

文章编号:1004-7220(2017)03-0227-08

前路椎体次全切除减压融合术治疗 下颈椎的有限元分析

赵改平^{1a}, 陈楠心^{1a}, 宋燕美^{1a}, 陈二云^{1b}, 马童², 涂意辉²

(1. 上海理工大学 a. 医疗器械与食品学院, b. 能源与动力工程学院, 上海 200093;

2. 上海市杨浦区中心医院 骨科, 上海 200090)

摘要: **目的** 建立人体下颈椎 C3~7 节段前路椎体次全切除钛网植骨融合术的三维有限元模型, 分析术后椎体稳定性及内固定器械的应力分布。 **方法** 建立前路椎体 C5 节段次全切除钛网植骨钢板螺钉内固定颈椎 C3~7 节段有限元模型, 同时建立 C3~7 节段下颈椎原始模型。对术后模型分别施加 0.5、1.0、1.5、2.0 N·m 扭矩, 分析前屈、后伸、侧弯及轴向旋转时关节活动度 (range of motion, ROM)、关节突关节最大应力与内固定器械整体应力分布情况。 **结果** 前路椎体次全切除减压融合术 (cervical corpectomy and fusion, ACCF) 后, C5 重建节段 ROM 随扭矩的增大而增加, 与无损模型在 1.0 N·m、预载荷 50 N 工况下相比, C5 重建节段、C3~4、C6~7 和 C3~7 节段 ROM 分别下降 81%、62%、58% 和 80%; C5 重建节段后方关节突关节最大应力减小, 临近节段关节突关节应力显著升高; 钛网应力主要分布于运动受压侧, 螺钉根部承受较大载荷。 **结论** ACCF 术式会较大提升颈椎稳定性, 降低手术节段后方关节突关节应力, 对于减缓因脊髓型颈椎病引起的脊髓压迫有较好疗效。研究结果可为 ACCF 手术的临床应用研究提供理论依据。

关键词: 前路椎体次全切除减压融合术; 钛网植骨; 钢板螺钉固定; 下颈椎; 有限元分析

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2017.03.004

Finite element analysis on lower cervical spine by anterior cervical corpectomy and fusion surgery

ZHAO Gai-ping^{1a}, CHEN Nan-xin^{1a}, SONG Yan-mei^{1a}, CHEN Er-yun^{1b}, MA Tong²,

TU Yi-hui² (1. a. School of Medical Instrument and Food Engineering, b. School of Energy and Power, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China; 2. Department of Orthopedic Surgery, Yangpu District Central Hospital, Shanghai 200090, China)

Abstract: **Objective** To establish the three-dimensional finite element model of human lower cervical spine C3-7 motion segments after anterior cervical corpectomy and fusion (ACCF) surgery with titanium mesh and bone graft, and to analyze the stability of cervical spine and stress distribution of internal fixation devices after ACCF surgery. **Methods** The finite element model of cervical spine C3-7 segments after ACCF of C5 segment with titanium mesh, bone graft, plate and screw fixation was established, and C3-7 segment intact model of cervical vertebra was also constructed. The torque moment of 0.5, 1.0, 1.5, 2.0 N·m was applied to the ACCF surgery model. The ROM, maximum stress in facet joint and stress distributions on internal fixation devices under flexion, extension, lateral bending and axial rotation movement were analyzed. **Results** ROM of reconstructed C5 segment increased with the torque moment increasing after ACCF surgery. In the case of 1.0 N·m torque moment

收稿日期:2016-07-29; 修回日期:2016-10-23

基金项目:国家自然科学基金项目(11502146), 上海市自然科学基金项目(15ZR1429600), 上海市科委科研项目(13DZ2260900)。

通信作者:赵改平, 副教授, E-mail:zgp_06@126.com。

and 50 N preload, the ROM of reconstructed C5, C3-4, C6-7 and C3-7 segment was reduced by 81%, 62%, 58% and 80% compared with the intact model. The maximum stress in facet joint of reconstructed C5 segment reduced and the stress in adjacent segments significantly increased. The stress of titanium mesh was mainly distributed on the compression side of movement, and high stress was located in the roots of screws. **Conclusions** ACCF surgery can promote the stability of cervical spine, decrease the stress in facet joint of operation segment, and has better treatment effect on easing compression from spinal cord caused by cervical spondylotic myelopathy. The research results will provide some theoretical basis for clinical application of ACCF surgery.

