



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 03824606.6

[45] 授权公告日 2009 年 2 月 4 日

[11] 授权公告号 CN 100457057C

[22] 申请日 2003.8.25 [21] 申请号 03824606.6

[30] 优先权

[32] 2002.8.25 [33] US [31] 60/406,019

[86] 国际申请 PCT/CN2003/000712 2003.8.25

[87] 国际公布 WO2004/017705 英 2004.3.4

[85] 进入国家阶段日期 2005.4.25

[73] 专利权人 香港大学

地址 中国香港

共同专利权人 香港城市大学

[72] 发明人 张文智 杨伟国 钟志源 吕维加

[56] 参考文献

CN1201646A 1998.12.16

CN2395699Y 2000.9.13

US6293949B1 2001.9.25

CN2055045U 1990.3.28

WO01/52757A1 2001.7.26

镍钛形状记忆合金在医学中的应用及其进展. 张倩, 郑雁军, 杨大智. 自然杂志, 第 21 卷第 4 期. 1999

审查员 汤利容

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 原绍辉

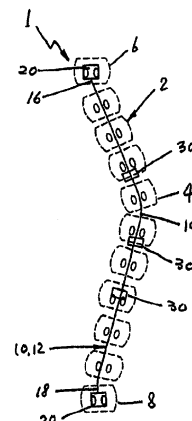
权利要求书 2 页 说明书 14 页 附图 7 页

[54] 发明名称

校正脊柱变形的设备

[57] 摘要

本发明整体涉及用于校正脊柱变形的设备和方法, 例如脊柱侧凸和脊柱后凸。本发明使用例如镍钛合金具有的超弹性或伪弹性, 来提供连续的、可预知的、并且可控的校正力, 并实现逐步的、完全的校正。可以在脊柱手术时、或手术后、或在这两个时候, 将校正力施加到变形的脊柱上, 从而提供完全的校正。和仅在手术时施加的瞬间的大校正力相比, 本发明连续和可控的校正力更为安全。另外, 连续和可控的校正力能够逐步地和完全地校正脊柱变形, 而无需任何术后处理校正设备或再次手术。



1、一种校正脊柱变形的设备，其包括：

适于安装在脊柱的一部分上的支撑构件；以及

适于将支撑构件的一部分连接到变形的脊柱部分的锚构件；

其中，支撑构件至少部分地由超弹性材料或伪弹性材料制成，从而支撑构件能够给变形的脊柱部分提供恒定的校正力，并且保持恒定的校正力，直到脊柱变形得到完全校正，

所述锚构件包括第一和第二锚构件，其中，第一锚构件包括横向牵引元件，其能够提供独立的恒定的横向牵引力。

2、根据权利要求1所述的校正设备，其中，超弹性材料具有体温范围内的转变温度。

3、根据权利要求1所述的校正设备，其中，超弹性材料包括镍钛合金。

4、根据权利要求1所述的校正设备，其中，支撑构件包括一对支撑杆。

5、根据权利要求4所述的校正设备，进一步包括连接在支撑杆之间的交联元件。

6、根据权利要求4所述的校正设备，其中，支撑杆中的一个至少部分地由超弹性材料制成。

7、根据权利要求1所述的校正设备，其中，支撑构件预先形成轮廓为呈现正常的脊柱的脊柱后凸或脊柱前凸。

8、根据权利要求1所述的校正设备，其中，第一和第二锚构件彼此接附。

9、根据权利要求1所述的校正设备，其中，锚构件至少部分地由超弹性材料制成。

10、根据权利要求1所述的校正设备，其中，通过机械工具锁住锚构件，从而将支撑构件和变形的脊柱部分连在一起。

11、根据权利要求1所述的校正设备，其中，通过远程到达工具锁住锚构件，从而将支撑构件和变形的脊柱部分连在一起。

12、根据权利要求11所述的校正设备，其中，远程到达工具包括电磁辐射构件。

13、根据权利要求1所述的校正设备，进一步包括用于调整校正力

的制动元件。

14、根据权利要求1所述的校正设备，进一步包括用于限制支撑构件移动的约束元件。

15、根据权利要求11所述的校正设备，其中，约束元件防止支撑构件旋转。

16、根据权利要求1所述的设备，其中，支撑构件适于接附在脊柱前方。

17、根据权利要求1所述的设备，其中，支撑构件适于接附在脊柱后方。

18、一种校正脊柱变形的设备，其包括：

适于安装在脊柱的一部分上的支撑构件；以及

适于将支撑构件的一部分连接到变形的脊柱部分的锚构件；

其中，支撑构件和锚构件的至少一个至少部分地由超弹性材料或伪弹性材料制成，从而支撑构件和锚构件的所述至少一个能够给变形的脊柱部分提供恒定的校正力，并且保持恒定校正力，直到脊柱变形得到完全校正，

所述锚构件包括第一和第二锚构件，其中，第一锚构件包括横向牵引元件，其能够提供独立的恒定的横向牵引力。

校正脊柱变形的设备

对相关申请的交叉引用

本申请要求于 2002 年 8 月 25 日提交的序列号为 60/406,019 的美国临时申请的优先权。

技术领域

本发明整体涉及用来校正脊柱变形的设备和方法。本发明尤其涉及逐步校正脊柱变形的设备和方法。

背景技术

使用多种校正系统来校正脊柱变形。例如，二十世纪 50 年代早期引进的 Harrington 系统，在变形脊柱的凹面上使用撑开牵引杆。对于单侧和双侧胸部轮廓，使用 Harrington 系统和脊柱融合术来治疗自发性脊柱侧凸是有利的。然而，当 Harrington 系统连同撑开牵引一起在腰脊柱上使用时，会出现腰椎脊柱前凸减弱或“板样背”效果。在仪器位置上使用节段线缝合术（如片线缝合术或棘突线缝合术）可抵消此效果，以保持腰椎脊柱前凸。然而，Harrington 系统在腰脊柱内对矢面校正具有有限的控制、具有有限的反旋以及吊钩移动的高比率，可遭遇撑开牵引杆破裂，并需要术后外部支持。

Armstrong 和 Connock、以及 Cotrel 和 Associates 引入了在凸面上使用压缩杆，其利用 Harrington 杆来使用横向牵引，以校正变形。Luque 和 Jacobs 引入了加固上部吊钩的使用，以防止脱离并增加撑开牵引杆的屈服强度。这些构造有助于 Jacobs 的系统来实现伸展过度的校正。

Luque 系统使用脊柱移植物来校正脊柱侧凸。脊柱移植物的使用包括凸面技术和凹面技术。凸面技术通常用于治疗病人的胸部弯曲，而凹面技术用于腰椎弯曲或严重变形的病人。Luque 系统使用片线缝合术作为多节段固定点，使得依附到杆和 L 形 Luque 杆上。片线缝合术沿仪器区域在多个点上提供固定，并且允许校正力沿脊柱分布，从而降低了骨折的可能性以及术后固定的需要。

