

两种不同 C2 椎弓根螺钉加“Ω”形横连治疗 II 型 Hangman 骨折的生物力学研究

姚建¹, 金根洋^{1,2}, 李新武², 武鹏¹, 阮汉江¹, 肖俊², 许沛荣²

(1 安徽医科大学无锡临床学院骨科 214044 江苏省无锡市;

2 中国人民解放军联勤保障部队第 904 医院骨科 214044 江苏省无锡市)

【摘要】目的:探讨普通 C2 椎弓根螺钉和双螺纹中空万向螺钉(新型)加“Ω”形横连固定 II 型 Hangman 骨折的生物力学特点。**方法:**选择 1 名健康成年男性志愿者对其颈椎 C0-3 椎节进行 CT 扫描,获得 CT 图像原始数据。利用 Mimics 10.01 等软件建立正常颈椎 C0-3 椎节三维有限元模型(包含椎间盘、韧带等组织),并进行有效性验证。在已验证的有限元模型的基础上,分别建立以下模型:Hangman 骨折模型(Levine-Edwards II 型);Hangman 骨折+普通 C2 椎弓根螺钉+“Ω”横连模型;Hangman 骨折+新型 C2 椎弓根螺钉+“Ω”横连模型;比较各模型在不同工况(屈伸、侧屈、旋转)下的三维活动范围(ROM)及置入螺钉所受应力情况,运用秩和检验方法进行统计学分析。**结果:**生理载荷下 Hangman 骨折模型在屈伸、侧屈、扭转方向上的 ROM 较正常颈椎模型明显增大,集中表现在 C2-3 椎节,各工况下分别增加 3.89°、5.65°、2.10°;内固定模型不同椎节 ROM 较骨折模型显著减小,其中两内固定模型之间的 ROM 差别无统计学意义($P>0.05$)。不同工况下,内固定模型中螺钉均在后伸时所受应力最大,分别为 403.3MPa、370.4MPa,应力主要集中在螺钉通过骨折线的部分,而新型 C2 椎弓根螺钉在各工况下最大应力均小于普通 C2 椎弓根螺钉($P<0.05$)。**结论:**两种不同 C2 椎弓根螺钉(普通和新型)加“Ω”横连固定装置在最大限度保留颈椎生理性活动的同时,均能有效恢复 II 型 Hangman 骨折颈椎稳定性;“Ω”横连下新型 C2 椎弓根螺钉较普通 C2 椎弓根螺钉具有更好的抗疲劳性能。

【关键词】 Hangman 骨折;C2 椎弓根螺钉;“Ω”形横连;三维有限元;生物力学

doi: 10.3969/j.issn.1004-406X.2019.07.09

中图分类号:R683.2,R318.01 文献标识码:A 文章编号:1004-406X(2019)-07-0635-07

Biomechanical study of two different pedicle screws combining "Ω" transverse connection in the treatment of type II Hangman fracture/YAO Jian, JIN Genyang, LI Xinwu, et al//Chinese Journal of Spine and Spinal Cord, 2019, 29(7): 635-640, 649

【Abstract】 Objectives: To investigate the biomechanical characteristics of two different C2 pedicle screws (common and new) combining "Ω" transverse connection for type II Hangman fractures. **Methods:** C0-3 vertebrae of a healthy male adult were scanned by CT, and the original data of CT images were obtained. The finite element model(including intervertebral disc, ligament and other tissues) of normal C0-3 was established by Mimics10.01 et al, and the validity of the model was verified. On the basis of the verified finite element model, the following models were established: Hangman fracture model, Hangman fracture + common C2 pedicle screws + "Ω" transverse model, Hangman fracture + new C2 pedicle screws + "Ω" transverse model. Range of motion (ROM) and implant stress of each model in different working conditions were compared. **Results:** Under physiological load, the ROM of Hangman fracture model in flexion, extension, lateral flexion and torsion was significantly higher than that of normal cervical spine model, mainly in C2-3, which increased by 3.89°, 5.65° and 2.10°, and the ROM of C2-3 of two internal fixation models was significantly lower than that of fracture model. The ROM between two internal fixation models was similar. The stress of screws in two internal fixation models reached the largest when they extended back, which was 403.3MPa and

基金项目:原南京军区重大研究专项项目(编号:15ZD005)

第一作者简介:男(1990-),医学硕士,研究方向:脊柱外科

电话:(0510)85142794 E-mail:410008522@qq.com

通讯作者:金根洋 E-mail:genyang.101@163.com

370.4MPa respectively, and the stress mainly concentrated in the part of the screws passing through the fracture line. The maximum stress of the new C2 pedicle screws was lower than that of the common C2 pedicle screws in all working conditions. **Conclusions:** Two different C2 pedicle screws (common and new) combining "Ω" transverse connection can effectively restore the stability of cervical vertebra while retaining the physiological activity of cervical vertebra. The new C2 pedicle screws had better anti-fatigue effect than the common C2 pedicle screws.