Key words: Cervical corpectomy and fusion (ACCF); Titanium mesh and bone graft; Plate and screw fixation; Lower cervical spine; Finite element analysis

脊髓型颈椎病是以颈椎间盘退变为病理基础,相邻椎体后缘骨赘形成致脊髓压迫或该节段脊髓血供障碍而引起的相应临床症状。Smith 和 Robinson^[1]于20世纪50年代提出治疗脊髓型颈椎病的颈前路减压融合术,切除椎间盘以方形骨块椎间植骨,能直接减轻前方压迫,成为有效可行的治疗方法之一^[2-3]。其中,颈前路椎体次全切除减压融合术(anterior cervical corpectomy and fusion, ACCF)是次全切除颈椎椎体联合钛网植骨钢板螺钉内固定术,可直接暴露并切除相邻椎间盘,更易去除骨赘,使脊髓和神经根充分减压,有效恢复病变椎体节段的高度,获得较好的稳定性,目前在临床上被广泛应用。

颈椎椎体次全切除减压融合术及其内固定重建方法的主要研究手段包括临床研究、生物力学实验和有限元分析等。毛宾尧等^[4]施行颈椎多节段椎体次全切除减压融合术后发现,该术式减压彻底,术后具有较高融合性和稳定性;Paolo等^[5]对多位病人运用临床与影像学方法,分析对比不同次全切除术式,结果发现,颈椎椎体次全切除联合钛网植骨钢板螺钉内固定术较椎体次全切除减压植骨融合术疗效好,术后能更好重建颈椎生理弧度,并能降低供区并发症的发生率;Kamran等^[6]通过人体体外实验研究发现,颈椎椎体次全切除联合钢板螺钉内固定术在轴向旋转时可提供更强的稳定性;郭磊^[7]通过建立下颈椎前路减压植骨融合术的三维有限元模型发现,前路减压植骨融合术可重建减压术后下颈椎的稳定性,但融合后邻近节段椎间盘应力增加,可能引起融合术后远期邻近节段椎间盘退变加速;苏再发等^[8]建立颈椎椎体次全切除与钛网植骨钢板固定有限元模型,结果发现前路钢板的支撑作用会减小前路工况下终板前部出现的应力集中现象;Mozammil等^[9]采用有限元方法进行前路、后路及前

后路联合次全切除术式,模拟探究重建模型的稳定性,分析发现前路术式中下螺钉应力较上螺钉应力大,3种术式中前路联合次全切除术椎体的活动度(range of motion, ROM)最小,稳定性最好。颈前路椎体次全切除术目前还存在螺钉与椎体接触面应力较大等问题,需要进一步探索研究。

国内外有关颈椎前路次全切除减压融合术的报道以临床研究和实验生物力学较多,而有限元方法在骨科中的应用已经逐渐成熟^[10],并在分析植入器械内部力学特性时具有一定的优势^[11]。本文建立人体下颈椎C3~7节段前路C5椎体次全切除钛网植骨钢板螺钉内固定术的三维有限元模型,对模型分别施加0.5、1.0、1.5、2.0 N·m扭矩,分析椎体在前屈、后伸、侧弯及轴向旋转工况下ROM、关节突关节最大应力和内固定器械整体应力分布情况等,为临床手术方案的改进和植入器械的优化设计研究提供理论依据。

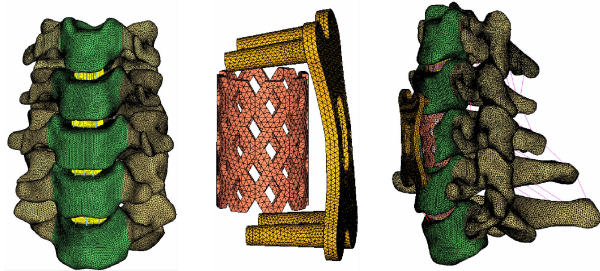
1 材料和方法

1.1 颈椎无损模型的建立

基于1名正常成年志愿者颈椎C3~7节段的CT扫描图像数据,将其导入医学图像处理软件Mimics 10.01进行几何模型重建,形成三维图像,并以STL格式导入逆向工程软件Geomagic 12.0中,进行模型修改(包括打磨、填孔和去噪),得到较为光滑的颈椎体。以IGES格式导入Hypermesh 12.0软件中,完成几何骨性模型的重建,然后在骨性模型上重建终板、纤维环、髓核以及胶原纤维,并依据文献[12-13],建立前纵韧带(ALL)、后纵韧带(PLL)、黄韧带(LF)、棘间韧带(ISL)和囊韧带(CL)5种韧带模型。下颈椎C3~7节段无损有限元模型如图1(a)所示。

