

文章编号: 1004-7220(2024)03-0413-08

# 有限元分析改良皮质骨轨迹置钉在 腰椎翻修术中的力学性能

张连鹏<sup>1</sup>, 居来提·买提肉孜<sup>1</sup>, 张治豪<sup>1</sup>, 张瑞<sup>2</sup>, 阿卜力克木·买买提<sup>2</sup>, 帕尔哈提·热西提<sup>2</sup>  
(1. 新疆大学 智能制造现代化产业学院, 乌鲁木齐 830017; 2. 新疆医科大学第一附属医院 脊柱外科, 乌鲁木齐 830054)

**摘要:**目的 利用有限元分析改良皮质骨轨迹置钉(modified cortical bone trajectory, MCBT)、皮质骨轨迹置钉(cortical bone trajectory, CBT)技术在腰椎翻修手术中的力学性能,并分析 MCBT 相比 CBT 在翻修手术中的优势。方法 根据 CT 扫描数据建立 L1~5 椎体、终板、纤维环、髓核三维模型,在椎体模型中按传统轨迹(traditional trajectory, TT)椎弓根置钉技术进行置钉,再将 TT 螺钉去除,保留 TT 钉道,并用 MCBT、CBT 螺钉在该椎体上进行翻修置钉,对腰椎重新固定。利用有限元分析 MCBT、CBT 在翻修手术中的力学性能。结果 在前屈、后伸、侧弯、轴向旋转工况下, CBT 翻修组相比对照组运动范围(range of motion, ROM)分别降低 12.07%、19.60%、8.72%、7.66%, L3~4 椎体间纤维环应力分别增加 11.27%、30.43%、35.52%、25.36%, L4~5 椎体间纤维环应力分别降低 39.84%、52.64%、23.91%、15.77%; MCBT 翻修组相比对照组, ROM 分别降低 13.18%、20.27%、25.63%、8.59%, L3~4 椎体间纤维环应力分别增加 10.41%、21.60%、15.83%、18.41%, L4~5 椎体间纤维环应力分别降低 37.14%、61.94%、39.46%、35.23%; MCBT 翻修组相比 CBT 翻修组 ROM 分别降低 1.26%、0.83%、18.53%、1.00%, L3~4 椎体间纤维环应力分别降低 0.77%、6.77%、14.53%、5.54%, L4~5 椎体应力分别降低 2.82%、15.91%、19.79%、8.75%。在前屈工况下, MCBT 翻修组 L4~5 椎体间纤维环应力相比 CBT 翻修组增加 4.49%, 在后伸、侧弯、轴向旋转工况下分别降低 19.65%、20.44%、23.11%。结论 采用 MCBT、CBT 进行椎体翻修时均能够提供满足椎体固定要求的力学性能,并且 MCBT 的固定性能与安全性能不劣于 CBT。研究结果为腰椎翻修术提供了更多的入路选择,在临床中具有一定参考意义。

**关键词:** 腰椎; 改良皮质骨轨迹置钉; 皮质骨轨迹置钉; 翻修手术

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2024.03.006

## Mechanical Properties of Modified Cortical Bone Trajectory Placement in Lumbar Revision: A Finite Element Analysis

ZHANG Lianpeng<sup>1</sup>, Julaiti · MAITIROUZI<sup>1</sup>, ZHANG Zhihao<sup>1</sup>, ZHANG Rui<sup>2</sup>,  
Abulikemu · MAIMAITI<sup>2</sup>, Paerhati · REXITI<sup>2</sup>

(1. College of Intelligent Manufacturing, Xinjiang University, Urumqi 830017, China; 2. Department of Spine Surgery, the First Affiliated Hospital of Xinjiang Medical University, Urumqi 830054, China)

**Abstract: Objective** To explore the mechanical properties of modified cortical bone trajectory (MCBT) and cortical bone trajectory (CBT) in lumbar revision surgery using finite element analysis and to analyze the advantages of MCBT over CBT in lumbar revision. **Methods** A three-dimensional (3D) model of the L1–5 vertebral body, endplate, annulus fibrosus, and nucleus pulposus was established based on CT tomography data. The traditional trajectory (TT) was used for pedicle screw placement in the vertebral body model; then, the

收稿日期: 2023-11-08; 修回日期: 2023-11-24

基金项目: 国家自然科学基金项目(81960415)

