

ropilin1 signalling is involved in the generation of cortical inter neurons[J]. Brain Struct Funct, 2017, 222(5): 2217-2233.

[7] 王春婷,游思维,刘惠玲,等. 成年大鼠 4 种脊髓全横断方法的比较[J]. 第四军医大学学报, 2002, 23(1): 965-968. WANG CT, YOU SW, LIU HL, et al. Comparison of four spinal cord transecting methods in adult rats[J]. Di Si Jun Yi Da Xue Xue Bao, 2002, 23(11): 965-968. Chinese.

[8] Steward O, Willenberg R. Rodent spinal cord injury models for studies of axon regeneration[J]. Exp Neurol, 2017, 287(Pt 3): 374-383.

[9] Pasterkamp RJ, Giger RJ. Semaphorin function in neural plasticity and disease[J]. Curr Opin Neurobiol, 2009, 19(3): 263-274.

[10] De Winter F, Oudega M, Lankhorst AJ, et al. Injury induced class 3 Semaphorin expression in the rat spinal cord[J]. Exp Neurol, 2002, 175(1): 61-75.

[11] Sandvig A, Berry M, Barrett LB, et al. Myelin reactive glia and scar derived CNS axon growth inhibitors: expression, receptor signaling, and correlation with axon regeneration[J]. Glia, 2004, 46(3): 225-251.

[12] Pasterkamp RJ, Giger RJ, Ruitenberg MJ, et al. Expression of the gene encoding the chemorepellent Semaphorin III is induced in the fibroblast component of neural scar tissue formed following injuries of adult but not neonatal CNS. Mol Cell [J]. Neurosci, 1999, 13(2): 143-166.

[13] Raper JA. Semaphorins and their receptors in vertebrates and invertebrates[J]. Curr Opin Neurobiol, 2000, 10(1): 88-94.

[14] Holtmaat AJ, Gorter JA, De Wit J, et al. Transient downregulation of Semaphorin 3A mRNA in a rat model for temporal lobe epilepsy. A novel molecular event potentially contributing to mossy fiber sprouting[J]. Exp Neurol, 2003, 182(1): 142-150.

[15] Nakanishi T, Fujita Y, Yamashita T. Neuropilin-1-mediated pruning of corticospinal tract fibers is required for motor recovery after spinal cord injury[J]. Cell Death Dis, 2019, 10(2): 67-78.

[16] Mecollari V, Nieuwenhuis B, Verhaagen J. A perspective on the role of class III semaphore in signaling in central nervous system trauma [J]. Front Cell Neurosci, 2014, 8: 328.

[17] Syed YA, Hand E, Mobius W, et al. Inhibition of CNS remyelination by the presence of Semaphorin 3A [J]. J Neurosci, 2011, 31(10): 3719-3728.

(收稿日期:2020-04-12 本文编辑:王宏)

颈椎前路融合手术中钢板摆放角度对颈椎稳定性影响的有限元分析

武建超, 师政伟, 潘亦欣, 李绍平, 周建伟, 汪玉良
(兰州大学第二医院骨科, 甘肃 兰州 730030)

【摘要】 目的: 利用有限元分析的方法, 比较颈椎前路融合手术中钢板偏离颈椎长轴与钢板标准摆放的生物力学性能。方法: 选取一名健康女性志愿者并进行 CT 扫描(C₁-T₁), 应用 Mimics 19.0, Geomagic Studio 2015, Solidworks 2018, Ansys Workbench 17.2 等软件建立下颈椎(C₃-C₇)模型进而验证模型的可靠性, 随后置入不同角度、不同长度的颈前路钢板, 从而建立颈椎前路椎间盘切除减压融合术 (anterior cervical discectomy fusion, ACDF) 模型, 在 C₃ 上施加 73.6 N 轴向压力及 1 NM 的纯力矩, 使模型产生屈曲、后仰、侧弯及旋转活动, 观察模型应力云图, 记录器械最大应力值及椎间活动度并进行分析比较。结果: 建立下颈椎(C₃-C₇)有限元模型, 与已发表的关于颈椎活动度的文献相对比, 验证了模型的有效性。钢板摆放偏移轴线对内固定器械的应力分布、最大应力值及椎间活动度影响较小; 单节段钢板相比于双节段钢板对钢板偏移的力学影响更小。结论: 在颈椎前路钢板与颈椎长轴存在角度时对颈椎的力学稳定性影响不大。在临床手术钢板倾斜小于 20° 时, 无须重新调整钢板位置。

【关键词】 有限元分析; 下颈椎; 脊柱融合术; 内固定器
中图分类号: R681.5

DOI: 10.12200/j.issn.1003-0034.2021.04.016

开放科学(资源服务)标识码(OSID):



