

基础研究

枢椎环骨折损伤机制的三维有限元分析

李广州¹, 欧阳建元², 王清¹, 王高举¹, 张 建¹, 张鹏鑫¹

(1 西南医科大学附属医院骨科 646000 泸州市; 2 川北医学院附属三台医院骨科 621100 绵阳市)

【摘要】目的:观察在不同暴力作用下枢椎的应力分布并推测枢椎环骨折的损伤形态,揭示该类骨折的形态学与损伤机制之间的关系。**方法:**选择 1 名健康成年男性志愿者,进行头颅和颈椎薄层 CT 扫描,将 CT 数据导入软件,通过有限元软件建立颅底至第 3 颈椎(C0-C3)三维有限元模型,并验证模型的有效性。在头颅几何模型上选择 5 个受力点:前额中部正中(A 点)、头顶前方正中(B 点)、前额上部左侧(C 点)、头顶前部左侧(D 点)及枕后部(E 点),其中 A 和 B 点受力模拟颈椎受到不同程度过伸+轴向压缩暴力,C 和 D 点受力模拟过伸+轴向压缩伴不同程度旋转暴力,E 点模拟过屈+轴向压缩暴力。有限元技术模拟上述不同暴力(1400N)作用于上颈椎模型,分析枢椎环的应力分布,推测骨折线的发生部位。**结果:**本实验成功建立了 C0-C3 上颈椎三维有限元模型,模型总共包括 1315238 个单元,305789 个节点。有限元模型验证有效后,进行暴力加载提示,A 点受力状态下,枢椎环应力主要分布在双侧上关节突后 1/4 至峡部-椎弓根复合体(pediculoisthmic components, PIC)之间的区域;B 点受力状态下,枢椎环应力主要分布在双侧上关节突后 1/3 至 PIC 区域;C 和 D 点受力状态下,枢椎环应力主要分布在左侧上关节突后 1/3 至齿状突侧后方椎体之间和右侧 PIC、下关节突及椎板等结构;E 点受力状态下,枢椎环应力主要集中分布在椎体及上关节突边缘。**结论:**过伸+轴向压缩暴力导致双侧或一侧 PIC 骨折为核心特征的枢椎环骨折模式可能性大,亦可导致骨折线基本平行或对称的双侧上关节突伴椎体后壁骨折;过伸+轴向压缩伴旋转暴力导致一侧关节突和/或椎体后壁骨折伴对侧不同结构损伤为核心特征的枢椎环骨折模式可能性大,亦可导致一侧骨折线为纵行、另一侧为横行的双侧上关节突伴椎体后壁骨折;过屈+轴向压缩暴力导致枢椎椎体骨折或复杂枢椎环骨折可能性大。

【关键词】枢椎环骨折;上颈椎;生物力学;有限元分析

doi: 10.3969/j.issn.1004-406X.2022.02.09

中图分类号:R683.2,R318.01 文献标识码:A 文章编号:1004-406X(2022)-02-0160-09

Three-dimensional finite element analysis of the injury mechanism of axis ring fractures/LI Guangzhou, OUYANG Jianyuan, WANG Qing, et al//Chinese Journal of Spine and Spinal Cord, 2022, 32(2): 160-168

【Abstract】Objectives: To observe the stress distribution of the second cervical vertebra(axis) under different forces and predict the injury morphology of axis ring fractures (ARF), and to reveal the relationship between fracture pattern and injury mechanism. **Methods:** A healthy adult male volunteer was selected for skull and cervical thin slice CT scan. The CT data were imported into the software, and a three-dimensional finite element model of the normal skull base to the third cervical vertebra (C0-C3) was established by using the finite element software. The validity of the finite element model was verified. Five force bearing points on the skull geometric model were selected: the middle of forehead (point A), the front middle of the top of head (point B), the left side of the upper forehead(point C), the front left of the top of the head(point D), and the back of the occipital(point E). The forces at points A and B simulated cervical vertebra subjected to different degrees of hyperextension and axial compression violence; the forces at points C and D simulated hyperextension and axial compression with different degrees of rotational violence; and the force at point E simulated hyperflexion and axial compression violence. Finite element method was used to simulate different

基金项目:四川省医学青年创新课题(Q19038);西南医科大学附属医院博士启动基金(Q19081)

