



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103338720 B

(45) 授权公告日 2016. 06. 29

(21) 申请号 201280006446. 4

A61B 17/86(2006. 01)

(22) 申请日 2012. 01. 26

(56) 对比文件

(30) 优先权数据

13/014, 097 2011. 01. 26 US

US 3244170 A, 1966. 04. 05,

US 5989251 A, 1999. 11. 23,

US 3244170 A, 1966. 04. 05,

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 07. 25

US 2009062857 A1, 2009. 03. 05,

US 2008077155 A1, 2008. 03. 27,

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2012/022747 2012. 01. 26

CN 1433285 A, 2003. 07. 30,

CN 101511289 A, 2009. 08. 19,

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/103349 EN 2012. 08. 02

审查员 武瑞青

(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 J·那耶特 B·鲍尔蒂尔

(74) 专利代理机构 上海专利商标事务所有限公司

司 31100

代理人 刘佳

(51) Int. Cl.

A61B 17/70(2006. 01)

A61B 17/66(2006. 01)

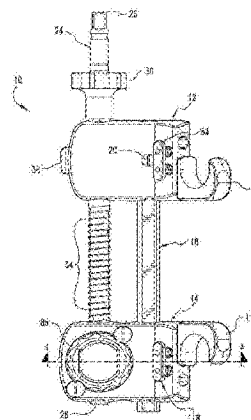
权利要求书1页 说明书10页 附图12页

(54) 发明名称

调节骨骼或骨组织的相对定位的器械和技术

(57) 摘要

提供了调节骨骼或骨组织, 诸如两节或更多节脊椎的相对定位的系统、方法、装置和器械。更具体地, 在一种形式中, 器械包括在器械的第一构造中可相对于彼此自由移动的第一和第二端构件, 而在第二构造中, 第一和第二端构件仅在移位件转动时可相对于彼此移动。在该形式和 / 或其它形式的一个方面中, 第一和第二构件包括钩部分, 该钩部分选择性地相对于彼此转动, 从而器械可用于压缩或撑开骨骼或骨组织。在另一种形式中, 提供了调节骨骼或骨组织的相对定位的技术。



1. 一种用于调节至少两节脊椎的相对定位的器械,包括:

第一端构件,所述第一端构件包括引导杆和从其延伸的移位件;

第二端构件,所述第二端构件构造成与所述引导杆和所述移位件配合,所述第二端构件还包括与所述移位件选择性地配合的配合件;以及

其中,所述第二端构件可沿所述引导杆和所述移位件相对于所述第一端构件移动,在所述配合件与所述移位件配合的情况下,所述移位件相对于所述第一端构件转动,而在所述配合件从所述移位件脱开的情况下,所述移位件独立于所述第一端构件转动,

其中,所述配合件包括细长通道,所述移位件的外螺纹部分的一部分被接纳在其中,所述细长通道包括上部和下部,所述下部包括多个圆凸起,所述多个圆凸起构造成在所述配合件与所述移位件配合时与所述外螺纹部分的螺纹配合。

2. 如权利要求1所述的器械,其特征在于,所述第二端构件还包括偏置件,所述偏置件构造成将所述配合件常偏置入与所述移位件配合,从而使所述多个圆凸起与所述螺纹配合,并防止所述第二端构件相对于所述第一端构件移位而所述移位件不转动。

3. 如权利要求2所述的器械,其特征在于,所述偏置件可压缩以便于所述配合件相对于所述移位件的移位,从而所述移位件定位在所述细长通道的所述上部中,且所述配合件从所述移位件脱开。

4. 如权利要求3所述的器械,其特征在于,所述细长通道的所述上部构造成提供围绕所述移位件的间隙,从而当所述移位件处于所述细长通道的所述上部中时,所述第二端构件沿所述移位件相对于所述第一端构件自由移动。

5. 如权利要求1所述的器械,其特征在于,所述第一和第二端构件每个包括开边钩部分,所述开边钩部分构造成接纳且配合第一和第二锚固延伸器中对应一个的一部分。

6. 如权利要求5所述的器械,其特征在于,每个所述开边钩部分选择性地相对于所述第一和第二端构件中的对应一个转动。

7. 如权利要求1所述的器械,其特征在于,所述移位件相对于所述第一端构件轴向固定。

调节骨骼或骨组织的相对定位的器械和技术

背景技术

[0001] 本申请涉及用于骨科手术的器械和技术,且具体涉及用于压缩、撑开或要不然调节骨骼或骨组织的相对定位的器械,其一个非限制性示例包括脊柱的椎骨。

[0002] 可能由于创伤、疾病或先天性影响而发生各种脊柱受损和变形。这些受损和疾病可最终导致脊柱中两节或更多节椎骨的不对准,这可能会引起疼痛或其它不适。这种不对准的纠正通常要通过外科手术来解决,其通过在手术期间移动椎骨来实现利用一个或多个体内植入物、板、绳、线缆和/或杆将椎骨保持在正确定向中。

[0003] 已知在手术期间将椎骨或其它骨骼移入所要求的定向以解决损伤或纠正异常的多种类型工具。这些工具之中,包括使用电缆将骨骼或放置在这种骨骼中的人工植入物拉在一起的器械,围绕中心支点施加杠杆作用以朝向或远离彼此移动骨骼或植入物的剪刀状工具,以及甚至外科医生自己的手。这种骨骼的操纵或调节象征多种整形外科情形的纠正。例如,在脊柱侧凸或脊椎的其它异常定位的情形中,一个或多个椎骨段可能要求相对于相邻的骨骼压缩或撑开以实现更好或更正常的定位。在损伤情形中,例如,在骨骼或相邻组织受损或移走癌或其它块之后,可能要求组织的压缩或撑开以促使正常康复,以适应诸如间隔或保持装置或治疗性的材料(例如,骨形态形成蛋白(BMP)、同种异体植入物、自体植入物或其它的生骨细胞的物质,或药物)的植入物,或其它原因的治疗现有的压缩和/或撑开工具在某些手术病理学或位置中的使用是困难的、笨拙的和/或费时的。此外,一些以前的应用可能限于仅执行一方面的外科手术。由此,本领域中仍存在着对比现有工具有优点的器械。

发明内容

[0004] 提供了调节骨骼或骨组织,诸如脊柱的两节或更多节椎骨的相对位置的器械、系统、方法和装置。更具体地,在一种形式中,器械包括在器械的第一构造中可相对于彼此自由移动的第一和第二端构件,而在第二构造中,第一和第二端构件仅在移位件转动时可相对于彼此移动。在该形式和/或其它形式的一个方面中,第一和第二构件包括钩部分,钩部分选择性地可相对于彼此转动,从而器械可用于视情况而定压缩或撑开骨骼或骨组织。在另一种形式中,提供了调节骨骼或骨组织的相对定位的技术。但是,也可考虑不同的形式和应用。

[0005] 在一个实施例中,一种调节至少两节脊椎的相对定位的器械,包括第一端构件,所述第一端构件包括引导杆和从其延伸的移位件。该器械还包括第二端构件,所述第二端构件构造成与引导杆和移位件配合并包括与所述移位件选择性地配合的配合件。在当配合件与移位件配合而移位件相对于第一端构件转动时、并且当配合件从移位件脱开而独立于移位件相对于第一端构件转动时,第二端构件可沿引导杆和移位件相对于第一端构件移动。

[0006] 在另一个实施例中,一种调节至少两节脊椎的相对定位的器械包括第一端构件和相对于第一端构件可轴向移位的第二端构件。第一和第二端构件每个包括钩构件,该钩构件包括配合部分,该配合部分构造成与第一锚固延伸器和第二锚固延伸器中对应一个的配

合。此外,每个钩构件相对于第一和第二端构件中对应的一个选择性地从配合部分面向彼此的第一位置转动至配合部分背离彼此的第二位置。

[0007] 在又一个实施例中,一种调节至少两节脊椎的相对定位的系统包括第一锚固延伸器和第二锚固延伸器,该第一锚固延伸器在近端与远端之间延伸并构造成与第一骨骼锚固件配合,该第二锚固延伸器在近端与远端之间延伸并构造成与第二骨骼锚固件配合。该系统还包括第一器械,该第一器械包括可与第一锚固延伸器的近端配合的第一端构件和可与第二锚固延伸器的近端配合的第二端构件。第一器械的第二端构件选择性地可相对于第一端构件移动以改变锚固延伸器的近端之间的距离。也含在该系统中的第二器械包括第一端构件和第二端构件,第二端构件选择性地可相对于第一端构件移动以改变第一与第二端构件之间的距离。另外,第二器械可在近端与远端之间的位置处与第一和第二锚固延伸器配合。

[0008] 在另一实施例中,提供了调节骨骼或骨组织,诸如两节或更多节脊椎的相对定位的技术。在一个方面中,这些技术包括将第一和第二锚固延伸器分别接合至与第一和第二脊椎配合的骨骼锚固件,并将一个或多个器械与锚固延伸器配合以通过操纵一个或多个器械来调节脊椎的定位。

[0009] 其它实施例包括针对两个或更多个脊椎的稳定、支撑、操纵、对准或纠正而使用的独特方法、系统、装置、工具箱、组件、仪器和/或设备。但是,其它实施例中,也可考虑不同的形式和应用。

[0010] 在其它实施例中,本申请的形式、特征、方面、益处、目标和优点将从详细的说明和附上的附图变得明显。

[0011] 附图的简要说明

[0012] 图1是第一手术器械的俯视图。

[0013] 图2是图1所示手术器械的分解立体图。

[0014] 图3是图1所示的手术器械的侧视图,其中,一些特征在横截面中示出。

[0015] 图4是沿图1中的线4-4截取的图1的剖视图。

[0016] 图5是沿图4中的线5-5截取的图4的剖视图。

[0017] 图6是第二手术器械的俯视图。

[0018] 图7是图6所示器械的分解立体图。

[0019] 图8是图6所示器械的侧视图。

[0020] 图9-11是使用图1和6所示器械来调节椎骨的相对定位的一种技术。

[0021] 图12-13是使用图1和6所示器械来调节椎骨的相对定位的另一种技术。

具体实施方式

[0022] 为了促进对本发明原理的理解,现参照附图中示出的实施例,且具体的表达用于描述这些实施例。但是应当理解并不由此限制本发明的范围。本文描述的装置和所述方法的任何这样的改变和进一步修改,和本文描述的本发明的原理的这样的进一步应用的考虑对本发明所涉及的领域内的技术人员来说是正常。

