

新型一体化人工枢椎内固定系统的生物力学稳定性评价

郑勇强¹, 廖穗祥², 张金山¹, 张东升³, 夏虹⁴, 王建华⁴

(1 福建省晋江市医院骨一科 362200; 2 广州市番禺区中心医院脊柱外科 511400;

3 广州医科大学附属第五医院骨科 510700 广州市; 4 南部战区总医院骨科医院 510010 广州市)

【摘要】目的:评价新型一体化人工枢椎内固定系统的生物力学稳定性。**方法:**6 具新鲜成人枕颈椎标本(C0~C6), 剔除其周围肌肉组织, 保留枕骨粗隆以下的骨性结构及其相连的韧带和关节囊, 制作正常模型(正常组), 用脊柱三维运动测试机测量 C2 节段的屈伸、侧屈及旋转三维运动范围(ROM); 然后将标本枢椎切除, 分别进行前路一体化人工枢椎内固定系统重建结合后路枕颈融合固定(人工枢椎组)及前路异形钛网支撑结合后路枕颈融合固定(异形钛网组), 测量各组 C2 节段的屈伸、侧屈及旋转三维 ROM。多组间比较采用随机区组方差分析, 两两间的比较采用 SNK 法。**结果:**新鲜尸体标本生物力学分析两种模拟枢椎切除重建内固定系统力学效能的最大活动度均出现在后伸状态。前屈工况下, 三组 C2 节段的 ROM 有统计学差异($P<0.05$), 人工枢椎组和正常组无统计学差异($P>0.05$), 异形钛网组显著性大于人工枢椎组及正常组($P<0.05$); 后伸工况下, 三组 C2 节段的 ROM 无统计学差异($P>0.05$); 左侧弯工况下, 三组 C2 节段的活动度有统计学差异($P<0.05$), 人工枢椎组和正常组比较无统计学差异($P>0.05$), 异形钛网组显著性大于人工枢椎组及正常组($P<0.05$); 右侧弯工况下, 三组 C2 节段的 ROM 有统计学差异($P<0.05$), 人工枢椎组与正常组和异形钛网组比较无统计学差异($P>0.05$), 异形钛网组显著性大于正常组($P<0.05$); 左、右旋转工况下, 三组 C2 节段的 ROM 均有统计学差异($P<0.05$), 人工枢椎组和异形钛网组均显著性大于正常组($P<0.05$), 异形钛网组均显著性大于人工枢椎组($P<0.05$)。**结论:**新型一体化人工枢椎假体对比异形钛网重建枢椎具有更好的稳定性, 为其临床应用提供了力学理论依据。

【关键词】一体化人工枢椎; 枢椎肿瘤; 3D 打印; 生物力学

doi: 10.3969/j.issn.1004-406X.2019.09.10

中图分类号: R318.01, R318.17 文献标识码: A 文章编号: 1004-406X(2019)-09-0841-06

Biomechanical stability of a new integrated artificial axis/ZHENG Yongqiang, LIAO Suixiang, ZHANG Jinshan, et al/Chinese Journal of Spine and Spinal Cord, 2019, 29(9): 841-846

【Abstract】Objectives: To investigate the biomechanical stability of a new integrated artificial axis. **Methods:** We took six fresh-frozen human cadaveric occipitocervical specimens(C0-C6), carefully removed the muscular tissue at the craniocervical junction and preserved the bony structures, ligaments and articular capsules ranging from occipital protuberance to C6 to establish the normal model(normal group). The 3D spine motion test was applied to measure the range of motion(ROM) at C2 under flexion and extension, lateral flexion and rotation conditions. After that, we resected the axis of the 6 specimens, and established integrated artificial cervical reconstruction combined with posterior occipital cervical fixation model (artificial axis group) and modified T-shaped harms cage reconstruction combined with posterior occipital and cervical fixation model (T-shaped Harms cage group) for each specimen respectively. The biomechanical stability was compared among the 3 groups in flexion, extension, lateral flexion and rotation. Statistical significance was analyzed using randomized block analysis of variance among the 3 groups, and Student-Newman-Keuls(SNK) post hoc pairwise comparisons between each two groups. **Results:** Biomechanical analysis of the fresh cadaveric specimens showed that of the two internal fixation system, the maximum motion was under the loads of extension. In flexion, the C2 ROM of the three groups was statistically different($P<0.05$), and between the artificial axis group and the nor-

