

文章编号:1004-7220(2017)05-0415-07

TLIF 术中最优化单侧螺钉植入和融合器放置的有限元分析

余伟波¹, 王健¹, 梁德², 江晓兵², 叶林强², 黄学成²

(1. 浙江省立同德医院 骨伤科,杭州 310012; 2. 广州中医药大学 第一附属医院 脊柱骨科,广州 510405)

摘要: **目的** 比较经单侧椎间孔椎体间融合(transforaminal lumbar interbody fusion, TLIF)中不同轴向植入角度椎弓根螺钉和不同放置位置融合器的生物力学特性。**方法** 建立正常 L3~5 有限元模型,在验证其有效性基础上,在 L4~5 节段模拟后路双侧 TLIF 和 4 种不同组合类型椎弓根螺钉植入和融合器放置的单侧 TLIF 有限元重构模型,即:小角度植入椎弓根螺钉+对侧放置融合器(模型 A)、小角度植入椎弓根螺钉+同侧放置融合器(模型 B)、大角度植入椎弓根螺钉+同侧放置融合器(模型 C)、大角度植入椎弓根螺钉+对侧放置融合器(模型 D),分别比较 4 种重构模型在各种生理应力下的活动范围(range of the motion, ROM)以及螺钉、融合器与 L4 下终板界面的最大 Von Mises 应力差异。**结果** 4 种单侧 TLIF 重构模型在融合节段(L4~5)ROM 均较正常模型显著下降,但仍高于双侧 TLIF 重构模型。4 种单侧 TLIF 重构模型稳定性比较,模型 C 下降最多,其在屈伸、侧屈和扭转应力下 ROM 分别减少约为正常模型的 50.7%、89.9% 和 90.3%。螺钉和融合器与 L4 下终板界面最大 Von Mises 应力比较,相对于其他 3 组模型,模型 C 除了在同侧侧屈和扭转外的大部分应力下承受较小的应力。**结论** 在单侧 TLIF 重构模型中选择大角度植入椎弓根螺钉和同侧放置融合器能够获得最佳的生物力学稳定性,通过缩小与双侧 TLIF 模型稳定性差异以减少断钉或融合器下沉的风险,值得临床推广运用。

关键词: 经腰椎间孔椎体间融合; 椎弓根螺钉; 椎间融合器; 有限元分析

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2017.05.004

Finite element analysis on the optimal unilateral pedicle screw-implanted angle and cage position for TLIF surgery

YU Wei-bo¹, WANG Jian¹, LIANG De², JIANG Xiao-bing², YE Lin-qiang², HUANG Xue-cheng² (1. Department of Orthopedics and Traumatology, Tongde Hospital of Zhejiang Province, Hangzhou 310012, China; 2. Department of Spinal Surgery, No.1 Affiliated Hospital, Guangzhou University of Chinese Medicine, Guangzhou 510405, China)

Abstract: Objective To compare biomechanical properties of pedicle screw with different axial angles and interbody cage with different positions for unilateral transforaminal lumbar interbody fusion (TLIF) surgery. **Methods** The normal L3-5 finite element (FE) model was established and validated. Then one bilateral TLIF reconstruction FE model and four unilateral TLIF reconstruction FE models with different pedicle screw-cage combination types at L4-5 level were constructed, respectively. Namely, Model A (a small axial angle-implanted screw and an ipsilaterally-placed cage), Model B (a small axial angle-implanted screw and a contralaterally-placed cage), Model C (a large axial angle-implanted screw and an ipsilaterally-placed cage), Model D (a large axial angle-implanted screw and a contralaterally-placed cage). The range of motion (ROM) of 4 reconstruction models under various

收稿日期:2016-07-25; 修回日期:2016-09-17

基金项目:浙江省自然科学基金项目(LY13H060011)。

通信作者:王健,主任医师, E-mail: 975401145@qq.com。

physiological stresses as well as the maximum Von Mises stresses on pedicle screw, cage-L4 inferior endplate were compared. **Results** The ROMs at fusion segment (L4-5) in 4 unilateral TLIF reconstruction models were significantly decreased compared with the normal model, but they were still larger than bilateral TLIF reconstruction model. For 4 unilateral TLIF reconstruction models, Model C showed the largest decrease in stability, and the ROM of Model C was 50.7%, 89.9%, 90.3% of the normal model in flexion-extension, lateral bending, axial rotation, respectively. When comparing the maximum Von Mises stress of posterior pedicle screw and cage-L4 inferior endplate in 4 unilateral TLIF reconstruction models, Model C could bear relatively smaller stress under most loading modes, except in ipsilateral lateral bending and axial rotation. **Conclusions** The unilateral TLIF reconstruction model with a large axial angle-implanted screw and an ipsilaterally placed-cage can achieve the optimal stability. By narrowing the difference in stability with the bilateral TLIF model, the unilateral TLIF reconstruction model can reduce the risk of screw failure and cage subsidence, which is worth of clinical application.

