

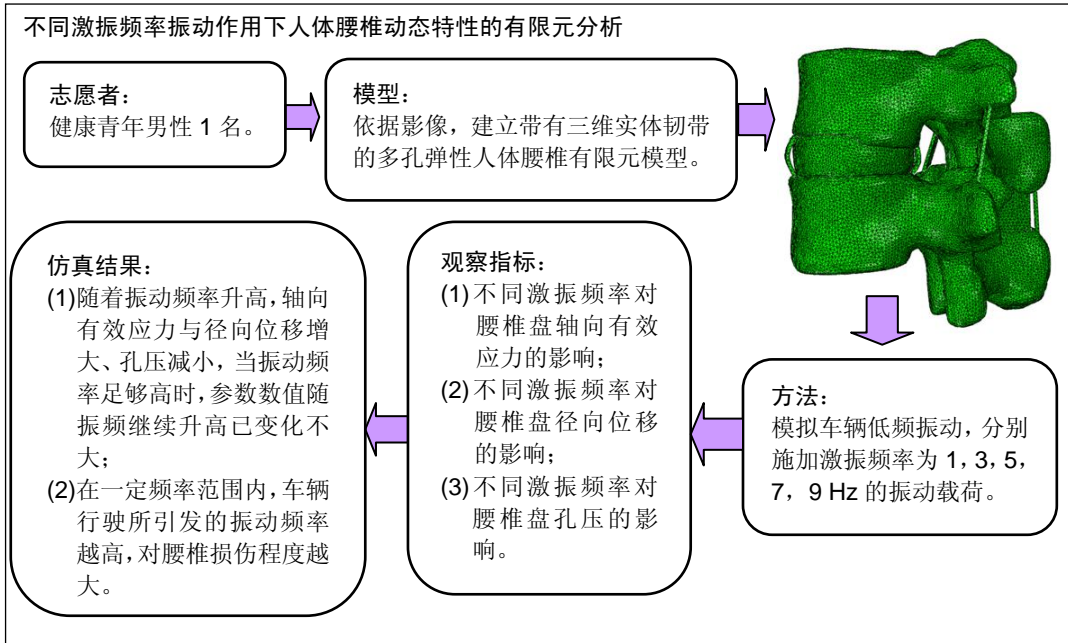
# 动态仿真分析车辆低频振动对人体腰椎的损伤机制

范若寻<sup>1,2</sup>, 刘杰<sup>1</sup>, 刘军<sup>3</sup>, 高甲子<sup>2</sup> (1吉林化工学院, 汽车工程学院, 吉林省吉林市 132022; 2吉林大学, 机械科学与工程学院, 吉林省长春市 130025; 3吉林大学第二医院, 吉林省长春市 130025)

DOI:10.3969/j.issn.2095-4344.1011

ORCID: 0000-0002-1604-2489(范若寻)

文章快速阅读:



范若寻, 男, 1988 年生, 黑龙江省大庆市人, 汉族, 2016 年吉林大学毕业, 博士, 讲师, 主要从事骨生物力学相关研究。

中图分类号:R445

文献标识码:B

稿件接受: 2018-08-23



## 文题释义:

**腰椎振动损伤:** 长期处于振动环境对人体腰椎组织有着不可忽视的影响, 即使是低频振动的长期作用, 也可导致腰椎退变。在众多振动环境中, 汽车正常行驶所产生的低频振动已成为引起腰椎损伤退变的一个重要诱因。随着汽车行业的快速发展, 驾车时间日趋增长, 驾驶员由于长期处在车辆低频振动环境下, 发生腰椎退变的风险大幅增加。

**多孔弹性材料力学性能:** 腰椎由两相材料构成, 分别为固体相与饱和多孔流体相, 其各自代表不同的力学性能。常用腰间盘所受轴向有效应力与位移、应变表达腰椎固体材料力学性能, 用腰间盘髓核孔压表达腰椎多孔材料力学性能。综合此两相材料力学参数特性, 观测确定腰椎力学性能的变化。

## 摘要

**背景:** 长期暴露在车辆低频振动环境中将对人体腰椎健康产生影响, 而关于低频振动载荷对人体腰椎力学性能的影响机制却未被深入研究。

**目的:** 通过进行动态有限元仿真分析, 探究不同振动频率对人体腰椎力学性能的影响机制。

**方法:** 建立带有三维实体韧带的 L<sub>2</sub>-L<sub>3</sub> 节段多孔弹性人体腰椎有限元模型, 进行与时间相关的动态仿真分析, 观测车辆正常行驶所引起的不同振动频率对腰椎力学性能的影响。

**结果与结论:** ①相同振动时间作用下, 相比动态载荷, 静态载荷引起相对小的应力与位移; ②随着振动频率升高, 腰间盘轴向有效应力与径向位移逐渐增大, 髓核孔压逐渐减小; ③当振动频率足够高时, 参数数值随振频继续升高变化不大; ④提示应力与位移过大及孔压消散过快均不利于腰椎的受力与性能恢复。因此, 静态载荷对腰椎力学性能影响相对较小; 共振频率振动对腰椎力学性能产生的负面影响最大; 在一定频率范围内, 车辆行驶所引发的振动频率越高, 对驾驶员腰椎的损伤程度越大。

## 关键词:

腰椎; 有限元分析; 多孔弹性; 力学性能; 振动频率

## 主题词:

腰椎; 有限元分析; 振动; 组织工程

## 基金资助:

吉林省教育厅科学技术项目(JJKH20180560KJ); 汽车仿真与控制国家重点实验室开放基金(20171114)

