

· 基础研究 ·

T₁倾斜角对 Zero-P 固定力学影响的有限元分析

庄洵荣, 林其仁, 张泽锋

(福建医科大学附属第二医院骨科, 福建泉州 362000)

摘要: [目的] 研究 T₁ 倾斜角 (T₁-slope, T₁S) 对 Zero-P 术后椎间活动度及椎间盘应力的影响。[方法] 选择 2 例 C_{5/6} 椎间盘突出患者为研究对象。术前行 C₁~T₂ 椎体螺旋 CT 薄层扫描, 在 Mimics 14.0、Geomagic Studio 10.0、Cero 3.0 分别建立 T₁S≤18° 及 T₁S>18° 的颈椎 C_{5/6} 节段 Zero-P 固定及正常对照颈椎的有限元模型, 测量椎间活动度及椎间盘应力。[结果] T₁S≤18° 组与 T₁S>18° 组各节段的活动度均显著大于对照组 (P<0.05)。屈伸载荷下, T₁S≤18° 组活动度显著>T₁S>18° 组 (P<0.05)。而单侧弯和单侧旋转载荷下, T₁S≤18° 组与 T₁S>18° 组中各节段的活动度比较差异均无统计学意义 (P>0.05)。在前屈、后伸、侧弯及旋转载荷作用下, Zero-P 模型邻近节段椎间盘的应力均显著大于对照模型组 (P<0.05)。而前屈、后伸载荷下, T₁S≤18° 组中 C_{4/5}、C_{5/6} 融合器、C_{6/7} 应力均显著>T₁S>18° 组 (P<0.05)。侧弯及旋转载荷下, 两模型之间应力差异无统计学意义 (P>0.05)。[结论] T₁S 减小可能是导致颈椎前路单节段 Zero-P 融合术后邻近节段椎间活动度及椎间融合器应力增加的主要因素。

关键词: T₁ 倾斜角, 零切迹椎间融合固定系统, 颈椎间盘突出, 有限元分析

中图分类号: R687 **文献标志码:** A **文章编号:** 1005-8478 (2022) 04-0343-05

A finite element analysis of biomechanical effect of T₁-slope on C₅₋₆ fixation with zero profile intervertebral fusion system // ZHUANG Xun-rong, LIN Qi-ren, ZHANG Ze-feng. Department of Orthopaedics, The Second Affiliated Hospital, Fujian Medical University, Quanzhou 362000, China

Abstract: [Objective] To explore the biomechanical effect of T₁-slope (T₁S) on intervertebral mobility and disc stress secondary to C_{5/6} fixation with zero profile intervertebral fusion system (Zero-P). [Methods] Two patients with C_{5/6} disc herniation and T₁S≤18° and T₁S>18° were selected, and had preoperative spiral CT scanning performed from C₁ to T₂. Three dimensional finite models of cervical vertebrae, including T₁S≤18° and T₁S>18° with Zero-P fixation, as well as the normal cervical vertebrae were established by using mimics 14.0, Geomagic studio 10.0 and Cero 3.0. The range of motion (ROM) of C_{3/4} to C_{6/7} intervertebral space, and Von Mises stress on disc endplate or implant were measured under the flexion, extension, lateral bending, rotation loading. [Results] Both T₁S≤18° and T₁S>18° groups had significantly higher ROMs on each segment than the control group (P<0.05). Under flexion and extension loadings, the T₁S≤18° group had significantly higher ROMs on each segment than T₁S>18° group (P<0.05). However, there was no significant difference in the ROMs of each segment between T₁S≤18° and T₁S>18° groups under unilateral bending and unilateral rotation loadings (P>0.05). In addition, the Von Mises stresses on the adjacent intervertebral disc in T₁S≤18° and T₁S>18° groups were significantly higher than that in control group (P<0.05). The Von Mises stresses of C_{4/5}, C_{5/6} fusion cage and C_{6/7} under flexion and extension loadings in the T₁S≤18° group were significantly higher than those in the T₁S>18° group (P<0.05), whereas they became not significant different (P>0.05) between the two groups under lateral bending and rotating loadings (P>0.05). [Conclusion] The decrease of T₁S might be the main factors leading to the increase of adjacent segment disc motion and cage stress after Zero-P fusion.

