

皮质骨轨迹螺钉固定对相邻节段影响的有限元分析

<https://doi.org/10.3969/j.issn.2095-4344.3840>魏源标^{1, 2, 3}, 郭惠智³, 张顺聪⁴

2095-4344.3840

投稿日期: 2020-08-18

送审日期: 2020-08-21

采用日期: 2020-09-15

在线日期: 2020-12-15

中图分类号:

R459.9; R318; R681.5

文章编号:

2095-4344(2021)18-02799-06

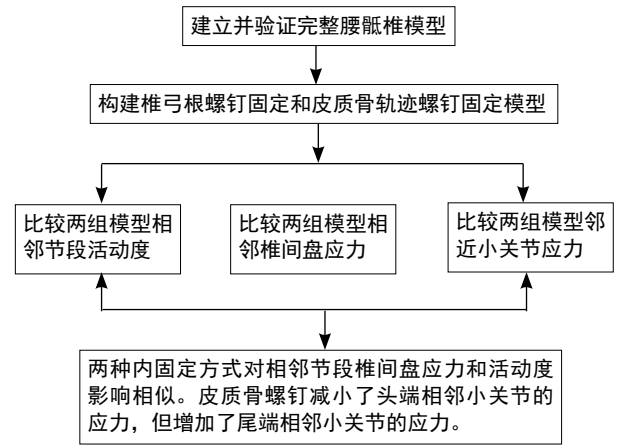
文献标识码: A

文章快速阅读:

文章特点一

△皮质骨轨迹螺钉是近年来兴起的一种相对微创的后路内固定方式, 在生物力学测试和临床研究中取得和传统椎弓根螺钉类似的固定效果, 但其对相邻节段的影响尚不清楚;

△采用三维有限元分析的方法, 比较传统椎弓根螺钉与皮质骨轨迹螺钉固定对上下相邻节段椎间盘应力、相邻节段活动度和小关节应力的差异, 评估皮质骨轨迹螺钉固定对邻近节段退变的影响。



文题释义:

皮质骨轨迹螺钉: 是一种新型的椎体固定技术, 通过使螺钉的轨迹尽可能的与椎体后部及椎弓根的坚硬皮质骨接触, 从而达到提高螺钉把持力、稳定椎体的目的, 目前已成功应用在脊柱退变性疾病和脊柱骨折等疾病中。

相邻节段退变: 是指固定节段的上下端发生的退变, 其发病机制尚不明确, 一般认为与手术内固定和患者术前的退变程度等因素有关。相比于尸体研究, 有限元分析可以直观准确地观察相邻节段活动度、椎间盘应力和小关节应力等指标。因此, 该研究通过有限元模拟的方式, 评估皮质骨轨迹螺钉固定对邻近节段的影响。

摘要

背景: 皮质骨轨迹螺钉是近年来兴起的新型脊柱内固定方式, 可明显增加内固定的抗拔出力, 取得和传统椎弓根螺钉相似或更优的生物力学稳定性, 但其对相邻节段的影响尚不清楚。

目的: 比较皮质骨轨迹螺钉固定与椎弓根螺钉固定对相邻节段椎间盘和小关节的影响。

方法: 通过一位正常男性志愿者的腰椎CT扫描数据, 建立L₃至骶骨的腰骶椎有限元模型。验证完整模型的有效性后, 建立L₄₋₅节段的皮质骨轨迹螺钉固定与椎弓根螺钉固定模型, 设置模型的材料属性, 比较两种内固定方式对上下相邻节段(L₃₋₄和L_{5-S₁}节段)椎间活动度、椎间盘应力和小关节应力的影响。

结果与结论: ①有限元验证结果显示模型可较好地模拟正常腰椎的生理活动; ②在上下相邻节段活动度和椎间盘Von Mises应力上, 两种固定方式在各个活动方向上差异较小(<10%); 在相邻节段小关节Von Mises应力上, 皮质骨轨迹螺钉固定模型在各工况下L₄上关节突的应力均小于椎弓根螺钉固定模型, 尤其是在左旋和右旋时明显, 分别减小了30.1%和15.9%; 但在尾端相邻小关节应力上, 皮质骨轨迹螺钉固定模型L₅下关节突的最大等效应力在前屈、后伸、左侧弯和左旋时较椎弓根螺钉固定模型分别增加10.4%, 20%, 9.6%和12.7%, 在右侧弯和右旋时减小24.5%和7.4%; ③总的来说, 两种固定方式对相邻节段活动度和椎间盘应力的影响相似, 但相比于椎弓根螺钉固定, 皮质骨轨迹螺钉固定减小了头端相邻小关节的应力, 增加了尾端相邻小关节的应力。

关键词: 皮质骨轨迹螺钉; 椎弓根螺钉; 相邻节段退变; 内固定; 脊柱; 有限元分析

缩略语: 皮质骨轨迹螺钉: cortical bone trajectory screws, CBT

Finite element analysis of cortical bone trajectory screw fixation on adjacent segments

Wei Yuanbiao^{1, 2, 3}, Guo Huizhi³, Zhang Shuncong⁴

¹Personnel Applying for Master's Degree with the Same Educational Background in Guangzhou University of Chinese Medicine, Guangzhou 510405, Guangdong Province, China; ²Department of Bone Orthopedics, First Affiliated Hospital, Guangdong Pharmaceutical University, Guangzhou 510080, Guangdong Province, China; ³First Clinical Medical College, Guangzhou University of Chinese Medicine, Guangzhou 510405, Guangdong Province, China; ⁴Department of Spine, First Affiliated Hospital of Guangzhou University of Chinese Medicine, Guangzhou 510405, Guangdong Province, China

