

# 高 G 冲击载荷下驾驶员颈部防护设计

张梓薇, 李炳初, 许俊豪, 杨丽红, 甘屹

(上海理工大学机械工程学院, 上海 200093)

**摘要:** 针对高 G 载荷下反复冲击的驾驶员颈部慢性损伤问题, 提出一种基于头颈-防护装置耦合模型的拉索式防护装备的设计方法。防护装置穿戴于驾驶员头肩之间, 其防护效能受人机动态交互过程影响, 设计时需考虑人机耦合效应。基于拉格朗日动力学, 建立头颈部与装置在外界冲击下协同响应的耦合动力学模型, 分析装置关键尺寸对颈部动力学响应的影响。为实现防护装备的优化设计, 使用颈部损伤评价标准(NIC), 对防护装备在头、肩不同安装位置的防护效果进行了评估。最后, 搭建人体头颈实验平台, 对优化设计结果进行验证。结果表明: 耦合模型可用于装备设计, 且优化后的设计可有效降低颈部损伤风险。该设计方案构建了涵盖人机动态交互过程的防护装备设计框架, 为同类防护装备设计提供新思路。

**关键词:** 颈部防护装置; 耦合动力学; 优化设计; 头颈实验; 粒子群算法

**中图分类号:** TH 122 **文献标志码:** A

## Neck protection design for pilots under high-G impact

ZHANG Ziwei, LI Bingchu, XU Junhao, YANG Lihong, GAN Yi

(School of Mechanical Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China)

**Abstract:** To address chronic neck injuries in pilots caused by repeated high-G impact, a design methodology for cable-based protective gear based on a head-neck-protective device coupling model was proposed. Worn between the pilot's head and shoulders, the protective device's efficacy was influenced by human-machine dynamic interactions, necessitating consideration of coupling effects during design. Based on Lagrangian dynamics, a coupled dynamic model simulating the coordinated response of the head-neck region and the device under external impacts was established. This model analyzed the influence of key device dimensions on the dynamic response of the neck. Subsequently, to achieve an optimized design, the neck injury criterion (NIC) was employed to evaluate the protective effectiveness of the device at different mounting positions on the head and shoulders. Finally, a human

收稿日期: 2024-12-30

基金项目: 国家自然科学基金资助项目 (52205063, 52175055)

第一作者: 张梓薇(1998—), 女, 硕士研究生。研究方向: 机械设计。E-mail: zhangziwei342@163.com

通信作者: 杨丽红(1973—), 女, 教授。研究方向: 机械装备结构设计。E-mail: lhyang@usst.edu.cn

引文格式: 张梓薇, 李炳初, 许俊豪, 等. 高 G 冲击载荷下驾驶员颈部防护设计[J]. 上海理工大学学报, 2026, 48(1): 89-97.

Citation: ZHANG Ziwei, LI Bingchu, XU Junhao, et al. Neck protection design for pilots under high-G impact[J]. Journal of University of Shanghai for Science and Technology, 2026, 48(1): 89-97.

head-neck experimental platform was constructed to validate the optimized design results. Results demonstrate that the coupled model is applicable for device design, and the optimized outcomes effectively reduce neck injury risk. This design approach establishes a protective device design framework encompassing human-machine dynamic interaction processes, offering new insights for similar protective device designs.

**Keywords:** neck protective device; coupled dynamics; optimized design; head-neck experiment; particle swarm algorithm

高 G 冲击环境下驾驶员的颈部损伤问题一直是航空、汽车工业和军事领域的研究重点。这类颈部损伤主要分为两种：急性损伤<sup>[1]</sup>和慢性损伤<sup>[2]</sup>。急性损伤通常是由于瞬间的加速度变化而可能导致的颈椎脱位<sup>[3]</sup>、韧带损伤<sup>[4]</sup>、挥鞭样损伤<sup>[5]</sup>等，严重可危及生命<sup>[6]</sup>。慢性损伤由反复的冲击累积而成，表现为颈椎的退行性病变<sup>[7]</sup>和肩颈背部肌肉疼痛<sup>[8]</sup>。颈部损伤不仅影响驾驶员的健康和职业生涯，还可能对驾驶安全带来严重威胁。因此，此类场景下的头颈防护尤为重要。在现有防护技术体系中，针对急性损伤已有相应的颈部防护装备，而慢性损伤的防护多依赖驾驶员主动开展肌肉训练<sup>[9]</sup>，以此延缓颈椎的退行性磨损。目前，针对颈部慢性损伤的防护装备供应还存在较大缺口。

头颈防护装备依据其使用场景和功能需求可以划分为静态防护和动态防护两大类。静态防护装备主要适用于颈椎损伤或术后康复人群<sup>[10-11]</sup>及特殊职业工作场景<sup>[12-13]</sup>等。此类场景下人体通常处于静止状态，装备通过提供稳定的力学支撑和限制颈部的不当活动，促进损伤康复或降低职业性损伤风险。动态防护装备则适用于人体处于运动状态或受冲击载荷作用的场景，例如汽车头枕<sup>[14]</sup>、气囊式<sup>[15]</sup>头颈防护装置、拉索式头颈防护装置。这类装备能够在短时间内响应外部冲击，为头颈部位提供额外防护支撑。

在动态防护中，头枕用于车辆后碰撞时头部后甩的防护，气囊式及拉索式防护装备用于前碰撞头部前甩的防护。气囊式防护装置将气囊放置于驾驶员颈部，气囊在受到冲击时快速充气，限制颈部活动以提供保护，但是气囊的再次防护较为困难。拉索式防护装置应用较为广泛，在赛车比赛中使用的 HANS(hand and neck support) 系统就是一种拉索式防护装置。Hubbard 等<sup>[16]</sup>在 20 世纪 80 年代发明 HANS 系统并用于赛车手的颈部防

