A numerical influence study of active muscle on occupant femoral injury during frontal car impact

Wu CHEN, Sen XIAO*, Zhidong QU, Yanchao QIE, Xinran LIU

Hebei University of Technology, Tianjin, China, 300130

Abstract: The purpose of this paper is to determine the effect of active muscle action on lower limb injury in frontal vehicles collisions, and to provide corresponding biomechanical parameters for the protective design of lower limbs. Based on the 50th percentile male lower extremity anatomy information, a human body numerical model with active muscle signals is established. A real vehicle model with a defined constraint system is combined with the human body model. Nine different postures of occupants with different hip joint postures are set, active muscle variables are set. The test was performed and the results were compared to determine the effect of active muscle on the outcome of lower limb injury in a frontal collision. The results show that active muscle action causes a significant increase in the risk of lower limb injury. At the same time, it causes a change in the distribution of lower limb injuries. The results of this study can explain the differences in the statistics of lower limb injuries in trials and traffic accidents.

Keywords: vehicle frontal impact; active muscle function; hip joint posture; femur injury

前碰撞中主动肌肉对乘员下肢损伤影响的数值研究

陈 武,肖 森*,曲志东,郄彦朝,刘欣然

河北工业大学,天津,中国, 300130

摘 要:本文旨在确定汽车正面碰撞中主动肌肉作用对下肢损伤的影响,并为汽车下肢防护性设计提供相应的生物力学参数。研究基于中国 50 百分位男性解剖学参数建立人体有限元模型并结合具有完整约束系统的实车模型,设置九种不同髋关节驾乘姿态的乘员坐姿,而后设置主动肌肉变量,进行正面碰撞仿真试验,并对比试验结果确定主动肌肉对正面碰撞中下肢损伤结果的影响。研究表明:主动肌肉作用使得下肢损伤风险有较明显增加,同时造成因坐姿不同引起的下肢损伤分布情况发生改变。本研究结果可以解释下肢损伤在试验和交通事故统计上的差异。

关键词:汽车前碰撞;主动肌肉作用;髋关节姿态;股骨损伤

1 引言

随着我国汽车产业的快速发展,汽车已成为人们生活中不可或缺的交通工具,但道路交通事故依然威胁着人们 的生命财产安全。为此,汽车安全已经成为国内外重点关注的课题。相关研究表明:道路交通事故中前碰撞事故占 所有碰撞事故的 40%,且在导致严重损伤和死亡的事故中,前碰撞分别占到了 70%和 50%以上^[1-2],成为严重威胁 人们生民财产安全的交通事故类型,为此对正面碰撞中乘员损伤进行研究具有重要意义。

道路交通事故中常见的损伤发生在头颈部、胸部及下肢,而随着安全带和安全气囊的广泛使用,乘员头部和胸部的致命伤害已经显著减少,然而由于安全带与安全气囊不能很好的保护下肢,导致下肢损伤成为汽车碰撞时人体损伤中最常见的损伤形式。与此同时,随着交通状况改善,车速的提高也造成下肢的损伤日趋严重。通过对配备安全气囊的汽车的某项统计分析表明,下肢是 AIS 2+损伤最多的部位,且下肢损伤的总损失高达 7.50 亿美元,在乘员损伤中排名第一^[3]。此外,下肢损伤往往等级比较高,需要长时间治疗且很难完全康复,严重时可能导致残疾甚

^{*}国家重点研发计划资助(2017YFB0103703)和河北省高等学校科学技术研究项目(QN2019123)资助。

至威胁生命。因此正面碰撞中乘员下肢损伤逐渐成为汽车安全研究的重点。

早期研究利用刚性摆锤实验将股骨受 10 kN 轴向力作为整个 KTH 发生 35% AIS 2+损伤风险的损伤容限⁽⁴⁾,然 而该评价方法存在一定的争议。而且,真实的碰撞事故中,事故发生前驾驶员往往会采取紧急措施,从而改变驾驶员下肢肌肉力学状态分布,进而影响下肢损伤情况。Rupp^[5]通过对比交通事故与早期实验中下肢损伤,发现损伤部位存在比较明显的差异。Kallieris^[6]进行的台车试验与真实交通事故相比,发现部分损伤在尸体上没有出现。一种解释就是真实事故中因为乘员在碰撞过程中存在的主动肌肉反应造成了这些损伤差异。

