

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl⁷

A61B 17/70

A61B 17/88



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 03824485.3

[43] 公开日 2005 年 11 月 23 日

[11] 公开号 CN 1700889A

[22] 申请日 2003.8.21 [21] 申请号 03824485.3

[30] 优先权

[32] 2002.8.21 [33] US [31] 60/405,261

[32] 2002.12.17 [33] US [31] 10/320,989

[86] 国际申请 PCT/US2003/026435 2003.8.21

[87] 国际公布 WO2004/017847 英 2004.3.4

[85] 进入国家阶段日期 2005.4.21

[71] 申请人 小弗兰克·H·伯姆

地址 美国纽约

共同申请人 贝内代塔·D·梅尔尼克

[72] 发明人 小弗兰克·H·伯姆

贝内代塔·D·梅尔尼克

[74] 专利代理机构 中原信达知识产权代理有限责任
公司

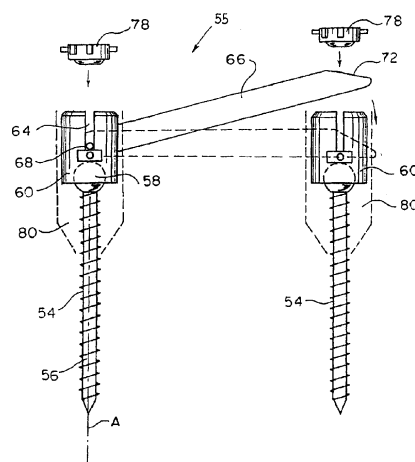
代理人 杨本良 顾红霞

权利要求书 9 页 说明书 16 页 附图 11 页

[54] 发明名称 皮下安置腰椎椎弓根螺钉和连接杆的装置和方法

[57] 摘要

最小创伤地固定相邻的接合的脊椎骨的方法，通过构成为用于连接相邻脊椎骨的椎弓根的装置实现，该装置包括多个椎弓根螺钉(54)。每个椎弓根螺钉(54)均具有构成为在一个位置容纳连接杆(66)的螺钉头(60)，其中连接杆(66)和容纳该杆的椎弓根螺钉(54)垂直对齐。



I S S N 1 0 0 8 - 4 2 7 4

1. 一种用于至少连结病人的脊椎骨的方法，包括如下步骤：

5 从皮下安置螺钉，将所述螺钉的每一个置入至少两个脊椎骨的各自的椎弓根内；

 将连接杆的头端与第一脊椎骨的第一椎弓根螺钉相连接；和

 围绕着其头端枢轴转动连接杆以便连接杆的尾端和第二脊椎骨的第一椎弓根螺钉连接，从而互相连接第一和第二脊椎骨的第一螺钉。

10

 2. 如权利要求1的方法，还包括形成其形状和尺寸适于容纳连接杆并且在第一和第二脊椎骨的第一螺钉之间延伸的区域的步骤，其中形成该区域的步骤从一组包含机械的、热的、激光的和超声波的技术中选择。

15

 3. 如权利要求2的方法，还包括分别在第一和第二脊椎骨的第一螺钉内固定连接杆的头端和尾端的步骤。

 4. 如权利要求1的方法，还包括如下步骤：

20 在距第一螺钉一定距离处将第二螺钉置入第一和第二脊椎骨的各自的椎弓根内，从而第一和第二螺钉沿着相对的方向从脊椎侧向相隔，

 将另一个连接杆的头端与第一脊椎骨的第二椎弓根螺钉连接，和

 围绕着其头端枢轴转动另一个连接杆以便另一连接杆的尾端与第二脊椎骨的第二椎弓根螺钉相连接，从而连接第一和第二脊椎骨的第二螺钉。

25

 5. 一种稳固病人的脊椎的方法，包括如下步骤：

 识别并标识相应于至少两个脊椎骨的各个椎弓根的进入点的标记；

30

导引每个螺钉通过各自的进入点以进入至少两个脊椎骨的各自的椎弓根；

在连接杆的最初位置将连接杆的头端与第一脊椎骨的第一螺钉相连接，在该位置处连接杆和第一螺钉对齐；和

5 围绕着其头端移动连接杆以便连接杆的尾端在连接杆的最终位置接合第二脊椎骨的第二螺钉。

6. 如权利要求5的方法，其中每一个螺钉皮下置入位于脊椎骨的长度的同一侧上的第一和第二脊椎骨的椎弓根内。

10

7. 如权利要求5的方法，其中皮下安置螺钉包括如下步骤：

在脊椎的中侧部和颅骨尾端平面内调节中空导向件以便被调节的中空导向件对齐相应的椎弓根之一，和

15 将锥子穿过被调节的中空导向件以便在每一个椎弓根内产生小的破坏。

8. 如权利要求7的方法还包括如下步骤：在移置锥子之前，皮下导引至少一个扩张器通过中空导向件以便在各自的标记和进入椎弓根的进入点之间提供一个路径，并且通过至少一个扩张器朝着脊椎的椎弓根移动锥子。

20

9. 如权利要求5的方法，其中对标记的识别包括提供一个消过毒的、射线可透过材料形成的透明板，该透明板带有一个辐射不可透过的脊椎的参考周边轮廓和一个辐射不可透过的椎弓根的参考椭圆轮廓；

25

通过X-射线、荧光、超声或计算机导引技术对脊椎成像，由此获得对病人的至少两个脊椎骨的椎弓根的观察；和

在病人的后背上移动消过毒的、射线可透过材料形成的透明板以便参考周边轮廓和椎弓根轮廓与获得的观察到的椎弓根相一致。

30

10. 如权利要求8的方法，还包括如下步骤：

5 一个附加的内扩张器连续地通过至少一个内扩张器进入至少两个椎弓根的每一个，并且，进一步将一个外扩张器放到至少一个附加的内扩张器之上，因此逐渐扩大了位于至少两个椎弓根中的相应一个的附近的路径使其达到外扩张器的内直径，该内直径稍稍超过了第一和第二螺钉的外直径，和

从至少两个椎弓根的每一个除去内扩张器以在外扩张器内形成通道。

10 11. 如权利要求10的方法，还包括定位外扩张器的步骤以便形成在外扩张器的每一个内的槽互相对齐并相互面对。

15 12. 如权利要求11的方法，还包括导引组织切割器械通过外扩张器中的至少一个以到达切割位置的步骤，在该位置处组织切割器械的一个刀片与至少一个扩张器的各自的槽对齐，并且致动组织切割器械以便刀片皮下移动通过至少一个和其它的扩张器的槽，以在欲被连接杆连结的第一和第二螺钉之间形成皮下区域。

13. 如权利要求12的方法，还包括如下步骤：

20 导引连接杆通过至少一个外扩张器以便连接杆的头端枢轴转动地接合第一螺钉，和

向被接合的连接杆的尾端施加外力，由此围绕其远端枢轴转动连接杆，而连接杆沿着该区域延伸以便其尾端通过另一个外扩张器的相应槽延伸并且接合第二椎弓根螺钉。

25 14. 如权利要求12的方法，还包括导引第一和第二螺母通过外扩张器的步骤，由此分别在第一和第二椎弓根螺钉内固定连接杆。

30 15. 如权利要求5的方法，还包括一个步骤，该步骤将一个设置在连接杆的头端并且垂直于其纵轴线延伸的销钉导引通过形成在第一

螺钉的螺钉头内的一对对齐的凹槽以便以可旋转方式在第一螺钉上安置连接杆。

16. 一种用于连结至少两个椎弓根的装置包括：

5 第一和第二螺钉，每一个螺钉皮下放置在各自的至少两个椎弓根之一内；和

 安置到第一螺钉并且可绕其枢轴转动的连接杆，用于接合第二螺钉以便第一和第二螺钉相对于彼此被固定。

10 17. 如权利要求16的装置，其中第一和第二螺钉的每一个具有在远端和近端之间延伸的轴、和轴的近端并置的螺钉头、和旋转件，所述旋转件位于轴的近端和螺钉头之间并且与所述轴的近端和螺钉头相连接，从而轴和螺钉头能够相对于彼此移动和旋转。

15 18. 如权利要求17的装置，其中第一和第二螺钉的螺钉头有限定第一和第二开口的周边壁，所述周边壁构造为使得容纳在第一螺钉的开口内的连接杆的头端以枢轴转动方式连接到螺钉头，以便使得连接杆能够在最初位置和最终位置之间旋转，在最初位置连接杆和第一螺钉的轴是对齐的，在最终位置第二螺钉的螺钉头的开口容纳连接杆的
20 尾端。

 19. 如权利要求18的装置，其中第一螺钉的螺钉头的周边壁至少有一个槽，其尺寸稍大于连接杆头端的外直径，周边壁还有两个对齐的与至少一个槽均匀相隔的凹槽，所述凹槽配置成以可旋转方式容纳
25 固定于连接杆的头端并且垂直于其头端延伸的销钉。

 20. 如权利要求19的装置，其中第二螺钉的螺钉头设置有至少一个槽，其和第一螺钉的螺钉头的至少一个槽对齐并且配置成在最终位置容纳连接杆的尾端。

30

21. 如权利要求18的装置，还包括多个螺母，每一个螺母容纳在各自的第一和第二螺钉的螺钉头的开口中，其中每一个螺钉头和各自的螺母又构成为彼此间互相接合从而螺母和螺钉头相互间可移动和可旋转地锁紧。

5

22. 如权利要求20的装置，其中连接杆的尾端是倾斜的以便当外力施加于尾端时，连接杆朝向第二螺钉围绕着头端枢轴转动至最终位置。

10

23. 如权利要求20的装置，还包括将每一个螺钉置入各自的椎弓根的导向系统，该系统包括形成为具有逐渐增加的内直径的内和外扩张器，其中外扩张器被导引到内扩张器之上以扩大用于将第一和第二螺钉之每一个引导到各自的椎弓根的皮下路径。

15

24. 如权利要求23的装置，其中内和外扩张器的每一个由射线可透过的材料制造并且各自的末端区域由辐射不可透过的材料制造，外扩张器的每一个均具有和螺钉头的槽对齐的各自的槽并且在最终位置被连接杆横跨。

