

文章编号: 1004-7220(2023)01-0077-07

持续性过载条件下飞行员峡部裂腰椎的动力学响应及损伤预测

靳萌萌¹, 王家涛², 郭攀¹, 周前祥², 汪毅³, 张景飞¹

(1. 郑州大学 力学与安全工程学院, 郑州 450001; 2. 北京航空航天大学 生物与医学工程学院, 北京 100083;

3. 中国人民大学 体育部, 北京 100872)

摘要:目的 在腰椎有限元模型构建及验证的基础上,对飞行员腰椎正常、L5 单侧及双侧峡部裂模型动力学响应进行仿真计算和损伤预测,探究持续性飞行过载对飞行员腰椎正常及峡部裂状态下的影响。方法 基于腰椎 CT 图像,采用逆向工程软件和计算机辅助工程(computer-aided engineering, CAE)技术建立人体腰椎精细的三维有限元模型;利用腰椎静态与动态体外实验验证模型的有效性;开展持续性过载条件下飞行员正常腰椎及峡部裂腰椎生物力学仿真分析,并结合动态响应指数(dynamic response index, DRI)损伤评价预测方法对脊柱损伤情况进行预测分析。结果 单侧及双侧峡部裂模型的 L5 椎体峡部最大应力分别为 105.29、126.32 MPa,明显高于正常模型;峡部裂模型的 L4~5 和 L5~S1 节段椎间盘相比正常模型更易出现过早退行性改变;结合 DRI 脊柱损伤预测方法,正常腰椎、L5 单侧及双侧峡部裂的脊柱损伤概率分别为 0.001 4%、2.26% 和 3.21%,峡部裂发生后脊柱损伤概率明显升高。结论 峡部裂加重了飞行过载下腰椎峡部的负荷。研究结果为制定训练方案和防具开发提供更精确的数据支撑,保证飞行安全。

关键词: 腰椎峡部裂; 持续性飞行过载; 损伤预测; 仿真分析

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2023.01.011

Dynamic Response and Injury Prediction for Lumbar Vertebrae of Pilots with Spondylolysis under Persistent Overload

JIN Mengmeng¹, WANG Jiatao², GUO Pan¹, ZHOU Qianxiang², WANG Yi³, ZHANG Jingfei¹

(1. School of Mechanics and Safety Engineering, Zhengzhou University, Zhengzhou 450001, China; 2. School of Biological Science and Medical Engineering, Beihang University, Beijing 100083, China; 3. Department of Physical Education, Renmin University of China, Beijing 100872, China)

Abstract: Objective Based on construction and verification of the lumbar finite element model, the simulation calculation and injury prediction on dynamic response of normal lumbar model and L5 unilateral and bilateral spondylolysis models of the pilot were carried out, so as to explore the influence of persistent flight overload on normal and spondylolysis lumbar vertebrae of the pilot. **Methods** The precise finite element model of lumbar vertebrae was established using reverse engineering software and computer-aided engineering (CAE) technology based on CT images. The validity of the lumbar vertebrae model was verified by static and dynamic *in vitro* experiments. The biomechanical simulation analysis on normal and spondylolysis lumbar vertebrae of the pilot

收稿日期: 2022-09-17; 修回日期: 2022-10-24

基金项目: 国家重点研发计划项目(2016YFC0802807), 河南省高等学校重点科研项目(21A130004)

通信作者: 郭攀, 讲师, E-mail: panguo@zzu.edu.cn

under persistent overload was carried out, and the spinal injury was predicted and analyzed by dynamic response index (DRI) injury evaluation and prediction method. **Results** The maximum isthmus stress of L5 vertebra in unilateral and bilateral spondylolysis models were 105.29 MPa and 126.32 MPa, respectively, which were significantly higher than those in normal model. The L4-5 and L5-S1 intervertebral discs of the spondylolysis model were more prone to premature degenerative changes than those of normal model. Combined with DRI spinal injury prediction method, the probability of spinal injury in normal lumbar vertebrae, lumbar vertebrae with L5 unilateral and bilateral spondylolysis were 0.001 4%, 2.26% and 3.21%, respectively, and the probability of spinal injury was significantly increased after the occurrence of spondylolysis. **Conclusions** The spondylolysis increases the load of lumbar isthmus under flight overload. The results provide more accurate data support for the formulation of training programs and the development of protective devices to ensure flight safety.

