

文章编号:1674-2974(2016)10-0042-10

# 行人下肢高精度数值模型与损伤参数研究<sup>\*</sup>

兰凤崇<sup>1,2</sup>, 黄伟<sup>1,2</sup>, 陈吉清<sup>1,2†</sup>, 吴凯<sup>1,2</sup>

(1. 华南理工大学机械与汽车工程学院, 广东 广州 510640; 2. 广东省汽车工程重点实验室, 广东 广州 510640)

**摘要:**为了深入研究汽车-行人碰撞过程中下肢的生物力学响应和损伤机理,基于人体解剖学结构建立了具有完整下肢组织结构和高仿生精度的成年男性行人下肢有限元模型,包括股骨、胫骨、腓骨、髌骨等下肢骨骼以及皮肤、肌肉、韧带、关节囊、半月板等重要软组织.针对长骨骨干断面几何不均匀的特征,提出以CT断面影像数据为依据,建立以真实皮质骨内外表面为边界实现皮质骨断面厚度和形状连续变化的长骨数值模型,对不同建模方式进行了对比,采用两层实体单元模拟皮质骨以获得相对较高的计算精度和计算效率.通过模拟相关生物力学实验,获得了行人下肢各部位的损伤参数,分析了皮质骨厚度变化以及不同撞击方向对下肢损伤参数和损伤机理的影响.上述损伤参数的获得可为我国汽安全性设计提供参考.

**关键词:**行人安全;下肢;有限元模型;生物力学;损伤机理

**中图分类号:**U461

**文献标识码:**A

## Development and Injury Parameters Research of a FE Model of Lower Limb with High Precision for Adult Pedestrians

LAN Feng-chong<sup>1,2</sup>, HUANG Wei<sup>1,2</sup>, CHEN Ji-qing<sup>1,2†</sup>, WU Kai<sup>1,2</sup>

(1. School of Mechanical & Automotive Engineering, South China Univ of Technology, Guangzhou, Guangdong 510640, China;

2. Guangdong Provincial Key Laboratory of Automotive Engineering, Guangzhou, Guangdong 510640, China)

**Abstract:** In order to study the biomechanical response and injury mechanisms of pedestrian's lower limb during impact, a three-dimensional FE model of lower limb for adult pedestrians with high precision was developed on the basis of human anatomical structure. The lower limb model included complete anatomical structure of femur, tibia, fibula, patella as well as soft tissues such as skin, fresh, ligaments, capsule meniscus and cartilage. Considering the nonuniformity of the section of cortical bone, a long bone model was developed based on CT data with the thickness and the shape of the cortical bone section varying continuously. In comparison with other modeling methods, cortical bone was modeled with two-layer solid elements to obtain higher precision and efficiency. The injury criterions of pedestrians' lower limb such as the ultimate bending moment of femur and tibia were obtained by modeling related biomechanical experiments. In addition, the influence of the thickness of cortical bone and the impact direction to injury mechanism and injury parameters of lower limb were analyzed. The injury parameters can provide important ref-

\* 收稿日期:2015-09-22

基金项目:国家自然科学基金资助项目(51375170), National Natural Science Foundation of China(51375170);广东省自然科学基金资助项目(2015A030313213)

作者简介:兰凤崇(1959-),男,吉林四平人,华南理工大学教授,博士生导师

† 通讯联系人, E-mail: chjq@scut.edu.cn

erence for the design of cars.

**Key words:** pedestrian safety; lower limb; finite element model; biomechanics; injury mechanism

中国是交通事故死亡人数最多的国家. 相对于汽车乘员, 行人是道路使用者中的弱势群体. 据世界卫生组织统计, 中国行人死亡人数占交通事故死亡人数的 26%, 而美国只占 11%, 德国为 14%<sup>[1]</sup>. 由此可见, 中国在行人安全方面与发达国家还存在较大的差距. 如何避免和降低交通事故中行人的死伤, 是中国道路安全领域面临的重要课题, 对其进行研究, 具有重大的社会意义.

在车-人碰撞交通事故中, 行人最易受伤的部位为头部和下肢, 所占比例分别为 31.3% 和 32.4%<sup>[2]</sup>. 虽然头部损伤是造成行人死亡的主要原因, 但一般情况下, 下肢往往首先与汽车发生碰撞, 先于头部发生损伤, 下肢损伤是交通事故中使人致残的主要因素. 因此, 下肢防护是行人保护研究的重点.

鉴于交通事故中行人下肢损伤的频发性和严重性, 国内外学者进行了下肢损伤的相关研究. 随着计算机和医学成像技术的不断发展, 有限元法已逐渐成为研究下肢损伤生物力学的重要工具, 使下肢损伤和生物力学响应的数值模拟成为可能. Yang 等<sup>[3]</sup>建立了由股骨、胫骨和膝关节构成的人体下肢有限元模型, 用来预测下肢长骨和膝关节的损伤风险. Takahashi 等<sup>[4-5]</sup>分别基于 Viewpoint Datalab 和志愿者 MRI 数据, 建立了具有较高生物仿真度的行人下肢模型, 并采用非线性、应变率材料模型定义下肢长骨和膝关节韧带. Untaroiu 等<sup>[6]</sup>根据 Visible Human Male Project (VHMP) 的几何数据, 在纵、横向上分别以 0.95 和 0.85 的缩放系数进行缩放, 建立了 50 百分位(美国)男性行人的下肢有限元模型, 并模拟相关生物力学实验对下肢模型的可靠性进行了全面的验证. 张冠军等<sup>[7]</sup>基于 THUMS 模型改进了行人下肢模型, 并对其进行了整体弯曲验证, 具有较好的生物逼真度.

中国在人体损伤生物力学方面的研究起步较晚, 目前汽车企业和研究机构自主开发可用于汽车安全性研究的相关生物力学模型还较少; 且对于能够准确、深入分析行人下肢的生物力学响应和损伤机理而言, 相关模型在结构和材料等方面做了较多简化, 如将下肢长骨模型皮质骨各断面赋予相同厚度, 不符合骨骼的解剖学特征, 会影响损伤的分析结果, 因此建立精细化

的行人下肢模型成为迫切的需要. 本文根据人体解剖学结构, 建立了具有精细解剖学结构的成年行人下肢有限元模型, 通过模拟相关生物力学实验进行了验证, 获得了下肢各部位的损伤参数, 为中国汽车安全性设计提供参考.

