

骨 科 学

DOI: 10.13406/j.cnki.cyxh.002712

基于复合人工股骨的有限元模型构建及有效性验证

陈继铭, 欧阳汉斌, 吴晓静, 梁一柱, 刘田丰, 梁 振, 冯柏淋, 黄成硕

(广东医科大学附属医院骨科中心, 湛江 524001)

【摘要】目的:建立复合人工股骨的有限元模型并对其进行有效性验证。**方法:**采用 SAWBONE 第 4 代复合人工股骨模型及正常人股骨尸体标本 CT 断层扫描数据各 1 例对股骨进行三维重建, 重建出包含皮质骨、松质骨和髓腔结构的复合人工骨实体模型及正常人股骨三维模型共 2 组, 并模拟股骨站立位状态下受到的轴向压缩载荷, 对 2 组模型设定相同的边界条件, 对比 2 组模型的应力分布情况并与国外文献数据进行模型的有效性验证。**结果:**复合人工股骨有限元模型应力分布情况与既往文献数据较为一致, 而尸体标本股骨总体应力分布显著低于人工股骨模型。**结论:**复合人工股骨在有限元分析结果方面与既往文献存在较好的一致性, 可用于股骨生物力学研究及骨科植入物的生物力学评估, 且在材料来源以及个体化解剖差异因素方面相比尸体标本具有明显的优势。

【关键词】复合骨模型; 股骨; 三维重建; 生物力学; 有限元

【中图分类号】R681.8

【文献标志码】A

【收稿日期】2020-04-18

Finite element modeling and validation of composite artificial femur

Chen Jiming, Ouyang Hanbin, Wu Xiaojing, Liang Yizhu, Liu Tianfeng, Liang Zhen,

Feng Bailin, Huang Chengshuo

(Orthopedics Center, The Affiliated Hospital of Guangdong Medical University)

【Abstract】Objective: To establish and validate a finite element model of composite artificial femur. **Methods:** A composite artificial femur of fourth generation SAWBONE and a normal human femur of cadaveric specimen were selected to conduct three-dimensional reconstruction of femur via computed-tomography scan. Two groups of composite artificial bone entity models including cortical bone, cancellous bone, and medullary cavity and three-dimensional model of normal human femur were reconstructed. A load case of axial compression during mid-stance gait of lower extremities was simulated while an identical boundary condition was applied to both groups of models. The model validation of composite artificial femur was conducted according to the comparison of biomechanical response among the two groups and the results from previous literature. **Results:** Regarding to the peak stress distribution and the magnitude of displacement peak value, the finite element model of composite artificial femur presented relatively in good accordance with results from previous literature. Nevertheless, the biomechanical response of cadaveric femur presented significantly lower stress distribution comparing to that of the composite femur model. **Conclusion:** The results of finite element analysis of composite artificial femur are in good agreement with previous literatures, which can be used for biomechanical research of femur and biomechanical evaluation of orthopedic implants, and has obvious advantages over cadaveric specimens in terms of material sources and individual anatomical differences.

【Key words】 composite bone model; femur; three-dimensional reconstruction; biomechanics; finite element

长期以来, 股骨的生物力学研究一直是下肢创伤及关节疾病治疗领域的热点^[1-2]。而以往对股骨

生物力学特性的分析研究多采用尸体标本生物力学实验、计算机有限元分析建模等手段来进行^[3]。作为尸体标本实验的补充, 有限元建模分析方法已被广泛用于骨骼的结构强度分析、个体化骨折风险预测及骨折内固定器械的改良设计等方面^[4-5]。尽管如此, 尸体标本生物力学实验仍然是生物力学理论验证的金标准。近年来, 已有不少研究指出尸体骨骼生物力学实验手段的局限性, 如尸体来源受限、可重

作者简介: 陈继铭, Email: 4856071@qq.com,

研究方向: 创伤骨科、足踝外科疾病的诊治。

通信作者: 黄成硕, Email: 65321991@qq.com。

基金项目: 广东省医学科学技术研究基金资助项目 (编号: A2019104);

湛江市科技发展专项资金竞争性分配资助项目 (编号:

2018A01036)。

优先出版: <https://kns.cnki.net/kcms/detail/50.1046.R.20201217.1526.008.html>

(2020-12-18)