Key words: T₁-slope, zero profile intervertebral fusion system, cervical disc herniation, finite element analysis

颈椎前路减压植骨融合术 (anterior cervical discectomy and fusion, ACDF) 是颈椎间盘突出的常用术式, 可直接清除脊髓前方的致压物, 恢复椎间隙高度。既往常用前路钛板联合椎间融合器重建颈椎稳定和生理曲度, 不仅术中暴露范围大, 而且术后在椎体前方钛板可能影响食管的蠕动, 特别是多节段融合时

更增加了固定难度。零切迹椎间融合内固定器 (zero profile interbody fusion system, Zero-P) 的应用, 显著降低了术后吞咽困难、邻近节段退变等并发症^[1,2]。但多项研究发现, Zero-P 术后融合器沉降的发生率显著高于前路钛板固定^[3], 影响椎间融合器沉降的因素较多, 既有术中过度刮除终板骨质、选择的融合器

高度过大等技术性因素，亦与患者颈椎曲度、 T_1 倾斜角 (T_1 -slope, T_1S) 等解剖性因素有关，其中 T_1S 是维持颈椎矢状面平衡的重要参数^[4]。解放等^[5]随访 Zero-P 治疗的 49 例颈椎间盘突出症患者术后的影像学资料发现，术前 $T_1S \leq 18^\circ$ 患者融合器沉降率是 $T_1S > 18^\circ$ 的 7.7 倍。本研究通过有限元分析的方法观察 T_1S 对 Zero-P 术后邻近椎间盘及融合器周围应力分布的影响，为临床预防融合器沉降提供帮助。

1 材料与方法

1.1 三维模型建立

依据术前颈椎侧位 X 线片测量 T_1S 角度，选择两例 $C_{5/6}$ 椎间盘突出患者为研究对象，分别为 $T_1S > 18^\circ$ 和 $T_1S \leq 18^\circ$ ，并选择 1 例正常患者为对照。排除颈椎及颅底发育性畸形，颈椎无外伤及手术史，无椎管狭

窄及韧带钙化。术前螺旋 CT 薄层扫描 $C_1 \sim T_2$ 椎体，扫描条件：120 KV，125 mA，层厚 0.625 mm，获得 CT 图像导入 Mimics 14.0，根据组织灰度值分割出 $C_1 \sim T_2$ 椎体数字化模型。在 Geomagic Studio 10.0 中对椎体模型进行修整、拟合成完整的椎体曲面模型。在 Cero 3.0 中根据 Depuy 零切迹钢板进行设计，其中融合器采用 parallel 形，固定板宽度 17.5 mm，螺钉直径 3.5 mm。参照临床手术过程，将 Zero-P 放置在 $C_{5/6}$ ，其前缘与椎体前缘平齐，后缘距椎体后缘 2~5 mm。parallel 形融合器高度为切除上下椎体表面的终板后椎间隙的高度 (8 mm)，安装合适长度的螺钉，螺钉与横断面夹角为 17° 。利用布尔运算功能计算出各自与椎体的接触表面。Hypermesh 13.0 划分单元网格，并通过单元的复制、偏移，重构椎间盘。本研究分别建立 $T_1S \leq 18^\circ$ 、 $T_1S > 18^\circ$ 及正常对照模型 (图 1)。

