



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101321501 B

(45) 授权公告日 2011. 12. 28

(21) 申请号 200680045777. 3

(22) 申请日 2006. 10. 05

(30) 优先权数据

60/724, 046 2005. 10. 06 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2008. 06. 05

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2006/039056 2006. 10. 05

(87) PCT申请的公布数据

W02007/041686 EN 2007. 04. 12

(73) 专利权人 帕拉迪格脊骨有限责任公司

地址 美国纽约州

(72) 发明人 F·T·特劳特魏因 G·L·洛韦里

(74) 专利代理机构 北京市中咨律师事务所

11247

代理人 吴鹏 马江立

(51) Int. Cl.

A61B 17/70(2006. 01)

(56) 对比文件

US 2005/0192572 A1, 2005. 09. 01, 说明书第 47 段、附图 1, 3, 4, 7.

WO 02/17803 A2, 2002. 03. 07, 说明书第 6 页第 21 行至第 25 行, 第 7 页第 1 行至第 20 行, 第 8 页第 27 行至第 10 页第 33 行、附图 2, 3.

审查员 高鸿姝

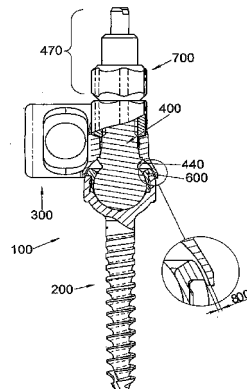
权利要求书 3 页 说明书 7 页 附图 8 页

(54) 发明名称

多轴向螺钉

(57) 摘要

本发明提供了一种骨锚固装置。该骨锚固装置可包括螺钉, 该螺钉包括构造成接合骨组织的螺纹轴部和具有杯形空腔的头部。该装置还可包括杆连接器和连接部件, 其中该连接部件包括构造成与所述螺钉的头部的杯形空腔接合的球形头部、构造成与所述连接部件接合的加宽凸缘部以及从所述加宽凸缘部伸出并构造成延伸穿过所述杆连接器内的开口的伸长体。



1. 一种骨锚固装置,包括:
螺钉,包括:
构造成接合骨组织的螺纹轴部,和具有杯形空腔的头部,所述头部包括侧孔;
杆连接器,所述杆连接器包括用于接纳所述螺钉的头部的一部分的凹部;以及
连接部件,包括:
构造成与所述螺钉的头部的杯形空腔接合的球形头部;
加宽凸缘部,所述加宽凸缘部从所述球形头部伸出并限定有构造成与所述杆连接器接合的边缘表面;和
从所述加宽凸缘部伸出并构造成延伸穿过所述杆连接器内的开口的伸长体;
其中所述杆连接器内的所述开口和所述伸长体的与所述杆连接器接合的部分包括互补的多边形形状以使所述连接部件与所述杆连接器以不可旋转的方式联接。
2. 如权利要求 1 所述的骨锚固装置,其特征在于,所述加宽凸缘部与所述杆连接器的接合限定所述球形头部相对于所述杆连接器的位置。
3. 如权利要求 2 所述的骨锚固装置,其特征在于,所述加宽凸缘部构造成靠接所述杆连接器的至少一个表面。
4. 如权利要求 2 所述的骨锚固装置,其特征在于,所述杆连接器包括用于与所述连接部件的加宽凸缘部的一部分靠接的边缘。
5. 如权利要求 4 所述的骨锚固装置,其特征在于,所述球形头部的位置被选择成允许所述杆连接器和所述连接部件相对于所述螺钉的轴线作旋转运动。
6. 如权利要求 1 所述的骨锚固装置,其特征在于,还包括构造成将所述球形头部固定在所述螺钉的头部的杯形空腔内的锁定套环。
7. 如权利要求 6 所述的骨锚固装置,其特征在于,所述锁定套环与所述杯形空腔形成螺纹连接。
8. 如权利要求 6 所述的骨锚固装置,其特征在于,所述锁定套环与所述杯形空腔形成压配合连接和卡扣配合连接中的至少一种。
9. 如权利要求 1 所述的骨锚固装置,其特征在于,所述伸长体包括颈部区域,该颈部区域具有沿外表面设置的多个平板以限定所述伸长体的多边形形状。
10. 如权利要求 9 所述的骨锚固装置,其特征在于,所述杆连接器内的所述开口包括与所述颈部区域的外表面具有互补形状的部分。
11. 如权利要求 1 所述的骨锚固装置,其特征在于,所述伸长体包括螺纹区域。
12. 如权利要求 1 所述的骨锚固装置,其特征在于,所述伸长体包括断开部分。
13. 一种脊柱治疗系统,包括:
螺钉,包括:
构造成接合骨组织的螺纹轴部,和具有杯形空腔的头部;
连接部件,包括:
构造成与所述螺钉的头部的杯形空腔接合的球形头部,该球形头部终止于加宽凸缘部,所述加宽凸缘部从所述球形头部伸出而形成有构造成与杆连接器接合的边缘表面,并且从所述加宽凸缘部伸出有伸长体;以及
所述杆连接器,包括:

用于接纳脊柱杆植入物的第一通孔和用于接纳所述连接部件的伸长体的第二通孔,以及构造成用于接纳所述螺钉的头部的一部分的凹部。

14. 如权利要求 13 所述的系统,其特征在于,所述杆连接器包括 C 形夹。

15. 如权利要求 13 所述的系统,其特征在于,还包括构造成安置在所述杆连接器的空腔内的圆柱形体。

16. 如权利要求 15 所述的系统,其特征在于,所述圆柱形体包括供所述脊柱杆植入物穿过的开口。

17. 如权利要求 15 所述的系统,其特征在于,所述圆柱形体包括衬垫。

18. 如权利要求 17 所述的系统,其特征在于,所述衬垫包括聚合材料、陶瓷材料或金属材料。

19. 如权利要求 18 所述的系统,其特征在于,所述聚合材料为聚乙烯或聚醚醚酮。

20. 如权利要求 15 所述的系统,其特征在于,所述圆柱形体可相对于所述杆连接器的一条轴线可旋转地调节。

21. 如权利要求 13 所述的系统,其特征在于,所述加宽凸缘部的一部分构造成与所述杆连接器的至少一个表面靠接。

22. 如权利要求 21 所述的系统,其特征在于,所述加宽凸缘部的所述部分构造成与所述杆连接器的边缘靠接,从而限定所述球形头部相对于所述杆连接器的位置。

23. 如权利要求 21 所述的系统,其特征在于,所述球形头部的位置被选择成允许所述杆连接器和所述连接部件相对于所述螺钉的轴线作旋转运动。

24. 如权利要求 13 所述的系统,其特征在于,还包括构造成将所述球形头部固定在所述头部的杯形空腔内的锁定套环。

25. 如权利要求 24 所述的系统,其特征在于,所述锁定套环与所述杯形空腔形成螺纹连接。

26. 如权利要求 24 所述的系统,其特征在于,所述锁定套环与所述杯形空腔形成压配合连接和卡扣配合连接中的至少一种。

27. 如权利要求 13 所述的系统,其特征在于,所述伸长体包括颈部区域,该颈部区域具有沿该颈部区域的外表面设置的多个平板。

28. 如权利要求 27 所述的系统,其特征在于,所述杆连接器的第二通孔包括与所述颈部区域的外表面具有互补形状的部分。

29. 如权利要求 13 所述的系统,其特征在于,所述螺钉的头部包括侧孔。

30. 如权利要求 13 所述的系统,其特征在于,所述伸长体包括螺纹区域。

31. 如权利要求 13 所述的系统,其特征在于,所述伸长体包括断开部分。

32. 如权利要求 13 所述的系统,其特征在于,还包括与所述连接部件的伸长体接合的紧固部件。

33. 如权利要求 32 所述的系统,其特征在于,所述紧固部件包括断开部分。

34. 如权利要求 32 所述的系统,其特征在于,所述杆连接器包括用于接纳所述紧固部件的一部分的凹部。

35. 如权利要求 13 所述的系统,其特征在于,所述伸长体渐缩为被夹持部。

36. 如权利要求 13 所述的系统,其特征在于,所述杆连接器的第一通孔为圆柱形通孔。

-
37. 如权利要求 13 所述的系统,其特征在于,所述杆连接器的第一通孔为弯曲形通孔。
 38. 如权利要求 19 所述的系统,其特征在于,所述聚乙烯为超高分子量聚乙烯。

多轴向螺钉

[0001] 本申请要求于 2005 年 10 月 6 日提交的 U. S. 临时申请 No. 60/724, 046 的权益, 其内容引用于此作为参考。

技术领域

[0002] 本发明涉及用于将外科植入物锚固于骨组织的装置和方法。具体地, 本发明涉及可构造成附接于可植入杆的多轴向螺钉 (polyaxial screw)。

背景技术

[0003] 脊柱疾病导致严重的病状。这些疾病包括脊椎、椎间盘、椎小关节和围绕脊柱的连接组织的异常。这些异常可能源于多种原因, 包括机械损伤或椎间盘退变性疾病。这些异常可导致脊柱不稳定, 使脊椎不齐整并在相邻椎骨间产生异常运动。更加严重的疾病会导致脊椎骨表面磨损或引起神经压迫, 并最终引起剧烈的疼痛。此外, 这些疾病常常是慢性的和会逐渐加重的问题。

[0004] 对于脊柱疾病的治疗可包括长期的医药治疗或外科手术。医药治疗通常旨在控制病症如疼痛, 而非矫正根本的问题。对于某些患者来说, 这可能需要长期使用止痛药, 而这可能改变患者的精神状态或引起其它不利的副作用。

[0005] 另一种治疗手段是外科手术, 这常常是高侵入性的并且可能显著改变脊柱的解剖学构造和功能。例如, 对于某些脊柱疾病的一种外科手术治疗包括脊柱融合术, 其中可使用骨移植物和 / 或人造植入物使两个或多个椎骨结合。该融合是不可逆 / 不可还原的并且可能显著改变脊椎的运动范围。此外, 现有的外科手术方法常常只适用于处于病情明显加重状态的患者。

[0006] 因此, 脊柱外科医生们已开始研究更先进的外科手术方法以及脊柱稳定和 / 或修复装置, 这些方法和装置的侵入性更低, 可能可逆, 并且不会对患者的正常解剖学构造和脊柱功能造成那么大的改变。这些方法可用于疾病发展的较早阶段, 在某些情况下甚至可停止或逆转病情的加重。

[0007] 用于治疗脊柱或其它身体结构疾病的许多装置和方法需要骨锚固元件, 骨锚固元件可包括螺钉、销或钉子。这些骨锚固元件可使一块或多块椎骨与治疗系统的部件相连。例如, 椎弓根 (pedicle) 螺钉常常用于将脊柱杆和 / 或板连接到一块或多块椎骨以促进融合、修正畸形、修复骨折和 / 或用于多种其它适当的治疗方法。

[0008] 对于某些外科手术方法和植入物来说, 期望使用能以多种构型植入的骨锚固元件。例如, 经常希望使用能在适当的角度范围内固定在骨头上并且仍然与整体治疗系统的其它部件适当连接的骨螺钉。

[0009] 近来, 脊柱外科医生已开始研究更动态的治疗系统。这样的治疗系统可提供具有一定限度但受控的运动, 并且可为患有多种疾病如脊柱侧凸和椎间盘退变性疾病的患者提供更好的护理。这些系统可受益于改进的包括多轴向螺钉在内的骨锚固元件。

发明内容

[0010] 本发明的第一方面包括骨锚固装置。该骨锚固装置可包括螺钉，该螺钉包括构造成接合骨组织的螺纹轴部和具有杯形空腔的头部。该装置还可包括杆连接器和连接部件，其中该连接部件包括构造成与所述螺钉的头部的杯形空腔接合的球形头部、构造成与所述杆连接器接合的加宽凸缘部以及从所述加宽凸缘部伸出并且构造成延伸穿过所述杆连接器内的开口的伸长体 (elongate body)。

[0011] 本发明的第二方面包括脊柱治疗系统。该脊柱治疗系统包括螺钉，该螺钉包括构造成接合骨组织的螺纹轴部和具有杯形空腔的头部。该系统还包括连接部件，该连接部件包括构造成与所述螺钉的头部的杯形空腔接合的球形头部，其中该球形头部终止于加宽凸缘部。一伸长体从所述加宽凸缘部伸出。该系统还包括杆连接器，该杆连接器具有用于接纳脊柱杆植入物的开口和用于接纳所述连接部件的伸长体的开口。

[0012] 应当理解，上述一般性说明和下面的详细说明都仅为示例性和说明性的，而非对所要求保护的本发明构成限制。

[0013] 结合在本说明书中并构成本说明书一部分的附图示出本发明的数个实施例，并与所作说明一起用于解释本发明的原理。

[0014] 本发明的其它目的和优点将在下面的说明中部分阐述，或者可通过本发明的实施而被认识到。通过在所附权利要求中特别指出的要素及组合可实现和获得本发明的目的和优点。