Cotrel 和 Dubousset 引入的 C-D 脊柱仪器系统使用由横向牵引设备 (DTT) 相互连接的双杆系统以及在每个杆上的若干吊钩。C-D 系统意在改善胸部脊柱前凸, 保持矢面内的腰椎脊柱前凸, 改善正面内的校正, 并且如果吊钩在骨与金属界面处移动或断裂时, 将校正损失降到最小。

类似的脊柱校正系统包括 Texas Scottish Rite 医院 (TSRH) 的通用脊柱仪器和 Isola 脊柱移植系统。TSRH 系统除了在矢面和冠面上获得更好的胸部弯曲校正以及保持腰椎脊柱前凸之外, 还通过其 Crosslink™ 设备提供了对轴向力和扭转力的移植物刚度。TSRH 系统用于治疗严重的脊柱侧凸弯曲。Isola 脊柱移植系统是从 Harrington 的原理与设计中发展出来的, 并且装配了可变化的螺钉放置系统 (VSP)。此移植物的装配意在将内部或外部造型最小化并增加稳定性和耐用性。然而, 当使用 Isola 系统时, 出现过由髂骨螺钉损耗、横向连接器破损和在结构端部的螺钉破损引起的并发症。

然而各种传统校正系统不能提供完全的脊柱侧凸校正。例如, 传统的脊柱校正系统, 从早起的 Harrington、Jacobs 和 Luque 系统到后来开发的例如 TSRH (SOFAMOR DANEK, 美国)、CD Horizons (SOFAMOR DANEK, 美国) 以及 ISOLA (DePuy AcroMed, Raynham, 美国麻省) 和 Moss Miami (DePuy AcroMed), 使用稍微不同的技术来校正脊柱侧凸。这些校正系统仅能将脊柱变形降低 60% 到 70%, 但完全校正几乎是不可能的。使用过度的校正力来尝试完全校正, 可导致骨折或由于脊髓损伤引起的神经功能缺损。

此外, 没有一个传统校正系统考虑了脊柱的粘弹性特性。脊柱的粘弹性特性与其随时间变化的机械效应有关, 即在施加力的持续时间中, 脊柱的刚度降低。在脊柱外科手术中观察到了这样的机械效应, 在操作期间, 保持组织张力所需要的力逐渐下降。当组织松弛时, 由校正系统施加的校正力也将下降。校正系统内张力的损耗能够导致变形在校正之后部分复发。因此, 作为此效果的结果, 传统校正系统能够导致校正降低达 15%。此外, 因为脊柱侧凸校正是瞬时进行的, 而且仅在外科手术时进行, 没有时间让组织松弛, 所以脊柱上的负载迅速增长。在被校正脊柱上增加的负载限制了从安全角度来说可能的校正力数值。因此, 脊柱组织的粘弹性性能可限制校正力的数值, 并因

而限制校正率。如果使用过度的校正力，可导致骨折。此外，由于脊髓的迅速过度拉伸，可出现神经功能缺损。

已采用逐步和恒定的校正力来克服由脊柱组织的粘弹性松弛导致的缺陷。这样的校正力可弥补由于生物组织的粘弹性性能导致的校正降低，并且可在最初手术后实现变形的逐步校正。尽管如此，提供逐步或恒定校正力的传统系统需要某些形式的重复手术或术后护理，既导致了较长时间的住院治疗，又给病人带来了不便和不适。

其他将逐步而恒定的校正力施加到侧凸脊柱的方法包括：外环牵引、间断开口伸长和来自形状记忆合金的形变。例如，使用镍钛（NiTi）合金的形状记忆效应（SME）来校正目标模型内的脊柱侧凸。然而，SME的机械强度不足以完全校正脊柱变形。

伪弹性是镍钛形状记忆合金的另一个特性，可用于克服以上问题并且在8%的范围内为变形提供恒定的恢复力。然而，这种恒定的校正力必须保持低，以避免在锚定点或骨与移植物的界面上的骨折，并避免神经功能缺损。

本发明提供一种克服以上问题的设备和方法。另外或着作为另一种选择，即使在手术之后，本发明也能够连续给脊柱提供恒定的力，而无需术后处理，以及一直到脊柱得到完全或充分校正。

发明内容

本发明整体涉及脊柱变形校正。更明确的说，本发明能够提供恒定或大致恒定的校正力或类似的校正力，并且保持这种校正力恒定或大致恒定，直到脊柱变形得到校正。本发明能够校正各种脊柱变形，包括脊柱侧凸、脊柱后凸、脊柱前凸以及围绕脊柱纵轴线的旋转。另外或着作为另一种选择，本发明能够提供脊柱变形的水平面校正。

本发明提供一种校正脊柱变形的设备和方法。校正设备能够提供恒定且可控的校正力，其可施加到变形的脊柱部分。这样的校正力可维持在一个恒定或大致恒定的水平下，直到脊柱变形得到校正。例如，通过使用例如镍钛（NiTi）合金之类的材料的伪弹性或超弹性特性来形成校正设备，从而提供恒定或大致恒定的并且可控的校正力。校正设备能够在手术时完全校正脊柱变形或在手术中间以及术后逐步校正脊柱变形。另外或作为另一种选择，校正设备能够在手术之后施加恒

定或大致恒定的校正力，允许脊柱变形的逐步校正。

附图说明

结合以下附图将更好地理解本发明的详细描述，其中相同的参考数字代表相同的元件：

图 1a 和 1b 分别显示了在固定元件将校正设备固定到脊柱上之前和之后的校正设备的第一实施例。

图 2 显示了校正设备的第二实施例，其中给单杆系统提供了横向牵引构件。

图 3 显示了校正设备的第三实施例，其中给双杆系统提供了交联元件。

图 4 显示了校正设备的第四实施例，其中给给双杆系统提供了横向牵引元件或交联元件。

图 5a 和图 5b 显示了校正设备的第五实施例，其中在单杆系统和双杆系统中分别提供制动元件。

图 6a 和图 6b 显示了校正设备的第六实施例，其中在单杆系统和双杆系统中分别提供锁止元件。

图 7a 和图 7b 显示了校正设备的第七实施例，其中在单杆系统和双杆系统中分别提供了阻塞元件。

具体实施方式

以下将连同附图对实施本发明原理的各种校正设备和方法进行描述。在以下讨论中，相同或类似元件用同一数字参考来标明，并且省去了多余的描述。

本发明整体涉及脊柱变形的校正。根据本发明，可以为脊柱校正提供恒定或大致恒定的作用力。这样的校正力能够逐步抵消脊柱的粘弹性现象。因此，本发明能够完全或大致完全地校正脊柱变形。在校正力施加于变形的脊柱部分后，可以对校正力作出或不作出进一步的处理，来进行该校正。

例如，可使用超弹性或伪弹性材料来提供恒定或大致恒定的校正力或类似作用力，这样的作用力施加到变形的脊柱部分。这样提供的恒定校正力能够逐步并且不断地校正脊柱变形。在一个典型实施例

