(19)国家知识产权局

(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 114206242 B
(45)授权公告日 2024.08.06

(21)申请号 202080055098.4
(22)申请日 2020.07.27
(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 114206242 A
(43)申请公布日 2022.03.18
(30)优先权数据
16/531747 2019.08.05 US
(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2022.01.28
(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/IB2020/057080 2020.07.27
(87)PCT国际申请的公布数据
WO2021/024086 EN 2021.02.11
(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 A·弗林特罗普 T·凯尔 S·小克米奇 A·西波尔 D·帕帕拉多 D·科文斯 J·麦克马纳斯

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001
专利代理师 郭帆扬 杨忠
(51)Int.Cl.
A61B 17/72(2006.01)
A61B 17/74(2006.01)

(56)对比文件
CN 105263429 A,2016.01.20
EP 1356777 A2,2003.10.29

审查员 鲜星宇

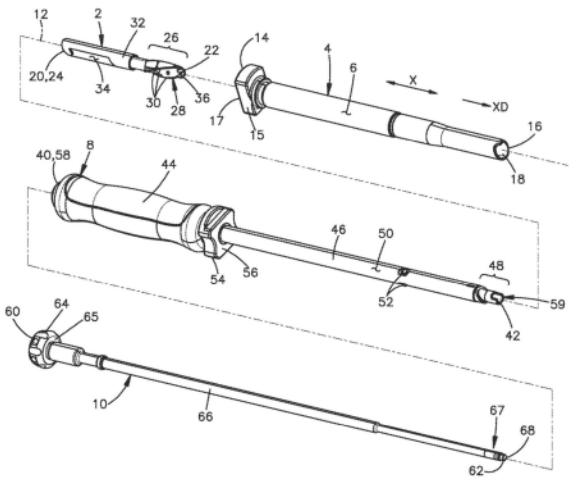
权利要求书2页 说明书8页 附图14页

(54)发明名称

用于固定构件的精细轴向可调节性的引导套筒和相关系统

(57)摘要

本发明公开了一种用于将固定构件锚固到髓内钉和骨的引导套筒,该引导套筒包括套筒主体,该套筒主体沿着中心轴线伸长并且具有内表面,该内表面限定沿着该中心轴线延伸到该套筒主体的远侧端部的孔。该套筒主体还限定多个引导通道,该多个引导通道各自从该内表面径向向外凹陷,并且各自包括螺旋近侧部分和从该螺旋近侧部分朝向该远侧端部延伸的直线形远侧部分。该直线形远侧部分与该中心轴线平行。这些引导通道被构造成接收器具的相应互补从动件,以用于驱动该固定构件穿过该孔并且随后穿过该髓内钉并且进入该骨中。



CN 114206242 B

1.一种用于与髓内钉一起使用的骨固定系统,包括:

引导套筒,所述引导套筒沿着中心轴线伸长并且包括套筒主体,所述套筒主体被构造成通过瞄准臂相对于骨保持在适当位置,所述套筒主体包括内表面,所述内表面限定沿着所述中心轴线延伸到所述套筒主体的远侧端部的孔,所述套筒主体限定至少一个引导通道,所述至少一个引导通道从所述内表面径向向外凹陷并且包括螺旋近侧部分和直线形远侧部分,其中所述直线形远侧部分从所述螺旋近侧部分朝向所述远侧端部延伸并且与所述中心轴线平行;

固定构件,所述固定构件被构造成延伸穿过所述引导套筒的所述孔,所述固定构件具有近侧安装件和在远侧方向上与所述近侧安装件间隔开的远侧头部,所述远侧头部具有被构造成接合骨的螺旋结构;和

器具,所述器具具有伸长部分,所述伸长部分包括被构造成与所述固定构件的所述近侧安装件联接的远侧安装件,使得在联接时,所述器具被构造成将所述固定构件推进穿过所述引导套筒的所述孔,所述伸长部分具有外表面和从所述外表面径向向外延伸的至少一个突起,其中所述至少一个突起被构造成随着所述伸长部分推进穿过所述引导套筒的所述孔而在所述至少一个引导通道内延伸并沿循所述至少一个引导通道,以便控制所述固定构件相对于所述引导套筒的轴向位置。

2.根据权利要求1所述的骨固定系统,其中所述至少一个引导通道的所述直线形远侧部分限定至少4.0mm的轴向长度。

3.根据权利要求1所述的骨固定系统,其中所述引导套筒、所述器具和所述固定构件被协作地构造,使得所述固定构件1)随着所述至少一个突起沿循所述至少一个引导通道的所述螺旋近侧部分而在所述远侧方向上推进并且围绕所述中心轴线旋转,并且2)随着所述至少一个突起沿循所述至少一个引导通道的所述直线形远侧部分而在所述远侧方向上基本上不围绕所述中心轴线旋转地推进。

4.根据权利要求3所述的骨固定系统,其中所述器具具有近侧端部和在其所述近侧端部处的冲击表面,其中所述冲击表面被构造用于接收来自冲击构件的冲击,从而将所述至少一个突起沿着所述至少一个引导通道的所述螺旋近侧部分和所述直线形远侧部分的至少一部分推进。

5.根据权利要求1所述的骨固定系统,其中所述至少一个引导通道包括由所述引导套筒的所述内表面限定的多个引导通道,并且所述多个引导通道围绕所述内表面的圆周彼此基本上等距地间隔开。

6.根据权利要求5所述的骨固定系统,其中所述至少一个突起包括从所述器具的所述伸长部分的所述外表面径向向外延伸的多个突起,所述多个突起围绕所述外表面的圆周彼此不均匀地间隔开,并且所述多个突起被构造成分别在所述多个引导通道内延伸并且沿循所述多个引导通道。

7.根据权利要求1所述的骨固定系统,其中所述固定构件限定锁定外表面,所述锁定外表面被构造成接合所述髓内钉的互补锁定构件,使得当所述锁定外表面与所述锁定构件接合时,所述固定构件被防止相对于所述髓内钉围绕所述中心轴线旋转。

8.根据权利要求7所述的骨固定系统,其中所述锁定外表面是第一锁定外表面,并且所述固定构件限定沿着垂直于所述中心轴线的横向方向与所述第一锁定外表面相对的第二

锁定外表面,并且所述第二锁定外表面被构造成邻接所述髓内钉的互补锁定表面。

9.根据权利要求8所述的骨固定系统,其中:

所述第一锁定外表面和所述第二锁定外表面各自为平面的并且彼此平行,并且

所述至少一个引导通道和所述固定构件被协作地构造,使得所述第一锁定外表面和所述第二锁定外表面各自保持与所述髓内钉的中心钉轴线平行,同时所述器具的所述至少一个突起位于所述至少一个引导通道的所述直线形远侧部分内。

10.根据权利要求1所述的骨固定系统,其中所述远侧头部的所述螺旋结构限定螺旋角,所述螺旋角基本上等同于由所述至少一个引导通道的所述螺旋近侧部分限定的螺旋角。

11.根据权利要求1所述的骨固定系统,其中所述器具的所述伸长部分的所述外表面包括用于指示所述远侧头部的远侧端部从所述引导套筒的远侧端部所延伸的轴向距离的视觉标记。

12.根据权利要求1所述的骨固定系统,其中所述固定构件的至少所述远侧头部由不透射线的材料构成,以用于在放射透视下提供所述远侧头部的远侧端部与所述骨的一部分的顶点之间的轴向距离的视觉指示。

13.一种用于将固定构件锚固到髓内钉和骨的引导套筒,包括:

套筒主体,所述套筒主体沿着中心轴线伸长,所述套筒主体具有内表面,所述内表面限定沿着所述中心轴线延伸到所述套筒主体的远侧端部的孔,所述套筒主体限定多个引导通道,所述多个引导通道各自从所述内表面径向向外凹陷,所述多个引导通道中的每个引导通道包括螺旋近侧部分和从所述螺旋近侧部分朝向所述远侧端部延伸并平行于所述中心轴线的直线形远侧部分,其中所述多个引导通道被构造成接收器具的相应互补从动件,以用于驱动所述固定构件穿过所述孔并随后穿过所述髓内钉并进入所述骨中。

14.根据权利要求13所述的引导套筒,其中所述引导通道中的每个引导通道的所述直线形远侧部分限定至少4.0mm的轴向长度。

15.根据权利要求13所述的引导套筒,其中所述多个引导通道包括围绕所述内表面的圆周彼此间隔开的三个引导通道。

用于固定构件的精细轴向可调节性的引导套筒和相关系统

技术领域

[0001] 本发明涉及用于对固定构件在骨内的轴向推进提供精确控制的装置,以及涉及与髓内钉技术有关的系统和方法。

背景技术

[0002] 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。转子骨固定治疗包括将髓内钉插入骨的髓腔中,以及随后将骨固定钉以相对于髓内钉的角度(即,沿着股骨颈的轴线和股骨头的中心)插入骨的髁部分中。

