

文章编号:1004-7220(2013)01-0031-05

基于有限元模型的下肢长骨动态试验的仿真研究

李海岩, 翟广凤, 赵 玮, 贺丽娟

(天津科技大学 损伤生物力学与车辆安全工程中心, 天津 300222)

摘要: 目的 研究在动态载荷下下肢长骨的损伤极限。方法 基于中国人体下肢有限元模型,分别对股骨、胫骨、大腿和小腿进行动态三点弯曲仿真,并借助尸体试验验证该模型的有效性。结果 仿真所得撞锤的撞击力-位移曲线走势与尸体试验结果的基本吻合。裸股骨、裸胫骨、大腿和小腿失效时的撞击力分别为 4.29、3.94、4.81 和 4.086 kN,位移分别为 17.78、34.00、52.10 和 47.06 mm,与尸体试验结果也较为相符。结论 本研究验证了模型的有效性,为后续对膝关节以及对整个下肢模型的验证奠定基础,为碰撞事故中对行人进行保护提供了科学的理论依据。

关键词: 下肢;长骨;损伤极限;有限元分析;动态载荷

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

Simulation of dynamic tests on long bones of lower limbs based on finite element model

LI Hai-yan, ZHAI Guang-feng, ZHAO Wei, HE Li-juan (Center for Injury Biomechanics and Vehicle Safety Engineering, Tianjin University of Science and Technology, Tianjin 300222, China)

Abstract: Objective To study the failure tolerance in long bones of lower limbs under dynamic loads. **Methods** Based on the finite element (FE) model of lower limb for Chinese people, the dynamic three-point bending test on the femur, tibia, leg and thigh was conducted, and the FE model was validated against the cadaveric experiment. **Results** The force-displacement curves between FE simulation and cadaveric experimental results for bending tests were correlated. The contact forces on femur, tibia, thigh and leg with failure tolerance were 4.29, 3.94, 4.81 and 4.086 kN, respectively, and the displacements from the impactor were 17.78, 34, 52.1, and 47.06 mm, respectively. The simulation results were correlated well with those in dynamic cadaveric experiments. **Conclusions** This study validated the effectiveness of the FE model, which would lay a good foundation for the further research on validation of FE model of knee joint and whole lower limb, and provide the theoretical references for the protection of pedestrians in crashes.

Key words: Lower limb; Long bone; Failure tolerance; Finite element analysis; Dynamic load

车辆与行人碰撞过程中,行人下肢是最容易受伤的部位,占有行人损伤的 33%。下肢损伤形式主要表现为长骨骨干的断裂,其中胫骨、腓骨和股骨骨干断裂机率在所有下肢损伤中分别排第 2、3 和 7 位^[1]。尽管下肢损伤不像头部损伤一样是致命

伤^[2],但是它容易造成长期或永久性损伤,给受害者的生活带来很多不便,也给社会带来巨大的负担和经济损失。

多年来,研究人员借助尸体试验来研究人体下肢长骨、大腿和小腿的损伤极限^[3-5]。生物实验方法

收稿日期:2012-04-25;修回日期:2012-05-29

基金项目:天津市应用基础及前沿技术研究计划项目(10JCYBJC25900)

通信作者:翟广凤, Tel: (022)60272979; E-mail: zgf8714@163.com。

虽然真实性强,但是其成本较高、样本难获得且可重复性差,故具有一定的局限性。随着计算机技术的不断发展,有限元模型逐渐成为研究行人下肢损伤的一种重要工具。近些年,研究人员构建了众多下肢有限元模型^[6-7];然而,这些模型大都是根据欧美等国家的人体尺寸建立,与中国人的体型有很大差别^[8],这将直接影响碰撞事故中行人的损伤部位、损伤形式以及损伤严重性。因此,建立符合中国人人体尺寸分布的有限元模型是有必要的。

本文基于中国人体尺寸建立的下肢有限元模型,分别对模型的胫骨、股骨、大腿和小腿进行了动态三点弯曲仿真,并重构尸体试验对其进行有效性验证,为验证整体下肢有限元模型提供科学依据,从而为减少车辆-行人碰撞事故中行人损伤做出贡献。

