

文章编号:1004-7220(2014)02-0154-07

全腰椎有限元模态分析

项 嫔^{1,2}, 都承斐^{1,2}, 赵美雅^{1,2}, 田 山^{1,2}, 王丽珍^{1,2}, 樊瑜波^{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人体腰椎的动力学特性。**方法** 基于 CT 扫描图像建立并验证全腰椎 L1~5 节段有限元模型, 对全腰椎进行有限元模态分析。**结果** 提取腰椎的 30 阶自由模态, 获得了腰椎在自由状态下的动态特性: 腰椎共振频率分布集中; 各阶模态最大振幅急剧变化, L5 节段腰椎附近的振幅较大, 是腰椎的薄弱环节。**结论** 腰椎的模态分析是进一步进行动力学分析的基础, 确定腰椎的固有频率、振型和振幅等振动参数, 对于腰椎的振动特性分析和人机工程设计优化等方面具有重要意义。

关键词: 有限元分析; 腰椎; 模态分析; 动力学

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

Modal analysis of human lumbar spine using finite element method

XIANG Pin^{1,2}, DU Cheng-fei^{1,2}, ZHAO Mei-ya^{1,2}, TIAN Shan^{1,2}, WANG Li-zhen^{1,2}, FAN Yu-bo^{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 100191, China)

Abstract: **Objective** To study dynamic characteristics of human lumbar spine using three-dimensional finite element method. **Methods** Finite element model of lumbar spine (L1~5) was developed and validated based on CT images, and the modal analysis was also conducted. **Results** A total of top 30-order modal parameters were extracted to obtain dynamic characteristics of the lumbar spine under free boundary conditions. Resonance frequencies of the model were concentrately distributed, but the amplitude of each order varied greatly. Amplitude near L5 segment was much larger, indicating L5 was easily to be injured. **Conclusions** This lumbar modal analysis could provide a basis for its further dynamic analysis. Parameters such as natural frequency, modal shape and vibration amplitude of the lumbar spine would be helpful for both lumbar dynamic analysis and optimal design of man-machine interface mechanical equipment.

Key words: Finite element analysis; Lumbar spine; Modal analysis; Dynamics

脊柱是人体的重要力学结构, 对于维持体位、进行各种生理活动有着非常重要的作用。腰椎是承重和活动范围最大的, 也是脊柱类疾病的主要发病部

位^[1]。长期以来, 振动一直被认为是影响脊柱健康的重要危险因素^[2]。流行病学研究报道, 曝于振动环境中的人产生背痛的机率比平常人普遍要高 1.4

收稿日期: 2013-06-04; 修回日期: 2013-07-01

基金项目: 国家自然科学基金项目 (11120101001, 11202017), 高等学校学科创新引智计划资助 (B13003), 教育部博士点基金项目 (20121102120039, 2013110213004), 北京市自然科学基金项目 (7133245), 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。

~9.5 倍^[3-4]。长期性振动载荷作用于腰椎将引起机械损伤、椎间盘退化和脊柱畸形^[5-8]。我国是劳动密集型社会,体力劳动者数量庞大,脊椎类疾病的防治与治疗更应受到社会的重视。

人体处于汽车、飞机等振动环境时,腰椎会随着外界环境的激振产生持续时间较长的衰减振动引起疾病。有关振动引起的危害和脊柱的累积损伤已开展了大量的实验研究、有限元数值模拟分析^[2,5-11]。在有限元仿真方面,用于振动分析的有限元模型有线性和非线性模型、单节段和多节段模型^[11-19]。单节段腰椎模型对全身振动引起的腰椎临床相关生物力学参数的预测具有局限性。此外,关于腰椎模态分析的研究多集中在垂直方向上的振动特性和受损腰椎的情况^[5,8-9,12,20],尚未有研究涉及 L1 ~ 5 全腰椎在自由状态下的固有模态信息。

