文章编号:1674-2974(2024)10-0018-09 DOI:10.16339/j.cnki.hdxbzkb.2024196

自行车种类及骑行姿态对骑车人下肢损伤机理的影响

王丙雨[1,2,3†],邹俊[1],刘天泉[1],韩勇[1,2,3],蒋尚峰[1,2,3],秦利燕[1,2,3]
(1. 厦门理工学院 机械与汽车工程学院,福建 厦门 361024;
2. 福建省客车先进设计与制造重点实验室,福建 厦门 361024;
3. 福建省客车及特种车辆研发协同创新中心,福建 厦门 361024)

摘 要:为了研究汽车-自行车碰撞过程中,自行车种类及骑行姿态对骑车人下肢运动学及损伤的影响,建立共享自行车和山地自行车有限元模型,采用脚前部、脚上部和脚下部3种骑行姿态,选取碰撞速度为40 km/h,骑行速度为10 km/h,构建6种碰撞工况来考察骑车人下肢运动学响应和损伤状况的差异性.结果表明,相比于共享自行车,带有高横杠车架结构的山地自行车使得骑车人的被撞侧腿部承受更大的弯矩,且该结构限制了骑车人下肢的移动,从而影响膝关节的运动学响应和韧带损伤.在脚下部的骑行姿态下,骑车人承受下肢严重损伤的概率要更大,胫骨承受较大弯矩为257.5 N·m,内侧副韧带出现最大拉伸长量为19.3 mm.因此,自行车种类对骑车人下肢运动学响应产生较大影响,骑行姿态对下肢损伤产生较大影响.

关键词:汽车;自行车;自行车种类;骑行姿态;下肢损伤
中图分类号:U461.91 **文献标志码**:A

Influence of Bicycle Patterns and Riding Postures on Injury Mechanism of Cyclist Lower Extremity

WANG Bingyu[1,2,3†],ZOU Jun[1],LIU Tianquan[1],HAN Yong[1,2,3],JIANG Shangfeng[1,2,3],QIN Liyan[1,2,3]
(1. School of Mechanical and Automotive Engineering, Xiamen University of Technology, Xiamen 361024, China;
2. Fujian Provincial Key Laboratory of Advanced Design and Manufacturing of Coaches, Xiamen 361024, China;
3. Fujian Collaborative Innovation Center for R&D of Coach and Special Vehicle, Xiamen 361024, China)

Abstract: This study aims to identify the influence of bicycle types and riding postures on the lower extremity kinematics and injury of cyclists during vehicle-bicycle collisions. For this purpose, the finite element models of two typical bicycles (shared bicycle and mountain bike) were established. Three types of riding postures (Struck foot front, up, and down) and a collision speed of 40 km/h as well as a riding speed of 10 km/h were adopted to conduct the current study. At last, the kinematic response and injury condition were analyzed through a matrix of 6 simulation tests using different bicycle types and riding postures. The results showed that compared with the shared

* **收稿日期**:2023-12-07
基金项目:国家自然科学基金资助项目(51705441, 51775466), National Natural Science Foundation of China(51705441, 51775466);福建省青年自然科学基金资助项目(2020J05235), Fujian Youth Natural Science Foundation(2020J05235);厦门市重大科技专项(3502Z20231055), Xiamen Key Project for Science and Technology (3502Z20231055)
作者简介:王丙雨(1985—),男,山东聊城人,厦门理工学院副教授,博士
† 通信联系人,E-mail: 2016000075@xmut.edu.cn

bicycle, the bicyclist riding the mountain bike with a high cross-bar frame structure suffered a high tibia fracture risk. The high cross-bar frame structure of the mountain bike limited the movement of the lower leg during the collision. The kinematic response of the knee joint and ligament injury was affected as a result. The current study also determined that bicyclists with struck foot down riding posture were prone to sustain severe lower extremity injuries. In this position, the tibia is subjected to a large bending moment of 257.5 N·m. The medial collateral ligament has an elongation value of 19.3 mm. Therefore, the kinematic response of the cyclist's lower leg extremity varies with the types of bicycle, whereas the lower extremity injuries change with the riding postures.

Key words: vehicles; bicycles; bicycle type; riding posture; lower extremity injuries

在交通事故中,自行车骑车人由于没有良好的保护措施而导致受伤风险较高[1]. 全球每年有7万多名自行车骑车人死于道路交通事故[2]. 近年来,随着共享经济的发展,共享自行车在中国的各个城市被广泛使用,日均使用量达到4 700万单[3]. 同时,随着低碳出行和全民健身的理念普及,越来越多的人选择自行车出行和运动[4]. 因此,随着自行车使用量的增加,交通事故的发生愈加频繁,骑车人受伤人数呈现着逐年增长的趋势[5].

