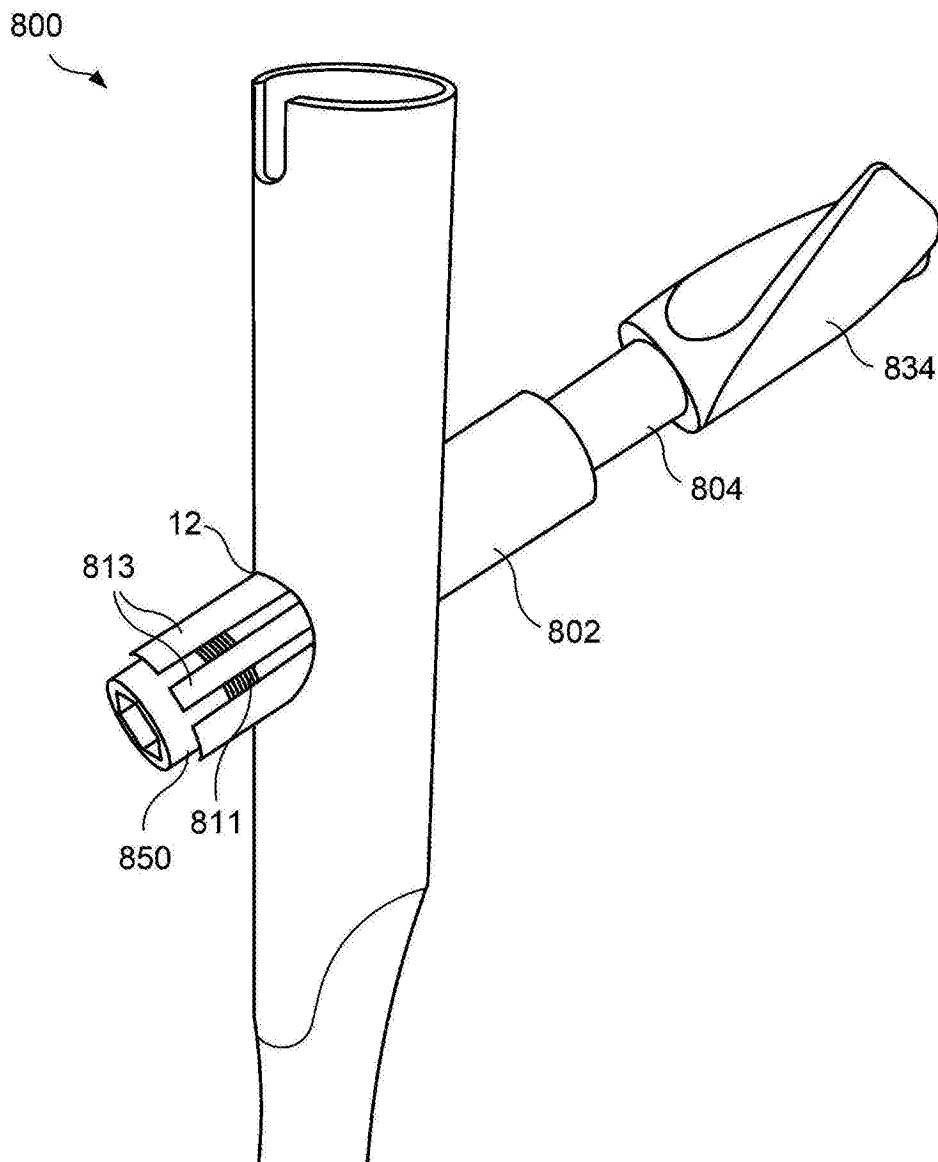


图38

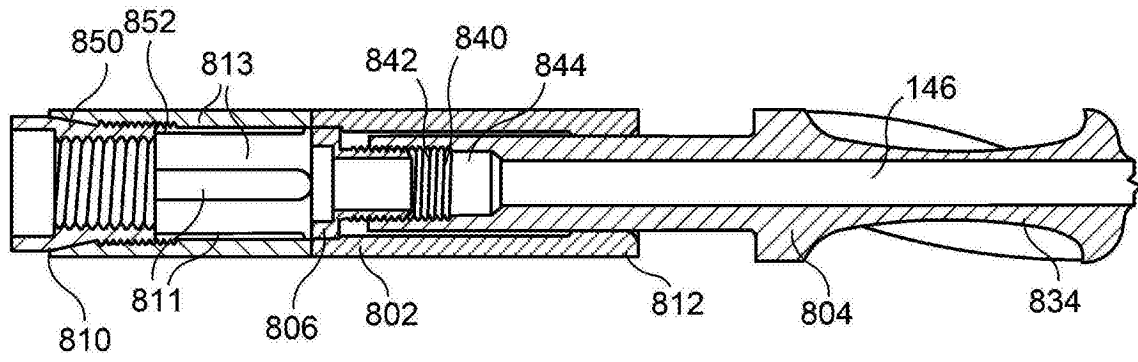


图39

