

传统与皮质骨轨迹椎弓根螺钉内固定术的生物力学对比

赵宏涛^{1,2}, 杨海胜¹

(1. 北京工业大学 环境与生命学部, 生物医学工程系, 北京 100114; 2. 濮阳市中医医院, 河南 濮阳 457000)

摘要:目的 比较皮质骨轨迹(cortical bone trajectory, CBT)和传统轨迹(traditional trajectory, TT)椎弓根螺钉内固定对正常和骨质疏松性脊柱活动度(range of motion, ROM)和钉棒系统受力的影响。方法 建立正常骨质和骨质疏松腰椎L3~S1有限元模型,使用两种轨迹的螺钉钉棒系统对L4~5节段进行内固定,分别模拟人体前屈、后伸、左右侧弯和左右旋转6种生理载荷,对比两种内固定术式对正常和骨质疏松脊柱ROM和螺钉最大等效应力的影响。结果 对于两种骨质情况,相比于未置钉的节段模型,CBT和TT手术均显著降低了固定节段(L4~5)和下腰椎整个节段(L3~S1)ROM;但是,CBT组较TT组ROM下降的幅度略小,两者在屈伸时相近,而在侧弯和轴向旋转时差别明显;此外,在正常骨质模型和骨质疏松模型中,CBT组螺钉最大等效应力均较TT组有明显增加,正常骨质模型中CBT组螺钉最大等效应力在屈伸、侧弯、轴向旋转时比TT组分别提高27%、268%、58%。但在同时采用CBT技术时,骨质疏松模型较正常骨质模型有更小的螺钉应力分布。结论 骨质疏松条件下,相比于TT技术,CBT技术可以实现较高的螺钉应力,降低正常骨质条件下的螺钉应力集中;另外,CBT技术略微增加了各节段ROM,有利于术后脊柱生理功能的恢复。侧弯和轴向旋转会产生负面的力学效果,应避免这两种生理载荷。

关键词: 椎弓根螺钉; 皮质骨轨迹; 传统轨迹; 内固定; 骨质疏松

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2023.01.004

Biomechanical Comparison of Internal Fixation by Traditional and Cortical Bone Trajectory Pedicle Screw

ZHAO Hongtao^{1,2}, YANG Haisheng¹

(1. Department of Biomedical Engineering, School of Environment and Life Sciences, Beijing University of Technology, Beijing 100114, China; 2. Puyang Hospital of Traditional Chinese Medicine, Puyang 457000, Henan, China)

Abstract: Objective To compare the effects of cortical bone trajectory (CBT) and traditional trajectory (TT) pedicle screw internal fixation on the range of motion (ROM) and rod system stress of normal and osteoporotic (OP) spines. **Methods** The L3-S1 finite element models of normal and OP spines were established. The screw rod system with two kinds of trajectory was used for internal fixation of the L4-5 segment, so as to simulate six physiological loads, namely, flexion, extension, left/right bending, left/right rotation. The effects of two internal fixation methods on ROMs and maximum equivalent stress of screws in normal and OP spines were compared. **Results** For both bone conditions, CBT and TT significantly reduced ROM of the fixed segment (L4-5) and the entire segment of lower lumbar spine (L3-S1). However, the ROM decline of CBT group was slightly smaller than that of TT group, and their ROMs were similar under flexion and extension, but the ROM differences were significant under lateral bending and axial rotation. In addition, for both the normal and OP spine models, the

maximum equivalent stress of screws in CBT group was significantly higher than that in TT group. Compared with TT group, the screw stress of CBT group in normal spine model under flexion and extension, lateral bending, axial rotation was increased by 27%, 268% and 58%, respectively. However, when CBT technique was used at the same time, the OP spine model had a smaller screw stress distribution than the normal spine model.

Conclusions Compared with TT technique, CBT technique can achieve higher screw stress under OP condition and reduce screw stress concentration under normal bone condition. In addition, CBT slightly increases ROMs of each segment, which is conducive to recovery of spinal physiological function after surgery. Lateral bending and axial rotation can produce negative mechanical effects, and these two physiological loads should be avoided.

