

文章编号: 1004-7220(2022)02-0262-06

# 飞行员机动飞行过程中颈椎动力学响应仿真及损伤预测

王家涛<sup>1</sup>, 包佳仪<sup>2</sup>, 周前祥<sup>2</sup>, 郭攀<sup>1</sup>, 张景飞<sup>1</sup>

(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 生物医学工程学院, 北京 100191)

**摘要:**目的 采用有限元方法针对典型机动飞行动作过程中飞行员颈椎动力学响应进行仿真,并采用冲击损伤及疲劳损伤模型对飞行员颈椎组织损伤失效进行分析预测。方法 构建具有较高生物仿真度的颈部有限元模型,结合实例对模型的有效性进行验证。加载离心训练机不同模式下的过载曲线进行数值仿真,并采用通用颈椎损伤判定准则和生物组织疲劳损伤模型对组织的冲击损伤及疲劳损伤进行预测分析。结果 机动飞行动作下,过载冲击产生的椎骨、椎间盘最大应力分别为 66.53、58.63 MPa,根据  $N_j$  损伤准则计算得到最大  $N_j$  为 0.096,低于损伤耐受阈值 1,不会对颈椎骨组织造成直接的急性损伤;引用生物组织疲劳损伤模型得知,松质骨在不间断重复加载超过 40 000 次的情况下发生疲劳失效破坏,考虑到飞行员有限的飞行生涯,椎骨骨组织不会因疲劳损伤积累而导致破坏。结论 研究结果在一定程度上有助于制定飞行员训练和飞行方案,也为其防护装备开发提供数据支持。

**关键词:** 机动飞行; 有限元分析; 颈椎; 冲击损伤; 疲劳损伤

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2022.02.011

## Dynamic Response Simulation and Damage Prediction of Pilot Cervical Vertebra During Maneuver Flight

WANG Jiatao<sup>1</sup>, BAO Jiayi<sup>2</sup>, ZHOU Qianxiang<sup>2</sup>, GUO Pan<sup>1</sup>, ZHANG Jingfei<sup>1</sup>

(1.School of Mechanics and Safety Engineering, Zhengzhou University, Zhengzhou 450001, China; 2.School of Biological Science and Medical Engineering, Beihang University, Beijing 100191, China)

**Abstract:** **Objective** To simulate dynamic response of cervical spine of the pilot during typical maneuver flight movements using finite element method, as well as make analysis and prediction on damage failure of the pilot neck during flight by impact injury and fatigue injury model of biological tissues. **Methods** A geometrically accurate finite element model of the neck was constructed, and validity of the model was verified by relevant examples. Then, the acceleration curves of centrifugal trainer under different modes were loaded for numerical simulation, and impact injury and fatigue injury of tissues were predicted by using the universal cervical injury criterion and the fatigue damage model of biological tissues. **Results** The maximum stress of the vertebrae and intervertebral disc caused by overload impact was 66.53 MPa and 58.63 MPa respectively during typical maneuver flight. According to the  $N_j$  injury criteria, the maximum  $N_j$  was 0.096, which was lower than the injury tolerance threshold of 1, and would not cause direct acute injury to cervical tissues. Based on fatigue damage model of biological tissues, it was found that cancellous bone suffered fatigue failure under the condition of uninterrupted repeated loading for more than 40 000 times. Considering the limited flight career of the pilot, the vertebral tissues would not be

收稿日期: 2021-03-03; 修回日期: 2021-06-07

基金项目: 国家重点研发计划(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

fractured due to the accumulation of fatigue damage. **Conclusions** To a certain extent, the results can contribute to formulating pilot training and flight plans, and also provide data support for the development of its protective equipment.

