



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101965157 B

(45) 授权公告日 2014. 04. 16

(21) 申请号 200880123808. 1

(22) 申请日 2008. 10. 30

(30) 优先权数据

60/985, 000 2007. 11. 02 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2010. 07. 02

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2008/081728 2008. 10. 30

(87) PCT国际申请的公布数据

W02009/058960 EN 2009. 05. 07

(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 R·小西克斯托 J·A·科尔滕巴赫

J·L·弗朗西斯 S·阿武图

R·桑德斯 M·维希 S·施泰因曼

K·B·托马斯

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司 11227

代理人 田军锋

(51) Int. Cl.

A61B 17/80(2006. 01)

审查员 张宇

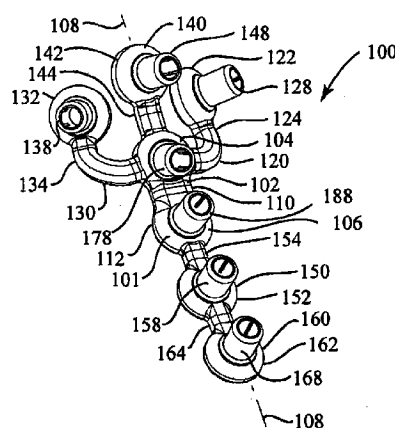
权利要求书2页 说明书24页 附图26页

(54) 发明名称

肘骨折固定系统

(57) 摘要

一种用于患者肘关节折骨的内固定的系统包括至少一个骨板,每个骨板都具有多个孔并且一般被构造为与折骨的解剖表面配合。至少一个板适于按患者骨头的形状定制。所述系统还包括多个紧固件,该多个紧固件包括至少一个用于将所述骨板附接到骨头的锁定紧固件。至少一个孔是螺纹孔。用于板折弯机、钻具和/或K线的导向装置可以预组装到螺纹孔,并且在移除所述导向装置之后,可以将所述锁定紧固件锁定到任一所述螺纹孔中。



1. 一种用于患者肘关节折骨的内固定的系统,所述系统包括:

- a) 桡骨板,其构造成配合近端桡骨的解剖表面;
- b) 鹰嘴板,其构造成配合近端尺骨的鹰嘴的解剖表面;
- c) 冠状骨板,其构造成配合近端尺骨的冠突的解剖表面;
- d) 外侧板,其构造成配合外侧远端肱骨的解剖表面;
- e) 内侧板,其构造成配合内侧远端肱骨的解剖表面;
- f) 后侧板,其构造成配合后侧远端肱骨的解剖表面;

其中所述系统的每个板都包括多个孔,其中至少一个是螺纹孔;

g) 多个紧固件,其包括至少一个用于将每个所述板附接到骨头的锁定紧固件,其中所述锁定紧固件能够锁定到所述螺纹孔内,并且

其中每个所述板都由完全退火的钛的相应的实心棒加工而成,并且都在具有最小加工硬化的情况下被抛光。

2. 根据权利要求1所述的系统,其中:

所述锁定紧固件是定角锁定紧固件。

3. 根据权利要求1所述的系统,其中:

所述锁定紧固件是多向锁定紧固件。

4. 根据权利要求1所述的系统,其中:

所述多个紧固件还包括至少一个非锁定紧固件,并且所述螺纹孔能够接收所述非锁定紧固件。

5. 根据权利要求4所述的系统,其中:

所述非锁定紧固件是压缩紧固件。

6. 根据权利要求5所述的系统,其中:

所述压缩紧固件是多轴压缩紧固件。

7. 根据权利要求1所述的系统,其中:

所述系统的至少一个所述板包括多个螺纹孔,并且所述系统还包括多个钻具导向装置,每个钻具导向装置都包括:

i) 尺寸设计为引导钻具的孔口;以及

ii) 与工具接合以从所述螺纹孔移除所述钻具导向装置的内部近端元件,其中每个钻具导向装置都能移除地预组装到多个所述螺纹孔中的一个内。

8. 根据权利要求1所述的系统,还包括

多个元件,其包括插入各个螺纹孔的第一端部和包括与工具接合以从所述螺纹孔移除所述元件的结构第二端部,以及

第一折弯工具和第二折弯工具,每个折弯工具都包括,

i) 具有手柄的细长杆,以及

ii) 在所述细长杆的一端并且适于能移除地接合到元件的端部执行器,

使得使用者能够移除地将所述第一折弯工具附接到所述元件中的一个以及将所述第二折弯工具附接到所述元件中的另一个,随后同时向所述第一折弯工具和所述第二折弯工具中的每一个施加杠杆力,从而改装每个所述板。

9. 根据权利要求1所述的系统,其中:

所述多个紧固件包括：

- i) 多个定角锁定紧固件；
- ii) 多个多向锁定紧固件；
- iii) 多个非锁定压缩紧固件；以及
- iv) 多个非锁定、多向压缩紧固件。

肘骨折固定系统

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求 2007 年 11 月 2 日提交的序列号为 60/985,000 的权益,据此通过引用将其整体并入本文。

技术领域

[0003] 本发明的主题广泛地涉及外科设备和用于折骨的内固定的方法,更具体地涉及骨板和紧固件。

背景技术

[0004] 最上面的三根长骨是肱骨、桡骨和尺骨。肱骨的远端部分与桡骨和尺骨的近端部分形成肘关节。肘骨折仅占所有骨折的大约 5-8%,并且由于跌倒最常发生在老年人中。肘骨折的功能性结果经常包括关节僵硬的高发生率、运动范围的减小以及不愈合。

[0005] 整形外科医生一般遵循某些用于肘关节骨头的正确内固定的原则。用来将板附接到骨头的每个螺钉都应该是尽可能长的并且与尽可能多的关节碎片接合。螺钉应该锁定到板上并且互相交叉以形成“定角”结构。板应该是足够强和刚硬以便在载荷下不会断裂或折弯。考虑到外科手术的困难和患者之间的解剖学的不同,坚持用于肘骨折修复的这些原则尤其具有挑战性。

[0006] 另外,附接到肘关节折断骨表面的骨板可能趋向于“高于”骨表面。在不撞击软组织或阻碍关节的自然联接的情况下,现有的板不能很好地配合在骨表面上。即使提供给每一类型的肘骨折并且具有不同的尺寸,一个骨板形状也不能涵盖患者中的所有解剖学差异。

[0007] 大约一半的肘骨折是桡骨头骨折,并且大约五分之一涉及桡骨颈或近端桡骨骨折。因为刚才所述的考虑,外科医生一般宁愿不使用骨板来处理折断的近端桡骨。根据近端桡骨骨折的粉碎程度,外科医生可以代替地与术后治疗一起使用外固定或螺钉和销。

[0008] 位于近端尺骨上的冠状骨的骨折通常小却难以处理。因为冠状骨骨折可能会对整个肘稳定性有严重影响,所以正确的处理方法是重要的。这些骨折的传统固定包括使用螺钉捕集冠状骨碎片或者从尺骨后侧缝合。这种类型的固定对于抵抗远端肱骨的强大前脱臼力来说可能不够稳定。

[0009] 鹰嘴位于尺骨近端的后侧并且联接在鹰嘴窝内。鹰嘴不被厚的软组织层覆盖,因此特别容易受到外部冲击而发生骨折。鹰嘴也是用于伸展手臂的三头肌的附接位置,因而传递很高的力。

[0010] 除了鹰嘴的骨折,外科医生在截骨手术期间可能故意从近端尺骨切断鹰嘴,以便折回三头肌,从而在外科上更好地到达远端肱骨。一旦已经完成肱骨的修复,外科医生随后可以使用骨板将鹰嘴重新附接到近端尺骨。

[0011] 用于远端肱骨的内侧、外侧和后侧部分的现有骨折固定板并不总能与骨表面的轮廓匹配。由于患者之间的解剖学差异,最初提供给外科医生的单个骨板结构,不可能完美地

与骨表面相符合,即使是专为特定类型的骨头设计的板也不例外。因此,一些制造商为具体骨头的特定部分提供了许多尺寸和结构的骨板。因为选择正确的板具有主观性,因此临床结果可能不会有很高的一致性。

发明内容

[0012] 提供了一种在外科手术期间可容易并且安全地在患者体内(就地)改装的可弯板的系统。所述系统能够在不扭曲板内的骨紧固件孔以及孔内的任何螺纹的形状的情况下被改装。所述系统包括并且适于就地与折弯工具一起使用,以便在外科手术期间在患者体内改装板。

[0013] 提供了微型骨板和紧固件的系统提供用于肘的折骨的内固定。肘关节没有由厚的软组织层保护。本发明的系统的板具有最小的厚度并且紧密地符合骨表面。另外,很重要的是用来将板附接到骨头的所有紧固件的头部不明显突出于板的顶面之上,即使真的突出的话。“高出”的紧固件头部会导致软组织发炎、红肿或其他类型的损伤,这会导致并发症和患者的不适。

[0014] 提供了一种肘骨折固定系统,其也包括用于将骨板附接到折骨的锁定紧固件。一般地,所述系统的各种骨板(其都在肘关节的附近)的主要功能不仅包括将骨碎片以愈合对齐保持在一起,而且包括在骨头康复时,从干骺端向折骨的骨干传递力。所述系统允许紧固件的远端尖部被锚入到健康的皮质骨内,以及将力从健康骨头传递到所述板,以便所述板很好地实现载荷分担。

[0015] 提供了一种用于肘固定的系统,其包括多个锁定紧固件,每个锁定紧固件都在折骨的关节面的正下方具有最佳的轨线,以形成用于将力从关节面传递到骨板的支架。

[0016] 一种用于患者肘关节的折骨的内固定的系统具有至少一个骨板,每个骨板都具有多个孔并且被构造成与折骨的解剖表面配合。所述系统还具有包括至少一个用于将骨板附接到骨头的锁定紧固件的多个紧固件。至少一个孔是螺纹孔,并且锁定紧固件能够锁定到螺纹孔中。

[0017] 所述锁定紧固件可以是定角锁定紧固件或多向锁定紧固件。所述系统也可以具有至少一个非锁定紧固件,并且所述螺纹孔能够接收所述非锁定紧固件。所述非锁定紧固件可以是多向压缩紧固件。所述骨板也可以具有多个螺纹孔和多个钻具导向装置。每个钻具导向装置都具有尺寸被设计为引导钻具的孔口、以及可与用于将钻具导向装置从螺纹孔移除的工具接合的近端部分。每个钻具导向装置都能移除地预组装在多个螺纹孔的其中一个内。所述系统也可以具有第一折弯工具和第二折弯工具。每个折弯工具都具有细长杆,其带有手柄和在细长杆的一端处的末端执行器并且适于可移除地与钻具导向装置接合。使用者可以移除地将第一折弯工具附接到一个所述钻具导向装置并且将第二折弯工具附接到另一个所述钻具导向装置,随后同时向第一和第二折弯工具中的每一个施加杠杆力,从而改装所述骨板。所述系统的骨板可以是用于近端桡骨固定的桡骨板、用于近端尺骨的鹰嘴固定的鹰嘴板、用于近端尺骨的冠突固定的冠状骨板、用于外侧远端肱骨固定的外侧板、用于内侧远端肱骨固定的内侧板、以及用于后侧远端肱骨固定的后侧板的至少一个。

[0018] 根据所述系统的另一方面,用于近端桡骨的骨板包括具有限定纵向轴线的近端和远端、内缘和外缘的刚性主体。所述骨板还具有从刚性主体延伸的第一臂。所述第一臂具

有由第一弯曲的可弯桥元件附接到所述主体的第一环元件。所述刚性主体具有中心孔并且所述第一环元件包括第一孔。中心孔和第一孔中的每一个都能够接收用于将骨板附接到骨头的紧固件。

[0019] 仍然参考用于近端桡骨的骨板,所述中心孔可以刻有螺纹并限定中心轴线,并且所述第一孔可以刻有螺纹并限定第一螺纹轴线。所述第一臂可以从刚性主体近端-内侧地延伸,并且第一弯曲的可弯桥元件可以附接到刚性主体的内缘。所述骨板也可以具有第二臂,该第二臂从刚性主体近端-外侧地延伸并且包括由第二弯曲的可弯桥元件附接到所述主体的外缘的第二环元件,所述第二环元件包括具有限定第二螺纹轴线的螺纹的第二孔。所述骨板还可以具有第三臂,该第三臂从刚性主体近端地延伸并且包括由第三桥元件附接到所述刚性主体的近端的第三环元件,所述第三环元件包括限定第三螺纹轴线的第三螺纹孔。第一、第二和第三臂形成叉状结构,并且第一、第二和第三螺纹轴线会聚但不交叉。所述骨板还可以具有从刚性主体远端地延伸的第四臂。所述第四臂也可以具有附接到刚性主体的远端的第四环元件,所述第四环元件具有限定第四螺纹轴线的第四螺纹孔。所述骨板还可以具有分别预组装到第一孔、第二孔、第三孔和中心孔中的第一钻具导向装置、第二钻具导向装置、第三钻具导向装置和中心钻具导向装置。第一弯曲的可弯桥元件、第二弯曲的可弯桥元件和第三可弯桥元件中的每一个都不如刚性主体刚硬,但是一起优选地具有接近于刚性主体的刚度的组合刚度。第一、第二和第三钻具导向装置的每一个都适于应用折弯工具,使得使用者可以使用一对折弯工具施加杠杆力来改装第一、第二和第三臂的任何一个。所述骨板还可以具有从第四环元件远端地延伸的第五臂。所述第五臂可以具有由第五可弯桥元件附接到刚性主体的远端的第五环元件。所述第五环元件可以具有用于接收紧固件的第五螺纹孔,并且具有预组装到第五孔中的第五钻具导向装置。第四和第五可弯桥元件的每一个都不如刚性主体刚硬,并且第四和第五钻具导向装置的每一个都适于应用折弯工具,使得使用者可以使用一对折弯工具施加杠杆力来改装第四和第五臂的任一个。第四和第五可弯桥元件也可以是能碎裂的,使得使用者可以使用一对折弯工具施加杠杆力来使第四可弯桥元件疲劳断裂,以移除第四和第五臂,并且施加杠杆力来使第五可弯桥疲劳断裂,以移除第五臂。

[0020] 根据所述系统的另一方面,用于远端肱骨的外侧面和内侧面的骨板均具有厚度基本上相同的刚性主体部分。内侧板和外侧板中的每一个的刚性部分都具有远端、近端、顶面、底面、内缘和相对的外缘。所述板还具有在顶面与底面之间延伸的多个孔,每个所述孔都用于接收用于将所述骨板附接到骨头的紧固件。外侧骨板还具有从边缘朝骨表面向下延伸以帮助将骨板定位在骨表面上的至少一个定位脚部。

[0021] 仍然参考用于远端肱骨的外侧面和内侧面的骨板,所述骨板也可以每个都具有第一段,该第一段由沿着刚性主体部分的内缘和外缘之一纵向对齐的第一可弯桥元件附接到刚性主体部分的远端,并且所述第一段包括用于接收一个紧固件的螺纹孔。所述骨板也可以每个都具有所述第一段的近端边缘,并且所述近端边缘和刚性主体的远端间隔开并且限定一个间隙,所述间隙包括邻近第一可弯桥元件的喉部开口并且被构造为引导K线从那里穿过。所述骨板也可以每个都具有由与第一可弯桥元件纵向对齐的第二可弯桥元件附接到第一段的远端边缘的第二段,并且所述第二段包括用于接收一个紧固件的螺纹孔。所述骨板也可以每个都具有用于接收压缩紧固件的一个或多个细长槽,并且所述槽的长度大于所

述槽的宽度,并且所述长度在各个骨板的纵向方向上定向。外侧板在细长槽的至少一侧上并且优选在两侧上的所述板的底面处包括凹部,以允许有助于螺钉朝骨头中心成角度的空隙,从而提高螺钉的抓力。刚性主体部分在槽的各内侧和外侧的厚度也可以比每个内侧板和外侧板的刚性主体部分的平均厚度都薄。所述骨板也可以每个都具有在顶面和底面之间延伸的沙漏形开口,并且所述沙漏形开口具有两个端部,每个端部都被构造为引导 K 线从那里穿过。每个骨板的近端也都可以是锥形的。所述第一桥元件的厚度也可以比刚性主体部分的厚度小。所述骨板也可以每个都在刚性主体的远端附近具有远端螺纹孔,远端长高钻具导向装置预组装进到所述远端螺纹孔中,并且第一长高钻具导向装置预装进预组装到第一螺纹孔中。远端和第一长高钻具导向装置可适于应用折弯工具,使得使用者使用一对折弯工具施加杠杆力来改装第一可弯桥,从而相对于骨头将所述第一段重新定位到期望的方位。所述骨板也可以每个都在近端附近具有位于刚性主体部分的多个近端螺纹孔、以及同样多个的矮钻具导向装置,并且每个近端螺纹孔都预组装有一个矮钻具导向装置。

[0022] 根据所述系统的另一方面,用于远端肱骨后侧面的骨板具有厚度明显比内侧板大(厚多于 50%)的主体。所述主体具有近端、远端和在两者之间延伸的曲线纵向轴线。第一臂和第二臂在纵向轴线的相对侧上从近端延伸,从而形成 Y 形,并且第三臂远离纵向轴线地横向延伸以便部分地绕着远端肱骨的外侧延伸。所述第一臂、第二臂和第三臂每一个都包括具有孔并且由各可弯桥元件附接到所述主体的环元件。所述主体包括螺纹孔和细长槽,它们的每一个都可以沿纵向轴线定位。所述槽可以构造为接收压缩紧固件。所述螺纹孔可以预组装有多个钻具导向装置,其中近端孔接收短钻具导向装置。以与外侧板和内侧板相同的方式,外科医生可以使所述后侧板的形状与骨表面紧密地匹配,并且更改紧固件的轨线的方向以捕集骨碎片并且避开骨折线和其他紧固件。

[0023] 根据所述系统,内侧板和外侧板能够在将板以相对平行的结构定位在远端肱骨相对侧上的外科手术方法中一起使用。替代地,内侧板和后侧板也能够将板以相对正交的结构定位在远端肱骨上的外科手术方法中一起使用。在任一个结构中,所得的板的系统在远端肱骨上具有基本上相似的刚度。

[0024] 根据所述系统的另一方面,用于冠状骨的骨板具有包括中心环元件的多个环元件,每个环元件都具有用于接收锁定紧固件的螺纹孔。骨板还具有将环元件互连的多个可弯桥元件,并且多个环元件被布置到从中心环元件径向延伸的多个臂中。

[0025] 仍然参考用于冠状骨的骨板,多个臂可以包括从中心环元件远端地延伸的第一臂、从中心环元件向内延伸的第二臂、以及从中心环元件向外延伸的第三臂。第一臂可以具有多个间隔开并且线性布置的环元件中的三个,第二臂可以具有多个环元件中的一个,并且第三臂可以具有多个环元件中的一个。骨板也可以具有由可弯腹板元件附接到多个环元件的一个的支持元件,并且所述可弯腹板元件可就地改装使得所述支持元件能够支承于骨表面。所述支持元件可以从中心环元件近端地延伸。所述支持元件也可以从第二臂的环元件向内延伸。所述骨板也可以具有多个钻具导向装置,并且每个环元件都预组装有一个钻具导向装置。所述钻具导向装置可以移除地附接到折弯工具上,使得使用者可以使用一对折弯工具施加杠杆力以就地改装第一、第二和第三臂中的每一个。

[0026] 根据所述系统的另一方面,用于鹰嘴的骨板具有主体部分,该主体部分具有远端、近端、纵向轴线、内缘和外缘。所述骨板还具有横向定位在主体部分的远端上的头部。所述

骨板还具有近端臂,该近端臂从所述头部近端地延伸并且包括由近端可弯桥元件附接到所述头部的近端环元件,使得所述近端臂能够在包含纵向轴线并与顶面垂直的矢状平面内改装。所述骨板也可以具有多个螺纹孔,每个螺纹孔都限定螺纹轴线并且能够接收用于将骨板附接到骨头的定角锁定紧固件。

[0027] 仍然参考用于鹰嘴的骨板,所述近端环元件可以具有至少一个螺纹孔,并且所述主体部分可以具有多个纵向对齐的螺纹孔,并且所述头部可以具有两个横向对齐的螺纹孔。所述头部的两个螺纹轴线与近端环元件的螺纹轴线横向偏置,使得当所述近端臂在矢状平面内在使得近端环元件的螺纹轴线与所述头部的两个螺纹轴线会聚的方向上被改装时,近端环元件的螺纹轴线在所述头部的两个螺纹轴线之间通过。所述骨板也可以具有内侧臂,该内侧臂从主体部分向内延伸并且包括由内侧可弯桥元件附接到所述主体部分的内缘的内侧环元件。所述骨板也可以具有外侧臂,该外侧臂从主体部分向外延伸(与设置的内侧臂相对)并且包括由外侧可弯桥元件附接到所述主体部分的外缘的外侧环元件,并且内侧和外侧环元件中的每一个都可以具有限定螺纹轴线的用于接收定角锁定紧固件的螺纹孔。内侧和外侧桥元件被构造成使得穿过内侧和外侧环元件的孔的轴线总体上朝向彼此会聚,但是不在共同平面内延伸。所述骨板还可以具有多个钻具导向装置,其中每个螺纹孔都被预组装有所述钻具导向装置中的一个。所述钻具导向装置可以能移除地附接到折弯工具,使得使用者可以使用一对折弯工具施加杠杆力以就地改装每个内侧臂、外侧臂和近端臂。所述骨板还可以在所述主体部分内具有槽,用于接收非锁定压缩紧固件。

[0028] 根据所述系统的另一个方面,骨板具有构造成接收定角锁定紧固件的锥形螺纹孔,该定角锁定紧固件具有与所述锥形螺纹孔接合的锥形螺纹头部以将所述骨板附接到骨头,所述螺纹孔限定孔轴线。所述系统还具有用于插入所述锥形螺纹孔中以将所述骨板附接到骨头的多向压缩紧固件。所述多向压缩紧固件具有细长柄部,该细长柄部具有近端和远端并且限定紧固件轴线。所述多向压缩紧固件还具有带有大径端部和小径端部的光滑锥台形头部,并且所述小径端部附接到所述柄部的近端,并且所述大径端部具有限定具有用于接收旋入工具的凹部的近端面的圆形周缘。所述多向压缩紧固件能完全插入到所述锥形螺纹孔中,使得所述光滑锥台形头部压缩于所述锥形螺纹孔,并且紧固件轴线与所述孔轴线限定插入角。

[0029] 仍然参考多向压缩紧固件,细长柄可以至少部分刻有螺纹以接合到骨头中。所述插入角可以在从 0 到大约 15 度的范围,并且可以被包含在包含所述孔轴线的任意平面内。所述圆形周缘也可以具有外部半径。所述光滑锥台形头部可以限定以所述紧固件轴线为中心的大约 42 度的夹角。所述系统也可以具有通过所述骨板的厚度延伸的槽,并且所述槽设计尺寸并构造为接收具有球形头部的常规压缩螺钉。所述系统也可以具有用于接收所述多向压缩紧固件的垫圈。所述垫圈具有贯通的用于接收所述多向压缩紧固件的孔口、和尺寸和形状与常规压缩螺钉的球形头部类似的外表面,使得多向压缩紧固件和垫圈可以以与常规压缩螺钉相似的方式组合在所述槽中使用,以有助于减少骨折以及将所述骨板附接到骨头。所述垫圈的孔口的一部分可以是圆锥形的,使得当完全插入到所述垫圈中时,所述多向压缩紧固件的近端面与所述垫圈的顶部近似地齐平。在优选实施例中,螺钉和垫圈能够接合在一起,使得在外科手术期间能够把它们作为一个单元一起操作。

