



天津科技大学学报

Journal of Tianjin University of Science & Technology

ISSN 1672-6510, CN 12-1355/N

## 《天津科技大学学报》网络首发论文

题目：几何特征对长骨生物力学响应的影响  
作者：崔世海，张城铭，李海岩，吕文乐，阮世捷  
DOI：10.13364/j.issn.1672-6510.20240042  
收稿日期：2024-03-08  
网络首发日期：2024-11-06  
引用格式：崔世海，张城铭，李海岩，吕文乐，阮世捷. 几何特征对长骨生物力学响应的影响[J/OL]. 天津科技大学学报.  
<https://doi.org/10.13364/j.issn.1672-6510.20240042>



**网络首发：**在编辑部工作流程中，稿件从录用到出版要经历录用定稿、排版定稿、整期汇编定稿等阶段。录用定稿指内容已经确定，且通过同行评议、主编终审同意刊用的稿件。排版定稿指录用定稿按照期刊特定版式（包括网络呈现版式）排版后的稿件，可暂不确定出版年、卷、期和页码。整期汇编定稿指出版年、卷、期、页码均已确定的印刷或数字出版的整期汇编稿件。录用定稿网络首发稿件内容必须符合《出版管理条例》和《期刊出版管理规定》的有关规定；学术研究成果具有创新性、科学性和先进性，符合编辑部对刊文的录用要求，不存在学术不端行为及其他侵权行为；稿件内容应基本符合国家有关书刊编辑、出版的技术标准，正确使用和统一规范语言文字、符号、数字、外文字母、法定计量单位及地图标注等。为确保录用定稿网络首发的严肃性，录用定稿一经发布，不得修改论文题目、作者、机构名称和学术内容，只可基于编辑规范进行少量文字的修改。

**出版确认：**纸质期刊编辑部通过与《中国学术期刊（光盘版）》电子杂志社有限公司签约，在《中国学术期刊（网络版）》出版传播平台上创办与纸质期刊内容一致的网络版，以单篇或整期出版形式，在印刷出版之前刊发论文的录用定稿、排版定稿、整期汇编定稿。因为《中国学术期刊（网络版）》是国家新闻出版广电总局批准的网络连续型出版物（ISSN 2096-4188，CN 11-6037/Z），所以签约期刊的网络版上网络首发论文视为正式出版。



DOI: 10.13364/j.issn.1672-6510.20240042

## 几何特征对长骨生物力学响应的影响

崔世海<sup>1,2</sup>, 张城铭<sup>1,2</sup>, 李海岩<sup>1,2</sup>, 吕文乐<sup>1,2</sup>, 阮世捷<sup>2</sup>

(1. 天津科技大学机械工程学院, 天津 300222)

(2. 现代汽车安全技术国际联合研究中心, 天津科技大学, 天津 300222)

**摘要:** 基于符合中国第 50 百分位男性体征的志愿者下肢计算机断层扫描(CT)图像建立下肢长骨有限元模型, 并参考尸体长骨动态三点弯曲实验进行实验重构, 验证了模型的有效性。基于开发的模型, 研究几何长度、长骨类型和建模中是否考虑骨髓等对长骨生物力学响应的影响。结果表明: 与第 5 百分位女性下肢长骨相比, 发现更长、更粗壮的第 50 百分位男性长骨在受到冲击时拥有更强韧性。同时, 由于长骨两端相较于中心部位更为宽厚且长骨中部截面类似于三角形, 在受到冲击时会出现应力集中现象, 因此长骨两端相较于中心处承受冲击的能力更强, 比胫骨、下肢长骨中股骨承受冲击的能力更好, 强度最高。相较于骨髓腔采用松质骨填充的实心结构股骨模型, 中空结构的股骨模型承受冲击的能力较弱, 但股骨韧性较好。在未来模型构建过程中需考虑骨髓对长骨生物力学响应的影响。

**关键词:** 下肢长骨; 有限元模型; 几何特征; 生物力学响应

中图分类号: R318.01

文献标志码: A

文章编号: 1672-6510 (2024)00-0000-00

### Influence of Geometric Characteristics on Biomechanical Response of Long Bone

CUI Shihai<sup>1,2</sup>, ZHANG Chengming<sup>1,2</sup>, LI Haiyan<sup>1,2</sup>, LÜ Wenle<sup>1,2</sup>, RUAN Shijie<sup>2</sup>

(1. College of Mechanical Engineering, Tianjin University of Science & Technology, Tianjin 300222, China)

(2. International Research Association on Emerging Automotive Safety Technology, Tianjin University of Science & Technology, Tianjin 300222, China)

**Abstract:** Based on the computed tomography(CT) images of volunteers' lower limbs which meet the characteristic of 50th percentile male in China, a finite element model of lower limb long bones was established, and the experimental reconstruction was carried out to validate the effectiveness of the model according to the dynamic three-point bending test of cadaver long bones. Based on the developed model, the effects of geometric length, long bone type, and whether bone marrow is considered in modeling on the biomechanical response of long bones were studied. The results showed that compared with the long bones of the lower limbs of the 5th percentile female, the long bones of the 50th percentile male were found to have stronger toughness when impacted. At the same time, the two ends of the long bone are wider than the central part for long bones, and the cross section of the middle part of the long bone is similar to a triangle, stress concentration will occur when it is impacted. Therefore, the two ends of the long bone have stronger impact resistance than the central part, and the femur has better impact resistance and the highest strength than the tibia. Compared with the solid structure femoral model with cancellous bone filling in the marrow cavity, the hollow structure femoral model has weaker impact resistance, but the femur has better toughness. In the future model construction process, the influence of bone marrow on the biomechanical response of long bones needs to be considered.

