



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103622741 B

(45)授权公告日 2016.12.07

(21)申请号 201310362204.5

C·卡瓦拉兹

(22)申请日 2005.01.21

(74)专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司 11227

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 103622741 A

代理人 田军锋 吴焕芳

(43)申请公布日 2014.03.12

(51)Int.Cl.

(30)优先权数据

A61B 17/80(2006.01)

60/538,589 2004.01.23 US

审查员 何煦佳

60/546,127 2004.02.20 US

60/598,110 2004.08.02 US

60/643,432 2005.01.07 US

(62)分案原申请数据

200580008718.4 2005.01.21

(73)专利权人 拜欧米特公司

地址 直布罗陀直布罗陀市

(72)发明人 J·L·奥尔贝 J·E·卡斯塔内达

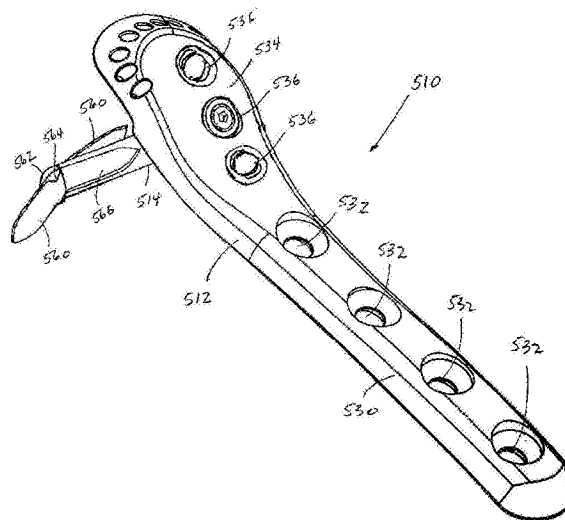
权利要求书1页 说明书8页 附图20页

(54)发明名称

用于包括软骨下支撑结构的凸状关节骨表面骨折的稳定系统

(57)摘要

一种用于包括软骨下支撑结构的凸状关节骨表面骨折的稳定系统。本发明公开一种用于骨折固定系统的板,包括:设有六个柱孔的头部部分,所述柱孔中的两个在前面,所述柱孔中的两个在后面,所述柱孔中的两个在所述前面和后面的中间,所述中间柱孔中的一个是最远的柱孔,所述中间柱孔中的另一个是最远的柱孔,其中:所述前面和后面柱孔的轴线是固定的,且彼此分开,所述中间柱孔的轴线相互对着汇聚,以及包括多个骨螺钉孔的轴部分。



1. 一种用于骨折固定系统的板,包括:

设有六个柱孔的头部部分,所述柱孔中的第一柱孔和第二柱孔为前面的柱孔,所述柱孔中的第三柱孔和第四柱孔为后面的柱孔,所述柱孔中的第五柱孔是所述六个柱孔中的最近的柱孔,所述柱孔中的第六柱孔是所述六个柱孔中的最远的柱孔,所述最近的柱孔和所述最远的柱孔在所述后面的柱孔之前并且在所述前面的柱孔之后,其中:所述第一柱孔、所述第二柱孔、所述第三柱孔和所述第四柱孔中的每一者的柱迹线是固定的,且彼此分开,所述最近的柱孔和所述最远的柱孔的柱迹线相互对着汇聚,以及

包括多个骨螺钉孔的轴部分。

2. 根据权利要求1所述的用于骨折固定系统的板,其中,

所述轴部分相对于所述头部部分成角度,所述头部部分具有前面侧和后面侧,所述头部部分的所述后面侧被弯曲,且所述头部部分的所述前面侧和所述轴部分限定了直线。

3. 根据权利要求1所述的用于骨折固定系统的板,其中,

所述头部部分由颈状物部分从所述轴部分横向和纵向偏置,

所述头部部分中的至少一个柱孔也完全延伸穿过所述颈状物部分,以及所述轴部分的截面以离开所述颈状物部分的方向逐渐变小。

4. 根据权利要求3所述的用于骨折固定系统的板,其中,

所述头部部分和所述轴部分彼此基本上平行。

5. 根据权利要求1所述的用于骨折固定系统的板,进一步包括:

设在所述头部部分的中心部分中的至少一个K线对准孔,确定所述K线对准孔的尺寸以紧密地容纳K线并且引导所述K线朝着肱骨头部的关节表面的中心。

6. 根据权利要求1所述的用于骨折固定系统的板,进一步包括:

a) 可插入所述柱孔中的选定柱孔的柱;

b) 以预定的方向将所述柱旋转性地固定在所述选定柱孔中的第一装置;以及

c) 连接到所述柱并向所述柱横向延伸的第二装置。

7. 根据权利要求6所述的用于骨折固定系统的板,其中,

所述第一装置包括凸轮。

8. 根据权利要求6所述的用于骨折固定系统的板,其中,

所述第一装置包括定位螺钉。

9. 根据权利要求6所述的用于骨折固定系统的板,其中,

所述第一装置包括加工在所述选定柱孔和所述柱上的螺纹。

用于包括软骨下支撑结构的凸状关节骨表面骨折的稳定系统

[0001] 本申请是申请人“拜欧米特公司”于2005年1月21日提交的、申请号为2005800087184、名称为“用于包括软骨下支撑结构的凸状关节骨表面骨折的稳定系统”的发明专利申请的分案申请。

[0002] 相关申请的交叉引用

[0003] 本申请要求如下临时美国专利申请的优先权：2004年1月23递交的60/538,589、2004年2月20递交的60/546,127、2004年8月2递交的60/598/110、2005年1月7递交的(代理人档案号HAN-034P)。

技术领域

[0004] 本发明总体上涉及外科装置。更具体地说，本发明涉及骨折固定系统，其包括整形板和用于将该板固定于骨头和腱上的相关紧固件。

背景技术

[0005] 肱骨近端包括肱骨的上部分，即人体上臂，一般称之为肩部区域。肱骨近端骨折一般由外伤所致，如在体育运动中发生的意外，并且会随着年龄的增长由于骨质疏松而更易于发生。肱骨近端骨折的治疗通过将骨折点暴露并将骨头裂缝复位然后将板或其它装置置于骨头上将裂缝固定使其在复位位置愈合来进行。将裂缝复位包括将骨头的断裂部分校正并定位在其原来的位置或类似的稳定位置。将裂缝固定包括将板置于断裂部分上并且用接骨螺钉固定在断裂的骨头与邻近的未断裂骨头上。

[0006] 常规的固定板在用于肱骨近端时存在几个缺点。一般来讲，它们的外形并不是十分符合人体解剖学，并且在设于必须提供结构性刚性以稳定肱骨裂缝的尺寸时不易由外科医生来定形。此外，这样的固定板要求大型的接骨螺钉，而这种接骨螺钉并不能够在底层骨质疏松的骨头上提供支点。

[0007] 特别地，与肱骨近端轮廓相符的两种板是宾夕法尼亚Paoli市的Synthes公司生产的锁定肱骨近端板(LPHP)和PHILOS。这些板包括容纳几个固定角固体的近头部分，这些固定角固体伸入肱骨的圆头，该肱骨垂直于关节面且可与该板进行螺纹连接。特别地，在骨质疏松的骨头中，固体往往将骨头刺穿并进入肱骨的头与肩关节窝之间的关节空隙，这样就会导致极大的疼痛和可能会更大的外科伤害。这种伤害可能阻碍、延长或者阻止肱骨骨折的正常愈合，而且会导致患者更大的痛苦和后外伤关节炎的产生。

发明内容

[0008] 因此，本发明的一个目的是提供一种自动适合于肱骨的肱骨骨折固定系统。

[0009] 本发明的另一个目的是提供一种肱骨骨折固定系统，这种系统提供一种支持肱骨近端骨折的稳定框架。

[0010] 本发明的再一个目的是提供一种肱骨骨折固定系统，在这种系统中，穿过板延伸的固体并不会穿破关节表面。

[0011] 本发明的再一个目的是提供一种肱骨骨折固定系统,这种系统有利于固件与肱骨的头部对准。

[0012] 本发明的再一个目的是提供一种肱骨骨折固定系统,这种系统在将固件正确地植入肱骨的头部时给外科医生提供一种触觉。

[0013] 这些目的将在下面进行详细描述,根据这些目的,提供一种肱骨骨折固定系统,该系统包括多个皮质骨螺钉和多个用于将板连接到肱骨并将骨折处稳定的柱。优选该系统还包括K线和缝合材料,这些K线和缝合材料将在下面进行描述。

[0014] 该板设有多个柱孔。每个柱孔设有一个柱,柱延伸并穿过板的头部部分,该板的头部部分一般垂直于肩部的关节表面。根据本发明的一个优选方面,柱可设有支撑装置,该支撑装置用于支撑关节表面的软骨下骨。在设有这种支撑装置时,该柱包括头部,优选该头部可以相对于柱孔的特别旋转方向固定,以使该支撑装置总是以特别方向定向,且优选相对于该板和解剖学与前后面对准。

[0015] 根据本发明的另一个优选方面,该头部部分包括多个对准孔,这些对准孔以大小排列并按照特别的方向紧密地容纳单独的K线。在连接到板的头部部分时,穿过这些对准孔的轴的方向和其后插入穿过这些对准孔的K线的方向紧密地符合由这些柱所限定的空间。

[0016] 在骨折复位之后且在为柱钻孔之前,外科医生穿过板头部部分上的对准孔钻K线,以将板头部的方向临时固定在肱骨的头部。一旦将对准如此固定,对骨折进行检查,如进行透视检查,以确定骨折是否以正确的方式复位且K线是否相对于解剖学正确地对准。在透视检查中所观察到的K线表明柱是否将会相对于骨折和关节表面正确地定向。如果布置正确,那么,在给柱钻孔时K线就会将板的位置保持在骨折的上方。如果布置并不理想,那么,可将K线拆除,且外科医生还有机会将K线重新定位和、或重新定向并可再次钻孔。由于每条K线的直径相对较小,所以骨头不会由于钻孔过程而受到很大的损坏,而且外科医生也并不受最初的定位和、或定向的约束。板一旦与K线正确地定位,那么就可将板、柱和支撑装置(如果设有支撑装置的话)植入,且可将K线拆除。

[0017] 根据本发明的再一个优选方面,该头部部分包括低近端底槽和多个缝合导向装置,在多个缝合导向装置附近有多个孔。低近端底槽将缝合导向装置升离骨头表面,以使外科医生将带有缝合材料的针穿过这些缝合导向装置以及板与骨头之间,以允许将腱和骨头碎片缝合到板上。

[0018] 当固定系统植入之后,这些柱以垂直于关节表面的方向定向,但并不延伸太远而将关节表面穿透。

[0019] 通过下文中对本发明的具体介绍并结合附图,本领域中熟练的技术人员可以清楚本发明的这些以及其它方面的优点。

附图说明

[0020] 图1是根据本发明的肱骨近端固定系统的实施例的透视图。

[0021] 图2是图1中实施例的可展开柱的示意截面图,该图以非展开构造示出;

[0022] 图3是图1中实施例的可展开柱的示意截面图,该图以展开构造示出;

[0023] 图4是图1中实施例的可展开柱的示意截面图,该图以释放构造示出;

[0024] 图5是可展开柱另一个实施例的纵向截面图,非展开构造中有可展开锚件;