¹广州中医药大学, 广州中医药大学同等学力申请硕士学位人员, 广东省广州市 510405; ²广东药科大学附属第一医院正骨科, 广东省广州市 510080; ³广州中医药大学第一临床医学院, 广东省广州市 510405; ⁴广州中医药大学第一附属医院脊柱科, 广东省广州市 510405

第一作者: 魏源标, 男, 1987年生, 广东省廉江市人, 广州中医药大学在读硕士。

通讯作者: 张顺聪, 主任医师, 广州中医药大学第一附属医院脊柱骨科, 广东省广州市 510405

<https://orcid.org/0000-0002-6212-9913> (张顺聪)

基金资助: 广州中医药大学第一附属医院创新强院项目(2019 II T32), 项目负责人: 张顺聪

引用本文: 魏源标, 郭惠智, 张顺聪. 皮质骨轨迹螺钉固定对相邻节段影响的有限元分析 [J]. 中国组织工程研究, 2021, 25(18):2799-2804.



Wei Yuanbiao, Master candidate, Personnel Applying for Master's Degree with the Same Educational Background in Guangzhou University of Chinese Medicine, Guangzhou 510405, Guangdong Province, China; Department of Bone Orthopedics, First Affiliated Hospital, Guangdong Pharmaceutical University, Guangzhou 510080, Guangdong Province, China; First Clinical Medical College, Guangzhou University of Chinese Medicine, Guangzhou 510405, Guangdong Province, China
Corresponding author: Zhang Shuncong, Chief physician, Department of Spine, First Affiliated Hospital of Guangzhou University of Chinese Medicine, Guangzhou 510405, Guangdong Province, China

Abstract

BACKGROUND: In recent years, cortical bone trajectory screws have been used as a new type of spinal internal fixation; it can significantly increase the pull-out strength in lumbar vertebra and achieve similar biomechanical stability to traditional trajectory pedicle screw. However, the influence of cortical bone trajectory screws on adjacent segments has not been evaluated.

OBJECTIVE: To compare the influence of cortical bone trajectory screws and traditional trajectory pedicle screw on adjacent intervertebral disc and facet joint.
METHODS: An intact finite element model of L₃ to sacrum was constructed by using CT scan data of normal male volunteers. After verifying the validity of the intact lumbosacral model, the traditional trajectory pedicle screw and cortical bone trajectory screws models of L_{4,5} level segment fixation were reconstructed, respectively. The material properties of the models were set up. The influences of the two internal fixation instruments on the motion range of adjacent segments, disc stress and facet joint of the upper and lower adjacent segments (L_{3,4} and L₅-S₁) were compared.

RESULTS AND CONCLUSION: (1) The finite element validity showed that the model could simulate the physiological activities of normal lumbar spine well. (2) The difference of the two fixation models in adjacent segments was small (<10%) in motion range and the Von Mises stress of the intervertebral disc. As for the Von Mises stress of adjacent facet joints, the stress at L₄ superior articular process in cortical bone trajectory screws model was less than that of traditional trajectory pedicle screw model in all working conditions, especially in left and right rotations (reduced by 30.1% and 15.9%, respectively). The maximum equivalent stress of at L₅ inferior articular process in the cortical bone trajectory screws model increased by 10.4%, 20%, 9.6% and 2.7% compared with the traditional trajectory pedicle screw model in flexion, extension, left bending and left rotation, respectively, and decreased by 24.5% and 7.4% in right bending and right rotation, respectively. (3) Overall, the influences of the two instruments on the motion range and disc stress of adjacent segments were similar, but compared with traditional trajectory pedicle screw fixation, cortical bone trajectory screws reduced the stress of cephalic adjacent facet and increased the stress of caudal adjacent facet joints.

Key words: cortical bone trajectory screws; pedicle screw; adjacent segment degeneration; internal fixation; spine; finite element analysis

Funding: the Innovation and Strengthening Project of the First Affiliated Hospital of Guangzhou University of Chinese Medicine, No. 2019IIT32 (to ZSC)

How to cite this article: WEI YB, GUO HZ, ZHANG SC. Finite element analysis of cortical bone trajectory screw fixation on adjacent segments. *Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu.* 2021;25(18):2799-2804.

0 引言 Introduction

从 20 世纪 60 年代 BOUCHER 首次描述椎弓根螺钉在脊柱手术中的应用后, 椎弓根螺钉在脊柱外科的广泛使用已经超过 60 余年^[1-2]。由于椎弓根螺钉可同时固定脊柱的前中后三柱, 具有良好的生物力学稳定性, 被认为是脊柱内固定的金标准, 适用于各种脊柱退行性疾病、脊柱骨折、脊柱畸形等^[3]。但是, 在长期的临床实践中, 椎弓根螺钉使用的一些不足之处也被观察到: 比如螺钉置入的过程中需要广泛剥离腰背肌, 可能造成术后腰部疼痛; 螺钉可能突破椎弓根误入椎管, 损伤神经根; 骨质量不佳的患者术中螺钉的松动较为常见等^[4]。

