

文章编号:1004-7220(2014)05-0481-08

汽车正面碰撞司乘人员足踝创伤研究进展

牛文鑫, 冯铁男, 姜成华

(同济大学 医学院, 上海 200092)

摘要: 道路交通创伤已经成为严重的社会问题。随着技术、法规和安全意识的进步, 颅脑和胸部等致命创伤有下降的趋势, 但是目前尚无有效的防护措施预防司乘人员足踝创伤的发生。通过综述近年来该领域的研究进展, 发现大多数司乘人员足踝创伤发生在正面碰撞事故中, 司机发生足踝创伤的概率更大, 可能与刹车制动足踝特殊受力有直接关系; 对于正面碰撞的分型在学术界尚存争议, 但是狭窄障碍物正面碰撞所引起的足踝创伤问题已经得到较为统一认识, 而对不同形式撞击时足踝创伤的发生和防护机制尚无相关研究。在这一问题的研究中, 离体实验和计算模型分析相结合是一种理想的研究手段。

关键词: 交通伤; 足踝; 正面碰撞; 生物力学

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

Research progress on foot and ankle injuries of occupants in frontal motor vehicle crashes

NIU Wen-xin, FENG Tie-nan, JIANG Cheng-hua (*School of Medicine, Tongji University, Shanghai 200092, China*)

Abstract: Road traffic injuries have become a major social issue. With the development of technology, legislation and safety consciousness, the fatal rate of brain and chest injuries has been declined. However, as to prevent foot and ankle injuries of occupants still no effectual protective devices have been developed. In this paper, research progress on foot and ankle injuries of occupants was reviewed, which found out that most of such injuries in the frontal motor vehicle crashes occurred more easily to the drivers, which was possibly due to the special loading on their lower extremity during braking. Although there still exists a continuing debate about taxonomy of the frontal motor vehicle crashes, researchers have approached unified understanding that foot and ankle injuries are usually caused in the real-world narrow object frontal crashes. Until now, studies on foot and ankle injury and its protective mechanisms in various types of crashes are rarely conducted. A combination of the *in-vitro* experiment and computational modeling would be an ideal method to solve this issue.

Key words: Traffic injury; Foot and ankle; Frontal motor vehicle crash; Biomechanics

机动车辆的快速普及改变了人类疾病谱。统计数据表明, 全世界每年约有 120 万人死于道路交通创伤, 受伤人数是死亡人数的 42 倍^[1]。根据世界卫生组织预测, 这一数字在 2000 ~ 2020 年有可能增加 65% 左右, 而在发展中国家死亡率可能增加

80%^[1]。到 2020 年, 道路交通伤将成为全球疾病和伤害负担的第 3 位原因^[1]。另一项研究报告认为, 到 2030 年, 道路交通伤将成为全球疾病和伤害负担的第 4 位原因^[2]。

据公安部统计, 2011 年上半年, 我国报道路交

收稿日期: 2013-12-26; 修回日期: 2014-02-03

基金项目: 中国博士后科学基金资助项目(2013M530211), 国家科技支撑计划课题资助项目(2014BAL05B00)。

通信作者: 姜成华, 教授, Tel: (021) 65981455; E-mail: jch@tongji.edu.cn。

通事故造成 25 864 人死亡和 106 370 人受伤,直接财产损失 4.4 亿元^[3]。交通创伤在相当长一段时间内继续存在,甚至有所发展。但是,交通创伤是可防可控的^[4]。1997 年,瑞典议会通过一项大胆的“零死亡”交通安全政策,要求在交通道路事故中无死亡或重伤,目前已在一些中等城市达标,许多经验值得我们借鉴。这些经验中,政府对道路交通创伤防护研究提供了大量的资助,起到了明显的效果。

近几十年来,交通创伤防护的研究主要关注头颅和胸部创伤,因为这些部位的创伤发生率和死亡率非常高^[5-8]。虽然高性能安全带和安全气囊的广泛使用大大降低了颅脑和胸部创伤的发生率和死亡率,但是安全带和气囊对司乘人员的严重下肢损伤预防几乎不起作用^[9-10],甚至会增加在正面碰撞时下肢,尤其是膝关节以下部位损伤的风险^[11-13]。近年来,膝关节气囊引起了汽车制造商的注意,但有研究表明,该装置对降低下肢损伤概率的作用十分有限,并有可能增加小腿和足踝损伤的趋势^[14-15]。

