

文章编号:1004-7220(2016)01-0050-06

# 前路融合术后持续性前屈载荷下 邻近节段黏弹特性研究

李慧<sup>1</sup>, 王川<sup>1</sup>, 刘振瑶<sup>1</sup>, 裴葆青<sup>1</sup>, 杨晋才<sup>2</sup>, 吴淑琴<sup>1</sup>

(1. 北京航空航天大学 生物与医学工程学院, 北京 100191; 2. 北京朝阳医院 骨科, 北京 100020)

**摘要:** **目的** 分析前路融合术后持续性前屈载荷下邻近节段的黏弹力学特性, 进一步了解椎间融合术后邻近节段加速退变的机制。**方法** 采用羊腰椎双节段样本, 分别对融合前后的样本施加相同前屈位姿载荷, 持续时间 30 min, 记录力矩松弛和邻近节段角度数据。分别对两组力矩松弛数据进行拟合, 得到定量的黏弹性比较结果。**结果** 融合后整体的初始和最终力矩分别显著增大 30.68%、34.34%。上邻近节段的黏弹性变形显著增大 28.21%。Prony 模型可以很好拟合力矩松弛曲线 ( $R^2 = 99.50\%$ ), 融合后的整体刚度显著增大 47.82% 和 31.14%, 黏性显著下降 27.19% 和 28.76% ( $P < 0.05$ )。**结论** 融合术后脊柱保持相同姿态相同时间后, 关节需承受更大的载荷以维持姿态; 上邻近节段出现更大的黏弹性变形, 增大不稳和损伤风险, 均可能造成邻近节段加快退变。临床研究应更多关注准静态载荷对邻近节段退变发生的机制。

**关键词:** 脊柱; 黏弹特性; 力矩松弛; 邻近节段退变; 持续性前屈; 椎间融合术

中图分类号: R318.01 文献标志码: A

DOI: 10.3871/j.1004-7220.2016.01.050

## Viscoelastic properties of adjacent segments under prolonged flexion after anterior intervertebral fusion

LI Hui<sup>1</sup>, WANG Chuan<sup>1</sup>, LIU Zhen-yao<sup>1</sup>, PEI Bao-qing<sup>1</sup>, YANG Jin-cai<sup>2</sup>, WU Shu-qin<sup>1</sup>

(1. School of Biological Science and Medical Engineering, Beihang University, Beijing 100191, China; 2. Department of Orthopedics, Beijing Chaoyang Hospital, Beijing 100020, China)

**Abstract:** **Objective** To analyze the viscoelastic properties of adjacent segments after anterior fusion under prolonged flexion, and further reveal the mechanism of accelerated adjacent segment degeneration after intervertebral fusion. **Methods** The same prolonged flexion lasted 30 minutes was applied on the two-level ovine lumbar specimen before and after anterior fusion respectively, and the moment relaxation and viscoelastic deformation of adjacent segments were measured. The moment relaxation curves from two groups were then fitted to obtain the quantitative viscoelastic results. **Results** After fusion, the initial and final moment in two groups significantly increased by 30.68% and 34.34%, and the viscoelastic deformation of the adjacent segments increased by 28.21%. The Prony model could perfectly fit the moment relaxation curves ( $R^2 = 99.50\%$ ). The integral stiffness significantly increased by 47.82% and 31.14% for two groups, while the viscoelasticity significantly decreased by 27.19% and 28.16%, respectively ( $P < 0.05$ ). **Conclusions** After intervertebral fusion, to maintain the same posture with the same time, the joints should bear larger loads than before. The viscoelastic deformation of adjacent segments becomes larger, which increases the risk of instability or injury, and further leads to the accelerated degeneration of adjacent segments. The mechanism of quasi-static daily loading on adjacent segment degeneration should be focused in clinical research.

