

基础研究

应用有限元模型分析椎弓根拉力螺钉固定
枢椎环骨折的稳定性欧阳建元¹, 高云², 李广州¹, 王高举¹, 杨超华¹, 王清¹

(1 西南医科大学附属医院脊柱外科; 2 西南医科大学解剖教研室 646000 泸州市)

【摘要】目的:应用有限元模型分析半螺纹椎弓根拉力螺钉和全螺纹椎弓根拉力螺钉后路固定枢椎环骨折的生物力学稳定性,为临床椎弓根拉力螺钉的选择提供理论参考。**方法:**选取 1 例 28 岁健康成年男性志愿者,采用 256 排螺旋 CT 对其从 C0~3 节段进行薄层扫描,扫描层厚 0.625mm。利用 Mimics 20、3-matic 13.0 及 Ansys16.0,建立正常 C0~3 节段三维六面体网格有限元模型(FE/Intact)并与体外实验及其他模型文献数据进行有效性对比验证;在已验证的模型上通过弱化网格单元强度的方法模拟建立三种枢椎环骨折模型(FE/Fracture A、B、C);分别建立半螺纹椎弓根拉力螺钉及全螺纹拉力内固定模型,用两种不同螺钉分别固定 FE/Fracture A、B、C 骨折模型,进行边界约束后分别施加前屈、后伸、侧屈、旋转四种生理载荷,比较各模型在不同工况下三维活动的角位移(range of motion,ROM)及骨折端节点位移变化。**结果:**建立的有限元模型外观逼真,几何相似性好,经验证有效。在相同条件下 FE/Fracture A、B、C 模型三维活动度较 FE/Intact 模型明显增大。半螺纹椎弓根拉力螺钉模拟固定 FE/Fracture A 后模型前屈、后伸、侧屈及旋转方向上 C2~3 ROM 分别为 2.9°、2.2°、2.0°、1.8°,较固定前的 7.8°、5.8°、4.8°、3.6°相比,为固定前的 37.18%、37.93%、41.67%、50.00%;而相同情况下,全螺纹椎弓根螺钉 C2~3 ROM 分别为 3.0°、2.3°、2.1°、1.9°,为固定前的 38.46%、39.66%、43.75%、52.78%。半螺纹椎弓根拉力螺钉模拟固定 FE/Fracture B 后模型各工况下 C2~3 ROM 分别为 3.2°、2.4°、2.3°、2.5°,较固定前的 8.1°、6.2°、5.0°、4.0°相比,为固定前的 39.51%、38.71%、46.00%、62.50%;而相同情况下,全螺纹椎弓根螺钉 C2~3 ROM 分别为 3.3°、2.4°、2.5°、2.6°,分别为固定前的 40.74%、40.32%、48.00%、65.00%。半螺纹椎弓根拉力螺钉模拟固定 FE/Fracture C 后模型各工况下 C2~3 ROM 分别为 3.6°、3.0°、2.8°、2.5°,较固定前的 8.9°、6.3°、5.7°、4.6°相比,分别为固定前的 40.45%、47.62%、49.12%、54.35%;而相同情况下,全螺纹椎弓根螺钉 C2~3 ROM 分别为 3.7°、3.3°、2.9°、2.7°,分别为固定前的 41.57%、52.38%、50.88%、58.70%。同一种骨折模型中,将两种螺钉固定后所得节点位移采用 Wilcoxon 符号秩检验,两组差异具有统计学意义($P<0.05$),半螺纹椎弓根拉力螺钉内固定系统在固定枢椎环骨折端和限制骨折端位移方面效果优于全螺纹螺钉。**结论:**半螺纹椎弓根拉力螺钉固定枢椎环骨折较全螺纹椎弓根拉力螺钉提供较强的生物力学稳定性,能够满足 C2~3 节段正常生理活动,达到稳定骨折断端以重建上颈椎稳定性的目的。

【关键词】枢椎环骨折;椎弓根拉力螺钉;有限元模型

doi:10.3969/j.issn.1004-406X.2020.01.09

中图分类号:R687.3,R318.01 文献标识码:A 文章编号:1004-406X(2020)-01-0062-10

Biomechanical study of different kinds of Pedicle lag screw in posterior fixation for the fracture of the ring of axis: a finite-element analysis/OUYANG Jianyuan, GAO Yun, LI Guangzhou, et al//Chinese Journal of Spine and Spinal Cord, 2020, 30(1): 62-71

【Abstract】 Objectives: To evaluate the biomechanical stability of posterior fixation of fracture of the ring of axis (FRA) with semi-threaded and full-threaded pedicle lag screw using finite element analysis, and to provide theoretical reference for clinical selection of pedicle lag screw. **Methods:** A 28-year-old healthy male volunteer was scanned by 256-slice spiral CT from C0 to C3 with a slice thickness of 0.625mm. Using Mimics 20.0, 3-matic 13.0 and Ansys 16.0, a three-dimensional hexahedral mesh finite element model(FE/