第一作者简介: 男(1983-), 医学博士, 副主任医师, 研究方向: 脊柱、创伤

电话: (0595)85681738 E-mail: yongqiang_zheng@163.com

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

mal group there was no significant difference($P>0.05$), while in modified T-shaped Harms cage group the statistical significance was greater than that of artificial axis group and normal group($P<0.05$). There was no statistical difference in C2 ROM among the three groups in extension state ($P>0.05$). In left lateral flexion, the statistical analysis result was the same as in the flexion condition. Similarly, the C2 ROM of the three groups was statistically different in right lateral flexion($P<0.05$), and there was no significant difference between artificial axis group and normal group as well as between artificial axis group and modified T-shaped Harms cage group($P>0.05$), while the statistical significance of modified T-shaped Harms cage group was greater than that of normal group($P<0.05$). In both left and right rotation conditions, the C2 ROM of the three groups was statistically different among the three groups($P<0.05$), and the biomechanical stability of artificial axis group and modified T-shaped Harms cage group were better than that of normal group ($P<0.05$), whereas the statistical significance of modified T-shaped Harms cage was greater than that of artificial axis group($P<0.05$). **Conclusions:** The reconstruction with the newly developed artificial axis prosthesis showed higher stability than T-shaped Harms cage, which provided a theoretical basis for clinical application.

[Key words] Prosthesis of axis; Atlantoaxial tumor; 3D printing; Biomechanics

[Author's address] Department of Orthopaedics, Jinjiang Municipal Hospital, Jinjiang, Fujian, 362200, China

枢椎是构成寰枢关节的重要组成部分,累及枢椎的病灶常严重破坏寰枢关节及周围重要结构,并压迫脊髓,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]。病灶切除后,枢椎结构重建困难,主要是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。目前临床上应用的钛网、螺钉、钢板等通用器材并非针对枢椎这一特殊解剖部位设计,其形状和结构难以满足枢椎切除后重建需求。有学者^[3-9]尝试采用前路支撑性植骨、锁定钢板结合钛网固定,改良钛网螺钉固定等用于枢椎切除后的重建手术,这些技术已在临床上应用,但也出现植骨块下沉、螺钉拔出等并发症,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。王建华团队采用计算机辅助设计及金属 3D 打印技术研制出一体化人工枢椎内固定系统^[10]。本研究通过对比一体化人工枢椎重建结合后路枕颈融合固定和异形钛网支撑结合后路枕颈融合固定的生物力学性能,为临床行枢椎切除后一体化人工枢椎重建内固定术提供理论依据。

1 材料与方法

1.1 实验材料及两种内固定系统

6 具新鲜成人颈椎标本,均为男性,年龄 23~38 岁(27.2 ± 7.6 岁),身高 1.61~1.80m (1.68 ± 0.04 m),体重 59~80kg (74.3 ± 6.5 kg),由南方医科

大学解剖教研室提供,并获得医学伦理委员会的讨论通过。经大体观察、X 线检查排除严重骨结构的病变或异常。标本在 -20°C 储存直到解剖和测试时间。保留枕骨粗隆以下的颅骨骨性结构及其与颈椎相连的韧带部分,于 C6 椎体前方钻入 2 枚固定螺钉,枕骨处钻入 4 枚同一平面螺钉,取适量的义齿基托树脂液完成包埋工序。按从 1~6 的数字顺序进行编号,用湿水纱布包裹保湿,再次放回冰柜中保存待用。6 具标本均在 1 个月内完成所有生物力学的测试。

一体化人工枢椎假体采用医用钛合金粉末(Ti6Al4V)通过激光选区熔化 3D 打印技术制造(山东威高医疗器械有限公司提供),假体上翼固定于 C1 侧块,下翼通过双侧椎体螺钉固定在 C3 椎体(图 1a);异形钛网由直径 12mm、长 50mm 圆柱形普通钛网(Depuy 公司提供)将其适当裁剪成所需形状,上端裁剪成“T”型,其横行网板展开约 35mm,宽 10mm,下端裁剪成舌形网板,约 12mm×10mm,中间钛网部分长约 30mm,网板固定在 C1 前弓上,通过网眼拧入 2 枚螺钉固定在 C1 两侧块;将下端舌形网板用 2 枚钛质螺钉固定在 C3 椎体两侧(图 1b)。枕颈固定系统由美国 Depuy 公司提供,枕骨螺钉长度 6~12mm、直径 4~6mm,侧块及椎体螺钉长度 10~26mm、直径 3.5mm,颈椎椎弓根螺钉长度 26~38mm、直径 3.5mm,均为万向螺钉,连接钛棒的直径为 3.5mm。