附图说明

[0015] 图 1A 示出根据所公开的示例性实施例的骨锚固装置的局剖侧视图。

[0016] 图 1B 示出图 1A 的骨锚固装置的透视图。

[0017] 图 1C 示出带有可植入杆的图 1A 的骨锚固装置的透视图。

[0018] 图 2 示出图 1C 的骨锚固装置的分解视图。

[0019] 图 3A 示出根据所公开的示例性实施例的骨锚固装置的螺钉的侧视图。

[0020] 图 3B 示出图 3A 的螺钉的透视图。

[0021] 图 3C 示出根据所公开的示例性实施例的图 3A 的螺钉的侧视图。

[0022] 图 4A 示出根据所公开的示例性实施例的骨锚固装置的杆连接器的分解视图。

[0023] 图 4B 示出图 4A 的杆连接器的透视图。

[0024] 图 4C 示出图 4B 的杆连接器的一部分的放大视图。

[0025] 图 5A 示出根据所公开的示例性实施例的骨锚固装置的另一杆连接器的侧视图。

[0026] 图 5B 示出图 5A 的杆连接器的透视图。

[0027] 图 5C 示出图 5B 的杆连接器的一部分的放大视图。

[0028] 图 5D 示出图 5A 的杆连接器沿线 A-A 截取的剖视图。

[0029] 图 6A 示出根据所公开的示例性实施例的骨锚固装置的连接部件的侧视图。

[0030] 图 6B 示出图 6A 的连接部件的透视图。

[0031] 图 6C 示出图 6B 的连接部件的一部分的放大视图。

[0032] 图 7A 示出根据所公开的示例性实施例的骨锚固装置的锁定套环的侧视图。

[0033] 图 7B 示出图 7A 的锁定套环的透视图。

- [0034] 图 8A 示出根据所公开的示例性实施例的骨锚固装置的紧固部件的侧视图。
- [0035] 图 8B 示出图 8A 的紧固部件的透视图。
- [0036] 图 9A 示出根据所公开的示例性实施例的骨锚固装置的又一杆连接器的侧视图。
- [0037] 图 9B 示出图 9A 的杆连接器沿线 B-B 截取的剖视图。

具体实施方式

[0038] 图 1A-1C 示出根据所公开的示例性实施例的骨锚固装置 100。如图所示,骨锚固装置 100 包括螺钉 200、杆连接器 300 和连接部件 400。螺钉 200 可构造成接合骨组织以将杆连接器 300 固定在骨头上。在某些实施例中,螺钉 200 将构造成接合椎骨或骶骨以将可植入杆 110(如图 1C 所示)固定在椎骨或骶骨上。

[0039] 图 2 示出根据一个示例性实施例的骨锚固装置 100 的组成部件。如所述,骨锚固装置 100 包括螺钉 200、杆连接器 300 和连接部件 400。螺钉 200 可构造成插入骨组织,而连接部件 400 可构造成与螺钉 200 以角度可调的关系协作。此外,骨锚固装置 100 还可包括构造成将连接部件 400 固定于螺钉 200 的锁定套环 600。如图 1A-1C 所示,连接部件 400 可被设定尺寸并构造成与杆连接器 300 协作。可设置与连接部件的端部 470 接合的紧固部件 700 以将连接部件 400 固定于杆连接器 300。

[0040] 图 3A-3C 示出根据所公开的示例性实施例的螺钉 200。螺钉 200 可包括多种适当的形状、尺寸和 / 或材料。在一个实施例中,螺钉 200 可包括螺纹轴部 220 和头部 240。头部 240 还可包括构造成接合连接部件 400 的球形头部 420 的杯形空腔 260(如图 1A 所示)。

[0041] 螺纹轴部 220 可包括任意适当的材料或螺纹型式。例如,在一个实施例中,螺纹轴部 220 由与供其植入的组织具有生物相容性的材料制成。在另一个实施例中,螺纹轴部 220 由具有一定的硬度、弹性模量或任意其它期望的物理特性的材料制成。此外,可选择螺纹的尺寸、形状和数量以将螺钉 200 牢牢地固定在骨头上。

[0042] 此外,在某些实施例中,螺纹轴部 220 的远端可包括凹槽 250,其可为导丝 (guide wire) 252 提供支座,如图 3C 所示。导丝 252 有利于螺钉 200 在所选定的骨头 254 如椎弓根或其它骨头内的安置。例如,导丝 252 可穿过一小切口被置于期望的位置。可通过使螺钉 200 的凹槽 250 沿导丝 252 的长度滑动而将螺钉 200 定位在骨头 254 附近。导丝 252 还可使用射线照相装置(用 X 射线或荧光透视法)来确认螺钉的位置。

[0043] 图 4A 和 4B 示出杆连接器 300 的一个实施例。但是,可使用多种适当的杆连接器。在图 4A 和 4B 所示的实施例中,杆连接器 300 可包括具有用于接纳连接部件 400 的通孔 340 的连接体 320。连接部件通孔 340 可包括多边形内表面部分 390(如图 4C 详示),其可形成与连接部件 400 的多边形颈部区域 490 的互补连接(如图 6A 和 6B 所示),从而防止连接部件 400 相对于杆连接器 300 旋转。杆连接器 300 还可包括杆接合部 360。杆接合部 360 可包括圆柱形的支承部件 370。圆柱形支承部件 370 可置于杆连接器 300 的可由杆连接器盖 385 封闭的空腔 380 内(如图 4B 所示)。圆柱形支承部件 370 可包括用于接纳椎杆的杆通孔 372。此外,圆柱形支承部件 370 可包括衬垫。该衬垫可由任意适当的聚合物材料、陶瓷材料或金属材料形成,以便减小摩擦或提供期望的耐磨特性。适当的聚合物材料可包括例如聚乙烯,如超高分子量聚乙烯 (UHMWPE) 或聚醚醚酮 (PEEK)。

[0044] 在一个实施例中,圆柱形支承部件 370 可构造成绕其纵向轴线 374 旋转。圆柱形支

承部件 370 的旋转可为置于通孔 372 内的杆 110 提供一定程度的旋转可动性 (mobility)。可动性的程度可通过选择杆接合部 360 内的开口 362 的尺寸来控制。开口 362 越大, 杆 110 能够相对于连接体 320 枢转的间隙就越大。例如, 在某些实施例中, 穿过连接体 320 内的圆柱形部件 370 安置的杆 110 可构造成相对于连接体 320 向上和向下枢转约 20° 、约 30° 、约 60° 、约 90° 或约 120° 的角度。在另一个实施例中, 圆柱形支承部件 370 可牢牢地连接于杆接合部 360 或与杆接合部 360 形成单个装置, 以便在必要时不提供绕其轴线 374 的旋转运动。此外, 杆 110 可构造成在通孔 372 内滑动, 从而提供杆 110 相对于杆连接器 300 的平移和 / 或旋转运动。

[0045] 图 5A 和 5B 示出另一种类型的杆连接器 500。该杆连接器 500 包括带有杆接纳孔 510 的 C 形夹和连接部件孔 520。当不希望或不需要圆柱形支承部件的旋转和 / 或平移运动时, 可选择这种类型的杆连接器 500。与图 4A 和 4B 中的杆连接器 300 一样, 连接部件孔 520 可包括可与连接部件 400 的多边形颈部区域 490 (如图 6A 和 6B 所示) 形成互补连接的多边形内表面部分 530, 从而防止连接部件 400 相对于杆连接器 500 旋转。

