

(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102106750 B

(45) 授权公告日 2013. 04. 03

(21) 申请号 201110041369. 3

(22) 申请日 2011. 02. 17

(73) 专利权人 上海微创骨科医疗科技有限公司  
地址 201318 上海市浦东新区周浦镇天雄路  
588 弄 1-28 号第 23 幢

(72) 发明人 田芳 李雷 刘道志

(74) 专利代理机构 中原信达知识产权代理有限  
责任公司 11219

代理人 张建涛 车文

(51) Int. Cl.

A61B 17/70(2006. 01)

审查员 於锦

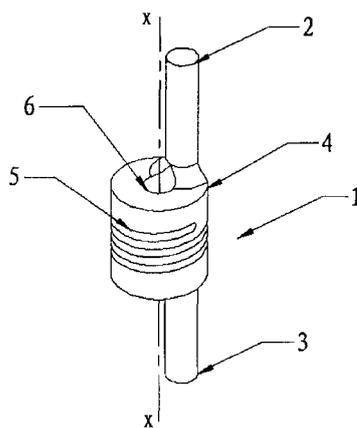
权利要求书 1 页 说明书 6 页 附图 5 页

(54) 发明名称

一种脊柱动态连接棒

(57) 摘要

本发明提供了一种脊柱动态连接棒,包括:上连接部;下连接部;以及弹性件,所述上连接部和所述下连接部通过所述弹性件相互连接,其特征在于:所述上连接部、所述下连接部和所述弹性件一体地形成,在所述弹性件中设有弹性孔,且弹性凹槽形成在所述弹性件的外周部中。本发明的脊柱动态连接棒能以简单的结构实现在提供脊柱稳定性的同时保持脊柱的正常生理活动。



1. 一种脊柱动态连接棒,包括:上连接部(2);下连接部(3);以及弹性件(4),所述上连接部(2)和所述下连接部(3)通过所述弹性件(4)相互连接,

所述上连接部(2)、所述下连接部(3)和所述弹性件(4)一体地形成,在所述弹性件(4)中设有弹性孔(6),且弹性凹槽(5)形成在所述弹性件(4)的外周部中,

所述弹性凹槽(5)在所述弹性件(4)的外周部中螺旋形地延伸,

其特征在于:

能够通过调节所述弹性凹槽的槽宽(d)、槽间距(P)以及圈数来调节所述弹性件的弹性性能;并且所述弹性凹槽的槽宽(d)和槽间距(P)能够沿所述弹性件的中心线变化,以使得所述弹性件具有非线性的弹性性能。

2. 根据权利要求1所述的脊柱动态连接棒,其特征在于:

所述上连接部(2)和所述下连接部(3)相对于所述弹性件(4)的中心线(X-X)偏心布置;并且/或者,所述上连接部(2)和所述下连接部(3)的延伸轴线相互重合或不重合。

3. 根据权利要求1所述的脊柱动态连接棒,其特征在于:

所述上连接部(2)和所述下连接部(3)相对于所述弹性件(4)弯曲地形成,从而所述上连接部(2)和所述下连接部(3)与弹性件的中心线形成一角度( $\alpha$ )。

4. 根据权利要求3所述的脊柱动态连接棒,其特征在于:

所述角度( $\alpha$ )在0度至30度的范围内。

5. 根据权利要求1-4中的任一项所述的脊柱动态连接棒,其特征在于:

所述弹性件(4)的外周轮廓是圆形、椭圆形、方块形或不规则形。

6. 根据权利要求1-4中的任一项所述的脊柱动态连接棒,其特征在于:

所述弹性件的外周轮廓尺寸能够沿着该弹性件的中心线变化,以使得所述弹性件具有非线性的弹性性能。

7. 根据权利要求1-4中的任一项所述的脊柱动态连接棒,其特征在于:

所述弹性孔的轮廓为月牙形、圆形、椭圆形、方块形或不规则形。

8. 根据权利要求1-4中的任一项所述的脊柱动态连接棒,其特征在于:

所述弹性孔(6)的轴线与所述弹性件(4)的中心线重合;或者所述弹性孔(6)的轴线相对于所述弹性件(4)的中心线偏移一距离;或者所述弹性孔(6)的轴线相对于所述弹性件(4)的中心线倾斜一角度;或者所述弹性孔(6)的轴线相对于所述弹性件(4)的中心线偏移一距离且同时还倾斜一角度。

9. 根据权利要求1-4中的任一项所述的脊柱动态连接棒,其特征在于:

所述弹性孔(6)的宽度和长度或者孔径能够沿所述弹性件的中心线变化,以使得所述弹性件具有非线性的弹性性能。

10. 根据权利要求1-4中的任一项所述的脊柱动态连接棒,其特征在于:

所述弹性凹槽的横截面轮廓是矩形或梯形。

## 一种脊柱动态连接棒

### 技术领域

[0001] 本发明涉及技术领域为骨科内植物技术领域,特别地涉及一种脊柱动态连接棒。

### 背景技术

[0002] 当椎间盘退变或小关节滑脱或退变时,会导致椎间高度丢失,后方结构不稳,从而会导致椎间孔和椎孔狭窄;而这种狭窄会压迫脊神经或神经根,导致病人腰腿疼、麻木等症状,严重影响病人的生活质量。

[0003] 在解决这一问题上已知的最主要的方法是椎间融合术,通过该椎间融合术,可以保持椎间高度,减少神经结构的压力。目前,主要采用椎弓根螺钉系统(系统中连接棒通常是坚固的金属连接棒)、融合器以及各种板状器件进行坚强固定。然而,融合节段的相对固定会导致应力向邻近椎体集中,尤其会加重相邻椎体的负载。同时,融合节段的活动度丧失会导致相邻节段的活动范围增大,以补偿融合节段的活动能力,从而引起邻近节段的生物力学环境异常,生物力学环境的改变最终导致了邻近节段退变。

