



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102365057 B

(45) 授权公告日 2014. 01. 29

(21) 申请号 201080013907. 1

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2010. 03. 25

A61B 17/70(2006. 01)

(30) 优先权数据

12/411, 562 2009. 03. 26 US

12/411, 558 2009. 03. 26 US

(56) 对比文件

CN 1798527 A, 2006. 07. 05,

WO 2008/086467 A2, 2008. 07. 17,

US 2009012565 A1, 2009. 01. 08,

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2011. 09. 26

审查员 杨静萱

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2010/028684 2010. 03. 25

(87) PCT国际申请的公布数据

W02010/111500 EN 2010. 09. 30

(73) 专利权人 克斯派因公司

地址 美国明尼苏达州

(72) 发明人 史蒂文·J·塞梅

托马斯·J·吉塞拉

(74) 专利代理机构 北京金思港知识产权代理有

限公司 11349

代理人 邵毓琴

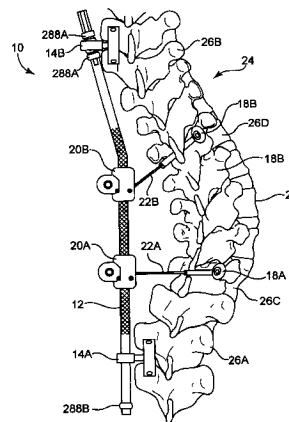
权利要求书3页 说明书18页 附图10页

(54) 发明名称

用于矫正脊柱畸形的半限制型锚固系统

(57) 摘要

用于矫正脊柱畸形的系统、设备和相关的方法,所述系统、设备和相关的方法有助于最大程度地减少矫正所用的附装锚固件的数量,方便使用直杆或成型杆和/或有助于促进更自然的脊柱生理运动。



1. 一种用于矫正脊柱畸形的系统,所述系统包括:

适合于沿着患者的脊柱延伸的杆;

适合于固定至所述脊柱的第一椎骨的第一杆锚固件,所述第一杆锚固件接纳所述杆,从而防止所述杆相对于所述第一杆锚固件发生大的侧向平移,并且所述杆被允许相对于所述第一杆锚固件轴向地滑动通过第一枢转点并且被允许改变围绕所述第一枢转点的俯仰、摆转和滚动中的至少两个;

适合于固定至第二椎骨的第二杆锚固件,所述第二杆锚固件接纳所述杆,从而防止所述杆相对于所述第二杆锚固件发生大的侧向平移,并且所述杆被允许改变围绕第二枢转点的至少俯仰和摆转;

适合于固定至第三椎骨的第一椎骨锚固件;

第一调节机构;以及

联接至所述第一椎骨锚固件和所述杆的第一力导向构件,所述第一力导向构件限定所述第一椎骨锚固件和所述杆之间的有效长度,所述第一调节机构适合于改变所述力导向构件的有效长度。

2. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述第一杆锚固件进一步适合于将所述杆相对于所述第一杆锚固件的俯仰限制于预定范围。

3. 根据权利要求1或2所述的系统,其中,所述第一杆锚固件进一步适合于将所述杆相对于所述第一杆锚固件的摆转限制于预定范围。

4. 根据权利要求1所述的系统,所述第一杆锚固件进一步适合于将所述杆相对于所述第一杆锚固件的滚动限制于预定范围。

5. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述系统将所述杆相对于所述第一杆锚固件的轴向滑动限制于预定范围。

6. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述第二杆锚固件进一步适合于允许所述杆围绕所述第二枢转点的滚动。

7. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述第一杆锚固件包括:

壳体,所述壳体形成了具有基本上凹入的表面的接纳部;以及

套筒,所述套筒可滑动地接纳所述杆并且具有基本上凸出的配合表面,所述配合表面适合于与所述壳体的凹入的表面配合,使得所述套筒适合相对于所述壳体旋转以改变俯仰和摆转。

8. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述第一杆锚固件包括形成通道的壳体,所述通道限定了接纳所述杆的旋转凸出表面。

9. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述杆限定了切削特征,并且所述第二杆锚固件包括:

壳体,所述壳体形成了具有基本上凹入的表面的接纳部;以及

套筒,所述套筒形成了可滑动地接纳所述杆的所述切削特征的切削部,以基本上阻止所述杆在所述套筒中的滚动,所述套筒具有基本上凸出的配合表面,所述配合表面适合于与所述壳体的所述凹入的表面配合,使得所述套筒适合相对于所述壳体旋转以改变俯仰和摆转。

10. 根据权利要求9所述的系统,其中,所述第二杆锚固件进一步包括位于所述壳体和

所述套筒之间的凸起,所述套筒包括周向凹槽,所述周向凹槽接纳所述凸起,使得所述套筒能够改变相对于所述壳体的俯仰和摆转,并且所述套筒被基本上防止改变相对于所述壳体的滚动。

11. 一种用于矫正脊柱畸形的系统,所述系统包括:

适合于沿着患者的脊柱延伸的杆;

用于将所述杆固定至脊柱的第一椎骨的装置,从而所述杆能够轴向滑动通过由用于将所述杆固定至所述第一椎骨的所述装置限定的第一枢转点,并且所述杆能够改变相对于所述第一枢转点的俯仰、摆转和滚动;

用于将所述杆固定至脊柱的第二椎骨的装置,从而所述杆能够改变围绕第二枢转点的至少俯仰和摆转,所述第二枢转点由用于将所述杆固定至所述第二椎骨的所述装置限定;

用于锚固至第三椎骨的装置;

联接至所述杆和用于锚固至所述第三椎骨的所述装置的连接器;和

用于调节所述连接器的有效长度的装置。

12. 一种用于矫正位于人体脊柱的第一椎骨和第二椎骨之间的脊柱畸形的系统,所述系统包括:

适合于横跨所述脊柱畸形延伸的基本上刚性的杆;

第一杆锚固件,所述第一杆锚固件适合于固定至所述第一椎骨并且适合于接纳所述杆的第一端,从而允许所述杆相对于所述第一杆锚固件轴向平移;

第二杆锚固件,所述第二杆锚固件适合于固定至所述第二椎骨并且适合于接纳所述杆的第二端;和

第一力导向构件,所述第一力导向构件联接在所述杆和所述脊柱畸形之间;

其中,所述第一杆锚固件和所述第二杆锚固件适合于抵抗所述杆相对于所述脊柱的侧向平移,并且适合于允许所述杆的纵向轴线改变俯仰和摆转。

13. 一种脊柱杆锚固系统,所述脊柱杆锚固系统包括:

适合于沿着患者的脊柱延伸的杆;和

适合于固定至所述脊柱的椎骨的第一杆锚固件,所述第一杆锚固件接纳所述杆,从而防止所述杆相对于所述第一杆锚固件发生大的侧向平移,并且所述杆被允许相对于所述第一杆锚固件轴向地滑动通过第一枢转点并改变围绕所述第一枢转点的俯仰和摆转,同时基本上限制所述杆相对于所述第一杆锚固件的滚动。

14. 根据权利要求 13 所述的系统,其中,所述杆限定了切削特征,并且所述第一杆锚固件包括:

壳体,所述壳体形成具有基本上凹入的内表面的接纳部;以及

套筒,所述套筒形成了可滑动地接纳所述杆的所述切削特征的切削部,以基本上限制所述杆在所述套筒中的滚动,所述套筒具有基本上凸出的配合表面,所述配合表面适合于与所述壳体的所述凹入的内表面配合,使得所述套筒能够改变相对于所述壳体的俯仰和摆转。

15. 根据权利要求 14 所述的系统,其中,所述壳体和所述套筒适合于基本上阻止相对于彼此的滚动。

16. 根据权利要求 13 所述的系统,其中,所述第一杆锚固件包括:

形成接纳部的壳体,所述接纳部具有基本上凹入的内表面和从所述凹入的内表面向内延伸的凸起;和

可滑动地接纳所述杆的套筒,所述套筒具有与所述凹入的内表面配合的基本上凸出的配合表面,所述套筒具有位于所述凸出的配合表面的周向凹槽,所述周向凹槽与所述壳体的所述凹入的内表面上的所述凸起配合,使得所述套筒适合相对于所述壳体旋转以改变相对于所述壳体的俯仰和摆转,同时基本上防止改动相对于所述壳体的滚动。

17. 根据权利要求 13 所述的系统,其中,所述第一杆锚固件进一步适合于将所述杆相对于所述第一杆锚固件的俯仰限制于预定范围。

18. 根据权利要求 13 所述的系统,其中,所述第一杆锚固件进一步适合于将所述杆相对于所述第一杆锚固件的摆转限制于预定范围。

19. 根据权利要求 13 所述的系统,其中,所述第一杆锚固件进一步适合于将所述杆相对于所述第一杆锚固件的轴向滑动限制于预定范围。

用于矫正脊柱畸形的半限制型锚固系统

背景技术

[0001] 已经利用许多系统来治疗诸如脊柱侧凸、脊柱前移之类的脊柱畸形以及其他各种脊柱疾病。用于矫正脊柱畸形的主要外科手术方法利用仪器尽可能地矫正畸形,并且利用可植入硬件系统刚性地稳定和维持矫正。目前,这些可植入硬件系统中的大多数将脊柱刚性地固定或允许脊柱有限地生长和/或进行其他运动,以在脊柱已经移动到矫正位置之后有助于方便融合。

[0002] 发明内容

[0003] 一些实施方式涉及到用于矫正脊柱畸形的系统、设备和相关的方法,所述系统、设备和相关的方法有助于最大程度地减少矫正所用的附装锚固件的数量,方便直杆或成型杆(contoured rod)的使用,和/或有助于促进脊柱更自然的生理运动

[0004] 一些实施方式涉及用于矫正人体脊椎的第一椎骨和第二椎骨之间的脊柱畸形,其中所述系统包括基本上为刚性的杆,所述杆适合于横跨畸形脊柱延伸。所述系统还包括第一杆锚定件和第二杆锚定件,所述第一杆锚定件适合于固定至第一椎骨并接纳所述杆的第一端,使得允许所述杆相对于所述第一杆锚定件轴向平移,所述第二杆锚定件适合于固定至第二椎骨并接纳所述杆的第二端。第一力引导构件联接在所述杆和畸形脊柱之间,其中第一杆锚定件和第二杆锚定件适合于抵抗所述杆相对于脊柱的侧向平移,并允许所述杆的纵轴线改变至少俯仰(pitch)和摆转(yaw)。

[0005] 一些实施方式涉及通过将第一杆锚定件和第二杆锚定件固定在脊柱的第一侧而对脊柱施加牵伸力和/或压缩力。所述杆的第一部分和第二部分分别接纳在所述第一杆锚定件和所述第二杆锚定件中,从而基本上限制所述第一部分和所述第二部分的侧向平移。所述第一部分和所述第二部分能够响应脊柱的运动而分别改变在所述第一杆锚定件处和所述第二杆锚定件处的俯仰和摆转。第一止动件和第二止动件分别邻近所述第一杆锚定件和所述第二杆锚定件定位。所述脊柱的所述第一侧通过在所述第一止动件和所述第二止动件上施力而受到牵伸和/或压缩。

[0006] 具体地说,本发明可以通过如下技术方案来实现:

[0007] 1. 一种用于矫正脊柱畸形的系统,所述系统包括:

[0008] 适合于沿着患者的脊柱延伸的杆;

[0009] 适合于固定至所述脊柱的第一椎骨的第一杆锚固件,所述第一杆锚固件接纳所述杆,从而防止所述杆相对于所述第一杆锚固件发生大的侧向平移,并且所述杆被允许相对于所述第一杆锚固件轴向地滑动通过第一枢转点并且被允许改变围绕所述第一枢转点的俯仰、摆转和滚动中的至少两个;

[0010] 适合于固定至第二椎骨的第二杆锚固件,所述第二杆锚固件接纳所述杆,从而防止所述杆相对于所述第二杆锚固件发生大的侧向平移,并且所述杆被允许改变围绕第二枢转点的至少俯仰和摆转;

[0011] 适合于固定至第三椎骨的第一椎骨锚固件;

[0012] 第一调节机构;以及

[0013] 联接至所述第一椎骨锚固件和所述杆的第一力导向构件,所述第一力导向构件限定所述第一椎骨锚固件和所述杆之间的有效长度,所述第一调节机构适合于改变所述力导向构件的有效长度。

[0014] 2. 根据技术方案 1 所述的系统,其中,所述第一杆锚固件进一步适合于将所述杆相对于所述第一杆锚固件的俯仰限制于预定范围。

[0015] 3. 根据技术方案 1 或 2 所述的系统,其中,所述第一杆锚固件进一步适合于将所述杆相对于所述第一杆锚固件的摆转限制于预定范围。

[0016] 4. 根据技术方案 1 至 3 中任一项所述的系统,所述第一杆锚固件进一步适合于将所述杆相对于所述第一杆锚固件的滚动限制于预定范围。

[0017] 5. 根据技术方案 1 至 4 中任一项所述的系统,其中,所述系统将所述杆相对于所述第一杆锚固件的轴向滑动限制于预定范围。

[0018] 6. 根据技术方案 1 至 5 中任一项所述的系统,其中,所述第二杆锚固件进一步适合于允许所述杆围绕所述第二枢转点的滚动。

[0019] 7. 根据技术方案 1 至 5 中任一项所述的系统,其中,所述第二杆锚固件进一步适合于基本上防止所述杆围绕所述第二枢转点的滚动。

[0020] 8. 根据技术方案 1 至 7 中任一项所述的系统,其中,所述第二杆锚固件适合于基本上防止所述杆相对于所述第二杆锚固件的轴向滑动。

[0021] 9. 根据技术方案 1 至 8 中任一项所述的系统,其中,所述杆限定了在所述第一杆锚固件和所述第二杆锚固件之间延伸的中央部,并且其中所述中央部基本上是非直线的。

