

文章编号:1004-7220(2017)06-0494-06

一种新型膝关节假体在步态过程中 接触应力的有限元仿真

李新宇, 王长江, 陈维毅

(太原理工大学 力学学院, 山西省材料强度与结构冲击重点实验室, 太原 030024)

摘要: **目的** 对一种使用新方法设计的新型人工膝关节假体进行有限元模拟分析, 研究改变关节假体外髁关节面的扭转角度对改善人工膝关节假体力学环境的影响。**方法** 依据志愿者提供的膝关节 CT 测量数据, 建立 3 个膝关节假体模型, 内侧股骨髁在冠状面保持圆曲线, 外侧股骨髁根据冠状面轮廓曲线的扭转角度不同, 分为 0° 、 10° 、 20° (分别命名为模型 1、2、3)。将假体模型导入有限元软件, 输入自然人体膝关节的运动步态信息为加载工况, 模拟步态过程中膝关节假体的运动状态, 并将通过模拟得到的髁间应力同使用接触力学理论公式得到的应力计算结果进行对比。**结果** 3 组模型的最大应力出现在步态 13% 处, 此时关节轴向力最大 (2.6 kN)。模型 1 内、外髁最大应力分别为 35.5、30.6 MPa, 模型 2 内、外髁最大应力分别为 38.4、32.6 MPa, 模型 3 内、外髁最大应力分别为 38.3、43.1 MPa。模型 2、3 的应力曲线相比模型 1 变化较为平缓。模拟得到的应力曲线与理论计算曲线的趋势相同, 但个别步态时刻处有差异。**结论** 通过增大人工膝关节假体外髁曲面的扭转角度可以改善膝关节力学环境, 经过改进的膝关节假体在步态过程中对胫骨衬垫的应力突变减少, 可以延长假体的使用寿命。

关键词: 人工膝关节; 假体设计; 步态载荷; 有限元分析

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2017.06.002

Finite element simulation of contact stress on a novel total knee prosthesis during gait cycle

LI Xin-yu, WANG Chang-jiang, CHEN Wei-yi (Shanxi Key Laboratory of Material Strength & Structural Impact, College of Mechanics, Taiyuan University of Technology, Taiyuan 030024, China)

Abstract: Objective To perform finite element analysis on a type of newly designed total knee prosthesis, and investigate the influence from changing twist angle of the lateral condyle surface on mechanical environment of the knee joint. **Methods** Based on CT measurement data from a volunteer, 3 artificial knee prostheses with the same medial condyle were established. In Model 1, the twist angle of lateral condyle surface was 0° , while 10° and 20° in Model 2 and Model 3, respectively. The prosthesis models were imported into finite element software and applied with gait cycle data to simulate the motion of knee prosthesis during the gait cycle. The simulated stress results in the knee joint were then compared with the calculated results, which were obtained from theoretical formula of contact mechanics. **Results** The maximum stress of 3 models appeared at 13% of the gait cycle, when the axial force (2.6 kN) was also the maximum. The maximum stresses of medial and lateral condyle in Model 1, Model 2 and Model 3 were 35.5 and 30.6 MPa, 38.4 and 32.6 MPa, 38.3 and 43.1 MPa, respectively. The stress curves of Model 2 and Model 3 during the gait cycle were relatively smooth compared with those of Model 1. The simulated stress trend was basically similar to the theoretical calculation, except at a few moments

收稿日期:2017-04-23; 修回日期:2017-06-23

基金项目:国家自然科学基金项目(11472185)。

通信作者:陈维毅,教授,博士研究生导师, E-mail: chenweiyi211@163.com; 王长江,教授,博士研究生导师, E-mail: 986318892@qq.com。

in the gait cycle. **Conclusions** The mechanical environment of the total knee prosthesis can be improved by twist angle of the lateral condyle surface. This newly designed prosthesis can preserve implants from abrupt change of the stress during the gait cycle and prolong the service life of prostheses.

