

文章编号:1004-7220(2017)04-0363-06

随动载荷对腰椎小关节接触力的影响

都承斐¹, 李俊伟¹, 刘海英¹, 黄云鹏²

(1. 天津理工大学 天津市先进机电系统设计与智能控制重点实验室, 天津 300384; 2. 福建医科大学附属第一医院 骨科, 福州 350005)

摘要: **目的** 研究不同大小随动载荷在腰椎不同姿态下对小关节接触力的影响。**方法** 建立非线性三维有限元腰椎模型(L1~S1),并考虑小关节软骨的非均一厚度和非线性材料特征。对腰椎模型施加不同大小的随动力预载荷(0、0.5、0.8、1.2 kN)以及7.5 N·m不同方向上(前屈、后伸、侧弯、轴向旋转)的纯力矩,对比各运动节段两侧小关节上在不同加载工况下的接触力,并定量研究随动载荷对小关节不对称性的影响。**结果** 随动载荷的应用会增大屈伸以及侧弯(同侧)状态下的小关节接触力,而减少侧弯(对侧)时的小关节接触力,而且这种增大(或减小)效应会随着随动载荷本身的增大而减弱。对于轴向扭转,预载荷对小关节力几乎没有影响。在腰椎不同的姿态下,随动载荷对于小关节接触力不对称性的影响按从大到小排列依次为:侧弯(同侧)、前屈、侧弯(对侧)、后伸、轴向扭转。**结论** 随动载荷对腰椎小关节接触力的影响随腰椎运动姿态的不同而不同。在腰椎的生物力学研究中,小关节的不对称性需要被充分考虑,尤其是在生理载荷作用下腰椎后部结构的研究中。

关键词: 小关节; 随动载荷; 腰椎; 接触力; 有限元分析

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2017.04.011

Effect of follower load on facet joint contact force of lumbar spine

DU Cheng-fei¹, LI Jun-wei¹, LIU Hai-ying¹, HUANG Yun-peng² (1. *Tianjin Key Laboratory for Advanced Mechatronic System Design and Intelligent Control, Tianjin University of Technology, Tianjin 300384, China*; 2. *Department of Orthopedics, First Affiliated Hospital of Fujian Medical University, Fuzhou 350005, China*)

Abstract: Objective To study the influence of follower load on contact force of facet joints under various postures of lumbar spine. **Methods** A 3D nonlinear finite element model of lumbar spine (L1-S1) was developed, with consideration of the non-uniform thickness and nonlinear material properties of the cartilage layer in facet joints. The model was then applied with different follower preload (0, 0.5, 0.8, 1.2 kN), under the pure moment of 7.5 N·m in different directions (flexion, extension, lateral bending, extension and torsion). The contact forces of facet joints on the two sides of each segment under different loading conditions were compared. The asymmetric influence of follower load on contact force of facet joints was also quantitatively studied. **Results** The follower preload increased the facet force under flexion-extension and bending (ipsilateral side), while decreased the force on the contralateral facet under lateral bending. All the effects of follower load on facet force became weaker with the increase of preload. For torsion loading, the preload had almost no effect on facet force. The greatest asymmetric influence of follower load on facet force was under bending (ipsilateral side), followed by flexion, bending (contralateral side), extension and torsion. **Conclusions** The follower load shows obviously different effects on contact force of facet joints with different postures. The asymmetry of facet joints should be fully considered in biomechanical studies of lumbar spine, especially in studies on post-structures of lumbar spine under physiological loads.

Key words: Facet joint; Follower load; Lumbar spine; Contact force; Finite element analysis

收稿日期:2016-10-27; 修回日期:2016-11-03

基金项目:国家自然科学基金项目(11432016,11402172,11602172),福建省卫生系统中青年人才培养项目(2013-ZQN-ZD-19),福建省临床重点专科建设项目(闽卫科教[2012]149号)。

通信作者:黄云鹏,副教授,副主任医师,E-mail yawn7770@126.com。

在日常生活中,人体躯干的肌肉组织协同作用可以使脊柱在保持运动稳定性同时,经受较大的压缩载荷而只承受较小的弯矩和剪切力。这种压缩载荷被称为随动载荷(follower load),其方向几乎可以一直沿着脊柱的轴线,大小在生理状态下可以超过1 kN^[1]。然而,在以包含完整韧带的多节段腰椎标本为研究对象的体外生物力学测试中,能够成功并稳定加载的压缩载荷常常不超过100 N^[2],原因是很难在体外模拟这种原本在体内生理环境下才能实现的随动载荷。