Fan Ruoxun, PhD, Lecturer, College of Automotive Engineering, Jilin Institute of Chemical Technology, Jilin 132022, Jilin Province, China; College of Mechanical Science and Engineering, Jilin University, Changchun 130025, Jilin Province, China

## Mechanism of the low-frequency vibration generated by vehicle driving effects on the human lumbar spine: a dynamic simulation analysis

Fan Ruoxun<sup>1,2</sup>, Liu Jie<sup>1</sup>, Liu Jun<sup>3</sup>, Gao Jiazi<sup>2</sup> (<sup>1</sup>College of Automotive Engineering, Jilin Institute of Chemical Technology, Jilin 132022, Jilin Province, China; <sup>2</sup>College of Mechanical Science and Engineering, Jilin University, Changchun 130025, Jilin Province, China; <sup>3</sup>the Second Hospital of Jilin University, Changchun 130025, Jilin Province, China)

### Abstract

**BACKGROUND:** Chronically exposing to the low-frequency vibration environment generated by vehicle driving will impair human lumbar spine. However, littler is reported on the underlying mechanism of the low-frequency vibration effects on the human lumbar mechanical properties.

**OBJECTIVE:** To investigate the mechanism of different vibration frequencies effects on the human lumbar spine through dynamic finite element analysis.

**METHODS:** A poroelastic finite element model of human L<sub>2</sub>-L<sub>3</sub> was established to perform time-dependent dynamic simulation analysis. The effects of different vibration frequencies generated by normal driving of the vehicle on the human lumbar mechanical properties were investigated.

**RESULTS AND CONCLUSION:** (1) The static load caused less stress and displacement values than the dynamic load at the same vibrational time. (2) With the vibration frequency increasing, the axial effective stress and radial displacement in the intervertebral disc were increased, whereas the pore pressure in the nucleus pulposus was decreased. (3) When the vibration frequency reached a certain degree, the numerical fluctuation magnitude of the lumbar mechanical parameters was not changed continuously with increasing vibration frequency. (4) These results indicate that the rapid increase in the stress and displacement and dissipation in the pore pressure are not conducive to the bearing and performance recovery of human lumbar spine. Therefore, static load causes slight influence on spinal mechanical properties. Vibration at the resonant frequency generates the most serious injury to the human lumbar spine. Relatively high vibration frequency generated by the vehicle driving is more detrimental to the lumbar spine health within a certain frequency range.

**Subject headings:** Lumbar Vertebrae; Finite Element Analysis; Vibration; Tissue Engineering

**Funding:** the Science and Technology Project of the Education Department of Jilin Province, No. JJKH20180560KJ; the Open Foundation of the State Key Laboratory of Automotive Simulation and Control, No. 20171114

## 0 引言 Introduction

研究表明, 长期处于振动环境中对人体腰椎组织有着不可忽视的影响, 即使是低频小幅值振动的长期作用, 也会引发腰间盘的微损伤累计<sup>[1-2]</sup>。特别是当外界激振频率与腰椎固有频率接近时, 更会增大腰间盘组织的变形与受力, 加剧损伤程度<sup>[3]</sup>。而在众多振动环境中, 汽车正常行驶所产生的低频振动已成为引起腰椎损伤退变的一个重要诱因。随着汽车行业的快速发展, 驾车时间日趋增长, 驾驶员由于长期处在车辆低频振动环境下, 发生腰椎损伤与退变的的风险大幅增加, 尤其在货车、农业机械, 及工程机械的驾驶员中, 腰椎损伤发生率居高不下<sup>[4-5]</sup>。

为避免车辆振动所致的腰椎损伤, 首先应揭示车辆正常行驶过程中经常产生的低频振动环境对腰椎力学性能的影响机制。由于腰椎力学特性同时涉及其内部固体与流体力学性能, 而且不同节段椎体之间的载荷传递又在内部进行, 通过实验难以测得腰椎力学参数在振动载荷作用下的数值, 但有限元分析却可作为一种有效替代方法, 通过建立腰椎有限元模型并模拟振动环境, 揭示腰椎力学参数在不同载荷作用下的变化情况<sup>[6-8]</sup>。

当前所应用的腰椎有限元模型多是基于影像建立椎体骨结构与腰间盘, 而对于韧带与小关节等结构, 一部分模型尚未考虑, 一部分采用一维单元, 如弹簧、杆单元等代替<sup>[9-11]</sup>。韧带组织虽承载能力有限, 但在增加腰椎稳定性及缓冲振动等方面却有较大作用, 省略或简化韧带结构, 将直接影响动态分析精度<sup>[12-13]</sup>。同时, 多数研究应用腰椎有限元模型进行准静态加载条件下的力学性能分析, 较为关注在不同姿势或不同负重状态下, 人体腰椎的静力学响应,

少有关于振动载荷对腰椎性能影响的研究, 即使加载振动载荷, 也由于所建立模型未考虑腰椎多孔特性而无法观测其内部流体力学响应随振动时间的变化关系, 难以确定不同振动环境对腰椎力学性能的影响<sup>[14-16]</sup>。

因此, 文章拟基于健康人体腰椎扫描影像, 依据腰椎实际解剖结构, 建立带有三维实体韧带的L<sub>2</sub>-L<sub>3</sub>节段多孔弹性腰椎有限元模型进行振动仿真分析, 拟探讨车辆正常行驶产生的不同振动频率对腰椎力学性能参数的影响规律, 并在不同振动时间内对腰椎力学性能参数的变化进行统计分析, 解析力学参数变化的内在原因, 找到对人体腰椎损伤较大的振动频率, 进而揭示不同振动频率对人体腰椎力学性能的影响机制。

