

文章编号:1004-7220(2019)03-0243-08

# 多孔钛腰椎融合器在不同入路椎间融合术中的生物力学性能

张振军<sup>1,2</sup>, 李文钊<sup>3</sup>, 李慧<sup>3</sup>, 廖振华<sup>2</sup>, 孟庆铸<sup>4</sup>, 孙大为<sup>4</sup>, 孙学君<sup>5</sup>, 刘伟强<sup>1,2</sup>

(1.清华大学 机械工程系,北京 100084; 2.深圳清华大学研究院 生物医用材料及植入器械重点实验室,广东 深圳 518057; 3.北京纳通科技集团有限公司 北京市医用内植物工程技术研究中心,北京 100094; 4.辽宁省海城市中心医院,辽宁 海城 114200; 5.北京盈暖利和科技有限公司,北京 100085)

**摘要:**目的 探究采用多孔融合器在不同入路腰椎融合术的生物力学性能。方法 建立完整腰椎三维有限模型,通过实验方法获得多孔材料的力学参数。针对多孔融合器在前路腰椎椎间融合术(anterior lumbar interbody fusion, ALIF)、后路腰椎椎间融合术(posterior lumbar interbody fusion, PLIF)、经椎间孔腰椎椎间融合术(transforaminal lumbar interbody fusion, TLIF)和直接外侧椎体间融合术(direct lateral interbody fusion, DLIF)中的生物力学性能进行对比研究。结果 在施行椎间融合术后,DLIF、ALIF模型预测的活动度(range of motion, ROM)和融合器应力明显低于PLIF、TLIF模型,DLIF、ALIF和TLIF模型预测的终板应力明显低于PLIF模型。结论 采用多孔融合器的DLIF模型显示出较优的生物力学性能,而且在临床过程中操作简单适于微创术式。DLIF手术具有更优的综合性能。

**关键词:**多孔融合器;前路腰椎椎间融合术;后路腰椎椎间融合术;经椎间孔腰椎椎间融合术;直接外侧椎间融合术;生物力学

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2019.03.004

## Biomechanical Properties of Porous Titanium Cages for Different Lumbar Interbody Fusion Surgeries

ZHANG Zhenjun<sup>1,2</sup>, LI Wenzhao<sup>3</sup>, LI Hui<sup>3</sup>, LIAO Zhenhua<sup>2</sup>, MENG Qingzhu<sup>4</sup>, SUN Dawei<sup>4</sup>, SUN Xuejun<sup>5</sup>, LIU Weiqiang<sup>1,2</sup>

(1. Department of Mechanical Engineering, Tsinghua University, Beijing 100084, China; 2. Laboratory of Biomedical Material and Implanted Devices, Shenzhen Institute of Tsinghua University, Shenzhen 518057, Guangdong, China; 3. Beijing Medical Implant Engineering Research Center, Naton Science and Technology Group, Beijing 100094, China; 4. Haicheng City Central Hospital, Haicheng 114200, Liaoning, China; 5. Beijing Yingnuanlihe Technologies Co., Ltd., Beijing 100085, China)

**Abstract: Objective** To study the biomechanical properties of porous titanium cages used for different lumbar interbody fusion surgeries. **Methods** The three-dimensional (3D) finite element model of the lumbar spine was constructed, and mechanical parameters of porous materials were obtained by mechanical test. The biomechanical properties of porous titanium cages in anterior lumbar interbody fusion (ALIF), posterior lumbar interbody

收稿日期:2018-04-19; 修回日期:2018-06-11

基金项目:国家重点研发计划课题(2016YFC1102002)

通信作者:刘伟强,教授,E-mail: weiqliu@hotmail.com

fusion ( PLIF ), transforaminal lumbar interbody fusion ( TLIF ), direct lateral interbody fusion ( DLIF ) were compared. **Results** After lumbar interbody surgery, the predicted range of motion ( ROM ) and the maximum stress in cage of DLIF model and ALIF model were substantially lower than those of PLIF model and TLIF model. The maximum stress in endplate of DLIF model, ALIF model and TLIF model were obviously lower than that of PLIF model. **Conclusions** DLIF with the porous cage showed advantages in biomechanical properties, which was simple to operate and suitable for minimally invasive surgery in clinical practice. DLIF performed the superior comprehensive properties.

**Key words:** porous cages; anterior lumbar interbody fusion ( ALIF ); posterior lumbar interbody fusion ( PLIF ); transforaminal lumbar interbody fusion ( TLIF ); direct lateral interbody fusion ( DLIF ); biomechanics

由钛合金或 PEEK 材料制成的传统椎间融合器已被广泛应用于腰椎椎间融合术<sup>[1-4]</sup>。然而,传统椎间融合器具有较高的机械刚度,这可能会影响腰椎的负载机制<sup>[5-6]</sup>。随着 3D 打印技术的兴起,多孔钛椎间融合器也逐步开始进入临床应用<sup>[7-8]</sup>。增材制造 ( additive manufactured, AM ) 的多孔钛椎间融合器可以降低机械刚度,提供类似于传统椎间融合器的稳定性,并且有益于骨长入。目前国外已经有不同种类的多孔钛椎间融合器。国内关于多孔钛椎间融合器的研究起步相对较晚,但是其已经成为医疗植入器械领域的研究热点<sup>[9]</sup>。