[Key words] Hangman fracture; C2 pedicle screws; "Ω" transverse connection; Three-dimensional finite element; Biomechanics

[Author address] Department of Orthopaedics, Wuxi Clinical School of Anhui Medical University, Wuxi, 214044, China

Hangman骨折是由于颈椎的极度伸展或屈曲导致的枢椎关节突间部骨折,多发于交通事故及头部着地的高空坠落中。因其常伴有椎间盘韧带复合体损伤而继发枢椎椎体不稳或脱位,亦称创伤性枢椎滑脱。据统计 Hangman 骨折约占颈椎骨折的 4%~7%,枢椎骨折的 20%~22%^[1]。1965 年, Schneider 等^[2]分析 8 例交通事故所致的枢椎骨折病例时,发现其与绞刑所致的枢椎骨折具有很大的相似性,遂将此类枢椎骨折命名为“Hangman 骨折”,后逐渐被广大学者所采用。Hangman 骨折内固定方式多种多样,如颈前路 C2-3 植骨融合固定术、颈后路单纯 C2 椎弓根螺钉固定术、C2-3 椎弓根螺钉/侧块螺钉棒系统固定术等^[3]。本研究团队综合 Hangman 骨折不同内固定方式优点,研制出 C2 椎弓根螺钉加“Ω”形横连固定装置,在重建颈椎稳定的同时最大限度地保留了颈椎的生理活动功能,将其用于临床治疗不稳定性 Hangman 骨折,取得了良好的临床疗效^[4],并在此基础上设计出新型双螺纹中空万向 C2 椎弓根螺钉增强骨折固定的稳定性。本研究采用三维有限元方法分析两种不同 C2 椎弓根螺钉(普通和新型)加“Ω”形横连固定 Levine-Edwards II 型 Hangman 骨折的生物力学特点,论证新型 C2 椎弓根螺钉加“Ω”形横连固定装置的生物力学稳定性。

1 材料与方法

1.1 原始数据

选取 1 名年龄 30 岁、体重 75kg、身高 177cm 的正常健康男性志愿者,既往无颈椎外伤、手术及颈椎病史,影像检查排除枕颈部骨折、畸形及退行性疾病。在其知情同意后,采用 64 排螺旋 CT 以层厚 0.5mm 对其枕骨底 C0-3 椎节进行扫描,并以 Dicom 格式将 CT 图像原始数据保存。

1.2 建立模型

1.2.1 建立正常颈椎 C0-3 椎节模型 将原始数据导入 Mimics 10.01 软件(Materialise 公司, USA)中,根据 CT 图像中相应的组织具有各自相应的灰度值区,提取各组织,逆向重建出颈椎 C0-3 椎节三角网格模型,利用 Geomagic 2012 软件(Geomagic 公司, USA)将其拟合合成 NURB 曲面模型,并将此模型导入 Hypermesh 12.0 软件(Altair 公司, USA)中对其进行网格划分、材料赋值、接触定义等处理,重建出正常颈椎 C0-3 椎节三维有限元模型(图 1)。

其中,网格划分时网格质量 Jacobian 比控制在 0.6 以上,颈椎的骨性结构中,皮质骨及终板分别采用平均厚度为 1mm 和 0.5mm 的 C3D6 单元(一阶四面体);松质骨采用 C3D4 单元(一阶三棱柱)。椎间盘韧带复合体中,椎间盘(含纤维环、髓核)采用增强沙漏控制的三维六面体减缩积分 C3D8R;韧带采用只有轴向平移自由度的双节点 SPINGA 单元。各组织材料属性设定分别为,椎间盘(含纤维环、髓核)采用不可压缩的超弹材料,不考虑密度,同时忽略 C2-3 之间胶原纤维的影响;横韧带为正交各向异性材料属性;皮、松质骨为 Johnson-Cook 弹塑性材料属性;余韧带基于弹塑性材料属性进行定义(表 1、2)。接触定义中,关节间相互作用以非线性面面通用接触关系进行模拟;在对韧带材料曲线进行拟合,获得各韧带数据及载荷-变形曲线的基础上,根据文献及原始影像资料设定各韧带起止点,采用 2 节点非线性弹簧单元构建 12 种关键韧带。

1.2.2 验证正常颈椎 C0-3 椎节模型有效性 将正常颈椎 C0-3 椎节模型导入有限元分析软件 Abaqus 6.9(美国达索公司)中,边界条件限定为 C3 下终板全部 6 个自由度,选取 C0 旋转轴上某

