

文章编号:1004-7220(2011)04-0032-08

## 侧向冲击载荷作用下髌部护具对股骨-骨盆复合体生物力学响应的影响

王冬梅<sup>1</sup>, 董谢平<sup>2</sup>, 王尚城<sup>1</sup>, 王成焘<sup>1</sup>

(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)

**摘要:** 目的 利用三维有限元法研究髌部护具对人体股骨-骨盆复合体在侧向冲击载荷作用下生物力学响应的影响。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, 并在此基础上建立髌部护具和股骨-骨盆-软组织复合体系统的三维有限元模型; 同时, 在两个模型中构建刚体平面仿真地面。约束地面刚体, 对两个模型均施加侧向 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两模型受侧向冲击载荷过程中应力、应变变化特性, 对比分析髌部护具对股骨-骨盆复合体生物力学响应的影响。结果 髌部护具使股骨-骨盆复合体在侧向冲击载荷作用下的应力峰值出现时间提前 4 ms 以上, 且应力应变水平出现大幅度降低; 皮质骨上的应力峰值降低 67.88% 以上, 松质骨上的峰值应力下降 69.34% 以上, 松质骨上的压缩主应变峰值降低可达 63%。结论 在侧向冲击载荷作用下, 髌部护具对股骨-骨盆复合体具有良好的保护作用, 能够有效预防骨折的发生或降低骨折风险。

**关键词:** 股骨-骨盆复合体; 侧摔; 髌部护具; 生物力学响应; 有限元分析

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

## Effects of hip protector on biomechanical response of the pelvis-femur complex under lateral pelvic impacts during sideways falls

WANG Dong-mei<sup>1</sup>, DONG Xie-ping<sup>2</sup>, WANG Shang-cheng<sup>1</sup>, WANG Cheng-tao<sup>1</sup> (1. *Institute of Biomedical Manufacturing and Life Quality Engineering, School of Mechanical Engineering, Shanghai Jiao-tong University, Shanghai 200240, China*; 2. *Department of Orthopaedic Surgery, People's Hospital of Jiangxi Province, Nanchang 330006, China*)

**Abstract:** **Objective** To investigate the effect of hip protector on biomechanical response 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 including cortical bone, cancellous bone and soft tissue capsule and the pelvis-femur-soft tissue complex with a two-layer hip protector were created, respectively. The rigid plane model was also constructed in the two models for ground simulation and constrained in all freedoms. The average hip lateral impact velocity of 2 m/s was applied to the two models, and the time for simulation analysis was set at 20 ms. The stress and strain distribution on the two models under lateral impacts could be obtained by the 3D FE calculation. The comparative analysis was performed to study the effect of the hip protector on biomechanical response of the pelvis-femur complex. **Results** The hip protector made the peak Von Mises stress appeared 4 ms more earlier

收稿日期:2011-02-26; 修回日期:2011-04-11

基金项目: 国家科技支撑计划课题(2008BAI68B06), 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。

in the pelvis-femur complex with a significant decrease in the stress and strain level. The average Von Mises stress peak was decreased by 67.88% and 69.34% in the cortical bone and in the cancellous bone, respectively, and the compressive principal strain peak was decreased by 63%. **Conclusions** Under lateral pelvic impacts, the two-layer hip protector could act as safeguard for pelvis-femur complex, thus effectively prevent the occurrence or reduce the risk of bone fracture.

**Key words:** Pelvis-femur complex; Sideways fall; Hip protector; Biomechanical response; Finite element analysis

雨雪、冰冻气候经常导致大量股骨-骨盆复合体骨折现象发生,给社会和家庭带来沉重的经济负担。因此,深入理解跌倒时股骨-骨盆复合体骨折发生及防护的生物力学机理,对于股骨-骨盆复合体骨折治疗方案确定及如何有效预防骨折具有重要的理论意义。

跌倒时股骨-骨盆复合体骨折属于减速冲击损伤。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<sup>[1-4]</sup>,但对减速型的跌倒冲击股骨-骨盆复合体骨折损伤的研究<sup>[5-7]</sup>较少,对摔倒护具的防护机理更是缺乏足够的认识。身体的突然失稳或意外打滑常会导致股骨近端受到冲击的侧向摔倒,而侧向摔倒的骨折预防机理尚不清楚。因此,本文拟基于中国力学虚拟人模型库<sup>[8]</sup>,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、髌骨、股骨近端及复合体周围软组织;并在此基础上建立髌部护具和股骨-骨盆-软组织复合体系统的三维有限元模型;同时,在两个模型中均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,根据应力、应变的时间历程变化规律,对比分析护具对股骨-骨盆复合体生物力学相应的影响,评价髌部护具对侧摔冲击载荷作用下股骨-骨盆骨折的预防效果。