通信作者: 居来提·买提肉孜, 副教授, 硕士生导师, E-mail: jurat@xju.edu.cn

TT screws were removed, retaining the TT screw path, and revision screws were placed on the vertebral body with MCBT and CBT screws. The mechanical properties of the MCBT and CBT during revision surgery were analyzed using finite element analysis. **Results** Under flexion, extension, lateral bending, and axial rotation, the range of motion (ROM) in the CBT revision group decreased by 12.07%, 19.60%, 8.72%, and 7.66%, respectively; the annulus stress of L3–4 segment increased by 11.27%, 30.43%, 35.52%, and 25.36%, respectively; and the annulus stress of L4–5 segment decreased by 39.84%, 52.64%, 23.91%, and 15.77%, respectively, compared with the control group. The ROM in the MCBT revision group decreased by 13.18%, 20.27%, 25.63%, and 8.59%, respectively; the annulus stress of the L3–4 segment increased by 10.41%, 21.60%, 15.83%, and 18.41%, respectively; and the annulus stress of the L4–5 segment decreased by 37.14%, 61.94%, 39.46%, and 35.23%, respectively, compared with the control group. The ROM of the MCBT revision group decreased by 1.26%, 0.83%, 18.53%, and 1.00%, respectively. The annulus stress of the L3–4 segment decreased by 0.77%, 6.77%, 14.53%, and 5.54%, respectively, whereas that of the L4–5 segment decreased by 2.82%, 15.91%, 19.79%, and 8.75%, respectively, compared to the CBT revision group. Compared with the CBT revision group, the annulus stress of the L4–5 segment in the MCBT revision group increased by 4.49% under flexion and decreased by 19.65%, 20.44%, and 23.11% under extension, lateral bending, and axial rotation, respectively. **Conclusions** Both MCBT and CBT can provide mechanical properties that meet the requirements of vertebral fixation, and the fixation performance and safety of MCBT are comparable to those of CBT. This study provides a reference for using the MCBT and CBT techniques in revision surgery in clinical practice.

**Key words:** lumbar spine; modified cortical bone trajectory; cortical bone trajectory; revision surgery

传统轨迹 (traditional trajectory, TT) 椎弓根置钉技术已成为评价腰椎内固定的金标准, 被广泛应用于治疗各种腰椎疾病<sup>[1-2]</sup>。但 TT 螺钉主要以椎弓根内的松质骨为固定基础, 并没有充分发挥皮质骨的作用。相比皮质骨, 松质骨受骨质疏松症的影响更大<sup>[3]</sup>。当发生骨质疏松时, 骨密度每下降  $10 \text{ g/cm}^3$ , TT 螺钉的最大抗拔出力相应下降  $60 \text{ N}$ <sup>[4]</sup>。因此, 骨质疏松症患者常发生内固定失败, 此时需进行翻修手术, 翻修率为 8%~45%<sup>[5]</sup>。临床中常采用增加螺钉直径、长度和骨水泥的方式进行翻修。但增加螺钉直径和长度, 会使血管损伤的几率增加 1 倍<sup>[6]</sup>。此外, 注入骨水泥会增加手术时间, 引起神经功能障碍和肺栓塞<sup>[7]</sup>。为避免上述风险, 有学者研究了皮质骨轨迹置钉 (cortical bone trajectory, CBT) 技术在翻修手术中的可行性以及优点<sup>[2]</sup>。

自 Santoni 等<sup>[8]</sup>首先报道了 CBT 技术, CBT 技术已逐渐在临床普及。但 CBT 仍存在许多问题。Rexiti 等<sup>[9]</sup>从 CBT 进钉点、螺钉轨迹外偏角、头倾角进行改进, 提出改良皮质骨轨迹置钉 (modified cortical bone trajectory, MCBT) 技术。相关研究证实, MCBT 具有出色的力学性能<sup>[10-11]</sup>。并且 MCBT、CBT 钉道周围骨质的 CT 值均大于 TT 钉道周围骨质的 CT 值, 表明 MCBT、CBT 钉道对皮质骨的利用

率更高, 螺钉的固定性能受骨质疏松症的影响更小, 对翻修的患者有显著优势。但有关 MCBT 在翻修手术中的力学性能的研究鲜有报道。本文通过有限元分析探究 MCBT 及 CBT 内固定系统在翻修术后对腰椎前屈、后伸、侧弯、轴向旋转工况的固定性能。

## 1 材料与方法

### 1.1 实验对象

新疆医科大学提供 1 具 63 岁男性解剖标本 (骨密度  $T$  值  $< -2.5 \text{ SD}$ )。使用 64 排螺旋 CT 机 (Philips 公司, 荷兰) 对椎体进行扫描, 层厚  $0.25 \text{ mm}$ , 图像数据保存为 DICOM 格式。本研究方案已通过新疆医科大学第一附属医院伦理委员会审查 (20190225-21)。

### 1.2 L1~5 椎体建模

根据 CT 数据建立 L1~5 椎体模型。已知群体中腰椎皮质骨平均厚度为  $0.73 \text{ mm}$ <sup>[12]</sup>, 考虑骨质疏松症导致的皮质骨衰退, 将皮质骨厚度设置为  $0.6 \text{ mm}$ 。椎间盘由终板、髓核与纤维环组成, 其中髓核占椎间盘表面积 44%, 纤维环为 56%<sup>[13]</sup>, 上、下表面为终板, 厚度可设置为  $0.5 \text{ mm}$ <sup>[14]</sup>。将建立的皮质骨、松质骨、终板、髓核及纤维环导入

SolidWorks 中进行装配,并建立 L1~5 椎体间的关节软骨,在 ANSYS 中添加弹簧,模拟前纵韧带、后纵韧带、横突间韧带、棘上韧带、棘间韧带、黄韧带、关节囊韧带,从而建立完整的椎体模型。

