



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200480007002.8

[45] 授权公告日 2009年12月23日

[11] 授权公告号 CN 100571657C

[22] 申请日 2004.2.12

[21] 申请号 200480007002.8

[30] 优先权

[32] 2003.2.12 [33] US [31] 60/446,963

[86] 国际申请 PCT/US2004/004351 2004.2.12

[87] 国际公布 WO2004/071348 英 2004.8.26

[85] 进入国家阶段日期 2005.9.15

[73] 专利权人 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 L·埃瑟曼 T·弗莱尔森

J·-C·勒乎埃克 M·哈雷特

B·E·马特恩

[56] 参考文献

CN2333369Y 1999.8.18

CN1288713A 2001.3.28

WO0101893A1 2001.1.11

FR2742653A1 1997.6.27

审查员 李晓静

[74] 专利代理机构 上海专利商标事务所有限公司

代理人 张兰英

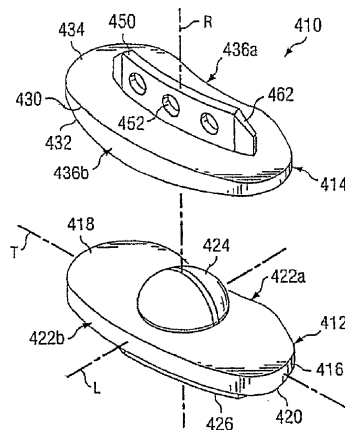
权利要求书 2 页 说明书 37 页 附图 14 页

[54] 发明名称

用于穿孔插入的关节盘修补物

[57] 摘要

提供一种用来穿孔插入椎间空间内的假体修补物装置。该假体修补物装置包括一第一部件和一第二部件，第一部件具有一用来以穿孔方法接合一第一脊骨的第一弧形突缘，该第一部件具有一第一关节表面，而第二部件具有一用来以穿孔方法接合一第二脊骨的第二弧形突缘，该第二部件具有一第二关节表面，其用来与第一关节表面合作而允许第一和第二部件之间作关节的运动。



1. 一用来穿孔插入椎间空间内的假体修补物装置,该假体修补物装置包括一第一部件和一第二部件;第一部件具有一用来以穿孔方法接合一第一脊骨的第一弧形突缘,该第一部件具有一第一关节表面,而第二部件具有一用来以穿孔方法接合一第二脊骨的第二弧形突缘,该第二部件具有一第二关节表面,其用来与第一关节表面合作而允许第一和第二部件之间作关节的运动,其中,第一部件包括细长的弧形侧部,弧形侧部的曲率对应于第一弧形突缘的曲率;第二部件包括细长的弧形侧部,弧形侧部的曲率对应于第二弧形突缘的曲率。
2. 如权利要求1所述的假体修补物装置,其特征在于,第一弧形突缘沿第一部件的大部分横向地延伸。
3. 如权利要求1所述的假体修补物装置,其特征在于,第一弧形突缘沿第一部件的小部分并沿垂直于其大部分方向的方向延伸。
4. 如权利要求1所述的假体修补物装置,其特征在于,第二弧形突缘沿第二部件的大部分横向地延伸。
5. 如权利要求1所述的假体修补物装置,其特征在于,第二弧形突缘沿第二部件的小部分并沿垂直于其大部分方向的方向延伸。
6. 如权利要求1所述的假体修补物装置,其特征在于,第一弧形突缘包括一锋利部分,以便接合和贯穿第一脊骨。
7. 如权利要求1所述的假体修补物装置,其特征在于,第二弧形突缘包括一锋利部分,以便接合和贯穿第二脊骨。
8. 如权利要求1所述的假体修补物装置,其特征在于,第一关节表面包括一凸出部分,而第二关节表面包括一凹入部分。
9. 如权利要求8所述的假体修补物装置,其特征在于,凸出部分和凹入部分合作而允许在第一和第二部件之间作关节运动。
10. 如权利要求1所述的假体修补物装置,其特征在于,第一弧形突缘定位在第一脊骨内的预形成的穿孔开口内。
11. 如权利要求1所述的假体修补物装置,其特征在于,第二弧形突缘定位在第二脊骨内的预形成的穿孔开口内。
12. 如权利要求1所述的假体修补物装置,其特征在于,第一和第二弧形突缘包括至少一个通过其间形成的孔。

13. 如权利要求 1 所述的假体修补物装置, 其特征在于, 第一和第二弧形突缘涂以一促进骨生长的物质。

14. 一用来穿孔插入椎间空间内的假体修补物装置, 该假体修补物装置包括:

一具有一从中延伸的突出的第一部件; 以及

一具有一形成在其中的凹陷的第二部件, 由此, 突出接合凹陷而在第一和第二部件之间提供关节的运动;

其中, 第一和第二部件各包括:

一弧形的突缘, 突缘的曲率对应于进入到椎间空间的穿孔方法; 以及

一对弧形的侧部, 侧部的曲率与弧形突缘的曲率相一致。

15. 如权利要求 14 所述的假体修补物装置, 其特征在于, 第一和第二部件各包括一承载表面和一关节表面。

16. 如权利要求 15 所述的假体修补物装置, 其特征在于, 第一部件的弧形突缘沿第一部件的承载表面的大部分横向地延伸。

17. 如权利要求 15 所述的假体修补物装置, 其特征在于, 第一部件的弧形突缘沿第一部件的小部分并沿垂直于其大部分方向的方向延伸。

18. 如权利要求 15 所述的假体修补物装置, 其特征在于, 第二部件的弧形突缘沿第二部件的承载表面的大部分横向地延伸。

19. 如权利要求 15 所述的假体修补物装置, 其特征在于, 第二部件的弧形突缘沿第二部件的小部分并沿垂直于其大部分方向的方向延伸。

20. 如权利要求 15 所述的假体修补物装置, 其特征在于, 突出呈凸出形状并从第一部件的关节表面延伸。

21. 如权利要求 20 所述的假体修补物装置, 其特征在于, 凹陷呈凹入形状并形成在第二部件的关节表面内。

22. 一用来形成假体修补物装置的一部分的假体修补部件, 包括一第一表面和一第二表面, 第一表面具有一用穿孔方法接合一脊骨的弧形突缘, 而第二表面与第一表面相对, 该第二表面适于接合另一假体修补部件, 以及一对形成在第一和第二表面之间的弧形侧部, 侧部的曲率与突缘的曲率相一致。

用于穿孔插入的关节盘修补物

相关申请

本申请要求对2003年2月12日提交的美国临时申请No. 60/446,963的优先权。出于合法的目的本文援引美国临时申请No. 60/446,963以供参考。

技术领域

本发明一般地涉及整形和脊骨外科的领域，在某些实施例中，本发明涉及用于全部地或局部地更换天生椎间盘的椎间假体接头，以及用于其中的方法和工具。

背景技术

在对影响脊骨运动体节的疾病、受伤或畸形的治疗中（尤其是，影响盘组织的情形），人们早就知道移去某些或全部劣化的、破裂的或其它形式失效的盘组织。在涉及移去椎间盘组织或其它形式椎间盘不在脊骨运动体节内的诸多病例中，医生采用各种纠正措施来确保合适地间隔先前由移去的盘组织所分开的脊骨。

在某些实例中，使用移植的骨组织、一关节融合部件，或其它的组成物或装置，将两个相邻的脊骨融合在一起。然而，椎骨融合手术在医学界中引起一些问题，即，椎间融合的生物-机械刚度趋于使相邻的脊骨运动体节快速地变坏。具体来说，与天生椎间盘不同，椎骨融合阻止融合的脊骨相对于彼此枢转和转动。这种可移动性的缺乏趋于增加相邻的脊骨运动体节上的应力。

此外，好几种病情可形成在相邻的脊骨运动体节内，包括有椎间盘退变、椎间盘疝、不稳定性、脊骨狭窄、椎关节强硬，以及骨上小平面接头关节炎。因此，许多病人会由于椎骨融合而需要另外去除椎间盘和/或其它类型的外科手术。因此对脊骨融合需要有替代方案。具体来说，本发明涉及一从侧向逼近插入的关节盘修补物。

发明内容

提供一种用来穿孔插入椎间空间内的假体修补物装置。该假体修补物装置包括一第一部件和一第二部件，第一部件具有一用来以穿孔方法接合一第一脊骨的第一

弧形突缘，该第一部件具有一第一关节表面，而第二部件具有一用来以穿孔方法接合一第二脊骨的第二弧形突缘，该第二部件具有一第二关节表面，其用来与第一关节表面合作而允许第一和第二部件之间作关节的运动。

在另一实施例中，提供一用来穿孔插入椎间空间内的假体修补物装置。该假体修补物装置包括一具有一从中延伸的突出的第一部件和一具有形成在其中的凹陷的第二部件，由此，突出接合凹陷而在第一和第二部件之间提供关节的运动。第一和第二部件各包括一弧形的突缘，突缘的曲率对应于插入到椎间空间的穿孔方法；以及一对弧形的侧部，该侧部的曲率与弧形突缘的曲率相一致。

提供一用来形成假体修补物装置一部分的假体修补部件。该假体修补部件包括一第一表面，其具有一用来以穿孔方法接合一脊骨的弧形突缘，一与第一表面相对的第二表面，该第二表面适于接合另一假体修补部件，以及一对形成在第一和第二表面之间的弧形侧部，侧部的曲率与突缘的曲率相一致。在还有的另一实施例中，提供一用穿孔方法将假体修补物装置插入椎间空间内的方法。该方法包括提供一假体修补物装置，该装置具有一第一部件和一沿第一部件的一表面延伸的第一弧形突缘，以及一第二部件和一沿第二部件的一表面延伸的第二弧形突缘，该方法还包括将第一部件插入到一第一脊骨内和将一第二部件插入到一第二脊骨内，第二脊骨邻近于第一脊骨。

附图的简要说明

图 1 是一椎骨强硬的椎骨柱的一部分的侧视图。

图 2 是图 1 所示的一对相邻椎骨端板的侧视图。

图 3a 是图 2 所示的带有一杆和螺钉结构的一对相邻椎骨端板的侧视图。

图 3b 是图 3a 的一对相邻椎骨体的纵向局部截面图。

图 4a 是根据本发明的一实施例的用于侧向插入的一关节假体修补接头的立体图。

图 4b 是根据本发明的另一实施例的用于侧向插入的一关节假体修补接头的立体图。

图 4c 是图 4b 的用于侧向插入的关节假体修补接头的前视图。

图 5 是图 4a 的假体修补接头的纵向视图。

图 6 是图 4a 的假体修补接头的侧视图。

图 7 是图 4a 的设置在一对强硬椎骨端板之间的假体修补接头的局部的侧向截

面图。

图 8 是设置在一对椎骨端板之间的另一变化的关节的假体修补接头的局部的侧向截面图。

图 9 是根据本发明的另一实施例的一变化的关节假体修补接头的立体图。

图 10 是图 9 的设置在一对强硬椎骨端板之间的假体修补接头的局部的侧向截面图。

图 11 是设置在一对椎骨端板之间的一变化的关节假体修补接头的局部的侧向截面图。

图 12 是根据本发明的另一实施例的椎间盘假体修补物的立体图。

图 13 是根据本发明的另一实施例的一变化的椎间盘假体修补物的立体图。

图 14 是根据本发明的另一实施例用于前插入的一变化的关节假体修补接头的立体图。

图 15 是图 14 的假体修补接头的纵向视图。

图 16 是图 14 的假体修补接头的侧视图。

图 17 是图 14 的设置在一对强硬椎骨端板之间的假体修补接头的侧视图。

图 18 是根据本发明的另一实施例的用于前插入的一变化的关节假体修补接头的纵向视图。

图 19 是根据本发明的还有另一实施例的用于前插入的一变化的关节假体修补接头的纵向视图。

图 20 是根据本发明的还有另一实施例的用于前插入的一变化的关节假体修补接头的纵向视图。

图 21 是具有用来接纳图 18 的假体修补接头的槽的一对椎骨端板的纵向视图。

图 22 是具有用来接纳图 19 的假体修补接头的槽的一对椎骨端板的纵向视图。

图 23 是具有用来接纳图 20 的假体修补接头的槽的一对椎骨端板的纵向视图。

图 24 是图 14 的设置在一对强硬椎骨端板之间的假体修补接头和一整形植入物的局部的侧向截面图。

图 25 是图 14 的设置在一对强硬椎骨端板之间的假体修补接头和一尖端螺钉的局部的侧向截面图。

图 26 是图 25 所示结构的示意俯视图。

图 27 是示出一用于穿孔插入的路径的一椎骨体的示意俯视图。

图 28 是根据本发明的另一实施例的用于穿孔插入的一变化的关节假体修补接

头的立体图。

图 29 是图 28 的假体修补接头的侧视图。

图 30 是图 28 的假体修补接头的纵向视图。

图 31a 是设置在一对椎骨端板之间的图 28 的假体修补接头的局部侧向截面图。

图 31b 是设置在一对椎骨端板之间的图 28 的假体修补接头的局部纵向截面图。

图 32 是示出一形成在一椎骨端板内的穿孔槽的示意俯视图。

图 33 是示出一显示插在一椎骨端板上的研磨装置示意俯视图。

图 34a 是显示为设置在一对相邻椎骨端板之间的图 33 的研磨装置的侧视图。

图 34b 是图 34a 的研磨装置的研磨工具的详图。

图 34c 是另一变化的研磨工具的详图。

图 35 是图 33 的研磨装置的示意图。

图 36 是根据本发明的另一实施例的用于穿孔插入的一变化的关节假体修补接头的立体图。

图 37 是图 36 的假体修补接头的侧视图。

图 38 是图 36 的假体修补接头的纵向视图。

图 39 是根据本发明的另一实施例的用于前斜插入的一变化的关节假体修补接头的立体图。

图 40 是图 39 的假体修补接头的纵向视图。

图 41 是图 39 的假体修补接头的侧视图。

图 42 是设置在一对椎骨端板之间的图 39 的假体修补接头的局部侧向截面图。

图 43 是设置在一对椎骨端板之间的图 39 的假体修补接头的局部纵向截面图。

图 44a 是示出一用来接纳图 39 的假体修补接头的形成在一椎骨端板内的一槽的示意俯视图。

图 44b 是示出一与图 39 的假体修补接头插入相关的对齐过程的示意图。

图 45 是根据本发明的还有另一实施例的一变化的假体修补接头的分解的立体图。

图 46 是图 45 的假体修补接头的立体图。

图 47 是图 46 的假体修补接头的纵向视图。

图 48 是一对相邻椎骨端板的纵向视图。

图 49a 是图 45 的假体修补接头的一关节部件的平面图。

图 49b 是沿线 49b-49b 截取的图 49a 的关节部件的截面图。

图 50a 是图 45 的假体修补接头的一模制突出部件的平面图。

图 50b 是沿线 50b-50b 截取的图 50a 的模制突出部件的截面图。

图 51 是插入图 49a 的关节部件内的图 50a 的模制突出部件的平面图。

图 52 是插入图 49a 的关节部件内的图 50a 的模制突出部件的平面图，示出相对于图 51 处于不同位置的模制突出部件。

具体实施方式

为了便于理解本发明的原理，现将参照示于附图中的诸实施例或实例，并将用具体的语言来描述它们。然而，应该理解到，由此并不意图限制本发明的范围。与本发明相关的本技术领域内的技术人员通常会对于所描述的实施例构思出任何的变化和其它的修改，以及对本文所描述的本发明的原理的任何其它的应用。这样，分别描述的各实施例的个别的特征可以组合起来形成另外的实施例。此外，讨论了诸如强硬椎关节那样畸形的诸多实例；然而，应该理解到，本文所述的各种假体修补物装置不仅可适用于强硬椎骨之间，而且也可适用于基本上对齐的椎骨。

I. 侧向纠正

在诸如椎骨前移那样的畸形的许多病例中，一个或多个椎骨体可相对于其它的椎骨或骶骨移位。在这样的畸形中，希望通过从其先前的位置重新定位移位的椎骨体，来减小移位的程度。减小椎骨前移可以是技术要求很高的手术，需要很小心地防止损伤神经和损坏周围的软组织。

现参照图 1，图中示出一椎骨柱 10 的一部分的侧视图，示出了一组相邻的上和下脊骨 V1、V2、V3、V4，它们被天生的椎间盘 D1、D2、D3 分开。示出四个脊骨只是意在举例而已。另一实例将是一骶骨和一脊骨。如图所示，脊骨 V2 沿箭头 22 所示方向从脊骨 V1 中脱位。同样地，脊骨 V3 沿箭头 23 所示方向脱位，脊骨 V4 沿箭头 24 所示方向脱位。希望分别沿与箭头 22、23、24 相对的方向移动脊骨 V2、V3、V4，来纠正脊骨 V2、V3、V4 的位置。

现参照图 2，为了另外的举例，下面将讨论两个移位的脊骨，它们表示为下脊骨 V_L 和上脊骨 V_U 。在一实施例中，定位在两个脊骨 V_L 和 V_U 之间的某些或全部的天生椎间盘通常通过分离术或类似的外科手术移去，手术的细节为本技术领域内的技术人员所公知。移去疾患的或退化的椎间盘会导致形成上和下脊骨 V_U 和 V_L 之间的一椎间空间 S。

在本实施例中，要求将一假体修补接头插入到椎间空间 S 内，其类似于 2002

年1月9日提交的美国专利系列 No. 10/042, 589 中所揭示的假体修补接头, 本文援引该专利以供参考。然而, 某些变化需要以上参考的假体修补接头。对于下面的描述, 所讨论和描述的假体修补接头可以与以上参考的专利申请中揭示的假体修补接头相同, 例外之处将在下面进行讨论和提出。椎骨前移至今还没有由侧向外科方法进行纠正。然而, 在某些例子中, 由于存在血管和/或神经丛, 所以, 椎骨前移的纠正可要求采用侧向方法。在某些实施例中, 当纠正腰椎区域内的椎骨前移时, 侧向方法可以是特别地合适, 但应该理解到, 也可考虑用于其它的椎骨区域。

参照图 3a 和 3b, 例如, 通过提供一对骨螺钉 30、32 以便分别地插入脊骨 V_L 和 V_U 内, 由此可由一侧向方法解决椎骨前移的纠正。在一实施例中, 骨螺钉 30、32 是双皮层的。然而, 应该理解到, 骨螺钉也可采用单皮层的。此外, 骨螺钉 30、32 可以由各种材料形成, 例如, 任何的可再吸收材料、钛和 PEEK。由于使用 PEEK 材料形成的 X 光照射中不显影的特性, 所以 PEEK 实施例具有优点。还应该理解到, 骨螺钉 30、32 可以由任何其它机械结构构成, 这样, 它们可呈销或铆钉的形式。此外, 骨螺钉 30、32 不局限于具有接合脊骨 V_L 和 V_U 的螺纹部分。