## 1 材料与方 法

### 1.1 模型建立

基于中国力学虚拟人模型库<sup>[8]</sup>,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、髌骨、股骨及周围软组织。根据所建立的几何模型,在HperMesh 10.0中构建有限元仿真模型(见图1(a)),并在此基础上建立髌部护具和股骨-骨盆-软组织复合体系统的三维有限元模型,在大转子处增加护具的模型,护具为连续型内外双层结构,内表面

与大转子处皮肤的外表面形状贴合(见图1(b)),包括2 cm厚的聚乙烯泡沫材料和2 mm厚的聚乙烯硬性材料,均用线弹性材料来模拟。有限元模型中骨骼和软组织材料属性见表1<sup>[7]</sup>,包括皮质骨、松质骨和软组织,皮质骨和松质骨均采用线弹性材料模拟,而软组织采用Mooney-Rivlin超弹性材料。为了模拟股骨-骨盆复合体与地面的冲击,建立了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,仿真时间为20 ms,因此关节运动可以忽略,有限元模型中对髌关节和髌髌关节进行了融合处理。皮质骨厚度取平均值为2.35 mm(0.7383~4.061 mm)<sup>[6]</sup>,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。模型中各部分的单元与节点数见表1。

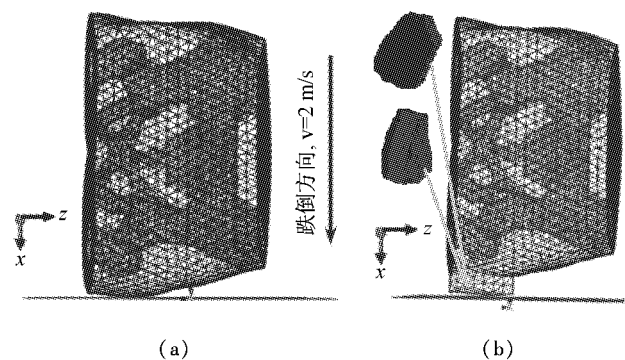


图1 股骨-骨盆复合体(a)和髌部护具系统(b)的三维有限元模型  
Fig.1 3D FE model of the pelvis-femur complex (a) and that with a two-layer hip protector (b)

### 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 $9.8 \text{ m/s}^2$ 。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 $2 \text{ m/s}$ <sup>[5]</sup>,故对整个股骨-骨盆复合体模型施加 $2 \text{ m/s}$ 的速度载荷(见图1)。股骨-骨盆复合体与地面接触的摩擦系数设为

表 1 模型各部分的材料属性<sup>[7]</sup>

Tab.1 Mechanical properties of the model components<sup>[7]</sup>

材料/参数	密度/(g · cm <sup>-3</sup> )	弹性模量/MPa	泊松比	单元数	节点数	单元类型
皮质骨	1.8	22 700	0.3	5 453	2 749	S3R
松质骨	0.29	600 <sup>[3]</sup>	0.2	11 960	21 842	C3D10M
软组织	0.749	C <sub>10</sub> = 85.5 kpa C <sub>01</sub> = 21.38 kpa	0.495	36 046	57 158	C3D10M
软性护具	1.8	10 <sup>[9-10]</sup>	0.3	254	102	C3D10M
硬性护具	1.8	1 500 <sup>[9-10]</sup>	0.3	185	84	S3R
刚性地面				225	340	S4R