中，镍钛合金可用于提供恒定或大致恒定并且可控的校正力。可以理解：超弹性或伪弹性材料的其他实施例也在本发明范围内。

可使用不同方法来形成能够提供恒定校正力的超弹性或伪弹性材料。例如，通过在超出其弹性极限但仍在塑性极限内来对材料进行机械变形或其他物理变形，能够形成超弹性或伪弹性材料。通过使用任何传统加热装置来加热或逐步升温，允许材料恢复到体温状态。当材料恢复到其最初形状时，将出现转变，从而形成超弹性或伪弹性材料，使用此材料能够校正脊柱变形。该转变可瞬时或在从几分钟到几天的一段时间内发生。当这样的超弹性或伪弹性材料在材料的弹性极限和塑性极限范围内经受变形时，由这样的超弹性或伪弹性材料产生的校正力能够保持恒定或大致恒定的水平。

根据本发明，可以以各种方式来实现脊柱变形校正。在一个典型实施例中，在手术时能够完全校正脊柱变形。在另一个典型实施例中，在手术期间和手术之后对脊柱变形进行逐步校正。例如，术后将恒定或大致恒定的校正力施加到变形的脊柱部分，允许逐步校正脊柱变形，而不会引起神经问题或损害移植物与骨骼的界面。

另外或作为另一种选择，可以在需要或无需进一步处理的情况下，进行脊柱变形校正。在一个典型实施例中，将恒定或大致恒定和可控的力施加到需要术后处理的变形的脊柱部分。在另一个典型实施例中，将恒定或大致恒定和可控的力术后施加到无需进一步处理的变形的脊柱部分。可以理解：校正脊柱变形的其他实施例也在本发明范围内。

根据本发明，能够对各种脊柱变形进行校正。例如，校正可针对围绕脊柱纵轴线的旋转（顶端椎骨旋转或肋驼峰），这是脊柱侧凸的伴随物。在一个典型实施例中，可逐步并且充分进行校正，以校正脊柱侧凸。在另一个实施例中，能够实现水平面校正。

根据本发明的一个方面，能够提供一种用来校正脊柱变形的校正设备。能够以各种方式来形成校正设备。在一个实施例中，校正设备可包括一个或多个能够提供恒定或大致恒定校正力的弹性构件。例如，可使用超弹性或伪弹性材料来提供恒定或大致恒定的校正力。在一个典型实施例中，校正设备可包括一个或多个由超弹性或伪弹性或类似材料构成的校正构件，以提供这样的校正力。超弹性或伪弹性材

料能够通过例如热或热机械处理来获得所要求的超弹性或伪弹性。例如，超弹性或伪弹性材料可在体温范围内具有转变温度。在一个典型实施例中，可使用镍钛合金。以下将详细描述构造校正设备的各种方式。

在一个实施例中，校正设备可包括一个或多个不同形式的支撑构件。例如，支撑构件可包括一个或多个取决于脊柱矢状型面的各种形状的支撑杆。在一个典型实施例中，支撑杆可以形成轮廓为呈现出脊柱后凸和脊柱前凸的正常角度。在另一个典型实施例中，支撑杆可具有跨越变形的脊柱部分的长度。在另一个典型实施例中，支撑杆具有各种截面。例如，支撑杆可具有圆形、椭圆形、正方形、六边形或其他形状或由这些组合而成的形状。可以理解：支撑杆和支撑构件的其他形状也在本发明范围内。

支撑构件可以放在相对于脊柱的不同位置。在一个典型实施例中，可以提供支撑构件，以沿着至少一部分脊柱沿展。例如，支撑构件可具有跨越变形的脊柱部分和桥接完整椎骨的长度。另外或作为另一种选择，支撑构件可放在脊柱母相（或奥氏体相）内的脊柱背面或前面。在一个典型实施例中，可提供支撑构件，从而沿着脊柱背面沿展。在另一个典型实施例中，可提供支撑构件，从而沿着脊柱前面沿展。可以理解：定位支撑构件的其他实施例也在本发明范围内。

支撑构件可以以不同方式安装在脊柱上。例如，可以通过诸如一个或多个骨固定器之类的不同定位元件将支撑构件固定在脊柱上。骨固定器的实例包括但不限于吊钩、螺钉、线、夹具等。在一个典型实施例中，支撑杆的自由端可使用不同的骨固定器安装在脊柱上。可以理解：安装支撑构件的其他实施例也在本发明范围内。

支撑构件可用不同材料制成。在一个典型实施例中，支撑构件可包括能够提供恒定或大致恒定校正力的超弹性或伪弹性材料。在这样的支撑构件经受变形力之后，变形的支撑构件能够提供恒定或大致恒定的作用力，一旦释放变形力，其能够使变形的支撑构件恢复到其初始形态。这样产生的恒定或大致恒定的力可用于完全或大致完全地校正不同脊柱变形。在一个典型实施例中，支撑构件可包括镍钛合金。可以理解：其他超弹性或伪弹性材料也在本发明范围内。

如果需要，能够以不同方式来调节或改变校正力的大小。例如，

可通过改变支撑构件的尺寸和形状来改变校正力。在一个典型实施例中，可通过使用不同直径的支撑构件来调整校正力。在另一个典型实施例中，可通过使用不同截面的支撑构件来调整校正力。另外或作为另一个选择，能够使用独立的设备来调节校正力。例如，制动元件可应用到支撑构件，以阻抑校正力。可以理解：调整校正力大小的其他实施例也在本发明范围内。

在另一个实施例中，校正设备可包括一个或多个不同形状的锚构件。锚构件能够使支撑构件的一部分和脊柱结合。例如，在完成脊柱校正手术时，锚构件可将支撑构件安装在变形的脊柱部分上，从而将支撑构件锁在适当位置。典型的锚构件包括但不限于吊钩、螺钉、线、夹具等。在一个典型实施例中，锚构件可部分地由超弹性或伪弹性材料制成，例如镍钛，或其他具有类似特性的材料。

在一个典型实施例中，至少一个锚构件可以呈横向牵引构件的形式。横向牵引构件可直接或通过另一个锚构件连接在支撑构件和脊椎椎骨之间。横向牵引构件可形成为提供独立的具有恒定或大致恒定数值的校正力。例如，横向牵引元件可包括超弹性或伪弹性材料或其他类似材料。在一个典型实施例中，由横向牵引构件产生的独立的校正力能够不使用超弹性支撑构件来校正脊柱变形。在另一个典型实施例中，由横向牵引构件产生的独立的校正力可用来增强、减小、终止或调节由支撑构件产生的校正力。典型的横向牵引构件包括但不限于超弹性弹簧构件、可调节汽缸、内部马达、齿轮箱等。可以理解：横向牵引构件和锚构件的其他实施例也在本发明范围内。

可以以不同方式将锚构件锁在支撑构件和变形的脊柱部分上。例如，通过拉紧锚构件能够实现锁止过程。在一个典型实施例中，通过使用例如螺丝刀之类的手术工具通过切口来实现锁止过程。在另一个典型实施例中，无需开口的手术就能远程引导锁止过程。例如，通过触发镍钛锚构件的形状变化，如通过加热，来实现锁止过程。在一个典型实施例中，使用如电磁设备的加热设备来提供热量。在一个典型实施例中，加热设备可应用到接近镍钛锚构件处的皮肤。可以理解：锁止过程的其他实施例也在本发明范围内。