第一作者简介:男(1990-),研究生在读,研究方向:脊柱外科

电话:(0830)3161222 E-mail:15181650062@163.com

通讯作者:王清 E-mail:wqspine2004@163.com

Intact) of C0-3 segments of normal cervical spine was established and validated. Three models of axis ring fracture (FE/Fracture A, B and C) were simulated and validated by weakening the strength of mesh element on the validated model. A semi-threaded screw and a full-threaded screw internal fixation model were established, and used to fix the FE/Fracture A, B, and C fracture models respectively. After boundary restraint, four kinds of physiological loads were applied: forward flexion, backward extension, lateral flexion and axial rotation. The three-dimensional angular range of motion(ROM) and the displacement of fracture end nodes under different working conditions were compared among these models. **Results:** The ROM of FE/Fracture A, B and C models increased significantly compared with the FE/Intact model under the same loading conditions. After the FRA was fixed by the semi-threaded screw, the C2-3 ROM of the FE/Fracture A model in the flexion, extension, lateral flexion and axial rotation were 2.9°, 2.2°, 2.0°, and 1.8°, which were 37.18%, 37.93%, 41.67%, and 50.00% prior to fixation; As for the full-thread screws, C2-3 ROM were 3.0°, 2.3°, 2.1°, and 1.9°, which were 38.46%, 39.66%, 43.75%, and 52.78% of the ROM prior to fixation. After the FRA was fixed by the semi-threaded screw, the C2-3 ROM of the FE/Fracture B model in the flexion, extension, lateral flexion and axial rotation were 2.9°, 2.2°, 2.0°, and 1.8°, which were 37.18%, 37.93%, 41.67%, and 50.00% prior to fixation; the full-thread screws C2-3 ROM were 3.0°, 2.3°, 2.1°, and 1.9°, being 38.46%, 39.66%, 43.75%, and 52.78% prior to fixation. The C2-3 ROM was 3.2°, 2.4°, 2.3°, 2.5° in each working condition of the model after the FE/Fracture B was fixed by semi-threaded screw. Compared with 8.1°, 6.2°, 5.0°, and 4.0° before fixation, they were respectively 39.51%, 38.71%, 46.00%, and 62.50%; the full-thread screws C2-3 ROM were 3.3°, 2.4°, 2.5° and 2.6°, being 40.74%, 40.32%, 48.00%, and 65.00% prior to fixation. The C2-3 ROM was 3.6°, 3.0°, 2.8°, 2.5° in each working condition of the model after in each working condition of the model after the FE/Fracture C was fixed by semi-threaded screw. Compared with 8.9°, 6.3°, 5.7°, and 4.6° before fixation, they were respectively 40.45%, 47.62%, 49.12%, and 54.35%; the full-thread screws C2-3 ROM were 3.7°, 3.3°, 2.9° and 2.7°, being 41.57%, 52.38%, 50.88%, and 58.70% prior to fixation. In the same fracture model, Wilcoxon's signed-rank test was used to analyze and compare the node displacement after two kinds of screws were fixed. The difference between the two groups was statistically significant ($P<0.05$). The semi-threaded pedicle lag screw internal fixation system was superior to the full-screw screw in fixing the fracture of FRA and limiting the displacement of the fracture end node. **Conclusions:** Semi-threaded pedicle lag screw fixation for FRA provides greater biomechanical stability than full-thread screw. It can meet the normal physiological activities of the C2-3 segment and achieve the purpose of stabilizing the fracture end to reconstruct the stability of the upper cervical vertebra.

[Key words] Fracture of the ring of axis; Pedicle lag screw; Finite element

[Author's address] The Affiliated Hospital of Southwest Medical University, Luzhou, 646000, China

随着医学技术的发展和进步, 脊柱外科医师对枕颈结合部及上颈椎疾病的认识越来越深入。自 Schneider 首次采用 Hangman 一词描述枢椎环骨折(fracture of the ring of axis, FRA)以来, 不同学者对 FRA 的发病机制、骨折分型、治疗策略均做了深入研究^[1-4]。虽然在手术方案和固定方式及范围的选择上存在争议^[5,6], 但运用椎弓根拉力螺钉技术固定 FRA 的疗效已经得到肯定^[7-9], 后经临床观察及技术改进已证实半螺纹椎弓根拉力螺钉相对于全螺纹螺钉在固定 FRA 有着较好的效果^[10,11]。但尚无研究对两种螺钉固定效果进行生物力学研究。目前, 计算机技术的飞速发展使计算机模拟的高精度人体结构模型进行实验和生物分

析成为可能。有限元分析(finite element analysis, FEA)是利用数学近似的方法对真实物理系统(几何和载荷工况)进行模拟。理想的有限元模型具有可任意调整各指标参数值、能在不同条件下模拟被测对象的运动、重复计算及展示内部应变等优点, 这使其成为生物力学理论研究的重要工具之一。部分学者已利用有限元软件进行了枢椎骨折术后稳定性的研究^[12,13], 但尚无关于椎弓根拉力螺钉在固定 FRA 方面生物力学比较, 本研究拟探索不同类型的椎弓根拉力螺钉在固定各型 FRA 的生物力学机制。

1 资料与方法

1.1 正常颈椎 C0~3 有限元模型的建立

选取 1 名 28 岁健康成年男性志愿者, 身高 170cm, 体重 65kg, 既往无颈项部疾病, X 线检查排除枕颈部畸形、骨折及颈椎退行性疾病。在获得知情同意后, 采用飞利浦 256 层 (Brilliance iCT) 对其从 C0~3 节段进行薄层扫描, 扫描层厚 0.625mm。将获取的 CT 图像原始数据以 Dicom 格式导入 Mimics 20.0 医学影像学建模软件 (瑞典 Materialise 公司, V20.0 版), 对颈椎 C0~3 节段进行骨性结构和各软组织结构描绘及平滑处理后, 将其以 STL 格式导入到 3-matic 13.0 软件进行初步网格划分, 并与 CT 医学影像资料中的数据进行对比。通过 3-matic 13.0 CAD 编辑软件自我检查和修正。再将部件导入至 ICEM 16.0 (美国 ANSYS 公司) 专业网格划分软件, 对颈椎 C1~2 节段模型各部件进行六面体网格的自动划分。对划分后的网格以 0.45 的标准进行质量检测和纠正。经过反复的检查后, 将已优化网格的颈椎 C0~3 节段部件导入 Ansys 16.0 有限元软件进行分析。

模型包含椎间关节、关节软骨面和椎间盘 (终板、纤维环和髓核), 皮质骨平均厚度设为 1.5mm, 终板厚度为 0.2mm^[14,15], 水平方向上 3 层环形结构纤维环包裹髓核, 髓核约占椎间盘总面积的 43%。关节软骨面间间隙为 0.5mm, 其接触面之间采用滑动接触, 摩擦系数设为 0.1^[13,15]。在终板与椎体之间采用共节点接触, 终板与纤维环及髓核之间采用 Tie 接触。横韧带采用膜单元模拟, 其余韧带均采用两节点 T3D2 单元模拟。各韧带起止点、几何特性参考相关文献获得^[16], 所有涉及的生物力学材料材料力学特征均假定为非均质、连续和各向同性。模型弹性模量 (Young's Modulus)、泊松比 (Poisson's Ratio) 及单元划分见表 1。由此建立正常 C0~3 节段有限元模型 (FE/Intact)。将有限元模型按照加载条件进行前屈、后伸、侧屈及旋转加载验证, 并将计算结果与公认的模型及临床实际进行对比。

1.2 骨折模型及 C2~3 内固定模型的建立

在已建立的有限元模型上, 找到枢椎椎体及椎弓峡部的三维坐标点, 参考典型的 Hangman 骨折及新的不典型 Hangman 骨折分型^[4,17], 将 FRA 划分为 A 型 (双侧对称椎弓根骨折)、B 型 (单侧椎体后壁骨折) 和 C 型 (双侧椎体后壁骨折), 找准各型 FRA 骨折线位置。应用 3-matic 13.0 及