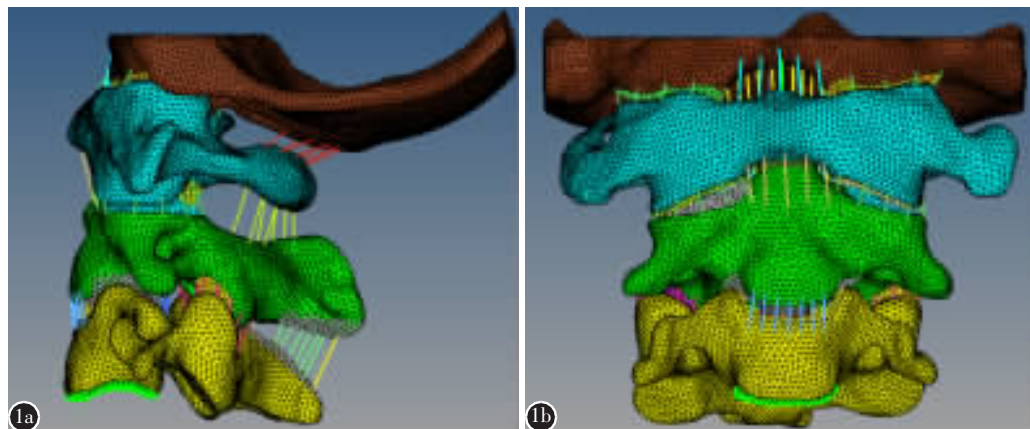


图 1 C0-3 有限元模型侧面观 (a) 及正面观 (b)

Figure 1 The side (a) and positive view (b) of the C0-3 finite element model

一点为参考点,为能够将参考点上的受力情况换算成均布载荷施加于 C0 所有从节点上,故建立 C0 上表面所有单元节点与此参考点的 Distribution Coupling。垂直向下施加 40N 压力于枕骨髁部模拟头颅重力,并同时施加方向分别为 X、Y、Z 全局坐标 (X-Z 平面为冠状面、Y-Z 为矢状面、X-Y 为水平面)、扭矩为 1.5Nm 的力于参考点,使模型进行屈伸、侧屈、扭转运动,测量模型各椎节的活动度 (ROM),采用对比验证的方法,验证其与相关正常上颈椎实验数据的一致性。结果显示本实验建立的正常颈椎 C0-3 椎节有限元模型的活动度与 Panjabi 等^[5]的体外实验结果基本相吻合 (表 3),从而验证了模型的有效性。

1.2.3 建立 Hangman 骨折及其固定模型 在正常颈椎 C0-3 椎节模型中找到 C2 椎弓峡部的三维坐标点,按照 Hangman 骨折的骨折线位置删去相应的单元,形成一条宽 0.8~1.0mm 骨折线;找到并删除 C2/3 间部分椎间盘组织及后纵韧带相应单元,从而构建出 Levine-Edwards II 型 Hangman 骨折模型。并在此骨折模型基础上,进一步建立 Hangman 骨折+普通 C2 椎弓根螺钉+“Ω”形横连模型、Hangman 骨折+新型 C2 椎弓根螺钉+“Ω”横连模型 (图 2、3)。

1.3 实验加载

将以上有限元模型导入有限元分析软件 Abaqus 6.9 (美国达索公司) 中,边界条件限定为 C3 下终板全部 6 个自由度,选取 C0 旋转轴上某一点为参考点,为能够将参考点上的受力情况换算成均布载荷施加于 C0 所有从节点上,故建立 C0 上表面所有单元节点与此参考点的 Distribution Coupling。垂直向下施加 40N 压力于枕骨髁部模拟头颅重力,并同时施加方向分别为

表 1 骨性结构及横韧带材料属性

Table 1 Material properties of the bony structure and the transverse ligament

结构名称 Structure	弹性模量/Mpa Elastic modulus	泊松比 Poisson's ratio	单元数 Number of units
皮质骨 Cortical bone	12000	0.3	35208
松质骨 Cancellous bone	500	0.3	97588
终板 Endplate	500	0.4	9088
横韧带 Transverse ligament	E1=86, E2=6	0.016	—

表 2 椎间盘材料属性

Table 2 Material properties of the intervertebral disc

	密度 (kg/mm ³) Density	泊松比 Poisson's ratio	C10	C01
纤维环 Fibrous ring	1.00E-06	0.495	0.12	0.03
髓核 Nucleus pulposus	1.20E-06	0.45	0.18	0.045

表 3 本研究中正常上颈椎模型与体外生物力学实验 C0-3 各椎节的三维活动度 (°)

Table 3 Three-dimensional range of motion (ROM) of C0-3 of normal upper cervical vertebra model in this study and vitro biomechanical experiment

	本研究中颈椎模型 活动范围 Range of motion of cervical vertebra models			文献中活动范围 Scope of activity in the literature		
	C0-1	C1-2	C2-3	C0-1	C1-2	C2-3
屈伸 Flexion and extension	20.3	23.5	9.7	26.0±8.0	25.0±12.0	6.8±3.0
侧屈 Bend	6.1	6.7	12.7	8.5±3.0	6.3±4	9.5±4.0
扭转 Torsion	9.6	58.3	5.6	9.8±2.0	55±10.0	5.2±3.0

