

乘员股骨在轴向压力-弯矩下的损伤生物力学机理研究¹⁾

蒋小晴* 杨济匡^{*,†,2)} 王丙雨* 张维刚*

^{*}(湖南大学汽车车身先进设计制造国家重点实验室, 长沙 410082)

[†](查尔摩斯理工大学应用力学系, 瑞典 41296)

摘要 汽车前碰撞事故中在冲击力作用下乘员股骨经常产生骨折创伤. 为研究乘员股骨在不同的轴向压力-弯矩作用下的损伤机理及其耐受限度值, 首先建立了一个较为精细的 50 百分位乘员的坐姿下肢有限元模型, 并通过模拟股骨动态三点弯曲及下肢的轴向膝部冲击实验对模型的有效性进行了验证. 在此基础上, 针对股骨在轴向压力-弯矩载荷下的断裂失效分别进行了曲梁力学模型分析及有限元虚拟实验研究. 结果表明: 股骨骨折位置依赖于膝部轴向压力及弯矩的载荷大小的变化, 在预加载弯矩从 0 增加到 676 Nm 时, 股骨失效部位由股骨颈部转移到股骨干末端区域; 失效部位发生在颈部及股骨干时的最大力矩分别为 285~296 Nm 和 381~443 Nm. 股骨损伤机理的分析结果阐释了在膝部轴向冲击实验中失效部位位于股骨颈部, 而在汽车前碰撞事故中仍有大量的股骨干骨折出现的原因.

关键词 汽车前碰撞, 生物力学, 乘员股骨骨折, 损伤机理, 有限元方法

中图分类号: U461.91 文献标识码: A doi: 10.6052/0459-1879-13-282

引 言

在汽车前碰撞交通事故中, 因乘员舱受到的冲击力而造成的下肢损伤是汽车安全设计中的一个突出问题. 在下肢的损伤中, 膝关节-大腿-髌关节部位(KTH)的损伤占到了 55%^[1-2], 而股骨骨折是其中最常见损伤. Rupp^[3] 对美国密歇根大学的 CIREN 数据库中 1997~2003 年间 615 起前碰撞事故的 KTH 部位损伤分布进行了统计, 其中发生在股骨上的损伤为 335 起, 而发生在股骨干区域的骨折为 194 起, 占 KTH 损伤的 32%, 股骨损伤的 58%. 股骨主要的损伤类型有股骨干骨折、股骨颈骨折、股骨髁开裂等^[4].

在过去的数十年间, 众多学者针对前排乘员下肢的交通事故损伤开展了大量生物力学实验^[5-7]及数值仿真研究^[8-10]. 但由于下肢生理结构复杂及碰撞情况的不确定性, KTH 部位在前碰撞中的损伤机理还是没有得到明确的解释, 且其损伤标准也仍存在着争议. 前碰撞中前排乘员 KTH 损伤与膝部和膝垫的碰撞直接相关^[11]. 为了研究股骨的损伤机理,

Melvin 等^[12], Powell 等^[13] 和 Morgan 等^[14] 分别开展了膝部刚性摆锤轴向冲击实验, 结果显示主要损伤部位为髌骨及股骨末端区域, 并将实验结果的股骨耐受限值 10 kN 作为 50 百分位乘员 KTH 部位发生 35% AIS2+ 损伤风险的损伤限值, 目前已应用于美国联邦机动车安全标准 FMVSS 208 法规的下肢损伤评定中. 但 Rupp^[15] 对该推论提出了质疑, 认为是因为在大腿部惯性力作用下, 实验中刚性摆锤冲击过大的载荷加载速度使得载荷没有充分传递到髌部就先在髌骨及股骨末端达到失效限值, 从而没有产生其他部位的损伤. 并在其进行的 19 组下肢膝部轴向冲击实验中发现: 在较低的前碰撞加载速度下, 骨盆比股骨更易受到损伤, 且损伤耐受限值只有 (5.7±1.38) kN, 而在后续的去掉骨盆的膝关节-大腿(KT)的膝部轴向冲击实验里, 股骨的耐受损伤也只有 (7.58±1.59) kN, 且骨折部位全部发生在颈部. 但这又无法解释在前碰撞事故中存在的大量股骨干骨折的现象. 针对真实事故中这种股骨干骨折发生在

2013-09-02 收到第 1 稿, 2013-11-08 收到修改稿.

1) 国家科技部 863 计划资助项目 (2006AA110101)、国家自然科学基金资助项目 (51275164)、湖南大学汽车车身先进设计制造国家重点实验室自主研究课题 (61075004) 和教育部长江学者与创新团队发展计划 (531105050037) 资助项目.

2) 杨济匡, 教授, 博士生导师, 主要研究方向: 车辆碰撞安全及人体损伤生物力学. E-mail: jikuangyang@hnu.edu.cn

较低的轴向冲击力下的状况, Chang 等^[16]解释为下肢肌肉主动力对损伤部位的影响, 同时 States 及 Laituri 提出了另一种猜想: 股骨干是在股骨两端的轴向压力及弯矩的联合作用下发生失效的. 在膝部与膝垫碰撞时, 股骨不仅受到轴向的压力, 而且随着膝部侵入到膝垫中, 在股骨干区域产生了较大的弯矩, 因而使股骨干在受到低于 10 kN 轴向力的失效限值时便发生了骨折^[1,10,17].

为了验证上述设想, Ivasson 等^[18]开展了一系列股骨干受轴向压力-弯矩联合作用下的生物力学响应尸体实验, 结果表明在受到前-后向的弯矩作用后, 股骨干的轴向压力耐受限值出现了明显的下降. 而在 Untaroiu 等^[10,19]进行的股骨干耐受限值的研究中也有同样的结论, 并建议股骨耐受限值要考虑结合弯矩和轴向压力. 但在这些研究中仅仅考虑了股骨干区域, 没有结合考虑在汽车前碰撞中股骨颈部的骨折情况.

本研究旨在建立一个有较高生物逼真度的 50 百分位乘员下肢有限元模型, 并在此基础上分析前碰撞中乘员股骨的损伤生物力学机理及耐受限值. 通过对曲梁模型的股骨受力分析及有限元虚拟实验研究, 分析对前碰撞中整个股骨在受到不同轴向压力-弯矩载荷时对股骨失效部位及耐受限值的影响, 基于损伤机理分析对前碰撞事故中存在的大量的股骨干骨折, 而不是全部出现在强度较弱的股骨颈部的现象提出新的解释.