第一作者简介:男(1984-),医学博士,副主任医师,硕士生导师,研究方向:脊柱外科

电话:(0830)3165441 E-mail:guangzhouli08@163.com

通讯作者:王清 E-mail:wqspine2004@163.com

kind of forces(1400N) applied to the upper cervical vertebra. Then, the stress of anatomical structure of the axis ring was analyzed, based on the results of finite element analysis. **Results:** A three-dimensional model of C0-C3 was successfully established in this experiment, which had 1,315,238 units and 305,789 nodes. The finite element model was also validated. The stress of axis ring was mainly distributed in the area between posterior 1/4 of bilateral superior articular process and pediculoisthmic components(PIC) while point A bearing 1400N force. The stress of axis ring was mainly distributed in the area between posterior 1/3 of bilateral superior articular process and PIC while point B bearing the force. The stress of axis ring was mainly distributed in the posterior 1/3 of the superior articular process to the posterior vertebral body of the odontoid process on the left side, and the PIC, inferior articular process and lamina on the right side while point C and D bearing the forces. The stress of axis ring was mainly distributed in the vertebral body and the edge of bilateral superior articular processes while point E bearing the force. **Conclusions:** When the cervical vertebra was subjected to hyperextension and axial compression force, the stress of axis ring was mainly distributed in the area between the posterior quarter of bilateral superior articular process and PIC, causing ARF pattern with bilateral or unilateral PIC fracture of C2 as the core feature. And this kind of force might also cause bilateral fractures of superior facet and/or posterior vertebral wall fracture of C2, with basically parallel or symmetrical fracture lines. When the cervical vertebra was subjected to hyperextension and axial compression accompanied by rotational force, the stress of the axis ring was concentrated between superior articular process on one side and the posterior vertebral body of the odontoid process and the contralateral PIC, inferior articular process and lamina, causing ARF with one fracture of superior facet and/or posterior wall of the vertebral body of C2 and another contralateral fracture of different structures as the core feature. And such force in some cases might result in bilateral fractures of superior facet and/or posterior vertebral wall fracture of C2, with longitudinal fracture line on one side and transverse fracture line on the other. In the case of hyperflexion and axial compression force, the stress of axis ring was mainly distributed in the vertebral body and the edge of bilateral superior articular processes, revealing a high incidence of body fractures of the axis or complex axis ring fractures.

[Key words] Axis ring fracture; Upper cervical spine; Biomechanics; Finite element

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

Hangman骨折也被称为枢椎环骨折(axis ring fracture,ARF)或创伤性枢椎滑脱(trumatic spondylolisthesis of the axis,TSA),是常见的上颈椎骨折^[1-3]。文献报道该骨折约占全部脊柱骨折的4%~7%,占枢椎骨折的20%~22%^[1,4,5]。枢椎的上下关节突间部被认为是力学薄弱区,双侧峡部-椎弓根复合体(pediculoisthmic components, PIC)断裂曾被当作 Hangman 骨折基本特征^[1,6-8]。随着医学影像技术发展,临床上发现双侧 PIC 骨折非常少见,而累及枢椎环两侧的各种不同解剖结构,如 C2 上或下关节突、椎板及椎体后壁等占大多数^[1,7,8]。1985 年,Levine 和 Edwards^[9]基于 X 线片及 CT 观察提出了骨折分型。该分型根据 C2/3 移位、成角对骨折稳定性进行判断,是目前广泛应用于判断损伤严重程度和指导选择治疗方案的分型,但是,该分型假设绝大部分 ARF 为枢椎双侧椎弓根或峡部骨折^[9]的合理性值得商榷。

本研究团队通过大样本 ARF 病例 CT 三维重建数据观察,揭示一侧上关节突和/或椎体后壁两个结构的骨折,另一侧为枢椎环各种结构损伤的不对称骨折更为常见^[10]。我们通过对各种骨折形态模式和可能的损伤机制进行梳理和总结,进一步提出了 ARF 三维 CT 分型,认识到该类骨折的基本特征应该是指单、双侧上关节突-椎体后壁骨折伴或不伴对侧椎弓骨折和 C2/3 移位或成角^[10]。尽管该分型是对 Levine-Edwards 分型的重要补充,但是对损伤机制的描述是基于影像学的理论推测,尚无令人信服的体内、体外实验证实^[10]。

随着有限元技术的进步,有限元建模和分析目前已成为脊柱生物力学分析的重要手段,与体外生物力学实验具有高度互补优势^[11-14]。实践证明,有限元分析具有模拟多种临床状态和获得脊柱内部结构应力参数的独特优势^[12-14]。ARF 损伤机制的有限元分析国内外尚未见报道,本研究团

队拟在前期工作基础上通过有限元技术探索 ARF 损伤机制与骨折形态学之间的联系。

1 资料与方法

1.1 研究对象数据获取

招募 1 名健康男性志愿者,年龄 24 岁,身高 174cm,体重 71kg。既往无颈椎疾病史,颈椎 X 线平片排除枕颈部畸形、颈椎退行性疾病、肿瘤、感染及骨折等情况。采用 256 排 CT 机(飞利浦公司,荷兰)由西南医科大学附属医院影像中心 CT 室进行薄层螺旋 CT 扫描(120kV,125mA,扫描层厚 0.27mm,范围全头颅、全颈椎 C1~C7 节段)。将 CT 扫描数据以 DICOM 格式导出保存,共获取 960 张图像。本研究方案已获得第一作者所在单位医学伦理审查委员会批准(KY2020159)。志愿者对研究方案知情,并签署知情同意书。

1.2 三维有限元模型的建立

将获取的 CT 数据以 DICOM 格式导入 Mimics 20.0(Materialise 公司,比利时)软件中,分割各个椎体,选择人体骨骼阈值,建立包括颅底(C0)、第一至第三颈椎(C1-C3)的上颈椎模型,保存为二进制 STL 格式文件。将 STL 文件导入 Geomagic 12.0(Geomagic 公司,美国)进行曲面构建、修补、打磨、去噪、切割、光滑等处理,保存为 IGES 格式。将 IGES 格式文件导入 Pro/Engineer 5.0 (Parametric Technology Corporation 公司,美国)软件,根据解剖学形态进行实体填充,完成各个椎体的实体化。在此基础上,重建椎间关节、关节囊、主要韧带及 C2/3 椎间盘等结构,网格类型划分和不同材料属性处理参考既往文献^[11,15-17](表 1),完成 C0-C3 完整上颈椎三维有限元模型(图 1)。

