



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101247764 B

(45) 授权公告日 2011. 12. 28

(21) 申请号 200680030105. 5

A61B 17/58 (2006. 01)

(22) 申请日 2006. 06. 22

A61F 2/30 (2006. 01)

(30) 优先权数据

60/693, 126 2005. 06. 22 US

(56) 对比文件

US 2004/0002708 A1, 2004. 01. 01, 说明书

【0063】至【0097】，图 3a-10d.

(85) PCT 申请进入国家阶段日

2008. 02. 18

审查员 谈泉

(86) PCT 申请的申请数据

PCT/US2006/024491 2006. 06. 22

(87) PCT 申请的公布数据

W02007/002409 EN 2007. 01. 04

(73) 专利权人 斯蒂芬·里特兰德

地址 美国亚利桑那州

(72) 发明人 斯蒂芬·里特兰德

(74) 专利代理机构 北京北翔知识产权代理有限公司

公司 11285

代理人 郑建晖 杨勇

(51) Int. Cl.

A61B 17/56 (2006. 01)

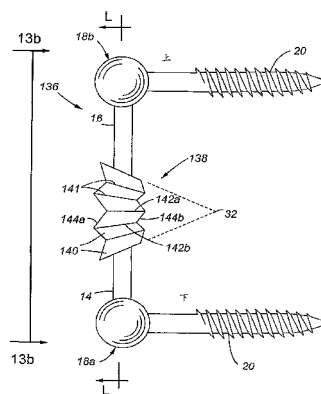
权利要求书 1 页 说明书 18 页 附图 27 页

(54) 发明名称

植入装置

(57) 摘要

提供了一种动态固定装置，所述装置允许其连接的椎骨当前屈时在正常的生理运动范围内移动，同时也提供把平移运动限制在正常的生理范围内的结构支撑。本发明包括柔性部分和适于连接椎弓根螺钉的两端。在本发明的至少一个实施方案中，椎骨正常的转动轴线基本能被该动态固定装置所复制。动态固定装置的柔性部分可包括柔性前-后节段、被一个或多个区域使用杆部中切口限制的前-后节段、弹性可折叠的节段和/或铰链部分。



1. 一种用于使用两个连接器和两个椎弓根螺钉柔性连接患者脊柱中至少两块椎骨的植入装置,包括:

杆,所述杆包括:

第一杆端和第二杆端,所述第一杆端用两个连接器中的第一个连接该椎弓根螺钉中的第一个,所述第二杆端用两个连接器中的第二个连接该椎弓根螺钉中的第二个;和

用所述杆的第一杆臂连接所述第一杆端的前-后杆节段,所述前-后杆节段用所述杆的第二杆臂连接所述第二杆端,其中所述前-后杆节段包括第一凹坑和第二凹坑,所述第一凹坑被定向为使得该第一凹坑的凹面朝向下方,所述第二凹坑被定向为使得该第二凹坑的凹面朝向上方,其中当被植入时该第一凹坑位于该第二凹坑的后面;

其中该前-后杆节段向前突出一个枢轴点,该枢轴点允许该至少两块椎骨中的第一块相对于该至少两块椎骨中的第二块转动。

2. 根据权利要求1所述的植入装置,其中所述第一凹坑和所述第二凹坑在朝向它们凹面方向具有低抗弯能力并且在背向它们凹面的方向具有高抗弯能力。

植入装置

技术领域

[0001] 本发明总体涉及固定装置,更具体地,涉及一种能够把椎骨柔性固定在一起的装置。

背景技术

[0002] 在正常活动中,腰椎承受大量的压力和运动。对于大部分人来说,人体愈合反应能够超过受伤、磨损和老化的累积作用,并仍维持合理功能的稳定性。但是,有时候,创伤或压力超过人体的愈合能力,这导致局部损伤和过度磨损并经常也导致局部不稳定。因而,在一些患者中,由于老化作用于腰椎基础解剖结构的退行性改变引起诸如不稳定、疼痛及神经损伤的问题。有时候,局部的解剖结构不能对运动节段提供相同的保护,从而加重损伤。虽然修复、训练、限制压力以及时间恢复对大部分患者是有效的治疗方法,但是具有很高的失败率,出现持续疼痛、残疾以及潜在的神经缺失。

[0003] 现参见图 1 和图 2,示出了一对相邻椎体的两幅侧视图。图 1 示出了在中立位的脊柱的两个椎骨 V_1 和 V_2 。如图 2 所示,当人向前倾斜时,脊柱进行前屈。脊柱的前部包括一组基本圆筒状的一个在另一上堆叠的骨头。椎骨的这些部分被称作椎体 VB_1 和 VB_2 ,并且各自被椎间盘 D 相互隔开。椎弓根 P_1 和 P_2 包括把每个椎骨的前面的椎体 VB 和该椎骨的后部连接起来的骨桥。在每个椎间关节或椎间盘 D 处,前屈包括一个向前的矢状面的转动和小幅度向前平移的组合。

[0004] 椎间关节是一个复杂的结构,包括前面椎间盘和后面成对的关节突关节。椎间盘起椎间弹性支撑和连接的作用,且允许脊柱的前屈和后伸以及有限的转动和平移。虽然对平移和转动进行限制,关节突关节及相关解剖结构能够实现明显的前屈和后伸。

[0005] 腰椎主要的弯曲运动是在前/后平面上的前屈和后伸。这种运动发生在前屈和后伸约 10-15 度的范围内。在年青或正常的腰椎中,这种运动发生在位于椎间盘后部中间的轴附近。这与面关节或后部单元的 10-15 毫米的分离或半脱位有关。这种运动不是发生在一个纯轴附近,而是发生在一个中性区或者与腰椎间盘相关的转动质心附近。椎间盘、关节和韧带的正常弹性,以及与这些关节相关的活动度或自由度,还有施加到脊柱上载荷的性质一起决定该转动区域的大小。在某些情况下,椎间盘上反复出现的载荷和运动以及与椎间盘和运动节段相关的损伤超过了人体愈合或修复的自然速度。这种情况下,对运动节段造成损伤,该运动节段失去正常转动轴。随着节段运动中不断增加的半脱位发生,转动轴发生巨大的移动,在椎间盘空间内产生位移或者经常位移到椎间盘外某点。因而,在运动节段损伤的情况下,由于相关的椎骨节段的平移,对转动质心产生损伤。椎间盘出现的损伤以及与关节突关节的磨损和退化相关的不稳定都能够产生该平移。运动节段和关节的基本解剖结构能够让更大的压力作用于椎间盘,并促使椎间盘和关节退化。

[0006] 传统上,手术治疗已经用于治疗神经损伤,或者如果充分考虑到疼痛、不稳定性、或者不稳定的风险,可考虑节段融合。最近,在过去的几年中已经尝试多种稳定方法,包括人造椎间盘和人造韧带以及保护脊柱的弹性构造。充分发挥功能并减少对相邻关节的动态

作用的关节成形术技术是较新的一种方法,关于长期效果的追踪报道较少。设计此系统的一个难题是把运动约束在正常的生理范围内。

[0007] 脊柱融合手术是一种融合至少两个脊柱的活动节段以使它们紧密结合成一体并消除节段间运动的方法。目前的脊柱固定系统存在一些缺点。刚性融合构造不允许使用构造融合的椎骨间的相对运动,该构造包括椎弓根螺钉、连接机构以及刚性杆。另外,已知刚性植入物对该构造的部件,以及骨结构本身产生很大的压力,该构造的部件包括椎弓根螺钉和杆。这些压力甚至可能引起刚性杆断裂。另外,传递到椎弓根螺钉的压力可能引起螺钉松动或者甚至从椎骨中脱出,从而导致额外的骨损伤。

[0008] 人造椎间盘可替代损坏的椎间盘并且接近正常的转动质心或轴;但是,放置这种装置技术要求很高,用机械替换物来代替正常的椎间盘,长期效果不明。由于没有人体自愈的愈合能力,人造椎间盘会受到磨损。

[0009] 一些患者希望得到使得脊柱能够在身体重量作用下自然稳定的脊柱植入系统。人骨在压力下更易愈合。在刚性脊柱植入系统中,患者的脊柱可能被植入结构非自然地分离。该椎骨相对于另一个椎骨的分离可能导致该骨头的延迟或不完全愈合。

[0010] 用椎弓根固定的后部装置可提供稳定,但是这些装置的自然运动未必产生模仿正常的生理机能的效果。在健康腰椎中,转动轴或运动的中性区位于第三椎间盘的下后部附近。理想的人造系统应十分接近生理运动。然而,到目前为止,人造系统还没能解决这些问题。

[0011] 一些现有专利公开了融合装置。例如,美国专利 No. 5, 415, 661 公开了一种装置,该装置包括一根曲杆,以使得植入物大概恢复装入植入物的脊柱的椎骨的正常生物力学功能。但是,该' 661 专利除了公开具有曲线形状的结构装置以外,没有公开具有其他形状的结构装置,所述曲线形状具有 0 到 180 度之间的曲率半径。另外,该' 661 专利没有公开通过使用一个结构来提供一个向前突出的枢轴点的概念,该结构能提供一个与患者椎骨提供的转动区几乎完全相同的虚拟转动区,该枢轴点模仿所述椎骨正常的关节连接。另外,正如' 661 专利的图 3 所示的那样,' 661 专利公开的装置采用一个本体 4,该本体包括一个相对于其两端 6a 和 6b 朝前定向的中心部分 10。

[0012] 美国专利 No. 6, 293, 949 也公开一种脊柱稳定装置,设计用于沿着颈椎使用,并且设计用于沿椎骨的前侧安装。

[0013] 美国专利 No. 6, 440, 169 公开一种装置,其与两个椎骨的棘突连接并且有一个能允许该装置压缩并在压力终止后自动恢复的板簧。但是,该' 169 专利没有提出包括一个向前突出的枢轴点的结构,该结构当脊柱前屈时允许椎骨以关节连接。

[0014] 综上所述,迫切需要一种方法和系统,其避免现有技术的上述缺陷并且提供一种有效的、使用相对简便的以及仅需少量身体组织移动或切除的系统。

发明内容

[0015] 本发明提供一种装置,其可植入体内并且提供特定量的向前弯曲运动,由此允许接受植入的椎骨间向前的矢状面转动。为了引入由 Nikolai Bogduk 编著,Churchill Livingstone 于 1999 年出版的《Clinical Anatomy of the Lumbar Spine and Sacrum》,第三版,中提出的运动的习惯描述术语和其他内容,在此作了引用。虽然椎骨间向前的矢状面

转动或前屈是正常的,但是椎骨间明显的向前的矢状面平移或滑动运动是不正常的。因此,通过允许一定量的转动运动同时阻止平移,能够保护患者的状态或损伤,因此促进愈合过程,同时随后提供使一个椎骨相对于相邻椎骨转动的能力,因而允许在手术和恢复后改善脊柱运动。所以,如本说明书所述,各种包括大量的具有柔性部分的杆构型植入物被表述为提供了能伸长和弯曲的装置。因此,本发明的第一个方面就是提供一种可伸长的装置,本发明的第二个方面就是提供一种可弯曲的装置。更具体地,本发明是一种动态固定装置,其包括一个柔性杆部,其中该柔性杆部可包括一个几何形状和 / 或一个铰链部分。这些动态固定装置由具有合适尺寸,几何形状的材料制成并具有多种机械特性,以致它们能弯曲,因此允许与植入物相关的椎骨能相对于另一块椎骨转动,与正常脊柱的转动相似。

[0016] 动态固定装置是一个准柔性、半刚性的固定构造,其允许在与动态固定装置连接的椎骨之间有一定程度运动。腰椎的动态固定提供保护腰部组织的机构,并且允许不用进行腰椎融合手术就能愈合。此类系统的限制在某些方面不同于例如用于融合的刚性或接近刚性的构造。

[0017] 目前,椎弓根固定是一种公认的固定到脊柱的方法。在腰椎融合的情况下,相对刚性的构造适合于稳定脊柱,并使得骨结构愈合。在给腰部结构提供保护的情况下,柔性系统适合于限制但不阻止腰部单元的运动。此系统中的柔性元件需要实现几个目的。首要目的就是允许脊柱的生理运动,同时阻止过度或非生理运动。第二个考虑就是防止椎弓根固定承受能松开在其骨结合处固定的过度压力。

[0018] 腰椎正常的瞬时转动轴线通常出现在第三椎间盘下后部附近。常见的脊柱椎弓根固定一般把固定杆或板放置在关节突关节的背面或该关节的后面。因此,考虑一个有效地把此转动点向前朝向生理轴线移动的装置是合适的。

[0019] 有一系列几何结构,如果这些几何结构施用到后面的装置,这些几何结构会限制节段的半脱位,并把转动维持在正常的转动区或轴线内或附近。使用结果是把压力和运动约束在一定的范围内,该范围会使人体正常的愈合反应在运动节段中保持适当的能力,以避免不稳定的发展或神经损伤,并且减小疼痛或避免关节炎。这些重要的特征能够保持生理运动,而没有与退化的椎间盘有关或能导致进一步退化的异常的半脱位或平移。因此,本发明的不同之处就是提供一个限制过度半脱位或平移的构造。

[0020] 虽然与可能施加的压力的范围有关的运动是复杂的,但是仍然可以提供一种装置,以使得当压缩时运动是轴向的或者伴随着轻微的背侧平移,并且使得当前屈时允许后面单元分离和轻微的腹侧平移,同时允许绕椎间盘后部转动。

[0021] 于是,本发明一方面提供一种允许一些有限运动的装置,因此减小作用于植入物不同组成部分以及受影响的椎骨上的压力。本发明另一方面提供一种装置,该装置的运动用来模仿脊柱的弯曲运动。本发明的几个不同的实施方案实现了这些任务。

[0022] 本发明的一个不同方面就是提供一个几何结构上可适应人体脊柱解剖结构的构造,同时提供一个可提供向前突出的转动区的结构件。

[0023] 在第一个实施方案中,可使用可植入的弹性材料,或者使用外科用的可植入的合金,它包括一个具有多个臂(例如,四个臂)且臂间有内部中空区域的几何形状。在此实施方案的一个实例中,该几何形状是矩形的,以致几何形状的臂相互成 90 度角定位。一旦因脊柱前屈而变形时,该几何形状变形,且臂间的 90 度角改变以致几何形状伸展并变成一个

平行四边形。本发明的一个不同方面,臂的会合节段包括不完全圆形拐角。可替代地,不完全圆形拐角可以是不同形状的,例如不完全三角。在本实施方案的一个不同方面中,几何形状的臂的内侧壁的内表面具有与几何形状的平面成 90 度角的内表面。两个杆臂靠近两个相对的拐角连接到在该几何形状的外面。杆臂使得该装置连接到连接器,该连接器将装置连接到椎弓根螺钉。在本实施方案的一个不同方面,每个杆臂可沿该几何形状以不同角度和在不同位置定位,因而当脊柱前屈时影响几何形状平面上突出的枢轴点的位置。

[0024] 在又一个不同的实施方案中,动态固定装置采用至少两个相邻几何形状,所述几何形状以可折叠的方式作用,但是该实施方案有助于把有效枢轴点相对于该装置向前突出。因而,该突出枢轴点模仿该装置连接的椎骨的自然转动轴线。在本实施方案的一个变体中,多于两个的相邻几何形状组合形成该装置的柔性部分。本实施方案和它的变体的一个方面在于,在增加更多的几何形状的同时可以使用更小的几何形状。因此,能够提供轮廓更小的动态固定装置,而同时具有有效的枢轴点,该枢轴点向前突出一段充足的距离以模仿该装置连接的椎骨的自然转动轴线。

[0025] 在又一个不同的实施方案中,提供一个动态固定装置,其包括一个作为该装置的柔性部分的改进的几何形状。该改进的几何形状包含一个开孔或空隙区域,以允许该装置为适应脊柱的前屈而伸长和变形。

[0026] 在本发明又一个不同的实施方案中,动态融合装置包括一个具有内部中空区域的几何形状,优选地该中空区域有倾斜的内侧壁。该特征允许装置沿着几何形状平面横向的方向弯曲。内侧壁角度能根据要求的枢轴点突出距离而变化,该枢轴点充当该装置转动的虚拟轴线。

[0027] 本发明的其他实施方案包括柔性前-后节段、被一个或多个区域使用杆部中关节限制的前-后节段、柔性可折叠的节段和/或铰链部分。

[0028] 虽然本说明书中描述动态固定装置起到自然调控制在该装置内的转动轴线或转动区域的作用,但把椎间盘设想作为该装置的组成部分也是有利的。如果假定椎间盘能够承受与平移载荷相反的轴向载荷,可使用这种承受能力控制椎间盘厚度,以及同时控制该植入物和椎骨构造的前部。因而,在又一个不同实施方案中,这允许一个具有可转动的前-后节段的后部构造来把平移有效控制在该分节构造的特定运动范围内。虽然允许轻微平移,但平移完全是在自然转动区域内。该实施方案优选地包括带销的铰接的部分。如果前-后节段或铰接的臂被设计为弹性节段,它的功能取决于小于使该节段弯曲所需的力的平移力。控制该节段的横截面的形状能使得脊柱向前弯曲,而仍能保持在植入状况下所受力的范围内的压缩承受能力。

[0029] 对于上述装置,第一和第二杆臂连接到该柔性构造的任一端,杆臂的另一端连接到连接器,这些连接器又连接到插入到脊柱椎骨中的椎弓根螺钉。在前屈和后伸过程中,每块椎骨相对于下方的椎骨做弧形运动。弧形的中心位于运动椎骨之下。动态融合装置提供一种能允许椎骨运动的装置,具有向前或前面突出的枢轴位置,该枢轴位置模仿并基本上与该装置连接的椎骨的实际转动枢轴点对齐。因此,本发明的动态融合装置提供一个能模仿脊柱椎骨运动的用于融合的可弯曲杆。

[0030] 本发明各种实施方案的动态部分当它们被拉伸时伸长,当它们被压缩时缩短。该特性使得该装置能够用椎弓根螺钉系统植入到脊柱中,并且当实际的构造被定位在脊柱背

侧时,它使得脊柱起作用好像在脊柱的前柱内有一个柔性构造。

[0031] 应用中,最初由内科医生确认有问题的椎间盘。手术过程中,穿过覆盖于脊柱植入位置的皮肤和肌肉开一切口。然后第一椎弓根螺钉插入第一块椎骨,第二椎弓根螺钉插入第二块椎骨。然后使用可调节连接器或者使用被整体上制成动态固定装置一部分的端部连接器,外科医生把动态固定装置与椎弓根螺钉连接。

[0032] 在本发明内容中描述了不同的实施方案,但这些实施方案绝不旨在限制“本发明”,应参考具体实施方式、附图以及权利要求书,从整体上确定本发明真正的范围和内涵。应该明白,本发明内容不可能包括本发明的所有方面和实施方案,也不意味以任何方式的限制和约束,并且应该明白,本领域的普通技术人员应理解本说明书所描述的发明包括对其进行明显的改进和变体。另外,虽然上面大部分的论述集中在装置和特定构造上,但是本发明的涉及手术方法,制造这些装置的方法以及使用方法的许多方面也应被理解为是本发明的一部分。

[0033] 通过下面的论述,特别是当与附图放在一起时,本发明的其他优点会变得十分明显。

附图说明

[0034] 图 1 是在中立位的两块椎骨的侧视立体图;

[0035] 图 2 是图 1 所示的两块椎骨在屈曲情况下的侧视立体图;

[0036] 图 3a 是与椎弓根螺钉一起使用的动态固定装置第一实施方案的侧视图;

[0037] 图 3b 是图 3a 所示的装置固定到中立位两块椎骨的侧视立体图;

[0038] 图 3c 是图 3a 所示的装置固定到屈曲位两块椎骨的侧视立体图;

[0039] 图 4a 是与椎弓根螺钉一起使用的动态固定装置的一个不同的实施方案的侧视图;

[0040] 图 4b 是图 4a 所示的装置固定到中立位两块椎骨的侧视立体图;

[0041] 图 4c 是图 4a 所示的装置固定到屈曲位两块椎骨的侧视立体图;

