

文章编号:1004-7220(2014)05-0399-06

不同牵拉方式对腰椎的生物力学影响

项 嫔^{1,2}, 都承斐^{1,2}, 赵美雅^{1,2}, 田 山^{1,2}, 樊瑜波^{1,2}, 王丽珍^{1,2}

(1. 北京航空航天大学 生物与医学工程学院, 生物力学与力生物学教育部重点实验室, 北京 100191;

2. 科技部“空天生物技术与医学工程”国际联合研究中心, 北京 100191)

摘要: **目的** 采用三维有限元方法研究不同牵拉条件对腰椎生物力学的影响。**方法** 通过对腰椎 L1~5 节段扫描, 获得 CT 图像导入 Mimics 三维重建获得腰椎 L1~5 的三维几何模型, 利用 Geomagic Studio 和 Hypermesh 获得腰椎 L1~5 的网格模型。运用 Abaqus 进行不同牵拉条件下的腰椎有限元仿真计算。**结果** 头低位角度与髓核内应力有相关性, 头低位角度不超过 10° 时, 髓核内应力随摆动周期规律性变化; 头低位角度大于 10° 时, 应力呈降低趋势。摆动模式下, 纤维环内环应力增加, 促进椎间盘回缩。**结论** 牵拉治疗有助于缓解腰椎疼痛, 摆动作用有助于协调牵拉作用在各方向的效果, 牵拉方式结合摆动可更好地梳理和解除后部小关节紊乱。此外, 患者在治疗中应选取适当的牵拉作用力以达到良好的治疗效果。

关键词: 头低位; 牵拉; 腰椎; 有限元分析; 应力

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

Biomechanical effects of different traction modes on lumbar spine

XIANG Pin^{1,2}, DU Cheng-fei^{1,2}, ZHAO Mei-ya^{1,2}, TIAN Shan^{1,2}, FAN Yu-bo^{1,2}, WANG Li-zhen^{1,2} (1. Key Laboratory for Biomechanics and Mechanobiology of Ministry of Education, School of Biological Science and Medical Engineering, Beihang University, Beijing 100191, China; 2. International Joint Research Center of Aerospace Biotechnology and Medical Engineering, Ministry of Science and Technology of China, Beijing 100091, China)

Abstract: **Objective** To study biomechanical effects of the lumbar spine under different traction conditions by using three-dimensional (3D) finite element method. **Methods** The CT images of lumbar segment L1-5 were input to the Mimics 10.01 for developing 3D geometrical model of L1-5. Then the mesh model of L1-5 was obtained using Geomagic Studio 12.0 and Hypermesh 11.0. The finite element simulation of the lumbar spine under different traction conditions was made by using Abaqus. **Results** Head-down tilting angle was related to the nucleus pulposus stress. When the head-down tilting angle was smaller than 10°, the nucleus pulposus stress regularly changed with the swing cycle; while the head-down tilting angle exceeded 10°, the stress was decreased. In the swing mode, the annulus inner ring stress was increased to promote intervertebral retraction. **Conclusions** The traction mode helps to relieve the lumbar pain with the swing helping to coordinate the traction effect in each direction, which can better sort out and relieve the rear facet joint disorders. In addition, patients should be careful to select the appropriate traction force in the treatment to achieve good therapeutic effect.

Key words: Head-down tilting; Traction; Lumbar spine; Finite element analysis; Stress

收稿日期:2013-05-27; 修回日期:2013-07-16

基金项目:国家自然科学基金项目(11120101001,11202017), 教育部博士点基金项目(20121102120039,20131102130004), 北京市自然科学基金项目(7133245), 高等学校学科创新引智计划资助(B13003), 北星摆颤一体脊柱梳理健身仪生物力学分析项目。

通信作者:王丽珍, 硕士研究生导师, E-mail: lizhenwang@buaa.edu.cn;