护。其由 U 型肩垫和拉索构成，安全带将 U 型肩垫固定在驾驶员肩部，拉索连接肩垫后部与头盔，在发生冲击时，安全带保证肩垫位置相对固定，拉索限制头盔及头部的摆动角度，为头颈提供保护。但是 HANS 系统整体拉索长度较短，限制了赛车手的视野，穿戴重量较重，舒适度较差，且 HANS 系统的拉索长度决定了其对反复冲击造成的慢性损伤防护效果有限。此外，HANS 系统的设计需驾驶员多次配合，流程相对繁琐。

综上，目前专门针对颈椎设计的防护设备相对较少，这主要是因为颈椎结构与运动机理具有高度复杂性，所以颈部的防护装置在轻便、舒适方面的要求更高。而当下多数颈部防护设备结构复杂，易限制头颈部活动范围，进而影响装备的使用功能与佩戴体验。从设计层面看，现有设计方法聚焦结构尺寸和运动适应性，却忽略了颈部在撞击动态过程中的损伤。故设计时必须考虑动态过程对防护装备的影响，需全面剖析防护装置和颈部在撞击中的受力、加速度与变形情况。这样就能实现更有效、更符合生理学原理的防护设计，不仅能提供机械防护，还能考虑到人体与防护设备之间复杂的动态相互作用。

为此，本文提出一种变刚度轻负载的颈部防护装置设计。基于拉格朗日方程构建防护装置-头颈人机耦合动力学模型，利用粒子群优化算法辨识人体参数，并将耦合模型与动态实验数据进行对比。随后，基于耦合模型对拉索的安装位置进行优化设计，并搭建实验平台验证优化设计的有效性，从而为高 G 冲击下慢性损伤的防护装备设计提供一种解决方案。

## 1 防护装备

本文提出的防护装备主要由固定带、可变刚

度拉索及连接扣构成(图1)。其中, 固定带佩戴于驾驶员腋下, 与可变刚度拉索的一端固定。变刚度拉索在常态下表现为低刚度特性, 此时驾驶员可以自由活动头颈。当驾驶员受到冲击时, 拉索刚度可迅速升高, 进而为驾驶员头颈提供保护力矩, 实现动态防护功能。

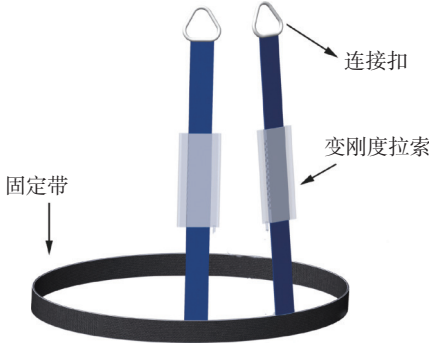


图1 防护装置示意图

Fig.1 Schematic diagram of protective device

## 2 头颈模型建立

为满足较快的参数辨识及实验平台的搭建需求, 利用拉格朗日方程在受冲击平面内建立头颈三刚体黏弹性模型。该模型将身体、颈部、头部视为3个刚体, 且各刚体间通过带弹簧阻尼系数的铰链连接。上述弹簧阻尼系数通过改进粒子群算法完成辨识。

### 2.1 头颈模型

如图2所示, 以人体第一胸椎(T1)与第七颈椎(C7)连接处和第一颈椎(C1)与头部的连接处为铰链, 简化人体头颈运动, 并在这两个铰链处加入弹簧阻尼系数模拟人体肌肉骨骼力。

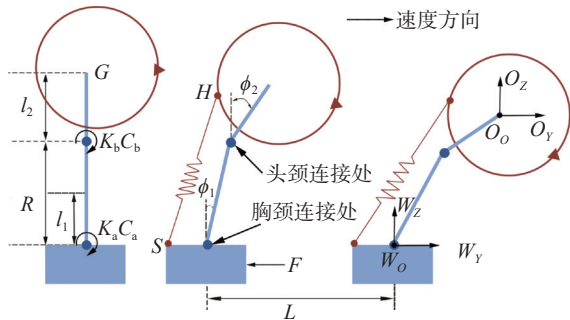


图2 头颈-防护装置耦合模型

Fig.2 Head and neck-guard coupling model

在简化模型中: 基座对应第一胸椎, 假设其在整个运动过程中无旋转; 下摆杆对应人体胸颈连接处至头颈连接处的结构, 假设下摆杆质量均

匀, 则其重心在杆中心处; 上摆杆对应头部重心至头颈连接处的结构, 其重心位于远离铰链的一端。

图2中:  $F$ 为作用于基座的冲击力, 其方向与速度方向相反; 点 $G$ 为头部重心位置;  $R$ 为下摆杆的长度;  $l_1$ 为下铰链至下摆杆重心距离;  $l_2$ 为上摆杆的长度;  $\phi_1$ 为下摆杆摆动角度;  $\phi_2$ 为上摆杆摆动角度;  $L$ 为基座水平运动位移;  $K_a$ 、 $K_b$ 为铰链处弹簧刚度系数;  $C_a$ 、 $C_b$ 为阻尼系数; 防护装置可简化为弹簧模型, 点 $H$ 为防护装置在头部的连接点; 点 $S$ 为防护装置在肩部的连接点; 分别在下铰链与基座连接处、头部重心位置建立坐标系 $W(W_z, W_y, W_o)$ 和坐标系 $O(O_z, O_y, O_o)$ 。

基于前述头颈三刚体简化模型, 建立头颈的动力学方程, 假设基座质量为 $m$ , 下摆杆质量为 $m_1$ , 上摆杆质量为 $m_2$ 。铰链处弹簧的弹性形变对应系统势能, 阻尼则视为耗散力, 则头颈动力学方程为

$$\frac{d}{dt} \left( \frac{\partial T}{\partial \dot{q}_i} \right) - \left( \frac{\partial T}{\partial q_i} \right) + \frac{\partial U}{\partial q_i} = Q_i, \quad i = 1, 2, 3 \quad (1)$$