Key words: Transforaminal lumbar interbody fusion (TLIF); Pedicle screw; Interbody cage; Finite element analysis

近年来,经椎间孔椎体间融合(transforaminal lumbar interbody fusion, TLIF)后路单侧椎弓根螺钉固定非常流行。后路单侧椎弓根螺钉固定不仅能够缩短手术时间、减少术中的出血量、X线暴露剂量和减少手术费用,而且在融合节段 Cobb 角恢复、融合率等方面取得了较好的临床效果^[1-8]。然而也有研究认为,单侧经椎弓根螺钉术在 TLIF 中不能提供充足的稳定性^[9-12]。例如,单侧螺钉不能提供充足的对侧扭转和对侧侧屈稳定性^[12-13];融合器位置会对融合节段的稳定性产生一定影响^[12,14-15];椎弓根螺钉以更大的角度植入将明显增加螺钉抗拔出力和较少螺钉断钉的风险。因此,为了在保留单侧螺钉固定的优势基础上同时又增加融合节段稳定性和减少断钉风险,寻找一种最优化的椎弓根螺钉植入和最佳的融合器位置非常必要。本文在 L4~5 节段建立 4 种不同组合类型椎弓根螺钉植入和融合器的 TLIF 重构模型,探讨不同轴向植入角度椎弓根螺钉和不同放置位置融合器的生物力学特性。

1 材料及方法

1.1 L3~5 正常有限元模型建立

选择 1 名 28 岁合格的健康男性志愿患者行 L3~5 节段 CT 横断面平扫(64 排,层距 1 mm),获取 DICOM 格式图像,并导入 Mimics 15.1 (Materialise 公司,比利时)获取包含有皮质骨 1 mm、松质骨及后柱结构的 L3~5 节段三维有限元模型,并将获得的 L3~5 三维有限元椎体导入到 Geomagic Studio 12.0 (Geomagic 公司,美国)中进行光滑处理,接着以 IGES 格式文件导入到 SolidWork 2014 (SolidWorks 公

司,美国)中重建剩余的几何结构。椎间盘由髓核和纤维环构成,其中髓核约占椎间盘 43%。纤维环由纤维环及纤维环基质构成,纤维环基质约占 19%^[17-19]。7 条韧带包括前纵韧带(ALL)、后纵韧带(PLL)、黄韧带(LF)、棘上韧带(SSL)、棘间韧带(ISL)、横突间韧带(ITL)、关节囊(CL),位置均参考相关文献^[17-19]精确模拟解剖位置结构。所建 L3~5 有限元模型的材料属性见表 1。

表 1 有限元模型的材料属性

Tab. 1 Material properties of the finite element models

材料	弹性模量/MPa	泊松比	横截面积/nm ²
皮质骨	12 000	0.200	—
松质骨	100	0.300	—
后方结构	3 500	0.250	—
终板	1 000	0.400	—
髓核	1	0.499	—
纤维环	500	非线性	—
纤维环基质	4.2	0.450	—
ALL	20	0.300	60
PLL	70	0.300	21
LF	50	0.300	60
ISL	28	0.300	40
SSL	28	0.300	30
ITL	50	0.300	10
CL	26	0.300	67.5

椎体松质骨、后方结构、纤维环基质、髓核定义为连续、各向同性、线弹性的四面体实体单元材料属性^[17,19],椎体皮质骨、终板、关节软骨分别定义为厚度为 1.0、0.5 和 0.5 mm 壳单元属性^[17],纤维环纤

维及脊柱韧带用桁架(truss)单元定义为只承受张力的线弹性材料属性,髓核定义为接近流体的材料属性(弹性模量为 1,泊松比为 0.499)。纤维环为同源基质包绕的大量胶原纤维,这些胶原纤维以十字交叉形式排列 5 层,它们与椎间盘平面呈 $\pm 30^\circ$ 夹角^[17]。小关节用通用接触模拟^[6-8],定义为有限摩擦,摩擦因数为 0.002 6。正常有限元模型有效性,主要参考既往文献及体外实验结果,验证时将 L5 椎体的下表面固定,并在 L3 椎体上表面给予 150 N 预压缩力以模拟正常上半身应力,接着在 L3 椎体上表面分别依次施加 10 N·m 前屈、后伸、侧屈及扭转应力,最后与既往有限元和尸体研究模型的活动范围(range of motion, ROM)相比较,以验证模型的有效性。