发明内容

[0003] 根据本公开的一个实施方案,一种用于与髓内钉一起使用的骨固定系统包括引导套筒,该引导套筒沿着中心轴线伸长并且具有套筒主体,该套筒主体被构造成通过瞄准臂相对于骨保持在适当位置。该套筒主体包括内表面,该内表面限定沿着该中心轴线延伸到该套筒主体的远侧端部的孔。该套筒主体限定至少一个引导通道,该至少一个引导通道从内表面径向向外凹陷并且包括螺旋近侧部分和直线形远侧部分,其中该直线形远侧部分从该螺旋近侧部分朝向远侧端部延伸并且与该中心轴线平行。该系统包括固定构件,该固定构件被构造成延伸穿过引导套筒的孔。该固定构件具有近侧安装件和在远侧方向上与该近侧安装件间隔开的远侧头部。该远侧头部具有被构造成接合骨的螺旋结构。该系统包括一种器具,该器具具有伸长部分,该伸长部分包括被构造成与固定构件的近侧安装件联接的远侧安装件,使得在联接时,该器具被构造成将固定构件推进穿过引导套筒的孔,该伸长部分具有外表面和从该外表面径向向外延伸的至少一个突起,其中该至少一个突起被构造成随着该伸长部分推进穿过引导套筒的孔而在该至少一个引导通道内延伸并沿循该至少一个引导通道,以便控制固定构件相对于引导套筒的轴向位置。

[0004] 根据本公开的另一实施方案,一种用于将固定构件锚固到髓内钉和骨的引导套筒包括套筒主体,该套筒主体沿着中心轴线伸长并且具有内表面,该内表面限定沿着该中心轴线延伸到该套筒主体的远侧端部的孔。该套筒主体还限定多个引导通道,该多个引导通道各自从该内表面径向向外凹陷,并且各自包括螺旋近侧部分和从该螺旋近侧部分朝向该远侧端部延伸的直线形远侧部分。该直线形远侧部分与该中心轴线平行。这些引导通道被构造成接收器具的相应互补从动件,以用于驱动该固定构件穿过该孔并且随后穿过该髓内钉并且进入该骨中。

[0005] 根据本公开的附加实施方案,一种将髓内钉固定在骨的髓腔内的方法包括:将引导套筒推进穿过附接到该髓内钉的瞄准臂中的互补孔,直到该引导套筒的远侧端部沿着沿该引导套筒的中心轴线限定的轨线接触该骨的外皮层,使得该中心轴线与该髓内钉的侧向通道相交。该方法包括将器具插入穿过引导套筒的中心孔,使得该器具的外部从动件在相应通道内延伸,该相应通道限定在该中心孔内的引导套筒的内表面内,其中这些通道的近

侧部分沿着该内表面螺旋地延伸。该方法包括冲击器具的近侧表面,从而使外部从动件沿着通道的近侧部分移动,从而同时1)将联接到该器具的远侧端部的固定构件沿着中心轴线轴向地推进,以及2)使该固定构件围绕该中心轴线旋转,其中冲击步骤使得该固定构件的螺旋结构推进穿过髓内钉的侧向通道并且随后接合骨。该方法包括进一步冲击该近侧表面,从而使外部从动件移动到通道的平行于该中心轴线延伸的远侧直线形部分中,从而将固定构件轴向地推进以进一步与骨接合,而基本上不使该固定构件围绕该中心轴线旋转。

附图说明

[0006] 结合附图进行阅读时,能够更好地理解前述发明内容和以下对本申请的例示性实施方案的详细说明。为了说明本申请的结构,在附图中示出了例示性实施方案。然而,应当理解,本专利申请并不局限于所示出的精确的布置方式和机构。在附图中:

[0007] 图1是根据本公开的实施方案的包括髓内钉的骨固定系统的透视图;

[0008] 图2是图1中所示的骨固定系统的锁定组件的分解透视图;

[0009] 图3是图2中所示的锁定组件的固定构件的透视图;

[0010] 图4是图3中所示的固定构件的透视图;

[0011] 图5是图3和图4中所示的固定构件的剖面侧视图;

[0012] 图6是图2中所示的插入器具的远侧安装件的透视图;

[0013] 图7是图6中所示的远侧安装件的侧平面视图;

[0014] 图8是图2至图5中所示的固定构件的侧平面视图,该固定构件安装到图6和图7中所示的远侧安装件;

[0015] 图9A是图8中所示的固定构件的底部平面视图;

[0016] 图9B是图9A中所示的固定构件的透视图,该固定构件与图1中所示的髓内钉的锁定构件接合;

[0017] 图10是图2中所示的引导套筒的剖面侧视图;

[0018] 图11是图10中所示的引导套筒的后透视图;

[0019] 图12是图10和图11中所示的引导套筒的端部剖面图;

[0020] 图13是定位在引导套筒内的图2至图5的固定构件在第一位置处的剖面侧视图;

[0021] 图14是从引导套筒延伸的固定构件在第二位置的剖面侧视图;

[0022] 图15是从引导套筒延伸的固定构件在第三位置的剖面侧视图;并且

[0023] 图16是根据本公开的一个附加实施方案的与引导套筒接合的插入器具的一部分的剖面侧视图,其中该插入器具具有凸台,该凸台提供了该固定构件相对于该引导套筒的轴向位置的视觉标记。

具体实施方式

[0024] 参考下列结合对构成本公开的一部分的附图和示例的详细说明可更易于理解本公开。应当理解,本公开不限于本文所述和/或所示的具体装置、方法、应用、条件或参数,并且本文所用的术语仅用于以举例的方式描述具体实施方案的目的,并非旨在限制本公开的范围。此外,除非上下文另外明确地指出,否则如本说明书(包括随附权利要求书)中所用,单数形式“一个”和“所述”包括复数,并且提到特定数值时至少包括此特定值。

[0025] 本文所用的术语“多个”意指多于一个。当表示值的范围时，另一个实施方案包括从一个具体的值和/或到其他具体的值。相似地，当前面用“约”将值表示为近似值时，应当理解，该值的具体值构成了另一个实施方案。所有范围均包括端值在内并且可组合。

[0026] 如本文所用，关于尺寸、角度和其他几何结构的术语“约”和“基本上”考虑了制造公差。此外，术语“约”和“基本上”可包括大于或小于所述尺寸或角度的10％。此外，术语“约”和“基本上”可等同地适用于所述的具体值。

[0027] 现在参见图1，骨固定系统100的示例性实施方案包括用于插入骨104的髓腔内的髓内钉102。在例示的实施方案中，骨104是股骨，但是应当理解，骨固定系统100可根据需要适于与其他骨一起使用。髓内钉102的近侧端部106可被联接到插入手柄108，该插入手柄被构造用于将髓内钉102通过骨104的皮层中的钉插入目标插入髓腔中。例如，髓内钉102可以是转子固定钉，用于通过皮层中的目标位置来插入到髓腔中，诸如在尖端上或位于较大转子的尖端略微侧部。插入手柄108还可被构造成与瞄准臂110联接，该瞄准臂限定至少一个瞄准孔112(或另选地，通道)，该瞄准孔沿着瞄准轨线或轴线114延伸，该瞄准轨线或轴线大体在外侧-内侧方向上与髓内钉102的侧向通道或“锁定孔”116相交。插入手柄108和瞄准臂110中的一者或两者可包括调节特征，其允许调节瞄准臂110相对于插入手柄108的位置，并且因此还调节瞄准孔112的轨线114。例如，可以调节轨线114以便与转子的轴线重合。

[0028] 骨固定系统100包括锁定组件200，该锁定组件被构造成延伸穿过瞄准臂110的瞄准孔112，以用于将固定构件2插入穿过髓内钉102的锁定孔116并且与骨(诸如其远皮层)接合。在例示的实施方案中，瞄准臂110被构造成引导固定构件2插入穿过股骨颈105并沿着与股骨头107的顶点109相交的轨线114进入股骨头107。锁定组件200包括引导套筒4，该引导套筒能够沿着轨线114插入穿过瞄准孔112，并且附加器具诸如引导线、线引导件、钻头、驱动器、插入器等可以通过该引导套筒被引导并推进到骨104和/或髓内钉102，包括到和/或穿过其锁定孔116。应当理解，引导套筒4的外表面6优选为具有与瞄准孔112内的瞄准臂110的内表面的几何形状互补的几何形状，使得引导套筒4以紧密的方式保持在其中。

