

文章编号:1004-7220(2019)03-0251-05

中上胸椎皮质骨通道螺钉固定的生物力学有限元仿真研究

盛孙仁¹, 张美超², 朱青安³

(1.温州医科大学附属第二医院 育英儿童医院,脊柱外科,温州 325023; 2.南方医科大学 基础医学院,广东省医学生物力学实验室,广州 510515; 3.南方医科大学 南方医院,脊柱骨科,广州 510515)

摘要:目的 比较研究经皮质骨通道(cortical bone trajectory, CBT)螺钉系统和传统椎弓根螺钉系统中上胸椎内固定中的生物力学性能。方法 通过正常人 T7~8 节段 CT 扫描获取断层图像,利用 Mimics 软件重建人体 T7~8 三维模型,再通过 FreeForm 模型优化和 ANSYS 软件前处理功能建立中上胸椎有限元模型,并在此基础上分别建立椎间盘切除后 CBT 螺钉和椎弓根螺钉固定模型,对两组模型分别施加 5 N·m 前屈、后伸、侧弯和旋转载荷,比较分析椎体及植入物在不同工况下的位移及应力峰值。结果 各载荷条件下, CBT 螺钉组最大位移较椎弓根螺钉组偏低, CBT 螺钉组活动度小于椎弓根螺钉组。两组模型的整体应力水平接近, CBT 螺钉组偏低。前屈、后伸及旋转载荷下,椎弓根螺钉组椎体的最大应力较 CBT 螺钉组分别降低 31%、17% 和 18%;侧弯载荷下, CBT 螺钉组椎体应力相对椎弓根螺钉组降低 20%。前屈及旋转载荷下,椎弓根螺钉组椎体的最大应力小于 CBT 螺钉组,降低幅度分别为 2% 和 11%;后伸及侧弯载荷下, CBT 螺钉组椎体最大应力小于椎弓根螺钉组,降低幅度为 11% 和 1%。结论 CBT 螺钉在结构稳定性上优于传统椎弓根螺钉,整体应力分布上接近于椎弓根螺钉,但在椎体应力分布方面稍有逊色。研究结果为中上胸椎椎弓根螺钉固定失效后采用 CBT 螺钉固定的临床应用提供理论基础。

关键词:中上胸椎; 皮质骨通道螺钉; 椎弓根螺钉; 有限元分析

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2019.03.005

Biomechanical Evaluation of Upper-Middle Thoracic Vertebrae Fixed by Cortical Bone Trajectory Screws: A Finite Element Simulation Study

SHENG Sunren¹, ZHANG Meichao², ZHU Qingan³

(1. Department of Orthopaedic Surgery, Yuying Children's Hospital, the Second Affiliated Hospital of Wenzhou Medical University, Wenzhou 325023, Zhejiang, China; 2. Guangdong Provincial Key Laboratory of Medicine and Biomechanics, School of Basic Medical Sciences, Southern Medical University, Guangzhou 510515, China; 3. Department of Orthopaedic Surgery, Nanfang Hospital, Southern Medical University, Guangzhou 510515, China)

Abstract: Objective To compare biomechanical properties of cortical bone trajectory (CBT) screw and traditional trajectory screw for fixing upper-middle thoracic spine. **Methods** The tomography images were obtained by CT scanning of normal T7 and T8 segments, and the three-dimensional (3D) model of T7-8 was reconstructed by

收稿日期:2018-04-26; 修回日期:2018-06-10

基金项目:浙江省医药卫生科技计划项目科研基金项目(2017171281)