Key words: Total knee prosthesis; Prosthesis design; Gait load; Finite element analysis

随着全膝关节置换手术技术的不断发展和成熟,该方法已成为治疗膝关节损伤的重要手段。欧美地区每年大约有 44 万人接受全膝关节置换手术,并且随着生活质量和医疗水平的提高,这一数字还会继续增加^[1]。统计数据显示,中国的骨关节炎患者多达 3 600 万人,每年有 10 万人以上的患者接受膝关节置换手术^[2]。尽管全膝关节置换手术的术后满意度达到了 90%^[3],但仍有很多患者由于植入的人工假体失效,需要进行二次修复手术。每年,全球约有 3.5 万接受过全膝关节置换手术的患者需要进行修复手术^[4]。

人体膝关节肌肉骨骼系统的复杂度较高,患者的下肢力线、疼痛感觉、肌肉系统、本体感受等因素都会对手术效果产生影响,进而造成膝关节假体的失效^[5]。人工膝关节假体失效的主要原因有高分子聚乙烯胫骨衬垫磨损、无菌松动、关节失稳和胫骨平台疲劳失效。其中,胫骨衬垫的磨损和假体组件的无菌松动是引起假体失效的主要原因(分别占 25% 和 24%)。为了改善膝关节假体的力学环境,减少由于松动和磨损造成的假体失效,研究者对人工膝关节假体的关节曲面进行改进。Walker 等^[6]通过改进膝关节假体外髁曲面形状,达到引导膝关节运动、使膝关节假体在步态过程中的运动状态更接近自然人体膝关节生理运动状态的目的。Willing 等^[7]通过降低股骨外侧髁高度,达到改善膝关节力学性能的目的。

有限元仿真已经成为分析自然人体膝关节或者人工膝关节假体力学性能的重要手段。将自然人体膝关节的仿真分析结果与人工膝关节假体的有限元仿真结果对比,可以作为判断人工膝关节假体设计是否合理的依据^[8]。Miyoshi 等^[9]建立三维膝关节有限元模型,模拟在全膝关节置换中使用不同胫骨衬垫材料,对比后交叉韧带保留型和后交叉韧带切除型胫骨衬垫的应力变化。Zhao 等^[10]使用仿真模拟方法分析后固定型膝关节假体的力学性能。

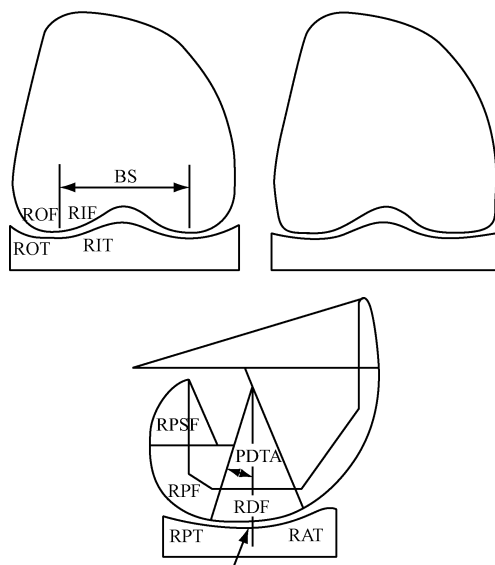
本文基于自然人体膝关节 CT 测量数据设计一

种新型人工膝关节假体,通过有限元模拟仿真方法分析该人工膝关节假体在步态过程中的应力水平及接触位置,为人工膝关节的设计及改进提供理论支持。

1 材料和方法

1.1 模型建立

如图 1 所示,基于现有常见膝关节假体设计,整合关键位置几何信息,将矢状面股骨末端上部分(RPSF)、股骨后端半径(RPF)、股骨末端半径(RDF) 3 个部分,冠状面股骨髁外侧半径(ROF)、股骨髁内侧半径(RIF)两个部分,分别使用一条椭圆曲线进行拟合。椭圆曲线尺寸参数由自然人体左侧膝关节 CT 数据,经 MIMICS 19.0 软件测量得到。使用 UG NX 10.0 三维建模软件建立膝关节假体模型,尺寸如表 1 所示。建立 3 个膝关节假体模型,内侧股骨髁在冠状面保持圆曲线,外侧股骨髁根据冠



