

文章编号:1004-7220(2017)04-0348-07

起床过程中腰椎应力动力学响应

张 涵, 朱卫平

(上海大学 应用数学和力学研究所, 上海 200072)

摘要: **目的** 揭示起床过程中腰椎间盘的应力响应特征。**方法** 根据实验数据,建立并验证考虑材料非线性和各向异性属性的全腰椎有限元模型,在此基础上模拟并计算人体从仰卧、起身、左转到坐在床沿完整过程中腰椎主要结构的应力分布和动态变化情况。**结果** 起床过程中腰椎间盘纤维环、髓核及终板的应力大小和分布不断变化,各节段的应力集中在背侧,L4~5上最大,应力峰值出现在当躯干从仰卧起转过 35° ~ 62° 之时,分别是坐稳时的3倍、仰卧时的17倍。**结论** L4~5椎间盘后侧是损伤和退变高发区,在日常活动中实际承受的应力可能要比以往按静态测算的应力更高,影响范围也更大。动力学模拟能更全面深入地了解腰椎间盘的负载特点,为防治相关腰椎疾病提供科学依据。

关键词: 起床; 腰椎间盘; 动力学; 有限元分析; 应力

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2017.04.009

Dynamic response of stresses in lumbar vertebrae during getting up

ZHANG Han, ZHU Wei-ping (Shanghai Institute of Applied Mathematics and Mechanics, Shanghai University, Shanghai 200072, China)

Abstract: **Objective** To reveal the characteristics of dynamic response from stresses in lumbar intervertebral discs during getting up. **Methods** A finite element model of lumbar vertebrae (L1-5) with consideration of nonlinear and anisotropic material properties was established and validated by comparing the experimental data. Based on this model, the complete process of getting up from supine lying, rising and turning left to sitting up on the bedside was simulated, and the distributions and dynamic changes of stresses in the model during getting up were calculated. **Results** The stress and its distributions in annulus fibrosus, nucleus pulposus, and endplate of lumbar vertebrae during getting up changed constantly. The stresses were mainly concentrated on the dorsal part of lumbar vertebrae, and the maximum stress was located at L4-5 intervertebral disc. Peak stresses occurred when the body trunk turned about 35° - 62° from supine lying, which were 3 times and 17 times of those during sitting firmly and supine lying, respectively. **Conclusions** As a high incidence area of injury and degeneration, the dorsal part of L4-5 intervertebral disc in daily activities may be subjected to an extensive stress, which is higher than that predicted by static experiments and calculations. Dynamic simulation can help to further understand the loading characteristics of intervertebral discs and provide a scientific reference for prevention and treatment of related lumbar diseases.

Key words: Getting up; Lumbar intervertebral disc; Dynamics; Finite element analysis; Stress

脊柱由脊椎骨、椎间盘和附着韧带连接而成,具有支撑身体、缓冲载荷、保护脊髓等重要功能,是身

体中主要的力学结构。完整的脊柱包括颈椎、胸椎、腰椎、骶椎和尾椎;在人体中,腰椎承载最大,活动范

收稿日期:2016-09-17; 修回日期:2016-10-01

基金项目:国家自然科学基金项目(31370940)。

通信作者:朱卫平,研究员,博士研究生导师,E-mail: wpzhu@shu.edu.cn。

围也较大。据统计,全球约 80% 成年人承受着不同程度的下腰痛^[1]。对已患有腰部疾病的病人,在日常生活中更要注重防护,避免引发症状,并使病情加剧。以往有关研究多关注身体在某一恒定身姿时腰椎的负载情况,而很少对身姿变换过程中腰椎的负载变化加以研究^[2]。开展对不同身姿变换过程中腰椎负载的研究,有助于深入了解腰椎疾病发生和加剧的原因,必将越来越受到医务工作者的重视。