骨螺钉 30、32 可以通过一杆 34 彼此连接, 该杆构造成围绕两个骨螺钉转动。应该理解到, 可以使用杆 34 之外的其它各种连接部件。例如, 可使用一非一致的连接件来连接骨螺钉 30、32。一非一致的连接件可提供多个可接合的狭缝和/或槽, 以便帮助其围绕骨螺钉转动。杆 34 可在将骨螺钉 30、32 插入脊骨 V_L 和 V_U 内之前进行连接, 或者, 可在放置螺钉之后相继地进行连接。通过沿箭头 36 的方向对杆 34 施加一转动力, 促使上脊骨 V_U 相对于下脊骨 V_L 回到一理想的位置。例如, 通过一可由外科医生使用的转动的扳手(未示出)可以施加该转动力。应该理解到, 上脊骨 V_U 相对于下脊骨 V_L 不需全部地达到一完全纠正的位置, 但移位至少可以得到减小。

尽管未予示出, 在另一实施例中, 可以考虑到椎关节强硬的脊骨 V_L 和 V_U 可以从两个侧向方向来解决。因此, 基本上雷同于骨螺钉 30、32 的一对骨螺钉可从与骨螺钉 30、32 相对的方向插入位于相对侧上的脊骨 V_L 和 V_U 。在这样一结构中, 杆 34 可用一棘轮系统来更换, 该系统接合各个骨螺钉对, 这样, 脊骨 V_L 和 V_U 可相对于彼此转动, 以促进脊骨相对于彼此进入一理想的位置。

还有, 杆 34 可包括任何数量和类型的接合装置以便接纳任何数量和类型的由外科医生使用的转动工具。例如, 当杆 34 与一对应的转动工具接合时, 一键连接可提供更大的稳定性。在一实例中, 可使用一夹紧工具, 而对应的夹紧槽可形成在杆

34 内以便接纳夹紧工具。这样一结构可帮助实现转动所需要的力。

此外,可考虑附加的杆 34 和骨螺钉 30、32 用于转动强硬的脊骨 V_L 和 V_U 回到相对于彼此的理想的位置。附加的杆 34 和骨螺钉 30、32 可在手术过程中提供附加的稳定性。

此外,尽管显示为一基本上侧向的插入,但骨螺钉 30、32 插入到脊骨 V_L 和 V_U 内可以相对于侧向方向略微地倾斜。在插入过程中骨螺钉 30、32 的这种倾斜可提供一较佳的夹持角,外科医生从该夹持角开始相对于彼此转动脊骨 V_L 和 V_U 。

参照图 4a、5 和 6,图中示出一偏移的椎间关节的假体修补接头 40,用来插入到椎间空间 S 内(图 2)以帮助纠正椎骨前移。关节的假体修补接头 40 大致沿一纵向轴线 L 延伸,其包括一第一关节部件 42 和一第二关节部件 44。关节部件 42、44 合作形成假体修补接头 40,它的尺寸和构造用来部署在相邻椎骨体 V_U 、 V_L (图 2)之间的椎间空间 S 内(图 2)。

假体修补接头 40 在相邻的椎骨体之间提供相对的枢转和转动运动,以保持或恢复基本上类似于由天生椎间盘提供的正常的生物-机械运动那样的运动。具体来说,关节部件 42、44 允许围绕多个轴线相对于彼此枢转,其中,包括围绕纵向轴线 L 的侧向的或一侧到一侧的枢转运动,以及围绕一横向轴线 T 的前-后的枢转运动。应该理解到,在本发明的一实施例中,允许关节部件 42、44 围绕位于与纵向轴线 L 和横向轴线 T 相交的一平面内的任何轴线而相对于彼此枢转。

此外,允许关节部件 42、44 围绕一转动轴线 R 相对于彼此转动。尽管假体修补接头 40 已经图示和描述为提供一特定组合的关节运动,但应该理解到,其它组合的关节运动也是可能的,例如,相对的平移或线性运动,而这样的运动被认为落入本发明的范围之内。

尽管假体修补接头 40 的关节部件 42、44 可以由各种各样的材料形成,但在本发明的一实施例中,关节部件 42、44 由钴-铬-钼金属合金形成(ASTM F-799 或 F-75)。然而,在本发明的其它实施例中,关节部件 42、44 可以由其它材料形成,例如,钛或不锈钢、诸如聚乙烯的聚合物材料,或任何其它生物相容的材料,它们对于本技术领域内的技术人员是明白公知的。

关节部件 42、44 各分别包括一承载表面 46、48,它们可定位成直接接触椎骨,并较佳地涂以促进骨生长的物质,例如,由磷酸钙形成的羟磷灰石涂层。此外,关节部件 42、44 的承载表面 46、48 可分别地在涂以促进骨生长的物质之前进行粗糙化处理以便进一步提高骨的生长。这样的表面粗糙可借助于以下方法实施,例如,

酸蚀刻、压花纹、涂敷起泡涂料，或本技术领域内的技术人员可想到的其它粗糙化的方法。

关节部件 42 包括一支承板 50，其具有一关节表面 52 和相对的承载表面 46。支承板 50 的尺寸和形状基本上对应于相邻脊骨体 V_L 的脊骨端板的尺寸和形状(图 2)。支承板 50 可包括一个或多个槽 54 或其它类型的标记，以便于接纳或接合对应的外科器械的部分(未示出)，从而帮助操纵和将假体修补接头 40 插入到相邻脊骨体 V_U 、 V_L (图 2) 之间的椎间空间 S 内(图 2)。外科器械(未示出) 较佳地构造成将关节部件 42、44 保持在一预定的定向，并在假体修补接头 40 操纵和插入过程中保持相对于彼此的空间关系，且一旦合适地定位在相邻脊骨之间后释放关节部件 42、44。

在本发明的一实施例中，关节部件 42 包括一具有凸出形状的突出 56，其可构造成一球体形状的球(示出其一半)。应该理解到，也可构思其它构造的突出 56，例如，圆柱、椭球或其它弓形结构，或可能是非弓形的结构。还应该理解到，关节部件 42 的其余部分可呈平面或非平面的结构，例如，围绕突出 56 延伸的角形或锥形结构。

一突缘部件或隆突 58 从支承表面 46 延伸并构造成部署在相邻脊骨端板内预先形成的开口内。对于支承表面 46，隆突 58 可涂以促进骨生长的物质，例如，由磷酸钙形成的羟磷灰石涂层。此外，隆突 58 可在涂以促进骨生长的物质之前进行粗糙化处理以便进一步提高骨的生长。在一实施例中，隆突 58 沿横向轴线 T 延伸并基本上沿支承表面 46 对中。然而，应该理解到，也可考虑隆突 58 的其它的位置和定向。

在一实施例中，隆突 58 沿关节部件 42 的大部分横向地延伸。这样一实施例适于插入假体修补接头 40，与前向方法相比其使用侧向方法插入假体修补接头 40。在另一实施例中，隆突 58 可以倾斜、锥形，或构造成某些其它的形状，以便于隆突的功能性要求。在还有的另一实施例中，隆突 58 可以构造成一翼形的隆突，包括横贯隆突 58 的主体部分延伸的侧向部分(未示出)。

在一实施例中，隆突 58 包括三个延伸通过其中的开口 60，以便于骨通过其生长而提高对于相邻脊骨体 V_U 、 V_L 的固定能力(图 2)。然而，应该理解到可以通过隆突 58 形成任何数量的开口 60，包括单一的开口或两个或多个开口。还应该理解到，开口 60 不必全部延伸通过隆突 58，但可以局部地延伸通过其间。还应该理解到，隆突 58 不必形成任何局部地或全部地延伸通过其间的开口 60。此外，尽管开

口 60 显示为具有一圆形结构，但应该理解到也可考虑采用其它尺寸和结构的开口 60。

在一实施例中，关节部件 44 包括一支承板 70，其具有一关节表面 72 和相对的承载表面 48。支承板 70 的尺寸和形状基本上对应于相邻脊骨体 V_0 的脊骨端板的尺寸和形状。支承板 70 可包括一个或多个槽 74 或其它类型的标记，以便于接纳或接合对应的外科器械的部分，就如以上参照关节部件 42 所讨论的那样。在一实施例中，关节表面 72 包括一凹陷 76。在一实施例中，凹陷 76 具有一凹入的形状，并构造成一球形的插座。然而，应该理解到，也可考虑采用其它结构的凹陷 76，例如，圆柱、椭球或其它弓形结构，或可能是非弓形的结构。关节表面 72 的其余部分可以呈倾斜或其它方式构造以便于插入和/或使用假体修补物。

尽管凹入的凹陷 76 显示为具有一大致光滑的不中断的关节表面，但应该理解到，表面的下陷或内腔可以沿凹陷 76 的一部分形成，以提供一用来清洗出诸如颗粒状的碎物的装置，这样的碎物存在于邻接的关节部件 42、44 之间。在这样的情形中，突出 56 的凸出的关节表面可以形成一大致光滑的、不中断的关节表面。在另一实施例中，各个凸出的突出 56 和凹入的凹陷 76 可以形成一表面的下陷，以便于去除存在于邻接的关节部件 42、44 之间的颗粒物质。

一构造成类似于关节部件 42 的隆突 58 的突缘部件或隆突 68 从承载表面 48 延伸。在一实施例中，隆突 68 沿横向轴线 T 延伸，并偏移支承表面 48 的中心。这样一实施例将适于使用侧向方法插入假体修补接头 40。然而，应该理解到，也可考虑使用其它形状、位置和定向的隆突 68。例如，在图 4b 和 4c 中，隆突 48 和 68 可相对于横向轴线 T 倾斜，以便帮助绕过静脉、动脉、骨质部分，或在插入假体修补接头 40 过程中在位置上阻碍的其它障碍物。再者，隆突 68 可以倾斜、锥形，或构造成某些其它的形状，以便于隆突的功能性要求。在还有的另一实施例中，隆突 68 可以构造成一翼形的隆突，包括横贯隆突 68 的主体部分延伸的横向部分。

在一实施例中，参照图 5，隆突 68 还包括三个延伸通过其中的开口 70，以便于骨通过其生长而提高对于相邻脊骨体的固定能力。然而，应该理解到可以通过隆突 68 形成任何数量的开口 70，包括单一的开口或两个或多个开口。还应该理解到，隆突 68 不必形成局部地或全部地延伸通过其间的任何的开口 70。此外，尽管开口 70 显示为具有一圆形结构，但应该理解到也可考虑采用其它尺寸和结构的开口 70。如上所述，直接与脊骨接触的承载表面 46、48 较佳地涂以促进骨生长的物质。具体来说，承载表面 48 和隆突 68 的表面可涂以羟磷灰石涂层，以促进与相邻脊骨体

V_0 的骨质接合。如上所述,承载表面 48 和隆突 68 的表面可在涂敷羟磷灰石涂层之前进行粗糙化处理。在某些实施例中,一个或两个隆突 58、68 可包括一锋利的前边缘(如图 4 的边缘 68a 所示)。由于有了这样的边缘,隆突插入到相关的脊骨体内变得方便。再者,边缘 68a 可以具有足够的锋利度,这样,相邻的脊骨体不需要一槽来用于接纳隆突 68(将在下文中详细地讨论)。

参照图 7,为了适于将偏移的假体修补接头 40 插入一强硬椎骨的椎间空间内,可以准备局部纠正的上和下脊骨 V_0 、 V_L 来将假体修补接头 40(图 7 中显示为截面)接纳在其间。具体来说,细长的开口或槽 80、82 可以分别沿上和下脊骨 V_0 、 V_L 的脊骨端板形成为预定的宽度和预定的深度。槽 80、82 可以彼此侧向地偏移以适应移位的脊骨 V_L 和/或 V_0 。在一实施例中,细长槽 80、82 呈矩形并分别侧向地延伸通过脊骨 V_0 、 V_L 。在一特定的实施例中,槽 80、82 通过凿削或刮削而形成。然而,本技术领域内的技术人员会想到构思形成槽 80、82 的其它的方法,例如,通过钻削或铰削。此外,对于某些实施例的假体修补接头 40,隆突 58 和/或 68 可分别形成其自己的对应的槽 80、82。参照图 8,在一实施例中,上和下脊骨 V_0 、 V_L 可全部地纠正,因此,一变化的关节的假体修补接头 90 可用于纠正椎骨强硬症。关节的假体修补接头 90 可以基本上类似于假体修补接头 40,例外之处在于关节的假体修补接头 90 的各种元件的定向。例如,为了适应插入全部纠正的上和下脊骨 V_0 、 V_L 内,关节的假体修补接头 90 可包括一侧向延伸的隆突 92,其基本上对应在关节的接头 90 的上关节部件 94 上,以及一侧向延伸的隆突 96,其基本上对应在下关节部件 98 上。此外,上关节部件 94 可包括一基本上对中的凹陷 100,以对应于从下关节部件 98 延伸的基本上对中的突出 102。在一实施例中,当设置在完全纠正的上和下脊骨 V_0 、 V_L 之间时,上和下关节部件 94、98 基本上彼此齐平。

为了适于插入偏移的假体修补接头 90,可准备前部纠正的上和下脊骨 V_0 、 V_L 来将假体修补接头 90 接纳在其间。具体来说,细长的开口或槽 104、106 可以分别沿上和下脊骨 V_0 、 V_L 的脊骨端板形成为预定的宽度和预定的深度。槽 104、106 可以彼此基本上对齐以容纳完全纠正的上和下脊骨 V_0 、 V_L 。在一实施例中,细长槽 104、106 呈矩形并分别侧向地延伸通过脊骨 V_0 、 V_L 。在一特定的实施例中,槽 104、106 通过凿削或刮削而形成。然而,本技术领域内的技术人员会想到构思形成槽 104、106 的其它的方法,例如,通过钻削或铰削。此外,对于某些实施例的假体修补接头,隆突 92 和/或 96 可分别形成其自己的对应的槽 104、106。

参照图 9,在一变化的实施例中,可使用一滑动的假体修补接头 110 来帮助用

侧向方法处理椎骨强硬症。滑动的接头 110 基本上沿纵向轴线 L 延伸，并包括一第一可滑动的部件 112 和一第二可滑动的部件 114。可滑动的部件 112、114 合作而形成滑动接头 110，其尺寸和结构适于部署在相邻脊骨体之间的椎间空间内。

滑动接头 110 提供相邻脊骨体之间的运动，以保持或恢复类似于天生椎间盘提供的正常的生物-机械运动那样的某些运动。具体来说，允许可滑动部件 112、114 相对于彼此在轴向平面内平移。

尽管假体修补接头 110 的可滑动部件 112、114 可以由各种材料形成，但在一实施例中，可滑动部件 112、114 可由钴-铬-钼金属合金形成（ASTM F-799 或 F-75）。然而，在其它的实施例中，可滑动部件 112、114 可以由其它材料形成，例如，钛或不锈钢、诸如聚乙烯的聚合物材料，或任何其它生物相容的材料，它们对于本技术领域内的技术人员是明白公知的。直接与脊骨接触而定位的可滑动部件 112、114 的表面较佳地可涂以促进骨生长的物质，例如，由磷酸钙形成的羟磷灰石涂层。此外，直接与脊骨接触而定位的可滑动部件 112、114 的表面较佳地在涂以促进骨生长的物质之前进行粗糙化处理以便进一步提高骨的生长。这样的表面粗糙可借助于以下方法实施，例如，酸蚀刻、压花纹、涂敷起泡涂料，或本技术领域内的技术人员可想到的其它粗糙化的方法。

可滑动部件 112 包括一支承板 116，其具有一可滑动的表面 118 和一相对的承载表面 120。支承板 116 的尺寸和形状较佳地基本上对应于相邻脊骨体的脊骨端板的尺寸和形状。支承板 116 可包括一个或多个槽 122 或其它类型的标记，以便于接纳和接合对应的外科器械的部分（未示出），从而帮助操纵和将假体修补接头 110 插入到相邻脊骨之间的椎间空间内。外科器械（未示出）较佳地构造成将可滑动部件 112、114 保持在一预定的定向，并在假体修补接头 110 操纵和插入过程中保持相对于彼此的空间关系，且一旦合适地定位在相邻脊骨之间后释放可滑动部件 112、114。

一突缘部件或隆突 124 从承载表面 120 延伸并构造成部署在相邻脊骨端板内预先形成的开口内。在一实施例中，隆突 124 从承载表面 120 垂直地延伸，并沿承载表面 120 近似地中心定位。然而，应该理解到也可考虑隆突 124 的其它的位置和定向。在一实施例中，隆突 124 沿着支承板 114 的大部分横向地延伸。这样一实施例适于使用侧向方法插入假体修补接头 110。在另一实施例中，隆突 124 可以倾斜、锥形，或构造成某些其它的形状，以便于隆突的功能性要求。在还有的另一实施例中，隆突 124 可以构造成一翼形的隆突，包括横贯隆突 124 的主体部分延伸的横向

部分。

隆突 124 包括延伸通过其中的开口 126，以便于骨通过其生长而提高对于相邻脊骨的固定能力。然而，应该理解到可以通过隆突 124 形成任何数量的开口 126，包括单一的开口或三个或多个开口。还应该理解到，开口 126 不必全部延伸通过隆突 124，但可以局部地延伸通过其间。还应该理解到，隆突 124 不必形成任何局部地或全部地延伸通过其间的开口 126。此外，尽管开口 126 显示为具有一圆形结构，但应该理解到也可考虑采用其它尺寸和结构的开口 126。如上所述，直接与脊骨接触的可滑动的部件 112 的表面较佳地可涂以促进骨生长的物质。具体来说，承载表面 120 和隆突 124 的表面可涂以羟磷灰石涂层以促进与相邻脊骨的骨质接合。还如上所述，承载表面 120 和隆突 124 的表面可在涂敷羟磷灰石涂层之前进行粗糙化处理。

在一实施例中，可滑动部件 114 包括一支承板 128，其具有一可滑动的表面 130 和一相对的承载表面 132。支承板 128 的尺寸和形状较佳地基本上对应于相邻脊骨的脊骨端板的尺寸和形状。支承板 128 可包括一个或多个槽 134 或其它类型的标记，以便接纳和接合对应的外科器械的部分，就如参照可滑动部件 112 所讨论的那样。

一突缘部件或隆突 136 的构造类似于可滑动部件 112 的隆突 124，它从承载表面 132 延伸。在一实施例中，隆突 136 从承载表面 132 垂直地延伸，并沿承载表面 132 偏移以适于强硬的脊骨的位移。再者，隆突 136 的偏移的位置帮助绕过静脉、动脉、骨质部分，或在插入假体修补接头 110 过程中在位置上阻碍的其它障碍物。还应该理解到，也可考虑隆突 136 的其它的位置、形状、定向和隆突 136 的数量。还应该理解到，出于类似的或另外的原因，隆突 136 可以不同地定位、成形或定向，或可使用多个隆突 136。

在一实施例中，隆突 136 沿着支承板 128 的大部分横向地延伸。与诸如前向方法的其它方法相比，这样一实施例适于使用侧向方法插入假体修补接头 110。在另一实施例中，隆突 136 可以倾斜、锥形，或构造成某些其它的形状，以便于隆突的功能性要求。在还有的另一实施例中，隆突 136 可以构造成一翼形的隆突，包括横贯隆突 136 的主体部分延伸的横向部分。