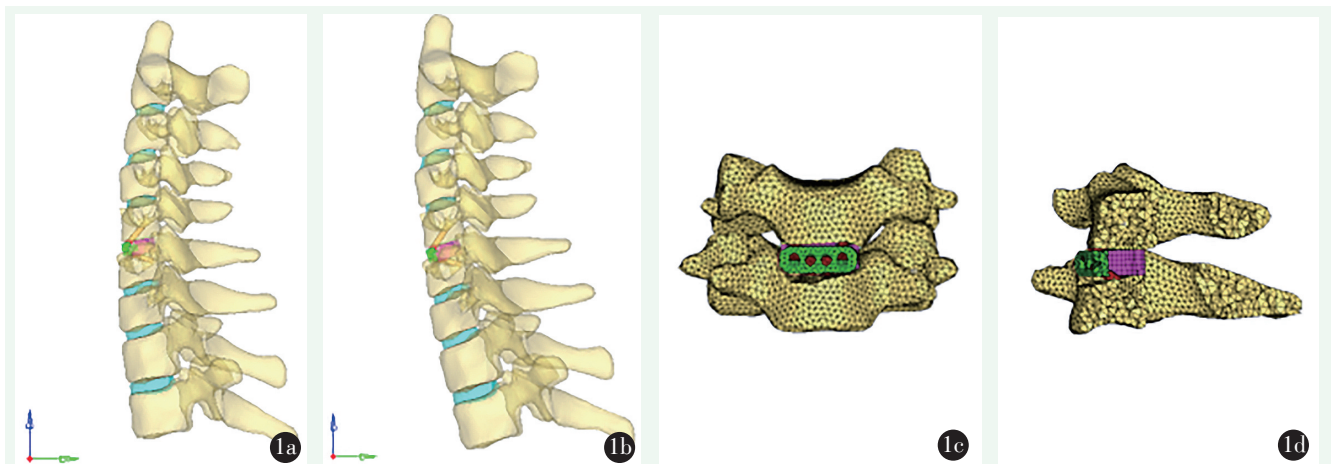


图 1 $C_{5/6}$ 节段 Zero-P 术后有限元模型图 1a: $T_1S \leq 18^\circ$ 组的 $T_1S = 11^\circ$ 1b: $T_1S > 18^\circ$ 组的 $T_1S = 28^\circ$ 1c: $C_{5/6}$ 节段 Zero-P 术后有限元模型的冠状位 1d: $C_{5/6}$ 节段 Zero-P 术后矢状位

1.2 模型应力施加

在 Abaqus 6.14 有限元计算软件中，完成计算及后处理。其中韧带(前纵韧带、后纵韧带、黄韧带、关节囊韧带、棘上棘间韧带等)采用 2 维膜单元，该单元只能承受拉力，而不能承受压力。椎体、椎间盘及 Zero-P 各部件均采用 C3D4R 四面体单元。本研究中所有材料均采用个性同性、线弹性材料，依据参考文献赋予材料属性^[6-8] (表 1)。Zero-P 的 PEEK 融合器部分上下表面与椎体之间设计为滑动接触，摩擦系数设为 0.8。椎体后方小关节之间滑动接触，摩擦系数设为 0.02。Zero-P 的上下螺钉与椎体之间、螺钉尾与钢板之间采用绑定接触。

本研究中将模型空间位置调整为：颈椎冠状位对准 XZ 平面，矢状位为 YZ 平面，横断位为 XY 平

面。对 T_2 下表面进行完全约束，在 C_2 上表面几何中心建立 MPC 约束并建立局部坐标系，加载 40 N 轴向载荷模拟头颅重力，并分别添加围绕局部坐标系 X 轴、Y 轴、Z 轴的 $1.5 \text{ N} \cdot \text{m}$ 力矩，模拟颈部的屈伸、侧弯及旋转运动，所有模型均重复加载计算 30 次。

1.3 模型的验证

本研究建立的 $C_1 \sim T_2$ 的有限元模型共包含 33 683 个节点，135 746 个单元，模型利用逆向设计技术建立，具有较高度的相似性 (图 1)。模型在添加 45 N 颅脑重量作为预载荷后，顺利完成计算，证明模型在构建及接触关系合理，为下一步进行动态研究奠定基础。动态载荷实验为添加 1.5 Nm 的扭矩，对照模型中显示 $C_{3/4}$ 节段屈伸 (9.21 ± 0.54) $^\circ$ 、单侧弯 ($5.82 \pm$

0.38)°、单侧旋转 (6.16±0.49)°; C_{4/5} 节段屈伸 (10.83±0.75)°、单侧弯 (4.75±0.61)°、单侧旋转 (5.74±0.63)°; C_{5/6} 节段屈伸 (9.51±0.89)°、单侧弯 (4.29±0.56)°、单侧旋转 (5.19±0.41)°; C_{6/7} 前屈+