针对此问题,Patwardhan等^[3]提出了一种技术上可行的施加随动载荷的方法。在该设计中,随动载荷通过在牵引线缆底部添加不同的配重块实现,而牵引线缆连结在用骨水泥封装于L1上的套杯上,并依次穿过固定在L2~5各节段椎体上的U形塑料卡环两侧的滑孔。通过此装置,随动载荷可以被成功增加到1.2 kN,从而模拟日常生活中从事轻体力劳动情况下的腰椎受力状态;或探讨随动载荷对腰椎荷载能力、椎间盘内压、椎间轴向旋转等的影响^[4-5]。之后,随动载荷的实验实现方法被成功复制到有限元模拟中,牵引缆绳被简化为连接于椎体上下缘的“包裹”单元(wrapping element)^[6]。此外,随动力也可以通过热应力梁单元实现^[7]。在本课题组前期研究工作中,提出一种通过端点位于终板上下表面中心的连接单元来实现随动载荷的方法,并利用该方法研究随动载荷对腰椎活动度(range of motion, ROM)的影响^[8]。鉴于小关节在稳定脊柱运动和分担脊柱轴向载荷中的重要作用,本文采用该方法研究随动载荷对腰椎小关节的生物力学影响,为深入了解腰椎周围肌肉协同作用在不同姿势下对腰椎小关节的影响提供生物力学依据,并进一步了解小关节的失稳以及退化机制。

1 材料和方法

1.1 模型构建

所使用的有限元模型为之前建立并经过验证的完整腰椎(L1~S1)模型^[8,9],建立方法如下:首先从1名健康成年男性L1~S1的CT断层扫描图像中获取腰椎中骨组织的边界信息,然后利用该几何边界信息构建出椎骨以及骶骨结构。椎骨包含骨皮质、骨松质、终板以及后部结构,骨皮质和终板厚度均为

0.5 mm。椎间盘包括髓核和纤维环,两者分别占椎间盘总体积的44%和56%。其中,纤维环内包含交错网状结构的胶原纤维,且该纤维与终板的终板夹角约成 $\pm 30^\circ$ 。然后建立脊柱周围主要韧带,分别为前纵韧带(ALL)、后纵韧带(PLL)、黄韧带(FL)、棘间韧带(ISL)、棘上韧带(SSL)、横突间韧带(ITL)以及关节囊韧带(CL),它们在椎骨上的附着点位置以及各自的横截面积根据解剖学观察和生物力学测量来确定。

椎骨以及骶骨以线弹性材料模拟。其中,松质骨、后部结构以及骶骨部分以四面体单元划分,终板以及皮质骨部分定义为六面体。椎间盘中髓核和纤维环基质均以各向同性的超弹性Moone-Rivlin模型定义其材料本构方程,并且均以六面体单元划分。纤维环基质以及韧带均以只承受拉力的非线性弹簧单元模拟。

腰椎小关节是本研究的重点关注对象。以往大部分腰椎有限元模型中均未单独考虑小关节软骨,将关节面当成具有一定间隙的平行面来处理。而根据文献^[10-11]中的研究结果,腰椎小关节软骨中间厚、四周薄,而且各方向厚度不一,按照其测量结果在不同节段上椎骨的上下关节突上分别建立相应的软骨层,软骨层以六面体划分,以Neo-Hookean超弹性材料方程定义其材料属性。最终所建的腰椎模型如图1所示,模型中所有结构的材料和单元属性见表1。

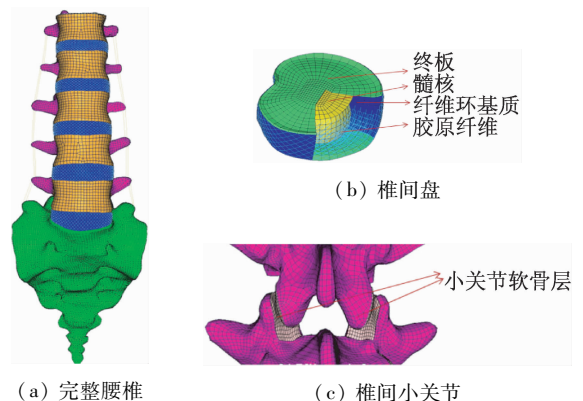


图1 三维非线性腰椎有限元模型

Fig. 1 Three-dimensional nonlinear finite element model of lumbar spine (a) Front view of lumbar spine, (b) Intervertebral disc, (c) Facet joint