同样的,因驾驶员不同性别、身高、体重而引起的坐姿变化同样将引起下肢损伤情况的改变。Yoganandan¹⁷对不同坐姿下的尸体进行了一系列的乘员膝关节撞击试验,发现随着股骨位置和撞击方向的改变,损伤也会发生不同程度的改变。黄晶¹⁸¹对 50 百分位男性和 5 百分位女性假人进行碰撞损伤分析发现驾驶员不同姿态损伤存在差异。蒋小晴¹⁹¹对正面碰撞中不同髋关节姿态下盆骨损伤进行研究,发现髋关节姿态的变化影响盆骨的失效值。

可见,主动肌肉作用与乘员坐姿的改变均会影响下肢的损伤情况,因此应用带有主动肌肉作用的人体模型进行 不同乘员坐姿的正面碰撞仿真,更有利于反应真实的事故状态中下肢损伤情况。本研究以 50 百分位男性乘员下肢 模型为基础,设置不同乘员坐姿进行正面碰撞仿真实验,旨在讨论不同乘员坐姿对下肢股骨的影响,同时考虑主动 肌肉力在碰撞过程中对引起乘员损伤的作用。

2 材料与方法

2.1 研究模型

碰撞仿真模型由假人有限元模型与乘员舱组成,考虑模型稳定性及计算时间,碰撞假人模型为混III 50th 假 人上半身与带有主动肌肉作用的下肢有限元模型组成(图 1),下肢有限元模型为莫富灏等基于杜现平建立的人体 有限元模型上增加主动肌肉并进行整体优化得到^[10-11],并且通过对该模型进行仿真实验、步态试验、紧急制动 试验已经较全面的验证了该模型的有效性。



Figure 1. Dummy model

图 1. 仿真假人模型

实车模型包括乘员舱与约束系统两部分组成(图 2),其中驾驶舱包括地板、方向盘、转向柱,仪表板等。 而乘员约束系统包括座椅、三点式安全带、安全气囊等。安全带宽度为 50 mm,厚度为 1 mm,与人体接触部位 采用膜单元模型,其他部分采用 1D 安全带收缩单元,其加载/卸载曲线根据实验结果设定。安全气囊由两层膜 单元组成,释放前折叠放置在方向盘的安全气囊箱中,设置气囊触发时间为碰撞发生后的 15 ms。

本研究应用以上有限元模型,将人体有限元模型根据法规中正面碰撞实验假人规定坐姿进行设置,右脚放置在制动踏板上,左脚放置在休息踏板上。模型包括 189580 个单元和 168376 个节点,模型中主要的接触为自动点面接触和自动面面接触。车辆内部摩擦系数设置为 0.1,车辆与人体的接触摩擦系数设置为 0.3。主动肌肉控制采用基于青蛙实验的希尔控制法(Hill Method),研究所用肌电信号采用法国 IFSTTAR 应用生物力学实验室

进行的紧急制动试验果,并进行适当的工程化处理[11]。



图 2.车辆模型

2.2 研究方法

本研究的重点为汽车正面碰撞时主动肌肉作用对乘员下肢损伤的影响,同时讨论驾驶员不同坐姿时下肢损 伤情况及主动肌肉作用对其影响。采用上述有限元模型,设置九种不同的乘员坐姿,为明确各乘员坐姿状态现 规定:以标准坐姿为基准,股骨髁中点到髋臼中心的连线在横向平面上的转动角为β,在纵向平面内的转角为α, 相关角度设置为向外为正,向上为正,其中分别为β:+5°、-5°、0°,α:+5°、-5°、0°(图3)。为确定主动 肌肉作用对下肢损伤的影响,设置主动肌肉变量。载荷条件依据参考文献设定^[12],建立 40%偏置碰撞仿真实验, 得出下肢载荷峰值及损伤情况。后文结果中为方便说明将带有主动肌肉作用仿真表示为 W,无主动肌肉作用的 仿真表示为 O。左下肢表示为 L,右下肢表示为 R。