后伸 (7.96±0.72)°、单侧弯 (3.65±0.43)°、单侧旋转 (3.23±0.25)°。各节段的活动范围与既往文献比较均位于正常区间内^[9, 10], 从而对本模型的有效性进行验证。

表 1 模型各结构材料及单元属性

结构	弹性模量 (MPa)	泊松比 (%)	单元类型	单元数量
椎体松质骨	100	0.3	C3D4	80 699
椎体皮质骨	12 000	0.2	C3D4	62 839
椎间盘	50	0.25	C3D4	6 482
韧带	8	-		183
固定板 (TiAl6Nb7)	186 000	0.3	C3D4	2 645
螺钉 (TiAl6Nb7)	186 000	0.3	C3D4	1 346
融合器 (PEEK)	3 660	0.3	C3D4	1 552

1.4 测量指标

加载前后分别测量模型中 C_{3/4}、C_{4/5}、C_{5/6}、C_{6/7}、C_{7/T1} 间隙的活动度, 重复加载试验 30 次并测量。测量方法: 屈伸运动为矢状位椎体中轴线上, 上下椎体前后缘连线的夹角。侧弯运动为冠状位上下椎体两侧钩突钉点的夹角。旋转运动为横断位椎体中线上, 棘突顶点与椎体前缘连线的夹角。

椎间盘及 PEEK 融合器 Von Mises 应力, 采集椎间盘或融合器上、下表面 30 个节点 Von Mises 应力, 重复 30 次并测量, 取平均值及标准差。

1.5 统计学方法

采用 SPSS 24.0 软件进行统计学分析, 计量资料以 $\bar{x} \pm s$ 表示, 资料符合正态分布, 采用单因素方差分

析, 两两比较采用 LSD 法。P<0.05 为差异有统计学意义。

2 结果

2.1 活动度测量结果

活动度测量结果见表 2, 与对照模型比较, Zero-P 术后各相邻节段的活动度均显著增加 (P<0.05)。屈伸对相邻节段活动度的影响显著大于侧弯、旋转 (P<0.05)。T₁S≤18°组与 T₁S>18°组各节段的活动度均显著大于对照模型 (P<0.05)。屈伸载荷下, T₁S≤18°组活动度显著>T₁S>18°组 (P<0.05)。而单侧弯和单侧旋转载荷下, T₁S≤18°组与 T₁S>18°组中各节段的活动度的差异无统计学意义 (P>0.05)。

表 2 不同 T₁S 角度 Zero-P 模型中各节段的活动度 (n=30, °, $\bar{x} \pm s$) 与比较

状态	节段	对照组	T ₁ S>18°组	T ₁ S≤18°组	P 值
屈伸	C _{3/4}	9.21±0.54	10.82±1.05	12.35±0.98	<0.001
	C _{4/5}	10.83±0.75	12.46±0.94	13.72±1.01	<0.001
	C _{5/6}	9.51±0.89	-	-	-
	C _{6/7}	7.96±0.72	10.35±0.69	11.25±0.86	<0.001
	P 值	<0.001	<0.001	<0.001	
单侧弯	C _{3/4}	5.82±0.38	6.21±0.62	6.47±0.54	<0.001
	C _{4/5}	4.75±0.61	5.43±0.47	5.55±0.35	<0.001
	C _{5/6}	4.29±0.56	-	-	-
	C _{6/7}	3.65±0.43	4.32±0.55	4.47±0.28	<0.001
	P 值	<0.001	<0.001	<0.001	
单侧旋转	C _{3/4}	6.16±0.49	6.72±0.64	6.61±0.43	<0.001
	C _{4/5}	5.74±0.63	6.39±0.36	6.46±0.47	<0.001
	C _{5/6}	5.19±0.41	-	-	-
	C _{6/7}	3.23±0.25	3.35±0.45	3.54±0.33	<0.001
	P 值	<0.001	<0.001	<0.001	