[0029] 现在参考图2，锁定组件200可包括固定构件2、引导套筒4、用于将固定构件2推进穿过引导套筒4的插入器具8，以及用于将固定构件2联接到插入器具8的联接器具10。引导套筒4沿中心轴线12是伸长的并且具有沿着纵向方向X彼此间隔开的近侧端部14和远侧端部16，该纵向方向沿着中心轴线12取向。引导套筒4限定轴向孔18，该轴向孔沿着中心轴线12从近侧端部14沿着远侧方向XD延伸到远侧端部16，该远侧方向沿着纵向方向X取向。轴向孔18可被居中定位在引导套筒4中并且因此可被称为“中心”孔18。引导套筒4包括近侧止动构件，诸如凸缘15，其在引导套筒4的近侧端部14处限定了该引导套筒的近侧表面17。

[0030] 固定构件2具有沿着纵向方向X彼此间隔开的近侧端部20和远侧端部22。固定构件2包括用于安装到插入器具8的近侧安装件24和在远侧方向XD上与近侧安装件24间隔开的头部26。头部26包括骨接合特征，诸如螺旋结构28，以用于在固定构件2从引导套筒4向远侧推进时与骨接合。螺旋结构28可包括多个螺旋切割刀片30，该多个螺旋切割刀片围绕中心轴线12螺旋地延伸并且被构造成切割、咬合或以其他方式钻穿骨材料，包括皮质骨材料和松质骨材料。固定构件2包括锁定构件32，该锁定构件被构造成锁定地接合髓内钉102的互补锁定构件。在例示的实施方案中，锁定构件32限定了一个或多个锁定外表面34，该一个或多个锁定外表面限定被构造成接合髓内钉102的互补锁定构件的互补几何形状的几何形

状,如下文所详述。固定构件2优选地限定插管36,诸如用于接收引导线或其他器件和/或用于允许从中递送材料,诸如增强材料,如水泥、骨填充材料、骨生长诱导材料、骨移植物等。

[0031] 插入器具8具有沿着纵向方向X彼此间隔开的近侧端部40和远侧端部42。插入器具8具有位于近侧端部40处的手柄44和从手柄44沿着远侧方向XD延伸到远侧端部42的伸长插入部分46。手柄44的形状被设计成能为操作者的手部提供满意的抓握。插入部分46被构造成延伸穿过引导套筒4的轴向孔18,并且包括远侧端部42处的远侧安装件48,以用于安装到固定构件2的近侧安装件24。远侧安装件48和近侧安装件42具有互补的几何形状,以用于将轴向力和旋转力从插入器具8传递到固定构件2,如下文所详述。插入部分46具有限定至少一个从动构件(诸如至少一个突起52)的外表面50,该至少一个从动构件被构造成接合并沿循位于引导套筒4的轴向孔18内的互补引导特征,从而引导插入部分46(和安装到其上的固定构件2)穿过引导套筒4的移动。优选地,该至少一个突起52包括多个突起,该多个突起围绕插入部分46的外表面50的圆周彼此不均匀地间隔开。突起52与引导套筒4的轴向孔18内的互补引导特征之间的接合将在下文详述。插入器具8包括止动构件,诸如凸缘54,该止动构件限定远侧止动表面56,该远侧止动表面被构造成当插入部分46(并且因此还有安装到其上的固定构件2)相对于引导套筒4处于最大插入深度时邻接引导套筒4的近侧表面17。插入器具8还具有位于其近侧端部40处的近侧止动表面58,并且限定从近侧端部40延伸到远侧端部42的插管59。

[0032] 联接器具10具有沿着纵向方向X彼此间隔开的近侧端部60和远侧端部62。联接器具10包括位于近侧端部60处的近侧凸缘64和从近侧凸缘64沿着远侧方向XD延伸到远侧端部62的伸长部分66。联接器具10的伸长部分66被构造成延伸穿过插入器具8的插管12,使得联接特征诸如远侧端部62处的外螺纹联接部分67从插入器具8的远侧安装件48向远侧延伸并接合互补联接特征,诸如固定构件2的内螺纹近侧部分,以用于与固定构件2联接。近侧凸缘64可以具有滚纹等,以便于伸长部分66相对于固定构件2旋转,从而使联接器具10的外螺纹联接部分67与固定构件2的内螺纹近侧部分螺纹接合,这可有效地相对于插入器具8的远侧安装件48向近侧拉动固定构件2,使得固定构件2的近侧安装件24完全安置到远侧安装件48,在该完全安置位置处,近侧安装件24和远侧安装件48优选彼此刚性接合。联接器具10、插入器具8和固定构件2可被协作地构造成使得当近侧安装件24完全安置到远侧安装件48时,凸缘64的远侧表面65邻接插入器具8的近侧止动表面58。联接器具10优选地限定了插管68,诸如以用于接收引导线或其他器件。

[0033] 现在参考图3至图5,固定构件2的近侧安装件24可包括多个安装构造。一个此类安装构造可包括与垂直于中心轴线12的横向方向T平行延伸的一个或多个横向表面70(在本文中也称为“平台”或“平坦部”)。另一此类安装构造可包括与一个或多个横向表面70相对定位的附加的平坦部,诸如如图5所示的下平坦部71。又一此类安装构造可包括轴向邻接表面72,该轴向邻接表面大体上面向与远侧方向XD相对的近侧方向XP。附加的此类安装构造可包括位于固定构件2的近侧端部20处的近侧表面74。如图所示,近侧表面74可以相对于中心轴线12以倾斜角度倾斜。近侧安装件24的安装构造70、71、72、74可以各自被构造成接合远侧安装件48的互补安装构造。

[0034] 固定构件2可任选地包括联接在一起的两个或更多个锚固件主体。例如,固定构件2可包括限定头部26的远侧锚固件主体2a、限定锁定构件32的近侧锚固件主体2b和固定构

件2的近侧端部20。近侧锚固件主体2b可以是管状的并且可限定大体上圆柱形的外表面33。近侧锚固件主体2b还可被构造成接收远侧锚固件主体2a的柄76。远侧锚固件主体2a和近侧锚固件主体2b可被构造成相对于彼此选择性地伸缩移动。例如,远侧锚固件主体2a的柄76可以包括顺应棘爪78,该顺应棘爪被构造成接合限定在近侧锚固件主体2b的内表面上或由其承载的一系列互补棘齿79中的至少一个互补棘齿。因此,棘爪78和棘齿79可被用于在将近侧安装件24接合到远侧安装件48之前选择性地调节固定构件2的轴向长度L1。应当理解,固定构件2可以如2014年8月19日公布的并且名称为“TROCHANTERIC FEMORAL NAIL AUGMENTABLE”(“'293引用”)的美国专利8,808,293中所述进行配置,该专利的全部公开内容据此以引用方式并入本文。如图所示,远侧锚固件主体2a可限定横向平坦部70和轴向邻接表面72,而近侧锚固件主体2b可限定固定构件2的近侧表面74。

[0035] 头部26的螺旋切割刀片30可相对于中心轴线12测量的螺旋角A1螺旋地围绕中心轴线18延伸,并且还可限定沿着纵向方向X的螺距。头部26还可限定与插管36流体连通的一个或多个侧端口38。一个或多个侧端口38可被构造成在垂直于中心轴线12的一个或多个相应径向R上从头部26递送材料诸如上述增强材料中的任一种。

[0036] 现在参考图6至图8,插入器具8的远侧安装件48可包括与固定构件2的近侧安装件24的那些构造互补的多个安装构造。例如,远侧安装件48可包括一个或多个横向表面或平坦部80(在本文中也称为“平台”),该一个或多个横向表面或平坦部平行于横向方向T延伸,并且被构造成与固定构件2的横向平坦部70相对并邻接。远侧安装件还可以包括下平坦部81,该下平坦部也平行于横向方向T延伸并且被构造成与固定构件2的下平坦部71相对并邻接。远侧安装件48还可包括远侧轴向邻接表面82,该远侧轴向邻接表面大体上面向远侧方向XD并且被构造成接合固定构件2的近侧轴向邻接表面72。远侧轴向邻接表面82可以限定插入器具8的远侧端部42。远侧安装件48还可包括被构造成面向固定构件2的近侧表面74的远侧肩部表面84。远侧肩部表面84优选地以与近侧表面74相等的倾斜角度倾斜。如图6和图7中所示,在联接器具10的远侧端部62处的外螺纹联接部分67从远侧安装件48向远侧延伸,从而以将固定构件2的安装构造70、71、72拉动成与插入器具8的安装构造80、81、82完全安置接合的方式接合固定构件2的互补内螺纹近侧部分,如图8所示。接合的横向平坦部70、80和71、81将旋转力传递到固定构件2,并且接合的轴向邻接表面72、82将轴向力传递到固定构件2,从而共同提供刚性、坚固的联接,这对于固定构件2的一个或多个锁定外表面34与髓内钉102的互补锁定构件之间的正确对准和锁定接合是至关重要的。该刚性、坚固的联接也有利于固定构件2相对于引导套筒4(并且因此也相对于髓内钉102和骨104)的轴向位置的精细可调节性。