[0030] 根据所述系统的另一个方面,所述系统具有骨板,该骨板具有限定螺纹轴线的接

收定角锁定紧固件的螺纹孔。所述系统还具有预组装到所述螺纹孔中的钻具导向装置,所述钻具导向装置包括尺寸设计为引导骨钻的钻具导向孔口。所述系统还具有插入工具,该插入工具具有带有远端和近端及在两者之间延伸的纵向轴线的圆柱形主体。所述圆柱形主体具有在使用期间用于握住所述插入工具的抓握表面。所述圆柱形主体还具有在远端和近端之间延伸并且尺寸设计为引导 K 线的纵向孔口,并且所述远端被构造为能移除地附接到所述钻具导向装置,使得所述纵向孔口与所述螺纹轴线对齐。所述插入工具的远端也可以可靠地装配到所述钻具导向装置中,使得在外科手术期间使用者可以使用所述圆柱形主体作为手柄来操纵骨板。

附图说明

- [0031] 图 1 是人类肘关节骨头的前(正面)视图;
- [0032] 图 2 是人类肘关节骨头的后(背面)视图;
- [0033] 图 3 是近端桡骨板的俯视立体图;
- [0034] 图 3A 是小型近端桡骨板的俯视立体图;
- [0035] 图 4 是图 3 的近端桡骨板的仰视立体图;
- [0036] 图 5 是一对可用来就地改装图 3 的近端桡骨板的折弯工具的立体图;
- [0037] 图 6 是可以交替地用来就地改装图 3 的近端桡骨板的图 5 的折弯工具的立体图;
- [0038] 图 7 是具有多个完全插入的紧固件的图 3 的近端桡骨板的仰视立体图;
- [0039] 图 8 是使用多个紧固件附接到近端桡骨的图 3 的近端桡骨板的侧视线框图;
- [0040] 图 9 是用于远端肱骨的外侧板的顶面、内侧立体图;
- [0041] 图 10 是图 9 的外侧板的顶面、外侧立体图;
- [0042] 图 11 是图 9 的外侧板的仰视立体图;
- [0043] 图 12 是用于远端肱骨的内侧板的俯视立体图;
- [0044] 图 13 是图 12 的内侧板的仰视立体图;
- [0045] 图 14 是远端肱骨的前面透视图,其中图 11 和图 12 的外侧板和内侧板通过多个紧固件附接到该远端肱骨;
- [0046] 图 15A 是用于远端肱骨的后侧板的俯视立体图;
- [0047] 图 15B 是图 15A 的后侧板的仰视立体图;
- [0048] 图 16 是图 15A 的后侧板的俯视立体图,示出为预组装有多个第一钻具导向装置;
- [0049] 图 17 是图 15A 的后侧板的俯视立体图,示出为具有多个完全插入的紧固件;
- [0050] 图 18 是附接到远端肱骨后侧面的图 15A 的后侧板的线框图;
- [0051] 图 18A 是远端肱骨的后面透视图,其中图 12 和图 15A 的内侧板和后侧板通过多个紧固件附接到该远端肱骨;
- [0052] 图 19 是冠状骨板的俯视立体图;
- [0053] 图 20 是图 19 的冠状骨板的仰视立体图;
- [0054] 图 21 是附接到近端尺骨的冠状骨的图 19 的冠状骨板的线框图;
- [0055] 图 22 是附接到近端尺骨的冠状骨的图 19 的冠状骨板的透视图;
- [0056] 图 23A 是鹰嘴板的俯视立体图;
- [0057] 图 23B 是图 23A 的鹰嘴板的仰视立体图;

- [0058] 图 23C 是图 23A 的鹰嘴板的仰视立体图,包括多个完全插入的紧固件;
- [0059] 图 24 是图 23A 的鹰嘴板的俯视立体图,预组装有多个图 41 的第一钻具导向装置;
- [0060] 图 25 是附接到近端尺骨的鹰嘴的图 23A 的鹰嘴板的侧面透视图;
- [0061] 图 26 是鹰嘴板的另一个实施例的俯视立体图;
- [0062] 图 27 是常规压缩螺钉的头部端视图;
- [0063] 图 28 是图 27 的压缩螺钉的侧视图;
- [0064] 图 29 是多向锁定螺钉的头部端视图;
- [0065] 图 30 是图 29 的多向锁定螺钉的侧视图;
- [0066] 图 31 是插入到骨板的螺纹孔中的图 29 的多向锁定螺钉的剖视图;
- [0067] 图 32 是定角锁定螺钉的立体图;
- [0068] 图 33 是图 32 的定角锁定螺钉的头部端视图;
- [0069] 图 34 是图 32 的定角锁定螺钉的近端部分的详细剖视图;
- [0070] 图 35 是多向压缩螺钉的立体图;
- [0071] 图 36 是图 35 的多向压缩螺钉的详细剖视图;
- [0072] 图 37 是以插入角 C 插入到骨板中的图 35 的多向压缩螺钉的详细剖视图;
- [0073] 图 38 是以 0 度的插入角插入到骨板中的图 35 的多向压缩螺钉的详细剖视图;
- [0074] 图 39 是用于与图 35 的多向压缩螺钉一起使用的垫圈的立体图;
- [0075] 图 40 是以插入角 F 组装到骨板的槽中的图 39 的垫圈和多向压缩螺钉的剖视图;
- [0076] 图 41 是可以预组装到骨板的锥形螺纹孔中的第一钻具导向装置的立体图;
- [0077] 图 42 是图 41 所示的第一钻具导向装置的另一个立体图;
- [0078] 图 43 是可以预组装到骨板的锥形螺纹孔中的第二钻具导向装置的立体图;
- [0079] 图 44 是图 43 所示的第二钻具导向装置的另一个立体图;
- [0080] 图 45 是预组装到所示骨板的远端部分的图 41 的第一钻具导向装置和图 43 的第二钻具导向装置的立体图;
- [0081] 图 46 是折弯工具的第一实施例的远端部分的立体图;
- [0082] 图 47 是图 46 所示的可以用来在 x-y 平面内改装图 48 所示骨板的一对折弯工具的第一实施例的立体图;
- [0083] 图 48 是图 47 所示的可以用来在 y-z 平面内改装骨板的一对折弯工具的立体图;
- [0084] 图 49 是一对折弯工具的第二实施例的第一折弯工具的立体图;
- [0085] 图 50 是一对折弯工具的第二实施例的第二折弯工具的立体图;
- [0086] 图 51A-C 是图 49 和图 50 所示的可以用来在 y-z 平面内改装骨板的一对折弯工具的立体图;
- [0087] 图 52 是 K 线插入工具的侧视图;
- [0088] 图 53 是图 52 所示的 K 线插入工具的立体图;以及
- [0089] 图 54 是能移除地附接到图 41 所示的第一钻具导向装置的图 52 的导线插入工具的远端部分的剖视图。
- [0090] 在所公开的那些益处和改进中,这里所述的装置和方法的其它优点从下面结合附图的描述来看是显而易见的。附图构成本说明书的一部分并且包括所要保护的发明的示例性实施例。

具体实施方式

[0091] 图 1 和图 2 是人类肘关节 10 的骨头：远端肱骨 12、近端桡骨 14 和近端尺骨 16 的前（正面）视图和后（背面）视图。远端肱骨 12 包括冠状窝 18、肱骨小头 20、滑车 22、内上髁 24、和外上髁 26 以及内上髁 24 和外上髁 26 之间的鹰嘴窝 28。近端桡骨 14 包括桡骨头 30。近端尺骨 16 包括冠突 30（图 1）和鹰嘴 34，该鹰嘴 34 联接在远端肱骨 12 的外上髁 26 和内上髁 24 之间的鹰嘴窝 28 内。远端肱骨 12、近端桡骨 14 和近端尺骨 16 的每一个例如在跌倒期间都容易产生各种骨折。

[0092] 用于肘骨折修复的本系统可以包括多个解剖学专用骨板和多个用于将所述板附接到骨头的紧固件。所述系统可以包括用于近端桡骨修复的近端桡骨板。所述系统还可以包括用于远端肱骨修复的外侧板、内侧板和后侧板。所述系统可以还包括用于近端尺骨修复的鹰嘴板和冠状骨板。

[0093] 虽然在此描述的所述系统的每个骨板都被设计成紧密地配合肘关节的具体骨表面，但是所述板与常规板相比共有许多优点。例如，每个板都具有可就地改装的部分，使得当将它定位在骨头上时外科医生可以改变所述骨板的形状，以便更紧密地配合和支撑骨表面。这也允许外科医生在必要时更改紧固件的轨线方向以捕集骨碎片或避免与其他紧固件轨线交叉。

[0094] 为了便于使用折弯工具就地对所述板进行改装，也为了便于钻孔以快速插入骨头紧固件，可以将在此描述的各个板与多个钻具导向装置预组装，例如如图 41 所示的第一钻具导向装置 1400、图 43 所示的第二钻具导向装置 1500 或其组合。

[0095] 本系统的各个板可以由本领域公知的许多材料中的任意一种形成，包括不锈钢、钛、以及例如 Ti-6Al-4V 的钛合金。每个板都优选地由 Ti-6Al-4V-ELI 的实心圆棒在完全退火的条件下加工。每个板都被加工为下面所述的其各自的解剖学形状，以确保最小加工硬化。在加工之后，对零件进行抛光和阳极化。所得的板材料是完全“软”的并能够就地变形，而不会折断该板，这将在下面详细描述。一般来说，在此描述的每个板都明显比用于相同类型骨折的现有板薄，然而仍然具有适当的刚度以支撑各个折断的骨头。另外，在此描述的用来将所述骨板附接到骨头的每个紧固件（图 28 到图 38）都具有微型设计，即每个紧固件的头部都被构造为与所述板的顶面相对齐平地安置，从而使对周围软组织的损伤最小化。

[0096] 本系统的每个骨板都包括多个孔，其中每个孔都可以被构造为接收图 28 到图 40 中所示的骨紧固件实施例的任意一个，所述骨紧固件包括图 28 所示的标准压缩螺钉 700、图 32 所示的定角锁定螺钉 1100、图 30 所示的多向锁定螺钉 1000、图 35 所示的多向压缩螺钉 1200、和图 40 所示的带有垫圈 1300 的多向压缩螺钉 1200。本系统的每个板都包括用于接收锁定紧固件的至少一个孔，所述锁定紧固件例如是定角锁定螺钉 1100 和多向锁定螺钉 1000 中的任一个。

[0097] 本领域技术人员将认识到，虽然这些骨板被描述为用于特定的肘骨折，但是在此描述的每个骨板、紧固件、器械和方法都可以容易地变更为用于其他骨头和其他类型的骨折。

[0098] 用于近端桡骨的骨板

[0099] 图 3 是和图 4 分别是用于近端桡骨的骨板 100、也称为桡骨板 100 的顶面 101 的立体图和底面 103 的立体图。桡骨板 100 具有刚性主体 102, 该刚性主体 102 具有限定纵向轴线 108 的近端 104、远端 106、顶面 101 和底面 103 并具有凸出的近端部分。刚性主体 102 具有内缘 110 和外缘 112。桡骨板 100 可以是如图 3 所示对称的形状, 使得它可以用在左肘或右肘上, 这将在下面详细地描述。刚性主体 102 还包括第一中心孔 176 和第二中心孔 186, 每个中心孔都在顶面 101 和底面 103 之间延伸, 用于接收用来将桡骨板 100 附接到骨头的骨紧固件。第一臂 120 从刚性主体 102 近端向内延伸, 并且包括第一环元件 122 和附接到刚性主体 102 的内缘 110 的第一可弯桥元件 124。环元件 122 具有用于接收骨紧固件的第一孔 126。第一可弯桥元件 124 弯曲成使得第一臂 120 最初沿着向内方向从刚性主体 102 延伸, 随后最终沿着近端方向延伸。第一臂 120 在图 3 和图 4 中所示的弯曲量是大约 90 度并且不在单个平面内, 但曲率可以改变。第一臂在 B1 处的宽度小于第一臂在 B2 处的宽度。

[0100] 如图 3 和图 4 所示, 桡骨板 100 还可以包括近端向外延伸的第二臂 130。第二臂 130 包括通过第二可弯桥元件 134 附接到刚性主体 102 的外缘 112 的第二环元件 132, 第二可弯桥元件 134 也是弯曲的并且与第一可弯桥元件 124 相对。如图所示, 第二臂 130 也可以是第一臂 120 的镜像, 但不是必须的。第二臂在 B3 处的宽度小于第二臂在 B4 处的宽度。第二环元件 132 包括用于接收骨紧固件的第二孔 136。

[0101] 桡骨板 100 还可以包括从刚性主体 102 近端地延伸并且在第一臂 120 和第二臂 130 之间的第三臂 140。第三臂 140 包括第三环元件 142, 该第三环元件 142 通过第三可弯桥元件 144 附接到刚性主体 102 的近端 104 并具有用于接收骨紧固件的第三孔 146。第一臂 120、第二臂 130 和第三臂 140 的每一个都不如刚性主体 102 刚硬, 但是一起具有接近于 (在 20% 内, 更优选为 $\pm 10\%$ 内) 刚性主体的刚度的组合刚度。首先, 第一臂 120、第二臂 130 和第三臂 140 分别间隔开以形成面外叉状 (优选地三叉) 形状, 从而允许其下方的骨表面的可视化。

[0102] 参考图 4、图 7 和图 8, 第一、第二和第三环 122、132 和 142 优选地相对定位, 以便于大约定位在假想球的外部周围。这样使环 122、132、142 适于安置在近端桡骨的干骺端表面上, 近端桡骨至少在近端处以接近球形的方式在内 - 外方向上大体上圆柱形地弯曲并且在纵向方向上凸出。如所形成的那样, 孔 126、136 和 146 的轴线 127、137 和 147 交叉通过共同的中心轴线 190, 其与近端桡骨板 100 为其设计尺寸的近端桡骨 30 的关节面 192 的预测中心对齐。当所述板设计用在更大的桡骨上时, 孔轴线 127、137 和 147 沿着其交叉的中心轴线 190 将更远离所述板, 并且当所述板设计用在更小的桡骨上时, 孔轴线 127、137 和 147 沿着其交叉的中心轴线 190 将更靠近所述板。

[0103] 例如, 图 3A 示出尺寸相对于桡骨板 100 减小以适应更小的桡骨的桡骨板 100a。桥元件 124a、134a 和 144a 相对于桥元件 124、134 和 144 不同地定向, 以便于构造其间限定更小的曲率半径的环 122a、132a、142a, 从而所述环适于安置在更小的近端桡骨头部上。通过这些环内的孔的轴线更靠近所述板交叉。

[0104] 回来参考图 3、图 4 和图 7, 如下面将进一步描述的那样, 第一臂 120、第二臂 130 和第三臂 140 的每一个都可以分别被外科医生根据需要单个改装来配合骨表面, 并且改变插入穿过这些臂的环的紧固件的轨线。

[0105] 桡骨板 100 还可以包括从刚性主体 102 沿着纵向轴线 108 远端地延伸的第四臂 150。第四臂 150 包括第四环元件 152, 该第四环元件 152 具有第四孔 156 并且由第四可弯桥元件 154 连接到刚性主体 102 的远端 106。

[0106] 桡骨板 100 还可以包括从第四环元件 152 远端地延伸的第五臂 160。第五臂 160 包括第五环元件 162, 该第五环元件 162 具有第五孔 166 并且由第五可弯桥 164 附接到第四环元件 152。

[0107] 第一孔、第二孔、第三孔、第四孔、第五孔、第一中心孔和第二中心孔 126、136、146、156、166、176 和 186 的每一个都分别优选地刻有锥形螺纹, 以接收多向锁定螺钉 1000、定角锁定螺钉 1100 和多向压缩螺钉 1200 中的任意一个。

[0108] 仍然参考图 3 和图 4, 可以将多个钻具导向装置预组装到桡骨板 100, 以便于向骨头钻紧固件孔并且在外科手术期间提供用于改装桡骨板 100 的器械附接点。第一孔、第二孔、第三孔、第四孔、第五孔、第一中心孔和第二中心孔 126、136、146、156、166、176 和 186 的每一个都可以被分别构造为例如具有锥形螺纹, 以分别接收第一、第二、第三、第四、第五、第一中心和第二中心钻具导向装置 128、138、148、158、168、178 和 188, 所述钻具导向装置的每一个都优选地是第一钻具导向装置 1400 (图 41)。

[0109] 每个可弯桥 124、134、144、154 和 164 都明显比刚性主体 102 对折弯和扭转有更少的抵抗力, 因此可以使用适当的工具单独改装, 现在描述这点。图 5 是一对可以用来就地改装桡骨板 100 的第四臂 150 的折弯工具 2160、2180 的立体图。图 6 是可以用来就地改装桡骨板 100 的第一臂 120 的折弯工具 2160、2180 的立体图。折弯工具 2160 由金属杆形成为 L 形, 其中该 L 形的一个较长部分包括手柄 2166 并且另一个较短部分包括臂 2168。在手柄 2166 的自由端附接有第一端部执行器 2162, 并且在臂 2168 的自由端附接有第二端部执行器 2164。如图 5 和图 6 所示, 第一和第二端部执行器 2162、2164 的每一个都可以可靠地但能移除地附接到钻具导向装置 128、138、148、158、168、178 和 188 的任意一个 (图 3)。折弯工具 2180 也由金属杆形成为 L 形, 其中该 L 形的一个较长部分包括手柄 2186 并且另一个较短部分包括臂 2188。在手柄 2186 的自由端附接有第一端部执行器 2182, 并且在臂 2188 的自由端附接有第二端部执行器 2184。如图 5 和图 6 所示, 工具 2160、2180 的任意一个的第一和第二端部执行器的每一个都可以可靠地但能移除地附接到钻具导向装置 128、138、148、158、168、178 和 188 的任意一个 (图 3)。

[0110] 图 5 和图 6 都示出了 x-y-z 坐标系统。相对于近端桡骨的表面, x-y 平面大约对应于内-外方向, 并且 x-z 方向大约对应于前-后方向。

[0111] 图 5 表示可如何通过沿着箭头 2192 的方向施加杠杆力来附接折弯工具 2160、2180 从而在 x-z 平面内折弯桥 154、164, 或者也可通过沿着箭头 2190 的方向施加杠杆力用来绕着 x 轴扭转桥 154、164。一般来说, 可以将相等但方向相反的力施加到折弯工具 2160、2180 中的每一个以产生杠杆力或力偶。这样, 桡骨板 100 可以被就地改装而与近端桡骨表面的形状紧密地匹配。这样允许外科医生将孔 156、166 的轴线更改为期望的方向, 以便于捕集骨碎片或避开骨折线或已经插入骨头中的紧固件。

[0112] 图 6 表示可如何通过沿着箭头 2194 的方向施加杠杆力而使用折弯工具 2160、2180 在 y-z 平面内扭转第一臂 120, 或通过沿着箭头 2196 的方向施加杠杆力而在 x-z 平面内扭转第一臂 120, 使得环元件 122 紧密地配合于近端桡骨表面。因为第一臂 120 具有大约 90

度的弯曲并且因为所述臂在 B1 处比在 B2 处更窄,所以第一臂 120 结构上适于以可预测的方式摆动(臂的扭转将在 B1 处或 B1 附近),以便于使轴线 137 和其他轴线之间的相互作用最小化。相似地,第二臂 130 也可以被改装。提供给使用者的桡骨板 100 具有与大多数患者紧密匹配的结构并且具有不互相交叉的紧固件轨线(螺纹轴线)。然而,使用折弯工具 2160、2180 允许就地进行微调以提高内固定的质量。外科医生可以快速并且安全地对板结构进行合理量的微调,而不会有在植入之后会导致折断的微裂纹形成的危险。共有的美国公开第 20060161158A1、20070233111A1 和 20070233112A1 中公开了可弯板(虽然构造、结构和功能不同)及其就地使用、以及一对用于就地折弯板的专用折弯工具,据此所有这些通过引用整体并入本文。

[0113] 当桡骨板 100 放置在桡骨头 30 上时(图 1 和图 2),第一臂 120 和第二臂 130 的第一和第二环元件 122、132 的任一个将通常与骨表面略微间隔开。间隔开的环将是设置在桡骨外侧的环。桡骨板 100 的这种结构允许用于左或右桡骨上使用单个“灵巧的”桡骨板,其与每一个这种骨头都紧密地尽可能符合。间隔开的环可以根据期望通过使用折弯工具重新定位,以便更靠近骨头安置。

[0114] 图 7 是具有多个分别完全插入到孔 126、136、146、156、166、176 和 186 中的紧固件的桡骨板 100 的底面 103 的立体图,这些紧固件包括紧固件 129、139、149、159、169、179 和 189。图 8 表示附接到近端桡骨的桡骨板 100。多个紧固件 129、139、149 和 179 在桡骨头的关节面的下面形成交叉的刚性支架。

[0115] 孔 126、136、146 和 176 分别对应于螺纹轴线 127、137、147 和 177,其可以交叉布置,使得螺纹轴线 127 在轴线 137 和 177 之间通过,并且螺纹轴线 137 在轴线 147 和 127 之间通过。换句话说,轴线 127、137、147 和 177 都相对于桡骨板 100 的底面 103 指向远处,其中轴线 147 最远,轴线 177 最近并且朝向与轴线 147 的公共点延伸,并且轴线 127 和 137 彼此横向地延伸(沿着内-外方向相对于彼此成 $76^{\circ} \pm 6^{\circ}$)并且在轴线 147 和 177 之间。由于第一臂 120 的弯曲的非平面形状,因此当沿着图 6 的箭头 194 所指的方向施加杠杆力时,第一臂 120 被在 y-z 平面内偏压而折弯,使得轴线 127 可以被更改方向但仍保持在轴线 137 和 177 之间,并且对应的紧固件轨线不交叉。第二臂 130 以相似的方式被偏压以折弯,使得轴线 137 将不会与轴线 147 和 127 的任一个交叉。这种交叉布置提供了强的载荷分担的支架,同时因为孔的重新钻取被最小化所以便于桡骨板 100 快速附接到骨头。如果外科医生扭转或折弯了臂 120、130 和 140 的任意一个,则重要的是轴线 127、137、147 和 177 继续交叉,并且不冲突。

[0116] 如图 8 所示,紧固件 129、139、149 和 179 可以跨越近端桡骨,使得紧固件尖部锚入到骨头的与桡骨板 100 相对侧的皮质骨中。常见的骨折位置是在近端桡骨头的颈部。紧固件 179 特别意在通过颈部行进并且跨越该骨折。这种布置与锁定紧固件的使用一起提供了用于支撑近端桡骨的关节面的格外耐用的支架。另外,紧固件 159、169 和 189 直径地延伸通过桡骨的骨干。这些紧固件将板上的载荷运送回骨干。如果不需要支撑骨折,则第四臂 150 和第五臂 160 可选地能够通过反向折弯被移除。

[0117] 虽然在桡骨板 100 中无需包括上面所述的所有特征,但是所有这些特征可以都包括在优选实施例中,因为它们被认为最适于构造用于近端桡骨并在那里支撑骨折的板。

[0118] 用于远端肱骨的外侧面和内侧面的骨板

[0119] 图8、图9和图10表示用于远端肱骨的外侧面的骨板,图9是用于远端肱骨的外侧板200的顶面208和前缘248的立体图。图10是外侧板200的顶面208和后缘250的立体图。图11是外侧板200的底面210的立体图。外侧板200包括具有远端204、近端202和曲线轴线209的主体206。远端204处的底面210是沿着纵向轴线209凹陷的,而底面的剩余部分是沿着轴线平坦的或凸出的。这允许远端204靠近外上髁26安置。第一定位脚242和第二定位脚244从后缘250向下延伸(朝向骨表面),并且通过安置在远端肱骨的后侧面的骨轮廓上而用来在将外侧板200放置在骨表面上期间为外科医生提供帮助。每个定位脚242、244都具有优选地与螺钉孔(下面讨论的220、222、224、226、228、230、232)的截面积接近的尺寸(骨接触表面积)。