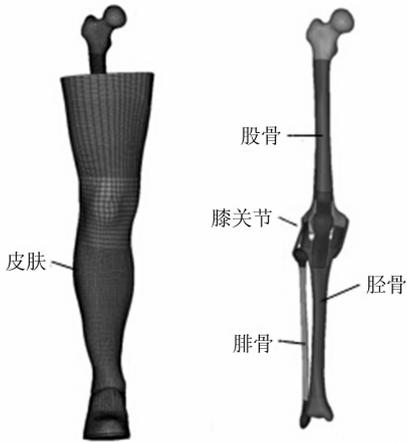
## 1 行人下肢有限元模型的构建

### 1.1 行人下肢有限元模型的建立

根据国标 GB 10000 中 50 百分位中国成年男性的身体尺寸标准(身高 1 678 mm, 体重 59 kg), 本文选定一位 30 岁、身高 1 680 mm、体重约 60 kg 的中国成年男性志愿者进行下肢螺旋 CT 扫描, 为获得较高的扫描精度, 扫描厚度定为 0.6 mm. 根据扫描得到的 CT 断层文件, 采用医学影像技术, 通过 mimics 软件进行图像分割, 提取得到下肢骨骼的三维点云数据, 并利用逆向开发软件重建其三维曲面模型. 在几何模型的基础上, 利用 ANSYS ICEM CFD 软件及其特有的 Block-Controlled 网格划分法构建下肢骨骼三维有限元模型; 由于韧带、关节囊等下肢软组织难以从 CT 影像中提取, 本文通过研究其解剖学结构确定下肢各软组织的形态特征, 在下肢骨骼模型的基础上利用 HYPERMESH 有限元前处理软件构建下肢软组织的有限元模型.

行人下肢有限元模型如图 1 所示, 该模型具备完整的下肢解剖学结构, 包括股骨、胫骨、腓骨、髌骨等下肢骨骼以及皮肤、肌肉和膝关节软组织等. 行人-汽车碰撞事故中, 下肢损伤的主要类型包括: 大腿损伤(股骨骨折)、小腿损伤(胫骨、腓骨骨折)及膝关节损伤<sup>[8]</sup>. 因此, 下肢长骨和膝关节是本文的建模重点.

本文对长骨不同建模方式进行了比较和分析, 采用六面体实体单元模拟皮质骨和松质骨, 其中骨干区域皮质骨采用 2 层实体单元模拟, 后续分析表明采用 2 层实体单元模拟长骨骨干能够兼顾计算精度和计算效率; 骨骺区域皮质骨较薄, 为避免单元尺寸过小, 仅用 1 层单元模拟. 骨干和骨骺皮质骨之间采用五面体单元实现平滑过渡. 以股骨模型为例, 其有限元模型如图 2 所示.



(a) 下肢模型 (b) 下肢骨骼模型  
图 1 行人下肢有限元模型  
Fig. 1 FE model of lower extremity

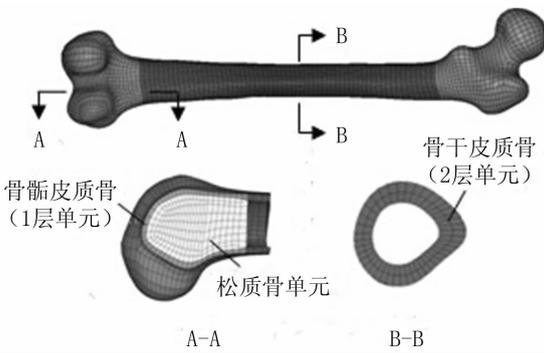


图 2 股骨有限元模型  
Fig. 2 FE model of femur

下肢长骨皮质骨各断面具有形状不规则性和厚度不均匀性,同时各断面形状、厚度变化具有连续性.前人建立的长骨皮质骨模型多是通过外表面向内偏移而成,因而皮质骨各断面厚度相同;或采用壳单元模拟分段赋予皮质骨不同的厚度值,但段间皮质骨厚度的变化不连续且段内厚度相同,因此上述方法均不能准确地反映长骨皮质骨的解剖学特征.本文通过 CT 影像技术,采用较小的扫描层厚以获得精确反映下肢长骨复杂几何特征的长骨点云数据,并拟合生成皮质骨内、外表面的自由曲面数学模型,以此为边界建立皮质骨厚度、形状连续变化的长骨有限元模型,真实表征下肢长骨皮质骨形状的不规则性、厚度的不均匀性以及形状、厚度变化的连续性.以胫骨为例,其 CT 影像和有限元模型分别如图 3,图 4 所示.

膝关节是人体内最大最复杂的关节,其有限元模型如图 5 所示.膝关节软组织模型包括韧带、关节囊、半月板和关节软骨等,对膝关节的稳定性具有重要作用.影响膝关节运动学响应的韧带主要有 4 条,

