

文章编号:1004-7220(2011)06-0502-06

侧向冲击载荷作用下股骨-骨盆复合体的生物力学响应

王冬梅¹, 董谢平², 张琳琳³(1. 上海交通大学 机械与动力工程学院, 生物医学制造与生命质量工程研究所, 上海 200240;
2. 江西省人民医院 骨科, 南昌 330006; 3. 上海理工大学 上海医疗器械高等专科学校, 上海 200093)

摘要: **目的** 利用三维有限元分析方法研究股骨-骨盆复合体在人体侧向摔倒时冲击载荷作用下的生物力学行为特性。**方法** 基于中国力学虚拟人模型库建立股骨-骨盆-软组织复合体的三维有限元模型, 包括皮质骨、松质骨和软组织; 同时, 构建一个刚体平面仿真地面。约束地面刚体, 对整个股骨-骨盆-软组织复合体模型施加侧向 2 m/s 的速度载荷, 整个仿真分析时间设定为 20 ms。通过三维有限元分析计算获得股骨-骨盆侧摔冲击过程中应力应变变化特性。**结果** 在 13 ms 时, 股骨大转子处软组织与地面的接触力达到最大值 7 656 N, 对应的骨盆软组织上的最大等效应力值为 2.64 MPa。冲击过程中, 耻骨联合处骨皮质上等效应力出现极大值, 为 142.64 MPa, 接近其屈服强度; 股骨颈和大转子处应力水平较高, 股骨颈处皮质骨上的最大等效应力值为 76.49 MPa; 股骨颈处松质骨上的最大等效应力值为 8.44 MPa, 最大压缩应变值为 0.94%; 股骨大转子处松质骨上的最大等效应力值为 8.50 MPa, 最大压缩应变值为 0.93%。**结论** 人体股骨-骨盆复合体在侧摔减速冲击载荷作用下股骨颈、大转子及耻骨联合处易出现骨折。

关键词: 股骨-骨盆复合体; 侧摔; 减速冲击; 生物力学; 有限元分析; 应力分布

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

Biomechanical response of the pelvis femur complex under lateral pelvic impacts during sideways falls

WANG Dong-mei¹, DONG Xie-ping², ZHANG Lin-lin³ (1. *Institute of Biomedical Manufacturing and Life Quality Engineering, School of Mechanical Engineering, Shanghai Jiaotong University, Shanghai 200240, China*; 2. *Department of Orthopaedic Surgery, People's Hospital of Jiangxi Province, Nanchang 330006, China*; 3. *Shanghai Medical Instrumentation College, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China*)

Abstract: **Objective** To investigate the biomechanical characteristics of the human pelvis-femur complex under lateral pelvic impacts during sideways falls using three dimensional (3D) finite element (FE) method. **Methods**

Based on the model database of China Mechanical Virtual Human, a 3D FE model of the pelvis-femur-soft tissue complex was created, including cortical bone, cancellous bone and soft tissue capsule. A rigid plane model was also constructed for ground simulation and constrained in all freedoms. The average hip lateral impact velocity of 2 m/s was applied to the model and the time for simulation analysis was set at 20 ms. The stress and strain distribution on the pelvis-femur complex were obtained by the 3D FE calculation and analysis. **Results** On the contact surface, the peak impact load reached to 7 656 N at 13 ms, while the maximum Von Mises stress on the