Figure 3. Settings of hip joint angle under axial impact

图 3. 髋关节在轴向冲击下角度设置

3 研究结果

乘员不同坐姿下无主动肌肉作用的股骨受力/力矩峰值情况(表 1),可知最大受力峰值为 3.76 kN,发生在α 角与β角均为时0°时的左腿股骨上,α角为–5°,β角为+5°时受力峰值减为 2.74 kN,此时为最小受力峰值。力矩 峰值为 113 Nm,发生在α角为0°,β角为–5°时,最小峰值发生在α角为+5°,β角为0°时,为 70.8 Nm。有主动 肌肉作用时股骨受力/力矩峰值情况(表 2),受力峰值相对无主动肌肉作用情况增加至 3.95 kN,同时对应坐姿情 况转变为α角为0°,β角为+5°时,力矩峰值相对稍减小为 110.45 Nm,发生在α角与β角均为–5°时的左腿股骨。

			β	
		-5°	0°	+5°
	-5°	L 3.43 kN/108.02 Nm	L 2.76 kN /95.19 Nm	L 3.53kN /90.76 Nm
		R 2.79 kN /90.96 Nm	R 2.72 kN /86.06 Nm	R 2.74 kN /73.75 Nm
α	0 °	L 3.53 kN /113.00 Nm	L 3.76kN / 106.00Nm	L 3.63 kN /99.93 Nm
		R 3.03 kN /98.50 Nm	R 3.22 kN /105.00 Nm	R 3.28 kN /101.00 Nm
	+5°	L 3.23 kN / 79.51Nm	L 3.04kN /70.80 Nm	L 2.93 kN /93.32 Nm
		R 3.00 kN /87.19 Nm	R 3.20 kN /80.55 Nm	R 3.49 kN /102.39 Nm

Table 1. Femoral force/moment peaks with inactive muscles in different hip joint postures 表 1.不同髋关节姿态下无主动肌肉的股骨受力/力矩峰值

Table 2. Femoral stress/moment peaks with active muscles in different hip postures

			β	
		-5°	0°	+5°
α	-5°	L 3.27 kN /110.45 Nm	L 2.91 kN /110.00 Nm	L 3.22 kN /88.71 Nm
		R 2.71 kN /95.13 Nm	R 2.97 kN /94.20 Nm	R 2.70 kN /73.34 Nm
	0 °	L 3.53 kN /108.00 Nm	L 3.65 kN /97.50 Nm	L 3.69 kN /94.90 Nm
		R 3.08 kN /98.80 Nm	R 3.32 kN /92.50 Nm	R 3.95 kN /91.80 Nm
	+ 5 °	L 3.20 kN /79.07 Nm	L 3.26 kN /75.4 Nm	L 3.23 kN /74.33Nm
		R 3.77 kN /90.73 Nm	R 2.74 kN /77.60 Nm	R 2.53 kN /75.33 Nm

表 2.不同髋关节姿态下带有主动肌肉的股骨受力/力矩峰值

α角为0°时不同β角右股骨在碰撞过程中各时间点受力/力矩峰值及各截面受力/力矩峰值对比(图4),可知 在不同类型曲线中三种β角对应曲线走势基本相同,碰撞后的前 60 ms 股骨受力/力矩峰值相对较小。60 ms 至 70 ms 之间快速上升,70 ms 至 90 ms 又逐渐下降。在碰撞过程不同时间段不同β角对应受力/力矩峰值不同,从起 始至 20 ms 之间三种β角对应受力/力矩峰值基本一致,20 ms 至 40 ms 之间表现为β角为+5°时相对受力/力矩峰 值较大,在 70 ms 处出现力与力矩峰值。β角为+5°时受力峰值相对最大,0°时受力矩峰值最大。碰撞过程中不 同β角股骨不同位置相对受力/力矩峰值不同,在股骨上端及股骨下端β角为+5°时受力峰值相对最大,中部为β角 为 0°时相对受力峰值最大,力矩情况为股骨上端及下端在β角为-5°时峰值相对最大,中间部位β角为 0°时相对峰 值最大。



Figure 4. Force/moments in inactive model at different β(α:0°, right femur)
 图 4.不同β角非主动肌肉模型受力/力矩对比(α: 0°, 右股骨)



Figure 5. Force/moments in active model at different $\beta(\alpha:0^{\circ}, right femur)$

图 5.不同β角主动肌肉模型受力/力矩对比(α:0°,右股骨)