[0037] 如图9A所示,固定构件2可限定沿着横向方向T彼此相对的一对锁定外表面34。锁定外表面34可以从大体上圆柱形的外表面33凹陷,使得近侧锚固件主体2b在锁定外表面34的近侧端部和远侧端部限定保持肩部35。如图9B所示,髓内钉102的锁定构件可以是锁定插针120,该锁定插针具有臂并且被构造成在髓内钉102的中心通道内推进,使得臂接合固定构件2的锁定外表面34中的一个锁定外表面,特别是以适合形状的方式,使得如果固定构件2在用髓内钉102锁定后沿中心轴线12移动,则臂邻接固定构件2的相应保持肩部35。保持肩部35被构造成以阻碍固定构件2沿着内侧-外侧方向移动的方式接合髓内钉102的锁定构件。在其他实施方案中,锁定插针120可具有一对相对臂122,该对相对臂被构造成跨越固定

构件2的锁定外表面34。

[0038] 现在参考图10至图12,引导套筒4包括套筒主体5,该套筒主体限定近侧端部14、远侧端部16、外表面6和轴向孔18。套筒主体5还可限定凸缘15。套筒主体5优选地为整体式主体。套筒主体5限定了内表面90,该内表面限定了轴向孔18。套筒主体5还限定至少一个引导通道92,该至少一个引导通道从内表面90径向向外凹陷并且在套筒主体5的近侧端部14和远侧端部16之间延伸。至少一个引导通道92被构造成在固定构件2推进穿过套筒主体5时引导其移动。至少一个引导通道92包括螺旋近侧部分92a和从螺旋近侧部分92朝向套筒主体5的远侧端部16延伸的直线形远侧部分92b。螺旋近侧部分92a被构造成随着固定构件2推进穿过引导套筒4远侧的骨材料而使固定构件2围绕中心轴线12旋转,从而在头部26的螺旋刀片30与其行进穿过的骨材料之间提供良好的接合。以非限制性示例的方式,引导通道92的直线形远侧部分92b被构造成提供固定构件2相对于骨材料的轴向位置的精确、精细的可调节性,诸如固定构件2的远侧端部16与股骨头107的顶点109之间的间隔。固定构件2的轴向位置的精细可调节性在下文中详述。

[0039] 如图所示,至少一个引导通道92可包括多个引导通道,该多个引导通道围绕内表面90的圆周彼此间隔开。在例示的实施方案中,多个引导通道92包括三个(3)引导通道92。引导通道92被构造成接收插入器具8的对应从动构件,诸如从其外表面50径向向外延伸的突起52。引导通道92被构造成引导突起52的移动,并且因此随着伸长插入部分46推进穿过引导套筒4的轴向孔18也引导其移动。优选地,引导通道92围绕内表面90的圆周以与突起52围绕插入器具8的插入部分46的外表面50的圆周的不均匀间隔相对应的方式彼此不均匀地间隔开。以这种方式,插入器具8的突起52将仅装配在其相关联的引导通道92内,从而确保当突起52位于引导通道92的直线形远侧部分92b中时固定构件2处于围绕中心轴线12的期望取向。应当理解,在其他实施方案中,套筒主体5可以限定一(1)、二(2)、四(4)、五(5)、六(6)或多于六个引导通道92,这些引导通道中的每个引导通道都可被构造成接收插入器具8的对应从动构件。

[0040] 每个引导通道92的螺旋近侧部分92a限定了相对于中心轴线12的螺旋角A2,螺旋角A2优选地等同于螺旋切割刀片30的螺旋角A1。因此,随着插入器具8推进穿过引导套筒4,突起52与引导通道92的螺旋近侧部分92a之间的接合将基本上引起头部26的螺旋刀片30主要通过有利的压实机构而不是剪切机构来接合骨材料,该压实机构为螺旋刀片30提供了自引导功能并且提供了增强的固定。螺纹角A1、A2可以在约5度至约60度的范围内,并且更优选地在约10度至约30度的范围内,并且更优选地在约15度至约20度的范围内。引导通道92的螺旋近侧部分92a的螺旋角A2优选地沿着螺旋近侧部分92的轴向长度恒定,但是在其他实施方案中,螺旋角可以变化,诸如用于提供沿着插入轨线的骨压缩测量。每个引导通道92的直线形远侧部分92b平行于引导套筒4的中心轴线12延伸。引导通道92的直线形远侧部分92b限定了轴向长度L2,该轴向长度优选地为4.0mm或更大,也可以是5.0mm或更大,还可以介于约4.0mm至约20mm的范围内。

[0041] 现在参考图13,固定构件2的远侧端部22相对于引导套筒4在第一插入位置P1处示出,在该位置处插入器具8的从动件52位于引导通道92的螺旋近侧部分92a的近侧端部附近。从第一插入构型P1,外科医生可通过冲击插入器具8的近侧表面58(诸如使用冲击锤),使携带固定构件2的插入器具8向远侧推进穿过中心孔18,直到从动件52被引导到第二插入

位置P2。

[0042] 现在参考图14,当固定构件2处于第二插入位置P2时,从动件52位于引导通道92的螺旋近侧部分92a与直线形远侧部分92b之间的接口94或过渡处。应当理解,在第二插入位置,固定构件2的锁定外表面34被正确取向以与髓内钉102的锁定插针接合。因此,如果固定构件2相对于髓内钉102的轴向位置在第二插入位置P2是足够的,则外科医生可选择使该固定构件2进一步轴向推进,并且可替代地将髓内钉102的锁定构件移动成与固定构件2的锁定外表面34锁定接合。

[0043] 现在参考图15,如果固定构件2的进一步轴向推进是理想的或必要的,诸如用于确保与髓内钉102的锁定构件正确锁定和/或实现更好的尖端-顶点距离,则外科医生可利用引导通道92的直线形远侧部分92b来增量插入,诸如通过在观察固定构件2的轴向位置的视觉标记的同时向插入器具89的近侧表面58施加一些冲击或甚至单一冲击。此类视觉标记可包括荧光透视。例如,在固定构件2的最后一部分可以由不透射线的材料构成,或者可以携带一个或多个不透射线的标记物,以用于在荧光透视下观察。除此之外或另选地,视觉标记可包括标记物,诸如在插入器具8的插入部分46的外表面50上的刻度散列标记,或如图16中所示,以非限制性示例的方式,从凸缘56以预先确定的长度L3向远侧延伸的凸起凸台57。在图16中所示的实施方案中,凸起凸台57指示当插入器具8的插入部分46(以及因此安装在其上的固定构件2)何时在相对于引导套筒4的最大插入深度的预先确定的长度L3内。预先确定的长度L3可对应于引导通道92的直线形远侧部分92b的轴向长度L2,使得凸起凸台57可以指示突起52何时在直线形远侧部分92b内。可以根据需要重复增量插入的前述步骤,以实现固定构件2插入的精细的可调节性,任选地,直到从动件52位于引导通道92的直线形远侧部分92b的远侧端部,在该位置处固定构件2的远侧端部22处于第三最大插入位置P3。

[0044] 引导通道92的直线形远侧部分92b的轴向长度L2是特别有利的,因为髓内钉命名系统的固定构件通常以长度L1的离散增量(例如5.0mm增量)提供。因此,如果患者解剖结构、髓内钉插入位置和骨碎裂、压缩或牵张的任何组合需要固定构件长度L1在5.0mm增量之间,则医生可能必须在固定构件长度L1中进行选择,固定构件长度L1可能会比期望长度L1长或短5.0mm。此类过长或欠长固定构件可能会对与髓内钉102的互补锁定构件的正确接合提出挑战。例如,为了确保固定构件2的锁定外表面34与锁定插针120的臂122之间的正确对准,固定构件2的轴向位置和旋转取向必须与锁定插针120的臂122对准,否则臂可能不会与锁定外表面34接合,这可能使固定构件2沿着锁定孔106自由滑动,从而可导致固定构件2沿着内侧-外侧方向移动。在没有引导通道92的直线形远侧部分92b的情况下,外科医生必须将固定构件2推进到螺旋引导通道的全长,以便确保与锁定插针的正确接合,即使这种完全推进会导致短于期望的尖端-顶点距离。引导通道92的直线形远侧部分92b维持固定构件2的取向以与锁定插针120正确接合,同时还允许外科医生将固定构件增量地推进到最佳尖端-顶点距离。