隆突 136 包括三个延伸通过其中的开口 138，以便于骨通过其生长而提高对于相邻脊骨的固定能力。然而，应该理解到可以通过隆突 136 形成任何数量的开口 138，包括单一的开口或三个或多个开口。还应该理解到，开口 138 不必全部延伸通过隆突 136，但可以局部地延伸通过其间。还应该理解到，隆突 136 不必形成任

何局部地或全部地延伸通过其间的开口 138。此外，尽管开口 138 显示为具有一圆形结构，但应该理解到也可考虑采用其它尺寸和结构的开口 138。如上所述，直接与脊骨接触的可滑动部件 114 的表面较佳地涂以促进骨生长的物质。具体来说，承载表面 132 和隆突 136 的表面可涂以羟磷灰石涂层，以促进与相邻脊骨的骨质接合。如上所述，承载表面 132 和隆突 136 的表面可在涂敷羟磷灰石涂层之前进行粗糙化处理。

在某些实施例中，一个或两个隆突 124、136 可包括一锋利的前边缘（如边缘 124a、136a 所示）。由于有了这样的边缘，隆突 124、136 插入到相关的脊骨体内变得方便。再者，边缘 124a、136a 可以具有足够的锋利度，这样，脊骨体不需要一槽来用于分别接纳隆突 124、136（将在下文中详细地讨论）。

参照图 10，为了适于将假体修补接头 110 插入一强硬椎骨的椎间空间内，可以准备上和下脊骨 V_u 、 V_L 来接受其间的假体修补接头 110。具体来说，细长的开口或槽 142、144 可以分别沿上和下脊骨 V_u 、 V_L 的脊骨端板形成为预定的宽度和预定的深度。槽 142、144 可以彼此侧向地偏移以适应移位的脊骨 V_L 和/或 V_u 。在本发明的一实施例中，细长槽 142、144 呈矩形并侧向地延伸通过脊骨 V_u 、 V_L 。在一特定的实施例中，槽 142、144 通过凿削或刮削而形成。然而，本技术领域内的技术人员会想到构思形成槽 142、144 的其它的方法，例如，通过钻削或铰削。此外，对于某些实施例的假体修补接头，隆突 124 和/或 136 可形成其自己的对应的槽。

参照图 11，在一实施例中，上和下脊骨 V_u 、 V_L 可全部地纠正，因此，一变化的关节的假体修补接头 150 可用于纠正椎骨强硬症。关节的假体修补接头 150 可以基本上类似于关节的假体修补接头 110，例外之处在于隆突的定向。例如，为了适应插入到全部纠正的上和下脊骨 V_u 、 V_L 内，关节的假体修补接头 150 可包括一隆突 152 和一隆突 156，前者基本上对中的在关节的接头的上关节部件 154 上，而后者基本上对中的在下关节部件 158 上。在一实施例中，当设置在完全纠正的上和下脊骨 V_u 、 V_L 之间时，上和下关节部件 154、158 基本上彼此齐平。

为了适于插入偏移的假体修补接头 150，可准备全部纠正的上和下脊骨 V_u 、 V_L 来将假体修补接头 150 接纳在其间。具体来说，细长的开口或槽 160、162 可以沿上和下脊骨 V_u 、 V_L 的脊骨端板形成为预定的宽度和预定的深度。槽 160、162 可以彼此基本上对齐以容纳完全纠正的上和下脊骨 V_u 、 V_L 。在一实施例中，细长槽 160、162 呈矩形并分别侧向地延伸通过脊骨 V_u 、 V_L 。在一特定的实施例中，槽 160、162 通过凿削或刮削而形成。然而，本技术领域内的技术人员会想到构思形成槽 160、

162 的其它的方法, 例如, 通过钻削或较削。此外, 对于某些实施例的假体修补接头, 隆突 152 和/或 156 可分别形成其自己的对应的槽 160、162。

参照图 12 和 13, 融合板和笼也可装备有一个或多个隆突, 并以与上述保持运动的实施例一致的方式从侧向插入, 并优于传统的融合结构。特别地参照图 12, 一侧向假体修补物 170 包括一笼 172、一上隆突 174 以及一下隆突 176。笼 172 通过支承板 178、180 分别连接到上和下隆突 174、176。笼 172 可包括 LT-CAGE™ 腰部锥形融合装置的许多特征, 该装置由田纳西州 (TN) 的 Memphis 市的 Medtronic Sofamor Danek 公司提供。并可用来包含生物材料和/或其它促进骨生长的材料。再者, 侧向隆突 174、176 可在融合发生时帮助保持纠正的脊骨位移。

参照图 13, 一假体修补物 190 包括一板 192、一上隆突 194、一下隆突 196、一上支承板 198, 以及一下支承板 200。板 192 可以用来在两个支承板 198、200 之间保持一要求的距离, 并促进融合。由于板 192 可以相对地薄, 所以, 盘空间的其余部分可以填充生物材料、骨材料, 和/或其它促进骨生长的材料。

在某些实施例中, 上述假体修补物可以是一用于侧向插入一椎间空间内的假体修补物装置, 该装置包括一第一部件和一第二部件, 第一部件具有一用来由侧向方法接合一第一脊骨的第一侧向延伸的突缘, 第一部件具有一第一关节表面, 而第二部件具有一用来由侧向方法接合一第二脊骨的第二侧向延伸的突缘, 第二部件具有一与第一关节表面合作的第二关节表面, 以允许第一和第二部件之间作关节运动。如上所述的假体修补物装置, 其中, 第一和第二脊骨处于一关节强硬的关系, 而第一突缘相对于第二突缘偏移, 以适于插入到关节强硬的第一和第二脊骨内。

如上所述的假体修补物装置, 其中, 第一和第二脊骨处于一对齐的关系, 而第一突缘与第二突缘对齐, 以适于插入到对齐的第一和第二脊骨内。

如上所述的假体修补物装置, 其中, 第一部件还包括一与第一关节表面相对的第一承载表面, 第一承载表面适于接合一第一脊骨。

如上所述的假体修补物装置, 其中, 第一突缘沿第一承载表面的大部分延伸。

如上所述的假体修补物装置, 其中, 第二部件还包括一与第二关节表面相对的第二承载表面, 第二承载表面适于接合一第二脊骨。

如上所述的假体修补物装置, 其中, 第二突缘沿第二承载表面的大部分延伸。

如上所述的假体修补物装置, 其中, 第一和第二突缘各包括至少一个通过其中的孔。

如上所述的假体修补物装置, 其中, 第一和第二承载表面各涂以一促进骨生长

的物质。

如上所述的假体修补物装置，其中，第一和第二突缘各涂以一促进骨生长的物质。

如上所述的假体修补物装置，其中，第一和第二突缘各包括一锋利的部分，以分别地贯穿第一和第二脊骨。

如上所述的假体修补物装置，其中，第一和第二部件由一钴-铬-钼金属合金形成。

如上所述的假体修补物装置，其中，第一和第二部件各包括至少一个侧向地形成在其中的槽，以接纳一外科器械。

如上所述的假体修补物装置，其中，第一部件包括一从第一关节表面延伸的突出。

如上所述的假体修补物装置，其中，第二部件包括一形成在第二关节表面内的凹陷。

如上所述的假体修补物装置，其中，突出是一凸出的部分，而凹陷是一凹入的部分。

如上所述的假体修补物装置，其中，凸出部分和凹入部分合作而允许在第一和第二部件之间作关节运动。此外，上述的假体修补物可以是一用来侧向插入一椎间空间内的假体修补物装置，其包括一第一部件和一第二部件，第一部件具有一在侧向插入过程中用来侧向地接合一第一脊骨的装置，而第二部件具有一在侧向插入过程中用来侧向地接合一第二脊骨的装置，其中，第一和第二部件之一包括一突出，而第一和第二部件之另一个包括一凹陷，突出接合凹陷而在第一和第二部件之间提供关节运动。

如上所述的假体修补物装置，其中，分别用来侧向地接合一第一和第二脊骨的第一和第二装置是侧向地延伸的突缘。

如上所述的假体修补物装置，其中，第一侧向延伸的突缘沿第一部件的一承载表面的大部分延伸。

如上所述的假体修补物装置，其中，第二侧向延伸的突缘沿第二部件的一承载表面的大部分延伸。

此外，上述的假体修补物可以是一用来插入到一形成在一对关节强硬的脊骨之间的椎间空间内的假体修补物装置，其包括：

一第一部件，其包括：

- 一沿一第一承载表面侧向地延伸的第一突缘；以及
- 一从一第一关节表面延伸的突出；以及
- 一适于与第一部件接合的第二部件，其包括：

- 一沿一第二承载表面侧向地延伸的第二突缘，第二部件与第一部件接合之后，第二突缘偏离第一突缘，由此，适应一第一脊骨和一第二脊骨之间的关节强硬的关系；以及

- 一形成在第二关节表面内的凹陷；

其中，突出和凹陷彼此接合以在第一和第二部件之间提供关节运动。

此外，上述的假体修补物可包括一用来形成假体修补物装置的一部分的假体修补部件，其包括一第一表面和一第二表面，第一表面具有一用侧向方法接合一脊骨的突缘，该突缘沿第一表面大致侧向地延伸，而第二表面与第一表面相对，第二表面适于接合另一假体修补部件。

一用侧向方法将假体修补物装置插入一椎间空间内的方法，其包括提供一假体修补物装置，该假体修补物装置具有一第一关节部件和一沿第一关节部件的一表面侧向地延伸的第一突缘，以及一第二关节部件和一沿第二关节部件的一表面侧向地延伸的第二突缘，该方法还包括侧向地将第一关节部件插入到第一脊骨内，以及侧向地将第二关节部件插入到第二脊骨内，第二脊骨邻近第一脊骨。

以上所述的方法，其中，在插入过程中，第一和第二突缘分别接合和贯穿第一和第二脊骨。

以上所述的方法，其中，在插入过程中，第一和第二突缘分别插入第一和第二脊骨的预形成的开口内。

一侧向地将假体修补物装置插入第一脊骨和第二脊骨之间的椎间盘空间内的方法，其包括：

提供一假体修补物装置，其包括：

- 一第一关节部件，其包括：

- 一承载表面和一关节表面；

- 一形成在承载表面上的基本上侧向地延伸的隆突，以接合第一脊骨；以及

- 一形成在关节表面内的凹陷；

- 一第二关节部件，其包括：

- 一承载表面和一关节表面；

- 一形成在承载表面上的基本上侧向地延伸的隆突，以接合第二脊骨；以及

一从关节表面延伸的突出，以接合第一关节部件的凹陷；

基本上侧向地将假体修补物装置插入到椎间盘空间内，以使假体修补物装置接合第一和第二脊骨。

II. 前向纠正

在某些实例中，椎骨前移可要求由前向方法进行纠正。参照图 14—16，图中示出一根据本发明的另一实施例的椎间关节的假体修补接头 210。该假体修补接头 210 大致沿一纵向轴线 L 延伸，其包括一第一关节部件 212 和一第二关节部件 214。关节部件 212、214 合作形成关节的假体修补接头 210，它的尺寸和构造用来部署在一对脊骨体之间的椎间空间内，例如，在相邻椎骨体 V_U 、 V_L 之间的椎间空间 S 内。

假体修补接头 210 在相邻的椎骨体 V_U 、 V_L 之间提供相对的枢转和转动运动，以保持或恢复基本上类似于由天生椎间盘提供的正常的生物-机械运动那样的运动。具体来说，关节部件 212、214 允许围绕多个轴线相对于彼此枢转，其中，包括围绕纵向轴线 L 的侧向的或一侧到一侧的枢转运动，以及围绕一横向轴线 T 的前-后的枢转运动。应该理解到，在一实施例中，允许关节部件 212、214 围绕位于与纵向轴线 L 和横向轴线 T 相交的一平面内的任何轴线而相对于彼此枢转。此外，允许关节部件 212、214 围绕一转动轴线 R 相对于彼此转动。尽管假体修补接头 210 已经图示和描述为提供一特定组合的关节运动，但应该理解到，其它组合的关节运动也是可能的，例如，相对的平移或线性运动，而这样的运动被认为落入本发明的范围之内。

尽管假体修补接头 210 的关节部件 212、214 可以由各种各样的材料形成，但在在一实施例中，关节部件 212、214 由钴-铬-钼金属合金形成 (ASTM F-799 或 F-75)。然而，在其它实施例中，关节部件 212、214 可以由其它材料形成，例如，钛或不锈钢、诸如聚乙烯的聚合物材料，或任何其它生物相容的材料，它们对于本技术领域内的技术人员是明白公知的。直接与脊骨接触而定位的关节部件 212、214 的表面可涂以促进骨生长的物质，例如，由磷酸钙形成的羟磷灰石涂层。此外，直接与脊骨接触而定位的关节部件 212、214 的表面在涂以促进骨生长的物质之前进行粗糙化处理以便进一步提高骨的生长。这样的表面粗糙可借助于以下方法实施，例如，酸蚀刻、压花纹、涂敷起泡涂料，或本技术领域内的技术人员可想到的其它粗糙化的方法。

关节部件 212 包括一支承板 216，其具有一关节表面 218 和一相对的承载表面 220。支承板 216 的尺寸和形状可基本上对应于相邻脊骨的脊骨端板的尺寸和形状。

支承板 216 可包括一个或多个槽 222 或其它类型的标记,以便于接纳和接合对应的外科器械的部分(未示出),从而帮助操纵和将关节的假体修补接头 210 插入到相邻脊骨之间的椎间空间内。外科器械(未示出)较佳地构造成将关节部件 212、214 保持在一预定的定向,并在关节的假体修补接头 210 操纵和插入过程中保持相对于彼此的空间关系,且一旦合适地定位在相邻脊骨之间后释放关节部件 212、214。

在一实施例中,关节表面 218 包括一具有凸出形状的突出 224,其可构造成一球体形状(示出其一半)。应该理解到,也可构思其它构造的突出 224,例如,圆柱、椭球或其它弓形结构,或可能是非弓形的结构。还应该理解到,关节表面 218 的其余部分可呈平面或非平面的结构,例如,围绕突出 224 延伸的角形或锥形结构。

在一实施例中,突出 224 的凸出的关节表面被一沿突出 224 延伸的表面下陷或内腔 226 中断。在一实施例中,表面下陷 226 构造成一槽。然而,应该理解到,也可考虑采用其它类型的表面下陷,包括根本没有下陷。槽 226 的一个用途是便于移去存在于关节部件 212、214 的邻接部分之间的物质。具体来说,槽 226 可帮助清除诸如颗粒材料之类的物质,它们存在于关节部件 212、214 的邻接的关节表面之间。

一突缘部件或隆突 230 从支承表面 220 延伸并构造成部署在相邻脊骨端板内预先形成的开口内。在一实施例中,隆突 230 从承载表面 220 垂直地延伸,并沿承载表面 220 近似地中心定位。然而,应该理解到也可考虑隆突 230 的其它的位置和定向。在一实施例中,隆突 230 基本上沿着支承板 216 的全长度延伸。这样一实施例适于使用前向方法插入关节的假体修补接头 210。在另一实施例中,隆突 230 可以倾斜、锥形,或构造成某些其它的形状,以便于隆突的功能性要求。在还有的另一实施例中,隆突 230 可以构造成一翼形的隆突,包括横贯隆突 230 的主体部分延伸的横向部分(未示出)。

隆突 230 还包括延伸通过其中的一对开口 232,以便于骨通过其生长而提高对于相邻脊骨的固定能力。然而,应该理解到可以通过隆突 230 形成任何数量的开口 232,包括单一的开口或三个或多个开口。还应该理解到,开口 232 不必全部延伸通过隆突 230,但可以局部地延伸通过其间。还应该理解到,隆突 230 不必形成任何局部地或全部地延伸通过其间的开口 232。此外,尽管开口 232 显示为具有一圆形结构,但应该理解到也可考虑采用其它尺寸和结构的开口 232。如上所述,直接与脊骨接触的关节部件 212 的表面较佳地可涂以促进骨生长的物质。具体来说,承

载表面 220 和隆突 230 的表面可涂以羟磷灰石涂层以促进与相邻脊骨的骨质接合。还如上所述, 承载表面 220 和隆突 230 的表面可在涂敷羟磷灰石涂层之前进行粗糙化处理。

在一实施例中, 关节部件 214 包括一支承板 240, 其具有一关节表面 242 和一相对的承载表面 244。支承板 240 的尺寸和形状可基本上对应于相邻脊骨的脊骨端板的尺寸和形状。支承板 240 可包括一个或多个槽 246 或其它类型的标记, 以便接纳和接合对应的外科器械的部分, 就如以上参照关节部件 212 所讨论的那样。

在一实施例中, 关节表面 242 包括一凹陷 250, 其具有一凹入的形状, 诸如一球形的插座的形状。然而, 应该理解到, 也可考虑采用其它结构的凹陷 250, 例如, 圆柱、椭球或其它弓形结构, 或可能是非弓形的结构。关节表面 242 的其余部分可以呈倾斜或其它方式构造以便于插入和/或使用关节的假体修补接头。

尽管凹入的凹陷 250 显示为具有一大致光滑的不中断的关节表面, 但应该理解到, 表面的下陷或内腔可以沿凹陷 250 的一部分形成, 以帮助清洗出诸如颗粒状碎物的物质, 这样的碎物存在于邻接的关节部件 212、214 的关节表面之间。在这样的情形中, 球 224 的凸出的关节表面可以形成一大致光滑的、不中断的关节表面。在另一实施例中, 各个凸出的突出 224 和凹入的凹陷 250 可以形成一表面的下陷, 以便于去除存在于邻接的关节表面之间的颗粒物质。

一构造成类似于关节部件 212 的隆突 230 的突缘部件或隆突 260 从承载表面 244 延伸。在一实施例中, 隆突 260 从承载表面 244 垂直地延伸, 并沿承载表面 244 近似地中心定位。然而, 应该理解到, 也可考虑隆突 260 的其它的位置和定向。还应该理解到, 关节部件 214 可包括从承载表面 244 延伸的两个或多个隆突 260。

在一实施例中, 隆突 260 基本上沿支承板 240 的全部长度延伸。这样一实施例可适于使用前向逼近的方法插入假体修补接头 210。在还有一实施例中, 隆突 260 可以倾斜、锥形, 或构造成某些其它的形状, 以便于隆突的功能性要求。在还有的另一实施例中, 隆突 260 可以构造成一翼形的隆突, 包括横贯隆突 260 的主体部分延伸的横向部分(未示出)。

隆突 260 还包括一对延伸通过其中的开口 262, 以便于骨通过其生长而提高对于相邻脊骨的固定能力。然而, 应该理解到可以通过隆突 260 形成任何数量的开口 262, 包括单一的开口或三个或多个开口。还应该理解到, 开口 262 不必全部延伸通过隆突 260, 但可以局部地延伸通过其间。还应该理解到, 隆突 260 不必形成任何局部地或全部地延伸通过其间的开口 262。此外, 尽管开口 262 显示为具有一圆

形结构，但应该理解到也可考虑采用其它尺寸和结构的开口 262。如上所述，直接与脊骨接触的关节部件 214 的表面较佳地可涂以促进骨生长的物质。具体来说，承载表面 244 和隆突 260 的表面可涂以羟磷灰石涂层以促进与相邻脊骨的骨质接合。还如上所述，承载表面 244 和隆突 260 的表面可在涂敷羟磷灰石涂层之前进行粗糙化处理。

