

文章编号: 1004-7220(2024)06-1050-08

# 振动环境下头盔对飞行员椎间盘生物力学响应影响

刘景龙<sup>1,2</sup>, 徐鹏<sup>1,2</sup>, 王丽珍<sup>1,2,3</sup>, 樊瑜波<sup>1,3,4</sup>

(1. 北京航空航天大学 生物力学与力生物学教育部重点实验室, 北京市生物医学工程高精尖创新中心, 生物与医学工程学院, 北京 100191; 2. 杭州市北京航空航天大学国际创新研究院(北京航空航天大学国际创新学院) 医工交叉科创中心, 杭州 311115; 3. 北京航空航天大学 虚拟现实技术与系统全国重点实验室, 北京 100191; 4. 北京航空航天大学 医学科学与工程学院, 北京 100191)

**摘要:** **目的** 探究振动环境下头盔对飞行员椎间盘响应的影响。 **方法** 基于人体颈椎计算机断层扫描图像, 建立 C5~6 颈椎节段的多孔介质有限元模型。对验证后的模型施加 A、B、C 头盔和无头盔 4 种工况载荷, 开展时长 3 600 s 振动分析, 考虑振动频率影响, 得到髓核和基质的最大多孔压力与最大主应力。 **结果** 在同一振动频率下, 髓核和基质的最大多孔压力逐渐降低并趋于平稳, 髓核和基质最大多孔压力曲线在 B 头盔情况下最高, C、A 头盔次之, 无头盔最小。B 头盔情况下髓核的最大主应力曲线高于 C、A 头盔和无头盔。在 5、9 Hz 振动频率下, 不同头盔作用时基质的最大主应力随时间增加, 在约 1 200 s 后逐渐接近且趋于稳定。同一头盔情况下, 在加载 1 200~2 400 s 后, 髓核在 9 Hz 下最大主应力曲线高于 5、1 Hz 曲线。基质在 9、5 Hz 下的最大主应力曲线接近, 均高于 1 Hz 情况。 **结论** 不同头盔对椎间盘内髓核和基质多孔压力有显著影响, 振动频率的升高导致基质的最大主应力增加。

**关键词:** 振动载荷; 飞行员; 颈部损伤; 椎间盘退化; 多孔介质建模; 多孔压力

**中图分类号:** R 318.01 **文献标志码:** A

**DOI:** 10.16156/j.1004-7220.2024.06.006

## Effects of Helmet on Biomechanical Responses of Pilot's Intervertebral Disc under Vibration Environment

LIU Jinglong<sup>1,2</sup>, XU Peng<sup>1,2</sup>, WANG Lizhen<sup>1,2,3</sup>, FAN Yubo<sup>1,3,4</sup>

(1. Key Laboratory for Biomechanics and Mechanobiology of Ministry of Education, Beijing Advanced Innovation Center for Biomedical Engineering, School of Biological Science and Medical Engineering, Beihang University, Beijing 100191, China; 2. Innovation Center for Medical Engineering & Engineering Medicine, Hangzhou International Innovation Institute, Beihang University, Hangzhou 311115, China; 3. State Key Laboratory of Virtual Reality Technology and Systems, Beihang University, Beijing 100191, China; 4. School of Engineering Medicine, Beihang University, Beijing 100191, China)

**Abstract:** **Objective** To evaluate the effect of helmet on biomechanical responses of pilot's intervertebral disc under vibration environment. **Methods** A porous media finite element model of C5-6 segment was established based on the computed tomography (CT) images of an adult. Four loading conditions (A, B, C helmets and No helmet) were applied to the validated model with a duration of 3 600 s for vibration analysis. Considering the effects of vibration frequency, the maximum porous pressure (MPP) and maximum principal stress (MPS) of

收稿日期: 2024-07-13; 修回日期: 2024-08-02

基金项目: 国家自然科学基金项目(“叶企孙”科学基金项目)(U2241273)

通信作者: 王丽珍, 教授, E-mail: lizhenwang@buaa.edu.cn

nucleus pulposus (NP) and annulus substance (AS) were obtained. **Results** The MPP of NP and AS decreased and became stable under the same vibration frequency. The MPS of NP and AS for B helmet was the maximum, followed by C helmet, A helmet and No helmet. The curve of MPS for B helmet was higher than that of C helmet, A helmet and No helmet. At the vibration frequency of 5 Hz and 9 Hz, the MPS of AS under four helmet conditions increased with time, and reached a constant value after 1 200 s. Under the same helmet condition, after loading for 1 200–2 400 s, the MPS of NP at 9 Hz vibration frequency was higher than that at 5 Hz and 1 Hz. The MPS of AS at 9 Hz and 5 Hz was close to each other, and both were higher than that at 1 Hz. **Conclusions** The helmet has an important effect on the MPP of NP and AS, and the increase of vibration frequency will lead to the increase of the MPS of AS.