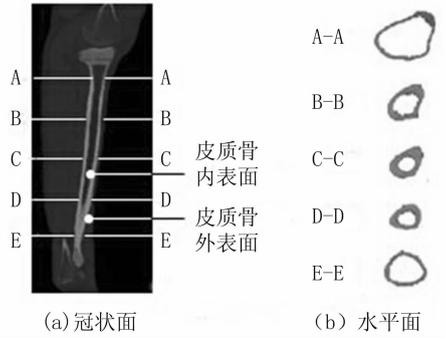


图 3 胫骨 CT 影像  
Fig. 3 CT image of tibia

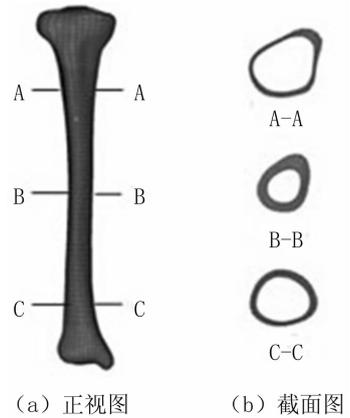


图 4 胫骨有限元模型  
Fig. 4 FE model of tibia

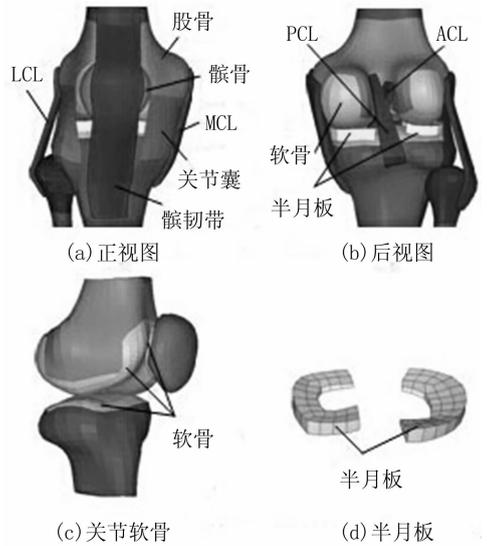


图 5 膝关节有限元模型  
Fig. 5 FE model of femur

分别为:胫侧副韧带(MCL),腓侧副韧带(LCL),前交叉韧带(ACL)和后交叉韧带(PCL).上述韧带均采用 2 层实体单元模拟,厚度约为 4 mm<sup>[9]</sup>.关节囊

采用壳单元模拟,包围膝关节四周(为显示膝关节内部软组织结构,图 6(b)隐藏部分关节囊单元),厚度定义为 0.5 mm<sup>[6]</sup>. 在股骨、胫骨及髌骨的关节面上,分别附上一层实体单元模拟关节软骨,厚度为 2~3 mm<sup>[10]</sup>. 内、外侧半月板采用一层实体单元模拟,位于股骨和胫骨关节面之间. 膝关节各关节面之间定义为自动面-面接触方式(\* CONTACT\_AUTOMATIC\_SURFACE\_TO\_SURFACE - ACE),关节各软组织之间定义为单面接触方式(\* CONTACT\_AUTOMATIC\_SINGLE\_SURFACE).

肌肉与皮肤能够吸收碰撞能量,改变骨骼的受力分布情况,具有一定的缓冲作用. 肌肉采用六面体单元模拟,与长骨模型共节点连接,并在表面附上一层壳单元模拟皮肤,厚度定义为 1 mm.

建立的行人下肢有限元模型共包括 68 830 个单元,73 440 个节点,最小单元尺寸 0.7 mm,最小雅各比 0.5,满足计算要求.

### 1.2 行人下肢有限元模型的材料参数

尽管不同人种身体在尺寸上存在差异,但其生

物组织材料参数仍具有一定的借鉴意义,本文下肢模型的材料参数主要参考国内外相关文献获得,如表 1~表 3 所示. 其中皮质骨和松质骨采用各向同性的弹塑性材料模拟;膝关节主要韧带定义为线黏弹性材料,以模拟韧带的非线性和黏弹性特征,相关参数参考 Van Dommelen 等不同应变率下的韧带拉伸实验反求获得<sup>[15]</sup>;下肢肌肉参考文献定义为粘弹性材料,皮肤、关节囊、关节软骨和半月板等软组织均采用弹性材料模拟,不考虑其损伤.

表 1 下肢主要组织材料参数<sup>[6,11-12]</sup>

Tab.1 Material parameters of bones and some soft tissues of lower limb

下肢组织	密度 $\rho$ /( $\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$ )	弹性模量 /GPa	泊松比 $\nu$	屈服应力 /GPa	失效应变 $\epsilon_{\text{max}}$
股骨皮质骨	2 000	13.1	0.3	0.121	0.015
胫骨皮质骨	2 000	15.5	0.3	0.122	0.010
腓骨皮质骨	2 000	17.8	0.3	0.100	0.010
髌骨皮质骨	2 000	15.5	0.3	0.110	—
松质骨	1 000	0.30	0.3	0.010	0.134
半月板	1 500	0.25	0.4	—	—
关节软骨	1 000	0.20	0.4	—	—

表 2 膝关节主要韧带材料参数<sup>[13-15]</sup>

Tab.2 Material parameters of knee ligament models

韧带	密度 $\rho$ /( $\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$ )	体积模量 K/GPa	短时剪切模量 $G_0$ /GPa	长时剪切模量 $G_\infty$ /GPa	衰减系数 $\beta/\text{s}^{-1}$	失效应变 $\epsilon_{\text{max}}$	失效应力 $\sigma_{\text{max}}$ /GPa
MCL	1 100	0.504	0.045	0.031	100	0.35	0.034
LCL	1 100	0.504	0.059	0.036	100	0.16	0.024
ACL/PCL	1 100	0.504	0.068	0.045	100	0.32/0.27	0.050/0.040

表 3 肌肉模型材料参数<sup>[16]</sup>

Tab.3 Material parameters of fresh model

	密度 $\rho$ /( $\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$ )	体积模量 K/GPa	短时剪切模量 $G_0$ /GPa	长时剪切模量 $G_\infty$ /GPa	衰减系数 $\beta/\text{s}^{-1}$
肌肉模型	1 200	0.0292	0.000701	0.000234	100

## 2 行人下肢损伤参数研究

损伤阈值的获取是研究人体损伤风险和机制的基础. 由于国内在人体损伤生物力学方面的研究起步较晚,目前已发表的文献资料中,缺少与中国人体下肢损伤阈值相关的基础性实验研究. 在此背景下,本文参考欧美人体生物力学实验方法,利用本文建立的高精度下肢生物力学模型,对下肢各部位的损伤参数进行了仿真研究.

### 2.1 下肢长骨模型准静态条件下的损伤参数研究

本文参考 Yamada, Asang 等<sup>[17-18]</sup>的尸体实

验,在准静态加载条件下,对下肢长骨(股骨、胫骨和腓骨)的损伤参数进行了仿真研究,如图 6 所示. 将下肢长骨模型水平放置于刚性支撑面上,定义接触面摩擦系数为 0.3,直径为 25 mm 的刚性圆柱体以 0.01 m/s 的恒定速度分别从 A-P 方向对长骨模型中部进行加载,直至骨折断裂.

