

新型一体化人工枢椎力学性能的有限元分析

廖穗祥¹, 张东升², 郑勇强³, 李洪吉⁴, 夏虹⁴, 王建华⁴

(1 广东省广州市番禺区中心医院脊柱外科 511400 广州市; 2 广州医科大学附属第五医院骨一科 511400 广州市;
3 福建省晋江市人民医院骨二科 511400 广州市; 4 中国人民解放军南部战区总医院脊柱外科 511400 广州市)

【摘要】目的:通过有限元方法分析新型一体化人工枢椎的力学性能。**方法:**通过薄层 CT 扫描 1 名健康 21 岁男性志愿者颅颈椎(颅前窝至 C7)获取其骨性结构信息。将信息导入医学三维重建软件,模拟手术完整切除 C2 并在此基础上建立新型一体化人工枢椎和异形钛网两套内固定系统三维有限元模型。通过 Ansys 14.5 有限元软件调整上颈椎的 3D 模型,使其与 Panjabi 尸体标本实验数据基本一致,以验证模型的有效性。然后在有限元软件 Ansys 14.5 中对模型枕骨髁部施加 40N 的压力模拟头颅重力,同时施加 1.5N·m 的力矩,使模型产生前屈、后伸、侧屈及旋转运动,分别测量两套内固定系统中假体的最大应力和最大位移,以及 C3 上终板的最大应力。**结果:**在后伸、前屈、侧屈及旋转 4 种工况下,一体化人工枢椎和异形钛网的最大应力值分别为 199.79MPa、472.52MPa、239.96MPa、403.45MPa 以及 820.47MPa、848.98MPa、492.24MPa、804.12MPa;最大位移值分别为 1.8734mm、1.8887mm、0.8121mm、2.6758mm 以及 2.4268mm、2.5195mm、0.9731mm、3.2075mm;C3 椎体上终板的最大应力值分别 4.5104MPa、5.8427MPa、4.0497MPa、12.7230MPa 以及 4.8444MPa、5.7976MPa、6.4343MPa、14.0820MPa。**结论:**新型一体化人工枢椎假体在上颈椎前路重建手术方面可提供足够的固定强度和稳定性,与异形钛网相比,具有更好的稳定性和更少的应力集中等优势。

【关键词】一体化人工枢椎;枢椎肿瘤;有限元分析;生物力学

doi: 10.3969/j.issn.1004-406X.2019.08.10

中图分类号:R318.01 文献标识码:A 文章编号:1004-406X(2019)-08-0741-06

Finite element analysis on the mechanical properties of a new integrated artificial axis/LIAO Suixiang, ZHANG Dongsheng, ZHENG Yongqiang, et al//Chinese Journal of Spine and Spinal Cord, 2019, 29(8): 741-746

【Abstract】Objectives: The mechanical properties of a novel Integrated Artificial Axis (IAA) were investigated using three-dimensional finite element analysis. **Methods:** To obtain the cervical Dicom format data (anterior cranial fossa to C7) of a healthy 21-year-old male volunteer by thin slice CT scan, and mimics software was imported for the three-dimensional reconstruction. Simulated complete C2 resection and three-dimensional finite element model of the integrated artificial cervical vertebra and the reconstruction with the modified T-shaped Harms cage were established. The 3D model of the upper cervical vertebra was adjusted by Ansys 14.5 finite element software to make it consistent with the experimental data of the Panjabi cadaver specimens, and the validity of the model was verified. Then, a compressive preload of 40N combined with a pure moment of 1.5N·m was applied to the superior of the occipital condyle to simulate flexion, extension, lateral bending and axial rotation respectively. The maximum stress and displacement of the prosthesis and the maximum stress on C3 endplate of the two sets of internal fixation system were measured. **Results:** Under four different situations, the maximum stress values of the integrated artificial axis system and the T-shaped Harms cage system were 199.79MPa, 472.52MPa, 239.96MPa, 403.45MPa and 820.47MPa, 848.98MPa, 492.24MPa, 804.12MPa respectively; the maximum displacement values of these two systems were 1.8734mm, 1.8887mm,