## 1 对象和方法 Subjects and methods

**1.1 设计** 与振动时间相关的多孔渗流-应力耦合有限元分析。

**1.2 时间及地点** 实验于2015年4月在吉林大学第二医院完成。

**1.3 对象** 健康男性志愿者, 年龄32岁, 身高170 cm, 体质量70 kg, 无明显腰椎退行性疾病及外伤史。

**1.4 建模软件** CT数据处理软件: MIMICS 10.01(比利时Materialise公司); 腰椎几何模型建立软件: CATIAV5 R21(美国达索SIMULIA公司); 有限元分析软件: ABAQUS 6.11(美国达索SIMULIA公司)。

**1.5 方法**

**1.5.1 腰椎有限元模型建立** 将影像导入MIMICS 10.01软件重构腰椎L<sub>2</sub>-L<sub>3</sub>节段二维外表面, 通过有限元软件

ABAQUS 6.11应用四面体单元将二维表面转换为三维实体有限元模型。模型中的多数几何信息来源于影像,而对于无法显影的软组织结构,如韧带与小关节,则参考其在人体腰椎中的解剖位置与实际形状,结合MIMICS软件的布尔运算功能,利用CATIA V5 R21软件进行几何模型重建与装配,具体建立了前纵韧带、后纵韧带、横突间韧带、黄韧带、棘间韧带、棘上韧带,形状与装配位置如图1A所示。腰间盘包括间盘基质、髓核与纤维环,其中8层圆环状的纤维环均匀分布在间盘基质中<sup>[6, 17]</sup>。带有三维实体韧带的腰椎有限元模型如图1B所示。

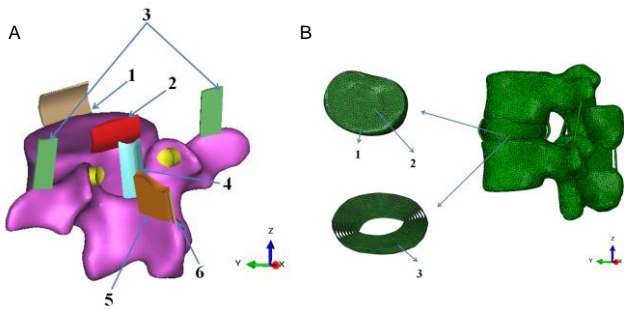


图1 人体腰椎有限元模型建立示意图

Figure 1 Schematic diagram of establishing the human lumbar spine finite element model

图注:图A为腰椎几何模型:1为前纵韧带,2为后纵韧带,3为横突间韧带,4为黄韧带,5为棘间韧带,6为棘上韧带;B为腰椎有限元模型:1为间盘基质,2为间盘髓核,3为纤维环。

1.5.2 腰椎材料属性 文章拟对腰椎有限元模型进行多孔渗流-应力耦合有限元分析,需分别赋予腰椎固体与流体

表1 多孔弹性腰椎有限元模型材料属性

Table 1 Material properties of poroelastic lumbar finite element model

| 组织成分   | 固体材料属性    |             |                    | 流体材料属性                    |      | 参考文献        |
|--------|-----------|-------------|--------------------|---------------------------|------|-------------|
|        | 弹性模量(MPa) | 泊松比         |                    | 渗透系数(m <sup>4</sup> /N·s) | 孔隙比  |             |
| 松质骨    | 线性弹性材料    | 100         | 0.2                | 1×10 <sup>-13</sup>       | 0.4  | [9, 18]     |
| 皮质骨    | 线性弹性材料    | 10 000      | 0.3                | 1×10 <sup>-20</sup>       | 0.02 | [9, 18]     |
| 纤维环    | 线性弹性材料    | 357-550     | 0.3                |                           |      | [19]        |
| 间盘基质   | 超弹性材料     | Neo-Hookean | C10=0.315, D=0.688 | 9×10 <sup>-16</sup>       | 2.33 | [18, 20-21] |
| 髓核     | 超弹性材料     | Neo-Hookean | C10=0.125, D=2.475 | 3×10 <sup>-16</sup>       | 4    | [18, 20-21] |
| 韧带与小关节 | 超弹性材料     | 实验拟合        |                    |                           |      | [22]        |

## 2 结果 Results

2.1 腰椎有限元模型验证 为验证所建立腰椎有限元模型的准确性,需与文献中腰椎压缩实验数据进行对比。通过模拟实验加载条件,对腰椎有限元模型施加30 min、1 000 N的轴向压力,预测椎体骨结构产生的应变值<sup>[31]</sup>。文献中腰椎压缩实验测得椎体前、中、后部区域在弹性阶段的应变分别为0.694%, 0.301%和0.388%,在蠕变阶段的应变分别为0.433%, 0.163%和0.614%,说明椎体前部变形最大,中部最小。如图2所示,腰椎有限元模型的仿真应变云图也同样显示椎体骨结构前部区域应变较大,中部较小,而且如表2所示,在30 min压缩载荷作用下,该文所建

材料参数。依据文献设定韧带、小关节与纤维环只具有固体材料属性,其余结构均用两相材料模拟,包括固体相与完全饱和的流体相。椎体骨结构的固体相应用线弹性材料模拟,腰间盘基质与髓核的固体相应用Neo-Hookean超弹性材料模拟,韧带与小关节的非线性应力-应变关系以及8层纤维环的弹性模量均从实验文献中获得。所有结构赋予的流体相材料参数均基于文献选取,具体材料参数选取如表1所示。