Finite element analysis of the effect of plate placement angle on cervical spine stability in anterior cervical fusion surgery WU Jian-chao, SHI Zheng-wei, PAN Yi-xin, LI Shao-ping, ZHOU Jian-wei, and WANG Yu-liang. Department of Orthopaedics, the Second Affiliated Hospital of Lanzhou University, Lanzhou 730030, Gansu, China

ABSTRACT Objective: Using the method of finite element analysis, to compare the biomechanical properties between the plate deviating from the long axis of the cervical spine and the standard placement of the plate in the anterior cervical fusion

基金项目: 甘肃省科技计划-科技支撑计划(编号: 17JR5RA249)

Fund program: Gansu Province Science and Technology Plan-Science and Technology Support Plan (No.17JR5RA249)

通讯作者: 汪玉良 E-mail: wy160918@sina.com

Corresponding author: WANG Yu-liang E-mail: wy160918@sina.com

surgery. **Methods:** A healthy female volunteer was selected and CT scan (C_1-T_1) was performed. Using Mimics 19.0, Geomagic Studio 2015, Solidworks 2018, Ansys Workbench 17.2 to establish a lower cervical spine (C_3-C_7) model and to verify the reliability of the model. Subsequently, anterior cervical plates of different angles and lengths were placed to establish an anterior cervical discectomy fusion (ACDF) model. Applying 73.6 N axial pressure and 1 NM pure moment on C_3 to make the model produce flexion, extension, lateral bending and rotation activities, observed the model stress cloud diagram and recorded the maximum stress value of the instrument and the intervertebral mobility. **Results:** The lower cervical spine (C_3-C_7) finite element model was established and verified against the published literature on the range of motion (ROM) of cervical spine. Effect of steel plate offset axis on stress distribution, maximum stress value and intervertebral ROM of internal fixation apparatus was minimal, and the mechanical effect of steel plate offset was less in double section steel plate than in single section steel plate. **Conclusion:** Little effect on the mechanical stability of the cervical spine was anticipated when the anterior cervical plate was not perfectly aligned with the long axis of the cervical spine. If the tilt of the plate in clinical surgery is less than 20° , there is no need to readjust the position of the plate.

KEYWORDS Finite element analysis; Lower cervical spine; Spinal fusion; Internal fixators

颈前路椎间盘切除减压融合术 (anterior cervical discectomy fusion, ACDF) 是治疗颈椎病的标准术式, 可以直接减压来自椎管前方的致压物并重建颈椎的生理曲度维持稳定性。前路钢板既可以防止植骨块的塌陷与脱出, 也可以维持颈椎矢状面的平衡^[1]。其摆放要求与颈椎长轴平行, 若钢板纵轴与躯干纵轴间夹角 $>10^\circ$ 则称为钢板倾斜, 可能会导致内置物的失败。而以往的生物力学试验结果则显示^[2-3]: 钢板在一定范围内倾斜不会导致钢板与螺钉应力分布异常, 对临床结果造成显著差异。随着计算机技术的不断发展, 有限元分析技术具有可显示结构内部的应力、精确度高、可重复性好等优点正不断应用于骨科^[4]。针对上述问题, 本实验采用有限元分析的方法, 建立正常人体颈椎 C_3-C_7 模型, 通过更改材料属性及置入不同角度、不同长度的颈前路钢板, 模拟 ACDF, 进一步进行力学分析。从而探讨不同长度钢板固定下, ACDF 术后融合/非融合状态时, 摆放角度是否会影响钢板螺钉应力及脊柱活动度。

1 材料与方法

1.1 研究对象及设备

选取健康女性志愿者, 年龄 29 岁, 身高 165 cm, 体重 58 kg, 影像学检查排除骨质破坏性疾病。既往无颈椎病史及手术、外伤史, 体格检查无异常。

CT 数据采用 SOMATOM Sensation 系统 (西门子公司, 德国) 扫描获取, 扫描参数: 120 kV, 125 mA, 层厚 1.5 mm, 范围 C_1-T_1 ; 数据采集完成后以 DICOM 通用格式进行保存, 共获取 289 层 CT 片。

软件: Windows NT 10.0 (Microsoft 公司, 美国); Mimics 19.0 (Materialise 公司, 比利时); Geomagic Studio 2015 (Raindrop 公司, 美国); Solidworks 2018 (Solidworks 公司, 美国); Ansys Workbench 17.2 (ANSYS 公司, 美国)。