腰椎负载可以通过体内实验进行测量,常见的方法有两种:① 采用探针传感器刺入活体椎间盘的髓核,测量不同身姿时髓核内的压力^[3-4],② 借助安装在腰椎病人脊柱上的治疗器械、人工椎体等,测量不同身姿时这些植入物上所承受的力和力矩^[2,5]。但实验研究只能获得有限的特殊部位的负载信息,很难获得腰椎各部分完整的负载信息或应力、应变分布。与实验方法相比,有限元方法具有成本低、效率高等优点,可以获得实验难以测定的腰椎内部各点的应力、应变分布,是研究腰椎生物力学的另一条重要途径^[6]。自 1974 年 Belytschko 等^[7]首次使用有限元方法研究脊柱生物力学开始,有限元模型的建立愈加细致、准确和快速^[8-10],研究方向涉及动态仿真、植入器械设计以及植入后生物力学性能评估、椎间盘生物力学等^[11-14]。但目前关于人体身姿变换时完整腰椎应力分布动态响应的研究还鲜有报道。

本文根据实验数据建立并验证考虑一定材料非线性和各向异性属性的人体全腰椎(L1~5 节段)三维有限元模型。针对一种起床过程——从仰卧、起身、左转到坐在床沿,对腰椎的动力学行为进行有限元模拟,旨在获得这一过程中腰椎各部分,尤其是椎间盘各部分的应力分布和动态变化特征,关注可能出现的应力峰值和峰值区间,全面认识脊柱生物力学行为,为防治有关腰椎疾病提供参考。

1 材料和方法

1.1 几何重建

基于 1 名男性志愿者的腰椎 CT 扫描数据,在医学图像处理软件 Mimics 15.0 (Materialise 公司,比利时)中通过设定灰度阈值、手动分割和区域增长,分离出腰椎 L1~5 骨骼区域,通过 Caculate 3D 功能得到腰椎椎骨三维几何模型。将 Mimics 15.0 中得到的初步几何模型以 STL 格式导入逆向工程软件

Geomagic Studio 12.0 (Geomagic 公司,美国)中进行表面修补,去除特征和光滑处理,使模型更加精确,最终将图形转化为 NURBS 曲面,将点云数据转化成实体模型。将处理好的实体模型以 SAT 格式导入 Hypermesh 11.0 (Altair 公司,美国)中,根据脊柱解剖结构补充创建椎间盘和相关韧带,并进行网格划分和材料属性赋值,生成完整的腰椎有限元模型。最后导入有限元软件 ABAQUS 6.13-4 (Simulia 公司,美国)定义接触并进行相关问题的计算和结果分析。

建立的全腰椎 L1~5 有限元模型如图 1 所示,包括椎体皮质骨、椎体松质骨、骨性单元、终板、髓核、纤维环、前纵韧带、后纵韧带、黄韧带、棘间韧带、棘上韧带、横突间韧带和关节囊韧带,一共 5 个椎体、4 个椎间盘和 7 种韧带,共计 1 042 320 个单元和 299 835 个节点。

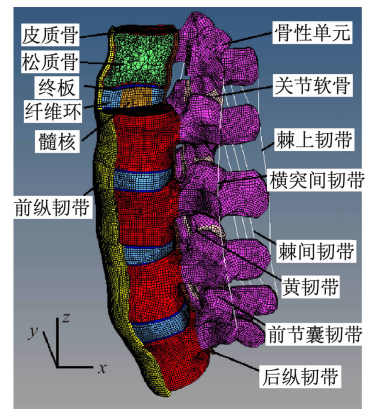


图 1 腰椎 L1~5 有限元模型

Fig. 1 Finite element model for lumbar vertebrae L1-5

1.2 材料属性

分别定义椎间盘中髓核、纤维环和终板的材料属性。髓核位于椎间盘中央,截面积约占椎间盘的 45%,具有流变性质,可视为不可压缩的超弹性材料,由两个参量 c_1 、 c_2 控制的 Mooney-Rivlin 模型模拟^[15]。纤维环绕髓核,由基质和胶原纤维构成,其真实力学材料结构为各向异性纤维增强材料^[16]。将纤维环的基质与胶原纤维视为整体共同建模,材料参数的确定基于已有实验数据,并在实验记录范围内调整以满足线弹性正交各向异性材料参量的关系 $\mu_{ij}/E_i = \mu_{ji}/E_j$,最终确定 9 个独立弹性常数表征纤维环整体材料属性,并通过在各节段建立局部柱

