



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101754725 B

(45) 授权公告日 2011. 12. 21

(21) 申请号 200880025438. 8

代理人 姜云霞 谭祐祥

(22) 申请日 2008. 07. 21

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61B 17/70 (2006. 01)

60/950, 995 2007. 07. 20 US

60/988, 584 2007. 11. 16 US

(56) 对比文件

CN 1931106 A, 2007. 03. 21, 全文.

(85) PCT申请进入国家阶段日

US 2006/0293659 A1, 2006. 12. 28, 全文.

2010. 01. 20

WO 2006/116437 A2, 2006. 11. 02, 全文.

(86) PCT申请的申请数据

审查员 毕亚琼

PCT/US2008/070670 2008. 07. 21

(87) PCT申请的公布数据

W02009/015100 EN 2009. 01. 29

(73) 专利权人 新特斯有限责任公司

地址 瑞士奥伯多夫

(72) 发明人 T·凯尔 J·卡波佐利

E·麦迪维特

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

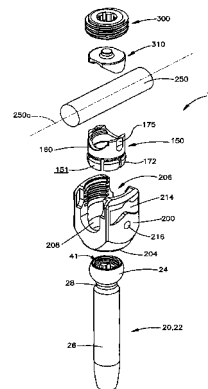
权利要求书 2 页 说明书 13 页 附图 16 页

(54) 发明名称

多轴骨固定元件

(57) 摘要

本发明涉及多轴骨固定元件,其用于脊柱固定,以相互连接纵向脊柱杆和病人的椎骨。多轴骨固定元件优选包括骨锚、夹头、主体和止动螺帽。多轴骨固定元件优选能在原位装配。也就是说,多轴骨固定元件优选构造使得在使用中,骨锚可以在被接收到所述主体内之前固定至病人的椎骨。因此,多轴骨固定元件使外科医生能够在没有主体的情况下植入骨锚,以最大化锚定位置周围的可视性和接触机会。一旦将骨锚固定至病人的椎骨,所述主体可以快速安装至骨锚。骨锚优选还包括第二工具接合面,以使手术器械能够直接连接至骨锚。



1. 一种主体组件,其用于卡扣在植入骨锚的头部上并用于相互连接所述骨锚和细长的脊柱杆,所述主体组件包括:

主体,其包括纵轴线,带上开口的上端,带下开口的下端,基本上在所述上开口和下开口之间沿着纵轴线延伸的孔,所述孔在接近所述上开口处具有第一直径 D1 且所述孔还具有从所述上端向所述下端延伸的杆接收槽,所述杆接收槽定位在槽轴线上,所述槽轴线基本上垂直于所述纵轴线取向,所述孔包括下边缘部和扩大直径部,所述下边缘部具有终止于所述下端附近的第一球形底切,所述扩大直径部具有邻近所述第一球形底切设置并朝向所述上端的第二球形底切,所述下边缘部具有第二直径 D2,所述扩大直径部具有第三直径 D3,所述第三直径 D3 大于所述第一直径 D1,所述第一直径 D1 大于所述第二直径 D2 ;和

夹头,其包括第一端、第二端和从所述第二端延伸的至少两个狭槽,所述至少两个狭槽限定了多个挠性臂,所述夹头在所述主体的孔内能移动定位,其中所述挠性臂每个具有根端、终端和接近所述终端的外部弯曲凸表面,所述挠性臂致使所述夹头可扩张以接受所述骨锚的头部以及可压缩以相对于所述夹头固定所述骨锚的头部,其中所述挠性臂在加载位置定位在所述扩大直径部附近,而在锁定位置所述挠性臂的外部弯曲凸表面的至少一部分与所述第一球形底切的至少一部分线接触。

2. 如权利要求 1 所述的主体组件,其中第一球形底切具有第一曲率半径 r_1 ,所述挠性臂的外部弯曲凸表面具有曲率半径 r_2 ,其中 r_1 不同于 r_2 。

3. 如权利要求 1 所述的主体组件,其中所述夹头包括一对在其外表面上的纵向凹槽,且所述主体包括一对凹痕,该凹痕在装配构造中延伸到所述孔内且延伸到所述纵向凹槽内。

4. 如权利要求 1 所述的主体组件,还包括夹头保持零件,其延伸入所述上端和所述第二球形底切之间的所述孔,以阻止在装配构造中所述夹头通过所述上开口。

5. 如权利要求 4 所述的主体组件,其中在加载位置所述夹头保持零件接触所述夹头的外表面上的凹槽的底端,以使所述挠性臂与所述第二球形底切对齐。

6. 如权利要求 4 所述的主体组件,其中所述主体包括一个或多个形成在所述主体中的局部通道,以使一旦所述夹头被接收在所述主体的所述孔内,就向所述一个或多个局部通道施加力,借此将所述一个或多个局部通道变形延伸入所述主体的所述孔内的一个或多个凹痕,所述一个或多个凹痕包括所述夹头保持零件。

7. 如权利要求 6 所述的主体组件,其中所述一个或多个凹痕与所述夹头相互作用,以阻止所述夹头向后移动通过形成在所述主体内的所述上开口。

8. 如权利要求 1 所述的主体组件,还包括:

止动螺帽,其能与所述主体可拆卸地接合,所述止动螺帽可从解锁位置移动到锁定位置,其中所述止动螺帽的从解锁位置到锁定位置的移动将所述挠性臂从加载位置移动至锁定位置。

9. 如权利要求 1 所述的主体组件,其中所述骨锚的头部是扩大的、弯曲的头部,其包括用于接合第一手术器械的第一工具接合面和用于接合第二手术器械的第二工具接合面,所述第一工具接合面和第二工具接合面定位在头部接合面空腔内。

10. 如权利要求 9 所述的主体组件,其中所述第一工具接合面包括驱动面,该驱动面是形成在所述骨锚的头部内的内表面,其用于接收形成在所述第一手术器械上的外尖端 ;而

所述第二工具接合面是形成在所述头部上的多个螺纹,其用于可螺纹接合所述第二手术器械的一部分。

11. 如权利要求 9 所述的主体组件,其中所述第二工具接合面位于所述第一工具接合面的近端,以使所述第二工具接合面不阻碍对所述第一工具接合面的接触。

12. 如权利要求 9 所述的主体组件,其中所述第二手术器械选自压缩机、牵引器、螺钉驱动器、套管、微创器械、骨扩增工具、抽吸工具、复位工具、冠状缝转动工具、组织牵开器和脊柱后凸或脊柱前凸矫正工具中的一个。

多轴骨固定元件

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求申请日为 2007 年 7 月 20 日的美国临时申请 No. 60/950, 995, 名称为“顶部加载的多轴椎弓根螺钉”的权益, 和申请日为 2007 年 11 月 16 日的美国临时申请 No. 60/988, 584, 名称为“具有器械接合面的骨螺钉”的权益。上述申请的全部内容通过引用并入本文。

背景技术

[0003] 由于各种脊柱疾病, 经常必须用外科手术校正和稳定脊柱曲率, 或便于脊柱融合。已经公开了许多用于治疗脊柱疾病的系统。

[0004] 一种方法, 包括一对细长构件, 通常是脊柱杆, 所述脊柱杆纵向地设置在脊柱的棘突的两侧的尾刺上。每个脊柱杆借助椎弓根螺钉沿脊柱的长度连接至各种椎骨。每个椎弓根螺钉可以包括主体, 该主体具有 U 形杆接收槽, 用于在该接收槽中接收纵向脊柱杆的一部分。而且, 该主体经常和止动螺帽相互作用以夹持并固定脊柱杆在杆接收槽内的位置。

[0005] 为了便于脊柱杆插入杆接收槽并且在脊柱杆和椎弓根螺钉的定位方面提供更多的灵活性, 椎弓根螺钉已经被开发成其中主体能够相对于骨锚(通常叫作多轴椎弓根螺钉)枢转。

[0006] 可以要求开发一种椎弓根螺钉, 该椎弓根螺钉易于外科医生的使用, 提供多轴转动并能够牢固地将脊柱杆安装至所选择的椎骨。

发明内容

[0007] 本发明的优选实施方式涉及是在脊柱固定过程中所使用的多轴骨固定元件。多轴骨固定元件优选包括骨锚, 该骨锚具有扩大的头部(例如骨螺钉)、夹头(例如, 插入构件), 主体, 该主体具有轴向孔, 该轴向孔用于接收夹头和骨锚的扩大的头部。该主体还具有杆接收槽和用于螺纹接收止动螺帽(例如外螺纹螺钉)的螺纹。多轴骨固定元件优选能够原位装配。也就是, 多轴骨固定元件优选地被构造成, 在使用中, 骨锚可以在被接收到主体内之前而被固定至病人的椎骨。因此, 多轴骨固定元件优选地使外科医生能够在没有主体和夹头的情况下植入骨锚, 以最大化锚定位置周围的可见度和接触机会。一旦骨锚被固定至病人的椎骨, 主体就能够快速安装到骨锚上。骨锚还可以包括器械接合面, 以使外科手术仪器可以直接连接至骨锚。

[0008] 在一个优选实施方式中, 多轴骨固定元件包括骨锚、主体、夹头和止动螺帽。骨锚优选地包括扩大的头部。该头部优选地包括用于接合第一外科手术器械的驱动表面和用于接合第二外科手术器械的器械接合面。主体优选地包括纵轴线、带有上开口的上端、带有下开口的下端、在上开口和下开口之间延伸的具有第一直径的孔和用于接收脊柱杆的杆接收槽。杆接收槽具有槽轴线, 该槽轴线基本上垂直于纵轴线取向。主体优选地还包括邻近下开口的下边缘部。该下边缘部具有小于第一直径的第二直径。夹头优选地包括第一端、第二端和一个或多个狭槽, 该狭槽从第二端延伸, 其中所述狭槽限定了多个挠性臂。夹头优选

地可移动地定位在主体的孔内,止动螺帽优选地能可拆卸地与主体接合。止动螺帽可从解锁位置移动到锁定位置,其中止动螺帽从解锁位置到锁定位置的移动推动脊柱杆抵靠该夹头并且推动挠性臂抵靠下边缘部,以固定骨锚相对于主体的位置。

[0009] 在另一优选实施方式中,多轴骨固定元件包括主体,该主体的大小和构型被形成快速安装至所植入的骨锚的头部上。主体优选地包括纵轴线、带有上开口的上端、带有下开口的下端、在上开口和下开口之间延伸的具有第一直径的孔和杆接收槽,该杆接收槽从上端朝向下端延伸并定位在槽轴线上,该槽轴线基本上垂直于所述纵轴线取向。所述孔优选地包括下边缘部和扩大直径部,该下边缘部接近所述下端而终止,该扩大直径部布置在该下边缘部和上端之间并邻近该下边缘部。该下边缘部优选地具有第二直径,而该扩大直径部具有第三直径,其中第三直径优选大于第一直径,第一直径大于第二直径。夹头优选包括第一端、第二端和一个或多个狭槽,该狭槽从第二端起延伸,其中所述狭槽限定了多个挠性臂。优选每一个挠性臂都具有根端、终端,并且还具有接近所述终端的大致球形的外表面。挠性臂致使夹头可扩张以接受骨锚的头部并且可压缩以相对于夹头固定骨锚的头部。优选地,在加载位置该挠性臂被定位成接近扩大直径部;在锁定位置该挠性臂被定位成挠性臂的至少一部分外表面接触下边缘部。

[0010] 在另一个优选实施方式中,多轴骨固定元件优选包括骨锚、主体、夹头。骨锚优选包括头部,其中该头部包括用于接合第一外科手术仪器的驱动表面和用于接合第二外科手术器械的器械接合面。主体优选地包括纵轴线、带有上开口的上端、带有下开口的下端、在上开口和下开口之间延伸的孔和杆接收槽,该杆接收槽从上端朝向下端延伸并定位在槽轴线上,该槽轴线基本上垂直于所述纵轴线取向。该孔优选地还包括下边缘部和扩大直径部,该下边缘部接近所述下端,该大直径部在该下边缘部和上端之间并邻近该下边缘部。该夹头优选在主体的孔内可移动定位。夹头优选包括第一端、第二端和一个或多个狭槽,该狭槽从第二端延伸,其中所述狭槽限定了多个挠性臂。优选地,挠性臂致使夹头可扩张以接受骨锚的头部并且可压缩以相对于夹头固定骨锚的头部。夹头优选还包括空腔,该空腔从第二端起延伸。夹头的挠性臂在加载位置优选定位成与扩大直径部大致竖直对齐,以使骨锚的头部能被接收在夹头中形成的空腔内。优选地,在锁定位置至少一部分挠性臂接触下边缘部,以使骨锚的头部相对于夹头固定。在锁定位置,夹头和主体之间的接触基本上是线接触。

附图说明

[0011] 当结合附图阅读时,将更好地理解前面的发明内容,以及本申请的优选实施方式的以下详细描述。在附图中示出的多轴骨固定元件的优选实施方式是为说明目的。然而,应当理解,本申请并不限于所示出的确切装置和工具。附图中:

[0012] 图 1 图示了多轴骨固定元件的优选实施方式的分解示意图;

[0013] 图 2A 图示了图 1 中示出的多轴骨固定元件的一部分的正视图,该多轴骨固定元件安装在病人的椎骨中;

[0014] 图 2B 图示了图 1 中示出的多轴骨固定元件的该部分的侧视图,该多轴骨固定元件安装在病人的椎骨中;