椎间融合术根据不同的入路方式可以分为前路腰椎椎间融合术 ( anterior lumbar interbody fusion, ALIF )、后路腰椎椎间融合术 ( posterior lumbar interbody fusion, PLIF )、经椎间孔腰椎椎间融合术 ( transforaminal lumbar interbody fusion, TLIF )、直接外侧椎体间融合术 ( direct lateral interbody fusion, DLIF ) 等。多孔钛椎间融合器根据手术条件或入路方式的不同而呈现出不同的结构形式。因此,多孔钛椎间融合器按照不同的入路方式也可分为 ALIF 多孔钛椎间融合器、PLIF 多孔钛椎间融合器、TLIF 多孔钛椎间融合器和 DLIF 多孔钛椎间融合器。针对不同的多孔钛椎间融合器,植入方式和周围组织处理亦不同。

目前针对传统椎间融合器的生物力学性能已开展了广泛的体外实验和临床实验研究<sup>[10-14]</sup>。TLIF 可以获得令人满意的腰椎稳定性<sup>[15-16]</sup>,其手术疗效也得到了相关研究的证实<sup>[13,17]</sup>。DLIF 可以有效减小活动度 ( range of motion, ROM )<sup>[18-19]</sup>,而且具有微创手术的优势,故其在临床中到了较为广泛的应用<sup>[20]</sup>。然而,针对新型多孔钛椎间融合器的生物

力学性能研究相对较少,而关于不同入路方式的多孔钛椎间融合器的生物力学性能对比研究,鲜有相关文献报告。本文在多孔材料力学实验基础上,针对多孔钛椎间融合器进行生物力学性能评估和对比分析,为多孔钛椎间融合器的入路方式优选提供理论依据。

## 1 材料与方法

### 1.1 多孔钛合金材料的力学实验

所有试验样品采用钛合金进行 3D 打印制作,所用设备为北京纳通医学科技研究院提供的金属 3D 打印机 EOSINT M280 ( EOS GmbH 公司,德国)。多孔样件内部采用金刚石网格结构,平均孔径为 350~400  $\mu\text{m}$ <sup>[7]</sup>。试验样品外部为圆柱形,直径为  $\phi 10\text{ mm}$ ,高度为 15 mm。为了使得实验结果具有统计学意义,试验样品按照孔隙率分为 3 组 (每组 5 个样件)。按照孔隙部分所占的体积比例计算,孔隙率分别选择 65%、75% 和 80%<sup>[7]</sup>。力学试验设备是由北京纳通医学科技研究院提供的万能力学试验机 Instron 8874 ( Instron 公司,美国)。根据 ISO 13314:2011 标准《多孔状和蜂窝状金属压缩试验》对多孔样件进行静态压缩试验<sup>[21-23]</sup>。首先,安装实验装置并将多孔试验样品放置在压盘中间。载荷调零,并通过调整上面压盘使其与被试样件的上面相接触。试验采用位移控制进行加载,根据 ISO 13314:2011 的初始应变速率,通过计算得到加载速率为 0.9~9 mm/min,本次试验选择加载速率为 1 mm/min。记录试验过程中的载荷位移数据 (见表 1)。测试结果与文献 [24] 中发表的数据相近。多孔钛合金材料的弹性模量随着孔隙率的增加而大幅降低。当孔隙率从 65%

增加到 75% 时,弹性模量降低约 50%。当孔隙率继续增加到 80% 时,弹性模量继续降低约 50%。此时,其弹性模量(675 MPa)更加接近于松质骨的弹性模量(100 MPa),已经远低于钛合金材料的弹性模量(110 GPa),而且比 PEEK 材料的弹性模型(3.5 GPa)也降低很多。

表 1 多孔钛合金材料的力学实验结果<sup>[1,4]</sup>

Tab.1 Mechanical test results of the porous materials

多孔率/%	弹性模量/MPa	平台应力/MPa
65	2 653±535	57.2±4.8
75	1 551±262	30.3±1.6
80	675±130	19.1±0.8

## 1.2 各种植入器械模型建立

本文采用的 4 种多孔钛椎间融合器分别为: ALIF 多孔钛椎间融合器、PLIF 多孔钛椎间融合器、TLIF 多孔钛椎间融合器和 DLIF 多孔钛椎间融合器。根据课题组先前的研究结果,4 种多孔钛椎间融合器均选择 75% 多孔结构,即整体多孔结构配置,具有 75% 孔隙率,采用 3D 打印钛合金(Ti6Al4V)材料<sup>[1,4]</sup>。ALIF 多孔钛椎间融合器的足印面类似于梯形,外形尺寸为 30 mm×20 mm×7 mm。PLIF 多孔钛椎间融合器的足印面类似于矩形,外形尺寸为 20 mm×9 mm×7 mm,通常同时采用两枚融合器。TLIF 多孔钛椎间融合器的足印面类似于月牙形,外形尺寸为 25 mm×13.5 mm×7 mm。DLIF 多孔钛椎间融合器的足印面类似于椭圆形,外形尺寸为 30 mm×10 mm×7 mm。双侧椎弓根螺钉基于 EXPEDIUM 5.5 系统(DePuy Synthes Spine 公司,美国)进行建模。椎弓根螺钉直径 5.5 mm,材料为钛合金(Ti6Al4V)。

