

文章编号: 1004-7220(2023)01-0037-08

不同后路内固定治疗颅底凹陷寰枢椎脱位的生物力学研究

宋梅¹, 赵改平¹, 段婉茹², 陈赞², 夏小淇¹, 李富超¹, 张文韬¹

(1. 上海理工大学健康科学与工程学院, 上海 200093; 2. 首都医科大学宣武医院 神经外科, 北京 100053)

摘要:目的 探讨两种后路内固定治疗颅底凹陷寰枢椎脱位(basilar invagination with atlantoaxial dislocation, BI-AAD)的生物力学差异。方法 基于BI-AAD患者枕颈CT数据和临床手术方案,建立寰枢椎关节间融合器+后路枕骨板+C2椎弓根螺钉(Cage+C2PS+OP)和Cage+C1侧块螺钉+C2PS(Cage+C1LMS+C2PS)有限元模型,分析不同运动工况下寰枢关节稳定性、C2终板和植入器械应力分布特征。结果 与Cage+C1LMS+C2PS模型相比,Cage+C2PS+OP模型在前屈、后伸、侧弯和旋转工况下寰枢关节活动度分别降低了5.26%、33.33%、43.75%、-5.56%,钉棒系统应力峰值分别降低了47.81%、60.90%、48.45%、39.14%。两种内固定方式下C2终板和融合器应力均主要分布于运动受压侧,螺钉与椎体接触处和螺钉尾部都承受较大的载荷。结论 两种内固定方法都能提供相似的稳定性,但Cage+C1LMS+C2PS中钉棒系统应力集中较明显,螺钉松动和断裂发生的可能性较大。

关键词: 颅底凹陷; 寰枢椎脱位; 关节间融合器; 钉棒系统

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2023.01.005

Biomechanical Study on Atlantoaxial Dislocation Combined with Basilar Invagination by Different Posterior Internal Fixation Methods

SONG Mei¹, ZHAO Gaiping¹, DUAN Wanru², CHEN Zan², XIA Xiaoqi¹, LI Fuchao¹, ZHANG Wentao¹

(1. School of Health Sciences and Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China; 2. Department of Neurosurgery, Xuanwu Hospital, Capital Medical University, Beijing 100053, China)

Abstract: Objective To investigate biomechanical differences of two posterior occipitocervical internal fixation techniques for treating basilar invagination with atlantoaxial dislocation (BI-AAD). **Methods** Intra-articular cage + posterior occipital plate+C2 pedicle screw (Cage+C2PS+OP), and intra-articular cage+C1 lateral mass screw+C2PS (Cage+C1LMS+C2PS) models were established based on occipitocervical CT data of the BI-AAD and clinical operation scheme, and the stability of atlantoaxial joint and stress distribution characteristics of C2 endplate and implanted instruments under different motion states were analyzed. **Results** Compared with the Cage+C1LMS+C2PS model, the atlantoaxial range of motion (ROM) under flexion, extension, lateral bending

收稿日期: 2021-11-04; 修回日期: 2021-12-24

基金项目: 国家自然科学基金项目(11502146), 北京市医院管理中心临床医学发展专项经费(XMLX202138)

通信作者: 赵改平, 副教授, E-mail: zgp_06@126.com

and axial rotation in the Cage+C2PS+OP model were reduced by 5.26%, 33.33%, 43.75%, -5.56%, and stress peak of screw-rod fixation system were reduced by 47.81%, 60.90%, 48.45%, 39.14%, respectively. Under two internal fixation modes, stresses of C2 endplate and cage were mainly distributed on the compressive side during the motion, and both the screw-bone interface and the caudal side of screw subjected to large loading.

Conclusions Two internal fixation methods could provide similar stability. However, the stress concentration of screw-rod system was more obvious and the possibility of screw loosening and fracture was greater under Cage+C1LMS+C2PS fixation.

Key words: basilar invagination (BI); atlantoaxial dislocation (AAD); intra-articular cage; screw-rod fixation

