

路面随机振动下人体椎间盘关节力学特性分析

郭立新¹, 李睿^{1,2}

(1. 东北大学 机械工程与自动化学院, 辽宁 沈阳 110819; 2. 大连民族学院 机电信息工程学院, 辽宁 大连 116600)

摘 要: 建立了 L4-L5 椎体关节的三维有限元模型, 分别表示 5 种人体尺寸和不同的 3 种坐姿. 研究当汽车在路面上行驶时, 人体高度、体重和坐姿与脊椎关节压缩应力和剪切应力的关系. 结果表明: 弯曲坐姿时, 脊椎承受的压缩应力和剪切应力最大. 人体的高度和体重对于脊椎关节的静态剪切应力和压缩应力都会产生不同程度的影响. 脊椎应力与座椅处振动的传递函数和驾乘人员的坐姿有着重要的关系, 无论何种体型的人体, 驾驶坐姿都比弯曲坐姿所承受的应力小, 证明驾驶坐姿更舒适.

关 键 词: 人体椎间盘; 坐姿; 随机振动; 压缩应力; 剪切应力; 传递函数

中图分类号: TB 17

文献标志码: A

文章编号: 1005-3026(2015)03-0410-05

Analysis on Mechanical Properties of Human Intervertebral Disc Under Random Vibration

GUO Li-xin¹, LI Rui^{1,2}

(1. School of Mechanical Engineering & Automation, Northeastern University, Shenyang 110819, China; 2. College of Electromechanical & Information Engineering, Dalian Nationalities University, Dalian 116600, China. Corresponding author: GUO Li-xin, E-mail: lxguo@mail.neu.edu.cn)

Abstract: A kind of 3D finite element model of L4-L5 segment intervertebral discs was developed. The relationship of compressive stress and shear stress with various body weight, body height and posture in driving cars was studied. The transfer function between the spine stress and the random vibration of the seat was researched. The results show that the maximum value of compressive stress and shear stress of the lumbar occurs during bending posture. The body height and weight influence the static shear stress and compression stress of the lumbar. The sitting posture of the driver influences the transfer function between the stress of spine and vibration acceleration. The stress of driving posture is smaller than bending posture regardless of the size of the human body, which indicates driving posture more comfortable.

Key words: human intervertebral disc; sitting posture; random vibration; compressive stress; shear stress; transfer function

车辆行驶在不平的路面上, 路面激励尤其是垂直方向的激励通过悬架和座椅最终传递到腰椎, 这种振动容易引起腰椎疼痛^[1], 加速脊椎的老化并导致病变. 职业驾驶员经常处于冲击或者振动的环境中, 导致腰椎疼痛的发病率在司机中很高, 因此有必要进一步研究椎间盘在随机振动下的力学特性. 此方面的研究涉及到在振动环境中工作的一些特殊工种的劳动补偿问题, 尤其是卡车和公交车司机的健康保障问题.

本研究的对象就是长期在崎岖不平路面上工作的职业卡车或大货车司机. 椎间盘的退化是由许多方面原因累积造成的, 其中由于在循环或者振动载荷作用下, 椎间盘没有充分的时间恢复生理机能, 因此加速了椎间盘的退化和疲劳损伤. 理解机体在振动环境中的生理反应对于理解椎间盘退化的原因和过程至关重要. 体内和体外实验着重于研究脊椎在静态载荷作用下的反应, 并为此方面的研究奠定了坚实的实验基础^[2]. 然而这些

研究却难于表达椎间盘发生退化的病理,并且振动载荷和静力载荷下椎间盘发生退化的原因和过程也不尽相同。

为了弥补实验方法的不足,已经有许多学者利用有限元模型研究脊椎的力学特征. 医学界研究显示,在同样的振动环境下,不同的人体所产生的反应是截然不同的. 一个原因是不同的人体的敏感性不同,另外一个原因是人体在同样的环境中,如果乘坐的姿势不同则对振动的反应也不同。

1 模型的创建

汽车在路面上行驶时,由于垂直方向的激励对脊椎有主要影响,而水平方向的激励主要对肩膀和背部有影响^[3],所以本研究中考察驾驶员驾驶时腰椎关节在路面垂直方向的激励下椎体的应力情况。