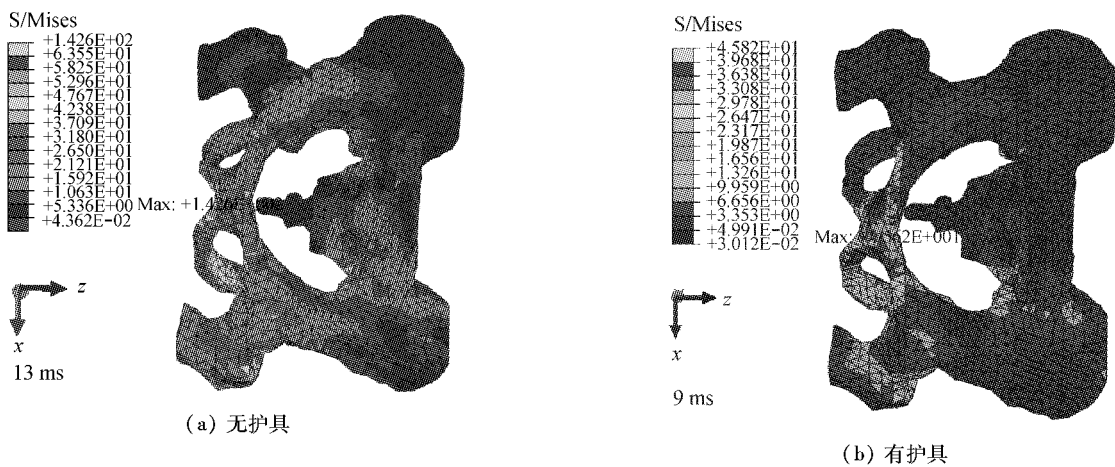


图 2 两个模型皮质骨在等效应力出现峰值时的等效应力分布

Fig.2 Von Mises stress distribution on the cortical bone in two models when the peak stress occurring (a) Without hip protector, (b) With hip protector

0.5<sup>[7]</sup>, 整个仿真分析时间为 20 ms。计算分析在上海超级计算中心的魔方超级计算机上进行, 利用 ABAQUS 6.5-1/EXPLICIT 求解。

## 2 结果

### 2.1 皮质骨上的应力变化规律及对比分析

皮质骨上的等效应力在两个模型上均表现为先随时间增加并达到峰值, 然后随冲击时间的延续而逐渐降低, 峰值在无护具模型中 13 ms 时出现, 为 142.64 MPa; 在有护具的模型中则出现在 9 ms 时, 为 45.82 MPa。峰值时刻两个模型皮质骨上的 Von-Mises 应力分布如图 2 所示。

如图 3 所示, 在模型上选取应力水平较高的 5 个区域: 股骨大转子、股骨颈、坐骨支、耻骨联合和坐骨大切迹作为数据采集和对比分析部位。在以上每个部位分别采集应力水平最高的前 20 个单元的等效应力数据, 对其应力变化规律进行分析, 并得到最

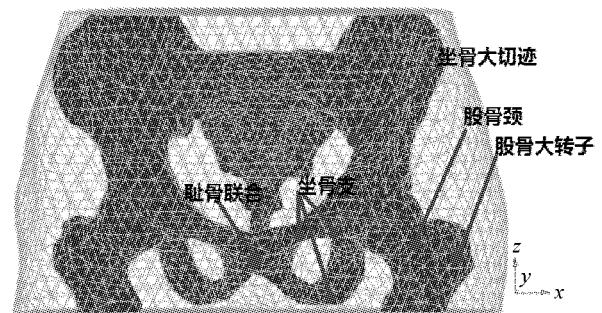


图 3 数据采集部位

Fig.3 Region illustration on the models for data analysis

大值曲线、平均值曲线和最小值曲线, 股骨颈处的 3 条曲线及始原数据如图 4 所示, 两个模型皮质骨上 5 个部位的平均值曲线如图 5(a) 所示。对有、无护具时的 3 条曲线对应求差值, 得到差值曲线, 平均值的差值曲线如图 5(b) 所示, 与图 5(a) 对应。皮质骨上各个部位的最大值曲线、平均值曲线及最小值曲线上的峰值及差值曲线上的极值如表 2 所示。

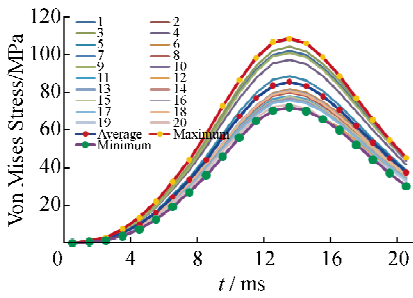


图4 无护具模型中股骨颈20个采样单元等效应力的变化  
 Fig. 4 Von Mises stress-time histories for twenty elements of cortical bone on femur neck in the model without hip protector