复性差和个体解剖结构差异等^[6]。为了解决上述种种问题,国外研究机构开发的人工复合骨模型正逐步取代传统的尸体骨骼标本而成为骨骼生物力学研究的新手段。以股骨为例,第 4 代人工复合骨模型的生物力学特性在传统的压缩、拉伸及扭转测试方面接近人体真实骨骼的材料特性,因此在国际上已被广泛用于股骨内固定器械的生物力学研究^[7-8]。然而,与人工复合股骨模型相匹配的有限元建模作为这一新型骨替代模型的补充研究手段却未见相关报道。为此,本研究基于人工复合股骨模型进行相应的有限元建模研究,并对其有效性进行验证,旨在为新型人工复合股骨模型的数值仿真分析提供有限元模型基础,并为后续“人工复合骨+有限元模型”模式下的股骨内固定器械评估体系的建立奠定理论基础。

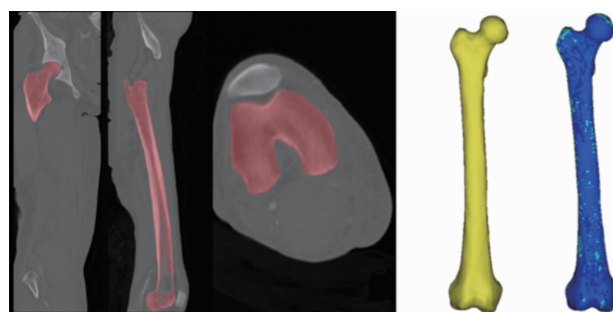
1 方法与材料

1.1 股骨模型影像数据采集与三维重建

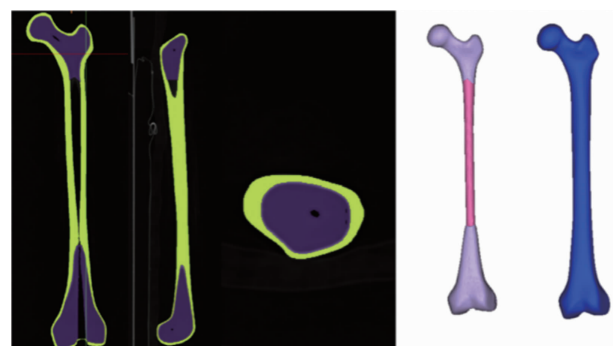
选取 1 例正常尸体右侧股骨标本作为数据采集来源,先行形态学观察及影像学检查排除标本相关骨骼结构先天异常、损伤及退变等病理变化。采用 64 排螺旋 CT 机(西门子,德国)沿目标股骨干长轴方向进行 CT 扫描,范围覆盖股骨全长,扫描层距为 1 mm,获得一套连续横断面的 512×512 像素 CT 图像数据集,以通用的 DICOM 标准格式刻录至光盘导出。进一步将股骨影像数据导入 Mimics 14.0 软件(Materialise,比利时)进行股骨模型的三维重建。采用同样方法对 1 例第 4 代 SAWBONE 复合人工股骨模型(太平洋实验室,美国)进行断层 CT 扫描,并在三维重建过程中对股骨皮质、髓腔、远近端松质骨进行图像分割处理,将分割的各个结构蒙板提取并计算出皮质骨、松质骨及髓腔的均质结构组合模型(图 1)。最后将上述 2 组股骨模型导出为 STL 文件保存。

1.2 股骨模型表面处理与有限元材料参数赋值建模

将上述 2 组股骨模型的 STL 文件,分别导入 Geomagic Studio 12 软件(Geomagic 公司,美国)中进行模型表面平滑处理和精确曲面构建,随后在三维建模软件 UG NX 8.5(西门子公司,德国)中完成模型的实体化操作,最后得到完整的股骨实体模型并以通用三维模型交互文件 STP 格式导出。将 2 组 STP 模型分别导入有限元分析软件 Abaqus 6.14(达索 SIMULIA 公司,法国)中进行四面体网格划分。其中,参考既往文献提供的灰度-弹性模量公式^[9]对尸体股骨组模型进行网格单元的非均质材料属性赋值。另外,对 SAWBONE 股骨重建模型的皮质骨和松质骨视为各向同性均质材料,其中皮质骨弹性模量为 17 000 MPa,松质骨弹性模量为 400 MPa,泊松比均取值 0.3^[10]。