收稿日期:2011-02-24; 修回日期:2011-04-27

基金项目:国家科技支撑计划课题(2008BA168B06), 上海交通大学“医工(理)交叉研究基金”项目(YG2010MS09)。

通讯作者:王冬梅, Tel: (021) 34206798; E-mail: dmwang@sjtu.edu.cn。

董谢平, 主任医师, Tel: (0791) 6895513; E-mail: dongxieping@medmail.com.cn。

soft tissue was 2.64 MPa. Simultaneously, the peak Von Mises stress of 142.64 MPa on the cortical bone occurred in the region of pubic symphysis, which was approximate to the yield stress on the cancellous bone. The Von Mises stress level was higher in the region of the femur neck and greater trochanter. At 13 ms, the peak Von Mises stress on the cortical bone of the femur neck was 76.49 MPa and that on the cancellous bone was 8.44 MPa with the peak compressive principal strain being 0.94%. The peak Von Mises stress on the cancellous bone of greater trochanter was 8.50 MPa, while the peak compressive principal strain was 0.93%. Conclusions Bone fractures of the pelvis-femur complex tend to occur in the region of the femur neck, greater trochanter and pubic symphysis under deceleration impacts during sideways falls.

Key words: Pelvis-femur complex; Sideways fall; Deceleration impact; Biomechanics; Finite element analysis; Stress distribution

研究报道,30%的老人每年跌倒一次或多次,且80岁以上老年人跌倒的年发生率约50%^[1]。其中,侧向跌倒往往会导致股骨-骨盆复合体骨折现象发生。因此,深入理解跌倒时股骨-骨盆复合体骨折发生的生物力学机理,对于股骨-骨盆复合体骨折治疗方案的确立及如何有效预防骨折具有重要的意义。

跌倒时股骨-骨盆复合体骨折属于冲击损伤;根据冲击载荷特性,股骨-骨盆复合体冲击骨折损伤可分为加速型损伤和减速型损伤。国内外专家学者从实验研究到有限元分析对加速型股骨-骨盆复合体骨折损伤的生物力学行为特性进行了深入研究^[2-5],但对减速型跌倒冲击股骨-骨盆复合体骨折损伤的研究^[6-8]较少,国内对该项研究更是属于空白。以往研究中所用的三维有限元模型趋于简化,不能充分反映股骨-骨盆复合体的真实解剖结构和动力学特性^[2-3];或对冲击过程中骨骼内的应力传导及变化规律没有进行深入研究,不能全面揭示股骨-骨盆复合体的动力学响应特性^[7-8]。因此,本文拟基于中国力学虚拟人模型库^[9],建立人体股骨-骨盆复合体的骨骼和软组织三维有限元模型,包括骨盆、骶骨、股骨近端及复合体周围软组织;同时建立一个刚体平面来仿真地面。应用有限元方法计算分析在侧向跌倒时股骨-骨盆复合体对冲击载荷的生物力学响应特性,包括侧向冲击载荷下的应力传导、应力分布及应变特性等。量化的分析结果有助于预测侧向跌倒时股骨-骨盆复合体骨折类型、判断骨折程度以及研究骨折复位之后的力场响应等,同时可为临床医生选择骨折复位后的固定方式及固定力点等提供力学依据,为骨折预防护具的设计提供理论指导。

1 材料与方法

1.1 模型建立

基于中国力学虚拟人模型库^[9],建立人体股骨-骨盆复合体的骨骼和软组织几何模型,包括骨盆、骶骨、股骨近端及周围软组织,如图1所示。

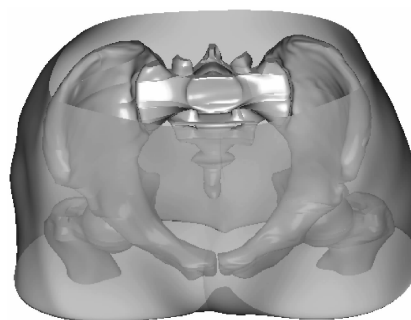


图1 骨盆几何模型

Fig.1 Geometric model of the pelvis

根据所建立的几何模型,在 HperMesh 10.0 中构建有限元仿真模型,并对耻骨联合和股骨颈进行模块化处理,如图2所示。

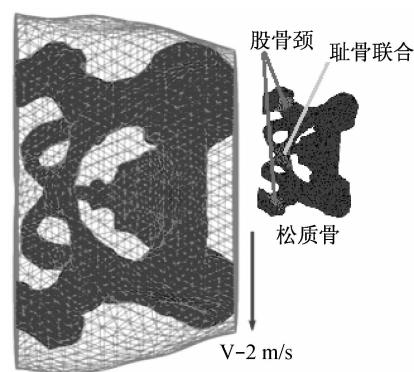


图2 骨盆的三维有限元模型

Fig.2 3D finite element model of the pelvis

有限元模型中骨骼和软组织材料属性见表1^[8],包括皮质骨、松质骨和软组织,皮质骨和松质

表1 骨骼和软组织的材料属性^[8]

