

文章编号: 1004-7220(2024)06-1058-08

汽车振动下突出腰椎间盘突出力学响应的变化规律

贾通举^{1,2}, 刘军^{1,2}, 李晓骏^{1,2}, 戴博³, 魏柯^{1,2}, 刘清^{1,2,4,5,6*}, 张春秋^{1,2*}

(1. 天津理工大学 天津市先进机电系统设计与智能控制重点实验室, 天津 300384; 2. 天津理工大学 机电工程国家级实验教学示范中心, 天津 300384; 3. 天津理工大学 管理学院, 天津 300384; 4. 天津大学 力学系, 天津 300354; 5. 天津市非线性动力学与控制重点实验室, 天津 300354; 6. 车用动力系统全国重点实验室, 天津 300350)

摘要:目的 研究汽车振动下突出腰椎间盘突出力学响应的变化规律。方法 使用羊腰椎间盘突出制作突出和健康试样, 分别以前屈和垂直方式进行压缩加载, 模拟不同坐姿下汽车驾驶员的腰椎受力, 在此基础上进行动态蠕变试验。使用标准线性固体模型描述动态蠕变时腰椎间盘的黏弹性力学行为, 计算动态蠕变应变、应变率、弹性模量, 分析本构方程的物理意义。结果 腰椎间盘突出试样的动态蠕变应变显著大于健康试样, 而振幅基本不变; 振动加速度对于动态蠕变应变基本没有影响, 而对于振幅影响显著; 前屈方式对于动态蠕变应变略有影响, 而对于振幅影响显著。本构方程计算结果与实验测试结果一致。结论 研究结果对预防汽车驾驶员腰痛疾病具有重要的理论指导意义。

关键词: 腰椎间盘突出; 振动; 本构模型; 黏弹性; 动态蠕变

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2024.06.007

Changing Law of Mechanical Responses of Herniated Lumbar Intervertebral Disc under Automobile Vibration

JIA Tongju^{1,2}, LIU Jun^{1,2}, LI Xiaojun^{1,2}, DAI Bo³, WEI Ke^{1,2}, LIU Qing^{1,2,4,5,6*}, ZHANG Chunqiu^{1,2*}

(1. Tianjin Key Laboratory for Advanced Mechatronic System Design and Intelligent Control, Tianjin University of Technology, Tianjin 300384, China; 2. National Demonstration Center for Experimental Mechanical and Electrical Engineering Education, Tianjin University of Technology, Tianjin 300384, China; 3. School of Management, Tianjin University of Technology, Tianjin 300384, China; 4. Department of Mechanics, Tianjin University, Tianjin 300354, China; 5. Tianjin Key Laboratory of Nonlinear Dynamics and Control, Tianjin 300354, China; 6. National Key Laboratory of Vehicle Power System, Tianjin 300350, China)

Abstract: Objective To investigate the changing law of mechanical responses of herniated lumbar intervertebral disc under automobile vibration. **Methods** Herniated and healthy intervertebral disc specimens were made using the sheep lumbar spines. The specimens were compressed in flexion/vertical posture to simulate the stress state of the driver's lumbar spine in different sitting positions, and then the creep experiments were carried out on this basis. The viscoelastic mechanical behaviour of lumbar intervertebral discs during dynamic creep was described

收稿日期: 2024-06-20; 修回日期: 2024-07-27

基金项目: 国家自然科学基金项目(11802207, U23A6009)

通信作者: 刘清, 副教授, E-mail: liuqing_tjtu@163.com; 张春秋, 教授, E-mail: zhang_chunqiu@126.com

* 为共同通信作者

using a standard linear solid model, the dynamic creep strain, strain rate, elastic modulus were calculated, and the physical significance of the constitutive equations was analyzed. **Results** The dynamic creep strain of the herniated lumbar disc specimen was significantly larger than that of the healthy specimen, while the amplitude was basically unchanged; the vibration acceleration had basically no effects on the dynamic creep strain, while it had a significant effect on the amplitude; the forward flexion mode had a slight effect on the dynamic creep strain, while it had a significant effect on the amplitude. The results of the present constitutive equation calculations were in agreement with the results of the experimental tests. **Conclusions** This study provides important theoretical guidance for the prevention of low back pain diseases in car drivers.

Key words: lumbar intervertebral disc herniation; vibration; constitutive modelling; viscoelasticity; dynamic creep

车辆驾驶员在车辆行驶中,在循环或者振动载荷作用下,会导致腰椎间盘的退行性变形和椎间盘突出^[1]。椎间盘长期或反复承受载荷造成的腰痛,已成为影响汽车驾驶员职业健康的常见症状^[2-3]。

有限元研究方法已广泛用于研究振动对于腰椎间盘的生物力学特性的影响^[4]。例如, Amiri 等^[5]使用 Hybrid III 假人有限元模型比较不同的座椅椅背倾角压缩力,发现更垂直的座椅靠背会增加椎间盘的压缩和剪切应力。Jia 等^[6]建立脊柱侧弯模型进行瞬态动力学分析。而有限元模拟主要集中在短期效应,同时在模拟时简化腰椎几何形态,忽略了人体骨骼肌及周围软组织对生物力学的作用。因此,需要对腰椎展开进一步体外动态蠕变实验,分析腰椎间盘动态力学行为特性。