基金项目:广州市科技计划项目(201508020005);广州市医药卫生科技项目(20171A011351);广州市番禺区中心医院博士科研基金项目(2015-S-09)

第一作者简介:男(1980-),医学博士,研究方向:脊柱外科学

电话:(020)34859110 E-mail:512479742@qq.com

通讯作者:王建华 E-mail:jianhuawangddrr@163.com

0.8121mm, 2.6758mm and 2.4268mm, 2.5195mm, 0.9731mm, 3.2075mm, respectively; the maximum stress values on C3 endplate of the two systems were respectively 4.5104MPa, 5.8427MPa, 4.0497MPa, 12.7230Mpa and 4.8444Mpa, 5.7976Mpa, 6.4343Mpa, 14.0820Mpa. **Conclusions:** The finite element mechanical analysis showed that the new integrated artificial axis prosthesis can provide sufficient fixation strength and stability after anterior cervical vertebrae reconstruction, and it has better stability and lower stress concentration comparing with the T-shaped Harms cage.

[Key words] Integrated Artificial Axis; Axis tumor; Finite element analysis; Biomechanics

[Author's address] Department of Spine surgery, Panyu Central Hospital, 511400, Guangzhou, China

枢椎是构成寰枢椎关节的重要组成部分,累及枢椎的疾病常常破坏寰枢关节周围的重要结构,可能压迫脊髓,引起瘫痪甚至死亡。这类患者需要手术彻底切除病变,并对被破坏的结构进行重建,以维持寰枢椎结构的完整及稳定,维护脊髓的生理功能^[1,2]。由于枢椎位于颅颈交界区,其解剖结构复杂,位置深在,周围有重要的神经和血管,枢椎病灶切除后,枢椎结构重建困难,这是目前困扰脊柱外科医生的难题。目前临床上适用的钛网主要针对下颈椎设计,其形状和结构难以满足枢椎切除后重建需求^[3,4]。本研究主要是采用有限元分析方法,模拟 C1、C3 前路逆向椎弓根螺钉固定一体化人工枢椎结合枕颈后路固定重建 C2,将其与异形钛网前后路固定进行比较,探讨相互间生物力学性能优劣,为枢椎肿瘤切除后的重建技术提供力学理论支持。

1 材料与方法

1.1 三维有限元模型的建立

选取 1 例 21 岁成年健康男性志愿者,纳入标准:(1)健康成年人;(2)颈椎骨性结构完整;(3)椎弓根能容纳相应大小的螺钉。排除标准:(1)颈椎发育不良、严重畸形、外伤骨折等;(2)颈椎生理曲度异常,或小关节、椎间盘等结构发生明显退变。具体要求:为了避免解剖结构尺寸差异过大,要求志愿者体型适中,身高、体重接近平均水平。综合上述因素,选择了这位志愿者(身高 175cm,体重 75kg)。本研究通过中国人民解放军南部战区总医院伦理委员会审查,并与志愿者签署知情同意书。X线检查排除颈椎畸形,利用螺旋 CT(siemens definition 64 排双源螺旋 CT)对其 C0~4 进行层厚为 0.625mm,扫描电压 120kV,电流 205.50mA,扫描矩阵 512×512,连续扫描得到断层数据图片,以 Dicom 格式文件输出并刻录存盘。将其导入到医学三维重建软件 Mimics 10.0 (Materialise 上海

公司提供,V10.01)中,采取阈值分割和区域增长技术,分离出 C0~4 模型,对模型进行打磨、填充、去噪、光顺等处理,使之外形光滑,接近 C0~4 骨性结构,再以 STL 3D 模型文件格式导入逆向工程软件 Geomagic Studio 2013 分节段重建 C0~4 等结构的三维几何实体模型,以 STEP 图形文件格式导入 Solidworks 2013 进行模型成型修整,获得光滑、完整的 C0~4 骨性结构及小关节软骨、椎间盘实体。然后模拟手术完整切除枢椎,再根据实体形态画出与骨面贴合的两套枕颈内固定系统,并将两套内固定系统分别与颈椎模型进行装配,建立两套三维有限元模型(图 1)。

