

文章编号:1004-7220(2015)04-0326-06

前路内固定治疗 II 型不稳定 Hangman 骨折的有限元分析

刘海波¹, 雷建银¹, 张宝成^{2,3}, 李志强¹, 蔡贤华^{2,3}, 王志华¹(1. 太原理工大学 应用力学与生物医学工程研究所, 太原 030024; 2. 广州军区武汉总医院 骨科, 武汉 430060;
3. 南方医科大学 研究生院, 广州 510515)

摘要: **目的** 应用有限元方法分析评价前路钛板内固定和后路钉棒系统内固定两种术式治疗 II 型不稳定 Hangman 骨折的生物力学差异。**方法** 建立完整上颈椎(C0~3)有限元模型并进行有效性验证。在此基础上建立失稳模型,并在失稳模型上分别建立装配前路钛板(titanium plate)和 Cage 植骨内固定模型(Plate + Cage 模型)、后路 C2 椎弓根螺钉(C2 pedicle screws, C2PS)和 C3 侧块螺钉(C3 lateral mass screws, C3LMS)组成的钉棒系统内固定模型(C2PS + C3LMS 模型)。在枕骨髁上施加 40 N 轴向压力模拟头颅重力,同时在枕骨上施加 1.5 N·m 力矩使模型产生前屈、后伸、侧弯、旋转运动,计算分析 C2~3 活动度(range of motion, ROM)、力的传导路径以及骨折线处的应变。**结果** Plate + Cage 模型在前屈、后伸、侧屈(单侧)和旋转(单侧)方向上 C2~3 的 ROM 比失稳模型分别减少了 92.4%、97.1%、96.5%、90.0%, C2PS + C3LMS 模型在各方向上比失稳模型分别减少了 88.6%、90.2%、95.7%、90.3%。Plate + Cage 模型在任何工况下的应力峰值均小于 C2PS + C3LMS 模型。**结论** 前路 Plate + Cage 内固定在前屈和后伸工况下比后路 C2PS + C3LMS 内固定具有更好的稳定性,而在侧屈和旋转工况下两者稳定性相当。前路 Plate + Cage 内固定在结构和应力分布上更加合理,可以实现复位、减压、固定、融合一步完成,是治疗 II 型 Hangman 骨折的有效方法。

关键词: Hangman 骨折; 内固定; 有限元分析; 生物力学

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.3871/j.1004-7220.2015.04.326

Finite element analysis on anterior and posterior internal fixation for treating type II Hangman's fracture

LIU Hai-bo¹, LEI Jian-yin¹, ZHANG Bao-cheng^{2,3}, LI Zhi-qiang¹, CAI Xian-hua^{2,3}, WANG Zhi-hua¹ (1. *Institute of Applied Mechanics and Biomedical Engineering, Taiyuan University of Technology, Taiyuan 030024, China*; 2. *Department of Orthopedics, Wuhan General Hospital of Guangzhou Command, Wuhan 430060, China*; 3. *Postgraduate Institute, Southern Medical University, Guangzhou 510515, China*)

Abstract: Objective To evaluate biomechanical differences between anterior titanium plate internal fixation and posterior pedicle screw internal fixation for treating type II unstable Hangman's fracture by finite element analysis. **Methods** An intact finite element model of the upper cervical spine (C0-3) was established and validated, and an unstable model was also established. Two different internal fixation models, i. e. anterior titanium plate + Cage with bone graft (Plate + Cage) and C2 pedicle screws + C3 lateral mass screws (C2PS + C3LMS) were established, respectively, based on the unstable model. The vertical load of 40 N was applied on the occiput to simulate head weight and 1.5 N·m torque was applied on the occiput to simulate loading conditions of flexion, ex-