颅底凹陷症(basilar invagination, BI)是一种复杂的颅颈交界发育畸形,临床特性表现为齿状突脱位、内陷和颅底偏平等,伴有寰枢脱位(atlantoaxial dislocation, AAD)的颅底凹陷称为颅底凹陷寰枢椎脱位(basilar invagination with atlantoaxial dislocation, BI-AAD)畸形,患者主要表现出寰枕融合、枕髁与寰椎外侧骨融合、外侧寰枢关节高度丢失等特征^[1-4]。复位融合技术已成为治疗 BI-AAD 的主要策略,手术方式主要包括前路经口腔直接松解复位固定、前路经口腔松解加后路复位固定及单纯后路复位矫形及内固定方式等。其中,后路复位融合手术因其操作简单、耗时少、并发症发生率低等特点,已成为治疗 BI-AAD 理想的手术方法。Goel 等^[5-6]提出在 BI-AAD 患者寰枢关节间放入融合器(cage)或间隔物,并使用 C1 侧块螺钉(C1 lateral mass screw, C1LMS)和 C2 椎弓根螺钉(C2 pedicle screw, C2PS)进行后路固定,术后多数患者实现了不同程度的 BI 和 AAD 复位。Yin 等^[7]提出利用 C1LMS 和 C2PS 固定技术治疗寰枕融合 BI-AAD 患者,有效减少了骨折脱位和颅底凹陷,为骨性融合提供最佳植骨位置。段婉茹等^[8]在文献[9]提出的“撑开复位内固定技术”基础上,提出寰枢关节间融合器结合后路枕骨板(occipital plate, OP)和 C2PS 新的内固定技术。临床研究结果表明,该技术治疗 BI-AAD 安全有效,能使多数病例实现满意复位。BI-AAD 患者由于其骨骼的特殊性,尸体标本相对较为匮乏。目前 Cage+C2PS+OP 和 Cage+C1LMS+C2PS 后路固定方式治疗 BI-AAD 的生物力学研究相对较少,特别是针对后路钉棒系统、关节间融合器和 C2 终板应力变化规律的研究鲜有报道。

本文基于先天性 BI-AAD 患者手术前后 CT 影像,建立病变模型(BI-AAD)以及两种后路内固定有

限元模型,分析其在屈伸、侧弯和旋转运动状态下寰枢关节活动度(range of motion, ROM)、C2 终板和内固定器械的应力分布特征,探究两种不同后路内固定系统治疗 BI-AAD 的生物力学特性,为临床治疗 BI-AAD 的手术方案设计提供理论基础。

1 材料与方法

1.1 BI-AAD 有限元模型建立

选取 1 例合并寰枕融合畸形的难复性寰枢椎脱位和颅底凹陷病例(男性,53 岁),采用螺旋 CT 对该患者 C0~T1 节段进行连续扫描,得到 623 张层厚为 0.6 mm 的 CT 图像。结果表明,中齿状突尖超过 Chamberlain's 线 7.96 cm、斜坡枢椎角为 126.8°,故该病例被诊断为寰枢椎脱位合并颅底凹陷,寰枕融合[见图 1(a)]。

将所得 DICOM 格式数据导入 Mimics 中进行图像处理,并提取枕颈 C0~3 节段骨骼模型,利用重新网格化功能进行初步修复后,以 STL 格式导入逆向工程软件 Geomagic 中;对几何模型进行光洁修复,并利用搭桥法填充孔功能完成椎间盘几何模型的建立^[10]。再将修整好的模型导入 HyperMesh 中进行网格划分,按照解剖结构用仅受拉伸载荷的杆单元模拟 9 种韧带结构,分别为前纵韧带(anterior longitudinal ligament, ALL)、后纵韧带(posterior longitudinal ligament, PLL)、黄韧带(ligamentum flavum, LF)、棘间韧带(interspinous ligament, ISL)、棘上韧带(supraspinous ligament, SSL)、覆膜(tectorial membrane, TM)、关节囊韧带(capsular ligament, CL)、翼状韧带(alar ligament, AL)和齿突尖韧带(apical odontoid ligament, APL)。根据枕颈部不同部位的生物力学特性,对模型各部分赋予材料属性和接触设置等操作。建立包括皮质骨、松质

骨、后部结构、上下软骨终板、椎间盘和韧带等结构的枕颈 C0~3 节段三维有限元病变模型[见图 1 (b)]。枕颈模型各部分材料属性和参数见表 1^[11-16]。

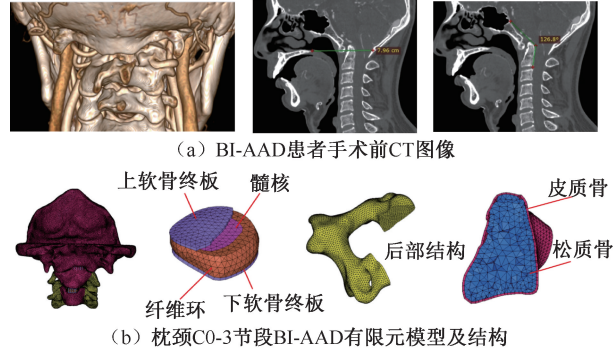


图 1 BI-AAD 患者 CT 图像及有限元模型

Fig. 1 CT images and finite element model of BI-AAD patient
 (a) Preoperative CT data of BI-AAD patient, (b) Finite element model and structure of occipitocervical C0-3 segment of BI-AAD

表 1 枕颈有限元模型材料属性

Tab. 1 Material properties for finite element model of the occipitocervical spine