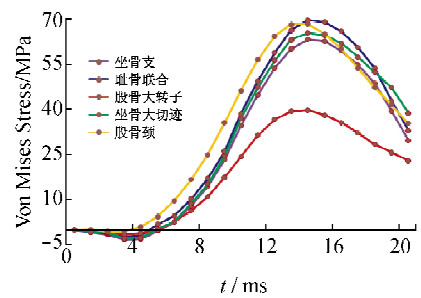
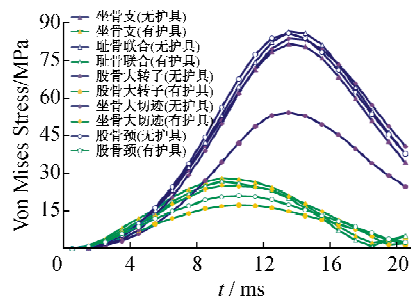


图5 两个模型皮质骨上5个部位的平均值曲线(a)及平均值差值曲线变化(b)对比  
 Fig. 5 Average Von-Mises stress-time histories (a) and average stress differentials-time histories (b) for five regions of the cortical bone in two models

表2 两个模型中5个采样区域的各参数曲线上的极大值

Tab. 2 The peaks of various parameters on the maximum curves, minimum curves, average curve and differentials curves in two models

数据采集部位及参数	60 测点最大值曲线中的极大值			60 测点最小值曲线中的极大值			60 测点平均值曲线中的极大值		
	无护具	有护具	最大差值	无护具	有护具	最大差值	无护具	有护具	最大差值
皮质骨等效应力/MPa	76.49	22.91	57.02(74.55%)	36.38	14.15	24.78(70.17%)	54.08	17.35	39.70(75.27%)
股骨大转子 松质骨等效应力/MPa	9.46	2.35	7.57(82.48%)	3.79	1.37	2.74(76.33%)	5.11	1.60	3.76(75.23%)
松质骨压缩主应变/%	-0.40	-0.14	-0.29(72.66%)	-1.00%	-0.27	-0.78(80.78%)	-0.49	-0.17	-0.35(73.06%)
皮质骨等效应力/MPa	108.89	24.61	88.84(81.59%)	72.08	18.34	57.63(82.05%)	85.60	21.09	68.36(81.78%)
股骨颈 松质骨等效应力/MPa	8.67	2.90	6.24(73.71%)	6.26	2.10	4.65(76.02%)	7.17	2.38	5.26(75.25%)
松质骨压缩主应变/%	-0.45	-0.15	-0.34(76.63%)	-0.57	-0.19	-0.42(73.36%)	-0.50	-0.17	-0.37(75.86%)
皮质骨等效应力/MPa	142.64	45.82	114.51(84.77%)	68.74	21.51	55.47(81.71%)	86.23	26.78	69.68(81.35%)
耻骨联合 松质骨等效应力/MPa	4.54	1.47	3.67(85.05%)	3.70	1.15	3.02(85.25%)	4.04	1.25	3.29(85.38%)
松质骨压缩主应变/%	0.31	-0.10	-0.25(85.43%)	-0.46	-0.15	-0.37(85.41%)	-0.35	-0.11	-0.28(85.37%)
皮质骨等效应力/MPa	96.55	33.03	74.24(77.39%)	68.74	24.05	53.24(78.73%)	81.36	28.03	63.23(78.61%)
坐骨支 松质骨等效应力/MPa	4.46	1.32	3.62(81.55%)	2.93	0.87	2.40(85.95%)	3.35	0.99	2.73(81.87%)
松质骨压缩主应变/%	-0.26	-0.08	-0.21(83.76%)	-0.40	-0.12	-0.33(81.60%)	-0.30	-0.09	-0.24(80.25%)
皮质骨等效应力/MPa	113.53	33.58	88.98(78.80%)	70.87	20.83	56.00(79.34%)	83.66	25.15	65.38(78.63%)
坐骨大切迹 松质骨等效应力/MPa	3.16	0.90	2.45(79.24%)	2.46	0.64	2.04(82.96%)	2.74	0.72	2.19(81.11%)
松质骨压缩主应变/%	-0.23	-0.07	-0.18(78.43%)	-0.38	-0.11	-0.29(77.96%)	-0.27	-0.08	-0.21(78.46%)

由图5可以看出,护具总体上使5个部位的应力水平大幅度降低,耻骨联合、坐骨支、股骨颈和坐骨大切迹4个部位降低的幅值及差值变化规律类似,股骨大转子部位降低的绝对幅度较其他4个部位小。表2表明,两个模型中每个采样部位3条(最大值、平均值和最小值)曲线上的最大差值对应的降低幅度均大于70%,最高可达84.77%。