1.2 模型的网格划分及验证

通过 Solidworks 与 ANSYS 14.5 无缝连接模块,分别将两组模型导入 ANSYS 有限元软件进行网格划分(图 2),并赋予此模型的各种物理材料属性。本模型中 C0~4 椎体(皮质骨,松质骨)、终板、纤维环、枕骨板、异形钛网及枢椎假体均采用四面体实体单元模拟,髓核、关节软骨、螺钉与钛棒均采用六面体实体单元模拟,韧带采用二维仅受拉或仅受压弹簧模拟,在 Ansys 中设置关节软骨接触关系时定义为“Frictionless”模式,摩擦系数为 0.1,一体化人工枢椎组经过网格划分后产生的节点数 656766 个,单元数 372581 个;异形钛网组分别为 672196 个和 377411 个(表 1)。

通过与 Panjabi 等^[5-8]报告的研究结果进行对照来验证该模型的有效性。本研究上颈椎结构模型的三维运动范围基本符合尸体标本的生物力学试验数据(表 2)。故本研究建立的有限元模型可靠有效,可作为下一步研究之用。

1.3 模型的约束及加载

本实验所涉及生物材料材料力学特性均假定为均质、连续和各向同性。受力时模型各截面、各单元有足够的稳定性,不计材料受力变形,并且忽略螺钉与骨质之间的微动。约束边界以 C4 下

终板完全固定, C4 椎体下缘所有节点在 X、Y、Z 轴三个方向上的位移均为零。枕骨髁部进行力矩的加载, 在三个平面上移动。在枕骨髁部施加 40N 的压力模拟头颅重力, 同时施加 $1.5\text{N}\cdot\text{m}$ 的力矩, 使模型产生前屈、后伸、侧屈及旋转运动。定义好模型的约束和载荷条件后, 进入 Ansys 的求解器 Solution 模块进行求解分析, 主要求解包括 C0~4 椎体、内固定系统的位移和应力分布^[9]。

2 结果

2.1 应力分析

在后伸、前屈、侧屈、旋转 4 种不同工况下, 一体化人工枢椎的最大应力值较异形钛网分别减少 75.6%、44.3%、51.3%、49.8% (表 3, 图 3)。

2.2 位移分析

在后伸、前屈、侧屈、旋转 4 种不同工况下, 一

体化人工枢椎的最大位移值较异形钛网分别减少 22.8%、25.0%、16.5%、16.4% (表 3)。

2.3 C3 椎体上终板的应力分析

在后伸、前屈、侧屈、旋转 4 种工况下, 一体化人工枢椎组 C3 椎体上终板的最大应力值分别为 4.5104MPa、5.8427MPa、4.0497MPa、12.7230MPa; 异形钛网组 C3 椎体上终板的最大应力值分别为 4.8444MPa、5.7976MPa、6.4343MPa、14.0820MPa; 与钛网对比, 除前屈状态下增加 0.8% 外, 一体化人工枢椎在 4 种不同工况下的 C3 椎体上终板的最大应力较异形钛网分别减少 6.9%、37.1%、9.6% (表 3, 图 4、5)。

