

# 拦阻着舰过程中不同百分位人体颈部损伤风险的差异对比

柯 鹏<sup>1</sup>, 诸 斌<sup>1</sup>, 柳松杨<sup>2</sup>, 李鸣皋<sup>3</sup>, 赵 鑫<sup>3</sup>

(1. 北京航空航天大学 交通科学与工程学院, 北京 100191; 2 中国人民解放军空军航空医学研究所, 北京 100053;  
3. 中国人民解放军海军总医院 航海航空医学中心, 北京 100048)

**摘要:**目的 对比拦阻着舰过程中不同百分位人体颈部损伤风险的差异。方法 利用已建立的人椅背带系统动力学模型和头颈部力学模型,采用文献中典型拦阻着舰过程座椅底部的加速度曲线作为输入条件,开展数值仿真,验证模型的正确性,并得到假人颈部各关节的轴向力、剪切力和弯矩等力学参数。结果 第95百分位假人的剪切损伤 $N_{km}$ 指数高于第5百分位假人。假人上、下部颈椎的 $N_{ij}$ 指数小于0.2, $N_{km}$ 指数约为0.65。结论 在拦阻着舰过程中,人体颈部更容易产生由于关节剪切力导致的损伤。研究结果可为评估不同百分位人体在典型拦阻着舰过程中的颈部损伤风险提供数据支持。

**关键词:**颈部损伤;飞行员;拦阻着舰

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2018.05.001

## Differences of Neck Injury Risks for Different Dummies During Arrested Landing

KE Peng<sup>1</sup>, ZHU Bin<sup>1</sup>, LIU Songyang<sup>2</sup>, LI Minggao<sup>3</sup>, ZHAO Xin<sup>3</sup>

(1. School of Transportation Science and Engineering, Beihang University, Beijing 100191, China; 2. Air Force Aviation Medical Research Institute, Beijing 100053, China; 3. Center of Nautical & Aviation Medicine, Navy General Hospital of PLA, Beijing 100048, China)

**Abstract: Objective** To compare the differences of neck injury risks for different dummies during arrested landing on naval vessels. **Methods** Based on the established dynamic model of dummy-belt-seat systems and mechanical model of head-neck, with the acceleration curve at seat base during typical arrested landing reported in the literature as the input, numerical simulation was conducted to test the validity of the model, and the axial force, shear force, bending moment of typical joints in dummy neck during arrested landing were obtained. **Results** The injury index  $N_{km}$  of 95 percentile dummy was higher than that of 5 percentile dummy. The injury index  $N_{ij}$  of the dummy's upper and lower cervical spine was smaller than 0.2, meanwhile the  $N_{km}$  was around 0.65. **Conclusions** During arrested landing, human neck was much easier to get hurt due to the shear force. The research findings can provide data support for evaluating neck injury risks of pilots with different sizes during typical arrested landing process.

**Key words:** neck injuries; pilot; arrested landing

人体在运动中受到水平减速过载作用时,会有前倾趋势,在有躯干约束带条件下,头颈部会产生相对躯干较大的位移,存在损伤风险。拦阻索辅助着舰过程就是一个典型的水平减速过程,该过程是目前舰载机实现航母甲板短距着舰的主要方式。在拦阻着舰过程中会产生较大的持续性载荷,而颈部作为连接人体头部和躯干的重要部位,容易发生损伤,也极有可能对飞行员的生理健康和操纵工效带来不利影响。调查研究表明,70%以上的飞行员都曾有过颈部不适的症状<sup>[14]</sup>。目前关于人体头颈部损伤的研究主要依赖试验方法,从大量的飞行试验中分析颈部的损伤现象以及对大量病例数据进行统计分析,缺乏原理性的解释。