本文充分考虑腰椎结构的复杂性,在以往研究的基础上,建立细致的全腰椎 L1 ~ 5 节段三维有限元模型进行模态分析;旨在通过人体腰椎的动力响应分析,避免人体暴露于潜在有害的振动环境,并为各种机械设备的人机工效设计提供重要的模态参数。

1 材料与方法

1.1 腰椎模型建立

选取 1 名健康男性志愿者,38 岁,身高 175 cm,体质量 65 kg,样本通过 X 射线检查排除常见的脊椎病变等骨骼异常情况,志愿者对实验方案知情同意。对志愿者进行 CT 扫描(选择骨组织窗,电压 120 kV,像素 0.43 mm,层距 0.4 mm,共 210 层,扫描数据以 Dicom 3.0 格式保存)。基于 CT 扫描数据集,在 Mimics 10.01 (Materialise 公司,比利时)中通过设定阈值和手动分割,分离出目标区域并进行三维重建,得到腰椎三维几何模型。将 Mimics 中的三维模型通过 STL 格式输出到 Geomagic Studio 12.0 (Geomagic 公司,美国)中进行曲面构型和表面光滑优化,使模型更加精确。网格模型的建立在 Hypermesh 11.0 (Altair 公司,美国)中完成,并应用 Abagus 6.11-1 (Simulia 公司,美国)软件进行相关问题的计算。该模型包括椎体皮质骨、椎体松质骨、终板、后部结构、髓核、纤维环基质、纤维环纤维和 7 种有关韧带。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纤维环基质,基质内镶嵌 6 层连续网状交差同心层纤维环纤维,各纤维和相邻终板角度为 $\pm 40^\circ$ 。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如表 1 所示^[8,15-16]。

表 1 腰椎 L1 ~ 5 节段有限元模型各组成部分单元类型和材料参数
Tab.1 Element type and material parameters of the FE model of lumbar spine

椎体结构	单元类型	弹性模量/ MPa	泊松比	截面积/ mm ²	密度/ (g · cm ⁻³)
皮质骨	4 面体单元	12 000	0.30	—	1.7
松质骨	4 面体单元	150	0.30	—	1.1
后部结构	4 面体单元	3 500	0.30	—	1.4
终板	4 面体单元	100	0.40	—	1.2
髓核	6 面体单元	1	0.499	—	1.02
纤维环基质	6 面体单元	4	0.45	—	1.05
纤维环纤维	三维杆单元	400	—	0.76	1.0
前纵韧带 (ALL)	三维杆单元	8	0.35	49.1	1.0
后纵韧带 (PLL)	三维杆单元	10	0.35	22.2	1.0
肌间横韧带 (ITL)	三维杆单元	5	0.35	4	1.0
关节囊韧带 (FC)	三维杆单元	5	0.35	103.9	1.0
棘间韧带 (ISL)	三维杆单元	5	0.35	49.2	1.0
棘上韧带 (SSL)	三维杆单元	5	0.35	70.3	1.0
黄韧带 (FL)	三维杆单元	5	0.35	71.1	1.0

椎体松质骨、皮质骨及后部结构采用 4 面体网格单元,同时对后部结构中的 4 对相互接触的小关节面进行进一步细化,而椎体部分结构的网格相对大一些,在单元总数尽可能少的情况下保证计算精度。模型中包括椎体 289 170 个单元和椎间盘 22 079 个单元。得到的腰椎 L1 ~ 5 网格模型如图 1 所示。