1.2 两种内固定模型的制备

每具标本先进行正常状态下的三维运动范围测定,然后将枢椎切除,进行前后路的重建。同一

标本由于固定方式的先后顺序对实验结果造成的影响,前路重建方式随机进行。

先行后路枕颈固定(C0-C3),枕骨进针点位于枕外隆凸下方的中线处,螺钉长度 8~12mm;C3 的椎弓根螺钉为侧块背面中上 1/4 水平线与中外 1/4 垂直线的交点;螺钉直径选择 3.5mm,长度选择 20~22mm。剔除枢椎后方所有的韧带、关节囊,截断枢椎双侧椎弓根,切除枢椎前方所有的韧带、

关节囊,切除 C2/3 椎间盘,将齿状突与枢椎椎体分离,完全切除枢椎椎体,分别进行一体化人工枢椎及异形钛网前路重建(图 2、3)。C1 侧块进针点位于侧块中点处,钉道方向稍偏外,进钉角度外倾约 12°~20°,沿侧块的长轴方向进钉,螺钉长度 20~24mm;C3 钻孔垂直于椎体,螺钉位于椎体两侧,长度 10~16mm。每次固定完成后所有标本均通过薄层 CT 及 X 线片检查,以确保所有置钉钉

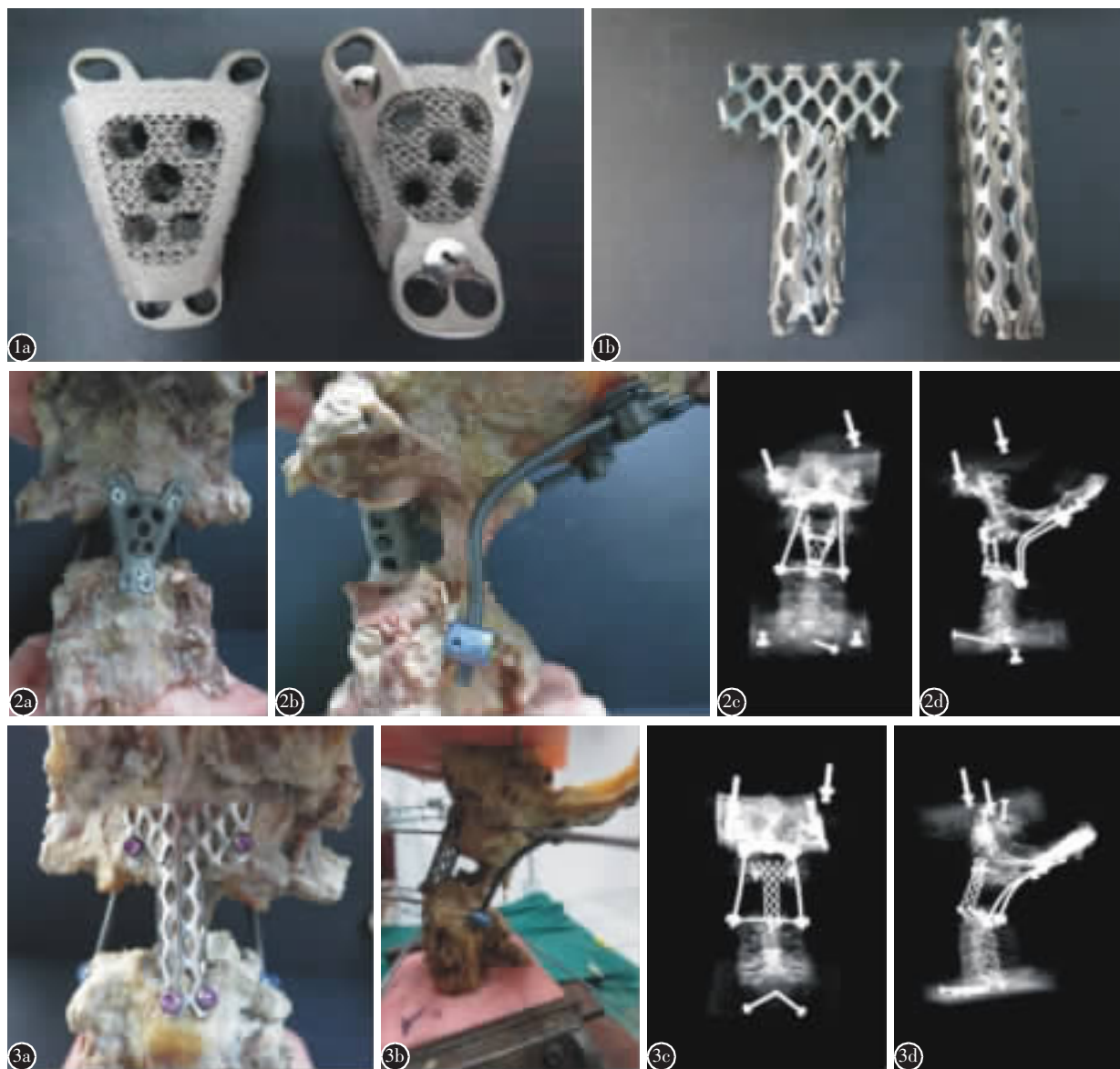


图 1 a 3D 打印的新型一体化人工枢椎实体 b 修剪后的异形钛网 图 2 一体化人工枢椎重建结合后路枕颈融合固定 a、b 大体图像 c、d 正侧位 X 线片 图 3 异形钛网支撑结合后路枕颈融合固定 a、b 大体图像 c、d 正侧位 X 线片

Figure 1 a The photo of a 3D printed artificial metal axis b The photo of a modified T Harms titanium mesh **Figure 2** Photographs demonstrating the integrated artificial spinal reconstruction combined with posterior occipitocervical fusion fixation constructs evaluated in the study a, b Images of specimen c, d Anteroposterior and lateral X-ray **Figure 3** Photographs demonstrating shaped titanium mesh support combined with posterior occipital fusion constructs evaluated in the study a, b Images of specimen c, d Anteroposterior and lateral X-ray

道在良好的解剖位置。

1.3 生物力学测试

对每具编号后的标本分别进行完整状态(正常组)、一体化人工枢椎重建结合后路枕颈融合固定(人工枢椎组)、异形钛网支撑结合后路枕颈融合固定(异形钛网组)三种状态下的三维运动范围测定。所有标本的生物力学测试均以非破坏的方式下在脊柱三维运动测试机(南方医科大学生物力学实验中心提供)上进行测定。分次取出标本并在常温下解冻,分别于枕骨以及 C1、C3 前后左右方向置入直径为 2mm 的克氏针,放置激光识别的标示点。将标本安放在三维运动测试机上,以前屈、后伸、左右侧屈、轴向旋转 6 个自由度对其施加 $2.0\text{N}\cdot\text{m}$ 纯力偶矩测试完正常枕颈部三维运动范围(ROM)后,分别实施一体化人工枢椎重建结合后路枕颈融合固定和异形钛网支撑结合后路枕颈融合固定,并测量其三维 ROM。按编号顺序重复以上测试操作。各方向加载 3 次,前 2 次为消除蠕变影响,第 3 次精确测量各运动方向的角度位移作为基准值,从而确定标本的 ROM。测试过程中注意标本的保湿,确保所有实验均在 25°C 恒温状态下进行。6 具标本均按坐标系方式由摄像机和计算机协助记录脊柱的中立位、加载位及卸载位时的运动坐标。使用逆向工程软件 Geomagic Studio 2013 进行数据的后处理,计算出 C2 节段的运动范围数据。

1.4 统计学方法

对每一例标本在正常、一体化人工枢椎重建结合后路枕颈融合固定以及异形钛网支撑结合后路枕颈融合固定方式下 6 个自由度的 ROM 数据进行统计学分析。所有数据均在 SPSS 13.0 统计学软件中进行运算和统计分析。多组间的比较采用随机区组方差分析,两两间的比较采用 SNK 法。 $P<0.05$ 为有显著性差异。

