

文章编号: 1004-7220(2021)02-0189-06

寰枢关节后路动态固定的生物力学研究

童杰^{1,2}, 季伟¹, 黄志平¹, 周若舟^{1,2}, 房佐忠², 朱青安¹

(1.南方医科大学南方医院 骨科, 脊柱外科, 广州 510515; 2.南方医科大学第一临床医学院附属郴州医院
(郴州市第一人民医院) 脊柱外科, 湖南 郴州 423000)

摘要:目的 探讨动态固定(转动钉、滑动钉)对寰枢关节稳定性的影响。方法 用6具新鲜成人枕骨(Oc)~颈椎(C4)节段进行测试,分别模拟完整状态、损伤状态、坚强固定、转动钉固定、滑动钉固定。采用重复测量的实验设计,在完整、损伤和不同固定状态下,通过脊柱试验机对标本分别施加1.5 N·m前屈/后伸、左/右侧弯和左/右轴向旋转纯力偶矩。三维运动系统测量寰枢椎运动,分析比较固定节段角度的运动范围(range of motion, ROM)和中性区(neutral zone, NZ)。结果 损伤状态下,寰枢关节ROM在前屈、后伸、侧弯和旋转方向上均显著增加,产生了寰枢关节不稳。在前屈、后伸、侧弯和旋转方向上,坚强固定和动态固定后ROM均显著减小。与坚强固定比较,动态固定仅在侧弯方向上ROM较大。动态固定显著减小了在屈伸、侧弯和旋转方向上的NZ,且与坚强固定之间的差异无显著性。结论 寰枢关节动态固定后,在前屈、后伸和旋转方向上的稳定性与坚强固定相当,但在侧弯方向上较弱。动态固定能够维持寰枢关节的相对稳定。

关键词:寰枢关节; 后路动态固定; 坚强固定; 运动范围; 中性区

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2021.02.004

Biomechanical Study of Posterior Dynamic Fixation at Atlantoaxial Joints

TONG Jie^{1,2}, JI Wei¹, HUANG Zhiping¹, ZHOU Ruozhou^{1,2}, FANG Zuozhong², ZHU Qing'an¹

(1. Division of Spinal Surgery, Department of Orthopaedics, Nanfang Hospital, Southern Medical University, Guangzhou 510515, China; 2. Department of Spinal Surgery, Affiliated Chenzhou Hospital, the First School of Clinical Medicine, Southern Medical University (the First People's Hospital of Chenzhou), Chenzhou 423000, Hunan, China)

Abstract: **Objective** To evaluate the influence of dynamic fixation (rotating and sliding pedicle screws) on stability of the atlantoaxial joint. **Methods** A series of *in vitro* biomechanical tests were performed using six fresh adult cervical spines (occipital bone-C4 segment) to simulate different conditions in surgery, including the intact state, the injury state, rigid fixation, rotating pedicle screw fixation, sliding pedicle screw fixation. The repeated measurement design was employed, and under intact, injury and different fixation states, the pure moment of 1.5 N·m in flexion-extension, left-right lateral bending, left-right axial rotation directions were applied using the spinal testing machine. The movement of atlantoaxial spine was measured consecutively by three-dimensional

收稿日期: 2020-06-02; 修回日期: 2020-07-15

基金项目: 郴州市科学技术局科技发展计划项目(ZDYF2020015), 郴州市第一人民医院院级科研项目(N2019-008), 郴州市第一人民医院院内技术项目(2020A34)

通信作者: 朱青安, 教授, E-mail: qinganzhu@gmail.com

(3D) measurement system in order to analyze the range of motion (ROM) and neutral zone (NZ) of atlantoaxial joints. **Results** Under injury state, ROM of atlantoaxial joints was significantly larger than that under intact state during flexion, extension, lateral bending and rotation, leading to the instability of atlantoaxial joints. ROM of fixation segments was significantly reduced during flexion, extension, lateral bending and rotation after rigid and dynamic fixation. Compared with rigid fixation, dynamic fixation showed a significant ROM increase during lateral bending. NZs of fixation segments after dynamic fixation were significantly reduced. There were no significant ROM differences between rigid fixation and dynamic fixation. **Conclusions** The stability of atlantoaxial joints by dynamic fixation during flexion, extension and rotation was comparable to that by rigid fixation, but weaker during lateral bending. Dynamic screw fixation can maintain the relative stability of atlantoaxial joints.