- [0025] 图6A是图5中可展开柱的后端的透视图；
- [0026] 图6B是图5中可展开柱的后端的纵向截面图；
- [0027] 图7是图5中可展开柱的中心管的透视图；
- [0028] 图8是图5中可展开柱的远尖端的透视图；
- [0029] 图9是图5中可展开柱的导杆的透视图；
- [0030] 图10是图5中可展开柱的联接器的透视图；
- [0031] 图11是图5中可展开柱的骨头锚件的透视图；
- [0032] 图12是图5中可展开柱的纵向截面图,该图以部分展开构造示出；
- [0033] 图13是图5中可展开柱的纵向截面图,该图以全部展开构造示出；
- [0034] 图14是本发明中另一种系统的透视图,该系统以具有图13中构造的可展开柱示出；
- [0035] 图15是图14中系统的凸轮的透视图；
- [0036] 图16是图14中系统的板的平面图；
- [0037] 图17是沿示于图16的17-17线的纵向截面图；
- [0038] 图18是本发明中另一种系统的透视图,该系统以具有展开构造的柱示出；
- [0039] 图19是用于图18中系统中的展开柱的后端的透视图；
- [0040] 图20是图19中后端的纵向截面图；
- [0041] 图21是图18中系统的后端和定位螺钉的放大不完全局部截面图；
- [0042] 图22是图18中系统的不完全局部截面透视图；
- [0043] 图23是示出在骨头的适当位置上的本发明的肱骨近端骨折固定系统的另一个实施例的横向透视图；
- [0044] 图24是图23中系统的板的透视图；
- [0045] 图25是图23中固定系统的俯视图,所示出的固定系统已植入；
- [0046] 图26是从图23中固定系统的骨头的中间视图；
- [0047] 图27是图23中植入固定系统的另一个视图；
- [0048] 图28是类似于图25的示出具有展开锚件的系统的视图；
- [0049] 图29是类似于图26的示出具有展开锚件的系统的视图；
- [0050] 图30是示出本发明的肱骨近端骨折固定系统的另一个实施例的透视图；
- [0051] 图31是根据本发明的肱骨近端固定系统的钉板实施例的示意截面图。

具体实施方式

[0052] 参看图1,图中示出了根据本发明的肱骨近端骨折固定系统510的实施例。系统510包括肱骨板512,肱骨板512在其头部部分534中有一个或多个柱孔536且沿着其轴部分530有多个螺钉孔532。每个柱孔536设有管状柱514。参看图1和图2,柱514包括一对臂560,该对臂560可旋转地绕轴561连接,这些轴561邻近于柱514的远端562。也可提供具有三个或更多臂的实施例。每个臂560包括基本邻近于其旋转轴561的凸轮从动表面564。如图1所示和下面所描述的那样,当凸轮从动表面564受到沿远端和横向方向的力时,臂560就移入径向开放构造中。柱514包括窗口566,以在臂560处于闭合位置(图2)时,臂560可齐平位于柱的余下部分上。参看图2,该柱还包括内螺纹568。

[0053] 参看图3,提供定位螺钉570,该定位螺钉570与内螺纹568啮合并包括远端,该远端设有凸轮572,该凸轮572用于接触凸轮从动表面564并将臂560径向向外移动进入该开放构造中。在该开放构造中,每个臂560可相对于柱514大体上呈90°延伸,即总体上平行于该关节平面并优选在该前后面中。不过,更优选每个臂560与柱514之间的角是锐角,优选约60°至89°,以使这些臂更好地接近于肱骨头部的关节表面轮廓。当这些臂由骨头所包围时,该骨头通常是允许这些臂穿过其间移动的有弹性的或脆性骨质疏松性(osteoporotic)骨头。图中所示出的这些臂560相对较宽并且在一且移入该开放构造中时向骨折提供极大的稳定性并向关节骨表面提供支撑。不过,为了便于穿过骨头的移动,这些臂可比在图中示出的相对较窄。而且定位螺钉还可包括与窗口566对准的钻孔574和远端开口576,优选的可生物降解骨胶粘剂或其它优选的快速固定填料可通过这些窗口566注入到由臂560的开口(如图中用箭头所示)所产生的空间之中,以向复位骨折提供另外的稳定性。

[0054] 参看图4,如果在植入之后有必要或者希望将柱514及其臂560从骨头上拆除,那么就将定位螺钉570松脱并从柱514上拆除,然后将柱从骨头拉出。在定位螺钉570拆除之后,这些臂560就能够向上并朝着窗口566的上端旋转,并且在将柱撤离时停靠在柱514的远端562上。

[0055] 参看图5至图11,在这些图中示出了另一种展开柱714。柱714的外段包括近管后端802(图6A和6B)、中心管804(图7)和远尖端806(图8)。参看图6A和6B,后端802包括具有参考结构的头部807,如扇形槽口808,以相对于肱骨板将柱802旋转性定向(如在下面所详细描述的那样)并逐步降低到中间直径部分和较小直径部分809和810。较小直径部分810限定两个完全相对的槽812。后端802的远端还包括内螺纹817。管804位于较小直径部分810的上方并包括两个指向远端的翼814,这两个翼814在槽812中啮合并将管804锁定在后端802上且与后端802的中间直径部分809齐平啮合。管804包括一对窗口852。在后面将详细描述尖端806伸进管804的远端并由销818固定在该管上的适当位置,销818分别延伸穿过管804中的孔819和821以及尖端806。

[0056] 参看图5和图9,在柱714的后端802中设有导杆820。导杆820包括近啮合套筒822、与后端802的内螺纹817啮合的螺纹中心部分823和远端分级头部部分824,近啮合套筒822,如方形或六角套筒,便于用工具将导杆820相对于后端802旋转。头部部分824由联接器828的嵌套826保持并可相对于嵌套826旋转。联接器828由两个两性元件829所限定,每个两性元件829包括与类似元件上的对应部件相匹配的柱834和套筒836。每个两性元件829还限定轨道837和、或槽沟838,锚件840的一部分连接到轨道837和、或槽沟838中并可移动,如在下面所描述的那样。

[0057] 参看图11,骨头锚件840包括近轮轴842,这些近轮轴842以大小排列,以在联接器828的槽沟838中行进,并且具有后端843,后端843设计用于沿着该联接器的轨道837运动。这些锚件840沿着弧弯曲,且每个锚件具有相对较尖的骨头穿刺端844。优选这些锚件用金属制成,但也可以用陶瓷或可生物吸收的坚硬材料制成。参看图8和图11,尖端806限定两个锚件导杆850,每个锚件导杆850具有与锚件840的凸面侧的弯曲部分相对应的弯曲部分。管804限定两个窗口852,窗口852与锚件840的截面外形相对应,这些锚件840可穿过这两个窗口852从柱714向前移动。

[0058] 参看图12和图13,导杆820旋转性地向前移动并穿过后端802,因此导致联接器828

向前移动并穿过管804。在联接器804向前移动时,就将锚件840向前推动、接触导杆850并以向外方向偏离窗口852(图7),即基本横穿柱714的轴。根据本发明的一个方面,在锚件840向前移动并围绕轮轴842旋转时,它们在管804中的旋转轴发生改变,尤其是相对于在图5中所示出的最初方向(如在联接器上由虚圆标记所示)。这得到轮轴842在联接器828的槽沟838中横向移动能力的配合。参看图13,在全部展开时,优选锚件840以管804的直径的2到3.5倍之间向外突出。在优选实施例中,管804的直径为4mm,且每个锚件840突出大约10mm。

[0059] 参看图14,所示出的近端板702具有多个连接到其上的柱714以及展开的锚件840。可以以任何适当的方式将这些柱714锁定到板702。不过,优选将这些柱714相对于板702锁定,以能够预先确定展开锚件840的方向,如像所示出的那样在总体上相互平行。而且,优选将这些柱714相对于板712锁定,而在它们之间并没有螺纹连接,因为难以加工螺纹连接,在这种螺纹连接中:(i)部件牢固而有刚性地连接在一起;(ii)柱的旋转方向在锁定时可以肯定地预先确定。尽管如此,在柱与板之间加工螺纹连接肯定是可能的,而且在本发明的范围之内,在这种螺纹连接中布置有进入点和终结点,并且具有所要求的公差,以获得相同的结果,即在将柱完全固定在板上时预先确定的旋转方向。

[0060] 根据本实施例的优选方面,优选柱714与各自的柱孔736之间的锁定在小于柱714相对于柱孔736的一个完全旋转之内发生,更优选在 0° 到 90° 之内发生。

[0061] 锁定这些柱的一种方法是利用凸轮将每个柱锁定在板内。参看图15,优选的凸轮856通常呈圆柱形,但具有外壁858,该外壁858的半径在该凸轮圆周的约 270° 附近呈螺旋式增加。凸轮856还包括下部销(未示出)和用于传动器的上六角槽沟860,该凸轮围绕该下部销旋转。

[0062] 参看图14、图16和图17,对于每个柱714来讲,板702包括柱孔736和具有中心孔863的相邻凹凸轮槽沟862,该相邻凹凸轮槽沟862容纳中心销。由于凸轮856和凸轮槽沟862的外形的原因,所以一旦凸轮容纳于凸轮槽沟之中,凸轮就基本上限制在凸轮槽沟中。在将柱714插入柱孔736之前,将凸轮856旋转,以使其最小半径的位置朝向柱孔。穿过柱孔736容纳柱714、确定其方向以将位于该柱后端802的扇形槽口808安装在凸轮856外侧周围,并将柱714完全推入柱孔。然后用传动器来旋转凸轮856,以在凸轮的较大的切成圆角部分与该柱之间提供接触,从而在它们之间提供足够的接触而有效地将柱714锁定到板702。

[0063] 参看图18至图20,这些图示出了将柱相对于板旋转性且轴向锁定的系统的另一个实施例。根据这种系统,柱914大体上如上面所述的柱714。与柱714(图5)相比,柱914的后端1002包括耳1008和有弹性的向外指向的挂钩(catch)1009的圆形排列。此外,参看图21,柱914的后端1002还包括沿径钻孔1011,以便于在必要时将植入的柱取下,如在下面所详细描述的那样。仍参看图21,该系统包括定位螺钉1056,该定位螺钉1056将柱914相对于板902锁定,如在下面所描述的那样。该定位螺钉1056包括底槽1058,挂钩1009在底槽1058中啮合,但底槽1058也允许定位螺钉1056相对于这些挂钩旋转。

[0064] 参看图22,板902的每个柱孔936的直径呈梯级状并包括螺纹1060和两个沿径耳部分1062,螺纹1060在上较大直径部分中。将柱914插入并穿过柱孔936,以使耳1008与耳部分1062对准。这就在后来将这些锚件延伸时确保将这些锚件对准(图18)。然后将定位螺钉1056旋转使其与螺纹1060啮合并继续将其旋转,直到将柱914严密地锁定在适当的位置。

[0065] 若有必要将柱914取下,将定位螺钉1056旋转到脱离位置。在进行这种操作时,定

位螺钉可从柱松开。如果出现这种情况,可将工具(未示出)插入沿径钻孔1011并拉动,以将柱从骨头和孔936中撤离。

[0066] 参看图23至28,这些图示出了固定系统1200的另一个实施例,固定系统1200附在肱骨1300上。参看图23和24,系统1200包括具有头部部分1234的板1202,头部部分1234有六个柱孔,包括设计用于接纳具有螺纹头部的柱的中心柱孔1236a、1236b、1236c和1236d(总称为1236)以及近端和远端柱1237a和1237b(总称为1237),优选近端和远端柱1237a和1237b大致类似于柱孔936(图22),且用于容纳柱,这些柱可选择性地具有展开锚件。换言之,优选柱孔1237包括将柱的角向锁定的系统。这种系统还适用于容纳常规的螺纹头柱(具有或没有支撑关节表面的软骨下骨的可展开支撑装置),如图25和图26所示。而且,如果使用没有任何支撑装置的柱,那么这些柱孔就并不要求任何系统来从角度上指明或精确固定这些柱。仍参看图25和图26,中心柱孔1236a、1236b、1236c和1236d限定由柱1214a、1214b、1214c和1214d所图示的轴,这些中心柱孔穿过这些柱相互倾斜,从而导致这些柱横向和纵向分离。近端和远端柱孔1237a和1237b限定轴,优选这些轴横向对准且在角度上汇聚,如柱1215a和1215b所示。

[0067] 参看图24,头部部分1234还设有五个对准孔1218a、1218b、1218c、1218d和1218e(总称为1218),每个孔以大小排列以沿着固定轴紧密地容纳K线(大致小于柱孔的各自的柱)。具体地,1218e的轴指向肱骨头部的关节表面中心。将对准孔1218在板的头部部分1234中在角度上定向,以向K线提供路径,这些K线会显示出这些柱的多种界限的轮廓或相对于这些植入的柱识别出有利点。更具体地来讲,如图24至图26所示,位于孔1218b和1218c中的K线1220和1222限定柱1214a、1214b、1214c和1214d的上下界限,而位于孔1218e中的K线1224指向关节表面的中心并限定中心位置,近端和远端柱孔1215a和1215b的轴朝着该中心位置汇聚。