[0045] 尽管已详细描述了本公开,然而应当理解,在不脱离如由所附权利要求书所限定的本发明的实质和范围的条件下,可对本文作出各种改变、替代和更改。例如,本文描述的各种实施方案的特征可被结合到本文所述的一个或多个并且最多至全部实施方案中。此外,本公开的范围并非旨在仅限于本说明书中所述的具体实施方案。本领域的普通技术人员将容易理解可根据本公开采用与本文所述的相应实施方案执行基本上相同的功能或实

现基本上相同结果的现有或以后将开发出的工艺、机器、制造、物质的组成、装置、方法或步骤。

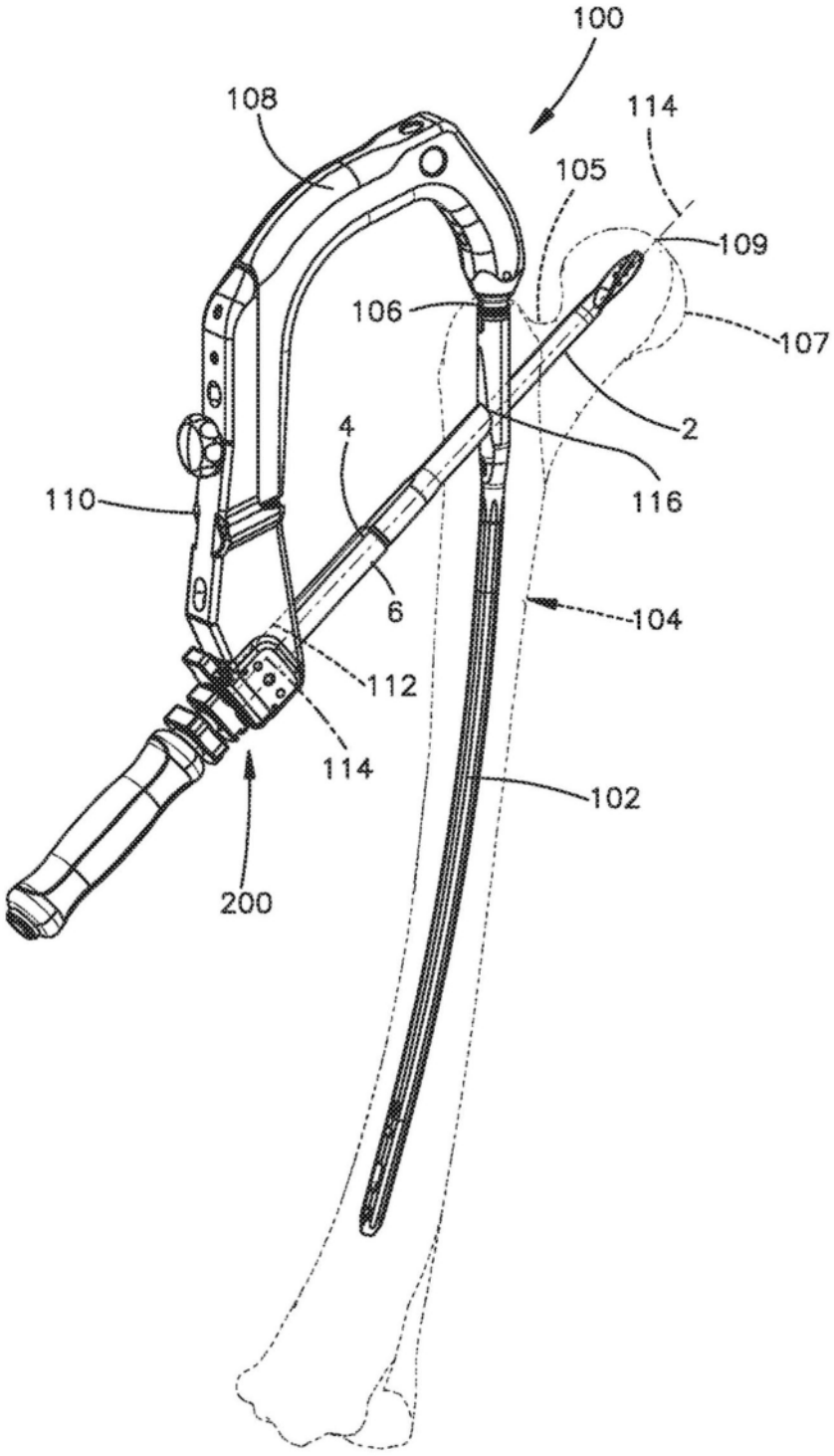


图1