Key words: atlantoaxial joint; posterior dynamic fixation; rigid fixation; range of motion (ROM); neutral zone (NZ)

动态固定设计理念是通过降低内固定系统刚度,减小应力遮挡效应,更好地实现脊柱三柱的载荷共享,或者促进固定节段的融合;保留固定节段部分的活动,有助于早期蜕变的椎间盘实现“自我修复”;减少邻近节段的应力集中,减轻或延缓邻近节段蜕变,减少内植物失败的发生^[1-5]。目前,动态固定技术在胸腰椎已有初步的应用,短期随访的疗效较好,但中长期随访发现内固定失败率较高^[6-8]。动态固定能否在寰枢椎后路手术中取得有效的稳定,减小内固定承载,促进植骨融合,目前缺乏相关研究。本文将不同的动态固定方式应用于寰枢关节这一特殊的解剖区域,通过生物力学实验方法,阐明动态固定对寰枢关节的稳定作用,比较不同动态固定的生物力学特点,探讨寰枢关节后路固定的新方法。

1 材料和方法

1.1 标本准备

选用6例新鲜成人枕骨(Oc)~颈椎(C4)节段标本,实验前常规行X线正侧位检查,排除标本存在任何畸形、骨折、结核、肿瘤等病变情况。使用双能X线吸收仪对每具标本L2~4椎体节段进行骨密度检查,腰椎平均骨密度为 1.138 g/cm^2 。将取材后的标本用双层塑料袋密封放置于 $-20\text{ }^\circ\text{C}$ 低温冰箱中保存,实验前6h将标本置于室温下解冻,小心剔除脊柱周围肌肉组织,保留韧带和关节囊。将枕骨修剪成 $8\text{ cm}\times 8\text{ cm}$ 大小,距离边缘 1 cm 处钻孔,沿不同方向拧入8枚长木螺钉,C4下端垂直拧入3枚木螺钉。为方便试验操作及置入内固定器械,将标本倒置,枕骨朝下,采用牙托石膏粉包埋C4椎体下

半部分和大部分枕骨。

1.2 动态固定设计

结合寰枢椎特有的解剖结构,提出两种可能应用于寰枢椎后路的动态内固定方案。①转动钉:在普通万向椎弓根螺钉基础上,通过打磨钉尾部的连接垫圈,实现在螺帽锁紧后钉棒间的转动,可转动角度范围为 15° ,螺帽锁紧后能限制钉棒之间的平行移动。②滑动钉:在普通单向椎弓根螺钉基础上,通过改进钉尾部螺纹的设计,实现在螺帽锁紧后与纵向连接棒之间仍然存在 0.5 mm 距离,从而允许钉棒之间的纵向滑动,可滑动距离不受限制。本实验中使用的内固定及手术操作器械均由佛山施泰宝外科植入物有限公司提供,椎弓根螺钉、转动钉、滑动钉直径均为 3.5 mm ,长度为 $22\sim 26\text{ mm}$ (见图1);钛棒直径为 3.5 mm ,材料为Ti-6Al-4V钛合金。



图1 实验中使用的螺钉

Fig.1 Screws used in the test (a) Universal pedicle screw, (b) Rotating pedicle screw, (c) Sliding pedicle screw

1.3 手术方法及损伤模型制备

在完整状态测试完成后,切断C2齿状突腰部,造成II型齿状突骨折的损伤模型(见图2)。寰椎固

定采用椎弓根螺钉置入法^[9]选择进钉点,位于寰椎后弓下缘上方 2 mm,中线旁开 18~20 mm,用椎弓根探针探及寰椎椎动脉沟的位置。为使滑动钉达到最佳滑动效果,置钉方向尽量垂直于冠状面,保持水平。在不同测试状态时,分别采用普通椎弓根螺钉、转动钉和滑动钉固定于寰椎。枢椎固定采用普通椎弓根螺钉,进钉点位于椎板上缘以下 5 mm,椎管内侧缘偏外 7 mm;进钉方向头倾 20°,内倾 30°。用直径 3.5 mm 的钛棒裁剪成合适长度,连接寰椎和枢椎椎弓根螺钉,完成寰枢关节固定。