1 模型的建立及验证

1.1 模型介绍

本模型是在湖南大学人体模型下肢部分 (HBM-Lower limb)^[20-22] 的基础上进行修改完善. 模型基于一位 50 百分位的成年男性下肢解剖学结构, 原下肢模型为站立姿态, 包含了下肢中主要骨骼及膝关节韧带, 并对其进行了胫骨三点弯曲和行人膝关节弯曲及剪切实验的验证^[20-22]. 由于乘员与行人的姿态和损伤机理并不相同^[23], 针对乘员下肢研究需要, 作者在原有模型的基础上进行修改及完善. 改进后的下肢模型较原模型能更准确反映解剖学结构及较好的计算稳定性, 模型具体修改如下:

(1) 增加髌关节囊, 增加肌肉和皮肤、关节软骨等软组织;

(2) 细化骨盆、髌骨、股骨及膝关节韧带;

(3) 重新选定材料本构模型及各部件材料参数;

(4) 根据乘员的几何测量学数据^[24] 将模型调整为膝部展开角度 90° 的坐姿.

下肢模型基于非线性有限元软件 LS-DYNA 3D 开发, 改进后的下肢模型包含有骨盆、髌骨、股骨、髌骨、胫骨、腓骨及足部骨骼, 软组织包含肌肉、皮肤、关节囊、关节软骨、韧带及肌腱. 长骨中骨干区皮质骨使用可变形体单元建模, 考虑到模型的单元大小, 长骨两端、骨盆及髌骨处的皮质骨则使用带厚度的壳单元进行模拟; 松质骨、关节软骨、半月板及肌肉使用可变形体单元建模; 韧带则使用可变形体单元与壳单元结合的建模方法. 模型中以应变作为失效标准来模拟材料失效, 在材料达到预定的失效应变后系统自动删除失效单元, 模型中定义的应变失效值见表 1. 整个模型含有 97 个部件, 单元总数为 65 626, 其中实体单元为 40 155, 壳体单元 25 263, 弹簧单元 208 个. 不含骨盆的下肢重量为 9.534 kg.

在划分网格时, 对模型整体进行单元网格结构和质量进行了控制. 对比不同单元大小对计算结果的收敛性及时间步的影响, 长股骨干区域的截面选用三层实体网格建模. 对模型中的单元质量控制为: 雅克比系数小于 0.6 的单元比例小于 3%, 最小值为 0.4; 翘曲度大于 15° 的单元比例小于 8%, 最大单元翘曲度为 57.8°. 修改后的模型如图 1 所示.

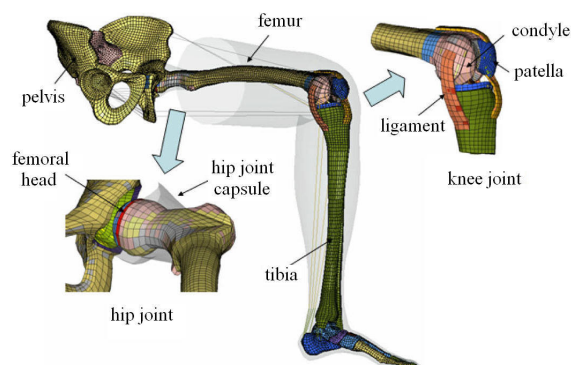


图 1 乘员下肢有限元模型

Fig.1 FE model of lower extremity at seated posture

1.2 模型生物材料特性选取

生物材料的力学特性较为复杂, 如皮质骨材料特性会受到组成皮质骨的骨小板的数量、方向及尺寸的影响^[25]. 从而材料特性表现为非线性、不均匀、各向异性的黏弹性材料, 且对应变速率也较为敏感. 在数值模拟中, 材料模型的选用对有限元模型的仿真精度有十分重要的影响. 考虑模型主要应用于冲击载荷的研究, 选用了 LS-DYNA 中可以区别定

义拉伸、压缩性能，且含有应变率及黏弹性效应的材料模型来模拟皮质骨材料；松质骨及软骨则选用了弹塑性材料本构；而软组织材料使用了弹性材料来模拟皮肤及半月板；肌肉组织则使用黏弹性材料进行模拟；膝关节韧带则采用了准线性黏弹性材料本构模型；且使用了 MAT_MUSCLE 的材料模型来模拟肌肉 [26]。以上材料特性选自于相关文献，各参数取值如表 1 所示。

表 1 生物材料特性选取
Table 1 Material parameters of lower extremity

Material	Regions	Density/ (kg·m ⁻³)	Elasticmodule/ GPa	Poisson's ratio	Yieldstress/ GPa	Failure strain	References
cortical bone	femur shaft	2 000	15.4	0.3	0.120	0.017	[5, 27-28]
	tibia shaft	2 000	18.4	0.3	0.135	0.023	[5-6]
	metaphyseal/patella	2 000	12.0	0.3	0.115	0.02	[9]
	epiphyseal surfacicbone	2 000	6.0	0.3	0.080	0.02	[29]
	pelvis	2 000	15.3	0.3	0.120	0.017	[30]
trabecular bone	femoral head	1 200	0.9	0.33	0.009 3	0.134	[7]
	femoral neck	1 200	0.616	0.33	0.006 6	0.134	[7]
	intertrochanteric	1 100	0.263	0.33	0.003 7	0.134	[7]
	tibia/ fibula/ patella	1 100	0.445	0.33	0.005 6	0.134	[31]
	pelvis	1 100	0.336	0.33	0.005 3	0.134	[30]
articular cartilage	condyle/patella/femoral head/acetabulum	1 800	0.045	0.40	0.003	0.2	[32-33]
tendon	quadriceps	1 200	0.643	0.4	0.06	0.135	[27, 34]
meniscus	knee	1 500	0.25	0.3	—	—	[35]
skin	lower extremity	1 200	0.001	0.3	—	—	[9]
ligaments	hip joint capsule	1 200	0.12	0.4	0.006 1	0.08	[36]
	collateral ligaments/ cruciate ligaments	1 200	bulk modulus : 3.75 GPa; ground substance properties : c_1 : 7.85 MPa; c_2 : 0 MPa; anisotropic properties in the fiber direction c_3 : 0.25 MPa; c_4 : 60.4; c_5 : 307.5 MPa				[37-39]
fresh	lower extremity	1 000	bulk modulus : 29.2 MPa; short time shear modulus : 0.701 MPa; long time shear modulus : 0.234 MPa; decay constant : 100 s ⁻¹				[40]