[0023] 提供了调节骨骼或骨组织,诸如脊柱的两节或更多节椎骨的相对位置的系统、方法、装置和器械。更具体地,在一种形式中,器械包括在器械的第一构造中可相对于彼此自

由移动的第一和第二端构件,而在器械的第二构造中,第一和第二端构件仅在移位构件转动时才可相对于彼此移动。在该形式和/或其它形式的一个方面中,第一和第二端构件包括钩部分,钩部分选择性地可相对于彼此转动,从而该器械可构造成视情况而定压缩或撑开骨骼或骨组织。在另一种形式中,提供了调节骨骼或骨组织的相对定位的技术。应理解的是,关于本文所公开的、描述的和要求权利的主题,替代形式、方面、构造、布置和方法是可预期的。

[0024] 总体参考图1-5,其中示出的是构造成用于调节骨骼或骨组织的相对定位的器械10。器械10包括第一端构件12和可相对于第一端构件12移动的第二端构件14,下面将提供进一步的细节。如图2所示,第一端构件12包括第一通道16,其中,细长引导杆18定位成使得引导杆18从第一端构件12延伸以与第二端构件14配合。保持件20,诸如螺纹紧固件,延伸穿过横向孔(图未示)并进入与引导杆18配合以将第一端构件12联接至引导杆18。在所实施实施例中,引导杆18包括大致I状横截面轮廓,其相反端包括弧形或半圆形构造。但是,应理解的是,对于引导杆18,可考虑其它横截面轮廓且落入本主题公开的范围。

[0025] 第一端构件12还包括第二通道,移位件24穿过其定位,从而移位件24还从第一端构件12沿与引导杆18相同的方向延伸,也与第二端构件14配合,下面将提供进一步的细节。如图1所示,引导杆18和移位件24以相对于彼此平行或基本上平行的布置从第一端构件12延伸。移位件24大致在第一端26与第二端28之间延伸。所示的形式中,第一端26具有构造成便于与一个或更多个其它所述器械配合的大致方向构造,其一个非限制性示例包括驱动器械。但是,在其它未示出的形式中,考虑第一端26可设有圆角或圆形构造和/或要不然不构造成便于与任何其它手术器械配合。

[0026] 移位件24还包括把手件30、直径减小部分32和外螺纹部分34。在所示形式中,外螺纹部分34沿移位件24的一部分从第二端28朝向第一端26延伸。此外,把手件30相邻于第一端26定位并基本上构造成由用户使用以便于移位件24的转动。直径减小部分32定位在把手件30与外螺纹部分34之间,从而当移位件24定位在通道22中时直径减小部分32定位在第一端构件12中。更具体地,当移位件24定位在通道22中时,直径减小的部分32基本上与横向孔36对准,该横向孔36延伸与通道22连通。第一端构件12还包括联接件38,联接件38构造成定位在横向孔36中并使第一端构件12和移位件24联接。更具体地,联接件38大致包括通道40,通道40具有第一部分42和第二部分44,第二部分44具有相对于第一部分42的减小轮廓。在该布置中,第一部分42大致构造成允许移位件24自由滑动穿过联接件38,而第二部分44大致构造成与移位件24的直径减小部分32配合以防止移位件24移动穿过联接件38。

[0027] 第一端构件12还包括偏置件,当定位在横向孔36中时,该偏置件与联接件38配合。类似地,该布置中,联接件38可以压下以克服偏置件的力,从而联接件38的通道40的第一部分42与通道22对准且移位件可以穿过通道22、40。一旦移位件适当地定位在通道22中,从而直径减小部分32基本上与横向孔36对准,联接件38可以被释放,从而偏置件迫使通道40的第二部分44进入与直径减小部分32配合。在该布置中,第二部分44与直径减小部分32的配合相对于第一端构件12轴向固定移位件24,同时允许移位件24相对于第一端构件12转动。类似地,当移位件24由联接件38配合时,把手件30的转动将导致移位件24,包括外螺纹部分34相对于第一端构件12的转动。

[0028] 第二端构件14通常包括构造成接纳引导杆18的一部分,而通道82通常构造成接纳

移位件24的外螺纹部分34的一部分。第二端构件14还包括容座84,通道82横向延伸穿过容座84。容座84一般接纳偏置件86,其在所示形式中是卷簧。但是,应理解的是,对于偏置件86,可考虑其它构造。容座84还接纳配合件88,该配合件88选择性地与移位件24的外螺纹部分34啮合,下面将提供进一步的细节。第二端构件14还包括帽件96,帽件96包括中空内部98,中空内部98构造成围绕配合件88的用户配合部分94定位。一对保持件100、102,诸如螺纹紧固件,接纳在形成在第二端构件14中的对应容座104、106中,以将帽件96与第二端构件14联接并将配合件88和偏置件86保持在容座84中。当保持在容座84中时,偏置件86通常迫使配合件99远离容座84的底部并朝向帽件96。

[0029] 如上所指示的,配合件88通常构造成与移位件24的外螺纹部分34啮合。更具体地,配合件88包括细长通道90,细长通道90包括与下部90b相反定位的上部90a,如图4所示。当移位件定位在上部90a中时,上部90a通常不与移位件24配合,从而移位件24可自由地穿过配合件88。类似地,当移位件24的外螺纹部分34定位在通道90的上部90a时,配合件88通常可沿移位件24的纵向轴线自由移动。与上部90a相反,通道90的下部90b包括多个圆凸起92a-c,所述多个圆凸起92a-c构造成当其定位在通道90的下部90b时,与移位件24的外螺纹部分34的螺纹啮合。当移位件24的外螺纹部分34定位在通道90的下部90b中时,移位件24的转动将导致第二端构件14沿移位件24和引导杆18的纵向轴线移位。

[0030] 在其正常运行构造中,偏置件86通常迫使配合件88朝向帽件96,从而移位件24的外螺纹部分34定位在配合件88的通道90的下部90b中。在该布置中,圆凸起92a-c与外螺纹部分34啮合,第一构件12与第二构件14之间的距离可以通过转动移位件24来调节。但是,用户也可配合配合件88的用户配合部分94以压下偏置件86,从而移位件24的外螺纹部分34定位在配合件88的通道90的上部90a中,且第二端构件14可沿移位件24和引导杆18相对于第一端构件自由移动而移位件24不转动。一旦获得第一端构件12与第二端构件14之间的所要求关系,配合件88的用户配合部分94可被释放,从而外螺纹部分34再次定位在下部90b中并由圆凸起92a-c配合,由此防止第一和第二端构件12、14的相对于彼此移位,除非移位件24相应地转动。

[0031] 虽然前面没讨论,应理解的是,第一和第二端构件12、14每个还分别包括钩部分46、110。在所示形式中,钩部分46、110通常构造成与锚固扩展器配合或与骨骼锚固件配合的另一器械配合,但是,应理解的是,在该形式和/或其它形式中,钩部分46、110可与骨骼或骨组织直接配合。钩部分46通常具有U状构造,其限定配合部分48。钩部分46还包括从其延伸的第一和第二杆50、52。如图2所示,第二杆52包括形成在其中的凹的径向槽53。仍然如图2所示,第一端构件12包括孔68、70、72,其通常面向部分向上且侧向方向,从而各孔通常相对于引导杆18和移位件24的纵向轴线倾斜定向。孔70构造成接纳杆50,而孔68、72构造成接纳杆52。在该布置中,钩部分46可相对于第一端构件12在第一构造与和第二构造之间转动,第一构造中,配合部分48背向第二端构件14,杆50、52分别定位在孔70、68中,第二构造中,配合部分48面向第二端构件14,杆50、52分别定位在孔70、72中。

[0032] 除了前面的之外,第一端构件12还包括释放件54,其包括第一杆56和第二杆58。如图2所示,第一杆56包括凹的、径向槽57,而第二杆58包括凹的、径向槽59。第一端构件12还包括容座64和容座66,容座64构造成接纳第一杆56和偏置件60,容座66构造成接纳第二杆58和偏置件62。在该布置中,释放件54通常相对于第一端构件12偏置,从而槽57、59大致定

位在孔68、72上方,如图3所示。类似地,当钩部分46与第一端构件12配合时,杆50定位在孔70中,而杆52定位在孔68、72之一中,钩部分46将通过释放件54保持与第一端构件12配合。但是,如果需要改变钩部分46相对于第一端构件12的定向,释放件54可以被压下,从而径向槽57、59与孔68、72对准。一旦以此方式定位,槽57、59之一(取决于杆52定位在孔68、72哪个中)将变成与杆52上的槽53对准并允许钩部分46从第一端构件12移走。然后可改变钩部分46的定向,杆50可被插入孔70中,而杆52被插入孔68、72中合适的一个中,以重新将钩部分46与第一端构件12配合。一旦钩部分46与第一端构件12重新配合,释放件54可以被释放,从而其再次远离第一端构件12偏离,其中,槽57、59定位在孔68、72上方,以防止钩部分46从第一端构件12移走。

[0033] 钩部分110通常具有U状构造,其限定配合部分112。钩部分110还包括从其延伸的第一和第二杆114、116。如图2所示,第二杆116包括形成在其中的凹的、径向槽117。还如图2所示,第二端构件14包括孔132、134、136,其通常面向部分向上且侧向方向,从而各孔通常相对于引导杆18和移位件24的纵向轴线倾斜定向。孔134构造成接纳杆114,而孔132、136构造成接纳杆116。该布置中,钩部分110可相对于第二端构件14在第一构造与第二构造之间转动,第一构造中,配合部分112背向第一端构件12,杆114、116分别定位在孔134、136中,第二构造中,配合部分112面向第一端构件12,杆114、116分别定位在孔134、132中。