对上海市交通事故受伤人员的抽样统计发现,交通事故中最易受伤的是下肢,下肢损伤占有损伤的 37.5%^[16]。Wilson 等^[10]认为,在道路交通事故中受伤的车内人员如果伴随足踝受伤,其创伤严重程度评分一般要比足踝未受伤者更高。在交通事故中的足踝骨折,尤其是伴随其他损伤的情况,往往在初诊中被忽视和低估^[17-18]。这些骨折并发症非常高,而且难以有效治疗,导致长期预后不佳^[19]。虽然下肢创伤的死亡率不高,但致残率比较高,极大影响着患者的生活质量,为家庭和社会带来沉重的治疗和康复负担。

瑞典的一项研究发现,在乘员 AIS 2-3 级足踝损伤中,有 76% 来自于正面碰撞^[20]。德国一项历经 23 年的研究通过对 261 例汽车前座足踝骨折分析发现,其中 41% 发生在踝关节,29% 发生在前足,20% 发生在中足,10% 发生在后足。该研究同时发现,司机和乘员的足踝骨折发生率、部位和损伤级别基本一致^[20]。但是另外一项研究认为,87% 的足踝创伤发生在司机身上,而只有 13% 的足踝创伤发生在乘员身上^[10]。

因此,道路交通事故中司乘人员,尤其是司机的足踝创伤应该引起研究人员的足够重视。这些创伤

大多发生在汽车正面碰撞中,目前尚无有效的防护措施对其进行预防,而且有发生率增加的趋势,给患者、家庭和社会都带来很大的负面影响。

1 足踝生物力学

1.1 足踝解剖学

踝具有复杂的解剖构造和生理功能。广义的踝关节包括胫骨和腓骨远端、距骨和跟骨,以及相关软骨、韧带和关节囊构成的复杂的关节复合体^[21]。不含籽骨,人足部共包括 26 块骨头,其中跗骨 7 块、跖骨 5 块和趾骨 14 块^[22]。一般认为,足部包含内、外侧两个纵弓,以及跗跖关节附近的横弓,对振动和冲击有能量缓冲和吸收功能^[22-24]。最初认为,人足部在跖骨头部位还存在前足横弓,但实验已经证明所谓的前足横弓只在非承重状态存在,在生理受力时,这个弓是不存在的^[25]。

1.2 足踝损伤生物力学

足踝的特殊生理功能与其生物力学特点息息相关。人区别于其他哺乳动物,很大程度上在于其直立行走的特点。作为人体最低的环节,以及站立和行动中唯一与地面接触的器官,足踝的生物力学性能非常重要,既要有较强的承重功能,又要能较好地应对来自地面的冲击和振动,还要能够应对各种复杂的来自支撑面的力学刺激^[26]。

踝关节包括胫距、胫腓和距腓 3 个关节面,主要保证足部背伸、跖屈、翻转、旋转的功能。踝关节扭伤是最常见的损伤形式之一,其中大部分的扭伤发生在踝关节外侧韧带^[27]。Attarian 等^[28]认为,导致踝关节外侧扭伤发生率远远大于内侧扭伤的主要原因有两个。一方面,外踝比内踝的投影更靠近远端,其骨性保护结构更少,故对抗内翻比对抗外翻更为困难;另一方面,三角韧带比外侧韧带更为强韧。

姿势失稳和能量破坏是导致踝关节的力学损伤的两个主要因素。Niu 等^[29]证实,在水平地面双腿着陆时的踝关节损伤主要原因是能量破坏,而与姿势失稳无关。但是,当站立或着陆于倾斜地面时,姿势失稳就成为踝关节损伤的主要原因^[30-32]。冲击强度、性别、偏利、踝关节外支撑防护和地面硬度等因素对踝关节的生物力学和损伤都有重要影响,主

要体现为冲击力在时间和空间的分配、关节运动和肌肉活动性等力学指标^[33-36]。

足部的生物力学与踝关节生物力学密切相关,两者相互影响^[30-36]。与上述前足横弓相伴而生的三点支撑理论在历史上有重要影响,该理论认为人体站立时足部主要由跟骨和第1、5跖骨头受力,维持站立稳定。但是随着前足横弓被证实子虚乌有,三点支撑理论也不攻自破^[25]。尤其当前广泛应用的足底压力测试和有限元分析都证实前足并非只有第1、5跖骨头承载,相反是第2、3跖骨头受力更大。但时至今日,三点支撑理论仍在国内教科书中讲授。