[0042] 图 5a 是与椎弓根螺钉一起使用的如图 4a 所示的动态固定装置的改进的侧视图;

[0043] 图 6a 是动态固定装置一个不同的实施方案的前视立体图;

[0044] 图 6b 是图 6a 所示装置的前视图;

[0045] 图 6c 是图 6a 所示装置的后视图;

[0046] 图 6d 是图 6a 所示装置的侧视图;

[0047] 图 6e 是图 6a 所示的装置固定到中立位两块椎骨的侧视立体图;

[0048] 图 6f 是图 6a 所示的装置固定到屈曲位两块椎骨的侧视立体图;

[0049] 图 7a 是与椎弓根螺钉一起使用的动态固定装置的一个不同的实施方案的侧视图;

[0050] 图 7b 是图 7a 所示的装置固定到中立位两块椎骨的侧视立体图;

[0051] 图 7c 是图 7a 所示的装置固定到屈曲位两块椎骨的侧视立体图;

[0052] 图 8a 是与椎弓根螺钉一起使用的动态固定装置的一个不同实施方案的侧视图;

[0053] 图 9a 是与椎弓根螺钉一起使用的动态固定装置的一个不同实施方案的侧视图;

[0054] 图 9b 是图 9a 所示的装置固定到中立位两块椎骨的侧视立体图;

- [0055] 图 9c 是图 9a 所示的装置固定到屈曲位两块椎骨的侧立体图；
- [0056] 图 10a 是与椎弓根螺钉一起使用的动态固定装置的一个不同实施方案的侧视图；
- [0057] 图 10b 是图 10a 所示的装置的一部分的侧视图；
- [0058] 图 10c 是图 10a 所示的装置固定到中立位两块椎骨的侧视立体图；
- [0059] 图 10d 是图 10a 所示的装置固定到屈曲位两块椎骨的侧视立体图；
- [0060] 图 11a-11d 显示了根据本发明实施方案的另一种装置；
- [0061] 图 12a-12d 显示了根据本发明实施方案的又一种装置；
- [0062] 图 13a 和 13d 仍显示了根据本发明实施方案的又一种装置；
- [0063] 图 14a-14d 显示了根据本发明实施方案的另一种装置；和
- [0064] 图 15a-15c 显示了根据本发明实施方案的另一种装置。
- [0065] 以上所列附图不必成比例。另外，附图也可能为了图解装置的运动和 / 或图解结构细节而被放大。

具体实施方式

[0066] 虽然本发明在下文结合附图会更详细地描述，附图中显示了具体的实施方案和植入方法，但是开始就应理解，本领域普通技术人员可以修改本文描述的发明，同时实现本发明的功能和效果。因此，下面的说明内容可理解为在本发明广阔的范围内的具体结构、方面和特征的说明和示例，而不能看作此范围的限制。

[0067] 如上所述，在每个椎间关节或椎间盘 D 处，前屈包括一个向前的矢状面的转动和小幅度前移的组合。本发明的不同实施方案允许受控转动，同时把平移限制在可接受的正常的生理范围内。

[0068] 现在参见图 3a，显示了动态固定装置 10 的第一个实施方案的侧视图。动态固定装置 10 包括一个与第一杆端 14 和第二杆端 16 连接的几何形状 12。第一杆端 14 和第二杆端 16 优选地连接到连接器 18a 和 18b，这些连接器依次连接到椎弓根螺钉 20。当该装置固定到患者椎骨的时候，椎弓根螺钉 20 插入到椎骨的椎弓根。连接器 18a 和 18b 可以是这种形式的，它们可被分别整体成形为第一杆端 14 和第二杆端 16 的一部分。替代地，连接器中的一个或两个可以是不同形式的连接器，它们能分别可选择地定位在第一杆端 14 或第二杆端 16 的长度上，以致在拧紧连接器来固定连接装置 10 和椎弓根螺钉 20 之前，第一杆端 14 和第二杆端 16 在连接器内是可调节的（例如，可滑动地调节）。

[0069] 仍参见图 3a，显示了在中立位的动态固定装置 10。如上所述，动态固定装置 10 包括位于第一杆端 14 和第二杆端 16 之间的一个几何形状 12。更具体地，在一个实施方案中动态固定装置 10 包括一个基本矩形或基本菱形的几何形状 12，该几何形状有 4 个臂 22a，22b，22c 及 22d。臂 22a，22b，22c 及 22d 的内部是中空区域或孔 24。为了替代开口区域，孔 24 可由柔韧的或弹性的织物（未示出）制成和 / 或覆盖。

[0070] 在动态固定装置 10 的一个不同方面，几何形状 12 的中心线偏离于动态固定装置 10 的纵轴线。更具体地，如图 3a 所示，动态固定装置 10 有一根贯穿第一杆端 14 和第二杆端 16 的中心线的纵轴线 L-L。然而，几何形状 12 的中心线 CL-CL 相对于动态固定装置 10 的纵轴线 L-L 向后偏移。该偏移便于动态固定装置 10 前屈中的弯曲，但阻止后伸中的弯曲。

[0071] 该实施方案的一个方面，当装置 10 处于中立位时，几何形状 12 的臂 22a，22b，22c

和 22d 相互成预期的角度（例如，约成 90 度角）定位。例如，臂 22a 位于相对臂 22b 和 22d 约成 90 度角的位置。同样地，臂 22c 位于相对臂 22b 和 22d 约成 90 度角的位置。一旦几何形状 12 由于脊柱前屈而变形，几何形状 12 变形并且臂间角发生改变。

[0072] 仍参见图 3a，在动态固定装置 10 的又一个不同方面，臂间的会合节段 26 包括缩减的尺寸。更具体地，臂 22a 和 22b 的尺寸在臂 22a 与臂 22b 相交的附近较小。同样地，臂 22b 和 22c 的尺寸在臂 22b 与臂 22c 相交的附近也较小。臂 22c 和 22d 之间，臂 22d 和 22a 之间的会合节段也是相同情况。在会合节段 26 处臂 22a, 22b, 22c 和 22d 缩减的尺寸允许更多的臂间柔韧性。如图 3a 所示，会合节段 26 包括臂间的不完全圆形拐角。可替代地，该不完全圆形拐角可以是不同的形状，例如是不完全三角（未示出）。因此，动态固定装置 10 优选地在会合节段 26 附近包括变窄或变薄的臂。进一步说明的是，会合节段 26 用作几何形状 12 的弹性铰链。

[0073] 如图 3b 和图 3c 中示出的实例所示，显示出第一杆端 14 基本保持不动。第二杆端 16 在图 3b 所示的中立位或第一位 28 和图 3c 所示的屈曲位或第二位 30 之间移动。在第一位 28 和第二位 30 之间移动时，动态固定装置 10 伸长并且还绕有效枢轴点 32 转动。几何形状 12 提供一个有效枢轴点 32，该枢轴点位于第一杆端 14 和第二杆端 16 的纵轴线 L-L 的前面或前部。在第一位 28 和第二位 30 之间移动过程中，动态固定装置 10 发生变形，因此它会弯曲并且伸长。

[0074] 使用中，外科医生首先开个切口，然后插入椎弓根螺钉 20。随后，优选地，用连接器 18a 和 18b 将动态固定装置 10 的第一杆端 14 和第二杆端 16 连接到插入脊柱椎骨 V_1 和 V_2 中的椎弓根螺钉 20。在前屈和后伸过程中，每块椎骨相对于下面的椎骨呈现弧形运动。弧的中心位于运动椎骨的下方。动态固定装置 10 设有一个允许上面的椎骨 V_1 运动到屈曲位或第二位 30 的装置，具有相比于装置 10 处于中立位时它的纵轴线 L-L 的位置向前或前面突出的枢轴位置 32。

[0075] 在图 3a 所示实施方案的改进中，与一个大矩形不同，几何形状 12 可再分成四个较小的矩形（未示出）。依据它的有效枢轴点，用四个较小的矩形来构成几何形状的改进方案仍起一个较大的矩形的作用。在本实施方案的另一个替代性改进中，几何形状 12 可采取菱形的形式（未示出）。在这种改进中，有效枢轴点会突出在动态固定装置前方（或前面）一定距离处。因而，根据它的结构，几何形状 12 使得枢轴点能够延伸出该装置的范围。当动态固定装置 10 植入到椎骨后方时，该装置仍然会允许一个基本位于该装置之前的转动点。因此，根据动态固定装置的几何结构，更具体地，根据几何形状 12 的几何结构，本发明能够产生大致相当于患者脊柱的自然枢轴点的有效枢轴点 32。

[0076] 现参见图 4a，显示了动态固定装置 34 一个不同实施方案的侧视图。图 4a 中的动态固定装置 34 采用两个相邻且连接的基本几何形状 36a 和 36b。基本几何形状 36a 和 36b 充当两个可折叠的形状，该可折叠的形状随着脊柱弯曲期间动态固定装置 34 伸长和转动而伸展和柔性向前弯曲。箭头 A 示出了当动态固定装置 34 转动和伸长时第二杆端 16 的大体运动方向。

[0077] 仍参见图 4a，在一个优选实施方案中，基本几何形状 36a 和 36b 包括若干个臂。基本几何形状 36a 包括前臂 38a 和后臂 40a。相似地，基本几何形状 36b 包括前臂 38b 和后臂 40b。优选地，前臂 38a 通过交叉臂 42 与后臂 40b 相连。相似地，前臂 38b 通过交叉臂

44 与后臂 40a 相连。虽然不是必需的,但使用位于交叉臂 42 和交叉臂 44 上的销 46,交叉臂 42 可铰接地连接交叉臂 44。如同上述的动态固定装置 10 一样,优选地,在会合节段 46 附近臂变窄或变薄。在基本几何形状 36a 的交叉臂 42,前臂 38a 和后臂 40a 之间存在一个孔 24a,并且在基本几何形状 36b 的交叉臂 44,前臂 38b 和后臂 40b 之间存在另一个孔 24b。为替代开口区域,孔 24a 和 24b 可被成形为柔韧的或弹性的织物(未示出)。

[0078] 图 4b 和图 4c 分别显示处于中立位和屈曲位的动态固定装置 34。基本几何形状 36a 和 36b 的作用是产生一个向前突出的有效枢轴点 32,该枢轴点基本与它所连接的椎骨的转动枢轴点相匹配。因此,图 4a-4c 中的装置基本限制了它所连接的椎骨的平移,但仍允许一定量的前屈。通常,伴随前屈发生的弯曲等于该构造伸长时前臂 38a 与前臂 38b 之间夹角的变化。优选地,第一杆端 14 与前臂 38a 之间是刚性连接,第二杆端 16 与前臂 38b 之间也是刚性连接。

[0079] 在动态固定装置 34 的一个不同方面中,基本几何形状 36a 和 36b 的中心线相对于动态固定装置 34 的纵轴线向后偏移。更具体地,如图 4a 所示,动态固定装置 34 有一根穿过第一杆端 14 和第二杆端 16 的中心线的纵轴线 L-L。但是,基本几何形状 36a 和 36b 的中心线 CL-CL 相对于动态固定装置 34 的纵轴线 L-L 向后偏移。该偏移提供第一杆端 14 成为前臂 38a 的延伸的自然固定,并且提供第二杆端 16 成为前臂 38b 的延伸的自然固定。

[0080] 现参见图 5a,在图 4a 所示实施方案的改型中,两个以上的基本几何形状可包含在动态固定装置 34' 中。更具体地,具有基本几何形状 36a 和 36b 的动态固定装置 34 可被改型为包括第三、第四、第五或任意数目的附加的基本几何形状。例如,图 4a 所示装置的基本几何形状 36a 和 36b 分别示出了两个基本菱形形状特征。然而,如图 5a 所示,第三个基本菱形 36c 可增加到几何形状 36a 和 36b。在不同的基本几何形状之间,可使用可选销 46。替代地,四个(未示出)、五个(未示出)或者更多的几何形状可集中在一起以构成动态固定装置。多个基本几何结构在尺寸和 / 或整体形状构形上可有所差别,这可以根据所使用的数量变化。例如,如在动态固定装置 34' 中,使用三个基本几何形状 36a,36b 和 36c 时,优选地,每个几何形状的外形尺寸小于如图 4a 所示的动态固定装置 34 中示出的两个基本几何形状 36a 和 36b。增加基本几何形状使枢轴点 32 与使用的基本几何形状的数量成比例地向前突出。

[0081] 现参见图 6a-6f,在本发明的一个不同实施方案中,动态固定装置 50 包括带内部中空区域 24 的几何形状 12,其中该装置 50 沿着横切几何形状 12 的平面 52 的方向弯曲。内部中空区域 24 优选地包括倾斜的内表面 54。那就是说,内侧壁 56 拥有与几何形状 12 的平面 52 成角 θ 的内表面 54。内表面 54 的角 θ 可以是固定值,或者在装置中它能改变。作为非限制性的实例, θ 在装置 50 的顶部可以是 60 度,在装置 50 的底部变化到约 90 度。

[0082] 现参见图 6a-6c,内部中空区域 24 优选地包括四个不完全圆形拐角或会合节段 26。第一杆端 14 和第二杆端 16 连接到两个相对的不完全圆形拐角或会合节段 26。每一杆端 14 和 16 与几何形状 12 的每个相邻边约成 135 度角定位。然而,在本实施方案的一个替换的方面,每一杆端 14 和 16 可与几何形状 12 的臂成不同角度的定位。如同装置 10 一样,不完全圆形拐角或会合节段 26 可以是不同的形状,如不完全三角。同样地,机械铰链而不是弹性铰链可被包含在会合节段 26。

[0083] 如图 6d 所示,椎弓根螺钉 20 垂直于几何形状 12 的平面 52 取向。连接器 18a,18b

用来将椎弓根螺钉 20 连接到动态固定装置 50 的第一杆端 14 以及第二杆端 16。如本领域技术人员所熟知的,连接器 18a, 18b 可被制成动态固定装置 50 的一个组成部分,或者连接器 18a, 18b 可以是单独的装置。在使用中,当动态固定装置 50 连接到两个前屈的椎骨时,随着该装置转动和 / 或弯曲,该装置膨胀。

[0084] 现参见图 7a-7c, 显示了动态固定装置的又一不同的实施方案。动态固定装置 58 包括四根基本笔直的刚性臂节段。这些刚性臂节段包括下臂 60a, 第一中臂 60b, 第二中臂 60c, 以及上臂 60d。下臂 60a 和上臂 60d 分别与连接器 18a 和 18b 相连, 连接器然后与椎弓根螺钉 20 连接。利用销 46, 下臂 60a 铰接地连接到各中臂 60b 和 60c 的一端。上臂 60d 铰接地连接到各中臂 60b 和 60c 的另一端。四个铰接点之间是四边形的孔 24。在前屈过程中, 上臂 60d 朝上和朝前移动, 因此迫使中臂 60b 和 60c 向下转动。因此, 中臂 60b 和 60c 与上臂 60d 的铰接连接使得上臂能够向上移动, 而中臂 60b 和 60c 与下臂 60a 的铰接连接阻止过分平移或过度转动。动态固定装置 58 使得上部椎骨朝上和朝前移动, 也阻止它所连接的椎骨过分平移。

[0085] 现参见图 8a, 显示了动态固定装置又一个不同的实施方案。图 8a 所示的动态固定装置 62 是一个以一个前-后节段 (anterior-posterior segment) 64 为特征的动力固定装置。动态固定装置 62 包括第一杆端 14, 其有一个以角度 α 朝向一前-后节段 64 延伸的杆臂 65。通过杆臂 65 和下椎弓根螺钉 20 之间的刚性连接, 角 α 相对于椎弓根螺钉 20 是固定的。相似地, 杆臂 73 通过刚性连接固定到上椎弓根螺钉 20。第一杆端 14 的杆臂 65 在弯 66 处连接该前-后节段 64。更具体地, 形成杆臂 65 和前-后节段 64 间连接的弯 66 可以是连续结构件, 这样杆臂 65 和前-后节段 64 可基本上是一个包括弯 66 的连续整体件。替代地, 弯 66 可以是一带有销的铰接连接, 其连接杆臂 65 和前-后节段 64。前-后节段 64 与杆臂 65 之间的间隔为角 β 。

[0086] 仍参见图 8a, 在弯 66 处, 前-后节段 64 向后延伸到弯 68。中间杆节段 70 从位于前-后节段 64 后部的弯 68 延伸到弯 72, 弯 72 形成到第二杆端 16 的杆臂 73 的连接。弯 72 形成中间杆节段 70 和杆臂 73 之间的交叉和连接。弯 72 可以是一个连续结构件, 这样中间杆节段 70 和杆臂 73 可基本上是一个包括弯 72 的连续整体件, 或者弯 72 可以是一个连接中间杆节段 70 和杆臂 73 的连接器。中间杆节段 70 与前-后节段 64 之间的间隔为角 ϕ 。

[0087] 第一杆端 14 和第二杆端 16 优选地分别使用连接器 18a 和 18b 连接到椎弓根螺钉 20。如本领域技术人员所熟知的, 连接器 18a, 18b 可被制成动态固定装置 62 末端的一个组成部分, 或者它们可以是单独的装置。

[0088] 仍参见图 8a 所示的本实施方案的实例, 动态固定装置 62 也有一个由连接器 18a 和 18b 的中心确定的纵轴线 L-L。杆臂 65 一般位于纵轴线 L-L 之前, 中间杆段 70 一般位于纵轴线 L-L 之后, 前-后节段 64 在纵轴线 L-L 的前后两侧均有部分。

[0089] 本实施方案的一个方面, 优选地, 弯 68 用作铰链, 并且如果动态固定装置 62 连接的椎骨受到压缩, 弯 68 能向下移动。另外, 弯 68 能向上移动以适应椎骨前屈。弯 68 和前-后节段 64 的这一运动十分接近人体椎骨正常的运动弧形。压缩时, 弯 68 沿下弧路线 74 向下移动。下弧路线 74 产生于动态固定装置 62 受到压缩并且前-后节段 64 朝向杆臂 65 移动, 因此减小了角 β 。在典型患者中, 随着弯 68 沿下弧形 74 移动, 角 β 可以减小高达 30 度。为实现该运动, 动态固定装置 62 的弯 68 优选地包括一个允许其作为铰链的结

构。相应地,弯 68 可包括销 75。如图 8a 所示,销 75 显示在中立位。然而,在压缩过程中,销 75' 显示在下部位置。当椎骨前屈时,弯 68 沿着上弧路线 76 向上移动。上弧路线 76 产生于动态固定装置 62 伸长并且前-后节段 64 向上移动时,因此增大了角 β 。在典型患者中,随着弯 68 沿上弧形 76 移动,角 β 可以增加高达 30 度。对于不少患者,前-后节段 64 的中立位自水平面向下倾斜,弯 68 定位低于弯 66。因而,相对于前屈延伸量,角 β 具有较小的可允许的压缩量。在伸长状态下,销 75" 显示在上部位置。压缩时角 ϕ 会减小,并且当动态固定装置在前屈过程伸长时角 ϕ 会增大。

[0090] 本发明不同的实施方案允许椎骨微量平移运动,但允许的平移的量是在人体椎骨正常运动的生理限制范围内。例如,对于图 8a 所示的实施方案,随着销 75 沿着下弧形路线 74 和上弧形路线 76 向前移动时,椎骨会轻微平移,正如从中立位稍微向前移动的销 75' 和销 75" 的位置所证明的。

[0091] 现参见图 9a-9c,显示了动态固定装置又一个不同的实施方案。动态固定装置 78 包括三个基本笔直的臂节段。这些节段包括下臂 80a,第一中臂 80b 和上臂 80c。下臂 80a 和上臂 80c 分别连接到连接器 18a 和 18b,然后连接器连接到椎弓根螺钉 20。使用销 46,下臂 80a 铰接地连接到中臂 80b 的一端。中臂 80b 的另一端铰接地连接到(例如,用销 46)上臂 80c。前屈过程中,上臂 80c 向上和向前移动,由此迫使中臂 80b 向下转动。因而,中臂 80b 与上臂 80c 的铰接连接允许中臂 80b 向上和向前转动,而中臂 80b 和下臂 80a 之间的连接阻止过分平移或过度转动。与装置 62 中前-后节段的作用相似,本实施方案中的中臂 80b 充当前-后节段,其允许前屈时一定范围的运动,但阻止椎骨过度平移。因此,动态固定装置 78 允许上椎骨向上和微量向前移动,但阻止它所连接的椎骨过分平移。

