



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104736079 B

(45)授权公告日 2017.09.05

(21)申请号 201380049425.5

(22)申请日 2013.09.30

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104736079 A

(43)申请公布日 2015.06.24

(30)优先权数据

12006837.4 2012.10.01 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2015.03.23

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2013/070332 2013.09.30

(87)PCT国际申请的公布数据

W02014/053438 EN 2014.04.10

(73)专利权人 斯泰克欧洲控股一有限责任公司

地址 美国密歇根州

(72)发明人 贝恩德·西蒙 亨德里克·克吕沃
马特洁·波尔森

(74)专利代理机构 中科专利商标代理有限责任
公司 11021

代理人 李江晖

(51)Int.Cl.

A61B 17/72(2006.01)

A61B 17/74(2006.01)

(56)对比文件

US 20040172027 A1, 2004.09.02,

CN 1798529 A, 2006.07.05,

US 20060200160 A1, 2006.09.07,

WO 2011044917 A1, 2011.04.21,

CN 1838922 A, 2006.09.27,

CN 101601605 A, 2009.12.16,

审查员 代丽

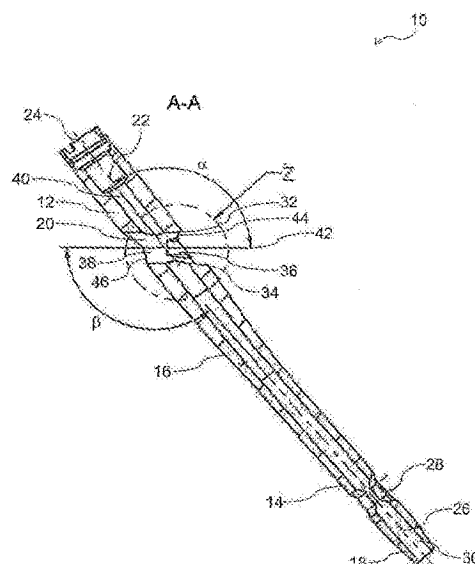
权利要求书2页 说明书7页 附图7页

(54)发明名称

髓内钉和包括这种钉的植入系统

(57)摘要

本发明公开一种髓内钉,该髓内钉包括后侧、前侧、近端部和远端部。横向孔布置在近端部中并被构造成容纳骨骼接合构件。横向孔包括形成在横向孔的内壁处的至少两个凹部,其中一个凹部被布置在髓内钉的横向孔的后侧上,而另一个凹部被布置在髓内钉的横向孔的前侧上。



1. 一种髓内钉(10)包括:

后侧;

前侧;

近端部(12);

远端部(14);和

横向孔(20),所述横向孔被布置在近端部(12)中并被构造成容纳骨骼紧固件(60),

其特征在于,

所述横向孔(20)包括形成在横向孔(20)的内壁(38)处的至少两个凹部(36),其中一个凹部(36)布置在所述髓内钉(10)的横向孔(20)的后侧上,而另一个凹部(36)布置在所述髓内钉(10)的横向孔(20)的前侧上,其中至少两个凹部(36)的每一个凹部具有沿横向孔(20)的孔轴线(42)的方向的圆锥形形状,其中所述横向孔(20)具有孔轴线(42)和沿所述孔轴线(42)的长度,其中所述至少两个凹部(36)中的每一个凹部都具有在所述横向孔(20)的孔轴线(42)的方向上的沿所述内壁(38)的长度(l_r),并且其中每个凹部(36)的长度(l_r)小于所述横向孔(20)的长度,其中所述横向孔(20)具有入口开孔(44),并且其中所述至少两个凹部(36)中的每一个凹部都通向横向孔(20)的入口开孔(44)。

2. 根据权利要求1所述的髓内钉(10),其中所述至少两个凹部(36)中的每一个都沿所述横向孔(20)的孔轴线(42)的方向延伸。

3. 根据权利要求1所述的髓内钉(10),其中所述至少两个凹部(36)中的每一个凹部从髓内钉(10)的横向侧延伸到髓内钉(10)的中间侧。

4. 根据权利要求1所述的髓内钉(10),其中所述至少两个凹部(36)中的每一个凹部都具有相对于所述横向孔(20)的孔轴线(42)的延伸线的斜向延伸部。

5. 根据权利要求1所述的髓内钉(10),其中所述至少两个凹部(36)中的每一个凹部的横截面都是凹面。

6. 根据权利要求1所述的髓内钉(10),其中所述至少两个凹部(36)中的每一个凹部的横截面中都限定有弧形部分(52),该弧形部分相对于横向孔(20)的孔轴线(42)延伸超过一定角度(γ),并且其中所述角度(γ)设置在 5° 和 175° 之间。

7. 根据权利要求1所述的髓内钉(10),其中所述至少两个凹部(36)中的每一个凹部的横截面中都限定有弧形部分(52),并且其中每个凹部(36)都具有沿所述弧形部分(52)的宽度(w_r),该宽度设置在1毫米和10毫米之间。

8. 根据权利要求1所述的髓内钉(10),其中所述横向孔(20)限定第一直径(d_1)和第二直径(d_2),第一直径平行于近端部(12)的纵向轴线(22)定向,第二直径垂直于近端部(12)的纵向轴线(22)定向,其中在横向孔(20)的至少一部分中,第二直径(d_2)大于第一直径(d_1)。

9. 根据权利要求1所述的髓内钉(10),其中所述横向孔(20)的所述至少两个凹部(36)在所述横向孔(20)的孔轴线(42)的相反侧上彼此相邻布置。

10. 根据权利要求1所述的髓内钉(10),其中所述横向孔(20)在入口开孔(44)和出口开孔(46)中的至少一个处具有平直边缘部分和圆边缘部分(32,34)中的一种。

11. 根据权利要求1所述的髓内钉(10),其中所述髓内钉(10)包括轴向延伸通过所述髓内钉(10)的沟槽(30),并且其中所述至少两个凹部(36)延伸到所述沟槽(30)中或者与所述

沟槽(30)重叠。

12. 根据权利要求1所述的髓内钉(10), 其中所述至少两个凹部(36)中的每一个凹部都形成作为沟槽, 并且所述沟槽的开口侧的开口彼此相对。

13. 根据权利要求1所述的髓内钉(10), 其中圆锥形形状限定相对于内壁(38)成锥角(c)的锥度, 其中锥角(c)位于包括横向孔(20)的孔轴线(42)和横向孔(20)的直径(d2)的平面内。

14. 一种植入系统(58), 包括:

根据权利要求1到13中任一项所述的髓内钉(10); 和

骨骼紧固件(60), 所述骨骼紧固件被构造成穿过所述髓内钉(10)的横向孔(20)。

15. 根据权利要求14所述的植入系统(58), 其中所述髓内钉(10)的横向孔(20)限定孔轴线(42), 所述孔轴线平行于所述骨骼紧固件(60)的纵向轴线或与所述骨骼紧固件(60)的纵向轴线迭合。

16. 根据权利要求14所述的植入系统(58), 其中所述骨骼紧固件(60)是被构造成可滑动地容纳在所述髓内钉(10)的横向孔(20)内的滑动螺钉。

17. 一种制造根据权利要求1到13中任一项所述的髓内钉(10)的方法, 所述髓内钉(10)具有后侧、前侧、近端部(12)、远端部(14)和布置在所述近端部(12)中并被构造成容纳骨骼紧固件(60)的横向孔(20), 所述方法包括以下步骤:

引导铣具生产至少两个凹部(36), 所述至少两个凹部以一个凹部(36)布置在髓内钉(10)的横向孔(20)的后侧上而另一个凹部(36)布置在髓内钉(10)的横向孔(20)的前侧上的方式形成在横向孔(20)的内壁(38)处, 并且使得其中至少两个凹部(36)的每一个凹部具有沿横向孔(20)的孔轴线(42)的方向的圆锥形形状。

髓内钉和包括这种钉的植入系统

技术领域

[0001] 本发明通常涉及一种用于诸如股骨的骨骼的内固定的髓内钉。本发明还涉及一种用于在矫形外科中使用的植入系统和制造髓内钉的方法。

背景技术

[0002] 股骨骨折通常发生在股骨颈和髁枢(粗隆区)。现今,通常利用髓内钉治疗股骨粗隆骨折和下股骨粗隆骨折,这种髓内钉在其近端部分具有横向孔,该横向孔用以容纳通常以拉紧螺钉的形式设置的股骨颈螺钉。

[0003] 对于骨折治疗,髓内钉首先被装配在股骨的髓内髓管中。接着,拉紧螺钉通过髓内钉的横向孔、通过股骨颈并进入到股骨头中。在执行时,连接紧固件通过髓内钉的远端部的孔插入以使髓内钉紧固至骨骼。

[0004] 拉紧螺钉被设计成将负载从股骨头传递到钉轴中同时跨接骨折线,以允许快速且可靠的骨折愈合。此外,拉紧螺钉被允许根据股骨骨折的结块而滑入髓内钉中。

[0005] 美国专利文件US7,763,022B2涉及一种具有横向孔的髓内钉,该横向孔用于在近端部容纳股骨拉紧螺钉。该横向孔在入口开孔处开设有外部为圆边的凹口。在(例如,通过病人体重的力量)装载股骨拉紧螺钉时,该凹口确保减少孔的端部中的、特别是入口开孔处的应力峰值。

[0006] W02010/043380A1涉及一种具有近端部的髓内钉,该近端部包括在髓内钉的横向侧部上与横向孔相邻定位的切口。所述切口从横向孔沿钉的外表面朝向髓内钉的远端延伸。

[0007] EP1663038B1涉及一种具有髓内钉的植入系统,该髓内钉具有由两个叠加圆孔形成的近端横向孔,其中近端圆孔比远端圆孔的直径更小。产生的8字形横向孔容纳紧固件组件,该紧固件组件包括用于与压紧螺钉相连接的拉紧螺钉。

[0008] 已经发现利用髓内钉治疗每个粗隆骨折和内粗隆骨折以及下粗隆骨折的不一致可能导致过载并因此破坏植入。具体地,例如在利用拉紧螺钉分级钻头钻孔的过程中,传统的髓内钉会在其近端部的最小横截面区域被损坏,即,在横向孔的区域内被损坏。这种损坏会导致在髓内钉(例如由于病人的体重而导致的)过载时使髓内钉在临界区被削弱并导致植入的破损。此外,髓内钉和股骨拉紧螺钉之间稳定性在这样的条件下会被减弱,并且植入系统会不能将骨折保持在稳定配置中,从而不能够再保证股骨拉紧螺钉的良好滑动。

发明内容

[0009] 本发明用于提供一种髓内钉和植入系统,该髓内钉和植入系统有助于股骨骨折的迅速愈合并确保植入系统和骨折的稳定结构。

[0010] 根据第一方面,提供了一种髓内钉,该髓内钉包括后侧、前侧、近端部、远端部、和布置在近端部中并被构造成容纳骨骼接合构件的横向孔。横向孔包括形成在横向孔的内壁处的至少两个凹部,其中一个凹部被布置在髓内钉的横向孔的后侧上,而另一个凹部被布

置在髓内钉的横向孔的前侧上。

[0011] 在一个实施中,至少两个凹部中的每一个都可以在横向孔的孔轴线方向上沿内壁限定长度。每个凹部的沿着孔轴线的长度都比横向孔的长度小。此外,或者作为可选的,每个凹部的长度都大于10%的横向孔的长度(例如,大于15%、25%或35%的横向孔的长度)。

[0012] 横向孔可以具有入口开孔,其中至少两个凹部中的每一个都通向横向孔的入口开孔中。至少两个凹部中的每一个都可以基本上沿横向孔的孔轴线的方向延伸。在一个实施例中,至少两个凹部中的每一个凹部都可以基本上从髓内钉的横向侧部延伸至中间侧部。

[0013] 至少两个凹部中的每一个可以具有相对于横向孔的孔轴线的延伸线的斜向延伸部。此外,至少两个凹部中的每一个都可以被形成作为沟槽。两个沟槽的开口侧可以彼此面对。在一个实施例中,至少两个凹部中的每一个的横截面都可以是例如V形或C形的凹入部。此外,每个凹部的横截面都可以具有镰刀形状。

[0014] 至少两个凹部中的每一个凹部的横截面都可以限定有弧形部分,该弧形部分相对于横向孔的孔轴线延伸超过一角度。该角度可以被设置在 5° 和 175° 之间。该角度可以具体地设置在 20° 和 100° 之间。此外,至少两个凹部中的每一个凹部的横截面都可以限定有弧形部分,其中每个凹部都具有沿弧形部分的被设置在1毫米和10毫米之间的宽度。例如,沿弧形部分的宽度可以被设置在3毫米和8毫米之间。

[0015] 横向孔可以限定第一直径和第二直径,第一直径基本上平行于近端部的纵向轴线定向,而第二直径基本上垂直于近端部的纵向轴线定向,其中在横向孔的至少一部分中,第二直径大于第一直径。此外,横向孔可以限定相对于近端部的纵向轴线倾斜定位的孔轴线。

[0016] 在一个实施例中,横向孔的至少两个凹部可以在横向孔的孔轴线的相反侧上彼此相邻布置。横向孔可以在入口开孔和出口开孔中的至少一个的区域中具有平直边缘部分和圆边缘部分中的一个。此外,髓内钉可以包括基本上沿髓内钉的纵向轴线的沟槽。

[0017] 髓内钉可以包括轴向延伸通过髓内钉的沟槽。每个凹部都可以延伸到沟槽中或在沟槽上重叠。

[0018] 根据另外的方面,提供了一种植入系统。植入系统可以被提供用于在骨骼固定的矫形外科中使用。植入系统包括基本如上文和下文中所述构造成的髓内钉,和被构造成穿过髓内钉的横向孔的骨骼紧固件。

[0019] 在上述方面中,髓内钉的横向孔可以限定基本上与骨骼紧固件的纵向轴线平行或迭合的孔轴线。另外,骨骼紧固件可以是被构造成可滑动地容纳在髓内钉的横向孔内的滑动螺钉(例如拉紧螺钉或股骨颈螺钉)。

[0020] 根据另外的方面,提供了一种制造髓内钉的方法,该髓内钉具有后侧、前侧、近端部、远端部和布置在近端部中和被构造成容纳骨骼接合构件的横向孔。所述方法包括引导铣具生产至少两个凹部的步骤,该至少两个凹部以一个凹部布置在髓内钉的横向孔的后侧上而另一个凹部布置在髓内钉的横向孔的前侧上的方式形成在横向孔的内壁处。

附图说明

[0021] 本发明的上述及其它特征、方面和优点将在以下参照附图进行详细说明而变得更清楚,其中:

[0022] 图1是髓内钉实施例的侧视图;