## 2.2 松质骨上的应力变化规律及对比分析

股骨-骨盆复合体松质骨上的等效应力峰值出现时刻对应的等效应力分布如图6所示。

在无护具模型中峰值14 ms时出现,为9.46 MPa;在有护具的模型中则出现在8 ms时,为2.90 MPa。进行数据采集的5个区域与皮质骨上的相同,且以同样原理在每个采样区域上取20个单元作为考量目标。对数据进行分析处理后分别获得两个模型松质骨上每个采样区域的等效最大值曲线、最小值曲线及平均值曲线,股骨颈处的3条曲线如图7所示。并在此基础上获得两个模型同一采样区域上的最大值曲线、最小值曲线、平均值曲线及对应的差值曲线,平均值曲线及其由无护具时的差值曲

线如图8所示。在最大值曲线、最小值曲线和差值曲线上获取峰值如表2所示。由图6~8可以看出,与皮质骨上的应力分布相比,松质骨上的应力水平要低一个数量级,应力集中度下降。图8表明,5个采样区域中,股骨颈和大转子处应力水平较高,且5个区域的应力水平有明显的差异,护具对股骨-骨盆复合体的松质骨应力水平有显著影响,但对分布规律影响不大。从表2可以看出,护具可使松质骨上等效应力下降的最大幅度达85%以上。

2.3 松质骨上的应变变化规律及对比分析

在处理松质骨各区域采样点等效应力数据的同时,

对其压缩主应变数据进行了同样的处理和分析,得到最大压缩应变曲线、平均压缩应变曲线和最小压缩应变曲线,股骨颈部位在两个模型上的压缩主应变变化情况如图9所示。各考量区域上平均压缩主应变曲线如图10所示。从图中可以看出,股骨颈和大转子部位压缩主应变水平较高,远高于其他3个部位,且护具使压缩主应变值得到大幅度的下降,两个模型中压缩主应变的最大差值对应降幅可达85%以上(见表2),最大压缩主应变位于大转子部位,峰值为1%。

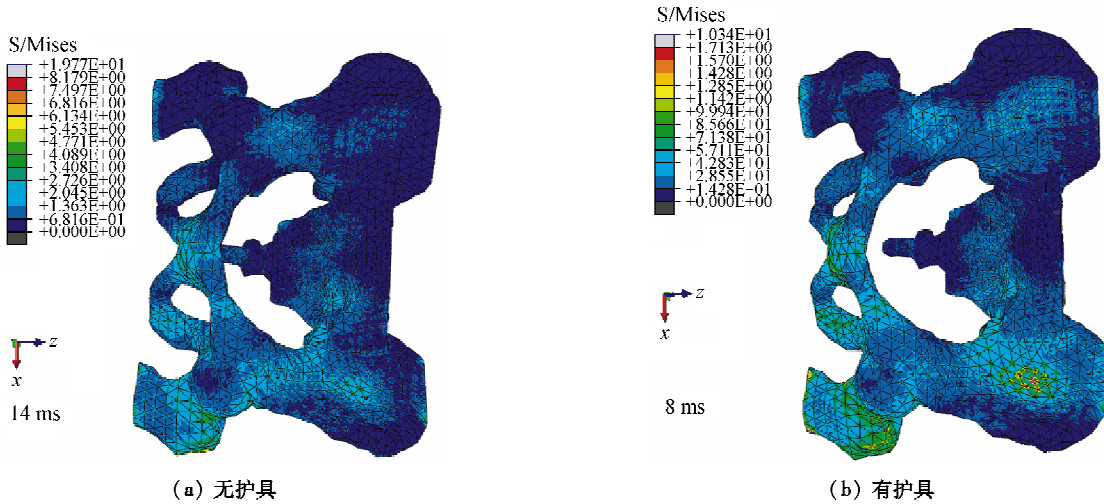


图6 松质骨上峰值应力出现时刻对应的等效应力分布

Fig.6 Von Mises stress distribution on the cancellous bone in two models when the peak stress occurring (a) Without hip protector, (b) With hip protector

