



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103908359 A

(43) 申请公布日 2014. 07. 09

(21) 申请号 201410148201. 6

(22) 申请日 2008. 06. 02

(30) 优先权数据

11/839, 821 2007. 08. 16 US

(62) 分案原申请数据

200880019129. X 2008. 06. 02

(71) 申请人 华沙整形外科股份有限公司

地址 美国印第安纳州

(72) 发明人 T·A·卡尔斯 E·C·朗恩 Z·张

D·H·小布莱德奥克

S·C·翰普瑞斯 R·G·费斯勒

(74) 专利代理机构 上海专利商标事务所有限公

司 31100

代理人 朱立鸣

(51) Int. Cl.

A61F 2/44 (2006. 01)

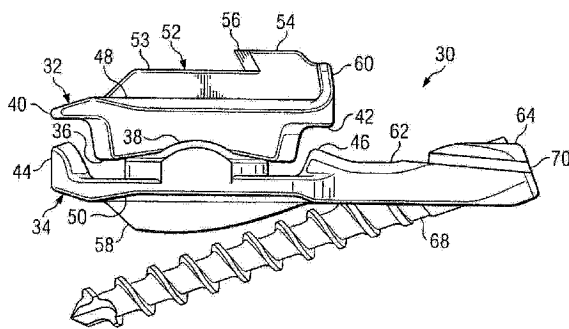
权利要求书1页 说明书13页 附图15页

(54) 发明名称

后部全关节置换

(57) 摘要

用于在上下椎骨之间植入的假体系统包括上关节部件。上关节部件包括上接触面和上接合面。系统进一步包括下关节部件。下关节部件包括下接触面和下接合面,所述下接合面被配置以活动连接上接合面以形成接合关节。接合关节适于植入在上下椎骨间的盘间隙内,允许上下椎骨相对于彼此活动。系统进一步包括从上或下关节部件之一和盘间隙向后延伸的桥连部件。桥连部件具有与上或下关节部件之一相对的远端。桥连部件的远端包括适于接收紧固件的连接部件。



1. 一种脊椎假体系统,其包括:

一对左右对称假体装置,其适于在上和下椎骨间的椎间盘间隙内并排放置,其中这对左右对称假体装置中每一个包括

上关节部件,其包括凸的上接合面和适于接收骨固定装置的孔;

下关节部件,其包括内表面;凸的下接合面,其从所述内表面突出并且被配置以活动连接所述凸的上接合面以便形成接合关节;和孔,其适于接收骨固定装置。

2. 权利要求 1 的脊椎假体系统,其进一步包括:

伸出部分,其延伸自所述凸的上接合面并且被设定大小以活动连接在所述凸的下接合面中的凹口。

3. 权利要求 2 的脊椎假体系统,其中所述伸出部分是圆柱形的。

4. 权利要求 2 的脊椎假体系统,其中所述伸出部分呈拱形。

5. 权利要求 1 的脊椎假体系统,其进一步包括:

伸出部分,其延伸自所述下关节部件的所述内表面并且被设定大小以活动连接在所述上关节部件中的凹口。

6. 权利要求 5 的脊椎假体系统,其中所述伸出部分位于所述接合关节的前部。

7. 权利要求 5 的脊椎假体系统,其中所述伸出部分位于所述接合关节的后部。

8. 权利要求 5 的脊椎假体系统,其中所述伸出部分由弹性材料制成。

9. 权利要求 1 的脊椎假体系统,其中所述凸的下接合面与所述下关节部件的所述内表面整体成形。

10. 权利要求 1 的脊椎假体系统,其中垫圈至少部分在所述凸的下接合面和所述下关节部件的所述内表面之间延伸。

后部全关节置换

[0001] 本发明专利申请是国际申请号为 PCT/US2008/065504, 国际申请日为 2008 年 6 月 2 日, 进入中国国家阶段的申请号为 200880019129. X, 名称为“后部全关节置换”的发明专利申请的分案申请。

背景技术

[0002] 有时, 患者背疼的原因可能并不清楚。疼痛可能的原因中有椎间盘或关联的关节面的疾病、退化或损伤。椎间盘关节成形术是治疗脊椎关节以减少疼痛同时保持关节内的活动的方式之一。可选的治疗集中于关节面, 所述关节面可以被去除并被置换以假体装置。目前, 对于治疗包括椎间盘和关联的关节面在内的全脊椎关节, 几乎没有选择。由于其尺寸, 现有的椎间盘成形术器械通常涉及前部的外科手术方法。除了具有高的侵入性外, 前部的外科手术方法还不容许外科医生容易地接近并修复或置换病痛关节的关节面。因此, 需要保持活动的关节置换系统, 其通过采用侵入性低的方法代替椎间盘和相关的关节面的全部或部分机能而治疗全脊椎关节。

发明内容

[0003] 在一种实施方式中, 用于在上下椎骨之间植入的假体系统包括上关节部件。上关节部件包括上接触面和上接合面。系统进一步包括下关节部件。下关节部件包括下接触面和下接合面, 所述下接合面被配置来活动连接上接合面以形成接合关节。接合关节适于植入在上下椎骨间的盘间隙内, 允许上下椎骨相对于彼此活动。系统进一步包括从上或下关节部件之一和从盘间隙向后延伸的桥连部件。桥连部件具有与上或下关节部件之一相对的远端。桥连部件的远端包括适于接收紧固件的连接部件。

[0004] 在另一实施方式中, 用于在上下椎骨之间植入的假体系统包括上关节部件, 所述上关节部件具有上接触面和上接合面。系统进一步具有下关节部件, 所述下关节部件包括下接触面和下接合面, 所述下接合面被配置来活动连接上接合面以形成接合关节。接合关节被配置用于植入在上下椎骨间的盘间隙内, 允许上下椎骨相对于彼此活动。下关节部件进一步包括第一缓冲器, 所述第一缓冲器与下接合面间隔开并置于下接合面前面, 并且适于接触上关节部件以防止接合关节错位。

[0005] 在另一实施方式中, 用于在上下椎骨之间植入的假体系统包括上前关节部件, 所述上前关节部件具有适于连接上椎骨的上表面和上接合面。系统进一步包括下前关节部件, 所述下前关节部件具有适于连接下椎骨的下表面和下接合面, 所述下接合面被配置以活动连接上接合面以形成接合关节, 所述接合关节允许上下椎骨相对于彼此活动。接合关节被置于上下椎骨间的盘间隙内。系统进一步包括上桥连部件和下桥连部件, 所述上桥连部件从前上关节部件向后且从盘间隙向后延伸, 所述下桥连部件从前下关节部件向后且从盘间隙向后延伸。系统还包括位于上或下桥之一中的连接部件, 其适于接收紧固件并且将紧固件导向相应的上或下椎骨。

[0006] 在仍然是另一实施方式中, 外科手术方法包括从上下椎骨间去除至少一部分天生

的椎间盘以形成盘间隙并且从上或下椎骨中去除至少一个关节突的一部分。方法还包括通过放置第一脊椎关节成形术装置的上部件与第一脊椎关节成形术装置的下部件接合连接并且将第一脊椎关节成形术装置的关节插入到盘间隙中而组装第一脊椎关节成形术装置的关节。该外科手术方法进一步包括定位下部件的后延伸部到盘间隙外面并且用骨紧固件将下部件的后延伸部连接到下椎骨。在下部件前端的第一缓冲部件限制了第一脊椎关节成形术装置的关节的错位。

[0007] 另外的和可选的特征、优点、应用和实施方式被阐述在下面的说明书、附图和权利要求中或者从下面的说明书、附图和权利要求中看将是明显的。

[0008] 在一些例证性方面,本文公开的保持活动的假体装置可包括下面专利申请中公开的一个或多个特征,所述专利申请通过引用以其全部内容并入本文:

[0009] 在2005年1月7日提交的美国实用新型专利申请序号11/031,602,发明名称为“Spinal Arthroplasty Device and Method (脊椎关节成形术装置和方法)”;

[0010] 在2005年1月7日提交的美国实用新型专利申请序号11/031,603,发明名称为“Dual Articulating Spinal Device and Method (双接合脊椎装置和方法)”;

[0011] 在2005年1月7日提交的美国实用新型专利申请序号11/031,780,发明名称为“Split Spinal Device and Method (分割脊椎装置和方法)”;

[0012] 在2005年1月7日提交的美国实用新型专利申请序号11/031,904,发明名称为“Interconnected Spinal Device and Method (互连脊椎装置和方法)”;

[0013] 在2005年1月7日提交的美国实用新型专利申请序号11/031,700,发明名称为“Support Structure Device and Method (支撑结构装置和方法)”;

[0014] 在2005年1月7日提交的美国实用新型专利申请序号11/031,783,发明名称为“Mobile Bearing Spinal Device and Method (产生活动的脊椎装置和方法)”;

[0015] 在2005年1月7日提交的美国实用新型专利申请序号11/031,781,发明名称为“Centrally Articulating Spinal Device and Method (中心接合的脊椎装置和方法)”;

[0016] 在2005年1月7日提交的美国实用新型专利申请序号11/031,903,发明名称为“Posterior Spinal Device and Method (后脊椎装置和方法)”;

[0017] 在2006年1月30日提交的美国实用新型专利申请序号11/342,961,发明名称为“Prosthetic Device for Spinal Joint Reconstruction (用于脊椎关节再造的假体装置)”;

[0018] 在2006年1月30日提交的美国实用新型专利申请序号11/343,159,发明名称为“Posterior Joint Replacement Device (后关节置换装置)”;

[0019] 在2006年7月27日提交的美国实用新型专利申请序号11/494,311,发明名称为“Prosthetic Device for Spinal Joint Reconstruction (用于脊椎关节再造的假体装置)”。

附图说明

[0020] 图1是健康的人脊柱的腰椎区域的矢状面图。

[0021] 图2是单个脊椎关节的矢状面图。

[0022] 图3是根据本公开内容的一种实施方式保持活动的假体装置的侧视图。

- [0023] 图 4 是图 3 的保持活动的假体装置的透视图。
- [0024] 图 5 是图 3 的保持活动的假体装置的俯视图。
- [0025] 图 6 是图 3 的保持活动的假体装置的主视图。
- [0026] 图 7 是图 3 的保持活动的假体装置的后视图。
- [0027] 图 8 是在弯曲活动中图 3 装置的侧视图。
- [0028] 图 9 是在伸展活动中图 3 装置的侧视图。
- [0029] 图 10 是根据本公开内容的另一种实施方式保持活动的假体装置的透视图。
- [0030] 图 11 是图 10 的保持活动的假体装置的侧视图。
- [0031] 图 12 是根据本公开内容的另一种实施方式保持活动的假体装置的侧视图。
- [0032] 图 13 是被植入脊椎关节中的图 10 的保持活动的假体装置的侧视图。
- [0033] 图 14 是根据本公开内容的另一种实施方式保持活动的假体装置的透视图。
- [0034] 图 15-17 是根据本公开内容的其它实施方式保持活动的假体装置的透视图。
- [0035] 图 18-21 是根据本公开内容的其它实施方式保持活动的假体装置的分解图。
- [0036] 图 22A 是根据本公开内容的另一种实施方式保持活动的假体装置的透视图。
- [0037] 图 22B 是图 22A 的保持活动的假体装置的一方面的底部透视图。
- [0038] 图 23-25 是根据本公开内容的其它实施方式保持活动的假体装置的透视图。
- [0039] 图 26A 是根据本公开内容的另一种实施方式保持活动的假体装置的一部分。
- [0040] 图 26B 是图 26A 的保持活动的假体装置的横截面图。
- [0041] 图 27A 是根据本公开内容的另一种实施方式保持活动的假体装置的一部分。
- [0042] 图 27B 是图 27A 的保持活动的假体装置的横截面图。
- [0043] 图 28A 是根据本公开内容的另一种实施方式保持活动的假体装置的一部分。
- [0044] 图 28B 是图 27A 的保持活动的假体装置的横截面图。

具体实施方式

[0045] 本公开内容一般涉及脊椎外科手术的系统和方法,并且,更具体地,在一些实施方式中,涉及用于后部植入的脊椎关节成形术系统和方法。为了促进理解本发明原理,现在将参考附图中图解的实施方式或实施例,并且将使用具体的语言对其进行描述。然而应当理解并没有意欲对本发明的范围进行限制。正如本公开内容所述领域的普通技术人员通常所想到的,所述实施方式中任何改变和进一步的改进,以及本文所述的发明原理的任何进一步的应用被考虑。