1.2 正常下颈椎三维有限元模型的建立

将 DICOM 格式的图像数据导入 3D 图像处理

软件 Mimics 19.0, 分别定义冠状面、矢状面及横断面。根据 CT 中骨密度数据 (226-3071) 生成蒙版, 对蒙版进行擦除、填补等处理, 分别运用 wrap object 及 smooth object 等功能得到封闭、光顺的模型, 导出为 STL 文件, 重复以上步骤, 做出 C_3-C_7 点云模型。

将 STL 格式文件导入 Geomagic Studio 2015, 经过去除特征、快速光顺、修复多边形内部缺陷等操作后, 重划网格。依次经过曲面化、探测轮廓线、构造曲面片、构造格栅等操作生成有利于后续有限元分析的 NURBS 曲面颈椎模型。随后复制模型, 将模型整体向内偏移 1.5 mm (由 Mimics 19.0 中测得颈椎皮质骨的厚度) 以模拟松质骨, 分别将模型保存为 STP 格式。

打开 Solidworks 2018 装配体界面, 将松质骨模型与原模型组合在一起使用删减等命令得出 1.5 mm 厚的皮质骨。在下颈椎模型的基础上使用草图绘制及拉伸凸台等命令建立髓核、纤维环、终板及关节软骨模型。将下颈椎模型导入 Ansys Workbench 17.2 有限元分析软件中, 参考文献 [5-6] 为材料赋值。使用 spring 单元根据文献 [7] 中数据模拟韧带, 后方小关节接触关系采取无摩擦^[8-9]。下颈椎 C_3-C_7 节段有限元模型如图 1a 所示。

边界条件的加载与设定: 对 C_7 椎体下表面进行完全约束, C_3 椎体上表面及关节突关节施加 73.6 N 轴向压力及 1 NM 的纯力矩^[10-11], 用以模拟头颅重量下颈椎的屈曲、后仰、侧弯及旋转。与文献 [10-11] 中颈椎相应节段的活动范围比较, 以验证模型有效性。

1.3 ACDF 术式模型的建立与分组

在 Solidworks 2018 零件模块中, 依次使用草图绘制、拉伸凸台、分割等命令建立单节段颈前路钢板、双节段颈前路钢板及螺钉模型 (图 1b), 此处将螺钉模型简化, 去掉螺纹和钉头, 以防止应力集中现象的发生。使用装配体模块将下颈椎椎体模型与钢板螺钉装配并改变钢板角度, 建立单节段钢板及双

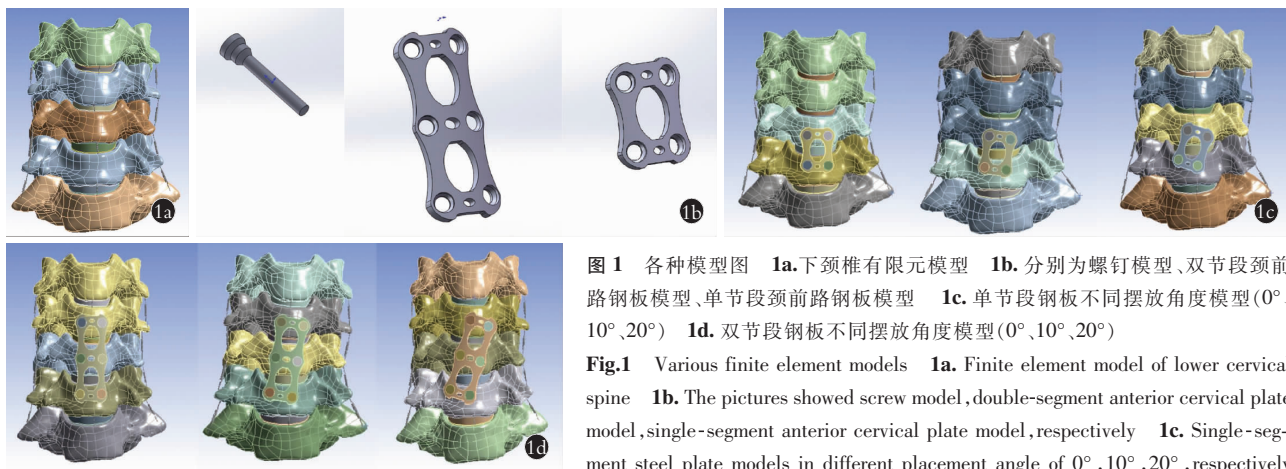


图 1 各种模型图 1a.下颈椎有限元模型 1b.分别为螺钉模型、双节段颈前路钢板模型、单节段颈前路钢板模型 1c.单节段钢板不同摆放角度模型(0°、10°、20°) 1d.双节段钢板不同摆放角度模型(0°、10°、20°)

