



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103826560 A

(43) 申请公布日 2014. 05. 28

(21) 申请号 201280046072. 9

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2012. 09. 19

A61B 17/70(2006. 01)

(30) 优先权数据

61/626, 250 2011. 09. 23 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 03. 21

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2012/000403 2012. 09. 19

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/043218 EN 2013. 03. 28

(71) 申请人 罗杰 .P. 杰克逊

地址 美国密苏里州

(72) 发明人 罗杰 .P. 杰克逊 J.L. 萨博

(74) 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 陈晓帆

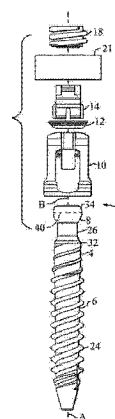
权利要求书4页 说明书21页 附图40页

(54) 发明名称

具有套接杆和带摩擦配合压缩套爪的带翼插件的多轴骨锚

(57) 摘要

一种多轴骨螺钉组件包括带螺纹的杆本体，其具有可接收在整体接收件中的整体上部分，该接收件具有用于接收纵向连接元件的上通道和与下开口配合的下腔体。可向下载入的压缩插件具有下摩擦配合套爪和外接收件按压配合表面。可向下载入的保持环具有至少一个内表面和外分层表面。该环与杆配合以在将杆植入脊椎之前或之后提供杆与接收件的套接或卡合组件。该杆和接收件一旦被装配则不能被拆开。包括单平面组件。



1. 一种对医疗用植入件做出的改进,包括:

a) 骨锚杆,其具有用于固定至骨的本体和包括凸起的基本球形第一表面的整体上部分,该第一表面具有第一半径和半球;

b) 骨锚接收件,其具有底座和形成开口通道的一对直立臂,该通道部分地由臂内表面限定,该臂内表面上具有封闭顶部引导和前进特征,所述底座限定腔室且具有下开口,所述通道与所述腔室连通,该接收件底座具有中心轴线和位于所述下开口附近的第一和第二基本平坦装载表面,各装载表面被设置成垂直于所述中心轴线;和

c) 骨锚挠性开口保持件,其被捕捉在所述腔中且可关于杆上部分的至少一部分扩展,该保持件具有第三和第四平坦表面,其尺寸和形状被设置成用于与所述接收件的相应第一和第二装载表面接合,所述保持件当关于所述杆和所述接收件处于最终锁定位置时被整个设置在杆头部半球的下方,其中所述第三和第四平坦表面与所述接收件的第一和第二平坦装载表面摩擦接合,所述保持件具有在处于所述最终锁定位置时与所述杆的第一球形表面摩擦接合的内边缘,所述保持件与所述杆上部分和所述接收件二者为仅扩展锁定接合。

2. 如权利要求 1 所述的改进,其中所述接收件的腔室由顶板表面和内壁部分地限定,该顶板表面被设置成基本垂直于所述中心轴线,该内壁与所述顶板表面相邻并基本垂直于所述顶板表面,所述内壁被设置在所述接收件的臂与所述第一和第二平坦装载表面之间,所述顶板表面和所述内壁部分地限定扩展腔室,用于接收关于所述杆上部分扩展的保持件。

3. 如权利要求 1 所述的改进,其中所述保持件具有位于所述第四平坦表面下方的外锥形表面,该锥形表面当处于所述锁定位置时位于所述接收件的第一和第二平坦装载表面下方并与之间隔开。

4. 如权利要求 1 所述的改进,还包括设置在所述接收件中的插件,该插件具有在所述杆相对于所述接收件的临时操作过程中与所述杆上部分摩擦配合的内部下表面,当将力施加在所述杆上以将所述杆相对于所述接收件枢转时,所述杆上部分可在一些阻力下相对于所述插件移动,当将力施加在所述插件上,所述插件进而将所述保持件压至仅扩展锁定位置,插件与所述杆上部分锁定地摩擦接合。

5. 如权利要求 4 所述的改进,其中所述插件与所述保持件隔开。

6. 如权利要求 4 所述的改进,其中所述接收件具有与所述插件的外表面接触的截头锥形表面,其将所述插件的内表面朝向所述杆上部分按压以形成临时的摩擦配合。

7. 如权利要求 6 所述的改进,其中所述插件具有一对相反的下槽。

8. 如权利要求 4 所述的改进,其中所述插件具有一对相反的外突起,且各接收件的臂具有用于接收所述外突起中的一个的孔。

9. 如权利要求 8 所述的改进,其中接收件的壁部分地限定用于接收所述插件的外突起中的一个的所述孔中的一个,该接收件的壁还包括唇缘,该唇缘与所述插件的外突起中的一个接合。

10. 如权利要求 9 所述的改进,其中各插件的外突起具有第一标记,且所述接收件具有与所述唇缘相邻地设置的第二标记,其中当所述第一标记与所述第二标记对齐时,所述插件被锁靠在所述杆上部分,且所述保持件处于扩展锁定位置。

11. 如权利要求 4 所述的改进,还包括长形工具,其具有尺寸和形状被设置成与所述接

收件的引导和前进结构旋转匹配和与之前进的端部,该端部可将所述插件压靠并实现与所述杆上部分的临时摩擦配合和锁定摩擦接合中的一个。

12. 如权利要求 4 所述的改进,还包括纵向连接元件,该元件包括:

a) 在所述连接元件的任一端处保持张力的绳;

b) 具有本体和相反的法兰的第一硬质套筒,该法兰的尺寸和形状被设置成位于所述接收件的外侧,所述本体还具有相反的突出部,张紧的所述绳由所述套筒接收,所述套筒的本体位于所述接收件中且坐落所述插件上;

c) 与所述引导和前进结构旋转地匹配的封闭顶部,所述套筒的突出部与所述封闭顶部和所述插件二者接合;和

d) 隔离垫,该隔离垫接收所述绳使之从中穿过,所述隔离垫位于第一套筒与第二套筒和端阻断器中的一个以及定位螺钉的组合之间,所述绳在所述第二套筒和所述端阻断器中的一个处被保持张紧。

13. 如权利要求 12 所述的改进,其中所述定位螺钉具有折断头部。

14. 如权利要求 12 所述的改进,还包括被设置成与所述阻断器相邻的可压缩缓冲器。

15. 如权利要求 12 所述的改进,其中各法兰具有平坦顶表面,且所述隔离垫具有延伸部分,该延伸部分具有与所述法兰的平坦顶表面接触的平坦底部表面。

16. 如权利要求 15 所述的改进,其中所述隔离垫与所述第一和第二套筒二者接合。

17. 如权利要求 1 所述的改进,其中所述杆上部分还包括相反的一对外平坦表面,其被定向成平行间隔的关系,且其中所述保持件具有一对相反的内平坦表面,其尺寸和形状被设置成用于以滑动的关系接收所述一对外平坦表面,所述杆可相对于所述接收件在单个平面内枢转。

18. 一种对骨锚做出的改进,包括:

a) 杆,其具有用于固定至骨的本体和具有弧形表面的整体上部分;

b) 具有顶部分和底座的接收件,该接收件的顶部分限定开口通道,所述底座限定腔体,所述通道与所述腔体连通,所述底座还包括基本为圆柱形的内表面和向内锥形表面,该内表面部分地限定所述腔体的扩展部分,且该向内锥形表面位于所述接收件的顶部分和所述基本为圆柱形的内表面之间;

c) 设置在所述接收件内的至少一个插件,所述插件具有内表面,该内表面在将所述插件锁靠在杆上部分之前当所述接收件的锥形表面与所述插件接合时与所述杆上部分的弧形表面摩擦配合接合;和

d) 具有内边缘的挠性开口保持件,所述保持件被捕捉在所述腔中并可关于在所述接收件中的所述杆的至少一部分扩展,且其中最终扩展锁定接合发生在所述杆上部分和所述保持件的内边缘之间以及所述保持件和所述接收件之间。

19. 如权利要求 18 所述的改进,其中所述保持件具有分层外表面,用于不显著地安装在所述杆上部分的半球下方的所述接收件中。

20. 如权利要求 19 所述的改进,其中所述保持件的分层外表面包括多于一个的平坦表面,各平坦表面与所述接收件的平坦座表面接合。

21. 如权利要求 19 所述的改进,其中所述开口保持件还包括设置在所述分层表面下方的次边缘,该次边缘具有外截头锥形表面。

22. 一种对骨锚做出的改进,包括:

a) 杆,其具有用于固定至骨的本体和具有弧形表面的整体上部分;

b) 接收件,其具有顶部和具有下开口的底座,所述接收件的顶部限定开口通道,所述底座限定腔体,所述通道与所述腔体连通,所述腔体被分为座部分和扩展部分,该座部分位于所述下开口附近,所述扩展部分位于所述座部分上方且由位于所述扩展部分上方的向内锥形表面部分地限定;

c) 设置在所述接收件内的插件,所述插件具有本体,该本体具有抓持表面部分和整体可压缩下套爪,该套爪具有内表面和外表面,杆上部分的弧形表面在所述套爪的外表面与所述接收件的向内锥形表面接合时与所述套爪的内表面实现中间可移动摩擦接合;和

d) 挠性开口保持件,其被捕捉在所述腔体中且可关于在接收件腔体的扩展部分中的所述杆上部分扩展,且其中当插件本体的抓持表面部分压靠在杆上部分的弧形表面上且杆上部分的弧形表面压靠在保持件的内边缘上时,所述保持件处于稍稍扩展状态,相对于所述接收件锁定所述杆的位置。

23. 如权利要求 22 所述的改进,其中所述插件的本体具有外表面,该外表面在所述杆关于所述接收件被锁紧定位时与所述接收件干涉锁定接合。

24. 一种将多轴骨螺钉接收件预装配组件组装和锁定至具有基本球形头部和带螺纹本体的杆的方法,该骨螺钉接收件预装配组件包括接收件、开口挠性保持环和下压力插件,该接收件具有底座和直立臂,所述底座具有内腔体和下开口,所述内腔体被分为保持环座部分,其位于保持环扩展腔室下方且由位于所述扩展腔室上方的向内锥形表面部分地限定,所述接收件的臂部分地限定与所述腔体连通的纵向连接元件接收通道,该方法包括以下步骤:

a) 通过将引导工具上的第一螺旋缠绕引导和前进结构与位于接收件的臂的内表面上的第二螺旋缠绕引导和前进结构旋转地匹配,将长形引导工具连接至接收件的臂;

b) 旋转所述引导工具,且因此以向下方向驱动所述引导工具直到所述引导工具与所述下压力插件接合;

c) 将所述接收件的下开口置于所述杆的头部上;

d) 将所述接收件组件按压在所述杆的头部上,所述开口保持环关于所述杆的头部扩展,且接着在整个位于所述杆的头部的半球下方的位置处挠性地返回至基本中性的状态;

e) 旋转所述引导工具以在向下方向驱动所述工具,直到压力插件的下部分与所述接收件的向内锥形表面接合,将所述插件的下部分向内压靠在所述杆的头部,以提供在所述下压力插件和所述杆的头部之间的临时摩擦配合;

f) 使用一些力将所述接收件相对于所述杆枢转,直到所述接收件相对于所述杆处于期望的角度方向;

g) 旋转所述引导工具以在向下方向驱动该工具,直到所述插件的外表面与所述接收件的内表面锁定摩擦接合,并且所述插件的下凹进表面与所述杆的头部锁定摩擦接合,所述杆的头部进而将所述保持环向外按压至与所述接收件锁定摩擦接合;和

h) 将所述引导工具反向旋转,直到所述工具向上移动并离开所述接收件的臂。

25. 如权利要求 24 所述的方法,其中在步骤 a) 之前将所述杆的带螺纹本体植入脊椎中。

26. 如权利要求 24 所述的方法,其中所述接收件具有孔和第一标记,且所述插件具有可从所述接收件的孔看见的外表面和第二标记,当所述插件与所述接收件锁定接合时,所述第一标记与所述第二标记对齐。

具有套接杆和带摩擦配合压缩套爪的带翼插件的多轴骨锚

技术领域

[0001] 本发明涉及用于骨科手术中的多轴骨螺钉,具体地用于脊椎外科手术和具体地涉及螺钉,其具有压缩或压力插件以及扩展锁定分裂保持件以将骨螺钉杆头部卡住、稳固和保持在接收件元件组件中并稍后将骨螺钉杆相对于接收件组件固定。

背景技术

[0002] 骨螺钉用于多种类型的脊椎外科手术中,用于将多种植入件沿着脊柱固定至脊椎,用于稳定和/或调节脊椎调节的目的。尽管已知闭合端和开口端骨螺钉,然而开口端螺钉特别地适合连接至柱和连接件臂,由于该柱或臂不需要穿过封闭的孔,而是可被置于或推动进入接收件或该螺钉的头部中的开口通道中。总而言之,螺钉必须作为与头部的整体单元而插入骨中,或者作为杆和枢转接收件的形式的预装配单元,例如多轴骨螺钉组件。

[0003] 常规的开口端骨螺钉包括带螺纹的杆,其具有一对平行的突出分支或臂,形成具有U型槽或通道的轭(yoke)用于接收柱。如用于脊椎固定技术的钩和其它类型的连接件还可包括类似的开口端,用于接收其它固定和稳定结构的柱或部分。

[0004] 用于提供脊柱支撑的常规方式是将骨螺钉植入特定骨中,接着相应地支撑诸如柱的纵向结构,或者由该柱支撑。该类型的骨螺钉可具有相对于其杆的固定头部或接收件,或者可以是多轴螺钉特征。在固定的骨螺钉中,柱接收件头部不能相对于杆移动,且柱必须被有利地设置以让其被设置在接收件头部中。这有时是很难或不可能的。因此,通常优选多轴骨螺钉。在柱或其它纵向连接元件插入接收件时,开口端多轴骨螺钉通常允许头部或接收件关于杆的松散或松弛的旋转,直到实现接收件的要求的旋转位置,通过在医疗过程的最后阶段随后通过锁定螺钉或其它封闭件相对于杆固定该位置而实现接收件的要求的旋转位置。在一些情况下,该松弛特征可以是不需要的,但是在其它情况下不是那么有害的。此外,由于骨螺钉杆的体积可挡住外科医生,所以通常要求将骨螺钉杆与接收件或头部分离地插入。允许该功能的螺钉有时被称作模块的多轴螺钉。

发明内容

[0005] 根据本发明的多轴骨螺钉组件的实施方式包括杆,其具有整体的上部分或整体的弧形或球形头部以及用于固定至骨的本体;限定上开口通道、中间孔、下腔体和下开口的分离的接收件;从上部落并转动就位的压缩插件;挠性的、分层的、扩展的锁定分裂保持件,用于将杆头部捕捉在接收件下腔体中;和具有下压缩摩擦配合套爪的锁定插件,在将杆锁至要求的配置之前,如果需要,杆头部与摩擦配合插件摩擦地接合但仍可以非松弛的方式移动。由于通过按压在柱或捕捉在接收件孔和通道中的其它纵向连接元件上的封闭顶部而施加在压缩插件上的向下力,通过杆头部和插件之间以及杆头部与分裂环形保持件的一个或多个内边缘之间的摩擦接合,使得该杆相对于接收件最终锁定至固定位置。在所示的实施方式中,保持件和压缩插件被向下载入接收件,但还可预见向上载入的实施方式。可在将杆插入骨之前或之后将杆头部设置在接收件下腔体中在其下开口处。所示的压缩插件包

括锁定和释放特征,用于将多轴机构独立地锁定,从而螺钉可像固定的单轴线螺钉那样使用。此外,本组件的杆和其它构件可用于插管(cannulated)以用于最少侵入式外科手术应用。

[0006] 在本发明的一个实施方式中,该仅扩展保持件环底座部分被整个设置在接收件中的杆头部半球下方,且可以是更强的、更结实结构用于抵抗在组件上的更大的拉力。该保持件的外层允许在接收件底座中的非常低的轮廓。该保持件环底座还可被更好地支撑在接收件的阶梯状下部分上,其中一个或多个水平加载表面位于接近接收件的底部的下开口附近。与在部件之间使用一些类型的可收缩锁定接合的现有技术相比,本设计更加坚固且更加牢固。此外,一旦组装其不能被拆开。

[0007] 在将杆植入脊椎之前或之后,将预组装的接收件,压缩插件和摩擦配合分裂保持件“推至”、“卡合”或“套至”杆头部。该“卡合”程序包括以下步骤,将杆头部向上载入接收件下开口,将杆头部压靠在分裂保持件环的底座部分上,和将挠性下开口保持件向外扩展进入接收件腔体的扩展部分或腔室中,随后在杆头部的半球或上部分通过保持件的下环形部分之后,该保持件弹性地返回至标准或接近标准形状。利用工具的辅助,杆头部实现与插件的下套爪部分的摩擦配合接合,该插件被向下按压至接收件的锥形部分中,并靠在杆头部上。在所示的实施方式中,当杆最后被锁定在压缩插件和保持件的下部分之间时,至少一个下保持件边缘表面被锁靠在杆头部上。在杆头部和分裂保持件的下边缘部分之间的锁定扩展式接触以及在保持件环的下部分与接收件腔体的下部分中的锁定腔室之间的非锥形锁定接合的扩展类型,导致最终的固定。保持件可在接收件腔体的上部分或扩展腔室中更多地扩展,以让杆头部通过,但是在最后锁定过程中,在保持件下环部分抵靠在接收件腔体的下部分中的锁定腔室表面上,并且杆头部被向下推靠在保持件环上时,保持件具有受限的扩展以保持住杆头部。在一些实施方式中,当多轴机构被锁定时,压力或压缩插件被推动或楔靠在接收件的表面上,导致干涉锁定接合,允许调节或移除柱或其它连接元件,而不会损失杆与接收件之间的期望角度关系。该独立锁定特征允许多轴螺钉像固定单轴线螺钉那样操作。

[0008] 下压力插件还可被配置成通过工具或器具独立地锁定,从而允许套入的多轴螺钉被沿着和围绕柱而分离、压缩和/或旋转,以提供改进的脊椎校正技术。该工具从侧面接合接收件,且接着接合插件的向外延伸的带翼的臂,以将插件向下推动或楔入接收件中的锁定位置。在工具仍然就位且保持校正的状态下,接着可通过封闭顶部而将柱杆锁定在接收件通道中,随后移除工具。该程序可包括通过多个工具同时地操作多个螺钉,以实现要求的校正。

[0009] 根据本发明的实施方式的套接式单平面骨螺钉组件包括开口保持件和杆头部,该杆头部具有配合结构以得到仅沿着柱的一个方向枢转的杆。杆头部包括相反的平坦侧面,其与保持件的平坦表面配合,将枢转限于单个平面。

[0010] 本发明的目的还包括提供这样的装置和方法,其易于使用且特别适于其所要实现的使用,且其中工具的制造是非常便宜的。参考作为本发明的一些实施方式示出和示例的附图,根据以下说明,本发明的其它目的和优点将是明显的。

[0011] 附图构成本说明书的一部分,且包括本发明的示例性实施方式,并示出了其多种目的和特征。

附图说明

[0012] 图 1 是根据本发明的实施方式的多轴骨螺钉组件的展开侧视图,包括杆、接收件、开口式分层边缘锁定保持件和具有压缩摩擦配合下套爪的顶部下降和转动就位下压缩插件,且还示出具有柱形式的纵向连接元件的一部分和封闭的顶部。

[0013] 图 2 是图 1 的杆的放大顶视图。

[0014] 图 3 是沿着图 2 的线 3-3 截取的缩小的横剖视图。

[0015] 图 4 是图 1 的接收件的放大的透视图。

[0016] 图 5 是图 4 的接收件的顶视图。

[0017] 图 6 是图 4 的接收件的底视图。

[0018] 图 7 是图 4 的接收件的正视图。

[0019] 图 8 是图 4 的接收件的侧视图,其中部分被切开以示出其细节。

[0020] 图 9 是沿着图 5 的线 9-9 截取的横剖视图。

[0021] 图 10 是图 1 的保持件的放大透视图。

[0022] 图 11 是图 10 的保持件的顶视图。

[0023] 图 12 是图 10 的保持件的底视图。

[0024] 图 13 是图 10 的保持件的正视图。

[0025] 图 14 是沿着图 11 的线 14-14 截取的放大横剖视图。

[0026] 图 15 是图 1 的插件的放大透视图。

[0027] 图 16 是图 15 的插件的正视图。

[0028] 图 17 是图 15 的插件的底视图。

[0029] 图 18 是图 15 的插件的顶视图。

[0030] 图 19 是图 15 的插件的侧视图,其中部分被切开以示出其细节。

[0031] 图 20 是沿着图 18 的线 20-20 截取的横剖视图。

[0032] 图 21 是图 1 的保持件和接收件的放大正视图,其中接收件的部分被切开以显示其细节,该保持件被示出为向下载入接收件(以虚线示出)中至组件的倾斜、部分插入阶段(也是虚线示出),至在接收件腔体的下部分的压缩部分插入阶段(最大压缩状态)。

[0033] 图 22 是保持件和接收件的正视图,其中部分被切开,与图 21 中所示的相似,示出了设置在接收件腔体下部的保持件,且还示出了用于与接收件(虚线)组装的插件以及该插件向下载入接收件至适于在接收件中旋转的位置。

[0034] 图 23 是保持件、接收件和插件的透视图,其与图 22 中所示相似,还示出了插件在接收件中旋转,且接收件抵靠插件卷曲以防止插件相对于接收件的进一步旋转。

[0035] 图 24 是图 23 的组件的大大减小的正视图,还示出了转矩工具。

[0036] 图 25 是放大和部分正视图,与图 24 相似具有部分切开以示出其细节,且示出了拧至该接收件上的转矩工具。

[0037] 图 26 是放大和部分正视图,其中部分被切开,与图 25 相似,且还示出了具有图 1 的杆的组件的第一阶段,还示出了放大和部分正视图,以虚线示出了杆头部的半球和脊椎部分。

[0038] 图 27 是部分正视图,其中部分被切开,与图 26 相似,且还示出了在与接收件和保

持件装配阶段的杆,该保持件处于关于杆头部的中间部分的完全展开状态。

[0039] 图 28 是部分正视图,其中部分被切开,与图 27 相似,球形杆上部分或头部被示出为由保持件完全捕捉。

[0040] 图 29 是图 28 中所示的组件的放大和部分透视图,示出了插件上的标记(以多个 $x' s$ 示出),其在接收件上的标记(也示出为 $x' s$)上方,指示插件没有相对于接收件锁定。

[0041] 图 30 是用于本发明的一些组件的反转矩工具的透视图。

[0042] 图 30a 是图 30 的工具的放大和部分透视图。

[0043] 图 31 是用于本发明的一些组件的转矩手柄的透视图。

[0044] 图 32 是图 30 和 31 的工具的正视图,示出了与图 28 的组件的配合,示出了减小的正视图。

[0045] 图 33 是图 32 的组件和工具的放大和部分正视图,其中部分被切开以示出其细节,示出了将插件向下按至与杆头部配合接合的转矩工具。

[0046] 图 34 是另一个放大和部分正视图,如图 33 中所示其中组件和工具被部分切开。

[0047] 图 35 是与图 34 相似的放大和部分正视图,示出了稍稍后退并离开插件的转矩工具,其中插件与杆头部保持摩擦配合。

[0048] 图 36 是图 35 的组件的部分透视图,示出了插件和接收件上的标记对准指示插件与杆摩擦配合接合,提供了非松弛、但杆仍可关于接收件枢转移动。

[0049] 图 37 是用于转矩工具和图 36 所示的骨螺钉组件的驱动器手柄和骨螺钉驱动器的减小的和分解透视图。

[0050] 图 38 是图 37 的工具和骨螺钉组件的放大和部分正视图,示出了其装配好并准备用于将杆驱动进入脊椎。

[0051] 图 39 是图 38 的骨螺钉组件放大和部分视图,其中将骨螺钉驱动和转矩工具移除,以及还示出了图 1 的柱和封闭顶部的正视图。

[0052] 图 40 是封闭顶部驱动器和手柄以及图 30 的反转矩工具的减小和分解正视图,且示出有图 39 的骨螺钉组件。

[0053] 图 41 是图 40 的工具和骨螺钉组件正视图,其中部分被切开。

[0054] 图 42 是图 41 的工具和骨螺钉组件的放大和部分正视图,其中部分被切开。

[0055] 图 43 是图 42 的组件的放大和部分透视图,其中工具被移除,示出了插件被锁靠在杆头部和接收件内表面上,该组件多轴机构处于完全锁定位置。

[0056] 图 44 是图 44 的锁定组件的放大和部分正视图,其中部分被切开。

[0057] 图 45 是与图 44 相似的,示出安装回组件上的封闭顶部驱动器(虚线)和反转矩工具的减小的和部分正透视图,由于插件被锁靠在接收件上,该封闭顶部驱动器(虚线)和反转矩工具用于松开封闭顶部和柱而不松开多轴机构,允许组件像单轴螺钉一样工作且让外科医生继续操作柱和螺钉。

[0058] 图 46 是与图 36 相似的,示出了在锁定之前的组件的放大和部分正视图,其中部分被切开,且因此接收件相对于杆以非松弛方式枢转。

[0059] 图 47 是与图 47 相似的,示出了通过图 42 的驱动器和反转矩工具将柱和封闭顶部向下锁定的放大和部分正视图,其中部分被切开,但是接收件被设置成相对于杆成一角度。

[0060] 图 48 是图 1 的杆的减小的正视图,其中示出了杆驱动器和手柄。

- [0061] 图 49 是图 48 的杆和驱动器的放大和部分正视图。
- [0062] 图 50 是图 49 的杆的另一个部分正视图,示出了在将杆驱动进入脊椎之后将驱动器移除,且还示出了图 25 的在装配阶段的被设置在植入杆头部的上方的位置处的组件和工具的正视图,其中部分被切开。
- [0063] 图 51 是图 50 的组件的部分正视图,其中部分被切开,示出了插至杆上的接收件。
- [0064] 图 52 是图 51 的组件的部分正视图,其中部分被切开,示出了接收件相对于植入杆在一角度上枢转。
- [0065] 图 53 是图 52 的组件的减小的正视图,其中配置有图 32 中所示的工具(转矩驱动器、反转矩工具和手柄),用于将插件按压至与杆摩擦配合以在植入的保持步骤维持杆相对于接收件的要求的角度。
- [0066] 图 54 是图 53 的摩擦配合紧固骨螺钉组件的放大和部分正视图,其中部分被切开,其中工具被移除且柱和封闭顶部插入接收件中。
- [0067] 图 55 是图 54 的组件的减小和部分正视图,其中部分被切开,其配置有图 40 中所示的工具(封闭顶部驱动工具,手柄和反转矩工具)用于通过将封闭顶部向下驱动至最终完全匹配位置而将插件锁靠在杆头部和接收件内表面上。
- [0068] 图 56 是图 55 的组件的放大和部分透视图,其中部分被切开,其中在将封闭顶部固定之后将工具移除,且因此将柱和插件定位,将多轴机构锁定,示出杆相对于虚线所示的柱成十八度角度(朝向头部)。
- [0069] 图 57 是图 55 的另一个放大和部分透视图,其中部分被切开,其中工具被移除,但其中杆和接收件之间的角度在锁定之前被设置为三十度(朝向尾部)。
- [0070] 图 58 是根据本发明的实施方式的可选的优选角度的接收件的透视图。
- [0071] 图 59 是图 58 的接收件的减小和部分透视图,示出了装配至图 1 所示的杆、保持件、插件、柱和封闭顶部,且杆相对于可选的接收件成四十度角。
- [0072] 图 60 是根据本发明的实施方式的用于本发明的实施方式的骨螺钉组件的一组四个套筒的透视图。
- [0073] 图 61 是图 60 的套筒中的一个的减小和部分透视图,示出了装配有图 1 中的骨螺钉组件,其中图 1 的柱和封闭顶部被移除且以绳(未示出)和套筒以及可选的绳抓持封闭顶部替代。
- [0074] 图 62 是图 61 的组件的放大侧视图,其中部分被切开以示出其细节。
- [0075] 图 63 是图 61 的套筒的另一个透视图,示出了以与图 61 中所示的方式相似的方式与骨螺钉装配,但是图 1 中的“滑动”封闭顶部替代图 61 的绳抓持封闭顶部,且还示出了绳(虚线)和一对关于绳设置的且在套筒的每侧的透明可压缩隔离垫。
- [0076] 图 64 是图 63 的套筒的放大透视图。
- [0077] 图 65 是图 64 的套筒的正视图。
- [0078] 图 66 是与图 63 所示相似的骨螺钉组件的部分透视图,但是具有与图 60 中所示的不同的套筒,以虚线示出该绳,隔离垫的一个以缓冲器(示出为透明的)和阻断器/定位螺钉组合替代,该定位螺钉具有折断头部。
- [0079] 图 67 是图 66 的骨螺钉组件的放大和部分正视图,其中部分被切开以示出其细节。
- [0080] 图 68 是图 66 的整个组件的减小和部分侧视图,其中部分被切开以示出其细节。