通信作者:张美超,副教授, E-mail: zmc@fimmu.com; 朱青安,教授, E-mail: zhuqingan@gmail.com

Mimics software. The finite element model of upper-middle thoracic spine was established by optimizing FreeForm model and pre-processing function of ANSYS software. On this basis, the CBT screw and pedicle screw fixation models after discectomy were established, and 5 N·m flexion, extension, lateral bending and rotation loads were applied to the two model groups, respectively. The displacement and peak stress of vertebrae and implants under different working conditions were compared and analyzed. **Results** Under different loading conditions, the maximum displacement of CBT screw group was lower than that of pedicle screw group, and the range of motion of CBT screw group was lower than that of pedicle screw group. The stress level of both models was close, and the stress of CBT screw group was slightly lower than that of pedicle screw group. Under the load of flexion, extension and rotation, the maximum vertebral stress of pedicle screw group decreased by 31%, 17% and 18% compared with that of CBT screw group, and under lateral bending load, the vertebral stress of CBT screw group was 20% lower than that of pedicle screw group. Under the load of flexion and rotation, the maximum stress of pedicle screw group decreased by 2% and 11%; however, the maximum stress of CBT screw group was 11% and 1% lower than that of pedicle screw group. **Conclusions** The stability of CBT screw was better than that of pedicle screw, and the overall stress distribution was similar to that of pedicle screw. However, the vertebral stress distribution of CBT group was slightly inferior. The research findings provide a theoretical basis for the clinical application of cortical screw fixation after the failure in pedicle screw fixation for the upper-middle thoracic vertebrae.

Key words: upper-middle thoracic spine; cortical bone trajectory (CBT) screw; pedicle screw; finite element analysis

椎弓根螺钉具有优越的立体矫形和短节段固定生物力学特性,故被广泛应用于脊柱外科手术。但是术后椎弓根螺钉松动、拔出及断裂经常引起脊柱手术后的不稳,在骨质较差的患者身上这种现象尤其突出。研究表明,12.9%骨质疏松患者由于骨-螺钉把持力不足导致术后出现螺钉松动^[1]。鉴于根螺钉会出现失效(松动、拔出),如何对骨质疏松患者行螺钉固定是脊柱外科不可回避的难题。Santoni等^[2]提出经皮质骨通道(cortical bone trajectory, CBT)螺钉的概念。相较于普通椎弓根螺钉,经皮质骨通道螺钉具有以下显著优点:①螺钉在矢状位上为由尾端向头端,减少了术中神经根损伤的概率,同时螺钉在横断位上为由内向外分布降低了椎弓根内侧面崩裂的概率,减少了术后神经炎发生概率;②螺钉具有4点(椎板、椎体以及椎弓根内外壁)皮质骨固定,固定强度高;③螺钉进针点位于椎板,减少组织剥离损伤,是一种微创技术;④螺钉头端固定于椎体上终板,增加了侧弯的固定强度,是有效的脊柱侧弯矫形技术^[3-7]。因此,对于螺钉失效患者、骨质疏松患者及脊柱侧弯患者, CBT螺钉是一种较好的选择;同时, CBT螺钉是一种微创技术,符合当今外科发展方向。由于人体脊柱标本缺乏和伦理问题,有限元分析成为骨科动物模拟实验

及人体标本模型研究之后的骨科有效生物力学研究手段。本文通过有限元方法对 CBT螺钉的生物力学特性进行分析。

1 材料与方 法

1.1 CT扫描数据

选取1名正常男性志愿者,既往无胸椎疾病史,扫描前作胸椎X线及CT排除胸椎疾患。通过薄层CT扫描,保存断层扫描图像。

1.2 正常人体T7~8节段三维模型重建

将正常人体CT扫描数据以DICOM格式导入Mimics 10.1软件(Materialise公司,比利时),选择T7~8区域进行灰度阈值调整、区域分割后,重建正常人体T7~8节段骨性结构三维模型。将T7~8节段骨性结构三维模型导入Freeform软件,同时导入椎弓根螺钉(直径6.5 mm,长度45 mm)或者CBT螺钉(直径5.0 mm,长度35 mm)模型,参照临床后路皮质骨螺钉(CBT螺钉)后路固定和椎弓根螺钉固定的空间位置形态,将螺钉模型装配到T7~8节段骨性结构上。