X、Y、Z 全局坐标 (X-Z 平面为冠状面、Y-Z 为矢状面、X-Y 为水平面), 扭矩为 $1.5\text{N}\cdot\text{m}$ 的力于参考点, 使模型进行屈伸、侧屈、扭转运动, 测量模型各椎节的活动度 (ROM)、置入物应力并绘制 Von Mises 应力云图, 以不同颜色表示各模型在实验载荷不同工况下的应力大小, 色区即为应力分布区域, 如图 4、5。

2 结果

2.1 ROM

各模型 C0-3 椎节不同工况下活动度见表 4。Hangman 骨折模型在屈伸、侧屈、扭转方向上的 ROM 较正常颈椎模型明显增大, 集中表现在 C2-3 椎节; 两内固定模型不同椎节的 ROM 较骨折模型显著减小, 其中两内固定模型之间的 ROM 差别很小, 运用秩和检验方法, $P>0.05$, 两内固定模型 ROM 差别无统计学意义。

为更直观比较各模型稳定性, 将以上数据代入公式 $Q=1/(R_n/RO)\times 100\%$ 中进行标准化处理, 其中 R_n 为骨折模型或内固定模型的 ROM 值, RO 为同一工况下正常颈椎模型的 ROM 值, 所得 Q 值即为各模型不同工况下相对于正常颈椎的稳定性 (表 5)。

2.2 置入物最大应力

不同工况下, 两内固定模型中螺钉均在后伸时所受应力最大, 应力主要集中在螺钉通过骨折线的部分, 新型 C2 椎弓根螺钉在各工况下最大应力均小于普通 C2 椎弓根螺钉 ($P<0.05$, 表 6)。

3 讨论

Hangman 骨折治疗方法有保守治疗和手术治疗, 选取何种治疗方法取决于骨折的稳定程度^[6]。Levine-Edwards 分型根据损伤机制、稳定程度及骨折形态将 Hangman 骨折分为 4 种类型^[7], 已成