职业司机处于驾驶室的坐姿以及患有腰椎间盘突出症,都会使人体腰椎产生损伤风险^[7-8]。有研究通过实验方法测试全身振动下腰椎间盘的动态力学响应,主要包括志愿者在体实验、动物在体实验、体外实验等。志愿者在体实验常常采用加速器等传感器获取志愿者的运动学和力学响应^[9]。志愿者实验的生物逼真度较高,但人体的个体差异性较大,获得数据离散性较大。Jin 等^[10]使用小鼠模型进行在体实验,但动物椎间盘结构和实验时的应激反应与人类存在很大差异,故实验结果只能作为参考。也有研究通过体外实验测试低频振动下椎间盘的力学响应^[11]。Yang 等^[12]使用羊椎间盘测试低频振动下腰椎间盘的蠕变力学性能,并建立蠕变方程进行描述。但是,上述研究尚未考虑突出等因素以及加载方式的影响。

本文使用羊腰椎间盘进行体外动态蠕变实验,测试汽车振动下腰椎间盘的力学响应,运用本构模

型综合考虑腰椎突出、前屈加载方式、加速度等因素的影响^[13-14]。使用标准线性固体模型^[15-17]描述腰椎间盘的黏弹性特性,分析腰椎间盘突出与前屈加载影响力学行为变化规律的作用机制。

1 材料和方法

1.1 实验材料

购买 10 只新鲜宰杀的羊脊柱,获取腰椎间盘 L2~3、L3~4、L4~5、L5~6 运动节段,去掉肌肉组织、后部结构及韧带,保留腰椎间盘、少量椎体以及连接椎体的前纵韧带和后纵韧带,制作 30 个带有上下椎骨的实验样本[见图 1(a)]。L2~3、L3~4、L4~5、L5~6 腰椎间盘面积分别为 (490 ± 10) 、 (515 ± 10) 、 (538 ± 10) 、 (567 ± 10) mm²,腰椎间盘平均高度为 (4.11 ± 0.12) mm。

选择 L2~3、L3~4 运动节段以 0.008/s 应变速率,使用 WDW-10 型微机控制电子万能试验机[见图 1(b)],进行准静态垂直压缩加载至强度极限,制作突出腰椎间盘;而 L4~5、L5~6 运动节段作为对照组,制作健康腰椎间盘。所有试样使用浸泡生理盐水的纱布包裹,以防水分蒸发。对突出腰椎间盘模型进行核磁共振成像检查。结果显示,腰椎间盘均有明显纤维环突出,突出模型制作成功。

1.2 实验方法

1.2.1 动态蠕变测试 使用 INSTRON-E10000 型电子动静态万能试验机[见图 1(c)]进行动态蠕变测试,实验在室温下进行。动态蠕变测试步骤如下:①通过上下椎骨将完整的腰椎间盘试样分别以前屈和垂直方式固定在 INSTRON-E10000 型电子动静态万能试验机的实验平台上,进行压缩加载,停止载荷 1 kN,以模拟坐姿时人体腰椎负重。②维持

上述 1 kN 载荷不变,进行振动加载,调整振动波形为正弦波,振动频率 5 Hz,振动加速度分别为 0.2、0.1 g,振动加载时间 0.5 h。腰椎间盘受力 $F(t) = F_0 + m \sin \omega t$ 。 F_0 为垂直坐姿时人体腰椎负重, $F_0 = 1$ kN; m 为人体上半身体重, $m = 250$ N。

1.2.2 静态蠕变测试 使用长春机械院研发的

DDL100 电子万能试验机[见图 1(d)]进行静态蠕变测试,实验在室温下进行。静态蠕变测试步骤如下:① 通过上下椎骨将腰椎间盘试样分别以前屈和垂直方式固定在 DDL100 电子万能试验机的实验平台上,进行压缩加载,停止载荷 1 kN。② 维持上述 1 kN 载荷不变,进行静态蠕变试验,蠕变时间 1 h。

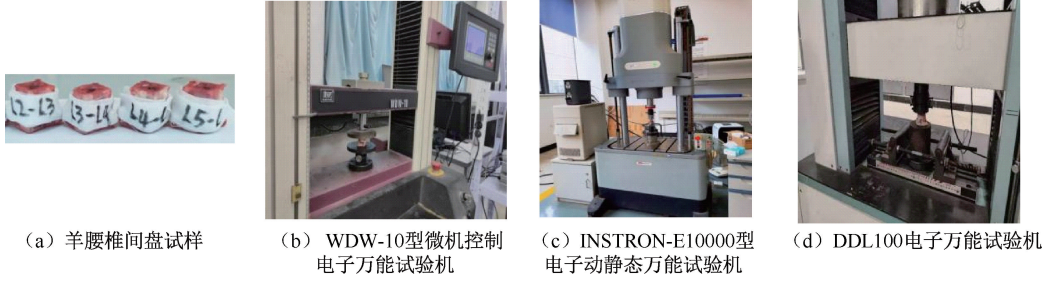


图 1 腰椎间盘试样制作和实验装置

Fig.1 Fabrication of lumbar disc specimens and experimental setup (a) Sheep lumbar intervertebral disc specimens, (b) WDW-10 type microcomputer control electronic universal testing machine, (c) SINSTRON-E10000 electronic dynamic and static testing machine, (d) SDDL100 electronic universal testing machine universal testing machine