结构	弹性模量/ MPa	泊松比	密度/ ($\text{mg}\cdot\text{mm}^{-3}$)	横截面积/ mm^2	单元 类型
皮质骨	12 000	0.30	1.83	—	C3D6
松质骨	450	0.29	1.10	—	C3D4
后部结构	3 500	0.30	1.40	—	C3D4
纤维环	450	0.30	1.05	—	C3D4
髓核	1.0	0.49	1.02	—	C3D4
终板	500	0.40	—	—	C3D6
ALL	10	0.30	1.0	6.0	T3D2
PLL	10	0.30	1.0	5.0	T3D2
LF	1.5	0.30	1.0	5.0	T3D2
ISL	1.5	0.30	1.0	10.0	T3D2
SSL	1.5	0.30	1.0	10.0	T3D2
TM	10	0.30	1.0	6.0	T3D2
CL	10	0.30	1.0	46.0	T3D2
APL	10	0.30	1.0	5.0	T3D2
AL	10	0.30	1.0	5.0	T3D2
融合器	3 600	0.25	—	—	C3D4
植骨	450	0.29	—	—	C3D4
钉棒系统	110 000	0.30	4.5	—	C3D4

1.2 内固定有限元模型建立

基于先天性 BI-AAD 患者术后 CT 图像,分别建立寰枢关节间融合器+C2 椎弓根螺钉+枕骨板

(Cage+C2PS+OP)和寰枢椎关节间融合器+C1 侧块螺钉+C2 椎弓根螺钉(Cage+C1LMS+C2PS)两种后路内固定有限元模型(见图 2)。利用 SolidWorks 软件在双侧寰枢关节水平放入融合器(长 18 mm、宽 9 mm、高 7 mm,前端呈梭形,中间为植骨孔),依据临床手术方案,植入 C1LMS(长 28 mm、直径 3.5 mm)、C2PS(长 24 mm、直径 3.5 mm)和 OP(长 44.99 mm、高 27.54 mm、厚 2 mm),调整器械位置与术式几何模型配准,其中 C2PS 和 OP 内固定位置参考文献[17],C1LMS 固定位置参考文献[7, 18],关节间融合器赋予聚醚醚酮(poly-ether-etherketone, PEEK)材料属性,螺钉和钛棒赋予钛合金材料属性。

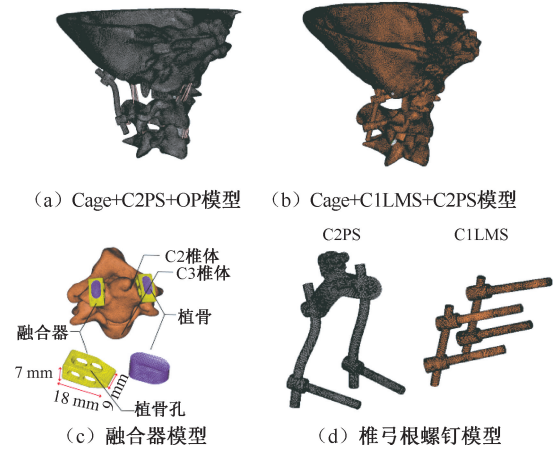


图 2 两种不同后路内固定有限元模型

Fig. 2 Finite element models with two different posterior internal fixations (a) Cage + C2PS + OP model, (b) Cage + C1LMS + C2PS model, (c) Cage model, (d) Pedicle screw model

1.3 边界与载荷条件

将 C3 椎体下表面节点固定,以约束椎体 6 个方向上的自由运动。将枕骨上表面所有节点耦合于 1 个中性点,并施加 50 N 垂直载荷,模拟头部质量,同时施加 1.5 N·m 扭矩模拟颈部前屈、后伸、旋转和侧弯运动^[11,19-20]。为减少关节间相对滑动,C2~3 小关节之间的接触设置为绑定,寰枢关节和寰椎前弓与齿状突关节间设置为滑动接触关系,摩擦因数为 0.1^[12,21-23]。使用 ABAQUS 软件模拟不同运动工况下寰枢关节 ROM,比较分析后路钉棒系统、C2 终板及关节间融合器应力分布情况。

2 结果

2.1 寰枢椎关节 ROM

BI-AAD 模型在屈伸、侧弯和旋转工况下的寰枢椎关节 ROM 分别为 16.58° 、 3.54° 和 10.37° ，模拟结果与文献[11,24-25]采用有限元方法获得的结果相近[见图3(a)]。其中，旋转运动时寰枢椎关节 ROM 计算结果偏小，推测原因是先天性寰枕融合患者关节滑脱较为严重，从而限制了寰枢椎关节的旋转运动，颅颈交界区畸形患者 C1~2 节段 ROM 显著降低，与临床实际运动表现相符^[24]。与 BI-AAD 模型相比，Cage+C2PS+OP 模型寰枢椎关节 ROM 在前屈、后伸、侧弯和旋转工况下分别减少 98.40%、97.36%、97.46%、98.26%，Cage+C1LMS+C2PS 模型寰枢椎关节 ROM 则分别减少 98.32%、96.04%、95.48%、98.36%。由此可见，两种内固定方式均使寰枢椎 ROM 显著降低，并且降低幅度相似。Cage+C2PS+OP 模型、Cage+C1LMS+C2PS 模型和 BI-AAD 模型寰枢椎关节 ROM 对比见图3(b)。