在车辆和自行车碰撞事故中,头部和下肢是骑车人最容易受伤的部位[6-7]. 由于头部损伤是骑车人死亡的主要原因,以往的研究大多关注骑车人头部损伤防护,并且大量的研究使得骑车人的头部损伤发生率的降低成为可能[7]. 而作为同样脆弱的下肢虽不至于造成致命伤害,但会造成患者长时间的治疗期甚至残疾[8]. 相关研究表明:在自行车骑车人损伤手术中,48%的患者是因下肢骨折而需要进行手术治疗[9]. 随着计算机技术的发展,越来越多的人体有限元模型被建立用于行人和乘员损伤的研究[10-11]. 然而,对骑车人的下肢损伤机理的研究相对较少. 因此,下肢损伤也非常需要关注和研究. Cardot等[12]采用混合Ⅲ假人上半身和下肢有限元模型耦合,模拟了自行车碰撞事故中骑车人的运动学,但由于模型简略不够完善,不能很好地预测骑车人的下肢损伤. 随后Mizuno等[13]使用THUMS 3.0模型模拟了骑车人的3种典型姿态,发现下肢姿态和自行车速度是影响骑车人运动学的主要原因,下肢受力方式也与下肢初始位置相对于引擎盖前缘位置有关. Wu等[14]研究了自行车骑车人的紧急避险姿势,发现紧急避险姿势使下肢损伤加重. 然而,以上研究对于自行车结构是否影响骑车人的运动学以及损伤差异并不清楚,而骑行姿态对骑车人下肢损伤机理的影响并没有得到量化研究. 除此之外,以上仿真的自行车由于时代的变迁已经变得不常见,当前我国的自行车主要为共享自行车(弧形车架)和山地自行车(三角形高横杠车架)为主.

因此,为了探究两款自行车对骑车人的下肢损伤差异性的影响,本文采用有限元方法对两款自行车进行碰撞仿真设计来研究自行车种类以及骑行姿态对下肢运动学响应及损伤风险的影响. 该研究的结果旨在减小骑车人下肢受伤的风险,并为自行车骑车人下肢保护法规的建立提供理论依据.

1　材料和方法

1.1　损伤评价指标

事故统计数据表明自行车骑车人事故中,下肢是骑车人最脆弱的部位,而下肢损伤主要包含大腿、小腿和膝关节损伤[15]. 在交通事故损伤研究中,长骨骨折风险多用弯矩来评价,而应力应变多用于评价骨节骨折损伤[16-17];膝关节损伤多用膝关节弯曲角度或者剪切位移作为膝关节韧带的损伤标准[18],而之后研究中又将韧带伸长量作为评价基准[19]. 当前的行人法规通过aPLI腿型冲击器[20],测量大腿、小腿侧向弯矩及膝关节内侧副韧带伸长量作为行人下肢损伤风险的关键预测指标[21-22]. 表1总结了下肢长骨和膝关节韧带耐受限度及损伤风险.

综上所述,本研究选用下肢长骨弯矩和韧带伸长量作为下肢长骨损伤和膝关节损伤评估风险参数. 下肢长骨包括股骨、胫骨和腓骨,膝关节韧带包

表1 下肢长骨和膝关节韧带耐受限度及损伤风险

Tab.1 Lower extremity long bone and knee ligament tolerance limits and injury risk

类型		动态耐受弯矩/(N·m)	平均最大弯矩/(N·m)	(50%骨折风险)弯矩/(N·m)	类型		伸长量/mm
下肢长骨	股骨	373(股骨干)/275(远端1/3)[23]	310(男)/180(女)[24]	387(中段)/322(远端)[17]	膝关节韧带	LCL	—
	胫骨	310(胫骨干)[25]187(近端1/3)/326(中段)/277(远端1/3)[26]	207(男)/124(女)[24]	312(中段)[17] 339(近端1/3至远端1/3)[24]		MCL	27[21-22]
	腓骨	—	27(男)/17(女)[24]	—		ACL	13[27]
						PCL	13[27]

括外侧副韧带(Lateral Collateral Ligament, LCL)、内侧副韧带(Medical Collateral Ligament, MCL)、前交叉副韧带(Anterior Collateral Ligament, ACL)和后交叉副韧带(Posterior Collateral Ligament, PCL).

1.2 模型的选取和建立

本研究所用的车辆模型为2012款丰田卡罗拉汽车有限元模型.该模型通过简化剔除后部结构,已经被用于弱势道路使用者(Vulnerable Road Users, VRU)损伤保护的研究[28],模型包含64个结构部件,241 979个单元和191 100个节点,整车质量为1 239 kg.该汽车模型通过了头锤模型以35 km/h的速度撞击发动机罩和行人下肢冲击器以40 km/h的速度撞击保险杠的模型验证实验[29].因此,该模型能模拟车辆前部结构的力学特性,可用于自行车骑车人碰撞仿真研究.

本研究采用人体整体安全模型(Total Human Model for Safety, THUMS)50百分位成人男性有限元模型来模拟自行车骑车人,该模型身高175 cm,体质量77 kg.该模型是由高精度的CT扫描真实尸体的全身部位及其内部结构而建立的,其运动学特征与尸体实验的结果吻合度较高[28],因此THUMS可以模拟自行车骑车人下肢损伤.

本研究采用两款受众较多的中国典型自行车,分别为共享自行车、山地自行车.共享自行车选取了中国城市中较为常见的青桔自行车,而山地自行车则选取了市面上销量比较好的一款自行车,两款自行车的主要参数如表2所示.通过实际测量获得几何尺寸,使用三维软件建模再导入有限元前处理软件进行精密网格划分,并赋予材料属性等(图1). 网格质量标准采用:雅克比值不小于0.55,网格翘曲度不大于15°,网格扭曲度不大于40°等.整车采用曲柄为实体单元,其他为壳单元的建模设计.最终,共享自行车有32个部件,质量为17 kg,生成网格单元数为91 359个,节点数为92 846个;山地自行车有30个部件,质量为18 kg,生成网格单元数为76 844个,节点数为80 369个.