- [0023] 图2是沿图1中的A-A线截得的髓内钉实施例的横截面图；
- [0024] 图3是图1所示的髓内钉实施例的细节Y的视图；
- [0025] 图4是图1所示的髓内钉实施例的近端部的立体侧视图；
- [0026] 图5是图2所示的髓内钉实施例的细节Z的视图；
- [0027] 图6是沿图1中的线C-C截得的髓内钉实施例的横截面图；和
- [0028] 图7是基于图1和2所示的髓内钉实施例的植入系统实施例的横截面图。

具体实施方式

[0029] 在以下的示例性实施例的说明中，相同或相似的部件将通过相同的附图标记表示。要理解的是，在参照股骨的治疗主要说明以下实施例的同时，通过适当修改，在此处提供的植入也可以被用于其他骨骼的治疗。

[0030] 参照图1，示出了在用于固定诸如股骨（图1未示出）的骨骼的矫形外科中使用的髓内钉10的实施例。髓内钉10由诸如不锈钢、钛或钛合金的生物相容材料组成。髓内钉10包括可插入到骨骼（骨髓腔）的内腔（例如，插入到股骨的髓内髓管中）中的杆形主体。

[0031] 髓内钉10包括近端部12、远端部14和在近端部12和远端部14之间的中间部16。因此，中间部16连接近端部12与远端部14。如图1所示，髓内钉10沿着从近端部12到远端部14的方向渐缩。远端部14比近端部12更长。位于近端部12和远端部14之间的中间部16出于解剖学原因而被弯曲。

[0032] 髓内钉10在其整个长度都具有基本上圆形的横截面。髓内钉10的近端部12和远端部14具有基本上圆柱形形状。髓内钉10的近端部12具有足以在其中容纳横向孔20的直径。虽然本实施例仅具有单个横向孔20，在其它实施例中，可以在近端部12中设置有多个（例如两个或更多个）相似的横向孔。远端部14具有比近端部12更小的直径，适合于股骨的骨髓腔的形状，以便有助于将远端部14插入到髓内髓管中。出于相同的原因，远端部14在其远端处具有圆锥顶点部。连接近端部12和远端部14的中间部16沿着从近端部12到远端部14的方向基本上渐缩。

[0033] 髓内钉10的近端部12限定纵向轴线22并包括具有凹部24形式的连接部，该凹部24用于在近端部12的上部凸缘处容纳端盖或诸如保持装置或靶装置（在图1中未示出）的外科工具。远端部14同样地限定相对于近端部12的纵向轴线22成角度的纵向轴线26。另外，远端部14包括具有细长通孔形式的开口28。细长通孔28形成在髓内钉10的远端部14的端部，用于容纳诸如连接紧固件（例如锁紧螺钉）的骨骼紧固件。骨骼紧固件用于将髓内钉10紧固并牢固地固定至骨骼。

[0034] 另外，髓内钉10具有轴向延伸通过髓内钉10的沟槽30。沟槽30可以容纳诸如基尔希纳氏钢丝的外科线（图1中未示出），用于将髓内钉10引导至骨骼并通过该骨骼。

[0035] 如图1所示，位于近端部12的横向孔20具有平直边缘部分32和圆形边缘部分34。另外，横向孔20包括形成在横向孔20的内壁38处的两个凹部36或凹穴。两个凹部36中的每一个凹部都基本上沿横向孔20延伸。在本实施例中，两个凹部36中的每一个凹部基本上从髓内钉10的横向侧部延伸至髓内钉10的中间侧部。

[0036] 术语中间和横向是标准的关于方向的解剖学术语，并分别表示朝向身体的中间平面中心的方向和从中心到侧部的相反的方向。相对于本发明和示例性实施例，中间方向和

横向方向可以通常设置在一平面内,该平面包括近端部12的纵向轴线22(或髓内钉10的纵向轴线)和横向孔20的轴线。在这种情况下,髓内钉10的中间侧部可以是面向横向孔20的输出(outgoing)侧(例如朝向骨骼接合构件的贯穿横向孔20的尖端)的侧部,而横向侧可以是面向横向孔20的进入侧(例如,朝向骨骼接合构件的头部)的侧部。在本实施方式中,髓内钉10具有解剖学形状,使得髓内钉10固有地限定中间侧和横向侧、横向孔20的例如相对于其弯曲(例如,通过髓内钉10的弯曲中间部16而实施)的倾角等等。

[0037] 图2显示图1所示的髓内钉实施例的沿A-A线(即,沿髓内钉10的假想的纵向轴线)截取的横截面图。如图2所示,髓内钉10的近端部12包括用于容纳联锁销或止动螺钉(图2中均未示出)的隔室40,该联锁销或止动螺钉接合由横向孔20容纳的骨骼接合构件。在本实施例中,近端部12的隔室40与近端部12的纵向轴线22共轴线。隔室40可以包括与相应的螺钉螺纹相匹配的内螺纹。进一步如图1所示,隔室40在远端方向通向近端部12的横向孔20。

[0038] 仍然参照图2,横向孔20的孔轴线42相对于近端部12的纵向轴线22成角度,使得横向孔20的纵向轴线22相对于近端部12的轴向延伸线斜向延伸。换句话说,孔轴线相对于近端部12的纵向轴线22倾斜定向。因此,横向孔20的孔轴线42相对于近端部12的纵向轴线22倾斜角度 α 。横向孔20的孔轴线42另外相对于远端部14的纵向轴线26进一步倾斜角度 β 。这些角度 α 和 β 可以设置在 50° 和 150° 之间。例如,横向孔20的孔轴线42相对于近端部12的纵向轴线22的角度 α 可以设置在 90° 和 140° 之间。另外,横向孔20的孔轴线42相对于远端部26的纵向轴线26的角度 β 也可以设置在 90° 和 140° 之间。在本实施例中,角度 α 大约是 126° ,而角度 β 大约是 130° 。

[0039] 进一步如图2所示,近端部12的横向孔20基本上沿着从髓内钉10的横向侧到髓内钉10的中间侧的方向延伸。横向孔20具有用于骨骼接合构件(图2中未示出)的入口开孔44和出口开孔46。在髓内钉10已经被打入骨骼髓管时,入口开孔44背离股骨的头部。如图2所示,两个凹部36的每一个凹部都通向横向孔20的入口开孔44。

[0040] 图3显示由图1中的Y表示的近端部12的横向孔20的详细侧视图。图4显示其立体图。

[0041] 如图3和4所示,入口开孔44通向由外圆形边缘部分34和平直边缘部分32限定的凹口或凹陷部。凹陷部具有包含圆角的大致正方形轮廓。凹陷部的外缘48位于近端部12的外轮廓中。凹陷部的内缘50位于外缘48内并限定入口开孔44。如图3和4所示,部分倾斜或具有斜面的表面部分形成在凹口的外缘48和内缘50之间。

[0042] 如图3所示,每一个凹部36都具有基本上凹入形状的横截面。另外,两个凹部36中的一个布置在髓内钉10的后侧上(例如图3中的左侧),而另一个凹部布置髓内钉10的前侧(例如,图3中的右侧),即两个凹部36分别在横向孔20的后侧和前侧上。换句话说,横向孔20的两个凹部36彼此相邻地布置在横向孔20的孔轴线42的相反侧上。