1.2 模态分析

1.2.1 概述 模态特性分析可以确定结构的自振频率和相应振型。脊柱具有固有频率,应尽量避免使外激励频率接近其固有频率,降低共振可能性,减

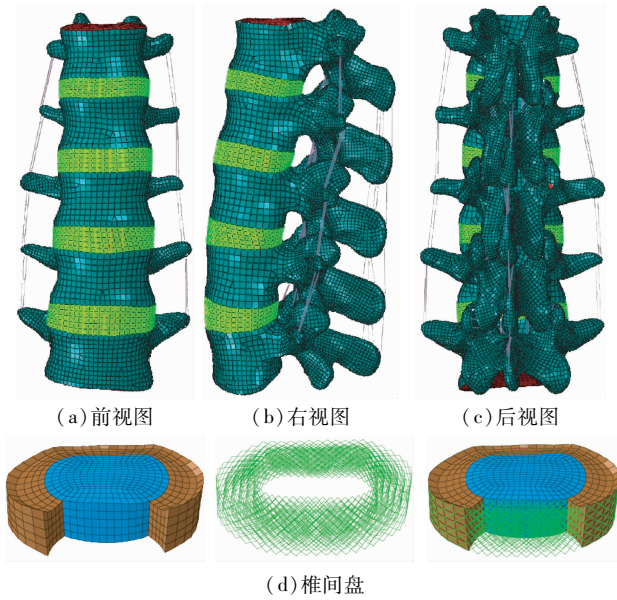


图1 腰椎 L1~5 节段有限元模型

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

小振动幅值。而各阶固有频率都有对应一个固有振型,准确计算出结构固有振型对于了解不同外界激励作用下的振型具有重要意义。目前最常用的模态分析方法包括:子空间迭代法(subspace iteration)和分块 Lanczos 方法(Block Lanczos)。使用何种模态提取方法主要取决于模型的大小(相对于计算机计算能力而言)和具体的应用场合。当模型的规模较大,且需要提取多阶振型时,Lanczos 方法的速度更快;本文选择分块 Lanczos 法进行腰椎模态分析。

1.2.2 固有频率和振型 模态计算是分析动力响应和其他动力学特性问题的基础。如果忽略阻尼的影响,则多自由度无阻尼振动系统的运动微分方程为:

$$[M]\{\ddot{X}\} + [K]\{X\} = \{Q\} \quad (1)$$

式(1)是系统的自由振动方程,又称为动力特性方程。其中:[K]为刚度矩阵;[M]为质量矩阵;Q为载荷矢量;X表示节点位移的列向量(它是时间t的函数)。

在无外力作用,即{Q}=0,就得到系统的自由振动方程:

$$[M]\{\ddot{X}\} + [K]\{X\} = 0 \quad (2)$$

因为任何弹性体的自由振动都可以分解为一系列简谐振动的叠加,则方程(2)的简谐振动解为:

$$\{X(t)\} = \{X_0\} \sin \omega t \quad (3)$$

式中:{X₀}为位移的{X}的振幅列向量,与时间t无关;ω为固有频率。将式(3)代入式(2),由于sin ωt不恒为0,故得

$$([K] - \omega^2[M])\{X_0\} = \{0\} \quad (4)$$

在自由振动时,结构中各节点的振幅{X₀}不全为0,故式(4)括号内的矩阵行列式之值必须为0,即

$$|[K] - \omega^2[M]| = 0 \quad (5)$$

结构的刚度矩阵[K]和质量矩阵[M]都为n阶方阵,n为节点自由度数。因此,式(5)是关于ω²的n次代数方程。由此,可以求出结构的n个固有频率。对每一个固有频率,可以根据式(4)确定各节点的振幅值{X₀} ,称为结构的振型。

2 结果

2.1 模型验证

本模型与 Berkson 等^[21]的脊柱尸体实验数据结果进行验证。如图2所示,在400 N的轴向压缩力以及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^[21]实验的结果值范围内。