[0046] 首先参考图 1,显示的是脊柱 10 的矢状面图,图解了分别由天生椎间盘 D1、D2、D3 分开的系列椎骨 V1、V2、V3、V4。尽管该图解通常描述脊柱的腰椎部分,但是应当理解本公开内容的装置、系统和方法也可被应用于脊柱的所有区域,包括胸和颈区域。

[0047] 现在参考图 2,脊柱 10 的脊椎关节 12 包括相邻的椎骨 V1、V2,椎间盘 D1 在其间延伸。椎骨 V1 包括大体圆柱形的椎体部分 14、下关节突 16 和下终板 18。椎骨 V2 包括大体圆柱形的椎体部分 20、上关节突 22 和上终板 24。为了参考目的,纵轴 19 延伸穿过圆柱形椎体部分 14、20 的中心。椎弓根(pedicle)25 在椎体部分 20 和上关节突 22 之间延伸。下关节突 16 和上关节突 22 形成关节面或关节突关节 26。关节面 26 具有流体填充的囊和软骨,以给关节突 16、22 提供接合表面。椎间盘 D1 和关节面 26 都允许相邻骨表面之间的活

动,允许全脊椎关节 12 正常程度的弯曲 / 伸展、侧弯和旋转活动。因为椎间盘 D1 和 / 或关节面 26 由于变老、损伤、疾病或其它因素而损坏,所有或部分的椎间盘、关节面和 / 或关节突 16、22 可被去除并且被置换以假体装置,所述假体装置可保持脊椎关节 12 中的活动。尽管没有详细描述,但是第二左右对称假体装置也可被用于代替一部分椎间盘 D1 的机能和与关节面 26 相对的第二关节面的机能。

[0048] 现在参考图 3-7,在一种实施方式中,假体装置 30 可保持脊椎关节 12 中的活动。假体装置 30 包括上关节部件 32 和下关节部件 34。上关节部件 32 包括接合面 36,其可以是平滑的、凹的,并且形状是大致球形的。下关节部件 34 包括接合面 38,其可以是平滑的、凹的,并且形状是大致球形的。当组装时,接合面 36 可连接接合面 38 以产生球窝式前关节。

[0049] “球”形表面被理解为包括任何具有均匀曲率半径的弯曲表面并且可指球形帽和球的部分。在可选实施方式中,非球形弯曲表面可作为接合面发挥作用以对假体装置的活动范围给予特定限制。在仍然是另一可选实施方式中,关节可用具有凸形的上接合面和具有凹接合面的下接合面倒转。

[0050] 上关节部件 32 可进一步包括缓冲器或活动限制器 40、42,其在该实施方式中为凹进肩部。下关节部件 34 包括缓冲器或活动限制器 44、46,其在该实施方式中为上突延伸部,与接合面 38 隔开。正如下面更详细的描述,活动限制器对 40、44 和活动限制器对 42、46 可用于将弯曲 / 伸展活动限制在期望的范围,防止或限制由接合面 36、38 形成的关节错位。活动限制器可被设定形状以提供更大或更小的弯曲 / 伸展活动范围。例如,活动限制器 44 上的表面与接合面 38 成一定角度可允许比活动限制器表面与轴 19 平行时更大的弯曲活动。

[0051] 上关节部件 32 可进一步包括外接触表面 48,用于与脊椎终板 18 连接,并且下关节部件 34 可包括外接触表面 50,用于与脊椎终板 24 连接。

[0052] 上关节部件 32 可进一步包括上龙骨突 52,所述上龙骨突 52 延伸自外接触面 48 并且包括细长部分 53 和细长部分 54。细长部分 54 可高于细长部分 53,以在椎体 14 外壁的硬骨皮质中提供具有更大稳定性的假体装置 30。在该实施方式中,凸起的龙骨突部分 54 具有尖锐且底切的前缘 56,以促使在椎体 14 和终板 18 中强力地切出通道并且有助于防止装置 30 磨损椎体 14。在该实施方式中,凸起的龙骨突部分 54 大约占上龙骨突 52 长度的三分之一并且延伸到上关节部件后边缘以提供另外的稳定性。在可选实施方式中,上龙骨突可更长或更短以实现期望的稳定性。下关节部件 34 可包括延伸自外接触面 50 的下龙骨突 58。

[0053] 在可选实施方式中,龙骨突的宽度可以变化。例如,龙骨突的下部可以比龙骨突的上部窄。在其它实施方式中,龙骨突可以逐渐变细或者具有起伏的波浪形。在仍然是另一可选实施方式中,龙骨突可被穿孔或者是多孔的,以促进骨向内生长。

[0054] 上关节部件 32 可进一步包括后突起 60,其从外接触面 48 的后边缘向上延伸。在该实施方式中,突起 60 可大体垂直于接触面 48 或者相对于接触面 48 成小锐角。突起 60 可与上龙骨突 52 的后端整体成形或者另外地邻接上龙骨突 52 的后端。正如下面更详细的描述,后突起 60 可作为挡块以防止装置 30 向椎间盘间隙前面插入得太远。突起 60 的位置可在外科手术期间用荧光透视法或其它可视方法进行监视,以确定植入的进程,以及确认装置 30 何时已经完全被植入——其中后突起 60 接触椎体 14 的后壁。因为后突起 60 的位置可相对于由接合面 36、38 形成的关节的旋转中心固定,所以后突起 60 的位置可作为旋转

中心位置的指示器。在外科医生已经确定旋转中心的期望位置后,可以选择上关节部件 32,以便当后突起 60 靠着椎体 14 的后壁定位时,旋转中心被移动到期望的预定位置。

[0055] 假体装置 30 可进一步包括桥连部件 62,其从下关节部件 34 向后延伸。当被安装时,桥连部件 62 可进一步从椎体 14、20 之间的椎间盘间隙向后延伸并且沿着椎弓根 25 的至少一部分延伸至远端 64。在可选实施方式中,全部或部分的椎弓根 25 可被去除,使边缘具有很少或没有来自天然结构的支撑。

[0056] 桥 62 的远端 64 可包括连接部件 66,其在该实施方式中为用于接收紧固件 68 的通道。在该实施方式中,紧固件 68 是骨螺钉,然而在可选实施方式中,紧固件如钉子、U 形钉或其它机械或化学的紧固件可以是合适的。连接部件 66 的定向允许紧固件 68 椎弓根外(extrapedicularly)插入,以便螺钉穿过与椎弓根限定的中心轴成斜角或斜交的通道。可以拧紧紧固件 68 穿过椎弓根 25 的部分并且进入椎体 20。椎弓根外固定术(extrapedicular fixation)可以是进入椎弓根的任何固定术,其不沿着通道向下顺着椎弓根大致后-前限定的中心轴。在该实施方式中,螺钉穿过椎弓根的上壁并且可实现强的皮质固定。在所有实施方式中,紧固件可至少部分被凹进以便不干扰关节、软组织和神经结构。

[0057] 当被安装时,桥 62 和紧固件 68 可限制装置 30 的过量移动,尤其在弯曲/伸展活动期间。此外,桥 62 可将负荷分布在下椎骨 V2 上,减少下关节部件 34 下沉进入椎体 20 的可能。

[0058] 连接部件 66 进一步包括锁紧夹 70,锁紧夹 70 在该实施方式中为可弹性变形的 C 型结构,其将紧固件 68 保持在适当位置,阻挡紧固件 68 任何向后的脱离,尤其在关节 12 活动时。应当理解,在可选实施方式中,锁紧夹可以是帽、夹子、粘合剂或其它合适的机械或化学系统,用于限制紧固件 68 的移动。

[0059] 关节部件 32、34 和桥连部件 62 的尺寸和形状可由后部外科手术方法的约束而限制。例如,前关节部件 32、34 可被配置以覆盖最大脊椎终板面积,以便分散负荷并且减少下沉,同时仍适合穿过后部外科手术暴露处、安全三角(Kambin's triangle)和其它神经元。为了达到最大的表面覆盖,前关节部件 32、34 的材料可分别从接合面 36、38 向前延伸。桥连部件 62 的宽度也被最小化以穿过安全三角并且与神经元共存。

[0060] 在可选实施方式中,上和下关节部件可被提供以不同高度。例如,上部件的高度可通过制备具有增厚接触面的部件而增加。同样,可以加入材料以增加下部件的总高度。提供各种可选高度的部件可允许外科医生在关节内产生适当的张力,以便促进骨生长进入上和下部件并且实现期望的活动范围。在仍然是其它可选实施方式中,上和下关节部件的高度可沿着部件的长度增加或减少以产生期望的脊柱前凸和脊柱后凸。改变上下接触面之间所形成的角度的能力可允许外科医生解决患者解剖学之间或者脊柱水平之间的变化,如在腰骶关节(L5-S1)。允许外科医生基于脊柱水平或患者解剖学改变假体装置的高度、角度和性能可确保患者更好的适应和更好的预后。

[0061] 假体装置 30 可由任何合适的生物相容性材料制成,包括金属诸如钴-铬合金、钛合金、镍钛合金和/或不锈钢合金。陶瓷材料如铝氧化物或氧化铝、锆氧化物或氧化锆、颗粒金刚石压块和/或热解碳可能也适合。还可使用聚合物材料,包括聚芳醚酮(PAEK)家族的任何成员如聚醚醚酮(PEEK)、碳增强的 PEEK 或聚醚醚酮(PEKK);聚砜;聚醚酰亚胺;聚酰亚胺;超高分子量聚乙烯(UHMWPE);和/或交联 UHMWPE。构成假体装置 30 的各种部件可

由不同材料制成,因此允许金属上金属、陶瓷上金属、聚合物上金属、陶瓷上陶瓷、聚合物上陶瓷或聚合物上聚合物的结构。

[0062] 包括接触表面 48、50 ;龙骨突 52、58 ;和桥 62 在内的假体装置 30 的骨接触表面可包括提高植入假体固定性的特征或涂层。例如,表面可诸如通过化学蚀刻、喷玻璃珠、砂纸打磨、磨光、使成锯齿状和 / 或金刚石切割而变粗糙。假体装置 30 的全部或部分骨接触面也可被涂布有生物相容性和骨传导性材料如羟基磷灰石 (HA)、磷酸三钙 (TCP) 和 / 或碳酸钙以促进骨生长和固定。可选地,可以使用骨诱导涂层,如来自转化生长因子 (TGF) β 超家族的蛋白质,或骨形成蛋白如 BMP2 或 BMP7。其它合适的特征可包括刺突、脊和 / 或其它表面纹理。

[0063] 假体装置 30 可被安装在椎骨 V1、V2 之间,如下所述。假体装置 30 可采用与已知的 TLIF(经椎间孔腰椎椎体间融合术 (transforaminal lumbar interbody fusion)) 或 PLIF(后部腰椎椎体间融合术 (posterior lumbar interbody fusion)) 方法类似的后部经椎间孔入路 (posterior transforaminal approach) 植入患者中。PLIF 型入路一般更内侧并且依赖于横向根和硬膜更多的收缩以进入椎间盘间隙。这些结构之间的间隙被称为安全三角 (Kambin's triangle)。TLIF 入路一般地更倾斜,需要发出根更少的收缩,并且更少硬膜流血同时横向结构更少的收缩。采用远外侧入路——发出神经根 (exiting nerve root) 位置上方和安全三角外部——进入椎间间隙也是可能的。在一些情况中经由远外侧进入椎间间隙而不用切除关节面是可能的。而且,穿过腰肌的直接外侧入路是已知的。这种入路完全避开了后神经元。本公开内容的实施方式可采用这些常规入路中任一种或其组合。

[0064] 根据这些入路中至少一种,可在患者后背中进行切口,如中线切口,并且一些或全部的患病椎间盘 D1 和周围组织可经由椎间孔去除。椎骨 V2 的上终板 24 可被铣削、粗锉或另外地切除以匹配下关节部件 34 的外接触面 50 的轮廓,以便使终板 24 上的应力分布正常化,和 / 或在骨向内生长之前提供初始的固定。椎骨 V2 的终板 24 的精制可导致变平的表面或者表面轮廓如口袋、凹槽或其它可匹配外接触面 50 上相应特征的轮廓。椎骨 V1 的下终板 18 可类似地被精制以接收上关节部件 32 至发出神经根和背根神经节所容许的程度。取决于关节面 26 是否被置换,天生的关节面和相应的关节突 16、22 可被修整以给桥连部件 62 制造空间。