根据本发明，至少一个支撑构件和锚构件可作为校正构件来形成。校正构件能够提供用来校正脊柱变形的恒定或大致恒定的校正力。这

样形成的校正设备因此能够逐步并且充分地校正脊柱变形，而无需在脊柱校正手术后再进一步处理校正构件。

如果需要，可以限制支撑构件不必要的移动或旋转。此限制可以以不同方式来实现。例如，可提供一个或多个约束元件来防止支撑构件不必要的移动或旋转。在一个典型实施例中，约束元件可包括一个或多个锁止元件，例如可锁定的夹具，其能够防止支撑构件进一步移动。另外或作为另一个选择，约束元件可包括防止支撑构件旋转出预定位置的制动器元件。可以以不同方式来操作约束元件。在一个典型实施例中，通过如螺丝刀的直接到达工具来操作约束元件。在另一个典型实施例中，通过如电磁加热设备的远程到达工具来操作约束元件。可以理解：约束元件的其他实施例也在本发明范围内。

如果需要，校正设备可配备附加部件来增强、减小、终止或调节校正力。例如，校正设备可进一步包括一个或多个下列的部件：(a) 用来改变支撑构件直径的装置，以控制恢复力；(b) 一个或多个内部马达、齿轮箱等；以及(c) 由超弹性材料或具有类似特性的其他材料制成的弹簧或线圈或线。

根据本发明的另一个方面，提供一种用来校正脊柱变形的办法。在一个实施例中，可以给变形的脊柱部分提供具有预定量的校正力。如果需要，可以调节校正力的大小。校正力能够保持在恒定或大致恒定的水平，直到脊柱变形得到完全校正。在脊柱手术期间或在脊柱手术后，可激活校正力。在一个典型实施例中，可通过由超弹性或伪弹性材料等构成的校正构件来产生校正力。可以理解：产生校正力的其他实施例也在本发明范围内。

以下将详细描述校正设备和校正方法的不同实施例。

图 1a 和 1b 显示了用来校正例如脊柱侧凸的各种脊柱变形的校正设备 1 的第一实施例。校正设备 1 可以呈现不同形式，并且可以安装在脊柱 2 的至少一部分上。例如，校正设备 1 能够先应用于椎体或后应用于神经弓的单元。在一个实施例中，校正设备 1 可包括不同形式的支撑构件 10。在一个典型实施例中，支撑构件 10 可包括不同形状的支撑杆 12。例如，支撑杆 12 可具有普通的弧形，例如“C”或“S”形，或取决于脊柱矢状型面的其他形状。在另一个典型实施例中，支撑构件 10 可成形为符合自然的脊柱曲率。例如，支撑构件 10 可成形

为呈现出脊柱后凸和/或脊柱前凸的正常角度。在一个典型实施例中，如在图 1b 中所示，支撑构件 10 可包括弯曲部分 14，可通过将支撑构件 10 弯曲以符合待校正的变形的脊柱部分 4 来形成弯曲部分 14。

支撑构件 10 可相对于脊柱 2 位于不同位置。在一个典型实施例中，支撑构件 10 可位于椎骨的后侧。在另一个典型实施例中，弯曲的支撑构件 10 可位于椎骨的后侧并且与椎骨纵向对齐，以便弯曲的支撑构件 10 的隆起可位于身体后侧。

可将支撑构件 10 固定到脊柱 2 上，作为校正设备 1 的支撑件。例如，可通过一个或多个固定元件 20 将支撑构件 10 固定到一个或多个椎骨上。典型固定元件 20 包括但不限于吊钩、螺钉、线、夹具等。在一个典型实施例中，支撑构件 10 可为细长构件，其能够跨越变形的脊柱部分 4 或桥接在脊柱 2 的近端 6 和远端 8 之间。可将支撑构件 10 的端部 16 和 18 固定到上椎骨 6 和下椎骨 8 上，从而将校正设备 1 安装在脊柱 2 上。在另一个典型实施例中，可在多个位置将支撑构件 10 固定到椎骨上。

支撑构件 10 可由不同材料构成。例如，支撑构件 10 可由能够为校正设备 1 提供充足强度的材料构成。在一个典型实施例中，支撑构件 10 可包括能够提供恒定或大致恒定的校正力的弹性材料。例如，支撑构件 10 可由超弹性或伪弹性材料或具有类似特性的其他材料构成。

在另一个实施例中，校正设备 1 可包括一个或多个锚构件 30，锚构件将支撑构件 10 与变形的脊柱部分 4 连接在一起，以对脊柱部分施加校正力。锚构件 30 可以有不同形式。例如，可使用各种骨锚将支撑构件 10 和变形的脊柱部分 4 连接在一起。典型的锚构件 30 可包括但不限于线、螺丝、吊钩、螺钉、夹具等。在一个典型实施例中，使用的一个或多个锚构件 30 可以与以上讨论的固定元件 20 相同。在另一个典型实施例中，一个或多个锚构件 30 可以为横向牵引构件 32 的形式（参见图 2）。该横向牵引构件 32 能够提供恒定或大致恒定的力来校正不同的脊柱变形，如以下所详细讨论的。

可以以不同方式来使用锚构件 30。在一个典型实施例中，在手术时，锚构件 30 将支撑构件 10 和变形的脊柱部分 4 连接在一起。在另一个实施例中，在手术时，可将一个或多个锚构件 30 连接到支撑构

件 10 和变形的脊柱部分 4 的至少一个上，但不锁止。在手术后，此不锁止的锚构件 30 可随后通过不同方式将支撑构件 10 连接到变形的脊柱部分 4 上。

校正设备 1 能够完全或大致完全地校正脊柱变形。在一个典型实施例中，支撑构件 10 可由超弹性或伪弹性材料或具有类似特性的其他材料构成。超弹性支撑构件 10 的一个部分 14 可经受变形力，并且弯曲以符合变形的脊柱部分 4。可应用锚构件 30 将支撑构件 10 的弯曲部分 14 和变形的脊柱部分 4 连接在一起，如图 1b 所示。通过在冠面或矢面内伸直弯曲部分 14 可实现脊柱变形的校正。在一个典型实施例中，支撑构件 10 能够回复到其最初形状，并且在回复过程中提供恒定或大致恒定的校正力。另外或作为另一种选择，可提供横向牵引构件 32，其能够提供用于校正脊柱变形的恒定或大致恒定的横向牵引力，如以下所讨论的。

图 2 显示了校正设备 1 的第二实施例，其为单支撑构件类型。类似于以上所述，根据脊柱的矢状型面，支撑构件 10 可呈现“C”或“S”形。在典型实施例中，支撑构件 10 可在椎骨的后侧纵向对准。在另一个典型实施例中，支撑构件 10 可位于在近端椎骨 6 和远端椎骨 8 之间延伸的变形的脊柱 2 上。支撑构件 10 可安装在脊柱 2 上，从而为校正设备 1 提供支撑。在一个典型实施例中，如在图 2 中所示，可将支撑构件 10 的两端 16 和 18 固定到近端椎骨 6 和远端椎骨 8 上。在另一个典型实施例中，可将支撑构件 10 固定到变形脊柱 2 的多个部分上。