[0022] 10. 根据技术方案 1 至 8 中任一项所述的系统,其中,所述杆限定了在所述第一杆锚固件和所述第二杆锚固件之间延伸的中央部,并且其中所述中央部基本上是非线性的。

[0023] 11. 根据技术方案 1 至 8 中任一项所述的系统,其中,所述杆限定了在所述第一杆锚固件和所述第二杆锚固件之间延伸的中央部,并且其中所述中央部包括基本上弯曲的节段和基本上笔直的节段。

[0024] 12. 根据技术方案 1 至 11 中任一项所述的系统,其中,所述第一杆锚固件包括:

[0025] 壳体,所述壳体形成了具有基本上凹入的表面的接纳部;以及

[0026] 套筒,所述套筒可滑动地接纳所述杆并且具有基本上凸出的配合表面,所述配合表面适合于与所述壳体的凹入的表面配合,使得所述套筒适合相对于所述壳体旋转以改变俯仰和摆转。

[0027] 13. 根据技术方案 1 至 11 中任一项所述的系统,其中,所述第一杆锚固件包括形成通道的壳体,所述通道限定了接纳所述杆的旋转凸出表面。

[0028] 14. 根据技术方案 1 至 5 和 8 至 11 中任一项所述的系统,其中,所述杆限定了切削特征,并且所述第二杆锚固件包括:

[0029] 壳体,所述壳体形成了具有基本上凹入的表面的接纳部;以及

[0030] 套筒,所述套筒形成了可滑动地接纳所述杆的所述切削特征的切削部,以基本上阻止所述杆在所述套筒中的滚动,所述套筒具有基本上凸出的配合表面,所述配合表面适合于与所述壳体的所述凹入的表面配合,使得所述套筒适合相对于所述壳体旋转以改变俯仰和摆转。

[0031] 15. 根据技术方案 14 所述的系统,其中,所述第二杆锚固件进一步包括位于所述

壳体和所述套筒之间的凸起,所述套筒包括周向凹槽,所述周向凹槽接纳所述凸起,使得所述套筒能够改变相对于所述壳体的俯仰和摆转,并且所述套筒被基本上防止改变相对于所述壳体的滚动。

[0032] 16. 一种矫正脊柱畸形的方法,所述方法包括:

[0033] 将第一杆锚固件固定至所述脊柱的第一椎骨,并且将第二杆锚固件固定至所述脊椎的第二椎骨;

[0034] 将杆通过第一枢转点可滑动地接纳在所述第一杆锚固件中,并且将所述杆通过第二枢转点接纳在所述第二杆锚固件中,使得所述杆自由旋转并改变围绕所述第一枢转点的俯仰和摆转;

[0035] 将第一椎骨锚固件固定至第三椎骨;

[0036] 将第一力导向构件联接至所述第一椎骨锚固件和所述杆;

[0037] 将所述第一力导向构件连接至第一调节机构;以及

[0038] 利用所述第一调节机构调节所述第一力导向构件的有效长度以有助于矫正脊椎畸形。

[0039] 17. 根据技术方案 16 所述的方法,所述方法进一步包括使所述杆相对于所述第一杆锚固件轴向移动。

[0040] 18. 根据技术方案 16 或 17 所述的方法,所述方法进一步包括利用所述第一调节机构卷绕所述第一力导向构件,以缩短所述第一力导向构件的有效长度。

[0041] 19. 一种用于矫正脊柱畸形的系统,所述系统包括:

[0042] 用于将杆固定至脊柱的第一椎骨的装置,从而所述杆能够轴向滑动通过由用于将所述杆固定至所述第一椎骨的所述装置限定的第一枢转点,并且所述杆能够改变相对于所述第一枢转点的俯仰、摆转和滚动;

[0043] 用于将所述杆固定至脊柱的第二椎骨的装置,从而所述杆能够改变围绕第二枢转点的至少俯仰和摆转,所述第二枢转点由用于将所述杆固定至所述第二椎骨的所述装置限定;

[0044] 用于锚固至第三椎骨的装置;

[0045] 联接至所述杆和用于锚固至所述第三椎骨的所述装置的连接器和

[0046] 用于调节所述连接器的有效长度的装置。

[0047] 20. 一种用于矫正位于人体脊柱的第一椎骨和第二椎骨之间的脊柱畸形的系统,所述系统包括:

[0048] 适合于横跨所述脊柱畸形延伸的基本上刚性的杆;

[0049] 第一杆锚固件,所述第一杆锚固件适合于固定至所述第一椎骨并且适合于接纳所述杆的第一端,从而允许所述杆相对于所述第一杆锚固件轴向平移;

[0050] 第二杆锚固件,所述第二杆锚固件适合于固定至所述第二椎骨并且适合于接纳所述杆的第二端;和

[0051] 第一力导向构件,所述第一力导向构件联接在所述杆和所述脊柱畸形之间;

[0052] 其中,所述第一杆锚固件和所述第二杆锚固件适合于抵抗所述杆相对于所述脊柱的侧向平移,并且适合于允许所述杆的纵向轴线改变俯仰和摆转。

[0053] 21. 一种脊柱杆锚固系统,所述脊柱杆锚固系统包括:

[0054] 适合于沿着患者的脊柱延伸的杆 ;和

[0055] 适合于固定至所述脊柱的椎骨的第一杆锚固件,所述第一杆锚固件接纳所述杆,从而防止所述杆相对于所述第一杆锚固件发生大的侧向平移,并且所述杆被允许相对于所述第一杆锚固件轴向地滑动通过第一枢转点并改变围绕所述第一枢转点的俯仰和摆转,同时基本上限制所述杆相对于所述第一杆锚固件的滚动。

[0056] 22. 根据技术方案 21 所述的系统,其中,所述杆限定了切削特征,并且所述第一杆锚固件包括:

[0057] 壳体,所述壳体形成具有基本上凹入的内表面的接纳部 ;以及

[0058] 套筒,所述套筒形成了可滑动地接纳所述杆的所述切削特征的切削部,以基本上限制所述杆在所述套筒中的滚动,所述套筒具有基本上凸出的配合表面,所述配合表面适合于与所述壳体的所述凹入的内表面配合,使得所述套筒能够改变相对于所述壳体的俯仰和摆转。

[0059] 23. 根据技术方案 22 所述的系统,其中,所述壳体和所述套筒适合于基本上阻止相对于彼此的滚动。

[0060] 24. 根据技术方案 21 所述的系统,其中,所述第一杆锚固件包括:

[0061] 形成接纳部的壳体,所述接纳部具有基本上凹入的内表面和从所述凹入的内表面向内延伸的凸起 ;和

[0062] 可滑动地接纳所述杆的套筒,所述套筒具有与所述凹入的内表面配合的基本上凸出的配合表面,所述套筒具有位于所述凸出的配合表面的周向凹槽,所述周向凹槽与所述壳体的所述凹入的内表面上的所述凸起配合,使得所述套筒适合相对于所述壳体旋转以改变相对于所述壳体的俯仰和摆转,同时基本上防止改动相对于所述壳体的滚动。

[0063] 25. 根据技术方案 21 至 24 中任一项所述的系统,其中,所述第一杆锚固件进一步适合于将所述杆相对于所述第一杆锚固件的俯仰限制于预定范围。

[0064] 26. 根据技术方案 21 至 25 中任一项所述的系统,其中,所述第一杆锚 固件进一步适合于将所述杆相对于所述第一杆锚固件的摆转限制于预定范围。

[0065] 27. 根据技术方案 21 至 26 中任一项所述的系统,其中,所述第一杆锚固件进一步适合于将所述杆相对于所述第一杆锚固件的轴向滑动限制于预定范围。

[0066] 28. 一种脊柱杆锚固系统,所述脊柱杆锚固系统包括:

[0067] 适合于沿着患者的脊柱延伸的杆 ;和

[0068] 适合于固定至所述脊柱的椎骨的第一杆锚固件,所述第一杆锚固件包括:

[0069] 壳体,所述壳体形成具有基本上凹入的内表面的接纳部 ;和

[0070] 套筒,所述套筒具有接纳所述杆的通道,从而防止所述杆相对于所述套筒发生大的侧向平移,同时允许所述杆相对所述套筒轴向滑动通过第一枢转点,所述套筒具有基本上凸出的配合表面,所述凸出的配合表面适合于与所述壳体的所述凹入的内表面配合,使得所述套筒能够旋转而改变相对于所述壳体的俯仰和摆转,同时基本上被防止改变相对于所述壳体的滚动。

[0071] 29. 根据技术方案 28 所述的系统,其中,所述壳体形成从所述凹入的内表面向内延伸的凸起,并且所述套筒具有位于所述凸出的配合表面的周向凹槽,所述周向凹槽与所述壳体的所述凸起配合,使得所述套筒基本上被防止改变相对于所述壳体的滚动。

[0072] 30. 根据技术方案 28 或 29 所述的系统,其中,所述套筒的所述通道形成切削部,并且所述杆形成被接纳在所述切削部中的切削特征,从而基本上限制所述杆相对于所述套筒的滚动。

[0073] 31. 根据技术方案 28 至 30 中任一项所述的系统,其中,所述套筒中的所述通道限定了内部止动特征

[0074] 32. 根据技术方案 28 至 30 中任一项所述的系统,其中,所述套筒中的所述通道具有基本上非圆形的横截面。

[0075] 33. 根据技术方案 32 所述的系统,其中,所述杆具有与所述通道的所述基本上非圆形的横截面在形状上基本上互补的基本上非圆形的横截面。

[0076] 34. 根据技术方案 28 至 33 中任一项所述的系统,其中,所述套筒中的所述通道具有基本上 D 形的横截面。

[0077] 35. 一种脊柱杆锚固系统,所述脊柱杆锚固系统包括:

[0078] 适合于沿着患者的脊柱延伸的杆,所述杆形成具有非圆形横截面的切削特征;和

[0079] 适合于固定至所述脊柱的椎骨的第一杆锚固件,所述第一杆锚固件包括:

[0080] 壳体,所述壳体形成具有基本上凹入的内表面的接纳部;和

[0081] 套筒,所述套筒具有通道,所述通道形成接纳所述杆的切削特征的切削部,从而防止所述杆相对于所述套筒发生大的侧向平移,同时允许所述杆相对于所述套筒轴向滑动通过第一枢转点,并且基本上防止所述杆改变相对于所述套筒的滚动,所述套筒具有基本上凸出的配合表面,所述凸出的配合表面适合于所述壳体的凹入表面配合,使得所述套筒适合相对于所述壳体旋转以改变相对于所述壳体的俯仰和摆转。

[0082] 36. 根据技术方案 35 所述的系统,其中,所述套筒基本上被防止改变相对于所述壳体的滚动。

[0083] 37. 根据技术方案 35 或 36 所述的系统,其中,所述套筒中的所述通道具有基本上 D 形的横截面。

[0084] 38. 根据技术方案 35 至 37 中任一项所述的系统,其中,所述壳体形成从所述凹入的内表面向内延伸的凸起,并且所述套筒具有位于所述凸出的配合表面的周向凹槽,所述周向凹槽与所述壳体的所述凸起配合,以基本上防止所述套筒改变相对于所述壳体的滚动。

[0085] 39. 根据技术方案 35 至 38 中任一项所述的系统,其中,所述第一杆锚固件进一步适合于将所述杆相对于所述第一杆锚固件的摆转限制于预定范围。

[0086] 40. 根据技术方案 35 至 39 中任一项所述的系统,其中所述第一杆锚固件将所述杆相对于所述第一杆锚固件的轴向滑动限制于预定范围。

[0087] 41. 一种用于矫正脊柱畸形的系统,所述系统包括:

[0088] 沿着患者的脊柱延伸并适合于将长度从第一长度改变到第二长度的杆;

[0089] 固定至所述脊柱的第一椎骨的第一杆锚固件,所述第一杆锚固件接纳所述杆,使得所述杆延伸通过所述第一杆锚固件并防止所述杆相对于所述第一杆锚固件发生大的侧向平移,并且所述杆能够在所述第一杆锚固件处改变俯仰、摆转和滚动中的至少两个;

[0090] 固定至第二椎骨的第二杆锚固件,所述第二杆锚固件接纳所述杆,使得所述杆延伸通过所述第二杆锚固件并防止所述杆相对于所述第二杆锚固件发生大的侧向平移,并且

所述杆能够改变所述第二杆锚固件处的至少俯仰和摆转；

[0091] 适合于限制所述杆的轴向滑动并位于所述第一杆锚固件附近的第一止动特征；和

[0092] 适合于限制所述杆的轴向滑动并位于所述第二杆锚固件附近的第二止动特征，从而当所述第一杆锚固件和所述第二杆锚固件抵靠所述第一止动特征和所述第二止动特征时，所述杆抵抗压缩载荷，并且所述第一杆锚固件和所述第二杆锚固件被构造成在所述脊柱上施加牵伸力。

[0093] 42. 根据技术方案 41 所述的系统，其中，所述杆沿着所述脊柱的第一侧固定，并且所述牵伸力沿着所述脊柱的所述第一侧施加。

[0094] 43. 根据技术方案 42 所述的系统，所述系统进一步包括：

[0095] 椎骨锚固件，所述椎骨锚固件固定至所述脊柱的与所述脊柱的所述第一侧相反的第二侧并且位于所述第一杆锚固件和所述第二杆锚固件之间的位置，所述椎骨锚固件横跨所述脊柱延伸至位于所述脊柱的所述第一侧上的末端；和

[0096] 连接器，所述连接器固定至所述椎骨锚固件的末端并联接至所述杆，所述连接器在所述脊柱上施加指向所述杆的矫正力。

[0097] 44. 根据技术方案 41 至 43 中任一项所述的系统，其中当所述杆为可调节的以增加有效长度时则将所述杆置于所述压缩载荷下。

[0098] 45. 根据技术方案 41 至 44 中任一项所述的系统，其中，当所述杆被置于所述压缩载荷下时，所述杆相对于所述第一杆锚固件在第一方向上自由地轴向滑动，并且被基本上防止沿着与所述第一方向相反的第二方向轴向滑动。