[0065] 假体装置 30 然后可通过手术产生的开口分段插入。即,包括上和下关节部件 32、34 在内的假体装置 30 的部件可穿过椎间孔被安装并且被置于椎体 14、20 之间的椎间盘间隙中。假体装置 30 的部件可被完全分开,或者它们中两个或多个可在穿过椎间孔插入前通过布或本领域熟知的其它材料捆扎或封装在一起。在可保留天生椎间盘外环至少一部分的情况下,可插入下关节部件,以便它邻接该环的相应部分。

[0066] 终板 18、24 可被铣削、凿刻或另外地精制以分别接收龙骨突 52、58。可选地,全部或部分的龙骨突可自行在终板中切出通道。例如,当上关节部件 32 被植入时,前细长部分 52 可沿着预切的通道或者当它被驱动进入终板 18 时可自己形成通道。前缘 56 可进一步切割椎体 14 周边的较硬皮质骨。采用荧光透视法或者其它可视化方法作为导引,可驱动上关节部件 32 直至后突起 60 接触椎骨 14 的后壁,限制了进一步的插入。具有龙骨突 58 的下关节部件 34 可以类似的方式驱动进入终板 24 和椎体 20。在该实施方式中,上关节部件 32 通过摩擦装配被保持在合适的位置,至少在一开始是如此。在可选实施方式中,紧固件如骨

- 螺钉、U形钉、粘合剂或其它机械或化学紧固件可被用于将上关节部件保持在合适的位置。
- [0067] 随着上和下关节部件 32、34 的植入，接合面 36 可被放置与接合面 38 关节连接。由接合面 36、38 形成的关节的旋转中心可被定位在纵向穿过椎骨 V1、V2 之间的椎间盘间隙的中心轴 19 后侧。因为后突起 60 充当挡块以防止上关节部件 32 的过插入，所以旋转中心的最终位置可通过选择上关节部件而预先确定。
- [0068] 桥 62 可从下关节部件 34 向后延伸并且从椎体 14、20 之间的椎间盘间隙向后延伸。紧固件 68 可被插入穿过连接部件 66，穿过椎弓根 25 的一部分并且进入椎体 20。在该实施方式中，紧固件 68 相对于椎弓根的轴成斜角钻进椎弓根 25，因此与轴 19 成斜角地驱动进入椎体 20。紧固件 68 的角度可在关节 12 向后活动期间起到限制紧固件退出骨头的作用。可进一步通过锁紧夹 70 限制退出，所述锁紧夹将紧固件 68 夹到桥 62 的远端。
- [0069] 第二假体装置——未显示但与假体装置 30 相同或类似——可以与上述基本相同的方式通过左右对称相对 TLIF 或 PLIF 型入路插入。插入后，第二假体装置可与假体装置 30 一致地并且以基本类似的方式运行以提供下述的活动范围。
- [0070] 当安装时，由接合面 36、38 产生的前球窝型关节可相对稳定并且自动居中。接合面的球形表面允许全范围的活动，包括弯曲 / 伸展、侧弯和旋转活动。由接合面 36、38 产生的前关节和紧固件 68 允许假体装置 30 抵抗剪切力，尤其前 - 后力。上关节部件 32 相对于下关节部件 34 的移动可通过接合面 38 在接合面 36 内的位移而限制。在纵轴 19 周围的旋转活动可由左右对称的假体装置对提供的联合约束而限制。龙骨突 52、58 可进一步起到抵抗单个部件 32、34 的剪切和旋转运动。
- [0071] 关节面 26 限制脊椎关节 12 中弯曲 / 伸展活动的机能可通过活动限制器 40、42、44、46 至少部分恢复。例如，如图 8 所示，当脊椎关节 12 弯曲时，活动限制器 40、44 可接触以防止进一步的弯曲活动和 / 或防止接合面 36、38 的错位。如图 9 所示，当脊椎关节 12 伸展时，活动限制器 42、46 可接触以防止进一步的伸展活动和 / 或防止接合面 36、38 的错位。弯曲 / 伸展活动可进一步被桥 62 限制，所述桥 62 通过紧固件 68 保持与椎弓根 25 和 / 或椎体 20 接触。
- [0072] 一般地，简单的、位于前部的球窝式关节——其被具有相同或相似曲率半径的各部件严密限制——可允许弯曲 - 伸展、侧弯和扭转活动，同时抵抗剪切力并且限制平移。改变球和窝部件的形状或球和窝部件之间的余隙也将允许附加的活动程度。
- [0073] 现在参考图 10 和 11，在该实施方式中，假体装置 80 可保持脊椎关节 12 中的活动。假体装置 80 包括上关节部件 82 和下关节部件 84。上关节部件 82 包括接合面 86，其可以是平滑的、凹的，并且形状是大致球形的。下关节部件 84 包括接合面 88，其可以是平滑的、凹的，并且形状是大致球形的。当组装时，接合面 86 可连接接合面 88 以产生球窝式前关节。
- [0074] 如上所述，“球”形表面被理解包括任何具有均匀曲率半径的弯曲表面并且可指球形帽和球的部分。在可选实施方式中，非球形弯曲表面可作为接合面发挥作用以对假体装置的活动范围给予特定限制。在仍然是另一可选实施方式中，关节可用具有凸形的上接合面和具有凹关节面的下接合面倒转。
- [0075] 上关节部件 82 可进一步包括外接触表面 90，用于与脊椎终板 18 连接，并且下关节部件 34 可包括外接触表面 92，用于与脊椎终板 24 连接。
- [0076] 上关节部件 82 可进一步包括上龙骨突 94，所述上龙骨突 94 延伸自外接触面 90 并

且包括细长部分 96 和细长部分 98。细长部分 98 可高于细长部分 93, 以在椎体 14 外壁的硬骨质中提供具有更大稳定性的假体装置 80。在该实施方式中, 凸起的龙骨突部分 98 具有尖锐且底切的前缘 100, 以促使在椎体 14 和终板 18 中切出通道并且有助于防止装置 80 磨损椎体 14。在该实施方式中, 凸起的龙骨突部分 98 大约占上龙骨突 94 长度的三分之一并且延伸到上关节部件 82 后边缘以提供另外的稳定性。在可选实施方式中, 上龙骨突可更长或更短。下关节部件 84 可包括延伸自外接触面 98 的下龙骨突 102。

[0077] 上关节部件 82 可进一步包括后突起 104, 其从外接触面 90 的后边缘向上延伸。在该实施方式中, 突起 104 可大致垂直于接触面 90 或者相对于接触面 90 成小锐角。突起 104 可与上龙骨突 94 的后端整体成形或者另外地邻接上龙骨突 94 的后端。正如下面更详细的描述, 后突起 104 可作为挡块以防止装置 80 向椎间盘间隙前面插入得太远。突起 104 的位置可在外科手术期间用荧光透视法或其它可视方法进行监视, 以确定植入的进程, 以及确认装置 80 何时已经完全被植入——其中后突起 104 接触椎体 14 的后壁。因为后突起 104 的位置可相对于由接合面 86、88 形成的关节的旋转中心固定, 所以后突起 104 的位置可作为旋转中心位置的指示器。在外科医生已经确定旋转中心的期望位置后, 可以选择上关节部件 82, 以便当后突起 104 相对于椎体 14 的后壁定位时, 旋转中心被移动到期望的预定位置。

[0078] 假体装置 80 可进一步包括下桥连部件 106, 其从下关节部件 84 向后延伸。当被安装时, 下桥连部件 106 可进一步从椎体 14、20 之间的椎间盘间隙向后延伸并且沿着椎弓根 25 的至少一部分延伸。

[0079] 在该实施方式中, 下后关节部件 108 可延伸自下桥 106。后关节部件 108 可包括柱 110, 所述柱 110 具有桥端 112 和尾端 114。柱 110 可被配置大体在沿着脊柱的方向上延伸。

[0080] 柱 110 的桥端 112 可连接到下桥 106。柱 110 可向上延伸, 从而柱 110 的尾端 114 可被置于比下桥 106 高的位置。尾端 114 可包括活动挡块 116, 其被配置以限制上和下关节部件 82、84 的接合范围。在该实施方式中, 柱 110 可包括在桥端 112 和尾端 114 之间延伸的直线部分。在一种示例性实施方式中, 柱 110 可包括与接合面 88 的曲率同心的弯曲段。

[0081] 假体装置 80 可进一步包括上桥连部件 118, 其从上关节部件 82 向后延伸。当被安装时, 上桥连部件 118 可进一步从椎体 14、20 之间的椎间盘间隙向后延伸。桥连部件 106、118, 但尤其是下桥 106 可以是“特制(super)”或人造椎弓根, 其可补充或代替天生的椎弓根。

[0082] 上后关节部件 120 延伸自上桥 118。上后关节部件 120 包括一对臂 122, 其被配置成 C 型, 适于接收下后关节部件 108 的柱 110。臂 122 的一部分形成活动挡板 124, 其被配置以与柱 110 上的活动挡板 116 协作。因此, 当上和下后关节部件 108、120 如图 10 和 11 组装时, 活动挡板 124 和活动挡板 116 进行协作以限制假体装置 80 的接合范围。上桥连部件 118 可进一步包括活动限制器 125, 其在该实施方式中为三角延伸部, 其限制柱 110 向后活动。

[0083] 连接部件 126——其在该实施方式中为整体成型的管, 用于接收紧固件 128——可在柱 110 中的开口 130 之间延伸, 穿过下桥连部件 106。在该实施方式中, 紧固件 128 是骨螺钉, 然而在可选实施方式中, 紧固件如钉子、U 形钉或其它机械或化学的紧固件可以是合

适的。可以拧紧固件 128,成斜角地穿过椎弓根 25 的部分并且进入椎体 20。当被安装时,下桥 106 和紧固件 128 可限制装置 80 的过量移动,尤其在弯曲 / 伸展活动期间。此外,下桥 106 可将负荷分布在下椎骨 V2 上,减少下关节部件 84 下沉进入椎体 20 的可能。

[0084] 假体装置 80 的部件可由上面所列的装置 30 的材料的任何一种制成。假体装置 80 可以类似于上述装置 30 的方式植入,然而在该实施方式中,部件可在植入前预先装配,从而柱 110 被插入穿过臂 122 并且被允许平移。如装置 30 一样,假体装置 80 可与类似或相同的左右对称装置配对。

[0085] 当安装时(图 13),由接合面 86、88 产生的前球窝型关节可相对稳定并且自动居中。接合面的球形表面允许全范围的活动,包括弯曲 / 伸展、侧弯和旋转活动。同时,由接合面 86、88 产生的前关节;由上和下后关节部件 108、120 产生的后关节;和紧固件 68 允许假体装置抵抗剪切力,尤其前 - 后力。上关节部件 32 相对于下关节部件 34 的移动可通过接合面 38 在接合面 36 内的位移而限制,并且进一步被后关节部件 108、120 限制。在纵轴 19 周围的旋转活动可由后关节部件 108、120 以及左右对称假体装置对提供的联合约束而限制。龙骨突 94、102 可进一步起到抵抗单个部件 82、84 的剪切和旋转活动的作用。

[0086] 关节面 26 限制脊椎关节 12 中弯曲 / 伸展活动的机能可通过后关节部件 108、120 至少部分恢复。例如,当装置 80 处于完全弯曲时,前关节附加的弯曲和错位可通过活动挡板 124 和活动挡板 116 的协作而限制。当装置 80 处于完全伸展时,前关节附加的弯曲和错位可通过活动限制器 125 与柱 110 的协作以及通过上桥连部件 118 与连接部件 126 的协作而限制。弯曲 / 伸展活动可进一步被下桥 106 限制,所述下桥 106 通过紧固件 128 保持与椎弓根 25 和 / 或椎体 20 接触。

[0087] 现在参考图 12,在该实施方式中,假体装置 140 可基本上类似于假体装置 80,然而在该实施方式中,龙骨突 142 可包括延伸部分 146 和延伸部分 148。延伸部分 148 可高于延伸部分 146 并且可包括底切部分 150 以允许在植入期间椎体 14 的攻击性切割。

[0088] 现在参考图 14,在该实施方式中假体装置 160 可保持在脊椎关节 12 中的活动。假体装置 160 包括上关节部件 162 和下关节部件 164。上关节部件 162 包括接合面 166,其可以是平滑的、凹的,并且形状是大致球形的。下关节部件 164 包括接合面 168,其可以是平滑的、凹的,并且形状是大致球形的。当组装时,接合面 166 可连接接合面 168 以产生球窝式前关节。如该实施方式中所示,球窝式前关节的旋转中心位于几何中线后部。当安装时,这种后部定位的旋转中心可在脊椎关节 12 中产生更自然的动力学。