准静态三点弯曲条件下股骨、胫骨和腓骨模型的生物力学响应分别如图 7~图 9 所示. 准静态加载作用下,接触力随加载处位移的增加而增大,并近似成正比关系. 股骨、胫骨和腓骨模型骨折的耐受极限分别为 4.50 kN,4.03 kN 和 0.41 kN,单位位移下增加的载荷分别为 0.39 kN/mm,0.39 kN/

mm 和 0.03 kN/mm,其中股骨的耐受极限最高,约是腓骨的 10 倍,而胫骨的损伤阈值略低于股骨. 仿真曲线与文献中实验曲线对比可知,两者具有相同趋势,尽管存在一定的误差,但考虑到实验样本(欧美)与仿真模型(中国)在尺寸上的差异以及计算误差,上述误差在合理范围内. 由于模型仿真与尸体实验具有类似的生物力学响应,因此认为下肢长骨模型能够反映长骨的准静态生物力学特性.

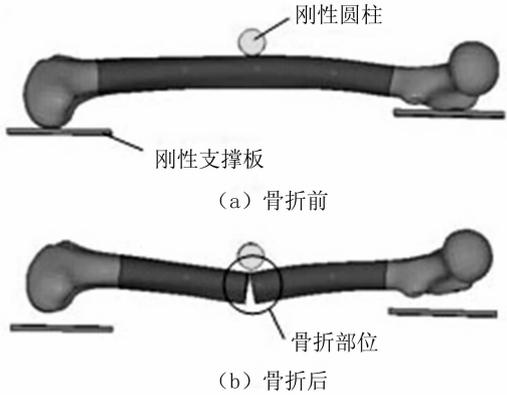


图 6 长骨准静态 3 点弯曲仿真  
Fig. 6 Quasi-static three-point bending simulation

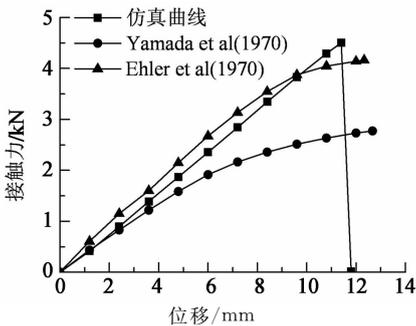


图 7 股骨模型准静态加载曲线  
Fig. 7 Simulation result of femur model in quasi-static loading

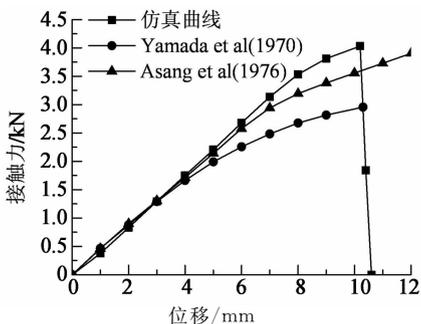


图 8 胫骨模型准静态加载曲线  
Fig. 8 Simulation result of tibia model in quasi-static loading

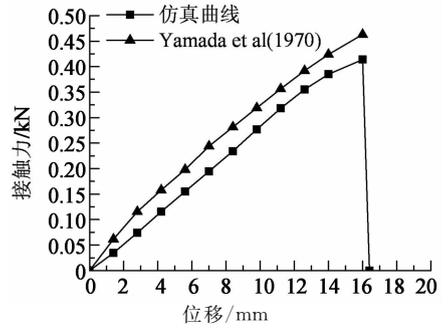


图 9 腓骨模型准静态加载曲线  
Fig. 9 Simulation result of fibula model in quasi-static loading

### 2.2 下肢长骨动态加载条件下的损伤参数研究

下肢长骨动态加载条件下的损伤参数研究参考文献[19]的尸体实验方法进行. 仿真设置如图 10 所示,将长骨模型两端塞入下方带有弧形金属板的金属方盒内,以提供一个简单的支撑条件,并保持模型姿态与其在人体中的姿态一致. 实验中金属盒采用聚氨酯泡沫填充塞实,仿真时通过定义长骨模型两端与金属盒的刚性连接(\*CONSTRAINED\_EXTRA\_NODES\_SET)来模拟. 前端为弧形的刚性冲击器以恒定速度从 L-M 方向加载于股骨(1.2 m/s)和胫骨(1.45 m/s)中部直至骨折. 胫骨弯曲实验中,冲击器前端包裹有 25 mm 的 confor™ 泡沫,其仿真材料特性来自文献[20].

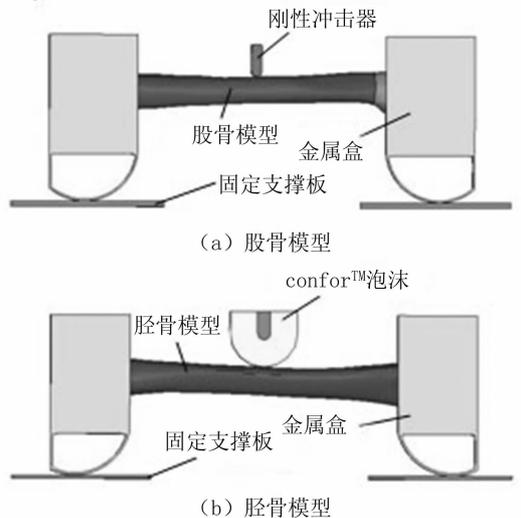


图 10 下肢长骨模型动态 3 点弯曲仿真  
Fig. 10 Dynamic three-point bending simulation of long bones

仿真输出长骨模型中部弯矩与加载处位移的关系曲线,并与实验结果相对比,如图 11,图 12 所示. 在动态加载条件下,股骨和胫骨模型中部承受的弯矩随加载处位移的增加而增加,直至骨折,极限弯矩分别为

417 N·m 和 293 N·m, 分别与 Kerrigan 等股骨极限弯矩为  $412 \pm 102 \text{ N} \cdot \text{m}$  和 Nyquist 等胫骨极限弯矩为  $317 \pm 88 \text{ N} \cdot \text{m}^{[21]}$  的实验结果相近。