ICEM 软件对其六面体网格单元进行重新划分, 分别使之形成一条 0.5~1.0mm 宽骨折线, 并采用一层弱化的弹性组织材料来模拟骨折断端间的组织^[12], 其弹性模量设为 1MPa, 泊松比为 0.167, 以此建立 FE/Fracture A、B、C 模型。

表 1 模型材料属性及参数

Table 1 Material properties used in the finite element model

	水平 Spinal level	单元 类型 Element type	弹性模 量 (MPa) Young's modulus	泊松比 Poisson's ratio	截面积 (mm ²) Section- al area
椎体 Vertebral					
皮质骨 Cortical bone	C0	C3D4	12000	0.29	—
	C1~3	C3D8	12000	0.29	—
松质骨 Cancellous bone	C1~3	C3D8	450	0.29	—
关节软骨 Facet cartilage	C0~3	C3D8	10	0.3	—
椎间盘 Disc					
终板 Endplate	C2/3	C3D8	2000	0.2	—
纤维环 Annulus fibers	C2/3	C3D8	3.4	0.4	—
髓核 Nucleus pulpus	C2/3	C3D8	1	0.49	—
韧带 Ligaments					
横韧带 Transverse ligament	C1	Mem- brane	20	0.3	
前纵韧带 Anterior longitudinal	C0~3	T3D2	10	0.3	6
后纵韧带 Posterior longitudinal	C2~3	T3D2	10	0.3	5
关节囊韧带 Joint capsules	C0~3	T3D2	10	0.3	46
黄韧带 Ligamentum flavum	C1~3	T3D2	1.5	0.3	5
齿突尖韧带 Apical ligament	C0~2	T3D2	10	0.3	5
翼状韧带 Alar ligament	C0~2	T3D2	5	0.3	22
覆膜 Tectorial membrane	C0~2	T3D2	10	0.3	6
棘间韧带 Interspinous ligament	C0~3	T3D2	1.5	0.3	10

通过台式激光三维扫描仪(3D scanner)分别对半螺纹和全螺纹两种椎弓根拉力螺钉内固定系统的实物进行逆向扫描(图 1、2)。椎弓根拉力螺钉内固定系统由 4 枚螺钉和 2 根钛棒组成。全螺纹螺钉规格 35×12×1.5mm, 半螺纹螺钉规格 35×12×1.5mm, 螺纹长度 1.0mm。两根钛棒规格为 2.5×12×1.5mm。扫描仪通过分析搜集几何构造与外观数据,包括实物颜色、表面反光率等,实现三维重建,获得几何模型。运用逆向处理软件进行处理和修饰,3-matic 13.0 及 ICEM 软件进行六面体单元网格划分(图 3)。

所有的内固定材料均模拟钛合金材料,线弹性且弹性模量为 3.7GPa,泊松比 0.3。模拟手术方法在已建立的 FE/Fracture A、B、C 基础上用全螺纹及半螺纹椎弓根拉力螺钉分别进行固定,建立不同类型的 FRA 固定模型(图 4~7)。螺钉-钛棒间采用共节点接触,以防止两者间的相对活动出现模拟螺帽固定后的锁定效果。置入的椎弓根螺钉与椎体骨之间的螺钉-骨界面采用骨性紧密接触,且螺钉不穿过椎体对侧皮质骨。

1.3 模型有效性验证及实验加载条件

将 FE/Intact 模型导入有限元分析软件 Ansys 16.0 中,约束 C3 椎体下表面 6 个自由度作为边界条件,同时枕骨髁部不受任何约束。假设本实验所涉及的生物材料均为均质、连续和各向同性,忽略材料变形。以 1.5N·m 的力矩,将模型进行前屈、后伸、侧屈及旋转运动。将计算模型各节段的 ROM 与参考模型数据进行对比验证后^[6,18],将相同载荷下的 ROM 变化及模型各工况下的 Von-Mises 应力云图与已公认的模型进行对比^[15]。

将固定后的 FE/Fracture A、B、C 模型导入

Ansys 16.0 中,按照正常上颈椎有限元模型的验证方法施加载荷进行计算,约束 C3 椎体下表面 6 个自由度,分别从三种内固定模型的 FRA 端网格节点沿骨折线方向绕行提取骨折端的皮质骨节点,建立一条沿骨折线的节点路径。分别在模型枕骨髁部施加 50N 垂直向下的压力来模拟头颅重力,同时施加 1.5N·m 力矩使模型产生前屈、后伸、侧屈及旋转活动。后经软件处理,定量计算提取三种固定模型在各工况下三维活动的 ROM 及 FRA 端节点路径上各节点的绝对位移,并对三种模型的内固定装置进行应力分析。

2 结果

颈椎 C0~3 节段有限元模型中,除韧带外,其余部分均为 8 节点六面体单元,共 31243 个节点和 42035 个单元(六面体单元 20346 个,节点 25950 个;四面体单元 21698 个,节点 5293 个)。模型外观逼真,几何相似性好。经测试与 Panjabi 等^[18]测得的标本数据、Brolin 等^[15]、Zhang 等^[9]建立的模型数据、Brolin 等^[15]的 Von-Mises 应力云图均基本吻合,证实模型有效。

在相同条件下三维有限元模型的三维活动度较 FE/Intact 模型明显增大(表 2),FE/Fracture A 模型在前屈、后伸、侧屈及旋转方向上 ROM 分别增加至 FE/Intact 模型的 195%、187.1%、171.4%、144%;FE/Fracture B 模型在前屈、后伸、侧屈及旋转方向上 ROM 分别增加至 FE/Intact 模型的 202.5%、200%、178.6%、160%;FE/Fracture C 模型在前屈、后伸、侧屈及旋转的方向上 ROM 分别增加至 FE/Intact 模型的 222.5%、203.2%、203.5%、184%;此结果较陈语等^[19]模拟的单纯椎弓根峡部



图 1 半螺纹椎弓根拉力螺钉前方部件逆向扫描后的图像

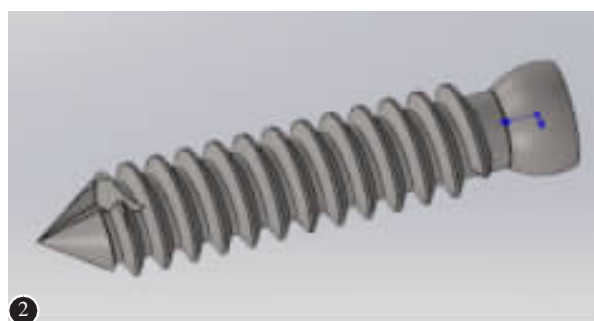


图 2 全螺纹椎弓根拉力螺钉前方部件逆向扫描后的图像

Figure 1 Retrograde scanned image of the front parts of the semi-threaded pedicle lag screws **Figure 2** Retrograde scanned image of the front parts of the full-threaded pedicle lag screws