- [0081] 图 69 是图 68 的组件的减小和部分正视图,示出了定位螺钉折断头部被移除。
- [0082] 图 70 是示出了装配有图 1 的接收件、保持件和插件的图 60 的套筒中的放大和部分透视图,且还示出有转矩工具,该组件准备好用于插至杆上。
- [0083] 图 71 是具有图 60 的套筒、隔离垫和一对转矩管的两个螺钉组件的减小的和部分正视图,示出该双组件在以打开的方式插至两个植入骨螺钉杆之前。
- [0084] 图 72 是根据本发明的实施方式的可选的插件的放大透视图。
- [0085] 图 73 是图 72 的可选的插件的部分正视图,其中部分被切开,示出了装配有可选的接收件和图 1 中所示的组件的其他构件。
- [0086] 图 74 是用于图 1 的组件的其它构件的根据本发明的实施方式装配有单平面保持件的可选单平面杆的部分正视图,除了图 1 的接收件被修改(未示出)以包括限制可选的保持件相对于接收件旋转的挡块。
- [0087] 图 75 是图 74 的单平面杆的放大透视图。
- [0088] 图 76 是图 75 的杆的放大和部分侧视图。
- [0089] 图 77 是图 75 的杆的部分正视图。
- [0090] 图 78 是图 75 的杆的另一个放大和部分透视图。
- [0091] 图 79 是图 75 的杆的放大顶视图。
- [0092] 图 80 是沿着图 79 的线 80-80 截取的减小的横剖视图。
- [0093] 图 81 是图 74 的可选单平面保持件放大透视图。
- [0094] 图 82 是图 81 的保持件的正视图。
- [0095] 图 83 是图 81 的保持件的底视图。
- [0096] 图 84 是图 81 的保持件的顶视图。
- [0097] 图 85 是图 81 的保持件的放大透视图,其中部分被切开以示出其细节。
- [0098] 图 86 是沿着图 84 的线 86-86 截取的放大剖视图。
- [0099] 图 87 是图 81 的保持件的减小的透视图,示出了图 81 的保持件被插入本发明的可选接收件实施方式中,还示出了部分被切开的透视图,以示出其细节。
- [0100] 图 88 是与图 87 相似的,位于接收件中的保持件的透视图,其中保持件切口被装配在接收件的凸起上,将保持件对齐以让杆仅在与稍后插入的柱相同的平面枢转。
- [0101] 图 89 是图 75 的杆的减小的和部分正视图,示出了其被插入由图 87 的修改的接收件和图 1 的插件与封闭顶部以及图 81 的可选保持件和使用图 24 的转矩工具构成的组件。
- [0102] 图 90 是图 89 的组件的放大和部分透视图,其中接收件被移除且以虚线示出了柱。
- [0103] 图 91 是单平面保持件和单平面杆(其它构件被移除)的放大和部分透视图,以示出可能由于保持件(孔)和杆(带键的)之间的配合造成的受限单平面铰接,其中虚线的矩形指示自接收件的凸起,其与开口保持件的间隙配合并限制保持件相对于接收件的旋转。
- [0104] 图 92 是使用图 74 的单平面杆和保持件完全锁定的骨螺钉组件的部分透视图,其中部分被切开。
- [0105] 图 93 是图 92 的组件的减小的和部分透视图,其中示出杆相对于接收件成角度,杆的铰接方向与柱(以虚线示出)处于相同平面。
- [0106] 图 94 是图 93 的组件的放大和部分侧视图,其中部分被切开以示出其细节。

具体实施方式

[0107] 根据需要,这里公开了本发明的具体实施方式;然而,应理解所公开的实施方式仅仅是本发明的示例,其可实施为多种形式。因此,这里所公开的具体结构和功能细节不应理解为限制性的,但仅作为权利要求的基础和作为教导本领域技术人员将本发明应用至任何合适的具体结构。应注意,在本申请中涉及的任何词语顶、底、上和下等指在不同的附图中所示的定位,以及应用至该装置的通常含义,且不在限制骨连接结构在实际使用中的定位。

[0108] 通过参考图 1-59,参考标记 1 大体表示根据本发明的多轴骨螺钉装置或者组件。组件 1 包括杆 4,其还包括与向上延伸的上部或头 8 整体形成的本体 6;开口双边缘锁定保持件 12,和皇冠形状压缩或压力插件 14,其具有下摩擦配合压缩套爪。该接收件 10、保持件 12 和压缩插件 14 被初始地装配,且还可在将杆本体 6 装配至脊椎 17 之前或之后组装有杆 4,如下文中将更详细地说明的。图 1 和 43-44 还示出了一封闭结构 18,用于捕捉纵向连接元件,例如,进而接合压缩插件 14 的柱 21,该压缩插件 14 将杆头 8 压靠至与保持件 12 固定地摩擦接触,从而进行将纵向连接元件 21 捕捉并固定在接收件 10 中,并因此将元件 21 相对于脊椎 17 固定。该接收件 10 和杆 4 以这样的方式配合使得接收件 10 和杆 4 可相对于彼此被固定在多个角度的任何角度、铰连接或者旋转对准,并且在从左右和前后的选定角度范围内,以允许接收件 10 与杆 4 挠性或铰接合,直到在接近植入程序的结束该二者被彼此锁定或固定为止。该所示的柱 21 是硬的、刚性的、没有弹性且圆柱形的,具有外圆柱表面 22。在一些实施方式中,该柱 21 可以是弹性的、可变形的和 / 或不同材料以及横剖面形状的。可预见在其它实施方式中(未示出),该封闭顶部可将杆变形并直接压在插件 14 上。

[0109] 最佳地如图 1-3 中所示的杆 4 是长形的,其具有带有螺旋布置骨可植入螺纹 24(单或双导程螺纹形式和不同的螺纹类型)的杆本体 6,该螺纹 24 从接近位于上部或头部 8 附近的颈部 26 处延伸至本体 6 的末端 28 并从其径向向外延伸。在使用过程中,使用螺纹 24 来抓持并前进的本体 6 以末端 28 引导而植入脊椎 17,并且通过安装或驱动工具(未示出)而向下驱动进入脊椎中,从而在位于或接近颈部 26 的位置处被植入脊椎中。杆 4 具有大体以参考字母 A 所标识的旋转长形轴线。

[0110] 颈部 26 从杆本体 6 轴向地向上延伸。该颈部 26 可具有与本体 6 上螺纹 24 终止处的相邻上端或顶部 32 相比相同的半径或者通常是稍稍减小的半径。从颈部 26 轴向和向外继续延伸的是杆上部分或头部 8,其提供设置成距上端 32 一距离的连接或捕捉装置,且因此当本体 6 被植入脊椎时该杆上部分或头部 8 距该脊椎 17 一距离。

[0111] 在将杆 4 相对于接收件 10 固定在要求位置之前,该杆上部分 8 被配置成用于在杆 4 与保持件 12 和接收件 10 之间的枢转连接。杆上部分 8 具有在外部凸起的基本球形表面 34,其从颈部 26 向外和向上延伸至顶表面或边缘 38。在所示的实施方式中,截头锥形表面 39 被设置在球形表面 34 与边缘 38 之间以提供杆相对于接收件的更大的角度,在杆相对于接收件 10 和插件 14 的枢转过程中提供额外的间隙。该球形表面 34 具有外半径,其被配置成与插件的下套爪部分临时摩擦地、非松弛地、滑动地配合,以及与保持件 12 至少在其下内边缘基本摩擦接合。在图 1 以及其它一些附图中,点线 40 表示球形表面 34 的半球。在本实施方式中示出的球形表面 34 是基本光滑的,但是在一些实施方式中可包括粗糙或者其它表面处理,且被尺寸设置和成型为用于与压缩插件 14 配合和最终摩擦接合,以及与保

持件 12 的下环形边缘最终摩擦接合。该杆球形表面 34 完全通过插件 14 和保持件 12 下边缘而不通过接收件的内表面被锁定定位。

[0112] 沉头或阶梯式或渐进环形座表面或底座 45 部分地限定内驱动零件或部件 46 的一部分。在本发明的一些实施方式中,表面 45 是基本平坦的。所示的内驱动部件 46 是形成在顶部 38 中的孔并且具有六角形状,其被设计成将方孔螺钉头用扳手类型的工具(未示出)接收至所述孔中用于将骨螺钉杆 4 旋转并驱动进入脊椎 17 中。可预见该内部工具接合结构可采取多种工具接合形式且可包括多种形状的一个或多个孔,例如一对间隔开的孔或者多小叶或者星形孔。驱动部件 46 的渐进座或底表面 45 被设置成基本垂直于轴线 A,其中驱动部件 46 另外地与轴线 A 共轴。如图 2 和 3 中所示,具有倾斜的或阶梯状表面的驱动座 45 进一步促进通过驱动工具而抓持。在工作中,驱动工具被接收在内驱动部件 46 中位于底座 45 上并与驱动部件 46 的面接合,用于在杆 4 通过保持件 12 连接至接收件 10 之前或之后将杆本体 6 驱动和旋转进入脊椎 17,当杆 4、保持件 12 和接收件 10 的组合被驱动进入脊椎 17 中时驱动工具延伸进入接收件 10。

[0113] 在附图中所示的杆 4 是中空的,具有沿着轴线 A 在杆 4 的整个长度上延伸的小的中心孔 50。孔 50 由杆 4 的内圆柱壁限定,且在杆末端 28 具有圆形开口以及在驱动座 45 处与外驱动 46 连通的上圆形开口。该孔 50 与带螺纹本体 6 和上部分或头部 8 共轴。孔 50 提供让一长度的线(未示出)穿过杆 4 内部的通道,该线在将杆本体 6 插入之前插入脊椎 17,该线提供用于将杆本体 6 插入脊椎 17 的引导。可预见杆可以是实心的且由不同的材料制成,包括金属或非金属。

[0114] 为了提供与骨的生物活性界面,带螺纹杆本体 6 可被涂布、穿孔、制成多孔状或者另外地处理。该处理可包括但不限于等离子喷涂或者其它类型的金属涂层,或者例如磷酸钙;或者在杆表面粗加工、穿孔或刻痕,例如通过溅射、喷砂或者酸蚀刻,从而允许骨长入(bony ingrowth)或生长(ongrowth)。一些金属涂层用作骨长入的台架。生物陶瓷磷酸钙涂层包括但不限于: α 磷酸三钙和 β 磷酸三钙($\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$),磷酸四钙($\text{Ca}_4\text{P}_2\text{O}_9$),无定形磷酸钙和羟基磷灰石($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$)。例如,由于羟基磷灰石在矿物含量方面与骨骼的化学成份相似,且被认为具有生物活性,因此不仅支持骨长入还积极地参加骨结合,所以羟基磷灰石涂层是需要的。

[0115] 具体地参考图 1 和 4-9,该接收件 10 具有大体 U 型的外观,且具有局部不连续的圆柱形内和外轮廓以及平面和另外的弯曲表面。该接收件 10 具有旋转轴线 B,其在图 1 中被示出为与杆 4 的旋转轴线 A 对齐并相同。这样的方向是希望的,但在接收件 10 与杆 4 的装配过程中并不需要如此。在接收件 10 枢转地连接至杆 4 之后,在将杆 4 植入脊椎 17 之前或之后,轴线 B 通常被设置成相对于轴线 A 成一角度。

[0116] 接收件 10 包括底座 60,其形成大体以 61 指示的内腔体。两个相反的臂 62 从底座 60 向上延伸,且形成具有开口 66 的 U 形通道 64。接收件 10 的其它特征包括但不限于大体以 70 指示的内接收件臂表面,其包括被设置成接近臂顶表面 73 的引导和前进结构 72。在所示的实施方式中,该引导和前进结构 72 是部分螺旋形地缠绕联锁法兰形式,其被配置成在旋转中与封闭结构 18 的类似结构匹配。然而,可预见在本发明的一些实施方式中,该引导和前进结构 72 可以可选地为方形螺纹,锯齿螺纹,反向角度螺纹或者其它似螺纹或者不似螺纹的螺旋缠绕的不连续前进结构,用于可操作地引导旋转并使得封闭结构 18 在臂 62

之间向下前进,以及当封闭结构 18 抵靠在柱 21 或其它纵向连接元件上时最后施加转矩。可预见臂 62 可以具有断开延伸部。

[0117] 大体以 74 指示的基本平行于接收件轴线 B 延伸的相反的竖直延伸外槽对居中地形成在臂 62 的外弯曲凸表面 76 上。各槽 74 从各臂顶表面 73 中间地延伸,并终止于通孔 77。各孔 77 延伸通过各臂至各内壁表面 70,且被定位成从接收件底座 60 间隔开。该槽 74 可稍稍地成鸽尾形,用于容易地接收长形工具(未示出)进入在臂顶表面 73 处的槽 74,且通过限定槽的表面的方向而将该长形工具保持为与表面 81 紧密滑动接触。

[0118] 在通孔 77 处,槽 74 终止并且紧接在其下的是一对相对的大体 C 形的凸耳(ear) 83,其没有完全延伸通过相应的臂 62,而是包括提供卷边部分或壁 84 的薄的壁。四个卷边部分或壁 84 的总体尺寸设置和形成为将一些或者所有的壁材料按压或卷曲进入插件 14 的壁或槽以防止插件 14 相对于接收件 10 的旋转和错位,如下文中将更详细地说明。在本发明的其它实施方式中,在槽 74 处或附近的其它表面可向内卷曲。所示的位于各槽 74 下方的通孔 77 与其上的槽 74 的宽度基本相同,导致该通孔 77 具有基本矩形的轮廓。

[0119] 该接收件 10 是一件式或整体结构,且不包括任何弹簧片或者套爪式的结构。优选地,插件和 / 或接收件被配置有用于阻挡插件相对于接收件旋转的结构,例如卷边壁 84,但是在装配和植入过程中允许插件相对于接收件的一些上下移动。

[0120] 返回来看接收臂 62 的内表面 70,位于引导和前进结构 72 下方的是不连续的圆柱表面 92,其部分地限定了用于引导和前进结构 72 的终止特征(run-out feature)。该圆柱表面 92 被尺寸设置和形成为接收插件 14 的上翼部分。因此,表面 92 的直径比引导和前进结构 72 的较大直径更大。该接收件臂还可包括位于表面 92 上方和下方的倾斜的、阶梯状的或倒角的表面。直接位于卷曲壁 84 处或附近下方的是至少一个唇缘 92',其朝向孔 77 向内延伸并用作插件 14 的小挡块。与唇缘 92' 相邻的是指示条“X”,其用作与插件的指示条“XX”合作,用于让使用者知道该多轴骨螺钉处于松散的或松弛的状态,可移动非松弛摩擦配合状态,或者锁紧状态。向下移动进入接收件腔体 61 的特征包括与提供用于插件 14 的锁定干涉配合表面的不连续圆柱表面 95 相邻的突出部 94,为插件的套爪部分提供摩擦配合的连续锥形或截头锥形表面 97,通过与环形扩展腔室顶表面 98' 相邻的圆柱表面 98 而限定其大部分的保持件扩展腔室,大体以 104 表示的具有底环形表面 103 的下阶梯状或分层保持件座表面,在接收件的大体以 110 表示的底部开口处开口至底部外表面 108 的下展开或渐缩表面 107。

[0121] 具体地参考图 1 和 10-14,示出了下开口或裂开摩擦配合保持件 12,其操作以将杆上部分 8 捕捉在接收件 10 中。保持件 12 具有中心轴线,在杆上部分 8 与保持件 12 被安装在接收件 10 中时,该中心轴线与关于接收件 10 的杆上部分 8 在操作上是相同的。保持件 12 基本上是开口环,其具有外阶梯状或分层表面 120,其后是外圆锥或截头锥形表面 121,底表面 122,和顶平坦表面 126。保持环 12 由挠性材料制成,例如不锈钢或者钛合金,从而保持件 12 可在与接收件装配的过程中收缩并关于杆头部 8 伸展。保持件 12 具有大体以 141 指示的中间通道或者中空通孔,其从顶表面 126 整个地穿过保持件 12 至保持件本体的底表面 122。限定通道或孔 141 的表面包括与保持件本体底表面 122 相邻的不连续的内部下截头锥形表面 143,与截头锥形表面 143 相邻的不连续的基本圆柱表面 145,以及与圆柱表面 145 相邻地设置的不连续环形凸台 146,表面 146 与底表面 122 基本平行。保持件表面形成

的杆抓持边缘包括下边缘或边缘表面 148 和位于保持件顶部 126 的上边缘表面 148'。可预知可具有多于或少于两个的杆抓持边缘表面。大体以 149 指示的切口延伸穿过保持件 14，形成大体垂直于顶和底表面的开口。在一些实施方式中，这样的切口可与底表面 122 成钝角地延伸。在所示的实施方式中，切口 149 基本垂直于表面 122 而延伸。切口 149 主要用于在装配至杆头部 8 的套接或卡合过程中扩展保持件 12。然而，如下文中更详细地说明，切口 149 与接收件 10 装配时还压缩。在切口 149 的位置处，弯曲的凹进、切割表面 (cut-out surface) 150 形成在底表面 122，截头锥形表面 143 和圆柱表面 145 中，并进入阶梯状部分 146。表面 150 形成为圆弧或者另外地弯曲以在表面 34 处与杆头部 8 接合。在所示的实施方式中，切割表面 150 基本上同地位于切口 149 的任一侧以在杆 8 和保持件 12 之间提供要求的增大的方向角度，且因此提供在杆 8 和接收件 10 之间的要求的增大铰接角度。保持件 12 相对于接收件 10 的旋转性允许将该增大的铰接角度操作并设置至外科医生所要求的位置。当保持件位于中性或标称状态时挠性保持件 12 的穿过切口 149 通过彼此基本平行地间隔开地设置的第一和第二端表面 152 和 153 而限定。两个端表面 152 和 153 被垂直于底表面 122 地设置，但是在一些实施方式中可被设置成与其成钝角。在表面 152 和 153 之间的宽度较窄，以在操作过程中向保持件 12 提供稳定性，但是其又足够宽以允许该保持件在装配过程中的一些压缩，如下文中将更详细地说明。由于保持件 12 在基本中性状态可顶部装载，且在多轴机构的锁定过程中最终扩张，所以切口 149 的宽度可比底部加载压缩保持环所要求的小很多。例如，已知一旦保持件 12 关于杆头部 8 扩张，则保持件 12 可返回至新的标称或中性方向，其中在表面 152 和 153 之间的间隙比图 11 的标称状态所示的间隙稍大。

[0122] 例如，通过具体地参考图 1 和 15-20，示出了具有下摩擦配合压缩套爪的锁定压缩插件 14，其被尺寸设置和形成为接收在并载入在接收件 10 的上开口 66 处。该压缩插件 14 具有操作中心轴线，其与接收件 10 的中心轴线 B 相同。在操作中，插件有利地与骨螺钉杆上部分 8 摩擦接合，以及与接收件 10 干涉配合接合，将杆 4 锁定在相对于接收件 10 要求的角度位置，接收件 10 保持在该锁定位置，即使例如柱和闭合顶部稍后被移除且该柱由另一个柱或另外的纵向连接元件或元件构件替换，例如图 60-71 中所示的套筒中的一个。如果需要，则外科医生可插件接合工具 (未示出) 释放锁定位置。该插件 14 实际上包括两个外锁定表面，一个用于如上所述干涉配合，第二下套爪表面与接收件截头锥形表面 97 和杆头部 8 接合，以在外科医生要求的一些情况下需要时提供中间的、非松弛摩擦配合。该插件 14 优选地由实心挠性材料制成，例如不锈钢或钛合金，从而如果需要时插件的部分可被抓住，夹紧或按压，且通过释放工具从接收件 10 脱离楔合 (un-wedged)。

[0123] 锁定和摩擦配合插件 14 的特征包括与一对直立的臂 157 整体形成的大体上本体 156。下本体或者套爪本体 158 也是基本圆柱形的。设置在各直立的臂 157 下方的是不连续的、圆柱形、干涉配合表面 159，其从臂和下套爪本体外基本圆柱表面 160 向外延伸，表面 159 的直径比表面 160 的直径更大。下突出部表面 162 部分地限定干涉配合表面。

[0124] 插件 14 还包括基本平坦的臂顶表面 165，其被设置成与底表面 164 相反。与臂 157 的顶表面 165 相邻的是向外延伸的翼 168。该翼 168 由外局部圆柱表面 170 和下表面 171 部分地限定，上表面 169 和下表面 171 基本彼此平行。相反侧表面 172 分别在各翼 168 的顶和底表面 169、171 之间伸展，侧表面 172 基本垂直于相邻的顶和底表面 169 和 171。该圆

柱表面 170 被尺寸设置和形成为在插件 14 与接收件 10 的装配过程中在接收件臂圆柱表面 92 内滑动旋转。

[0125] 返回至插件 14 的内表面,大体以 173 指示的通孔基本被设置在插件 14 内并穿过插件 14,且与鞍式表面 174 形成的大体 U 形贯穿通道连通,该鞍式表面 174 基本由直立臂 157 限定。在接近顶表面 165 处,鞍式表面 174 是基本平坦的,孔 167 延伸至其中。该鞍 174 具有下座 175,其被尺寸设置和形成为紧密地、贴合地接合柱 21 或者其它纵向连接元件。可预见可选的实施方式可被配置成包括平坦的保持表面,起紧密地保持方形或矩形杆以及保持圆柱杆形,绳,或套筒绳纵向连接元件。

[0126] 大体以 173 指示的该孔进一步被内圆柱表面 177 限定,该内圆柱表面 177 与座 175 和下凹进、弧形内套爪表面 178 连通,该内套爪表面 178 具有用于与杆上部分 8 的表面 34 紧密匹配的半径或表面。该内套爪表面 178 是不连续的,由从底表面 164 向上朝向插件上本体 158 延伸的至少四个间隔开的槽 170 断开,终止于或接近大体由 180 指示的杆抓持表面部分。该表面 178 终止于底表面 164。抓持表面 180 位于圆柱表面 177 和下弧形表面 178 之间。抓持表面部分 180 包括一个或多个阶梯状表面或脊,其被尺寸设置和形成为当插件 14 最终被锁在头部表面 34 上时抓持并深入杆头部 8。可预见杆抓持表面部分 180 以及还有表面 178 可另外地或可选地包括粗糙的或纹理的表面或表面处理,或者可被刻痕、突节等,用于促进与杆上部分 8 的摩擦接合。

[0127] 穿过孔 173 的压缩插件 14 被尺寸设置和形成为当连接有接收件 10 的杆本体 6 被驱动进入骨中时,接收与杆驱动部件 46 接合的驱动工具从其穿过。此外,在本发明的一些锁定实施方式中,该孔接收操作工具,该工具用于从与接收件锁定的位置释放插件,该工具向下压在杆上且还在孔 167 处抓持插件,或通过其它工具接合特征抓持插件。各臂 157 和插件本体 156 可包括多个表面特征,例如切割凹槽、斜面等等,以提供充分的间隙用于将插件 14 插入接收件且在不同的装配步骤与保持件 12 配合。

[0128] 插件本体的直径比接收件 10 的引导和前进结构 72 的顶部之间的直径稍小,允许将压缩插件 14 顶部加载至接收件开口 66,其中在插件 14 被插入接收件 10 的过程中插件 14 的臂 157 被设置在接收件臂 62 之间。一旦插件 14 的臂 157 大体被设置在引导和前进结构 72 下方,则插件 14 关于接收件轴线 B 旋转就位,其中翼 168 进入圆柱表面 92 形成的接收件槽,直到翼位于孔 77 中。

[0129] 例如,参考图 1 和 42-45,所示的长形杆或纵向连接元件 21 (仅示出其一部分)可以是在重构脊柱手术所应用的多种植入的任一种,但通常是具有一致直径的外部基本平滑圆柱表面 22 的圆柱、长形结构。柱 21 可由多种金属、金属合金、非金属以及可变形的且较不能压缩的塑料制成,包括按不限于柱由弹性橡胶、聚醚醚酮(PEEK)和其它类型的材料制成,例如聚碳酸酯聚氨酯(PCU)和聚乙烯。

[0130] 用于组件 1 的纵向连接元件可采取多种形状,包括但不限于椭圆形、矩形或其它弯曲或多边形横截面的柱或条杆。插件 14 的形状可被修改从而紧密地保持用于组件 1 的具体纵向连接元件。组件 1 的一些实施方式还可用于张紧绳(tension cord),如在下文中将参考图 60-71 详细说明书的。该绳可由多种材料制成,包括聚酯或其它塑料纤维、丝或线,例如聚对苯二甲酸乙二醇酯。此外,纵向连接件可以是较长的整体动态稳定连接元件的构件,其中圆柱形或条形部分被尺寸设置和形成为由具有 U 形、矩形或其它形状通道的接收件的

压缩插件 14 接收,用于紧密地接收纵向连接元件。例如,纵向连接元件可整体地或另外地固定至可弯曲或阻尼构件(damping component),其被尺寸设置和形成为位于相邻的一对骨螺钉组件 1 之间。阻尼构件或缓冲器可在骨螺钉组件 1 的一侧或两侧处连接至纵向连接元件。根据要求的应用,纵向连接元件的柱或条杆(或柱或条杆构件)可由从可变形塑料至硬金属的范围的多种材料制成。因此,柱或条杆可由以下材料制成,包括但不限于金属和金属合金,包括但不限于不锈钢、钛、钛合金和钴铬;或者其它合适的材料,包括塑料聚合物,如聚醚醚酮(PEEK)、超高分子量聚乙烯(UHMWP)、聚氨酯和合成物,包括含有碳纤维的合成物,诸如聚异戊二烯(天然橡胶)的天然或合成弹性体,以及合成聚合物、共聚物和热塑弹性体,例如诸如聚碳酸酯聚氨酯弹性体的聚氨酯弹性体。

[0131] 例如,参考图 1 和 39-45,所示的具有组件 1 的封闭结构或封闭顶部 18 被旋转地接收在接收件 10 的间隔开的臂 62 之间。应注意,封闭顶部 18 可以是旋入或滑入封闭结构。所示的封闭结构 18 是基本圆柱形的且包括法兰形式的外螺旋缠绕引导和前进结构 182,其可操作地与设置在接收件 10 的臂 62 上的引导和前进结构 72 接合。根据本发明的一些实施方式使用的法兰形式可采取多种形式,包括在本申请人的美国专利第 6,726,689 号中说明的,在此结合其作为参考。尽管可预见该封闭结构引导和前进结构可以可选地为锯齿螺纹、方形螺纹、反向角度螺纹或如螺旋缠绕前进结构的其它螺纹或非螺纹,用于可操作地引导封闭结构 18 在臂 62 之间向下旋转和前进,且具有特征以在封闭结构 18 前进至通道 64 中时抵抗臂 62 的外张,优选的是这里所述的法兰形式,如申请人的美国专利第 6,726,689 号中所更加详细地说明,该法兰形式提供了增加的强度,有利地配合和抵消由可更有利地接合纵向连接元件构件的接收件 10 的任何减小的外形引起的强度的任何减小。所示的封闭结构 18 还包括顶表面 184,其具有孔的形式的内驱动 186,该孔被示出为星形,例如以商标 TORX 销售的,或者可以是例如六角驱动(hex drive)或者其它内驱动,如带槽的、三翼、扳手、两个或多个多种形状的孔,等。被尺寸设置和形状设置成用于与内驱动 186 接合的驱动工具 260(如下文中所述)用于旋转接合以及用于将封闭件 18 从接收件臂 62 松开(如果需要的话)。还可预见,在一些实施方式中,封闭结构 18 可以可选地包括折断头部,其被设计成在预定转矩,如 70 至 140 英寸磅下从封闭件的底座折断。该封闭结构还可包括具有用于封闭移除的内部驱动的底座。封闭件的底座或底表面 188 是平坦的且还包括可选的点(未示出)以及边沿 190,用于在本发明的一些实施方式中接合并穿过进入柱 21 的表面 22。应注意,在一些实施方式中,封闭件底表面 188 不包括点和/或边沿。封闭顶部 18 还包括中空通孔 191,其沿着中心轴线延伸,在驱动特征 186 处开口并延伸通过其底表面。该通孔提供穿过封闭件 18 内部的路径,用于让一长度的线(未示出)插入其中以提供将封闭顶部插入接收件臂 62 的引导。可选地,封闭顶部还可用于骨锚定,例如用于可变形柱的螺钉,该柱可包括代替封闭顶部 18 的平坦底部和边沿的半球形或圆顶底表面。

[0132] 组件 1 接收件 10、保持件 12 和压缩插件 14 通常以出厂设置而装配,其包括用于保持和对齐构件和相对于接收件 10 操作保持件 12 和插件 14 的工具。在一些情况下,在工厂中,该杆 4 还装配至接收件 10,保持件 12 和压缩插件 14。在其它情况下,要求首先植入杆 4,接着在插入点处加入预装配接收件、保持件和压缩插件。这样,外科医生可有利地和更容易地植入和操作杆 4,通过杆分开或压缩脊椎,并在杆上部分或头部周围工作而在当中不会受到配合接收件的阻挡。在其它情况下,要求外科人员预组装要求的尺寸和/或种类(如,

粗加工上部分 8 和 / 或杆 6 上的羟磷灰石的表面处理) 的杆与接收件、保持件和压缩插件。让外科医生选择合适尺寸或处理的杆 4 有利地减少了存货要求, 从而减少了总的成本并改进了物流和分配。

[0133] 在图 21-23 中示出了预装配的接收件 10、保持件 12 和压缩插件 14。具体地参考图 21, 首先保持件 12 被插入上接收件开口 66, 以外层表面 120 引导, 其中顶表面 126 朝向一个臂 62 而保持件底表面 122 朝向相反臂 62 (以虚线示出)。接着保持件 12 以侧向方式向下进入通道 64, 且部分地进入接收件腔体 61, 随后如虚线所示地倾斜保持件 12。然后, 保持件 12 被倾斜至一位置, 其中保持件 12 的中心轴线大体与图 21 中所示的实线所示的接收件中心轴线 B 对齐, 其中保持件在切口 149 处被压缩以通过接收件内表面 97。接着, 如图 22 中所示, 保持件继续向下进入接收件, 其中分层的表面 120 位于接收件阶梯状座表面 104 上。这时, 挠性保持件返回至中性状态 (可能比其初始标准状态稍稍收缩, 但由于在稍后步骤保持件将关于杆头部 8 扩展, 所以这没关系)。图 23 清楚地示出了保持件 12 下截头锥形表面 121 怎样坐落在接收件底表面 108 下方, 稍后提供了对杆头部 8 的较强的不显著支撑, 与保持件 12 被完全地保持在接收件底表面 108 上方相比允许在杆 4 和接收件 10 之间实现期望的更大角度。这时, 保持件 12 被捕获在接收件 10 的下部分, 且不能够向上移动经过接收件扩展腔室上顶板 98', 除非使用者再次强制保持件进入压缩状态。该保持器 12 可相对于接收件关于轴线 B 自由旋转。