[0043] 术语前和后是关于方向的标准的解剖学术语,并且分别地表示朝向身体(腹部)的前部的方向和相反的朝向身体(背部)的方向。参照本发明和示例性实施例,前向和后向可以基本上设置在包括近端部12的纵向轴线22和横向孔20的直径的平面内。在很多情况下,髓内钉将被解剖学地构造使得髓内钉固有地限定前侧和后侧。

[0044] 如图3所示,形成在横向孔20的内壁38处的每个凹部36的横截面都限定有弧形部分52。每个凹部36的弧形部分52都相对于横向孔20的孔轴线42延伸角度 γ 。弧形部分52的

角度 γ 可以设置在 5° 和 175° 之间。例如,弧形部分的角度 γ 可以设置在 45° 和 120° 之间,并且在本实施例中为大约 80° 。另外,两个凹部36中的每一个都具有沿弧形部分52的宽度 w_r 。每个凹部36的沿弧形部分52的宽度 w_r 可以在2毫米和14毫米之间。在本实施例中,宽度 w_r 为大约8毫米。

[0045] 进一步如图3和4所示,每个弧形部分52由三个半径 R_1 、 R_2 和 R_3 (或在其它实施例中多于或少于三个半径)限定,该三个半径限定凹部36的凹入形状。因此,每个凹部36的横截面都可以沿弧形部分被分成彼此分开的三个区域。如图3和4所示,每个凹部36都具有中间区域54和与该中间区域相邻的两个外部区域56。凹部36的中间区域54由具有半径 R_1 的圆限定。半径 R_1 可以设置在1.0毫米和20.0毫米之间,优选地在3.0毫米和10.0毫米之间,而在本实施例中为大约5.2毫米。每个凹部36的外部区域56分别由半径 R_2 和半径 R_3 限定。半径 R_2 和 R_3 可以彼此不同,或者如在本实施例中一样彼此相同。半径 R_2 和 R_3 可以设置在1.0毫米和20.0毫米之间,优选地在1.0毫米和7.0毫米之间,而在本实施例中半径 R_2 和 R_3 都为大约2.0毫米。

[0046] 进一步如图3所示,横向孔20限定基本上平行于近端部12的纵向轴线22定向的第一直径 d_1 (即,第一直径 d_1 沿从髓内钉10的近端侧到远端侧的方向定向)。横向孔20还限定基本上垂直于近端部12的纵向轴线22定向的第二直径 d_2 (即,第二直径 d_2 沿着从髓内钉10的后侧到前侧的方向定向)。如图3和4所示,在横向孔20的至少一部分中,第二直径 d_2 大于第一直径 d_1 。在本实施例中,第二直径 d_2 大于第一直径 d_1 (即,在髓内钉10的横向/中间平面中)。

[0047] 图5显示由图2中的Z表示的近端部分12的横向孔20的详细横截面图。在图5以及图2中,髓内钉10的横向侧位于图的右侧,而髓内钉10的中间侧位于图的左侧。

[0048] 如图5所示,两个凹部36中的每一个都在横向孔20的孔轴线42的方向上限定沿内壁38的长度 l_r 。在本实施例中,每个凹部36的长度 l_r 小于横向孔20的沿孔轴线42的长度。每个凹部36的长度 l_r 可以设置在1毫米和10毫米之间,优选地在2毫米和7毫米之间,而在本实施例中为大约5.3毫米。如图5以及图3所示,每个凹部36的中间区域54限定沿基本上垂直于孔轴线42的方向定向的宽度 w_i 。换句话说,凹部36的中间区域54的宽度 w_i 基本上平行于近端部12的纵向轴线22定向。每个凹部36的宽度 w_i 可以设置在2毫米和9毫米之间,优选地在3毫米和5毫米之间。在本实施例中,每个凹部36的中间区域54的宽度 w_i 大约为4.4毫米。

[0049] 如图4和5所示,两个凹部36中的每一个都具有相对于横向孔20的孔轴线42的斜向延伸部。在本实施例中,凹部36的外部区域56沿着从横向孔20的入口开孔44朝向出口开孔46的方向渐缩(在这种情况下,在图5的视图平面中)。

[0050] 图6显示沿图1所示的C-C线截取的近端部12的横向孔20的横截面图。如在图6中清楚呈现,每个凹部36具有沿横向孔20的孔轴线42的方向的圆锥形形状(在这种情况下,在图6的视图平面中)。每个凹部36限定相对于横向孔20的内壁成锥角 c 的锥度。锥角 c 可以设置在 1° 和 10° 之间,优选地在 2° 和 5° 之间。在本实施例中,每个凹部36的锥角 c 为大约 3.8° 。

[0051] 如图6所示,锥角 c 位于包括横向孔20的孔轴线42和横向孔20的直径 d_2 的平面内(即,垂直于近端部12的纵向轴线22的平面)。每个凹部基本上沿着从横向孔20的入口开孔44朝向出口开孔46的方向渐缩。因此,凹部36沿朝向横向孔20的入口开孔44的方向变宽。在本实施例中,如图5和6所示,在这些情况下,两个凹部36一方面使横向孔20沿横向孔20的孔轴线42的方向变宽,且另一方面沿近端部12的纵向轴线22的方向朝向横向孔20的入口开孔

44变宽。

[0052] 已经发现凹部36有助于减小横向孔20的区域的钉损坏概率。特别是在其中横向孔20的内壁被(例如,由于通过横向孔20的钻孔操作而造成的)损伤的情况下,钉损坏的比率可以被减小。这种减少可以归因于由于凹部36的存在而造成的在横向孔20周围的髓内钉10的区域中的较小材料张力。

[0053] 现参照图7,显示了在用于诸如股骨(图7中未示出)的骨骼固定的矫形外科中使用的植入系统58的实施例的横截面图。植入系统58包括如上参照图1到6所述的髓内钉10。植入系统58还包括骨骼紧固件60(形成骨骼接合构件)和连接单元62。骨骼紧固件60被构造成从入口开孔44到出口开孔46穿过髓内钉10的横向孔20。连接单元62将骨骼紧固件60连接到髓内钉10。

[0054] 在图7所示的实施例中,骨骼紧固件60是具有前部64和后部66的滑动螺钉(例如股骨颈口螺旋或拉紧螺钉),该前部64包括例如粗牙螺纹的螺纹。后部66设有沿滑动螺钉的纵向轴线布置在后部66的圆周表面上的多个纵向延伸沟槽68(图7中示出两个)。在本实施例中,四个沟槽68绕着滑动螺钉的纵向轴线以90°的间隔设置在滑动螺钉的圆周表面上。每个沟槽68限定具有浅端和深端的坡道。上升坡道从后部66的端部朝向螺纹前部延伸。

[0055] 另外,滑动螺钉包括沿滑动螺钉的纵向轴线的中心管子70。滑动螺钉的后部66在其自由端包括共轴孔72和凹部74(例如,六叶内驱动部件),用于容纳工具末端(例如,螺旋起子或扳手的工具末端)。

[0056] 如图7所示,滑动螺钉的无螺纹后部66可滑动地容纳在髓内钉10的近端部12的横向孔20中。另外,横向孔20的孔轴线42基本上平行于滑动螺钉的纵向轴线。在本实施例中,孔轴线42与滑动螺钉的纵向轴线迭合。因此,滑动螺钉可以将股骨头的负载传递到髓内钉10中,同时桥接骨折线,从而允许快速且可靠的骨折愈合。