RIF - 股骨髁内侧半径, ROF - 股骨髁外侧半径, RIT - 胫骨内侧半径, ROT - 胫骨外侧半径, BS - 两髁间距, RDF - 股骨末端半径, RPF - 股骨后端半径, RPSF - 股骨末端上部分

图 1 常见膝关节假体冠状面和矢状面的几何定义

Fig. 1 Geometric parameters on coronal and sagittal plane of common knee prostheses

状面轮廓曲线的扭转角度不同,分为 0° 、 10° 、 20° (分别命名为模型1、2、3)。生成的股骨假体三维模型及假体有限元模型如图2所示。为完整模拟人工膝关节假体的接触条件,在UG中同时建立一个对应的高分子聚乙烯胫骨假体模型,矢状面曲率半径为40 mm,冠状面曲率半径为22 mm^[11]。

表1 人工股骨假体拟合参数

Tab. 1 Parameters of the femoral prosthesis model

测量部位	拟合参数
矢状面拟合椭圆	长半轴 $R_c = 30$ mm, 短半轴 $r_c = 25$ mm
两髁间距	BS = 45 mm
外髁冠状面拟合椭圆	长半轴 $R_i = 14$ mm, 短半轴 $\eta = 8$ mm
内髁冠状面拟合圆	半径 $r_m = 15$ mm

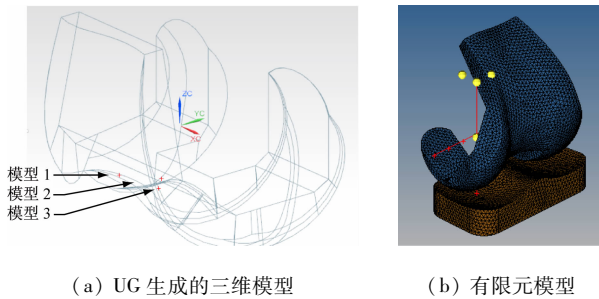


图2 膝关节假体模型

Fig. 2 Total knee prosthesis model (a) 3D models in UG NX, (b) Finite element model

1.2 模拟软件与材料参数

将人工膝关节假体模型导入HyperWorks 12.0软件(Altair公司,美国)进行网格划分,将网格文件导入ABAQUS 6.13软件(SIMULIA公司,德国)进行静态模拟仿真。股骨假体组件材料为钛合金^[9,12],或者钴铬合金,密度为 $8\ 900\text{ kg/m}^3$,弹性模量为 209 GPa ^[13],泊松比为 0.31 ^[14]。高分子聚乙烯胫骨衬垫密度为 940 kg/m^3 ^[15]。对于高分子材料,使用线弹性材料特性,弹性模量为 1.016 GPa 、泊松比为 0.46 ^[16]。使用非线性材料模拟高分子聚乙烯^[17]。

1.3 模拟工况

莫富灏等^[18]使用模拟仿真方法分析膝关节在直立状态下的应力情况,施加沿重力方向分配的体重载荷,在计算过程中体重载荷的大小和方向不变。为研究新设计的膝关节假体在日常步态过程中的应力水平,根据ISO 14243-3:2014标准^[19]中提供的膝

关节运动状态信息可知,膝关节在步态过程中同时包括3个运动:膝关节的弯曲和伸展、股骨的前后位移、胫骨的旋转(见图3)。在整个步态过程中均匀取点,选取24个膝关节运动状态。调整股骨假体模型和胫骨衬垫模型到与步态信息一致,在有限元软件中进行静态模拟。