## 1.3 不同入路椎间融合术模型建立

所建腰椎有限元模型已在本课题组前期的研究中得到验证(见图 1)<sup>[1,4,25]</sup>。CT 图像源自 1 名 36 岁健康女性(体质量 52 kg,身高 158 cm),然后输入 Mimics 10.0 建立几何模型。使用 HyperMesh 13.0 对几何模型进行网格划分。使用 ABAQUS 6.13 进行有限元分析和计算。椎骨包括皮质骨、松质骨和后部结构。椎间盘包括髓核和纤维环。韧带包括前纵韧带(anterior longitudinal ligament, ALL)、后纵韧带(posterior longitudinal ligament, PLL)、黄韧带

(ligamenta flava, LF)、棘间韧带(interspinal ligament, ISL)、棘上韧带(supraspinal ligament, SSL)、横突间韧带(intertransverse ligament, ITL)和关节囊韧带(capsular ligament, CL)。皮质骨厚度为 1.0 mm,终板厚度为 0.5 mm<sup>[26]</sup>。韧带采用只可拉伸的三维杆单元(T3D2)建模。除了韧带之外的整个模型均使用三维四面体单元(C3D4)进行网格划分。根据收敛性分析结果<sup>[4]</sup>,有限元模型的整体网格尺寸选择 1.0 mm。有限元仿真采用的计算机为联想工作站,配置为 24 核处理器、64 GB 内存。完整模型在前屈工况时的运行时间为 4 812 s。完整腰椎有限元模型包含 195 533 个节点和 841 038 个单元,可以有效消除网格划分密度对于计算精度的影响<sup>[1,4,25]</sup>。

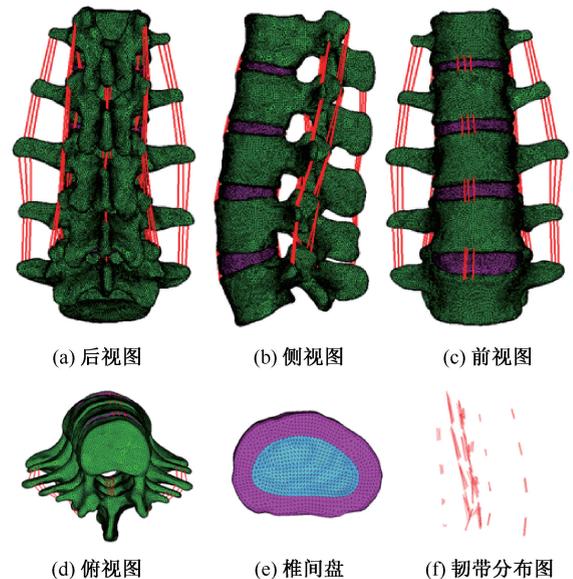


图 1 全腰椎有限元模型

Fig.1 Finite element model of the intact lumbar spine

(a) Rear view, (b) Side view, (c) Front view, (d) Top view, (e) Intervertebral disc, (f) Ligaments

选取 L2~5 节段作为本研究中手术模型的原始对照组。针对 4 种多孔钛椎间融合器,建立 4 种不同入路方式的手术模型:适于 ALIF 多孔钛椎间融合器的手术模型(ALIF 模型)、适于 PLIF 多孔钛椎间融合器的手术模型(PLIF 模型)、适于 TLIF 多孔钛椎间融合器的手术模型(TLIF 模型)、适于 DLIF 多孔钛椎间融合器的手术模型(DLIF 模型)。图 2 所示为不同入路时的手术模型,其中参照临床术式

设计各种手术条件。① ALIF 手术:将 ALIF 多孔钛椎间融合器从前路插入 L3~4 椎间盘间隙,并辅以双侧椎弓根螺钉固定,手术时切除 ALL、髓核和前部纤维环。② PLIF 手术:将两枚 PLIF 多孔钛椎间融合器从后路插入 L3~4 椎间盘间隙,并辅以双侧椎弓根螺钉固定,手术时后部开窗,同时切除部分 PLL、髓核和后部纤维环。③ TLIF 手术:将 TLIF 多孔钛椎间融合器经椎间孔插入 L3~4 椎间盘间隙,并辅以双侧椎弓根螺钉固定,手术时切除侧后方椎骨,同时切除髓核和侧后方纤维环。④ DLIF 手术:将 DLIF 椎间融合器侧向插入 L3~4 椎间盘间隙,并辅以双侧椎弓根螺钉固定。有限元模型中腰椎构件及其植入器械的材料属性均取自参考文献[10, 27-33]。