表2 自行车主要参数

Tab.2 Main structural parameters of the bicycle mm

自行车	车辆长度	握把高度	坐垫高度	中轴高度	曲柄长度
共享自行车	1 690	1 050	750+	290	180
山地自行车	1 700	980	780+	300	190

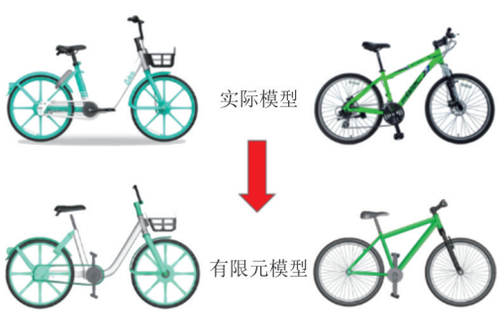


图1 自行车有限元模型

Fig.1 Bicycle finite element model

1.3 仿真工况的搭建

根据事故视频和前人的研究发现,自行车踏板曲柄轴的旋转以及骑行姿态并没有统一标准[13-14].因此,选取了自行车骑车人的3种典型姿态用于仿真研究,分别为脚上部姿态、脚前部姿态和脚下部姿态.

骑车人事故数据研究表明:汽车与自行车发生碰撞时,汽车速度主要在20~60 km/h内,且80%的碰撞事故均在40 km/h以下,而自行车速度大多在10 km/h左右[15].故此,本研究中设定汽车车速为40 km/h,自行车车速为10 km/h.由于汽车前部与自行车侧面碰撞是最常见的事故类型[28].因此,在LS-DYNA中模拟6组仿真工况,分别为共享自行车脚上部姿态(Shared Bike-struck Foot up, SU)、共享自行车脚前部姿态(Shared Bike-struck Foot front, SF)、共

享自行车脚下部姿态(Shared Bike-struck Foot down, SD)、山地自行车脚上部姿态(Mountain Bike-struck Foot up, MU)、山地自行车脚前部姿态(Mountain Bike-struck Foot front, MF)和山地自行车脚下部姿态(Mountain Bike-struck Foot down, MD),来探究两款自行车下骑车人的下肢损伤风险.图2所示为汽车-自行车有限元模型,碰撞时设置汽车的纵轴与自行车前、后两轮中轴线对齐,6种工况下的自行车座椅坐垫高度统一设置为90 cm.

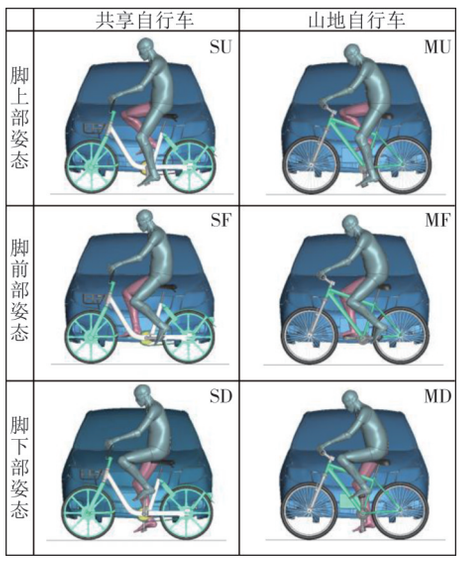


图2　汽车-自行车有限元模型

Fig.2　Car-bicycle finite element model

2　结果分析

2.1　运动学分析

当车速为40 km/h时,6种工况下自行车骑车人每隔约20 ms下肢碰撞运动学响应如图3所示.

在脚上部姿态,车辆的保险杠中部与自行车右踏板接触,紧接着发动机罩前缘撞击小腿近心端,由于小腿位置较高且初始状态膝关节的弯曲,最终骑车人的右腿倒向发动机罩,随后大腿和发动机罩相对滑动;对于脚前部姿态,车辆的下保险杠先与自行车右踏板接触,紧接着保险杠与骑车人的右小腿远端接触碰撞,膝关节受弯曲,然后车辆的发动机罩前缘和骑车人的膝关节接触,膝关节受剪切作用,最后骑车人的盆骨和发动机罩滑动,骑车人倒向发动机罩和挡风玻璃;在脚下部姿态,由于足部的位置低于下保险杠,骑车人下肢受到保险杠的撞击,足部嵌入到底盘限制了骑车人的滑动,从而骑车人上半身直接倒向发动机罩.