2.2 应力测量结果

应力测量结果见表 3。前屈、后伸、侧弯及旋转载荷作用下，术后 T₁S>18°组、T₁S≤18°组邻近节段椎间盘的应力均显著大于对照模型 (P<0.05)。前屈载荷下，Zero-P 模型应力主要集中在上下固定螺钉及固定板，而后伸载荷则为融合器。侧屈载荷则集中于压力侧。旋转载荷应力分布较为均匀，见图 2。C_{5/6}

融合器与邻近椎间盘应力比较显示，C_{5/6}融合器应力显著>C_{4/5}、C_{6/7} (P<0.05)。不同载荷之间比较，前屈、后伸载荷显著大于侧弯及旋转载荷 (P<0.05)。

两 Zero-P 模型之间 Von Mises 应力比较显示，前屈、后伸载荷下，T₁S≤18°组中 C_{4/5}、C_{5/6}融合器、C_{6/7}应力均显著>T₁S>18°组 (P<0.05)。而在侧弯及旋转载荷下，两模型之间应力差异无统计学意义 (P>0.05)。

表 3 不同 T₁S 角度 Zero-P 模型中融合器表面应力 (n=30, MPa, $\bar{x} \pm s$) 与比较

状态	节段	对照组	T ₁ S>18°组	T ₁ S≤18°组	P 值
前屈载荷	C _{4/5}	2.62±0.52	3.19±0.68	3.64±0.75	<0.001
	C _{5/6} (融合器)	2.84±0.46	3.84±0.54	4.37±0.99	<0.001
	C _{6/7}	3.16±0.73	3.51±0.63	4.05±0.84	<0.001
	P 值	0.002	<0.001	0.005	
后伸载荷	C _{4/5}	1.34±0.29	1.87±0.35	2.21±0.53	<0.001
	C _{5/6} (融合器)	1.52±0.31	2.58±0.46	3.09±0.71	<0.001
	C _{6/7}	1.71±0.22	2.14±0.31	2.49±0.46	<0.001
	P 值	<0.001	<0.001	<0.001	
侧弯载荷	C _{4/5}	1.08±0.21	1.43±0.19	1.49±0.27	<0.001
	C _{5/6} (融合器)	1.29±0.30	1.93±0.34	2.11±0.35	<0.001
	C _{6/7}	1.36±0.45	1.62±0.26	1.69±0.48	0.005
	P 值	<0.001	<0.001	<0.001	
旋转载荷	C _{4/5}	1.04±0.19	1.55±0.18	1.53±0.31	<0.001
	C _{5/6} (融合器)	1.46±0.28	2.13±0.29	2.15±0.22	<0.001
	C _{6/7}	1.53±0.29	1.77±0.38	1.86±0.51	0.006
	P 值	<0.001	<0.001	<0.001	