**Key words:** vibration load; pilot; neck injury; intervertebral disc degeneration; porous media modelling; porous pressure

飞行员颈部常出现疼痛<sup>[1]</sup>。统计显示,51%的飞行员出现过颈部疼痛<sup>[2]</sup>。颈部疼痛的原因有肌肉拉伤<sup>[3]</sup>、韧带撕裂<sup>[4]</sup>和椎间盘退化<sup>[5]</sup>等。椎间盘的退化是损伤长期累积的结果,造成椎间高度丧失、椎体运动受限,最终失去承载能力<sup>[6]</sup>。椎间盘退化的原因包括头盔佩戴<sup>[5]</sup>、飞行振动<sup>[7]</sup>、飞行时间<sup>[8]</sup>和座椅倾角<sup>[9]</sup>等,这些都会造成椎间盘受力状态的改变,是引起退化的重要因素<sup>[10-11]</sup>。因此,探究飞行员颈部椎间盘损伤退化的机制,对提高飞行员的飞行质量和作战效能具有重要意义。

头盔对飞行员头部有保护作用,但增加了颈部受力<sup>[12]</sup>。Sovelius 等<sup>[13]</sup>通过蹦床实验发现,头盔质量的增加加剧了颈部肌肉拉伸。Liu 等<sup>[14]</sup>基于多刚体动力学模型发现,头盔及附属装置加剧了弹射时颈椎的损伤风险。飞行中机体的振动会使得椎间盘产生疲劳损伤,导致椎间盘退化<sup>[10]</sup>。Byeon 等<sup>[8]</sup>认为,飞机的长时间振动是飞行员颈椎退化的重要因素。Beatty 等<sup>[7]</sup>研究发现,缓冲座椅能够降低振动时飞行员颈部的肌电信号。在现有针对椎间盘损伤与退化的有限元研究中,研究者通过改变材料属性和几何形状建立不同退化状态的模型,包括退化在静态加载下对椎间盘响应的影响<sup>[15]</sup>、椎间盘在冲击<sup>[16]</sup>和振动载荷下的响应<sup>[17-18]</sup>、椎间盘置换术对相邻节段力学响应的影响<sup>[19-20]</sup>。这对认识椎间盘退化机制具有重要意义。然而,针对飞行员在振动载荷工况下头盔作用对椎间盘响应影响的研究,目前鲜有报道。

椎间盘视为由液体和固体组成的双相结构,多孔介质有限元模型可以用来分析椎间盘的这种双

相特性<sup>[17-18,21]</sup>。本文基于人体颈部计算机断层扫描图像,建立人体颈部节段多孔介质有限元模型,对振动加载下不同头盔作用对椎间盘生物力学响应的分析进行分析,为振动作用时颈部椎间盘的响应分析提供支撑。

## 1 方法

### 1.1 模型建立

基于1名成年男性(年龄32岁,身高170 cm,体质量67 kg)的颈部CT图像,使用Mimics 21.0 (Materialise公司,比利时)逆向建模软件对图像进行提取、分割,得到C5、C6的点云数据。在Geomagic Studio 2017 (Geomagic公司,美国)中,对点云进行去噪、平滑,生成椎体的几何模型。使用Hypermesh 2017 (Altair公司,美国)生成椎体网格,建立松质骨、皮质骨、韧带、关节软骨和椎间盘,赋予各结构材料参数。使用ABAQUS 6.14 (Dassault Systemes公司,法国)进行仿真计算。模型的建立过程及计算边界条件如图1(a)所示,各部分结构如图1(b)所示。

表1给出了模型的材料参数。松质骨、基质、髓核、软骨终板和骨性终板设为多孔介质属性,为充满饱和液体的双相结构。固体相设为超弹性或者线弹性,液体相则通过设置渗透系数和孔隙比之间的关系表示流体的渗透。渗透系数( $k$ )由组织变形决定<sup>[15,22]</sup>:

$$k = k_0 \left[ \frac{e(1 + e_0)}{e_0(1 - e)} \right]^2 \exp \left[ M \left( \frac{1 + e}{1 + e_0} - 1 \right) \right] \quad (1)$$

式中: $k_0$ 为初始渗透系数; $e_0$ 为初始孔隙比。渗透系数 $k$ 取决于孔隙比 $e$ 。 $e$ 取决于组织内液体的体

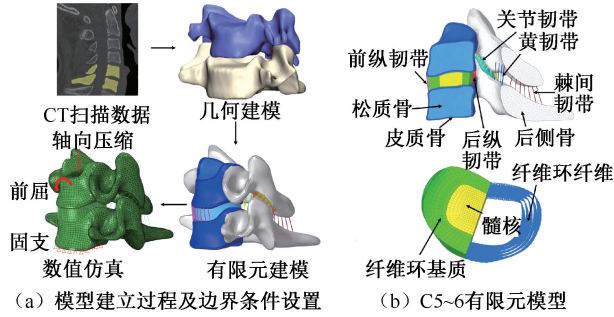


图1 多孔介质模型建立过程及各部分示意

Fig. 1 Modeling process and components of the porous media model (a) Modeling process of the model and setting of boundary conditions, (b) C5-6 finite element model