式中:  $q_i$ 为广义坐标, 包括上下摆杆角度 $\phi_1$ 、 $\phi_2$ 和基座位移 $L$ ;  $T$ 为系统的动能;  $U$ 为系统的势能;  $Q_i$ 为广义非保守力;  $\dot{q}$ 为广义坐标的导数。

在上述简化头颈模型的基础上加入防护装置对头颈的影响。防护装置连接于驾驶员头盔与肩部之间, 当驾驶员受到水平方向的冲击时, 拉索刚度变大, 防护装置将产生保护力矩, 从而减小头颈的甩动角度。

为计算拉索对头颈产生的影响, 设在坐标系 $W$ 下, 头部重心为点 ${}^W G({}^W X_G, {}^W Y_G, {}^W Z_G)$ , 防护装置在头盔的连接点为 ${}^W H({}^W X_H, {}^W Y_H, {}^W Z_H)$ , 肩部的连接点为 ${}^W S({}^W X_S, {}^W Y_S, {}^W Z_S)$ 。 ${}^W H$ 坐标无法直接获得, 利用坐标系 $O$ 进行坐标转换。设以头部中心为原点的坐标系 $O$ 下, 拉索在头部连接点的坐标为 ${}^O H({}^O X_H, {}^O Y_H, {}^O Z_H)$ 。所以坐标系 $W$ 下防护装置在头部的连接点 ${}^W H$ 坐标为

$$\begin{bmatrix} {}^W H \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} {}^W O & {}^W G^T \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} {}^O H \\ 1 \end{bmatrix} \quad (2)$$

$${}^W G = \begin{bmatrix} 0 \\ R \sin \phi_1 + l_2 \sin(\phi_1 + \phi_2) \\ R \cos \phi_1 + l_2 \cos(\phi_1 + \phi_2) \end{bmatrix}^T \quad (3)$$

式中,  ${}^W O$ 为坐标系 $W$ 与坐标系 $O$ 之间的旋转矩阵。

$${}^w\mathbf{R} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\phi_1 + \phi_2) & -\sin(\phi_1 + \phi_2) \\ 0 & \sin(\phi_1 + \phi_2) & \cos(\phi_1 + \phi_2) \end{bmatrix} \quad (4)$$

防护装置在使用时可近似视为直线，且装置在一定拉伸范围内拉力呈线性变化，故将其假设为弹簧模型。假设响应过程中头部重心到拉索的距离为  $l_m$ ，拉索伸长量为  $x$  ( $x > 0$ )，刚度系数为  $K$ ，拉索拉力为  $F_1$ ，则

$$F_1 = Kx \quad (5)$$

拉索作用于头部重心的水平分力、垂直分力及力矩可表示为

$$\begin{cases} Q_Y = F_1 \frac{{}^wY_S - {}^wY_H}{\sqrt{({}^wX_S - {}^wX_H)^2 + ({}^wY_S - {}^wY_H)^2 + ({}^wZ_S - {}^wZ_H)^2}} \\ Q_Z = F_1 \frac{{}^wZ_S - {}^wZ_H}{\sqrt{({}^wX_S - {}^wX_H)^2 + ({}^wY_S - {}^wY_H)^2 + ({}^wZ_S - {}^wZ_H)^2}} \\ M_F = l_m \sqrt{Q_Y^2 + Q_Z^2} \end{cases} \quad (6)$$

综上，防护装置-头颈人机耦合系统拉格朗日动力学方程为

$$\begin{cases} \frac{d}{dt} \left( \frac{\partial T}{\partial \dot{L}} \right) - \left( \frac{\partial T}{\partial L} \right) + \frac{\partial V}{\partial L} = F \\ \frac{d}{dt} \left( \frac{\partial T}{\partial \dot{\phi}_1} \right) - \left( \frac{\partial T}{\partial \phi_1} \right) + \frac{\partial V}{\partial \phi_1} = \\ -C_a \dot{\phi}_1 - C_b (\dot{\phi}_2 - \dot{\phi}_1) + \\ Q_Y R \cos \phi_1 - Q_Z l_2 \sin \phi_1 \\ \frac{d}{dt} \left( \frac{\partial T}{\partial \dot{\phi}_2} \right) - \left( \frac{\partial T}{\partial \phi_2} \right) + \frac{\partial V}{\partial \phi_2} = \\ -C_b (\dot{\phi}_2 - \dot{\phi}_1) + Q_Y R \cos \phi_2 - \\ Q_Z l_2 \sin \phi_2 + M_F \end{cases} \quad (7)$$

式中， $\dot{\phi}_1$ 、 $\dot{\phi}_2$ 、 $\dot{L}$ 为 $\phi_1$ 、 $\phi_2$ 、 $L$ 对时间的一阶导数。

## 2.2 模型参数辨识

由于头颈参数难以获取，本文采用粒子群算法辨识。传统的粒子群算法在进化过程中易陷入局部极值，存在早熟收敛现象。针对传统粒子群算法的不足，结合模拟退火算法，及早熟收敛机制得出模拟退火-粒子群自适应算法。

适应度函数  $v$  为

$$v = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (\phi_i - \phi_{oi})^2 + \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (\Delta\phi_i - \Delta\phi_{oi})^2 + (\phi_{\max,i} - \phi_{\max,oi}) \quad (8)$$

式中： $\phi_i$ 为模型中头颈角度； $\phi_{oi}$ 为目标头颈角

度； $\Delta\phi_i$ 为模型中头颈角度差值； $\Delta\phi_{oi}$ 为目标头颈角度差值； $\phi_{\max,i}$ 为模型中头颈角度最大值； $\phi_{\max,oi}$ 为目标头颈角度最大值； $i$ 表示角度， $i=1$ 表示头部角度， $i=2$ 表示颈部角度。

随着粒子群的进化，粒子会越来越集中，容易陷入局部最优。为防止这种情况发生，引入早熟收敛机制<sup>[17]</sup>。当种群粒子个体平均距离  $P$  小于临界值  $\gamma$  时，认为算法出现早熟，即  $P < \gamma$ ，平均距离  $P$  计算公式如下：

$$P = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \sqrt{\sum_{j=1}^D (X_{i,j} - \bar{X}_j)^2} \quad (9)$$