在某些实施例中，一个或两个隆突 230、260 可包括一锋利的前边缘（如图 14 的边缘 260a 所示）。由于有了这样的边缘，隆突插入到相关的脊骨体内变得方便。再者，边缘 260a 可以具有足够的锋利度，这样，脊骨体不需要一槽来用于接纳隆突 260（将在下文中详细地讨论）。

为了治疗脱位的脊骨，例如，与脊椎前移相关的图 1 中的脊骨 V1-V5，应该认识到外科医生实施的完全纠正和对齐一关节强硬体节的任务不可能实现或达到理想程度。因此，共同悬而未决和目前援引的美国专利系列 No. 10/042, 589 中所描述的基本的关节，现具有一相关的位移来对应于脊骨的位移。即，对于两个相邻关节强硬的脊骨之间的位移量，使假体修补接头 210 的关节与其对应。在某些实施例中，这样的位移可通过以下的方法实现：将一个或多个突出 224 定位在关节部件 212 的关节表面 218 上的一偏移的位置内，以及将一个或多个凹入 250 定位在关节部件 214 的关节表面 242 上的一偏移的位置内。这允许实施一未纠正的或局部纠正的位移。

具体来说，参照图 14 和 17，突出 224 相对于关节表面 218 偏移。例如，当下脊骨（图 17 的 V_L ）沿后向方向（图 17 中的箭头 P 所示）偏移时，关节部件 212 可以构造成突出 224 沿相对于关节表面 218 为前向的方向偏移。继续该实例，上脊骨 V_U 因此沿前向方向（图 17 中的箭头 A 所示）偏离下脊骨 V_L ，因此，关节部件 214 可以构造成凹入 250 沿相对于关节表面 242 为后向方向偏离。这样，关节部件 212、214 可以构造成通过突出 224 和凹入 250 彼此接合，但彼此仍偏离以适于图 17 的上和下脊骨 V_U 、 V_L 的关节强硬的关系。现参照图 16，在另一实施例中，关节的接头 210 可以修改为使支承板 216 包括一延伸的部分 270 以便适于相对于图 17 的更明确的位移（箭头 272 所示），和/或提供防止半脱位的附加的稳定性。突出 224 可以定位在延伸的部分 270 上，以在关节部件 212、214 之间提供更加明确的位移。

参照图 2 和 17，为了适于将假体修补接头 210 插入椎间空间 S 内，可准备上和下脊骨 V_U 、 V_L 来将假体修补接头 210 接纳在其间。具体来说，细长的开口或槽 280、282 可以分别沿上和下脊骨 V_U 、 V_L 的脊骨端板形成为预定的宽度和预定的深度。在

一实施例中，细长槽 280、282 呈矩形并从脊骨 V_0 、 V_L 的前侧 284 朝向后侧延伸。在一特定的实施例中，槽 280、282 通过凿削或刮削而形成。然而，本技术领域内的技术人员会想到构思形成槽 280、282 的其它的方法，例如，通过钻削或铰削。此外，对于某些实施例的假体修补接头 210，隆突 230 和/或 260 可分别形成其自己的对应的槽 280、282。准备工作和槽 280、282 的示例尺寸进一步描述在共同未决的和现在所援引的美国专利系列 No. 10/042, 589 中。

现参照图 18—20，在其它的实施例中，一个或两个关节部件 212、214 可包括不同数量的隆突和/或修改的隆突。特别地参照图 18，两个隆突 290 和 292 从承载表面 244 延伸，并构造成部署在相邻脊骨端板内的预先形成的开口内。在一实施例中，两个隆突 290、292 从承载表面 244 垂直地延伸，并沿承载表面 244 的一中心部分平行且等距离地间隔。

特别地参照图 19，两个隆突 294 和 296 从承载表面 224 延伸，并构造成部署在相邻脊骨端板内的预先形成的开口内。在一实施例中，两个隆突 294、296 从承载表面 224 垂直地延伸，并沿承载表面 224 的一中心部分平行且等距离地间隔。应该理解到，也可考虑其它位置和定向的隆突 290、292、294 和 296。

特别地参照图 20，类似于图 14 的隆突 260，隆突 298 从承载表面 244 延伸，例外的是，隆突 298 包括一与承载表面 244 相对的侧向延伸的或“翼形”的部分 300。翼形部分 300 可提供若干个功能，包括保持紧密地抵靠脊骨体 V_0 的承载表面 244，并基本上防止关节部件 214 任何沿纵向的运动。同样地，隆突 302 从承载表面 224 延伸，并包括一与承载表面 224 相对的“翼形”的部分 304。翼形部分 304 可提供若干个功能，包括保持紧密地抵靠脊骨体 V_L 的承载表面 224，并基本上防止关节部件 212 任何沿纵向的运动。

参照图 21—23，为了适于将上述变化的假体修补接头 210 插入椎间空间 S 内，可准备上和下脊骨 V_0 、 V_L 来将关节的假体修补接头 210 接纳在其间。特别地参照图 21，对于图 18 的假体修补接头 210 的构造来说，多个槽 310 和 312 可以沿上脊骨 V_0 的脊骨端板形成，而一单一槽 314 沿下脊骨 V_L 的脊骨端板形成。特别地参照图 22，对于图 19 的假体修补接头 210 的构造来说，多个槽 316、318 和 320、322 可以分别沿上脊骨 V_0 和下脊骨 V_L 的脊骨端板形成。特别地参照图 23，对于图 20 的假体修补接头 210 的构造来说，翼形槽 324、326 可以分别沿上脊骨 V_0 和下脊骨 V_L 的脊骨端板形成。槽 310、312、314、316、318、320、322、324、326 可以与参照图 17 的上述讨论相同的方式来实现。对于翼形槽 324、326 可使用一标准凿，或者，

可使用一独特的翼形凿。

参照图 24, 除了假体修补接头 210 之外, 可使用一编织的整形外科移植物 330 起作两个脊骨 V_0 、 V_L 之间的人造韧带。编织的移植物 330 的一实施例揭示在美国专利系列 No. 10/082, 579 中, 本文援引该专利以供参考。移植物 330 起作一天生韧带应起的功能, 并帮助稳定和进一步将两个脊骨 V_0 、 V_L 固定在一起, 还帮助防止进一步的位移 (或防止位移返回到外科手术前的方式)。

参照图 25 和 26, 可以考虑一部分的裂开, 例如, 由一将诸如一关节突起 334 的后部元件连接到脊骨 V_L 的骨元件 332 的裂开来予以说明, 该裂开也可在脊椎前移的纠正过程中由前向方法进行治疗。应该理解到, 为了清晰起见, 裂开的骨元件 332 在图 25 中已予以夸大。部分的裂开可这样进行修理: 驱使一具有一螺纹部分 336a 和一非螺纹部分 336b 的尖头螺钉 336 进入脊骨体 V_L 内的开口 338 内, 通过骨元件 332, 并进入关节突起 334 内。在某些实施例中, 所有的或部分的开口 338 可以用一钻头或凿子 (未示出) 进行预钻削。尖头螺钉 336 插入并通过前向方向进入, 可使用多个螺钉来修理多个突起。通过固定裂开的后元件并紧固尖头螺钉 336, 脊骨 V_L 得到修理。

III. 穿孔的假体修补接头

在某些实例中, 由于可能损坏重要的解剖学上的结构, 例如, 神经根、硬脑膜、黄韧带以及椎间韧带, 所以, 通常难于逼近和清洗缺陷的椎间盘空间。例如, 保存韧带的结构对于恢复体节和其相邻的对应部分的生物机械稳定性极其重要。在这些情形中, 穿孔的方法可通过打开一侧上的神经孔允许清理全部的椎间盘空间。在合适的清理之后, 可以通过其后的贯穿蒂的内脱位达到进一步扩大清理的椎间空间。尽管该方法已经用于融合技术, 例如, 穿孔的腰部体间融合, 即, TLIF, 但迄今还未用于保持运动的移植物上。

参照图 27, 在一穿孔的方法中, 椎间盘 V 如箭头 400 所示逼近。该逼近介于一后逼近和一侧逼近之间, 且在某些情形中, 盘仅有一侧需要被暴露 (右或左) 以便实施手术。

参照图 28—30, 图中示出一根据本发明的另一形式的椎间关节的假体修补接头 410。该关节的假体修补接头 410 大致地沿纵向轴线 L 延伸, 并包括一第一关节部件 412 和一第二关节部件 414。关节部件 412、414 合作而形成关节接头 410, 其尺寸和结构适于部署在相邻脊骨体之间的椎间空间内。

假体修补接头 410 提供相邻脊骨体之间的相对的枢转和转动运动, 以保持或恢

复基本上类似于由天生椎间盘提供的正常生物-机械运动那样的关节假体修补接头 410 的运动。具体来说, 关节部件 412、414 允许围绕多个轴线相对于彼此枢转, 其中, 包括围绕纵向轴线 L 的侧向的或一侧到一侧的枢转运动, 以及围绕一横向轴线 T 的前-后的枢转运动。应该理解到, 在一实施例中, 允许关节部件 412、414 围绕位于与纵向轴线 L 和横向轴线 T 相交的一平面内的任何轴线而相对于彼此枢转。此外, 较佳地允许关节部件 412、414 围绕一转动轴线 R 相对于彼此转动。尽管关节假体修补接头 410 已经图示和描述为提供一特定组合的关节运动, 但应该理解到, 其它组合的关节运动也是可能的, 这样的运动被认为落入本发明的范围之内。还应该理解到, 也可考虑其它类型的关节运动, 例如, 相对的平移或线性运动。

尽管假体修补接头 410 的关节部件 412、414 可以由各种各样的材料形成, 但在在一实施例中, 关节部件 412、414 由钴-铬-钼金属合金形成 (ASTM F-799 或 F-75)。然而, 在其它实施例中, 关节部件 412、414 可以由其它材料形成, 例如, 钛或不锈钢、诸如聚乙烯的聚合物材料, 或任何其它生物相容的材料, 它们对于本技术领域内的技术人员是明白公知的。直接与脊骨接触而定位的关节部件 412、414 的表面较佳地可涂以促进骨生长的物质, 例如, 由磷酸钙形成的羟磷灰石涂层。此外, 直接与脊骨接触而定位的关节部件 412、414 的表面在较佳地涂以促进骨生长的物质之前进行粗糙化处理以便进一步提高骨的生长。这样的表面粗糙可借助于以下方法实施, 例如, 酸蚀刻、压花纹、涂敷起泡涂料, 或本技术领域内的技术人员可想到的其它粗糙化的方法。

关节部件 412 包括一支承板 416, 其具有一关节表面 418 和一相对的承载表面 420。支承板 416 的尺寸和形状可基本上对应于相邻脊骨的脊骨端板的尺寸和形状。在一实施例中, 支承板 416 的形状便于一穿孔插入的方法。这样, 支承板 416 包括弧形侧的部分 422a、422b, 它们形成为在关节表面 418 和承载表面 420 之间延伸的支承板 416 的大致细长的部分。尽管未予示出, 但支承板 416 可包括一个或多个槽或其它类型的标记, 以便接纳和接合对应的外科器械的对应部分 (未示出), 从而帮助操纵和将假体修补接头 410 插入到相邻脊骨之间的椎间空间内。外科器械 (未示出) 较佳地构造成将关节部件 412、414 保持在一预定的定向, 并在假体修补接头 410 操纵和插入过程中保持相对于彼此的空间关系, 且一旦合适地定位在相邻脊骨之间后释放关节部件 412、414。

在一实施例中, 关节表面 418 包括一具有凸出形状的突出 424, 其可构造成一球体形状的球 (示出其一半)。应该理解到, 也可构思其它构造的突出 424, 例如,

圆柱、椭球或其它弓形结构，或可能是非弓形的结构。还应该理解到，关节表面 418 的其余部分可呈平面或非平面的结构，例如，围绕突出 424 延伸的角形或锥形结构。

一突缘部件或隆突 426 从支承表面 420 延伸并构造成部署在相邻脊骨端板内预先形成的开口内。在一实施例中，隆突 426 从承载表面 420 垂直地延伸，并沿承载表面 420 近似地中心定位。然而，应该理解到也可考虑隆突 426 的其它的位置和定向。在一实施例中，隆突 426 沿着支承板 416 的大部分横向地延伸。隆突 426 大致上沿类似于图 27 的箭头 400 的方向呈弧形。隆突 426 的弯曲程度可基本上类似于和一致于侧部 422a、422b 的弯曲程度。与上述前向或侧向方法相比，这样一实施例适于使用穿孔方法插入假体修补接头 410。在另一实施例中，隆突 426 可以倾斜、锥形，或构造成某些其它的形状，以便于隆突的功能性要求。在还有的另一实施例中，隆突 426 可以构造成一翼形的隆突，包括横贯隆突 426 的主体部分延伸的横向部分（未示出）。

隆突 426 还包括延伸通过其中的三个开口 428，以便于骨通过其生长而提高对于相邻脊骨的固定能力。然而，应该理解到可以通过隆突 426 形成任何数量的开口 428，包括单一的开口或三个或多个开口。还应该理解到，开口 428 不必全部延伸通过隆突 426，但可以局部地延伸通过其间。还应该理解到，隆突 426 不必形成任何局部地或全部地延伸通过其间的开口 428。此外，尽管开口 428 显示为具有一圆形结构，但应该理解到也可考虑采用其它尺寸和结构的开口 428。如上所述，直接与脊骨接触的关节部件 412 的表面较佳地可涂以促进骨生长的物质。具体来说，承载表面 420 和隆突 426 的表面可涂以羟磷灰石涂层以促进与相邻脊骨的骨质接合。还如上所述，承载表面 420 和隆突 426 的表面可在涂敷羟磷灰石涂层之前进行粗糙化处理。

在一实施例中，关节部件 414 包括一支承板 430，其具有一关节表面 432 和一相对的承载表面 434。支承板 430 的尺寸和形状可基本上对应于相邻脊骨的脊骨端板的尺寸和形状。在一实施例中，支承板 430 的形状便于穿孔插入方法。这样，支承板 416 包括弧形侧的部分 436a、436b，它们形成为在关节表面 432 和承载表面 434 之间延伸的支承板 430 的大致细长的部分。尽管未予示出，但支承板 430 可包括一个或多个槽或其它类型的标记，以便接纳和接合外科器械的对应部分，就如以上参照关节元件 412 所讨论的那样。

在一实施例中，关节表面 432 包括一凹陷 440，凹陷 440 具有一构造成一球形

的插座的凹入的形状。然而，应该理解到，也可考虑采用其它结构的凹陷 440，例如，圆柱、椭球或其它弓形结构，或可能是非弓形的结构。关节表面 432 的其余部分可以呈倾斜或其它方式构造以便于插入和/或使用假体修补物。

尽管凹入的凹陷 440 显示为具有一大致光滑的不中断的关节表面，但应该理解到，表面的下陷或内腔可以沿凹陷 440 的一部分形成，以提供一用来清洗出诸如颗粒状的碎物的装置，这样的碎物存在于邻接的关节部件 412、414 的关节表面之间。在这样的情形中，球 424 的凸出的关节表面可以形成一大致光滑的、不中断的关节表面。在另一实施例中，各个凸出的突出 424 和凹入的凹陷 440 可以形成一表面的下陷，以便于去除存在于邻接的关节表面之间的颗粒物质。

一构造成类似于关节部件 412 的隆突 426 的突缘部件或隆突 450 从承载表面 434 延伸。在一实施例中，隆突 450 可中心地定位。隆突 450 沿类似于隆突 426 和图 27 的箭头 400 的方向呈弧形。隆突 450 的弯曲程度可基本上类似于和一致于侧部 436a、436b 的弯曲程度。与上述前向或侧向方法相比，这样一实施例适于使用穿孔方法插入假体修补接头 410。在某些实施例中，隆突 450 的位置可以偏移，以便帮助绕过静脉、动脉、骨质部分，或在插入假体修补接头 40 过程中在位置上阻碍的其它障碍物。还应该理解到，隆突 450 还可以不同地定位、成形或定向，出于类似的或附加的原因，可以使用更多的隆突 450。再者，隆突 450 可以倾斜、锥形，或构造成某些其它的形状，以便于隆突的功能性要求。在还有的另一实施例中，隆突 450 可以构造成一翼形的隆突，包括横贯隆突 450 的主体部分延伸的横向部分（未示出）。

在一实施例中，隆突 450 还包括延伸通过其中的三个开口 452，以便于骨通过其生长而提高对于相邻脊骨的固定能力。然而，应该理解到可以通过隆突 450 形成任何数量的开口 452，包括单一的开口或三个或多个开口。还应该理解到，开口 452 不必全部延伸通过隆突 450，但可以局部地延伸通过其间。还应该理解到，隆突 450 不必形成任何局部地或全部地延伸通过其间的开口 452。此外，尽管开口 452 显示为具有一圆形结构，但应该理解到也可考虑采用其它尺寸和结构的开口 452。如上所述，直接与脊骨接触的关节部件 414 的表面较佳地可涂以促进骨生长的物质。具体来说，承载表面 434 和隆突 450 的表面可涂以羟磷灰石涂层以促进与相邻脊骨的骨质接合。还如上所述，承载表面 434 和隆突 450 的表面可在涂敷羟磷灰石涂层之前进行粗糙化处理。

在某些实施例中，一个或两个隆突 426、450 可包括一锋利的前边缘（分别如图

30 的边缘 460、462 所示)。由于有了这样的边缘, 隆突插入到相关的脊骨体内变得方便。再者, 边缘 460、462 可以具有足够的锋利度, 这样, 相邻的脊骨体不需要一槽来用于接纳隆突 426、450 (将在下文中详细地讨论)。

参照图 31a 和 31b, 为了适于将偏移的假体修补接头 410 插入椎间空间内, 可以准备上和下脊骨 V_u 、 V_L 来将假体修补接头 410 接纳在其间。特别地参照图 31a, 对于图 28-30 的假体修补接头 410 的结构来说, 多个槽 470、472 沿上和下脊骨 V_u 、 V_L 的脊骨端板形成。槽 470、472 可以由隆突 426、450 本身形成, 或可预先准备。

还参照图 32, 在假体修补接头 410 插入上和下脊骨 V_u 、 V_L 之间内之前, 可要求准备一个或多个槽 470、472。如槽 472 所示, 根据弧形隆突 426、450, 槽 470、472 可以呈弧形, 以在插入过程中便于假体修补接头 410 运动。

参照图 33-35, 作为对仅提供直槽切削的凿削的变体, 可使用一结合一研磨工具 502 的研磨导向器 500, 用来切削上和下脊骨 V_u 、 V_L 内的弧形槽 470、472 (图 32 中用标号 472 表示)。研磨导向器 500 和研磨工具 502 可由包括诸如钛的生物相容材料的任何材料形成。研磨导向器 500 包括一细长的弧形部件 503, 其形成一弧形的开口 504 以对应于用于槽 470、472 的要求的弧形的形状。当然, 研磨导向器 500 的弯曲程度和由此的弧形开口 504 可根据槽 470、472 的要求的弧形变化。在一实施例中, 研磨导向器 500 由一可弯曲的材料形成, 在改造之后该材料保持刚性的形状, 这样, 不必换出研磨导向器, 就可变化弧形开口 504 的弯曲程度。研磨导向器 500 和由此的弧形开口 504 也具有足够的长度, 这样, 如果槽 470、472 需要通过脊骨的任何后元件, 则槽的这样的延伸部可同时地实现。