因此, 基于对传统椎弓根螺钉技术的改进, 2009 年 SANTONI 描述了一种新型的皮质骨轨迹螺钉 (cortical bone trajectory screws, CBT) 固定技术^[5], 与传统椎弓根螺钉相比, CBT 螺钉的钉体大部分均绕在椎弓根和椎体后部坚硬的骨皮质内, 进钉点也更靠近椎体中线, 术中椎旁肌肉的剥离范围较小, 具有螺钉把持力强、术中损伤相对较小等优点^[6]。生物力学测试显示, CBT 螺钉的平均最大扭矩高出传统螺钉约 1.7 倍^[7]。临床研究也表明, 在熟练掌握该技术的情况下, CBT 螺钉可取得与传统椎弓根螺钉相似的良好固定效果, 且手术时间和术中出血更少, 降低了术后并发症的发生风险^[8-9]。但是, CBT 螺钉取得良好固定效果的同时是否会对相邻节段产生更不利的影响, 目前尚无相关的生物力学研究, 因此, 此次研究拟通过有限元分析的方式, 精确客观地评估 CBT 螺钉对相邻椎间盘和小关节的影响。

1 对象和方法 Subjects and methods

1.1 设计 有限元分析试验。

1.2 时间及地点 试验于 2020 年 5 至 7 月在广东药科大学附属第一医院完成。

1.3 对象 通过询问病史、体格检查及影像学检查, 排除脊柱发育异常 (如脊柱侧凸、椎弓峡部裂) 和既往有腰椎疾病者 (如腰椎滑脱症), 选择一位合适的志愿者, 志愿者基本资料: 体格适中, 身高 1.72 m, 体质量 67 kg。通过 PACS 系统将志愿者的腰椎椎薄层 CT 数据 (层厚 0.625 mm) 另存于光盘中, 用于导入 Mimics 软件中重建三维模型。

1.4 方法

1.4.1 重建腰骶椎三维模型 在 Mimics 19.0 (Materialise 公司, 比利时) 软件中导入腰骶椎 CT 数据, 定义前后上下左右等方位。选择 “bone” 阈值选取工具, 选取合适范围的椎体骨质, 再通过画笔工具编辑蒙版, 填充空缺, 去除多余的区域, 逐层处理 CT, 重建 L₃ 至骶骨等椎体。随后, 将光滑后的三维模型另存为 STL 格式, 导入 Geomagic Studio 2013 软件 (Geomagic 公司, 美国) 中进行进一步的处理。首先, 将模型重新划分网格, 以降低模型在后续光滑过程中失真的风险, 通过砂纸工具对模型细节进行打磨光滑, 尤其应注意椎体后部结构, 如上下关节突关节、峡部的处理。通过系统自带的网格医生工具, 对模型曲面片进行优化。最后通过格栅构造、曲面拟合, 构建 L₃-S₁ 椎体模型。考虑到此次研究的对象为非骨质疏松椎体, 故参考文献, 设置外层皮质骨的厚度为 1 mm, 并通过将模型整体向内偏移来构建松质骨及后部结构^[10]。在 SolidWorks 2017CAD 软件 (Dassault Systemes 公司, 美国) 中, 通过拉伸切除、组合、放样等工具, 得到腰椎连接部分的三维模型 (包括终板、纤维环、髓核和关节软骨等), 其中终板厚度为 1 mm, 髓核约占椎间盘面积的 50%, 关节软骨的厚度

由上下关节突之间的距离决定, 为 0.5 mm 左右^[11]。

1.4.2 建立腰椎手术模型 因大部分腰椎退变性疾病均发生在 L₄₋₅ 和 L₅-S₁ 节段, 而 CBT 螺钉在 S₁ 的使用仍然存在一定争议 (S₁ 的 CBT 螺钉需穿透 S₁ 上终板, 可能会影响融合效果)^[6], 故此研究构建了 L₄₋₅ 节段的手术模型。

首先, 融合器和连接棒在零件界面进行构建, 融合器的高度和长度分别为 12 mm 和 24 mm, 连接棒直径为 5 mm。螺钉模型由三维扫描仪扫描加工而成, 具体方法参考郭惠智等^[12]的研究, 椎弓根螺钉的规格为 6 mm×50 mm(直径×长度), CBT 螺钉的规格为 5 mm×35 mm(直径×长度)。手术节段的模拟如下: 在 L₄₋₅ 节段行经椎间孔入路的椎间融合术, 切除 L₄₋₅ 右侧关节软骨、右侧上下关节突关节、部分纤维环及髓核。将融合器放置在椎间隙中间偏右的位置, 融合器中间填充同种异体骨。然后, 模拟椎弓根螺钉和 CBT 螺钉的轨迹, 分别调整螺钉的位置, 确保螺钉位于椎体内。为提高分析结果的可靠性, 两组手术模型中融合器被放置在相同的位置, 关节突关节及纤维环的切除范围也保持一致。CBT 螺钉的进钉点位于横突下缘与上关节突中线的交点处, 与头部侧倾斜 30°-45°, 与侧面倾斜 20°^[13] (图 1)。将上述内固定物及融合器调试放于模型中的合适位置, 组合成不同固定方式的腰骶椎模型。