3 讨论

对于枢椎切除后的重建, 既往有学者^[1,10-12]提出尝试前路采用支撑性植骨、下颈椎锁定钢板结

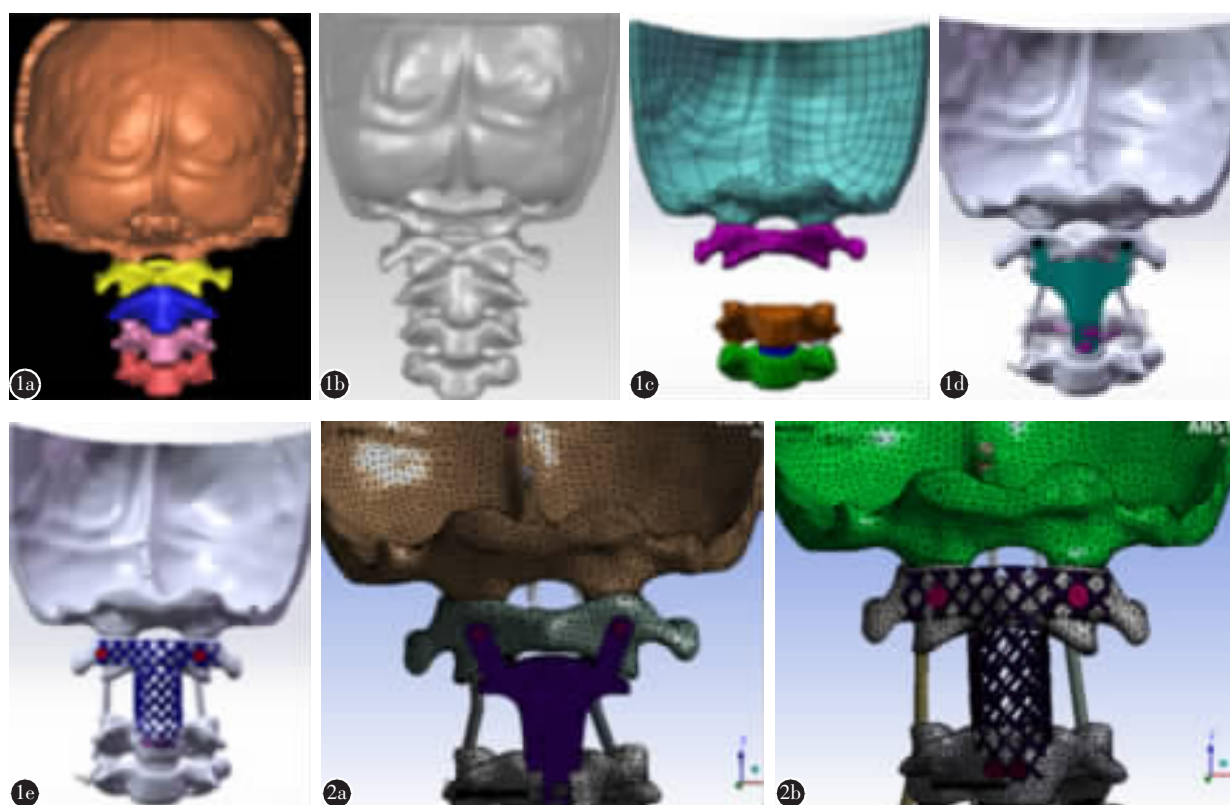


图 1 a 通过 Mimics 提取 CT 扫描结果中 C0~4 骨性部分并重建 b 通过 Geomagic 对 C0~4 进行图像优化及逆向处理 c 通过 Solidworks 模拟前后路手术完整切除 C2 肿瘤 d、e 通过 Solidworks 在模拟手术切除 C2 肿瘤的基础上建立两套内固定模型 图 2 a Ansys 中一体化枢椎内固定系统网格图 b Ansys 中异形钛网内固定系统网格图

Figure 1 a Mimics extraction and reconstruction of C0~4 bone from CT scan slices b Image optimization and reverse processing of C0~4 by Geomagic c Complete resection of C2 tumor by anterior and posterior approach with Solidworks simulation d, e Using Solidworks to simulate surgical resection of C2 tumors based on the establishment of two sets of internal fixation model **Figure 2** a Mesh diagram of integrated system of internal fixation of Ansys b Mesh diagram of modified T-shaped Harms cage system in Ansys