20

25. 如权利要求24的装置，其中外和内扩张器的每一个均具有导向表面，使得外扩张器滑过内扩张器以便形成在外扩张器内的槽互相对齐，从而提供连接杆到最终位置的位移。

25

26. 如权利要求25的装置，其中外扩张器的每一个均具有可移动的面板，以便在外扩张器已经连接到椎弓根之后打开各自的槽。

30

27. 如权利要求24的装置，还包括被两个被可收回的臂桥接的外壳，能够操作该臂以相对于各自的椎弓根定位两个外壳的每一个，两个外壳的每一个均构成为在一定位置容纳各自的外扩张器，在该位置处形成在外扩张器内的槽互相对齐。

28. 如权利要求23的装置，还包括一个安置系统，该系统包括一个朝着椎弓根引导内和外扩张器的中空导向件并且配置成使得中空导向件能够沿着脊椎移动并且沿着水平方向与脊椎垂直。

5

29. 如权利要求23的装置，其中安置系统包括：

和病人的后背并列的外框架，并且形成有沿着脊椎延伸的相隔的区域，

可移动地安置在间隔区域上的内框架，和

10

连接于导向管的支架，并且其构成使得导向管沿着垂直于脊椎的弧形路径移动至一个希望的位置，在该位置导向管和椎弓根对齐。

30. 如权利要求28的装置，其中内框架具有与所述区域的形状互补的接合表面，每个接合表面具有T形、U形、V形、C形、或L形。

15

31. 如权利要求29的装置，其中支架包括两个弧形导向件，所述弧形导向件设置有可移动地安置在其上并且连接于导向件以便将导向件移动至希望的位置的托架，导向件由射线可透过的材料制造并且至少具有一个由辐射不可透过的材料制造且至少安置在导向件末端的端环。

20

32. 一种脊椎骨外科手术成套工具，包括

多个螺钉，每一个构造为能够皮下置入各自的欲被连结的至少两个椎弓根之一内；和

25

至少一个具有头端的连接杆，该头端和第一螺钉连接，以便连接杆在最初位置和最终位置之间枢轴转动，在最初位置处连接杆与第一螺钉对齐，在最终位置处连接杆桥接第一螺钉和第二螺钉。

33. 如权利要求32的脊椎骨外科手术成套工具，其中第一和第二螺钉的每一个具有从末端尖端到近端顶部变宽的螺杆，并且该螺杆设

30

置有外螺纹，所述外螺纹构造为具有能够保持与骨头接合的节距，每一个螺钉构造为置入各自的椎弓根内，但是并不完全旋进或钻进各自的椎弓根。

5 34. 如权利要求33的脊椎骨外科手术成套工具，其中第一和第二螺钉的每一个均具有螺钉头和旋转部件，所述旋转部件位于螺杆顶部和螺钉头之间并且与螺杆顶部和螺钉头相连接的，并且能够操作该旋转部件以在螺杆和螺钉头之间产生相对旋转运动，螺钉头配置成可容纳连接杆的头端。

10

35. 如权利要求34的脊椎骨外科手术成套工具，其中连接杆的头端永久地与第一螺钉的螺钉头相连接。

15 36. 如权利要求34的脊椎骨外科手术成套工具，其中第一螺钉的螺钉头具有一对对齐的凹槽，该凹槽以可脱开的方式容纳设置在连接杆的头端的销钉，并且所述凹槽构成为能够在连接杆和第一螺钉的螺钉头之间提供旋转运动。

20 37. 如权利要求34的脊椎骨外科手术成套工具，其中连接杆是直的或弯曲的，而当在椎弓根内安置螺钉时，的第一和第二螺钉的螺钉头相对于彼此是可旋转调节的，以便容纳连接杆的头端和尾端。

25 38. 如权利要求34的脊椎骨外科手术成套工具，其中旋转部件包括球窝组件，其在每一个螺钉的螺杆顶上形成球并且在螺钉头的底部形成容纳球的窝。

39. 如权利要求34的脊椎骨外科手术成套工具，其中旋转部件包括铰接机构或棘爪机构。

40. 如权利要求32的脊椎骨外科手术成套工具，还包括多个逐步加大的扩张器，其包括和相邻位置的一个或一些螺钉相关联的一个内扩张器和至少一个外扩张器，其中至少一个外扩张器内直径比每一个螺钉的外部尺寸稍大，每个扩张器构成为具有尖锐的末端尖端以便朝着各自的椎弓根提供增大的皮下路径并且以可移除方式连接于各自的椎弓根。

41. 如权利要求40的脊椎骨外科手术成套工具，其中每个扩张器由包括硬塑料或碳纤维的射线可透过的材料制造，而末端尖端由辐射不可透过的金属材料制造。

42. 如权利要求41的脊椎骨外科手术成套工具，还包括至少一个锥子，其外部尺寸比内扩张器的内直径小，能够操作该锥子使得其末端尖端在各自的椎弓根内造成破坏，该锥子是多边形或圆形的并且由辐射不可透过的材料制造。

43. 如权利要求42的脊椎骨外科手术成套工具，其中至少一个锥子是管套形的以便具有用于整形外科销钉的通道，锥子具有从末端尖端延伸并且由射线可透过的材料制造的锥体。

44. 如权利要求40的脊椎骨外科手术成套工具，还包括被引入通过至少一个外扩张器的钻，该钻设置有尖端，能够操作该钻以在各自的椎弓根内创建一个区域，并且该钻由辐射不可透过的材料制造。

45. 如权利要求44的脊椎骨外科手术成套工具，其中当在各自的椎弓根内创建一个区域时，钻的尖端变宽以便钻进各自的椎弓根，钻是套管形的以便提供用于导引线的通道，在移去钻时，导引线仍然保留在该区域内。

46. 如权利要求40的脊椎骨外科手术成套工具，还包括构成为插入至少和构造为容纳连接杆的头端的螺钉之一相关联的至少一个外扩张器的一个杆保持器，杆保持器以可脱开方式接合连接杆的尾端并且具有推杆，能够操作该推杆以向连接杆的尾端施加足以移动连接杆到最终位置的扭矩，其中尾端容纳在另一个螺钉内。

47. 如权利要求46的脊椎骨外科手术成套工具，其中连接杆的尾端和推杆的相对端是斜面的形状并且相互互补，以便当扭矩施加于尾端时，连接杆枢轴转动以桥接一个或一些螺钉。

48. 如权利要求46的脊椎骨外科手术成套工具，还包括杆导向工具，该工具能够插入通过至少一个外扩张器并且以可移除方式连接于另一个螺钉，杆导向工具具有一个枢轴转动臂，该臂可在展开位置和收回位置之间移动，在展开位置枢轴转动臂朝着一个螺钉延伸，在收回位置当枢轴转动臂从展开位置移动时，枢轴转动臂接合和导引连接杆的尾端进入另一个螺钉。

49. 如权利要求40的脊椎骨外科手术成套工具，还包括能够插入至少一个与一个螺钉相关联的外扩张器的组织切割器械，并且该器械具有延伸通过在至少一个外扩张器内形成的凹槽的双刃切割刀片以便形成位于一个和其它螺钉之间的区域并且该区域容纳处于最终位置的连接杆。

50. 一个脊椎骨外科手术系统，包括：
皮下可移动并且具有凹槽的扩张器；和

能够移动通过扩张器并且具有刀片的组织切割器械，能够操作所述刀片使其在展开位置和收回位置之间枢轴转动，在展开位置刀片延伸通过扩张器的凹槽，在收回位置刀片收回至扩张器中，并且在展开位置和收回位置之间沿着两个方向移动时切割组织。

皮下安置腰椎椎弓根螺钉和连接杆的装置和方法

5 相关申请的交叉参考

本申请以在此作为参考而完全引入的2002年8月21日申请的美国在先申请60/405,261为基础并且要求其优先权。

技术领域

10 本发明涉及一种器械系统，和操作该系统的方法，该系统使用在脊椎骨接合过程。特别地，本发明涉及用于从皮下互锁相接合的相邻脊椎骨的椎弓根的器械系统以及以背后接近的方式最低限度侵入地互锁椎弓根的方法。

15 背景技术

过去的二十多年，椎弓根螺钉在增强腰椎骨接合过程方面的固定性的价值已经被明确地证明。为获得这个稳定性已经引入许多系统，并且目前存在许多用于安置作为传统的腰椎骨接合过程部件的螺钉和连接杆或板的系统。这些系统的大多数需要一个“打开”过程，这
20 涉及大范围的切开皮肤，大范围的分离或“拿开”脊柱旁的肌肉，和暴露骨件。这涉及大块切开脊柱旁的肌肉组织的重大的、复杂的外科介入。结果，传统的腰椎接合过程关联到值得注意的发病率，包括失血，由于它的复杂性而增加麻醉时间，和增加感染的危险。此外，患者通常要经历显著的术后痛苦，因而需要较长的住院时间，这就增加
25 了对现有系统的实质花费。

对这些过程研究的一个方面是克服传统接合过程的缺点，包括使用独特的内窥镜设备。这种设备的花费是非常高的，其限制了该过程对一些医疗设备的使用。另一个不希望的是内窥镜检查结果的复杂

性，它需要能够使用该设备的医务工作者具有相当的经验以便合适地安置螺钉，还需要训练有素的技术人员。

5 美国专利6,443,953公开了另一个更普遍地借助一个系统实行的过程，该系统构成为互锁接合在一起的腰椎体的椎弓根，并且包括插入多个螺钉进入椎弓根和通过连接杆桥接螺钉的螺钉头。如图1和2所示，该过程的执行需要精确地定位切口，该切口产生在位于螺钉22的最下端下面的较低的胸部区域的脊柱旁的组织中。然后如箭头A所示，连接杆14平行于脊骨通过在螺钉头12上的通孔18，并且借助将帽20套在螺钉头12上而固定就位，进一步在帽20上安置螺母16。除非不包含
10 在该过程中，否则杆14移动通过软组织将引起对这些软组织潜在的损伤。另外，该过程要求精确地对齐螺钉，特别是要相互对齐相邻的螺钉头12的每一个孔18与连接杆14以及相互对齐所述的每个孔。因此，该过程有强加于外科医生的额外要求，增加了整个外科手术时间，结果增加了病人的健康危险。
15

关联到上述讨论的系统的另一个问题是以这种方式通过骨头螺钉拧入腰椎骨的椎弓根的结果，该方式仅使用结合外科手术进行中成像的表面解剖学，螺钉以最大的骨骼支撑和对椎弓根周围的有关结构，
20 例如神经根，的最小损害的危险被固定入椎弓根。