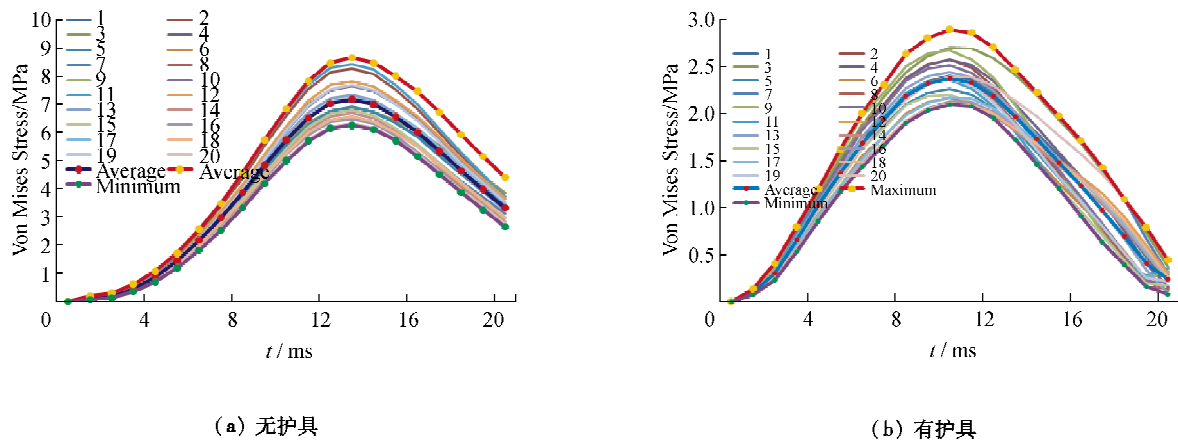


图7 两个模型中股骨颈松质骨20个采样单元等效应力的变化

Fig.7 Von Mises stress-time histories for twenty elements of the cancellous bone on femur neck in two models (a) Without hip protector, (b) With hip protector

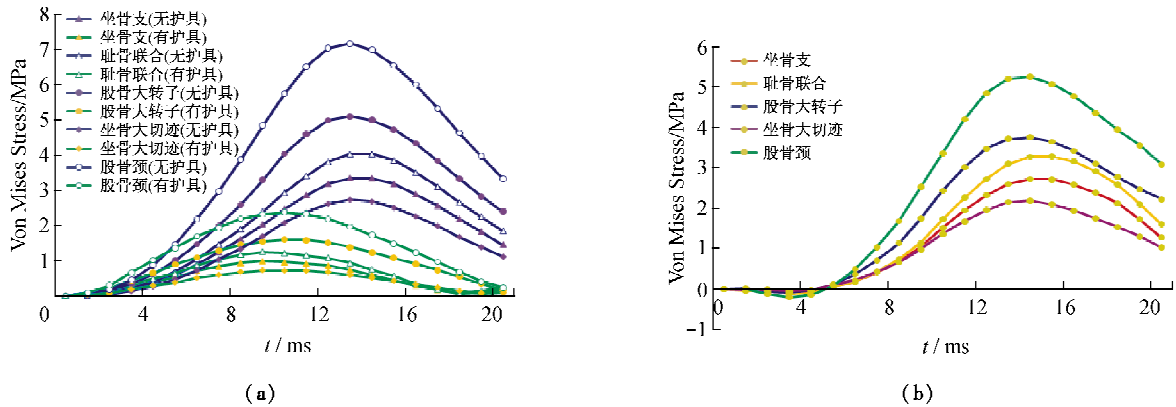


图8 松质骨上的等效应力平均值曲线(a)及平均值差值曲线(b)变化规律

Fig.8 Average Von Mises stress-time histories (a) and average stress differentials-time histories (b) on the cancellous bone