[0015] 图 3 图示了沿图 2B 中的线 3-3 剖开的、图 1 中示出的多轴骨固定元件的部分截面

图；

[0016] 图 4A 图示了用于与图 1 中示出的多轴骨固定元件连接的骨锚的头部的放大截面图；

[0017] 图 4B 图示了图 4A 中示出的骨锚的顶部俯视图；

[0018] 图 5A 图示了用于与图 1 中示出的多轴骨固定元件连接的夹头的正视图；

[0019] 图 5B 图示了图 5A 中示出的夹头的侧视图；

[0020] 图 5C 图示了沿图 5B 中的线 5C-5C 剖开的、图 5A 中示出的夹头的截面图；

[0021] 图 6A 图示了用于与图 1 中示出的多轴骨固定元件连接的主体的第一优选实施方式的正视图；

[0022] 图 6B 图示了图 6A 中示出的主体的侧视图；

[0023] 图 6C 图示了沿图 6B 中的线 6C-6C 剖开的、图 6A 中示出的主体的截面图；

[0024] 图 6D 图示了沿图 6C 中的圆圈 6D 截取下的、图 6A 中示出的主体的下端的放大截面图；

[0025] 图 6E 图示了图 6D 中示出的主体的下端和图 1 中示出的多轴骨固定元件的夹头和骨锚头部的放大截面图；

[0026] 图 6F 图示了图 1 中示出的多轴骨固定元件的主体的下端的第二优选实施方式的放大截面图；

[0027] 图 6G 图示了图 6F 中示出的主体的下端的放大截面图；

[0028] 图 7A 图示了用于与图 1 中示出的多轴骨固定元件连接的止动螺帽的顶部俯视图；

[0029] 图 7B 图示了沿图 7A 的线 7B-7B 剖开的、图 7A 中示出的止动螺帽的截面图；

[0030] 图 8A 图示了与图 1 的多轴骨固定元件的一部分连接的螺钉驱动器和套管的优选实施方式的侧面示意图；

[0031] 图 8B 图示了沿图 8A 的线 8B-8B 剖开的、与图 1 的多轴骨固定元件的一部分连接的螺钉驱动器和套管的截面图；

[0032] 图 9A 图示了与图 1 的多轴骨固定元件的一部分连接的注射器组件和套管的截面图；而且

[0033] 图 9B 图示了沿图 9A 的圆圈 9B 截取下的、图 9A 中示出的注射器组件和套管的放大截面图。

具体实施方式

[0034] 以下描述中使用的特定术语仅仅是为了方便目的而非限定。词语“右”、“左”、“下”、“上”指示所参照的附图中的方向。词语“向内”和“向外”分别指的是朝向和远离多轴骨固定元件、所描述的仪器和它们的指定部分的几何中心的方向。词语“前面”、“后面”、“上面”、“下面”以及相关的词语和 / 或短语指示所参照的人体的优选位置和取向，而非限定。所述术语包括以上列出的词语、它们的派生词和相似意思的词语。

[0035] 现在将参照附图描述本发明的特定示例性实施方式。通常，这些实施方式涉及优选的多轴骨固定元件，作为非限定示例的相关器械，多轴骨固定元件用于脊柱固定，以便于在杆接收槽中插入纵向脊柱杆，该杆接收槽形成在多轴骨固定元件的主体内。本发明可以

具有其它的应用或使用,而不应当限定于所描述和图示的结构或使用。

[0036] 参照图 1-7B,优选的多轴骨固定元件 10 包括骨锚 20(以骨螺钉示出)、夹头 150、主体 200、和止动螺帽 300(以具有外螺纹的定位螺钉示出)。如以下更详细地描述的那样,多轴骨固定元件 10 优选地能够原位装配。也就是,优选地,多轴骨固定元件 10 构造成使得在使用中,骨锚 20 可以在被接收到主体 200 内之前而被固定至病人的椎骨 700。多轴骨固定元件 10 优选使得外科医生能够在主体 200 和夹头 150 没有预先装配到骨锚 20 的情况下植入骨锚 20。通过使得外科医生仅植入骨锚 20,多轴骨固定元件 10 最大化锚定位置周围的可见度和接触机会。一旦骨锚 20 被固定至病人的椎骨 700,主体 200 和夹头 150 可以快速安装至骨锚 20。因此,优选的多轴骨固定元件 10 通常是底部负载装置,因为骨锚 20 通过下端或底端 204 进入主体 200。可选择地,采用本文所描述的同样的部件的多轴骨固定元件 10 可以预装配后使用或者在做微小的改动下被构造成顶部加载,这对本领域技术人员来说是显而易见的。而且,在将多轴骨固定元件 10 被布置在锁定位置之后,通过将夹头 150 相对于主体 200 布置在加载位置,并从骨锚 20 上卸下夹头 150 和主体 200 组件组件,而可以在原位将该组件从骨锚 20 上快速卸下,下面将对此进行更详细地描述。

[0037] 虽然所描述的多轴骨固定元件 10 将被描述成以及通常用于脊柱(例如,腰椎、胸椎或颈椎区域),但是本领域技术人员应当理解,多轴骨固定元件 10 可以被用于固定身体的其它部分,这些部分例如是关节、长骨或手、脸、足部、四肢、头盖骨等中的骨头。

[0038] 如下面将更具体地描述的那样,若干多轴骨固定元件 10 可以被用于将纵向脊柱杆 250 固定至若干椎骨 700。应当理解的是,脊柱杆 250 可以包括,但不限于,实心杆、非实心杆、柔性或动态杆等。应当理解的是,多轴骨固定元件 10 不限于使用任何特定类型的脊柱杆 250。

[0039] 参照图 1-4B,骨锚 20 优选为骨螺钉 22 的形式。然而,可选择地,骨锚 20 可以例如是钩或诸如夹子、植入物等的其它紧固件。

[0040] 骨螺钉 22 优选具有扩大的、弯曲的头部 24 和用于接合病人的椎骨 700 的外螺纹轴部 26。轴部 26 的具体特征是可以改变的,这些特征例如包括螺距、轴直径、轴形状等等,并且对本领域技术人员来说显而易见的是,骨螺钉 22 并不限于任何特定类型的轴部 26。骨螺钉 22 可以是中空的或可以不是中空的(见图 9A 和 9B)。骨螺钉 22 可以还包括直径减小的颈部 28,该颈部 28 位于头部 24 和轴部 26 之间,该颈部提供多轴骨固定元件 10 的多轴特性。骨螺钉 22 还可以是中空的并具有小孔(未示出)使得开口从中空螺钉的中间中空通道向外延伸以在注射过程中促使流体流出螺钉或在抽取螺钉附近的物质的过程中将流体从螺钉的侧面吸入中间中空通道。

[0041] 参照图 3-4B 和 8A-9B,扩大的弯曲的头部 24 优选具有弯曲的或半球形的形状以便于相对于夹头 150 的转动,下面将对此进行更详细的描述。头部 24 还优选地包括驱动表面 30,该驱动表面用于接收形成在驱动工具上的相应尖端 501,该驱动工具例如是用于转动骨螺钉 22 以与病人的椎骨 700 接合的螺钉驱动器 500(见图 8A 和 8B)。驱动表面 30 可以具有现在或下文已知的任何形式,这些形式包括,但不限于,外六边形、星形驱动式样、Phillips 头部式样、用于螺钉驱动器的狭槽、用于相应螺纹杆的螺纹等。优选地,如图所示,驱动表面 30 包括第一工具接合面或内凹部 32,但不限于此,还可以包括接合凹形驱动器(未示出)的外驱动零件。可以选择驱动表面 30 或第一工具接合面 32 的具体形状以与相应驱动工具

配合。

[0042] 头部 24 可以还包括第二工具接合面或套管接合面 40。第二工具接合面 40 可以是现在或下文已知的任何形式,这些形式包括,但不限于,内螺纹或外螺纹,外六边形,星形驱动式样,Phillips 头式样,用于螺钉驱动器的狭槽,凹槽,槽等。然而,优选地,第二工具接合面 40 包括多个用于可螺纹接合手术器械的螺纹 42,这些器械例如是套管 600(图 8A-9B)、骨扩增用仪器、抽吸器械、用于矢状缝复位或其它复位的复位工具、冠状缝转动工具、软组织牵开工具、脊柱后凸或脊柱前凸校正工具等。本优选实施方式的第二工具接合面 40 允许沿着骨锚 20 的纵向轴线向骨锚 20 施加力,也可以沿着该轴线或与该轴线成角度地施加力。在优选的实施方式中,套管 600 适于至少与螺钉驱动器 500 和注射组件 650 联合使用。可选择地,手术器械可以是现在或下文中与脊柱固定程序结合使用的任何手术器械,这些仪器包括,但不限于,压缩机、牵引器、最小侵入仪器等。通过将第二工具接合面 40 并入骨锚 20 的头部 24,套管 600 能够直接接合骨锚 20,因此不再需要将套管 600 接合至多轴骨固定元件 10 的主体 200,并且因而限制了在工作构造中套管 600、螺钉驱动器 500 和 / 或骨锚 20 之间的形成肘节,下面将对此进行更详细的描述。此外,优选的第二工具接合面 40 允许通过套管 600 或与第二工具接合面 40 配合的其它工具对骨锚 20 施加力,以操纵骨锚 20 并可能地控制骨锚 20 所安装的骨头。

[0043] 参照图 3-4B、8B 和 9B,第二工具接合面 40 和第一工具接合面 32 优选形成在从头部 24 的顶端暴露的头部接合面空腔 41 中。在头部 24 的顶端同时暴露第二工具接合面 40 和第一工具接合面 32 允许器械同时接合第二工具接合面 40 和第一工具接合面 32,以操纵骨锚 20。在将夹头 150 和主体 200 安装至头部 24 之前或将夹头 150 和主体 200 安装至头部 24 之后,第二工具接合面 40 和第一工具接合面 32 可以单独地或同时与器械接合(见图 8B 和 9B)。

[0044] 参照图 3 和 5A-5C,夹头 150 优选地包括第一端或上端 152 和第二端或下端 154,第一端或上端 152 的大小和构造形成为在脊柱杆 250 被接收在形成于主体 200 的杆接收槽 208 内时接触脊柱杆 250(在图 5A 中示意地描述)的至少一部分,第二端或下端 154 的大小和构造形成为接触骨锚 20 的头部 24 的至少一部分。更优选地,夹头 150 的上端 152 包括座 160,座 160 的大小和构造形成为在脊柱杆 250 接收在主体 200 的杆接收槽 208 内时接收脊柱杆 250 的至少一部分。优选地,夹头 150 的下端 154 包括用于接收和固定骨锚 20 的头部 24 的内部空腔 165,如本领域技术人员通常理解的那样,这使得骨锚 20 能够相对于夹头 150 并因此相对于主体 200 在一定角度范围内多轴转动。形成在夹头 150 中的内部空腔 165 优选具有弯曲的或半球形的形状,以接收骨锚 20 的弯曲的或半球形的头部 24,使得骨锚 20 能够相对于夹头 150 以及并因此相对于主体 200 多轴转动。而且,夹头 150 的外表面的至少一部分包括弯曲的或球形的凸表面 151,该凸表面具有曲率半径 r_5 ,以接触主体 200 的内表面 211,优选接触下边缘部 218,下面将对此进行更详细地描述。

[0045] 夹头 150 优选还包括一个或多个狭槽 170(示出为多个槽),该狭槽从夹头的下端 154 延伸,使得夹头 150 的至少一部分是:(i) 可径向扩张以使得骨锚 20 的头部 24 能够通过下端 154 插入夹头 150 的内部空腔 165,并且(ii) 可径向压缩,以根据施加在其上的径向力而压缩或变形锁在骨锚 20 的头部 24 上。在优选的实施方式中,狭槽 170 限定了多个挠性臂 172。优选地,每个挠性臂 172 都包括根端 173 和终端 174。挠性臂 172 的外表面优选

包括夹头 150 的弯曲的或球形的凸表面 151, 以限定与主体 200 的内表面 211 的线接触, 优选地与第一底切 218a 的线接触, 下面将对此进行更详细地描述。

[0046] 夹头 150 还可以包括形成在夹头 150 的外表面上一个或多个凹槽 175, 该凹槽用于接合形成在主体 200 的内表面 211 上的凸起或凹痕 216a。如下面将更详细地描述的那样, 允许夹头 150 在轴孔 206 内在加载位置和锁定位置之间浮动, 该轴孔形成在主体 200 内。也就是说, 夹头 150 优选在装配构型中在主体 200 内可移动地定位。一个或多个凹槽 175 和凸起或凹痕 216a 之间的相互作用阻止夹头 150 在加载位置时移出主体 200 的上端 202。

[0047] 夹头 150 还包括孔 156, 该孔 156 从上端 152 延伸至下端 154, 并在上端 152 具有上开口, 以使得, 例如, 驱动工具 (例如螺钉驱动器 500) 能够插入夹头 150 并与骨锚 20 接合, 从而骨锚 20 可以被旋转以接合病人的椎骨 700。夹头 150 的上端 152 的上开口也允许通过其同时插入螺钉驱动器 500 和第二工具 (如套管 600) 以接合头部 24 (图 8B 和 9B)。