[0068] 如图24和27所示,窄缝合轨1240在头部部分1234的近端部分附近延伸。将缝合轨1240相对于头部部分的低面1250抬升,以便于缝合针的进入和穿过该轨并相对于上面1252凹入,以呈现出相对较低的并不突出的轮廓。

[0069] 参看图27至图29,在使用时,利用胸三角(delto-pectoral)方法将骨折暴露并清除。利用牵引和直接推拿术将骨折复位,且将软骨下骨1350的关节表面与肱骨轴1352之间的解剖学关系在角对准和后倾方面恢复。然后将板1202的位置定位于肱骨1300上,优选紧接着结节间沟之后且低于棘上肌(supraspinatus)附着处约1.5到2.0cm。然后利用如插入并穿过该板的轴的2.0mm固定K线或暂时插入并穿过非锁定椭圆形螺钉孔1232a的皮质骨螺钉暂时将该板紧固到远端碎片。然后通过利用K线1220、1222和1224将复位锁定,这些K线1220、1222和1224插入并穿过该板的头部部分1234上的固定角K线孔且进入一个或多个近端碎片中。可使用多条线以预先考虑最终的柱的位置。

[0070] 对准孔的轴对应于相邻柱孔的轴。优选利用前后和腋下照片来透视检查K线1220、1222和1224,以提供是否会将这些柱正确定向的显示。如果这种布置正确,这些K线就将板的位置保持在骨折处的上方。然后可在对柱孔的位置和方向的正确性有信心时钻这些柱孔。如果布置并不理想,那么,可将K线拆除,且外科医生可将K线重新定位和、或重新定向并可再次钻孔。由于每条K线的直径相对较小,所以骨头不会由于钻孔过程而受到很大的损坏,而且外科医生也并不受最初的定位和、或定向的约束。将对准孔和穿过它们的K线用于

整形板在2003年10月21日提交的美国专利申请No. 10/689,797、2003年9月17日提交的美国专利申请No. 10/664,371和2004年11月10日提交的美国专利申请No. 10/985,598中做了详细的描述,前述申请通过引用整体地结合于本文中。

[0071] 然后通过将皮质骨螺钉完全插入并穿过椭圆形孔1232a将板1212的轴1230固定到肱骨骨干1352。将可能已用于紧固轴的任何K线拆除。

[0072] 利用钻头导轨(未示出)钻出用于柱的孔。利用深度计(未示出)确定所钻出的孔的深度。利用传动器将适当长度的柱1214a、1214b、1214c、1214d、1215a和1215b插入。优选这些柱的远端低于软骨下骨1350的关节表面4至6mm。然后对正确的骨折复位和柱的布置进行射线照相确认。

[0073] 参看图28和29,在这些图中,柱1215a和1215b包括可展开锚件,外科医生将锚件1340展开,以向软骨下骨1350的关节表面提供支撑。在实践中,优选在将锚件展开之前将头部部分1234中的K线1220、1222和1224拆除。

[0074] 还钻更多的孔以保持皮质骨螺钉,这些皮质骨螺钉用于将板的远端部分固定到肱骨的骨干1352。

[0075] 其次,如果有必要的话,将结节复位并利用缝合或线固定到缝合轨1240。

[0076] 然后进行最后的射线照相并利用适当的外科技术将外科创口闭合。

[0077] 参看图30,图中示出了肩部板1402的另一个实施例。板1402的特性大致类似于板1202,但包括一些重大的结构性区别。首先,头部部分1434的近端包括三个具有横向开口的分立的基本上径向排列的缝合导杆1440。将导杆1440分开以允许针进入并在那里穿过,而并不受到相邻导杆的阻碍。其次,在中心K线开口1418e的前后另外设有K线开口1418f和1418g,以允许在将柱插入之前使用另外的K线,以透视骨头内柱的排列。当外科方法在使用一个或多个其它开口时产生困难时,另外的K线开口1418f和1418g可能会特别有用。第三,骨头螺钉孔1460可以与皮质骨螺钉和定位螺钉(未示出)一起使用,从而允许皮质骨螺钉的压力和锁定的单独应用。或者,可以使用其它传统的皮质骨螺钉。

[0078] 现在已注意到没有肩部板是通用型号,因为上述板适于放置在左臂或右臂上,但并不是都能放置。根据这一点,每个板包括大致是直的边缘。当该板的头部部分位于低于棘上肌附着处1.5至2.0cm的位置且该直的边缘在紧接着结节间沟之后对准时,就保证了该板在肱骨上的适当放置。例如,在图30中,该直的边缘是边缘1470,且相对的是略微弯曲的边缘1472。本文中所描述的其它肩部板包括对应的直的和弯曲的边缘,并且在按照上述教导放置时提供所希望的布置。此外,通过以相对于结节间沟的如此大的距离将该板的头部部分定位(这是与现有技术中极为接近的间隔的区别),在将该臂抬升时该板的头部部分与肩峰之间可能出现的干扰就会降到最小。

[0079] 参看图31,图中示出了肱骨骨折固定系统1510的另一个实施例,该系统1510连接到肩部1500,且柱1514延伸穿过骨折处1502。该系统1510包括具有与板相似的头部部分1534的装置1512、颈状物1515和轴1530。该装置的颈状物1515附在头部部分1534上,以使其位于病灶内(intrafocally)恰好低于骨折处1502的位置。由于颈状物1515的前向定位,与板相似的头部部分1534中的一个或多个柱孔1537延伸并穿过颈状物1515。优选柱孔1537相互之间在轴向上以角度偏置。与前面的实施例相比,装置1512的轴部分1530限定髓内钉,确定该髓内钉的尺寸,以将其插入病灶内(穿过骨折处)并且然后容纳在肱骨近端的髓管中。

因此,装置1512是“钉板”。优选轴部分1530从头部部分1534的低中心位置伸出,而不是从头部部分1534的下端伸出。优选轴部分1530的一端逐渐变细,以便于进入髓管并在平滑的弯曲部1532停止,该平滑的弯曲部1532有利于轴的末端进入病灶并进一步插入髓管1504。此外,优选设计轴部分1530位于骨头内且设计头部部分1534位于骨头的表面上。轴部分中设有孔1560和1562以容纳紧固件。优选孔1560和1562有螺纹,并因此而适用于容纳机械螺钉,这些机械螺钉可拉动轴部分1530并倚在骨头的皮层上。或者可以使用没有螺纹的孔并设有皮质骨螺钉,以将轴连接到肱骨皮层。“钉板(nail-plate)”在2002年12月10日提交的共同拥有的美国专利申请No.10/315,787中做了详细的描述,前述申请通过引用整体地结合于本文中。

[0080] 本文现已对骨折固定系统和稳定骨折特别是肱骨的方法进行了描述和图示。在对本发明的个别实施例进行描述时,并不意在将本发明限制在这些实施例中,因为意在本发明的范围像本领域所允许的那样以及对说明书也同样理解的那样宽广。因此,虽然实施例是针对肱骨骨折固定系统的,但可以理解本系统也完全适用于具有凸面外形的任何关节表面的骨折。所以,本发明中的系统同样也可以用于股骨头骨折的治疗。在这种变化中,该头部部分与轴部分之间的角度可以不同,以使头部部分正确地位于解剖体上。此外,虽然已涉及个别实施例公开了一些柱和皮质骨螺钉,但可以理解仅要求一个柱且可提供更少或更多的皮质骨螺钉孔和、或可使用更少或更多的螺钉。而且,虽然所公开的皮质骨螺钉用于将轴部分连接到骨头,但也可同样使用其它的紧固件。进一步来讲,虽然术语“柱”和“钉”已用于描述本发明中的个别元件,但可以理解使用这些术语是为了方便起见,而并不意在在权利要求中使用赋予特别的结构。因此,称为“柱”的装置意在广泛地理解为连接到板的任何类似于轴的紧固件。同样地,称为“钉”的装置意在广泛地理解为类似于轴的元件,该元件以与这些柱之一的横向关系延伸并且(i)连接到这种柱和、或(ii)延伸并穿过在该柱中所形成的横向孔。因此,该钉可以是螺钉、无螺纹杆、K线等等。

[0081] 而且,虽然在图中所示出的是左手肱骨板,但现已认识到右手肱骨板一般是所示出的左手肱骨板的镜像。进一步来讲,虽然已进行描述的系统用于骨折,但可以理解该系统也可用于肱骨近端的切骨和骨不连(non-union)的治疗以及具有凸面形关节表面的其它骨头的治疗。因此,本领域中熟练的技术人员可以理解对所提出的发明也可进行其它变化而并不脱离权利要求中所主张的本发明的范围。