[0004] 脊柱外科医生和研究者研究发现,现有的椎弓根螺钉系统在植入后不能活动。虽然它增加了腰椎的稳定性,但是同时也改变了腰椎的生物力学环境,从而导致邻近节段退变的可能性。现在已经有一些腰椎动态植入物出现,但是它们的治疗效果较差,主要是稳定性不够,运动范围过大,还会有棘突骨折、植入物松动等相关并发症,从而导致再次手术的可能性。另一方面,这些植入物不能或不适合治疗较为严重的腰椎退变症状,导致这些植入物的应用范围很窄。

[0005] 近来,临床上已出现了几种椎弓根动态连接棒,用于各种程度的腰椎退变症状的手术治疗。这些动态连接棒的主要功能是保证脊柱稳定的基础上,提供额外的动态运动性能。

[0006] 现有技术专利文献 US20070233075 公开了一种椎弓根螺钉系统,其由螺钉、内核、间置物等组成,内核穿入间置物而置于相邻椎体的螺钉上,并有特殊的锁扣锁紧。通过调整内核与间置物的刚度可以为病人提供稳定性能和动态性能。该现有技术椎弓根螺钉系统需要提供内核和间置物,因而结构复杂,不方便手术植入。

[0007] Scient'x-Alphatec Spine 公司提出了一种 Isobar® TTL 植入物,该植入物为一种动态连接棒,该连接棒的中间有一个完整的缓冲装置组成,该缓冲装置包含层叠的盘状钛合金结构,允许线性伸缩,控制轴向和成角运动。每个盘簧都经过氮氧化处理,增强了抗磨损能力。棒的缓冲特性在设计上允许 0.4mm 最大轴向压缩和拉伸,同时允许(在屈伸和侧屈时)最大成  $\pm 2.25^\circ$  的运动。缓冲特性可以起到线性弹性“缓冲器”的作用。在组合式装配系统中,应用于非融合节段,仅仅限制了屈伸活动和轴向运动,但是没有侧弯和扭转性能。另外,该系统还包括预置近  $15^\circ$  的前凸。该现有技术植入物的结构也较为复杂,需要较多的组装步骤,不方便手术植入。

[0008] 现有技术专利文献 CN100409820C 提出了一种带形状记忆合金的生物柔性脊柱固定装置,其公开了一种带形状记忆合金的生物柔性脊柱固定装置,该固定装置虽可获得很

好的柔韧性,但该固定装置的刚度较弱,稳定性不强,不能提供脊柱足够的动态稳定性能。

## 发明内容

[0009] 鉴于现有技术的缺陷,本发明的目的在于开发一种脊柱动态连接棒,其能以简单的结构实现在提供脊柱稳定性的同时保持脊柱的正常生理活动。

[0010] 根据本发明,提供了一种脊柱动态连接棒,包括:上连接部;下连接部;以及弹性件,所述上连接部和所述下连接部通过所述弹性件相互连接,所述上连接部、所述下连接部和所述弹性件一体地形成,在所述弹性件中设有弹性孔,且弹性凹槽形成在所述弹性件的外周部中,所述弹性凹槽在所述弹性件的外周部中螺旋形地延伸,其特征在于:能够通过调节所述弹性凹槽的槽宽、槽间距以及圈数来调节所述弹性件的弹性性能;并且所述弹性凹槽的槽宽和槽间距能够沿所述弹性件的中心线变化,以使得所述弹性件具有非线性的弹性性能。

[0011] 通过上述方案,本发明提供了一种椎弓根动态系统,其结构和性能都优于现有的产品。特别地,根据本发明,脊柱动态连接棒的上连接部、下连接部和弹性件一体地形成,在所述弹性件中设有弹性孔,且弹性凹槽形成在所述弹性件的外周部中。因而,本发明的脊柱动态连接棒的结构为单一结构,因而不需要机械连接组装。而且,在连接棒和椎弓根螺钉固定后,依靠连接棒的刚度可以提供脊柱的即刻稳定性,同时,连接棒的弹性件的弹性性能又可以提供脊柱在一定范围内的活动度,以保持正常脊柱的生物力学环境。因而,本发明的脊柱动态连接棒能以简单的结构实现在提供脊柱稳定性的同时保持脊柱的正常生理活动。

[0012] 优选地是,所述上连接部和所述下连接部相对于所述弹性件的中心线偏心布置;并且/或者,所述上连接部和所述下连接部的延伸轴线相互重合或不重合。上连接部和下连接部位置的偏心设计能使得脊柱动态连接棒更加贴合脊柱相邻节段的解剖外形变化。而且,本发明的脊柱动态连接棒的偏置的连接端可以在后伸和前屈时提供不同的限制作用力,从而偏置的连接端可以提供不同活动方向上的不同的限制程度,最终可以防止邻近节段退变。

[0013] 优选地是,所述上连接部和所述下连接部相对于所述弹性件弯曲地形成,从而所述上连接部和所述下连接部与弹性件的中心线形成一角度。所述角度优选地在0度至30度的范围内。脊柱动态连接棒的上连接部和下连接部的带角度设计可以使得脊柱动态连接棒更好地分担脊柱的异常载荷,帮助脊柱恢复正常的生物力学环境。

