

文章编号:1674-2974(2016)08-0045-07

后碰撞中乘员颈部肌肉 有限元模型的建立与验证*

李凡[†], 曹迎春, 粟思橙, 黄晶

(湖南大学 汽车车身先进设计制造国家重点实验室, 湖南长沙 410082)

摘要:建立并验证了具有主动力响应的乘员颈部肌肉有限元模型,用于研究颈部肌肉主被动响应对后碰撞载荷下乘员头颈部动力学响应及颈部损伤的影响.运用50百分位成年男性颈部的MRI数据重建了人体颈部肌肉三维数值模型,采用克里格插值方法将其与头颈基础模型进行匹配.肌肉材料定义采用Ogden材料和Hill材料相耦合的办法以分别模拟肌肉的被动和主动特性.根据Davidsson等人开展的后碰撞台车志愿者试验数据对该颈部肌肉模型进行了验证.结果表明,肌肉激活状态下与未激活时比较,头部质心相对T1位移减小了12 mm,头部角位移减小了4°,肌肉主动力影响显著.该模型的数值模拟结果与志愿者试验结果吻合较好,模型具有较高的生物逼真度,可应用于后碰撞中的乘员颈部损伤研究.

关键词:肌肉主动力;汽车后碰撞;颈部损伤;生物力学;有限元模型

中图分类号:R318.01

文献标识码:A

Development and Validation of a Neck Muscle FE Model for Rear Impact Study

LI Fan[†], CAO Ying-chun, SU Si-cheng, HUANG Jing

(State Key Laboratory of Advanced Design and Manufacturing for Vehicle Body, Hunan Univ, Changsha, Hunan 410082, China)

Abstract: The aim of the present study was to develop and validate an FE model of neck muscle system according to human anatomy structure in order to analyze the influence of neck muscle activation on head-neck dynamic responses and biomechanical responses under rear impact loading condition. A three-dimensional neck muscle model was developed on the basis of the MRI data of a 50th percentile male. The model was then combined with a previously developed and well-validated head-neck FE model in Kriging method. The passive and active behavior of a single neck muscle was defined by coupling Ogden and Hill material models. The neck muscle FE model was validated through volunteer tests of rear-impact conducted in Chalmers University of Technology. The result has shown that, compared with non-activation muscle behavior, the displacement of head CDG to T1 decreases by 12mm while the angle displacement decreases by 4°, which indicates the significant effect of muscle activation on head kinetic responses. The head-neck dynamic responses from the simulations are consistent with the test results. The current neck muscle FE

* 收稿日期:2015-05-12

基金项目:国家自然科学基金资助项目(51205117), National Natural Science Foundation of China(51205117);湖南大学汽车车身先进设计制造国家重点实验室自主课题(51475003)

作者简介:李凡(1981-),男,湖南邵阳人,湖南大学助理教授,博士

[†] 通讯联系人, E-mail: lifandudu@163.com

model is of a good biofidelity and can further be used for occupant neck biomechanical research in rear impact loading conditions.

Key words: muscle activation; vehicle rear impact; neckinjuries; biomechanics; FE model

乘员颈部损伤是交通事故中的常见损伤。据统计,约85%以上的颈部损伤发生于低速($\Delta V \leq 25$ km/h)追尾碰撞中^[1],其中约98%的颈部损伤属于AIS1级损伤,即轻度损伤^[2]。但是,挥鞭伤是最为常见的颈部交通伤,在事故发生初期往往难以发现或者损伤轻微,而随着时间积累,这种损伤会慢慢加重甚至造成继发性损伤,对人体危害严重^[3]。由于目前对于颈部挥鞭伤的损伤机理仍未能清楚认知,国内外研究者对颈部损伤进行了大量的深入研究,并逐步开始重视颈部肌肉主动动力对于颈部损伤机理的重要影响。为了研究后碰撞中乘员头颈部的真实响应过程及颈部损伤机理,研究者们近年来进行了大量的生物力学试验研究。Severy等人^[4]最早开始颈部损伤研究,并进行了志愿者碰撞试验,试验中仅测得碰撞车辆的加速度曲线,粗略描述了志愿者头部的运动响应,并没有详细研究颈部如何吸收惯性作用下头部产生的冲击能量,也未测量碰撞过程中的头部加速度数据。之后,在Severy研究的基础上,Mertz和Patrick^[5-6]分别用志愿者、人类尸体及机械假人进行台车冲击试验,测得了头部的精确加速度,并首次考虑了颈部肌肉对头颈部动力学响应的影响。在志愿者不发生损伤的前提下,许多研究者开展了类似的研究,并测得了不同碰撞环境下头部加速度曲线及颈部响应数据^[7-8]。Davidsson等人^[9]开展了志愿者低速后碰撞试验,借助13名志愿者进行了28次台车试验,速度为5~7 km/h,并根据试验结果建立了颈部响应通道,该试验所得数据被广泛应用于后碰撞假人的验证工作。Szabo等^[10]通过低速后碰撞志愿者试验记录了志愿者头颈部的动力学响应以及颈部肌肉的肌电活动。可见,志愿者碰撞试验为颈部损伤机理研究提供了大量的实测数据,可极大地推动颈部损伤的研究进展,同时在碰撞过程中发现颈部肌肉主动响应也对颈部损伤产生一定的影响。