1.1 有限元模型的创建

建立 L4 – L5 椎体关节,加上位于两者之间的椎间盘,以及椎体和椎间盘之间的软骨终板,该模型由皮质骨、松质骨、后部单元、髓核、纤维环、韧带、面、终板组成,建模见图 1。

对此 L4 – L5 模型作稳态响应分析 (steady-state response analysis),L5 椎体的底部施加随机振动加速度如图 2 所示,扫频范围 1 ~ 15 Hz。

表 1 不同人体百分位模型的数据
Table 1 Data of different proportions of the human body

不同百分位	身高 /m	体重 /kg	椎间盘横截面面积 /cm ²
P5	1. 59	55. 5	16. 45
P10	1. 63	63. 5	16. 84
P50	1. 73	79. 0	17. 69
P90	1. 84	97. 0	18. 64
P95	1. 88	105. 5	18. 91

表 2 L4 – L5 椎间盘关节材料特性参数
Table 2 Material properties for L4-L5 motion segment

组成	杨氏模量	泊松比
	MPa	
髓核	1. 5	0. 10
纤维环	2. 5	0. 10
终板	20	0. 10
骨松质	100	0. 20
骨密质	12 000	0. 30
纤维	500	0. 30
后部单元	3 500	0. 25

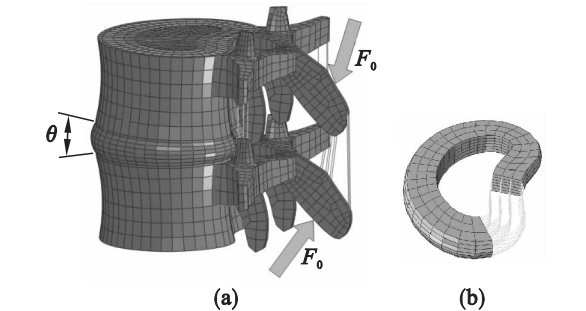


图 1 L4 – L5 段椎体有限元模型及纤维环结构
Fig. 1 The FE model of L4-L5 segment and annulus

(a) —L4 – L5 段椎体; (b) —纤维环结构示意图。

创建 3 类图 1 所示的模型用于表达 3 种坐姿,即驾驶坐姿、直立坐姿和弯曲坐姿,各种坐姿不同,L4 和 L5 椎体的夹角也不同,见图 1. 其中, θ 表示椎间盘的夹角, F_0 表示后部肌肉力,驾驶坐姿、直立坐姿和弯曲坐姿时椎间盘的夹角 θ 分别是 2. 35°, 16. 56° 和 20. 80°, F_0 分别是 218, 317, 605 N^[4]. 表 1 中列出中国男性不同百分位人体身高、体重和 L4 – L5 段椎间盘横截面的面积,椎体关节的各个部分赋予不同的材料属性见表 2^[5–6],而对整体赋予了等效阻尼系数 0. 08。

1.2 边界条件与施加载荷

限制 L5 椎体下部表面的所有自由度,并在 L5 椎体的上部表面施加 400 N 的轴向压缩载荷。

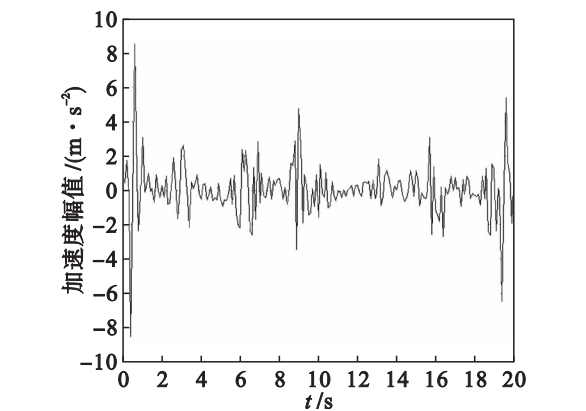


图 2 随机载荷垂直方向上的加速度幅值
Fig. 2 The random vibration acceleration amplitude in vertical

在 ABAQUS6. 10 软件中进行仿真,仿真计算的最大步长的选取均是保证能够取到各个频率振动的峰值;而输出结果数据时,为了避免结果文件过大,计算机无法读取数据,输出数据设置在 600 s 以后,每间隔 100 s 做一次输出。

为了验证模型的有效性,首先对本模型进行持续轴向载荷 1 000 N 作用 4 h 的仿真,结果显示本仿真的轴向压缩变形为 1. 51 mm,通过与其他实验数据和仿真结果进行定量比较可以证明本

研究所采用的模型是合理有效的^[7].