### 1.3 置钉模型建立

本实验分为对照组、CBT 初始组、CBT 翻修组、MCBT 初始组、MCBT 翻修组。对照组为未置钉的腰椎模型,模拟腰椎正常情况下的运动性能。首先,采用直径 6 mm、长 45 mm 螺钉,沿椎弓根解剖轴且平行于椎体终板<sup>[15]</sup>的轨迹进行置钉,然后去除螺钉,保留钉道,模拟 TT 螺钉固定失败后残留的钉道。CBT 初始组及 CBT 翻修组采用直径 4.5 mm、长 35 mm 螺钉,按皮质骨轨迹置钉技术(进钉点为上关节突关节中垂线与同侧横突下 1 mm 水平线交点,置钉方向在矢状面头偏 25°,水平面外偏 10°<sup>[16]</sup>)分别在正常椎体和固定失败的椎体上进行置钉[见图 1(a)、(b)]。MCBT 初始组及 MCBT 翻修组采用直径 4.5 mm、长 45 mm 螺钉,按改良皮质骨轨迹置钉技术(在 CBT 的基础上,进钉点内移 2~3 mm,头倾角为 20°~25°,外倾角为 22°<sup>[9,17]</sup>)分别在正常椎体和固定失败的椎体上进行置钉[见图 1(c)、(d)]。材料属性见表 1。

### 1.4 评价指标及边界条件

**1.4.1 边界条件和载荷设置** 将皮质骨、松质骨、终板、纤维环、髓核间的接触设置为绑定接触,根据临床中关节软骨和关节突之间不会分离,但又会产生滑动,将关节软骨和关节突间设置为不分离接触。为模拟螺钉刚置入椎体,而未发生松动时的固定性能,将螺钉与椎体之间的接触设置为绑定接触。将 L5 节椎体下表面设置为约束,并在 L1 椎体表面施加 500 N 竖直向下的载荷模拟人体上半身重量<sup>[18]</sup>。研究发现,10 N·m 力矩是使腰椎不发生破坏的最大力矩<sup>[19]</sup>,故在 L1 节椎体上逐步施加前屈、后伸、侧弯、轴向旋转的转动角度,至力矩达到 10 N·m,此时对应的角度即为椎体能够达到的最大角度。

**1.4.2 评价指标** 对照组、CBT 初始组、CBT 翻修组、MCBT 初始组、MCBT 翻修组椎体前屈、后伸、侧弯、轴向旋转时的运动范围(range of motion, ROM)、L3~4 椎体间纤维环应力、L4~5 椎体间纤维环应力、L4~5 椎体应力变化。

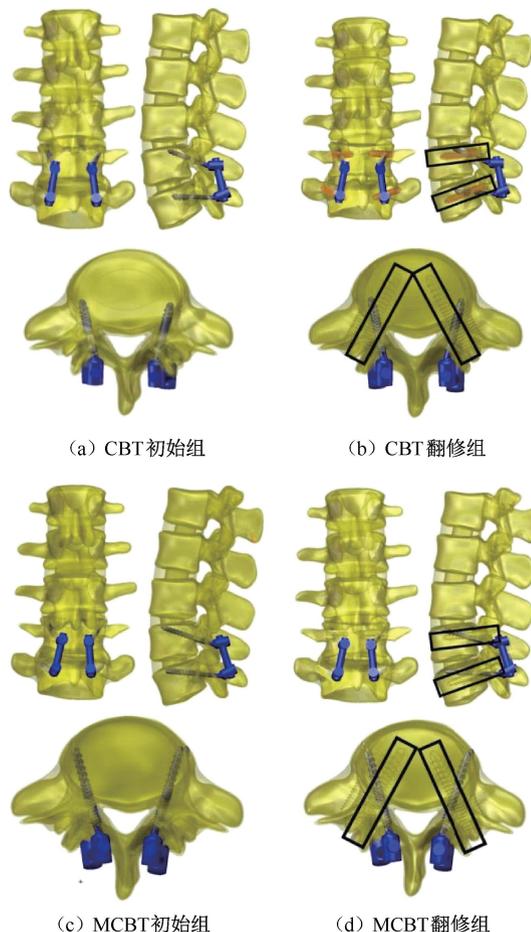


图 1 不同置钉模型

Fig. 1 Model of different nail placements (a) CBT initial group, (b) CBT revision group, (c) MCBT initial group, (d) MCBT revision group

注:第 2 行图片为模型轴向俯视图,黑框内为残留钉道。

表 1 材料属性

Tab. 1 Material properties

材料	$E/\text{MPa}$	$\nu$	$K/\text{N}\cdot\text{mm}$
皮质骨	8 040	0.30	—
松质骨	34	0.20	—
关节软骨	10	0.40	—
髓核	1	0.49	—
终板	25	0.25	—
纤维环	4.2	0.45	—
前纵韧带	—	—	8.74
后纵韧带	—	—	5.83
黄韧带	—	—	15.75
棘上韧带	—	—	15.38
棘间韧带	—	—	0.19
横突间韧带	—	—	2.39
关节囊韧带	—	—	10.85

注: $E$ 为弹性模量; $\nu$ 为泊松比; $K$ 为刚度。

## 2 结果

### 2.1 模型验证

将所建对照组的腰椎模型几何形状与真实椎体形状进行对比,对照组的腰椎模型具有较好的还原性。将腰椎模型皮质骨、松质骨分布与真实椎体解剖后皮质骨、松质骨分布进行对比,腰椎模型具有较高的还原性。并将本实验 ROM、模型刚度与文献[20-23]进行对比,结果差异不大(见图2)。因此,本文认为建模有效,可用于后续实验。