[0089] 如上所述,“球”形表面被理解包括任何具有均匀曲率半径的弯曲表面并且可指球形帽和球的部分。在可选实施方式中,非球形弯曲表面可作为接合面发挥作用以对假体装置的活动范围给予特定限制。在仍然是另一可选实施方式中,关节可用具有凸形的上接合面和具有凹关节面的下接合面倒转。

[0090] 上关节部件 162 可进一步包括外接触面 170,用于与脊椎终板 18 连接,并且下关节部件 34 可包括外接触表面 172,用于与脊椎终板 24 连接。

[0091] 上关节部件 162 可进一步包括上龙骨突 174,所述上龙骨突 174 延伸自外接触面 170。在该实施方式中,龙骨突 174 的更大部分可在中线 169 前部延伸而不是在后部延伸。龙骨突 174 的这种前部定向可增强在关节 12 中活动期间上关节部件的向上移动,并且可适于抵抗其它不期望的过量活动,所述过量活动会由于球窝式关节的旋转中心的后部定位而

在装置 160 的前部产生。在可选实施方式中,上龙骨突可更长或更短。下关节部件 164 可包括延伸自外接触面 172 的下龙骨突 176。

[0092] 假体装置 160 的部件可由上面所列的装置 30 的材料的任何一种制成。假体装置 160 可以类似于上述装置 30 的方式植入,然而在该实施方式中,整个装置 160 可被定位在椎体 14、20 之间的椎间盘间隙内。如装置 30 一样,假体装置 80 可与类似或相同的左右对称装置配对。

[0093] 当安装时,由接合面 166、168 产生的前球窝型关节可相对稳定并且自动居中。接合面的球形表面允许全范围的活动,包括弯曲/伸展、侧弯和旋转活动。因为该实施方式缺少基本上延伸自椎间盘间隙的后部部件,所以天生的关节面 26 可被保留并且可被本领域熟知的其它系统代替或增大。在纵轴 19 周围的旋转活动可由左右对称的假体装置对提供的联合约束而限制。龙骨突 174、176 可进一步起到抵抗单个部件 162、164 的剪切和旋转活动的作用。

[0094] 现在参考图 15,在该实施方式中,假体装置 180 可保持在脊椎关节 12 中的活动。假体装置 180 包括上关节部件 182 和下关节部件 184。装置 180 可基本上类似于装置 160,除了上关节部件 182 包括龙骨突系统 186 外,所述龙骨突系统 186 包括一系列锯齿形突出部分,用于锚定到脊椎终板 18 中。类似的龙骨突系统 188 延伸自下关节部件 184。锯齿形突出部分的峰和宽度可以相同或者可沿着龙骨突系统的长度变化。

[0095] 现在参考图 16,在该实施方式中,假体装置 190 可保持在脊椎关节 12 中的活动。假体装置 190 包括上关节部件 192 和下关节部件 194。除了下述差别外,装置 190 可基本上类似于装置 160。在该实施方式中,假体装置 190 可进一步包括桥连部件 196,其从下关节部件 194 后部延伸。当被安装时,桥连部件 196 可进一步从椎体 14、20 之间的椎间盘间隙后路延伸并且沿着椎弓根 25 的至少一部分延伸至远端 198。在可选实施方式中,全部或部分的椎弓根 25 可被去除,使边缘具有很少或没有来自天然结构的支撑。

[0096] 桥 196 的远端 198 可包括连接部件 200,其在该实施方式中为用于接收紧固件 202 的通道。在该实施方式中,紧固件 202 是骨螺钉,然而在可选实施方式中,紧固件如钉子、U 形钉或其它机械或化学的紧固件可以是合适的。连接部件 200 的定向允许紧固件 202 椎弓根外插入,以便螺钉穿过与椎弓根限定的中心轴成斜角或斜交的通道。可以拧紧紧固件 202,穿过椎弓根 25 的部分并且进入椎体 20。椎弓根外固定术可以是进入椎弓根的任何固定术,其不沿着通道向下顺着椎弓根大体后-前限定的中心轴。在该实施方式中,螺钉穿过椎弓根的上壁并且可实现坚固的皮质固定。在所有实施方式中,紧固件可至少部分被做成凹进的,以便不干扰关节、软组织和神经结构。

[0097] 当被安装时,桥 196 和紧固件 202 可限制装置 190 的过量移动,尤其在弯曲/伸展活动期间。此外,桥 196 可将负荷分布在下椎骨 V2 上,减少下关节部件 194 下沉进入椎体 20 的可能。如上所述,连接部件可包括锁紧夹或其它合适的机械或化学系统,用于限制紧固件 202 的移动和脱离。

[0098] 上关节部件 192 还可包括连接部件,其类似于装置 30 的后突起 60,一般从上关节部件 192 的上表面向上延伸。连接部件 192 包括贯穿通道 206,其被设计大小适于接收紧固件 208。连接部件 192 当上关节部件 192 插入到椎间盘间隙时可作为插入挡块,并且作为用于将紧固件 208 导入椎体 14 中的入口点。

[0099] 当被安装时,紧固件 208 可限制上关节部件 192 向后迁移和 / 或错位并且也可限制装置 190 的过量活动,尤其在弯曲 / 伸展活动期间。锁紧夹或其它锁紧装置可被用于防止紧固件 208 脱离。在可选实施方式中,连接部件的尺寸和形状可以被改变。例如,连接部件可以是 U 形凹口,其仍被设定大小适于接收紧固件,或者可包括多个通道以接收 U 形钉或多个紧固件。

[0100] 现在参考图 17,在该实施方式中,假体装置 210 可保持在脊椎关节 12 中的活动。假体装置 210 包括上关节部件 212 和下关节部件 214。装置 210 可基本上类似于装置 190,除了在该实施方式中可省略上关节部件紧固件之外。与上关节部件 192 类似,上关节部件 212 可包括具有贯穿通道 218 的连接部件 216。在该实施方式中,上紧固件的省略可适于消除在由上和下关节部件形成的前关节中多余的约束。此外,没有被紧固件占居的通道 218 可允许骨向内生长,允许上关节部件 212 随着时间而固定到椎骨 V1 上。

[0101] 现在参考图 18,在该实施方式中,假体装置 220 可保持在脊椎关节 12 中的活动。假体装置 220 包括上关节部件 222 和下关节部件 224。装置 220 可基本上类似于装置 190 并且可进一步包括装置 190 未详细显示的特征。

[0102] 上关节部件 222 包括接合面 226,其可以是平滑的、凹的,并且形状是大致球形的。下关节部件 224 包括接合面 228,其可以是平滑的、凹的,并且形状是大致球形的。当组装时,接合面 226 可连接接合面 228 以产生球窝式前关节。突出部分 230 可延伸自接合面 226。在该实施方式中突出部分 230 呈拱形或者“木马”形,其中相比前后尺寸上的长度而言在侧面尺寸上具有更窄的宽度。凹口或槽 232 可延伸进入接合面 228 中。槽 232 的长度可大致在前 / 后方向上延伸,其中槽的长度大于槽的宽度。在该实施方式中槽 232 的底部是弯曲的,以便大体匹配突出部分 230 的形状。在可选实施方式中,槽的底部可以是平的。突出部分 230 被设定大小以与槽 232 协作,允许在前关节中弯曲 / 伸展活动,同时抵抗在前关节中的剪切力和扭转活动。

[0103] 在可选实施方式中,突出部分和槽可被设定形状以允许在前关节中其它类型的活动。例如,比突出部分宽的槽可允许接合面之间一定的扭转或平移。更似圆柱形的突出部分(参见图 21)可允许扭转活动,限制前 / 后平移和关节错位。

[0104] 如该实施方式中更详细的描述,下关节部件 224 可进一步包括接收锁紧夹(未显示)的限制槽 234,如上面对图 3 的描述,以便防止骨紧固件从骨退出。

[0105] 现在参考图 19,在该实施方式中,假体装置 240 可保持在脊椎关节 12 中的活动。假体装置 240 包括上关节部件 242 和下关节部件 244。装置 220 可基本上类似于装置 190,具有下述差别。

[0106] 上关节部件 222 包括凹口 246,其可以呈拱形并且位于第一球形接合关节后面。下关节部件 224 包括拱形突出部分 248,其也位于第一球形接合关节后面并且被设定大小以适于装配在凹口 246 内。随着装置 240 的组装,突出部分 248 被插入凹口 246 内部以抵抗错位并且抵抗不期望的活动。这种配置适于抵抗前 / 后和侧向的剪切力并且抵抗扭转,同时允许弯曲 / 伸展活动上的自由。此外,突出部分和凹口之间的配合越紧,侧弯将被限制得越多。

[0107] 图 20 描绘了装置 250,其可基本上类似于装置 240,然而在该实施方式中,突出部分 254 被插入到凹口 252 中,其中突出部分和凹口位于第一球形接合关节的前面。这种配

置适于抵抗前 / 后和侧向的剪切力并且抵抗扭转,同时允许弯曲 / 伸展活动上的自由。此外,突出部分和凹口之间的配合越紧,侧弯将被限制得越多。

[0108] 现在参考图 21,假体装置 260 可保持在脊椎关节 12 中的活动。假体装置 260 包括上关节部件 262 和下关节部件 264。装置 260 可基本上类似于装置 220,然而延伸自上关节部件 262 的接合面的突出部分 266 可以是圆柱形并且被设定大小以适于被容纳到位于下关节部件 264 的下接合面内的匹配圆柱形开口中。该实施方式可抵抗剪切力和错位,同时允许扭转活动。

[0109] 现在参考图 22A&B,假体装置 270 可保持在脊椎关节 12 中的活动。假体装置 270 包括上关节部件 272 和下关节部件 274。装置 270 可基本上类似于装置 240,具有将要描述的差别。在该实施方式中一对缓冲器 276 延伸自下关节部件 274,一个延伸到接合关节的前侧并且另一个延伸到接合关节的后侧。缓冲器 276 通常是圆柱形,但是在可选实施方式中可以是球形、半球形或任何其它合适的形状,以提供阻尼。一对凹口 278 延伸到上关节部件 272 中。如所示,凹口可比缓冲器 276 宽,以允许更大的扭转活动范围和更大的侧弯。

[0110] 当被装配时,缓冲器 276 可延伸到各自的凹口 278 中并且用于阻尼或缓冲在上和下关节部件 272、274 之间的活动。尽管缓冲器可由像凸起部分 248、254 一样的刚性材料制成,但是在该实施方式中,缓冲器由弹性材料或任何其它有回弹力的材料制成,其可在关节部件之间提供阻尼,尤其在弯曲 / 伸展活动期间。在可选实施方式中,机械弹簧或其它机械阻尼器可被提供在上和下关节部件之间。

[0111] 现在参考图 23-24,假体装置 280 可保持在脊椎关节 12 中的活动。假体装置 280 包括上关节部件 282 和下关节部件 284。装置 280 可基本上类似于装置 160,然而在该实施方式中,连接臂 286 延伸自上关节部件 282。连接臂 286 可由刚性材料如金属或聚合物制成。在可选实施方式中,连接臂的柔性可被允许。连接臂 286 包括安装环 288,用于连接到长杆 290,所述长杆 290 可由刚性材料如钛制成或由柔性更大的材料如 PEEK 制成。在图 23 的实施方式中,杆 290 在一对多轴向骨螺钉 292、294 之间延伸。因此,应当理解,假体装置 280 可以与本领域熟知的任何杆和螺钉系统一起使用,以提供脊椎关节上附加的约束。如图 24 中所示,隔离物 296 可在连接臂 286 的安装环 288 之间延伸。间隔物 296 可起到保持连接臂 286 和多轴向螺钉 292 之间期望距离的作用。间隔物 296 可以是可变形的并且弹性的,从而安装环 288 可在某种活动如弯曲 / 伸展下压缩间隔物。可选地,间隔物可以是相对刚性的,在安装环和多轴向螺钉之间产生固定的间隔。

[0112] 现在参考图 25,在该实施方式中,假体装置 300 可保持在脊椎关节 12 中的活动。假体装置 300 包括上关节部件 302 和下关节部件 304。装置 300 可基本上类似于装置 280,然而在该实施方式中,连接臂 306 延伸自下关节部件 304。在该实施方式中,隔离物 308 在连接臂 306 和多轴向螺钉 310 之间延伸。