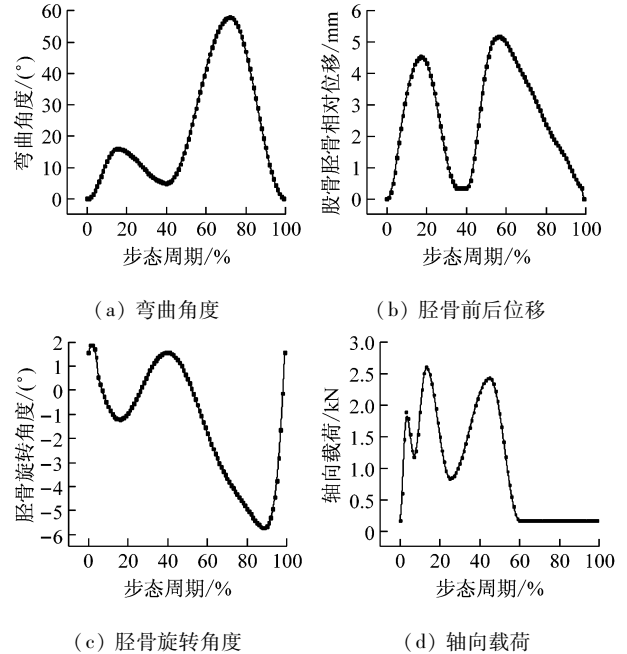
图3 步态过程中膝关节运动及受力信息^[19]

Fig. 3 Motion and force of the knee during the gait cycle

(a) Flexion angle, (b) Anterior posterior (AP) displacement of the tibia, (c) Tibial rotation angle, (d) Axial force

1.4 接触力学计算

根据接触力学中Hertz接触理论的相关内容^[20],可以通过接触点处的曲率半径、材料属性和接触压力,根据

$$q_0 = \frac{6}{\pi^3} \left(\frac{R_2 - R_1}{R_1 R_2} \right)^2 \frac{P}{\left(\frac{1 - \mu_1^2}{E_1} + \frac{1 - \mu_2^2}{E_2} \right)^2} \quad (1)$$

计算出接触区域的接触应力,并与仿真结果进行对比。式中: q_0 为接触压力; R_1 和 R_2 分别为两个曲面在接触点处的曲率半径; E_1 、 μ_1 和 E_2 、 μ_2 分别为两个接触体的材料属性; P 为施加的纵向载荷。

2 结果

在工作站上使用ABAQUS软件对已建立的人工膝关节假体模型进行计算仿真,设置好对应步态

信息下膝关节假体的位置,输入相关材料属性、边界条件及对应的载荷工况。计算得到人工膝关节假体在步态过程 2%、20%、50% 时的应力分布情况(见图 4)。在相同步态状态下,模型 1、2、3 因外髁曲面