[0134] 进一步参考图 22 和 23, 压缩插件 14 接着经由上开口 66 载入接收件 10, 其中底表面 164 面向接收件臂顶表面 73 且插件臂翼 168 位于相反的接收件臂 62 之间。接着, 插件 14 朝向接收件底座 60 下降, 直到插件 14 臂上表面 165 与圆柱表面 92 部分限定的引导和前进结构 72 下方的终止区域 (run-out area) 相邻。之后, 插件 14 关于接收件轴线 B 旋转, 直到上臂表面 165 直接位于引导和前进结构 72 下方, 其中翼 168 位于孔 77 中。在一些实施方式中, 在旋转过程中插件臂需要被稍稍压缩以通过接收件臂 62 的一些内表面 70。具体地参考图 23, 在插件 14 关于轴线 B 旋转至相对于接收件要求的对齐位置之后, 现位于插件翼 168 的任一侧上四个卷曲壁 84 被向内朝向插件按压, 阻止了插件关于轴线 B 相对于接收件的继续旋转。应注意, 在图中以 X 示出和“XX”标识彩色条或其它指示来标记插件翼。接收件还具有标记, 在附图中以“x”标识。如图 23 中所示, 当插件标识“xx”位于接收件标识“x”上方时, 由于通过引导和前进结构 72 阻止翼向上移动, 所以使用者知道插件 14 被捕获在接收件 10 之间, 但是另外地插件 14 具有沿着轴线 B 的限制的移动性。如下文中将更具体地说明, 在装配的稍后的阶段, 这些“xx”和“x”标识将向使用者指示插件 14 是相对于杆 4 处于较松散或松弛关系; 相对于杆 4 的摩擦配合关系, 其中杆可通过一些力相对于接收件移动; 或者处于完全锁定位置, 其中杆 4 相对于接收件 10 的角度被完全锁定定位, 且可像单轴螺钉而操作骨锚 (bone anchor) 1 (但可有利地按照外科医生所要求的倾斜一角度)。

[0135] 进一步参考图 23, 保持件 12 和插件 14 现处于运输所要求的位置, 其与分离的杆 4 一起作为一组件。通过引导和前进结构 72 以及通过位于插件下方的保持件 12 将插件 14 完全捕捉在接收件 10 中, 其中引导和前进结构 72 防止插件 14 向上和向外通过接收件开口 66 而移动。现将接收件 10、保持件 12 和插件 14 的组合预装配并准备好用于在工厂, 在植入之前通过外科人员与杆 4 装配, 或者直接装配在植入杆 4 上, 如这里将说明的。

[0136] 通过合适的驱动工具在内驱动 46 处与杆本体 6 接合而可操作地驱动和旋转杆本

体 6 从而旋转杆 4,使得骨螺钉杆 4 或者由装配的杆 4、接收件 10、保持件 12 和压缩插件 14 构成的整个组件 1 被旋入骨中,例如脊椎 17。具体地,可将脊椎 17 预钻入以最小化骨的应力,并将引导线(未示出)插入其中以提供杆 4 相对于脊椎的布置和角度的引导。通过丝锥以引导线作为引导而形成另一个塞孔(tap hole)。接着,通过首先将线穿进在底部 28 的开口且接着从驱动部件 46 处的顶部开口穿出,骨螺钉杆 4 或者整个组件 1 通过插管孔 50 穿至引导线上。接着通过作为设置引导的线将杆 4 驱动进入脊椎。可预见可使用引导线和与接收件匹配的可连接支撑工具(attachable tower tool)而使得杆和其它骨螺钉组件部件,柱 21 (在一些实施方式中还具有中间内腔)和封闭顶部 18 (还具有中间孔)可以经皮肤的或最小侵入外科方式而被插入。当杆 4 被驱动进入脊椎 17 而没有组件 1 剩余时,杆 4 可被驱动至要求的最终位置或者可被驱动至稍稍上方或高出(proud)的位置,以便于与预组装的接收件、压缩插件和保持件组装。

[0137] 参考图 24-47,当要求杆 4 被外科人员“套(popped)”至图 23 中所示的组件上时,可使用以下程序和工具:首先,参考图 24,通过手将转矩管 210 插入至接收件 10 上。该转矩管 210 包括管状本体 211,被设置成与平坦环形底表面 213 相邻的接收件匹配引导和前进结构 212,被设置成接近平坦环形顶表面 214 的手柄匹配表面 215,和被设置成位于匹配表面 215 下方的环形槽 216。在所示的实施方式中,匹配表面或驱动 215 具有星形轮廓,其不仅与下文所述的手柄 230 匹配,且还有利于手指将转矩管 210 拧紧至引导和前进结构 72 处的接收件 213 上。在通过将转矩管 210 旋转进入接收件臂而将转矩管引导和前进结构 212 与接收件引导和前进结构 72 匹配之后,如图 25 中所示,接着使用者选择杆 4 并将杆 4 头部 8 插入接收件底部开口 110,如图 26 所示,同时将转矩管 210 保持在轴 211 上。参考图 27 和 28,接着通过将杆头部 8 推动通过孔 141 而穿过保持件 12,从而将杆“套”入接收件。图 27 示出了保持件 12 的最大扩张,其中保持件的向上移动被接收件表面 98' 阻挡。图 28 示出保持件 12 完全捕捉杆头部 8。参考图 20,应注意插件标识条“xx”仍位于接收件标识条“x”的上方,让使用者知道杆 4 这时处于相对于接收件 10 容易移动或松弛的关系。可预见在本发明的实施方式中,其中插件 14 被修改以移除干涉配合表面 159,使用者可用手指向下压插件通过小的唇缘 92',其在插件 14 和杆头部 8 之间形成轻微摩擦配合,减少部件之间的一些松弛度。

[0138] 参考图 30-36,外科人员这时可将插件 14 设置为与杆头部 8 成摩擦配合关系,以在杆 4 和接收件 10 之间得到非松弛但可移动的关系。为此,可使用以下工具:转矩管 210、反转矩工具(counter-torque tool)220 和手柄 230。应注意可使用其它工具以将插件 14 设置成与杆头部 8 和接收件 10 成初始摩擦配合关系以及最后的锁定关系。例如,可使用专用的夹具,用于在“套上”和稍后的紧固步骤保持杆 8。此外,可提供带电的驱动工具以替代这里所示和说明的手动紧固工具。

[0139] 已经说明了上述的转矩管 210。参考图 30 和 30a,反转矩工具 220 包括管状轴 221 和与轴 220 垂直地设置的手柄或支架臂 222。管状轴 220 终止于底表面 223,且一对具有底表面 225 的相反脚(prong)224 从底表面 223 延伸。该脚分别包括弯曲的内表面 226,用于与接收件臂 62 的外表面滑动配合接合。朝向内的凸起或对准挡块 228 被设置在各弯曲表面 226 上。该挡块 228 被尺寸设置、形成和定位为可滑动地接收在接收件 10 的槽 74 中,但是不压靠在插件 14 上。参考图 31、32 和 33,手柄 230 包括管状轴本体 231 和一体上部带

翼的保持部分 232。形成在杆的与带翼支架(holder)232 相反的底表面 233 中的是内驱动孔或通孔 234,其还由与具有星形轮廓的内驱动特征 236 相邻的挡块或突出部 235 所限定,内驱动特征 236 与转矩工具 210 的驱动特征 215 匹配。另一个星形轮廓的驱动特征 239 与顶表面 238 相邻但仍沿着孔 234,但是其比驱动特征 236 小。该驱动特征 239 被尺寸设置和形成为与杆驱动器 250 配合。

[0140] 如图 32-35 中所示,外科人员将反转矩工具 220 安装在转矩管 210 上,其中突起 228 插入槽 74 中直到表面 223 与接收件顶表面 73 接靠,随后手柄 230 与转矩管 210 配合,星形轮廓驱动特征 236 向下滑动经过转矩管外特征 215 且转矩管顶表面 214 与内突出部 237 接靠。保持反转矩手柄 222,使用者扭转转矩手柄 232,驱动转矩管底表面 213 向下至插件 14 顶表面 165,最佳地如图 34 中所示。转矩管可仅前进有限的距离,当插件向下移动至要求的位置时,通过管本体 211 与接收件顶壁表面 73 接靠,以导致插件 14 和杆头部 8 之间的摩擦配合、非松弛关系。具体地,插件 14 向下移动该要求的量在插件外表面 159 与接收件内圆柱表面 95 之间形成压配合,在表面 159 和 95 处将插件 14 锁定在接收件 10 上。插件 14 的该向下移动还使得截头锥形表面 97 被压靠在与插件底表面 164 接近的插件下套爪外表面 160 上,这相应地使得插件套爪内表面 178 与杆头部球形表面 34 摩擦地接合。参考图 35,接着使用者将驱动件反转并将转矩管 310 向上稍稍移动离开插件 14。这时,插件不会向后向上移动,除非被工具(未示出)向上推动,该工具与插件翼 168 接合并推动插件 14 从与接收件 10 在表面 95 和 159 处的压配合脱离。如图 36 中所示,当工具被移除时,使用者已知插件 14 被锁至接收件 10,但是如所示标识条“xx”处于与接收件标识条“x”对齐所以插件 14 与杆成非松弛、可移动摩擦配合关系。这时,保持件 12 还可关于接收件的轴线 B 旋转,允许使用者将切口 149 和凹进表面 150 设置在要求的位置用于将来相对于接收件 10 的杆铰接。

[0141] 参考图 37-38,现可将骨螺钉组件 1 驱动进入脊椎 17。现在,如图 37 中所示,转矩管 210 被装配至驱动器 250 和手柄 230。驱动器 250 包括与底表面 252 相邻的驱动特征 251。驱动特征 251 被尺寸设置和形成为与杆 4 的驱动部件 46 匹配。与顶表面 253 相邻的是星形轮廓的驱动特征 254,其被尺寸设置和形成为与手柄 230 的特征 239 匹配。如图 38 中所示,手柄 230 与转矩管 210 和驱动器 250 二者匹配,用于将杆本体 6 驱动进入脊椎 17。接着将工具移除,且最终柱 21 和封闭顶部 18 被插入组件 1,如图 39 中所示。

[0142] 通过驱动器 260 将封闭顶部 18 驱动进入接收件引导和前进结构 72,该驱动器 260 在其底表面 260 附近具有驱动特征 261 且在顶表面 263 附近具有星形轮廓驱动 264。参考图 40 和 41,该反转矩工具 220 再被安装至接收件 10 上。这时,将封闭顶部驱动器 260 插入反转矩管 221,且驱动手柄 230' 被安装在封闭顶部驱动器 260 上。驱动手柄 230' 与前述手柄 230 基本相似,具有与封闭顶部驱动器上驱动特征 264 匹配的驱动特征 239'。参考图 42 和 43,随着封闭顶部驱动 260 旋转,封闭顶部 18 引导和前进结构 182 与接收件引导和前进结构 72 完全匹配,使得封闭顶部 18 向下移动至柱 21,该柱相应地向下压在插件 14 上,将插件更深地压至接收件 10 中,将插件 14 锁靠在杆头部 8 上,杆头部 8 不再相对于接收件 10 枢转。如图 43 中所示,由于现在标识条“xx”位于接收件标识条“x”的下方,所以使用者知道组件 1 的整个多轴机构被完全锁定。

[0143] 图 44 是根据本发明的实施方式完全锁定骨螺钉组件 1 的另一个示意图。当插件

14 压靠在杆头部 8 上时,头部 8 压靠在保持件 12 上,将保持件 12 向外压靠在接收件 10 上,其中分层表面 120 压靠并完全向下座靠在接收件阶梯状表面 104 上。边缘 148 和 148' 插入杆球形表面 34。可预见保持件 12 可形成额外的边缘表面用于与杆头部 8 摩擦接合。

[0144] 如果外科医生希望进一步操作杆用于分离、压缩或其它原因,封闭顶部 18 可如图 45 中所示地松开。然而,这时,接收件不能倾斜或者另外地相对于杆 4 成角度地操作。组件 1 有利地如坚固的单轴螺钉那样工作,无论杆 4 相对于接收件 10 的方向如何。

[0145] 参考图 46,所示的组件 1 处于摩擦、配合但未锁定位置,其中杆 4 被设置成相对于接收件 10 成一角度。图 47 示出了使用与图 40-42 中所示相同的工具来将图 46 的组件锁定在该要求的角度方向。

[0146] 图 49-55 示出了将骨螺钉杆 4 驱动进入脊椎 17 的“活体”(in vivo)方法,随后是将其“套(popping)”至接收件、保持件、插件组件上,接着将得到的组件 1 锁定至相对于柱 21 和封闭顶部 18 的要求的位置。具体地,图 48 和 49 示出了使用驱动器 250 和配合手柄 230 来将杆 6 驱动进入脊椎 17。参考图 50 和 51,如参考图 21-36 所说明地组装的接收件 10、保持件 12、插件 14 和转矩管 210 被安装在已经植入的杆头部 8 上。参考图 52 和 53,可将插件 14 设置成在杆 4 相对于接收件 10 铰接或枢转之前或之后而与杆头部 8 非松弛地摩擦配合,转矩管 210、反转矩管 220 和手柄 230 这些工具如之前所述说明的方式使用。接着,可如图 54 中所示将柱和封闭顶部 18 插入,随后如图 55 中所示通过驱动器 260 和其它工具锁定。如图 56 中所示的所得到的组件示出了当杆 4 枢转至保持件 12 的切割部分 150 中时大约三十度的增大的铰接角度。图 57 示出了当杆 4 以从切割处 150 离开的方向枢转时杆与接收件大约成十八度的角度。

[0147] 图 58 和 59 示出了将可选的优选角度接收件 10' 用于图 1 中所示的组件的另外构件,得到骨螺钉组件 1'。接收件 10' 与接收件 10 相同,除了接收件 10' 还包括在底表面 108 处的相反的切割部,提供了用于接收杆 4 的部分的凹进表面 109',得到在杆 4 和接收件 10' 之间的可达到四十度的倾斜角度。

[0148] 参考图 60-71,根据本发明的实施方式的多轴骨螺钉组件 1 和 1' 可用于纵向连接元件组件,其有时被称作可包括一个或多个套筒(大体以 304 指示)的“软”或“动态”连接件,如图 60 中所示,套筒在其一侧或两侧具有不同长度的管状延伸且还与内张紧绳 306、一个或多个缓冲器 314、一个或多个隔离垫 316 配合,并且在连接器中可包括一个或多个端挡块 310 或者固定器用于将绳固定至连接器组件而不将绳直接固定至骨锚。在申请人的申请日为 2010 年 6 月 15 日的美国专利申请第 12/802,849 号(美国公开号 2010/0331887)中说明了多种该连接件构件,在此结合其作为参考。参考图 60,示出了大体以 304 指示的四个不同套筒,各套筒仅在其一端或两端的管状延伸部长度方面不同。例如,套筒 304A 在其一端包括一个短的管状延伸部;套筒 304B 包括相反的短的管状延伸部;套筒 304C 在其一端包括一个较长的管状延伸部;且套筒 304D 在其两端包括相反的较长的管状延伸部。例如,在图 66-70 中还详细地示出了套筒 304A。例如,在图 61 和 62 中示出套筒 304B 与骨螺钉组件 1 装配。例如,在图 61 和 69 中以及在图 66 和 68 中以虚线示出绳 306。例如在图 66、68 和 69 中示出了缓冲器 314。在图 63-66、68、69 和 71 中示出了隔离垫 316。

[0149] 具体地,这里说明了硬的套筒 304A,应注意,所有的套筒 304 具有相同或相似的特征且仅在管状延伸部方面不同。套筒 304A 包括本体部分 334,其大体被尺寸设置和形成为

被接收在多轴骨螺钉 1 接收件 10 中且围绕绳 306。通孔 336 居中延伸通过本体部分 334，孔 336 被尺寸设置和形成为滑动地接收绳 306。在本体部分 334 的任一侧的是一对相反地间隔开的部分径向延伸的法兰 338。法兰 338 具有上和下平坦表面。上平坦表面 339 可与隔离垫 316 的唇缘接触，如下文中将更详细地说明。本体部分 334 还包括环形平坦顶表面 340，基本圆柱底表面，和与底表面相邻的相反的平坦表面，以及与平坦表面 340 相邻地设置并从其中间地向外延伸的相反的部分圆柱的或另外地突起的部分 344，用于配合和接合骨螺钉插件 14 和封闭顶部二者，该封闭顶部例如是图 67 中所示的封闭顶部 18，如下文中将更详细地说明的。因此，顶部环形表面 340 部分地限定各突起部分 344。本体 334 被尺寸设置和形成为紧密地配合在插件 14 和骨螺钉接收件 10 的内壁表面中。部分 344 用于将套筒 304 居中设置在插件 14 中，且因此在骨螺钉接收件 10 中，还有利地增强了套筒，导致了更好的载荷传递。可预见在一些实施方式中，由于可通过单个或多个部分 344 来将套筒相对于骨螺钉接收件 10 居中，所以法兰 338 可被减少或者取消。

[0150] 在图 60 和 70 所示的实施方式中，各法兰 338 具有一对相反的圆柱外表面部分 346、平坦顶表面 339 和平坦底表面 347。套筒 304A 还包括一个外平坦环形表面 348，其被尺寸设置和形成为用于直接接靠在缓冲器或隔离垫上，例如如图 69 中所示。孔 336 延伸通过平坦表面 348。在其相反端，套筒 304A 包括管状延伸部 349。可包括朝向法兰弯曲的多种弯曲过渡表面。法兰中的一个的顶平坦表面 339 还沿着管状延伸部 349 延伸，其中孔 336 延伸一直通过延伸部 349。

[0151] 本体 334 的基本圆柱形的下表面被尺寸设置和形成为当插件被放置在接收件 10 中时由插件鞍形表面 174 紧密地接收。接近顶部本体表面 340 且还与各法兰 338 相邻的是朝向内弯曲或成圆弧的表面 356，其被尺寸设置和形成以提供间隙用于接收封闭顶部 18 或者可选的图 62 中所示的封闭顶部 18'。应注意法兰的本体部分 334 以及内表面可被尺寸设置和形成为可接收在和可摩擦地固定至多种单轴或多轴螺钉头部或接收件，包括但不限于，接收件 10。

[0152] 具体地参考图 60 和 68，孔 360 在顶表面 340 处形成在本体 334 中，且居中设置在法兰 338 之间。孔 360 横向于且与通孔 336 连通。孔 360 被尺寸设置和形成以将封闭顶部 18' 的绳穿过延伸部分 317 接收在其中，最佳地如图 62 中所示。在图 68 中，示出了套筒 304 与封闭顶部 18，例如，示出了顶部 18 没有向下延伸进入通孔 360，允许绳 306 在孔 336 中自由滑动。

[0153] 参考图 63-69，示出了套筒 304A 被装配至骨螺钉 1，且延伸部 349 穿过管隔离垫 316 的孔而被接收。图 63 示出了设置在骨螺钉 1 的任一侧上的隔离垫 316，而图 66、68 和 69 示出了与套筒 316 在其一侧配合的套筒 304A，以及在其相反侧配合的缓冲器 314。套筒和隔离垫都围绕绳 306。

[0154] 再如图 64 和 65 中所示，隔离垫 316 包括大体椭圆形的管状本体部分 365，其具有被设置成接近本体 365 的上部分的通孔 366，其中孔 366 的一部分由上条部或盒形部分 367 限定，上条部或盒形部分 367 由平坦表面限定且具有顶部槽 368。所示的下本体 365 还包括一个或多个槽。上多角形部分 367 被尺寸设置和形成为接靠接收件 10 的臂 62 的前或后平坦外表面，该接收件 10 被设置成接近接收件 10 的顶表面，而下本体部分 365 接靠接收件底座 60 平坦表面 59。孔 366 被居中设置在与上部分 367 相邻的本体部分 365 的弯曲侧之间。

然而,底部弯曲表面 369 从孔 366 间隔开比侧表面更远,导致接近底表面 369 的隔离垫部分或壁比接近上部分 367 的侧表面处的更厚。本体部分 365 还包括相反的、平坦的、平行的前 371 和后 372 外表面。顶部分 367 还包括相反的平坦、平行前 373 和后 374 外表面,其伸出或突出超过各表面 371 和 372。在所示的实施方式中,需要将夹具用于帮助切割隔离垫 316 以得到顶部分 367 的伸出特征,其示出为在隔离垫 316 的两端。例如,在进行测量之后,使用者通过夹具切割位于槽 368 的相反侧的表面 372 和 374 以将隔离垫 316 切割为要求的长度,从而使得表面 374 延伸出超过表面 372,如图所示。

[0155] 返回至图 61,示出了骨螺钉 1 装配至硬的、无弹性的、带法兰的套筒 304B,其被尺寸设置和形成为用于接收张紧的绳 306,该套筒和绳可以是纵向连接件组件或系统的一部分,如在美国专利申请第 12/802,849 中所述。在图 62-69 中还示出了配合的端部绳阻断器或固定器 310,以及示出具有折断头部 312A 的绳固定定位螺钉 312,弹性端缓冲器 314 和可以是弹性的或无弹性的隔离垫 316。如上所述,可在与槽 368 相反的端将隔离垫 316 切割为要求的长度。绳阻断器 310、缓冲器 314 和隔离垫 316 分别被设置成围绕绳 306 上,通常隔离垫 316 被设置在整体组件(未示出)的各对骨锚 1 之间,该整体组件至少包括两个骨锚,如骨锚 1,但可包括任何数量的骨锚,其中绳 306 至少在任一端固定,位于终端或端部骨锚或者位于端部阻断器 310 或诸如绳或硬质杆连接件等的其它固定元件。在图中所示的管缓冲器 314 和隔离垫 316 是透明的,允许看见套筒 304。然而,可预见在其它实施方式中,缓冲器和隔离垫可由不是透明或半透明的材料制成。

[0156] 例如,还如图 62 和 67 中所示,使用了至少两种类型的骨螺钉封闭件,如上文关于组件 1 说明的移动或滑动封闭顶部 18 或者绳抓持封闭顶部 18'。封闭顶部 18 与顶部 18' 的区别仅在于顶部 18' 不包括底部边沿或底部点,而图 62 中所示的绳固定或穿过延伸部 317 具有用于刺入绳 306 中的底部点或销 318。移动或滑动封闭顶部 18 与各套筒 304 接合,但不与绳 306 接合,让绳在多轴螺钉 1 中移动或滑动。该抓持封闭顶部 18' 在孔 360 处延伸通过套筒 304,且在一些实施方式中部件 317 将绳 306 固定靠在限定套筒 304 的孔 336 的内表面上,且因此将绳 306 相对于与封闭顶部 18' 匹配的多轴螺钉 1 固定。

[0157] 如图中所示,套筒 304 (以及绳阻挡器 310) 可包括在其一侧或两侧的管状延伸部,其可被尺寸设置和形成为延伸进入隔离垫 316 或缓冲器 314 的内腔或孔。期望该与套筒重叠的隔离垫提供用于连接元件的额外的抗剪切支撑。所示的套筒还包括插管(cannulation)孔 360A,用于多种非侵入式外科技术。缓冲器 314 还围绕绳 306 延伸,且通常由弹性体制成,而外隔离垫 316 尽管通常是弹性体的,可由具有不同硬度的材料制成,通常(不总是)比缓冲器 314 的材料更硬和较不易压缩。套筒 304 以及在一些实施方式中的隔离垫 316 通常由硬的、非弹性材料制成,例如金属或金属合金,例如钴铬。套筒 304 的带法兰部分位于骨螺钉接收件 10 的任一侧上,该法兰直接接靠在隔离垫 316 或缓冲器 314 上,该法兰径向地向外延伸至一程度以完全地接合相邻隔离垫或缓冲器的端部,得到在连接件组件的各元件之间的稳定的、可靠的、基本完全的接触。此外,在一些实施方式中,如果需要,法兰允许在植入连接件之前对纵向连接件的组装和动态设置,其中绳 306 被设置成张紧且至少缓冲器 314 被压缩设置。在本发明的一些实施方式中,可在将纵向连接件组件套筒 304 连接至骨螺钉 1 之后,进行绳 316 的张紧和缓冲器 314 以及可选地隔离垫 316 的压缩。

[0158] 套筒 304,以及具有定位螺钉 312 的绳阻断器 310 可由多种无弹性材料制成,包括

但不限于金属,包括钴铬等的金属合金,以及非弹性塑料,包括但不限于塑料聚合物,例如聚醚醚酮(PEEK)、超高分子量聚乙烯(UHMWP)、聚氨酯,以及合成物,包括含有碳纤维和不同材料的层的合成物。

[0159] 本发明的纵向连接元件实施方式可以美国专利申请第 12/802,849 号中具体说明的方式而组装,在此接合该专利申请作为参考。应注意绳 306 通常比图中所示长很多,且在将其与连接件组件的剩余元件完全地组装之后,接着在接近其一端部处将其切割为一长度,张紧并固定至阻断器 310。在本发明的一些实施方式中,单独的阻断器、缓冲器/阻断器组合或者杆/绳连接件(或者其不同组合)可被设置在组件的任一端,且在组装之前预张紧的绳被植入且在已植入的骨螺钉 1 之间。在其它实施方式中,可将松散地组装的连接件设置成接触并位于植入的骨螺钉 1 之间,其中定位螺钉 312 与绳 306 接合足以防止元件从绳 306 的一端滑落。然而,在该组件中,绳 306 还没被张紧且因此各元件将沿着绳分散开,且绳将具有一长度从而在组件被固定至骨螺钉 1 之后该绳可被抓持并张紧。接着通过将各套筒 304 插入骨螺钉 1 中的一个而将连接件元件组件植入。套筒 304 被从顶部安装穿过接收件顶部开口,其中法兰 338 位于接收件通道 64 的外侧,套筒 304 被降低直到本体 334 位于插件 14 上,其中套筒突起 334 由插件臂接收并与其接合。

[0160] 接着将封闭顶部 18 或 18" 插入并前进至骨螺钉接收件 10 的臂之间,从而偏压或推靠各套筒 304。驱动工具(未示出)被插入在各封闭件驱动中,以旋转并驱动各封闭件顶部 18 或 18" 至各接收件 10 中,封闭件顶部的下表面接合并向下按压套筒 304 的顶本体表面 340。如图 67 中所示,当使用封闭件顶部 18 时,底边沿 190 插入顶部本体表面 340 中,但是封闭件不与套筒孔 336 中设置的绳 306 接合。如图 67 和 68 中所示,封闭件顶部 18 或 18" 向下移动至套筒 304 上,进而将套筒 304 按压至与插件 14 接合,插件 14 进而向下按压杆头部 8,将头部 8 锁在插件 14 与保持件 12 之间,保持件 12 向外压靠接收件 10。由于插件 14 是锁定和释放插件,所以插件 14 现在是在表面 95 楔靠接收件,且骨螺钉组件 1 的多轴机构现被锁定,即使封闭顶部 18 或 18" 被松开并从套筒表面 340 旋转离开。

[0161] 接着可将本领域已知的张紧工具(未示出)用于牵引并施加张力于绳 306 上。应注意如果将多于一个的抓持封闭件顶部 18' 用于连接件的任一端,则可初始地锁定一个顶部,且接着在张紧之后可锁定其它的,或者可选地,进行多于一个的张紧步骤。优选地,缓冲器 314 和端阻断器 310 被用于至少一端,且绳 306 优选地被张紧直到减震器 314 压缩,且接着使用与所示的定位螺钉折断头部 312A 接合的驱动工具(未示出)将定位螺钉 312 旋转并驱动进入阻断器 310 且抵靠绳 306,该定位螺钉折断头部 312A 在到达要求的力时将螺钉 312 折断。本发明的其它实施方式可包括不具有折断头部的螺钉 312。参考图 66,阻断器 310 有利地包括相反的槽(或者在一些实施方式中的平坦侧面),从而允许在张紧过程中设置用于保持阻断器的反转矩工具并将绳 306 固定在阻断器中。如在美国专利申请号第 12/802,849 中所说明的,定位螺钉 312 和阻断器 310 组合优选地包括有限的移动特征,使得定位螺钉被固定在牢固地保持但不损坏绳 306 的位置。该绳 306 最终被修剪至接近连接件的各端要求的长度。

[0162] 因此连接件组件基本动态地装载并相对于配合脊椎定向,提供了关于施加在组件和连接骨螺钉 1 上的弯曲、延伸、分散和压缩力的缓冲(如,减震)和受保护的移动。在根据本发明的连接元件的一些实施方式中,如果需要,可将套筒和杆组合用于组件的一端(或者

两端) 以提供硬的、非弹性长形部分用于连接至另外的骨螺钉, 从而提供具有动态弹性部以及较长的刚性非弹性部的连接元件。

[0163] 最后, 如果脊柱需要更加刚性的支撑, 可将该连接元件组件移除并以另一个纵向连接元件(例如实心柱或杆) 替换, 例如该元件具有与套筒 304 的本体部分相同的宽度或直径, 使用相同的接收件 10 和相同或相似的封闭结构 18。可选地, 如果需要较少的支撑, 则较低刚性的、更柔性的组件, 例如, 具有以比被替换的隔离垫和缓冲器更软和更易压缩的材料制成的隔离垫 316 和缓冲器 314 的组件也使用相同的骨螺钉 1 和封闭件 18' 以及封闭件 18。

[0164] 图 70 示出了在装配至还包括套筒 304A 的杆 4 之前的本发明的实施方式的骨螺钉组件 1 的部分。接收件 10 连接至转矩管 210, 且因此组件部分准备好在杆植入骨之前或之后“套”至杆头部 8。图 71 示出了使用如图 70 中所示的两个骨螺钉组件部分, 其装配有套筒 304A 且具有在安装一对预植入杆 4 之前安装在该套筒 304A 之间的绳 306 和隔离垫 316。

[0165] 图 72 和 73 示出了根据本发明的实施方式的可选的插件 14”。该插入键 14”与之前说明的插件 14 的形式和功能基本相同, 除了插件“14”被制成有较宽的干涉配合表面 159”和更厚、更坚固的插件臂。接收件 10”还被修改以与该更厚更坚固的插件 14”配合。

[0166] 参考图 74-94, 参考标记 1001 大体表示根据本发明的实施方式的可选的、单平面骨螺钉装置或组件。组件 1001 包括杆 1004 ; 接收件 1010 ; 开口分层保持件 1012 ; 锁定摩擦配合压力插件 1014。在组件 1001 和组件 1 之间有很多相似之处。实施方式 1 与 1001 之间的不同主要在于杆 1004 和保持件 1012。接收件 1010 与接收件 10 的区别仅在于接收件 1010 包括向内延伸的凸起 1105 用于将保持件 1012 在接收件中保持在要求的位置, 阻挡保持件相对于接收件 1010 的任何旋转。该摩擦配合插件 1014 与插件 14 相同。