2 仿真结果及分析

2.1 静力应力分析

椎间盘关节中最容易损伤的部位是纤维环,所以本研究都是以纤维环处的应力作对比的^[1,2,5,8,9].将不同坐姿下不同百分位人体椎间盘模型的纤维环处的压缩应力和剪切应力数值列于表 3 中.由表 1 和表 3 可知,随着人体重的增加,静应力也相应增加.其中弯曲坐姿下压缩应力和剪切应力都比其他两种坐姿高.直立坐姿下 5 百分位的人体压缩应力最小,弯曲坐姿下 95 百分位的人体压缩应力最大.驾驶坐姿下 5 百分位的人体剪切应力最小,弯曲坐姿下 95 百分位的人体剪切应力最大.驾驶坐姿时剪切应力值普遍比较小.压缩力的最小值与最大值之比为 1:2.15,剪切力的最小值与最大值之比为 1:1.82;压缩应力的最小值与最大值之比为 1:1.87,剪切应力的最小值与最大值之比为 1:1.59.

表 3 不同坐姿下不同百分位人体模型的压缩应力和剪切应力
Table 3 Compression stress and shear stress values of different human body percentile under various sitting postures

坐姿	压缩力	压缩应力	剪切力	剪切应力
	N	MPa	N	MPa
弯曲 P5	766	0.466 0	197	0.119
弯曲 P10	792	0.470 6	204	0.121
弯曲 P50	848	0.479 6	218	0.123
弯曲 P90	911	0.489 0	235	0.126
弯曲 P95	930	0.492 0	240	0.127
直立 P5	432	0.263 0	155	0.094
直立 P10	447	0.265 0	160	0.095
直立 P50	478	0.270 0	171	0.097
直立 P90	512	0.275 0	183	0.098
直立 P95	524	0.277 0	187	0.099
驾驶 P5	461	0.280 0	132	0.080
驾驶 P10	476	0.283 0	136	0.081
驾驶 P50	510	0.288 0	145	0.082
驾驶 P90	548	0.294 0	156	0.083
驾驶 P95	558	0.295 0	159	0.084

图 3 显示的分别是驾驶坐姿时 5 百分位与弯曲坐姿时 95 百分位的静态与振动压缩应力的合成应力与时间关系曲线.随机振动加速度的峰值经过各级减振后,传递到 5 百分位驾驶坐姿与 95 百分位弯曲坐姿的 2 个模型上的应力峰值分别是

0.43 和 0.75 MPa,比值为 1:1.74,说明弯曲坐姿时 95 百分位的应力峰值接近驾驶坐姿时 5 百分位的 2 倍.

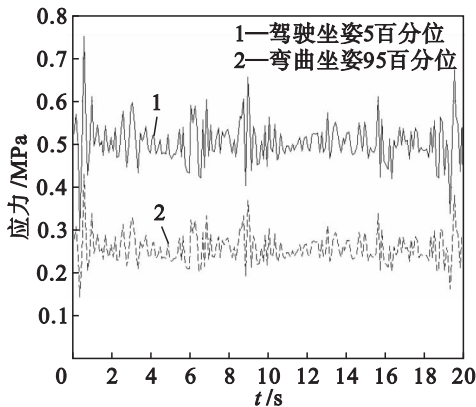


图 3 驾驶坐姿与弯曲坐姿应力与时间关系
Fig. 3 The relationship of stress and time of driving posture and bending posture

2.2 振动载荷应力

振动应力与振动座椅加速度的关系可以用传递函数来表示,图 4 表示驾驶坐姿时,剪切应力与随机载荷垂直方向上的加速度的传递函数的幅值与相位角和不同体重不同身高人体的关系.图 5