随着计算机技术和计算力学的快速发展,高效经济的计算机建模与仿真技术在人体生物力学研究领域得到更多应用,国内外也开展了很多针对人体头颈部损伤的建模研究。例如, Merrill 等<sup>[5]</sup>建立考虑2个胸椎、7个颈椎与头部,并使用无质量弹簧和阻尼连接这些刚体的三维动力学模型;张竞等<sup>[6]</sup>使用多体动力学软件 ADAMS 及其插件 LifeMOD 建立人体头颈部多刚体动力学模型,但对肌肉力学行为的模拟不足;毛征宇等<sup>[7]</sup>建立符合解剖结构的人颅骨三维有限元模型,较好模拟头部在冲击、跌落等载荷下的生物力学响应;刘述芝等<sup>[8]</sup>利用 Anybody Modeling System 建立人体肌骨模型,分析冲击载荷作用下羽毛球运动员下肢关节肌肉动态响应变化;鲁廷等<sup>[9]</sup>建立考虑人体头颈部15组主要肌肉的10刚体模型,包括头部、7个颈椎和2个胸椎,在进行实验验证后,开展针对舰载机拦阻着舰过程飞行员头颈部动力学响应的仿真,评估15组主要肌肉的应变量。

在这些关于飞行员颈部损伤的研究中,头颈部模型都是针对专门问题开发,而且相对独立,扩展性有限。此外,在实际舰载机着陆过程中,还必须考虑背带系统的约束效果,这与汽车安全领域的安全带约束系统类似。在汽车安全领域,现有研究一般采用专业汽车安全软件 MADYMO 进行有限元多刚体混合建模研究。例如,辛龙等<sup>[10]</sup>结合 Hybrid III 50百分位假人建立约束系统模型,研究座椅前后位置和座椅靠背角度,分析不同座椅参数对司机侧乘员头部的力学影响,并评估乘员头部损伤程度;石

小荣<sup>[11]</sup>对事故进行重建以及模拟,研究影响行人头部损伤的相关因素,并通过正交试验设计方法对汽车碰撞事故中影响行人头部损伤的相关因素进行显著性分析;王方等<sup>[12]</sup>采用数值模型分析侧面和斜碰撞载荷下人体胸部生物力学响应以及损伤相关的物理参数,较准确展现实验中的胸部响应过程;刘志强等<sup>[13]</sup>对某车型轿车在正面碰撞时的乘员约束系统进行建模,并参照相关正面碰撞试验法规进行碰撞模拟研究。还有部分研究采用 LS-DYNA 开展有限元动力建模。例如,郝艳艳<sup>[14]</sup>发展快速颈椎有限元建模方法,并且对颈椎模型进行瞬态动力学加载分析,得到人体颈椎在碰撞条件下的响应;戴继明<sup>[15]</sup>在事故重建的基础上,分析汽车-行人碰撞中行人颈部对头部动力学响应和颅脑损伤的影响。

从上述文献来看,针对拦阻着舰的研究多集中于动力学响应分析;汽车工业的研究则表明,在类似的碰撞加速度作用下,乘员颈部的确存在致伤风险,且根据具体的碰撞条件,会产生不同的影响。由于拦阻过程中的加速度情况与汽车碰撞的加速度情况有较大不同,以及飞机和汽车背带布局存在差异,故探究拦阻着舰过程的人体损伤需要针对拦阻着舰过程结合现有损伤指标进行具体分析。

本文首先建立座椅和背带系统混合结构模型,结合第5、95两种百分位 Hybrid III 混合假人模型,开发舰载机人椅背带系统的多刚体-有限元混合模型;采用文献中公开发表的典型拦阻着舰过程座椅底部加速度数据作为输入条件,开展人椅背带系统的动力学仿真,研究不同尺寸假人颈部各关节的轴向力、剪切力和弯矩;并开展损伤风险预测和评估,得到人体在不同受力条件下的损伤影响指标  $N_{ij}$  和  $N_{km}$ 。

## 1 模型建立

### 1.1 人椅背带系统动力学模型

参照某型弹射座椅的公开图片资料,采取逆向建模的方式,获取座椅主要尺寸,建立座椅的几何模型和有限元模型。背带采用6点式作为原型,建立14节段背带系统混合动力学模型。