表 1 C0-C3 三维有限元模型各组成部分材质属性和单元类型

Table 1 Material properties and mesh types of the finite element model of C0-C3

	水平 Spinal level	弹性 模量(MPa) Young's modulus	泊松比 Poisson's ratio	截面积(mm ²) Cross-sectional area	单元类型 Element type
骨皮质 Cortical bone	C0-C3	12000	0.29	—	C3D4
骨松质 Cancellous bone	C1-C3	450	0.2	—	C3D4
关节软骨 Cartilage	C0-C3	10.4	0.4	—	C3D8
终板 End plate	C2-C3	500	0.4	—	C3D8
髓核 Nucleus	C2-C3	1	0.49	—	C3D8
纤维环基质 Annulus ground substance	C2-C3	110	0.3	—	C3D8
纤维环纤维 Annulus fibrosus	C2-C3	3.4	0.4	—	T3D2
前纵韧带 Anterior longitudinal ligament	C0-C3	10	0.3	6	T3D2
后纵韧带 Posterior longitudinal ligament	C2-C3	10	0.3	5	T3D2
棘间韧带 Interspinous ligament	C1-C3	1.5	0.3	10	T3D2
关节囊韧带 Capsular ligament	C0-C3	10	0.4	46	T3D2
横突间韧带 Intertersverse ligament	C1-C3	10	0.3	5	T3D2
齿突尖韧带 Apical ligament	C0-C2	10	0.3	5	T3D2
翼状韧带 Alar ligament	C0-C2	5	0.4	22	T3D2
覆膜 Tectorial membrane	C0-C2	10	0.3	6	T3D2
横韧带 Transverse ligament	C1	20	0.3	5	T3D2
黄韧带 Ligamentum flavum	C1-C3	1.5	0.3	5	T3D2

1.3 三维有限元模型的边界设定和加载条件

将 C0-C3 有限元模型导入有限元分析软件 Abaqus 2019(达索公司,美国),完全约束 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,为能够将参考点上受力情况换算成均布载荷施加于 C0 所有节点上,C0 上表面所有单元节点与此参考点分布耦合(distribution coupling)。垂直向下施加 75N 压力于 C0 模拟头颅重力,同时施加 $1.0\text{N}\cdot\text{m}$ 的扭矩于参考点对有限元模型加载使模型进行屈伸、侧屈、扭转运动;测量模型各椎节活动度(range of motion,ROM),将实验结果与既往有限元分析和体外生物力学实验数据^[18,19]进行对比,验证模型有效性。

1.4 ARF 损伤机制模拟

1.4.1 受力点选取 在头颅几何模型上依据参考文献^[20]选择可能导致 ARF 损伤机制的暴力作用受力点:前额中部正中(A点)、头顶部前方正中(B点)、前额上部左侧(C点)、头顶部前方左侧(D点)和枕后部(E点)。A 和 B 点受力模拟颈椎受到不同程度过伸+轴向压缩暴力,C 点和 D 点受力模拟过伸+轴向压缩伴不同程度旋转暴力,E 点模拟过屈+轴向压缩暴力(图 2)。

1.4.2 受力方向的确定 在颅骨上以选取的受力点处作切面 φ ,通过该受力点做切面垂线 F,该垂线 F 即为此点的受力方向。

1.4.3 坐标系的设计 坐标系采用空间解析几何方法,即以颅骨的眼耳平面作为 XY 面,通过该面的垂线作为 Z 轴(即空间或 Z 坐标),令该面上为正,下为负;以正中矢状面为 YZ 面,通过该面垂线为 X 轴(即横或 X 坐标),令其右为正,左为负;以垂直通过双耳门上方点的额状面为 ZX 面,通过该面垂线为 Y 轴(即纵或 Y 坐标),令其前为正,后为负。三面的交点为原点 O。

1.4.4 坐标系平移及合力分解 平移上述坐标系原点 O 至受力点,平移后坐标系与外力 F 的夹角等于原坐标系与外力 F 的夹角。根据空间解析几何关系以及力在坐标系上的投影分别得出力 F 与各坐标轴夹角和各方向分力。通过上述步骤的运算和坐标系平移,将 5 个受力点遭受暴力打击时受力情况施加于 C0 旋转轴上的参考点。

1.5 ARF 损伤机制模拟的边界条件及载荷

完全约束 C0-C3 模型的 C3 下终板,75N 前负荷施加在 C0 模拟头部重量,分别模拟 A、B、C、D、E 五个点受 1400N 暴力打击,从而模拟颈椎受