尽管如此,由于志愿者试验的可重复性差以及考虑到伦理等问题,目前国内外研究者仍以有限元模型模拟仿真为主要研究手段。Kleinberger^[11]首次开发了一个简单的颈部有限元模型,该模型仅进行了正面台车试验验证。Dauvilliers等人^[12]开发了网

格更精细的颈部有限元模型,该模型很好地模拟了志愿者的加速度响应,但并没有考虑肌肉主动响应过程的影响。Yang等人^[13]建立了一个具有人体真实几何轮廓的颈部三维模型,将其与人体躯干模型匹配,研究碰撞过程中安全气囊对颈部动力学响应的影响。Wittek与Van der Horst等人^[14-15]采用Hill本构模型模拟颈部肌肉,并分别建立了头颈多体及有限元模型。Frechede与Meyer等^[16-17]分别建立了头颈部模型,其中颈部肌肉部分采用实体单元模拟。Ejima等^[18]基于人体颈部解剖结构重建了颈部主要肌肉的详细三维模型,并首次考虑了颈部肌肉几何结构及解剖学位置对头颈动力学响应的影响。Hedenstierna等^[19]采用实体单元与梁单元共节点的方式,建立了具有颈部肌肉真实解剖结构并可模拟肌肉主动响应的头颈有限元模型。Chen等人^[20-21]对颈部损伤机理及颈部损伤生物力学响应进行了深入的研究。可见,颈部肌肉主动动力已引起国内外研究者的高度重视,且颈部肌肉的有限元模型正朝着精确肌肉几何结构和主被动单元耦合计算的方向发展。

本文目的在于建立一个具有人体真实解剖结构以及可模拟颈部肌肉主动响应的乘员颈部肌肉有限元模型,并将其与已经验证的HBM-Head-Neck FE Model II(湖南大学头颈有限元模型)进行结合;在后碰撞条件下验证新的头颈模型的有效性,使其具有较好的生物逼真度,以用于后碰撞中乘员颈部损伤相关研究。

1 方法与材料

本文以50百分位成年男性颈部的MRI资料为依据,重建了人体颈部肌肉的三维模型,采用克里格插值方法将其与头颈基础模型进行匹配,建立颈部肌肉有限元模型。建立的头颈模型的有效性验证对比查尔摩斯科技大学开展的志愿者后碰撞试验数据。

1.1 颈部肌肉模型的建立

1.1.1 肌肉几何模型的建立

颈部肌肉的几何模型是基于50百分位成年男

性颈部的 MRI 影像建立的, MRI 影像由 Li 等^[22] 提供, 其中重建的肌肉主要包括舌骨下肌群、颈前肌、肩胛提肌、胸锁乳突肌、横突棘肌、头最长肌、颈最长肌、小菱形肌、头夹肌、头半棘肌、斜方肌以及斜角肌共 12 对肌肉. 然后应用克里格插值方法^[23] 将重建的肌肉几何模型缩放并与头颈基础有限元模型中骨骼相连接. 建立的颈部肌肉几何模型见图 1.