的斜率分别为 0.74/0.67, 标准差分别为 0.016/0.015. 由此可以得出, 下肢长骨皮质骨厚度每减薄 1%, 其抗弯极限将下降约 0.7%。

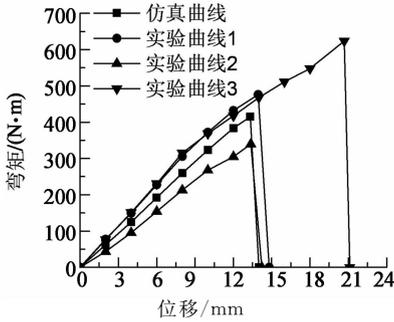


图 11 股骨模型动态加载曲线  
Fig. 11 Simulation result of femur model in dynamic loading

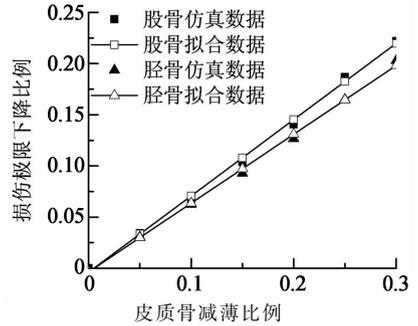


图 13 皮质骨厚度与损伤极限的对应关系  
Fig. 13 The relationship between the thickness of cortical bone and injury parameters

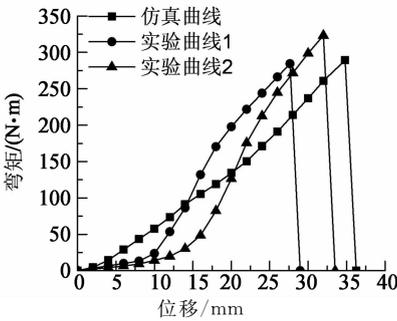


图 12 胫骨模型动态加载曲线  
Fig. 12 Simulation result of tibia model in dynamic loading

本文对比了动态载荷下长骨皮质骨不同建模方式对其力学响应的影响, 不同建模方式如图 14 所示. 图 15 所示为股骨模型在动态 3 点弯曲载荷条件下 3 种不同建模方式的力学特性对比. 当采用两层和三层实体单元模拟股骨干皮质骨时, 两者的弯矩与位移曲线具有相近的斜率, 而当仅采用一层单元模拟时, 在相同的加载位移下, 骨干中部的弯矩要低于前两者. 由此可见, 仅采用一层实体单元不能较好的模拟长骨骨干皮质骨的力学性能, 而采用两层和三层实体单元模拟具有相近的计算精度. 因此, 本文采用两层实体单元模拟骨干皮质骨, 兼顾了计算精度和计算效率, 具有一定的合理性。

随着年龄的增长, 人体皮质骨内侧将出现皮质骨小梁化, 导致皮质骨厚度不断减薄, Ward 等研究表明, 50 岁以上成年人皮质骨减薄速度约为 14%/10年<sup>[2,2]</sup>. 皮质骨厚度减薄导致下肢长骨的耐受极限明显下降. 为了研究皮质骨厚度对下肢长骨损伤参数的影响, 本文借助 hypermesh 有限元前处理软件, 将皮质骨模型内侧面节点向外等比例偏移, 分别建立了不同皮质骨厚度的股骨和胫骨模型, 并进行动态三点弯曲仿真, 得到不同皮质骨厚度下肢长骨骨折的耐受极限, 如表 4 所示。

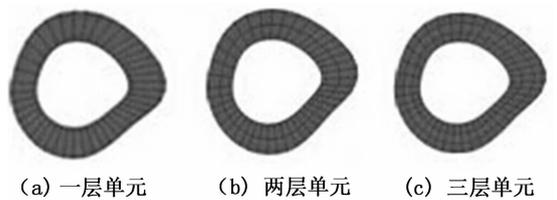


图 14 长骨骨干皮质骨不同建模方式  
Fig. 14 Different modeling methods of the shaft of long bones

表 4 不同皮质骨厚度下肢长骨的损伤极限  
Tab. 4 Injury parameters of long bones with different thickness

部位	减薄比例/%					
	5	10	15	20	25	30
股骨极限/(N·m)	403.4	389.4	374.3	359.3	339.7	325.0
胫骨极限/(N·m)	284.5	275.2	266.2	256.3	245.0	233.9

为得到股骨和胫骨皮质骨厚度减薄与其耐受极限下降程度的对应关系, 采用最小二乘法对上述数据进行拟合, 结果如图 13 所示. 股骨/胫骨拟合曲线

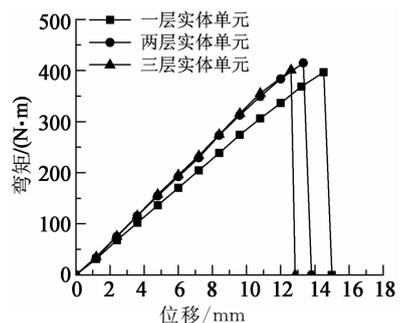


图 15 骨干皮质骨不同建模方式力学性能对比  
Fig. 15 Comparison of different modeling methods

### 2.3 大腿和小腿动态加载条件下的损伤参数研究

本文参考 Kerrigan 等的尸体实验方法由侧向(L-M)对带有肌肉的大腿和小腿模型进行了动态三点弯曲仿真,获得了大腿和小腿动态加载条件下的损伤参数,仿真设置与下肢长骨模型的动态三点弯曲仿真相同,如图 16 所示。

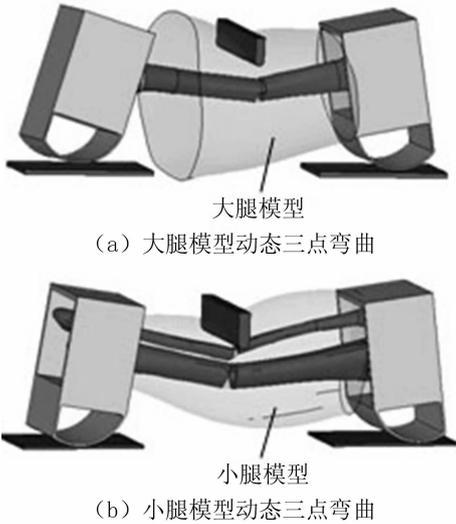


图 16 大腿和小腿模型动态三点弯曲仿真  
Fig. 16 Dynamic bending simulation of thigh and leg models