2 结果

三组不同工况下 C2 节段的三维 ROM 见表 1。前屈工况下,三组 C2 节段的 ROM 比较有统计学差异($F=6.024, P=0.019<0.05$),人工枢椎组和正常组比较无统计学差异($P>0.05$),异形钛网组显著性大于正常组和人工枢椎组($P<0.05$);说明在前屈工况下,采用人工枢椎重建比异形钛网重建的稳定性更好,能提供前屈稳定性。后伸工况下正常组、人工枢椎组、异形钛网组 C2 节段的 ROM 比较无统计学差异($F=2.158, P=0.166>0.05$),说明 C2 切除后两种方式的重建均能提供后伸的稳定性。左侧弯工况下,三组 C2 节段的 ROM 比较有统计学差异($F=10.70, P=0.003<0.05$),人工枢椎组和正常组比较无统计学差异($P>0.05$),异形钛网组显著性大于正常组和人工枢椎组($P<0.05$);说明在左侧弯工况下,采用人工枢椎重建能提供足够的稳定性,而异形钛网重建左侧弯的稳定性较差,无法获得正常的左侧弯稳定性。右侧弯工况下,三组 C2 节段的 ROM 比较有统计学差异($F=5.336, P=0.026<0.05$),人工枢椎组和正常组比较无统计学差异($P>0.05$),人工枢椎组和异形钛网组比较无统计学差异($P>0.05$),异形钛网组显著性大于正常组($P<0.05$);说明在右侧弯工况下,采用人工枢椎重建与正常枢椎 ROM 无统计学差异,而异形钛网重建无法获得正常情况下右侧弯的稳定性。左、右侧旋转工况下,三组 C2 节段的 ROM 比较均有统计学差异($P<0.05$),人工枢椎组和异形钛网组均显著性大于正常组($P<0.05$),异形钛网组显著性大于人工枢椎组($P<0.05$);说明在左、右旋转工况下,采用人工枢椎或异形钛网重建与正常枢椎 ROM 有统计学差异($P<0.05$),尚不能说明这两种重建方式可提供足够的左、右旋转稳定性,但采用人工枢椎重建稳定性优于异形钛网重建($P<0.05$)。

表 1 C2 节段三种状态下各工况的运动范围 ($\bar{x}\pm s, ^{\circ}, n=6$)
Table 1 Range of motion at C2 in 3 different groups

	前屈 Flexion	后伸 Extension	左侧弯 Left bend	右侧弯 Right bend	左旋转 Left rotation	右旋转 Right rotation
正常组 Normal group	7.34±0.96	5.92±1.10	6.88±0.36	5.86±0.68	5.51±1.01	4.47±1.42
人工枢椎组 Artificial axis group	7.34±0.98	6.94±0.32	6.89±0.65	6.25±0.49	6.30±0.81 ^①	5.09±0.90 ^①
异形钛网组 T-shaped harms cage group	8.34±1.35 ^①	7.16±1.70	8.42±1.28 ^①	6.86±1.10 ^①	7.40±0.70 ^{①②}	6.27±0.61 ^{①②}

注:①与正常组比较 $P<0.05$;②与人工枢椎组比较 $P<0.05$

Note: ①Compared with normal group, $P<0.05$; ②Compared with artificial axis group, $P<0.05$