[0092] 现参见图 10a,显示了动态固定装置又一个不同的实施方案。动态固定装置 82 包括连接第一杆端 14 的第一杆件 84 和连接第二杆端 16 的第二杆件 86,其中第一杆端 14 和第二杆端 16 分别用连接器 18a 和 18b 连接到椎弓根螺钉 20。第一杆件 84 和第二杆件 86 从前面和从后面限制一个弹簧 88。另外,横杆 90 在侧面限制弹簧 88,并且横杆 90 也把第一杆件 84 连接到第二杆件 86。动态固定装置 82 的结构提供一个也能伸长的铰接装置,因此适应前屈时两相邻椎骨正常的生理运动。这些部件的结构和功能将在下文详细描述。

[0093] 仍参见图 10a,第一杆件 84 优选地包括一个沿其后侧的凹面 92,其中第一杆件 84 的凹面 92 帮助提供弹簧 88 的前面限制。第二杆件 86 优选地包括一个沿其前侧的凹面 94,其中第二杆件 86 的凹面 94 帮助提供弹簧 88 的后面限制。

[0094] 如上所述,横杆 90(虚线表示)连接第一杆件 84 和第二杆件 86。优选地,横杆 90 包括一块带有铰链销 46 的板 96,该销贯穿板 96 的两端定位。板 96 显示在图 10b 中。在一个优选的实施方案中,第一杆件 84 包括用来容纳第一铰链销 46 的第一凹口 98。相似地,第二杆件 86 包括用来容纳第二铰链销 46 的第二凹口 98。板 96 跨越弹簧 88 的限制区 100,并且连接第一杆件 84 和第二杆件 86,同时从侧面限制杆件 84 和 86 之间的弹簧 88 以及阻止弹簧 88 跑出限制区 100。在本实施方案的一个不同方面,横杆 90 可以用一个件制成。即,板 96 和铰链销 46 结构可由一个件机械加工而成或者通过其他方式制造。

[0095] 例如但不限于,优选地,弹簧 88 是一个对于动态固定装置 82 有适当弹簧系数的圆柱形弹簧。另外,弹簧 88 也可采取弹性材料的形式,如合适大小的形状诸如盘形或球形的硅树脂插入物。在脊柱的前屈运动过程中,第二杆件 86 向上向前移动。在该移动过程中,弹

簧 88 在第一杆件 84 和第二杆件 86 之间滚动。因为弹簧 88 滚动,所以第一杆件 84 和第二杆件 86 之间的摩擦最小。因而,通过调整弹簧的形状以及限制区 100 内壁的形状和纹理,能够改变弹簧的滚动能力。更具体地可以分别改变第一杆件 84 和第二杆件 86 的凹面 92 和 94 的形状和表面纹理,以调整第二杆件 86 相对于第一杆件 84 的伸长过程中运动的幅度和难易。由于弹簧 88 能被压缩,所以它可变形,因此允许弯曲。除了受限制区 100 的形状以及凹面 92 和 94 的纹理的控制,压缩量还受弹簧特性控制,如弹簧材料类型,直径和壁厚。关于限制区 100 的形状,对于弹簧 88,凹面 92 和 94 用作限制区 100 的压缩面。可以改变凹面 92 和 94 的曲面形状来控制该构造伸长时弹簧的压缩程度。例如,参见图 10a,凹面 92 和 94 的弯曲部分可以是平坦的,由此影响前屈后伸过程中限制区 100 内弹簧 88 的反应。

[0096] 现参见图 10c 和 10d,分别显示了中立位和屈曲位的动态固定装置 82。为了清晰起见,横杆 90 在图 10c 和 10d 中以虚线示出。与图 10c 所示的中立位对比,图 10d 的伸长位置显示了弹簧 88 向上滚动并且也被轻微压缩。选择弹簧 88 的特性,以致在前屈过程中允许弹簧预期的压缩量;不过,弹簧 88 要足够坚硬以阻止脊椎的过量平移。

[0097] 因为第二杆件 86 铰接地连接到第一杆件 84,动态固定装置 82 能够伸长,由此允许第二杆件 86 相对于第一杆件 84 的垂直运动。因此,动态固定装置 82 的结构提供一个能伸长的铰接装置,因此适应脊柱正常的生理运动。

[0098] 动态固定装置 82 应用于提供脊柱的分段实施的运动控制,因为每个指定接受植入物的运动节段能够拥有一个通过尺寸和弹簧常数定做的动态固定装置,由此提供患者在希望的正常生理范围内受控的运动。

[0099] 在跨越两块椎骨的典型使用中,动态固定装置 10,34,34',50,58,62,78 和 82 的总长约为 15 到 35 毫米。动态固定装置的几何形状或铰链结构优选地占据植入物的中央区域,该植入物桥接两块椎骨。即,该几何形状或铰链结构仅占了植入物的一部分,因此允许第一杆端 14 和第二杆端 16 成为整体的杆件,这些杆件使用连接器与椎弓根螺钉连接。对于那些包括几何形状或铰链结构的装置,这些结构一般会占总长的约 15 到 20 毫米。

[0100] 现参见图 11a-11d,显示了根据本发明实施方案的动态固定装置 102。该装置包括前-后节段 104,该节段包括位于脊柱横向和/或基本位于脊柱的前-后方向对准的弧形鼓起形状(contoured shape)106。相比另一方向(后伸),前-后节段 104 能相对容易地沿一个方向(前屈)弯曲。另外,前-后节段 104 阻止在该节段的平面上的运动,这相当于阻止了平移。因而,动态固定装置 102 至少适应了前屈的椎骨的一些转动,同时也阻止椎骨的平移。

[0101] 前-后节段 104 可以具有约为 20 毫米的前后尺寸,约为 10 毫米的侧宽;然而,前-后节段的尺寸预期可以根据许多因素变化,这些因素包括要求的活动量,接受该植入物的患者的身材,以及制造该装置所使用的尺寸和材料类型。根据本发明的实施方案,动态固定装置 102 在前屈时提供约 10 度左右的转动,在后伸时提供约负 2 度左右的转动。

[0102] 现参见图 11a,整体上显示了以包含弧形鼓起形状 106 的前-后节段 104 为特征的动力固定装置 102。当装置 102 在前屈中伸长时,弧形鼓起形状 106 允许动态固定装置 102 绕有效枢轴点 32 转动。动态固定装置 102 包括与第一杆端 14 连接或与其是一整体的第一杆件 108,以及与第二杆端 16 连接或与其是一整体的第二杆件 110,其中第一杆端 14 和第二杆端 16 分别用连接器 18a 和 18b 与椎弓根螺钉 20 连接。第一杆件 108 和第二杆件 110

前后连接前-后节段 104 或与该前-后节段 104 是一整体。根据本发明至少一个实施方案,前-后节段 104 和杆件 108 和 110 之间的连接,互连或连接部分可包括柔性连接,例如活动铰链或销连接。

[0103] 至少动态固定装置 102 的某些部分可以是由一种或多种的材料制成,这些材料在医用时具有适当的承受来自人体载荷所必需的强度特性。另外,可以选择这些材料以提供预期的柔性特性。根据本发明的实施方案,可用来制造动态固定装置 102 的至少一些部分的材料实例包括,但不限于,聚醚醚塑料 (polyether ether plastics),如聚醚醚酮 (PEEK),聚醚酮酮 (PEKK),高强高模聚乙烯 (UHMWPE) 以及聚甲基丙烯酸甲酯 (PMMA);金属,如钛和不锈钢;复合材料;以及其他组织相容的材料。

[0104] 仍参见图 11a 所示本实施方案的实例,动态固定装置 102 也有由连接器 18a 和 18b 的中心确定的纵轴线 L-L。杆件 108 一般位于纵轴线 L-L 的前面,杆件 110 一般基本位于纵轴线 L-L 的位置或位于纵轴线 L-L 后面。根据本发明的至少一个实施方案,前-后节段 104 有位于纵轴线 L-L 的前侧和后侧的部分。另外,动态固定装置所植入的患者身体决定了上和下的方向。更具体地,向上或朝患者头部的方向确定为上方,向下或朝患者脚部的方向确定为下方。在本发明的至少一个实施方案中,杆件 108 取向为下方,杆件 110 取向为上方。

[0105] 现参见图 11b,显示前-后节段的放大图。根据本发明的至少一些实施方案,前-后节段包括弧形鼓起形状 106 以帮助使得能够朝一个与另一方向相反的方向上运动,其中该弧形鼓起可包括如一个或多个的凹坑 112 的形状。在图 11b 所示的实施方案中,前-后节段 104 的特征在于,基本位于纵轴线 L-L 后面、或者至少位于第二凹坑 112b 后面的第一凹坑 112a。另外,在图 11b 所示的实施方案中,第二凹坑 112b 基本位于纵轴线 L-L 前面。第一凹坑 112a 包括一凹面,该凹面被定向为凹面朝下。第二凹坑 112b 包括一凹面,该凹面被定向为凹面朝上。可替换地,内-后节段 104 可包括除凹坑 112 以外的形状。例如,弧形鼓起形状 106 可包括具有多种朝向凹陷的椭圆形轮廓,例如朝上和朝下。其他形状的前-后节段 104 也在本发明的范围内。包括凹坑 112 的前-后节段 104 是由能允许预定弯曲量的材料制成的。带凹坑的反向形状 106 允许优选地在特定位置朝一个方向上而不是另一个方向上弯曲。特别地,凹坑 112 朝向凹面具有较小的抗弯能力,而背向凹面有较大的抗弯能力。

[0106] 正如图 11c 和图 11d 所示实例,显示了第一杆端 14 基本保持不动。第二杆端 16 在图 11c 所示的中立位或第一位 114 和图 11d 所示屈曲位或第二位 116 之间移动。在第一位 114 和第二位 116 之间移动中,动态固定装置 102 伸长或适应伸长,并且它也在绕生理转动区域或绕有效枢轴点 32 转动。于是反向形状 106 提供一个位于纵轴线 L-L 之前或前面的有效枢轴点 32。在第一位 114 和第二位 116 之间移动的过程中,动态固定装置 102 发生变形,由此它弯曲和伸长以适应在它所连接的椎骨前屈中的至少一些运动。有效枢轴点 32 是由装置 102 的几何结构提供的,包括在脊柱前屈和后伸过程中反向形状 106 的运动。图 11d 所示的脊柱运动是朝向凹坑 112b 弯曲且与凹坑 112a 弯曲相反。因而,凹坑 112b 提供较小的运动阻力,凹坑 112a 提供了较大的运动阻力。弧形鼓起形状 106 的这一反应允许一个大致位于前-后节段 104 中心的点大致沿图 11a 所示的路径 113 运动并且绕有效枢轴点 32 转动。相似的运动出现在脊柱后伸的过程中,其中动态固定装置 102 受到轻微地压缩。这一运动与凹坑 112b 的弯曲相反且朝向凹坑 112a 的弯曲。因而,凹坑 112b 提供了较大的运动阻力,凹坑 112a 提供较小的运动阻力。前-后节段 104 的该运动允许动态固定装置 102

以十分近似人体椎骨正常生理运动的方式移动。

[0107] 现参见图 12a-12d, 显示了根据本发明的实施方案的动态固定装置 118。该装置包括柔性杆件 120 和 122, 以及与脊柱横向对准和 / 或基本位于相对脊柱成前 - 后方向的前 - 后节段 124。动态固定装置 118 能沿一个方向 (前屈) 比另一个方向 (后伸) 相对容易地弯曲。另外, 动态固定装置 118 阻止在前 - 后节段平面内的运动, 这相当于阻止了平移运动。因而, 动态固定装置 118 适应了前屈的椎骨的至少一些转动, 而也阻止了椎骨的平移。

[0108] 前 - 后节段 124 的可以具有约为 20 毫米的前 - 后尺寸以及约为 10 毫米的侧宽; 但是前 - 后节段的尺寸预期可以根据许多因素改变, 这些因素包括要求的运动量, 接受植入物的患者身材以及制造装置所用的尺寸和材料类型。根据本发明的实施方案, 动态固定装置 118 提供在前屈中约 10 度左右的转动, 后伸中约负 2 度的转动。

[0109] 现参见图 12a, 总体上显示了以第一柔性杆件 120, 第二柔性杆件 122 以及前 - 后节段 124 为特征的动力固定装置 118。当动力固定装置 118 在前屈中延伸时, 柔性杆件 120 和 122 允许动力固定装置 118 绕有效枢轴点 32 转动。第一柔性杆件 120 连接第一杆端 14, 该第一杆端通过连接器 18a 又连接椎弓根螺钉 20。第二柔性杆件 122 连接第二杆端 16, 该第二杆端通过连接器 18b 又连接椎弓根螺钉 20。第一杆件 120 和第二杆件 122 分别在前面和后面连接前 - 后节段 124。根据本发明的至少一个实施方案, 在前 - 后节段 124 和杆件 120 和 122 之间的连接, 互连或连接部分可包括柔性连接, 例如活动铰链或销连接。

[0110] 至少动力固定装置 118 的某些部分可由一种或多种材料制成, 这些材料在医用时具有适当的承受来自人体载荷所必需的强度特性。另外, 可以选择这些材料以提供预期的柔性特性。根据本发明的实施方案, 可用来制造动力固定装置 118 的至少一些部分的材料实例包括, 但不限于, 聚醚醚塑料, 如聚醚醚酮 (PEEK), 聚醚酮酮 (PEKK), 高强高模聚乙烯 (UHMWPE) 以及聚甲基丙烯酸甲酯 (PMMA); 金属, 如钛和不锈钢; 复合材料; 以及其他组织相容的材料。

[0111] 仍参见图 12a 所示本实施方案的实例, 动力固定装置 118 也有由连接器 18a 和 18b 的中心确定的纵轴线 L-L。杆件 120 一般位于纵轴线 L-L 的前面, 杆件 122 一般基本位于纵轴线 L-L 的位置或位于纵轴线 L-L 后面。根据本发明的至少一个实施方案, 前 - 后节段 124 有位于纵轴线 L-L 的前侧和后侧的部分。柔性杆件 120 和 122 设有允许杆件弯曲的关节。图 12a 显示了杆件 120 的关节 126a, 以及杆件 122 的关节 126b。为了更清楚地说明关节的功能, 下面的描述参照杆件 120 的关节 126a。正如所理解的那样, 杆件 122 的关节 126b 以相似的方式起作用。关节 126a 连接下面的柔性杆部 120a 和上面的柔性杆部 120b。关节 126a 允许柔性杆件 120 在定义在下面的柔性杆部 120a 和前 - 后节段 124 之间的角 λ 之间弯曲。相似地, 角 μ 限定关节 126b 的运动范围。

[0112] 图 12b 显示了柔性杆件 120 的关节 126a 的细节视图。根据本发明至少一个实施方案, 关节 126a 由轴向以两个节段 130 为边缘的节段 128 组成。节段 130 包括一系列凹入部分 132。根据本发明至少一个实施方案, 凹入部分 132 或者朝向杆件 120 的前侧, 或者朝向杆件 120 的后侧。因此, 改进的节段 130 包括一系列在朝后的凹入部分 132a 和朝前的凹入部分 132b 之间交替的凹入部分 132。凹入部分 132 可使用本领域已知的技术制造, 例如, 去除材料, 在杆上开槽或者通过喷射模塑法制成凹入部分 132。另外, 在关节 126a 和 126b

处提供柔性的其他结构在本发明的范围内,例如变薄部分,新月形节段等等。

[0113] 如图 12c 和 12d 示出的实例所示,第一杆端 14 显示为基本保持不动。第二杆端 16 在图 12c 所示的中立位或第一位 134 和图 12d 所示屈曲位或第二位 136 之间移动。在第一位 134 和第二位 136 之间移动中,动态固定装置 118 伸长并且它也绕生理转动区域或绕有效枢轴点 32 转动。具有一个或多个关节 126a 和 126b 的柔性杆件 120 和 122,以及前-后节段 124 一起提供了一个位于纵轴线 L-L 之前或前面的有效枢轴点 32。在第一位 134 和第二位 136 之间移动的过程中,动态固定装置 118 发生变形,由此它弯曲和伸长,以适应在它所连接的椎骨的前屈中的至少一些运动。有效枢轴点 32 是由装置 118 的几何结构提供的,包括关节 126a 和 126b 的弯曲。当动态固定装置 118 伸长时,关节 126a 弯曲以致角 λ 增大。相似地,关节 126b 弯曲以致角 μ 增大。这使得装置如图 12d 所示弯曲。当关节 126a 和关节 126b 弯曲时,允许动态固定装置 118 绕有效枢轴点 32 转动。该运动允许动态固定装置 118 以十分近似人体椎骨正常生理运动的方式运动。

[0114] 现参见图 13a-13d,显示了根据本发明实施方案的动态固定装置 136。该装置包括部分折叠的杆节段 138。该部分折叠的杆节段 138 可以比另一个方向(后伸)相对容易地朝一个方向(前屈)弯曲。另外,部分折叠的节段 138 阻止在该节段平面上的运动,这相当于阻止平移运动。因而,动态固定装置 136 至少适应椎骨前屈中的一些转动,同时也阻止椎骨的平移。

[0115] 部分折叠的节段 138 可具有约为 20 毫米前-后尺寸;但是该部分折叠的杆节段 138 的尺寸预期可根据许多因素改变,包括要求的运动量,接受植入物的患者身材以及制造装置所用的尺寸和材料类型。根据本发明的实施方案,动态固定装置 136 提供前屈中约 10 度左右的转动,后伸中约负 2 度的转动。

[0116] 现参见图 13a,总体上显示了以一个部分折叠的节段 138 为特征的动力固定装置 136。当动态固定装置 136 在前屈中伸长时,该部分折叠的节段 138 允许动态固定装置 136 绕有效枢轴点 32 转动。该折叠节段与第一杆端 14 和第二杆端 16 相连。分别通过连接器 18a 和 18b,第一杆端 14 和第二杆端 16 又连接到椎弓根螺钉 20。动态固定装置 136 也有由连接器 18a 和 18b 的中心确定的纵轴线 L-L。

[0117] 至少动态固定装置 136 的某些部分可由一种或多种材料制成,这些材料在医用时具有适当的承受来自人体载荷所必需的强度特性。另外,可以选择这些材料以提供预期的柔性特性。根据本发明的实施方案,可用来制造动态固定装置 136 的至少一些部分的材料实例包括,但不限于,聚醚醚塑料,如聚醚醚酮(PEEK),聚醚酮酮(PEKK),高强高模聚乙烯(UHMWPE)以及聚甲基丙烯酸甲酯(PMMA);金属,如钛和不锈钢;复合材料;以及其他组织相容的材料。

[0118] 仍参见图 13a 所示本实施方案的实例,部分折叠的节段 138 包括一系列基本平面的节段 140。部分折叠的节段 138 可以由互连的元件制成,或者,可替代地,由一单块材料机械加工而成。柔性关节,例如活动铰链 141,连接相邻的平面节段 140。根据本发明的至少一些实施方案,该平面节段 140 具有四边形的形状。每个平面节段有两条基本以前-后方向取向的边 142a 和 142b,并且有两条基本以上-下方向取向的边 144a 和 144b。根据本发明至少一些实施方案,位于纵轴线 L-L 之后的边 144a 的长度长于位于纵轴线 L-L 之前的边 144b 的长度。该长度差别允许折叠的节段 138 以类似于日本扇的方式展开。图 13b 显

示折叠的节段 138 从后面至前面方向上的局部视图,。

[0119] 如图 13c 和 13d 示出的实例所示,第一杆端 14 显示为基本保持不动。第二杆端 16 在图 13c 所示的中立位或第一位 146 和图 13d 所示屈曲位或第二位 148 之间移动。在第一位 146 和第二位 148 之间移动中,动态固定装置 136 伸长或适应伸长,并且它也绕生理转动区域或绕有效枢轴点 32 转动。部分折叠的节段 138 从而提供一个位于纵轴线 L-L 之前或前面的有效枢轴点 32。在第一位 146 和第二位 148 之间移动的过程中,动态固定装置 136 发生变形,由此它弯曲和伸长,以适应在它连接的椎骨的前屈中的至少一些运动。