**Key words:** maneuver flight; finite element analysis; cervical vertebra; impact injury; fatigue injury

现代战斗机可在短时间内完成起降,做出快速拉起、翻转盘旋、筋斗翻滚等高难度动作,这类动作通常被称为机动飞行动作。当长期反复暴露于此类飞行环境时,飞行员会承受较大的过载加速度,颈部组织易发生损伤。柳松杨等<sup>[1]</sup>对 520 名歼击机飞行员的调查发现,73.9% 的飞行员颈部有过损伤,47.1% 的飞行员认为颈部不适会影响飞行训练。Ohashi 等<sup>[2]</sup>研究发现,超过 20% 服役过的飞行员因长时间飞行患有永久性飞行障碍。2000 年以后,停飞的飞行员患脊柱、高血压等疾病的占比大幅度提升<sup>[3]</sup>。2011~2015 年间,海军飞行员颈、腰椎疾病所占比例最大<sup>[4]</sup>。

飞行载荷导致的颈部损伤对部队的战训已经造成一定影响,是目前国内外航空兵急需解决的问题之一。因此,飞行员颈椎损伤现象受到广泛关注。在汽车、航空或者航天领域,国内许多学者建立人体头颈部有限元模型,并结合颈椎冲击损伤模型进行不同工况下的颈椎损伤预测<sup>[5-6]</sup>。在通常条件下,依据常见的损伤准则,在有限次数的低强度飞行中,飞行员未有较大损伤发生。另一方面,战斗机飞行员飞行寿命较短的问题较为显著。其中,生物组织疲劳损伤的研究在这类问题分析中显得尤为重要。目前,针对不同生物组织材料的疲劳损伤试验研究已经开展,如牛椎骨和股骨<sup>[7-8]</sup>、人椎骨的皮质骨和松质骨<sup>[9-10]</sup>。年轻人,特别是从事高强度、重复性强训练的运动员或者士兵,其骨修复机制正常,但损伤积累及微裂纹扩展的速度很快,便会产生疲劳损伤甚至应力性骨折<sup>[11]</sup>。

本文在构建精细的颈椎有限元模型基础上,通过计算和分析飞行员在持续性高过载下颈椎部位的应力分布和位移情况,结合生物组织损伤分析评价准则和疲劳损伤模型,预测颈部冲击损伤及疲劳损伤。研究结果既可以为飞行员选拔和训练、休养提供一定数据支持,又能在一定程度上预判飞行员颈椎损伤状况,从而降低飞行员作业过程中发生危险的可能性。

## 1 有限元模型建立

### 1.1 几何模型建立

根据中国军用标准中歼(强)击机飞行员数据的 50 百分位标准,颈椎模型数据选自身高(170.4±1) cm、体重(56.5±2) kg 健康男性志愿者,排除颈椎病变、畸形和其他颈部损伤,无退行性改变等情况。数据采集时使用 64 排螺旋 CT,扫描电压 120 V,扫描电流 30 mA。骨组织窗扫描层厚 1.3 mm,层间隔 0.625 mm。从志愿者颅底到第 1 胸椎(T1)进行断层扫描,选取颈椎部分作为本文的实验数据。

将 CT 扫描的 DICOM 图像导入 Mimics 17.0 中,利用阈值分割得到骨质的灰度信息,分块建立 C1~T1 三维骨骼模型;再将模型依次导入 Geomagic Studio 中,通过“多边形”和“精确曲面”模块将其完成由点云数据到几何曲面模型的转换。将相邻的上下两块椎骨一同导入 Geomagic Studio 中,沿着上椎骨底面边缘适当的位置裁剪椎间盘边界,然后将椎间盘边界的曲面沿特定方向抽壳;选中抽壳后的柱体与下椎骨经过布尔运算得到椎间盘。利用缩放等功能把椎间盘分为纤维环和髓核。如图 1(a)所示,生成的几何曲面包括颈椎椎骨 C1~7、胸椎 T1 和 6 个椎间盘(纤维环和髓核)。

### 1.2 有限元模型的建立

将上述模型导入 HyperMesh 14.0 和 ANSYS 中进行网格划分。椎骨是不规则骨,结构复杂,分为外层密质骨和内部松质骨。为更好地拟合椎骨的几何形状,设置皮质骨为厚度 1.5 mm 的 Shell 181 单元,松质骨为 Solid 187 实体单元。