不同β角带有主动肌肉力的右侧股骨受力/力矩情况(图 5),股骨各个时间点受力情况与未带有主动肌肉力 时受力情况相似,碰撞发生 60 ms 之后出现明显的差异,在 70 ms 左右股骨受力达到峰值,且β角为+5°时该峰 值相对最大, β角为–5°时该峰值相对最小。不同β角,股骨各截面的受力情况变化很大,在股骨中间及股骨下 端β角为+5°时各个截面受力峰值均为最大,而在股骨上端则为β角为0°时相对峰值最大。在 80 ms 时各个截面 力矩峰值达到最大,β角为–5°时相对峰值相对最大,β角为+5°的情况下相对峰值最小。股骨不同部位在碰撞过 程中的力矩峰值相对大小不同,股骨上端在β角为+5°时峰值相对最大,下端及中间部位为β角为–5°时峰值相对 最大。



Figure 6. Force/moments in inactive model at different α (β :0°, right femur)



图 6.不同α角非主动肌肉模型受力/力矩对比(β:0°,右股骨)

Figure 7. Force/moments in inactive model at different $\alpha(\beta:0^\circ, right femur)$

图 7.不同α角主动肌肉模型受力/力矩对比(β:0°,右股骨)

β角为0°不同α角时无主动肌肉作用的右侧股骨受力/力矩情况(图 6),可知不同α角对应受力峰值出现时间不同,α角为0°时,最先出现受力峰值且相对最大,α角为-5°时出现峰值相对靠后且最小。在碰撞发生后 60 ms 至 80 ms 之间股骨力矩峰值达到最值,α角为0°时最先出现峰值,峰值大小明显超过α角为-5°和+5°时的情况。在股骨不同位置不同α角对应股骨受力/力矩峰值相对大小不同,在股骨中间部位及股骨下端α角为+5°时相

对受力峰值较大,股骨上端为α角为0°时相对受力峰值最大,股骨受力矩峰值在不同α角情况下相对大小在股骨 不同位置差距较大,最大力矩值发生在距膝关节 150 mm 至 200 mm 处。

不同α角时带有主动肌肉力的右腿股骨受力情况(图 7),与未设置主动肌肉作用的右腿股骨受力情况相比 股骨各截面峰值在不同α角下有所变化,α角为-5°时碰撞过程中各个截面峰值最小,α角为0°时股骨各截面峰值 相对较大。可知在股骨上端当α角为-5°时截面峰值急剧增大,由股骨各个截面力矩峰值图可知在标准坐姿下各 截面在有无主动肌肉作用的情况下力矩峰值相差不大。碰撞发生后 60 ms 前不同α角对应股骨受力/力矩大小差 距不大,60 ms 后出现明显差距,α角为-5°时最早出现受力峰值,但峰值相对最小,α角为0°时相对受力最大, α角为+5°和0°时力矩峰值相差不大。

4 讨论

4.1 主动肌肉作用与下肢姿态的影响

不同驾驶人员因性别、身高、习惯等的不同往往会以不同的姿势坐在座椅上。汽车发生碰撞时,不同的髋 关节姿态将会影响下肢的各部位受力情况,进而影响下肢的损伤情况。同时在汽车发生碰撞前,驾驶员通常会 采取紧急制动,从而改变下肢肌肉的力学状态分布,也可以影响到下肢的损伤情况。因制动踏板在驾驶员右侧, 从而右侧下肢肌肉更加活跃,碰撞中主动肌肉对下肢的损伤也更为明显。碰撞仿真结果可知不同髋关节下无主 动肌肉时股骨碰撞受力峰值为 3.76 kN,力矩峰值为 113.00 Nm,不同髋关节带有主动肌肉力时右侧股骨受力峰 值为 3.95 kN,力矩峰值为 110.45 Nm,受力峰值明显增加。

同时,不同α角在有无主动肌肉力下仿真结果与前述结果相似。在无主动肌肉力情况下较大的β角受力峰值 相对较大,带有主动肌肉时则表现出不同β角受力情况受α角影响而不同,可知主动肌肉对于不同β角下肢损伤影 响更明显。无主动肌肉时随β角增大,应力风险区域向股骨上端转移,损伤高风险区域主要集中于股骨头处,随 α角增大应力向股骨上端移动,而在带有主动肌肉时随α角与β角增大,高应力风险区域逐渐向股骨下端移动。