Tab.1 Mechanical properties of bone and soft tissues^[8]

组织名称	密度/(g·cm ⁻³)	弹性模量/MPa	泊松比	单元数/类型	节点数
皮质骨	1.8	22 700	0.3	5 453/壳单元	2 749
松质骨	0.29	600	0.2	11 960/10 节点4 面体单元	21 842
软组织	0.749	$C_{10}=0.085 5$ $C_{01}=0.021 38$	0.495	36 046/10 节点4 面体单元	57 158

为模拟股骨-骨盆复合体与地面的冲击,建立了一个刚体平面来仿真地面。由于分析目的是仿真人体侧向跌倒股骨-骨盆复合体与地面冲击时,股骨-骨盆复合体的动态响应特性,仿真时间非常短,仅20 ms,故关节运动可以忽略,有限元模型中对髋关节和骶髂关节进行了融合处理。皮质骨厚度取平均值为2.35 mm(0.738 3~4.061 mm)^[7],在有限元模型中,用壳单元模拟;为了提高分析精度,松质骨和软组织均采用4面体2次单元划分网格。模型中包含松质骨4面体单元11 960个、软组织4面体单元36 046个、皮质骨壳单元5 453个、地面刚体4边形壳单元225个,共计53 684个单元。

1.2 边界条件和加载

模型中约束地面刚体所有自由度,设置重力加速度为9.8 m/s²。由于侧向跌倒实验结果显示,跌倒落地瞬间人体的速度约为2 m/s^[6],因此,对整个股骨-骨盆复合体模型施加2 m/s的速度载荷(见图2)。股骨-骨盆复合体与地面接触的摩擦系数设为0.5^[8],整个仿真分析时间为20 ms。计算分析在ABAQUS 6.5-1/EXPLICIT中执行。

2 结果

2.1 股骨-骨盆复合体与地面接触力

地面与股骨-骨盆复合体撞击接触力的变化规律如图3所示。冲击接触过程中,接触力从0 N增加到最大值然后逐渐减小,在冲击接触13 ms时,接触力达到其峰值7.656 kN,对应软组织上的等效应力峰值为2.64 MPa。

2.2 应力分布及变化规律

2.2.1 皮质骨上的应力变化规律 股骨-骨盆复合体皮质骨整体结构在13 ms时等效应力达到峰值,对应的等效应力分布如图4所示。

骨均采用线弹性材料模拟,而软组织采用 Mooney-Rivlin 超弹性材料。

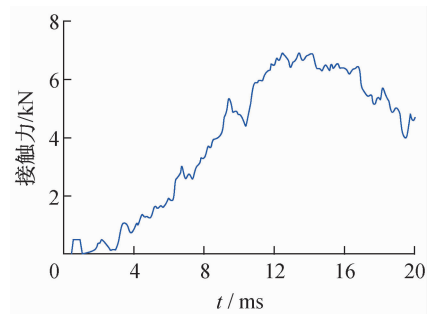


图3 冲击接触力变化规律

Fig.3 Impact contact force-time histories between the pelvis soft tissue and rigid ground