[0167] 参考图 75-80, 该单平面杆 1004 包括本体 1006, 具有外球形表面 1034 的基本球形的头部 1008, 其与之前说明的杆本体 6 和头部 8 基本相似。头部 1008 具有平坦环形顶表面 1039, 而不是截头锥形表面 39。形成在球形表面 1034 上的是大体以 1041 指示的相反的键部分(key portion), 其包括平坦的表面 1042, 以及朝向杆本体 1006 的下键延伸部或条 1043。平坦表面 1042 沿着延伸部 1043 向下延伸。侧表面 1044 在平坦表面 1042 与杆球形头部 1034 和杆颈部 1026 之间延伸。位于杆颈部 1026 上的指示条包括相反的宽条 1048 和窄条 1049 的对, 其让使用者适当地对准并将单平面杆 1004 “套”入保持件 1012。

[0168] 参考图 81-86, 单平面保持件 1012 包括之前所说明的保持件 12 的所有特征, 且还包括大体以 1154 指示的内键切割口以及外平坦表面切口 1152' 和 1153', 用于与接收件 1010 的对齐特征或凸起 1105 配合。内键切割口 1154 还由相对的平坦表面 1155, 在该平坦表面 1155 的两侧的弯曲表面 1156 和 1157 而限定, 该表面 1156 和 1157 形成高脚杯形状, 用于支撑杆键表面 1044 的单平面枢转。小的弯曲孔 1158 在保持件顶表面 1126 处切入平坦表面 1155。

[0169] 参考图 87 和 88, 保持件 1012 以与之前关于保持件 12 和接收件 10 说明的方式相似的方式而装载进入接收件 1010。然而, 当保持件 1012 如图 88 中所示倾斜时, 则保持件切口表面 1152 和 1153 必须被设置在接收件内凸起 1105 的任一侧。图 89 示出了单平面杆“套”至现在安装的单平面保持件。参考图 88 和 89, 杆必须被设置成使得杆平坦表面 1042 沿着保持件平坦表面 1155 向上滑动。参考图 91, 一旦杆头部 1008 通过保持件 1012 且被

捕捉,则键侧表面 1044 可沿着保持件表面 1156 滑动,允许杆 1004 关于接收件 1010 仅在一个平面铰接。由于接收件凸起 1105 的位置,铰接的单个平面与杆 1021 的长度直接对准,如图 90 中所示。之前关于组件 1 说明的所有其它植入和杆操作、摩擦配合和锁定步骤也适用于组件 1001。图 92-94 还示出了在单平面杆 1004 和保持件 1012 之间的可能的角方向的角度。因此,“套接式”单平面杆 1004 与锁定摩擦配合插件 1014 以及图 92-94 中所示的组件 1001 的其它构件配合,以提供杆相对于接收件的有利的预装配或活体杆装配,摩擦配合或非摩擦配合操作,且最后通过与上文关于组件 1 说明的相同的工具和操作步骤而锁定。