合 Harms 钛网。通过锁定螺钉固定在寰椎前弓或侧块上, Harms 钛网改良后用于枢椎切除后的重建手术。如在钛网上端增减凹槽与寰椎前弓进行支撑或固定, 或将钛网上端展开, 形成“T 型”侧翼, 然后通过螺钉与寰椎侧块进行固定等, 取直径 12mm, 长 50mm 的钛网笼, 将钛网的上部展开形

表 1 内固定系统模型各种物理材料属性
Table 1 Physical material properties of various internal fixation system model

	弹性模量(MPa) Elastic modulus	泊松比 Poisson ratio	单元类型 Element types
皮质骨 Cortical bone	12000	0.3	四面体 4-Node tex
松质骨 Cancellous bone	400	0.25	四面体 4-Node tex
前纵韧带(寰枕前膜) Anterior longitudinal ligament	30	—	二级弹簧 Spring
后纵韧带 Posterior longitudinal ligament	20	—	二级弹簧 Spring
棘间韧带 Interspinous ligament	8	—	二级弹簧 Spring
棘上韧带 Supraspinous ligament	9	—	二级弹簧 Spring
黄韧带(寰枕后膜) Ligamentum flavum	9	—	二级弹簧 Spring
关节囊韧带 Capsular ligament	10	—	二级弹簧 Spring
关节软骨 Cartilagoarticularis	1000	0.3	六面体 6-Node hex
纤维环 Annulus fibrosus	4.2	0.4	四面体 4-Node tex
髓核 Nucleus pulposus	1.4	0.48	六面体 6-Node hex
终板 End plates	500	0.35	四面体 4-Node tex
钛棒、螺钉 Rods, screws	11300	0.25	六面体 6-Node hex
枕骨板、钛网及枢椎假体 Plate, harms cage and prosthesis	11300	0.25	四面体 4-Node tex

成翼状, 下方切除一部分钛网的后壁, 前方保留部分钛网前壁, 形成带上下固定翼的异形钛网。手术时, 将中央管状部分填充松质骨, 作为支撑体, 其上方固定翼通过螺钉与寰椎侧块实施固定, 下翼和 C3 椎体形成固定。为了增加固定的可靠性所有患者均增加了后路的枕颈固定。在 C2 通过前咽后入路进行肿瘤切除术后, 采用传统结构进行前路融合的三种选择: (1) 使用钛网加锁定钢板, 板的头端垂直固定于 C1 前弓; (2) 使用钛网加锁定钢板, 用头侧板固定于 C1 单侧块斜向; (3) 单独使用精心修剪的钛网, 其前部悬垂边缘固定 C1 前弓。这些改良技术在临床上获得了一些应用, 但也出现植骨块下沉、螺钉松动拔出等并发症。主要原因是支撑性植骨块、普通钛网无法与寰椎的侧块关节面形成解剖贴合, 其支撑和重建是不稳定的, 很容易导致手术后假体的松动和失败。因此, 设计出一种新型的枢椎前路支撑器对目前治疗该部位肿瘤等疾患是十分有必要的。

通过本次有限元实验分析的应力云图, 我们发现, 在后伸、前屈、侧屈、旋转 4 种不同工况下, 与异形钛网对比, 一体化人工枢椎的最大应力值分别减少 75.6%、44.3%、51.3%、49.8%。表明一体化人工枢椎应力分布更加分散、合理, 内固定出现疲劳断裂失效的可能性较低。异形钛网的最大应力值接近于钛合金的屈服强度 (894~1034MPa), 预示着单纯钛网结合螺钉固定重建枢椎存在内固定疲劳失效的风险。

通过观察位移云图, 我们发现在后伸、前屈、侧屈、旋转 4 种不同工况下, 与异形钛网相比, 一体化人工枢椎的最大位移值分别减少 22.8%、25.0%、16.5%、16.4%。表明一体化人工枢椎结合后路进行重建固定, 假体活动度降低, 稳定性得到