[0034] 第二端构件14还包括释放件118,释放件118包括第一杆120和第二杆122。如图2所示,第一杆120包括凹的、径向槽121,而第二杆122包括凹的、径向槽123。第二端构件14还包括容座128和容座130,容座128构造成接纳第一杆120和偏置件124,容座130构造成接纳第二杆122和偏置件126。该布置中,释放件118通常相对于第二端构件14偏置,从而槽121、123大致定位在孔132、136上方。类似地,当钩部分110与第二端构件14配合时,杆114定位在孔134中,而杆116定位在孔132、136中的一个中,钩部分110将通过释放件118保持与第一端构件14配合。但是,如果需要改变钩部分118相对于第二端构件14的定向,释放件118可以被压下,从而径向槽121、123与孔132、136对准。一旦以此方式定位,槽121、123之一(取决于杆116定位在孔132、136哪个中)将变成与杆116上的槽117对准并允许钩部分110从第二端构件14移走。然后可改变钩部分110的定向,且杆114可被插入孔134中,而杆116可被插入孔132、136中合适的一个中,以重新将钩部分110与第二端构件14配合。一旦钩部分110与第二端构件14重新配合,释放件118可以被释放,从而其再次远离第二端构件14偏离,其中,槽121、123定位在孔132、136上方,以防止钩部分110从第二端构件14移走。

[0035] 应理解,钩部分46、110可以相对于彼此和相对于12、14调节,从而器械10可用于压缩骨骼或骨组织或使骨骼或骨组织在一起,和/或撑开或移开骨骼或骨组织。更具体地,当钩部分46、110布置成使得配合部分48、112背向彼此时,如图1所示,器械10可用于骨骼或骨组织的撑开。但是,一旦器械重新构造成使得配合部分48、112面向彼此时,器械10可用于骨骼或骨组织的压缩。

[0036] 一些技术中,应理解,可使用器械10而无其它器械,以提供所要求的骨骼或骨组织的定向。其它技术中,诸如下面结合图9-13描述的那些,器械10可与其它器械组合使用以实现所要求的目标骨骼或骨组织的定向。更具体地,现将结合图6-8描述图9-13所示的技术。

[0037] 器械210一般包括第一端构件212和第二端构件214,其可相对于第一端构件212沿移位件216移动。第一端构件包括通道(未图示),移位件216通过其定位。移位件216大致在

第一端218和第二端220延伸。所示的形式中,第一端218具有构造成便于与一个或多个手术器械配合的大致方形构造,其一个非限制性示例包括驱动器械。其它未图示的形式中,考虑第一端218可设有倒圆角或圆形构造和/或要不然不构造成便于与任何其它手术器械配合。

[0038] 移位件216还包括把手件222、类似于上面关于移位件24讨论的直径减小部分32的直径减小部分(图未示),以及外螺纹部分224。所示的形式中,外螺纹部分224沿移位件216的一部分从第二端朝向第一端218延伸。此外,把手件222相邻于第一端218定位且一般构造成由用户配合以易于移位件216的转动。直径减小部分定位在把手件222与外螺纹部分224之间,从而当移位件216定位在第一端构件212的通道中时,其定位在第一端构件212中。更具体地,当移位件216定位在通道中时,该直径减小部分大致与横向孔226对准,横向孔226与该通道连同地延伸。横向孔226大致构造成接纳偏置件228和联接件230,联接件230构造成将第一端构件212和移位件216联接。更具体地,联接件230一般包括通道232,通道232具有上部234和下部236,下部236具有相对于上部234减小的轮廓。该布置中,上部234大致构造成允许移位件216自由滑过联接件230,而下部236大致构造成与移位件216的直径减小部分配合以防止移位件216移动穿过联接件230。

[0039] 应理解,偏置件228通常将联接件230偏离第一端构件212,从而下部236配合移位件216的直径减小部分。该布置中,下部236与移位件216的直径减小部分的配合将移位件216相对于第一端构件212轴向固定,同时允许移位件216相对于第一端构件212转动。类似地,当移位件216由联接件230配合时,把手件旋转将导致移位件216,包括外螺纹部分相对于第一端构件旋转。如果需要,联接件230可以被压下去克服偏置件228的力,从而联接件230的通道232的上部234接纳移位件216以允许移位件216从第一端构件212移走。

[0040] 第二端构件214通常包括通道270,通道270构造成接纳移位件216的外螺纹部分224的一部分。第二端构件214还包括容座272,通道270穿过容座272横向延伸。容座272通常接纳偏置件274,在所示的形式中,偏置件274是卷簧。但是,应理解,也考虑其它构造的偏置件274。容座272还接纳配合件276,配合件276与移位件216的外螺纹部分选择性地配合。更具体地,配合件276包括细长通道278,细长通道278包括与下部282相反定位的上部280,如图7所示。当定位在上部280中时,上部280通常不与移位件216配合,以便于移位件216的通道穿过其。当移位件216的外螺纹部分224定位在通道278的上部280时,配合件276通常可沿移位件216的纵向轴线自由移动。与上部280相反,通道278的下部282包括多个圆凸起284(图7中仅使出其中之一),所述多个圆凸起284构造成类似于配合件88的凸起92a-c且当定位在通道278的下部282中时与移位件216的外螺纹部分啮合。当移位件216的外螺纹部分224定位在通道278的下部282中时,移位件216的转动将导致第二端构件214沿移位件216的纵向轴线移位。

[0041] 在其正常运行构造中,偏置件274通常迫使配合件276远离帽件214,从而移位件216的外螺纹部分224定位在配合件276的通道278的下部282中。该布置中,圆凸起284与外螺纹部分224啮合,第一构件212与第二构件214之间的距离可以通过转动移位件216来调节。但是,用户也可配合该配合件276以压下偏置件274,从而移位件216的外螺纹部分224定位在配合件276的上部280中,且第二端构件214可沿移位件216自由移动而无移位件216的转动。一旦获得第一端构件212与第二端构件214之间的所要求关系,配合件276可被释放,从而外螺纹部分224再次定位在下部282中并由圆凸起284配合,由此防止第一和第二端构

件212、214的相对于彼此移位,除非移位件216转动。

[0042] 应理解,每个第一和第二端构件212、214还分别包括安装件252、300,安装件252、300大致构造成便于与锚固延伸器或与骨骼锚固件配合的其它器械配合。还关于安装件252,其通常包括中空内部258,该中空内部构造成接纳锚固延伸器的近端或与骨骼锚固件配合的另一器械。安装件252还包括从其延伸的杆254,其中形成凹的、径向槽256。如图7-8所示,第一端构件212包括孔248、250,其大致面向侧向,从而它们相对于移位件216的纵向轴线大致横向定向。孔248、250构造成接纳杆254。该布置中,安装件252相对于第一端构件212的位置可通过在孔248、250之间移动杆254来改变。另外,当安装件252与第一端构件212联接时,杆254在孔248、250内可转动,从而安装件252可视情况而定相对于第一端构件212转动,以与锚固延伸器或另一器械配合。

[0043] 第一端构件212也设有释放件238,其包括杆240,杆240具有形成在其中的凹、径向槽242。第一端构件212还包括构造成接纳杆240和偏置件244的容座246。该布置中,释放件238通常相对于第一端构件212偏置,从而槽242大致定位在孔248、250上方。类似地,当安装件252与第一端构件212配合且杆254定位在孔248、250之一中时,安装件252通过释放件238保持与第一端构件212配合。但是,如果需要改变安装件252相对于第一端构件212的位置,释放件238可以被压下,从而径向槽256、59与孔248、250对准。一旦以此方式定位,槽242将变得与杆254上的槽256对准并允许安装件252从第一端构件212移走。安装件252然后可被移动至孔248、250中不同的一个以重新将安装件252与第一端构件212配合。一旦安装件252与第一端构件212重新配合,释放件238可以被释放,从而其再次远离第一端构件212偏离,其中,槽242定位在孔248、250上方,以防止安装件252从第一端构件212移走。

[0044] 安装件300通常包括中空内部306,该中空内部306构造成接纳锚固延伸器的近端或与骨骼锚固件配合的另一器械。安装件300还包括从其延伸的杆302,其中形成凹的、径向槽304。如图7-8所示,第二端构件214包括孔296、298,其大致面向侧向,从而它们相对于移位件216的纵向轴线大致横向定向。孔296、298构造成接纳杆302。该布置中,安装件300相对于第二端构件214的位置可通过在孔296、298之间移动杆302来改变。另外,当安装件300与第二端构件214联接时,杆302在孔296、298内可转动,从而安装件300可视情况而定相对于第二端构件214转动,以与锚固延伸器或另一器械配合。

[0045] 第二端构件214也设有释放件286,其包括杆288,杆288具有形成在其中的凹、径向槽290。第二端构件214还包括构造成接纳杆288和偏置件292的容座294。该布置中,释放件286通常相对于第二端构件214偏置,从而槽290大致定位在孔296、298上方。类似地,当安装件300与第二端构件214配合且杆302定位在孔296、298之一中时,安装件300通过释放件286保持与第二端构件214配合。但是,如果需要改变安装件300相对于第二端构件214的位置,释放件286可以被压下,从而径向槽290与孔296、298对准。一旦以此方式定位,槽290将变得与杆302上的槽304对准并允许安装件300从第二端构件214移走。安装件300然后可被移动至孔296、298中不同的一个以重新将安装件300与第二端构件214配合。一旦安装件300与第二端构件214重新配合,释放件286可以被释放,从而其再次远离第二端构件214偏离,其中,槽290定位在孔296、298上方,以防止安装件300从第二端构件214移走。

[0046] 现参考图9-11.其中示出的是关于系统402的进一步细节,其中,器械10、210彼此组合使用。更具体地,当脊椎存在前部断裂或缺陷时,结合图9-11描述的技术可用于调节脊