座椅表面的有限元单元模拟座椅弹性,假人各部分简化为若干个刚体,刚体之间的关节用球形铰

链和旋转铰链单元定义,并利用非线性的扭矩弹簧和阻尼单元连接模拟人体各部位之间的弹性,各刚体的质量和转动惯量与相应百分位人体部位的质量和转动惯量保持一致。假人表面的有限元单元模型模拟人体和座椅与背带的接触,在定义假人与座椅之间的接触时,设置座椅为主接触面,定义假人与背带的接触时,假人为主接触面。

根据实际飞行操作过程中的标准规定姿势设置假人模型的初始姿态:假人躯干与座椅椅背贴合,头部后侧紧贴头靠,双腿自然垂落,双臂屈伸做抓握操纵杆动作。组合后的两种不同百分位人椅背带系统模型如图 1 所示。

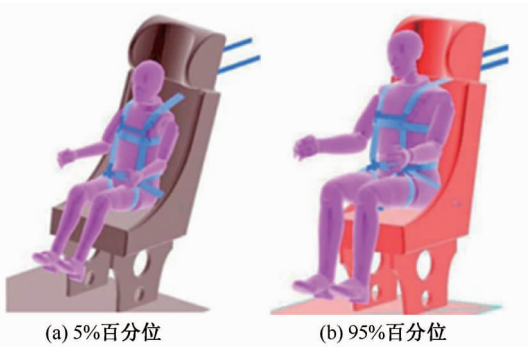


图 1 两种百分位人椅背带组合系统模型  
Fig.1 Finite element model of seat, belt and dummy with 2 kinds of percentile (a) 5 percentile, (b) 95 percentile

### 1.2 颈部颈椎关节模型

人体颈椎由颈椎骨、椎间盘和所属的韧带构成。第 1 颈椎位于脊柱的最上端,枕骨相连接。寰椎与枕骨之间的关节主要控制颈部屈伸活动,第 2 颈椎与寰椎前弓的关节面构成的关节,主要起颈部左右旋转的作用。其余颈椎骨的形态与胸椎及腰椎等典型的椎骨形态基本相似,排列连接起来以后形成整个人体颈部。

Hybrid III 假人颈部模型主要由 3 种类型的铰构成:转动铰、万向铰和圆柱铰(见图 2)。转动铰连接头部和颈部,使头部可以上下转动,完成点头动作。颈部中间为 4 个万向铰可以模拟颈部的弯曲、扭转等动作。在万向铰中间插有两个圆柱铰,既增大颈部可能的扭转幅度,同时又提供一定的轴向位移,以模拟颈部的伸缩动作。结合模型中设置的铰的各个参数发现,弹性载荷、阻尼和摩擦可以较好模拟真实人体颈部的运动情况<sup>[16]</sup>。

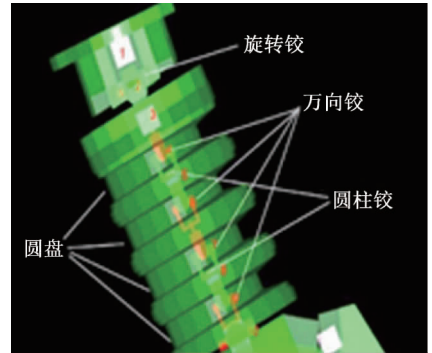


图 2 Hybrid III 假人颈部模型  
Fig.2 Neck model of dummy Hybrid III

Hybrid III 假人对颈部肌肉和韧带等进行简化处理,椎间盘、肌肉和韧带对动力学响应的影响通过上述不同类型的铰之间的合理布置和参数设置进行模拟,并且通过尸体 (post mortem human subject, PMHS) 替代试验和志愿者试验已验证了这些简化处理能够提升计算效率,同时保证了模型静态和动态的精度<sup>[17]</sup>。