[0113] 现在参考图 26A 和 26B,在该实施方式中,假体装置 310 包括上关节部件(未显示)和下关节部件 312。装置 300 可基本上类似于装置 190,具有将要进行解释的差别。在该实施方式中,凸的下接合面部件 314 与下关节部件 312 是分开的。垫圈 316 在下接合面部件 314 和下关节部件 312 之间延伸以向下接合面提供缓冲作用。在该实施方式中,下接合面部件包括伸出部分 318,其被设定大小以适于装配在垫圈 316 中的凹口 320 内以便连接接合表面部件和垫圈。垫圈 316 进一步被设定大小以适于装配在下关节部件 312 中的凹口 322

内。垫圈可由弹性且可变形的材料如弹性体制成,以便在弯曲/伸展、侧弯和旋转期间提供缓冲作用。可选地,制备垫圈的材料可以是相对刚性的并且选择其负荷承受特性和耐磨特性。在一种实施方式中,聚氨酯可以是合适的材料。接合面部件可相对于垫圈旋转或可以被固定。类似地,垫圈可相对于下关节部件旋转或可以是固定的。垫圈 316 允许接合面部件 314 相对于下关节部件 312 移动,同时对接合面部件的活动提供一定的约束。随着垫圈材料回弹性增加,对接合面部件活动的约束可减少。

[0114] 现在参考图 27A 和 27B,在该实施方式中假体装置可包括下关节部件 330。在该实施方式中,接合面部件 332 延伸穿过垫圈 334 并且与下关节部件 330 形成接触。垫圈 334 包括开口 336,以接收并固定接合面部件 332 的伸出部分 338。接合面部件 332 可在垫圈内旋转并且可沿着外周由垫圈缓冲。如上所述,在弯曲/伸展、侧弯和旋转活动期间,这种垫圈也向接合面部件提供缓冲作用,同时限制接合面部件的一些活动。

[0115] 现在参考图 28A 和 28B,在该实施方式中垫圈 340 在接合面部件 342 和下关节部件 344 之间延伸。在该实施方式中,接合面部件 342 没有接触下关节部件 344,相反被垫圈 340 完全缓冲。垫圈 340 具有侧壁 346,其沿着接合面部件 342 的外周延伸并且其可充当下关节部件 344 和上关节部件 348 之间的缓冲器。

[0116] 术语“上(upper)”和“下(lower)”在一些实施方式中被用于描述实施方式的部件的位置。尽管上一般被用于描述朝向顶点的位置并且下被用于描述朝向尾部或底部的位置,但是,如本文所用,上和下仅仅被用作所图解的实施方式的部件相对位置的修饰语。用于描述所图解的实施方式的被标记为上或下的部件并不意欲限制与患者解剖学相关的装置的方位或者方法的应用,或者限制任何装置或方法权利要求的范围。

[0117] 尽管所述实施方式一般涉及前关节部件、桥和后关节部件的整体成形,但是应当理解,在可选实施方式中,部件可以是组合的以适应不同患者解剖学并且有利于最小侵入性的植入。

[0118] 尽管只有几种例证性实施方式在上面被详细描述,但是本领域技术人员将容易理解在例证性实施方式中进行许多改变是可能的,而本质上没有脱离本公开内容的新教导和优点。因此,所有这样的改变和可选实施方式被意欲包括在所附权利要求所限定的发明范围内。本领域技术人员也应当意识到,这样的改变和等效结构或方法没有脱离本公开内容的精神和范围,并且他们可在其中进行各种改变、置换和变化,而不脱离本公开内容的精神和范围。应当理解,所有的空间基准,如“水平”、“垂直”、“顶部”、“上”、“下”、“底部”、“左”和“右”仅仅是为了例证性目的,并且可在本公开内容的范围内进行改变,在权利要求书中,方法和功能语句意欲覆盖本文所述的进行所述功能的结构,并且不但覆盖结构等效物而且覆盖等效的结构。