表1 有限元模型材料参数

Tab. 1 Material parameters of the finite element model

材料	$E / \text{MPa}$	$\nu$	$e_0$	$k_0 / [\text{mm}^4 \cdot (\text{kN} \cdot \text{s})^{-1}]$	参考文献
皮质骨	16 800	0.3	—	—	[25]
松质骨	450	0.3	0.41	57.735	[23,26]
关节软骨	10	0.4	—	—	[27]
软骨终板	5	0.4	4	4.041	[23,26]
骨性终板	5 600	0.3	0.8	75.000	[27-28]
髓核	Neo Hooke		5.67	0.156	[17,26]
	$C_{10}=0.12, D_1=2.475$				
纤维环基质	Mooney-Rivlin		2.45	0.156	[29]
	$C_{10}=0.133, C_{01}=0.0333, D_1=0.6$				
纤维环纤维	110	0.3	—	—	[29]
前纵韧带	28.2				
后纵韧带	23				
韧带	黄韧带	3.5	0.4	—	[24,30]
	关节韧带	4.8			
	棘间韧带	5			

注:  $E$  为弹性模量;  $\nu$  为泊松比;  $e_0$  为初始孔隙率;  $k_0$  为渗透系数。

## 1.2 模型验证

基于椎体节段的轴向压缩体外实验<sup>[31-32]</sup>, 设置相同的边界和加载条件, 通过对比椎体的高度变化, 对模型进行验证。Heuer 等<sup>[31]</sup> 对人体椎间节段施加 500 N 轴向压力, 获得了 15 min 内椎间高度的变化。Adams 等<sup>[32]</sup> 提取了轴向压缩 4.0 h 时椎间高度。

数值模型在施加轴向压缩时, 会产生附加力矩, 导致椎体前屈和后伸, 影响计算结果。文献认为轴向加载时, 矢状面内转角要小于  $0.5^\circ$ <sup>[33]</sup>。

积分  $\phi_f$ , 而  $\phi_f$  可由组织的变形得到。公式如下:

$$e = \phi_f / (1 - \phi_f) \quad (2)$$

$$\phi_f = 1 - J^{-1}(1 - \phi_{f0}) \quad (3)$$

式中:  $\phi_{f0}$  为液体的初始体积分数;  $J$  为组织的体积变化率, 由式(3)与初始孔隙比建立联系。

在 ABAQUS 中设置多孔流体/固体耦合单元, 创建流体渗透/应力耦合分析, 实现多孔介质有限元建模。在椎体间建立 Connector 单元施加载荷<sup>[23]</sup>, 对 C6 椎体的下表面施加固定约束。基质外侧的多孔压力边界设置为 0.2 MPa, 椎体间关节面的切向摩擦因数为 0.1<sup>[24]</sup>, 法向设为硬接触, 后侧骨设为刚体。

## 1.3 载荷工况和边界条件

本文通过施加周期性载荷实现振动加载。加载频率为 1、5、9 Hz, 振动加速度幅值为  $0.5 G$  ( $1 G = 9.8 \text{ m/s}^2$ )。考虑 3 种头盔情况, 分别是一种轻型头盔和两种重型头盔。两种重型头盔是在轻型头盔上添加了不同的显示装置, 二者质量接近, 但由于显示装置位置不同, 导致头盔质心分布不同。为了表示头盔和人体头部的共同作用, 按照头盔和头部的重心分布关系, 得到头部的整体重量和质心位置, 分别命名为 A、B、C 头盔(见表 2)<sup>[12]</sup>, 无头盔作

为对照组。将不同头盔工况下头盔质量向头部质心简化,得到轴向压缩力和前屈力矩,基于振动幅值加速度得到力的振动幅值,将振动载荷施加在模型上,共计 12 种工况。振动载荷持续加载 3 600 s,计算结果每 20 s 输出 1 次,提取髓核和基质的最大多孔压力和最大主应力进行分析。

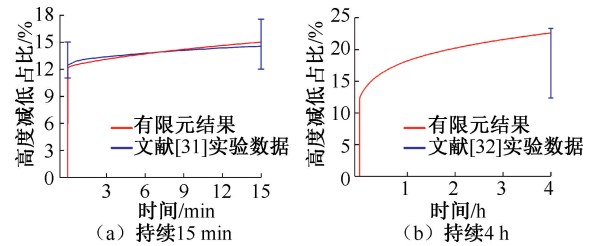
表 2 头部质量特性<sup>[12]</sup>Tab. 2 Mass properties of the head and helmets<sup>[12]</sup>

工况	质量/kg	重心位置/m	
		x 向	z 向
无头盔	4.16	0.027	0.021
A 头盔	5.16	0.022	0.025
B 头盔	5.75	0.035	0.036
C 头盔	5.80	0.021	0.038

## 2 结果

### 2.1 模型验证结果

图 2 对比了模型计算的椎间高度与文献[31-32]的实验结果。图 2(a) 所示为加载 15 min 椎间高度数据,误差棒表示在加载开始和结束时刻高度的变化范围,中间的蓝色曲线为实验中椎间高度变化的均值。在加载初始和结束时,计算结果都在实验结果的变化范围内。在整个加载过程中,计算结果与实验数据接近且趋势一致。图 2(b) 所示为加载 4 h 后的高度变化范围,模型的高度接近误差棒的上边界,位于实验数据范围内。在轴向加载中,模型前屈后伸的最大角度为 0.46°。