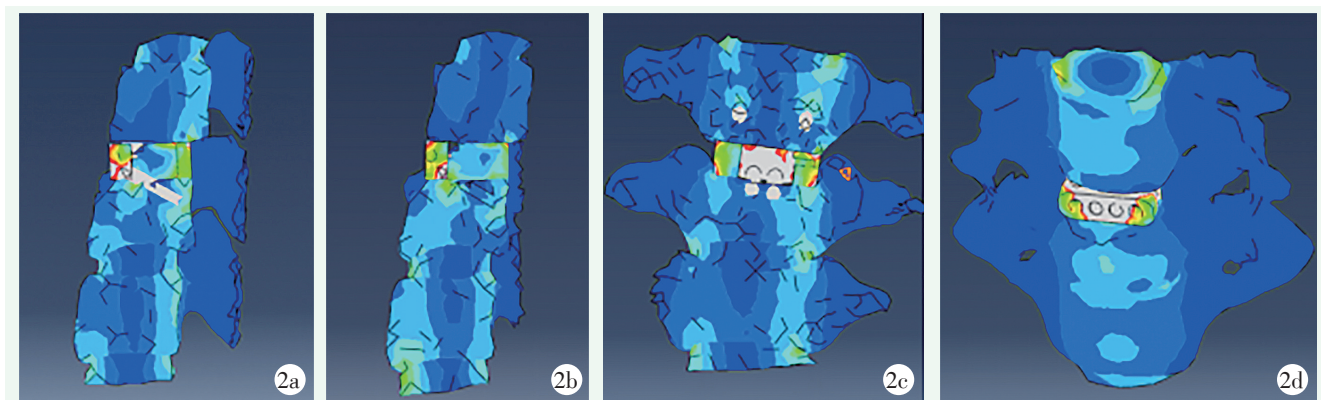


图 2 T₁S>18°组不同载荷的应力分布 2a: 前屈载荷下，应力集中于 Zero-P 系统的上下固定螺钉及固定板 2b: 后伸载荷下，应力之中于融合器及前侧固定板 2c: 单侧屈载荷下，应力集中于压力侧及固定板 2d: 旋转载荷下，椎间盘及 Zero-P 系统应力分布较为均匀

3 讨论

Zero-P 是近年来广泛应用的颈前路单节段内固定融合系统，该系统将前路钛板及融合器两个独立部分，优化为一体，置入椎间隙，减少椎体前方钛板的

占位，能够有效避免术后对食管的刺激。目前，Zero-P 不仅应用于单节段病变，亦有双节段病变的相关报道，均取得良好的临床疗效^[11]。随着临床病例增多，朱彦奇等^[3]通过 Meta 分析发现 Zero-P 术后融合器仍存在一定下沉风险，并且 Zero-P 术后融合器沉降发生率显著高于 cage+钛板固定。导致融合器

下沉的因素较多,如融合器与骨质之间的弹性模量差异、融合器的大小及位置等,而针对 T_1S 角的研究较少。解放等^[3]通过随访Zero-P治疗的49例颈椎间盘突出症患者术后的影像学资料发现,术前 $T_1S \leq 18^\circ$ 患者融合器沉降率是 $T_1S > 18^\circ$ 的7.7倍。本研究通过有限元分析的方法研究不同角度 T_1S 对Zero-P术后颈椎活动度及邻近椎间盘应力的影响。

T_1S 是描述脊柱矢状面平衡的重要参数,正常范围为 $11.7^\circ \sim 41.2^\circ$,平均 $(28.5 \pm 5.6)^\circ$ ^[12]。 T_1 椎体是连接颈椎前凸与胸椎后凸的过渡椎体,与颈椎前凸及双眼平视线稳定存在密切相关,即 T_1S 增加,需要更大颈椎前屈进行代偿,以保持上颈椎及颅骨水平方向稳定。反之, T_1S 减小同样会导致颈椎曲度的减小甚至后凸,从而诱发颈椎间盘退变。邢秋娟等^[13]通过有限元分析发现颈椎曲度的减小会导致 $C_{4/5}$ 、 $C_{5/6}$ 椎间盘应力的增加。Wang等^[14]通过对颈椎退变患者的磁共振研究发现颈椎间盘退变会导致 T_1S 减小。Zero-P为单节段椎间融合器,对颈椎曲度的矫正能力有限,即手术前后患者的颈椎曲度无显著差异,因此影响Zero-P术后应力变化主要为颈椎节段瞬时旋转中心及 T_1S 角度。

Cho等^[15]对尸体标本进行生物力学研究显示颈椎融合术后邻近节段退变与其矢状位整体活动度降低、邻近节段活动度增加有关。Lundine等^[16]认为颈椎前路融合术后邻近节段退变并非由椎间融合造成,而与椎间盘正常退变有关。本研究为单纯的力学结构分析,无法将椎间盘退变造成的强度改变等生物学因素考虑在内,所得结论Cho的观点相一致。进一步分析不同 T_1S 角度颈椎模型对Zero-P融合器及相邻椎间盘应力的影响,结果显示Zero-P模型各椎间盘的应力均显著大于对照模型。但不同的载荷类型,各椎间盘的应力分布存在显著差异,即前屈载荷下,应力主要集中在上下固定螺钉及固定板,后伸载荷则集中在融合器,侧屈载荷则集中于压力侧,而旋转载荷应力分布较为均匀。该结论与吴增志等^[7]研究结论相一致。两Zero-P模型之间比较显示。前屈、后伸载荷下, $T_1S \leq 18^\circ$ 组中 $C_{4/5}$ 、 $C_{5/6}$ 融合器、 $C_{6/7}$ 应力均显著大于 $T_1S > 18^\circ$ 组($P < 0.01$)。而在侧弯及旋转载荷下,两模型之间应力差异无统计学意义($P > 0.05$)。