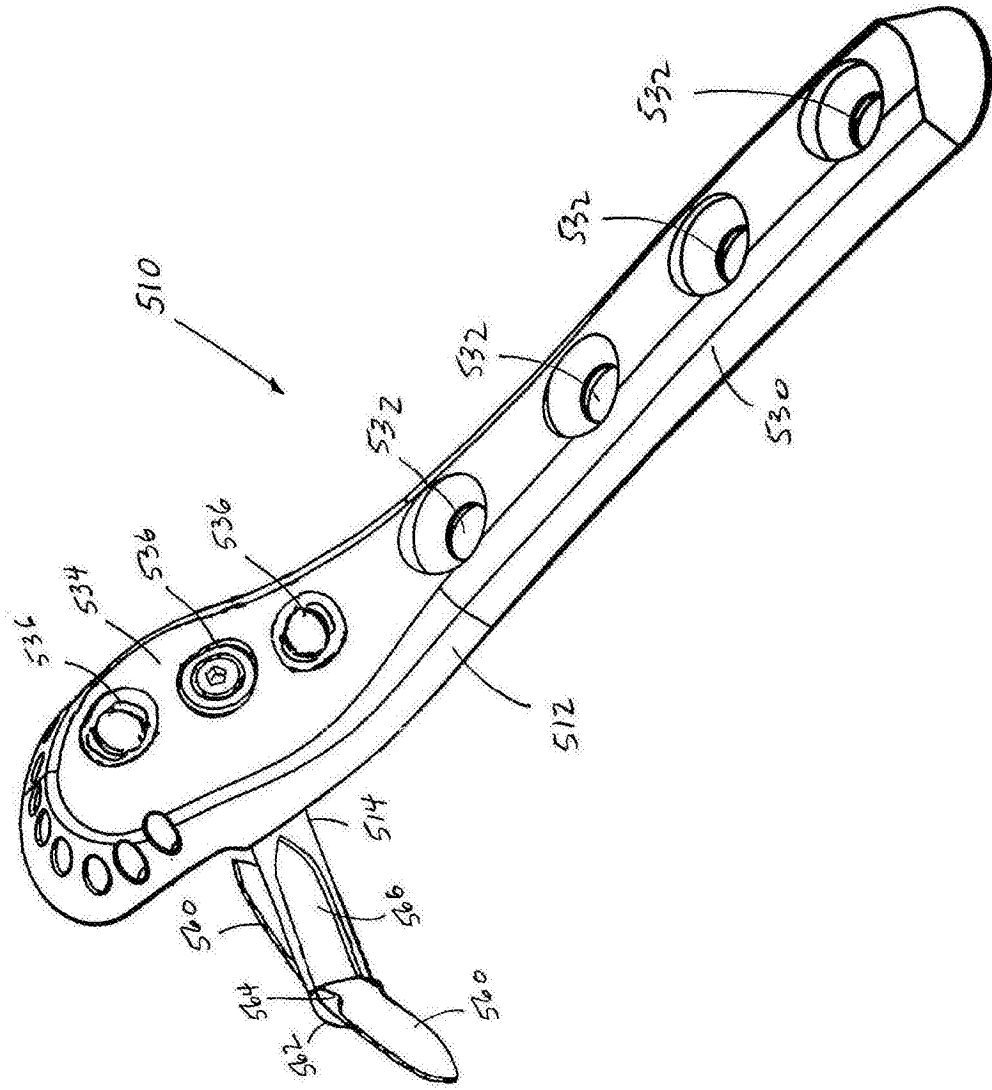


图1

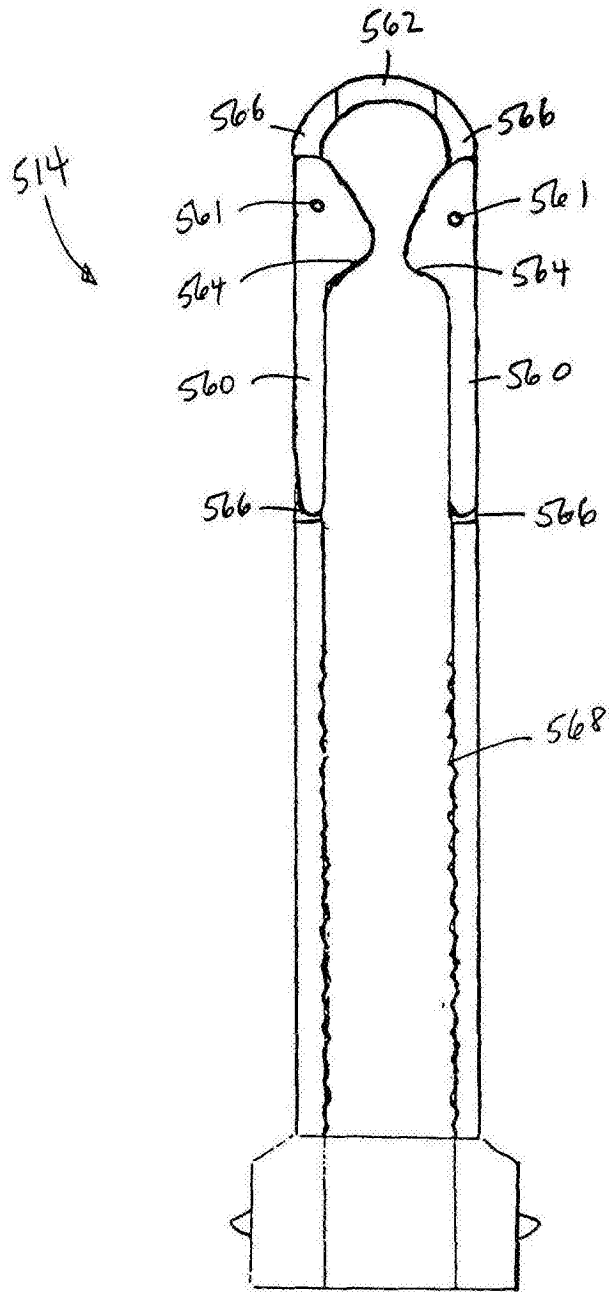


图2

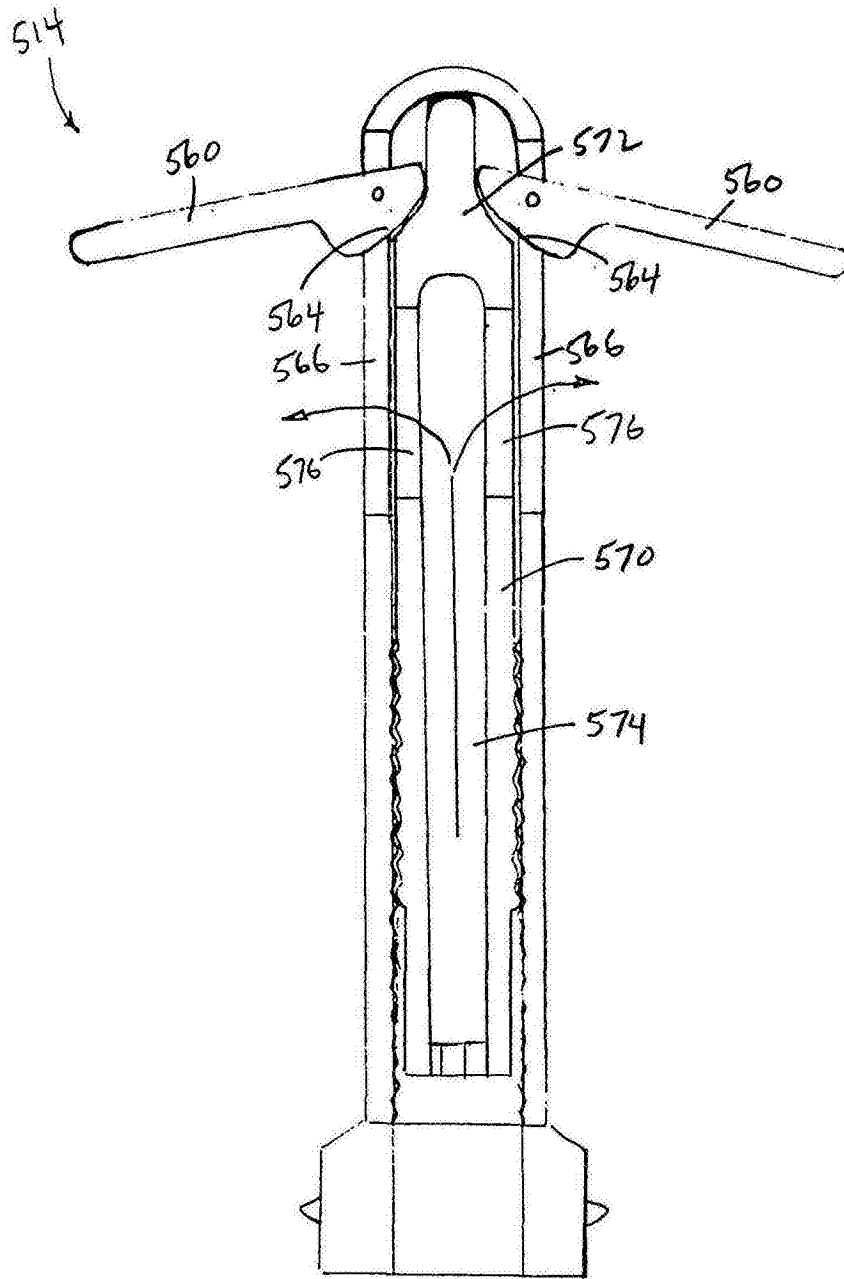


图3

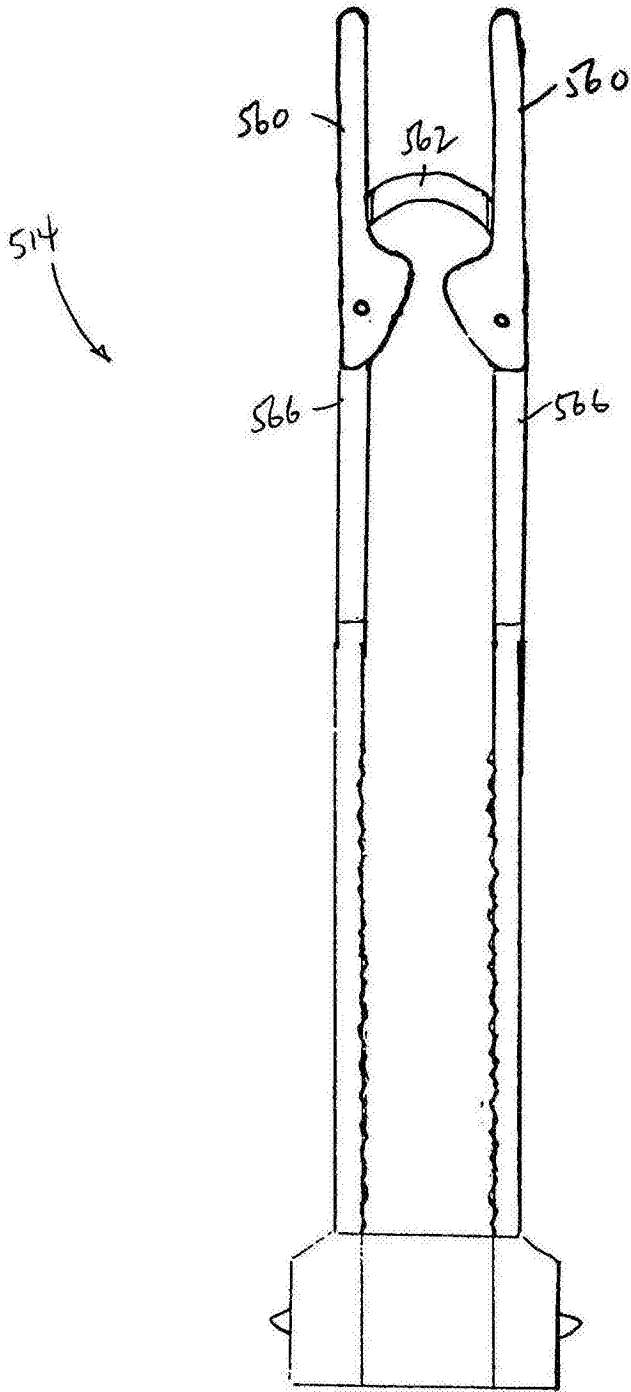


图4

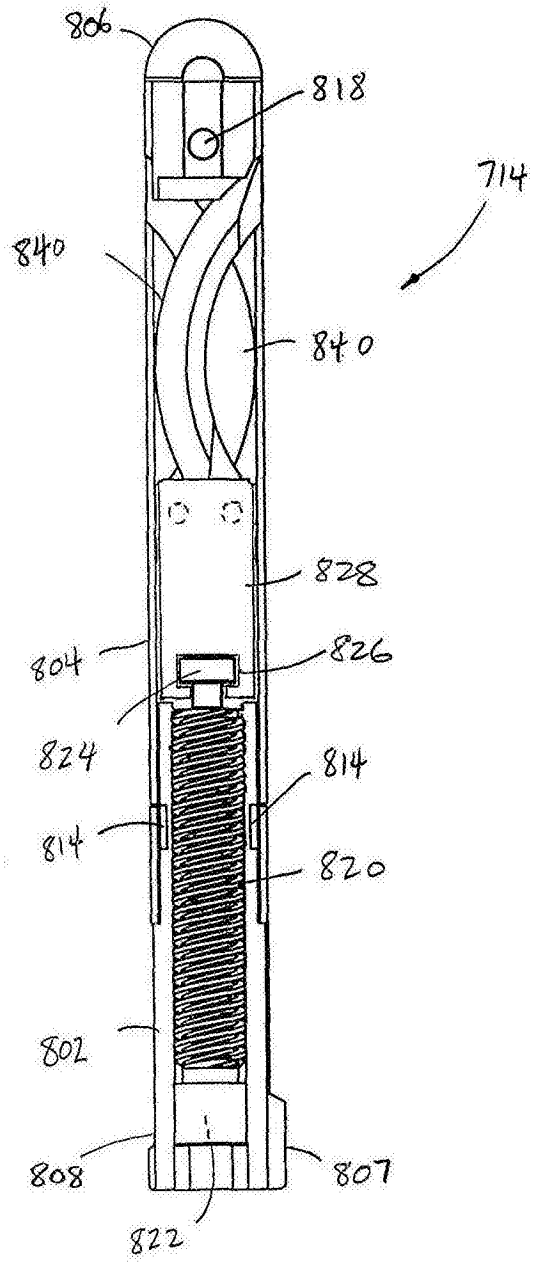


图5

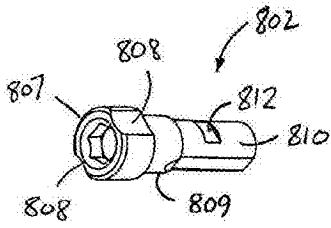


图6A

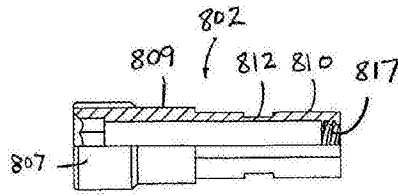