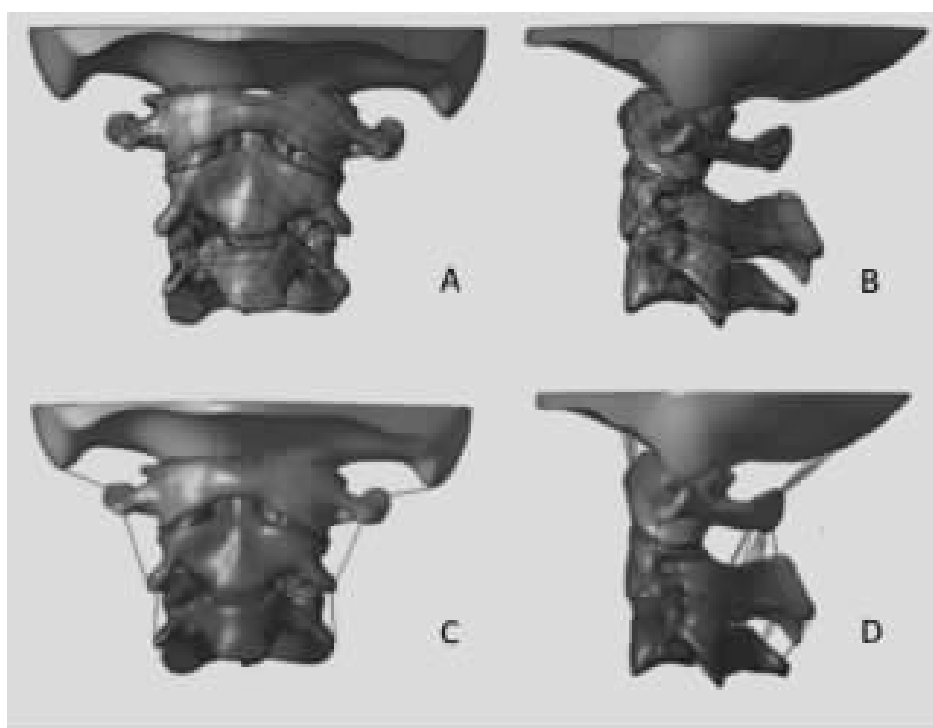


图 1 经过实体化处理的 C0-C3 三维模型(A、B)和 C0-C3 三维有限元模型(C、D)

Figure 1 A and B showed the C0-C3 three-dimensional model after materialization process, C and D showed the C0-C3 three-dimensional finite element model

到不同程度过伸+轴向压缩暴力、过伸+轴向压缩伴不同程度旋转暴力及过屈+轴向压缩暴力（图 2）。

1.6 观察指标

观察不同暴力作用下枢椎环的各解剖结构应力分布,结合应力云图推测骨折发生部位。

2 结果

2.1 模型有效性验证

本实验成功建立了上颈椎 C0-C3 三维有限元模型,此模型总共包括 1315238 个单元,305789 个节点。C0-C3 模型外观逼真、完整细腻、精确度高。该模型各节段在屈伸、侧屈及旋转工况下的 ROM 与既往研究数据^[18,19]基本相符(表 2)。模型验证有效,可用于后续研究。

2.2 不同暴力作用下枢椎环应力分布

A 点受力状态下,枢椎环应力主要分布在双侧上关节突后 1/4 至 PIC 之间区域,最大应力值 610.8MPa (图 3A~C 和表 3);B 点受力状态下,枢椎环应力主要分布在双侧上关节突后 1/3 至 PIC 之间区域,最大应力值 376.1MPa(图 3D~F 和表 3);C 点受力状态下,枢椎环应力分布在左侧上关节突至齿状突侧后方的椎体之间和右侧 PIC、下关节突及椎板等结构,最大应力值 598MPa (图 3G~I 和表 3);D 点受力状态下,枢椎环应力分布在左侧上关节突至齿状突侧后方椎体之间和右侧 PIC 和下关节突等结构,最大应力值 607.2MPa(图 3J~L 和表 3);E 点受力状态下,枢椎环应力主要集中在椎体及上关节突边缘,最大应力值 377.2MPa(图 3M~O 和表 3)。

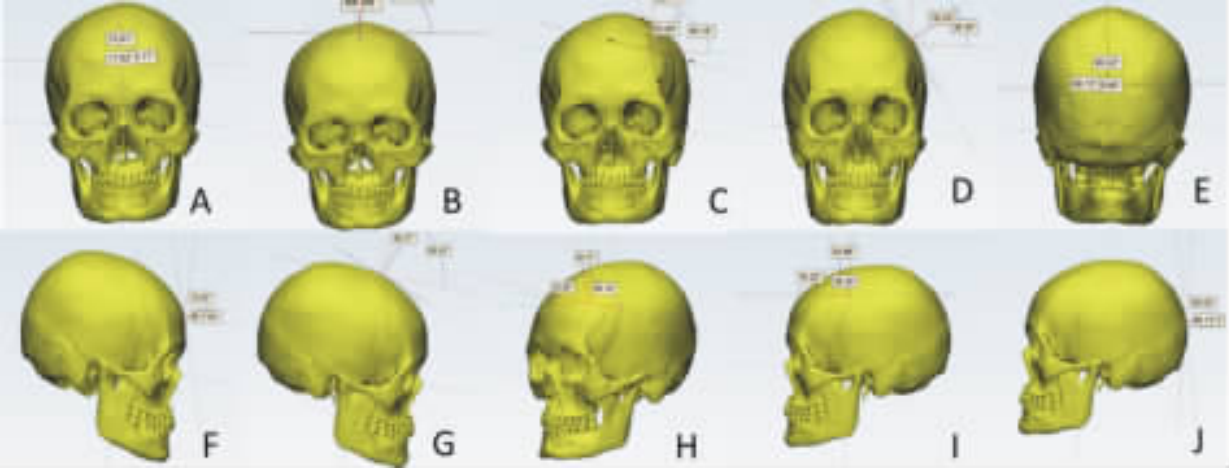


图 2 五个不同受力点位置示意图:A、F,模拟前额中部正中受力;B、G,头顶部前方正中;C、H,前额上部左侧方;D、I,头顶部前方左侧;E、J,枕后部

Figure 2 Five force bearing points on the skull geometric model were selected: the middle of forehead (A, F), the front middle of the top of head (B, G), the left side of the upper forehead (C, H), the left side of the front of the top of head (D, I) and the back of the occipital (E, J)