扭转角度不同,接触位置依次向外侧偏移;同时,由于外髁的扭转角度沿着矢状面髁曲线由后向前线性变化,随着步态过程中弯曲角度的增大,外髁接触点位置会随之向内侧移动。

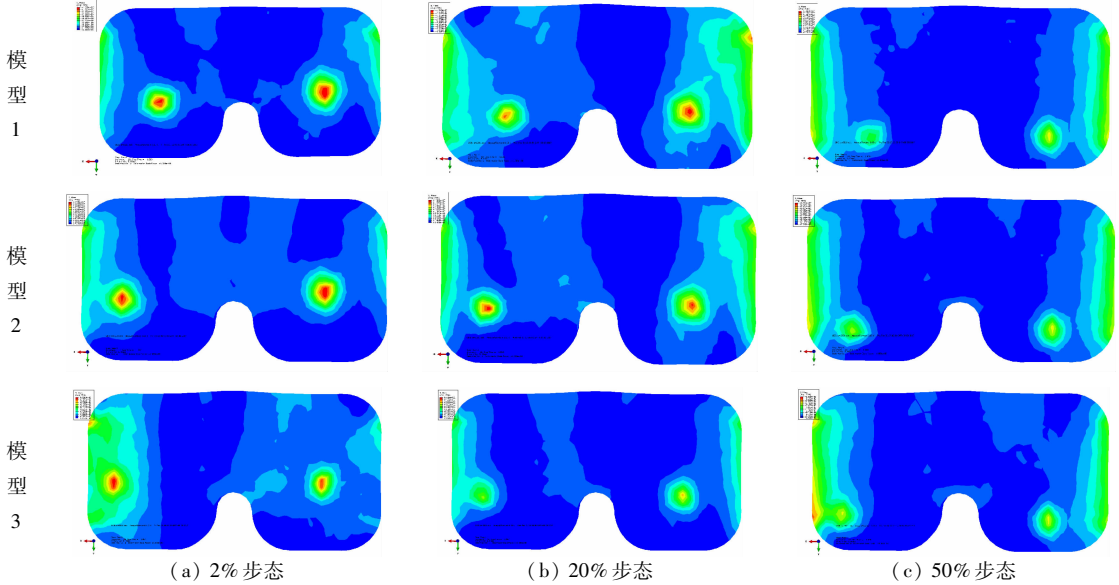


图 4 步态过程中膝关节胫骨组件的接触应力分布

Fig. 4 Contact stress distributions on tibial bearing component of the knee model during a gait cycle (a) 2% gait cycle, (b) 20% gait cycle, (c) 50% gait cycle

人工膝关节假体模型步态过程中最大应力均发生在 13% 步态过程中,因为此时膝关节的轴向载荷最大,为 2.6 kN。模型 1 内、外髁最大应力分别为 35.5、30.6 MPa,模型 2 内、外髁最大应力分别为 38.4、32.6 MPa,模型 3 内、外髁最大应力分别为

38.3、43.1 MPa,与 Lee 等^[21]对于膝关节的模拟结果相近。使用软件输出接触点处股骨假体组件与胫骨衬垫组件的曲面曲率半径,通过式(1)计算步态过程中假体组件间的接触应力,并同仿真结果对比,如图 5 所示。

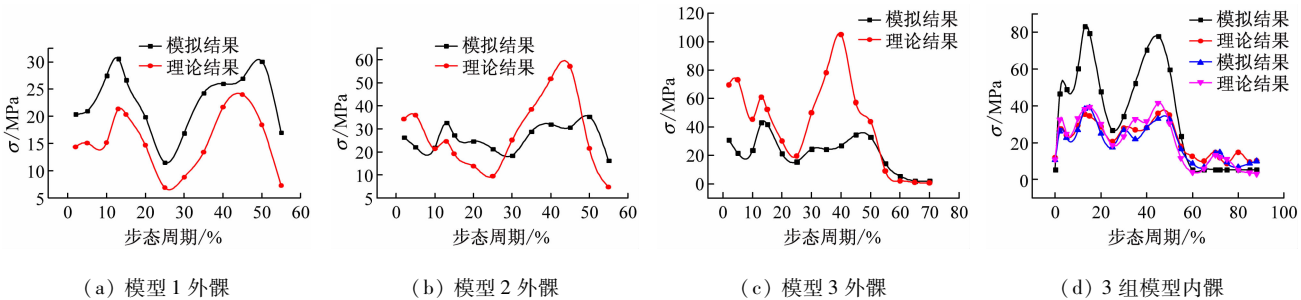


图 5 接触应力的理论计算和仿真结果对比

Fig. 5 Comparison of contact stress between the theoretical and simulation results (a) Lateral condyle of Model 1, (b) Lateral condyle of Model 2, (c) Lateral condyle of Model 3, (d) Medial condyle surfaces of three models

由图 5 可知,理论计算结果与仿真结果对比,在模型 1 中接触应力曲线的趋势相同,但数值略大。

因为模型 1 的外髁曲面扭转角度为 0°,故在步态过程中各接触点处的曲率变化不大,应力的变化主要

取决于步态载荷的大小。而在模型 2、3 中,由于外髁曲面向内侧扭转,故在步态过程中随着膝关节弯曲角度的变化,各接触点处的曲率也会产生变化。这一曲率的变化与膝关节步态的载荷变化共同作用,使得模型 1、2 两种膝关节假体组件间的接触应力变化相比模型 1 较为平缓。