2.2 有限元模态分析

提取全腰椎、L5腰椎和L4~5椎间盘的前15阶模态,计算结果见表2、3。

表2 L1~5全腰椎前15阶振型

Tab.2 Natural mode shape of L1-L5 lumbar spine

阶次	L1~5全腰椎振型描述
1	L5等尾部节段绕X、Y轴旋转
2	后部整体绕X轴扭转
3	尾部节段向右绕Y轴扭转
4	尾部向左绕X轴扭转
5	整体向左下方绕X、Y轴旋转
6	L5等尾部节段从右向上绕X轴旋转
7	后部从左侧绕Y轴扭转
8	从左侧绕X、Y轴扭转
9	从左侧向上绕X、Y轴扭转
10	整体从左侧绕X轴扭转
11	左下部分绕Y轴扭转
12	L1、L5两端向左侧弯曲
13	L1、L5两端向右侧弯曲
14	L1、L5两端向右侧弯曲
15	L1、L5两端向前侧弯曲

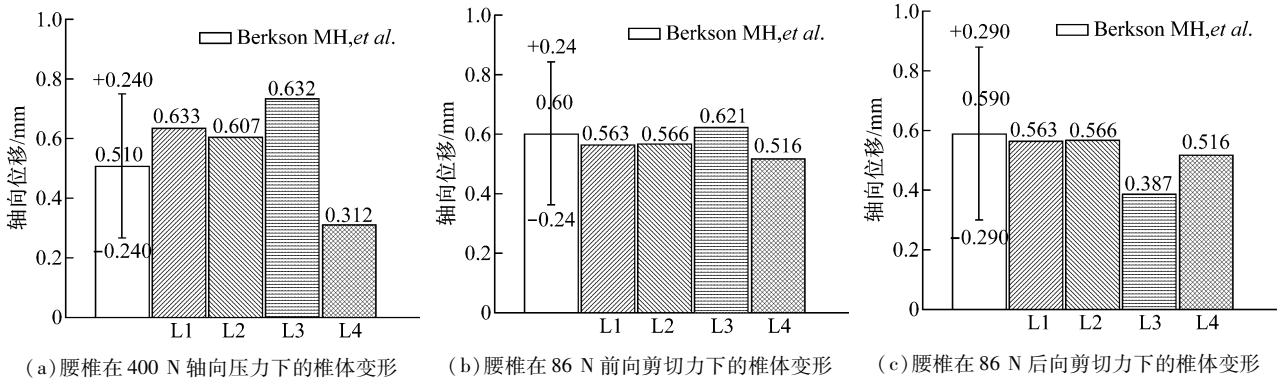


图2 模型计算结果与实验结果对比

Fig.2 Comparison of FEA and experimental 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

表3 L5 单椎体、L4~5 椎间盘和 L1~5 全腰椎的前 15 阶固有频率
 Tab.3 Natural frequencies of L5vertebrate,L4-L5 disc and L1-L5 lumbar spine

阶次	ω/Hz		
	L4~5 椎间盘	L5 单椎体	L1~5 全腰椎
1	8.51E-005	9.28E-004	7.075 23E-004
2	5.46E-004	2.38E-003	1.951 74E-003
3	7.53E-004	2.91E-003	2.783 47E-003
4	1 232.7	4.72E-003	3.286 71E-003
5	1 336.1	5.56E-003	3.350 99E-003
6	1 885.8	5.73E-003	3.602 99E-003
7	2 159.7	12 182	3.881 49E-003
8	2 322.3	12 182	4.077 07E-003
9	2 580	12 182	4.105 37E-003
10	2 96.3	14 509	4.750 78E-003
11	3 138	14 509	4.989 46E-003
12	3 202.5	14 509	1 620.7
13	3 564.3	21 077	1 620.7
14	3 677.9	21 077	1 620.7
15	3 850.9	2 1077	2 096.9

腰椎在前 11 阶模态振型主要表现为绕 X、Y 轴的扭转运动,在 12 阶模态振型主要表现为弯曲和拉伸运动。另外,单个椎体的共振频率要显著大于全腰椎的共有频率,而椎间盘的共有频率相对较小。

图 3、4 分别为腰椎的前 15 阶模态最大振幅及前 12 阶模态振型。由图可知,下腰椎特别是 L5 节段的振动幅度最大,表明 L5 有较高的载荷积累,这种高振幅变化的应力将会增加下腰椎的承载负担,