[0014] 优选地是,所述弹性件的外周轮廓是圆形、椭圆形、方块形或不规则形。脊柱动态连接棒的弹性件的不同形状可以提供不同的弹性性能,从而可以更好地拟合脊柱正常的活动度和承载载荷之间的关系。

[0015] 优选地是,所述弹性件的外周轮廓尺寸能够沿着该弹性件的中心线变化,以使得所述弹性件具有非线性的弹性性能。由此,本发明的脊柱动态连接棒可以提供非线性的弹性性能,该弹性性能的非线性的设计更符合脊柱在承载时的力学性能表现,因而本发明的脊柱动态连接棒可以在植入后自适应脊柱的弯曲中心。

[0016] 优选地是,所述弹性孔的轮廓为月牙形、圆形、椭圆形、方块形或不规则形。通过形状的选择,可以为脊柱动态连接棒的弹性件提供不同的弹性性能,以更好地拟合脊柱正常的活动度和承载载荷之间的关系。

[0017] 优选地是,所述弹性孔的轴线与所述弹性件的中心线重合;或者所述弹性孔的轴线相对于所述弹性件的中心线偏移一距离;或者所述弹性孔的轴线相对于所述弹性件的中心线倾斜一角度;或者所述弹性孔的轴线相对于所述弹性件的中心线偏移一距离且同时还倾斜一角度。通过弹性孔的位置和角度的选择,可以为脊柱动态连接棒的弹性件提供不同的弹性性能,以更好地拟合脊柱正常的活动度和承载载荷之间的关系。

[0018] 优选地是,所述弹性孔的宽度和长度或者孔径能够沿该弹性件的中心线变化,以使得所述弹性件具有非线性的弹性性能。由此,可以为脊柱动态连接棒的弹性件提供非线性的弹性性能,以更好地拟合脊柱正常的活动度和承载载荷之间的关系。

[0019] 本发明可以容易地为脊柱动态连接棒提供弹性性能。

[0020] 本发明可以为脊柱动态连接棒的弹性件提供不同的弹性性能,以更好地拟合脊柱正常的活动度和承载载荷之间的关系。

[0021] 本发明可以更好地拟合脊柱正常的活动度和承载载荷之间的关系。

[0022] 优选地是,所述弹性凹槽的横截面轮廓是矩形或梯形。由此,可以更好地拟合脊柱正常的活动度和承载载荷之间的关系。

[0023] 根据本发明,还提供了一种脊柱动态连接棒,包括:上连接部;下连接部;以及弹性件,所述上连接部和所述下连接部通过所述弹性件相互连接,所述上连接部、所述下连接部和所述弹性件一体地形成,在所述弹性件中设有弹性孔,且弹性凹槽形成在所述弹性件的外周部中,所述弹性凹槽由多阶段凹槽和空心孔形成,其中所述空心孔位于所述多阶段凹槽中的相邻阶段的凹槽之间且将所述相邻阶段的凹槽相互连接起来。由此,可以容易地为脊柱动态连接棒提供弹性性能,并且容易加工和制造。

[0024] 优选地是,所述多阶段凹槽中的每个阶段的凹槽都有大于90度且小于360度的凹槽延伸范围角度。从而,可以保证脊柱动态连接棒的足够的弹性性能和稳定性能。

[0025] 优选地是,能够通过调整各阶段凹槽的凹槽延伸范围角度、凹槽的槽宽和凹槽的槽间距来调节所述弹性件的弹性性能,以使得所述弹性件具有非线性的弹性性能。由此,可以为脊柱动态连接棒的弹性件提供合适的弹性性能,以更好地拟合脊柱正常的活动度和承载载荷之间的关系。

[0026] 总之,本发明的椎弓根动态系统的结构和性能都优于现有的产品。而且根据本发明,连接棒和椎弓根螺钉固定后,依靠连接棒的刚度提供脊柱的即刻稳定性,同时连接棒的弹性部分又可以提供脊柱一定范围的活动度,保持正常脊柱的生物力学环境,防止邻近节段因坚强固定而导致的过度载荷,从而防止了邻近节段的退变。通过本发明,可以在恢复椎间高度、减少脊神经压力、提供脊柱稳定性的同时,保持脊柱的正常旋转中心,提供治疗后的微动,降低邻近节段退变的可能性。

[0027] 从下面参考附图所描述的优选实施例中很容易理解本发明的上述特征和优点。

## 附图说明

[0028] 图1是应用于脊柱的现有技术的连接棒的示意图。

[0029] 图2(a)是根据本发明的一个实施例的脊柱动态连接棒的示意图。

[0030] 图2(b)是应用于脊柱的根据本发明的一个实施例的脊柱动态连接棒的立体图。

[0031] 图3是根据本发明的另一个实施例的脊柱动态连接棒的示意图。

[0032] 图 4 是根据本发明的再一个实施例的脊柱动态连接棒的示意图。

[0033] 图 5(a)、图 5(b) 和图 5(c) 分别是根据本发明的三个不同实施例的脊柱动态连接棒的示意图。

[0034] 图 6(a) 和图 6(b) 分别是根据本发明的两个不同实施例的脊柱动态连接棒的示意图。

[0035] 图 7 是根据本发明的再一个实施例的脊柱动态连接棒的示意图。

[0036] 图 8 和图 9 分别是根据本发明的两个不同实施例的脊柱动态连接棒的剖视示意图。

[0037] 图 10(a)、图 10(b) 和图 10(c) 是根据本发明的另外一个实施例的脊柱动态连接棒的示意图。

### 具体实施方式

[0038] 以下参考附图来详细描述本发明的优选实施例。

[0039] 图 1 是应用于脊柱的现有技术的连接棒的示意图。在现有技术中, 脊柱融合手术的椎弓根螺钉系统连接棒通常是坚固的金属连接棒, 如图 1 所示; 这样的坚固的金属连接棒没有弹性。该坚固的金属连接棒能够使得脊柱的融合节段彼此相对固定。但是, 融合节段的相对固定会导致应力向邻近椎体集中; 同时, 融合节段的活动度的丧失会导致相邻节段的活动范围增大, 以补偿融合节段的活动能力, 从而引起邻近节段的生物力学环境异常; 而生物力学环境的改变会最终导致邻近节段退变。