1.4.3 模型的材料属性设置及分析 将 SolidWorks 软件中组装的完整腰椎、传统椎弓根螺钉和 CBT 模型另存为 x-t 工业标准格式的文件, 导入 ANSYS Workbench 17.0 软件 (美国 ANSYS 公司) 中进行材料属性设置、网格划分和有限元分析。椎体皮质骨、松质骨、关节软骨、终板、纤维环、髓核、融合器 (聚醚醚酮材质, PEEK) 和内固定 (钛合金材质, Ti-6Al-4V) 的材料属性参考既往有限元研究设置^[10, 14]。因目前大部分 CBT 螺钉的临床报道仍是以非骨质疏松患者为主, 故此研究将椎体的材料属性设置为正常^[8]。此外, 内固定对已经存在退变的椎间盘影响更大^[15], 且采用内固定治疗的患者, 手术节段和相邻节段一般也存在退变, 故此研究中将手术节段和相邻节段椎间盘的材料属性均设置为退变 (表 1)^[14]。

表 1 | 有限元模型中各部分的材料属性
Table 1 | Material properties used for the finite element model

| 部件 / 材料 | 杨氏模量 (MPa) | 泊松比 |
|----------|------------|------|
| 皮质骨 | 12 000 | 0.3 |
| 松质骨 | 100 | 0.2 |
| 后部结构 | 3 500 | 0.25 |
| 关节软骨 | 50 | 0.3 |
| 终板 | 1 000 | 0.3 |
| 纤维环 (正常) | 2.6 | 0.4 |
| 髓核 (正常) | 1.0 | 0.49 |
| 纤维环 (退变) | 12.3 | 0.35 |
| 髓核 (退变) | 1.7 | 0.4 |
| 内固定 | 110 000 | 0.3 |
| 融合器 | 3 600 | 0.3 |
| 同种异体骨 | 3 500 | 0.3 |

通过只受拉应力的弹簧单元模拟脊柱的韧带, 弹簧的刚度根据既往的有限元文献进行设置, 其计算公式为: 弹簧刚

度 = (弹性模量 × 横截面) / 平均长度, 前纵韧带、后纵韧带、黄韧带、棘上韧带、棘间韧带、横韧带和囊状韧带的刚度分别为 8.74, 5.83, 15.75, 15.38, 0.19, 2.39 和 10.85 N/mm^[11]。在连接中设置各组件的接触类型, 其中小关节为滑动摩擦 (摩擦系数 0.2), 剩余组件为绑定模式^[16]。

设置模型的加载及固定条件: 约束两侧骶髂关节面的活动, 于上位椎体表面 (L₃) 施加 150 N 垂直向下的载荷模拟自身重力, 同时施加 10 N·m 的前屈、后伸、左右侧弯和左右旋转的力矩, 模拟腰椎各方向的活动^[14]。完整腰骶椎、传统椎弓根螺钉固定和 CBT 固定的有限元模型见图 2。

1.5 主要观察指标 验证完整模型的有效性后, 分别比较两种手术模型中相邻节段活动度 (range of motion, ROM) 及相邻节段椎间盘和小关节 Von Mises 应力的差异。

2 结果 Results

2.1 模型的有效性验证 完整 L₃-S₁ 的模型中共有 393 835 个单元和 630 212 个节点, 有效性验证的结果显示, 完整模型在前屈、后伸、侧弯、旋转时, L₃₋₄, L₄₋₅ 和 L₅-S₁ 等节段的活动度与既往尸体实验和有限元结果相似^[17-19] (图 3)。说明该模型能模拟正常腰骶椎在各个方向上的生理运动, 可用于进一步的测试分析。

2.2 邻近节段的活动度 在上位相邻节段 (L₃₋₄), 椎弓根螺钉固定模型和 CBT 模型邻近节段在前屈、后伸、左侧弯、右侧弯、左旋和右旋时的活动度分别为 4.76°, 1.38°, 1.91°, 2.08°, 1.78°, 2.12° 和 4.58°, 1.46°, 1.95°, 2.03°, 1.8°, 2.1°。在下位相邻节段 (L₅-S₁), 椎弓根螺钉固定模型和 CBT 模型邻近节段在前屈、后伸、左侧弯、右侧弯、左旋和右旋时的活动度分别为 4.32°, 3.58°, 2.8°, 2.53°, 0.85°, 0.83° 和 4.35°, 3.85°, 2.92°, 2.61°, 0.87°, 0.87°。在 L₅-S₁ 节段, CBT 模型的活动度稍大于椎弓根螺钉固定模型的活动度, 但两组模型上下相邻节段的活动度差异 <8% (图 4)。

2.3 椎间盘最大应力 在相邻节段椎间盘最大等效应力上, 前屈时两组模型椎间盘应力最大, 在 L₃₋₄ 和 L₅-S₁ 分别达到了 2.97 MPa (椎弓根螺钉固定模型)、3 MPa (CBT 模型) 和 4.36 MPa (椎弓根螺钉固定模型)、4.4 MPa (CBT 模型)。除了在后伸时, CBT 模型 L₅-S₁ 椎间盘应力较椎弓根螺钉固定模型应力大 18.63% 外, 在其他活动工况时, 两组模型邻近椎间盘应力差异均小于 10% (图 5)。

2.4 相邻节段小关节最大应力 在头端相邻节段小关节, CBT 模型和椎弓根螺钉固定模型 L₄ 上关节突在前屈、后伸、左侧弯、右侧弯、左旋和右旋时最大等效应力分别为 19.15, 16.46, 10.68, 10.42, 8.01, 9.6 MPa 和 19.71, 17.74, 11.26, 11.37, 10.49, 11.13 MPa。CBT 模型各工况 L₄ 上关节突的应力均小于椎弓根螺钉固定模型, 尤其是在左旋和右旋时明显, 分别减小了 30.1% 和 15.9% (图 6, 7)。在尾端相邻小关节, CBT 模型 L₅ 下关节突的最大等效应力在前屈、后伸、左侧弯和左旋时较椎弓根螺钉固定模型分别增加 10.4%,