可使用一个或多个锚构件 30 将支撑构件 10 和变形的脊柱部分 4 连接在一起。与以上类似，可激活锚构件 30，从而在脊柱手术期间或手术之后或在这两个期间，锁住支撑构件 10 和变形部分 4。另外或作为另一个选择，可通过如螺丝刀的机械设备或通过例如电磁加热的远程装置来实现激活。

在一个实施例中，如图 2 所示，一个或多个锚构件 30 可为横向牵引构件 32 的形式。在一个典型实施例中，在支撑构件 10 和脊柱 2 的一个或多个椎骨之间，经由另一个锚构件 30，可连接一个或多个横向牵引构件 32。牵引构件 32 可以为多种形式，其能够提供恒定或大致恒定的横向牵引力。在一个典型实施例中，牵引构件 32 能够增强或

减小由支撑构件 10 提供的校正力。在另一个典型实施例中，横向牵引构件 32 能够独立校正脊柱变形。典型的横向牵引构件 32 包括但不限于超弹性弹簧构件、可调节汽缸、内部马达、齿轮箱等。

图 3 显示了校正设备 1 的第三实施例，其为双支撑构件类型。校正设备 1 可包括第一和第二支撑构件 10a 和 10b，如呈现“C”或“S”形的支撑杆 12a 和 12b 的形状。支撑构件 10a 和 10b 可位于相对于变形的脊柱 2 的不同位置。在一个典型实施例中，支撑构件 10a 和 10b 中的至少一个可在脊柱 2 的后侧纵向对准。在另一个典型实施例中，第一和第二支撑构件 10a 和 10b 可分别适合变形的脊柱部分 4 的凹面和凸面。如果需要，可提供一个或多个交联元件 40，以在支撑构件 10a 和 10b 之间连接，如图 3 所示。

可以以不同方式将支撑构件 10a 和 10b 固定到变形的脊柱 2 上。在一个典型实施例中，支撑构件 10a 和 10b 可从脊柱 2 的近端椎骨 6 延伸到脊柱 2 的远端椎骨 8，并且将支撑构件固定在其上。例如，通过如吊钩、螺钉、线、夹具等的各种固定元件 20，可将支撑构件 10a 或 10b 的端部 16a 和 18a、或 16b 和 18b 固定到近端和远端的椎骨 6 和 8 上。在一个典型实施例中（图中未示），可将支撑构件 10a 和 10b 的上端 16a 和 16b 固定在不同的近端椎骨上。在另一个典型实施例中，可将每一个支撑构件 10a 或 10b 固定于变形脊柱 2 的若干部分上。

在一个典型实施例中，至少一个支撑构件 10a 和 10b 可由超弹性或伪弹性或具有类似特性的材料制成。在一个典型实施例中，支撑构件 10a 和 10b 两者都由超弹性材料制成。可以弯曲超弹性支撑构件 10a 和 10b，从而形成弯曲部分 14a 和 14b，以便适合变形的脊柱部分 4，如图 3 所示。可通过在冠面或矢面内伸直弯曲部分 14a 和 14b 来实现脊柱变形的校正。在一个典型实施例中，弯曲部分 14a 和 14b 的隆起可位于身体后侧。可将弯曲部分 14a 和 14b 与变形的脊柱部分 4 以不同方式连接在一起，从而在其上施加校正力。在一个实施例中，可使用若干锚构件 30 植入变形的脊柱部分 4 的一个或多个部分内，从而将变形的脊柱部分与支撑构件 10a 和 10b 连在一起。可在手术时或手术后锁住锚构件 30。

图 4 显示了校正设备 1 的第四实施例，其为双支撑构件类型。校正设备 1 可包括第一和第二支撑构件 10a 和 10b，如“C”或“S”形

的支撑杆 12a 和 12b。支撑构件 10a 和 10b 可类似地位于相对于变形脊柱 2 的不同位置。在一个典型实施例中，第一和第二支撑构件 10a 和 10b 中的一个或两个可在椎骨的后侧纵向对准。通过不同的固定元件，例如吊钩、螺钉、线、夹具等，可将支撑构件 10a 和 10b 固定在脊柱 2 上。在一个典型实施例中，通过线、吊钩、螺钉、夹具等，可将支撑构件 10a 和 10b 的上端 16a 和 16b 彼此固定并固定到上椎骨 6 上。在另一个典型实施例中，可将第一和第二支撑构件 10a 和 10b 固定到不同的上端和/或下端椎骨 6 和 8 上。

在一个典型实施例中，第二支撑构件 10b 可由超弹性材料或具有相当特性的其他材料制成。超弹性支撑构件 10b 可位于变形的脊柱部分 4 上，如图 4 所示。在典型实施例中，可弯曲第二支撑构件 10b，从而形成与变形的脊柱部分 4 相符的弯曲部分 14b，并且通过不同锚构件 30 连为一体。例如，可将锚构件 30 植入到一个或多个椎骨上，从而将第二支撑构件 10b 固定到变形的脊柱部分 4 上。可以以不同方式操作锚构件 30。在一个典型实施例中，锚构件 30 在脊柱手术时不锁止，而在手术后激活锚构件切换到锁止位置。

在另一个典型实施例中，可提供一个或多个横向牵引构件 32，从而产生独立的恒定或大致恒定的校正力。在典型实施例中，例如在图 4 中所示，可提供横向牵引构件 32，以在第一和第二支撑构件 10a 和 10b 之间连接。在一个典型实施例中，横向牵引构件 32 能够调节由第二支撑构件 10b 产生的校正力的大小。例如，每一个横向牵引构件 32 可提供独立的校正力来增强或减小恒定校正力的数值，以便校正设备 1 能够提供与第二支撑构件 10b 产生的校正力不同数值的恒定校正力。典型的横向牵引构件 32 包括但不限于超弹性弹簧构件，可调节汽缸、内部马达、齿轮箱等。

在一个典型实施例中，如图 5a 或图 5b 中所示，可提供一个或多个制动元件 50，并以各种方式形成，从而调节恒定的校正力。例如，可将制动元件 50 连在支撑构件 10 的任意部分或锚构件 30 上，从而减小或终止为校正脊柱侧凸而施加的校正力。典型的制动元件 50 包括但不限于线、螺丝、吊钩、螺钉、夹具等。在一个典型实施例中，一个或多个制动元件 50 可为夹具 52 的形式，例如“C”形夹具。在另一个典型实施例中，夹具 52 可至少部分由超弹性或伪弹性材料或

具有相同特性的其他材料制成。在另一个典型实施例中，制动元件 50 可以与锚构件 30 一样。

另外或作为另一个选择，可形成一个或多个制动元件 50，从而提供可调节制动力。在一个典型实施例中，夹具 52 可在其内表面涂覆如聚乙烯的材料，从而减少或耗散由支撑构件 10 产生的校正力或能量。可通过改变夹具 52 的涂层材料或夹紧力来控制校正力。在另一个典型实施例中，一个或多个制动元件 50 可以为可调节螺钉或垫圈元件 54 的形式。依据可调节螺钉或垫圈元件 54 被调节的紧密程度，制动元件 50 能够给支撑构件 10 提供可变制动力，从而控制校正力。可以理解：制动元件 50 的其他实施例也在本发明范围内。