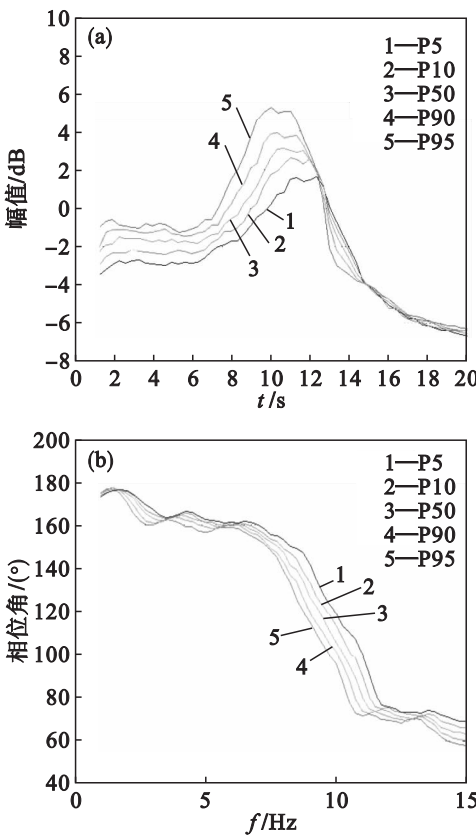


图 4 驾驶坐姿剪切应力的传递函数的幅频特性与相频特性
Fig. 4 The amplitude and phase of transfer function of shear stress under driving posture
(a) —幅频特性; (b) —相频特性.

表示驾驶坐姿时,压缩应力与随机载荷垂直方向上的加速度的传递函数的幅值与相位角和不同体重不同身高人体的关系.图 6 表示弯曲坐姿时,压缩应力与随机载荷垂直方向上的加速度的传递函数的幅值与相位角和不同体重不同身高人体的关系.

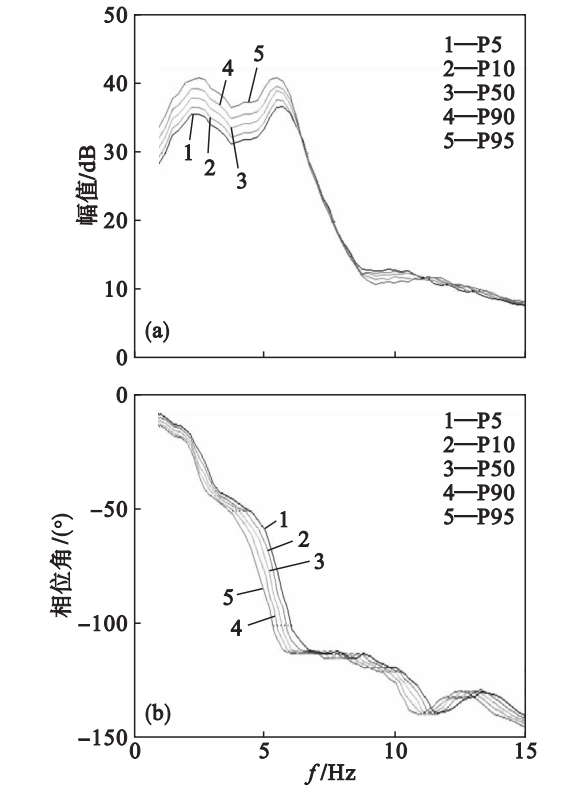


图 5 驾驶坐姿压缩应力的传递函数的幅频特性与相频特性
Fig. 5 The amplitude and phase of transfer function of compress stress under driving posture
(a) — 幅频特性; (b) — 相频特性.

由图 4 ~ 图 6 可知,驾驶坐姿 5 百分位的人体与弯曲坐姿 5 百分位的人体传递函数的幅值之比是 1:1.08;驾驶坐姿 95 百分位的人体与弯曲坐姿 95 百分位的人体传递函数的幅值之比是 1:1.22.可见,无论什么样体型的人体,驾驶坐姿都比弯曲坐姿时所承受的应力小,证明驾驶坐姿更舒适.

通过改变模型代表的人体的体重和高度以及坐姿,可以计算在不同的振动环境下传递给脊椎的力.本研究中最大的振动载荷与最小的静力载荷之比约为 2:1.然而如果所研究的人体体型过胖或者过瘦,这个比例数值还会更大.由于椎间盘的面积随着体重增加而增大,所以同样的压力下,体重轻的人其椎间盘会产生较大的应变.