1.3 标准线性固体模型

使用标准线性固体模型描述动态蠕变时腰椎间盘的黏弹性力学行为,模型由 1 个 Kelvin 模型和一个弹簧串联组成(见图 2)。

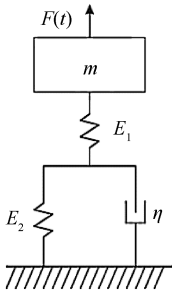


图 2 使用标准线性固体模型描述腰椎间盘的黏弹性力学行为

Fig.2 Mechanical behaviour of lumbar intervertebral discs described using the viscoelastic standard linear solid model

标准线性固体模型的微分型本构方程如下:

$$\sigma + p_1 \dot{\sigma} = q_0 \varepsilon + q_1 \dot{\varepsilon} \quad (1)$$

式中: $p_1 = \frac{\eta}{E_1 + E_2}$; $q_0 = \frac{E_1 E_2}{E_1 + E_2}$; $q_1 = \frac{E_1 \eta}{E_1 + E_2}$ 。 E_1 、 E_2 分别为 2 个弹簧的弹性模量, η 为阻尼器的黏性系数。

考虑突加应力 $\sigma(t) = \sigma_0 \cdot H(t)$ 的作用,得到静态蠕变方程如下(其中 $\tau = \eta/E_2$):

$$\varepsilon(t) = \left(\frac{\sigma_0}{E_1} + \frac{\sigma_0}{E_2} \right) - \frac{\sigma_0}{E_2} \cdot e^{-t/\tau} \quad (2)$$

由式(2)可以看出,模型具有瞬时弹性和平衡态的渐进值:

$$\begin{cases} \varepsilon(0) = \frac{\sigma_0}{E_1} \\ \varepsilon(\infty) = \frac{\sigma_0}{E_1} + \frac{\sigma_0}{E_2} \end{cases} \quad (3)$$

由此得到应变时间关系:

$$\varepsilon(t) = \varepsilon(\infty) - [\varepsilon(\infty) - \varepsilon(0)] \cdot e^{-t/\tau} \quad (4)$$

根据式(3),得到模型参数 E_1 、 E_2 的拟合方法:

$$\begin{cases} E_1 = \frac{\sigma_0}{\varepsilon(0)} \\ E_2 = \frac{\sigma_0}{\varepsilon(\infty) - \varepsilon(0)} \end{cases} \quad (5)$$

根据式(4),得到模型参数 η 的拟合方法:

$$\eta = -E_2 \times \frac{t}{\ln \left[\frac{\varepsilon(\infty) - \varepsilon(t)}{\varepsilon(\infty) - \varepsilon(0)} \right]} \quad (6)$$

将腰椎间盘静态蠕变实验的测试结果代入方程(5)、(6),即可求解模型参数 E_1 、 E_2 、 η (见表 1)。

为了分析图 2 所示标准线性固体模型中参数的物理意义,由 Boltzmann 叠加原理可得式(1)所示

表 1 基于静态蠕变测试结果计算腰椎间盘模型参数

Tab. 1 Calculated parameters of lumbar disc model based on static creep test results

试样类型	E_1/MPa	E_2/MPa	$\eta/(\text{GN}\cdot\text{m}^{-1})$	
			max	min
健康	10.64	10.60	16.41	3.25
突出	10.14	10.00	15.49	3.44

标准线性固体模型的积分型本构方程。恒应变率加载时^[17],本构方程为:

$$\sigma = \frac{E_1 E_2}{E_1 + E_2} \varepsilon + \frac{E_1^2 \theta}{(E_1 + E_2) \dot{\varepsilon}} \left[1 - \exp\left(-\frac{\varepsilon}{\dot{\varepsilon} \theta}\right) \right] \quad (7)$$

式中: $\theta = \eta / (E_1 + E_2)$ 。

由式(7)推导出标准线性固体模型的弹性模量:

$$E(\varepsilon) = \frac{E_1 E_2}{E_1 + E_2} + \frac{E_1^2 \theta}{(E_1 + E_2) \dot{\varepsilon}} \left[1 - \exp\left(-\frac{\varepsilon}{\dot{\varepsilon} \theta}\right) \right] \quad (8)$$

考虑应变率为 0 的极端情况,此时:

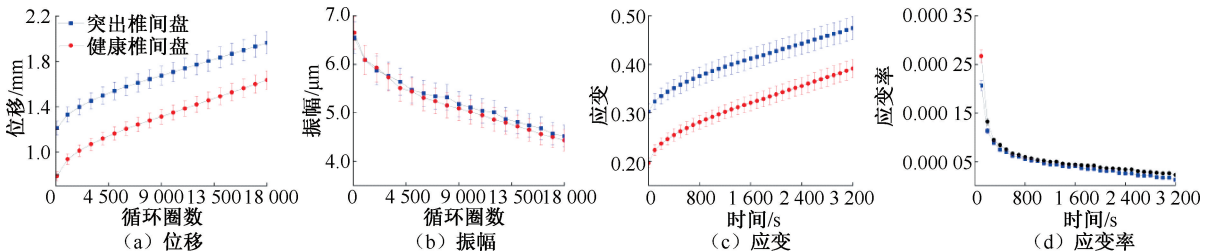


图 3 健康及突出腰椎间盘动态蠕变曲线

Fig. 3 Dynamic creep curves of healthy and herniated lumbar intervertebral discs (a) Displacement, (b) Amplitude, (c) Strain, (d) Strain rate

2.2 不同加载方式时动态蠕变曲线的变化规律

图 4 显示了振动加速度 0.2 g、垂直及前屈压缩下腰椎间盘的响应曲线。结果表明:① 突出腰椎间盘在前屈压缩下的振动位移显著大于垂直压缩,而健康腰椎间盘的振动位移在两种加载方式下差异较小。② 突出腰椎间盘在前屈压缩下的振幅显著大于垂直压缩,健康腰椎间盘在前屈压缩下的振幅显著大于垂直压缩。③ 前屈压缩下腰椎间盘的应变显著大于垂直压缩,且两种加载下的腰椎间盘的蠕变曲线,均由减速蠕变阶段和稳态蠕变阶段组

$$\lim_{\dot{\varepsilon} \rightarrow 0} E(\varepsilon) = \frac{E_1 E_2}{E_1 + E_2} \quad (9)$$

由式(9)看出,应变率趋近于 0 时,弹性模量仅与弹性模量 E_1 、 E_2 有关,而与阻尼系数 η 无关。

2 动态蠕变实验测试结果

2.1 突出腰椎间盘动态蠕变曲线的变化规律

图 3 显示了突出及健康腰椎间盘在振动加速度 0.2 g、前屈压缩下的响应曲线。结果表明:① 突出腰椎间盘的振动位移显著大于健康腰椎间盘。② 两种腰椎间盘的振幅无显著差异。③ 突出腰椎间盘的应变显著大于健康腰椎间盘。且两种试样的蠕变曲线均由两个阶段组成:减速蠕变阶段,蠕变速率随着时间的增长而逐渐减小;稳态蠕变阶段,随着时间的增长,蠕变速率保持恒定,蠕变变形量与时间成线性关系。④ 在减速蠕变阶段,突出腰椎间盘的蠕变速率减小幅度显著大于健康腰椎间盘;在稳态蠕变阶段,两种腰椎间盘的最小蠕变速率基本相同,突出腰椎间盘对最小蠕变速率影响可忽略不计(见图 3)。

成。④ 加载方式对于不同阶段蠕变速率的影响不同。在减速蠕变阶段,前屈加载显著降低了椎间盘的蠕变速率。在稳态蠕变阶段,两种加载方式的最小蠕变速率基本相同,影响可忽略不计(见图 4)。

2.3 不同振动加速度时动态蠕变曲线的变化规律

图 5 显示加速度分别为 0.2、0.1 g 时,前屈压缩下腰椎间盘的响应曲线。结果表明:① 不同加速度下腰椎间盘的振动位移基本一致。② 前屈压缩下,腰椎间盘的振幅显著大于前屈压缩。③ 前屈压缩下,突出和健康腰椎间盘的应变基本相同,且蠕