1.2 ACCF 术式模型的建立

模拟 ACCF 术式,依次切除前纵韧带、C5 椎体上下方的 C4~5 椎间盘和 C5~6 椎间盘,然后从前至后切除 C5 部分椎体、C4 下终板和 C6 上终板以及后纵韧带,减压槽宽度为 16 mm,并于减压区植入 Pyramesh 钛网(长 20 mm、内径 12 mm、外径 14 mm,圆筒网状结构,两端呈波纹状的边缘,便于植入和融合),距离椎体前边缘 1 mm 左右,并左右居中,然后将 Zephir 钢板(长 37.5 mm、宽 12 mm、厚 2 mm,在设计上采用与生理前凸相对应的预弯)固定在 C4 和 C6 椎体模型上,上下各两枚螺钉,螺钉并未穿过椎体后侧皮质骨,钛网内植入碎骨^[8]。Zephir 颈前路钢板系统板(22.5~67.5 mm)和 Pyramesh 钛网(13~17 mm)有不同尺寸范围,可按照实际需要进行选择。本文利用三维软件 SolidWorks 2010 建立 Zephir 钢板和 Pyramesh 钛网几何模型,将钛网碎骨、钢板内固定三维实体模型导入 HyperMesh 12.0 中进行网格划分,使用 ABAQUS 6.13 软件作为有限元运算的求解器和后处理器。最终建立的钛网、钢板螺钉和 ACCF 术式有限元模型如图 1(b)、(c)所示,各部位材料属性和相关参数见表 1。



(a) 颈椎 C3~7 无损有限元模型 (b) 钛网、钢板螺钉有限元模型 (c) ACCF 术式有限元模型

图 1 颈椎 C3~7 无损模型及 ACCF 术式有限元模型

Fig. 1 Finite element model of intact C3-7 and ACCF (a) Finite element model of intact cervical spine C3-7, (b) Finite element model of titanium mesh and plate-screw, (c) Finite element model after ACCF surgery

1.3 边界条件的设定和加载

固定 C7 椎体下表面所有节点,限制其 6 个方向的自由度。耦合 C3 椎体上表面所有节点于中性点,在 C3 椎体上表面施加 50 N 预载荷,用于模拟头

表 1 颈椎 C3~7 有限元模型的材料特性

Tab. 1 Material properties of the finite element model of cervical spinal segments C3-7

结构名称	E/MPa	ν	截面积/ mm^2
皮质骨 ^[12-14]	10 000	0.29	—
松质骨 ^[12-14]	450	0.25	—
骨单元 ^[12-14]	3 500	0.25	—
纤维环 ^[14-15]	3.4	0.40	—
髓核 ^[12-14]	1	0.499	—
软骨终板 ^[12,14]	2 000	0.20	—
胶原纤维 ^[14]	450	0.30	2.4
前纵韧带 ^[14-15]	30	0.30	6.1
后纵韧带 ^[14-15]	20	0.30	5.4
囊韧带 ^[14-15]	7.7~30	0.30	46.6
黄韧带 ^[12,14]	1.5	0.30	50.1
棘间韧带 ^[12,14]	1.5	0.30	13.1
碎骨 ^[12-14]	450	0.25	—
钛网	110 000	0.36	—
钢板	110 000	0.36	—

颅重量^[16]。同时,根据右手定则,于该中性点上分别施加 0.5、1.0、1.5、2.0 N·m 扭矩,模拟颈椎在前屈、后伸、侧弯和轴向旋转工况下的运动。

2 结果

2.1 C3~7 颈椎无损有限元模型的验证

为验证模型的可靠性,将无损模型在 1.0 N·m 纯力矩作用下,模拟颈椎在前屈、后伸、侧弯及轴向旋转工况下的运动,测量 C3~7 节段模型在各工况下 ROM,并与相同条件下的 Panjabi 等^[16]体外生物力学实验数据进行对比分析(见表 2)。另外,分别施加 0.33、0.50、1.00、2.00 N·m 前屈扭矩和 0.33、0.50、1.00、2.00 N·m 后伸扭矩,与 Wheeldon 等^[17]在相同扭矩作用下的研究数据进行比较(见图 2)。结果表明,模型与体外实验数据吻合较好。关节 ROM 在后伸工况下小于前屈工况,差异主要源于相邻关节面之间的抵触作用^[18],虽然前屈时颈椎关节 ROM 偏大,但仍然处于正常生理 ROM 之内。由于实验样本的个性化差异与实验加载条件不完全相同等因素的影响,使得颈椎各节段关节 ROM 的测量值之间存在着微弱差异。

表2 各工况下模型 ROM 对比

Tab.2 ROM comparisons for finite element model under different movements

节段	ROM/(°)							
	本文				文献[16]			
	前屈	后伸	侧弯	旋转	前屈	后伸	侧弯	旋转
C3~4	5.2	4.7	4.9	3.2	4.3±2.9	3.4±2.1	9.0±1.9	5.1±1.2
C4~5	4.7	4.0	4.6	3.5	5.3±3.0	4.8±1.9	9.3±1.7	6.8±1.3
C5~6	4.1	3.7	4.2	3.3	5.5±2.6	4.4±2.8	6.5±1.5	5.0±1.0
C6~7	2.6	2.5	3.3	2.1	3.7±2.1	3.4±1.9	5.4±1.5	2.9±0.8

