

文章编号:1004-7220(2017)02-0148-06

膝关节置换术中胫骨截骨厚度对胫骨截面的生物力学影响

陈清¹, 盛华均¹, 李杏芮¹, 郭玲¹, 杨清华¹, 朱淑娟¹, 吕发金²

(1. 重庆医科大学解剖学教研室, 重庆 400016; 2. 重庆医科大学附属第一医院放射科, 重庆 400042)

摘要: **目的** 获得不同截骨厚度及不同活动状态下胫骨截面的生物力学情况, 为临床膝关节置换术截骨厚度及指导患者术后活动提供理论基础。 **方法** 重建下肢骨性三维立体模型, 依据全膝关节置换术截骨原则将胫骨近端分别截骨 0、5、7、9 mm, 对截骨后胫骨模型进行材料属性赋值, 并分析站立、慢步、快跑、上楼 4 种活动状态下胫骨截面的应力、应变情况。 **结果** 在相同活动状态下, 随着截骨厚度的增加, 胫骨截骨面的最大应力和位移呈增长趋势。在同一截骨厚度下, 随着活动强度的增强, 胫骨截面的最大应力和位移总体上呈增长趋势。 **结论** 临床全膝关节置换术时胫骨截骨厚度越大、术后活动强度越强, 胫骨截面的应力及应变越大。术中应避免过多截骨、术后应避免高强度活动, 可减少胫骨平台的应力及应变, 有利于假体的长期寿命。

关键词: 全膝关节置换术; 截骨厚度; 胫骨; 生物力学

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2017.02.008

Thickness of osteotomy affecting biomechanics of tibia cross-section in total knee arthroplasty

CHEN Qing¹, SHENG Hua-Jun¹, LI Xing-Rui¹, GUO Ling¹, YANG Qing-Hua¹, ZHU Shu-Juan¹, LÜ Fa-Jin² (1. Department of Anatomy, Chongqing Medical University, Chongqing 400016, China; 2. Department of Radiology, the First Affiliated Hospital of Chongqing Medical University, Chongqing 400042, China)

Abstract: Objective To obtain different biomechanical conditions of the tibia section with different osteotomy thickness under different activity states, so as to provide theoretical basis for total knee arthroplasty (TKA) and patient activities after operation. **Methods** The three-dimensional models of lower limb were reconstructed and the proximal tibia was resected by 0 mm, 5 mm, 7 mm, 9 mm, respectively, based on the principle of bone resection in TKA. The tibia models after osteotomy were assigned with the material properties, and the stress and strain of the tibia cross-section were then analyzed under the following activity states: standing, walking, running and climbing upstairs. **Results** The stress and displacement of the tibia cross-section increased with the increase of osteotomy thickness under the same activity state. The maximum stress and displacement of tibia cross-section with the same osteotomy thickness showed an increasing trend when the strength of activity increased. **Conclusions** For TKA in clinic, the stress and strain on tibia cross-section become larger with the thicker tibia osteotomy and the stronger postoperative activity. Excessive osteotomy in TKA and activity too intensively after TKA should be avoided, so as to reduce stress and strain of the tibia plateau and promote long-term life of the prosthesis.

Key words: Total knee arthroplasty (TKA); Osteotomy thickness; Tibia; Biomechanics

收稿日期:2016-05-12; 修回日期:2016-07-13

基金项目:重庆市教委项目(KJ120313)。

通信作者:盛华均,副教授, E-mail:shjxxh@sina.com。

在关节外科领域,人工全膝关节置换是治疗膝关节疾患的常用手段,特别是对晚期严重病变的膝关节来说,已经成为常规的手术方法^[1]。然而假体的松动下沉直接影响假体的寿命,胫骨截面强度的大小、假体-胫骨间的生物力学变化、软组织情况以及术后活动等因素又与假体的松动下沉关系密切。为探讨延长假体寿命、减少假体松动下沉,学者们的研究多集中在假体设计^[2]、假体-胫骨间应力传导^[3]、软组织平衡等方面^[4],鲜有研究涉及不同截骨厚度下胫骨截面的生物力学变化情况。目前在全膝关节置换术中,胫骨近端截骨厚度一般为10 mm^[5],但在实际手术中,截骨厚度受到病变程度、假体型号、屈伸间隙平衡和医生经验等多种因素的影响,胫骨的截骨厚度为8~12 mm。因此,术中的截骨厚度具有约4 mm的差异。研究表明,距离胫骨平台的远近不同,关节面的强度也不同^[6]。因此,本文通过给予胫骨近端骨质详细的材料赋值,应用逆向工程软件模拟不同厚度手术截骨,并利用有限元分析软件对截骨后胫骨及各活动状态下胫骨进行生物力学分析,考察胫骨截骨面的生物力学变化,为临床膝关节置换术截骨厚度以及探索延长术后假体寿命提供理论基础。