**Key words:** Spine; Viscoelastic properties; Moment relaxation; Adjacent segment degeneration; Prolonged flexion; Anterior intervertebral fusion

收稿日期: 2015-07-27; 修回日期: 2015-08-05

基金项目: 国家自然科学基金项目(11372029)。

通信作者: 裴葆青, 副教授, E-mail: pbq@buaa.edu.cn。

椎间融合术是脊柱外科最常用的基本术式<sup>[1]</sup>。近年来,融合术后邻近节段的退变问题引起广泛关注。研究发现,融合术后邻近节段在脊柱运动中会出现活动度代偿的现象,被认为可能是导致邻近节段退变的原因<sup>[2-6]</sup>,但确切的导致邻近节段退变的机制还不明确。融合术后患者较少出现大幅度运动,主要承受日常载荷。由于习惯性原因,一些日常的姿态与术前相似。前屈姿态是十分常见的脊柱日常载荷类型,久坐、伏案工作等日常行为均会导致躯干持续性前屈。研究表明,持续性前屈载荷会造成脊柱间盘组织的黏弹性变形,而间盘组织的黏弹性变形与间盘退变和损伤相关<sup>[7]</sup>,并会导致与工作相关的下腰痛<sup>[8]</sup>。研究融合术后持续性前屈载荷与邻近节段加速退变的关系,将有利于了解邻近节段的退变机制,指导术后患者康复。因此,本文对持续性前屈载荷下融合术后脊柱黏弹性改变及邻近节段的黏弹变形开展研究。

由于脊柱具有黏弹特性,持续性前屈载荷下会不断产生黏弹性变形,使维持弯曲的载荷产生随时间减小的现象,即载荷松弛。这种特性能够降低机体在维持姿态时的能量消耗,减少对关节组织的载荷。脊柱外科手术会对脊柱的松弛特性产生影响,很多学者为此展开研究。张延哲等<sup>[9]</sup>将颈椎双侧小关节切除后的应力松弛特性与完好颈椎进行对比,加载 120 min 发现,前 10 min 内两组颈椎的应力均显著下降,而最终的应力松弛无显著性差异,即小关节切除对颈椎应力松弛特性无影响。于铁成等<sup>[10]</sup>研究椎间融合术与椎板切开术对颈椎中下段应力松弛特性的影响,结果发现弯曲相同姿态术后初始应力比术前显著增大,并且前路手术增大幅度比后路手术更大,具有显著性差异,两种术式均能降低颈椎的应力松弛能力。Robert 等<sup>[11]</sup>研究发现,腰椎植入物在植入后段时间内其初始紧固状态会显著下降,即上、下节段的夹紧力由于间盘发生应力松弛而减小,造成植入物的松脱和不稳定。椎间融合术后,维持相同时间的前屈姿态,脊柱整体的受载荷情况及邻近节段在持续性弯曲过程中的黏弹性变形情况会发生何种变化,目前还不清楚。本研究利用羊腰椎双节段样本,模拟单节段前路椎间融合术,加载持续性前屈载荷,比较椎间融合术前后双节段脊柱整体所受力矩及邻近节段黏弹性变形的改变,探讨持续性弯曲载荷与邻近节段退变的相关性。

## 1 材料与方法

### 1.1 样本与材料准备

从正规屠宰场购买 5 只骨骼成熟年龄为 12 个月的鲜羊脊柱,去除肌肉组织,保留前、后纵韧带完好,得到羊腰椎双节段(L1~3 共 4 个,L4~6 共 6 个)样本 10 个。修整样本上下表面使其与上下终板保持平行。由于只有两个节段曲度较小,故得到上下平面近似水平的样本,保证每个样本初始时的曲度相同。测量样本椎体的高度和间盘的厚度,每个样本 2 次,采用单因素方差分析法对样本内数据进行均匀性分析。 $F_{统}$  为组内变异和组间变异的商,利用  $P < 0.05$  作为假设检验的接受标准,计算得到统计量  $F_{统}$ ,当  $F_{统} < F_{0.05}$  时,则认为测量值在样本中具有均匀性<sup>[12]</sup>。分析结果表明,样本具有均匀性,可以视作标准件样本。