1.3 足踝损伤耐限

损伤耐限是生物力学所关注的重要问题^[37]。虽然长期以来对足踝损伤耐限的研究一直没有中断^[37-40],但是相关标准并未真正建立起来。

Seipel等^[38]应用22具人体新鲜标本,研究道路交通事故中跟骨骨折的生物力学机制,实验再现了多种类型的轴向冲击跟骨骨折,认为4.0 kN冲击力造成跟骨骨折的可能性为25%,而5.5 kN冲击力造成跟骨骨折的可能性为50%。Crandall等^[39]设计制作了一套实验装置,对50具人体下肢标本进行轴向冲击,结果发现9.3 kN峰值冲击力、5 kN/min冲击速率、216 g跟骨加速度峰值造成足踝损伤的概率为50%;该研究还认为,足的初始位置对损伤的发生和预防很重要,背屈位要比中立位和跖屈位更加安全。

Yoganandan等^[40-41]应用9次小腿-足踝离体标本进行轴向加载测试,发现当轴向冲击力为(7.7 ± 4.3) kN时不会造成足踝骨折,而当冲击力为(15.1 ± 2.7) kN时,则会造成足踝骨折。但是,在另外一项针对跟骨骨折的研究中,他们发现这两个冲击力分别为(4.144 ± 0.689)和(7.802 ± 0.597) kN^[42]。他们还通过相同的实验方法发现,6.2 kN轴向冲击力即可造成50%概率的跟骨骨折^[43]。差异可能来自与性别、年龄和身材等因素相关的个体差异性。

Funk等^[44]采用43具下肢标本研究跟腱在轴向冲击致伤中的作用,同时提出一个闭合存活函数,可以预测不同性别、年龄、体型的人在具体轴向冲击力下的足踝骨折风险:

$$S(f|X_i) = \exp \{ - \exp [4.99 \cdot \ln(f) - 43.7 - 0.964 \cdot \text{gender}(\text{male}) + 0.0793 \cdot \text{age}(\text{yrs}) - 0.0552 \cdot \text{mass}(\text{kg}) - 0.473 \cdot \text{Achilles-tension}(\text{kN})] \}。$$

例如,在跟腱不受力情况下,3.7 kN冲击力对于5百分位65周岁老年妇女、8.3 kN冲击力对于50百分位45周岁中年男性,都对应着50%的损伤风险^[44]。

2 研究方法介绍

在道路交通事故中,人体创伤的发生主要是因为冲击力和能量超出了人体的生物力学耐限,故该领域的主要研究手段是冲击生物力学研究方法,包括人体在体和离体研究、动物实验、机械模型和计算模型等。在研究特定的车辆正面碰撞足踝创伤问题时,这些方法的应用又表现出与在其他问题研究时不同的特点。例如,人体是双足站立行走,而大多数实验动物都是四足行走,故人与动物的足踝生理结构存在很大的差异,这决定了在足踝创伤研究中使用动物模型的可行性非常差。因此,本文结合问题实际对上述各种方法及其进展做简要介绍,而对动物实验则不再提及。

2.1 人体在体研究

相对于人体替代物或计算模型研究,人体在体研究可以提供最生动的数据,它包含交通事故创伤流行病学调查和实验室研究两种截然不同的研究方式。

流行病学调查方法曾在道路交通创伤研究的各个时期和领域发挥了极大的作用,取得了许多共识^[11-16,20]。这种研究方式的优势和不可替代性在于其面对的是最为直接和真实的研究目标,所获得的是第一手的研究资料,为其他研究方法提供了研究基础。但是,该研究方法通常有较大的时间和空间跨度,研究的实行难度非常大。另外,其局限性在于:①现实的道路交通事故通常受地域、季节、当地法律法规、文化和经济发展程度的影响;②在真实的故事中,通常无法预先为目标安放测量装置,所得信息通常来自于临床检查,具有信息缺失和滞后性。

在实验室内,人体在体测试研究的优势在于可以安装测量装置,完整记录模拟事故中人体运动和

受力过程。但是,其局限性在于:①需要遵从一定的法律法规和伦理要求,不能使受试者受伤或超过疼痛阈值,仅能通过安全的测试推测事故创伤的数据;②受限于无损测试的需要,真正能够安全测量的参数非常有限,无法对组织内部的情况进行实时监测^[45];③受试者的主观状态、意识和情绪会影响实验结果。

2.2 人类标本离体测试

人类标本离体测试是指采用人体截肢或尸体标本,在实验室控制条件下,测量标本对人为加载的响应。离体标本的采用与在体测试所受到法律法规和伦理要求的限制有所不同,不必考虑实验中创伤和无损测量等问题,实验结果也不会受主观因素的影响。但是,离体标本来源受到较多限制,其处理和使用成本较高。另外,离体标本失去生物活性,尤其肌肉功能的丧失,需要在实验中给予额外补偿。