结合股骨结构特点与肌肉力学特性分析其原因可能为驾驶员在进行紧急制动时肌肉紧绷会减小肌肉吸能量, 从而引起更多的能量被股骨吸收,使得受力/力矩均增大,导致损伤情况更加严重。同时,因肌肉绷紧后影响股 骨受力情况从而改变不同坐姿引起的股骨损伤情况。

4.2 未来研究方向

本研究在建立人体碰撞有限元模型时,由于数据不充分,仅对紧急制动时起作用的肌肉进行设置,未考虑 其他肌肉群的作用,由此造成的主动肌肉作用对损伤的影响在结果中未显示。同时碰撞假人上肢采用混III_50th 假人模型,躯干模型和上肢结构并非十分完善,与真实结构存在一定差异,躯干和上肢主要用来反映碰撞过程 中的惯性作用和无主动肌肉作用时的运动学结果。碰撞实车模型为根据固定车型建立的简易模型,载荷环境主 要是基于该种车型的实验结果得到,未考虑其他车型的影响,不能代表所有车型的碰撞载荷环境。实验方法采 用全因子法,但实验结果为离散值,未详细设置乘员坐姿变化,对乘员因坐姿变化引起的损伤变化情况需进一 步研究。

5 结论

本研究是基于新建立的乘员主动下肢有限元模型开展的。首先建立实车模型和人体有限元模型,设置主动 肌肉作用变量,采用全因子分析方法建立9种不同乘员坐姿进行碰撞仿真,进而探讨了载荷大小与分布情况与 下肢股骨损伤之间的关系,讨论不同坐姿对下肢在正面碰撞中的影响以及主动肌肉对其影响。结果表明,乘员 的不同坐姿对下肢股骨载荷结果影响较大,主动肌肉的加入使得股骨受力/力矩显著增加,增加了股骨损伤的风 险。同时主动肌肉作用改变了不同坐姿时的损伤分布情况,使股骨损伤向膝关节处靠近。有无主动肌肉力时均 表现出股骨外展时受力更大,无主动肌肉作用的乘员标准坐姿时股骨受力矩最大,主动肌肉的作用使得股骨内 收情况下受力矩更大。

参考文献

- [1] 杨晨曦,马钧.40%重叠可变形壁障碰撞与100%正面刚性壁碰撞探究[J]. 汽车零部件,2018 (2):1-7.
- [2] 张维刚, 何文, 钟志华. 车辆乘员碰撞安全保护技术[M]. 湖南大学出版社, 2007.
- [3] Chong M, Sochor M, Ipaktchi K, et al. The interaction of 'occupant factors' on the lower extremity fractures in frontal collision of motor vehicle crashes based on a level I trauma center[J]. Journal of Trauma and Acute Care Surgery, 2007, 62(3): 720-729.
- [4] Nishihara O. Minimax optimizations of tire workload exploiting complementarities between independent steering and traction/braking force distributions[J]. Proceedings of AVEC'06, 8, 2006: 713-718.
- [5] Rupp J D. Biomechanics of hip injuries in frontal motor-vehicle crashes[D]. University of Michigan, 2006.
- [6] Kallieris D, Otte D, Mattern R, et al. Comparison of sled tests with real traffic accidents[R]. SAE Technical Paper, 1995.
- [7] Yoganandan N, Pintar F A, Gennarelli T A, et al. Mechanisms and factors involved in hip injuries during frontal crashes[R]. SAE Technical Paper, 2001.
- [8] 黄晶. 新型安全气囊在前碰撞乘员损伤防护技术中的理论和方法研究[D]. 长沙: 湖南大学, 2009.
- [9] 蒋小晴,杨济匡,王丙雨,等.前碰撞中髋关节姿态对乘员骨盆骨折影响的数值研究[J]. 汽车工程, 2015, 37(11): 1284-1290.
- [10] 杜现平. 中国人体 50 百分位小腿有限元模型开发及骨折特性研究[D]. 湖南大学, 2015.
- [11] Mo F, Li F, Behr M, et al. A lower limb-pelvis finite element model with 3D active muscles[J]. Annals of biomedical engineering, 2018, 46(1): 86-96.
- [12] Mo F, Duan S, Jiang X, et al. Investigation of occupant lower extremity injures under various overlap frontal crashes[J]. International journal of automotive technology, 2018, 19(2): 301-312.