1 材料与方法

1.1 下肢有限元模型

本模型是基于 Ruan 等^[9]建立的下肢有限元模型,其中大腿长约为 463.75 mm,小腿长约为 369.18 mm,基本符合第 50 百分位的中国人体尺寸分布^[8]。该模型主要包括股骨、胫骨、腓骨和膝盖骨以及韧带、皮肤和肌肉等软组织。其中,股骨、胫骨和腓骨属于长骨,主要由密质骨和松质骨组成。长骨干密质骨和两端松质骨采用 6 面体单元来模拟,长骨两端外层密质骨采用 4 边形壳单元模拟。肌肉采用体单元模拟,皮肤采用壳单元来模拟(见图 1)。肌肉与骨骼、肌肉与皮肤之间采用共节点的方式连接。

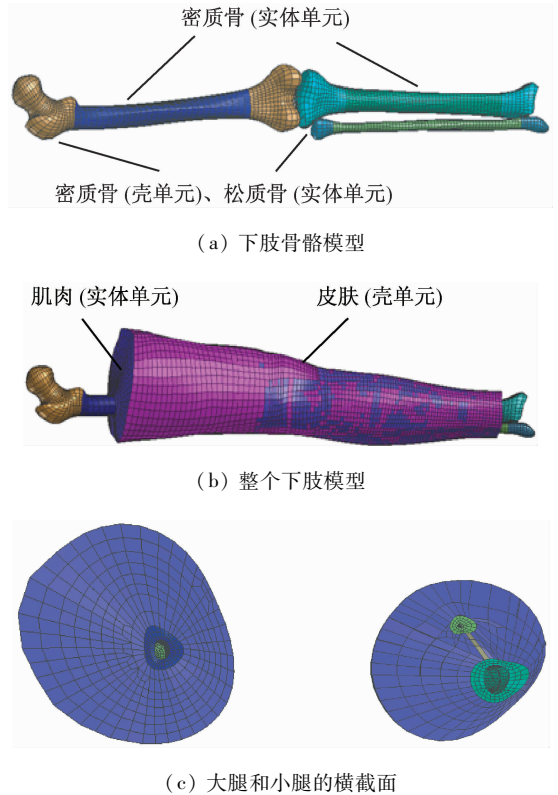


图 1 下肢有限元模型

Fig. 1 FE model of the lower limb (a) Bones, (b) The whole lower limb, (c) Section of the thigh and leg

1.2 材料属性

股骨、胫骨和腓骨骨干的密质骨以及各自两端的松质骨均采用带有失效性能的弹塑性材料,而长骨两端的密质骨则采用带有失效性能的各向同性弹塑性材料,以模拟碰撞过程中的骨折损伤。借助 PAM-CRASH 显示求解器。模型各部分的材料参数如表 1、2 所示。

表 1 下肢有限元模型中骨骼和皮肤材料参数^[6-7,9-11]

Tab. 1 Material properties of bones and skin in FE model of the lower limb

组织	密度/($\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$)	弹性模量/GPa	泊松比	屈服应力/MPa	极限应变/%
股骨体密质骨	2 000	17.3	0.3	89.3	1.6
股骨两端密质骨	2 000	17.3	0.3	114	1.7
股骨两端松质骨	861.5	0.16	0.45	29	13.4
胫骨体密质骨	2 000	17.5	0.3	80.4	1.4
腓骨体密质骨	2 000	17.5	0.3	67	1.2
胫骨两端和腓骨两端密质骨	2 000	17.6	0.3	66.8	2.8
胫骨两端和腓骨两端松质骨	861.5	0.16	0.45	32	20
皮肤	1 600	1	0.45	-	-

表2 下肢有限元中肌肉材料参数^[12-13]

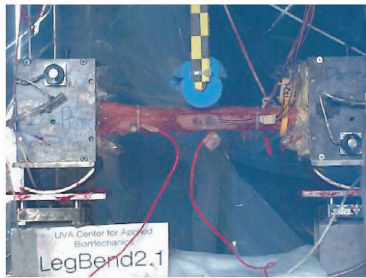
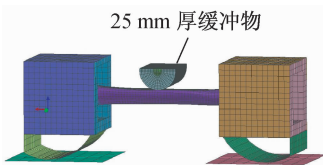
Tab.2 Material properties of muscles in FE model of the lower limb

组织	密度/($\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$)	体积模量/MPa	短时剪切模量/MPa	长时剪切模量/MPa	衰减常数
肌肉	1 600	19	0.134	0.086	100

1.3 试验方法

1.3.1 裸股骨和裸胫骨三点弯曲试验 采用 Kerrigan 等^[4]的下肢长骨动态三点弯曲试验来对本模型中的下肢长骨有限元模型进行仿真。试验中,长骨的两端被固定在金属方盒中,其中股骨塞入长度为 101.6 mm,胫骨塞入长度为 73.2 mm。每个方盒下面固结一个弧形金属板,并将其放置在金属平板上(见图 2(a))。