[0099] 46. 根据技术方案 41 至 44 中任一项所述的系统，其中，当所述杆被置于压缩载荷下时，所述杆基本上被防止相对于所述第一杆锚固件轴向滑动。

[0100] 47. 根据技术方案 41 至 46 中任一项所述的系统，其中，所述第一止动特征是固定至所述杆的轴环。

[0101] 48. 根据技术方案 41 至 46 中任一项所述的系统，其中，所述第一止动特征是所述杆的加宽部。

[0102] 49. 根据技术方案 41 至 48 中任一项所述的系统，其中，所述杆限定了在所述第一杆锚固件和所述第二杆锚固件之间延伸的中央部，并且其中所述中央部是基本上笔直的。

[0103] 50. 根据技术方案 41 至 48 中任一项所述的系统，其中，所述杆限定了在所述第一杆锚固件和所述第二杆锚固件之间延伸的中央部，并且其中所述中央部是基本上非线性的。

[0104] 51. 根据技术方案 41 至 50 中任一项所述的系统，其中，所述杆是基本上刚性的。

[0105] 52. 一种在脊柱上施加牵伸力的方法，所述方法包括：

[0106] 在脊柱的第一侧上将第一杆锚固件固定至第一椎骨，并且在所述脊柱的所述第一侧上将第二杆锚固件固定至第二椎骨；

[0107] 将杆的第一部分接纳在所述第一杆锚固件中，并且将所述杆的第二部分接纳在所述第二杆锚固件中，从而基本上限制所述第一部分的侧向平移，并且基本上限制所述第二部分的侧向平移，所述第一部分和所述第二部分能够响应所述脊柱的运动而分别在所述第一杆锚固件和所述第二杆锚固件处改变俯仰和摆转；

[0108] 将第一止动特征沿着所述杆定位于在所述第一杆锚固件附近的第一位置，并且将

第二止动特征沿着所述杆定位于在所述第二杆锚固件附近的第二位置；

[0109] 利用所述第一止动特征和所述第二止动特征在所述杆上施加压缩力；和

[0110] 牵伸所述脊柱的所述第一侧。

[0111] 53. 根据技术方案 52 所述的方法，所述方法进一步包括调节所述杆的有效长度，以使所述止动特征接触所述第一杆锚固件和所述第二杆锚固件并且在所述杆上施加压缩力。

[0112] 54. 根据技术方案 52 或 53 所述的方法，其中，所述杆基本上刚性地抵抗所述压缩力。

[0113] 55. 根据技术方案 52 至 54 中任一项所述的方法，其中，牵伸所述脊柱的所述第一侧导致所述脊柱沿着中间方向侧向平移。

[0114] 56. 根据技术方案 52 至 55 中任一项所述的方法，其中，牵伸所述脊柱的所述第一侧导致所述脊柱采取更自然的曲率。

[0115] 57. 一种用于矫正脊柱畸形的植入物，所述植入物包括：

[0116] 用于将杆的第一部分在脊柱的第一侧上锚固至第一椎骨的装置，从而基本上限制所述杆的所述第一部分侧向平移；

[0117] 用于将所述杆的第二部分在所述脊柱的所述第一侧锚固至第二椎骨的装置，从而基本上限制所述杆的所述第二部分侧向平移；以及

[0118] 用于利用杆在所述脊柱的所述第一侧上施加牵伸力的装置。

[0119] 58. 根据技术方案 57 所述的植入物，其中用于利用所述杆在所述脊柱的所述第一侧上施加牵伸力的装置包括用于增加所述杆的有效长度的装置。

[0120] 59. 根据技术方案 57 或 58 所述的植入物，其中，用于利用所述杆在所述脊柱的所述第一侧上施加牵伸力的装置包括沿着所述杆的所述第一部分定位的第一止动特征和沿着所述杆的所述第二部分定位的第二止动特征。

[0121] 60. 根据技术方案 57 至 59 中任一项所述的植入物，其中，用于锚固所述杆的所述第一部分的装置包括用于允许所述杆的所述第一部分改变俯仰和摆转的装置。

[0122] 61. 一种用于矫正脊柱畸形的植入物，所述植入物包括：

[0123] 用于将杆的第一部分在脊柱的第一侧上锚固至第一椎骨的装置，从而基本上限制所述杆的所述第一部分的侧向平移；

[0124] 用于将所述杆的第二部分在所述脊柱的所述第一侧锚固至第二椎骨的装置，从而基本上限制所述杆的所述第二部分的侧向平移；以及

[0125] 用于利用所述杆在所述脊柱的所述第一侧上施加压缩力的装置。

[0126] 62. 根据技术方案 61 所述的植入物，其中，用于利用所述杆在所述脊柱的所述第一侧上施加压缩力的装置包括用于减小所述杆的有效长度的装置。

[0127] 63. 根据技术方案 61 或 62 所述的植入物，其中，用于利用所述杆在所述脊柱的所述第一侧上施加压缩力的装置包括沿着所述杆的所述第一部分定位的第一止动特征和沿着所述杆的所述第二部分定位的第二止动特征。

[0128] 64. 根据技术方案 61 至 63 中任一项所述的植入物，其中，用于锚固所述杆的第一部分的装置包括用于允许所述杆的所述第一部分改变俯仰和摆转的装置。

[0129] 发明内容部分性质上并不是限定性的。虽然在本文中公开了本发明的多个实施方

式,但是本领域技术人员根据下文示出和描述本发明例举性实施方式的详细说明应当清楚还有其他实施方式。因此,附图和详细说明应当看作 是例举性的,而不是限制性的。

附图说明

- [0130] 图 1 示出了根据一些实施方式的用于矫正脊柱畸形的示例性系统。
- [0131] 图 2 是根据一些实施方式的图 1 的系统的仰视图,其中为了便于理解,一些特征没有示出;
- [0132] 图 3 是根据一些实施方式的图 1 的系统的杆。
- [0133] 图 4 是根据一些实施方式的图 1 的系统的另一个杆。
- [0134] 图 5a、5b 和 6 示出了根据一些实施方式的图 1 的系统的锚固件的特征。
- [0135] 图 7 和 8 示出了根据一些实施方式的图 1 的系统的另一个锚固件的特征。
- [0136] 图 9 至 11 示出了根据一些实施方式的图 1 的系统的又一个锚固件。
- [0137] 图 12 示出根据一些实施方式的用于限定预选角极限之间的滚动的替换互补形状。
- [0138] 图 13 示出了根据一些实施方式的图 1 的系统的椎骨锚固件和第一力导向构件。
- [0139] 图 14a 和 14b 示出了根据一些实施方式的图 1 的系统的调节机构。
- [0140] 图 15a、15b 和 15c 示出了根据一些实施方式的图 1 的系统的一些止动件特征。
- [0141] 图 16 是示出了根据一些实施方式的图 1 的系统的一些自由度的简图。
- [0142] 图 17 是另一个简图,示出了根据一些实施方式的图 1 的系统的另外一些自由度。
- [0143] 图 18 和图 19 是另外一些简图,示出了根据一些实施方式的轴向平移自由度。
- [0144] 各种实施方式在附图中以示例方式示出,下面对此进行详细描述。如上所述,然而其意图并不是通过提供这些示例来限制本发明。

具体实施方式

[0145] 一些实施方式涉及用于矫正脊柱畸形的系统以及相关的方法和设备。总体而言,所述系统提供在脊柱上的侧向平移矫正力和 / 或和反旋 (derotational) 矫正力。所述系统的一些特征包括用于连接所述系统和脊柱的高适应性硬件,其中所述硬件有利于在预选极限内具有更自然的运动范围,并有利于施加所述侧向平移矫正力和 / 或反旋矫正力。

[0146] 在下文中提及的各种平面和有关方向包括:由两个轴线限定的矢状平面,一个轴线在身体的头部(上部)和尾部(下部)之间绘制,一个轴线在身体的背部(后面)和前部(前面)之间绘制;由两个轴线限定的冠状平面,一个轴线在身体的中央(中间)和侧面(侧部)之间绘制,一个轴线在身体的头部(上部)和尾部(下部)之间绘制;以及由两个轴线限定的横向平面,一个轴线在身体的背部和前部之间绘制,一个轴线在身体的中央和侧面之间绘制。还使用了术语俯仰、滚动和摆转,其中滚动通常是指在第一平面中的角运动或旋转,身体的纵向轴线正交地穿过该第一平面(例如围绕与脊柱对应的纵向轴线旋转),俯仰是指在与第一平面正交的第二平面内的角运动或旋转,摆转是指在与第一和第二平面正交的第三平面内的角运动或旋转。在一些实施方式中,俯仰是在矢状平面内的角运动,摆转是在冠状平面内的角运动,而滚动是在横向平面内的角运动。

[0147] 在各种实施方式中,俯仰、摆转和 / 或滚动变化根据需要同同时或分开地发生。而

且,如本文所使用的,“侧向平移”并不限于在中间-侧向方向上的平移,除非另有明确说明。

[0148] 图 1 是根据一些实施方式的用于矫正脊柱畸形的系统 10 的立体图。系统 10 包括:杆 12;多个杆锚固件 14,所述多个杆锚固件 14 包括第一杆锚固件 14A 和第二杆锚固件 14B;多个椎骨锚固件 18,所述多个椎骨锚固件 18 包括第一椎骨锚固件 18A 和第二椎骨锚固件 18B;多个调节机构 20,所述多个调节机构 20 包括第一调节机构 20A 和第二调节机构 20B;以及多个力导向构件 22,所述多个力导向构件 22 包括第一力导向构件 22A 和第二力导向构件 22B。如图所示,系统 10 固定至由多块椎骨 26 形成的脊柱 24 上,所述多块椎骨 26 包括第一椎骨 26A、第二椎骨 26B、第三椎骨 26C 和第四椎骨 26D。

[0149] 尽管所示的系统 10 具有两个杆锚固件 14、两个椎骨锚固件 18、两个调节机构 20 和两个力导向构件 22,但是也可以视情况而采取更多或更少。例如,在一些实施方式中,在脊柱畸形的顶点或其他位置通过将对应的力导向构件 22 和调节机构 20 联接至单个椎骨锚固件 18 而将该椎骨锚固件 18 固定至椎骨 26。

[0150] 然而,如图 1 所示,第一椎骨锚固件 18A 和第二椎骨锚固件 18B 固定至具有异常曲率(例如脊柱侧凸)而需要矫正的脊柱 24 的一部分。系统 10 可选地用于逐渐地使脊柱 24 恢复到更自然的曲率,或者对系统 10 进行单纯的调节以实现期望曲率。在其他实施方式中,在将系统 10 固定至脊柱 24 之前或在将系统 10 固定至脊柱 24 的同时,利用其他硬件将脊柱 24 的异常曲率调节至更自然的曲率。

[0151] 图 2 以横向平面视图示出了系统 10,其中为了图示目的,没有示出部分脊柱 24 和部分系统 10。为了参考,杆 12、第一椎骨锚固件 18A、第一调节机构 20A 和第一力导向构件 22A 与第一脊椎 26A 和第三椎骨 26C 一起示出。

[0152] 在一些实施方式中,还被描述为细长构件的杆 12 在距脊柱 24 的纵向轴线的预选偏距处固定至脊柱 24。例如,杆 12 可选地沿着中间-侧部轴线 ML 或左右轴线,以及前后轴线 AP 或前部-后部轴线固定在偏距处。在一些实施方式中,杆 12 固定在脊柱 24 的左侧上。如随后描述的,可选地将所述偏距选择成使脊柱 24 的选定椎骨 26 进行至少相对侧向平移(例如中央运动或中间运动)和反旋移位(例如从图 2 的仰视图看的顺时针旋转)(也可以实现选定椎骨 26 的相对前后运动),使得脊柱 24 展现更自然的位置。

[0153] 图 3 示出了根据一些实施方式的具有弯曲部的杆 12。在一些实施方式中,杆 12 基本上是刚性的,限定了平均直径为大约 6mm 的基本上圆形的横截面,并且由诸如钛合金 ASTM F136 之类的适当的生物相容性材料形成。杆 12 适合于或者构造成沿着脊柱 24 延伸。在图 1 中,杆 12 的弯曲部是为了图示目的而大致示出的。在各种实施方式中,杆 12 在一个或更多个矢状平面和冠状平面中弯曲。如果需要,杆 12 结合一些挠曲性或弹性同时基本上刚性地保持其形状。杆 12 可选地由各种材料包括不锈钢或适当的聚合物材料形成。而且,如随后描述的,杆 12(包括其各个部分)的横截面形状并不限于圆形横截面。

[0154] 如图 3 所示,在一些实施方式中,杆 12 的轮廓或角度至少部分地模仿脊柱的一部分的曲率(例如矢状平面脊椎侧凸或前凸,或另选地,现有的缺陷曲率,例如脊柱侧凸或前凸)。虽然示出了具有一个弯曲部而使得杆 12 基本上是非线性的,但在其他实施方式中,杆 12 包括基本上弯曲的、非线性的节段或结合有基本上弯曲节段、笔直节段、和/或曲线节段的组合。

[0155] 杆 12 具有纵向轴线 X 以及第一节段 30、第二节段 32 和位于第一和第二节段 30、

32 之间的中间节段 34。在杆 12 基本上笔直的情况下,纵向轴线 X 是基本上笔直的。在杆 12 基本上弯曲或成角度的情况下,纵向轴线 X 类似地弯曲或成角度。杆 12 的节段 30、32、34 可选地连续地形成或形成为单独的按照需要相连的部分。在一些实施方式中,第二节段 32 和中间节段 34 限定了小于 180 度的内角 Ia,例如,从大约 135 度到大约 170 度的弯角,不过可以设想各种弯角。