Fig.1 Various finite element models 1a. Finite element model of lower cervical spine 1b. The pictures showed screw model, double-segment anterior cervical plate model, single-segment anterior cervical plate model, respectively 1c. Single-segment steel plate models in different placement angle of 0°, 10°, 20°, respectively 1d. Double-segment steel plate models in different placement angle of 0°, 10°, 20°, respectively

节段钢板分别垂直于轴线(0°)、偏移轴线 10°、偏移轴线 20°模型。将组合模型导入 Ansys Workbench 17.2 中, 工况设置: 设置螺钉与钢板及螺钉与松质骨、皮质骨之间的连接关系为绑定, 以模拟锁定钢板与螺钉之间及螺钉与骨质之间的锁定关系。更改固定节段之间的纤维环、髓核及软骨终板属性为松质骨, 终板与椎体之间的接触关系为绑定, 以模拟 ACDF 术后融合状态, 从而建立单节段钢板及双节段钢板分别垂直于轴线(0°)、偏移轴线 10°、偏移轴线 20°的 6 组 ACDF 术式三维有限元模型(图 1c, 1d)。考虑到 ACDF 术后可能会出现固定节段之间未融合状态, 笔者在以上 6 组融合状态模型的基础上, 更改固定节段终板与椎体上下缘的接触关系为有摩擦, 以模拟 ACDF 术后非融合状态, 以此建立 6 组非融合状态模型(与前 6 组模型相同, 仅固定节段之间接触关系不同)。其余参照正常下颈椎三维有限元模型进行工况设置及求解。具体分组方法见表 1。为方便描述, 表 1 中 1~6 组统称为融合组; 1~3 组统称为双节段融合组; 1, 4, 7, 10 组统称为钢板垂直于轴线(0°)组。

表 1 融合与非融合状态下单双节段钢板固定不同轴线模型分组

Tab.1 Grouping of models with different axis fixed by single and double-segment steel plates in fused and non-fused state

| 状态 | 钢板长度 | 钢板位置 | | |
|-----|------|-----------|----------|----------|
| | | 垂直于轴线(0°) | 偏移轴线 10° | 偏移轴线 20° |
| 融合 | 双节段 | 1 组 | 2 组 | 3 组 |
| | 单节段 | 4 组 | 5 组 | 6 组 |
| 非融合 | 双节段 | 7 组 | 8 组 | 9 组 |
| | 单节段 | 10 组 | 11 组 | 12 组 |

1.4 观察项目及方法

等待 12 组模型计算收敛后, 即可得到器械的应力云图、器械受力最大值及椎间活动度, 并进行各组的对比分析, 以明确在不同长度钢板固定时 ACDF 术后融合/非融合状态下, 摆放角度是否会影响钢板螺钉的受力及下颈椎的活动度。

2 结果

2.1 下颈椎三维有限元模型的有效性验证

通过 Mimics 19.0, Geomagic Studio 2015, Solidworks 2018, Ansys Workbench 17.2 等有限元分析软件模拟了正常人体 C₃-C₇ 椎体皮质骨、椎体松质骨、椎间盘、关节软骨等三维结构。该模型可以较好的反应各个结构的空位置关系, 可以任意角度、任意大小观察模型。本实验测得屈曲、后仰、侧弯、旋转 4 种状态下的椎间活动度与 Kallemeyn 等^[10]、Panjabi 等^[11]报道的数据基本吻合(C₃-C₇ 各节段在不同工况下的椎间活动度对比见图 2), 但略有差异, 可能与模型的个体化差异及加载条件的不同等因素有关^[12]。可以认为本有限元模型与正常人体模型相似, 可进行下一步研究。

2.2 内固定器械应力分布情况

12 组模型内固定器械应力云图情况见图 3。观察应力云图: 在相同运动工况下, 应力分布相似, 钢板摆放角度的偏移, 没有带来应力区域的大面积改变; 钢板应力集中区域主要出现在上下螺钉孔的中部, 螺钉应力集中区域主要出现在螺钉与钢板交界处。在动态云图下观察钢板应力传导情况: 屈曲与后仰工况时, 所有 0°模型钢板应力由钢板中部逐渐向上下扩散, 而所有 10°、20°钢板应力由颈椎中轴线处向两侧扩散, 偏离轴线的第 2 孔与第 5 孔处应力最小; 侧弯及旋转工况时, 12 组模型应力扩散模式均相似, 其中侧弯时由钢板四周向中心扩散, 而旋转时