FRA模型各方向的稳定性均稍差。

半螺纹(全螺纹)椎弓根拉力螺钉在模拟固定后 FE/Fracture A 固定后模型前屈、后伸、侧屈及旋转方向上 C2~3 ROM 分别为固定前的 37.18% (38.46%)、37.93% (39.66%)、41.67% (43.75%)、50.00% (52.78%); FE/Fracture B 固定后模型前屈、后伸、侧屈及旋转方向上 C2~3 ROM 分别为固定前的 39.51% (40.74%)、38.71% (40.32%)、46.00% (48.00%)、62.50% (65.00%); FE/Fracture C 固定后模型前屈、后伸、侧屈及旋转方向 C2~3 ROM 分别为固定前的 40.45% (41.57%)、47.62% (52.38%)、49.12% (50.88%)、54.35% (58.70%)。

同一种骨折模型中,将两种螺钉固定后所得节点位移采用 Wilcoxon 符号秩检验进行分析比较,两组差异具有统计学意义($P<0.05$),半螺纹椎弓根拉力螺钉内固定系统在固定枢椎环骨折端和限制骨折端位移方面效果优于全螺纹螺钉(表 3,图 8、9)。

3 讨论

有研究证实,拉力螺钉固定 FRA 可提供良好的稳定性,在一定程度上满足枢椎峡部抗拉力、抗剪切的骨折愈合要求,在达到骨折解剖复位的同时,还恢复了枢椎下关节突对抗枢椎屈曲前移的锁止功能^[20]。在 FRA 中,当骨折线与钉道方向垂直时,有利于骨折断端的解剖复位及断端加压。若骨折线与钉道方向不垂直(斜形骨折),则螺钉近端螺纹在置钉加压过程中易导致骨折断端分离错位,造成脊髓的压迫甚至损伤,而大部分 FRA 为斜形骨折。为了减小全螺纹螺钉近端螺纹对置钉的影响,有学者^[21]提出了在置钉前先用直径较大的螺钉先行近端扩孔后再置入螺钉可降低置钉过程中脊髓损伤的风险,但增加了手术操作步骤、手术时间和出血量,甚至可能降低椎弓根螺钉固定的稳定性。半螺纹椎弓根拉力螺钉可有效降低置钉风险,减少手术时间,尤其是顶棒技术的发明和应用^[22,23]后,术中骨折断端移位及手术时间均明显降低。在术后随访观察中,半螺纹椎弓根拉力螺钉在颈椎活动度及骨性愈合等方面取得了良好效果^[10,11]。但目前尚无针对两种螺钉在置钉后的稳

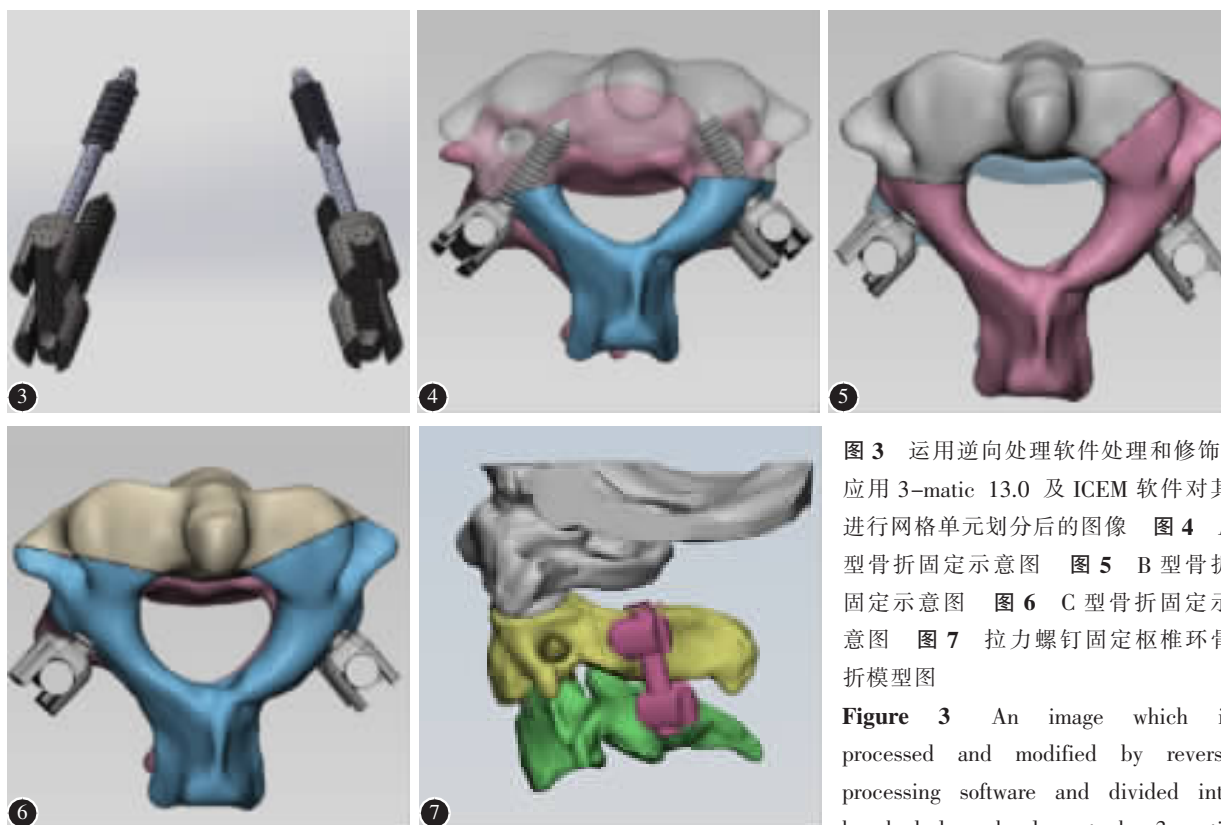


图 3 运用逆向处理软件处理和修饰,应用 3-matic 13.0 及 ICEM 软件对其进行网格单元划分后的图像 图 4 A 型骨折固定示意图 图 5 B 型骨折固定示意图 图 6 C 型骨折固定示意图 图 7 拉力螺钉固定枢椎环骨折模型图