因此，希望提供一种器械系统和使用该系统的方法，其最小地破坏软组织，减少手术的整个时间，优化对朝向螺钉的连接杆的引导并且简化杆和螺钉的安置。
25

发明内容

通过本发明的系统获得该目的，该系统构成为使得一个连接杆最初从上面，而不是现有技术那样从侧面引入螺钉之一，并能够进一步操作该连接杆以便桥接相邻螺钉。
30

5 本发明的一方面涉及连结被接合的椎骨一种新方法，最初，提供用于枢轴转动地连接连接杆的头端到插入被接合的椎骨的椎弓根的多个螺钉之一。为了完成连结椎骨，本发明的方法还提供了围绕连接杆的头端使其枢轴转动，以便杆的尾端接合连接于另一个椎骨的椎弓根的相邻螺钉。

10 对比公知的现有技术的方法，其中连接杆从螺钉的下面和上面引入并且平行于脊骨地被导引通过软组织，本发明的系统使得外科医生垂直地朝着螺钉之一导引连接杆。因此，本发明的方法的优点之一是局部地切入软组织，结果，切割的软组织仅仅被最小地干扰。

15 本发明另一方面涉及用于皮下安置螺钉到被连结的椎弓根内的导向系统。本发明的导向系统的结构使得外科医生能够导引和定位螺钉以便以简单和可靠的方式在连接杆的最初和最终位置之间连接和移动它。这样包括通过螺钉头的孔移动连接杆的耗时的和繁重的对齐过程被明显地简化。因此本发明的方法增加了安全性。

20 根据本发明另一方面，本发明的系统提供一种杆保持系统，其以确保以和螺钉之一在一起的连接杆枢轴连接的方式与导向系统共同作用。杆保持系统被进一步构成为引导连接杆移动到它的最终位置，其中连结螺钉。

25 根据又一方面，本发明的系统还包括一个识别系统，其识别利用多重成像技术标记的被连结的椎弓根。根据本发明的另一方面，本发明的系统包括在希望的位置引导和自动地安置螺钉安置器械的安置系统。配置的该安置系统使得一个导向件在三个相对于标记互相垂直的平面内移动，导向件为螺钉和螺钉安置器械提供所期望的轨迹。因此，相对于椎弓根被标示的进入点，操作的外科医生能够高精度的定位导向件。

30

根据本发明的另一方面，有一套整形外科/神经外科的成套工具，包括在实施本发明的方法中的一套器械组合。该成套工具提供给外科医生一套和本发明的方法相关的易于使用的导向组件，螺钉和螺钉安置器械，其大大方便了外科手术过程，并且减少了花费。

5

因此，本发明的一个目的是提供一个最小侵入的连结脊椎骨的外科过程，其避免了对不涉及该过程的组织的损害。

本发明的另一目的是提供一个定位各种与导向和安置椎弓根螺钉和本发明的杆系统有关的器械的安置系统。

10

本发明的再一目的是提供一个用于识别涉及螺钉-杆系统安置的标记的系统。

本发明的又一方面是引入一个和导向系统共同作用的组织切开装置，并且配置成切开螺钉头之间的软组织以产生一个容纳连接杆的区域。

15

附图简述

从伴随下面附图的优选实施例的详细描述，将更加容易的显示出上述的和其他的目的、特性和优点，其中：

20

图1是公知的现有技术的器械系统的侧视图；

图2是图1所示的器械系统的螺钉的分解视图；

图3是本发明装置的侧视图；

图4是配置于皮下引入脊椎的椎弓根的本发明的螺钉的等比例视图；

25

图5是配置的导向系统的一个实施例的视图，其用于在希望的位置定位与相邻螺钉关联的多个器械；

图6是结合了一个锥子及外和内扩张器的图5所示的导向系统的前视图；

30

图7是根据本发明配置的组织切开器械的等比例视图；

图8是根据本发明配置的杆保持系统的前视图，并且表示了连接杆的最初位置，其中后者接合在杆保持器内；

5 图9是图7的杆保持系统的截面图，表示了杆朝着它的最终位置移动的最初阶段；

图10是为了建立连接杆的最终位置而配置的杆保持系统的一个实施例的等比例视图，其中尾端容纳在第二螺钉内；

图11是杆保持系统的另一实施例的等比例视图；

图12是建立了连接杆的最终位置的杆导向系统的侧视图；

10 图13是用于相对于进入被连接的椎弓根的进入点建立希望的导向系统的轨迹的安置系统的等比例视图；

图14是图13所示的安置系统的内框架和支架结合的顶视图；

图15是图13所示的安置系统的前视图；

图16是图13所示的安置系统的外框架的一个实施例；

15 图17-21是在图13、15的外框架内提供的用于接合安置系统的内框架的导轨结构的不同实施例；

图22是图13所示的安置系统的支架的一个实施例的等比例视图，和

图23是图13所示的安置系统的支架的另一个实施例。

20

具体实施方式

25 如图3-4所示本发明的方法用于连结脊椎骨，通过皮下导向一个和螺钉54的纵轴线A-A成一直线的连接杆66，并且将连接杆66和螺钉连接，枢轴转动杆66使其桥接相邻的螺钉54，而使脊椎骨接合。因此形成一个用于相邻的螺钉54之一的路径，螺钉沿着该路径朝着被接合的脊椎骨之一的椎弓根向前移动，之后连接杆66横跨螺钉，这样连接杆就自动地对齐和接合一个螺钉54的螺钉头60。

30 本发明系统55构造为用于协助外科医生实施本发明的方法，除了螺钉54和连接杆66之外，还包括在椎弓根已经相互定位后固定连接杆

66的头70（图4）和尾72的螺母78。杆66的垂直位移要求螺钉头60配置成从上方容纳杆66的头70使杆66处于其最初位置，其中后者与第一螺钉54的钉身56对齐。因此，螺钉头60形成有周边壁，该壁界定了一个在最初位置容纳杆66的头70的中央开口尺寸。然而在杆66朝着相邻的螺钉54枢轴移动过程仅仅将杆66的头70引入螺钉头60不足以阻止杆66在螺钉头60内的位移。为了可靠地接合杆66的头70和第一螺钉54的螺钉头60，螺钉头60的周边壁开槽或开凹槽。如图4所示，每个形成在周边壁的各自部分的两个凹槽64互相对齐，并且确定的尺寸能够容纳设置在杆66的头70上的销68。凹槽64和销68构成为使得杆66围绕它的头70旋转运动，此时在杆66的旋转过程将其限制在槽62之间的螺钉头60内。这样螺钉头60处于成功的实施本发明方法的临界状态（critical）。螺钉头60具有从上方容纳杆66的头70，并且其有尺寸大小可使杆旋转的至少一个槽62和一对凹槽64的。

可选地，杆66的头70能永久地连接于螺钉头60。根据螺钉54的结构，销68作为螺钉头60的整体部分形成，并且头70永久地和枢轴转动地安装在销68上。

在它的最终位置，如图3中的虚线所示，杆66的尾端72接合相邻螺钉54的螺钉头60，螺钉插入第二个被接合的脊椎骨的椎弓根。如进一步解释的，杆66的尾端72沿着弧形路径朝着槽62位移并经槽62放入相邻螺钉54的螺钉头60内。为了在杆66和相邻螺钉54之间提供这样的接合，形成在一个螺钉及与其相邻的螺钉54的螺钉头60中的槽62必须相互间以一定的空间关系定位。在一个特殊的位置，螺钉54的螺钉头60的槽62容纳杆66的尾端72，并且如果杆66是直的，连接到头70的螺钉54能被对齐。可选地，如果杆66是弯曲的，相邻螺钉54的槽62相互间能以希望的角度位置定位。杆66可以是弯曲的一个原因是为了连接被引入椎弓根的相邻螺钉54，如现有技术所公知的，其可以以不同角度延伸。弯曲的杆在保持腰脊柱的脊柱前弯上也是有用的。为了适应弯曲的杆，每个螺钉54有一个旋转部件，例如，联轴节或铰链机构，

或者球窝接头58，如图3和4所示。在所示的旋转部件的实施例中，球优选形成在钉身56的顶部。通过球窝接头58的窝，螺钉54的螺钉头60与球窝接头58的球结合，其围绕着球。在所示的构造中，窝形成了螺钉头60下表面或底。该机构使螺钉头60有一个基本的旋转自由度，这样最终能够调节杆的路径。可选地，头60的底可以设置球，而钉身56的顶带有窝。

图5-6表示了一个导向系统用于使螺钉54向接合的脊椎骨的椎弓根移动并且用于在螺钉安置器械和相结合的相邻螺钉54之间建立希望的定位。该系统包括一对与螺钉54进入椎弓根的进入点对齐定位的管状外壳81。外壳81起着为进一步安置螺钉安置器械导向的作用，包括一组形成螺钉54的通路的内扩张器86和外扩张器80，其从皮肤延伸到螺钉进入到被连结的椎弓根的进入点。

该安置过程可能经历一个问题。相邻的螺钉54通过连接杆66连结，当外扩张器80由于下面解释的原因还被锁在椎弓根内时，其位移到最终位置。因此，在最终位置杆66应该延伸通过外扩张器80，由于下面解释的这个或其他原因，外扩张器80带有若干长切口82地形成。因此，长切口82被定位以便使得杆66在其最终位置连结螺钉54之前穿过它们。为了提供希望的长切口82位置，管状外壳81必须以预定的空间关系相互相对地安置。

改变可收回臂84的长度使得可合适地在被连接的椎弓根内安置外壳81，可收回臂84有收缩结构或一个可转变旋转运动成直线运动的机构。在外壳81定位之后，包括内扩张器86和外扩张器80的螺钉安置器械被继续引导跨过每个外壳81并且容纳在各自的椎弓根内。外扩张器80带有两到三个小固定钉，因此当其在进入椎弓根的进入点抵靠着骨头定位时，它的位置能贯穿外科所需要部分地被保持。可收回的臂84使得每一个接续的扩张器仅在一个位置引入，其中逐渐加大的扩张器的槽82骑跨臂84的相对端。接续插入和逐渐扩大的扩张器的直径彼此