A. 股骨尸体标本非均质模型



B. 复合人工股骨均质组合模型

图 1 基于尸体标本与人工复合股骨的三维模型构建

1.3 股骨有限元模型的轴向压缩载荷、边界条件与接触设定

根据文献数据^[10],模拟人体站立位状态下股骨头负重区关节面受到的轴向压缩载荷 700 N,力学轴线定义为股骨头中心点至股骨远端髁间窝的连线,另于大转子区域施加合力载荷 300 N 作为外展肌作用力,由大转子区指向臀中肌附着区。此外,对股骨远端关节面内外侧髁处设置 6 个自由度完全约束的边界条件。在接触设置方面,对于 SAWBONE 模型,近端皮质骨的内表面与近端松质骨的外表面设置为绑定约束以模拟 2 种材质的刚性连接界面,股骨远端皮质骨与松质骨之间采用同样约束条件;对于尸体股骨模型,采用股骨非均质单一结构分析,设置同等载荷及边界条件,载荷及边界条件如图 2 所示。最后,提交 2 组模型到 Abaqus standard 求解器进行运算。

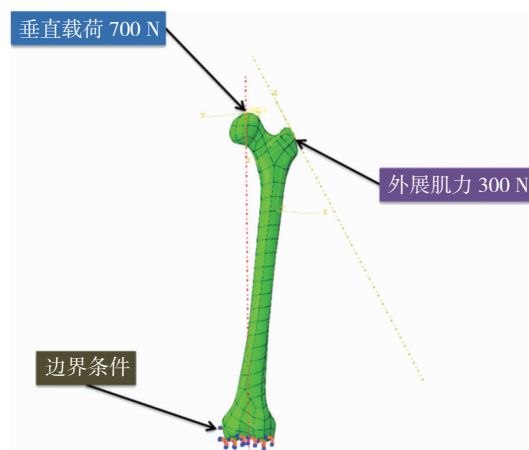
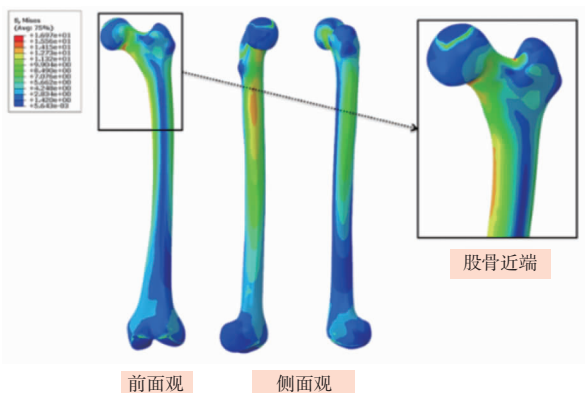


图 2 股骨三维有限元模型载荷及边界条件设定

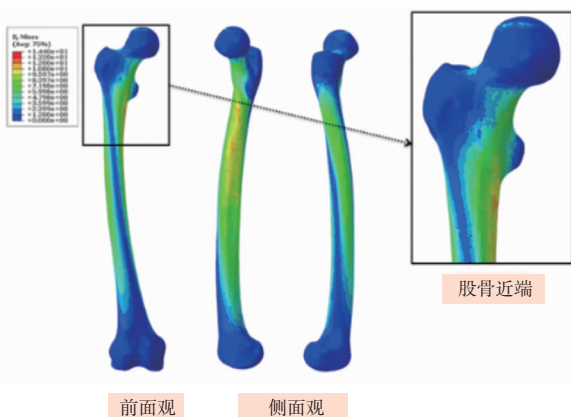
2 结果

2.1 2 组股骨有限元模型轴向压缩载荷下的应力和位移分布情况

经过计算,最终获得 2 组股骨有限元模型在轴向压缩载荷下的 von Mises 应力分布云图(图 3)。整体上看,SAWBONE 股骨有限元模型的应力分布主要位于股骨的骨干内侧及外侧缘;而股骨近端的高应力主要位于股骨头下的局部区域(压应力)以及股骨颈外上方基底部(张应力),这与 Vulovic S 等^[10]的研究结果较为一致。反观尸体标本的股骨有限元模型组,整体股骨应力分布较为均匀,主要应力分布区域位于股骨骨干部的内侧缘和外侧缘,相对 SAWBONE 模型,尸体标本股骨模型计算得到的近端高应力分布并不在股骨颈及股骨头下区域,而是位于股骨小转子下方区域。