[0120] 外侧板200还可以包括沿着曲线轴线209从主体206的远端204延伸的第一段212。第一段212通过第一可弯桥元件216附接到远端204,其与曲线轴线209偏置,以便其形成后缘250的延续。外侧板200还可以包括沿着曲线轴线209延伸并且通过第二可弯桥元件218附接到第一段212的第二段214,其也与曲线轴线209偏置并且形成后缘250的延续。第一、第二可弯桥元件216、218形成在外科手术期间是可改装的可弯脊231,如将描述的那样。可弯桥元件216、218被沿着后缘250限定,而不是居中设置的,使得当患者的肘放置在表面上时,加载到这个表面的板的区域是光滑的以防止使患者不适。主体206的远端204、段212和段214中的每一个都具有与可弯脊231相对的方形端部。这便于使用折弯工具1600A、1600B,这将在下面关于图46-48C描述。

[0121] 在本实施例中,主体206包括分别用于接收紧固件的第一孔、第二孔、第三孔、第四孔和第五孔220、222、224、226和228。第一段212和第二段214中的每一个也都分别包括用于接收紧固件的孔230和232。孔220、222、224、226、228、230和232优选地具有锥形螺纹,用于接收多向锁定螺钉1000、定角锁定螺钉1100和多向压缩螺钉1200中的任意一个,还用于接收第一钻具导向装置1400(图41)或第二钻具导向装置1500(图43)的任意一个。如关于桡骨板100所描述的那样,预组装的钻具导向装置在段212和214中的使用允许外科医生使用折弯工具改装可弯脊231,这将在关于图47和图48进行描述。预组装的钻具导向装置在孔220、222、224、226和228中的使用允许板的附加改装。预组装的钻具导向装置在任意螺纹孔中的使用有助于与板中的孔对齐地钻过骨头,以及使用K线将板临时固定到骨头,如下面所述。

[0122] 外侧板200还可以包括设置在主体部分206内的两个细长槽234、236,用于接收压缩螺钉,例如标准压缩螺钉700(图27)或多向压缩螺钉1200(图40)中的任意一个。如本领域公知的那样,压缩紧固件可以被插入槽234、236内,以在垂直方向和轴向方向动态地压缩外侧板200,以便于在插入其余的紧固件之前减少折断。

[0123] 外侧板200还可以包括细长槽234的每侧的切口246a、246b、以及细长槽236的每侧的切口247a、247b,使得(i)在板的边缘处为朝向骨后侧成角度的紧固件提供间隙,以在骨头上获得最大抓力,(ii)使槽两侧的刚度正常化,(iii)减小板在槽处的刚度,以允许经由插入在槽任一侧的螺纹孔中的钻具导向装置和适当折弯工具的使用通过槽折弯,和/或(iv)使主体206的那一部分不如邻接部分刚硬,从而允许对主体部分206进行略微改装以便在插入压缩紧固件时与骨表面的形状更紧密地匹配。增加的间隙优选地是邻近槽234、236在板的后缘248处,这是因为紧固件是朝向该侧成角度以获得骨头抓力。更优选地,细

长槽 234、236 的中心是偏离纵向轴线 209 的,而是与之平行地定向,以便于限定连接板在槽 234 的任一侧的部分的两个不同宽度的轨道。关于槽 234(槽 236 相似地被构造),与较大轨道 249a 关联地设置较大切口 246a,并且与较小轨道 249b 关联地设置较小切口 246b。这种构造在后缘处为将螺钉定向到皮质骨中提供附加的间隙。优选地将切口 246a、246b 区域的尺寸确定成使得轨道 249a、249b 中的每一个都具有基本上相等的刚度(优选地为彼此的 10%内,并且更优选地为彼此的 5%内)。然而,板主体在槽区域的整体刚度因切口而减小以便于板的改装。

[0124] 外侧板 200 还可以包括远端 204 附近的沙漏形开口 238、239。开口 238 减小孔 224 和 226 之间的板的刚度,以允许能够使用例如图 5 所示的折弯工具对远端 204 进行改装,而不会中断后缘和前缘 248、250。开口 238 的相对端部也可以被构造为当插入相邻紧固件时引导常规 K 线捕集和保持骨碎片。开口 239 在孔 226 和 228 之间以与开口 238 相同的方式起作用。相似地,在段 212 和 214 之间及在段 212 和远端 204 之间的间隔 213、215 中的每一个也可以分别被构造为引导常规 K 线。为此,间隔 213、215 可以被构形为将引导线保持在较窄中心部分 213a、215a 与较大闭合端部 213b、215b(喉部)之间(图 9)。外侧板 200(以及内侧板 300 或后侧板 400)可以可选地包括一个或多个多向孔,该多向孔可以用来引导常规 K 线和用作缝合线的附接点。这种多向孔在美国公开第 20070270849A1 中详细地描述,据此通过引用整体并入本文。

[0125] 外侧板的重要特征是,整体上对应于板的各个部分所承受的载荷,从远端到近端逐渐变得刚硬。外侧板最优选地沿其长度方向为大约 2mm 厚,并且与下面描述的厚度基本上相同的内侧板 300 结合使用。

[0126] 虽然在外侧板 200 中无需包括上面所述的所有特征,但是所有这些特征包括在实施例中,并且包括所述特征被认为是最适于用来构造用于远端肱骨的外侧面并用于在那里支撑骨折的板。

[0127] 图 12 是用于远端肱骨的内侧面的骨板 300(也称为内侧板 300)的顶面 398 的立体图;图 13 是内侧板 300 的底面 310 的立体图。内侧板 300 与外侧板 200 相似,而在形状、尺寸和孔结构上有所改变。

[0128] 内侧板 300 包括具有近端 302、远端 304 和曲线轴线 309 的主体 306。远端处 304 的底面 310 是沿着曲线轴线 309 凹陷的,而底面的剩余部分是沿着轴线略微凸出的或平坦的。这允许远端 304 靠近内上髁 24 安置。内侧板 300 还包括沿着曲线轴线 309 从主体 306 的远端 304 延伸的第一段 336。第一段 336 通过第一可弯桥元件 340 附接到远端 304,其与曲线轴线 309 偏置,使得其形成后缘 350 的延续。内侧板 300 还可以包括第二段 338,该第二段 338 沿着曲线轴线 309 延伸并且通过第二可弯桥元件 342 附接到第一段 336,其也与曲线轴线 309 偏置,并且形成后缘 350 的延续。第一、第二桥元件 340、350 优选地具有厚度减小的部分(横向于轴线 309 和板的宽度,参见图 13),以便于对其进行折弯。第一、第二可弯桥元件 340、350 形成在外科手术期间可改装的可弯脊 331,这将关于图 47 和图 48 进行描述。主体 306 的远端 304、段 336 和段 338 中均具有与可弯脊 331 相对的方形端部。这便于使用折弯工具 1600A、1600B,这将在下面关于图 46-图 48C 进行描述。可弯桥元件 340、342 沿着后缘 350 限定,而不是居中设置的,使得当患者的肘放置在表面上时,加载到这个表面的板的区域是光滑的以防止使患者不适。

[0129] 如图 12 所示,主体 306 包括分别用于接收紧固件的第一孔、第二孔、第三孔、第四孔和第五孔 312、314、316、318 和 320。第一段和第二段 336 和 338 中的每一个也都分别包括用于接收紧固件的孔 322 和 324。孔 312、314、316、318、320、336 和 338 优选地具有锥形螺纹,以接收多向锁定螺钉 1000、定角锁定螺钉 1100 和多向压缩螺钉 1200 中的任意一个,也用于接收第一钻具导向装置 1400 和第二钻具导向装置 1500 中的任一个。如关于桡骨板 100 所述的那样,预组装的钻具导向装置在段 322 和 324 中的使用允许外科医生使用如在图 46 和图 47 所示的折弯工具对可弯脊 331 进行改装。

[0130] 内侧板 300 还可以包括第一细长槽 326、第二细长槽 328 和第三细长槽 329,每一个都设置在主体部分 306 内,且用于接收标准压缩螺钉 700(图 27)和多向压缩螺钉 1200(图 40)的任一个,以便于在插入其余的紧固件之前,向骨头动态压缩内侧板 300。

[0131] 内侧板 300 还可以包括在细长槽 326、328 和 329 中每一个的每侧上的切口 333,以使主体 306 的那部分不如邻接部分刚硬,从而允许对主体部分 306 进行略微改装,以与骨表面的形状更紧密地匹配。例如 (i) 可以利用工具使组装在槽 326、328、329 相对侧上的螺纹孔 312、314、316、318、320 内的钻具导向装置受到力以在槽周围对板进行改装,以及 (ii) 可将标准压缩螺钉 700 插入槽 326、328 中的每一个内并拧紧,使得在插入其余的紧固件之前向骨头拉动底面 310。

[0132] 内侧板的重要特征是,整体上对应于板的各个部分处承受的载荷,从远端到近端逐渐变得刚硬。

[0133] 虽然在内侧板 300 中无需包括上面所述的所有特征,但是所有这些特征可以包括在实施例中,并且包括所述特征被认为是最适于用来构造用于远端肱骨的内侧面并且用于在那里支撑骨折的板。

[0134] 图 14 是远端肱骨的后面透视图,示出为通过多个紧固件将外侧板 200 附接到外上髁 26 附近及将内侧板 300 附接到内上髁 24 附近。根据骨折的类型和严重程度,外侧板 200 和内侧板 300 的一个或两个可以在外科手术期间被附接到远端肱骨。外侧板和内侧板 200、300 以“平行的”构造设置在肱骨上,其中板设置在骨头的相对的外侧部分和内侧部分上。外侧板和内侧板 200、300 优选地以不同的长度设置,使得板的各个近端 202、302 终止在骨头上的不同位置,从而减小骨头上的应力集中。如图所示,可以使用松质骨(粗螺纹)和皮质骨(细螺纹)的紧固件的组合。外侧板 200 和内侧板 300 可以设置有构造成接收定角锁定螺钉 1100 的紧固件孔,使得螺钉的轨线不可能交叉。然而如果必要,外科医生也可以使用多向锁定螺钉 1000 和多向压缩螺钉 1200 中的任一个将外侧板 200 和内侧板 300 附接到远端肱骨。利用常规的术中荧光镜 X 射线技术,外科医生也可以按期望轨线插入紧固件以避免其他紧固件和骨折线并且捕集骨碎片。

[0135] 用于远端肱骨的后侧面的骨板

[0136] 图 15A 和图 15B 分别是用于远端肱骨的后侧板 400 的俯视立体图和仰视立体图。后侧板 400 包括具有近端 402、远端 404 和在两者之间延伸的曲线纵向轴线 403 的主体 406。第一臂 410 和第二臂 420 从远端 404 在轴线 403 的相对侧上延伸,从而形成 Y 形。第三臂 430 从主体 406 的邻近远端处远离轴线 403 地横向延伸。可替代地,第三臂 430 可以从第二臂 420 延伸。第一臂 410 具有第一臂轴线 413,第二臂 420 具有第二臂轴线 423,而第三臂 430 具有第三臂轴线 433。第三臂轴线 433 横向于轴线 403,使得第三臂 430 可以部分地环

绕远端肱骨的外侧。

[0137] 仍然参考图 15A 和图 15B,第一臂 410 包括第一环元件 412,该第一环元件 412 具有孔 414 并且通过第一可弯桥元件 416 附接到主体 406 的近端 404。第二臂 420 包括第二环元件 422,该第二环元件 422 具有孔 424 并且通过第二可弯桥元件 426 附接到远端 404。第三臂 430 包括第三环元件 432,该第三环元件 432 具有孔 434 并且通过第三可弯桥元件 436 附接到主体 406。主体 406 包括均可以沿着纵向轴线 403 设置的孔 440、442、444、446 和 448 以及细长槽 450。孔 440、442、444、446、448、414、424 和 434 中的每一个都可以被构造有内锥螺纹,用于接收分别在图 32、图 30 和图 35 中所示的多向锁定螺钉 1000、定角锁定螺钉 1100 和多向压缩螺钉 1200 中的任一个。槽 450 可以被构造为接收分别在图 27 和图 40 中所示的标准压缩螺钉 700 和多向压缩螺钉 1200 中的任一个。槽 450 在其任一侧上包括切口 452 以减小主体 406 在槽处的刚度。

[0138] 后侧板 400 也包括在槽 450 的远侧处的两个沙漏形开口 454、456。每个开口 454、456 在设计上基本上与外侧板 200 的沙漏形槽 238 相似。这些开口 454、456 减小在孔之间的板的刚度,以允许能够利用例如图 5 所示的折弯工具对主体 406 的远端 404 进行改装,而不会中断板的前缘和后缘,同时保持用于临时固定的 K 线。

[0139] 图 16 是后侧板 400 的俯视立体图,示出为预组装有多个第一钻具导向装置 1400(图 41)和第二钻具导向装置 1500(图 43)。如图 5 针对桡骨板 100 所示,当板定位在骨表面上时,折弯工具 2160、2180 可以被用来改装后侧板 400。这样,外科医生可以将后侧板 400 的形状紧密地匹配到骨表面并且更改紧固件的轨线的方向以捕集骨碎片并且避开骨折线和其他紧固件。槽 450 比常规压缩螺钉槽长以减小那里的轴向抗扭刚度。以这种方式,孔 444 和 446 内的导向装置可以被用来沿着板的轴线赋予扭矩,以产生扭转从而增强板与骨头的符合度,并且也跨越沙漏形开口 454 赋予折弯力。另外,孔 446 和 448 内的导向装置可以被用来跨越沙漏形开口 456 赋予折弯力。第三臂 430 在孔 446 附近耦接到主体部分 406,从而板 400 在附接第三臂 430 的位置处的任一侧上形状是能够高度调节的。孔 413、423、433 内的导向装置与适当的折弯工具结合可以被用来赋予折弯力,以更改臂 410、420、430 的定向从而使得环元件 412、422、432 适应于骨头,并且如果需要的话更改通过孔的轴线的方向。特别地,可以在肱骨周围改装臂 430 以挤压外踝 26 并且提供防护。

[0140] 图 17 是后侧板 400 的俯视立体图,示出为具有分别完全插入并锁入到孔 440、442、444、446、448、414、424 和 434 中的多个紧固件 441、443、445、447、449、415、425 和 435。紧固件 451 完全插入到槽 450 中。紧固件 415、425 和 435、445 中的每一个分别具有轴线 419、429、439 和 461,其中轴线 419、429 和 461 接近于平行,并且轴线 439 横向于轴线 419、429 和 461 并在 419、421 和轴线 461 之间延伸。

[0141] 如图 15B 所示,第一环元件 410、第二环元件 420 和第三环元件 430 中的每一个分别具有底面 411、421 和 431,其每一个都被构造为符合骨表面,但是接近于平面。为了提供适当的紧固件轨线,第一和第二环元件 412、422 在远端区域的厚度大于在相对近端区域的厚度,在所述远端区域所述环元件耦接到第一和第二桥元件 416、426。如图 15B 和图 17 所示,轴线 419、429 和 439 中的每一个优选地分别不垂直于底面 411、421 和 431,以便优化紧固件 419、429 和 439 的轨线以捕集骨碎片并且支撑远端肱骨的软骨下表面。来自紧固件 415、425、435 和 439 的载荷沿着板传递到紧固件 441、443 和 445,在那里载荷被传递回肱骨

的载荷支承骨干。

[0142] 虽然在后侧板 400 中无需包括上面所述的所有特征,但是所有这些特征可以包括在实施例中,并且包括所述特征被认为是最适于用来构造用于远端肱骨的外侧并且用于在那里支撑骨折的板。

[0143] 图 18 是附接到远端肱骨的后侧面的后侧板 400 的线框图。图 18A 是表示以“垂直”方法一起附接到远端肱骨的内侧板和后侧板 300、400 的透视图。在这个结构中,内侧板设置在远端肱骨的内侧,而后侧板设置在远端肱骨的后侧部分。在垂直结构中,沿着板的高度方向加载板。因此,后侧板明显比内侧板厚。作为举例,后侧板优选地为大约 3.5mm 厚(即内侧板厚度的 1.75 倍)。使用内侧板和后侧板利用垂直方法的骨折固定提供与使用外侧板和内侧板 200、300 的平行方法基本相同的刚度。

[0144] 用于近端尺骨的冠状骨的骨板

[0145] 图 19 是用于近端尺骨的冠状骨的骨板 500(也称为冠状骨板 500)的顶面 501 的立体图。冠状骨板 500 专为安置在骨脊上而设计。图 20 是冠状骨板 500 的底面 503 的立体图。图 21 示出附接到近端尺骨的冠状骨板 500。冠状骨板 500 包括中心环元件 502,该中心环元件 502 包含用于接收用来附接到骨头的紧固件的孔 505。冠状骨板 500 还包括从中心环元件 502 远端地延伸的第一臂 510。在这个实施例中,第一臂 510 包括第一、第二、第三环元件 512、514 和 516,该第一、第二、第三环元件分别由第一、第二、第三可弯桥元件 511、518 和 519 串联互连到中心环元件 50 并且分别具有第一、第二、第三孔 513、515 和 517。环元件 512、514 和 516 的下表面是沿着内-外方向凹陷的。参考图 1、图 2 和图 19-图 22,这迫使板沿着冠状骨脊 36 对齐,使得穿过第一、第二、第三环元件 512、514 和 516 中的孔 513、515、517 插入的紧固件 560、562、564 将指向表面 38,该表面 38 位于鹰嘴 34 下方并位于从那里延伸的脊 40 的外侧。该表面 38 具有该区域内最多的软组织以覆盖任何退出的紧固件的端部。

[0146] 冠状骨板 500 还可以包括从中心环元件 502 向内延伸的第二臂 520。第二臂 520 可以包括由第四可弯桥元件 521 连接到中心环元件 502 且具有第四孔 523 的第四环元件 522。第二臂 520 还可以包括由可弯腹板元件 525 连接到第四环元件 522 的第一支持元件 524(优选为凸片或桨片的形式),从而向内延伸第二臂 520。第一支持元件 524 的上下表面相对于通过第四环元件 522 内的第四孔 523 的中心轴线 528 成斜角(由相应轴线 D 表示)地定向。第一支持元件 524 提供悬臂支撑而无需钻孔,因为外科手术方法并不提供合适通道来钻孔以及插入紧固件。

[0147] 冠状骨板 500 还可以包括从中心环元件 502 向外延伸的第三臂 530。第三臂 530 可以包括由第五可弯桥元件 531 连接到中心环元件 502 且具有第五孔 533 的第五环元件 532。

[0148] 冠状骨板 500 还可以包括由第二可弯腹板元件 527 连接到中心环元件 502 并且近端地延伸的第二支持元件 526。第二支持元件 526 为对于钻孔太小的碎片即高结节提供支撑。支持元件 526 和腹板元件 527 的相对形状和尺寸也允许这个结构被用作缝合线的附接位置,其能够环绕腹板元件 527 并且被缝进韧带中。

[0149] 孔 513、515、517、523 和 533 中的每一个都优选地被构造为具有锥形螺纹,以接收多向锁定螺钉 1000、定角锁定螺钉 1100 和多向压缩螺钉 1200 中的任意一个。孔 513、515、

517、523 和 533 也可以被构造为与第一钻具导向装置 1400 和第二钻具导向装置 1500 中的任意一个预组装。如图 5 关于桡骨板 100 所示的那样,当冠状骨板 500 定位在骨表面上时,可以使用折弯工具 2160、2180 来改装所述板。这样,外科医生可以将冠状骨板 500 的形状紧密地匹配到骨表面并且也更改变紧固件的轨线的方向以捕集骨碎片并且避开骨折线和其他紧固件。

[0150] 可弯腹板元件 525、527 可以采用常规外科钳子等来改装,以将支持元件 524、526 定位到骨表面,从而给正在愈合的骨碎片提供附加支撑。

[0151] 可弯腹板元件 525、527 和可弯桥元件 511、518、519、521 和 531 中的每一个都可以通过使用常规外科钳子等反复地在很大角度范围内反向折弯而容易地折断。外科医生可以容易地产生该折断,使得植入物的折断边缘指向骨表面以防止损伤周围的软组织。这样,外科医生可以根据患者的解剖学结构定制冠状骨板 500。

[0152] 如图 20 所示,臂 510、520、530 和底面 503 在每个环元件 512、514、516、522 和 532 的下方可以被定形为紧密地匹配于大多数患者的冠状骨处的骨头轮廓,但也可以是其他形状。

[0153] 图 22 是附接到近端尺骨的冠状骨 16 的冠状骨板 500 的立体透视图。如图中所见,形成所述板的主干的四个环元件 502、512、514 和 516 位于骨头的脊上。这个结构允许外科医生相对容易地放置板并且还允许板远离韧带插入点并且方便这种远离。可以使用多个双皮质紧固件来创造稳定的结构以将骨碎片保持愈合对齐并且分担通过关节传递的载荷。支持元件 524、526 为板 500 提供这样的结构,即使通常无法容易地到达骨头那部分,并且在那保持微型支撑是一个重要考虑,所述结构也允许骨折支撑。

[0154] 优选冠状骨板 500 包括中心环 502,该中心环 502 耦接到具有单个孔 533 的一个臂 532、具有单个支持件 526 并且没有孔的另一个臂 527、具有单个孔 523 并且具有单个支持件 524 的又一个臂、以及具有多个孔 513、515、517 并且没有支持件的再一个臂。冠状骨板 500 起支持作用以抵抗肘半脱臼的倾向,同时还将小碎片保持愈合对齐。虽然从中心环元件 502 延伸的臂的数量、每个臂中的由可弯桥元件互连的环元件(和孔)的数量可以改变,并且支持件的数量可以改变,但是上述冠状骨板 500 的结构是优选的,因为它被认为是最适于支撑底层骨折的。

[0155] 用于鹰嘴的骨板

[0156] 图 23A 到图 25 是用于近端尺骨的鹰嘴的骨板 600 的视图。图 23A 是鹰嘴板 600 的俯视立体图,图 23B 是鹰嘴板 600 的仰视立体图,该鹰嘴板 600 包括近端 604、远端 602 和在两者之间延伸的纵向轴线 612。鹰嘴板 600 包括主体部分 606、近端 604 附近的头部 610 以及连接主体部分 606 和头部 610 的颈部 608。颈部 608 在横向上比主体部分 606 和头部 610 都窄并且朝向头部厚度增加。头部 608 包括横向于主体部分 606 的纵向轴线 612 的头部轴线 614。鹰嘴板 600 具有顶面 601、底面 603、内缘 605 和外缘 607。

[0157] 主体部分 606 可包括用于接收骨紧固件的多个孔 622、624、626、628。主体部分 606 还可以包括至少一个槽 634,该槽用于接收骨紧固件并且用于方便折骨的动态压缩,这如之前图 9 的针对外侧板 200 所进行的描述那样。孔 622、624、626、628 和槽 634 沿着纵向轴线 612 大体上对齐,优选地被构造为具有内锥螺纹以接收定角锁定螺钉 1100、多向锁定螺钉 1000 和多向压缩螺钉 1200 中的任意一个。