1.3 下肢 KTH 模型验证

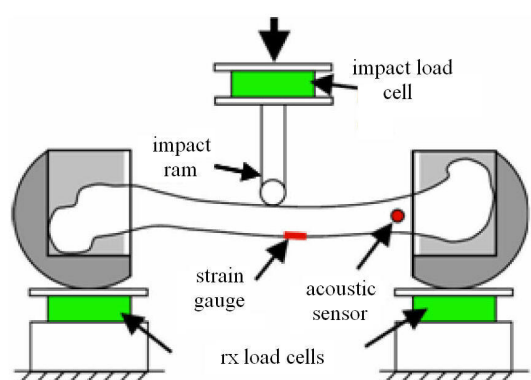
本文研究主要涉及到下肢 KTH 部分，从而选取股骨动态三点弯曲实验 [41] 及 KT 部位膝部冲击实验 [15] 的尸体实验对建立的有限元模型进行验证。通过与实验结果的载荷时间历程曲线、损伤部位等实验结果的比较来验证该模型在建模方法、材料定义及动态响应的正确性。

1.3.1 股骨动态三点弯曲实验

股骨是下肢骨中最重要的组成部分，也是乘员在前碰撞中损伤风险较高的长骨。为了评估其建模方法及材料参数设置的准确性，选用了 Funk 等 [41] 进行的后-前向股骨动态三点弯曲实验对建立的股骨模型进行实验验证。股骨前向朝下后向朝上水平放置。使股骨头中心与股骨髁中心在同一水平面。两端装入金属盒中，伸入长度约为 80 mm，并用快速凝

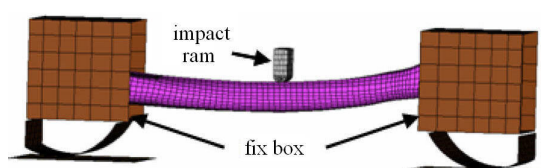
固的聚氨酯泡沫固定。方盒下焊接弧形钢板，使股骨在实验中受到纯弯矩的作用。冲击杆顶部为直径为 12 mm 的圆柱，以速度为 1.2 m/s 于股骨中部由后向前加载冲击，具体实验设置情况如图 2 所示。

图 3 为股骨动态三点压弯仿真结果与及尸体实验结果的载荷-位移历程曲线的对比。仿真中，股骨在位移为 15.96 mm 时从压弯对侧发生拉伸失效导致冲击杆正下方的股骨断裂，最大载荷为 4.23 kN。与 Funk 等 [41] 5 组实验中冲击力峰值及失效时间都有在合理的范围内。股骨在受三点弯曲力作用下，失效时刻股骨中间截面受到的力矩 M_{max} 由公式 $M_{max} = F_{max} \cdot L/4$ 计算为 430.01 Nm (式中 F_{max} 为断裂时冲击杆的作用力， L 为两支撑点距离)，处于实验力矩值 (458±95) Nm 的结果范围内。与实验的对比结果表明股骨模型材料设置合理，动态响应正确。



(a) 实验设置

(a) Test setup



(b) 仿真设置

(b) Simulation setup

图 2 股骨动态三点压弯试验

Fig.2 Setting up of three-point dynamic bending test

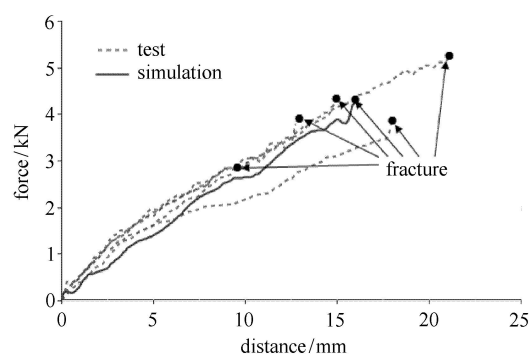


图 3 股骨动态三点压弯仿真与实验载荷-位移曲线

Fig.3 Femur dynamic 3-point bending simulation results against test results

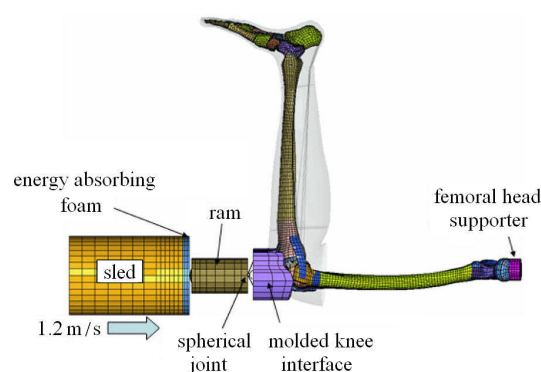
1.3.2 膝-大腿部位膝部冲击实验

为了研究股骨在轴向冲击下的耐受限度, Rupp 等^[15]对 7 具尸体的 13 组不含骨盆的下肢进行了膝部轴向冲击实验, 实验装置如图 4 所示. 实验时下肢调整为坐姿, 大腿处于中间位置, 大腿膝关节展开角度为 90° ; 去除大腿部位肌肉, 通过按股骨顶部形状铸模的刚性杯状来约束其在横向的自由度 (图 4(a)). 由气动推进器对重锤进行加速, 并以 $1\sim 1.2\text{ m/s}$



(a) 实验设置

(a) Test setup



(b) 仿真设置

(b) Simulation setup

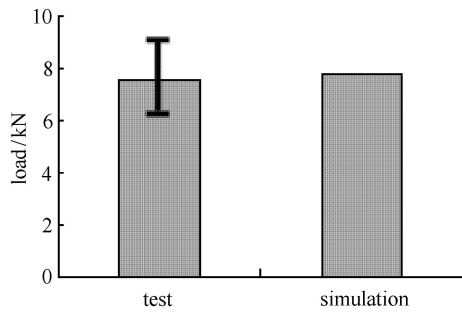
图 4 KT 部位膝部冲击实验

Fig. 4 Setting up of axial impact on knee-thigh complex test

的速度撞击与膝部接触的冲击杆. 为了更好地传递载荷, 冲击杆前置有按膝部形状铸造的刚性垫块, 冲击杆与膝部刚性垫块用球铰连接. 整个冲击控制力加载速率在 300 N/ms 左右.