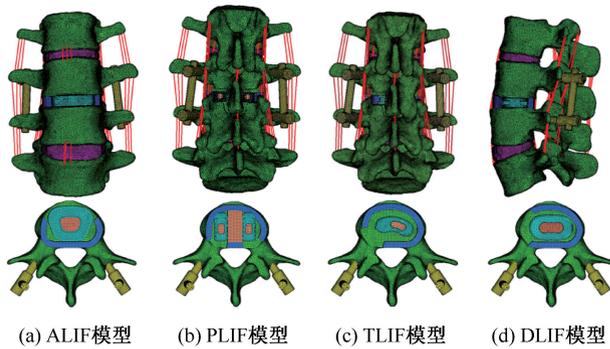


图2 适于不同入路方式的椎间融合术模型

Fig.2 Lumbar interbody fusion models for different surgical approaches (a) ALIF model, (b) PLIF model, (c) TLIF model, (d) DLIF model

所有的手术模型都是基于验证的原始模型建立。椎体和椎间盘之间的接触以及小关节之间的接触与原始模型的接触设置完全一致。椎体和椎间盘的接触面被设置为绑定约束,后部小关节之间的接触面被模拟为无摩擦表面<sup>[30-31,34]</sup>。椎体和融合器的接触面、椎体和椎弓根螺钉的接触部分均设置为绑定约束<sup>[1,4,25]</sup>。L5 椎体下表面在所有方向进行固定约束。参照已有文献所述,将 280 N 压缩载荷和 7.5 N·m 力矩施加到 L2 椎体上表面的耦合参考点,分别模拟人体上身质量和不同运动工况<sup>[1,4,25,35-36]</sup>。本研究主要模拟不同入路的椎间融合术在 4 种工况(前屈、后伸、左侧弯和左旋转)时的生物力学性能变化。经过有限元分析输出 ROM、融合器应力、终板应力和小关节应力。将不同手术

模型 ROM、终板应力和小关节力与原始模型的预测结果进行比较,然后归纳出不同手术模型的生物力学性能。其中,ROM 结果针对原始模型的 ROM 结果进行归一化处理<sup>[1,20]</sup>。在组合载荷下重新计算原始 L2~5 模型,故对 5 种模型和 4 种运动工况共计进行 20 次模拟计算。分析结果按照可视化要求,将力学数据用 Von Mises 应力等值线表示。

## 2 结果

### 2.1 活动度

由各种手术模型 ROM 预测结果比较可知:植入椎间融合器后,除 PLIF 和 TLIF 模型在后伸工况外,所有手术模型在 4 种工况下预测的 ROM 结果与原始模型相比减少了 90% 以上。4 种工况下,ALIF、DLIF 模型 ROM 比 PLIF、TLIF 模型 ROM 小。在所有手术模型中,ALIF 模型 ROM 最小,其次是 DLIF 模型。与 ALIF 模型相比,DLIF 模型 ROM 在前屈、后伸、左侧弯、左旋转工况时的变化量分别为 1.16%、1.20%、1.16%、0.81%。DLIF 和 ALIF 模型对 ROM 的影响无明显差异,即两种模型对腰椎稳定性的影响效果相近(见图 3)。

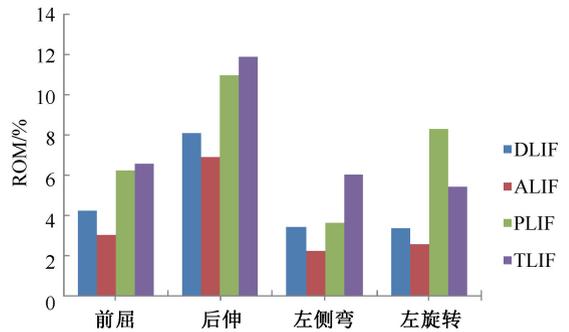


图3 多孔钛椎间融合器在不同入路手术中 ROM 比较

Fig.3 Comparison of ROMs of porous titanium cages in different surgical approaches

### 2.2 融合器应力

由融合器在 4 种工况下的最大应力比较可知:在所有工况时,ALIF、DLIF 模型的融合器应力比 PLIF、TLIF 模型的融合器应力都小。在所有手术模型中,ALIF 模型的融合器应力最小,其次是 DLIF 模型。与 ALIF 模型相比,DLIF 模型的融合器应力在前屈、后伸、左侧弯、左旋转工况时的变化量分别为 1.60%、15.72%、52.20%、13.45%。除了左侧弯工

况外,DLIF、ALIF 模型对融合器应力的影响效果相近(见图 4)。

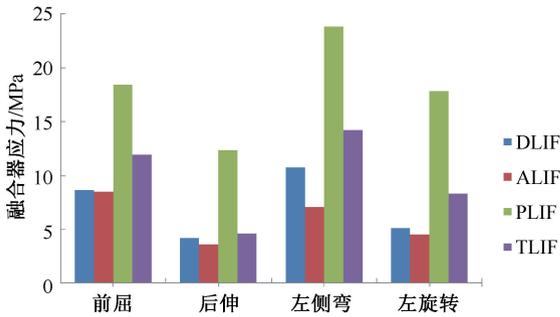


图 4 多孔钛椎间融合器在不同入路手术中的融合器应力比较

Fig.4 Comparison of the maximum stress on porous titanium cages in different surgical approaches