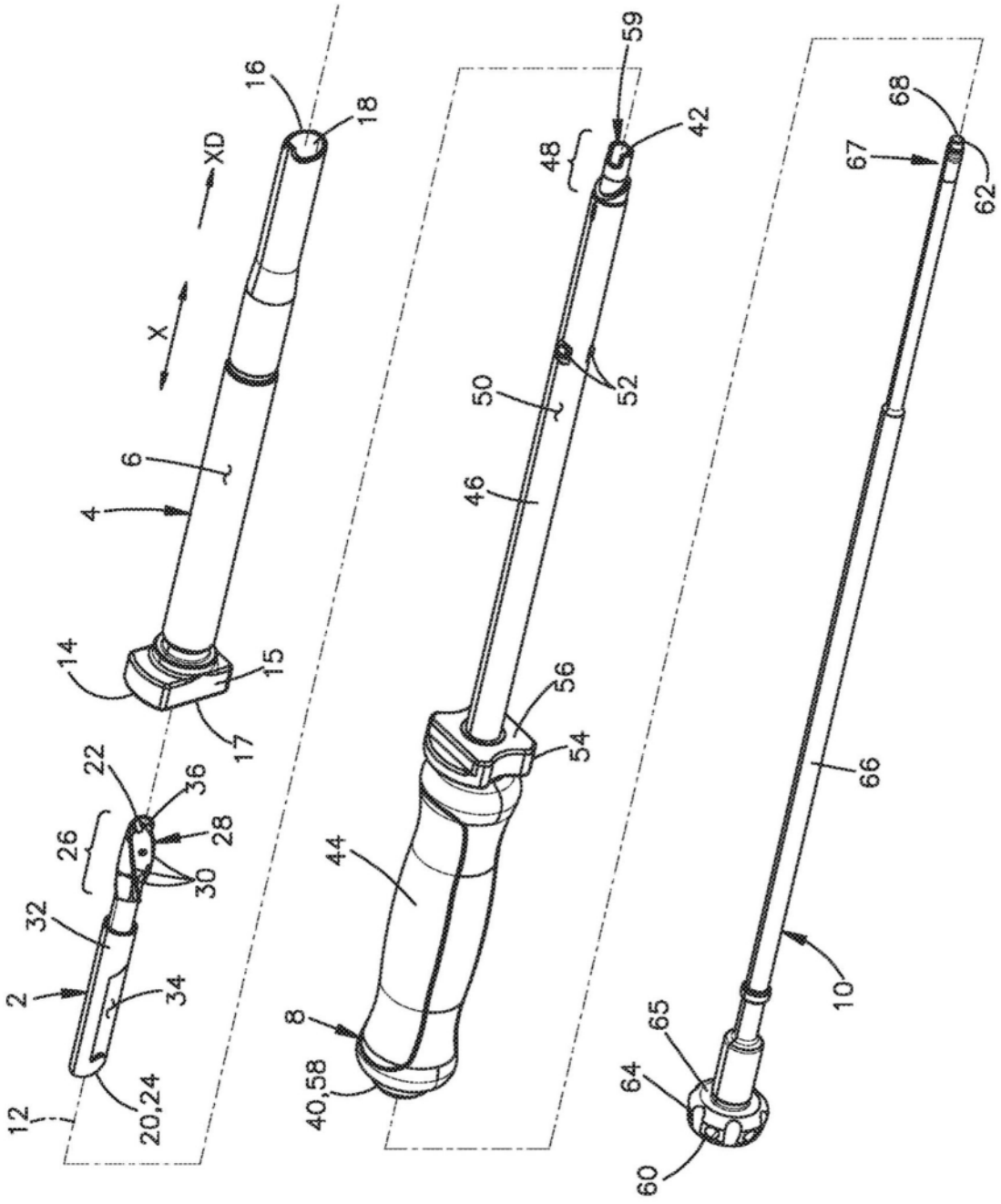

16
18
XD
X
6
4
14
15
17
22
36
26
28
30
32
2
34
12
20,24
59
48
42
50
52
46
56
54
44
8
40,58
68
67
62
66
10
65
64
60

图2

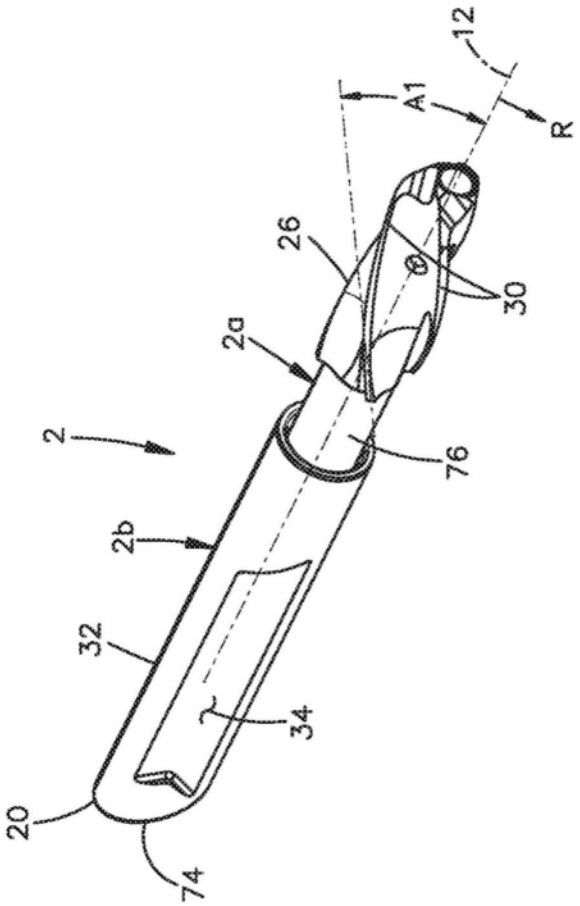


图3

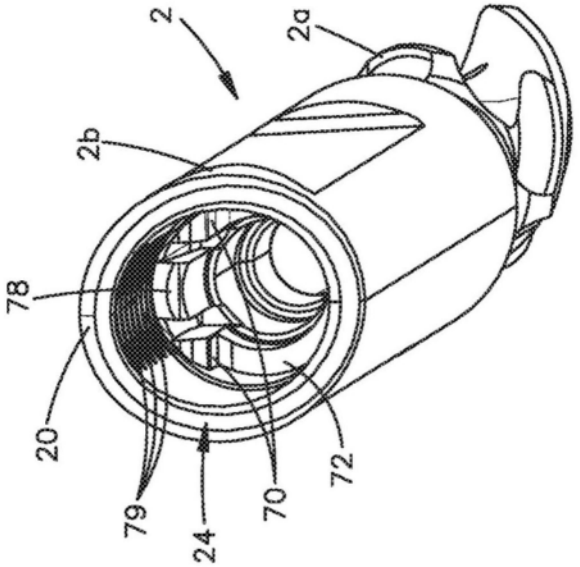


图4

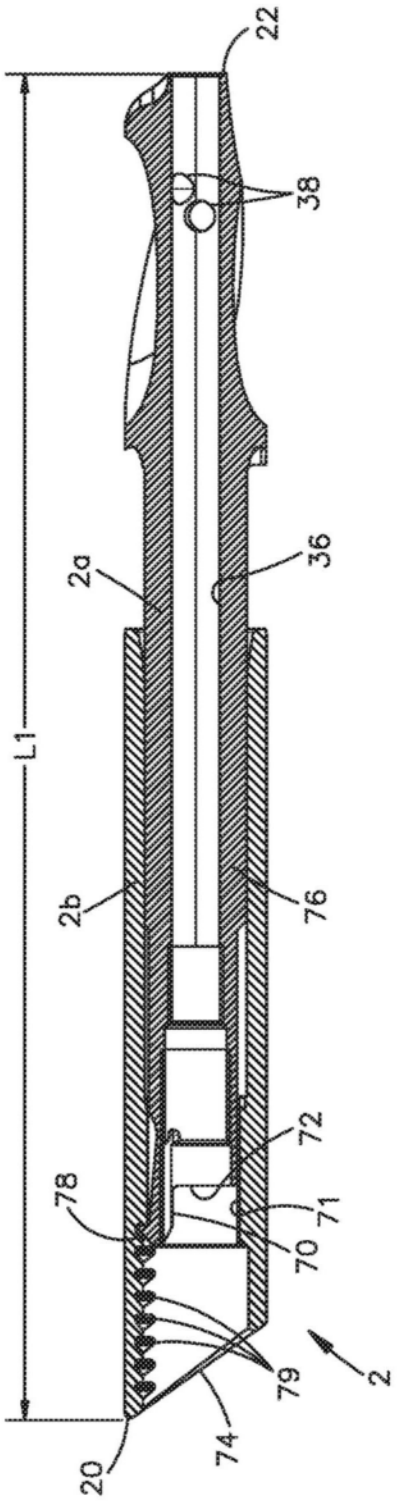