[0170] 应理解,尽管这里示出和说明了本发明的一些形式,然而其不限于这里所说明和示出的部件的具体形式或配置。

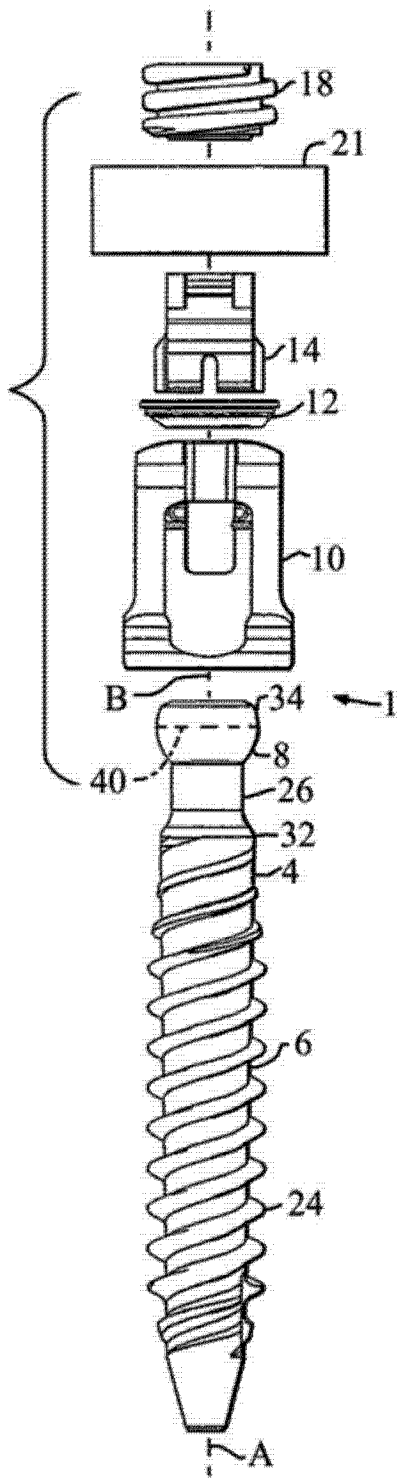


图 1

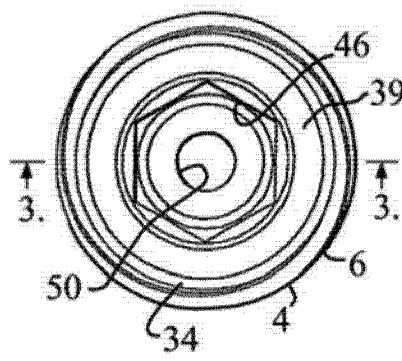


图 2

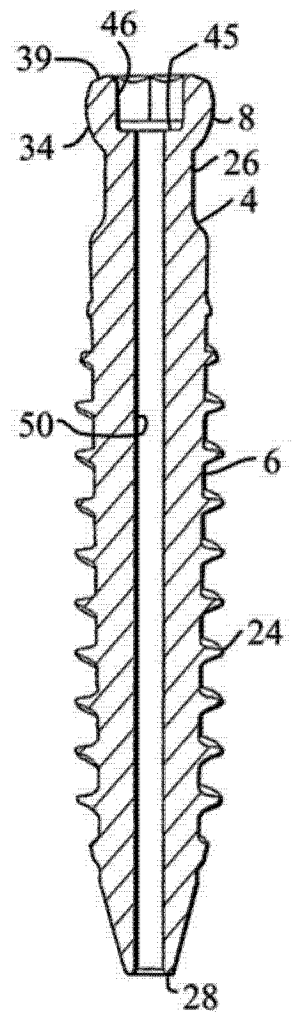


图 3

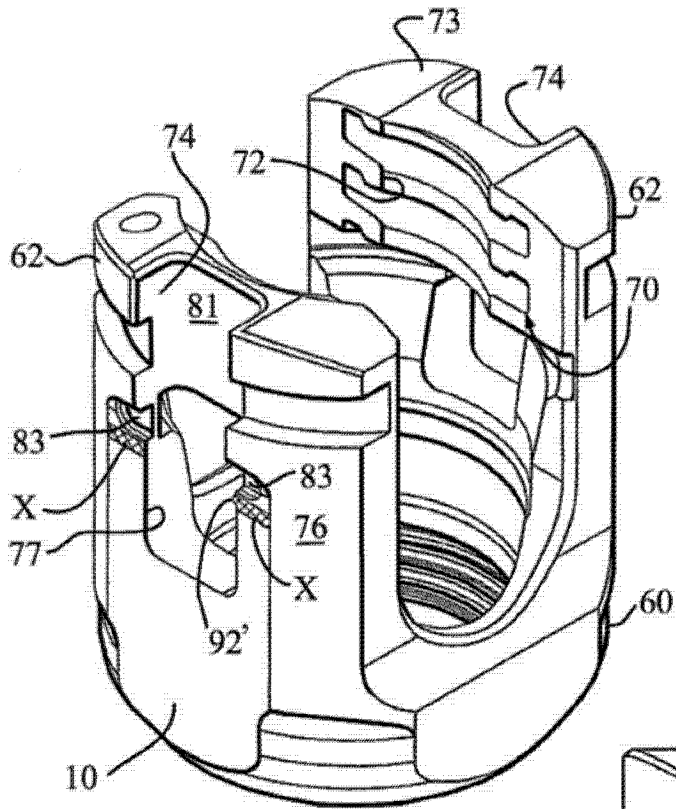


图 4

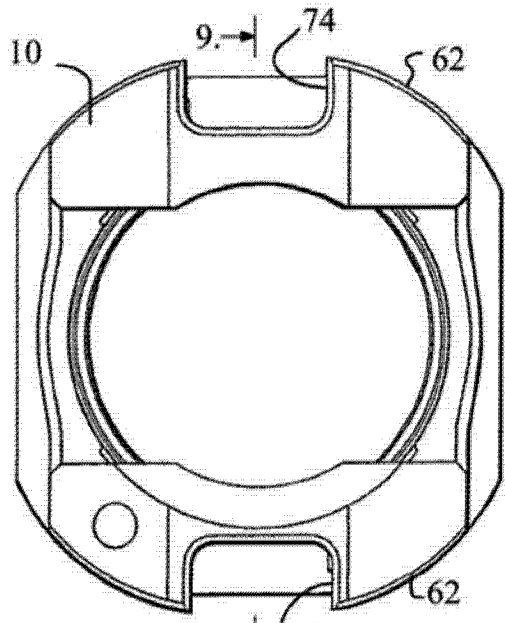


图 5

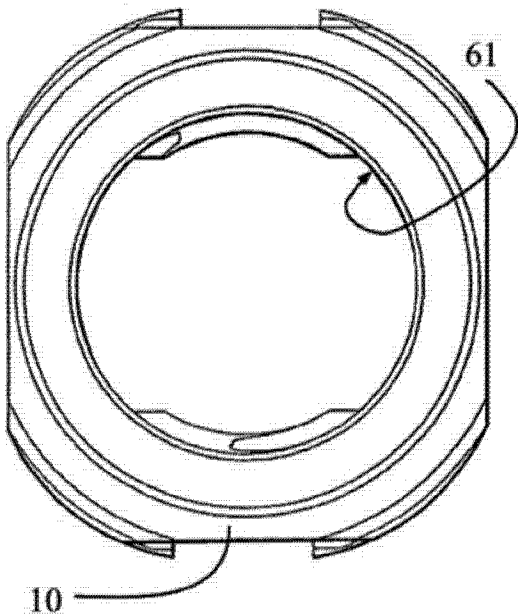


图 6

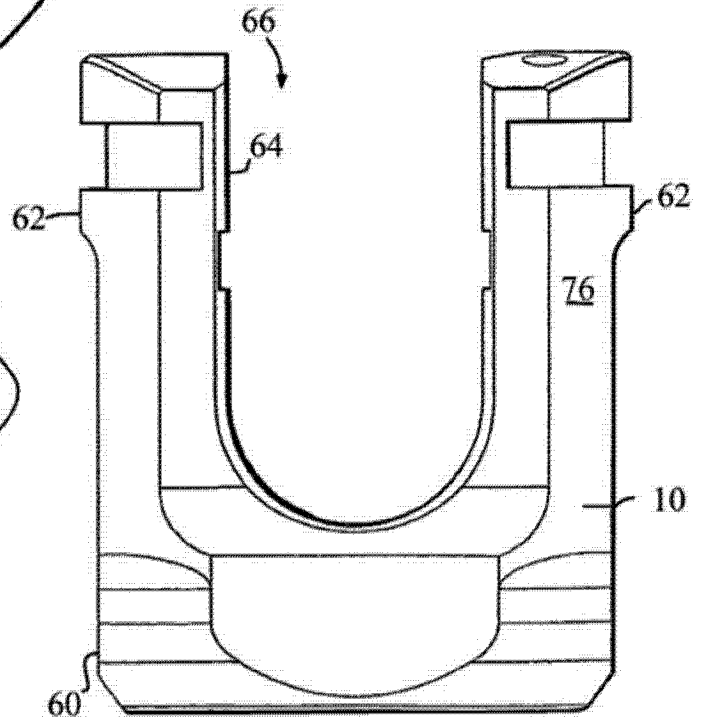


图 7

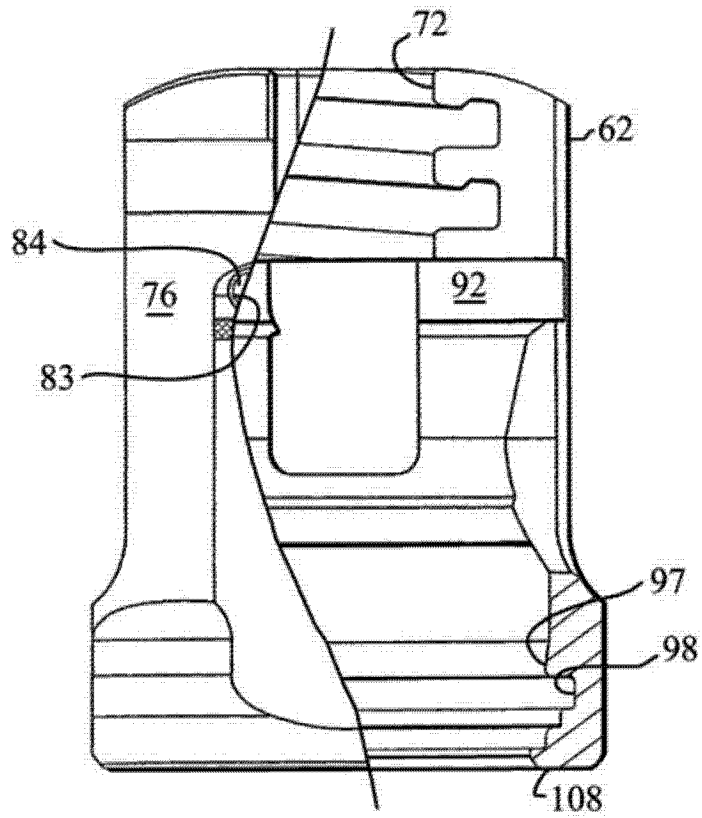


图 8

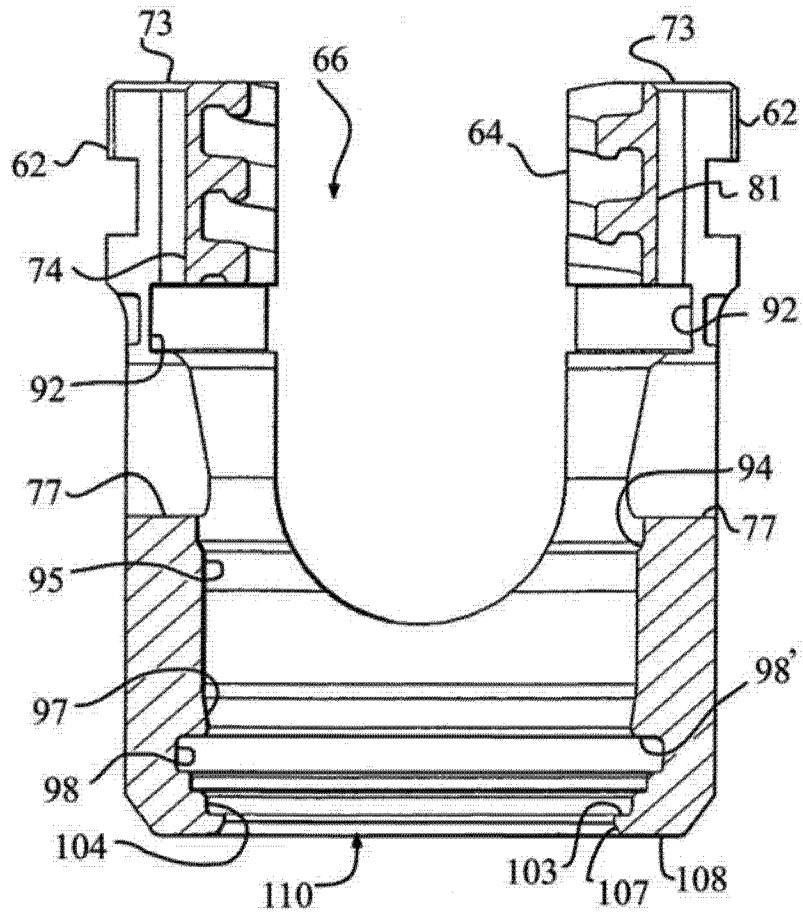


图 9

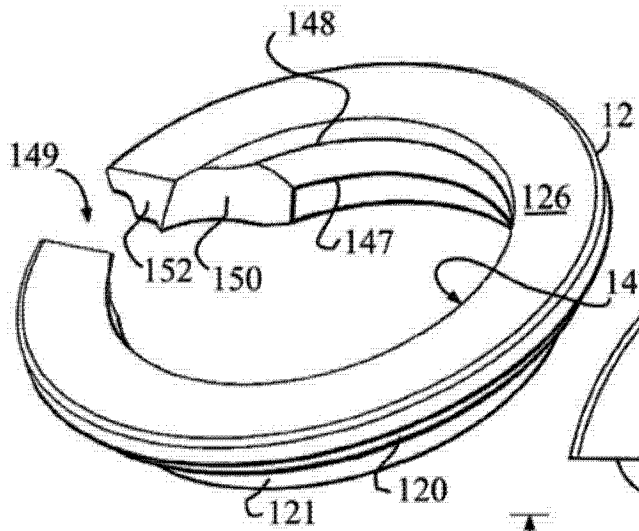


图 10

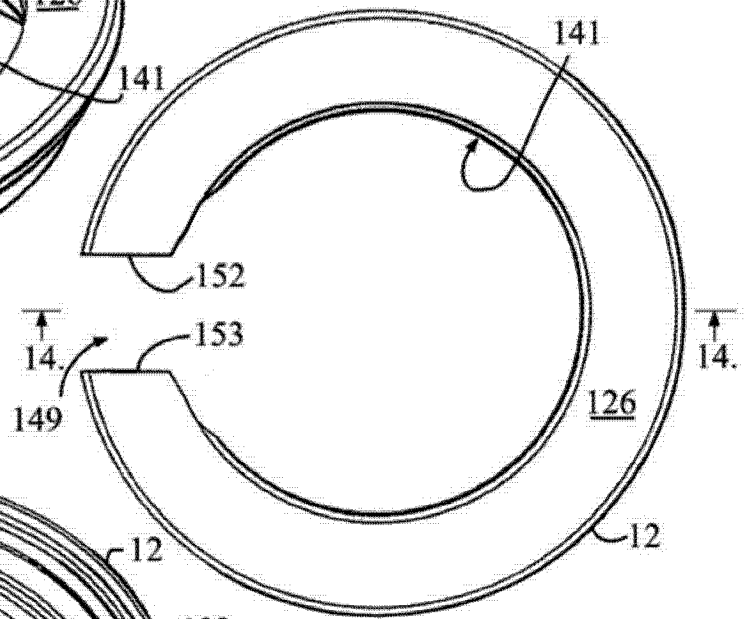


图 11

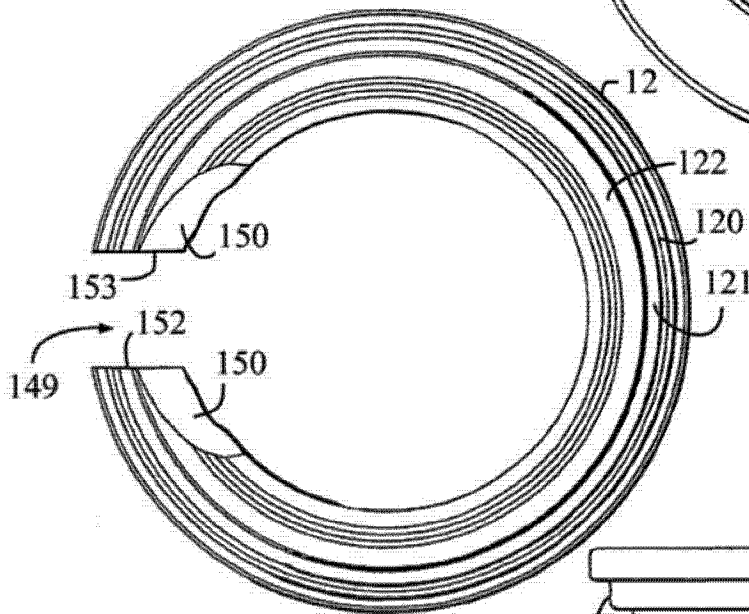


图 12

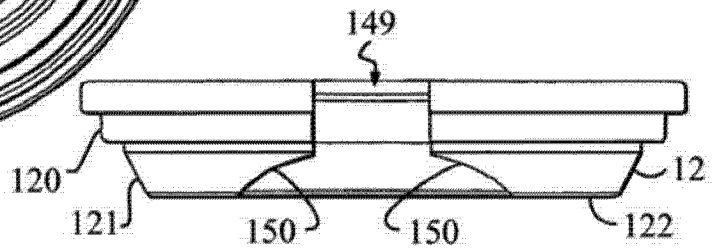


图 13

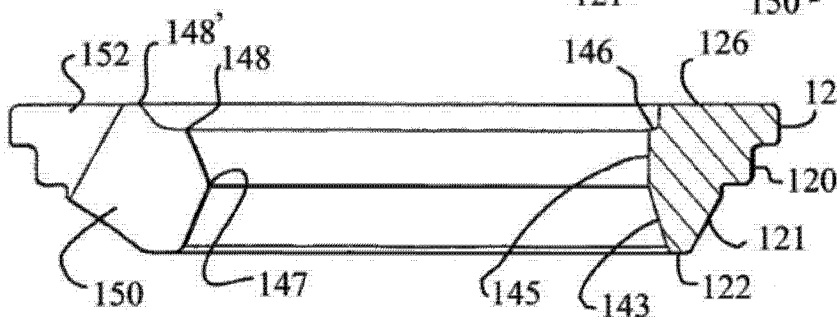


图 14

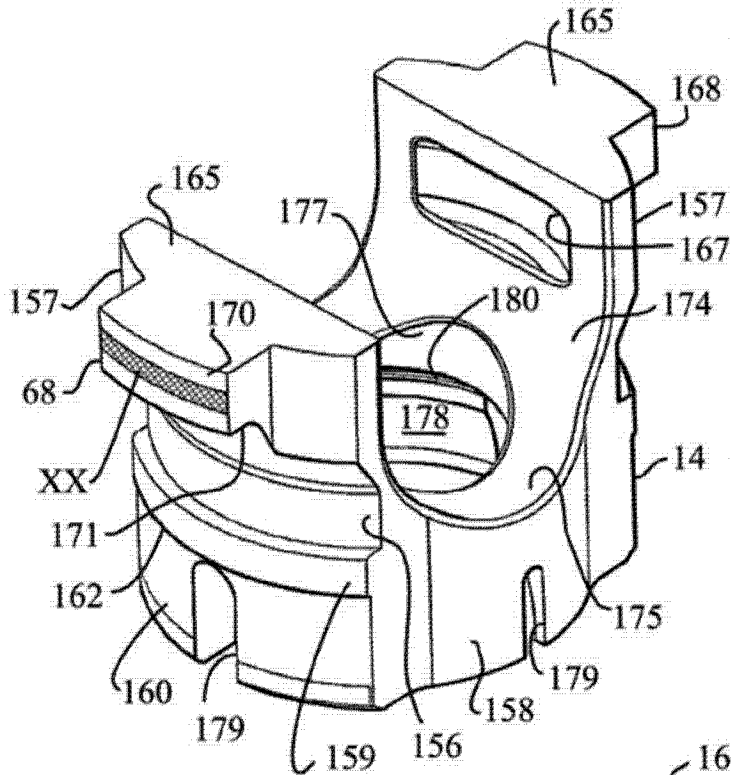


图 15

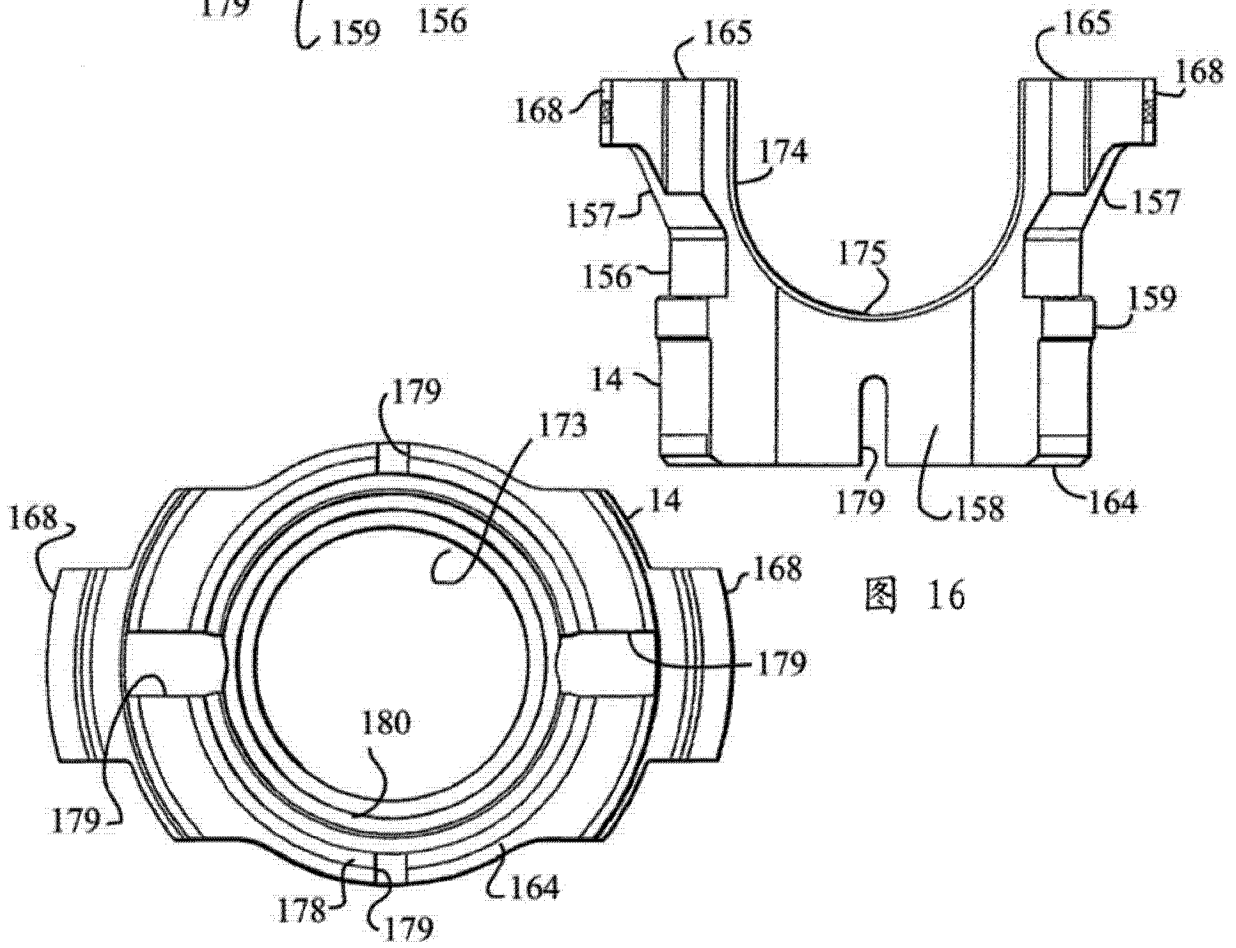


图 16

图 17

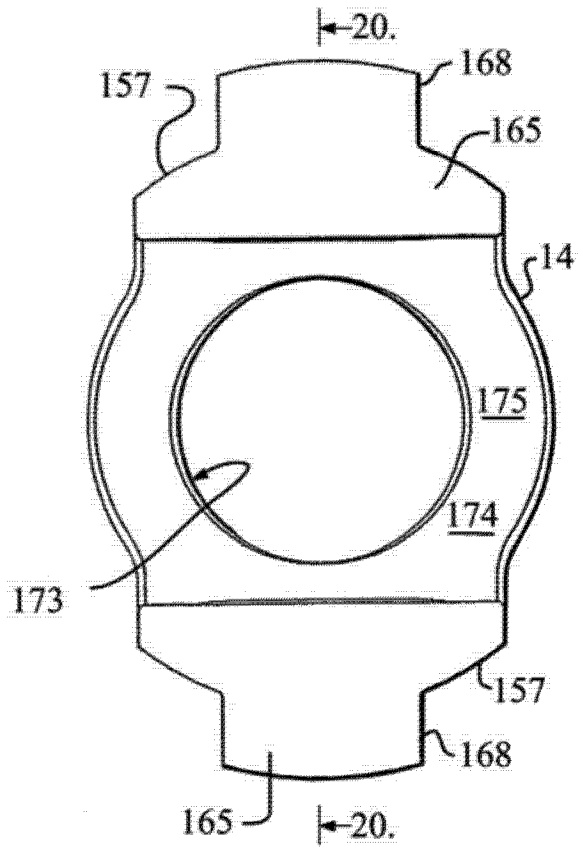


图 18

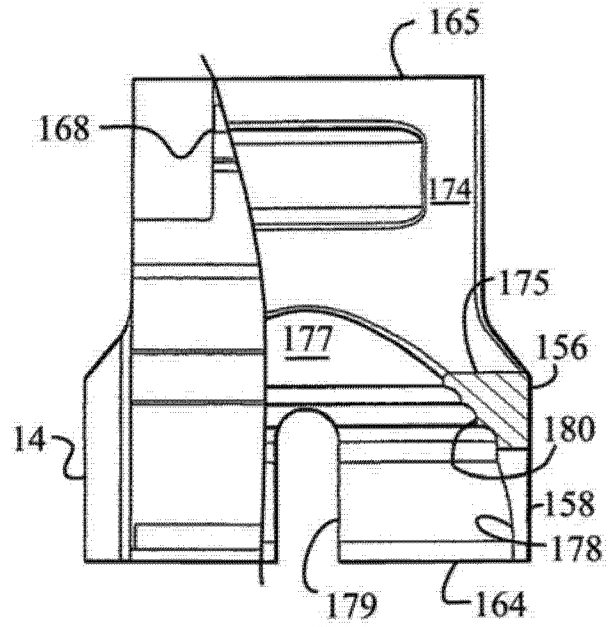


图 19

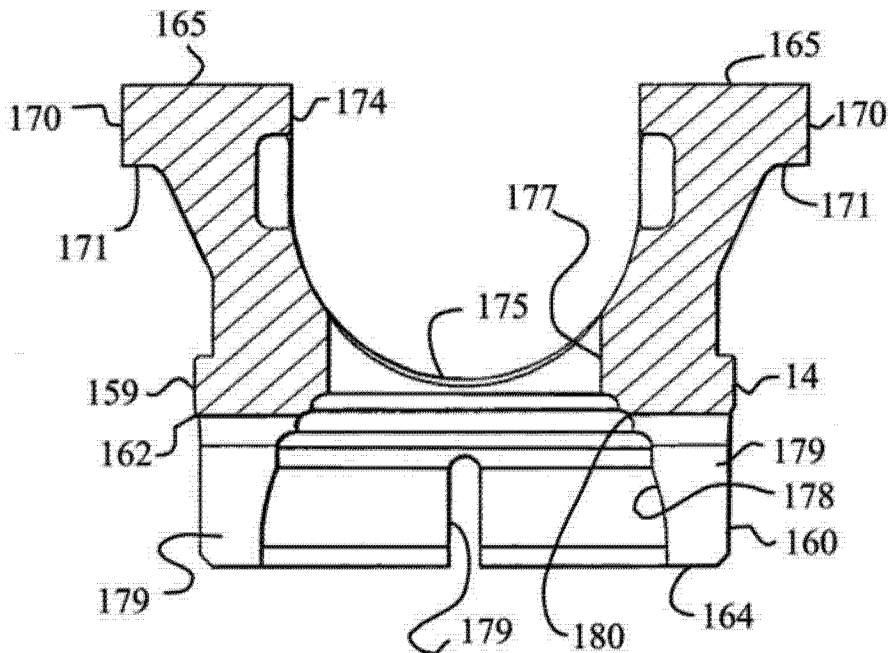


图 20

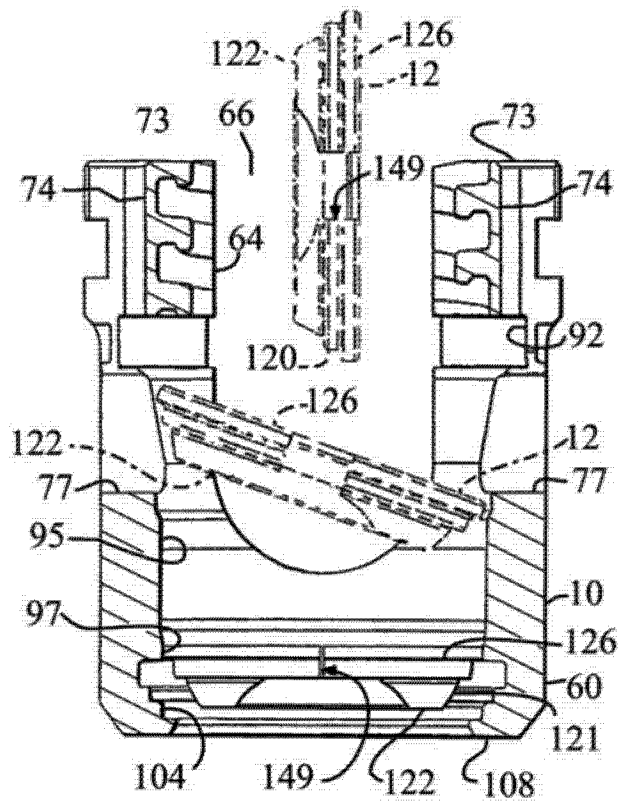


图 21

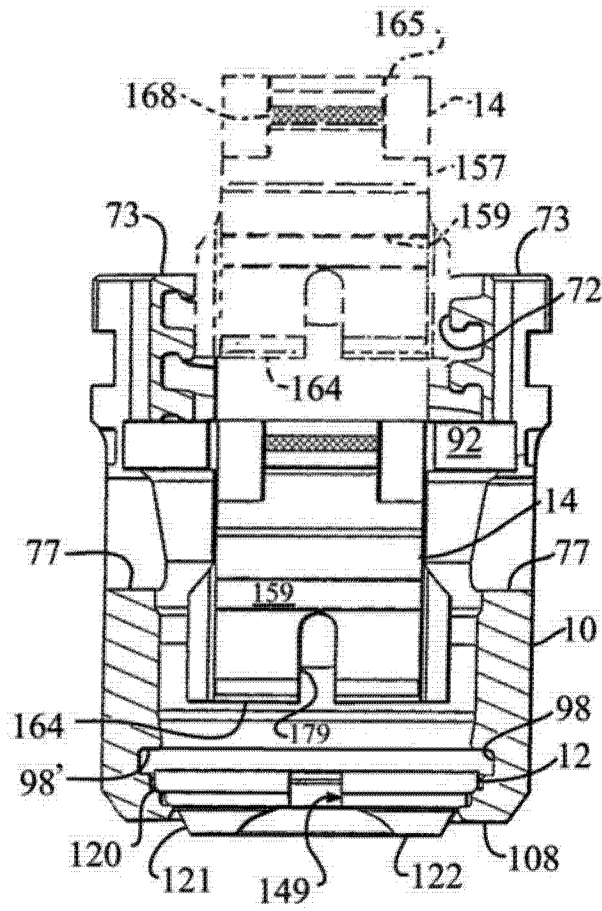


图 22

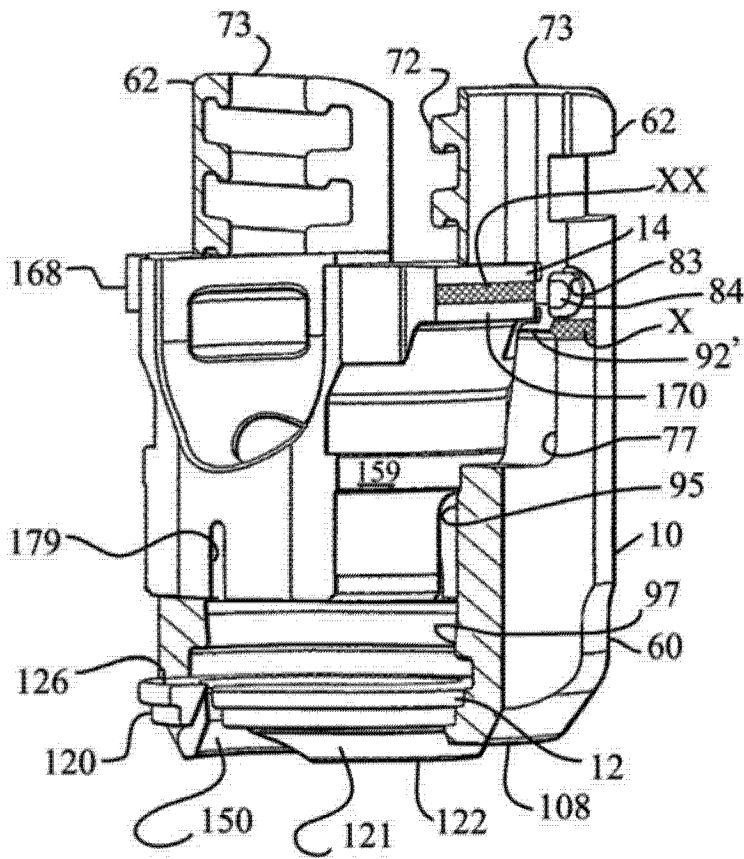


图 23

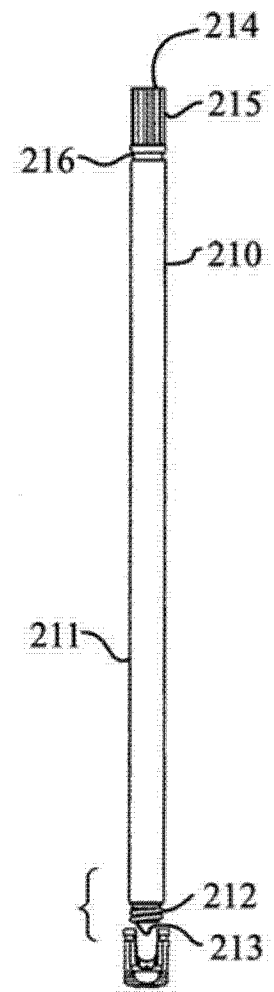