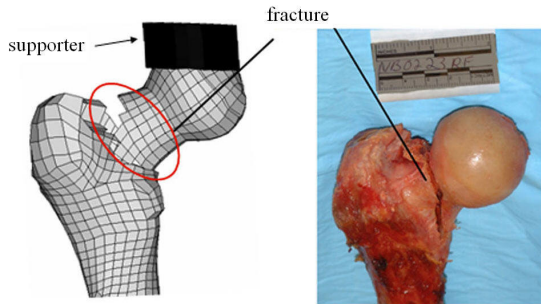
在 Rupp 等^[15]进行的 13 组冲击实验中, 损伤部位都位于股骨颈部. 失效时间发生时间段为碰撞后 $(33.1\pm 5.6)\text{ ms}$, KTH 最大受力为 $(7.59\pm 1.58)\text{ kN}$. 在仿真中, 在受到膝部冲击 37.9 ms 后, 股骨颈部发生失效, 载荷峰值为 7.82 kN . 仿真与实验结果对比如图 5 所示, 可以看出在失效部位与失效峰值大小及失效时刻上都有较好的对应. 可认为整个 KT 模型在膝部冲击下有较好的动态响应及损伤部位预测能力.

在与选定的 2 组尸体实验对比中, 仿真结果从载荷历程曲线、动态响应、损伤部位及耐受限值都有较好的对应, 可以认为模型建模方法合理, 有较好的生物逼真度, 可以应用到后续的研究中.



(a) 实验与仿真失效力比较

(a) Comparison of the femur fracture force



(b) 失效部位比较

(b) Comparison of fracture location

图 5 实验与仿真结果比较

Fig. 5 Comparison between the test results and simulation output

2 轴向压力-弯矩载荷下股骨的损伤机理分析研究

在大部分前碰撞事故中, 股骨骨折的机理为当在膝部与乘员舱仪表板下部膝垫碰撞时, 碰撞力通过髌骨传递到股骨髌, 而且随着膝部侵入到膝垫, 膝关节的展开角由接触时的 $92^\circ \pm 13^\circ$ 减小到侵入量为 100 mm 时的 $75^\circ \pm 11^\circ$ [11]. 此时股骨髌端不仅受到轴向的压力, 亦将受到膝垫向下的压力同胫骨平台向上的支撑力形成的弯矩. 由于碰撞条件, 乘员身高、乘坐习惯及约束系统的保护情况的不同, 在股骨产生的轴向力-弯矩载荷大小也并不相同, 这也是 KTH 部分形成的不同部位损伤的原因.

2.1 轴向压力-弯矩载荷下股骨受力分析

根据乘员股骨在汽车前碰撞载荷下的受力情况, 可以把股骨假定为近端铰支, 远端滑动支撑的的曲梁来分析碰撞力的作用过程. 考虑股骨解剖学特征固有的生理弯曲结构, 将其简化为一段初始曲率为近似正弦形式的曲梁, 受力情况示意如图 6, 设其长度为 L , 初始最大挠度为 a , 则股骨初始挠度 y_0

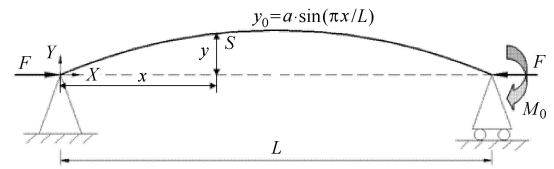


图 6 股骨受轴向压力-弯矩时的受力示意图

Fig. 6 Simplified mechanical model of femur under axial compression-bending loading

为

$$y_0 = a \sin(\pi x/L) \quad (1)$$

则在受压力-弯矩的组合载荷时, 曲梁上任意 S 点挠度增加 y , 则在该点的弯矩 M_s 为

$$M_s = \frac{M_0 x}{L} + F(y + y_0) \quad (2)$$

由挠曲线的微分方程可得

$$EI \frac{d^2 y}{dx^2} = -M_s = -F(y + y_0) - \frac{M_0 x}{L} \quad (3)$$

式中, F 为轴向压力, M_0 为股骨髌端的弯矩载荷, E 为弹性模量, I 为径向惯性矩. 把式 (1) 代入式 (3) 中可以到股骨各部分受到的弯矩与轴向-弯矩组合载荷关系为

$$\frac{d^2 y}{dx^2} + \frac{F}{EI} y + \frac{Fa \sin(\pi x/L)}{EI} + \frac{M_0 x}{2EIL} = 0 \quad (4)$$

二元微分方程的解为

$$y = C_1 \cos Kx + C_2 \sin Kx + \frac{aK^2 L^2}{\pi^2 - K^2 L^2} \sin(\pi x/L) - \frac{M_0}{FL} x \quad (5)$$

式中 $K = \sqrt{F/(EI)}$. 由 $x = 0$ 及 $x = L$ 时, $y = 0$, 则有

$$y = \frac{M_0}{F \sin KL} \sin Kx + \frac{aK^2 L^2}{\pi^2 - K^2 L^2} \sin(\pi x/L) - \frac{M_0}{FL} x \quad (6)$$

将式 (6) 代入到式 (2) 中, 得到 S 点的弯矩为

$$M_s = \frac{M_0}{\sin KL} \sin Kx + \frac{Fa\pi^2}{\pi^2 - K^2 L^2} \sin(\pi x/L) \quad (7)$$

而在受到弯矩截面中, 离不产生变形的中性面距离为 c 的部位受到的应力可以通过式 (8) 得到

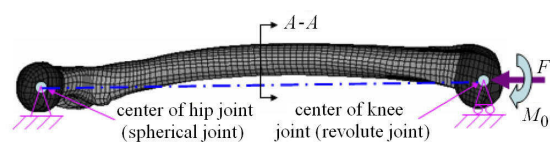
$$\sigma = M_s c / I \quad (8)$$

当 c 点处在截面最上边沿及最下边沿时, 分别对应最大拉应力与最大压应力. 而当拉、压应力达到材料失效值时, 就会产生相应部位的股骨骨折.