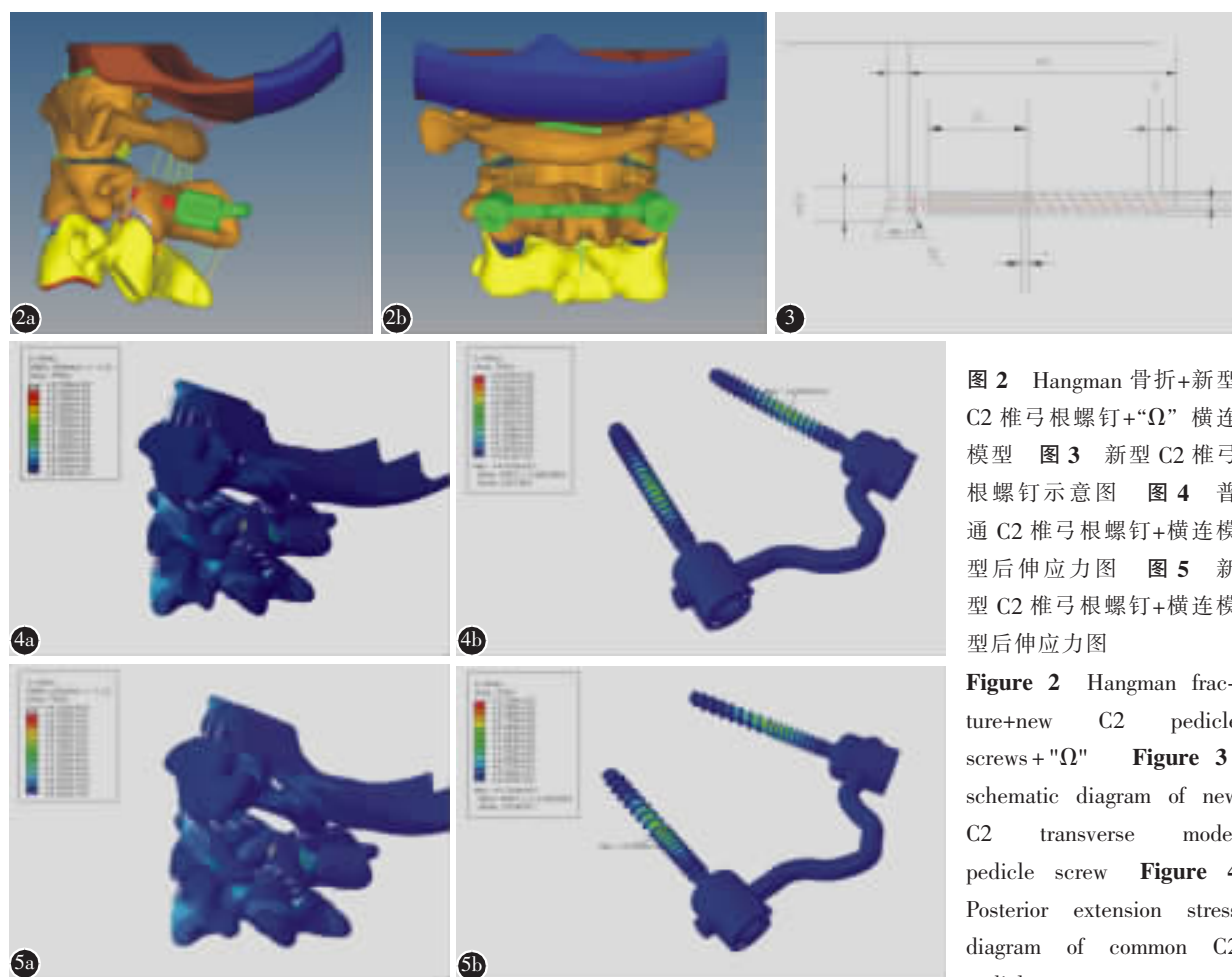


图 2 Hangman 骨折+新型 C2 椎弓根螺钉+“Ω”横连模型 图 3 新型 C2 椎弓根螺钉示意图 图 4 普通 C2 椎弓根螺钉+横连模型后伸应力图 图 5 新型 C2 椎弓根螺钉+横连模型后伸应力图

Figure 2 Hangman fracture+new C2 pedicle screws + "Ω" transverse model Figure 3 schematic diagram of new C2 transverse model pedicle screw Figure 4 Posterior extension stress diagram of common C2 pedicle screws + transverse model Figure 5 Posterior extension stress diagram of new C2 pedicle screws + transverse model

model Figure 5 Posterior extension stress diagram of new C2 pedicle screws+transverse model C2 pedicle screws+transverse model

表 4 本研究中各模型不同椎节在不同工况下的三维活动范围 (°)

Table 4 The three-dimensional range of motion of different vertebral segments under different working conditions in this study

有限元模型 Models	关节 Joint	屈伸 Flexion+ extension	侧屈(双侧) Bend (Both sides)	扭转(双侧) Torsion (Both sides)
正常颈椎 Normal cervical vertebra	C0-1	20.27	6.14	9.60
	C1-2	23.45	6.68	58.34
	C2-3	9.71	12.72	5.59
Hangman 骨折 Hangman fracture	C0-1	21.93	6.78	10.99
	C1-2	26.35	6.88	61.96
	C2-3	13.60	18.37	7.69
骨折+普通 C2 椎弓根螺钉 +横连 Fracture+common C2 pedicle screws+ transverse	C0-1	20.16	6.11	10.35
	C1-2	25.77	6.97	58.85
	C2-3	8.38	13.08	6.76
骨折+新型 C2 椎弓根螺钉 +横连 Fracture+new C2 pedicle screws+ transverse	C0-1	18.70	6.09	10.23
	C1-2	26.62	6.68	58.31
	C2-3	8.90	13.42	6.97

表 5 各有限元模型 C2-3 椎节不同工况下相对稳定性

Table 5 Relative stability of C2-3 under different working conditions

有限元模型 Models	屈伸 Flexion+ Extension	侧屈 Bend	扭转 Torsion
正常颈椎 Normal cervical vertebra	100%	100%	100%
Hangman骨折 Hangman fracture	71.40%	65.32%	72.96%
骨折+普通 C2 椎 弓根螺钉+横连 Fracture+common C2 pedicle screws+transverse	115.87%	97.25%	88.01%
骨折+新型 C2 椎 弓根螺钉+横连 Fracture+new C2 pedicle screws+ transverse	109.10%	94.78%	80.20%

为临床选择 Hangman 骨折治疗方法的主要依据。I 型骨折稳定, 不伴椎间盘及周围韧带损伤, 可保守治疗, 如头颈胸石膏制动、Halo-vest 架固定、颅骨牵引等; III 型为脱位性骨折, 极不稳定, 需行手术治疗。对于 II 型和 IIa 型 Hangman 骨折的治疗方法虽存有争议^[8], 但如今越来越多的学者主张

表 6 不同工况下内固定模型置入物最大应力 (MPa)

Table 6 Maximum stress of internal fixation model implants under different working conditions

内固定模型 Models	骨折+普通 C2 椎弓 根螺钉+横连 Fracture+common C2 pedicle screws+ transverse	骨折+新型 C2 椎弓 根螺钉+横连 Fracture+new C2 pedicle screws+ transverse
前屈 Flexion	125.2	118.3
后伸 Extension	403.3	370.4
左侧屈 Left bend	114.6	110.7
右侧屈 Right bend	165.4	157.8
左扭转 Left torsion	186.0	174.5
右扭转 Right torsion	198.6	149.3