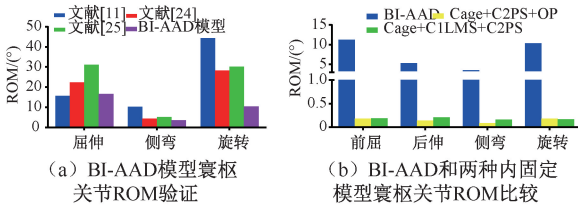


图3 不同运动工况下寰枢椎关节运动范围比较

Fig. 3 Comparison of atlantoaxial ROM under different motion states (a) Verification of atlantoaxial ROM in BI-AAD model, (b) Comparison of atlantoaxial ROM between BI-AAD and two fixation models

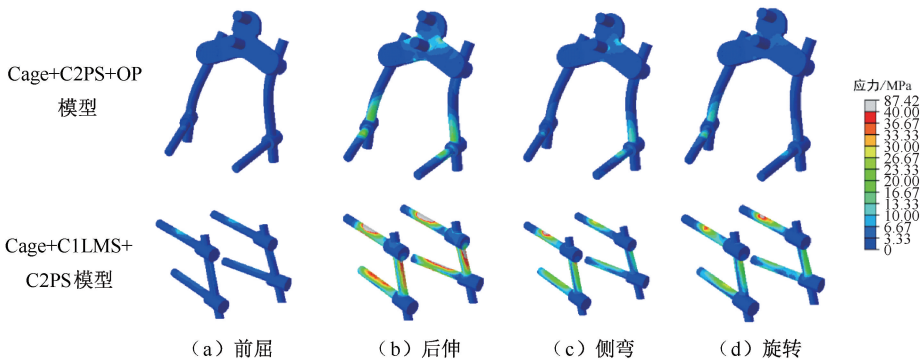


图4 两种内固定模型不同运动工况下棒系统应力分布

Fig. 4 Stress distributions of screw-rod system in two fixation models under different motion states

(a) Under flexion, (b) Under extension, (c) Under lateral bending, (d) Under axial rotation

2.2 钉棒系统应力分布

BI-AAD 患者不同固定方式下力的传导会发生改变，骨骼内固定系统的应力分布在生物力学研究中至关重要。Cage+C2PS+OP 模型和 Cage+C1LMS+C2PS 模型钉棒系统在前屈、后伸、侧弯、旋转工况下的等效应力分布如图4所示。在 Cage+C2PS+OP 模型中，钉棒系统在前屈、后伸、侧弯和旋转工况下最大 von Mises 应力 (maximum von Mises stress, MVMS) 分别为 6.31、34.18、23.48、30.00 MPa，钉棒系统无明显应力集中现象，C2PS 尾部所承受应力相对较大，与临床螺钉易发生断裂部位一致；钛棒所受应力主要分布于钛棒下部与 C2PS 接触处，这可能是由于在运动过程中螺钉和钛棒交界处产生较大的接触应力。Cage+C1LMS+C2PS 模型在前屈、后伸、侧弯和旋转工况下 MVMS 分别为 12.09、87.42、45.55、49.29 MPa，最大应力集中在 C1LMS 与椎体接触部位且偏向于椎体运动侧方，C2PS 应力分布较为均匀，钛棒应力从上部到下部递减，后伸和侧弯时该现象最为明显。从整体来看，Cage+C1LMS+C2PS 模型钉棒系统的应力在 4 种运动工况下都高于 Cage+C2PS+OP 模型，特别在后伸时 Cage+C1LMS+C2PS 模型最大应力明显高于 Cage+C2PS+OP 模型，两者相差 2.56 倍。

2.3 C2 终板应力分布

融合器沉降多发生在与之相接触椎体的上表面，故 C2 终板应力分布情况有助于进一步判断融合器的沉降^[26]。C2 终板 MVMS 在 Cage+C2PS+OP 模型和 Cage+C1LMS+C2PS 模型中比率分别为：前屈 1.21:1，后伸 1.06:1，侧弯 1.25:1，旋转 1.16:1。