表 2 模型测试活动度对比
Table 2 A comparison of the range of motion values

	Panjabi 模型 Model of Panjabi's				本研究模型 Model in this research			
	C0-1	C1-2	C2-3	C3-4	C0-1	C1-2	C2-3	C3-4
前屈 Flexion	3.5±0.6	11.5±2.0	5.2±1.1	1.7±1.9	4.6	11.7	4.2	2.7
后伸 Extension	21.9±1.9	10.9±1.1	4.7±1.0	3.4±1.9	20.7	9.5	3.8	4.1
侧屈 Lateral bending	5.6±0.7	4.0±0.8	9.6±1.8	3.9±1.2	6.6	4.7	8.7	3.2
旋转 Axial rotation	7.9±0.6	38.3±1.7	3.3±0.8	4.0±1.6	7.1	39.1	3.8	4.8

提高,为植骨融合提供一个更好的力学环境。

在椎体间融合过程中,假体的下沉主要是由于高弹性模量的内植入物(如钛网、融合器等)下沉入低弹性模量的物体(如椎体等),导致内植入

物形状、功能的改变^[13]。由于假体的下沉主要发生在手术节段下一椎体的上终板,故我们测量了 C3 椎体的上终板。在后伸、前屈、侧屈、旋转 4 种不同工况下,除前屈状态增加 0.8% 外,一体化人工枢

表 3 不同工况下内固定物最大应力值、最大位移以及 C3 椎体上终板的最大应力值对比

Table 3 A comparison of the maximum stress, maximal displacement and maximum stress of the C3 upper endplate

	内固定物的最大应力值(MPa) The maximum stress		最大位移值(mm) Maximum displacement		C3 椎体上终板的最大应力值(MPa) The maximum stress of the C3 upper endplate	
	一体化人工枢椎 Integrated artificial axis	异形钛网 T-shaped Harms cage	一体化人工枢椎 Integrated artificial axis	异形钛网 T-shaped Harms cage	一体化人工枢椎 Integrated artificial axis	异形钛网 T-shaped Harms cage
后伸 Extension	199.79	820.47	1.8734	2.4268	4.5104	4.8444
前屈 Flexion	472.52	848.98	1.8887	2.5195	5.8427	5.7976
侧屈 Lateral bending	239.96	492.24	0.8121	0.9731	4.0497	6.4343
旋转 Axial rotation	403.45	804.12	2.6758	3.2075	12.7230	14.0820