手术治疗^[9]。

手术治疗目的是重建颈椎稳定性、恢复颈椎生理序列^[10]。1964 年 Judet 首次提出采用 C2 椎弓根螺钉治疗 Hangman 骨折, 单椎节固定最大限度地保留了颈椎的生理活动功能, 被称为“恢复生理功能的手术”^[11]。但陈语等^[12]在 Hangman 骨折及其内固定的有限元研究中发现, 两枚孤立的普通 C2 椎弓根螺钉固定骨折稳定性欠佳; 谢雁春等^[13]在 Hangman 骨折及内固定术的生物力学标本实验中证实了这种缺陷。关于 C2 椎弓根拉力螺钉的研究虽有陆续报道^[14], 但单螺纹拉力螺钉对于骨折固定的稳定性仍不够理想, 而头尾两端双螺纹拉力螺钉过分强调控制加压, 在固定斜形骨折或骨质疏松 Hangman 骨折的稳定性有待进一步研究。

本研究团队研制出 C2 椎弓根螺钉加 “Ω” 横连固定装置, 在重建颈椎稳定的同时最大限度地保留了颈椎的生理活动功能, 将其用于临床治疗不稳定性 Hangman 骨折, 取得了良好的临床疗效, 并在此基础上设计出双螺纹中空万向的新型 C2 椎弓根螺钉增强骨折固定的稳定性。由钛合金材料制成的双螺纹中空万向新型 C2 椎弓根螺钉其特征为: ①螺钉体部自上向下分别设有相邻的密、疏螺纹段, 密螺纹段螺距 1.25mm, 疏螺纹为 1.75mm; ②螺钉长度为 16~32mm, 相邻规格长度为 2cm, 外径设为 3.5mm; 密螺纹段的长度为 5~8mm; ③螺钉本体沿轴心设有上下贯通的导向孔, 导向孔的内径设为 1.5mm; ④螺钉尾帽为万向头设计以连接 “Ω” 横连, 构成半环形框式三维立体固定结构。

同为钛合金材料的普通 C2 椎弓根螺钉钉体

全段为单螺纹,对于骨折断端固定强度欠佳,后期发生螺钉松动、脱出风险较高;置钉过程中无导针固定引导,全凭术者手感,易发生钉道偏移而损伤血管神经。相对于普通 C2 椎弓根螺钉,双螺纹中空万向的新型 C2 椎弓根螺钉在固定骨折断端、置钉等方面具有明显的优势。新型 C2 椎弓根螺钉全段分布的疏密双螺纹对疏、密质骨分别进行咬合固定,使之具有更强的把持力,抗拔出效果优越。黄磊等^[4]通过标本实验证实了疏密双螺纹 C2 椎弓根螺钉较单螺纹的普通 C2 椎弓根螺钉固定 Hangman 骨折断端具有更强的稳定性。新型 C2 椎弓根螺钉在顺导针方向突破骨折线后,对侧骨折断端受到进一步挤压收缩,最终使骨折断端紧密贴合在一起,起到良好的固定作用,利于骨折骨性愈合。导向孔中的导针使椎弓根螺钉顺着导针拧入指定位置,保证其拧入方向不会发生偏移,且导针临时固定骨折,能有效避免加压过程中骨折发生移位。

“Ω”形结构的横连具有可塑性,其凸起部分根据棘突大小拟形,以适当压力紧贴棘突,通过新型 C2 椎弓根螺钉的万向头与之相连,构成半环形框式三维立体固定结构。新型 C2 椎弓根螺钉加“Ω”横连对于骨折断端进行双重加压、半环式立体固定,具有良好的抗拔出、抗剪切及抗疲劳性,达到了纵向(颈椎)与横向(骨折)稳定的统一,丰富了不稳定性 Hangman 骨折的固定方式。

本研究通过有限元方法建立 Levine-Edwards II 型 Hangman 骨折及两种不同 C2 椎弓根螺钉(普通和新型)加“Ω”形横连的三维有限元模型,对各模型施加生理载荷使之产生屈伸、侧弯、扭转运动,结果显示 Hangman 骨折模型在屈伸、侧屈、扭转方向上的 ROM 较正常颈椎模型明显增大,尤以 C2-3 椎节明显,说明不稳定性 Hangman 骨折椎间不稳主要在 C2-3 椎节,因此恢复颈椎稳定性主要是重建 C2-3 椎节的稳定。而两内固定模型不同椎节的 ROM 较骨折模型显著减小,其中两内固定模型之间的 ROM 差别很小,运用秩和检验方法, $P>0.05$,两内固定模型 ROM 差别无统计学意义。为更直观比较各模型稳定性,将各模型 C2-3 椎节活动度进行标准化处理,结果显示本研究中两内固定模型较骨折模型稳定性明显提高,两种固定都能较充分地恢复颈椎的稳定性,虽然新型 C2 椎弓根螺钉加“Ω”形横连模型的 C2-3