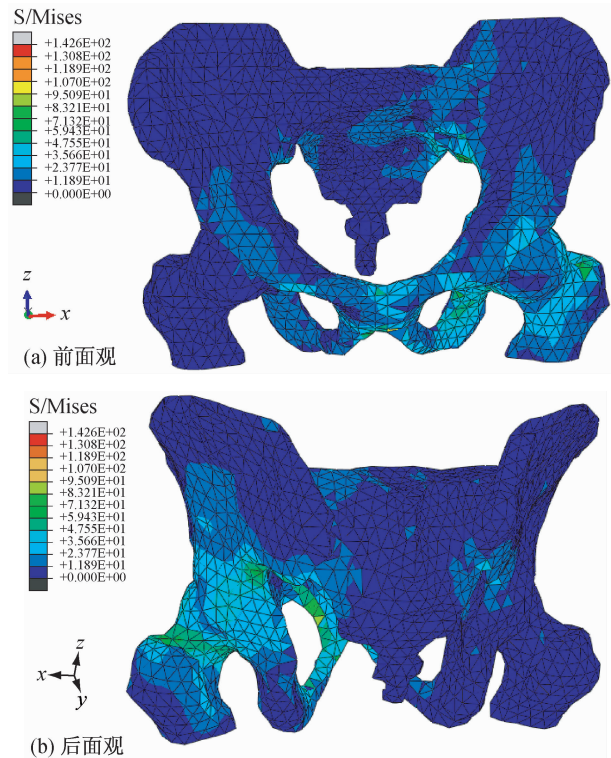


图4 股骨-骨盆复合体皮质骨上等效力在13 ms时的分布

Fig.4 Von Mises stress distribution on the cortical bone of the pelvis-femur complex at 13 ms

由图4可见,在股骨大转子、股骨颈、耻骨联合、坐骨体及坐骨大切迹5个部位应力水平较高,且耻骨联合处的应力水平值最高,达到142.64 MPa;这5个部位上的等效应力峰值所在单元的等效应力值随时间变化规律如图5所示。图5表明,5个部位均在13 ms时达到最高应力水平,对应的等效应力峰值分别为53.43,76.49,142.64,84.51,76.08 MPa,从而说明骨皮质对冲击的动态响应非常迅速,对冲击能量的消散起关键作用,且股骨颈和坐骨大切迹的最大等效应力值变化规律接近,5个部位中股骨大转子的应力水平最低。

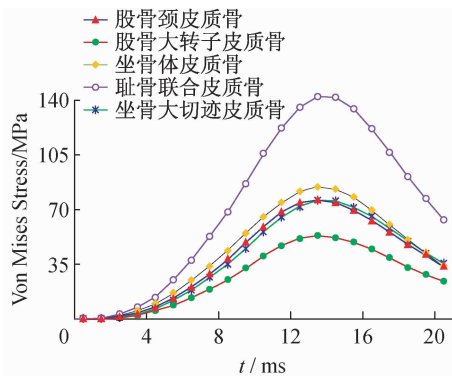


图5 皮质骨上5个部位等效应力随时间的变化规律
 Fig.5 Von Mises stress-time histories for five regions of the cortical bone

2.2.2 松质骨上的应力、应变变化规律 股骨-骨盆复合体松质骨上的等效应力分布随时间的变化规

律如图6所示。股骨大转子、股骨颈、耻骨联合、坐骨体、坐骨大切迹及髌窝部位等效应力峰值对应单元上的等效应力值随时间变化的规律如图7所示,压缩主应变变化规律如图8所示。

从图6可见,股骨-骨盆复合体松质骨上的应力传播路径,随着接触冲击时间的推进,应力由股骨大转子经股骨颈传播到骨盆环,在髋关节处分上、下两路分别向耻骨联合和髌窝关节传播,下路先由耻骨下支再由耻骨下支与上支共同传播至耻骨联合处;上路由坐骨体、弓状线、坐骨大切迹、髌窝基本上同步传向髌窝关节。

从图7可见,大转子处应力水平最高,在14 ms时出现等效应力峰值,为8.50 MPa;股骨颈处的应力水平较高,在13 ms时出现等效应力峰值,为8.44 MPa;坐骨体和耻骨联合处的应力水平及变化规律非常接近,在13 ms时出现峰值,分别为4.46 MPa和4.29 MPa;髌窝和坐骨大切迹处的应力水平相对较低,在13 ms时亦出现峰值,分别为3.83 MPa和2.73 MPa。