[0048] 夹头 150 还可以包括一个或多个临时的杆锁定零件, 以使得脊柱杆 250 可以被临时连接至夹头 150, 因此相对于主体 200 连接。临时的杆锁定零件可以是现在或以后所开发的用于此目的的任何机构。

[0049] 参照图 5C, 夹头 150 包括一个或多个向内突出的凸缘 184、186, 该凸缘布置在座 160 的内表面 161 上并接近夹头 150 的上端 152。凸缘 184、186 可以通过工具 (未示出) 接合以在夹头 150 和主体 200 之间施加力以相对于主体 200 移动夹头 150。例如, 在夹头 150、主体 200 和骨锚 20 位于锁定位置时, 可以朝向骨锚 20 相对于夹头 150 向下驱动主体 200。这样施加力可以在原位将夹头 150 从锁定位置移动至加载位置, 使得挠性臂 172 在扩大直径部 220 内向外弯曲以允许头部 24 移出空腔 165。因此, 凸缘 184、186 可以用于在夹头 150 和主体 200 锁定至头部 24 后, 从骨锚 20 上拆卸夹头 150 和主体 200。

[0050] 参照图 6A-6D 和 7A-7B, 主体 200 整体上可以描述为圆柱形筒体, 其具有纵轴线 201、上端 202、下端 204、和轴孔 206, 上端 202 具有上开口 203、下端 204 具有下开口 205、轴孔 206 基本上与主体 200 的纵轴线 201 同轴。轴孔 206 从上开口 203 延伸至下开口 205。轴孔 206 优选在接近上端 202 处具有第一直径部 D_1 。主体 200 还包括基本上横向的杆接收槽 208 (示出为顶部负载 U 形杆接收槽), 该杆接收槽限定了一对间隔开的臂 209、210。间隔开的臂 209、210 的内表面 211 优选包括用于接合止动螺帽 300 的多个螺纹 212。可选择地, 主体 200, 尤其是间隔开的臂 209、210 可以具有用于接合止动螺帽 300 的任何安装接收结构, 这些结构包括, 但不限于, 外螺纹、凸轮锁、象限锁、夹子等。间隔开的臂 209、210 的外表面 213 可以每个都包括用于接合一个或多个手术器械的凹部 214, 该手术器械例如是摇杆镊子、压缩机、牵引器、套管、微创器械等。

[0051] 参照图 5A-6E, 轴孔 206 优选在接近上端 202 处具有第一直径部 D_1 。轴孔 206 的内表面 211 优选还包括接近轴孔的下端 204 的下端部 218。下端部 218 限定第二直径部 D_2 , 该第二直径部包括轴孔 206 的最小直径部分。第二直径部 D_2 优选由接近主体 200 的下端 204 的第一球形底切 218a 限定。第一球形底切 218a 优选具有第二曲率半径 r_2 , 该曲率半径的中心位于主体 200 的纵轴线 201 上。第二直径部 D_2 优选小于轴孔 206 的第一直径部 D_1 , 使得夹头 150 可以通过上端 202 插入轴孔 206, 但基本上阻止夹头 150 插入下端 204 或者阻止夹头 150 在插入轴孔 206 以后从下端 204 掉出。

[0052] 第一球形底切 218a 优选限定为弯曲的或球形的凹表面,以容纳夹头 150 的外部弯曲的或球形的凸表面 151。第一球形底切 218a 和球形的凸表面 151 优选具有不同的曲率半径,以使在夹头 150 定位在接近下端 204 时表面 151、218 之间限定线接触。第二直径部 D_2 的大小和构造优选形成为使骨锚 20 的扩大的头部 24 可以穿过主体 200 的下开口 205,但是在骨锚 20 的头部 24 被接收在夹头 150 的内部空腔 165 内以后阻止头部穿过内部空腔。

[0053] 轴孔 206 的内表面 211 优选包括扩大部 220,该扩大部相对于第一直径部 D_1 朝向下端 204 定位。扩大部 220 优选限定由弯曲的、优选为球形的、径向外凹部分组成的第三直径 D_3 。在轴孔 206 的扩大部 220 中,第三直径 D_3 大于轴孔 206 的第一直径 D_1 。而且,第三直径 D_3 大于第二直径 D_2 。在优选实施方式中,第三直径 D_3 由第二球形底切 220a 限定。

[0054] 扩大部 220 优选位于上端 202 和下端部 218 之间,并且在头部 24 装在夹头 150 内时在该扩大部中容纳挠性臂 172 的扩张,下面将对此进行更详细地描述。扩大部 220 优选是弯曲的或球形的凹面形式,该凹面具有第三曲率半径 r_3 ,该曲率半径限定了作为轴孔 206 中最大直径的第三直径 D_3 。第三曲率半径 r_3 限定了第二球形底切 220a 的球形特性。扩大部 220 的大小和构造形成为使得在基本上与扩大部 220 的弯曲的或球形的凹面对齐地放置夹头 150 时,允许座 160 的挠性臂 172 在主体 200 的轴孔 206 内径向扩张,以使骨锚 20 的头部 24 能够通过形成在主体 200 内的下开口 205 插入形成在夹头 150 中的内部空腔 165。更优选地,扩大部 220 的大小和构造形成为使得夹头 150 的外部弯曲的或球形的凸表面 151 在头部 24 被装入夹头 150 时不触碰或接触主体 200 的扩大部 220。也就是说,形成在主体 200 中的扩大部 220 的大小和构造优选形成为使得即使当挠性臂 172 径向扩张以接受骨锚 20 的头部 24 时,在夹头 150 的外部弯曲的或球形的凸表面 151 和主体 200 的扩大部 220 之间也留有间隙。扩大部 220 并不限于由优选的第三曲率半径 r_3 限定的弯曲的或球形的底切组成的结构,还可以构造成具有几乎任何形状的几乎任何底切,只要在加载位置允许夹头 150 在其中扩张以接受头部 24。例如,扩大部 220 可以由内表面 211 上的矩形狭槽或凹槽限定以获得大于第一和第二直径 D_1 、 D_2 的第三直径 D_3 。

[0055] 在优选实施方式中,第一球形底切 218a 的第二曲率半径 r_2 优选不同于夹头 150 的外部弯曲的或球形的凸表面 151 的外部曲率半径 r_5 ,使得当夹头 150 邻近下端部 218 定位时在第一球形底切 218a 和外部凸表面 151 之间形成线接触。也就是说,通过提供第一球形底切 218a 和夹头 150 之间的非配合的曲率半径,在主体 200 的第一球形底切 218a 和夹头 150 的外部弯曲的或球形的凸表面 151 之间仅形成线接触。主体 200 和夹头 150 之间的线接触有效地将挠性臂 172 的下端夹紧至位于头部 24 的最大直径下面的头部 24 的下端上,以将下端 154 引导至头部 24 的最大直径下面,从而有效地在锁定位置将骨锚 20 锁定至夹头 150。此外,夹头 150 和主体 200 之间的线接触允许在将夹头 150 和主体 200 在锁定位置接合之后从主体 200 上拆卸夹头 150 或者在原位从骨锚 20 上快速拆卸主体 200 和夹头 150。

[0056] 参照图 5A-5C、6F 和 6G,第二直径 D_2 和第三直径 D_3 可以由单个内部曲率半径 r_4 形成,该曲率半径在轴孔 206 中底切主体 200。单个内部曲率半径 r_4 优选允许夹头 150 扩张以接受头部 24、夹头 150 从上端 202 而非下端 204 插入轴孔 206 以及当夹头 150 处于与下端部 218 面接合时,在夹头的外部弯曲的或球形的凸表面 151 和下端部 218 之间形成线接触。在此构造中,第二直径部 D_2 小于第一直径部 D_1 ,第一直径部 D_1 小于第三直径部 D_3 。

[0057] 参照图 1-3 和 5A-6C, 主体 200 和夹头 150 还优选包括夹头保持零件 50, 使得一旦夹头 150 被插入到形成于主体 200 内的轴孔 206 后, 如果必要的话, 可以接合夹头保持零件 50, 夹头保持零件 50 阻止夹头 150 通过形成在主体 200 内的上开口 203 退回, 但允许夹头 150 相对于主体 200 在一定程度上竖直平移或浮动。也就是说, 一旦被插入到主体 200 的轴孔 206 内, 夹头 150 的大小和构造形成为使夹头能够在轴孔 206 内在加载位置和锁定位置之间浮动或移动。夹头保持零件 50 优选阻止夹头 150 从主体 200 的上开口 203 移出。优选地, 夹头保持零件 50 在凹槽 175 的下边缘与凹痕 216a 开始接触时允许挠性臂 172 在加载位置与扩大部 220 对齐。此外, 在头部 24 锁定在夹头 150 之前, 夹头 150 优选地能够在加载位置和锁定位置之间浮动。特别地, 夹头 150 可以在加载位置和锁定位置之间浮动, 其中在加载位置凹痕 216a 与凹槽 175 的下边缘接触, 在锁定位置外部弯曲的或球形的凸表面 151 与下端部 218 线接触。夹头保持零件 50 优选地限制夹头 150 相对于主体 200 的转动, 因为凹痕 216a 在凹槽 175 内滑动, 使得形成在夹头 150 内的座 160 与形成在主体 200 内的杆接收槽 208 对齐。然而, 夹头保持零件 50 并不限于限定夹头 150 相对于主体 200 的转动, 而且可以被构造成允许夹头 150 相对于主体 200 作无限制转动, 这通过以下实现: 去除夹头 150 的凹槽 175 并在凹槽 175 的底端形成围绕夹头 150 的支架 (未示出), 使得凹痕 216a 接合该支架以限制夹头 150 从主体 200 的上端 202 移出, 但在装配构造中允许夹头 150 相对于主体 200 作无限制转动。

[0058] 夹头保持零件 50 可以是现在或以后已知的用于上述目的的任何零件, 这些零件包括, 但不限于, 例如形成在夹头 150 上的向内突出的肩部或棘爪, 肩部或棘爪用于接合形成在主体 200 的内表面 211 上的相应的缺口。在优选实施方式中, 主体 200 包括一个或多个形成在主体中的局部通道 216, 使得一旦夹头 150 被接收到主体 200 的轴孔 206 内, 就可以向形成于主体 200 内的局部通道 216 施加力, 使局部通道 216 的剩余部分 217 变形成在主体 200 的内表面 211 上的凸起或凹痕 216a。也就是说, 一旦夹头 150 被接收到主体 200 的轴孔 206 内, 可以向形成在主体 200 内的局部通道 216 施加外力, 使局部通道 216 变形形成从间隔开的臂 209、210 的内表面 211 其向内延伸并进入形成在主体 200 内的轴孔 206 的凸起或凹痕 216a。凸起或凹痕 216a 的大小和构造优选形成为与形成在夹头 150 的外表面中的纵向凹槽 175 相互作用, 使得夹头 150 能够至少沿纵轴线 201 相对于主体 200 运动, 但是阻止夹头 150 通过形成在主体 200 内的上开口 203 向后移动。还优选不完全地阻止夹头 150 相对于主体 200 的转动运动。优选通过凸起或凹痕 216a 与凹槽 175 的底面和 / 或侧面的接触阻止夹头 150 相对于主体 200 朝向上端 202 的运动。限制夹头 150 相对于主体 200 的转动运动允许杆接收槽 208 和座 160 的对齐以接收脊柱杆 250, 下面将对此进行更详细的描述。

[0059] 在使用中, 在加载位置优选将夹头 150 基本上与扩大部 220 的弯曲的或球形的凹面对齐地定位, 使夹头 150 的挠性臂 172 能够在主体 200 的轴孔 206 中径向扩张, 以使得骨锚 20 的头部 24 能够通过形成在主体 200 中的下开口 205 插入形成在夹头 150 中的内部空腔 165 内。形成在主体 200 中的扩大部 220 的大小和构造优选形成为使得即使在挠性臂 172 径向扩张以接受骨锚 20 的头部 24 时, 在夹头 150 的外部弯曲的或球形的凸表面 151 和主体 200 的扩大部 220 之间也留有间隙。此后, 使夹头 150 与下端部 218 的第一球形底切 218a 基本对齐并接合的移动导致向挠性臂 172 施加径向向内的力, 该移动又导致挠性臂 172 压

在骨锚 20 的头部 24 上,借此固定骨锚 20 相对于夹头 150 并因此相对于主体 200 的位置。下端部 218 和夹头 150 的外部弯曲的或球形的凸表面 151 具有不匹配的曲率半径 r_2 、 r_4 、 r_5 ,使得在这些部件间仅形成线接触。

[0060] 在头部 24 通过下开口 205 插入轴孔 206 内时,骨锚 20 的头部 24 以及凹痕 216a 与凹槽 175 之间的相互作用优选地移动夹头 150 至与扩大部 220 对齐。而且,优选地通过接合止动螺帽 300 将夹头 150 移动至与下边缘部 218 对齐并接合,下面将对此进行更详细地描述。

[0061] 参照图 7A 和 7B,止动螺帽 300 优选为具有外螺纹的定位螺钉 302,其用于可螺接地接合形成在主体 200 的内表面 211 上的螺纹 212。具有外螺纹的定位螺钉 302 在脊柱杆 250 插入主体 200 时通常提供弹性,以使在止动螺帽 300 接合之前脊柱杆 250 不必完全还原或安置在主体 200 内。采用具有外螺纹的定位螺钉 302 还使定位螺钉 302 能够在相对于主体 200 拧紧止动螺帽的过程中还原脊柱杆 250。止动螺帽 300 可以是现在或以后开发的用于此目的的任何止动螺帽,这些止动螺帽包括,但不限于,外螺纹帽、四分之一转或部分转的止动螺帽、拼合定位螺钉等。