撞锤下端是一个直径为 12 mm 的半圆柱体,其在 L-M 方向上垂直对长骨骨干施加动态载荷。试验过程中,使撞锤在 15 mm 的距离内加速到 1.2 ~ 1.5 m/s,此后速度保持恒定。股骨试验中撞锤的速度为 1.2 m/s,胫骨试验中撞锤的速度为 1.45 m/s。为了确保长骨断裂,撞锤向下移动的位移为 90 mm。为减小碰撞位置的应力集中,在胫骨的弯曲试验中,撞锤前端包裹了一层厚 25 mm 的 ConforTM 泡沫材料。仿真中,金属方盒、弧形金属板、平板和撞锤均定义为刚体(见图 2(b))。

(a) 装置原理图^[4]

(b) 仿真有限元模型

图2 胫骨三点弯曲试验

Fig.2 Three-point bending test of the tibia (a) Setup, (b) FE model

1.3.2 大腿和小腿弯曲试验 参照 Kerrigan 等^[5]

的大、小腿弯曲试验对大腿和小腿模型进行验证。试验设置条件与裸股骨弯曲试验条件一致,其中撞锤的速度均为 1.5 m/s(见图 3)。

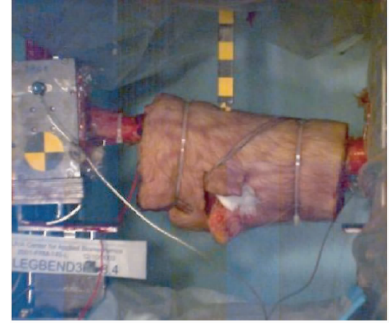
图3 大腿弯曲试验装置图^[5]

Fig.3 Setup of the bending test on thigh

2 结果

图 4 所示为骨骼失效时有限元模型。有限元模型的冲击力-位移曲线与尸体试验结果的对比(见图 5),曲线末端代表模型失效。

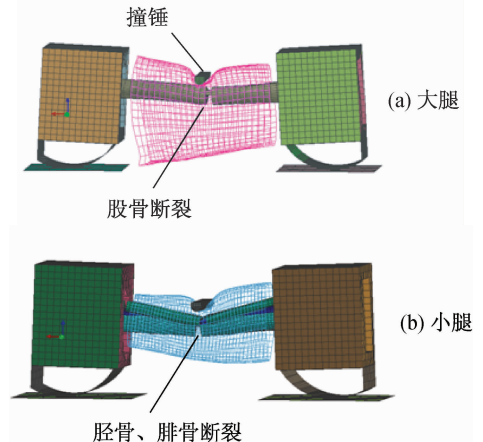


图4 仿真有限元模型

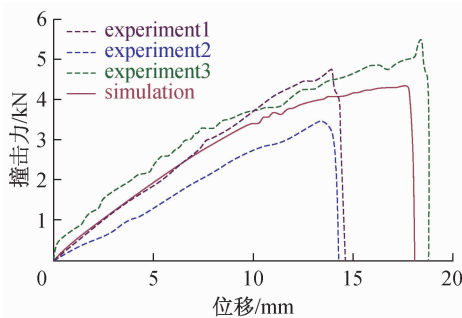
Fig.4 FE model of the bending test (a) Thigh, (b) Leg

3 讨论

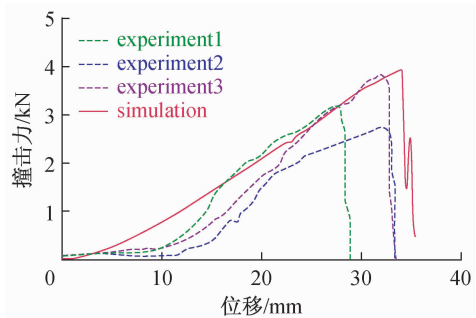
如图 5(a)所示,股骨的弯曲仿真所得出的曲线完全在尸体试验曲线的范围之内,并能够与试验曲线的趋势很好地吻合。仿真中股骨骨折时冲击力最

大,为4.297 kN,与 Kress 等^[14]尸体试验所得3~10 kN也很相符。而 Kress 等^[15]和 Matsui 等^[16]试验所得股骨骨折时撞击力分别为 (7.3 ± 1.9) 和 $(9.4$