Figure 3 An image which is processed and modified by reverse processing software and divided into hexahedral mesh elements by 3-matic

13.0 and ICEM software Figure 4 Schematic diagram of FRA model of type A Figure 5 Schematic diagram of FRA model of type B Figure 6 Schematic diagram of FRA model of type C Figure 7 Model of FRA fixed with lag screw

定性差异的报道,本研究旨在通过生物力学分析,探讨两种螺钉在置钉后的稳定性差异。

Levine-Edwards 分型系统,主要依据枢椎体相对于其下位的 C3 椎体滑移和成角,方便于术前 Hangman 骨折稳定性的判定及其手术方式的选择。在本研究中,C3 椎体滑移和成角等问题已经通过内固定得到纠正,Levine-Edwards 分型系统分型不利于比较拉力螺钉在不同部位 FRA 生物力学效应。因此,参考 Li^[4]和王清^[17]的不典型 Hangman 骨折分型与典型的 Hangman 骨折,来共同描述的 FRA。相比于 Levine-Edwards 分型系统,此分型首次将骨折与枢椎环的不同部位进行描述,更直观地反映了不同位置的 FRA 在椎弓根拉力螺钉固定时的生物力学效应。

研究结果显示,半螺纹和全螺纹椎弓根拉力螺钉在各骨折固定模型 C2/3 节段的 ROM 均较固定前相应模型降低,屈伸活动最为显著,这说明 C2 后路椎弓根拉力螺钉在固定 FRA 中有良好的抗旋转和侧屈作用。结合位移图可知,在相同条件下半螺纹椎弓根拉力螺钉稳定性优于全螺纹。分析原因如下:首先,椎体不同部位的骨密度不同,枢椎前方椎体的松质骨密度较高,在螺钉固定时具

有较强的把持力。其次,由 Von-Mises 应力分布图可看出,在颈椎活动时,钉棒的应力主要集中在其尖端及其尾部。临床观察中发现,枢椎椎弓根骨折常发生于近枢椎椎板侧,而钉道远端的椎体侧常常是完整的,螺钉固定的主要把持力主要来源于螺钉的前半部分及后方螺帽的加压作用,故只要枢椎椎体结构大部分完整,置入 6~8mm 螺纹即可产生足够的拉力^[24]。第三,全螺纹螺钉在固定 FRA 后,近端螺纹在整体运动中可能会阻挡螺帽压力传至骨折断端,使得其骨折断端在阻止骨折分离中的应力较半螺纹小,所以出现了半螺纹椎弓根拉力在固定 FRA 端和限制骨折端位移方面效果稍好的情况。因此,在生理状况下,半螺纹椎弓根拉力螺钉在固定 FRA 时更能满足颈椎的稳定性需求,与 Wang 等^[11]报道的结果一致。

本研究也存在一定的局限性。石国佳等^[24]通过影像学测量后建议不同部位的应置入不同长度螺纹的螺钉。但由于试验设计条件的限制,初步探索了相同螺纹长度的半螺纹螺钉在固定 FRA 中的稳定性差异,接下来我们将对不同分型 FRA 的稳定性进行阐述。同时,有限元分析忽略了离体实

表 2 各模型 C2~3 在各工况下的节段活动范围 (°)

	前屈 Flexion	后伸 Extension	侧屈(单向) Bending (single)	旋转(单向) Rotation (single)
正常模型 FE/Intact	4	3.1	2.8	2.5
骨折模型 FE/Fracture				
A 型 Type A	7.8	5.8	4.8	3.6
B 型 Type B	8.1	6.2	5	4
C 型 Type C	8.9	6.3	5.7	4.6
半螺纹螺钉固定模型 FE/Semi-threaded screw				
A 型 Type A	2.9	2.2	2	1.8
B 型 Type B	3.2	2.4	2.3	2.5
C 型 Type C	3.6	3	2.8	2.5
全螺纹螺钉固定模型 FE/Full thread screw				
A 型 Type A	3	2.3	2.1	1.9
B 型 Type B	3.3	2.4	2.5	2.6
C 型 Type C	3.7	3.3	2.9	2.7

表 3 不同螺钉在固定三种骨折模型后骨折端节点路径各方向上的最大位移 (mm)

	前屈 Flexion	后伸 Extension	侧屈 (单向) Bending (single)	旋转 (单向) Rotation (single)
FE/Fracture A ^①				
半螺纹螺钉 Semi-threaded screw	0.266	0.307	0.276	0.342
全螺纹螺钉 Full thread screw	0.290	0.332	0.298	0.380
FE/Fracture B ^①				
半螺纹螺钉 Semi-threaded screw	0.335	0.253	0.211	0.221
全螺纹螺钉 Full thread screw	0.252	0.301	0.222	0.308
FE/Fracture C ^①				
半螺纹螺钉 Semi-threaded screw	0.273	0.322	0.338	0.314
全螺纹螺钉 Full thread screw	0.297	0.377	0.390	0.352

注:①Wilcoxon 符号秩检验两组差异有统计学意义($P<0.05$)

Note: ①Wilcoxon's signed-rank test showed significant difference between the two groups ($P<0.05$)