### 2.3 终板应力

通过不同工况下 L3 下终板的最大应力比较可知:实施椎间融合术后,除左旋转工况外,所有手术模型在 4 种工况时预测的终板应力结果与原始模型相比都明显增大。与原始模型相比,DLIF 模型终板应力在前屈、后伸、左侧弯、左旋转工况时的变化量分别为 29.86%、78.84%、106.40%、-12.51%。与原始模型相比,ALIF 模型终板应力在前屈、后伸、左侧弯、左旋转工况时的变化量分别为 29.51%、96.41%、50.71%、6.98%。与原始模型相比,TLIF 模型终板应力在前屈、后伸、左侧弯、左旋转工况时的变化量分别为 57.76%、103.27%、77.87%、-0.94%。除 PLIF 模型外,DLIF、ALIF、TLIF 模型对于终板应力的影响无明显差异。PLIF 模型相对于原始模型的终板应力增加了 1 倍以上,而 DLIF 和 ALIF 模型相对于原始模型的终板应力改变量均不超过 1 倍(见图 5)。

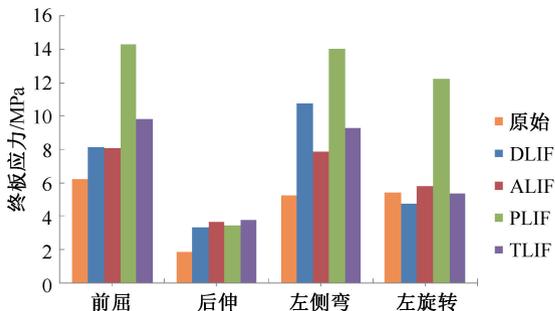


图 5 多孔钛椎间融合器在不同入路手术中 L3 下终板应力比较

Fig.5 Comparison of the maximum stress in L3 bottom endplate for porous titanium cages in different surgical approaches

### 2.4 小关节应力

由各种手术模型最大小关节应力的预测结果可知:在施行椎间融合术后,所有运动工况时手术节段小关节应力均明显下降。在所有手术模型中,除了 PLIF 模型外,4 种工况下各种手术模型的小关节应力都没有明显改变。其中,PLIF 模型小关节应力在前屈工况时接近于 0,在其他工况时结果为 0,这是因为 PLIF 模型在后部开窗减压时将小关节予以切除。与原始模型相比,DLIF、ALIF、TLIF 模型的小关节应力降低了约 50%。不同入路手术对于小关节应力的影响很小,除 PLIF 模型外其他手术模型小关节应力无明显差异(见图 6)。

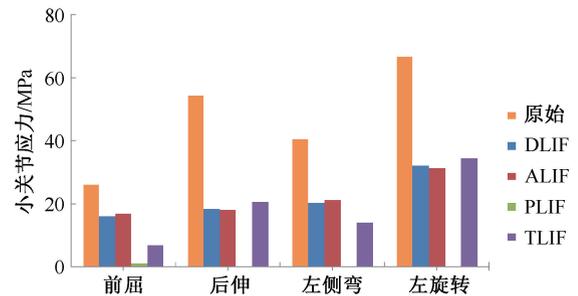


图 6 多孔钛椎间融合器在不同入路手术中的小关节应力比较

Fig.6 Comparison of facet joint stress for porous titanium cages in different surgical approaches

## 3 讨论

本研究中,所有手术模型 ROM 预测结果相对原始模型 ROM 结果进行了归一化处理,还输出了融合器应力、手术节段终板应力和小关节应力。结果表明:

(1) 将融合器植入 L3~4 椎间盘间隙后,在所有运动工况时手术节段的 ROM 均明显减小。在各种入路的手术模型中,在所有运动工况时 ALIF 模型的 ROM 均为最小,其次是 DLIF 模型,而且两者之间无明显差异。ALIF、DLIF 模型减小了 ROM,可为腰椎提供相对更好的稳定性。

(2) 融合器应力对不同入路方式比较敏感。在各种手术模型中,在所有运动工况时 PLIF 模型的融合器应力均为最大,其次是 TLIF 模型。在所有工况时,ALIF 模型的融合器应力最小,而且与 DLIF 模型相比融合器应力无明显差异。

(3) 除了左旋转工况外,将融合器植入 L3~4 椎间盘间隙后,手术节段的终板应力均有增加。在各种手术模型中,在所有运动工况时 PLIF 模型的终板应力均为最大。除了 PLIF 模型,其他 3 种模型的终板应力并无明显差异。PLIF 模型的终板应力最大,可能增加融合器的沉降风险。

(4) 在所有运动工况时,手术节段的小关节应力均明显下降。除了 PLIF 模型的小关节应力接近或者等于 0,其他手术模型的小关节应力均降低到原始模型的 50% 左右。