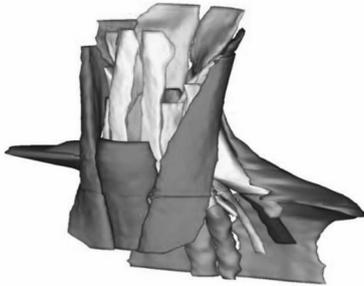


图 1 颈部肌肉几何模型
Fig. 1 Geometry of cervical muscles

1.1.2 肌肉有限元模型建立

每条肌肉的有限元模型由 3 部分组成, 分别为肌腱单元、肌腹被动单元和主动单元. 颈部肌肉的肌腹被动部分主要采用 8 节点的实体单元来描述. 肌肉棱边采用 6 节点的三棱柱实体单元进行过渡, 为保持网格稳定性, 避免过大的翘曲角度. 肌腱单元采用梁单元模拟, 以简化肌腹与颈椎之间的连接. 如图 2 所示, 肌腹主动部分采用梁单元模拟, 其串联地分布在肌腹被动单元内部, 两者以共节点方式连接. 建立的颈部肌肉的网格如图 3 所示.

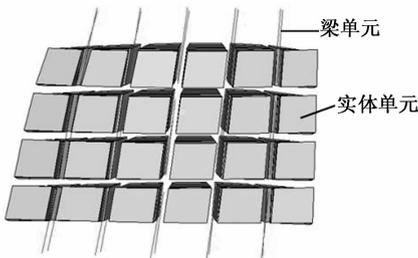


图 2 实体单元肌肉组织及内附梁单元
Fig. 2 Solid element & beam element of muscle model



图 3 颈部肌肉有限元模型前视图
Fig. 3 The neck muscle FE model

本文研究所使用的头颈基础模型是由湖南大学杨济匡等人^[24] 开发的 HBM-Head-Neck FE Model II (湖南大学头颈有限元模型), 模型中的肌肉结构使用一维梁单元模拟, 现有模型将其去除, 并对该模型的有效性进行了验证^[24-25]. 此外, 为了建立颈部肌肉下端与骨骼的正确连接关系, 基础模型中还导入了王方等人^[26] 建立的与该头颈基础模型匹配的胸部有限元模型的胸腔骨骼部分. 该部分在本研究中定义为刚体, 用于肌肉连接定位. 建立的头颈有限元模型如图 4 所示.

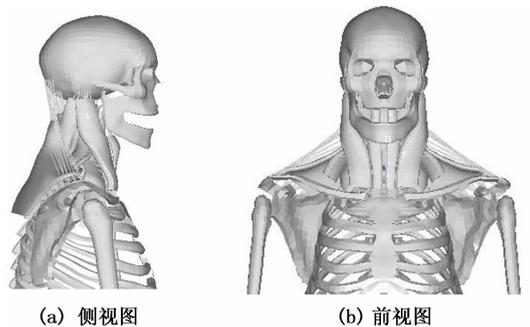


图 4 新的头颈有限元模型
Fig. 4 The new head-neck FE model

1.2 肌肉材料模型

实体单元方面, 采用超弹性 Ogden 橡胶材料模型 (* MAT_OGDEN_RUBBER) 进行模拟. Ogden 模型的本构关系由应变能密度函数定义, 如式(1)所示:

$$W = \sum_{i=1}^3 \sum_{j=1}^n \frac{\mu_j}{\alpha_j} (\lambda_i^{\alpha_j} - 1) + \frac{1}{2} K (J - 1)^2. \quad (1)$$

式中: μ_j , α_j 为待定的模型参数; λ_i 为主伸张率, 主要用来描述结构的变形; K 为体积模量; J 为雅克比行列式.

Ogden 模型所采用的松弛模量函数是以 Prony 级数定义的, 如式(2)所示:

$$G(t) = \sum_{i=1}^n G_i e^{-\beta_i t}. \quad (2)$$

式中: G_i 为对应的剪切模量; β_i 为各项延迟常数.

Ogden 模型的材料参数是基于 Myers 等人^[27-28] 测定的工程应力曲线. 通过最小二乘法拟合而成, 见表 1. Myers 等人以兔子胫前肌为样本进行了多种应变率(1/s, 10/s 和 25/s)的活体单轴拉伸试验. Myers 测得了兔子胫前肌的被动与整体应力曲线, 并量化了兔子胫前肌在不同应变率下的主、被动响应. 在实际工程应用中, 该研究的数据被广泛应用^[29].