1.3 T7~8节段有限元几何模型生成

在Freeform软件中对各模型铺面处理后,以IGES文件导入有限元软件ANSYS中,通过几何处

理和拓扑操作,生成 T7~8 节段 CBT 螺钉、椎弓根螺钉固定有限元几何模型(见图 1)。在生成过程中, CBT 螺钉和椎弓根螺钉根据最佳螺钉通道设计植入,将 T7~8 节段与钉之间定义为结合关系,锁定钉与棒之间定义为锁定关系,模拟无松动情况下固定。

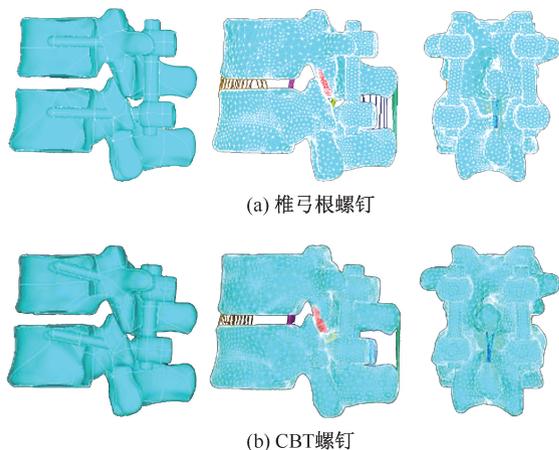


图 1 不同螺钉固定有限元模型

Fig.1 Finite element model of screw fixation (a) Pedicle screw, (b) CBT screw

1.4 有限元网格划分

在有限元分析软件 ANSYS 中,采用 8 节点 Solid 185 单元对骨性结构和钉棒系统进行网格划分,并在网格模型基础上建立后路小关节接触关系。其中,常规椎弓根螺钉固定模型共计有四面体单元 177 998 个、节点数 34 571 个; CBT 钉固定模型共计有四面体单元 184 020 个、节点数 36 609 个。两种固定模型各结构部分材料性质参照常见脊柱模型^[8-11]。

1.5 载荷及边界条件

固定 T8 椎体下表面,即下终板上各节点的自由度设置为 0;对 T7 椎体上表面施加 5 N·m 纯扭矩^[12-13],模拟椎体前屈、后伸、左侧弯、左旋转 4 种载荷状态。

2 结果

以前屈载荷状态为例,两组模型的整体位移分布、 CBT 螺钉和椎弓根螺钉应力分布以及椎体应力分布如图 2 所示。椎弓根螺钉组的前屈最大位移为 3.008 mm; CBT 螺钉组前屈范围随着椎体向前增

加,最大位移为 2.255 mm。 CBT 螺钉组的前屈位移小于椎弓根螺钉组。前屈载荷下,椎弓根螺钉组、 CBT 螺钉组的最大应力均集中在螺钉帽尾结合处,峰值分别为 476、485 MPa;连接棒的最大应力均集中在棒钉连接处,峰值分别为 476、485 MPa。椎弓根螺钉组、 CBT 螺钉组椎体最大应力均集中在螺钉进针点处,峰值分别 98.8、120 MPa。

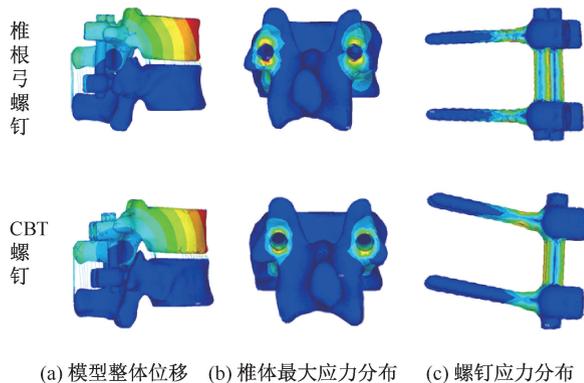


图 2 前屈载荷下不同模型整体位移、椎体和螺钉应力分布

Fig.2 Displacement distributions of the whole models and stress distributions of the vertebral body and screw under flexion load (a) Maximum displacement of the whole models, (b) Maximum Von Mises stress of the vertebral body, (c) Maximum Von Mises stress of the screw