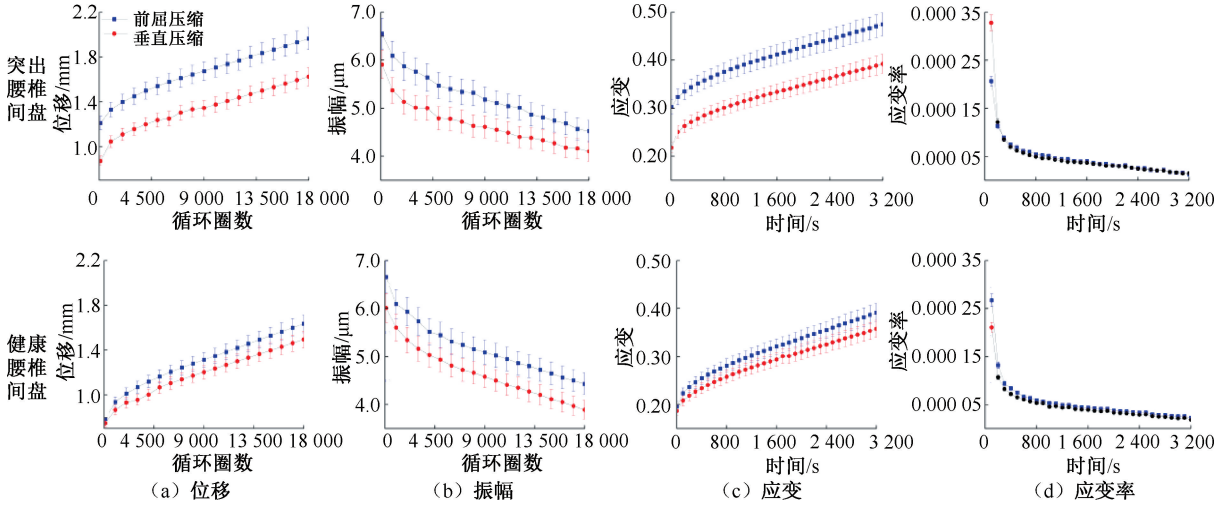


图4 不同加载方式时腰椎间盘动态蠕变曲线

Fig. 4 Dynamic creep curves of lumbar intervertebral discs under different loading modes (a) Displacement, (b) Amplitude, (c) Strain, (d) Strain rate

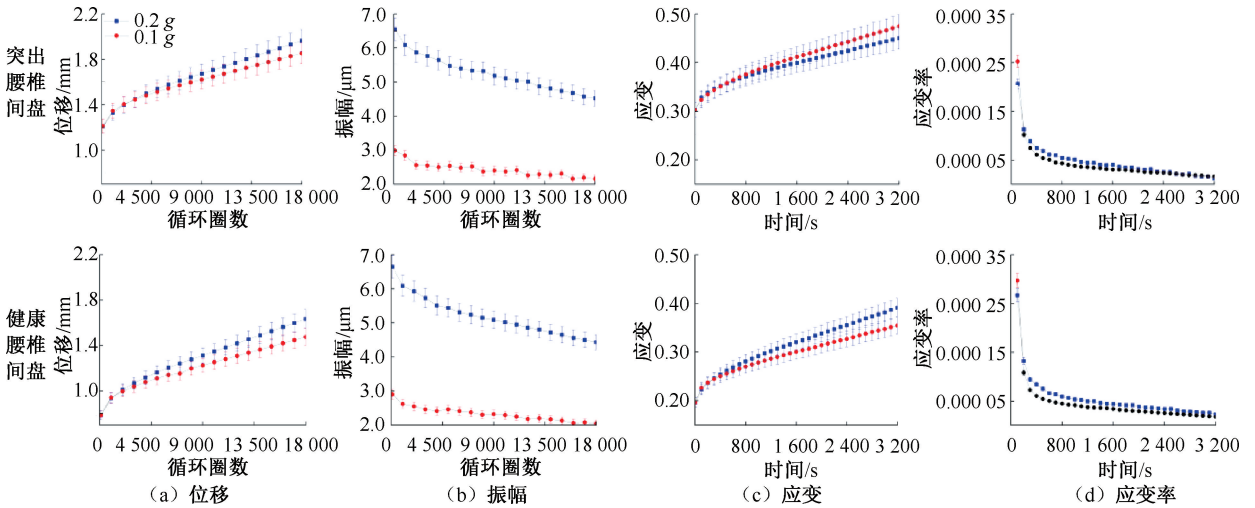


图5 不同振动加速度时前屈压缩下腰椎间盘动态蠕变曲线

Fig. 5 Dynamic creep curves of lumbar intervertebral discs under flexion compression at different vibration acceleration

(a) Displacement, (b) Amplitude, (c) Strain, (d) Strain rate

变曲线均由减速蠕变阶段和稳态蠕变阶段组成。

④ 加速度对于不同阶段蠕变速率的影响相同。在减速蠕变阶段,两种加速度加载下蠕变速率显著下降;稳态蠕变阶段,两种加速度加载下最小蠕变速率基本相同,影响可以忽略。

3 动态蠕变方程分析

动态蠕变时,作用于腰椎间盘的应力为:

$$\sigma = \sigma_0 + \sigma_1 \sin \omega t \quad (10)$$

式中: $\sigma_0 = F_0/S$; $\sigma_1 = ma/S$ 。将其代入式(1)所示的本构方程,可得:

$$\sigma_0 + \sigma_1 \sin \omega t + p_1 \sigma_1 \omega \cos \omega t = q_0 \varepsilon + q_1 \dot{\varepsilon} \quad (11)$$

对方程(11)求解,由叠加定理可知,整体蠕变应变 $\varepsilon(t) = \varepsilon_0(t) + \varepsilon_1(t)$ 由两部分组成。其中, $\varepsilon_0(t)$ 为加载应力为恒定值 σ_0 时的应变,即静态蠕变应变:

$$\varepsilon_0(t) = \left(\frac{\sigma_0}{E_1} + \frac{\sigma_0}{E_2} \right) - \frac{\sigma_0}{E_2} \cdot e^{-t/\tau} \quad (12)$$

式中: $\tau = \eta/E_2$ 。

将式(12)对时间微分,可获得静态蠕变应变率:

$$\frac{d\varepsilon_0(t)}{dt} = \frac{\sigma_0}{\eta} \cdot e^{-t/\tau} \quad (13)$$