[0156] 在一些实施方式中,所述第一和第二节段 30、32 中的至少一个或二者都是大致非圆形的或另外限定切削(chase)特征。例如,如图 3 和图 4 所示,第二节段 32 形成至少一个平坦部 36,第二节段 32 沿着其至少一部分具有基本上 D 形横截面。反过来,第一节段 30 和中间节段 34 具有在基本上圆形的横截面,节段 30、32、34 中的任一个都根据需要而可选地具有非圆形的横截面形状(例如,星形横截面、椭圆形横截面或方形横截面)。如随后描述的,可选地使用具体节段的横截面形状来限制杆 12 的旋转,不过也可以设想使用横截面变型来选择性地增强杆 12 的弯曲性能和其他特性(例如,I 形梁、六边形、或其他形状)。

[0157] 中间节段 34 中的至少一些可选地包括诸如表面粗糙 38 之类的表面处理(例如滚花或压窝)或其他处理(例如,涂布、等离子体处理,或其他处理),以增强摩擦和/或性能。反过来,第一和第二节段 30、32 的一些部分可选地包括镜面精加工,例如表面涂布(例如 PTFE)或其他材料或表面处理。尽管提供了一些实施例,但是可以设想用于节段 30、32、34 中的各个节段的多个部分的表面处理的各种组合。

[0158] 图 4 示出了根据其他一些实施方式的杆 12A。杆 12A 是基本上笔直的或线性的,并且视情况包括与杆 12 相关地描述的任何特征。在图 4 中,杆 12A 的特征类似于杆 12 的特征,并且用与杆 12 相同的附图标记后面加个 A 来表示。

[0159] 在一些实施方式中,杆 12A 是两件式设计,并且包括杆调节机构 39,所述杆调节机构 39 提供了用于增加杆 12A 的有效长度的装置。杆调节机构 39 可选地是母螺纹套筒,所述母螺纹套筒适合于通过角运动调节机构 39 以接合套筒上的螺纹 37 来延长或缩短(加长或变短)杆 12A 的两件之间的间隙。调节机构 39 可选地具有用于接纳工具(例如开口扳手)的平坦部或其他表面特征。在 1978 年 3 月 14 日授权的美国专利 4,078,559 中示出了大致适合于供本文描述的一些实施方式使用的另一种母套筒类型的调节机构的一个实例。

[0160] 在 2005 年 8 月 3 日提交的名称为“DEVICE AND METHOD FOR CORRECTING A SPINAL DEFORMITY(用于矫正脊柱畸形的设备和方法)”的美国申请 No. 11/196,952 以及 2008 年 6 月 5 日提交的名称为“MEDICAL DEVICE AND METHOD TO CORRECT DEFORMITY(用于矫正畸形的医疗设备和方法)”的美国申请 No. 12/134,058 中阐述了根据系统 10 的一些实施方式的杆的附加实例,通过参考将这两个申请的全部内容引入到本文中。

[0161] 图 5a 和图 5b 示出了根据一些实施方式的第一杆锚固件 14A 的特征。如图 5a 所示,第一杆锚固件 14A 适合于或以其他方式构造成安装或固定到一块或更多块椎骨(诸如第一椎骨 26A,图 1)上。第一杆锚固件 14A 还适合于接纳杆 12 并包括用于接纳杆 12 的装置,使得杆 12 被侧向固定,抵抗相对于第一杆锚固件 14A 的侧向平移。在一些实施方式中,杆 12 基本上被防止在第一点 P1 处基本上垂直于纵向轴线 X 的方向上平移。相反,杆 12(以剖面图示出)能够相对于第一杆锚固件 14A 沿着纵向轴线 X 轴向滑动或轴向平移地通过第一枢转点 P1。杆 12 还能够改变围绕第一枢转点 P1 的俯仰、摆转和滚动。

[0162] 第一杆锚固件 14A 可选地由诸如钛、不锈钢之类的生物相容性金属材料和/或诸

如 PEEK 之类的生物相容性聚合材料和 / 或复合材料形成。在一些实施方式中,如图 5a 所示,第一杆锚固件 14A 包括单件式壳体 40,所述壳体 40 具有适合于或以其他方式构造成接纳杆 12 的接纳部 48。第一杆锚固件 14A 进一步包括适合于将第一杆锚固件 14A 固定至一个或多个椎骨,诸如第一 26A 和位于第一椎骨上方或下方另外的椎骨 26 上的安装部 50。在其他实施方式中,安装部 50 固定至单个椎骨,诸如第一椎骨 26A(例如,在第一椎骨 16A 上的椎弓根处或单个点处 - 诸如单个椎弓根处 - 横跨第一椎骨 26A)。

[0163] 如随后描述的,在一些实施方式中,壳体 40 是多件式设计(例如如图 7 至 11 所示)。

[0164] 在一些实施方式中,还描述为板件的安装部 50 适合于固定在两个或多个点处,例如在两个椎骨(例如 L3-L4 椎骨)之间或在单个椎骨的一部分两端横跨地(例如单个椎骨上的椎弓根之间)固定。

[0165] 图 5b 以剖视图示出了接纳部 48。根据各种实施方式,接纳部 48 大致为环状,并形成通道 52,通道 52 具有旋转凸面 54,凸面 54 具有上弯曲部 56 和下弯曲部 58。接纳部 48 适合于允许杆 12 在第一枢转点 P1 处穿过通道 52,在该第一枢转点 P1 处,通道 52 限定了允许杆 12 滑动通过通道 52 的最小有效直径(例如,在杆 12 和接纳部 48 之间提供适当间隙)。通道 52 还允许杆 12 在第一枢转点 P1 处围绕纵向轴线 X 旋转或角运动,同时使侧向平移最小或阻止大的侧向平移。至少这样,杆 12 能够在第一枢转点处围绕纵向轴线 X 旋转和角运动,同时杆 12 相对于接收部 48 的侧向平移在所有平面中基本上都受到限制。换句话说,杆 12 能够在通道 52 内滑动并且改变第一枢转点 P1 处的摆转、俯仰和滚动,同时第一枢转点 P1 处在通道 52 内的侧向运动受到限制。

[0166] 在一些实施方式中,安装部 50 包括柄 60 和基座 62,基座 62 具有中央部 64、第一锚固点 66 和第二锚固点 68,中央部 64 在第一锚固点 66 和第二锚固点 68 之间延伸,并且每个锚固点 66、68 都限定了适合于将第一杆锚固件 14A 安装至一个或多个椎骨 26 的表面。第一和第二锚固点 66、68 可选地分别包括通孔 70、72,用于接收诸如椎弓根螺钉或类似装置之类的紧固件(未示出)以将安装部 50 安装至一个或多个椎骨 26,如第一椎骨 26A(图 1)。

[0167] 在一些实施方式中,第一杆锚固件 14A 适合于或以其他方式构造成将杆 12 的俯仰和摆转限制至预定范围。例如,杆 12 能够在一定范围内角运动直到杆 12 的相对表面接触凸面 54 的上曲线部 56 和下曲线部 58 或受到上曲线部 56 和下曲线部 58 的约束。换句话说,可选地将凸面 54 的曲率半径选择为控制杆 12 的运动范围。在一些实施方式中,杆 12 的俯仰和摆转被限制在例如大约 60 度的角范围 Ra 内。如随后与第二杆锚固件 14B 相关地描述的,还可以设想将杆 12 的滚动和 / 或滑动限制在预定范围内的各种手段。

[0168] 尽管在一些实施方式中,安装部 50 适合于接纳如图 5a 和图 5b 所示的一个或多个紧固件,但是图 6 示出了安装部 50 适合于用作紧固件的第一杆锚固件 14A,该紧固件类似于椎弓根螺钉的紧固件。因而,第一杆锚固件 14A 可选地包括用于将第一杆锚固件 14A 固定至其中一个椎骨 26 的紧固件装置。

[0169] 尽管图 5a、5b 和 6 示出了系统 10 的一些潜在特征,但是图 7 和图 8 示出了根据其他一些实施方式的第一杆锚固件 114A,其中图 7 是其中杆 12 被第一杆锚固件 114A 接纳的立体图,而图 8 是移除了杆 12 的第一杆锚固件 114A 的剖视图。第一杆锚固件 114A 基本上

类似于第一杆锚固件 14A, 不过第一杆锚固件 114A 的壳体 140 包括接纳部 148A 和套筒部 148B。在一些实施方式中, 套筒部 148B 基本上是球形形状的, 并且接纳部 148A 形成了用于套筒部 48B 的基本上球形的配合滚道。

[0170] 如图 8 所示, 接纳部 148A 具有基本上凹入的旋转表面 154A, 套筒部 148B 具有基本上凸出的旋转表面 154B。表面 154A、154B 适合于或以其他方式构造成形成彼此基本上互补的配合, 使得套筒部 148B 被接纳部 148A 捕获并且被允许相对于接纳部 148A 进行相对旋转运动和角运动。

[0171] 套筒部 148B 具有限定了枢转点 P11 的通道 152, 通过该通道 152 杆 12 能够被可滑动地接纳。与其他实施方式一样, 套筒部 148B 和接纳部 148A 之间的互补关系可选地被设计成约束或限制杆 12 相对于第一杆锚固件 114A 的一定程度的相对运动。例如, 在一些实施方式中, 当杆 12 的相对表面在接纳部 148A 的前部 156 和 / 或后部 158 附近接触接纳部 148A 时, 杆 12 围绕枢转点 P11 的俯仰和摆转受到限制。

[0172] 图 9 是第二杆锚固件 14B 的立体图, 图 10 和 11 是第二杆锚固件 14B 的一部分的立体图。第二杆锚固件 14B 适合于固定至第二椎骨, 例如第二椎骨 26B(图 1), 并且提供了用于固定至第二椎骨的装置。第二杆锚固件 14B 还适合于接纳杆 12(图 1) 并且提供了用于接纳杆 12 的装置, 使得第二杆锚固件 14B 限制杆 12 的除了沿着纵向轴线 X 之外的平移运动, 并且允许杆 12 至少改变围绕第二枢转点 P2 的俯仰和摆转。第二杆锚固件 14B 可选地基本上类似于第一杆锚固件 14A 或第一杆锚固件 114A, 从而包括之前描述的特征的任意期望组合。

[0173] 第二杆锚固件 14B 可选地由诸如钛或不锈钢之类的生物相容性材料和 / 或诸如 PEEK 之类的生物相容性聚合材料形成。在一些实施方式中, 如图 9 所示, 第二杆锚固件 14B 包括具有接纳部 202 和适合于接纳杆 12 的套筒部 204 的壳体 20, 第二杆锚固件 14B 还包括适合于将第二杆锚固件 14B 固定至第二椎骨 26B 的安装部 (例如类似于第一杆锚固件 14A 的安装部 50)。

[0174] 第二杆锚固件 14B 可选地适合于或以其他方式构造成限制杆 12 围绕杆 12 的纵向轴线 X 的旋转或滚动 (图 3)。具体地说, 第二杆锚固件 14B 提供了用于允许杆 12 角运动而不会相对于第二杆锚固件 14B 发生大的侧向平移 或围绕纵向轴线 X 发生大的旋转。套筒部 204 可选地为球形形状, 并且接纳部 202 形成了基本上球形的配合滚道, 其中套筒部 204 相对于接纳部 202 的旋转至少在一个平面中基本上受到禁止。

[0175] 图 10 示出了接纳部 202, 图 11 示出了套筒部 204, 其中接纳部 202 具有基本上凹入的旋转内表面 210, 套筒部 204 具有基本上凸出的旋转外表面 212。表面 210、212 适合于形成彼此基本上互补的配合, 使得套筒部 204 被接纳部 202 捕获, 并且被允许相对于接纳部 202 进行相对角运动。

[0176] 如图 10 所示, 接纳部 202 还包括在内表面 210 的相对两侧从该相对两侧向内延伸的一对凸起 216 (例如销)。相反, 如图 11 所示, 套筒部 204 具有适合于可滑动地接纳凸起 216 的周向凹槽 218 和内部通道 220, 通过内部通道 220, 杆 12 能够被可滑动地接纳。枢转点 P2 也限定在通道 220 中, 杆 12 穿过枢转点 P2。

[0177] 通道 220 可选地具有非圆形横截面 (例如与杆 12 的第二节段 32 对应的基本上 D 形的横截面)。在杆 12 的非圆形横截面和通道 220 配合时, 杆 12 相对于套筒部 204 的旋转

基本上受到禁止。

[0178] 在可滑动地将凸起 216 接纳在周向凹槽 218 中时,杆 12 的俯仰和摆转能够改变。然而,套筒部 204 和接纳部 202 之间的相对旋转基本上受到禁止。因而,由于套筒部 204 和接纳部 202 之间的相对旋转也基本上受到禁止,所以杆 12 和第二杆锚固件 14B 之间的相对旋转基本上被禁止或限制,从而允许杆 12 保持在相对于第二杆锚固件 14B 的预定旋转位置。还应该理解的是,可以选择用于通道 220 和杆 12 中的每个的其他横截面形状,以在预定范围(例如包括如图 12 中所示的范围,其中杆 12 被示出为具有允许旋转至由套筒 204 形成的止动部 220A 的特征)内围绕纵向轴线 X 进行某种程度的旋转。杆 12 的横截面形状也可选地按照需要选择成限制杆 12 的轴向平移。

[0179] 与其他实施方式一样,第二杆锚固件 14B 也可选地适合于约束或限制杆 12 相对于第二杆锚固件 14B 的角运动(例如俯仰和摆转)。例如,当杆 12 在接纳部 202 的前部 222 和/或后部 224 附近接触接纳部 202 时,杆 12 围绕枢转点 P2 的俯仰和摆转受到限制。接纳部 202 和/或套筒部 204 的尺寸和形状被选择成按照需要限定这种限制。