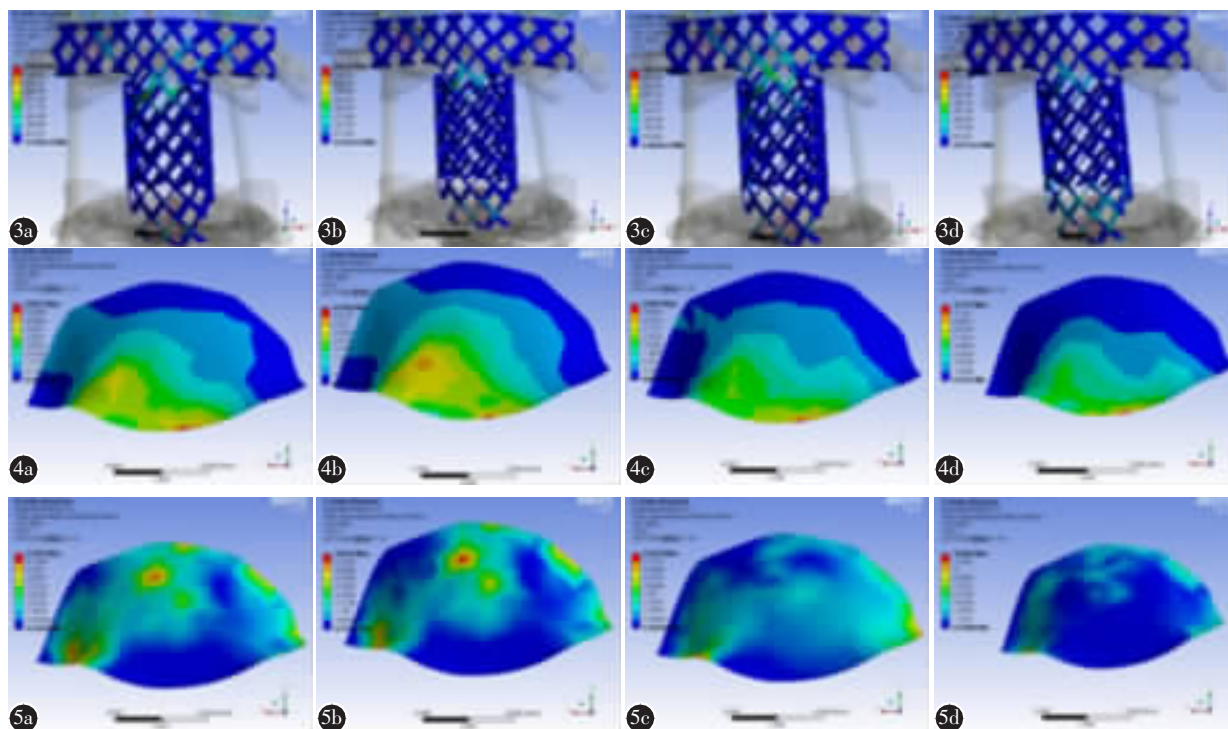


图 3 一体化人工枢椎及异形钛网在 4 种不同工况下应力分布云图 a 后伸 b 前屈 c 侧屈 d 旋转 图 4 人工枢椎在 4 种工况下 C3 椎体上终板的应力分布 a 后伸 b 前屈 c 侧屈 d 旋转 图 5 异形钛网在 4 种工况下 C3 椎体上终板的应力分布 a 后伸 b 前屈 c 侧屈 d 旋转

Figure 3 Stress distributions for the integrated artificial axis system and the T-shaped Harms cage system under 4 different loading conditions **a** Extension **b** Flexion **c** Lateral bending **d** Axial rotation **Figure 4** Stress distributions of the C3 upper endplate for the integrated artificial axis system under various loading conditions **a** Extension **b** Flexion **c** Lateral bending **d** Axial rotation **Figure 5** Stress distributions of the C3 upper endplate for the T-shaped Harms cage system under various loading conditions **a** Extension **b** Flexion **c** Lateral bending **d** Axial rotation

椎系统中, C3 上终板的最大应力值均小于异形钛网, 分别减少 6.9%、37.1%、9.6%; 但两者均小于颈椎椎体的屈服强度 (104~208MPa), 表明两套系统固定下发生假体下沉的可能性低, 且个性化人工枢椎假体由于其下缘结构与 C3 上终板相似, 力学传递更为分散不像钛网尖锐的下端容易造成应力集中, 所以其下沉风险更低^[14]。

本研究的目的是运用有限元法对新研制枢椎假体内固定器的生物力学性能做初步的了解和分析, 评价其设计的合理性, 为内固定系统的改良和进一步尸体标本力学实验提供参考指导。当前有限元分析法与人体真实情况还有一定差距, 不能完全真实模拟实际情况, 存在不同程度的有限元法固有缺陷, 表现在: (1) 由于颈椎、枢椎假体、钛网模型的复杂性, 及目前有限元法技术的不足, 建模时不可避免地将部分模型简化, 与真实实体构成差异; 同时本实验各种材料参数都是参照参考文献, 与实际的数据可能存在不同差异; (2) 模加载方式及数据引用文献资料, 可导致差异存在。

综上所述, 本研究结果只是在实验所模拟条件下是有效的, 结论是对内固定器械力学性能初步的判读, 不能完全包括临床活体的各种变化。随着计算机技术的不断发展, 以及力学分析软件的不断完善, 相信在不久的将来, 将会有更完善有限元分析方法和更精准的颈椎有限元模型的出现, 使有限元分析法在颈椎生物力学研究领域发挥越来越大的作用^[15,16]。