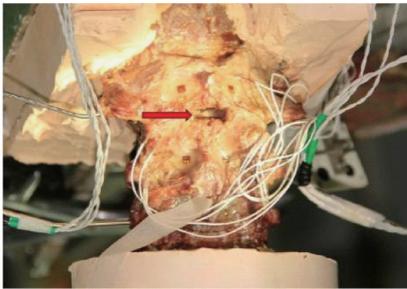


图 2 齿状突骨折模型

Fig.2 Model of odontoid fracture

1.4 脊柱稳定性测试

在枕骨和 C1、2、3 椎体钻入 4 根直径 2.0 mm 克氏针,分别连接装有 4 个红外线标志点的标尺(见图 3)。采用自主研发的脊柱试验机对本标本施加 1.5 N·m 前屈/后伸、左/右侧弯和左/右轴向旋转纯力偶矩各 3 次,加载速度为 2°/s。测试过程中采用 Optotrak 三维运动测量系统(NDI 公司,加拿大)连续采集标志点运动,采样频率为 20 Hz。分析第 3 个加载循环时节段间的角度运动范围。实验过程中使用生理盐水喷洒标本表面,保持标本湿润状态。



图 3 枕骨、C1~3 椎上连接的克氏针和红外线标尺

Fig.3 Occipital bone, C1-3 vertebrae connected with Kirschner wire and infrared mark

1.5 测试顺序

采用重复测量设计,每例标本先在完整状态下测试,后切断 C2 齿状突腰部,测试损伤状态。因测试状态较多,试验过程中需更换螺钉,为排除测试过程中骨螺钉界面松动造成的影响,更换螺钉时,采用超硬型齿科用义齿基托树脂(上海医疗器械股份有限公司齿科材料厂)进行钉道强化^[10]。寰椎的普通椎弓根螺钉、转动钉和滑动钉,采用先后随机顺序。在同一状态的测试中,屈伸、侧弯和旋转 3 个不同运动方向的测试顺序设为随机。

1.6 统计学处理

侧弯和旋转运动时左右方向基本对称,故采用左右侧弯和左右旋转的均值进行统计分析。运动范围(range of motion, ROM)和中性区(neutral zone, NZ)用均数±标准差表示。采用 Statistica 7.1 统计软件的重复测量方差分析进行统计学处理,组间比较采用 SNK 法。 $P < 0.05$ 表示差异有统计学意义。

2 结果

2.1 ROM 分析

寰枢关节采用转动钉以及滑动钉固定后,固定节段 ROM 在前屈、后伸、侧弯和旋转方向上均显著减小($P < 0.05$)。3 种固定方式之间比较,在侧弯方向上,转动钉和滑动钉固定 ROM 大于坚强固定($P_{\text{转动钉}} = 0.024$, $P_{\text{滑动钉}} = 0.001$);在其他方向上,转动钉和滑动钉固定 ROM 和坚强固定比较,有不同程度的增大,但差别没有统计学意义($P > 0.05$)。与坚强固定比较,转动钉固定在各个方向上 ROM 增加 20%~50%,滑动钉固定在各个方向上 ROM 增加 51%~66%(见图 4、表 1)。

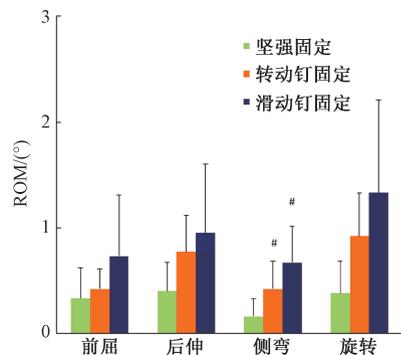


图 4 寰枢椎运动范围比较($\# P < 0.05$)

Fig.4 ROM comparison of the atlas

表1 C1~2节段运动范围($^{\#}P<0.05$)