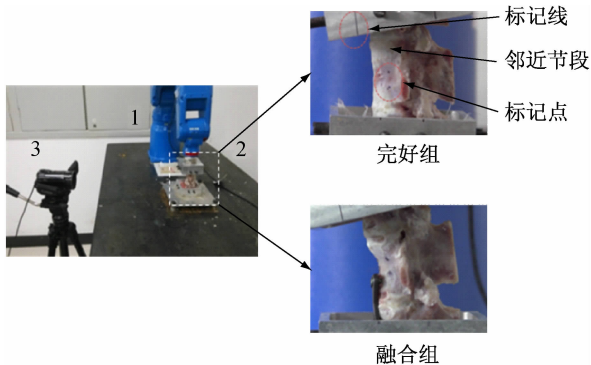
将处理好的样本用生理盐水纱布包埋,放置  $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$  冰箱冷冻待用。冷冻时间不超过 15 d。实验前将样本取出,放置  $4\text{ }^{\circ}\text{C}$  冷藏冰柜解冻 10 h,再放置常温解冻 10 h。解冻全程在生理盐水环境下进行。解冻后利用自凝牙托粉[义齿基托树脂 II 型,上海新世纪齿科材料有限公司,主要成分聚甲基丙烯酸甲酯(PMMA)]将上下端椎体包埋。前路钢板螺钉 1 套(钛合金 30 mm 四孔钢板,钛合金 4 mm × 17 mm 螺钉,山东威高骨科材料器械公司)用做前路内固定物。

### 1.2 测试平台

针对脊柱的测试平台有很多种,参考文献[13-14]提出的机械臂测试平台,搭建由 6 自由度机械臂(Motoman, ERDR-MH0005-A00,日本安川电机有限公司)和 6 轴力学传感器(Mini45,美国 ATI 公司)组成的脊柱运动测试平台。同时,根据体外脊柱加载纯力矩理论<sup>[15]</sup>,参考机械臂实现纯力矩加载的方法<sup>[14]</sup>,即先小步长调试得到若干离散的纯力矩点,再利用机械臂的位置记忆和自动圆滑插补的功能,近似得到纯力矩加载轨迹,实现纯力矩加载。完好组利用力矩控制加载弹性运动范围内的力矩,融合组按照完好组的轨迹通过位置控制方法进行加载(见图 1)。两组的加载弯曲角度和路径完全一致。

### 1.3 实验方法

为了不改变融合前后样本的曲度,采用不去掉间盘直接将预弯贴合钢板平行打入椎体的模拟融合



1—机械臂, 2—轴传感器, 3—摄像机

图1 实验平台示意图

Fig.1 Photo of the experimental platform

模型。按照以下顺序进行实验:每个样本分别作为完好组和融合组进行2次加载。先作为完好组样本进行加载,前屈 $3\text{ N}\cdot\text{m}$ 纯力矩,持续 $30\text{ min}$ ,记录上邻近节段的角度和力矩,恢复 $2\text{ h}^{[16]}$ 。完好组样本恢复后,制作融合模型,再作为融合组样本,完全重复之前样本完好时的运动,重复过程通过机械手臂自动记录完成;持续 $30\text{ min}$ ,记录邻近节段角度和整体力矩。在上邻近节段做标记,利用佳能 HF30 高清数码摄像机(采集频率 $25\text{ 帧/s}$ )拍摄邻近节段的运动角度。

#### 1.4 拟合模型

Maxwell 模型是描述黏弹特性的经典模型,由一个弹性元件与一个黏性元件组成。标准线性实体 (standard linear solid, SLS) 模型在 Maxwell 模型基础上增加了一个并联的弹性单元,可以更好模拟间盘组织。当结构中包含多种黏弹性组织时, SLS 模型的拟合度相对下降,而 Prony 模型对模拟整个躯干的力矩松弛特性具有优于 SLS 模型的拟合度<sup>[17]</sup>。由于本文使用双节段作为测试样本,故采用 Prony 模型拟合力矩数据。该模型(见图2)以及其参数方程为:

$$M(t) = \theta_0 \left[ J_0 + \sum_{i=1}^n J_i \exp\left(-\frac{t}{T_i}\right) \right] \quad (1)$$

式中: $\theta_0$  为弯曲加载角度, $J_i$  和  $T_i$  ( $T_i = C_i/J_i$ ) 分别为第  $i$  个 Maxwell 部分的刚度系数和松弛时间常数。

#### 1.5 统计方法

比较完好组和融合组的最终力矩以及邻近节段松弛结束后的前屈角度。利用 SPSS 11.0 软件对以上结果进行配对  $t$  检验,  $P < 0.05$  表示差异具有统计学意义。