收稿日期:2014-12-27; 修回日期:2015-01-26

基金项目:山西省青年拔尖人才, 山西省高等学校创新团队。

通信作者:王志华, 教授, 博士研究生导师, E-mail:wangzh@tyut.edu.cn。

tension, lateral bending and rotation. Range of motion (ROM) of C2-3, force pathway and strain at the fractured line were calculated and analyzed. **Results** Compared with the unstable model, the Plate + Cage model could decrease the ROM by 92.4%, 97.1%, 96.5% and 90.0%, while the C2PS + C3LMS model could decrease the ROM by 88.6%, 90.2%, 95.7% and 90.3%, in flexion, extension, lateral bending and axial rotation, respectively. The maximum stress of the Plate + Cage model was smaller than that of the C2PS + C3LMS model under 4 loading conditions. **Conclusions** The anterior Plate + Cage fixation possesses better stability than the posterior C2PS + C3LMS fixation in flexion and extension, while both fixation methods show similar stability in lateral bending and axial rotation. The anterior Plate + Cage fixation is more reasonable in structure and stress distributions, and can achieve reduction, decompression, fixation and fusion in one step, thus it is an effective operative procedure for treating type II Hangman's fracture.

Key words: Hangman's fracture; Internal fixation; Finite element analysis; Biomechanics

Hangman 骨折是指枢椎上下关节突之间部分在暴力作用下发生的骨折,常伴周围韧带和椎间盘损伤,继而出现枢椎椎体不稳或脱位,严重的枢椎脱位可导致上颈髓受压,甚至造成死亡。Hangman 骨折占颈椎骨折的 4%~7%,枢椎骨折的 23%~27%,常见于车祸和高空坠落等突发性减速事件^[1]。

根据 Levine 等^[2]对 Hangman 骨折的分类方法,II 型属于不稳定骨折,伴随有前后纵韧带的撕裂和椎间盘的损伤。传统治疗方法以保守为主,存在诸多弊端,如术后远期假关节形成、C2~3 椎体成角畸形、轴性疼痛等并发症的发生率高达 60%^[3],且患者需要承受术后长期牵引卧床或长期佩戴外固定的痛苦。为了避免上述并发症,选择早期手术复位内固定治疗不稳定性 Hangman 骨折,可取得良好临床效果^[4-6]。

前路钛板(titanium plate)和 Cage 植骨内固定(Plate + Cage)、后路 C2 椎弓根螺钉(C2 pedicle screws, C2PS)和 C3 侧块螺钉(C3 lateral mass screws, C3LMS)组成的钉棒系统内固定(C2PS + C3LMS)是目前常用的术式,但是有关这两种内固定的生物力学稳定性研究比较少见。目前,许多国内外学者均建立了颈椎有限元模型^[7-10]。有限元分析可定量表达颈椎运动,是颈椎运动学研究的理想工具,也可以用于各种内固定装置的生物力学研究^[11-13]。

本文利用有限元方法,分别建立前后路两种内固定的有限元模型,并比较两种不同内固定系统的生物力学稳定性,为临床治疗 Hangman 骨折的术式选择提供理论依据。

1 材料与方法

1.1 正常模型建立

选择 1 名 35 岁健康成年男性志愿者,身高

175 cm,体重 68 kg,既往无颈椎病史,采用西门子公司 16 排螺旋 CT 对其从枕底部到 C3 椎体节段进行薄层扫描,扫描条件:120 kV,125 mA,层厚 0.5 mm(由广州军区武汉总医院放射科提供)。将 CT 数据以 DICOM 格式刻录光盘保存,导入 Mimics 10.01 中,根据 CT 断层图片中不同组织具有不同的灰度值,重建几何构型逼真的三维数字化模型。

将得到的上颈椎三维几何数据导入 ANSYS ICEM 12.0、Hypermesh 10.0 进行网格划分,并修正、调整网格质量,提取关节面、软骨终板,划分纤维环和髓核。关节软骨厚约为 0.5 mm,关节软骨接触面之间采用面面接触来模拟各关节之间的滑动和分离特性,摩擦因数设为 0.1^[7],终板厚为 0.2 mm^[7-8],髓核位于纤维环中部偏后,约占椎间盘总面积的 43%^[7]。皮质骨厚度设定为 1.5 mm。模型韧带(前纵韧带、后纵韧带、黄韧带、棘间韧带)起止点、几何特性参考文献[14-15],均采用两节点杆单元来模拟,并设置成只能承受拉力。建立上颈椎 C2~3 完整的三维有限元模型,包括皮质骨、松质骨、关节软骨、终板及韧带等结构,共计单元 35 272 个,节点 30 889 个。模型涉及的生物材料均设定为均质、连续、各向同性,上颈椎各组成部分的单元类型及材料特性见表 1。