[0158] 头部 610 可以包括在横向轴线上对齐并且在纵向轴线 612 的相对侧上偏置的至少两个孔 630 和 632。孔 630 和 632 可以被构造为接收分别在图 30、图 32 和图 35 中的多向锁定螺钉 1000、定角锁定螺钉 1100 和多向压缩螺钉 1200 中的任意一个。孔 630 和 632 的轴线优选地被定向成将略微发散的轨线内的两个定角锁定螺钉引导入鹰嘴中,并且还下面讨论的“回程螺钉”650 提供空间。

[0159] 鹰嘴板 600 可以还包括从颈部 608 的内缘 605 向内延伸的第一臂 616。第一臂 616 包括第一环元件 636,该第一环元件 636 具有用来接收骨紧固件的第一孔 637 并且由第一可弯桥元件 642 附接到颈部 608。

[0160] 鹰嘴板 600 可以还包括从颈部 608 的外缘 607 与第一臂 616 相对地向外延伸的第二臂 618。第二臂 618 包括第二环元件 638,该第二环元件 638 具有用来接收骨紧固件的第二孔 639 并且由第二可弯桥元件 644 附接到颈部 608。

[0161] 鹰嘴板 600 可以还包括从头部 610 近端地延伸并且以纵向轴线 612 为中心的第三臂 620。第三臂 620 包括由第三可弯桥元件 645 附接到头部 610 的第三环元件 640。第三环元件具有用来接收骨紧固件的第三孔 641。

[0162] 第一、第二和第三臂 636、638、640 的孔 637、639 和 641 中的每一个分别可以被构造为接收多向锁定螺钉 1000、定角锁定螺钉 1100 和多向压缩螺钉 1200 中的任意一个。

[0163] 参考图 23B,鹰嘴板 600 还可以包括从主体 606 的边缘 607 向下延伸(向骨表面)的至少一个对齐脚部 656。脚部 656 使板相对于骨头上的解剖学脊对齐。实际上,脚部 656 允许摸索地对齐所述板(尤其当外科创伤不能打开以暴露整个骨表面时)并且相对于解剖学标记维持板的对齐以确保骨头螺钉的正确轨线。

[0164] 图 23C 是鹰嘴板 600 的仰视立体图,示出为多个紧固件完全插入。特别地,第二臂 618 示出为没有插入紧固件。鹰嘴板 600 可以用在患者的左臂和右臂中的任意一个上,但对于给定的骨折,为了在骨头内形成所需的支撑结构,一般无需将紧固件插入第一和第二臂 616 和 618 中的每个中。因此,外科医生可以选择第一和第二臂 616 和 618 中的一个来与紧固件一起使用。可选地,外科医生可以使用折弯工具 2160 和 2180(图 5)来折断第一和第二臂 616 和 618 中不需要的那个。

[0165] 如图 23C 所示,称为“回程螺钉”的额外长的紧固件 650 可以被插入第三臂 620 中,以捕集折断的骨碎片并且提供软骨下支撑。紧固件 650 的轴线 651 被大体上分别在紧固件 652、654 的一对轴线 653 和 655 之间引导,并且优选地相对于板的纵向轴线 612 成大约 20° 到 45° 。

[0166] 关于在此描述并在图 24 中所示的其他骨板,鹰嘴板 600 内的每个孔都可以与第一钻具导向装置 1400(图 41)和第二钻具导向装置 1500(图 43)中的任意一个预组装以便于紧固件孔的钻取,并且如果需要的话,便于改装鹰嘴板 600。参考图 23B 和图 24,第三臂 620 能够容易地在 x-z 平面内改装以支撑所述鹰嘴,使得插入到孔 641 中的紧固件的轨线在插入到孔 630 和 632 中的紧固件的轨线之间通过。

[0167] 图 25 是鹰嘴板 600 附接到鹰嘴的近端尺骨的内侧透视图。在这个示例中,因为已经描述的原因,没有示出(隐藏)插入第二臂 618 中的紧固件。紧固件 650 在紧固件 652、654 之间通过并且穿过近端尺骨的软骨下骨,从而捕集折断的骨碎片并且允许鹰嘴板 600 分担通过鹰嘴 12 传递的力。

[0168] 图 26 是作为鹰嘴板 600 的替代实施例的大鹰嘴板 800 的俯视立体图。鹰嘴板 800 被构造为用于较大的患者,其与鹰嘴板 600 的主要区别在于其整体尺寸和用于接收紧固件的孔和槽的数量。鹰嘴板 800 具有包括由第三可弯桥元件 846 附接到近端 804 的具有环 840、860 的双环元件 822 的第三臂 820。双环元件 822 中的每一个环都通过两个弯曲段 862、864 附接到另一个,所述两个弯曲段 862、864 允许环 840、860 紧密地间隔开,但为相对折弯提供相对大的长度。双环元件 822 供两个平行的紧固件(未示出)插入,而不是图 23C 所示的单个紧固件 650,或者如果导向装置被插入到环 840、860 中并且它们的轴线相对于彼此折弯,则双环元件 822 供两个成角度的紧固件的插入。这允许大鹰嘴板 800 由外科医生构造为符合鹰嘴的不可预测部分。另外设置了两个槽 834、835。槽 835 比槽 834 长。

[0169] 根据用于植入板 800 的一种方法,两个紧固件在孔 830 和 832 处插入穿过近端鹰嘴。随后插入紧固件穿过较短槽 834 以经由动态压缩减少折断。随后根据需要第三臂向下折弯以符合鹰嘴,并且将回程螺钉插入穿过孔 840、860。附加的紧固件可选地插入穿过槽 835。随后为第一或第二臂 816、818 以及其他螺纹孔 822、824、825、826、828 提供紧固件,以完成固定并且将载荷传递回骨干。

[0170] 构造所示鹰嘴板的实施例并且将其中的孔定向,以便插入其中并与其耦接的紧固件将三头肌的大的力恰当地传递到尺骨的更远端区域。虽然在鹰嘴板 600、800 中无需包括上面所述的所有特征,但是这些特征包括在优选实施例中,因为它们被认为最适于用来构造针对近端尺骨的鹰嘴用来在那里支撑骨折的鹰嘴板 600、800。

[0171] 紧固件

[0172] 图 27 到图 40 表示骨紧固件(也称为螺钉和栓)的四个实施例,其可以与桡骨板 100、外侧板 200、内侧板 300、后侧板 400、冠状骨板 500 和鹰嘴板 600、800 一起使用。因为每个紧固件的实际尺寸可能会因骨板和骨折类型而异,所以对紧固件一般地描述。用于每个螺钉的主体螺纹的类型可以是皮质螺纹和松质螺纹的任意一种并且沿着螺纹主体的至少一部分延伸。对于所示的包括用于锁定到骨板螺纹孔中的螺纹头部的紧固件实施例,紧固件主体可以是螺纹主体或光滑主体。

[0173] 图 28 和图 27 分别是具有头部 702 和螺纹主体 704 的标准压缩螺钉 700 的侧视图和头部端视图。头部 702 具有球形凸出的底部 708,其被特别构造为安置到球形凹陷的板孔中以将骨板压缩于骨头,但也可与其他类型的板孔一起使用螺钉 700。如本领域公知的,螺钉 700 也可以用在具有球形凹陷的周壁的用于动态压缩的细长槽中,其中螺钉向骨板提供竖直方向力和轴向方向力以帮助减少骨折。头部 702 包括六角旋入凹部 706,但也可以是用于其他类型的螺丝刀的其他凹部结构。螺钉 700 可以由钛合金或其他金属形成。

[0174] 图 29、图 30 和图 31 分别是完全插入到具有锥形螺纹孔 1009 的骨板 1008 中的多向锁定螺钉 1000 的头部端视图、侧视图和详细视图。螺钉 1000 包括螺纹主体 1004 和具有方形的旋入凹部 1006 的头部 1002。螺钉 1000 可以被锁定到骨板 1008 中,使得螺钉轴线 1010 与孔轴线 1011 形成 0-15 度范围内的角 1015。螺钉 1000 也可以由明显比可以是钛合金的板材料硬的钴铬合金形成。这种多向锁定螺钉详细描述在美国公开第 20070088360A1 号中,据此通过引用整体并入本文。

[0175] 图 32、图 33 和图 34 分别是包括螺纹主体 1104 和具有六角凹部 1106 的锥形螺纹头部 1102 的定角锁定螺钉 1100 的立体图、头部端视图和详细剖视图。螺钉 1100 可以由

孔螺纹轴线预定的定角插入和锁定到骨板的锥形螺纹孔中。

[0176] 图 35 到图 38 是多向压缩紧固件 1200 (也称为螺钉 1200) 的视图。图 35 和图 36 分别是包括具有螺纹 1206 的主体 1204 和远端尖部 1214 的螺钉 1200 的近端部分的立体图和详细视图。螺钉 1200 还包括具有带有方形旋入凹部 1208 的近端面 1208 的头部 1202,但也可以是其他的旋入凹部结构。头部 1202 包括光滑锥台部分 1212,该光滑锥台部分 1212 具有附接到主体 1204 的小径端部 1240 (由 D1 表示)、和形成近端面 1208 的周缘 1206 的大径端部 1242 (由 D2 表示)。锥台部分 1212 具有以螺钉轴线 1220 为中心的夹角 1244 (由 A 表示)。周缘 1206 可以具有外部半径 1242 (由 R 表示)。螺纹 1216 可以是松质螺纹或皮质螺纹并且可以形成主体 1204 长度的至少一部分。

[0177] 图 37 和图 38 是插入到骨板 1234 的锥形螺纹孔 1232 中的螺钉 1200 的详细剖视图。首先参考图 37,锥形螺纹孔 1232 具有以孔轴线 1230 为中心的夹角 1252 (由 B 表示)。螺钉 1200 的螺钉轴线 1220 与孔轴线 1230 形成插入角 1250 (由 C 表示)。在这个实施例中,插入角 1250 可以是在 0 到 15 度的范围内并且包含在包含孔轴线 1230 的平面内,使得当完全插入到孔 1232 中时,螺钉轴线 1220 的所有可能的定向限定从板 1234 底部延伸的 30 度圆锥体积。当螺钉 1200 完全插入孔 1232 中时,锥台部分 1212 压缩于孔 1232,但是太大而无法完全通过孔 1232。最大突出高度 1254 (由 H1 表示)延伸到板 1234 的顶面上方。

[0178] 图 38 示出螺钉轴线 1220 和孔轴线 1230 共线,使得插入角为 0。最小突出高度 1256 (由 H2 表示)延伸到板 1234 的顶面上方。在这个实施例中,H2 小于 H1,并且 H1 和 H2 中的每一个都具有能够接受的微型,使得头部 1202 不会对周围软组织造成损伤。

[0179] 本领域技术人员将会理解,这里所述的本系统为外科医生提供有利的选择,从而在这里所述的每个骨板中所包括的相同的锥形螺纹孔中使用标准压缩螺钉 (图 28 的螺钉 700)、定角锁定螺钉 (图 33 的螺钉 1100)、多向压缩螺钉 (图 35 的螺钉 1200) 和多向锁定螺钉 (图 30 的螺钉 1000) 中的任意一个。另外,螺钉 700、1100、1200 和 1000 中的每一个都是可插入锥形螺纹孔的,使得螺钉头部最小地高出骨板顶面,从而使患者的不适和由于软组织发炎引发的并发症最小化。

[0180] 图 39 是提供用于与图 35 的多向压缩螺钉 1200 一起使用的螺钉头部适配器 1300 的立体图。图 40 示出适配器 1300 如何被组装到螺钉 1200 的头部 1202 并且随后以与图 27 的标准压缩螺钉 700 相似的方式被使用。适配器 1300 包括球形凹陷的底部 1302 和圆形上部 1304。底部 1302 和上部 1304 形成圆形的周缘 1312 并且一起类似于标准压缩螺钉头部的轮廓。适配器 1300 还包括具有光滑圆锥表面 1306 的孔口 1310,螺钉 1200 的头部 1202 接收于该表面,使得当头部 1202 完全插入时与适配器 1300 的上部 1304 齐平。

[0181] 螺钉头部适配器 1300 优选地包括用于与螺钉 1200 的头部 1202 接合的部件,使得在外科手术期间螺钉 1200 和适配器 1300 互相组装而作为一个单元一起操作。根据优选实施例,保持凸片 1340 绕着孔口 1310 的上部圆周地移位。当在组装期间迫使螺钉头部 1202 通过适配器 1300 时,头部 1202 使凸片 1340 径向向外偏转,以使头部 1202 充分地接收于孔口 1310 的圆锥表面 1306,并且凸片 1340 随后快速返回到头部 1202 上以相对于适配器 1300 锁定头部。

[0182] 适配器 1300 和螺钉 1200 可以在具有球形凹陷安置表面的板孔中作为一个单元一起使用,以向骨头压缩骨板。可替代地,如图 40 所示,适配器 1300 和螺钉 1200 可以在骨板

的压缩槽 1235 内作为一个单元一起使用,用于将板动态地压缩到骨头(沿着竖直方向和轴向方向)以帮助减少骨折。(图 40 可以表示板孔的剖视图和压缩槽的横向剖视图)。压缩槽 1235 可以具有球形凹陷的内凸轮表面 1233,其与适配器 1300 的底面 1302 接合使得当将螺钉 1200 旋入骨头中时在期望的方向上驱动骨板 1232,例如用于进一步减少骨折。螺钉 1200 可以按由螺钉轴线 1220 和槽轴线 1330 限定的插入角 1308(由 F 表示)被多向地插入骨头中。插入角 1308 可以与槽轴线 1330 成大约 0 到 15 度的范围内。

[0183] 适配器 1300 可以由包括钛、钛合金、不锈钢和钴铬合金的多种生物相容材料中的任意一种形成。可以对适配器 1300 在所有表面上进行光滑的抛光处理,以便于将螺钉 1200 多向地插入骨头中以及向骨头动态地压缩骨板。

[0184] 专用器械

[0185] 图 41 和图 42 是具有圆柱形主体 1402、近端 1406、远端 1404 的第一钻具导向装置 1400 的立体图。第一钻具导向装置 1400 还具有带有轴线 1414 的纵向孔口 1412 并且尺寸被设计为引导常规骨钻。在近端 1406 附近的孔口 1412 内形成有多个内部驱动元件 1410。在这个实施例中,多个内部驱动元件 1410 包括六个内部驱动元件 1410,用于接收常规的骨头螺丝刀工具的六角形远端尖部,但也可以是其他结构和数量的内部驱动元件 1410。

[0186] 第一钻具导向装置 1400 也在远端 1404 附近具有锥形螺纹部分 1408,其构造为与骨板内的锥形螺纹孔螺纹接合,使得轴线 1414 与锥形螺纹孔的轴线共线。可以给外科医生提供骨板的每个锥形螺纹孔已经预组装有钻具导向装置 1400 的骨板,使得外科医生或助手在手术期间无需像对常规骨板系统通常所做的那样向每个孔都附接钻具导向装置。这样,外科医生可以快速地钻取若干个骨孔,使得每个孔的轴线都与孔螺纹轴线完全对齐。外科医生随后可以利用六角尖头螺丝刀移除钻具导向装置并且插入锁定骨头的紧固件,使得锁定紧固件的螺纹头部容易地与螺纹孔接合。由于主体 1402 的长圆柱形状,第一钻具导向装置 1400 也可以与折弯工具一起用来改装骨板,如已结合图 5 和图 6 所示的桡骨板 100 所述的那样,还将结合图 50 和图 51 对外侧板 200 进行描述。第一钻具导向装置到骨板的预组装描述在共有的美国公开第 20060149250A1 号中,并且使用这种钻具导向装置以折弯板描述在共有的美国公开第 20060161158A1、20070233111A1 和 20070233112A1 号中,据此均通过引用整体并入本文。

[0187] 图 43 和图 44 是第二钻具导向装置 1500 的立体图,其包括球茎状主体 1514、远端 1504、近端 1506 和远端螺纹部分 1502。第二钻具导向装置 1500 也包括具有纵向轴线 1516 的孔口 1512 并且尺寸被设计为引导常规骨钻。在近端 1506 附近的孔口 1512 内形成有多个内部驱动元件 1510,该内部驱动元件 1510 可以具有与第一钻具导向装置 1400 的内部驱动元件 1410 相同的结构,使得可以使用相同的六角尖头螺丝刀工具,但也可以是其他结构和数量的内部驱动元件 1510。

[0188] 远端螺纹部分 1502 被构造成与骨板内的锥形螺纹孔螺纹接合,使得轴线 1516 与锥形螺纹孔的轴线共线。如关于第一钻具导向装置 1400 所描述的那样,可以给外科医生提供骨板的每个锥形螺纹孔已经预组装有钻具导向装置 1500 的骨板,使得外科医生或助手在手术期间无需像对常规骨板系统通常所做的那样向每个孔都附接钻具导向装置。外科医生随后可以利用六角尖头螺丝刀移除钻具导向装置并且插入锁定骨头的紧固件,使得锁定紧固件的螺纹头部容易地与螺纹孔接合。

[0189] 与第一钻具导向装置 1400 相比,第二钻具导向装置 1500 具有微型,一旦完全插入骨板的锥形螺纹孔中,即第二钻具导向装置 1500 的尺寸设计为孔口 1512 足够长以引导骨钻,而在骨板的顶面上方伸出最小以便于在板插入时组织移除和组织损伤达到最小。主体 1514 的球茎状或“蘑菇”形状便于第二钻具导向装置 1500 的操作和制造,并且不是意在能移除地附接图 5、图 6、图 46、图 47 和图 48 所示的折弯工具。作为举例,第一钻具导向装置的主体(即延伸到板的非骨接触表面上方的部分)具有例如大约 10 到 15mm 的长度,而第二钻具导向装置的相应主体部分具有例如大约 3 到 7mm 的长度。

[0190] 第二钻具导向装置 1500 也可以用于骨板不可改装的部分。例如,如图 45 所示,第二钻具导向装置 1500 可以被预组装到外侧板 200 的近端 202 附近,即外侧板 200 的不可改装部分。第二钻具导向装置 1500 的微型结构允许外科医生甚至用附接到其上的第二钻具导向装置 1500 将近端 202 插入到收缩的软组织下方。这使得外科医生能够切开比在近端 202 使用更长的钻具导向装置时更短的切口来植入骨板。另外,在手术期间第二钻具导向装置 1500 对在受伤位置部分使用的其他器械的阻碍最小。

[0191] 可以使用不包括通孔的另一类型的折弯导向装置。这种导向装置可具有第一或第二钻具导向装置的外部(以及可选的近端内部)特征,但是仅用来折弯而不是引导钻具。这种折弯导向装置还可以包括外部非圆形截面以便于器械施加力和/或从板移除折弯导向装置。

[0192] 图 46 是折弯工具 1600 的远端部分的立体图,其可以与第一钻具导向装置 1400 结合使用以改装骨板。折弯工具 1600 是图 5 和图 6 所示的折弯工具 2160 和 2180 的替代实施例。外科医生可以为如下目的使用折弯工具 1600:改装骨板以更紧密地配合骨头;更改一个或多个紧固件的轨线的方向;在骨头上放置骨板期间操纵骨板;以及折断骨板的不需要部分。如先前关于折弯工具 2160 和 2180 所描述的那样,外科医生可以使用一对折弯工具 1600 来就地改装骨板,即当板定位在骨头上时改装骨板,从而降低板/骨不匹配的可能性并且缩短手术时间。

[0193] 折弯工具 1600 包括具有纵向轴线 1603 的手柄 1602 和远端执行器 1604。远端执行器 1604 包括远端地延伸并且沿着纵向轴线 1603 大致定位的保持臂 1612。保持臂 1612 具有保持孔口 1610,该保持孔口 1610 具有横向于纵向轴线 1603 的孔口轴线 1618。孔口 1610 的尺寸被设计为接收第一钻具导向装置 1400 的主体 1402,使得外科医生在孔口轴线 1618 与第一钻具导向装置 1400 的轴线 1414 共线时可以能移除地将端部执行器 1604 附接到第一钻具导向装置 1400,而无需施加明显的力。然而,孔口 1610 可滑动地配合在第一钻具导向装置 1400 上,使得向手柄 1602 施加适当指向的力在由纵向轴线 1603 和孔口轴线 1618 限定的平面(如图 46 所示的坐标系所指的 x-z 平面)内产生在第一钻具导向装置 1400 上的力偶。

[0194] 端部执行器 1604 还包括定位在纵向轴线 1603 的第一侧 1620 上的第一支轴 1606、和定位在与第一侧 1620 相对的第二侧 1622 上的第二支轴 1608。第一和第二支轴 1606、1608 中的每一个都从孔口轴线 1618 近端地偏置并且包含在由纵向轴线和孔口轴线限定的平面内。如图 48 中通过偏置量 1623 所示,第一支轴 1606 可以比第二支轴 1608 更加偏置。支轴偏置量的不同允许折弯工具 1600 用在具有不同宽度的骨板上,并且在某些情况下,允许折弯工具 1600 在使用期间具有用于手柄 1402 定向的两个选择。

[0195] 图 47 是可以用来在所示的坐标系所指的 $x-y$ 平面内改装外侧板 200 的一对折弯工具 1600 的立体图。第一折弯工具 1600A 能移除地附接到预组装到外侧板 200 的第一段 212 的钻具导向装置 1400A, 使得第一侧 1620A 在向下的方向。第二折弯工具 1600B 能移除地附接到预组装到外侧板 200 的远端 204 的钻具导向装置 1400B, 使得第一侧 1620B 在向上的方向。第一支轴 1606A 支承于外侧板 200 的脊 231。第二支轴 1608B 支承于外侧板 200 的内缘 248。当外科医生在所示的坐标系限定的 $x-y$ 平面内施加由箭头标记 F1 和 F2 指示的相等且方向相同的力时, 杠杆力被施加到第一段 212 附近的脊 231 上。这样, 外科医生可以改装第一段 212 附近的脊 231。可以使用相似的方法来改装第二段 214 附近的脊 231。为了帮助将外侧板保持在骨头上的适当位置, 外科医生可以在已经将至少一个紧固件插入板的另一部分中之后, 选择施加力 F1 和 F2。

[0196] 图 48 是外科医生可以用来在所示的坐标系所指的 $y-z$ 平面内改装外侧板 200 的一对折弯工具 1600 的立体图。第一折弯工具 1600A 可以能移除地附接到钻具导向装置 1400A, 并且第二折弯工具 1600B 可以能移除地附接到钻具导向装置 1400B。对于这个例子, 如图 50 的之前的例子那样, 第一支轴 1606A 不支承于脊 231, 并且第二支轴 1606B 不支承于内缘 248。代替地, 当外科医生施加由箭头指示的相等且方向相同的力 G1 和 G2 时, 在钻具导向装置 1400A 和钻具导向装置 1400B 中的每一个内都产生力偶, 从而在脊 231 上施加扭矩以改装外侧板 200 的那部分。

[0197] 现在转到图 49 和图 50, 示出了折弯工具 2600A 和 2600B 的替代实施例, 其可以用于与折弯工具 1600A 和 1600B 相同的目的, 即与第一钻具导向装置 1400 和骨板结合使用以改装骨板。如图 49 所示, 折弯工具 2600A 包括具有纵向轴线 2603A 的手柄 2602A 和远端执行器 2604A。远端执行器 2604A 包括远端地延伸并且沿着纵向轴线 2603A 大致定位的保持臂 2612A。保持臂 2612A 具有保持孔口 2610A, 该保持孔口 2610A 具有横向于纵向轴线 2603A 的孔口轴线 2618A。孔口 2610A 的尺寸被设计为接收第一钻具导向装置 1400 的主体 1402, 使得当孔口轴线 2618A 与第一钻具导向装置 1400 的轴线 1414 共线时外科医生可以能移除地将端部执行器 2604A 附接到第一钻具导向装置 1400, 而无需施加明显的力。然而, 孔口 2610A 可滑动地配合在第一钻具导向装置 1400 上, 以便向手柄 2602A 施加适当地指向的力在由纵向轴线 2603A 和孔口轴线 2618A 限定的平面 (图 46 所示坐标系所指的平面 $x-z$) 内产生在第一钻具导向装置 1400 上的力偶。端部执行器 2604A 还包括凸出支轴 2606A, 该凸出支轴 2606A 从孔口轴线 2618A 近端偏置并且包含在由纵向轴线和孔口轴线 2603A、2618A 限定的平面内。在手柄 2602A 的与端部执行器 2604A 的相对端部处, 设置与纵向轴线 2603A 共轴的孔口 2620A, 孔口 2620A 的尺寸被设计为可滑动地接收在钻具导向装置 1400 上。