[0062] 如图所示,具有外螺纹的定位螺钉 302 优选包括驱动面 304,该驱动面用于接合相应的驱动工具以将定位螺钉 302 固定(如螺接)在主体 200 上。驱动面 304 可以是现在或以后开发的用于此目的的任何形式,这些形式包括,但不限于,外六边形、星形驱动式样、Phillips 头部式样、用于螺钉驱动器的狭槽、用于相应螺杆的螺纹等。驱动面 304 优选包括内凹部。内凹部的具体形状可以选择为与相应的驱动工具协作。驱动面 304 也可以被构造包括第一和第二工具接合面 40,如上所述。

[0063] 具有外螺纹的定位螺钉 302 优选还包括可操作地连接至该定位螺钉的鞍部 310。鞍部 310 包括形成在该鞍部中的横向凹部 312,该横向凹部用于接触脊柱杆 250 的至少一部分。横向凹部 312 的杆接触面可以包括增加粗糙度的表面加工(未示出),该表面加工例如是压花、喷丸、开槽、或其它增加表面粗糙度和提高杆穿过强度的斑纹漆。

[0064] 鞍部 310 可以通过现在或以后开发的用于该目的的任何方式连接至定位螺钉 302,这些方式包括,但不限于,粘结、机械紧固等。定位螺钉 302 优选包括用于接收柄 316 的孔 306,柄形成在鞍部 310 的顶面 311 上。在使用中,鞍部 310 优选连接至定位螺钉 302,但是能够相对于定位螺钉 302 自由转动,以使得在相对于主体 200 转动定位螺钉 302 的同时鞍部 310 能够自对齐脊柱杆 250。

[0065] 在一个特别优选实施方式中,形成在具有外螺纹的定位螺钉 302 上的螺纹可以采用相对于主体 200 的纵轴线 201 成角度地形成的倾斜的负载面。负载面可以汇聚以使螺纹的顶面和螺纹的底面汇聚。所述角度可以是约 5 度,但是,如本领域技术人员通常理解的,螺纹可以采用现在或以后已知的用于此目的的任何其它形式,这些形式包括,阴负载螺纹、正交螺纹面、锯齿螺纹等。

[0066] 参照图 1-7B,多轴骨固定元件 10 优选成套地提供给使用者,每套至少包括(1)骨锚,(2)止动螺帽,和(3)预装配的夹头/主体子组件。优选地通过将夹头 150 通过形成在主体 200 内的上开口 203 插入形成在主体 200 内的轴孔 206 来装配预装配的夹头/主体子组件。如果挠性臂 172 的最大直径大于第一直径 D_1 ,那么在夹头 150 插入轴孔 206 时挠性臂 172 可以向内变形。即使在接合夹头保持零件 50 之前,这样的构造通常就使得夹头 150

被保持在轴孔 206 内。一旦夹头 150 在轴孔 206 内被定位成使得挠性臂 172 邻近扩大部 220 定位,就向形成在主体 200 内的局部通道 216 的末端施加力,以形成凸起或凹痕 216a,该凸起或凹痕延伸入主体 200 的轴孔 206。凸起或凹痕 216a 定位在形成于夹头 150 中的纵向凹槽 175 内,以使夹头 150 在轴孔 206 内相对于主体 200 能自由地竖直平移或浮动,但基本上阻止夹头通过形成在主体 200 内的上开口 203 向上穿过并限制夹头相对于主体 200 的转动。

[0067] 每套多轴骨固定元件优选托运至使用者以用于脊柱外科手术。在外科手术中,外科医生优选确定需要进行外科手术的脊柱的水平,进行切开以暴露所选择的区域并将骨锚 20 植入期望的椎骨 700 内。优选通过促使头部 24 穿过下开口 205 将主体 / 夹头子组件安装至骨锚 20。因此,夹头 / 主体子组件可以在原位与骨锚 20 的头部 24 接合。特别地,在头部 24 移入下开口 205 时,促使夹头 150 进入加载位置,在加载位置中纵向凹槽 175 的下端接触凹痕 216a。在加载位置中,夹头 150 的外部弯曲的或球形的凸表面 151 基本上与形成在主体 200 的轴孔 206 中的扩大部 220 的扩大的弯曲的或球形的凹面竖直对齐。对齐扩大部 220 和夹头 150 使夹头 150 能够径向或向外扩张,以使骨锚 20 的头部 24 能够接收在形成于夹头 150 中的空腔 165 内。

[0068] 一旦头部 24 定位在空腔 165 内,骨锚 20 的头部 24 和夹头 150 优选都被约束在主体 200 内。在本构造中,骨锚 20 优选能够相对于夹头 150 和主体 200 多轴转动。脊柱杆 250 插入到形成在主体 200 中的杆接收槽 208 内并位于座 160 的内表面 161 上。脊柱杆 250 优选通过与座 160 的内表面 161 面接合而定位。定位螺钉 302 优选螺纹接合形成在主体 200 内的螺纹 212,以朝向下端 204 驱动脊柱杆 250 和夹头 150。

[0069] 定位螺钉 302 的转动导致定位螺钉 300 的底面,优选为鞍部 310,接触脊柱杆 250 的顶面,这又导致脊柱杆 250 和夹头 150 相对于主体 200 向下移动。夹头 150 相对于主体 200 的向下移动导致在夹头 150 的外部弯曲的或球形的凸表面 151 和下端部 218 的第一球形底切 218a 之间形成线接触。额外的定位螺钉 300 的拧紧以及脊柱杆 250 和夹头 150 的向下移动导致向挠性臂 172 施加方向向内的压缩力,使得挠性臂 172 在其终端 174 处关于根端 173 向内朝向头部 24 枢转。在锁定位置,挠性臂 172 接合骨锚 20 的头部 24,从而固定骨锚 20 相对于夹头 150 和主体 200 的位置。特别地,夹头 150 的挠性臂 172 径向压在骨锚 20 的头部 24 上,这固定了骨锚 20 相对于主体 200 的位置。夹头 150 和主体 200 之间的邻近终端 174 的线接触将挠性臂 172 上的径向向内的力导引至优选在头部 24 的最大直径以下的位置,以在锁定位置有效地促使终端 174 位于头部 24 的弯曲的外表面以下。而且,在锁定位置脊柱杆 250 夹在定位螺钉 302 和夹头 150 之间,借此固定脊柱杆 250 相对于主体 200 和骨锚 20 的位置。

[0070] 参照图 3 和 5A-6E,在骨固定元件 10 接合在锁定构造中以后,夹头 150 和主体 200 可以在原位从骨锚 20 上快速卸下。特别地,可以从主体 200 上卸下定位螺钉 300,从而可以从杆接收槽 208 和座 160 中抽出脊柱杆 250。工具(未示出)接合凸缘 184、186 和主体 200 并在夹头 150 和主体 200 之间施加力以使主体 200 朝向骨锚 20 向下移动。主体 200 和夹头 150 之间的线接触被释放,并且夹头 150 被迫使进入加载位置。在加载位置中,挠性臂 172 在扩大部 220 内向外变形以允许主体 200 和夹头 150 从骨锚 20 的头部 24 快速卸下。此时夹头 150 和主体 200 可以快速回到骨锚 20 上。

[0071] 参照图 4A, 4B 和 8A-9B, 骨锚 20 的头部 24 优选包括驱动面 30, 该驱动面的形式是内部驱动凹部或第一工具接合面 32 和第二工具接合面 40。第二工具接合面 40 优选包括用于可螺纹接合套管 600 的多个螺纹 42。套管 600 优选适用于现在或以后已知的各种手术器械, 这些器械包括, 但不限于, 螺钉驱动器 500、诸如注射组件 650 的流体输送设备、压缩机、牵引器、微创器械等。通过将第二工具接合面 40 结合至骨锚 20 的头部 24, 手术器械能够直接接合骨锚 20, 因此不再需要手术器械和 / 或套管 600 接合多轴骨固定元件 10 的主体 200 或夹头 150。而且, 一旦套管 600 与第二工具接合面 40 接合, 就限制了通过套管 600 内孔插入的螺钉驱动器 500 或其它仪器与骨锚 20 之间形成肘节。在优选实施方式中, 利用套管 600 将螺钉驱动器 500 引入第一工具接合面 32 以限制螺钉驱动器 500 和骨锚 20 之间形成肘节。本文中描述第二工具接合面 40 为与套管 600 相互作用或接合套管 600, 但并不限于此, 第二工具接合面 40 可以构造成与几乎任何工具或仪器相互作用或接合, 该工具或仪器优选用于确实地接合头部 24 并向骨锚 20 施加力以操纵骨锚 20、安装到骨锚 20 的椎骨 700 或安装到骨锚 20 任何其它结构。

[0072] 为了便于多轴骨固定元件 10 的植入和执行, 例如, 外科手术过程中的一个或多个步骤, 有利的是限制或去除多轴骨固定元件 10 和与多轴骨固定元件 10 一起使用的任何手术器械之间“形成肘节”。通过将第二工具接合面 40 结合到骨锚 20 的头部 24 中, 套管 600 和, 间接地, 手术器械 (例如螺钉驱动器 500) 直接连接至骨锚 20。套管 600 包括带螺纹的远端部 602, 该远端部 602 用于可螺纹接合第二工具接合面 40 的螺纹 42。以这种方式, 套管 600 直接连接并固定至骨锚 20。通过这种接合, 限制在套管 600 和骨锚 20 之间形成肘节。而且, 在套管 600 中的孔的内表面和螺钉驱动器 500 或其它仪器之间具有紧密公差显著地限制了在螺钉驱动器 500 或其它仪器与骨锚 20 之间形成肘节。

[0073] 在外科手术过程中, 套管 600 和骨锚 20 的直接连接便于多轴骨固定元件 10 的多轴锁定机构 (夹头 150 和主体 200) 的保护并且提供更稳定的牵引, 因为施加至套管 600 的力通过第二工具接合面 40 都被直接传递至骨锚 20 并进入椎骨 700, 这与通过这些元件以及夹头 150 和 / 或主体 200 作用相反, 通过这些元件以及夹头 150 和 / 或主体 200 作用可能使一些力扭曲并导致形成肘节。而且, 在与骨锚 20 的接合中诸如螺钉驱动器 500 或注射组件 650 的器械可以被牢固地定位以用螺钉驱动器 500 驱动骨锚 20、将骨接合剂或其它流体注入并穿过骨锚 20 或者在不通过主体 200 和 / 或夹头 150 进行操作的情况下, 用骨锚 20 以其它方式实施治疗。

[0074] 第二工具接合面 40 优选不阻碍对驱动凹部 32 的接触, 因为第二工具接合面 40 优选定位在驱动凹部 32 的上方且径向向外。然而, 第二工具接合面 40 并不限于相对于驱动凹部或第一工具接合面 32 定位在上方且径向向外, 而且可以相对于第一工具接合面 32 定位在下方且径向向内, 只要工具或仪器能够同时接合第一工具接合面 32 和第二工具接合面 40。特别地, 第二工具接合面 40 可以包括骨锚 20 中的螺纹凹部, 该螺纹凹部具有更小的直径并定位在第一工具接合面 32 以下。而且, 最好如图 9A 和 9B 中所示, 套管 600 优选包括纵向孔, 以使例如螺钉驱动器 500 可以接合形成在骨锚 20 的头部 24 中的驱动凹部 32。以这种方式, 套管 600 通过第二工具接合面 40 接合骨锚 20, 而螺钉驱动器 500 同时接合驱动凹部 32。

[0075] 参照图 8A 和 8B, 套管 600 优选与滑动套管 800 联合, 该滑动套管在工作构造中包

围套管 600。套管 600 和螺钉驱动器 500 能够相对于滑动套管 800 转动以使外科医生在转动螺钉驱动器 500 的远端上的把手 502 以将骨锚 20 拧入或拧出椎骨 700 的同时可以抓住滑动套管 800。当外科医生转动把手 502 时,套管 600、螺钉驱动器 500 和骨锚 20 各自都相对于滑动套管 800 转动。

[0076] 在骨锚驱动位置中(图 8B),套管 600 上的外螺纹 602 全部螺入第二工具接合面 40 的螺纹 42,借此限制在套管 600 和骨锚 20 之间形成任何肘节。在骨锚驱动位置中,螺钉驱动器 500 的顶部 501 也全部与骨锚 20 的驱动凹部 32 接合。在外科医生完成利用螺钉驱动器 500 对骨锚 20 的操纵时,螺钉驱动器 500 可以从套管 600 中取出并且通过套管 600 利用其它的器械以接触骨锚 20。