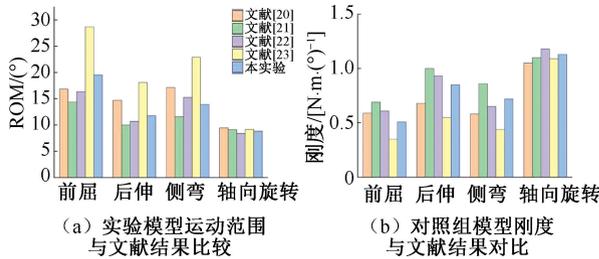


图2 模型验证结果

**Fig. 2 Results of model verification** (a) Comparison of ROM of the model in the experiment with results in the literature, (b) Comparison of stiffness of the model in control group with results in the literature

### 2.2 运动范围

在前屈、后伸、侧弯、轴向旋转工况下,CBT 翻修组 ROM 相比对照组分别降低 12.07%、19.60%、8.72%、7.66%,相比 CBT 初始组分别增加 0.74%、

0.62%、1.89%、0.38%。在前屈、后伸、侧弯、轴向旋转工况下,MCBT 翻修组 ROM 相比对照组分别降低 13.18%、20.27%、25.63%、8.59%,相比 MCBT 初始组分别增加 0.19%、1.13%、1.74%、0.02%,相比 CBT 翻修组分别降低 1.26%、0.83%、18.53%、1.00%(见表2)。

表2 不同运动工况下各初始组、翻修组与对照组运动范围

**Tab.2 ROMs of initial group, revision group and control group under different motions** 单位:(°)

分组	前屈	后伸	侧弯	轴向旋转
对照组	19.546	11.784	13.944	8.864
CBT 初始组	17.059	9.416	12.492	8.154
CBT 翻修组	17.186	9.474	12.728	8.185
MCBT 初始组	16.938	9.290	10.193	8.101
MCBT 翻修组	16.970	9.395	10.370	8.103

### 2.3 L3~4 椎体间纤维环应力

在前屈、后伸、侧弯、轴向旋转工况下,CBT 翻修组 L3~4 椎体间纤维环应力相比 CBT 初始组分别增加 0.27%、7.16%、14.12%、1.94%,相比对照组分别增加 11.27%、30.43%、35.52%、25.36%。在前屈、后伸、侧弯、轴向旋转工况下,MCBT 翻修组 L3~4 椎体间纤维环应力相比 MCBT 初始组分别增加 0.27%、2.35%、15.66%、0.13%,相比对照组分别增加 10.41%、21.60%、15.83%、18.41%,相比 CBT 翻修组分别降低 0.77%、6.77%、14.53%、5.54%(见表3、图3)。

表3 不同运动工况下 L3~4、L4~5 椎体间纤维环最大应力及 L4~5 椎体最大应力

**Tab.3 Maximum stress of the annulus fibrosus between L3-4, L4-5 vertebral bodies and L4-5 vertebral body under different motions**

分组	L3~4 椎体间纤维环最大应力/MPa				L4~5 椎体纤维环最大应力/MPa				L4~5 椎体最大应力/MPa			
	前屈	后伸	侧弯	旋转	前屈	后伸	侧弯	旋转	前屈	后伸	侧弯	旋转
对照组	2.689	1.824	2.666	1.928	4.109	2.751	3.928	2.759	—	—	—	—
CBT 初始组	2.984	2.220	3.166	2.371	2.452	1.296	2.969	2.313	86.170	73.471	76.229	93.949
CBT 翻修组	2.992	2.379	3.613	2.417	2.472	1.303	2.989	2.324	87.243	76.742	86.251	95.687
MCBT 初始组	2.961	2.167	2.670	2.280	2.513	1.018	2.364	1.782	81.055	62.491	67.908	84.971
MCBT 翻修组	2.969	2.218	3.088	2.283	2.583	1.047	2.378	1.787	84.782	64.534	69.180	87.316

### 2.4 L4~5 椎体间纤维环应力

在前屈、后伸、侧弯、轴向旋转工况下,CBT 翻修组 L4~5 椎体间纤维环应力相比 CBT 初始组分别增加 0.82%、0.54%、0.67%、0.48%,相比对照组分别降低 39.84%、52.64%、23.91%、15.77%。在前屈、后伸、侧弯、轴向旋转工况下,MCBT 翻修组 L4~5 椎体

间纤维环应力相比 MCBT 初始组分别增加 2.79%、2.85%、0.59%、0.28%,相比对照组分别降低 37.14%、61.94%、39.46%、35.23%。在前屈工况下,MCBT 翻修组 L4~5 椎体间纤维环应力相比 CBT 翻修组增加 4.49%,在后伸、侧弯、轴向旋转工况下分别降低 19.65%、20.44%、23.11%(见表3、图4)。