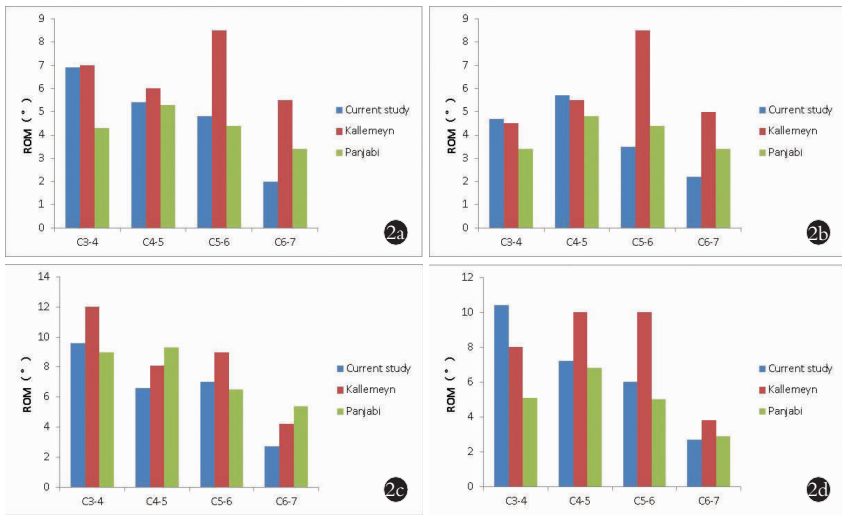


图 2 下颈椎有限元模型活动度验证 2a. 屈曲状态 2b. 后仰状态 2c. 侧弯状态 2d. 旋转状态

Fig.2 Verification of mobility of lower cervical spine finite element model 2a. Flexion condition 2b. Extension condition 2c. Lateral bending condition 2d. Axial rotation condition