1.2 模拟经单侧 TLIF 后路不同的螺钉模型

在正常 L3~5 有限元模型的基础上,模拟在 L4~5 节段右侧行单侧关节突切除、部分纤维环、髓核切除等减压操作,并对减压节段(L4~5)分别进行单侧椎弓根螺钉植入以及融合器放置。另外,为了进一步探讨单侧 TLIF 中不同螺钉植入角度和融

合器位置对螺钉模型稳定性差异影响,参考 Barber 等^[16]关于椎弓根螺钉植入角度的定义,即椎弓根螺钉与矢状面的夹角约 15° 为小角度置钉,与矢状面夹角 30° 为大角度置钉;根据融合器有无超过矢状面中线分别指定同侧和对侧放置。如图 1 所示,最终创建 4 种不同组合类型单侧椎弓根螺钉植入和相应融合器放置的模型,即:小角度植入椎弓根螺钉+对侧放置融合器(模型 A)、小角度植入椎弓根螺钉+同侧放置融合器(模型 B)、大角度植入椎弓根螺钉+同侧放置融合器(模型 C)、大角度植入椎弓根螺钉+对侧放置融合器(模型 D)。另外,在单侧 TLIF 重构模型基础上,模拟双侧 TLIF 的重构模型。

螺钉材料和融合器分别在正常有限元模型基础上,在 SolidWorks 软件中进行重建,并定义其材料属性分别为钛和聚乙烯醚酮,弹性模量分别为 110、3.6 GPa。其中,椎弓根螺钉直径为 6 mm,长度为 50 mm,连接棒直径为 6 mm,长度为 90 mm;融合器尺寸为 12 mm×16 mm×30 mm。融合器与上下终板的接触属性定义为有限滑动,摩擦因数为 0.2;螺钉与椎体、螺钉与棒的连接属性定义为绑定约束^[20-21]。

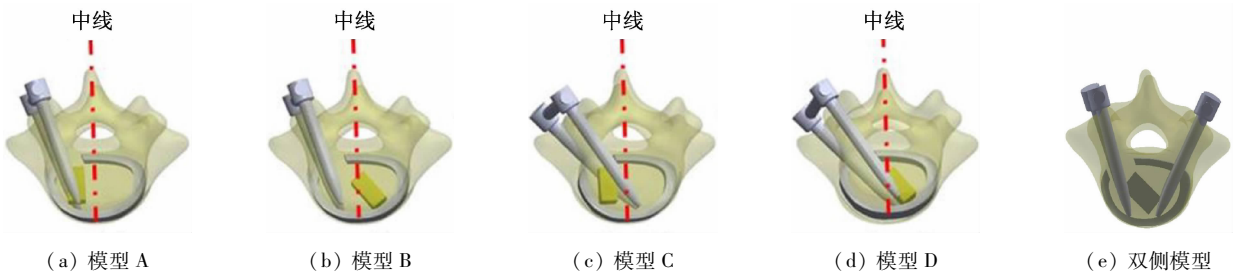


图 1 单、双侧 TLIF 重构有限元模型示意图

Fig.1 Schematic of finite element model for unilateral and bilateral TLIF reconstruction (a) Model A, (b) Model B, (c) Model C, (d) Model D, (e) Bilateral TLIF model

1.3 模型受力及边界条件设置

将 L5 椎体下表面固定,并在 L3 椎体上表面给予 150 N 预压缩力后,接着依次分别给予 L3 椎体上缘 10 N·m 前屈、后伸、左、右侧旋转、侧弯力矩^[22]。以上所有计算过程均输入到 ABAQUS 12.01 中(ABAQUS 公司,美国),并观察融合节段(L4~5)ROM 以及螺钉、融合器与 L4 下终板界面最大 Von Mises 应力变化情况。

2 结果

2.1 模型有效性验证

表 2 所示为所建立的正常 L3~5 有限元模型在

10 N·m 力矩下行屈伸、侧屈、扭转时 ROM。该结果与文献[23-25]的研究结果相近,证实了模型的合理性。同时,正常模型在不同力矩下的 ROM 也可为 4 种不同 TLIF 重构模型提供基值以参考。

表 2 本文所建模型与文献报道模型在各种生理应力下 ROM 比较
 Tab.2 Comparison of ROM under various physiological stresses reported in present study and literatures