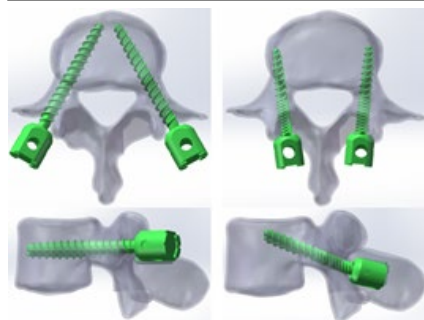


图 1 | 传统椎弓根螺钉 (左) 和皮质骨轨迹螺钉 (右) 轨迹示意图 (L₄)
Figure 1 | Trajectory of traditional trajectory pedicle screw (left) and cortical bone trajectory screws (right) in L₄

20%, 9.6% 和 2.7%, 在右侧弯和右旋时减小 24.5% 和 7.4%。总的来说, CBT 对减小了头端相邻小关节的应力, 但增加了尾端相邻小关节的应力。

3 讨论 Discussion

随着脊柱手术技术和内固定器械的进步, 近年来各种不同的内固定技术和融合方式获得了长足的发展。从生物力学的角度来说, 横突、椎板和小关节的力均通过椎弓根传递和汇聚, 椎弓根中心只有非常薄的松质骨, 其坚硬的皮质骨被认为是脊柱的“力核”^[20]。腰椎 CBT 螺钉的进钉点位于横突下 1 mm 水平线与椎体上关节突中垂线的交点, 螺钉进钉方向由内下向外上呈倒“八”字, 其轨迹依次经过椎弓根峡部、椎弓根和椎体后部皮质骨。因此, 尽管 CBT 螺钉的长度和直径较传统椎弓根螺钉短小, 但由于螺钉-骨界面的骨质量较好, 其生物力学稳定性反而优于或与传统椎弓根螺钉相似。BALUCH 等^[21]通过尸体标本的疲劳测试表明, CBT 螺钉的失效载荷和循环次数分别为椎弓根螺钉的 1.33 倍和 1.8 倍, 证明 CBT 螺钉具有良好的长期生物力学稳定性。也有文献指出, 虽然 CBT 螺钉的轴向抗拔出力更强, 但抗侧弯及旋转能力与椎弓根螺钉相比处于劣势^[5]。

邻近节段退变是腰椎融合固定术后一种常见并发症, 大部分患者仅表现为影像学上的退变, 但仍有 5.2%~18.5% 的患者出现临床症状。PHILLIPS 等^[22]的临床研究显示, 在伴有症状需要手术干预的邻近节段退变患者中, 其手术满意率较低, 只有约 57%, 并有部分患者需要多次手术。因此, 如何预防和减少邻近节段退变的发生成为脊柱外科的难点和热点。大部分文献研究表明, 患者术后即刻的坚强固定、融合节段的长度、年龄和邻近节段的退变等均会加速邻近节段退变的发生^[23-26]。坚强的内固定会破坏腰椎原有的载荷传导, 增加邻近节段的负担, 导致早期发生邻近节段退变的的风险增大。因此, 与传统椎弓根螺钉相比, 坚强固定的 CBT 螺钉是否会增加邻近节段退变的发生率? 此次研究通过比

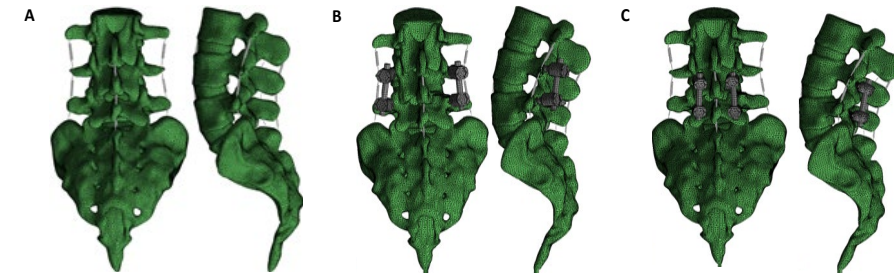
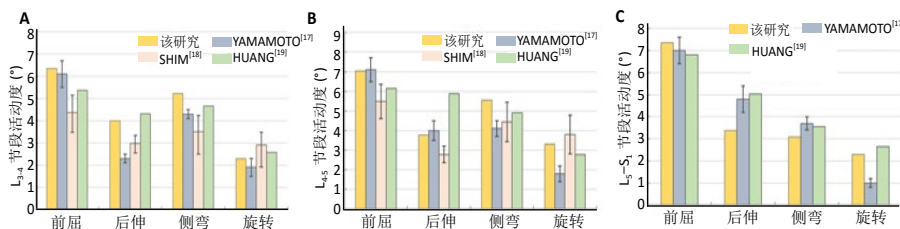


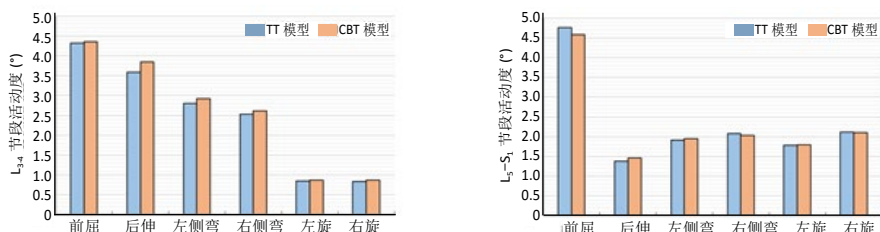
图 2 | 完整腰骶椎 (A)、椎弓根螺钉固定 (B) 和皮质骨螺钉固定 (C) 的有限元模型
Figure 2 | Finite-element model of the intact lumbo-sacral vertebra (A), traditional trajectory pedicle screw (B), and cortical bone trajectory screws (C)