1.5.3 边界条件与载荷施加 为模拟驾车时驾驶员腰椎L<sub>2</sub>-L<sub>3</sub>节段的边界条件,首先约束L<sub>3</sub>节段下表面的全部自由度,将小关节与椎体骨结构之间的相互关系设定为无摩擦的接触关系,其余所有接触关系设置为绑定连接,同时对有限元模型所有外表面施加0.2 MPa的边界孔压<sup>[23-24]</sup>。文章旨在探讨车辆正常行驶时产生的不同低频振动对腰椎力学性能的影响,需选取不同振动频率。依据文献所述,良好铺装路面驾车时,车辆振动传递至人体腰椎的激振频率主要分布在1-10 Hz范围内<sup>[25-26]</sup>。因此,此文分别设定1, 3, 5, 7, 9 Hz 5种不同振动频率,同时振动时间设置为1 h,以模拟连续驾车1 h腰椎的力学响应。依据文献所述,体质量70 kg的男性相对放松坐在有靠背的椅子上时,其腰椎L<sub>2</sub>-L<sub>3</sub>节段所受静态压力约为750 N<sup>[27-28]</sup>。因此设定腰椎有限元模型所受静态载荷为750 N,振幅范围为静态压力的±10%,振动载荷呈正弦周期变化<sup>[29-30]</sup>。

1.6 主要观察指标 通过对人体腰椎有限元模型进行动态有限元仿真分析,观测腰间盘所受轴向有效应力、径向位移,与孔压在1 h振动时间内的数值变化。

立模型预测得出椎体骨结构在各个位置的应变值也与实验值较为接近,验证了所建立腰椎有限元模型的准确性。

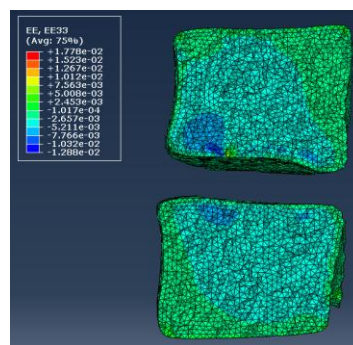


图2 腰椎有限元模型椎体骨结构应变云图

Figure 2 Nephogram of strain on the vertebral body of lumbar finite element model

图注:30 min 压缩载荷作用下,腰椎有限元模型的仿真应变云图显示椎体骨结构前部区域应变较大,中部区域变化较小。

表 2 压缩载荷作用下椎体骨结构在不同区域的弹性与蠕变应变预测值 (%)

Table 2 Predicted elastic and creep strains in different regions of lumbar finite element model under compression

| 节段                | 椎体前部  | 椎体中部  | 椎体后部  |
|-------------------|-------|-------|-------|
| L <sub>2</sub> 节段 |       |       |       |
| 弹性阶段应变            | 0.689 | 0.301 | 0.377 |
| 蠕变阶段应变            | 0.497 | 0.256 | 0.486 |
| L <sub>3</sub> 节段 |       |       |       |
| 弹性阶段应变            | 0.671 | 0.294 | 0.364 |
| 蠕变阶段应变            | 0.485 | 0.233 | 0.473 |

2.2 不同振动频率对腰间盘轴向有效应力的影响 轴向有效应力是指由多孔结构中固体骨架所承载的外部轴向(Z轴)压力。图3显示了不同振动频率作用下腰间盘所受平均轴向有效应力随加载时间的变化情况(平均轴向有效应力指腰间盘所有单元产生的轴向有效应力总和除以腰间盘单元总数)。

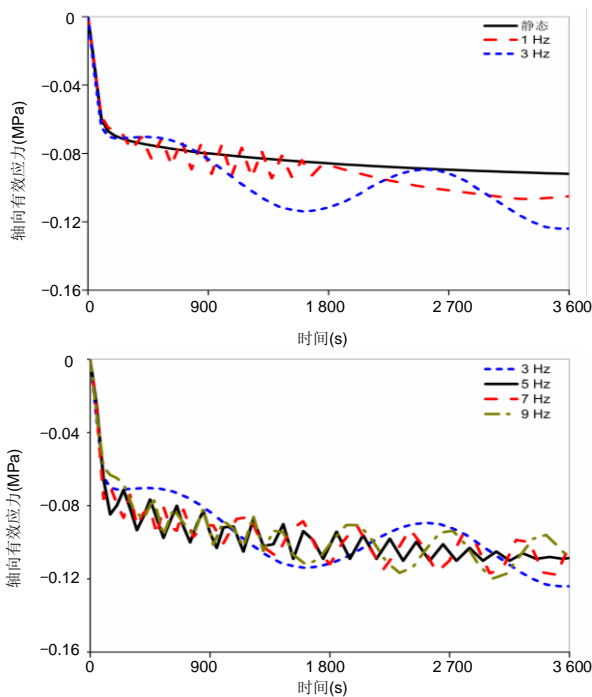


图 3 不同振动频率对腰间盘轴向有效应力的影响  
Figure 3 Effects of different vibration frequencies on the axial effective stress in the intervertebral disc

图注:横轴为振动时间,纵轴表述了1 h内激振频率分别为0, 1, 3, 5, 7, 9 Hz 振动作用下,腰间盘所受轴向有效应力的数值变化。

首先可以看出,不同频率振动下轴向有效应力均随加载时间逐渐增大,但增幅不同。相比动态载荷,静态载荷产生的应力明显偏小,且随时间增长幅度也较小;1 Hz振动产生的轴向有效应力在加载前期数值变化频率较快,在后半段逐渐呈线性稳定趋势;3 Hz振动产生的轴向有效应力在加载后半程明显大于其他振动频率,且与其他振动频率产生的应力差值随时间增长有扩大趋势;7 Hz与9 Hz的振动规律较为相似,轴向有效应力的最大值与最小值在后