图6B

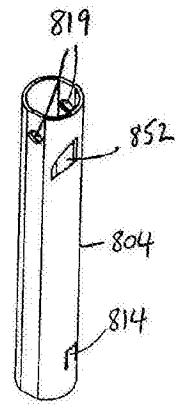


图7

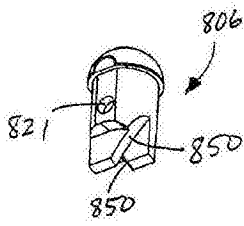


图8

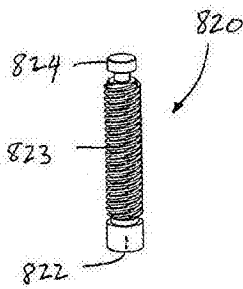


图9

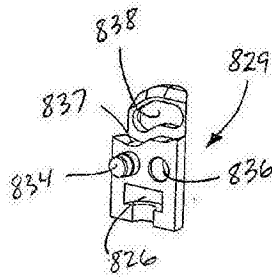


图10

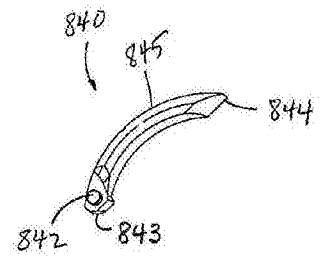


图11

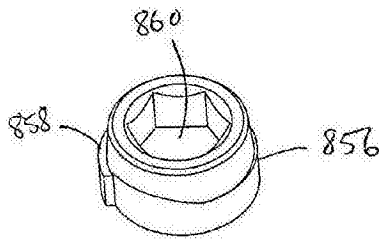