图5

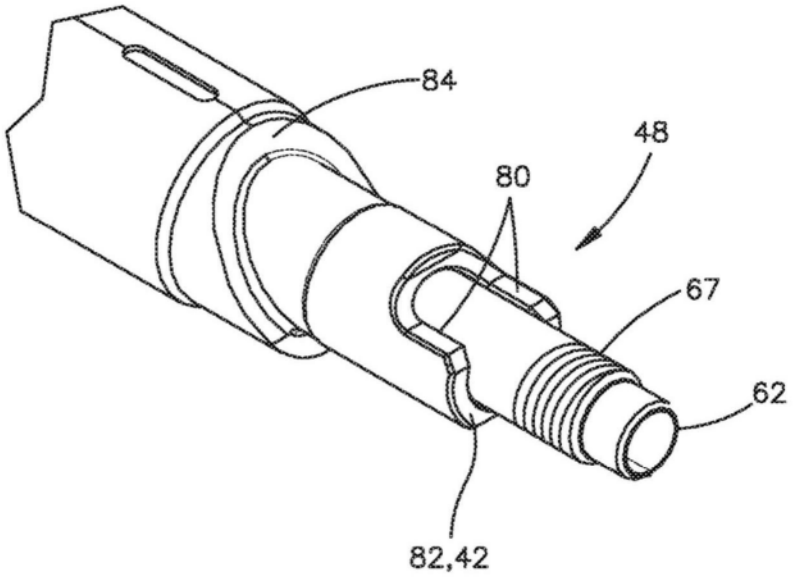


图6

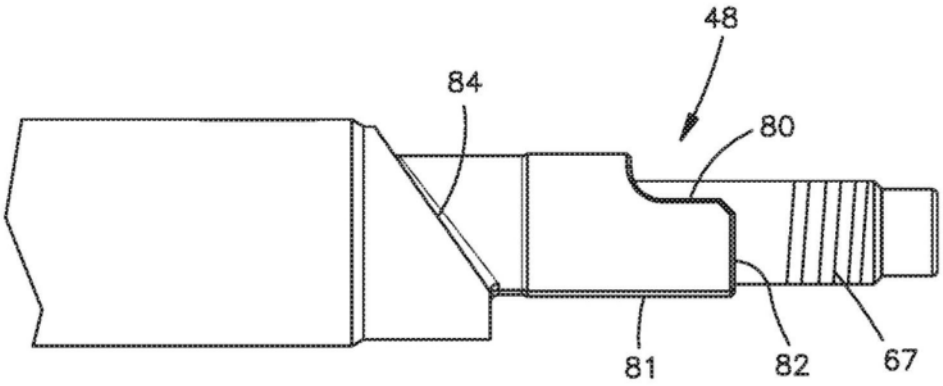


图7

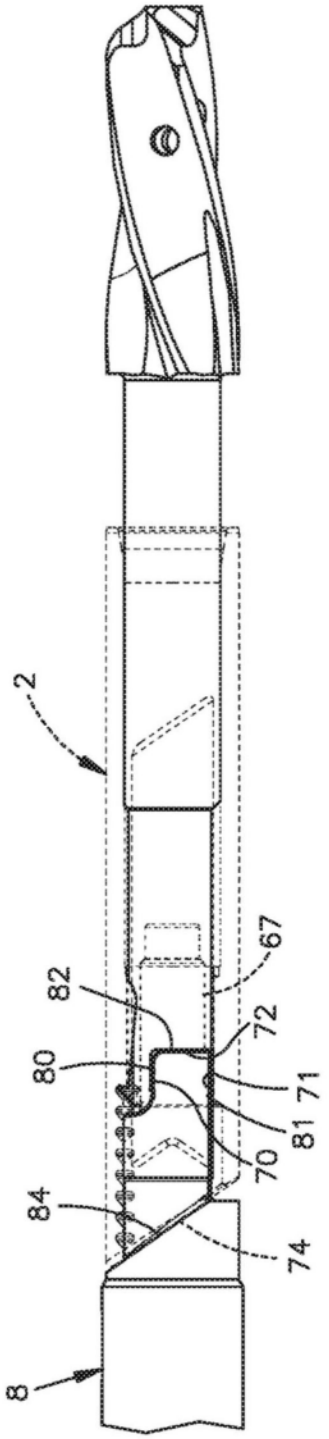


图8

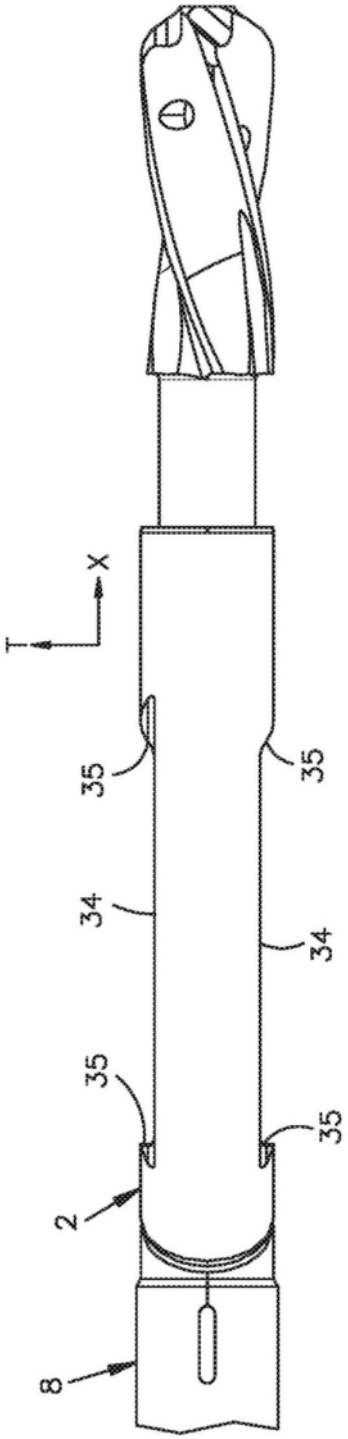


图9A

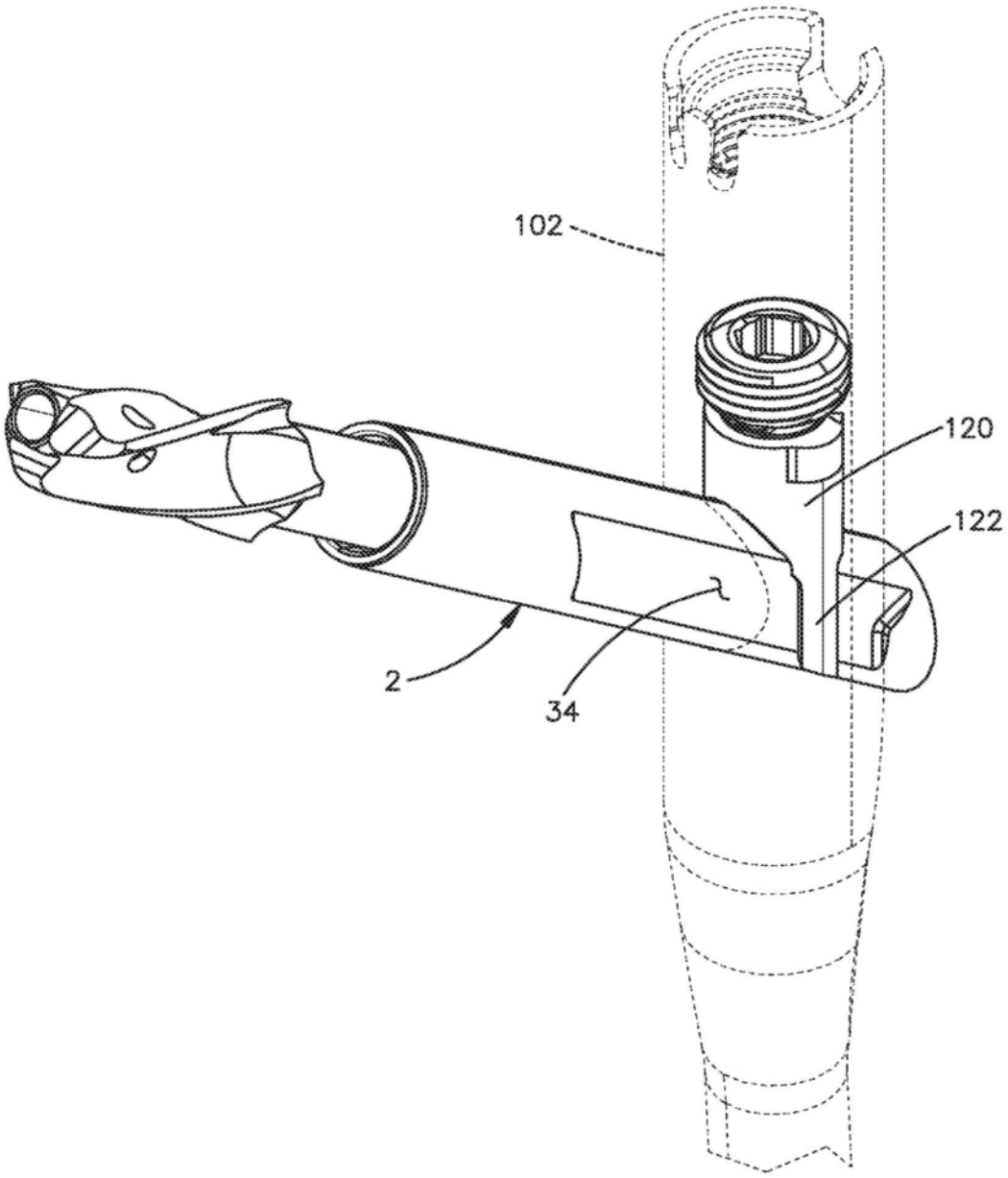


图9B

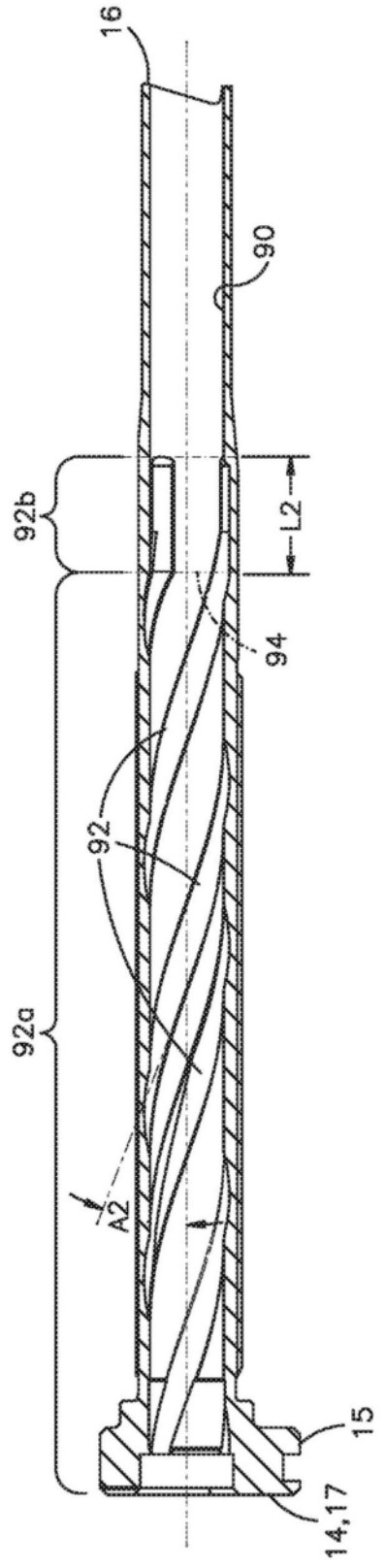