特别地参照图 34a 和 34b, 在一实施例中, 研磨工具 502 包括一钻头 510, 其定位成可转动和在弧形开口 504 内平移。在一实施例中, 钻头 510 是一双凹槽剖钻, 其可同时地延伸入上和下脊骨 V_u 、 V_L 内。

钻头 510 还适于接纳一平移力以使钻头可在弧形开口 504 内前后地移动。参照图 34b, 在一实施例中, 钻头柄 530 以任何传统的方式连接到一外壳 522 (示出其一部分)。柄 530 从外壳 522 延伸并通过形成在相对于外科医生 (未示出) 的研磨导向器 500 一近端 534 内的槽 532。这样, 柄 530 可由外科医生平移, 由此, 平移钻头 510 通过弧形的开口 504。以此方式, 柄 530 适于对钻头 510 施加平移运动。为了适于钻头 510 在弧形开口 504 内的运动, 一对承载组件 512、514 可邻近于外壳 522 定位以便沿弧形开口导向钻头 510。

外壳 522 容纳一转动组件, 在一实施例中, 该组件是一齿轮组件 524。齿轮组件 524 包括一驱动齿轮 526, 其连接到一可转动的轴并围绕其延伸。轴 528 通过一由电源 516 (图 35) 代表的外部源而转动。在一实施例中, 轴 528 容纳在柄 530 内。

齿轮组件 524 还包括一钻头齿轮 531, 其连接到研磨钻头 510 并围绕其延伸。钻头齿轮 531 定位在研磨钻头 510 上, 以使钻头齿轮正交于并接触于驱动齿轮 526。因此, 轴 528 的转动通过齿轮组件 524 对研磨钻头 510 施加转动。一对环形的台阶 535、536 也连接到研磨钻头 510, 以使研磨钻头可通过弧形开口 504 容易地前后移动, 而沿上或下方向没有滑动 (如图 34b 所示)。应该理解到, 齿轮组件 524 只是示例一可用于对研磨钻头 510 施加转动运动的组件。其它类型的施加转动的组件都被认为落入本发明的范围之内, 例如, 气动类型的系统。

参照图 34c, 在这样一实施例中, 可使用一气动系统 538 来对研磨钻头 510 施加转动。在一实施例中, 使用一 Medtronic Midas Rex[®] 马达对气动系统提供动力 (用 P 代表)。使用一传统的阀 539 来控制为转动研磨钻头 510 所供应的气流和压力。在还有的其它实施例中, 可考虑手动的或组合的动力供应作为优选的动力供应 516 (图 34b) 和 P (图 34c)。

再次参照图 34a 和 34b, 还提供一导向柄 540, 以使研磨导向器 500 相对于研磨钻头 510 独立地移动。因此, 在一实施例中, 研磨导向器 500 可通过导向柄 540 用一个手保持, 同时, 用另一个手研磨钻头 510 可通过柄 530 在弧形开口 504 内移动。在某些实施例中, 如图 34b 所示, 柄 530 可延伸通过导向柄 540。其结果, 参照图 35, 研磨钻头 510 适于沿箭头 R1 所示的方向转动, 并适于沿箭头 R2 所示的方向平移通过弧形开口 504。

在操作过程中, 可使用研磨导向器 500 和研磨工具 502 切削一槽 (诸如槽 472) 以准备脊骨体 V_L 来接纳假体修补接头 410 的下部。外科医生首先选择赋予槽 472 的要求的曲率量, 并选择或构造对应的研磨导向器 500。然后, 外科医生用穿孔方法接近脊骨体 V_L , 以将研磨导向器 500 定向到上和下脊骨 V_U 、 V_L 之间的盘空间内, 并邻接研磨钻头 510 而抵靠上和下脊骨 V_U 、 V_L 。在合适地定位后, 外科医生然后通过电源 516 致动研磨工具 502 而开始用研磨钻头 510 切削入上和下脊骨 V_U 、 V_L 内。

研磨导向器 500 可由外科医生或通过外部器械拿持, 以使研磨钻头 510 通过研磨导向器在平移运动过程中使研磨导向器静止不动。研磨导向器 500 的曲率引导研磨钻头 510 穿孔通过上和下脊骨 V_U 、 V_L 而切削一穿孔槽 (诸如图 32 中下脊骨 V_L 内

所示的槽 472)，以准备上和下脊骨来接纳穿孔的假体修补接头 410。

在一变化的实施例中，假体修补接头 410 的隆突可以呈其它变化的形状和结构，以帮助用于插入接头的弧形的穿孔的逼近。参照图 36—38，隆突 550 和 560 分别从承载表面 434 和 420 延伸。与图 28—30 的隆突 450、426 相比，隆突 550 和 560 相对较短，因此，分别沿承载表面 434、420 的短的部分延伸。隆突 550、560 的相对较短可分别帮助以下开口 470、472 内的这些隆突。此外，隆突 550、560 的短小性以及这样的隆突分别地随从开口 470、472 的方便性，可以允许隆突构造成直的和弧形的隆突，它们增加了假体修补接头 410 设计的选择性。隆突 550、560 还可形成锥形以帮助将隆突插入上和下脊骨 V_u 、 V_l 内。

IV. 前斜的假体修补接头

可用来避免对诸如神经根、硬脑膜、黄韧带以及椎间韧带等重要解剖上结构造成可能破坏的另一方法是前斜向的方法。例如，由于主血管附连在脊椎的前面，所以，直地前向逼近脊骨 L4 和 L5 之间的盘空间以及超级的盘对齐，可以在全部盘更换移植物插入过程中防止高的外科手术的风险。

参照图 39—41，图中示出根据本发明的另一形式的椎间关节假体修补接头 600。假体修补接头 600 大致地沿纵向轴线 L 延伸，并包括一第一关节部件 602 和一第二关节部件 604。关节部件 602、604 合作而形成假体修补接头 600，它的尺寸和结构用来部署在相邻脊骨体之间的椎间空间内。

假体修补接头 600 在相邻脊骨体之间提供相对的枢转和转动运动，以保持或恢复基本上类似于由天生椎间盘提供的正常生物-机械运动那样的运动。具体来说，关节部件 602、604 允许围绕多个轴线相对于彼此枢转，其中，包括围绕纵向轴线 L 的侧向的或一侧到一侧的枢转运动，以及围绕一横向轴线 T 的前-后的枢转运动。应该理解到，在一优选的实施例中，允许关节部件 602、604 围绕位于与纵向轴线 L 和横向轴线 T 相交的一平面内的任何轴线而相对于彼此枢转。此外，可允许关节部件 602、604 围绕一转动轴线 R 相对于彼此转动。尽管关节的假体修补接头 600 已经图示和描述为提供一特定组合的关节运动，但应该理解到，其它组合的关节运动也是可能的，这样的运动被认为落入本发明的范围之内。还应该理解到，也可考虑其它类型的关节运动，例如，相对的平移或线性运动。

尽管假体修补接头 600 的关节部件 602、604 可以由各种各样的材料形成，但在一实施例中，关节部件 602、604 由钴-铬-钼金属合金形成 (ASTM F-799 或 F-75)。然而，在本发明的其它实施例中，关节部件 602、604 可以由其它材料形成，例如，

钛或不锈钢、诸如聚乙烯的聚合物材料，或任何其它生物相容的材料，它们对于本技术领域内的技术人员是明白公知的。直接与脊骨接触而定位的关节部件 602、604 的表面可涂以促进骨生长的物质，例如，由磷酸钙形成的羟磷灰石涂层。此外，直接与脊骨接触而定位的关节部件 602、604 的表面较佳地在涂以促进骨生长的物质之前进行粗糙化处理以便进一步提高骨的生长。这样的表面粗糙可借助于以下方法实施，例如，酸蚀刻、压花纹、涂敷起泡涂料，或本技术领域内的技术人员可想到的其它粗糙化的方法。

关节部件 602 包括一支承板 610，其具有一关节表面 612 和一相对的承载表面 614。支承板 610 的尺寸和形状可基本上对应于相邻脊骨的脊骨端板的尺寸和形状。在一实施例中，支承板 610 的形状呈三角形结构，以便于从脊椎的左或右侧斜向插入地逼近，这样，包括侧部 P1、P2 和 P3。侧部 P1、P2 和 P3 可以采取各种结构，包括弧形的（P2 所示）或直线的（P1 和 P3 所示）结构。

支承板 610 可包括一个或多个槽 616 或其它类型的标记，以便于接纳和接合外科器械（也未示出）的对应的部分，从而帮助操纵和将假体修补接头 600 插入到相邻脊骨之间的椎间空间内。外科器械（未示出）较佳地构造成将关节部件 602、604 保持在一预定的定向，并在关节的假体修补接头 600 操纵和插入过程中保持相对于彼此的空间关系，且一旦合适地定位在相邻脊骨之间后释放关节部件 602、604。

在一实施例中，关节表面 612 包括一具有凸出形状的突出 620，其可构造成一球体形状的球（示出其一半）。应该理解到，也可构思其它构造的突出 620，例如，圆柱、椭球或其它弓形结构，或可能是非弓形的结构。还应该理解到，关节表面 612 的其余部分可呈平面或非平面的结构，例如，围绕突出 620 延伸的角形或锥形结构。一突缘部件或隆突 640 从支承表面 614 延伸并构造成部署在相邻脊骨端板内预先形成的开口内。在一实施例中，隆突 640 从承载表面 614 垂直地延伸，并沿承载表面 614 近似地中心定位。然而，应该理解到也可考虑隆突 640 的其它的位置和定向。此外，出于类似的或附加的原因，可使用更多个隆突 640。

在一实施例中，隆突 640 沿着支承板 610 的大部分延伸。隆突 640 是直的，但沿着一个方向朝向槽 616 延伸，并与支承板 610 的诸侧部之一 P1 平行。在本实施例中，隆突 640 定位在横向轴线 T 和侧向轴线 L 之间。与以上所讨论的前向、侧向，或穿孔方法相对，这样一实施例适于使用一斜向方法插入假体修补接头 600。在另一实施例中，隆突 640 可以倾斜、锥形，或构造成某些其它的形状，以便于隆突的功能性要求。在还有的另一实施例中，隆突 640 可以构造成一翼形的隆突，包括横

贯隆突 640 的主体部分延伸的横向部分（未示出）。

隆突 640 还包括一对延伸通过其间的开口 646 以便于骨生长而提高对于相邻脊骨的固定能力。此外，一间隙 648 也可形成在隆突 640 内以进一步便于骨生长。间隙 648 还提供一参考点，这样，在插入假体修补接头 600 的过程中可使用 X 线来评估支承板 602 的定位和对齐。应该理解到，任何数量的开口 646 或间隙 648 可通过隆突 640 形成，包括一单一的开口或间隙，或若干个开口或间隙。还应该理解到开口 646 和间隙 648 不必全部延伸通过隆突 640，但可以局部地延伸通过其间。还应该理解到，隆突 640 不必形成任何局部地或全部地延伸通过其间的开口 646 或间隙 648。此外，尽管开口 646 显示为具有一圆形结构，但应该理解到也可考虑采用其它尺寸和结构的开口 646。如上所述，直接与脊骨接触的关节部件 602 的表面可涂以促进骨生长的物质。具体来说，承载表面 614 和隆突 640 的表面可涂以羟磷灰石涂层以促进与相邻脊骨的骨质接合。还如上所述，承载表面 614 和隆突 640 的表面可在涂敷羟磷灰石涂层之前进行粗糙化处理。

在一实施例中，关节部件 604 包括一支承板 650，其具有一关节表面 652 和一相对的承载表面 654。支承板 650 的尺寸和形状基本上对应于相邻脊骨的脊骨端板的尺寸和形状。在一实施例中，支承板 650 的形状呈三角形结构，以便于从脊椎的左或右侧斜向插入地逼近，这样，包括侧部 P4、P5 和 P6。侧部 P4、P5 和 P6 可以采取各种结构，包括弧形的（P5 所示）或直线的（P4 和 P6 所示）结构。支承板 650 可包括一个或多个槽 656 或其它类型的标记，以便接纳或接合对应的外科器械的部分，就如以上参照关节部件 602 所讨论的。

在一实施例中，关节表面 652 包括一具有一凹入形状的凹陷，其构造成一球形的插座。然而，应该理解到，也可考虑采用其它结构的凹陷 660，例如，圆柱、椭球或其它弓形结构，或可能是非弓形的结构。关节表面 652 的其余部分可以呈倾斜或其它方式构造以便于插入和/或使用假体修补物。

尽管凹入的凹陷 660 显示为具有一大致光滑的不中断的关节表面，但应该理解到，表面的下陷或内腔可以沿凹陷 660 的一部分形成，以提供一用来清洗出诸如颗粒状的碎物的装置，这样的碎物存在于关节部件 602、604 的邻接的关节表面之间。在这样的情形中，球 620 的凸出的关节表面可以形成一大致光滑的、不中断的关节表面。在本发明的另一实施例中，各个凸出的突出 620 和凹入的凹陷 660 可以形成一表面的下陷，以便于去除存在于邻接的关节表面之间的颗粒物质。

一构造成类似于关节部件 602 的隆突 640 的突缘部件或隆突 670 从承载表面 654

延伸。在一实施例中，隆突 670 可中心地定位，并直接地或成线平行于隆突 640。隆突 670 是直的，但沿着一个方向朝向槽 656 延伸，并与支承板 650 的诸侧部之一 P4 平行。与以上所讨论的前向、侧向，或穿孔方法相比，这样一实施例适于使用一斜向方法插入假体修补接头 600。在另一实施例中，隆突 670 的位置可以偏移，以便帮助绕过静脉、动脉、骨质部分，或在插入假体修补接头 600 过程中在位置上阻碍的其它障碍物。

还应该理解到，隆突 670 还可以考虑其它的定位、形状、定向，以及数量。还应该理解到，出于类似的或附加的原因，可以使用更多的隆突 670。再者，隆突 670 可以倾斜、锥形，或构造成某些其它的形状，以便于隆突的功能性要求。在还有的另一实施例中，隆突 670 可以构造成一翼形的隆突，包括横贯隆突 670 的主体部分延伸的横向部分（未示出）。在一实施例中，隆突 670 还包括延伸通过其中的一对开口 676，以便于骨通过其生长而提高对于相邻脊骨的固定能力。间隙 678 还提供一参考点，这样，在插入假体修补接头 600 的过程中可使用 X 线来评估支承板 604 的定位和对齐。应该理解到，任何数量的开口 676 或间隙 678 可通过隆突 670 形成，包括一单一的开口或间隙，或若干个开口或间隙。还应该理解到开口 676 和间隙 678 不必全部延伸通过隆突 670，但可以局部地延伸通过其间。还应该理解到，隆突 670 不必形成任何局部地或全部地延伸通过其间的开口 676 或间隙 678。此外，尽管开口 676 显示为具有一圆形结构，但应该理解到也可考虑采用其它尺寸和结构的开口 676。如上所述，直接与脊骨接触的关节部件 602 的表面较佳地可涂以促进骨生长的物质。具体来说，承载表面 654 和隆突 670 的表面可涂以羟磷灰石涂层以促进与相邻脊骨的骨质接合。还如上所述，承载表面 654 和隆突 670 的表面可在涂敷羟磷灰石涂层之前进行粗糙化处理。

在某些实施例中，一个或两个隆突 640、670 可包括一锋利的前边缘（如边缘 680、682 所示）。由于有了这样的边缘，隆突 640、670 插入到相关的脊骨体内变得方便。再者，边缘 680、682 可以具有足够的锋利度，这样，脊骨体不需要一槽来用于接纳隆突 640、670（将在下文中详细地讨论）。

参照图 42—44a，为了适于将假体修补接头 600 插入椎间空间内，可以准备上和下脊骨 V_u 、 V_L 来将假体修补接头 600 接纳在其间。特别地参照图 43，对于图 38—40 的假体修补接头 600 的构造来说，多个槽 690、692 分别沿下脊骨 V_L 和上脊骨 V_u 的脊骨端板形成。槽 690、692 可以由隆突 640、670 自己形成，或可用上述的一个或多个方法预先进行准备。从图 42—44 中可见，如果一个或多个血管 694 阻碍

直地前向逼近，则斜向逼近将允许前向/侧向插入。植入物 600 的设计也确保了一足够的接触表面来接触脊骨 V_0 、 V_L 的骨质端板。

参照图 44b，在一实施例中，假体修补接头 600 可通过诸如共同未决的美国专利申请系列 No. 10/430, 473 中所揭示的导向器那样的仪器插入椎间空间内，本文援引该专利以供参考。在一插入假体修补接头 600 的插入过程的实例中，脊骨 V_L 、 V_0 的中线 M 使用一成像设备定位，而一销 695 沿着中线插入上脊骨 V_0 内。然后，一倾斜的导向件 696 通过一突缘 697 连接到销 695，然后，一与倾斜的导向部件 696 相连的柄（未示出）调整到一合适的位置。然后，一倾斜导向部件 696 的倾斜销 698 挤入到上脊骨 V_0 内而固定倾斜的导向部件，由此，指示出进入的参考点和用于假体修补接头 600 的植入物插入的方向。然后，可使用导向器（未示出）由一前向-倾斜方法将假体修补接头 600 植入椎间空间内，其细节在共同未决的美国专利申请系列 No. 10/430, 473 中有更完全的讨论。

V. 移动承载的假体修补接头

在另一实施例中，上述假体修补接头可以进行修改而提供平移以及转动运动。例如，参照图 45—47，一用于前向插入的移动承载的假体修补接头通常用标号 700 表示。应该理解到，仅为了阐明起见，移动承载的假体修补接头 700 是对于前向插入描述的，因此，可考虑各种插入方向用于移动承载的假体修补接头。

假体修补接头 700 大致地沿一纵向轴线 L 延伸，并包括一第一关节部件 702 和一第二关节部件 704。关节部件 702、704 合作形成假体修补接头 700，它的尺寸和构造用来部署在一对椎骨体之间的椎间空间内，例如，相邻的脊骨体 V_s 、 V_i 之间的椎间空间 S1（图 48）。

假体修补接头 700 在相邻的椎骨体 V_s 、 V_i 之间提供相对的枢转和转动运动，以保持或恢复基本上类似于由天生椎间盘提供的正常的生物-机械运动那样的运动，但添加平移运动的元件。具体来说，关节部件 702、704 允许围绕多个轴线相对于彼此枢转，其中，包括围绕纵向轴线 L 的侧向的或一侧到一侧的枢转运动，以及围绕一横向轴线 T 的前-后的枢转运动。应该理解到，在一实施例中，允许关节部件 702、704 围绕位于与纵向轴线 L 和横向轴线 T 相交的一平面内的任何轴线而相对于彼此枢转。此外，允许关节部件 702、704 围绕一转动轴线 R 相对于彼此转动。此外，允许关节部件 702、704 相对于彼此平移（将在下文中进一步描述）。