3 讨论

上颈椎前柱的重建和脊柱其他部位一样,必须恢复稳定的负荷承重柱,在足够长的时间内保持适当的高度及矢状位对线,以确保植骨融合。最终,内置物整体失去作用并为活骨所替代。可用的支撑内置物包括三面皮质自体移植骨或同种异体骨融合器。由于 C1 缺乏椎体,加上上颈椎独特的生物力学特性,使前路支撑体结构较少见。与下颈椎不同,头部向 C2 的轴向载荷传导是通过双侧枕骨髁、C1 侧块、寰枢关节中柱再传导至 C2/3 椎间盘。所以,从生物力学角度看,如果没有后路固定,单纯的前柱支撑是没有意义的,且大部分可能失败。如果同时使用后路固定技术,前路支撑体则可因肿瘤、炎症或感染治疗所造成的骨缺损。前方有坚强的支撑体承载负荷,后路利用张力带原理对前柱进行动态加压,促进骨的愈合。上颈椎前柱重建的困难在于支撑体上面与斜坡和 C1 之间相对缺乏支撑点而无法承载头部的负荷。有学者试图用特制的 C2 假体取代 C2 椎体前方结构,该假体为基于支撑钢板原理的可载荷椎间融合器,随后逐渐改良为更符合头部负荷分配的置入物,即从 C0-C1-C2 节段的两柱系统到下颈椎的三柱系统。在行 C2 椎体次全切或全切手术时,必须制定一个可行的重建方案。我们认为主要有两个重建策略:(1)从枕骨、斜坡道下颈椎的前路和后路固定,螺钉将前方融合器锚定在枕骨斜坡,C1 和 C3 之间关节面间融合器构成中柱支撑;(2)前后路固定 C1,保留正常的 C0-C1 节段,降低对支撑体产生较大杠杆力臂的头部载荷,缩短术后制动的时间。如果枢椎前柱没有重建,那么后方需运用桥接固定的原则。采用后路多点固定以增加应力传导并尽可能减少疲劳性内固定失败,在颅脊交界区,就意味着需要扩大内固定节段至没有病变的下颈椎。随着时间的推移,若没有前方支持,即使后路扩大固定仍可能发生疲劳性内固定失败,内固定置入后每年需要承受约 300 万次的循环负荷。从远期效果来看,后方内固定融合不能替代前柱完全缺损的重建^[1,11]。

以往上颈椎肿瘤多采用前路病灶切除,后路枕颈融合来纠正这种不稳定。但是脊柱肿瘤整块切除后,前柱和后柱结构均受累,没有前柱的支撑,后路需扩大枕颈融合的范围。Shin 等^[12]认为枢椎前方椎体切除后后路枕颈固定需扩大到 C7 才

能弥补前方枢椎椎体的缺损。因此枢椎整块切除或者椎体切除后前路的重建是必要的。目前文献报道的枢椎肿瘤切除后前路多采用钛网或修剪改良钛网进行植骨融合固定重建。

我们通过计算机辅助设计及金属 3D 打印技术研制出仿生多孔的新型一体化人工枢椎体,用于前路重建枢椎切除后 C2 节段的稳定性,与异形钛网前路重建枢椎稳定性进行对比,结果显示前屈工况下,采用人工枢椎重建和正常枢椎活动度比较无统计学差异($P=0.773>0.05$),说明采用一体化人工枢椎重建方式可以获得上颈椎前屈的稳定性,人工枢椎和异形钛网比较有统计学差异($P=0.043<0.05$),说明人工枢椎重建上颈椎前屈的稳定性优于异形钛网,这正是一体化人工枢椎重建的力学优势所在;正常组和异形钛网组比较有统计学差异($P=0.021<0.05$),说明异形钛网重建上颈椎前屈的稳定性较差,存在一定的失败率。Yang 等^[9]采用前后联合入路分期整块切除枢椎肿瘤并进行 2 柱的重建,前方采用钛网和锁定钢板植骨融合固定重建或钛网螺钉植骨融合固定重建,后方采用枕颈融合固定,随访 12~37 个月,1 例出现前方螺钉拔出,需要重新翻修。韦峰等^[13]采用分块全脊椎切除的手术方式治疗 23 例上颈椎原发性肿瘤,前方重建采用钛板和自体髂骨块、钛板和钛网或单独异形钛网固定,后方重建方式为枕颈固定,11 例出现了前方内固定及植骨的相关并发症。

后伸工况下,3 组间比较无统计学差异,说明前路重建+后路枕颈固定提供了足够的后路稳定性,再次说明枕颈融合在后伸具有良好的稳定性,同时也证实了后路固定的必要性。

侧弯工况下,3 组 C2 节段的活动度比较有统计学差异,人工枢椎组和正常组比较无统计学差异,说明采用人工枢椎重建能提供足够侧弯的稳定性,异形钛网组和正常组比较有统计学差异,异形钛网重建无法获得正常情况下旋转的稳定性。人工枢椎组和异形钛网组在右侧弯工况下比较无统计学差异,在左侧工况下比较有统计学差异,这可能与实验中假体和/或钛网放置的位置有关或受修剪钛网形状的影响,有待进一步实验优化及更大样本的实验论证。