### 1.3 数值求解方法

数值求解则采用有限元法和多刚体动力学结合的混合数值模拟方法,其中多刚体动力学用以求解假人的动力学响应,有限元法则通过座椅和背带与人体的接触分析求解对应的受力情况。多刚体算法和有限元分析之间的耦合则通过交换接触面上的力和位移数据实现。获取接触力和力矩后,利用多刚体动力学算法的求解器计算假人上任意刚体节段的运动参数,进而获得各刚体节段的位移和姿态,包括速度、加速度、角速度和角加速度。

### 1.4 损伤参数计算方法

通常情况下,颈部损伤评估的指标为上、下颈椎的最大受力和弯矩,通过颈部轴向力、颈部前后方向剪切力和沿头颈结合面侧向轴的颈部弯矩评估颈部损伤。三者通过铰约束载荷信号进行计算。假定铰(固定铰)的坐标系方向与 SAE J221/1<sup>[18]</sup>规定一致,铰的约束力在  $z$  轴方向的分量用作颈部轴向力,铰的约束力在  $x$  轴方向的分量用作颈部剪切力,铰约束  $y$  轴向的弯矩  $M_y$  用作颈部弯矩载荷(见图 3)。

当弯矩  $M_y$  不沿着头/颈结合面的侧向轴时,需要对弯矩进行修正,此时的弯矩  $M_y$  为:

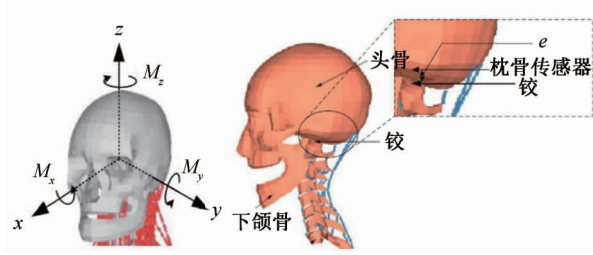
图3 SAE J221/1 坐标示意图<sup>[18]</sup>

Fig. 3 SAE J221/1 coordinate system

$$M_y = M_{y'} - eF_x \quad (1)$$

式中： $e$ 为枕骨和该铰在 $z$ 轴正向的距离。

$N_{ij}$ 是对应于不同轴向力和弯矩组合的4种损伤预测的总称,结合颈部轴向力 $F_z$ 和绕枕骨的弯曲/延展弯矩 $M_y$ ,计算公式为:

$$N_{ij} = \left| \frac{F_z}{F_{zc}} \right| + \left| \frac{M_y}{M_{yc}} \right| \quad (2)$$

式中： $F_{zc}$ 和 $M_{yc}$ 分别为假人局部载荷(压缩/拉伸和弯曲/延展)有关的常数。对于不同的假人模型和不同的变化形式, $F_{zc}$ 和 $M_{yc}$ 取值不同。第95百分位假人拉伸时力耐受限度为6.8 kN,压缩时为6.2 kN,延展弯矩耐受限度为135.0 N·m,弯曲为310.0 N·m;第5百分位假人拉伸时力耐受限度为4.3 kN,压缩时为3.9 kN,延展弯矩耐受限度为155.0 N·m,弯曲为67.0 N·m。

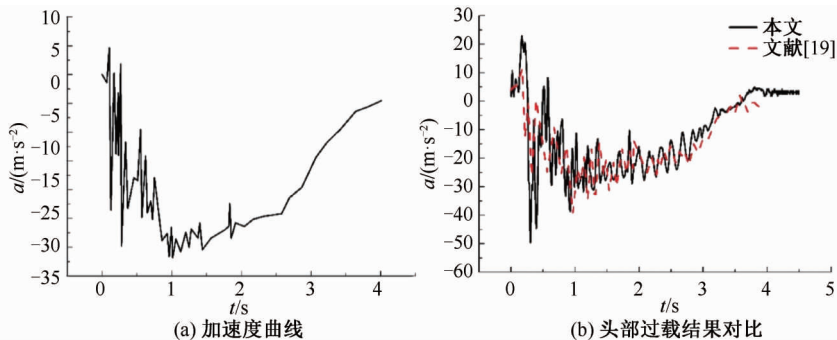


图4 拦阻着舰过程加速度曲线

Fig. 4 Acceleration curves during arrested landing (a) Acceleration curve in paper, (b) Comparison of head overload