由于离体标本是与正常活体人组织器官最相近的替代物,故目前几乎所有与损伤耐限相关的研究都来自于离体实验研究。Smith等^[46]应用54具离体标本研究了汽车碰撞中司机前足损伤的两种可能机制,一种是踝关节 0° 跖屈时猛踩刹车踏板,另一种是跖屈 $35^\circ \sim 50^\circ$ 时踏板与跖球后部接触。结果显示,第2种机制产生大量的前足损伤,包括Lisfranc骨折、跖骨骨折和韧带断裂。该研究提出了这些损伤形成的耐限值,并提出为不同身材的司机设计刹车踏板的思路。

2.3 机械模型(假人)测试

假人,即仿人试验装置(anthropomorphic test device, ATD),是一种人造的模拟人体对冲击响应的测试装置^[45,47]。假人替代人与动物活体或标本的使用,能够完全解决实验研究中的伦理限制。生物体是高度复杂的系统,现有的人类制造技术远不能完全加工出如此复杂的物体。但是,测试假人关注人体对冲击的力学响应,而忽略人体其他性质,为创伤机制和防护研究提供一个可控的、可重复利用的装置,而且假人的标准化可以消除人体在身材、骨强度和密度等各方面的个体差异性^[45]。

但是,假人的设计必须经过人体离体实验的验证,以确定其对人体冲击响应能力模拟的程度。由

于人类加工技术的不足,假人的模拟能力和精确程度是有限的。因为人体组织器官的不规则性、材料不均匀性、各向异性等性质,假人很难完全模拟出载荷下组织器官的应力应变。对人体内许多精细组织和器官,例如神经和血管等,假人无法有效模拟,而这些部位的损伤程度往往是损伤严重程度的重要标志。另外,对大应变率冲击损伤实验,假人的应用效果往往不是太理想^[45]。

在汽车正面碰撞足踝创伤研究中,假人实验一直有所应用。例如,Morgan等^[48]基于50百分位男性Hybrid III假人,比较了3种不同的正面碰撞对人体所造成的创伤。他们还研究了梁间正面碰撞中主要创伤类型等问题^[49],认为与狭窄障碍物的梁间碰撞导致的严重足踝损伤比其他形式碰撞要多。由于假人实验的成本较高,目前通常采用假人和模拟计算结合的方法对汽车碰撞问题进行研究^[48-50]。

2.4 计算模型分析

由于可以反复使用,无需实验场地和测试设备,以及不涉及实体车辆的碰撞损失,计算模型可以大大降低损伤研究的成本。同测试假人一样,计算模型的使用也无需考虑伦理学限制、个体差异性等因素。比测试假人更加优越的是,计算模型可以突破人类制造加工技术的限制,在虚拟环境中使模型更加逼真地模拟人体力学性能。一般来说,车辆碰撞事故模拟中人体模型可以分为集中质量模型、多体模型和有限元模型^[45,47]。

集中质量模型包含集中质量块以及与之相联结的弹簧和阻尼,这些结构分别体现了在车辆碰撞中人体最基本的动力学响应。这种模型在早期的研究中曾经发挥了一定作用,但是由于过于简单,在分析稍微复杂问题时不能提供更为深入的数据,限制了其广泛使用。多体模型将人体视为通过关节联结的多个刚体,可以反映整个人体结构、质量、质量分布、关节和关节属性,对人体运动、关节力和力矩等指标都能较为准确地模拟^[47]。

Hardin等^[51]通过二维刚体和Hill肌肉模型,模拟仿真研究道路交通事故足踝创伤,计算结果认为,肌肉力对外力和踝关节力的影响非常大,主动的肌肉收缩会大大增加关节力,从而提高足踝损伤可能

性。利用该模型,他们还研究发现,在事故中足踝受力决定于下肢的初始位置和刹车踏板作用力,初始时膝关节屈曲角度越大,足踝受力也就越大^[52]。但是,该模型的不足在于:①二维模型,无法考虑踝关节内翻外翻、内旋外旋所造成的影响;②刚体模型,无法考虑关节的局部应力应变,而整体受力预测损伤存在不确定性;③简化模型,并非基于解剖,只考虑骨和肌肉,韧带作为被动支持结构的作用未被考虑,也无法预测韧带损伤,而很多损伤如发生在韧带的扭伤或者由于韧带拉力过大引起的撕脱性骨折,都无法通过此模型模拟。

