



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101646403 B

(45) 授权公告日 2013. 03. 20

(21) 申请号 200880007770. 1

(22) 申请日 2008. 01. 10

(30) 优先权数据

60/879, 733 2007. 01. 10 US

60/978, 949 2007. 10. 10 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2009. 09. 09

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2008/000374 2008. 01. 10

(87) PCT申请的公布数据

W02008/118247 EN 2008. 10. 02

(73) 专利权人 拜欧米特制造公司

地址 美国印第安纳州

(72) 发明人 罗伯特·梅茨格 奥德拉·沃森

布赖恩·M·马伊 杜克·A·福克斯

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司

公司 11227

代理人 王艳江 黄霖

(51) Int. Cl.

A61F 2/30 (2006. 01)

A61F 2/38 (2006. 01)

(56) 对比文件

US 2006/0173547 A1, 2006. 08. 03, 说明书全文.

US 6485519 B2, 2002. 11. 26, 说明书第 3 栏第 50 行至第 6 栏第 25 行、附图 1-2.

US 2003/0014120 A1, 2003. 01. 16, 说明书第 [0068] 段至 [0075] 段、附图 1-2.

US 2003/0171815 A1, 2003. 09. 11, 说明书第 [0023] 段至 [0034] 段、附图 7-10.

US 2005/0154470 A1, 2005. 07. 14, 全文.

US 2005/0187635 A1, 2005. 08. 25, 全文.

EP 0947181 A2, 1999. 10. 06, 说明书第 [0095]-[0097] 段、附图 17-29.

审查员 伍新中

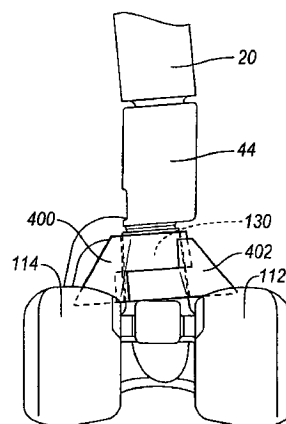
权利要求书 4 页 说明书 14 页 附图 40 页

(54) 发明名称

用于移植的膝关节假体系统

(57) 摘要

模块化膝假体能够包括股骨部件 (112), 其具有上延伸部分 (130)、第一股骨支承表面 (114) 和第二股骨支承表面 (116)。上延伸部分能够限定第一锥形补充件接收表面 (132)。胫骨部件 (12) 能够具有下延伸部分 (28) 和胫骨支承表面。下延伸部分能够限定第二锥形补充件接收表面 (30)。第一补充件 (400) 能够限定第一接收钻孔和第一台阶状表面。第二补充件 (402) 能够限定第二接收钻孔和第二台阶状表面。在股骨部件的第一锥形补充件接收表面的第一部分中和在胫骨部件的第二锥形补充件接收表面的第二部分中, 第一和第二补充件适于在第一和第二台阶状表面处配合。



1. 一种膝关节假体系统,包括:

第一膝假体部件,所述第一膝假体部件包括股骨部件,所述股骨部件具有形成于其上的第一附接部分;

第二膝假体部件,所述第二膝假体部件包括胫骨部件,所述胫骨部件具有形成于其上的第二附接部分;

至少第一茎,其限定茎接合部分;以及

第一接头,其具有限定第一轴线的第一接头接合部分和限定第二轴线的第二接头接合部分,所述第一轴线和所述第二轴线平行并偏移,

其中,所述第一附接部分能够操作而在手术中与所述茎接合部分或所述第一接头接合部分联接,

并且,所述膝关节假体系统进一步包括多个补充件,每一个补充件限定具有圆锥形接合表面的通道,其中,所述多个补充件中的每一个都能够操作而与所述股骨部件的上延伸部分或所述胫骨部件的下延伸部分联接。

2. 如权利要求1所述的系统,其中,所述第二附接部分能够操作而与所述茎接合部分或所述第一接头接合部分联接。

3. 如权利要求1所述的系统,其中,所述第一膝假体部件包括多个股骨部件而所述第二膝假体部件包括多个胫骨部件。

4. 如权利要求3所述的系统,其中,所述股骨部件中的至少一个和所述胫骨部件中的至少一个协作而形成十字保持(CR)膝假体、后部稳定(PS)膝假体、完全束缚膝假体和铰链膝假体中的每一个。

5. 如权利要求4所述的系统,进一步包括胫骨支承件,所述胫骨支承件从由固定支承件、浮动支承件和旋转支承件构成的组中选择。

6. 如权利要求1所述的系统,其中,所述茎接合部分能够操作而与所述第二接头接合部分联接。

7. 如权利要求1所述的系统,进一步包括多个茎,每一个茎都具有茎接合部分并限定不同的长度或直径,其中,每一个茎接合部分能够操作而与所述膝假体部件的第一附接部分或所述接头的第二接头接合部分联接。

8. 如权利要求1所述的系统,进一步包括多个接头,每一个接头都通过第一接头接合部分限定第一轴线并通过第二接头接合部分限定第二轴线,其中,所述第一接头的第一轴线与第二轴线之间限定的偏移不同于所述多个接头中的另一个接头的第一轴线与第二轴线之间限定的偏移。

9. 如权利要求1所述的系统,其中,所述第一附接部分限定雌性锥形接收部分,而所述茎接合部分和所述第一接头接合部分各自限定雄性锥形插入部分,并且,借助莫氏型锥体配合,所述雌性锥形接收部分协同地接合所述雄性锥形插入部分。

10. 如权利要求1所述的系统,进一步包括第一锁定构件,所述第一锁定构件穿过在所述第一接头中限定的接头钻孔,所述第一锁定构件能够操作而将所述第一茎锁定至所述第一接头。

11. 如权利要求10所述的系统,其中,所述接头钻孔形成有螺纹,并且,所述第一锁定构件在未紧固位置与紧固位置之间沿所述接头钻孔以旋拧方式前进。

12. 如权利要求 11 所述的系统,进一步包括紧固至所述茎的插入部,其中,在所述紧固位置中所述第一锁定构件在界面区域处接合所述插入部。

13. 如权利要求 12 所述的系统,其中,所述第一锁定构件由比所述插入部硬的材料形成,使得所述插入部在所述第一锁定构件前进到所述紧固位置后在界面区域处变形。

14. 如权利要求 13 所述的系统,其中,所述插入部限定圆锥形头部,并且,在所述紧固位置中所述第一锁定构件接合所述圆锥形头部。

15. 如权利要求 11 所述的系统,进一步包括第二锁定构件,所述第二锁定构件穿过在所述第一膝假体部件中限定的假体钻孔,所述第二锁定构件能够操作而将所述第一膝假体部件锁定至所述第一接头,其中,所述第一锁定构件和所述第二锁定构件基本相同。

16. 如权利要求 15 所述的系统,其中,所述假体钻孔限定成穿过股骨部件中的股骨盒。

17. 如权利要求 15 所述的系统,其中,所述假体钻孔限定成穿过胫骨托架的托架部分。

18. 如权利要求 1 所述的系统,其中,所述补充件中的一个限定向外锥形径向延伸部分。

19. 如权利要求 18 所述的系统,其中,所述补充件的圆锥形接合表面限定附接轴线,所述补充件进一步包括径向延伸体,所述径向延伸体沿着与所述附接轴线相交的平面渐缩,并且,所述接头限定在植入位置中沿着所述平面渐缩的喇叭状轮廓部分。

20. 如权利要求 1 所述的系统,其中,所述多个补充件各自限定出限定有附接轴线的圆锥形接合表面,所述多个补充件包括限定第一台阶的第一补充件和限定第二台阶的第二补充件,并且,所述第一补充件和所述第二补充件能够操作而绕着所述附接轴线旋转以相对于所述股骨部件或所述胫骨部件定位于所需的位置。

21. 如权利要求 20 所述的系统,其中,所述第一补充件和所述第二补充件能够单独地或以组合方式使用,并且,所述第一台阶和所述第二台阶在所述第一补充件和所述第二补充件以组合方式使用时配合。

22. 如权利要求 1 所述的系统,其中,所述股骨部件和所述胫骨部件通过铰链协同地联接,并且,所述铰链限定具有轴杆的龙骨,所述轴杆沿着其长度方向向外偏置,所述轴杆在植入位置中接合布置在所述股骨部件的股骨盒上的毂。

23. 一种膝关节假体系统,包括:

第一膝假体部件,所述第一膝假体部件包括股骨部件,所述股骨部件具有形成于其上的第一附接部分;

第二膝假体部件,所述第二膝假体部件包括胫骨部件,所述胫骨部件具有形成于其上的第二附接部分;

至少第一茎,其限定茎接合部分;以及

第一接头,其具有限定第一轴线的第一接头接合部分和限定第二轴线的第二接头接合部分,所述第一轴线和所述第二轴线平行并偏移,

其中,所述第一附接部分能够操作而在手术中与所述茎接合部分或所述第一接头接合部分联接,

并且,所述膝关节假体系统进一步包括第一补充件和第二补充件,所述第一补充件和所述第二补充件各自具有圆锥形接合表面并能够操作而单独地或以组合方式与所述股骨部件的上延伸部分联接,其中,所述第一补充件限定占据股骨盒的中间侧上的解剖结构空

间的第一体,而所述第二补充件限定占据所述股骨盒的侧向侧上的解剖结构空间的第二体。

24. 一种膝关节假体系统,包括:

股骨部件,其具有形成于其上的第一附接部分;

胫骨部件,其具有形成于其上的第二附接部分;以及

第一接头,其具有限定第一轴线的第一接头接合部分和限定第二轴线的第二接头接合部分,所述第一轴线和所述第二轴线平行并偏移,

其中,所述第一接头接合部分能够操作而在手术中与所述第一附接部分或所述第二附接部分联接,

并且,所述膝关节假体系统进一步包括多个补充件,每一个补充件限定出限定有圆锥形接合表面的通道,其中,所述多个补充件中的每一个都能够操作而与所述股骨部件的上延伸部分或所述胫骨部件的下延伸部分联接。

25. 如权利要求 24 所述的系统,进一步包括多个茎,每一个茎具有茎接合部分并限定不同的长度,其中,每一个茎接合部分能够操作而与所述股骨部件的第一附接部分或所述接头的第二接头接合部分联接。

26. 如权利要求 24 所述的系统,进一步包括多个接头,每一个接头都通过第一接头接合部分限定第一轴线并通过第二接头接合部分限定第二轴线,其中,所述第一接头的第一轴线与第二轴线之间限定的偏移不同于所述多个接头中的另一个接头的第一轴线与第二轴线之间限定的偏移。

27. 如权利要求 25 所述的系统,其中,所述第一附接部分限定雌性锥形接收部分,而所述茎接合部分和所述第一接头接合部分各自限定雄性锥形插入部分,并且,借助莫氏型锥体配合,所述雌性锥形接收部分协同地接合所述雄性锥形插入部分。

28. 如权利要求 25 所述的系统,进一步包括锁定构件,所述锁定构件在未紧固位置与紧固位置之间沿着限定在所述第一接头中的螺纹钻孔以旋拧方式前进,所述锁定构件接合与所述多个茎中的第一茎相联的结构并在所述紧固位置中将所述第一茎锁定至所述第一接头。

29. 如权利要求 28 所述的系统,其中,所述结构包括紧固至所述茎的插入部,其中,在所述紧固位置中所述锁定构件在界面区域处接合所述插入部。

30. 如权利要求 29 所述的系统,其中,所述锁定构件由比所述插入部硬的材料形成,使得所述插入部在所述锁定构件前进到所述紧固位置后在界面区域处变形,并且,所述插入部限定圆锥形头部,在所述紧固位置中所述锁定构件接合所述圆锥形头部。

31. 一种膝关节假体系统,包括:

股骨部件,其具有形成于其上的上延伸部分;

胫骨部件,其具有形成于其上的下延伸部分;以及

多个补充件,每一个补充件限定具有圆锥形接合表面的通道,其中,所述多个补充件中的每一个都能够操作而与所述股骨部件的上延伸部分或所述胫骨部件的下延伸部分联接。

32. 如权利要求 31 所述的系统,其中,所述圆锥形接合表面与所述上延伸部分或所述下延伸部分协作,从而在组装位置中形成莫氏型锥体配合。

33. 如权利要求 32 所述的系统,其中,所述多个补充件各自通过所述圆锥形接合表面

限定附接轴线,所述多个补充件包括限定第一台阶的第一补充件和限定第二台阶的第二补充件,并且,所述第一补充件和所述第二补充件能够操作而绕着所述附接轴线旋转以相对于所述股骨部件或所述胫骨部件定位于所需的位置。

34. 如权利要求 33 所述的系统,其中,所述第一补充件和所述第二补充件能够单独地或以组合方式使用,并且,所述第一台阶和所述第二台阶在所述第一补充件和所述第二补充件以组合方式使用时配合。

35. 如权利要求 32 所述的系统,进一步包括多个茎,每一个茎具有茎接合部分并限定不同的长度,其中,每一个茎接合部分能够操作而与形成于所述上延伸部分的第一雌性锥形接收部分或形成于所述下延伸部分的第二雌性锥形接收部分联接。

用于移植的膝关节假体系统

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求申请日为 2007 年 1 月 10 日的美国临时申请 No. 60/879, 733 和申请日为 2007 年 10 月 10 日的美国临时申请 No. 60/978, 949 的利益。上述申请的公开内容通过参引而结合在本申请中。

技术领域

[0003] 本发明总体上涉及膝关节假体, 更具体地, 涉及各种胫骨和股骨部件和用于与所述胫骨和股骨部件协作的模块化补充件。

背景技术

[0004] 膝关节假体一般包括股骨部件和胫骨部件。股骨部件和胫骨部件设计成在外科手术中分别附接于股骨远端和胫骨近端。股骨部件进一步设计成在模拟解剖结构膝关节的铰接运动中与胫骨部件协作。这种膝关节假体一般称为初级膝假体。

[0005] 与韧带和肌肉组合的膝关节假体旨在复制自然的膝运动并且吸收和控制屈曲过程中产生的力。然而, 在某些情况下, 必需更换现有的假体。这种更换假体一般称为修复膝假体。然而, 根据膝腱、韧带和初级膝假体的退化或损坏程度, 需要修复膝关节假体以取消这些运动中的一个或多个以便提供足够的稳定性。由此, 所需要的是提供例如十字保持 (CR) 修复膝、完全束缚修复膝、后部稳定 (PS) 修复膝或铰接修复膝。此外, 某些情况下, 有可能需要考虑与这种膝关节假体相邻的区域中的骨损失。

发明内容

[0006] 膝关节假体系统和用于在手术中组装所述膝关节假体系统的方法能够包括: 具有第一附接部分的第一膝假体部件和限定茎接合部分的至少第一茎。第一接头能够具有限定第一轴线的第二接头接合部分和限定第二轴线的第二接头接合部分。第一和第二轴线能够平行并偏移错开。第一附接部分能够操作而在手术中与茎接合部分或第二接头接合部分联接。

[0007] 根据附加特征, 不同于第一膝假体部件的第二膝假体部件能够具有第二附接部分。第二附接部分能够操作而与茎接合部分或第二接头接合部分联接。第一膝假体部件可以是股骨部件, 而第二膝假体部件可以是胫骨部件。股骨部件中的至少一个和胫骨部件中的至少一个能够协作而以形成十字保持 (CR) 膝假体、后部稳定 (PS) 膝假体、完全束缚膝假体和铰链膝假体中的每一个。

[0008] 根据其他特征, 茎接合部分能够操作而与第二接头接合部分联接。能够提供多个茎, 每一个茎具有茎接合部分并限定不同的长度或直径。每一个茎接合部分能够操作而与膝假体部件的第一附接部分或接头的第二接头接合部分联接。

[0009] 根据其他特征, 第一附接部分能够限定雌性锥形接收部分。茎接合部分和第一接头接合部分能够各自限定雄性锥形插入部分。借助莫氏型锥体配合, 雌性锥形接收部分能

够协同地接合雄性锥形插入部分。第一锁定构件能够穿过在第一接头中限定的接头钻孔。第一锁定构件能够操作而将第一茎锁定至该第一接头。接头钻孔能够形成有螺纹。第一锁定构件能够在非紧固位置与紧固位置之间沿着接头钻孔以旋拧方式前进。插入部能够紧固至茎。在紧固位置中第一锁定构件能够在界面区域处接合插入部。第一锁定构件能够由比插入部硬的材料形成,使得插入部在第一锁定构件前进到紧固位置后在界面区域处变形。

[0010] 根据其他特征,能够提供多个限定各种不同形状和尺寸的补充件。每一个补充件能够限定具有圆锥形接合表面的通道。多个补充件中的每一个能够操作而与股骨部件的上延伸部分或胫骨部件的下延伸部分联接。

附图说明

[0011] 从具体实施方式部分和附图部分,本发明将得到更全面地理解,在所述附图中:

[0012] 图 1 是根据本发明的膝关节假体的前视图,所述膝关节假体包括模块化胫骨部件、具有用于提供第一预定偏移的第一接头组件;

[0013] 图 2 是图 1 的模块化胫骨部件的分解图;

[0014] 图 3A 是图 1 的胫骨部件的前视图;

[0015] 图 3B 是根据附加特征的胫骨部件的前视图;

[0016] 图 3C 是根据附加特征的胫骨部件的透视图;

[0017] 图 3D 是根据附加特征的胫骨部件的透视图;

[0018] 图 4 是根据本发明的第一接头体的视图;

[0019] 图 5 是根据附加特征的另一个接头体的视图;

[0020] 图 6 是示例性茎和紧固件插入部的视图;

[0021] 图 7A 是沿穿过图 1 的接头的上/下线的剖视图;

[0022] 图 7B 是示出各种不同偏移的膝关节假体的视图;

[0023] 图 7C 是图 7A 所示的锁定组件的分解图;

[0024] 图 8 是根据本发明的示例性股骨部件的前视图,图中示出为具有图 1 的接头组件;

[0025] 图 9 是根据附加特征的胫骨托架和支承件的透视图;

[0026] 图 10 是图 9 的胫骨托架的透视图;

[0027] 图 11 是图 9 的支承件的下表面的透视图;

[0028] 图 12 是图 9 的支承件的上表面的透视图;

[0029] 图 13 是图 9 的胫骨支架和支承件的顶视图;

[0030] 图 14 是沿图 13 的 14-14 线剖取的剖视图;

[0031] 图 15 是根据附加特征的铰链膝关节假体的透视图;

[0032] 图 16A 是沿图 15 的 16-16 线剖取的剖视图,图中示出股骨部件旋转;

[0033] 图 16B 是根据附加特征的铰链膝假体的剖视图;

[0034] 图 17-20 示出组装图 15 的膝关节假体的示例性顺序;

[0035] 图 21 是根据本发明的第一补充件的透视图;

[0036] 图 22 是根据本发明的第二补充件的透视图;

[0037] 图 23A 是图 21 和 22 的第一和第二补充件的平面图;

- [0038] 图 23B 是处于配合或互锁位置的第一和第二补充件的侧视图；
- [0039] 图 24 是根据本发明的第三补充件的透视图；
- [0040] 图 25 是图 24 的第三补充件的顶视图；
- [0041] 图 26 是图 8 的股骨部件的前视图，图中示出第一补充件组装在上延伸部分上；
- [0042] 图 27 是图 8 的股骨部件前视图，图中示出第一和第二补充件组装在上延伸部分上；
- [0043] 图 28 是图 27 的股骨部件的顶视图，图中示出图 24 的补充件紧固至下延伸部分；
- [0044] 图 29 是图 1 的胫骨部件的前视图，图中示出第一和第二补充件组装在下延伸部分上且不具有接头组件；
- [0045] 图 30 是图 1 的胫骨部件的前视图，图中示出第三补充件组装在下延伸部分上；
- [0046] 图 31 是根据附加特征的模块化胫骨部件的分解图；
- [0047] 图 32 是根据附加特征的补充件的透视图；
- [0048] 图 33 是根据本发明的另一个补充件的透视图；
- [0049] 图 34 是根据附加特征的接头组件的分解透视图，图中示出示例性胫骨部件和茎；
- [0050] 图 35 是图 34 所示的假体的前视图；
- [0051] 图 36A 是图 34 所示的胫骨托架和接头的详细分解图；
- [0052] 图 36B 是沿图 36A 的 36B-36B 线剖取的局部剖视图；
- [0053] 图 36C 是根据附加特征的与胫骨部件协作的接头组件的详细分解图；
- [0054] 图 36D 是沿图 36C 的 36D-36D 线剖取的局部剖视图；
- [0055] 图 37 是具有第一偏移的示例性接头的剖视图；
- [0056] 图 38 是具有第二偏移的另一个示例性接头的剖视图；
- [0057] 图 39A 是接头组件的紧固构件和插入部的分解图；
- [0058] 图 39B 是接头组件的局部分解图；
- [0059] 图 40A 是根据本发明的一个示例的胫骨部件、接头组件和茎的组装图；
- [0060] 图 40B 是沿图 40A 的 40B-40B 线剖取的剖视图；
- [0061] 图 41A 是根据本发明的一个示例的示例性胫骨部件、接头组件和茎的组装图；
- [0062] 图 41B 是根据本发明的一个示例的一对互锁的补充件、接头组件和股骨部件的组装前视透视图；
- [0063] 图 42-45 是以与骨养护铰链膝协作的方式使用的各种不同胫骨部件和支承件的透视图；
- [0064] 图 46 是组装的铰接膝的顶视图；
- [0065] 图 47 是沿图 46 的 47-47 线剖取的剖视图；
- [0066] 图 48A 和 48B 是根据本发明的一个示例的铰链膝假体的分解透视图；
- [0067] 图 49 是示出为处于组装状态的图 48A 和 48B 的铰链膝假体的剖视图；
- [0068] 图 50-54 是根据本发明的各种不同补充件的透视图；
- [0069] 图 55A 和 55B 示出根据本发明的一套植入件；并且
- [0070] 图 56-60 示出在组装阶段中的各种不同补充件。

具体实施方式

[0071] 首先,本发明提供一种具有各种不同膝关节假体的膝关节假体系统,其可以适于在修复膝假体手术中使用。各种不同的胫骨和股骨部件被描述,其可以单独使用或者作为十字保持 (CR) 膝修复、后部稳定 (PS) 膝修复、完全束缚膝修复和铰链膝修复的一部分而使用。如将要描述,本发明进一步提供各种不同的模块化接头、茎和补充件,其可以在与在此公开的胫骨和股骨部件中的任一者的任意组合中使用。换言之,在关节线以上和以下的所公开的所有部件,例如茎、接头、补充件等,能够可互换地与任何在此公开的、位于胫骨或股骨侧的膝假体结合使用。而且,膝关节假体系统的相关部件和膝假体中的任一者的选择可以由执行手术的外科医生在手术中进行选择。

[0072] 首先参考图 1,根据本发明构造的膝关节假体得以示出并以附图标记 10 总体表示。膝关节假体 10 通常示出为包括支撑接合股骨部件 (未示出) 的铰接表面的支承件 14 的胫骨部件 12。在本发明的范围内,可以理解胫骨托架 12 和支承件 14 能够适于与任何合适的股骨部件结合使用。例如,第一十字保持 (CR) 支承件 14 被示出,其设计成与 CR 股骨部件铰接。然而,可以采用固定 PS 支承件,其设计成与 PS 股骨部件铰接。

[0073] 图 1 所示的胫骨部件 12 将被理解为在构造上为模块化,并且通常包括茎 20、托架 22 和第一接头组件 24。下文将更全面讨论的方式,接头组件 24 能够连接托架 22 和茎 20 以便使茎 20 在横向或冠状平面中 或者在任何其他平面中偏移。进一步解释地,当茎 20 通过第一接头组件 24 附接于托架 22 时,茎 20 的中心轴线 25 能够偏离托架 22 的下延伸部分的中心轴线 27。在所示实施例中,第一接头组件 24 能够提供大约 5mm 的第一偏移量。可以理解偏移量能够为 0 至大约 5mm 或更大的范围,并且偏移能够相对于中心轴线 27 处于任意旋转方向。作为选择,茎 20 能够直接附接至托架 22 (图 29)。也就是说,偏移轴线 25 能够相对于中心轴线 27 旋转 360 度以提供给外科医生各种不同的根据病人需要而进行选择的手术中选择。作为选择,能够对接头组件 24 或茎 20 进行旋转键锁,以仅提供有限的调整范围,例如仅提供单个偏移或者两个偏移位置。

[0074] 参考图 2 和 3A,胫骨托架 22 的下延伸部分 28 能够限定雌性锥形接收部分 30。雌性锥形接收部分 30 能够随着其延伸进入下延伸部分 28 而略微地渐缩。中心孔 32 能够形成穿过托架 22 和下延伸部分 28 而进入雌性锥形接收部分 30。下延伸部分 28 也可以限定外部锥形补充件接收表面 34。保持轨 36 (图 2) 能够从托架 22 的后边缘向上延伸。胫骨托架 22 能够进一步包括一对在其前边缘处一体形成在上表面上的柱 38。柱 38 和轨 36 能够协作以将模块化支承件 14 保持在托架 22 上的固定位置中。可替代的胫骨托架 22' 示出于图 3B 中。

[0075] 模块化支承件 14 可以由超分子量聚乙烯 (UHMWPE) 形成,带有前和后凹部 (未具体示出) 以分别接收柱 38 和轨 36,并在其踝间和中间 / 侧向部分上带有用于与托架 22 的上表面直接接触的均匀平坦的下表面。模块化支承件 14 能够设计成利用横向滑入锁定杆或夹子 40 而锁定在位,横向滑入锁定杆或夹子 40 以设置在其中的用于该目的的相对凹槽而楔进柱 38 和支承件 14 之间。关于锁定杆如何与柱和支承件协作的更详细的讨论可以在共同所有的名称为“带有可互换部件的膝关节假体 (Knee Joint Prosthesis With Interchangeable Components)”的美国专利 No. 5, 330, 534 中得到,该专利通过参引而结合在本申请中。如上所大体描述的模块化胫骨托架和支承件可从生迈公司 (Biomet Inc.) --- 本发明的受让人 --- 商业上获得,作为 **Vanguard®** 全膝系统的部件,其包括各