提示 L5 节段是腰椎的薄弱环节。

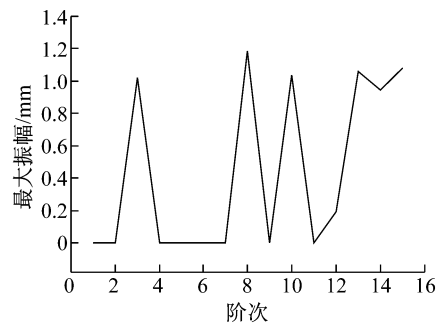


图3 前 15 阶模态最大振幅

Fig.3 Maximum amplitude of first 15 mode shapes

3 讨论

对于长期暴露在振动环境中的人来说,腰椎是脊柱疾病多发性部位^[3-4],因为腰椎承载了人体近 2/3 的质量,遭受外界环境激振后会产生持续时间较长的衰减振动导致其损伤。我国是劳动密集型社会,体力劳动者数量庞大,故脊柱类疾病的防治更应受到重视。

关于腰椎的动态特性,Pankoke 等^[22]建立包括上体质量的坐姿有限元模型,研究了人体上身整体频率分布和能量传递特性。Kong 等^[23]建立头部和躯干的三维有限元模型,分析了固有频率。文献 [12,24-25] 中建立 T12 到骨盆段的有限元模型,并动态分析了损伤的脊柱在与外界发生共振情况下的振动模式,以及腰椎振动频率变化对组织损伤的影响。Ayari 等^[26]采用有限元方法分析了坐姿下振