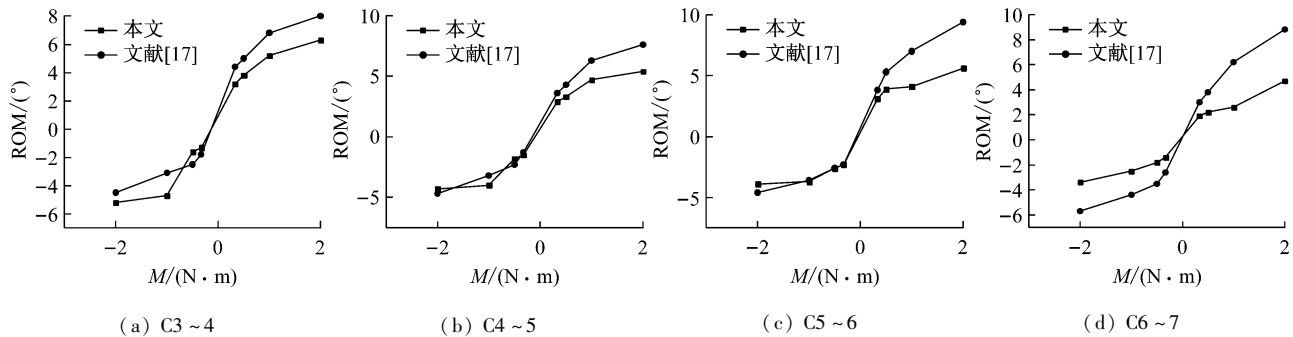


图2 C3~7 各节段颈椎 ROM 对比

Fig.2 ROM comparisons for each segments of cervical spinal segments C3-7 (a) C3-4 segment, (b) C4-5 segment, (c) C5-6 segment, (d) C6-7 segment

2.2 ACCF 术式下颈椎生物力学特性分析

2.2.1 C5 重建节段的关节 ROM 测量 ACCF 术式下颈椎 C3~7 中 C5 重建节段的 ROM, 用来衡量内固定器械植入后的固定效果。测量和计算 C5 重建节段在 0.5、1.0、1.5、2.0 N·m 工况下 ROM, 扭矩-关节 ROM 如图 3 所示。C5 重建节段 ROM 随着扭矩的增大而增加, 增大的幅度值呈现非线性趋势。C5 节段 ROM 在前屈工况下随扭矩增大的幅度最大, 在 2.0 N·m 扭矩下, C5 重建节段 ROM 较在 0.5、1.0、1.5 N·m 时分别增大了 320%、94% 和 30%; 相同条件下后伸时分别增大了 137%、64% 和 29%, 侧弯时分别增大了 200%、76% 和 28%, 轴向旋转时分别增大了 573%、98% 和 31%; 与无损模型相比, 在 1.0 N·m 扭矩下, ACCF 模型 C5 重建节段在前屈、后伸、侧弯和轴向旋转工况下 ROM 分别减少 81%、91%、89% 和 91%, 重建节段稳定性显著提高。

2.2.2 ACCF 模型与无损模型各节段关节 ROM 对比 ACCF 模型与无损模型在不同工况下颈椎 C3~7

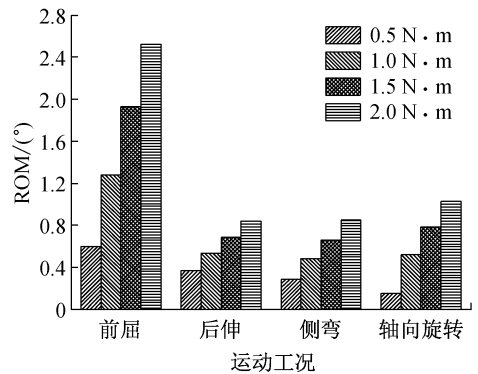


图3 C5 重建节段在不同工况下 ROM 对比

Fig.3 ROM comparisons for C5 reconstruction segment under different movements

各节段 ROM 如图 4 所示。不同工况下, 融合节段的 ROM 较无损模型均明显降低, 重建模型的融合节段刚度明显提升。ACCF 术式下颈椎 C3~7 整体和 C5 邻近节段在 1.0 N·m 扭矩作用下各工况呈现出如下特征: 前屈时, 颈椎 C3~4、C6~7 和 C3~7 节段 ROM 分别下降 62%、58% 和 80%; 后伸时, 颈椎