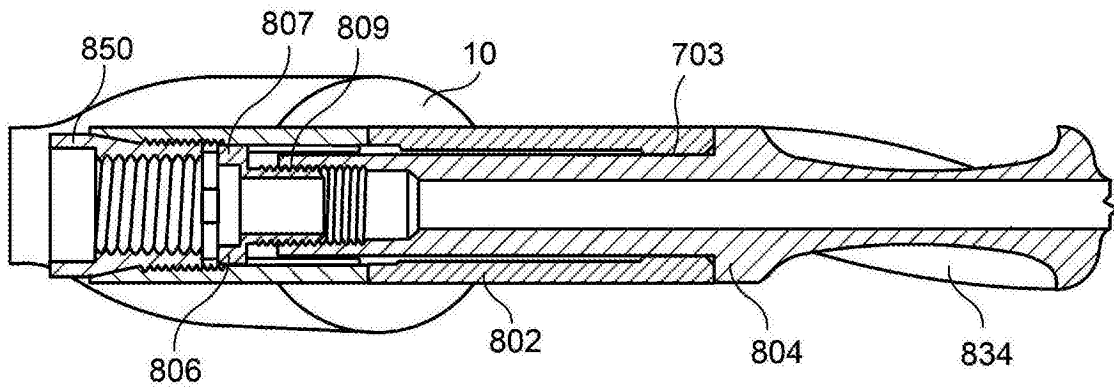


图40

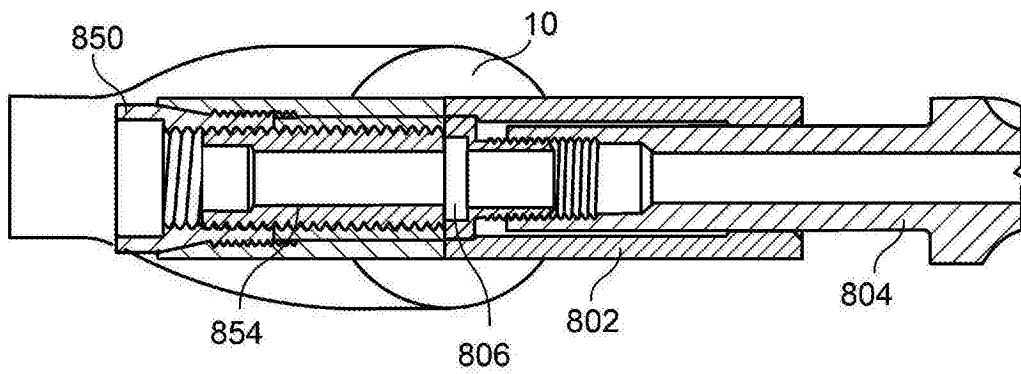


图41

