



(12)实用新型专利

(10)授权公告号 CN 209629792 U

(45)授权公告日 2019.11.15

(21)申请号 201822027312.8

(22)申请日 2018.12.05

(73)专利权人 吴希民

地址 214000 江苏省无锡市滨湖区桃园新村152-302

(72)发明人 吴希民 张春英

(74)专利代理机构 无锡松禾知识产权代理事务所(普通合伙) 32316

代理人 朱亮淞

(51) Int. Cl.

A61B 17/70(2006.01)

A61B 17/68(2006.01)

A61B 17/86(2006.01)

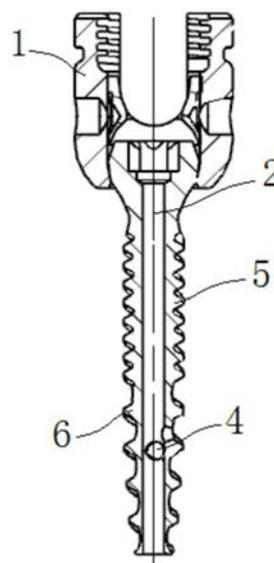
权利要求书1页 说明书3页 附图2页

(54)实用新型名称

一种脊柱内固定系统用植入螺钉

(57)摘要

本实用新型公开了一种脊柱内固定系统用植入螺钉,包括螺钉本体;所述螺钉本体穿过椎弓根的皮质骨部分,嵌入脊柱的松质骨内完成固定;所述螺钉本体为中空结构,内部沿长度方向设置有多用通道;所述多用通道内嵌设有定位针,所述定位针尖端伸出多用通道;采用嵌入式定位针的阶段式引导植入,显著提高了螺钉的定位精准度;通过在多用通道侧壁设置侧孔,使螺钉本体与骨骼之间的缝隙被骨水泥均匀填满,使两者形成牢固连接,避免晃动。



1. 一种脊柱内固定系统用植入螺钉,其特征在于:包括螺钉本体(1);所述螺钉本体(1)贯穿椎弓根的皮质骨部分,嵌入脊柱的松质骨内完成固定;所述螺钉本体(1)为中空结构,内部沿长度方向设置有多用通道(2);所述多用通道(2)内嵌设有定位针(3),所述定位针(3)尖端伸出多用通道(2)。

2. 根据权利要求1所述的一种脊柱内固定系统用植入螺钉,其特征在于:所述多用通道(2)的孔径为0.5~3mm。

3. 根据权利要求1所述的一种脊柱内固定系统用植入螺钉,其特征在于:所述多用通道(2)侧壁上沿自身长度方向设置有侧孔(4);所述侧孔(4)连通多用通道(2)内部与螺钉本体(1)外部的空间。

4. 根据权利要求3所述的一种脊柱内固定系统用植入螺钉,其特征在于:所述侧孔(4)沿螺钉本体(1)的螺纹环向均匀设置,相邻侧孔(4)与螺钉本体(1)对称轴连线之间的夹角为 $120^{\circ}$ 。

5. 根据权利要求3所述的一种脊柱内固定系统用植入螺钉,其特征在于:所述侧孔(4)的孔径为0.5~2mm。

6. 根据权利要求1所述的一种脊柱内固定系统用植入螺钉,其特征在于:所述螺钉本体(1)外侧设置有第一螺纹段(5)和第二螺纹段(6);所述第一螺纹段(5)的内径大于第二螺纹段(6),与椎弓根的皮质骨部分对应配合;所述第二螺纹段(6)与脊柱内的松质骨部分对应配合。

7. 根据权利要求6所述的一种脊柱内固定系统用植入螺钉,其特征在于:所述第一螺纹段(5)的长度为10~25mm。

8. 根据权利要求6所述的一种脊柱内固定系统用植入螺钉,其特征在于:所述第一螺纹段(5)采用四头螺纹;所述第二螺纹段(6)采用双头螺纹;所述第一螺纹段(5)和第二螺纹段(6)的外径、导程相同。