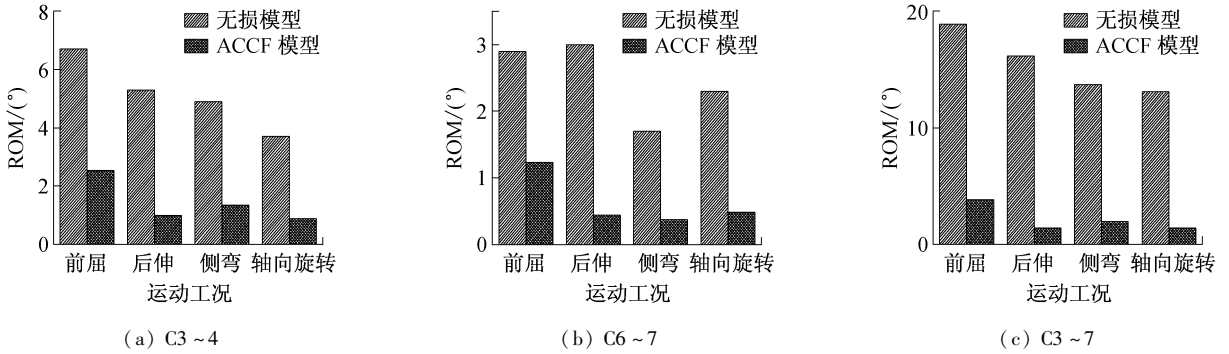


图4 ACCF模型与无损模型不同节段ROM对比

Fig. 4 ROM comparison at different segments between the ACCF and intact model (a) C3-4 segment, (b) C6-7 segment, (c) C3-7 segment

C3~4、C6~7和C3~7节段ROM分别下降84%、85%和91%，整体呈现出椎体前屈时较后伸要灵活；侧弯时，椎体C3~4、C6~7和C3~7节段ROM下降幅度介于前屈和后伸之间，分别下降73%、78%和90%；椎体做轴向旋转与侧弯时ROM变化幅度值类似，C3~4、C6~7和C3~7节段ROM分别下降77%、79%和89%。

2.3 钛网的应力分布

ACCF模型中钛网在前屈、后伸、左/右侧弯及左/右轴向旋转6种工况下的等效应力分布如图5所示。钛网的应力主要集中于运动方向的受压侧。前屈时，除受压侧之外，钛网后部的应力分布也呈现较大数值，推测是前屈时ROM较大，前方过度挤压导致后方产生部分拉伸所致；侧弯时，钛网右侧弯最大应力高于左侧弯，这与文献[19]中得到在侧屈工况下钛网右方应力基本高于左方的结论相一致；轴向旋转时，钛网应力主要分布在钛网后壁靠近椎弓根侧，最大应力较集中于钛网与椎体接触部位，推测是旋转时钛网上下端与椎体接触摩擦较大导致，并

且旋转时应力较集中于网状交接点处。钛网沉陷作为ACCF术式中常见的并发症，目前国内外对其沉陷的定义尚无统一意见。Jonbergen等^[20]认为，钛网沉陷主要位于钛网的后下缘，建议将术后椎间高度下降大于3mm定义为钛网沉陷。本模型定义钛网与椎体接触点分别为前点、后点、左点、右点，并测量各接触点在各工况下的应力与位移(见表3)。结果表明，在后伸时，后点出现明显的应力集中，同时位移最大，这与苏再发等^[21]的研究结果相一致。为降低术后钛网沉陷，可考虑适当增大钛网与椎体接触面积，同时不影响钛网内部骨性融合^[22]。

2.4 钢板螺钉的应力分布

ACCF模型中前置钢板螺钉在各工况下的等效应力分布如图6所示。前屈、后伸时，螺钉应力从头部至尾部逐渐增大，螺钉尾部是应力最集中区域；左/右侧弯时，应力主要集中于螺钉根部且偏向于椎体运动侧方。前屈、后伸时，钢板中部应力较集中，同时由于螺钉根部分担较大应力，故传递到钢板上边缘处应力相对较小；侧弯时，钢板外围出现应力

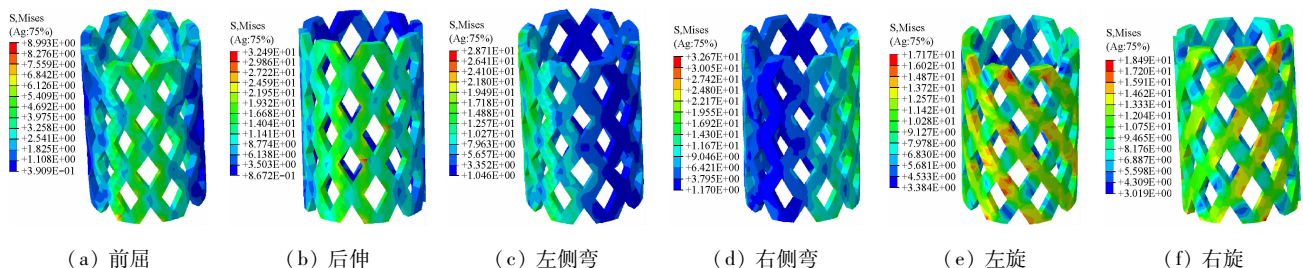


图5 各工况下钛网应力分布

Fig. 5 Stress distributions on titanium mesh under different movements (a) Flexion, (b) Extension, (c) Left lateral bending, (d) Right lateral bending, (e) Left axial rotation, (f) Right axial rotation