Key words: lumbar spondylolysis; persistent flight overload; damage prediction; simulation analysis

飞行人员腰椎峡部裂是指腰椎单侧或双侧椎弓上、下关节突之间峡部骨质缺陷或不连续,多见于 L5 腰椎,在美军飞行人员中的发病率高达 23%,我国飞行人员发病率约为 10.9%^[1]。伴随着运载工具速度及机动性能的提升,在长期训练中因腰椎峡部裂发病诱发的椎间盘病变、椎体滑脱、神经根受压等导致飞行不合格或暂不合格的飞行员约占 15%^[2]。高性能战斗机作业训练时,飞行员要承受 3~4 s 复合加速度带来的过载及不同方向载荷快速转换导致的推拉效应的影响,飞行载荷峰值和增长率分别可达 9 G 和 3~6 G/s,易造成腰部组织损伤^[3-5]。腰椎峡部裂损伤目前已成为影响国内外空军战斗力的常见病症之一,而飞行因素对腰椎峡部的生物力学影响机制尚没有明确结论,仍需进一步探究^[1,6]。

随着计算机技术的发展,数值模拟可以摆脱生物伦理及实验条件的限制,成为生物力学研究较为理想的手段。目前,过载条件下腰椎生物力学仿真分析得到广泛关注^[7-8]。Inceoglu 等^[9]研究发现,单侧腰椎峡部裂发生后,对侧椎弓峡部区域应力增加,容易引起临近椎间盘及韧带组织的损伤。顾晓民等^[10]建立 L5 双侧椎弓峡部裂三维有限元模型,发现在同步轴向加压和后伸时峡部应力最高,可能导致椎弓峡部裂和椎体滑脱。结合我军相关特许飞行指南^[11],腰椎峡部裂、无椎体滑脱者给予特许飞行合格。但峡部反复受力容易诱发腰腿疼痛、椎间盘突出和椎管狭窄等危险症状^[1,12]。因此,针对持续性过载条件下飞行员腰椎峡部裂可能产生的损伤状况,需进一步研究分析。

本文在所构建的腰椎正常、L5 单侧及双侧峡部裂有限元模型基础上,对持续性过载条件下腰椎峡部、椎体及椎间盘等组织进行仿真分析,结合脊柱损伤预测方法对腰椎损伤及损伤发生概率进行计算。研究结果可在一定程度上表明飞行过载对飞行员腰椎峡部的影响,为制定飞行鉴定标准和训练方案提供更精确的数据支撑,保证飞行安全。

1 有限元模型建立

1.1 几何模型建立

根据军用标准中战斗机飞行员 50 百分位标准数据,选取 1 名 28 岁健康男性志愿者,身高 171.4 cm,体重 62 kg,排除腰椎畸形、病变损伤等情况。数据采集时使用 64 排螺旋 CT 扫描机,骨组织窗扫描层厚为 1.0 mm,层间隔 0.7 mm。扫描过程中使志愿者取仰卧位并保持腰部中线与扫描中线重合,从腰椎 L1 上方 5 mm 至骶椎 S1 下方 5 mm 处进行断层扫描,得到 374 张断层图片,图片像素为 512×512。

将 CT 图像数据储存为 DICOM 格式并导入 Mimics 20.0 软件中,设置骨骼的灰度阈值并逐张进行分割,建立 L1~S1 的 3D 骨骼模型。再将模型导入 Geomagic Studio 2014 中,利用“网格医生”和“精确曲面”对模型进行检查和优化。

由于 CT 图像清晰度的限制,部分软组织不能很好显影,故将相邻两块椎骨导入 CAD 软件 SolidWorks 2019 中,在相邻椎骨上下关节突绘制关节突软骨。选取相邻椎体上下表面绘制符合人体生理特征的椎间盘,椎间盘上下表面 0.5 mm 设置