## 2.2 典型结果分析和讨论

根据颈部损伤指数的使用特点,以上部颈椎C1和下部颈椎C7为损伤研究的分析对象,C1对应颈部和头部连接点,C7对应颈部和胸椎连接点。两种百分位假人在C1和C7颈椎处的轴向力变化趋势基本一致。在假人颈椎C1和C7处,第

$N_{km}$ 为由于剪切力导致前后颈部压溃时的损伤指标,考虑颈部剪切力和枕骨部位总力矩,其也为4种损伤预测的集合,计算公式为:

$$N_{km} = \left| \frac{F_x}{F_{int}} \right| + \left| \frac{M_y}{M_{int}} \right| \quad (9)$$

式中： $F_{int}$ 和 $M_{int}$ 为与假人模型和颈部载荷条件(前向/后向和弯曲/延展)相关的常数。两种百分位假人的前、后向剪力耐受度均为845.0 N,延展弯矩耐受限度为47.5 N·m,弯曲时为81.1 N·m。

颈部损伤概率会随着 $N_{ij}$ 和 $N_{km}$ 预测值的增大而增加,在保证人体不受伤害的合理载荷条件下,损伤预测值应不超过1<sup>[16]</sup>。

## 2 典型结果和讨论

### 2.1 输入参数和模型验证

以文献[19]中公开的典型舰载机拦阻着舰过程中座椅底部的加速度曲线作为输入数据,对文献中的数据进行数字化提取,并且进行高频滤波以除去高频振动[见图4(a)]。基于该加速度曲线进行仿真,得到假人模型头部质心加速度曲线,同时截取文献中通过实验测得的假人头部质心加速度曲线进行对比[见图4(b)]。仿真曲线和试验曲线的趋势和数值大致一致,表明本文所建人椅多体系统动力学模型准确可用。

95百分位假人的轴向力数值均略大于第5百分位假人,同时下部颈椎的轴向力明显高于上部颈椎。第95百分位假人的各部分尺寸和质量均高于第5百分位假人,且颈部连接头部和躯干,较大质量的头部具有较大的惯性[见图5(a)]。因此,对于第95百分位假人,其头部质量较大,较大的惯性使得