1.2 失稳模型及内固定模型的建立

在已建立的完整模型基础上,对枢椎两侧峡部的网格重新划分,形成宽度为 0.5~1.0 mm 的骨折线,并采用弱化此层网格弹性模量的方法来模拟骨折断层间组织,其弹性模量设为 50 MPa^[17]。同时删除 C2~3 间前后纵韧带及部分椎间盘组织,模拟 Levine-Edwards II 型骨折,建立 Hangman 骨折的失稳模型[(见图 1(a))。]

表1 上颈椎模型的材料属性及参数^[7-8, 14, 16]

Tab.1 Material properties and parameters of the upper cervical spine model

韧带组织	单元类型	弹性模量/ MPa	泊松比	截面积/ mm ²
皮质骨	C3D8	12 000	0.3	—
松质骨	C3D8	500	0.2	—
软骨终板	C3D8	2 000	0.3	—
关节软骨	C3D8	10	0.3	—
横韧带	C3D8	20	0.3	—
前纵韧带(寰枕前膜)	T3D2	10	0.3	6.0
后纵韧带(寰枕后膜)	T3D2	10	0.3	5.0
关节囊韧带	T3D2	10	0.3	46.0
黄韧带	T3D2	1.5	0.3	5.0
齿突尖韧带	T3D2	10	0.3	5.0
翼状韧带	T3D2	5	0.3	5.0
覆膜	T3D2	10	0.3	6.0
棘间、棘上韧带	T3D2	1.5	0.3	10.0

在失稳模型的基础上按照临床行前路内固定手术式,分别建立两种内固定模型:①前路Plate + Cage 内固定模型(见图1(b))。前路C2~3残余椎间盘完全切除;其中Cage尺寸为11.5 mm × 12.5 mm × 4.0 mm,弹性模量为3.6 GPa,泊松比为0.25, Cage中间植入松质骨, Cage与骨接触面之间滑动接触,摩擦因数设为0.8^[12], Plate尺寸为22 mm × 10 mm × 2 mm,螺钉直径为4.0 mm,植入技术参考文献[4,18]的方法;②后路C2PS + C3LMS内固定模型(见图1(c))。植入技术参考文献[3,6]的方法,螺钉和连接棒直径均为3.5 mm。锁定板和前路螺钉均为钛合金,弹性模量为110 GPa,泊松比为0.25。

1.3 模型加载方式及边界条件

对正常模型、骨折模型和两种内固定模型均施加相同的边界条件和加载方式。对C3椎体下表面进行完全约束,对颅底施加40 N轴向压力模拟头颅重力,同时施加1.5 N·m力矩,使模型产生前屈、后伸、侧屈及旋转运动^[19]。

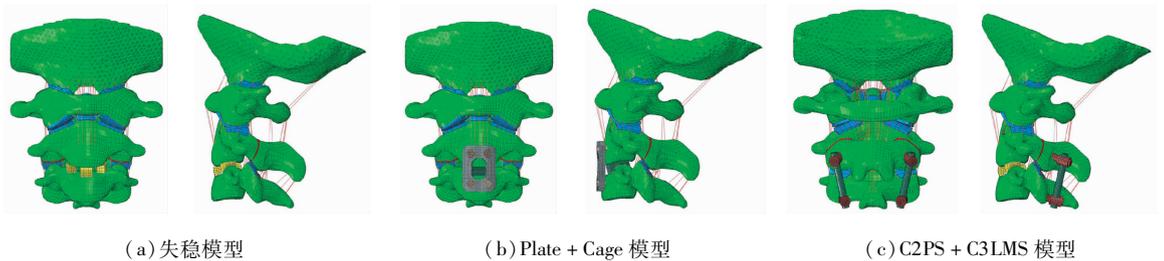


图1 上颈椎有限元模型

Fig.1 Finite element model of the upper cervical spine (a) Unstable model, (b) Plate + Cage model, (c) C2PS + C3LMS model

2 结果

正常模型在前屈、后伸、侧弯、旋转工况下各节段活动度(range of motion, ROM)与Panjabi等^[14, 20-21]体外实验结果和Brolin等^[7]上颈椎有限元模型结果基本吻合,应力云图反映的应力集中情况与Brolin等^[7]有限元结果也基本吻合,验证了正常模型的有效性(见表2)。