表 2 本研究构建的模型与既往有限元及体外生物力学实验 C0-C3 各椎节的三维活动度 (°)

Table 2 Three-dimensional range of motion (ROM) of C0-C3 model in this study and previous finite element and vitro biomechanical experiment

	本实验颈椎活动度 Range of motion of the cervical vertebra models in this study			既往有限元结果 ^[18] Range of motion of the biomechanical experiment in previous finite element			既往体外生物力学实验结果 ^[19] Range of motion of data in previous vitro biomechanical experiment		
	C0-1	C1-2	C2-3	C0-1	C1-2	C2-3	C0-1	C1-2	C2-3
屈伸 Flexion and extension	30.5	28.3	8.2	20.3	23.5	9.7	26.0±8.0	25.0±12.0	6.8±3.0
侧屈 Bend	10.7	9.2	7.5	6.1	6.7	12.7	8.5±3.0	6.3±4.0	9.5±4.0
扭转 Torsion	10.1	51.57	3.4	9.6	58.3	5.6	9.8±2.0	55±10.0	5.2±3.0

3 讨论

3.1 各种损伤机制作用下枢椎环的应力分布与骨折形态学的联系

本研究团队前期基于 202 例 ARF 临床病例, 提出了 ARF 三维 CT 分型^[10]; 本研究将 ARF 分为

A、B、C 三个大类, 每类包含 2 个亚型, 共 6 个骨折类型(图 4)。本研究提示颈椎受到不同程度的过伸+轴向压缩暴力, 枢椎环应力主要分布在双侧上关节突后 1/4~1/3 至 PIC 之间的区域。此种损伤机制可能造成的 ARF 模式分析如下: 首先,