如果需要，在校正设备 1 中可使用各种附件。例如，可提供一个或多个约束元件 60，从而防止支撑构件 10 的不需要的移动或旋转。约束元件 60 可呈现不同形式。在一个典型实施例中，例如在图 6a 和 6b 中所示，可使用一个或多个锁止元件 62 来限制支撑构件 10、10a 和 10b 的移动。典型的锁止元件 62 包括但不限于夹具、可锁止夹具或类似设备。在典型实施例中，锁止元件 62 呈现“C”形夹具形式，其适合于放在支撑构件 10、10a 和 10b 上。锁止元件 62 可由例如镍钛合金的不同材料制成。

可以以不同方式来使用锁止元件 62。在一个典型实施例中，一个或多个锁止元件 62 可在手术时设置为闭合位置，从而将支撑构件 10、10a 和 10b 保持在适当位置，而其他锁止元件 62 设置为开启位置。当脊柱校正结束或符合要求时，闭合的锁止元件 62 可以开启，而开启的锁止元件可以闭合。在另一个典型实施例中，锁止元件 62 可在手术时设置在开启位置，从而将支撑构件 10、10a 和 10b 保持在适当位置。当校正完全或大致完全结束时，可随后拉紧锁止元件 62。

可由不同机构激活锁止和开启过程，例如通过镍钛合金中的形状记忆效应或通过使用如螺钉和螺母的机械设备。另外或作为另一种选择，可以以不同方式控制锁止和开启过程，例如手动或远程控制。

另外或作为另一种选择，约束元件 60 可以为用来约束支撑构件 10、10a、10b 移动的一个或多个阻塞元件 64 的形式，如图 7a 和 7b 所示。在一个典型实施例中，阻塞元件 64 可位于固定元件 20 上。在另一个典型实施例中，阻塞元件 64 可位于装有仪器的脊柱 2 的相应

的上端和下端椎骨 6 和 8 上。典型的阻塞元件 64 包括但不限于螺钉、带有垫圈的螺钉，或类似设备。

在一个典型实施例中，当超弹性支撑构件 10 在植入后恢复到初始位置时，阻塞元件 64 可作为停止机构，从而阻止支撑构件 10 移动。阻塞元件 64 可瞬时阻断支撑构件 10 的移动，而无需任何手动或远程控制设备。可以理解：约束元件 60 的其他实施例也在本发明范围内。

可以理解：在此描述的各种特性可以单独或以任何组合使用。因此，本发明不限于仅在此特定描述的实施例。虽然先前的描述和附图显示了本发明的优选实施例，应理解：在不超出本发明的精神实质下，在此可以作出多种附加、变动和替代。尤其是，本领域普通技术人员应理解：在不超出本发明的精神或实质特性下，本发明可以表现出其他特定的形式、结构、布置、比例，以及具有其他元件、材料和部件。本领域的普通技术人员可以理解：本发明可以与许多结构、布置、比例、材料和部件以及其他方面的变动一起使用，用于发明实践中，在不超出本发明的原理下，其尤其适合于特定的环境和手术要求。因此，目前公开的实施例将在各个方面都是具有说明性的，而不具有限定性。