种不同尺寸和构形的用于不同病人需求的托架、支承件和其他膝部件。模块化支承件 14 的铰接表面可以基本上与 **Vanguard®** 全膝系统所提供的相同。

[0076] 现转到图 2、4 和 5, 接头组件 24 通常能够包括接头体 44 和锁定构件或元件 46 (图 2)。接头组件 24 的接头体 44 能够限定具有穿过其形成的通道 50 的雄性锥形插入部分 48。雌性锥形接收部分 52 能够形成在接头体 44 的、用于接收茎 20 的雄性锥形插入部分 58 的偏移体部分 53 中。在一个示例中, 雌性锥形接收部分 52 可以是大体圆筒形。裙部 54 能够限定于雄性锥形插入部分 48 和偏移体部分 53 之间的过渡处。

[0077] 参考图 4, 接头体 44 的雄性锥形插入部分 48 限定第一轴线 A1, 雌性锥形接收部分 52 限定第二轴线 A2。进一步地, 在所示实施例中, 第一轴线 A1 和第二轴线 A2 彼此平行并间隔开以提供所需要的偏移。在这一点上, 多个接头各自具有不同的偏移量以提供给外科医生取决于病人需要的手术中选择。在接头体 44 提供 5mm 的偏移量的情况下, 第一和第二中心轴线 A1 和 A2 间隔开 5mm。接头体 44' 能够限定具有可替代构形的裙部 54'。对于裙部 54、54', 可以设想到其他几何构形。

[0078] 雄性锥形插入部分 48 能够随着其离开接头体 44 延伸而略微地渐缩。雌性锥形接收部分 52 类似地随着其从接头体 44 的端部延伸进入接头体 44 而略微地渐缩。如从以下讨论将变得清楚, 各种不同的雄性锥形插入部分 (例如部分 48) 能够插在各种不同的雌性锥形接收部分 (例如部分 52) 中, 以形成锁定锥体或者莫氏 (Morse) 锥体。接头体 44 示出为进一步限定侧向延伸的通路 60, 其与孔 50 和雌性锥形接收部分 52 相交。以下文进一步描述的方式, 锁定元件 46 能够延伸进入侧向延伸的通路 60, 在该处锁定元件 46 最终将托架 22 联接至茎 20。

[0079] 如图 2 和图 6 所示, 茎 20 能够包括协作地与锁定元件 46 接合的上部分 64。在所示实施例中, 茎 20 的上部分 64 能够包括紧固件插入部 66。作为选择, 茎 20 的紧固件插入部 66 可以一体形成以与锁定元件 46 协作。

[0080] 紧固件插入部 66 能够包括远侧部分 70, 其能够形成有外螺纹, 以便接合茎 20 的雄性锥形插入部分 58 的内螺纹孔 72。紧固件插入部 66 能够进一步包括具有六角形的或者其他合适的横截面的中央部分 74, 其能够被工具 (未示出) 接合, 以便将紧固件插入部 66 旋转进入茎 20。进一步地, 紧固件插入部 66 能够包括近端 78, 其包括加大直径的头部 80。

[0081] 锁定元件 46 能够被尺寸设计和构造成插入而穿过接头体 44 的侧壁中的开口 81 并进入通路 60 以便联接茎 20 和托架 22。锁定元件 46 能够包括具有内螺纹孔 86 的上表面 84 (见图 2)。内螺纹孔 86 能够螺纹地接收紧固件 90, 紧固件 90 能够延伸穿过设置在托架 22 中的中心孔 32。紧固件 90 能够与托架 22 的下部分 28 的中心纵向轴线 27 对齐。

[0082] 附加地参考图 7C, 锁定元件 46 能够附加地包括开口端 94 和具有槽口 96 的底表面。槽口 96 能够与开口端 94 相交。当锁定元件 46 穿过开口 60 而插入时, 开口端 94 能够接收茎插入部 66 的头部 80。槽口 96 能够容纳减小直径的、紧固件插入部 66 的中央部分 100。紧固件插入部 66 的头部 80 能够具有大于槽口 94 的宽度的直径, 以便联接紧固件插入部 66 与锁定元件 46。

[0083] 锁定元件 46 能够进一步包括封闭端 104。封闭端 104 能够呈凸出弯曲状。当锁定元件 46 完全插入通道 60 中时, 封闭端 104 能够与接头体 44 的侧壁齐平。

[0084] 在使用中, 能够将紧固件插入部 66 拧入茎 20 中。接下来, 能够将接头体 44 放置

于茎 20 的雄性插入部分 64 上,使得雄性插入部分 64 以压配合被接收在接头体 44 的雌性锥形接收部分 52 内,并且紧固件插入部 66 的上端 78 延伸进入侧向延伸的通道 60。

[0085] 现在,能够将接头 44 的雄性锥形延伸部 48 压配合到托架 12 的雌性锥形接收部分 30 上,使得接头体 44 定向成提供沿期望方向的偏移。如图 7B 所示,可以在紧固之前使接头体 44 绕轴线 A_1 旋转,以针对特定病人以期望偏移对茎 20 进行定向。因此,茎 20 可以绕着由轴线 A_1 和 A_2 限定的半径在多个位置处延伸。作为选择,茎 20 可以与接头体进行键锁,从而阻碍旋转。另外,可以提供具有适合于不同病人的各种不同长度的一系列茎。同样,可以提供一系列接头体以提供各种不同的偏移。

[0086] 在该点,锁定元件 46 能够通过开口 81 而插入侧向延伸的通道 60。完全插入后,锁定元件 46 能够接合紧固件插入部 66。托架 22 能够通过螺纹紧固件 90 紧固至接头体 44,螺纹紧固件 90 延伸穿过托架 22 的中心孔 32 并螺纹地接合锁定元件 46 的内螺纹孔 86。关于各种不同的胫骨 和股骨部件的偏移茎及其应用的进一步讨论可以在共同所有的于 2004 年 9 月 3 日提交的名称为“膝关节假体 (Knee Joint Prosthesis)”的美国专利申请 No. 10/934,282 中得到,该专利申请通过参引而结合在本申请中。在该共同所有的申请中,胫骨托架限定下延伸雄性部分,而在本申请中,胫骨托架 22 限定下延伸雌性接收部分 30。另外,尽管未具体示出,但是可替代地,接头体 44 可以限定轴线 A_2 ,该轴线 A_2 相对于轴线 A_1 限定出一定角度。

[0087] 在另一个示例中,雄性插入部分 58 可以直接插入托架 22 的雌性接收部分 30 中。在该示例中,可以使用另一个螺纹紧固件 90',其具有用于生成适当距离以直接与茎 20 的螺纹孔 72 配合的更短的轴。如图 3A-3D 所示,图中示出了其他胫骨托架 22A、22B、22C 和 22D,用于容纳紧固件 90、90',接头 44、44' 和茎 20 的各种不同组合。

[0088] 现在转到图 8,根据另一个示例的膝关节假体被示出并以附图标记 110 总体表示。膝关节假体 110 包括股骨部件 112。股骨部件 112 可以用作后部稳定 (PS) 膝关节假体的一部分。在膝的中度退化或者失稳的情况下,PS 膝关节假体能够提供足够的稳定性。这种情况最为通常地发生在前和后十字韧带损坏或功能障碍并且中间和侧向副韧带保持功能完整时。股骨部件 112 能够包括第一髁部分 114 和第二髁部分 116,其分别提供第一股骨支承表面 118 和第二股骨支承表面 120。股骨部件 112 的第一和第二髁部分 114 和 116 能够通过限定髁间凹部 124 的内髁部分 122 而互连。上延伸部分 130 可以形成在股骨部件 112 之上。上延伸部分 130 能够包括呈大体锥形的外体以接收文中所描述的补充件并限定雌性锥形接收部分 132。

[0089] 根据本发明,股骨部件 112 的雌性锥形接收部分 132 可以构造成接纳上述的接头体 44、44' 中的一者。由此,接头体 44 的雄性锥形插入部分 48 能够适于插入和压配合到股骨部件 112 的雌性锥形接收部分 132 中。如所能够理解的,第一轴线 A_1 和第二轴线 A_2 彼此平行并间隔开。同样,示例性接头组件 24 已被描述为具有 5mm 的偏移量,然而,其他接头体可以设置成具有各种不同的偏移量。根据上文的描述,可以使用锁定元件 46 和茎 20。

[0090] 现在转到图 9-14,根据另一个示例的膝关节假体被示出并以附图标记 210 总体表示。膝关节假体 210 被大体示出为包括支撑旋转束缚支承件 214 的胫骨部件 212。胫骨部件 212 通常能够包括呈基本平面状的平台状胫骨托架 216 (图 10) 和下延伸部分 218。下延伸部分 218 能够限定锥形雌性接收部分 220 和外锥形体,用于接收本文所公开的补充件。

[0091] 胫骨托架 216 能够进一步包括上延伸柱 224。胫骨托架 216 和上延伸柱 224 之间的过渡部能够由变化的半径 R 限定,或者更具体地,由半径为大约 0.50 英寸的半径 R_1 和半径为大约 1.50 英寸的半径 R_3 之间的过渡部限定。中间半径 R_2 能够具有大约 0.38 英寸的半径。可以理解,半径 R 可以限定其他尺寸。变化的半径 R 的过渡部能够最小化作用在上延伸柱 224 上的应力。限定成穿过柱 224 的轴线 A_3 (图 14) 能够相对于限定成穿过下延伸部分 218 的轴线 A_4 沿后部方向侧向偏移。螺纹孔 228 能够形成为穿过胫骨托架 216 的前部分。螺纹孔 228 能够大体垂直于轴线 A_4 延伸。

[0092] 下延伸部分 218 能够限定锥形补充件接收表面 230。胫骨托架 216 能够由钴-铬-钼或者任何其他合适的生物相容材料形成。胫骨托架 216 的顶部 232 (图 10) 能够是高度抛光的、以提供基本平滑的胫骨支承表面 234。

[0093] 旋转支承件 214 能够具有呈基本平面状的下支承表面 238 (图 11),其能够相对于高度抛光的胫骨支承表面 234 旋转地移动。旋转支承件 212 能够进一步包括第一上铰接或支承表面 240 和第二上铰接或支承表面 242。支承表面 240 和 242 能够从中心上延伸部分 244 形成在前部和侧部。第一支承表面 240 和第二支承表面 242 能够与相应的束缚股骨部件 (未示出) 的第一和第二髁的支承表面铰接。旋转支承件 212 能够由外科级别、低摩擦、低磨损的塑料形成,例如 UHMWPE 或其他合适的材料。如图 13 所示,胫骨托架 216 的后边缘 246 能够限定一表面,其相对于支承件 214 的后边缘 250 限定角度 247。角度 247 可以是大约 8 度。可以设想到其他角度。

[0094] 现在转到图 14,茎 20 示出为直接接收于托架 216 的雌性锥形接收部分 220 中。同样,代替直接将茎 20 插入托架 216 的雌性锥形接收部分 220 中的情况,可以使用接头体 44 或者 44'。茎 20 能够包括紧固件插入部 66'。紧固件插入部 66' 能够包括远侧部分 70',其形成有外螺纹,以便接合茎 20 的雄性锥形插入部分 64 的内螺纹孔 72。紧固件插入部 66' 能够进一步包括具有六角形的或者其他合适的横截面的中央部分 74',其能够被工具 (未示出) 接合,以便将紧固件插入部 66' 旋转进入茎 20。进一步地,紧固件插入部 66' 能够包括具有圆锥形接合头部 80' 的上端 78'。紧定螺钉 252 能够穿过胫骨托架 216 的螺纹孔 228 前进以接合圆锥形接合头部 80'。这样,紧定螺钉 252 的前进能够将紧固件插入部 66' 进而茎 20 紧固在紧固位置。可以理解,当采用接头体 44 时,可替代地,可以使用例如紧固件插入部 66' 的但是具有更长的轴的紧固件,以对于锁定元件 46 螺纹地紧固。

[0095] 现在转到图 15-20,根据本发明构造的铰链膝关节假体被示出并以附图标记 310 总体表示。膝关节假体 310 被大体示出为包括支撑接合股骨部件 316 的铰接表面的支承件 314 的胫骨部件 312。胫骨部件 312 通常能够包括呈基本平面状的平台状胫骨托架 318 和下延伸部分 320。下延伸部分 320 能够限定锥形雌性接收部分 322。

[0096] 附加地参考图 16A,胫骨托架 318 能够进一步包括上延伸柱 324。如将要描述,盖 326 能够紧固地插入限定在上延伸柱 324 的终端开口处的长钻孔 328 中。螺纹孔 330 能够形成为穿过胫骨托架 318。螺纹孔 330 能够大体垂直于由上延伸柱 324 限定的轴线延伸。胫骨托架 318 能够由钴-铬-钼或者任何其他合适的生物相容材料形成。紧定螺钉 (未示出) 能够穿过胫骨托架 318 的螺纹孔 330 前进以接合紧固件插入部的圆锥形接合头部 (如上文针对图 14 所详细描述)。这样,紧定螺钉的前进能够将紧固件插入部进而接头体 44 或者茎 20 紧固在紧固位置。胫骨托架 318 的顶部能够是高度抛光的、以提供基本平滑的胫骨

支承表面 331。

[0097] 旋转支承件 314 能够具有呈基本平面状的下支承表面 332,其能够相对于高度抛光的胫骨支承表面 331 旋转地移动。旋转支承件 314 能够进一步包括第一上铰接或支承表面 336 和第二上铰接或支承表面 338。第一支承表面 336 和第二支承表面 338 能够分别与股骨部件 316 的第一和第二髁 340 和 342 的相应的支承表面铰接。同样,如上所述,支承表面可以类似于在 **Vanguard**[®]全膝系统所提供的支承表面。为适应股骨部件 316 的引导运动,支承件 314 能够包括稳定柱 350,其能够从支承表面向上突出。稳定柱 350 能够包括具有凸起的后部分 354 和降低的前部分 356 的鳍状本体 352。本体 350 能够限定第一和第二侧向间隔开的侧部 360 和 362(图 17)。稳定柱 350 的第一和第二侧部 360 和 362 能够定位成延伸进入股骨部件 316 的髁间凹部 366(图 15)。稳定柱孔 370 能够沿穿过本体 350 的上/下方向形成。

[0098] 通道 372 能够形成成为穿过本体 350 的凸起的后部分 354。通道 372 能够沿大体垂直于稳定柱孔 370 的方向延伸成大体穿过稳定柱 350 的第一和第二侧部 360 和 362。旋转支承件 314 能够由外科级别、低摩擦、低磨损的塑料形成,例如 UHMWPE 或者其他合适的材料。

[0099] 可替代的稳定柱 350' 示出在图 16B 中,其接纳盖或者紧固件 326'。

[0100] 股骨部件 316 的第一和第二髁部分 340 和 342 能够通过限定髁间凹部 366 的内髁部分 380 而互连。髁间部分 380 能够包括第一侧向侧壁 382 和第二侧相侧壁 384(图 17),其可以是平面状并基本上彼此平行。第一和第二侧向侧壁 382 和 384 能够进一步限定分别穿过其而形成的铰链通道 388。

[0101] 第一和第二侧向侧壁 382 和 384 的前部分能够通过髁间部分 380 的前表面 390(图 15)而连接。在一个示例中,髁间部分 380 的前表面 390 能够相对于髁间部分 380 的上表面沿下部方向以大约 60 度成角度倾斜。上延伸部分 392 可以形成在股骨部件 316 上并大体从上表面 394(图 16A)延伸。上延伸部分 392 能够包括呈大体圆筒形的本体并限定雌性锥形接收部分 394。

[0102] 铰链柱 396 能够紧固地延伸穿过股骨部件 316 的第一和第二侧向侧壁 382 和 384 的相应的铰链通道 388 并穿过支承件 314 中的通道 372。显然,股骨部件 316 的侧向侧壁 382 和 384 能够定位成接近相应的第一和第二髁 340 和 342 的内侧部分。这样,主骨无需在侧向侧壁 382 和 384 的外侧区域中损坏。如所能够理解,在使用期间,股骨部件 316 能够绕铰链销 396 旋转。

[0103] 参考图 17-20,图中示出了组装股骨部件和支承件的示例性顺序。图 17 示出相应的股骨部件 310、铰链销 396 和支承件 314 的分解图。如图 18 所示,将股骨部件 310 放置到支承件 314 上,使得相应的通道 372 和 388 对齐。图 19-20 示出插入通道 372 和 388 中的铰链销 296。

[0104] 现在参考图 21-25,将详细解释与如上所述的任何膝关节假体结合使用的多个示例性补充件。图 21-23B 示出第一对补充件 400 和 402。第一补充件 400 能够大体限定具有第一端 406 和第二端 408 的本体 404。本体 404 能够进一步在第二端 408 处限定一致半径部分 410 和在靠近第一端 406 处限定向外锥形径向延伸部分 412。一致半径部分 410 能够限定穿过其形成的锥形接收钻孔 416。接收钻孔 416 能够从第一端 406 至第二端 408 渐缩。

分别地,第一台阶 420 可以形成在本体 404 中、位于一致半径部分 410 和径向延伸部分 412 之间。如所能够理解,可以提供一系列具有适合于特定病人的各种不同尺寸和构形的第一补充件。

[0105] 第二补充件 402 能够大体限定具有第一端 426 和第二端 428 的本体 424。本体 424 能够进一步在第一端 426 处限定一致半径部分 430 和在靠近第二端 428 处限定向外锥形径向延伸部分 432。一致半径部分 430 能够限定穿过其形成的锥形接收钻孔 436。接收钻孔 436 能够从第一端 426 至第二端 428 渐缩。分别地,第二台阶 440 可以形成在第二端 428 处、位于一致半径部分 430 和径向延伸部分 432 之间。如所能够理解,可以提供一系列具有适合于特定病人的各种不同尺寸和构形的第一补充件。

[0106] 如后面将详细描述,第一和第二补充件 400 和 402 可以独自使用或者作为组合使用。如图 23B 所示,当与上述的胫骨和股骨部件中的任一者共同使用时,第一和第二补充件 400 和 402 能够在第一和第二台阶 420 和 440 处互锁或配合。

[0107] 现在参考图 24 和 25,图中示出第三补充件 450。第三补充件 450 能够大体限定具有第一端 454 和第二端 456 的本体 452。本体 452 能够进一步限定一对从其径向延伸的翼状部分 460 以对股骨部件或者胫骨部件提供旋转稳定性。在一个示例中,翼状部分 460 可以朝向第一端 454 偏移。本体 452 能够限定穿过其形成的锥形接收钻孔 464。接收钻孔 464 能够从第二端 456 至第一端 454 渐缩。

[0108] 根据本公开的教导,每一个补充件 400、402 和 450 的接收钻孔 416、436 和 464 能够滑动地压配合到上述的胫骨托架的任何下延伸部上。更具体地,接收钻孔能够与胫骨托架的下延伸部的锥形补充件接收表面限定锥形互锁。同样,任何相同补充件还能够滑动地压配合到上述的股骨部件的任何上延伸部上。更具体地,接收钻孔能够与股骨部件的上延伸部的锥形补充件接收表面限定锥形互锁。如此,相应的锥形表面能够协作而形成莫氏锥体。

[0109] 为示出该兼容性,第二补充件 402 示出为紧固至股骨部件 112 的上延伸部 130(图 26)。如果外科医生想要考虑附加的骨损失,也可以将第一补充件 400 推进到股骨部件 112 的上延伸部 130 上(图 27 和 29)。如所示,相应的第一和第二台阶 420 和 440 协作从而配合或者形成互锁。

[0110] 参考图 29,第一和第二补充件 400 和 402 示出为紧固至胫骨托架 22 的下延伸部 28。显然,第一和第二补充件 400 和 402 可以与或者可以不与接头结合使用。可以理解,任何补充件可以与或者可以不与上述的接头组件结合使用。图 30 示出紧固至胫骨托架 22 的下延伸部 28 的第三补充件 450。

[0111] 现在转到图 31 和 32,图中示出另一个胫骨部件 522。胫骨部件 522 能够限定形成在下表面上的至少一个开口 526 和一个或多个(例如一对)盲孔 524。任选地,凹进部分例如凹处 530 也可以形成在胫骨部件 522 的下表面上。补充件 540 能够限定一个或多个(例如一对)互补定位栓 542 和至少一个互补开口 544。补充件 540 能够适于紧固到胫骨部件 522 的下表面上以补偿骨损失。如所能够理解的,补充件可以设置在胫骨部件 522 的侧向或者中间部分中的任一者上,或设置在两者上。在组装期间,定位栓 542 可以嵌套在盲孔 524 内。紧固件(未示出)可以穿过相应的开口 526 和 544 而插入。具有至少一个栓 542' 的另一个补充件 540' 能够设置用于胫骨部件 522 的下表面的中间和侧向侧部的相对处。在

另一个示例中（图 32），提供了适合于连接至中间和侧向侧部中的任一者的补充件 540”。在此示例中，不需要提供栓（例如栓 542，图 31）。如所能够理解的，能够提供具有各种不同厚度的多个补充件 540，使得外科医生能够组装适合于指定病人的特定补充件。茎 20 能够固定地接纳到托架的雌性锥形延伸部分 560 中。

[0112] 图 33 示出限定穿过其形成的锥形接收钻孔 592 的另一个补充件 590。锥形接收钻孔 592 能够滑动地压配合到上述的胫骨托架的下延伸部和 / 或股骨部件的上延伸部中的任一者上。补充件 590 的一部分能够任选地由多孔金属 594 形成。多孔金属 594 能够包括例如多孔钛合金。补充件 590 能够限定内实心金属套筒部分和外多孔金属套筒部分 594。同样，根据本发明，相应的股骨部件、胫骨部件、支承件和 / 或补充件可以是套件的一部分，其中外科医生可以在手术中选择特定病人所需的期望的一个或多个部件。

[0113] 现在转到图 34-36B，图中示出与根据附加特征的接头组件 600 协作的模块化胫骨部件 22（如上文针对图 1-3A 所描述）。接头组件 600 能够与茎 20 协作。以下文将更全面讨论的方式，接头组件 600 能够连接托架 22 和茎 20 以便为茎 20 提供在横向或冠状平面中或者在任何其他平面中的偏移。进一步说明地，当茎 20 通过第一接头组件 600 附接于托架 22 时，茎 20 的中心轴线 25 能够偏离托架 22 的下延伸部分 28 的中心轴线 27。在所实施实施例中，接头组件 600 能够提供大约 5mm 的第一偏移量。可以理解偏移量能够为 0mm 至大约 5mm 或更大的范围，并且偏移能够相对于中心轴线 27 处于任意旋转方向。换言之，偏移轴线 25 能够相对于中心轴线 27 旋转 360 度以提供给外科医生各种不同的根据病人需要而进行选择的手术中选择。作为选择，能够对接头组件 600 或茎 20 进行旋转键锁，以仅提供有限的调整范围，例如仅提供单个偏移或者两个偏移位置。

[0114] 继续参考图 34-36D 并附加地参考图 37-39B，接头组件 600 通常能够包括接头体 604 和锁定构件或元件 606。接头组件 600 的接头体 604 能够限定雄性锥形插入部分 608 和雌性锥形接收部分 610。雄性锥形插入部分 608 能够限定螺纹钻孔 611。雌性锥形接收部分 610 能够形成在接头体 604 的偏移体部分 612 中，以便接收茎 20 的雄性锥形插入部分 58。接头体 604 能够在外表面上限定平坦部 614，用于夹持和便于进行对齐，如将作描述。裙部（未示出）——类似于形成在图 2 中所示的接头体 44 上的裙部 54——能够限定在雄性锥形插入部分 608 和偏移体部分 612 之间的过渡处。可替代地，也能够形成如这里所示的非裙部状过渡部。钻孔 614 能够限定成从接头体 604 的外表面至雌性锥形接收部分 610。钻孔 614 能够限定螺纹地接收锁定构件 606 的螺纹 616。

[0115] 参考图 37，接头体 604 的雄性锥形插入部分 608 限定第一轴线 A_5 ，而雌性锥形接收部分 610 限定第二轴线 A_6 。进一步地，在所实施实施例中，第一轴线 A_5 和第二轴线 A_6 彼此平行并间隔开以提供期望的偏移。在这一点上，能够提供各自具有不同的偏移的多个接头，以给外科医生提供根据病人需要的手术中选择。在接头体 604 提供 5mm 的偏移量的情况下，第一和第二中心轴线 A_5 和 A_6 间隔开 5mm。同样，接头体 604 能够限定具有可替代的偏移量的轴线。在一个这样的可替代构形中，接头体 604'（图 38）包括限定第一轴线 A_7 的雄性锥形插入部分 608' 和限定第二轴线 A_8 的雌性锥形接收部分 610'。接头体 604' 能够限定 2.5mm 的偏移量。

[0116] 雄性锥形插入部分 608 能够随着其延伸离开接头体 604 而略微地渐缩。雌性锥形接收部分 610 类似地随着其从接头体 604 的端部延伸进入接头体 604 而略微地渐缩。如从

以下讨论将变得清楚,各种不同的雄性锥形插入部分(例如部分 608)能够插在各种不同的雌性锥形接收部分(例如部分 610)中,以形成锁定锥体或者莫氏锥体。以下文进一步描述的方式,锁定构件 606 能够延伸进入钻孔 614,在该处锁定构件 606 最终接合紧固件插入部 620。

[0117] 紧固件插入部 620 能够包括形成有外螺纹的远侧部分 622,以便接合茎 20 的雄性锥形插入部分 58 的内螺纹孔 72。紧固件插入部 620 能够进一步包括中央部分 624 和近侧部分 626。近侧部分 626 能够限定圆锥形接合头部 630。夹持零件 632(例如但是不局限于用于接收六角扳手(Allen wrench)的六角钻孔)能够形成在近侧部分 626 的上表面。如将作更详细地描述,紧固件插入部 620,或者更具体地说是圆锥形接合头部 630,能够由第一生物相容材料形成而锁定构件 606 则能够由第二生物相容材料形成。第二生物相容材料可以是比第一生物相容材料硬度值更高(更硬)的材料。

[0118] 现在转到图 36C 和 36D,图中示出根据附加特征的胫骨托架 636。如文中将作更全面描述,胫骨托架 636 可以是骨养护铰链膝假体(图 48A)的一部分。胫骨托架 636 能够限定上延伸立柱 637 和下延伸部分 638,下延伸部分 638 限定雌性锥形接收部分 640。下延伸部分 638 能够限定外部锥形补充件接收表面 642。胫骨托架 636 能够限定穿过胫骨托架 636 的托架部分而形成的螺纹通道 646。螺纹通道 646 能够适于螺纹地接纳锁定构件 606。不同于提供中心孔 32 以便沿上/下方向接收紧固件 90' 的十字保持胫骨托架 22(图 34),胫骨托架 636 能够提供螺纹通道 646,以便沿前/后方向接收锁定构件 606。