收稿日期: 2024-03-08; 修回日期: 2024-06-03

基金项目: 国家重点研发计划项目(2018YFC0807203-1)

作者简介: 崔世海(1977—), 男, 天津人, 教授; 通信作者: 李海岩, 教授, lihaiyan@tust.edu.cn

**Key words:** long bone of lower limb; finite element model; geometrical characteristic; biomechanical response

中国作为世界上最大的发展中国家，人口基数庞大，弱势道路使用者尤其是行人成为交通事故伤亡的主要群体<sup>[1]</sup>。研究表明，依据简明损伤定级标准(abbreviated injury scale, AIS)进行分类，行人下肢受到二级(骨骼单纯骨折)以上的损伤占比最高<sup>[2]</sup>，而长骨骨折更是下肢主要损伤形式之一。早期的人体下肢长骨有限元模型<sup>[3]</sup>一般使用壳单元进行构建，且材料定义为刚体，无法模拟骨折等损伤情况，并不适用于人-车碰撞研究。Untaroiu 等<sup>[4]</sup>开发了具有实体单元的下肢长骨模型并进行准静态工况下的有效性验证，同时对股骨进行动态工况验证。Takahashi 等<sup>[5]</sup>使用体单元与壳单元分别模拟了下肢长骨的松质骨与皮质骨，同时对长骨进行前-后载荷方向的准静态工况和动态工况下的有效性验证。近年来，人体生物力学计算模型凭借着可实现人体组织结构的精细化建模的优点，在损伤生物力学方面得到了更广泛的应用。韩勇等<sup>[6-7]</sup>、张冠军等<sup>[8-9]</sup>、兰凤崇等<sup>[10]</sup>、Mo 等<sup>[11]</sup>均建立了结构较为完整的行人下肢生物力学计算模型。丰田公司的 THUMS(total human model for safety)系列模型<sup>[12]</sup>、全球人体模型联盟的 GHMBC(global human body models consortium)系列模型<sup>[13]</sup>和天津科技大学开发的符合中国人体特征的图斯特损伤仿生模型 TUST IBMs(Tianjin university of science and technology injury bionic models)<sup>[14-17]</sup>均包含不同人体尺寸的成人和儿童行人生物力学计算模型。但是现有研究中下肢长骨建模多采用实心结构，未考虑骨髓特征对长骨力学响应的影响，同时针对碰撞过程中长骨几何特征如几何尺寸等对长骨力学响应的影响研究较少。

在人-车碰撞过程中，汽车发动机罩前端对股骨、保险杠对小腿部长骨会产生较大的冲击，行人下肢骨折概率与车速成正比，且行人左、右侧受到撞击的事故案例占比(73.6%)要远高于前面或后面(21.2%)<sup>[18]</sup>，因此对下肢长骨进行动态验证时应重点进行横向加载工况下的验证，即应在下肢内外侧(L-M)方向加载。除此之外，由于行人个体间身高差异以及汽车类型及前端结构的不同，碰撞过程中下肢长骨受到撞击的位置也不同，因此在验证时要分别对长骨近心端、中心处、远心端进行验证。本文基于符合中国人体征的第 50 百分位男性志愿者长骨计算机断层扫描(CT)数据，构建了下肢长骨有限元模

型，对其进行动态三点弯曲实验验证，并将结果与第 5 百分位女性下肢长骨<sup>[17]</sup>进行对比，分析了长骨几何形状和长骨建模中是否考虑骨髓等特征对其生物力学响应的影响，为后续对行人下肢进行有限元建模和损伤分析提供参考数据。

## 1 方法与实验设置

### 1.1 长骨有限元模型构建

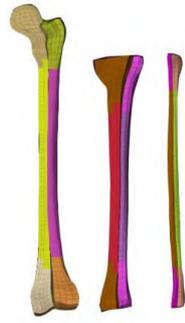
基于第 50 百分位中国人体特征的男性志愿者下肢的 CT 数据，利用 MIMICS 和 Geomagic 软件进行几何重构及曲面片划分，最后导入前处理软件 Hypermesh 中进行网格划分。与三角形单元和四面体单元相比，四边形单元和六面体单元由于在计算精度、变形特性、网格数量和抗畸变程度等方面具有突出的优势，因此构建的长骨有限元模型的松质骨采用六面体单元，且在其外围共节点生成一层四边形单元并赋予对应厚度以模拟密质骨。本研究构建完成的第 50 百分位行人下肢长骨有限元模型(M50-P)如图 1 所示，其中壳单元有 13900 个，六面体单元有 57419 个，共有 64930 个节点。使用已经经过有效性验证的第 5 百分位女性行人下肢长骨有限元模型(F05-P, 图 2)与本文构建的模型进行对比。F05-P 模型共有 4435 个节点，壳单元有 2826 个，实体单元有 2829 个<sup>[17]</sup>。M50-P 和 F05-P 下肢长骨有限元模型的几何特征数据见表 1，因长骨截面并非规整的圆形，表中长骨直径为测得长骨冲击处截面周长后除以  $\pi$  所得的近似值。



(a) 股骨 (b) 胫骨 (c) 腓骨

图 1 M50-P 下肢长骨有限元模型

Fig. 1 M50-P finite element model of long bone of lower limb



(a) 股骨 (b) 胫骨 (c) 腓骨

图 2 F05-P 下肢长骨有限元模型

Fig. 2 F05-P Finite element model of long bone of lower limb

表 1 M50-P 和 F05-P 下肢长骨有限元几何特征对比

Tab. 1 Comparison of finite element geometric characteristics of M50-P and F05-P lower limb long bones

模型名称	长骨名称	长度/mm	直径/mm		
			近心端 1/3 处	长骨 1/2 处	远心端 1/3 处
M50-P	股骨	434.96	28.91	25.51	29.97
	胫骨	357.86	27.61	23.48	26.25
	腓骨	358.02	15.96	15.28	14.31
F05-P	股骨	389.80	26.26	23.74	25.57
	胫骨	312.25	24.37	22.44	22.96
	腓骨	313.62	13.50	12.60	12.22