不同，以至每个接续的扩张器的内径近似于前一个扩张器的外径以便阻止组织进入两个扩张器之间的平面而允许扩张器80、86产生相对位移。一旦路径被接续引入的扩张器扩大到稍稍超过螺钉头60的外部尺寸，外壳81和所有内扩张器86被移去，这样外扩张器80容纳在椎弓根内以便它们的槽82对齐。

导向系统的另一种结构包括外壳81和可收回的臂84，其提供最初的希望的外壳81相对于椎弓根的位置。然而在该结构中，可收回的臂是可拆除地连接于外壳，并且一旦希望的外壳位置已经建立其就脱离。为了保持希望的位置，相应于外扩张器80的槽82的对齐位置，外壳81的外表面有导向表面93，与导向表面91相配的形状互补的导向表面93形成在接续引入的内和外扩张器86、80上。因此，容纳在相邻的椎弓根内的外扩张器80仅仅在一个位置相互定位，该位置具有在槽82之间对齐的空间关系的特征。导向表面91、93能沿着外壳和扩张器的长度的一部分形成，并且具有各种横截面包括圆形和多边形的突起和形状互补的凹陷。

为了保证软组织不穿入接续安置的内和外扩张器86、80之间，扩张器可以带有可移动的板83地形成，在扩张器已经被容纳在椎弓根内之后该板未覆盖槽82。因为下面解释的原因除了顶端，外壳81、扩张器80、86和锥子87（图6）优选由射线可透过的材料，例如硬塑料、碳纤维或任何其他物质制造，其可牢靠地提供该路径。与椎弓根接触的器械顶端必须被追踪以防止损坏椎弓根，因此要由辐射不能透过的材料制造，根据其质量顶端可以是可再次使用的或者是一次性的。

25

扩张器80、86各自有相对尖锐的结构以便能够穿透皮肤并且在它朝向椎弓根的路途上切开皮下组织。为了螺钉54的后续插入将可破坏椎弓根的锥子87的顶端设计成比扩张器的顶端锋利的多，并且可带有金字塔形锥体、圆锥体或圆形形状地形成。这对于在扩张器之前最初地安置锥子87是有利的，但不是必需的。这样的次序帮助避免在最初

30

不正确的安置中受扩张器锋利的尖端损伤的可能。这也帮助保持未暴露于密实的纤维组织中的锥子具有最初的锋利，为了建立一个从皮肤到椎弓根进入点的通道该组织必须被切开。用手动或使用标准的手术室槌棒导引的锥子87可以是套管以便使得用于整形外科销钉的一个通道通入椎弓根以提供对于螺钉54的导向，这样套管被放在销钉上。类似于扩张器80、86，锥子87的顶端由不透过射线的材料制造以便外科医生在手术过程追踪锥子的轨迹。顶端可以是一次性使用的以便保持它的锋利，或者可选地，其可以是可再次使用的。

随着被连结的椎弓根的皮层的破坏，锥子87从外扩张器80移去以便为其它器械提供通道，其它器械可以是，例如未示出的钻。当每一种其它器械被导引通过外扩张器80时，钻的设定使其在外扩张器80内的“摇摆”最小。设置在外扩张器上的钉有助于减小摇摆。本发明结构的一种钻可以包括尺寸和形状与外扩张器80的导向表面91（图6）相配的导向表面。另外，虽然钻的顶端使最初由锥子87造成的椎弓根的破坏变宽，它还是有防止损坏椎弓根的小的直径。像锥子87一样，钻能是一个套管结构以便为移走钻之后仍然留在区域中的导引线提供一个通道，并且钻的顶端由不透过射线的材料制造以便跟踪钻相对于椎弓根的位置。

在该点，螺钉54以连续的方式被引入位于脊骨一侧的被连结的脊椎骨的相邻的椎弓根，并且当整个过程被重复时，另一对螺钉54被引入位于脊骨相对端的椎弓根。根据本发明的方法使杆66垂直地引入螺钉头60的独特结构的螺钉54限定了系统获得皮下安置螺钉和杆的能力。虽然螺钉安置的顺序不重要，可期望的是引导带有凹槽64的头60的螺钉54枢轴地接合杆66的头端70。穿入椎弓根和脊椎骨体的螺钉54优选由钛组成，虽然不锈钢、其他金属，或任何其他材料，包括生物体可吸收的材料（bioabsorbable）能用于实施本发明的方法。在螺钉的直径及螺钉的整个长度方面，螺钉54的尺寸不限于单一的尺寸。螺钉的内径可从螺钉54的钉身56的顶端（图3）到螺钉头60增加尺寸以

保持骨头的支撑并且使得螺钉发生破裂的风险最小化。螺钉的顶端、螺纹和节距的结构要使螺钉54能够通入椎弓根和脊椎骨体而不需要沿着通过椎弓根和脊椎骨体的路线和导轨完全的钻孔或开孔。

5 在螺钉54已经从皮下放置在椎弓根内后，外科医生需要借助皮下切开在皮下放置的螺钉头60之间的组织来形成接收连接杆66的区域。参见图7，一个组织切开器械26具有圆柱体28，构成为以与另一个器械类似的方式滑动通过外扩张器80。一个刀片34在支撑位置和切开位置之间枢轴转动，其中在支撑位置刀片被收回体28内，此时刀片延伸
10 通过相邻外扩张器80的槽82。因为安全的原因，在支撑位置，刀片必须完全收回到体28内的凹进处30。因此，仅仅当凹进处30和外扩张器80的槽82对齐时，刀片34才有可能移动。这样一个对齐位置借助提供体28的和带有互相相配的导向表面91的外扩张器80（图6）的相对表面而自动地建立，以便在体28移动通过扩张器80过程限定对齐位置。

15 一个枢轴转动刀片34的结构包括一个转换刀片致动杆32的直线运动成为刀片34的枢轴转动的机构。如图7所示，在致动杆32向上的冲程过程实现刀片34向下的枢轴转动动作。特别地，致动杆32的末端36凹进去以便通过销钉38形成两个相同的桥接的臂，销钉作为刀片34的
20 支点，刀片的一部分可旋转地安置在这些臂之间的销钉38上。为了实现刀片34的枢轴转动，体28的末端设置桥接凹进处30底部并与销钉38隔开的另一个销钉42，以便刀片34以与体28成直角地在它的切割位置延伸。刀片34有一个为销钉42提供凸轮表面的短槽40，销钉42横跨槽40。在操作中，当推动杆32被向上拉时，因为销钉38连接刀片34和致
25 动杆32，刀片最初向上直线移动。当连接到连接杆32末端36的刀片34还在直线向上移动而销钉42开始压槽40的表面而产生一个扭矩时，刀片的直线移动转变为旋转运动。当刀片34水平延伸进入在刀片的切割位置的相邻的外扩张器80的槽82时，由杆32产生的线性力和由销钉42产生的扭矩的组合终结了刀片的枢轴转动。根据刀片34的一个结构，
30 它的相对边缘是能够在刀片位移的相对方向提供切割的两个切割刃。

致动杆32相对于体28的对称轴线偏心设置以便使刀片在刀片支撑位置完全容纳在体28内。

5 根据组织切割器械26的另一实施例，在致动杆32向下冲程过程，刀片枢轴转动到它的切割位置。刀片34具有图7虚线所示的槽40，其限定在两个刀刃之间，并且在刀片的支撑位置内不平行于致动杆32的纵轴线地延伸。致动杆32的末端分成互相连接的两个臂以便连接臂的销钉延伸通过槽。因此，在杆32的向下冲程过程，它的末端首先沿着不影响它的运动的槽滑动，但是一旦杆32移动且槽延伸平面汇聚，刀片开始在它的切割位置围绕着销钉旋转。该结构类似于上述结构的原理，但更有效，因为组织的主切割是响应直接向下的线性力进行的，并且不要求杆32偏心地放置。为了确保螺钉头60之间的区域合适地形成，组织切割器械86能安置在相邻的外扩张器80内，并且整个过程被重复。虽然所示的组织切割器械26有机械结构，同样可使用任何热的、
10 激光的和超声波的切割器械。
15

随着该区域的形成，借助杆保持系统100，连接杆66连接到螺钉54之一的螺钉头60，如图8、9所示。杆保持系统100包括一个套104，该套被滑动地导引通过外扩张器80至一个对齐位置，其中有一个形成在套104上的与设置在外扩张器80上的槽82相一致的凹槽102。在该对齐位置，并且仅仅在该位置，杆66移动到你连结相邻螺钉54的最终位置。为了确保这个在凹槽102和槽82之间的对齐位置，套104和外扩张器80的相对表面可以带有相配的导向表面93地形成，如图6解释的。当然，如果未提供导向表面，也可以相对于外扩张器手动地旋转套104。
20

25 杆保持器100的重要性在于1) 如果螺钉54构成为具有分离的部件，其连接头端70与螺钉头60，和2) 在希望的方向制动杆66，因此其桥接相邻的螺钉头。通过可松开地锁定在杆保持器100内的杆66的尾端72实现杆66和螺钉头60之间的接合。若干种保持系统，例如，卡盘、弹簧加载的球机构、或者由摩擦材料制造的并且设置在套的内表
30

面上的简单的O形环可以结合在套104内。在如图8-9所示的弹簧加载的球机构情况，保持杆66尾端72的球108、110能侧向收回，并且响应由外科医生产生的外力而放开杆66。类似地，O形环可以保持杆66直到被施加外力。如果设置卡盘，杆保持器100有一个旋转致动器使卡盘的接合表面相互朝向和离开。螺钉头60（图3）最初在一个位置旋转，其中杆66的销钉68自动地延伸通过和接合形成在螺钉头60内的凹槽64。可选地，外扩张器的内表面可带有附加的导向结构使得螺钉头60仅仅在一个位置滑动通过外扩张器80，其中槽62自动地和外扩张器的槽82对齐。这种结构对于有着永久地连接于螺钉头60的杆66的头端70的螺钉构成是有利的。

其本身产生的线性定向的外力不足以在其最初位置和最终位置之间枢轴转动杆66。需要将扭矩施加于杆66的尾端72而引起后者围绕着头端70枢轴转动。一个转换推杆116产生的推力成为杆66的旋转的结构包括特殊构造的在杆保持器100内互相相对的杆66的尾端72和推杆116的末端108。特别地，如图9所示，这些端互补地倾斜使得推杆116朝着相邻的外扩张器沿着希望的方向施加所需的扭矩。这样，一旦头端70连接于螺钉头60，推杆116被致动向杆66的尾端72施加扭矩，引起后者朝着杆的最终位置围绕着头端70旋转。