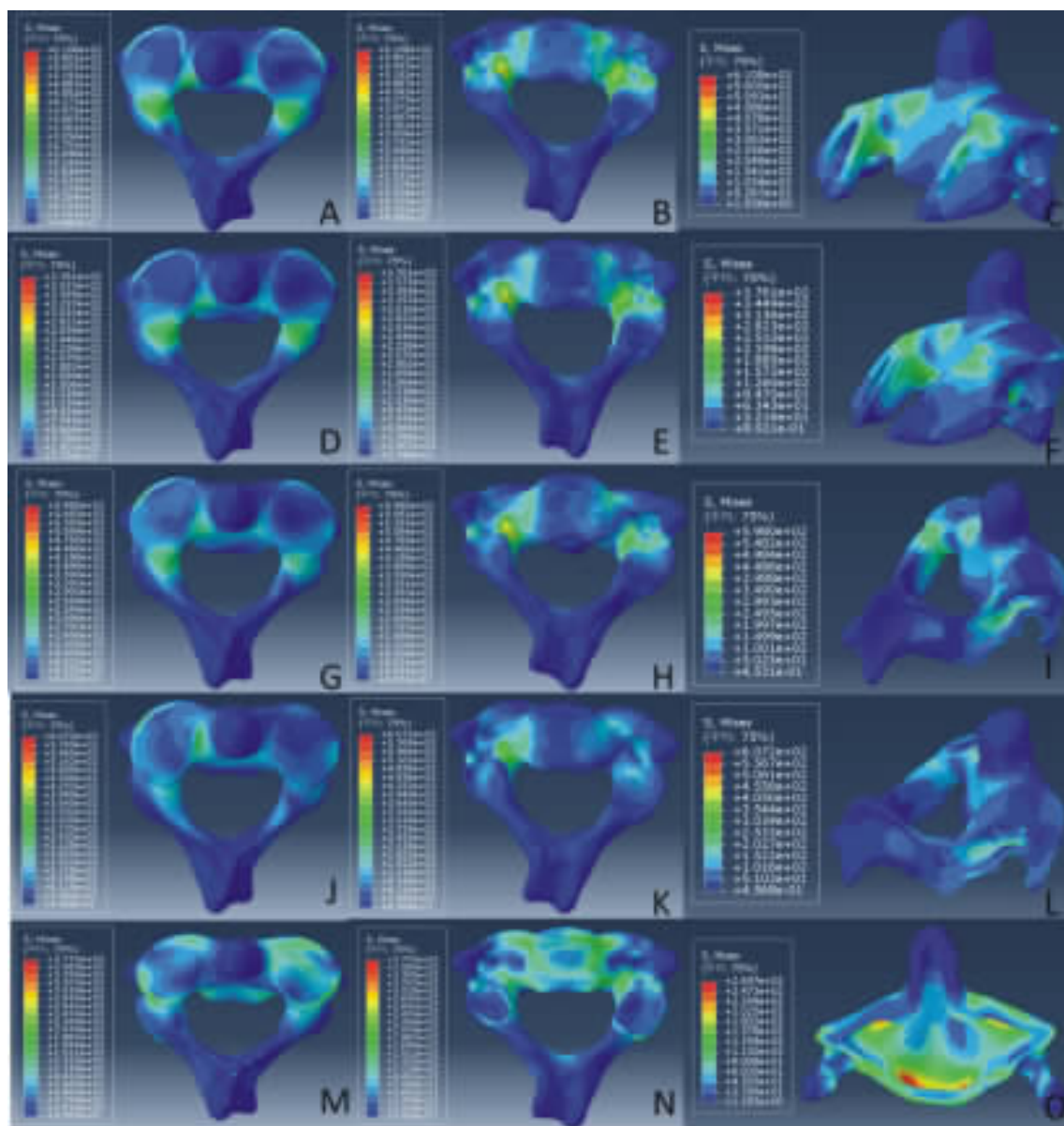


图 3 不同暴力作用下枢椎环的应力分布图: A~C, 前额中部受力, 依次为枢椎环上面观、下面观及冠状剖面观; D~F, 头顶部前方正中受力, 依次为上面观、下面观及冠状剖面观; G~I, 前额上部左侧受力, 依次为上面观、下面观及右侧峡部-椎弓根剖面观; J~L, 头顶部前方左侧受力, 依次为上面观、下面观及右侧峡部-椎弓根剖面观; M~O, 枕后部受力, 依次为上面观、下面观及冠状剖面观(齿状突-椎体层面)

Figure 3 The diagram of stress distribution of axis ring under different forces: A~C, force on the the middle of forehead, upper view, lower view and view of the coronal section; D~F, force on the front middle of the top of head, upper view, lower view and view of the coronal section; G~I, force on the left side of the upper forehead, upper view, lower view and internal view of right isthmus-pedicle; J~L, force on the left side of the front of the top of head, upper view, lower view and internal view of right isthmus-pedicle; M~O, force on the back of the occipital, upper view, lower view and view of the coronal section (odontoid-vertebral body)

表 3 C0–C3 有限元模型在不同暴力作用下枢椎环应力分布

Table 3 Stress distribution of axis ring in C0–C3 finite element model under different forces

受力点 Force-bearing point	损伤机制 Injury mechanism	最大应力 (MPa) Maximum stress	应力分布 Stress distribution	
			左侧 Left side	右侧 Right side
A	中度过伸+轴向压缩暴力 Moderate hyperextension and axial compression force	610.8	上关节突后 1/4 至 PIC 之间区域 Posterior 1/4 of bilateral superior articular process and PIC	上关节突后 1/4 至 PIC 之间区域 Posterior 1/4 of bilateral superior articular process and PIC
B	轻度过伸+轴向压缩暴力 Mild hyperextension and axial compression force	376.1	上关节突后 1/3 至 PIC 之间区域 Posterior 1/3 of bilateral superior articular process and PIC	上关节突后 1/3 至 PIC 之间区域 Posterior 1/3 of bilateral superior articular process and PIC
C	过伸+轴向压缩伴中度旋转暴力 Hyperextension and axial compression accompanied by mild rotational force	598.0	上关节突至齿状突侧后方椎体之间 The area from superior articular process to the lateral and posterior odontoid process	PIC、下关节突及椎板 PIC, inferior articular process and lamina
D	过伸+轴向压缩伴轻度旋转暴力 Hyperextension and axial compression accompanied by moderate rotational force	607.2	上关节突至齿状突侧后方椎体之间 The area from superior articular process to the lateral and posterior odontoid process	PIC和下关节突 PIC and inferior articular process
E	过屈+轴向压缩暴力 Hyperflexion and axial compression force	377.2	椎体及上关节突边缘 Vertebral body and the edge of superior articular processes	椎体及上关节突边缘 Vertebral body and the edge of superior articular processes