由式(13)可见,静态蠕变应变率的值仅与蠕变载荷 σ_0 以及标准线性固体模型中的黏性系数 η 有关,而与弹性模量 E_1 、 E_2 无关。

$\varepsilon_1(t)$ 为加载应力为周期载荷 $\sigma_1 \sin \omega t$ 时的应变,即动态蠕变应变

$$\varepsilon_1(t) = \frac{A\sigma_1}{E_1} \{ \sin(\omega t - B) + \sin B \exp(-E_2 t / \eta) \} \quad (14)$$

式中:

$$\begin{cases} A = \sqrt{\frac{\eta^2 \omega^2 + (E_1 + E_2)^2}{E_2^2 + \eta^2 \omega^2}} \\ B = \arctan(\eta \omega / E_2) - \arctan[\eta \omega / (E_1 + E_2)] \end{cases} \quad (15)$$

将腰椎间盘标准线性固体模型的参数拟合结果代入式(15),由于阻尼系数 η 远大于弹性模量 E_1 、 E_2 ,可以计算得到 $A \approx 1$ 、 $B \approx 0$,则式(14)简化为:

$$\varepsilon_1(t) \approx (\sigma_1 / E_1) \sin \omega t \quad (16)$$

将式(16)对时间微分,可获得动态蠕变应变率:

$$\frac{d\varepsilon_1(t)}{dt} = \frac{\sigma_1 \omega}{E_1} \cos \omega t \quad (17)$$

由此可见,应力 $\sigma = \sigma_0 + \sigma_1 \sin \omega t$ 的动态蠕变加载时,整体蠕变应变是在式(12)所示的静态蠕变应变的基础上,叠加式(16)所示的动态蠕变应变。

4 讨论

Guo 等^[18]已初步探讨了振动载荷对腰椎间盘生物力学响应,而汽车振动下动态载荷对于腰椎间盘的具体作用机制尚不明确。由于振动载荷较静态载荷更易造成腰椎损伤^[19],故本文比较了突出和健康腰椎在相同振动频率和持续时间下生物力学响应,并分析前屈加载和不同振动加速度下腰椎间盘的黏弹性蠕变特性的影响。

4.1 突出腰椎间盘动态蠕变曲线的变化规律

在相同振动频率(5 Hz)和振动加速度(0.2 g)下,突出腰椎间盘对蠕变应变有显著影响,且远大于健康腰椎间盘。将图3中的测试结果代入式(9),得到恒应变率加载时腰椎间盘试样的弹性模量(见表2)。结果发现,突出后腰椎间盘的弹性模量明显减小,表明其刚度减小,这与已有的研究结果相同。Fan 等^[20]研究发现,低频振动对退化性脊柱运动节段的损伤比健康脊柱节段的损伤更严重。Wade 等^[21]采用动态椎间盘加载模拟器对绵羊腰椎进行1000次循环加载,发现原先已有缺陷的腰椎间盘外环突出。因此,在长期车辆载荷中,患有腰椎间盘突出症的乘车人员更容易发生损伤,突出腰椎间盘对振动幅值和蠕变速率无明显影响。

表2 基于动态蠕变测试结果计算腰椎间盘弹性模量

Tab.2 Calculated lumbar disc elastic modulus based on dynamic creep test results

试样	工况	a/g	E/MPa	$\sigma(E)$ /MPa
健康	垂直压缩	0.20	6.65	0.33
	前屈压缩	0.10	6.53	0.33
		0.20	6.10	0.31
突出	垂直压缩	0.20	5.88	0.29
	前屈压缩	0.10	4.93	0.25
		0.20	4.78	0.24

使用腰椎间盘进行静态蠕变测试(见图6),将测试结果代入式(9),以极小的恒应变率进行前屈压缩时,突出腰椎间盘的弹性模量小于健康腰椎间盘,这与图3所示动态蠕变的测试结果一致。

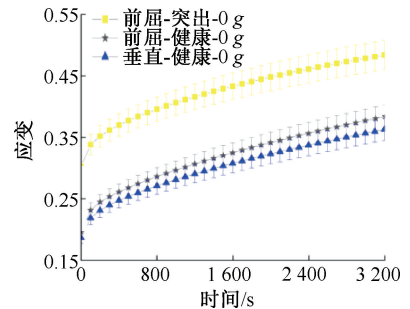


图6 腰椎间盘静态蠕变曲线

Fig.6 Static creep curves of lumbar intervertebral discs

本文发现,由于腰椎间盘的蠕变应变率很小,健康与突出试样的应变率没有表现出明显差异[见图3(d)],这与式(13)的计算结果一致。由式(13)可以看出,静态蠕变应变率与蠕变载荷 σ_0 成正比,