3 讨论

人工膝关节假体组件中,胫骨衬垫组件的材料属性较为薄弱,其材料性能也是影响全膝关节置换手术有效期长短的重要因素。常用的胫骨衬垫组件多为高分子聚乙烯或高交联聚乙烯材质^[22]。人体膝关节是重要的负重关节,同时运动频率极高,故容易造成胫骨衬垫组件的早期磨损,进而导致整个人工膝关节的失效。本文尝试采用一种新的人工膝关节假体曲面设计,通过改变接触区域曲率来改善膝关节的力学环境,进而达到延长人工膝关节有效期的目的。

使用传统生物力学研究方法对膝关节进行试验困难较大,无论是模型加工还是人体膝关节的模拟试验台都需要较高的成本,而有限元模拟仿真则能很好解决这个问题。自从 1996 年 Ishikawa 等^[23]使用二维有限元模型模拟聚乙烯衬垫在步态过程中的接触应力以来,有限元方法就已经大规模应用于人工膝关节假体的研究中。本文中自然人体膝关节的测量、人工膝关节假体的设计、有限元模拟仿真、接触点位的曲率半径提取都是通过计算机辅助实现的。根据结果可以看出,有限元模拟步态过程中,膝关节假体模型 2、3 的应力变化较为平缓,但是同理论计算得出的曲线对比还有一定的差距。其中,模型 2 在步态 40%、45% 处以及模型 3 在步态 5%、35%、40% 处差距较大。造成这种差距的原因可能是在模拟软件中选取接触点计算曲率的过程中取点不准。从模拟结果来看,对外髁曲面的改进可以减小关节接触面接触应力,平缓应力突变。随着屈膝角度的变化,接触点的位置也有相应变化,达到改善膝关节稳定性进而引导膝关节运动的目的。

现有的人工膝关节假体的几何形状便于进行铸造成型和机床加工,而近年发展的多轴联动机床和 3D 打印技术为本文中人工体关节假体的复杂曲面结构的制造提供了可能。图 6 所示为实验室中采用

3D 打印机打印出的新型人工膝关节假体模型 2。



图 6 3D 打印人工膝关节假体模型

Fig. 6 Total knee prosthesis by 3D printing

根据 MIMICS 中测量结果,股骨冠状面前侧曲线轮廓向内侧的旋转角度为 $8^{\circ} \sim 15^{\circ}$,而这一生理参数的大样本统计测量还鲜有报道。作为一个新的研究方向,本文中首先选择 0° 、 10° 、 20° 3 个人工膝关节股骨假体外髁扭转角度,以便进行初步的对比分析。在下一步工作中,可以细化股骨假体外髁曲面的扭转角度,量化扭转角度与应力水平之间的关系;研究如何通过 3D 打印出的模型精确选取接触点,并计算曲率半径和接触应力;通过三维模型的几何信息直接估算应力状态,从而简化膝关节设计的流程。

参考文献:

- [1] ZIHLMANN MS, STACOFF A, ROMERO J, *et al.* Biomechanical background and clinical observations of rotational malalignment in TKA: Literature review and consequences [J]. *Clin Biomech*, 2005, 20(7): 661-668.
- [2] 陈瑛贤, 王玲, 李涤尘, 等. 全膝关节置换个体化患者右转步态的骨肌多体动力学仿真[J]. *医用生物力学*, 2015, 30(5): 397-403.
CHEN ZX, WANG L, LI DC, *et al.* Musculoskeletal multi-body dynamic simulation on patient-specific total knee replacement during right-turn gait [J]. *J Med Biomech*, 2015, 30(5): 397-403.
- [3] DLIMA DD, CHEN PC, JR CC. Polyethylene contact stresses, articular congruity, and knee alignment [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 2001, 392: 232-238.
- [4] SHARKEY PF, HOZACK WJ, ROTHMAN RH, *et al.* Insall Award paper. Why are total knee arthroplasties failing today? [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 2002, 404: 7-13.