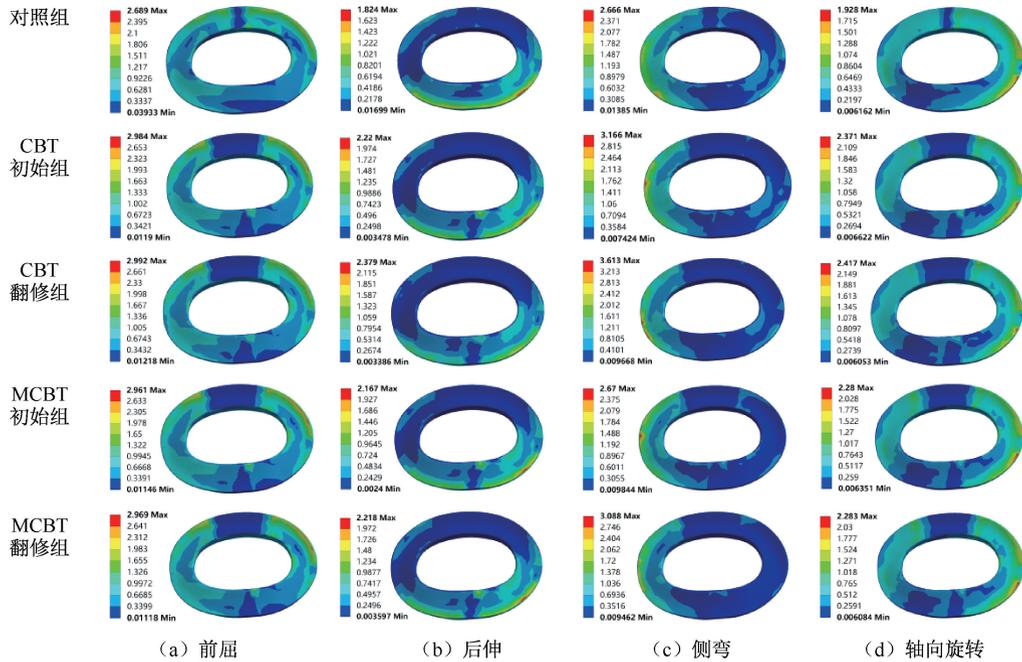


图 3 不同运动工况下 L3~4 椎间纤维环应力云图

Fig. 3 Stress contours of the annulus fibrosus in L3-4 segments under different motions (a) Flexion, (b) Extension, (c) Lateral bending, (d) Axial rotation

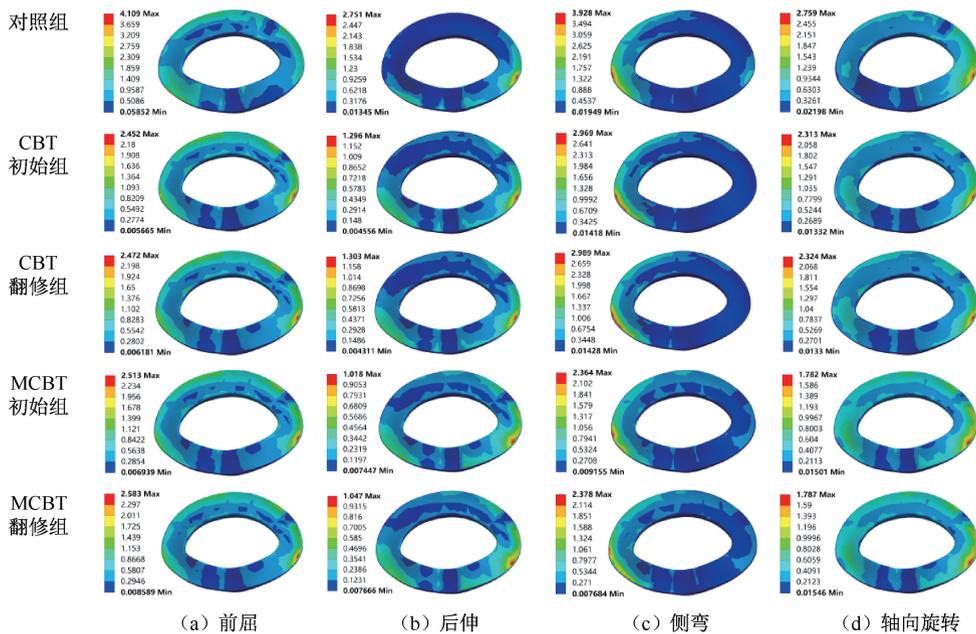


图 4 不同运动工况下 L4~5 椎间纤维环应力云图

Fig. 4 Stress contours of the annulus fibrosus in L4-5 segments under different motions (a) Flexion, (b) Extension, (c) Lateral bending, (d) Axial rotation

## 2.5 L4~5 椎体应力

在前屈、后伸、侧弯、轴向旋转工况下, CBT 翻修组 L4~5 椎体应力相比 CBT 初始组分别增加 1.25%、4.45%、13.15%、1.85%。在前屈、后伸、侧

弯、轴向旋转工况下, MCBT 翻修组 L4~5 椎体应力相比 MCBT 初始组分别增加 4.60%、3.27%、1.87%、2.76%, 相比 CBT 翻修组分别降低 2.82%、15.91%、19.79%、8.75% (见表 3、图 5)。