从图8可见,13 ms时,股骨颈和股骨大转子处的压缩主应变峰值接近,分别为0.94%和0.93%;坐骨体和耻骨联合处的最大压缩主应变值随时间的变化规律相似,分别在13和14 ms时出现其对应峰值0.73%和0.78%;髌窝和坐骨大切迹的压缩主应变值相对较小,分别在12和13 ms时出现对应的峰值0.39%和0.40%。

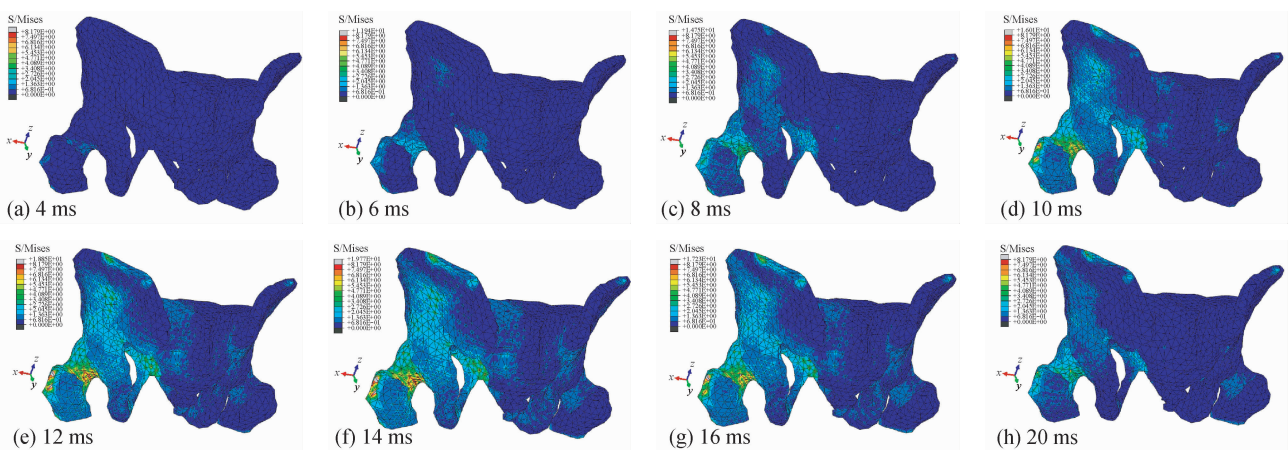


图6 股骨-骨盆复合体松质骨上等等效应力分布随时间的变化
 Fig.6 Von Mises stress distribution-time histories in the cancellous bone of the pelvis-femur complex

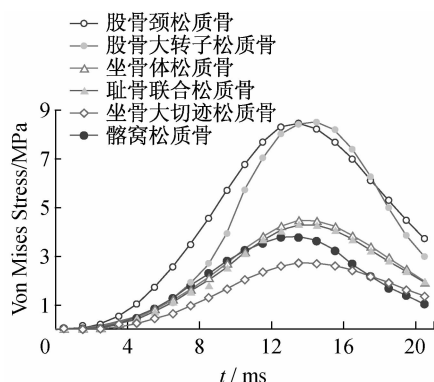


图7 松质骨上6个部位等效应力随时间的变化规律

Fig. 7 Von Mises stress-time histories for six regions of the cancellous bone

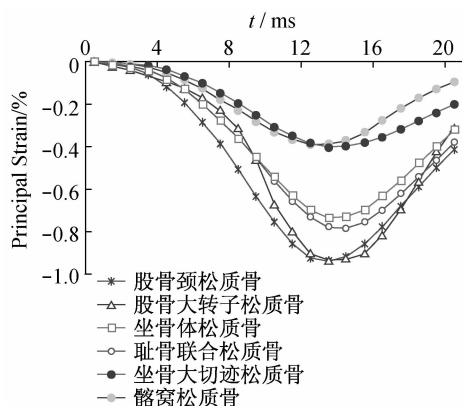


图8 松质骨上6个部位压缩主应变随时间变化的规律

Fig. 8 Compressive principal strain-time histories for six regions of the cancellous bone