9. 根据权利要求8所述的一种脊柱内固定系统用植入螺钉,其特征在于:所述第一螺纹段(5)和第二螺纹段(6)的外径为3.5~8mm。

10. 根据权利要求8所述的一种脊柱内固定系统用植入螺钉,其特征在于:所述第一螺纹段(5)和第二螺纹段(6)的导程为4~8mm。

## 一种脊柱内固定系统用植入螺钉

### 技术领域

[0001] 本实用新型涉及一种骨科医疗器械,尤其涉及一种脊柱内固定系统用植入螺钉。

### 背景技术

[0002] 常见的脊柱手术主要治疗脊柱变形,退行性病变、创伤、肿瘤等。脊柱手术及内固定应用于临床已有近百年的历史,从材料到设计取得了很大的进步。传统开放式手术,对于病人的创伤较大,老年或者全身情况较差患者不能接受手术,手术康复时间较长,并容易导致术后脊柱不稳、内固定松动、术后复发等并发症。特别是骨质疏松患者由于椎体骨密度降低会直接影响椎弓根螺钉的固定强度,导致椎弓根螺钉松动、拔出、切割椎体、内固定复位失效等,成为手术的潜在风险。所以有必要发明一种定位精准、固定强度高的脊柱内固定系统用植入螺钉。

### 发明内容

[0003] 发明目的:为了克服现有技术中存在的不足,本实用新型提供一种定位精准、固定强度高的脊柱内固定系统用植入螺钉。

[0004] 技术方案:为实现上述目的,本实用新型的一种脊柱内固定系统用植入螺钉,包括螺钉本体;所述螺钉本体贯穿椎弓根的皮质骨部分,嵌入脊柱的松质骨内完成固定;所述螺钉本体为中空结构,内部沿长度方向设置有多用通道;所述多用通道内嵌设有定位针,所述定位针尖端伸出多用通道。

[0005] 进一步地,所述多用通道的孔径为0.5~3mm。

[0006] 进一步地,所述多用通道侧壁上沿自身长度方向设置有侧孔;所述侧孔连通多用通道内部与螺钉本体外部的空间。

[0007] 进一步地,所述侧孔沿螺钉本体的螺纹环向均匀设置,相邻侧孔与螺钉本体对称轴连线之间的夹角为120°。

[0008] 进一步地,所述侧孔的孔径为0.5~2mm。

[0009] 进一步地,所述螺钉本体外侧设置有第一螺纹段和第二螺纹段;所述第一螺纹段的内径大于第二螺纹段,与椎弓根的皮质骨部分对应配合;所述第二螺纹段与脊柱内的松质骨部分对应配合;所述第一螺纹段的内径大于第二螺纹段。

[0010] 进一步地,所述第一螺纹段的长度为10~25mm。

[0011] 进一步地,所述第一螺纹段采用四头螺纹;所述第二螺纹段采用双头螺纹;所述第一螺纹段和第二螺纹段的外径、导程相同。

[0012] 进一步地,所述第一螺纹段和第二螺纹段的外径为3.5~8mm。

[0013] 进一步地,所述第一螺纹段和第二螺纹段的导程为4~8mm。

[0014] 有益效果:本实用新型的一种脊柱内固定系统用植入螺钉,包括螺钉本体;所述螺钉本体贯穿椎弓根的皮质骨部分,嵌入脊柱的松质骨内完成固定;所述螺钉本体为中空结构,内部沿长度方向设置有多用通道;所述多用通道内嵌设有定位针,所述定位针尖端伸出

多用通道;采用嵌入式定位针的阶段式引导植入,显著提高了螺钉的定位精准度;通过在多用通道侧壁设置侧孔,使螺钉本体与骨骼之间的缝隙被骨水泥均匀填满,使两者形成牢固连接,避免晃动。

### 附图说明

[0015] 附图1为螺钉作用位置示意图;

[0016] 附图2为螺钉结构示意图;