[0057] 进一步如图7所示,连接单元62可以实现为定位螺钉,所述定位螺钉被预装并且可移动地布置在髓内钉10的近端部12内。连接单元62包括骨骼紧固件接合构件76和驱动构件78。在本实施例中,连接单元62的接合构件76定位在近端部12的孔40中心。另外,接合构件76以基本上圆柱形螺栓、销或突出部示例的形式实现。连接单元62的驱动构件78连接到接合构件76并包括用于能够与髓内钉10(例如与如图7所示的近端部12)螺纹接合的外螺纹。近端部12的孔40包括与连接单元62的驱动构件78的外螺纹匹配的内螺纹。在本实施例中,连接单元62的驱动构件76可移动地布置在髓内钉10的近端部12的孔40内。此外,连接单元62被稳固地保持在髓内钉10的近端部12内。如图7所示,连接单元62的接合构件76可以接合在滑动螺钉的沟槽68内。接合构件76一旦接合在沟槽68内,接合构件76可以出于稳定性目的将压力施加在滑动螺钉上。压力初始为零或足够低但仍允许滑动螺钉相对于髓内钉10的滑动。该压力将随着滑动螺钉由于沟槽68的深度剖面(即横向斜面和中间斜面)而产生的滑动而变化(且通常增加)。

[0058] 连接单元62的驱动构件78的旋转导致接合构件76沿近端部12的纵向轴线22运动。出于这种目的,连接单元62的驱动构件78具有凹部(例如六叶内驱动部件)形式的容纳部80,用于容纳诸如螺旋起子或扳手的工具。通过利用这种工具驱动构件,由于驱动构件78的外螺纹与近端部12的孔40的内螺纹相匹配,因此整个连接单元62沿髓内钉10的近端部12的纵向轴线22移动。换句话说,连接单元62的位置,以及其接合构件76在髓内钉10的近端部12

内位置可以通过连接单元62的驱动构件78沿近端部12的纵向轴线22的螺纹连接而被调节。

[0059] 将在以下说明用于改变在颈口螺旋孔(即布置在髓内钉的近端部中的横向孔)周围形成的凹口(或凹陷部)的制造过程的实施例。例如,如US7,763,022B2中所述,可以在围绕预钻孔股骨颈口螺旋孔形成凹口之前或之后执行该过程。也可以在不形成这种凹口的情况下执行该过程。尽管将说明仅形成一个圆锥状凹穴,但是该圆锥状凹穴(即,凹部36)可以同时形成在孔的前侧和后侧。

[0060] 在第一步中,铣刀铣头的中心轴线与颈口螺旋孔20(即,钉10的近端部12的横向孔20)的轴线42对齐。例如,孔20可以与髓内钉10的近端部12的纵向轴线22成大约 126° 角。铣刀轴线放置在髓内钉10的颈口螺旋进料侧(即横向侧)处,并然后在至少一个平面内中成角度,例如,与包含近端钉轴线22和颈口螺旋孔轴线42的第一平面成大约 3.8° 角。铣头然后沿两个椭圆通路移动以形成具有向内面对弯曲的表面的成圆锥形的锥形凹部36。弯曲表面从包含螺钉孔20的轴线42并垂直于第一平面的第二平面的近端延伸至远端。例如,两个椭圆的近端点和远端点例如位于第二平面的大约1.2毫米近端和大约2.2毫米远端。由于所述点距离第一平面分开不同距离,因此弯曲表面通过沿着两个椭圆的花键连接端部移动铣头而形成。铣头切割路径与每个椭圆形端部形成切线。

[0061] 在图示的实施例中,髓内钉的杆状主体包括远端部、近端部、以及在远端部和近端部之间的中间(弯曲)部。钉主体可以根据在用于骨骼固定和插入至例如股骨的髓内髓管的矫形外科中使用所需(例如根据形状、长度、宽度、厚度等等)而被适配。因此,髓内钉的形状可以适于不同应用。

[0062] 当在此处说明的骨骼接合构件(骨骼紧固件)形成为滑动螺钉或拉紧螺钉时,骨骼接合构件可以由任何类型的例如股骨颈口螺旋或任何种类的刀片构成,并可以根据需要适于不同应用。此外,一个或多个骨骼接合构件(例如两个、三个或更多骨骼紧固件)可以布置在如图7所示的组中,且如图7所示。换句话说,植入物可以具有两个或更多个横向开口并且开口中布置有如图7所示的两个或更多个滑动螺钉。骨骼接合构件以及连接紧固件(一个或多个)可以具有不同的直径、长度、形状或螺纹。

[0063] 在上述实施例已经关于骨骼螺钉和髓内钉进行了示例性说明时,对本领域技术人员来说清楚的是:在此处提供的技术还可以通过与其它或另外类型的骨骼紧固件(诸如具有杆状或销状轴、诸如基尔希纳氏钢丝的线状骨骼紧固件等等)结合而实现。因此,本发明不局限于任何类型的骨骼紧固件。

[0064] 上述结合附图说明的特征可以适于合并以产生不同的实施例。因此将清楚呈现的是:本发明可以在许多方面被改变。这种变化不被认为是背离发明的保护范围,并且所有这些修改都被包含在以下权利要求的范围内。