有时候施加于连接杆66的扭矩可能不足以自始至终地向着相邻螺钉54的螺钉头移动杆66。形成在相邻螺钉54之间的区域对于充分容纳杆66而言可能也不具有最佳的形状和尺寸。为了确保杆66保持在它的最终位置，其中杆完全容纳在该区域，并且尾端72容纳在相邻螺钉54的螺钉头60内，本发明提供了图10-12所示的杆导向工具120。杆导向工具120的关键特性包括能够接合和导引杆66的尾端72进入各自的螺钉54的螺钉头60的一个臂。表示在图10的本发明的该工具的实施例之一，包括一个带有臂128的壳体122，该臂被弹簧加载以便在支撑位置和展开位置之间移动。当在壳体122通过扩张器80向下移动期间臂128完全对齐后者的槽82时，臂128处于其展开位置，在该位置臂128基本

平行于杆接受区域延伸，。臂的一个自由端130有类似桨状（未示）的结构以便壳体122被向上拉时压连接杆60的尾端72并且使其进入螺钉头60。像可导向通过外扩张器80的器械的其余部分一样，壳体122有与外扩张器80的导向表面相配的导向表面以便建立臂128和扩张器80的槽82之间的对齐。

图11表示了杆导向工具120的另一个实施例，其有一个带有臂托架124的壳体120，臂托架作为整体件形成，其有一个起着臂128作用的L形末端130。在壳体122内向下移动臂托架124提供对臂128的致动。

上面公开的发明方法和系统直接用于连结至少一对被接合的脊椎骨的椎弓根，通过在皮肤上设置合适的标记识别该系统以至它们在进入椎弓根的进入点被对齐。本发明的识别过程使用X射线成像、荧光检查法、超声波和计算机导向技术来识别被标记的椎弓根。特别地，该过程包括准备一个消毒的透明的塑料板，其上有一个例如从椎骨成像的前后方投影（以后称作A-P）可看到的腰椎的外形轮廓线。在板上是一个椭圆形用于以近似30度的A-P倾斜角度识别椎弓根。这些轮廓是结合在透明板材料内的细线并且由不透过射线的物质制造，同时用肉眼可看到黑色以便它们容易辨认地放在病人的皮肤上。透明板的边缘有消过毒的粘接剂，一旦达到适当的位置其被暴露出并且固定。

结合有基准（fiducial）的消毒板被安置在病人腰椎的皮肤上，并且获得A-P的观察。板可以移动直到在A-P观察到的轮廓和脊椎骨的侧面相配。可以写出合适的软件，以便如果可能的话在该路经中利用各种成像导引系统，但在某种程度上还是推荐使用放射学成像。

基准板在皮肤上进一步移动以便当脊椎骨的轮廓与基准板上轮廓相配时，能开始对例如一个荧光照相机成像的成像成分进行近似30度A-P的倾斜观察。已经建议的是对椎弓根最精确的观察。通过几个调节该系统会更精细，调节包括一个对预先观察研究的椎弓根的角度测

量的简单的系统。这有一个类似罗盘的透明物组成，其靠着外科手术前的横向轴线（transaxial）成像安置，当它们进入脊椎体时测量椎弓根的角度。一般地已经接受的角度是在L3近似5度，在L4近似10度，在L5近似15度，在S1近似20度。给出的那些近似值一般来说是可接受的，大多数外科医生接受一个基准以便当利用30度A-P时安置椭圆，这组角度投影将被识别。然而，如果一个特殊的椎弓根展示了一个不寻常的角度，使用在一侧上带有粘接剂的独立的椭圆也是可能的。包括X-射线，荧光、计算机导引和超声成像技术的应用要求本发明系统的器械是射线可透过的，不阻碍对皮下结构的观察，如图3-24所示。

然而，为了相对于被连结的椎弓根合适地定位扩张器80、86、锥子67、螺钉54和其他必需的器械，设置在椎弓根附近的它们的顶端必须容易地在荧光观察中被识别。例如，扩张器80的顶端并且仅此顶端由金属制成是非常重要的，从而当其切割位于皮肤和进入椎弓根的入口之间的组织时在成像中能够被容易地观察到。期望被成像的器械配置有识别反射器或其它仪器，以至它们和相关的当前使用的任何“成像导引（Image Guided）”系统一起使用。

识别标记使得外科医生利用“无约束（Free Hand）”方法在位于椎弓根进入点上的皮肤内制造一个基于标记识别位置的一个切口，并且扩张器被引入通过切口。然而，某些时候，这种手动的插入扩张器不足以使与螺钉54相关的器械正确地前进，因为由外科医生选择的轨道可能不是最佳的。为了克服这个缺点，本发明的系统还包括一个帮助外科医生建立希望的组织剖开器械的轨道的定位系统或装置，如图13-23所示。如图13所示，一个安置系统140使得一个中空为导向件148对齐标记并且相对于椎弓根以希望的角度定位，该导向件随后被扩张器之一或外壳81穿过。因此，通过中空导向件148内部的器械沿着所建立的最佳的螺钉路径朝向椎弓根。

如图13和5所示，安置系统140包括一个带有导轨150的矩形外框架142，其沿着脊骨延伸，一个内框架可沿着该导轨移动，一个带有

导引件148的支架146可操作地横向移动到脊骨。按照外框架142的一个结构，它有一个透明的基座，借助粘接剂或插入皮肤外层的小的尖锐的刃或销钉，其底被临时连接到带有标记的透明板。根据另一个结构，如图16所示，外框架142安置在两个连接器支撑保持器152上，保持器连接到操作台的侧边并且可操作地建立安置系统140的期望高度。通过启动一个锁紧机构154，外框架142被锁定在希望的位置。作为对中心凹陷的一件式外基座的替换，外框架可以有两个对半的基座156，每一个带有各自的导轨150。设置的外框架142的两个对半的基座消除了在基座156内形成容纳导向件148的中心凹陷的必要。

10

安置系统140的内框架144使得中空导向件148沿着外框架142的导轨150滑动时其沿着脊骨调节。内框架144的底有延伸补偿外框架142导轨150的导向表面151（图3、13、22）并且构成为使得这些框架相互滑动运动。有T-,U-,V-,C-,L-形之一的导轨150的各种横截面成为在内框架144上的必要的补偿表面。例如，图17所示，导轨150带有一个具有梯形底的倒T形。图18表示了带有两个挖去的下部152的T形凹槽，挖去的下部152形成在导轨150的上边165。如图19所示，导轨150有一个倒T形，而图20的导轨150的底具有C形。图21表示的导轨150有两个侧表面160，其从导轨150的相对壁向内延伸并且终止在相互相距一距离处以便形成一个两水平面的矩形部件162。

20

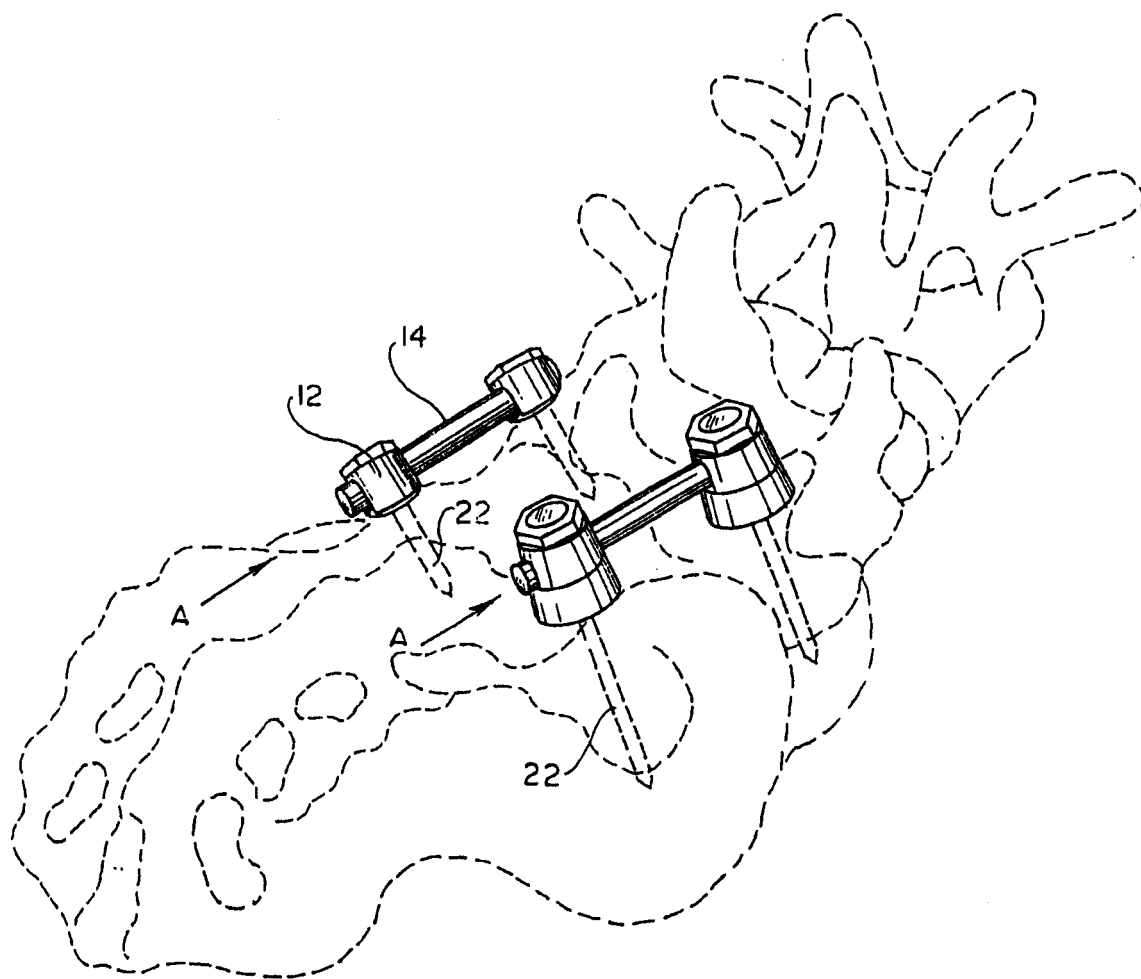
最后，两个改变的支架146安置在内框架144上并且以相对于脊骨的纵向尺寸横向的方向提供对中空件148可控制的位移，如图15、22、23所示。一般地，如图15所示，内框架144可以接受支架146的一个基座，其与没有表示在附图中外框架142结合，在中间的侧平面内和头盖形的尾部平面内提供导向件148的位移。转到图22，内框架144带有一个导向轨道166，其有多边形或圆形横截面和一个可操作地沿着导向轨道166移动的滑动件168。为了成角度的移动导向件148，滑动件168带有一个刚性地连接于中空导向件148的弧形件170，中空导向件148又被枢轴转动地安置在内框架144上。当滑动件168上的标记182和刻