### 1.2 材料属性

下肢长骨主要由密质骨和松质骨构成,在 LS-Dyna 软件中选取具有失效作用的各向同性的弹塑性材料(piecewise linear plasticity)进行力学性能表征,具体数值见文献[17]。

### 1.3 实验设置

Kerrigan 等<sup>[19]</sup>对下肢长骨进行动态三点弯曲实验。在实验中,将长骨两端固定在方形金属盒中,用聚氨酯泡沫填充长骨与金属盒之间的空隙。在两端金属盒下方固定一个弧形金属板,并将其放置在金属平板上;在弧形板与金属板间涂抹润滑油,以减少实验过程中产生的摩擦力对实验结果的影响。实验中冲击器对股骨加载的瞬时速度为 1.20 m/s,对胫骨与腓骨加载的瞬时速度为 1.45 m/s,在胫骨和腓骨实验中,在冲击器外围包裹上一层 25 mm 厚的 Confor™ 泡沫,以减小碰撞中产生的应力集中。

参考尸体实验,在 LS-Dyna 软件中进行仿真实验,其中金属盒、冲击器、弧形金属板及金属平板使用刚性材料,Confor™ 泡沫与聚氨酯泡沫选取线性黏弹性材料<sup>[20]</sup>。撞锤设置为直径 12 mm 的半圆柱体,在 L-M 方向对长骨近心端 1/3、中心处、远心端

1/3 处分别施加垂直动态载荷。通过减少弧形金属板与金属平板间的摩擦因数的方式模拟润滑效果。长骨和聚氨酯之间使用 Tide 进行连接<sup>[21]</sup>,金属平板完全约束,冲击器约束为垂直方向运动,仿真设置如图 3 所示。

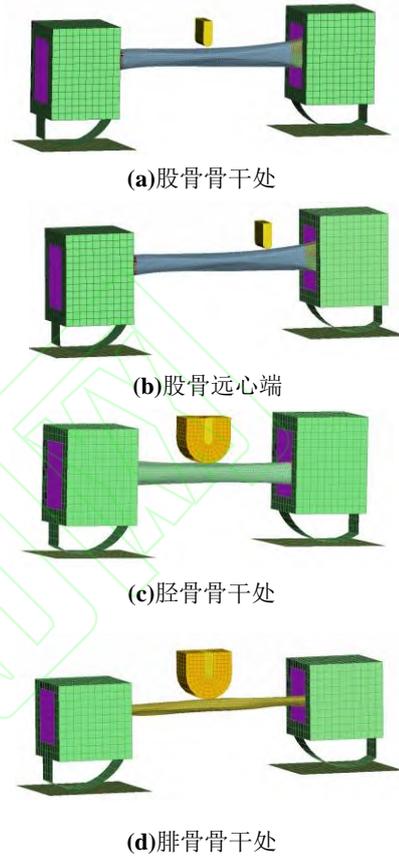


图 3 长骨动态三点弯曲仿真实验设置

Fig. 3 Simulation test setup of dynamic three-point bending of long bones

目前文献报道中采用的长骨有限元模型多由外层密质骨和内部实心松质骨构成<sup>[4-15]</sup>,该建模方式未考虑实际解剖学结构中骨髓的存在。为探讨长骨有限元建模中是否包含骨髓对长骨生物力学响应的影响,本研究基于骨髓腔采用松质骨填充的实心结构长骨模型,参考股骨 CT 数据以及真实几何解剖学结构,在已构建完成的实心结构股骨有限元模型中划分出骨髓腔,分别建成了中空股骨有骨髓和无骨髓的有限元模型以对比分析实心结构、中空股骨有无骨髓在动态三点弯曲实验中的力学响应。股骨截面如图 4 所示,骨髓虽然具有一定的流体特性,但其相关力学性能数据比较少,本研究依据参考文献<sup>[22]</sup>中数据将骨髓简化为线弹性材料。

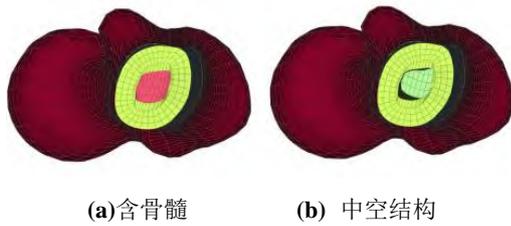


图 4 含骨髓和中空结构的股骨有限元模型

Fig. 4 Finite element model of femur with bone marrow and hollow structure

## 2 结果与讨论

### 2.1 模型有效性验证

股骨中心及胫骨中心三点弯曲仿真实验结果如图 5 所示。无论是股骨还是胫骨，都在冲击器加载位置处发生了骨折，其余仿真实验结果均相同，骨折位置均出现在加载处，该仿真实验结果与 Takahashi 等<sup>[5]</sup>的结果相同。长骨在冲击位置处弯矩较大，从而导致骨折均出现在加载位置。

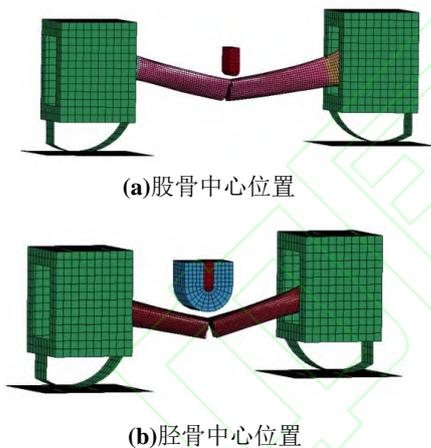


图 5 股骨中心及胫骨中心三点弯曲仿真实验结果

Fig. 5 Simulation test results of three-point bending of femoral center and tibial center