- [5] 马青川, 肖丽英, 李志昌, 等. 单侧全膝关节置换术后两下肢受力不对称性的影响因素[J]. 医用生物力学, 2015, 30(1): 89-93.
- MA QC, XIAO LY, LI ZC, *et al.* Factors affecting asymmetrical lower extremity loading after unilateral total knee arthroplasty [J]. *J Med Biomech*, 2015, 30(1): 89-93.
- [6] WALKER PS. A new concept in guided motion total knee arthroplasty [J]. *J Arthroplasty*, 2001, 16(8 Suppl 1): 157-163.
- [7] WILLING R, KIM IY. Design optimization of a total knee replacement for improved constraint and flexion kinematics [J]. *J Biomech*, 2011, 44(6): 1014-1020.
- [8] CARR BC, GOSWAMI T. Knee implants: Review of models and biomechanics [J]. *Mater Design*, 2009, 30(2): 398-413.
- [9] MIYOSHI S, TAKAHASHI T, OHTANI M, *et al.* Analysis of the shape of the tibial tray in total knee arthroplasty using a three dimension finite element model [J]. *Clin Biomech*, 2002, 17(7): 521-525.
- [10] ZHAO ZX, WEN L, QU TB, *et al.* Kinematic analysis of a posterior-stabilized knee prosthesis [J]. *Natl Med J China*, 2015, 128(2): 216-221.
- [11] SHI JF. Finite element analysis of total knee replacement considering gait cycle load and malalignment [J]. *Quat Sci*, 2007, 27(5): 870-879.
- [12] CHU T. An investigation on contact stresses of New Jersey low contact stress (NJLCS) knee using finite element method [J]. *J Sys Integr*, 1999, 9(2): 187-199.
- [13] VILLA T, MIGLIAVACCA F, GASTALDI D, *et al.* Contact stresses and fatigue life in a knee prosthesis: Comparison between *in vitro* measurements and computational simulations [J]. *J Biomech*, 2004, 37(1): 45-53.
- [14] HALLORAN JP, PETRELLA AJ, RULLKOETTER PJ. Explicit finite element modeling of total knee replacement mechanics [J]. *J Biomech*, 2005, 38(2): 323-331.
- [15] 张绪树, 郭媛, 安美文, 等. 不同运动状态下国产人工膝关节接触压力分布有限元分析[J]. 计算机辅助工程, 2013, 22(2): 61-65.
- [16] GALIK K. The effect of design variations on stresses in total ankle arthroplasty [D]. Pittsburgh: University of Pittsburgh, 2002.
- [17] HALLORAN JP, PETRELLA AJ, RULLKOETTER PJ. Explicit finite element modeling of total knee replacement mechanics [J]. *J Biomech*, 2005, 38: 323-331.
- [18] 莫富灏, 杜敏, 刘悦, 等. 肿瘤型膝关节置换后股骨-假体-胫骨复合体生物力学响应[J]. 医用生物力学, 2016, 31(3): 235-239.
- MO FH, DU M, LIU T, *et al.* Biomechanical responses of the femur-prosthesis-tibia complex after tumor-type total artificial knee prosthesis [J]. *J Med Biomech*, 2016, 31(3): 235-239.
- [19] International Organization Environmental Standardization. ISO 14243-3: 2014. Implants for surgery-wear of total knee-joint prostheses. Loading and displacement parameters for wear-testing machines with displacement control and corresponding environmental conditions for test [S]. London: ISO, 2014.
- [20] JOHNSON KL. Contact mechanics [M]. USA: Cambridge University Press, 1985.
- [21] LEE HY, KIM SJ, KANG KT, *et al.* The effect of tibial posterior slope on contact force and ligaments stresses in posterior-stabilized total knee arthroplasty-explicit finite element analysis [J]. *Knee Surg Relat Res*, 2012, 24(2): 91-98.
- [22] NGUYEN LC, LEHIL MS, BOZIC KJ. Trends in total knee arthroplasty implant utilization [J]. *J Arthroplasty*, 2015, 30(5): 739-742.
- [23] ISHIKAWA H, FUJIKI H, YASUDA K. Contact analysis of ultrahigh molecular weight polyethylene articular plate in artificial knee joint during gait movement [J]. *J Biomech Eng* 1996, 118(3): 377-386.