柱的对准,但是也考虑将该技术用于调节由于其它变形而导致的脊柱的对准。参考图9,示出有脊柱410的一段,包括位于脊椎414与416之间的受损脊椎412。椎间盘418在脊椎412与414之间延伸,而椎间盘420在脊椎412与416之间延伸。可使用本领域技术人员已知的后侧、后外侧或其它方法来执行至脊椎412、414、416的访问。一旦已经实现访问脊椎412、414、416,骨骼锚固件422a、422b分别与脊椎414、416配合。骨骼锚固件422a、422b通常包括构造成接纳连接件(图未示)的近端接纳部分和远端骨骼配合部分424a、424b。所示的实施例中,骨骼配合部分424a、424b是骨骼螺钉,骨骼螺钉包括用于配合相关脊椎414、416的骨结构的螺纹柄。近端接纳部分构造为具有一对相对臂的接收器,该对相对臂限定纵向通道。臂还限定近端/远端延伸开口,其在臂的近端开口以接纳固定螺钉(图未示)以将连接件固定在通道中。骨骼配合部分424a、424b可以通过其远端开口枢转地接纳在近端接纳部分,并结构做成与其相互作用以为骨骼锚固件422a、422b提供多轴向的能力,允许骨骼配合部分424a、424b相对于近端接纳部分的选定数量的位置或者无限数量的位置。

[0047] 还可考虑其它形式的骨骼锚固件422a、422b,包括单轴向和单平面形式。骨骼配合部分也可以呈长钉、U形钉、钩、融合装置、空心螺钉、开窗螺钉、介体装置、体内装置、夹具、板、缝合锚固件、螺栓、销,或其它骨骼配合件形式。接纳部分可以呈鞍、轭、吊环螺栓或通孔、侧开口件、底部开口件、顶部开口件、孔眼,或者可配合于连接件40的任何其它结构的形式。

[0048] 系统402还包括锚固延伸器426a、426b,锚固延伸器426a、426b每个在近端部分428a、428b与远端部分430a、430b之间延伸,并包括安装部分432a、432b,安装部分432a、432b定位在近端部分428a、428b与远端部分430a、430b之间并构造成便于与器械10配合。此外,远端部分430a、430b大致构造成便于锚固延伸器426a、426b与骨骼锚固件422a、422b的可释放配合。虽然不旨在受限于任何特定的构造,授予Justis等人的美国专利申请公开No. 2008/0319477提供了关于锚固延伸器426a、426b的一个非限制形式的基本结构和功能的进一步细节,其内容整体以引用方式纳入本文。但是,应理解,替代构造的锚固延伸器也考虑与系统402一起使用。

[0049] 如图9所示,一旦锚固延伸器426a、426b已经与424a、424b配合,器械210可通过将安装件252、300定位在近端部分428a、428b上来与锚固延伸器426a、426b配合。如果需要,安装件252、300之一或两者可分别相对于端构件212、214转动,以便于定位在近端部分428a、428b上。一旦器械210已经与锚固延伸器428a、428b联接,移位件216可转动以将第一和第二端构件212、214以及与其配合的近端部分428a、428b带向彼此,如图9中方向箭头所示。当近端部分428a、428b被带向彼此时,脊椎414、416围绕脊椎412转动,直到实现所要求的脊椎412、414、416对准,如图10所示。

[0050] 应理解,脊椎414、416以上述方式围绕脊椎412的转动可导致盘418、420之一或两者的后部部分压缩。由此,必须建立脊椎412、414和脊椎412、416之间沿其后部部分的所需间距。类似地,为了实现所需的间距,器械10通过将钩部分46、110定位在安装部分432a、432b上而与锚固延伸器426a、426b联接。一旦器械10与锚固延伸器426a、426b配合,移位件24可转动以将第一和第二端构件12、14远离彼此移动,如图11方向箭头所示。当第一和第二端构件12、14以此方式移动时,撑开力通过锚固延伸器426a、426b施加至骨骼锚固件422a、422b,从而脊椎414、416远离脊椎412移动直到实现其之间所需的间距。在脊椎412、414、416

之间的所需定向和间距已经实现时,连接件(图未示)可定位和锁定在骨骼锚固件422a、422b的近端接纳部分以维持所需的定向和间距,且器械10、210和锚固延伸器426a、426b可从手术位置移走。

[0051] 也考虑使用该系统402的其它技术。例如,将结合图12-13描述一种替代技术。一种形式中,当例如必须避免由于一些畸形而导致的一个或更多个脊椎412、414、416的后部部分的过度压缩时,诸如一个或更多个脊椎412、414、416的后壁的断裂,可使用该替代技术。该技术中,器械10、210在或非常接近相同时间大致与锚固延伸器426a、426b配合。一旦器械10、210与锚固延伸器426a、426b配合,移位件216可转动以将第一和第二端构件212、214朝向彼此移动,如图12方向箭头所示。当第一和第二端构件212、214被带向彼此时,器械10通常保持锚固延伸器426a、426b在安装部分432a、432b处相对于彼此的间距,从而锚固延伸器426a、426b围绕器械10枢转,这又改变脊椎214、216相对于脊椎212的对准。在手术过程中,该器械10的移位件24也可转动以改变第一和第二端构件12、14的相对位置,以获得脊椎212、214和212、216的所需间距和/或调节锚固延伸器426a、426b相对于器械10的枢转。如上所讨论的,燕丹脊椎412、414、416之间的所需定向和间距已经实现时,连接件(图未示)可定位和锁定在骨骼锚固件422a、422b的近端接纳部分以维持所需的定向和间距,且器械10、210和锚固延伸器426a、426b可从手术位置移走。

[0052] 应理解,考虑在紧邻的脊椎和/或由不只一个中间脊椎分开的脊椎上使用该系统402。另外,器械10、210和/或系统402也可用于除了脊椎之外的其它解剖学位置处。还应理解,器械10、210可彼此独立地和/或无锚固延伸器426a、426b地用于手术中。例如,在一个非限制形式中,考虑器械10的钩部分46、110可与骨骼或骨组织直接配合,该骨骼或骨组织由器械10移动的目标。一旦与其配合,移位件24可转动以改变第一和第二构件12、14的相对定位以提供对骨骼或骨组织的压缩和撑开。

[0053] 应理解,除非另外描述,本文描述的器械10、210和系统402的其它部件可由任何合适的生物兼容材料制成,包括但不限于钛、钛合金、不锈钢、金属合金、聚芳醚酮(PAEK)、聚醚醚酮(PEEK)、碳增强的PEEK、聚醚醚酮(PEKK)、聚砜、聚醚酰亚胺、聚酰亚胺、超高分子量聚乙烯(UHMWPE),和塑料,仅列出一些可能性。另外,还应理解,本文所描述的器械、装置、系统、技术和方法也可用于涉及动物的外科手术,或者培训、教育、市场、销售和/或广告目的的演示。另外,本文所描述的器械、装置、系统、技术和方法也可用在非生物目标上或针对非生物目标,诸如尸体、培训帮组或模型,或针对手术系统、外科手术、整形外科设备和/或设备测试。

[0054] 本文所陈述的任何理论、操作机构、证明或发现意味这进一步增强本申请的理解且并不旨在使本申请以任何方式依赖于这种理论、操作机构、证明或发现。应理解,虽然上面说明书中使用的词语较佳的、较佳地或优选的表示所描述的特征是更理想的,但是其不是必须的且缺少其的实施例同样被认为在本申请的范围内,该范围由下面的权利要求书限定。在阅读权利要求书时,当使用诸如“一”、“一个”、“至少一个”,和/或“至少一部分”的词语/词汇时,不存在旨在将权利要求书限定至仅一个物件,除非在权利要求中具体指出相反。另外,当使用语言“至少一部分”和/或“一部分”,物件可包括一部分和/或整个物件,除非具体指出相反。

[0055] 虽然已经在附图和前面的说明书中详细描述示出和描述了本申请,附图和前面的

说明书被认为是说明性的且不对特性限制,应理解仅示出和描述选择性的实施例,且落入如本文所限定的申请的精神内或者下面权利要求书任一项的所有变化、修改和等同需要被保护。