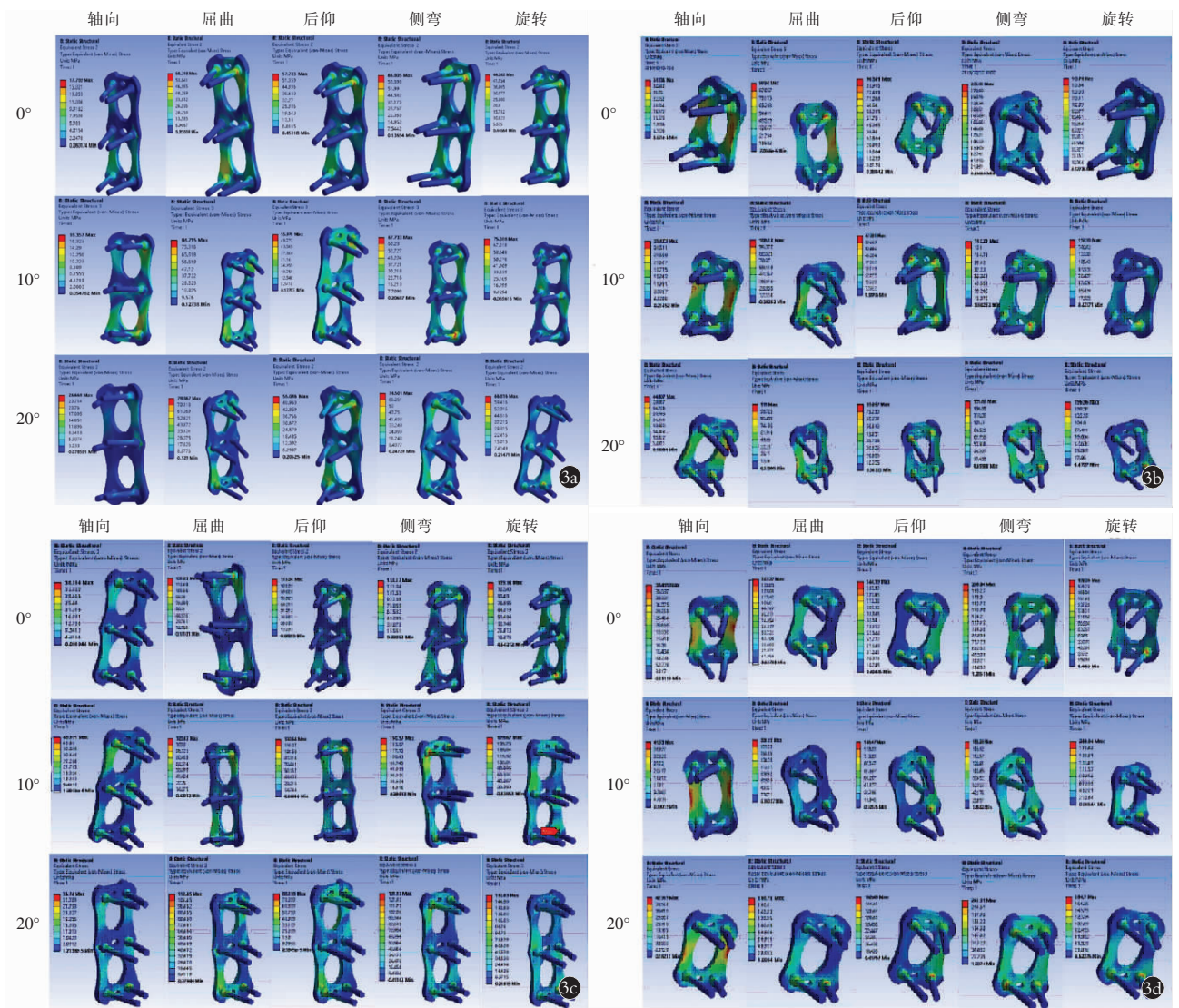


图 3 各组模型应力云图 3a. 双节段钢板融合组(1~3 组) 3b. 单节段钢板融合组(4~6 组) 3c. 双节段钢板非融合组(7~9 组) 3d. 单节段钢板非融合组(10~12 组)

Fig.3 Stress cloud images in different model groups 3a. Double-segment steel plate fusion group (1 to 3 groups) 3b. Single segment steel plate fusion group (4 to 6 groups) 3c. Double segments steel plate non-fusion group (7 to 9 groups) 3d. Single-segment steel plate non-fusion group (10 to 12 groups)

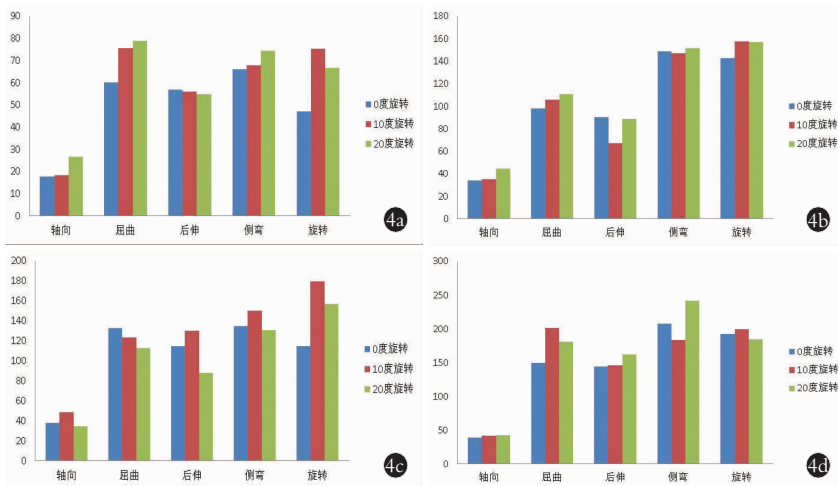


图 4 内固定器械最大应力值 4a,4b. 融合组钢板最大应力值 4c,4d. 非融合组钢板最大应力值

Fig.4 Maximum stress value of internal fixation instruments 4a,4b. Maximum stress value of steel plate in fusion group 4c,4d. Maximum stress value of steel plate in non-fusion group