[0077] 参照图 9A 和 9B,可以通过套管 600 利用注射组件 650 将骨接合剂或其它可流动材料注入中空的骨锚 20'。一旦中空的骨锚 20' 安装在椎骨 700 中且套管 600 安装在中空的骨锚 20' 上,注射组件 650 的插管 652 就被插入套管 600。插管 652 在近端与注射器 654 结合并且包括在远端处的钝尖 656。插管 652 优选包括在接近近端处的接合机构 656,以接合套管 600 的近端,从而将插管 652 固定至套管 600。而且,接合机构 656 优选迫使插管 652 的钝尖 656 与位于第一工具接合面 32 的底部的架子 32a 接合,使得插管 652 的流动通道 34 与插管的流动通道 652a 连通并且在钝尖 656 和架子 32a 之间形成密封。在优选的实施方式中,接合机构 656 包括螺纹接头,该螺纹接头可以拧紧以相对于套管 600 固定插管 652 并且牢固地将钝尖 656 密封至支架 32a,借此基本上阻止骨接合剂或其它可流动流体泄漏入第一工具接合面 32。骨接合剂优选通过注射组件 650 注入流动通道 652a 并进入椎骨 700 以牢固地将中空的骨锚 20' 安装至椎骨 700,特别是在基本上薄弱的、易碎的和 / 或骨质疏松的骨头中。中空的骨锚 20' 也可以具有小孔以将骨接合剂朝向中空的骨锚 20' 的侧面注射或者基本上定向地分配骨接合剂或其它流体。而且,还可以利用中空的骨锚 20' 从椎骨 700 或与中空的骨锚 20' 接合的其它骨头中抽取材料,例如通过在流动通道 652a 内建立真空来将所述材料吸入流动通道 652a。例如,可以利用中空的骨锚 20' 从骨头中抽取骨髓。而且,可以利用中空的骨锚 20' 来辅助骨移植物的延伸,这对本领域技术人员来说是显而易见的。

[0078] 应当理解的是,虽然本文中描述的骨锚 20 优选包括第二工具接合面 40,但第二工具接合面 40 是可选择的。而且,应当理解的是,包括第二工具接合面 40 的骨锚 20 可以用于任何其它类型的骨螺钉应用(这些应用例如是长骨固定、骨折固定)或用于固定骨板、椎骨间隔物、牙齿植入物等。

[0079] 多轴骨固定元件 10 包括骨锚 20、夹头 150、主体 200 和止动螺帽 300,多轴骨固定元件 10 可以用现在或以后已知的任何生物相容材料制造,这些材料包括,但不限于,诸如钛、钛合金、不锈钢、镍钛合金等的金属。

[0080] 本领域技术人员应当理解的是,可以成组或成套地提供本文描述的任何部件或全部部件,以使外科医生可以选择各种部件组合以执行固定过程并建立固定系统,该系统依病人的具体需要 / 解剖而特别构造。应当注意的是,在一组或一套中可以每个部件都提供一个或多个。在一些套或组中,可以提供具有不同形状和 / 或大小的同样设备。

[0081] 虽然前面的描述和附图描绘了本发明的优选实施方式,但应当理解,在不背离所附权利要求所限定的本发明的精神和范围的情况下,可以对本发明进行各种添加、改变、组

合和 / 或替换。特别地,本领域技术人员应当清楚,在不背离本发明的精神或本质特征的情况下,本发明可以以其它具体形式、结构、布置、比例,并采用其它元件、材料和部件实现。本领域技术人员应当理解,在不背离本发明的原则的情况下,在使用本发明时可以对结构、布置、比例、材料和部件进行许多改变或者以特别适合于具体环境和手术要求的其它方式应用本发明。此外,本文中所描述的特征可以单独使用或与其它特征结合使用。因此,本文所公开的实施方式无论从哪方面看都是说明性的而非限定性的,本发明的范围由附上的权利要求指定并不限制于之前的描述。

[0082] 本领域技术人员应当理解,在不背离本发明的一般发明概念的情况下,可以对以上所描述的实施方案进行改变。因此,应当理解,本发明并不限于所公开的具体实施方式,而是如附上的权利要求所限定的,本发明意在覆盖本发明的精神和范围内的所有改变。