韧带是颈部最重要的软组织之一,一般为单轴结构,只承受拉力或牵引力。但由于某些韧带的方向性,它们能够抵抗不同方向的拉力。由于 CT 图像中软组织分辨率不足,在此基础上,结合解剖学知识,选取实体单元和相的材料完成韧带的模拟。如图 1(b)所示,根据解剖学中韧带的形态和起始点

等确定韧带的位置,包括前寰枢韧带、后寰枢韧带、前纵韧带、后纵韧带、黄韧带、棘间韧带、横突间韧带和齿突间韧带等。

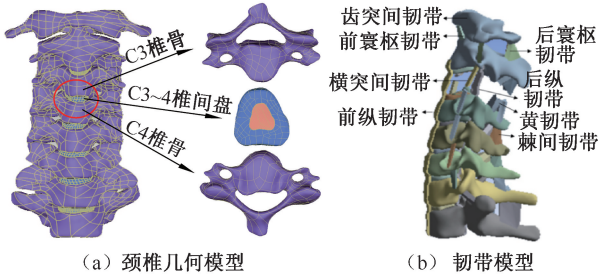


图1 颈椎模型

Fig.1 Model of cervical vertebra (a) Geometric model of cervical spine, (b) Ligament model

### 1.3 材料参数

颈椎有限元模型中,各组织材料参数主要从国外已开展的大量组织材料实验及已有人体生物力学模型相关的文献中选取。本文结合文献[12-13]中已有的相关数据,设置模型各部位的材料属性,具体参数如表1。

表1 颈椎各组织材料参数属性

Tab.1 Materials properties of cervical tissue

组织	密度/ ( $g \cdot m^{-3}$ )	泊松比	弹性模量/ MPa	横截面积/ $mm^2$
皮质骨	2.0	0.30	1 200	—
松质骨	1.0	0.45	500	—
髓核	1.0	0.49	5	—
纤维环	1.2	0.45	500	—
齿突间韧带	0.8	0.40	20	5.0
前寰枢韧带	0.8	0.30	40	5.0
后寰枢韧带	0.8	0.30	40	5.0
前纵韧带	0.8	0.30	40	6.1
后纵韧带	0.8	0.30	40	5.4
棘间韧带	0.8	0.30	20	13.1
横突间韧带	0.8	0.30	20	20.0
黄韧带	0.8	0.30	20	50.1

## 2 模型有效性验证

本模型根据 Panjabi 等<sup>[14]</sup>人体颈椎的力学特性研究和 Nightingale 等<sup>[15]</sup>尸体轴向冲击实验的动态响应研究,分别从静、动态两方面进行有效性验证。

### 2.1 静态验证

Panjabi 等<sup>[14]</sup>采用三维载荷-位移曲线来描述人体脊柱的力学性能。将模型依据颈部运动实验数

据进行仿真和计算。首先,建立坐标系,坐标系遵守右手定则,XY轴、XZ轴和YZ轴所在平面分别为水平面、冠状面和矢状面。其次,约束T1胸椎下表面的所有平滑自由度和转动自由度,作为颈椎加载的边界条件。在颈椎的旋转中心选择一参考点,设置参考点与其他节点的运动耦合约束,将其受力状况均匀分布在其他节点上。在该点的6个方向上施加 $1.0 N \cdot m$ 纯力矩,以此模拟模型的屈伸、旋转和侧弯。

以屈曲过程为例,将仿真计算出的相邻椎骨之间的活动度(range of motion, ROM)结果与实验数据对比分析(见图2)。与离体实验相比,本模型精细化程度更高,仿真计算得到的ROM偏小,但均在离体实验的误差范围之内,仿真数据与实验数据基本吻合。因此,可认为模型能较好地模拟颈椎受力时真实运动情况,仿真计算结果可信。