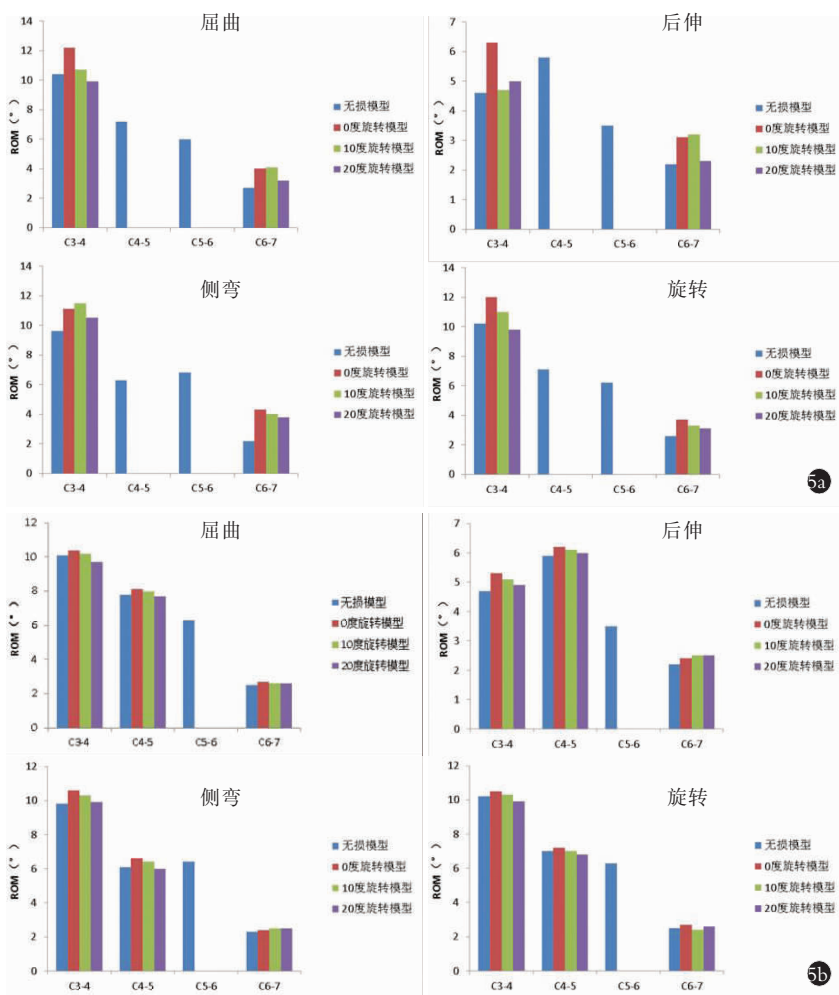


图 5 各组模型椎间活动度 5a. 单节段钢板椎间活动度 5b. 双节段钢板椎间活动度

Fig.5 Interbody mobility in different groups 5a. Interbody mobility of single-segment steel plate in different conditions 5b. Interbody mobility of of double-segment steel plate in different conditions

由钢板中心向四周扩散。在动态云图下观察螺钉应力传导情况：4 种运动工况下,12 组模型应力扩散模式相似,均由螺钉与钢板的交界处逐渐向钉头扩散。

2.3 内固定器械应力最大值情况

读取内固定器械应力云图中最大值数据(图 4)。观察柱状图,4 种工况下各组模型总体数据差异不大。非融合组内固定器械应力值明显大于融合组内固定器械应力值;单节段钢板应力值明显大于双节段钢板应力值,但单节段钢板应力值相对于双节段钢板应力值变化相对较小。

2.4 模型椎间活动度比较

12 组模型颈椎总体椎间活动度在屈曲、后仰、侧弯及旋转 4 个方向较术前降低。与 0°模型组相比,10°、20°模型组的椎间活动度略小。见图 5。由于颈前路钢板的存在,所固定椎体之间没有相对活动,所以在内固定不失效的情况下非融合组椎间活动度与融合组椎间活动度相同。

3 讨论

ACDF 手术联合颈前路钢板使用已成为趋势^[13]。虽然钢板的摆放要求是与颈椎长轴平行,但由于术中解剖结构破坏、钻孔部位骨质不佳等原因,钢板的摆放并不能完美的平行于颈椎长轴,可能会存在一定的角度^[13]。针对颈椎前路钢板存在一定角度的情况下是否会对颈椎的稳定性及活动度产生不良影响,一些学者进行了生物力学研究。有学者^[3]在 2013 年采用超高分子量聚乙烯与聚氨酯泡沫块模拟骨质,置入不同长度的颈前路钢板及松质骨螺钉,在生物力学试验台进行了钢板垂直轴线及偏移轴线 20°的轴向扭转试验。Lawrence 等^[2]采用冷冻尸体置入垂直轴线及偏移 20°钢板模拟 ACDF 手术,在屈曲、后仰、侧弯及轴向旋转下进行力学

实验。与前人方法不同,本实验采取有限元分析的方法,不需要实验标本及真实手术器械从而节约了成本,也可以从任意部位观察受力情况。此外,本实验增加了钢板旋转角度及钢板长度,通过更改接触关系模拟了非融合状态下不同钢板摆放角度的情况。

钢板摆放偏移轴线(10° 及 20°)与钢板轴向摆放(0°)相比,应力分布集中区域相似,应力云图没有出现异常应力集中区域;通过对比最大应力值, 10° 及 20° 模型与 0° 模型测试数据相差不大;其中双节段钢板模型相比于单节段钢板模型在旋转工况下应力增加相比于其他工况更大,可能与有限元模型计算出现的差异有关。单节段钢板对于钢板摆放的偏移角度所带来的力学影响更小。对比椎间活动度,各组模型角度变化不大,但单节段钢板的偏移角度更小。非融合组模型与融合组模型相比,钢板承受的应力更大,对于钢板摆放角度的偏移并没有产生不良影响,在 ACDF 术后椎体未融合的情况下,钢板发生断裂的可能性更高,但与钢板偏移角度关系不大。因此,如过分强调钢板的标准摆放,反复调整钢板及螺钉的位置,可能会导致骨质丢失,造成稳定性下降。而临床中一般不存在大于 20° 严重错位的钢板摆放模式,因为这样可能会损伤神经血管结构。鉴于此,笔者推断,实际临床中的钢板摆放角度往往会更小,而两组模型的最大应力及椎间活动度的差异往往会更小。2017 年 Chin 等^[13]的临床试验结果也表明:在颈椎前路钢板与颈椎长轴存在角度并不是导致钢板失败的危险因素,对患者临床结局不产生明显影响。