[0198] 参考图 50, 折弯工具 2600B 除下面的区别外与折弯工具 2600A 大致相同。端部执行器 2604B 通过颈部 2622B 从手柄 2602B 偏置。端部执行器具有孔口 2610B, 该孔口具有与颈部 2622B 的轴线平行但不共轴的孔口轴线 2618B。支轴 2606B 位于孔口 2610B 相对于手柄 2602B 的相对侧并且优选相对于孔口轴线 2618B 具有较小的偏置量。虽然折弯工具 1600A 和 1600B 被耦接到具有从板相对地延伸的手柄 1602A、1620B 的板上, 但是折弯工具 2600A 和 2600B 构造成使得手柄 2602A、2602B 使用应用到板相同侧的工具施加折弯力。主要出于空间考虑, 这在某些操作情况中是有用的。如图 51A-51C 所示, 这是通过使工具 2600A 和 2600B 的手柄 2602A、2602B 相对于板 200 处于不同高度 (通过仅包括 2600B 上的颈部 2622B) 以

阻止手柄与绕着手柄的使用者的手指之间的干扰,并通过颠倒支轴 2606A、2606B 的相互位置来实现的。这允许使用手柄在折弯桥元件 216 的相对两侧上的支轴 2606A、2606B 处施加力,以有效地改变板 200 的形状。

[0199] 图 52 和图 53 示出 K 线插入工具 1700。图 54 是能移除地附接到包括骨板 1720 和图 41 的钻具导向装置 1400 的预组装件 1722 的工具 1700 的远端部分的剖视图。出于讨论的目的示出了骨板 1720,并且骨板 1720 可以是这里所述的其他骨板中的任意一个。外科医生可以使用工具 1700 来保持和操纵预组装件 1722,并且还沿着钻具导向装置 1400 的纵向轴线引导常规的 K 线进入骨头。

[0200] 工具 1700 包括远端 1702、近端 1704 和在两者之间延伸的纵向轴线 1712。工具 1700 还包括具有在轴线 1712 上对齐的孔口 1710 的圆柱形主体 1714,该孔口 1710 在远端 1702 和近端 1704 之间延伸并且尺寸设计为引导常规的 K 线。主体 1714 包括近端抓握部分 1706 和远端插入部分 1708。

[0201] 抓握部分 1706 可以具有例如在大约 1 到 2cm 范围内的截面直径,并且可以具有例如大约 3 到 10cm 范围内的长度。抓握部分 1706 也可以具有防滑抓握表面 1705,其可以是滚花面或本领域公知的多种加工表面中的任意一种。

[0202] 远端插入部分 1708 具有这样的截面直径,其被尺寸被设计为相对于钻具导向装置 1400 可滑动地插入和移除,但是在钻具导向装置 1400 内有足够的摩擦接合,以便外科医生使用工具 1700 来保持和操纵预组装件 1722。相似的 K 线插入工具(但是其不一直延伸通过钻具导向装置的孔口)更详细地描述在共有的美国公开第 20080015591A1 中,据此通过引用整体并入本文。

[0203] 虽然已经详细地描述了特定实施例,但是保护的本发明旨在与本领域允许的范围一样宽。当在此使用术语“接近”、“近似地”、“大致”时,这些术语将如根据上下文确定的那样被限定为给定数目、量或相对位置或部位的 $\pm 20\%$ 。本领域的技术人员将理解在不脱离保护的本发明的精神和范围的情况下能够对在此描述的设备和方法做出变更。