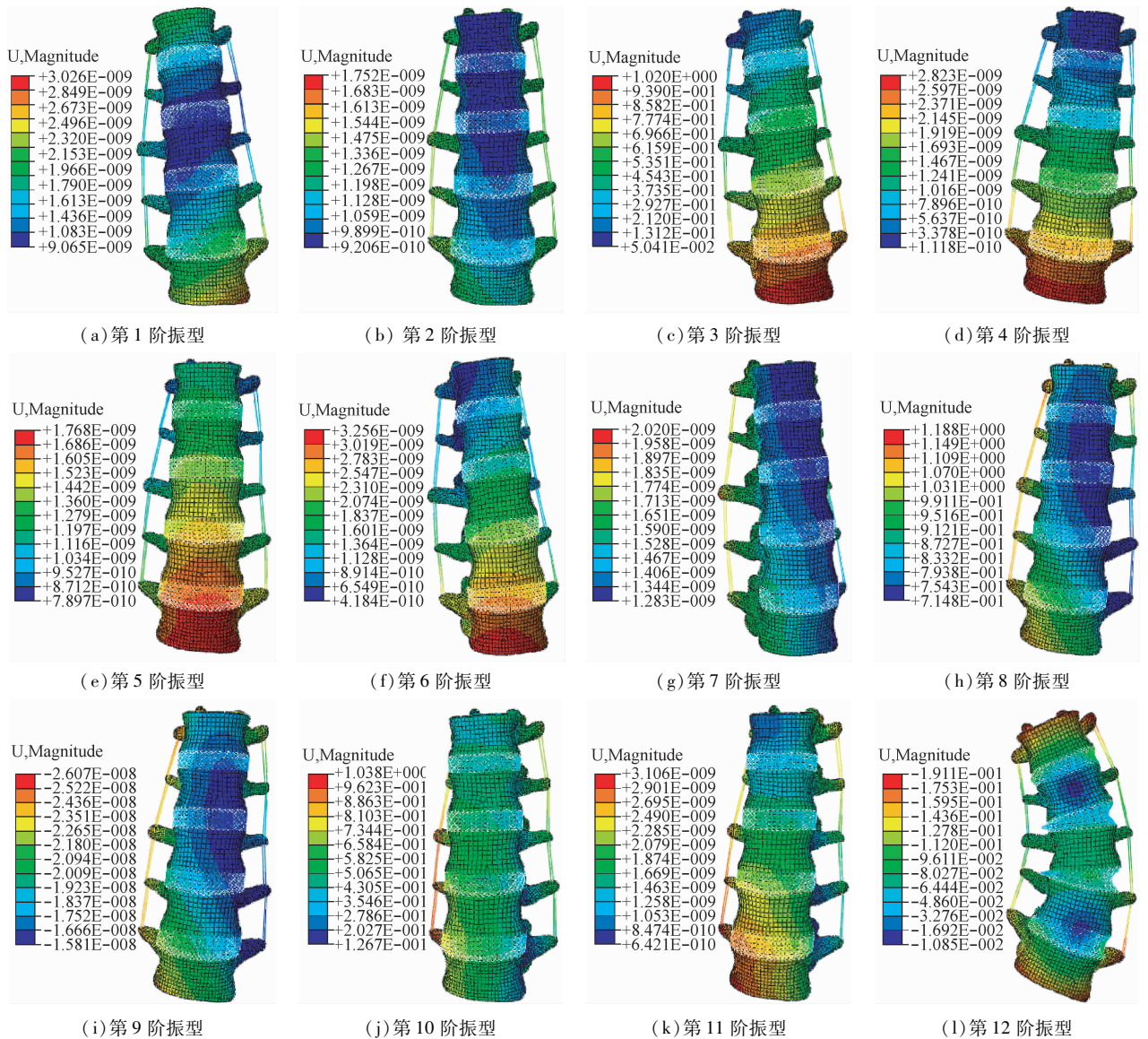


图 4 全腰椎 L1~5 前 12 阶振型

Fig. 4 First 12 natural mode shapes of the lumbar (a) 1st order vibration mode shape, (b) 2nd order vibration mode shape, (c) 3rd order vibration mode shape, (d) 4th order vibration mode shape, (e) 5th order vibration mode shape, (f) 6th order vibration mode shape, (g) 7th order vibration mode shape, (h) 8th order vibration mode shape, (i) 9th order vibration mode shape, (j) 10th order vibration mode shape, (k) 11th order vibration mode shape, (l) 12th order vibration mode shape

动对脊柱的损伤风险。Rohlmann 等^[27]将脊柱椎体置换物加入压力传感器和遥感单元,通过手术植入病人体内,测量不同振动下置换物上的受力状态。以上研究主要着重于腰椎在特定情况下承受各种外载荷下的动态响应,尚未对腰椎在自由状态下的固有模态信息进行系统全面的研究。

鉴于建立有限元模型是进行腰椎模态分析的前提,模型的几何结构相似性与材料属性相似性是确

保有限元分析结果可靠性的基础。本研究基于健康人体腰椎的 CT 图像,综合利用 Mimics 三维重建软件进行三维重建、Geomagic 逆向工程软件进行曲面优化,建立相对符合真实腰椎几何结构和尺寸的腰椎模型,确保模型的几何结构相似性。另外,在进行分析计算之前,根据文献[18]中的有关实验研究结果对本有限元模型进行有效性验证,结果表明本模型的计算结果均在文献[18]中实验结果的变化范

围之内。以上验证结果保证了模型的材料属性相似性,表明本文建立的腰椎 L1 ~ 5 节段有限元模型可以完成本文的研究目的。

本文建立了完整的全腰椎模型,计算了 L5 椎体、椎间盘和全腰椎的各阶模态,并分析了各阶振型。从自由状态下模态分析的结果可以看出,腰椎的低阶模态固有频率主要集中在 3 mHz,振型主要表现为扭转运动并伴随平移运动,并且在 X 和 Y 轴方向扭转较大,这与文献[12]的研究结果一致,人体在振动环境中,腰椎不仅存在垂直方向上的振动,还伴随小幅度的前后俯仰运动;而高阶模态主要表现为屈曲和拉伸运动且振型相似仅相位不同,这与腰椎的功能和结构对称性相吻合。腰椎的固有频率和振型直接影响到人体腰椎脊柱在遭受外界载荷时的动态响应,为避免发生共振,应尽量使人体所处环境的外界振动频率远离腰椎固有频率。