Cage+C2PS+OP 模型 C2 终板的最大应力均出现在旋转工况,为 34.65 MPa,而 Cage+C1LMS+C2PS 模型最大应力出现在后伸工况,为 32.01 MPa。在 4 种运动工况下,与 Cage+C1LMS+C2PS 模型相比

较,Cage+C2PS+OP 模型 C2 终板的应力更高,最大应力均出现在椎体受压侧,但两种固定方式下 C2 终板整体应力分布区域和变化趋势相一致(见图 5)。

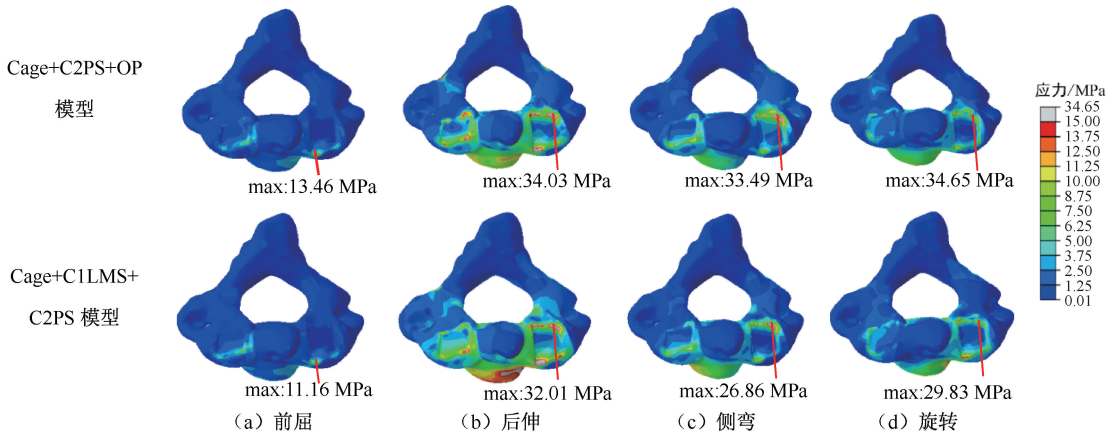


图 5 两种内固定模型不同运动工况下 C2 终板最大应力和应力分布

Fig. 5 Maximum von Mises stress and stress distributions of C2 endplate in two fixation models under different motion states (a) Under flexion, (a) Under extension, (a) Under lateral bending, (a) Under axial rotation

2.4 关节间融合器和植骨应力分布

Cage+C2PS+OP 模型和 Cage+C1LMS+C2PS 模型在前屈、后伸、侧弯和旋转工况下关节间融合器和植骨的应力分布如图 6 所示。前屈工况下,关节间融合器 MVMS 在 Cage+C2PS+OP 模型和 Cage+C1LMS+C2PS 模型中分别为 10.68、10.51 MPa,植骨 MVMS 在 Cage+C2PS+OP 模型和 Cage+C1LMS+C2PS 模型中分别为 1.33、1.44 MPa。Cage+C1LMS+C2PS

模型融合器 MVMS 较 Cage+C2PS+OP 模型在后伸、旋转工况下分别增加 21.64%、29.20%,侧弯工况下降低 36.54%;植骨 MVMS 在后伸、侧弯工况下分别降低 14.12%、29.78%,旋转工况下增加 36.90%。前屈时,两种内固定模型关节间融合器应力分布区域大致相同,主要分布于融合器前部且为压应力;后伸时,受到小关节突的抵制作用,除受压侧外,两种内固定模型融合器前部也呈现较大应力,其中

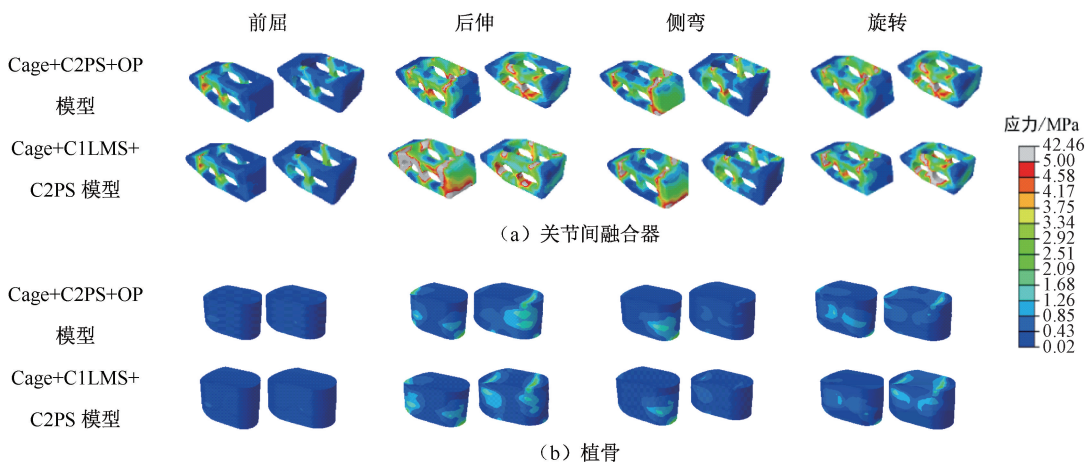


图 6 两种内固定模型不同运动工况下关节间融合器和植骨应力分布

Fig. 6 Stress distributions of intra-articular cage and bone graft in two fixation models under different motion states (a) Intra-articular cage, (b) Bone graft