坐标系近似对材料赋值,并调整主方向^[17]。终板、皮质骨、松质骨及骨性单元以线弹性材料模拟^[18-19]。但关节软骨另外处理,采用 Neo-Hookeen 超弹性模型^[20]。前、后纵韧带赋予线弹性材料属性并用实体单元模拟,其余各韧带由弹簧单元模拟,弹簧刚度的计算公式为:

$$k = EA/L \quad (1)$$

式中: l 、 A 和 E 分别为韧带的长度、断面面积和弹性模量。黄韧带、棘间韧带等韧带的 l 由模型确定, A 和 E 参考文献[21]中数据,计算所得的 k 值见表1。此外,关节间的相互作用由面面接触模型模拟,摩擦系数为 0.1 ^[22]。椎体与椎间盘通过绑定约束连接,韧带与椎体和椎间盘采用共节点处理和约束绑定。腰椎模型各部分的单元类型与材料属性汇总于表1。

表1 有限元模型各组成部分单元类型和材料参数

Tab.1 Element types and material properties of the finite element model

结构	单元类型	E/MPa	$k/(\text{N} \cdot \text{m}^{-1})$	ν	$\rho/(\text{kg} \cdot \text{m}^{-3})$	参考文献
髓核	六面体	Mooney-Rivlin $c_1 = 0.12$ $c_2 = 0.09$	—	—	1 020	[16]
纤维环(基质+纤维)	六面体	0.7/17.45/1.5 0.1/0.1/0.1	—	0.028/0.093/2.30	1 050	[18]
终板	六面体	500	—	0.30	1 200	[16,20]
皮质骨	四面体	12 000	—	0.30	1 700	[19]
松质骨	四面体	100	—	0.30	1 100	[19,20]
骨性单元	四面体	3 500	—	0.25	1 400	[19,20]
关节软骨	六面体	Neo-Hookeen $c_{10} = 2$	—	—	1 030	[21]
前纵韧带	六面体	20	—	0.30	1 000	[22]
后纵韧带	六面体	70	—	0.30	1 000	[22]
黄韧带	弹簧单元	—	19 201	—	—	式(1)
棘间韧带	弹簧单元	—	14 598	—	—	式(1)
棘上韧带	弹簧单元	—	4 298	—	—	式(1)
横突间韧带	弹簧单元	—	2 407	—	—	式(1)
关节囊韧带	弹簧单元	—	49 809	—	—	式(1)

注:*各密度均参考自文献[24]

1.3 边界条件

将全腰椎 L1~5 有限元模型竖直放置,竖直方向为 z 轴方向,矢状、冠状方向分别为 x 、 y 轴方向(见图1)。取 L1 椎体上表面的中心点为刚性参考点,该面上其他节点自由度与之耦合,刚性参考点为该模型的载荷输入点。L5 椎体下表面所有节点的6个自由度完全固定。

2 结果

2.1 模型验证

为验证本文有限元模型及计算结果的可信度,首先将计算结果与文献[24-25]的体外实验结果进行比较。本文有限元模型的主要结构、边界条件和加载方式(仅在 L1 上端施加力矩)与文献[24,25]实验基

本一致。实验时在 L1 上端施加 $10 \text{ N} \cdot \text{m}$ 力矩,测量各节椎体上端面的转角;计算时在有限元模型 L1 上端面的刚性参考点施加 $10 \text{ N} \cdot \text{m}$ 力矩,其他参数和表1相同,计算后读取各节椎体上端面的转角。通过改变力矩的方向模拟腰椎的弯曲、伸展、侧弯和扭转。对于侧弯,同样大小的力矩,向左侧弯和向右侧弯的活动范围(range of motion, ROM)大小略有不同;扭转和侧弯类似,都取平均值处理。由表2可知,本文对所建腰椎模型 ROM 的预测结果与文献中报道的实验结果基本一致,表明本文建立的有限元模型包括各种参数的取值总体上符合实际情况。需要指出的是,通过实验测量腰椎的负载和位移相对容易,但几乎不可能测量腰椎横截面上的应力大小和分布情况,而后者正是有限元的优势所在,也是本文计算的重点。