[0120] 折叠的节段 138 允许动态固定装置 136 伸长以及绕有效枢轴点 32 转动。如图 13a 和 13b 所示,平面节段 140 都在朝向脊柱的方向上成角度。特别地,平面节段 140 都位于在动态固定装置 136 前面的一点汇合的多条直线上。该点提供动态固定装置 136 有效枢轴点近似的位置。当动态固定装置 136 伸长时,折叠的节段 138 展开并能绕有效枢轴点 32 转动。这允许装置如图 13d 所示一样弯曲。该运动允许动态固定装置 118 以十分近似人体椎骨正常生理运动的方式运动,同时也阻止生理上异常的平移运动量。

[0121] 现参见图 14a-14d,显示了根据本发明实施方案的动态固定装置 150。该装置包括一个部分折叠的杆节段 152。该部分折叠的杆节段 152 可以比另一个方向(后伸)相对容易地朝一个方向(前屈)弯曲。另外,部分折叠的节段 152 阻止在该节段平面上的运动,这相当于阻止平移运动。因而,动态固定装置 150 至少适应椎骨前屈中的一些转动,同时也阻止椎骨的平移。

[0122] 部分折叠的节段 152 可以具有约为 20 毫米的前-后尺寸;但是该部分折叠的节段 152 的尺寸预期可根据许多因素改变,包括要求的运动量,接受植入物的患者身材以及制造装置所用的尺寸和材料类型。根据本发明的实施方案,动态固定装置 150 提供前屈中约 10 度左右的转动,后伸中约负 2 度的转动。

[0123] 现参见图 14a,总体上显示了以一个部分折叠的节段 152 为特征的动力固定装置 150。当动态固定装置 150 在前屈中伸长时,该部分折叠的节段 152 允许动态固定装置 150 绕有效枢轴点 32 转动。该部分折叠的节段 152 连接到第一杆端 14 和第二杆端 16。第一杆端 14 和第二杆端 16 通过连接器 18a 和 18b 又分别连接椎弓根螺钉 20。

[0124] 至少动态固定装置 150 的某些部分可由一种或多种材料制成,这些材料在医用时具有适当的承受来自人体载荷所必需的强度特性。另外,可以选择这些材料以提供预期的柔性特性。根据本发明的实施方案,可用来制造动态固定装置 150 的至少一些部分的材料实例包括,但不限于,聚醚醚塑料,如聚醚醚酮(PEEK),聚醚酮酮(PEKK),高强高模聚乙烯(UHMWPE)以及聚甲基丙烯酸甲酯(PMMA);金属,如钛和不锈钢;复合材料;以及其他组织相容的材料。

[0125] 部分折叠的节段 152 包括一系列平面节段 154。柔性关节,诸如活动铰链 156,连接相邻的平面节段 154。部分折叠的节段 152 可由互连的元件制成,或者,可替代地,由一单块材料机械加工而成。根据本发明的至少一些实施方案,该平面节段 154 具有矩形的形状。每个平面节段 154 有两条基本以前-后方向取向的边 156a 和 156b,并且有两条基本上-下方向取向的边 158a 和 158b。如图 14a 所示,动态固定装置 150 也有由连接器 18a 和 18b 的中心确定的纵轴线 L-L。根据本发明至少一些实施方案,位于纵轴线 L-L 后面的边 158a 的长度与位于纵轴线 L-L 前面的边 158b 的长度一样。虽然平面节段 154 的这两条边

长度相同,但如果该部分折叠的节段 154 由足够弹性的材料制成的话,它会适应动态固定装置 150 的转动。图 14b 显示折叠的节段 152 从后面至前面方向上的局部视图,。

[0126] 如图 14c 和 14d 示出的实例所示,第一杆端 14 显示为基本保持不动。第二杆端 16 在图 14c 所示的中立位或第一位 160 和图 14d 所示屈曲位或第二位 162 之间移动。在第一位 160 和第二位 162 之间移动中,动态固定装置 150 伸长或适应伸长,并且它也绕生理转动区域或绕有效枢轴点 32 转动。部分折叠的节段 138 提供一个位于纵轴线 L-L 之前或前面的有效枢轴点 32。在第一位 160 和第二位 162 之间移动的过程中,动态固定装置 160 发生变形,由此它弯曲和伸长,以适应在它连接的椎骨的前屈中的至少一些运动。

[0127] 折叠的节段 152 允许动态固定装置 150 伸长以及绕有效枢轴点 32 转动。当脊柱从图 14c 所示的中立位移动到图 14d 所示的屈曲位,动态固定装置 150 伸长。这一伸长使折叠的节段 150 展开。这使得装置能够如图 14d 一样弯曲。根据本发明的实施方案,绕有效枢轴点 32 的转动是由于:平面节段和部分折叠的节段的柔性关节是由具有足够强度和允许所述运动的柔性的材料制成。这些材料可包括,但不限于 PEEK 和 PEKK。该运动允许动态固定装置 150 以十分近似人体椎骨正常生理运动的方式运动。

[0128] 现参见图 15a-15c,显示了根据本发明实施方案的动态固定装置 170。该装置包括多个由铰链 174 连接的节段 172。这些铰接的节段 172 能比朝另一个方向(后伸)相对容易地朝一个方向(前屈)弯曲。另外,这些铰接的节段 172 阻止在该节段平面内的运动,这相当于阻止了平移运动。因而动态固定装置 170 至少适应椎骨的前屈中的一些转动,同时也阻止椎骨的平移。

[0129] 现参见图 15a,显示了以多个铰接的节段 172 为特征的动力固定装置 170。在本发明至少一个实施方案中,铰链 174 包括销 176,这些销从动态固定装置 170 向前或前面取向。铰链 174 的销 176 的该取向提供了向前或前面突出的枢轴点 32,该枢轴点类似于脊柱前屈时第一椎骨相对于第二椎骨的自然枢轴点。动态固定装置 170 以下铰接的节段 172a,上铰接的节段 172b,以及内铰接的节段 172c 为特征。下和上铰接的节段 172a 和 172b 分别铰接地连接于连接器 18a 和 18b。内铰接的节段 172c 置于下和上铰接的节段 172a 和 172b 之间,并且铰接于下和上铰接的节段 172a 和 172b。连接器 18a 和 18b 各自连接椎弓根螺钉 20。为了展示铰链 174 的结构,连接上铰接的节段 172b 两端的铰链 174 在图 15a 中显示为分开。

[0130] 动态固定装置 170 可能是由一种或多种材料制成,这些材料在医用时具有适当的承受来自人体载荷所必需的强度特性。另外,可以选择这些材料以提供所需的柔性特性。根据本发明的实施方案,可用来制造动态固定装置 170 的至少一部分的材料实例包括,但不限于:塑料,如聚醚醚酮(PEEK),聚醚酮酮(PEKK),高强高模聚乙烯(UHMWPE)以及聚甲基丙烯酸甲酯(PMMA);更优选地,金属,如钛和不锈钢。另外,该装置 170 可由材料的组合,复合材料,以及其他组织相容的材料制成。

[0131] 仍参见图 15a 所示本实施方案的实例,动态固定装置 170 也有一个由连接器 18a 和 18b 的中心确定的纵轴线 L-L。根据本发明的实施方案,下铰接的节段 172a,上铰接的节段 17b 以及内铰接的节段 17c 大致位于一个垂直于椎弓根螺钉 20 的平面内并且与纵轴线 L-L 成锐角。

[0132] 图 15b 和图 15c 示出了动态固定装置 170 的功能。图 15b 示出了处于中立位 182

的动态固定装置 170, 其中脊柱既不前屈也不后伸。与连接器 18a 连接的椎弓根螺钉 20 连接到下椎骨。与连接器 18b 连接的椎弓根螺钉 20 连接到上椎骨。图 15c 表示处于屈曲位 184 的动态固定装置 170。在第一位 182 和第二位 184 之间移动中, 动态固定装置 170 伸长并且它也绕有效枢轴点 32 转动。在此前屈运动过程中, 该多个铰接的节段 172 以上下排成更直的方式转动, 以致至少节段 172 和 172b 逐渐平行于纵轴线 L-L 排列, 因此使动态固定装置 170 伸长并且使上椎骨相对于下椎骨向前转动。另外, 用来制造该装置的相对刚性的材料阻止在前-后方向上的移动, 因而阻止两块相互连接的椎骨的平移。铰接的节段 172 的该运动允许动态固定装置 170 以十分近似人体椎骨正常生理运动的方式运动。根据本发明的实施方案, 动态固定装置 170 提供前屈中约 10 度左右的转动, 后伸中约负 2 度的转动。

[0133] 对于跨越一个关节的动态固定装置 170, 它在长度上会伸展最高达约 5 到 10 毫米, 并且会向前转动最高达 5 到 10 度以适应脊柱的前屈。很显然, 可用不同尺寸的动力固定装置 170 来满足每个不同患者的特别需要。更具体地, 身材高大的人需要相对较大的动态固定装置, 而身材矮小的患者需要相对较小的动态固定装置, 如儿童或娇小的女性。但是, 有限数量的尺寸可以足够覆盖大部分患者。对任一给定的装置, 与椎骨运动节段所需的前屈和固定装置平面相关的分离相一致的动态固定装置可能的伸长量是可预期的。

[0134] 根据本发明的实施方案, 本说明书中描述的铰链可以不包括销。更具体地, 图 3a、4a、5a、6a、7a、8a、9a、11a、12a、13a 及 14a 所示的本发明的实施方案可以包括柔性元件, 例如活动铰链。

[0135] 动态固定装置能用来柔性固定多个椎骨。可替代地, 动态固定装置可被定位在椎骨需要弯曲的特定位置, 而刚性杆可用于医生希望的其他位置。使用中, 刚性杆部分可能被弄弯, 由此影响几何形状铰接的结构植入位置, 从而影响有效枢轴点。

[0136] 本发明的结构是由一种或多种材料制成, 这些材料在医用时具有适当的承受来自人体载荷所必需的强度特性。另外, 这些材料与人体相容。优选地, 这些材料包括陶瓷、塑料、金属或者碳纤维复合材料。更优选地, 这些材料是由钛、钛合金或者不锈钢制成的。

[0137] 本发明的结构是由一种或多种材料制成, 这些材料在医用时具有适当的承受来自人体载荷所必需的强度特性。另外, 这些材料与人体相容。优选地, 这些材料包括陶瓷、塑料、金属或者碳纤维复合材料。更优选地, 这些材料是由钛、钛合金或者不锈钢制成的。

[0138] 本发明范围内的塑料材料的实例包括: 聚醚醚酮 (PEEK)、聚醚酮酮 (PEKK)、任意选自聚芳醚酮 (PAEK) 族的材料、高强高模聚乙烯 (UHMWPE) 以及聚甲基丙烯酸甲酯 (PMMA)、聚酯塑料 (PET)、氟化乙烯丙烯 (FEP)、聚氨酯 (PU)、聚酰亚胺 (PI)、聚对苯二甲酸丁二酯 (PBT)、聚氨酯橡胶 (PUR)。另外, 硅和硅橡胶是可用的, 还有聚砜、聚酰亚胺、环氧树脂以及聚氰酸酯。

[0139] 固定装置的元件可由射线可透的聚合物制成, 使得一旦植入患者, 该装置能够通过射线成像的方法看到。这样的射线可透材料的实例包括聚醚醚酮和聚醚酮酮。

[0140] 选择的与人体相容的材料应该对有机和无机化学物有抗耐性, 有合适的强度和刚度特性, 对大的温度范围的影响有抗耐性, 并且耐水解和腐蚀。

[0141] 根据本发明的实施方案, 植入骨中的动态固定装置的元件能由骨移植材料制成。这些材料可以是同种的, 意味生长自相同种类的有机体, 或是异种的, 意味着生长自不同种类的有机体。

[0142] 下面的专利申请,它们的全部公开内容通过引用并入本文中,包含生物兼容材料的示例性应用:美国专利申请 No. 2005/0203519、美国专利申请 No. 2005/0203517、美国专利申请 No. 2006/0041259、美国专利申请 2006/0064090 以及美国专利申请 No. 2003/0109880。

[0143] 上文所述的替代构型提供了不同的弯曲特性。根据特定患者所需的特殊设计,尺寸会变化。更具体地,与娇小的女性所需的相比,高大魁梧的男性所需的几何形状和铰接的装置尺寸可能要大些。另外,本文中所描述的用来制造动态固定装置的材料类型也会影响所需的装置尺寸。本文中介绍的动态固定装置可用各种材料制成,优选地由金属或者具有弹性特性的材料制成,更优选地,由钛合金或者外科用不锈钢制成。由于不同的材料具有不同的强度和弹性特性,因此所用材料的类型会部分地决定需要在特定的患者中实现一定功能的杆部的尺寸。

[0144] 本说明书公开的装置也能由热记忆材料或在不同温度下具有不同弹性的材料制成。在本发明的这一方面,该部件可被加热或冷却到所需的温度,植入,然后允许被冷却或加热到在该装置使用的期间所存在的周围环境的温度,即正常的体温。

[0145] 可以理解,本发明可以应用于除了脊柱植入物之外的医疗装置。例如,本发明可用在外部固定器系统。

[0146] 另外,可以理解,本发明具有在医疗领域以外的应用。本发明的动态固定装置不限于医用植入物。该装置可用在减震应用中。可替代地,本发明也可用于固定任何两个物体,例如在连接结构中,以及应于任何类型的带活动连接的机械装置。其他非穷尽性的应用可包括连接任何有活节的装置,例如农具连接到拖拉机上。迄今它也可以用在固定类型连接应用中,例如连接天线到底座上。参阅本说明书提供的指导(关于外科应用)以及本说明中所描述的图片,不同构造领域的技术人员会明白如何制造和使用本发明。

[0147] 为了说明和描述的目的,呈现本发明的上述的叙述。上文内容无意于把本发明限制在本说明书所公开的形式内。例如,在上文本发明的详细描述中,为了使描述流畅,本发明不同的特征被集中在一个或多个的实施方案中。这种公开方式不应被看作反映了所要求保护的发明需要比在权利要求中所明确列出的特征更多的特征这一意图。相反,正如下面的权利要求所反映的,创造性方面存在于单个上文所公开的实施方案的所有特征之内。因此下面的权利要求在此已被包含在本发明的此具体说明书中,每一个独立权利要求基于其自身作为本发明的一个不同的优选实施方案。

[0148] 尽管本发明不同的实施方案已详细介绍,但显而易见本领域普通技术人员将会想到这些实施方案的改进和调整。但是,应明确理解的是,这些改进和调整是在如下面的权利要求中所述的本发明的主旨和范围内的。