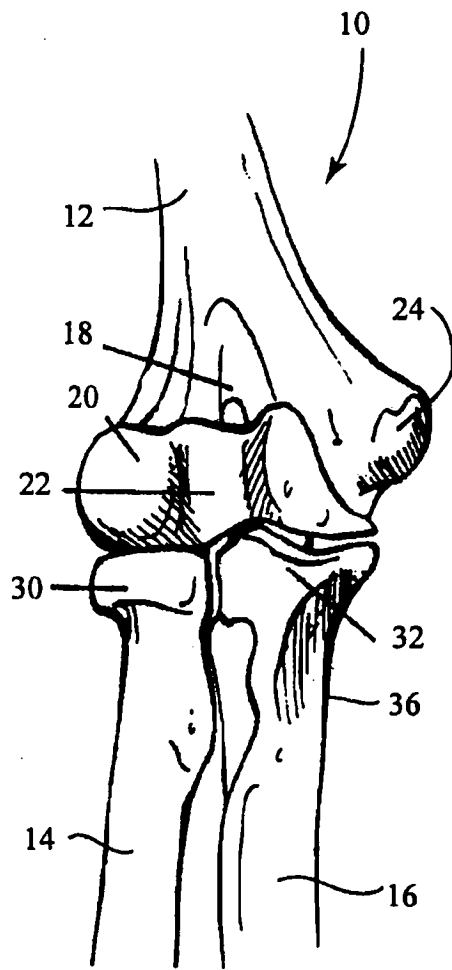


图 1

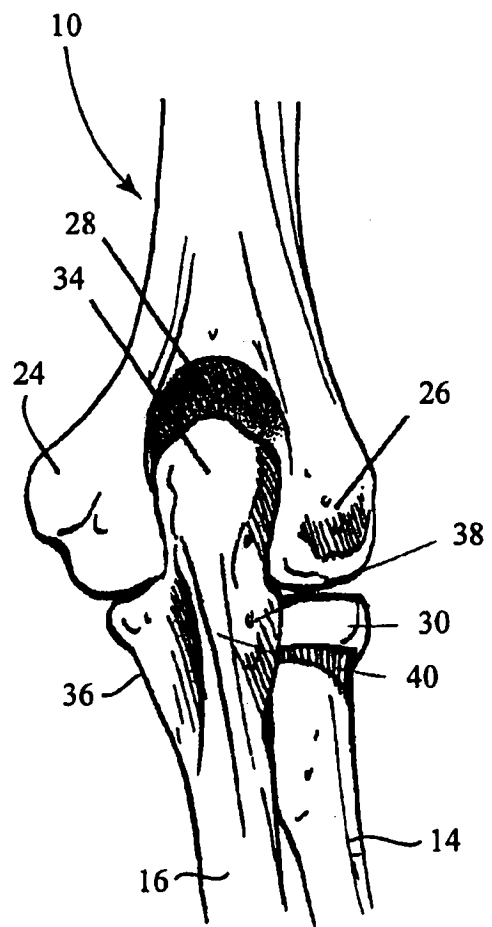


图 2

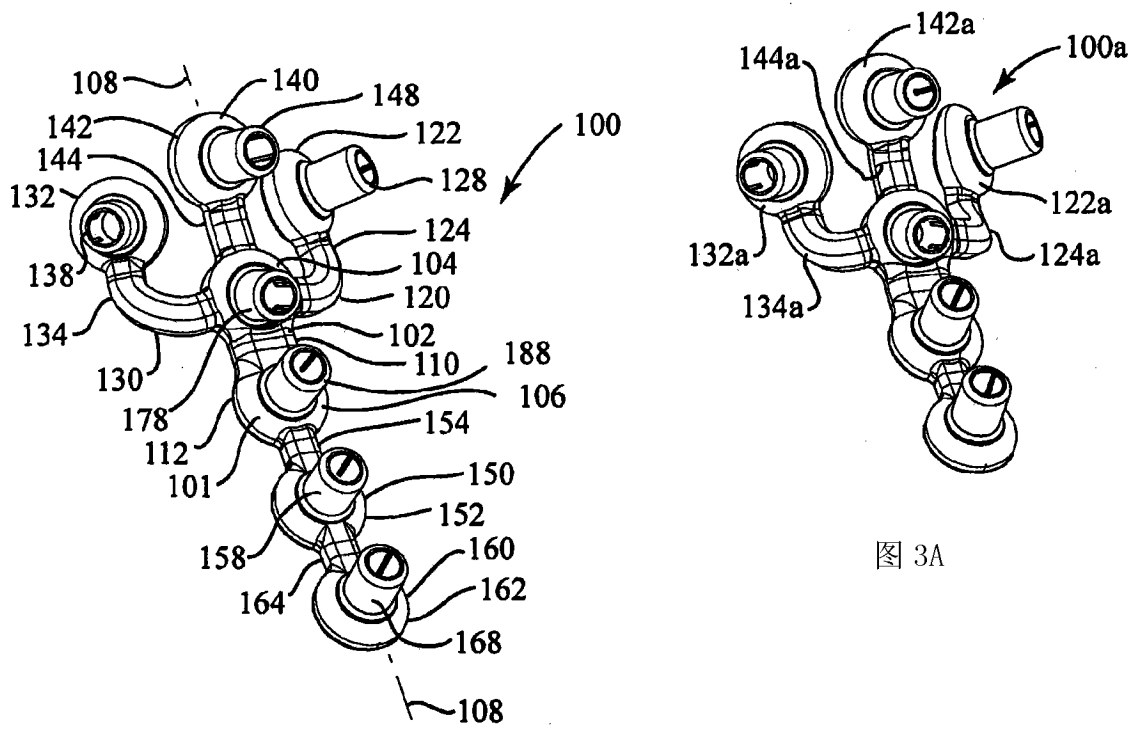


图 3

图 3A

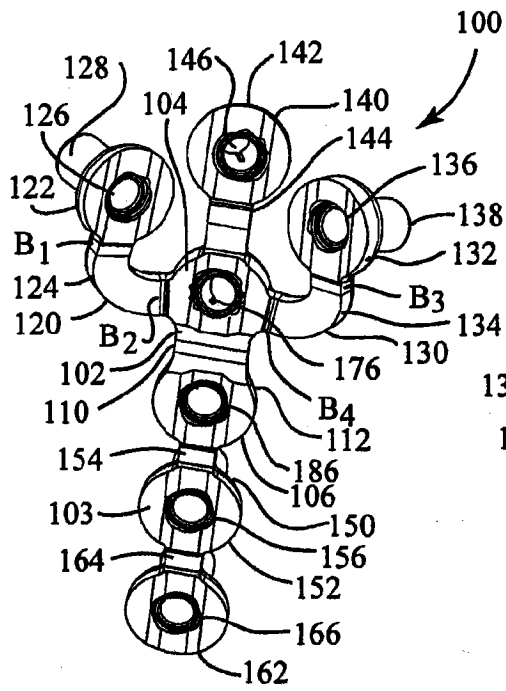


图 4

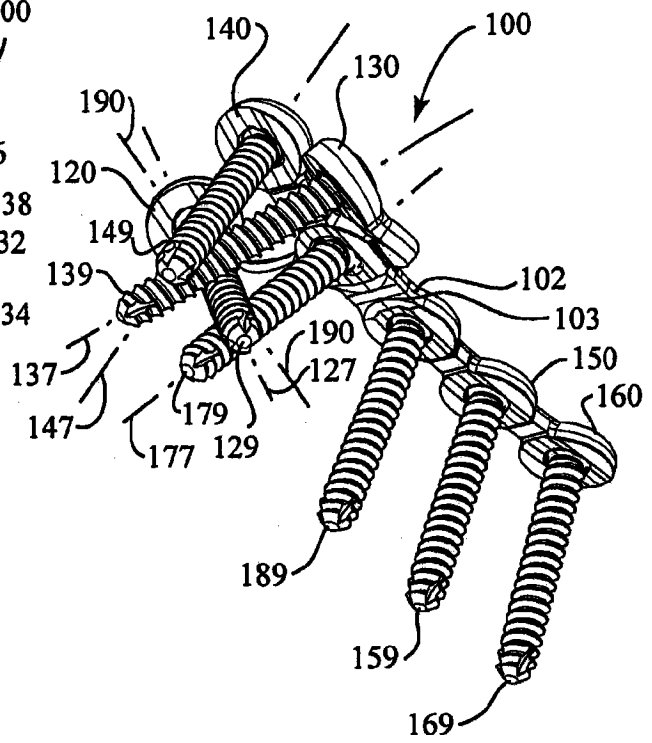


图 7

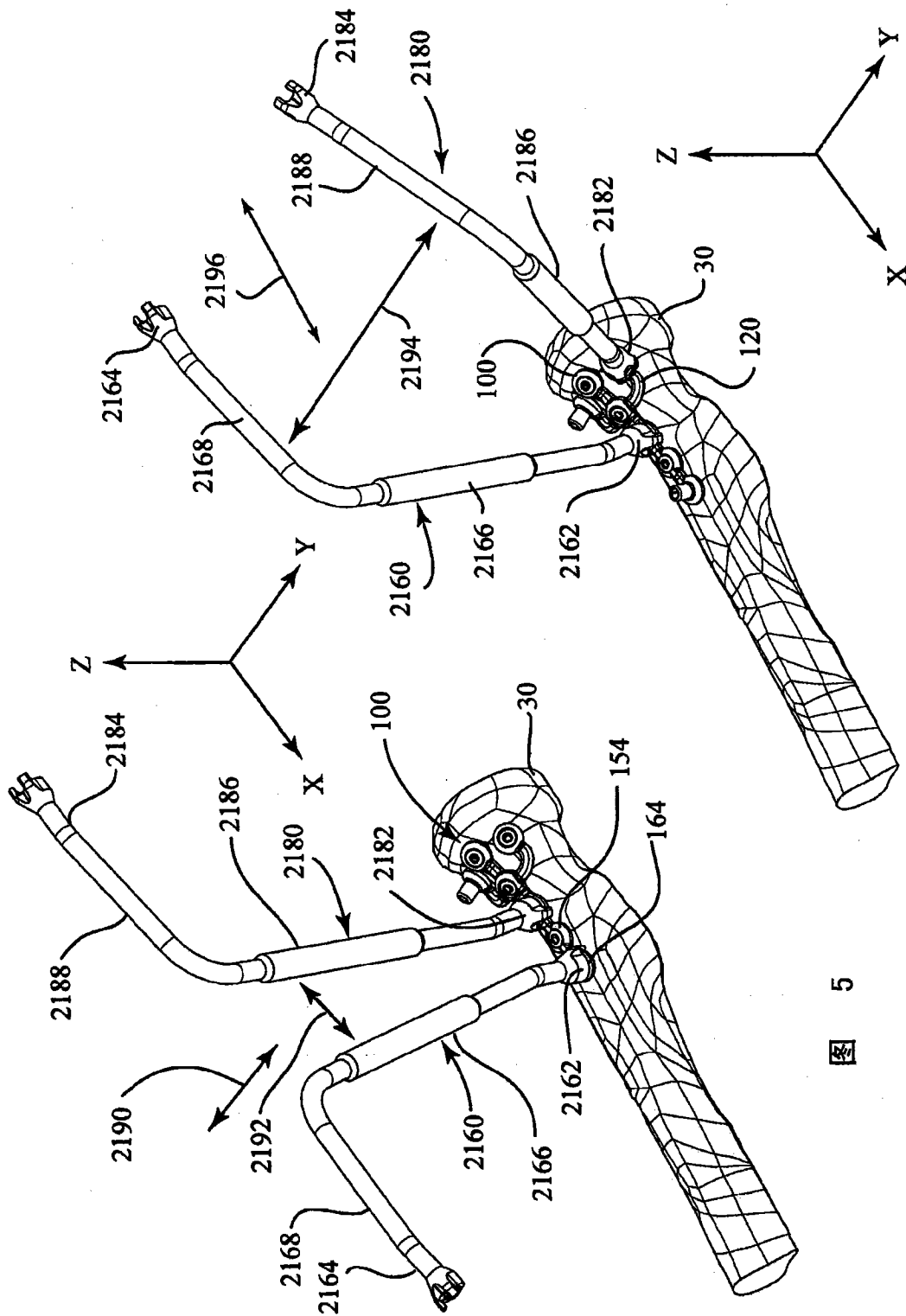


图 6

图 5

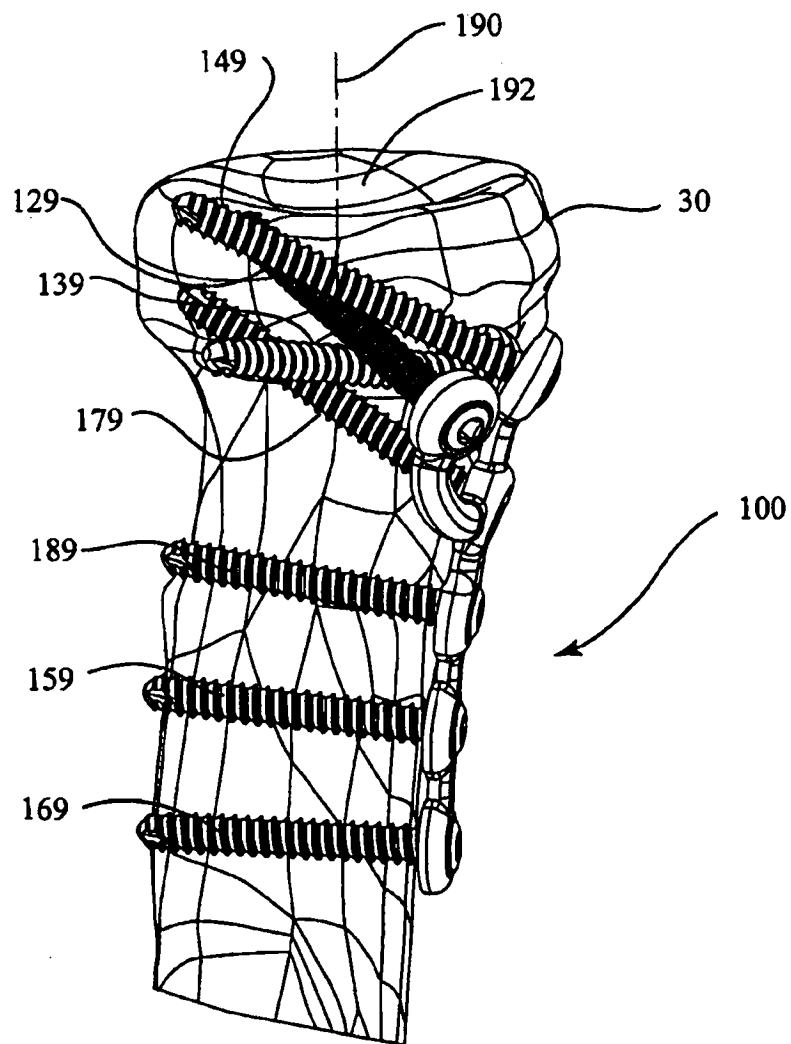


图 8

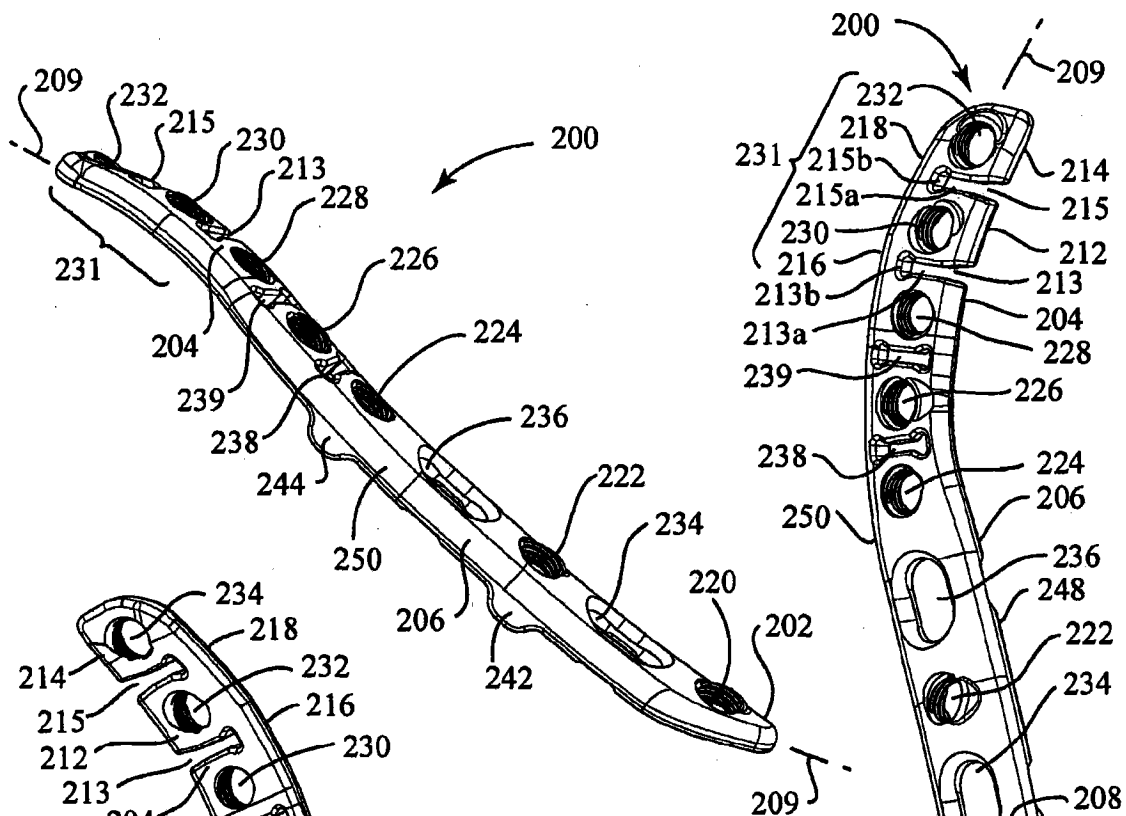


图 9

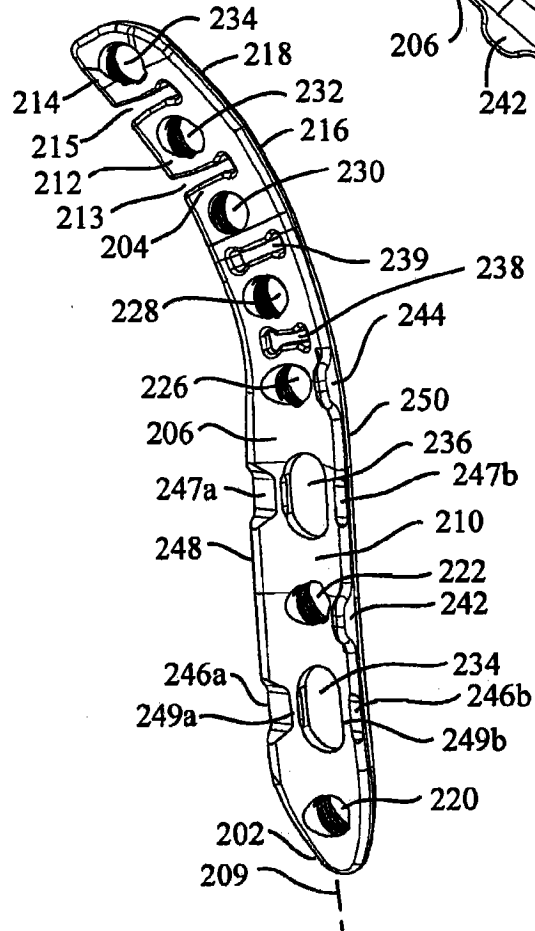


图 10



图 11

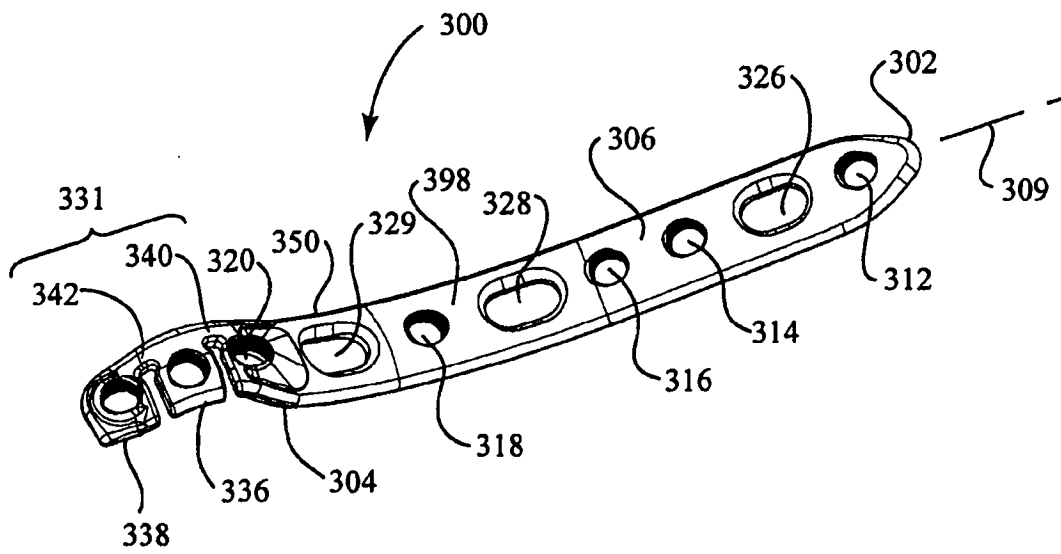


图 12

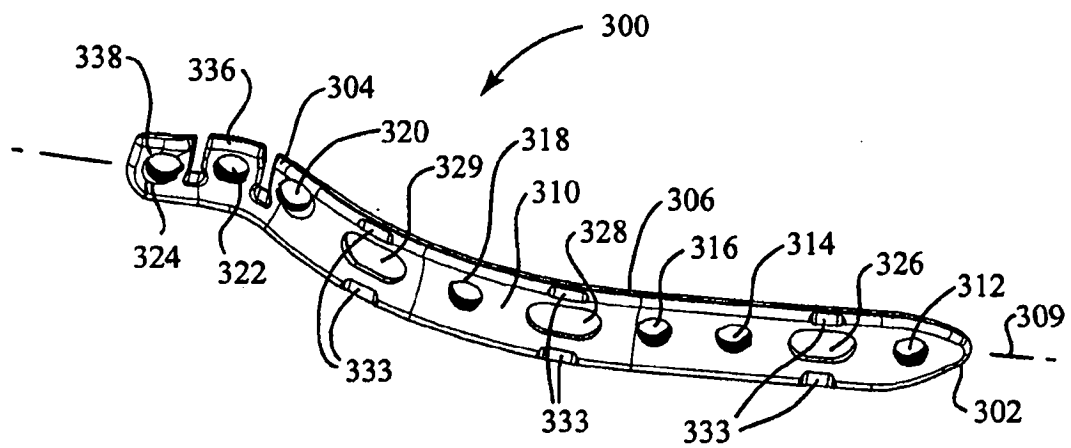


图 13

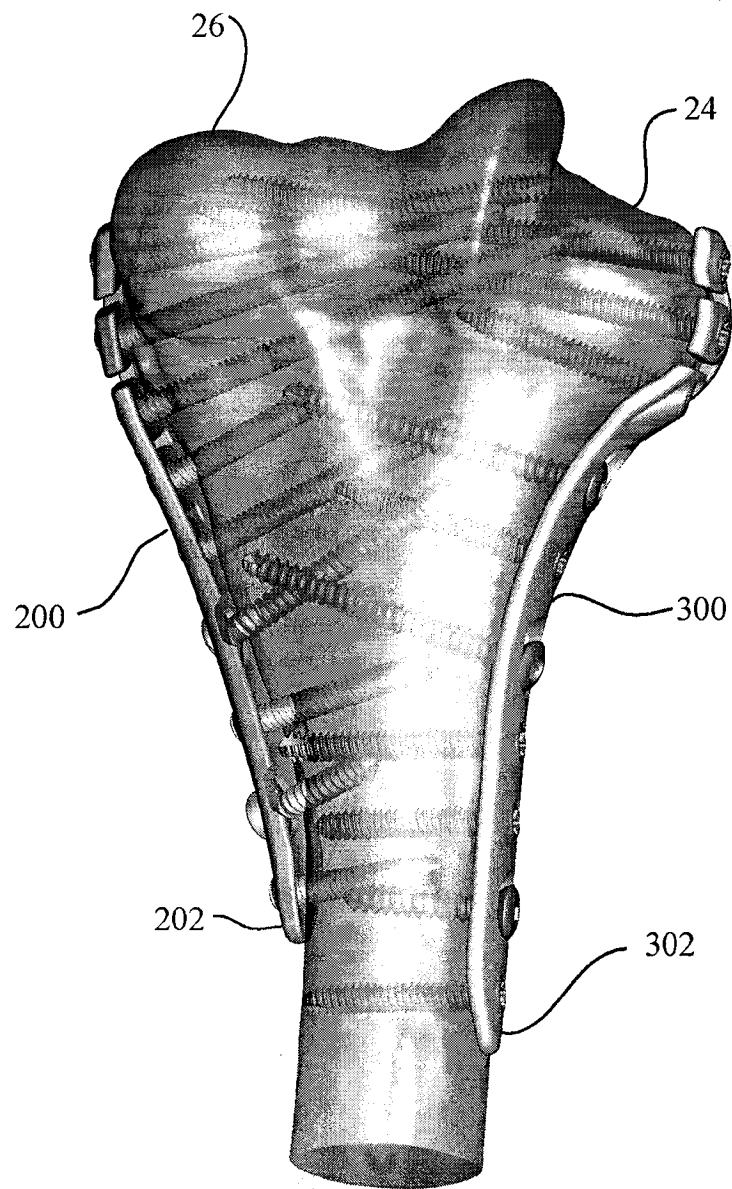


图 14

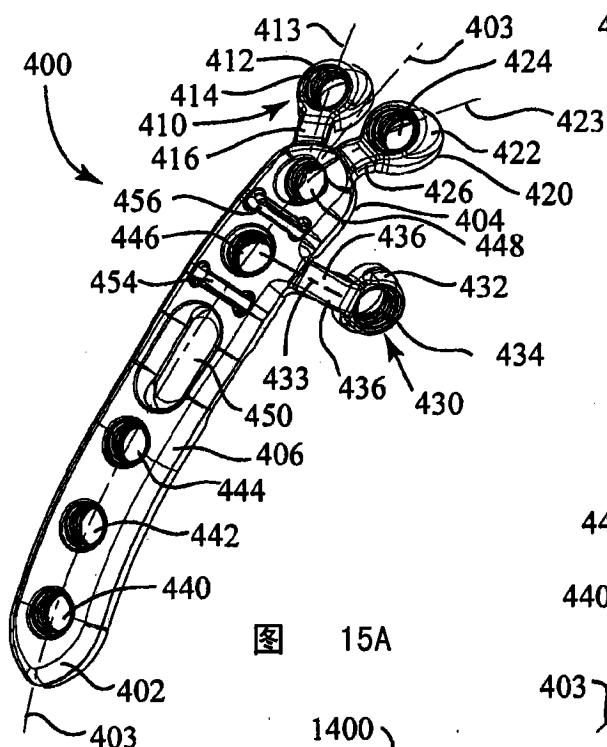


图 15A

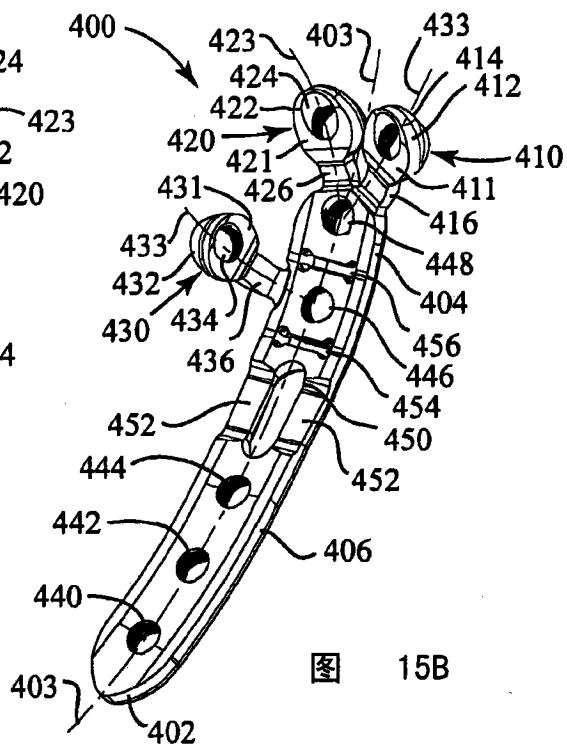


图 15B

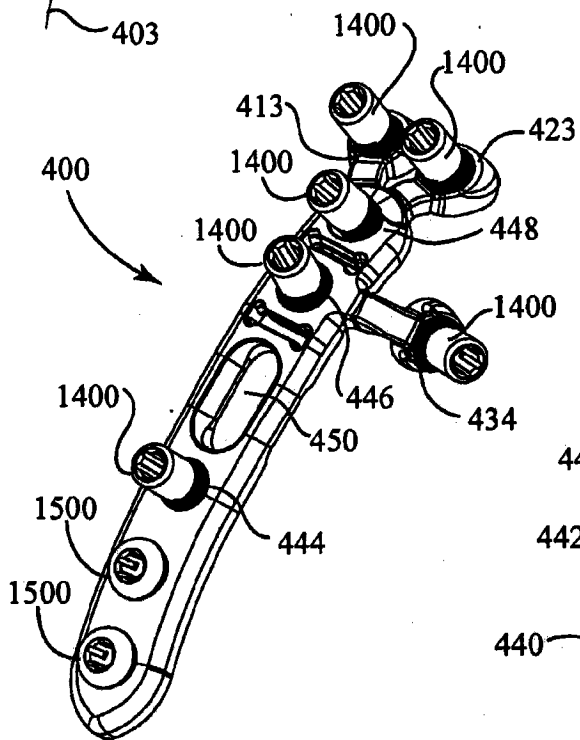


图 16

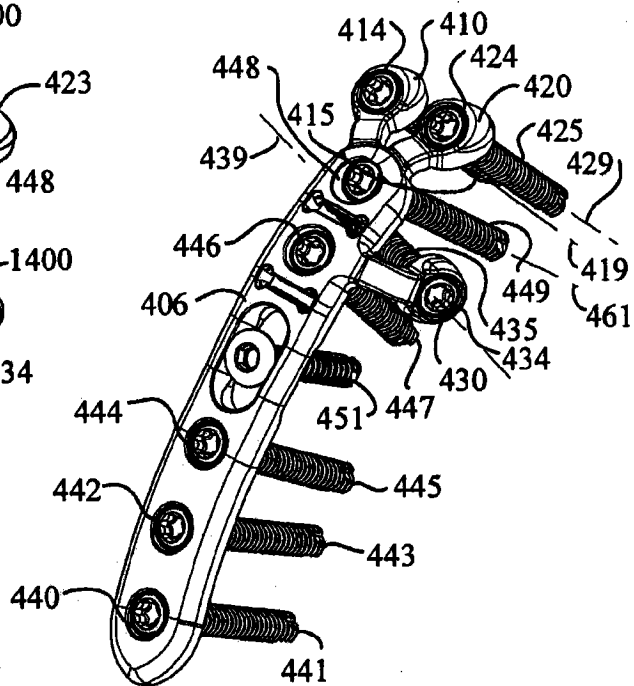


图 17

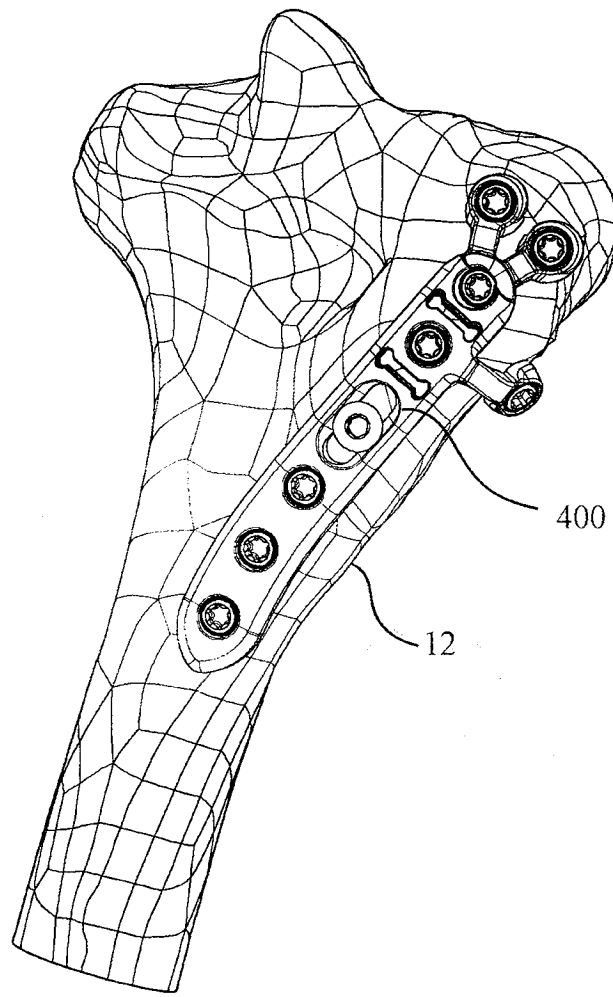


图 18