2.2 轴向压力-弯矩载荷下股骨骨折及耐受限度有限元分析

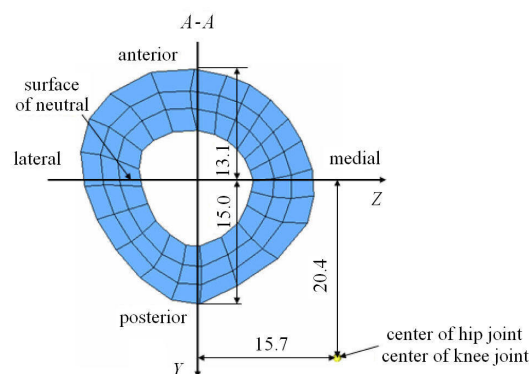
由于人体股骨与曲梁的假定情况有一定的差异,如不同股骨区域的横截面大小、形状及皮质骨厚度都会有所不同.此外,股骨颈部的曲率要明显大于股干区域,因而在受轴向压力-弯矩载荷下股骨的失效原理与曲梁有所不同.为了进一步了解前碰撞中股骨失效的机理,验证后的股骨有限元模型被应用到纯轴向压力、纯弯矩及 4 组不同大小的轴向压力-弯矩载荷的虚拟实验中,用于研究不同载荷条件对股骨骨折部位及耐受限值的影响.

根据下肢的生理结构特点,人体下肢的股骨头与骨盆髋臼形成的髋关节为球铰,而股骨髁与胫骨平台形成的膝关节可以看成为旋转铰.仿真实验设置如图 7(a) 所示,模型中在股骨头的球心处建立球铰,并约束其 3 个移动自由度.在股骨髁中点处建立旋转铰,仅释放其沿股骨轴向移动自由度及径向旋转的自由度.在股骨髁中心处加入轴向压力-弯矩集中载荷.股骨总长度为 437 mm,股骨头球心到股骨髁中心点距离为 404 mm.在 0~20 ms 期间逐步预加载弯矩 M_0 ,稳定 5 ms 后,再以 10 N/ms 的加载速度加载轴向压力 F 直至骨折产生.考虑到在集中载荷下的股骨的变形影响,将股骨头及股骨髁端简化成刚性体.股骨中截面的几何形状及与股骨头中心点、



(a) 股骨轴向压力-弯矩载荷加载设置

(a) Boundary of femur under axial compression-bending loading



(b) 股骨中截面形状

(b) Cross-section of mid-shaft femur

图 7 股骨受载荷条件及其中截面形状 (单位: mm)

Fig. 7 Boundary of femur in impact and cross-section of femur mid-shaft (unit: mm)

股骨干两端面中心点的相对位置如图 7(b) 所示.

3 结果

在 6 组不同轴向压力-弯矩载荷下的虚拟实验中,其失效情况如表 2 所示.随着预加载弯矩 0 增加到 676 Nm,股骨失效位置发生了从股骨颈到股骨干区域的转移.在纯轴向力及 100 Nm 预加载弯矩作用下,股骨失效发生在股骨颈部,失效时刻的轴向压力分别为 8.7 和 8.0 kN;而在 200~600 Nm 预加载弯矩及纯弯矩载荷的作用下,股骨失效位置发生在距股骨髁 171~134.9 mm 的股骨干区域,失效时刻加载的轴向力也由 7.2 kN 减小至 0 kN.股骨 Y 向的最大变形量也随预加载弯矩的增加而由 11.6 mm 增大到 18.9 mm.股骨失效部位的不同也引起了股骨在失效截面处的损伤力矩的变化.断裂发生在股骨颈部的

表 2 不同轴向压力-弯矩载荷作用下股骨失效情况

Table 2 Femoral fracture under axial compression-bending loading

Loading	Bending moment M_0 /Nm					
	0	100	200	400	600	676
axial compression F /kN	8.7	8.0	7.2	4.3	1.1	0
maximum bending moment by axial compression/Nm	323.8	327.6	312.6	191.8	48.2	0
maximum deformation in Y direction/mm	11.6	15.2	17.9	18.5	18.9	18.6
distance between fracture and femoral distal/mm	femoral neck	femoral neck	171	171	160.9	134.9
maximum bending moment at failure cross section/Nm	—	—	381	388	408	443
maximum bending moment at femoral neck/Nm	296	285	239	149	74	63

两组实验中, 股骨的失效弯矩为 296 Nm 和 285 Nm; 而在失效部位发生在股骨干区域的虚拟实验中, 随着预加载弯矩的增加, 失效部位的最大力矩变化为 381~443 Nm. 图 8 为 6 组不同轴向压力-弯矩载荷作

用下, 股骨失效部位及失效时刻的 Von Mises 应力分布图. 图中可以清晰的观察到应力集中部位随着预加载弯矩的增加由股骨颈部向股骨末端转移的过程.