工况	完整	损伤	坚强	转动钉	滑动钉
前屈	7.9±3.6	15.8±4.0	0.3±0.3	0.4±0.2	0.7±0.6
后伸	4.2±3.8	10.8±7.1	0.4±0.3	0.8±0.4	1.0±0.6
侧弯	1.4±0.9	5.2±0.9	0.2±0.2	0.4±0.3 [#]	0.7±0.4 [#]
旋转	37.6±6.6	40.1±4.8	0.4±0.3	0.9±0.4	1.3±0.9

2.2 NZ分析

采用直径3.5 mm钛棒坚强固定以及与转动钉与滑动钉固定后,固定节段NZ在屈伸、侧弯和旋转方向上均显著减小($P<0.05$)。与坚强固定比较,转动钉固定NZ增加-38%~83%,滑动钉固定NZ增加31%~83%。各种固定方式下的NZ均小于 1° ,各种固定方式之间两两比较,均无显著性差异($P>0.05$),见图5、表2。

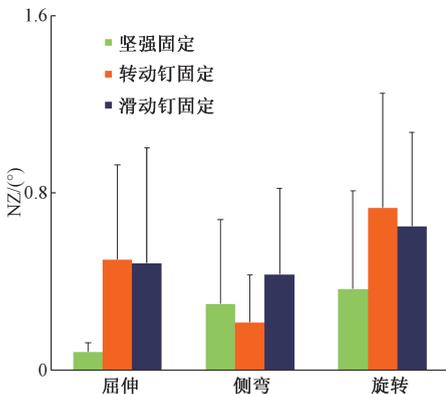


图5 寰枢椎中性区比较

Fig.5 NZ comparison of the atlas

表2 C1~2节段中性区

工况	完整	损伤	坚强	转动钉	滑动钉
屈伸	3.8±3.7	7.2±5.2	0.1±0.0	0.5±0.4	0.5±0.5
侧弯	0.8±0.8	2.3±0.7	0.3±0.4	0.2±0.2	0.4±0.4
旋转	30.0±9.5	31.9±7.5	0.4±0.4	0.7±0.5	0.7±0.4

3 讨论

坚强固定能够有效维持枕颈区的稳定,为骨融合创造条件;但产生的应力遮挡效应消除了对骨融合适宜的应力刺激,可能不利于骨融合。同时,过于坚强的内固定导致应力集中,远期容易发生内固定的疲劳和失败。生物力学研究表明,脊柱动态内

固定可在稳定的前提下,适当减少刚度,从而减少应力遮挡效应,增加脊柱前柱的载荷分享,减少骨钉界面的应力和钉棒承受的载荷^[11-12];并且能够减少对邻近节段椎间盘及小关节内压力的影响,减缓邻近节段退变的发生^[13];动态固定甚至有可能促进植骨融合^[14]。动态固定技术在治疗腰椎退行性疾病的作用已得到肯定^[15]。本文提出在寰枢关节应用动态融合固定的概念,推测将坚强固定进行部分弱化,同样能够维持寰枢关节的稳定,同时增加脊柱的载荷分享,减少内固定承载和螺钉松动、断裂的发生。通过分别研究3种不同动态固定方式,探讨其生物力学特点,寻找能够促进枕颈区骨融合的动态固定方案。

3.1 转动钉

本实验中使用的转动钉是在普通颈椎万向螺钉的基础上加以改进,允许螺钉有 15° 角度转动。在螺帽锁紧后,钉棒之间的平行移动受到限制。本文结果表明:C1~2节段固定在寰椎采用2枚转动钉后,固定节段ROM和NZ在前屈、后伸、侧弯和旋转方向上均显著减小。与坚强固定比较,转动钉固定在各个方向上ROM增加20%~50%,转动钉固定在侧弯方向上ROM显著大于坚强固定,但均值小于 0.5° ;在其他方向上,ROM与坚强固定基本相当。