式中： $N$ 为粒子群中粒子总个数； $D$ 为粒子的维度； $X_{i,j}$ 为第  $i$  个粒子的第  $j$  维度； $\bar{X}_j$ 为第  $j$  维粒子的平均值。

算法流程如图3所示。

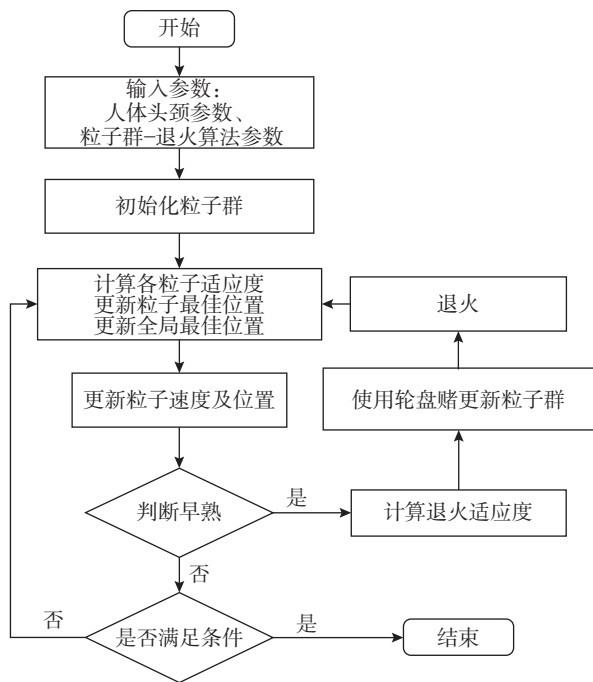


图3 改进粒子群算法流程图

Fig.3 Flowchart of improved particle swarm algorithm

## 2.3 模型验证

为验证模型的动力学响应，采用NBDL (naval biodynamics laboratory) 实验中真人志愿者数据<sup>[18]</sup>。NBDL开展了人体前碰撞实验，实验中，真人志愿者颈部以下通过安全带固定于座椅上，随后对座椅施加加速度，同时记录在冲击下志愿者头颈的运动情况。图4(a)为文献[19]中座椅加速度为  $147 \text{ m/s}^2$  时志愿者头颈运动情况。实验测得冲击情况下人体第一胸椎(T1)的水平加速度曲线、头颈

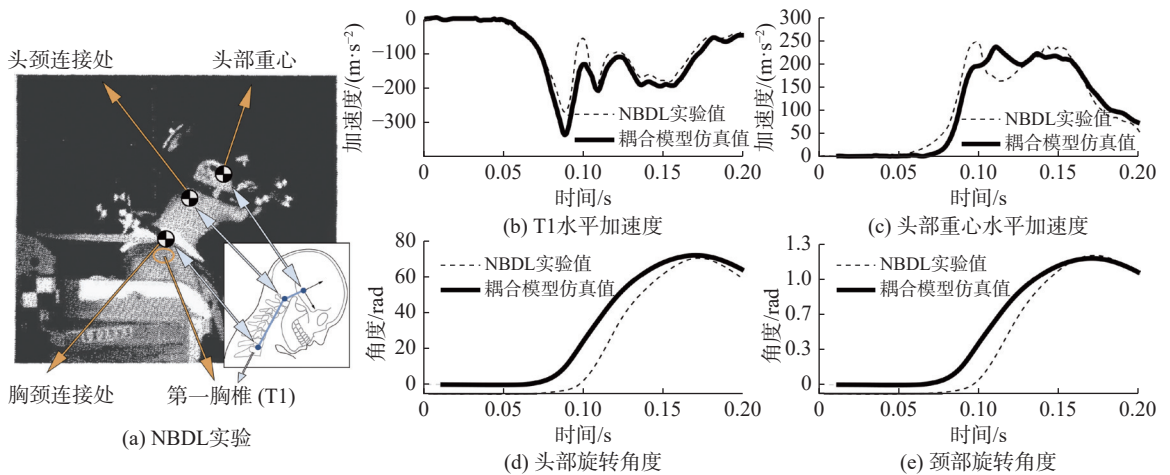


图4 真人志愿者实验数据与仿真值对比

Fig.4 Comparison of experimental and simulated values

旋转曲线和头部重心水平加速度曲线(图4(b)~(e)中虚线所示)。

现利用真人志愿者数据对模型进行验证, 由于仅建立了头颈部分模型, 所以将实验测得的T1水平加速度施加于模型对应位置, 即基座处。防护装置刚度系数 $K=0$ , 通过改进粒子群算法辨识模型中弹簧刚度与阻尼参数, 最终构建得到完整的头颈动力学模型。

在模型基座施加图4(b)所示的T1水平加速度, 可得出耦合模型的头颈旋转角度及头部重心水平加速度计算结果(图4(c)~(e)中实曲线)。图4(c)为头部重心水平加速度曲线, 图4(d)、(e)分别为头、颈旋转角度曲线。从中可以看出, 在相同的冲击情况下, 耦合模型在头部重心水平加速度与头颈旋转角度方面比真人志愿者的实际响应速度更迅速。这是由于真实人体的关节数较多, 且人体颈部的实际刚度、阻尼特性曲线均为复杂的非线性曲线, 而模型仅采用双关节结构进行简化表征。因此, 模型对人体颈部的动态响应表征存在一定局限性。尽管如此, 模型仿真结果与实验数据仍然有较高的一致性, 仿真曲线与实验数据的曲线趋势基本吻合。故此模型可以较好地表征头颈受冲击时的响应, 可用于防护装备的设计。