[0119] 现在参考图 39A-40B,将描述组装胫骨托架 636、接头体 604 和茎 20 的示例性顺序。首先,能够将紧固件插入部 620 旋入螺纹钻孔 611 中。在一个示例中,能够旋拧紧固件插入部 620 直到中央部分 624 接合接头体 604 的雄性锥形插入部分 608 的终端表面 650。此时,能够将茎 20 联接至接头体,或者能够将接头体 604 联接至胫骨托架 636。尽管次序能够颠倒,但是接头体 604 能够通过将接头体 604 的雄性锥形插入部分 608 插入胫骨托架 636 的雌性锥形接收部分 640 而联接至胫骨托架 636。然后,外科医生能够在雌性锥形接收部分 640 内旋转雄性锥形插入部分 608 以获得所期望的定向。如后面将作描述,本发明提供用于在相对于胫骨托架 636 将接头体 604 紧固在固定位置之前检验接头体 604 的正确定向的各种不同工具。一旦已获得所期望的定向,则能够从未紧固位置(图 36C)将锁定构件 606 旋拧成与圆锥形接合头部 630 接合从而旋拧至紧固位置(图 36D)。

[0120] 如上所述,锁定构件 606 能够由比紧固件插入部 620 硬的生物相容材料形成。因此,锁定构件 606 的远端 654 能够使圆锥形接合头部 630 的界面区域变形(例如在该处形成凹陷)。变形区域以附图标记 656 表示(图 39A 和 40B)。通过使紧固件插入部 620 的区域 656 变形,锁定构件 606 的锁定功能能够通过提供更大的分离阻力而得以改进。进一步解释地,所形成的凹陷能够抑制锁定构件 606 和紧固件插入部 620 之间的滑动、旋转或其他相对运动。

[0121] 接下来,茎 20 能够通过将锁定构件 606(即另一个相同的锁定构件 606)钉入紧固件插入部 620(即另一个相同的紧固件插入部 620)中而连接至接头体 604。

[0122] 根据另一个特征,由钻孔 614 限定的螺纹 616 能够限定出与由锁定构件 606 限定的螺纹 662 相比略微不同的螺纹轮廓(即螺距)。作为选择,螺纹 616 或者 662 中的一者能够最初变形。这样的关系能够允许锁定构件 606 在外科医生的最初操纵后被保持在钻孔

614 内。换言之,能够早先将锁定构件 606 定位在钻孔内,使得外科医生将不需要将锁定构件 606 的远侧顶端 654 置入钻孔 616 中(即使两个分离的部件配合)。可以理解,在紧固期间,这样的螺纹构形不会阻碍锁定构件 606 在钻孔 616 内的旋转。

[0123] 现在转到图 41A,包括有接头体 604 和锁定构件 606 的接头组件 600 被示出为与股骨部件 112' 组装。股骨部件 112' 基本上类似于股骨部件 112(图 8),但是能够限定形成在股骨盒 670 中的螺纹钻孔 668。如所能够理解,螺纹钻孔 668 能够提供类似于接头体 604 的钻孔 614 的螺纹 616 的功能。因此,锁定构件 606 能够被钉入从而接合紧固件插入部 620 的圆锥形接合头部 630。

[0124] 如图 41B 所示,图中示出接头体 604 上的裙部 54"。裙部 54" 大体限定了能够在补充件 402 的向外锥形径向延伸部分 432(也可参见图 21)上提供大体平滑的几何过渡的喇叭状轮廓部分。裙部 54" 和补充件 402 之间的几何过渡能够减小否则植入部件之间将会出现的尖锐过渡,从而在植入位置中提供与周围骨的有利的适配构形。更具体解释地,接头 604 的雄性锥形插入部分 608 能够限定附接轴线 671。本体 424 的向外锥形径向延伸部分 432 能够限定平面 673。裙部 54" 的喇叭状轮廓部分能够在植入位置中大体地沿着平面 673 渐缩。裙部 54" 能够因此而与补充件 402 协作从而有效地充填骨空隙。

[0125] 如现在所能够理解,本发明提供一组简化的可互换部件,其中接头组件 600 能够用在关节线的任一侧上(例如,如针对图 35 所述的与胫骨部件结合使用,还有如针对图 41 所述的与股骨部件结合使用)。而且,锁定构件 606 和紧固件插入部 620 的组合能够被用在如上所述的若干不同的区域中。另外,例如在图 21-25 中公开的补充件能够以与股骨部件的上延伸部分(例如图 8 中的部分 130)或者胫骨部件的下延伸部分(例如图 36C 中的部分 638)协作的方式使用。

[0126] 现在转到图 42-49,将更详细地描述可以以与胫骨托架 636 协作的方式使用的附加部件。如所解释,胫骨托架 636 能够用作骨养护铰链膝假体的一部分。胫骨托架 636 能够与支承件 672 协作。龙骨 680 能够限定用于接收上延伸立柱 637 的第一钻孔 682、以及用于接收轴杆 686 的第二钻孔 684。一对毂 688 能够接合轴杆 686 的相对端。在一个示例中,偏置构件 687 能够顶着龙骨 680 上的外表面偏置,以将轴杆 686 向外偏置。

[0127] 通过沿向内的方向按压轴杆 686 并且将龙骨 680 大体置入股骨部件 692 的股骨盒 696 中直到轴杆 686 与形成在股骨盒中的通道 695 和 697 对齐,龙骨 680 能够在手术中联接至股骨部件 692。毂 688 能够在轴杆 686 的相对端上嵌套在通道 695 和 697 中。轴杆 686 能够向外偏置,从而促使毂 688 座落在通道 695 和 697 中。如所能够理解,在使用期间,毂 688 能够提供用于支撑轴杆 686 的旋转表面。毂 688 可以由任何合适的轴承材料例如 PEEK(聚醚醚酮)、聚乙烯、碳加强 PEEK 形成。然后,销 700 能够插入龙骨 680 中以抑制轴杆 686 的向内压缩。

[0128] 承座 690 能够布置在龙骨 680 和股骨部件 692 中间。股骨部件 692 能够限定穿过盒 696 的螺纹钻孔 694。上延伸部分 698 能够接收接头体 604 的雄性锥形插入部分 608。锁定构件 606 能够如上所述地用来接合从雄性插入部分 608 凸伸出的紧固件插入部 620(未具体示出)。作为选择,紧固件能够向上延伸而穿过股骨部件 692,从而紧固地与接头体 604 配合(如图 8 所示)。马蹄状夹子 702 能够紧固地嵌套在限定在立柱 637 上的环形凹处 704 中。

[0129] 现在参考图 50-54, 图中示出附加的补充件。补充件 710 能够限定用于紧固至胫骨托架 (即, 例如图 3D 中的胫骨托架 22D) 的中间或侧下侧的基本上对称的轮廓。通道 712 能够形成为穿过补充件 710, 以便在组装位置中接收紧固件 (未示出)。补充件 716 和 718 能够限定通道 720 和 722, 分别用于接收股骨部件 730 (见图 58) 的上延伸部分 724。补充件 716 和 718 能够限定特别用于与股骨盒 732 的中间或侧向侧协作的轮廓。补充件 716 能够被植入以占据股骨部件 730 的中间侧的骨损失区域。补充件 718 能够被植入以占据股骨部件的侧向侧的骨损失区域。补充件 734 和 736 能够分别限定通道 738 和 740 (图 59)。补充件 734 和 736 可以单独地或者以组合方式使用。相应的通道 720、722、738 和 740 与股骨部件 730 的上延伸部分 724 能够限定圆锥形接合表面, 其适于提供按照莫氏型锥体而形成的摩擦配合。补充件 734 和 736 能够限定不同于补充件 716 和 718 的轮廓。

[0130] 现在转到图 53, 图中示出了另一个补充件 744。补充件 744 能够限定通道 746。在一个示例中, 补充件 744 可以是对称的, 用于联接至 股骨部件 730 的中间或侧向表面。螺纹盲孔 750 和 752 能够限定在股骨部件 730 上, 以便接纳用于紧固补充件 744 的紧固件 (未示出)。能够提供另一个补充件 744' (其能够呈相对于补充件 744 的镜像轮廓), 以便与股骨部件的唯一的中间 (或侧向) 侧相匹配。

[0131] 参考图 54 和 57, 图中示出了具有中心通道 756 的鞍囊状补充件 754。中心通道 756 能够接收股骨部件 730 的上延伸部分 724。如同本文所提供的其他补充件, 中心通道 756 与上延伸部分 724 能够限定适于提供按照莫氏型锥体而形成的摩擦配合的圆锥形接合表面。图 60 示出了具有紧固至上延伸部分 724 的翼状补充件 450 (图 24) 的股骨部件 730。

[0132] 本文所公开的每一个补充件能够由生物相容材料例如实心金属、多孔金属或者实心金属和多孔金属的组合形成。在一个示例中, 实心金属或者多孔金属能够包括不锈钢、钛、钛合金、钴-铬合金及其他适合于在生物相容环境中使用的材料。如在本领域中众所周知, 多孔金属能够提供合适的表面面积, 用于促进自然骨和 / 或软组织的向内生长。制造这种多孔金属的各种不同成分和方法可以在以下共同未决的申请中得到: 2005 年 4 月 21 日提交的美国系列号 11/111, 123; 2005 年 12 月 5 日提交的美国系列号 11/294, 692; 2006 年 2 月 17 日提交的美国系列号 11/357, 868, 以上申请的名称均为 "用于多孔移植的方法和装置 (Method and Apparatus for Use of Porous Implants)" ; 2006 年 10 月 11 日提交的、名称为 "用于多孔移植的方法 (Method for Use of Porous Implants)" 的美国系列号 11/546, 500; 2007 年 2 月 22 日提交的、名称为 "带有钴支承表面的多孔金属杯 (Porous Metal Cup with Cobalt Bearing Surface)" 的美国系列号 11/709, 549; 以及 2006 年 2 月 17 日提交的、名称为 "用于形成多孔金属移植物的方法和装置 (Method and Apparatus for Forming Porous Metal Implants)" 的美国系列号 11/357, 929, 所有这些申请也被转让给印第安纳州 Warsaw 的生迈公司, 这些申请通过参引而结合在本申请中。

[0133] 图 55A 示出一套部件 760。该套部件能够如本文所述地可互换地使用。茎能够限定各种不同的长度和直径。接头能够限定各种不同的偏移。图 55B 示出了这种可互换性。例如, 外科医生能够在手术中选择所需要的股骨部件 A、胫骨部件 B、支承件 C、补充件 D 以及偏移接头 E。尽管未示出, 但是合适的茎 (例如茎 20) 也能够如本文所述地联接至偏移接头 E。

[0134] 如本文所述, 锥形雌性接收部分已被描述为借助压配合接收锥形雄性插入部分。

进一步解释地,雌性接收部分和雄性插入部分都限定适于提供按照莫氏型锥体而形成的摩擦配合的圆锥形接合表面。

[0135] 尽管已参考优选实施例在说明书中描述和在附图中示出了本发明,但是本领域技术人员可以理解,在不脱离如权利要求中所限定的本发明的范围的情况下,可以进行多种不同的变化并且可以用等同物来替代其元件。另外,在不脱离本发明的实质范围的情况下,可以针对本公开的教导进行多种改型以适应特定的情形或材料。因此,本发明并未局限于通过附图示出和在说明书中描述的、作为目前可想象得到的实施本发明的最佳方式的特定实施例,而是,本发明将包括任何落入所附权利要求的描述中的任何实施例。