椎节稳定性小于普通 C2 椎弓根螺钉加“Ω”形横连模型,但差距较小,最大差距出现在扭转运动时,为 7.81%。

在分析两内固定模型植入物应力时发现,不同工况下,两种 C2 椎弓根螺钉均在后伸时所受应力最大,应力主要集中在螺钉通过骨折线的部分,新型 C2 椎弓根螺钉在生理载荷各工况下最大应力均小于普通 C2 椎弓根螺钉,表明“Ω”形横连下新型 C2 椎弓根螺钉具有更好的抗疲劳性。

Levine-Edwards II 型或 II a 型 Hangman 骨折通常伴有椎间盘韧带复合体损伤,但无关节突骨折,骨折复位可恢复 C2 下关节突对抗椎体前移作用,使得伤椎稳定性得到初步重建,而未完全断裂的前、后韧带及椎间盘组织对于颈椎稳定性仍具有一定支持作用。本研究中 C2 椎弓根螺钉加“Ω”形横连的半环形框式三维立体固定结构在此基础上有效重建伤椎稳定性,且单节段固定最大限度地保留了颈椎的生理活动功能。双螺纹中空万向新型 C2 椎弓根螺钉的应用显著降低了植入物的最大应力,使其具有更高的临床应用价值。

综上所述,两种不同 C2 椎弓根螺钉(普通和新型)加“Ω”形横连固定装置在最大限度保留颈椎生理性活动的同时,均能有效恢复 II 型 Hangman 骨折颈椎稳定性;“Ω”形横连下新型 C2 椎弓根螺钉较普通 C2 椎弓根螺钉具有更好的抗疲劳性能。本研究为 C2 椎弓根螺钉加“Ω”横连临床治疗 II 型 Hangman 骨折提供了一定的生物力学依据,尤其是“Ω”形横连下的双螺纹中空万向新型 C2 椎弓根螺钉的临床应用价值。

4 参考文献

1. Murphy H, Schroeder GD, Shi WJ, et al. Management of Hangman's fractures: a systematic review[J]. J Orthop Trauma, 2017, 31(Suppl 4): S90-S95.
2. Morel E, Ilharreborde B, Zadegan F, et al. An unusual Hangman's fracture: description and surgical management[J]. Orthop Traumatol Surg Res, 2009, 95(3): 229-233.
3. Muthukumar N. C1-C3 lateral mass fusion for type II a and type III Hangman's fracture[J]. J Craniovertebr Junction Spine, 2012, 3(2): 62-66.
4. 李新武, 刘锦, 韩旭, 等. 加自制横连的后路 C2 椎弓根螺钉系统治疗不稳定 Hangman 骨折[J]. 中国矫形外科杂志, 2018, 26(4): 351-354.
5. Panjabi MM. Cervical spine models for biomechanical research [J]. Spine(Phila Pa 1976), 1998, 23(24): 2684-2700.

(下转第 649 页)