表3 C6椎体上表面-钛网界面在各工况下应力和位移

Tab.3 Stress and displacement on C6 vertebral superior surface-titanium mesh interface under different movements

位置	应力/MPa						位移/ μm					
	前屈	后伸	左侧弯	右侧弯	左旋	右旋	前屈	后伸	左侧弯	右侧弯	左旋	右旋
前点	8.73	3.20	5.46	9.60	12.43	15.98	157	154	213	132	245	223
后点	5.07	20.09	13.85	8.11	12.60	13.84	94	760	226	149	378	298
左点	2.39	6.49	16.02	6.21	15.32	9.19	123	368	338	157	356	158
右点	3.86	8.77	6.25	14.43	13.85	16.63	125	354	145	244	134	362

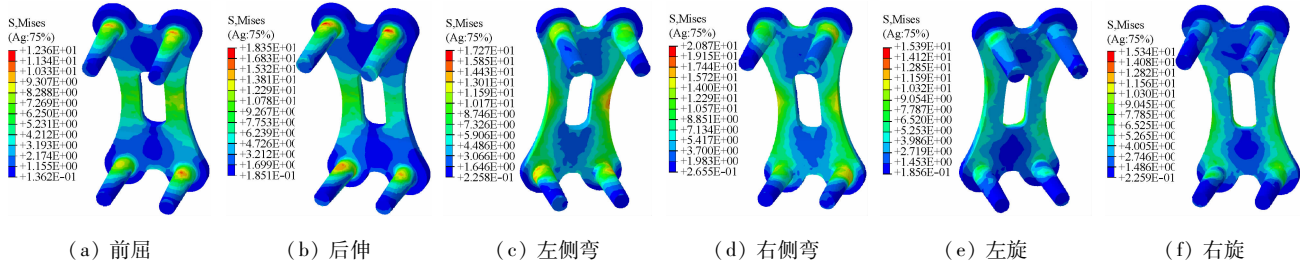


图6 各工况下钢板螺钉应力分布图

Fig.6 Stress distributions on plate-screw under different movements

(a) Flexion, (b) Extension, (c) Left lateral bending, (d) Right lateral

bending, (e) Left axial torsion, (f) Right axial torsion

集中,中心对称轴线上的应力分布较小,且逐渐向两侧边缘处扩展增大;轴向旋转时,钢板应力主要集中在外围靠近螺钉处。由此可见,螺钉根部以及钢板中部力学强度的大小是决定其力学疲劳特性的关键,螺钉根部易发生较大应力集中,容易引发断裂,从而导致内固定失败。

2.5 颈椎关节突关节内最大应力分布

ACCF模型与无损模型在各工况下颈椎C3~7节段关节突关节内最大应力见表4。ACCF术式中,在前屈、后伸、左/右侧弯和左/右旋转时,C5椎体重建节段后方关节突关节内应力较无损模型分别减小63.8%、80.3%、80.2%、94.2%、84.0%和98.2%;

C3椎体后方关节突关节内应力分别是无损模型的8.9、12.8、8.3、21.4、5.6和7.5倍;相同条件下C4、C6和C7椎体后方关节突关节内应力分别是无损模型的15.6、9.2、12.9、17.0、6.0和7.4倍,1.9、6.5、4.7、10.1、3.2和7.0倍,与1.7、5.2、11.7、17.4、7.2和6.5倍;ACCF模型中C5椎体重建节段后方关节突关节内应力较无损模型减小,而临近节段关节突关节应力显著增加。重建节段后方关节突关节在后伸、侧弯时应力较大,前屈、旋转时较小,这是由于后伸和侧弯时,下颈椎上关节突与上颈椎下关节突的相互抵制作用导致应力较大;关节突关节应力在右侧弯以及右旋时基本高于左侧弯与左旋状时,

表4 各工况下颈椎关节突关节内最大应力

Tab.4 The maximum stress of cervical joints under different movements

节段	最大应力/MPa											
	无损模型						ACCF模型					
	前屈	后伸	左弯	右弯	左旋	右旋	前屈	后伸	左弯	右弯	左旋	右旋
C3	1.76	2.34	2.13	1.86	1.42	1.78	17.57	32.19	20.0	41.61	9.33	15.09
C4	1.23	3.17	2.21	2.32	2.72	2.68	20.39	32.23	30.8	41.86	19.21	22.6
C5	3.20	2.92	1.95	1.75	1.58	1.72	1.16	0.35	0.39	0.10	0.25	0.03
C6	3.82	5.84	3.92	4.21	4.23	4.20	11.17	43.94	22.4	46.63	17.6	33.7
C7	2.20	4.10	1.83	1.95	2.24	2.21	6.04	25.44	23.3	35.94	18.38	16.64