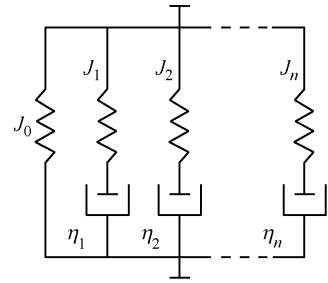

 $\eta_n$ —黏度系数,  $J_0$ —稳态刚度系数

图2 Prony 模型示意图

Fig.2 Schematic of the Prony model

## 2 结果

样本的尺寸信息如表1所示。实验中共用样本10个,除去1个无效样本数据,最终9个样本数据作为统计分析。由表1可知,样本具有均匀性。

表1 椎体高度与椎间盘厚度

Tab.1 Disc height and vertebral body thickness

样本	椎体高度/mm		椎间盘厚度/mm	
3号	27.04	27.12	5.22	5.20
4号	24.92	24.88	5.66	5.68
5号	22.48	21.50	5.22	5.22
6号	20.28	20.22	5.34	5.32
7号	22.60	22.56	6.44	6.40
8号	23.90	23.88	5.38	5.38
9号	24.12	24.12	6.78	6.72
10号	24.50	24.44	6.54	6.58
11号	27.10	27.18	6.16	6.18
平均值	24.05		5.86	
$F_{\text{统}}$	2.06		0.58	
$F_{0.05}$	3.07		3.07	

### 3.1 力矩曲线拟合结果

图3所示为6号样本完好力矩松弛曲线拟合结果。Prony 模型对松弛曲线具有较高的拟合度 ( $R^2 = 99.50\%$ )。每个样本的拟合数据如表2所示。利用拟合参数的均值得到完好组和融合组的拟合结果(见图4)。融合后的整体刚度显著增大,  $J_1$ 、 $J_2$  分别增大 $47.82\%$ 、 $31.14\%$ ;黏性显著下降,  $T_1$ 、 $T_2$  分别下降 $27.19\%$ 、 $28.76\%$ 。  $J_0$  增大 $16.47\%$ , 但不具有显著性。

表3列出了完好组与融合组邻近节段弯曲 $30\text{ min}$ 后的角度。融合后,邻近节段运动角度显著增大 ( $P < 0.05$ ), 平均增加幅度为 $28.21\%$ 。

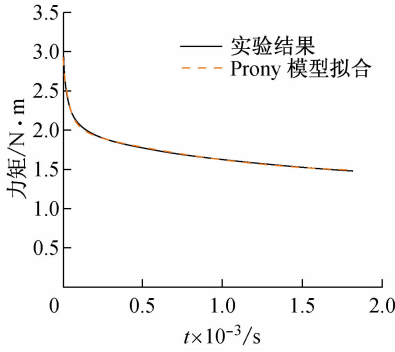


图3 Prony 模型拟合效果图  
 Fig.3 Fitting chart of the Prony model

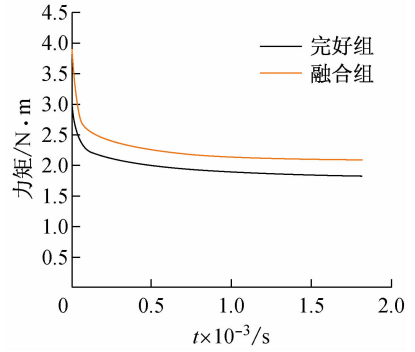


图4 完好组与融合组力矩松弛曲线  
 Fig.4 Moment relaxation curves for both intact and fusion groups

表2 Prony 模型各样本拟合参数及统计分析结果

Tab.2 Fitting parameters of the specimens for the Prony model and statistic analysis results

样本	$J_0/[\text{mN} \cdot \text{m} \cdot (\text{°})^{-1}]$		$J_1/[\text{mN} \cdot \text{m} \cdot (\text{°})^{-1}]$		$T_1/\text{s}$		$J_2/[\text{mN} \cdot \text{m} \cdot (\text{°})^{-1}]$		$T_2/\text{s}$	
	完好	融合	完好	融合	完好	融合	完好	融合	完好	融合
3号	188.9	251.2	72.3	131.0	43.687	26.301	52.6	50.5	753.57	369.41
4号	226.9	297.3	91.2	159.1	34.722	21.810	56.5	77.8	513.08	339.09
5号	110.6	61.7	20.9	30.2	35.842	31.806	12.8	09.2	820.34	435.16
6号	130.8	125.7	54.4	70.8	31.318	28.760	38.1	43.9	523.83	540.54
7号	148.2	165.0	47.7	92.9	28.097	26.329	31.5	56.6	495.29	434.21
8号	148.3	129.2	58.2	191.4	27.225	13.540	34.9	65.8	428.81	295.77
9号	212.3	236.0	89.9	122.5	40.257	30.275	74.3	87.6	606.79	422.47
10号	200.7	101.1	78.5	79.7	39.808	31.826	57.7	54.3	495.04	364.43
11号	199.4	253.7	92.1	134.5	31.847	30.102	63.2	94.2	400.16	389.25
均值	174.0	180.1	67.2	112.4	34.756	26.750	46.8	59.9	559.66	398.93
方差	40.4	81.7	24.1	49.1	5.679	5.898	19.0	25.6	142.35	70.31
F 检验	0.062 823		0.059 660		0.917 535		0.412 686		0.062 305	
t 检验	0.843 646		0.024 646		0.009 745		0.234 084		0.007 847	