该研究存在的一些缺陷:(1)本研究并没有绘制韧带模型,而是参照文献中所给的刚度使用有限元分析软件中的弹簧单元模拟。(2)与其他有限元研究相似,为了防止应力集中,本研究对螺钉有限元模型进行了简化,去除了螺钉钉头及螺纹。(3)本实验没有模拟钢板螺钉失效时的模式,无法验证屈曲与后仰时应力传播模式是否会导致不同的失效模式。(4)本研究使用有限元的方式,计算的数值为近似数值,且每次计算都存在小范围的误差,与真实数据存在一定差异。

综上所述,在进行 ACDF 手术,前路钢板由于解剖或骨质问题存在略微旋转时,无须重新调整钢板位置。

参考文献

[1] Cheung ZB, Gidumal S, White S, et al. Comparison of anterior cervical discectomy and fusion with a stand-alone interbody cage versus a conventional cage-plate technique: a systematic review and meta-analysis[J]. *Global Spine J*, 2019, 9(4): 446-455.

- [2] Lawrence BD, Patel AA, Guss A, et al. Malaligned dynamic anterior cervical plate: a biomechanical analysis of effectiveness[J]. *Spine (Phila Pa 1976)*, 2014, 39(25): 2057-2061.
- [3] Chin KR, Cumming VB, Henson M, et al. Effects of misalignment on static torsional strength of anterior cervical plate systems[J]. *Spine J*, 2013, 13(11): 1544-1548.
- [4] Wang XD, Feng MS, Hu YC. Establishment and finite element analysis of a three-dimensional dynamic model of upper cervical spine instability[J]. *Orthop Surg*, 2019, 11(3): 500-509.
- [5] Wang K, Wang H, Deng Z, et al. Cervical traction therapy with and without neck support: A finite element analysis[J]. *Musculoskelet Sci Pract*, 2017, 28: 1-9.
- [6] 赵改平, 陈楠心, 宋燕美, 等. 前路椎体次全切除减压融合术治疗下颈椎的有限元分析[J]. *医用生物力学*, 2017, 32(3): 227-234.
ZHAO GP, CHEN NX, SONG YM, et al. Finite element analysis on lower cervical spine by anterior cervical corpectomy and fusion surgery[J]. *Yi Yong Sheng Wu Li Xue*, 2017, 32(3): 227-234. Chinese.
- [7] Yoganandan N, Kumaresan S, Pintar FA. Biomechanics of the cervical spine Part 2. Cervical spine soft tissue responses and biomechanical modeling[J]. *Clin Biomech*, 2001, 16(1): 1-27.
- [8] 吴卫东, 孙培栋, 刘雄, 等. 下颈椎前路椎弓根螺钉人工椎体系统的有限元研究[J]. *中国修复重建外科杂志*, 2013, (12): 1466-1470.
WU WD, SUN PD, LIU X, et al. Finite element study on anterior transpedicular screw-artificial vertebral body fixation in lower cervical spine[J]. *Zhongguo Xiu Fu Chong Jian Wai Ke Za Zhi*, 2013, (12): 1466-1470. Chinese.
- [9] Wu TK, Meng Y, Liu H, et al. Biomechanical effects on the intermediate segment of noncontiguous hybrid surgery with cervical disc arthroplasty and anterior cervical discectomy and fusion: a finite element analysis[J]. *Spine J*, 2019, 19(7): 1254-1263.
- [10] Kallemeyn N, Gandhi A, Kode S, et al. Validation of a C₂-C₇ cervical spine finite element model using specimen-specific flexibility data[J]. *Med Eng Phys*, 2010, 32(5): 482-489.
- [11] 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.
- [12] 方新果, 赵改平, 王晨曦, 等. 颈胸段脊柱全脊椎切除术后不同固定方式的有限元分析[J]. *医用生物力学*, 2015, 30(3): 220-225.
FANG XG, ZHAO GP, WANG CX, et al. Finite element analysis on different spine fixation methods after total spondylectomy of cervicothoracic spine[J]. *Yi Yong Sheng Wu Li Xue*, 2015, 30(3): 220-225. Chinese.
- [13] Chin KR, Pencler FJ, Francis SD, et al. Misaligned versus straight placement of anterior cervical plates: a clinical and radiologic outcomes study[J]. *J Am Acad Orthop Surg*, 2017, 25(5): 389-395.

(收稿日期: 2020-04-11 本文编辑: 王宏)