图3　自行车骑车人下肢碰撞运动学响应

Fig.3　Kinematic response to lower extremity collision of bicyclists

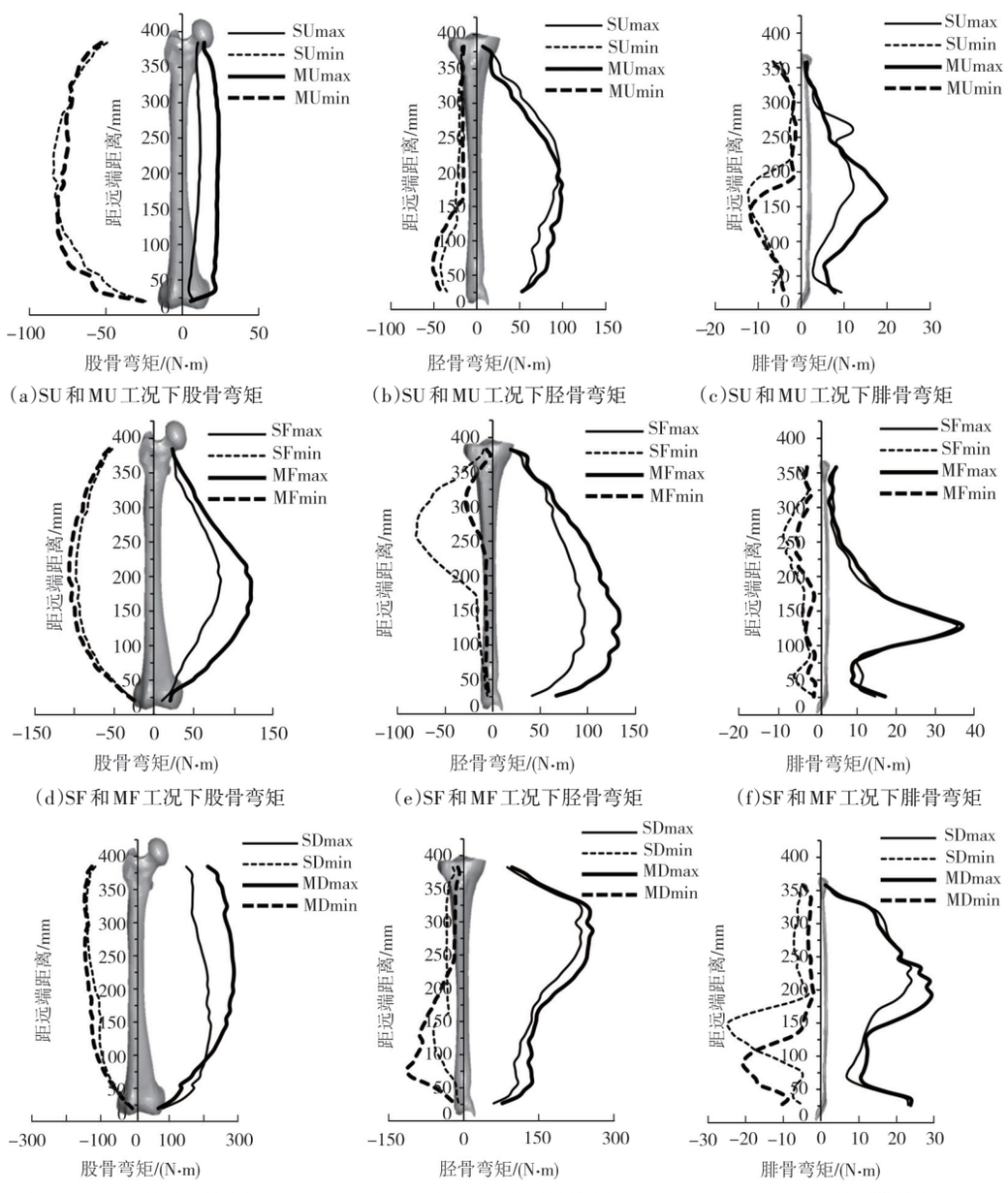
在MU工况下,由于山地自行车中间三角形横梁,限制了右腿的位移,同时也限制了右腿与左腿的接触,因此两腿被分离,此时右腿同时承受自行车和车辆保险杠之间的碰撞力;而SU工况下则相反,由于没有横梁的限制,右小腿受保险杠的碰撞向左腿移动,此时右足部与左腿的膝关节碰撞.在MF工况下,右腿同样受横梁的作用导致两腿分离;而SF工况下,右小腿远心端与左腿膝关节碰撞.在SD工况下,由于没有横梁导致两腿之间接触,右小腿近心端与左腿膝关节碰撞;而MD工况下两腿分离.

此外,从图3最后一列头部碰撞时刻示意图可知,脚下部姿态的头部碰撞要早于脚上部和脚前部姿态.在同一姿态下,山地自行车头部碰撞时刻要早于共享自行车,同时由于山地自行车骑车人头部前倾,头部撞击的环绕距离(Wrap Around Distance,WAD)要小于共享自行车.

2.2 下肢损伤参数分析

2.2.1 被撞腿长骨损伤分析

本研究对自行车骑车人有限元模型的股骨、胫骨和腓骨定义了多层截面,以便于输出下肢完整的弯矩图,并且规定汽车行驶的方向为正弯矩.图4为骑车人被撞腿(右下肢)主要长骨(股骨、胫骨和腓骨)各截面的最大和最小弯矩分布图.根据Kerri-



(a)SU和MU工况下股骨弯矩 (b)SU和MU工况下胫骨弯矩 (c)SU和MU工况下腓骨弯矩

(d)SF和MF工况下股骨弯矩 (e)SF和MF工况下胫骨弯矩 (f)SF和MF工况下腓骨弯矩

(g)SD和MD工况下股骨弯矩 (h)SD和MD工况下胫骨弯矩 (i)SD和MD工况下腓骨弯矩

图4 不同工况下被撞腿长骨弯矩峰值分布

Fig.4 Peak bending moment of the impacted leg under different working conditions

gan[17]长骨中段骨折风险曲线,表3总结了各工况下骑车人下肢长骨骨折风险.