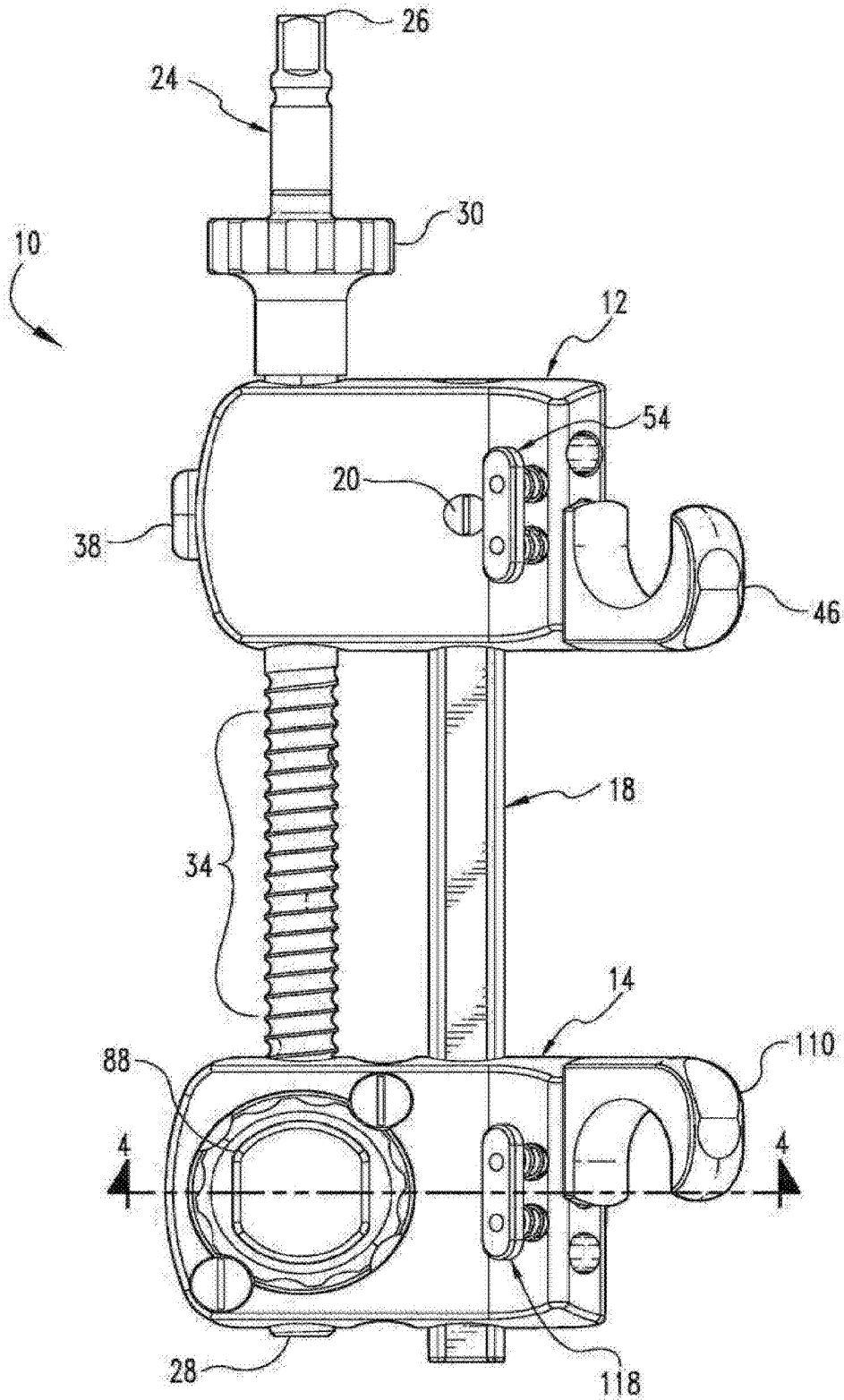


图1

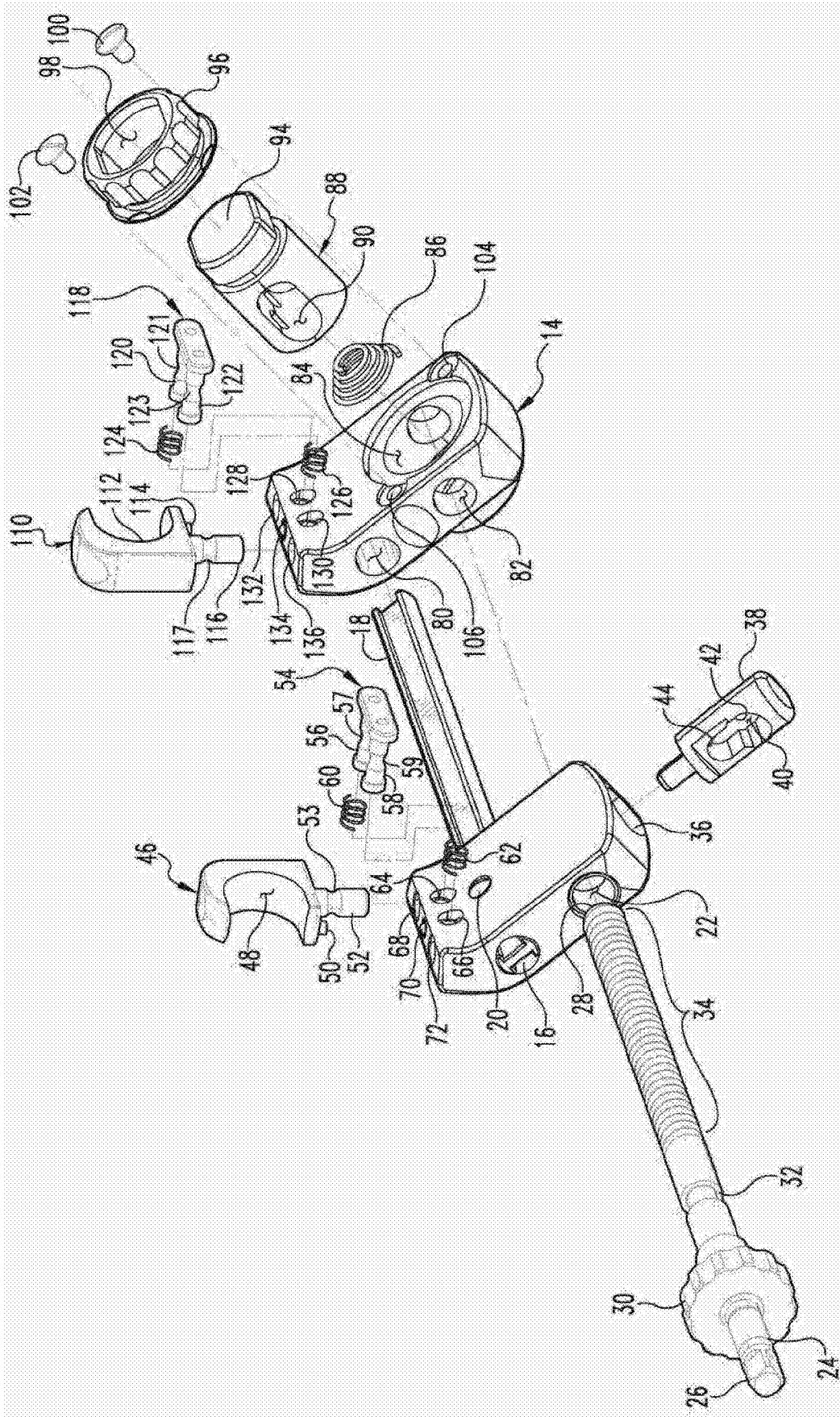


图2

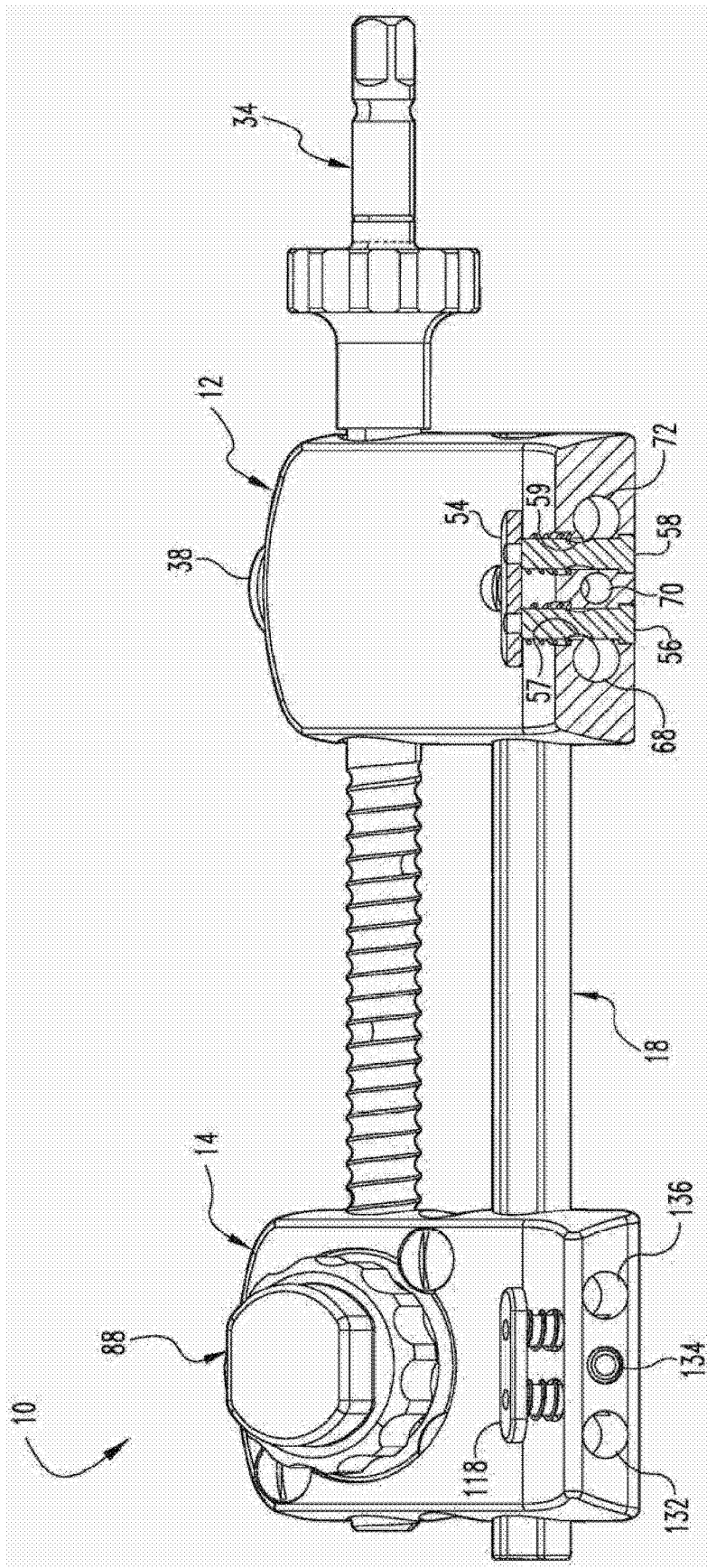


图3