全腰椎各阶模态的振幅变化急剧,其中在低阶 L5 腰椎节段附近的振幅较大。文献[28]中建立了 T12 到骨盆段的有限元模型,预测人体脊柱在共振频率下的特性,得到类似结果,即在垂直方向上 L5 偏离骶骨的振动幅度最大,表明 L5 有较高的载荷积累,这种高振幅变化的应力将会增加下腰椎的承载负担。如果此作用长期存在,依据 Wolff 理论,较高的应变能量将会导致相关软组织的退化,诱发局部骨组织的再生长和重构,并可能导致与长期振动相关的各种脊柱类疾病。这一结果从某种意义上可以解释长期的振动环境对人体腰椎,特别是对下腰部脊椎运动段 L3 ~ 5 有害的原因^[22,28]。因此,长期处于振动工作环境中的入尤其要注意保护下腰椎节段。

从单节段 L5 椎体、L4 ~ 5 椎间盘和 L1 ~ 5 全腰椎的固有频率对比中可知,L5 椎体显著大于椎间盘和全腰椎的固有频率,且全腰椎的固有频率数值处于最小。显然,椎间盘的存在极大改善了全腰椎的固有频率,使其固有频率大小范围相比单节段的椎体和椎间盘都要更小,这一结果与文献[28]一致,计算得到的共振频率随着模型中椎体节段数的增加而减小,即椎间盘与椎体的有机结合方式有效提高了人体腰椎对振动的承受能力。

以模态分析为基础,进行更详细的动力学分析(如瞬态动力学分析、频谱分析等),对于腰椎振动

特性分析方面具有重要的实际意义,未来将进行冲击载荷对腰椎的影响和人体在机械设备环境中的载荷激励。此外,本文结果可为与人体密切相关的机械设备优化设计提供参考,使其更符合人机工效的要求。

参考文献:

- [1] 张爱平, 陈日齐, 黄昱, 等. 人类腰段脊柱三维有限元模型的建立[J]. 中国临床康复, 2002, 6(12): 1734-1735.
- [2] Seidel H. On the relationship between whole-body vibration exposure and spinal health risk [J]. *Ind Health*, 2005, 43(3): 361-377.
- [3] Bongers PM, Hulshof CTJ, Dijkstra L, *et al.* Back pain and exposure to whole body vibration in helicopter pilots [J]. *Ergonomics*, 1990, 33(8): 1007-1026.
- [4] Boshuizen HC, Bongers PM, Hulshof CT. Self-reported back pain in fork-lift truck and freight-container tractor drivers exposed to whole-body vibration [J]. *Spine*, 1992, 17(1): 59-65.
- [5] Kasra M, Shirazi-Adl A, Drouin G. Dynamics of human lumbar intervertebral joints: Experimental and finite-element investigations [J]. *Spine*, 1992, 17(1): 93-102.
- [6] Seidel H, Bluthner R, Hinz B. Application of finite-element models to predict forces acting on the lumbar spine during whole-body vibration [J]. *Clin Biomech*, 2001, 16(Suppl 1): S57-63.
- [7] Kong WZ, Goel VK. Ability of the finite element models to predict response of the human spine to sinusoidal vertical vibration [J]. *Spine*, 2003, 28(17): 1961-1967.
- [8] Guo LX, Teo EC, Lee KK, *et al.* Vibration characteristics of the human spine under axial cyclic loads: Effect of frequency and damping [J]. *Spine*, 2005, 30(6): 631-637.
- [9] Bazrgari B, Shirazi-Adl A, Kasra M. Seated whole body vibrations with high-magnitude accelerations—relative roles of inertia and muscle forces [J]. *J Biomech*, 2008, 41(12): 2639-2646.
- [10] Kawchuk GN, Decker C, Dolan R, *et al.* The feasibility of vibration as a tool to assess spinal integrity [J]. *J Biomech*, 2008, 41(10): 2319-2323.
- [11] Guo LX, Wang ZW, Zhang YM, *et al.* Material property sensitivity analysis on resonant frequency characteristics of the human spine [J]. *J Appl Biomech*, 2009, 25(1): 64-72.
- [12] 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.
- [13] Goel VK, Park H, Kong W. Investigation of vibration char-