樊瑜波, 教授, 博士研究生导师, E-mail: yubofan@buaa.edu.cn。

腰痛是腰椎疾病中最常见的一种,随着现代生活和工作方式的转变,特别是电脑和汽车的发展与普及,设计师、教师、学生及司机等患腰椎病的几率上升且趋于年轻化^[1]。腰椎病会导致腰椎稳定性下降,造成患者行为和功能障碍,并严重影响工作和生活,甚至已成为导致提前退休的原因之一^[2-4]。腰椎病的治疗方法主要分为非手术及手术疗法两类。非手术疗法包括口服止痛药和肌肉松弛剂、脊髓操纵、硬膜外类固醇注射等药物治疗和按摩推拿、牵引、理疗、针灸、行为疗法和物理治疗等非药物治疗。随着对腰椎病病理认识的逐渐深入及现代诊断技术的进步,非手术非药物疗法因其具有减少患者痛苦和降低药物所致副作用方面的优势,已越来越多受到推崇和认可。力学牵引治疗技术是治疗颈腰疾患的康复方法之一^[5]。近年来,这种疗法在国外广为传授应用,在国内也引起了康复医学界专业人员的注意^[6-12]。

有限元仿真由于其独特的特点和优势越来越广泛地应用于腰椎生物力学研究中^[4,13-15]。前期本课题组已对脊柱牵引及被动式摆动过程中背部主要肌肉的肌电信号进行分析,但由于志愿者实验无法获得人体头低位时牵引摆动过程中腰椎内部应力状态^[16]。针对实验测试手段的不足,本文建立了完整腰椎(L1~5)有限元模型并开展验证,基于该模型分析不同牵拉方式对腰椎各个节段处应力状态的影响,这将有助于更好认识牵拉治疗的治病机理,为临床上治疗方式的选择提供生物力学量化依据。

1 材料与方法

1.1 模型建立

选取一名38岁健康男性志愿者,通过X射线线检查排除常见的脊椎病变和损害等骨骼异常情况。采用螺旋CT机对腰椎L1~5节段进行扫描,层厚1 mm。将CT断层图片导入Mimics 10.01(Materialise公司,比利时),建立精确的L1~5腰椎三维几何模型。将输出的STL文件导入Geomagic 12.0(Geomagic公司,美国)中进行曲面构型和光滑化处理,在Hypermesh 11.0(Altair公司,美国)中进行网格划分与部分材料属性赋值,得到腰椎L1~5节段的有限元模型(见图1)。

该模型包括椎体皮质骨、椎体松质骨、终板、后

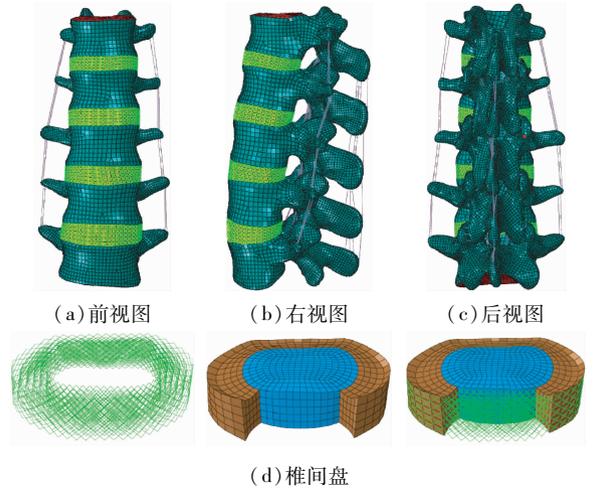


图1 腰椎L1~5节段有限元模型

Fig. 1 FE model of lumbar spine L1-5 (a) Anterior view, (b) Lateral view, (c) Posterior view, (d) Disc

部结构、髓核、纤维环基质、纤维环纤维和7条有关韧带。椎体皮质骨为层厚0.5 mm的椎体外围一周,每个椎体上下约0.5 mm的一层为终板,内部为松质骨。各椎间盘厚度不一,每个椎间盘的前后厚度也不同,这主要基于扫描的椎体结构。椎间盘髓核在椎间盘中心约占椎间盘截面积的40%。椎间盘其余外部结构为椎间盘基质,基质内镶嵌6层连续网状交差同心层纤维环纤维,各纤维和相邻终板成 $\pm 40^\circ$ 角。纤维和韧带假设为线性弹性材料只承受张力。腰椎模型各组成部分的单元类型与材料特性见表1。