图 6—图 8 依次为股骨、胫骨、腓骨动态三点弯曲仿真实验得到的接触力-位移曲线，通过分析曲线

整体走势及其形状，M50-P 模型下肢长骨动态三点弯曲实验仿真曲线与尸体实测数据呈现出良好的吻合度，拥有骨髓腔结构的股骨有限元模型接触力-位移曲线与尸体实验曲线吻合度相对较低，但与尸体实验数据走势及形状相似。但在胫骨远心端部位出现了与实测曲线存在差异之处，尸体实验中这一部分的数据样本量相对较少，且样本来自老年群体<sup>[19]</sup>。胡林等<sup>[23]</sup>进行的年龄因素对行人下肢损伤程度的研究表明，伴随年龄的递增，人体骨骼的失效应变及应力均逐步降低，与此同时骨骼耐受极限亦相应减弱；相较于年轻人群体，老年人的长骨损伤参数数值普遍较低。因此，根据胫骨近心端及中部区域的模拟实验结果进行综合分析，认为该误差尚在可接受范围内。

利用后处理软件提取的仿真实验中长骨受到冲击处的应力-时间曲线如图 9—图 11 所示。由这些结果可知，随着接触力的增加，股骨所受的应力也逐渐增加，直至达到最高值之后股骨随之发生断裂，所受应力迅速下降，随后其残余应力趋于平缓。对胫骨与腓骨而言，由于事先已经在冲击器周边覆盖了 Confor™ 泡沫制品，因此在实验前期阶段，泡沫被压缩，导致应力的增加速度比较缓慢。然而，在胫骨的中心部分却呈现出受力相对集中的现象，因此其应力增长速度较快，前期的应力增幅相对较小。当泡沫压缩达到一定程度之后，胫骨立即开始承受来自冲击器的直接撞击力，此时应力增幅明显，而在应力达到最大的时候，恰好也是接触压力最大的时刻，于是胫骨发生了断裂，此后残留应力则渐渐趋于稳定。相较于 M50-P 下肢长骨而言，F05-P 下肢长骨更早地达到应力峰值，发生断裂的时间更早。同时，下肢长骨三点弯曲应力断裂阈值与 Han 等<sup>[7]</sup>的实验结果相近，表明该下肢长骨有限元模型具有较高的生物仿真度。

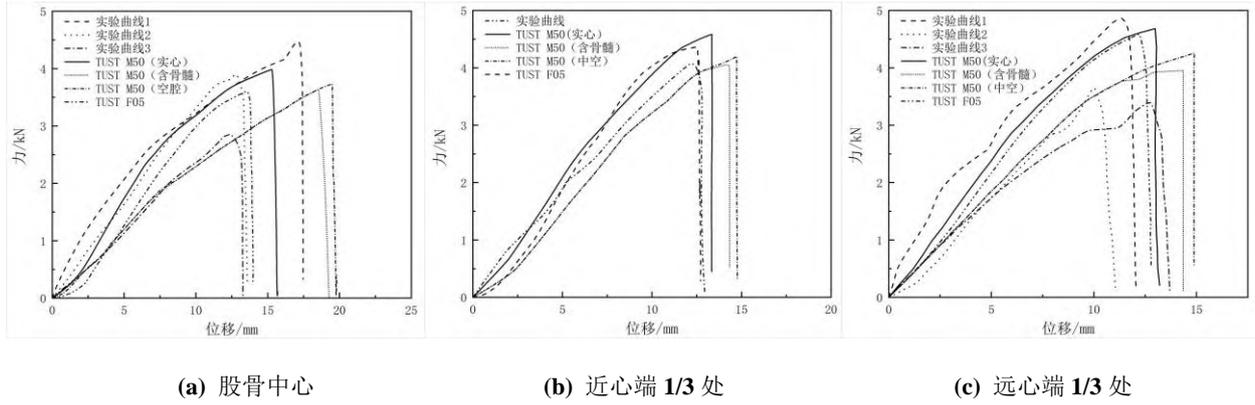


图 6 股骨三点弯曲仿真实验的接触力-位移曲线

Fig. 6 Contact force-displacement curve of three-point bending simulation test of femur

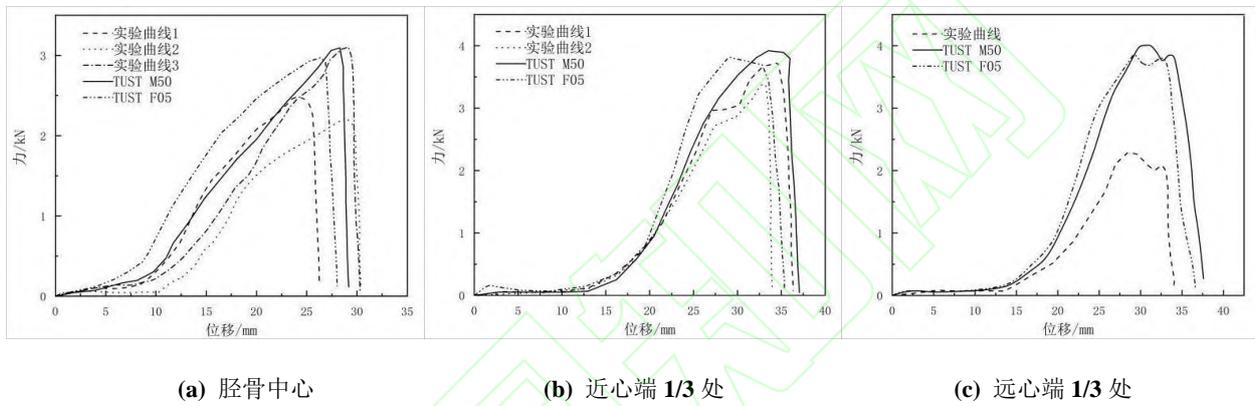


图 7 胫骨三点弯曲仿真实验的接触力-位移曲线

Fig. 7 Contact force-displacement curve of three-point bending simulation test of tibia