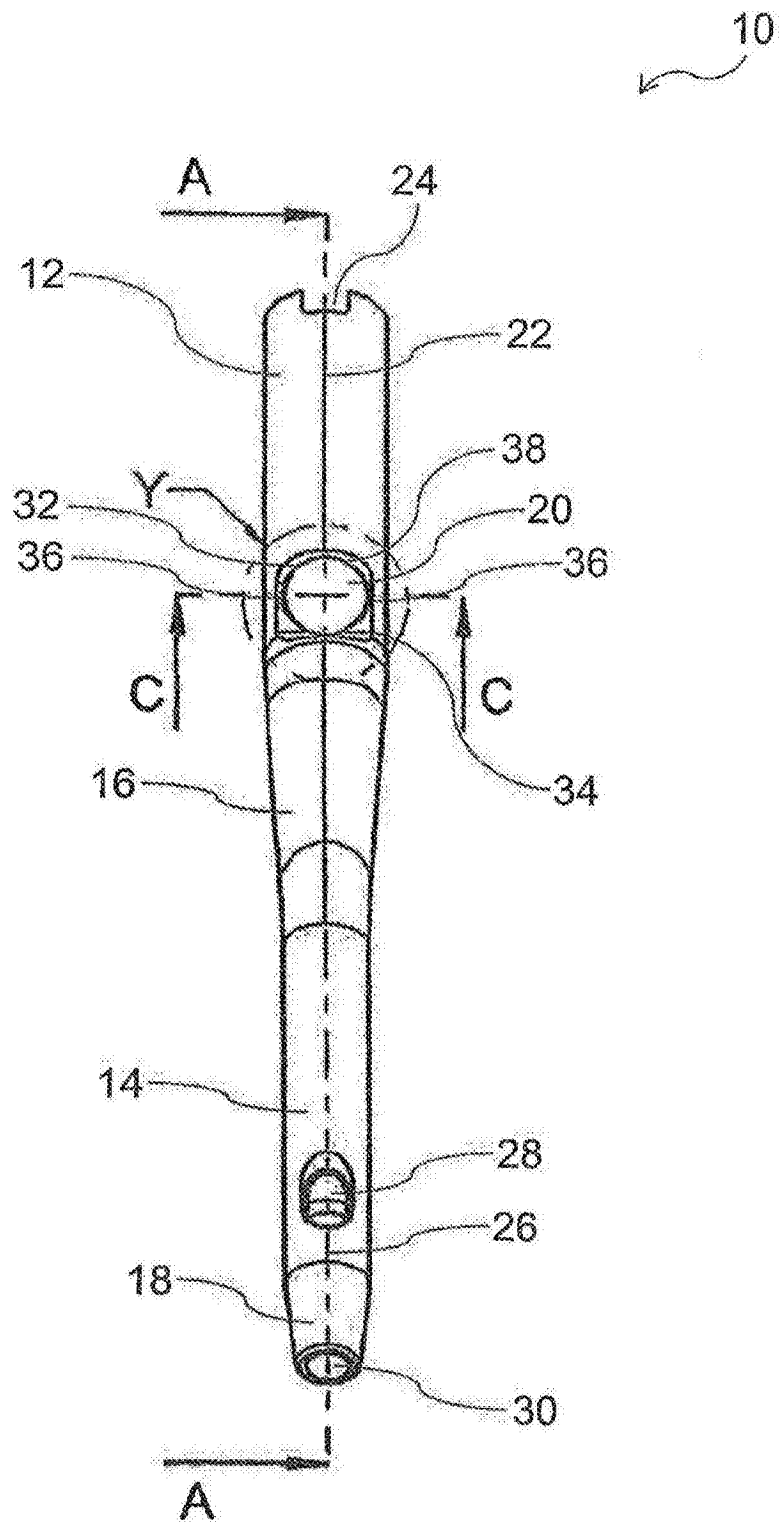


图1

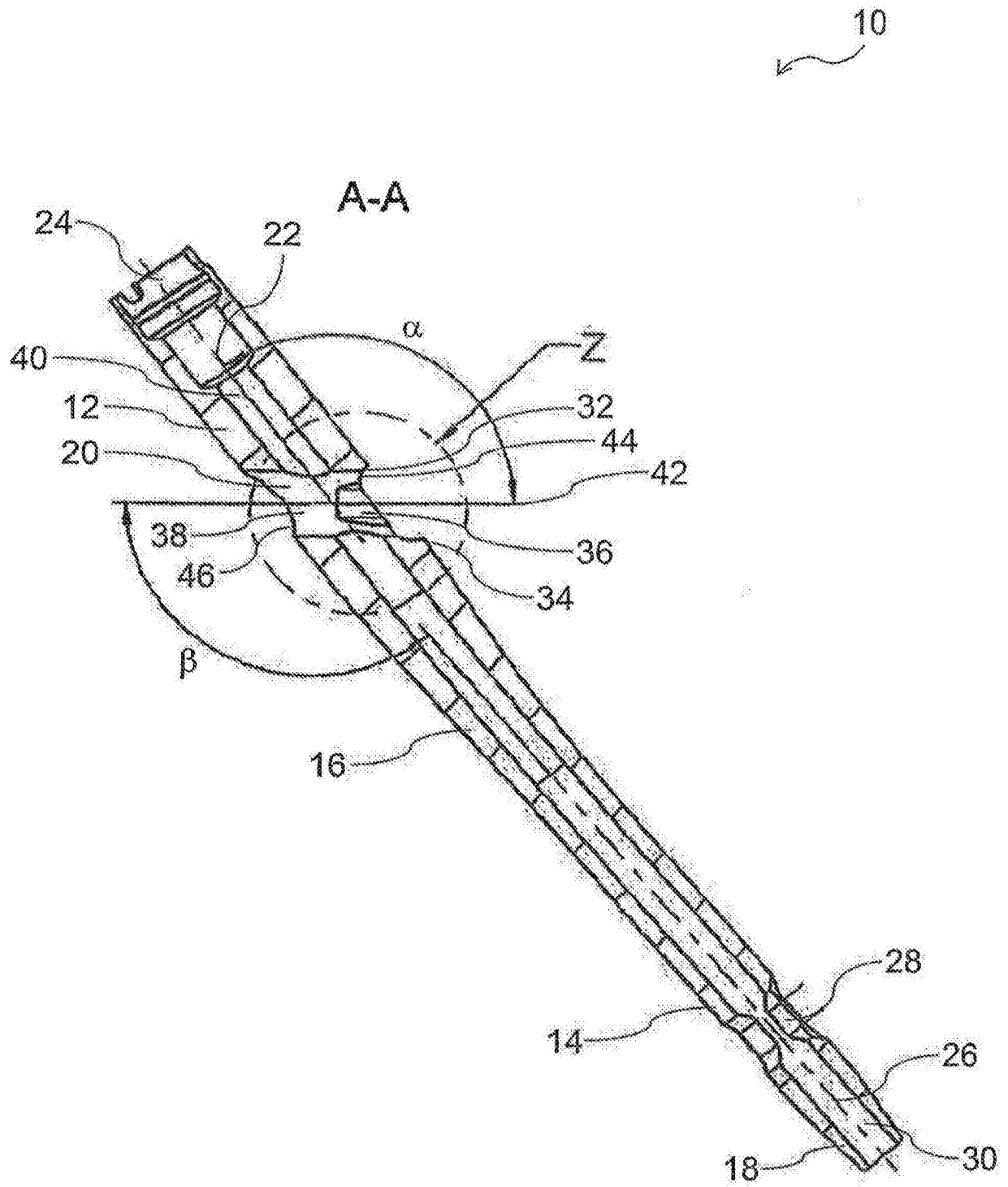


图2