表1 腰椎模型中不同组成的材料参数及单元信息

Tab.1 Material properties and mesh information of the lumbar spine model

组成	参数	单元类型	单元数量
皮质骨	$E = 14 \text{ GPa}, \nu = 0.30$	六面体	2 585
松质骨	$E = 100 \text{ GPa}, \nu = 0.2$	四面体	129 931
后部结构	$E = 3.5 \text{ GPa}, \nu = 0.25$	四面体	250 978
终板	$E = 10 \text{ GPa}, \nu = 0.25$	六面体	4 921
骶骨	$E = 5 \text{ GPa}, \nu = 0.2$	四面体	200 295
关节软骨	Neo-Hookean, $C_{10} = 2$	六面体	7 293
纤维环基质	Mooney-Rivlin, $C_1 = 0.18,$ $C_2 = 0.045$	六面体	6 000
髓核	Mooney-Rivlin, $C_1 = 0.12,$ $C_2 = 0.03$	六面体	7 200
胶原纤维	配准的应力-应变曲线	弹簧	14 400
韧带	配准的力-位移曲线	弹簧	234

1.2 载荷边界条件及计算设置

首先不考虑随动载荷(随动力为0 kN),模拟腰椎不同姿态依次在屈伸、侧弯、扭转方向上对L1椎体直接施加 $7.5 \text{ N} \cdot \text{m}$ 扭矩,该扭矩通过施加在位于L1上终板中心位置且上终板上表面相耦合的作用点上来实现。然后将随动载荷依次增加为0.5、0.8、1.2 kN,分别研究在这些随动载荷作用下,腰椎不同节段小关节之间接触压力以及接触面积的变化。随动载荷的应用通过连接单元实现^[8],为了尽量减少连接单元本身刚度对腰椎节段的影响,定义其刚度系数为 1 N/m 。小关节之间的相互作用采取无摩擦的接触属性模拟,为了使得计算更稳定,保持关节面之间的初始间隙大于 0.1 mm 。在加载过程中,对骶骨上骶髂关节面的6个自由度进行约束。所有仿真计算均在有限元分析软件ABAQUS 6.11中进行。

1.3 数据处理

模型每个运动节段之间的小关节接触力可以直接由软件计算出。为定量分析腰椎小关节接触力的两侧不对称性,引入不对称因子(asymmetry factor, AF),其计算方法为先计算同一节段上两侧接触力之差,对于侧弯和旋转则为该两侧对应于相反加载方向时同侧或者对侧小关节接触力之差,然后除以两者中较小值后乘以100。例如,对L1、L2节段,假

设其在后伸状态下两侧小关节接触力分别为 F_{m1} 和 F_{n1} ,则 $AF(L1 \sim 2) = \frac{|F_{m1} - F_{n1}|}{(F_{m1}, F_{n1})_{\min}} \times 100$ 。如果

两侧关节接触力中有一侧为0,则令此种情况下的 $AF = 1000$ 。计算每个节段AF后,计算出每种加载工况(不同加载方向和不同随动载荷大小)下,L1~2、L2~3、L3~4、L4~5、L5~S1共5个节段的AF平均值(average asymmetry factor, AAF)。

2 结果

2.1 前屈-后伸时的小关节接触力

在不同随动载荷和扭矩作用下,腰椎各节段上小关节接触力如图2所示。

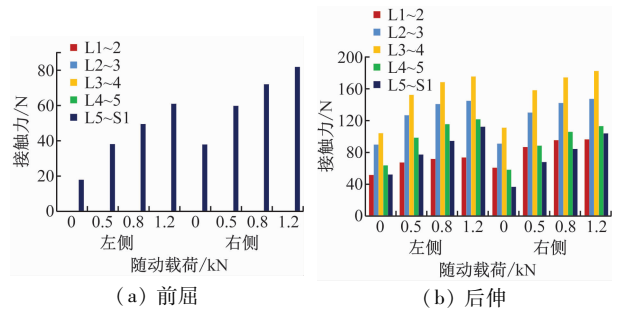


图2 腰椎在屈伸状态下的小关节接触力

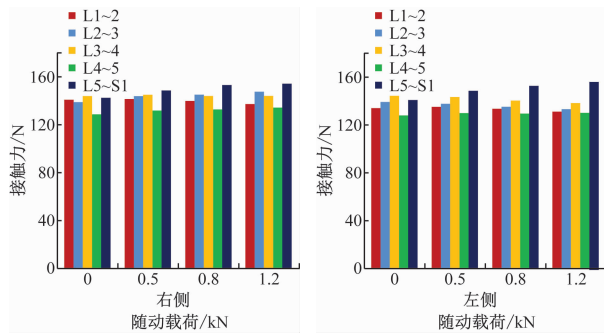
Fig. 2 Contact force of lumbar facet joints under flexion-extension loading (a) Flexion, (b) Extension