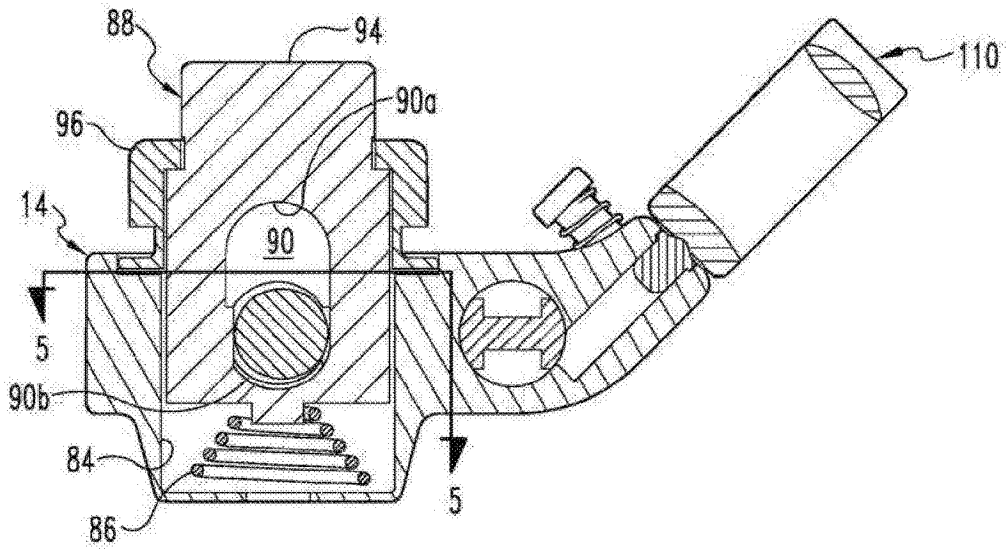


图4

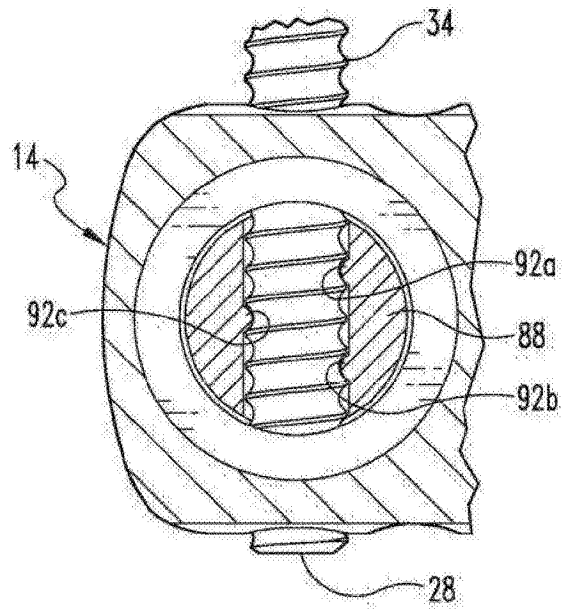


图5

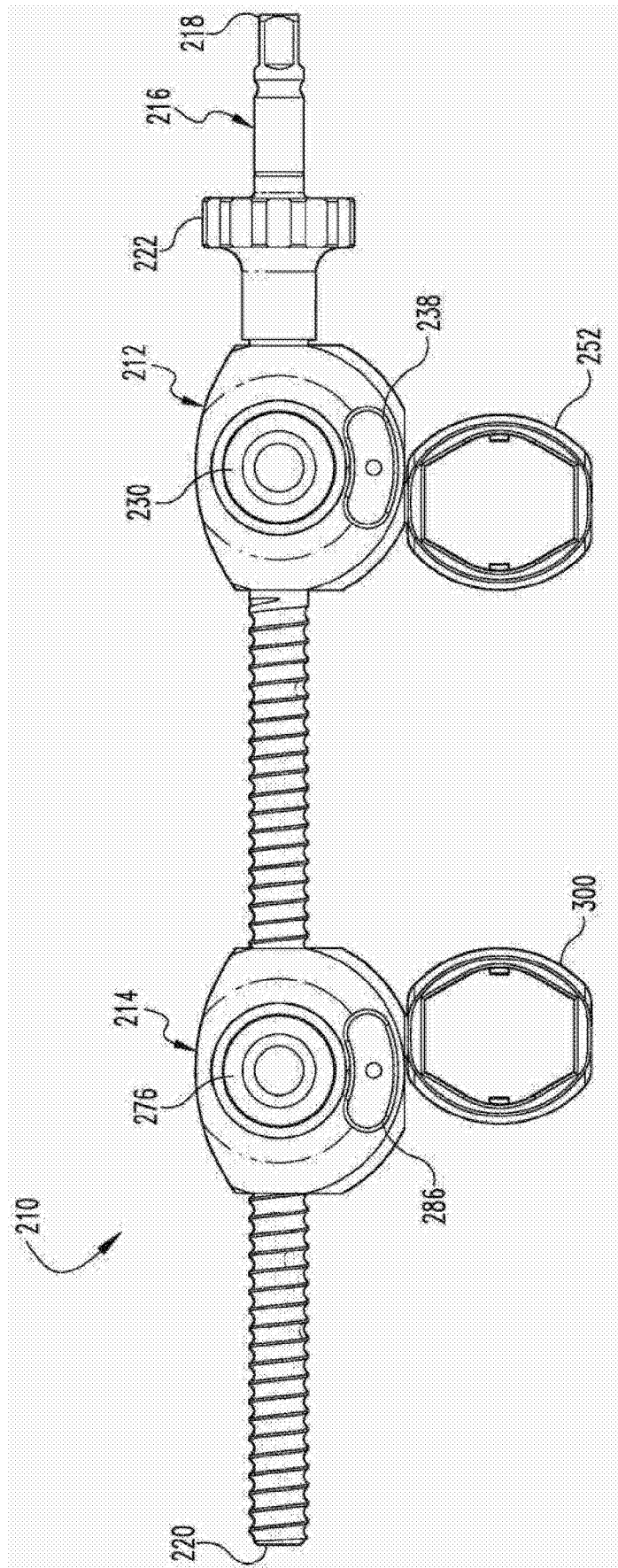


图6

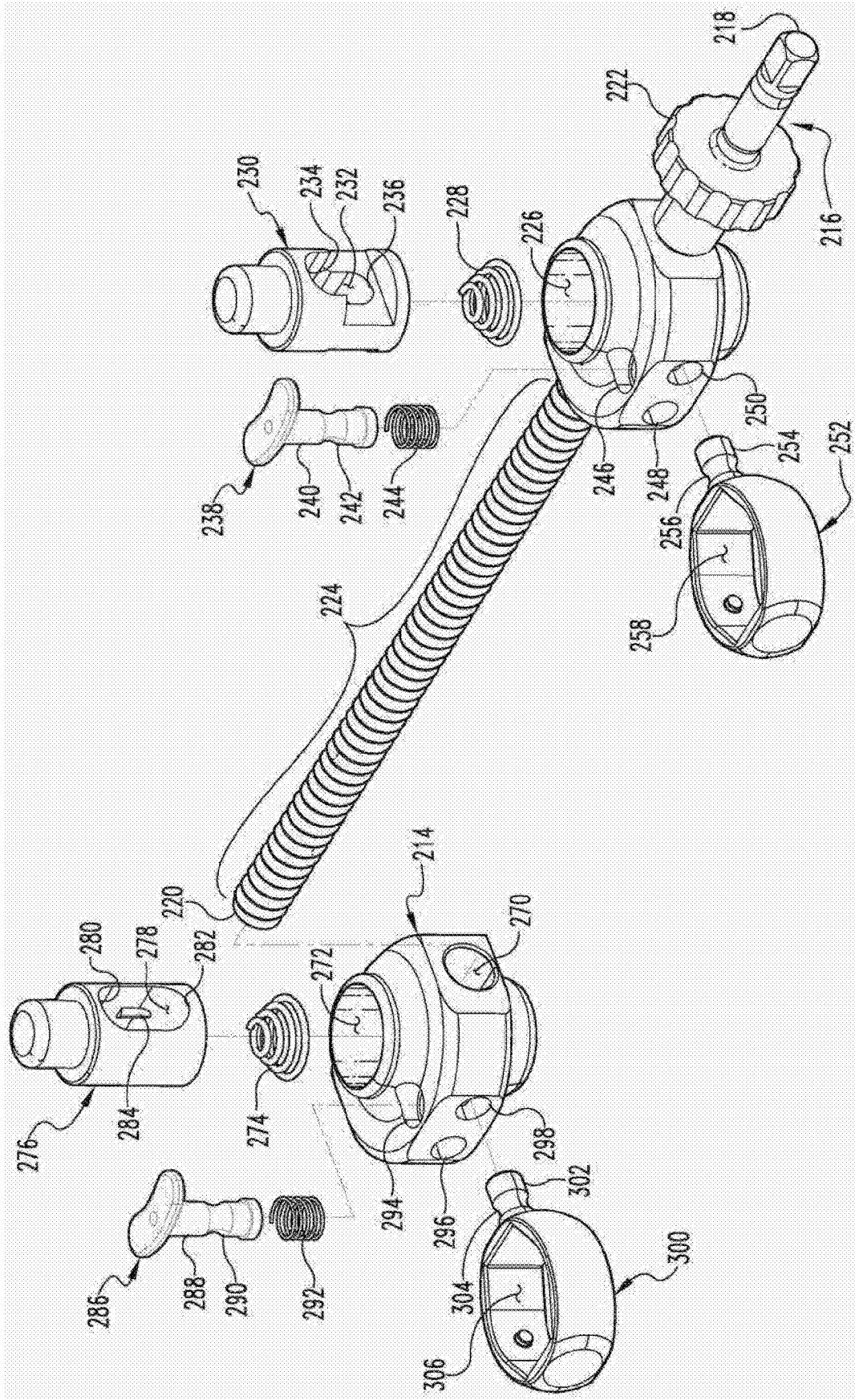