[0040] 本发明的装置属于脊柱非融合手术的椎弓根动态系统。图 2(a) 是根据本发明的一个实施例的脊柱动态连接棒的示意图。图 2(b) 是应用于脊柱的根据本发明的一个实施例的脊柱动态连接棒的立体图。

[0041] 在图 2(a) 中, 附图标记 1 表示脊柱动态连接棒; 附图标记 2 表示上连接部; 附图标记 3 表示下连接部; 附图标记 4 表示弹性件; 附图标记 5 表示弹性凹槽; 附图标记 6 表示弹性孔; 并且 X-X 表示弹性件的中心线。

[0042] 如图 2(a) 所示, 本发明在现有技术的连接棒的基础上增加了一段弹性件 4。该弹性件 4 可以为脊柱动态连接棒 1 提供弹性性能。在脊柱动态连接棒 1 植入人体后, 弹性件 4 能够维持人体脊柱一定的活动范围内运动。整个脊柱动态连接棒 1 大致由上连接部 2、下连接部 3、弹性件 4、弹性凹槽 5 和弹性孔 6 组成。

[0043] 由图 2(a) 和图 2(b) 可知, 该脊柱动态连接棒 1 呈单体结构, 即, 它的各个组成部分是一体形成的。脊柱动态连接棒 1 的上连接部 2 用于连接至人体脊柱结构的一部分, 脊柱动态连接棒 1 的下连接部 3 用于连接至人体脊柱结构的另一部分。上连接部 2 和下连接部 3 通过位于其间的弹性件 4 连接在一起, 且上连接部 2、下连接部 3 和弹性件 4 形成为一体结构。上连接部 2、下连接部 3、弹性件 4 都具有柱状结构。在弹性件 4 的大致中部处钻出有弹性孔 6, 该弹性孔 6 大体沿着中心线 X-X 延伸并且沿着纵向穿透通过弹性件 4。在弹性件 4 的外周部中切出有弹性凹槽 5, 其中通过镂空弹性件 4 的外周部而形成弹性凹槽 5。该弹性凹槽 5 在弹性件 4 的外周部中螺旋形地延伸。由于通过镂空弹性件 4 的外周部而形成弹性凹槽 5, 所以弹性凹槽 5 穿透弹性件 4 的外周部, 使得中央的弹性孔 6 通过该弹性凹槽 5 与外部相通。通过上面设计的脊柱动态连接棒 1, 弹性件 4 既可以维持脊柱的稳定性,

又可以让脊柱在一定范围内活动,从而保持正常脊柱的生物力学环境。由此,可以防止邻近节段因坚强固定而导致的过度载荷,进而可以防止邻近节段的退变。

[0044] 图 3 是根据本发明的另一个实施例的脊柱动态连接棒的示意图,图 4 是根据本发明的再一个实施例的脊柱动态连接棒的示意图,它们分别示出了本发明的脊柱动态连接棒的连接端的结构的不同实施例。

[0045] 在图 3 的实施例中,相对于脊柱动态连接棒的弹性件 4 的中心线 X-X,上连接部 2、下连接部 3 的位置为偏心设计,且上连接部 2、下连接部 3 不在同一条直线上。即,柱形的上连接部 2、下连接部 3 没有位于中心线 X-X 上,而是位于除了中心线 X-X 之外的位置处;且上连接部 2、下连接部 3 的延伸轴线也不重合。该偏心设计能更加贴合脊柱相邻节段的解剖外形变化。

[0046] 在图 2(a)、图 2(b)、图 3 的实施例中,上连接部 2、下连接部 3 是竖直地延伸的,从而与弹性件的中心线基本平行。然而,本发明不限于此。例如,在图 4 的实施例中,上连接部 2、下连接部 3 相对于弹性件 4 弯曲地形成,从而上连接部 2、下连接部 3 与弹性件的中心线之间可以具有一定的角度  $\alpha$ ,而且该角度可以符合脊柱的生理曲度。优选的是,该角度  $\alpha$  可以在大约 0 度-30 度的范围内。脊柱动态连接棒的上连接部和下连接部的带角度设计可以更好地分担脊柱的异常载荷,帮助脊柱恢复正常的生物力学环境。

[0047] 本发明的脊柱动态连接棒的弹性件 4 还可以具有多种弹性体结构设计。本发明的弹性件可以为螺纹状的凹槽设计,弹性件的外周轮廓可以是圆形、椭圆形、方块形、不规则形状等等。如图 5(a) 所示,本发明的脊柱动态连接棒的弹性件的外周轮廓可以呈椭圆形。如图 5(b) 所示,本发明的脊柱动态连接棒的弹性件的外周轮廓可以呈方块形。脊柱动态连接棒的弹性件的不同的形状可以提供不同的弹性性能,从而可以更好地拟合脊柱正常的活动度和承载载荷之间的关系。特别地,弹性件的外周轮廓尺寸可以沿着弹性件的中心线变化,使得弹性件具有非线性的弹性性能。例如,如图 5(c) 所示,本发明的脊柱动态连接棒的弹性件的外周轮廓的直径可以由上到下逐渐减小。