图15

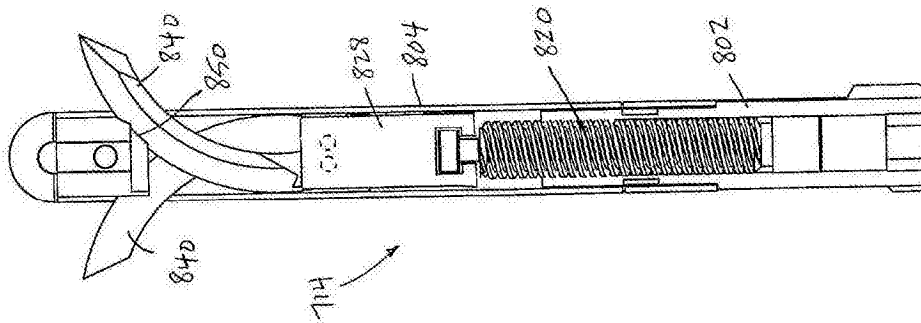


图12

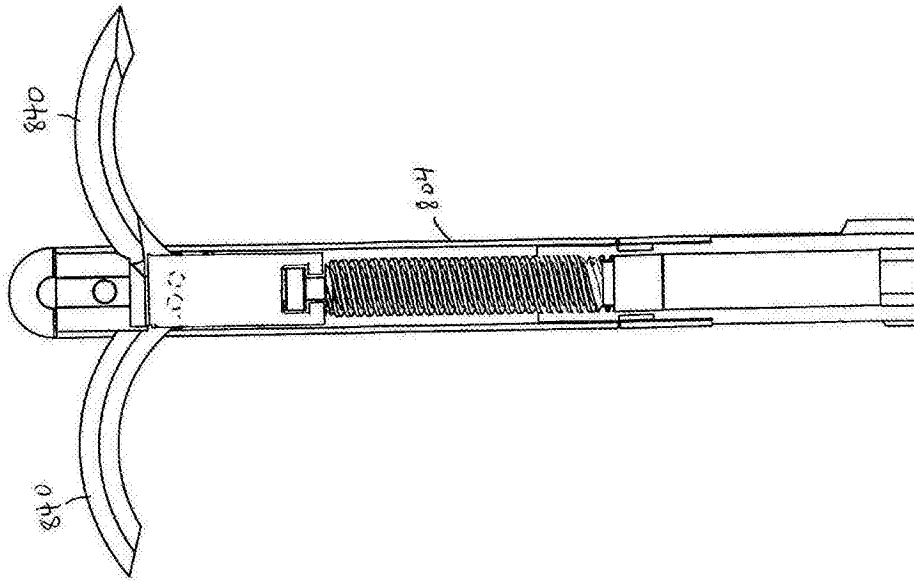


图13

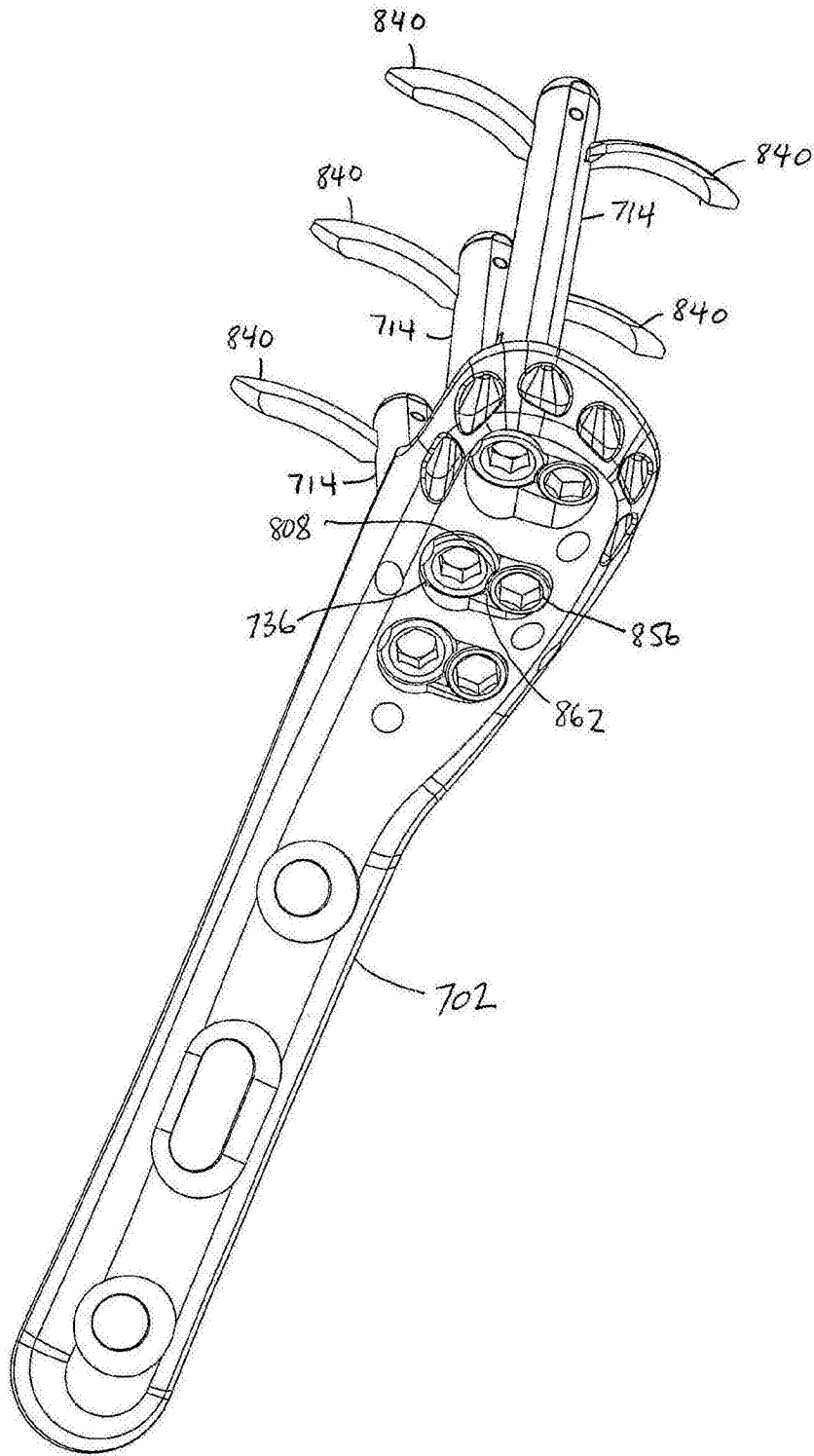


图14

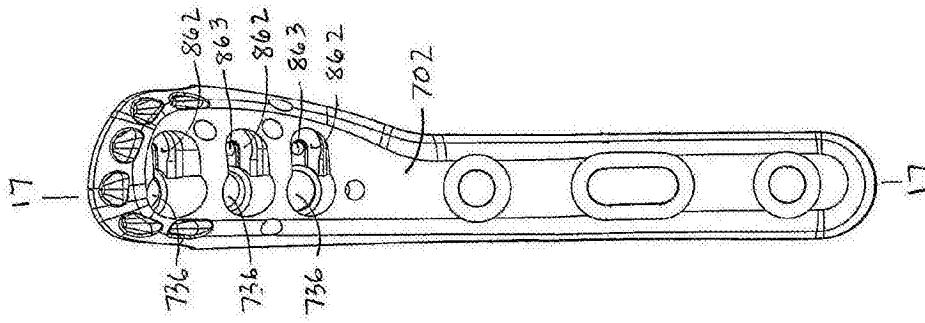


图16

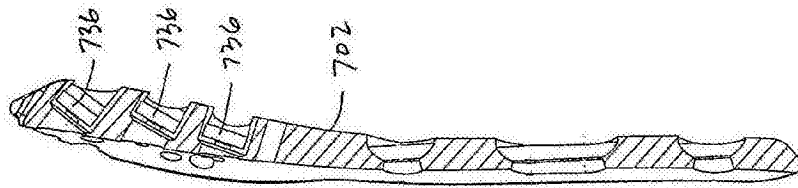


图17

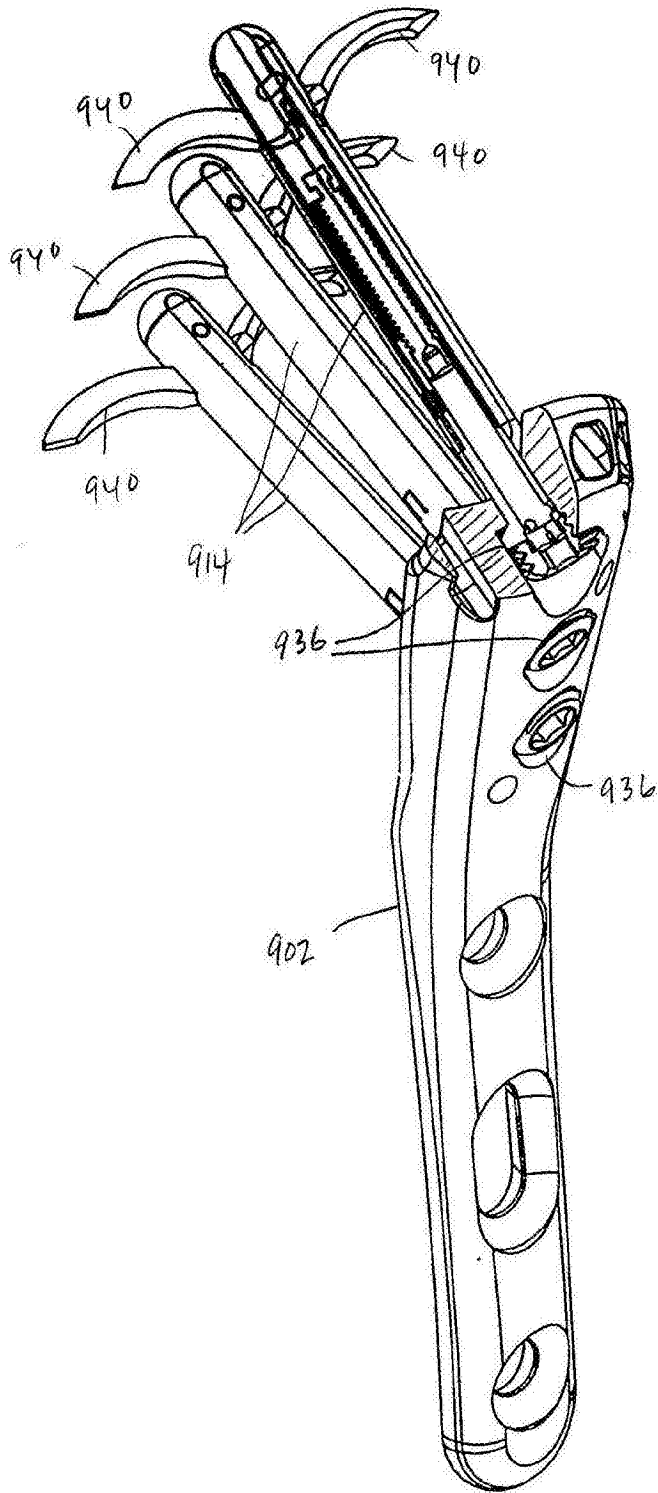


图18