[0180] 图 13 以前正视图示出了第一椎骨锚固件 18A 和第一力导向构件 22A。还被描述为锚固臂的第一椎骨锚固件 18A 适合于固定至第三椎骨 26C,并且提供了用于固定至第三椎骨 26C 的装置(图 1)。如前所述,第一椎骨锚固件 18A 固定至具有异常曲率需要矫正的脊柱 24 的一部分(图 1)。

[0181] 第一和第二椎骨锚固件 18A、18B 可选地是基本上类似,因此第一和第二椎骨锚固件 18A、18B 的各种特征与第一椎骨锚固件 18A 相关地描述,其中当引用时,第一椎骨锚固件 18A 的特征用后面加上“A”的附图标记来表示,第二椎骨锚固件 18B 的类似特征用后面加上“B”的类似附图标记来表示。

[0182] 第一椎骨锚固件 18A 包括臂 250A 和头部 252A。在一些实施方式中,臂 250A 从头部 252A 延伸至末端 254A 并且大致垂直于头部 252A 布置。臂 250A 可选地可相对于头部 252B 旋转,并且适合于横跨第三椎骨 26C 的一部分延伸,例如从脊柱 24 的一侧延伸到脊柱 24 的相对侧。例如,第一椎骨锚固件 18A 固定至第三椎骨 26C,使得臂 250A 穿过第三椎骨 26C 的棘突(未示出)中的孔或中空部横跨第三椎骨 26C 延伸。

[0183] 头部 252A 适合于或以其他方式构造成固定至第三椎骨 26C 的一部分,例如第三椎骨 26C 的椎弓根。头部 252A 可选地包括能够接合第三椎骨 26C 的多种结构中的任一种和/或适合于与能够接合第三椎骨 26C 的多种结构中的任一种一起工作。例如,第一椎骨锚固件 18A 可选地包括穿过头部 252A 固定至第三椎骨 26C 的椎弓根的椎弓根螺钉 256A。

[0184] 第一力导向构件 22A 在第一椎骨锚固件 18A 上的适当位置处固定至第一椎骨锚固件 18A。例如,在一些实施方式中,第一力导向构件 22A 至少在臂 250A 的末端 254A 处固定至第一椎骨锚固件 18A,使得第一力导向构件 22A 从臂 250A 的末端 254A 延伸。

[0185] 在 2005 年 8 月 3 日提交的名称为“DEVICE AND METHOD FOR CORRECTING A SPINAL DEFORMITY(用于矫正脊柱畸形的设备和方法)”的美国申请 No. 11/196,952 以及 2008 年 6 月 5 日提交的名称为“MEDICAL DEVICE AND METHOD TO CORRECT DEFORMITY(用于矫正畸形的医疗设备和方法)”的美国申请 No. 12/134,058 中阐述了根据系统 10 的一些实施方式的椎骨锚固件(还被描述为“植入物”)的另外的实例,通过参考方式将这两个申请的全部内容引入本文中。

[0186] 图 14a 和图 14b 示出了第一调节机构 20A, 其中图 14b 示出了第一调节机构 20A, 其中移除了一部分以示出其内部特征。在一些实施方式中, 第一调节机构 20A 提供了用于将第一力导向构件 22A 固定至杆 12 的装置。在一些实施方式中, 还被描述为张紧器或联接器的第一调节机构 20A 进一步适合于调节第一力导向构件 22A 的长度并且设置有用以调节第一力导向构件 22A 的长度的装置。第一和第二力导向构件 20A 和 20B 可选地是基本上类似的。因而, 第一和第二调节机构 20A、20B 的各种特征与第一调节机构 20A 相关地描述, 其中第一调节机构 20A 的特征用后面加上“A”的附图标记来表示, 而第二调节机构 20B 的类似特征用相同的后面加上“B”的附图标记来表示。

[0187] 在一些实施方式中, 第一调节机构 20A 包括卷轴 260A、围绕卷轴 260A 的圆周齿轮 262A、与圆周齿轮 262A 接触的竖直齿轮 264A、致动头部 268A 和壳体 270A。

[0188] 卷轴 260A 以及圆周齿轮 260A 和竖直齿轮 264A 至少部分地保持在壳体 270A 中。壳体 270A 又适合于固定至杆 12。例如, 壳体 270A 可选地形成中央腔, 杆 12 可通过该中央腔接纳。在将杆 12 插入穿过该中央腔时, 壳体 270A 适合于夹在杆 12 上。

[0189] 在一些实施方式中, 壳体 270A 结合有适合于 (例如利用一个或多个紧固件) 被紧固在杆 12 上的蛤壳设计 (例如第一部分可调节地固定至第二部分)。因而, 在一些实施方式中, 第一调节机构 20A 相对于杆 12 基本上是固定的。然而, 在其他实施方式中, 第一调节机构 20A 相对于杆 12 是可移动的, 例如能够围绕杆 12 旋转。

[0190] 第一力导向构件 22A 附装或固定至卷轴 260A 并通过壳体 270A 中的适当尺寸的开口从壳体 270A 穿出。经由致动头部 266A 致动竖直齿轮 264A 使圆周齿轮 262A 转动, 这又使卷轴 260A 转动, 从而使第一力导向构件 22A 围绕卷轴 260A 卷绕 (或退绕, 这取决于卷轴 260A 转动的方向)。卷轴 260A 沿着适当方向的旋转将第一力导向构件 22A 拉向第一调节机构 20A, 从而根据一些矫正脊柱缺陷的方法将第一椎骨锚固件 18A (图 13) 拉向第一调节机构 20A。

[0191] 在 2005 年 8 月 3 日提交的名称为“DEVICE AND METHOD FOR CORRECTING A SPINAL DEFORMITY (用于矫正脊柱畸形的设备和方法)”的美国申请 No. 11/196, 952 以及 2008 年 6 月 5 日提交的名称为“MEDICAL DEVICE AND METHOD TO CORRECT DEFORMITY (用于矫正畸形的医疗设备和方法)”的美国申请 No. 12/134, 058 中阐述了根据系统 10 的一些实施方式的调节构件 (还被描述为“调节机构”) 的另外的实例, 通过引用将这两个申请的全部内容引入本文中。

[0192] 如图 13 和图 14 所示, 第一和第二力导向构件 22A、22B 可选地是基本上类似的, 因而第一和第二力导向构件 22A、22B 的各种特征与第一力导向构件 22A 相关地描述, 其中第一力导向构件 22A 的特征用后面加上“A”的附图标记表示, 而第二力导向构件 22B 的特征用类似的后面加上“B”的附图标记表示。

[0193] 在一些实施方式中, 第一力导向构件 22A 基本上是柔性的, 使得第一力导向构件 22A 能够例如沿着多个方向枢转和 / 或缠绕或卷绕。用于形成第一力导向构件 22A 的合适的柔性材料包括丝线和绞线、单丝聚合材料、复丝聚合材料、复丝碳纤维或陶瓷纤维。在一些实施方式中, 第一力导向构件 22A 由不锈钢丝线或线缆或钛丝线或线缆形成, 不过可以设想使用各种材料。

[0194] 还被描述为连接器或线缆的第一力导向构件 22A 适合于固定至第一椎骨锚固件

18A 和第一调节构件 20A, 第一力导向构件 22A 限定第一调节机构 20A 和第一椎骨锚固件 18A 之间的有效长度, 从而限定杆 12 的有效长度 (不过在一些实施方式中, 第一力导向构件 22A 直接固定至杆 12)。如上所述, 在一些实施方式中, 第一调节机构 20A 适合于改变所述力导向构件 22A 的有效长度, 并且设置有用于改变力所述导向构件 22A 的有效长度的装置。第一力导向构件 22A 具有主体 280A 并且从第一端 282A 延伸至第二端 284A。

[0195] 图 1 示出了组装好的系统 10。在一些实施方式中, 系统 10 的组装包括分别将第一和第二力导向构件 22A、22B 固定至第一和第二椎骨锚固件 18A、18B。第一和第二力导向构件 22A 和 22B 也固定至第一和第二调节机构 20A、20B。第一和第二调节机构 20A、20B 固定至杆 12。第一和第二杆锚固件 14A、14B 分别固定至第一和第二椎骨 26A、26B。杆 12 被接纳在第一和第二杆锚固件 14A、14B 中, 以防止杆 12 相对于脊柱 24 发生侧向平移。第一和第二椎骨锚固件 18A、18B 固定至第三和第四椎骨 26C、26D。在组装系统 10 时, 按照需要调节第一和第二调节机构 20A、20B, 以将第一和第二椎骨锚固件 18A、18B 拉向第一和第二调节机构 20A、20B, 从而拉向杆 12。

[0196] 通过在紧接第一椎骨锚固件 18A 的末端 254A 处将第一力导向构件 22A 的第一端 282A 固定至第一椎骨锚固件 18A 而将第一力导向构件 22A 组装到第一椎骨锚固件 18A。在一些实施方式中, 第一力导向构件 22A 固定在第一椎骨锚固件 18A 的末端 254A 处, 并且沿着臂 250A 的至少一部分延伸至头部 252A, 不过第一力导向构件 22A 可视情况附装在沿着第一椎骨锚固件 18A 的臂 250A 和 / 或头部 252A 的任何位置处。第一力导向构件 22A 可通过各种方法 (例如包括焊接、粘合、系结、和 / 或螺钉固定) 固定至第一椎骨锚固件 18A。

[0197] 第二力导向构件 22B 和第二椎骨锚固件 18B 可选地利用类似方法固定或连接在一起。

[0198] 如前所述, 第一力导向构件 22A 延伸至第一调节机构 20A, 进入壳体 250A, 并且围绕卷轴 260A 缠绕, 由此将第一调节机构 20A 联接至第一椎骨锚固件 18A 以及杆 12。在一些实施方式中, 第一力导向构件 22A 通过焊接、螺钉固定、粘合而固定至卷轴 260A, 和 / 或充分地围绕卷轴 260A 缠绕以利用摩擦将第一力导向构件 22A 保持在卷轴 260A 上。

[0199] 第二力导向构件 22A 和第二调节机构 20B 可选地利用类似方法固定或连接在一起。

[0200] 杆 12 分别由第一和第二杆锚固件 14A、14B 的壳体 40、200 接纳。第一和第二杆锚固件 14A、14B 的特征被按照需要选择成限制杆 12 的俯仰、摆转、滚动和轴向滑动。

[0201] 通过将第一和第二杆锚固件 14A、14B 分别固定至至少第一和第二椎骨 26A、26B 而防止杆 12 相对于脊柱 14 的纵向轴线发生侧向平移。第一杆锚固件 14A 例如通过利用一个或更多个椎弓根螺钉将第一杆锚固件 14A (例如在横突处或横突附近) 固定至第一椎骨 26A 而将第一杆锚固件 14A 固定至至少第一椎骨 26A。第二杆锚固件 14B 以类似方式固定至至少第二椎骨 26B。第一杆锚固件 14A 和 / 或第二杆锚固件 24B 可选地固定至多个椎骨 26 以增强稳定性。

[0202] 在一些实施方式中, 杆 12 通过杆锚固件 14A、14B 附装至脊柱 24 的左侧的横突, 并且能够相对于第一和 / 或第二杆锚固件 14A、14B 轴向地滑动。在其他实施方式中, 杆 12 通过杆锚固件 14A、14B 在脊柱 24 的不同侧 (例如第一杆锚固件 14A 位于左侧, 第二杆锚固件 14B 位于右侧) 或沿着脊柱 24 的中线附装至脊柱 24 的右侧。在其他实施方式中, 杆 12 的

长度是可调节的,以补偿脊柱 24 的长度变化。无论如何,杆 12 与第一和第二杆锚固件 14A、14B 之间的相互作用都有助于促进脊柱 24 的生长和更自然的运动。

[0203] 图 15a、15b 和 15c 示出了用于限制杆 12 相对于杆锚固件例如第一杆锚固件 14A 的轴向滑动或平移的各种止动特征 286。通常,当止动特征 286 与相邻的杆锚固件 14 接合或抵靠该杆锚固件 14 时,杆 12 在特定轴向方向的滑动基本上被限制或阻止。

[0204] 如图 15a 所示,杆 12 可选地包括接纳在第一杆锚固件 14A 中的狭窄部 286a,其中杆 12 的相邻的较宽部 286b 限制杆 12 的轴向滑动。如图所示,尽管通过将止动特征 286 定位在第一杆锚固件 14A 附近而基本上防止了杆 12 的轴向滑动,但仍然允许视情况在杆 12 的较宽部 286a 和第一杆锚固件 14A 之间的配合中存在一些公差或游隙。

[0205] 如图 15b 所示,系统 10 可选地包括止动件 286c 或轴环,所述止动件或轴环与第一杆锚固件 14A 相邻地装配在杆 12 上以基本上限制杆 12 在第一杆锚固件 14A 内的轴向滑动。在一些实施方式中,止动件 286c 是压接在杆 12 上的金属或聚合轴环,不过可按照需要使用各种设计和固定方法。如图所示,尽管杆 12 相对于第一杆锚固件 14A 的轴向滑动基本上被限制,但是仍然可以视情况而在杆 12 和止动件 286c 之间的配合中存在一些有限的游隙或限度 (slop)。

[0206] 如图 15c 所示,系统 10 可选地利用止动件 286c 和具有较宽部 286b 的狭窄部 286a,来限制杆 12 相对于第一杆锚固件 14A 在期望的运动范围内轴向滑动。例如,如图 15c 所示,止动件 286c 朝向杆 12 的末端位于第一杆锚固件 14A 的一侧,较宽部 286b 位于第一杆锚固件 14A 的另一侧,且止动件 286c 和较宽部 286b 之间具有期望间隔。可以视情况实现止动特征 286 和间隔的任何组合。