在不同生理姿势下,不同节段上的小关节承受接触力差异较大。在 $7.5 \text{ N} \cdot \text{m}$ 纯扭矩作用下,对于前屈状态左侧小关节承受的最大接触力为 18.1 N (L5~S1),而在后伸状态下,左侧小关节在各节段上承受的接触力均明显增大,达到了 115.9 N (L3~4),故在后伸运动时腰椎中部节段承受了更大的接触力。另外,小关节接触力在随动载荷引入后得到明显增加,而且随着随动载荷的增加而增大。相对于不施加随动载荷,0.5、0.8、1.2 kN随动载荷使得L4~5节段上的左侧小关节接触力分别增加了54.3%、81.3%、90.9%,故随动载荷的这种影响效果随着其本身的增大而减小。

对于右侧小关节而言,其接触力呈现出与上述左侧小关节一致的规律,只是在数值上与左侧略有差异,并且该差异随着随动载荷的增加而减少,反映了两侧小关节接触力的不对称性。

2.2 轴向扭转时的小关节接触力

对于轴向扭转而言,小关节仅在一侧受力(见图3)。相对于屈伸状态,轴向扭转使得腰椎小关节普遍受到更大的接触力,而且不同节段间差异较小,绝大部分位于130~150 kN,而屈伸状态下仅L2~3和L3~4节段在受到较大随动载荷时其接触力才大于130 N。同时,左侧小关节上的接触力比右侧要大,但差异并不明显。以L1~2为例,左侧小关节上产生的接触力为137.7~141.0 N,而右侧小关节为131.0~134.5 N。另外,随动载荷在各个节段上对轴向扭转时小关节接触力的影响都较小,而且两侧接触力的差异(不对称性)并不随着随动载荷的增加而有明显变化。



(a) 左旋转 (b) 右旋转

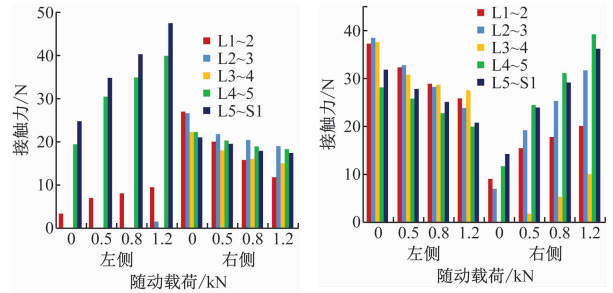
图3 腰椎在旋转状态下的小关节接触力

Fig. 3 Contact force of lumbar facet joints under torsion loading

(a) Left torsion, (b) Right torsion

2.3 侧弯时的小关节接触力

该工况下,小关节接触力随侧弯方向不同而有所差异(见图4)。同侧承受接触力的小关节数量在左侧弯时要比右侧弯时少,例如在纯扭矩作用(随动载荷为0 kN)下,左侧弯时有3个节段的同侧小关节上有接触力的作用,而右侧弯时有4个。另外,对侧小关节接触力在左侧弯时明显比在右侧弯时大,而同侧小关节却正好相反,其在左侧弯时受到的接触力比右侧弯时小。随动载荷的施加增大了同侧小关节接触力,却减少了对侧小关节接触力,和屈伸状态时一样,这种影响随着随动载荷的增加而减弱。以L4~5节段为例,当随动载荷从0依次增加到0.5、0.8、1.2 kN时,左侧小关节接触力依次增加了57.2%、79.8%和105.1%,而左侧小关节接触力则分别减少了9.0%、14.9%和18.0%。



(a) 左侧弯

(b) 右侧弯

图4 腰椎在侧弯状态下的小关节接触力

Fig. 4 Contact force of lumbar facet joints under bending loading

(a) Left bending, (b) Right bending

2.4 小关节接触力的不对称性

腰椎小关节在各种载荷工况下所计算出的AAF如表2所示。不同加载方向下不对称性从大到小依次为:弯曲(同侧)、前屈、侧弯(对侧)、后伸和旋转。在前屈和后伸时,随动载荷的增加会对这种不对称性有明显的减少作用;而对于侧弯(对侧)和旋转,随动载荷则产生放大效应。