Key words: pedicle screw; cortical bone trajectory (CBT); traditional trajectory (TT); internal fixation; osteoporosis

随着人口老龄化加剧和科技进步导致的久坐时间增加,下腰痛(low back pain, LBP)的患病率逐年增加,已经成为全球最常见的健康问题之一。统计数据显示,LBP在美国的年发病率为15%~45%;在中国,LBP患病率则高达60%~80%。除了运动损伤或交通事故,引起腰背痛的主要原因还包括退行性椎间盘病变。为提高生活质量,改善日常生活能力,在保守治疗但无效的情况下,腰椎椎间融合术是治疗腰椎退行性病变最有效的外科手段^[1]。目前传统轨迹(traditional trajectory, TT)椎弓根螺钉固定可以为腰椎提供较好的稳定性,已经被普遍应用在治疗脊柱退变、创伤、畸形、炎症、结核及肿瘤等疾病的手术中,成为脊柱融合治疗的金标准^[2]。然而,由于螺钉靶向椎体内的松质骨,TT技术对于骨量较低、骨微结构退变的骨质疏松症患者,无法形成较强把持力,术后容易导致螺钉松动和拔出等并发症^[3]。Santoni等^[4]提出皮质骨轨迹(cortical bone trajectory, CBT)椎弓根螺钉内固定方式,通过最大限度地接触椎弓根和椎体的皮质骨来增加拔出强度,可以显著降低传统椎弓根螺钉相关并发症的发生率。

生物力学对于未来脊柱手术发展而言,首先要解决的应是手术疗效与力学稳定性之间的矛盾。无论何种手术方式,都会不同程度地破坏腰椎的稳定性^[5]。因此,选择更适合脊柱生理生物力学特征的置钉轨迹,对于提高椎弓根螺钉内固定术的疗效具有重要意义。有关椎弓根螺钉作用机制和置钉后各种生理载荷下受力特点的研究,已大量开展。王轶希等^[6]通过建立L4单椎体骨质疏松模型发现,CBT组螺钉稳定性、椎体轴向旋转和侧屈的稳定性优于TT组。有学者建立L4~5节段退化模型,

并分析CBT、TT技术在前屈、后伸、侧弯、轴向旋转等生理载荷下内固定系统的最大等效应力和椎间活动度(range of motion, ROM);结果表明,CBT技术的稳定性较好,而且退行性脊柱单元在屈伸和左右侧弯时节段的ROM减少^[8-9]。然而,置钉节段对临近节段ROM的影响,以及CBT、TT技术在正常骨质模型中生物力学特性的对比研究,尚不充分。Kahaer等^[7]建立正常骨质状态下L4~5节段CBT和TT置钉模型,发现CBT技术的节段稳定性和螺钉最大应力较TT高。Guo等^[8]建立骨质疏松下腰椎有限元模型,并对L4~5节段模拟置钉;结果表明,CBT组在侧弯时的ROM较TT组大,并且CBT组螺钉的峰值应力较TT组高。然而前述研究中,单节段以骨质疏松模型或正常模型为主,有关下腰椎正常骨质模型和骨质疏松模型中CBT、TT固定术生物力学差异的对比研究,还鲜有报道。

本文建立L3~S1下腰椎有限元模型,并选择在最容易发生椎间盘突出的L4~5节段进行椎弓根螺钉内固定术,建立正常和骨质疏松骨质的CBT、TT置钉模型,分析骨质疏松因素较正常骨质对术后不同节段ROM、螺钉最大等效应力的影响,以及CBT、TT技术在骨质疏松模型中的生物力学差异,以期为脊柱外科医生提供理论参考。

1 材料与方法

1.1 研究对象

以1名35岁成年男性志愿者(身高175 cm,体重70 kg)L3~S1下腰椎节段为研究对象,采用GE公司Revolution 256排螺旋CT对志愿者下腰椎扫描,扫描范围为第3腰椎(L3)至骶骨尾端(L3~S1),层厚0.625 mm,图像数据以DICOM通用格式

保存。建立下腰椎正常骨质模型,作为正常骨质组的内固定对象。通过变化皮质骨、松质骨、椎体后部、纤维环、髓核的参数,建立下腰椎骨质疏松模型,作为骨质疏松组的内固定对象。本文旨在对比不同轨迹所造成的生物力学差异,螺钉设计参考主流螺钉设计^[9]。为了排除螺钉长度和外径造成的影响,均统一设置螺钉长度45 mm,螺纹长度35 mm,外径5.0 mm;TT螺钉螺距2.0 mm,CBT螺钉近端螺距1.5 mm,远端螺距3.5 mm。