在椎弓根螺钉和 CBT 螺钉固定下, T8 相对 T7 椎体的活动度都在 3° 以下,属于小角度运动,故可以直接利用有限元计算分析的位移来反映 T7~8 节段的活动度。分析两组模型前屈、后伸、左侧弯、左旋转 4 种载荷状态下整体结构的最大位移、整体最大应力和螺钉椎体应力情况可知:

(1) 前屈、后伸、侧弯、旋转工况下, CBT 螺钉组最大位移较椎弓根螺钉分别减小 27.1%、41.4%、23.4%、23.7%,平均降低 28.9%, CBT 螺钉组模型的稳定性要优于椎弓根螺钉组;

(2) 各种工况下,两组模型整体结构的应力水平接近, CBT 螺钉组应力水平普遍偏小于椎弓根螺钉组;

(3) 前屈、后伸及旋转载荷下,椎弓根螺钉组椎体的最大应力小于 CBT 螺钉组,降低幅度分别为 31%、17% 和 18%;侧弯载荷下, CBT 螺钉组椎体的最大应力小于椎弓根螺钉组,降低幅度 20%;

(4) 前屈及旋转载荷下,椎弓根螺钉组钉体的

最大应力小于 CBT 螺钉组,降低幅度分别为 2% 和 11%;后伸及侧弯载荷下, CBT 螺钉组椎体的最大应

力小于椎弓根螺钉组,降低幅度为 11% 和 1%(如图 3)。

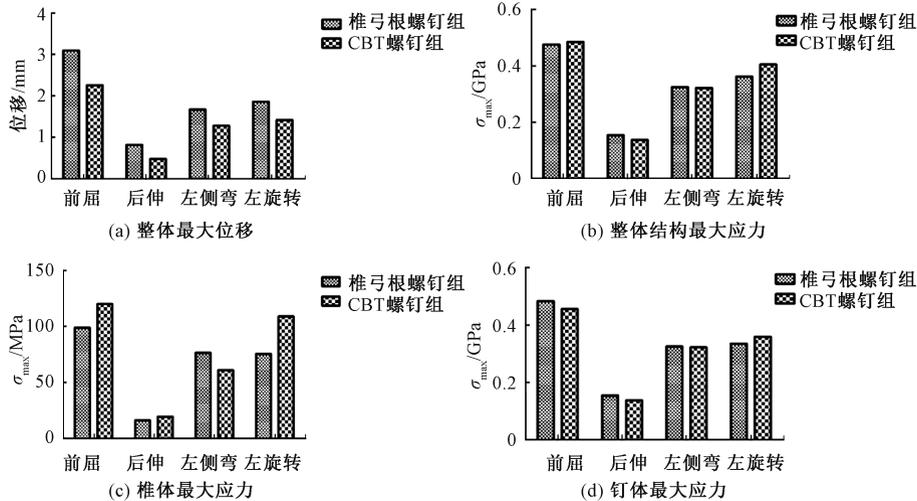


图3 两组模型在不同载荷下力学特性比较

Fig.3 Comparison of mechanical properties for two groups under different loading conditions (a) Maximum displacement of the whole models, (b) Maximum Von Mises stress of the whole models, (c) Maximum Von Mises stress of the vertebral body, (d) Maximum Von Mises stress of the screw