[0048] 本发明的脊柱动态连接棒的弹性孔的轮廓可以采用多种形状。具体地,本发明的脊柱动态连接棒的弹性孔的轮廓可以为月牙形、圆形、椭圆形、方块形、不规则形等等。如图 6(a) 所示,根据本发明的一个实施例的脊柱动态连接棒的弹性孔 6 的轮廓为月牙形。如图 6(b) 所示,根据本发明的另一个实施例的脊柱动态连接棒的弹性孔 6 的轮廓为椭圆形。

[0049] 根据本发明,脊柱动态连接棒的弹性孔 6 的轴线可以与弹性件 4 的中心线重合;或者脊柱动态连接棒的弹性孔 6 的轴线可以相对于弹性件 4 的中心线偏移一定的距离;或者脊柱动态连接棒的弹性孔 6 的轴线可以相对于弹性件 4 的中心线倾斜一定角度;或者脊柱动态连接棒的弹性孔 6 的轴线相对于弹性件 4 的中心线偏移一定的距离且同时还倾斜一定角度。例如,在如图 7 所示的实施例中,本发明的脊柱动态连接棒的弹性孔 6 的轴线相对于弹性件 4 的中心线倾斜一定角度。

[0050] 此外,还可以调节弹性孔的宽度和长度来调节弹性件的弹性性能。特别地,弹性孔的宽度和长度或者孔径可以沿弹性件的中心线变化,使得弹性件具有非线性的弹性性能。

[0051] 如上所述,本发明的脊柱动态连接棒 1 的弹性凹槽可以是螺纹状凹槽结构。进而,可以调节螺纹凹槽的槽宽  $d$ 、槽间距  $P$ 、以及圈数来调节弹性件的弹性性能。具体参数如图 8 所示。特别地,弹性凹槽的槽宽  $d$  和槽间距  $P$  可以沿弹性件的中心线变化,使得弹性件具

有非线性的弹性性能,如图 9 所示。此外,弹性凹槽的横截面轮廓可以是矩形、梯形等。

[0052] 前面所述的本发明的脊柱动态连接棒的弹性凹槽都是沿着弹性件的外周部螺旋状地延伸的凹槽。然而,本发明不限于此。本发明的脊柱动态连接棒的弹性凹槽还可以由多阶段凹槽和空心孔形成,其中所述多阶段凹槽通过其间的所述空心孔相互连接。所述多阶段凹槽中的每一个阶段的凹槽可以不是螺旋形地延伸的;例如,每个阶段的凹槽可以在垂直于弹性件中心线的平面内延伸。图 10(a)、图 10(b) 和图 10(c) 是根据本发明的一个实施例的脊柱动态连接棒的示意图,其示出了包括多阶段凹槽和空心孔的弹性件 4 的结构。图 10(a) 是本发明实施例的脊柱动态连接棒的透视图;图 10(b) 是本发明实施例的脊柱动态连接棒的其中一个阶段的凹槽的横截面剖视图;图 10(c) 是本发明实施例的脊柱动态连接棒的侧视图。由图可知,本发明的脊柱动态连接棒包括弹性件 4,该弹性件 4 包括多阶段凹槽,在所述多阶段凹槽之间切出有空心孔 7,每个阶段的凹槽都有大于 90 度小于 360 度的凹槽延伸范围角度  $\beta$ ,如图 10(b) 所示。凹槽的设计参数如图 10(c) 所示,其中示出了凹槽的槽宽  $d$  和槽间距  $P$ 。根据本发明,可以调整各阶段凹槽的凹槽延伸范围角度、凹槽的槽宽、凹槽的槽间距来调节弹性件的弹性性能,使得弹性件具有非线性的弹性性能。

[0053] 与其他现有技术的动态椎弓根螺钉连接棒相比,本发明的脊柱动态连接棒具有更优的弹性性能,更符合脊柱生物力学要求。而且,本发明的脊柱动态连接棒可以预置一定的生理曲度,因而可以具有更好的曲度来适应脊柱生理曲度的变化。而且,本发明的脊柱动态连接棒可以在保证脊柱稳定性能的前提下,提供脊柱更多的活动范围。本发明的脊柱动态连接棒不仅可以提供轴向压缩、弯曲的限制,还能限制脊柱的扭转运动。而且,本发明的脊柱动态连接棒可以通过改变连接棒的结构参数来实现不同的弹性性能系数,从而可以提供非线性的弹性性能,该弹性性能的非线性的设计更符合脊柱在承载时的力学性能表现,因而本发明的脊柱动态连接棒可以在植入后自适应脊柱的弯曲中心。本发明的脊柱动态连接棒的偏置的连接端可以在后伸和前屈时提供不同的限制作用力,从而偏置的连接端可以提供不同活动方向上的不同的限制程度,最终可以防止邻近节段退变。而且,本发明的结构主要是依靠通过镂空弹性件外周部形成的凹槽来提供弹性参数可变的弹性性能,因而其整个结构为单一结构,没有过多的组装步骤,不需要机械连接组装,从而避免了机械连接的磨损或失效,方便手术植入。