模型	(前屈/后伸)/(°)	侧屈/(°)	扭转/(°)
文献[23]	11.1	7.6	3.8
文献[24]	8.03	7.5	4.16
文献[25]	17.43 ± 2.68	17.41 ± 4.17	8.65 ± 2.66
本文	10.29	9.12	11.76

2.2 TLIF 重构模型融合节段(L4~5)在不同生理应力下 ROM 比较

在各种生理应力活动下,4种单侧 TLIF 重构模型的稳定性均低于双侧 TLIF 重构模型。比较4种单侧 TLIF 重构模型稳定性发现,模型 C 下降最多。其中在屈伸应力下,模型 C 的 ROM 约为正常模型的 50.7%,而模型 A、B、D 分别为正常模型的 63.6%、72.2%、64.8%;在侧屈应力下,模型 C 的 ROM 约为正常模型的 89.9%,而模型 A、B、D 分别为正常模型的 108.0%、130.0%、98.4%;在扭转应力下,模型 C 的 ROM 约为正常模型的 89.9%,而模型 A、B、D 分别为正常模型的 115.1%、104.2%、98.3%(见图 2)。

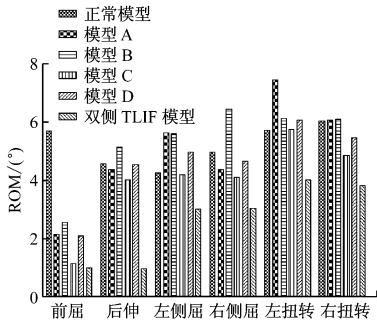


图 2 不同 TLIF 重构模型在各种生理应力下融合节段(L4~5) ROM 比较

Fig.2 Comparison of ROM at the fused segment (L4-5) under various physiological stresses in different TLIF reconstruction models

2.3 TLIF 重建模型螺钉应力比较

在各种生理应力活动下,所有单侧与双侧 TLIF 重构模型的螺钉最大 Von Mises 应力比较未见显著性的差异,特别是在屈伸及扭转应力下。比较4种单侧 TLIF 重构模型的螺钉最大应力发现,模型 C 在大部分应力下所承受最大应力较小。其中在前屈和右侧屈应力下,模型 C 承受的应力最小,在前屈时为模型 A、B、D 的 82.3%、56.4%、68.3%,在右侧屈时分别为模型 A、B、D 的 81.4%、48.5%、70.1%。模型 C 在后伸时承受应力亦较小,分别为模型 A、B 的 67.9%、69.8%,而与模型 D 没有显著区别。在右侧扭转时,模型 C 承受的应力小于模型 D(约 89.0%),比模型 A、B 应力稍大,分别是模型 A、B 的 110.6%、110.7%。然而,在左侧屈和左侧扭转时,

模型 C 的应力较其他 3 组模型而言,最大螺钉应力偏大,约为其他模型组的 1.1~1.4 倍(见图 3)。4 种单侧 TLIF 模型内植物的最大应力主要集中在棒体和椎弓根螺钉的尾部(见图 4)。

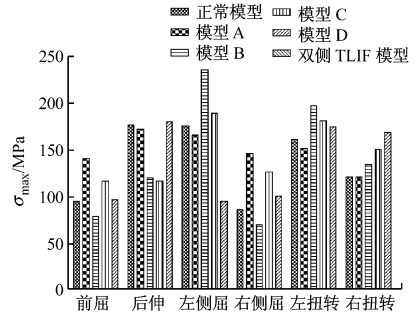


图 3 不同 TLIF 重构模型在各种生理应力下螺钉最大 Von Mises 应力比较

Fig.3 Comparison of the maximum Von Mises stress on pedicle screws under various physiological stresses in different TLIF reconstruction models