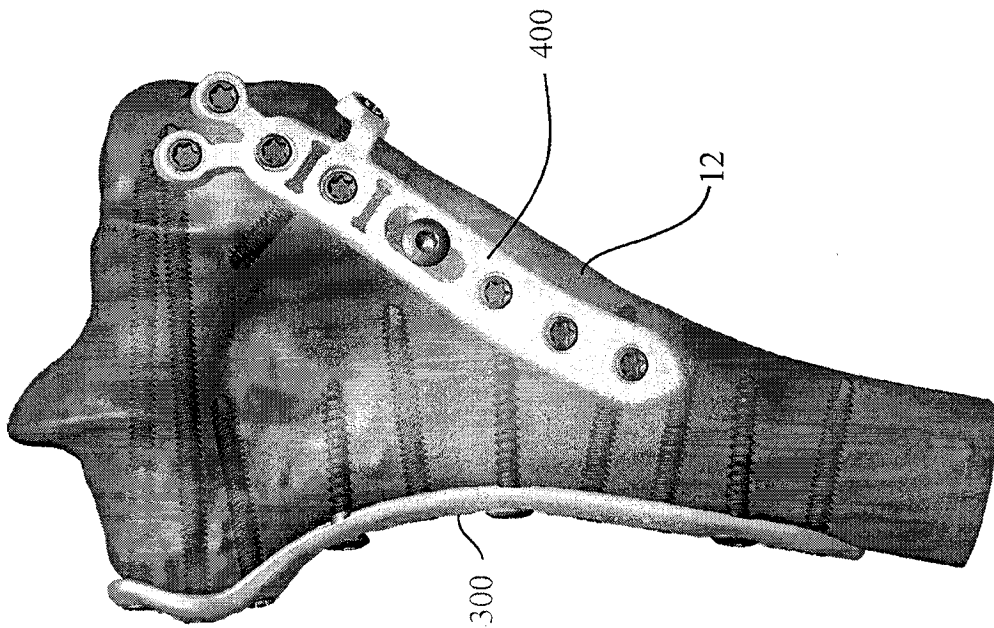


图 18A

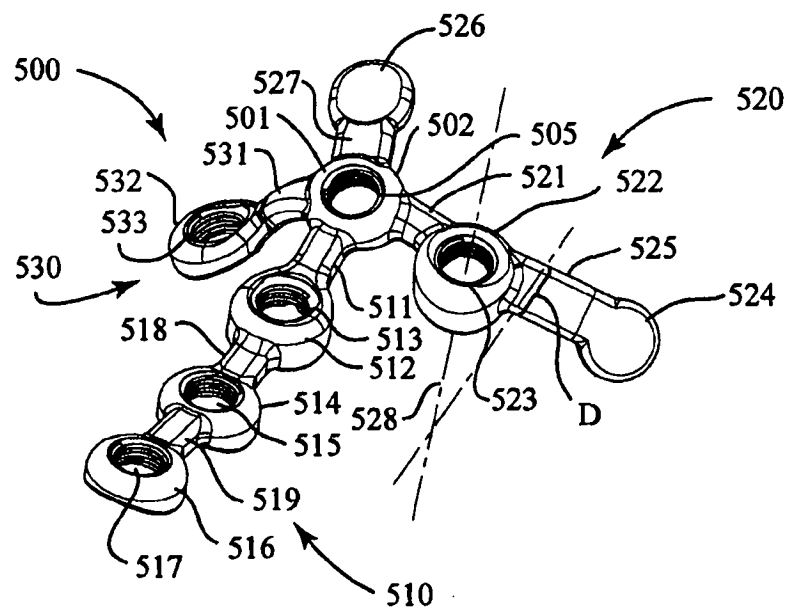


图 19

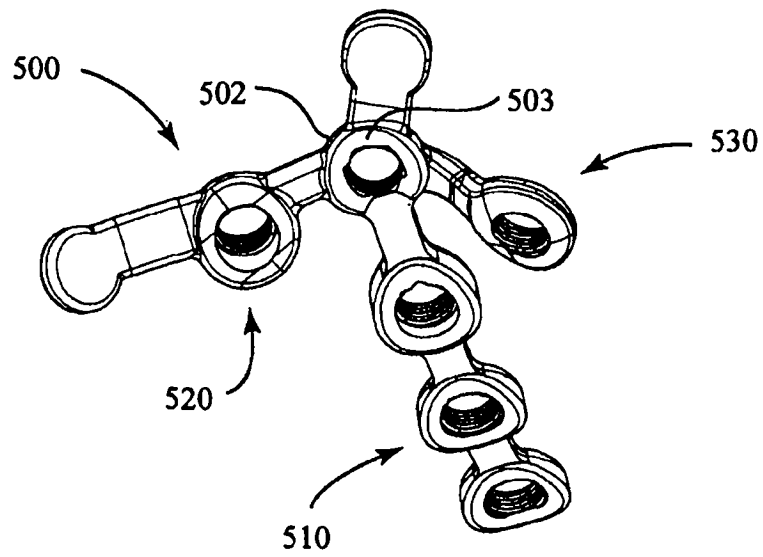


图 20

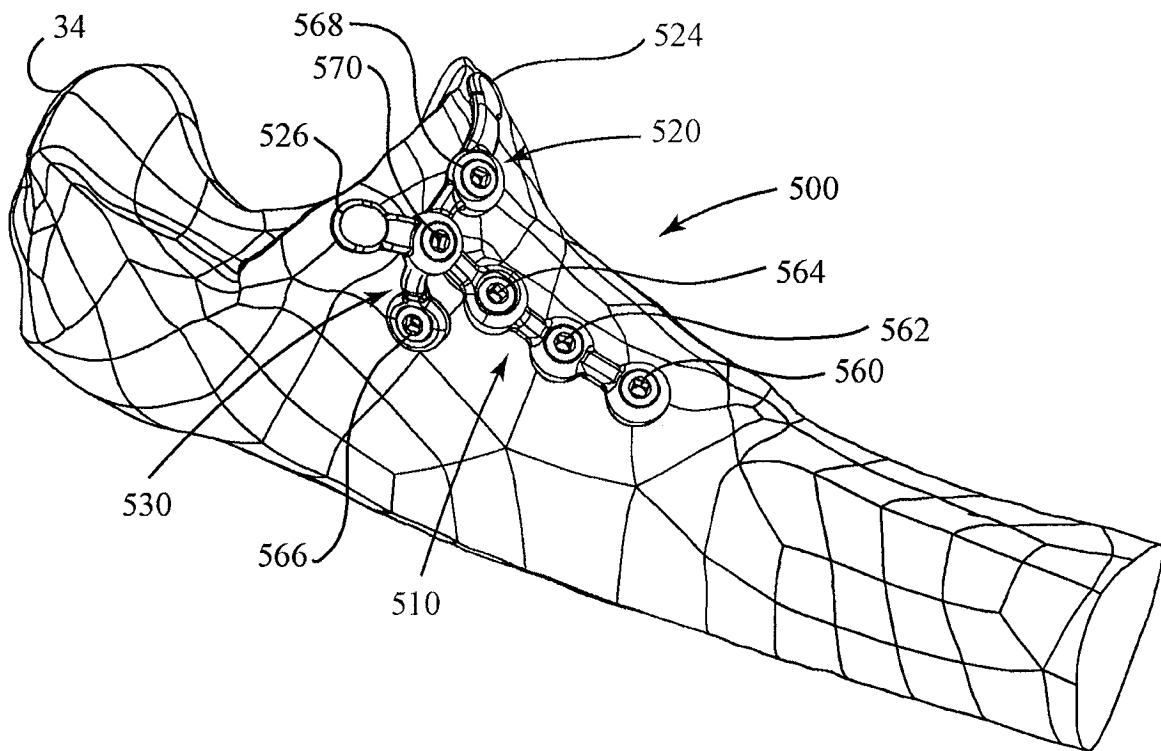


图 21

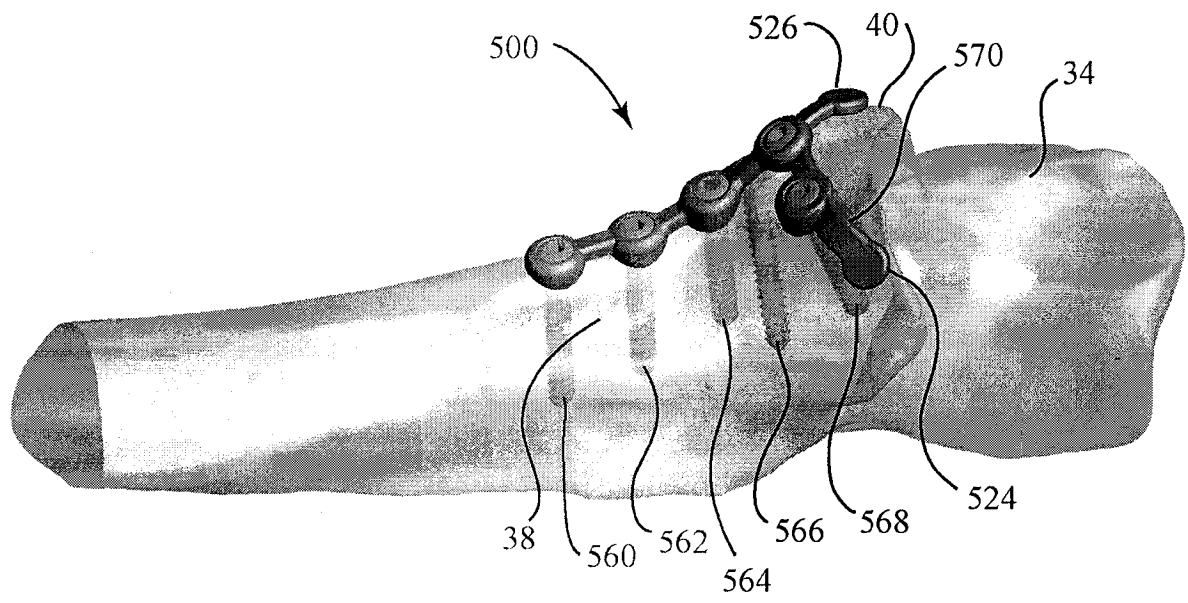


图 22

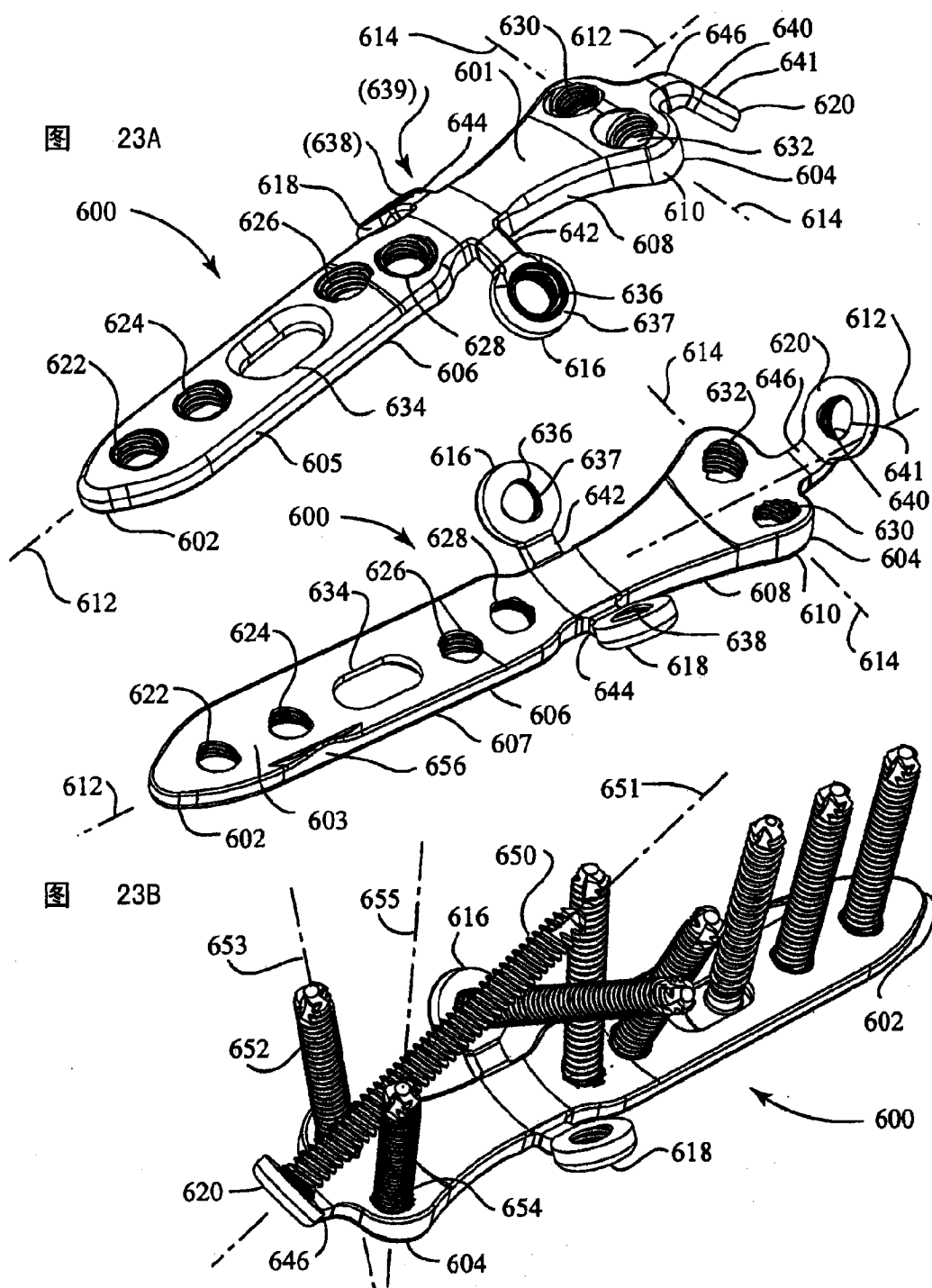


图 23C

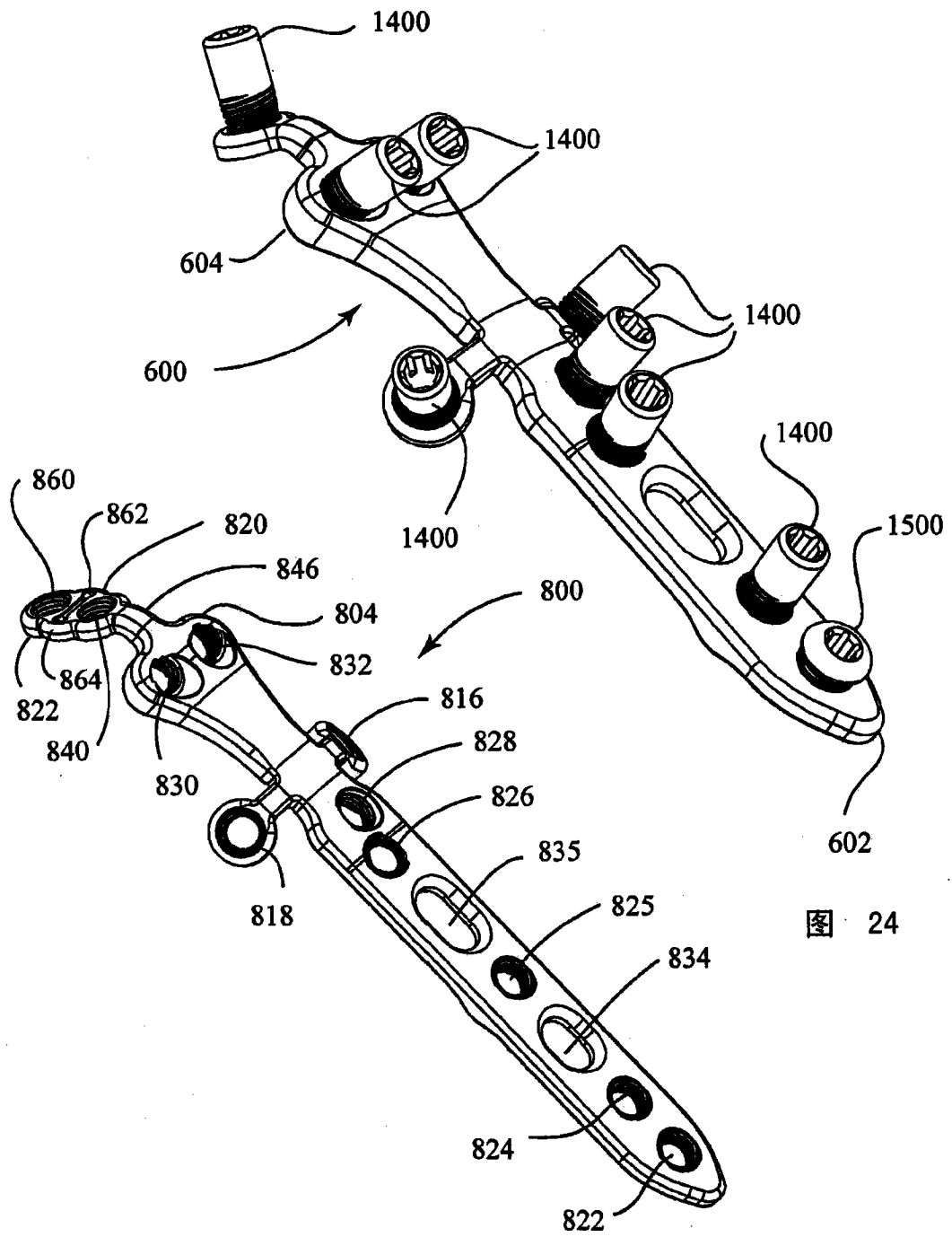


图 24

图 26

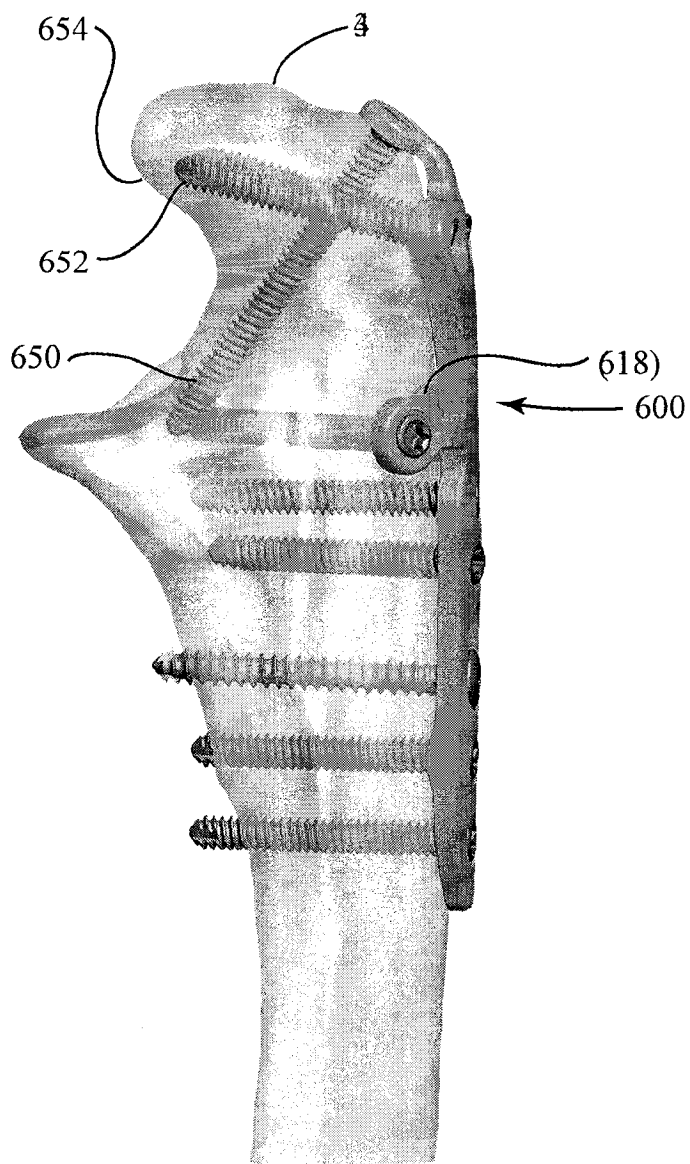


图 25

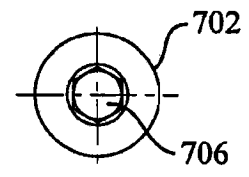


图 27

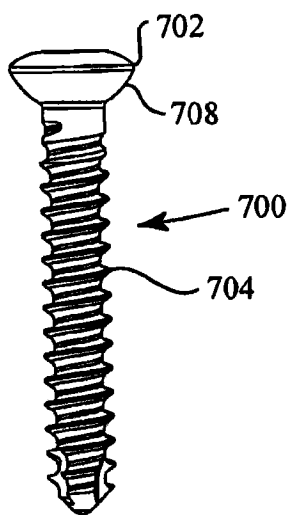


图 28

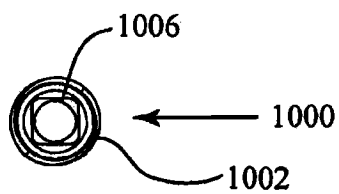


图 29

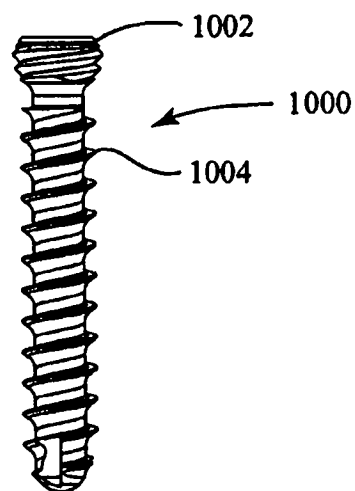


图 30

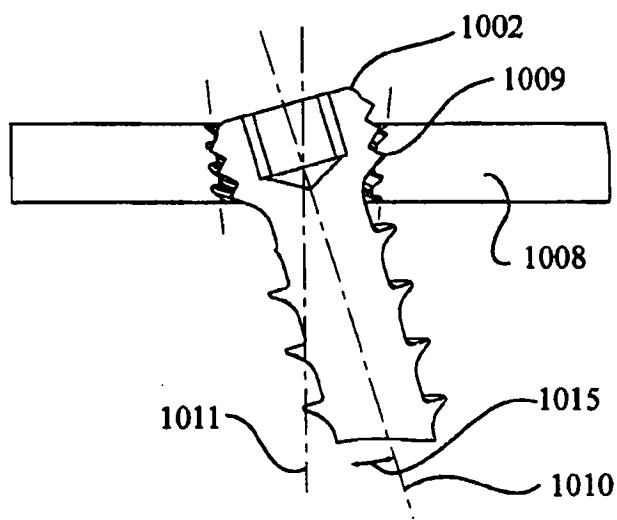


图 31

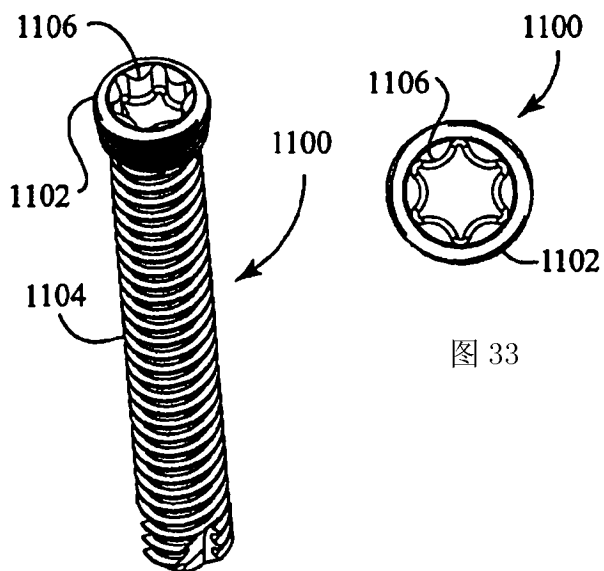


图 32

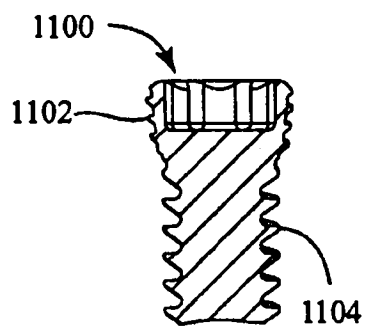


图 34

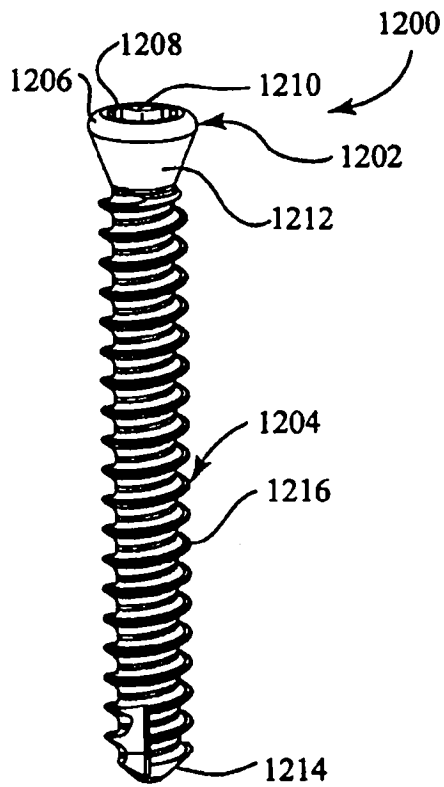


图 35

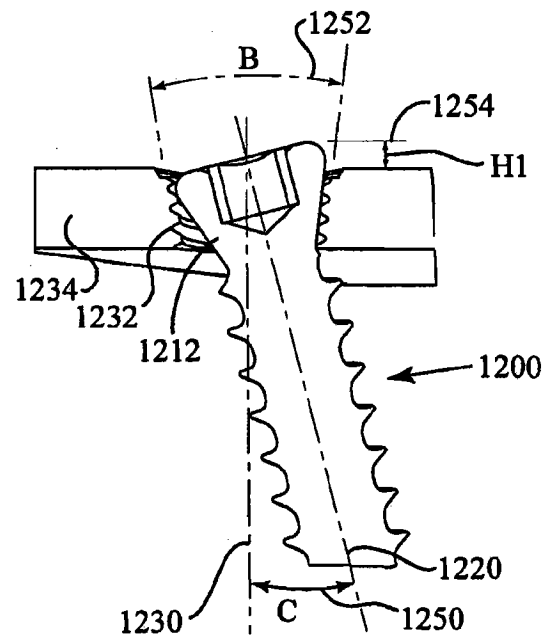


图 37