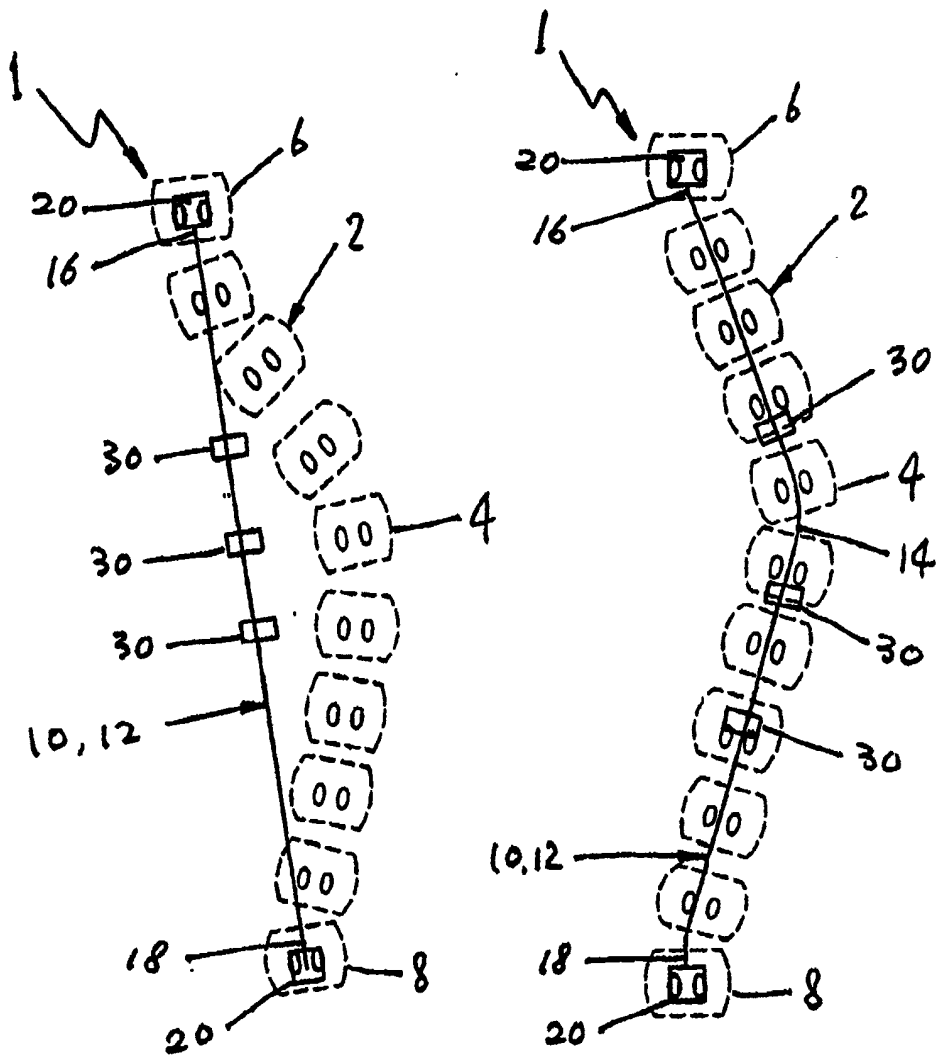


图 1a

图 1b

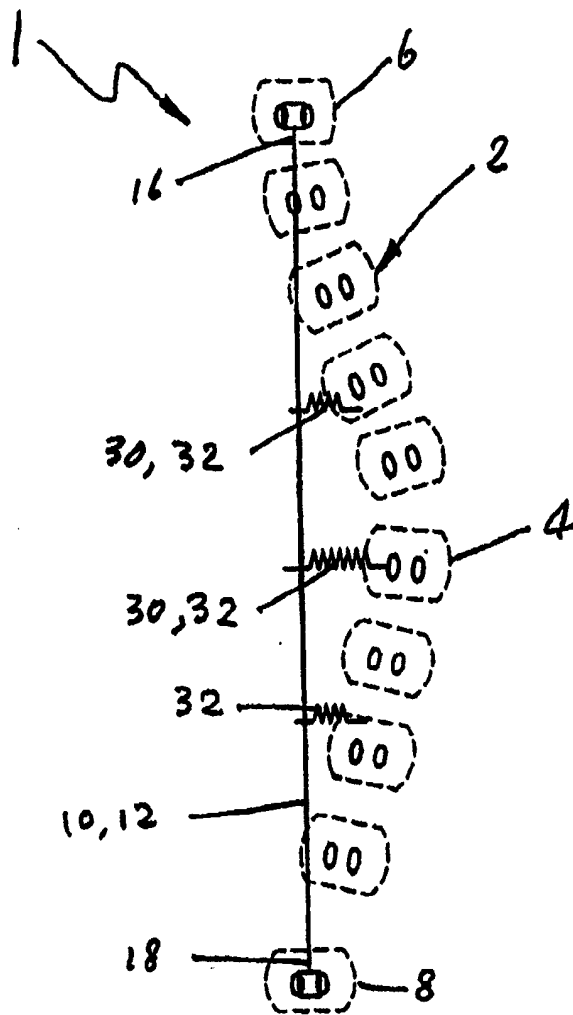


图 2

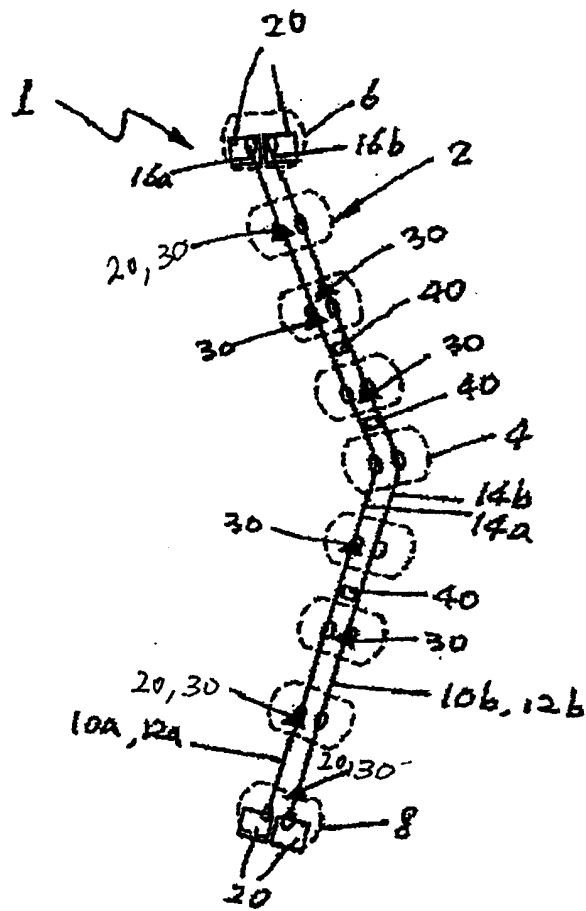


图 3

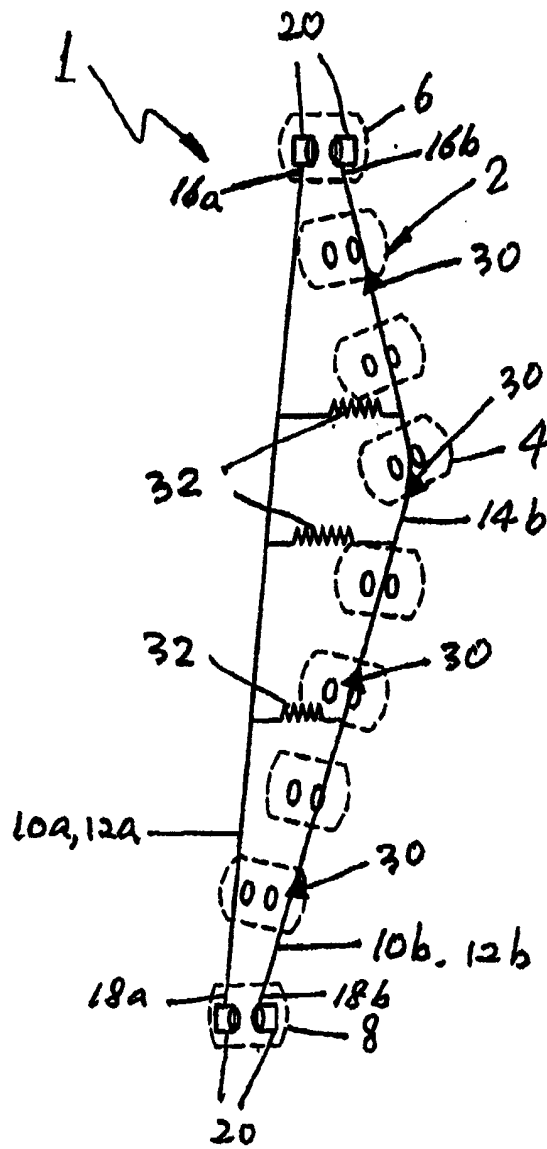


图 4

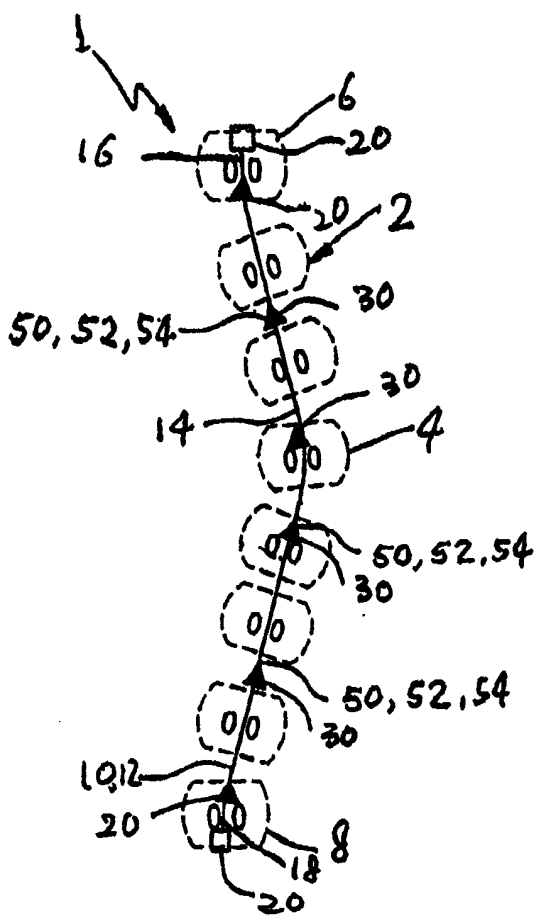


图 5a