有限元模型是将所模拟的物体离散化为许多单元,单元之间通过节点联结以实现力的传递。通过将材料性质分配给单元,有限元模型可以模拟人体组织的弹性,而不再是刚性体。有赖于计算机软硬件技术的迅速发展,有限元方法的普遍采用为生物力学研究带来勃勃生机。有限元模型的应用使冲击损伤的预测不再局限于对人体各节段或关节受力的分析,而可以从组织层次的应力应变分布预测损伤发生的具体部位和损伤形式^[56]。

Shin 等^[53]基于断层医学影像建立了足踝三维有限元模型,应用于道路交通损伤研究。他们将前足骨组织定义为刚体,踝关节及其周围骨组织定义为弹性体。整个模型受力分析在前足冲击、轴向选择、背屈和复合加载等几种状态得到验证。应用该模型研究足部内、外旋受刹车踏板冲击时踝关节的损伤耐限,结果发现韧带断裂是这种情况下所发生的主要损伤。

3 前沿进展:正面碰撞中的足踝创伤问题

3.1 正面碰撞的分类

随着汽车碰撞安全研究的深入,对正面碰撞进行细分类成为必要。碰撞的分类标准可以依据碰撞方向、在横向或纵向的碰撞位置、汽车碰撞分布或程度等。2008年,福特汽车公司基于美国国家汽车抽样系统碰撞安全性数据系统(SASS-CDS)实际交通事故案例提出一种分类方法,将汽车正面碰撞分为8类:斜碰撞、高低竖向契合碰撞、侧角碰撞、狭碰撞、全碰撞、偏碰撞、大宽度非梁碰撞和其他正碰

撞^[54]。

基于福特分类方法的再思考,Scullion 等^[55]对汽车碰撞分为以下7种碰撞类型,将障碍物与汽车碰撞的宽度和位置作为主要分类判据。

(1) 全碰撞。两个车架纵梁均遭受碰撞;

(2) 偏碰撞。一个车架纵梁遭受碰撞,直接碰撞中心位于车架纵梁外缘内侧;

(3) 中偏碰撞。一个车架纵梁遭受碰撞,直接碰撞中心位于车架纵梁外缘外侧;

(4) 小碰撞。两个车架纵梁均未遭受碰撞,直接碰撞中心位于车架纵梁外缘外侧;

(5) 梁间碰撞。两个车架纵梁均未遭受碰撞,直接碰撞中心位于车架两个纵梁之间;

(6) 钻碰撞。汽车破损分布列为悬垂结构,或者破损竖直位置为腰线及其以上位置;

(7) 斜碰撞或其他。来自9、10、2或3点方向的碰撞,或者其他不被列入以上分类的碰撞。

研究认为,在正面碰撞事故中,全碰撞和偏碰撞最多,均占有正面碰撞的约35%,中偏碰撞、小碰撞和梁间碰撞各约占11.7%、6.4%和5.7%^[55]。根据创伤简明定义标准(AIS),发生2级损伤的概率在梁间碰撞中最高,为11.3%;在小碰撞中最低,为3.3%;在全碰撞、偏碰撞和中偏碰撞中分别为7.9%、5.6%和4.1%^[55]。

3.2 汽车正面碰撞中的司乘人员损伤

Arbelaez 等^[56]认为,汽车与狭窄障碍物正面碰撞会造成更为严重的伤亡,建议政府法令制定者和消费者信息提供者都应充分研究与树木、柱和杆等狭窄障碍物的正面碰撞问题。Morgan 等^[48-49]认为,与狭窄障碍物的梁间碰撞导致的足踝严重损伤比其他形式碰撞要多,梁间碰撞对司机最危险的情况是车车相碰以及汽车与大型树木或柱子相撞,分别约占严重损伤的46%和39%。而Berg 等^[57]统计了德国的道路交通死亡事故,结果发现车树相撞是最为主要的车祸死亡因素。

但是,对这一问题也存在不同意见。Padmanaban 等^[58]认为,狭窄障碍物正面碰撞事故相对较少,其死亡概率比其他事故小,狭窄障碍物正面碰撞所造成的颅、面、颈和躯干严重创伤与其他形式碰撞

没有区别。但是,该研究承认,狭窄障碍物正面碰撞所引起的下肢严重创伤明显高于其他碰撞形式^[58]。

Hong 等^[59]通过有限元方法模拟了一系列汽车正面碰撞事故中车与假人的动力学响应。该研究认为,柱状障碍物正碰比在40%正面偏碰中踏板侵入更为严重,司机假人小腿和足踝安全等级在各种情况正面碰撞中都被评为“差”。但是,该研究的主要对象是汽车,而对人体的建模和分析明显不足,对于足踝损伤具体部位、形式和发生机制无法提供更深入的分析。