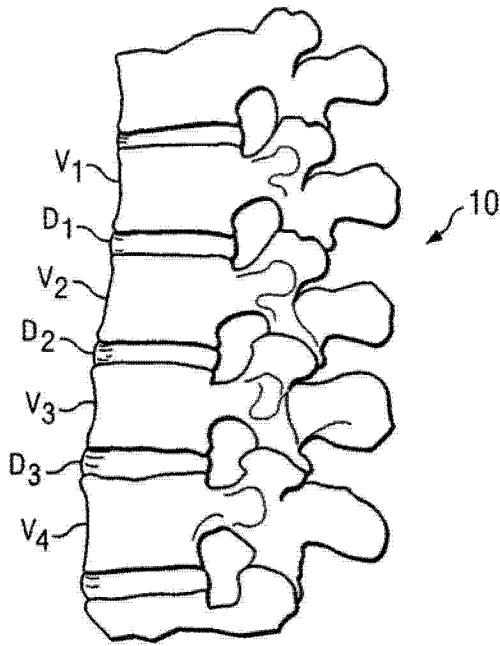


图 1

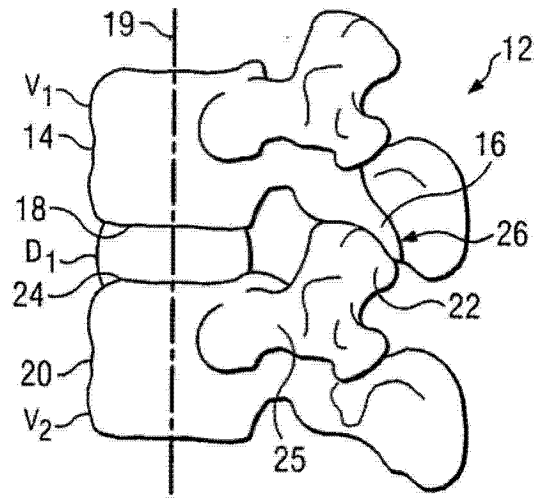


图 2

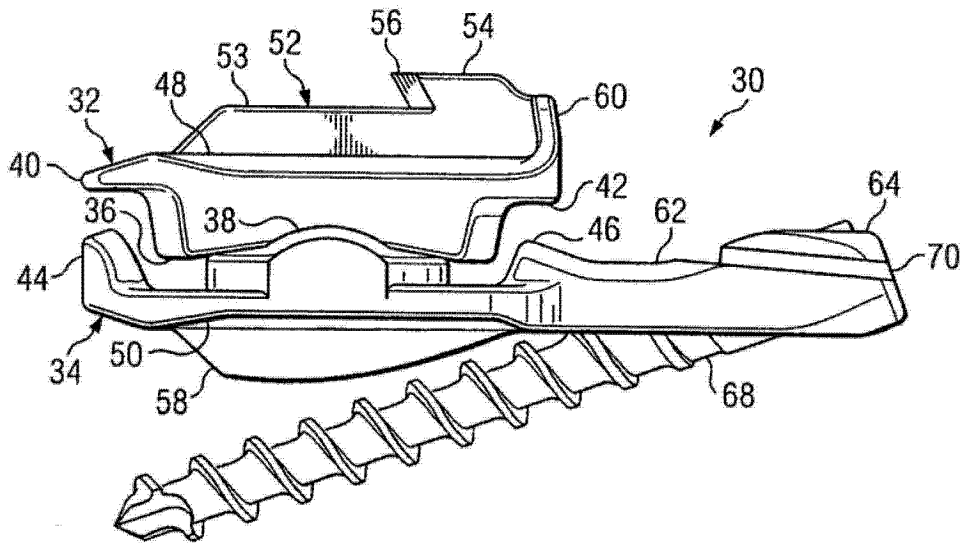


图 3

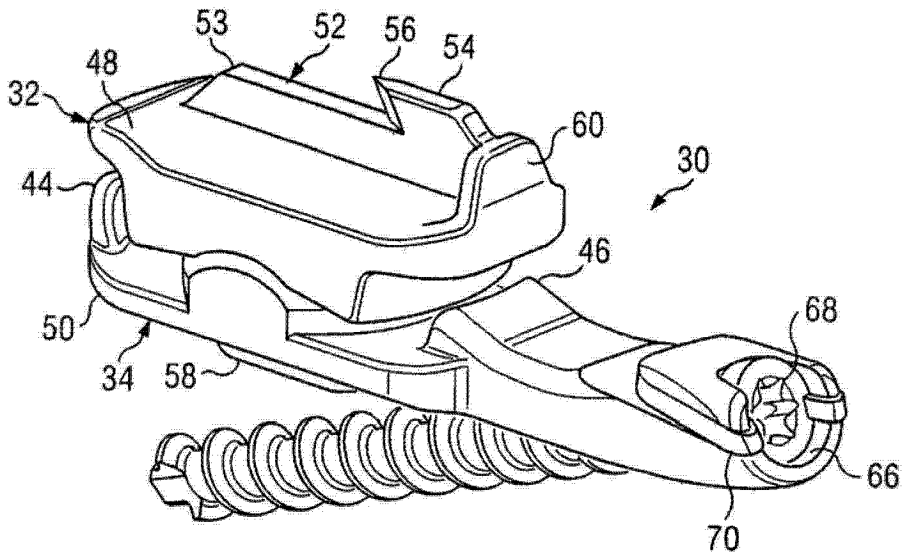


图 4

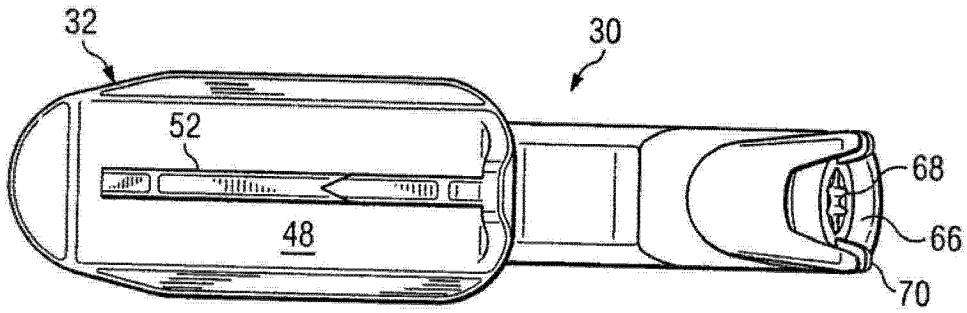


图 5

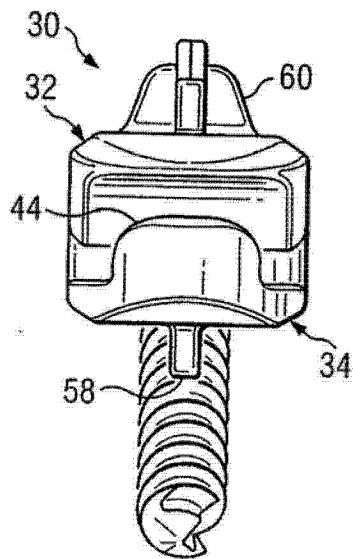


图 6

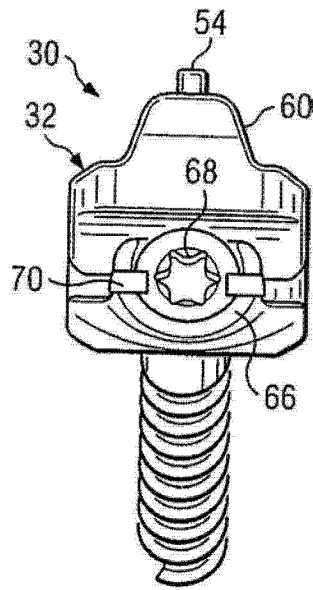


图 7

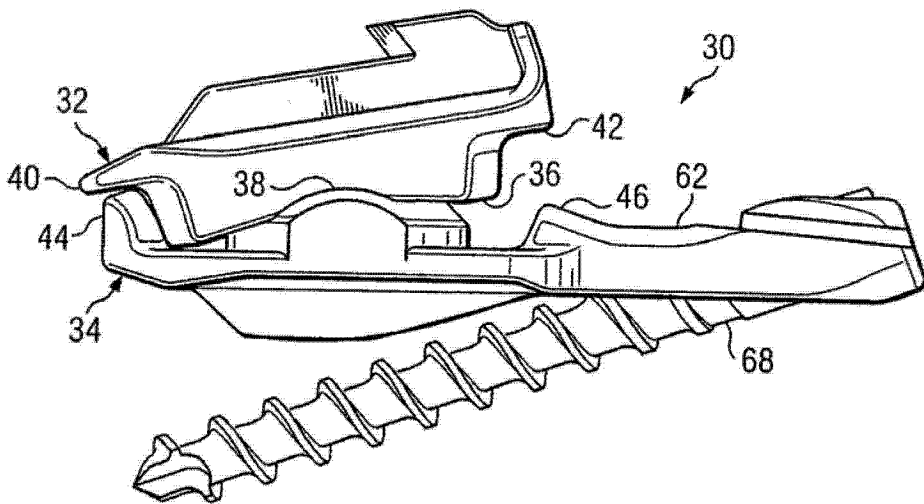


图 8

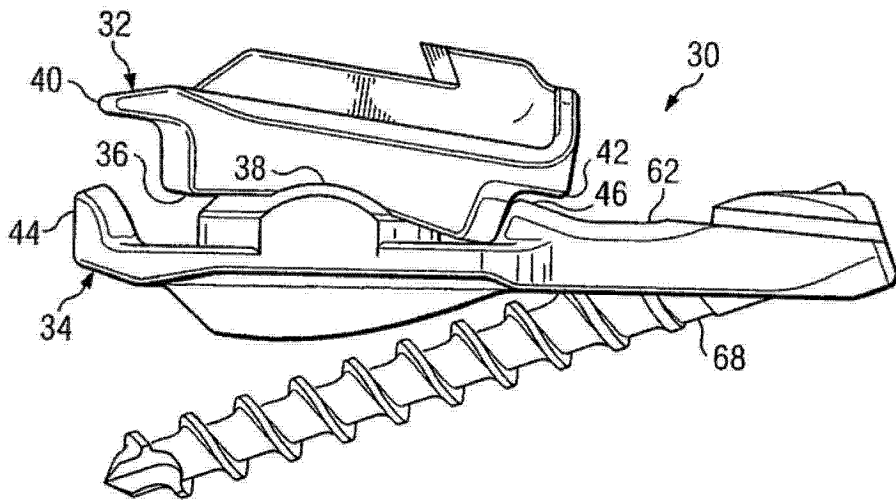


图 9

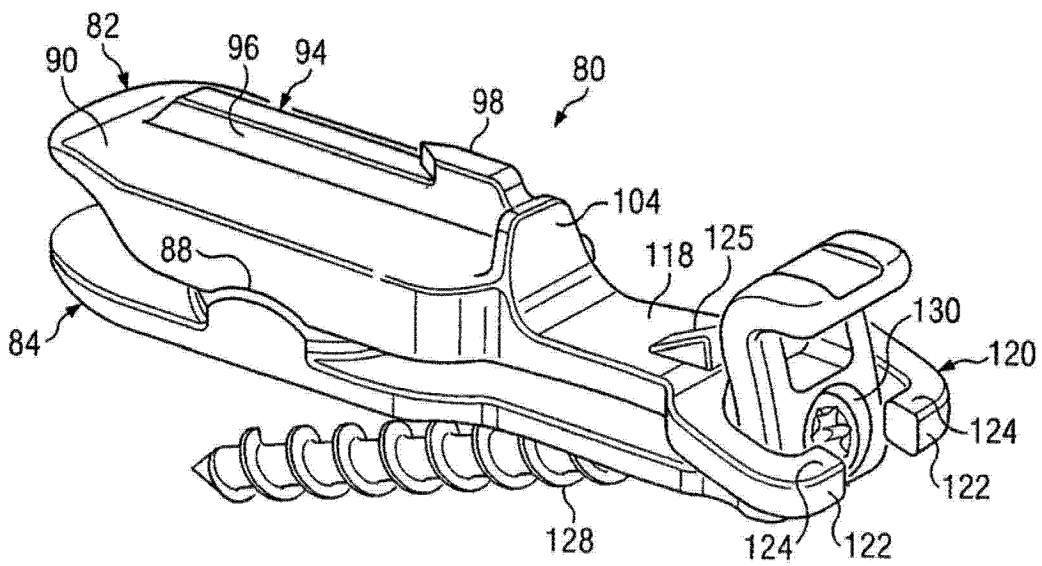


图 10

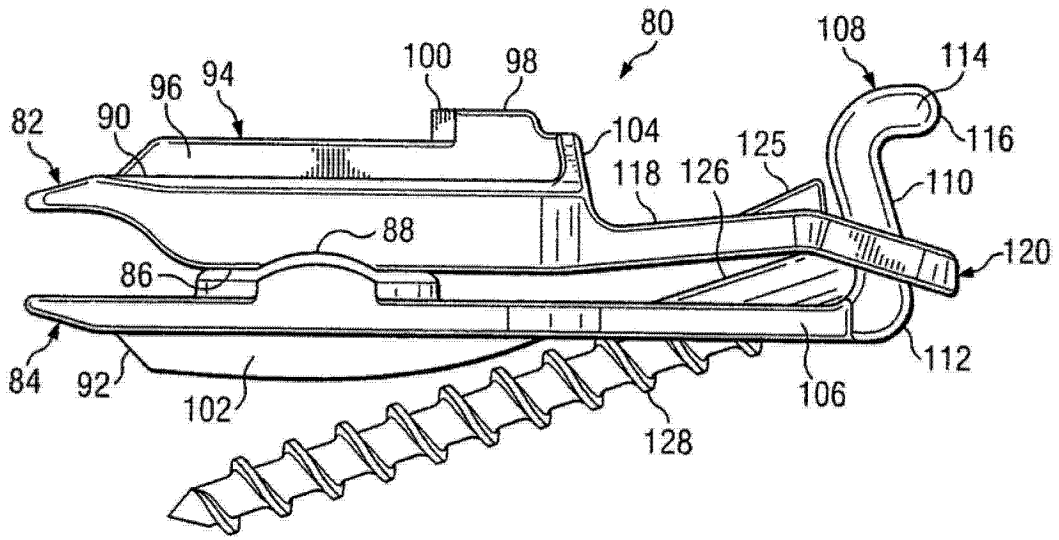