Cage+C1LMS+C2PS 模型更明显,可能源于后伸时寰枢关节 ROM 较大,导致前部产生拉伸所致;侧弯时,受压侧融合器前后两端应力较大且向中间逐渐减小;轴向旋转时,应力分布在融合器四周,前后端应力明显降低,Cage+C1LMS+C2PS 模型右侧融合器四周应力分布最为明显。

植骨所受应力偏向于运动方向的受压侧。屈伸时,植骨应力从两端向中间逐渐减小,植骨前后端是应力主要集中区域;侧弯时,两种内固定模型植骨应力分布趋势相似,受压侧植骨应力高于非受压侧,但右侧植骨下部仍然存在部分应力集中现象;旋转时,植骨受到扭力作用使应力分散于整个植骨,Cage+C1LMS+C2PS 模型非扭转侧应力集中较明显。

3 讨论

利用枕颈固定术治疗寰枢椎脱位于 1910 年被首次提出^[7],随后钢丝-钛缆固定、螺钉-杆固定、跨关节螺钉固定等技术不断涌现。寰枕融合的 BI-AAD 患者由于骨性结构特殊,置钉难度较大,目前临床上已提出新的枕骨-C2 螺钉撑开复位技术,但在枕骨发育不良等情况下,该技术仍然存在一定局限性。Yin 等^[18]进一步探讨了枕髁螺钉-C2 螺钉固定技术。临床随访结果表明,Cage+C2PS+OP 内固定术后,超过 70% BI-AAD 患者寰枢椎在水平和垂直方向上完全复位,所有患者均获骨性融合;Cage+C1LMS+C2PS 固定术后,超过 65% 患者均获得成功的寰枢椎稳定和最终骨融合,且 96.5% 患者植入 C1 侧块螺钉后被认为安全^[3,6-8,18,27-28]。

由患者 CT 图像和三维有限元模型可知,患者寰枢关节结构明显前倾,上关节面相对下关节面出现关节间滑脱,呈现向前下方、向外下倾斜,阻止患者的旋转运动,该结果可以解释 BI-AAD 患者在轴向旋转运动时 C1~2 关节间 ROM 相对较小的情况。对 BI-AAD 患者实施 Cage+C2PS+OP 和 Cage+C1LMS+C2PS 枕颈融合内固定术后,上颈椎稳定性较术前 BI-AAD 显著提高。Cage+C2PS+OP 固定方式在屈伸和侧弯时稳定性较好,旋转工况下稳定性较 Cage+C1LMS+C2PS 稍差,但两种内固定方式各工况下 ROM 差异均不超过 0.1°,在临床上产生的影响微乎其微。该结果表明,Cage+C2PS+OP 和

Cage+C1LMS+C2PS 两种内固定技术均可作为 BI-AAD 患者寰枢椎提供相似的生物力学稳定性。枕颈融合内固定系统一般需要终身工作,正常生理活动下其内固定器械的应力分布对内固定装置寿命有非常重要的影响^[29]。观察 Cage+C2PS+OP 和 Cage+C1LMS+C2PS 两种内固定方式中器械应力分布发现,Cage+C1LMS+C2PS 模型中钉棒的应力峰值在所有工况下都较 Cage+C2PS+OP 模型大,C1LMS 应力普遍高于 C2PS。目前医用内置入物材料的强度远大于上述计算中钉棒所获得的应力峰值,在生理运动下发生断钉或松动的可能性较小。但是由于在各种运动状态下 C1 侧块螺钉应力分布不均匀,在与骨骼接触部位有较为明显的应力集中现象,且以后伸和侧弯运动时应力较大,若患者过于频繁重复这两个动作,可能会导致螺钉的松动或断裂。