表1 腰椎L1~5节段模型各部分的单元类型和材料参数^[17-18]

Tab. 1 Element type and material properties of the lumbar spine segment L1-5

椎体结构	单元类型	弹性模量/ MPa	泊松比	截面积/ mm ²
皮质骨	6节点实体单元	12 000	0.30	—
松质骨	6节点实体单元	150	0.30	—
后部结构	6节点实体单元	3 500	0.30	—
终板	6节点实体单元	100	0.40	—
髓核	8节点实体单元	1	0.49	—
纤维环基质	8节点实体单元	4	0.45	—
纤维环纤维	三维杆单元	400	—	0.76
前纵韧带	三维杆单元	8	0.35	49.1
后纵韧带	三维杆单元	10	0.35	22.2
黄韧带	三维杆单元	5	0.35	4
关节囊韧带	三维杆单元	5	0.35	103.9
棘间韧带	三维杆单元	5	0.35	49.2
棘上韧带	三维杆单元	5	0.35	70.3
黄韧带	三维杆单元	5	0.35	71.1

1.3 载荷与边界条件

根据之前对脊柱梳理床实验的牵拉摆动治疗模式^[15], 志愿者头低位角度可调状态下仰卧于床上, 同时固定脚踝处并使其摆动。在不同角度头低位状态下, 志愿者头部保持不动, 脚踝处施加 2 种摆幅与旋转角为 50 mm、11.48° 及 60 mm、13.78°, 腰椎底部 L5 处的摆幅与旋转角为 15.45 mm、6.89° 和 18.54 mm、5.74°。腰椎按一定频率和摆幅进行摆动时, 人体自重 在腰椎处产生牵拉分量(见图 2)。假设人体自重为 600 N, 平卧位 0° 及头低位 10°、20°、27° 下腰椎处牵拉分量分别为 0、102、204、270 N。载荷加载方式根据实验状态变换头低位角度和摆幅, 共计 8 种工况(见表 2)。

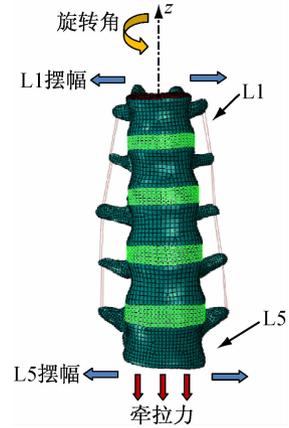


图 2 腰椎模型加载方式示意图
 Fig.2 Schematic of loading conditions on the lumbar model

表 2 8 种模式下 L1 与 L5 的摆幅与轴向旋转角

Tab.2 Swing amplitude of L1 and L5 and the degree of axial rotation under 8 different kinds of treatment modalities

	头低位角度							
	0°		10°		20°		27°	
	摆幅/mm	旋转角/(°)	摆幅/mm	旋转角/(°)	摆幅/mm	旋转角/(°)	摆幅/mm	旋转角/(°)
L1	11.74	5.74	11.74	5.74	11.74	5.74	11.74	5.74
L5	15.45	5.74	15.45	5.74	15.45	5.74	15.45	5.74
L1	15.50	6.89	15.50	6.89	15.50	6.89	15.50	6.89
L5	18.54	6.89	18.54	6.89	18.54	6.89	18.54	6.89

2 结果

2.1 模型验证

为保证模型计算结果的有效性和准确性, 对模型进行相关验证。将本模型的计算结果与 Berkson

等^[19]的脊柱尸体实验数据结果进行验证分析。如图 3 所示, 在 400 N 轴向压缩力以及 86 N 前、后向剪切力作用下, L1 ~ 4 各椎体上表面中心点的相对位移计算结果均在 Berkson 等^[19]实验结果的范围