3 讨论

股骨-骨盆复合体是骨折的好发部位,无论交通事故造成的加速型骨折损伤还是跌倒造成的减速型骨折损伤,都会给社会和家庭带来沉重的经济负担。特别是随着社会老龄化的到来,骨质疏松病人越来越多,轻微的外力即可引起骨折,故如何预防骨折发生已经成为越来越重要的课题。本文对股骨-骨盆复合体进行了三维有限元建模,通过数值计算分析,基于应力应变水平和分布随时间变化的规律初步探讨了股骨-骨盆复合体在侧向跌倒冲击过程中的生物力学响应特性,为侧向跌倒股骨-骨盆复合体骨折类型预测及预防骨折护具的设计提供理论依据。

本文构建的股骨-骨盆复合体三维有限元模型具有良好的几何相似性、材料相似性。建模原始数

据来源于中国可视人冷冻切片图像数据^[9-10],切片图像具有很高的分辨率和明显的组织轮廓,确保了模型具有良好的几何相似性。股骨-骨盆复合体模型中包含了皮质骨、松质骨和包裹骨组织的软组织,皮质骨和松质骨采用线弹性材料模拟,皮质骨用壳单元来模拟,其厚度取平均值 2.35 mm (0.7383 ~ 4.061 mm)^[7],而软组织采用 Mooney-Rivlin 超弹性材料模型仿真^[8],既简化了模型又保证了模型在材料上具有较好的相似性。

计算分析所得冲击接触力峰值为 7.656 kN,出现在冲击接触 13 ms 时,而后接触力逐渐减小,变化规律与 Majumder 等^[7]研究结果一致。在冲击接触力达到最大值时,股骨大转子处和股骨颈处出现压缩主应变峰值,分别为 0.93% 和 0.94%。由于模型中没有考虑全身重量的影响及加载速度仅为 Majumder^[7]模型的 63%,使得计算所得压缩主应变峰值偏低,不足以导致骨折(压缩应变值高于 1.5 ~ 2%),但最大压缩应变出现的冲击时间点及位置均与 Majumder 等^[7]研究结果及临床常见骨折发生部位^[11]一致。

侧摔冲击载荷作用过程中,耻骨联合处皮质骨的最大等效应力值出现在 13 ms 时,且达到 142.64 MPa,与皮质骨的屈服强度值 150 ~ 158 MPa^[3,7]接近。Li 等^[3]的试验及数值仿真计算结果均表明,侧向骨盆冲击载荷作用下,耻骨联合处应力和应变值较大,为骨盆侧向冲击载荷作用下的易骨折损伤部位,这与本文分析计算结果一致。在其他应力较高的部位如股骨大转子、股骨颈、坐骨体及坐骨大切迹,最大等效应力值均不超过 85 MPa,低于皮质骨的屈服强度值,不会发生断裂;在松质骨中,大转子与股骨颈处等效应力水平最高(峰值为 8.50 MPa,低于其屈服应力值 40 MPa^[7]),与其最大压缩应变水平(峰值为 0.94%)相对应,应力与应变峰值位置与临床上观察到的骨折发生部位^[7,11]一致。

以上分析表明,本文所建模型可为股骨-骨盆复合体冲击力作用下的生物力学响应特性探讨提供研究平台,分析结果为侧摔冲击股骨-骨盆复合体骨折损伤类型预测及预防骨折护具设计提供重要理论依据。但模型中没有考虑关节作用,亦简化了软组织结构与本构模型,忽略软骨、肌肉、韧带的作用,使得