图 24

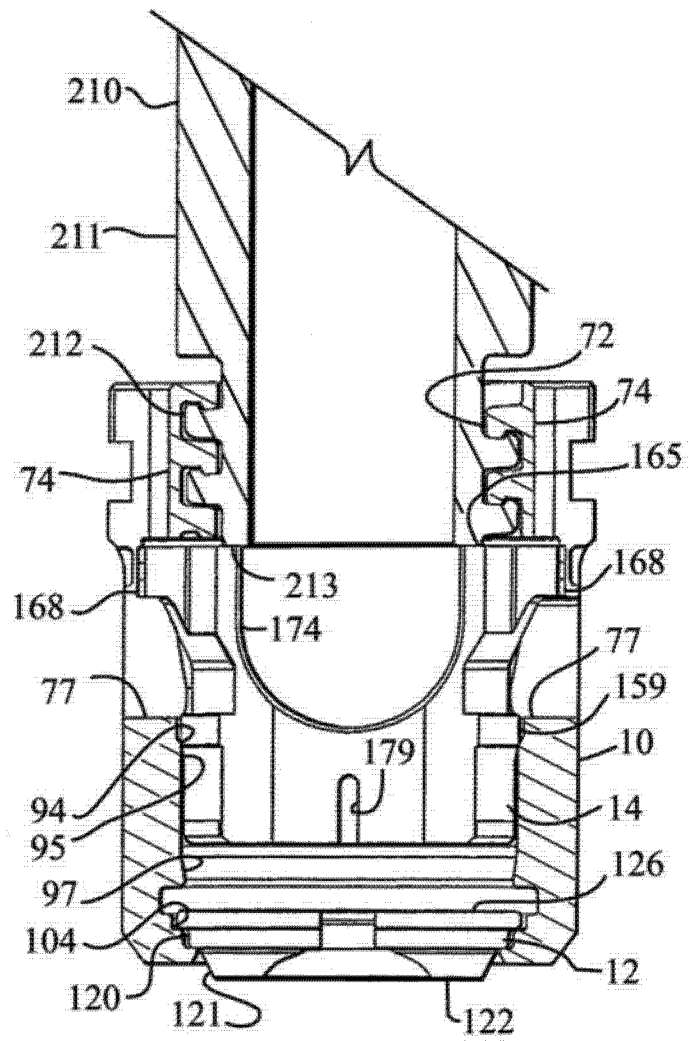


图 25

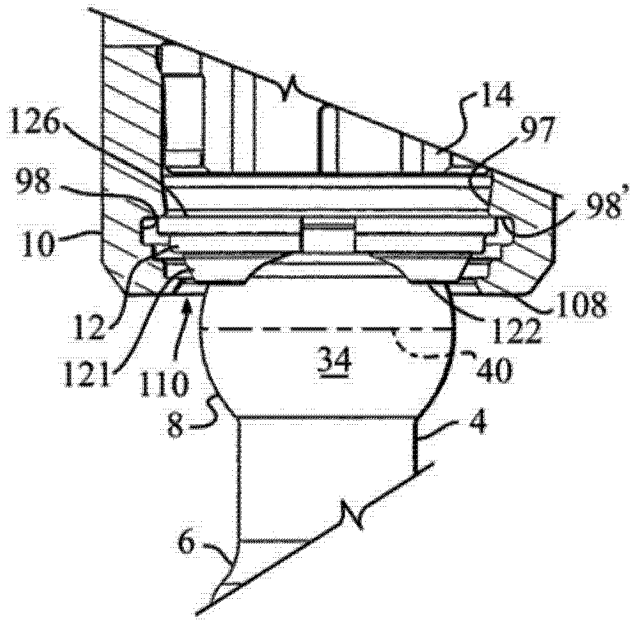


图 26

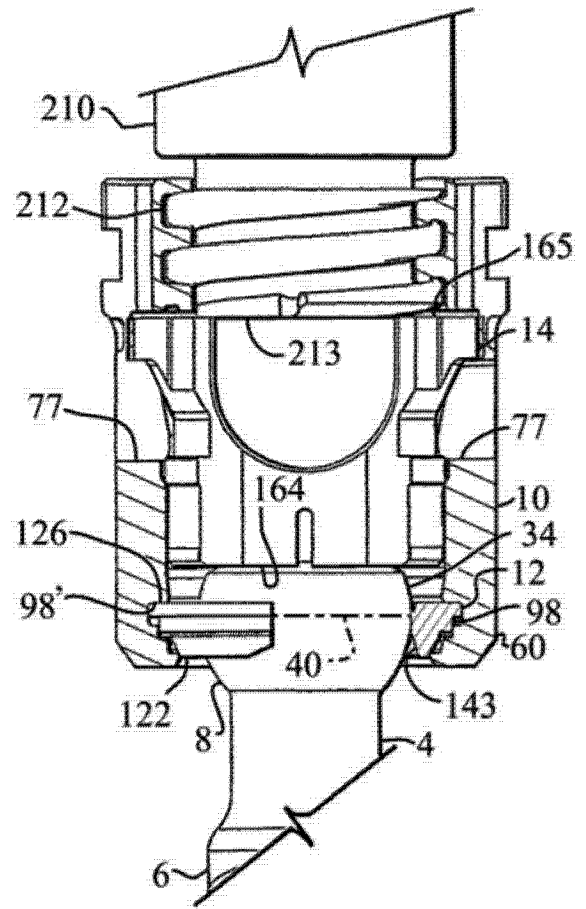


图 27

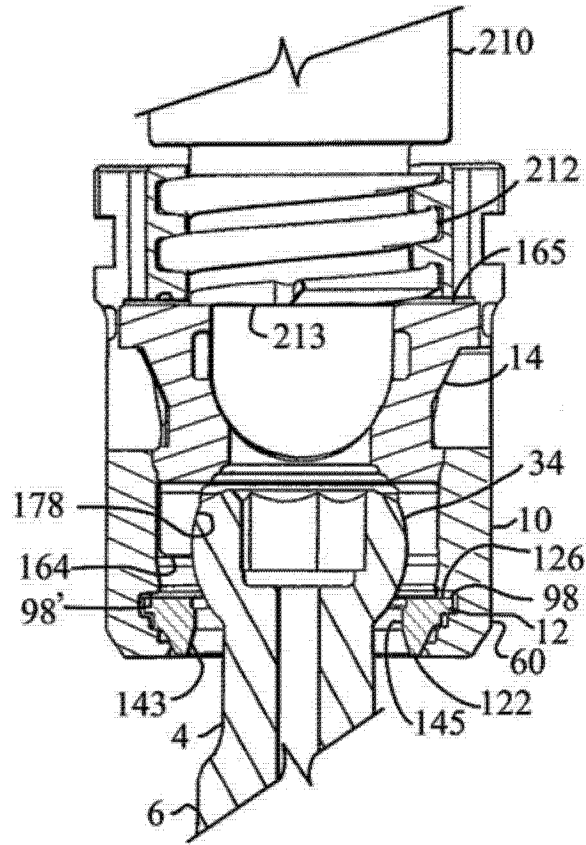


图 28

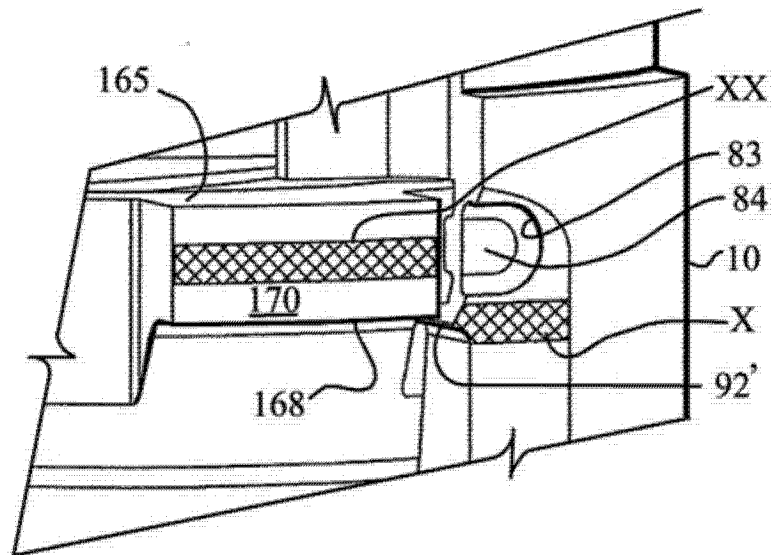


图 29

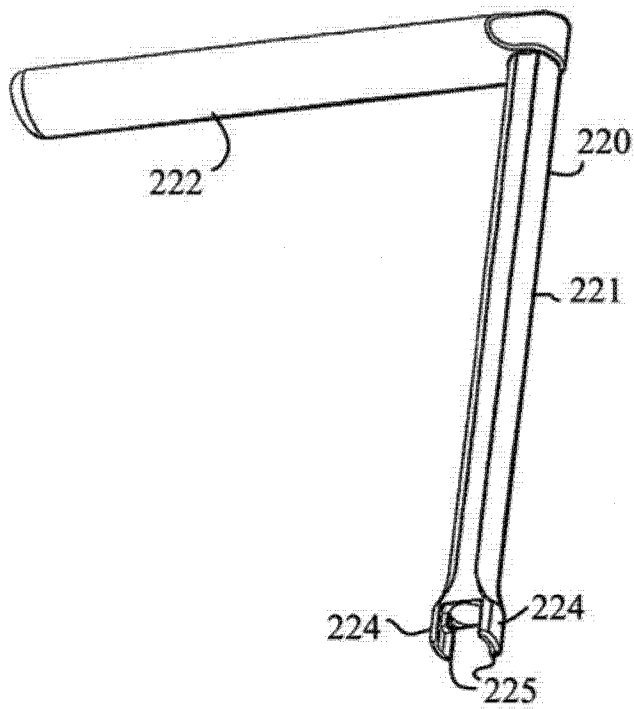


图 30

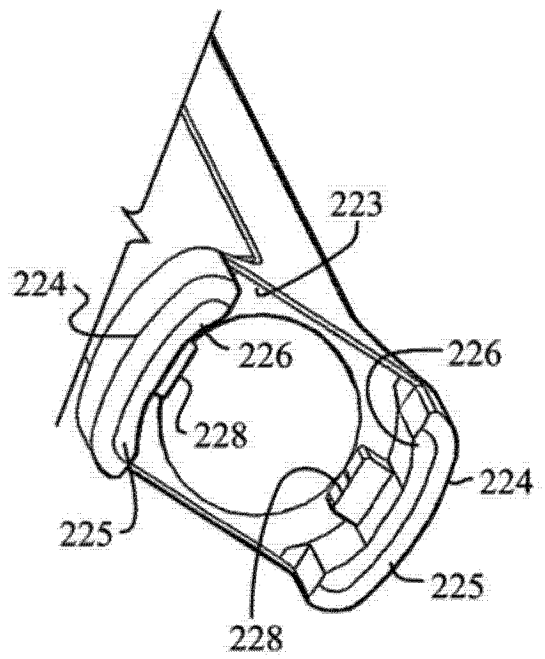


图 30a

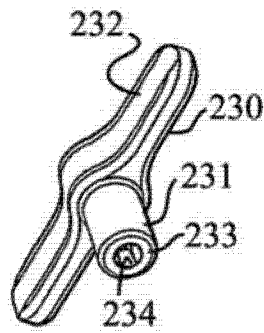


图 31

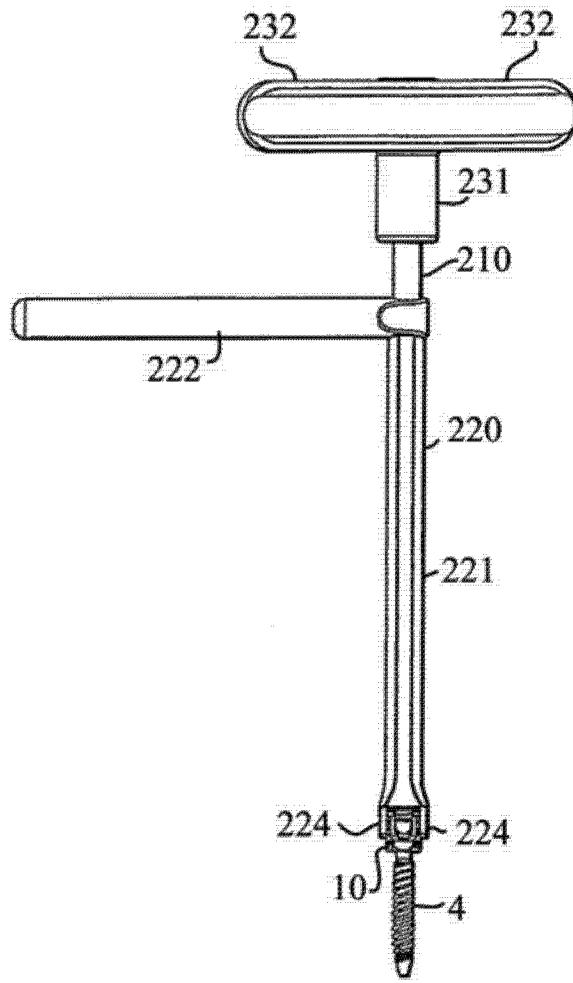


图 32

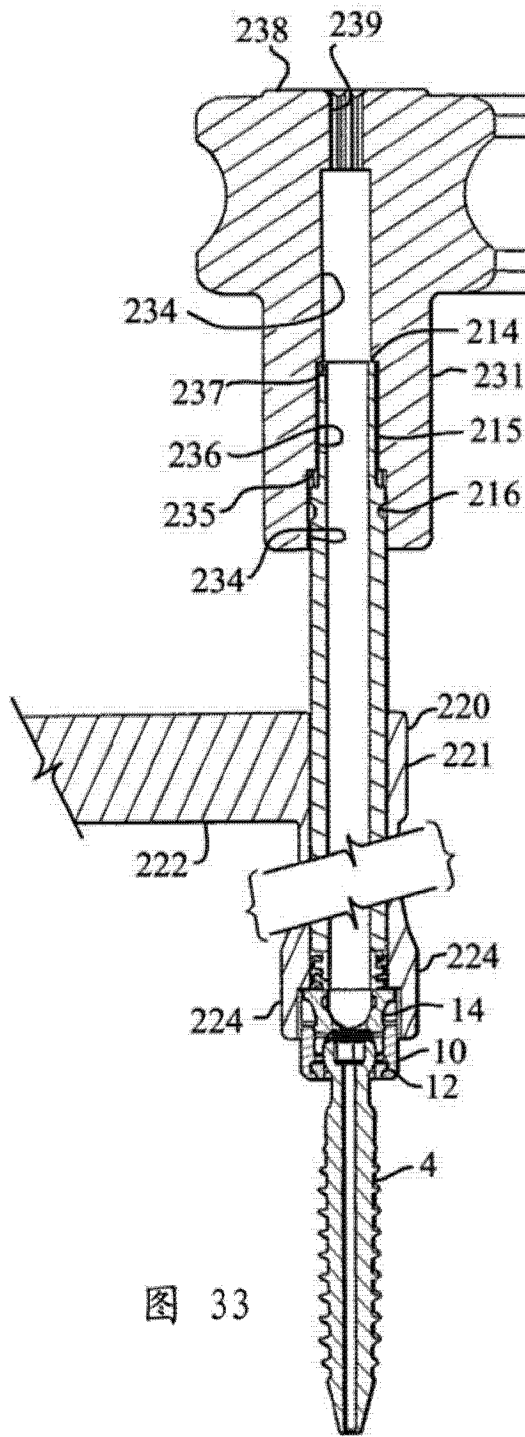


图 33

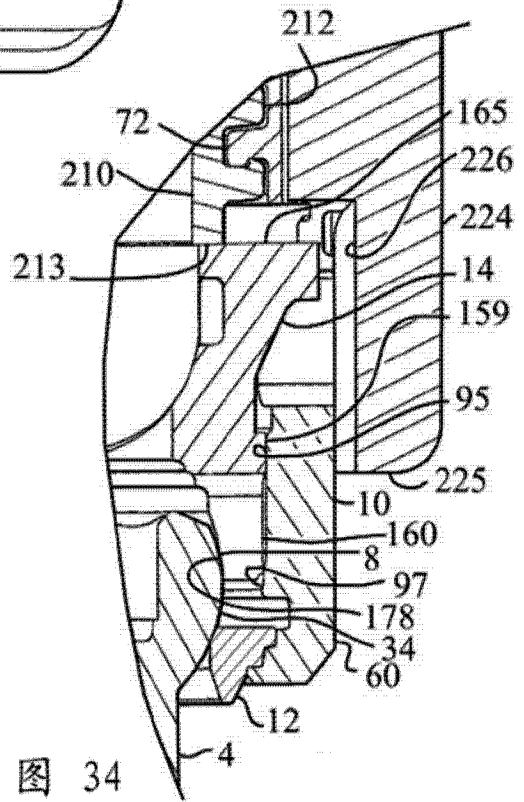


图 34

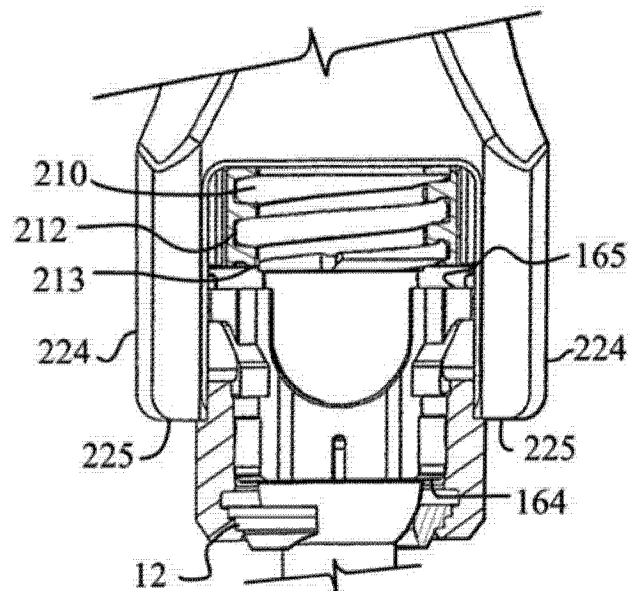


图 35

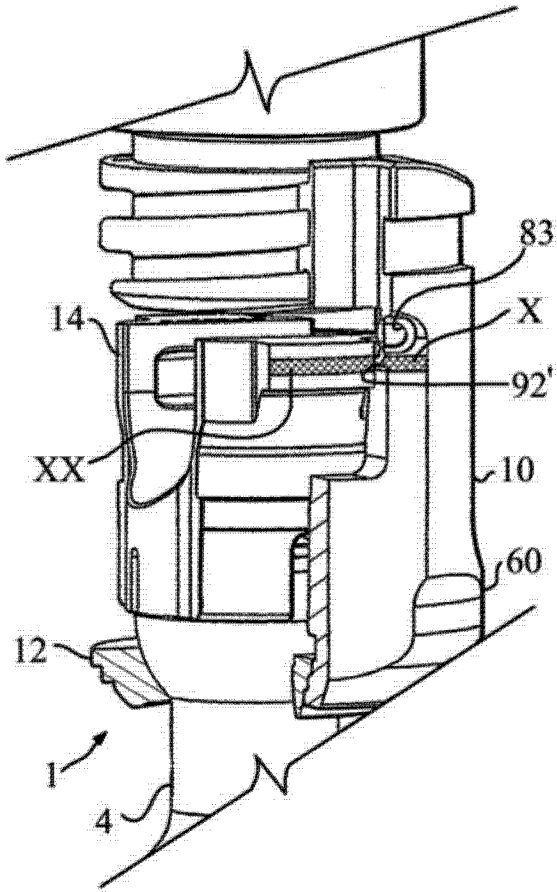


图 36

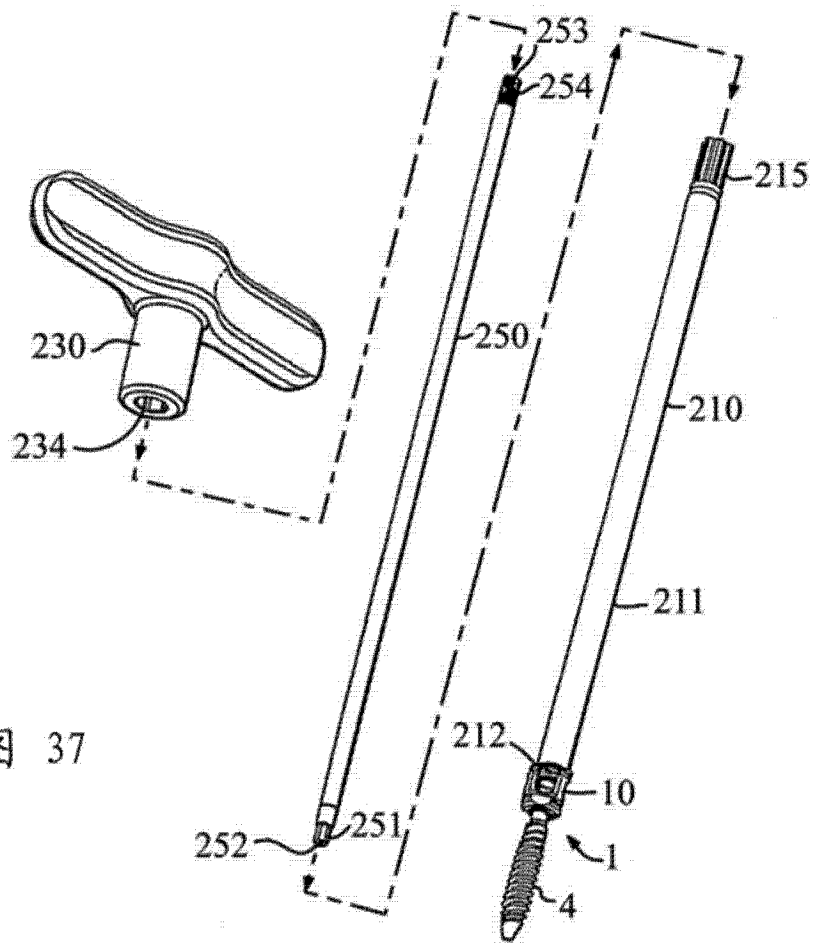


图 37

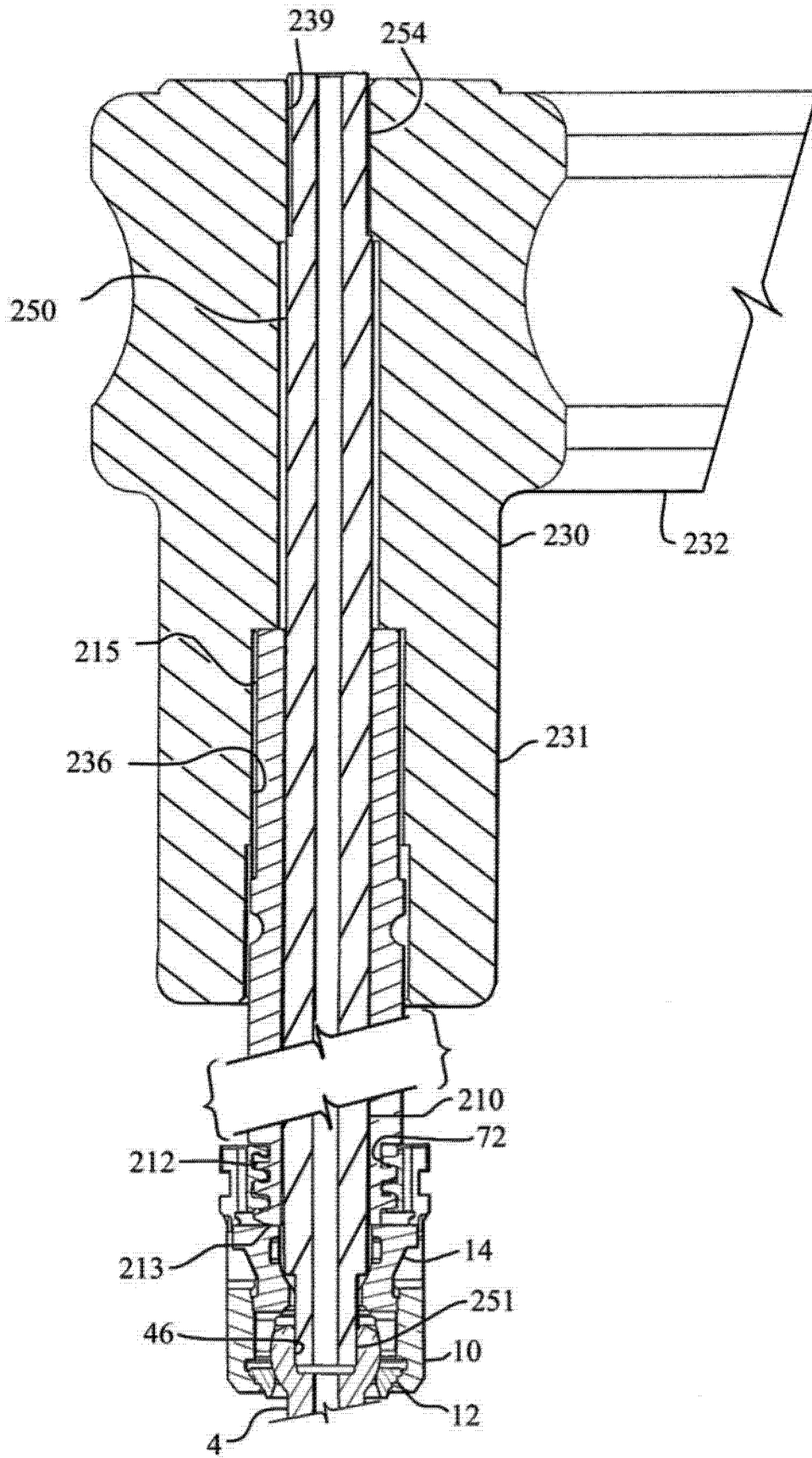


图 38

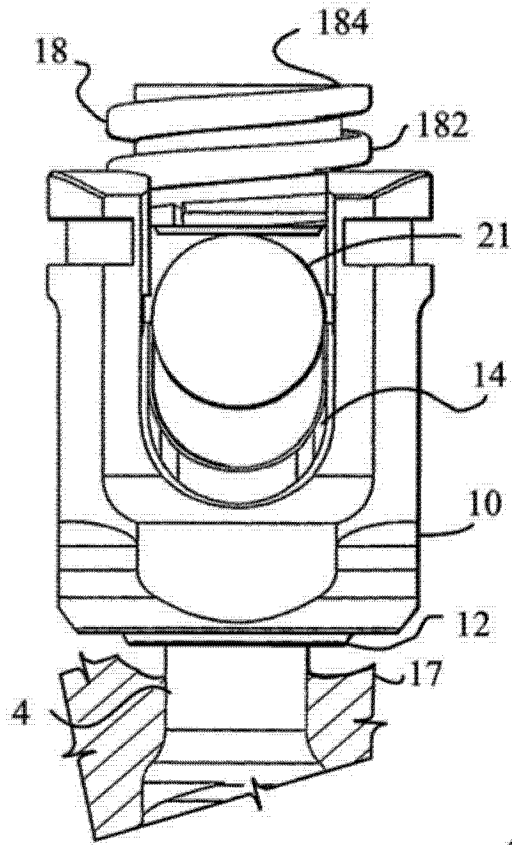


图 39

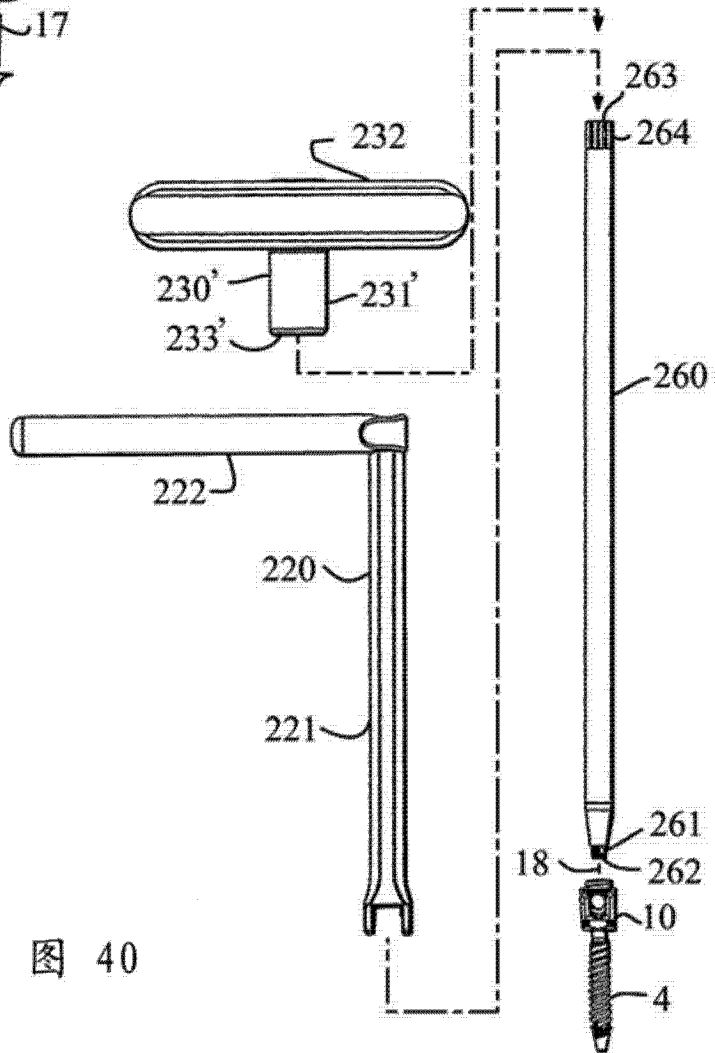


图 40

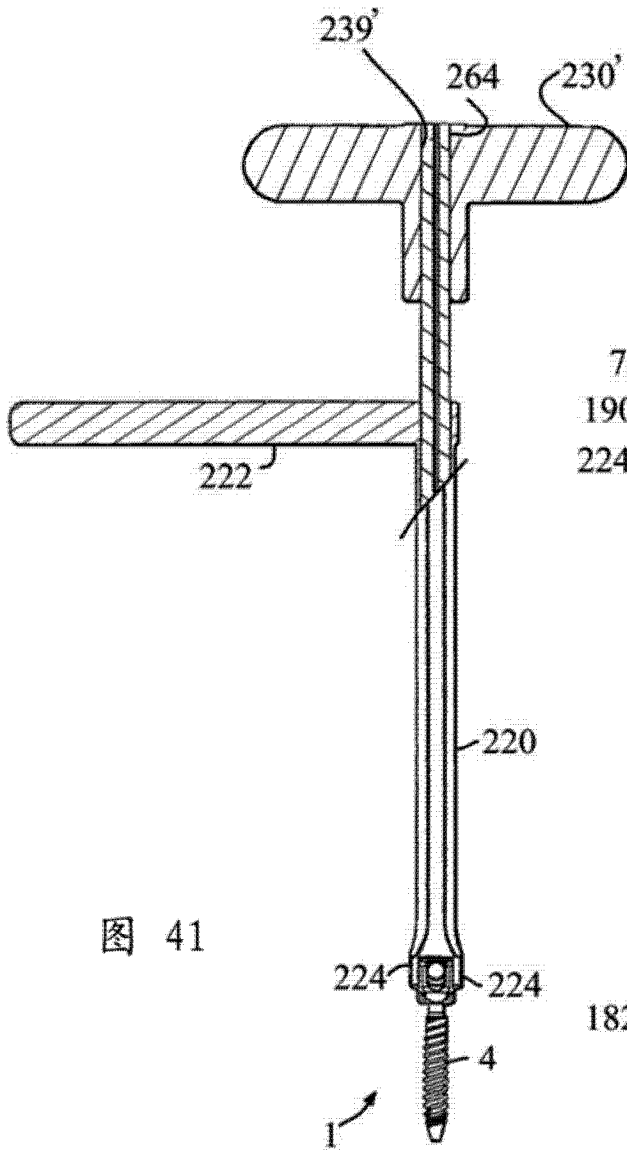


图 41

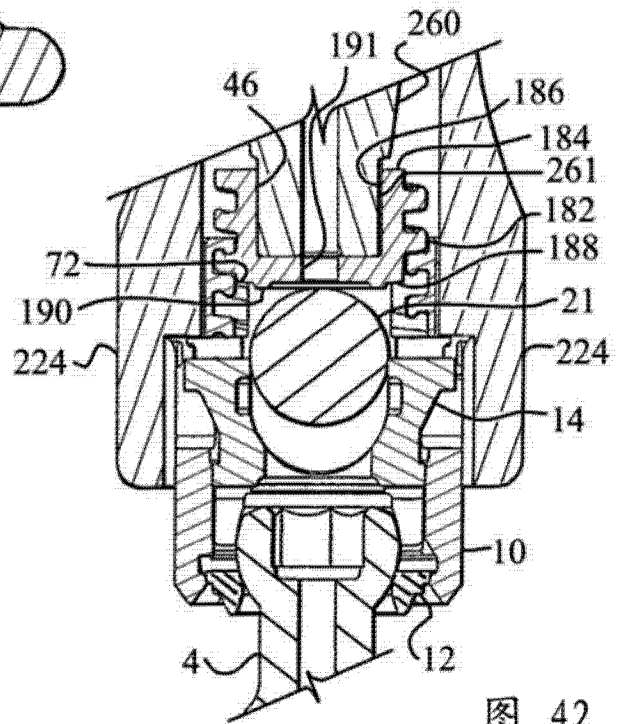


图 42

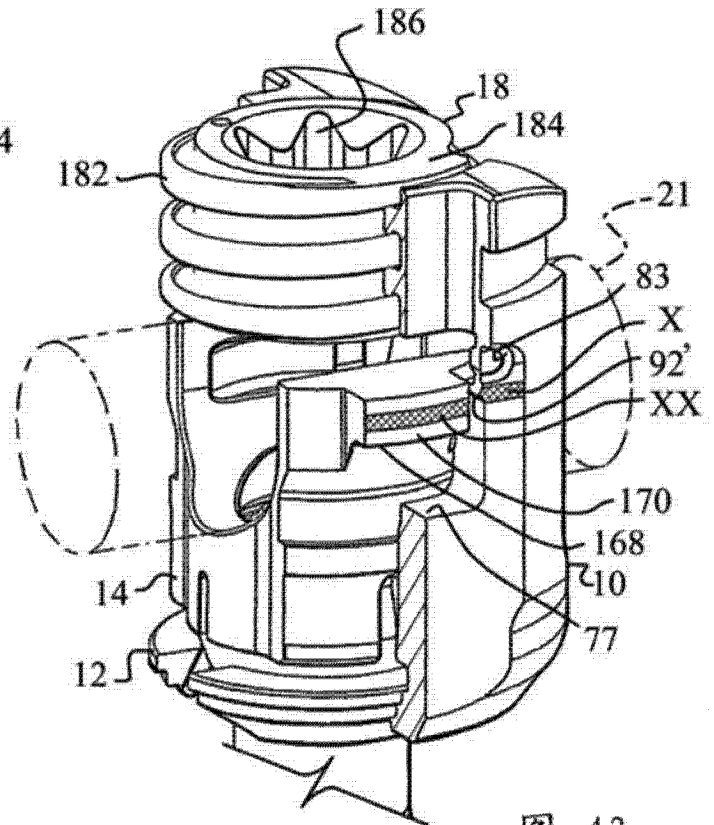


图 43

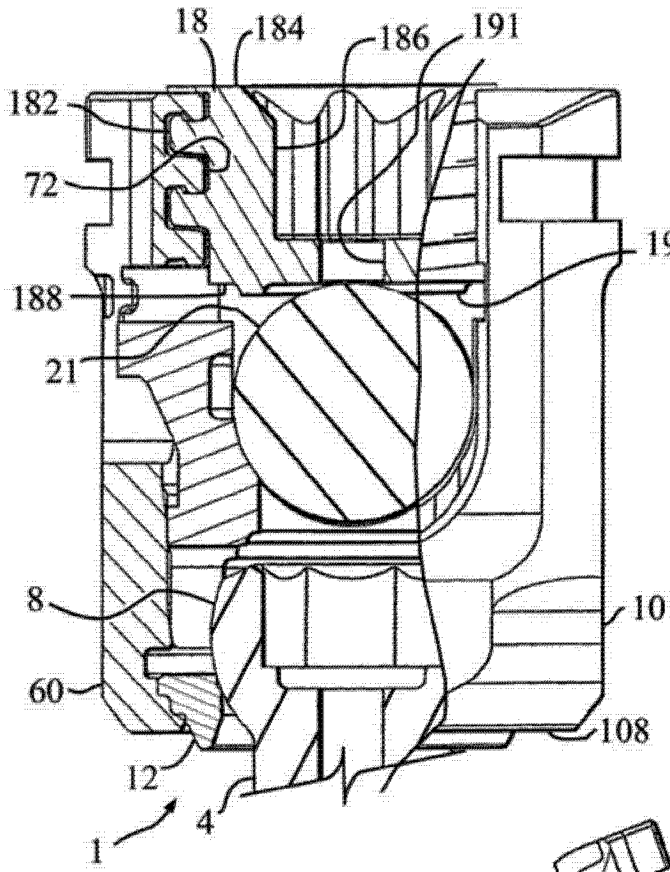


图 44

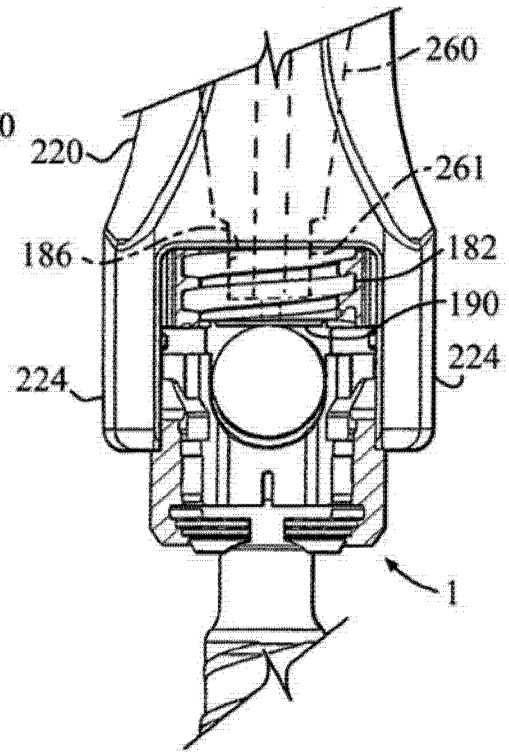


图 45

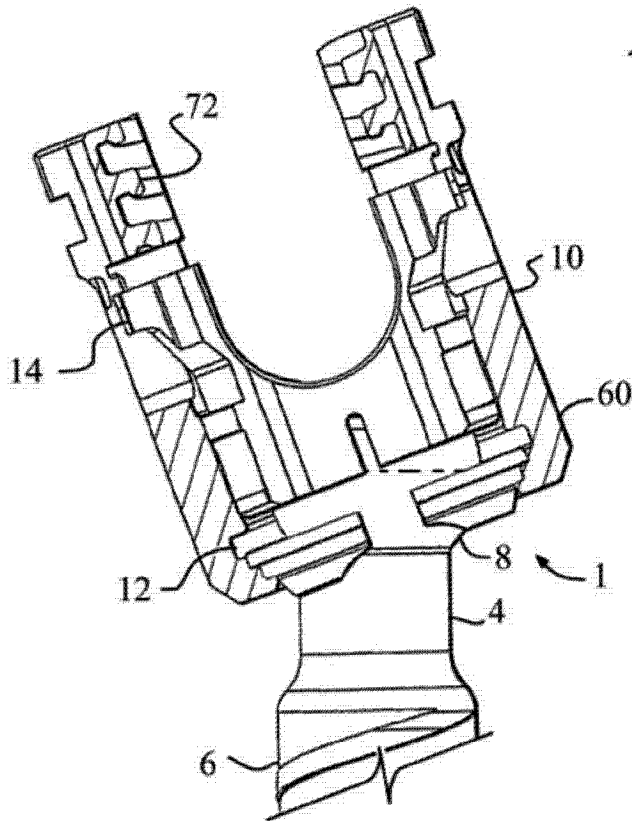


图 46