图 11

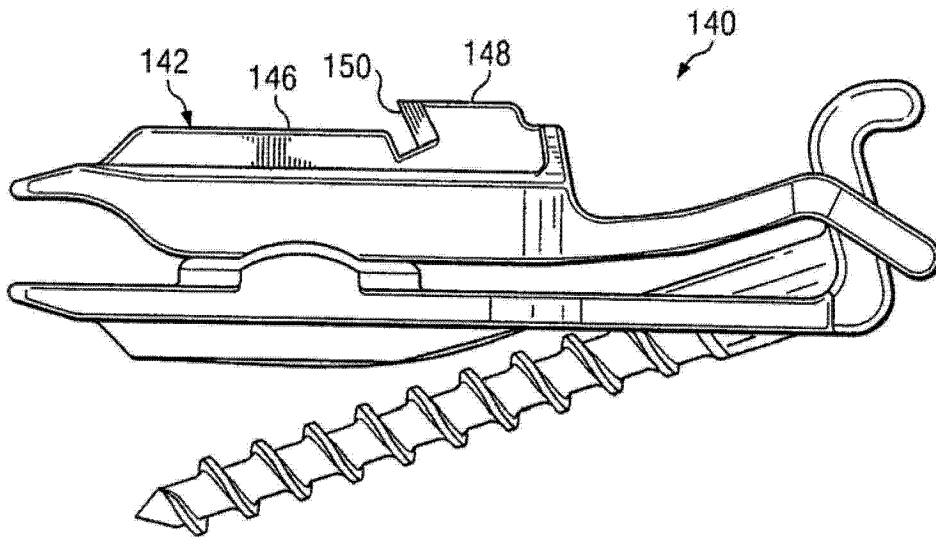


图 12

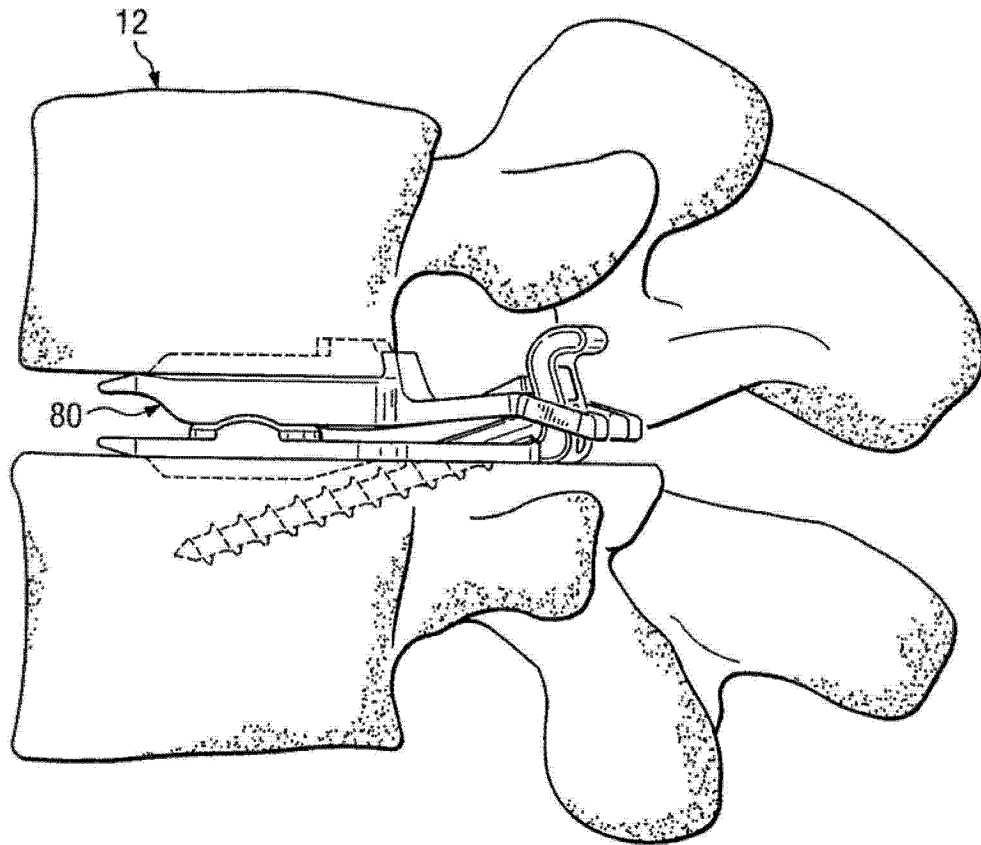


图 13

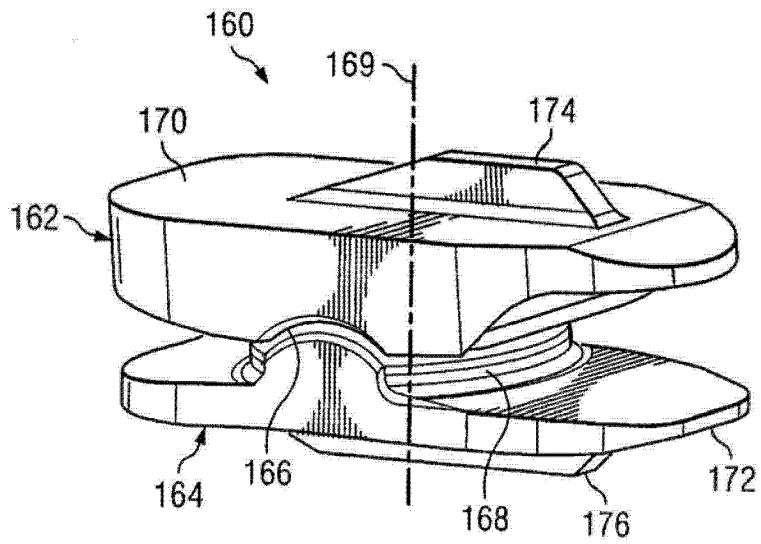


图 14

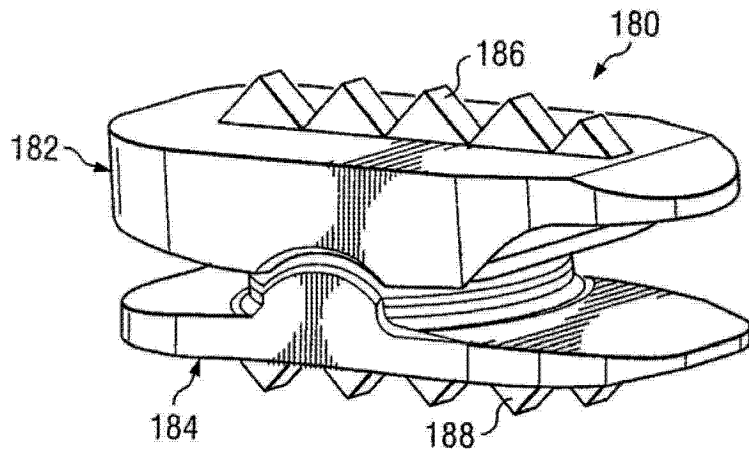


图 15

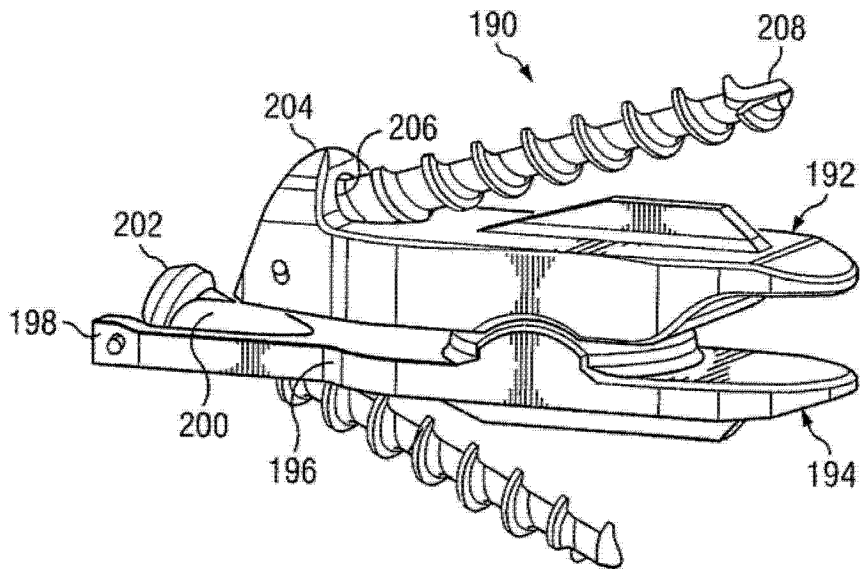


图 16

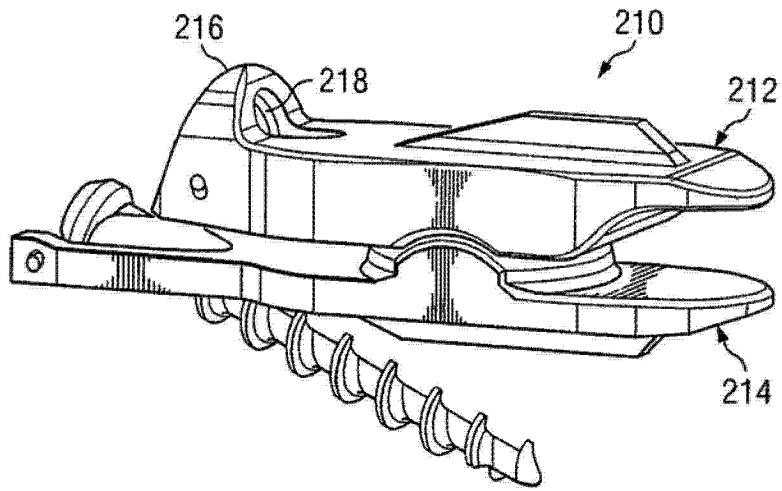


图 17

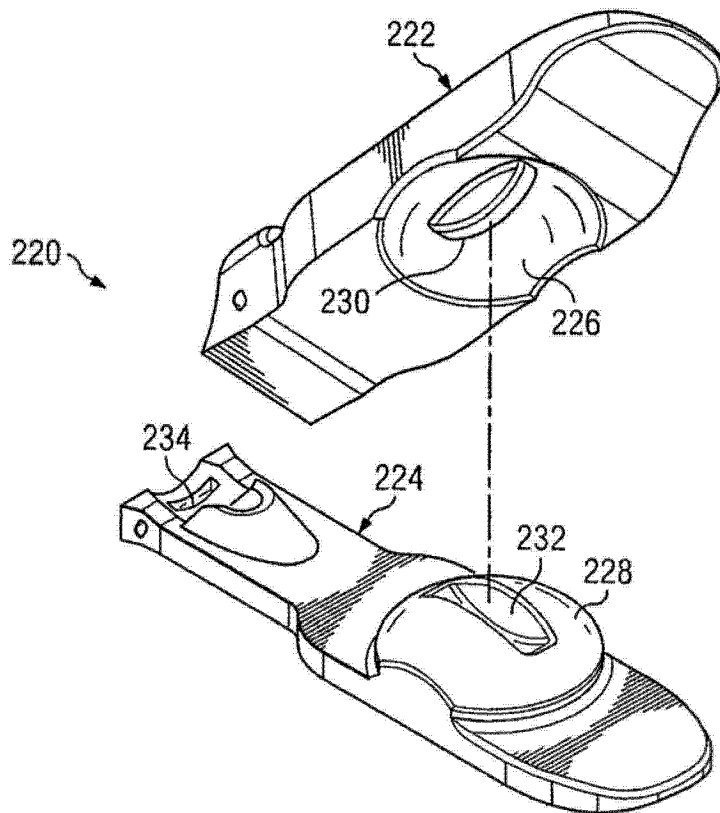


图 18

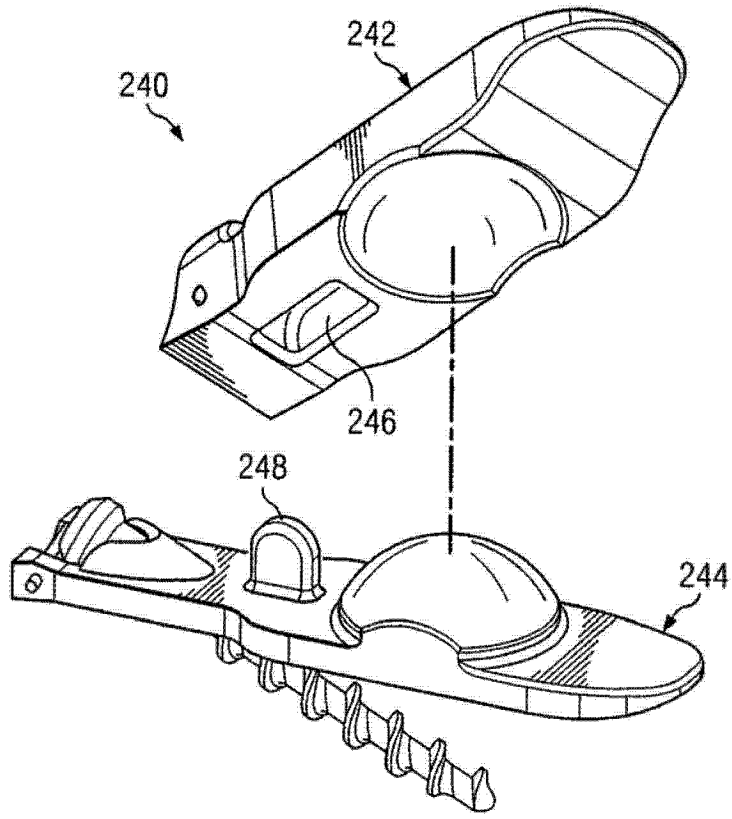


图 19

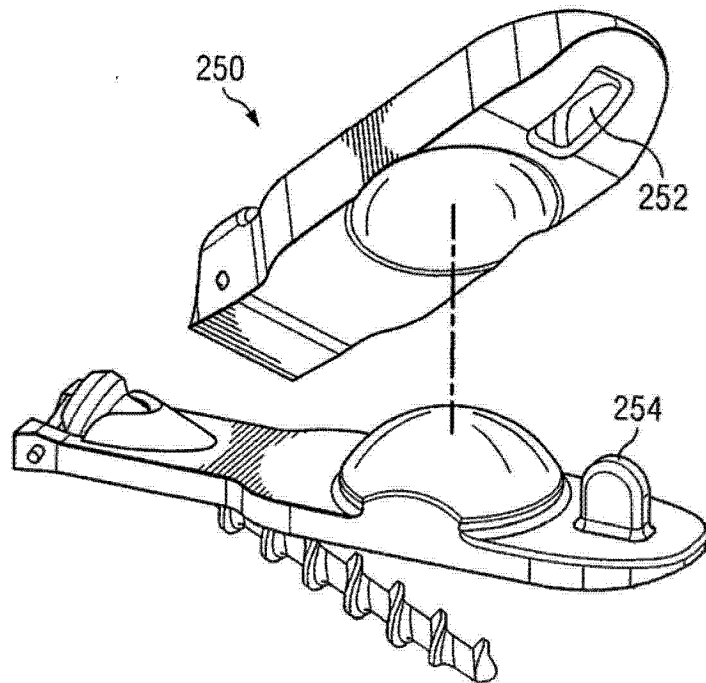


图 20

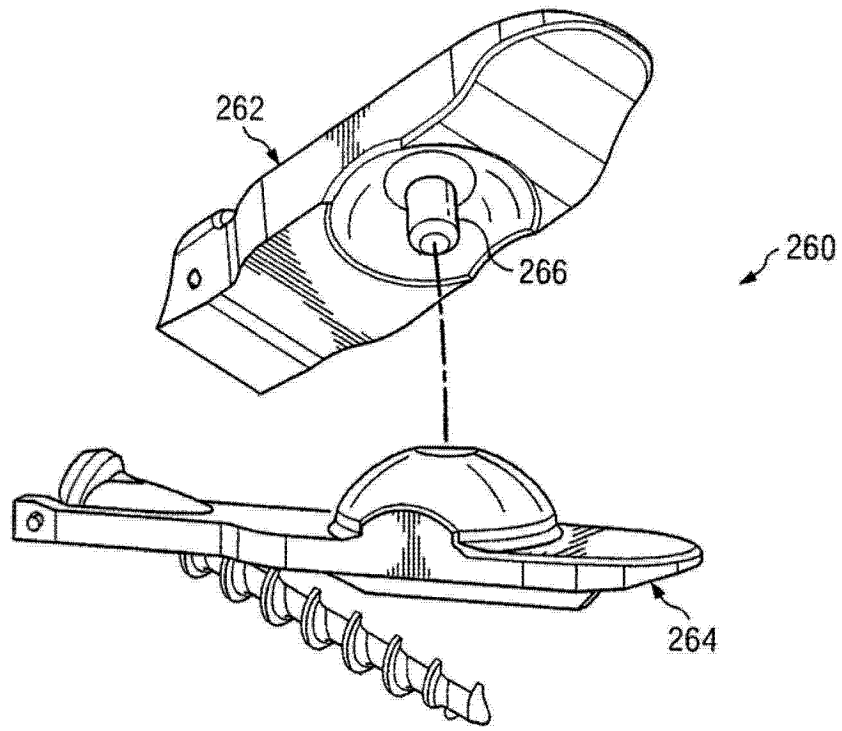


图 21

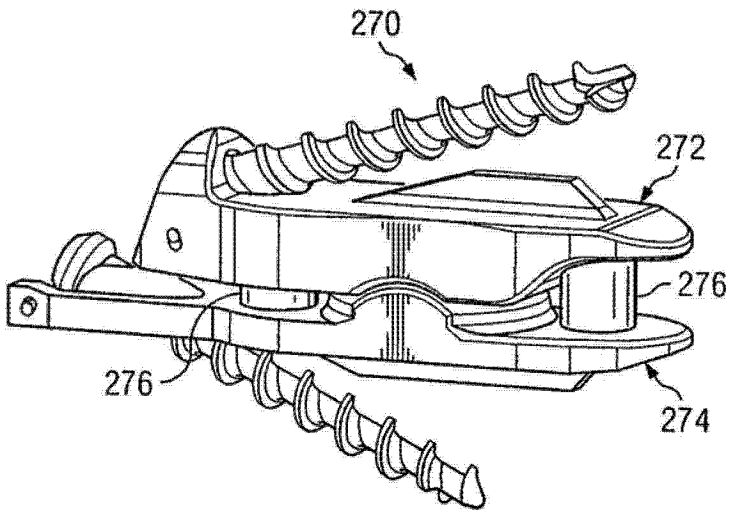