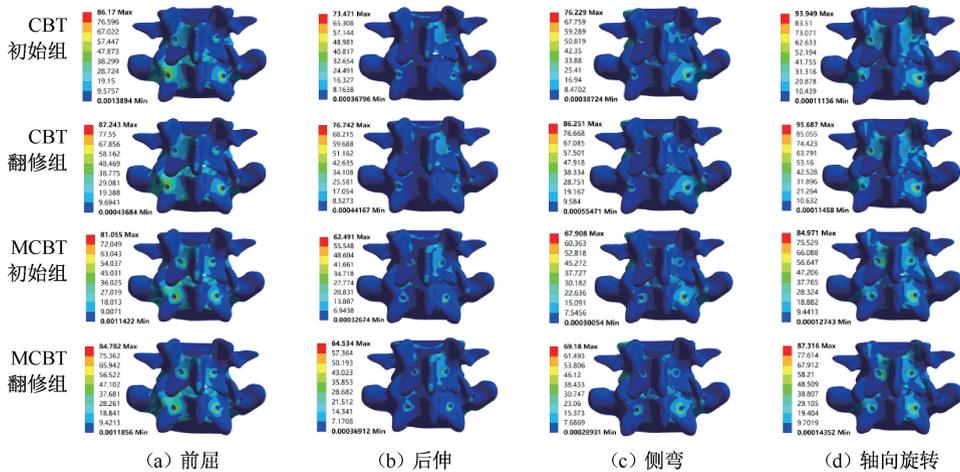


图5 不同运动工况下 L4~5 椎体应力云图

Fig.5 Stress contours of the L4 - 5 vertebral body under different motions (a) Flexion,

(b) Extension, (c) Lateral bending, (d) Axial rotation

## 3 讨论

### 3.1 运动范围

研究表明,内固定可以显著增强椎体的稳定性,其应力载荷传递也会相应变化<sup>[24-25]</sup>,该结果与本实验结果相吻合。本文发现,采用 MCBT 及 CBT 两种方式进行脊柱融合手术后均能增强椎体稳定性。

Zhang 等<sup>[2]</sup>验证了采用 CBT 进行翻修手术的可行性。本文发现,采用 CBT 进行翻修手术后, CBT 翻修组椎体 ROM 在前屈、后伸、侧弯、轴向旋转工况下相比对照组显著降低,相比 CBT 初始组 ROM 增加较小。本文认为,采用 CBT 进行翻修手术后, CBT 内固定系统仍能对椎体 ROM 起到明显的限制作用。

研究表明, MCBT 具有优于 CBT 的力学性能<sup>[9,16-17]</sup>。本文发现,在前屈、后伸、侧弯、轴向旋转工况下, MCBT 翻修组相比 CBT 翻修组 ROM 分别降低 1.26%、0.83%、18.53%、1.00%。本文认为, MCBT 螺钉比 CBT 螺钉更长,且 MCBT 钉道骨质 CT 值高于 CBT 钉道 CT 值<sup>[10]</sup>,故 MCBT 在翻修手术中更有优势。

CBT 翻修组与 CBT 初始组以及 MCBT 翻修组与 MCBT 初始组对比,椎体 ROM 提升较小,表明翻修钉道与破损钉道重合造成的骨量流失对 MCBT 螺钉、CBT 螺钉的固定性能影响较小。

### 3.2 L3~4 椎体间纤维环应力

融合术后相邻节段椎体 ROM 的增加及应力增大是导致邻椎病发生的主要原因<sup>[26-28]</sup>。Lee 等<sup>[29]</sup>研究发现,融合术后上方邻近节段出现症状相比于下方节段更多。Lee 等<sup>[30]</sup>研究表明,脊柱固定融合后,脊柱运动中心向融合节段的近侧节段转移。Shono 等<sup>[31]</sup>实验也进一步证实,上位邻近节段在脊柱融合固定术后将承担更多的代偿作用。本文发现,在前屈、后伸、侧弯、轴向旋转工况下, MCBT 翻修组相比 MCBT 初始组、CBT 翻修组相比 CBT 初始组, L3~4 椎体间纤维环最大应力提升不明显,相比对照组均有较大增加。在前屈、后伸、侧弯、轴向旋转工况下, MCBT 翻修组 L3~4 椎体间纤维环应力相比 CBT 翻修组分别降低 0.77%、6.77%、14.53%、5.54%。本文认为,无论采用 MCBT 还是 CBT,对 TT 固定失败的椎体进行翻修手术均使邻近椎体间纤维环的应力增加无法避免,但 MCBT 相比 CBT 对邻近椎体间纤维环的损伤较小。本文发现,对照组、CBT 初始组、CBT 翻修组、MCBT 初始组、MCBT 翻修组 L3~4 椎体间纤维环应力集中位置随不同的运动工况而发生变化,而应力的分布情况基本相同(见图 5),表明应力受固定方式的影响不大。

### 3.3 L4~5 椎体间纤维环应力

椎体发生病变时会对椎间盘造成严重的压迫,引起椎间盘突出和变形,髓核变形、向后聚集,最后导致纤维环破裂、髓核脱出压迫脊髓或神经根<sup>[32]</sup>。

因此,对病变椎体间的椎间盘减压具有重要意义。吕胜江等<sup>[33]</sup>研究表明,内固定系统可以承载大部分的应力,明显降低椎间盘的应力,该结果和本文结果一致。本文发现,在前屈、后伸、侧弯、轴向旋转工况下,MCBT 翻修组相比 MCBT 初始组、CBT 翻修组相比 CBT 初始组,L4~5 椎体间纤维环最大应力略微增加,相比对照组均显著降低。在前屈工况下,MCBT 翻修组相比 CBT 翻修组,L4~5 椎体间纤维环应力增加 4.49%,在后伸、侧弯、轴向旋转工况下分别降低 19.65%、20.44%、23.11%。本文认为,MCBT、CBT 进行翻修手术后均能明显降低 L4~5 椎体间纤维环应力,减小椎间盘的压力,但 MCBT 的性能更优于 CBT。本文发现,L4~5 椎体间纤维环的应力分布,在翻修前、后基本保持不变。研究结果表明,翻修损失的骨质对纤维环应力大小和分布影响较小。