### 3 装备优化设计及实验验证

#### 3.1 优化设计

防护装置安装在肩部与头盔处, 不同的安装位置会导致保护效果出现差异。因此, 优化设计的核心目标是从拉索的肩部与头盔两个连接端

中, 确定防护效果最优的连接点位。

采用3D扫描设备对头盔及人体肩部开展逆向建模, 在此基础上将设计区域进行离散化处理, 并建立以胸颈连接处为原点的设计区域坐标数组。头盔设计区域的离散化处理方案如图5所示, 划分为 $10 \times 10$ 个区域, 选取各区域中心点作为候选安装点。肩部设计区域根据与人体矢状面间距1 cm划分为1个区域。

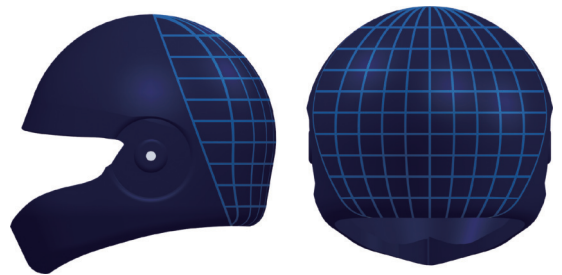


图5 头盔离散示意图

Fig.5 Helmet discrete schematic diagram

为评价防护装置的防护效果, 采用颈部损伤评价准则NIC(neck injury criterion)<sup>[20]</sup>作为评价指标, 用 $V_{NIC}$ 表示。 $V_{NIC}$ 值越大说明头颈受到伤害的风险越大, 防护效果越差。利用耦合模型计算其在冲击中的 $V_{NIC}$ 峰值, 选取 $V_{NIC}$ 峰值最小的点位作为防护装置的最佳安装位置。 $V_{NIC}$ 损伤判定计算公式如下:

$$V_{NIC} = 0.2a_{relative} + \omega_{relative}^2 \quad (10)$$

式中:  $a_{relative}$  为头部质心与胸椎T1在水平方向的相对加速度;  $\omega_{relative}$  为头部质心与第一胸椎在水平方向的相对速度; 0.2为通用常量。

#### 3.2 冲击实验平台

为验证耦合模型及优化设计方案的有效性,

搭建了人体头颈模拟实验平台。根据简化模型,采用铝合金材料加工制作颈部模拟总成。如图6所示,旋转弹簧与阻尼铰链连接头部模拟、颈椎模拟及胸椎模拟。其中,在头部模拟模块处加装铅块,以模拟人体头部的实际重量。

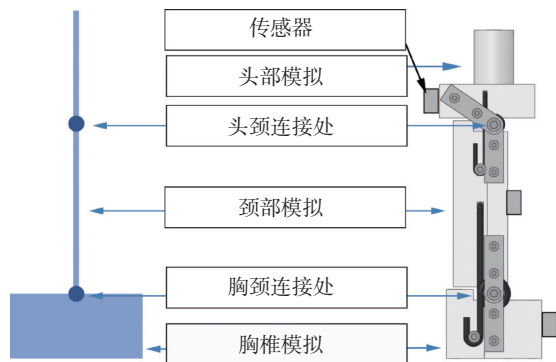


图6 头颈模拟装置示意图

Fig.6 Schematic diagram of the head and neck simulator

如图7所示,实验中采用直线电机提供模拟冲击,在头部模拟、颈部模拟及胸椎模拟位置放置传感器,以采集实验数据。由于防护装置的安装需在头盔与肩部设置稳定的连接点位,所以通过3D打印获得人体头部与肩部的几何模型,并将肩部模型与直线电机动子进行刚性连接。

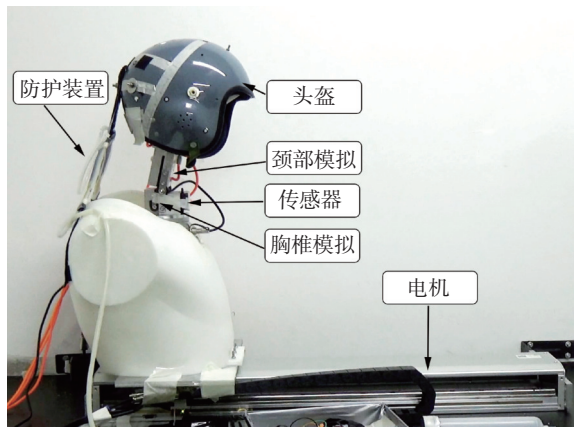


图7 实验装置图

Fig.7 Experimental device diagram

### 3.3 实验过程与结果

首先开展无防护装备对照实验,头部佩戴头盔,并通过螺栓将头盔固定,防止其发生相对滑动。在实验记录之前,先开展5组实验,调整头颈部阻尼参数,使实验结果处于合理区间。在同一弹簧阻尼的情况下调整冲击加速度及头盔防护位置。

为验证耦合模型的有效性,在无防护以及防护装置在肩、盔不同安装位置的工况下均开展

5组实验,并记录结果。为保证实验的可重复性,在开展防护装置实验时需要防护装置初始化,即在头颈模型静止时,保证防护装置处于张紧状态。

为验证优化结果有效性,选择肩部与头部不同连接位置进行5组实验并采集数据。头盔与肩部不同安装位置如图8、9所示。

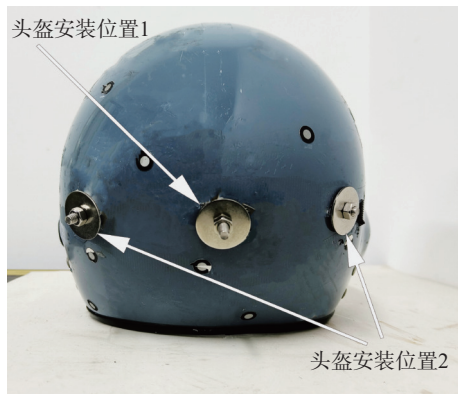


图8 头盔安装位置

Fig.8 Helmet mounting position

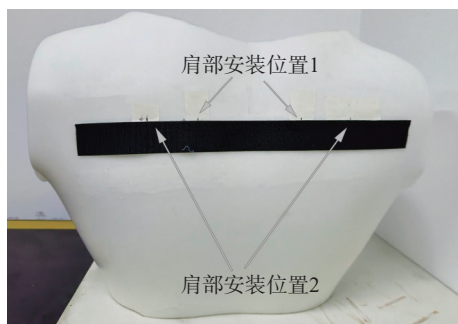


图9 肩部安装位置

Fig.9 Shoulder mounting position

实验完成后,有无防护装置的实验效果对比分别如图10、11所示。图10为无防护装置时的静止状态与转角最大时刻,图11为有防护装置时静止状态与转角最大时刻。可以很明显的看出,与无防护工况相比,头颈转角均明显减小,防护装置在减少头颈转角方面效果明显。