为终板,然后按 0.47 比例的“质心缩放”分别得到纤维环和髓核[见图 1(a)]。

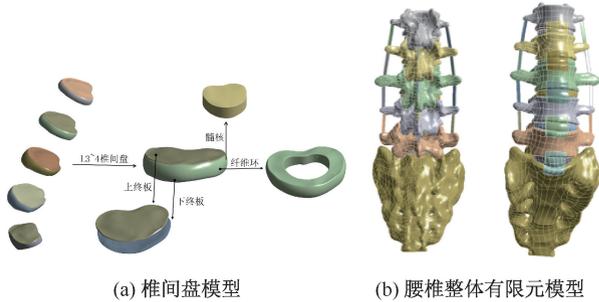


图 1 腰椎模型

Fig. 1 Lumbar spine model (a) Model of the intervertebral disc, (b) Integral finite element model of the lumbar vertebrae

参考人体脊柱解剖学中韧带形态及其在骨骼上的起止附着点,以实体形式在起止点附近赋予相应的横截面积,完成韧带的建立,包括前纵韧带、后纵韧带、黄韧带、棘间韧带和横突间韧带。

1.2 有限元模型建立

将几何模型导入 ANSYS 21.0 软件中,根据组织材料特点采用合适的单元类型进行网格划分和质量检测。椎骨包括皮质骨和松质骨两部分,为了与人体真实组织的属性保持一致,将皮质骨设为厚

度为 1.5 mm 的壳单元 Shell 181,松质骨设为 187 实体单元 Solid 187。划分网格后的正常腰椎有限元模型中含有 87 424 个单元和 165 068 个节点。

结合飞行人员特许放飞案例与相关临床诊断分析^[11-13],依据 CT 图像分类腰椎峡部裂为终末期时(峡部基本完全断裂,但无滑脱)可能造成的损伤更具代表性,故本文在正常模型 L5 椎体椎弓根峡部创建 1 个约 3 mm 自由边,并造成缺损来模拟峡部裂终末期症状,缺损方向是典型的斜向通过峡部。

1.3 材料属性及模型装配

模型各组成部分材料参数设置如表 1 所示^[14-15]。其中,皮质骨、松质骨采用弹塑性材料,纤维环采用黏弹性材料,其短时剪切模量、长时剪切模量分别为 32、18 kPa,弹性体积模量为 307 MPa。其余均采用线弹性材料。模型中韧带与椎体的附着区域设为捆绑约束,使其不发生相对运动。椎体、椎间盘与上下软骨终板,纤维环与髓核之间的连接部分依据生物组织特征设置为捆绑约束^[16]。由于关节软骨与椎体间存在滑动,故关节软骨与上椎体间建立无摩擦有限滑移面-面接触方式,与下椎体建立捆绑约束。腰椎整体有限元模型如图 1(b)所示。

表 1 腰椎各组成部分材料参数

Tab. 1 Mechanical parameters of each component of lumbar vertebra

结构	组织	E/MPa	ν	σ_s/MPa	$\rho/(\text{g}\cdot\text{cm}^{-3})$	S/mm^2	n	$\varepsilon/\%$	G/GPa	材料类型
腰椎	皮质骨	12 000.0	0.300	120.0	1.70	—	0.1	2	1.15	弹塑性
	松质骨	40.0	0.300	2.2	1.10	—	0.1	3	0.01	弹塑性
骶椎	皮质骨	17 000.0	0.290	180.0	2.00	—	—	—	—	弹塑性
	松质骨	70.0	0.290	70.0	1.00	—	—	—	—	弹塑性
椎间盘	纤维环	—	—	—	1.04	—	—	—	—	黏弹性
	髓核	1.0	0.499	—	1.02	—	—	—	—	线弹性
	终板	25.0	0.250	—	1.20	—	—	—	—	线弹性
软骨	关节突软骨	24.0	0.400	—	1.00	—	—	—	—	线弹性
韧带	前纵韧带	20.0	0.300	—	1.00	63.7	—	—	—	线弹性
	后纵韧带	20.0	0.300	—	1.00	20.0	—	—	—	线弹性
	横突间韧带	58.7	0.300	—	1.00	3.6	—	—	—	线弹性
	黄韧带	19.5	0.300	—	1.00	40.0	—	—	—	线弹性
	棘间韧带	11.6	0.300	—	1.00	40.0	—	—	—	线弹性