[0017] 附图3为螺钉植入操作示意图。

### 具体实施方式

[0018] 下面结合附图对本实用新型作更进一步的说明。

[0019] 一种脊柱内固定系统用植入螺钉,如附图1所示,包括螺钉本体1;所述螺钉本体1从侧面贯穿椎弓根9的皮质骨部分,嵌入脊柱8的松质骨内完成固定,图中所示为脊柱8和椎弓根9的截面;因为皮质骨的结构强度较大,所以螺钉本体1从该部分嵌入可以保证自身与骨骼的结合强度及稳定性;如附图2所示,所述螺钉本体1为中空结构,内部沿长度方向设置有多用通道2;如附图3(a)所示,所述多用通道2内嵌设有定位针3,所述定位针3尖端伸出多用通道2;在进行植入操作时,首先将定位针3插入多用通道2内,通过针尖顶破骨骼刺入内部一端距离,随后拧动螺钉本体1,使之沿着定位针3刺入的方向旋紧骨骼内完成固定;随后定位针3再向内刺入一段距离,螺钉本体1继续向内旋进;如此重复以上动作,待螺钉本体1完全嵌入骨骼中后,拔出定位针3;

[0020] 传统的植入方法是先用定位针3将椎弓根9和脊柱8内刺出孔洞后,在将螺钉拧入,螺钉在旋进的过程中极易发生偏移导致植入路径错误,致使手术失败;而采用嵌入式定位针3的阶段式引导植入,就不会发生上述问题,显著提高了螺钉的定位精准度。

[0021] 所述多用通道的孔径为0.5~3mm,与定位针3的直径配合,定位针的截面尺寸在此范围内可以保证自身的强度。

[0022] 如附图2所示,所述多用通道2侧壁上沿自身长度方向设置有侧孔4;所述侧孔4连通多用通道2内部与螺钉本体1外部的空间;如附图3(b)所示,当螺钉本体1完全嵌入骨骼中后且拔出定位针3后,将骨水泥加注器7配合插入多用通道2的进口处,随后向多用通道2内加注骨水泥,这些骨水泥一部分从多用通道2的出口流出,另一部分如图中箭头所示从侧孔4流出,从而将螺钉本体1与骨骼之间的缝隙填满并渗入松质骨内部形成棉花团状的致密区域81,以此克服松质骨结构强度不足的问题,使螺钉本体1牢牢固定在脊柱8的松质骨内,避免松脱晃动;

[0023] 现有的植入螺钉也存在加注骨水泥的情况,但由于中空通道侧面没有设置侧孔,导致骨水泥只能从通道出口处被挤出,这样不仅会使骨水泥分布不均匀,而且极易造成局部骨水泥过量,还需要单独对过量的部分进行清理,其操作便捷性和效果都不如设置侧孔的方案。

[0024] 所述侧孔4沿螺钉本体1的螺纹环向均匀设置,相邻侧孔4与螺钉本体1对称轴连线之间的夹角为120°,这样可以使骨水泥均匀分布在螺钉本体1的周向外侧,保证螺钉本体1不在加注骨水泥的阶段某一侧受挤压而发生位置歪斜偏移的情况。

[0025] 所述侧孔4的孔径为0.5~2mm,若孔径过小则骨水泥不容易通过,若孔径过大则会导致靠近多用通道2进口一侧的侧孔内涌入过多的骨水泥,造成在螺钉本体1长度方向上的分布不均匀现象。

[0026] 所述螺钉本体1外侧设置有第一螺纹段5和第二螺纹段6;所述第一螺纹段5的内径大于第二螺纹段6,与椎弓根的皮质骨部分对应配合;所述第二螺纹段6与脊柱内的松质骨部分对应配合;通过两端不同的螺纹将螺钉本体1的不同区域区分开,一方面可以在旋进过程中对螺钉嵌入长度进行大致判断,另一方面也便于术后借助X光等手段对螺钉植入位置进行检查;所述第一螺纹段5的内径大于第二螺纹段6,因为螺钉与皮质骨的结合部位是容易折断的区域,这样的设计既增加了皮质骨部分的螺钉本体的强度,又能确保螺钉本体与松质骨部分具有足够的把持力,从而保证螺钉的强度。

[0027] 所述第一螺纹段5的长度为10~25mm,若第一螺纹段5的长度过小,则螺钉与皮质骨的结合区域过小且接近骨骼表面,其结合长度较低不能满足要求;若第一螺纹段5的长度过大,则螺钉与椎弓根的结合位置靠里,因为皮质骨的厚度有限,此时就会导致部分螺钉实际上穿过了椎弓根的松质骨部分,则该部分容易造成螺钉松动。