在相同边界条件和载荷下,失稳模型ROM较正常模型明显增大(见表3),在前屈、后伸、侧屈及旋转各工况下ROM比正常模型分别增加了58.1%、28.6%、19.5%、20.0%,由于峡部骨折、前后纵韧带

和椎间盘的破坏,失稳模型在前屈工况下ROM增加最为明显。

与失稳模型相比,两组内固定均能有效降低C2~3节段ROM(见表3)。Plate + Cage模型在前屈、后伸、侧屈(单侧)和旋转(单侧)方向上相比失稳模型分别减少了92.4%、97.1%、96.5%、90.0%,C2PS + C3LMS模型在各方向上相比失稳模型分别减少了88.6%、90.2%、95.7%、90.3%。上述结果提示,前路Plate + Cage内固定在前屈和后伸工况下比后路C2PS + C3LMS内固定具有更好的稳定性,而在侧屈和旋转工况下两者稳定性相当,与文献[18,22]的生物力学体外实验结果一致。

表 2 正常上颈椎有限元模型 ROM 与文献结果对比验证

Tab.2 Comparison of ROMs of intact finite element model and those reported in the literature

加载方式	ROM/(°)			
	关节	文献[14,20-21]	文献[7]	正常模型
前屈	C0~1	14.0 ± 3.2	18.2	11.3
	C1~2	12.3 ± 2.0	11.3	13.9
	C2~3	3.5 ± 1.3	—	3.1
后伸	C0~1	10.2 ± 4.6	10.5	17.0
	C1~2	12.1 ± 6.5	14.0	13.5
	C2~3	3.5 ± 1.3	—	3.5
侧屈	C0~1	4.5 ± 1.5	3.0	3.8
	C1~2	3.3 ± 2.3	6.0	5.1
	C2~3	4.8 ± 0.9	—	4.1
旋转	C0~1	4.9 ± 3.0	6.1	8.5
	C1~2	28.4 ± 4.8	23.3	30.1
	C2~3	1.7 ± 0.4	—	2.5

表 3 两组内固定模型 C2~3 节段在不同载荷下 ROM 比较

Tab.3 Comparison of ROMs in segment C2-3 for two internal fixation models

模型	ROM/(°)			
	前屈	后伸	侧屈	旋转
正常	3.10	3.50	4.10	2.50
失稳	4.90	4.50	4.90	3.00
Plate + Cage	0.22	0.10	0.20	0.21
文献[22]	0.24 ± 0.06	0.16 ± 0.08	0.16 ± 0.08	0.16 ± 0.08
C2PS + C3LMS	0.56	0.44	0.21	0.29
文献[18]	0.50 ± 0.20	0.50 ± 0.20	0.10 ± 0.0	0.20 ± 0.10

注:文献[22]、[18]数据分别取自 Plate + Cage 模型和 C2PS + C3LMS 模型相关的生物力学体外实验

Plate + Cage 模型在前屈工况下的最大应力为 78.5 MPa, 位于钛板的中部; 在后伸工况下的最大

应力为 37.5 MPa, 位于 C3 钉的尾部; 在侧屈工况下的最大应力为 47.7 MPa, 位于 C3 钉的尾部; 在旋转工况下的最大应力为 100.3 MPa, 位于钛板下部(见图 2)。C2PS + C3LMS 模型在前屈、后伸、侧屈工况下的最大应力分别为 123.3、85.8、135.1 MPa, 均位于 C2 椎弓根螺钉的万向头; 在旋转工况下的最大应力为 125.4 MPa, 位于 C3 侧块螺钉的万向头(见图 3)。

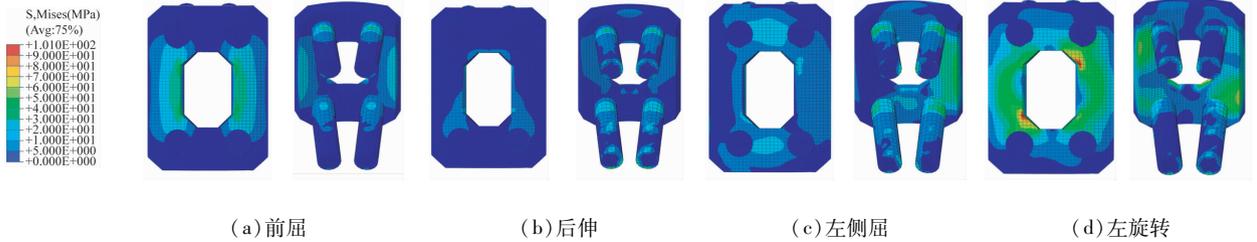


图 2 Plate + Cage 模型在各种工况下的应力云图

Fig.2 Stress contour of the Plate + Cage model under different loading conditions