图 2 轴向压缩 500 N 模型椎间高度降低验证<sup>[31-32]</sup>Fig. 2 Validation of percentage of height loss of the finite element model under 500 N compression<sup>[31-32]</sup>

(a) Over 15 min, (b) Over 4 h

### 2.2 最大多孔压力

由不同头盔作用时髓核和基质最大多孔压力 (maximum pore pressure, MPP) 随时间的变化曲线可见,对于髓核,振动频率为 1 Hz 时,在初始加载时刻,无头盔以及 A、B、C 头盔对应的 MPP 分别为 0.511、0.546、0.759、0.584 MPa。在 0~300 s 内,无头盔以及 A、C 头盔 MPP 降低,之后约呈线性降低。B 头盔 MPP 在约 600 s 后呈线性降低。振动频率为 5、9 Hz,4 种头盔作用下髓核 MPP 变化与 1 Hz 基本一致。对于基质,振动频率为 1 Hz 时,在初始加载时刻,4 种头盔情况对应的 MPP 分别为 0.698、0.741、1.056、0.789 MPa,然后急剧下降,之后下降速率降低,在 600 s 后下降速率基本不变。振动频率为 5、9 Hz,髓核 MPP 的变化趋势与 1 Hz 基本一致(见图 3)。

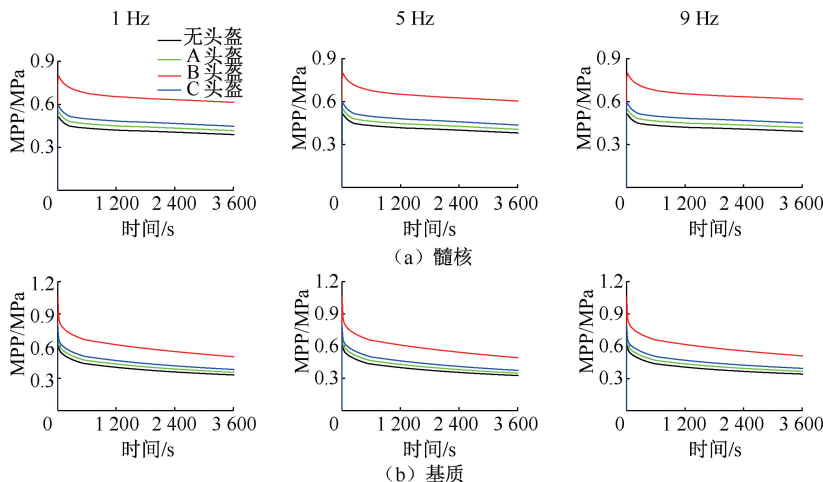


图 3 不同头盔作用时最大多孔压力对比

Fig. 3 Comparison of maximum pore pressure under different helmet conditions

(a) Nucleus pulposus, (b) Substance



由不同振动频率下 MPP 变化曲线可见,对于髓核,在无头盔情况下,MPP 在初始加载时迅速增加,在 0~300 s 时,非线性降低,在 300 s 后线性降低。在约 1 200 s 前,3 种频率下髓核的 MPP 曲线基本重叠。对于 A、C 头盔,3 种频率对应的髓核 MPP 的变化趋势与无头盔情况基本一致。对于 B 头盔,MPP 在 0~600 s 呈非线性降

低,在约 1 200 s 时,不同频率下的曲线不再重叠。对于基质,无头盔情况下,MPP 在初始时刻迅速增加,在 0~600 s 时,非线性降低,在 600 s 后曲线稳定。在约 1 200 s 前,3 种频率对应的髓核 MPP 曲线基本重叠,在 1 200 s 后不再重叠,3 种头盔情况下 MPP 的变化与无头盔情况基本一致(见图 4)。