[0046] 图 4A-4C 和 5A-5C 的杆连接器 300、500 也可包括半球形的凹部 397、597。如图 1A 所示, 杆连接器 300 可构造成使得, 在组装好时, 套环 600 和螺钉头部 240 的一部分可位于杆连接器 300 的凹部 397 内。凹部 397、597 的尺寸可基于螺钉头部 240 和连接部件头部 420 的尺寸进行选择并且可构造成控制连接部件 400 相对于螺钉 200 的旋转可动性的程度。此外, 如图 4C 和 5C 所示, 杆连接器 300、500 可包括邻近半球形凹部 397、597 旁边的边缘 395、595。

[0047] 图 6A 和 6B 示出连接部件 400 的一个实施例。连接部件 400 可包括球形头部 420、包括边缘表面 495 的加宽凸缘 440 以及从加宽凸缘 440 伸出的伸长体 460。为了将连接部件 400 和杆连接器 300、500 固定在一起, 伸长体可穿过杆连接器内的开口 340、520, 并且紧固部件 700 (如图 8A 和 8B 所示) 可固定在伸长体 460 上, 从而将杆连接器 300 固定于连接部件 400。此外, 如上所述, 连接部件 400 可包括构造成与连接部件 300、500 的互补表面接合以防止旋转的多边形颈部区域 490。如图 6C 详示, 多边形颈部区域 490 可包括形成期望表面构型的多个平板 492。

[0048] 为了组装骨锚固装置 100, 将连接部件 400 靠置于螺钉 200, 使得球形头部 420 就位于螺钉的杯形空腔 260 内。为了保持连接部件 400 连接在螺钉 200 上, 可将锁定套环 600 (如图 7A 和 7B 所示) 置于连接部件 400 上并且牢牢地固定在连接部件 400 的球形头部 420 和螺钉 200 的杯形空腔 260 之间 (如图 1A 所示)。当然, 可以想到, 为方便起见可向外科医生提供已部分组装的装置 (即, 螺钉 200 和连接部件 400 可通过锁定套环 600 连接在一起并且作为整体提供给外科医生, 从而免除了预先的组装步骤), 从而外科医生能够在螺钉 200 紧固于连接部件 400 的同时将螺钉 200 植入所选定的骨头内。然后, 可通过将连接部件端部 470 插入穿过杆连接器连接部件孔 340 而将杆连接器 300 置于连接部件 400 上。当杆连接器 300 已相对于连接部件 400 和在螺钉 200 上适当定位时, 通过将紧固部件 700 固定在连接部件 400 上并且抵靠在杆连接器 300 上, 可完全组装好整个装置 100。应当理解, 连接部件 400 可沿其伸长体 460 的长度包括螺纹部分以便能够连接于紧固部件 700。

[0049] 如所述, 连接部件 400 可包括可具有端部 470 的伸长体 460。该伸长体端部还可包括变窄或渐缩的末端 472, 其可构造成被外科医生的工具所夹持或接合。此外, 连接部件

400 的伸长体 460 可包括较细的或划刻过的 (scored) 部分 480。在植入期间端部 470 可从杆连接器 300 伸出一定距离,从而有利于外科医生操控连接部件 400 和 / 或连接器 300、500。此外,较薄或划刻过的部分 480 可使外科医生能折断伸长体 460 的位于较薄或划刻过的部分 480 远端的端部 470。这就防止了在植入后材料过多地伸出,从而可减少留在患者体内的外部材料并防止端部 470 对周围组织造成机械损伤。

[0050] 连接部件 400 可由多种不同材料制成。可根据期望的物理特性、生物相容性、成本和 / 或任意其它适当的因素来选择具体的材料。例如,适当的材料可包括各种聚合材料、陶瓷和 / 或金属。这样的材料可包括聚乙烯、超高分子量聚乙烯、PEEK、钴铬合金和 / 或钛或其合金。此外,连接部件 400 可由多种材料制成。例如,在一个实施例中,球形头部 420 可由坚硬的耐磨材料制成,而伸长体 460 可由较柔软的材料制成。此外,端部 470 可由在较薄或划刻过的部分 480 处较易折断或切断的材料制成。在一个实施例中,连接部件球形头部 420 由聚合材料如聚乙烯或超高分子量聚乙烯制成。在其它实施例中,连接部件球形头部 420 可涂有覆层以减小磨损。例如,适当的表面覆层可包括多种陶瓷材料、复合材料和 / 或聚合材料。

[0051] 图 7A 和 7B 示出根据所公开的示例性实施例的锁定套环 600 的详图。为了将锁定套环 600 固定于连接部件 400 的球形头部 420 和螺钉的头部 240, 锁定套环 600 可包括多种适当的固定方法。例如,锁定套环 600 可构造成形成摩擦配合连接、卡扣配合连接、螺纹连接或任意其它适当的连接。此外,锁定套环 600 能可拆卸地或永久地固定于连接部件 400 和螺钉 200。

[0052] 在一个实施例中,螺钉 200 的头部可包括侧孔 280。可在侧孔 280 中插入固定工具以将锁定套环 600 固定就位。例如,用足以在螺钉空腔的内表面 285 和 / 或锁定套环的表面 610 上产生小变形的力将一小杆插入侧孔 280。该变形可防止锁定套环 600 被旋松 (对于螺旋套环来说,变形将产生在螺纹上) 或滑脱 (摩擦配合套环的情况)。或者,可在组装好骨锚固装置 100 后将销或螺栓可插入侧孔 280 并保持就位,从而将锁定套环 600 固定到位。

[0053] 如所述,连接部件 400 可包括在颈部区域 490 附近的边缘表面 495 终止的加宽凸缘 440。在将伸长体 460 穿过杆连接器 300、500 内的开口 340、520 时,边缘表面 495 与杆连接器 300、500 的边缘 395、595 接合。杆连接器 300、500 的边缘 395、595 抵靠在连接部件 400 的边缘表面 495 上是用于限制两个部件相对于彼此的轴向定位。换句话说,如图 1A 所示,杆连接器 300、500 的边缘 395、595 与连接部件 400 的边缘表面的接合防止了杆连接器 300、500 相对于连接部件 400 和螺钉 200 向下滑动得过远,从而可对杆连接器 300、500、连接部件 400 和螺钉 200 的相对位置进行一些控制。此外,使边缘 395、595 靠置在边缘表面 495 上有助于在植入到患者体内受到身体压力时稳定连接部件 400。

[0054] 图 8A 和 8B 示出根据所公开的示例性实施例的紧固部件 700。紧固部件 700 可包括多种适当的紧固部件类型。例如,在某些实施例中,伸长体 460 在其至少一部分长度上包括螺纹区域,而紧固部件 700 包括可旋拧在该伸长体上直至其形成与杆连接件 300、500 的紧密连接的螺母。在其它实施例中,紧固部件 700 可为压配合连接件、摩擦配合连接件或其它任意适当的连接件类型。杆连接器 300、500 可构造有用于接纳紧固部件 700 的一部分的凹腔。