中立位

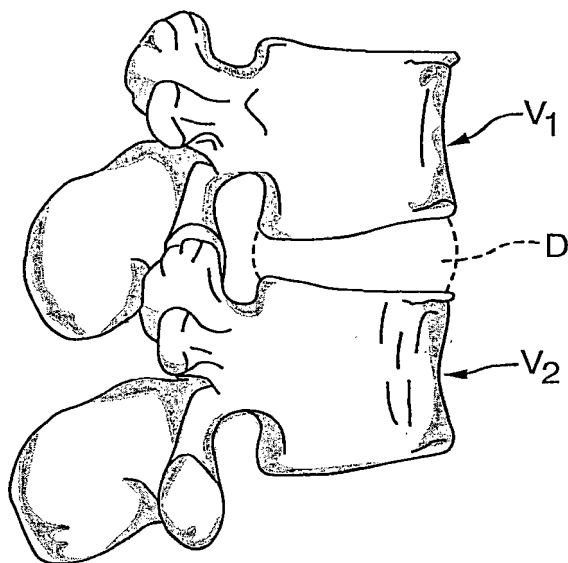


图 1

屈曲位

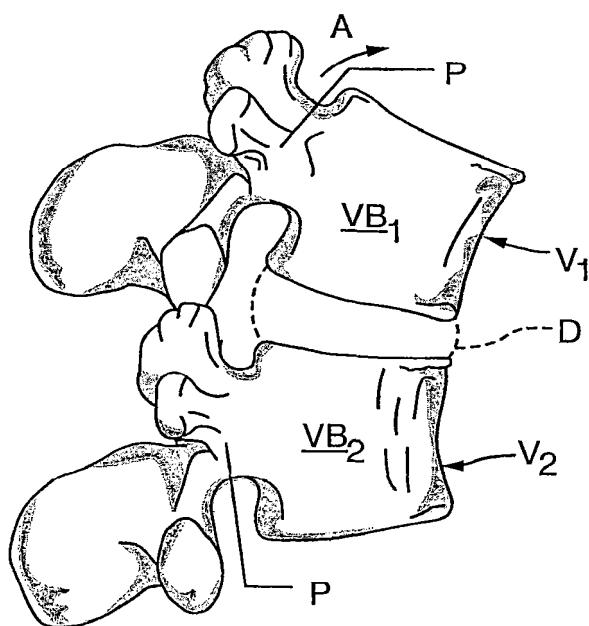


图 2

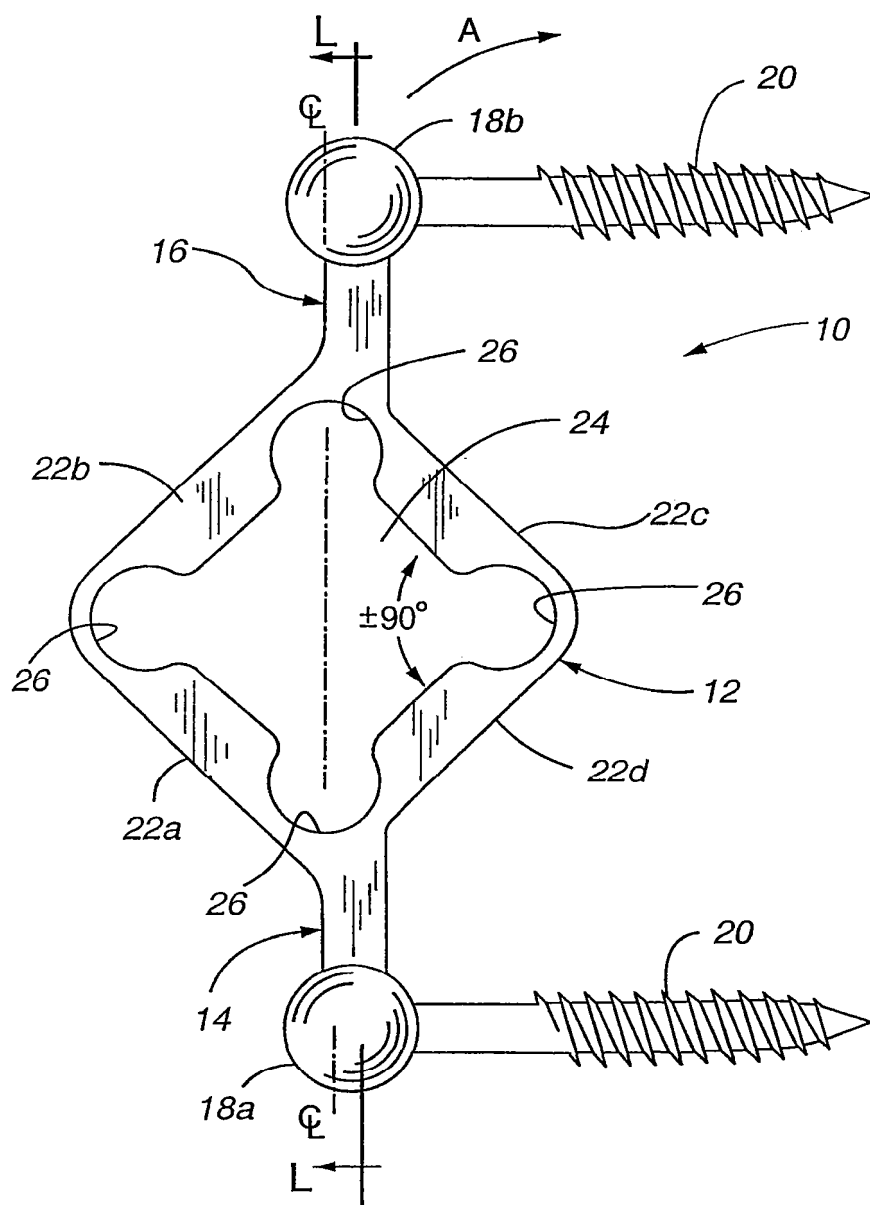


图 3a

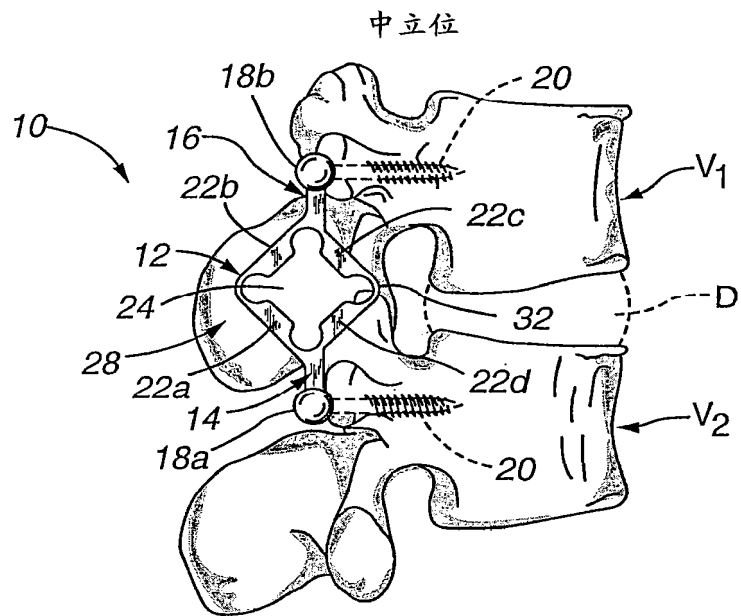


图 3b

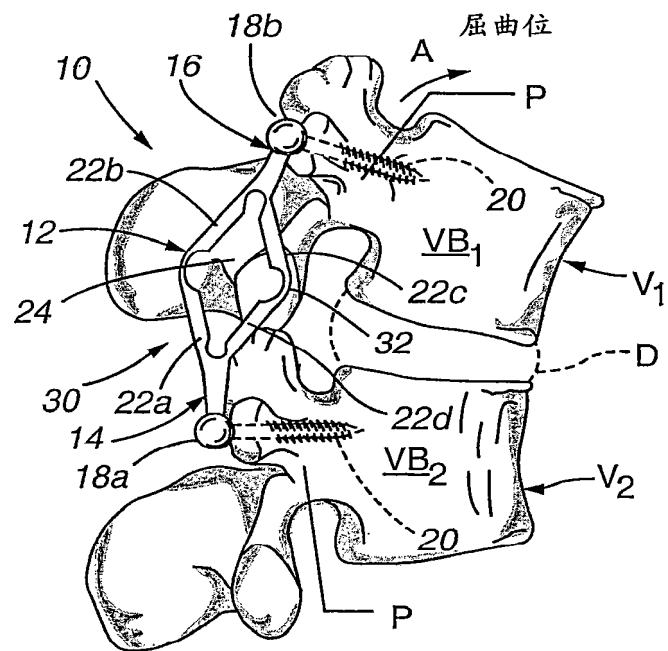


图 3c

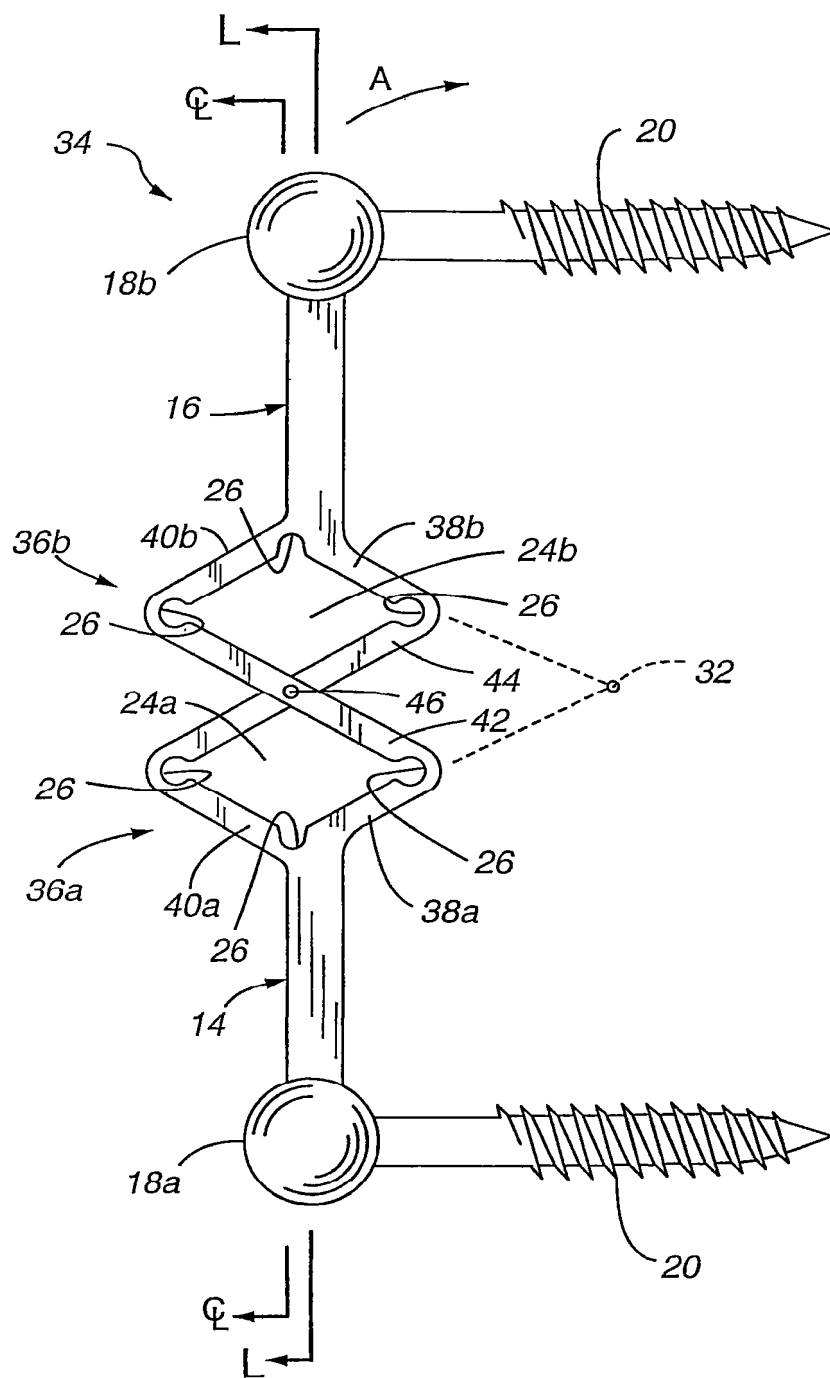


图 4a

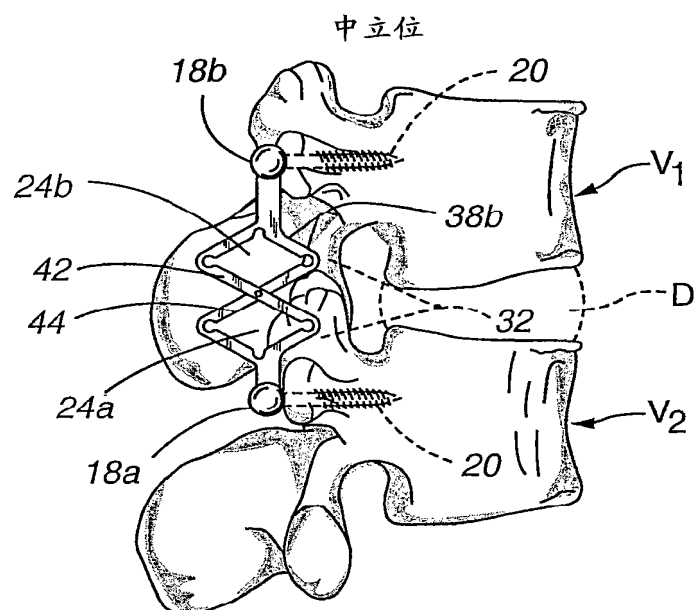


图 4b

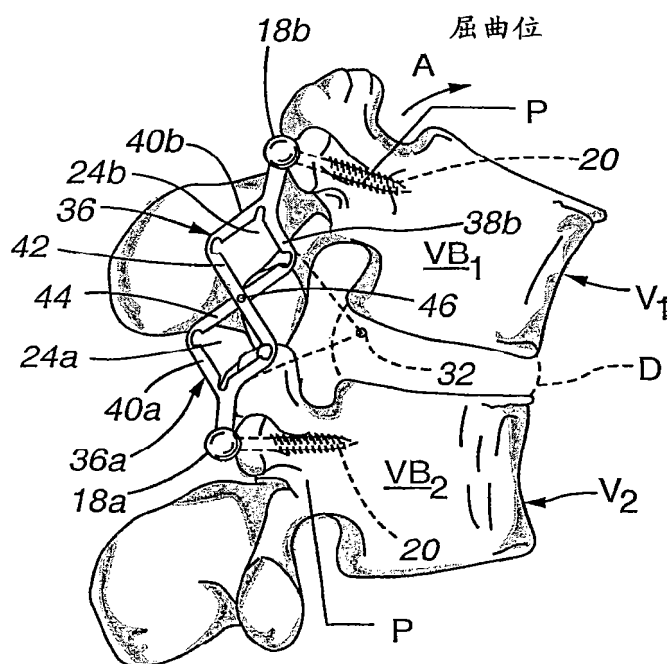


图 4c

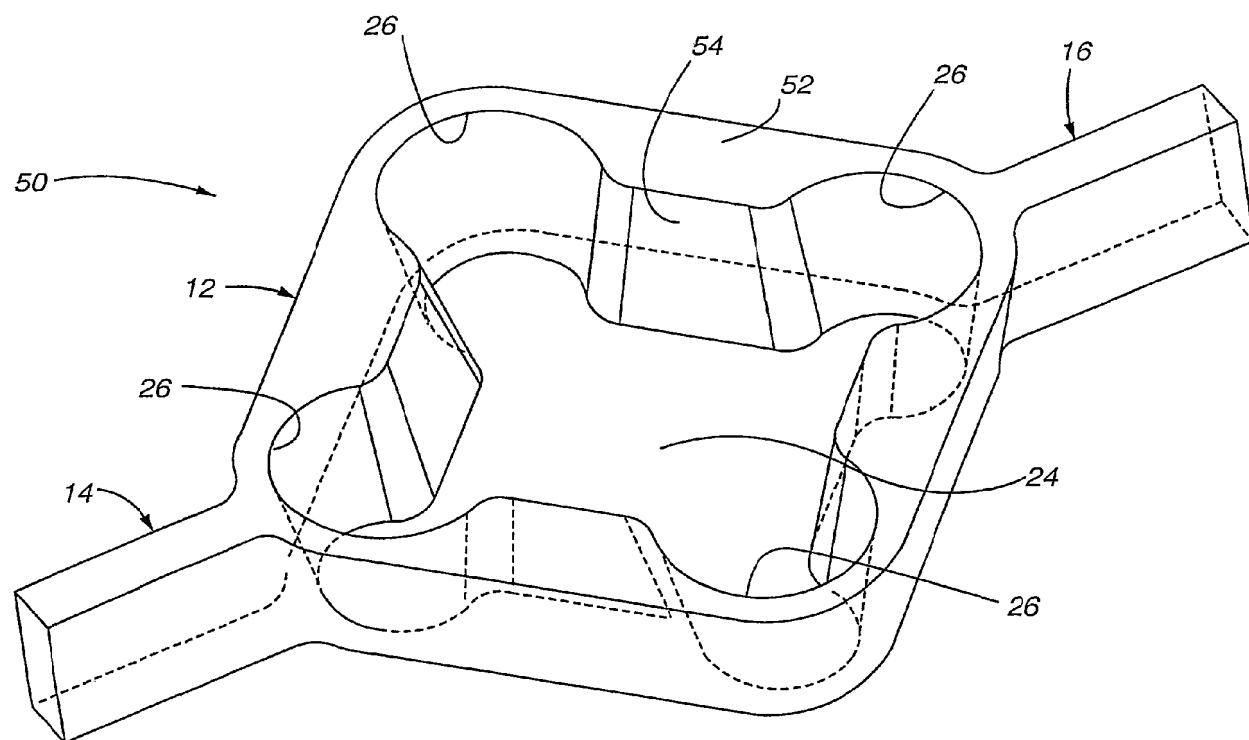
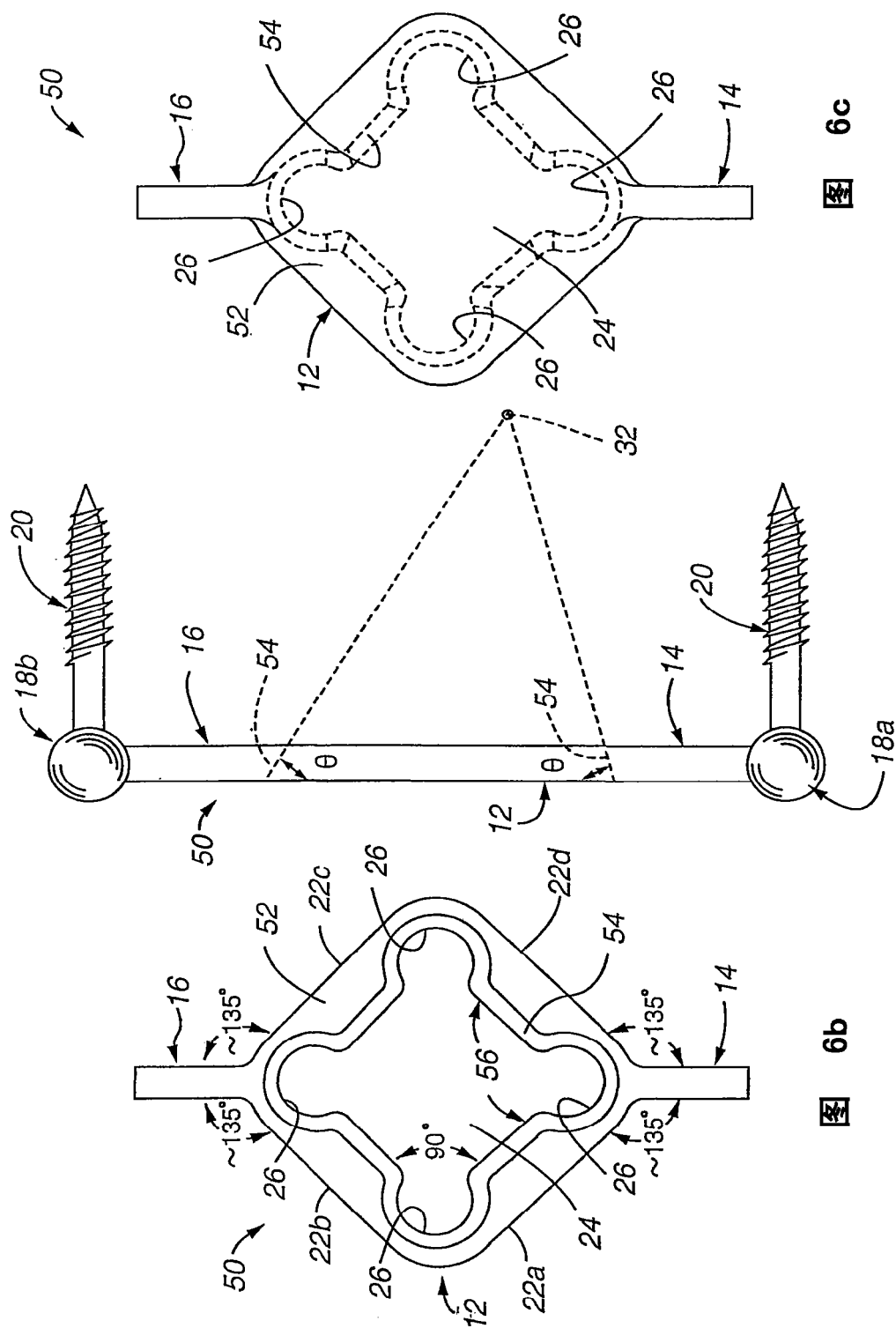