(a) Flexion, (b) Extension, (c) Lateral bending, (d) Axial rotation

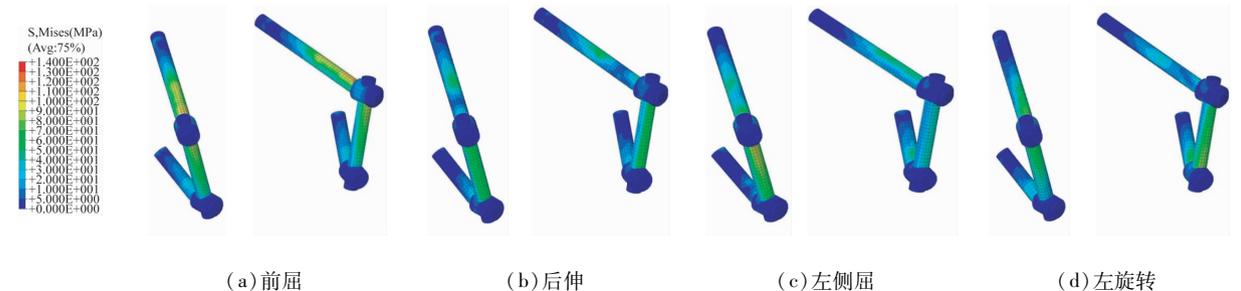


图 3 C2PS + C3LMS 模型在各种工况下的应力云图

Fig.3 Stress contour of the C2PS + C3LMS model under different loading conditions

(a) Flexion, (b) Extension, (c) Lateral bending, (d) Axial rotation

3 讨论

II型不稳定性 Hangman 骨折涉及三柱损伤,包括双侧峡部骨折和 C2~3 椎间盘韧带复合体完整性破坏,手术主要目的是复位并固定骨折端,维持颈椎正常序列,以获得良好远期临床预后,包括颈部功能良好且无颈痛等并发症^[23]。目前常用的手术方法有前路 Plate + Cage 内固定和后路 C2PS + C3LMS 内固定,但何种术式可作为治疗的金标准仍然存在较大争议^[3, 6, 24-25]。本文有限元分析结果表明,前路 Plate + Cage 内固定在前屈和后伸工况下比后路 C2PS + C3LMS 内固定具有更好的稳定性,在侧屈和旋转工况下两者稳定性相当,以上结果支持 Arand 等^[22]的生物力学结论。

80%~85% 颈椎载荷由前柱传导^[19],前柱的稳定性则依赖于 C2~3 椎间盘的完整性,Cage 替代损伤的椎间盘恢复了椎间高度来维持颈椎的正常生理弧度,避免发生 C2~3 后凸畸形^[24-25]。术后 Cage 内植骨与上下骨终板融合达到长期稳定,同时复位后峡部骨折处有大量松质骨可以自行愈合^[24]。因此,前路 Plate + Cage 内固定可以实现复位、减压、固定、融合一步完成。本研究结果表明,前屈工况下由于 Plate + Cage 固定使 C2~3 前部固定,向前的力矩抵消掉部分重力作用,故 Plate 上应力较大,Cage 和植骨上应力较小;后伸工况下,Plate 上应力较小,Cage 主要承载向后的力矩和重力,故 Cage 上应力较大,起到良好的支撑作用,为枢椎前柱提供极好的稳定性。已有研究发现,活骨的变化与其应变有关,骨应变范围为 1 000~3 000 $\mu\epsilon$ 时,骨处于中度超负荷状态,骨量将会逐渐增加;在 3 000~25 000 $\mu\epsilon$ 时,骨处于病理性超负荷状态,骨量会迅速增加;大于 25 000 $\mu\epsilon$ 时,达到骨折极限应变^[24-25]。前后路内固定 C2 峡部骨折线处应变在 3 000~25 000 $\mu\epsilon$ 范围内,利于骨生长,可以自行愈合。