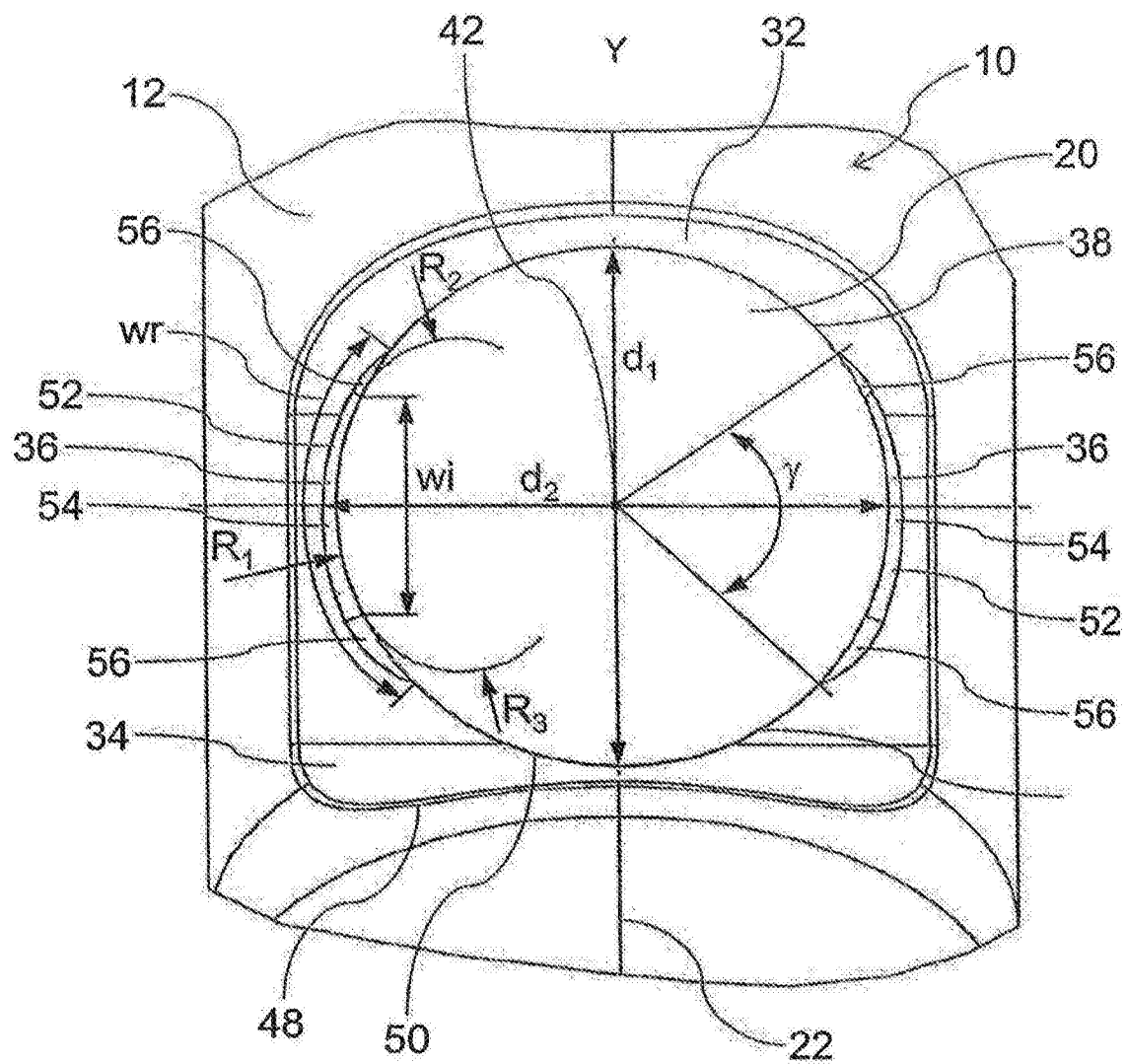


图3

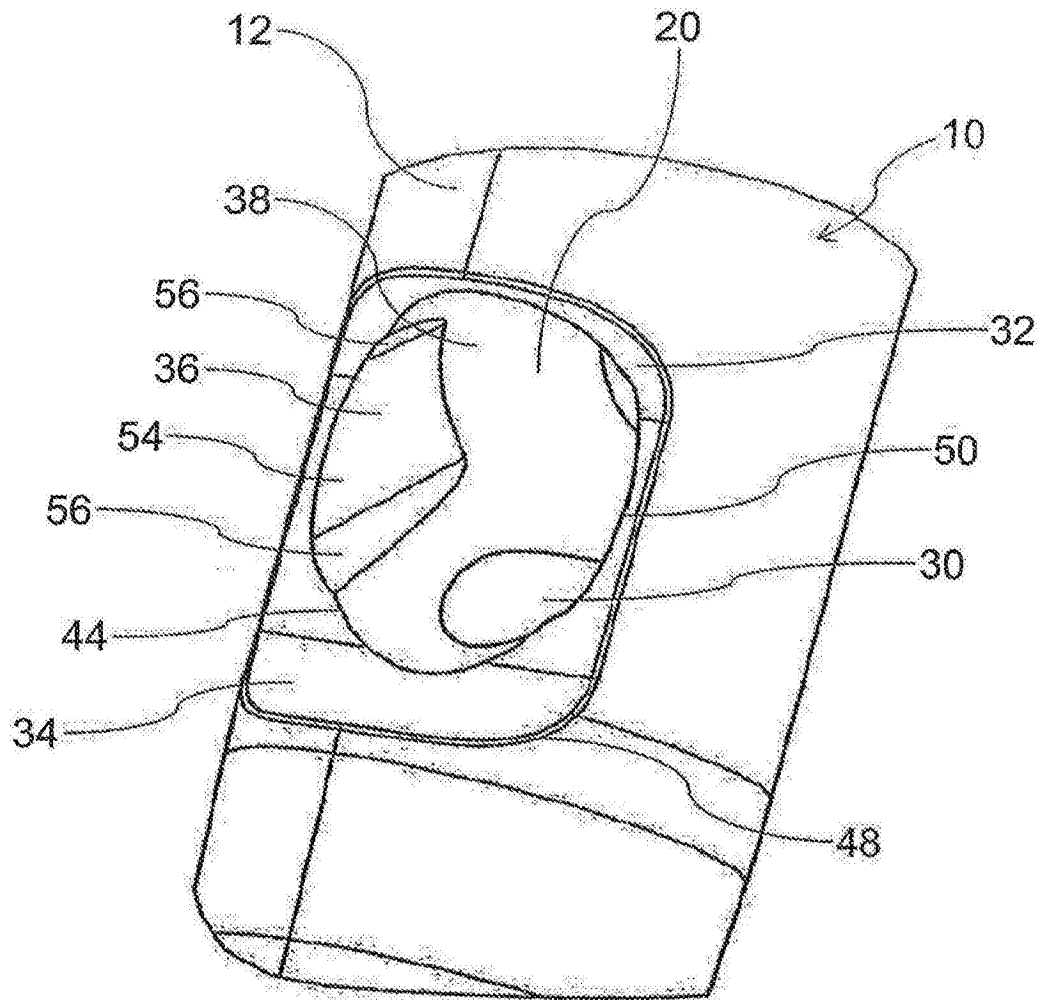


图4

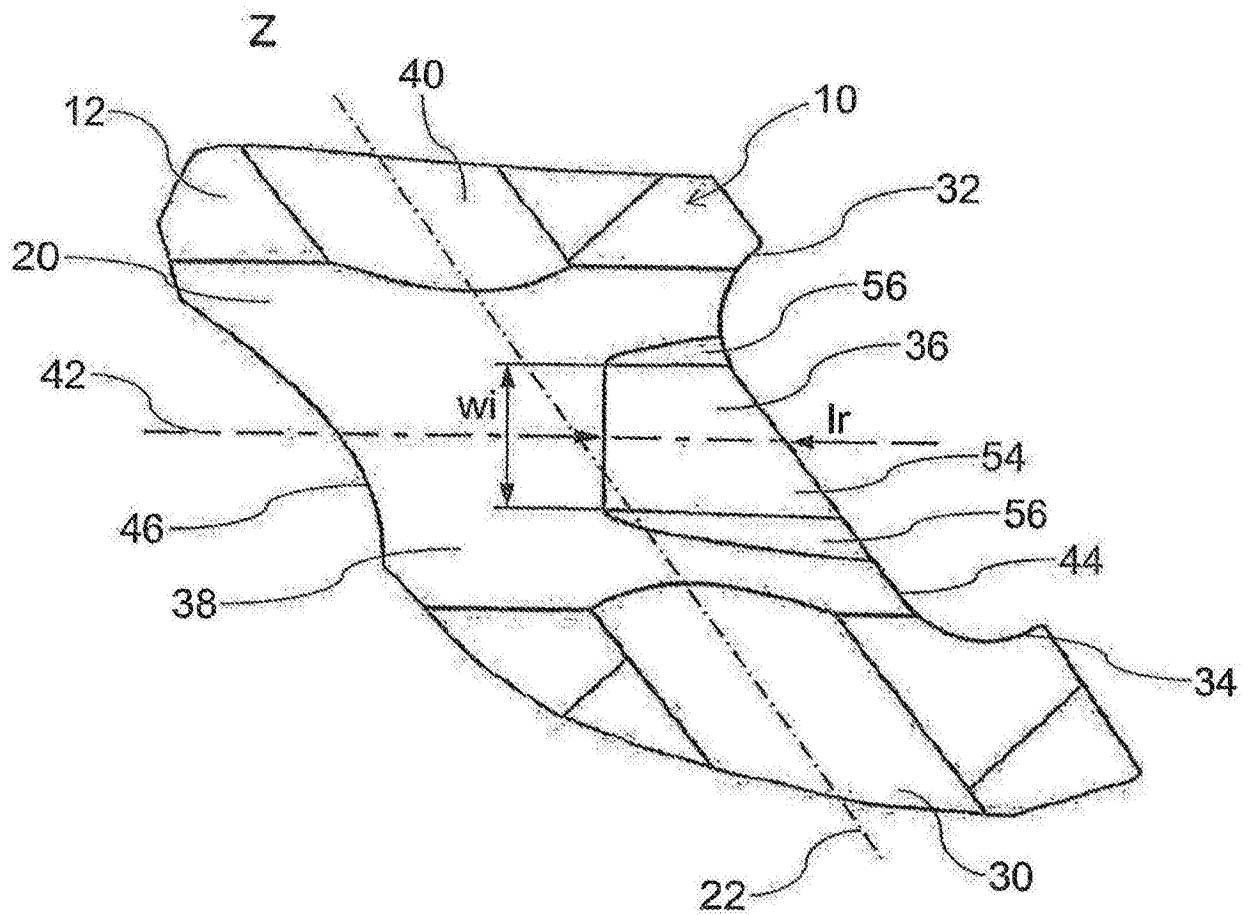