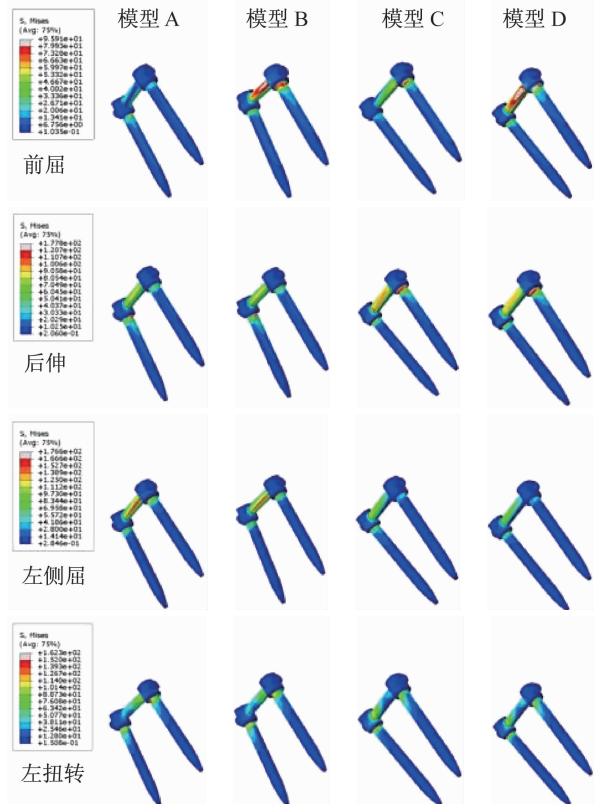


图 4 不同单侧 TLIF 重建模型在各种生理应力下螺钉最大应力云图

Fig.4 Stress nephogram of pedicle screws under various physiological stresses in 4 unilateral TLIF reconstruction models

2.4 融合器与 L4 下终板界面应力的比较

在各种生理应力活动下,所有单侧 TLIF 重构模型的融合器与 L4 下终板界面最大 Von Mises 应力均大于双侧,而模型 C 可明显降低与双侧 TLIF 重构模型的差异。比较 4 种单侧 TLIF 重构模型融合器与 L4 下终板界面的最大应力发现,模型 C 的融合器与 L4 下终板界面在大部分应力活动下承受的最大 Von Mises 应力也较小。在右侧屈及左侧扭转时,模型 C 的融合器与 L4 下终板界面承受的应力为最小。在前屈和后伸时,模型 C 最大应力明显小于模型 B、D,在前屈时分别为模型 B、D 的 55.9%、88.5%,在后伸时分别为模型 B、D 的 48.5%、59.6%,而大于模型 A 的最大应力。在右侧扭转时,模型 C 的最大应力明显小于模型 A(约为模型 A 的 78.6%),但是大于模型 B、D,为模型 B、D 的 1.5 和 1.4 倍。然而,在左侧侧屈时,模型 C 的融合器与 L4 下终板界面应力最大,为其他模型的 1.2~2.2 倍(见图 5)。

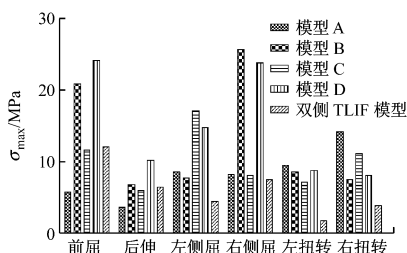


图 5 不同 TLIF 重建模型在各种生理应力下融合器与 L4 下终板界面最大 Von Mises 应力比较

Fig. 5 Comparison of the maximum Von Mises stresses at cage-L4 inferior endplate under various physiological stresses in different TLIF reconstruction models

3 讨论

随着脊柱微创和螺钉材料的发展,很多学者提出利用 TLIF 单侧经椎弓根螺钉术治疗腰椎退行性变等疾病^[1-7];他们认为,此种手术方式不但能够减少软组织损伤、手术时间、术中出血量、手术费用和住院时间,而且能够取得双侧经椎弓根螺钉类似的临床效果。Zhao 等^[8]通过生物力学研究发现,虽然单侧螺钉较双侧螺钉承受更大的应力,但是仍在椎弓根螺钉承受的最大应力范围之内,故不会发生断裂。此外,其他学者亦从生物力学角度论证了单侧螺钉的优势,他们认为过多的刚性内固定不仅会加

速相邻节段的退变,而且会引起由于螺钉应力遮挡形成相关的骨质疏松^[27-30]。尽管如此,仍有很多学者质疑单侧 TLIF 生物力学的稳定性能^[11-13, 31],他们认为单侧螺钉生物力学稳定性不够,容易增加断钉和假关节形成的风险。因此,在保留单侧 TLIF 螺钉优势基础上增加模型的稳定性非常必要,但目前关于如何在单侧 TLIF 中选择不同椎弓根螺钉植入角度和融合器放置从而获得最优化的稳定的研究还鲜有报道。