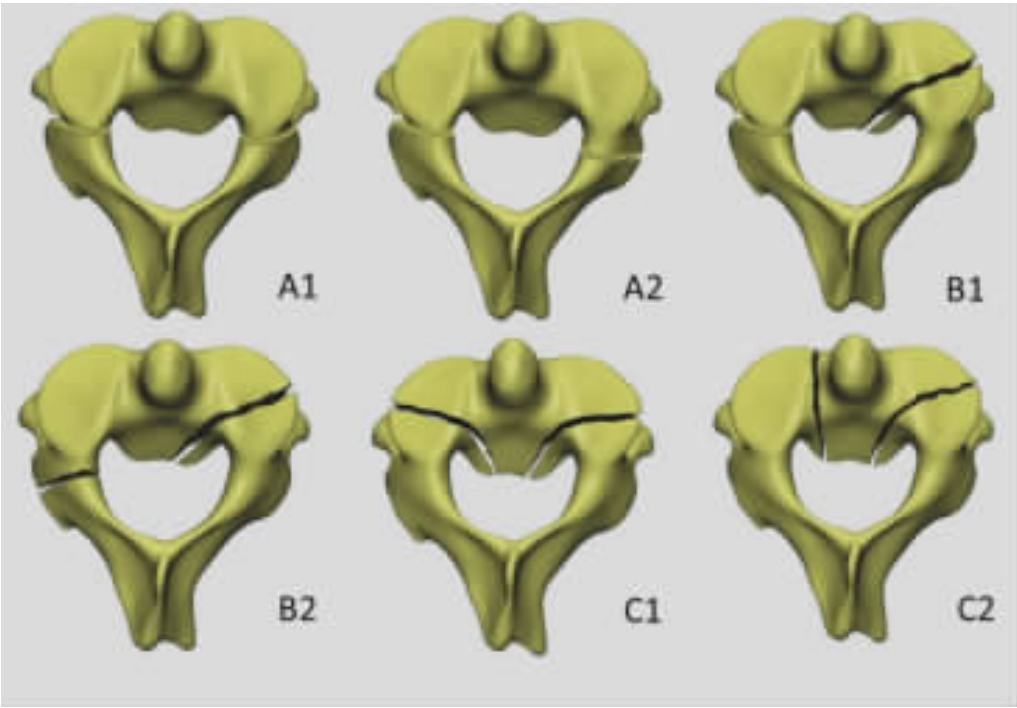


图 4 ARF 三维 CT 分型示意图,依次为 A1、A2、B1、B2、C1 及 C2 型骨折;A1 型,双侧 PIC 对称性骨折;A2 型,一侧 PIC 骨折,另一侧下关节突或椎板骨折;B1 型,一侧上关节突–椎体后壁骨折,对侧 PIC 骨折;B2 型,一侧上关节突–椎体后壁骨折,对侧下关节突或椎板骨折;C1 型,双侧上关节突–椎体后壁骨折,双侧骨折线基本平行或对称;C2 型,双侧上关节突–椎体后壁骨折,骨折线相互成角

Figure 4 The diagram of ARF three-dimensional CT classification, showing A1, A2, B1, B2, C1 and C2 fractures in sequence: A1, bilateral PIC symmetry fractures; A2, one PIC fracture on one side and an inferior facet or lamina fracture on the other side; B1, one fracture of superior facet and posterior wall of vertebral body on one side combined with contralateral PIC fracture; B2, fractures of superior facet and posterior wall of the vertebra on one side combined with contralateral inferior facet or lamina fracture; C1, bilateral fractures of superior facet and/or posterior wall of the vertebra on different side, and fracture lines were basically parallel or symmetrical; C2, bilateral fractures of superior facet and/or posterior wall of the vertebra on different side, and fracture lines angled to each other

此种暴力导致双侧 PIC 骨折伴或不伴 C2/3 脱位可能性大^[1,7],即新的 ARF 三维 CT 分型^[10]中 A1 型骨折中两个亚型,其中一个为双侧 PIC 对称骨折,另一个为双侧 PIC 不对称骨折(图 4A1);该种力学传导行为从力的传导路径和解剖特征角度,也可以很好地解释发生 A1 类骨折为什么部分患者受力在双侧上关节突,而三维 CT 显示骨折线位于 PIC。其次,由于人体头颅在多数情况下并非完美的几何对称,力的不对称传导亦可导致 A2 型骨折(图 4A2),即一侧 PIC 骨折,另一侧下关节突或椎板骨折。第三,过伸+轴向压缩暴力还可能导致 C1 型(图 4C1)骨折(双侧上关节突伴椎体后壁骨折,骨折线基本平行或对称)。

过伸+轴向压缩伴旋转暴力导致枢椎环应力集中分布在暴力作用点一侧(左侧)的上关节突至齿状突侧后方椎体之间和对侧 PIC、下关节突及椎板,发生一侧关节突伴椎体后壁骨折,另一侧枢椎椎弓的不同结构骨折可能大^[7],即 ARF 三维 CT 分型的 B1 型(图 4B1)或 B2 型(图 4B2)骨折(一侧上关节突或/和椎体后壁骨折,对侧 PIC 骨折为 B1 型,如对侧下关节突或椎板骨折为 B2 型骨折)模式^[10]。另外过伸+轴向压缩伴旋转暴力还可能导致 C2 型(图 4C2)骨折^[10](双侧上关节突或/和椎体后壁骨折,一侧骨折线为纵行,另一侧为横行)。过屈+轴向压缩暴力导致枢椎环应力主要集中在椎体和双侧上关节突边缘,发生枢椎椎体骨折或复杂 ARF(如 ARF 伴椎体骨折或齿状突骨折)可能性大^[10]。

在临床实际工作中,双侧 PIC 骨折病例是很少见的,大部分病例多为一侧或双侧关节突和/或椎体后壁骨折的 ARF。可能的解释:(1)过伸+轴向压缩伴旋转暴力是大部分 ARF 的致伤机制;(2)即便患者受到单纯的过伸+轴向压缩暴力,人体头颅的几何不对称,会使得患者颈椎事实上仍受到了过伸+轴向压缩伴不同程度旋转暴力。

3.2 本研究的意义

既往的研究对于 ARF 损伤机制的描述,多为根据头面部颅脑外伤史、寰枢后弓骨折、C2-C3 之间移位成角情况等影像解剖和枢椎环损伤形态学进行理论推测,尚无令人信服的体内、体外实验证实^[10,20,21]。2014 年,Ivancic^[20]在一项生物力学实验中发现,单纯过伸+轴向压缩暴力难以在人体颈椎标本成功复制临床常见到的各骨折模型,而

加入旋转矢量后则可以复制出部分形态各异的 ARF 模型。Ivancic 的发现与本研究团队的观点是一致的,但是该研究仅复制出部分骨折模型^[20]。本研究根据不同损伤机制下枢椎环的应力分布,推测出了临床上所见的各种 ARF 模式(包括三维 CT 分型的六种类型和复杂 ARF),完善了 ARF 骨折形态学研究。

本研究团队提出了基于形态学和损伤机制的新 ARF 分型,各类骨折模式的确切损伤机制需要生物力学实验系统证实或修正^[10]。本研究的结果根据不同的损伤机制导致枢椎环各解剖结构应力分布差异,通过推断骨折发生部位,初步验证了 ARF 三维 CT 分型各骨折模式的不同损伤机制的推测。本研究首次通过有限元技术探索 ARF 的损伤机制与骨折模式之间的关系,为各类骨折形态学数字建模和生物力学研究提供理论依据。