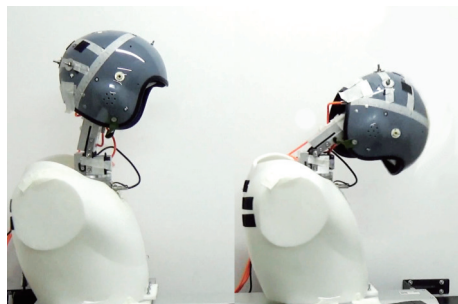


图10 无防护装置实验图

Fig.10 Experimental diagram without protective devices

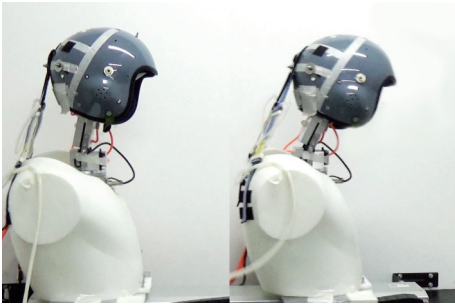


图 11 有防护装置实验图

Fig.11 Experimental diagram with protective devices

### 4 讨论

为完成耦合模型及优化结果的有效性验证, 将实验测得的冲击加速度曲线加载至所构建的人机耦合动力学模型中, 并对耦合模型仿真结果与实验实测结果展开系统性对比分析。

### 4.1 耦合模型与实验对比

实验中减速冲击的峰值加速度约为  $14.7 \text{ m/s}^2$ 。针对无防护工况, 首先记录头颈转角及角速度的实测数据, 再基于前文提出的改进粒子群算法完成模型参数辨识, 进而将参数辨识后的仿真结果与实验数据进行对比。

图 12 为无防护装备条件下的实验与仿真响应曲线, 图 13 为加装防护装备后的实验与仿真响应曲线, 对比指标涵盖头颈旋转角度、头颈角速度、头部重心水平加速度及颈部损伤评价指标 ( $V_{NIC}$ ) 4 项参数。

对比结果表明, 无防护工况下, 仿真曲线与实验测试曲线的吻合度较高。在防护工况的数据分析中, 头颈角度、角速度及  $V_{NIC}$  指标的仿真结果与实验数据基本一致; 但头部重心水平加速度的仿真响应速度略快于实验实测结果。这是由于