表3　各工况下下肢长骨骨折风险

Tab.3　Risk of long bone fractures of the lower extremity under various working conditions

仿真工况	损伤部位	弯矩/(N·m)	骨折风险/%
SU	股骨(中段)	−86.9 ~ 12.9	0.05
	胫骨(中段)	−41.9 ~ 95.7	0.08
	腓骨(中段)	−12.4 ~ 13.9	—
MU	股骨(中段)	−81.2 ~ 19.4	0.05
	胫骨(中段)	−51.0 ~ 99.0	0.10
	腓骨(中段)	−12.0 ~ 18.1	—
SF	股骨(中段)	−97.9 ~ 84.5	0.13
	胫骨(远端)	−80.4 ~ 97.0	>0.09
	腓骨(远端)	−9.7 ~ 34.6	—
MF	股骨(中段)	−106.4 ~ 122.5	0.53
	胫骨(远端)	−27.2 ~ 133.5	>0.55
	腓骨(远端)	−6.5 ~ 35.9	—
SD	股骨(中段)	−149.3 ~ 213.2	1.67
	胫骨(近端)	−59.8 ~ 235.3	>12.45
	腓骨(中段)	−24.5 ~ 24.5	—
MD	股骨(中段)	−155.0 ~ 280.6	8.84
	胫骨(近端)	−113.6 ~ 257.5	>20.71
	腓骨(中段)	−20.6 ~ 29.4	—

对于脚上部姿态,两款自行车下股骨弯矩峰值分别为SU:86.9 N·m, MU:81.2 N·m;胫骨弯矩峰值分别为SU:95.7 N·m, MU:99.0 N·m.对比表1中股骨中段的骨折阈值为310 N·m,胫骨中段的骨折阈值为207 N·m可知,长骨所承受的弯矩远小于长骨骨折阈值.山地自行车腓骨弯矩峰值MU:18.1 N·m,大于共享自行车腓骨弯矩峰值SU: 13.9 N·m,且更接近腓骨平均最大弯矩27 N·m[24].因此,在脚上部姿态下,两款自行车的骑车人股骨、胫骨骨折风险较小,而山地自行车骑车人的腓骨损伤风险要显著高于共享自行车.

对于脚前部姿态,山地自行车骑车人的股骨和胫骨的最大弯矩峰值均显著大于共享自行车.具体而言,股骨正弯矩峰值分别为SF:97.9 N·m, MF:122.5 N·m,由于股骨中段受到发动机罩前缘的撞击,两者的最大弯矩均在股骨中段偏下,但股骨弯矩均小于Martens等[23]测得的股骨中段耐受弯矩373 N·m,因此,股骨中段骨折的损伤风险较小.对于胫骨,两款自行车下正弯矩峰值分别为SF:97.0 N·m,MF:133.5 N·m,而且均在胫骨远端1/3处,这是胫骨远端1/3处受到汽车保险杠中心的撞击所致.造成山地自行车下胫骨正弯矩峰值较大原因是山地自行车下骑车人膝部和足部分别受到三角形车架上、下两端的约束,使得保险杠碰撞导致胫骨承受更大的弯矩.值得注意的是,共享自行车下胫骨远端1/3处有较大的负弯矩峰值SF:−80.4 N·m,通过运动学分析发现,由于共享自行车两腿之间没有车架的约束,在35 ms时刻,右小腿的远端1/3处与左腿膝关节碰撞,以左腿膝关节为支撑点,在右腿上部膝关节受力(与发动机罩接触)和小腿远端受力(与保险杠接触)共同作用下产生负弯矩.两款自行车下腓骨远端1/3的弯矩峰值分别为SF:34.6 N·m, MF:35.9 N·m,超过腓骨平均最大弯矩27 N·m[24].因此,在脚前部姿态下,两款自行车骑车人的腓骨都有很大的骨折风险.造成这种结果的原因是由于脚前部姿态下,保险杠的上沿直接接触小腿,使得接触面成一条线,从而使得腓骨的弯矩急剧升高.

对于脚下部姿态,山地自行车骑车人的长骨弯矩峰值均显著高于共享自行车,且远高于脚上部和脚前部姿态.具体而言,两款自行车下骑车人的股骨弯矩峰值分别为SD:213.2 N·m,MD:280.6 N·m,骨折风险分别为SD:1.67%, MD:8.84%;胫骨弯矩峰值分别为SD: 235.3 N·m, MD: 257.5 N·m,由于保险杠中心撞击小腿近端使得骑车人胫骨弯矩峰值均在近端1/3处.因此,山地自行车高横杆车架约束,使得胫骨承受更高的弯矩峰值,山地自行车下骑车人的胫骨骨折风险(>20.71%)远高于共享自行车(>12.45%).腓骨中段弯矩峰值分别为SD:24.5 N·m, MD:29.4 N·m,而且腓骨远端由于受到自行车底部车架的反作用力,承受着较高的负弯矩(SD: −24.5 N·m, MD: −20.6 N·m).因此,脚下部姿态腓骨的弯矩仍存在较高的骨折风险,尤其是MD工况下,腓骨弯矩已经超过腓骨耐受限度(27 N·m).