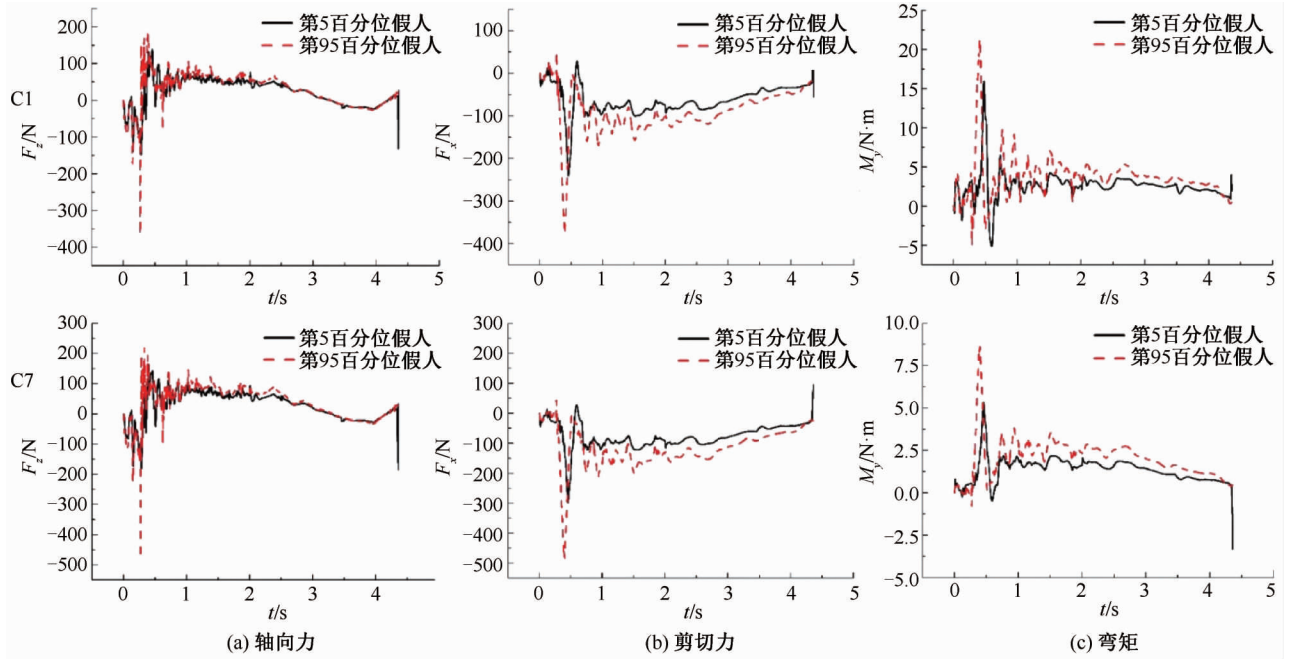


图5 不同百分位假人颈部较的受力对比

Fig. 5 Comparison of forces of different dummies (a) Axial force, (b) Shear force, (c) Bending moment

其颈部轴向力较第5百分位假人更大。对于下部颈椎,其轴向力由于颈部的影响,故相比上部颈椎较大。

假人颈椎 C1 和 C7 剪切力相较于轴向力的差异程度较小,两种不同百分位的剪切力差异相对明显,峰值差异也较大。其中,第95百分位假人 C1 关节的剪切力峰值约为 370.0 N,比第5百分位假人高出约 50%;第95百分位假人 C7 关节处的剪切力峰值约为 480.0 N,比第5百分位假人高出约 67%。同样,下部颈椎的剪切力明显高于上部颈椎,第95百分位假人下部颈椎比上部颈椎高出约 60%[见图 5(b)]。与轴向力类似,剪切力的差异性同样与假人头部质量有关。

假人颈椎 C1 和 C7 所受弯矩的变化规律同剪力变化规律类似,在 C1 和 C7 颈椎处,第95百分位假人的弯矩明显高于第5百分位假人。与轴向力和剪切力不同的是,下部颈椎处的弯矩要显著小于上部颈椎的弯矩,第95百分位假人上部颈椎的弯矩比下部颈椎高出约 150%[见图 5(c)]。从前文弯矩的计算方法中可以得出,颈部关节的弯矩均需要修正至头颈结合面,下部颈椎距离枕骨较远,因此  $e$  值较大,使得对应弯矩反而更小。

比较假人颈椎 C1 和 C7 的损伤指数  $N_{ij}$  可知,上下两个颈椎位置处,第5百分位假人颈椎  $N_{ij}$  指数均高于第95百分位假人颈椎,提示尺寸小的人体更易在拦阻着舰过程中发生由于拉伸导致的颈椎损伤。同时,上部颈椎的  $N_{ij}$  指数略高于下部颈椎,但都远小于 1,说明在图 4 所示的拦阻着舰载荷作用下,不同百分位假人的损伤概率均较小[见图 6(a)]。

比较假人颈椎 C1 和 C7 的损伤指数  $N_{km}$  可知,对于上部颈椎 C1 和下部颈椎 C7,第95百分位假人颈椎  $N_{km}$  指数均高于第5百分位假人颈椎。这一结论提示,大尺寸人体的颈椎更易产生剪切方向的损伤[见图 6(b)]。