4 参考文献

- Jeszczynski D, Fekete TF, Melcher R, et al. C2 prosthesis: anterior upper cervical fixation device to reconstruct the second cervical vertebra [J]. Eur Spine J, 2007, 16 (10): 1695-1700.
- Bourghli A, Luc S, Obeid I, et al. Management of a major atlanto-axial instability secondary to a lytic lesion of C2 [J]. Eur Spine J, 2015, 24(1): 180-184.
- Suchomel P, Buchvald P, Barsa P, et al. Single-stage total C-2 intralesional spondylectomy for chordoma with three-column reconstruction. Technical note [J]. J Neurosurg Spine, 2007, 6(6): 611-618.
- Scheer JK, Tang J, Eguizabal J, et al. Optimal reconstruction technique after C-2 corpectomy and spondylectomy: a biomechanical analysis[J]. J Neurosurg Spine, 2010, 12(5): 517-524.
- Panjabi M, Dvorak J, Duranceau J, et al. Three-dimensional movements of the upper cervical spine [J]. Spine (Phila Pa 1976), 1988, 13(7): 726-730.
- 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 (Phila Pa 1976), 2001, 26(24): 2692-2700.
- Panjabi MM, Oxland TR, Parks EH. Quantitative anatomy of cervical spine ligaments. Part I. Upper cervical spine[J]. J Spinal Disord, 1991, 4(3): 270-276.
- Panjabi MM, Oxland TR, Parks EH. Quantitative anatomy of cervical spine ligaments. Part II. Middle and lower cervical spine[J]. J Spinal Disord, 1991, 4(3): 277-285.
- Folsom MD, Hodgson E. Biochemical characteristics of insect microsomes: NADPH oxidation by intact microsomes from the housefly, *Musca domestica*[J]. Comp Biochem Physiol, 1970, 37(3): 301-310.
- Matsumoto M, Watanabe K, Ishii K, et al. Complicated surgical resection of malignant tumors in the upper cervical spine after failed ion-beam radiation therapy[J]. Spine(Phila Pa 1976), 2010, 35(11): E505-E509.
- Yang X, Wu Z, Xiao J, et al. Sequentially staged resection and 2-column reconstruction for C2 tumors through a combined anterior retropharyngeal-posterior approach: surgical technique and results in 11 patients[J]. Neurosurgery, 2011, 69(2 Suppl Operative): s184-s194.
- Papp Z, Marosfoi M, Szikora I, et al. Treatment of C-2 metastatic tumors with intraoperative transoral or transpedicular vertebroplasty and occipitocervical posterior fixation[J]. J Neurosurg Spine, 2014, 21(6): 886-891.
- Zhang BC, Liu HB, Cai XH, et al. Biomechanical comparison of a novel transoral atlantoaxial anchored cage with established fixation technique-a finite element analysis[J]. BMC Musculoskelet Disord, 2015, 16(1): 261. doi: 10.1186/s12891-015-0662-7.
- Mohammad-Shahi MH, Nikolaou VS, Giannitsios D, et al. The effect of angular mismatch between vertebral endplate and vertebral body replacement endplate on implant subsidence[J]. J Spinal Disord Tech, 2013, 26(5): 268-273.
- Puttlitz CM, Goel VK, Traynelis VC, et al. A finite element investigation of upper cervical instrumentation[J]. Spine(Phila Pa 1976), 2001, 26(22): 2449-2455.
- 廖穗祥, 郑勇强, 郑冠, 等. 蝶形枕颈固定系统的三维有限元分析[J]. 广东医学, 2016, 37(10): 1482-1488.

(收稿日期:2018-10-30 末次修回日期:2019-07-01)

(英文编审 庄乾宇/谭 啸)

(本文编辑 姜雅浩)