尽管假体修补接头 700 的关节部件 702、704 可以由各种各样的材料形成，但在在一实施例中，关节部件 702、704 由钴-铬-钼金属合金形成（ASTM F-799 或 F-75）。

然而，在其它实施例中，关节部件 702、704 可以由其它材料形成，例如，钛或不锈钢、诸如聚乙烯的聚合物材料，或任何其它生物相容的材料，它们对于本技术领域的技术人员是明白公知的。直接与脊骨接触定位的关节部件 702、704 的表面可涂以促进骨生长的物质，例如，由磷酸钙形成的羟磷灰石涂层。此外，直接与脊骨接触定位的关节部件 702、704 的表面可在涂以促进骨生长的物质之前进行粗糙化处理以便进一步提高骨的生长。这样的表面粗糙可借助于以下方法实施，例如，酸蚀刻、压花纹、涂敷起泡涂料，或本技术领域的技术人员可想到的其它粗糙化的方法。

关节部件 702 包括一支承板 706，其具有一关节表面 708 和一相对的承载表面 710。支承板 706 的尺寸和形状基本上对应于相邻脊骨的脊骨端板的尺寸和形状。支承板 706 可包括一个或多个槽 712 或其它类型的标记，以便于接纳和接合对应的外科器械的部分（未示出），从而帮助操纵和将假体修补接头 700 插入到相邻脊骨体之间的椎间空间内。外科器械（未示出）较佳地构造成将关节部件 702、704 保持在一预定的定向，并在关节假体修补接头 700 操纵和插入过程中保持相对于彼此的空间关系，且一旦合适地定位在相邻脊骨之间后释放关节部件 702、704。

在一实施例中，参照图 49a 和 49b，一凹陷 714 形成在关节表面 708 内。一沿关节表面 708 形成凹陷 714 的圆周的边缘 716 与凹陷表面 718 保持同心的关系，然而由于凹陷 714 的离散的圆形侧 720（图 49b），其具有比凹陷表面小的直径。尽管参照具有一圆形的情形进行描述，但应该理解到，凹陷 714 可呈诸如正方形、三角形或矩形等的任何数量的形状。

参照图 50a 和 50b，凹陷 714（图 49b）设计成接纳一部分的模制的突出部件 722。突出部件 722 包括一突缘部分 724，其形状适于对应于凹陷 714 的形状。这样，突缘部分 724 包括一离散的圆周侧 726，其终止在一大致平面的接合表面 728。接合表面 728 适于接合基本上平面凹陷的表面 718（图 49b）。然而，应该理解到，尽管显示为基本上平面的，但接合表面 728 和凹陷的表面 718 可呈任何数量的对应的形状。接合表面 728 的直径小于凹陷表面 718 的直径。由此，允许模制的突出部件 722 相对于关节部件 702 平移。

模制的突出部件 722 的其余部分由具有一凸出形状的突出 730 形成，该形状可以构造成球形的球体（示出其一半）。应该理解到，也可考虑突出 730 的其它构造，例如，圆柱、椭球或其它弓形结构，或可能是非弓形的结构。还应该理解到，关节表面 708 的其余部分可呈平面或非平面的结构，例如，围绕突出 730 延伸的角形或

锥形结构。

在一实施例中，突出 730 的凸出的关节表面被一沿突出 730 延伸的表面下陷或内腔 732 中断。在一实施例中，表面下陷 732 构造成一槽。然而，应该理解到，也可考虑采用其它类型的表面下陷，包括根本没有下陷。槽 732 的一个用途是便于移去存在于关节部件 702、704 的邻接部分之间的物质。具体来说，槽 732 可帮助清除诸如颗粒材料之类的物质，即，它存在于关节部件 702、704 的邻接的关节表面之间。

参照图 45 和 49b，一突缘部件或隆突 740 从支承表面 710 延伸并构造成部署在相邻脊骨端板（诸如图 48 中的 V_1 ）内预先形成的开口内。在一实施例中，隆突 740 从承载表面 710 垂直地延伸，并沿承载表面 710 近似地中心定位。然而，应该理解到也可考虑隆突 740 的其它的位置和定向。

在一实施例中，隆突 740 基本上沿着支承板 706 的全部长度延伸。这样一实施例适于使用前向方法插入关节的假体修补接头 700。然而，如上所述，也可考虑使用诸如侧向、穿孔以及前斜逼近的其它方法来插入假体修补接头 700。在另一实施例中，隆突 740 可以倾斜、锥形，或构造成某些其它的形状，以便于隆突的功能性要求。在还有的另一实施例中，隆突 740 可以构造成一翼形的隆突，包括横贯隆突 740 的主体部分延伸的横向部分（未示出）。

隆突 740 还包括一对延伸通过其中的开口 742，以便于骨通过其生长而提高对于相邻脊骨体的固定能力。然而，应该理解到可以通过隆突 740 形成任何数量的开口 742，包括单一的开口或三个或多个开口。还应该理解到，开口 742 不必全部地延伸通过隆突 740，但可局部地延伸通过其间。还应该理解到，隆突 740 不必形成任何局部地或全部地延伸通过其间的开口 742。此外，尽管开口 742 显示为具有一圆形结构，但应该理解到也可考虑采用其它尺寸和结构的开口 742。如上所述，直接与脊骨接触的关节部件 702 的表面较佳地涂以促进骨生长的物质。具体来说，承载表面 710 和隆突 740 的表面可涂以羟磷灰石涂层，以促进与相邻脊骨体的骨质接合。如上所述，承载表面 710 和隆突 740 的表面可在涂敷羟磷灰石涂层之前进行粗糙化处理。

参照图 45—47，在一实施例中，关节部件 704 包括一支承板 750，其具有一关节表面 752 和一相对的承载表面 754。支承板 750 的尺寸和形状基本上对应于相邻脊骨的脊骨端板的尺寸和形状。支承板 750 可包括一个或多个槽 756 或其它类型的标记，以便于接纳和接合对应的外科器械的部分，就如以上参照关节部件 702 所讨

论的那样。

在一实施例中，关节表面 752 包括一具有凹入形状的凹陷 758（图 47），例如，一球形插座的凹陷。然而，应该理解到，也可构思其它构造的凹陷 758，例如，圆柱、椭球或其它弓形结构，或可能是非弓形的结构。关节表面 752 的其余部分可以呈倾斜或其它方式构造以便于插入和/或使用关节假体修补接头 700。尽管凹入的凹陷 758 显示为具有一大致光滑的不中断的关节表面，但应该理解到，表面的下陷或内腔可以沿凹陷 758 的一部分形成，以帮助清洗出诸如颗粒状的碎物，这样的碎物存在于关节部件 702、704 的邻接的关节表面之间。在这样的情形中，突出 730 的凸出的关节表面可以形成一大致光滑的、不中断的关节表面。在另一实施例中，各个凸出的突出 730 和凹入的凹陷 758 可以形成一表面的下陷，以便于去除存在于邻接的关节表面之间的颗粒物质。

一类似于关节部件 702 的隆突 740 构造的突缘部件或隆突 760 从支承表面 754 延伸。在一实施例中，隆突 760 从承载表面 754 垂直地延伸，并沿承载表面 754 近似地中心定位。然而，应该理解到也可考虑隆突 760 的其它的位置和定向。还应该理解到，关节部件 704 可包括从承载表面 754 延伸的两个或多个隆突 760。

在一实施例中，隆突 760 基本上沿着支承板 750 的全部长度延伸。这样一实施例适于使用前向方法插入假体修补接头 700。然而，如上所述，也可考虑使用诸如侧向、穿孔以及前斜逼近的其它方法来插入假体修补接头 700。在另一实施例中，隆突 760 可以倾斜、锥形，或构造成某些其它的形状，以便于隆突的功能性要求。在还有的另一实施例中，隆突 760 可以构造成一翼形的隆突，包括横贯隆突 760 的主体部分延伸的横向部分（未示出）。

隆突 760 还包括一对延伸通过其中的开口 762，以便于骨通过其生长而提高对于相邻脊骨的固定能力。然而，应该理解到可以通过隆突 760 形成任何数量的开口 762，包括单一的开口或三个或多个开口。还应该理解到，开口 762 不必全部地延伸通过隆突 760，但可局部地延伸通过其间。还应该理解到，隆突 760 不必形成任何局部地或全部地延伸通过其间的开口 762。此外，尽管开口 762 显示为具有一圆形结构，但应该理解到也可考虑采用其它尺寸和结构的开口 762。如上所述，直接与脊骨接触的关节部件 704 的表面较佳地涂以促进骨生长的物质。具体来说，承载表面 754 和隆突 760 的表面可涂以羟磷灰石涂层，以促进与相邻脊骨的骨质接合。如上所述，承载表面 754 和隆突 760 的表面可在涂敷羟磷灰石涂层之前进行粗糙化处理。

在某些实施例中，一个或两个隆突 740、760 可包括一锋利的前边缘（如图 45 和 46 的边缘 760a 所示）。由于有了这样的边缘，隆突 740、760 插入到相关的脊骨体内变得方便。再者，边缘 760a 可以具有足够的锋利度，这样，脊骨体不需要一槽来用于接纳隆突 760（将在下文中详细地讨论）。

参照图 45，通过将模制的突出部件 722 插入到形成在关节部件 702 的关节表面 708 内的凹陷 714 内，可移动的承载假体修补接头 700 进行组装。一旦组装后，假体修补接头 700 即准备插入到相邻脊骨体 V_s 、 V_i 之间的盘空间 S1 内（图 48）。

参照图 48，为了适于将假体修补接头 700 插入椎间空间 S1 内，可以准备相邻的脊骨体 V_s 、 V_i 来将假体修补接头 700 接纳在其间。对于图 45—47 的假体修补接头 700 的结构来说，槽 770、772 分别沿脊骨 V_s 和脊骨 V_i 的脊骨端板形成。槽 770、772 可以由隆突 740、760 本身形成，或可根据以上讨论的一个或多个方法预先准备。

一旦插入盘空间 S1 内后，由于模制的突出 722 与关节部件 704 的凹入的凹陷 758 接合，所以，假体修补接头 700 允许关节部件 704 相对于关节部件 702 作平移运动。例如，在图 51 中，模制的突出 722 显示为处于一后向的位置（其可导致关节部件 704 沿后向 P 运动），而在图 52 中，模制的突出 722 显示为处于一前向的位置（其可导致关节部件 704 沿前向 A 运动）。当然，图 51 和 52 仅是示范实施模制的突出 722 和对应的凹陷 714 所允许的平移运动，因此，模制的突出 722 的平移运动量和由此的关节部件 704 相对于关节部件 702 的运动可以变化，包括除 P 和 A 之外的方向。此外，在关节部件 702 的凹陷 714 内的模制的突出 722 的定位，允许模制的突出相对于关节部件 702 旋转。因此，在这样一实施例中，模制的突出 722 添加了这样一好处：能独立于赋予关节部件 704 的平移运动，赋予关节部件 704 以转动（通过与凹陷 758 的接合）。平移和转动运动之间如此的独立关系，相对于其移动运动依赖于转动运动（反之亦然）的假体修补接头添加了在假体修补接头 700 处经历的移动量。

本发明已经对若干个优选的实施例进行了描述。本技术领域内的技术人员读了本发明描述之后会明白许多改进或修改，这些改进或修改被认为落入在本发明的精神和范围之内。例如，在不脱离本发明的一定的多个方面，上述关节的接头的诸关节部件可以反过来。因此，应该理解到，若干个修改、变化以及替换意欲用于上述的本发明，在某些实例中，将使用本发明的某些特征，而不对应地使用其它的特征。还应该理解到，诸如“纵向”和“横向”之类的空间参考仅是为了说明的目的而采