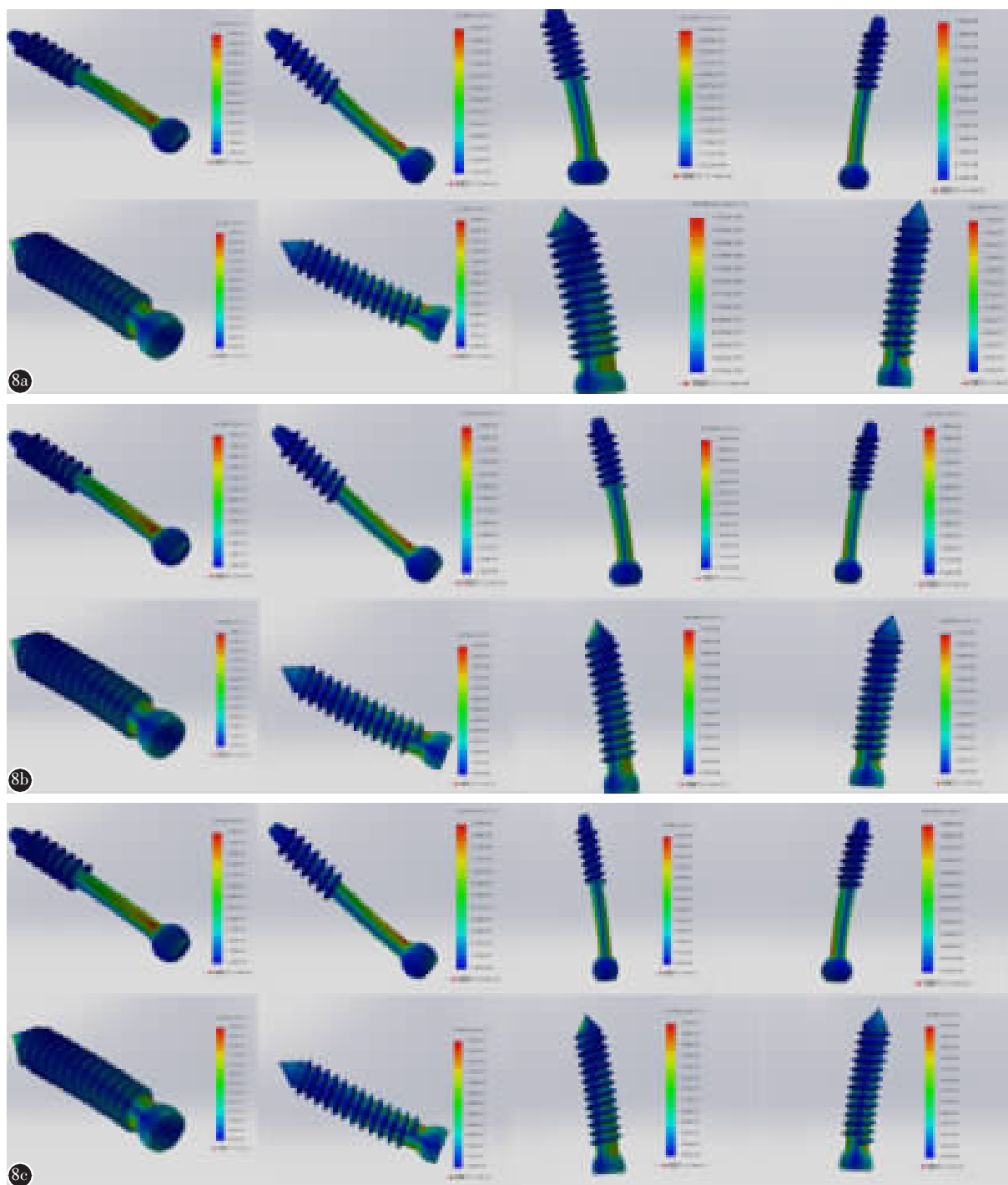


图 8 两种螺钉固定各骨折类型的 Von-Mises 应力分布图, 可见应力主要集中在螺钉尖端及其尾部 **a** FE/Fracture A 模型右侧的椎弓根拉力螺钉在屈曲、后伸、右侧屈、旋转工况下的应力分布情况; 上方为半螺纹椎弓根拉力螺钉, 下方为该相同工况下同骨折类型的应力分布情况 **b** FE/Fracture B 模型右侧的椎弓根拉力螺钉在屈曲、后伸、右侧屈、旋转工况下的 Von-Mises 应力分布图 **c** FE/Fracture C 模型右侧的椎弓根拉力螺钉在屈曲、后伸、右侧屈、旋转工况下的应力分布情况

Figure 8 The stress of the two kinds of screw fixation is mainly concentrated on the tip and tail **a** The Von-Mises stress distribution of FE/Fracture A model left pedicle lag screw under flexion, extension, right flexion and rotation conditions respectively; the top is semi-threaded pedicle lag screw, and the bottom is Von-Mises stress map of the same fracture type under the same condition **b** The Von-Mises stress distribution of pedicle lag screw in the right side of FE/Fracture B model under buckling, posterior extension, right flexion and rotation **c** The Von-Mises stress distribution of pedicle lag screw in the right side of FE/Fracture C model under buckling, posterior extension, right flexion and rotation