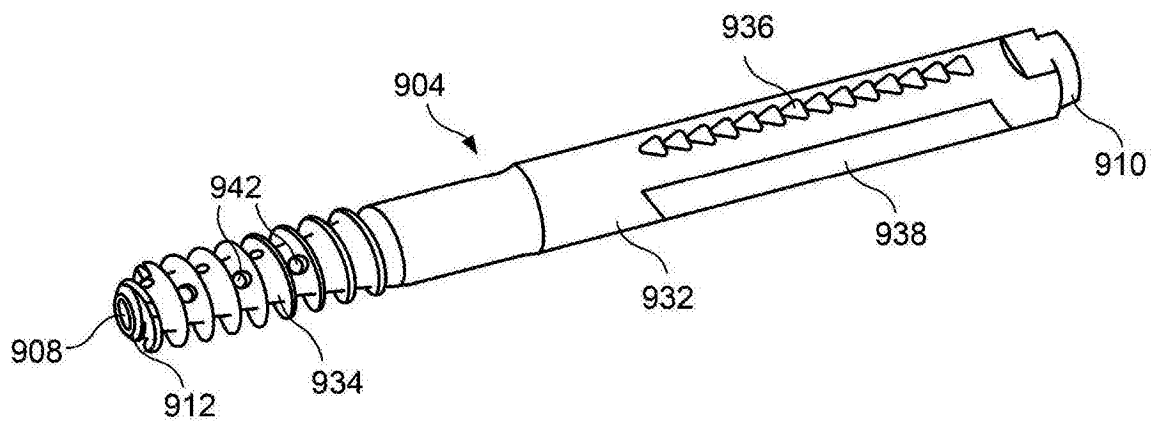


图42

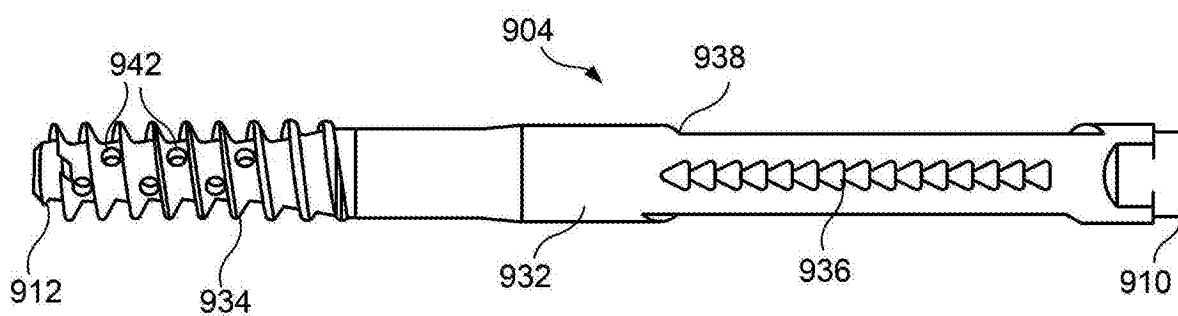


图43