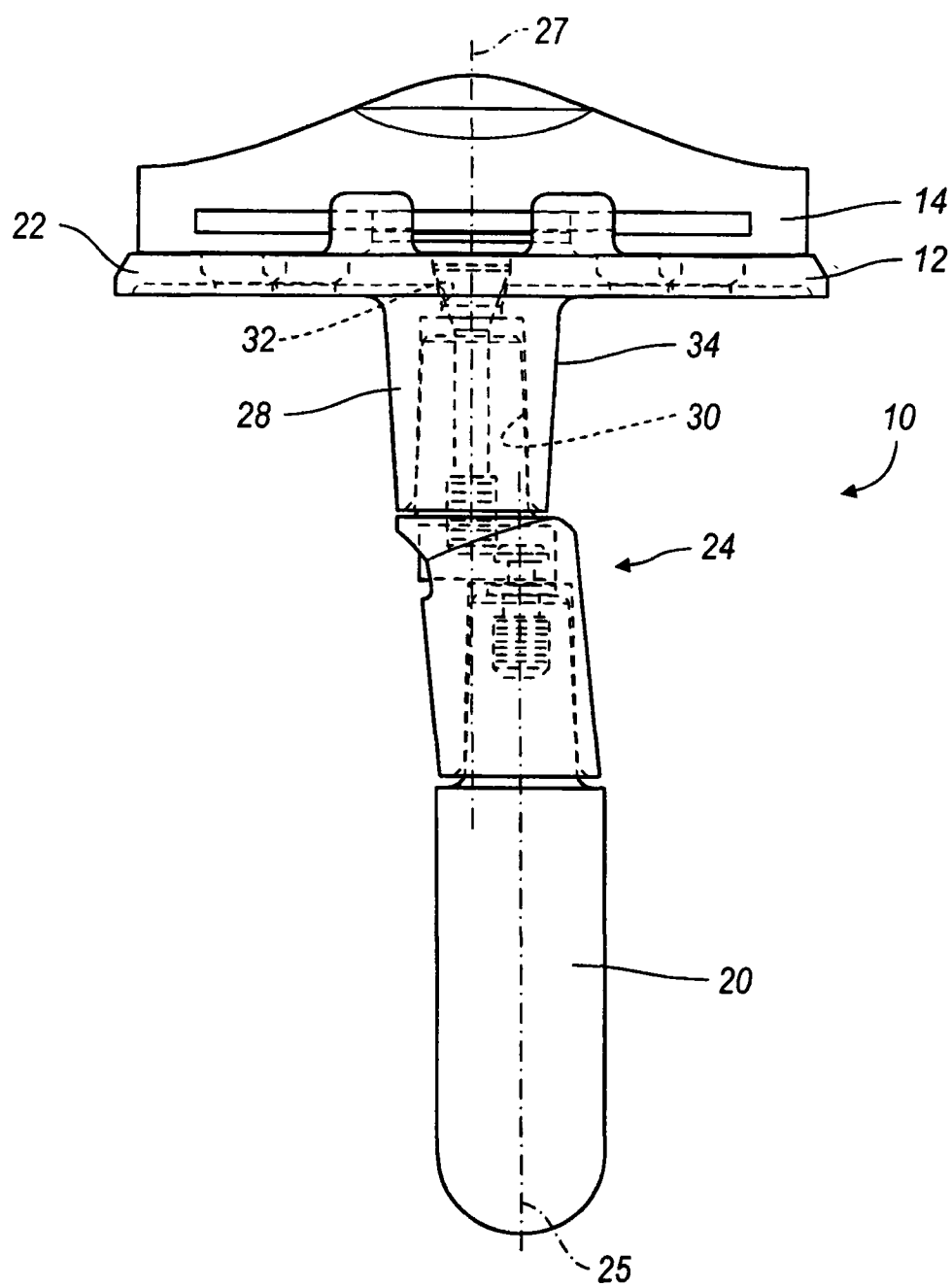


图 1

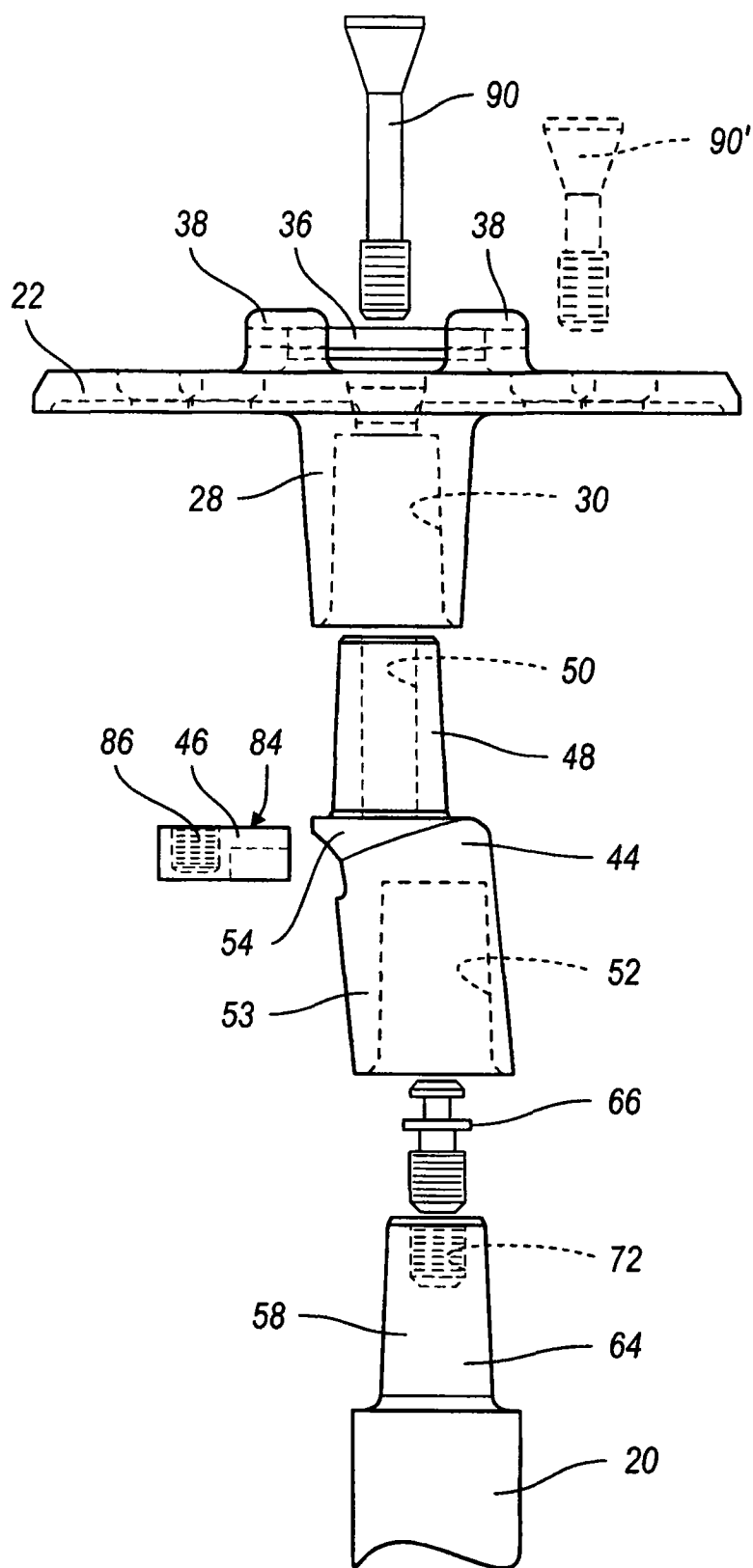


图 2

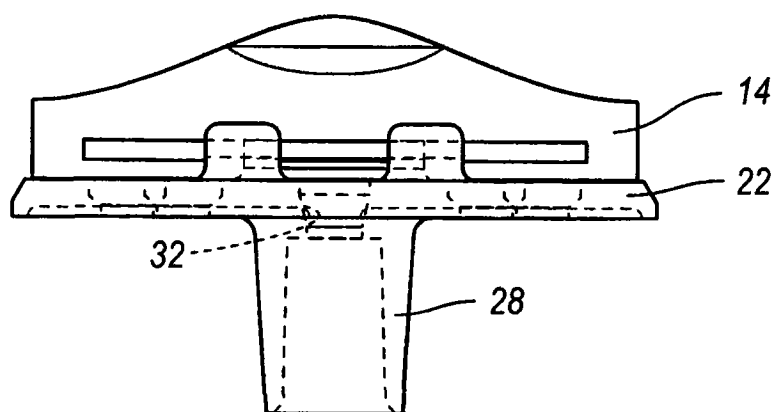


图 3A

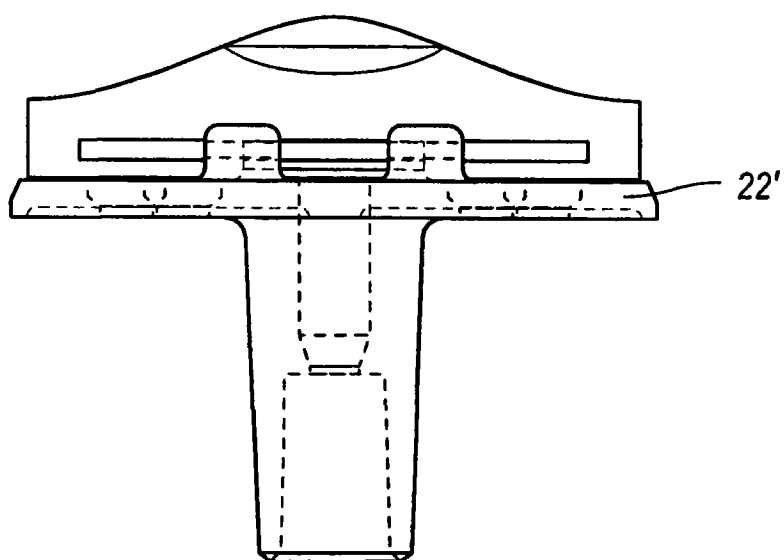


图 3B

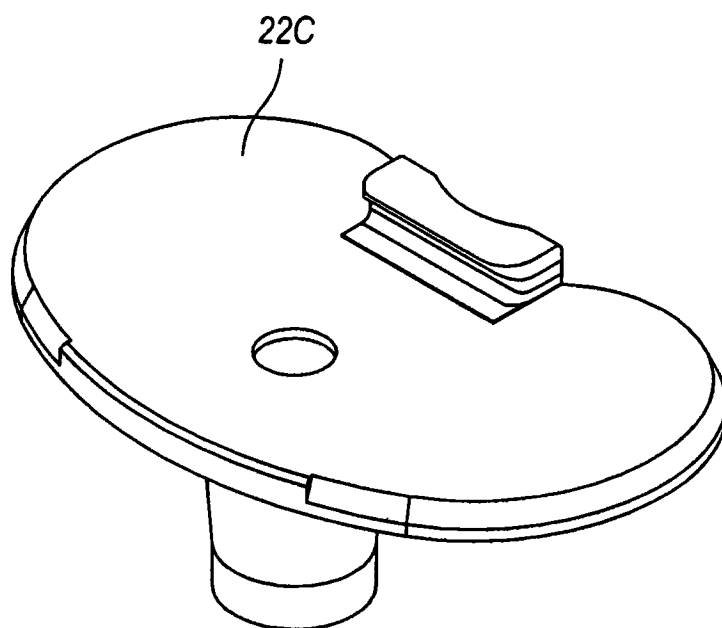


图 3C

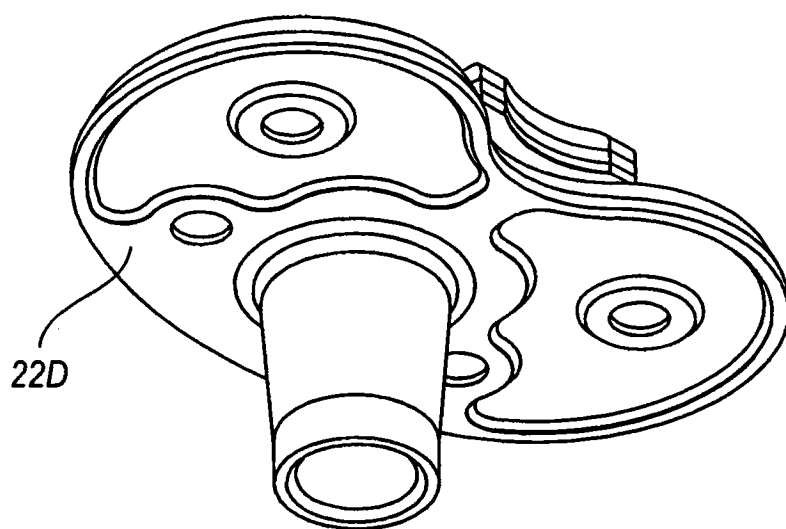


图 3D

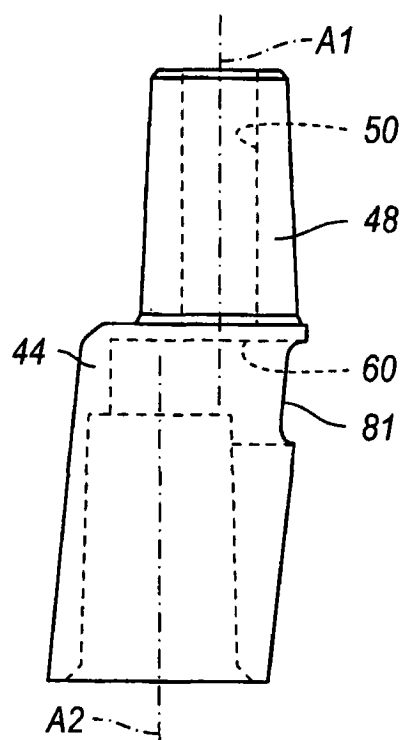


图 4

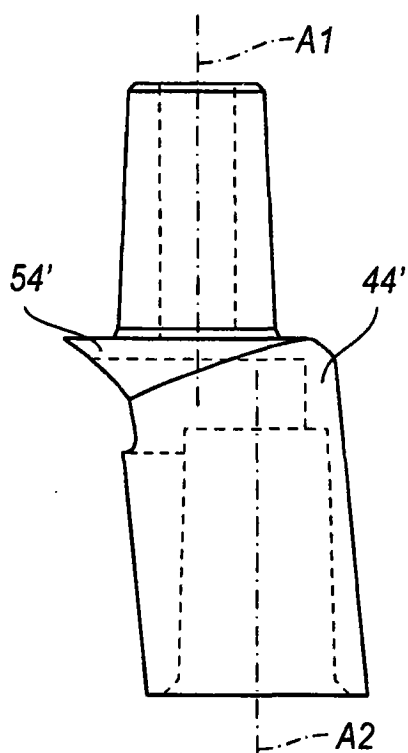


图 5

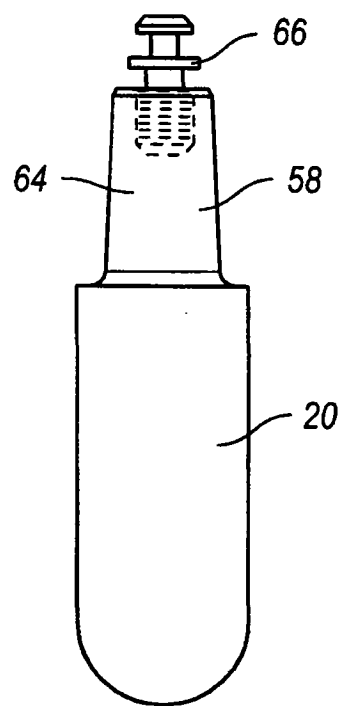


图 6

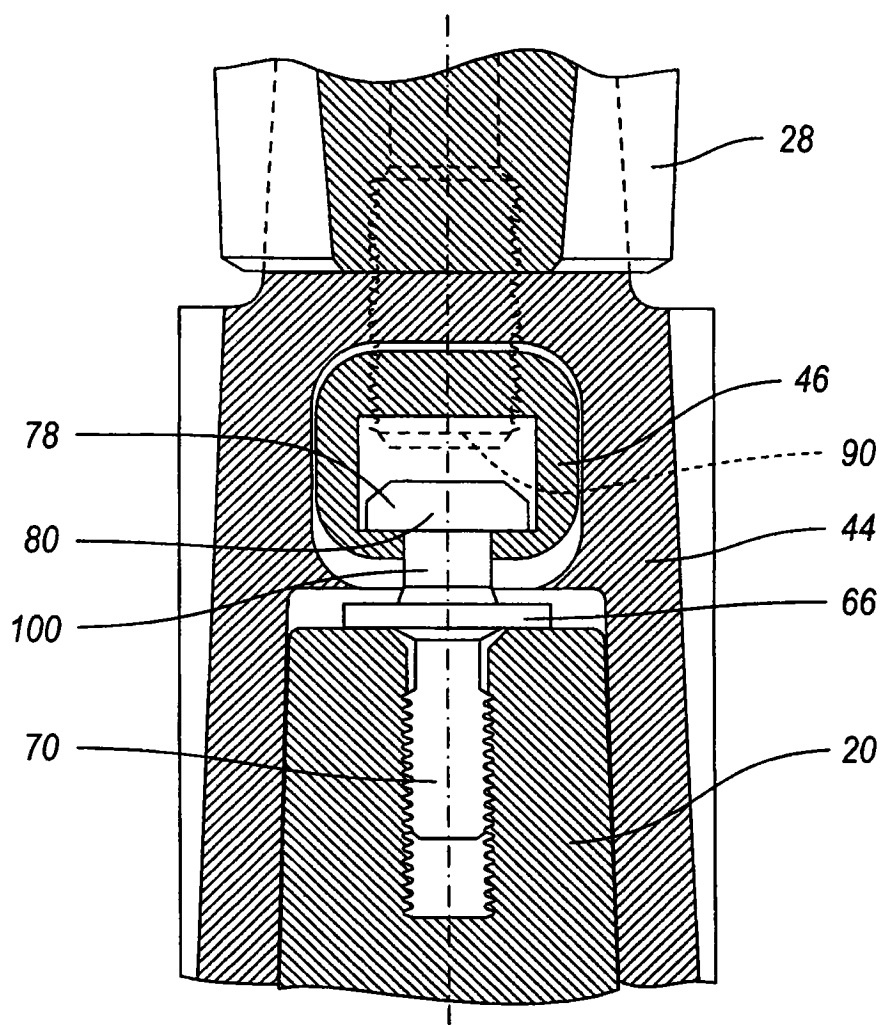


图 7A

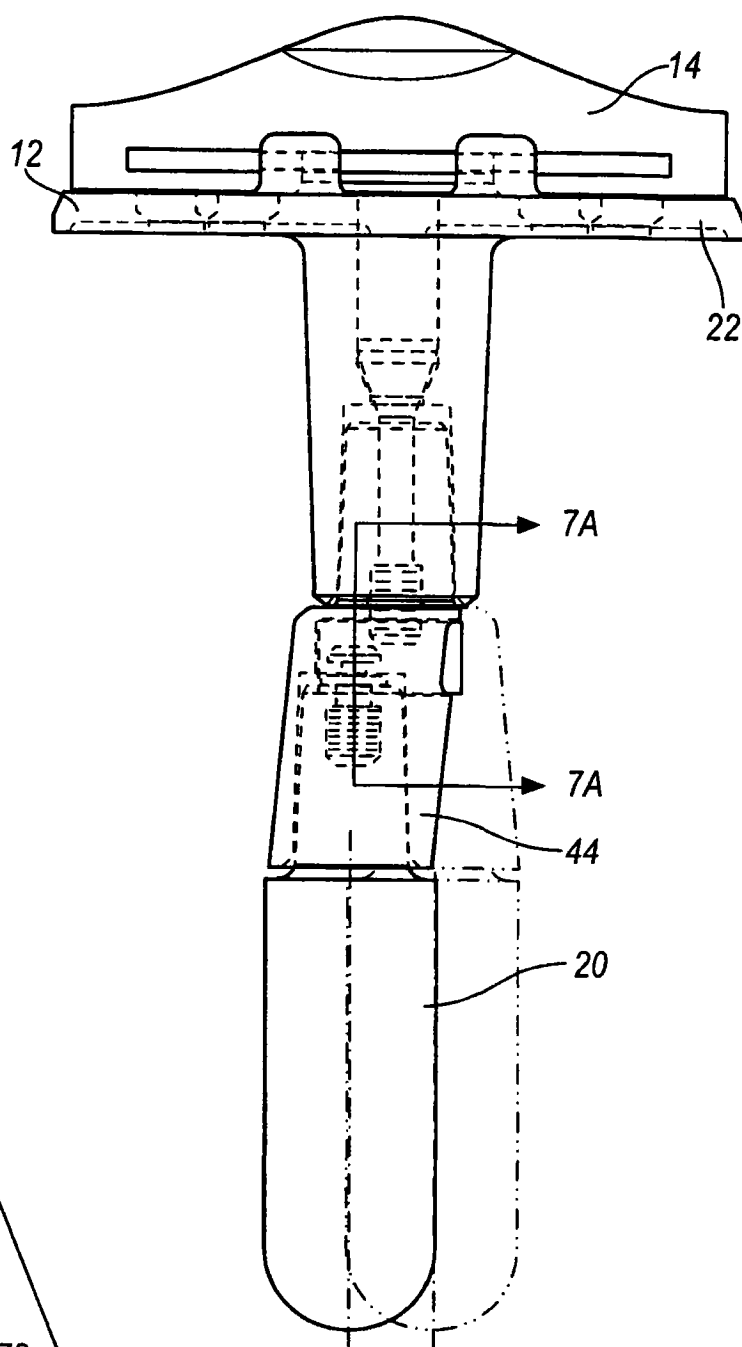


图 7B

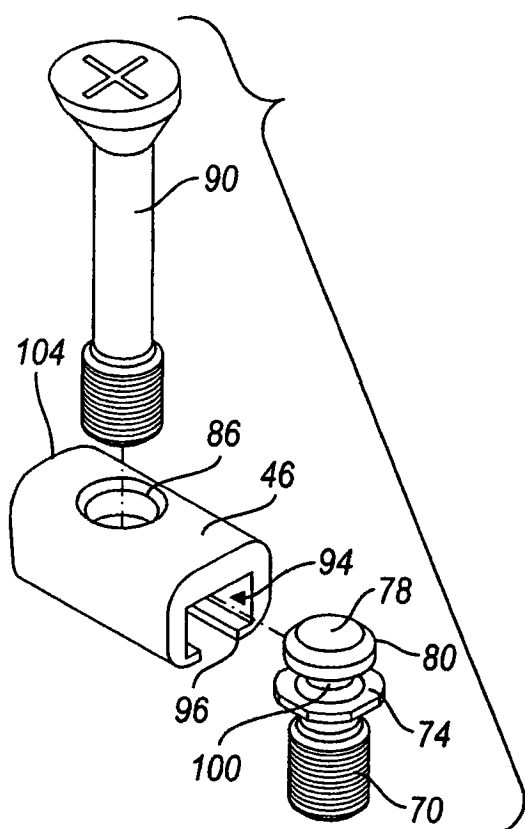


图 7C

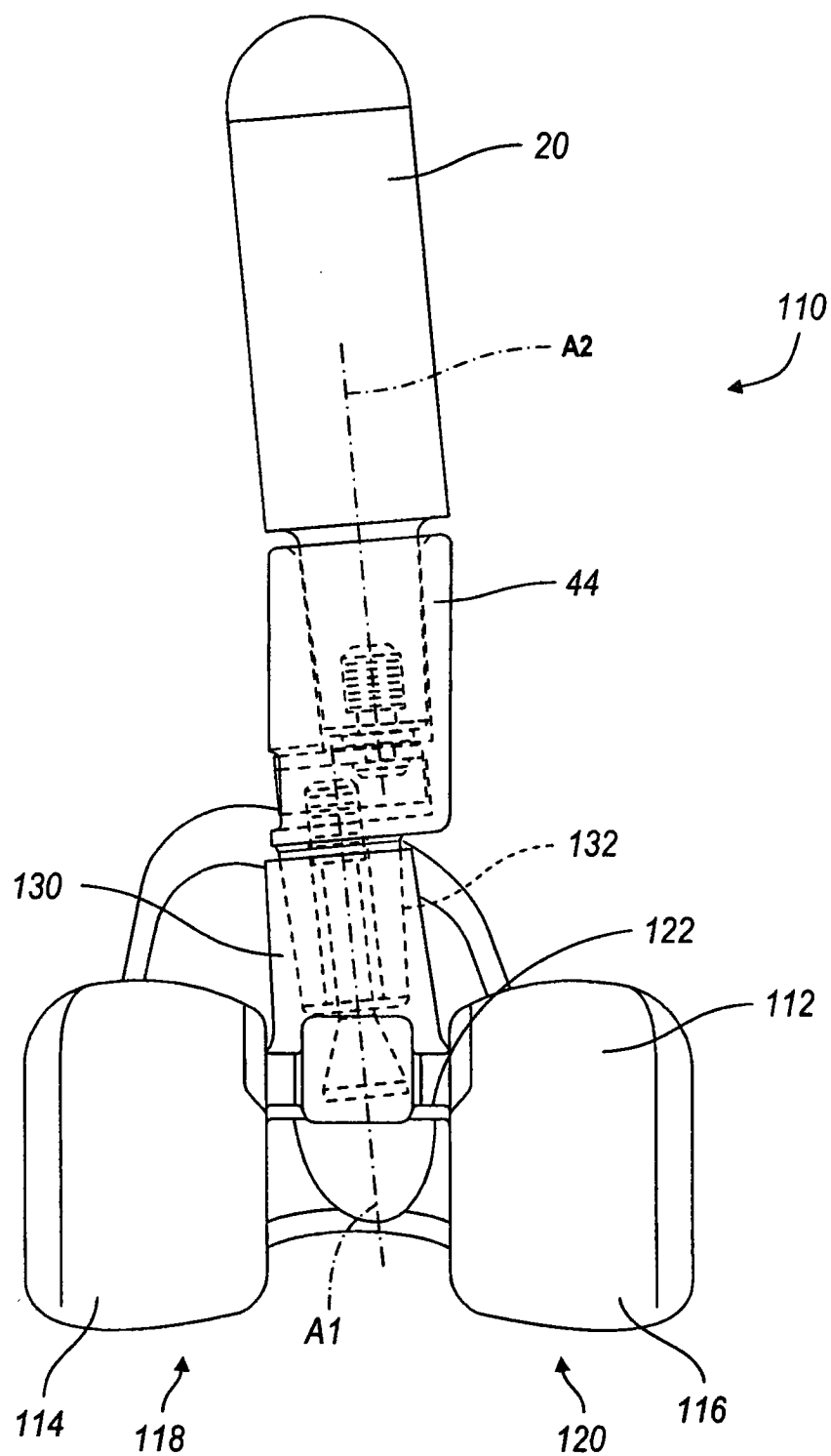


图 8

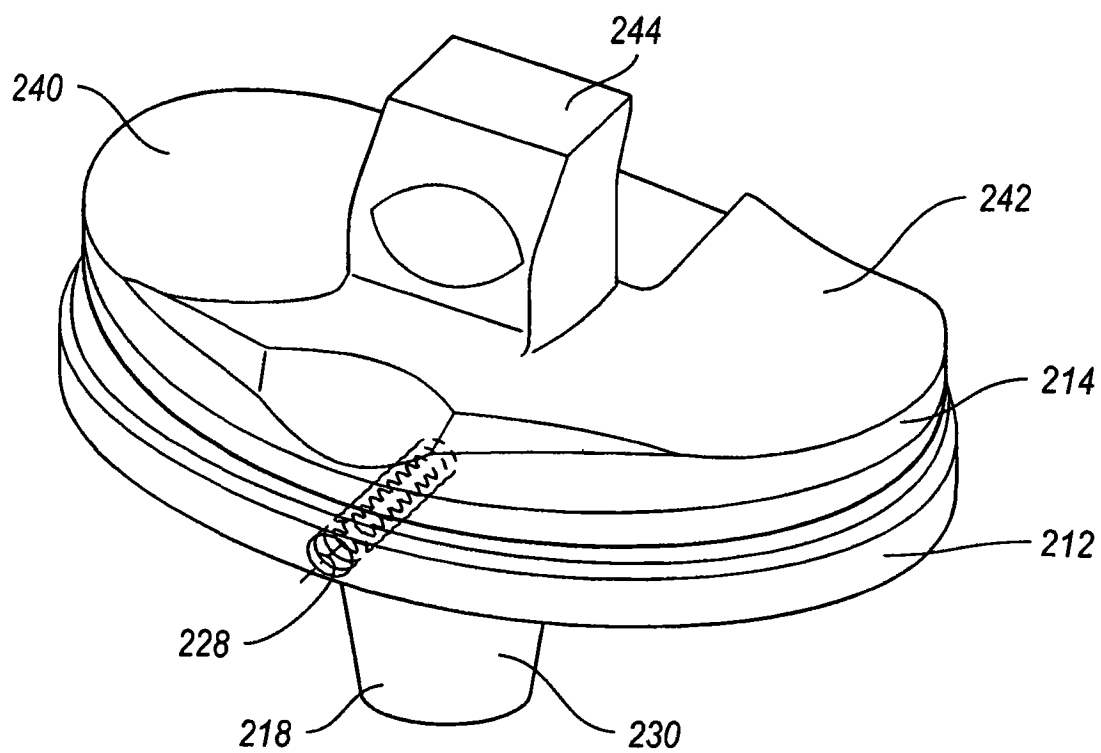


图 9

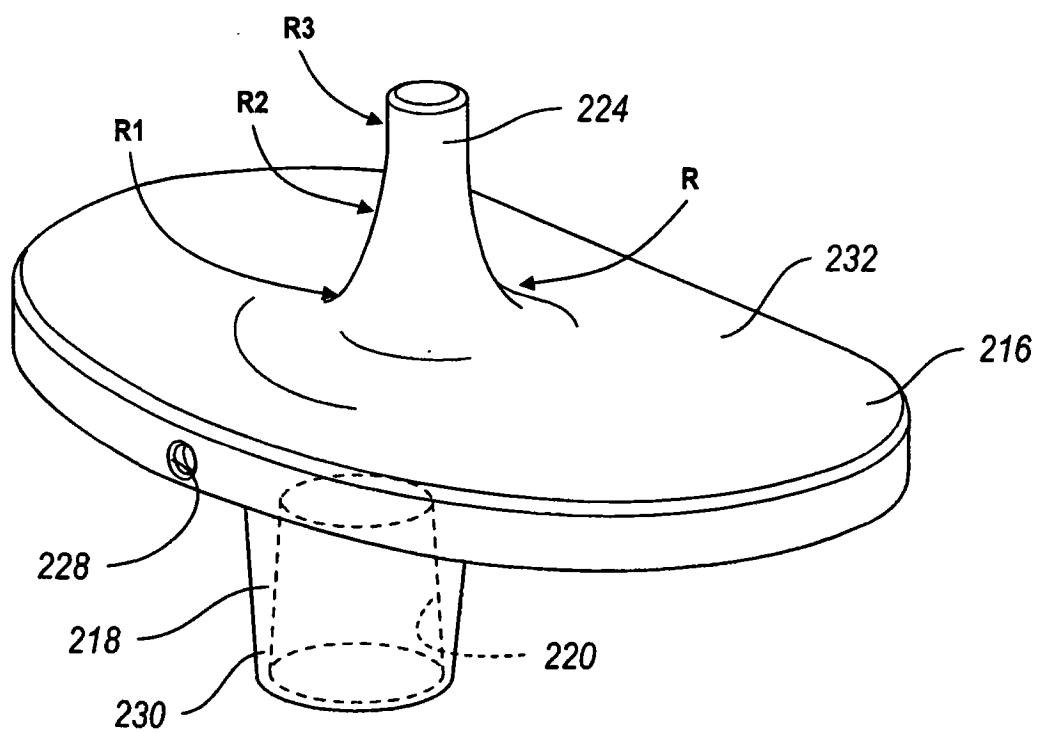


图 10