1.2 下腰椎内固定有限元建模

1.2.1 下腰椎三维实体模型建立

用Mimics 20.0对前期临床采集的CT图像进行阈值分割,并逆向重建腰椎L3~S1的三维STL模型,利用Geomagic Studio 2013软件对模型进行修复和拟合,然后将拟合后的IGS格式文件导入HyperMesh 2021中进行网格划分(见图1)。

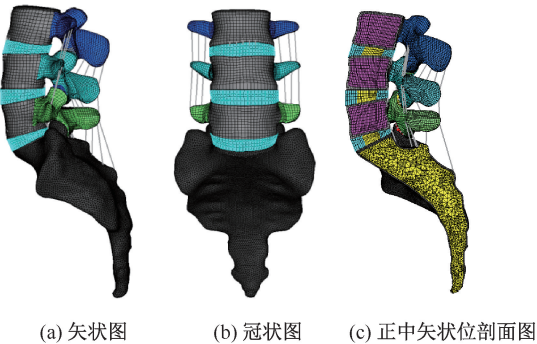


图1 置钉前腰骶椎有限元模型

Fig. 1 Finite element model of lumbosacral vertebrae before screw placement (a) Sagittal view, (b) Coronal view, (c) Midsagittal section

1.2.2 网格划分及相互关系设定

本分析中,腰椎采用C3D8六面体网格,因为腰椎皮质骨可以与椎间盘形成共节点连接,应力计算和传导准确。且在相同阶数下,六面体网格相对于四面体网格有更高的精度与更小的计算代价。腰椎皮质骨、松质骨、终板、椎间盘、椎弓根螺钉及钉棒均采用1 mm的C3D8单元,皮质骨厚度为1 mm。因为骶骨被完全固定,不考虑其应力和应变,故采用四面体快速划分网格,网格类型为1 mm的C3D4体网格。网格质量Jacobian比控制在0.6以上。采用2节点非线性弹簧单元建立7种关键韧带,分别为前纵韧带、后纵韧带、黄韧带、关节囊韧带、横突间韧带、棘突间韧带、棘上韧带。腰椎皮质骨和椎间盘形成共节点连

接,保证应力计算和传导准确。骶骨与椎间盘由于网格类型不同采用绑定约束,相邻小关节面设为有限滑移接触关系,其中摩擦因数为0.7^[10]。

1.2.3 正常和骨质疏松模型材料属性

将椎体分为皮质骨、松质骨和椎体后部,根据Polikeit等^[11]的研究,皮质骨下降到正常骨质67%,松质骨下降到正常骨质34%,建立骨质疏松模型。由Mooney-Rivlin材料定律描述纤维环基质和髓核的超弹性材料属性。根据Jiang等^[12]采用的方法,正常骨质髓核 $C_{10}=0.12$, $C_{01}=0.03$;随着椎间盘的退化,髓核的系数逐渐接近纤维环基质 $C_{10}=0.170$, $C_{01}=0.041$ 。胶原纤维采用只受拉不受压的T3D2单元,纤维环基质分为6层,沿径向由髓核向外辐射。为了模拟韧带的生物力学特性,引入Polikeit等^[11]构造的韧带模型(见表1)。

表1 正常骨质和骨质疏松材料属性

结构	弹性模量/MPa		泊松比	单元类型	横截面积/mm ²
	正常骨质	骨质疏松			
皮质骨	12 000	8 040	0.30	C3D8	—
松质骨	100	34	0.20	C3D8	—
椎体后部	3 500	2 345	0.25	C3D8	—
终板	1 000	670	0.40	C3D8	—
关节软骨	10	10	0.40	C3D8	—
纤维环基质	$C_{10}=0.180$	$C_{01}=0.045$	—	C3D8R	—
	$C_{10}=0.12$	$C_{10}=0.170$	—	C3D8R	—
髓核	$C_{01}=0.03$	$C_{01}=0.041$	—	C3D8R	—
最外层	550		0.30	T3D2	0.70
第2层	495		0.30	T3D2	0.63
第3层	440		0.30	T3D2	0.55
第4层	420		0.30	T3D2	0.49
第5层	385		0.30	T3D2	0.41
最内层	360		0.30	T3D2	0.30
前纵韧带	20		0.30	T3D2	38.00
后纵韧带	70		0.30	T3D2	20.00
黄韧带	50		0.30	T3D2	60.00
横突间韧带	50		0.30	T3D2	10.00
棘间韧带	28		0.30	T3D2	35.50
棘上韧带	28		0.30	T3D2	35.50
关节囊	20		0.30	T3D2	40.00
螺钉及钉棒	110 000		0.30	C3D8	—