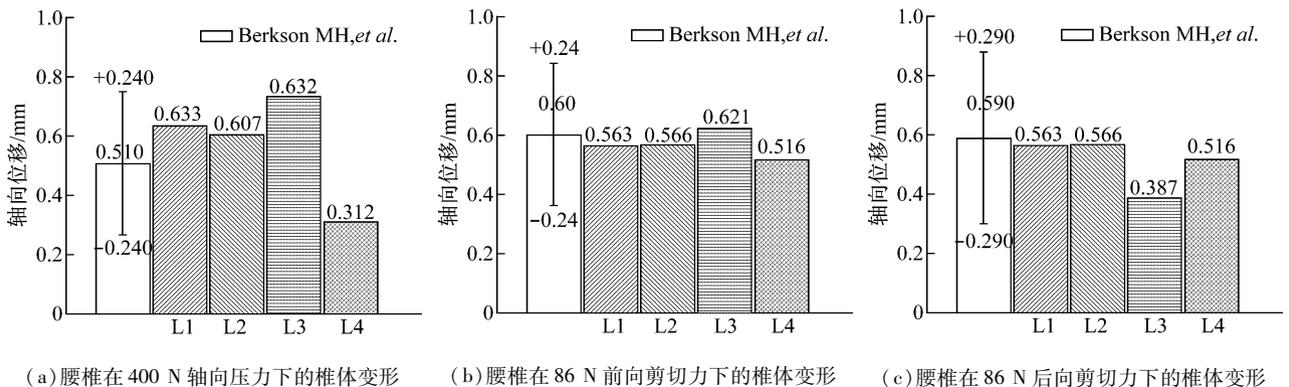


图 3 模型计算结果与实验结果^[19]对比图

Fig.3 Comparison of FE model and experiment results (a) Lumbar vertebral deformation under 400 N axial pressure, (b) Lumbar vertebral deformation under 86 N anterior shear force, (c) Lumbar vertebral deformation under 86 N posterior shear force

结果以及梯度载荷下的运动范围与文献 [20-21] 中的分析结果也吻合较好。以上验证结果表明,本文建立的全腰椎模型可以用于本研究。

2.2 不同牵拉条件下 L1~5 腰椎应力分析

倾斜角 20°、摆幅 50 mm 模式下,椎体、髓核和纤维环在一个摆动周期内各阶段的应力分析结果表明,最大应力在一个摆动周期内出现在腰椎 L5 节段,同时 L1、L2 和 L5 也出现较大应力。L5 髓核受到的应力最小,纤维环与髓核接触的内环应力较大,此外左、右摆动时,应力向两侧逐渐增加。

图 4 所示为髓核在不同摆动模式下的最大应力变化曲线(Tract 为初始牵引状态,Right 为摆动到最右侧位置,R-mid 为摆动到中间位置,Left 为摆动到最左侧位置,L-Mid 为摆动回中间位置)。头低位角度大于 10°时,髓核内最大应力随着倾斜角增大而减小;头低位角度不超过 10°时,髓核内最大应力呈现规律性摆动。

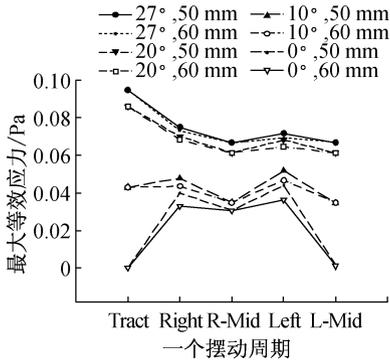


图 4 髓核最大应力变化情况
Fig. 4 The maximum stress on nucleus pulposus

图 5 所示为不同载荷模式下椎体的最大轴向位移变化趋势,轴向位移与牵拉力成正比。

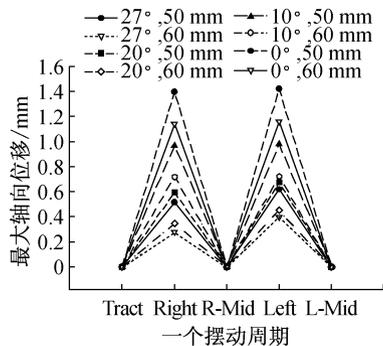


图 5 椎体最大轴向位移变化情况
Fig. 5 The maximum axial displacement of vertebra

图 6 所示为倾斜角 20°、摆幅 50 mm 模式下,7 条韧带(棘间韧带 ISL、棘上韧带 SSL、前纵韧带 ALL、后纵韧带 PLL、黄韧带 FL、囊韧带 FC、肌间横韧带 ITL)的最大应力情况。在一个摆动周期内,前、后纵韧带应力随摆动周期呈现明显变化,而其他 5 种韧带影响不大。