3 讨论

CBT 螺钉虽然较传统椎弓根螺钉直径减小、长度缩短,但螺纹排列更紧密,充分与皮质骨集中区域接触,可增加骨-螺钉界面的把持力,理论上 CBT 螺钉固定具有把持力强、创伤小、并发症少等优点。目前大多数研究认为, CBT 螺钉组与椎弓根螺钉组在术后融合率方面并无明显统计学差异; Meta 分析结果显示, 两组在术后融合率及手术时间方面均无统计学差异^[13-16]。相关生物力学标本实验研究结果显示, 腰椎 CBT 螺钉固定在椎体前屈、后伸载荷下整体位移明显大于 PS 螺钉组。Santoni 等^[2] 和 Matsukawa 等^[3-4] 的尸体实验发现, CBT 螺钉具有更强的抗拔出力和扭矩。而 Baluch 等^[17] 研究发现, 两种螺钉的抗拔出并无明显差异。同样, 在 Perez-Orribo 等^[18] 的研究中, 应用 CBT 螺钉的腰椎标本在抗轴向拔出方面与 TT 螺钉的表现相当。Mai 等^[19] 研究认为, 由于 CBT 螺钉置钉点的骨密度 (bone mineral density, BMD) 高于传统椎弓根螺钉, 在腰椎尾段、骨质疏松及老年患者中其差异更明显, 故更适于采用 CBT 螺钉。

本研究结果显示, CBT 螺钉固定术后的脊柱稳

定性较椎弓根螺钉固定的稳定性更好, 这一点与相关生物力学测试结果相似。有限元模拟显示, CBT 螺钉组最大位移较椎弓根螺钉组小, 这对骨质疏松患者十分重要, 可以减少螺钉对骨质的破坏。对于螺钉的应力分析发现, 在前屈和旋转状态下, CBT 螺钉的尾帽结合应力较椎弓根螺钉高, 使用普通的螺钉代替 CBT 螺钉时, 容易发生断钉情况; 因此, 生产研发 CBT 螺钉时, 其钉尾结合处需要加粗加固。另外, 使用 CBT 螺钉时椎体所受应力峰值高于椎弓根螺钉, 椎体处应力峰值集中在钉道进针点的下方, CBT 螺钉的进针点位于椎板处, 较易发生椎板破裂的情况, 这与杨洋等^[20] 相关研究结论接近。本文的有限元实验结果为中上胸椎 CBT 螺钉补救椎弓根失效后的临床应用提供理论基础。

本研究的局限性如下: ① 虽然重建了 T7~8 椎体, 但是未能建立与 T7、T8 胸椎相连的肋骨模型, 故未能考虑胸骨、肋骨及胸肋关节组成的胸廓环对胸椎的稳定作用; 相关研究表明, 它们可以在屈伸、侧弯和扭转时增加 40%、35% 和 31% 的稳定性^[21]。② 有限元实验与离体生物力学实验相比依然存在差距, 需进一步进行离体实验研究。③ 在失稳模型的处理上, 采取全部摘除椎间盘, 可能对模型三维

活动度影响较大。希望在以后的工作中能够针对以上缺陷完善重建相关模型,并开展进一步的研究分析。

参考文献:

- [1] TORMENTI MJ, KOSTOV DB, GARDNER PA, et al. Intraoperative computed tomographyimage-guided navigation for posterior thoracolumbar spinal instrumentation in spinaldeformity surgery [J]. Neurosurg Focus, 2010, 28(3): E11.
- [2] SANTONI BG, HYNES RA, MCGILVRAY KC, et al. Cortical bone trajectory for lumbar pedicle screws [J]. Spine J, 2009, 9(5): 366-373.
- [3] MATSUKAWA K, YATO Y, HYNES RA, et al. Cortical bone trajectory for thoracic pedicle screws: A technical note [J]. Clin Spine Surg, 2016, 30(5): E497-E504.
- [4] MATSUKAWA K, YATO Y, KATO T, et al. Cortical bone trajectory for lumbosacral fixation: Penetrating S-1 endplate screw technique: Technical note [J]. J Neurosurg Spine, 2014, 21(2): 203-209.
- [5] KRAG MH, WEAVER DL, BEYNNON BD, et al. Morphometry ofthe thoracic and lumbar spine related to transpedicular screw placement for surgical spinal fixation [J]. Spine, 1988, 13(1): 27-32.
- [6] IWATSUKI K, YOSHIMINE T, OHNISHI Y, et al. Isthmus-guided cortical bone trajectory for pedicle screw insertion [J]. Orthop Surg, 2014, 6(3): 244-248.
- [7] PEREZ-ORRIBO L, KALB S, REYES PM, et al. Biomechanics of lumbar cortical screw-rod fixation versus pedicle screw-rod fixation with and without interbody support [J]. Spine, 2013, 38(8): 635-641.
- [8] 赵改平, 方新果, 王晨曦, 等. 脊柱颈胸结合部 C5~T2 三维有限元建模与验证[J]. 医用生物力学, 2015, 30(1): 56-61.
- ZHAO GP, FANG XG, WANG CX, et al. Establishment and validation for a 3D finite element model of cervicothoracic junction C5-T2 [J]. J Med Biomech, 2015, 30(1): 56-61.
- [9] 王哲, 汪正宇, 王冬梅, 等. 基于 CT 图像的侧凸脊柱胸腰段及骶骨整体三维有限元模型的建立[J], 计算机应用技术, 2007, 34(4): 24-26.
- [10] 赵岩, 江建明, 李筱贺, 等. 中下胸椎肋椎单元三维有限元模型的建立[J]. 中国组织工程研究, 2012, 16(22): 3996-4000.
- [11] 何仿, 陆斌, 李苏皖, 等. 腰椎后路椎间融合内固定有限元模型的建立及内固定物力学分析[J]. 中华创伤骨科杂志, 2014, 16(2): 151-155.
- [12] 秦计生, 王昱, 彭雄奇, 等. 全腰椎三维有限元模型的建立及其有效性验证[J]. 医用生物力学, 2013, 28(3): 321-325.
- QIN JS, WANG Y, PENG XQ, et al. Three-dimensional finite element modeling of whole lumbar spine and its biomechanical analysis [J]. J Med Biomech, 2013, 28(3): 321-325.
- [13] LEE GW, SON J, AHN M, et al. The comparison of pedicle screw and cortical screw in posterior lumbar interbody fusion: A prospective randomized noninferiority trial [J]. Spine J, 2015, 15(7): 1519-1526.
- [14] CHIN KR, PENCLE F, COOMBS AV, et al. Clinical outcomes with midline cortical bone trajectory pedicle screws versus traditional pedicle screws in moving lumbar fusions from hospitals to outpatient surgery centers [J]. Clin Spine Surg, 2017, 30(6): E791-E797.
- [15] 高海, 李惠民, 陈银河, 等. 皮质骨螺钉固定与椎弓根螺钉固定腰椎后路融合术中应用效果应用效果比较的 Meta 分析 [J]. 中国脊柱脊髓杂志, 2017, 27(11): 977-984.
- [16] 邵明昊, 吕飞舟, 马晓生, 等. 腰椎皮质骨钉道螺钉在骨质疏松症患者中应用的三维有限元分析[J]. 中国老年骨科与康复电子杂志, 2015, 1(2): 1-6.
- [17] BALUCH DA, PATEL AA, LULLO B, et al. Effect of physiologic loads on cortical and traditional pedicle screw fixation [J]. Spine, 2014, 39(22): 1297-1302.
- [18] PEREZ-ORRIBO L, KALB S, REYES PM, et al. Biomechanics of lumbar cortical screw-rod fixation versus pedicle screw-rod fixation with and without interbody support [J]. Spine, 2013, 38(8): 635-641.
- [19] MAI HT, MITCHELL SM, HASHMI SZ, et al. Differences in bone mineral density of fixation points between lumbar cortical and traditional pedicle screws [J]. Spine J, 2016, 16(7): 835-841.
- [20] 杨洋, 王洋, 叶晓健. 椎弓根皮质骨轨迹螺钉固定技术的研究进展[J]. 中国脊柱脊髓杂志, 2015, 25(7): 659-662.
- [21] WAKINS IV R, WAKINS III R, WILLIAMS L, et al. Stability provided by the sternum and rib cage in the thoracic spine [J]. Spine, 2005, 30(11): 1283-1286.