计算应力、应变值与实际值存在一定误差。在以后研究中,分析关节、软骨、软组织本构模型、骨组织密度及加载速度对应力应变水平及分布随冲击时间变化规律的影响对于进一步深入探讨股骨-骨盆-软组织复合体冲击损伤机理具有重要的理论意义,对于骨折预防护具的优化设计具有重要的指导意义。

4 结语

本文建立的股骨-骨盆复合体三维有限元模型可用于摔倒冲击载荷作用下股骨-骨盆复合体骨折损伤预测和预防损伤护具的生物力学特性评估。基于模型的计算分析结果表明,侧摔冲击载荷作用下,在股骨-骨盆复合体的耻骨联合、股骨大转子和股骨颈部位等效应力和压缩主应变水平较高,这些部位容易出现骨折。老年人在股骨近端常伴有骨质疏松,故侧向摔倒时股骨颈和大转子处骨折风险更大,这与临床常见股骨近端骨折现象一致。

参考文献:

- [1] Wagner EH, LaCroix AZ, Grothaus L, *et al.* Preventing disability and falls in older adults: A population-based randomized trial [J]. *Amer J Public Health*, 1994, 84(11): 1800-1806.
- [2] 苏佳灿,管华鹏,张春才,等. 冲击载荷作用下骨盆三维有限元分析及其生物力学意义[J]. *中国骨伤*, 2007, 20(7): 455-457.
- [3] Li ZP, Kim JE, Davidson JS, *et al.* Biomechanical response of the pubic symphysis in lateral pelvic impacts: A finite element study [J]. *J Biomech*, 2007, 40(12): 2758-2766.
- [4] David PB, Greg JD, Robert RL, *et al.* Bone mineral density correlates with fracture load in experimental side impacts of the pelvis [J]. *J Biomech*, 2003, 36(2): 219-227.
- [5] Snedeker JG, Walz FH, Muser MH, *et al.* Microstructural insight into pedestrian pelvic fracture as assessed by high-resolution computed tomography [J]. *J Biomech*, 2006, 39(14): 2709-2713.
- [6] Groen BE, Weerdesteyn V, Duysens J. The relation between hip impact velocity and hip impact force differs between sideways fall techniques [J]. *J Electromyograph Kinesiol*, 2008, 18(2): 228-234.
- [7] Majumder S, Roychowdhury A, Pal S. Simulation of hip fracture in sideways fall using a 3D finite element model of pelvis-femur-soft tissue complex with simplified representation of whole body [J]. *Med Eng Phys*, 2007, 29(10): 1167-1178.
- [8] Majumder S, Roychowdhury A, Pal S. Effects of trochanteric soft tissue thickness and hip impact velocity on hip fracture in sideways fall through 3D finite element simulations [J]. *J Biomech*, 2008, 41(13): 2834-2842.
- [9] 王成焘. 中国力学虚拟人[J]. *医用生物力学*, 2006, 21(3): 172-178.
Wang CT. Mechanical virtual human of China [J]. *J Med Biomech*, 2006, 21(3): 172-178.
- [10] 叶铭,张绍祥,王成焘. 力学虚拟人骨组织曲线曲面模型重建技术[J]. *医用生物力学*, 2006, 21(3): 212-216.
YE M, Zhang SX, Wang CT. Geometrical modeling of bone structure curve and surface for MVHC project [J]. *J Med Biomech*, 2006, 21(3): 212-216.
- [11] Schultz E, Miller TT, Boruchov SD, *et al.* Incomplete intertrochanteric fractures: Imaging features and clinical management [J]. *Radiology*, 1999, 211(1): 237-240.

《医用生物力学》杂志开通微博

为了充分发挥现代网络在宣传和沟通方面的巨大优势,《医用生物力学》编辑部近日开通了新浪微博,并已通过官方认证,微博地址为:<http://weibo.com/u/2040064195>。一些重要的信息、决定、公告、通知等将及时通过微博发布。欢迎广大读者、作者和编委登录微博,发表意见,提供信息,为杂志的发展出谋划策,共同构建一个良好的交流互动平台。