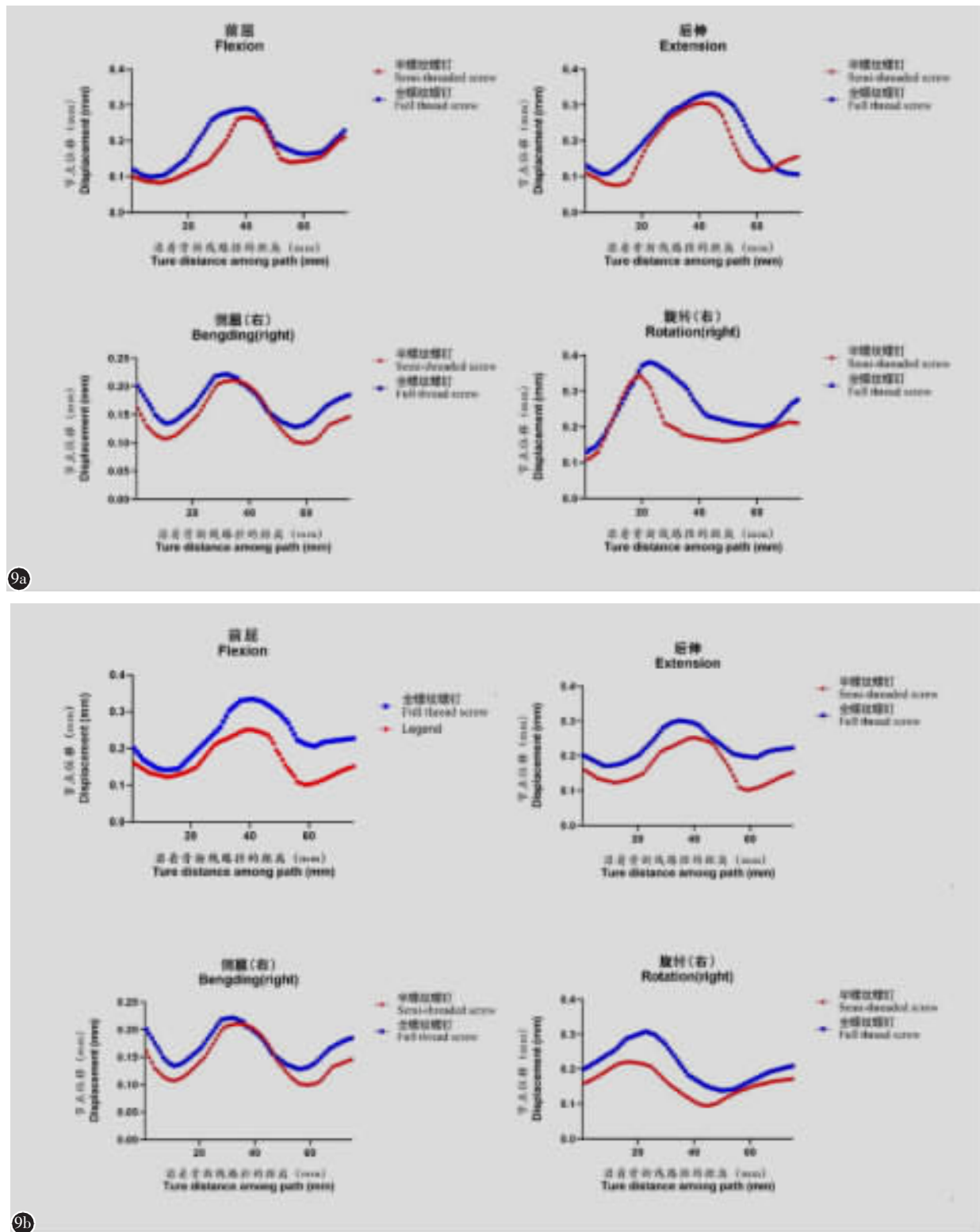


图 9 a FE/Fracture A 模型骨折端节点路径分别在前屈、后伸、侧屈及旋转方向的位移图 b FE/Fracture B 模型骨折端节点路径分别在前屈、后伸、侧屈及旋转方向的位移图

Figure 9 a Showed the displacement of the fracture end node paths in the forward flexion, posterior flexion, lateral flexion and rotation directions in the FE/Fracture A model, respectively b Showed the displacement of the fracture end node paths in the forward flexion, posterior flexion, lateral flexion and rotation directions in the FE/Fracture B model, respectively

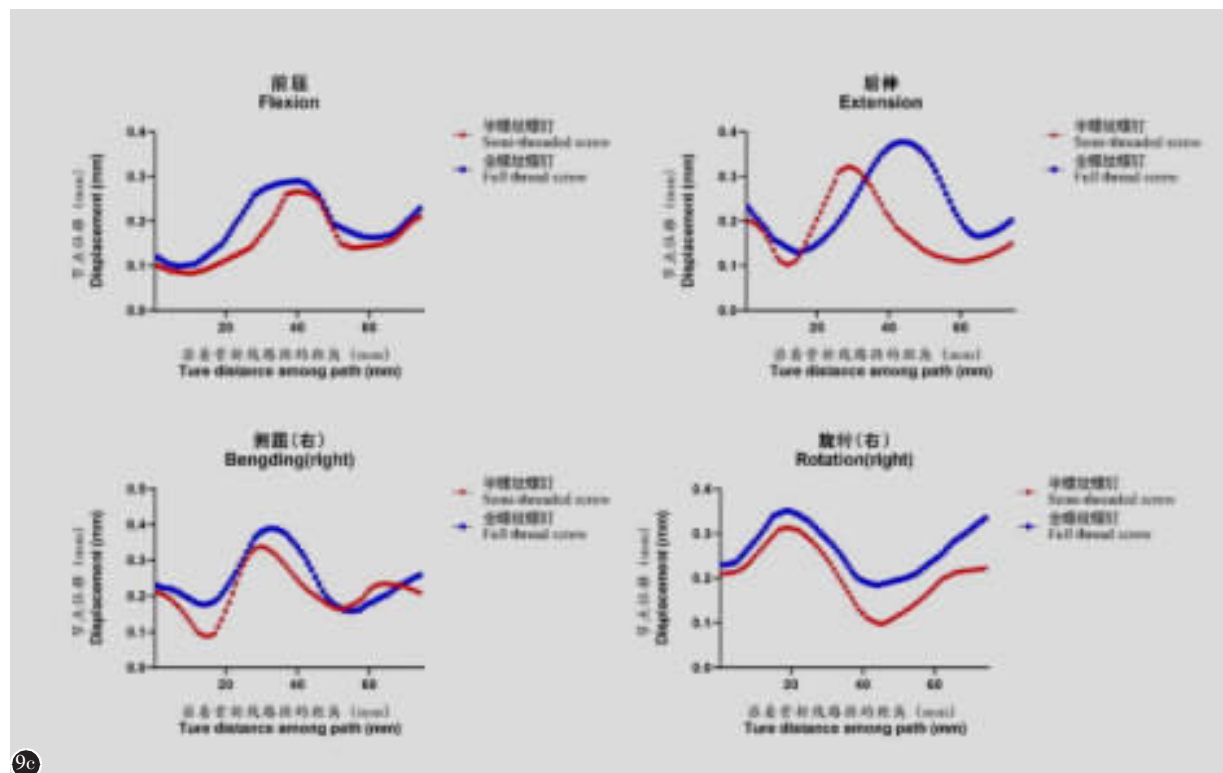


图9 c FE/Fracture C模型骨折端节点路径分别在前屈、后伸、侧屈及旋转方向的位移图

Figure 9 c Showed the displacement of the fracture end node paths in the forward flexion, posterior flexion, lateral flexion and rotation directions in the FE/Fracture C model, respectively