表 1 Ogden 本构模型参数
Tab. 1 Material definition of Ogden model

本构参数	Ogden 模型 (MAT_77_O)
密度	$\rho=1.06 \text{ kg/m}^3$
泊松比	$\nu=0.495$
弹性响应	$\mu_i=0.01148 \text{ MPa}$ $\alpha_i=12.32$
粘性响应	$G_i=0.001, 0.575, 0.288, 0.137 \text{ MPa}$ $\beta_i=73.4, 50.3, 42.7, 0.255 \text{ s}^{-1}$

肌肉的主动响应采用 Hill 骨骼肌本构模型 (*MAT_MUSCLE) 模拟. 根据 Hill 模型, 肌肉在任意时刻产生的主动收缩力为:

$$F_{ce} = A(t)F_1(l)F_v(v)F_{max} \quad (3)$$

式中: $A(t)$ 为给定时刻的肌肉激活水平; $F_1(l)$ 为肌肉的相对长度关系; $F_v(v)$ 为肌肉的相对收缩速度关系; F_{max} 为肌肉收缩时所能产生的最大收缩力. 主动收缩力由骨骼肌的以上 4 个因素共同决定. 建立的头颈模型中所使用的长度曲线和速度曲线如图 5 所示, 其中 C_{sh} 为长度曲线形状影响因子. Hill 模型的参数根据相关文献确定, 参数取值及其文献出处见表 2.

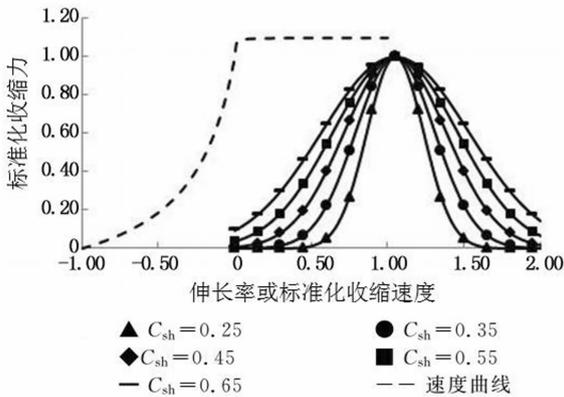


图 5 Hill 肌肉模型的长度曲线与速度曲线
Fig. 5 Force-length curves & force-velocity curve of Hill muscle model

表 2 Hill 肌肉本构模型参数
Tab. 2 Material definition of Hill muscle model

模型参数	参数取值	参数说明
l_{opt}	1.05	最优长度 ^[30]
C_{sh}	0.45	长度曲线形状影响因子 ^[27-28]
C_{short}	0.3	速度曲线收缩段形状影响因子 ^[31]
C_{length}	0.005	速度曲线伸长段形状影响因子 ^[31]
C_{mvl}	1.1	速度曲线渐进段形状因子 ^[27-28]

1.3 模型验证

模型根据 Davidsson 等人^[9] 进行的后碰撞志愿者试验条件设置碰撞仿真的边界及载荷条件, 并采用速度变化率为 7 km/h 的试验数据对头颈模型进行有效性验证. 模型验证过程中, 为满足符合志愿者头颈动力学响应的要求, 需对颈部肌肉的主动收缩部分定义适当的激活曲线. 模型的验证仿真采用 T1 胸椎在水平方向和竖直方向的位移曲线作为输入条件, 志愿者试验的记录曲线如图 6 所示.

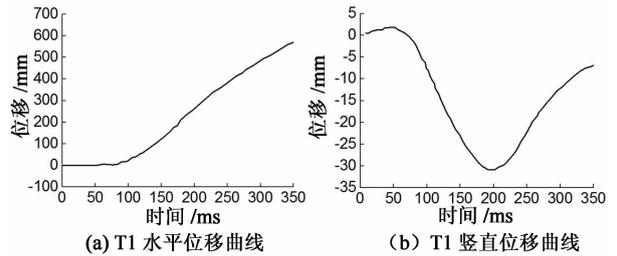


图 6 后碰撞验证运动输入曲线
Fig. 6 Kinematics of rear-end impact experiments

在碰撞过程中, 由于头部与胸部对头颈动力学响应的影响并不明显, 所以将头部与胸部定义为刚体, 以简化模型和节约计算时间; 将测得的 T1 胸椎在水平方向和竖直方向的位移曲线作为输入条件, 加载在 T1 椎体的解剖学坐标系原点上; 不考虑头部与其他部件的碰撞, 头部为自由边界条件, 约束 T1 胸椎及肌肉下端除水平方向平动及矢状面内转动以外的所有自由度; 颈部肌肉主动部分的激活曲线参考 Brodin 等人^[32] 的研究结果, 并按照满足动力学响应的原则进行调整; 整个模型处于正常的地球重力场中.