仿真得到加载处接触力与位移的关系曲线,并与文献中实验结果进行对比,如图 17,图 18 所示。大腿动态三点弯曲加载时,由于大腿皮肤与肌肉的缓冲作用,起始阶段曲线上升较为平缓,随着股骨受力,接触力上升加快,当接触力达到耐受极限 4.82 kN 时,股骨断裂;小腿动态三点弯曲加载时,由于腓骨骨折,仿真曲线上升到 2.22 kN 后接触力略有下降,然后继续上升,直至胫骨骨折,此时接触力达到最大值 4.02 kN。大腿仿真曲线位于文献中实验上下边界之间,小腿仿真曲线初始阶段存在一定偏差,这可能由腓骨的动态特性差异所引起,但基本与实验上边界相近。尽管上述实验结果是基于欧美人体实验所得,但从载荷上升趋势和损伤阈值上分析,本文建立的大腿和小腿模型能真实地反映相关生物体的生物力学特性。

由于位于小腿外侧的腓骨其损伤阈值明显较低,同时考虑到小腿不同位置肌肉对骨骼的包裹厚度不均匀(如小腿前侧基本没有肌肉包裹),不同方向加载小腿的生物力学响应有所不同。为研究不同加载方向对小腿损伤机理和损伤参数的影响,本文

对比了外侧、前侧和后侧 3 种不同方向加载条件下小腿的生物力学响应,如图 19 所示,仿真设置与上文相同。

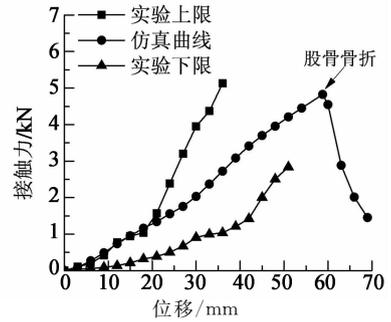


图 17 大腿模型动态加载曲线  
Fig. 17 Simulation result of thigh model in dynamic loading

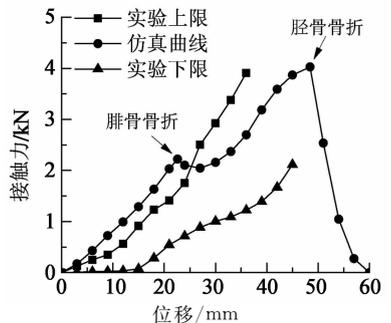


图 18 小腿模型动态加载曲线  
Fig. 18 Simulation result of leg model in dynamic loading

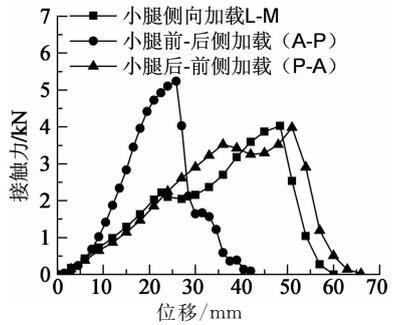


图 19 不同撞击方向小腿接触力-位移曲线  
Fig. 19 Simulation results of leg in different impact direction

撞击块从前侧对小腿模型进行加载时,由于小腿前侧基本没有肌肉包裹,撞击块直接作用于位于前侧的胫骨,相比于侧向加载,接触力上升明显较快,当接触力达到 5.24 kN 时,胫骨发生骨折,由于腓骨损伤阈值相对较低,腓骨随之也发生骨折。而撞击块从后侧对小腿模型进行加载时,由于小腿后侧肌肉包裹较厚,接触力上升较为缓慢,当接触力达到 3.52 kN 时,位于小腿侧后方腓骨首先发生骨折,接

触力经历短暂下降后随着胫骨的承载而继续上升,当接触力达到 3.98 kN 时,胫骨发生骨折.对比 3 种加载方式,由前侧进行加载时,尽管前侧肌肉包覆较少,但胫骨首先承受载荷,因此损伤阈值要明显高于其他两种加载方式;而侧向和后向加载时,腓骨首先承载并先于胫骨发生骨折,损伤阈值较低,但相比之下,后向加载时腓骨对应的受力极限要高于前者,这可能是由于后侧肌肉包覆较厚所致.由此可以看出,不同撞击方向对小腿的损伤机理和损伤阈值均具有较大影响.

### 2.4 膝关节损伤参数研究

弯曲和剪切载荷被认为是行人膝关节损伤的主要机理<sup>[23]</sup>.本文参考文献[24]的膝关节四点弯曲实验,对行人膝关节损伤参数进行了研究.试验装置如图 20 所示,膝关节近心端和远心端分别与伸长杆固定,伸长杆通过转动轴承与支座连接,其中近心端支座为滑动支座,远心端支座为固定支座.带转动铰的叉形冲击杆加载于左右伸长杆上,使膝关节以 1°/ms 的速率弯曲,模拟行人下肢在一定冲击载荷下的膝关节弯曲响应.

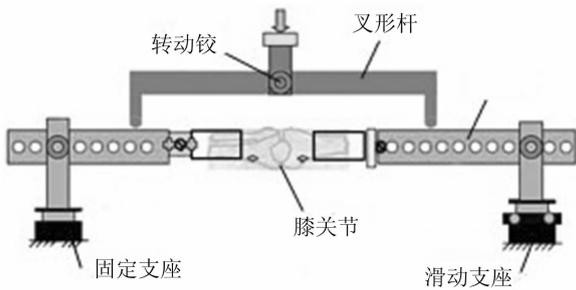


图 20 膝关节四点弯曲实验示意图  
Fig. 20 Schematic illustration of knee bending test

仿真参考实验设置,如图 21 所示.膝关节模型近心端和远心端分别与左右伸长杆刚性连接,叉形杆、伸长杆和支座均定义为刚体,约束远心端支座所有自由度,仅释放近心端支座左右移动自由度.通过加载装置对上述机构进行加载,使膝关节模型弯曲速度与实验一致,如图 22 所示.