而与标准线性固体模型中黏性系数 η 成反比。由参数拟合结果可知,黏性系数 η 远大于蠕变载荷 σ_0 ,故腰椎间盘的蠕变应变率数值很小。

4.2 不同加载方式时动态蠕变曲线的变化规律

在相同的振动频率(5 Hz)和振动加速度(0.2 g)下,前屈加载腰椎间盘对蠕变应变有显著影响,且应变远大于垂直加载的腰椎间盘。这与 Zhang 等^[22]实验结果一致,使用全身有限元模型,提取 90°~115°倾角范围内的椎间盘内压力,得出 95°倾角的腰椎间盘内部载荷和变形最小、危险因子较小。Guo 等^[23]研究表明,躯干质心向前移动导致较大的相对旋转角度,会产生相对较大的拉伸或压缩应力。该结果说明,驾驶员在振动载荷下,选择垂直坐姿比前屈坐姿的腰椎间盘所受应力更小。

前屈加载方式对蠕变应变率无明显影响。将图 3~5 中的动态蠕变测试结果代入方程(9),计算出以极小的恒应变率进行加载时,不同类型腰椎间盘试样的弹性模量(见表 2)。结果发现,前屈压缩时腰椎弹性模量小于垂直压缩弹性模量,表明其刚度减小。该结果与 Liu 等^[17]研究结果相同,他们使用健康腰椎试样分别进行准静态前屈压缩和垂直压缩加载,模拟前屈和垂直坐姿时人体腰椎负重。Li 等^[24]结果表明,前屈时腰椎间盘的受力远大于垂直压缩,并且 L5~S1 节段的受力大于其他节段的腰椎间盘。

4.3 不同振动加速度时动态蠕变曲线的变化规律

在相同的振动频率(5 Hz)下,0.2 g 振动加速度载荷下的应变大于 0.1 g 应变,且应变随着振动加速度的增大而增大。这与 Yang 等^[12]实验结果相同,采用标准线性固体模型描述腰椎间盘的蠕变性能,腰椎间盘的黏弹性与振动频率有关,且失液率和应变率随着频率的增加而增加。同时,振动加速度对腰椎间盘的蠕变应变率无明显影响。

4.4 局限性与展望

后部结构是用来控制腰椎体的位置和方向的重要结构,起到承重和缓冲应力的重要作用。本文在处理标本时,仅保留腰椎间盘、少量椎体以及连接椎体的前纵韧带和后纵韧带,而去掉后部结构及韧带。今后的工作,将进一步分析后部结构对于腰椎间盘整体力学行为的影响。此外,腰椎间盘退变的病因及病理机制十分复杂,其中力学和生物学都

被归纳为腰椎间盘退变的主要原因,两者相互关联并相互放大。本文主要从生物力学角度研究长时间汽车振动下腰椎间盘力学响应的机制,今后将结合生物力学与分子细胞生物学两方面的研究进行深入分析。

5 结论

将突出和健康腰椎间盘样本分别以前屈和垂直方式进行压缩加载,模拟不同坐姿下汽车驾驶员的腰椎受力,进行动态蠕变试验,以评估汽车振动环境中腰椎受到的影响。实验得到腰椎振幅、应力和应变率等蠕变特性,运用标准线性固体模型,计算准静态恒应变率压缩时的弹性模量。结果表明:

(1)振动对已有突出的腰椎间盘有显著影响,尤其蠕变应变和蠕变应变率均相对于健康腰椎变化较大,对振幅与基本无影响;

(2)振动对前屈加载的腰椎间盘有显著影响,尤其蠕变振幅和蠕变应变率均相对于垂直加载的腰椎间盘变化较大,对蠕变应变与影响较小;

(3)振动加速度影响腰椎间盘振动幅值,对蠕变速率基本无影响;

(4)振动环境中,垂直压缩加载的腰椎间盘弹性模量大于前屈压缩加载。

基于研究结果,建议患有腰椎间盘突出症的驾驶员及时休息,减缓症状进一步恶化。驾驶员驾驶汽车时,应选择垂直坐姿以减少对腰椎间盘蠕变应变的影响。

利益冲突声明:无。

作者贡献声明:贾通举负责研究实施、数据分析与论文撰写;李晓骏、戴博、魏柯负责数据采集;刘清负责论文指导及修改;刘军、张春秋负责研究设计与指导。

参考文献:

- [1] JOSEPH L, STANDEN M, PAUNGMALI A, et al. Prevalence of musculoskeletal pain among professional drivers: A systematic review [J]. J Occup Health, 2020, 62(1): e12150.
- [2] MIDDENDORF JM, BAROCAS VH. An approach to quantify anisotropic multiaxial failure of the annulus fibrosus [J]. J Biomech Eng, 2024, 146(1): 014501.