[0055] 在某些实施例中, 紧固部件 700 包括连接下半部 720 和上半部 730 的变窄部分 710。变窄部分 710 可构造成在对紧固部件 700 施加一定的转矩时断裂。例如, 在某些实施例中, 外科医生将紧固部件 700 紧固在连接部件 400 上。当紧固部件 700 被固定得足够紧时, 变窄部分 710 可断裂, 从而防止在装置上施加过大的转矩。此外, 在某些实施例中, 上半部 730 可包括加宽的内径, 这使得一旦变窄部分 710 断裂或切断, 上半部 730 可被轻易地拆下。

[0056] 如所述, 本公开的骨锚固装置 100 可用于将多种可植入杆固定在骨头上。例如, 在一个实施例中, 骨锚固装置 100 可与脊柱治疗系统一同使用。适当的脊柱治疗系统包括用于治疗脊柱侧凸和其它脊柱疾病的可动的动态治疗系统。这种可动的动态治疗系统的示例公开在 1995 年 5 月 9 日授予 Rivard 的美国专利 5, 413, 576 和 2003 年 4 月 29 日授予 Rivard 的美国专利 6, 554, 831 中, 其全部内容均引用于此作为参考。但是, 应当注意, 骨锚固装置 100 可与任意适当的可植入杆一同使用。例如, 直杆或弯杆可与本发明的骨锚固装置 100 一同使用。图 5D 示出图 5A 的杆连接器 500 沿线 A-A 截取的剖视图, 示出了构造成接纳可植入直杆 110 的圆柱形杆接纳孔 510。在另一个示例性实施例中, 杆连接器 500' 可包括成形的杆接纳孔 510'。如图 9A 和 9B 所示, 杆连接器 500' 在大部分方面都可类似于图 5A-5D 的杆连接器 500 并且可包括连接部件孔 520', 但可包括弯杆接纳孔 510', 其中孔 510' 的开口稍稍张开地延伸。这样的构型使得可植入弯杆能够穿过杆连接器 500'。当然, 在必要时也可为杆连接器 300 的圆柱形支承部件 370 设置类似弯曲的杆接纳通孔以便容纳弯杆。

[0057] 当与动态脊柱治疗系统一同使用时, 可能希望在治疗系统的部件之间保持一定程度的可动性。例如, 如前所述, 杆连接器 300 可包括构造成沿其轴线 374 旋转的圆柱形支承部件 370, 从而为置于圆柱形体的通孔 372 内的杆 110 提供一定程度的旋转。此外, 可提供其它类型的滑动和旋转可动性。

[0058] 在某些实施例中, 杆 110 可构造成一旦插入杆通孔 372、510 内就可相对于杆连接器 300、500 旋转或滑动。当植入患者体内时, 杆 110 相对于杆连接器 300、500 的旋转运动将提供一定程度的受控可动性。此外, 杆连接器 300、500 的滑动可动性使得能够实现一定程度的弯曲和 / 或伸展, 同时还可使得脊柱持续伸长。如 Rivard 所指出, 这在骨锚固装置 100 植入到尚会继续生长的年轻患者体内时很重要。

[0059] 还应当注意, 在某些实施例中, 杆连接器 300、500 可构造成防止一个或多个自由度的运动。例如, 在某些实施例中, 杆连接器 500 可构造成防止杆 110 的平移或滑动运动。可限制平移或滑动运动的这类杆连接器 500 可包括为动态治疗系统的一部分, 所述动态治疗系统可包括滑动和固定连接器 300、500 的组合。

[0060] 最后, 在某些实施例中, 在组装后连接部件球形头部 420 可相对于螺钉 200 的轴线旋转。在某些实施例中, 锁定套环 600 和 / 或螺钉头部 240 与杆连接器 300、500 的半球形凹部 397、597 之间可具有间隙 800 (如图 1A 所示)。该间隙 800 可允许连接部件 400 的球形头部 420 在螺钉 200 的杯形空腔 260 内进行一定自由度的运动或旋转。

[0061] 连接部件球形头部 420 相对于螺钉 200 的旋转运动可提供诸多优点。例如, 螺钉 200 能以多种适当的角度植入到患者的骨内, 同时仍使得连接部件 400 可与螺钉的杯形空腔 260 适当接合。此外, 在某些实施例中, 连接部件 400 相对于螺钉 200 的持续的旋转可动

性将提供受控的动态运动,这对于某些可植入装置来说是希望的。

[0062] 在其它实施例中,可能不希望植入部件具有持续的可动性。例如,在某些应用中,可能希望刚性地固定植入杆 110。在这些实施例中,螺钉头部 240、连接部件球形头部 420 以及杆连接器 300、500 的尺寸和形状可选择成在植入后防止运动发生。此外,如前所述,杆连接器 500 可选择不包括圆柱形支承部件 370,从而防止杆 110 相对于杆连接器 500 的另一种类型的旋转运动。

[0063] 考虑到本说明和本文所公开的本发明的实践,本发明的其它实施例对于本领域技术人员而言是显而易见的。本说明书和示例仅应被看作是示例性的,本发明的真正范围和精神由所附权利要求来限定。