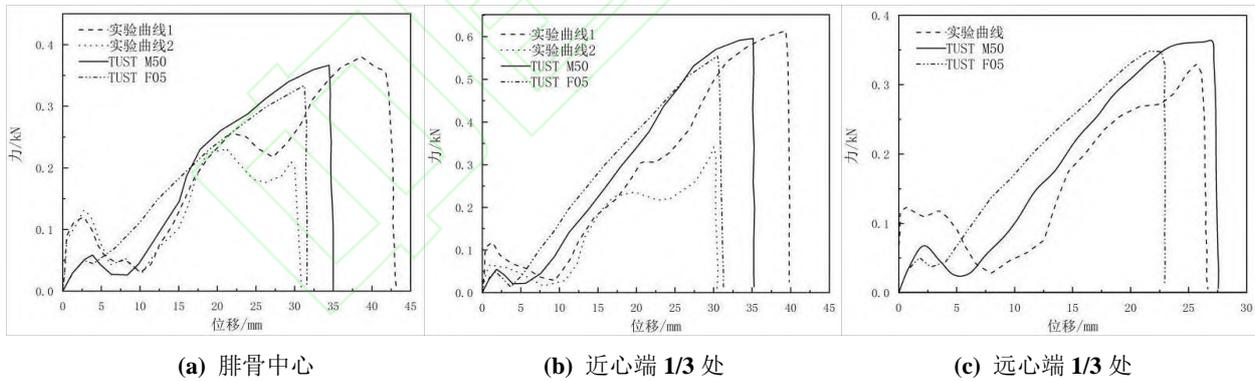
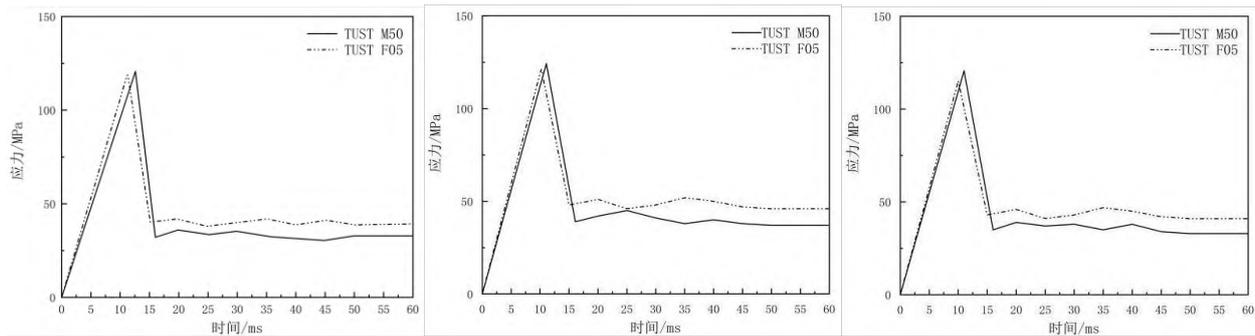


图 8 腓骨三点弯曲仿真实验的接触力-位移曲线

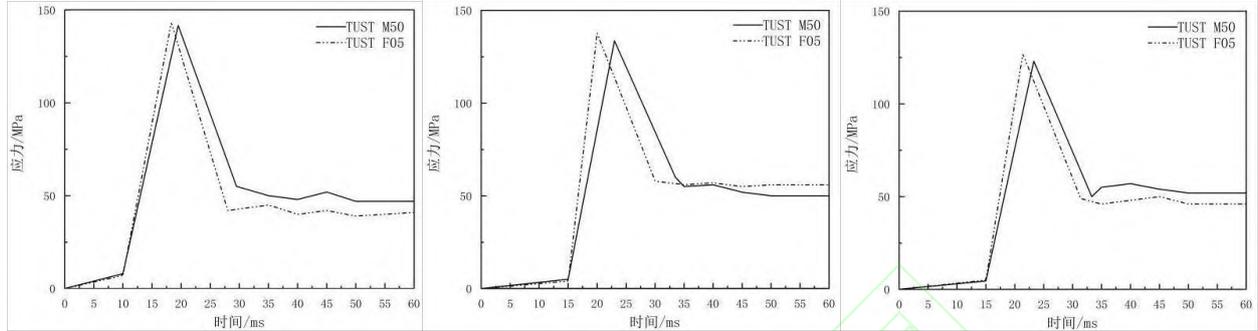
Fig. 8 Contact force-displacement curve of three-point bending simulation test of fibula



(a) 股骨中心 (b) 近心端 1/3 处 (c) 远心端 1/3 处

图 9 股骨三点弯曲仿真实验应力 - 时间曲线

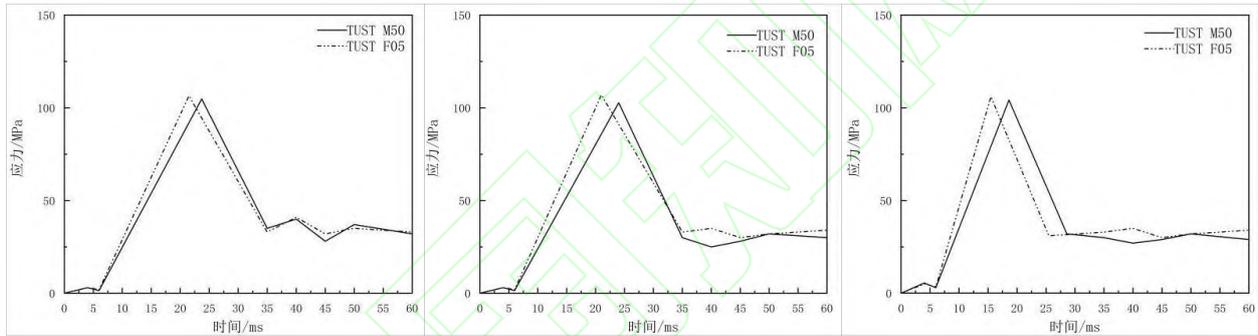
Fig. 9 Stress-time curve of three-point bending simulation test of femur