- [3] FORMAN J, BOOTH G, MERGLER O, *et al.* Variability in body shape, superficial soft tissue geometry, and seatbelt fit relative to the pelvis in automotive postures-methods for volunteer data collection with open magnetic resonance imaging [J]. *J Biomech Eng*, 2024, 146(3): 031005.
- [4] ZHANG C, GUO LX. Prediction of the biomechanical behaviour of the lumbar spine under multi-axis whole-body vibration using a whole-body finite element model [J]. *Int J Numer Meth Bio*, 2023, 39(12): e3764.
- [5] AMIRI S, NASERKHAKI S, PARNIANPOUR M. Effect of whole-body vibration and sitting configurations on lumbar spinal loads of vehicle occupants [J]. *Comput Biol Med*, 2019(107): 292-301.
- [6] JIA SW, LI Y, XIE JD, *et al.* Differential response to vibration of three forms of scoliosis during axial cyclic loading: A finite element study [J]. *Bmc Musculoskel Dis*, 2019, 20(1): 370.
- [7] 梁振, 欧阳汉斌, 郑鸿, 等. 胸腰段骨质疏松椎体的模态分析 [J]. *医用生物力学*, 2020, 35(4): 422-427+435.
LIANG Z, OUYANG H, ZHENG H, *et al.* Modal analysis of thoracolumbar osteoporotic vertebral bodies [J]. *J Med Biomech*, 2020, 35(4): 422-427+435.
- [8] GRACI V, BURNS J, DUONG A, *et al.* The Influence of a booster seat on the motion of the reclined small female anthropomorphic test device in low-acceleration far-side lateral oblique impacts [J]. *J Biomech Eng*, 2024, 146(3): 031009.
- [9] SPÖRRI J, KRÖLL J, FASEL B, *et al.* The use of body worn sensors for detecting the vibrations acting on the lower back in alpine ski racing [J]. *Front Physiol*, 2017(8): 1-9.
- [10] JIN LY, YIN HL, XU YQ, *et al.* Long-term whole-body vibration induces degeneration of intervertebral disc and facet joint in a bipedal mouse model [J]. *Front Bioeng Biotech*, 2023(11): 1-15.
- [11] MARINI G, HUBER G, PÜSCHEL K, *et al.* Nonlinear dynamics of the human lumbar intervertebral disc [J]. *J Biomech*, 2015, 48(3): 479-488.
- [12] YANG XP, CHENG XM, LUAN YC, *et al.* Creep experimental study on the lumbar intervertebral disk under vibration compression load [J]. *P I Mech Eng H*, 2019, 233(8): 858-867.
- [13] 连子瞻, 孙彬, 于善江, 等. 前交叉韧带重建术后短期内移植体黏性变化 [J]. *医用生物力学*, 2023, 38(3): 535-541.
LIAN ZZ, SUN B, TU SJ, *et al.* Short-term changes of graft viscosity after anterior cruciate ligament reconstruction [J]. *J Med Biomech*, 2023, 38(3): 535-541.
- [14] 满喜, 郑松玲. 具有双特征时间参数的生物软组织黏弹性性质的理论研究 [J]. *医用生物力学*, 2022, 37(5): 902-910.
MAN X, ZHENG SL. Theoretical study on viscoelastic property of biological soft tissues with two characteristic time parameters [J]. *J Med Biomech*, 2022, 37(5): 902-910.
- [15] SUN ZW, SUN YL, LU T, *et al.* A swelling-based biphasic analysis on the quasi-static biomechanical behaviors of healthy and degenerative intervertebral discs [J]. *Comput Meth Prog Bio*, 2023(235): 1-9.
- [16] YANG MY, CUI YY, ZHANG Y, *et al.* Quantitative characterization of the elasticity, net creep, and swelling of the intervertebral disc: An *in vitro* experiment [J]. *J Bionic Eng*, 2022, 19(4): 1077-1086.
- [17] LIU Q, ZHANG HL, ZHANG YL, *et al.* Strain rate-dependent failure mechanics of the intervertebral disc under tension/compression and constitutive analysis [J]. *Med Eng Phys*, 2024(127): 104158.
- [18] GUO LX, LI R. Influence of vibration frequency variation on poroelastic response of intervertebral disc of lumbar spine [J]. *J Mech Sci Technol*, 2019, 33(2): 973-979.
- [19] CUI YY, SHEN HK, CHEN YR, *et al.* Study on the process of intervertebral disc disease by the theory of continuum damage mechanics [J]. *Clin Biomech*, 2022(98): 105738.
- [20] FAN RX, LIU J, LIU J. Finite element investigation on the dynamic mechanical properties of low-frequency vibrations on human L2-L3 spinal motion segments with different degrees of degeneration [J]. *Med Biol Eng Comput*, 2020, 58(12): 3003-3016.
- [21] WADE K, BERGER-ROSCHE N, SAGGESE T, *et al.* How annulus defects can act as initiation sites for herniation [J]. *Eur Spine J*, 2022, 31(6): 1487-1500.
- [22] ZHANG C, GUO LX. Analysis of lumbar spine injury with different back inclinations under whole-body vibration: A finite element study based on whole human body models [J]. *Int J Ind Ergonom*, 2023(95): 103447.
- [23] GUO LX, ZHANG M, WANG ZW, *et al.* Influence of anteroposterior shifting of trunk mass centroid on vibrational configuration of human spine [J]. *Comput Biol Med*, 2008, 38(1): 146-151.
- [24] LI K, ZHANG SJ, DU CF, *et al.* Effect of strain rates on failure of mechanical properties of lumbar intervertebral disc under flexion [J]. *Orthop Surg*, 2020, 12(6): 1980-1989.