[0054] 对于本领域的普通技术人员而言,可以很容易对本发明的实施例的细节进行各种变型和改进。这些变型和改进都落在本发明的构思的范围之内。

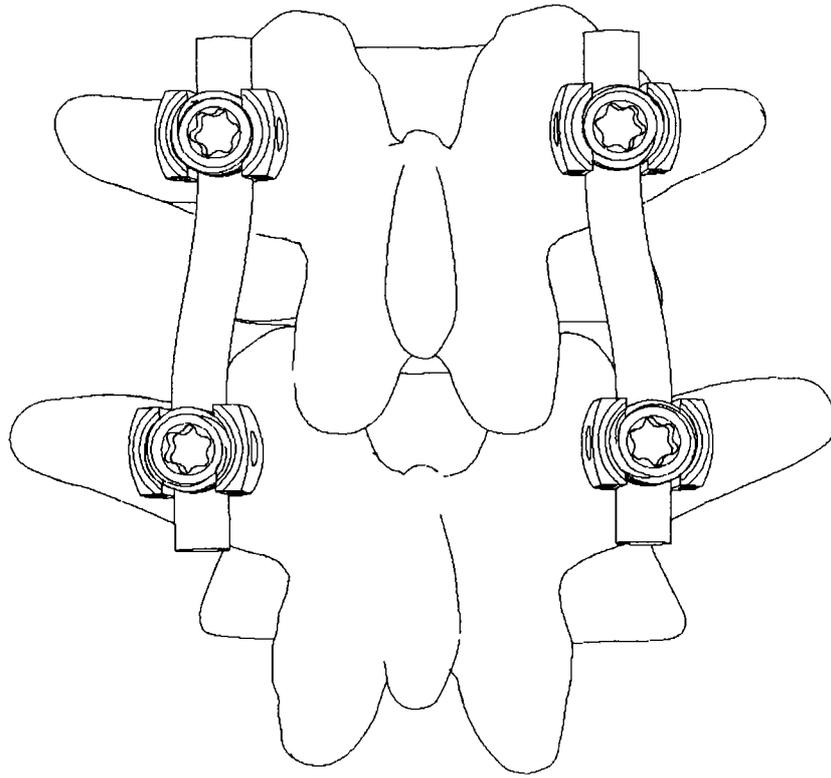


图 1

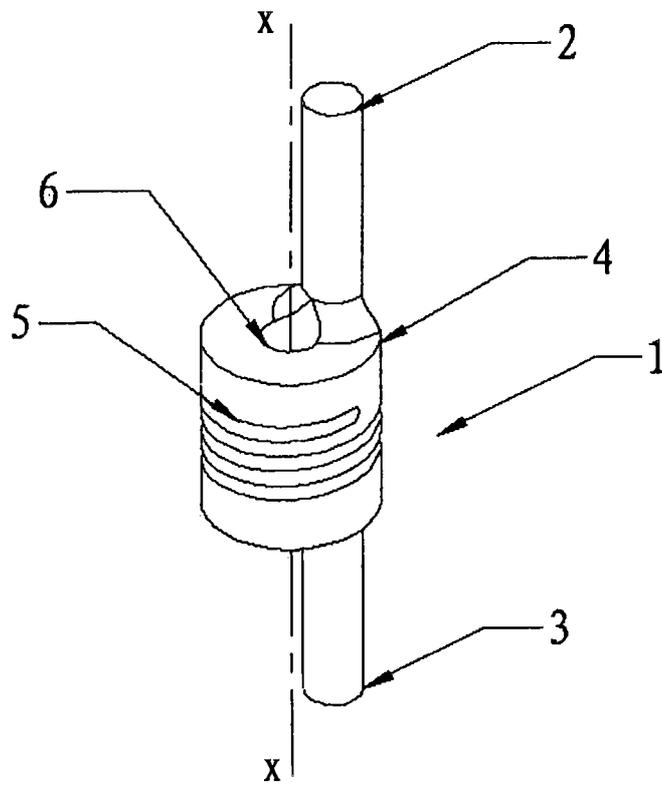


图 2(a)