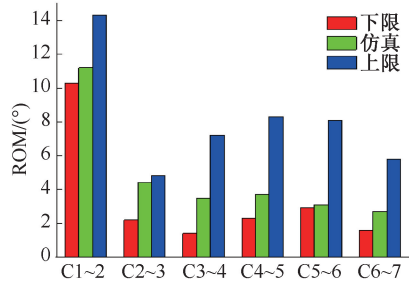


图2 屈曲椎间活动度对比

Fig.2 Comparison of ROM during flexion

### 2.2 动态验证

Nightingale 等<sup>[15]</sup>开展了不同角度的尸体轴向冲击试验。本文选用其中 $0^\circ$ 碰撞试验结果进行验证。根据试验操作和相关数据进行有限元模型的装配:在正常重力场下,将保留有韧带的模型维持颈椎前凸的正常姿态,并倒放在距离水平面内刚性平板1 mm上方,设置初始速度为 $3.2 m/s$ ,头颈部与平板间以无摩擦接触的方式进行链接。在T1上耦合一个16 kg质量点代表躯干质量。

对比尸体实验的运动趋势发现,仿真获得的颈部运动趋势与实验基本一致,同样产生了颈椎上段伸展、下端弯曲的结果,但变形的程度要小于实验的结果。将仿真结果与文献[15]中的曲线对比表明,头部碰撞力峰值大于实验曲线,响应比实验略微延迟,仿真曲线虽不完全在冲击实验数据的上下限范围内,但变化趋势很大程度上与试验结果保持一致(见图3)。

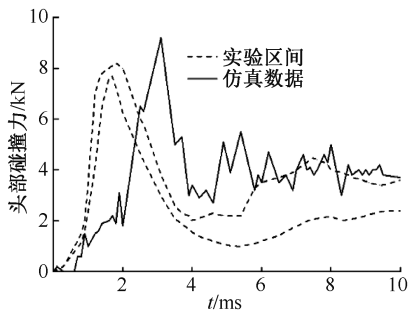


图3 头部撞击力对比

Fig.3 Comparison of head impact forces

经上述验证,本文所建立的飞行员颈椎有限元模型具有很好的生物逼真度,能够正确反映头颈部的生物力学响应,可用于机动飞行过程中的动力学仿真分析。

### 3 机动飞行中有限元仿真计算

根据国家军用标准,高性能歼击机飞行员在飞行训练过程中使用离心训练机对飞行过程中过载情况进行模拟训练,离心训练机的加速度曲线可以很好代表飞行员在飞行过程中所承受的载荷情况。因此,本文以此作为输入条件,模拟战斗机在机动飞行过程中的飞行状态,正负号分别代表Z轴的两个方向,载荷曲线如图4所示。

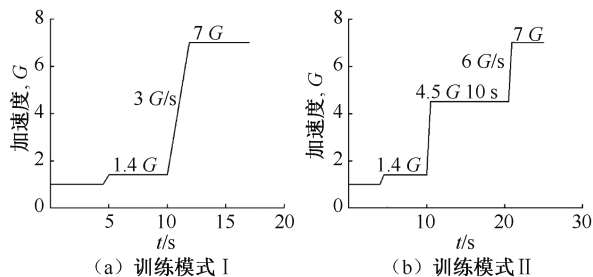


图4 离心训练机加速度载荷曲线

Fig.4 Acceleration load curve of centrifugal trainer

(a) Training mode I, (b) Training mode II

战斗机飞行员在飞行过程中用安全带将上半身固定在座椅上。因此,在分析飞行员颈部的受力情况时,约束除T1前后方向的平动自由度和矢状面的旋转自由度以外的4个自由度,使其只能在前后水平面上移动。整个模型处于正常的重力场,飞行员头部质量约为5 kg,以质量点(point mass)的形式置于寰椎上方<sup>[16]</sup>。

### 3.1 仿真结果分析

分别在模型上施加代表训练模式I、II的加速度过载,模型在冲击载荷的作用下会略呈现“C”形的弯曲状态。两种载荷状态下颈椎的总体位移和支反力无明显差异,但当飞行员承受较大的加速度变化率时,颈椎的速度和加速度有明显的提升(见表2)。

表2 不同训练模式下颈椎各响应数据

Tab.2 Response data of cervical vertebrae under different training modes

训练模式	位移/cm	速度/(m·s <sup>-1</sup> )	加速度/(m·s <sup>-2</sup> )	支反力/N
I	1.06	0.012	0.41	258.32
II	1.04	0.023	0.86	259.56