用的，可在本发明的范围之内变化。因此，应该认识到，附后的权利要求书应认为是广义的并与本发明的范围相一致。

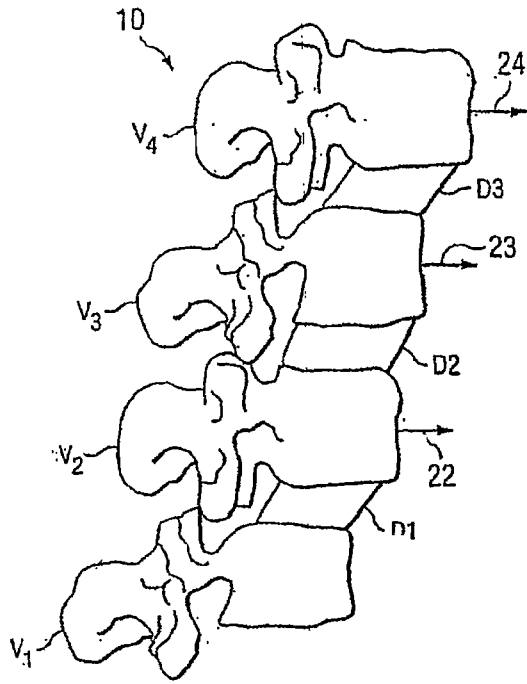


图 1

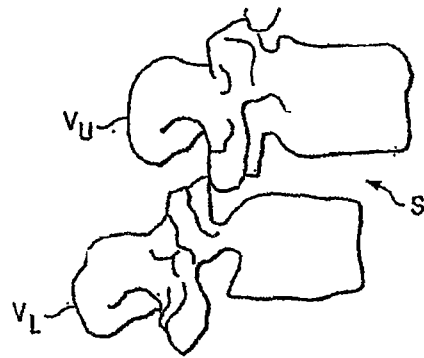


图 2

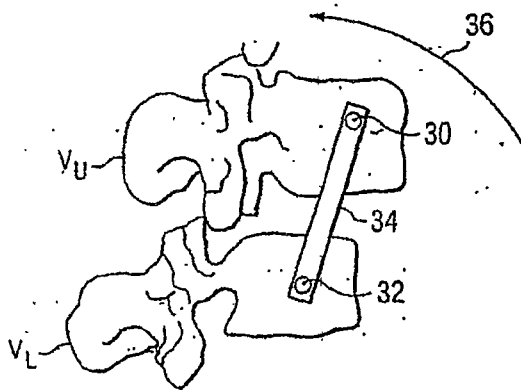


图 3a

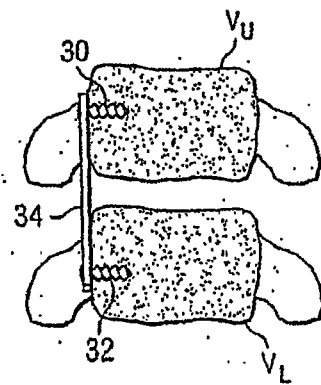


图 3b

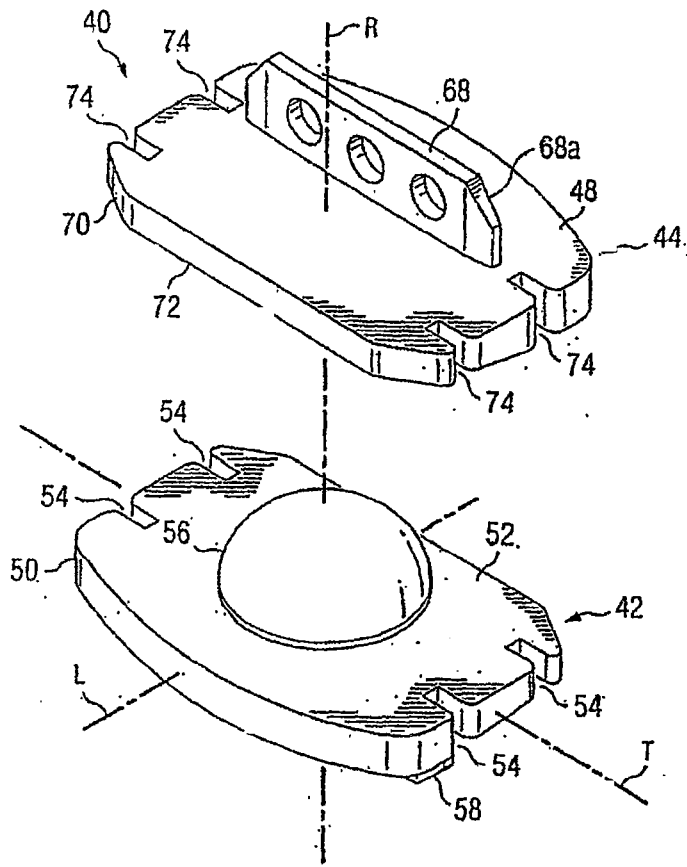


图 4a

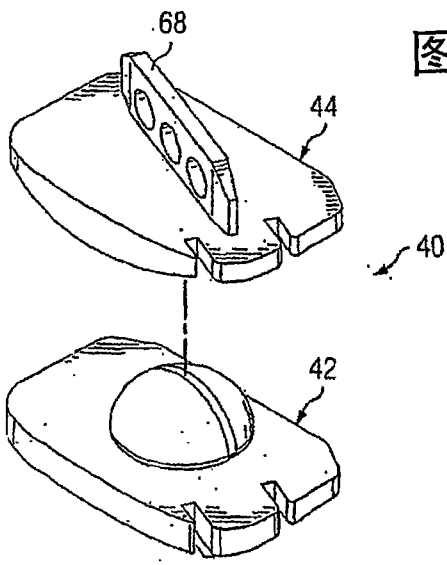


图 4b

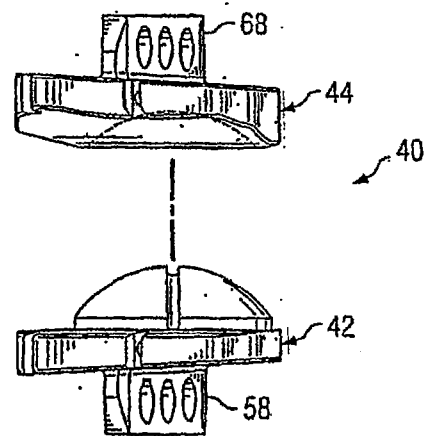


图 4c

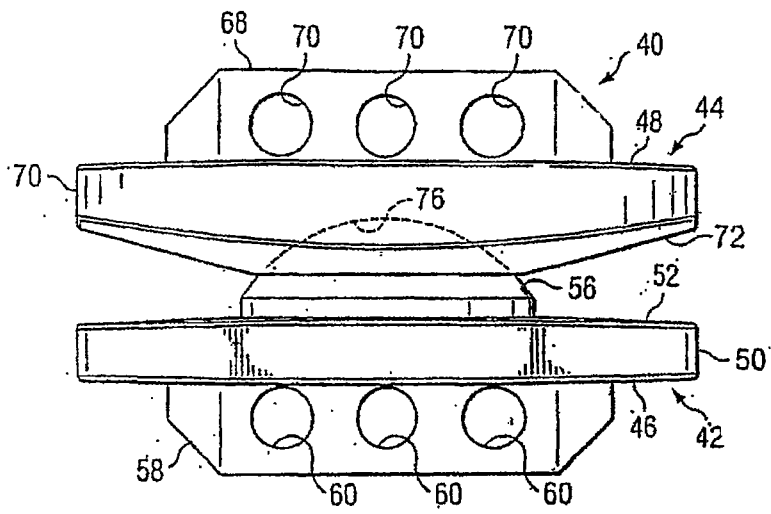


图 5

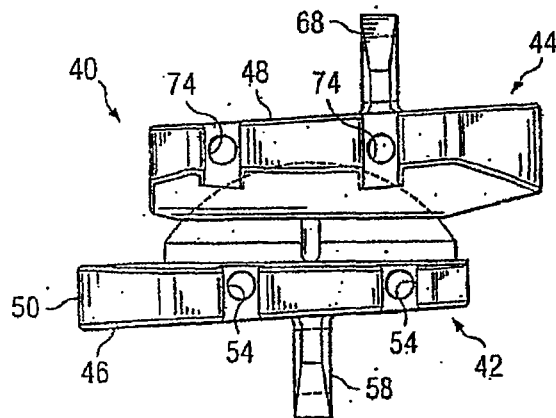


图 6

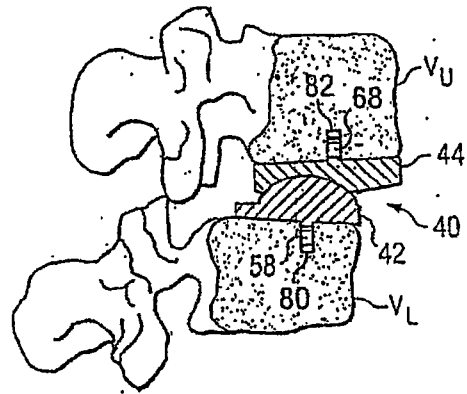


图 7

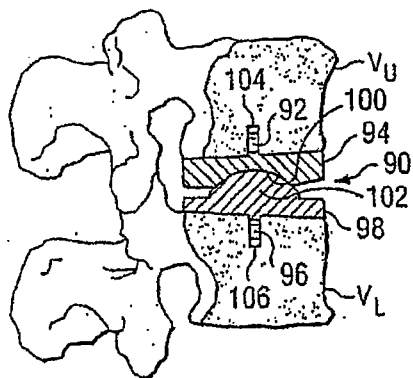


图 8

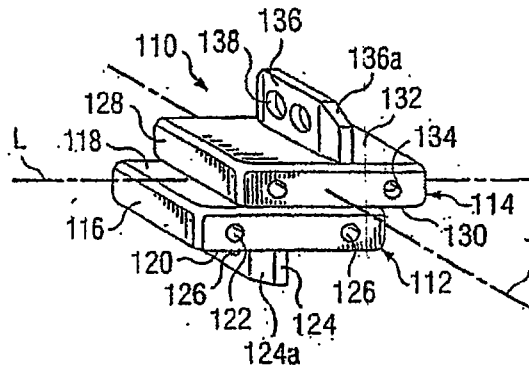


图 9

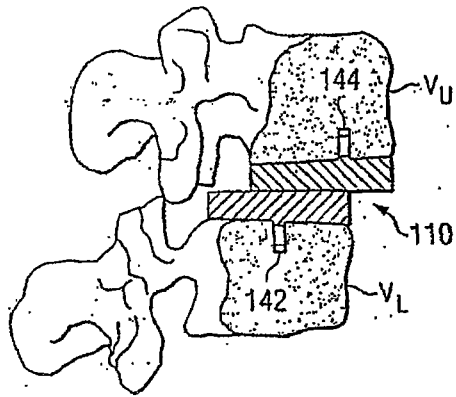


图 10

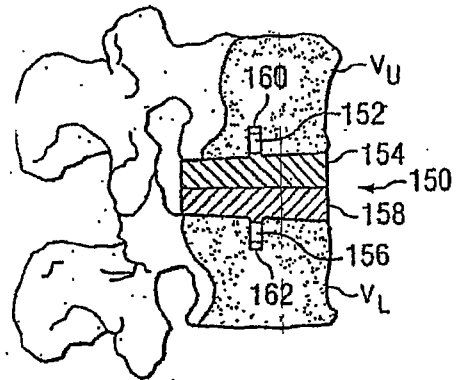


图 11

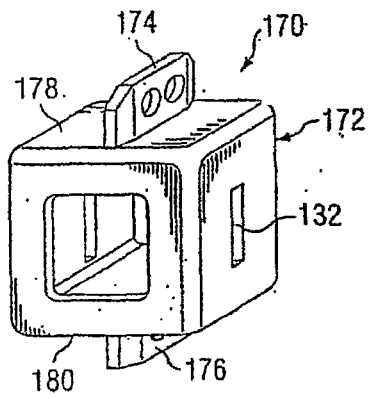


图 12

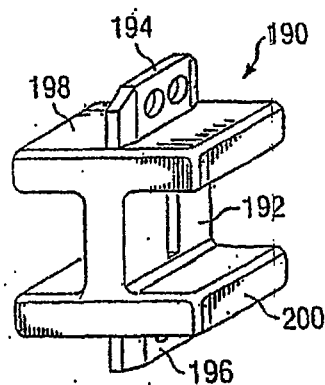


图 13

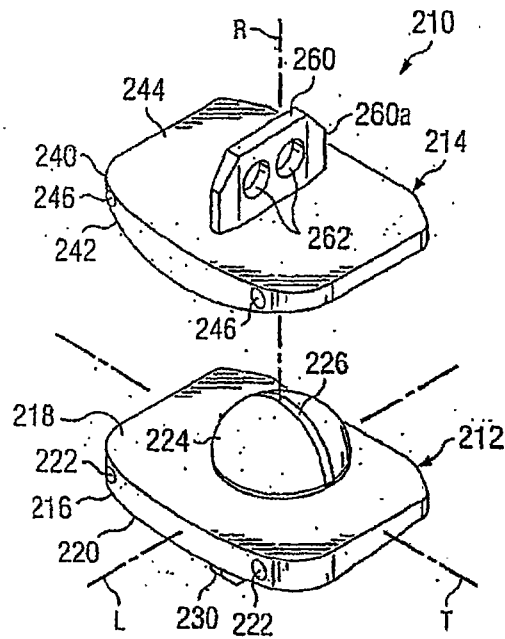


图 14

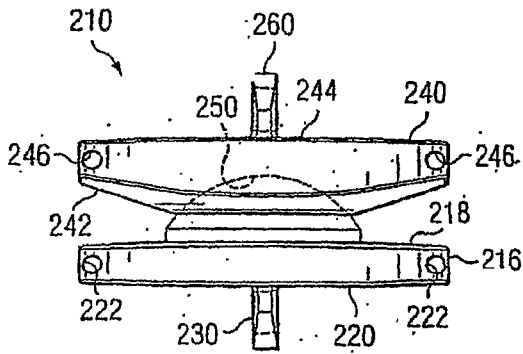


图 15

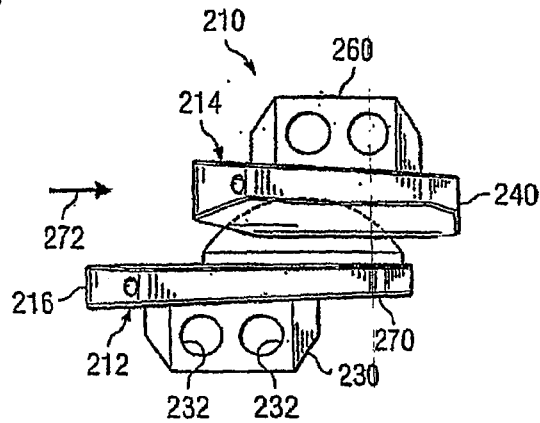


图 16

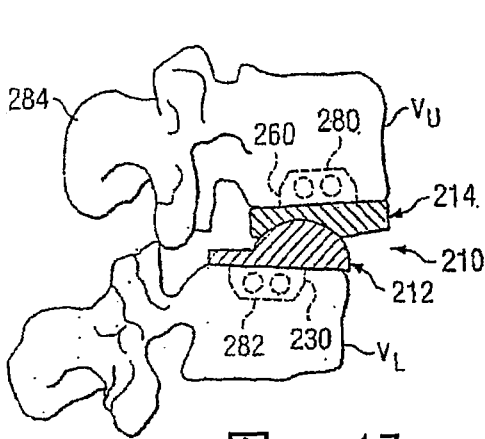


图 17

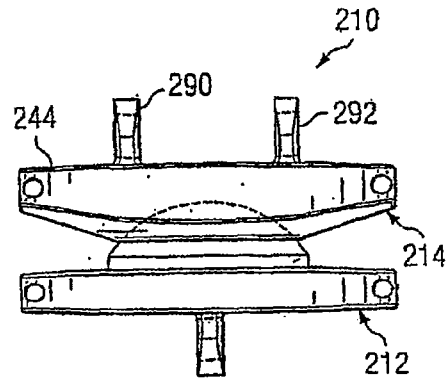


图 18

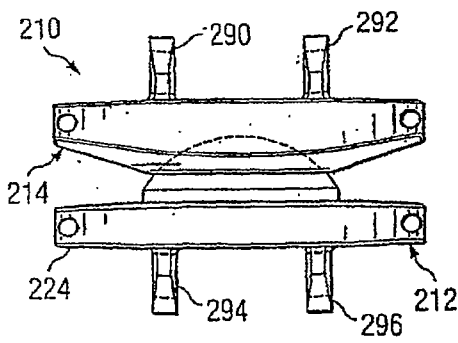


图 19

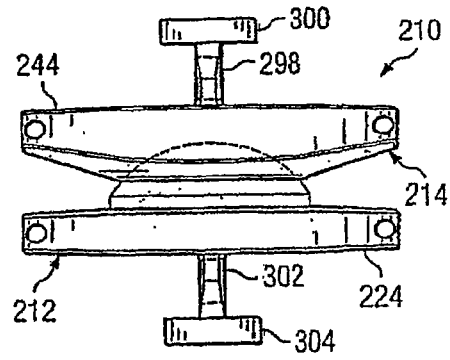


图 20

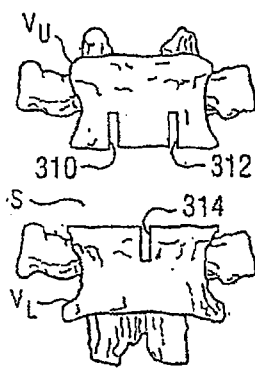


图 21

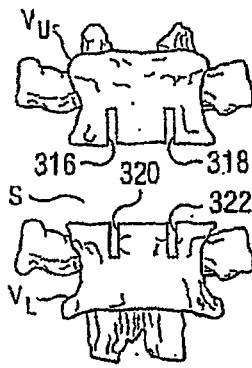


图 22

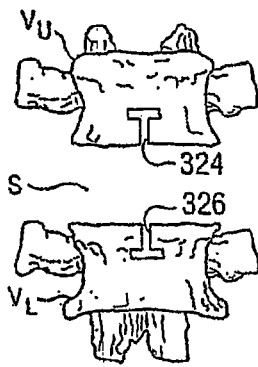


图 23

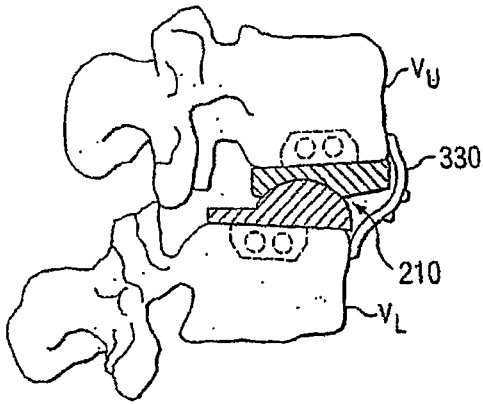


图 24

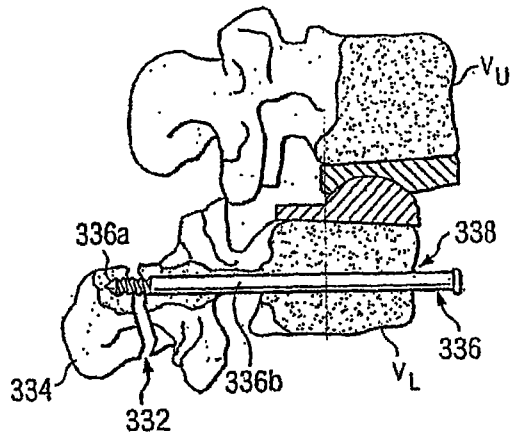


图 25

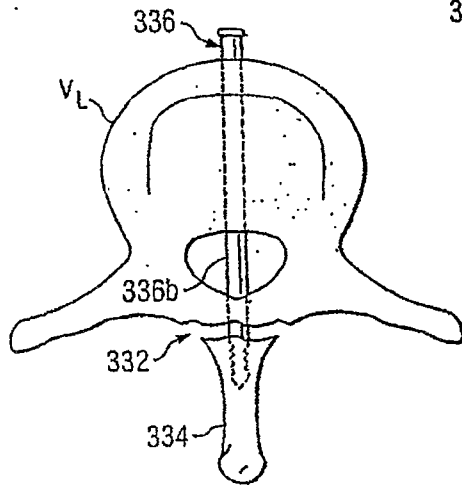


图 26

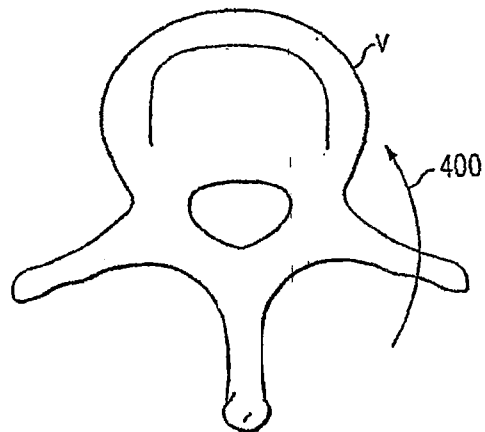


图 27