旋转工况下,3 组 C2 节段的活动度比较有统计学差异,说明人工枢椎或异形钛网均无法提供

正常的旋转稳定性,但采用人工枢椎重建旋转稳定性优于异形钛网。上颈椎承担整个颈椎 60% 的旋转功能和 40% 的屈伸功能。寰枢关节承担上颈椎复合体 90% 的轴向旋转功能,单侧旋转的平均范围是 40°。C1 的侧块将颅枕部的重量向下转移到 C2 的两个关节面上,C2 椎体上的进一步载荷由 2 个力学矢量变为 C2-3 界面上的 3 个力学矢量,说明枢椎切除后,重建寰枢关节两个关节面在轴向负荷的传递中起着非常重要的作用。我们设计的人工枢椎假体虽然通过计算机模拟了寰枢关节面的匹配,估计在数据提取及 3D 打印制造过程中进行部分的简化,使得假体无法达到寰枢关节面的匹配程度,这可能是人工枢椎假体重建旋转稳定性不如正常组的原因,需要在今后的假体设计、制造及大样本的生物力学测试中进一步的提高,以满足临床重建旋转稳定性的需要。

本研究通过新鲜尸体标本对新型一体化人工枢椎内固定系统进行了生物力学稳定性评价,表明其具有较好的稳定性,为其临床应用提供了力学理论依据。但本研究亦存在一些不足:样本量较小,生物力学稳定性评价指标不多;由于新鲜尸体标本获取极为困难,未对标本间差异先做比较后再进行区组配对,使得统计价值降低。另外,人工枢椎假体未进行个性化的假体定制,使得假体在匹配上还有一定的缺陷,希望通过有限元力学模拟分析以及 3D 金属打印技术进一步优化改进,为临床应用提供更好的力学依据。

4 参考文献

1. Jeszenszky 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.
2. 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.
3. 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, 2010, 35(11): E505-509.
4. Sar C, Eralp L. Transoral resection and reconstruction for primary osteogenic sarcoma of the second cervical vertebra [J]. Spine, 2001, 26(17): 1936-1941.
5. 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, 9(2 Suppl Operative): ons184-193; discussion ons193-194.
6. Wu W, Li F, Fang Z, et al. Total spondylectomy of C2 and circumferential reconstruction via combined anterior and posterior approach to cervical spine for axis tumor surgery [J]. J Huazhong Univ Sci Technolog Med Sci, 2013, 33(1): 126-132.
7. Papp Z, Marosfoi M, Szikora I, et al. Treatment of C2 metastatic tumors with intraoperative transoral or transpedicular vertebroplasty and occipitocervical posterior fixation [J]. J Neurosurg Spine, 2014, 21(6): 886-891.
8. Stulik J, Kozak J, Sebesta P, et al. Total spondylectomy of C2: report of three cases and review of the literature [J]. J Spinal Disord Tech, 2010, 23(8): e53-58.
9. 尹庆水, 权日, 何帆, 等. 一期经口前路肿瘤切除和前后路椎体重建治疗枢椎骨巨细胞瘤[J]. 中国脊柱脊髓杂志, 2006, 16(1): 38-40.
10. Zheng Y, Wang J, Liao S, et al. Biomechanical evaluation of a novel integrated artificial axis: a finite element study [J]. Medicine, 2017, 96(47): e8597.
11. Colak A, Kutlay M, Kibici K, et al. Two-staged operation on C2 neoplastic lesions: anterior excision and posterior stabilization[J]. Neurosurg Rev, 2004, 27(3): 189-193.
12. Shin H, Barrenechea IJ, Lesser J, et al. Occipitocervical fusion after resection of craniovertebral junction tumors [J]. J Neurosurg Spine, 2006, 4(2): 137-144.
13. 韦峰, 刘忠军, 刘晓光, 等. 上颈椎原发肿瘤全脊椎切除术的术中及术后并发症[J]. 中国脊柱脊髓杂志, 2014, 24(3): 227-233.

(收稿日期:2019-03-30 末次修回日期:2019-07-23)

(英文编审 谭 啸)

(本文编辑 卢庆霞)