(a) 胫骨中心 (b) 近心端 1/3 处 (c) 远心端 1/3 处

图 10 胫骨三点弯曲仿真实验应力 - 时间曲线

Fig. 10 Stress-time curve of three-point bending simulation test of tibia



(a) 腓骨中心 (b) 近心端 1/3 处 (c) 远心端 1/3 处

图 11 腓骨三点弯曲仿真实验应力 - 时间曲线

Fig. 11 Stress-time curve of three-point bending simulation test of fibula

M50-P 下肢长骨动态三点弯曲仿真实验中最大弯矩见表 2。M50-P 股骨近心端 1/3 处、中心处、远心端 1/3 处最大弯矩分别为 415、375、427 N m，与 Kerrigan 等<sup>[19]</sup>的实验结果均吻合。除此之外，仿真实

验结果与 Kennedy 等<sup>[24]</sup>(395 N m)以及 Martens 等<sup>[25]</sup>((374±84)N m) 所进行的股骨弯曲耐受限度实验结果也较为吻合。

表 2 M50-P 下肢长骨动态三点弯曲仿真实验中最大弯矩

Tab. 2 Maximum bending moment in dynamic three-point bending simulation test of M50-P lower limb long bones

M50-P 长骨名称	加载位置	最大弯矩/(N m)	相关研究及结果
股骨	近心端 1/3	415	Kerrigan 等 <sup>[19]</sup> , (412±114) N m
	中心	375	Kennedy 等 <sup>[24]</sup> , 395 N m
	远心端 1/3	427	Martens 等 <sup>[25]</sup> , (374±84) N m
胫骨	近心端 1/3	382	Schreiber 等 <sup>[26]</sup> , (408±115) N m Nyquist 等 <sup>[27]</sup> , 胫骨中心为(317±88) N m
	中心	333	
	远心端 1/3	353	
腓骨	近心端 1/3	42	Levine <sup>[28]</sup> , 27 N m
	中心	30	

M50-P 胫骨中心位置动态三点弯曲仿真实验中,其最大弯矩为 333 N m, Schreiber 等<sup>[26]</sup>和 Nyquist 等<sup>[27]</sup>测得的胫骨在动态载荷下的耐受极限分别为  $(408 \pm 115)$  N m 和  $(317 \pm 88)$  N m, 仿真实验结果与这两个结果均相符。

在腓骨仿真实验中, M50-P 腓骨近心端 1/3 处、中心处、远心端 1/3 处最大弯矩分别为 42、30、34 N m, Levine<sup>[28]</sup>得出的弯矩耐受限度为 27 N m, 该组仿真实验结果与其基本吻合。

综上所述, 该下肢长骨有限元模型在动态仿真实验中生物逼真度较好, 长骨材料的选取能够在动态载荷下较好地反映人体长骨动态响应, 故该长骨有限元模型可以用于预测长骨在动态载荷下的损伤。

## 2.2 几何特征对长骨力学响应影响分析

### 2.2.1 几何尺寸及长骨类型对长骨力学响应影响分析

对比分析 M50-P 与 F05-P 中相同类型长骨在同一工况下所得到的接触力-位移曲线可以看出, 与 F05-P 模型相比, M50-P 模型下肢长骨在断裂时, 冲击器的位移普遍较大, 从冲击器接触长骨直至长骨断裂所花费时间较长。由表 1 可知: M50-P 下肢长骨的长度约为 F05-P 下肢长骨的 1.15 倍, 较长的长骨可以提供更好的杠杆作用, 也可以增加所能承受的弯矩上限, 因此相较于 F05-P 的下肢长骨模型, 本文所用的 M50-P 下肢长骨模型所承受的弯矩上限更大。且 M50-P 下肢长骨的直径比 F05-P 下肢长骨大 2 mm 左右, 截面直径更大的长骨还具有较好的对抗外来压力的能力, 能够更有效地承受冲击载荷, 因此在仿真实验中 M50-P 下肢长骨模型所能承受的冲击力更大。

无论是尸体实验, 还是 F05-P 和 M50-P 仿真实验, 在长骨中心处加载时, 股骨断裂时所承受的冲击力是最大的, 其余两处也均是如此。因此, 作为人体下肢中最长, 最强壮的骨骼, 在人体下肢长骨中股骨强度最大, 在碰撞中可以承载最大的冲击力。

对股骨与胫骨而言, 由于其特殊的生理构造, 股骨中心处以及胫骨中心处截面形状更加近似于三角形的形状, 当此处受到垂直冲击时会出现更加明显的应力集中现象。以胫骨为例进行分析, 胫骨截面 Von Mises 应力云图如图 12 所示。