[0207] 图 16 是根据一些实施方式的与图 1 的系统 10 类似的系统 10A 的简图,其中图 16 示出了杆 12 在第一和第二杆锚固件 14A、14B 处的各种自由度。如图所示,系统 10A 还包括固定至第五椎骨 26D 的第三椎骨锚固件 18C。第三椎骨锚固件基本上类似于第一和 / 或第二椎骨锚固件 18A、18B。系统 10 还可选地包括对应的第三力导向构件 22c (例如线缆或丝线) 和第三调节机构 20C。尽管已经描述了包括用于调节力导向构件 22 的有效长度的装置的调节机构 20,但是在一些实施方式中,一个或更多个调节机构 20 用作用于将对应的力导向构件联接至杆 12 的装置,而没有结合这种调节特征。例如,第三调节机构 20C 或这里所描述的任何调节机构可选地是用于将力导向构件 22C 固定至杆 12 的压接或紧固装置 (例如夹子或压接件)。

[0208] 杆 12 是弯曲的 (例如如图 3 中所示),并且如方向箭头所示,杆 12 能够自由地改变在第一杆锚固件 14A (因而在第一枢转点 P1) 处的俯仰、摆转和滚动以及沿着纵向轴线 X 轴向滑动,并且能够自由地改变在第二杆锚固件 14B 处的俯仰和摆转,同时在第二杆锚固件 14B (因而在第二枢转点 P2) 处基本上限制或基本上防止滚动和轴线滑动的相对变化。在一些实施方式中,轴环 288A 或其他止动特征 (诸如前述描述的那些止动特征) 在第二杆锚固件 14B 的任一侧位于杆 12 上 (例如压接在杆 12 上),以便阻止杆 12 的滑动运动。相反,止动特征 228B (诸如前述描述的那些止动特征中的一个特征) 位于杆 12 的末端附近,以便有助于防止杆 12 从第一杆锚固件 14A 滑落。

[0209] 椎骨锚固件 18A、18、调节机构 20A、20B 之间的相互作用,特别是通过使用力导向构件 22A、22B 而实现它们各自的联接的柔性特性,允许系统 10 随着脊柱 24 动态地移动,同

时在第三和第四椎骨 26C、26D 上施加和 / 或维持矫正力 (例如,侧向力和反旋力)。换言之,系统 10 是半限制型的,在便于脊柱 24 进行至少一定程度的自然运动的同时提供侧向和反转锚固件点。

[0210] 而且,通过限制杆 12 的旋转或滚动,杆 12 中的弯曲部定向并维持在期望的旋转位置。在一端 (例如在第二杆锚固件 14B) 处维持旋转取向是有用的,例如有助于确保杆 12 的弯曲部或形状始终地跟随或以其他方式适当地遵循脊柱 24 的期望曲率。然而,在杆 12 的另一端 (例如在第一杆锚固件 14A) 处的旋转自由度仍允许脊柱 24 被施加矫正力的同时具有更自然的运动。

[0211] 因而,根据各种实施方式,脊柱 24 (因而人体) 能够在矫正力被施加至脊柱 24 的同时以更自然的方式扭转、左右弯曲和前后弯曲。在一些实施方式中,力导向构件 22A、22B 的有效长度被 (例如周期性地或一次全部地) 调节,从而使脊柱自然排列,同时由于系统 10 赋予的运动自由度,系统 10 仍便于脊柱 24 的更自然的运动 (例如扭转以及前后和左右弯曲)。

[0212] 图 17 是根据系统 10 的其他一些实施方式的系统 10B 的简图,示出了杆 12 在第一杆锚固件 14A 和基本上类似于第一杆锚固件 14A 的第二杆锚固件 290 处的各种自由度。通过系统 10B,杆 112 基本上笔直 (图 4),并且如方向箭头所示,杆 12 能够在第一和第二杆锚固件 14A、290 中的每个处自由改动俯仰、摆转和滚动以及沿着纵向轴线 X 轴向地滑动。

[0213] 在一些实施方式中,在图 16 中大致示出的第一和第二杆锚固件 14A、290 中的每个都与例如图 5a 和 5b 中所示的第一杆锚固件 14A 基本上相同。在其他实施方式中,第一杆锚固件 14A、290 中的每个与图 7 和 8 中所示的第一杆锚固件 114A 基本上相同,不过可以设想与任一个杆锚固件 14A、114A、14B 相关地描述的前述锚固件特征的任何组合。

[0214] 杆 112 还可选地包括止动特征 300,诸如前述的止动特征 286,以有助于防止杆 112 从第一和第二杆锚固件 14A、290 滑出。这样,杆 112 能够沿着纵向轴线 X (图 4) 轴向地滑动,直到止动特征 300 中的一个接触第一和第二杆锚固件 14A、290 中的一个。同样,系统 10 提供了与脊椎一起的动态调节和运动,同时在椎骨 26 (例如第三和第四椎骨 24C、24D) 上施加矫正力 (例如平移力和反转力)。

[0215] 图 18 和图 19 分别示出了系统 10C、10D,展示了根据一些实施方式的轴向杆的变型。系统 10C、10D 均被示出为包括第一杆锚固件 360 和第二杆锚固件 370,所述第一杆锚固件 360 和第二杆锚固件 370 结合有前述锚固件的任一个锚固件的特征。轴向箭头表示相关杆的运动自由度,不过为了便于展示,图示从图 18 和 19 中省略了在锚固件 360、370 处的俯仰、摆转和滚动自由度的表示。可以视情况而在锚固件 360、370 处结合各种自由度。

[0216] 如图 18 所示,系统 10C 包括杆 375 (例如,类似于杆 12A),杆 275 包括杆调节机构 376 (例如,类似于杆调节机构 39)、第一止动特征 380A、第二止动特征 380B 和第三止动特征 380C,止动特征 380A、380B、380C 固定至杆 375 和 / 或与杆 375 一起形成 (例如与类似于前面描述的止动特征 286 中的任一个类似的止动特征)。

[0217] 杆 375 在第二杆锚固件 370 处被第二和第三止动特征 380B、380C 基本上限制轴向滑动,并且允许远离第一止动特征 380A 向外进行一些轴向滑动或轴向平移。在一些实施方式中,止动特征 286 以及第一和第二杆锚固件 360、370 提供了用于在脊柱 24 上施加牵伸力和 / 或用于限制脊柱 24 沿着脊柱 24 的一侧或更多侧 (例如左侧、右侧、后侧和 / 或前侧)

压缩的装置。

[0218] 在一些实施方式中,杆调节机构 376 通过增加杆 375 的有效长度来施加牵伸力,使得第一和第二止动特征 380A、380B 接合第一和第二杆锚固件 360、370,从而在杆 375 上产生压缩力,杆 375 基本上刚性抵抗该压缩力。杆 375 上的压缩力又导致脊柱 24 的一侧上的牵伸力或伸长力,系统 10C 的锚固件 360、370 联接至该脊柱 24 的该侧上。而且,止动特征通过限制锚固件 36、370 在杆 375 朝向彼此的相对运动而附加地或另选地提供了在脊柱 24 的第一侧压缩脊柱 24 的限制。

[0219] 尽管系统 10C 的杆 375 被放置在压缩载荷作用下,但是杆 375 能够沿着第一方面轴向移动,以例如允许进一步牵伸和 / 或自然的运动,例如使得脊柱 24 (因而使得人体) 能够在牵伸力被施加至脊柱 24 的同时以更自然的方式扭转、左右弯曲以及向前和向后弯曲。相反,杆 375 在通常与第一方向相反的第二方向上的轴向运动受到限制 (例如,由此限制脊柱 24 超过由止动特征 286 设定的轴线极限的压缩)。而且,尽管系统 10C 被描述为向脊柱 24 的一侧施加牵伸力和 / 或压缩极限,但是在其他实施方式中,向脊柱 24 的两侧、向脊柱 24 的后侧、向脊柱 24 的前侧或各侧组合施加牵伸力。

[0220] 如图 19 所示,系统 10D 包括杆 400 (例如,类似于杆 12A),杆 400 包括杆调节机构 402 (例如类似于杆调节机构 39)、第一止动特征 410A 和第二止动特征 410B,止动特征 410A、410B 固定至杆 400 和 / 或与杆 400 一起形成 (例如,类似于之前描述的止动特征 286 中的任一个止动特征)。杆 400 通过第一和第二止动特征 410A、410B 而被基本上限制进行轴向滑动和 / 或向外膨胀,止动特征 410A、410B 提供了用于在脊柱 24 上施加压缩力和 / 或用于限制脊柱 24 沿着脊柱 24 的一侧或更多侧 (例如左侧、右侧、后侧和 / 或前侧) 的牵伸的装置。在一些实施方式中,利用杆调节机构 402 在脊柱上施加收缩力或张紧力,系统 10D 通过利用调节机构 402 收缩或缩短杆 400,使得第一和第二止动特征 410A、410B 接合第一和第二杆锚固件 360、370 而联接至脊柱,以向脊柱 (未示出) 施加压缩力。

[0221] 尽管系统 10D 的杆 400 被放置在压缩载荷作用下,但是杆 400 能够沿着第一方向轴向移动,以例如允许脊柱 24 (因而允许人体) 的进一步压缩,从而人体能够在压缩力被施加至脊柱 24 的同时以更自然的方式扭转、左右弯曲以及前后弯曲。杆 400 的轴向运动在与第一方向大致相反的第二方向上仍然基本上受到限制,例如限制脊柱 24 牵伸超过由止动特征 286 设定的轴向极限。而且,尽管系统 10D 被描述为向脊柱 24 的一侧施加压缩力和 / 或牵伸极限,但是在其他实施方式中,向脊柱 24 的两侧、向脊柱 24 的后侧、向脊柱 24 的前侧或各侧组合施加张紧力或压缩力。在进一步的实施方式中,系统 10D 能够向脊柱 24 的一侧施加压缩力和 / 或牵伸极限,而系统 10C 向脊柱 24 的相反侧施加牵伸力和 / 或压缩极限。

[0222] 鉴于上述内容,根据本文提供的各种实施方式的系统、方法和设备有助于使为了矫正而采用的锚固点的数量最小,便于使用笔直或成型杆,和 / 或有助于在畸形矫正过程中或畸形矫正之后促进脊柱 24 进行更自然的生理运动。

[0223] 在不脱离本发明的范围的情况下,可以对所讨论的示例性实施方式进行各种修改和添加。例如,尽管上述实施方式涉及到具体特征,但是本发明的范围还包括具有不同特征组合的实施方式以及未包括所有所述特征的实施方式。因而,本发明的范围旨在涵盖所有这种另选方案、修改和所有等同物以及落入权利要求范围内的变型。