1 材料与方法

1.1 研究对象

正常青年志愿者7位,男2例,女5例,年龄23~26岁,既往无下肢关节疾病及外伤史,对左下肢行CT薄层扫描,知情同意本研究使用其扫描数据。将扫描数据按扫描的先后顺序编为1~7号,实验研究方法图示均以1号左下肢扫描数据为例。

1.2 下肢CT原始数据采集

志愿者取仰卧位,利用德国SIEMENS公司128排螺旋CT扫描机对左下肢伸直行CT扫描,扫描层厚、层间距均为0.6 mm,扫描范围为整个左下肢。将所得断层数据在GE ADW 4.2工作站存储为DICOM 3.0格式并刻盘。

1.3 下肢骨三维重建

将下肢CT数据导入交互式医学图像控制系统Mimics 10.01 (Materialise公司,比利时)中,通过标记方位、设定阈值、区域增长、创建轮廓线、填补空洞、重建等步骤重建左下肢骨性三维模型。

1.4 模拟胫骨手术截骨

1.4.1 胫骨机械轴的定位 将重建好的下肢三维模型以STL格式导入逆向工程软件Geomagic Studio 12.0 (Geomag公司,美国)中,通过创建特征功能,寻找出膝关节与踝关节中心^[7]。膝关节中心与踝关节中心连线即为胫骨机械轴。

1.4.2 胫骨截骨基准平面的确定 利用Geomagic Studio 12.0中的创建平面功能,创建出胫骨截骨基准平面,该平面垂直于胫骨机械轴并过膝关节中心(见图1)。

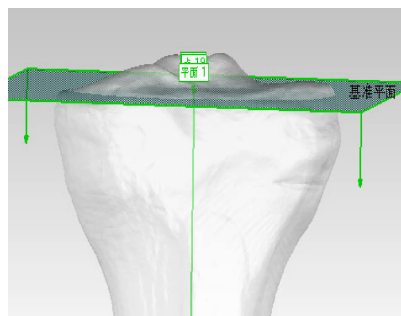


图1 胫骨截骨基准平面的确定

Fig.1 Determination of the datum plane in tibial osteotomy

1.4.3 模拟手术截骨 在截骨基准平面的基础上,沿着胫骨机械轴往下分别按照0、5、7、9 mm 4种厚度进行截骨(见图2)。为节约资源,方便计算,只留取胫骨近端模型。

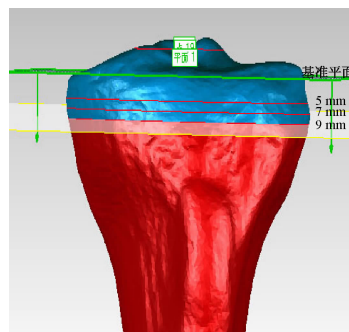


图2 胫骨不同厚度的截骨

Fig.2 Osteotomy by different thickness of the tibia

1.5 胫骨近端材料属性赋值

将截骨后胫骨模型导回Mimics 10.01中,对模型进行面网格划分后以Lis格式导出至大型通用有限元分析软件ANSYS (ANSYS公司,美国),在ANSYS中对模型进行体网格划分,划分后分别写出

prep7、nodes、elements 文件备用。在 Mimics 软件中导入写好的 prep7 文件,利用均匀赋值法对模型进行材料赋值。参照 Mimics 软件所附的经验公式

$$D = 0.916 \times HU + 114$$

$$E = -326 + 5.54 \times \rho$$

对模型采取 10 种材料赋值^[8]。式中:HU 为 CT 值; ρ 为密度; E 为弹性模量。骨骼的泊松比设定为 0.3。赋值后的胫骨模型(见图 3)能够较好代表胫骨近端骨质特性。