图 6a



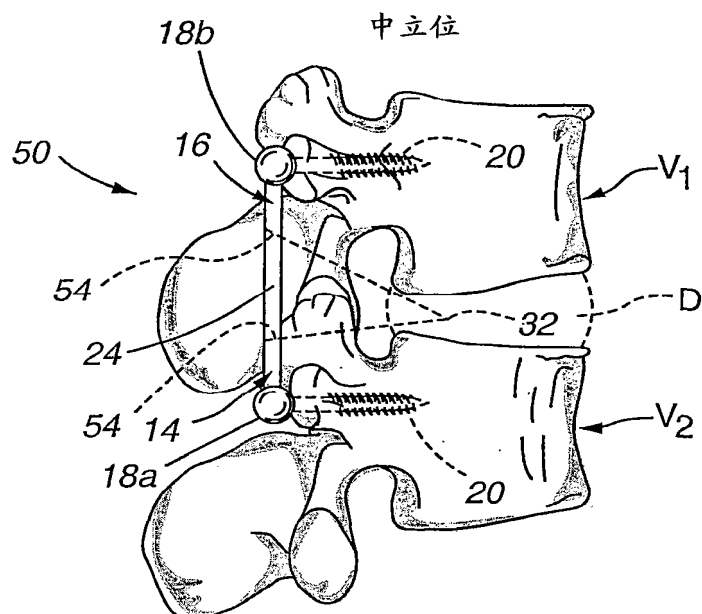


图 6e

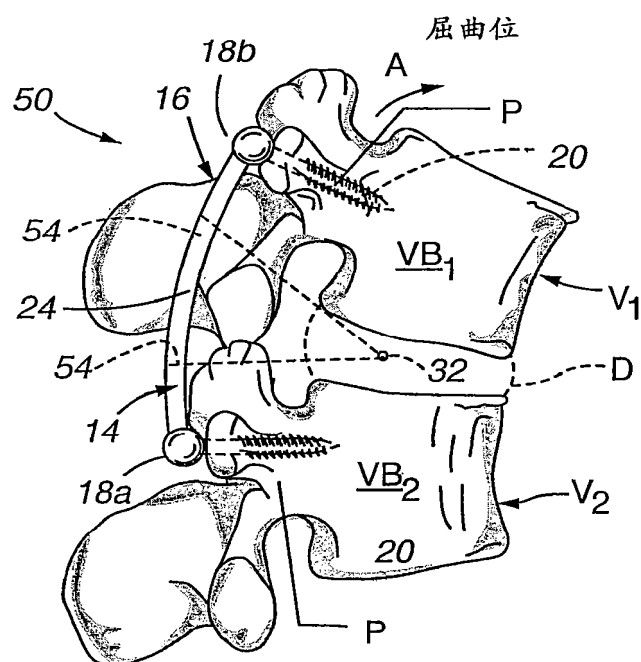


图 6f

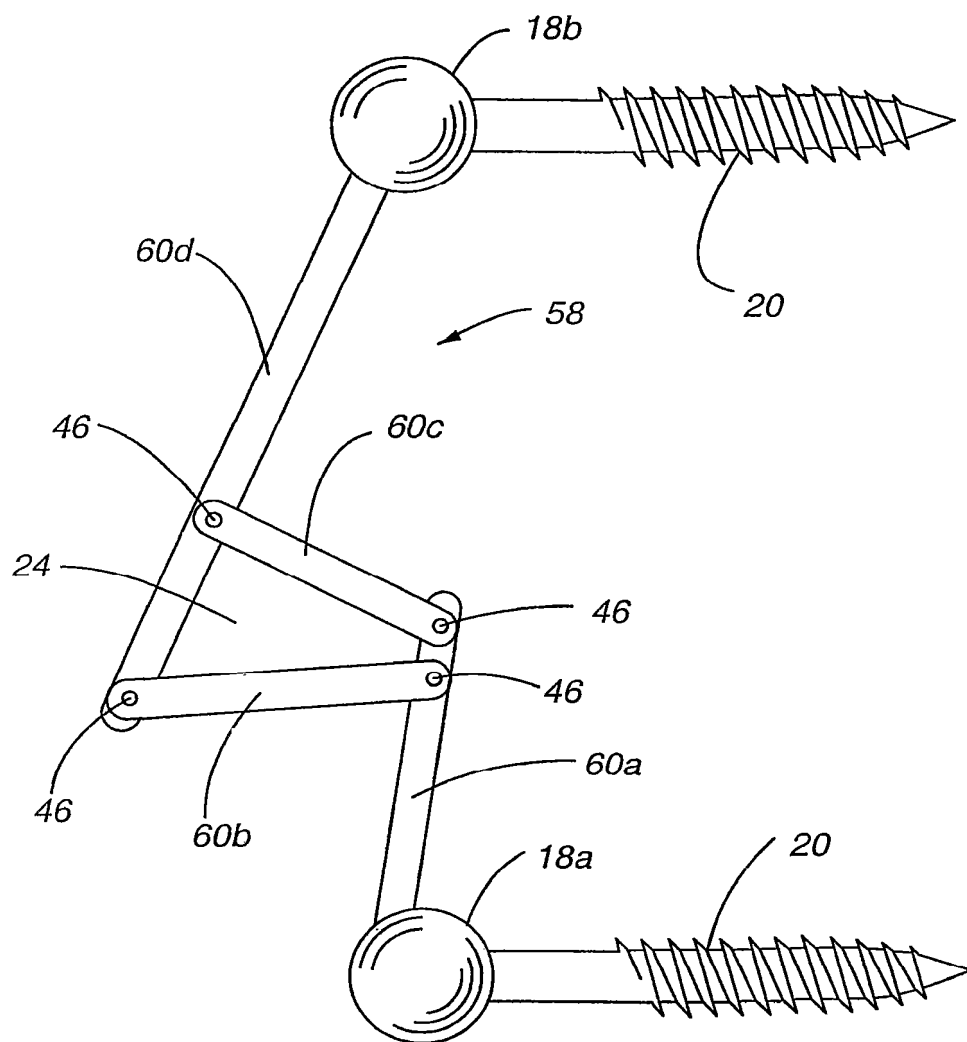


图 7a

中立位

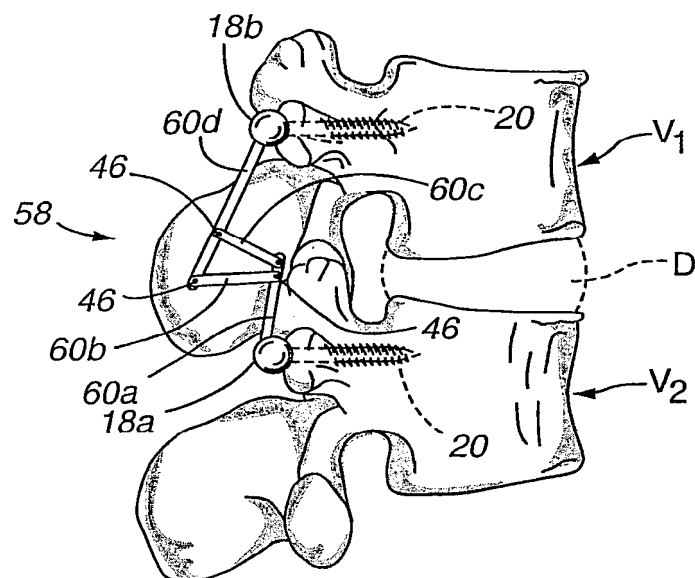


图 7b

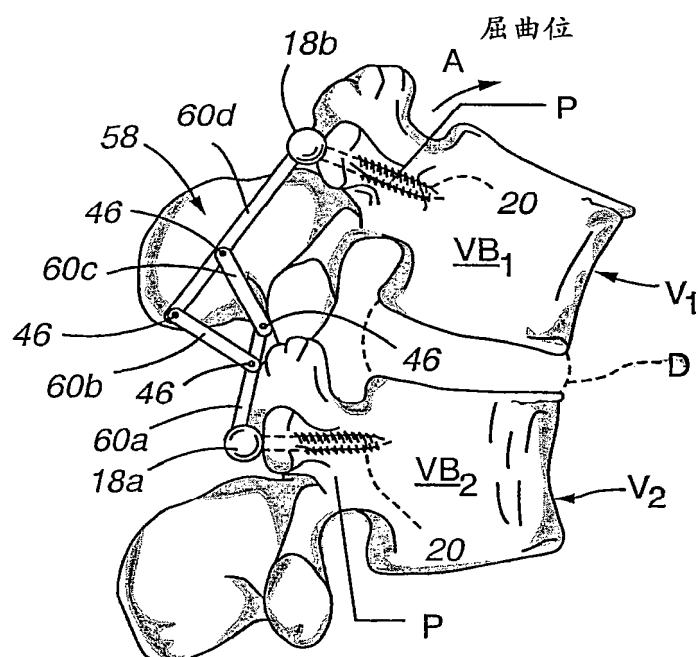


图 7c

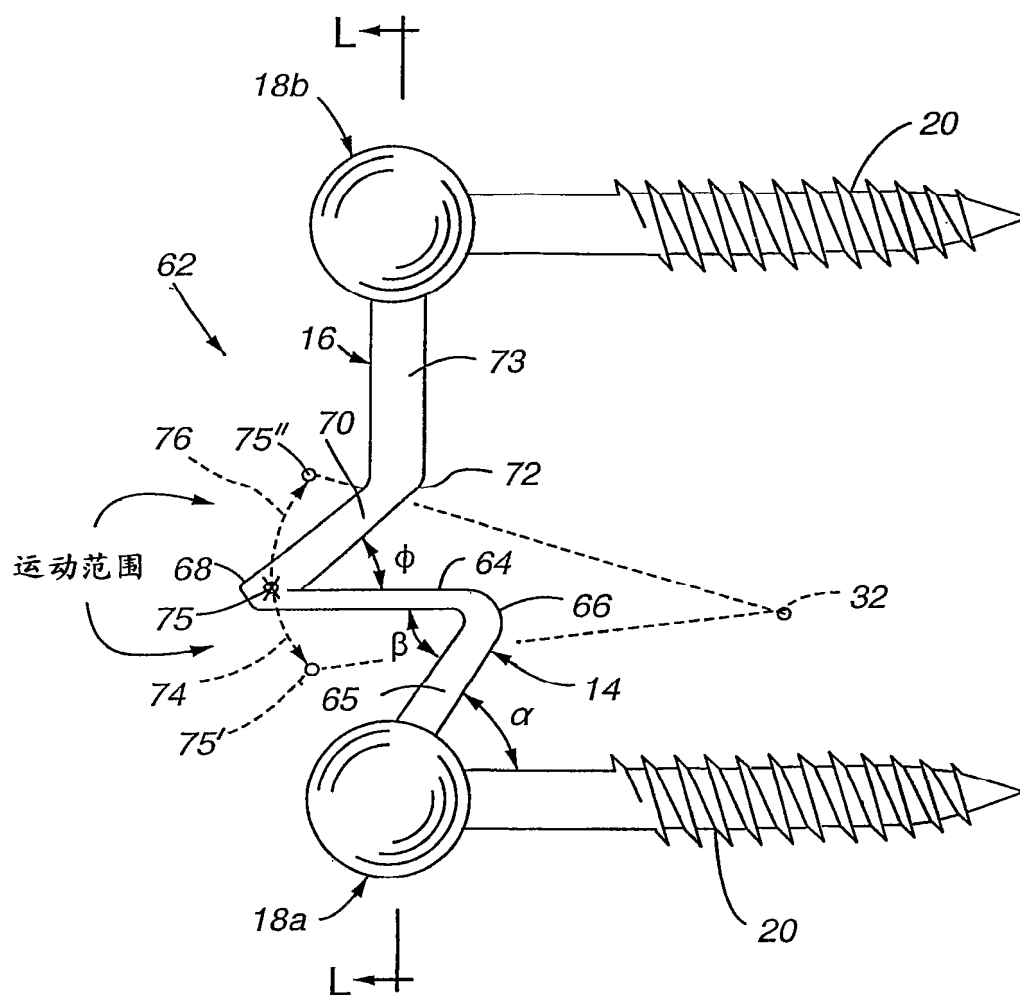


图 8a

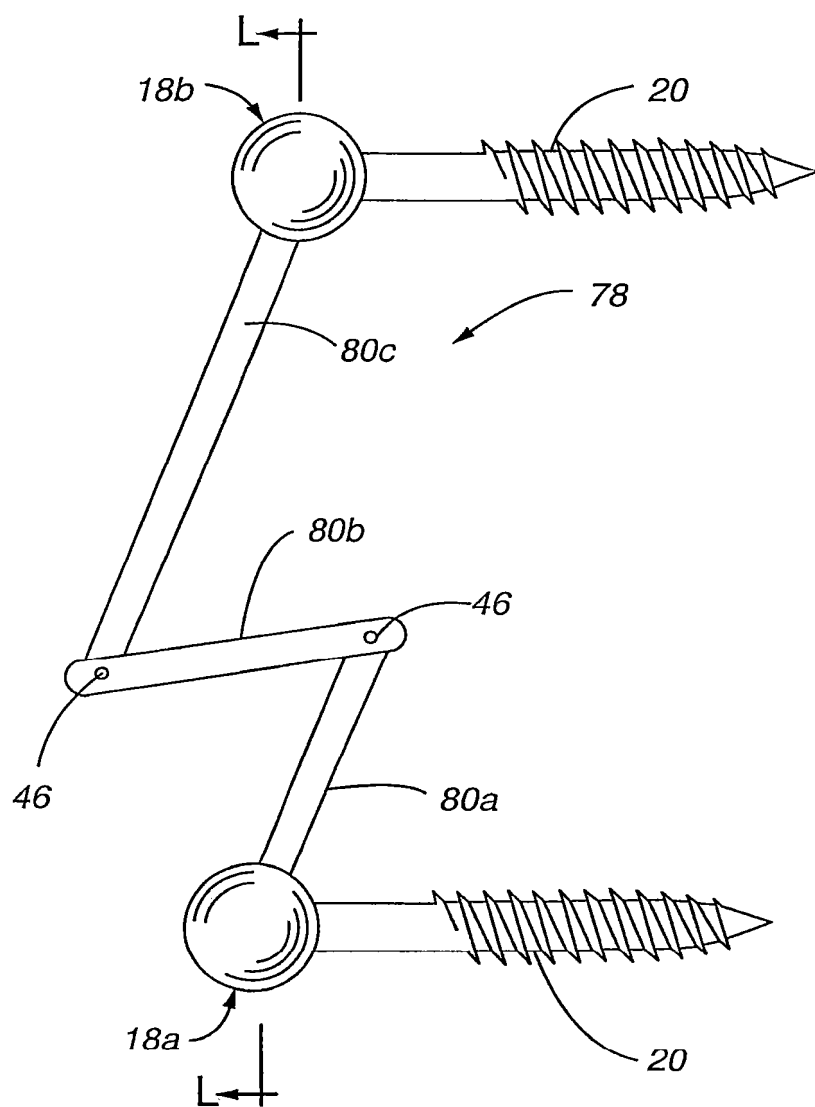


图 9a

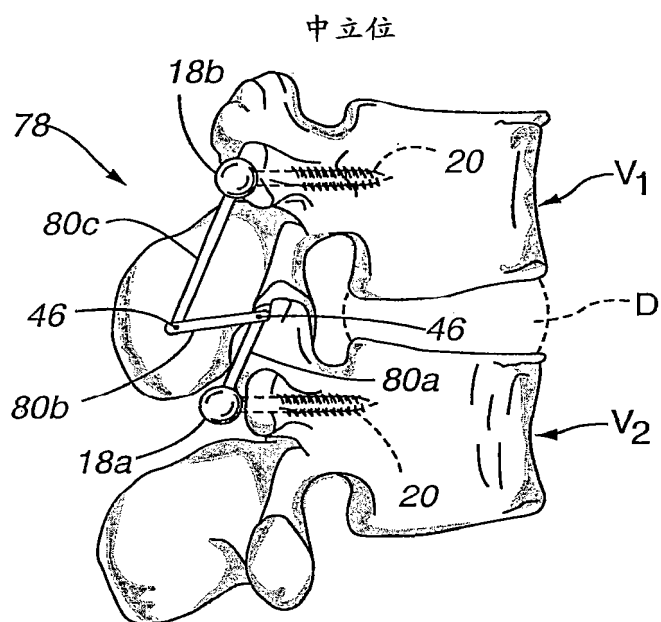


图 9b

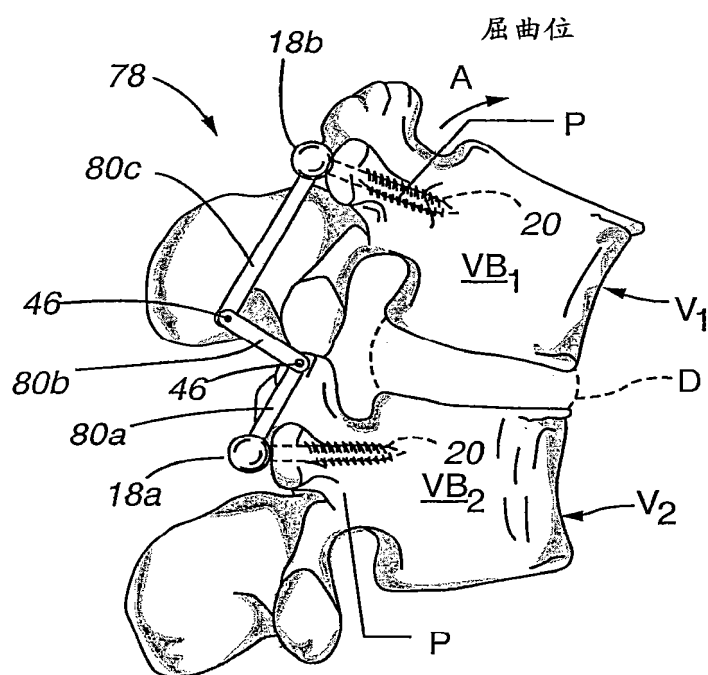