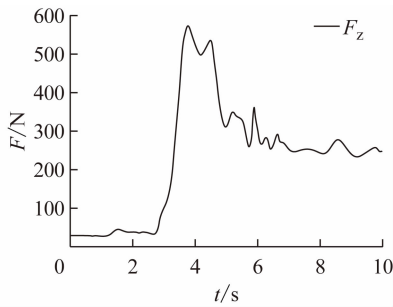
表 2 腰椎模型活动范围预测与实验结果对比

Tab.2 ROM comparison of simulation results and experimental data from the lumbar model

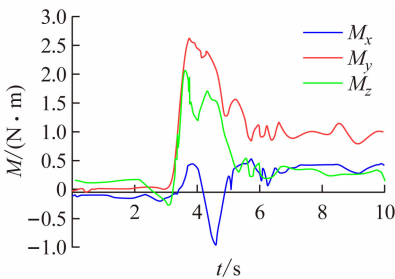
节段	ROM/(°)											
	弯曲			伸展			侧弯			扭转		
	文献[24]	文献[25]	本文	文献[24]	文献[25]	本文	文献[24]	文献[25]	本文	文献[24]	文献[25]	本文
L1~2	4.2	6.03	4.93	2.8	5.42	3.70	3.3	4.82	3.48	1.7	3.25	2.45
L2~3	5.4	6.85	4.87	3.3	3.00	3.65	5.0	5.49	3.01	1.4	2.19	2.33
L3~4	6.1	6.71	5.20	2.3	2.34	3.90	4.3	5.12	3.27	2.0	3.07	2.38
L4~5	7.1	6.55	6.49	4.0	2.41	4.87	3.8	4.77	3.86	1.4	3.16	1.89

2.2 起床全过程有限元动力学计算

有限元模型及参数设置、边界条件与 2.1 节相同,在 L1 上端面的刚性参考点施加能体现起床全过程的动态载荷。Rohlmann 等^[2]通过植入在 1 名腰椎椎体骨折病人 L1 节段人工椎体测得一系列数据,其中从仰卧、起身、左转到坐在床沿的过程如下:开始时保持仰卧,2.6 s 时抬起上身并左转,5.2 s 时完全坐稳并保持到 10 s。此过程中,L1 上轴向压力 (F) 和 3 个方向力矩 (M) 随时间的变化如图 2 所示,而横向剪切力由于很小可忽略不计。



(a) 轴向压力



(b) 3 个方向上弯矩

图 2 起床过程中人工椎体 L1 上的负载情况 (M_x 为侧弯矩, M_y 为弯曲-伸展弯矩, M_z 为轴向扭矩)

Fig.2 Loads on implanted vertebral L1 during getting up (a) Axial compressive force, (b) Bending moments in three directions

2.3 腰椎间盘应力

椎间盘是腰椎的活动关节和薄弱环节,几乎所有腰椎疾病均与腰椎间盘病变有一定关联^[26],因此,椎间盘的终板、纤维环及髓核在身姿变换过程中所承受的应力及其变化特别值得关注。现将图 2 所示的轴向压力和三向力矩同时施加到有限元模型 L1 上端面的刚性参考点上,利用有限元软件的显式动力学模块进行计算。

图 3 显示,各椎间盘纤维环的后侧(背部)为高应力区域,最大 Von Mises 应力发生在 L4~5 节段纤维环后侧中部,而髓核由于其流体属性在同一椎间盘中所受的应力除去边界效应外基本均匀。

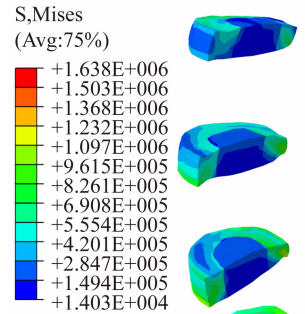
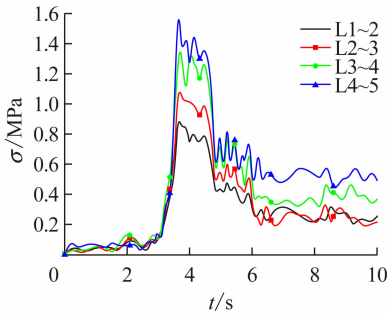