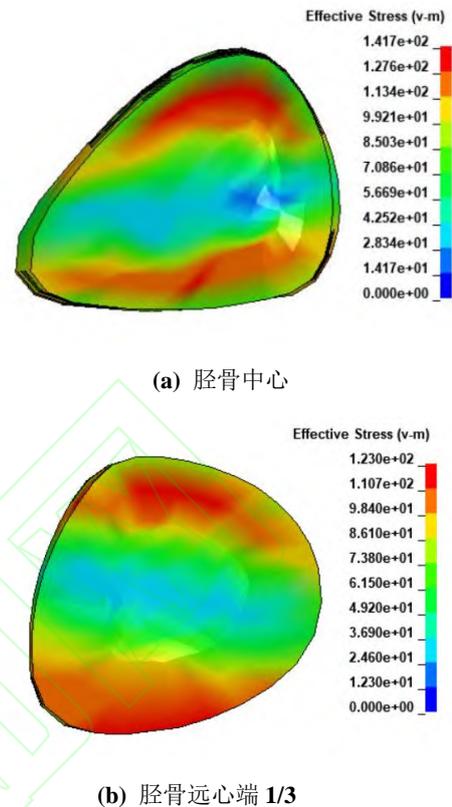


图 12 胫骨截面 Von Mises 应力云图

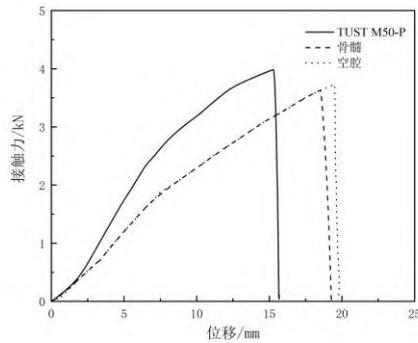
Fig. 12 Von Mises stress clouds for the tibial section

胫骨的远心端 1/3 的截面形状更加近似于圆形, 故而在冲击过程中受到了相对均等的力量分配, 但其中心部位因截面形状更加接近于三角形, 所受的压力则主要集中于承受冲击力的区域。这种情况必然导致股骨中心与胫骨中心部位在抵御冲击载荷方面的能力偏弱。此外, 股骨近心端承担了承载髌关节及人体上半身的重力以及支持并协调髌关节运动的重要任务, 同时股骨远心端则需要承受膝关节运动所传递的冲击力。同样地, 胫骨近心端需要与股骨髌共同承载膝关节运动时所产生的冲击力, 远心端需要承载踝关节运动所带来的冲击力。除此之外, 股骨与胫骨两端为了方便腿部肌肉、关节软骨及关节韧带等体组织的附着, 提高关节啮合效果以保证人体关节运动, 其两端截面直径比中心处更大。由于较大的截面直径有更大的承受冲击力的潜力, 所以在股骨和胫骨动态三点弯曲实验中, 当长骨两端发生断裂时, 它们能够承受的冲击力远远超过长骨中心部位所能承受的冲击力。而更大的截面直径承受冲击的能力更强, 因此在 M50-P 与 F05-P 的股骨与胫骨动态三点弯曲实验中, 股骨与胫骨两端断裂时所承受的冲击力要大于中心部位所能承受的

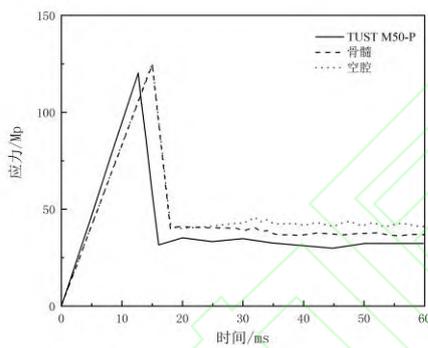
冲击力。

### 2.2.2 有限元建模中骨髓对长骨力学响应的影响

以股骨中心处动态三点弯曲实验为例，对比分析 M50-P 中同一股骨有无骨髓结构对长骨力学响应的影响。其接触力-位移曲线以及应力曲线如图 13 所示。



(a)接触力-位移曲线



(b)应力-时间曲线

图 13 股骨中心动态三点弯曲实验曲线

Fig. 13 Dynamic three-point bending test curve of hollow femur

由于骨髓材料的弹性模量为 2 MPa 而松质骨为 6000 MPa，因此相较于骨髓腔采用实心结构松质骨的 M50-P 的股骨而言，含有骨髓腔结构的股骨断裂时所能承受的接触力较小，但骨骼断裂时位移更大，从冲击器接触长骨直至长骨断裂所花费时间更长。而相较于存在骨髓结构的股骨而言，空腔结构的股骨断裂所需时间更长，断裂时所能承受的位移更大。

在长骨所受应力方面，中空结构股骨因骨质截面积更小，断裂时承受应力与断裂后的残余应力更大。包含骨髓结构的中空股骨在断裂后，骨髓在一定程度上吸收了股骨上的残余应力，因此相较于空腔结构的股骨而言，拥有骨髓结构的股骨残余应力

较小。

综上所述，相同工况下中空结构的股骨与实心结构的股骨在力学响应方面存在一定差异，但由于现阶段对骨髓材料力学性能研究相对较少，且对标尸体实验中给出的是人体死亡后骨的力学性能，其与死亡前人体长骨的实际力学性能也有所差别，仿真结果也表明采用实心结构建模的股骨模型的力学响应与尸体实验结果更接近。

## 3 结论

(1)基于第 50 百分位下肢长骨 CT 数据构建了下肢长骨有限元模型，重构了尸体下肢长骨动态三点弯曲实验，通过对比仿真结果和尸体实验结果，表明该模型具有良好的生物仿真度，能够较好地反映人体下肢长骨在受到动态冲击时的生物力学响应。

(2)将具有不同几何特征的第 50 百分位和第 5 百分位下肢长骨在动态三点弯曲实验中的力学响应结果进行对比分析，结果表明尺寸更大的第 50 百分位下肢长骨在遭受冲击后发生断裂时所能承受的冲击力要更大，要使其断裂所需要的时间也更久，说明第 50 百分位男性长骨承受冲击载荷的能力更强。

(3)对股骨与胫骨而言，由于长骨两端必须承担人体关节活动所产生的冲击力，它们的截面直径普遍大于长骨中心区域，又由于中心处的截面形状并非均匀圆形，所以当长骨受到外力冲击时，中心位置处会出现应力集中现象，其抵抗冲击负荷的能力相对较弱。因此，相较于长骨中心处，股骨与胫骨两端在受到冲击载荷时冲击力耐受极限更高。