图 9c

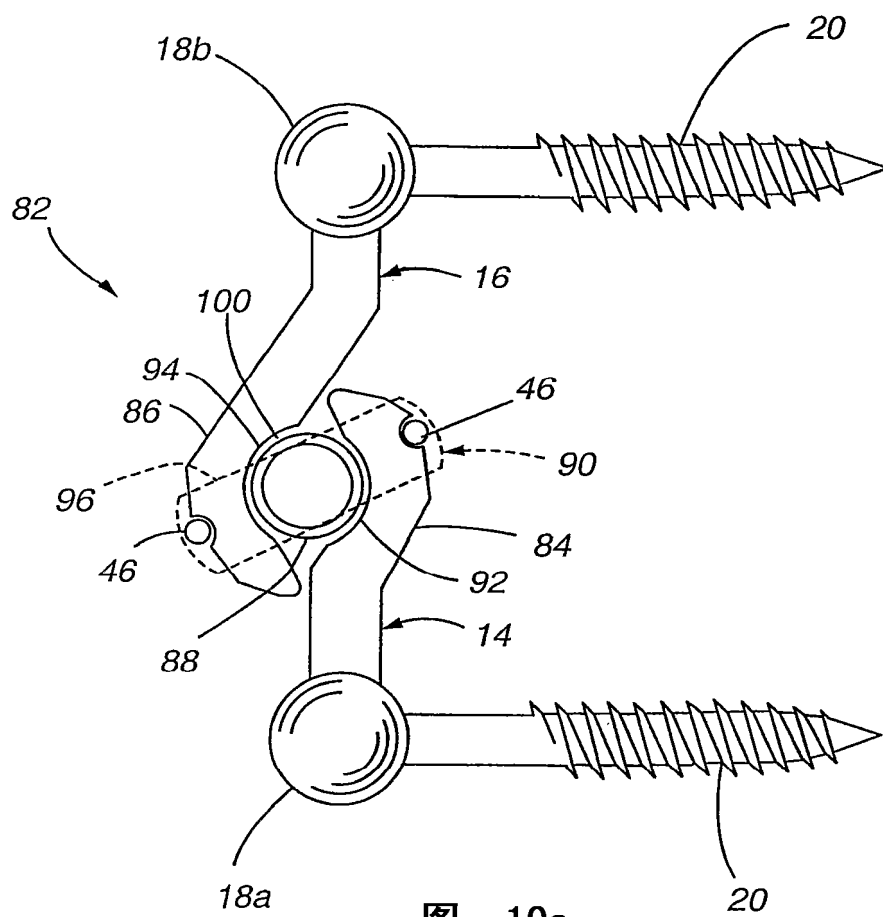


图 10a

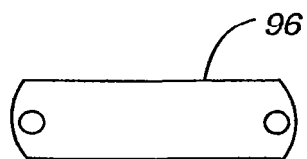


图 10b

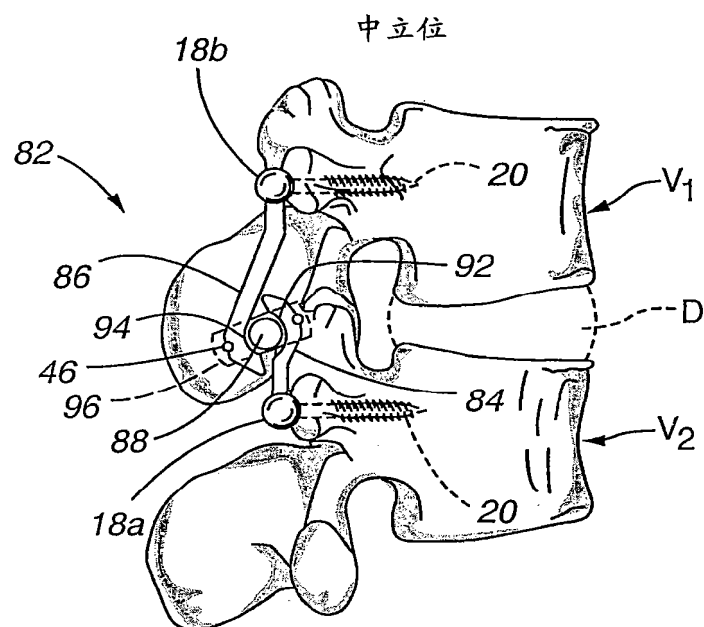


图 10c

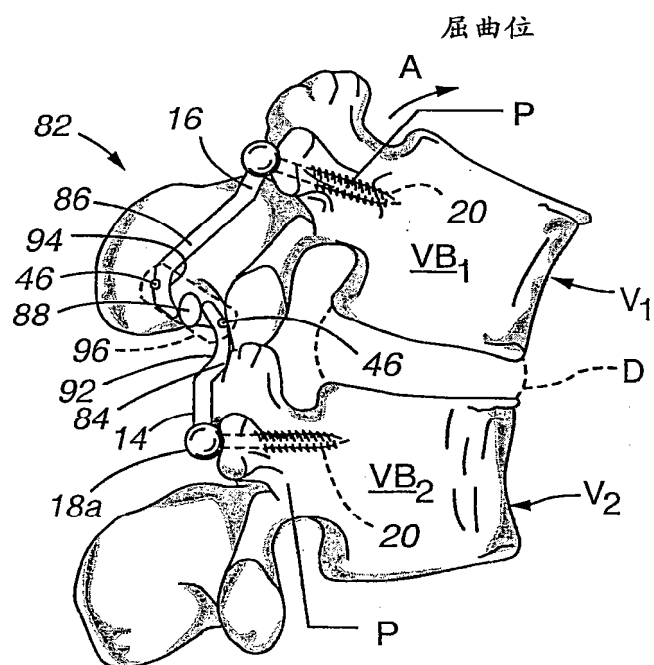
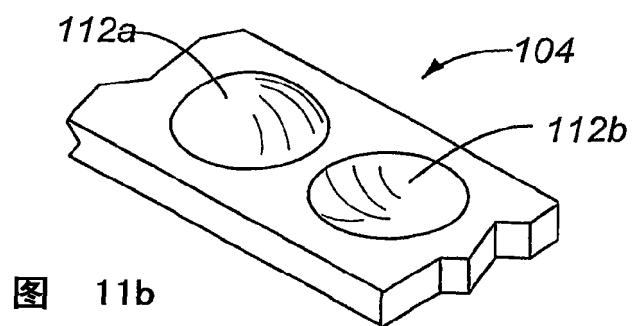
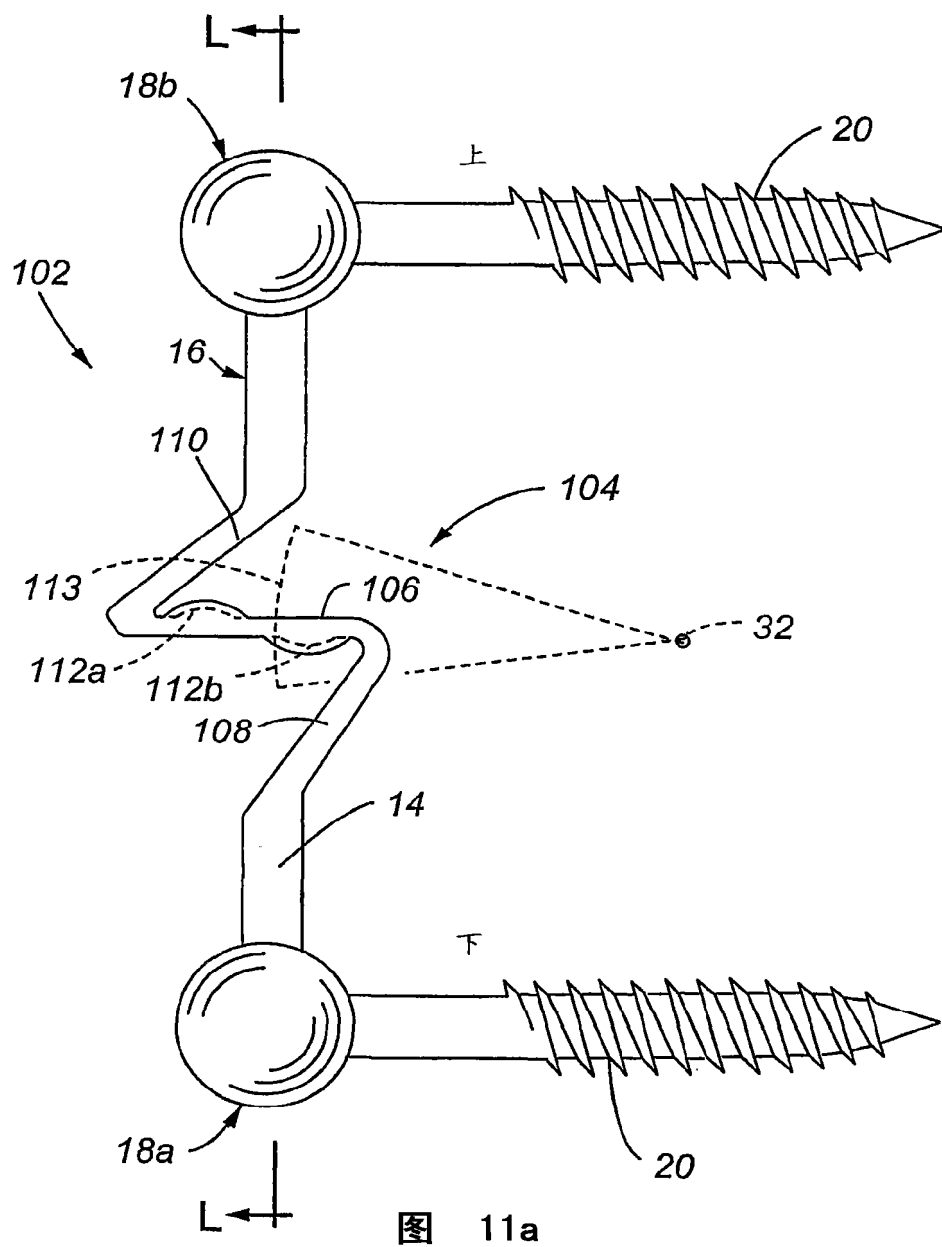


图 10d



中立位

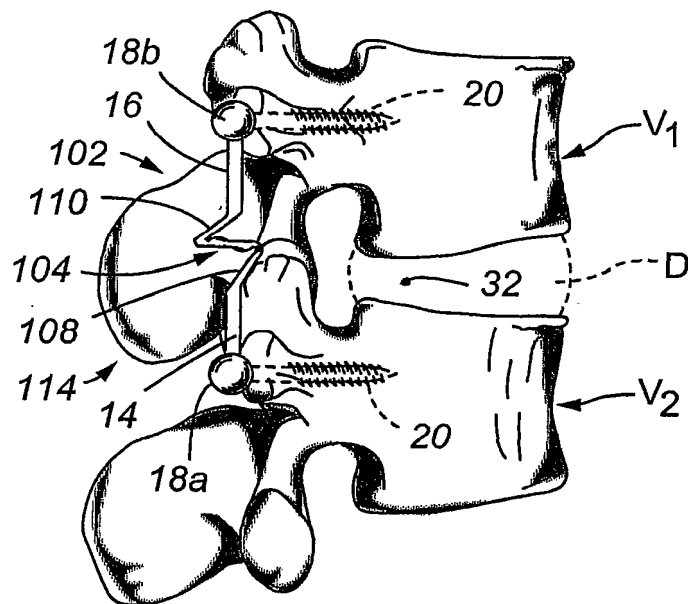


图 11c

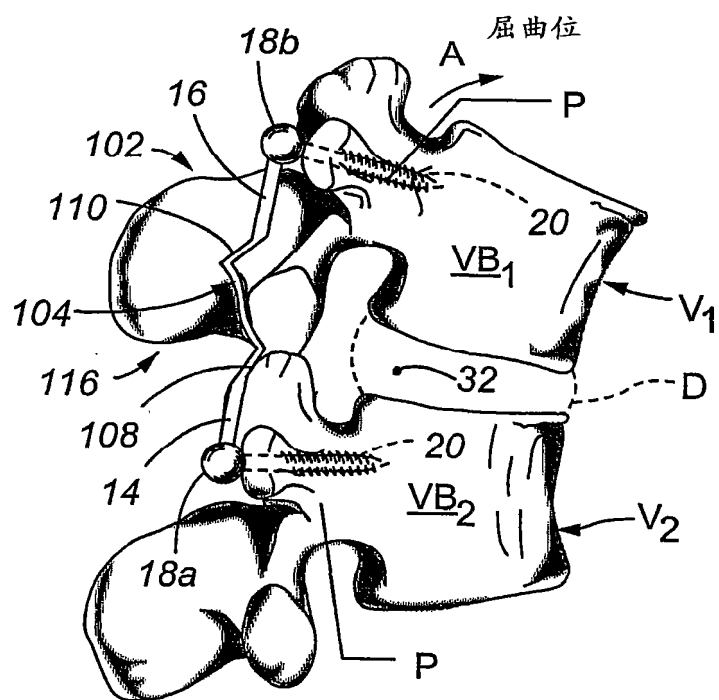
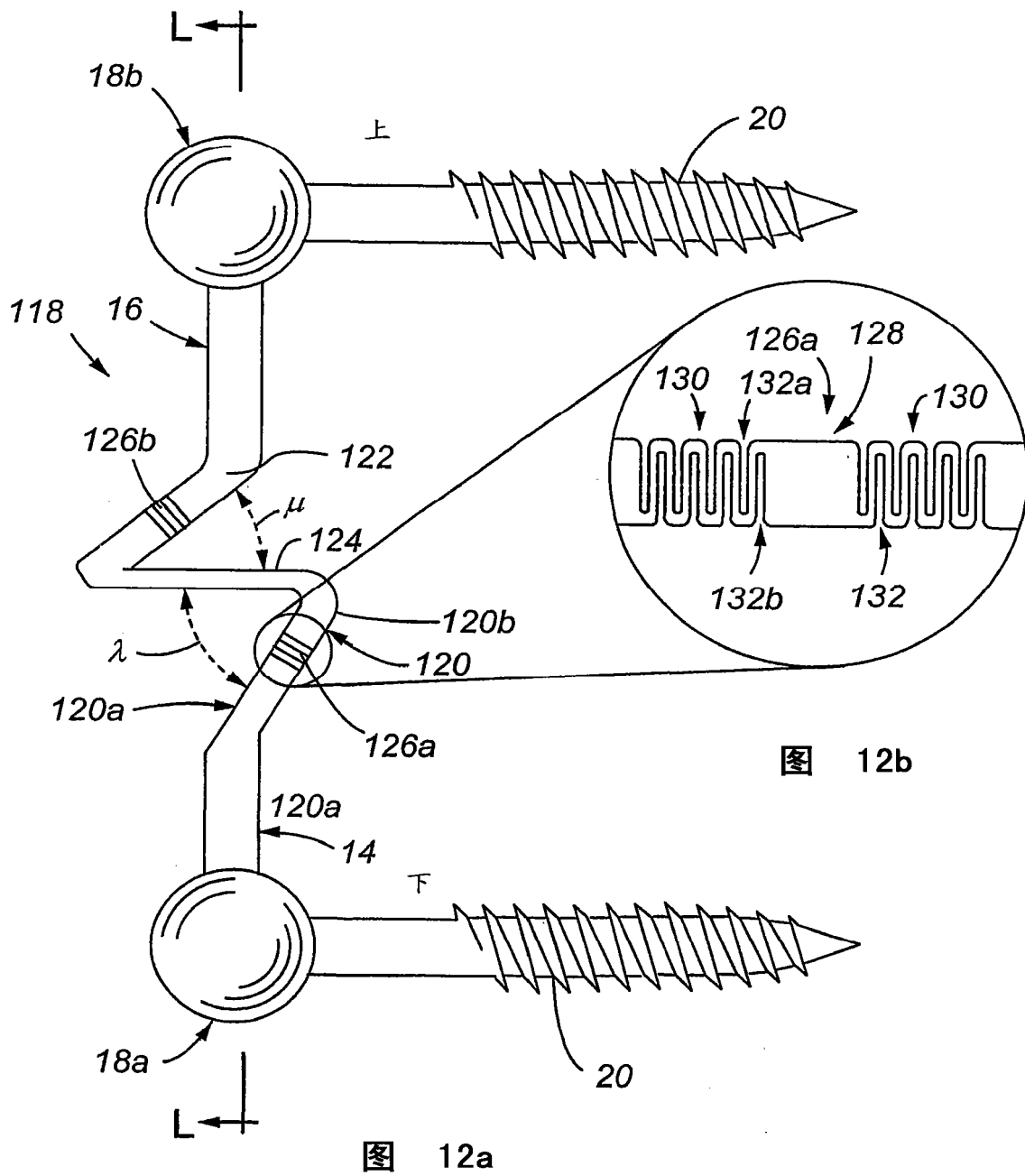