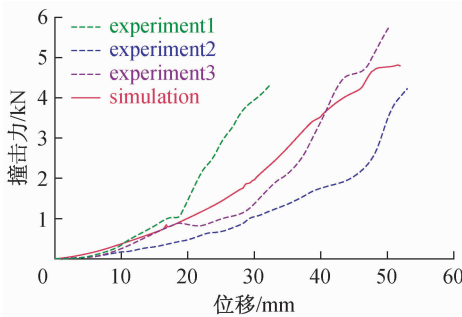
$\pm 1.4)$ kN,比本仿真所得撞击力大。但是相比本仿真中所用速度1.5 m/s,他们分别采用更高的7.3和9.7 m/s的撞锤速度。



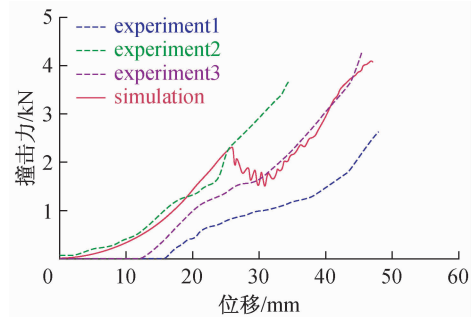
(a) 裸股骨



(b) 裸胫骨



(c) 大腿



(d) 小腿

图5 仿真所得撞击力-位移曲线与尸体试验结果比较

Fig. 5 Comparison of force-displacement curves between FE simulation and experimental results for bending tests

(a) Femur, (b) Tibia, (c) Thigh, (d) Leg

如图5(b)所示,胫骨弯曲仿真所得出的曲线与尸体试验所得曲线大致吻合。在0~15 mm内,仿真所得曲线高于尸体试验的结果;而在15 mm之后,仿真所得曲线与尸体试验曲线较好的吻合。原因可能是由于撞锤外包装缓冲物质的材料所导致。在15 mm内,撞锤所走的距离实际是缓冲物质被压缩的距离(尸体试验曲线中,撞击力在15 mm左右突然上升是由于缓冲物质被压缩到极限,骨骼开始变形所致),此时胫骨基本没有变形。缓冲物质在尸体试验中应用的是 Confor™ 泡沫,而在仿真中由于缺乏这种材料具体参数的数值,可能所选取的缓冲物质材料较硬,从而导致在15 mm内仿真所得撞击力比尸体试验大。而在15 mm之后,胫骨开始承受压力,撞击力逐渐增大,直到3.94 kN时胫骨发生骨折,此时撞锤位移约为34 mm,与尸体试验结果基本吻合。并且,仿真所得胫骨骨折时撞击力为

3.94 kN,与 Nyquist 等^[17]尸体试验所得 (4.7 ± 1.4) kN也是吻合的。

如图5(c)所示,仿真所得大腿失效时撞锤位移为52.1 mm。其中,在0~28 mm(28 mm时,曲线有明显上升趋势)内,撞锤所走位移为压缩肌肉的位移(肌肉厚约为35 mm)。28 mm之后,撞锤开始接触股骨,股骨开始受力和变形。大腿失效时撞击力大小为4.81 kN。仿真所得曲线在尸体试验曲线的范围之内,并且曲线趋势与尸体试验的吻合很好。

如图5(d)所示,小腿弯曲仿真所得的曲线在尸体试验曲线的范围之内。大约在0~15 mm内,肌肉受到压缩(肌肉厚约为22 mm),此过程中腓骨和胫骨受到的压力很小,基本没有变形。而15 mm之后,肌肉被压缩到极限,腓骨开始受力。当撞锤位移到达26 mm时,撞击力出现下降,此处为腓骨断裂。撞锤继续下降,接触胫骨时撞击力又呈现上升趋势。

当到达 47.06 mm 时胫骨断裂,此时撞击力约为 4.086 kN,与尸体试验结果基本吻合。

下肢损伤的主要形式是长骨骨折,而长骨骨折也可以间接地影响膝关节韧带损伤的发生。因此,对长骨进行验证是有必要的。下肢损伤的研究方法包括准静态试验、动态试验、剪切和弯曲试验等。考虑到在现实生活中车辆-行人碰撞事故是一个动态的过程,行人下肢所承载荷是动态载荷,本文采用动态弯曲仿真来验证模型的有效性。