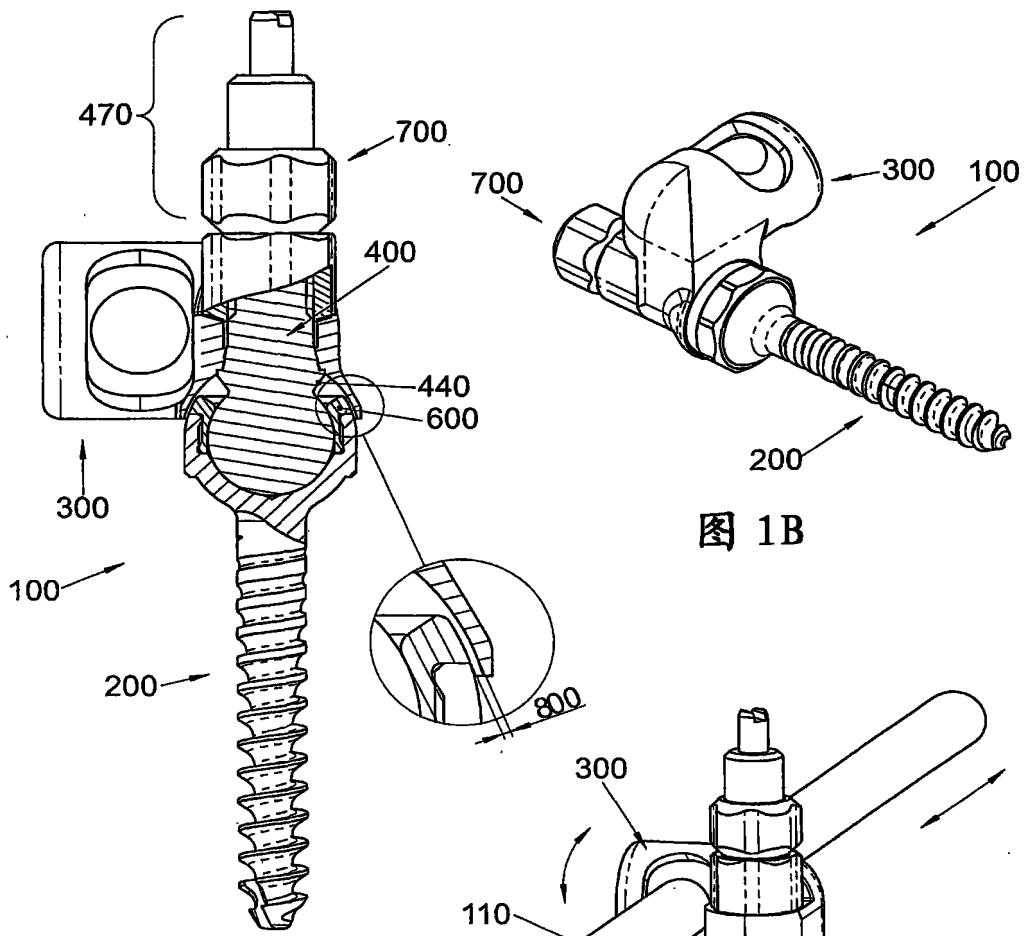


图 1A

图 1B

图 1C

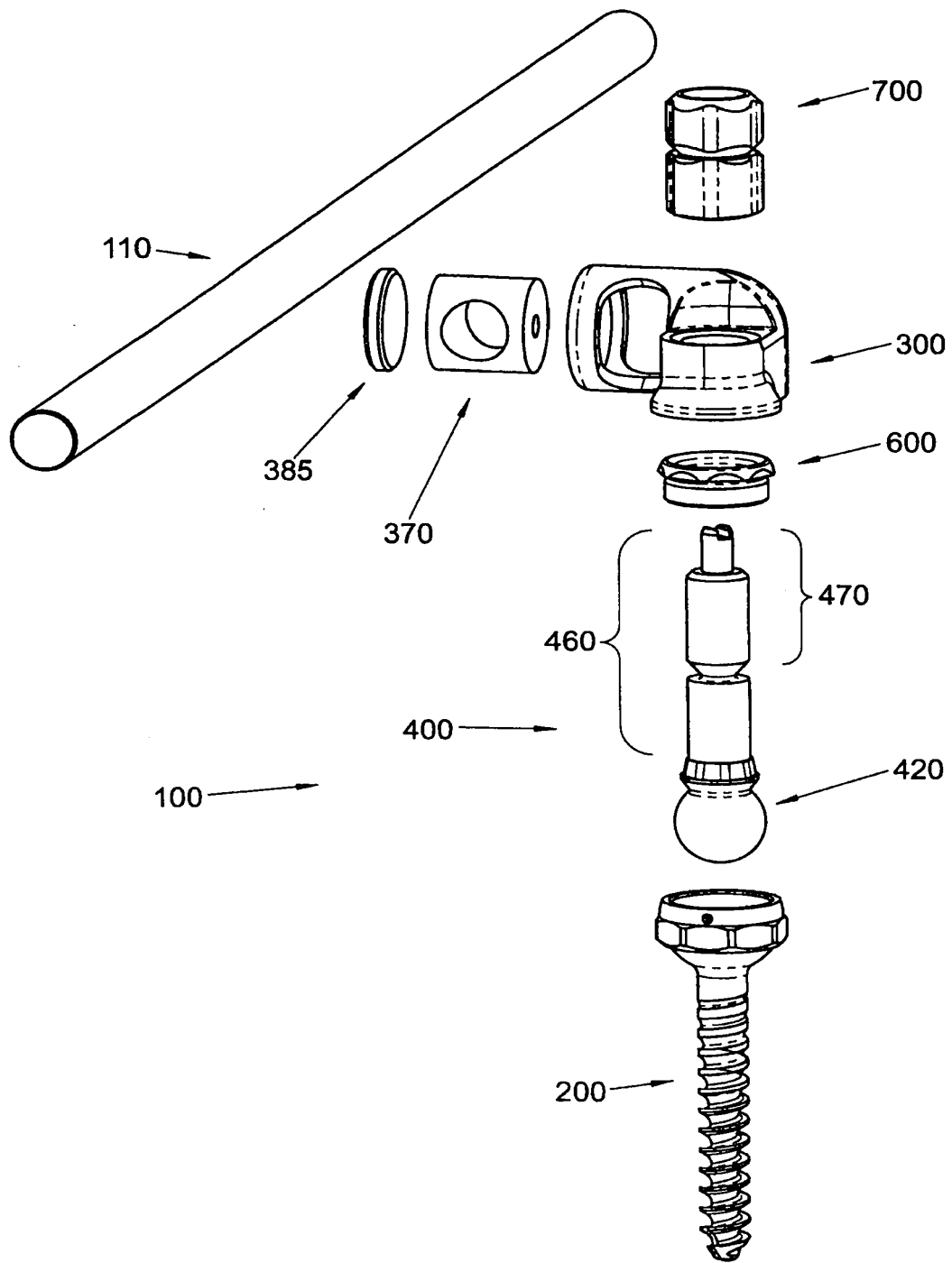


图 2

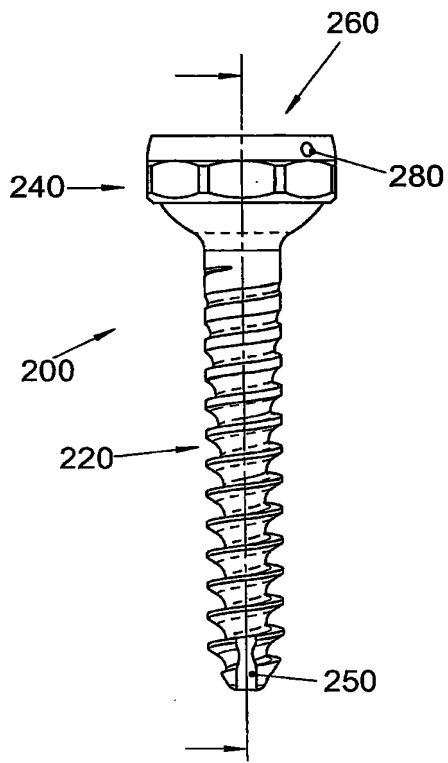


图 3A

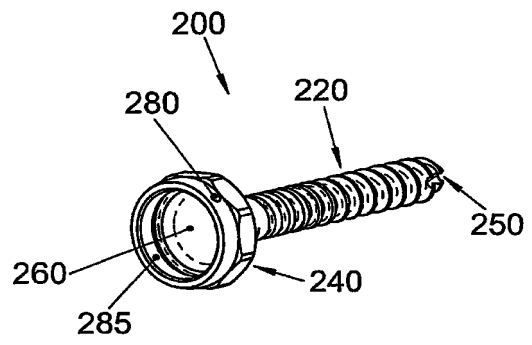