图7

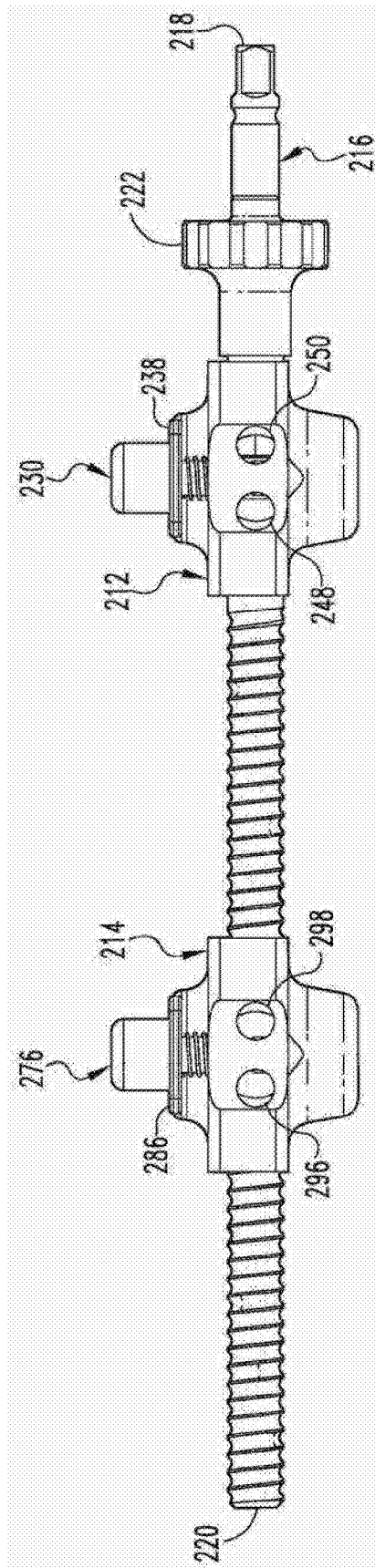


图8

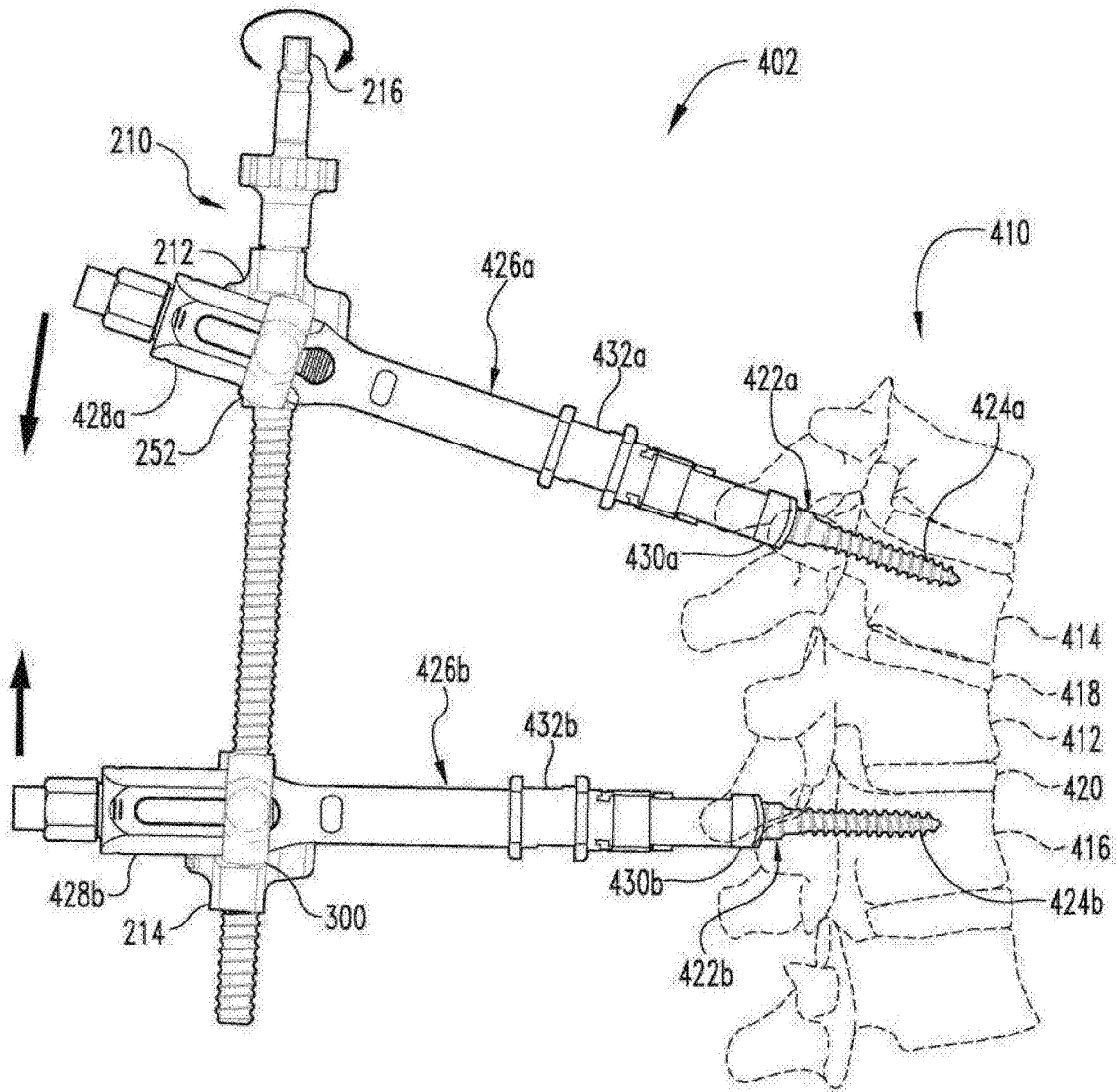


图9

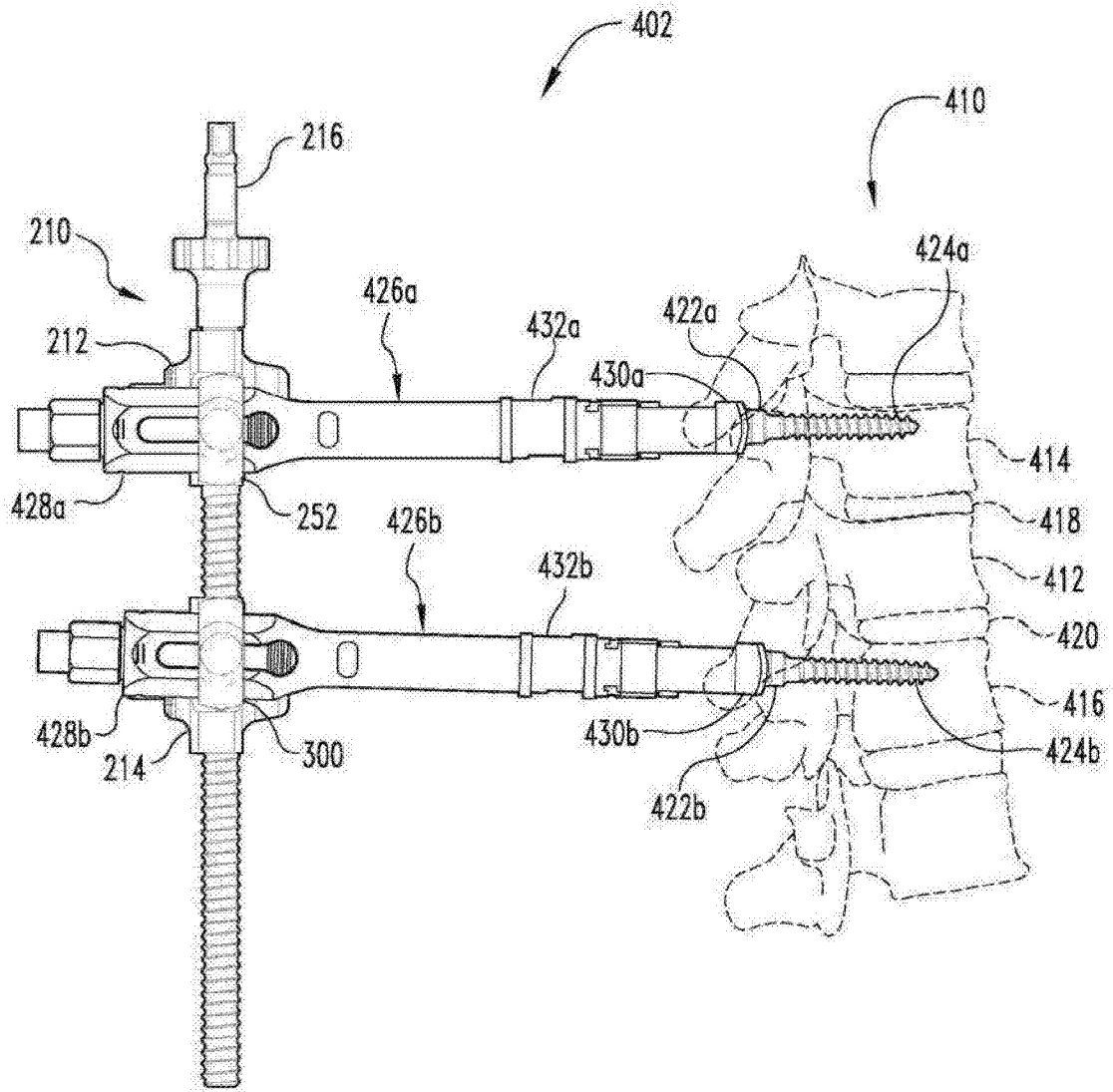