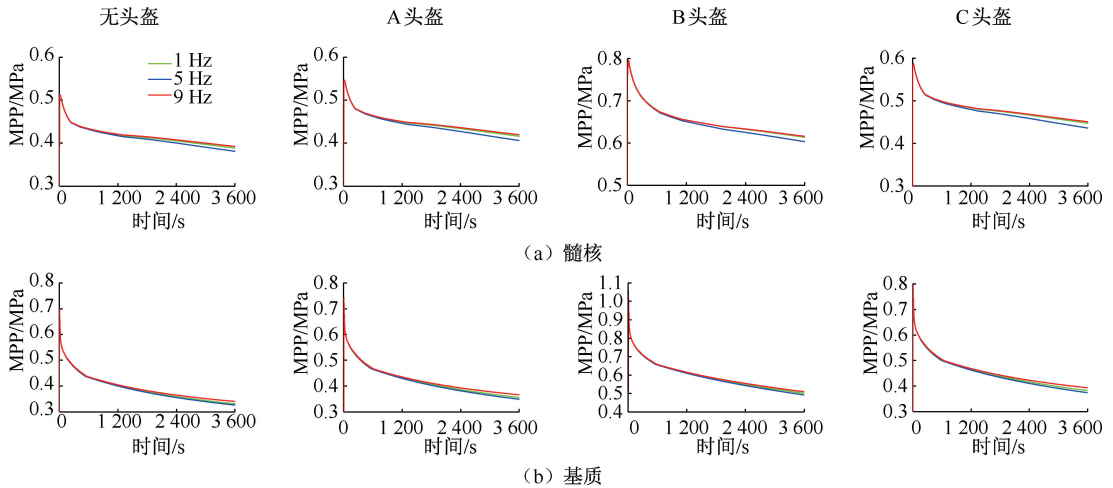


图 4 不同振动频率下最大多孔压力对比

Fig. 4 Comparison of maximum pore pressure under different vibration frequencies

(a) Nucleus pulposus, (b) Substance

### 2.3 最大主应力

由不同头盔作用时最大主应力(maximum principal stress, MPS)变化曲线可见,对于髓核,在 1 Hz 时,初始加载后 4 种头盔的 MPS 分别为 0.125、0.134、0.188、0.144 MPa。加载后约 300 s 内,MPS 略有上升,然后下降。在 5 Hz 时,无头盔以及 A、C 头盔 MPS 在加载完成后到约 600 s 趋于稳定,之后逐渐下降,到 1 800 s 前后趋于稳定。B 头盔 MPS 从 300 s 前后开始约呈线性下降,到 2 400 s 前后趋于稳定。在 9 Hz 时,无头盔以及 A、C 头盔 MPS 在加载初期约 300 s 内出小幅波动后逐渐升高,在 600 s 后逐渐降低,在 1 200~1 800 s 之间出现转折点,然后逐渐增加。对于基质,在 1 Hz 时,无头盔以及 A、C 头盔的 MPS 较为平稳,无头盔情况在约 1 600 s 时出现转折点,A、C 头盔情况在约 1 200 s 出现拐点,然后增加。B 头盔在初始加载后,MPS 呈线性降低,直到约 2 400 s 出现转折点,而后逐渐升高。在 5 Hz 时,无头盔以及 A、C 头盔 MPS 在加载完成

后到约 300 s 内略微升高并出现转折点,然后增加。在加载后到约 600 s,B 头盔 MPS 出现转折点,曲线趋势与其他 3 种头盔情况接近。在 9 Hz 时,4 种头盔的 MPS 与 5 Hz 类似(见图 5)。

由不同振动频率下 MPS 变化曲线可见,对于髓核,无头盔时,3 种频率对应的 MPS 在约 600 s 后开始逐渐降低。从 600~1 800 s,5、1 Hz 曲线基本重叠,而后 5 Hz 的 MPS 升高。9 Hz 时,MPS 在约 600 s 后高于 1、5 Hz 情况,在约 1 800 s 时出现转折。对于 A、C 头盔,3 种频率的变化趋势与无头盔接近。其中 1 Hz 时,MPS 在 3 000 s 后趋于稳定。对于 B 头盔,在 5、9 Hz 时,MPS 变化曲线在 1 800~2 400 s 之间出现转折,然后基本稳定。对于基质,无头盔加载约在 100 s 内,3 种频率下的 MPS 接近。1 Hz 时,MPS 在 1 200~1 800 s 之间出现转折,其后约呈线性增加。5、9 Hz 时,在约 100 s 后曲线突然升高,曲线斜率降低,在约 2 400 s 后曲线趋于稳定。对于 A、B、C 头盔,3 种频率对应的曲线与无头盔接近(见图 6)。