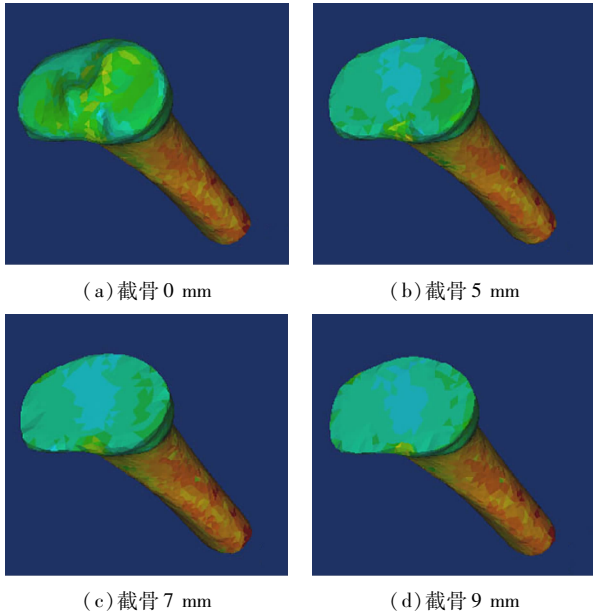


图3 胫骨近端材料属性赋值

Fig.3 Material property assignment of the proximal tibia

- (a) Osteotomy with 0 mm, (b) Osteotomy with 5 mm,
- (c) Osteotomy with 7 mm, (d) Osteotomy with 9 mm

1.6 胫骨的生物力学分析

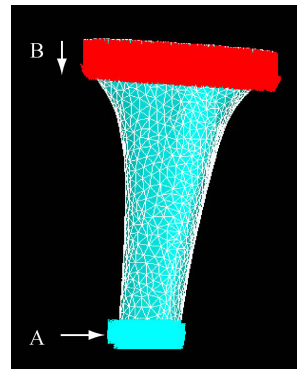
将赋值好的胫骨模型重新导入 ANSYS 中,对模型进行单位统一、施加自由度约束、施加载荷、求解等步骤,对截骨后胫骨模型进行有限元分析。其中,

表1 不同截骨厚度及各活动状态下胫骨平台截面最大应力和位移

Tab.1 The maximum stress and displacement on cross-section of the tibial plateau with different osteotomy thickness and activity states

状态	0 mm		5 mm		7 mm		9 mm	
	σ /kPa	d /mm	σ /kPa	d /mm	σ /kPa	d /mm	σ /kPa	d /mm
站立	1.317	0.300	2.712	0.695	9.925	2.219	15.829	3.800
慢步	1.945	0.533	2.946	1.070	11.477	3.413	20.760	5.877
快跑	2.169	0.615	3.974	1.205	13.000	3.759	20.029	6.322
上楼	2.018	0.571	4.472	1.246	12.926	3.650	22.545	6.498

对胫骨模型施加自由度约束时将胫骨下端的自由度设为 0,固定胫骨下端,防止施加力后胫骨下端的移动。模拟不同生活状态下单个膝关节受力情况,分别为:正常站立时约为 0.4 倍体重、慢步时约为 0.8 倍体重、快跑时约为 2.5 倍体重、上楼梯时约为 4.25 倍体重^[9]。选取胫骨截面为施加力部位,在施加力方向选取 Z 轴方向,即垂直于胫骨平台截面向下施加力(见图 4)。



A - 自由度约束, B - 施加力方向

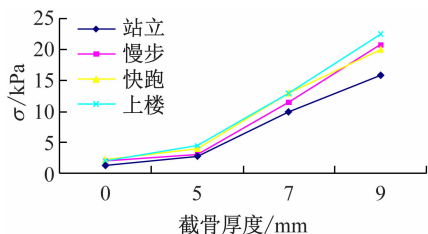
图4 胫骨模型自由度约束和施加力

Fig.4 Restraint the degree of freedom and exerting force on the tibia model

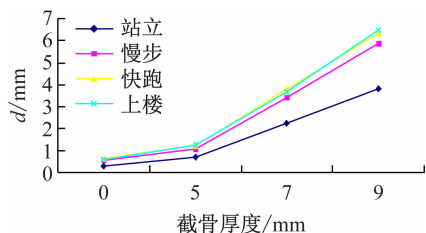
2 结果

选取截面最大 Von Mises 应力和位移为观察指标对胫骨截面的应力应变情况进行评估,取 7 组胫骨不同活动状态下及不同厚度截骨后截骨面的应力(σ)和位移(d)的平均值(见表 1)。有限元分析结果显示:在同一活动状态下,随着截骨厚度的增加,胫骨截骨面的应力和位移呈增长趋势。在截骨小于 5 mm 时,增长趋势不明显,当截骨厚度大于 5 mm 时,应力和位移明显增大;在同一截骨厚度下,活动强度越大,胫骨截面的应力和位移也越大。在截骨