寰枢关节的瞬时转动轴在屈伸运动时通过齿状突中心,而轴向旋转时位于枢椎椎体中部;同时,在各个方向上的运动还存在比较明显的耦合运动。转动钉的设计方面,单枚钉的转动中心位于钉棒的连接处。在寰椎双侧椎弓根同时固定2枚转动钉时,钉能允许的转动活动与寰枢关节的瞬时转动中心并不重叠,故并不能带来明显的整体运动效果。本实验的研究结果同样验证,采用转动钉固定后,主要运动方向取得了与坚强固定相当的固定效果,基本能够维持寰枢椎的稳定。生物力学研究已证实,在刚性椎弓根钉棒系统固定后,螺钉的应力主要集中在钉棒连接处,这也是临床上最常见的椎弓根螺钉断裂部位。转动钉的设计允许该处的运动,理论上能够减少应力集中,降低断钉的发生。

腰椎上使用的Cosmic系统在钉棒连接处设计了一个铰链关节,允许螺钉在矢状面上转动,理论上允许一部分的屈伸运动。Chien等^[16]研究发现,Cosmic动态钉固定能够更好地保护邻近节段的椎间盘和小关节。Schmoelz等^[17]在L4~5单节段使

用 Cosmic 固定后,3 个主要方向上的运动均明显减小。在 L3~5 双节段减压后, Cosmic 固定能明显减小屈伸和侧弯方向 ROM, 而保留与完整状态相当的旋转运动。一项前瞻性研究发现, 100 例腰椎节段不稳或者椎管狭窄的患者接受 Cosmic 系统固定, 随访 15 个月后, 患者满意率 91%, 只有 2 例因为螺钉松动接受再次手术^[18]。Luo 等^[19] 在山羊动物模型上应用 Cosmic 固定后发现, 骨螺钉界面有纤维连接组织形成, 导致螺钉的拔出力下降, 从而影响固定的整体稳定。SSCS 是一种与 Cosmic 非常相似的动态非融合系统。研究表明, SSCS 在矢状面上能够保留 14% 的 ROM, 能够减少邻近节段的过度运动, 从而减少邻椎病的发生^[20]。Xu 等^[21] 设计了一种动态椎弓根螺钉, 在椎弓根螺钉与棒之间通过螺栓固定, 当螺栓不锁紧时, 允许椎弓根螺钉在一定角度内转动, 达到动态固定的目的。研究结果显示, 该动态钉固定能够改变固定节段的运动和载荷分享, 而并不牺牲节段的稳定性。

本文使用的转动钉为球窝结构, 在矢状面与冠状面上均可允许 15° 的转动。不同于单平面转动的铰链结构, 理论上转动钉的活动度应该更大。但本文结果表明, 在寰枢椎的固定中, 转动钉取得了与坚强固定基本相当的固定效果, 其中在旋转方向上 ROM 比坚强固定增加了 50%, 但其远期效果仍需进一步评价。

3.2 滑动钉

滑动钉的设计, 最初用于儿童早发型侧凸矫形手术中保留固定节段的生长潜能。生物力学实验表明, 滑动钉固定能够达到通用椎弓根钉系统相同的矫形效果及生物力学稳定性^[22]。滑动钉在脊柱侧凸的初步临床应用中取得了较好的效果, 在腰椎融合术中的初步应用也安全可行, 疗效良好, 可有效促进减压节段融合^[23-25]。Ohtonari 等^[26] 使用一种可滑动钉棒系统 KAPSS 治疗腰椎退变性滑脱, 取得良好的疗效。该研究认为, 对于轻度退变性滑脱, 保留垂直方向上的轻微滑动, 可以减少邻椎病发生, 特别适用于老年患者。

本文使用的滑动钉是在普通单向椎弓根螺钉基础上进行改进, 确保螺帽锁紧后螺钉可以沿着棒的方向自由滑动, 从而实现两钉之间纵向动态加压。多向稳定性测试表明, 寰椎采用 2 枚滑动钉固定在主要运动方向上取得与坚强固定基本相当的固定效果, 滑动钉在侧弯方向上的稳定性相对较

弱, ROM 大于坚强固定, 但均值小于 0.7°。与坚强固定比较, 滑动钉固定 ROM 在各个方向上增加 51%~66%。本文使用的滑动钉可以实现双向的滑动, 允许寰枢椎纵向动态加压的同时也可以允许纵向拉伸。在以促进骨融合为目标的动态固定中, 纵向拉伸相当于骨分离, 不利于骨的融合。因此, 在今后的研究中, 考虑可以改进设计, 将棒的一端改成“T”型, 仅可允许动态加压而限制拉伸, 从而达到更好的动态固定目的。