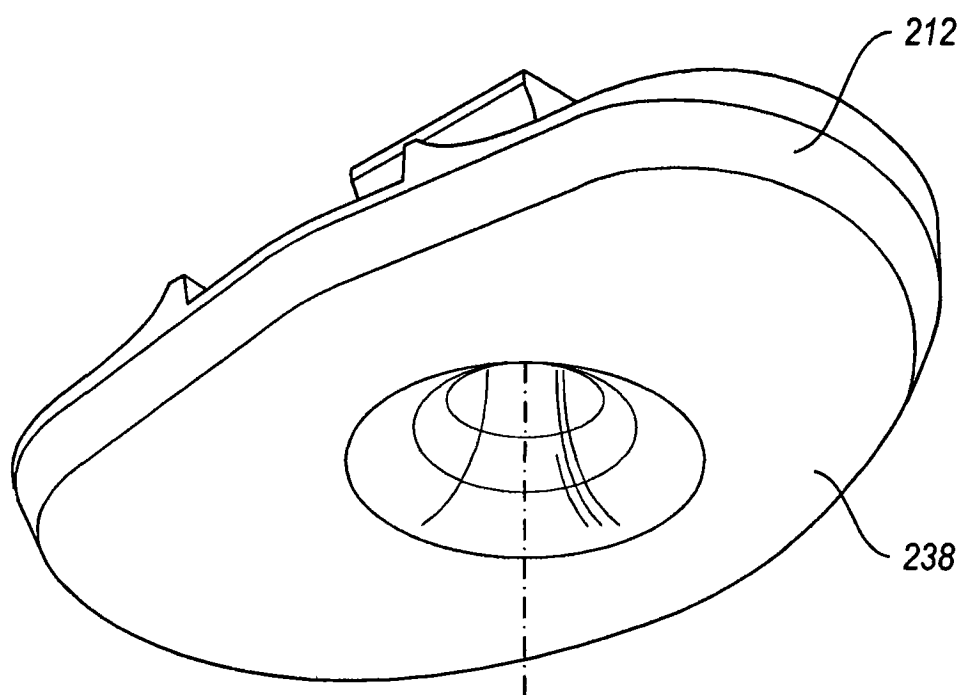


图 11

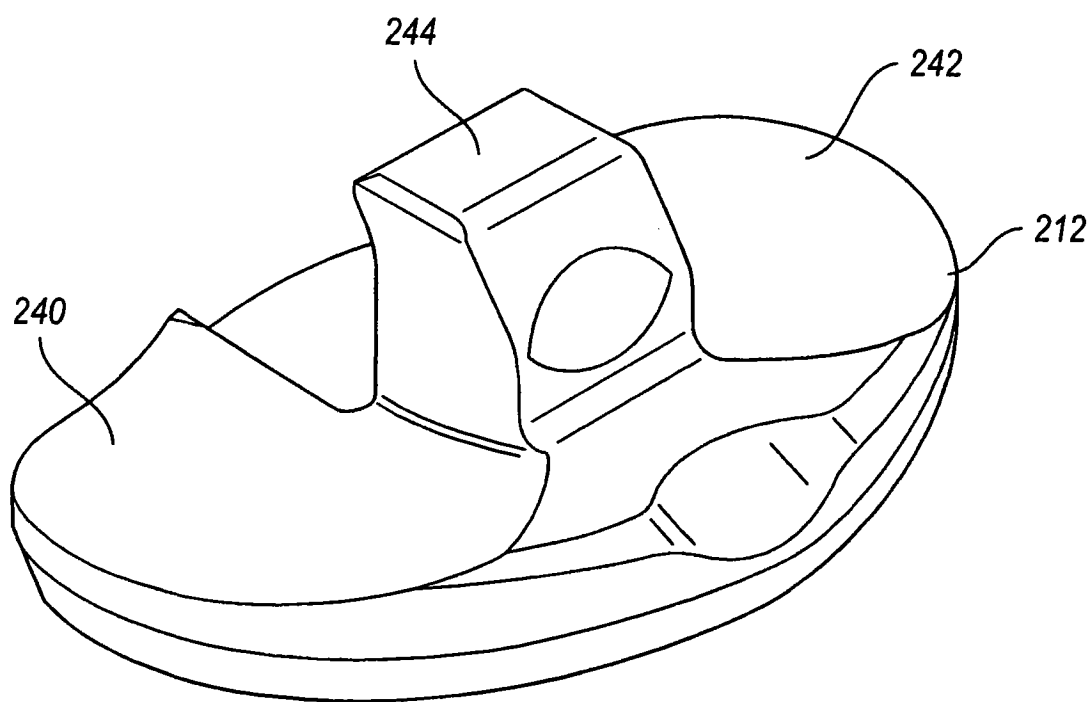


图 12

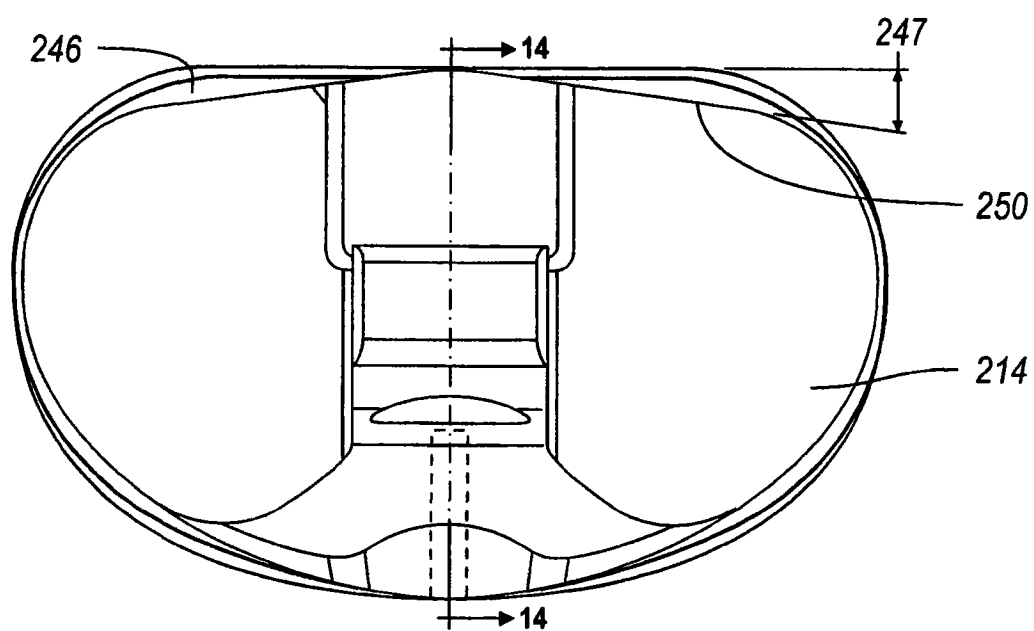


图 13

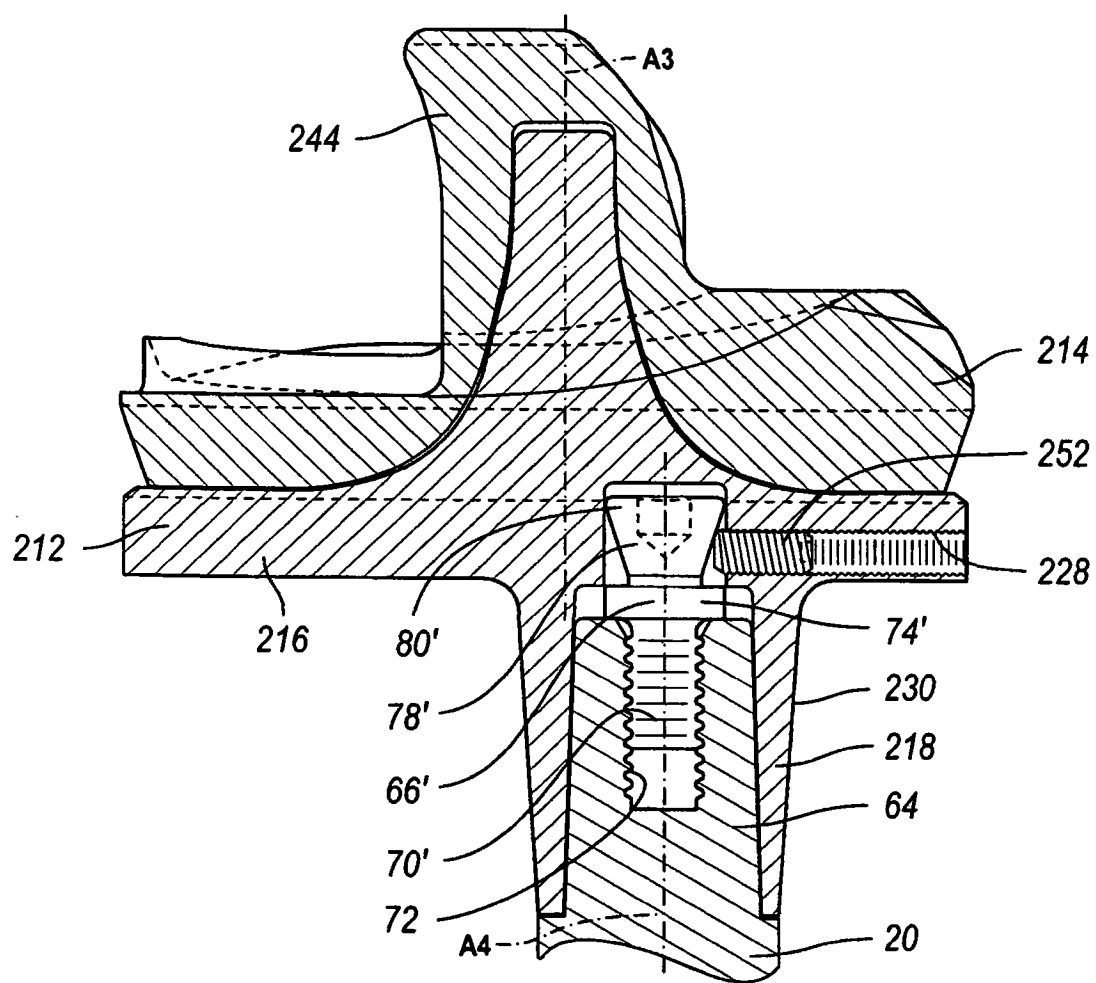


图 14

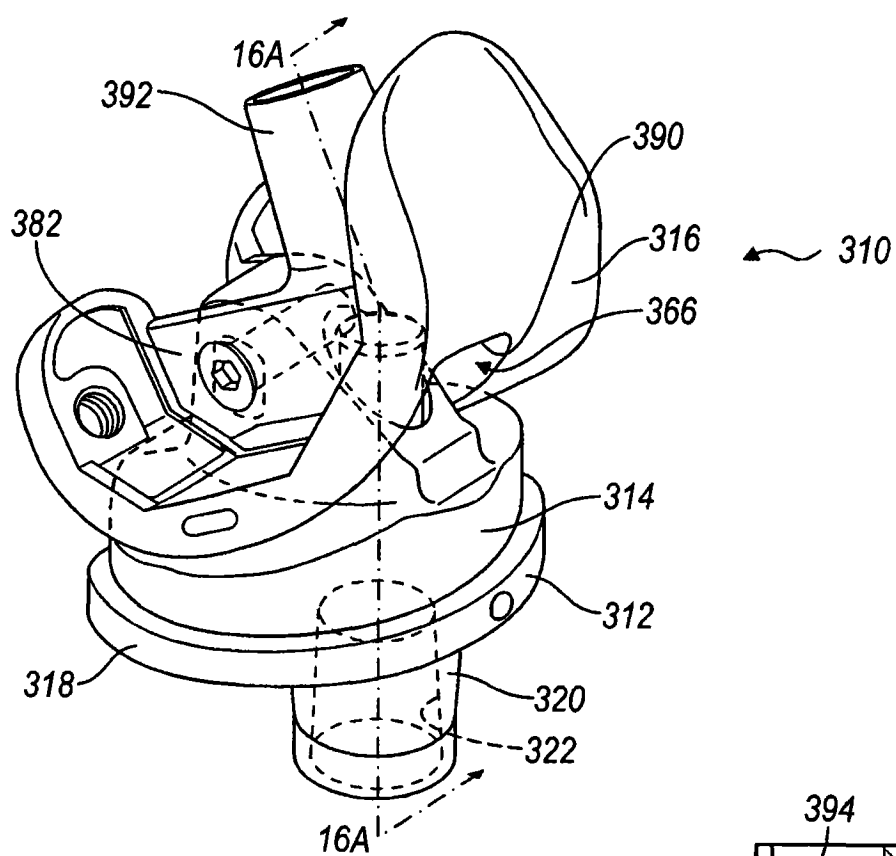


图 15

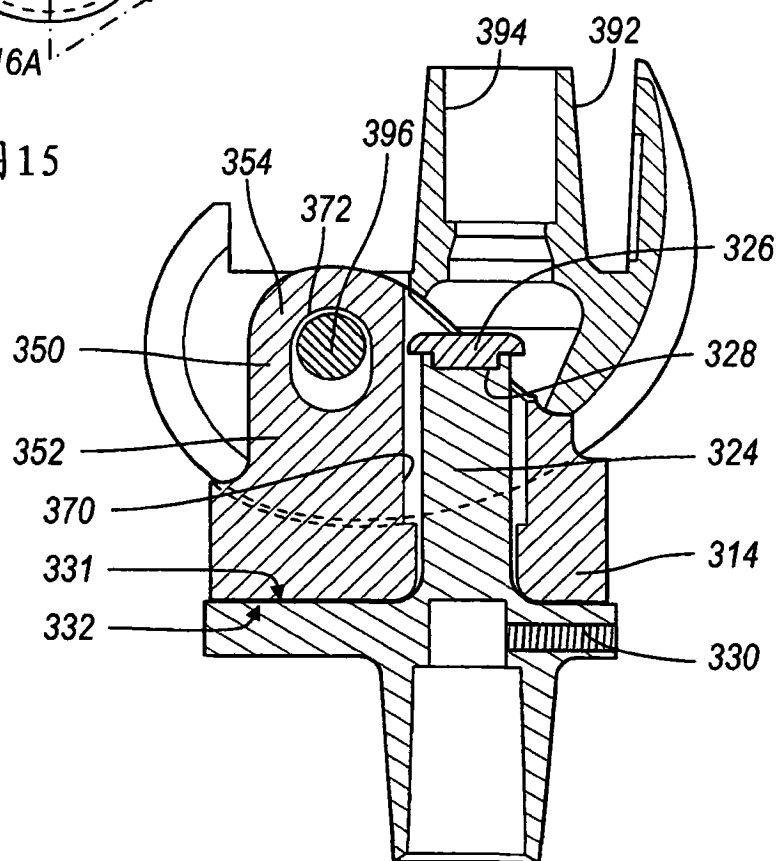


图 16A

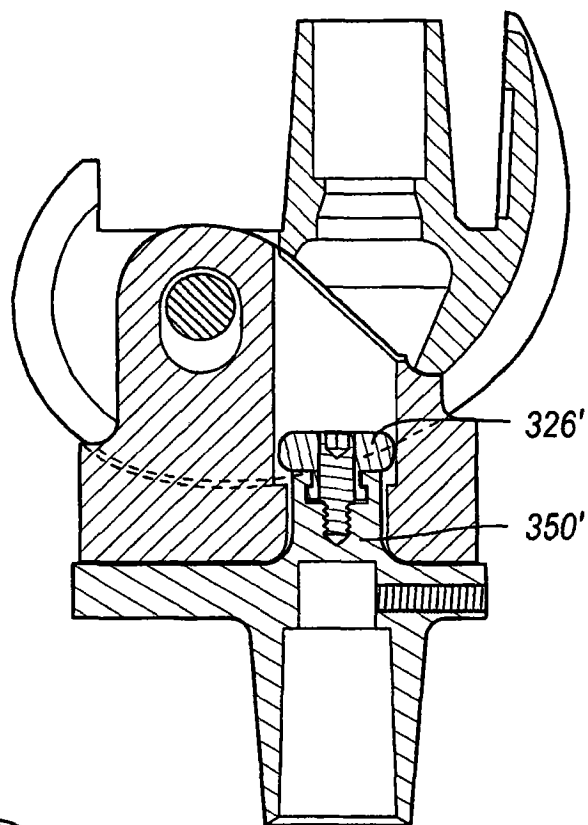


图 16B

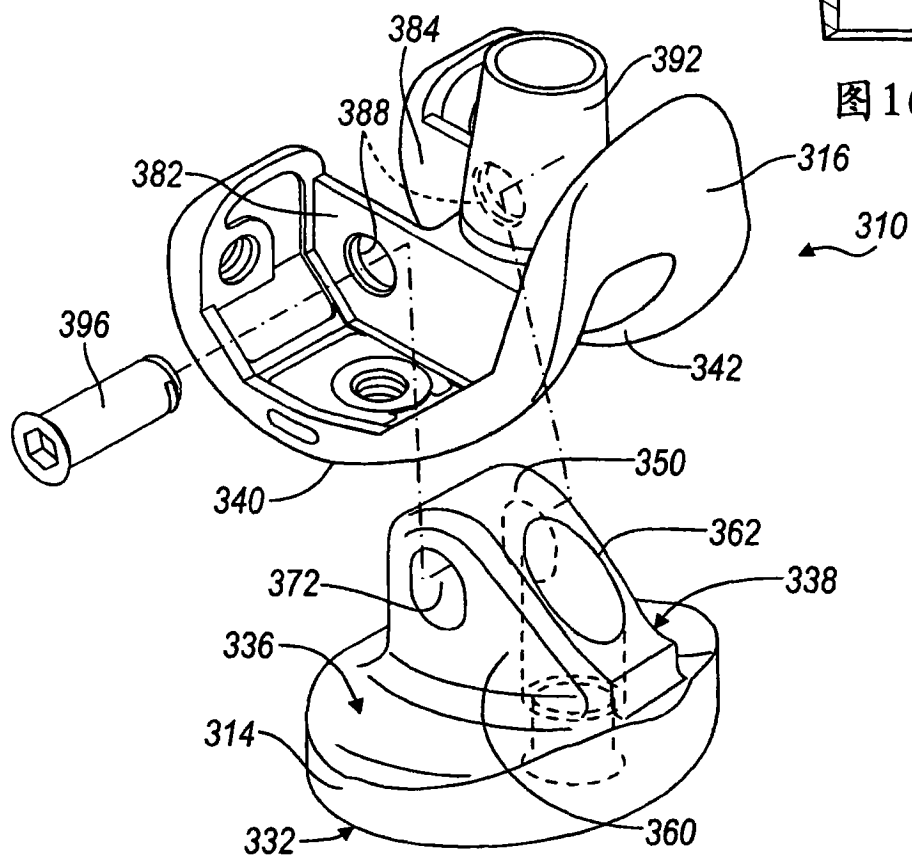


图 17

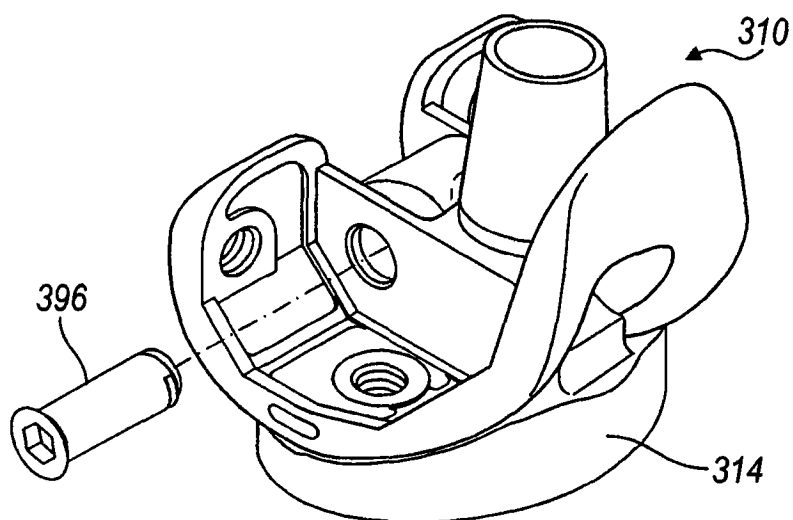


图 18

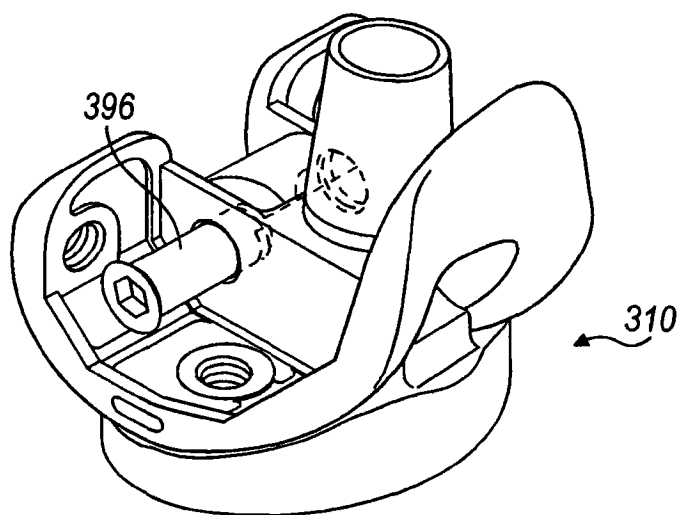


图 19

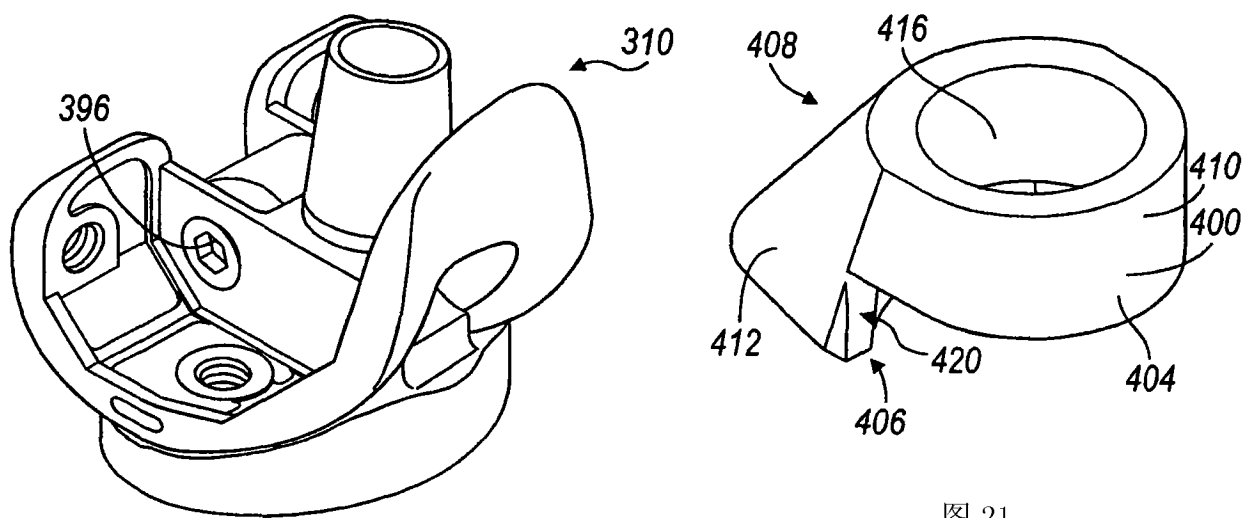


图 21

图 20

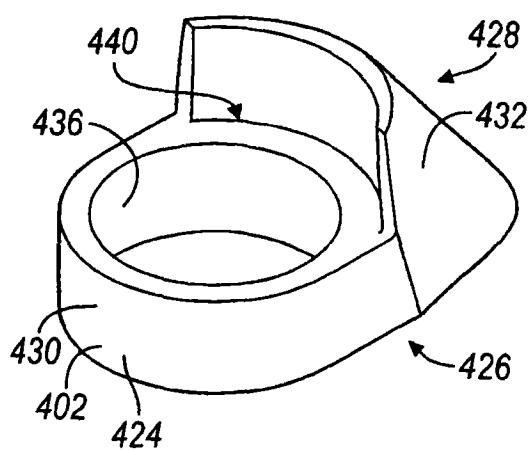


图 22

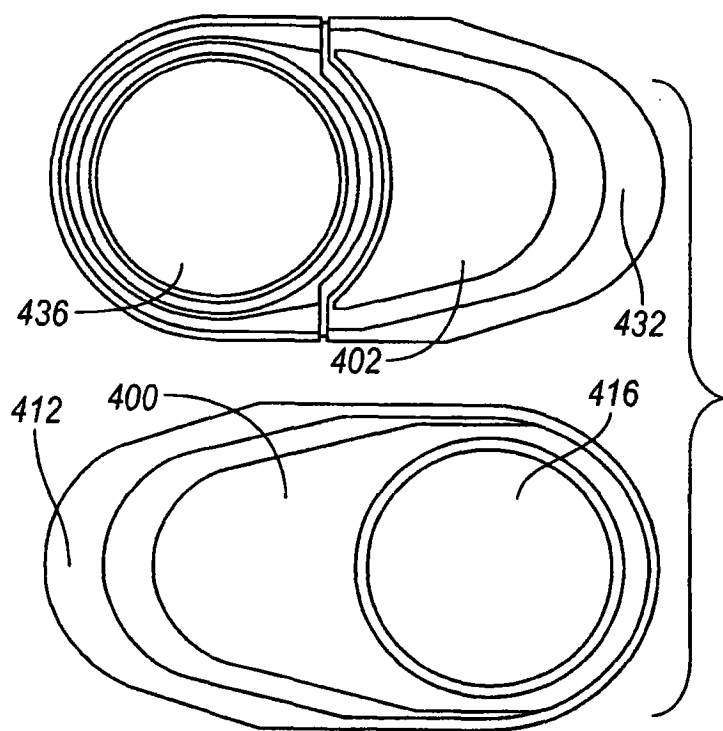


图 23A

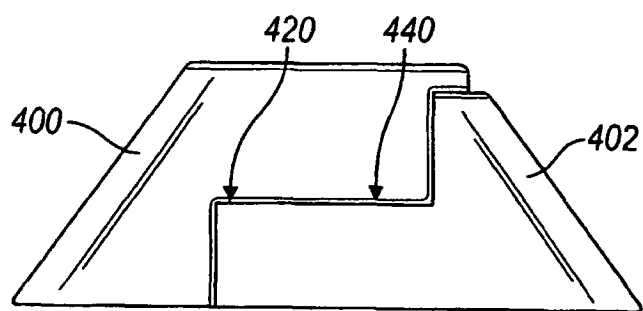


图 23B

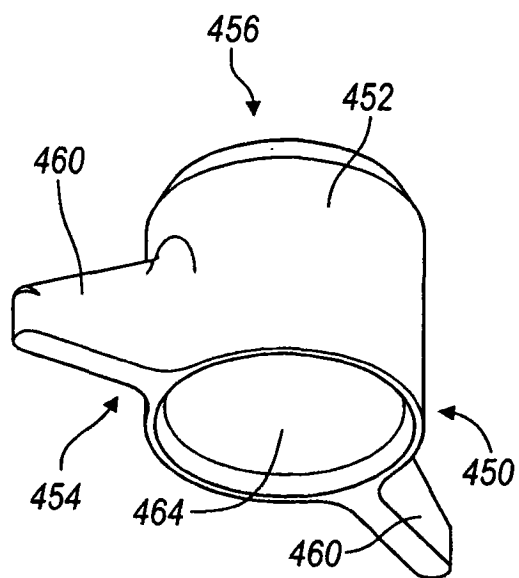