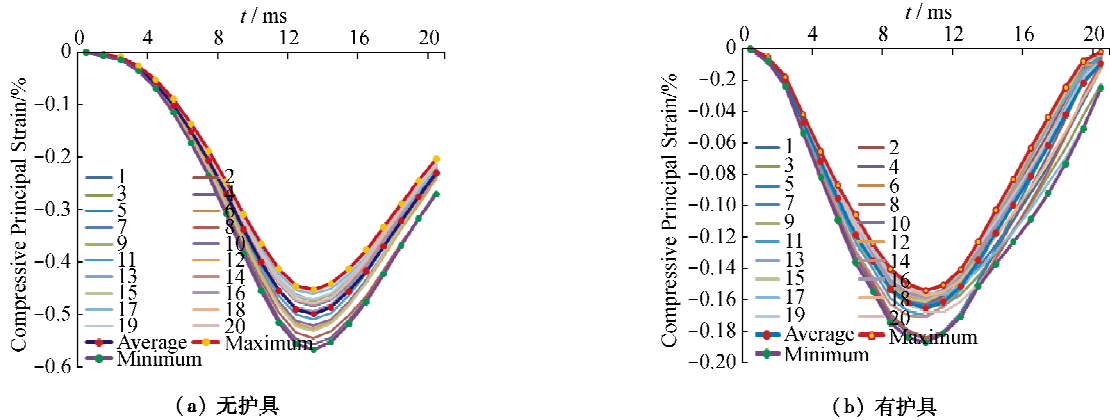


图9 两个模型中股骨颈20个采样单元压缩主应变的变化 (a)无护具,(b)有护具

Fig.9 Compressive principal strain-time histories for twenty elements of the cancellous bone on femur neck in two models (a) Without hip protector, (b) With hip protector

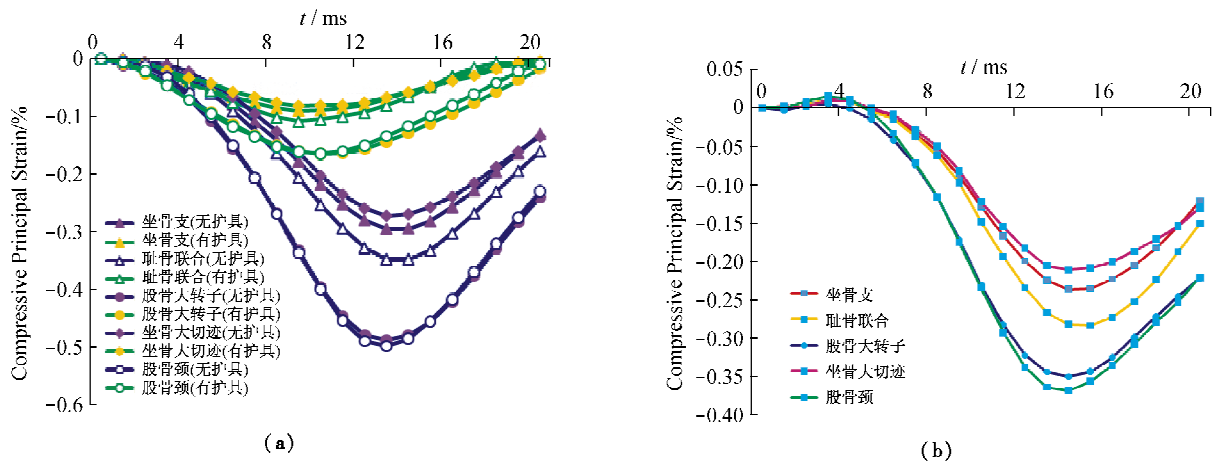


图10 松质骨上的压缩主应变平均值曲线(a)及平均值差值曲线变化(b)规律

Fig.10 Average compressive principal strain-time histories (a) and average strain differentials-time histories (b) on the cancellous bone

### 3 讨论

股骨-骨盆复合体是骨折的易发部位,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,轻微的外力既可引起骨折,故深入理解骨折发生的机理,探讨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、股骨-骨盆复合体与髌部护具系统进行了三维有限元建模,通过数值计算分析,基于对两个模型中应力、应变水平和分布随时间变化规律的对比分析,初步探讨了髌部护具对股骨-骨盆复合体在侧向跌倒冲击作用下生物力学响应的影响,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<sup>[8,11]</sup>,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 (0.738 3 ~ 4.061 mm)<sup>[6]</sup>,而软组织采用 Mooney-Rivlin 超弹性材料模型仿真<sup>[7]</sup>,既简化了模型又保证了模型在材料上具有较好的相似性。护具结构包含两层,外层为高弹性模量的聚乙烯材料,内层为聚乙烯泡沫材料,由于冲击时间很短,可以不计其非线性行为<sup>[10]</sup>,故在模型中定义为线弹性材料。此外,本文建模忽略了股骨-骨盆复合体之外人体其它部位质量,会使最大冲击载荷下降 6.1%<sup>[6]</sup>。但由于本文研究的主要目的是通过对比分析探讨护具的保护作用,模型简化造成冲击载荷峰值的下降(6.1%)与护具对应力下降幅度(高达 85.95%)的影响相比是可以接受的。