融合器下沉在融合过程中较为常见,一旦发生下沉会导致椎间高度丢失、脊柱几何形状改变,影响内固定效果^[12]。Cage+C2PS+OP 和 Cage+C1LMS+C2PS 两种内固定下,C2 终板在侧弯运动时承受应力差异最大,Cage+C2PS+OP 模型的 MVMS 与 Cage+C1LMS+C2PS 模型相差约为 1.25 倍。C2 终板应力增加是导致融合器发生沉降的风险因素之一,而 Cage+C2PS+OP 模型 C2 终板 MVMS 为 34.65 MPa,发生在旋转工况,远远低于颈椎终板的屈服强度(104~208 MPa)^[30]。该结果表明,C2 终板承受的应力在颈椎终板的安全范围之内。Wolff 定律表明,负荷在骨重建中维持着重要作用,融合器和植骨应力的传递对骨融合和重塑有着重要影响^[31]。Cage+C2PS+OP 模型在屈伸、侧弯和旋转工况下融合器和植骨承载最小载荷分别为 10.68、1.33 MPa,最大载荷分别为 33.27、5.11 MPa;Cage+C1LMS+C2PS 模型在屈伸、侧弯和旋转工况下融合器和植骨承载最小载荷分别为 10.51、1.44 MPa,最大载荷分别为 42.46、4.39 MPa。研究表明,PEEK 材料破坏载荷为 95.2 MPa^[23]。因此,两种内固定方式下融合器所承受的载荷不会对内固定器械产生破坏。无论 Cage+C2PS+OP 还是 Cage+C1LMS+C2PS 固定方式,融合器在颈椎固定中具有一定的稳定性和安全性。融合器内部碎骨受到的应力较融合器小,在一定程度上促进了植骨融合,使内植入物与相邻椎体

成为一体,不仅补充了由于寰枕融合丢失的高度,而且使融合节段得到了良好固定。充满碎骨的融合器与 C2 终板之间较大的接触面积也为寰枢关节的融合提供了承重表面积,增加骨表面的抗压强度,降低了移植骨的塌陷、挤压和吸收^[12]。

4 结论

Cage+C2PS+OP 和 Cage+C1LMS+C2PS 两种内固定方式治疗 BI-AAD 都能提供相似的稳定性和内固定效果,是治疗先天性 BI-AAD 伴寰枕融合患者较理想的手术方法。运用 Cage+C2PS+OP 内固定技术时钉棒应力较小,应力集中不明显,融合器安全性相对较高。但由于 C1 枕化 BI-AAD 患者的个体特异性,最终手术方式还应根据患者的解剖学和病理特征进行更合适的选择。

参考文献:

- [1] BO XF, WANG WD, CHEN Z, et al. Compression-distraction reduction surgical verification and optimization to treat the basilar invagination and atlantoaxial dislocation: A finite element analysis [J]. Biomed Eng Online, 2016, 15 (Suppl 2): 168.
- [2] LAN SB, XU JJ, WU ZH, et al. Atlantoaxial joint distraction for the treatment of basilar invagination: Clinical outcomes and radiographic evaluation [J]. World Neurosurg, 2018, 111: E135-E141.
- [3] CHEN Z, DUAN WR, CHOU D, et al. A safe and effective posterior intra-articular distraction technique to treat congenital atlantoaxial dislocation associated with basilar invagination: Case series and technical nuances [J]. Oper Neurosurg, 2020, 20(4): 334-342.
- [4] ZOU XB, OUYANG BP, YANG HZ, et al. Surgical treatment for basilar invagination with irreducible atlantoaxial dislocation: Transoral atlantoaxial reduction plate fixation vs occipitocervical fixation [J]. BMC Musculoskelet Disord, 2020, 21(1): 825.
- [5] GOEL A. Treatment of basilar invagination by atlantoaxial joint distraction and direct lateral mass fixation [J]. J Neurosurg, 2004, 1(3): 281-286.
- [6] GOEL A. Progressive basilar invagination after transoral odontoidectomy: Treatment by atlantoaxial facet distraction and craniovertebral realignment [J]. Spine, 2005, 30 (18): E551-E555.
- [7] YIN YH, YU XG, QIAO GY, et al. C1 lateral mass screw placement in occipitalization with atlantoaxial dislocation and basilar invagination: A report of 146 cases [J]. Spine, 2014, 39(24): 2013-2038.
- [8] 段婉茹,刘振磊,关键,等. 应用宣武枕颈复位内固定系统一期后路手术治疗颅底凹陷寰枢椎脱位临床报告 [J]. 中华创伤杂志, 2019, 57(10): 63-68.
- [9] JIAN FZ, CHEN Z, WREDE KH, et al. Direct posterior reduction and fixation for the treatment of basilar invagination with atlantoaxial dislocation [J]. Neurosurgery, 2010, 66(4): 678-687.
- [10] 毕厚海,赵改平,邢峰,等. 上颈椎 C0-C3 节段不同载荷作用下生物力学特性的有限元分析 [J]. 生物医学工程研究, 2019, 38(4): 429-434.
- [11] LIU HB, ZHANG BC, LEI JY, et al. Biomechanical role of the C1 lateral mass screws in occipitoatlantoaxial fixation: A finite element analysis [J]. Spine, 2016, 41 (22): E1312-E1318.
- [12] 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 Musculoskel Dis, 2015, 16(1): 261.
- [13] ZAFARPARANDEH I, ERBULUT DU, OZER AF. Influence of three-dimensional reconstruction method for building a model of the cervical spine on its biomechanical responses: A finite element analysis study [J]. Adv Mech Eng, 2016, 8(3): 1-6.
- [14] MA XX, PENG XB, XIANG HF, et al. A finite element modeling of posterior atlantoaxial fixation and biomechanical analysis of C2 intralaminar screw fixation [J]. Chin Med J, 2014, 127(7): 1266-1271.
- [15] LIAO SX, WANG JH, ZHENG YQ, et al. Three-dimensional finite element analysis of a newly developed aliform internal fixation system for occipitocervical fusion [J]. Med Eng Phys, 2016, 38(12): 1392-1398.
- [16] LEE SH, IM YJ, KIM KT, 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] 陈赞,菅风增,凌峰,等. 颅颈交界区螺钉-钛棒(板)内固定技术的临床应用 [J]. 中国现代神经疾病杂志, 2009, 9 (2): 145-148.
- [18] YIN YH, QIAO GY, YU XG, et al. Posterior realignment of irreducible atlantoaxial dislocation with C1-C2 screw and rod system: A technique of direct reduction and fixation [J]. Spine J, 2013, 13(12): 1864-1871.
- [19] TAKIGAWA T, SIMON P, ESPINOZA ORÍAS AA, et al. Biomechanical comparison of occiput-C1-C2 fixation techniques [J]. Spine, 2012, 37(12): E696-E701.
- [20] HELGESON MD, LEHMAN RA, SASSO RC, et al. Biomechanical analysis of occipitocervical stability afforded