由椎骨最大应力时刻的应力云图可见,椎骨应力集中出现在下关节突处,训练模式I、II下最大应力分别为66.11、66.53 MPa,均小于人类皮质骨强度,不会直接造成椎骨损伤[见图5(a)]<sup>[17]</sup>。但经过训练和飞行的反复起飞,应力集中点经过反复受力,容易产生刺痛感,造成局部的疲劳损伤。

由椎间盘最大应力时刻的应力云图可见,训练模式I、II下椎间盘最大应力分别为58.10、58.63 MPa,都未达到椎间盘的失效应力[见图5(b)]<sup>[17]</sup>。频繁重复的加载可能会导致椎间盘过早退变,易引发椎间关节炎,进一步可致椎间盘突出以及压迫邻近神经组织等病症。

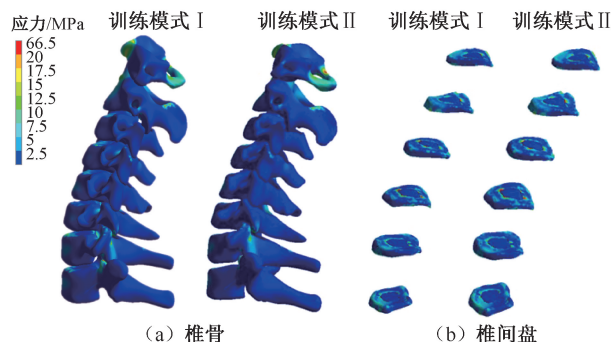


图5 不同训练模式下飞行员颈椎骨组织最大应力云图

Fig.5 The maximum stress nephogram for pilots under different training modes (a) The vertebrae, (b) The intervertebral dis

如表3所示,在不同训练模式下,各椎间盘的应力变化趋势一致,从C2~3到C5~6逐级增大,从C5~6



到 C6~7 又急剧降低,且 C5~6 椎间盘应力明显高于其他椎间盘,说明该椎间盘的发病率高于其他部位。根据临床统计,颈椎间盘突出症为多节段状,常发生于 C4~5 及 C5~6 节段,其中 C5~6 节段突出患者占 95% 以上,该结果与本文的计算结果相符<sup>[18-19]</sup>。

表3 各椎间盘平均应力

颈椎节段	训练模式 I	训练模式 II
C2~3	25.70	25.72
C3~4	31.65	31.61
C4~5	36.09	35.89
C5~6	58.10	58.63
C6~7	24.34	24.30

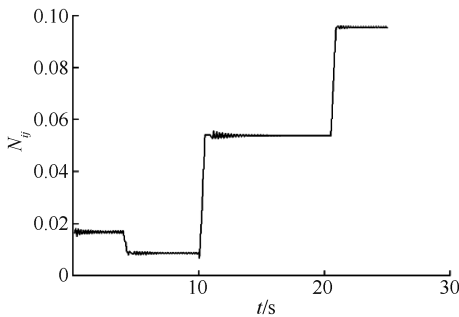
### 3.2 生物组织冲击损伤判定与预测

生物组织被牵拉而超过其耐受极限时,即会发生损伤。为判断颈部是否已发生损伤,需根据颈部损伤判定标准进行计算。本文选取国际常用的  $N_{ij}$  准则进行冲击损伤评估<sup>[20]</sup>。

$N_{ij}$  损伤准则是研究轴向压缩载荷与弯曲载荷作用下颈部的耐受程度,是将颈部的轴向力和力矩结合起来判断颈部的损伤情况,损伤阈值为 1。计算公式如下:

$$N_{ij}(t) = F_z/F_{int} + M_y/M_{int} \quad (1)$$

式中: $F_{int}$  为轴向力标准化截距; $M_{int}$  为力矩标准化截距,压缩状态下分别为 4.5 kN 和 310 N·m。通过仿真结果计算得到训练模式 II 过程中  $N_{ij}$  随时间  $t$  的变化曲线。在 21.48 s 时刻,  $N_{ij} = 0.096$ , 达到最大值,但仍低于该准则损伤耐受阈值 1,处于相对安全范围内(见图 6)。