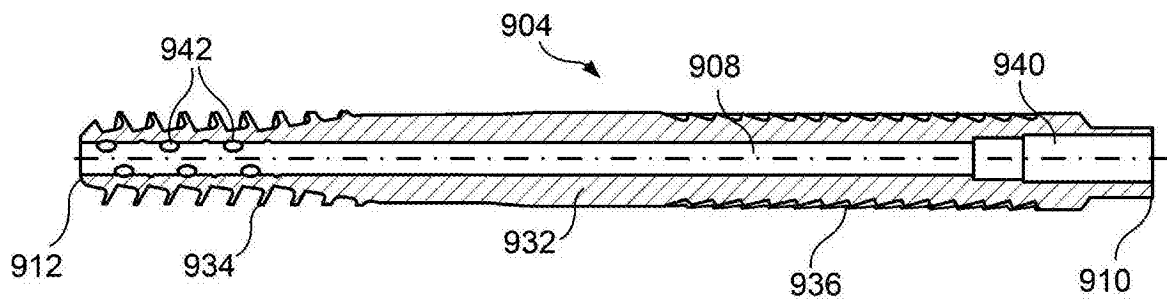


图44

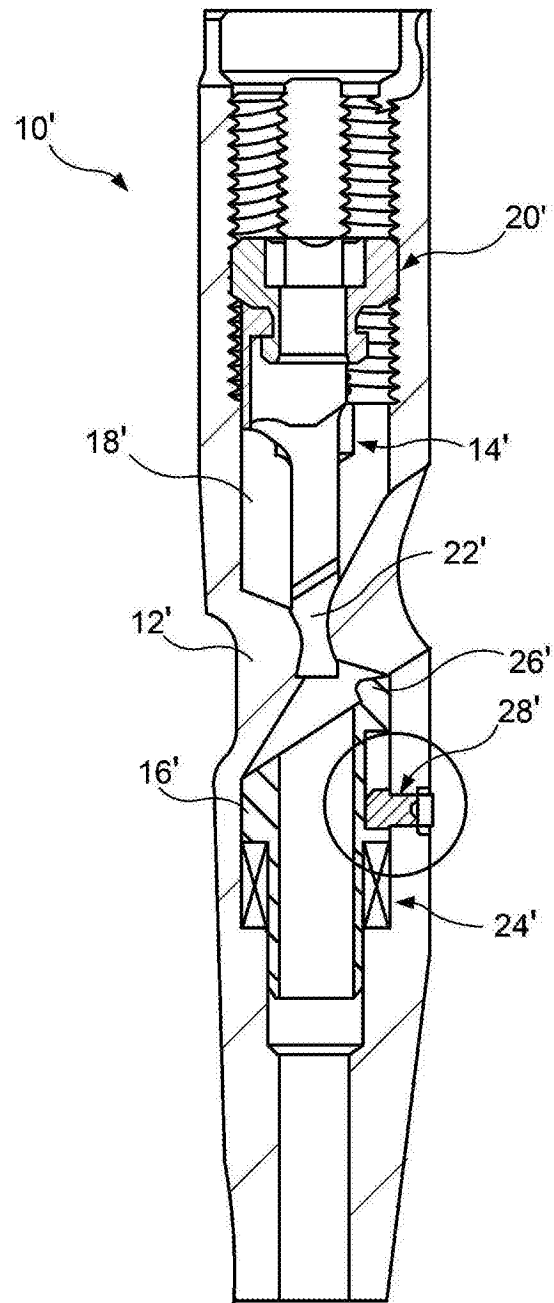


图45