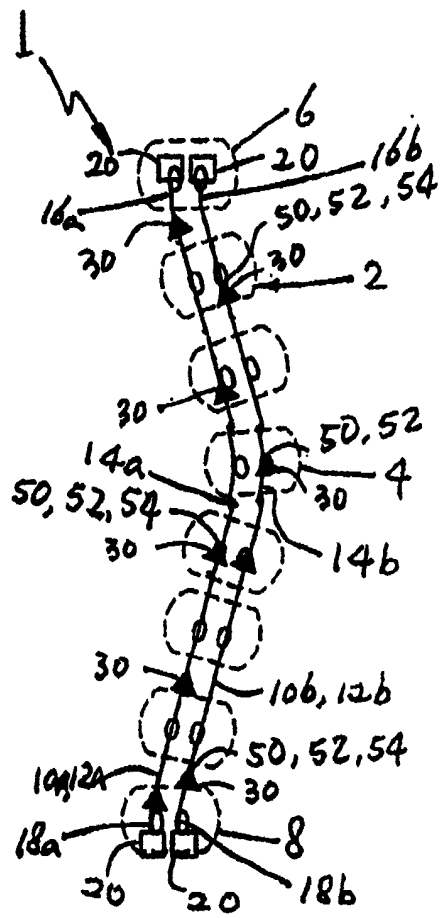


图 5b

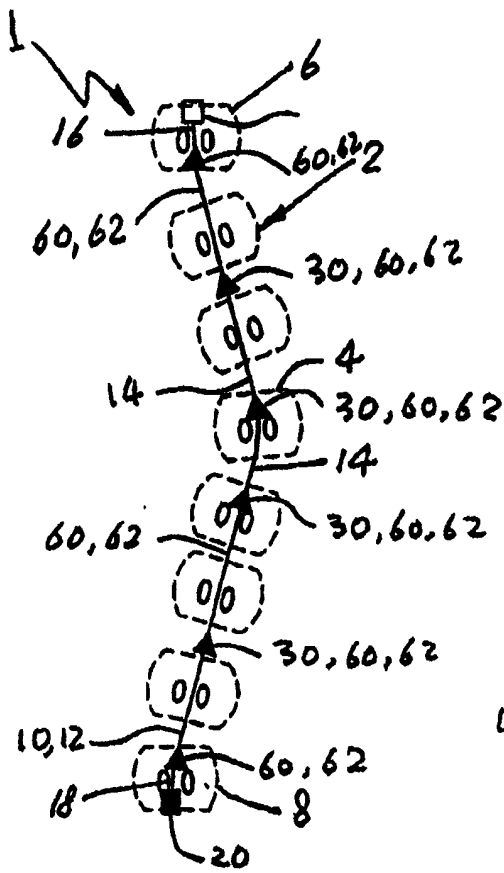


图 6a

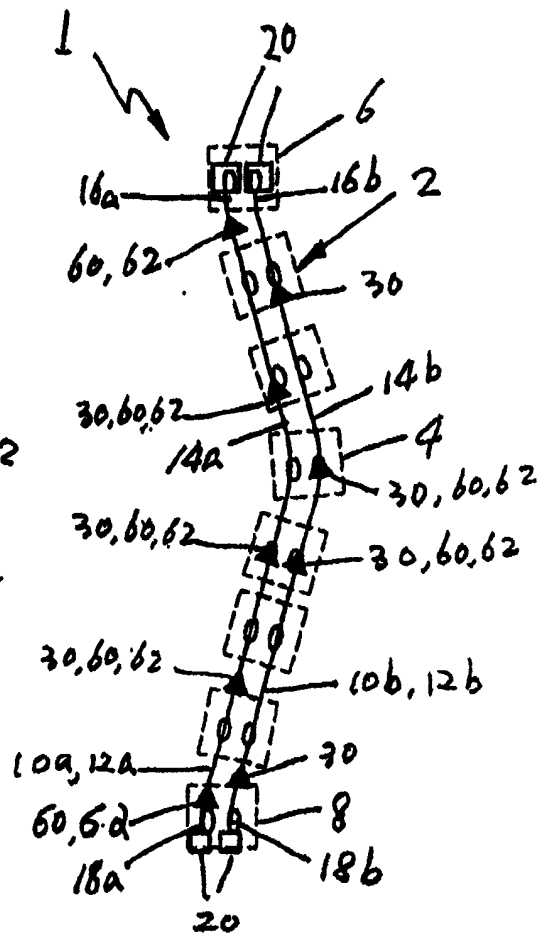


图 6b

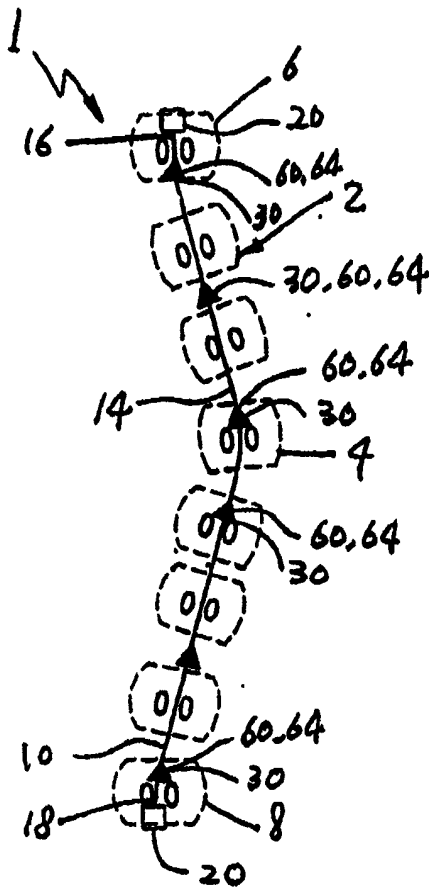


图 7a

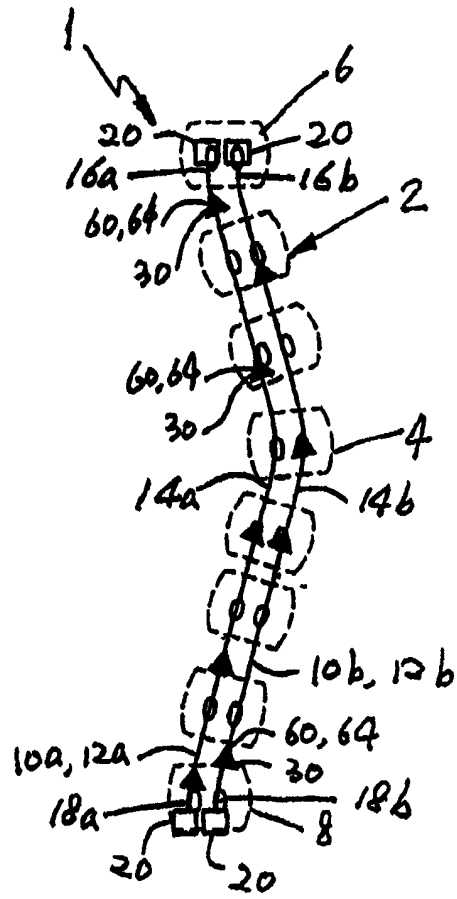


图 7b