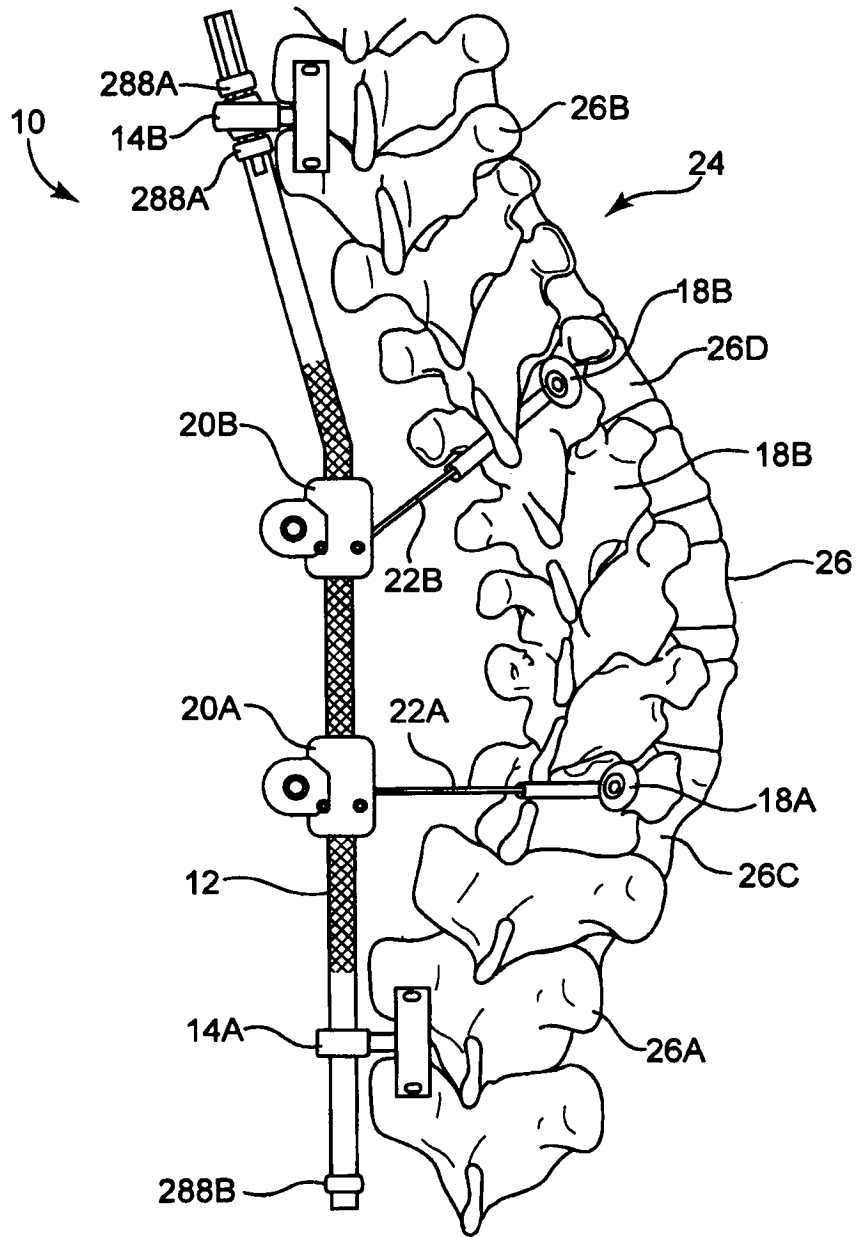


图 1

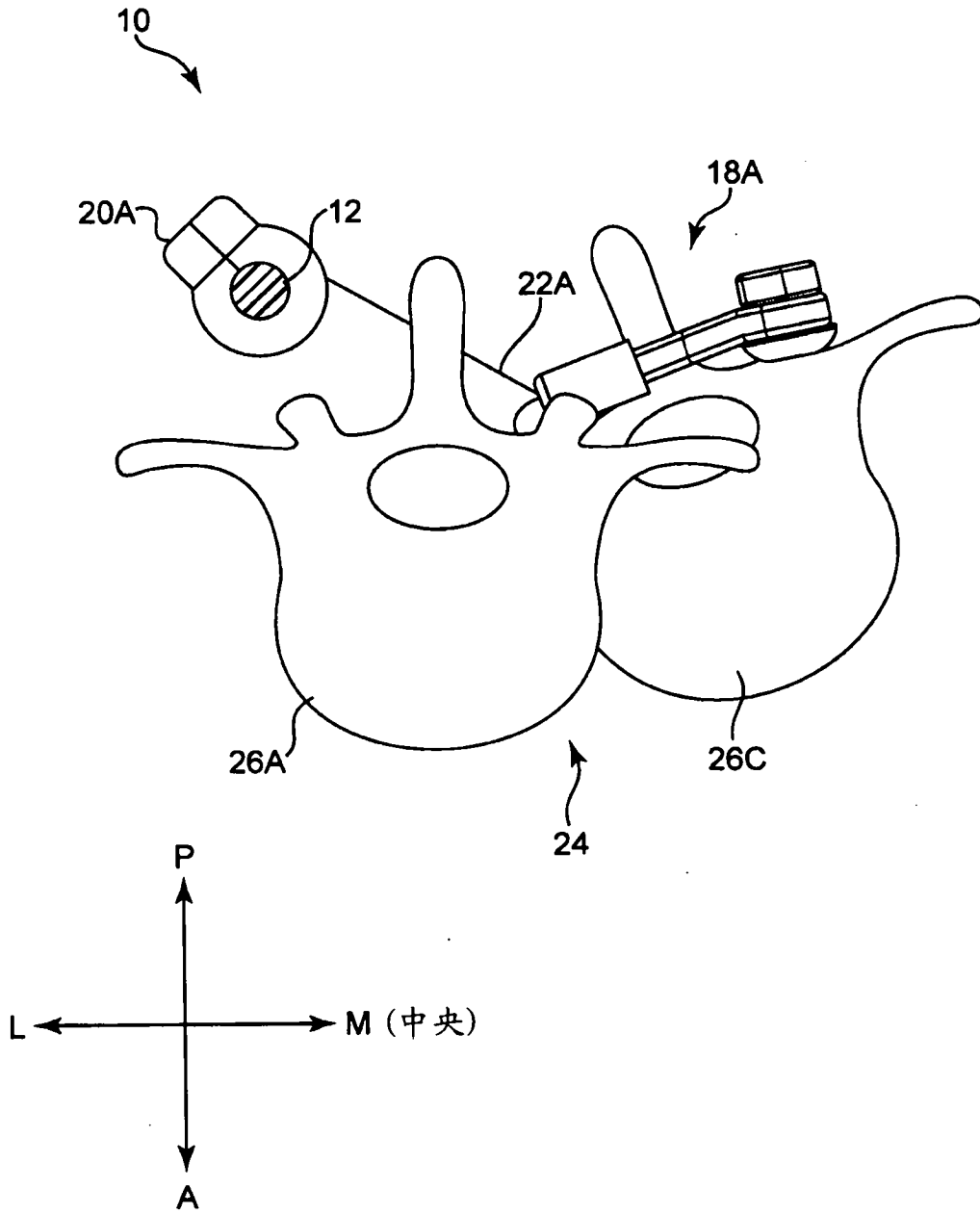


图 2

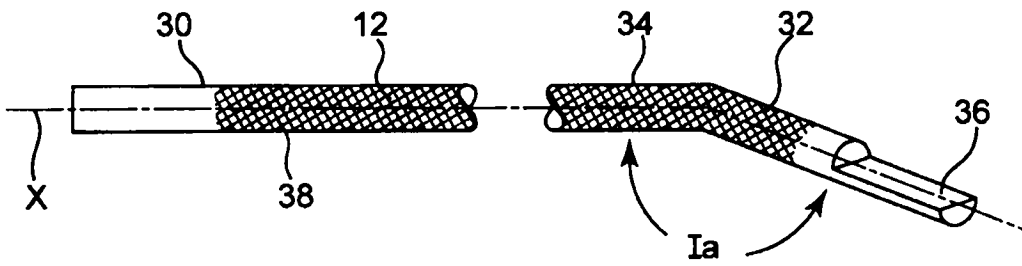


图 3

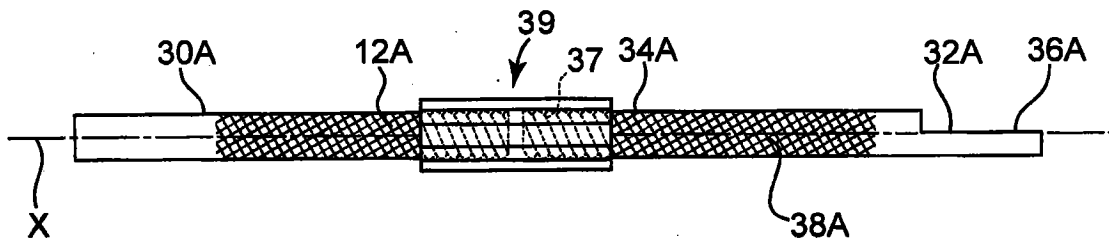


图 4

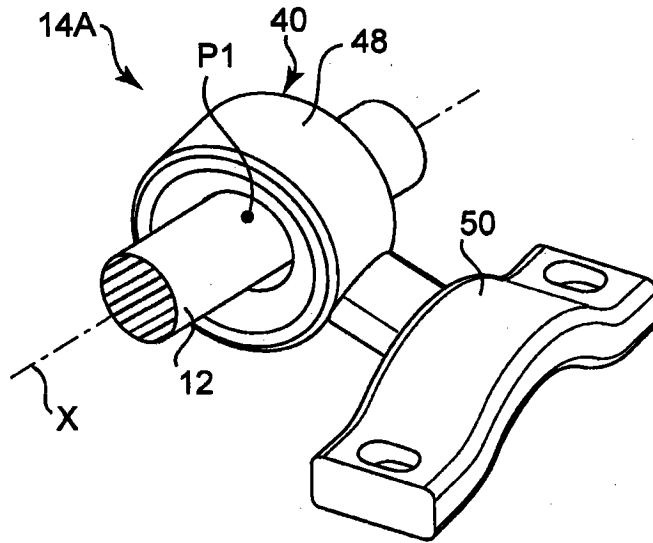


图 5a

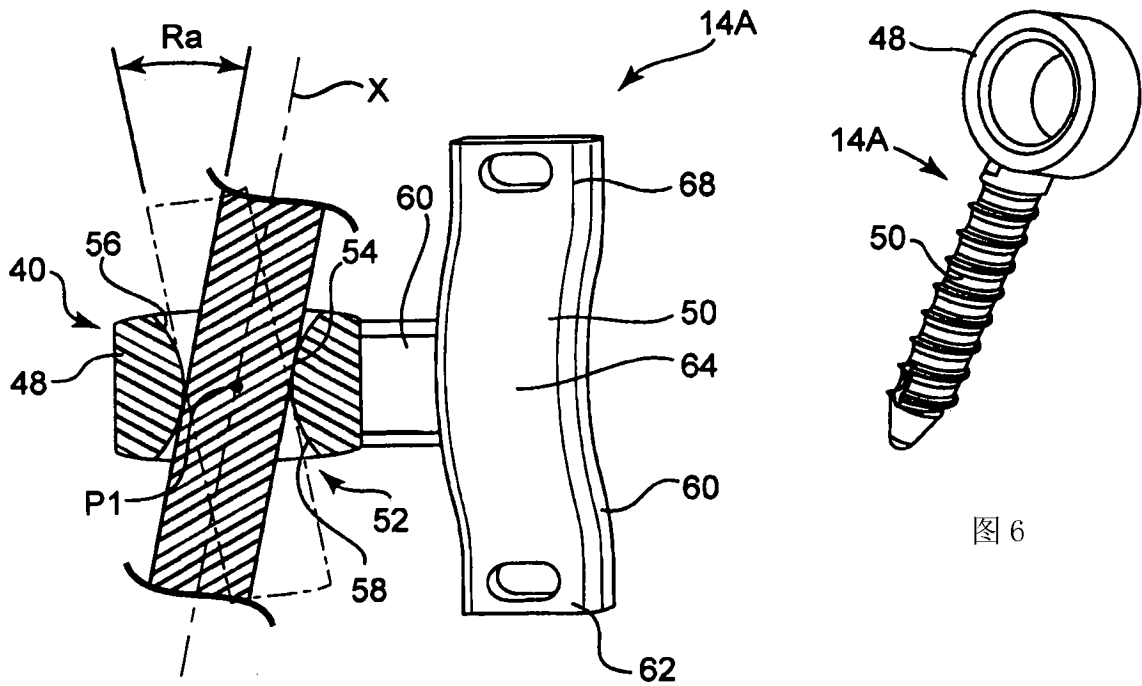


图 5b

图 6

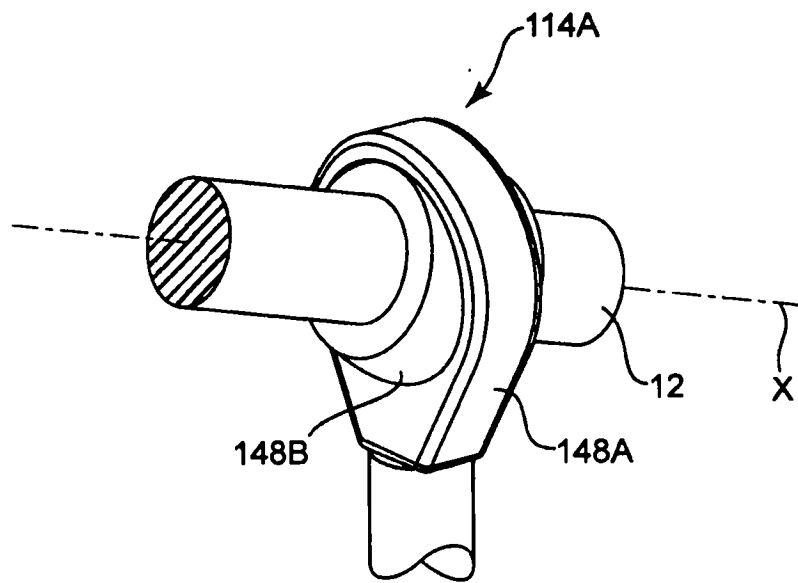


图 7

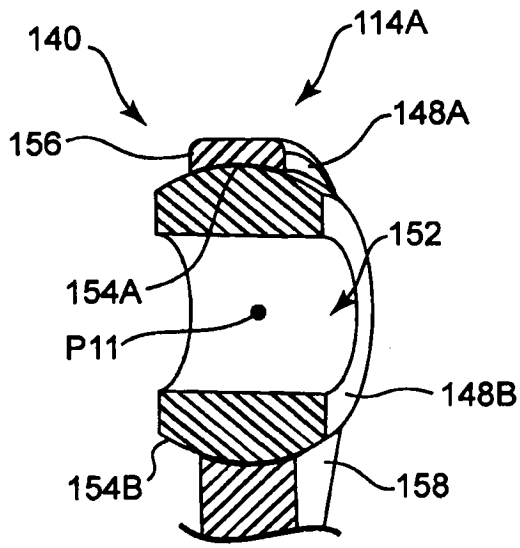


图 8

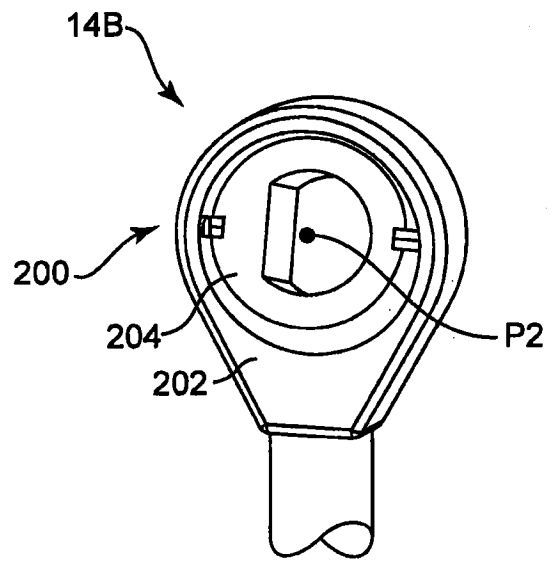


图 9

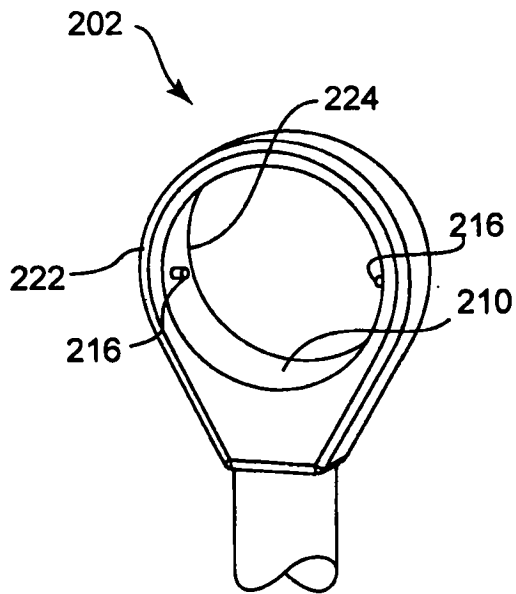


图 10

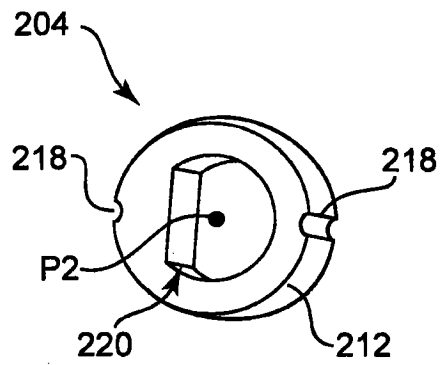


图 11