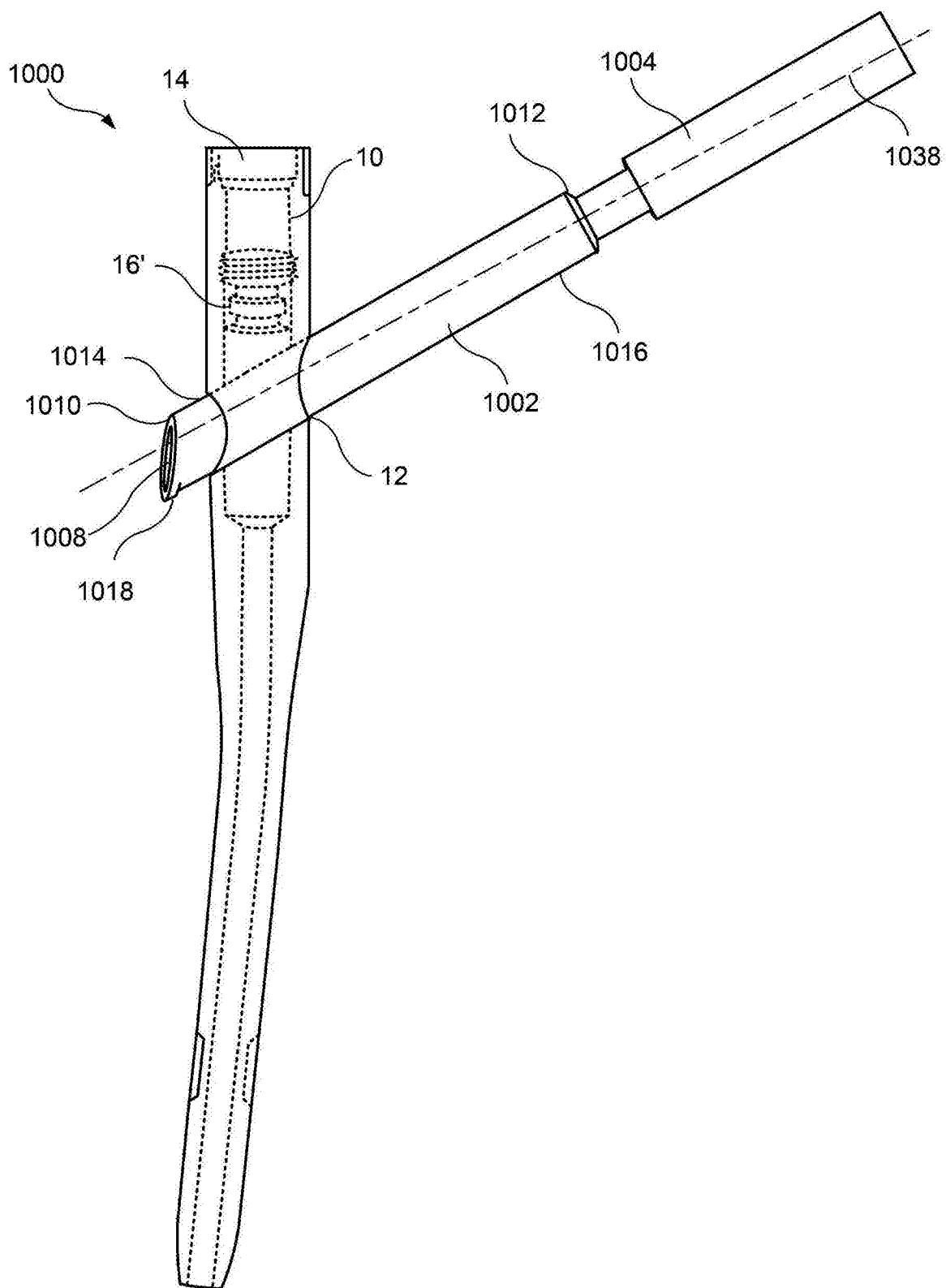


图46

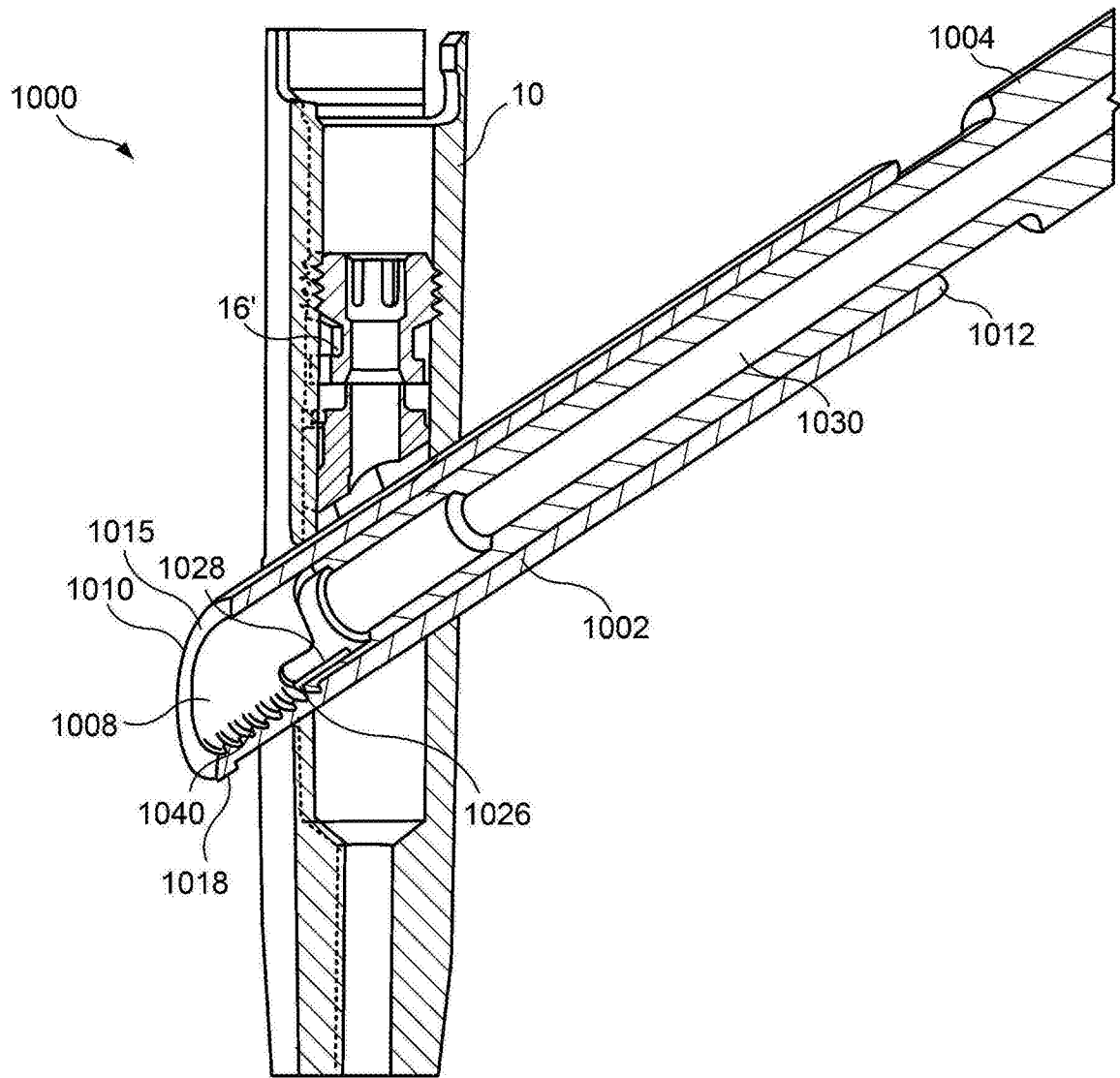


图47