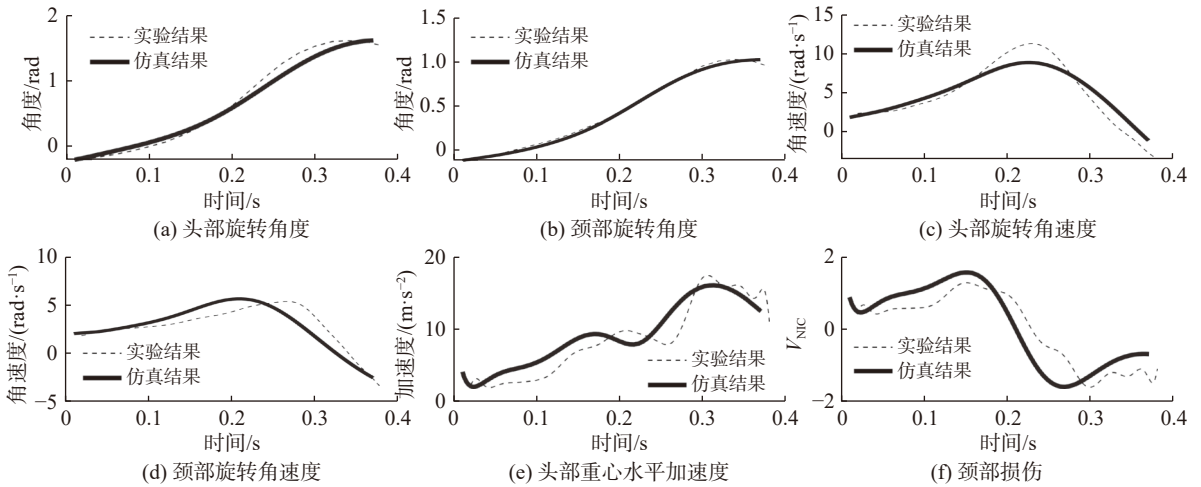


图 12 无防护装置实验与仿真结果

Fig.12 Experimental and simulation results without protective devices

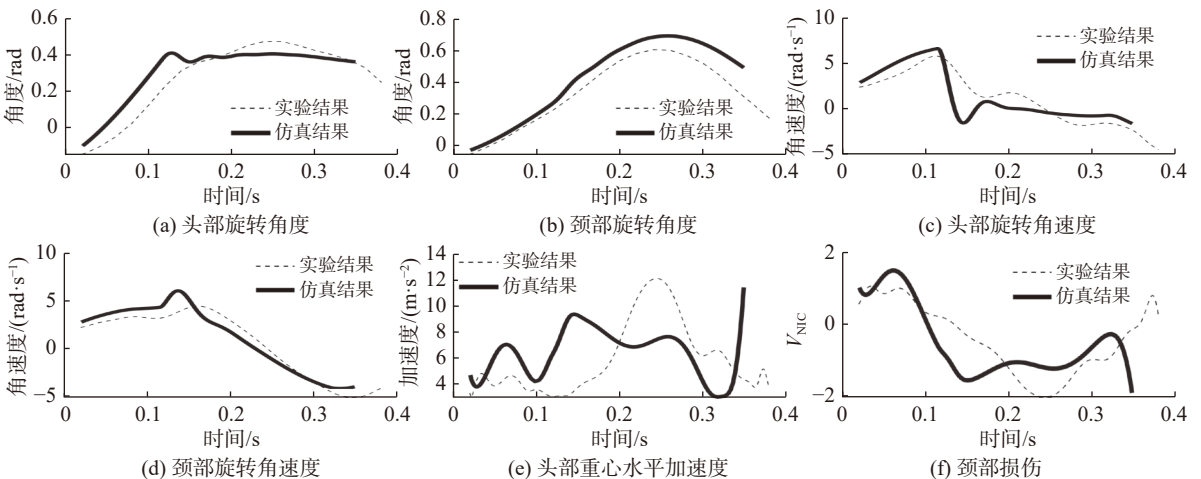


图 13 防护装置实验与仿真结果

Fig.13 Experimental and simulation results with protective devices

头部重心水平加速度的计算受头颈角速度的影响, 尽管角速度的仿真值与实验值在数值上基本吻合, 但仿真值的响应更灵敏。这是由于在实际实验环境中, 拉索结构除自身拉伸变形外, 其安装点位还存在轻微的位移偏差, 该偏差导致实际角速度的响应速度滞后于理论计算值。

综上, 尽管防护工况下头部重心水平加速度的仿真曲线与实验曲线在响应速度上存在细微差异, 但二者的 NIC 指标在变化趋势与数值幅值上均呈现良好一致性, 故认为搭建的实验平台能够为防护装置的设计及优化结果提供有效的验证支撑。

## 4.2 优化结果验证

为验证优化结果, 将实验中冲击曲线加载于耦合模型中, 以此开展防护装置安装位置的优化设计工作。

图 14 展示了肩部安装位置保持不变、仅调整头盔安装位置时, 耦合模型输出的  $V_{NIC}$  峰值变化规律; 图 15 展示了头盔安装位置保持不变、仅调整肩部安装位置时, 耦合模型输出的  $V_{NIC}$  峰值变化规律。

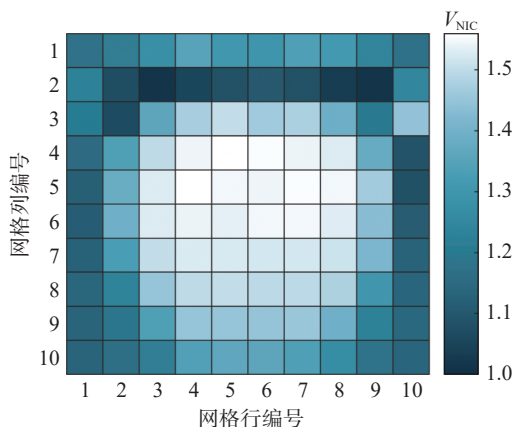


图 14 肩部位置固定时头盔不同位置  $V_{NIC}$  仿真值

Fig.14 Simulation values of  $V_{NIC}$  at different positions of the helmet when the shoulder position is fixed

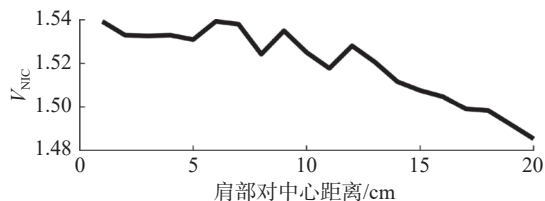


图 15 头盔位置固定时, 肩部不同位置  $V_{NIC}$  仿真值

Fig.15 Simulation values of  $V_{NIC}$  at different positions of the shoulder when the helmet position is fixed

由图 14 可知, 头盔边缘区域对应的  $V_{NIC}$  峰值低于中心区域, 这表明在肩部安装位置固定的工况下, 头盔边缘的防护效能更优。结合图 15 的分

析结果可知, 相较于肩部安装位置的调整,  $V_{NIC}$  峰值对头盔安装位置的变化更为敏感。在肩部的点位测试中,  $V_{NIC}$  峰值的最大差值不超过 0.1。

在弹性阻尼系数保持一致的工况下, 开展防护装置不同安装位置的对比实验, 所得结果如图 16 所示。

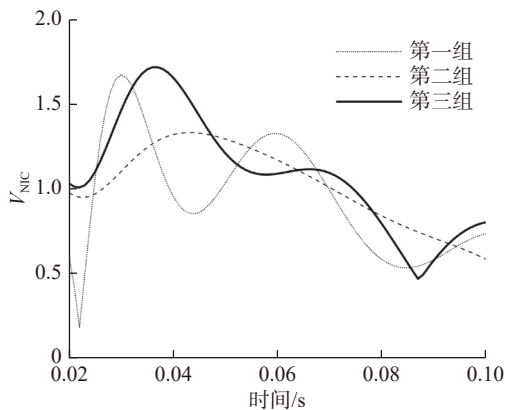


图 16 不同安装位置  $V_{NIC}$  值

Fig.16  $V_{NIC}$  for different mounting positions

根据图 8、图 9 的位置, 实验分组如下: 第一组为头盔安装位置 1 及肩部安装位置 1; 第二组为头盔安装位置 2 及肩部安装位置 1; 第三组为头盔安装位置 1 及肩部安装位置 2。

第一组与第二组头盔安装位置不同, 可以看出两组之间  $V_{NIC}$  峰值差距明显, 第二组更低, 说明头盔在边缘位置的防护效果要比中心位置更好。第一组与第三组为肩部安装位置不同, 两组之间  $V_{NIC}$  峰值接近, 说明防护效果受到肩部安装位置的影响较小。