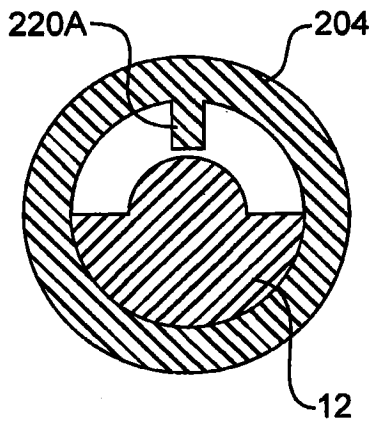


图 12

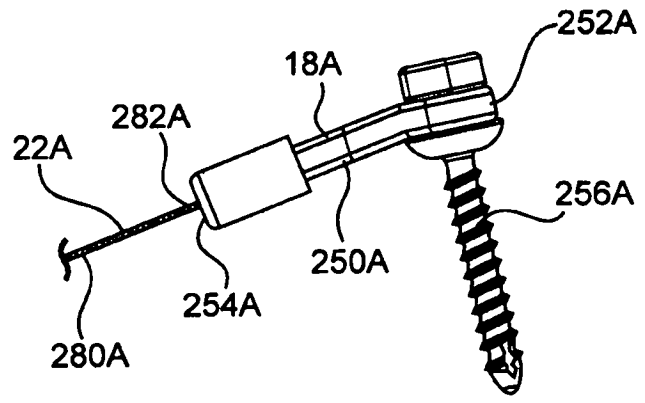


图 13

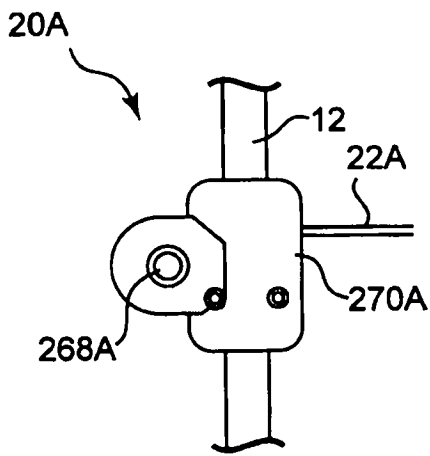


图 14a

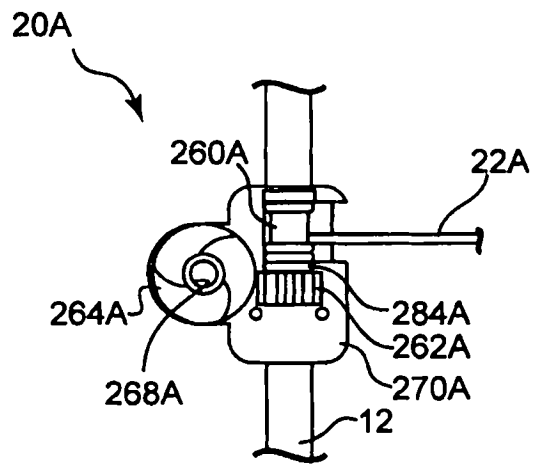


图 14b

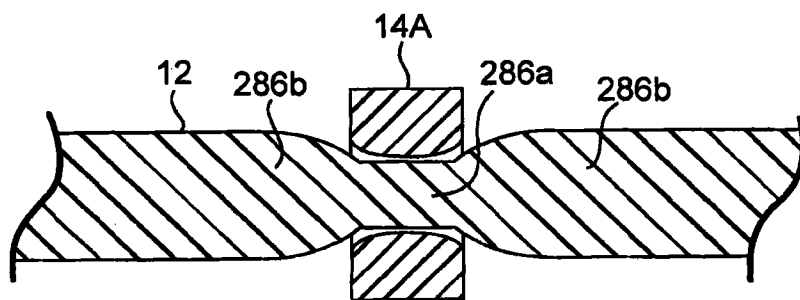


图 15a

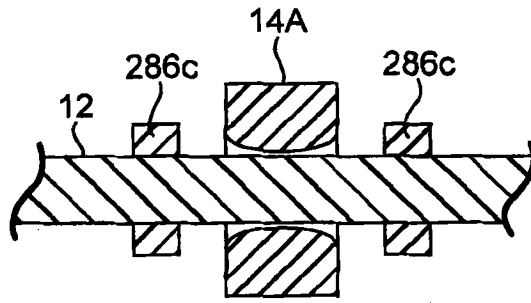


图 15b

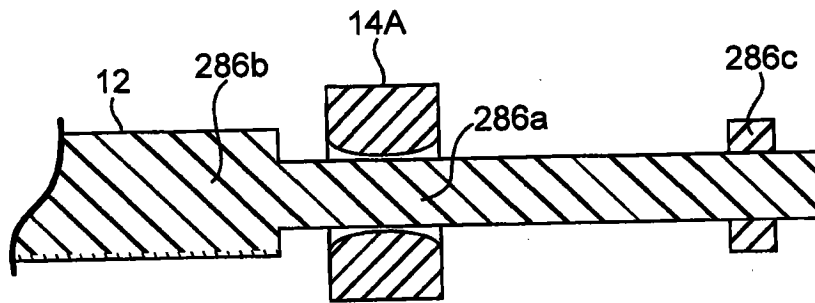


图 15c

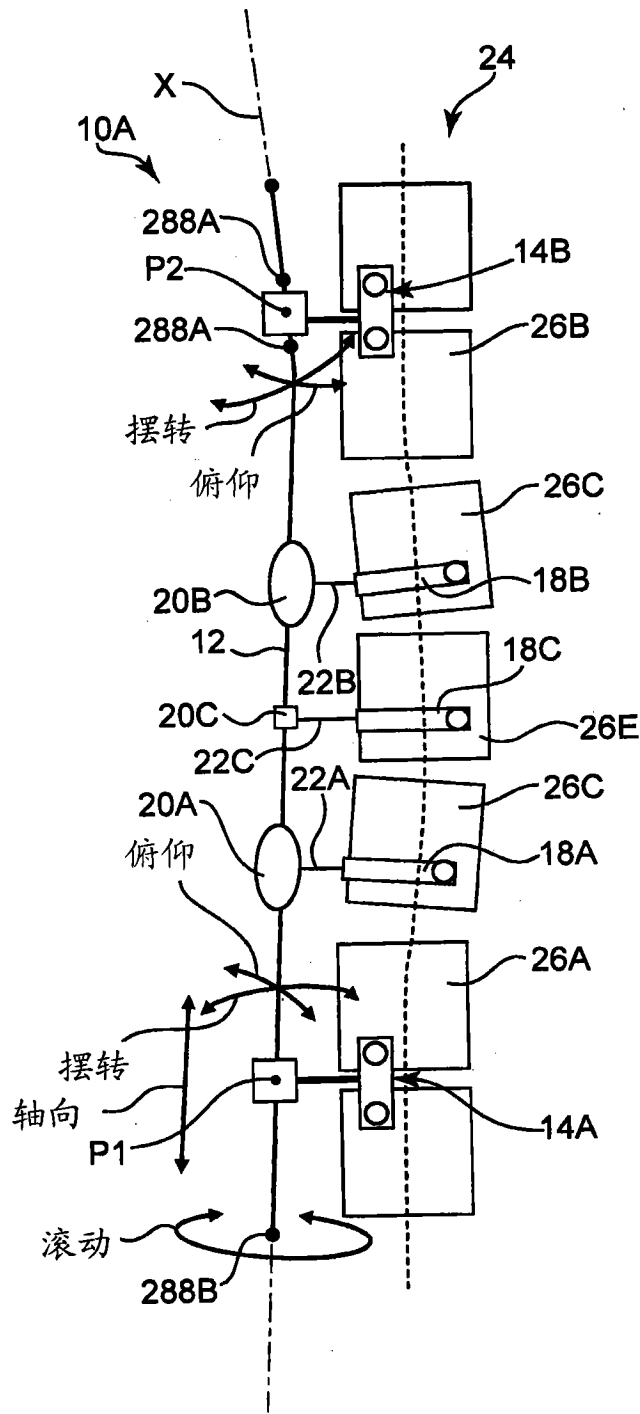


图 16

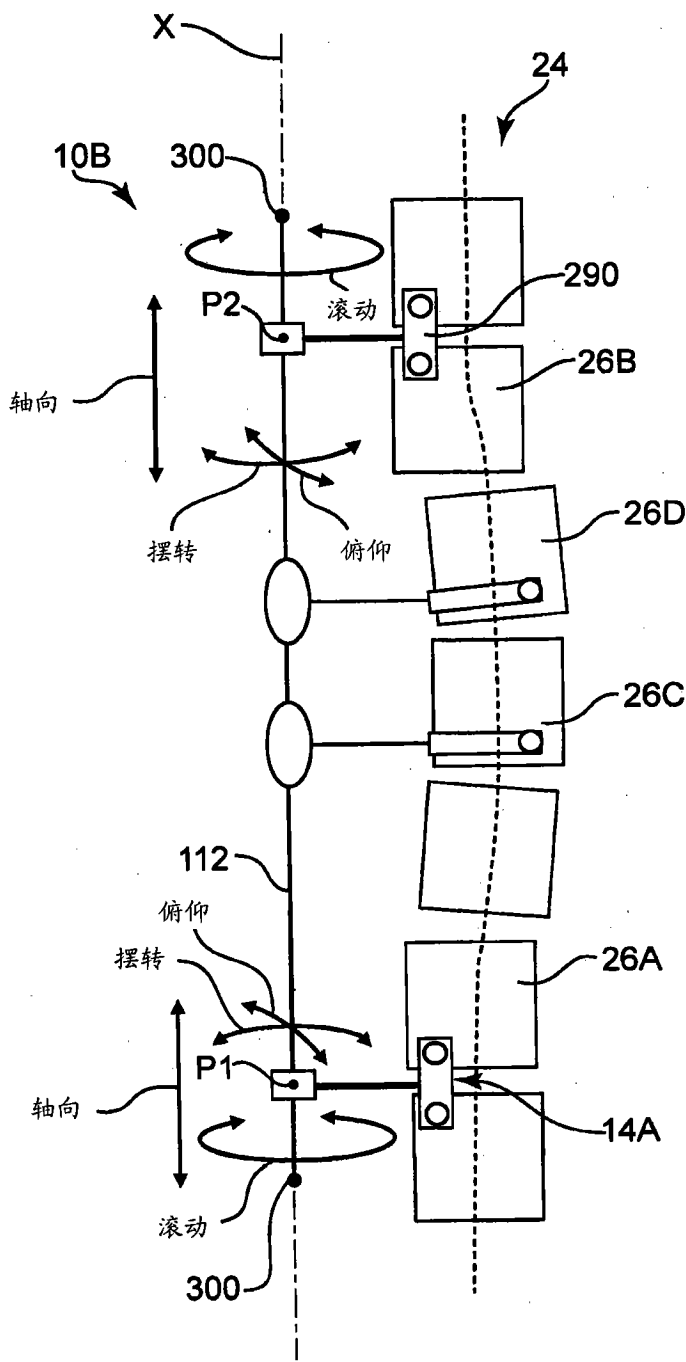


图 17

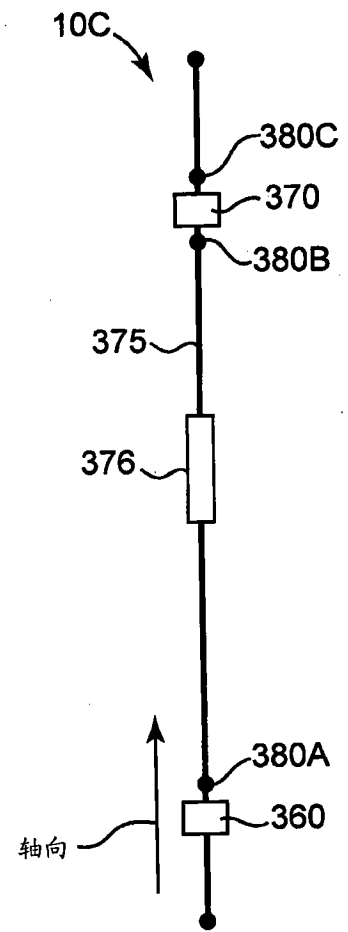


图 18

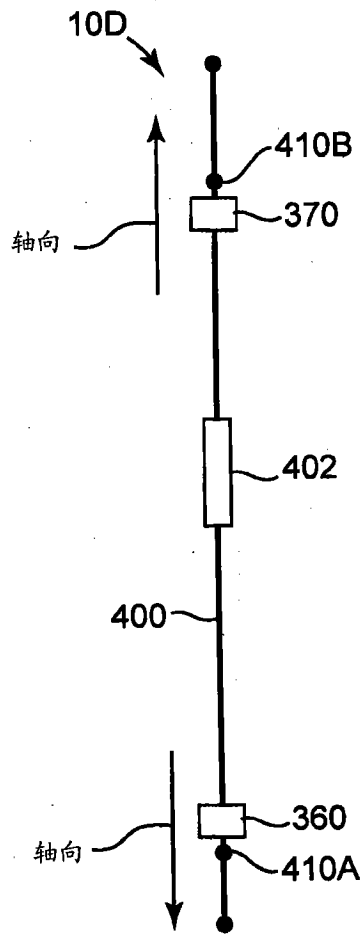


图 19