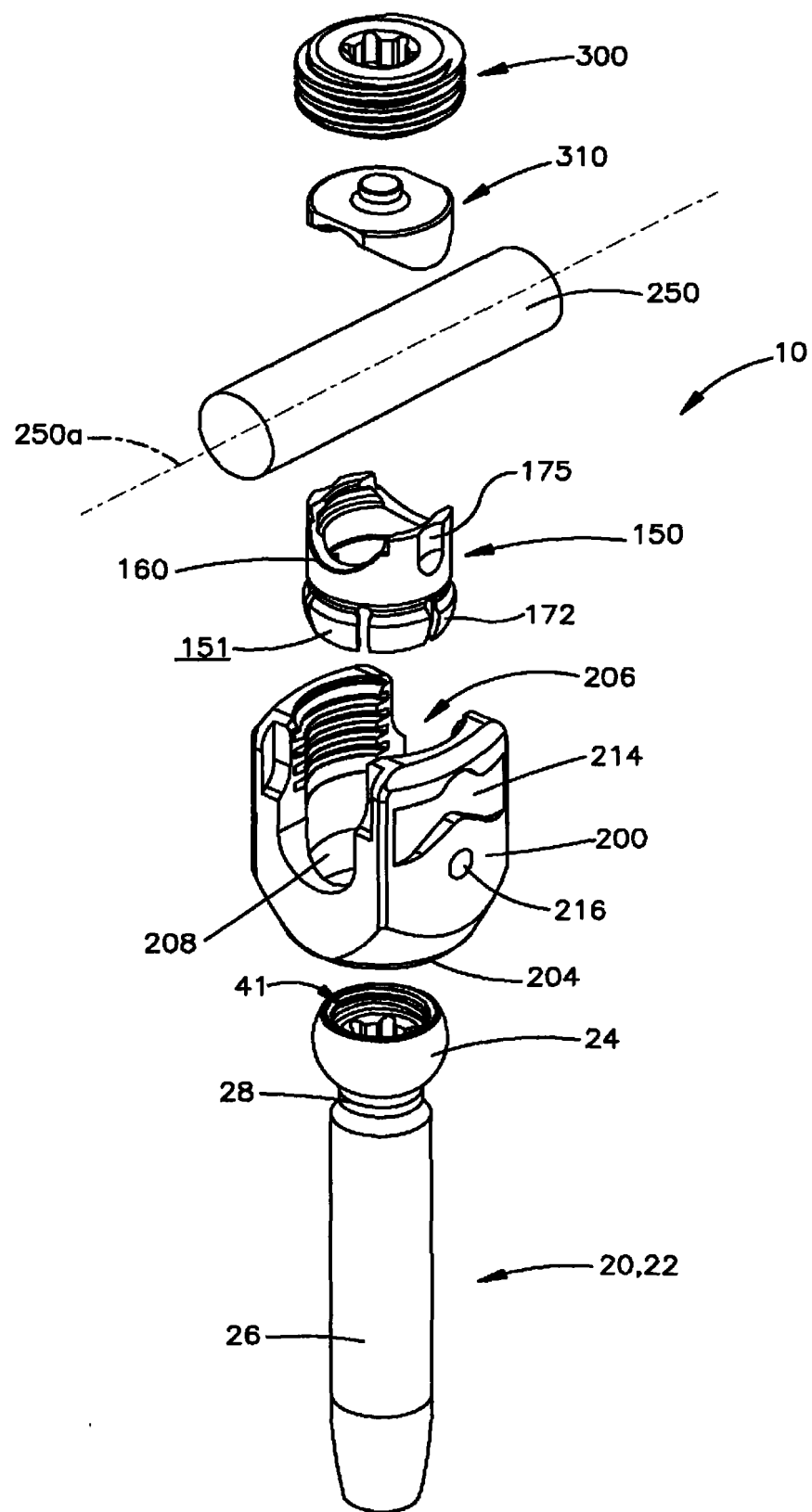


图 1

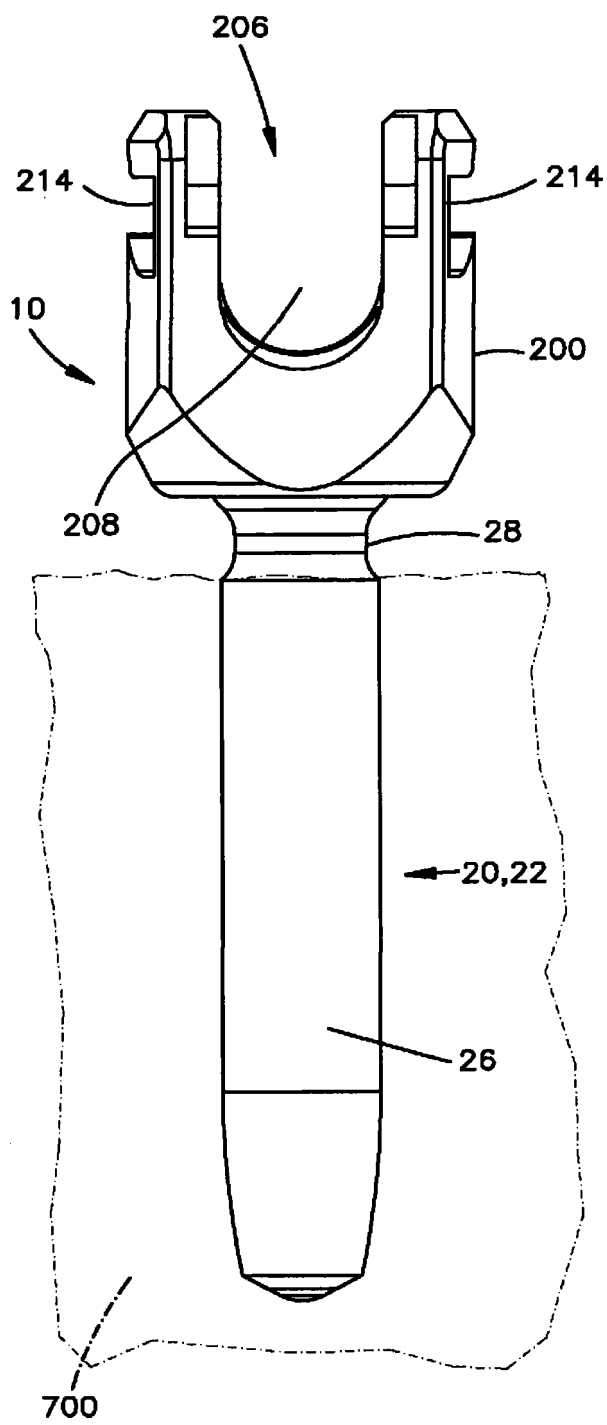


图 2A

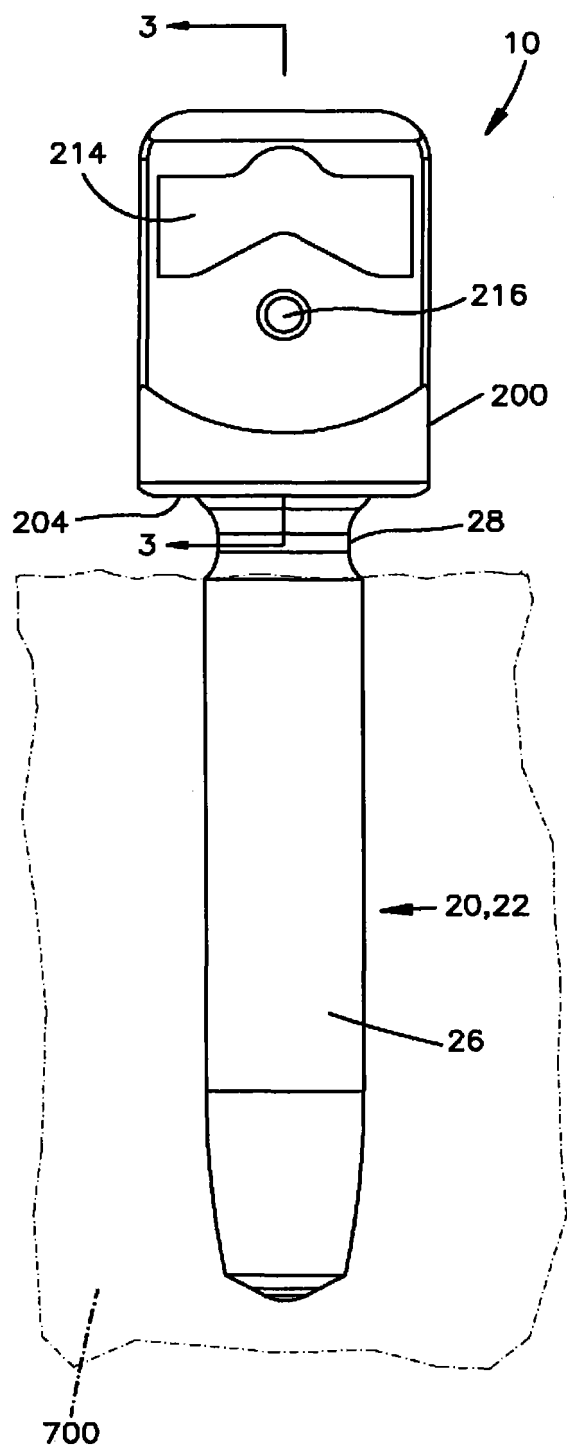


图 2B

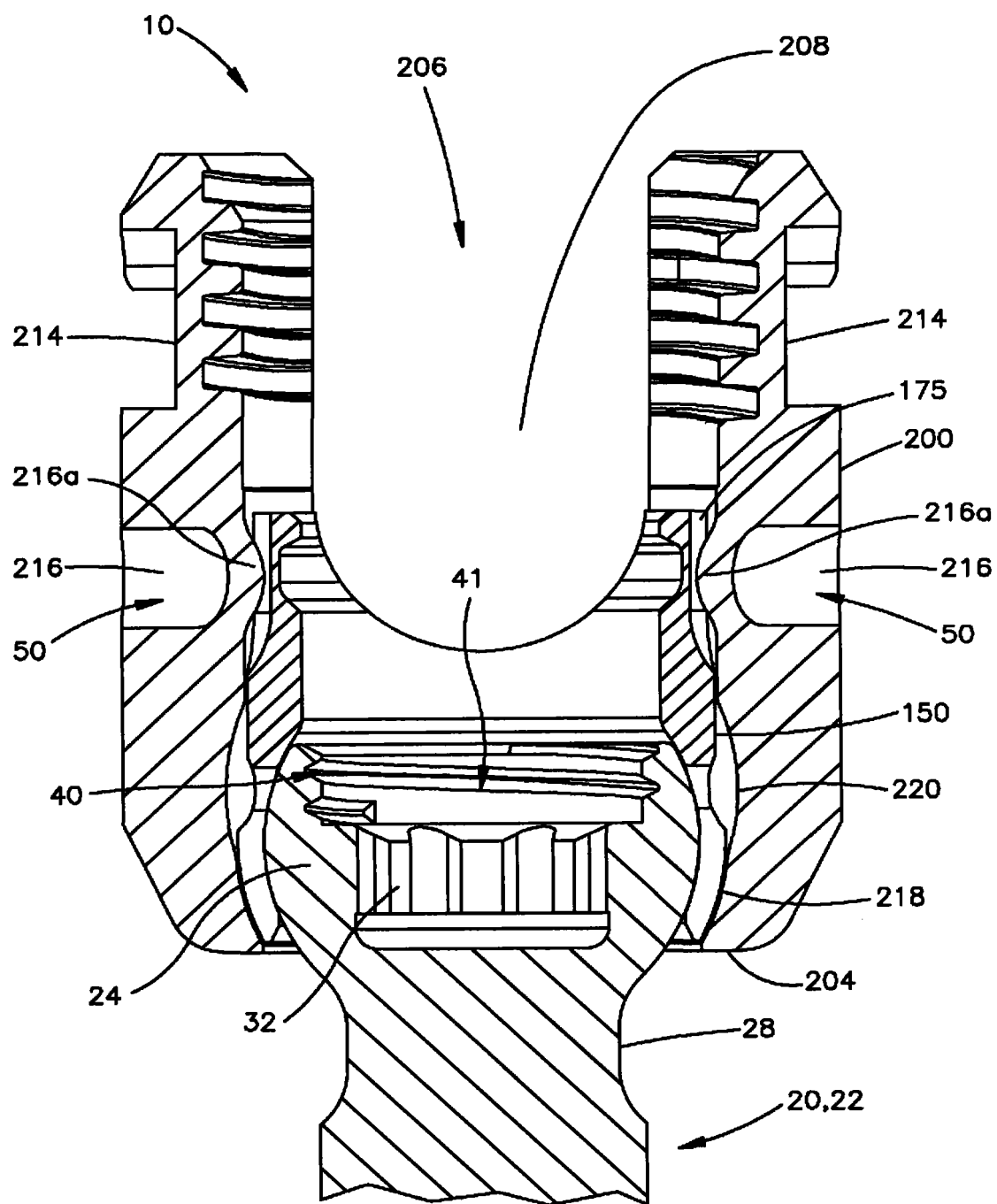


图 3

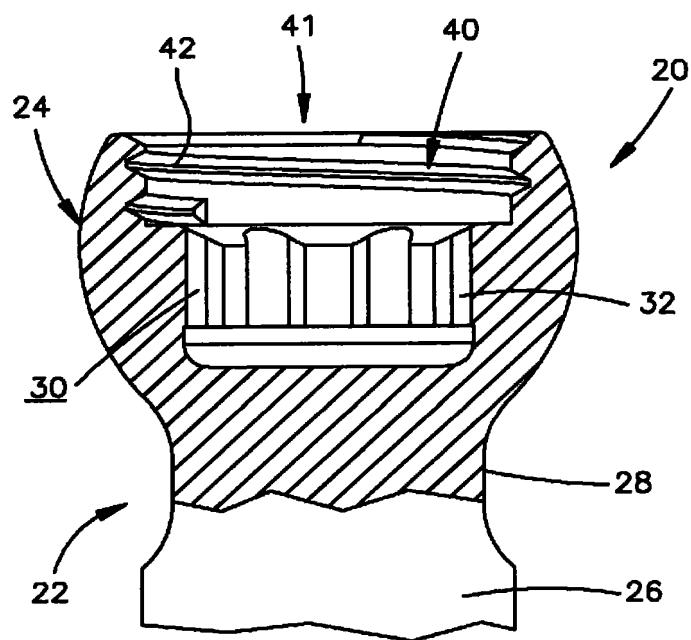


图 4A

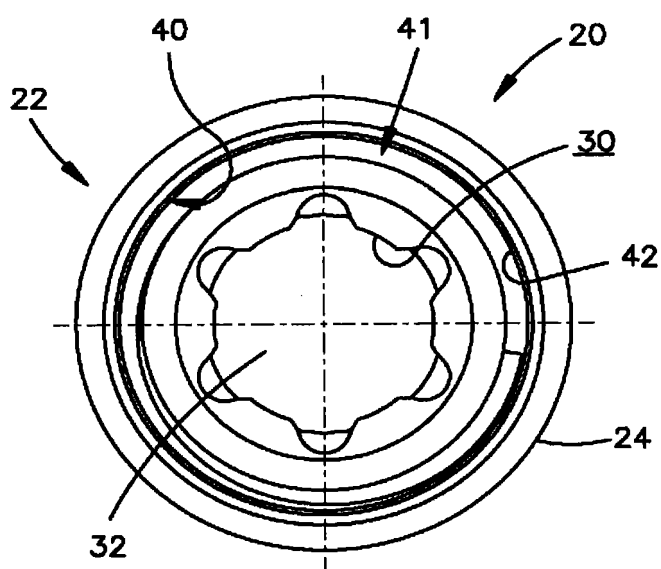


图 4B

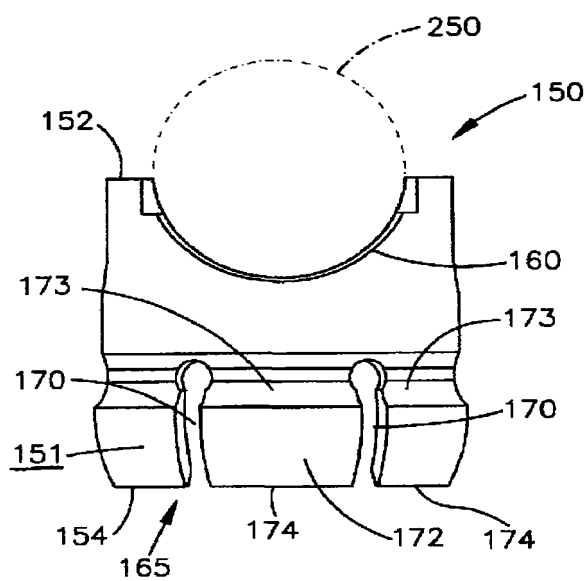


图 5A