注: E 为弹性模量, ν 为泊松比, σ_s 为屈服极限, ρ 为密度, S 为横截面积, n 为硬化参数, ε 为塑性失效应变, G 为切线模量。

2 有限元模型的有效性验证

结合 Panjabi 等^[17]尸体腰椎段的力学行为研究和 Begeman 等^[18]的尸体脊柱正面冲击试验,分别从静态和动态两方面对所构建的仿真模型进行有效性验证。

2.1 静态验证

采用 Panjabi 等^[17]尸体腰椎段基础运动实验对模型进行静态验证。约束骶椎下部全部自由度,并沿模型纵轴施加 100 N 压缩预载荷;在 L1 上沿 $\pm X$ 、 $\pm Y$ 、 $\pm Z$ 方向加载 10 N·m 扭力弯矩,分别模拟模型的前屈、后伸、左右侧屈及轴向旋转过程。依次在椎体的前部选取参考点并输出各个参考点的运动参数,计算相邻椎体间的活动度(range of motion, ROM)。

以屈曲过程为例,将仿真计算的 ROM 与实验数据对比分析。结果表明,腰椎模型的屈曲活动度都在实验结果的上、下限范围内(见图 2)。因此,可认为该模型能较好模拟腰椎受力时的真实运动情况。

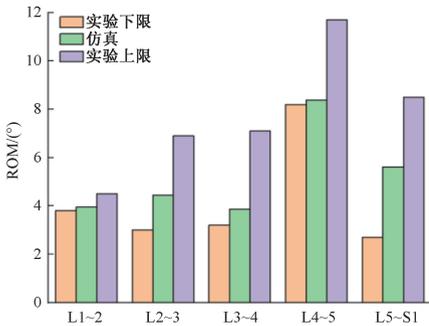


图 2 屈曲椎间活动度对比
Fig. 2 Comparison of ROM during flexion

2.2 动态验证

通过 Begeman 等^[18]开展的尸体脊柱正面冲击实验对模型的有效性进行动态验证。实验共利用 3 具尸体进行约 40 次尝试,包括有无坐垫、是否受击打死亡等实验条件,本文选取其中无坐垫、正常死亡的数据进行模拟。

仅释放骶椎 Y 向的平动自由度和矢状面上的旋转自由度。在 L1 上耦合 30 kg 质量点代表躯干质量,在模型上施加如图 3(a)所示的加速度过载,整个过程持续 190 ms。仿真结果表明,腰椎模型受力虽有部分数据不在实验阈值范围内,但整体吻合较好,变化趋势也与实验保持一致[见图 3(b)]。

综上所述,本文所构建的腰椎有限元模型仿真

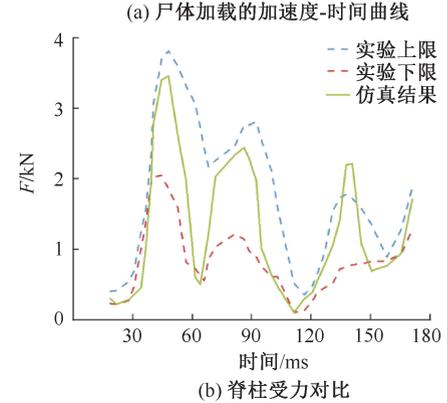
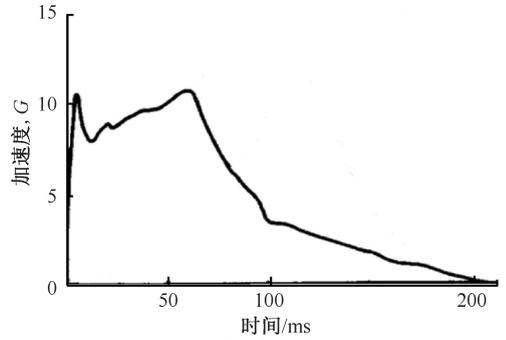


图 3 动态验证加速度过载曲线及脊柱受力图

Fig. 3 Dynamic verification of acceleration overload curve and spine force diagram (a) Acceleration-time curve of cadaver loading, (b) Comparison of spinal stress