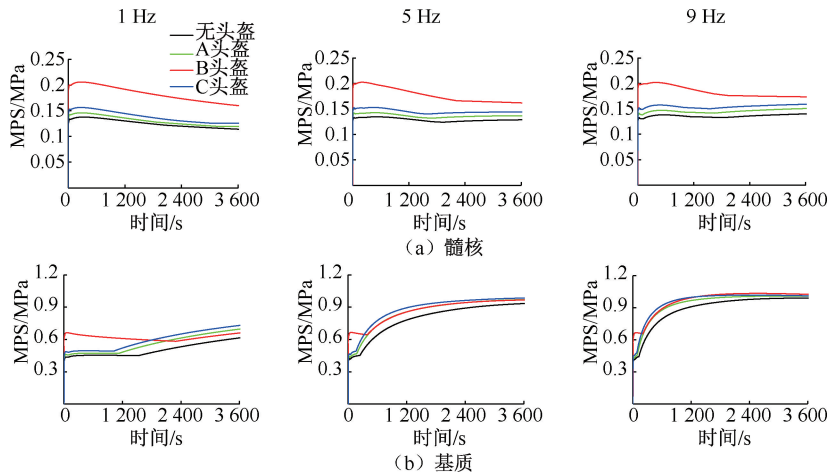


图5 不同头盔作用时最大主应力对比

Fig. 5 Comparison of maximum principal stress under different helmet conditions

(a) Nucleus pulposus, (b) Substance

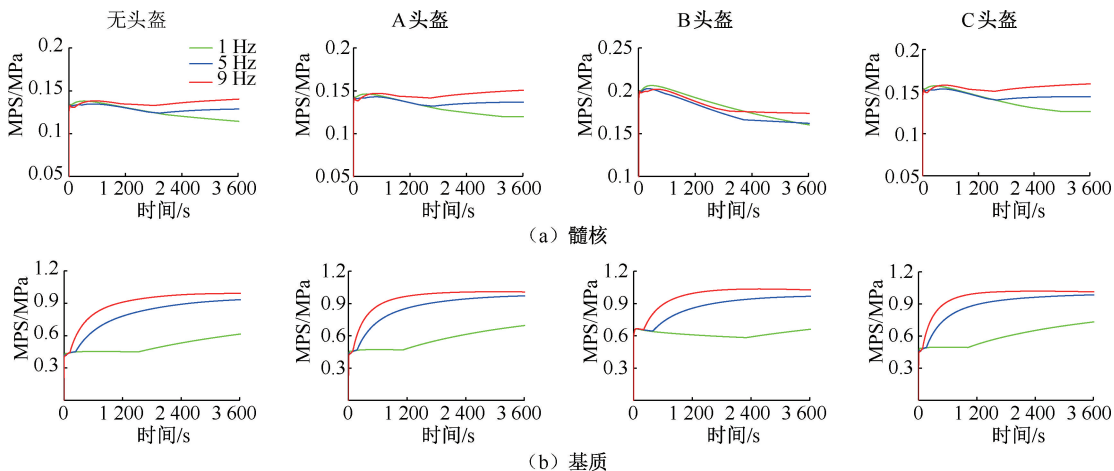


图6 不同振动频率作用时最大主应力对比

Fig. 6 Comparison of maximum principal stress of nucleus pulposus and substance under different vibration frequencies

(a) Nucleus pulposus, (b) Substance

### 3 讨论

本文研究了振动加载下,头盔和振动频率对飞行员颈椎椎间盘生物力学响应的影响。验证结果显示,模型在15 min中高度变化与Heuer等<sup>[31]</sup>实验数据吻合较好,加载4 h后模型高度变化也位于Adams等<sup>[32]</sup>实验结果的范围,但是接近上边界,显示模型在模拟长期加载中可能会存在偏差。为了减小轴向加载时的附加力矩,通过调整加载点位置,椎体节段在轴向压缩时前屈后伸的最大角度为 $0.46^\circ$ ,满足文献<sup>[33]</sup>中小于 $0.5^\circ$ 的要求。

在多孔介质模型中,多孔压力代表流体相的响应,椎间盘中的多孔压力可反映内部的流体对膨出的影响<sup>[34]</sup>。本文发现,对于髓核和基质,B头盔作用时MPP均高于其他头盔情况。在1 Hz时,B头盔作用时髓核MPP比无头盔以及A、C头盔分别高出48.5%、39.0%和30.0%,说明B头盔作用下会增加椎间盘膨出风险。B、C头盔质量接近,但B头盔质心靠前,而C头盔对应的多孔压力显著小于B头盔,说明头盔位置相对于头部质心的前移是导致B头盔作用下MPP较大的原因。通过力学分析,质心靠前导致相同力作用下相对头部坐标的附

加力矩增加,使得颈部受到更大力矩。椎间盘容易在拉伸作用下发生破坏<sup>[18]</sup>,MPS反映了固体相受力,MPS>0表示固体相拉伸,在同一振动频率下,髓核在B头盔作用时MPS均高于其他头盔情况,这与B头盔质心靠前导致的附加力矩密切相关。研究发现,相比于轴向压缩,轴向压缩和前屈等共同作用的复合加载容易导致椎间盘失效<sup>[11]</sup>,提示要尽可能避免头盔质心前移。对比C、A头盔,尽管相对于无头盔情况质量增加,但是质心位置却比无头盔情况靠后,降低了由于质量增加引起的附加力矩,故对MPS的影响较小。综上所述,头盔质量和质心位置共同影响颈部的力学响应<sup>[12]</sup>。

本文发现,对于同一头盔,髓核、基质在不同振动频率下的MPP曲线基本重叠,表明椎间盘MPP不受频率影响。对于髓核,在无头盔以及A、C头盔情况下,加载时间越长,频率对MPS的影响越大,显示出MPS的频率相关性。而B头盔的频率相关性较低,可能与B头盔下过大的前屈力矩有关,过大的前屈力矩抑制了频率对髓核MPS的影响。对于基质,在600s后,MPS呈现了显著的频率相关性。MPS越大,表明基质受到拉伸作用越显著,而拉伸作用易导致椎间盘的损伤,损伤部位材料力学性能下降,容易导致突出<sup>[18]</sup>。现有针对椎间盘的研究中,也发现了多孔压力和应力与频率之间的相关性<sup>[21]</sup>。研究发现,在振动加载时,椎间盘应力和孔隙压力的变化可呈现周期性波动<sup>[17]</sup>,说明振动频率越接近结构的固有频率,周期性波动的幅度就越大。本文没有发现椎间盘响应的周期性波动现象,推测一方面是由于考虑了力的和力矩的共同加载,另一方面与各组织的材料特性和模型的几何形状有关。文献<sup>[17-18, 21]</sup>都是关于腰椎振动的研究,这可能导致了本文结果与文献结论不一致的情况。