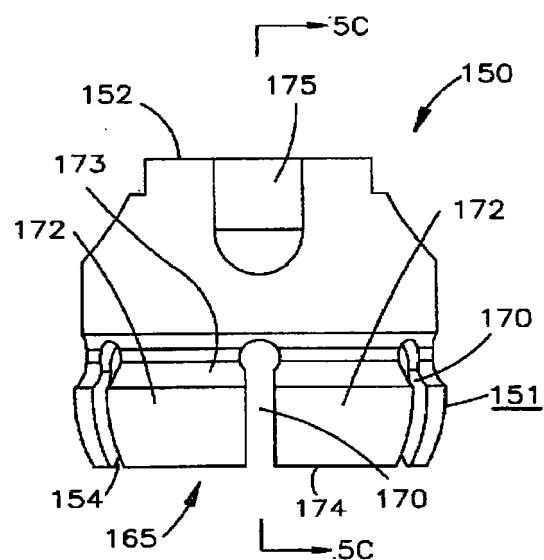


图 5B

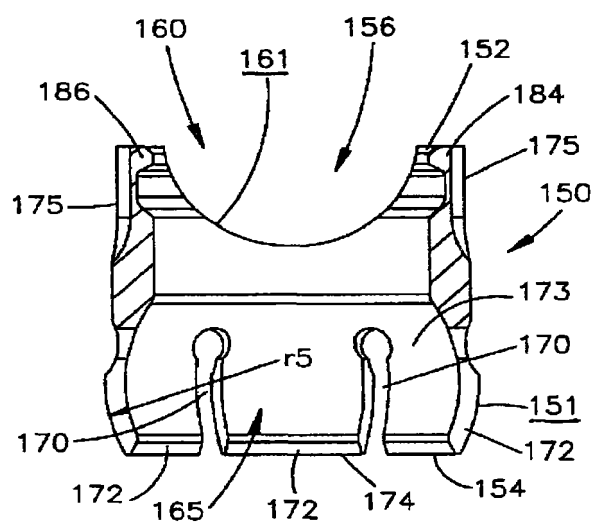


图 5C

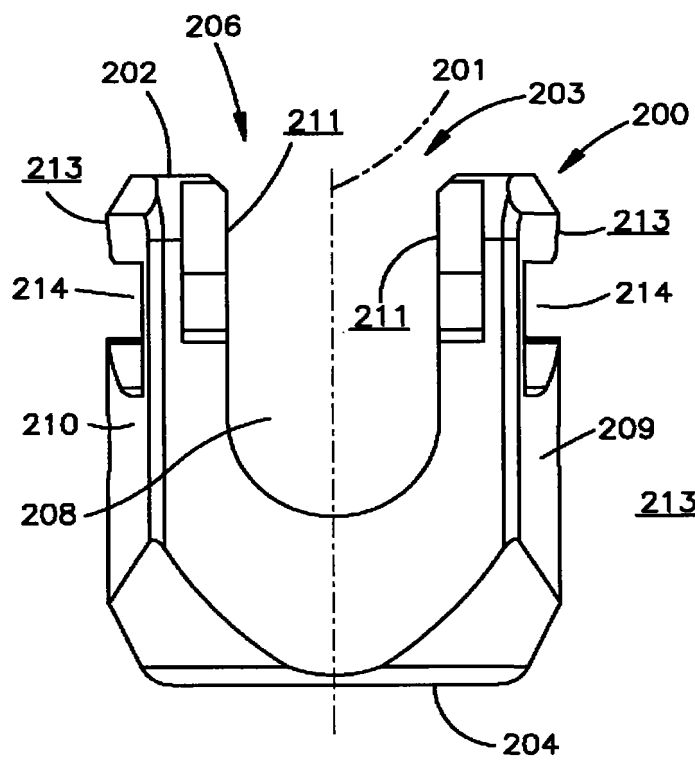


图 6A

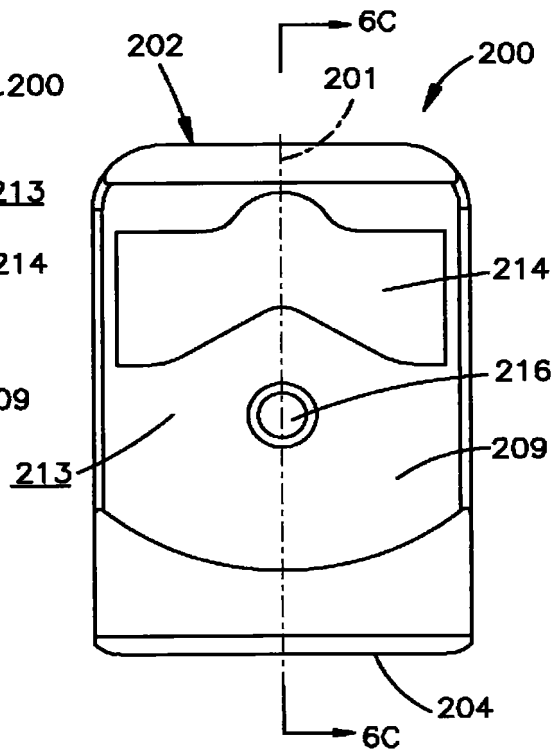


图 6B

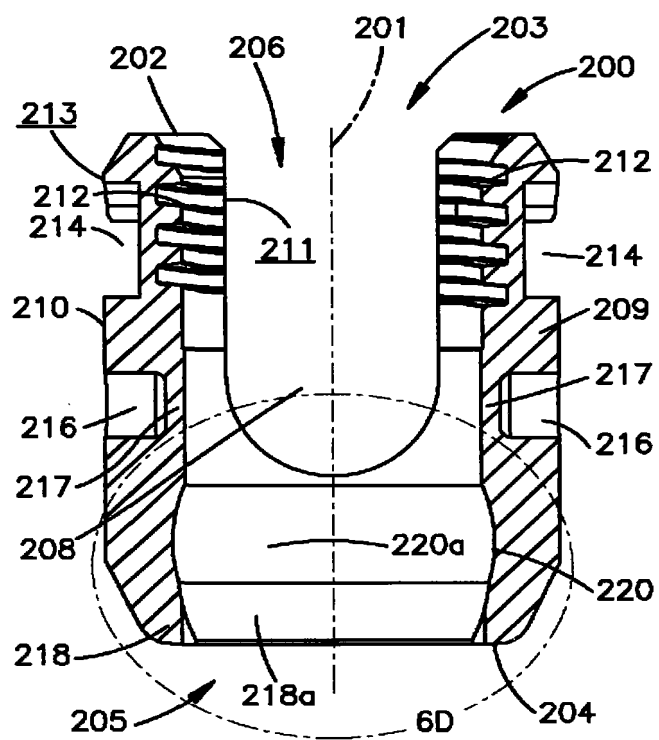


图 6C

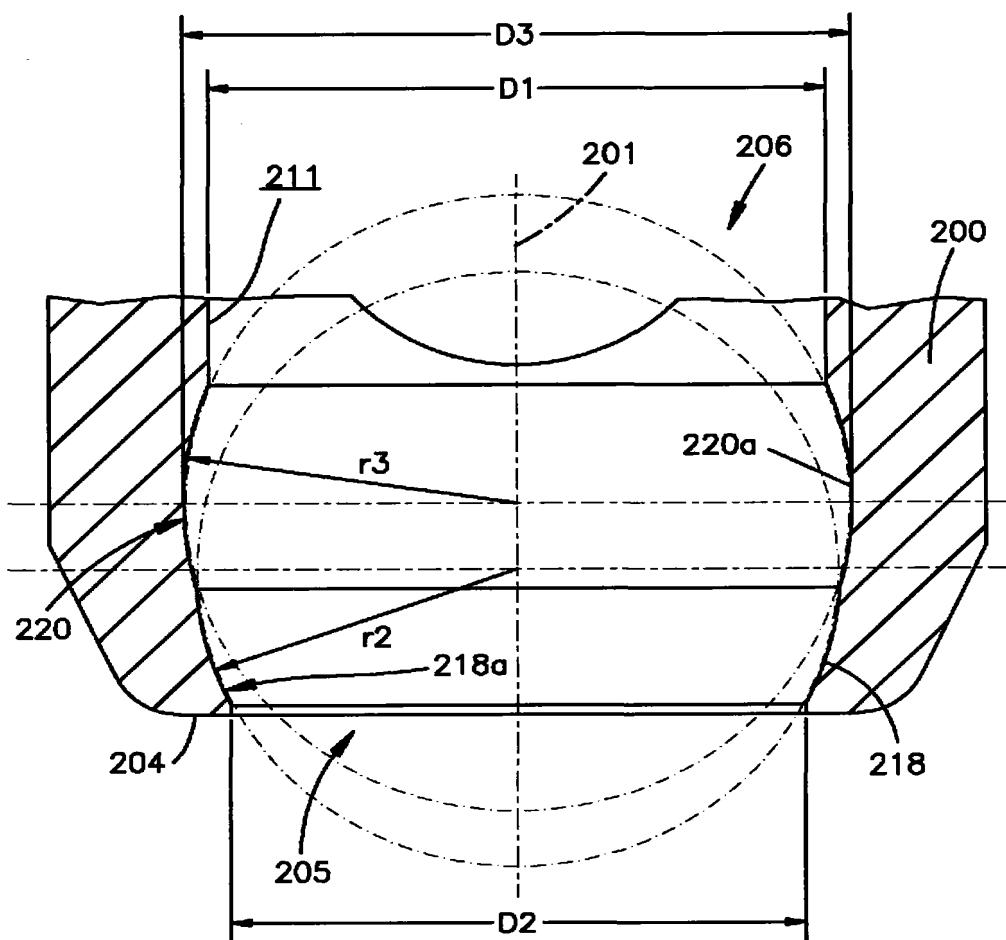


图 6D

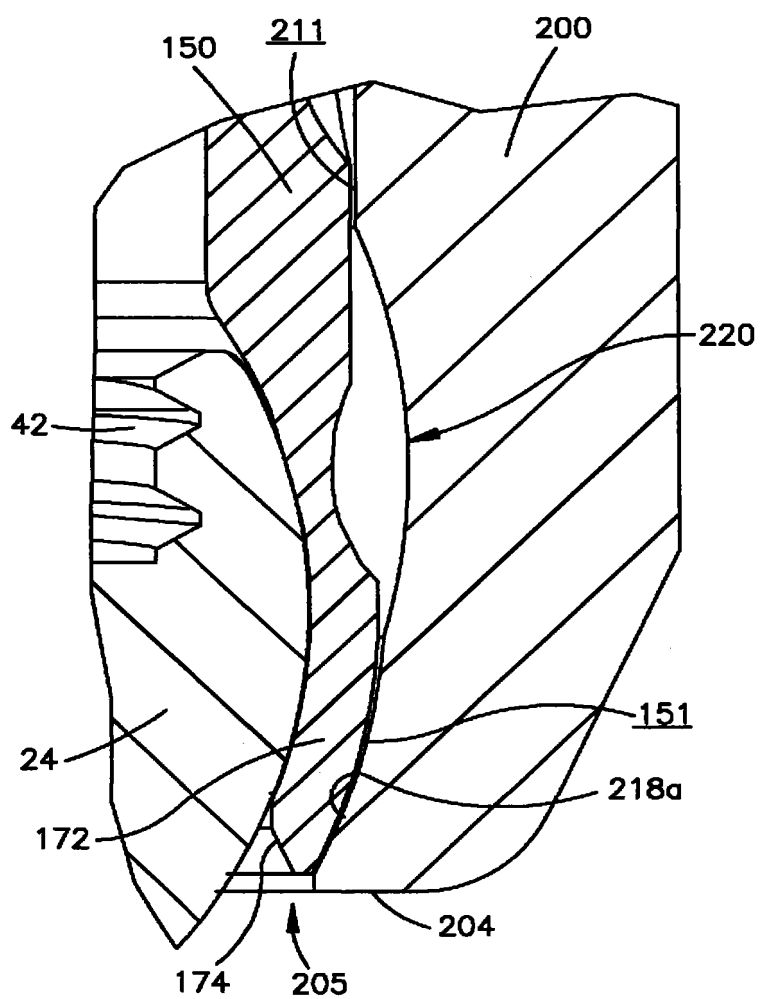


图 6E

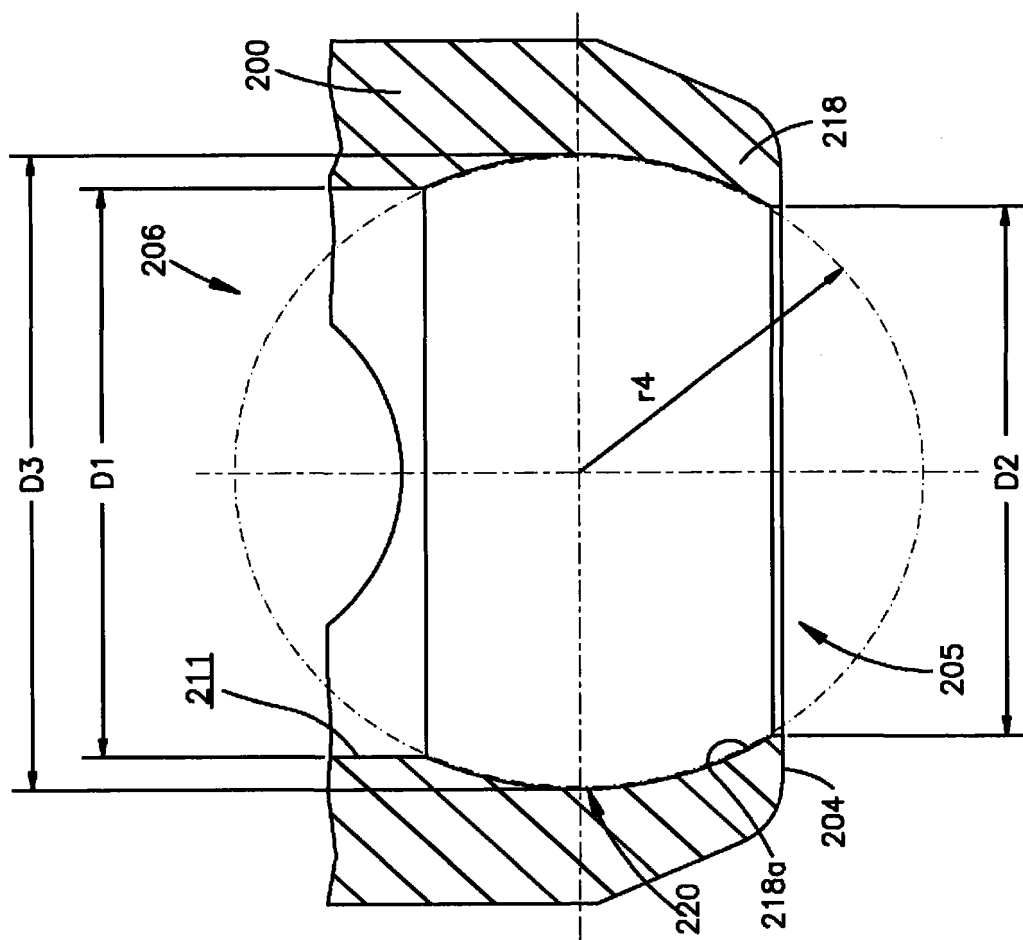