A. 复合人工股骨模型在轴向作用下的 von Mises 应力分布云图

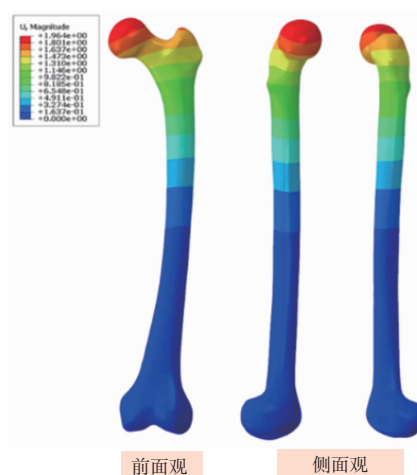


B. 尸体股骨模型在轴向作用下的 von Mises 应力分布云图

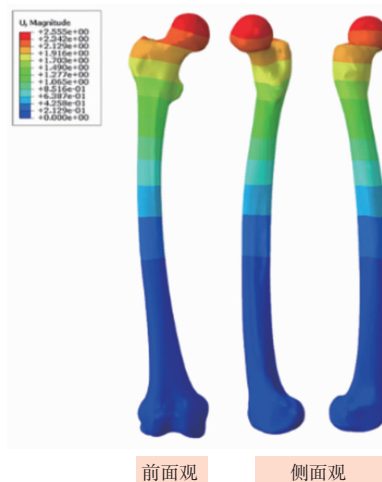
图 3 2 组股骨模型在轴向作用下的 von Mises 应力分布云图
(单位:MPa)

对于位移分布情况,2 组股骨模型的位移分布如图 4 所示。总体上,2 组模型在轴向压缩载荷下产生的位移分布较为合理,最大位移发生在股骨头负重表面,并沿着股骨近端

及股骨干向下方递减。其中,SAWBONE 股骨模型的最大位移峰值为 1.964 mm,而尸体标本股骨模型的最大位移峰值为 2.555 mm;相应计算得到的 2 组模型轴向压缩刚度分别为 356.44 N/mm 和 273.97 N/mm,其中 SAWBONE 模型的轴向压缩刚度相对尸体标本模型的压缩刚度要高出 30.1%。



A. 复合人工股骨模型在轴向压缩载荷作用下的位移分布云图



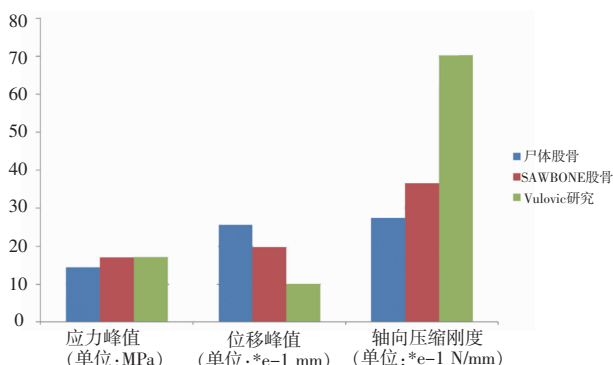
B. 尸体股骨模型在轴向压缩载荷作用下的位移分布云图

图 4 2 组股骨模型在轴向压缩载荷作用下的位移分布云图
(单位:mm)

2.2 股骨有限元模型的对比分析及有效性验证

结合 2 组股骨有限元模型的应力峰值、位移峰值及刚度结果,参照既往文献数据^[10]进行对比(图 5)。在应力峰值方面,尸体股骨和 SAWBONE 股骨模型的应力峰值与既往文献数据均相差不大,而 SAWBONE 股骨模型的计算结果更为接近文献中的应力峰值(17.12 MPa);在位移峰值方面,本研究 2 组模型的位移峰值均大于文献数据的最大位移峰值 0.996 mm,而 SAWBONE 股骨位移峰值为 1.964 mm,相比尸

体股骨模型更接近文献数据;在刚度方面,本研究 2 组模型的刚度均小于文献报道的股骨轴向压缩刚度(702.8 N/mm),而 SAWBONE 股骨模型刚度值同样较为接近文献数据。