### 3.4 L4~5 椎体应力

赵晓栋等<sup>[34]</sup>研究表明,椎体进行融合手术后,椎体在不同方向运动时,钉道骨质中均有应力集中现象,和本文研究结果一致。本文发现,椎体在前屈、后伸、侧弯、轴向旋转工况,椎体应力主要分布在钉道内的皮质骨区域(见图 6),表明对骨质疏松症患者进行内固定后,主要由皮质骨区域提供螺钉的固定性能。在前屈、后伸、侧弯、轴向旋转工况下,MCBT 翻修组 L4~5 椎体最大应力相比 CBT 翻修组分别降低 2.82%、15.91%、19.79%、8.75%。王鹏等<sup>[35]</sup>研究证实,当应力超过正常范围后,应力越大,则钉道骨质吸收越快,继而造成骨-螺钉界面不稳定,螺钉松动率增加。

本研究的局限性如下:①建立了 L1~5 节椎体和韧带的模型,没有建立骶骨及肌肉的模型;②仅模拟了椎体静止状态下前屈、后伸、侧弯、轴向旋转的工况,并未模拟人体在运动状态下各个工况的力学性能,忽略了人体运动时椎体振动的影响。

## 4 结论

本文通过有限元分析初步探究采用 MCBT、CBT 对 TT 固定失败的椎体进行翻修手术的固定性能。结果表明,MCBT、CBT 进行翻修手术均能够提供足够的力学性能,翻修钉道和破损钉道重合造成的骨量流失没有对 MCBT、CBT 螺钉的力学性能造

成明显的影响,并且 MCBT 的固定性能和安全性能不劣于 CBT。研究结果为 MCBT、CBT 在临床翻修术中的应用提供一定参考意义。

**利益冲突声明:**无。

**作者贡献声明:**张连鹏负责实验实施、数据处理、论文撰写;居来提·买买提肉孜、帕尔哈提·热西提负责指标检测、数据和论文校对;张冶豪、张瑞负责实验设计;阿卜力克木·买买提参与实验实施。

### 参考文献:

- [1] DE KATER EP, SAKES A, EDSTRÖM E, et al. Beyond the pedicle screw—a patent review [J]. *Eur Spine J*, 2022, 31(6): 1553-1565.
- [2] ZHANG RJ, LI HM, GAO H, et al. Cortical bone trajectory screws used to save failed traditional trajectory screws in the osteoporotic lumbar spine and vice versa: A human cadaveric biomechanical study [J/OL]. *J Neurosurg Spine*, 2019, doi: 10.3171/2018.12.SPINE18970.
- [3] ODEH K, ROSINSKI A, MITTAL A, et al. Does the bone mineral density of the lumbar spine correlate with dual-energy X-ray absorptiometry T score? A cadaveric-based analysis of computed tomography densitometry [J]. *Int J Spine Surg*, 2023, 17(1): 132-138.
- [4] OKUYAMA K, SATO K, ABE E, et al. Stability of transpedicle screwing for the osteoporotic spine. An *in vitro* study of the mechanical stability [J]. *Spine*, 1993, 18(15): 2240-2245.
- [5] MAKHCHOUNE M, COLLARD X, TRIFFAUX M, et al. The utility of the CADISS® system in the dissection of epidural fibrosis in revision lumbar spine surgery (A case series) [J]. *Ann Med Surg*, 2022(83): 104718.
- [6] PENG SB, YUAN XC, LU WZ, et al. Application of the cortical bone trajectory technique in posterior lumbar fixation [J]. *World J Clin Cases*, 2023, 11(2): 255-267.
- [7] GUO S, ZHU K, YAN MJ, et al. Cortical bone trajectory screws in the treatment of lumbar degenerative disc disease in patients with osteoporosis [J]. *World J Clin Cases*, 2022, 10(36): 13179-13188.
- [8] SANTONI BG, HYNES RA, MCGILVRAY KC, et al. Cortical bone trajectory for lumbar pedicle screws [J]. *Spine J*, 2009, 9(5): 366-373.
- [9] REXITI P, AIERKEN G, WANG S, et al. Anatomical research on strength of screw track fixation in novel cortical bone trajectory for osteoporosis lumbar spine [J]. *Am J Transl Res*, 2019, 11(11): 6850-6859.
- [10] LIU D, KAHAER A, WANG Y, et al. Comparison of CT values in traditional trajectory, traditional cortical bone