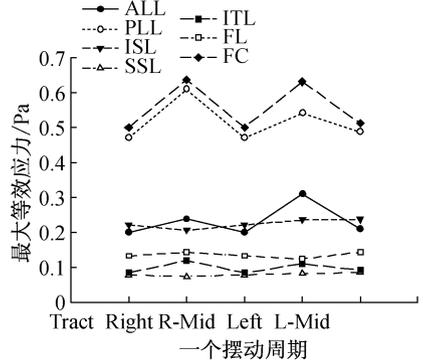


图 6 倾斜角 20°、摆幅 50 mm 下各韧带最大应力变化情况
Fig. 6 The maximum stress of 7 ligaments in the mode of 20° tilting angle and 50 mm swing

3 讨论

腰椎牵引是治疗腰椎病的常用手段之一,尤其在针对椎间盘突出方面具有良好疗效^[22-23]。目前认为牵引治疗的机理是牵拉力增大椎管容积,减轻或消除突出腰椎间盘突出对神经根的压迫和刺激,进而使疼痛减轻或消失^[24-25]。同时,由于韧带和肌肉的弹性作用在牵拉力作用下具有一定回缩反应,故肌肉的放松也将会影响牵拉作用效果^[17,24]。陈裕光等^[6]对 31 例腰椎间盘突出症患者牵引下椎间距及 47 例患者间盘内压进行测定,结果显示牵拉作用使腰椎间盘突出节段的椎间距平均增加 1.34 mm,正常椎间距平均增加 0.87 mm;此外,突出间盘内压也受牵拉力影响作用明显。Zhang 等^[22]对 120 例确诊为腰椎间盘突出症的患者分别进行多方位快速牵引和纵向牵引的治疗,治疗前、治疗后 4 周和 1 年后进行活动力、疼痛程度和直腿抬高试验检查,发现各项指标均产生明显改善。通过比较不同牵拉方式对椎间盘突出物的疗效,并使用 MRI、CT 扫描进行测量发现,椎间盘突出物有明显回缩,神经孔及椎管区域宽度增加^[7-9]。通过临床随机试验也发现,患者治疗后疼痛程度及行为活动能力得到明显改善^[17,23,26]。

本文主要通过数值模拟研究腰椎部肌骨系统在

牵拉力和摆动作用下的应力状态变化趋势。但是该研究仍存在一些局限性。首先,只研究了一个摆动周期内的腰椎生物力学性质,未能考虑时间效应可能带来的影响,如随着时间的延长,椎间盘蠕变现象的影响。其次,鉴于过去1~2个运动段的腰椎模型难以反映腰椎整体的力传递与应力分布规律,以及上下关节运动的相互影响和作用,同时考虑到腰椎结构的复杂性,本研究在以往研究的基础上建立了详细的L1~5节段有限元模型,但是该模型依然存在一些不足。如在临床中,腰椎疾患往往发生在L4/5和L5/S1椎间盘,而牵引力通过骨盆连接发生作用,如果模型包括L5/S1椎间盘和骨盆,可能会与临床实际情况更加接近。