2.2.2　被撞腿膝关节损伤分析

膝关节韧带伸长量是评价下肢膝关节损伤的重要指标.本研究中对骑车人有限元模型膝关节LCL、MCL、ACL和PCL定义了节点信息,以便输出节点坐标计算韧带长度.图5展示了骑车人被撞腿膝关节各韧带的伸长量.

由图5可知,骑行姿态对膝关节的损伤机制以及韧带的拉伸峰值有较大的影响,而自行车结构差异对于MCL和ACL的伸长量影响不大,但对LCL和PCL的拉伸变化有一定的影响.具体而言,脚下部姿态的膝关节韧带由于拉伸长度较大,所以膝关节韧带承受着较高的损伤风险,而脚上部姿态和脚前部姿态的韧带损伤风险相对较低.

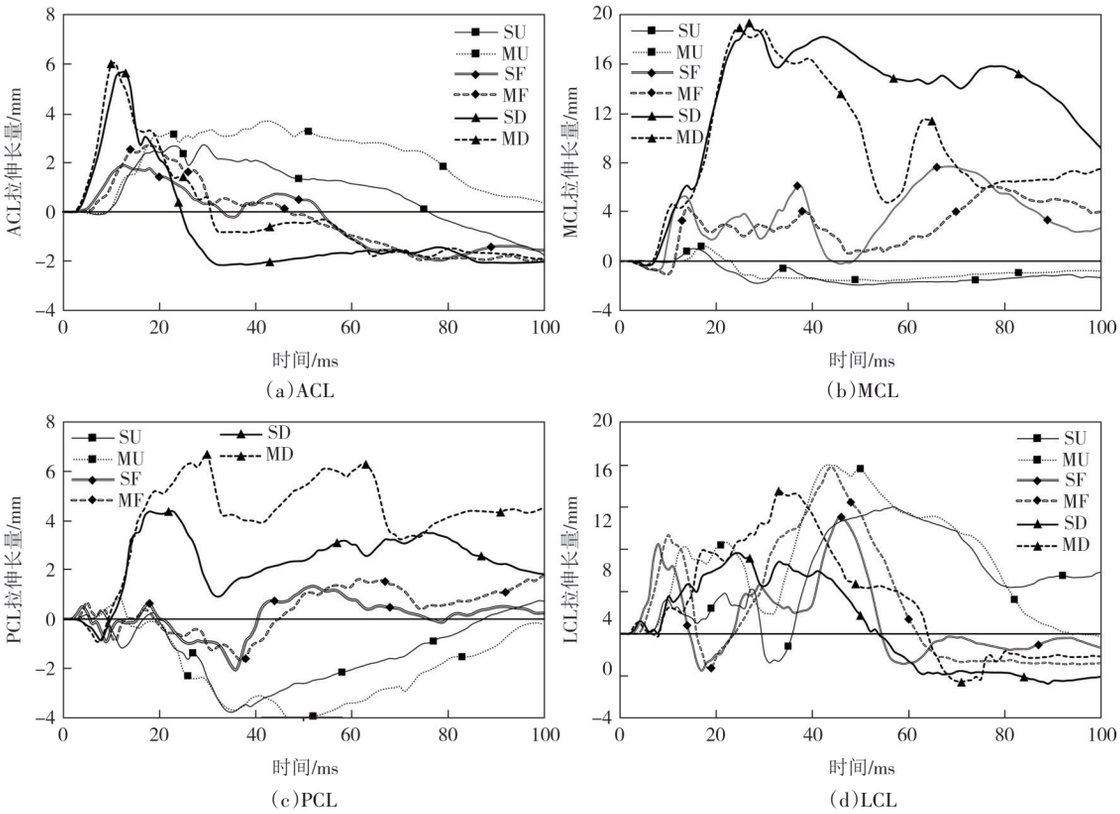


图5 不同工况下膝关节各韧带的拉伸长量

Fig.5 Knee ligament elongation of the struck leg under different working conditions

对于脚上部姿态,由于骑车人右腿位置较高,车辆保险杠没有接触到膝关节而造成剪切拉伸,而且右腿相对自由,因此对膝关节韧带拉伸峰值较小,从而膝关节韧带的整体损伤风险较低.对于脚前部姿态,足部未受到车架的约束,且膝关节的位置较高(接近发动机罩前缘高度),车辆保险杠撞击小腿远端从而导致膝关节外翻变形,小腿绕着膝关节相对于大腿转动.在5 ms时刻,LCL开始迅速拉伸,紧接着ACL受力,但由于大腿没有限制随着小腿向被撞方向移动,所以韧带伸长量较小,膝关节韧带损伤风险较小.然而在MF工况下,随着小腿的移动,在20 ms时刻,膝关节内侧受到山地自行车的横梁阻挡,膝关节再次外翻,在45 ms 时刻LCL产生第2个拉伸峰值(8 mm)(LCL初始长度75 mm,拉伸应变10.6%).对于脚下部姿态,足部和大腿受到车架底部和座椅的约束,保险杠对小腿近端的撞击使得膝关节内翻,紧接着ACL、PCL和MCL受力拉伸,MCL在25 ms左右达到拉伸峰值(19.3 mm)(MCL初始长度105 mm,拉伸应变18.1%).根据Kerrigan等[30]的多组实验研究,人体的LCL和MCL的平均最大失效拉伸应变分别为7.1%~10.5%和11.5%~20.3%.