[0028] 所述第一螺纹段5采用四头螺纹;所述第二螺纹段6采用双头螺纹;所述第一螺纹段5和第二螺纹段6的外径、导程相同,采用多头螺纹可以使螺钉的旋进动作更加流畅,提高了植入效率。

[0029] 所述第一螺纹段5和第二螺纹段6的外径为3.5~8mm,若螺纹外径过小,则该螺钉内部就难以留出足够空间来加工多用通道2;且因为椎弓根的皮质骨厚度一定,若螺纹外径过大,则难以做到第一螺纹段5完全从皮质骨部分穿过;当螺纹外径取3.5~8mm时,螺钉的结构强度适中,第一螺纹段5也可以从椎弓根靠外侧穿过皮质骨部分并继续深入。

[0030] 所述第一螺纹段5和第二螺纹段6的导程为4~8mm,此时旋进螺钉时的速度与力度适中。

[0031] 以上所述仅是本实用新型的优选实施方式,应当指出:对于本技术领域的普通技术人员来说,在不脱离本实用新型原理的前提下,还可以做出若干改进和润饰,这些改进和润饰也应视为本实用新型的保护范围。

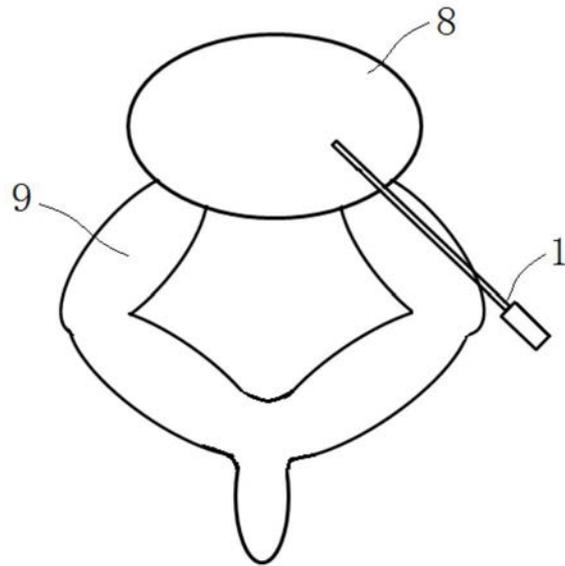


图1

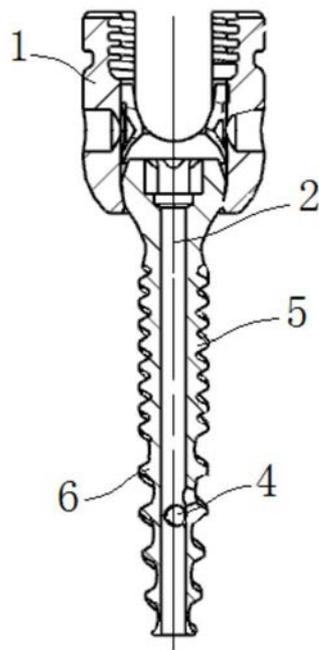


图2

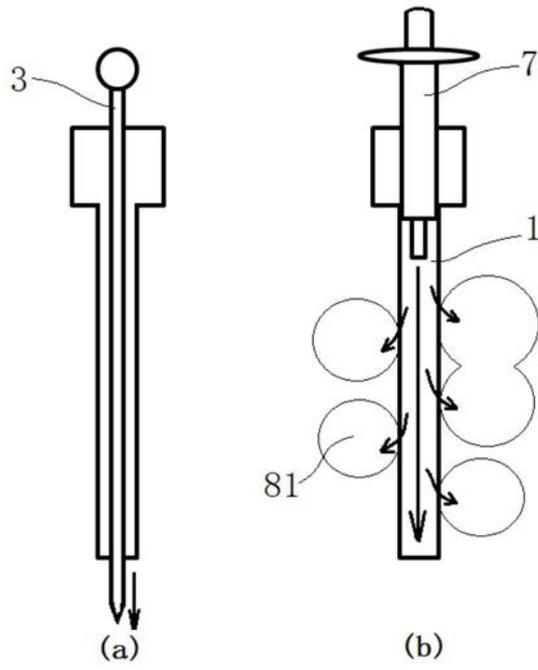


图3