本研究结果表明,在一个摆动周期内不同牵拉模式下,椎体应力较大,纤维环应力相对较小,髓核应力最小,且大小相差一个数量级。椎体部分的最大应力都出现在L5节段,L1、L2的应力次之。在髓核部分,从L1~2髓核到L4~5应力逐渐降低。髓核应力与头低位角度也密切相关,当头低位角度大于10°时,髓核内最大应力呈下降趋势;头低位角度不超过10°时,髓核内最大应力呈规律性摆动,说明髓核应力的变化与牵拉力的范围具有关系。纤维环应力在摆动周期内随着摆动周期变化,摆动方向的对侧应力较大,且纤维环的内环应力较大,说明牵拉作用有助于椎间盘回缩。腰椎整体轴向位移随头低位角度增大而增大。在7条韧带中,主要受力的是前、后纵韧带,且随摆动有明显的应力变化,摆动到左、右两侧时应力最大,到中立位时应力最小。其他5种韧带的应力较小,且大小变化不明显。

综上所述,在一个摆动周期内,椎体上应力最大,纤维环应力相对较小,髓核应力最小。髓核应力的变化与头低位的角度具有相关性。摆动模式下,牵拉作用使纤维环内环应力增加,促进椎间盘回缩,对椎间盘突出具有治疗作用。牵拉治疗有助于缓解腰椎疼痛,摆动作用有助于协调牵拉作用在各方向的效果,牵拉方式结合摆动可更好地梳理和解除后部小关节紊乱。此外,头低位角度的选择也非常重要,头低位角度不超过10°时,髓核内最大应力呈现规律性摆动,即患者在治疗过程中,应选取适当范围的头低位角度以达到良好的治疗效果。

参考文献:

- [1] Borman P, Keskin D, Bodur H. The efficacy of lumbar traction in the management of patients with low back pain [J]. *Rheumatol Int*, 2002, 23(2): 82-86.
- [2] Pankoke S, Hofmann J, Wolfel HP. Determination of vibration-related spinal loads by numerical simulation [J]. *Clin Biomech*, 2001, 16(S1): S45-S56.
- [3] Kong WZ, Goel K. Ability of the finite element models to predict response of the human spine to sinusoidal vertical vibration [J]. *Spine*, 2003, 28(17): 1961-1967.
- [4] 黄菊英, 李海云, 吴浩. 腰椎间盘突出症力学特征的仿真计算方法[J]. *医用生物力学*, 2012, 27(1): 96-101.
Huang JY, Li HY, Wu H. Simulation calculation on biomechanical properties of lumbar disc herniation [J]. *J Med Biomech*, 2012, 27(1): 96-105.
- [5] 徐军. McKenzie 力学诊断和治疗方法在腰部疾病的应用[J]. *中华物理医学与康复杂志*, 2002, 24(5): 310-312.
- [6] 陈裕光, 李佛保, 黄承达, 等. 牵引治疗腰椎间盘突出症的生物力学作用[J]. *中华医学杂志*, 1994, 74(1): 40-43.
- [7] Unlu Z, Tasci S, Tarhan S, *et al.* Comparison of 3 physical therapy modalities for acute pain in lumbar disc herniation measured by clinical evaluation and magnetic resonance imaging [J]. *J Manip Physiol Ther*, 2008, 31(3): 191-198.
- [8] Sari H, Akarirmak U, Karacan I, *et al.* Computed tomographic evaluation of lumbar spinal structures during traction [J]. *Physiother Theory Pract*, 2005, 21(1): 3-11.
- [9] Ozturk B, Gunduz OH, Ozoran K, *et al.* Effect of continuous lumbar traction on the size of herniated disc material in lumbar disc herniation [J]. *Rheumatol Int*, 2005, 26(7): 622-626.
- [10] Kurutz M, Bender T. Weightbath hydrotraction treatment: Application, biomechanics, and clinical effects [J]. *J Multidisciplinary Healthcare*, 2010, 3: 19-27.
- [11] Diab AA, Moustafa IM. Lumbar lordosis rehabilitation for pain and lumbar segmental motion in chronic mechanical low back pain: A randomized trial [J]. *J Manip Physiol Ther*, 2012, 35(4): 246-253.
- [12] Cevik R, Bilici A, Gur A, *et al.* Effect of new traction technique of prone position on distraction of lumbar vertebrae and its relation with different application of heating therapy in low back pain [J]. *J Back Musculoskelet Rehabil*, 2007, 20(2): 71-77.
- [13] 苏晋, 赵文志, 陈秉智, 等. 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, *et al.* Establishing finite element contact model of human L1 ~ L5 lumbar segments [J]. *J Med Biomech*, 2010, 25(3): 200-205.
- [14] 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.
- [15] 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*, 2005, 26(9): 836-839.
- [16] 赵美雅, 王丽珍, 马健, 等. 人体人体头低脚高仰卧时下肢被动运动对背部肌肉疲劳的影响[J]. *医用生物力学*, 2013, 28(4): 366-371.
- Zhao MY, Wang LZ, Ma J, *et al.* Effect of passive motion from lower extremity on muscle fatigue when the back under head-down tilting [J]. *J Med Biomech*, 2013, 28(4): 366-371.
- [17] Kurutz M, Oroszváry L. Finite element analysis of weight-bath hydrotraction treatment of degenerated lumbar spine segments in elastic phase [J]. *J Biomech*, 2010, 43(3): 433-441.
- [18] Sharma M, Langrana NA, Rodriguez J. Role of ligaments and facets in lumbar spinal stability [J]. *Spine*, 1995, 20(8): 887-900.
- [19] Berkson MH, Nachemson A, Schultz AB. Mechanical properties of human lumbar spine motion segments-part ii: Responses in compression and shear; Influence of gross morphology [J]. *J Biomech Eng*, 1979, 101: 53-57.
- [20] 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.
- [21] Panjabi MM, Oxland TR, Yamamoto I, *et al.* Mechanical behavior of the human lumbar and lumbosacral spine as shown by three-dimensional load-displacement curves [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 1994, 76(3): 413-424.
- [22] Zhang Y, Yue SW, Wang YQ. A comparison between multi-directional mechanical traction and longitudinal traction for treatment of lumbar disc herniation: A randomized clinical trial with parallel-group design [J]. *Chin J Rehabil Med*, 2011, 26(7): 638-673.
- [23] Fritz JM, Lindsay W, Matheson JW. Is there a subgroup of patients with low back pain likely to benefit from mechanical traction [J]. *Spine*, 2007, 32(26): E793-800.
- [24] 符晓. 两种牵引方式治疗腰椎间盘突出症的疗效评价[J]. *中华物理医学与康复杂志*, 2002, 24(7): 403-404.
- [25] 毕胜, 张德文, 张明, 等. 腰椎牵引三维有限元模型分析[J]. *中国康复医学杂志*, 2002, 17(2): 84-86.
- [26] Jana V, Matin S. Usage of active lumbar traction for low-back pain [J]. *Int J Rehabil Res*, 2009, 32(S1): S9.