30

度尺172上的希望的刻度标记一致时，通过评估椎弓根单元和脊椎体相连接的角度而建立来自外科手术前研究的中空导向件的希望的角度。

5 如图23表示的支架146的其它结构有一对带有凹槽188的弧形件174，凹槽188限定了一个用于安置在沿着凹槽188可滑动的横杆186上的滑动件148的路径，凹槽互相对齐。横杆至少有一个带有标记184的锁紧螺母176，当相应于选择的角度开始对齐各自的在刻度尺180上的标记时，标记184指示导向件148的希望的角度位置，然后通过抵靠着
10 导向件174紧固螺母176导向件148被锁定在该位置。作为安置系统140的结果，中空导向件148建立了一个进入椎弓根的轨道，特别是，进入椭圆形基准划分的进入椎弓根的进入点的轨道。建立的该轨道使得螺钉54以最安全的，对重要的椎弓根周围结构（特别是神经根和膜囊）危险最小的方式通过椎弓根。此外，安置系统140也保证螺钉54
15 完全位于椎弓根内，这样减少了螺钉破坏和拉出的机会。

 上面的描述不应理解为限定本发明，而仅仅作为优选实施例的范例。例如，上述公开的器械的结合能构成一个脊椎外科手术的成套工具。在下面附加的权利要求限定的本公开的范围和精神内，本领域的
20 技术人员能预想到其他变化。