图 24

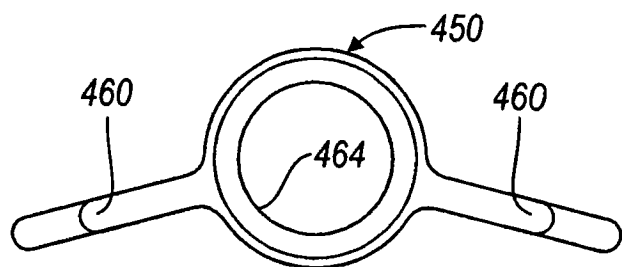


图 25

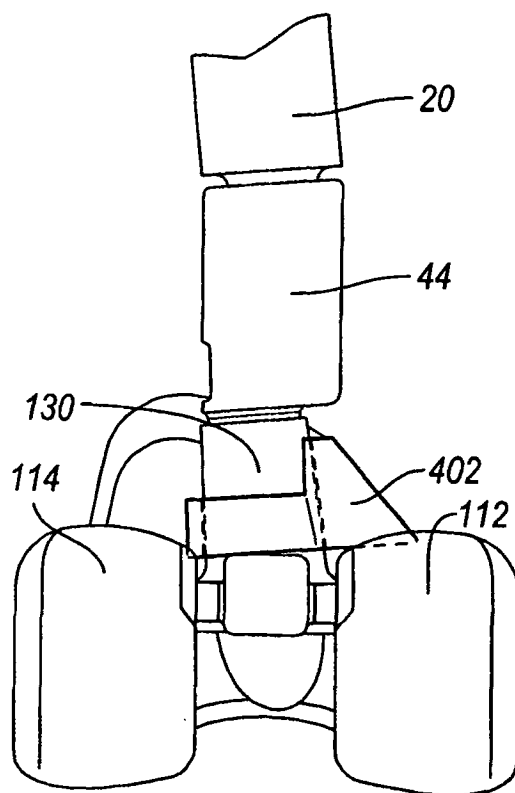


图 26

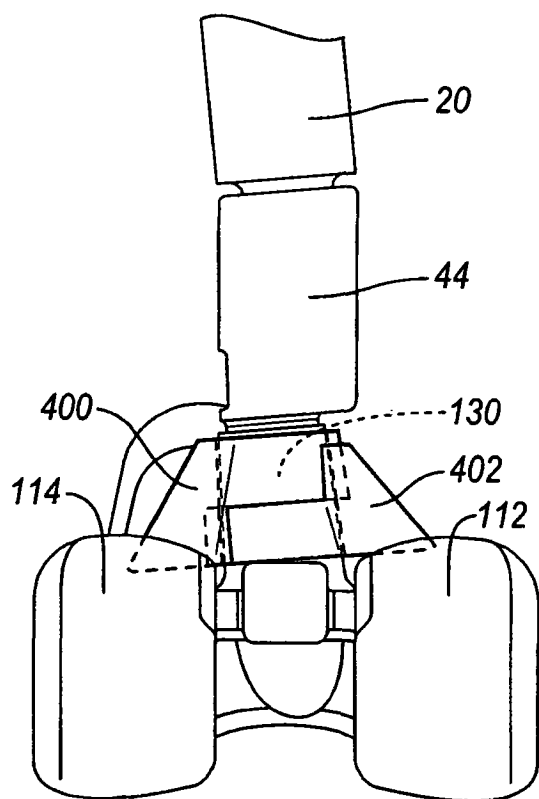


图 27

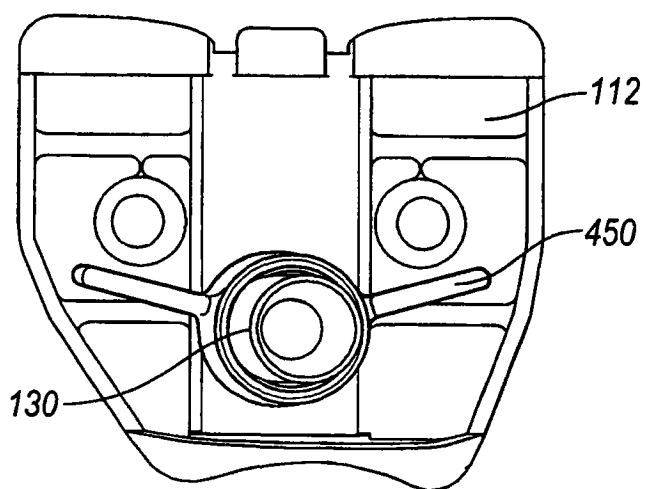


图 28

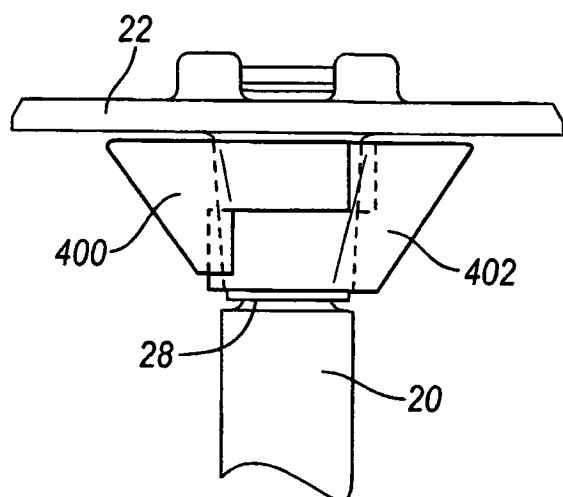


图 29

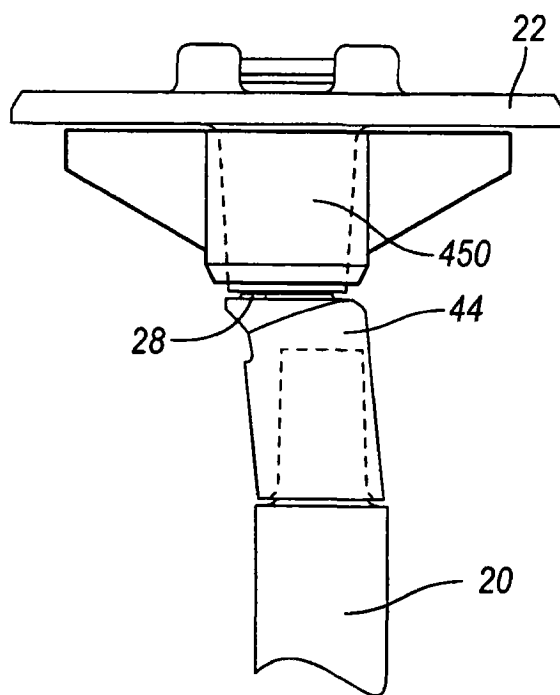


图 30

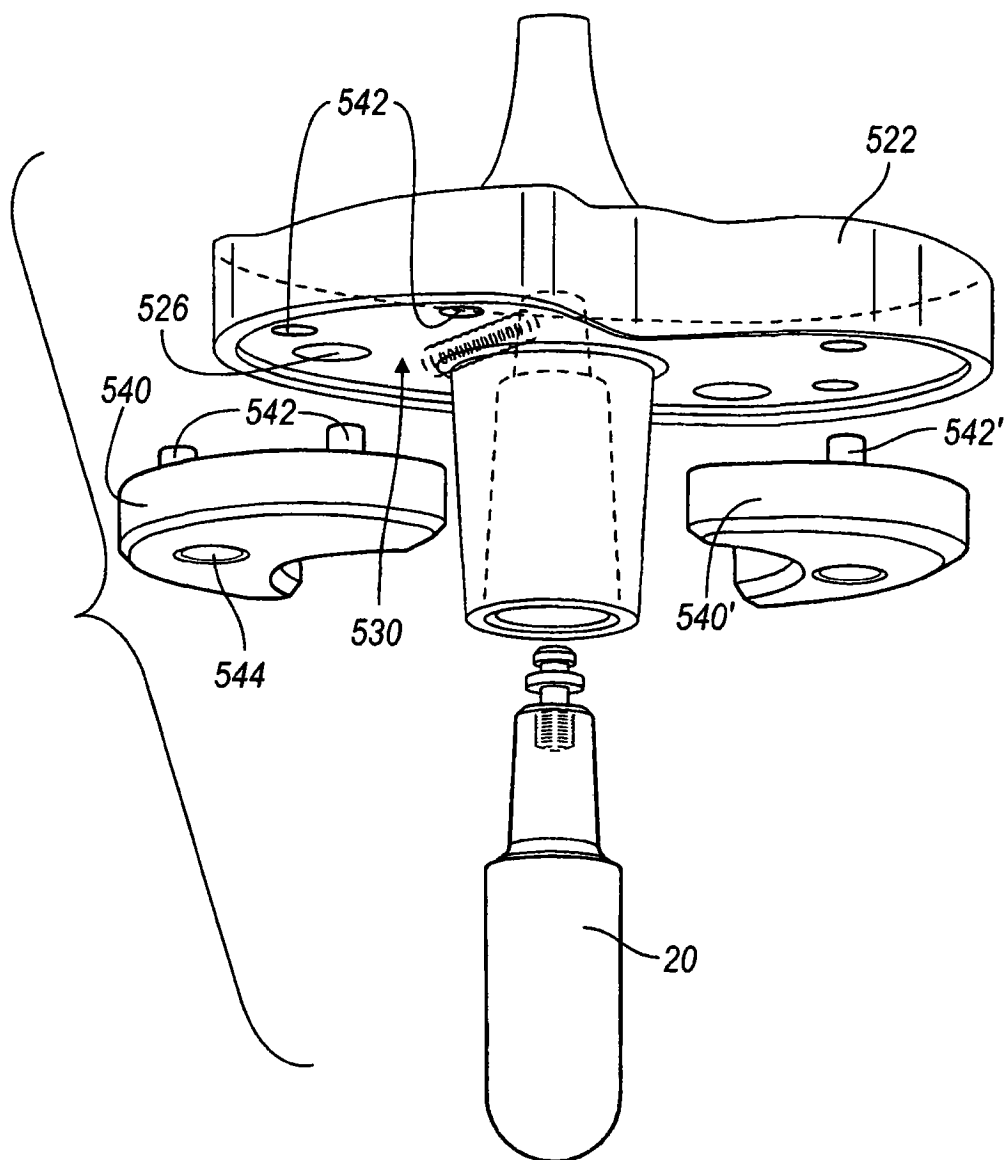


图 31

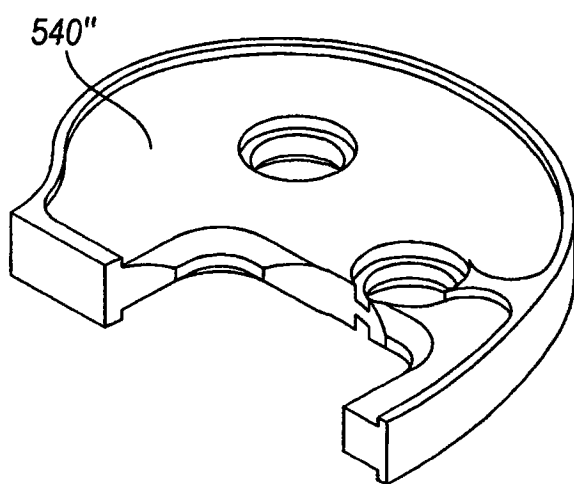


图 32

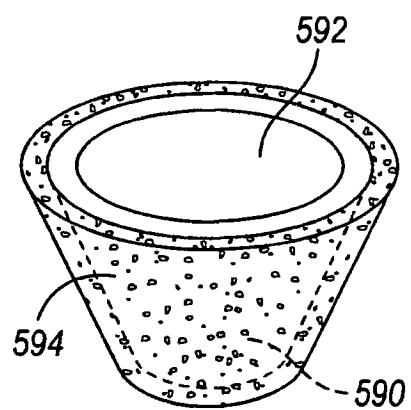


图 33

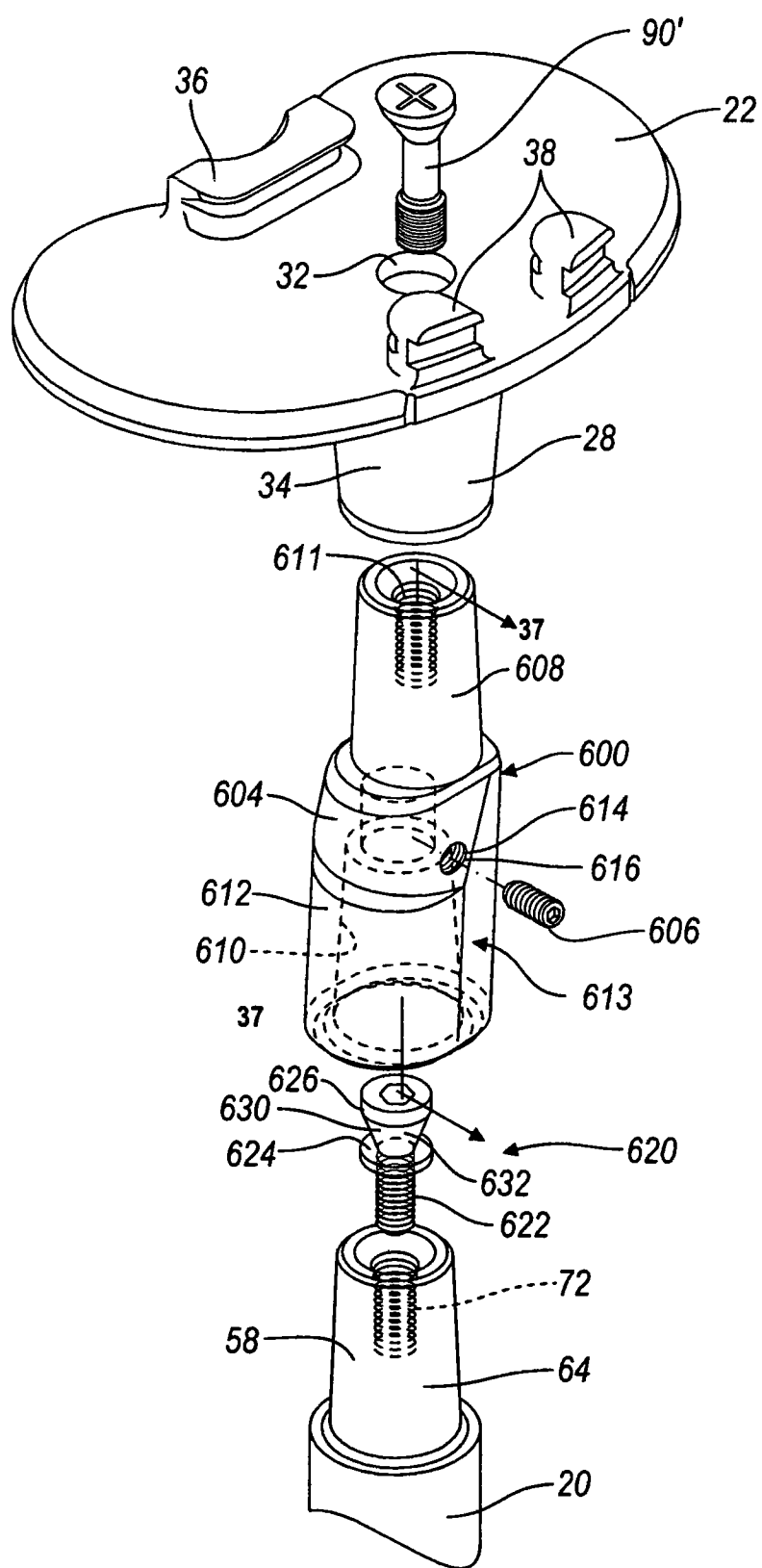


图 34

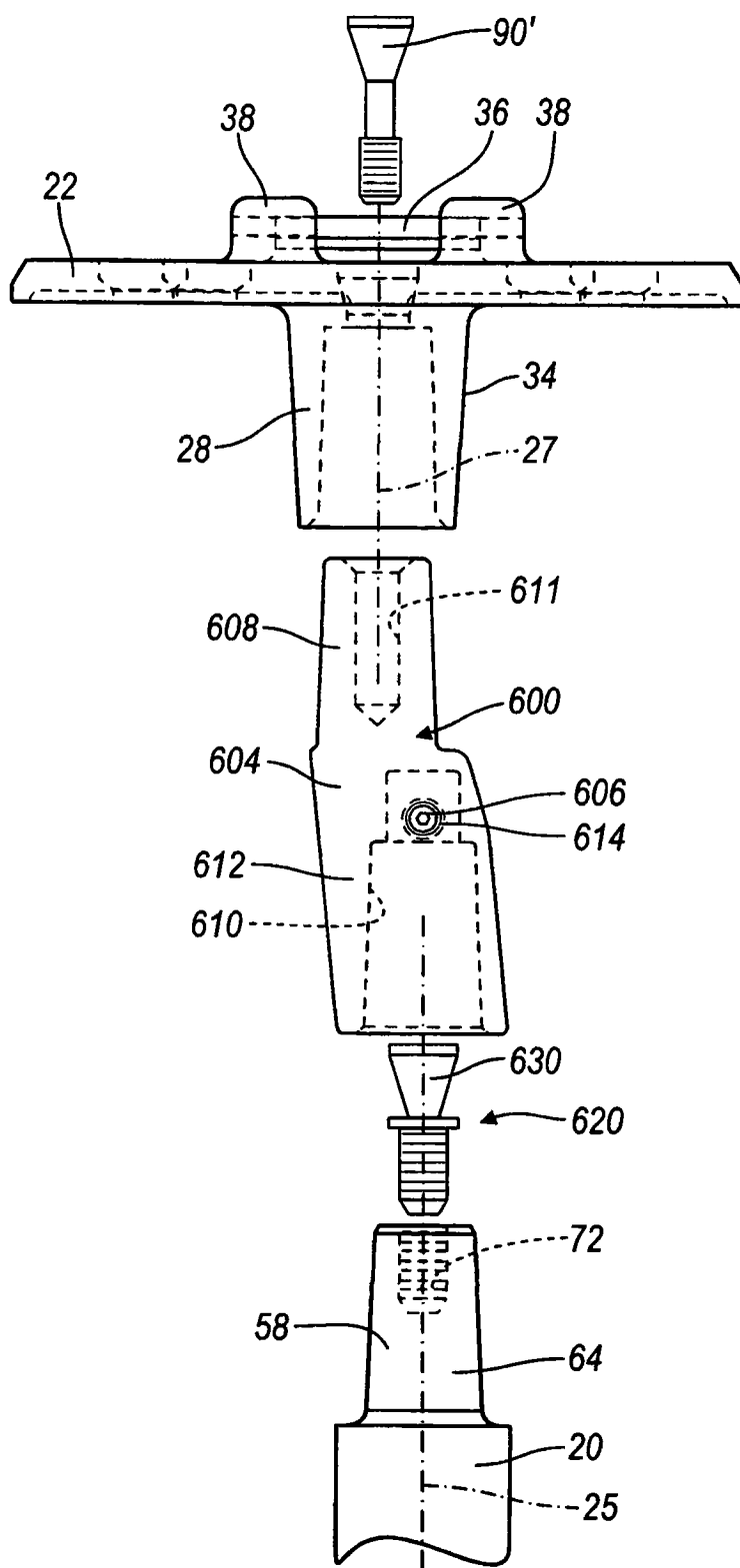


图 35

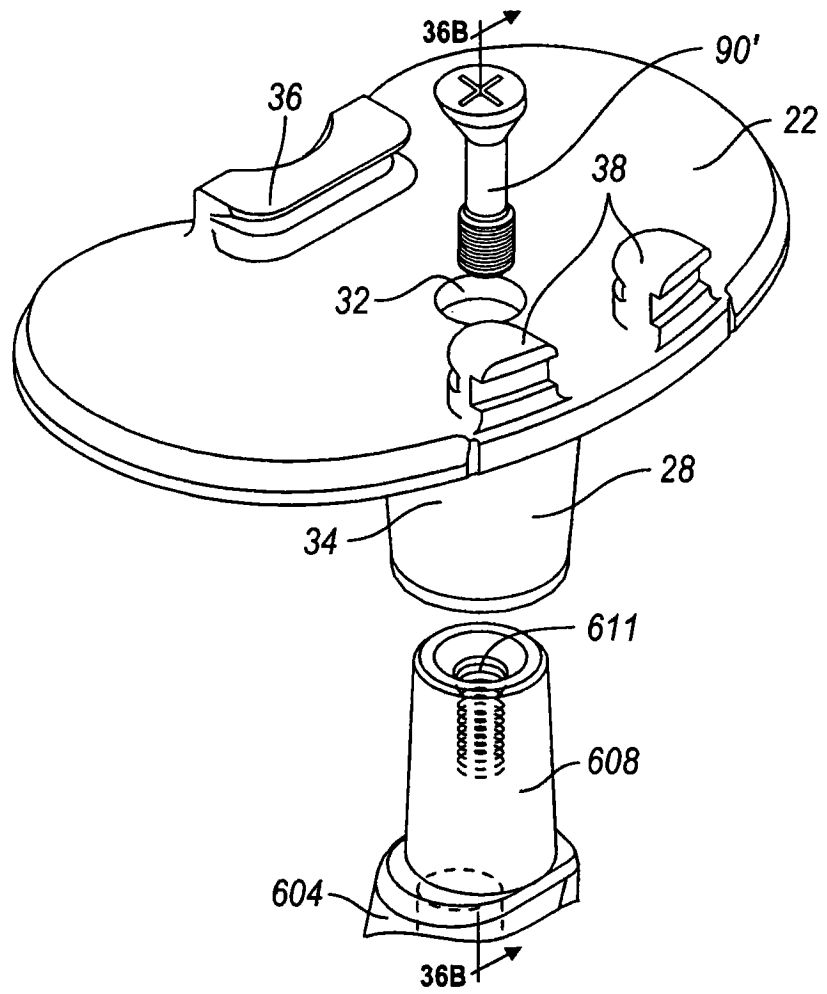


图 36A

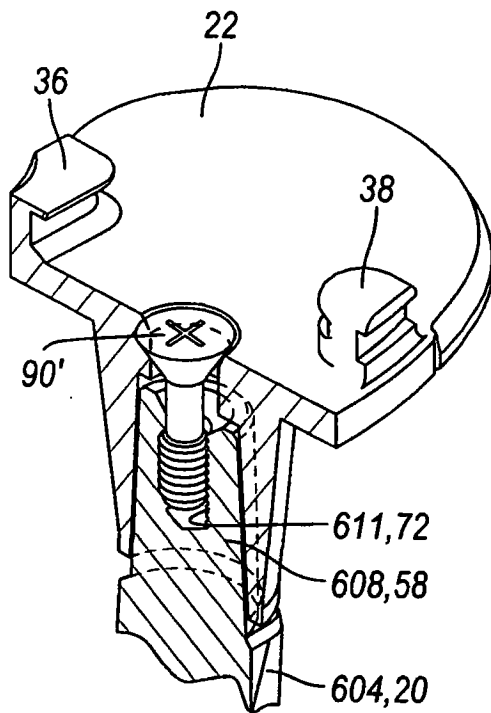


图 36B

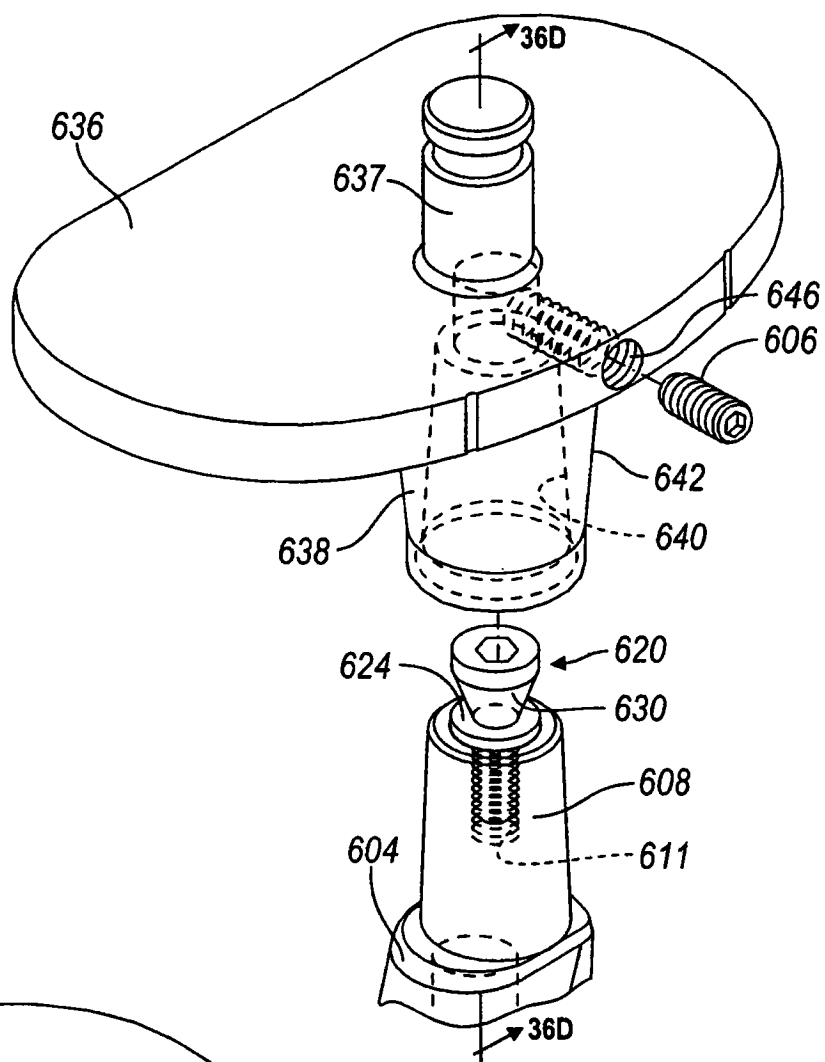


图 36C

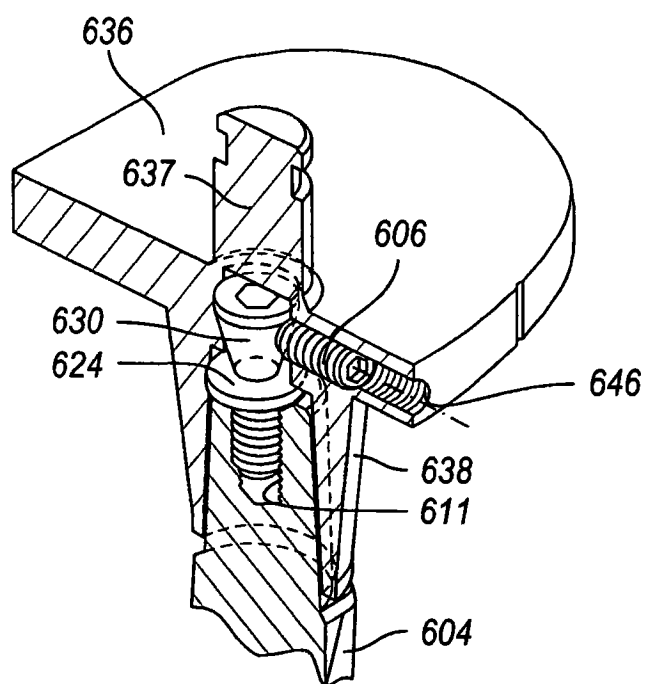