综上所述,本研究认为 T_1S 及颈椎曲度减小是导致颈椎前路单节段Zero-P融合术后邻近节段椎间盘活动度及椎间融合器应力增加的主要因素,术者应在

术前详细设计,选择合适的融合器形态及固定节段。然而本研究为结构力学研究,无法对椎间盘、椎旁肌等生物材料,随人体年龄变化而变化的材料参数进行分析。

参考文献

- [1] 王锋,龙耀武,赵睿,等. 前路零切迹椎间融合与钛板融合器内固定治疗颈椎间盘突出症的影像学评价[J]. 中国组织工程研究, 2019, 23(16): 2511-2515.
- [2] 雷高,张丁城,徐响阳,等. 零切迹锚定式颈椎间融合器在颈前路颈椎融合术中的应用[J]. 中国矫形外科杂志, 2016, 24(5): 461-463.
- [3] 朱彦奇,王红霞,曹锐,等. 零切迹椎间融合器与钛板椎间融合器治疗多节段颈椎病的Meta分析[J]. 中国脊柱脊髓杂志, 2019, 29(9): 805-814.
- [4] 钟远鸣,廖俊城,霍杰钊,等. 颈椎前路融合后邻近节段退变与矢状位参数[J]. 中国矫形外科杂志, 2020, 28(5): 390-394.
- [5] 解放,涂志鹏,龚克,等. 零切迹椎间融合器行单节段颈前路减压融合术后 T_1 倾斜角与融合器沉降的关系研究[J]. 骨科, 2018, 9(3): 206-211.
- [6] Ha SK. Finite element modeling of multi-level cervical spinal segments ($C_3 \sim C_6$) and biomechanical analysis of an elastomer-type prosthetic disc[J]. Med Eng Phys, 2006, 28(6): 534-541.
- [7] 吴增志,赖茂松,熊浩,等. 前路零切迹椎间融合固定系统椎间融合术对邻近椎间盘生物力学影响的有限元分析[J]. 广西医学, 2017, 39(6): 809-811.
- [8] 蔡斌,王文军,晏怡果,等. 上颈椎前路钩状钛板内固定系统的三维有限元分析[J]. 中国矫形外科杂志, 2020, 28(8): 809-811.
- [9] 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.
- [10] 郭群峰,陈方经,倪斌,等. 带有颅底的全颈椎三维有限元模型的建立及分析[J]. 中国脊柱脊髓杂志, 2014, 24(6): 550-554.
- [11] 程省,汤立新,李显博,等. 前路零切迹椎间融合固定双节段颈椎病[J]. 中国矫形外科杂志, 2021, 29(5): 728-733.
- [12] 林光辉,廖文胜,朱忠培. 颈椎病发病年龄与 T_1 倾斜角的相关性[J]. 河南医学研究, 2018, 27(4): 612-614.
- [13] 邢秋娟,赵东峰,戴薇薇,等. 颈椎曲度异常对椎间盘应力分布影响的有限元分析[J]. 临床骨科杂志, 2019, 22(1): 114-117.
- [14] Wang ZL, Xiao JL, Mou JH, et al. Analysis of cervical sagittal balance parameters in MRIs of patients with disc-degenerative disease[J]. Med Sci Monit, 2015, 21: 3083-3088.
- [15] Cho BY, Lim J, Sim HB, et al. Biomechanical analysis of the range of motion after placement of a two-level cervical ProDisc-C versus hybrid construct[J]. Spine (Phila Pa 1976), 2010, 35(19): 1769-1776.
- [16] Lundine KM, Davis G, Rogers M, et al. Prevalence of adjacent segment disc degeneration in patients undergoing anterior cervical discectomy and fusion based on pre-operative MRI findings[J]. J Clin Neurosci, 2014, 21(1): 82-85.

(收稿:2021-05-01 修回:2021-07-09)

(同行评议专家:伍亚民 干旻峰)

(本文编辑:宁桦)