4 结语

基于以上综述,本文认为:①道路交通事故中司乘人员的足踝创伤问题有可能成为汽车安全研究的下一个新热点;②大多数司乘人员足踝创伤发生在正面碰撞事故中,司机发生足踝创伤的概率更大,可能与刹车制动足踝特殊受力有直接关系;③对于正面碰撞的分型在学术界尚存争议,但是狭窄障碍物正面碰撞所引起的足踝创伤问题已经得到较为统一认识,而对不同形式撞击时的足踝创伤发生和防护机制尚无相关研究;④在上述问题的研究中,离体实验结合计算模型分析是一种理想的手段。在这一领域开展创伤生物力学研究具有较高的学术和应用价值,以及可预期的前景。

参考文献:

- [1] Peden M, Scurfield R, Sleet D, *et al.* World report on road traffic prevention [R]. Geneva: World Health Organization, 2004.
- [2] Mathers CD, Loncar D. Projections of global mortality and burden of disease from 2002 to 2030 [J]. PLoS Med, 2006, 3(11): e442.
- [3] 中华人民共和国公安部. 2011年上半年全国道路交通事故情况[EB/OL]. <http://www.mps.gov.cn/n16/n85753/n85870/2857811.html>, 2011-7-18.
- [4] 王正国. 道路交通伤的现状和未来[J]. 创伤外科杂志, 2011, 13(3): 193-196.
- [5] 牛文鑫, 冯铁男, 姜成华. 颅脑钝性冲击损伤力学中有限元法的研究进展[J]. 航天医学与医学工程, 2014, 27(3): 217-222.
- [6] 牛文鑫. 钝性冲击胸部非穿透伤生物力学研究现状[EB/OL]. <http://www.paper.edu.cn>, 2008-10-17.
- [7] 冯成建, 王富平, 徐臣, 等. 基于车人碰撞事故重建的行人头部动力学响应[J]. 医用生物力学, 2013, 28(2): 164-170.
Feng CJ, Wang FP, Xu C, *et al.* Head dynamic response based on reconstruction of vehicle-pedestrian accidents with the video [J]. J Med Biomech, 2013, 28(2): 164-170.
- [8] 蔡志华, 兰凤崇, 陈吉清, 等. 基于汽车碰撞损伤的人体胸部有限元模型构建与验证[J]. 医用生物力学, 2013, 28(1): 36-43.
Cai ZH, Lan FC, Chen JQ, *et al.* Development and validation for finite element model of human thorax based on automotive impact injuries [J], J Med Biomech, 2013, 28(1): 36-43.
- [9] Siegel JH, Mason-Gonzalez S, Dischinger P, *et al.* Safety belt restraints and compartment intrusions in frontal and lateral motor vehicle crashes: mechanisms of injuries, complications, and acute care costs [J]. J Trauma, 1993, 34(5): 736-758.
- [10] Wilson LS Jr, Mizel MS, Michelson JD. Foot and ankle injuries in motor vehicle accidents [J]. Foot Ankle Int, 2001, 22(8): 649-652.
- [11] Estrada LS, Alonso JE, McGwin G Jr, *et al.* Restraint use and lower extremity fractures in frontal motor vehicle collisions [J]. J Trauma, 2004, 57(2): 323-328.
- [12] McGwin G Jr, Metzger J, Alonson JE, *et al.* The association between occupant restraint systems and risk of injury in frontal motor vehicle collisions [J]. J Trauma, 2003, 54(6): 1182-1186.
- [13] McGovern M, Murphy RX Jr, Okunski WJ, *et al.* The influence of air bags and restraining devices on extremity injuries in motor vehicle collisions [J]. Ann Plast Surg, 2000, 44(5): 481-485.
- [14] Patel V, Griffin R, Eberhardt AW, *et al.* The association between knee airbag deployment and knee-thigh-hip fracture injury risk in motor vehicle collisions: A matched cohort study [J]. Accid Anal Prev, 2013, 50: 964-967.
- [15] Stizel JD, Loftis LL, Weaver AR, *et al.* Evaluation of safety systems through matched comparison for frontal, side, and knee bolster safety systems [C]// Proceedings of CIREN Public Meeting. Baltimore, USA: [s. n.], 2009.
- [16] 范利华, 夏文涛, 沈家健, 等. 上海市道路交通事故受伤人员伤残分析[J]. 法医学杂志, 2008, 24(5): 344-348.
- [17] Mawhinney IN, McCoy GF. The crashed foot [J]. J R Coll Surg Edinb, 1995, 40(2): 138-139.