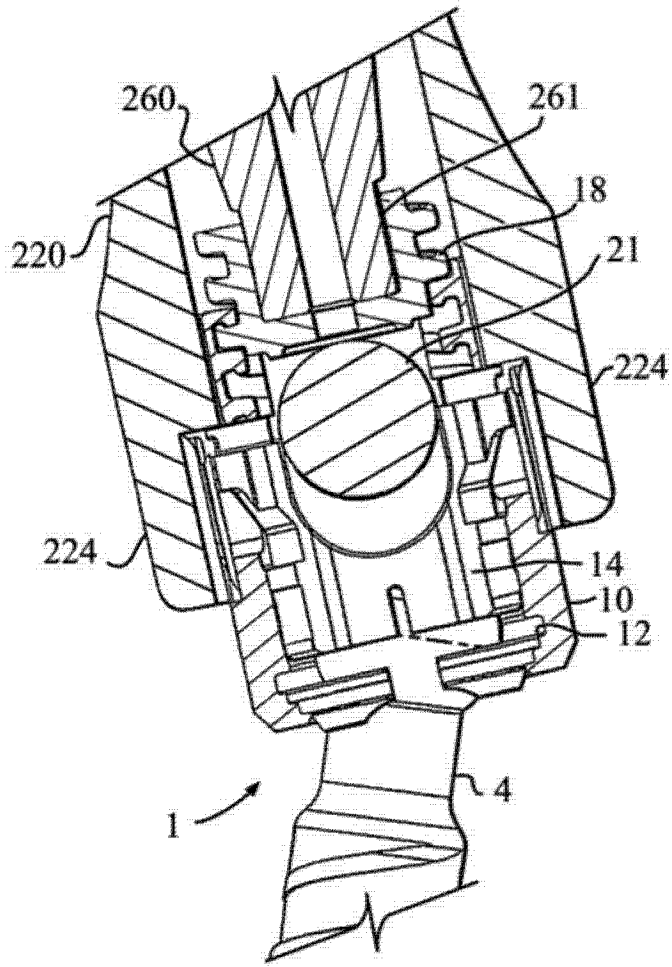


图 47

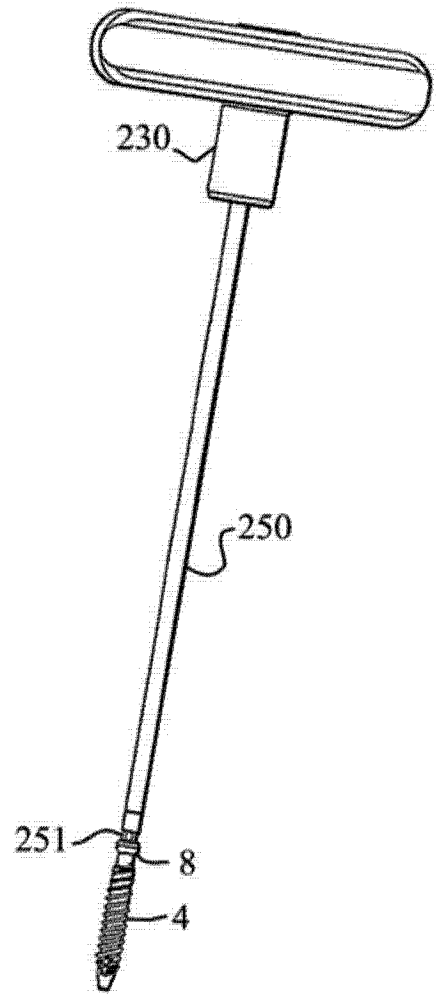


图 48

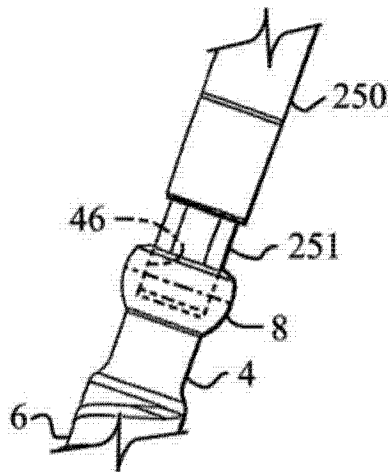


图 49

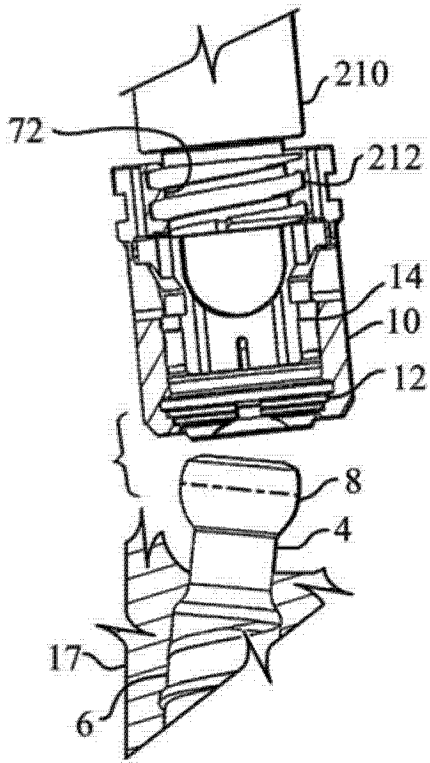


图 50

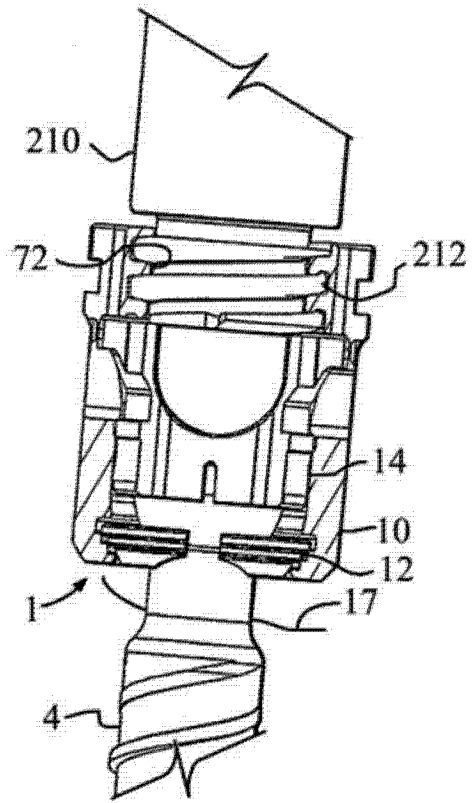


图 51

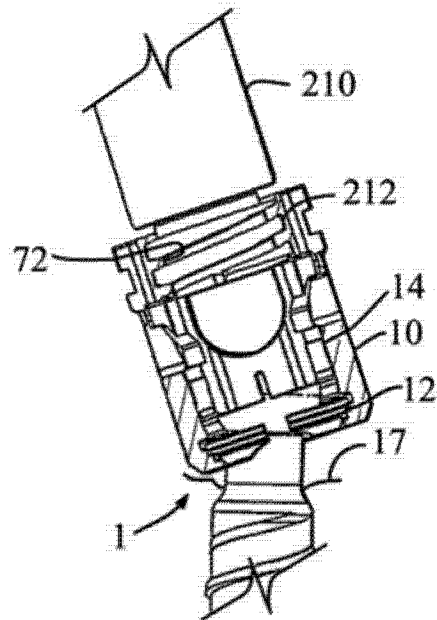


图 52

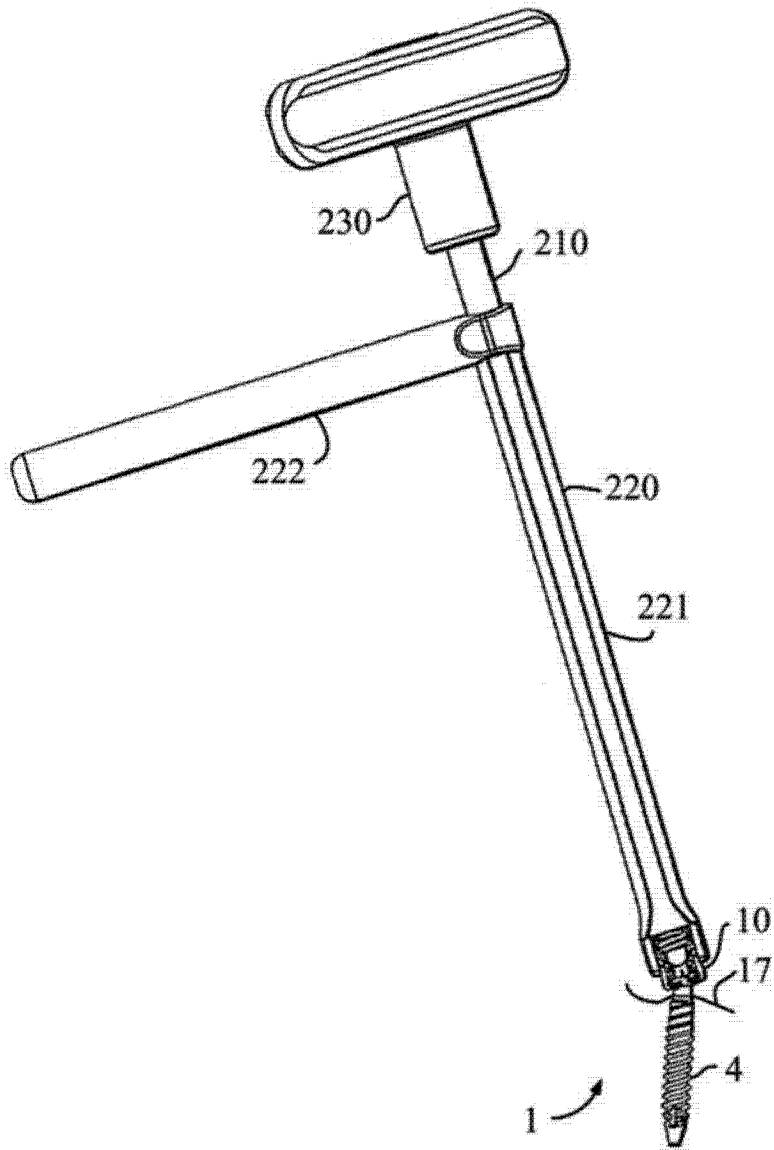


图 53

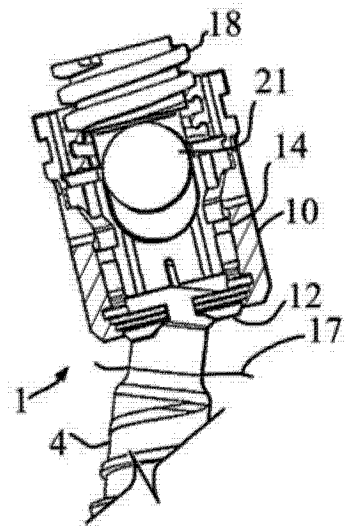


图 54

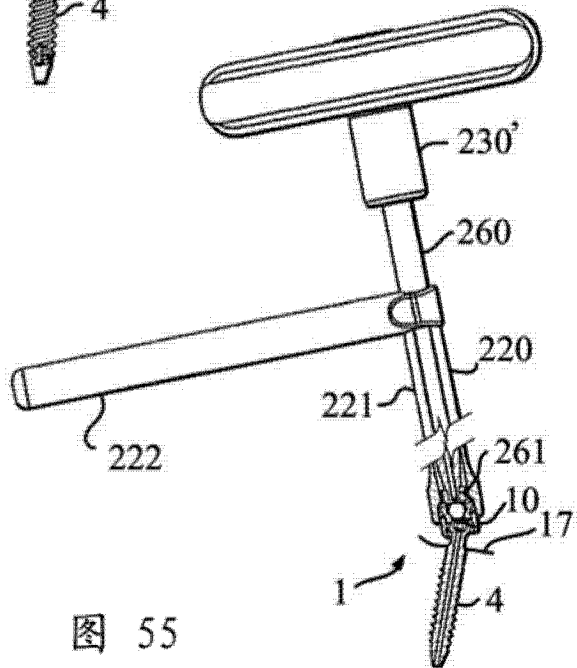


图 55

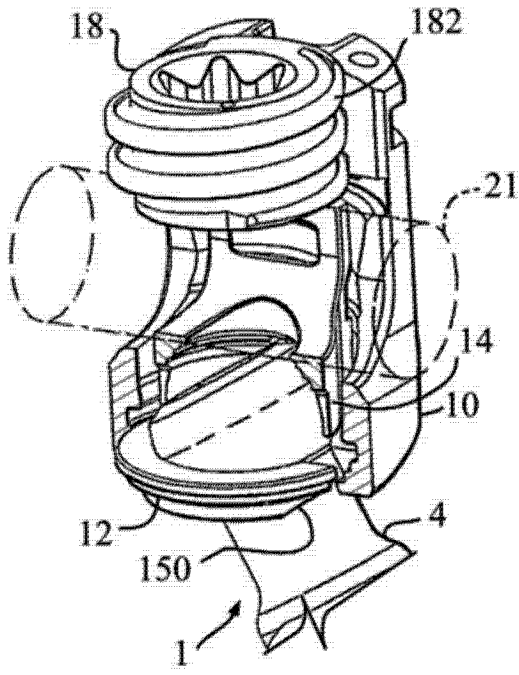


图 56

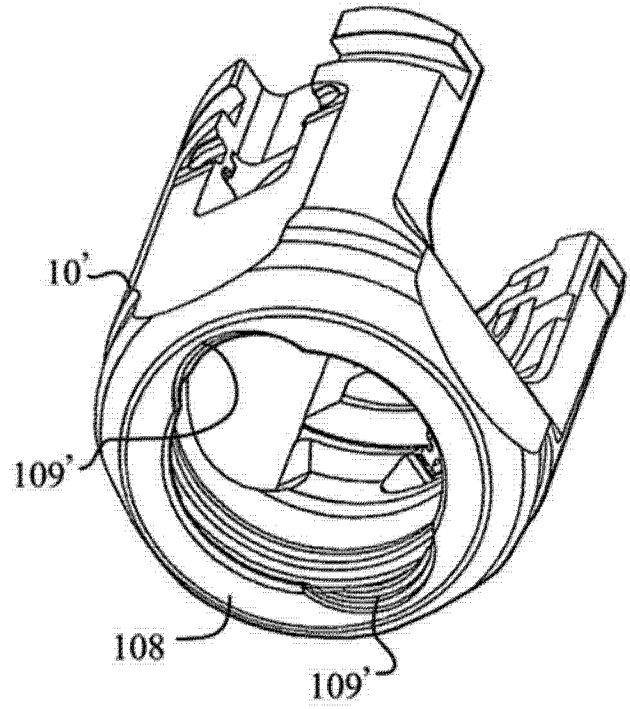


图 58

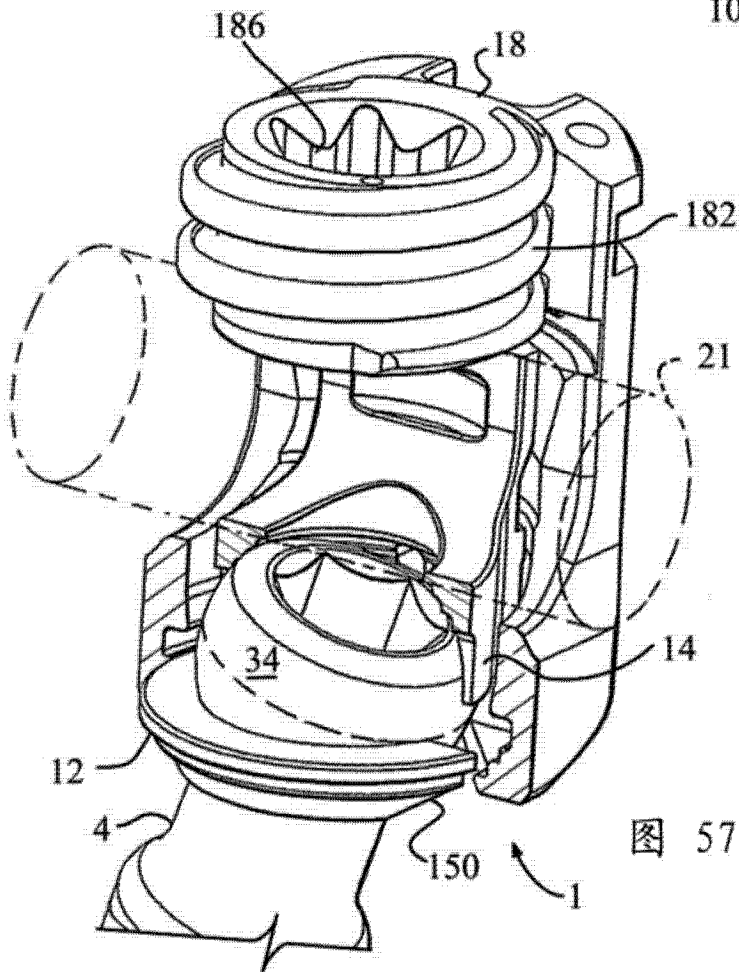


图 57

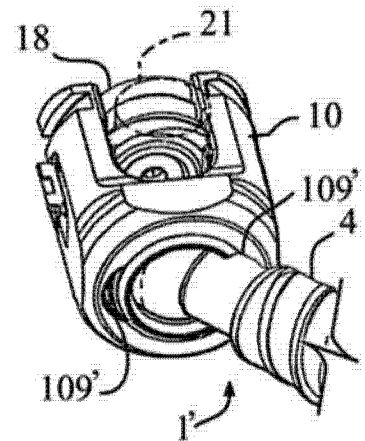


图 59

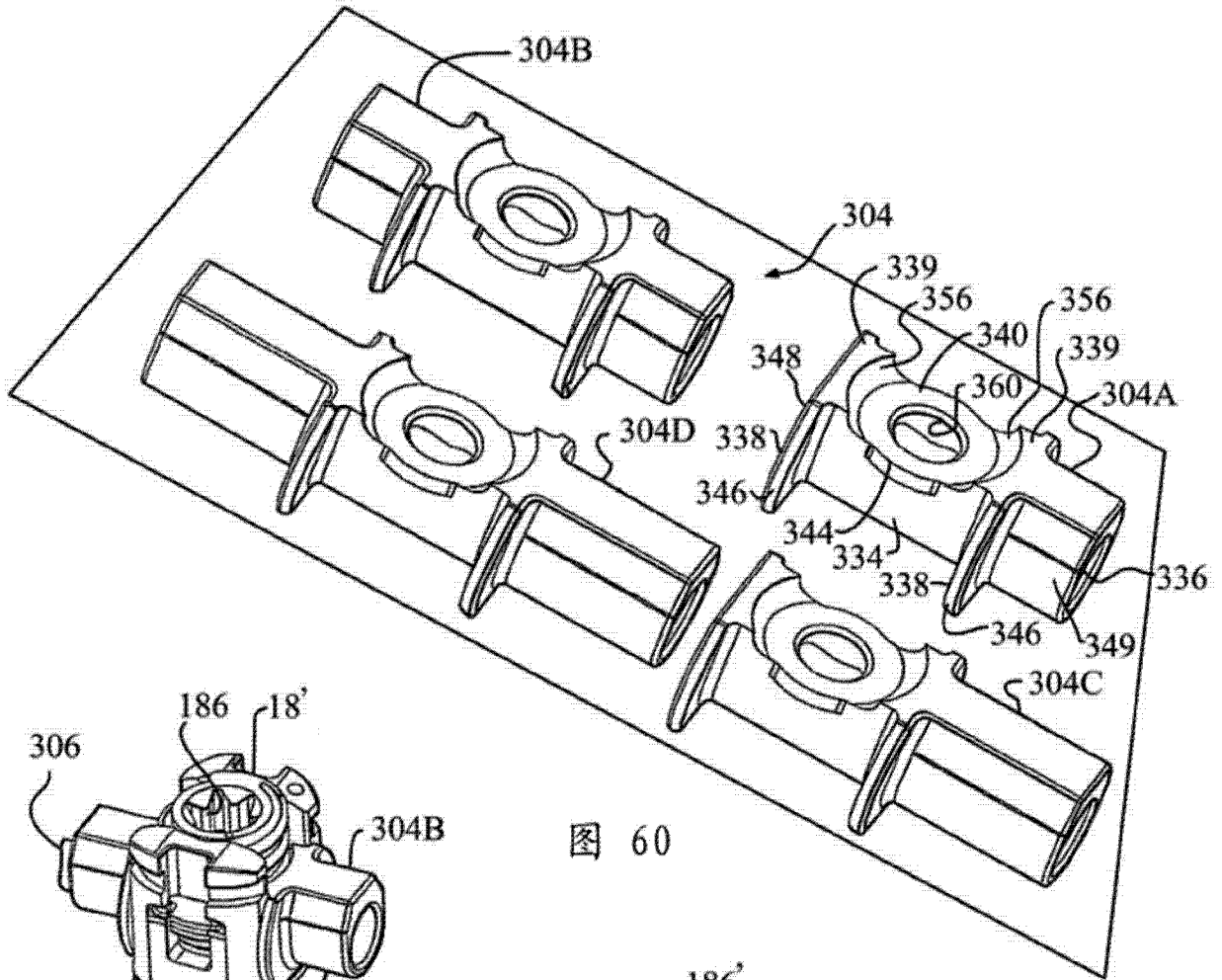


图 60

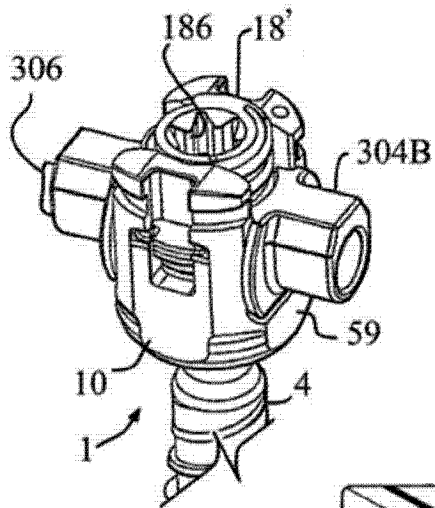


图 61

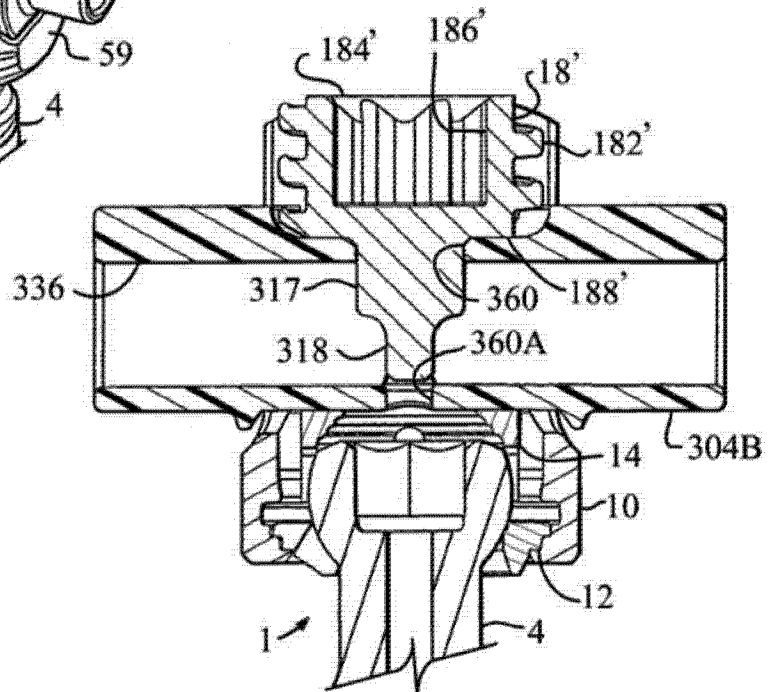


图 62

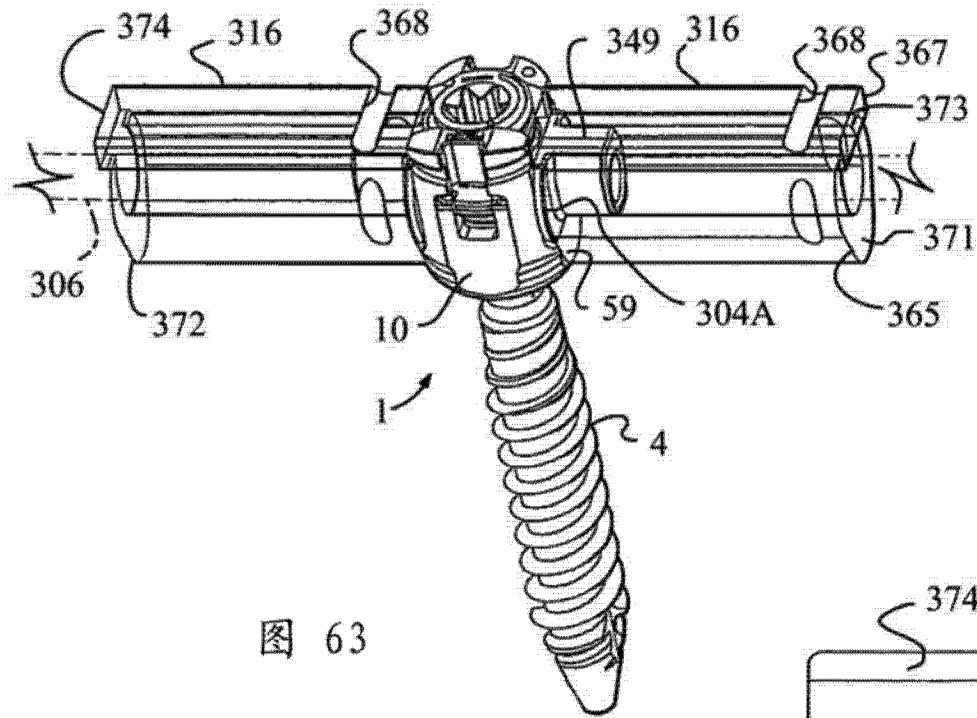


图 63

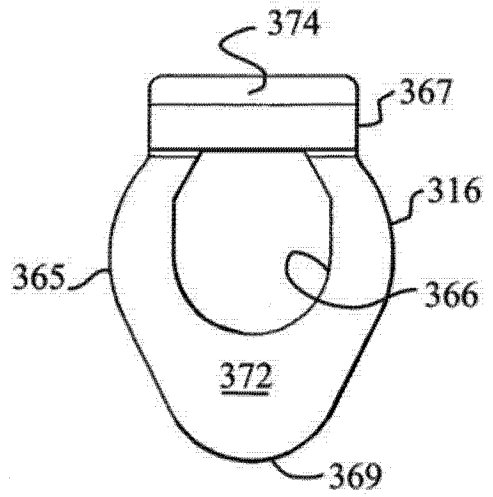


图 65

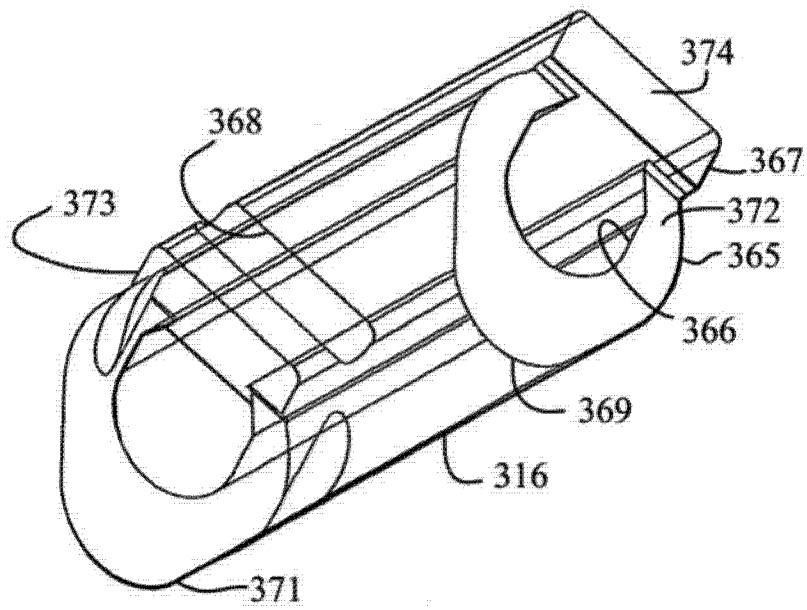


图 64

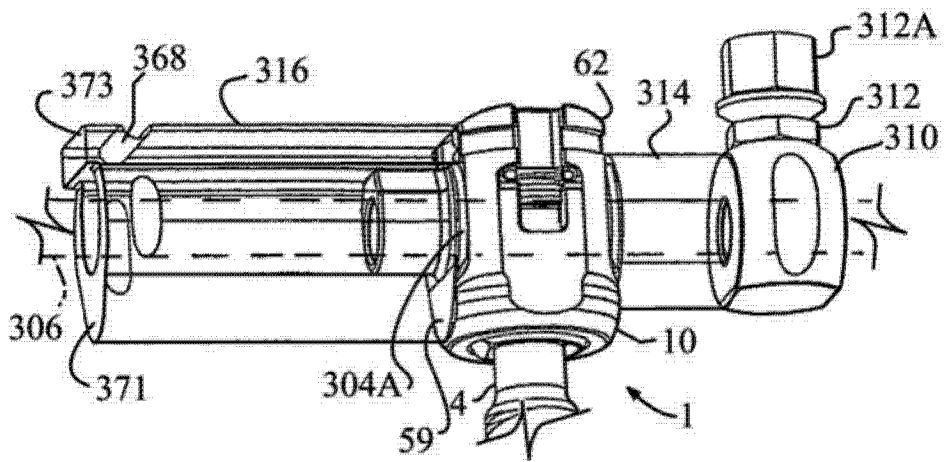


图 66

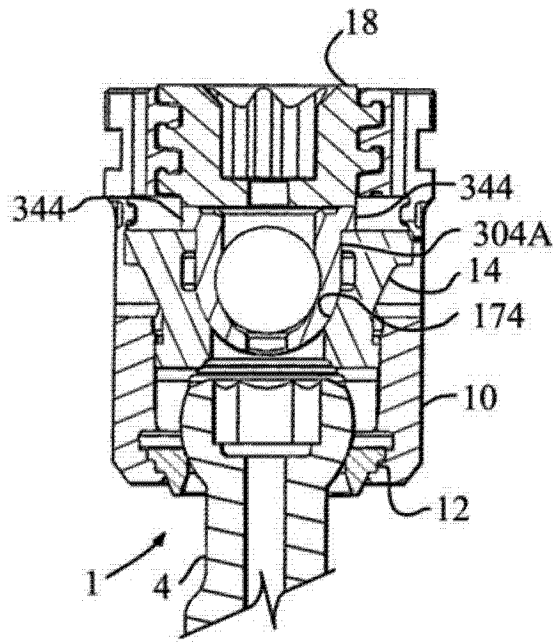


图 67

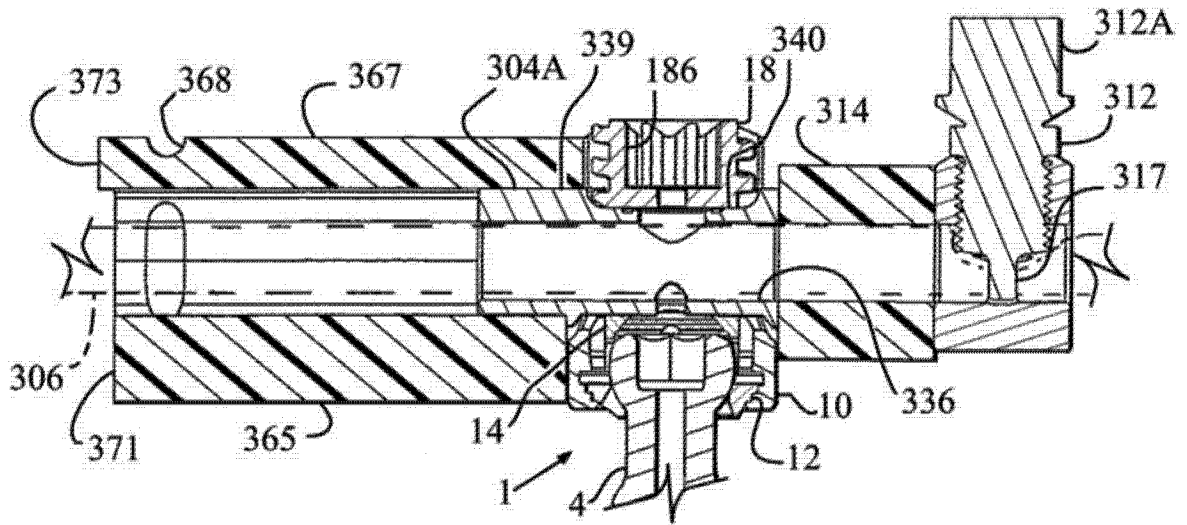


图 68

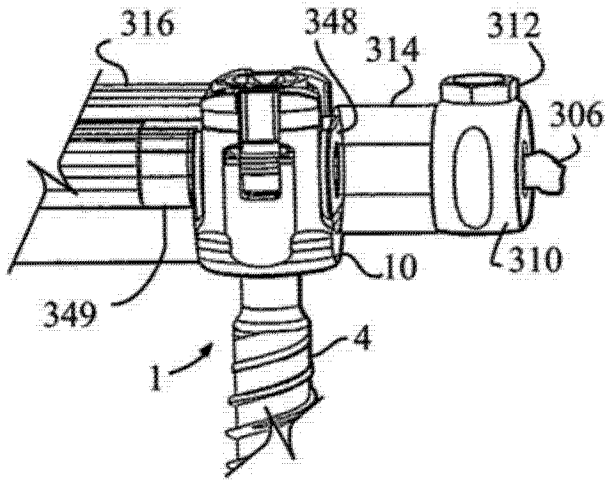


图 69

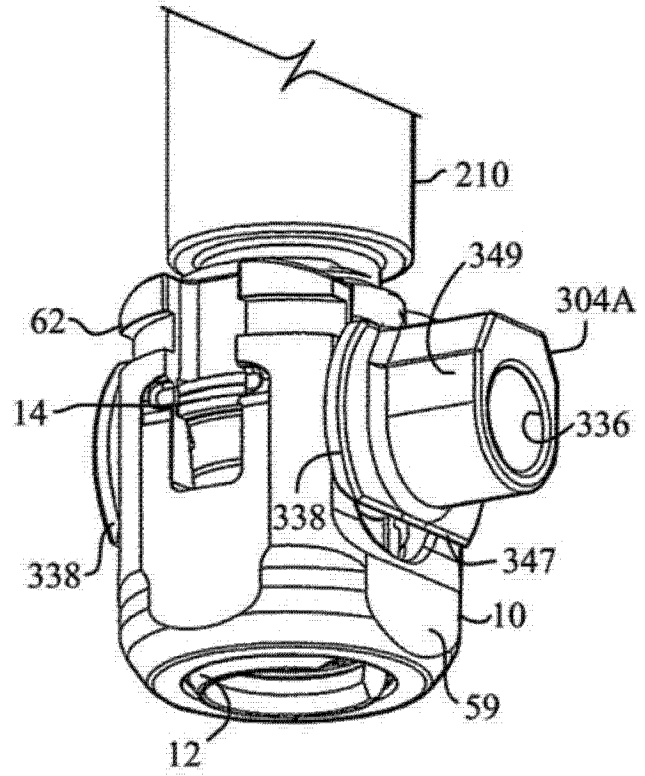


图 70