半段均大于5 Hz,并且二者产生的应力值在后半段的数值变化也基本呈现稳定的周期变换状态。

2.3 不同振动频率对腰间盘径向位移的影响 图4显示了不同振动频率作用下腰间盘径向最大位移随振动时间的变化情况。

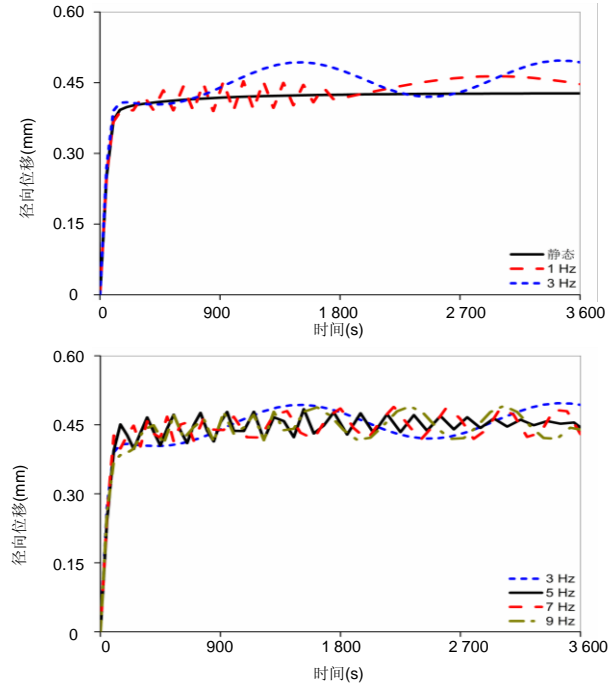


图 4 不同振动频率对腰间盘径向位移的影响  
Figure 4 Effects of different vibration frequencies on the radial displacement of intervertebral disc

图注:横轴为振动时间,纵轴表述了1 h内激振频率分别为0, 1, 3, 5, 7, 9 Hz 振动作用下,腰间盘所产生径向最大位移的数值变化。

在加载起始阶段,各位移曲线均呈线性上升状态,短时间内达到较高值,随后上升趋势变缓。在加载前半段,不同频率振动所致径向位移曲线均呈周期循环变化,而且位移峰值相差较小。在加载后半段,1 Hz振动作用下径向最大位移未继续呈周期循环变化;5 Hz振动作用下,径向位移虽仍呈周期循环变化,但曲线波峰波谷数值差异逐渐缩小,有趋于稳定的趋势;相反,3 Hz振动产生的曲线变化周期长,数值变换幅度大,且位移峰值明显大于其他振动频率所产生的位移;7 Hz与9 Hz振动在加载初期数值的变化周期较小,随着加载时间增长,位移曲线逐渐呈现一种稳定状态,即在加载后期,不同周期下位移的最大值与最小值基本保持不变。

2.4 不同振动频率对髓核孔压的影响 孔压指在多孔结构中由于体液交换引起压差所产生的一种能够抵抗外部压力的压强。孔压与有效应力共同组成了多孔结构在外部载荷作用下所承载的应力总和。图5显示了髓核平均孔压在不同振动频率作用下的变化(髓核平均孔压指髓核所有单元产生的孔压总和除以髓核单元总数)。首先可以看出不同载荷作用下,孔压在加载起始阶段达到峰值,而后随加载时间增长逐渐消散。静态载荷作用下孔压峰值最大,且下降

幅度最小, 加载结束时孔压值最高; 1 Hz振动作用下髓核孔压数值在前期变化频率较快, 后期呈稳定趋势; 3 Hz振动的孔压曲线与其他振动有显著差异, 虽也呈现周期变化, 但每个周期内孔压数值变化大, 且随周期变化孔压下降幅度也较大, 与其他频率作用下的孔压差值有逐渐扩大的趋势; 7 Hz与9 Hz振动所致的孔压变化情况基本相同, 二者在初期引起的孔压最高值与孔压下降程度也基本一致, 同时二者的孔压最小值均 < 5 Hz振动所产生的孔压值。

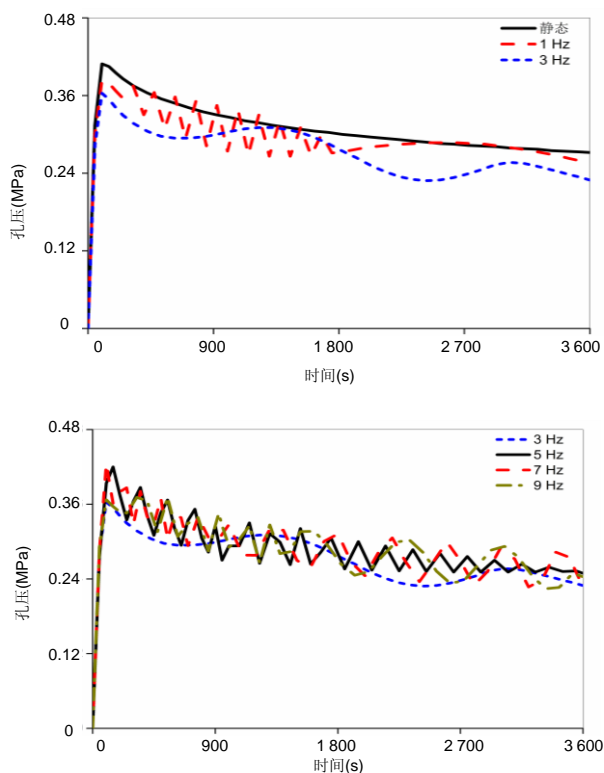


图5 不同振动频率对髓核孔压的影响

Figure 5 Effects of different vibration frequencies on the pore pressure of the nucleus