表2 腰椎小关节的平均不对称因子(AAF)

Tab. 2 Average asymmetry factor (AAF) of lumbar facet joints

随动力/ kN	AAF				
	前屈	后伸	侧弯(同侧)	侧弯(对侧)	旋转(对侧)
0	110.0	15.5	259.9	46.6	1.4
0.5	56.7	12.4	438.4	51.4	2.5
0.8	45.2	12.3	433.9	52.7	3.4
1.2	34.2	10.3	385.8	52.1	5.0

3 讨论

有限元法作为一种数值模拟方法已经在腰椎生物力学领域得到了成熟的应用^[12-13]。本文应用有限元法研究了不同姿态(屈伸、扭转、侧弯)下随动载荷对腰椎小关节接触力的影响。所使用的模型为之前经过验证的非线性三维有限元腰椎模型,考虑了每个节段上小关节的不同几何特征,尤其是关节软骨的曲面特征和非均匀厚度,这些均有助于得到更为精准的结果。本研究中所使用的施加随动载荷的方法在此前已经被成功应用过^[8],而且只会产生极少的附加角位移,故可用于小关节的接触力研究。

其他涉及小关节预载荷效应的研究或仅针对单一功能节段,或预载荷较小($< 600\text{ N}$)^[14-16],而正常生理状态下这种随动载荷往往超过 1 kN 。本文对整个腰椎(L1~5)进行了预载荷高达 1.2 kN 的研究,故更加符合真实的生理载荷情况,对随动载荷的研究是一种很好的补充。

本研究发现,随动压缩载荷对腰椎小关节接触力的影响会随着加载工况的不同而不同。在后伸以及侧弯(同侧)时,随动载荷会明显增大关节接触力,而在轴向旋转时却并没有明显影响。而且随着随动载荷的增加,其对关节接触力的影响会逐渐减弱。随动载荷对小关节接触力的影响主要由小关节接触面法线与腰椎椎体轴向的夹角决定,该夹角越小,随动载荷对接触力的影响越大。但由于该接触面为曲面,其法线在不同位置方向不一,而且在运动过程中小关节之间的接触位置以及接触面积也不断产生变化,故造成随动载荷对小关节的接触力随腰椎运动方向以及随动载荷大小的不同而不同。

本文从生物力学角度对两侧小关节的不对称性进行简单的探讨。虽然之前已有对这种不对称现象的报道^[15-19],但是均未涉及加载条件对此的影响,也没有进行量化分析。本研究发现,从小关节接触力上所体现出来的不对称性在侧弯时的同侧最为显著,其次为前屈、侧弯(对侧)、后伸、轴向旋转。随动预载荷对不对称性有较大的影响,但该影响随加载方向的不同而不同。在侧弯(同侧)和轴向旋转时,随动载荷会造成这种不对称性增加,而在前屈时则会减少,说明研究腰椎的生物力学特性时应考虑结构,尤其是后部结构的不对称性。本文所得出的小关节力随预载荷变化而变化的规律与Kuo等^[16]的研究结果略有差异,推测与研究过程中小关节的建模方式以及所设定材料属性的差异有关。

本文的局限性如下:①小关节软骨层的几何信息是取自文献[10-11]中体外实验统计学研究结果,故本文依据此几何数据建立的小关节软骨模型仅仅能代表一个平均数据,而并不一定完全符合建立本腰椎模型的原始真实数据。因此,获取同一腰椎上的骨性结构及关节软骨几何信息从而建立更精准的有限元模型是下一步研究改进的方向。②本模型中的韧带均采用一维非线性弹簧单元模拟,无法对韧带的真实几何结构进行模拟,而韧带的几何特征

会对腰椎的运动产生影响。③本文只是对一特定的腰椎模型进行研究,所得到的数据只有自身相对比较意义,而不宜推广到其他模型。

4 结论

随动载荷对腰椎小关节接触力的影响随腰椎运动姿态的不同而不同。随动载荷的应用会增大屈伸以及侧弯(同侧)状态下小关节接触力,减少侧弯(对侧)时的小关节接触力,而且这种增大(或减小)效应会随着随动载荷本身的增加而减弱,而在轴向旋转时,随动载荷对小关节接触力几乎没有影响。在腰椎的生物力学研究中,小关节的不对称性需要被充分考虑,尤其是随动载荷作用下腰椎后部结构的研究中。随动载荷在腰椎不同姿态下对小关节接触力不对称性的影响从大到小依次为:弯曲(同侧)、前屈、侧弯(对侧)、后伸、旋转。