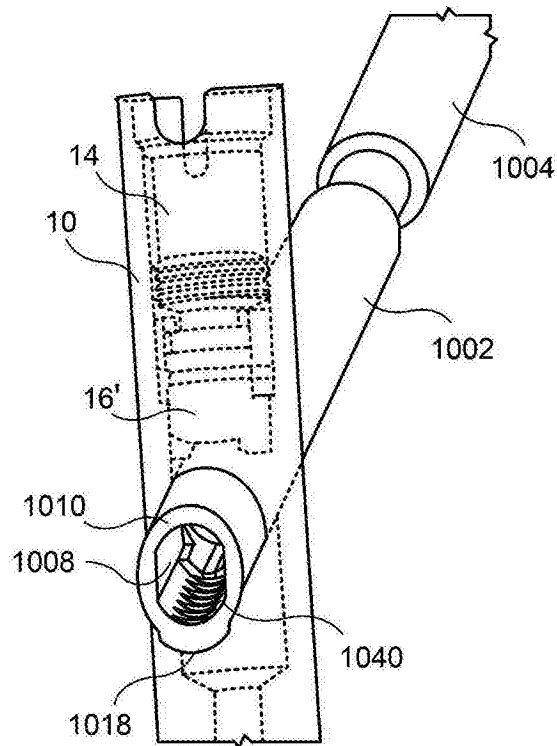


图48

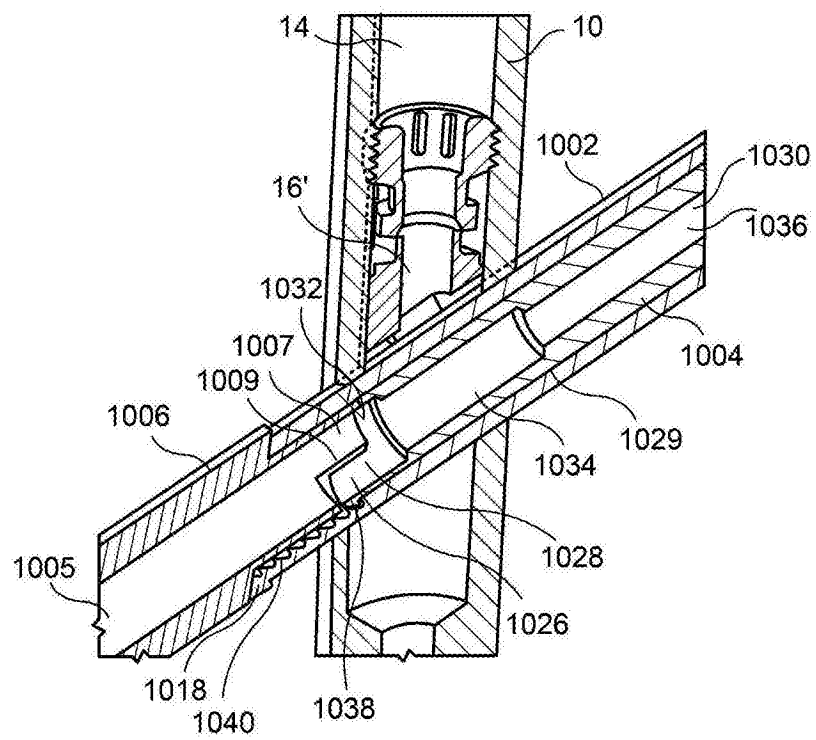


图49