图注: 横轴为振动时间, 纵轴表述了 1 h 内激励频率分别为 0, 1, 3, 5, 7, 9 Hz 的振动作用下, 腰间盘髓核孔压的数值变化。

### 3 讨论 Discussion

随着汽车保有量增加, 人们驾车时间大幅增长, 调查显示车辆正常行驶所产生的低频振动长期作用可导致腰椎损伤退变, 进而引发下腰痛<sup>[32-34]</sup>。目前虽已明确低频振动有损腰椎健康, 但尚不清楚实际驾车过程中不同载荷在不同振动时间内对腰椎力学性能的影响机制。基于此, 文章通过对健康人体腰椎有限元模型进行与振动时间相关的多孔渗流-应力耦合有限元分析, 探讨了车辆正常行驶产生的不同振动频率在 1 h 振动时间内对腰椎力学性能的影响情况。

综合仿真结果, 首先可以看出 3 Hz 振动与其他频率振动效果完全不同。相同振动时间内, 该频率振动所产生的应力与位移值明显大于、孔压值明显小于其他振动频率, 而且 3 种力学参数的振动曲线也未在加载后期呈现

出稳定状态(图3-5)。产生这种现象的原因主要由于 3 Hz 振动频率与此文所建立腰椎有限元模型的固有频率过于相近, 发生了共振现象。3 Hz 振动下的力学参数曲线虽也呈周期变化, 但数值变化周期与变化幅值均较大, 在 1 h 内仅出现 2 次周期变化, 第 1 个周期波峰的轴向有效应力与孔压数值为 -0.114 MPa 与 0.294 MPa, 第 2 个周期波峰的数值为 -0.124 MPa 与 0.228 MPa, 分别变化了 8.772% 与 22.449%, 不同周期的数值变化幅度明显大于其他振动频率, 进而造成腰间盘轴向有效应力与径向最大位移过大、髓核孔压下降过快。因此, 车辆正常行驶所产生的共振频率对人体腰椎力学性能的负面影响最大。依据文献所述, 人体腰椎结构的固有频率主要集中在 2-4 Hz 范围内, 这与该文所预测的腰椎固有频率相符<sup>[35-36]</sup>。既解释了 3 Hz 振动与其他振动频率变化规律不同的原因, 也进一步验证了此文所建立腰椎有限元模型的准确性。

排除共振频率, 其他振动频率对腰椎力学性能的影响情况也各有不同。对于 1 Hz 振动, 由于振动频率低、载荷幅值变化周期长, 在加载后半段参数逐渐达到线性稳定状态。5 Hz 振动的力学参数曲线虽与 1 Hz 曲线在形状上有所差别, 但二者的振动规律在本质上并无过大差异。由于振动频率稍高, 加载初期参数数值周期变换较为明显, 在加载后半段随着腰椎多孔结构对低频振动的吸收与阻尼能力适应性加强, 致使其振动特性逐渐减弱, 力学参数也逐渐趋于静态载荷的线性变化。对于 7 Hz 与 9 Hz 振动, 二者振动特点相似, 但与其他振动频率有明显差异。在加载初期, 力学参数数值周期变化频繁, 波峰波谷幅值大。在加载后期, 由于振动频率较高, 腰椎多孔结构无法及时吸收变化周期过小的动态载荷, 导致后期力学参数曲线一直呈现稳定的简谐周期变化现象, 并引起了相对高的轴向有效应力与径向位移。同时由于振动频率高, 髓核内大量体液被高频振动泵送出去, 导致孔压下降过快, 所以相比静态与低频振动, 7 Hz 与 9 Hz 振动对腰椎力学性能的影响较大。虽然二者振动频率不同导致参数数值变换周期有所差异, 但在加载后期, 2 种频率振动下 3 种力学参数的峰值在不同周期内却无过大差异, 这说明 7 Hz 与 9 Hz 两种振动频率对腰椎的损伤程度类似, 腰椎力学参数数值并未随振动频率继续升高而一直发生大的变化。

综合分析可知: 在相同振幅与振动时间作用下, 除去 3 Hz 共振频率, 振动频率升高会引起腰间盘平均轴向有效应力与径向最大位移增大、髓核平均孔压消散过快。依据文献所述, 长时间承受较高轴向有效应力将增大腰间盘轴向变形, 增加间盘基质与纤维环的承载幅度; 腰间盘径向膨出过大将导致纤维环发生严重径向变形, 增大压缩应变, 使纤维环进一步受损; 髓核孔压有助于抵抗外载, 如内部孔压消散过快, 那么大部分外载将由髓核固体骨架承担<sup>[9, 37-38]</sup>。在上述 3 种情况共同影响下, 腰

间盘髓核就有可能突破受损纤维环, 导致腰椎退变的发生。因此, 相比动态载荷, 静态载荷对腰椎力学性能影响及损伤较小, 进一步说明车辆低频振动更加不利于腰椎的受力与性能恢复, 所以即使长时间行驶在良好铺装路面上, 久之也会对腰椎产生一系列损伤。随着振动频率升高, 腰间盘平均轴向有效应力与径向最大位移逐渐增大, 髓核平均孔压逐渐减小, 有可能导致损伤情况进一步加重。因此, 当汽车行驶在非铺装路面或驾驶工况恶劣的工程机械时, 汽车座椅会对人体腰椎产生相对高的激振频率, 则更加不利于腰椎的受力与恢复, 这也解释了为何工程机械驾驶员更易发生腰椎损伤与退变。