图10

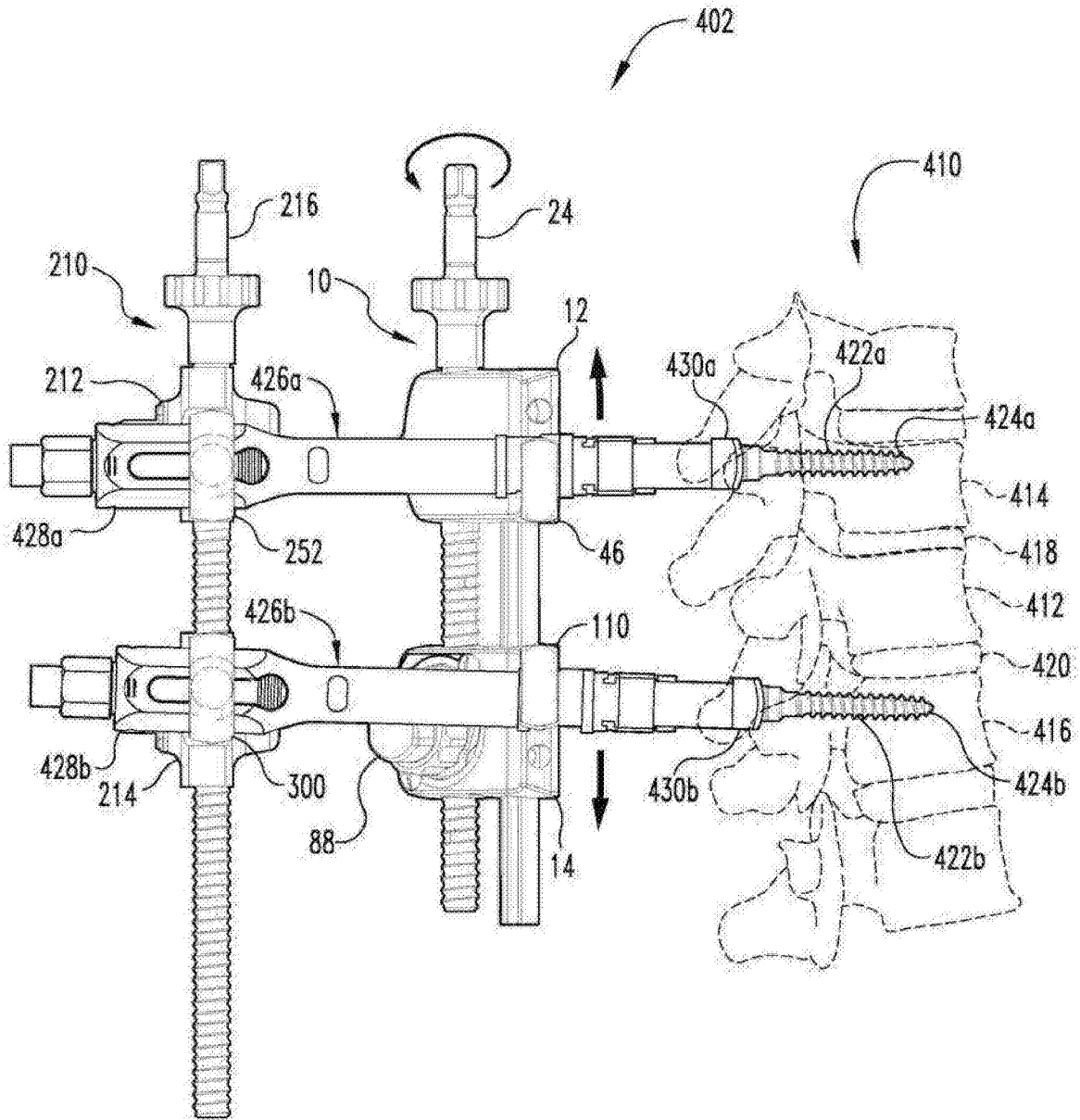


图11

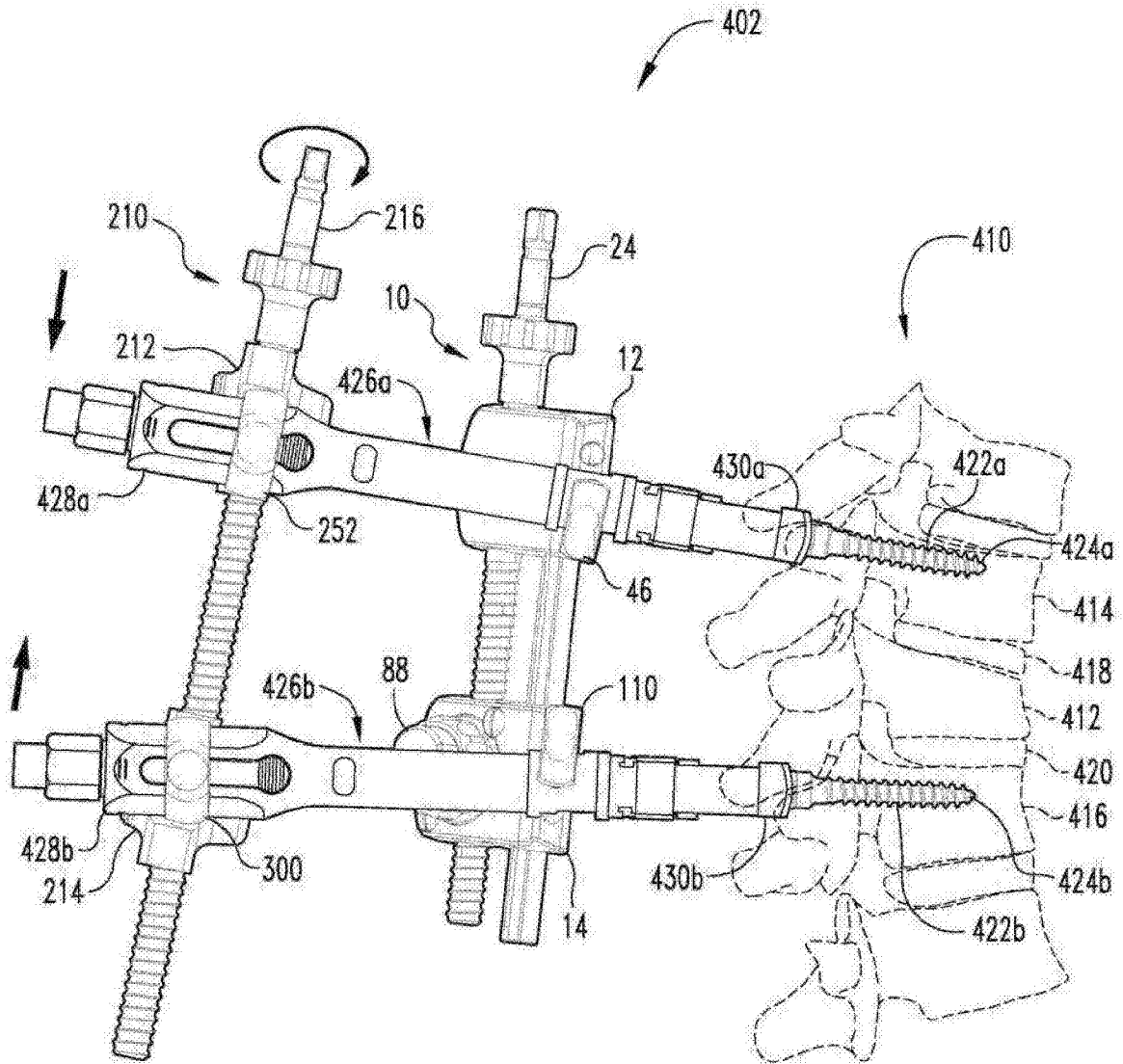


图12

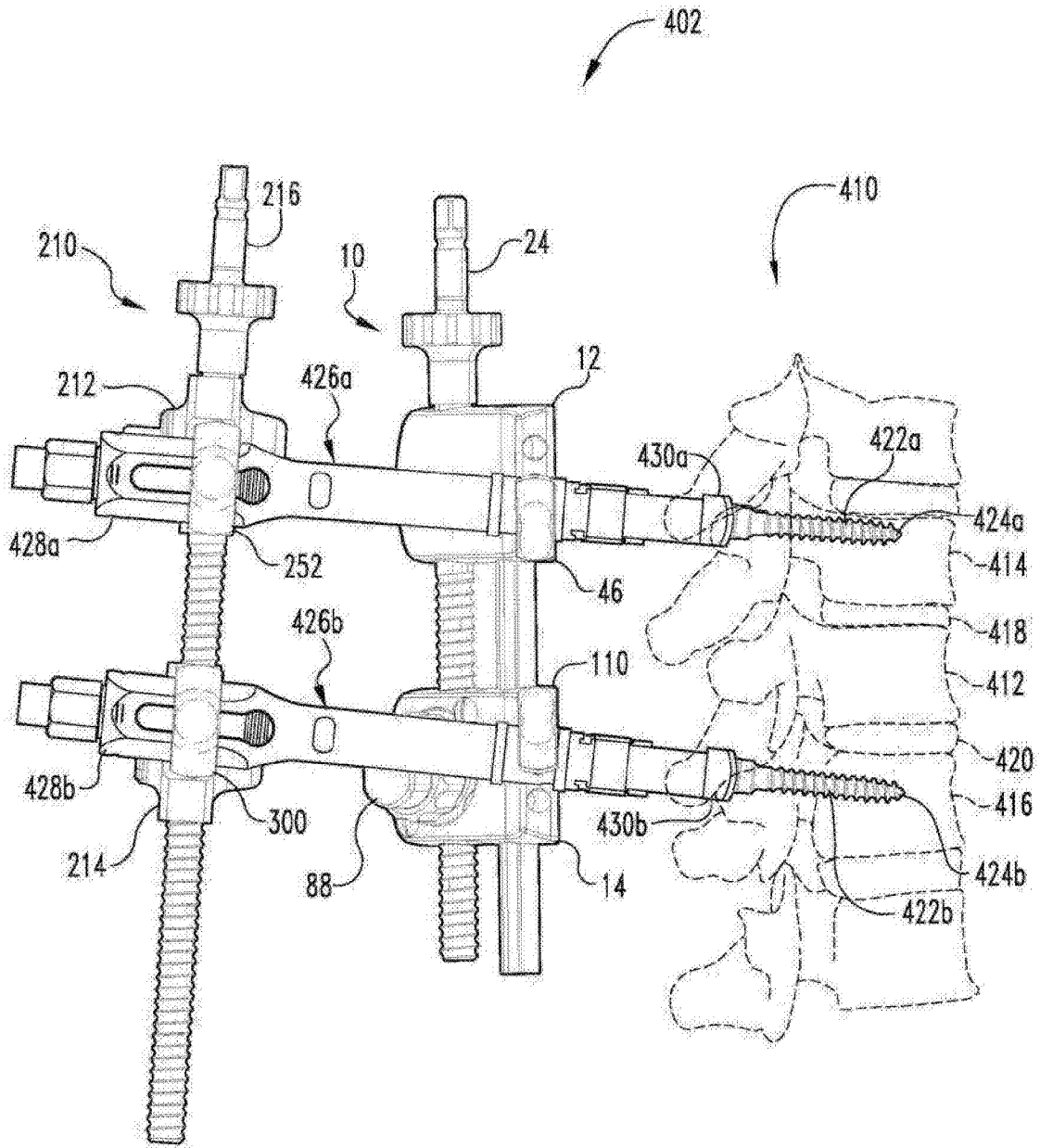


图13