注:环形纤维层共有6层,分别为最外层、第2~5层、最内层。

1.3 载荷与边界条件

约束S1全部6个自由度作为边界条件。选择L3上表面中心点作为参考点,建立此参考点与L3上表面所有单元节点的分布耦合(该约束方式可以将参考点上的受力情况换算成均布载)。为了便于与体外实验数据对比,参考Dahl等^[13]设定的边界条

件。在 L3 椎体上表面耦合参考点上施加载荷为 500 N 轴向压力和 8 N·m 弯矩,模拟腰椎承重以及腰椎前屈、后伸、左右侧弯、左右旋转 6 种受力状态。

1.4 TT 与 CBT 置钉模型构建

置钉前的 L3~S 有限元模型用以验证模型有效性。参照 Matsukawa 等^[14]的方法,构建 TT 四钉两棒模型和 CBT 四钉两棒模型。CBT 的起始点位于关节峡部外侧,使用时钟面进行定位,在左椎弓根的 5 点钟方向和右椎弓根的 7 点钟方向。CBT 螺钉在横断面外侧偏角 8°~10°,在矢状面颅侧偏角 25°~26°。TT 螺钉使用 Weinstein 等^[15]方法沿椎弓根的解剖轴并平行于椎体终板插入椎体(见图 2)。螺钉和连接钛棒形成共节点连接,螺钉与椎体的关系设置为嵌入式约束。

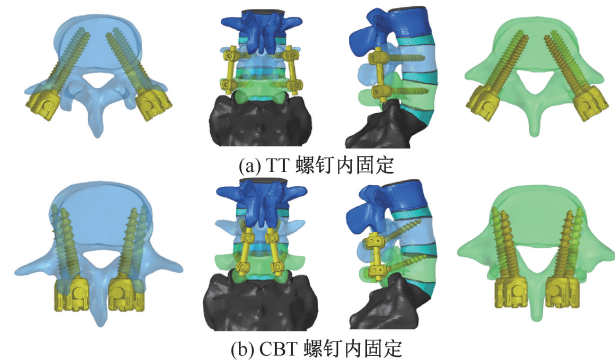


图 2 下腰椎 L4~5 椎间融合模型

Fig. 2 L4-5 interbody fusion model of lower lumbar spine

(a) Fixed by TT screw, (b) Fixed by CBT screw

1.5 研究指标

① 置钉前正常骨质有限元模型各节段 ROM; ② CBT、TT 技术置钉后,正常骨质模型和骨质疏松模型在 L4~5 节段及相邻节段 ROM; ③ 不同骨质、不同置钉方式下有限元模型的螺钉应力分布、应力峰值。

2 结果

2.1 有限元模型验证

通过对比下腰椎模型 L3~4、L4~5、L3~S1 节段 ROM 与 Dahl 等^[13]体外实验 ROM 结果,来验证模型的有效性(见图 3)。结果显示,有限元模型 L3~4 节段在屈伸、侧弯、轴向旋转时 ROM 分别为 9.69°、8.71°、3.83°,与之相对应的体外实验数据分别为 10.23°±5.79°、9.72°±4.87°、5.54°±2.73°;有限元模型 L4~5 节段屈伸、侧弯、轴向旋转时 ROM 分别为 10.68°、8.68°、4.45°,与之相对应的体外实验数据分别为 12.12°±5.05°、8.49°±3.36°、4.29°±1.81°;有限元模型 L3~S1 节段在屈伸、侧弯、轴向旋转时 ROM 分别为 28.92°、24.36°、13.15°,与之相对应的体外实验数据分别为 23.29°±6.82°、23.67°±7.66°、12.03°±5.58°(见图 3)。通过对比发现,下腰椎模型在前屈、后伸、左右侧弯、左右旋转 6 种状态下 ROM 均在参考文献[16]的实验区间内,验证了本文所建下腰椎模型的有效性。