图 3 纤维环和髓核 Von Mises 应力分布(仅显示右半部分)

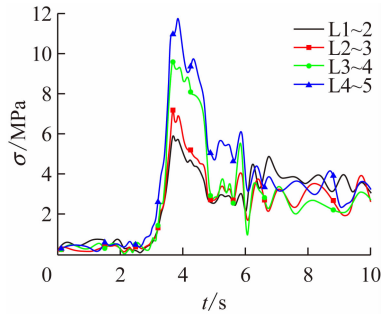
Fig.3 Von Mises stress distributions on annulus fibrosus and nucleus pulposus in right half disc

图 4 所示为起床动态过程中腰椎各节段椎间盘纤维环后侧中点和终板后外侧中点的 Von Mises 应力时程曲线,可见各应力 (σ) 曲线变化规律与图 2 所示的载荷曲线基本相似,应力在 2.6 s 前(仰卧期间)稳定在较低水平,2.6 s 后(起床过程中)急剧增大,峰值发生在 3.6~4.4 s(躯干在矢状面内转过

35°~62°),之后大幅下降至峰值50%左右,5.2 s后(坐稳期间)延续衰减波动。对于纤维环,L3~4和L4~5上应力都比较大,最大应力1.64 MPa/3.6 s发生在L4~5[见图4(a)]。对于终板,最大应力11.76 MPa/3.8 s发生在L4~5[见图4(b)]。对于髓核,取髓核中心为观察点,最大应力0.15 MPa/4.4 s发生在L4~5,L1~2次之,比发生在纤维环和终板上的应力小1~2个数量级,其随时间、体位的变化规律与图4相似。即这一起床过程中腰椎间盘突出



(a) 各个纤维环后侧中点



(b) 各个终板后外侧中点

图4 起床过程中 Von Mises 应力随时间变化

Fig. 4 Variation of Von Mises stress with time during getting up middle point in each endplate

(a) At posterior middle point in each annulus fibrosus, (b) At posterior lateral

3 讨论

习惯上认为脊柱的损伤要由极大的外力引起,如猛烈运动、交通事故等^[27],因而会忽视在日常生活和普通锻炼中对腰椎进行保护。生活节奏日益加快、工作方式改变、腰椎保护意识的缺失加上不良习惯的共同作用,腰椎间盘突出发病率逐年上升且趋于年轻化,可能引起椎间盘突出、下腰痛,甚至下肢瘫痪^[28]。而异常应力环境可以加速椎间盘退变,是导致椎间盘退变的重要因素之一^[29-30]。日常生活中身姿变换时在腰椎内可能产生高于单一姿势时的负载,在椎间盘内产生较高应力。因此,医生和专家会提出预防建议,以避免在该过程中腰椎可能面临的异常负载情况的发生^[2,26]。已经有一些学者通过人工植入物对不同身姿下腰椎负载进行测量^[3-5]。Rohlmann等^[2]测量得到了L1人工椎体在不同身姿变换过程中的负载,但目前鲜有关于身姿变换时完整腰椎负载和应力分布的研究报道。

本文利用1名健康男性志愿者腰椎CT扫描数据,经Mimics 15.0处理获得腰椎三维几何模型,然

最大应力发生L4~5的后侧,峰值出现在躯干与水平方向夹角为35°~62°,大约是仰卧时(0°)的17倍,坐稳时(90°)的3倍。椎间盘后侧应力峰值出现期间,其左右两侧的应力水平也比较高,一方面是后侧集中的应力向两边扩散,另一方面是此间侧弯力矩和扭矩负荷也达到峰值。结果表明,L4~5椎间盘各结构应力均大于其他椎间盘,可能是该椎间盘病变高发的原因。起床过程中躯干活动范围超过30°,后腰椎面临的负载明显大于单一固定姿势时。