后碰撞过程中, 头颈模型运动响应输出的验证曲线有头部质心水平加速度曲线、头部相对于 T1 的水平位移曲线以及头部角位移曲线. 同时在颈部肌肉处于主、被动两种响应状态下进行了分析, 并对比头颈基础模型的仿真结果, 讨论肌肉主动力对头颈部动力学响应的影响.

2 结果

加载后的头颈模型计算 350 ms 时, 基本恢复运动前头颈的姿势, 运动过程基本结束. 得到的头颈模型的运动响应过程如图 7 所示.

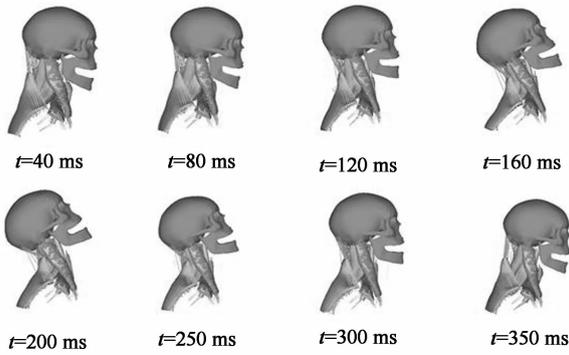
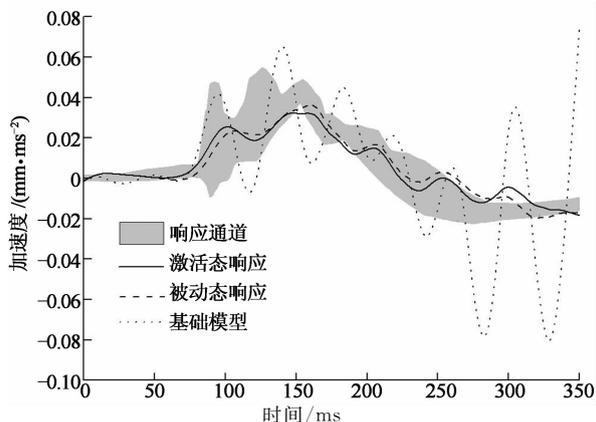


图 7 后碰撞头颈部运动过程

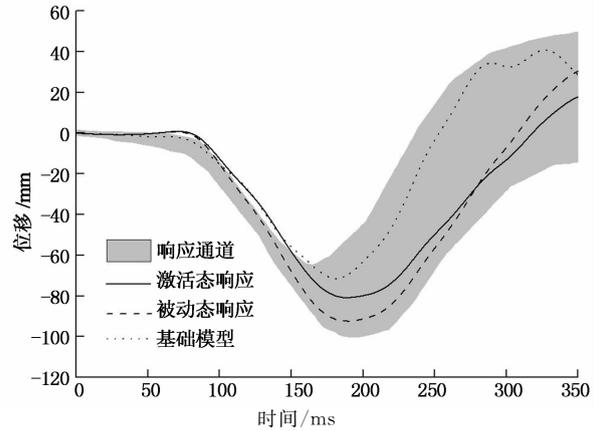
Fig. 7 Movement of head-neck during rear-end impact

从头颈模型的运动响应可以看出,0~80 ms 头颈模型几乎保持静止不动;从 80 ms 开始 T1 逐步产生向前的水平运动,并带动颈椎下椎骨及肌肉下端点向前运动,头部和上端颈椎由于惯性作用几乎没有运动;直至 100 ms,头部以及上端椎体开始产生明显的向后运动;100~120 ms,头部和上端椎体继续向后弯曲,而下端椎体则开始不同程度的伸展运动,从而导致出现颈椎上端弯曲运动,颈椎下端伸展运动的现象,使整个颈椎形态上呈现“S”曲线;120 ms 之后颈椎各个节段均处于伸展状态,整个颈椎形成短暂的“C”曲线,头部继续向后转动,直至 190 ms 头部向后运动到极限位置,颈部运动达到最大弯曲变形;190 ms 时头颈在前侧肌肉拉伸力作用下开始回弹,并在 350 ms 时基本恢复至初始位置。