因此,在山地自行车下,骑车人由于受到横梁阻挡外翻导致LCL损伤风险高.而在脚下部姿态,尽管MCL的伸长量低于法规阈值(27 mm),但由于拉伸应变处于失效应变范围内,因此MCL仍然存在较高的损伤风险.

3 结 论

本文建立了两款自行车模型,采用3种典型的骑行姿态,并参考之前对GIDAS的车辆-自行车骑车人碰撞事故的研究,确定碰撞边界条件,在6种工况下进行碰撞仿真实验.通过下肢长骨弯矩和膝关节韧带伸长量,对比分析两款自行车结构差异和不同骑行姿态对骑车人下肢损伤的影响,得出以下结论:

1)自行车种类会显著影响骑车人下肢运动学响应和损伤风险.相比于共享自行车,山地自行车的高横杠车架结构的约束,使得骑车人下肢承受更大的弯矩,下肢的综合损伤风险较高.同时,山地自行车高横杠结构会碰撞膝关节内侧,从而影响膝关节LCL韧带的伸长导致不同的损伤.

2)骑车人骑行姿态是下肢损伤差异的主要原因.脚下部姿态的股骨、胫骨弯矩峰值和膝关节韧带伸长量远大于脚上部和脚前部姿态,从而脚下部姿态的骑车人下肢损伤风险较大.不同的是,脚前部姿态下骑车人腓骨的骨折风险高.

3)在未来,骑车人的保护法规应考虑自行车的类型及骑行姿态对骑车人下肢损伤的影响.本研究结果对将来自行车骑车人的保护有着重要借鉴意义,为汽车安全技术研究提供参考依据.

参考文献

[1] CRIPTON P A, DRESSLER D M, STUART C A, et al. Bicycle helmets are highly effective at preventing head injury during head impact: head-form accelerations and injury criteria for helmeted and unhelmeted impacts[J]. Accident Analysis & Prevention, 2014,70:1-7.

[2] Global status report on road safety 2023[R]. Switzerland: World Health Organization, 2023: 4-9.

[3] 樊治平, 陈忠伟, 郭栋梁, 等. B2C共享服务资源组织与优化设计:研究现状与展望[J]. 电子科技大学学报(社科版), 2021, 23(2): 1-17.
FAN Z P, CHEN Z W, GUO D L, et al. Organizations and optimization designs of B2C sharing service resources: research status and prospect[J]. Journal of University of Electronic Science and Technology of China (Social Sciences Edition), 2021, 23(2): 1-17. (in Chinese)

[4] 王亮. 骑行运动成为城市新风尚[N]. 人民日报, 2022-09-19(015).
WANG L. Cycling has become a new trend in the city[N]. PRC Newspaper, 2022-09-19(015). (in Chinese)

[5] 中华人民共和国公安部交通管理局. 中华人民共和国道路交通事故统计年报(2019年度)[M]. 无锡:公安部道路交通管理局, 2020.
Traffic Adminis-Tration Bureau of the Ministry of Public Security of the People's Republic of China. Annual report of the People's Republic of China on Road Traffic accident statistics 2019[M]. Wuxi: Traffic Administration Bureau of the Ministry of Public Security, 2020. (in Chinese)

[6] ÖMAN M, FREDRIKSSON R, BYLUND P O, et al. Analysis of the mechanism of injury in non-fatal vehicle-to-pedestrian and vehicle-to-bicyclist frontal crashes in Sweden[J]. International Journal of Injury Control and Safety Promotion, 2016, 23(4): 405-412.

[7] OIKAWA S, MATSUI Y, WAKABAYASHI A, et al. Severity of cyclist head injuries caused by impacts with vehicle structure and road surface [J]. Journal of Biomechanical Science and Engineering, 2016, 11(2): 15-00613.

[8] 李海岩, 黄盛一, 李琨, 等. 行人-车辆碰撞中六岁儿童下肢损伤分析及预测[J]. 汽车工程, 2023, 45(6): 1050-1061.
LI H Y, HUANG S Y, LI K, et al. Prediction and analysis of lower extremity injuries of six-year-old child pedestrian in car-pedestrian collision[J]. Automotive Engineering, 2023, 45(6): 1050-1061. (in Chinese)

[9] WARNACK E, HEYER J, SETHI M, et al. Urban bicyclist trauma: characterizing the injuries, consequent surgeries, and essential sub-specialties providing care [J]. The American Surgeon, 2017, 83(1): 16-22.

[10] 张冠军, 魏鬼, 曹立波, 等. 行人下肢有限元模型的建立与验证研究[J]. 湖南大学学报(自然科学版), 2015, 42(2): 48-54.
ZHANG G J, WEI W, CAO L B, et al. Development and validation of finite element models for the lower limb of pedestrians[J]. Journal of Hunan University (Natural Sciences), 2015, 42(2): 48-54. (in Chinese)

[11] 李凡, 雷康, 周文杰, 等. 特定制动工况下肌肉主动力对颈部损伤的影响[J]. 湖南大学学报(自然科学版), 2022, 49(12): 49-56.
LI F, LEI K, ZHOU W J, et al. Influence of muscle activation on neck injury under a specific braking condition[J]. Journal of Hunan University (Natural Sciences), 2022, 49(12): 49-56. (in Chinese)

[12] CARDOT J, MASSON C, ARNOUX P J, et al. Finite element analysis of cyclist lower limb response in car—bicycle accident[J]. International Journal of Crashworthiness, 2006, 11(2): 115-130.