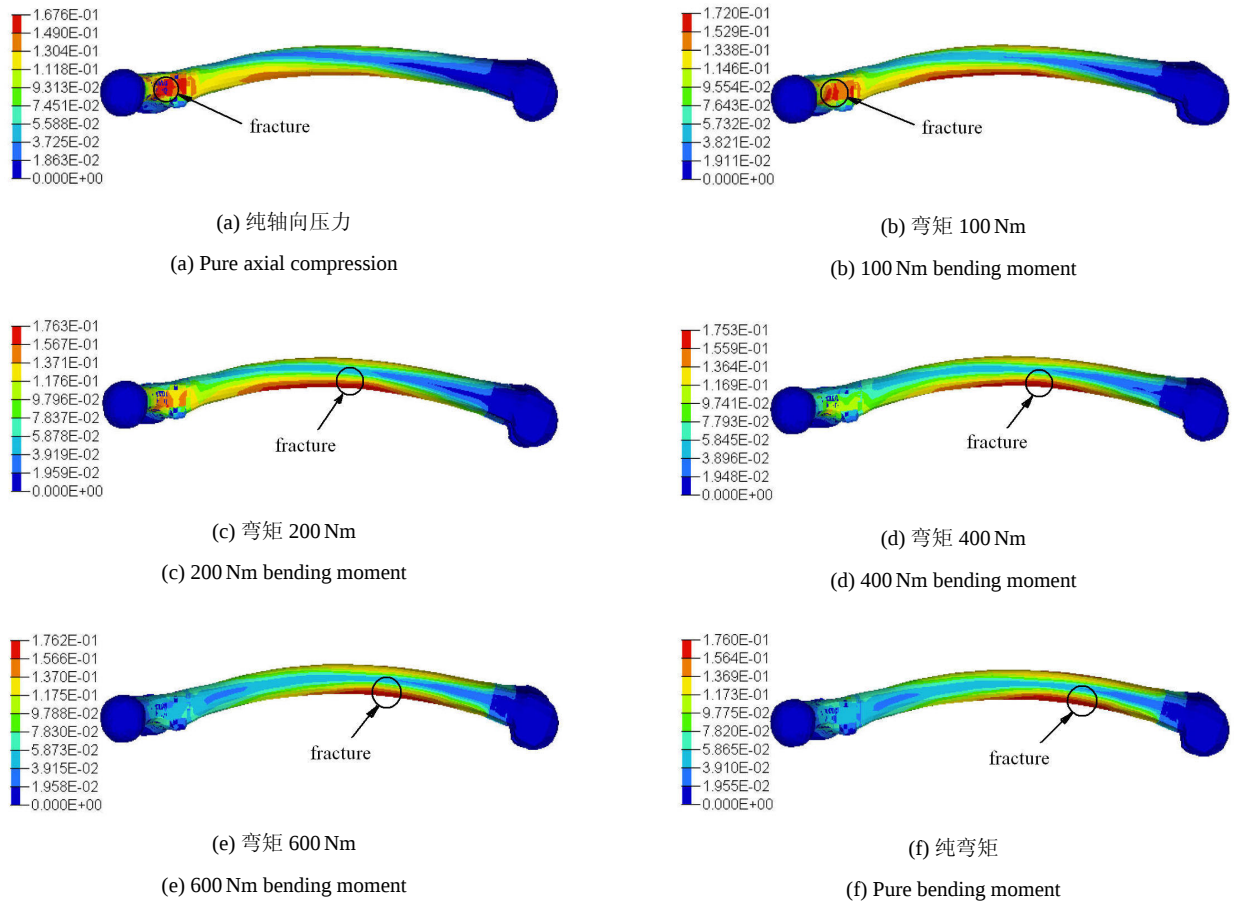


图 8 不同载荷条件下应力分布图 (单位: GPa)

Fig. 8 Von Mises stress distribution under differential loading condition (unit: GPa)

4 讨论

在原有的湖南大学 HBM-Lower limb 模型的基础上修改完善为乘员下肢有限元模型, 并对模型与股骨动态三点弯曲及 KT 部位膝部冲击尸体实验结果进行了对比验证. 结果表明模型能与实验结果有较好的对应, 能正确反映乘员股骨在横向及沿膝部轴向的冲击时的动力学响应, 具有较好的生物逼真度.

在前碰撞中, 前排乘员膝部与仪表台处膝垫的碰撞是 KTH 损伤的直接原因. 股骨末端所受的冲击载荷与股骨头的反作用力使股骨产生弯曲变形, 并最终发生骨折. 根据股骨固有的前向生理弯曲特征将股骨简化成弯梁. 由式 (2) 和式 (7) 可知, 在膝部与膝垫接触后, 股骨各截面的弯矩分别由轴向压力

与弯矩载荷叠加而成. 受轴向压力作用下的曲梁弯矩最大值产生在中截面; 而受预加载弯矩作用时最大值则产生在曲梁末端. 这就决定了不同的轴向压力-弯矩下会影响到股骨各截面的弯矩分布, 从而影响到股骨的失效位置及耐受限值. 由式 (7) 可知股骨的耐受限值会受到跨度、截面惯性矩、生理弯曲曲率, 材料特性的影响.

股骨结构形状是不规则的, 从股骨髁到大转子处结构呈两端膨大, 中部横截面缩小; 而弹性模量较大的皮质骨厚度则从中间向两端从 7 mm 减小到 2 mm. 而在股骨头及股骨颈部分皮质骨厚度则为 1~4 mm^[42], 股骨头至颈部轴线与股骨干轴线的空间夹角为 124°. 这些结构特点将导致各截面的惯性矩

大小从而影响到股骨各截面的失效弯矩的不同. 股骨的结构特点也会影响到在不同载荷作用下因应力集中而产生骨折的位置.

由6组虚拟实验结果表现出股骨失效位置及耐受限值受到了不同载荷条件的影响. 在预加载弯矩为100 Nm及纯轴向力作用下, 由于股骨颈部存在大曲率弯曲结构, 从而股骨颈内侧产生应力集中并首先于股骨干达到失效值. 而在预加载弯矩为200 Nm及以上的4组虚拟实验中, 靠近股骨末端受到的弯矩较大, 且随预加载弯矩的增加, 股骨Y向的最大变形量也而由11.6 mm增大到18.9 mm, 这使得轴向压力在股骨干区域的力臂增大, 进一步加快了弯矩的增加速度. 因而失效发生在距末端134.9~171 mm的股骨干区域, 图8中的应力云图正是当预加载弯矩增加时的应力集中部位从股骨颈部转移到股骨干区域的变化情况. 由于股骨各截面强度不一致, 股骨失效部位的不同也引起了股骨失效截面力矩的变化. 在失效部位为股骨颈部的两组虚拟实验中, 失效时刻的股骨颈的弯矩分别为296 Nm和285 Nm. 而失效区域为股骨干的4组虚拟实验中, 断裂截面所受的力矩为381~443 Nm. 由于曲率较大的股骨颈部在受到较大轴向压力和较小弯矩作用时, 更容易产生应力集中, 从而先于股骨干失效. 而在受到较小轴向力与较大弯矩作用时, 靠近股骨髁端受到的力矩较大, 最大应力值将前移到股骨干区域, 从而在股骨干区域产生了骨折. 分析结果也说明了目前在美国联邦机动车安全标准FMVSS 208法规中将10 kN股骨轴向压力作为损伤标准并不能反映真实事故中股骨损伤机理.