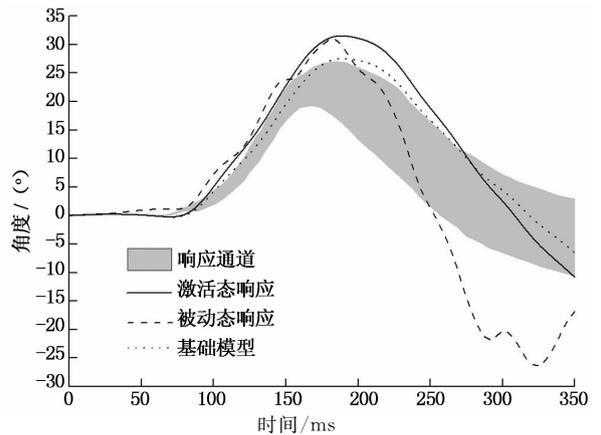
后碰撞过程中,头颈模型运动响应的验证曲线如图 8 所示。后碰撞过程中头颈模型的运动仿真曲线几乎全部落在试验区间内,与志愿者试验确定的人体响应通道变化趋势一致程度较好。



(a) 头部质心水平加速度曲线



(b) 头部相对 T1 的水平位移曲线



(c) 头部角位移曲线

图 8 后碰撞仿真实验验证曲线

Fig. 8 The validation curve of rear-end impact

3 讨论

本文建立一个基于人体颈部解剖结构并可模拟肌肉主动响应的乘员头颈部有限元模型。在后碰撞载荷环境下验证了该模型的有效性。对比颈部肌肉在主、被动两种响应状态时的试验结果以及与头颈基础模型的验证结果,研究在相同后碰撞载荷条件下,颈部肌肉主动响应对乘员颈部动力学响应的影

响。整体来说,建立的头颈模型的验证结果与志愿者试验结果吻合较好,具有较高的生物逼真度,可应用于后碰撞中的乘员颈部损伤研究。图 8(a)中,头部质心水平加速度曲线几乎全部落在响应通道区域内,仅在部分时刻超出响应通道,曲线比较平滑,上下波动较响应通道小;图 8(b)中,头部质心相对 T1 的水平位移曲线与志愿者响应通道具有一致的变化趋势,曲线峰值及头部回弹时刻均与志愿者试验结果准确对应。图 8(c)中,头部角位移曲线靠近响应

通道上限,但大部分的采样点落在了志愿者响应通道内.曲线峰值时刻较响应通道延迟约 4 ms,峰值略高于响应通道峰值,180~250 ms 之间头部角位移曲线略微超出了响应通道.

碰撞仿真中,在颈部肌肉处于主、被动两种响应状态时对头颈动力学响应进行了分析.头部质心水平加速度曲线中激活态模型出现的第一个峰值略高于被动态模型,峰值时刻提前了约 5 ms.在其余任意时刻,激活态模型的加速度值略低于被动态模型,趋势基本一致;头部质心相对于 T1 的水平位移曲线中激活态模型的峰值低于被动态模型约 12 mm,峰值时刻对应较好.在头颈回弹过程中,被动态模型较激活态模型回弹较快.头部角位移曲线中,头颈被动态模型的峰值高于激活态模型约 4° ,峰值时刻与激活态模型准确对应,且肌肉处于被动态时的峰值超出了志愿者响应通道,峰值对应时刻出现较晚,仅有部分时刻处于志愿者响应通道内,而肌肉激活态时的头部角位移曲线几乎全部落在志愿者响应通道内.

相较于头颈基础模型^[24],本文建立的头颈模型很好地模拟了后碰撞过程中志愿者的运动响应,具有较高的生物逼真度.图 8(a)头部质心加速度曲线中,头颈基础模型在 110 ms 之后与响应通道的一致程度较差,加速度出现了明显的大幅波动,特别在 260 ms 之后加速度振动幅度更大.图 8(b)头部相对于 T1 的水平位移曲线中,验证曲线接近响应通道上限,峰值时刻较头颈模型验证曲线提前了约 8 ms.头颈回弹速度较快,280 ms 之后头颈运动出现小幅度的上下波动.在 350 ms 后碰撞运动过程基本结束时,头颈基础模型并不会在初始位置恢复静止,而是在弹簧单元的作用下继续向前运动.图 8(c)中,基础模型头部角位移曲线的变化趋势与志愿者响应通道的一致程度较差.182 ms 前与志愿者响应通道的运动趋势一致,但没有落在响应通道内,处于响应通道上限之上,峰值较响应通道大约 5° .182 ms 之后,头部快速回弹,且出现过渡回弹现象.本文建立的头颈模型并没有出现此类问题,加速度不存在大幅振动现象,在整个后碰撞运动过程中与志愿者响应一致程度较高,能很好地模拟志愿者试验的响应过程,可以用于汽车后碰撞乘员头颈相关的损伤生物力学研究.