图 11d



中立位

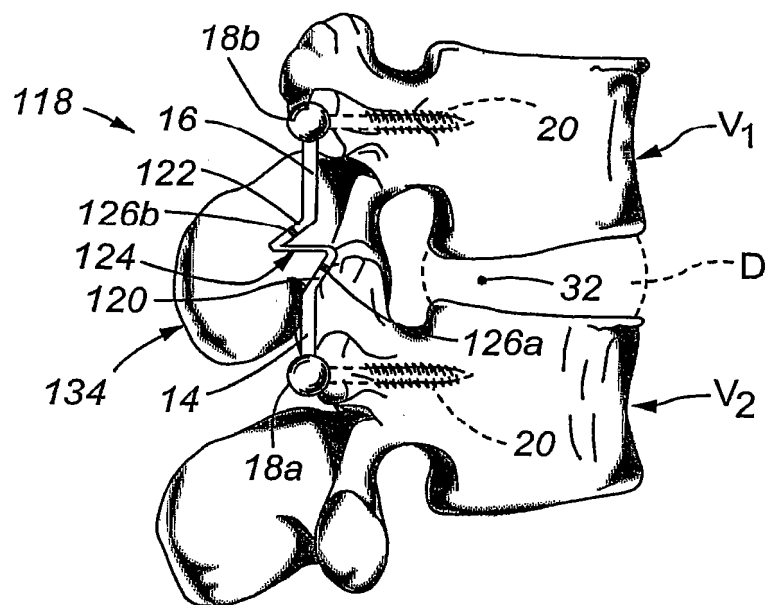


图 12c

屈曲位

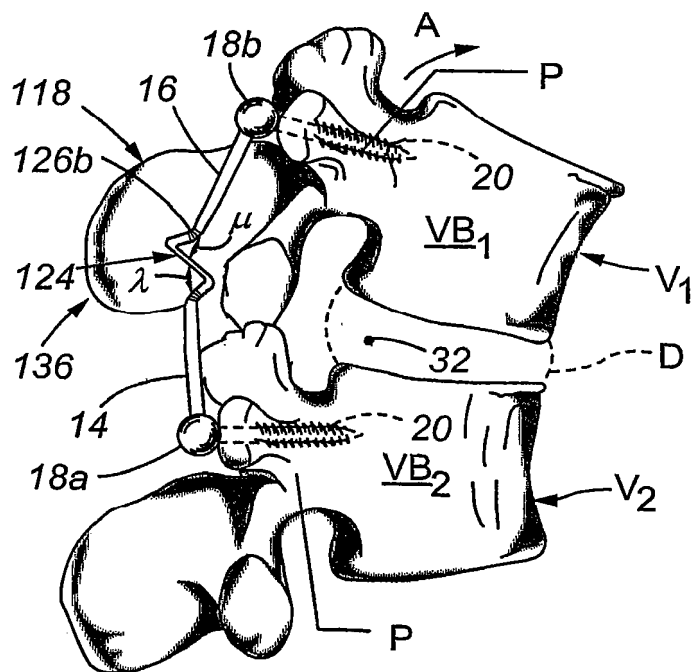


图 12d

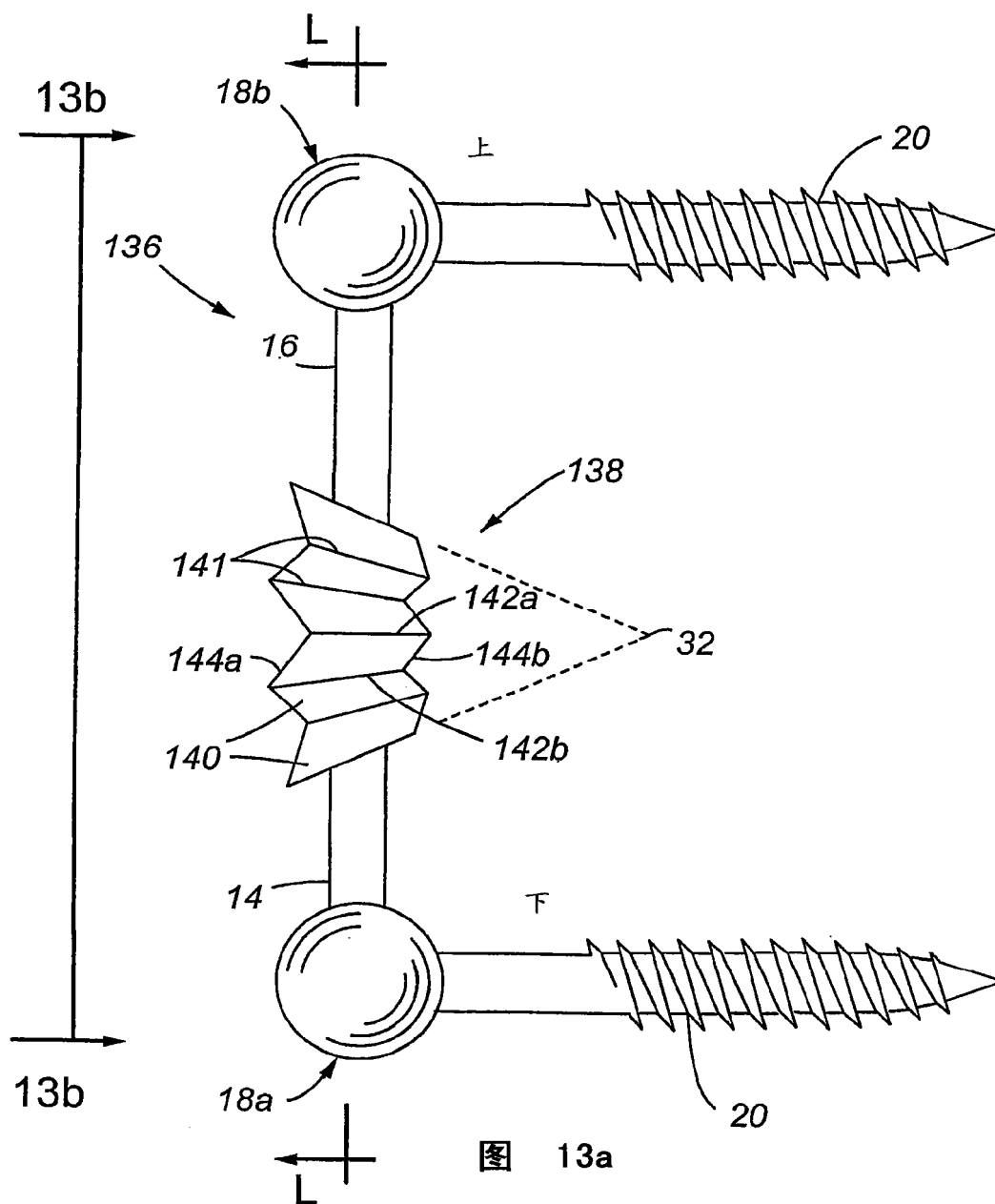


图 13a

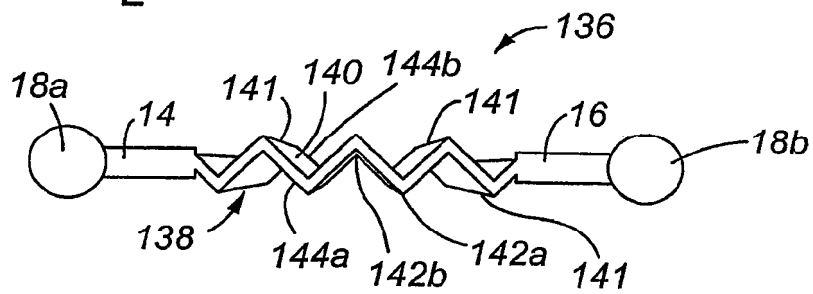


图 13b

中立位

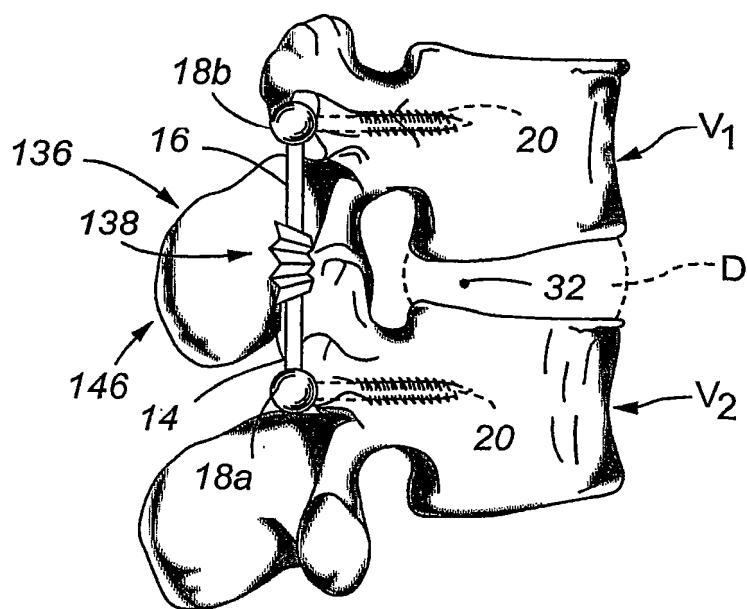


图 13c

屈曲位

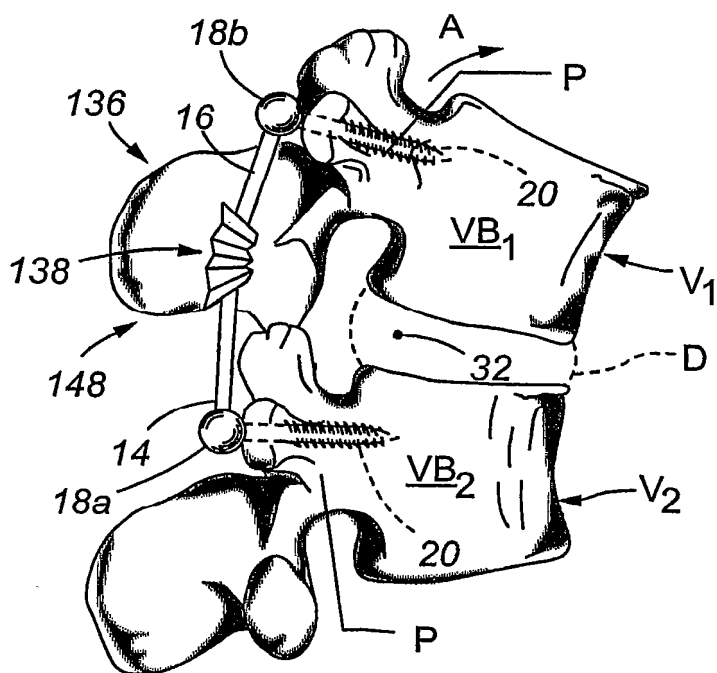


图 13d

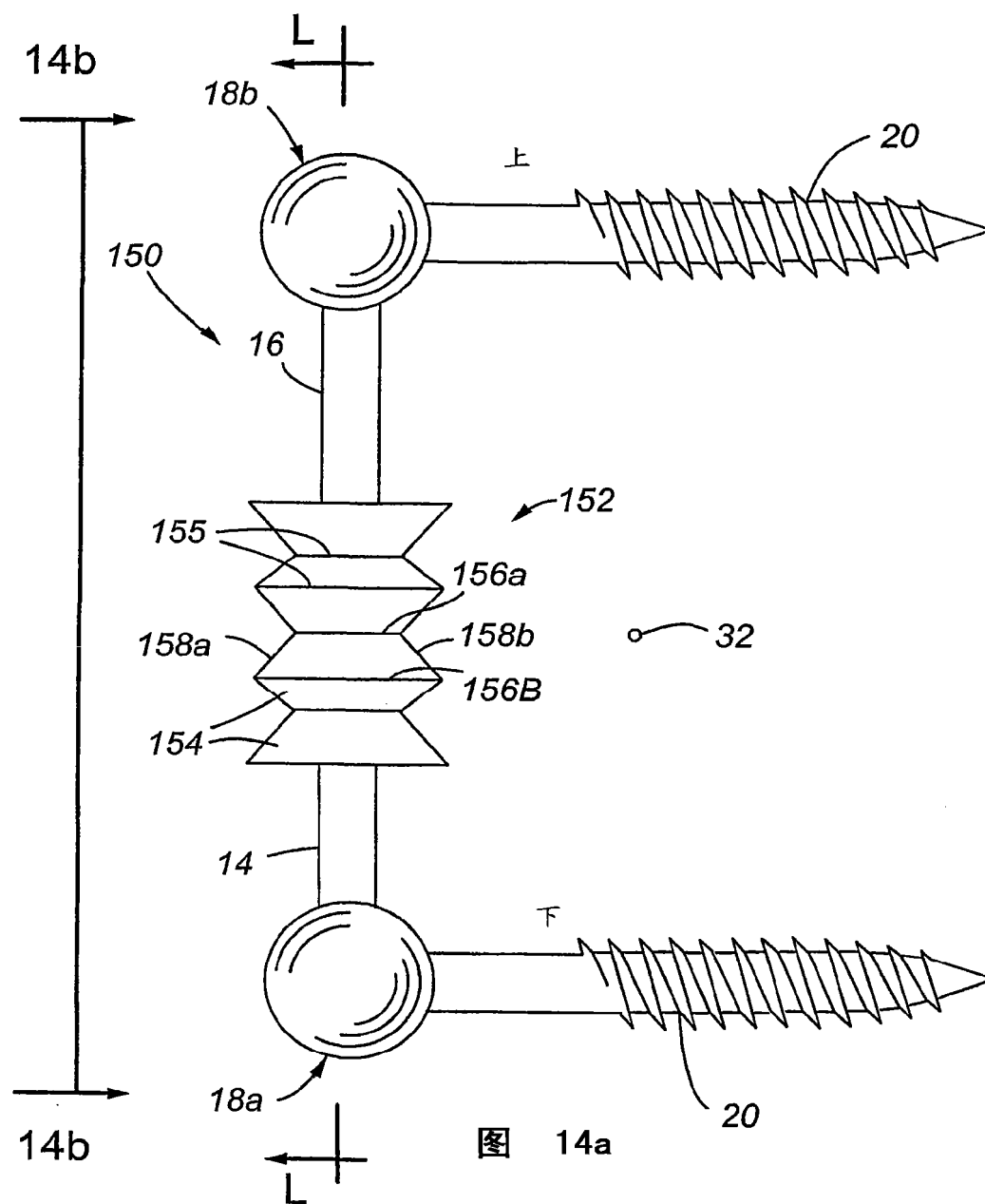


图 14a

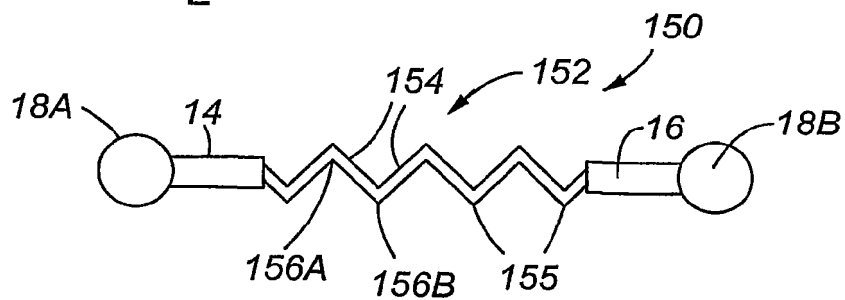


图 14b

中立位

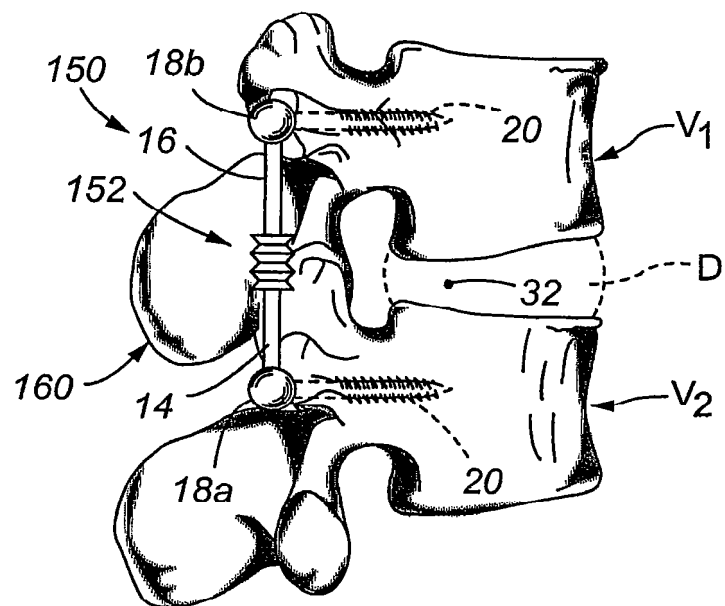


图 14c

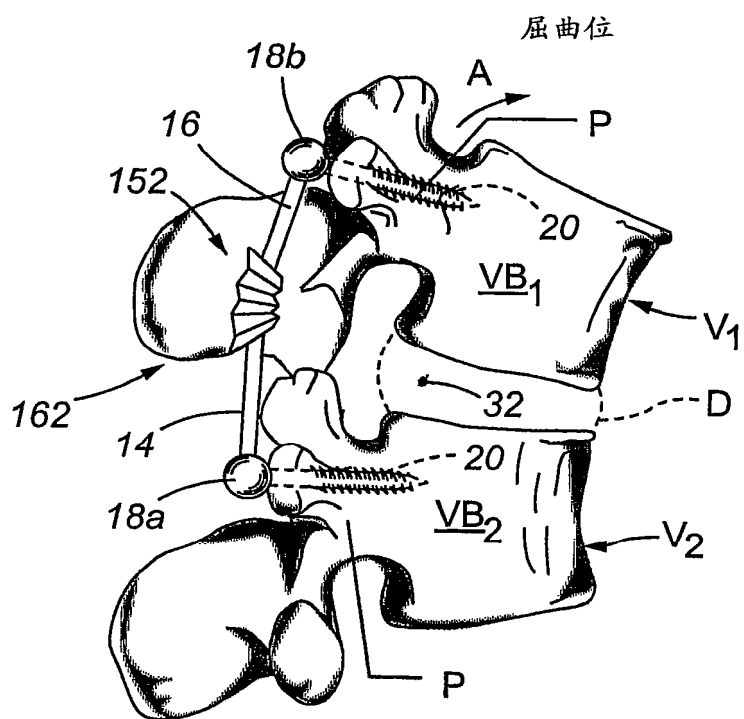


图 14d

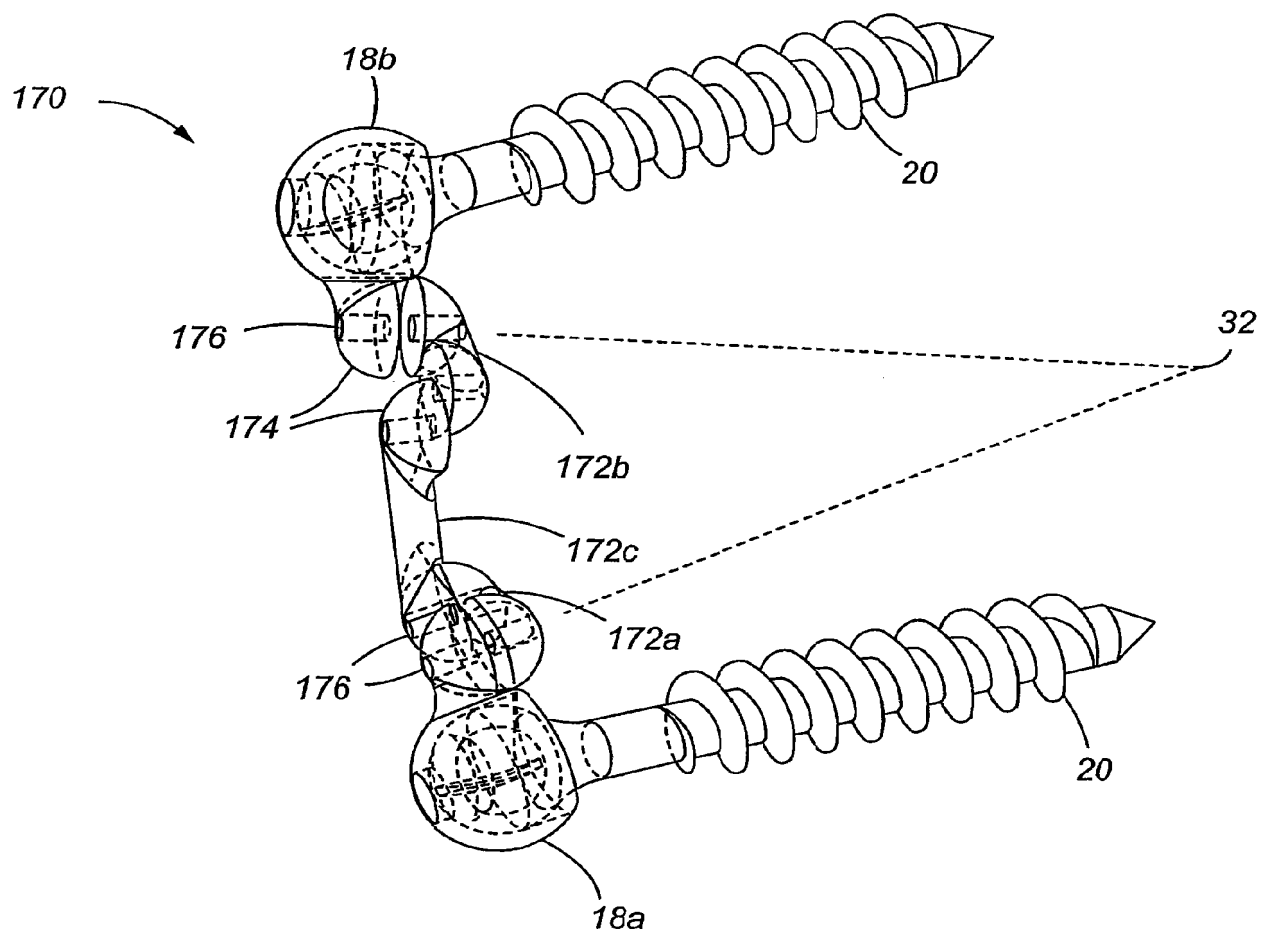


图 15a

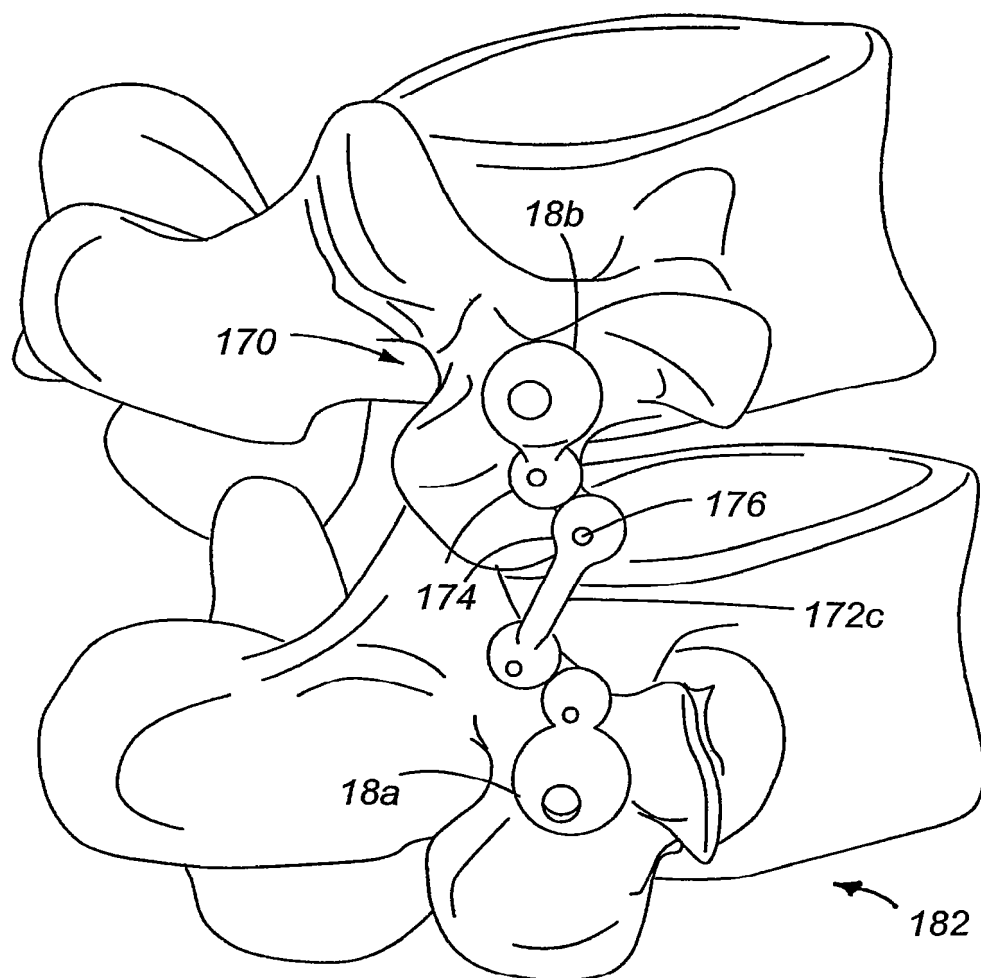


图 15b

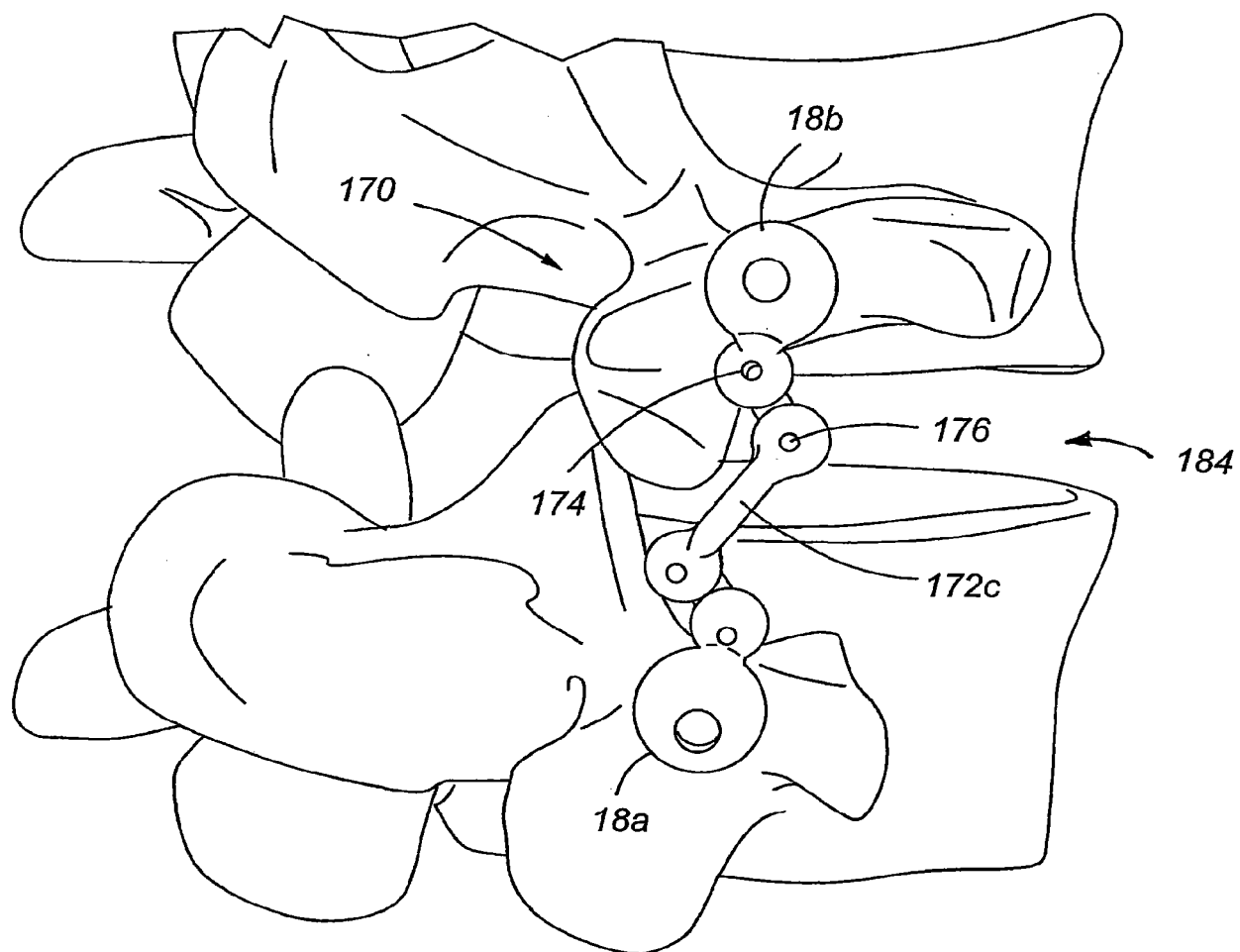


图 15c