注:数据以测量数据峰值表示,样本量 $n=3$

图 5 2 组股骨模型与文献数据在轴向压缩载荷下的应力、位移及刚度对比

3 讨论

股骨是人体下肢最主要的承重结构之一,同时也是下肢机械力学轴线的重要组成部分。股骨近端的偏心承重结构特性决定了其在日常活动强度的载荷或暴力冲击载荷作用下更容易受到损伤,因此股骨近端骨折一直以来都是骨科领域的研究热点^[11-13]。为此,深入了解股骨的生物力学特性对于股骨创伤性疾病的修复重建具有重要意义。长期以来,学者们对股骨的生物力学和结构特性的研究多采用尸体标本大体观测和生物力学实验手段^[14]。这一直观而有效的传统研究方法存在局限性:首先,股骨尸体标本的来源十分有限,而大多数生物力学测试方法均会对股骨标本造成不可逆的破坏,这使得尸体标本的利用率大为降低;其次,不同人群股骨尸体标本均存在一定的解剖结构差异,而这些差异往往导致生物力学分析结果难以呈现一致性,尽管增加测试标本的数量有利于减少实验误差,但相应的成本也将显著增加;此外,在对骨科植入物器械开展的生物力学评估测试中,同一尸体标本的多次模拟植入内固定,必然造成标本结构的不可逆改变。因此,实验的可重复性和对象之间的可比性将大大降低,难以获得较为可靠的对比分析结果。

为此,国外已有研究机构开发出具有高度生物力学相似性的人工复合股骨模型产品,并已有不少相关的应用报道^[15-16]。Yian EH 等^[17]应用 SAWBONE

股骨模型对股骨近端不稳定转子间骨折进行了钢板螺钉内固定的生物力学分析,并认为人工复合股骨模型具有较为可靠的生物力学特性,可用于骨科内固定植入物的生物力学评估。Wilkins KJ 等^[18]同样采用了股骨 SAWBONE 模型进行了股骨髁上骨折的建模,在此基础上对传统的单轴螺钉锁定钢板和万向锁定钢板进行生物力学对比分析,有效控制了不同实验对象之间结构差异所造成的结果偏倚。郭阳等^[19]在对舟骨骨折的螺钉固定研究中采用舟骨的人工复合骨模型作为生物力学测试的试件,充分利用 SAWBONE 模型骨的材料、结构及外形的同一性,获得了较为可靠的实验结果。姜滔等^[6]利用 SAWBONE 股骨和尸体股骨制作了转子间不稳定骨折模型,通过比较 2 组模型之间的生物力学特性,发现 SAWBONE 模型骨的生物力学指标标准差跨度范围明显小于尸体骨模型,并认为相比尸体股骨,SAWBONE 模型能较好地模拟人体骨骼的力学响应,生物力学性质较为均一和稳定,且在取材来源方面具有较大优势,可在骨科临床内固定材料力学测试研究中代替尸体骨骼使用。尽管 SAWBONE 模型股骨可为生物力学实验提供更为可靠的测试对象,仅仅通过传统生物力学实验尚难以深入阐明股骨内在应力传递规律,故尚须进一步基于 SAWBONE 股骨建立相匹配的有限元模型用于深入分析。国内基于 SAWBONE 的股骨有限元模型构建尚未见报道,且有限元模型的有效性有待进一步验证,因此本研究着眼建立相应的 SAWBONE 股骨有限元模型用于生物力学分析,并在此基础上对比尸体标本和文献数据的分析结果以对模型的有效性进行验证,旨在为股骨有限元模型的应用提供可靠的理论依据。

本研究结果显示,基于 SAWBONE 股骨建立的有限元模型相比尸体标本建立的有限元模型,无论是从应力还是位移分布方面看,均较为符合既往文献报道结果及临床实际情况。在应力分布方面,SAWBONE 模型的应力峰值更接近以往的文献数据,且模型的轴向压缩刚度也高于尸体标本股骨。类似的,SAWBONE 模型的轴向位移峰值也更接近文献数据,相比尸体标本股骨的位移峰值更低。形成这一差异性结果的原因主要来自以下几个方面:首先,本研究的 3 组对比数据均来源于不同的股骨结构,解剖结构性差异可能是决定对比分析结果的

首要因素,因为不同股骨结构所呈现的颈干角、股骨前弓形态及骨干皮质结构厚度等因素均会在不同程度上影响股骨的应力和位移分布;其次,受限于本次采用的 SAWBONE 股骨模型的规格化生产,难以获得与人体标本解剖较为相似的结构试件,因此对比结果也会在一定程度上受到模型结构差异的影响;此外,文献数据的报道中,Vulovic S 等^[10]也在建模过程中对股骨近端松质骨结构进行了较为细致的划分,将致密和疏松的近端松质骨赋予 2 种不同的弹性模量材质,这一操作也可能对股骨近端内部的应力分布产生一定的影响,但由于皮质骨和松质骨之间的弹性模量相差较大,这一影响并不会对模型造成显著影响。因此,本研究建立的 2 组股骨有限元模型在应力、位移及刚度数值方面并未呈现异常显著的差异,而 2 组模型均可用于股骨生物力学特性的预测分析;相对而言,SAWBONE 股骨有限元模型用于生物力学分析更接近真实情况。