**图1**

现有技术

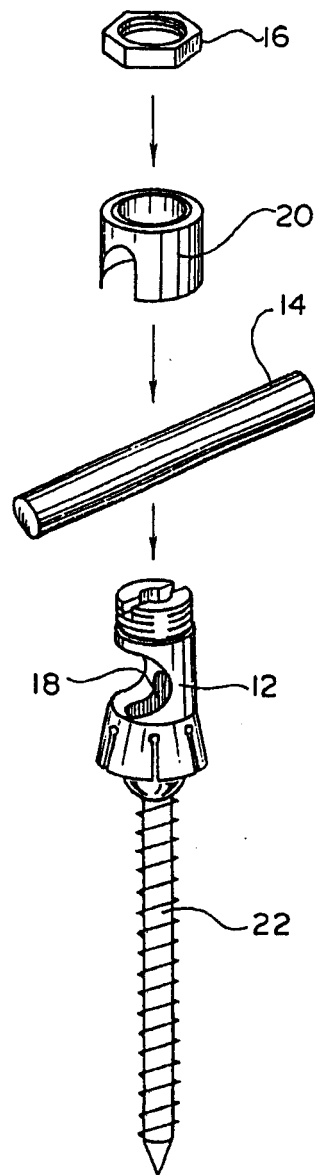


图2
现有技术

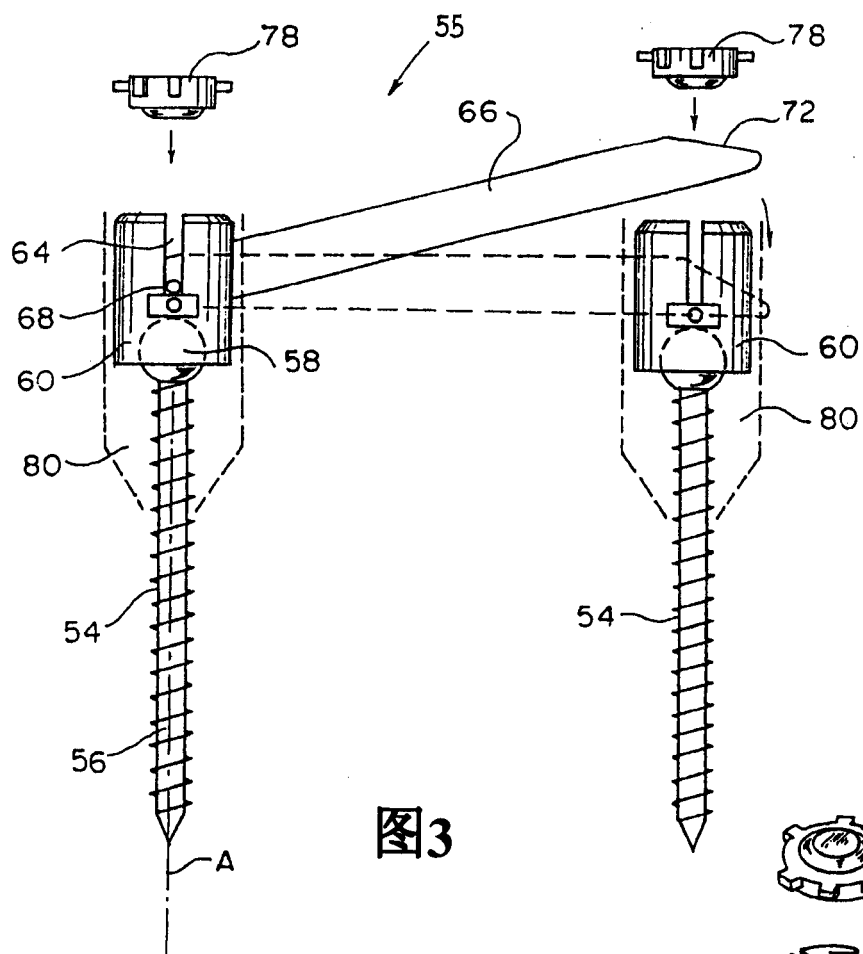


图3

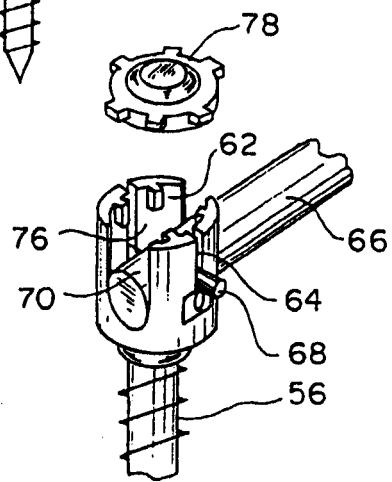


图4

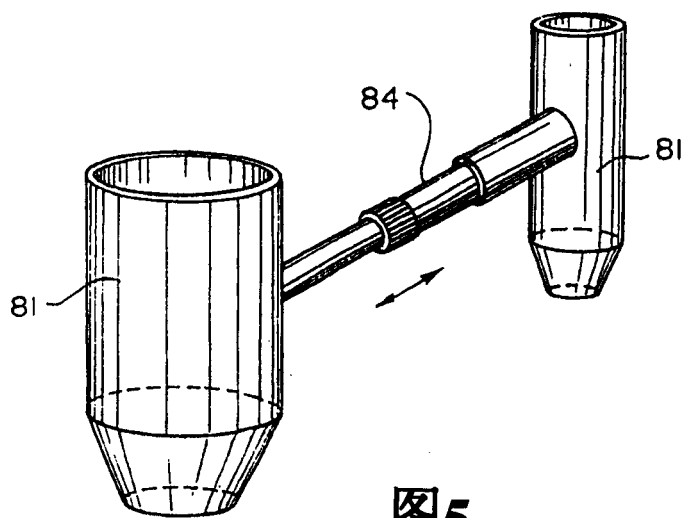


图5

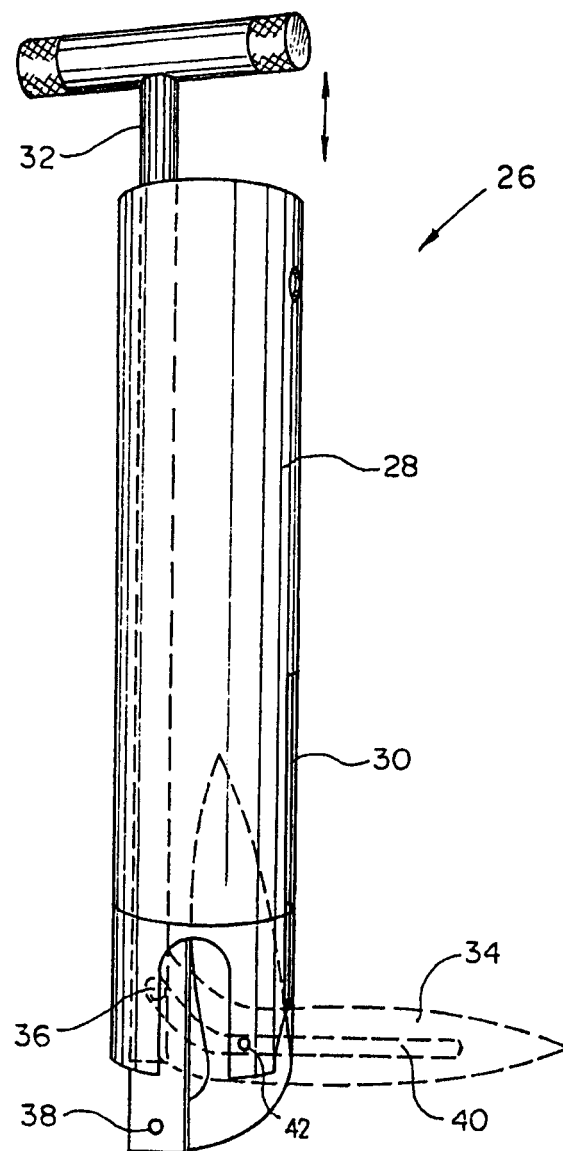


图7

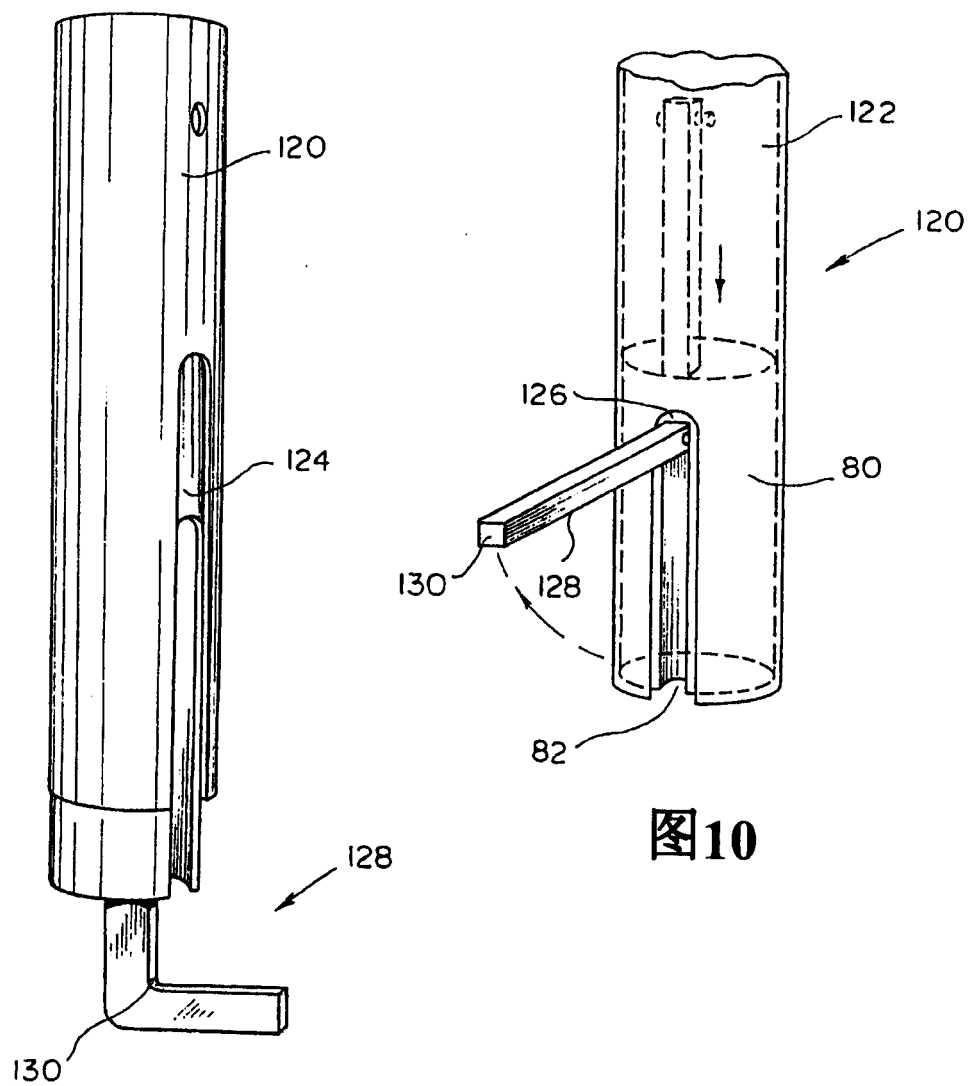


图10

图11

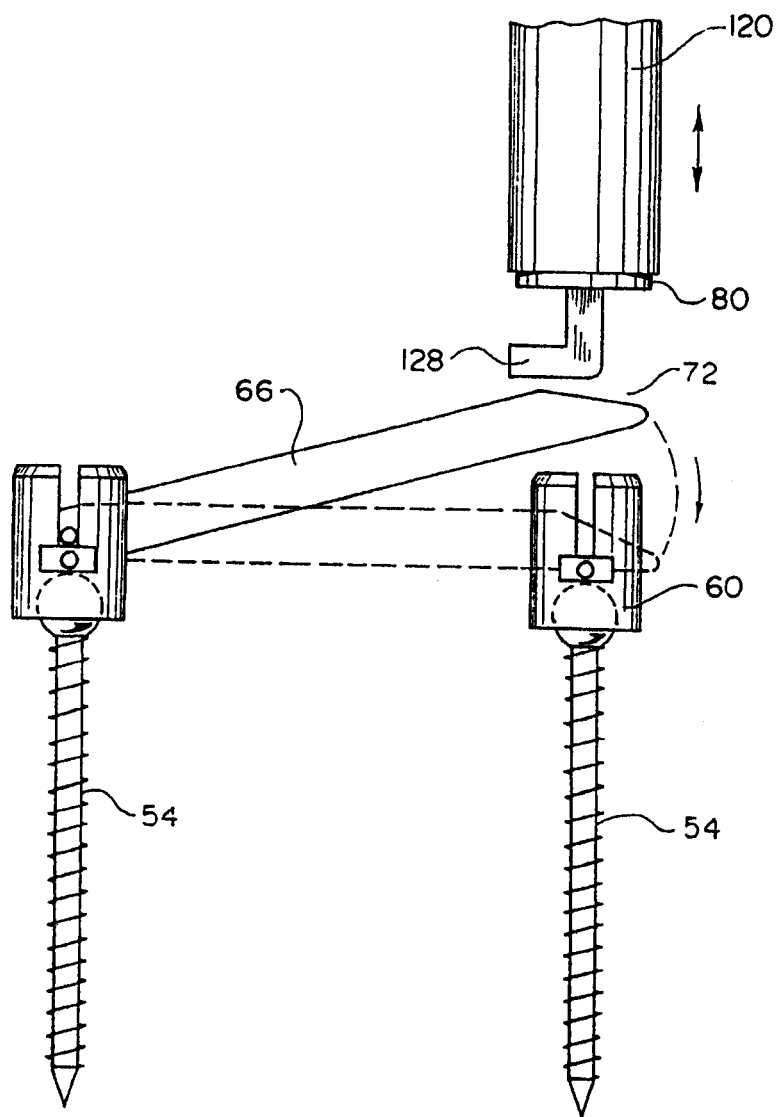


图12

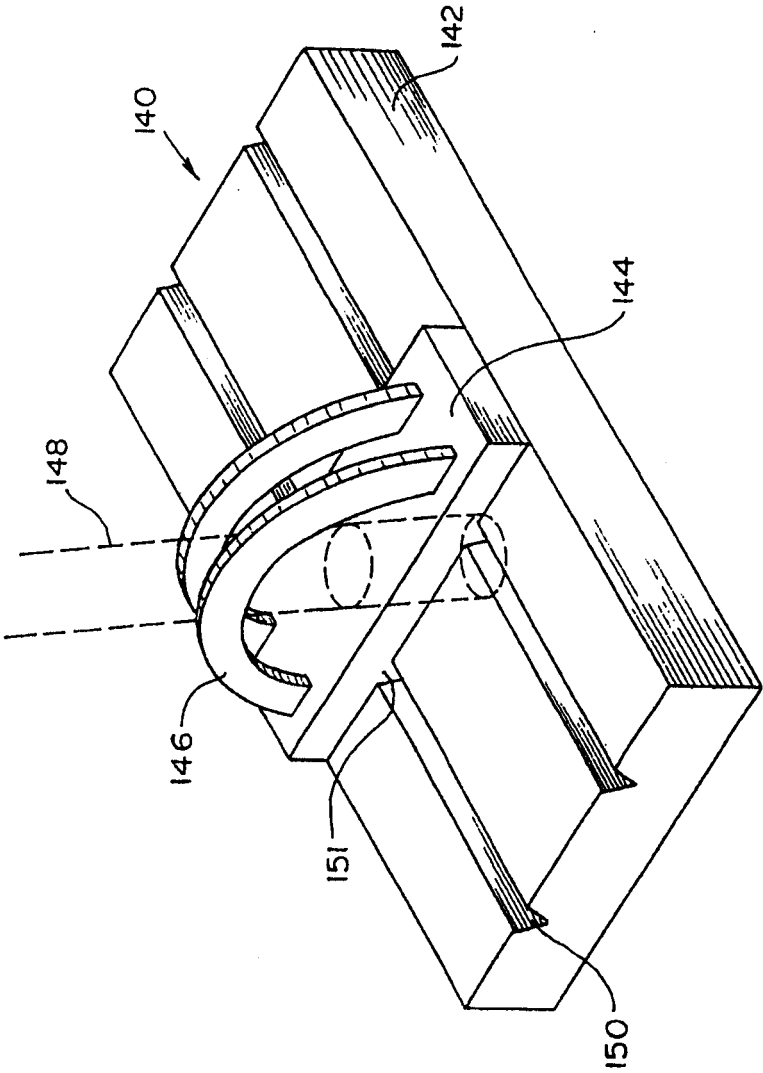


图13

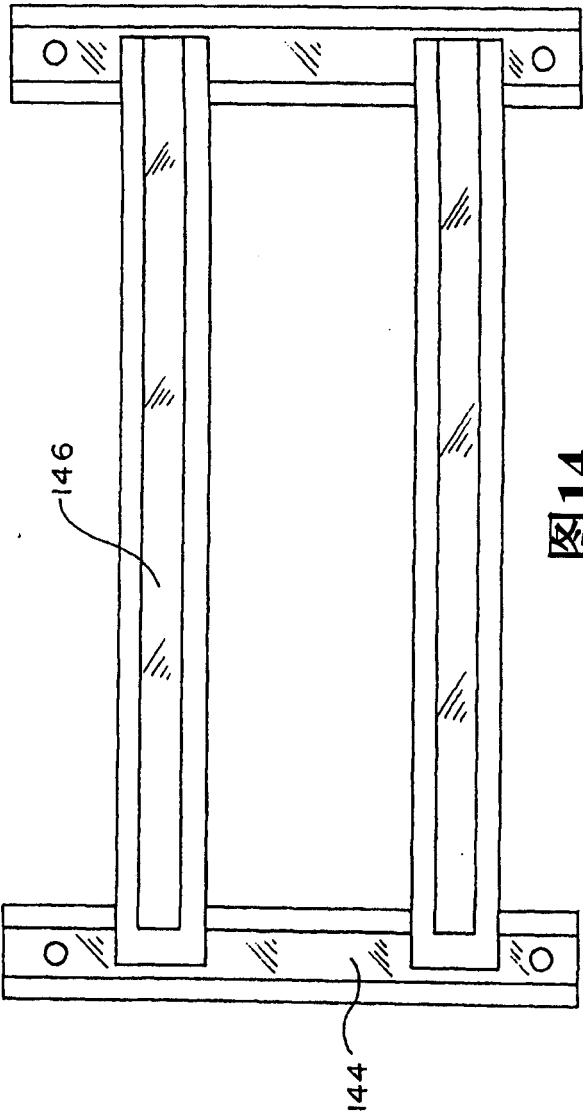


图14

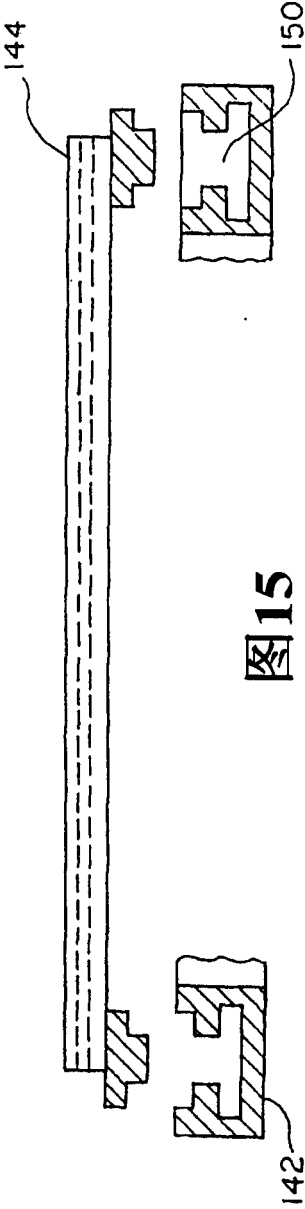


图15

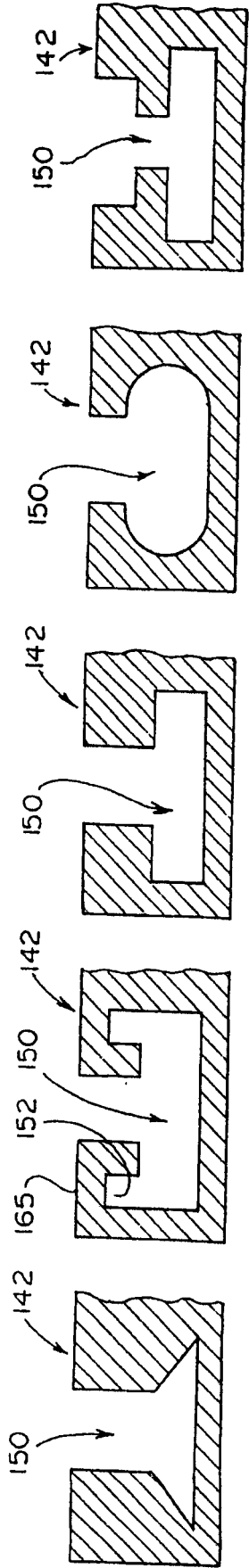


图17

图18

图19

图20

图21

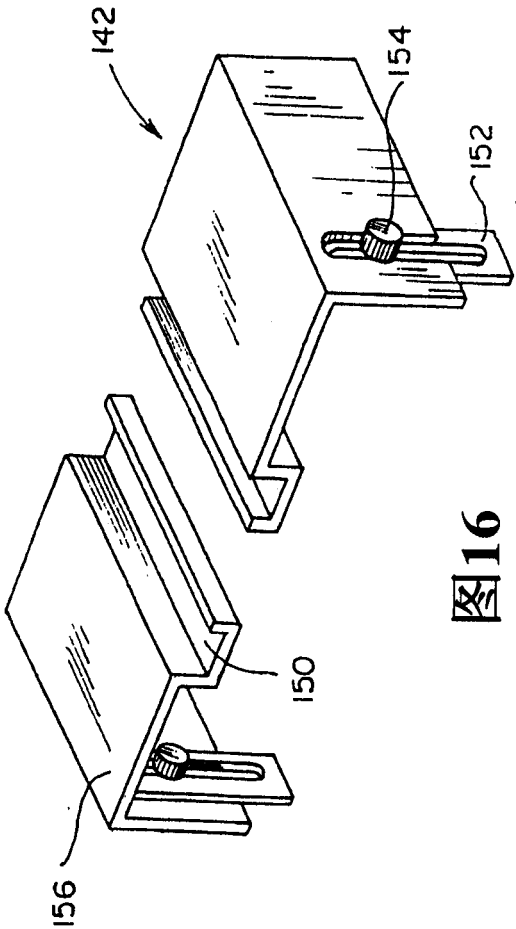