本文建立了 4 种不同椎弓根螺钉植入角度和融合器位置放置的有限元模型,比较各种情况下不同重构模型的稳定性。根据先前的解剖学和放射学研究结果,腰椎的椎弓根直径约为 13 mm^[29],在轴性平面椎弓根螺钉与矢状位平面大约有 30°的安全范围^[30],故本文中在轴性平面椎弓根螺钉选择分别以 15°和 30°两种不同角度植入是合理可行的。同理,融合器亦可通过单侧 TLIF 入路进行同侧或对侧放置于腰椎椎间隙内。

本文研究结果表明,双侧 TLIF 重构模型的稳定性优于单侧,而在所有单侧 TLIF 重构模型中,大角度植入椎弓根螺钉和同侧融合器放置组(模型 C)获得了最佳生物力学稳定性,可明显缩小与双侧 TLIF 重构模型的稳定性差异。而对于小角度植入椎弓根螺钉(模型 A、B)较模型 C 而言,具有明显侧屈及扭转不稳定性,这一结果与 Harris 等^[31]的研究结果类似。他们进行了一项尸体力学研究,发现在侧屈和扭转时 ROM 分别是正常模型的 117%和 182%。另外,在 Slucky 等^[11]和 Chen 等^[12]的生物力学研究中,亦得出类似的研究结果,即后路单侧 TLIF 模型在侧屈或扭转时的稳定性与正常模型相比较差。尽管如此,在本研究中,在单侧 TLIF 模型中通过调整椎弓根螺钉植入角度配合同侧融合器放置获得了较好的生物力学稳定性。

对于融合器位置对单侧 TLIF 稳定性影响,既往有不少的文献报道。Chin 等^[32]认为,融合器的面积相对较小导致与相邻终板接触面亦较小,从而再融合节段形成了一个类似“杠杆支点”效应,导致融合节段的不稳定;因此,推荐在融合器融合基础上进行相应的植骨融合、放置两个融合器非常必要。Zhang 等^[7]和 Taneichi 等^[13]亦支持类似的观点,他们认为在单侧 TLIF 基础上放置两个融合器能够获得双边

的前柱支撑。然而,根据先前的临床报道,单侧 TLIF 术中借助一个通道放置两个融合器容易增加硬膜撕裂的风险和增加手术费用。因此,本文选择常规单一融合器植入,而模型 C 通过椎弓根螺钉角度的调整而获得较好稳定性。对于在模型 C 中获得最佳稳定机制,考虑主要由于大角度植入椎弓根螺钉不仅能够增加与椎体前柱的接触面积进而分担更多的应力,同时能够提供较好的双边的前柱支持。另外,同侧融合器放置弥补了大角度植入椎弓根螺钉是导致同侧侧屈和扭转的稳定性的不足。

比较后路椎弓根螺钉所承受的最大 Von Mises 应力发现,单侧和双侧 TLIF 重构模型之间未见显著性差异,而在 4 种单侧 TLIF 重构模型比较发现,模型 C 在大部分的应力环境下螺钉和融合器与 L4 下终板的最大应力均较小,尤其在前屈和右侧屈时为最小,在后伸和右侧扭转时亦承受较小的应力。然而在左侧屈及左侧扭转时应力较大,约为其他模型的最大应力 1.2 ~ 1.4 倍,但是仍在在最大的螺钉承受最大的应力之内。比较所有单侧 TLIF 重构模型的融合器与 L4 下终板界面最大应力发现,模型 C 除了对侧侧屈应力较大外,在大部分应力环境下最大应力亦均较小。因此,本文研究结果表明,大角度植入椎弓根螺钉和同侧融合器放置组(模型 C)可以获得最佳生物力学稳定性。由于在大部分生理应力下模型 C 螺钉和融合器与 L4 下终板界面应力均较小,故发生断钉、断棒和融合器下沉风险要小于其他单侧 TLIF 重构模型。尽管如此,为了减少断钉、断棒和融合器下沉等并发症的风险,在大角度植入椎弓根螺钉和同侧放置融合器的同时,在早期阶段尽量建立避免同侧侧屈和扭转。

本文通过建立不同椎弓根螺钉角度植入和融合器放置的有限元模型,寻找出了最优化的单侧椎弓根螺钉植入角度和融合器放置的方案,以缩小与双侧 TLIF 模型稳定性差异,但是亦存在以下一些不足:① 在有限元模型中,模型材料属性均设置为连续、线弹性、各向同性的材料属性,未考虑到椎旁肌肉对伤椎稳定性影响;② 只模拟椎弓根螺钉在不同角度置钉条件下融合器放置于同侧或对侧时对融合模型稳定性影响的变化趋势,而未考虑到融合器放置于中间、前缘或后缘等对模型稳定性的影响;③ 未考虑到融合器数量、骨密度等变化对单侧 TLIF