后路 C2PS + C3LMS 内固定在三维方向上能提供一定的稳定性。然而,相对前路术式,后路手术无法处理破损的椎间盘,可造成远期椎间盘源性疼痛。随着病程进展,远期退变狭窄的 C2~3 椎间盘可能导致后方结构长时间承受张力,造成 C2~3 节段不稳或颈痛^[26-27]。

综上所述,前路 Plate + Cage 内固定的受力中心

在椎体前部,可以承载来自于椎体前柱的载荷以维持颈椎稳定,在结构上更加合理;而 C2PS + C3LMS 内固定的受力中心在椎体后部,前部受损的椎间盘没有支撑,来自于前部椎体的力使整个结构承载较大力矩,故 C2PS + C3LMS 内固定在任何工况下的应力峰值均大于 Plate + Cage 内固定。因此,Plate + Cage 内固定的整体应力比 C2PS + C3LMS 小,应力分布更加合理。

本模型也存在一定的局限性:① II型 Hangman 骨折中两侧椎弓根及椎间盘的破坏存在不对称性,本模型模拟骨折部位和破损椎间盘均使用对称结构,与实际存在一定差异;② Cage 的位置、方向会影响 ROM 以及应力分布,本研究中 Cage 放置于理论合理位置,且 Cage 和骨界面完美贴合,故固定效果可能优于临床;③有限元模型各组织的设定与实际中复杂的椎体、韧带等组织有一定差异,不能完全模拟生理状态,与实际情况存在差距。

4 结语

本研究建立了上颈椎有限元模型,并采用前后两种内固定系统装配。不同生理载荷工况下的有限元分析结果表明,前路 Plate + Cage 内固定在前屈和后伸工况下比后路 C2PS + C3LMS 内固定具有更好的稳定性,在侧屈和旋转工况下两者稳定性相当。前路 Plate + Cage 内固定在结构和应力分布上更加合理,可以实现复位、减压、固定、融合一步完成,是治疗 II型 Hangman 骨折的有效方法。

参考文献:

- [1] 贾连顺,李国. Hangman 骨折[J]. 中华骨科杂志, 2004, 24(5): 317-320.
- [2] Levine AM, Edwards CC. The management of traumatic spondylolisthesis of the axis [J]. J Bone Joint Surg, 1985, 67(2): 217-226.
- [3] Ma W, Xu R, Liu J, et al. Posterior short-segment fixation and fusion in unstable Hangman's fractures [J]. Spine, 2011, 36(7): 529-533.
- [4] Xie N, Khoo LT, Yuan W, et al. Combined anterior C2-C3 fusion and C2 pedicle screw fixation for the treatment of unstable Hangman's fracture: A contrast to anterior approach only [J]. Spine, 2010, 35(6): 613-619.
- [5] 蔡贤华,陈庄洪,黄继锋,等. Hangman 骨折损伤病理特点