3.3 本研究的局限性

①本研究的数据来源为 1 名健康成人志愿者,无法对研究结果进行统计学方法处理,理论上纳入更多样本并行统计学处理,结论更具说服力。有限元生物力学实验主要价值是反映应力集中或分散趋势,因此本研究为后续研究提供了一个方向和基础。②本研究聚焦于暴力打击瞬间的力传导所致枢椎环的各解剖结构应力分布,未进一步模拟骨折发生后 C2-C3 之间移位、成角等后续影响;同样暴力作用后头颅及颈椎曲度势必发生变化。在后续研究中,我们将模拟 ARF 发生瞬间及发生后应力传导导致的一系列变化。③枕颈部及上颈椎解剖学及组织学结构非常复杂,尽管本实验建模过程中最大程度上完成了颈椎几何模型和材料属性模拟,但仍不可避免地进行了一些简化处理,此模型尚不能完全反映在体环境。④本研究的结果需要体外生物力学实验验证。

综上,本研究提示过伸+轴向压缩暴力导致以双侧或一侧 PIC 骨折为核心特征的 ARF 三维 CT 分型中 A1 和 A2 型骨折可能性大,亦可导致 C1 型骨折;过伸+轴向压缩伴旋转暴力导致发生一侧关节突和/或椎体后壁骨折为核心特征的 B1 和 B2 型骨折可能性大,部分情况下亦可导致 C2 型骨折;过屈+轴向压缩暴力导致枢椎椎体骨折或复杂枢椎环骨折可能性大。

4 参考文献

1. Scholz M, Kandziora F, Kobbe P, et al. Treatment of axis ring fractures: recommendations of the Spine Section of the German Society for Orthopaedics and Trauma (DGOU) [J]. Global Spine J, 2018, 8(2 Suppl): 18S–24S.
2. Li G, Yang Y, Liu H, et al. Residual deformity after anterior cervical discectomy and fusion for unstable Hangman's fractures [J]. World Neurosurg, 2017, 108: 216–224.
3. 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.
4. 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.
5. 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.
6. Schneider RC, Livingston KE, Cave AJ, et al. "Hangman's fracture" of the cervical spine [J]. J Neurosurg, 1965, 22: 141–154.
7. Li G, Wang Q, Liu H, et al. Individual surgical strategy using posterior lag screw-rod technique for unstable atypical Hangman's fracture based on different fracture patterns [J]. World Neurosurg, 2018, 119: e848–e854.
8. Menon KV, Taif S. Detailed description of anatomy of the fracture line in hangman's injury: a retrospective observational study on motor vehicle accident victims [J]. Br J Radiol, 2016, 89(1058): 20150847.
9. Levine AM, Edwards CC. The management of traumatic spondylolisthesis of the axis [J]. J Bone Joint Surg Am, 1985, 67(2): 217–226.
10. 何思羽, 王清, 李广州, 等. 枢椎环骨折部位及损伤机制的三维 CT 分型研究 [J]. 中华骨科杂志, 2020, 40 (20): 1387–1396.
11. 王宏博, 刘俭涛, 李昂, 等. 颈椎前路记忆加压固定器置入后对邻近节段影响的三维有限元分析 [J]. 中华骨科杂志, 2020, 40(16): 1098–1108.
12. 李广州, 刘浩, 杨毅, 等. 人工颈椎间盘置换术后异位骨化三维有限元模型的建立与意义 [J]. 生物骨科材料与临床研究, 2019, 16(5): 12–15.
13. Kallemeyn N, Gandhi A, Kode S, et al. Validation of a C2–C7 cervical spine finite element model using specimen-specific flexibility data [J]. Med Eng Phys, 2010, 32(5): 482–489.
14. 李广州, 刘浩, 杨毅. 有限元方法在人工颈椎间盘置换生物力学研究中的应用进展 [J]. 实用骨科杂志, 2020, 26(2): 140–143.
15. Yu CC, Liu P, Huang DG, et al. A new cervical artificial disc prosthesis based on physiological curvature of end plate: a finite element analysis [J]. Spine J, 2016, 16 (11): 1384–1391.
16. Rong X, Wang B, Ding C, et al. The biomechanical impact of the facet tropism on the intervertebral disc and facet joints in the cervical spine [J]. Spine J, 2017, 17 (12): 1926–1931.
17. 欧阳建元, 高云, 李广州, 等. 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 [J]. 中国脊柱脊髓杂志, 2020, 30(1): 62–71.
18. 姚建, 金根洋, 李新武, 等. 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 [J]. 中国脊柱脊髓杂志, 2019, 29(7): 635–640, 649.
19. 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.
20. Ivancic PC. Axis ring fractures due to simulated head impacts [J]. Clin Biomech(Bristol, Avon), 2014, 29(8): 906–911.
21. Goel A. Expert's comment concerning Grand Rounds case entitled "Low energy chronic traumatic spondylolisthesis of the axis" by C. J. Dunn, S. Mease, K. Issa, K. Sinha, A. Emami (Eur Spine J; 2017: DOI 10.1007/s00586-017-5206-4) [J]. Eur Spine J, 2019, 28(8): 1833–1836.

(收稿日期:2021-09-22 修回日期:2021-11-22)

(英文编审 谭 啸)

(本文编辑 李伟霞)