本研究还存在一些不足:①飞行员在飞行中需转动头部,导致头部质心位置变化,而本文只研究了正常姿势下头盔的影响,未来需进一步考虑头部转动的影响。②为了提高计算效率,只建立了颈椎节段模型,将头盔载荷简化到人体头部坐标系位置,没有考虑头颈部其他结构的影响,可能使得力学响应不能展示真实情况。③在材料方面,未考虑椎间盘内的代谢作用。椎间盘退化是一个长达数月甚至数年的过程,本研究无法对长达数年尺度的

退化进行模拟,后续要开发新的方法对椎间盘退化过程进行预测。

## 4 结论

本文基于人体颈部扫描图像,建立了C5~6节段多孔介质有限元模型,分析飞行振动工况下4种头盔作用对椎间盘力学响应的影响,结论如下:

(1)头盔质量和质心位置分布对椎间盘响应有重要影响。头盔质心靠前,重量增加,导致髓核和基质的多孔压力和主应力增加。因此,在头盔设计中需要综合考虑头盔质量与质心分布的关系。

(2)振动频率的作用对髓核和基质的多孔压力没有显著影响,9.5 Hz振动工况下,基质的MPS均显著高于1 Hz情况,且趋势接近,表明频率的增加加大了基质的损伤风险,可能导致椎间盘的退化。

利益冲突声明:无。

作者贡献声明:刘景龙负责模型的建立验证、数据处理和论文撰写;徐鹏负责对具体建模过程、验证和数据处理的把关;王丽珍、樊瑜波提出研究目标和思路、修改论文。

## 参考文献:

- [1] 王丽珍,樊瑜波. 过载性损伤与防护生物力学[J]. 力学进展, 2020(50): 202004.
- [2] RICHES A, SPRATFORD W, WITCHALLS J, *et al.* A systematic review and meta-analysis about the prevalence of neck pain in fast jet pilots [J]. *Aerosp Med Hum Perform*, 2019, 90(10): 882-890.
- [3] POUSETTE MW, MARTIRE RL, LINDER J, *et al.* Neck muscle strain in air force pilots wearing night vision goggles [J]. *Aerosp Med Hum Perform*, 2016, 87(11): 928-932.
- [4] ANDERSEN HT. Neck injury sustained during exposure to high-G forces in the F16B [J]. *Aviat Space Environ Med*, 1988, 59(4): 356-358.
- [5] KESKIMOLO T, PERNU J, KARPPINEN J, *et al.* Degenerative cervical spine changes among early career fighter pilots: A 5-year follow-up [J]. *BMJ Mil Health*, 2021, 169(4): 291-296.
- [6] IATRIDIS JC, NICOLL SB, MICHALEK AJ, *et al.* Role of biomechanics in intervertebral disc degeneration and regenerative therapies: What needs repairing in the disc and what are promising biomaterials for its repair? [J]. *Spine J*, 2013, 13(3): 243-262.
- [7] BEATTY HEW, LAW AJ, THOMAS JR, *et al.* Amplified pilot head vibration and the effects of vibration mitigation on neck muscle strain [J]. *Aerosp Med Hum Perform*, 2018, 89(6): 510-519.