由于脊椎关节结构本身的复杂情况(见图 1),所以切向和纵向的传递函数不同.模型中预

测的剪切应力可能会是重要的风险损伤因素,因为剪切应力不仅影响椎间盘而且对脊椎关节都会产生重要的影响.即使仿真计算得到的压缩应力或者剪切应力比失效力小,也不等于没有失效的风险,由于力的分配不均匀的特点,也可能在局部区域会形成很大的应力.其中由于姿势的不同,脊椎产生的静力载荷差距很大,所以即使是研究振动问题也不能忽视由于姿势的不同而产生的静力载荷的影响.

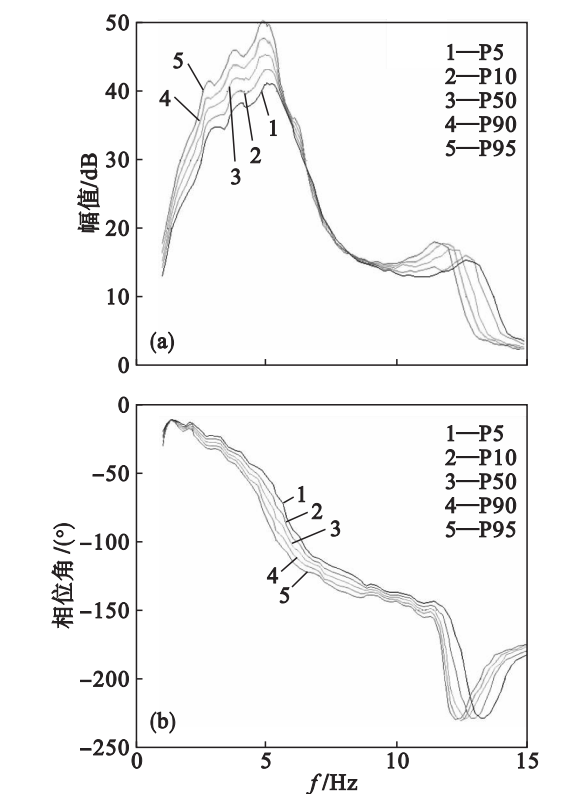


图 6 弯曲坐姿时压缩应力的传递函数的幅频特性与相频特性
Fig. 6 The amplitude and phase of transfer function of compress stress under bending posture
(a) — 幅频特性; (b) — 相频特性.

3 结 论

- 1) 人体的高度和体重对于脊椎关节的静态剪切应力和压缩应力都会产生不同程度的影响;
- 2) 弯曲坐姿时,脊椎承受的压缩应力和剪切应力最大;
- 3) 座椅处振动加速度和脊椎应力的传递函数与驾乘人员的坐姿有着重要的关系.驾驶坐姿 5 百分位的人体与弯曲坐姿 5 百分位的人体传递函数的幅值之比是 1:1.08;驾驶坐姿 95 百分位的人体与弯曲坐姿 95 百分位的人体传递函数的幅值之比是 1:1.22.可见无论什么样体型的人

体,驾驶坐姿都比弯曲坐姿时所承受的应力小,证明驾驶坐姿更舒适.

参考文献:

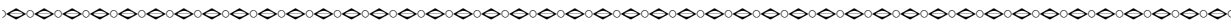
[1] Groth K M,Granata K P. The viscoelastic standard nonlinear solid model: predicting the response of the lumbar intervertebral disk to low-frequency vibrations [J]. *Journal of Biomechanical Engineering—Transactions of the ASME*, 2008,130(3) :031005(1-6) .

[2] Ferguson S J,Ito K,Nolte L P. Fluid flow and convective transport of solutes within the intervertebral disc [J]. *Journal of Biomechanics*, 2004,37(2) :213-221.

[3] Brogioli M,Gobbi M,Mastinu G,et al. Parameter sensitivity analysis of a passenger/seat model for ride comfort assessment [J]. *Experimental Mechanics*,2011,51:1237-1249.

[4] Seidel H,Blüthner R,Hinz B. Application of finite-element models to predict forces acting on the lumbar spine during whole-body vibration [J]. *Clinical Biomechanics*,2001,16(1) :57-63.

[5] 李睿,郭立新. 非持续载荷下椎间盘的多孔弹性特性[J]. 东北大学学报:自然科学版,2013,34(4) :573-577.