表3 前屈 30 min 后完好组和融合组邻近节段弯曲角度

Tab.3 Adjacent flexion angle after 30 min for both intact and fusion groups

标本	完好组/(°)	融合组/(°)	增大百分比/%
3号	5.2	6.3	21.15
4号	4.8	6.3	31.25
5号	4.5	6.2	37.78
6号	7.6	8.5	11.84
7号	7.0	10.3	47.14
8号	5.8	9.2	58.62
9号	4.9	6.0	22.45
10号	5.9	6.1	3.28
11号	5.4	6.5	20.37
均值	5.7	7.2	28.21
F 检验	0.221 7	t 检验	0.029 864

表4 完好组与融合组初始与最终力矩比较结果

Tab.4 Comparison of initial and final moment for both intact and fusion groups

样本	力矩/N·m			
	完好初始	完好最终	融合初始	融合最终
3号	3.227	0.400	4.290	1.487
4号	3.179	0.291	3.516	1.637
5号	3.558	2.014	5.184	1.685
6号	3.357	1.333	4.462	1.449
7号	3.169	0.715	4.367	1.332
8号	3.41	0.685	3.763	1.599
9号	3.054	1.008	4.012	1.524
10号	3.115	1.551	5.318	1.228
11号	3.321	0.933	3.444	1.662
均值	3.265 ± 0.159	0.992 ± 0.557	4.261 ± 0.666	1.511 ± 0.155

表4列出了完好组和融合组样本松弛前后的力矩。通过图5比较可以看出,融合组初始加载完成

时与弯曲结束后的力矩均显著大于完好组。融合后初始力矩和最终力矩显著增大,平均分别增大

30.68% 和 34.34% ( $P < 0.05$ )。

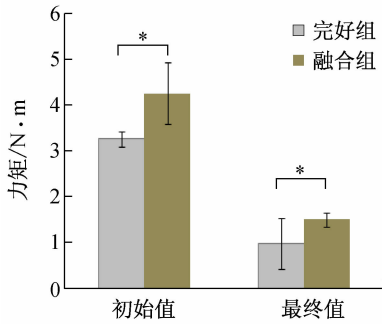


图5 完好组与融合组初始与最终力矩比较 (\*  $P < 0.05$ )

Fig.5 Comparison of initial and final moment for both intact and fusion groups

## 4 讨论

目前还鲜有关于日常载荷对融合术后邻近节段加速退变影响的报道。本文通过研究持续性前屈载荷下融合术后脊柱及邻近节段的生物力学特性发现,融合术后脊柱初始力矩增大,说明脊柱融合后刚度增加,这与文献[18-19]的研究结果吻合。在相同姿态下弯曲 30 min 后,脊柱承受的力矩比完好时显著增大,会导致脊柱受载荷增加,更容易造成肌肉的疲劳。研究证实,过大的肌肉载荷会造成关节和骨组织载荷过大,从而导致关节损伤<sup>[20]</sup>。松弛过程中,邻近节段的蠕变角度比完好时显著增大。研究表明,间盘组织的损伤与持续性黏弹性变形有直接相关性,并且动物实验也证明持续性弯曲角度载荷会造成组织内间盘细胞的凋亡、合成代谢表达的下降以及基质环境的改变<sup>[21]</sup>,可见融合后更大的黏弹性变形对邻近节段会产生影响,并有可能加速退变的发生。其生理学机制可以后续做体内实验进一步研究。