图16

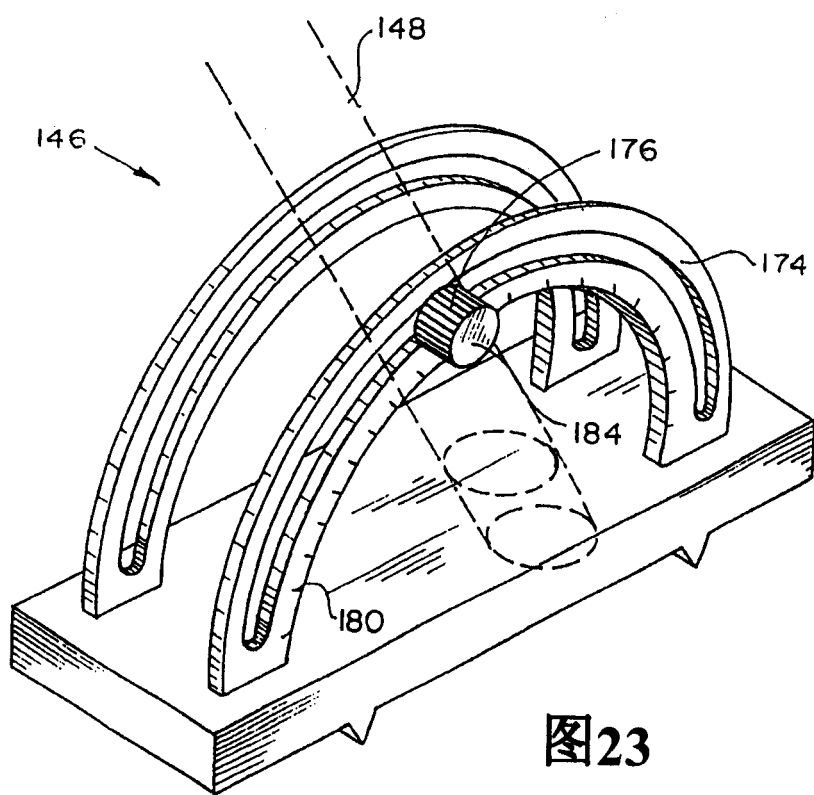


图23

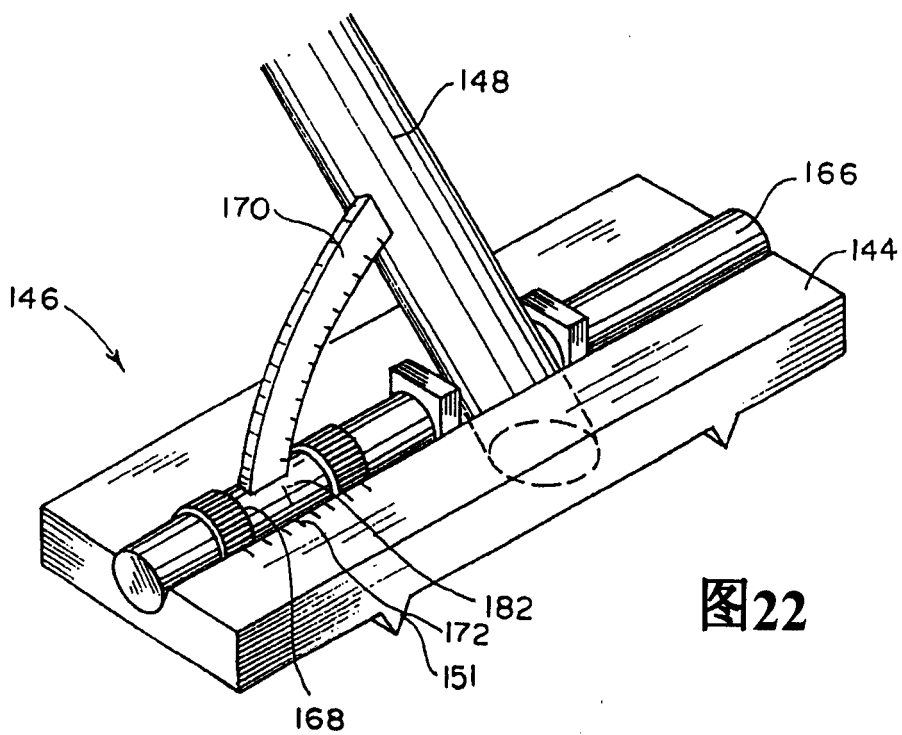


图22

专利名称(译)	皮下安置腰椎椎弓根螺钉和连接杆的装置和方法		
公开(公告)号	CN1700889A	公开(公告)日	2005-11-23
申请号	CN03824485.3	申请日	2003-08-21
[标]发明人	小弗兰克H伯姆 贝内代塔D梅尔尼克		
发明人	小弗兰克· H· 伯姆 贝内代塔· D· 梅尔尼克		
IPC分类号	A61B17/70 A61B17/88		
CPC分类号	A61B17/7085 A61B17/7037 A61B17/7005 A61B17/7034		
代理人(译)	顾红霞		
优先权	10/320989 2002-12-17 US 60/405261 2002-08-21 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

最小创伤地固定相邻的接合的脊椎骨的方法，通过构成为用于连接相邻脊椎骨的椎弓根的装置实现，该装置包括多个椎弓根螺钉(54)。每个椎弓根螺钉(54)均具有构成为在一个位置容纳连接杆(66)的螺钉头(60)，其中连接杆(66)和容纳该杆的椎弓根螺钉(54)垂直对齐。