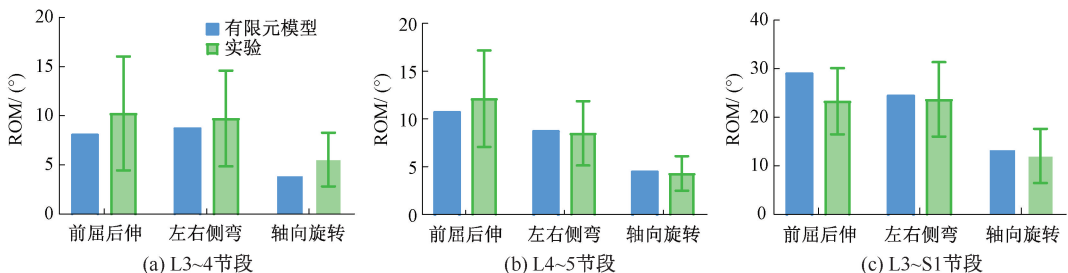


图 3 有限元模型与实验活动度对比

Fig. 3 ROM comparison of the finite element model and experiment (a) L3-4 segment, (b) L4-5 segment, (c) L3-S1 segment

2.2 骨质疏松对椎弓根螺钉内固定术 ROM 的影响

在骨质疏松模型中,采用 CBT 螺钉固定,L3~4 节段在屈伸、侧弯、轴向旋转时 ROM 分别为 8.79°、6.88°、3.38°,而 TT 螺钉固定 L3~4 节段在相应工况下 ROM 分别为 8.59°、6.56°、3.27°;L4~5 节段

在屈伸、侧弯、轴向旋转时 ROM 分别为 1.28°、0.93°、0.98°,而 TT 螺钉固定 L4~5 节段在相应工况下 ROM 分别为 1.41°、0.25°、0.71°;L3~S1 节段在屈伸、侧弯、轴向旋转时 ROM 分别为 19.98°、12.48°、7.95°,而 TT 螺钉固定 L3~S1 节段在相应

工况下 ROM 分别为 20.13° 、 11.52° 、 7.61° (见图 4)。对于两种骨质情况, CBT 和 TT 手术均显著

降低了固定节段(L4~5)和下腰椎整个节段(L3~S1)的 ROM。

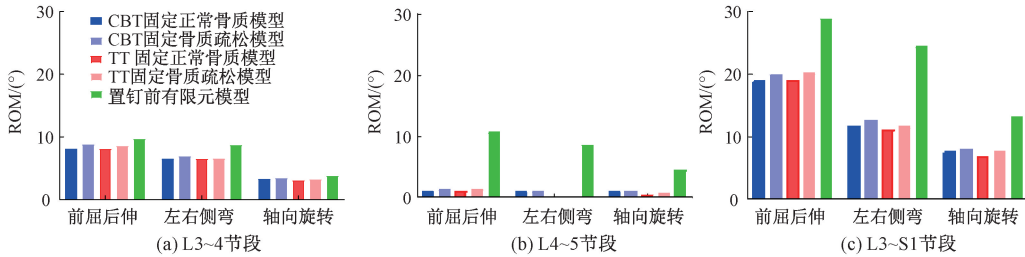


图 4 骨质疏松和正常骨质模型活动度对比

Fig. 4 Comparison of ROM between osteoporosis model and normal bone model (a) L3-4 segment, (b) L4-5 segment, (c) L3-S1 segment

2.3 不同生理载荷下螺钉最大应力对比

在正常骨质模型中,采用 CBT 螺钉固定,钉棒在前屈、后伸、左侧弯、右侧弯、左旋转、右旋转时的最大应力分别为 264.3、170.5、465.8、393.6、310.4、277.3 MPa;而 TT 螺钉固定钉棒在相应工况下最大应力分别为 215.9、129.2、125.2、108.0、166.2、166.1 MPa。在骨质疏松模型中,采用 CBT 螺钉固定,钉棒在前屈、后伸、左侧弯、右侧弯、左旋转、右旋转时最大应力分别为 238.8、160.4、231.8、166.1、206.6、198.2 MPa;而 TT 螺钉固定钉棒在相应工况下最大应力分别为 204.2、121.7、87.63、82.3、163.7、154.4 MPa。