验与实体实验的差距，无法完全取代体外生物力学实验，将来需要设计尸体标本实验对本研究结果进行进一步验证。

4 参考文献

- Effendi B, Roy D, Cornish B, et al. Fractures of the ring of the axis: a classification based on the analysis of 131 cases [J]. J Bone Joint Surg Br, 1981, 63-B(3): 319-327.
- Francis WR, Fielding JW, Hawkins RJ, et al. Traumatic spondylolisthesis of the axis[J]. J Bone Joint Surg Br, 1981, 63-B(3): 313-318.
- Levine AM, Edwards CC. The management of traumatic spondylolisthesis of the axis[J]. J Bone Joint Surg Am, 1985, 67(2): 217-226.
- Li G, Zhong D, Wang Q. A novel classification for atypical Hangman fractures and its application: a retrospective observational study[J]. Medicine(Baltimore), 2017, 96(28): e7492.
- Xu R, Nadaud MC, Ebraheim NA, et al. Morphology of the second cervical vertebra and the posterior projection of the C2 pedicle axis [J]. Spine (Phila Pa 1976), 1995, 20 (3): 259-263.
- Panjabi MM, Shin EK, Chen NC, et al. Internal morphology of human cervical pedicles[J]. Spine(Phila Pa 1976), 2000, 25 (10): 1197-1205.
- 王清, 王松, 钟德君, 等. 不稳定性 Hangman 骨折手术入路选择[J]. 中国脊柱脊髓杂志, 2012, 22(6): 526-530.
- Prost S, Barrey C, Blondel B, et al. Hangman's fracture: management strategy and healing rate in a prospective multi-centre observational study of 34 patients[J]. Orthop Traumatol Surg Res, 2019, 105(4): 703-707.
- Ying Z, Wen Y, Xinwei W, et al. Anterior cervical discectomy and fusion for unstable traumatic spondylolisthesis of the axis[J]. Spine(Phila Pa 1976), 2008, 33(3): 255-258.
- 刘义杰, 陈洁, 姜为民, 等. 枢椎椎弓根拉力螺钉微创治疗 Hangman 骨折的临床研究[J]. 中华骨科杂志, 2018, 38(4): 243-249.
- 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.
- 胡勇, 董伟鑫, 许建忠, 等. 不同内固定方式治疗 II 型齿状突骨折伴 I 型 Hangman 骨折联合 C2/3 椎间盘损伤稳定性的有限元分析[J]. 中华医学杂志, 2018, 98(31): 2489-2495.
- Liu CL, Zhong ZC, Hsu HW, et al. Effect of the cord pre-tension of the Dynesys dynamic stabilisation system on the biomechanics of the lumbar spine: a finite element analysis [J]. Eur Spine J, 2011, 20(11): 1850-1858.
- Lee SH, Im YJ, Kim KT, et al. Comparison of cervical

外泌体及其在继发性脊髓损伤中作用的研究进展

Current progress in the research of the role of the exosomes in the secondary spinal cord injury

刘京松, 史旭, 万然, 王岩松

(哈尔滨医科大学附属第一医院骨科 150000 哈尔滨市)

doi: 10.3969/j.issn.1004-406X.2020.01.10

中图分类号: R683.2, Q257 文献标识码: A 文章编号: 1004-406X(2020)-01-0071-05

脊髓损伤(spinal cord injury, SCI)分为原发性损伤和继发性损伤两个阶段,原发性损伤是指机械因素对脊髓造成牵拉或压迫导致的微循环受损、轴突断裂等损伤;原发性损伤后局部病灶缺血、炎症等因素造成的持续性损伤称为继发性损伤^[1-3]。继发性损伤较原发性损伤更为持久且不断进展,但继发性损伤的进展可以通过人为干预,因此如何抑制继发性损伤进展是治疗 SCI 的关键^[4]。随着对外泌体研究的深入,外泌体(exosomes, Exos)逐渐被发现在多种生理及病理状态中都起到重要的信号介导作用,同时也在治疗 SCI 方面有着广阔的前景^[5]。笔者就外泌体在继发性 SCI 中的作用综述如下。

1 外泌体的生成及功能

外泌体是细胞不断向细胞外环境中释放的一种直径约为 40~120nm 的囊泡。与细胞微泡、凋亡小体等囊泡不同的是,外泌体并不直接由细胞膜胞吐形成,而是通过内囊泡途经形成。细胞膜内吞后形成早期内吞体,内吞体向腔内出芽形成多个囊泡成为多囊泡体,随后多囊泡体与细胞膜融合并将腔内的囊泡释放至细胞外基质。因此外泌体内部含有大量不同种类的蛋白质、脂质、核酸核糖等生物活性因子。多种细胞均可分泌外泌体,同时也发现外泌体存在于各种体液之中,包括精液^[6-7]、血液^[8]、尿液^[9]、唾液^[10]、乳汁^[11]、羊水^[12]、腹水^[13]、脑脊液^[14]及胆汁^[15]。外泌体在细胞外环境中通过三种方式与靶细胞接触:(1)囊泡与靶细胞膜结合从而直接将囊泡内物质释放至细胞质;(2)直接通过胞吞作用进入靶细胞;(3)外泌体表面配体直接与靶细胞膜表面受体结合^[16-18],从而起到调控微环境及影响细胞间信号传导的作用。

第一作者简介:男(1994-),硕士研究生在读,研究方向:脊柱外科
电话:(0451)85552026 E-mail:ljs_19941129@163.com
通讯作者:王岩松 E-mail:wys1975@163.com

- spine biomechanics after fixed-and mobile-core artificial disc replacement: a finite element analysis[J]. Spine(Phila Pa 1976), 2011, 36(9): 700-708.
15. Brolin K, Halldin P. Development of a finite element model of the upper cervical spine and a parameter study of ligament characteristics[J]. Spine(Phila Pa 1976), 2004, 29(4): 376-385.
 16. 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.
 17. 王清, 党耕町, 李广州, 等. 不典型 Hangman 骨折影像学分型与治疗选择[J]. 中华骨科杂志, 2018, 38(19): 1177-1185.
 18. Panjabi M, Dvorak J, Crisco JJ, et al. Effects of alar ligament transection on upper cervical spine rotation[J]. J Orthop Res, 1991, 9(4): 584-593.
 19. 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.
 20. 谭军, 侯黎升, 周许辉, 等. C2 椎弓根拉力螺钉选择性治疗 Hangman 骨折[J]. 中华骨科杂志, 2002, 22(11): 16-19.
 21. Ebraheim N, Rollins JR, Xu R, et al. Anatomic consideration of C2 pedicle screw placement[J]. Spine(Phila Pa 1976), 1996, 21(6): 691-695.
 22. 王高举, 王清, 王松, 等. 后路椎弓根置钉顶棒技术治疗 C2 椎弓根骨折的疗效[J]. 中华创伤杂志, 2017, 33(4): 327-331.
 23. Wang G, Jiang D, Wang Q, et al. A novel technique using a pedicle screw and bucking bar for the treatment of Hangman's fracture[J]. Orthop Traumatol Surg Res, 2019, 105(4): 709-711.
 24. 石国佳, 王高举, 徐双, 等. 枢椎椎弓根骨折半螺纹螺钉固定长度的影像学研究[J]. 中华骨科杂志, 2015, 35(5): 576-580.

(收稿日期: 2019-10-04 修回日期: 2019-12-06)

(英文编审 庄乾宇/孔超)

(本文编辑 姜雅浩)