3.3 寰枢椎后路动态固定

蒋伟宇等^[27-28] 设计了一种新型寰枢椎后路动态非融合固定系统, 认为适用于对于骨性结构完整的寰枢椎不稳定, 可保留一定的寰枢椎运动功能。本文设计基于动态融合的目的, 认为高能量损伤导致寰枢椎爆裂骨折, 选择稳定性最高的坚强固定较为稳妥。对于类风湿关节炎或者横韧带断裂等患者, 转动钉或者滑动钉有可能满足稳定性的需要; 对于青少年患者, 滑动钉固定在骨融合后能否最低程度地限制骨生长, 值得进一步探讨。本文提出在寰枢椎采用动态固定的方式, 旨在改变目前单一坚强固定融合的手术方式, 为不同类型的寰枢椎疾患提供更为合理的个体化解决方案。

3.4 局限性

本研究中, 在同一具标本上的测试状态较多, 即在寰椎上更换了滑动钉、转动钉和普通万向螺钉。虽然更换螺钉时在钉道内注入少量超硬齿科用树脂, 以消除换钉导致的骨钉界面松动对测试结果的影响, 但理想的测试方法是在同一具标本上不更换螺钉的前提下研究尽可能少的试验因素, 而这也必将带来标本使用量成倍增加的问题。

参考文献:

- [1] AHN Y, CHEN W, LEE K, et al. Comparison of the load-sharing characteristics between pedicle-based dynamic and rigid rod devices [J]. *Biomed Mater*, 2008, 3(4): 044101.
- [2] LIU C, KAMARA A, YAN Y. Investigation into the biomechanics of lumbar spine micro-dynamic pedicle screw [J]. *BMC Musculoskelet Disord*, 2018, 19: 231.
- [3] LEE SE, JAHNG T, KIM HJ. Facet joint changes after application of lumbar nonfusion dynamic stabilization [J]. *Neurosurg Focus*, 2016, 40(1): E6.
- [4] ERBULUT DU, KIAPOUR A, OKTENOGU T, et al. A computational biomechanical investigation of posterior dynamic instrumentation: Combination of dynamic rod and hinged (dynamic) screw [J]. *J Biomech Eng*, 2014, 136