CBT 组螺钉最大等效应力均较 TT 组有明显增加。在正常骨质模型中, CBT 组螺钉最大等效应力在屈伸、侧弯、轴向旋转时比 TT 组分别提高 27%、268%、58%。相比于正常骨质模型,骨质疏松会导致螺钉最大应力的下降,采用 CBT、TT 螺钉固定,螺钉最大应力平均分别降低 43%、37%。然而,在骨质疏松模型中,采用 CBT 固定,螺钉最大应力较 TT 螺钉固定平均增加 16%;其中,左右侧弯时最为明显,螺钉最大应力分别增加 43%、31% (见图 5)。

不同固定方式下螺钉应力分布随不同生理载荷而有所差异,大多数螺钉的应力从头端向尾端逐渐增大,最大应力主要集中在螺钉根部钉棒交界附近;最大应力出现在左侧弯和轴向旋转时。图 6 清晰显示了在正常骨质和骨质疏松模型中 CBT、TT 螺钉内固定下左侧弯时的受力云图。

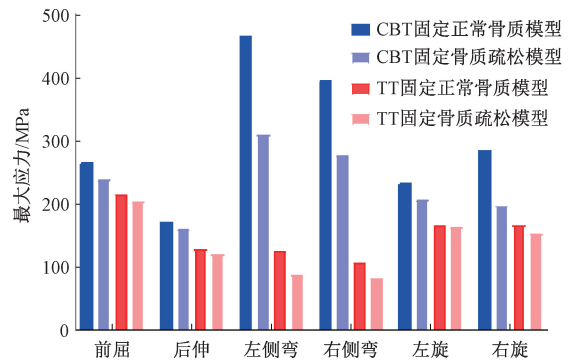


图 5 不同生理载荷下螺钉最大应力对比

Fig. 5 Comparison of the maximum stress for screws under different physiological loads

3 讨论

由于有限元法是一种重复性强的测试方法,减少了重复力学测试的成本、时间和工作量,故被广泛应用于脊柱生物力学的分析中。本文旨在通过有限元分析来研究腰椎融合固定后相邻节段和固定节段的生物力学变化,以评估 CBT 和 TT 螺钉的差异。Shasti 等^[16]研究发现,腰椎椎间融合后,整个脊柱的生物力学将发生变化,其应力载荷传递也会相应变化。Haddas 等^[17]研究表明,腰椎融合可以显著减少融合水平的 ROM,并提供较好的稳定性,该结果与本文研究相吻合。本文发现, L4~5 节段置钉后,ROM 在屈伸、侧弯、轴向旋转时分别下降 88%、93%、82%。此外,侧弯和轴向旋转时, CBT 技术能够提供比 TT 技术更大的 ROM。Macki 等^[18]研究表明,椎弓根螺钉固定组可以显著降低融合节段

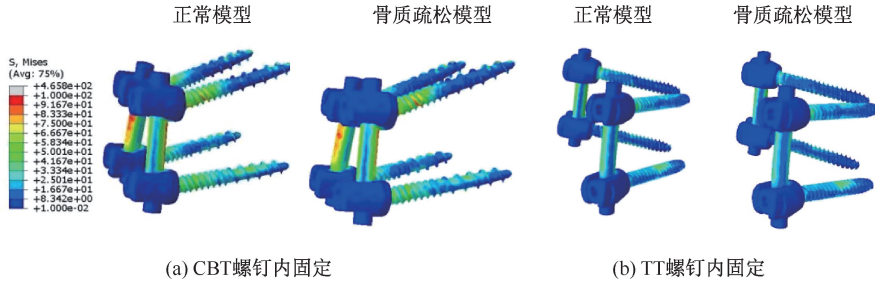


图6 不同固定方式下螺钉左侧弯时受力云图

Fig. 6 Stress contours of the screw during left bending under different fixation methods (a) Fixed by CBT screw, (b) Fixed by TT screw