图 6F

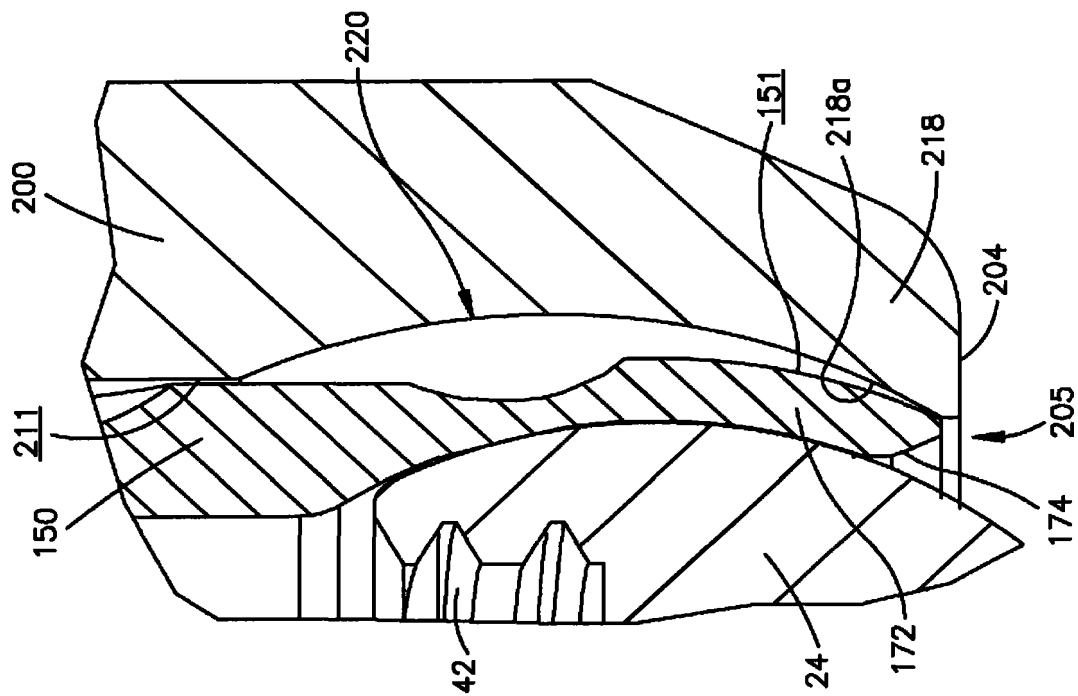


图 6G

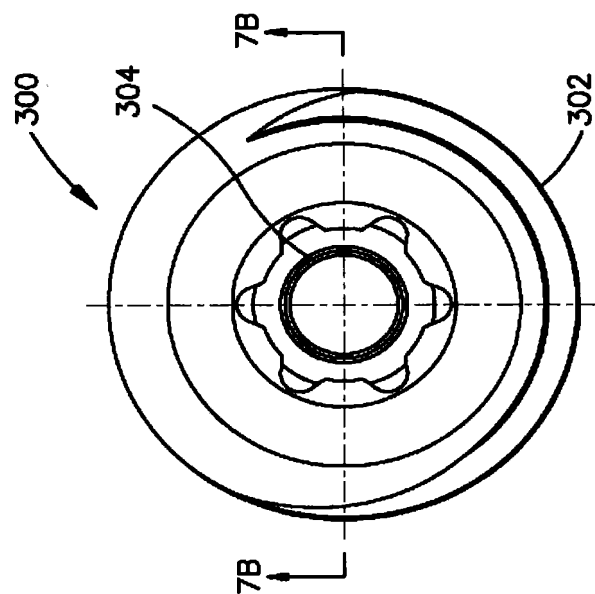


图 7A

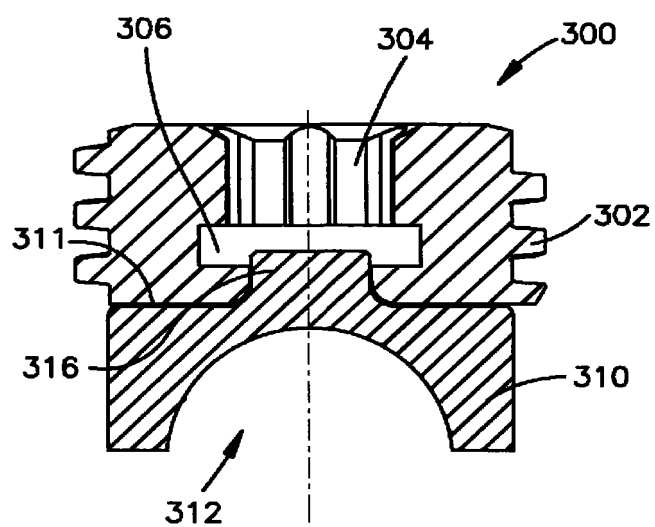


图 7B

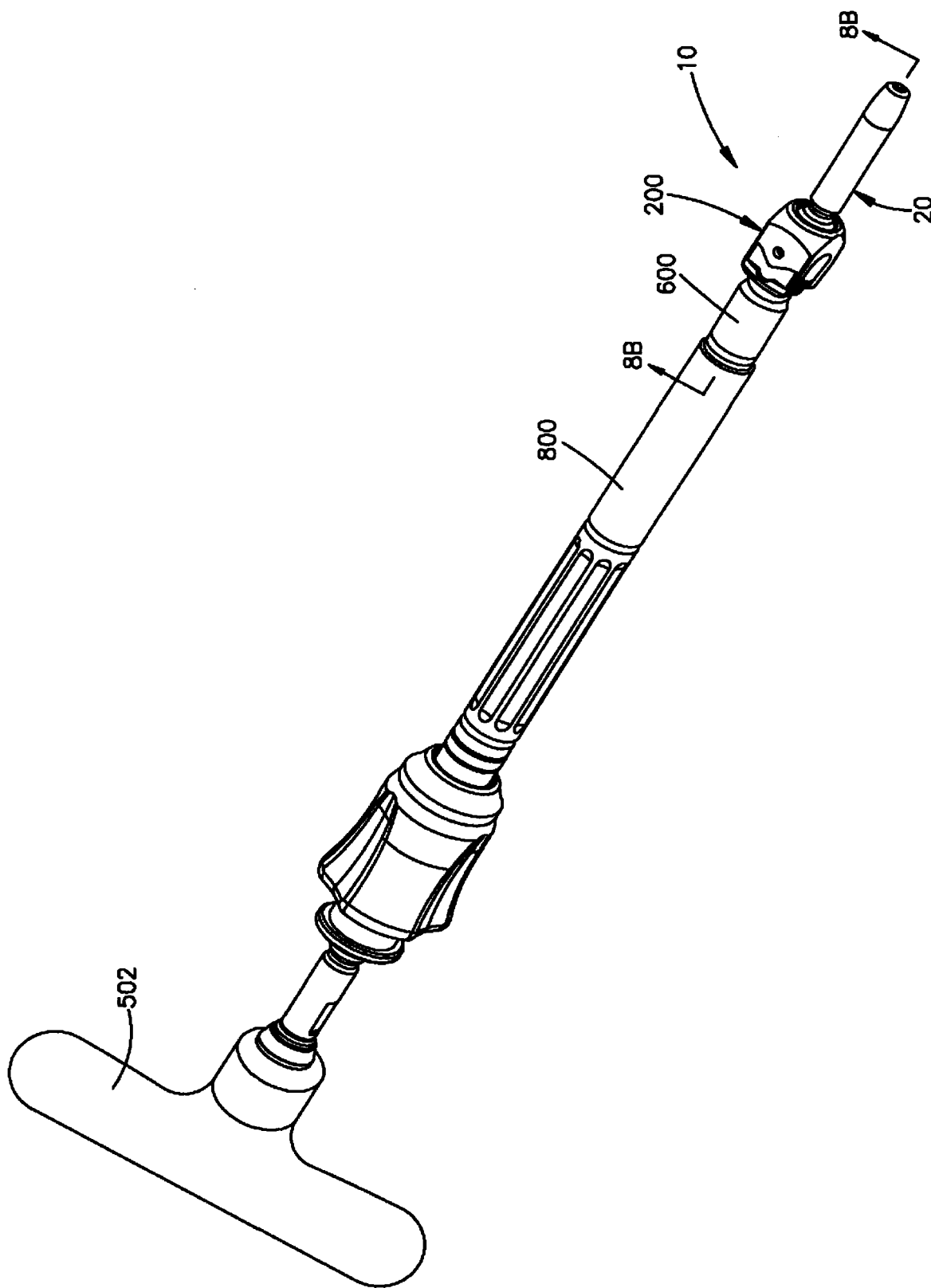


图 8A

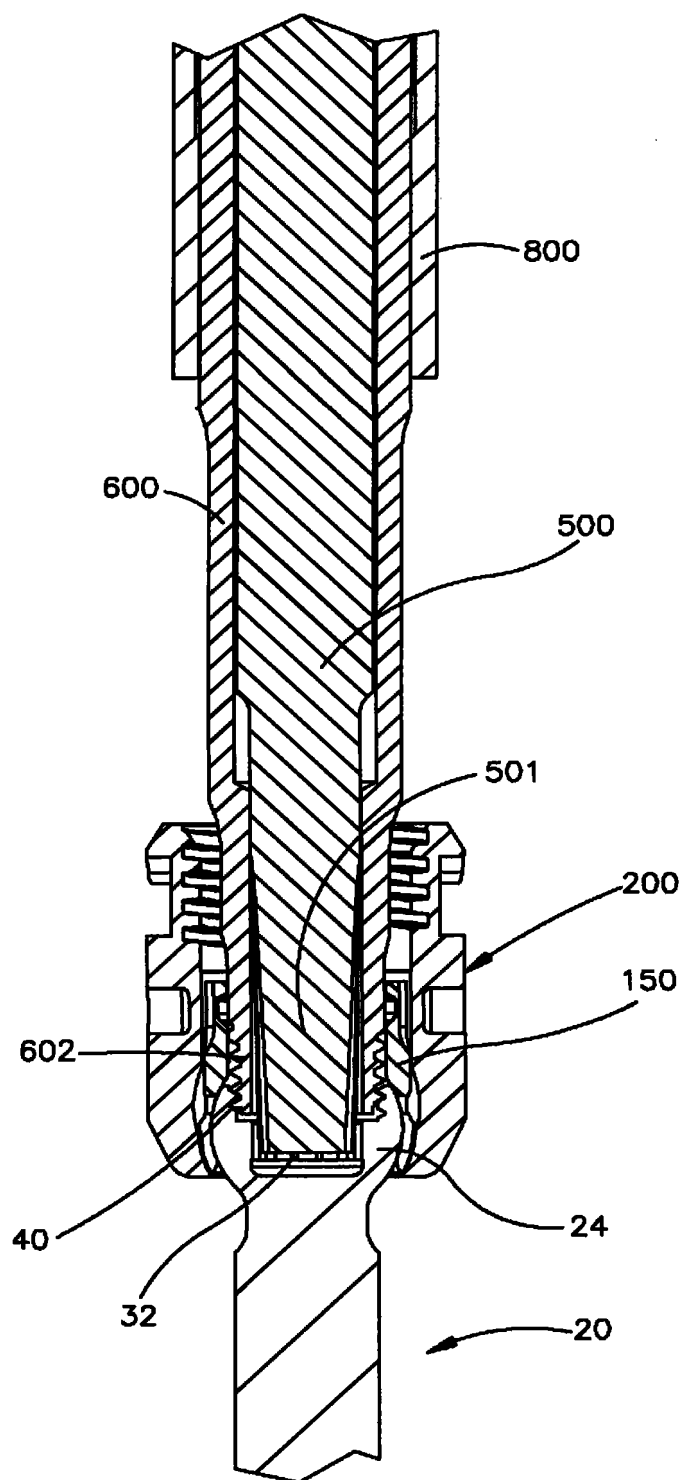


图 8B

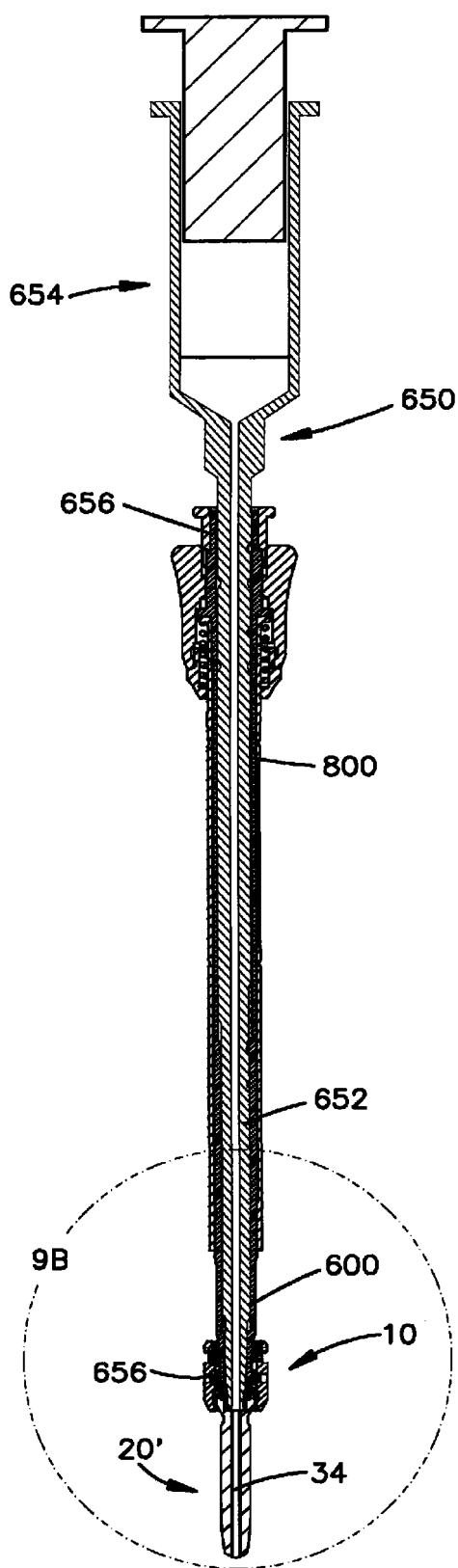


图 9A

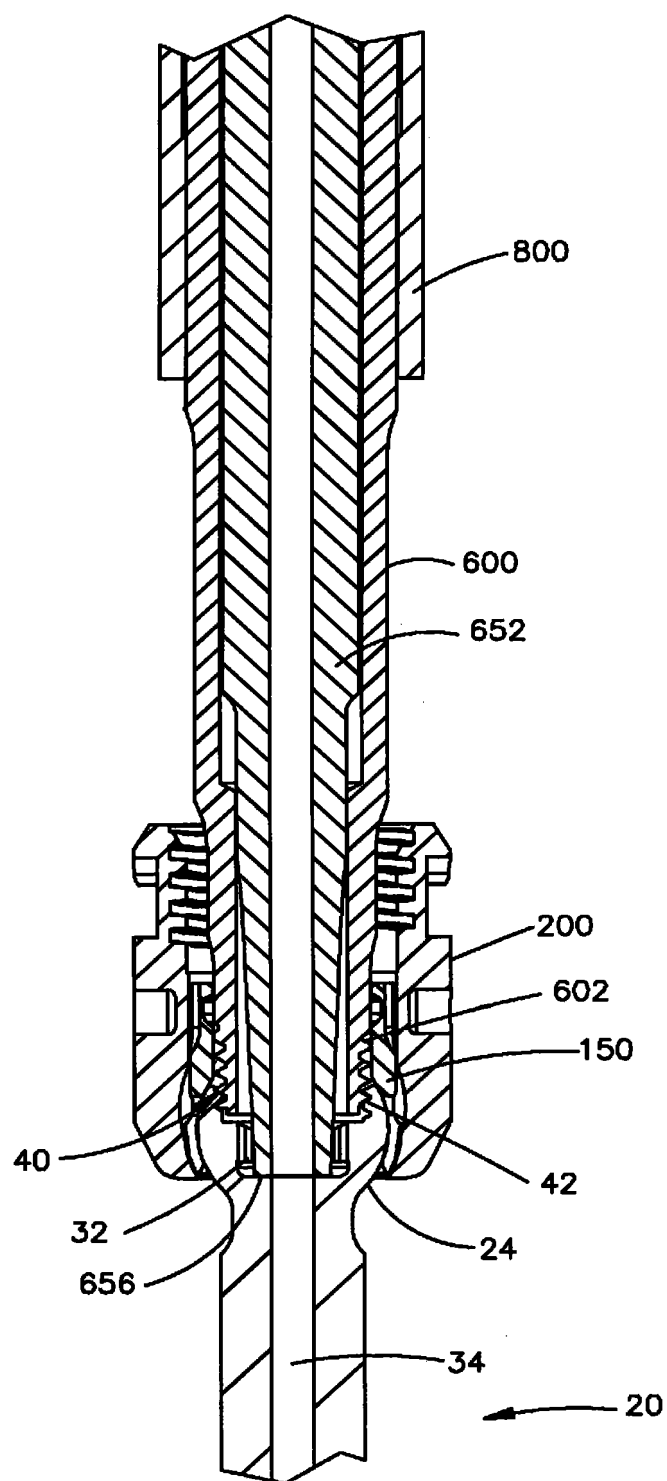


图 9B