无髌部护具的股骨-骨盆复合体模型在侧向冲击载荷作用下,13 ms 时,其皮质骨上等效应力峰值出现在耻骨联合处,且达到 142.64 MPa,与皮质骨的屈服强度值 150 ~ 158 MPa<sup>[2,6]</sup>接近,与 Li 等<sup>[2]</sup>的试验研究和理论分析结果相一致,故耻骨联合为侧向冲击载荷作用下的易骨折部位。而在其他应力较

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 9.46 MPa,低于其屈服应力值 40 MPa<sup>[6]</sup>),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<sup>[6,12]</sup>一致,这可能是由于临床中跌倒骨折多发生在老年人群,而这个人群多伴有骨质疏松,提升了侧向摔倒时股骨近端骨折的风险。

有髌部护具的股骨-骨盆复合体模型在同样载荷与约束条件下,应力和应变水平均出现大幅度降低。皮质骨上的应力峰值由 142.64 MPa 降至 45.82 MPa,降幅为 67.88%。被考量的 5 个部位中最大绝对下降值对应的降幅达到 84% 以上;松质骨上的应力峰值由 9.46 MPa 降至 2.90 MPa,降幅为 69.34%。5 个部位中最大绝对下降值对应的降幅达到 85% 以上;松质骨上的压缩主应变峰值由 1% 降至 0.27%,降幅为 63%。5 个部位中最大绝对下降值对应的降幅可达 85% 以上。以上数据分析结果均说明股骨-骨盆复合体受侧向冲击载荷时,髌部护具可以起到良好的保护作用,能够有效避免骨折发生或降低其发生率。

佩戴护具后,侧向冲击下应力峰值提前 4 ms 以上,皮质骨上应力峰值时间较无护具时提前了 30.77%,松质骨上应力峰值时间提前了 42.86%。与文献<sup>[13]</sup>中实验测量的戴连续型护具后冲击力峰值时间提前结论一致(34.78%)。护具直接接触刚性地面,护具软层为泡沫型结构,弹性模量低,且因护具外部高弹材料使得冲击力在护具软衬层分布相对均匀,从而加速了冲击能量的耗散,导致冲击应力峰值提前出现。

临床上常采用薄壳式设计髌部护具,且护具为硬质材料,其舒适性在一定程度上影响了使用者的坚持态度和普及性,故柔软材料护具逐渐成为主流。Laing 等<sup>[13]</sup>对两种形状的软质壳式结构髌部护具的保护性能进行了实验研究,发现形状及覆盖面积对保护性能均产生较大影响。本文采用软-硬复合壳式结构护具作为新型髌部护具,既可以使软材料层受力均匀,又可以提高护具舒适性。初步分析表明该护具可以较大程度上降低股骨-骨盆复合

体的应力和应变水平,但如何设计最优结构、形状及材料的髌部护具,还需要基于计算分析和实验进一步深入研究。

#### 4 结语

本文建立了股骨-骨盆复合体、股骨-骨盆-护具系统三维有限元模型,基于有限元计算结果对比分析了两个模型对侧摔冲击力的响应特性。分析结果表明,在侧摔冲击载荷作用下,双层髌部护具能够大幅度降低骨骼内部应力,可以有效避免骨折或降低骨折风险。

#### 参考文献:

- [1] 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.
- [2] 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.
- [3] 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.
- [4] 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.
- [5] Groen BE, Weerdesteyn V, Duysens J. The relation between hip impact velocity and hip impact force differs between sideways fall techniques [J]. J Electromyogr Kinesiol, 2008, 18(2): 228-234.
- [6] 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.
- [7] 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.
- [8] 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.
- [9] Perie D, Aubin CE, Petit Y, *et al.* Personalized biomechanical simulations of orthotic treatment in idiopathic scoliosis [J]. J Clin Biomech, 2004, 19(2): 190-195.
- [10] Sanders JE, Greve JM, Mitchell SB, *et al.* Material properties of commonly-used interface materials and their static coefficients of friction with skin and socks [J]. J Rehabil Res Dev, 1998, 35(2): 161-176.
- [11] 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.
- [12] Schultz E, Miller TT, Boruchov SD, *et al.* Incomplete intertrochanteric fractures: Imaging features and clinical management [J]. Radiology, 1999, 211(1): 237-240.
- [13] Laing AC, Robinovitch SN. Effect of soft shell hip protectors on pressure distribution to the hip during sideways falls [J]. Osteoporos Int, 2008, 19(7): 1067-1075.