图注: 模型 L₃₋₄(A)、L₄₋₅(B) 和 L_{5-S1} 节段的运动度与既往尸体及有限元结果相似, 说明模型的仿真程度较好

图 3 | 模型的有效性验证结果

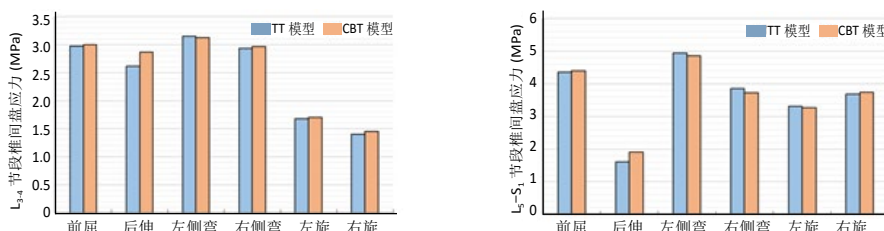
Figure 3 | Model validation result



图注: 在 L_{5-S1} 节段, 皮质骨轨迹螺钉固定 (CBT) 模型的运动度稍大于椎弓根螺钉固定 (TT) 模型的运动度, 但两组模型上下相邻节段的运动度差异较小

图 4 | 两组模型邻近节段运动度的比较

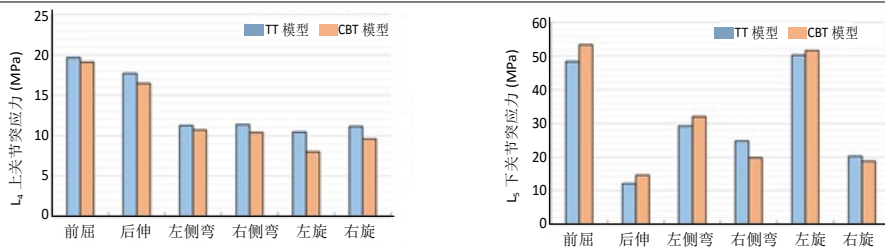
Figure 4 | Comparison of motion range between the two different models in adjacent segments



图注: 皮质骨轨迹螺钉固定 (CBT) 模型和椎弓根螺钉固定 (TT) 模型中上下相邻椎间盘的应力差异较小

图 5 | 两组模型相邻节段椎间盘最大等效应力的比较

Figure 5 | Comparison of maximum equivalent stress in adjacent segments between the two models



图注：总的来说，皮质骨轨迹螺钉固定 (CBT) 减小了头端相邻小关节的应力，但增加了尾端相邻小关节的应力。TT 模型：椎弓根螺钉固定模型

图 6 | 两种内固定中头端 (左) 和尾端 (右) 小关节最大等效应力的比较

Figure 6 | Comparison of maximum equivalent stress at midhead (left) and caudal (right) facets