图 3B

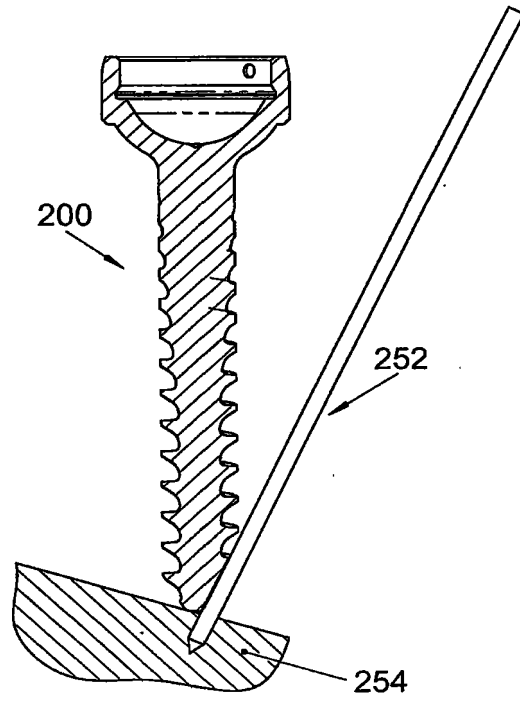


图 3C

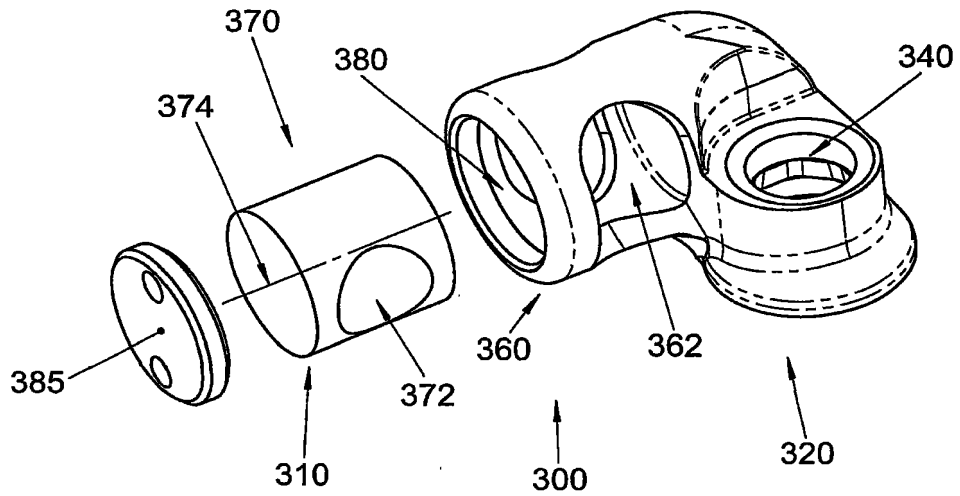


图 4A

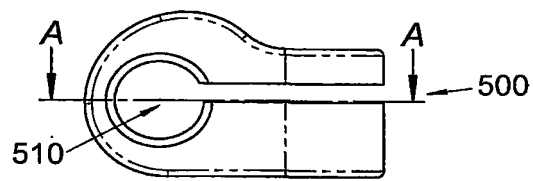
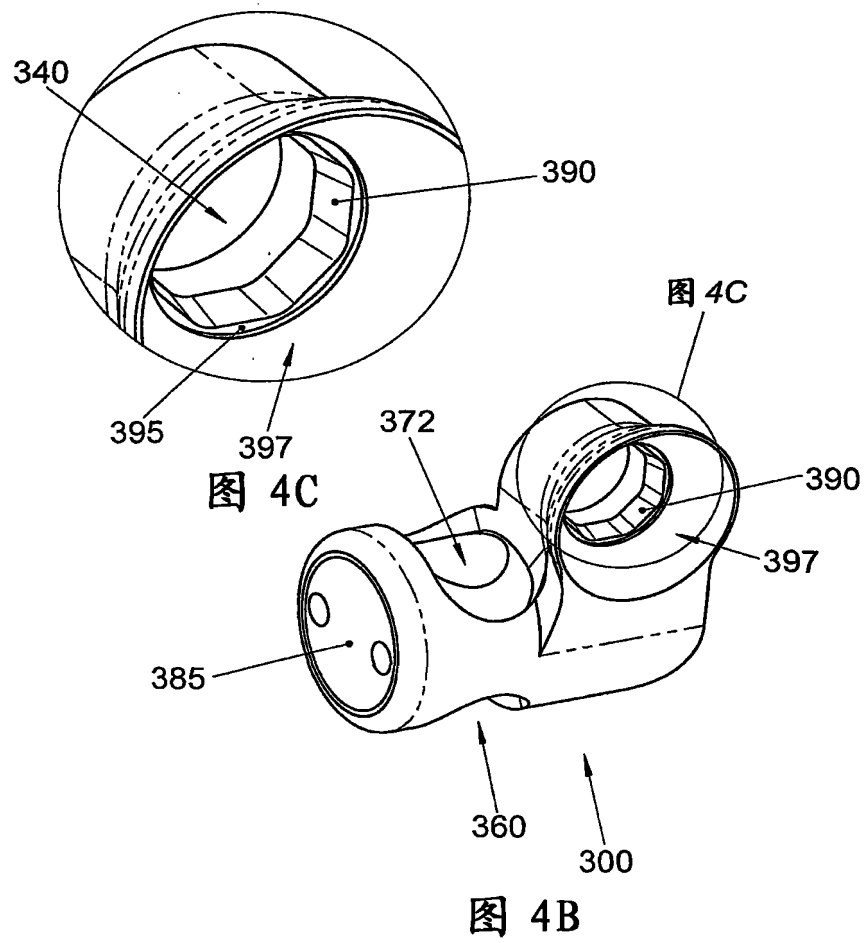