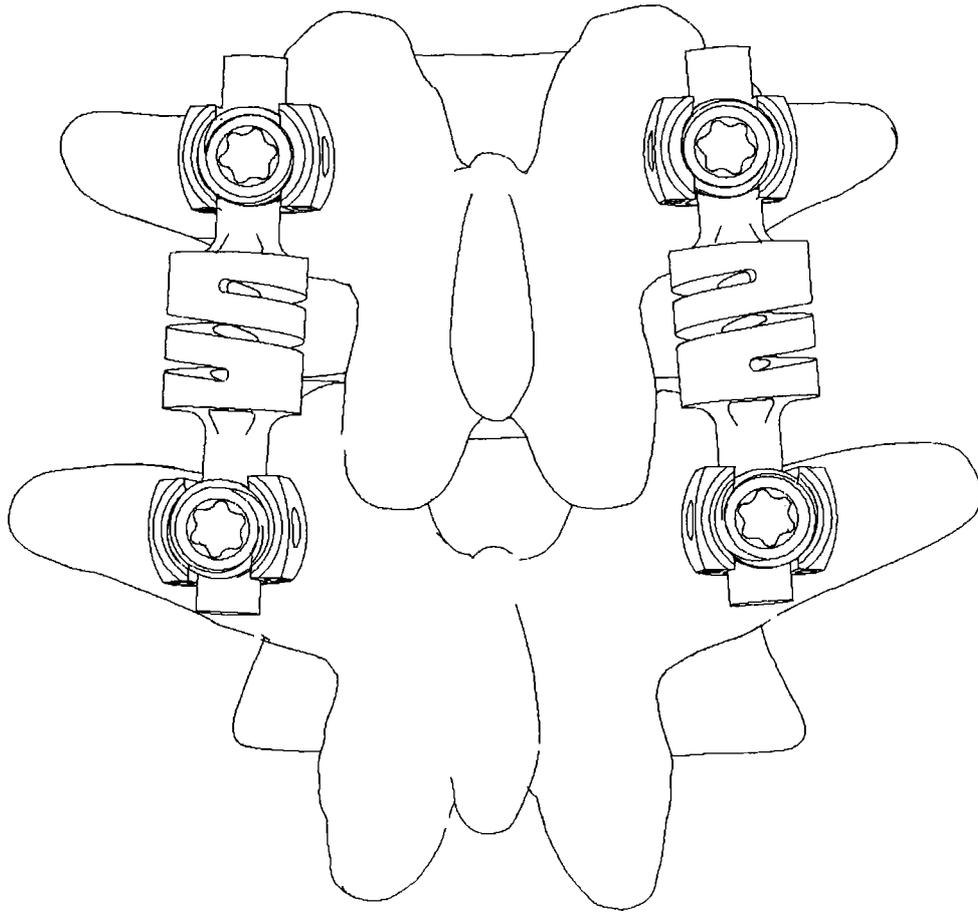


图 2(b)

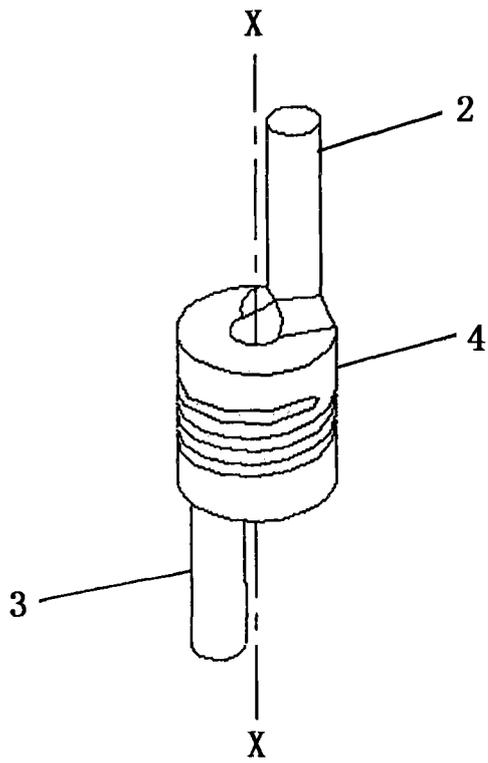


图 3

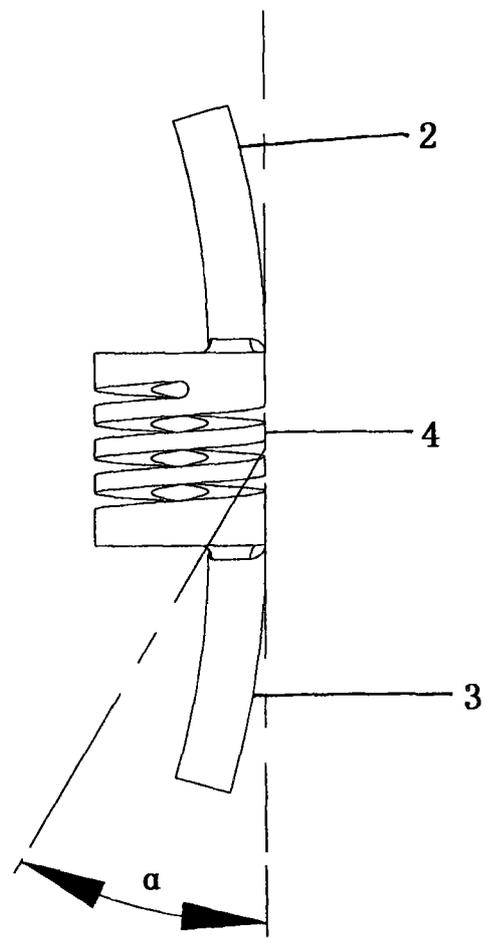


图 4

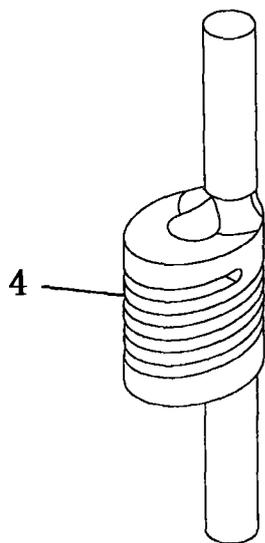


图 5(a)

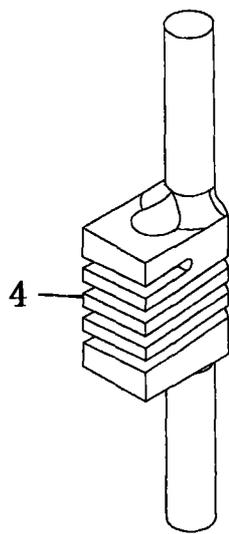


图 5(b)

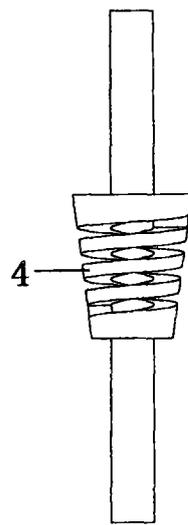


图 5(c)

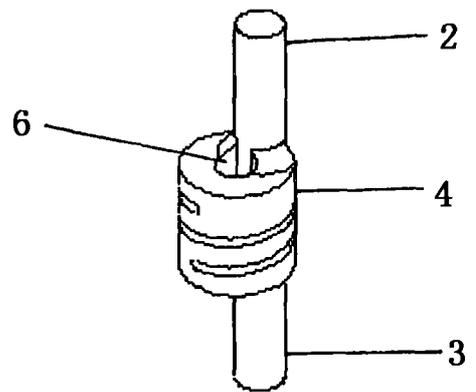


图 6(a)