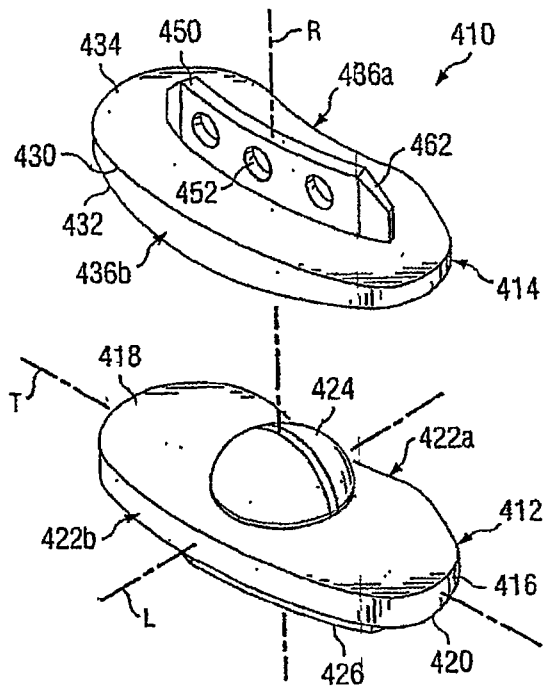


图 28

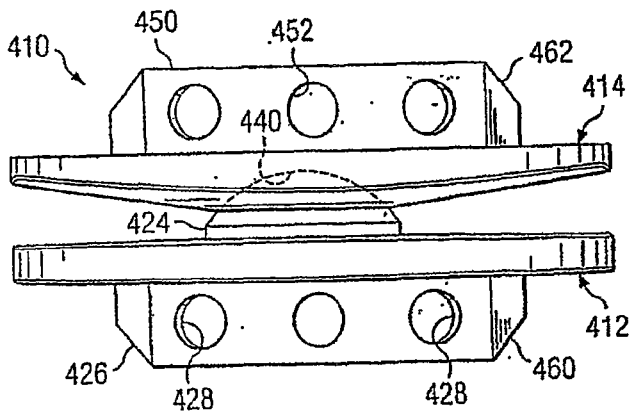


图 29

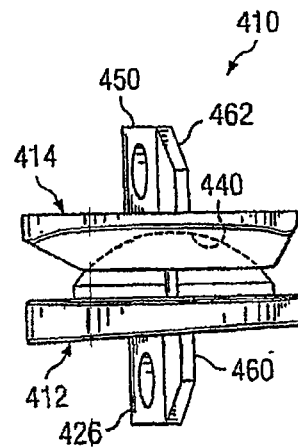


图 30

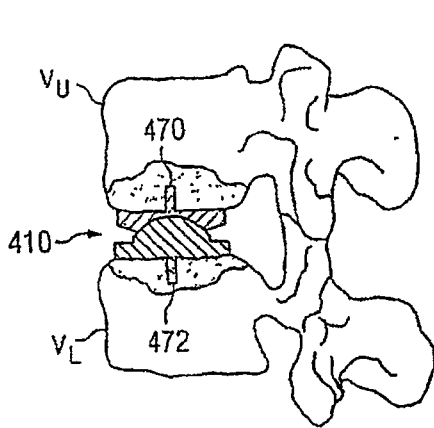


图 31a

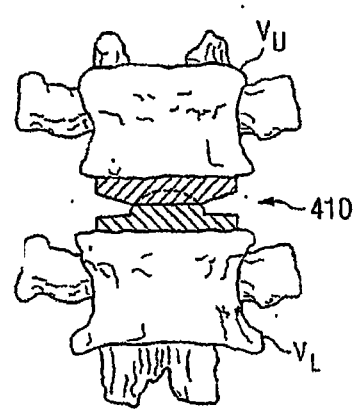


图 31b

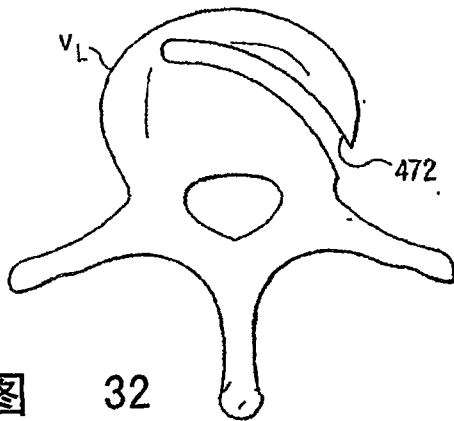


图 32

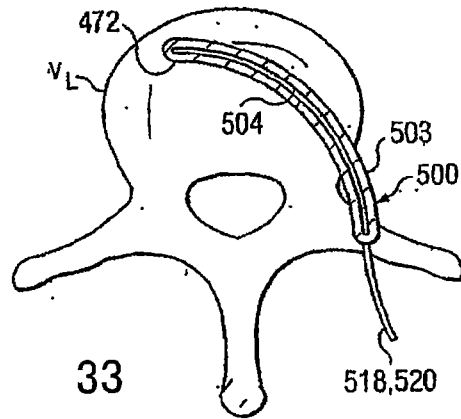


图 33

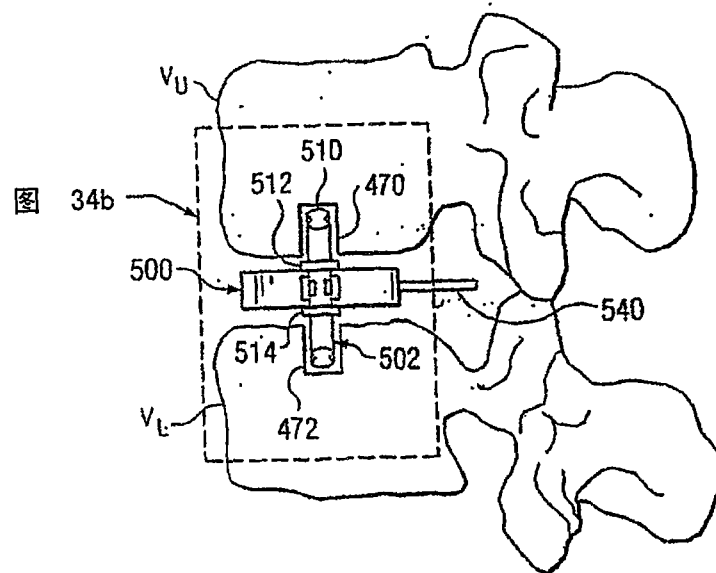


图 34a

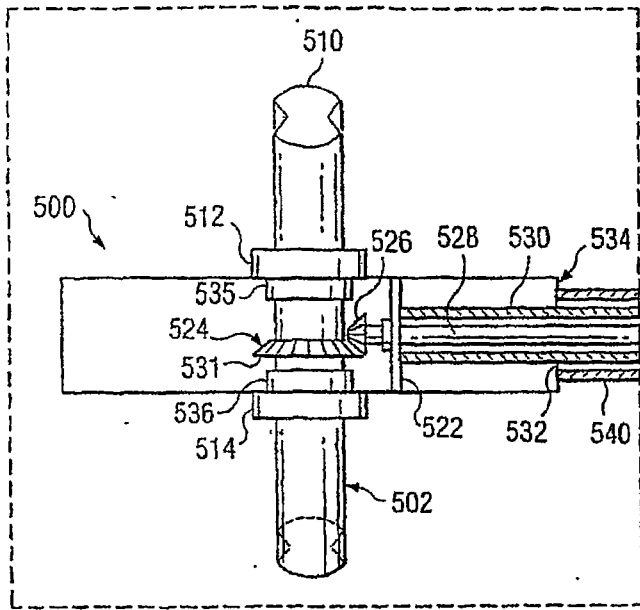


图 34b

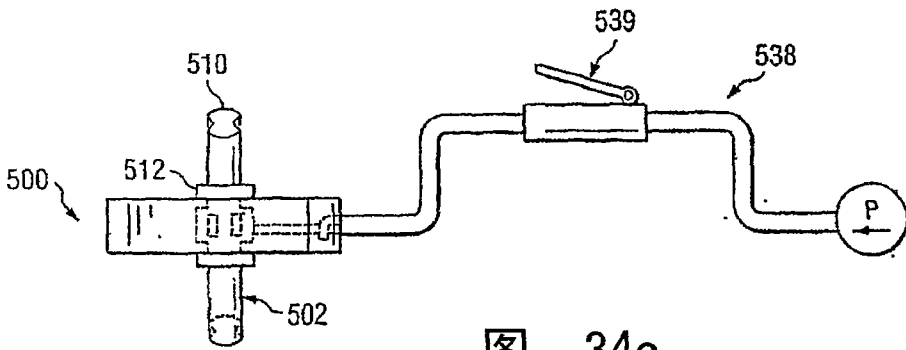


图 34c

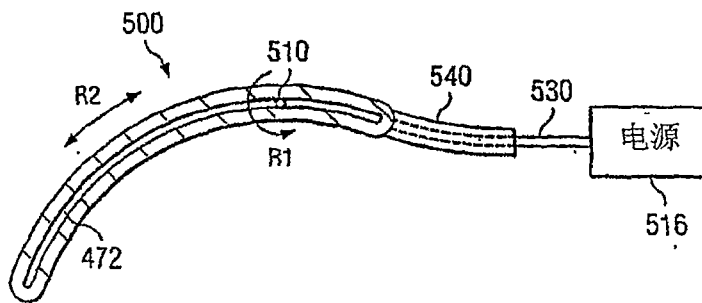


图 35

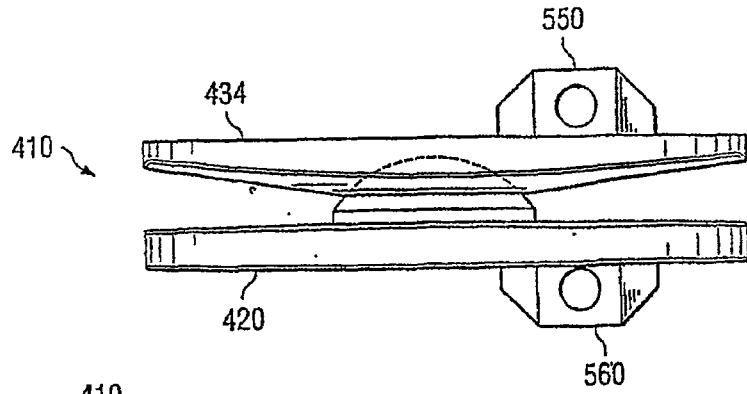


图 37

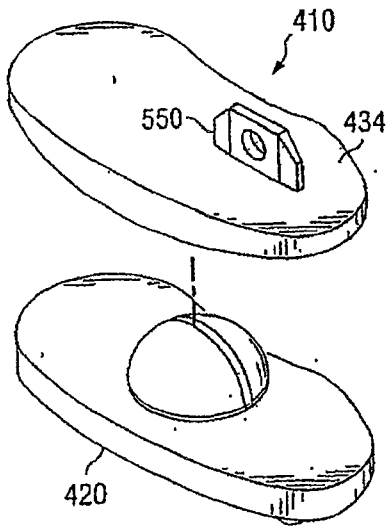


图 36

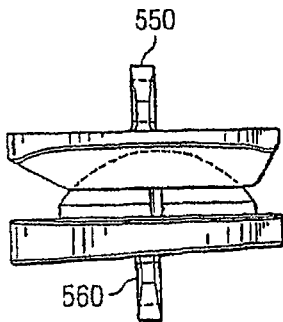


图 38

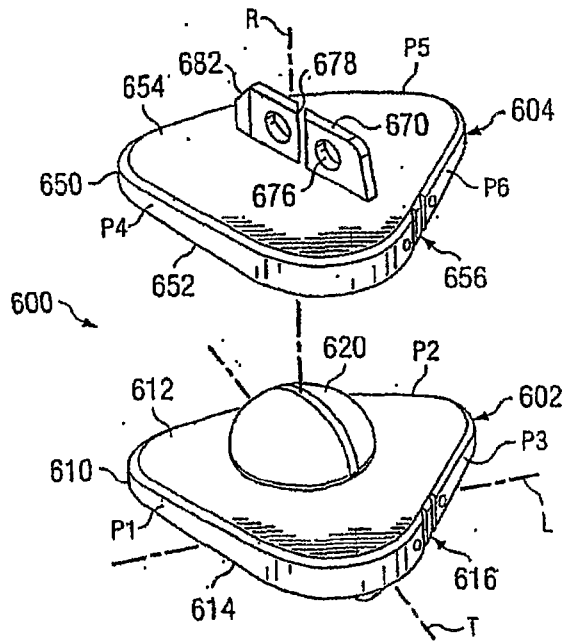


图 39

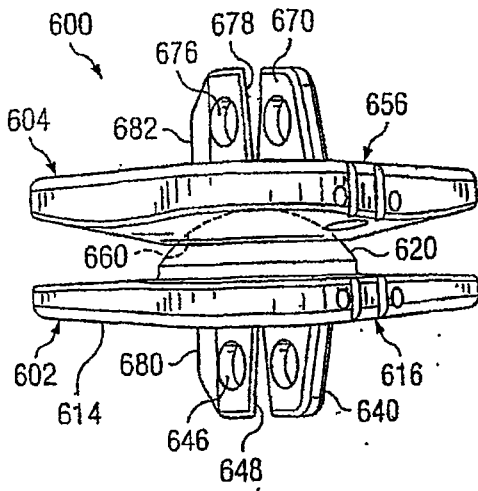


图 40

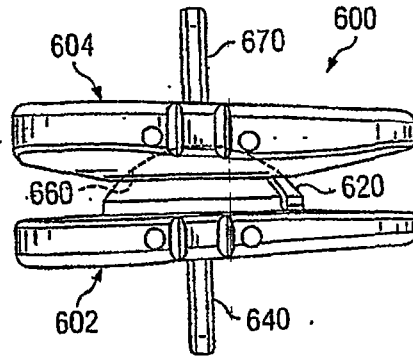


图 41

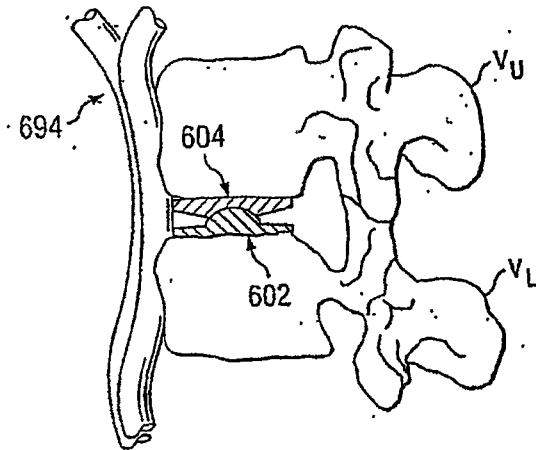


图 42

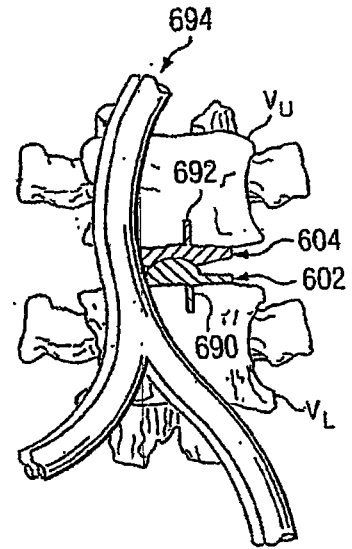


图 43

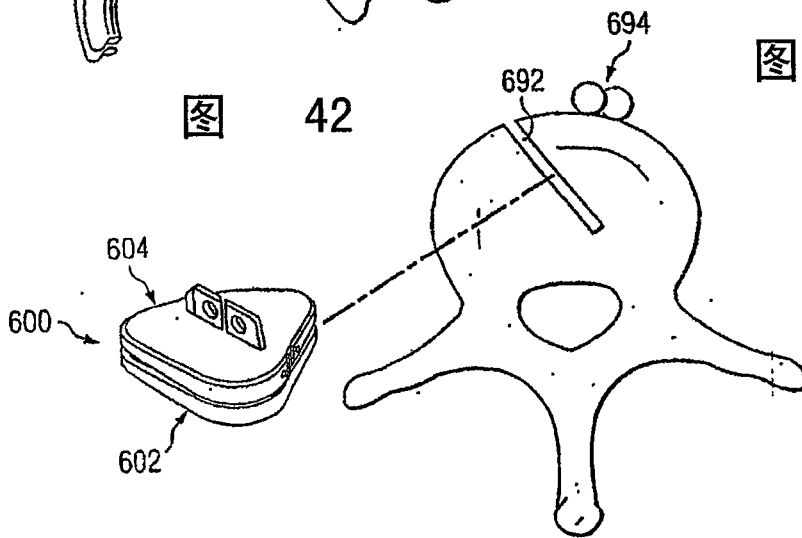


图 44a

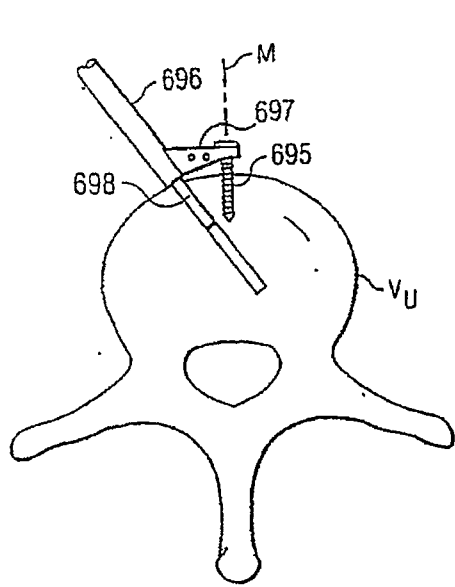


图 44b

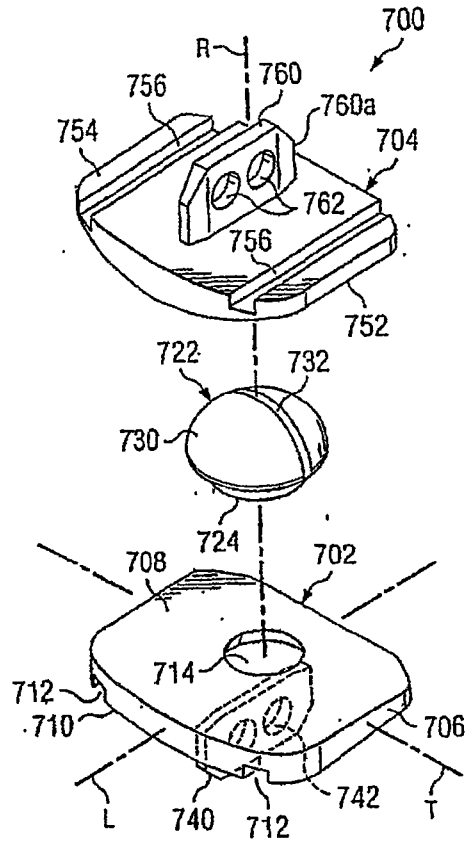


图 45

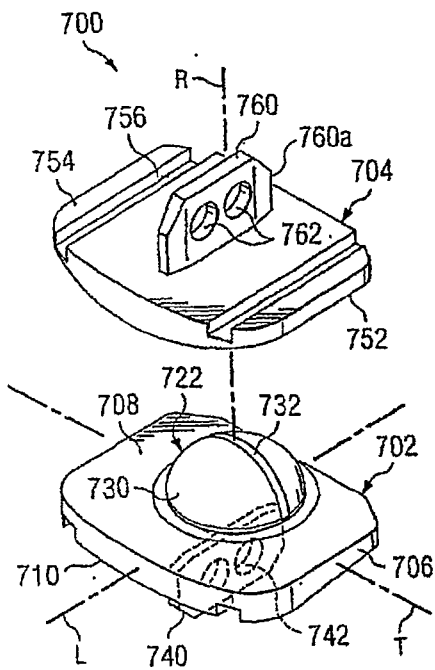


图 46

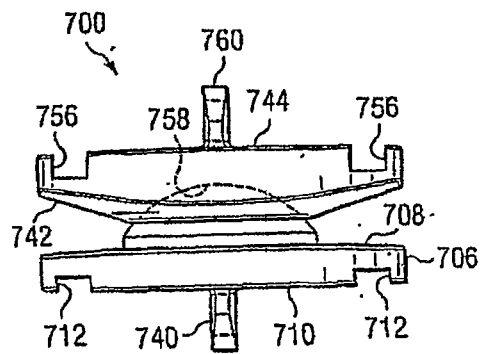


图 47

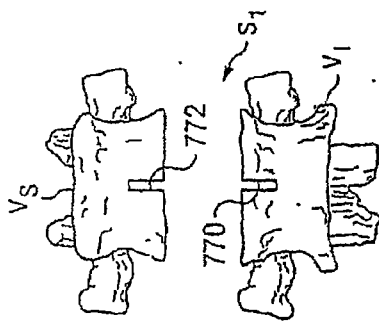


图 48

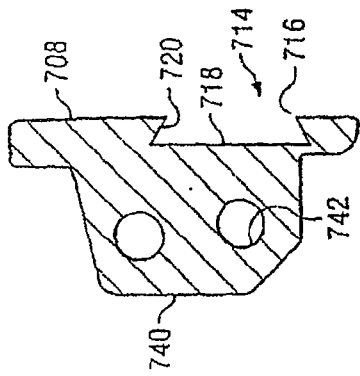


图 49b

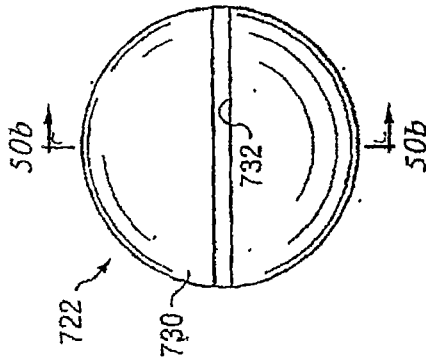


图 50a

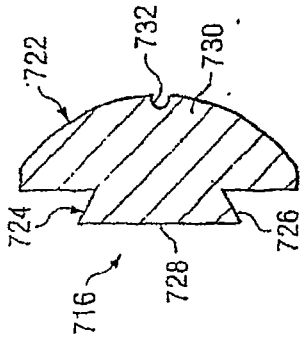


图 50b

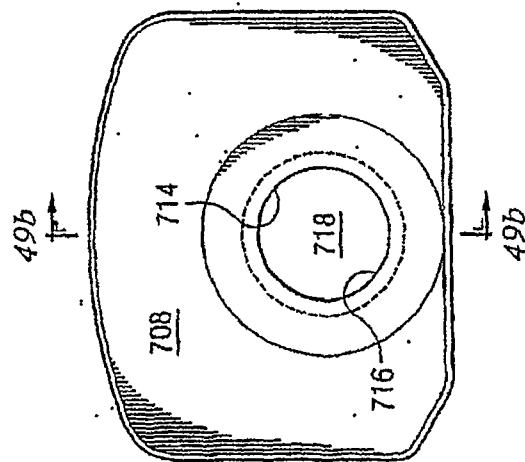


图 49a

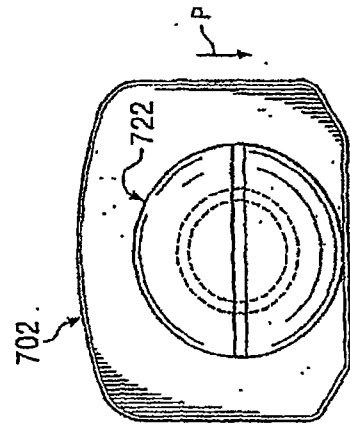


图 51

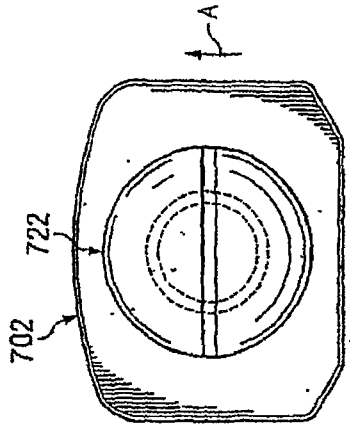


图 52