5 结论

针对乘员下肢股骨在前碰撞中的受力情况, 进行了股骨曲梁模型的力学分析及有限元虚拟实验分析. 结果表明: 在不同的轴向压力-弯矩条件下, 股骨失效部位及失效部位的弯矩都将受到影响. 在预加载弯矩为100 Nm及纯轴向压和作用下, 股骨失效部位发生股骨颈部, 而在预加载大于200 Nm的弯矩作用下, 失效位置发生在距股骨末端134.9~171 mm的股骨干区域. 股骨失效部位的变化也引起了股骨耐受限值的变化. 在失效位置为股骨颈部时的失效截面弯矩为285~295 Nm; 而在失效部位发生在股骨干区域的失效截面弯矩为381~443 Nm. 股骨在轴向压力-弯矩下的损伤机理分析解释了在膝部轴向

冲击实验中股骨失效全部出现在股骨颈部, 而在前碰撞事故中仍有大量的股骨干骨折情况出现的原因.

参考文献

- 1 Laituri TR, Henry S, Kaye S, et al. Derivation and theoretical assessment of a set of biomechanics-based, AIS2+ risk equations for the knee-thigh-hip complex. *Stapp Car Crash Journal*, 2006, 50: 97-130
- 2 Kuppa S, Wang J, Haffner M, et al. Lower extremity injuries and associated injury criteria. In: *Processings of the 17th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV)* - Amsterdam, The Netherlands, June 4-7, 2001
- 3 Rupp JD. Biomechanics of hip injuries in frontal motor-vehicle crashes. [PhD Thesis]. Michigan: University of Michigan, 2006
- 4 Silvestri C, Ray MH. Development of a finite element model of the kneethigh-hip of a 50th percentile male including ligaments and muscles. *International Journal of Crashworthiness*, 2009, 14(2): 215-229
- 5 Burstein AH, Reilly DT, Marterns M. Aging of bone tissue mechanical properties. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 1976, 58-A(1): 82-86
- 6 Kemper A, McNally C, Kennedy E, et al. The material properties of human tibia cortical bone in tension and compression: implications for the tibia index. In: *Processings of the 20th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles Conference (ESV)* in Lyon, France, June 18-21, 2007
- 7 Martens M, Audekercke RV, Meester PD, et al. The mechanical characteristics of cancellous bone at the upper femoral region. *Journal of Biomechanics*, 1983, 16(12): 971-983
- 8 Kim YS, Choi HH, Cho YN, et al. Numerical investigations of interactions between the knee-thigh-hip complex with vehicle interior structures. *Stapp Car Crash Journal*, 2005, 49: 85-115
- 9 Beillas P, Begeman PC, Yang KH, et al. Lower limb: Advanced FE model and new experimental data. *Stapp Car Crash Journal*, 2001, 45: 469-494
- 10 Untaroiu CD, Yue N, Shin J. A finite element model of the lower limb for simulating automotive impacts. *Annals of Biomedical Engineering*, 2013, 41(3): 513-526
- 11 Rupp JD, Miller CS, Reed MP, et al. Characterization of knee impacts in frontal crashes. In: *Processings of the 20th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles Conference (ESV)* in Lyon, France, June 18-21, 2007
- 12 Melvin JW, Richard LS, Alem NM, et al. Impact response and tolerance of the lower extremities. SAE Paper Number 751159, 1975
- 13 Powell WR, Steven JO, Sunder HA, et al. Cadaver femur responses to longitudinal impacts. SAE Paper Number 751160, 1975
- 14 Morgan RM, Nichols H, Marcus JH, et al. Human cadaver and hybrid III responses to axial impacts of the femur. In: *Processing of International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impacts*. Bron, IRCOBI, 1990. 21-35
- 15 Rupp JD, Reed MP, Chris AV, et al. The tolerance of the human hip to dynamic knee loading. *Stapp Car Crash Journal*, 2002, 46: 211-228