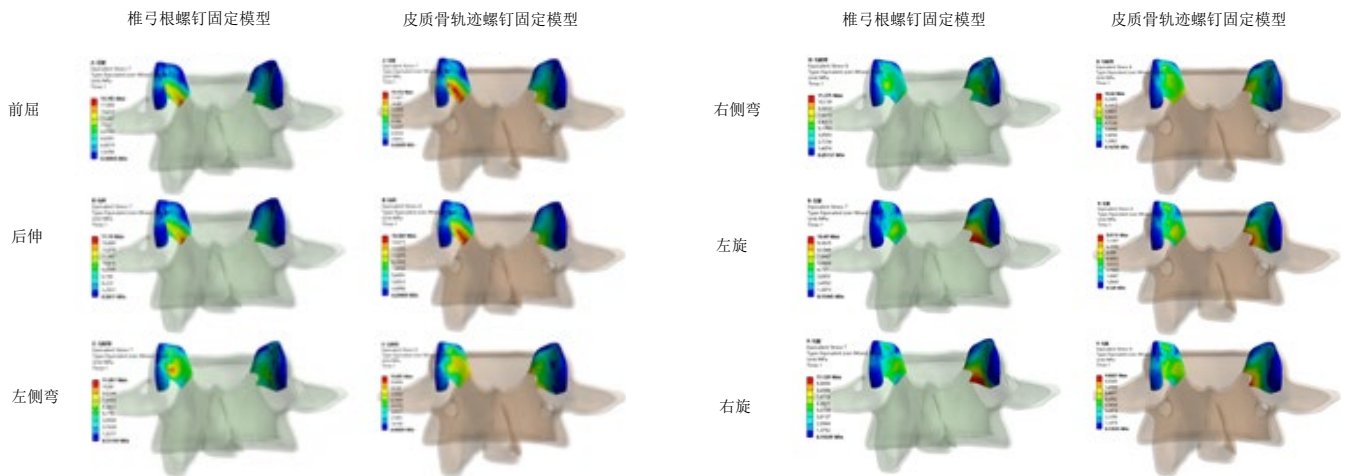


图 7 | 两种模型 L₄ 上关节突的应力云图

Figure 7 | Stress distribution at L₄ superior articular process in both models

较 CBT 螺钉与椎弓根螺钉对相邻节段的影响，为临床选择内固定方式提供生物力学参考。

此次研究的结果表明，在上下相邻节段的活动度和椎间盘最大应力上，两种内固定方式的影响相似，差异不超过 10%。这可能是由于此次研究的椎体为正常骨质，CBT 螺钉和椎弓根螺钉相比，生物力学稳定性没有非常明显的提高有关。但是，在相邻节段关节突的应力上，CBT 螺钉却表现为对头端关节突关节的影响较小，而对尾端关节突关节的影响较大。这可能与两组固定方式中螺钉和钉棒的不同位置有关：相比于椎弓根螺钉，CBT 螺钉进针点靠近内下，钉棒距离头端关节突 (L₄ 上关节突) 更远，离尾端关节突 (L₅ 下关节突) 更近，因此，CBT 螺钉对头端小关节的干扰较小，而对较尾端干扰相对更大。MATSUKAWA 等^[27] 通过对 202 例采用 CBT 螺钉固定的患者研究后发现，发生螺钉侵扰关节突患者的螺钉与关节突的距离 (3.2±1.0) mm 明显小于未发生侵扰的患者 (8.1±2.3) mm，这提示螺钉与关节突的距离会对关节突的应力产生一定的影响。PARK 等^[28] 和 SEARS 等^[29] 的临床研究表明，关节突的不稳定会导致局部应力增加，并进一步增加了相邻节段退变的发生率。

当然，此次研究也存在一定的不足之处，比如不同的固定节段、CBT 螺钉的规格、关节突关节的退变程度和患者的体质量等因素均会对邻近节段产生一定影响，研究并没有对上述不同情况进行一一分析。此外，在椎弓根螺钉和 CBT 螺钉的置入过程中，对竖脊肌、多裂肌等腰部肌肉的剥离范围也存在差异，这也会对邻近节段的退变产生一定的影响。

因此，此次研究的结论还需要尸体标本实验和长期大样本临床研究的验证。

总的来说，椎弓根螺钉固定和 CBT 螺钉固定对相邻节段活动度和椎间盘应力的影响相似，但相比于椎弓根螺钉固定，CBT 固定减小了头端相邻小关节的应力，增加了尾端相邻小关节的应力。

作者贡献：魏源标负责实验设计，魏源标、郭惠智负责实验实施，张顺聪负责修改和评估论文。

经费支持：该研究接受了“广州中医药大学第一附属医院创新强院项目 (2019 II T32)”的资助，所有作者声明，经费支持没有影响文章观点和对研究数据的客观分析。

利益冲突：所有作者共同认可文章无相关利益冲突。

机构伦理问题：研究的实施符合《赫尔辛基宣言》和医院对人体研究的相关伦理要求。

知情同意问题：志愿者对试验过程完全知情同意，在充分了解试验方案的前提下签署“知情同意书”。

写作指南：该研究遵循国际医学期刊编委委员会《学术研究实验与报告和医学期刊编辑与发表的推荐规范》。

文章查重：文章出版前已经过专业反剽窃文献检测系统进行 3 次查重。

文章外审：文章经小同行外审专家双盲外审，同行评议认为文章符合期刊发稿宗旨。

文章版权：文章出版前杂志已与全体作者授权人签署了版权相关协议。

开放获取声明：这是一篇开放获取文章，根据《知识共享许可协议》“署名-非商业性使用-相同方式共享 4.0”条款，在合理引用的情况下，允许他人以非商业性目的基于原文内容编辑、调整和扩展，同时允许任何用户阅读、下载、拷贝、传递、打印、检索、超级链接该文献，并为之建立索引，用作软件的输入数据或其它任何合法用途。