图5

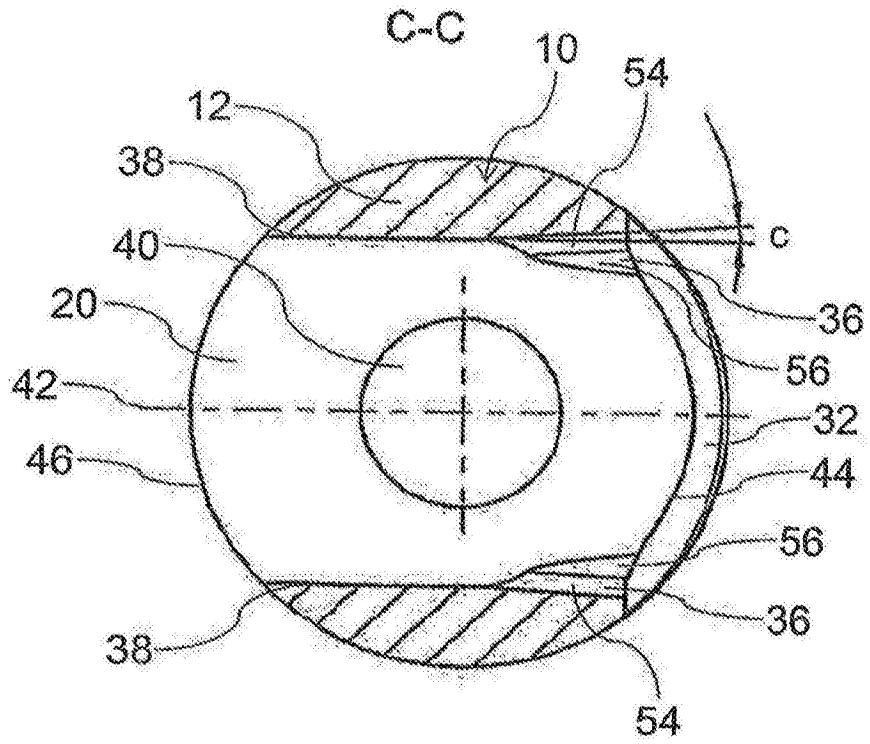


图6

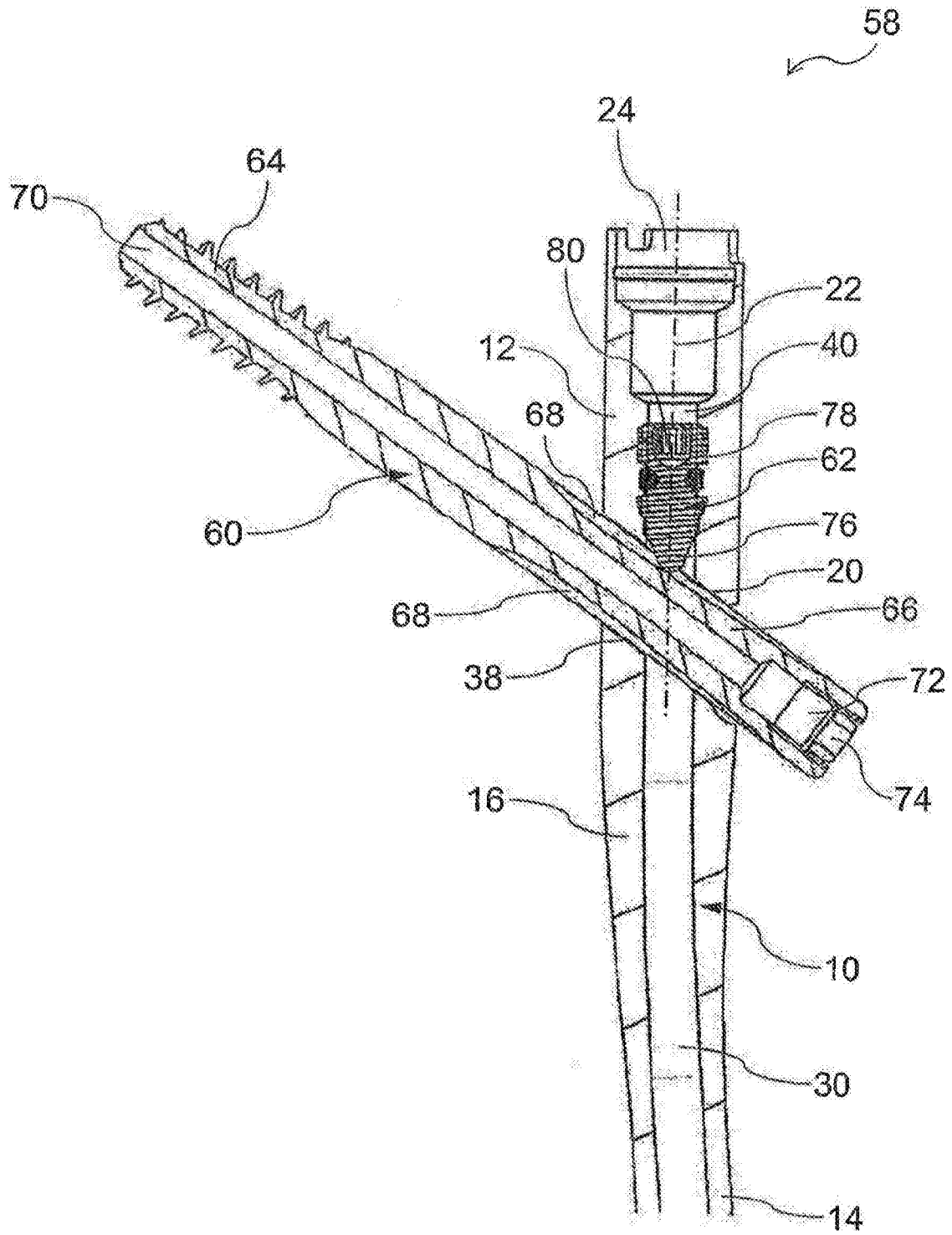


图7