· 致读者 ·

关于图表的要求

表和图的设计应科学、简洁、合理,有自照性,均分别按其正文出现先后次序连续编号,并冠以图(表)序号和题目。说明性的资料应置于图(表)下方注释中,并在注释中标明图标中使用的全部非公知公用的缩写及表中的统计学处理。均采用三线表,表内数据同一指标有效位数一致,均数及标准差小数点后保留位数一致。图题、表题及图注、表注均应中、英文对照书写。

黑白图片必须清晰度及对比度良好,层次分明,彩色照片要求色彩鲜明,图像清晰。图片或照片大小要基本一致。图不宜过大,最大宽度半栏图不超过 7.5 cm,通栏图不超过 16.5 cm,高与宽比例以 5 : 7 为宜。图注应附于图下或文后,不要粘贴,背面用铅笔注明作者姓名、图序号,并表明上、下方向,照片中需说明的部位请以箭头或字母标注,在图注中说明。图片及照片不得折损。若刊用人像,应征得本人书面同意,或遮盖其能辨认出系何人部分(眼睛)。大体标本照片在图内最好有尺度标记。病理照片要求注明染色方法和放大倍数。

试验数据的曲线图必须根据测试数据绘制,线条必须光滑清明,有横纵坐标的统计图必须有确切的标目名称和规范的计量单位;实验装置等示意图一定要精心绘制,对图内的结构要有必要的注释,使读者一目了然;引用他人的图(表)一定要用文献角码表明出处。