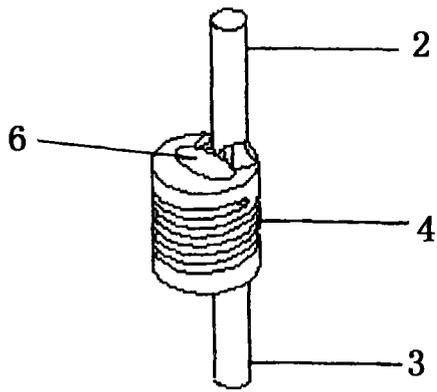


图 6(b)

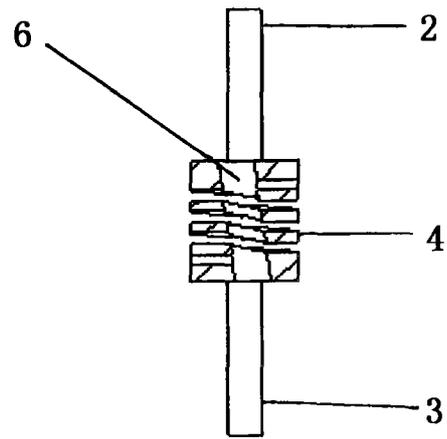


图 7

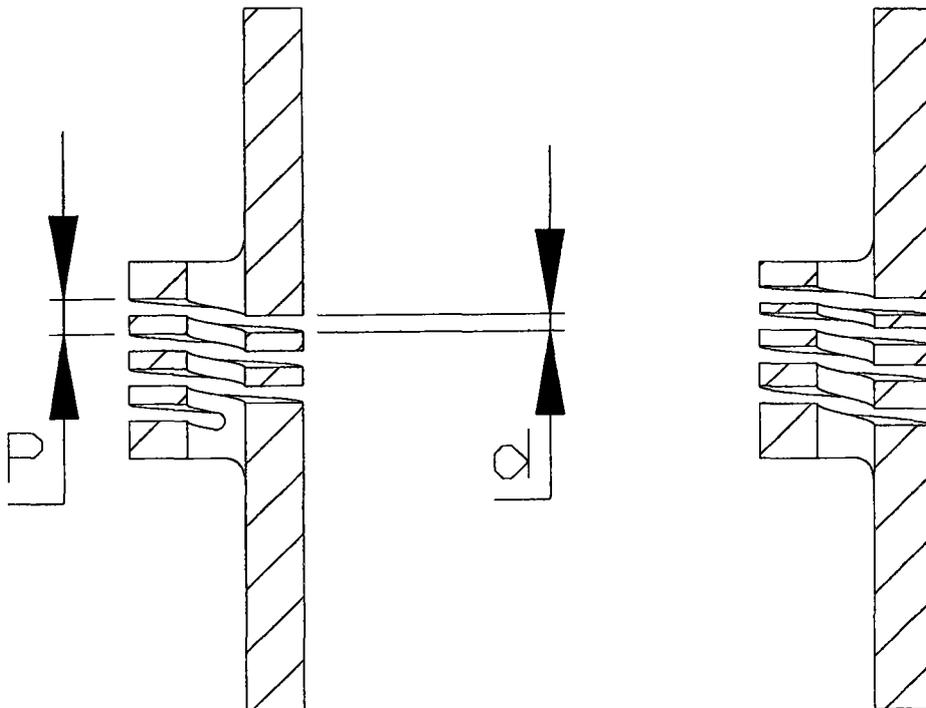


图 8

图 9

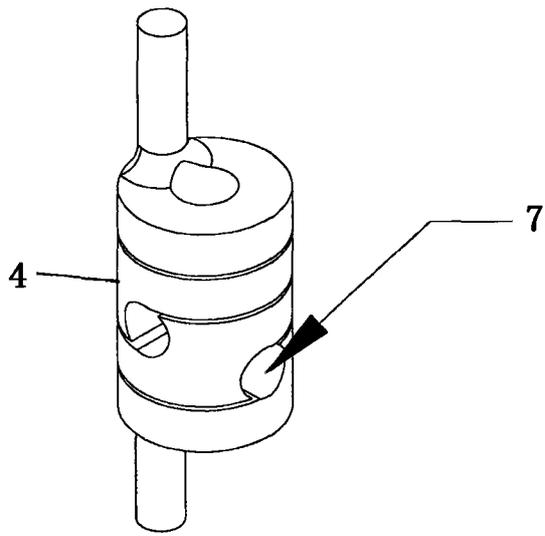


图 10(a)

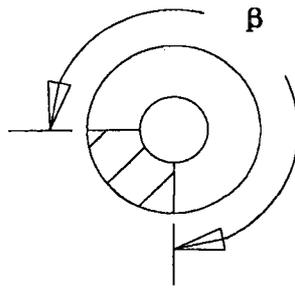


图 10(b)

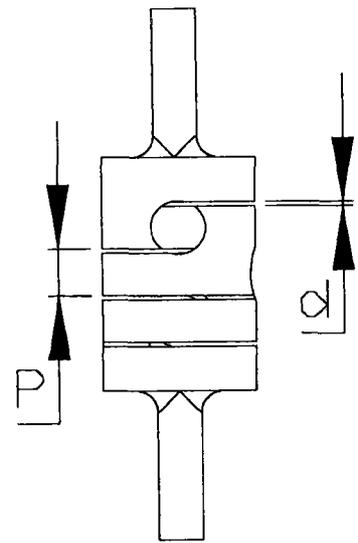


图 10(c)