图6  $N_{ij}$ -时间曲线Fig.6  $N_{ij}$ -time curve

### 3.3 生物组织疲劳损伤预测

松质骨是椎体中主要承受载荷的部分,低于静

态结构强度的重复加载会造成疲劳损伤。研究认为,骨小梁在椎体的损伤行为中占主导地位<sup>[22]</sup>。Haddock 等<sup>[9]</sup>对人类松质骨的骨小梁开展循环压缩载荷实验,观测其表观疲劳行为,发现  $\sigma/E_0$  与失效循环次数  $N_f$  之间存在经典的幂函数关系,可以较好描述不同体积分数、结构和材料特性的松质骨的疲劳损伤行为:

$$N_f = 4.57 \times 10^{-18} \times (\sigma/E_0)^{-8.45} \quad (2)$$

由仿真计算结果可知,排除部分应力集中区域,松质骨平均应力为 1.32 MPa。通过式(1)计算得出  $N_f = 47\ 799$  次,表明在不间断重复加载超过 47 799 次的情况下,松质骨便会因疲劳损伤而失效破坏。大部分飞行员的飞行寿命为 2 000 h 左右,基本不会发生在持续性高过载下重复上万次的情况;而且在飞行员的实际训练中,只会出现个位数字的连续加载,每组训练之间都会保证有充足的时间休息,不会发生不间断重复加载多次的状况。因此,在飞行员的服役生涯中,出现松质骨疲劳性骨折的概率非常小。

## 4 讨论

本文基于人体颈部解剖学结构,建立精细化的生物力学有限元模型,使其更加符合人体结构。将所建模型进行静态屈曲和动态碰撞实验对比验证,验证模型的有效性后,在模型上施加不同训练状态下的加速度过载,分析颈部组织受力,并进行损伤评估。

通过对仿真数据分析发现,不同训练状态下颈椎总体位移、支反力等峰值无明显差异,但当飞行员承受较大的加速度变化率时,颈椎的速度和加速度有明显提升。头颈部分相对自由,短时间内较大的速度与加速度会导致头颈部过伸,经过多次加速起飞,过伸会影响颈部的稳定程度,使颈椎 ROM 增加。椎骨和椎间盘的应力均未达到损伤极限,不会对造成直接损伤,但要注意应力集中处经过反复飞行后易产生疲劳损伤。

结合  $N_{ij}$  损伤标准分析可知,机动飞行过程中加速度过载不会造成飞行员颈部的急性损伤。通过骨组织疲劳损伤预测模型分析得知,飞行员椎骨的松质骨基本不会因疲劳损伤而失效破坏。另外,在训练时飞行员如感到颈部不适,应停止训练,因为

有些软组织的慢性损伤不会立即出现临床症状,继续飞行可能会加剧损伤,造成不可逆的伤害。

## 5 结论

本文构建飞行员颈椎有限元模型,加载不同的起飞荷载进行仿真计算,并依据损伤模型进行分析预测。结果表明,机动飞行过程中加速度过载造成飞行员直接损伤的可能性较小。结合飞行员以往训练损伤及伤病史,仍然有大量病痛困扰着飞行员,其中疲劳损伤占据主要因素。但是,目前关于疲劳损伤的机制研究相对较少。本文引用生物组织疲劳损伤模型,结果表明,飞行员椎骨的松质骨基本不会因为疲劳损伤而失效破坏。