4 种运动工况下,融合术后手术节段 L3~4 的 ROM、融合器应力和终板应力都受到明显影响,并且随着入路方式的不同而改变。通过比较不同入路椎间融合术的生物力学性能可知,ALIF、DLIF 模型在手术节段呈现出一定的生物力学优势。例如:在所有运动工况时,ALIF、DLIF 模型 ROM、融合器应力都相对较小,终板应力与 TLIF 模型相近而且都较小。从生物力学性能角度分析,ALIF、DLIF 术式方案可能提供更好的腰椎稳定性,而且降低了融合器损伤和沉降的风险<sup>[37]</sup>。从临床手术条件方面分析,ALIF 采用前面入路方式,手术更为复杂而且手术难度和创伤较大;而 DLIF 采用侧面直接入路,无需进行额外处理,而且适用于微创手术。综合生物力学性能和临床手术需求,采用多孔钛椎间融合器的 4 种手术模型中,DLIF 模型表现更优。

不同的入路方式对于椎间融合术后的生物力学性能有较为明显的影响。已有研究表明,TLIF 比 PLIF 具有更多的生物力学优势<sup>[2,13-14]</sup>。本研究同样发现,TLIF 模型比 PLIF 模型明显减小了融合器应力和终板应力,而在 ROM 方面两者无明显差异。DLIF 通常采取侧路植入椎间融合器,可以有效减小 ROM<sup>[17,19]</sup>。本研究也同样发现,DLIF、ALIF 模型预测的 ROM 明显低于 PLIF、TLIF 模型。从生物力学性能角度分析,针对多孔钛椎间融合器的研究结果与已有文献中关于实体椎间融合器的研究结果呈现出相似的趋势。进一步分析适于不同入路手术模型的预测结果,可知椎间融合器的结构形式和承重面积对腰椎的生物力学特性产生一定的影响,但是在不同运动工况时却又显示出不同的预测结果。因此,针对多孔钛椎间融合器的生物力学性能评估,需要综合考虑不同结构参数对不同运动工况的

耦合影响效果,最终才能给出较为全面和准确的评估结论。此外,本研究中有限元模型进行了一定的简化处理,如未考虑肌肉的作用、将实验测得的多孔钛弹性模型赋予到实体融合器模型中。

## 4 结论

根据多孔钛椎间融合器在不同腰椎融合术中的生物力学性能预测结果可知,椎间融合术的入路方式会明显影响融合术后的腰椎生物力学性能。从生物力学角度来看,在不同入路方式的手术模型中,ALIF 和 DLIF 多孔钛椎间融合器在腰椎稳定性、融合器应力和终板应力等方面呈现出一定的优势。从临床手术过程分析,DLIF 比 ALIF 更为简单,而且更加适于微创手术。综上可知,针对多孔钛椎间融合器,DLIF 手术具有较好的综合优势。此外,椎间融合术的生物力学性能不仅与手术入路方式、融合器的结构参数相关,而且在不同的运动工况时呈现出多样性。因此,为了充分评估采用多孔钛椎间融合器的椎间融合术的生物力学性能,多参数和多工况的耦合分析研究十分必要,这也为后续相关研究提出了新的方法建议。同时,为了验证该有限元模型的研究结果,针对不同入路腰椎融合术中多孔钛椎间融合器的离体标本实验和临床研究也是后续需要开展的工作。

3D 打印多孔钛椎间融合器具有利于骨长入的表面结构,而且还可以根据患者需求进行个性化定制。针对特定患者,可以按照影像资料进行骨质情况评估、植入器械建模和多孔参数优选、快速完成产品制作。关于多孔材料孔隙率的选择,需要重点关注患者骨质情况,根据不同的骨质进行孔隙率的优选,将会有效改善融合效果,并降低融合器沉降的风险。此外,多孔钛椎间融合器在提高融合效果的同时,细微的金属骨小梁结构可能会导致终板表面损伤。因此,关于多孔钛椎间融合器的结构改良,也需要关注多孔钛椎间融合器的表面微观结构优化,从而使得椎体和多孔钛椎间融合器之间的表面融合更加接近自然生理状态。

## 参考文献:

- [1] ZHANG ZJ, LI H, FOGEL GR, *et al.* Biomechanical analysis of porous additive manufactured cages for lateral lum-