重构模型稳定性的影响;④ 未考虑部分病人因髂骨阻挡对螺钉植入角度的影响;⑤ 未考虑到椎间盘的“牵张-压缩”原则,即纤维环在牵张力下发生缩小使融合器与终板之间压缩以维持融合器位置稳定。下一步拟更深入探讨融合器数量及其位置变化、骨密度等影响因素对单侧 TLIF 重构模型稳定性的影响。

参考文献:

- [1] BERINGER WF, MOBASSER JP. Unilateral pedicle screw instrumentation for minimally invasive transforaminal lumbar interbody fusion [J]. *Neurosurg Focus*, 2006, 20(3): 4-11.
- [2] GU G, ZHANG H, FAN G, *et al.* Clinical and radiological outcomes of unilateral versus bilateral instrumentation in two-level degenerative lumbar diseases [J]. *Eur Spine J*, 2015, 38(3): 345-365.
- [3] LI X, LÜ C, YAN T. Unilateral versus bilateral pedicle screw fixation for degenerative lumbar diseases; A meta-analysis of 10 randomized controlled trials [J]. *Med Sci Monit*, 2015, 21: 782-790.
- [4] TUTTLE J, SHAKIR A, CHOUDHRI HF. Paramedian approach for transforaminal lumbar interbody fusion with unilateral pedicle screw fixation. Technical note and preliminary report on 47 cases [J]. *Neurosurg Focus*, 2006, 20(3): 5-7.
- [5] XUE H, TU Y, CAI M. Comparison of unilateral versus bilateral instrumented transforaminal lumbar interbody fusion in degenerative lumbar diseases [J]. *Spine J*, 2012, 12(3): 209-215.
- [6] ZANG JC, MA XL, WANG T, *et al.* Unilateral versus bilateral pedicle screw fixation in lumbar spinal fusion: A meta-analysis of available evidence [J]. *Zhonghua Wai Ke Za Zhi*, 2012, 50(9): 848-853.
- [7] ZHANG K, SUN W, ZHAO CQ, *et al.* Unilateral versus bilateral instrumented transforaminal lumbar interbody fusion in two-level degenerative lumbar disorders: A prospective randomised study [J]. *Int Orthop*, 2014, 38(1): 111-116.
- [8] ZHAO C, WANG X, CHEN C, *et al.* Finite element analysis of minimal invasive transforaminal lumbar interbody fusion [J]. *Cell Biochem Biophys*, 2014, 70(1): 609-613.
- [9] SCHLEICHER P, BETH P, OTTENBACHER A, *et al.* Biomechanical evaluation of different asymmetrical posterior stabilization methods for minimally invasive transforaminal lumbar interbody fusion [J]. *J Neurosurg Spine*, 2008, 9(4): 363-371.
- [10] AMBATI DV, WRIGHT EK, LEHMAN RA, *et al.* Bilateral