- acteristics of the ligamentous lumbar spine using the finite element approach [J]. *J Biomech Eng*, 1994, 116(4): 377-383.
- [14] Li XF, Liu ZD, Dai LX, *et al.*, Dynamic response of the idiopathic scoliotic spine to axial cyclic loads [J]. *Spine*, 2011, 36(7): 521-528.
- [15] Sharma M, Langrana NA, Rodriguez J. Role of ligaments and facets in lumbar spinal stability [J]. *Spine*, 1995, 20(8): 887-900.
- [16] Kurutz M, Oroszvary 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.
- [17] 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): 96-101.
- [18] 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.
- [19] 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 M, 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.
- [20] 牛文鑫, 樊瑜波. 人体振动生物力学响应的数学模型研究进展[J]. *中国科技论文在线精品论文*, 2011, 4(3): 205-214.
- [21] 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(1): 53-57.
- [22] Pankoke S, Hofmann J, Wolfel HP. Determination of vibration-related spinal loads by numerical simulation [J]. *Clin Biomech*, 2001, 16 (Suppl 1): S45-56.
- [23] Kong WZ, Geol VK. Ability of the finite element models to predict response of the human spine to sinusoidal vertical vibration [J]. *Spine*, 2003, 28(17): 1961-1967.
- [24] Guo LX, Zhang M, Zhang YM, *et al.* Vibration modes of injured spine at resonant frequencies under vertical vibration [J]. *Spine*, 2009, 34(19): E682-688.
- [25] Guo LX, Zhang M, Li JL, *et al.* Influence prediction of tissue injury on frequency variations of the lumbar spine under vibration [J]. *OMICS J Integr Biol*, 2009, 13(6): 521-526.
- [26] Ayari H, Thomas M, Dore S, *et al.* Evaluation of lumbar vertebra injury risk to the seated human body when exposed to vertical vibration [J]. *J Sound Vib*, 2009, 321(1-2): 454-470.
- [27] Rohlmann A, Hinz B, Bluthner R, *et al.* Loads on a spinal implant measured in vivo during whole-body vibration [J]. *Europ Spine J*, 2010, 19(7): 1129-1135.
- [28] Guo LX, Teo EC. Prediction of the modal characteristics of the human spine at resonant frequency using finite element models [J]. *Proc Inst Mech Eng H*, 2005, 219(4): 277-284.

本刊副主编樊瑜波教授当选美国医学与生物工程院会士

本刊副主编北京航空航天大学生物与医学工程学院樊瑜波教授以其在生物医学工程领域的卓越贡献,最近当选为美国医学与生物工程院会士。授聘仪式于2014年3月24日在美国首都华盛顿美国科学院演讲大厅举行。

美国医学与生物工程院(American Institute for Medical and Biological Engineering, AIMBE)是国际医学与生物工程领域著名的非营利学术组织,汇聚了世界生物医学工程领域的学术精英,代表了最具创新和特色的医学与生物工程领域的学者和工程师,他们的贡献对生物医学仪器、医疗器械、疾病治疗以及相关公共卫生政策的制定产生了重要的影响。其会士(AIMBE Fellow)由世界医学与生物工程领域最杰出(Top 2%)的学者组成,每年经过国际同行推荐与严格评选产生(由现有Fellow推荐,经两轮筛选,最后一轮须经现有Fellow投票选举产生)。

在此祝贺樊教授当选美国医学与生物工程院院士。