图 5A

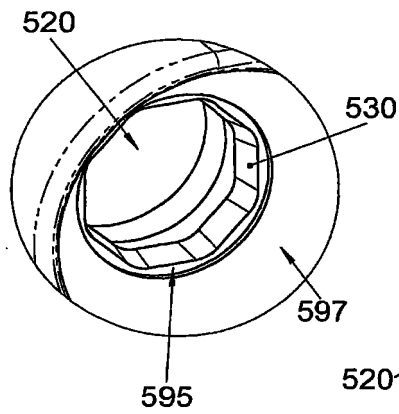


图 5C

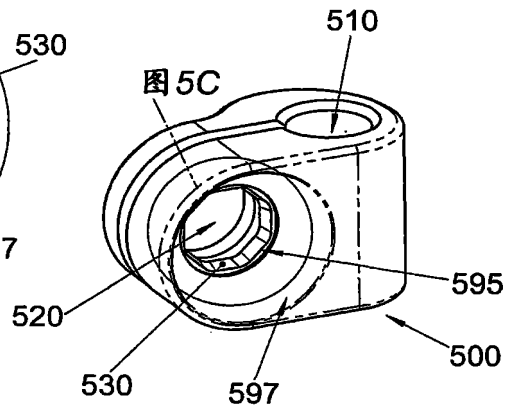


图 5B

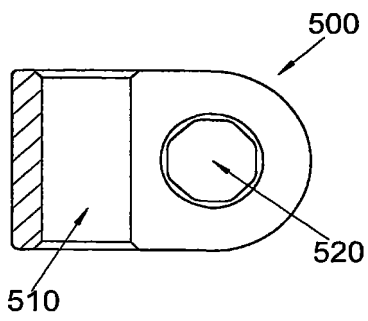


图 5D

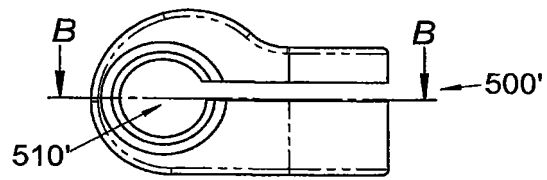


图 9A

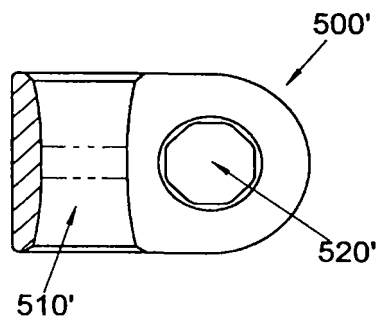


图 9B

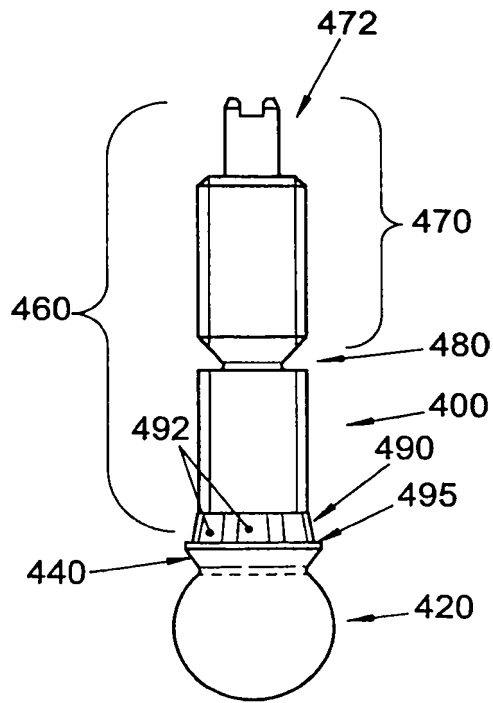


图 6A

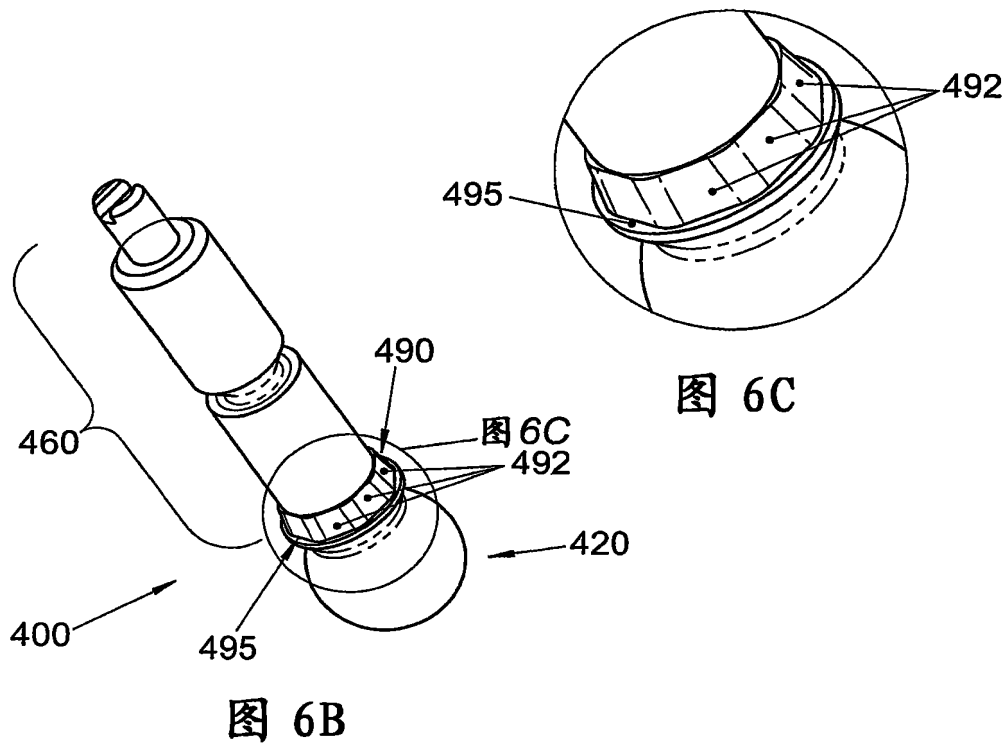


图 6C

图 6B

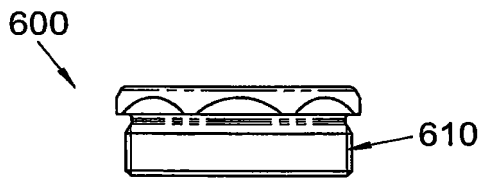


图 7A

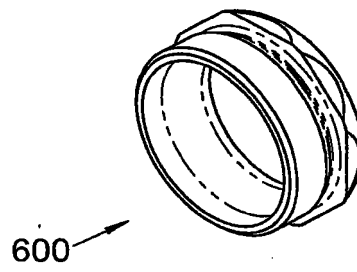


图 7B

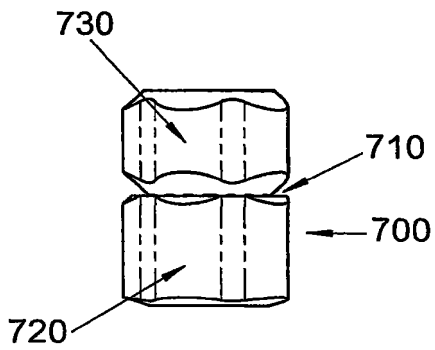


图 8A

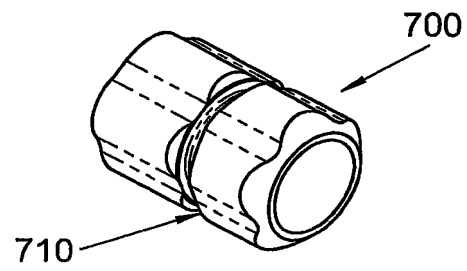


图 8B