- [18] Richter M, Thermann H, Wippermann B, *et al.* Foot fractures in restrained front seat car occupants: A long-term study over twenty-three years [J]. *J Orthop Trauma*, 2001, 15(4): 287-293.
- [19] Ziv I, Mosheiff R, Zeligowski A, *et al.* Crush injuries of the foot with compartment syndrome: Immediate one-stage management [J]. *Foot Ankle*, 1989, 9(4): 185-189.
- [20] Parenteau CS, Viano DC, Lövsund P, *et al.* Foot-ankle injuries: Influence of crash location, seating position and age [J]. *Accid Anal Prev*, 1996, 28(5): 607-617.
- [21] 牛文鑫, 杨云峰, 俞光荣, 等. 应用三维有限元模型于跖筋膜切断术的生物力学分析 [J]. *医用生物力学*, 2006, 21(S1): 36-37.
- [22] 牛文鑫, 杨云峰, 俞光荣, 等. 人体足部三维有限元模型的有效构建方法及其合理性的实验分析研究 [J]. *生物医学工程学杂志*, 2009, 26(1): 80-84.
- [23] Niu WX, Tang TT, Zhang M, *et al.* An in-vitro and finite element study of load redistribution in the midfoot [J]. *Sci China Life Sci*, 2014, doi: 10.1007/s11427-014-4731-1.
- [24] 李兵, 俞光荣. 足横弓的维持及生物力学 [J]. *医用生物力学*, 2009, 24(2): 152-156.
- Li B, Yu GR. Biomechanics of foot transverse arch and its maintenance [J]. *J Med Biomech*, 2009, 24(2): 152-156.
- [25] Daentzer D, Wülker N, Zimmermann U. Observations concerning the transverse metatarsal arch [J]. *Foot Ankle Surg*, 1997, 3(1): 15-20.
- [26] 胡耿丹, 王乐军, 牛文鑫. 运动生物力学 [M]. 1 版. 上海: 同济大学出版社, 2013.
- [27] Niu WX, Wang LJ, Feng TN, *et al.* Effects of bone Young's modulus on finite element analysis in the lateral ankle biomechanics [J]. *Appl Bion Biomech*, 2013, 10(4): 189-185.
- [28] Attarian DE, McCrackin HJ, DeVito DP, *et al.* Biomechanical characteristics of human ankle ligaments [J]. *Foot Ankle*, 1985, 6(2): 54-58.
- [29] Niu W, Zhang M, Fan Y, *et al.* Dynamic postural stability for double-leg drop landing [J]. *J Sports Sci*, 2013, 31(10): 1074-1081.
- [30] Niu WX, Yao J, Chu ZW, *et al.* The transient postural stability of unipedal standing and effects of limb laterality, ankle eversion and stabilizers [J]. *J Med Biol Eng*, doi: 10.5405/jmbe.1675.
- [31] Niu W, Chu Z, Yao J, *et al.* Effects of laterality, ankle inversion and stabilizers on the plantar pressure distribution during unipedal standing [J]. *J Mech Med Biol*, 2012, 12(3): 1250055.
- [32] Niu WX, Chu ZW, Yao J, *et al.* Transient postural stability of unipedal standing and its parameters evaluation [C] // *Proceedings of World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*. Beijing, China: Springer, 2013.
- [33] Niu W, Fan Y. Terrain stiffness and ankle biomechanics during simulated half-squat parachute landing [J]. *Aviat Space Environ Med*, 2013, 84(12): 1262-1267.
- [34] Niu W, Wang Y, Yao J, *et al.* Consideration of gender differences in ankle stabilizer selection for half-squat parachute landing [J]. *Aviat Space Environ Med*, 2011, 82(12): 1118-1124.
- [35] Niu W, Wang Y, He Y, *et al.* Kinematics, kinetics, and electromyogram of ankle during drop landing: A comparison between dominant and non-dominant limb [J]. *Hum Mov Sci*, 2011, 30(3): 614-623.
- [36] Niu W, Wang Y, He Y, *et al.* Biomechanical gender differences of the ankle joint during simulated half-squat parachute landing [J]. *Aviat Space Environ Med*, 2010, 81(8): 761-767.
- [37] Kuppa S, Wang J, Haffner M, *et al.* Lower extremity injuries and associated injury criteria [C] // *Proceedings of 17th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles*. Amsterdam, Netherlands: [s. n.], 2001: 1-15.
- [38] Seipel RC, Pintar FA, Yoganandan N, *et al.* Biomechanics of calcaneal fractures: A model for the motor vehicle [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 2001, 388: 218-224.
- [39] Crandall JR, Kuppa SM, Kloop GS, *et al.* Injury mechanisms and criteria for the human foot and ankle under axial impacts to the foot [J]. *Int J Crashworthiness*, 1998, 3(2): 667-677.
- [40] Yoganandan N, Stemper BD, Pintar FA, *et al.* Use of postmortem human subjects to describe injury responses and tolerances [J]. *Clin Anat*, 2011, 24(3): 282-293.
- [41] Yoganandan N, Pintar FA, Kumaresan S, *et al.* Axial impact biomechanics of the human foot-ankle complex [J]. *J Biomech Eng*, 1997, 119(4): 433-437.
- [42] Yoganandan N, Pintar FA, Seipel R. Experimental production of extra- and intra-articular fractures of the os calcis [J]. *J Biomech*, 2000, 33(6): 745-749.
- [43] Yoganandan N, Pintar FA, Gennarelli TA, *et al.* Biomechanical tolerance of calcaneal fractures [J]. *Annu Proc Assoc Adv Automot Med*, 1999, 43: 345-256.
- [44] Funk JR, Crandall JR, Tournet LJ, *et al.* The axial injury tolerance of the human foot/ankle complex and the effect of Achilles tension [J]. *J Biomech Eng*, 2002, 124(6): 750-