图 36D

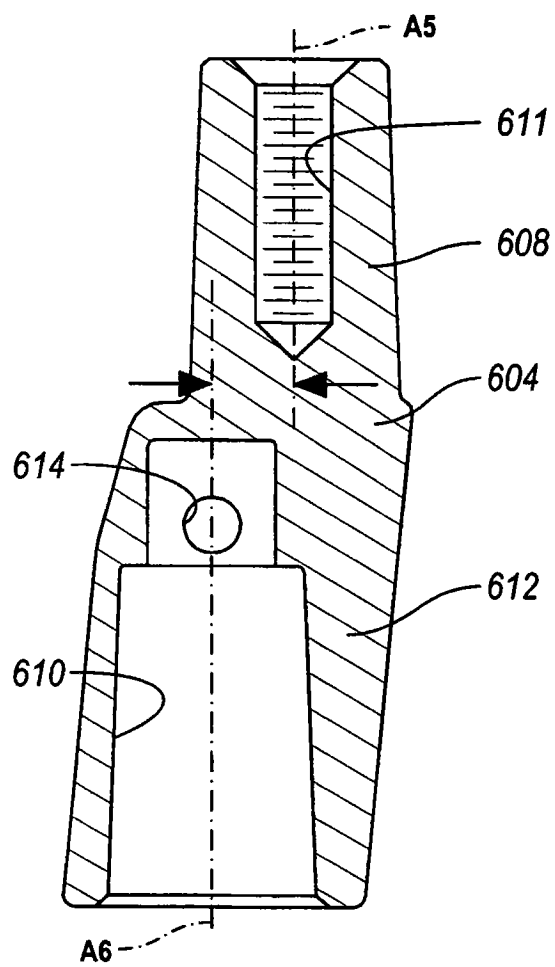


图 37

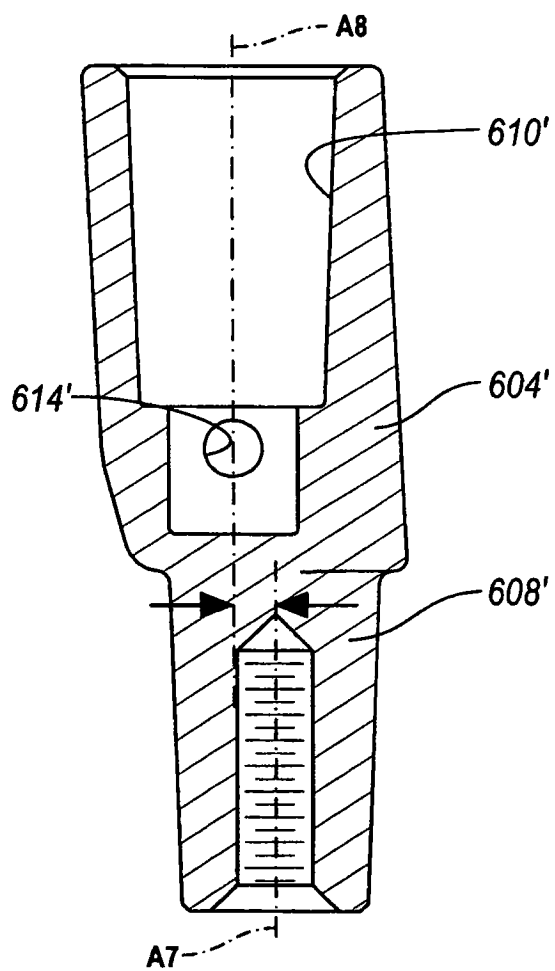


图 38

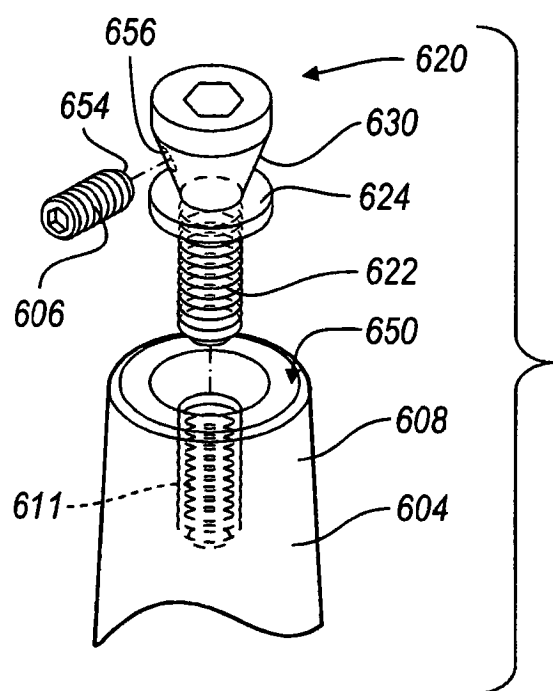


图 39A

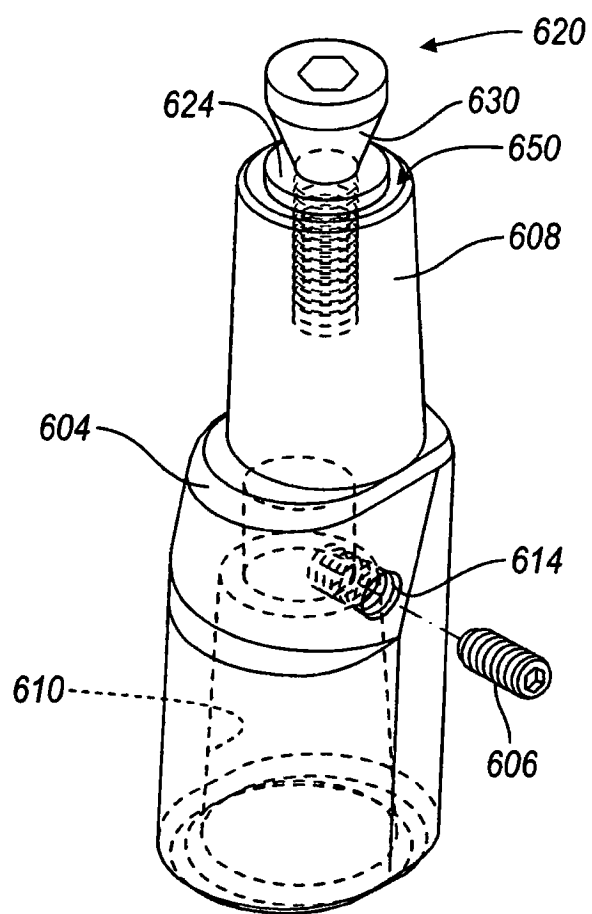


图 39B

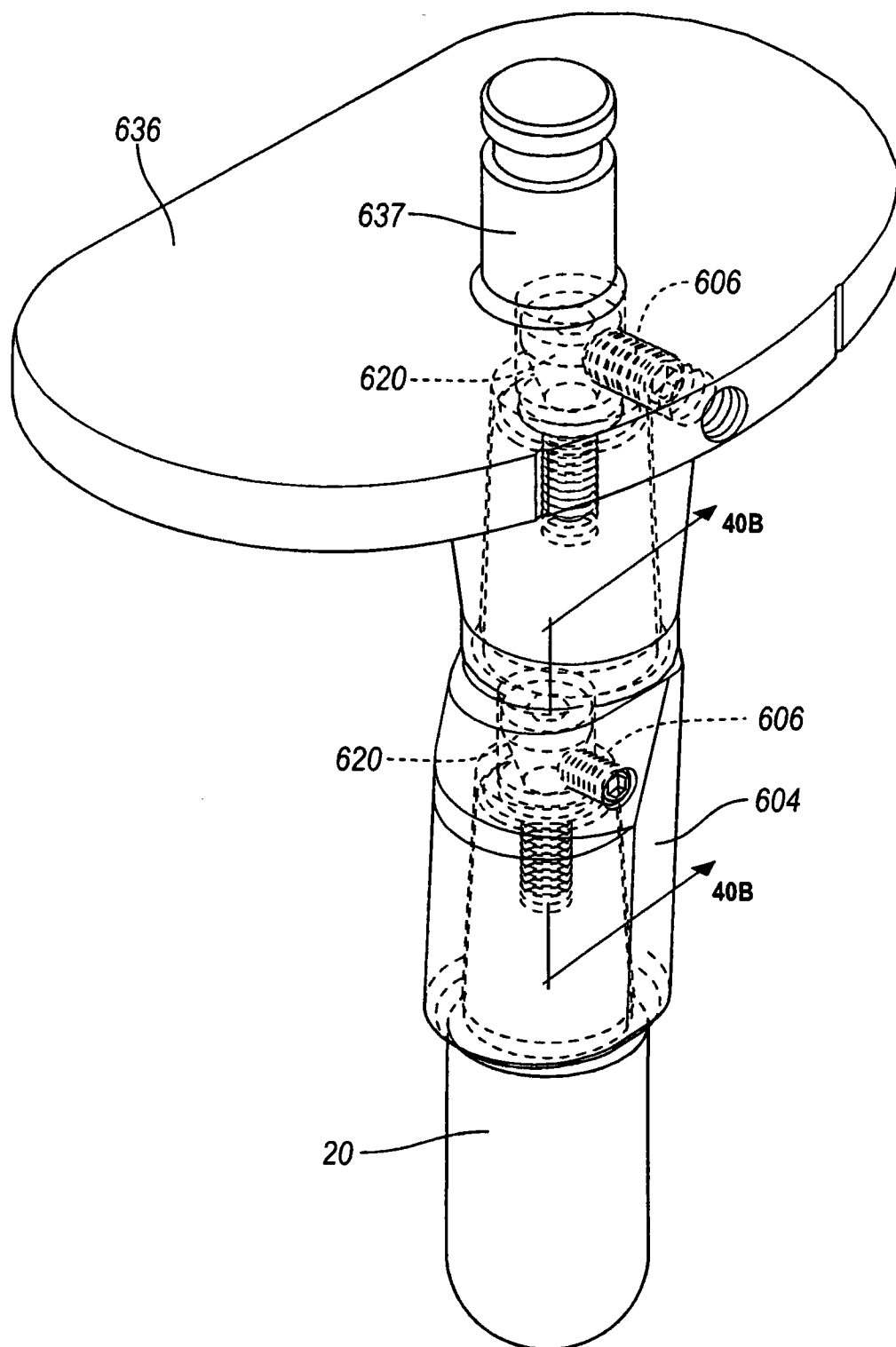


图 40A

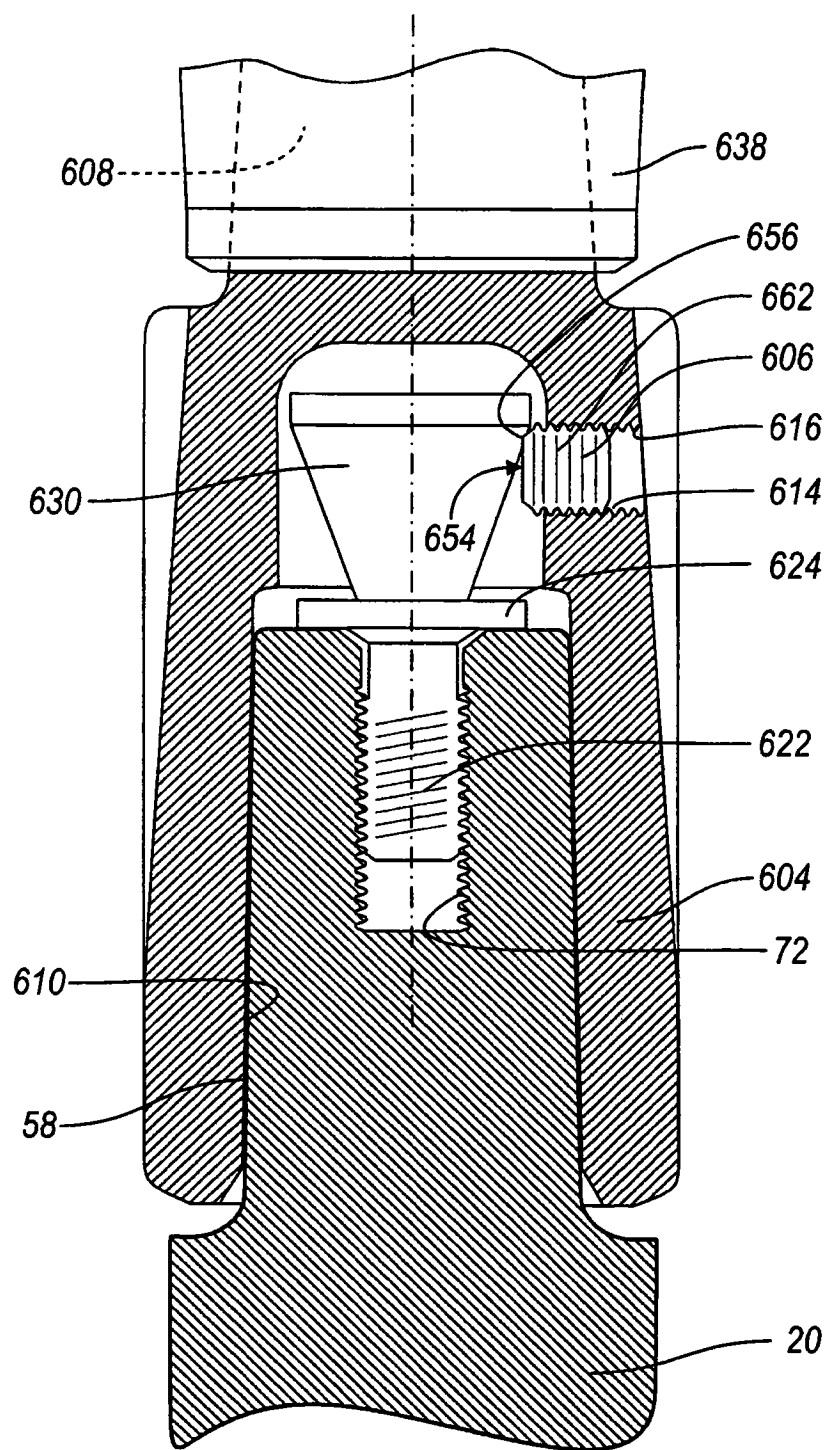


图 40B

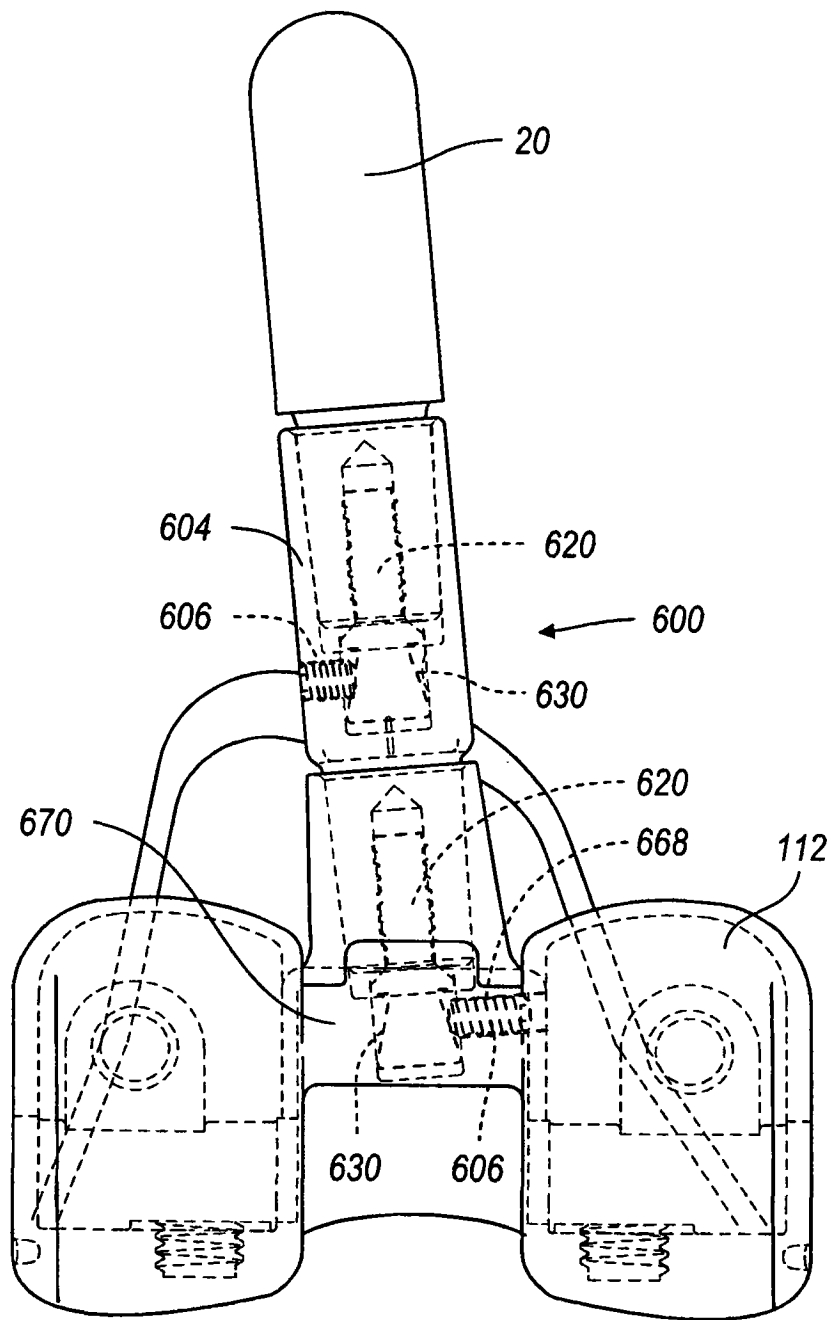


图 41A

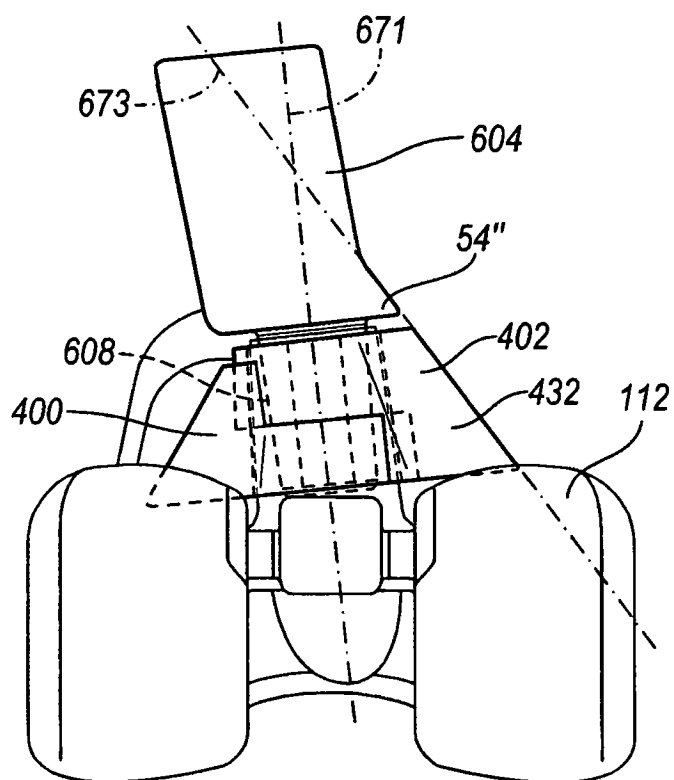


图 41B

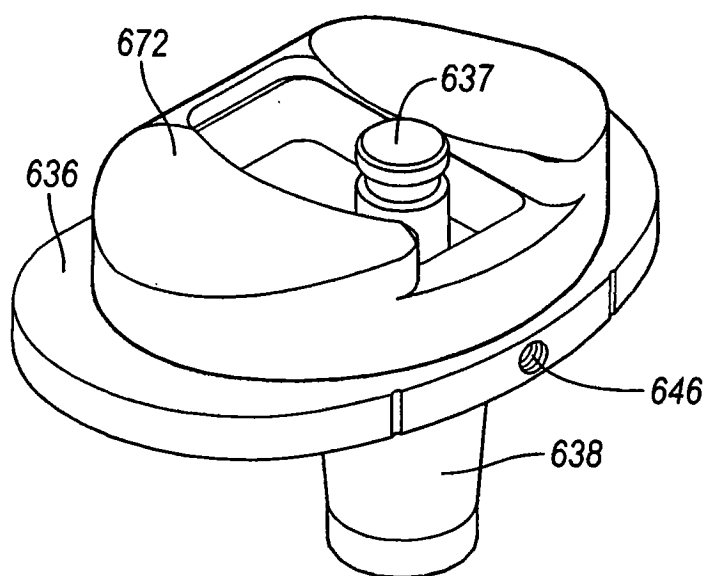


图 42

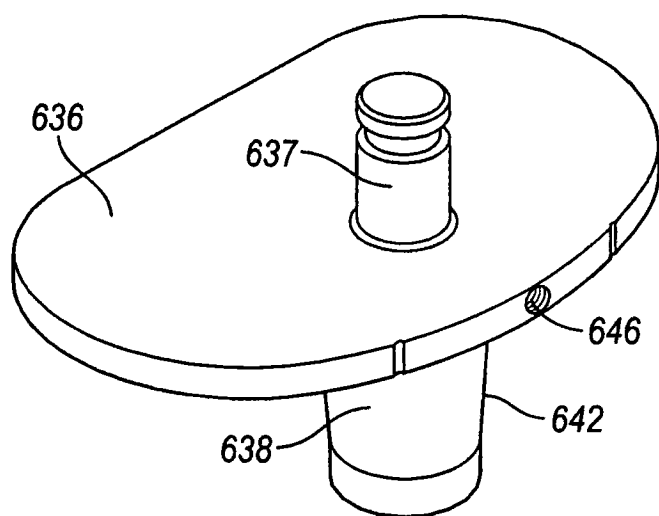


图 43

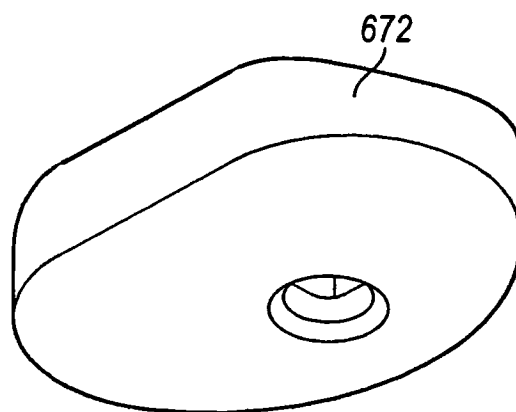


图 44

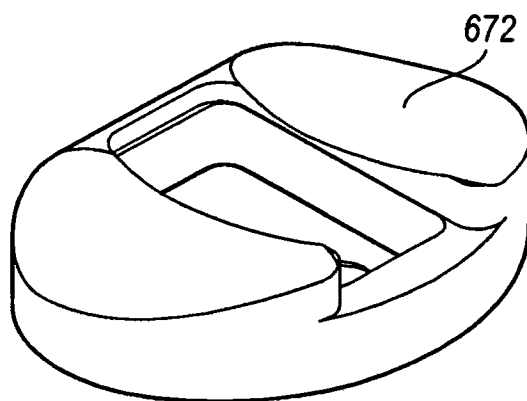


图 45

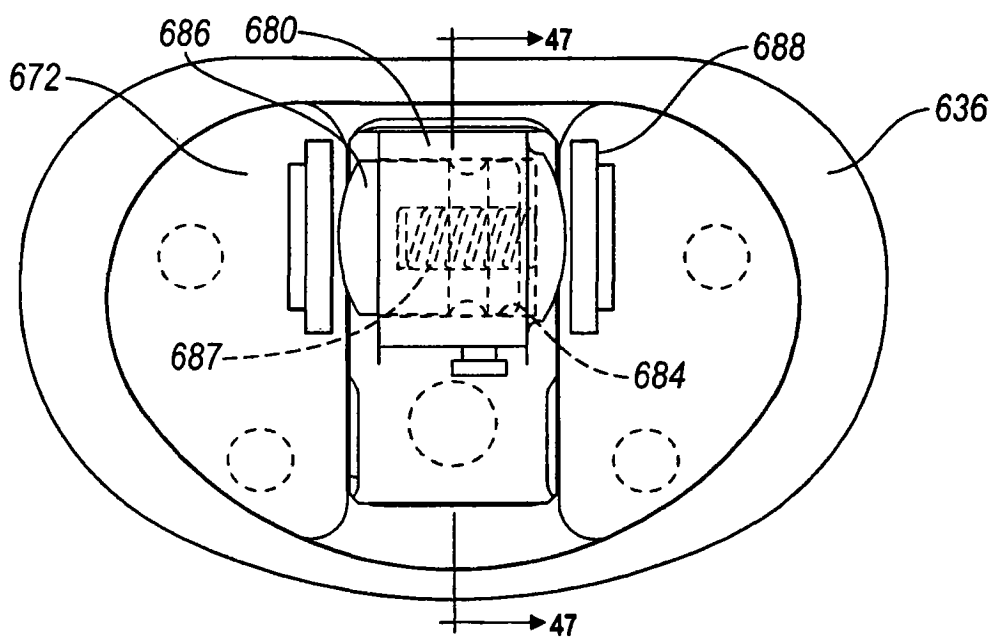


图 46

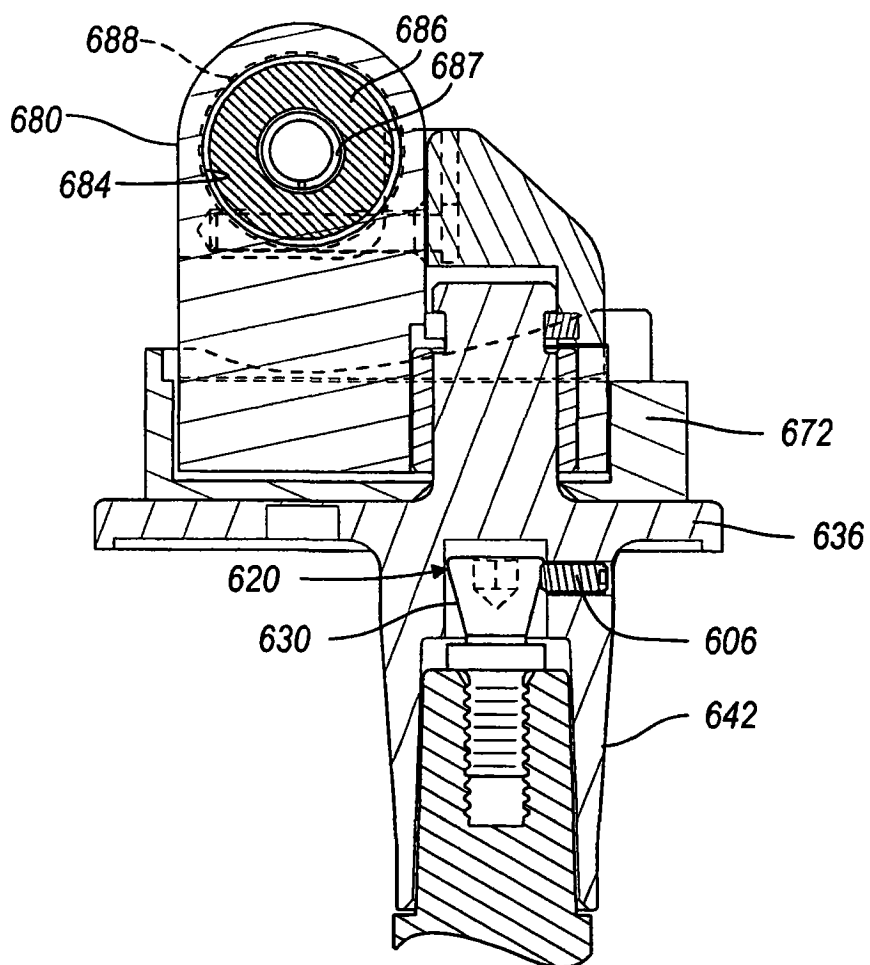


图 47