仿真输出膝关节弯矩与膝关节弯曲角度的关系曲线,如图 23 所示.

由于韧带的约束作用,随着膝关节弯曲角度的增大,其所受的弯矩也逐渐上升,当膝关节弯曲角度达到 14.5° 时,所受弯矩达到最大值 122 N·m, MCL 韧带随之断裂,如图 24 所示,与文献中实验结

果相吻合.由于仿真时没有考虑皮肤、肌肉以及关节囊对膝关节的约束作用, MCL 韧带断裂后膝关节所受弯矩与实验相比下降较为迅速.仿真曲线与实验曲线无论是趋势还是峰值都能较好地吻合,因此本文建立的膝关节模型可用来模拟人体膝关节的生物力学响应和损伤细节.由膝关节模型仿真结果可知,在 1°/ms 的加载速率下,行人膝关节的损伤阈值如极限弯矩和极限弯曲角度分别约为 122 N·m 和 15°.

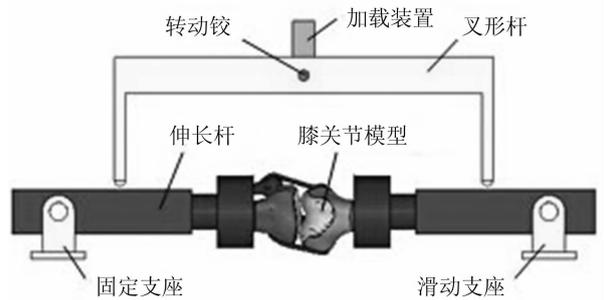


图 21 膝关节模型四点弯曲仿真设置  
Fig. 21 Simulation setup of knee bending test

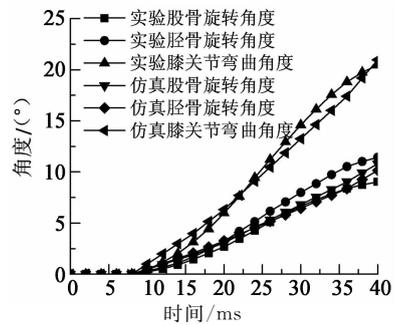


图 22 实验与仿真膝关节弯曲角度对比  
Fig. 22 Comparison between the test data and simulation input on knee bending angle

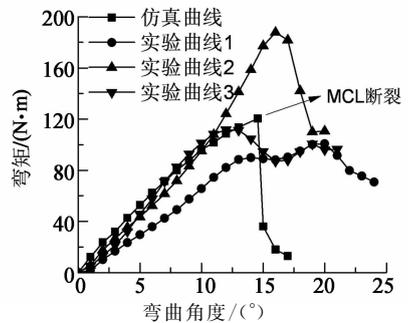


图 23 膝关节模型仿真结果  
Fig. 23 Simulation result of knee model in bending loading

本文利用下肢生物力学模型,获得的中国人

下肢(50百分位)各部位的损伤参数如表5所示. 损伤参数的获取对于中国汽车安全性设计与虚拟安全评价具有一定的参考意义.

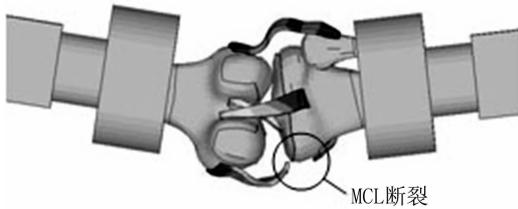


图24 膝关节韧带模型断裂  
Fig. 24 Tear of ligament model

表5 下肢各部位损伤参数  
Tab. 5 Injury parameters of lower limb

部位	加载速率 ( $m \cdot s^{-1}$ )	加载 方向	损伤参数	
准 静 态	股骨	0.01	A-P	4.50 kN
	胫骨	0.01	A-P	4.03 kN
	腓骨	0.01	A-P	0.41 kN
动 态	股骨	1.2	L-M	417 N·m 皮质骨减薄1%,抗弯极限下降0.74%
	径骨	1.45	L-M	293 N·m 皮质骨减薄1%,抗弯极限下降0.67%
	大腿	1.2	L-M	4.82 kN
	小腿	1.45	L-M	5.24 kN
		1.45	A-P	2.22 kN
		1.45	P-A	3.52 kN
	膝部	1°	L-M	极限弯矩 122 N·m, 极限弯曲角度 15°

### 3 结 语

1) 基于人体解剖学特征建立了具有完整和精细解剖学结构的成年行人下肢生物力学有限元模型, 包括股骨、胫骨、腓骨、髌骨等下肢骨骼以及皮肤、肌肉和膝关节软组织等, 其中膝关节软组织包括内外侧副韧带、前后交叉韧带、髌韧带、半月板、关节囊以及关节软骨等.

2) 建立的下肢有限元模型具有较高精度. 针对长骨骨干断面几何不均匀的特征, 提出以骨骼断面影像数据为依据, 建立以皮质骨内外表面为边界实现皮质骨厚度、形状连续变化的长骨数值模型; 通过对不同建模方式进行对比, 采用两层实体单元模拟长骨骨干皮质骨, 在保证计算效率的前提下获得较高的建模精度.

3) 通过模拟相关生物力学实验, 获得了50百分位中国成年人体下肢各部位在动、静态加载条件下

的损伤参数, 并分析了皮质骨厚度对长骨损伤参数的影响: 皮质骨厚度每减薄1%, 长骨抗弯极限下降约0.7%; 此外, 对比了行人小腿在不同方向撞击下的损伤机理和损伤参数: 前侧加载条件下, 小腿承载能力较好, 而在侧向及后向加载条件下, 小腿损伤阈值较低且腓骨具有较高的损伤风险. 下肢各部位损伤参数的获得可为汽车安全性设计提供参考.