(4)相较于实心结构的模型而言，含有骨髓和中空结构的股骨有限元模型承受冲击的能力较弱，但股骨韧性更好，断裂所需要时间较长。未来开发有限元模型时应考虑骨髓对长骨力学性能的影响，同时还需加强对骨髓材料力学性能的研究。

### 参考文献：

- [1] 马社强,丁立民,刘东,等. 我国道路交通安全状况及挑战[J]. 中国人民公安大学学报(自然科学版),2020,26(4):35-41.
- [2] HU J W, FLANNAGAN C, GANESAN S, et al. Understanding the new trends in pedestrian injury distribution and mechanism through data linkage and

- modeling[J]. *Accident analysis & prevention*, 2023, 188: 107095.
- [3] BEAUGONIN M, HAUG E, CESARI D. Improvement of numerical ankle/foot model: modeling of deformable bone[J]. *Sae transactions*, 1997(1): 3742-3754.
- [4] UNTAROIU C, DARVISH K, CRANDALL J, et al. A finite element model of the lower limb for simulating pedestrian impacts[R/OL]. (2005-11-09) [2024-02-08]. <https://doi.org/10.4271/2005-22-0008>.
- [5] TAKAHASHI Y, KIKUCHI Y, KONOSU A, et al. Development and validation of the finite element model for the human lower limb of pedestrians[R/OL]. (2000-11-01) [2024-02-08]. <https://doi.org/10.4271/2000-01-SC22>.
- [6] 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.
- [7] HAN Y, YANG J K, MIZUNO K. Virtual reconstruction of long bone fracture in car-to-pedestrian collisions using multi-body system and finite element method[J]. *Chinese journal of mechanical engineering*,2011,24(6):1045-1055.
- [8] 张冠军,魏嵬,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.
- [9] 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[J]. *力学学报*,2011,43(5):939-947.
- [10] 兰凤崇,黄伟,陈吉清,等. 行人下肢高精度数值模型与损伤参数研究[J]. *湖南大学学报(自然科学版)*,2016,43(10):42-51.
- [11] MO F H, LUO D, TAN Z, et al. A human active lower limb model for Chinese pedestrian safety evaluation[J]. *Journal of bionic engineering*, 2021, 18(4): 872-886.
- [12] MAENO T, HASEGAWA J. Development of a finite element model of the total human model for safety (THUMS) and application to car-pedestrian impacts[R/OL]. (2001-06-04) [2024-02-08]. <https://www.sae.org/publications/technical-papers/content/2001-06-0054/>.
- [13] PAK W, MENG Y Z, SCHAP J, et al. Development and validation of a finite element model of a small female pedestrian[J]. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 2020, 23(16): 1336-1346.
- [14] LI H Y, LI K, HUANG Y Q, et al. Validation of a finite element model with six-year-old child anatomical characteristics as specified in Euro NCAP Pedestrian Human Model Certification (TB024)[J]. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 2021, 24(1): 76-90.
- [15] 胡静. 国人第五百分位女性乘员损伤仿生模型开发及应用研究[D]. 天津:天津科技大学,2023.
- [16] 李海岩,苏航杰,祝贺,等. 中国体征3岁儿童乘员损伤仿生模型在C-NCAP正面碰撞测试仿真中的应用[J]. *汽车工程*,2022,44(12):1944-1953.
- [17] 梁亚妮. 国人第五百分位女性行人下肢有限元模型开发及碰撞损伤研究[D]. 天津:天津科技大学,2022.
- [18] KAM C Y, KERRIGAN J, MEISSNER M, et al. Design of a full-scale impact system for analysis of vehicle pedestrian collisions[J]. *Sae transactions*, 2005(1): 2268-2282.
- [19] KERRIGAN J R, BHALLA K S, MADELEY N J, et al. Experiments for establishing pedestrian-impact lower limb injury criteria[R/OL]. (2003-03-03) [2024-02-08]. <https://doi.org/10.4271/2003-01-0895>.
- [20] DARVISH K K, TAKHOUNTS E G, MATHEWS B T, et al. A nonlinear viscoelastic model for polyurethane foams[J]. *Sae transactions*, 1999(1): 209-215.
- [21] 李海岩,李蓓,崔世海,等. 6岁儿童下肢长骨有限元模型验证及参数研究[J]. *中国生物医学工程学报*,2013,32(6):752-756.
- [22] 任融. 骨髓对骨机械性能影响的仿真研究[D]. 哈尔滨:哈尔滨工业大学,2014.
- [23] 胡林,陈凯,黄晶,等. 年龄因素对行人下肢损伤的影响研究[J]. *机械工程学报*,2020,56(2):106-120.
- [24] KENNEDY E A. Lateral and posterior dynamic bending of the mid-shaft femur: fracture risk curves for the adult population[D]. Commonwealth of Virginia:Virginia Polytechnic Institute and State University, 2004.
- [25] MARTENS M, VAN AUDEKERCKE R, DE MEESTER P, et al. Mechanical behaviour of femoral bones in bending loading[J]. *Journal of biomechanics*, 1986, 19(6): 443-454.
- [26] SCHREIBER P, CRANDALL J, HURWITZ S, et al. Static and dynamic bending strength of the leg[J]. *International journal of crashworthiness*, 1998, 3(3): 295-308.
- [27] NYQUIST G W, CHENG R, EL-BOHY A A R, et al. Tibia bending: strength and response[J]. *Sae transactions*, 1985(1): 240-253.
- [28] LEVINE R S. Injury to the extremities[M]//NAHUM A M, MELVIN J W. *Accidental injury: biomechanics and prevention*. New York: Springer, 2002: 491-522.

---

中国知网