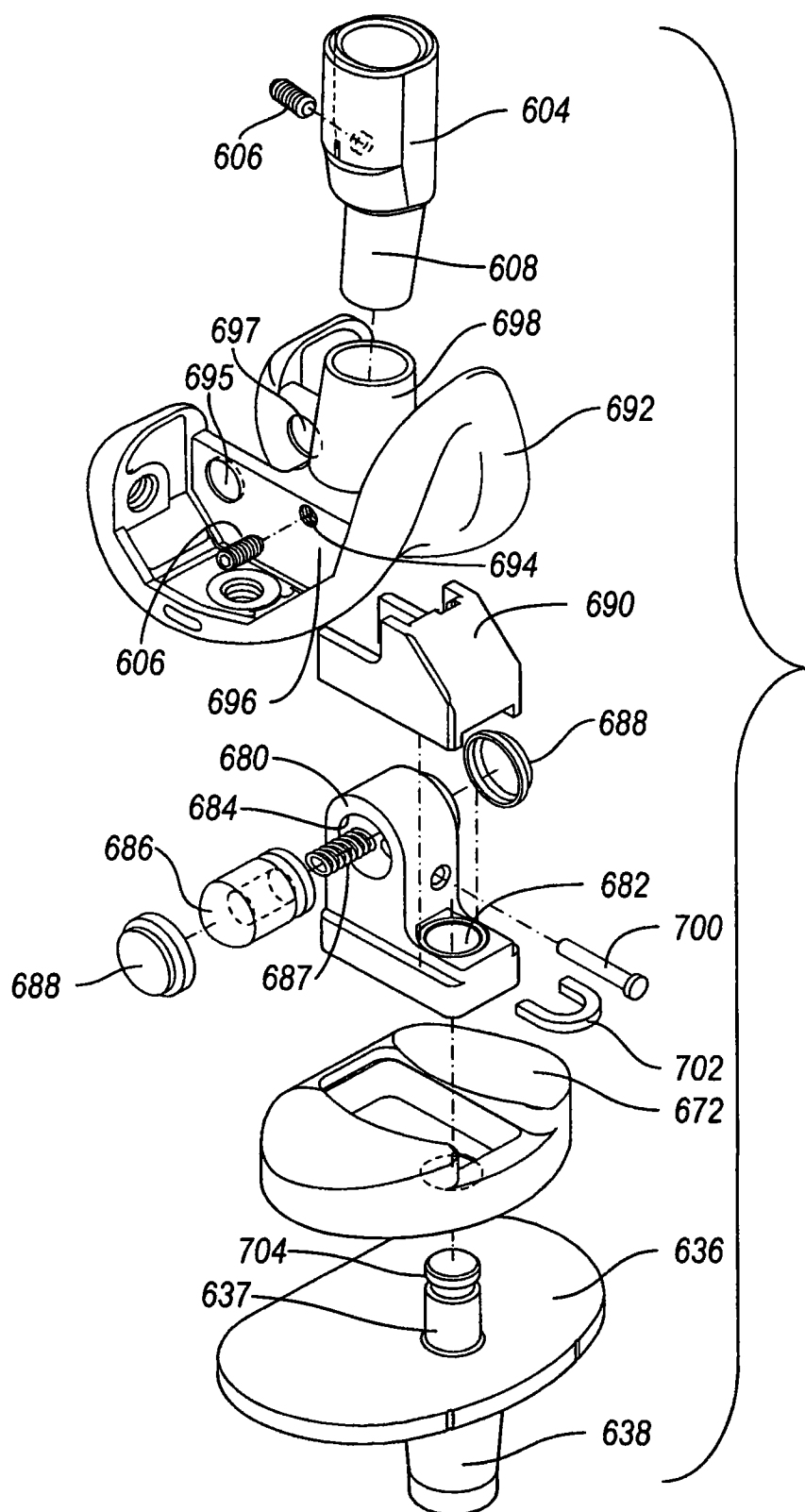


图 48A

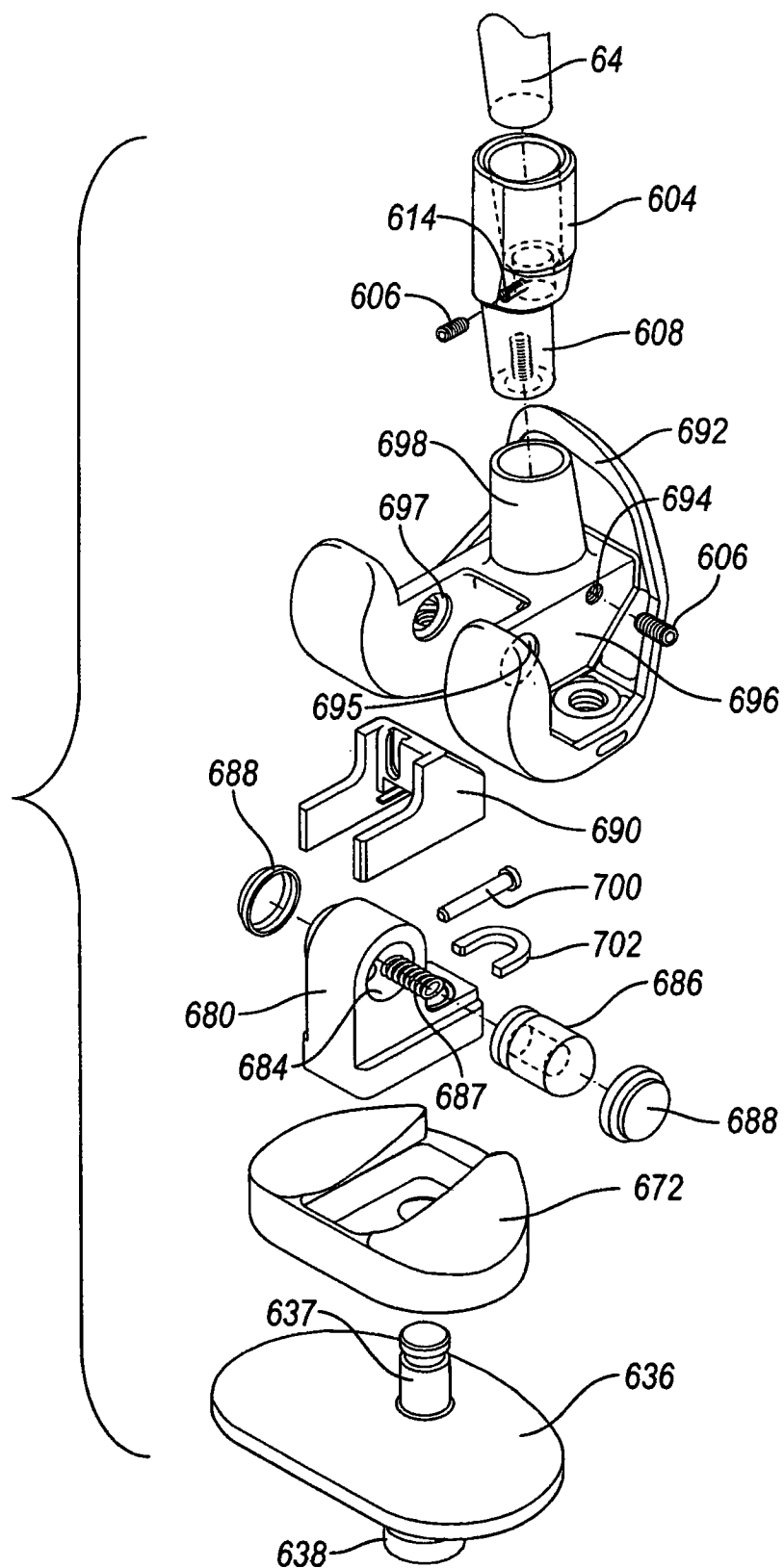


图 48B

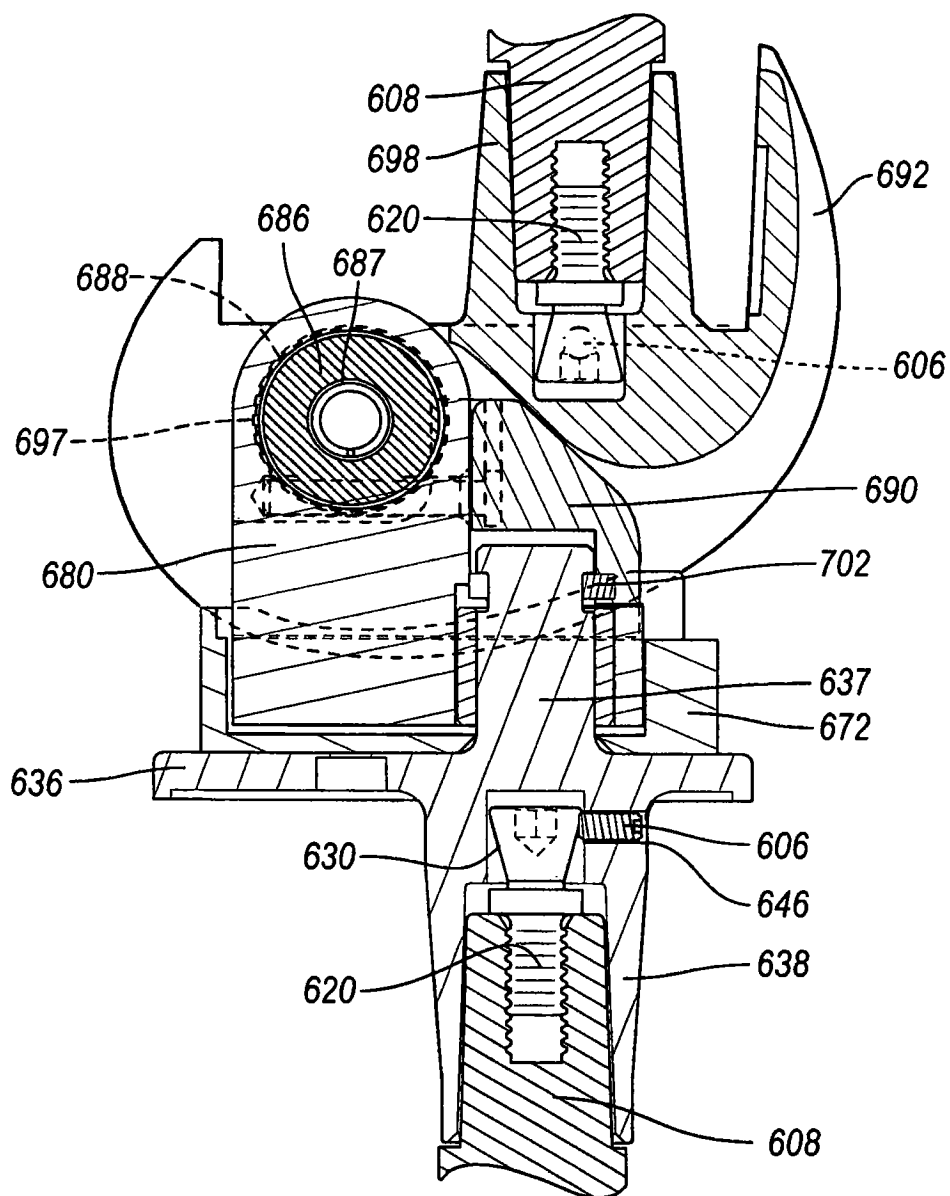


图 49

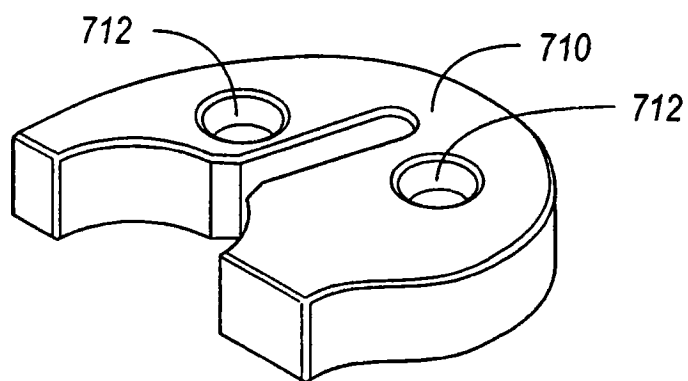


图 50

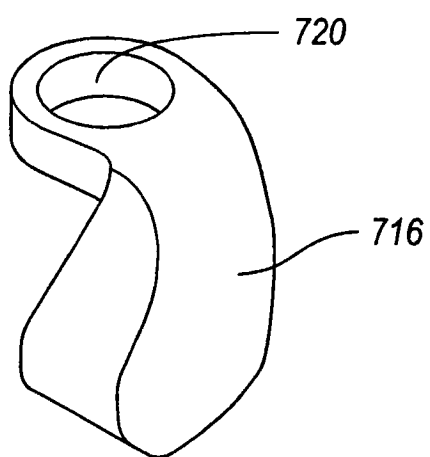


图 51

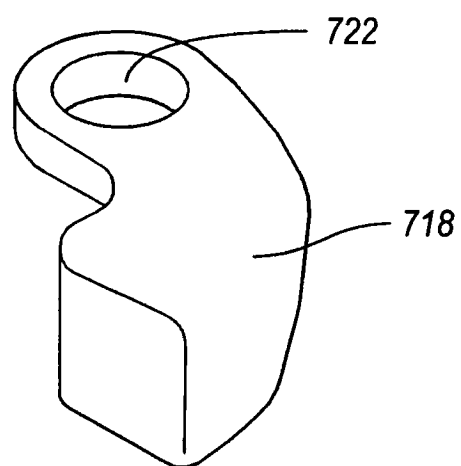


图 52

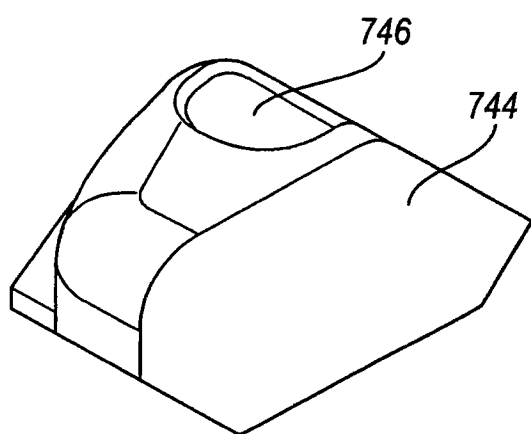


图 53

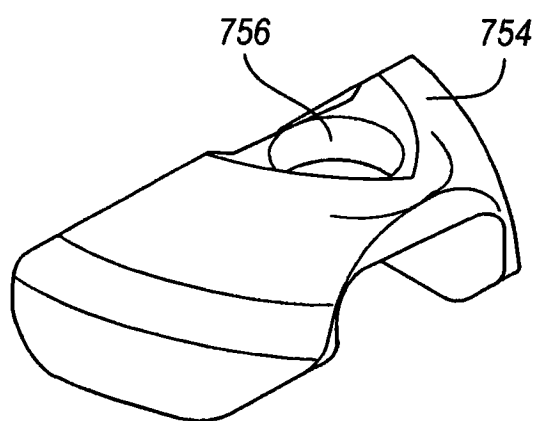


图 54

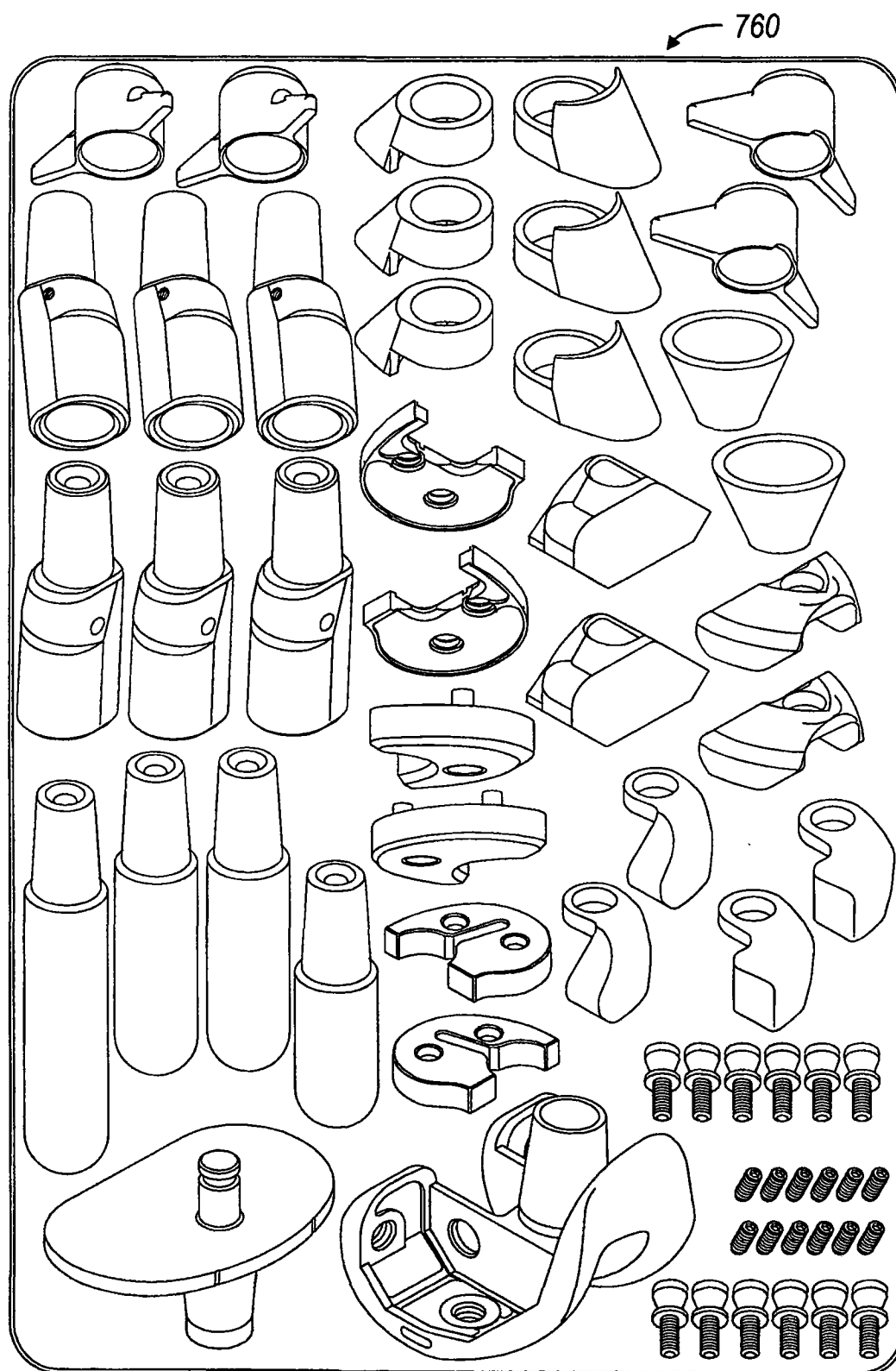


图 55A

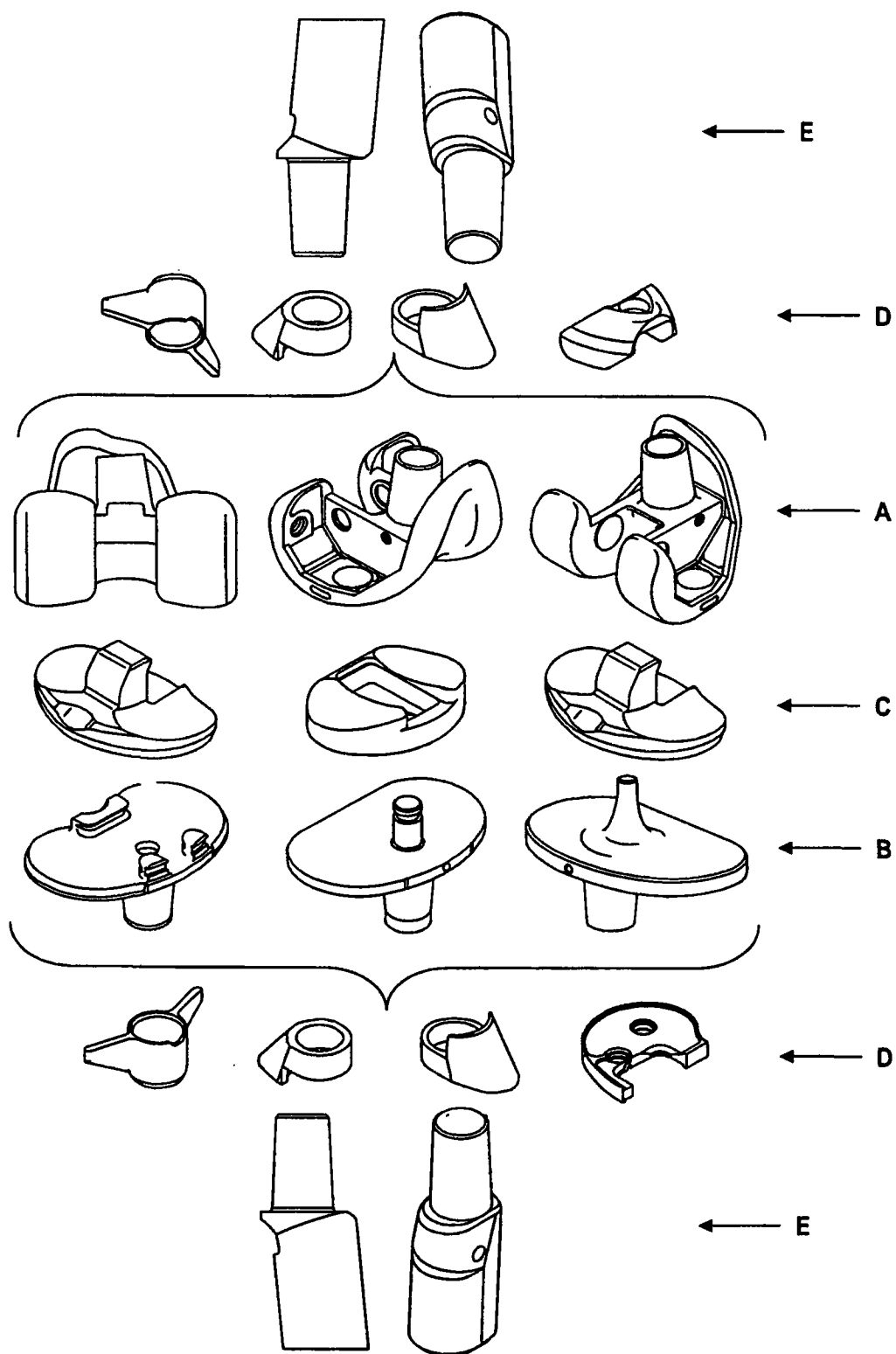


图 55B

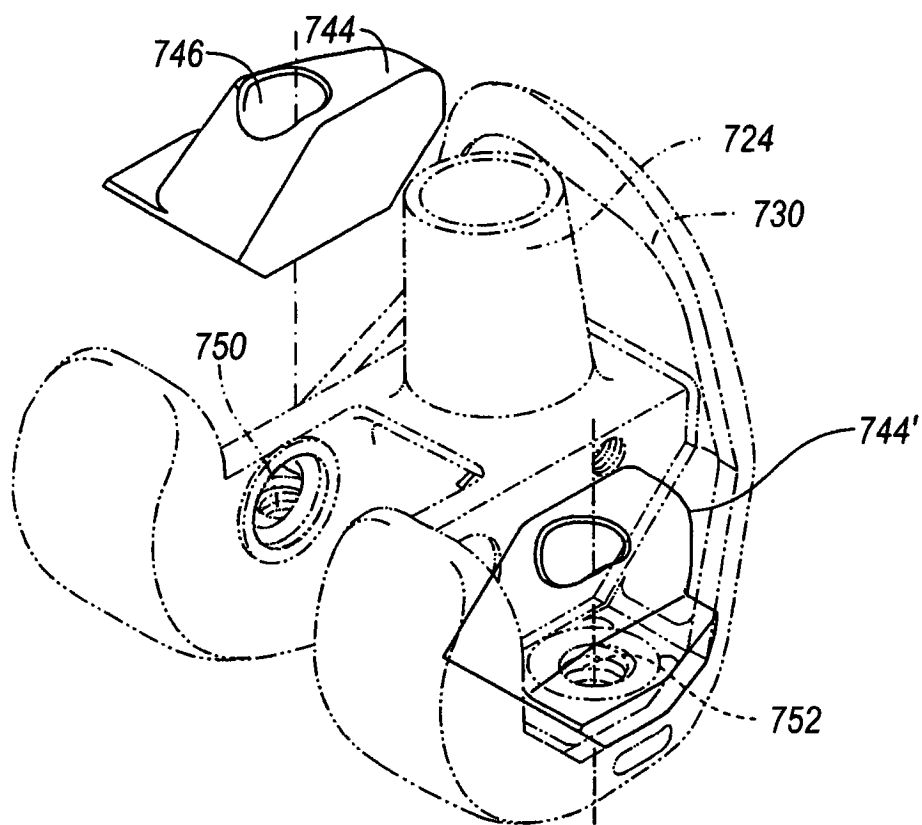


图 56

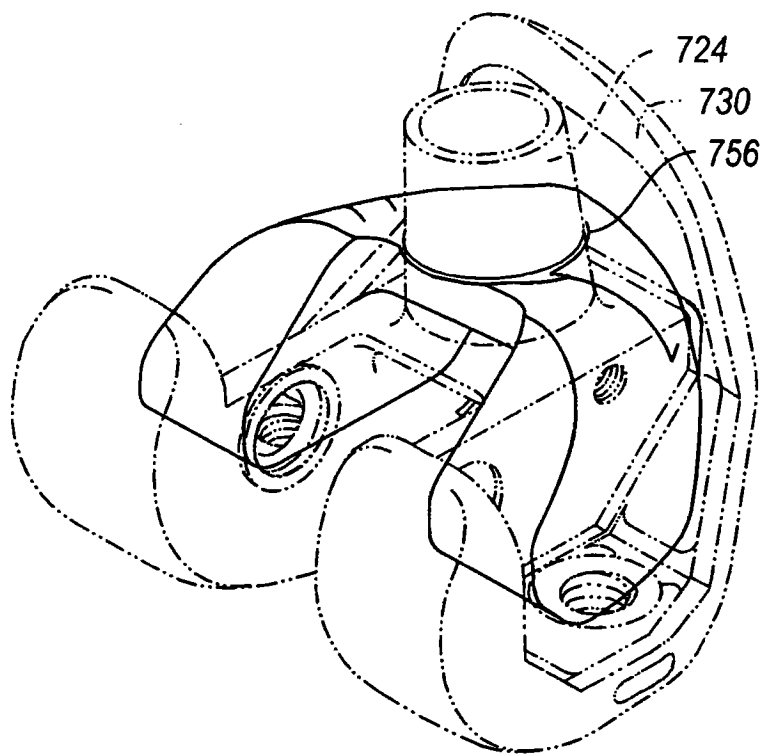


图 57

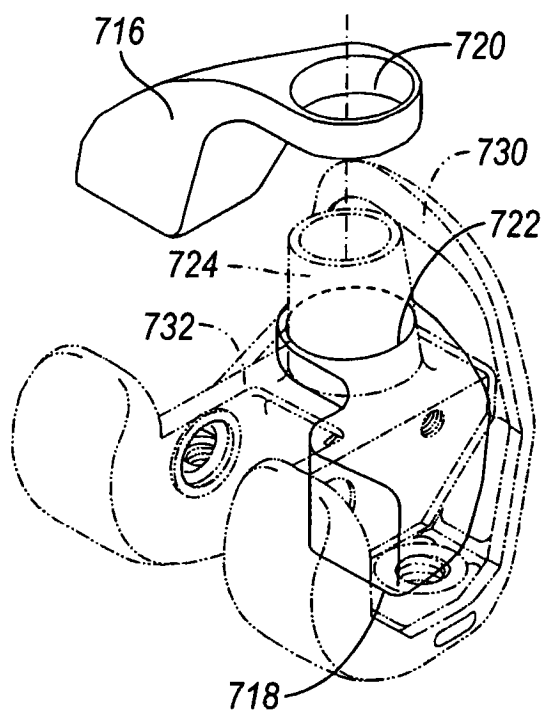


图 58

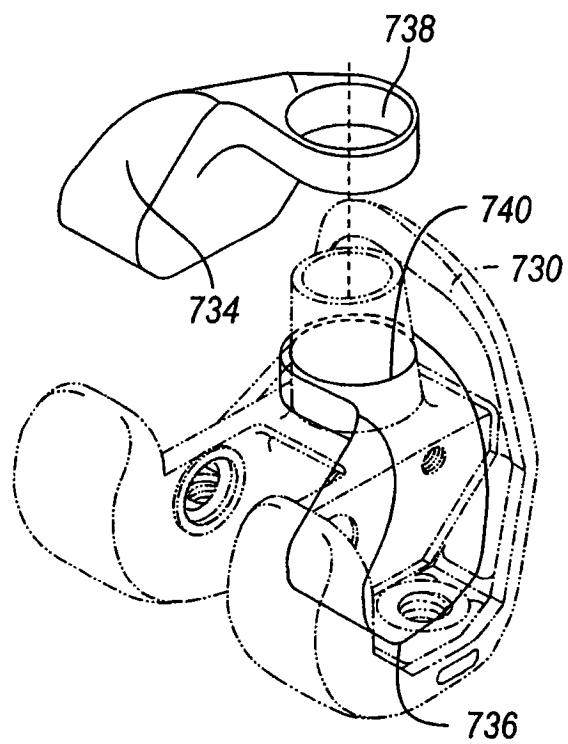


图 59

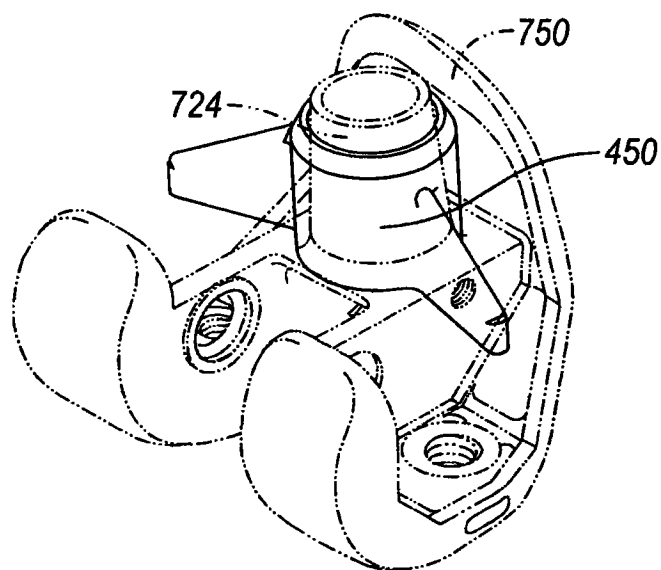


图 60