结果与实验数据基本吻合,说明该模型具有良好的生物仿真度,可用于持续性过载条件下飞行员腰部的生物力学仿真分析。

3 持续性过载条件下有限元仿真计算

3.1 加载条件

根据国家军用标准 GJBC4423-2002 高性能歼击机飞行员离心机训练方法与评定及相关训练方案,离心训练机产生的稳定高 G 力学环境可以很好地模拟飞行员在飞行过程中承受的过载情况。故本文以此为加载条件(见图 4),模拟在持续性过载条件下飞行员腰部的生物力学响应。

飞行员在飞行时腰部固定在安全座椅上,约束 L4 除前后方向上的平动自由度和矢状面的旋转自由度以外的其他自由度,将加速度载荷均匀施加至整个腰椎模型,使模型处在正常重力场中。Harris 等^[19]研究表明,头、腰及上肢重量约为实际体重的 17.7%,考虑到飞行员佩戴头盔情况,在 L1 上方以质量点的形式施加 20 kg 载荷。

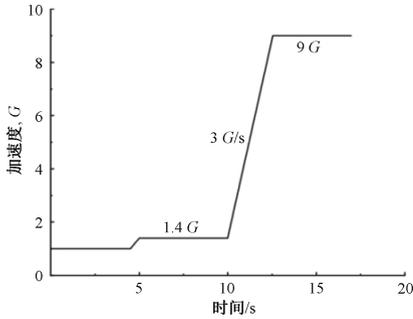


图4 离心训练机加速度载荷曲线
Fig. 4 Acceleration load curve of centrifugal trainer

3.2 生物组织受力分析

3.2.1 椎骨及峡部受力分析 根据 Carter 等^[20]提

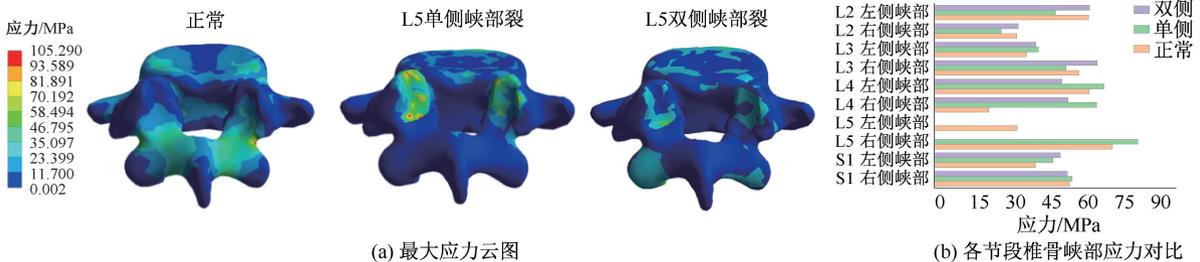


图5 不同腰椎模型应力云图及椎骨峡部 von Mises 应力
Fig. 5 Stress nephogram of different lumbar models and von Mises stress of vertebra isthmus (a) Maximum stress nephogram, (b) Comparison of von Mises stress at each vertebral isthmus

3.2.2 椎间盘及韧带损伤判定 L4~5 椎间盘最

最高可承受 19.4 MPa 压应力^[21],故飞行过程中的过载不会直接导致椎间盘损伤。由不同模型各节段椎间盘平均应力可知,L5 单侧及双侧峡部裂发生后椎间盘应力明显高于正常模型,特别是 L4~5 椎间盘,增长幅度分别可达 51.32% 和 87.67% (见表 2)。L5 椎体峡部断裂后,由于受到剪切力的影响,会产生向前下的分力使 L5~S1 椎间盘承受反复异常应力作用,长期承受高于正常的载荷,会导致椎间盘过早退行性改变等伤害。临床上 L5~S1 节段突出占所有腰椎间盘突出症的 95%,与计算结果相符^[22]。

结合图 6 可知,腰椎正常模型黄韧带平均应力为 7.131 MPa,L5 单侧及双侧峡部裂模型黄韧带平均应力分别为 12.92、15.213 MPa。其中,L5 单侧及双侧峡部裂模型黄韧带及棘间韧带平均应力明显高于正常模型,尤其是 L4~5 黄韧带及 L5~S1 棘