本研究采用双节段模型作为实验对象。Tang 等<sup>[22]</sup>利用腰椎双节段(L3~5)模型研究腰椎微创手术对邻近节段椎间压力、转动角度等特性的改变,并证明此种术式会加速上邻近节段的退变;Hartmann 等<sup>[23]</sup>和 Wiedenhofer 等<sup>[24]</sup>分别利用 3 节段腰椎模型研究不同腰椎固定方式对邻近节段产生的生物力学改变,均得到统计学显著性差异。针对非完整节段的研究可能会导致一些因素的作用被放

大,但同时通过这种方式可以发现一些潜在因素的作用,并引起大家的重视。本文是在邻近节段运动代偿基础上进行的持续性载荷下的研究,目的在于更明确发现持续性载荷对邻近节段的影响,提高测试的灵敏性,故采用双节段样本具有一定的合理性。后续研究中可以考虑体内测量术后患者的肌肉松弛状态,进一步验证邻近节段在松弛过程中蠕变变形增大的结果。

采用模拟融合模型的目的是为了保持手术前后样本的曲度不被改变,避免引入其他可能影响实验结果的因素。临床椎间融合术的标准术式是在手术节段放置撑开器(cage),使椎体高度恢复,再钉入钢板加固。而为了恢复生理曲度往往会导致撑开的高度大于术前椎间高度,造成曲度过大导致<sup>[25]</sup>。本文是针对前屈姿态工况下融合与否的单因素研究,故手术前后的曲度一定要保持不变。由于目前还没有明确的临床操作标准来保证融合前后的曲度不变,同时如果曲度改变,两组的测试初始力矩值将无法保持一致,使得实验无法控制。因此,本文选择了模拟融合模型作为融合组。实验结果证实,此种融合后样本的刚度升高,黏性下降,说明该模型可以很好模拟融合的效果。

拟合后得到融合前后定量的黏弹性数据。根据文献[17],刚度系数( $J_1$ )和时间常数( $T_2$ )参数与力矩下降值(即脊柱松弛能力指标)具有较高的相关性。本文采用的融合器和融合方式,显著提高了 $J_1$ ,降低了 $T_2$ 。如果能够通过力矩下降值来给出评价融合术或者减小邻近节段退变的标准,则可以直接利用拟合得到的参数,判定融合器的设计或者融合术式改良的合理性。本文为拟合应力松弛提供了一种很好的模型以及判定方法,可以在后续进一步验证其对内固定物和术式的灵敏性。

随着生活习惯的改变,人们在日常生活中会越来越承受如久坐、低头玩手机等静态持续性载荷。长时间的异常姿态对椎体和椎间盘组织的健康十分不利。本研究结果证明,持续性弯曲对融合术后邻近节段的健康有损害,提示术后患者应该减少持续性保持姿态不变的情况,可以进行简单小幅度运动,防止邻近节段的进一步退变。

参考文献:

- [1] Eck JC, Humphreys SC, Hodges SD. Adjacent-segment degeneration after lumbar fusion: A review of clinical, biomechanical, and radiologic studies [J]. *Am J Orthod Dentofac*, 1999, 28(6): 336-340.
- [2] 蒲婷, 吕聪伟, 颜滨, 等. 人工颈椎间盘置换术与融合术的生物力学比较[J]. *医用生物力学*, 2014, 29(2): 105-112.  
Pu T, Lv CW, Yan B, et al. *In vitro* study on biomechanical comparison between cervical arthroplasty and fusion [J]. *J Med Biomech*, 2014, 29(2): 105-112.
- [3] Schlegel JD, Smith JA, Schleusener RL. Lumbar motion segment pathology adjacent to thoracolumbar, lumbar and lumbosacral fusions [J]. *Spine*, 1996, 21(8): 970-981.
- [4] Bruner HJ, Guan Y, Yoganandan N, et al. Biomechanics of polyaryletherketone rod composites and titanium rods for posterior lumbosacral instrumentation [J]. *J Neurosurg Spine*, 2010, 13(6): 766-772.
- [5] 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.
- [6] Dekutoski MB, Schendel MJ, Ogilvie JW, et al. Comparison of *in vivo* and *in vitro* adjacent segment motion after lumbar fusion [J]. *Spine*, 1994, 19(15): 1745-1751.
- [7] Toosizadeh N, Nussbaum MA. Creep deformation of the human trunk in response to prolonged and repetitive flexion: Measuring and modeling the effect of external moment and flexion rate [J]. *Ann Biomed Eng*, 2013, 41(6): 1150-1161.
- [8] Hoogendoorn WE, Bongers PM, de Vet HC, et al. Flexion and rotation of the trunk and lifting at work are risk factors for low back pain: Results of a prospective cohort study [J]. *Spine*, 2000, 25(23): 3087-3092.
- [9] 张延哲, 朴成东, 马洪顺. 双侧颈椎 50% 小关节切除后的应力松弛及其流变特性[J]. *中国组织工程研究与临床康复*, 2009, 13(13): 2501-2504.
- [10] 于铁成, 刘一, 徐萃香. 中下段颈椎的应力松弛特性及前、后路手术对其的影响[J]. *中华创伤骨科杂志*, 2004, 6(3): 72-74.
- [11] Havey RM, Voronov LI, Tsitsopoulos PP, et al. Relaxation response of lumbar segments undergoing disc-space distraction: Implications to the stability of anterior lumbar interbody implants [J]. *Spine*, 2012, 37(9): 733-740.
- [12] 胡晓燕. 标准样本的均匀性检验与判断[J]. *冶金分析*, 1999, 19(1): 41-44.
- [13] Rudy TW, Livesay GA, Woo LY, et al. A combined robotics/universal force sensor approach to determine *in-situ* forces of knee ligaments [J]. *J Biomech*, 1996, 29(10): 1357-1360.
- [14] Woo LY, Debski RE, Wong EK, et al. Use of robotic technology for diarthrodial joint research [J]. *J SCI Med Sport*, 1999, 4(1): 283-297.
- [15] Panjabi MM. Hybrid multidirectional test method to evaluate spinal adjacent-level effects [J]. *Clin Biomech*, 2007, 22(3): 257-265.
- [16] O'Connell GD, Jacobs NT, Sen S, et al. Axial creep loading and unloaded recovery of the human intervertebral disc and the effect of degeneration [J]. *J Mech Behav Biomed*, 2011, 4(7): 933-942.
- [17] Toosizadeh N, Nussbaum MA, Bazrgari B, et al. Load-relaxation properties of the human trunk in response to prolonged flexion: Measuring and modeling the effect of flexion angle [J]. *PLoS One*, 2012, 7(11): e48625.
- [18] Maiman DJ, Kumaresan S, Yoganandan N, et al. Biomechanical effect of anterior cervical spine fusion on adjacent segments [J]. *Bio Med Mater Eng*, 1999, 9(1): 27-38.
- [19] Finn MA, Brodke DS, Daubs M, et al. Local and global subaxial cervical spine biomechanics after single-level fusion or cervical arthroplasty [J]. *Euro Spine J*, 2009, 18(10): 1520-1527.
- [20] Adams MA, Dolan P. Recent advances in lumbar spinal mechanics and their significance for modeling [J]. *Clin Biomech*, 1995, 10(1): 3-19.
- [21] Court C, Colliou OK, Chin JR, et al. The effect of static *in vivo* bending on the murine intervertebral disc [J]. *Spine J*, 2001, 1(4): 239-245.
- [22] Tang S, Rebolz BJ. Does lumbar microdiscectomy affect adjacent segmental disc degeneration? A finite element study [J]. *J Surg Res*, 2013, 182(1): 62-67.
- [23] Hartmann F, Dietz SO, Kuhn S, et al. Biomechanical comparison of an interspinous device and a rigid stabilization on lumbar adjacent segment range of motion [J]. *Acta Chir Orthop Tr*, 2011, 78(5): 404-409.
- [24] Wiedenhofer B, Akbar M, Fuerstenberg CH, et al. Effect of lumbar hybrid instrumentation and rigid fusion on the treated and the adjacent segments. A biomechanical study [J]. *Orthopade*, 2011, 40(2): 169-177.
- [25] Bartels R, Donk R, Azn RV. Height of cervical foramina after anterior discectomy and implantation of a carbon fiber cage [J]. *J Neurosurg*, 2001, 95(1): 40-42.
- [26] Cho DY, Lee WY, Sheu PC. Treatment of multilevel cervical fusion with cages [J]. *Surg Neurol*, 2004, 62(5): 378-386.