对比第一组与第二组实验数据, 二者的差异在于头盔安装位置不同, 结果显示两组的  $V_{NIC}$  峰值存在显著差异, 第二组的  $V_{NIC}$  峰值更低, 这表明头盔边缘位置的防护效能优于中心位置。第一组与第三组的变量为肩部安装位置, 两组的  $V_{NIC}$  峰值较为接近, 由此可见, 肩部安装位置对防护效果的影响程度相对较小。

实验结果与仿真结果一致, 表明基于耦合模型的优化设计方法可用于防护装备的优化设计, 可有效提高装置的防护效能。

## 5 结论

本文提出一种拉索式颈椎防护装备设计方案, 以满足在反复冲击工况下驾驶员慢性损伤的防护要求。为探究高 G 冲击下防护装备对驾驶员

头颈动力学响应的影响, 构建了头颈-防护装备人机耦合动力学模型。结合颈部损伤 NIC 评价标准, 开展防护装备参数的优化设计。最后, 搭建冲击模拟实验平台, 验证人机耦合的动态设计对防护的效果。主要结论如下:

a. 所设计的防护装置可进行有效防护。基于人体颈椎模型搭建冲击实验平台, 分别开展有无防护装备对比测试。从实验测得的头颈摆动角度可知, 该装置在驾驶员受到水平冲击时, 可有效限制头颈运动范围, 减少头颈损伤风险。

b. 所构建的耦合动力学模型可以用于装备设计中。采取实验测试数据, 并对耦合模型施加相同的冲击加速度, 可以看出实验结果与模型结果基本一致, 验证了该人机耦合动力学模型可用于防护装备的优化设计。

c. 基于耦合模型的优化设计可提升装置的防护效能。对防护装置在头盔与肩部的安装点进行离散化处理, 结合颈部损伤评价指标, 明确了安装位置对防护效能的影响规律。此次设计中, 头盔安装位置对防护效能的影响比肩部位置的影响要大, 且头盔边缘位置的防护效能优于中心位置。通过 3 组不同安装位置的对比实验, 验证了该优化设计方法可以有效提升防护效能。

#### 参考文献:

- [1] SHIRI R, FRILANDER H, SAINIO M, et al. Cervical and lumbar pain and radiological degeneration among fighter pilots: a systematic review and meta-analysis[J]. *Occupational and Environmental Medicine*, 2015, 72(2): 145–150.
- [2] CHUMBLEY E M, STOLFI A, MCEACHEN J C. Risk factors for cervical pain in F-15C pilots[J]. *Aerospace Medicine and Human Performance*, 2017, 88(11): 1000–1007.
- [3] ANDERSEN H T. Neck injury sustained during exposure to high-G forces in the F16B[J]. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 1988, 59(4): 356–358.
- [4] MANEN O, CLÉMENT J, BISCONTE S, et al. Spine injuries related to high-performance aircraft ejections: a 9-year retrospective study[J]. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 2014, 85(1): 66–70.
- [5] BANNISTER G, AMIRFEYZ R, KELLEY S, et al. Whiplash injury[J]. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 2009, 91(7): 845–850.
- [6] MATHYS R, FERGUSON S J. Simulation of the effects of different pilot helmets on neck loading during air combat[J]. *Journal of Biomechanics*, 2012, 45(14): 2362–2367.

- [7] KESKIMÖLÖ T, PERNU J, KARPPINEN J, et al. Degenerative cervical spine changes among early career fighter pilots: a 5-year follow-up[J]. *BMJ Military Health*, 2023, 169(4): 291–296.
- [8] 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.
- [9] COAKWELL M R, BLOSWICK D S, MOSER R J R. High-risk head and neck movements at high G and interventions to reduce associated neck injury[J]. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 2004, 75(1): 68–80.
- [10] JAMAL A N, FELDMAN B M, PULLENAYEGUM E. The use of neck support pillows and postural exercises in the management of chronic neck pain[J]. *The Journal of Rheumatology*, 2016, 43(10): 1871–1873.
- [11] CHUMBLEY E M, O'HAIR N, STOLFI A, et al. Home cervical traction to reduce neck pain in fighter pilots[J]. *Aerospace Medicine and Human Performance*, 2016, 87(12): 1010–1015.
- [12] ROSSINI M, DE BOCK S, DUCASTEL V, et al. Effectiveness of a passive neck support mechanism for overhead occupational tasks[C]//2022 9th IEEE RAS/EMBS International Conference for Biomedical Robotics and Biomechanics (BioRob). Seoul: IEEE, 2022: 1–6.
- [13] YEE C A, KAZEROONI H. Reducing occupational neck pain with a passive neck orthosis[J]. *IEEE Transactions on Automation Science and Engineering*, 2016, 13(1): 403–406.
- [14] WU H Q, DENG X S, HU L, et al. Research on neck response of elderly drivers in rear collision[J]. *BioMed Research International*, 2022, 2022(1): 5239515.
- [15] 靳子涵. 高 G 载荷下气囊装置对飞行员颈部动力学响应及损伤研究[D]. 长春: 吉林大学, 2024.
- [16] HUBBARD R P, BEGEMAN P C, DOWNING J R. Biomechanical evaluation and driver experience with the head and neck support[C]//Motorsports Engineering Conference & Exposition. 1994: 942466.
- [17] 王艳娇, 史新梦. 跳跃海豚群算法[J]. *控制理论与应用*, 2019, 36(10): 1755–1767.
- [18] ZHENG Z, MO F, LIU T, et al. A novel neuromuscular head-neck model and its application on impact analysis[J]. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2021, 29: 1394–1402.
- [19] THUNNISSEN J, WISMANS J, EWING C L, et al. Human volunteer head-neck response in frontal flexion: a new analysis[C]//39th Stapp Car Crash Conference (1995). San Diego: SAE, 1995: 952721.
- [20] BOSTRÖM O, SVENSSON M Y. A new neck injury criterion candidate-based on injury findings in the cervical spinal ganglia after experimental neck extension trauma[C]//Proceedings of the 1996 International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impact. Dublin: IRCOBI, 1998: 123–136.