- pedicle screw fixation provides superior biomechanical stability in transforaminal lumbar interbody fusion: A finite element study [J]. *Spine J*, 2015, 15(8): 1812-1822.
- [11] SLUCKY AV, BRODKE DS, BACHUS KN, *et al.* Less invasive posterior fixation method following transforaminal lumbar interbody fusion: A biomechanical analysis [J]. *Spine J*, 2006, 6(1): 78-85.
- [12] CHEN SH, LIN SC, TSAI WC, *et al.* Biomechanical comparison of unilateral and bilateral pedicle screws fixation for transforaminal lumbar interbody fusion after decompressive surgery: A finite element analysis [J]. *BMC Musculoskelet Disord*, 2012, 13: 72-79.
- [13] TANEICHI H, SUDA K, KAJINO T, *et al.* Unilateral transforaminal lumbar interbody fusion and bilateral anterior-column fixation with two Brantigan I/F cages per level: Clinical outcomes during a minimum 2-year follow-up period [J]. *J Neurosurg Spine*, 2006, 4(3): 198-205.
- [14] MOLINARI RW, SLOBODA J, JOHNSTONE FL. Are 2 cages needed with instrumented PLIF? A comparison of 1 versus 2 interbody cages in a military population [J]. *Am J Orthop*, 2003, 32(7): 337-343.
- [15] POLLY DW, KLEMMER WR, CUNNINGHAM BW, *et al.* The biomechanical significance of anterior column support in a simulated single-level spinal fusion [J]. *J Spinal Disord*, 2000, 13(7): 58-62.
- [16] BARBER JW, BODEN SD, GANEY T, *et al.* Biomechanical study of lumbar pedicle screws: Does convergence affect axial pullout strength? [J]. *J Spinal Disord*, 1998, 11(3): 215-220.
- [17] 余伟波, 梁德, 叶林强, 等. 3种不同后路螺钉方式及其横连治疗胸腰段骨折的力学性能比较[J]. *医用生物力学*, 2016, 31(2): 142-147.
- YU WB, LIANGD, YE LQ, *et al.* Comparison of biomechanical properties by different posterior fixation methods with or without crosslink for fixing thoracolumbar fractures [J]. *J Med Biomech*, 2016, 31(2): 142-147.
- [18] 张文, 王兰, 施勤, 等. 腰椎行椎间孔入路椎间融合术固定的有限元分析[J]. *医用生物力学*, 2014, 29(5): 405-410.
- ZHANG W, WANG L, SHI Q, *et al.* Finite element analysis on transforaminal lumbar interbody fusion treatment [J]. *J Med Biomech*, 2014, 29(5): 405-410.
- [19] POLIKEIT A, FERGUSON SJ, NOLTE LP, *et al.* Factors influencing stresses in the lumbar spine after the insertion of intervertebral cages: Finite element analysis [J]. *Eur Spine J*, 2002, 12(2): 413-420.
- [20] GOEL VK, MONROE BT, GILBERTSON LG, *et al.* Interlaminar shear stresses and laminae separation in a disc: Finite element analysis of the L3-L4 motion segment subjected to axial compressive loads [J]. *Spine*, 1995, 20(4): 689-698.
- [21] AMBATI DV, WRIGHT EK, LEHMAN RA, *et al.* Bilateral pedicle screw fixation provides superior biomechanical stability in transforaminal lumbar interbody fusion: A finite element study [J]. *Spine J*, 2015, 15(7): 1812-1822.
- [22] VADAPALLI S, SAIRYO K, GOEL VK, *et al.* Biomechanical rationale for using polyetheretherketone (PEEK) spacers for lumbar interbody fusion: A finite element study [J]. *Spine*, 2006, 31(26): 992-998.
- [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] CHIANG MF, ZHONG ZC, CHEN CS, *et al.* Biomechanical comparison of instrumented posterior lumbar interbody fusion with one or two cages by finite element analysis [J]. *Spine*, 2006, 31(19): 682-689.
- [25] DMITRIEV AE, GILL NW, KUKLO TR, *et al.* Effect of multilevel lumbar disc arthroplasty on the operative- and adjacent-level kinematics and intradiscal pressures: An *in vitro* human cadaveric assessment [J]. *Spine J*, 2008, 8(6): 918-925.
- [26] PARK P, GARTON HJ, GALA VC, *et al.* Adjacent segment disease after lumbar or lumbosacral fusion: Review of the literature [J]. *Spine*, 2004, 29(17): 1938-1944.
- [27] MCAFEE PC, FAREY ID, SUTTERLIN CE, *et al.* The effect of spinal implant rigidity on vertebral bone density. A canine model [J]. *Spine*, 1991, 16(6): S190-197.
- [28] NAGATA H, SCHENDEL MJ, TRANSFELDT EE, *et al.* The effects of immobilization of long segments of the spine on the adjacent and distal facet force and lumbosacral motion [J]. *Spine*, 1993, 18(16): 2471-2479.
- [29] KRAG MH, WEAVER DL, BEYNNON BD, *et al.* Morphometry of the thoracic and lumbar spine related to transpedicular screw placement for surgical spinal fixation [J]. *Spine*, 1988, 13(1): 27-32.
- [30] HAILONG Y, WEI L, ZHENSHENG M, *et al.* Computer analysis of the safety of using three different pedicular screw insertion points in the lumbar spine in the Chinese population [J]. *Eur Spine J*, 2007, 16(5): 619-623.
- [31] HARRIS BM, HILIBRAND AS, SAVAS PE, *et al.* Transforaminal lumbar interbody fusion: The effect of various instrumentation techniques on the flexibility of the lumbar spine [J]. *Spine*, 2004, 29(4): E65-70.
- [32] CHIN KR, REIS MT, REYES PM, *et al.* Stability of transforaminal lumbar interbody fusion in the setting of retained facets and posterior fixation using transfacet or standard pedicle screws [J]. *Spine J*, 2015, 15(5): 1077-1082.