- 757.
- [45] Payne T, Mitchell S, Bibb R. Design of human surrogates for the study of biomechanical injury: A review [J]. *Crit Rev Biomed Eng*, 2013, 41(1): 51-89.
- [46] Smith BR, Begeman PC, Leland R, *et al.* A mechanism of injury to the forefoot in car crashes [J]. *Traffic Injury Prevention*, 2005, 6(2): 156-169.
- [47] Crandall JR, Bose D, Forman J, *et al.* Human surrogates for injury biomechanics research [J]. *Clin Anat*, 2011, 24(3): 362-371.
- [48] Morgan RM, Cui C, Marzougui D, *et al.* Frontal pole impact [C]// *Proceedings of IRCOBI Conference 2012*. Dublin, Ireland; 2012.
- [49] Morgan RM, Cui C, Digges KH, *et al.* Impact and injury patterns in between-rails frontal crashes of vehicles with good ratings for frontal crash protection [J]. *Ann Adv Automot Med*, 2012, 56: 255-265.
- [50] Ennie JB, Marzougui D, Eskandarian A, *et al.* Finite element modeling of anthropomorphic test devices for vehicle crashworthiness evaluation [J]. *Int J Crashworthiness*, 2001, 6(4): 511-524.
- [51] Hardin EC, Su A, van den Bogert AJ. Foot and ankle forces during an automobile collision: The influence of muscles [J]. *J Biomech*, 2004, 37(5): 637-644.
- [52] Hardin EC, Su A, van den Bogert AJ. Pre-impact lower extremity posture and brake pedal force predict foot and ankle forces during an automobile collision [J]. *J Biomech Eng*, 2004, 126(6): 770-778.
- [53] Shin J, Yue N, Untaroiu CD. A finite element model of the foot and ankle for automotive impact applications [J]. *Ann Biomed Eng*, 2012, 40(12): 2519-2531.
- [54] Sullivan K, Henry S, Laituri T. A frontal impact taxonomy for USA field data [J]. *SAE Int J Passeng Cars-Mech Syst*, 2008, 1(1): 406-429.
- [55] Scullion P, Morgan RM, Mohan P, *et al.* A reexamination of the small overlap frontal crash [J]. *Ann Adv Automot Med*, 2010, 54: 137-148.
- [56] Arbelaez RA, Aylor D, Nolan JM, *et al.* Crash modes and injury patterns in real-world narrow object frontal crashes [C] // *Proceedings of IRCOBI Conference 2006*. Madrid, Spain; [s. n.], 2006.
- [57] Berg A, Ahlgrim J. Tree impact-still one of the most important focal points of road deaths [C]// *Proceedings of the Expert Symposium on Accident Research*. Germany: Hannover Medical School, 2010.
- [58] Padmanaban J, Okabe T. Real world injury patterns in narrow object frontal crashes: An analysis of US field data [C]// *Proceedings of SAE World Congress 2008*. Detroit, USA; [s. n.], 2008.
- [59] Hong SW, Park CK, Mohan P, *et al.* A study of the IIHS frontal pole impact test [C] // *Proceedings of SAE World Congress 2008*. Detroit, USA; [s. n.], 2008.