- [ 8 ] BYEON JH, KIM JW, JEONG HJ, *et al.* Degenerative changes of spine in helicopter pilots [J]. *Ann Rehabil Med*, 2013, 37(5): 706-712.
- [ 9 ] 刘景龙, 赵彦鹏, 卜伟平, 等. 座椅椅背倾角对飞行员颈部损伤的影响[J]. *医用生物力学*, 2023, 38(4): 703-709.  
LIU JL, ZHAO YP, BU WP, *et al.* Effects of the seat back angle on neck injury of pilots[J]. *J Med Biomech*, 38(4): 703-709.
- [10] VERMA S, CHANDA A. State-of-the-art of finite element modelling of the human spine to study the impact of vibrations: A review [J]. *Int J Comput Meth Eng Sci Mech*, 2024, 25(4): 225-247.
- [11] WALTER BA, KORECKI CL, PURMESSUR D, *et al.* Complex loading affects intervertebral disc mechanics and biology [J]. *Osteoarthritis Cartilage*, 2011, 19(8): 1011-1018.
- [12] 王丽珍, 刘景龙, 赵彦鹏, 等. 飞行过程中头盔对飞行员颈部损伤的影响[J]. *北京航空航天大学学报*, 2022, 48(9): 1818-1826.
- [13] SOVELIUS R, OKSA J, RINTALA H, *et al.* Neck muscle strain when wearing helmet and NVG during acceleration on a trampoline [J]. *Aviat Space Environ Med*, 2008, 79(2): 112-116.
- [14] LIU JL, LIU HQ, BU WP, *et al.* Effects of different helmet-mounted devices on pilot's neck injury under simulated ejection [J]. *Comput Methods Biomech Biomed Eng*, 2023, 26(12): 1510-1521.
- [15] 刘景龙, 徐鹏, 李侨, 等. 软骨终板退化对颈椎椎间盘物质运输和力学响应的影响[J]. *应用数学和力学*, 2024, 45(6): 763-774.
- [16] 王家涛, 包佳仪, 周前祥, 等. 飞行员机动飞行过程中颈椎动力学响应仿真及损伤预测[J]. *医用生物力学*, 2022, 37(2): 262-267.  
WANG JT, BAO JY, ZHOU QX, *et al.* Dynamic response simulation and damage prediction of pilot cervical vertebra during maneuver flight [J]. *J Med Biomech*, 2022, 37(2): 262-267.
- [17] FAN RX, LIU J, LIU J. Prediction of the natural frequencies of different degrees of degenerated human lumbar segments L2-L3 using dynamic finite element analysis [J]. *Comput Methods Programs Biomed*, 2021(209): 106352.
- [18] 谢贻翔, 张涵, 朱卫平. 轴向振动时节段曲度对腰椎间盘应力演化的影响[J]. *中国生物医学工程学报*, 2020, 39(1): 74-83.
- [19] WHITE NA, DANIELSON KA, GAYZIK FS, *et al.* Effects of cervical arthroplasty on neck response during a simulated rotary-wing aircraft impact [J]. *Int J Crashworthiness*, 2016, 21(4): 323-337.
- [20] HUANG HW, LIU JL, WANG LZ, *et al.* A critical review on the biomechanical study of cervical interbody fusion cage [J]. *Med Novel Tech Dev*, 2021, 11: 100070.
- [21] 朱松峰, 杨秀萍, 梁义超, 等. 振动载荷下腰椎间盘力学响应的仿真分析[J]. *天津理工大学学报*, 2018, 34(5): 56-60.
- [22] ARGOUBI M, SHIRAZI-ADL A. Poroelastic creep response analysis of a lumbar motion segment in compression [J]. *J Biomech*, 1996, 29(10): 1331-1339.
- [23] CAI XY, SANG DC, YUCHI CX, *et al.* Using finite element analysis to determine effects of the motion loading method on facet joint forces after cervical disc degeneration [J]. *Comput Biol Med*, 2020(116): 103519.
- [24] ZHOU EZ, HUANG HW, ZHAO YB, *et al.* The effects of titanium mesh cage size on the biomechanical responses of cervical spine after anterior cervical corpectomy and fusion: A finite element study [J]. *Clin Biomech*, 2022(91): 105547.
- [25] REILLY DT, BURSTEIN AH, FRANKEL VH. The elastic modulus for bone [J]. *J Biomech*, 1974, 7(3): 271-275.
- [26] HUSSAIN M, NATARAJAN RN, AN HS, *et al.* Progressive disc degeneration at C5-C6 segment affects the mechanics between disc heights and posterior facets above and below the degenerated segment: A flexion-extension investigation using a poroelastic C3-T1 finite element model [J]. *Med Eng Phys*, 2012, 34(5): 552-558.
- [27] PANZER MB, CRONIN DS. C4-C5 segment finite element model development, validation, and load-sharing investigation [J]. *J Biomech*, 2009, 42(4): 480-490.
- [28] HASSAN CR, LEE W, KOMATSU DE, *et al.* Evaluation of nucleus pulposus fluid velocity and pressure alteration induced by cartilage endplate sclerosis using a poro-elastic finite element analysis [J]. *Biomech Model Mechanobiol*, 2021, 20(1): 281-291.
- [29] WANG K, DENG Z, WANG HH, *et al.* Influence of variations in stiffness of cervical ligaments on C5-C6 segment [J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2017(72): 129-137.
- [30] MO ZJ, LI Q, JIA ZW, *et al.* Biomechanical consideration of prosthesis selection in hybrid surgery for bi-level cervical disc degenerative diseases [J]. *Eur Spine J*, 2017, 26(4): 1181-1190.
- [31] HEUER F, SCHMITT H, SCHMIDT H, *et al.* Creep associated changes in intervertebral disc bulging obtained with a laser scanning device [J]. *Clin Biomech*, 2007, 22(7): 737-744.
- [32] ADAMS MA, HUTTON WC. The effect of posture on the fluid content of lumbar intervertebral discs [J]. *Spine*, 1983, 8(6): 665-671.
- [33] SCHMIDT H, SHIRAZI-ADL A, GALBUSERA F, *et al.* Response analysis of the lumbar spine during regular daily activities—A finite element analysis [J]. *J Biomech*, 2010, 43(10): 1849-1856.
- [34] ADAMS MA, MCNALLY DS, DOLAN P. 'Stress' distributions inside intervertebral discs [J]. *J Bone Joint Surg*, 1996, 78(6): 965-972.