(上接第 391 页)

参考文献:

[1] Iguchi M,Nozawa K,Tomida H,et al. Bubble characteristics in the buoyancy region of a vertical bubbling jet[J]. *ISIJ International*,1992,32(6) :747-754.

[2] 车得福,林宗虎,陈学俊. 气泡在液体中形成的试验研究[J]. 钢铁研究学报,1994,6(1) :9-14.
(Che De-fu, Lin Zong-hu, Chen Xue-jun. Experimental investigation on bubble formation in a liquid[J]. *Journal of Iron and Steel Research*,1994,6(1) :9-14.)

[3] Tatsuoka T,Kamata C,Ito K. Expansion of injected gas bubble and its effects on bath mixing under reduced pressure [J]. *ISIJ International*,1997,37(6) :557-561.

[4] Iguchi M,Kaji M,Morita Z. Effects of pore diameter, bath surface pressure, and nozzle diameter on the bubble formation from a porous nozzle [J]. *Metallurgical and Materials Transaction B*,1998,29(11) :1209-1218.

[5] 李小明,王冶,毕勤成,等. 气泡在不同液体中上升速度的实验研究[J]. 西安交通大学学报,2003,37(9) :971-978.
(Li Xiao-ming, Wang Ye, Bi Qin-cheng, et al. Experimental research on rising velocity of bubble in different liquid[J]. *Journal of Xi'an Jiaotong University*,2003,37(9) :971-978.)

[6] Fukushi K,Iguchi M. Wettability effect on a single bubble

(Li Rui, Guo Li-xin. Poroelastic characteristics of intervertebral disc under intermittent load [J]. *Journal of Northeastern University: Natural Science*, 2013, 34 (4) : 573-577.)

[6] 郭立新,刘学勇,陈威,等. 人体腰椎有限元建模及生物动力学研究[J]. 生物医学工程学杂志,2007,24(5) : 1084-1088.
(Guo Li-xin, Liu Xue-yong, Chen Wei, et al. Finite element modeling of lumbar spine and study on its biodynamics [J]. *Journal of Biomedical Engineering*, 2007, 24 (5) : 1084-1088.)

[7] Adams M A,McMillan D W,Green T P, et al. Sustained loading generates stress concentrations in lumbar intervertebral discs [J]. *Spine*,1996,21:434-438.

[8] Guo L X,Wang Z W,Zhang Y M,et al. Material property sensitivity analysis on resonant frequency characteristics of the human spine [J]. *Journal of Applied Biomechanics*, 2009,25:64-72.

[9] Liang C C,Chiang C C. A study on biodynamic models of seated human subjects exposed to vertical vibration [J]. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 2006, 36 (10) :869-890.

rising in stagnant water contained in a vertical circular pipe [J]. *ISIJ International*,2006,46(5) :647-651.

[7] Mineura K, Takahash I, Tanaka K. Deoxidation and desulfurization of pressurized liquid high nitrogen stainless steels with calcium [J]. *ISIJ International*, 1990, 30 (3) : 192-198.

[8] Numata M, Higuchi Y. The change of composition of inclusions in molten steel during Ca and Mg addition[J]. *Tetsu-to-Hagané*,2011,97(1) :1-6.

[9] Dubrovinskaia N, Dubrovinsky L, McCammon C. Iron-magnesium alloying at high pressures and temperatures[J]. *Journal of Physics: Condensed Matter*, 2004, 16 (4) : S1143-S1150.

[10] 赵定国,王书桓. 底吹氮气冶炼高氮不锈钢的应用研究[J]. 特殊钢,2012,33(5) :15-18.
(Zhao Ding-guo, Wang Shu-huan. Applied research on high nitrogen stainless steel by bottom-blowing nitrogen [J]. *Special Steel*,2012,33(5) :15-18.)

[11] 甄亚伟,高爱民,刘新生,等. 高压底吹氮法治炼高氮钢的实验研究[J]. 过程工程学报,2009,9(sup1) :250-253.
(Zhen Ya-wei, Gao Ai-min, Liu Xin-sheng, et al. Experimental study on smelting of high nitrogen steel with high pressure and bottom-blown nitrogen [J]. *Journal of Process Engineering*,2009,9(sup1) :250-253.)