由于缺乏后碰撞过程中志愿者颈部肌肉活动的数据.本文验证过程中采用的激活曲线是依据 Bro-lin 等人^[32]的研究结果,并按照满足动力学响应的

原则调整获得的.为了更好地模拟志愿者运动过程中肌肉的真实响应,应更多地开展对颈部肌肉的活动特征的相关研究.这是本文的不足之处.

4 结 论

本文建立了能模拟颈部肌肉主动力的乘员头颈部有限元模型,颈部肌肉激活状态下与未激活时比较,头部质心相对 T1 位移减小了 12 mm,头部角位移减小了 4° ,肌肉主动力影响显著.该模型在后碰撞过程中具有较高的生物逼真度,能够很好地模拟后碰撞中志愿者的运动响应过程.颈部肌肉主动力在后碰撞过程中能很大程度上降低头部的向后运动,对乘员颈部起到一定的保护作用.

参考文献

- [1] DEANS G T, MAGALLIARD J N, KERR M, *et al.* Neckspain: a major cause of disability following car accidents[J]. *Injury*, 1987, 18(1): 10-12.
- [2] AKOBSSON L, LUNDELL B, NORIN H, *et al.* WHIPS-Volvo's whiplash protection study[J]. *Accident Analysis and Prevention*, 2000, 32(2): 307-319.
- [3] PANJABI M M, CHOLEWICKI J, NIBU K, *et al.* Mechanism of whiplash injury[J]. *Clinical Biomechanics*, 1998, 13(4): 239-249.
- [4] SEVERY D M, MATHEWSON J H, BECHTOL C O. Controlled automobile rear-end collisions, an investigation of related engineering and medical phenomena[J]. *Canadian Services Medical Journal*, 1955, 11(10): 727-759.
- [5] MERTZ H J, PATRICK L M. Investigation of the kinematics and kinetics of whiplash[R]. Washington DC: SAE International, 1967: 267-317.
- [6] MERTZ H J, PATRICK L M. Strength and response of the human neck[R]. Washington DC: SAE International, 1971.
- [7] EWING C L, THOMAS D J, BEELER G W, *et al.* Dynamic response of the head and neck of the living human to $-G_x$ impact acceleration [R]. Washington DC: SAE International, 1968: 424-439.
- [8] LANGWIEDE K. Passenger injuries in collisions and their relation to general speed scale[R]. Washington DC: SAE International, 1973: 1-34.
- [9] DAVIDSSON J, DEUTSCHER C, HELL W, *et al.* Human volunteer kinematics in rear-end sled collisions[C]// *Proceedings of the International Research Council on the Biomechanics of Injury Conference*. Goteborg, Sweden: International Research Council on Biomechanics of Injury, 1998, 26: 289-301.
- [10] SZABO T J, WELCHER J B. Human subject kinematics and electromyographic activity during low speed rear impacts[R]. Washington DC: SAE International, 1996.