的ROM和延伸度,提示后路椎弓根固定可以确保融合节段稳定性。Li等^[19]研究发现,腰椎固定和融合后,固定节段的活动性降低,导致旋转中心移动,从而改变相邻节段的运动。因此,融合节段的节段活动性损失往往由融合上方的未融合节段补偿。从这个角度来看,本文有限元实验得出的L3~S1节段ROM比L4~5单节段ROM下降的幅度略小,是由于未融合节段补偿的结果。

在脊柱生物力学研究中,通常认为ROM越低意味着固定效果越好。然而刘闯等^[20]研究表明,较小ROM增量可以减轻患者术后由于腰椎僵化带来的不适感,提升生活质量,最小限度降低固定节段的稳定性,改变固定节段的力学环境,保证手术疗效。本文结果表明,在骨质疏松条件下,与TT技术相比,采用CBT技术后L3~S1整体ROM增加在1°以内,较小的ROM增幅有利于保留一定的运动功能。然而,在何种范围内ROM的增加有利于生理功能恢复,尚需进一步实验验证。

通过椎弓根钉受力云图可以观察到椎弓根钉系统的最大应力集中在椎弓根近端棒端,侧弯状态下应力最大,这与临床观察到的螺钉骨折部位一致,推测是应力遮挡效应的结果。临床上,椎弓根钉与连接杆的连接处是椎弓根钉断裂最常见的部位。Mai等^[21]利用HU值测量发现,CBT螺钉固定点的骨密度明显大于传统椎弓根螺钉。当将骨质疏松症患者和老年患者与普通人群进行比较时,这种差异甚至更加明显。Zhang等^[22]对比发现,各年龄组CBT兴趣区域(range of interest, ROI)处测得的HU值均显著大于传统椎弓根螺钉,这种差别在老年患者中尤为明显。Li等^[23]研究认为,根据应力

屏蔽效应,当骨密度降低时,固定节段的应力分布与螺钉松动有关。由于CBT穿过区域为高骨密度区,受应力屏蔽效应影响较小。本文仿真结果表明,无论是正常骨质还是骨质疏松模型,CBT螺钉均较TT螺钉有较大的应力,螺钉应力分布与钉道密度有内在一致性。然而,在同时采用CBT技术时,骨质疏松模型较正常骨质模型有更小的应力分布,使用更为安全。

由于本研究的数据依赖于有限元分析,故存在一些局限性:①对模拟的材料性质进行理想化处理。正常骨质和骨质疏松模型中均采用的均一材料赋值,与实际骨质非均匀的特性有出入;②骨质疏松模型只是在正常骨质的基础上,按照经验成比例降低弹性模量,未考虑其他退变因素,造成仿真数据与实际有偏差;③本文重点考察不同轨迹造成的生物力学差异,为了排除螺钉长度和直径等因素的影响,采用长度和外径相同的螺钉进行CBT和TT在不同骨质下的仿真实验,与临床实际有所出入。

4 结论

骨质疏松条件下,相比于TT技术,CBT技术可以实现较高的螺钉应力,降低正常骨质条件下的螺钉应力集中;另外,CBT技术略微增加了各节段ROM,有利于术后脊柱生理功能的恢复。侧弯和轴向旋转会产生负面的力学效果,应避免这两种生理载荷。

参考文献:

- [1] RAVINDRA VM, SENGLAUB SS, RATTANI A, et al. Degenerative lumbar spine disease: Estimating global