- bar interbody fusion: A finite element analysis [J]. *World Neurosurg*, 2018, 111: E581-591.
- [ 2 ] COLE CD, MCCALL TD, SCHMIDT MH, et al. Comparison of low back fusion techniques: Transforaminal lumbar interbody fusion (TLIF) or posterior lumbar interbody fusion (PLIF) approaches [J]. *Curr Rev Musculoskelet Med*, 2009, 2(2): 118-126.
- [ 3 ] YANG SD, CHEN Q, DING WY, et al. Unilateral pedicle screw fixation with bone graft vs. bilateral pedicle screw fixation with bone graft or cage: A comparative study [J]. *Med Sci Monit*, 2016, 22: 890-897.
- [ 4 ] ZHANG ZJ, LI H, FOGEL GR, et al. Finite element model predicts the biomechanical performance of transforaminal lumbar interbody fusion with various porous additive manufactured cages [J]. *Comput Biol Med*, 2018, 95: 167-174.
- [ 5 ] KIM DH, JEONG ST, LEE SS. Posterior lumbar interbody fusion using a unilateral single cage and a local morselized bone graft in the degenerative lumbar spine [J]. *Clin Orthop Surg*, 2009, 1(4): 214-221.
- [ 6 ] MELNYK AD, WEN TL, KINGWELL SF, et al. Load transfer characteristics between posterior spinal implants and the lumbar spine under anterior shear loading: An *in vitro* investigation [J]. *Spine*, 2012, 37(18): E1126-E1133.
- [ 7 ] TSAI PI, HSU CC, CHEN SY. Biomechanical investigation into the structural design of porous additive manufactured cages using numerical and experimental approaches [J]. *Comput Biol Med*, 2016, 76: 14-23.
- [ 8 ] JONES AC, ARNS CH, SHEPPARD AP, et al. Assessment of bone ingrowth into porous biomaterials using MICRO-CT [J]. *Biomaterials*, 2007, 28(15): 2491-2504.
- [ 9 ] OFweek3D 打印网. 国内首例获CFDA许可的金属3D打印椎间融合器 [EB/OL]. <http://3dprint.ofweek.com/2017-01/ART-132107-8120-30098071.html>, 2017-01-25.
- [ 10 ] FAIZAN A, KIAPOUR A, KIAPOUR AM, et al. Biomechanical analysis of various footprints of transforaminal lumbar interbody fusion devices [J]. *J Spinal Disord Tech*, 2014, 27(4): E118-E127.
- [ 11 ] GU G, ZHANG H, FAN G, et al. Comparison of minimally invasive versus open transforaminal lumbar interbody fusion in two-level degenerative lumbar disease [J]. *Int Orthop*, 2013, 38(4): 817-824.
- [ 12 ] BRODANO GB, MARTIKOS K, LOLLI F, et al. Transforaminal lumbar interbody fusion in degenerative disc disease and spondylolisthesis grade I: Minimally invasive versus open surgery [J]. *J Spinal Disord Tech*, 2015, 28(10): E559-564.
- [ 13 ] ZHANG Q, YUAN Z, ZHOU M, et al. A comparison of posterior lumbar interbody fusion and transforaminal lumbar interbody fusion: A literature review and meta-analysis [J]. *BMC Musculoskel Dis*, 2014, 15(1): 2-8.
- [ 14 ] KUNZE B, DRASSECK T, KLUBA T. Posterior and transforaminal lumbar interbody fusion (PLIF/TLIF) for the treatment of localized segment degeneration of lumbar spine [J]. *Z Orthop Unfallchir*, 2011, 149(3): 312-316.
- [ 15 ] 张良. PLIF 与 TLIF 对腰椎稳定性影响的有限元分析 [D]. 长春: 吉林大学, 2016: 1-41.
- [ 16 ] DIVYA V, AMBATI, MS, EDWARD K, et al. Pedicle screw fixation provides superior biomechanical stability in transforaminal lumbar interbody fusion: A finite element study [J]. *Spine J*, 2015, 15(8): 1812-1822.
- [ 17 ] 张振军, 孙艺菊, 廖振华, 等. 有限元法在腰椎融合术与置换术生物力学研究中应用进展 [J]. *医用生物力学*, 2018, 33(1): 126-132.
- ZHANG ZJ, SUN YT, LIAO ZH, et al. Progress of finite element method applied in biomechanical researches on lumbar fusion and replacement [J]. *J Med Biomech*, 2018, 33(1): 126-132.
- [ 18 ] CAPPUCCINO A, CORNWALL GB, TURNER AW, et al. Biomechanical analysis and review of lateral lumbar fusion constructs [J]. *Spine*, 2010, 35(26 Suppl): S361-S367.
- [ 19 ] LAWS CJ, COUGHLIN DG, LOTZ JC, et al. Direct lateral approach to lumbar fusion is a biomechanically equivalent alternative to the anterior approach: An *in vitro* study [J]. *Spine*, 2012, 37(10): 819-825.
- [ 20 ] FOGEL GR, PARIKH RD, RYU SI, et al. Biomechanics of lateral lumbar interbody fusion constructs with lateral and posterior plate fixation: Laboratory investigation [J]. *J Neurosurg Spine*, 2014, 20(3): 1-7.
- [ 21 ] WAUTHLE R, VAN DSJ, AMIN YS, et al. Additively manufactured porous tantalum implants [J]. *Acta Biomater*, 2015, 14: 217-225.
- [ 22 ] CAMPOLI G, BORLEFFS MS, YAVARI SA, et al. Mechanical properties of open-cell metallic biomaterials manufactured using additive manufacturing [J]. *Mater Design*, 2013, 49: 957-965.
- [ 23 ] ISO 13314:2011. Mechanical testing of metals. Ductility testing. Compression test for porous and cellular metals [EB/OL]. <https://www.iso.org/standard/53669.html>.
- [ 24 ] LEWIS G. Properties of open-cell porous metals and alloys for orthopaedic applications [J]. *J Mater Sci: Mater Med*, 2013, 24(10): 2293-2325.
- [ 25 ] ZHANG ZJ, FOGEL GR, LIAO ZH, et al. Biomechanical analysis of lumbar interbody fusion cages with various lordotic angles: A finite element study [J]. *Comput Method Biomech*, 2018, 21: 247-254.
- [ 26 ] AMBATI DV, WRIGHT EK, LEHMAN RA, et al. Bilateral pedicle screw fixation provides superior biomechanical stability in transforaminal lumbar interbody fusion: A finite ele-