此文在腰椎有限元模型建立过程中存在一定局限性, 首先虽然建立了三维实体韧带, 但未考虑腰椎肌肉组织, 肌肉组织会对振动起到一定阻尼与缓冲作用。但是由于此文结论是通过对比不同振动频率对同一腰椎有限元模型的影响而得出, 每次分析均未考虑肌肉组织, 所以未加入肌肉组织对每次仿真的影响程度一致, 所得结论并不会因为未考虑肌肉组织而改变<sup>[39]</sup>。同时限于计算收敛性影响, 将韧带与椎体骨结构之间的连接直接设置为绑定关系, 导致在模型验证部分, 腰椎骨结构在压缩载荷作用下所产生的应变值与文献实验测试值有小的差异<sup>[40]</sup>。虽然建模过程存在上述局限, 但通过有限元模型与体外压缩实验的对比能够充分说明此文所建立的腰椎有限元建模具有良好的生物逼真度, 能够进行准确的有限元分析。

此文通过对腰椎有限元模型进行与振动时间相关的多孔渗流-应力耦合有限元分析, 探讨了车辆正常行驶过程中经常产生的不同振动频率对腰椎力学性能的影响, 得到如下结论: 在相同振动幅值与振动时间作用下, 相比振动载荷, 静态载荷对腰椎的影响较小; 以共振频率振动对人体腰椎健康影响最严重; 随着振动频率升高, 腰间盘轴向有效应力与径向位移逐渐增大、髓核孔压逐渐减小; 当振动频率足够高时, 参数数值随振频继续升高已变化不大。应力与位移过大及孔压过小均不利于腰椎的受力与性能恢复。因此在一定频率范围内, 车辆行驶所引发的振动频率越高, 对驾驶员腰椎的损伤程度越大。

**致谢:** 感谢吉林大学机械科学与工程学院生物医学工程教研室全体教师对本文有限元仿真分析提供的帮助。

**作者贡献:** 范若寻负责研究总体设计与有限元分析, 刘杰负责腰椎有限元模型建立, 刘军负责建模指导, 高甲子负责数据分析。

**经费支持:** 该文章接受了“吉林省教育厅科学技术项目(JJKH20180560KJ)、汽车仿真与控制国家重点实验室开放基金(20171114)”的资助。所有作者声明, 经费支持没有影响文章观点和对研究数据客观结果的统计分析及其报道。

**利益冲突:** 文章的全部作者声明, 在课题研究和文章撰写过程, 不存在利益冲突。

**机构伦理问题:** 该研究方案的实施符合《赫尔辛基宣言》和医院对研究的相关伦理要求。

**知情同意问题:** 参与试验的志愿者为自愿参加, 对试验过程完全知情同意。

**写作指南:** 该研究遵守国际医学期刊编辑委员会《学术研究实验与报告和医学期刊编辑与发表的推荐规范》。

**文章查重:** 文章出版前已经过专业反剽窃文献检测系统进行3次查重。

**文章外审:** 文章经小同行外审专家双盲外审, 同行评议认为文章符合本刊发稿宗旨。

**生物统计学声明:** 文章统计学方法已经吉林大学生物统计学专家审核。

**文章版权:** 文章出版前杂志已与全体作者授权人签署了版权相关协议。

**开放获取声明:** 这是一篇开放获取文章, 根据《知识共享许可协议》“署名-非商业性使用-相同方式共享 4.0”条款, 在合理引用的情况下, 允许他人以非商业性目的基于原文内容编辑、调整和扩展, 同时允许任何用户阅读、下载、拷贝、传递、打印、检索、超级链接该文献, 并为之建立索引, 用作软件的输入数据或其它任何合法用途。

#### 4 参考文献 References

- [1] Kulduk A, Altun NS, Senkoylu A. Biomechanical comparison of effects of the dynesys and coflex dynamic stabilization systems on range of motion and loading characteristics in the lumbar spine: a finite element study. *Int J Med Robot Comp.* 2015;11(4):400-405.
- [2] 项斌, 都承斐, 莫中军, 等. 不同振动载荷刺激对L1-L5腰椎的生物力学响应研究[J]. *生物医学工程学杂志*, 2015, 32(1):48-54.
- [3] Fan W, Guo LX. Finite element investigation of the effect of nucleus removal on vibration characteristics of the lumbar spine under a compressive follower preload. *J Mech Behav Biomed.* 2018;78:342-351.
- [4] Stokes IA, Gardner-Morse M. A database of lumbar spinal mechanical behavior for validation of spinal analytical models. *J Biomech.* 2016;49(5):780-785.
- [5] 于红, 吴闻文, 侯树勋, 等. 汽车驾驶员腰椎保护带的振动防护效应测试及其生物力学作用分析[J]. *生物医学工程学杂志*, 2000, 17(3):270-272.
- [6] Fan RX, Gong H, Qiu S, et al. Effects of resting modes on human lumbar spines with different levels of degenerated intervertebral discs: a finite element investigation. *BMC Musculoskel Dis.* 2015;16:221.
- [7] Galbusera F, Schmidt H, Wilke CN, et al. The mechanical response of the lumbar spine to different combinations of disc degenerative changes investigated using randomized poroelastic finite element models. *Eur Spine J.* 2011;20(4):563-571.
- [8] 徐浩, 张秋林, 唐昊, 等. 腰椎L3-L5三维有限元模型的有效性验证[J]. *中国组织工程研究*, 2013, 17(35):6261-6266.
- [9] Schmidt H, Shirazi-Adl A, Galbusera F, et al. Response analysis of the lumbar spine during regular daily activities—a finite element analysis. *J Biomech.* 2010;43(10):1849-1856.
- [10] Schmidt H, Galbusera F, Rohlmann A, et al. What have we learned from finite element model studies of lumbar intervertebral discs in the past four decades? *J Biomech.* 2013;46(14):2342-2355.
- [11] 李杰, 王洪岗, 尚进, 等. 经椎间孔腰椎椎间融合术植骨融合前后应力分布差异的有限元分析[J]. *第三军医大学学报*, 2015, 37(14):1449-1454.