4 参考文献 References

- [1] ROSINSKI A, ODEH K, UNGUREAN V JR, et al. Non-Pedicular Fixation Techniques for the Treatment of Spinal Deformity: A Systematic Review. *JBJS Rev.* 2020;8:e0150.
- [2] WANG J, HE X, SUN T. Comparative clinical efficacy and safety of cortical bone trajectory screw fixation and traditional pedicle screw fixation in posterior lumbar fusion: a systematic review and meta-analysis. *Eur Spine J.* 2019;28(7):1678-1689.
- [3] TARAWNEH AM, SALEM KM. A Systematic Review and Meta-analysis of Randomized Controlled Trials Comparing the Accuracy and Clinical Outcome of Pedicle Screw Placement Using Robot-Assisted Technology and Conventional Freehand Technique. *Global Spine J.* 2020;2192568220927713.
- [4] 袁磊, 陈仲强, 曾岩, 等. 胸腰椎椎弓根螺钉内固定术后螺钉松动研究进展 [J]. *中国脊柱脊髓杂志*, 2017,27(8):756-762.
- [5] SANTONI BG, HYNES RA, MCGILVRAY KC, et al. Cortical bone trajectory for lumbar pedicle screws. *Spine J.* 2009;9:366-373.
- [6] 童金玉, 李新华, 晏美俊, 等. 椎弓根皮质骨轨迹螺钉技术的研究进展 [J]. *中国矫形外科杂志*, 2019,27(2):159-164.
- [7] MATSUKAWA K, YATO Y, HYNES RA, et al. Cortical Bone Trajectory for Thoracic Pedicle Screws: A Technical Note. *Clin Spine Surg.* 2017;30:E497-E504.
- [8] WANG J, HE X, SUN T. Comparative clinical efficacy and safety of cortical bone trajectory screw fixation and traditional pedicle screw fixation in posterior lumbar fusion: a systematic review and meta-analysis. *Eur Spine J.* 2019;28:1678-1689.
- [9] MARENGO N, MATSUKAWA K, MONTICELLI M, et al. Cortical Bone Trajectory Screw Placement Accuracy with a Patient-Matched 3-Dimensional Printed Guide in Lumbar Spinal Surgery: A Clinical Study. *World Neurosurg.* 2019;130:e98-e104.
- [10] XU H, JU W, XU N, et al. Biomechanical comparison of transforaminal lumbar interbody fusion with 1 or 2 cages by finite-element analysis. *Neurosurgery.* 2013;73(2 Suppl Operative):on s198-205; discussion on s205.
- [11] 闫家智, 吴志宏, 汪学松, 等. 腰椎三维有限元模型建立和应力分析 [J]. *中华医学杂志*, 2009,89(17):1162-1165.
- [12] 郭惠智, 梁德, 张顺聪, 等. 腰椎单 / 双节段骨水泥强化椎弓根螺钉固定对邻近节段影响的有限元分析 [J]. *中国脊柱脊髓杂志*, 2020,30(2):159-166.
- [13] SAKAURA H, MIWA T, YAMASHITA T, et al. Cortical bone trajectory screw fixation versus traditional pedicle screw fixation for 2-level posterior lumbar interbody fusion: comparison of surgical outcomes for 2-level degenerative lumbar spondylolisthesis. *J Neurosurg Spine.* 2018;28:57-62.
- [14] 费琦, 赵凡, 杨雍, 等. 腰椎后路融合手术对失稳模型节段稳定性及相邻节段力学的影响 [J]. *中华医学杂志*, 2015,95(45):3681-3686.
- [15] YIWEI Z, SUOMAO Y, YONGHAO T, et al. Risk Factors Related to Superior Facet Joint Violation During Lumbar Percutaneous Pedicle Screw Placement in Minimally Invasive Transforaminal Lumbar Interbody Fusion (MIS-TLIF). *World Neurosurg.* 2020;139:e716-e723.
- [16] LU T, LU Y. Comparison of Biomechanical Performance Among Posterolateral Fusion and Transforaminal, Extreme, and Oblique Lumbar Interbody Fusion: A Finite Element Analysis. *World Neurosurg.* 2019;129:e890-e899.
- [17] YAMAMOTO I, PANJABI MM, CRISCO T, et al. Three-dimensional movements of the whole lumbar spine and lumbosacral joint. *Spine (Phila Pa 1976).* 1989;14(11):1256-1260.
- [18] SHIM CS, PARK SW, LEE SH, et al. Biomechanical evaluation of an interspinous stabilizing device, Locker. *Spine (Phila Pa 1976).* 2008;33:E820-E827.
- [19] HUANG YP, DU CF, CHENG CK, et al. Preserving Posterior Complex Can Prevent Adjacent Segment Disease following Posterior Lumbar Interbody Fusion Surgeries: A Finite Element Analysis. *PLoS One.* 2016;11:1932-6203.
- [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] BALUCH DA, PATEL AA, LULLO B, et al. Effect of physiological loads on cortical and traditional pedicle screw fixation. *Spine (Phila Pa 1976).* 2014;39:E1297-E1302.
- [22] PHILLIPS FM, CARLSON GD, BOHLMAN HH, et al. Results of surgery for spinal stenosis adjacent to previous lumbar fusion. *J Spinal Disord.* 2000;13:432-437.
- [23] 楚野, 梁斌, 曾佳兴, 等. 腰椎退变性疾病融合术后邻近节段退变的研究进展 [J]. *中国脊柱脊髓杂志* 2014,24(2):175-178.
- [24] GOH GS, TAY Y, YUE WM, et al. What Are the Patient-reported Outcomes, Complications, and Radiographic Results of Lumbar Fusion for Degenerative Spondylolisthesis in Patients Younger Than 50 Years?. *Clin Orthop Relat Res.* 2020;478:1880-1888.
- [25] LIU CW, WANG LL, XU YK, et al. Traditional and cortical trajectory screws of static and dynamic lumbar fixation- a finite element study. *BMC Musculoskelet Disord.* 2020;21:463.
- [26] AONO H, TAKENAKA S, TOBIMATSU H, et al. Adjacent-segment disease after L3-4 posterior lumbar interbody fusion: does L3-4 fusion have cranial adjacent-segment degeneration similar to that after L4-5 fusion? *J Neurosurg Spine.* 2020;1-6.
- [27] MATSUKAWA K, KATO T, YATO Y, et al. Incidence and Risk Factors of Adjacent Cranial Facet Joint Violation Following Pedicle Screw Insertion Using Cortical Bone Trajectory Technique. *Spine (Phila Pa 1976).* 2016;41:E851-856.
- [28] PARK P, GARTON HJ, GALA VC, et al. Adjacent segment disease after lumbar or lumbosacral fusion: review of the literature. *Spine (Phila Pa 1976).* 2004;29(17):1938-1944.
- [29] SEARS WR, SERGIDES IG, KAZEMI N, et al. Incidence and prevalence of surgery at segments adjacent to a previous posterior lumbar arthrodesis. *Spine J.* 2011;11(1):11-20.

(责任编辑: ZN, SX)