### 参 考 文 献

- [1] 刘庭志, 陈吉清. 汽车行人保护开发与研究进展[J]. 汽车实用技术, 2012(1): 17-22.  
LIU Ting-zhi, CHEN Ji-qing. The latest progress of the research for pedestrian protection of car[J]. Automobile Technology, 2012(1): 17-22. (In Chinese)
- [2] 郑巍. 行人碰撞腿部保护研究[J]. 城市车辆, 2004(3): 26-29.  
ZHENG Wei. A study on leg protection during collision with pedestrians[J]. Urban Vehicles, 2004(3): 26-29. (In Chinese)
- [3] YANG J K, WITTEK A, KAJZER J. Finite element model of the human lower extremity skeleton in a lateral impact [C]// Proceedings of the 1996 International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impact. Dublin Ireland, 1996: 377-388.
- [4] TAKAHASHI Y, KIKUCHI Y, KONOSU A, *et al.* Development and validation of the finite element model for the human lower limb of pedestrians [J]. Stapp Car Crash Journal, 2000, (44)44: 335-355.
- [5] TAKAHASHI Y, KIKUCHI Y, MORI F, *et al.* Advanced FE lower limb model for pedestrians [C]// Proceeding of the 18th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV), Nagoya, Japan; US Department of Transportation, National Highway Traffic Safety Administration, 2003: 1-14.
- [6] UNTAROIU C, DARVISH K, CRANDALL J, *et al.* A finite element model of the lower limb for simulating pedestrian impacts [J]. Stapp Car Crash Journal, 2005(49): 157-181.
- [7] 张冠军, 魏巍, 曹立波, 等. 行人下肢有限元模型的建立与验证研究[J]. 湖南大学学报: 自然科学版, 2015, 42(2): 48-54.  
ZHANG Guan-jun, WEI Wei, CAO Li-bo, *et al.* Development and validation of finite element models for the lower limb of pedestrians [J]. Journal of Hunan University: Natural Sciences, 2015, 42(2): 48-54. (In Chinese)
- [8] 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[J]. 吉林大学学报: 工学版, 2011, 41(1): 6-11.  
HAN Yong, YANG Ji-kuang, LI Fan, *et al.* Finite element analysis of lower extremity fractures in vehicle pedestrian collision [J]. Journal of Jilin University: Engineering and Technology Edition, 2011, 41(1): 6-11. (In Chinese)

- [9] 张冠军, 曹立波, 官凤娇, 等. 行人膝关节韧带的建模及验证研究[J]. 汽车工程, 2012, 34(1):57-61.  
ZHANG Guan-jun, CAO Li-bo, GUAN Feng-jiao, *et al.* A study on the modeling and its validation for pedestrian's knee ligaments[J]. Automotive Engineering, 2012, 34(1):57-61. (In Chinese)
- [10] 董跃福, 董英海, 胡广洪, 等. 准确构建个体化膝关节有限元解剖模型的方法[J]. 临床骨科杂志, 2011, 14(2):198-203.  
DONG Yue-fu, DONG Ying-hai, HU Guang-hong, *et al.* A method for accurate reconstruction of subject-specific anatomical finite element model of knee joint[J]. Journal of Clinical Orthopaedics, 2011, 14(2):198-203. (In Chinese)
- [11] 张冠军. 行人下肢的碰撞损伤特性及相关参数研究[D]. 长沙: 湖南大学机械与运载工程学院, 2009.  
ZHANG Guan-jun. A study on characteristics of lower extremity and related parameters in vehicle-pedestrian crashes [D]. Changsha: College of Mechanical and Vehicle Engineering, Hunan University, 2009. (In Chinese)
- [12] 李海岩, 顾玉龙, 阮世捷, 等. 人体膝关节有限元动力学分析模型的建立与验证[J]. 生物医学工程学杂志, 2012, 29(1):97-101.  
LI Hai-yan, GU Yu-long, RUAN Shi-jie, *et al.* Development and validation of a finite element model of human knee joint for dynamic analysis [J]. Journal of Biomedical Engineering, 2012, 29(1):97-101. (In Chinese)
- [13] DOMMELEN J A W, IVARSSON B J, JOLANDAN M M, *et al.* Characterization of the rate-dependent mechanical properties and failure of human knee ligaments[R]. Warrendale PA: SAE International, 2005-01-0293.
- [14] MO F, ARNOUX P J, MASSON D C C. The failure modeling of knee ligaments in the finite element model [J]. International Journal of Crashworthiness, 2012, 17(6):630-636.
- [15] LAN Feng-chong, HUANG Wei, CHEN Ji-qing, *et al.* Pedestrian knee joint modeling and viscoelastic material parameters identification for ligaments[C]// Eighth Conference on Measuring Technology and Mechatronics Automation. IEEE, 2016:461-466.
- [16] SNEDEKER J G, MUSER M H, WALZ F H. 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 Journal, 2003, 47(47):437-57.
- [17] YAMADA H. Strength of biological material[M]. Edited by EVANSFG, Baltimore: The Williams & Wilkins Company, 1970:19-280.
- [18] ASANG E. Experimental biomechanics of the human leg: A basis for interpreting typical skiing injury mechanisms[J]. Orthopedic Clinics of North America, 1976, 7(1):63-73.
- [19] KERRIGAN J R, BHALLA A K, MADELEY N J, *et al.* Experiments for establishing pedestrian-impact lower limb injury criteria[C]//SAE 2004 World Erhibition. Detroit, USA:2003: 1-19.
- [20] DARVISH K K, TAKHOUNTS E G, MATHEWS B T, *et al.* A nonlinear viscoelastic model for polyurethane foams[R]. Washington DC:SAE International, 1999-01-0299.
- [21] NYQUIST G W, CHENG R, EL-BOHY A, *et al.* Tibia bending: strength and response [C]//Proc Warrendale. 1985:99-112.
- [22] WARD K A, ADAMS J E, HANGARTNER T N. Recommendations for thresholds for cortical bone geometry and density measurement by peripheral quantitative computed tomography[J]. Calcified Tissue International, 2005, 77(5): 275-280.
- [23] 杨济匡. 汽车与行人碰撞中的损伤生物力学研究概览[J]. 汽车工程学报, 2011, 1(2):81-93.  
YANG Ji-kuang. Overview of research on injury biomechanics in car-pedestrian collisions[J]. Chinese Journal of Automotive Engineering, 2011, 1(2):81-93. (In Chinese)
- [24] BOSE D, BHALLA K, ROOIJ L, *et al.* Response of the knee joint to the pedestrian impact loading environment [R]. Washington DC:SAE International, 2004-01-1608.