为0.5 mm时,各活动状态下的应力和位移差异不明显,而在截骨7.9 mm时,运动状态下的应力和位移明显大于站立状态下的应力和位移。其中,胫骨截骨面在截骨9 mm和上楼这一活动状态下的位移和应力达到最大(见图5)。



(a) 截骨厚度-应力关系



(b) 截骨厚度-位移关系

图5 不同截骨厚度与应力及位移关系图

Fig. 5 Relationship between osteotomy thickness and stress and displacement

(a) Osteotomy thickness-stress curve,

(b) Osteotomy thickness-displacement curve

3 讨论

3.1 胫骨截骨模型的建立

全膝关节置换术中适宜的胫骨截骨厚度不仅有利于截骨面与假体的匹配,更有利于下肢力线的恢复,从而减少关节不稳、假体松动或塌陷等并发症的发生率。在逆向工程软件中,模拟胫骨截骨需恢复下肢对线及确定截骨基准平面。临床全膝关节术中截骨原则主要有解剖学对线原则与经典对线原则,解剖学对线原则的胫骨平台截骨与胫骨关节面平行,相对于胫骨机械轴呈 3° 内翻,经典对线原则的胫骨平台截骨平面与胫骨机械轴垂直。其中,经典对线原则能够较好地恢复下肢力线,获得良好的关节功能^[10]。因此,采用经典对线原则模拟胫骨截骨。在模拟截骨时,截骨基准平面的确定差异较大,分别有以下几种方式:以胫骨外侧平台最高点为标志点,后倾 10° 做为截骨平面^[11];以胫骨内外侧平台为参考^[12]确定截骨平面;以胫骨外侧平台最低点为

基准进行截骨^[13];以胫骨内侧平台的中点为基准^[14]。临床全膝关节置换术中胫骨截骨基准平面的确定以受损处为标志,但本研究所采用的膝关节为正常膝关节,胫骨截骨基准平面的选取应最大程度覆盖胫骨内外侧平台,故截骨平面的确定是由胫骨平台点云质心为标志点并垂直于胫骨机械轴所形成的平面。在逆向工程软件 Geomagic 中,胫骨平台点云质心约为胫骨平台几何中心^[7],以点云质心为基础确定的截骨基准平面能较大程度上覆盖胫骨内外侧平台。临床上胫骨截骨厚度一般为 $8 \sim 12$ mm,由于三维重建的胫骨模型未包括关节软骨,而胫骨近端关节软骨厚度约为 3 mm^[15],故截骨厚度分别选取 $0.5, 7, 9$ mm。

为节约资源、方便计算,未选取全部胫骨模型。然而已有研究结果显示,胫骨长度对胫骨的应力分布有很大影响^[16],这种影响主要体现在胫骨远端,而本研究的观察指标是胫骨截骨面上的位移及应力,对胫骨远端的应力集中问题不需考虑,从而避免了胫骨模型长度对实验结果的影响。

3.2 骨性结构材料属性的定义

以往骨的生物力学研究表明,长骨的松质骨、密质骨都是由不同生物材料构成的复合体,呈异质性分布。密质骨的密度高、刚性高,张力和压力的应力-应变曲线在最初的弹性区域接近直线。而松质骨与密质骨有较大区别,在同一干骺端,不仅不同位置松质骨的弹性模量不同,而且随着与胫骨软骨层面的距离的增大,关节面的强度下降^[17-18]。以往仅仅将骨骼模型赋予松质骨、密质骨的材料属性,很难反映出骨骼真实的材料特性,所模拟出的骨骼模型也不能准确反映骨骼的生物力学特性。张国栋等^[8]以股骨为例,通过对骨骼多种材料属性赋值后进行比较发现,给予骨骼10种材料属性赋值即可满足力学分析需要。因此,根据骨骼的CT值,对胫骨进行10种材料属性赋值。在三维重建软件 Mimics 中按不同的解剖轴方向对胫骨近端提供多个赋值经验公式。然而骨骼不同方向的弹性模量及强度不同,沿骨骼长轴方向的弹性模量及强度较横轴高,故在赋值时应考虑到解剖轴方向。鉴于在纵轴方向不同截面上的骨骼材料属性对生物力学的影响,选取垂直轴方向的经验公式,能够较好反映出骨骼材料在纵轴方向的变化。