出的人体骨骼强度计算公式 ($S = 68 (d\epsilon/dT)^{0.06} \rho\alpha$),得到皮质骨强度为 227 MPa。3 个模型 L5 椎体最大应力分布如图 5(a) 所示,正常模型 L5 椎体右侧峡部应力为 76.54 MPa;双侧峡部裂模型 L5 椎体左侧峡部区域应力较大,约为 100.74 MPa;单侧峡部裂模型中 L5 椎体左侧断裂峡部的对侧关节间部在过载飞行中承受更大的应力,为 126.32 MPa,均低于人体皮质骨强度。

比较不同模型各节段椎体峡部 von Mises 应力发现,双侧峡部裂模型 L4 右侧峡部与单侧峡部裂模型 L4、L5 椎体右侧峡部承受了更大的应力[见图 5(b)]。长期反复的高应力刺激会造成椎体疲劳损伤,加剧椎骨病变,产生滑脱危险^[9]。

表 2 不同腰椎模型各节段椎间盘平均应力

Tab. 2 Average stress of intervertebral disc in different lumbar models 单位:MPa

腰椎节段	正常模型	L5 单侧峡部裂	L5 双侧峡部裂
L1~2	7.31	12.30	15.14
L2~3	7.30	11.52	14.19
L3~4	6.63	9.11	11.26
L4~5	7.95	12.03	14.92
L5~S1	14.62	15.45	18.47

间韧带,峡部裂发生后韧带应力增大,可能发生韧带撕裂,引起软组织损伤,并进一步造成椎体失稳。

3.3 脊柱损伤预测

研究表明,人体脊柱损伤风险动态响应指数 (dynamic response index, DRI) 可对持续过载飞行条件下脊柱损伤情况进行分析^[23],用于表征加速度过载对人体的影响:

$$DRI = 285.26\delta_{\max} \quad (1)$$

式中: δ_{\max} 为脊柱的最大变形量。最大变形与人体

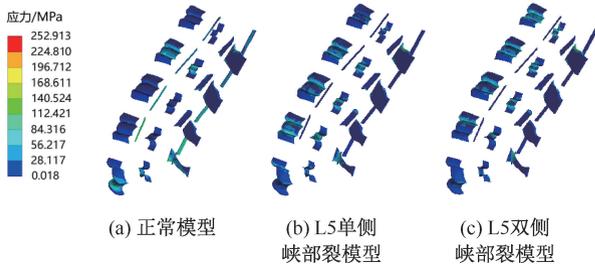


图6 不同腰椎模型韧带应力云图

Fig. 6 Ligament stress nephograms of different lumbar models

(a) Normal mode, (b) L5 unilateral isthmus cleft model,
(c) L5 bilateral isthmus cleft model

对加速度过载的耐受极限相关, 脊柱损伤概率 P (injury) 与 DRI 呈正相关:

$$P(\text{injury}) = 10^{\left(\frac{\text{DRI}-15.8}{3.73}\right)} \quad (2)$$

经仿真计算, 持续性过载飞行条件下正常模型 DRI=5.13, 脊柱损伤概率为 0.001 4%; L5 单侧峡部裂模型 DRI=17.12, 脊柱损伤概率为 2.26%; L5 双侧峡部裂模型 DRI=17.69, 脊柱损伤概率为 3.21%。L5 单、双侧峡部裂发生后脊柱损伤概率较正常模型明显增高, 但在不伴有椎体滑脱、神经根受压或脊柱功能受损等高危因素时, 影响飞行安全的概率不大^[1]。