- (5): 051007.
- [5] JACOBS E, ROTH AK, ARTS JJ, *et al.* Reduction of intradiscal pressure by the use of polycarbonate-urethane rods as compared to titanium rods in posterior thoracolumbar spinal fixation [J]. *J Mater Sci Mater Med*, 2017, 28(10): 148.
- [6] AYGUN H, YARAY O, MUTLU M. Does the addition of a dynamic pedicle screw to a fusion segment prevent adjacent segment pathology in the lumbar spine? [J]. *Asian Spine J*, 2017, 11(5): 715-721.
- [7] PUTZIER M, HOFF E, TOHTZ S, *et al.* Dynamic stabilization adjacent to single-level fusion: Part II. No clinical benefit for asymptomatic, initially degenerated adjacent segments after 6 years follow-up [J]. *Eur Spine J*, 2010, 19(12): 2181-2189.
- [8] KASHKOUSH A, AGARWAL N, PASCHEL E, *et al.* Evaluation of a hybrid dynamic stabilization and fusion system in the lumbar spine: A 10 year experience [J]. *Cureus*, 2016, 8(6): e637.
- [9] TAN M, WANG H, WANG Y, *et al.* Morphometric evaluation of screw fixation in atlas via posterior arch and lateral mass [J]. *Spine*, 2003, 28(9): 888-895.
- [10] NIOSI CA, ZHU QA, WILSON DC, *et al.* Biomechanical characterization of the three-dimensional kinematic behaviour of the Dynesys dynamic stabilization system: An *in vitro* study [J]. *Eur Spine J*, 2006, 15(6): 913-922.
- [11] 徐华梓, 王向阳, 池永龙, 等. 增加载荷分享的动力椎弓根螺钉固定器的稳定性及其意义 [J]. *中华外科杂志*, 2002, 40(10): 737-739.
- [12] BOZKUŞ H, ŞENOĞLU M, BAEK S, *et al.* Dynamic lumbar pedicle screw-rod stabilization: *In vitro* biomechanical comparison with standard rigid pedicle screw-rod stabilization [J]. *J Neurosurg Spine*, 2010, 12(2): 183-189.
- [13] DATH R, SIRKETT DM, GHEDUZZI S, *et al.* Intradiscal pressure changes with dynamic pedicle screw systems [J]. *J Spinal Disord Tech*, 2008, 21(4): 241-246.
- [14] YU AK, SIEGFRIED CM, CHEW B, *et al.* Biomechanics of Posterior dynamic fusion systems in the lumbar spine [J]. *Clin Spine Surg*, 2016, 29(7): E325-E330.
- [15] GOMLEKSIZ C, SASANI M, OKTENOGU T, *et al.* A short history of posterior dynamic stabilization [J]. *Adv Orthop*, 2012, 629698.
- [16] CHIEN C, KUO Y, LIN S, *et al.* Kinematic and mechanical comparisons of lumbar hybrid fixation using Dynesys and Cosmic systems [J]. *Spine*, 2014, 39(15): E878-E884.
- [17] SCHMOELZ W, ONDER U, MARTIN A, *et al.* Non-fusion instrumentation of the lumbar spine with a hinged pedicle screw rod system: An *in vitro* experiment [J]. *Eur Spine J*, 2009, 18(10): 1478-1485.
- [18] STOFFEL M, BEHR M, REINKE A, *et al.* Pedicle screw-based dynamic stabilization of the thoracolumbar spine with the Cosmic[®]-system: A prospective observation [J]. *Acta Neurochirurgica*, 2010, 152(5): 835-843.
- [19] LUO YG, YU T, LIU GM, *et al.* Study of bone-screw surface fixation in lumbar dynamic stabilization [J]. *Chin Med J*, 2015, 128(3): 368-372.
- [20] MORISHITA Y, OHTA H, NAITO M, *et al.* Kinematic evaluation of the adjacent segments after lumbar instrumented surgery: A comparison between rigid fusion and dynamic non-fusion stabilization [J]. *Eur Spine J*, 2011, 20(9): 1480-1485.
- [21] XU H, WANG X, CHI Y, *et al.* Biomechanical evaluation of a dynamic pedicle screw fixation device [J]. *Clin Biomech*, 2006, 21(4): 330-336.
- [22] 芦森, 陈庆贺, 罗卓荆, 等. 滑动椎弓根钉系统稳定性体外生物力学测试 [J]. *中国矫形外科杂志*, 2009, 17(8): 614-616.
- [23] 王文刚, 夏磊, 罗明, 等. 滑动生长棒技术治疗儿童早发性脊柱侧凸的初步研究 [J]. *中国矫形外科杂志*, 2019, 27(5): 406-411.
- [24] 王正雷, 郭宁, 高吉昌, 等. 滑动椎弓根钉棒系统治疗生长发育期特发性脊柱侧弯 [J]. *中国矫形外科杂志*, 2020, 28(6): 572-573.
- [25] 杨军, 杨群, 黄洪彬, 等. 可滑动椎弓根钉棒系统的设计和在腰椎融合中的疗效 [J]. *中华骨科杂志*, 2016, 36(22): 1435-1441.
- [26] OHTONARI T, NISHIHARA N, SUWA K, *et al.* Dynamic stabilization for degenerative spondylolisthesis and lumbar spinal instability [J]. *Neurol Med Chir*, 2014, 54(9): 698-706.
- [27] 蒋伟宇, 于亮, 马维虎, 等. 寰枢椎后路动态固定系统有效性的实验研究 [J]. *中国脊柱脊髓杂志*, 2013, 23(12): 1097-1100.
- [28] 蒋伟宇, 于亮, 马维虎, 等. 一种新型寰枢椎后路动态固定系统的稳定性研究 [J]. *中国临床解剖学杂志*, 2014, 32(1): 76-79.