综上所述,本研究基于 SAWBONE 股骨模型建立的有限元模型通过与尸体股骨有限元模型和同类文献研究数据进行对比,最终的对比分析结果验证了 SAWBONE 股骨有限元模型具有可靠的生物力学预测性能。目前新一代的 SAWBONE 股骨模型不仅在外观形态和材料力学性质上非常接近人体股骨的生物力学特性,而且可通过结合相匹配的有限元模型,完全满足人体股骨生物力学分析需求,并可替代传统股骨尸体标本以开展骨折内固定器械的改良设计与生物力学评估。

参 考 文 献

- [1] 周江军,易蕊,赵敏,等. 新型组合式锁定加压钢板不同滑槽钢板方案治疗股骨粉碎性骨折的三维有限元分析[J]. 中华创伤骨科杂志,2015,17(8):725-729.
- [2] Flinck M,von Heideken J,Janarv PM,et al. Biomechanical comparison of semi-rigid pediatric locking nail versus titanium elastic nails in a femur fracture model[J]. J Child Orthop,2015,9(1):77-84.
- [3] Tai CL,Chen WP,Chen HH,et al. Biomechanical optimization of different fixation modes for a proximal femoral L-osteotomy[J]. BMC Musculoskelet Disord,2009,10:112.
- [4] 储小兵,童培建,宋建华,等. TC 股骨转子间骨折半髌假体系统的研制及力学测试[J]. 医用生物力学,2013,28(3):310-315.
- [5] 刘安庆,张银光,王春生,等. 人股骨生物力学特性的三维有限元分析[J]. 西安医科大学学报,2001,22(3):242-244.
- [6] 姜滔,吕一,沈建国,等. Sawbones 人工合成骨和尸体骨的生物力学比较研究[J]. 中医正骨,2010,22(5):15-18.
- [7] Gray HA,Zavatsky AB,Taddei F,et al. Experimental validation of a finite element model of a composite tibia[J]. Proc Inst Mech Eng H,2007,221(3):315-324.
- [8] Cristofolini L,Viceconti M. Mechanical validation of whole bone composite tibia models[J]. J Biomech,2000,33(3):279-288.
- [9] Lengsfeld M,Schmitt J,Alter P,et al. Comparison of geometry-based and CT voxel-based finite element modeling and experimental validation[J]. Med Eng Phys,1998,20(7):515-522.
- [10] Vulovic S,Korunovic N,Trajanovic M,et al. Finite element analysis of CT based femur model using finite element program PAK[J]. J Serb Soc ComputMechan,2011,5(2):160-166.
- [11] 尹占民. 应用锁定钢板治疗股骨近端粉碎性骨折[J]. 中国矫形外科杂志,2009,17(2):143-145.
- [12] 赵海生,徐耀增,王贵贤,等. 股骨近端防旋髓内钉治疗股骨转子下骨折[J]. 中国组织工程研究,2013,17(48):8368-8373.
- [13] Marmor M,Elliott IS,Marshall ST,et al. Biomechanical comparison of long,short,and extended-short nail construct for femoral intertrochanteric fractures[J]. Injury,2015,46(6):963-969.
- [14] Filipov O,Gueorguiev B. Unique stability of femoral neck fractures treated with the novel biplane double-supported screw fixation method;a biomechanical cadaver study[J]. Injury,2015,46(2):218-226.
- [15] Sommers MB,Fitzpatrick DC,Madey SM,et al. A surrogate long-bone model with osteoporotic material properties for biomechanical testing of fracture implants[J]. J Biomech,2007,40(15):3297-3304.
- [16] Gwinner C,Märdian S,Dröge T,et al. Bicortical screw fixation provides superior biomechanical stability but devastating failure modes in periprosthetic femur fracture care using locking plates[J]. Int Orthop,2015,39(9):1749-1755.
- [17] Yian EH,Banerji I,Matthews LS. Optimal side plate fixation for unstable intertrochanteric hip fractures[J]. J Orthop Trauma,1997,11(4):254-259.
- [18] Wilkens KJ,Curtiss S,Lee MA. Polyaxial locking plate fixation in distal femur fractures;a biomechanical comparison[J]. J Orthop Trauma,2008,22(9):624-628.
- [19] 郭阳,田光磊,田文,等. 舟骨骨折螺钉固定的生物力学研究[J]. 中国骨与关节杂志,2014,13(4):301-305.

(责任编辑:冉明会)