- trajectory, and modified cortical bone trajectory [J]. BMC Surg, 2022, 22(1): 441.
- [11] KAHAER A, ZHANG R, WANG Y, *et al.* Hybrid pedicle screw and modified cortical bone trajectory technique in transforaminal lumbar interbody fusion at L4-L5 segment: Finite element analysis [J]. BMC Musculoskelet Disord, 2023, 24(1): 288.
- [12] PASOTO SG, AUGUSTO KL, ALVARENGA JC, *et al.* Cortical bone density and thickness alterations by high-resolution peripheral quantitative computed tomography: Association with vertebral fractures in primary sjögren's syndrome [J]. Rheumatology, 2016, 55(12): 2200-2211.
- [13] LIU X, MA J, PARK P, *et al.* Biomechanical comparison of multilevel lateral interbody fusion with and without supplementary instrumentation: A three dimensional finite element study [J]. BMC Musculoskelet Disord, 2017(18): 63.
- [14] ZHAO X, DU L, XIE YZ, *et al.* Effect of lumbar lordosis on the adjacent segment in transforaminal lumbar interbody fusion: A finite element analysis [J]. World Neurosurg, 2018(114): E114-E120.
- [15] 王轶希, 居来提·买提肉孜, 王水泉, 等. 有限元分析腰椎传统椎弓根钉道和改良皮质骨钉道的生物力学性能[J]. 医用生物力学, 2022, 37(3): 485-491.  
WANG XY, MAITIROUZI J, WANG SQ, *et al.* Finite element analysis on biomechanical properties of traditional trajectory and modified cortical bone trajectory [J]. J Med Biomech, 2022, 37(3): 485-491.
- [16] 任航宇, 居来提·买提肉孜, 帕尔哈提·热西提, 等. 皮质骨轨迹椎弓根系统拔出力下腰椎的有限元分析[J]. 中国组织工程研究, 2021, 25(36): 5771-5776.
- [17] REXITI P, ABUDUREXITI T, ABUDUWALI N, *et al.* Measurement of lumbar isthmus parameters for novel starting points for cortical bone trajectory screws using computed radiography [J]. Am J Transl Res, 2018, 10(8): 2413-2423.
- [18] 赵宏涛, 杨海胜. 传统与皮质骨轨迹椎弓根螺钉内固定术的生物力学对比[J]. 医用生物力学, 2023, 38(1): 30-36.  
ZHAO HT, YANG HS. Biomechanical comparison of internal fixation by traditional and cortical bone trajectory pedicle screw [J]. J Med Biomech, 2023, 38(1): 30-36.
- [19] 陈肇辉, 李忠海, 付强, 等. 腰椎棘突间 Coflex 动态固定的三维有限元分析[J]. 中国临床解剖学杂志, 2010, 28(4): 437.
- [20] ZHONG ZC, CHEN SH, HUNG CH. Load- and displacement-controlled finite element analyses on fusion and non-fusion spinal implants [J]. Proc Inst Mech Eng H, 2009, 223(2): 143-57.
- [21] CHEN CS, CHENG CK, LIU CL, *et al.* Stress analysis of the disc adjacent to interbody fusion in lumbar spine [J]. Med Eng Phys, 2001, 23(7): 483-491.
- [22] LO CC, TSAI KJ, CHEN SH, *et al.* Biomechanical effect after Coflex and Coflex rivet implantation for segmental instability at surgical and adjacent segments: A finite element analysis [J]. Comput Methods Biomech Biomed Engin, 2011, 14(11): 969-978.
- [23] YAMAMOTO I, PANJABI MM, CRISCO T, *et al.* Three-dimensional movements of the whole lumbar spine and lumbosacral joint [J]. Spine, 1989, 14(11): 1256-1260.
- [24] SHASTI M, KOENIG SJ, NASH AB, *et al.* Biomechanical evaluation of lumbar lateral interbody fusion for the treatment of adjacent segment disease [J]. Spine J, 2019, 19(3): 545-551.
- [25] HADDAS R, XU M, LIEBERMAN I, *et al.* Finite element based-analysis for pre and post lumbar fusion of adult degenerative scoliosis patients [J]. Spine Deform, 2019, 7(4): 543-552.
- [26] HASHIMOTO K, AIZAWA T, KANNO H, *et al.* Adjacent segment degeneration after fusion spinal surgery: A systematic review [J]. Int Orthop, 2019, 43(4): 987-993.
- [27] LIANG J, DONG Y, ZHAO H. Risk factors for predicting symptomatic adjacent segment degeneration requiring surgery in patients after posterior lumbar fusion [J]. J Orthop Surg Res, 2014(9): 97.
- [28] 曹宗锐, 郑博, 屈波, 等. ISOBar TTL 动态固定系统治疗双节段腰椎间盘突出症: 8 年随访 [J]. 中国组织工程研究, 2019, 23(32): 5110-5116.
- [29] LEE CK. Accelerated degeneration of the segment adjacent to a lumbar fusion [J]. Spine, 1988(13): 375-377.
- [30] LEE CK, LANGRANA NA. Lumbosacral spinal fusion: A biomechanical study [J]. Spine, 1984(9): 574-81.
- [31] SHONO Y, KANEDA K, ABUMI K, *et al.* Stability of posterior spinal instrumentation and its effects on adjacent motion segments in the lumbosacral spine. [J]. Spine, 1998, 23(14): 1550-1558.
- [32] LOTZ JC, CHIN JR. Intervertebral disc cell death is dependent on the magnitude and duration of spinal loading [J]. Spine, 2000, 25(12): 1477-1483.
- [33] 吕胜江, 付丽娟, 李红梅. 椎弓根单向螺钉及万向螺钉置入内固定修复腰椎骨折的生物力学比较 [J]. 中国组织工程研究, 2016, 20(22): 3308-3314.
- [34] 赵晓栋, 厉锋, 刘大勇, 等. 新型腰椎椎弓根钉固定的有限元分析 [J]. 中国矫形外科杂志, 2022, 30(4): 348-353.
- [35] 王鹏, 王健, 胡勇, 等. 下腰椎融合术后路单、双侧椎弓根固定的有限元比较研究 [J]. 中国临床解剖学杂志, 2016, 34(3): 331-337.