- 及颈前路钢板内固定治疗[J]. 临床外科杂志, 2007, 15(5): 349-351.
- [6] Ge C, Hao D, He B, *et al.* Anterior cervical discectomy and fusion versus posterior fixation and fusion of C2-3 for unstable Hangman's fracture [J]. *J Spinal Disord Tech*, 2014, 28(2): 61-66.
- [7] Brodin K, Halldin P. Development of a finite element model of the upper cervical spine and a parameter study of ligament characteristics [J]. *Spine*, 2004, 29(4): 376-385.
- [8] Zhang QH, Teo EC, Ng HW, *et al.* Finite element analysis of moment-rotation relationships for human cervical spine [J]. *J Biomech*, 2006, 39(1): 189-193.
- [9] 胡晓晖, 洪翔, 何冰凡, 等. 基于 Simpleware 全颈椎三维有限元模型的构建与分析[J]. 医用生物力学, 2014, 29(6): 530-535.
- Hu XH, Hong X, He BF, *et al.* 3D finite element modeling and analysis of the whole cervical spine based on Simpleware [J]. *J Med Biomech*, 2014, 29(6): 530-535.
- [10] Panzer MB, Fice JB, Cronin DS. Cervical spine response in frontal crash [J]. *Med Eng Phys*, 2011, 33(9): 1147-1159.
- [11] Cai X, Yu Y, Liu Z, *et al.* Three-dimensional finite element analysis of occipitocervical fixation using an anterior occiput-to-axis locking plate system: A pilot study [J]. *Spine J*, 2014, 14(8): 1399-1409.
- [12] 蔡贤华, 王威, 王志华, 等. 不同前路内固定方式治疗枢椎椎体横行骨折合并 Hangman 骨折稳定性的有限元分析[J]. 中国脊柱脊髓杂志, 2014, 24(3): 257-265.
- [13] 陈金水, 倪斌, 陈博, 等. 寰枢椎脱位三维非线性有限元模型的建立和分析[J]. 中国脊柱脊髓杂志, 2010, 20(9): 749-753.
- [14] Panjabi MM, Crisco JJ, Vasavada A, *et al.* Mechanical properties of the human cervical spine as shown by three-dimensional load-displacement curves [J]. *Spine*, 2001, 26(24): 2692-2700.
- [15] El-Rich M, Arnoux P, Wagnac E, *et al.* Finite element investigation of the loading rate effect on the spinal load-sharing changes under impact conditions [J]. *J Biomech*, 2009, 42(9): 1252-1262.
- [16] Lee S, Im Y, Kim K, *et al.* Comparison of cervical spine biomechanics after fixed-and mobile-core artificial disc replacement: A finite element analysis [J]. *Spine*, 2011, 36(9): 700-708.
- [17] 雷建银, 刘海波, 王志华, 等. 站立位下骨盆与骨折内固定稳定性分析[J]. 医用生物力学, 2014, 29(6): 517-523.
- Lei JY, Liu HB, Wang ZH, *et al.* Stability analysis of the pelvis and fracture fixation in standing position [J]. *J Med Biomech*, 2014, 29(6): 517-523.
- [18] Duggal N, Chamberlain RH, Perez-Garza LE, *et al.* Hangman's fracture: A biomechanical comparison of stabilization techniques[J]. *Spine*, 2007, 32(2): 182-187.
- [19] 袁野, 靳安民. Hangman 骨折相关有限元分析及临床治疗[C]//中华医学会第八届骨科学术会议暨第一届国际 COA 学术大会论文摘要集. 北京: [s. n.], 2006.
- [20] Panjabi MM, Oxland TR, Parks EH. Quantitative anatomy of cervical spine ligaments. Part I. Upper cervical spine [J]. *J Spinal Disord Tech*, 1991, 4(3): 270-276.
- [21] Panjabi MM. The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis [J]. *J Spinal Disord Tech*, 1992, 5(4): 390-397.
- [22] Arand M, Neller S, Kinzl L, *et al.* The traumatic spondylo-lysthesis of the axis: A biomechanical in vitro evaluation of an instability model and clinical relevant constructs for stabilization [J]. *Clin Biomech*, 2002, 17(6): 432-438.
- [23] Shin JJ, Kim SH, Cho YE, *et al.* Primary surgical management by reduction and fixation of unstable hangman's fractures with discoligamentous instability or combined fractures [J]. *J Neurosurg Spine*, 2013, 19(5): 569-575.
- [24] 徐成, 阮狄克, 丁宇, 等. 力学载荷对骨力学性能影响的研究进展[J]. 解剖与临床, 2009, 14(4): 286-288.
- [25] 张鹏, 房兵, 江凌勇. 机械刺激对成骨细胞骨架的影响[J]. 医用生物力学, 2011, 26(1): 87-91.
- Zhang P, Fang B, Jiang LY. Effect of mechanical stimulation on osteoblast cytoskeleton [J]. *J Med Biomech*, 2011, 26(1): 87-91.
- [26] 葛朝元, 郝定均, 贺宝荣, 等. 颈前路钢板内固定治疗不稳定 Hangman 骨折的疗效分析[J]. 中国修复重建外科杂志, 2014, 28(6): 728-732.
- [27] 谢宁, 倪斌, 袁文, 等. 前路 C2,3 复位融合治疗 Hangman 骨折[J]. 中华骨科杂志, 2008, 28(8): 634-637.