这是由于颈椎突关节的不对称性导致^[23]。

3 讨论

椎体次全切除减压融合术暴露彻底,可直接去除压迫脊髓、神经根的压迫物,减压充分,通过植入内植物恢复椎间高度^[24]。其中,颈椎前路椎体次全切除减压融合术中,Zephir 前路钢板内固定系统采用与生理前凸相对应的预弯可更加有效的改善颈椎术后的生理曲度,使其更接近于正常的颈椎生理曲度;Pyramesh 钛网两端呈波纹状的边缘嵌入相邻椎体皮质骨内可消除微小位移,有利于促进内部碎骨与椎体的融合,在保持椎间高度和适当的颈椎曲度时可增加稳定性和承载载荷。

观察 ACCF 模型内固定器械应力分布发现,轴向旋转时钛网应力集中于后壁靠近椎弓根侧,此时钢板分担部分载荷故钛网前方应力较小,因此,在临床上进行前路钢板固定,可降低钛网上下边缘处应力较大而引起的钛网下沉等现象。临床上钛网呈圆柱形且上下端平行,常规方法植入后易出现减压节段曲度变直,可将钛网适当预弯成一定弧度来模拟正常椎间盘前高后低的形状,防止减压节段曲度变直等问题^[25]。螺钉根部容易出现应力集中现象,且下方螺钉较上方螺钉应力要大,这与以往的临床研究和 Mozammil 等^[26]的有限元研究结果相一致,并与螺钉实物的尾部直径较大而头部较小相符合,故螺钉根部力学强度大小是决定其力学性能的关键。

颈椎关节突关节参与颈椎的构成,保持脊椎的稳定性,辅助脊柱实现前屈、后伸、侧弯和轴向旋转等活动,也是引起颈椎退行性病变及颈椎病的重要原因之一^[27]。颈椎相邻上下关节突关节与椎体和椎间盘共同构成颈椎的椎间关节,维持颈椎的稳定。行 ACCF 术式后,各个节段关节突关节内最大应力均发生了变化,与无损模型比较,手术节段 C5 关节突关节内压力减小明显,但手术上方 C3~4 以及下方 C5~6 节段关节突关节内压力显著增加,可能是 ACCF 术后引起临近节段发生退变或退变加速的原因之一^[28]。

ACCF 术式模型在各工况下颈椎 ROM 均有不同程度的降低,可大幅度提升下颈椎整体稳定性。钛网内部植入碎骨可促进植骨融合,前路钢板固定可使内植物与相邻椎体成为一体,加强颈椎整体稳

定性,维持椎间高度,使融合节段达到长期良好固定要求。研究表明,单纯前路固定术螺钉应力较大,联合后路术式会降低螺钉承受载荷,而前后路联合固定效果会更好。但前后路联合会增加手术时间和风险,同时是否会进一步增加临近节段关节突关节应力,这些问题也有待进一步深入研究。

参考文献:

- [1] SMITH GW, ROBINSON RA. The treatment of certain spine disorders by anterior removal of the intervertebral disc and interbody fusion [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 1958, 40(3): 607-624.
- [2] 陈常华. 两种前路减压融合方式治疗双节段脊髓型颈椎病的疗效分析[J]. *局解手术学杂志*, 2014, 23(3): 262-265.
- [3] 钟斌, 邵高海. 两种手术方式治疗多节段脊髓型颈椎病的疗效比较[J]. *实用骨科杂志*, 2010, 16(1): 8-10.
- [4] 毛宾尧, 王道谦, 任守松, 等. 颈椎体次全切除椎间盘摘除和植骨融合术治疗颈椎管狭窄症并椎间盘突出症[J]. *滨州医学院学报*, 1993, 16(4): 14-18.
- [5] PAOLO P, CARLO G, CARLOTTA M, et al. Anterior cervical corpectomy for cervical spondylotic myelopathy: Reconstruction with expandable cylindrical cage versus iliac crest autograft [J]. *Clin Neurol Neurosurg*, 2015, 139: 258-263.
- [6] KAMRAN A, JAMES JD, SABRINA AG, et al. Biomechanical comparison of a two-level anterior discectomy and a one-level corpectomy, combined with fusion and anterior plate reconstruction in the cervical spine [J]. *Clin Biomech*, 2014, 29(1): 21-25.
- [7] 郭磊. 下颈椎前路减压植骨融合术的三维有限元分析[D]. 西安: 西安交通大学硕士学位论文, 2011.
- [8] 苏再发, 贾连顺, 张美超. 颈椎椎体次全切除与钛网植骨钢板固定三维有限元模型的建立[J]. *医用生物力学*, 2009, 24(3): 183-188.
- [9] SU ZF, JIA LS, ZHANG MC. A development of the three-dimensional finite element model of the lower cervical spine (C4-C7) with titanium mesh cage and plate after anterior cervical corpectomy [J]. *J Med Biomech*, 2009, 24(3): 183-188.
- [9] MOZAMMIL H, AHMAD N, RAGHU NN, et al. Biomechanical effects of anterior, posterior, and combined anterior-posterior instrumentation techniques on the stability of a multilevel cervical corpectomy construct: A finite element model analysis [J]. *Spine J*, 2011, 11(4): 324-330.
- [10] 原芳, 薛清华, 刘伟强. 有限元法在脊柱生物力学应用中的新进展[J]. *医用生物力学*, 2013, 28(5): 585-590.