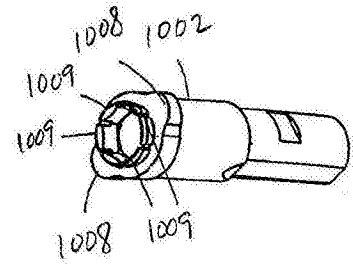


图19

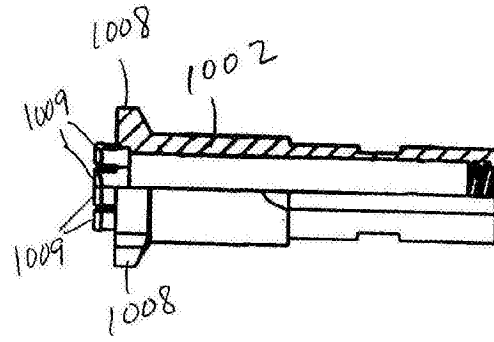


图20

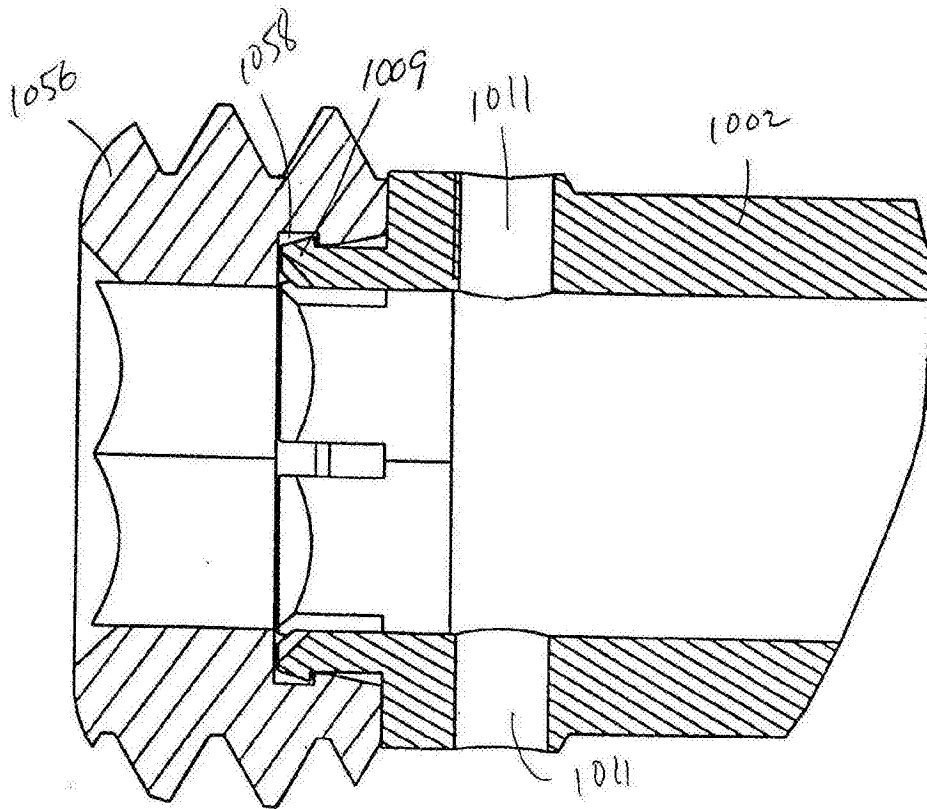


图21

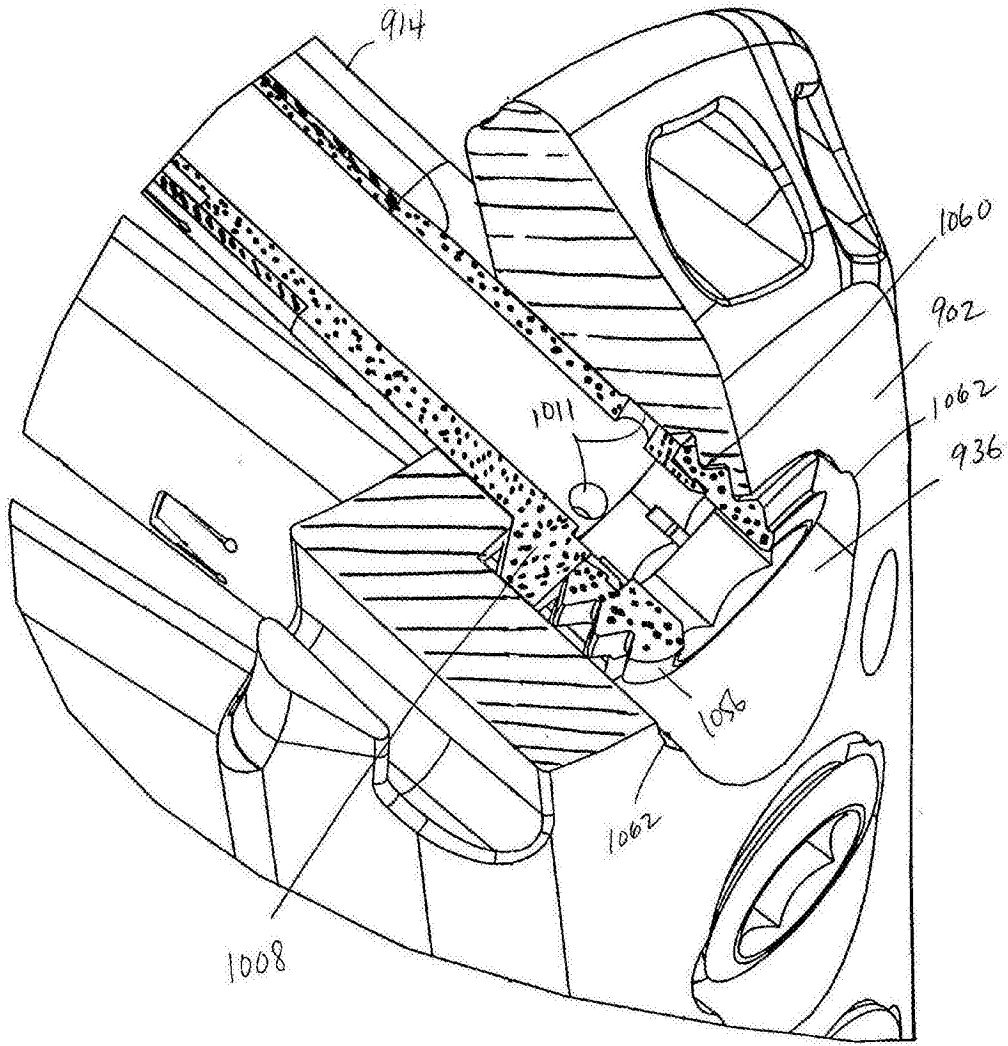


图22

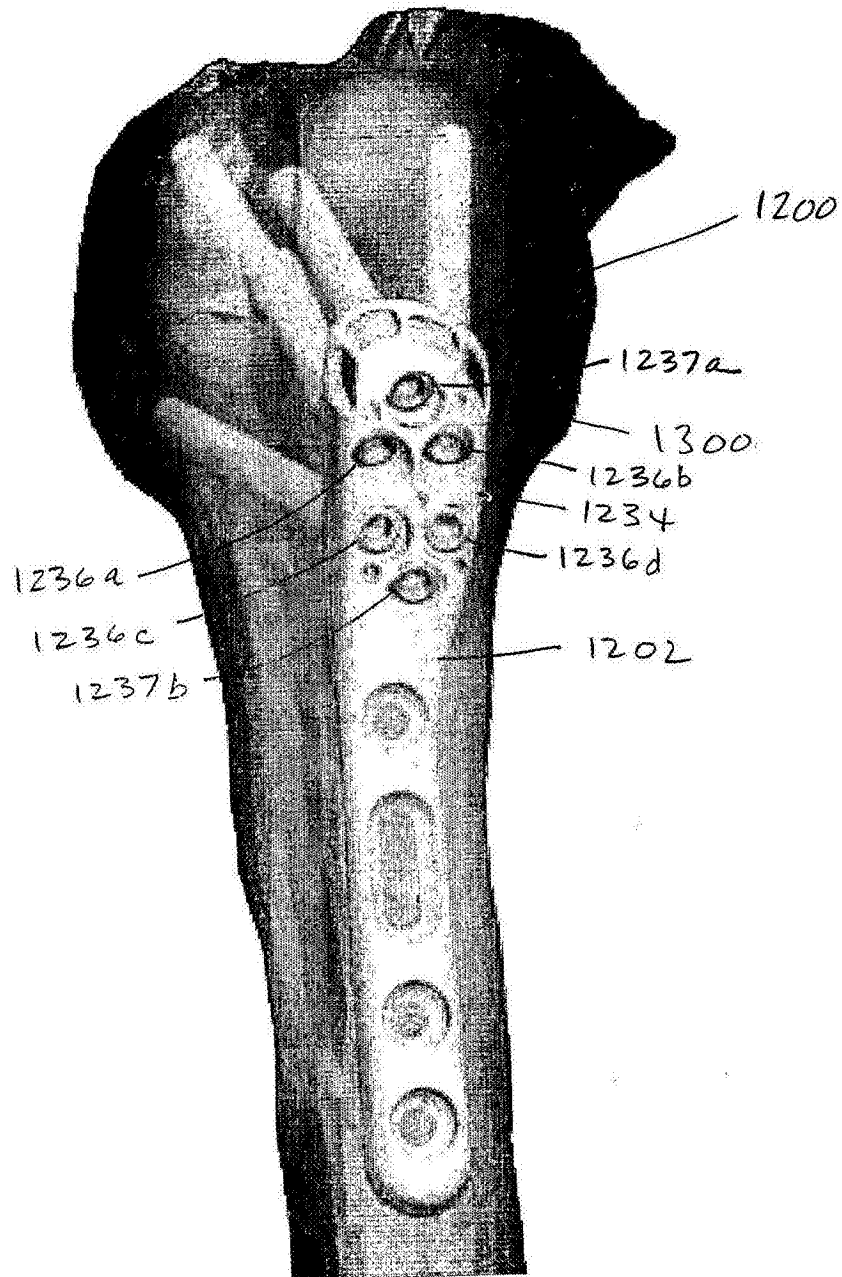


图23

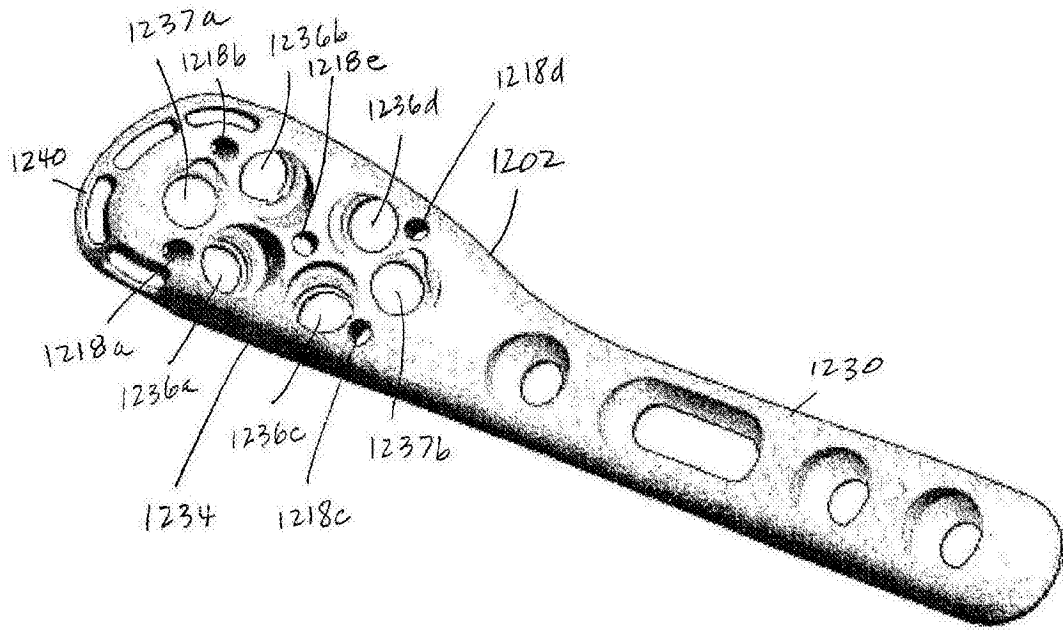


图24

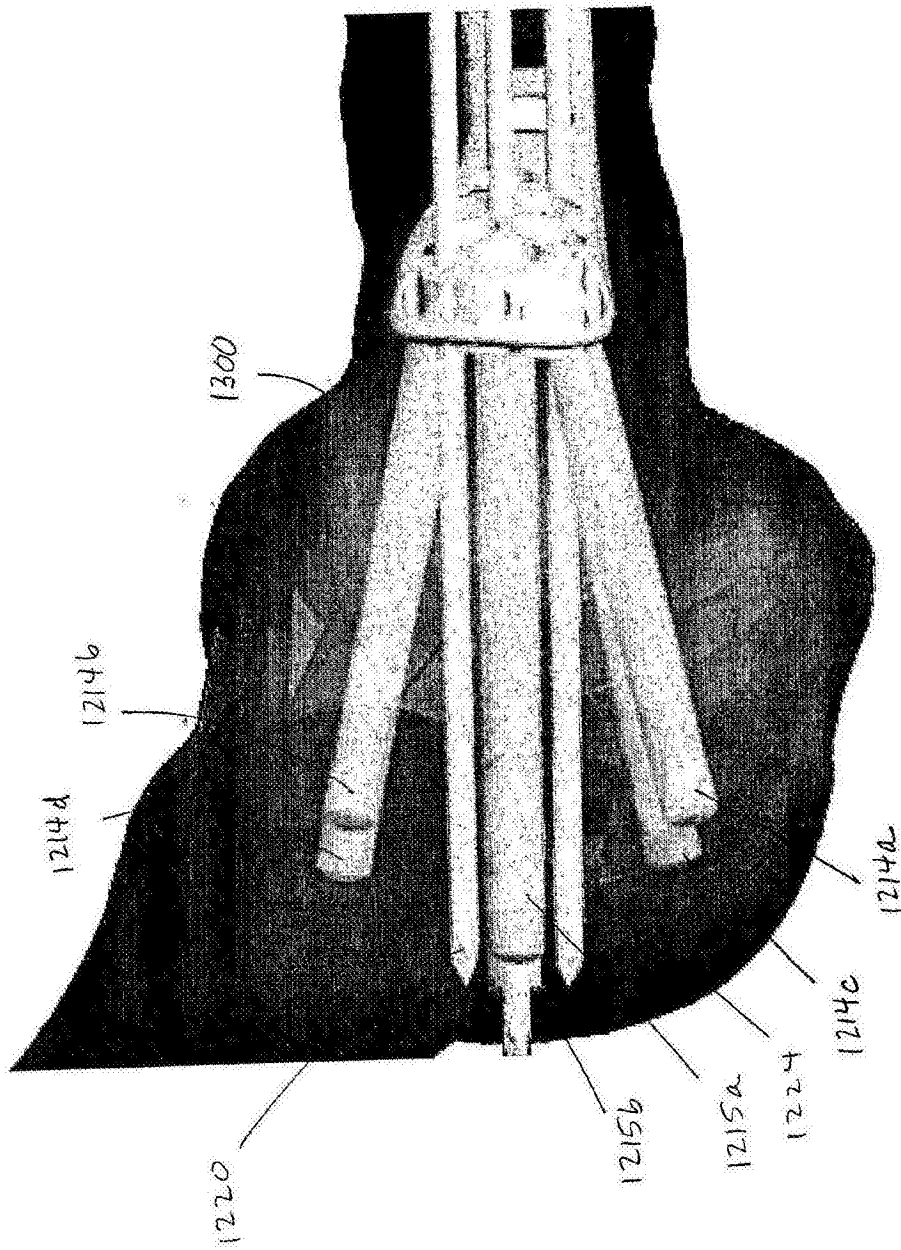