4 结语

本文对下肢有限元模型中的股骨、胫骨、大腿和小腿分别进行了 L-M 方向的三点弯曲仿真,并重构尸体试验进行有效性验证。本研究中的模型和其选用的材料属性可以用来进行后续研究。未来的工作还要进一步对该模型进行验证:①对该模型的膝关节进行验证。膝关节结构复杂,且容易受伤,故需要对其进行验证,以确定各组织的材料属性及探索其损伤机理。②对整个下肢模型进行验证。根据尸体试验对整个下肢模型进行剪切和弯曲试验,验证其有效性,从而建立一个完整的符合中国人体下肢有限元模型,用来研究车辆-行人事故中行人下肢的损伤机理和损伤极限,为减少行人损伤做出贡献。

参考文献:

- [1] Chidester AB, Isenberg RA. Final report-The pedestrian crash data study [C]// Proceeding of the 17th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles. Amsterdam, Netherlands: [s. n.], 2001.
- [2] 李海岩, 赵玮, 阮世捷. 第95百分位中国人头部颅脑相对位移的有限元评估[J]. 医用生物力学, 2012, 27(2): 198-206.
Li HY, Zhao W, Ruan SJ. Finite element evaluation on skull-brain relative displacement of the 95th percentile Chinese human head [J]. J Med Biomech, 2012, 27(2): 198-206.
- [3] Yamada H. Strength of biological materials [J]. Baltimore: The Williams&Wilkins Company, 1970: 19-280.
- [4] Kerrigan JR, Bhalla KS, Madeley NJ. Experiments for establishing pedestrian impact lower injury criteria [C]// Proceedings of SAE 2003 World Congress & Exhibition. Detroit, USA: [s. n.]: 2003.
- [5] Kerrigan JR, Drinkwater DC, Kam CY. Tolerance of the human leg and thigh in dynamic latero-medial bending [J]. Int J Crashworthiness, 2004, 9(6): 607-623.
- [6] Takahashi Y, Kikuchi Y, Konosu A. Development and validation of finite element model for the human lower limb of pedestrians [J]. Stapp Car Crash J, 2000, 44: 335.
- [7] Untaroiu C, Darvish D, Crandall J. A finite element of the lower limb for simulating the pedestrian impacts [J]. Stapp Car Crash J, 2005, 49: 157-181.
- [8] 国家技术监督局. 中国成年人人体尺寸(GB-10000-88) [S]. 1989.
- [9] Ruan SJ, Tang XB, Li HY. Finite element modeling and application of the leg for Chinese pedestrian [C] // Proceedings of 3rd International Conference on Computer and Network Technology. Taiyuan, China: [s. n.], 2011: 264.
- [10] 张冠军. 行人下肢的碰撞损伤特性及相关参数研究[D]. 长沙: 湖南大学博士学位论文, 2009.
- [11] 陈斌, 张智凌, 尹大刚. 胫骨生物复合材料多级微纳米结构的韧性机理[J]. 医用生物力学, 2011, 26(5): 420-425.
Chen B, Zhang ZL, Yin DG. Toughness mechanism of hierarchical micro-nanostructures from shankbone biocomposite [J]. J Med Biomech, 2011, 26(5): 420-425.
- [12] Ruan J, El-Jawahri R, Chai L, et al. Prediction and analysis of human thoracic impact response and injuries in cadaver impacts using a full human body finite element model [J]. Stapp Car Crash J, 2003, 47: 299-321.
- [13] Snedeker JG, Muser MH, Walz FH. Assessment of pelvis and upper leg injury risk in car-pedestrian collisions; Comparison of accident statistics, impactor tests and a human body finite element model [J]. Stapp Car Crash J, 2003, 47: 437-457.
- [14] Kress TA, Snider JN, Porta DJ, et al. Human femur response to impact loading [C]// 1993 International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impact. Eindhoven, Netherlands: [s. n.], 1993: 93-104.
- [15] Kress TA, Porta DJ. Characterization of leg injuries from motor vehicle impacts [C]// Proceedings of the 17th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles. Amsterdam, Netherlands: [s. n.], 2001.
- [16] Matsui Y, Schroeder G, Bosch U. Injury pattern and response of human thigh under lateral loading simulating car-pedestrian impact [C]// 2004 SAE World Congress. Detroit, USA: [s. n.], 2004.
- [17] Nyquist GW, Cavanaugh JM, Goldberg SJ, et al. Facial impact tolerance and response [J]. Stapp Car Crash J, 1986, 30: 379-400.