[13] MIZUNO K, YAMADA H, MIZUGUCHI H, et al. The influence of lower extremity postures on kinematics and injuries of cyclists in vehicle side collisions[J]. Traffic Injury Prevention, 2016, 17(6): 618-624.

[14] WU H, HAN Y, WANG B Y, et al. The difference in the kinematic and injury risk of cyclists between normal and emergency avoidance postures in vehicle collisions [J]. International Journal of Crashworthiness, 2023, 28(1): 82-95.

[15] 王丙雨, 邹俊, 韩勇, 等. 车辆和自行车碰撞事故中骑车人下肢损伤风险研究[J]. 振动与冲击, 2023, 42(11): 324-330.
WANG B Y, ZOU J, HAN Y, et al. A study on bicyclist lower extremity injury risk in car-bicycle collisions [J]. Journal of Vibration and Shock, 2023, 42(11): 324-330. (in Chinese)

[16] TAKAHASHI Y, KIKUCHI Y, KONOSU A, et al. Development and validation of the finite element model for the human lower limb of pedestrians[C]// Proceedings of the 44th Stapp Car Crash Conference, Novernber 6-8, 2000. Atlanta Georgia: Society of Automotive Engineers (SAE), 2000: 335-355.

[17] KERRIGAN J R, DRINKWATER D C, KAM C Y, et al. Tolerance of the human leg and thigh in dynamic latero-medial

bending[J]. International Journal of Crashworthiness, 2004, 9(6): 607-623.

[18] BOSE D P, BHALLA K S, UNTAROIU C D, et al. Injury tolerance and moment response of the knee joint to combined valgus bending and shear loading[J]. Journal of Biomechanical Engineering, 2008, 130(3): 031008.

[19] TAN Z, GUO Y F, LI G B, et al. Kinematics and injury mechanism of cyclist lower limb in vehicle-to-bicycle collisions[J]. Journal of Mechanics in Medicine and Biology, 2020, 20(6): 2050035.

[20] ISSHIKI T, ANTONA-MAKOSHI J, KONOSU A, et al. Consolidated technical specifications for the advanced pedestrian legform impactor (aPLI) [C]//Proceedings of the IRCOBI Conference, September 12-14, 2018. Athens: International Research Council on the Biomechanics of Injury, 2018: 284-301.

[21] EURO NCAP. Assessment protocol-vulnerable road user protection[EB/OL]. (2023-10-20)[2023-12-07]. https://www.euroncap.com/media/79885/euro-ncap-assessment-protocol-vru-v114.pdf.

[22] C-NCAP 管理规则(2021 修订版)[EB/OL]. (2023-10-20)[2023-12-07]. https://www.c-ncap.org.cn/guicheng/cncap?columnId=cb6014a591dd4b2fb7192367fec9012b&childindex=1.
C-NCAP Administrative rules (revision 2021)[EB/OL]. (2023-10-20)[2023-12-07]. https://www.c-ncap.org.cn/guicheng/cncap?columnId=cb6014a591dd4b2fb7192367fec9012b&childindex=1. (in Chinese)

[23] MARTENS M, VAN AUDEKERCKE R, DE MEESTER P, et al. Mechanical behaviour of femoral bones in bending loading[J]. Journal of Biomechanics, 1986, 19(6): 443-454.

[24] LEVINE R S. Injury to the extremities[M]//Accidental Injury. New York, NY: Springer New York, 2002: 491-522.

[25] FUNK J R, KERRIGAN J R, CRANDALL J R. Dynamic bending tolerance and elastic-plastic material properties of the human femur[J]. Association for the Advancement of Automotive Medicine, 2004, 48: 215-233.

[26] MO F H, ARNOUX P J, JURE J J, et al. Injury tolerance of tibia for the car-pedestrian impact[J]. Accident Analysis & Prevention, 2012, 46: 18-25.

[27] UN Regulation No 127-Uniform provisions concerning the approval of motor vehicle with regard to their pedestrian safety performance[S]. Geneva: United Nations Economic Commission for Europe, 2020: 4-30.

[28] 韩勇,林丽雅,何勇,等. 电动两轮车骑车人紧急避让姿态对损伤风险的影响研究[J]. 汽车工程,2022,44(5):764-770.
HAN Y, LIN L Y, HE Y, et al. Research on the effects of emergent avoidance postures of electric two-wheeler riders on their injury risk[J]. Automotive Engineering, 2022, 44(5): 764-770. (in Chinese)

[29] ITO D, YAMADA H, OIDA K, et al. Finite element analysis of kinematic behavior of cyclist and performance of cyclist helmet for human head injury in vehicle-to-cyclist collision [C]// Proceedings of the IRCOBI Conference, September 10-12, 2014. Berlin: International Research Council on the Biomechanics of Injury, 2014: 119-131.

[30] KERRIGAN J, IVARSSON B, BOSE D, et al. Rate-sensitive constitutive and failure properties of human collateral knee ligaments[C]//Proceedings of the IRCOBI Conference, September 25-26, 2003. Lisbon: International Research Council on the Biomechanics of Injury, 2003: 177-190.