- ment study [J]. Spine J, 2015, 15(8): 1812-1822.
- [27] SHIRAZI-ADL A, AHMED AM, SHRIVASTAVA SC. Mechanical response of a lumbar motion segment in axial torque alone and combined with compression [J]. Spine, 1986, 11(9): 914-927.
- [28] ZHONG ZC, WEI SH, WANG JP, *et al.* Finite element analysis of the lumbar spine with a new cage using a topology optimization method [J]. Med Eng Phys, 2006, 28(1): 90-98.
- [29] 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.
- [30] DREISCHARF M, ZANDER T, SHIRAZI-ADL A, *et al.* Comparison of eight published static finite element models of the intact lumbar spine: Predictive power of models improves when combined together [J]. J Biomech, 2014, 47(8): 1757-1766.
- [31] AYTURK UM, PUTTLITZ CM. Parametric convergence sensitivity and validation of a finite element model of the human lumbar spine [J]. Comput Method Biomech, 2011, 14(8): 695-705.
- [32] XIAO ZT, WANG LY, GONG H, *et al.* Biomechanical evaluation of three surgical scenarios of posterior lumbar interbody fusion by finite element analysis [J]. Biomed Eng Online, 2012, 11(1): 1-11.
- [33] CHOSA E, GOTO K, TOTORIBE K, *et al.* Analysis of the effect of lumbar spine fusion on the superior adjacent intervertebral disk in the presence of disk degeneration, using the three-dimensional finite element method [J]. J Spinal Disord Tech, 2004, 17(2): 134-139.
- [34] LIU XL, 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 Musculoskel Dis, 2017, 18(1): 1-11.
- [35] SCHMIDT H, GALBUSERA F, ROHLMANN A, *et al.* Effect of multilevel lumbar disc arthroplasty on spine kinematics and facet joint loads in flexion and extension: A finite element analysis [J]. Eur Spine J, 2012, 21(Suppl 5): S663-S674.
- [36] CHOI J, SHIN D, KIM S. Biomechanical effects of the geometry of ball-and-socket artificial disc on lumbar spine: A finite element study [J]. Spine, 2017, 42(6): E332-E339.
- [37] 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.
- (上接第 242 页)
- NIE Y, MA J, KANG PD, *et al.* Periacetabular stress distributions during normal gait cycle and its guiding function in acetabular reconstruction of THA [J]. J Med Biomech, 2014, 29(1): 31-37.
- [20] 张国栋, 廖维靖, 陶圣祥, 等. 股骨颈有限元分析的赋材料属性方法探讨及有效性验证[J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2009, 13(52): 10263-10268.
- [21] SHI D, WANG F, WANG D, *et al.* 3-D finite element analysis of the influence of synovial condition in sacroiliac joint on the load transmission in human pelvic system [J]. Med Eng Phys, 2014, 36(6): 745-753.
- [22] LI J, STEWART TD, JIN Z, *et al.* The influence of size, clearance, cartilage properties, thickness and hemiarthroplasty on the contact mechanics of the hip joint with biphasic layers [J]. J Biomech, 2013, 46(10): 1641-1647.
- [23] TAYLOR ME, TANNER ICE, FREEMANT MAR, *et al.* Stress and strain distribution within the intact femur: Compression or bending? [J]. Med Eng Phys, 1996, 19(1): 97-99.
- [24] 高鹏. 完整步态下自然股骨与人工髋关节的力学特性研究 [D]. 上海: 上海交通大学, 2003.
- [25] HAO Z, WAN C, GAO X, *et al.* The effect of boundary condition on the biomechanics of a human pelvic joint under an axial compressive load: A three-dimensional finite element model [J]. J Biomech Eng, 2011, 133(10): 101006-101009.
- [26] 单丽君, 胡忠安. 基于 AnyBody 的髋关节康复训练肌肉力的分析[J]. 大连交通大学学报, 2014, 35(1): 50-52.
- [27] 吕国敏. 基于 AnyBody 的汽车驾驶员坐姿力学特性建模及坐姿支撑设计 [D]. 济南: 山东大学, 2016.
- [28] KRUCZYŃSKI J, NOWICKI JJ, TOPOLIŃSKI T, *et al.* Radiological and biomechanical analysis of humeral fractures occurring during arm wrestling [J]. Med Sci Monit, 2012, 18(5): CR303-307.
- [29] WEBER AE, KONTAXIS A, O'BRIEN SJ, *et al.* The biomechanics of throwing: Simplified and cogent [J]. Sports Med Arthrosc Rev, 2014, 22(2): 72-79