通过对  $N_{ij}$  和  $N_{km}$  指数的分析可以得出,  $N_{ij}$  和  $N_{km}$  两个指标分别衡量假人颈部轴向力和剪切力的损伤风险。对于  $N_{ij}$  指数,虽然第95百分位假人在 C1 和 C7 颈椎的轴向力均高于第5百分位假人,但是由于第5百分位假人的颈部轴向力耐受限度远小于第95百分位假人,故第95百分位假人的  $N_{ij}$  指数反而小于第5百分位假人。对于  $N_{km}$  指数,由于两种百分位假人的颈部剪切力耐受限度为相同值,故第95百分位假人的  $N_{ij}$  指数同剪切力一样均高于第5百分位假人。

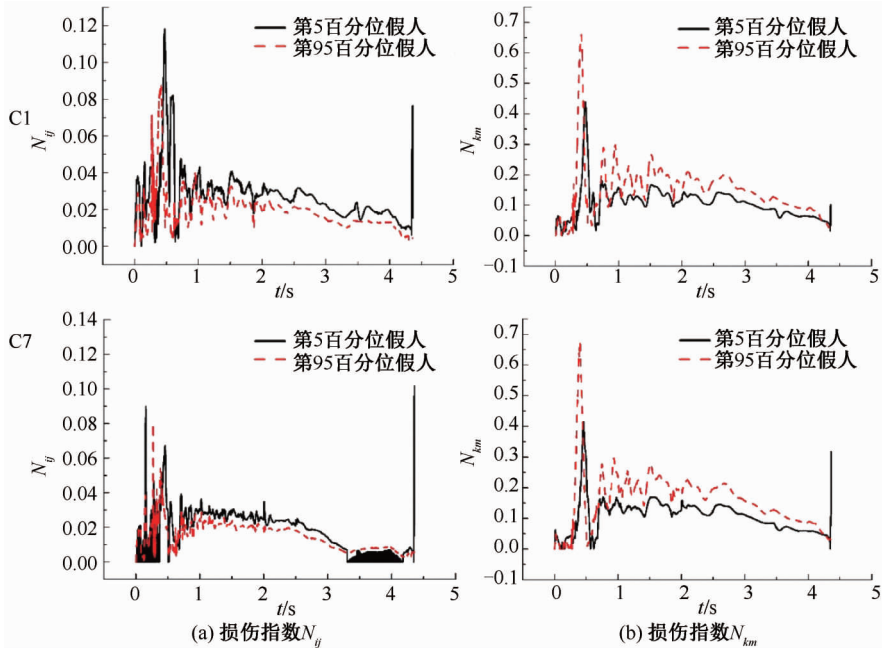


图6 不同百分位假人颈部较损伤指数对比

Fig. 6 Comparison of injury index for different dummies (a) Injury index  $N_{ij}$ , (b) Injury index  $N_{km}$

### 3 结论

拦阻着舰过程中人体颈部运动和受力非常复杂,本文采用的数值模拟方法可以用来预测颈部在各个模拟颈椎的受力情况,评估潜在损伤风险。本文得出结论如下:

(1) 第95百分位假人的剪切损伤  $N_{km}$  指数比第5百分位假人更高,说明第95百分位假人可能出现的损伤是由剪切力导致,而轴向损伤  $N_{ij}$  指数和损伤情况则恰恰相反。

(2) 典型拦阻着舰载荷下,不同百分位假人上、下部颈椎的  $N_{ij}$  指数小于0.2,颈椎轴向损伤处于低风险水平;而不同百分位假人上、下部颈椎的  $N_{km}$  指数约为0.65,颈椎剪切损伤处于高风险水平。

### 参考文献:

[1] 柳松杨,丛红,王鹤,等. 军机飞行员的颈部损伤研究[J]. 医用生物力学, 2010, 25(4): 262-265.  
LIU SY, CONG H, WANG HE, *et al.* Study on neck injuries in military pilots [J]. J Med Biomech, 2010, 25(4): 262-265.