4 讨论

目前关于飞行员峡部裂后能否复飞及相关防护手段的研究多集中于应力损伤和椎体退变的探讨。飞行员腰椎峡部裂多继发于应力性损伤或应力性骨折, 腰椎单侧峡部断裂后, 抵抗向前应力的重要结构破坏, 长期载荷作用下会使维持脊柱稳定的骨性结构疲劳受损^[22], 进而产生椎间盘退变及脊柱滑脱, 对峡部裂飞行员的复飞和改装飞行会产生一定影响。本文结果表明, 椎体最大应力出现在 L5 单侧峡部裂模型右侧峡部, 低于皮质骨可承受的最大强度, 且无明显形变, 不足以直接造成椎骨损伤, 但由于应力集中点的存在, 长期反复受力会加剧椎骨病变, 影响脊椎稳定性, 产生滑脱危险。朱岳龙等^[24] 同样认为, 腰椎峡部裂会对脊柱稳定性产生影响, 这也是导致飞行员改装不合格、暂时停训和非战斗停飞的主要原因。此外, 长时间坐位、加速度、振动等也可能加重脊柱退变和椎体滑脱^[11]。针对

峡部裂飞行员在执行飞行任务中面临的此类问题, 可通过改进飞行设备或医学恢复等方法进行缓解。

飞行员腰椎峡部断裂后, 椎间盘在承担传递负荷、限制椎体运动、缓冲压力方面的作用更为明显。Mac-Thiong 等^[25] 研究发现, 双侧峡部裂发生后, 大部分应力会转移到椎间盘导致其退变, 并进一步造成椎体滑脱, 其中 L5~S1 椎间盘退变发生率为 87%。本文建立的 3 种模型中, 椎间盘最大应力同样均位于 L5~S1 椎间盘, 且各椎间盘受力规律满足: L5 双侧峡部裂模型 > L5 单侧峡部裂模型 > 正常模型。脊柱是人体躯干的中轴骨, 脊柱损伤生物力学研究对于飞行员防护同样具有重要意义^[26]。结合人体脊柱损伤 DRI 可知, 峡部裂发生后飞行员脊柱损伤概率明显增高, 但在不伴有腰椎峡部高危因素时, 对飞行安全的影响不大。鉴于腰部组织解剖学特征十分复杂, 各种软组织结构也会对模型响应结果产生影响, 未来考虑加入肌肉组织建立更加精细、准确的模型, 为飞行员腰椎峡部裂后对正常飞行带来的影响及相关防护手段等提供更加全面的参考依据和理论指导。

5 结论

本文构建了较为精细的腰椎正常、L5 单侧及双侧峡部裂三维有限元模型, 并根据损伤准则进行分析预测。结果表明, 伴有峡部裂症状飞行员在执行任务或进行训练时, 短期内加速度过载不会对其造成大的损伤。但结合飞行人员峡部裂病状的临床统计, 腰椎峡部长时间承受过载可能导致负荷性损伤, 诱发明显的临床症状, 甚至出现脊柱活动受限等, 危及飞行安全。因此, 对伴有峡部裂症状的飞行员在进行改装飞行时, 应及时优化训练方案和改进防护设备。

参考文献:

- [1] 李相生, 宋云龙, 王建昌, 等. 军事飞行人员腰椎峡部裂影像学诊断和医学鉴定的专家建议[J]. 空军医学杂志, 2021, 37(1): 1-4.
- [2] 袁超凡, 时惠平, 邹志康, 等. 中美飞行人员医学鉴定对照实证研究——腰椎峡部裂[J]. 军事医学, 2016, 40(10): 787-789.
- [3] 樊瑜波, 柳松杨. 航空生物力学[J]. 医用生物力学, 2010, 25(4): 235-238.