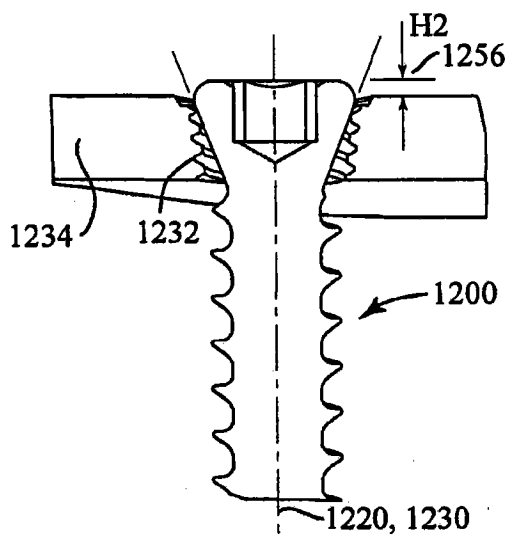


图 38

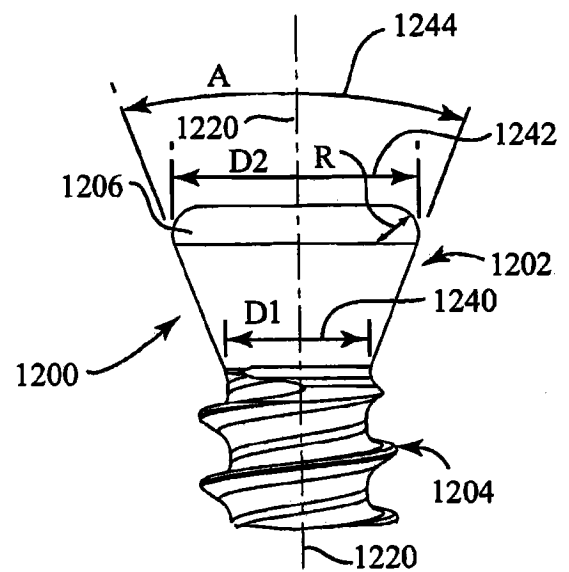


图 36

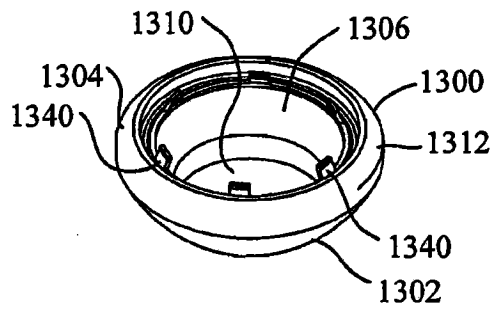


图 39

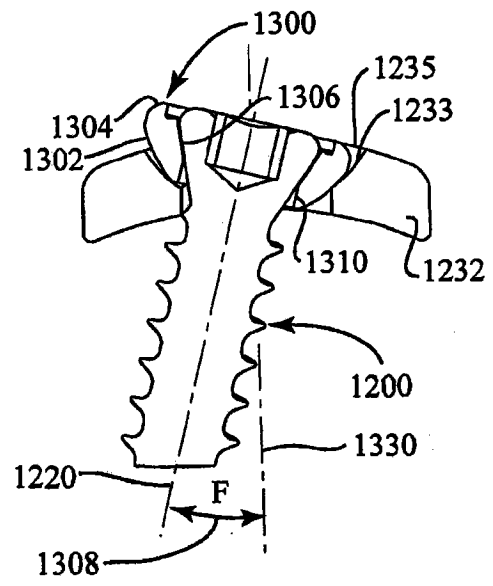


图 40

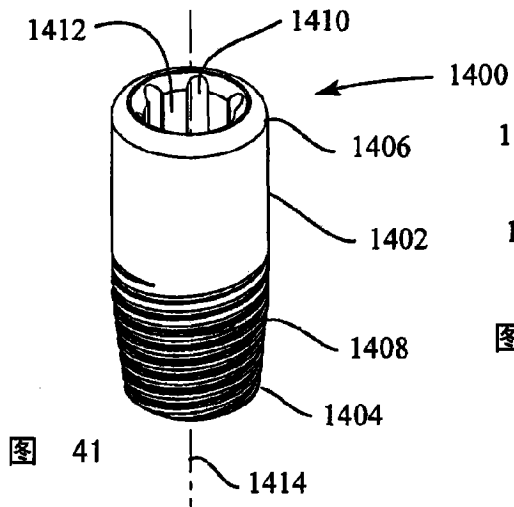


图 41

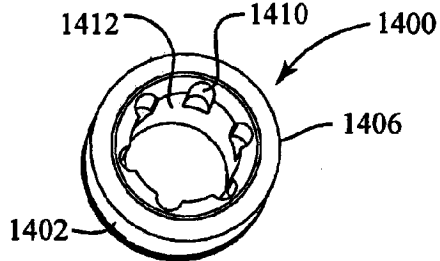


图 42

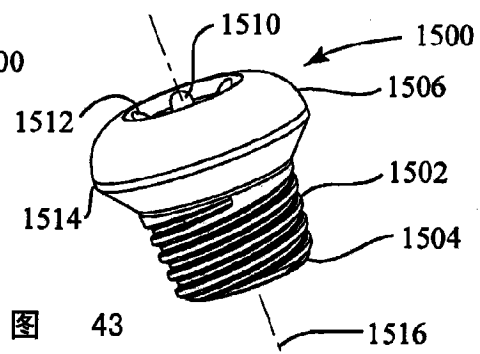


图 43

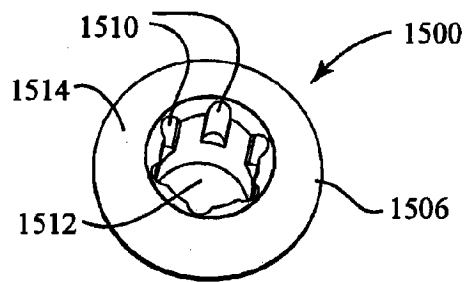


图 44

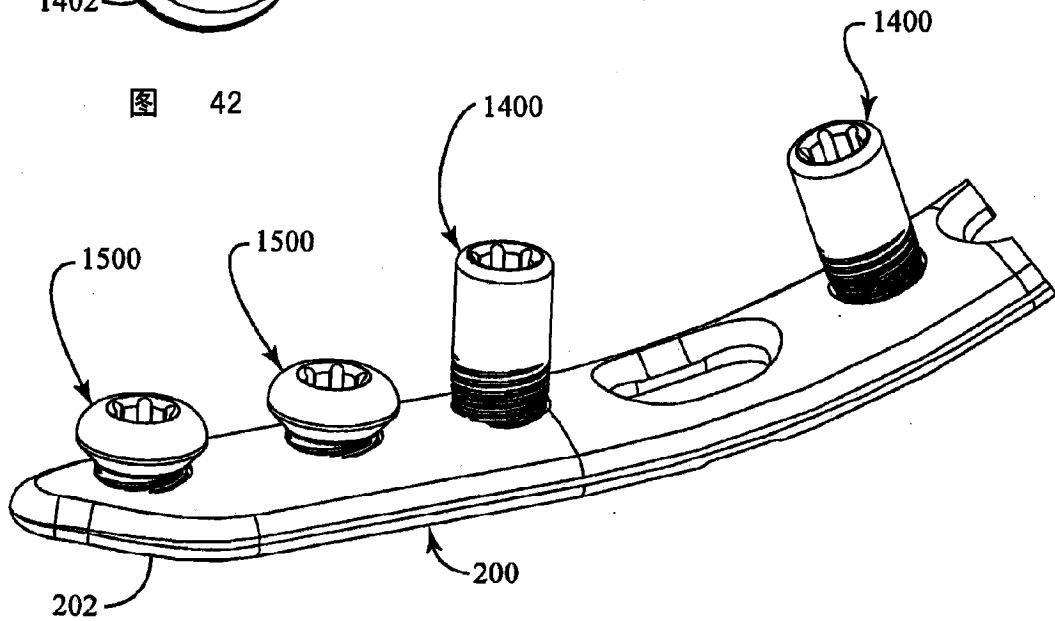


图 45

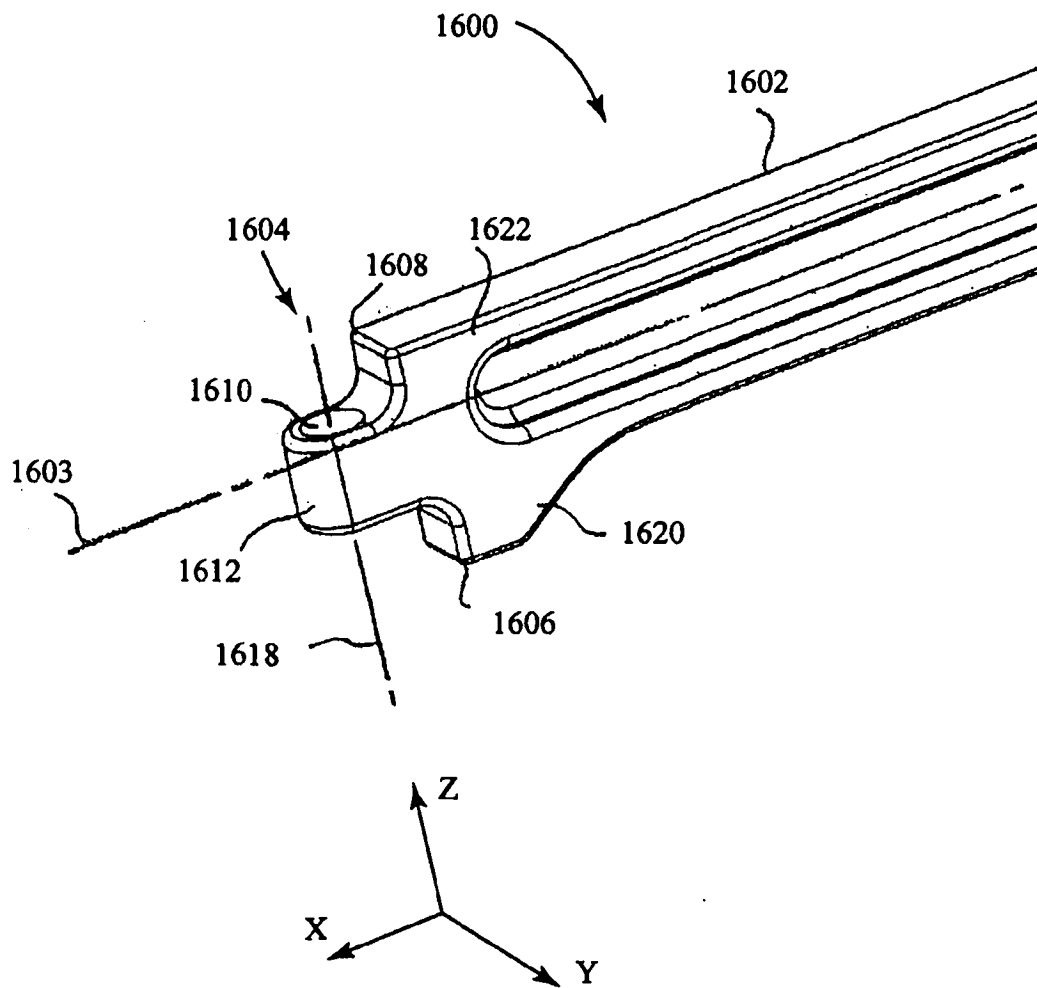


图 46

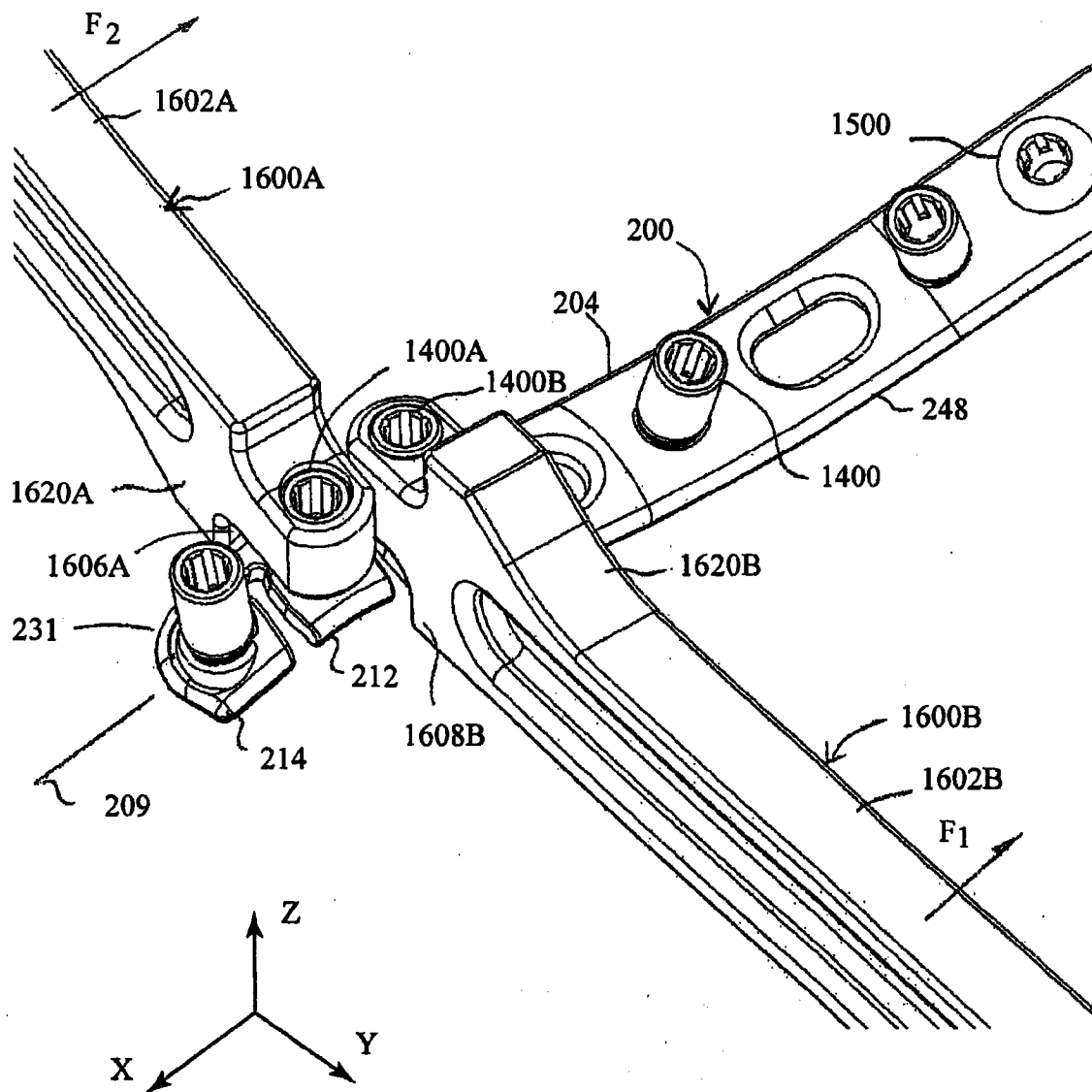


图 47

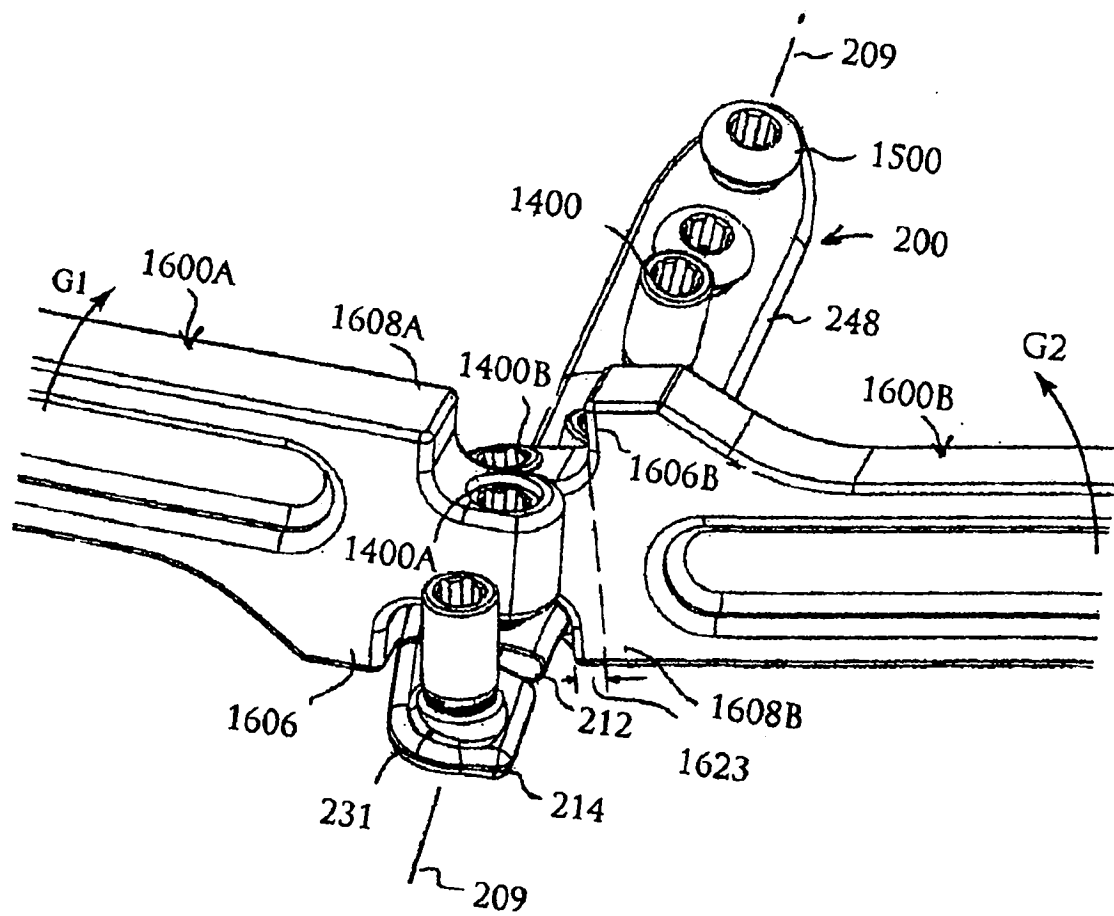


图 48

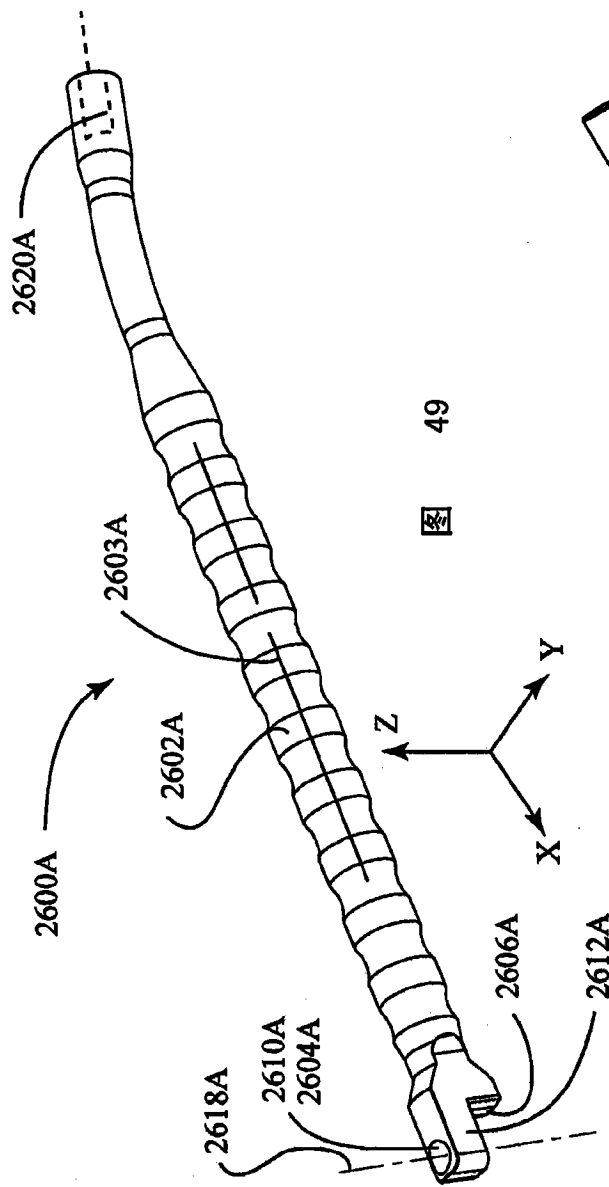


图 49

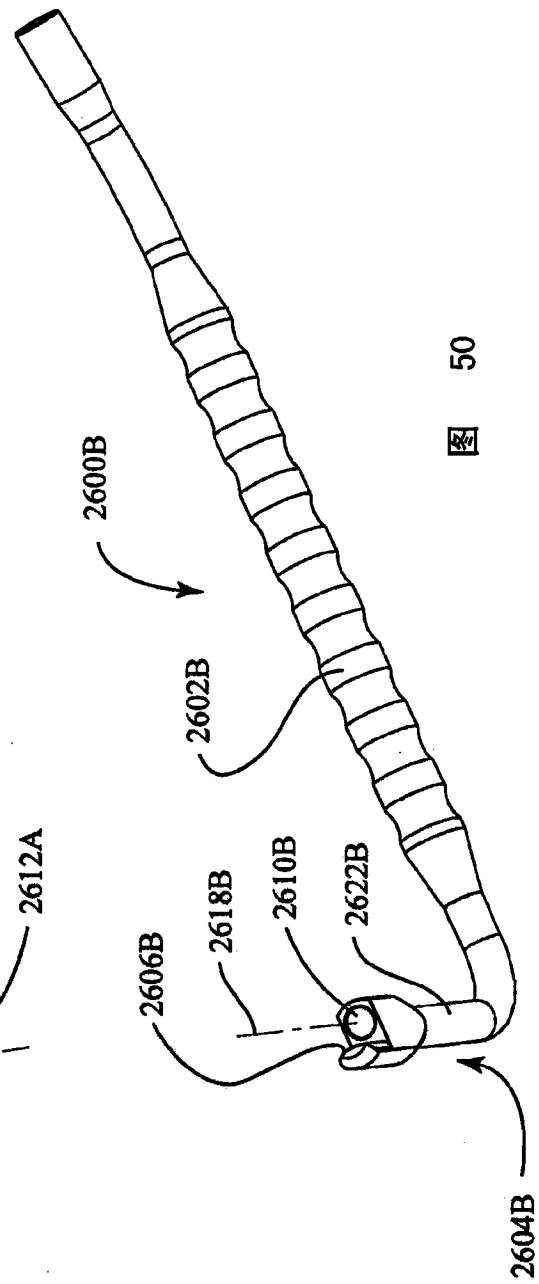
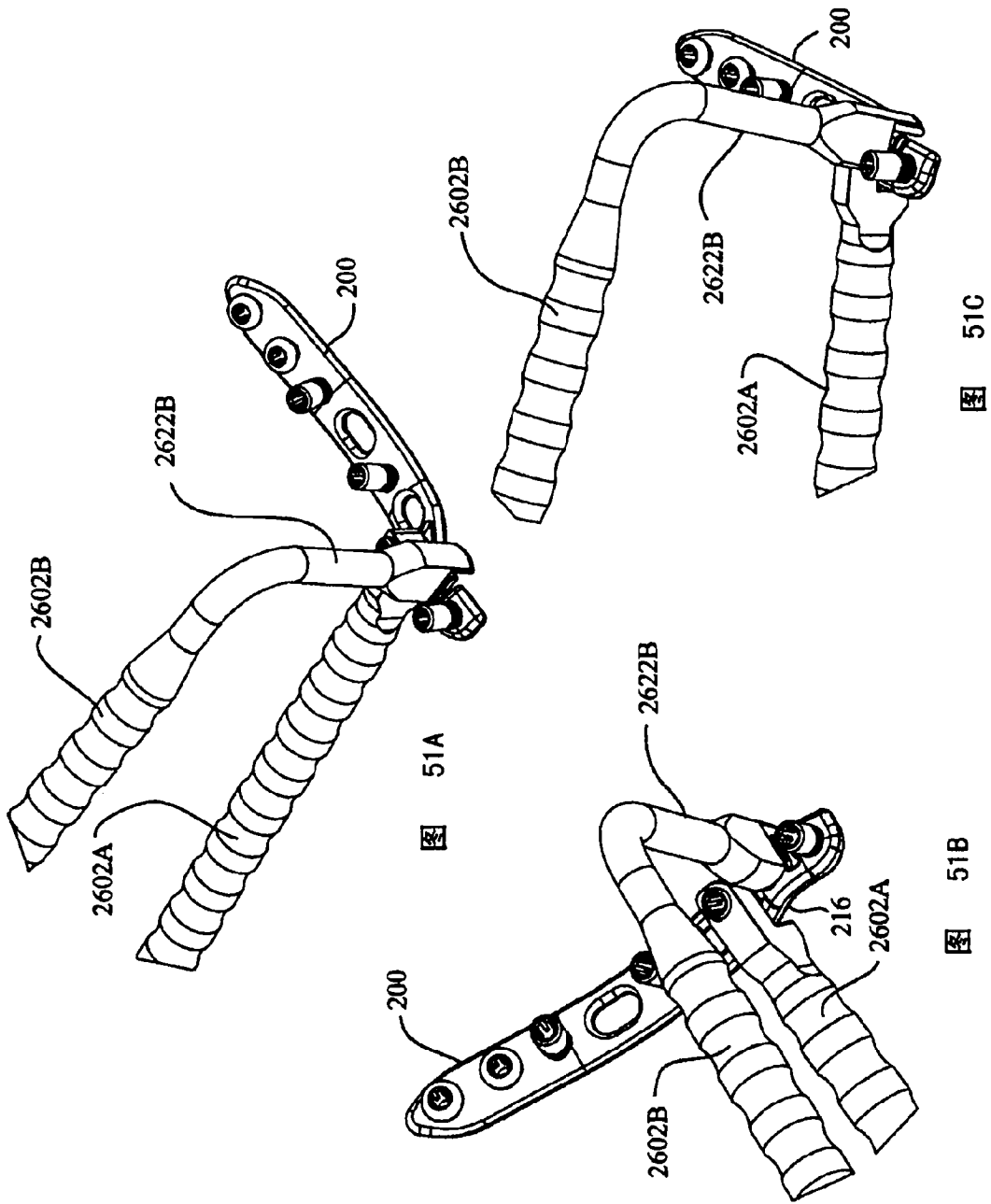


图 50



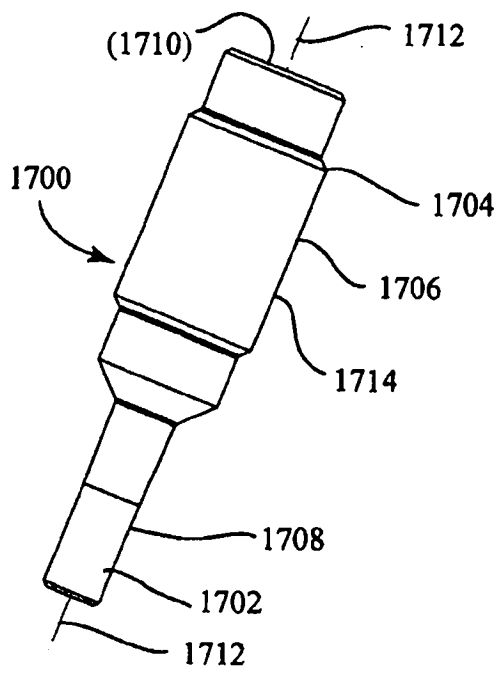


图 52

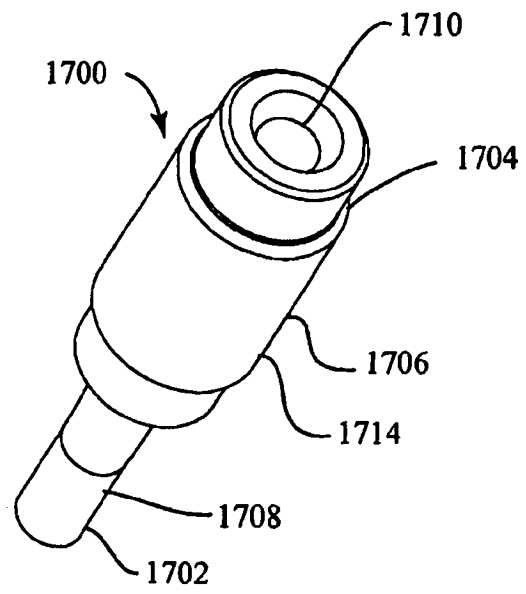


图 53

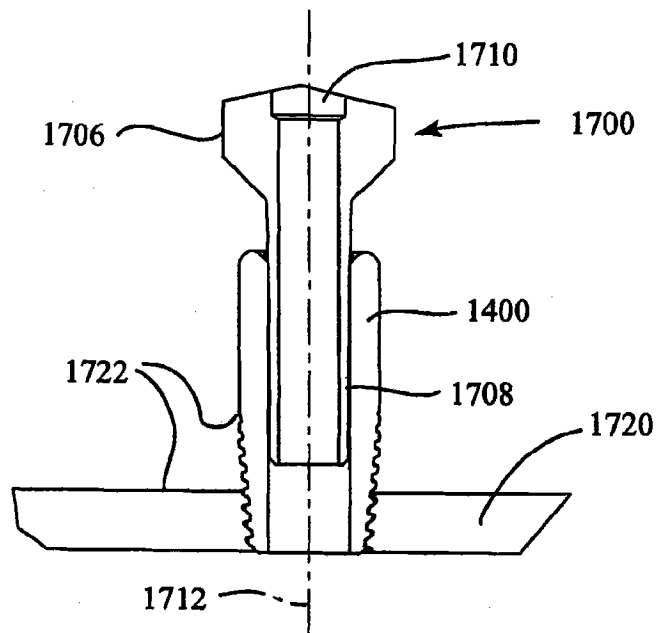


图 54