图25

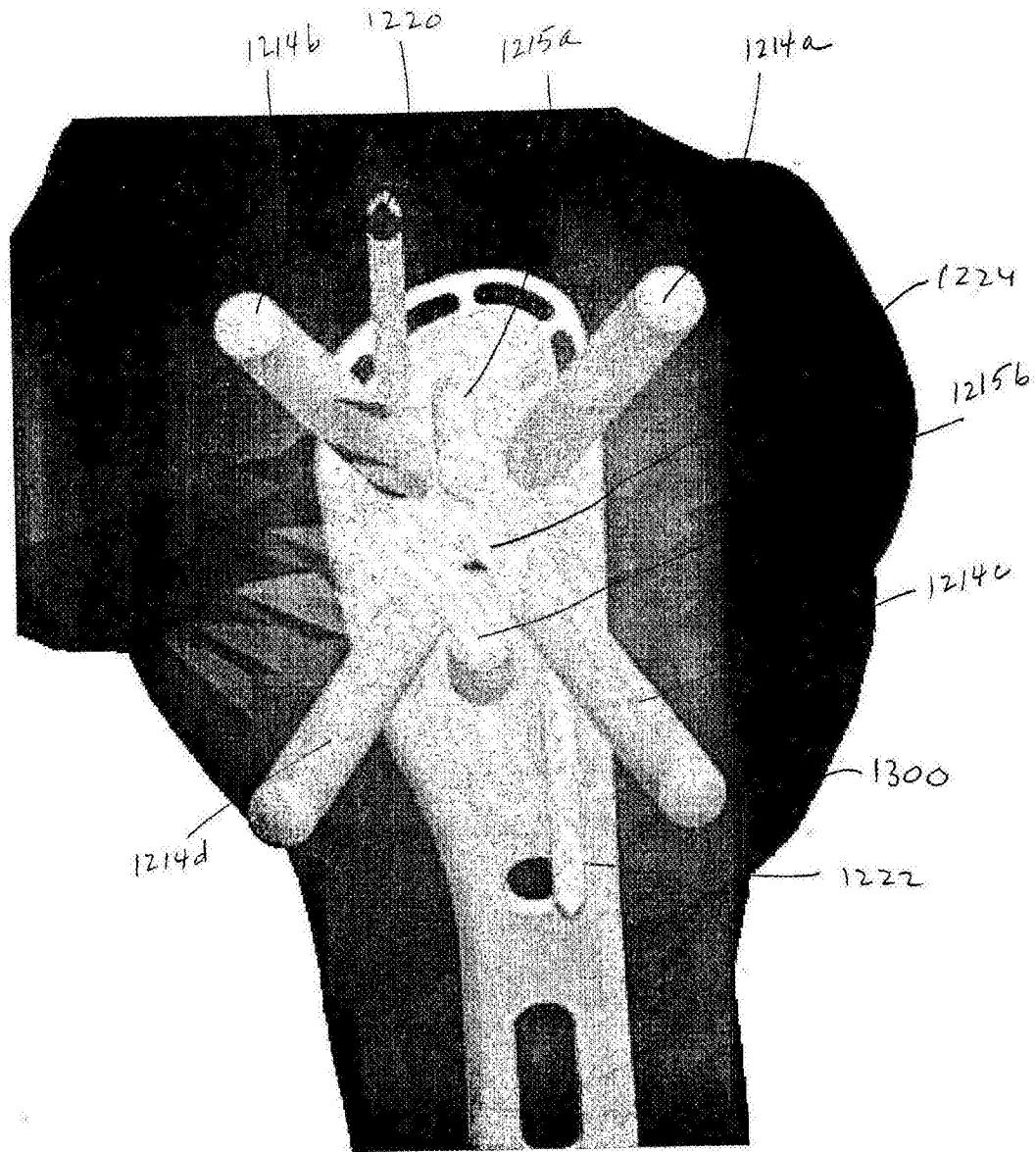


图26

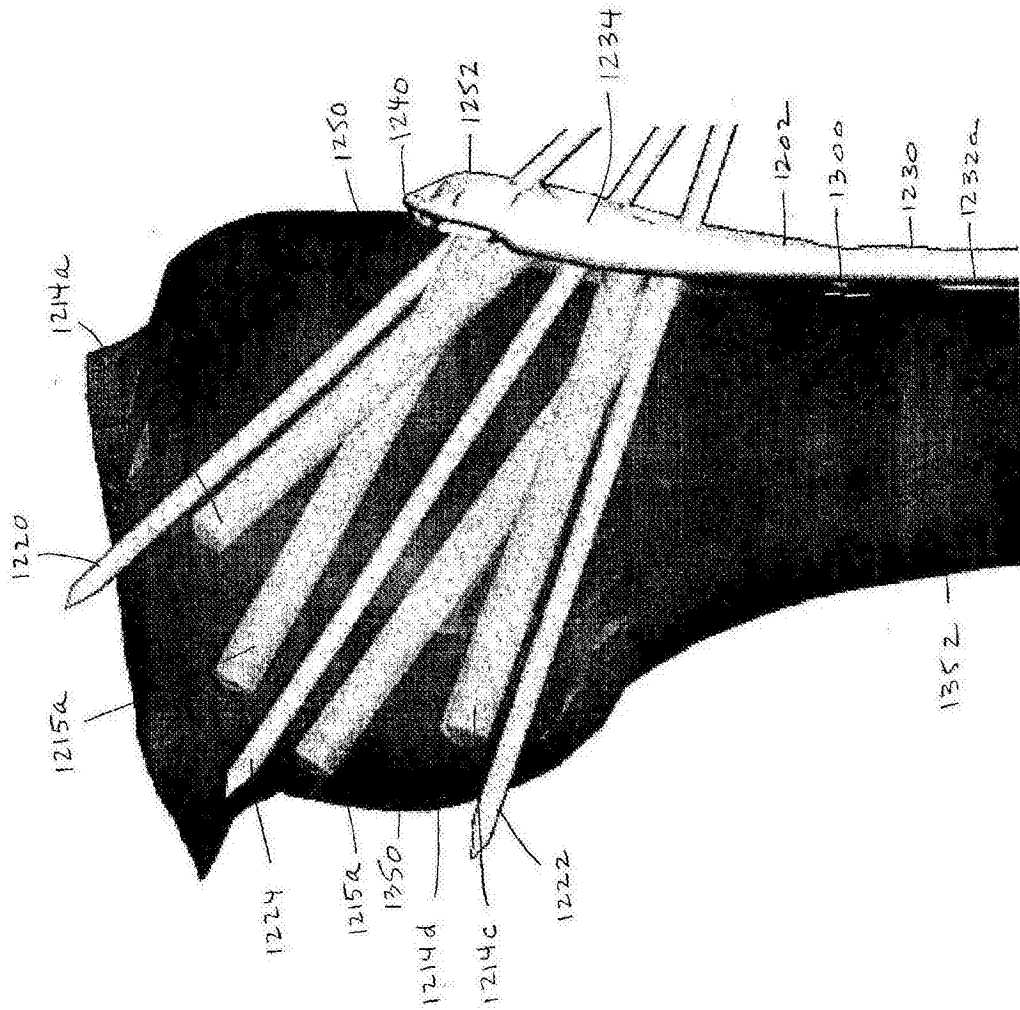


图27

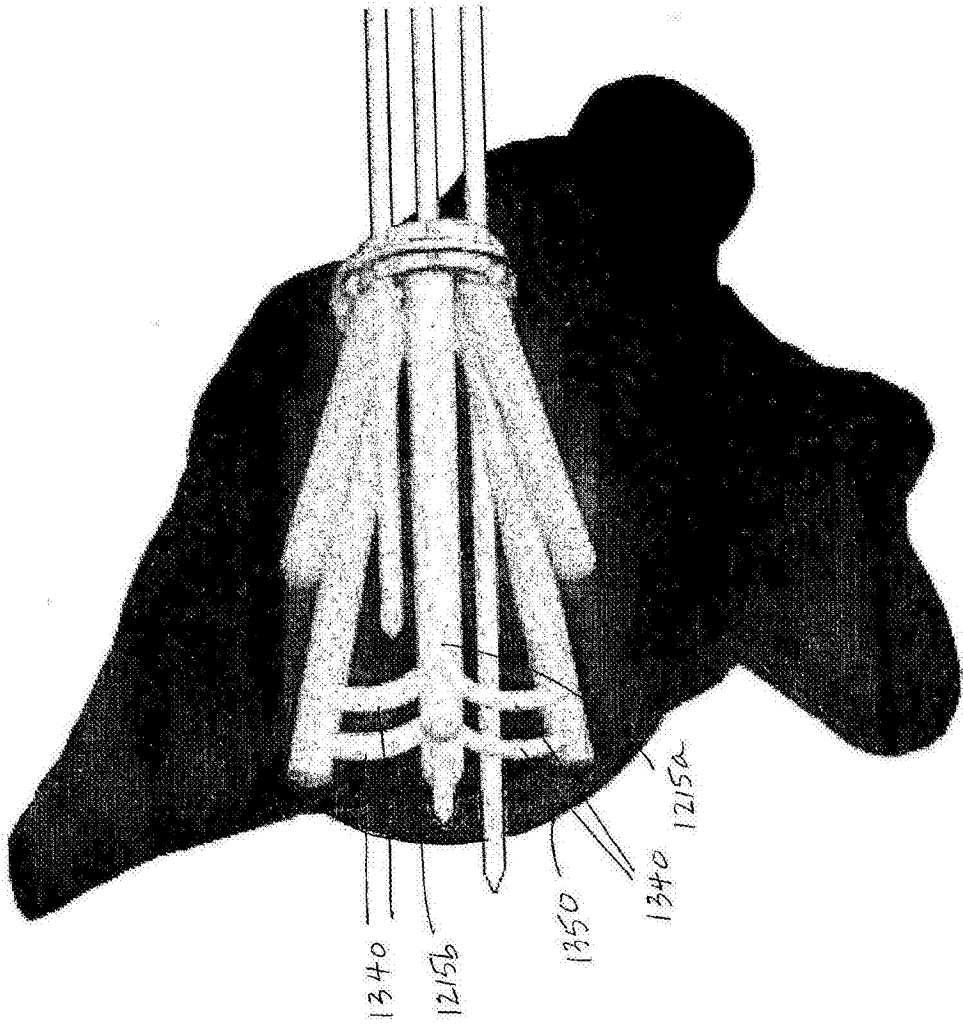


图28

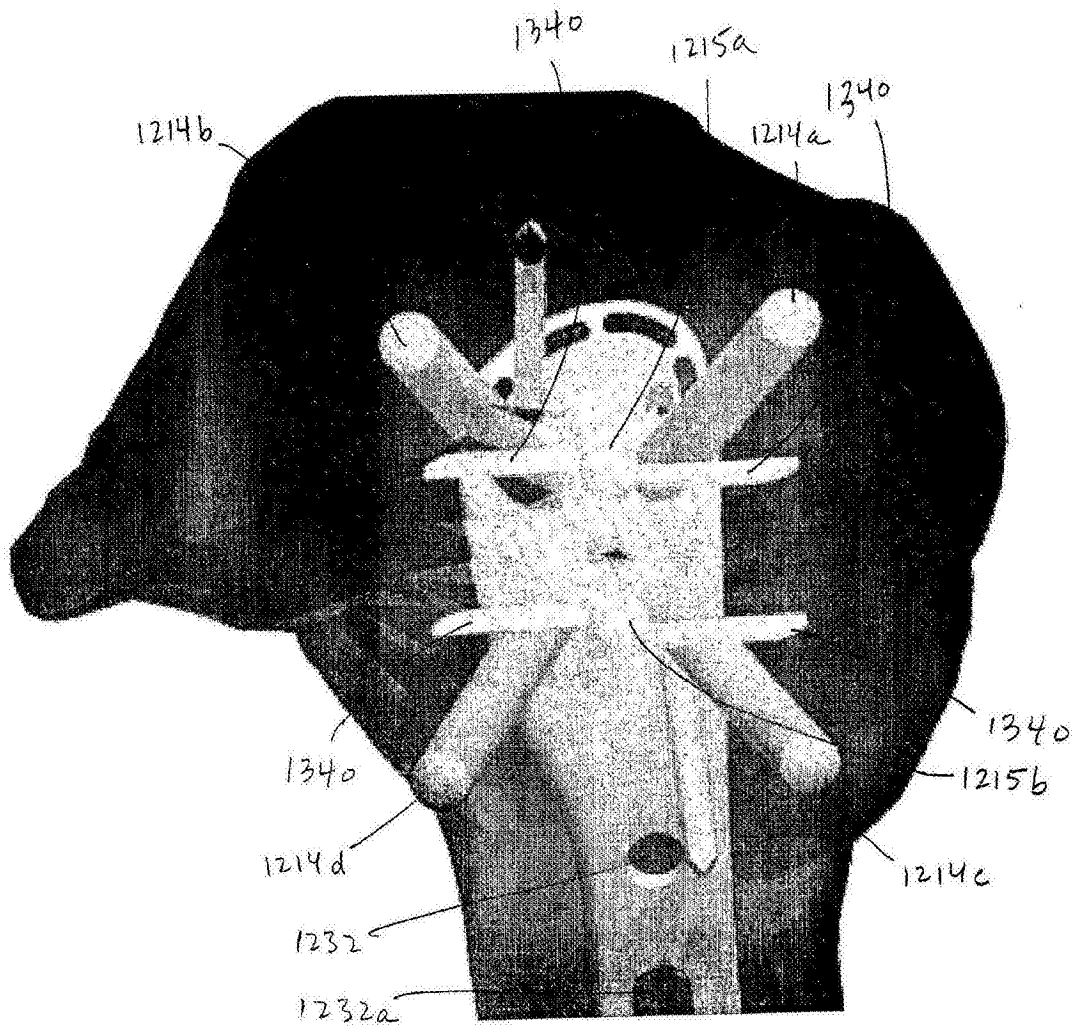


图29

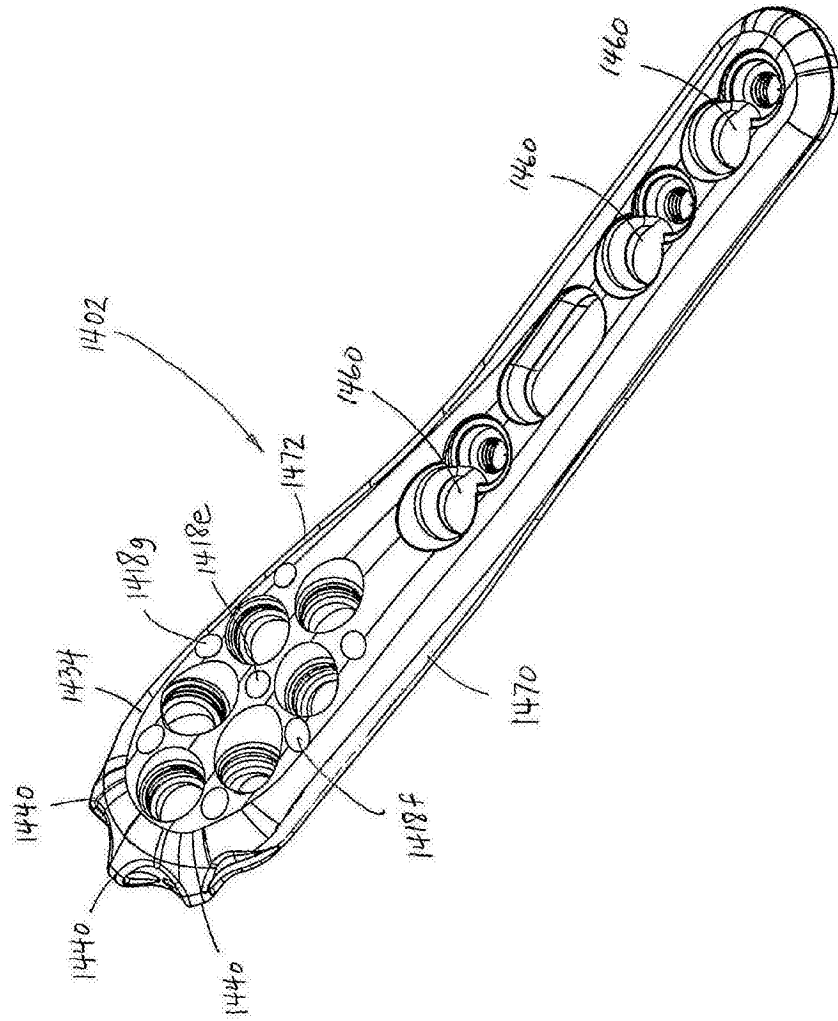


图30

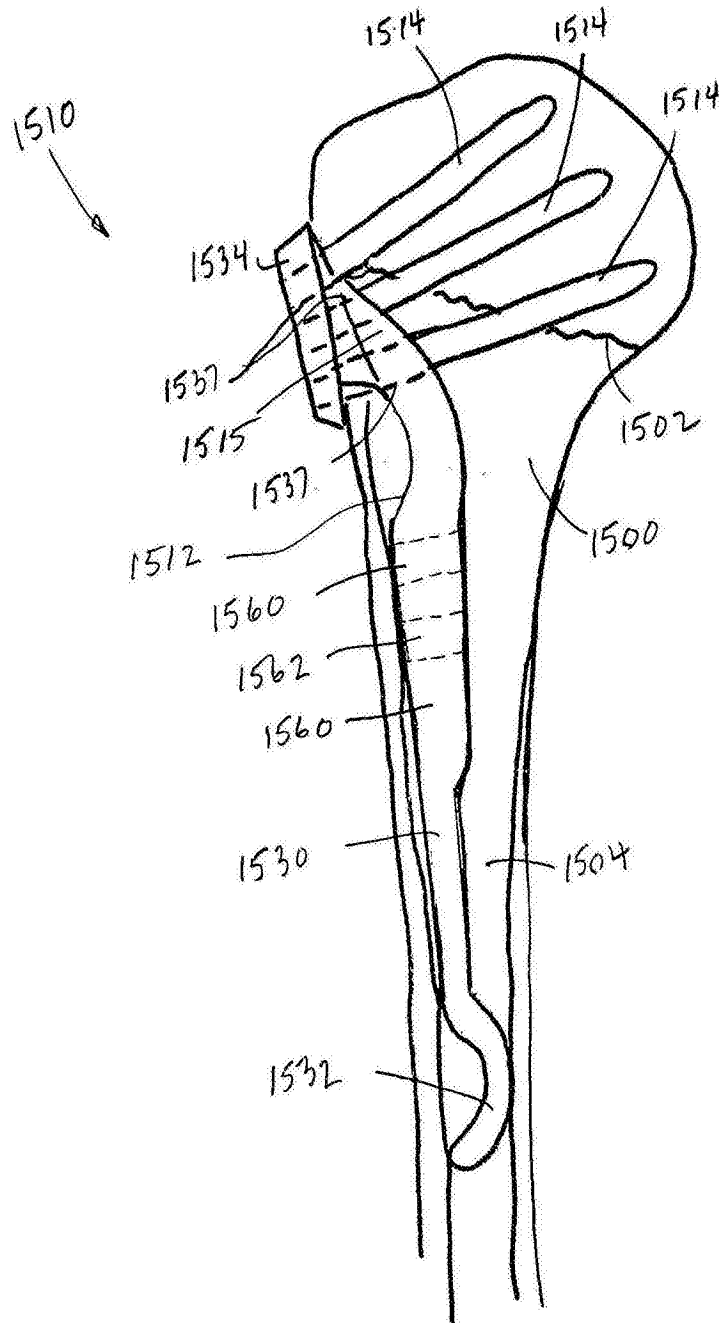


图31