图 22A

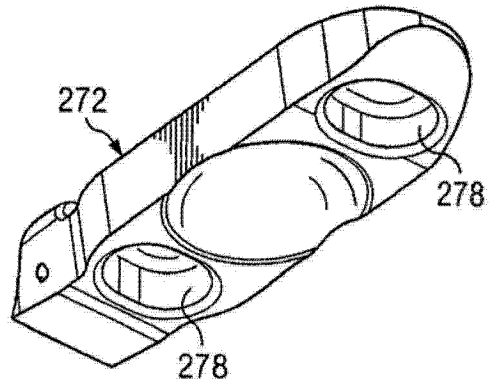


图 22B

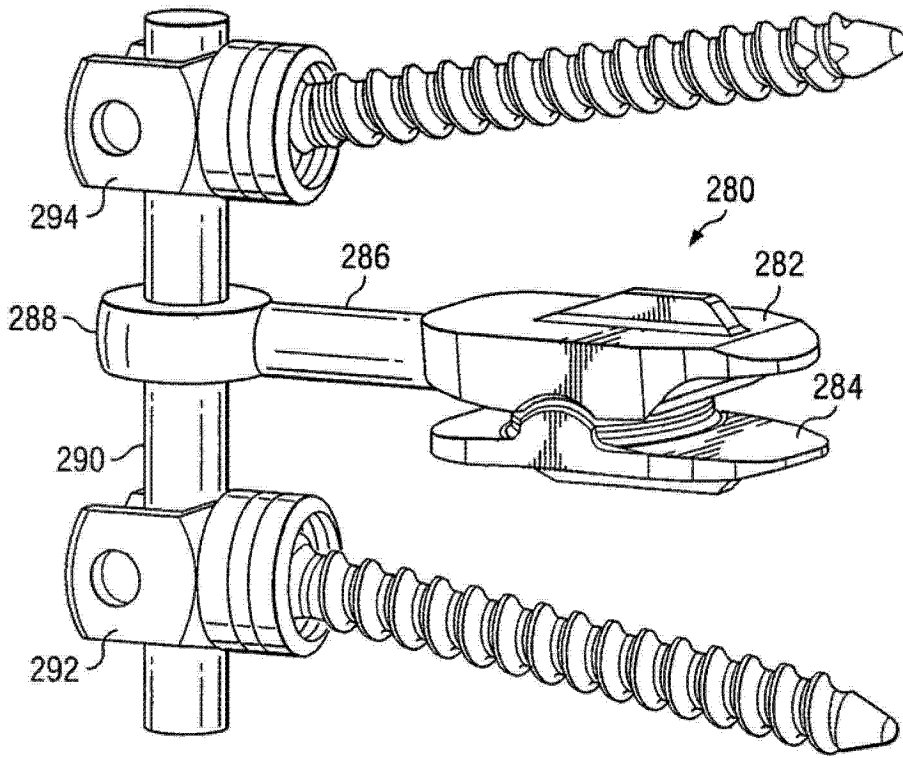


图 23

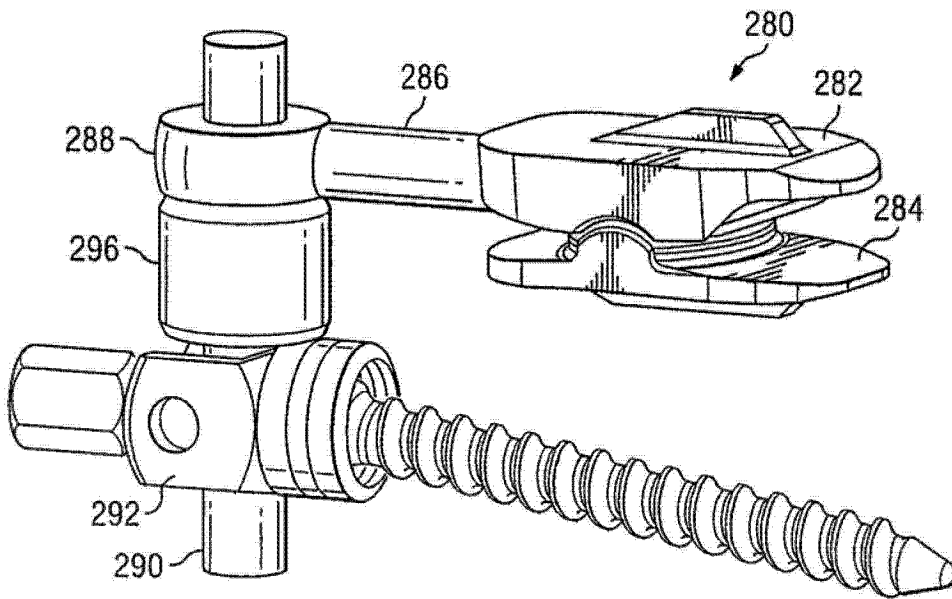


图 24

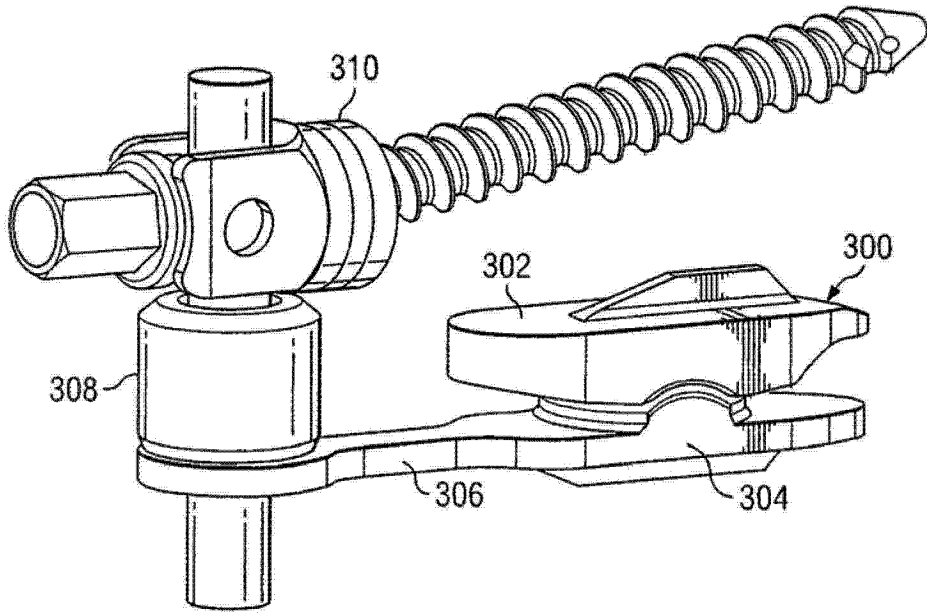


图 25

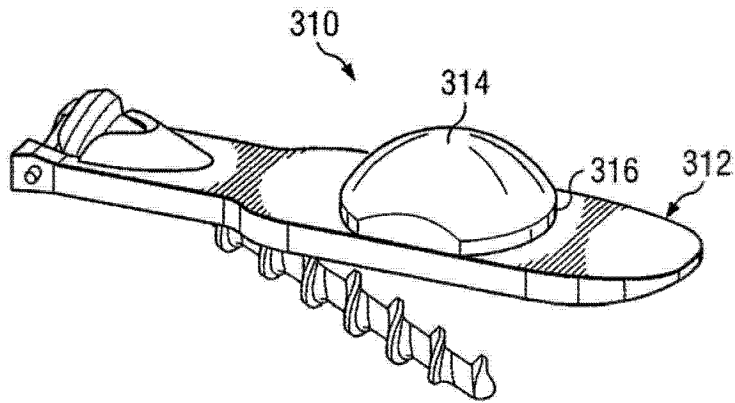


图 26A

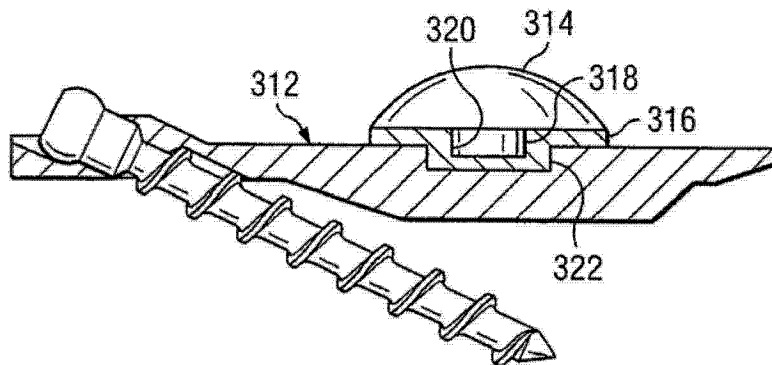


图 26B

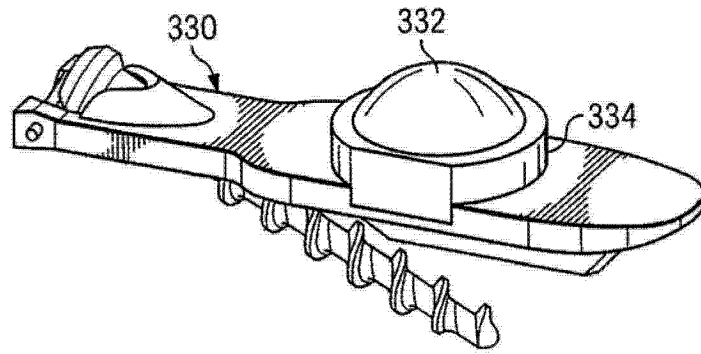


图 27A

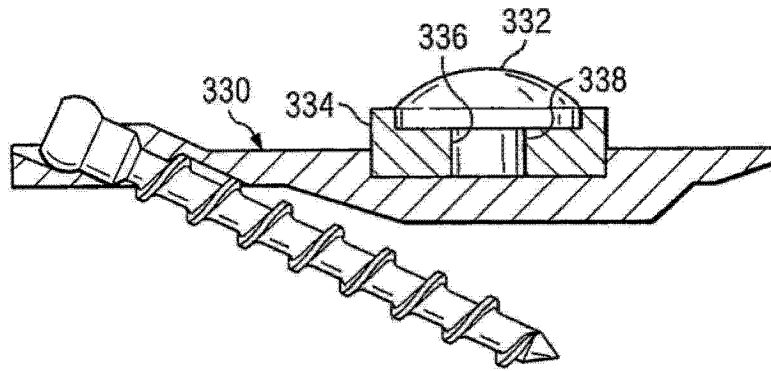


图 27B

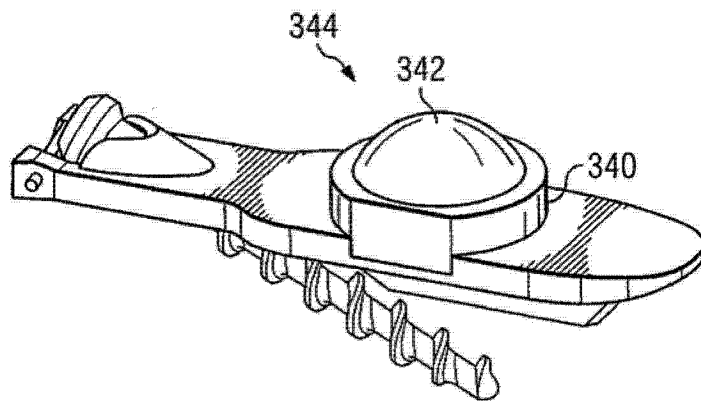


图 28A

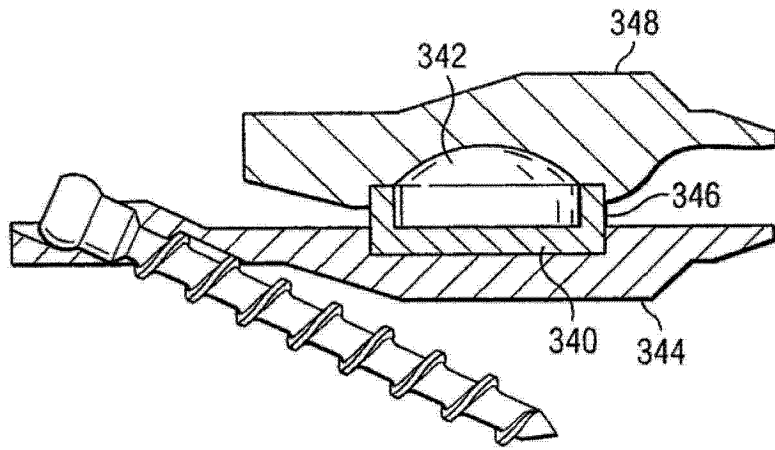


图 28B