- 2016, 89(3): 529–531.
6. Ludwig MG, Vanek M, Guerini D, et al. Proton-sensing G-protein-coupled receptors[J]. *Nature*, 2003, 425(6953): 93–98.
 7. Yuan FL, Wang HR, Yuan W, et al. Ovarian cancer G protein-coupled receptor 1 is involved in acid-induced apoptosis of endplate chondrocytes in intervertebral discs [J]. *J Bone Miner Res*, 2014, 29(1): 67–77.
 8. Yuan FL, Zhao MD, Jiang LB, et al. Molecular actions of ovarian cancer G protein-coupled receptor 1 caused by extracellular acidification in bone[J]. *Int J Mol Sci*, 2014, 15(12): 22365–22373.
 9. Okajima F. Regulation of inflammation by extracellular acidification and proton-sensing GPCRs[J]. *Cell Signal*, 2013, 25(11): 2263–2271.
 10. Justus CR, Dong L, Yang LV. Acidic tumor microenvironment and pH-sensing G protein-coupled receptors[J]. *Front Physiol*, 2013, 4: 354.
 11. Kato K, Morita I. Promotion of osteoclast differentiation and activation in spite of impeded osteoblast-lineage differentiation under acidosis: effects of acidosis on bone metabolism [J]. *Biosci Trends*, 2013, 7(1): 33–41.
 12. Pereverzev A, Komarova SV, Korcok J, et al. Extracellular acidification enhances osteoclast survival through an NFAT-independent, protein kinase C-dependent pathway[J]. *Bone*, 2008, 42(1): 150–161.
 13. Frick KK, Krieger NS, Nehrke K, et al. Metabolic acidosis increases intracellular calcium in bone cells through activation of the proton receptor OGR1 [J]. *J Bone Miner Res*, 2009, 24(2): 305–313.
 14. Razaq S, Wilkins RJ, Urban JP. The effect of extracellular pH on matrix turnover by cells of the bovine nucleus pulposus[J]. *Eur Spine J*, 2003, 12(4): 341–349.
 15. Wojtkowiak JW, Rothberg JM, Kumar V, et al. Chronic autophagy is a cellular adaptation to tumor acidic pH microenvironments[J]. *Cancer Res*, 2012, 72(16): 3938–3947.
 16. 江立波, 张小磊, 徐华梓, 等. 细胞自噬对饥饿环境下椎间盘髓核细胞的保护作用[J]. *中国病理生理杂志*, 2012, 28(7): 1302.
 17. Jiang L, Jin Y, Wang H, et al. Glucosamine protects nucleus pulposus cells and induces autophagy via the mTOR-dependent pathway[J]. *J Orthop Res*, 2014, 32(11): 1532–1542.
 18. Xie WY, Zhou XD, Li Q, et al. Acid-induced autophagy protects human lung cancer cells from apoptosis by activating ER stress[J]. *Exp Cell Res*, 2015, 339(2): 270–279.
 19. Marino ML, Pellegrini P, Di Lernia G, et al. Autophagy is a protective mechanism for human melanoma cells under acidic stress[J]. *J Biol Chem*, 2012, 287(36): 30664–30676.
 20. Wauson EM, Zaganjori E, Lee AY, et al. The G protein-coupled taste receptor T1R1/T1R3 regulates mTORC1 and autophagy[J]. *Mol Cell*, 2012, 47(6): 851–862.
 21. Lopez de Figueroa P, Lotz MK, Blanco FJ, et al. Autophagy activation and protection from mitochondrial dysfunction in human chondrocytes[J]. *Arthritis Rheumatol*, 2015, 67(4): 966–976.
 22. Shen C, Yan J, Jiang LS, et al. Autophagy in rat annulus fibrosus cells: evidence and possible implications[J]. *Arthritis Res Ther*, 2011, 13(4): R132.
 23. Sasaki H, Takayama K, Matsushita T, et al. Autophagy modulates osteoarthritis-related gene expressions in human chondrocytes[J]. *Arthritis Rheum*, 2011, 64(6): 1920–1928.
 24. Ishibashi H, Tonomura H, Ikeda T, et al. Hepatocyte growth factor/c-met promotes proliferation, suppresses apoptosis, and improves matrix metabolism in rabbit nucleus pulposus cells in vitro[J]. *J Orthop Res*, 2016, 34(4): 709–716.
- (收稿日期:2018-10-24 末次修回日期:2019-06-28)
(英文编审 唐翔宇/贾丹彤)
(本文编辑 卢庆霞)
-
- (上接第 640 页)
6. Wang J, Chen H, Cao P, et al. Combined anterior-posterior fixation and fusion for completely dislocated hangman's fracture: a retrospective analysis of 11 cases[J]. *Clin Spine Surg*, 2017, 30(8): E1050–E1054.
 7. Al-Mahfoudh R, Beagrie C, Woolley E, et al. Management of Typical and Atypical Hangman's Fractures[J]. *Global Spine J*, 2016, 6(3): 248–256.
 8. Hur H, Lee JK, Jang JW, et al. Is it feasible to treat unstable Hangman's fracture via the primary standard anterior retropharyngeal approach[J]. *Eur Spine J*, 2014, 23(8): 1641–1647.
 9. Wang S, Wang Q, Yang H, et al. A novel technique for unstable Hangman's fracture: lag screw-rod (LSR) technique[J]. *Eur Spine J*, 2017, 26(4): 1284–1290.
 10. Duggal N, Chamberlain RH, Perez-Garza LE, et al. Hangman's fracture: a biomechanical comparison of stabilization techniques[J]. *Spine(Phila Pa 1976)*, 2007, 32(2): 182–187.
 11. Bristol R, Henn JS, Dickman CA. Pars screw fixation of a hangman's fracture: technical case report [J]. *Neurosurgery*, 2005, 56(1 Suppl): E204, E204.
 12. 陈语, 项良碧, 刘军, 等. Hangman 骨折及其内固定三维有限元模型的建立[J]. *中国骨与关节损伤杂志*, 2012, 27(5): 389–392.
 13. 谢雁春, 项良碧, 陈语, 等. Hangman 骨折及内固定术生物力学评价与临床应用[J]. *创伤与急危重病医学*, 2014, 2(1): 30–33.
 14. 黄磊, 姜为民, 罗宗平, 等. 用于 Hangman 骨折治疗的椎弓根拉力螺钉的设计与生物力学测试[J]. *中华骨科杂志*, 2013, 33(11): 1141–1146.
- (收稿日期:2019-04-08 修回日期:2019-06-08)
(英文编审 郑国权/贾丹彤)
(本文编辑 彭向峰)