- 16 Chang CY, Rupp JD, Kikuchi N, et al. Development of a finite element model to study the effects of muscle forces on knee-thigh-hip injuries in frontal crashes. *Stapp Car Crash Journal*, 2008, 52: 475-504
- 17 States JD. Adult occupant injuries of the lower limb. SAE Paper Number 861927. 1986
- 18 Ivasson BJ, Genovese D, Crandall JR, et al. The tolerance of the femoral shaft in combined axial compression and bending loading. *Stapp Car Crash Journal*, 2009, 53: 251-290
- 19 Untaroiu CD. A numerical investigation of mid-femoral injury tolerance in axial compression and bending loading. *International Journal of Crashworthiness*, 2010, 15(1): 83-92
- 20 杨济匡, 方海峰. 人体下肢有限元动力学分析模型的建立和验证. 湖南大学学报 (自然科学版), 2005, 32(5): 31-36 (Yang Jikuang, Fang Haifeng. Development and validation of a FE model of lower extremity for dynamics analysis. *Journal of Hunan University (Natural Sciences)*, 2005, 32(5): 31-36 (in Chinese))
- 21 韩勇, 杨济匡, 李凡, 等. 汽车-行人碰撞中人体下肢骨折的有限元分析. 吉林大学学报 (工学版), 2011, 41(1): 6-11 (Han Yong, Yang Jikuang, Li Fan, et al. Finite element analysis of lower extremity fractures in vehicle-pedestrian collision. *Journal of Jilin University (Engineering and Technology Edition)*, 2011, 41(1): 6-11 (in Chinese))
- 22 Yong H, Yang JK, Mizuno K. Virtual reconstruction of long bone fracture in car to pedestrian collisions using multibody system and finite element method. *Chinese Journal of Mechanical Engineering*, 2011, 24(6): 1045-1055
- 23 张冠军, 曹立波, 官凤娇等. 基于汽车与行人碰撞载荷特点的下肢长骨建模. 力学学报, 2011, 43(5): 939-947 (Zhang Guanjun, Cao Libo, Guan Fengjiao, et al. Development and validation of FE models for long bones of lower limb in vehicle-to-pedestrian crashes. *Chinese Journal of Theoretical and Applied Mechanics*, 2011, 43(5): 939-947 (in Chinese))
- 24 Robbins DH, Schneider LW, Snyder RG, et al. Seated posture of vehicle occupants. SAE Paper Number 831617, 1983
- 25 贺毅. 膝关节的生物力学. 医用生物力学, 1998, 13(1): 58-65 (He Yi. Biomechanics of knee joint. *Journal of Medical Biomechanics*, 1998, 13(1): 58-65 (in Chinese))
- 26 Livermore Software Technology Corporation, LS-DYNA, Keyword User's Manual. Version 971. Livermore, CA, 2007
- 27 Takahashi Y, Kikuchi Y, Konosu A, et al. Development and validation of the finite element model for the human lower limb of pedestrians. *Stapp Car Crash Journal*, 2000, 44: 335-355
- 28 Viano DC. Biomechanics of bone and tissue: A review of material properties and failure characteristics. SAE Paper Number 861923, 1986
- 29 Mente PL, Lewis JL. Elastic modulus of calcified cartilage is an order of magnitude less than that of subchondral bone. *Journal of Orthopaedic Research*, 1994, 12(5): 637-647
- 30 Anderson AE, Peters CL, Benjamin DT, et al. Subject-specific finite element model of the pelvis: development, validation and sensitivity studies. *Journal of Biomechanical Engineering*, 2005, 127: 364-373
- 31 Linde F, Hvid I, Pongsoipetch B. Energy absorptive properties of human trabecular bone specimens during axial compression. *Journal of Orthopaedic Research*, 1989, 7(3): 432-439
- 32 Repo RU, Finlay JB. Survival of articular cartilage after controlled impact. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 1977, 59-A(8): 1068-1076
- 33 Dakin GJ, Arbelaez RA, Molz FJ, et al. Elastic and viscoelastic properties of the human pubic symphysis joint: Effects of lateral impact loading. *Journal of Biomechanical Engineering*, 2001, 123: 218-226
- 34 Butler DL, Kay MD, Stouffer DC. Comparison of material properties in fascicle-bone units from human patellar tendon and knee ligaments. *Journal of Biomechanics*, 1986, 19(6): 425-432
- 35 Fithian DC, Kelly MA, Mow VC. Material properties and structure-function relationships in the menisci. *Clinical Orthopaedics & Related Research*, 1990, 252: 19-31
- 36 Hewitt J, Guilak F, Richard G, et al. Regional material properties of the human hip joint capsule ligaments. *Journal of Orthopaedic Research*, 2001, 19(3): 359-364
- 37 Untaroiu C, Darvish K, Crandall J, et al. A finite element model of the lower limb for simulating pedestrian impacts. *Stapp Car Crash Journal*, 2005, 49: 157-181
- 38 Quapp KM, Weiss JA. Material characterization of human medial collateral ligament. *Journal of Biomechanical Engineering*, 1998, 120: 757-762
- 39 Mo FH, Arnoux PJ, Cesari D, et al. The failure modelling of knee ligaments in the finite element model. *International Journal of Crashworthiness*, 2012, 17(6): 630-636
- 40 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. *Stapp Car Crash Journal*, 2003, 47: 437-457
- 41 Funk JR, Kerrigan JR, Crandall JR. Dynamic bending tolerance and elastic plastic material properties of the human femur. In: Proceedings of the 48th Annual Proceedings Association for the Advancement of Automotive Medicine. Barrington, USA, September 13-15, 2004. 215-233
- 42 Antoine S, Jolivet E, Quijano S, et al. Distribution and variability study of the femur cortical thickness from computer tomography. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2012, 15(sup1): 1-19

(责任编辑: 周冬冬)

AN INVESTIGATION OF BIOMECHANICAL MECHANISMS OF OCCUPANT FEMUR INJURIES UNDER COMPRESSION-BENDING LOAD¹⁾

Jiang Xiaoqing* Yang Jikuang^{*,†,2)} Wang Bingyu * Zhang Weigang *

^{*}(State Key Laboratory of Advanced Design and Manufacturing for Vehicle Body, Hunan University, Changsha 410082, China)

[†](Department of Applied Mechanics, Chalmers University of Technology, Gothenburg 41296, Sweden)

Abstract Occupant femur fractures occur frequently under compression-bending load in the frontal crashes of passenger cars. In order to explore the injury mechanisms and tolerances of occupants' femur in this load condition, a finite element model of the lower extremity in the sitting posture was developed based on the anatomy of a 50th percentile male. Then the model was validated against two types of cadaver tests, including three-point dynamic bending test of the femur and the axial impact test on the knee-thigh complex. A study of femur fractures under compression-bending load has been carried out using an analytical model of the curved beam. Furthermore, six virtual tests were conducted using the validated finite element model. The results show that the location of bone fractures and the tolerance of the femur depend on both bending load and axial compression. With the increasing preload of the bending moment from 0 to 676 Nm, the femur fracture location was shift from the femoral neck to the shaft. Regarding the tests with fractures occurring in the femoral neck, the tolerance of the femur is between 285 and 296 Nm. For the other tests with fractures located in the femoral shaft, the tolerance of the femur is between 381 and 443 Nm. The results indicated that the femur fractures always occurred at the femoral neck in axial impact tests on the knee-thigh complex, but in real world car frontal impacts the femoral shaft fractures can be observed frequently.

Key words car frontal impact, biomechanics, occupant femur fractures, injury mechanism, finite element methods

Received 2 September 2013, revised 8 November 2013.

1) The project was supported by National High Technology Research and Development Program of China (2006AA110101) and the National Natural Science Foundation of China (51275164), the Autonomous Subject Program of the State Key Laboratory of Advanced Design and Manufacturing for Vehicle Body, Hunan University (61075004) and the Program for Changjiang Scholars and Innovative Research Team in University (531105050037).

2) Yang Jikuang, professor, research interest: vehicle crash safety and human injury biomechanics. E-mail: jikuangyang@hnu.edu.cn