[2] H ÄMÄLÄINEN O. Determinants of +Gz-related neck pain: A preliminary survey [J]. Aviat Space Environ Med,

1993, 64(7): 651-652.

[3] Schall DG. Non-ejection cervical spine injuries due to +G<sub>z</sub> in high performance aircraft [J]. Aviat Space Environ Med, 1989, 60(5): 445-456.

[4] 柳松杨. 高G载荷下飞行员颈部的损伤及防护[J]. 航天医学与医学工程, 1998(4): 310-312.

[5] MERRILL T, GOLDSMITH W, DENG YC. Three dimensional response of a lumped parameter head neck model due to impact and impulsive loading [J]. J Biomech, 1984, 17(2): 81-85.

[6] 张竟, 韩旭, 文桂林. 基于ADAMS. LifeMOD的人体头颈部动力学仿真与验证[J]. 系统仿真学报, 2008, 20(10): 2718-2721

[7] 毛征宇, 李泽民, 牛文鑫, 等. 不同载荷作用下头部生物力学响应仿真分析[J]. 医用生物力学, 2016, 31(6): 532-539.  
MAO ZY, LI ZM, NIU WX, *et al.* The simulation analysis on biomechanical responses of human head under different loading conditions [J]. J Med Biomech, 2016, 31(6): 532-539.

[8] 刘述芝, 胡志刚, 张健. 冲击载荷作用下运动员下肢动态响应的逆向动力学仿真[J]. 医用生物力学, 2015, 30(1): 30-37.  
LIU SZ, HU ZG, ZHANG J. Inverse dynamics simulation on lower limb responses of badminton athlete under impact loads [J]. J Med Biomech, 2015, 30(1): 30-37.

[9] 鲁廷, 王亚伟, 柳松杨, 等. 拦阻着舰过程中飞行员头颈

- 部的动力学响应[J]. 医用生物力学, 2012, 27(6): 642-647.
- LU T, WANG YW, LIU SY, *et al.* Dynamic responses of head-neck complex in pilots during arrested deck landing [J]. *J Med Biomech*, 27(6): 642-647.
- [10] 辛龙, 刘江, 姚远, 等. 基于 MADYMO 的座椅调节对乘员头部损伤影响研究[C]//2010 中国汽车安全技术国际学术会议暨中国汽车工程学会汽车安全技术年会论文集. 北京: [s. n.], 2010.
- [11] 石小荣. 基于 MADYMO 的人-车碰撞事故行人头部损伤影响因素研究[D]. 武汉: 武汉理工大学, 2013.
- [12] 王方, 杨济匡, 李桂兵, 等. 汽车侧面和斜碰撞中人体胸部损伤响应数值分析[J]. 力学学报, 2016, 48(1): 225-234.
- [13] 刘志强, 初永平. 汽车正碰时的人体损伤模拟研究[J]. 拖拉机与农用运输车, 2009, 36(4): 35-37.
- [14] 郝艳艳. 颈椎建模分析及颈部外骨骼设计研究[D]. 南京: 南京理工大学, 2009.
- [15] 戴继明. 汽车行人碰撞中颈部对头部动力学响应及颅脑损伤的影响[D]. 长沙: 湖南大学, 2013.
- [16] TNO Automotive China. Madymo 理论手册[R]. 上海: TNO, 2007.
- [17] TNO. Human body models manual. Release 7.4.1 [R]. USA: TNO, 2012.
- [18] REYES OROZCO GA. Analysis and evaluation of low order, simplified computer models for observer and controller design [D]. Eindhoven: Eindhoven University of Technology, 2007.
- [19] SMITH SD. Cockpit seat and pilot helmet vibration during flight operations on aircraft carriers [J]. *Aviat Space Environ Med*, 2004, 75(3): 247-254.