后在Geomagic Studio 12.0中进行表面处理使模型精确化,并将点云数据转化成实体模型,再通过Hypermesh 11.0创建相关韧带,对实体模型进行网格划分并细化,对非线性材料属性赋值,最后导入ABAQUS 6.13-4定义接触,由此建立了完整的腰椎L1~5有限元模型。在对腰椎进行起床过程动力学分析前,对有限元模型进行有效性验证,其结果均在已有实验数据变化范围内,证明本文所建立的有限元模型方法正确,对材料属性的定义和参数赋值符合实际。

对本文限定的起床方式,动力学模拟结果显示:①起床时椎间盘纤维环、髓核及终板的应力大小和分布是不断变化的;②各节段的应力主要集中在后侧,L4~5上最大;③应力峰值分别是坐稳时的3倍、仰卧时的17倍,出现在当躯干在矢状面内转过35°~62°之时,作用范围也从椎间盘后侧向左右两侧扩大。结果①和②是动力学计算与静力学计算的基本区别及共同点,表明不管何种算法或身姿变换与否,L4~5椎间盘总是腰椎的薄弱环节^[31]。临床证实,腰椎病在低位的L4~5与L5~S1椎间盘发

病率最高,约占95%。而结果③是本文有限元动力学计算的重要发现,提示在身姿变换过程中会出现明显高于单一姿势的应力。一系列细胞和分子生物学研究指出,异常应力可以直接影响纤维环、髓核及终板的正常结构和生理代谢,也可间接影响椎间盘营养途径,从而影响椎间盘的力学特性,加速椎间盘退变^[32-35]。同时,最大应力发生在当躯干在矢状面内转过 $35^{\circ} \sim 62^{\circ}$ 之时,即当躯干活动小于该角度时腰椎内的应力较低,大幅度活动会在椎间盘内产生较大应力,可能引起椎间盘损伤。Barbir等^[36]研究大鼠尾椎椎间盘的力学响应与基因表达发现,超过 30° 的循环扭转可以导致椎间盘明显损伤。传统的仰卧起坐运动($0^{\circ} \sim 90^{\circ}$)已被证实会对脊柱造成一定程度的损伤,改良的仰卧起坐锻炼方式(双腿屈膝,胸部抬起约10 cm,低于 30°)会有效减少下腰痛的情况^[37]。只有规范而适度的锻炼方式才能在不损伤脊柱的情况下锻炼腰背肌肉,加强对腰椎的保护和维持脊柱的稳定性^[38]。由此推测并提示,生活中躯干的活动范围不宜超过 30° 。

较之已有的有限元模型,本文有限元模型在对纤维环建模时,考虑到纤维环是由纤维环基质和胶原纤维共同构成的纤维增强复合材料。因为现有软件没有合适的材料模型,利用外层纤维环实验数据,采用线弹性正交各向异性材料来模拟纤维环组织,并在局部柱坐标系下给材料赋值和定义方向。由于纤维环截面并非规则圆面,故通过柱坐标赋值是一种近似方法,局部结果上会存在一定偏差;真实人体脊柱的材料参数,尤其是韧带和软组织,若不考虑其非线性,相关模拟结果会与真实情况存在差异,本文用不可压缩超弹性材料替代以往的线弹性材料来模拟髓核组织、关节软骨组织;各韧带由线弹性弹簧单元模拟和实体单元模拟,进一步的研究中将充分考虑韧带材料的非线性。

需要指出,由于个体差异(性别、年龄、身高、体重、活动方式等),在本文模拟结果中应力的绝对值并不是考察的重点,主要探讨应力相对值及其分布和变化规律的情况^[39]。以此分析为基础,不断利用先进的技术手段,深入研究身姿变换过程中椎间盘的应力分布和动态变化规律,对进一步阐明异常应力相关组织的退变机制、预防或减缓日常生活和普通锻炼对腰椎造成的损伤,具有十分重要的意义。

参考文献:

- [1] DREISCHARF M, SCHMIDT H, PUTZIER M, et al. Biomechanics of the L5-S1 motion segment after total disc replacement-Influence of iatrogenic distraction, implant positioning and preoperative disc height on the range of motion and loading of facet joints [J]. J Biomech, 2015, 48(12): 3283-3291.
- [2] ROHLMANN A, BERGMANN G, GRAICHEN F, et al. Spinal loads during position changes [J]. Clin Biomech, 2012, 27(8): 754-758.
- [3] NACHEMSON A. The load on lumbar disks in different positions of the body [J]. Clin Orthop Relat R, 1966, 45: 107-122.
- [4] WILKE HJ, NEEF P, CAIMI M, et al. New *in vivo* measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life [J]. Spine, 1999, 24(8): 755-762.
- [5] ROHLMANN A, BERGMANN G, GRAICHEN F, et al. Loads on internal spinal fixators measured in different body positions [J]. Eur Spine J, 1999, 8(5): 354-359.
- [6] 原芳, 薛清华, 刘伟强, 等.有限元法在脊柱生物力学应用中的新进展[J]. 医用生物力学, 2013, 28(5): 585-590.
YUAN F, XUE QH, LIU WQ, et al. Recent advances about finite element applications in spine biomechanics [J]. J Med Biomech, 2013, 28(5): 585-590.
- [7] BELYTSCHKO T, KULAK RF, SCHULTZ AB, et al. Finite element stress analysis of an intervertebral disc [J]. J Biomech, 1974, 7(3): 277-285.
- [8] ANTON E, HEATHER L, MARTA L. Quality of motion considerations in numerical analysis of motion restoring implants of the spine [J]. Clin Biomech, 2008, 23(5): 536-544.
- [9] JENNIFER A, DUANE S. Cervical spine segment finite element model for traumatic injury prediction [J]. J Mech Behav Biomed Mater, 2012, 10: 138-150.
- [10] 蔡康健, 王丽珍, 宫赫, 等. 腰椎椎体有限元建模的最优单元尺寸和材料属性分布及建模方法[J]. 医用生物力学, 2016, 31(2): 135-141.
CAI K, WANG LZ, GONG H, et al. The optimal element size, material property distributions and modeling methods for finite element modeling of lumbar vertebra [J]. J Med Biomech, 2016, 31(2): 135-141.
- [11] 郭立新, 陈威, 刘学勇. 基于有限元模型的人体损伤脊柱的动态特性分析[J]. 东北大学学报(自然科学版), 2005, 26(9): 836-839.
- [12] ARJMAND N, GAGNON D, PLAMONDON A, et al. A comparative study of two trunk biomechanical models under symmetric and asymmetric loadings [J]. J Biomech,