参考文献:

- [1] SCHULTZ A. Loads on the lumbar spine [M]//JAYSON MIV. The lumbar spine and back pain. Edinburgh: Churchill Living-stone, 1987: 204-214.
- [2] CRISCO JJ, PANJABI M. The intersegmental and multi-segmental muscles of the lumbar spine: A biomechanical model comparing lateral stabilizing potential [J]. Spine, 1991, 16(7): 793-808.
- [3] PATWARDHAN AG, HAVEY RM, MEADE KP, et al. A follower load increases the load-carrying capacity of the lumbar spine in compression [J]. Spine, 1999, 24(10): 1003-1009.
- [4] PATWARDHAN AG, HAVEY RM, CARANDANG G, et al. Effect of compressive follower preload on the flexion-extension response of the human lumbar spine [J]. J Orthop Res, 2003, 21(3): 540-546.
- [5] ROHLMANN A, NELLER S, CLAES L, et al. Influence of a follower load on intradiscal pressure and intersegmental rotation of the lumbar spine [J]. Spine, 2001, 26(24): E557-E561.
- [6] SHIRAZI-ADL A. Analysis of large compression loads on lumbar spine in flexion and in torsion using a novel wrapping-gelement [J]. J Biomech, 2006, 39(2): 267-275.
- [7] RENNER SM, NATARAJAN RN, PATWARDHAN AG, et al. Novel model to analyze the effect of a large compressive follower pre-load on range of motions in a lumbar spine [J]. J Biomech, 2007, 40(6): 1326-1332.

- [8] DU CF, GUO JC, HUANG YP, *et al.* A new method for determining the effect of follower load on the range of motions in the lumbar spine [C] // Proceedings of World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering. Toronto: Springer International Publishing, 2015: 326-329.
- [9] DU C, MO Z, TIAN S, *et al.* Biomechanical investigation of thoracolumbar spine in different postures during ejection using a combined finite element and multi-body approach [J]. *Int J Numer Method Biomed Eng*, 2014, 30 (11) : 1121-1131.
- [10] WOLDTVEDT DJ, WOMACK W, GADOMSKI BC, *et al.* Finite element lumbar spine facet contact parameter predictions are affected by the cartilage thickness distribution and initial joint gap size [J]. *J Biomech Eng*, 2011, 133 (6) : 245-252.
- [11] SIMON P, ESPINOZA ORIAS AA, ANDERSSON GB, *et al.* *In vivo* topographic analysis of lumbar facet joint space width distribution in healthy and symptomatic subjects [J]. *Spine*, 2012, 37 (12) : 1058-1064.
- [12] 项斌, 都承斐, 赵美雅, 等. 全腰椎有限元模态分析 [J]. *医用生物力学*, 2014, 29 (2) : 154-160.
XIANG P, DU CF, ZHAO MY, *et al.* Modal analysis of human lumbar spine using finite element method [J]. *J Med Biomech*, 2014, 29 (2) : 154-160.
- [13] 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.
- [14] GOEL VK, WINTERBOTTOM JM, WEINSTEIN JN, *et al.* Load sharing among spinal elements of a motion segment in extension and lateral bending [J]. *J Biomech Eng-T Asme*, 1987, 109 (4) : 291-297.
- [15] NIOSI CA, WILSON DC, ZHU Q, *et al.* The effect of dynamic posterior stabilization on facet joint contact forces: An in vitro investigation [J]. *Spine*, 2008, 33 (1) : 19-26.
- [16] KUO CS, HU HT, LIN RM, *et al.* Biomechanical analysis of the lumbar spine on facet joint force and intradiscal pressure: A finite element study [J]. *BMC Musculoskel Dis*, 2010, 11 (1) : 1-13.
- [17] SHIRAZI-ADL A. Biomechanics of the lumbar spine in sagittal/lateral moments [J]. *Spine*, 1994, 19 (21) : 2407-2414.
- [18] LORENZ M, PATWARDHAN A, VANDERBY R JR. Load-bearing characteristics of lumbar facets in normal and surgically altered spinal segments [J]. *Spine*, 1983, 8 (2) : 122-130.
- [19] WILSON DC, NIOSI CA, ZHU QA, *et al.* Accuracy and repeatability of anew method for measuring facet loads in the lumbar spine [J]. *J Biomech*, 2006, 39 (2) : 348-353.