- [11] KLEINBERGER M. Application of finite element techniques to the study of cervical spine mechanics[R]. Washington DC: SAE International, 1993.
- [12] DAUVILLIERS F, BENDJELLAL F, WEISS M, *et al.* Development of a finite element model of the neck[R]. Washington DC: SAE International, 1994.
- [13] YANG K H, ZHU F, LUAN F, *et al.* Development of a finite element model of the human neck[R]. Washington DC: SAE International, 1998.
- [14] WITTEK A. Mathematical modeling of the muscle effects on the human body responses under transient loads example of the head-neck complex[D]. Göteborg: Chalmers University of Technology, 2000.
- [15] VAN DER HORST M J. Human head neck response in frontal, lateral and rear end impact loading; modeling and validation [M]. Eindhoven: Technische Universiteit Eindhoven, 2002: 9–36.
- [16] FRECHEDE B, BERTHOLON N, SAILLANT G, *et al.* Finite element model of the human neck during Omni-directional impacts. part II : relation between cervical curvature and risk of injury[J]. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 2006, 9(6): 379–386.
- [17] MEYER F, BOURDET N, DECK C, *et al.* Human neck finite element model development and validation against original experimental data[J]. Stapp Car Crash Journal, 2004, 48: 177–206.
- [18] EJIMA S, ONO K, KANEOKA K, *et al.* Development and validation of the human neck muscle model under impact loading [C]//Proceedings of the International Research Council on the Biomechanics of Injury conference. Prague, Czech Republic; International Research Council on Biomechanics of Injury, 2005, 33: 245–256.
- [19] HEDENSTIERNA S, HALLDIN P, BROLIN K. Evaluation of a combination of continuum and truss finite elements in a model of passive and active muscle tissue[J]. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 2008, 11(6): 627–639.
- [20] CHEN H, KING H Y, WANG Z. Biomechanics of whiplash injury[J]. Chinese Journal of Traumatology: English Edition, 2009, 12(5): 305–314.
- [21] CHEN H, KING A I, YANG K H, *et al.* Biomechanics of the Neck[M]. Shanghai: INTECH Open Access Publisher, 2011: 385–402.
- [22] LI F, LAVILLE A, BONNEAU D, *et al.* Study on cervical muscle volume by means of three-dimensional reconstruction [J]. Journal of Magnetic Resonance Imaging, 2014, 39(6): 1411–1416.
- [23] TROCHU F. A contouring program based on dual kriging interpolation[J]. Engineering with Computers, 1993, 9(3): 160–177.
- [24] 杨济匡, 姚剑峰. 人体颈部动力学响应分析有限元模型的建立和验证[J]. 湖南大学学报: 自然科学版, 2003, 30(4): 40–46. YANG Ji-kuang, YAO Jian-feng. Development and validation of a Human Neck FE model in impact loading condition[J]. Journal of Hunan University: Natural Sciences, 2003, 30(4): 40–46. (In Chinese)
- [25] 杨济匡, 许伟, 万鑫铭. 研究汽车碰撞中头颈部动态响应的有限元模型的建立和验证[J]. 湖南大学学报: 自然科学版, 2005, 32(2): 6–12. YANG Ji-kuang, XU Wei, WAN Xin-ming. Development and validation of a head-neck finite element model for the study of neck dynamic responses in car impacts[J]. Journal of Hunan University: Natural Sciences, 2005, 32(2): 6–12. (In Chinese)
- [26] 王方, 杨济匡, 李桂兵. 准静态和动态载荷下的人体胸部响应有限元分析[J]. 汽车工程, 2014, 36(2): 189–194. WANG Fang, YANG Ji-kuang, LI Gui-bing. Finite element analysis on human thorax responses under quasi-static and dynamic loading[J]. Automotive Engineering, 2014, 36(2): 189–194. (In Chinese)
- [27] MYERS B S, VAN EE C A, CAMACHO D L A, *et al.* On the structural and material properties of mammalian skeletal muscle and its relevance to human cervical impact dynamics[R]. Coronado, California: SAE International, 1995.
- [28] MYERS B S, WOOLLEY C T, SLOTTER T L, *et al.* The influence of strain rate on the passive and stimulated engineering stress-large strain behavior of the rabbit tibialis anterior muscle[J]. Journal of Biomechanical Engineering, 1998, 120(1): 126–132.
- [29] 李凡, 栗思橙, 胡伟, 等. 基于本构模型参数的肌肉主动力响应有限元分析[J]. 湖南大学学报: 自然科学版, 2014, 41(10): 49–54. LI Fan, SU Si-cheng, HU Wei, *et al.* Finite element analysis of active muscle response based on parameters of constitutive models[J]. Journal of Hunan University: Natural Sciences, 2014, 41(10): 49–54. (In Chinese)
- [30] WITTEK A, KAJZER J. Modeling of muscle influence on the kinematics of the head-neck complex in impacts[J]. Memoirs-School of Engineering nagoya University, 1997, 49: 155–205.
- [31] ÖSTH J, BROLIN K, HAPPEE R. Active muscle response using feedback control of a finite element human arm model [J]. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 2012, 15(4): 347–361.
- [32] BROLIN K, HALLDIN P, LEIJONHUFVUD I. The effect of muscle activation on neck response[J]. Traffic Injury Prevention, 2005, 6(1): 67–76.