- 2010, 43(3): 485-491.
- [13] LIU CL, ZHONG ZC, HSU HW, *et al.* Effect of the cord pretension of the dynesys dynamic stabilisation system on the biomechanics of the lumbar spine: A finite element analysis [J]. *Eur Spine J*, 2011, 20(11): 1850-1858
- [14] ZHANG MZ, PU F, XU LQ, *et al.* Long-term effects of placing one or two cages in instrumented posterior lumbar interbody fusion [J]. *Int Orthop*, 2016, 40(6): 1239-1246.
- [15] HENDRIK S, FRANK H, ULRICH S. Application of a new calibration method for a three-dimensional finite element model of a human lumbar annulus fibrosus [J]. *Clin Biomech*, 2006, 21(4): 337-344.
- [16] 秦计生, 王昱, 彭雄奇, 等. 全腰椎三维有限元模型的建立及其有效性验证[J]. *医用生物力学*, 2013, 28(3): 321-325.
QIN JS, WANG Y, PENG XQ, *et al.* Three-dimensional finite element modeling of whole lumbar spine and its biomechanical analysis [J]. *J Med Biomech*, 2013, 28(3): 321-325.
- [17] DAWN M, LORI A. Anisotropic and inhomogeneous tensile behavior of the human annulus fibrosus: Experimental measurement and material model predictions [J]. *J Biomech Eng*, 2001, 123(3): 256-263.
- [18] KURUTZ M, OROSZVÁRY L. Finite element analysis of weightbath hydrotraction treatment of degenerated lumbar spine segments in elastic phase [J]. *J Biomech*, 2010, 43(3): 433-441.
- [19] 苏晋, 赵文志, 陈秉智. 建立全腰椎有限元接触模型[J]. *医用生物力学*, 2010, 25(3): 200-205.
SU J, ZHAO WZ, CHEN BZ. Establishing finite element contact model of human L1 ~ L5 lumbar segments [J]. *J Med Biomech*, 2010, 25(3): 200-205.
- [20] AYTURK UM, GARCIA JJ, PUTTLITZ CM. The micromechanical role of the annulus fibrosus components under physiological loading of the lumbar spine [J]. *J Biomech Eng*, 2010, 132(6): 061007-061014.
- [21] 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.
- [22] CHEN SH, ZHONG ZC, CHEN CS, *et al.* Biomechanical comparison between lumbar disc arthroplasty and fusion [J]. *Med Eng Phys*, 2009, 31(2): 244-253.
- [23] 项嫔, 都承裴, 樊瑜波, 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, FAN YB, *et al.* Modal analysis of human lumbar spine using finite element method [J]. *J Med Biomech*, 2014, 29(2): 154-160.
- [24] 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.
- [25] 陈更新, 于柏龙, 杜劲松, 等. 青老年腰椎三维运动范围的实验研究[J]. *生物医学工程学杂志*, 1999, 16(4): 438-440.
- [26] 魏晓宁, 王艳, 裴飞, 等. 腰椎间盘结构、盘内压力及不同载荷的影响: 生物力学研究进展 [J]. *中国组织工程研究*, 2015, 19(20): 3242-3247.
- [27] 晏礼, 宋文慧, 王春强. 胸腰椎骨折分类及治疗研究新进展 [J]. *中国矫形外科杂志*, 2013, 21(12): 1202-1205.
- [28] 张伟, 宫赫, 王丽珍, 等. 腰椎间盘退行性变及损伤的生物力学研究进展 [J]. *生物医学工程与临床*, 2015, 19(2): 201-207.
- [29] Adams M. What is intervertebral disc degeneration, and what causes it [J]. *Spine J*, 2006, 31(18): 2151-2161.
- [30] 勾禹, 周庄, 王鹏, 等. 应力与椎间盘退变的相关性研究进展 [J]. *中国矫形外科杂志*, 2015, 23(9): 823-826.
- [31] 方新果, 赵改平, 王晨曦, 等. 基于CT图像腰椎L4-L5节段有限元模型建立与分析 [J]. *中国生物医学工程学*, 2014, 33(4): 487-492.
- [32] NATARAJAN RN, KE JH, ANDERSSON GB. A model to study the disc degeneration process [J]. *Spine*, 1994, 19(3): 259-265.
- [33] HUTTON WC, TORIBATAKE Y, ELMER WA, *et al.* The effect of compressive force applied to the intervertebral disc *in vivo*. A study of proteoglycans and collagen [J]. *Spine*, 1998, 23(23): 2524-2537.
- [34] LOTZ JC, CHIN JR. Intervertebral disc cell death is dependent on the magnitude and duration of spinal loading [J]. *Spine*, 2000, 25(12): 1477-1483.
- [35] RANNOU F, LEE TS, ZHOU RH, *et al.* Intervertebral disc degeneration: The role of the mitochondrial pathway in annulus fibrosus cell apoptosis induced by overload [J]. *Am J Pathol*, 2004, 164(3): 915-924.
- [36] BARBIR A, GODBURN KE, MICHALEK AJ, *et al.* Effects of torsion on intervertebral disc gene expression and biomechanics, using a rat tail mode [J]. *Spine*, 2011, 36(8): 607-614.
- [37] 宋鑫鑫, 黄昌林, 王久清. 仰卧起坐动作改良对躯干核心肌力平衡的影响 [J]. *中国医药导报*, 2016, 13(8): 180-183.
- [38] PANJABI MM. The stabilizing system of the spine: Part 2. neutral zone and instability hypothesis [J]. *J Spinal Disord*, 1992, 5(4): 390-396.
- [39] ROHLMANN A, CLAES LE, BERGMANN G, *et al.* Comparison of intradiscal pressures and spinal fixator loads for different body positions and exercises [J]. *Ergonomics*, 2001, 44(8): 781-794.