- FAN YB, LIU SY. Biomechanics in aviation [J]. *J Med Biomech*, 2010, 25(4): 235-238.
- [4] 耿喜臣, 王璇, 陆霞, 等. 高性能战斗机飞行员离心机高 G 训练方案[J]. *中华航空航天医学杂志*, 1998, 9(4): 216-219.
- [5] 张西正. 极端力学环境下骨组织损伤、适应与重建的力学生物学研究进展[J]. *医用生物力学*, 2018, 33(S1): 74-79.
- Zhang XZ. Advances in mechanobiology mechanism of bone injury, adaption and remodeling in extreme mechanical environment [J]. *J Med Biomech*, 2018, 33(S1): 74-79.
- [6] SAKAI T, SAIRYO K, SUZUE N, *et al.* Incidence and etiology of lumbar spondylolysis: Review of the literature [J]. *J Orthop Sci*, 2010, 15(3): 281-288.
- [7] SIVASANKARI S, VENKATESH B. Influence of occupant collision state parameters on the lumbar spinal injury during frontal crash [J]. *J Adv Res*, 2021, 5(22): 17-26.
- [8] CHOSA E, TOTORIBE K, TAJIMA N. A biomechanical study of lumbar spondylolysis based on a three-dimensional finite element method [J]. *J Orthop Res*, 2004, 22(1): 158-163.
- [9] INCEOGLU S, MAGESWARAN P. Multi-scale finite element modelling at the posterior lumbar vertebra: Analysis of pedicle stresses due to pars fracture [J]. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2014, 17(5-8): 787-791.
- [10] 顾晓民, 贾连顺, 陈雄生, 等. 腰椎椎弓峡部裂三维有限元模型的建立与验证[J]. *医用生物力学*, 2010, 25(1): 45-50.
- GU XM, JIA LS, CHEN XS, *et al.* Biomechanics of lumbar spondylolysis: Finite element modeling and validation [J]. *JMed Biomech*, 2010, 25(1): 45-50.
- [11] 王建昌, 崔丽, 徐先荣, 等. 军事飞行人员腰椎峡部裂特许飞行指南(2021) [J]. *解放军医学院学报*, 2021, 42(7): 733-736.
- [12] SCHKENZKA D. Spondylolisthesis in childhood and adolescenc[J]. *Orthopade*, 1997, 26(9): 760-768.
- [13] NAKAYAMA T, EHARA S. Spondylolytic spondylolisthesis: Various imaging features and natural courses [J]. *Jpn J Radiol*, 2015, 33(1): 3-12.
- [14] 蔡志华, 兰凤崇, 谌玉红. 人体生物力学模型建立及在汽车安全中的应用[J]. *中国科学: 技术科学*, 2014, 44(8): 870-882.
- [15] FORBES PA. Development of a human body model for the analysis of side impact automotive thoracic trauma [D]. Waterloo: University of Waterloo, 2005: 93-99.
- [16] 黎珂宇, 沈星, 蒋涛, 等. 失重性骨质疏松腰椎力学性能研究[J]. *南京航空航天大学学报*, 2018, 50(3): 411-415.
- [17] PANJABI MM, OXLAND TR, YAMAMOTO I, *et al.* Mechanical behavior of the human lumbar and lumbosacral spine as shown by three-dimensional load-displacement curves [J]. *Bone Joint Surg Am*, 1994, 76(3): 413-424.
- [18] BEGEMAN PC, KING AI, PRASAD P. Spinal loads resulting from-Gdx acceleration [J]. *Stapp Car Crash J*, 1973, 17: 343-360.
- [19] HARRIS BM, HILIBRAND AS, SAVAS PE, *et al.* Transforaminal lumbar interbody fusion: The effect of various instrumentation techniques on the flexibility of the lumbar spine [J]. *Spine*, 2004, 29(4): E65-70.
- [20] CARTER DR, HAYES WC. Bone compressive strength: The influence of density and strain rate [J]. *Science*, 1976, 194(4270): 1174-1176.
- [21] 李建军, 张远石, 王溪源, 等. C5-6、T12-L1、L4-5 椎间盘与相邻椎体的压缩力学特性[J]. *生物医学工程研究*, 2010, 29(3): 193-196.
- [22] HAJ-ALI R, WOLFSON R, MASHARAWI Y. A patient specific computational biomechanical model for the entire lumbosacral spinal unit with imposed spondylolysis [J]. *Clin Biomech*, 2019, 68(9): 37-44.
- [23] 刘炳坤, 马红磊, 姜世忠. 人体对冲击加速度耐受限度研究进展[J]. *生物医学工程杂志*, 2010, 27(2): 444-447.
- [24] 朱岳龙, 朱巧枝, 刘进, 等. 空军招飞体检脊柱影像学检查 152 例淘汰原因分析[J]. *空军医学杂志*, 2015, 31(4): 214-217.
- [25] MAC-THIONG JM, LABELLE H, PARENT S, *et al.* Reliability and development of a new classification of lumbosacral spondylolisthesis [J]. *Scoliosis*, 2008, 3(1): 19.
- [26] 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(1): 124-168.