- YUAN F, XUE QH, LIU WQ. Recent advances about finite element applications in spine biomechanics [J]. *J Med Biomech*, 2013, 28(5): 585-590.
- [11] 黄嘉华, 林峰, 姚天平. 应用有限元检测植入器械的可行性分析[J]. *医用生物力学*, 2014, 29(1): 1-6.
- HUANG JH, LIN F, YAO TP. Feasibility of finite element analysis in the application of quality inspection on implantable medical devices [J]. *J Med Biomech*, 2014, 29(1): 1-6.
- [12] TEO EC, NG HW. Evaluation of the role of ligaments, faces and disk nucleus in lower cervical spine under compression and sagittal moments using finite element method [J]. *Med Eng Phys*, 2001, 23(3): 155-164.
- [13] YOGANANDAN N, KUMARESAN S, VOO L, *et al.* Finite element model of the human lower cervical spine: Parametric analysis of the C4-C6 unit [J]. *J Biomed Eng*, 1997, 119(1): 87-92.
- [14] SUNG KH. Finite element modeling of multi-level cervical spinal segments (C3-C6) and biomechanical analysis of an elastomertype prosthetic disc [J]. *Med Eng Phys*, 1997, 119(1): 87-92.
- [15] MATTHEW BP, DUANE SC. C4-C5 segment finite element model development, validation, and load-sharing investigation [J]. *J Biomech*, 2009, 42(4): 480-490.
- [16] 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.
- [17] WHEELDON JA, PINTAR FA, KNOWLES S, *et al.* Experimental flexion/extension data corridors for validation of finite element models of the young, normal cervical spine [J]. *J Biomech*, 2006, 39(2): 375-380.
- [18] 胡晓晖, 洪翔, 何冰凡, 等. 基于 Simpleware 全颈椎三维有限元模型的构建与分析[J]. *医用生物力学*, 2014, 29(6): 530-535.
- HU XH, HONG X, HE BF, *et al.* 3D finite element modeling and analysis of the whole cervical spine based on Simpleware [J]. *J Med Biomech*, 2014, 29(6): 530-535.
- [19] 陈宇, 陈德玉, 杨立利, 等. 一种新型植骨重建钛网的三维有限元研究[J]. *脊柱外科杂志*, 2010, 8(5): 290-294.
- [20] VAN JONBERGEN HP, SPRUIT M, ANDEMON PG, *et al.* Anterior cervical interbody fusion with a titanium box cage: Early radiological assessment of fusion and subsidence [J]. *Spine J*, 2005, 5(6): 645-649.
- [21] 苏再发, 吴培增, 王芳泰, 等. 终板切除对终板-钛网界面应力分布影响的三维有限元分析[J]. *骨科*, 2011, 2(1): 9-12.
- [22] 何磊, 钱宇, 金以军, 等. 终板环在颈椎前路椎体次全切除植骨融合术中防止钛网沉陷的临床价值[J]. *中国骨伤*, 2014, 27(9): 738-744.
- [23] NOREN R, TRAFIMOW J, ANDERSSON GB, *et al.* The role of facet joint tropism and facet angle in disc degeneration [J]. *Spine*, 1991, 16(5): 530-532.
- [24] 易红赤. 两种术式治疗脊髓型颈椎病术后并发症对比研究[J]. *中国实用神经疾病杂志*, 2015, 18(16): 17-18.
- [25] 罗家明, 吴小涛. 颈前路多节段椎体次全切除钛笼植入重建颈椎生理弧度的实验研究[J]. *东南大学学报: 医学版*, 2006, 25(3): 200-204.
- [26] MOZAMMIL H, RAGHU NN, AMIR HF, *et al.* Screw angulation affects bone-screw stresses and bone graft load sharing in anterior cervical corpectomy fusion with a rigid screw-plate construct: A finite element model study [J]. *Spine J*, 2009, 9(12): 1016-1023.
- [27] 曾辉. 下颈椎关节突关节的影像学观测及临床意义[J]. *中国脊柱脊髓杂志*, 2012, 22(1): 59-64.
- [28] 翟鹏飞, 刘伟, 孙志明, 等. 经前路颈椎椎体次全切除钛网置入融合后相邻节段的退变[J]. *中国组织工程研究*, 2016, 20(35): 5217-5223.