- [12] Goel VK, Park H, Kong WZ. Investigation of vibration characteristics of the ligamentous lumbar spine using the finite element approach. *J Biomech Eng.* 1994;116(4): 377-383.
- [13] 李睿,郭立新.非持续载荷下腰间盘的多孔弹性特性[J].东北大学学报,2013,34(4):573-577.
- [14] Massey CJ, Van Donkelaar CC, Vresilovic E, et al. Effects of aging and degeneration on the human intervertebral disc during the diurnal cycle: a finite element study. *J Orthop Res.* 2012;30(1):122-128.
- [15] Fan W, Guo LX. Influence of different frequencies of axial cyclic loading on time-domain vibration response of the lumbar spine: a finite element study. *Comput Biol Med.* 2017; 86(1):75-81.
- [16] Newell N, Little JP, Christou A, et al. Biomechanics of the human intervertebral disc: a review of testing techniques and results. *J Mech Behav Biomed.* 2017;69:420-434.
- [17] Schmidt H, Kettler A, Heuer F, et al. Intradiscal pressure, shear strain, and fiber strain in the intervertebral disc under combined loading. *Spine.* 2007;32(7):748-755.
- [18] Argoubi M, Adl AS. Poroelastic creep response analysis of a lumbar motion segment in compression. *J Biomech.* 1996; 29(10):1331-1339.
- [19] Xu X, Tang H, Guan XM, et al. Biomechanical comparison of posterior lumbar interbody fusion and transforaminal lumbar interbody fusion by finite element analysis. *Neurosurgery.* 2013;72:21-26.
- [20] Schmidt H, Bashkuev M, Galbusera F, et al. Finite element study of human lumbar disc nucleus replacements. *Comp Methods Biomech Biomed Eng.* 2014;17(16):1762-1776.
- [21] Schmidt H, Bashkuev M, Dreischarf M, et al. Computational biomechanics of a lumbar motion segment in pure and combined shear loads. *J Biomech.* 2013;46(14):2513-2521.
- [22] Sharma M, Langrana NA, Rodriguez J. Role of ligaments and facets in lumbar spinal stability. *Spine.* 1995;20(8):887-900.
- [23] Cheung JTM, Zhang M, Chow DHK. Biomechanical responses of the intervertebral joints to static and vibrational loading: a finite element study. *Clin Biomech.* 2003;18(9): 790-799.
- [24] 李睿,郭立新.低频振动作用下人体腰间盘多孔弹性单元的研究[J].应用力学学报,2013,30(4):635-640.
- [25] Qiu Y, Griffin MJ. Transmission of vibration to the backrest of a car seat evaluated with multi-input models. *J Sound Vib.* 2004;274(1-2):297-321.
- [26] Li Y, Lewis G. Influence of loading cycle profile and frequency on a biomechanical parameter of a model of a balloon kyphoplasty-augmented lumbar spine segment: a finite element analysis study. *Bio-Med Mater Eng.* 2010;20(6): 349-359.
- [27] Verver MM, Hoof JV, Oomens CWJ, et al. Estimation of spinal loading in vertical vibrations by numerical simulation. *Clin Biomech.* 2003;18(9):800-811.
- [28] Han KS, Rohlmann A, Yang SJ, et al. Spinal muscles can create compressive follower loads in the lumbar spine in a neutral standing posture. *Med Eng Phys.* 2011;33(4):472-478.
- [29] Fan W, Guo LX. Dynamic response of the lumbar spine to whole-body vibration under a compressive follower preload. *Spine.* 2018;43(3):143-153.
- [30] Hill TE, Desmoulin GT, Hunter CJ. Is vibration truly an injurious stimulus in the human spine? *J Bio.* 2009;42(16): 2631-2635.
- [31] Pollintine P, Luo J, Offa-Jones B, et al. Bone creep can cause progressive vertebral deformity. *Bone.* 2009;45(3):466-472.
- [32] 国云鹏,宋桂秋.基于高速铁路随机振动环境对人体腰椎影响的人机工程座椅设计[J].中国机械工程,2015,26(3):389-393.
- [33] Yoganandan N, Umale S, Stemper B, et al. Fatigue responses of the human cervical spine intervertebral discs. *J Mech Behav Biomed.* 2017;69:30-38.
- [34] Dong RC, Guo LX. Effect of muscle soft tissue on biomechanics of lumbar spine under whole body vibration. *Int J Precis Eng Man.* 2017;18(11):1599-1608.
- [35] Guo LX, Fan W. The Effect of single-level disc degeneration on dynamic response of the whole lumbar spine to vertical vibration. *World Neurosurg.* 2017;105:510-518.
- [36] Kumar S. Vibration in operating heavy haul trucks in overburden mining. *Appl Ergon.* 2004;35(6):509-520.
- [37] Adams MA, Dolan P. Intervertebral disc degeneration: evidence for two distinct phenotypes. *J Anat.* 2012;221: 497-506.
- [38] Etienne M, Deplano V, Boiron O, et al. 3D dynamic numerical simulations of intervertebral disc: bending and twisting. *Comput Method Bio Mec.* 2014;16(S1):236-238.
- [39] Wagnac E, Arnoux PJ, Garo A, et al. Calibration of hyperelastic material properties of the human lumbar intervertebral disc under fast dynamic compressive loads. *J Biomech Eng.* 2011;133(10):101007.
- [40] Zheng JJ, Tang L, Hu JW. A numerical investigation of risk factors affecting lumbar spine injuries using a detailed lumbar model. *Appl Bionics Biomech.* 2018:8626102.