- incidence and worldwide volume [J]. *Glob Spine J*, 2018, 8(8): 784-794.
- [2] NOMOTO EK, FOGEL GR, RASOULI A, *et al.* Biomechanical analysis of cortical versus pedicle screw fixation stability in TLIF, PLIF, and XLIF applications [J]. *Glob Spine J*, 2019, 9(2): 162-168.
- [3] DING H, HAI Y, LIU Y, *et al.* Cortical trajectory fixation versus traditional pedicle-screw fixation in the treatment of lumbar degenerative patients with osteoporosis: A prospective randomized controlled trial [J]. *Clin Interv Aging*, 2022, 17: 175-184.
- [4] SANTONI BG, HYNES RA, MCGILVRAY KC, *et al.* Cortical bone trajectory for lumbar pedicle screws [J]. *Spine J*, 2009, 9(5): 366-373.
- [5] 乔涵, 赵杰. 从生物力学角度看腰椎手术发展[J]. *医用生物力学*, 2022, 37(1): 4-17.
- QIAO H, ZHAO J. Development of lumbar surgery from biomechanical perspectives [J]. *J Med Biomech*, 2022, 37(1): 4-17.
- [6] 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 YX, 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.
- [7] KAHAER A, ZHOU Z, MAITIROUZI J, *et al.* Biomechanical investigation of the posterior pedicle screw fixation system at level L4-L5 lumbar segment with traditional and cortical trajectories: A finite element study [J]. *J Healthc Eng*, 2022, 20(22): 1-11.
- [8] GUO HZ, TANG YC, GUO DQ, *et al.* Biomechanical evaluation of four different posterior instrumentation techniques for single-level transforaminal lumbar interbody fusion: A finite element analysis [J]. *Am J Transl Res*, 2020, 12(10): 6160-6169.
- [9] SANSUR CA, CAFFES NM, IBRAHIMI DM, *et al.* Biomechanical fixation properties of cortical versus transpedicular screws in the osteoporotic lumbar spine: An *in vitro* human cadaveric model [J]. *J Neurosurg Spine*, 2016, 25(4): 467-476.
- [10] SCHMIDT H, HEUER F, DRUMM J, *et al.* Application of a calibration method provides more realistic results for a finite element model of a lumbar spinal segment [J]. *Clin Biomech*, 2007, 22(4): 377-384.
- [11] POLIKEIT A, NOLTE LP, FERGUSON SJ. The effect of cement augmentation on the load transfer in an osteoporotic functional spinal unit: Finite-element analysis [J]. *Spine*, 2003, 28(10): 991-996.
- [12] JIANG S, LI W. Biomechanical study of proximal adjacent segment degeneration after posterior lumbar interbody fusion and fixation: A finite element analysis [J]. *J Orthop Surg Res*, 2019, 14(1): 135-140.
- [13] DAHL MC, ELLINGSON AM, MEHTA HP, *et al.* The biomechanics of a multilevel lumbar spine hybrid using nucleus replacement in conjunction with fusion [J]. *Spine J*, 2013, 13(2): 175-183.
- [14] MATSUKAWA K, YATO Y, IMABAYASHI H, *et al.* Biomechanical evaluation of the fixation strength of lumbar pedicle screws using cortical bone trajectory: A finite element study [J]. *J Neurosurg Spine*, 2015, 23(4): 471-478.
- [15] WEINSTEIN JN, RYDEVIK BL, RAUSCHNING W. Anatomic and technical considerations of pedicle screw fixation [J]. *Clin Orthop Relat R*, 1992(284): 34-46.
- [16] MKSNA S, KOENIG SJ, NASH AB, *et al.* Biomechanical evaluation of lumbar lateral interbody fusion for the treatment of adjacent segment disease [J]. *Spine*, 2019, 19(3): 545-551.
- [17] 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.
- [18] MACKI M, ANAND SK, SURAPANENI A, *et al.* Subsidence rates after lateral lumbar interbody fusion: A systematic review [J]. *World Neurosurg*, 2019, 12(2): 599-606.
- [19] LI XH, SHE LJ, ZHANG W, *et al.* Biomechanics of extreme lateral interbody fusion with different internal fixation methods: A finite element analysis [J]. *Bmc Musculoskel Dis*, 2022, 23(1): 134-142.
- [20] 刘闯, 刘齐, 颜文辉. 微动椎弓根螺钉的生物力学仿真评测[J]. *东北大学学报(自然科学版)*, 2019, 40(7): 986-990.
- [21] 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*, 2015, 16(7): 835-841.
- [22] ZHANG R, LI H, GAO H, *et al.* Associations between the hounsfield unit values of different trajectories and bone mineral density of vertebrae: Cortical bone and traditional trajectories [J]. *Am J Transl Res*, 2020, 12(7): 3906-3916.
- [23] LI J, YANG Z, XIE T, *et al.* Deterioration of the fixation segment's stress distribution and the strength reduction of screw holding position together cause screw loosening in ALSR fixed OLIF patients with poor BMD [J]. *Front Bioeng Biotech*, 2022, 10(1): 1-17.