- by three fixation techniques [J]. Spine J, 2011, 11(3): 245-250.
- [21] 关哲, 马迅, 梁凯恒, 等. 上颈椎有限元模型的建立及寰椎生物力学有限元分析[J]. 中国脊柱脊髓杂志, 2009, 19(7): 530-534.
- [22] 赵齐通, 靳林煜, 李新锋. 不同单节段颈椎前路椎间融合系统对邻近节段的生物力学影响[J]. 医用生物力学, 2018, 33(3): 212-217.
ZHAO QT, JIN LY, LI XF. Biomechanical effects of different single-level anterior cervical discectomy and fusion systems on the adjacent segments [J]. J Med Biomech, 2018, 33(3): 212-217.
- [23] 张童童, 董恩纯, 郑纪豹, 等. 3D打印高度可调聚醚醚酮颈椎椎间融合器的优化设计与评价[J]. 医用生物力学, 2021, 36(2): 177-183.
ZHANG TT, DONG EC, ZHENG JB, *et al.* Optimization design and evaluation of three-dimensional printed peek cervical interbody fusion cage with adjustable height [J]. J Med Biomech, 2021, 36(2): 177-183.
- [24] 杨明浩, 高文雷, 金乾坤, 等. 颅颈交界区畸形寰枢外侧关节生物力学稳定性的有限元分析[J]. 重庆医学, 2015, 44(29): 4070-4072.
- [25] ZHANG BC, LIU HB, CAI XH, *et al.* Biomechanical comparison of modified TARP technique versus modified goel technique for the treatment of basilar invagination: A finite element analysis [J]. Spine, 2016, 41(8): E459-E466.
- [26] BARSÁ P, SUCHOMEL P. Factors affecting sagittal malalignment due to cage subsidence in standalone cage assisted anterior cervical fusion [J]. Eur Spine J, 2007, 16(9): 1395-1400.
- [27] GOEL A. Atlantoaxial joint jamming as a treatment for atlantoaxial dislocation: A preliminary report. Technical note [J]. J Neurosurg Spine, 2007, 7(1): 90-94.
- [28] DU YQ, YIN YH, LI T, *et al.* A novel surgical protocol for safe and accurate placement of C1 lateral mass screws in patients with atlas assimilation, basilar invagination and atlantoaxial instability: Technical details, accuracy assessment and perioperative complications [J]. Eur Spine J, 2021, 30(6): 1585-1595.
- [29] 马维虎, 王扬, 娄桢祺, 等. 枕骨髁螺钉治疗上颈椎不稳的有限元分析[J]. 中华创伤杂志, 2018, 34(4): 305-311.
- [30] ORDWAY NR, LU YM, ZHANG XK, *et al.* Correlation of cervical endplate strength with CT measured subchondral bone density [J]. Eur Spine J, 2007, 16(12): 2104-2109.
- [31] CHEN JH, LIU C, YOU LD, *et al.* Bony up on Wolff's law: Mechanical regulation of the cells that make and maintain bone [J]. J Biomech, 2010, 43(1): 108-118.