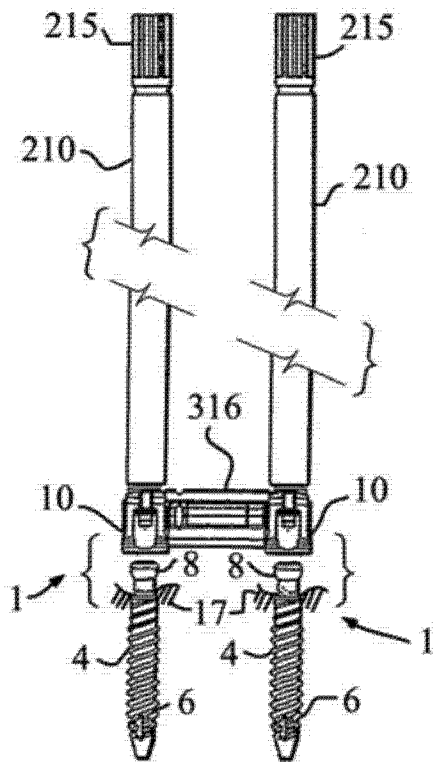


图 71

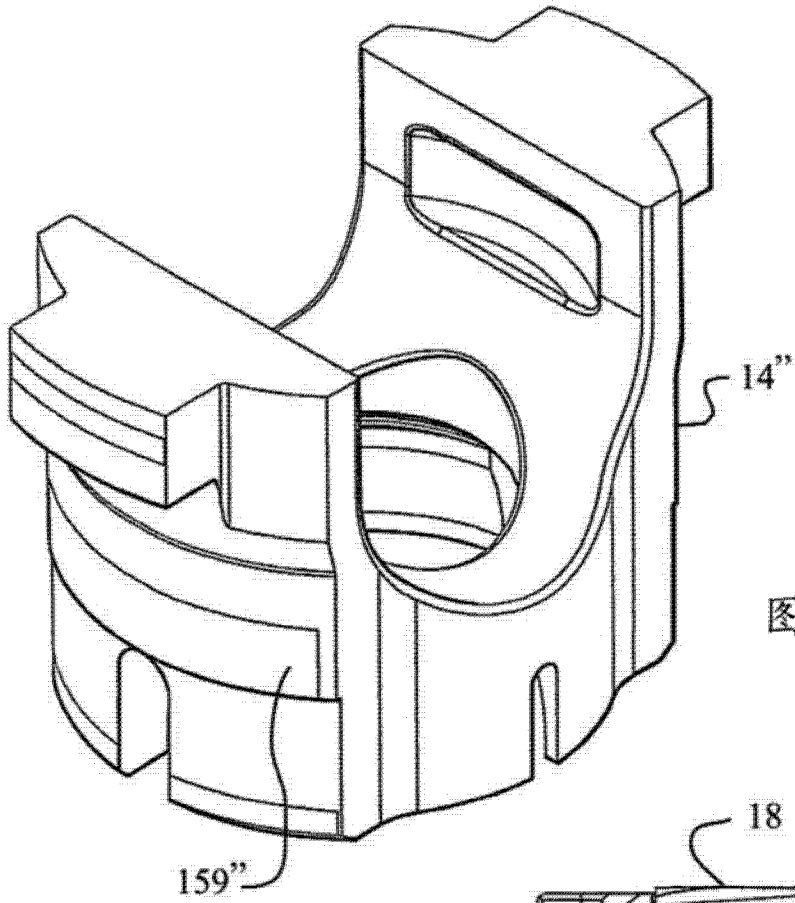


图 72

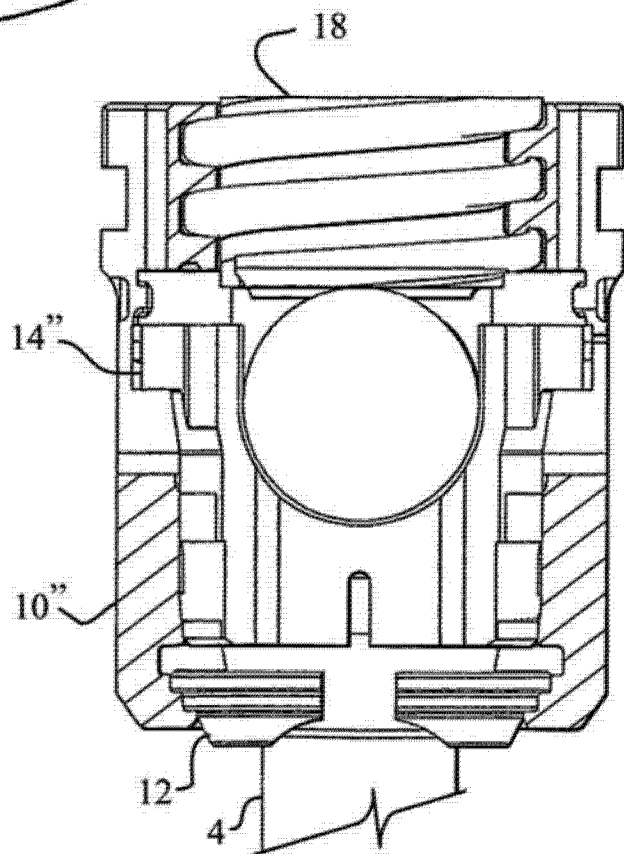


图 73

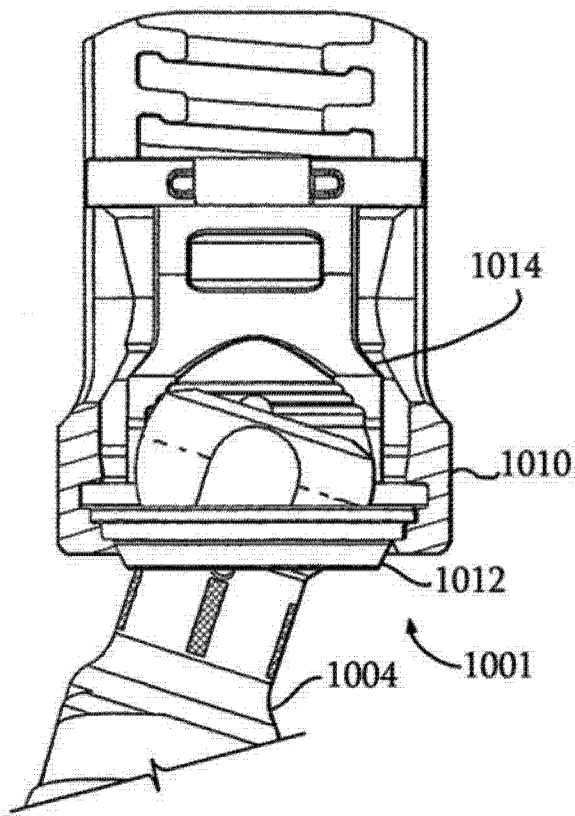


图 74

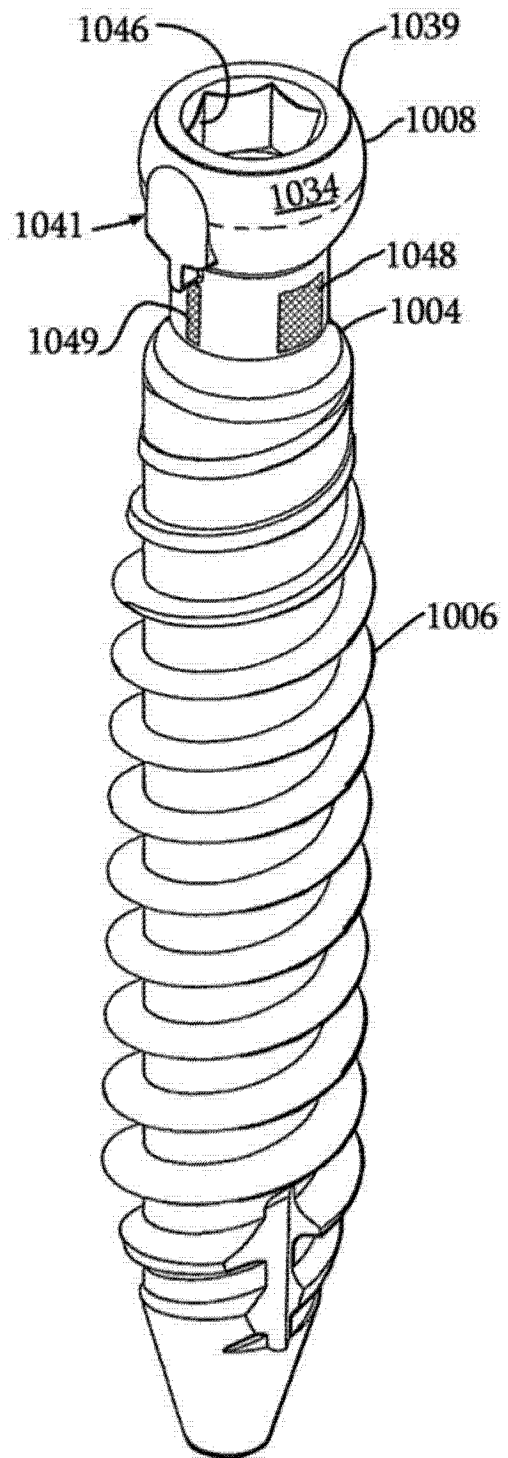


图 75

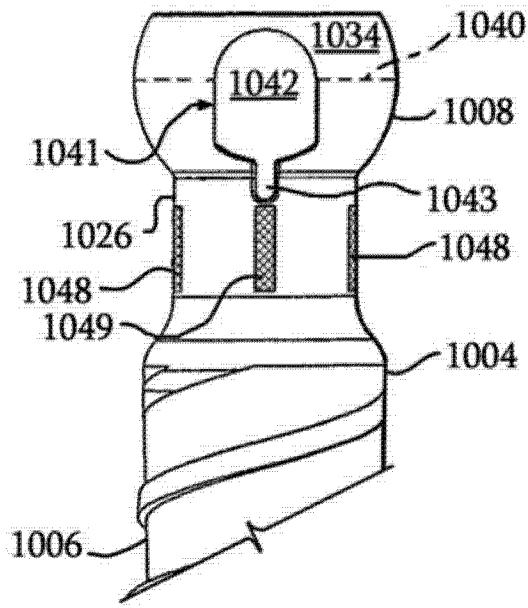


图 76

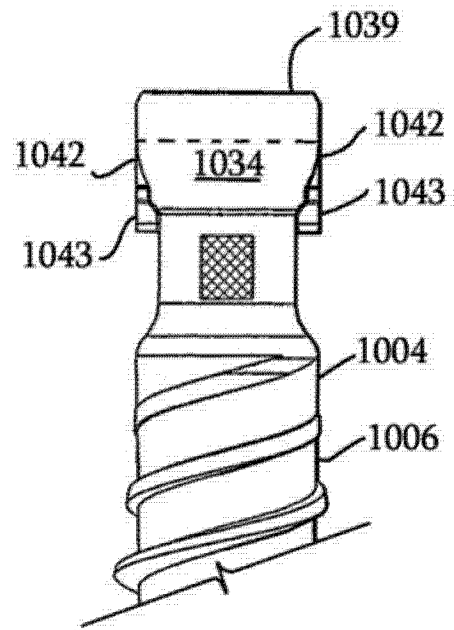


图 77

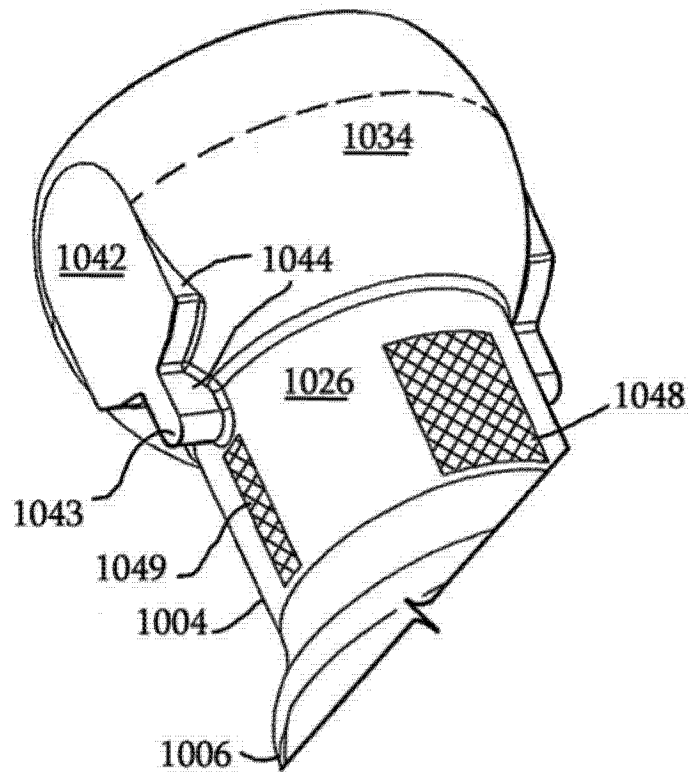


图 78

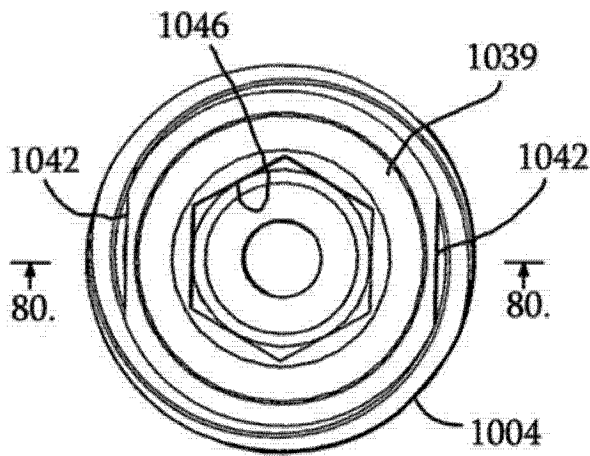


图 79

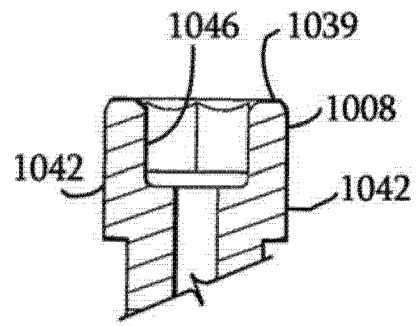


图 80

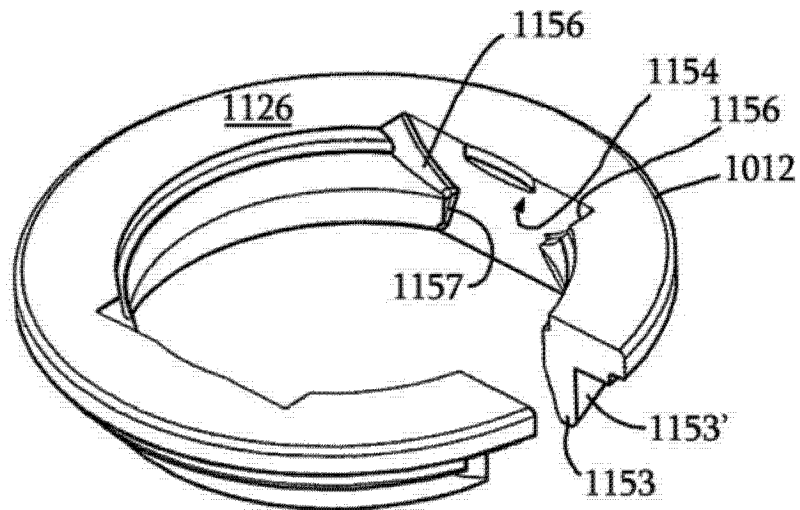


图 81

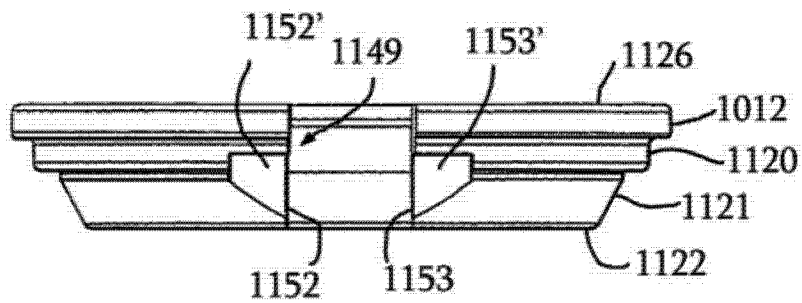


图 82

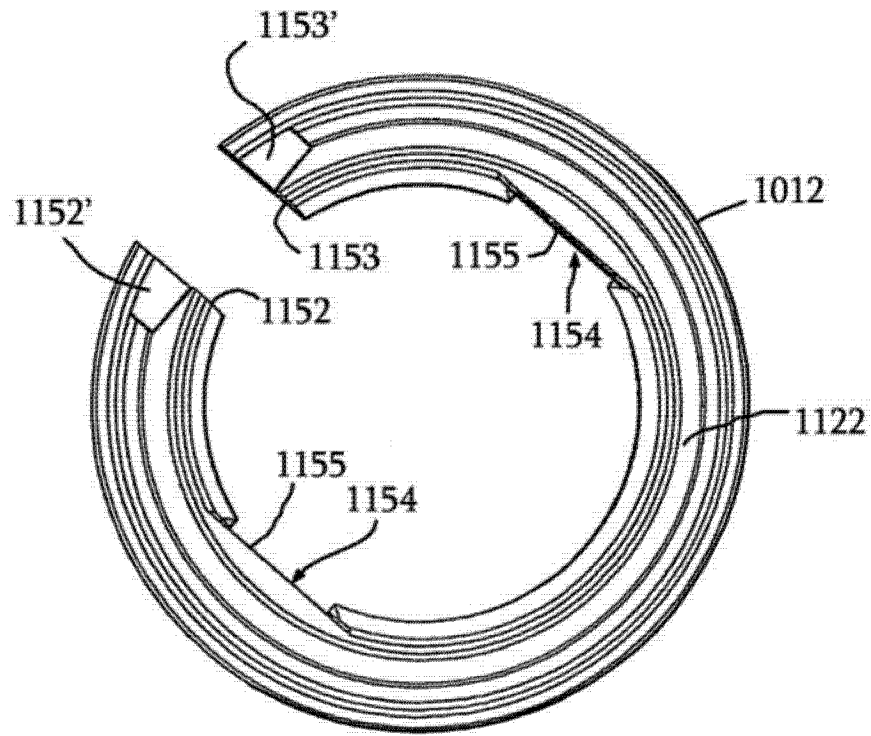


图 83

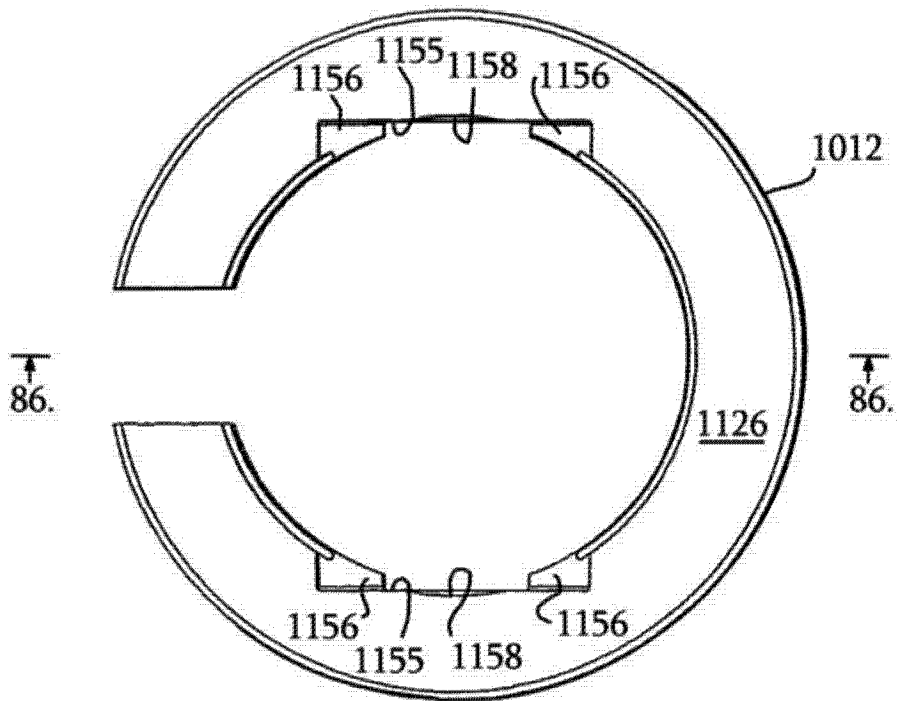


图 84

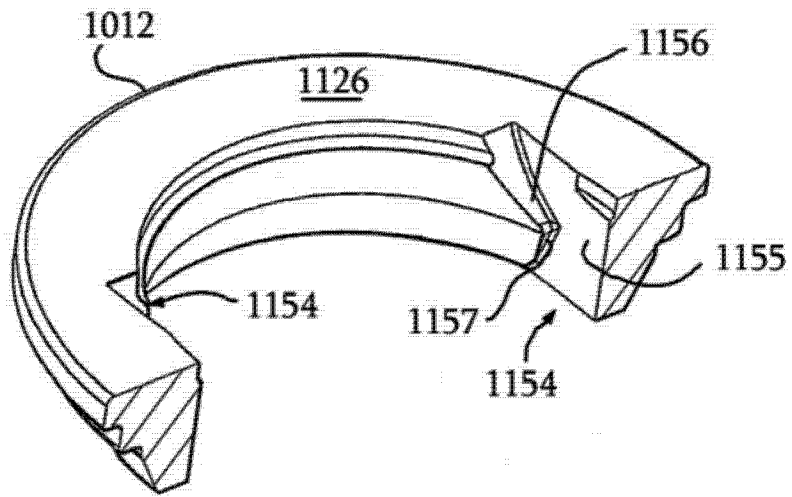


图 85

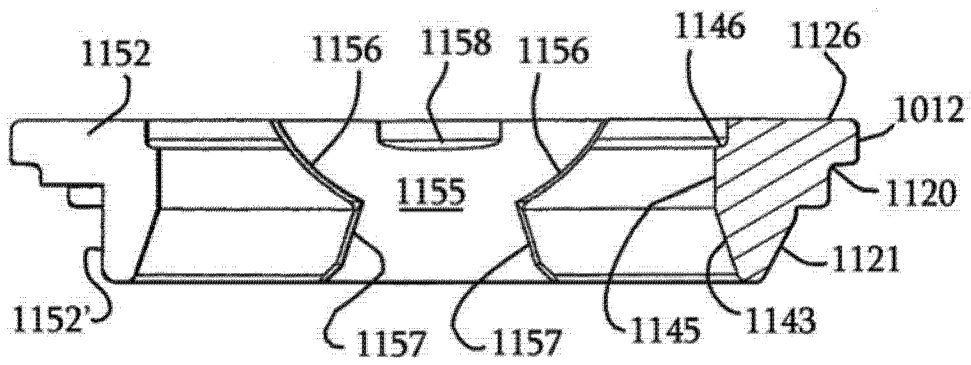


图 86

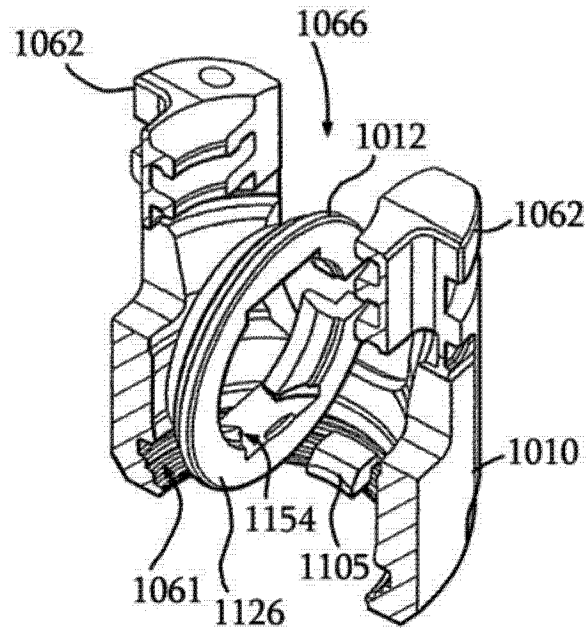


图 87

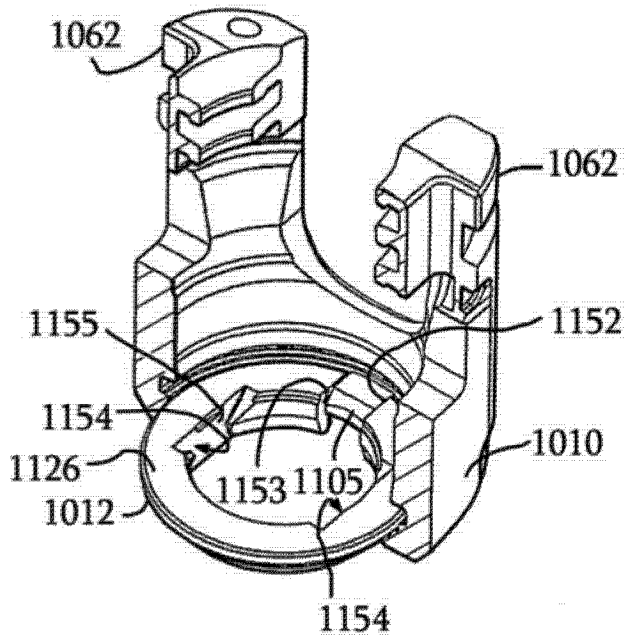


图 88

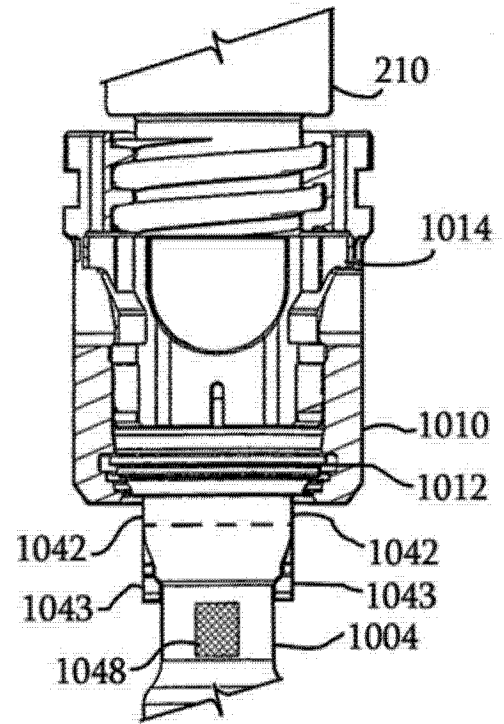


图 89

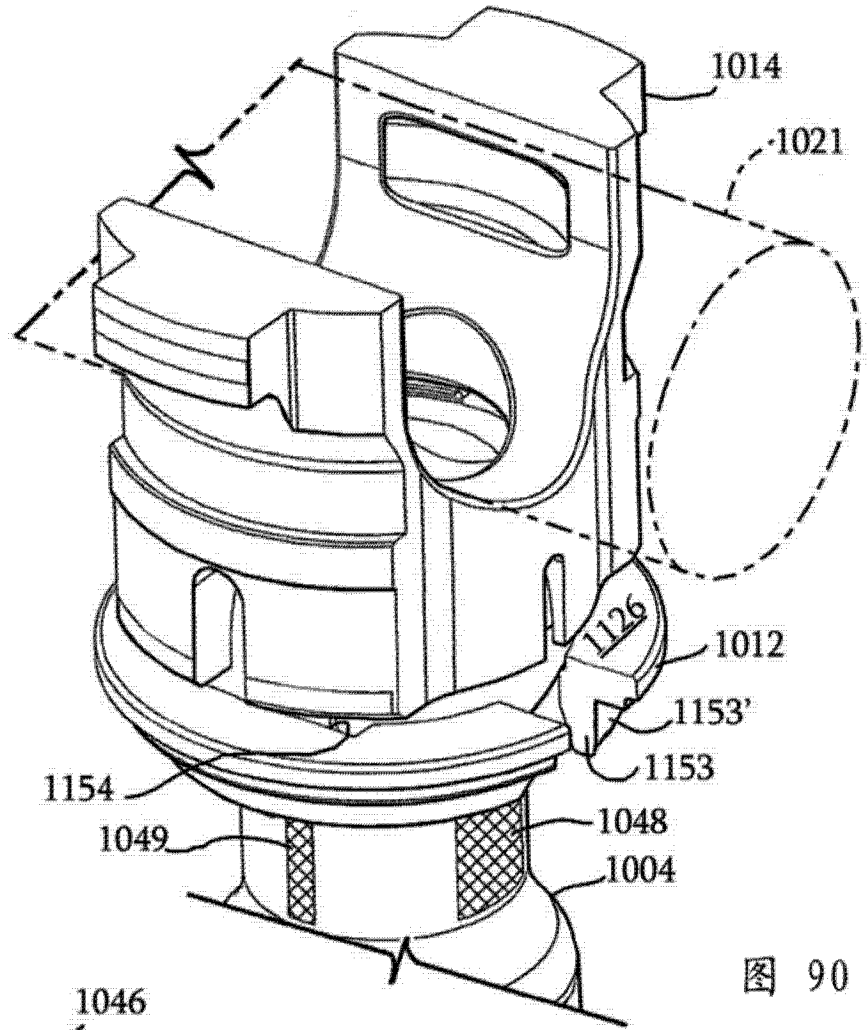


图 90

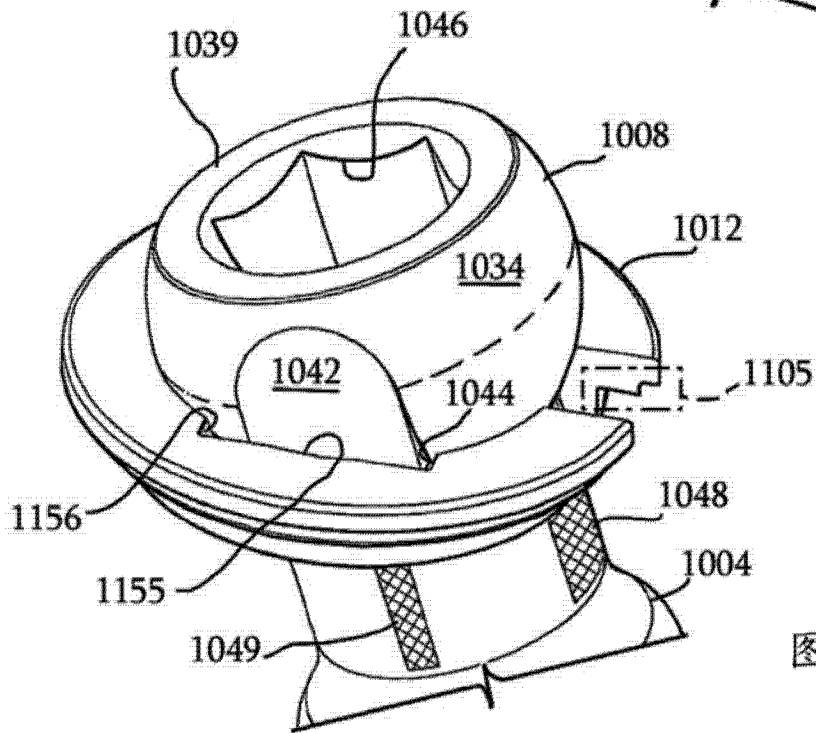


图 91

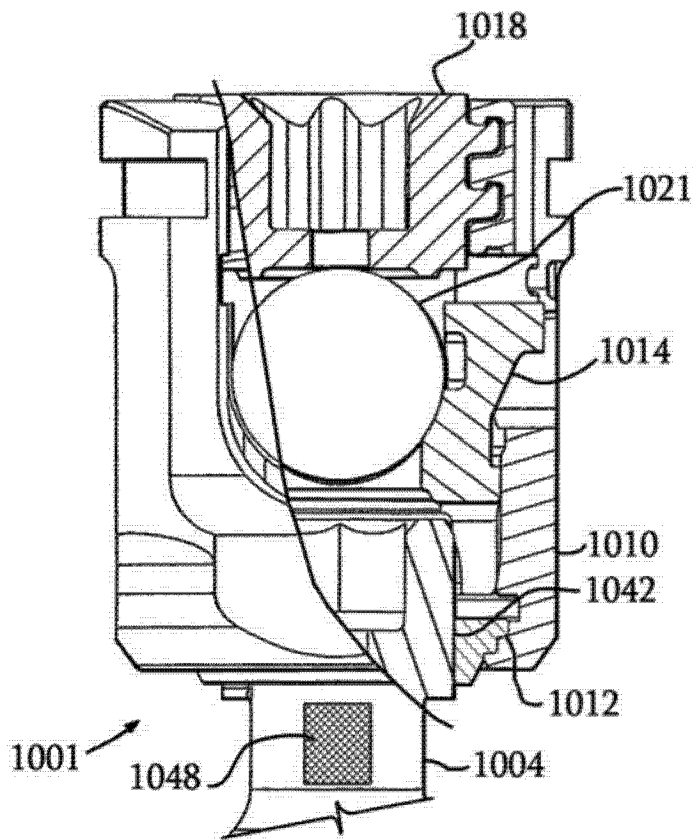


图 92

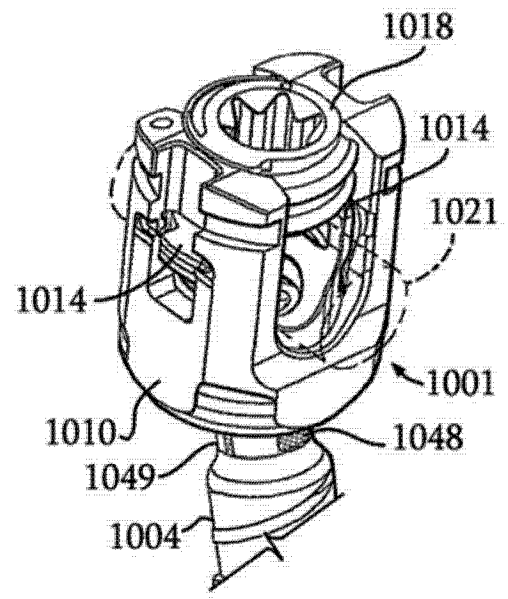


图 93

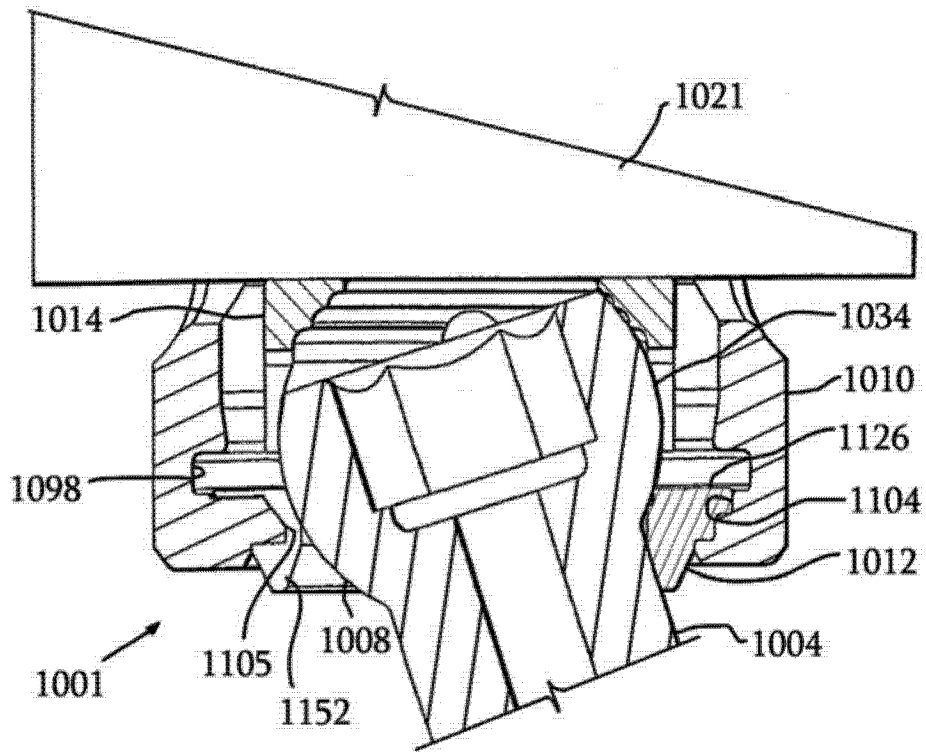


图 94