图10

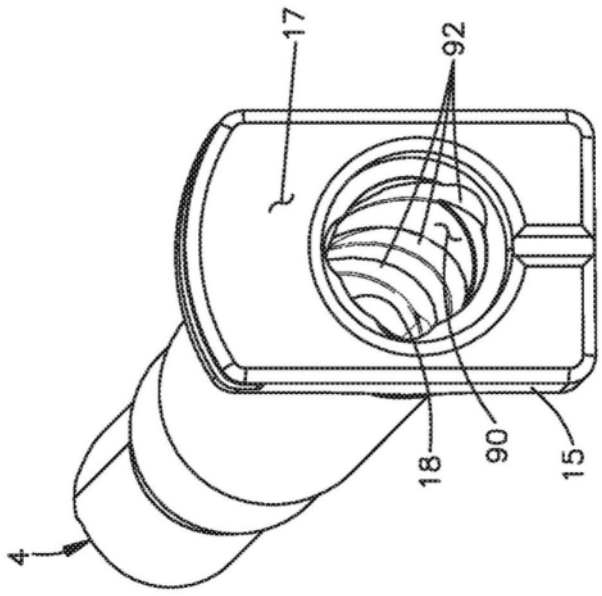


图11

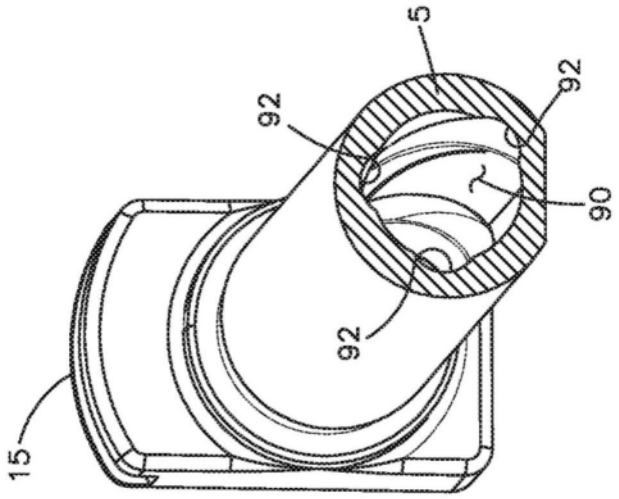


图12

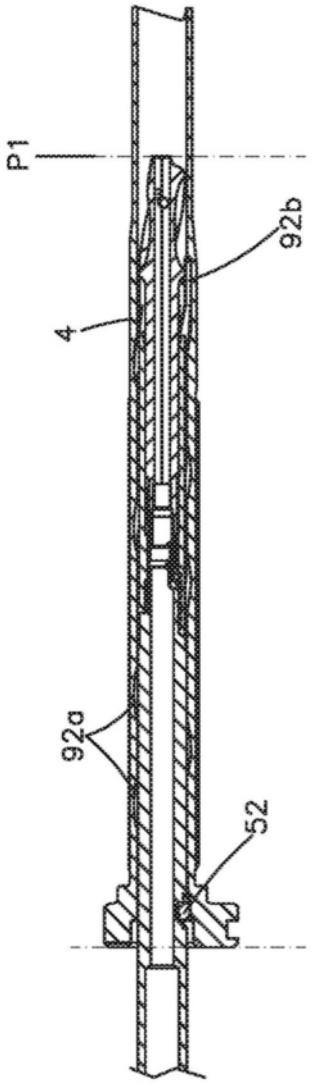


图13

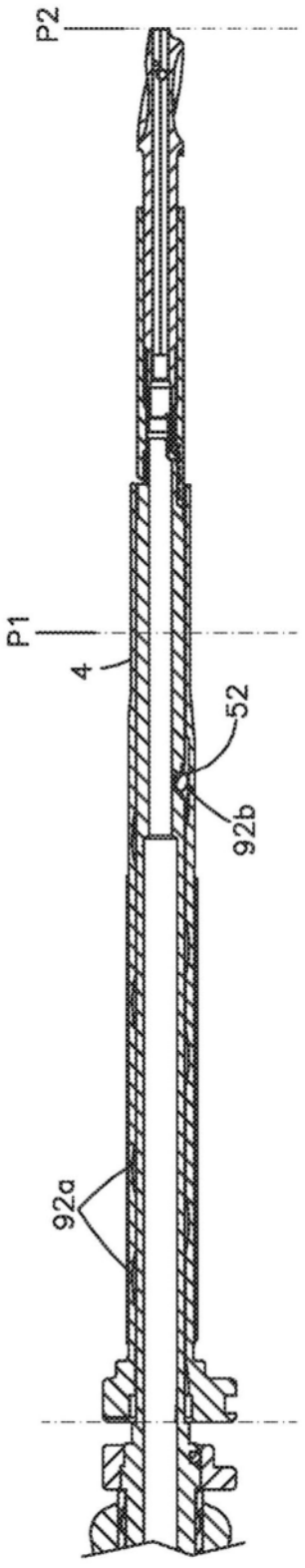


图14

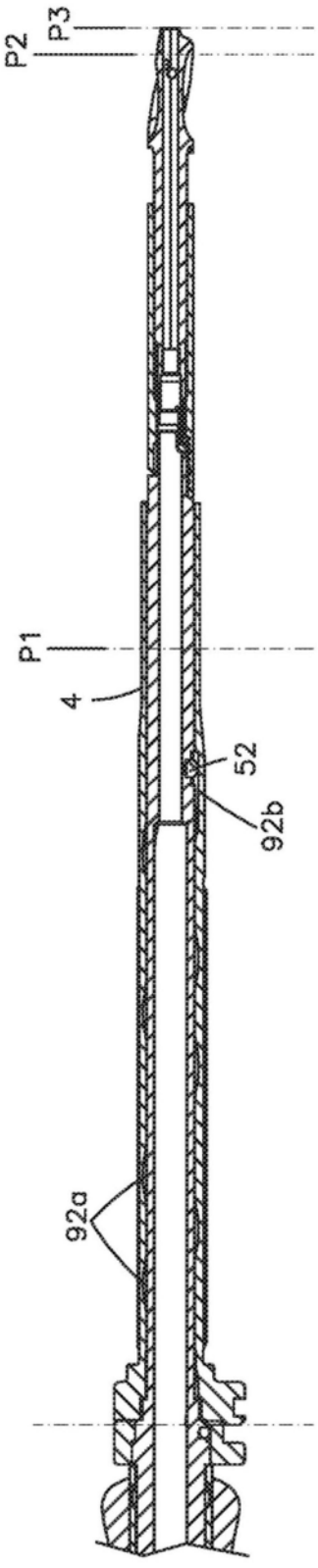


图15

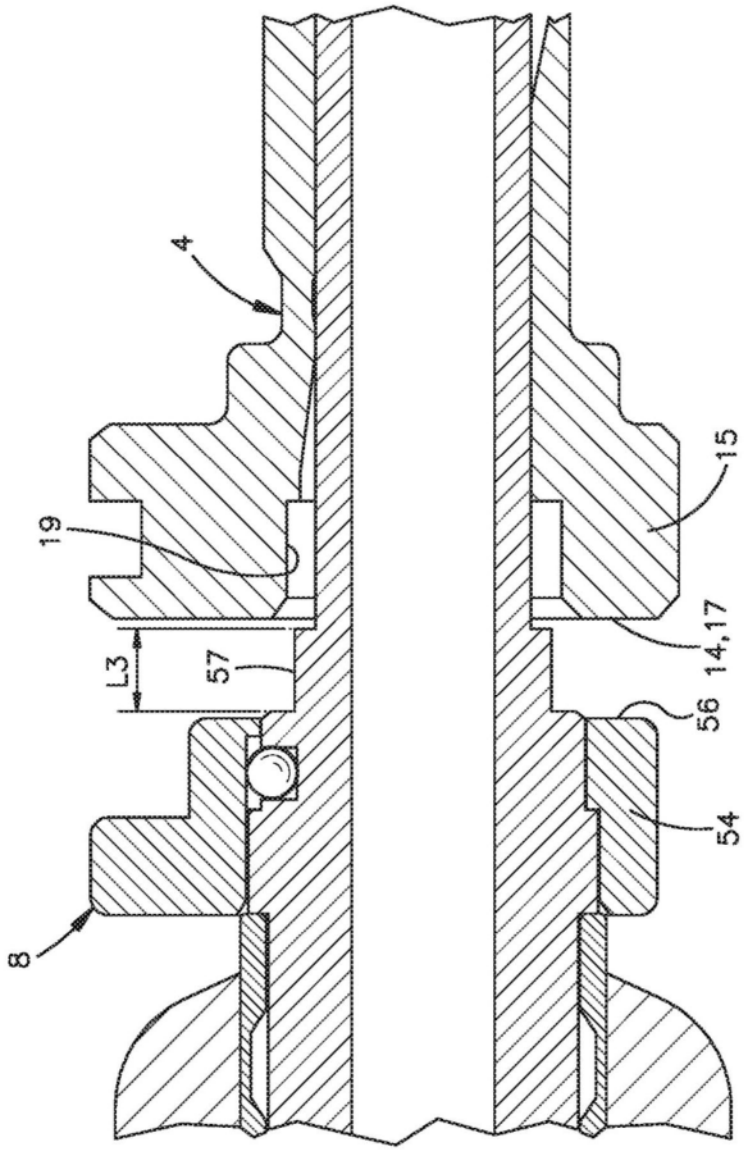


图16