3.3 有限元结果的分析

全膝关节置换术后假体松动、下沉是影响假体长期寿命的主要原因之一。临床随访研究发现,假体松动所致的翻修约占总翻修的44%^[19]。其中,力学因素起着重要作用,特别是应力的改变。已有研究推断,旋转应力能够导致骨溶解和假体松动^[20]。因此,关注膝关节置换术后生物力学的变化对延长假体寿命具有重要作用。然而,力学因素具有复杂性,是通过多方面起作用的。假体组件间的旋转对线^[21]、不同活动状态下的接触应力^[22]以及软组织的平衡^[4]等各种因素都起着举足轻重的作用。在以往的研究中,国外有学者认为胫骨截骨面的强度对假体松动下沉和手术的远期效果具有重要意义^[23-24],但也有学者认为胫骨近端截骨量和术后膝关节评分、活动范围以及假体的松动之间没有显著性关系^[17]。而国内学者对胫骨截面研究的重点放在胫骨截面形态的测量上,通过对比各种类型假体的形态,评估假体置换的可行性和后期寿命。通过仿真重建胫骨模型,并对其截面开展生物力学测量的研究还鲜有报道。因此,通过三维重建出胫骨近端模型并赋予模型仿真生物材料属性,重点考察胫骨截骨面的生物力学特性。结果表明,胫骨模型在未截骨状态下,对胫骨平台施加载荷后其位移为0.300 ~ 0.615 mm,与张文^[25]的研究结果(0 ~ 0.964 mm)差异不大,说明模型有效。在同一活动状态下,随着截骨厚度的增加,胫骨截骨面的应力和位移呈增长趋势,特别是当截骨厚度大于5 mm,增长趋势明显;在同一截骨厚度下,活动强度越大,胫骨截面的应力和位移也越大。在截骨0、5 mm时,各活动状态下的应力和位移差异不明显,而在截骨7、9 mm时,快跑和上楼活动状态下的应力和位移明显大于站立和慢步状态下的位移和应力。其中,胫骨截骨面在截骨9 mm和上楼这一活动状态下的位移和应力达到最大。值得注意的是,无论在何种活动状态下,截骨9 mm的位移变化约为截骨0 mm的10倍和截骨5 mm的5倍,同时胫骨截面的应力也在增加,说明随着截骨厚度的增加,胫骨截骨面抵抗变形的负荷在增大。虽然目前膝关节假体的金属组件对胫骨截面强度的要求不是很大^[26],但本实验结果提示,增加截骨厚度势必会引起截骨面的应力及位移变化的增加,进而影响假体的松动下沉。因此,

全膝关节置换术时在综合考虑各方面情况的基础上,尽量减少胫骨近端截骨量;且患者应在术后选择强度较小的活动,才有利于延长假体的寿命。

4 结语

全膝关节置换术后影响假体寿命的因素是相互作用的。本文选取胫骨截骨厚度和活动状态考察胫骨截面的生物力学情况,特别是胫骨截骨厚度对胫骨截面的影响,这在以往的研究中还鲜有涉及。但仅仅观察不同截骨厚度和活动状态对截骨面的影响,未考虑其他影响因素的相互作用;同时,截骨厚度与假体下沉之间的关系只是就应力和应变结果做了一个猜想,还需要临床研究的证实,这也是本课题组今后需要做的工作。

参考文献:

- [1] YOON HS, HAN CD, YANG IH. Comparison of simultaneous bilateral and staged bilateral total knee arthroplasty in terms of perioperative complications [J]. J Arthroplasty, 2010, 25(2): 179-185.
- [2] 王彩梅, 毛恩荣, 周殿阁, 等. 个体化人工膝关节假体的计算机辅助设计[J]. 中国组织工程与临床康复, 2008, 12(44): 8661-8665.
- [3] 刘志宏, 刘利, 韦林, 等. 不同型号配对固定平台型膝关节生物力学有限元分析研究[J]. 国际骨科学杂志, 2012, 33(5): 322-325.
- [4] 马军, 牛东生, 孙玺淳, 等. 个体化的软组织平衡技术在膝外翻全膝关节置换术中的应用[J]. 中华关节外科杂志, 2012, 6(5): 695-701.
- [5] 于建华, 李晓辉. 人工膝关节置换技巧[M]. 北京: 人民卫生出版社, 2014: 62-66.
- [6] GOLDSTEIN ST, VOLZ AE. Three body segment dynamic model of the human knee [J]. J Biomech Eng, 1993, 11(5): 350-356.
- [7] 陈清, 李杏芮, 盛华均, 等. 三维模型中踝关节中心定位的研究[J]. 中国临床解剖学杂志, 2016, 34(2): 151-154.
- [8] 张国栋, 廖维靖, 陶圣祥, 等. 股骨有限元分析赋材料属性的方法[J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2009, 13(43): 8436-8441.
- [9] 张美娟. 膝关节生理解剖环境对膝关节生物力学特性的影响[J]. 中国组织工程研究, 2012, 16(26): 4903-4907.
- [10] BENJAMIN J. Component alignment in total knee arthroplasty [J]. Instr Course Lect, 2006, 55: 405-412.
- [11] 张博, 潘江, 林源, 等. 国人正常胫骨近端线性参数测量及

- 特性分析[J]. 医用生物力学, 2007, 24(4): 351-355.
- ZHANG B, PAN J, LIN Y, *et al.* Measurement and characteristic analysis of proximal tibia linear parameters in normal Chinese [J]. *J Med Biomech*, 2007, 24(4): 351-355.
- [12] 李钰军, 余斌, 罗彪, 等. 基于三维重建技术对国人胫骨近端截面的形态学测量[J]. 中国矫形外科杂志, 2009, 17(11): 850-853.
- [13] 谢庆云. 国人全膝关节置换胫骨近端截骨面形态学研究[D]. 上海: 第二军医大学硕士学位论文, 2007.
- [14] 曾纪洲, 石逸杰, 曲铁兵, 等. 三维重建胫骨近端模型及其线性参数[J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2009, 13(17): 3241-3246.
- [15] 孙英彩, 崔建岭, 李石玲, 等. MRI 测量正常人膝关节软骨厚度[J]. 实用放射学杂志, 2004, 20(11): 1007-1010.
- [16] 徐志才, 胡广洪, 黄振宇, 等. 胫骨模型对膝关节有限元分析结果影响的探讨[J]. 中国数字医学, 2014, 9(4): 69-72.
- [17] RITTER MA, MONTGOMERY TJ, ZHOU H, *et al.* The clinical significance of proximal tibial resection level in total knee arthroplasty [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 1999, 360: 174-179.
- [18] STEVEN A, GOLDSTEIN, DOUGLAS L, *et al.* The mechanical properties of human tibial trabecular bone as a function of metaphyseal location [J]. *J Biomech*, 1983, 16(12): 965-969.
- [19] ROBERTSSON O, KNUTSON K, LEWOLD S, *et al.* The Swedish knee arthroplasty register 1975-1997: An update with special emphasis on 41233 knees operated on in 1988-1997 [J]. *Acta Orthop Scand*, 2001, 72(5): 503-513.
- [20] MIKULAK SA, MAHONEY OM, DELAROSA MA, *et al.* Loosening and osteolysis with the press-fit condylar posterior-cruciate-substituting total knee replacement [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 2002, 84A(3): 398-403.
- [21] LÜTZNER J, KIRSCHNER S, GÜNTHER KP, *et al.* Patients with no functional improvement after total knee arthroplasty show different kinematics [J]. *Int Orthop*, 2012, 36(9): 1841-1847.
- [22] 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.
- [23] DORR LD, BOIARDO RA. Technical considerations in total knee arthroplasty [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 1986, 205: 5-11.
- [24] INSALL JN. Presidential address to the knee society: Choices and compromises in total knee arthroplasty [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 1988, 226: 43-48.
- [25] 张文. 基于 ANSYS 研究人体膝关节生物力学模型[D]. 苏州: 苏州大学硕士学位论文, 2010.
- [26] BEHRENS JC, WALKER PS, SHOJI H. Variation in strength and structure of cancellous bone at the knee [J]. *J Biomech*, 1974, 7(3): 201-207.