## 参考文献:

- [ 1 ] 柳松杨,丛红,王鹤,等. 520名歼(强)击机飞行员的颈部损伤分析[J]. 航空军医, 1999, 1(5): 201-203.
- [ 2 ] OHASHI K, KOBAYASHI M, HANADA R, et al. Long-term disability among aviators in Japan air self-defense force: Analysis of 260 cases [J]. Aviat Space Environ Med, 2003, 74(9): 966-969.
- [ 3 ] 王雪峰,詹思延. 我国军事飞行员停飞疾病谱的 Meta 分析[J]. 空军医学杂志, 2019, 35(4): 293-296.
- [ 4 ] 周家兴,韩磊,周必业,等. 2011~2015年度海军某型战机飞行员住院疾病谱分析[J]. 中华保健医学杂志, 2018, 20(4): 327-330.
- [ 5 ] 郭迎福,何鸿曦,牛文鑫,等. 建立人体头颈动力学有限元模型和验证[J]. 医用生物力学, 2017, 32(5): 393-400.  
GUO YF, HE HX, NIU WX, et al. Establishment and validation of a dynamic finite element model of human head-neck [J]. J Med Biomech, 2017, 32(5): 393-400.
- [ 6 ] 包佳仪,王兴伟,周前祥,等. 阻拦着舰过程中飞行员颈部的损伤分析与预测[J]. 北京航空航天大学学报, 2019, 45(3): 499-507.
- [ 7 ] MICHEL MC, GUO X, GIBSON LJ, et al. Compressive fatigue behavior of bovine trabecular bone [J]. J Biomech, 1993, 26(4-5): 453-463.
- [ 8 ] DENDORFER S, MAIER HJ, HAMMER J. Deformation behaviour of bovine cancellous bone [J]. Technol Health Care, 2006, 14(6): 549.
- [ 9 ] HADDOCK SM, YE H OC, MUMMANENI PV, et al. Similarity in the fatigue behavior of trabecular bone across site and species [J]. J Biomech, 2004, 37(2): 181-187.
- [ 10 ] LAMBERS FM, BOUMAN AR, RIMNAC CM, et al. Microdamage caused by fatigue loading in human cancellous bone: Relationship to reductions in bone biomechanical performance [J]. Plos One, 2013, 8(12): e83662.
- [ 11 ] 李昊,张西正. 骨组织疲劳损伤的生物力学研究概述[J]. 医用生物力学, 2016, 31(6): 556-561.  
LI H, ZHANG XZ. Review of biomechanical researches on fatigue damage in bone [J]. J Med Biomech, 2016, 31(6): 556-561.
- [ 12 ] YOGANANDAN N, KUMARESAN S, PINTAR F. Biomechanics of the cervical spine Part 2. Cervical spine soft tissue responses and biomechanical modeling [J]. Clin Biomech, 2001, 16(1): 1-27.
- [ 13 ] 王甲甲. 人体颈椎有限元建模及仿生颈椎椎间融合器研究[D]. 长春: 吉林大学, 2014.
- [ 14 ] PANJABI MM, CRISCO JJ, VASAVADA A, et al. Mechanical properties of the human cervical spine as shown by three-dimensional load-displacement curves [J]. J Bone Joint Surg Am, 1976, 58(5): 642-652.
- [ 15 ] NIGHTINGALE RW, MCELHANEY JH, RICHARDSON WJ, et al. Dynamic responses of the head and cervical spine to axial impact loading [J]. J Biomech, 1996, 29(3): 307-318.
- [ 16 ] MEYER F, BOURDET N, DECK C, et al. Human neck finite element model development and validation against original experimental data [J]. Stapp Car Crash J, 2004, 48: 177-206.
- [ 17 ] YAMADA H, EVANS GF. Strength of biological materials [M]. New Jersey: Williams & Wilkins, 1970.
- [ 18 ] 陈万中. 颈椎间盘突出症 CT 分析[J]. 当代医学, 2017, 14(23): 127-128.
- [ 19 ] 陈锡清. 颈椎间盘突出症 CT 分析(附 206 例)[J]. 中国伤残医学, 2013, 21(4): 231-232.
- [ 20 ] TANNOUS R, EPPINGER R, SUN E, et al. Development of improved injury criteria for the assessment of advanced automotive restraint systems - ii [R]. Washington D.C.: NHTSA, 1998.
- [ 21 ] KOPPERDAHL DL, PEARLMAN JL, KEAVENY TM. Biomechanical consequences of an isolated overload on the human vertebral body [J]. J Orthop Res, 2000, 18(5): 685-690.