

文章编号: 1004-7220(2022)06-1070-06

单髁置换胫骨假体后倾角对关节接触应力影响

苑博^{1#}, 莫中军^{2#}, 朱旭¹, 曾纪洲^{1*}, 闫松华^{3,4}, 张宽^{3,4*}

(1. 首都医科大学附属北京潞河医院 骨关节外科, 北京 101149; 2. 国家康复辅具研究中心, 北京 100176;
3. 首都医科大学 生物医学工程学院, 北京 100069; 4. 首都医科大学临床生物力学应用基础研究北京市重点实验室, 北京 100069)

摘要: **目的** 建立活动平台膝关节单髁置换(mobile-bearing unicompartmental knee arthroplasty, MB-UKA)术前、术后膝关节有限元模型, 研究 MB-UKA 胫骨假体后倾角对关节接触应力影响。 **方法** 基于健康受试者计算机断层(computed tomography, CT)及磁共振(magnetic resonance, MR)影像, 构建健康膝关节有限元模型, 并验证 MB-UKA 术前、术后模型的有效性。模拟 MB-UKA 胫骨假体后倾 7° 手术, 将三维运动捕捉系统及力平台相关参数作为有限元模型输入条件, 分别计算外侧间室胫骨平台软骨和聚乙烯衬垫的最大接触应力。 **结果** 与现有文献结果进行对比验证表明, 健康膝关节和 MB-UKA 术后膝关节有限元模型计算结果较为合理。MB-UKA 术后胫股关节接触应力变化较大, 聚乙烯衬垫接触应力远大于对侧间室胫骨平台软骨接触应力。 **结论** 本文所建 MB-UKA 术前、术后有限元模型较为合理。研究结果为 MB-UKA 的评估提供了一个可参考的方法。

关键词: 活动平台膝关节单髁置换; 胫骨假体; 后倾; 接触应力

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2022.06.015

The Influence from Posterior Inclinations of Tibial Prosthesis on Tibio-Femoral Contact Force after Unicompartmental Knee Arthroplasty

YUAN Bo^{1#}, MO Zhongjun^{2#}, ZHU Xu¹, ZENG Jizhou^{1*}, YAN Songhua^{3,4}, ZHANG Kuan^{3,4*}

(1. Department of Orthopaedic Surgery, Beijing Luhe Hospital, Capital Medical University, Beijing 101149, China; 2. National Research Center for Rehabilitation, Beijing 100176, China; 3. School of Biomedical Engineering, Capital Medical University, Beijing 100069, China; 4. Beijing Key Laboratory of Fundamental Research on Biomechanics in Clinical Application, Capital Medical University, Beijing 100069, China)

Abstract: **Objective** The finite element models of knee joint before and after mobile-bearing unicompartmental knee arthroplasty (MB-UKA) were established, and the influence from posterior inclinations of tibial prosthesis on contact stress of tibio-femoral joints was studied. **Methods** Based on computed tomography (CT) and magnetic resonance (MR) images from a healthy subject, the finite element model of healthy knee joint was developed, and the validity of knee joint model before and after MB-UKA was verified. MB-UKA with 7° posterior inclination of tibial component was simulated, and the maximum contact stress of tibial plateau cartilage in lateral compartment

收稿日期: 2021-11-06; 修回日期: 2022-01-11

基金项目: 国家自然科学基金项目(31771018), 临床生物力学应用基础研究北京市重点实验室 2021 年度开放课题(2021KF02), 潞河医院学科建设与科研发展专项研究(KJ2021CX008-12)

通信作者: 曾纪洲, 副教授, E-mail: zeng@cmmu.edu.cn; 张宽, 教授, E-mail: kzhang@cmmu.edu.cn

为共同第一作者, * 为共同通信作者

and polyethylene insert was calculated based on joint forces obtained by three-dimensional (3D) motion capture system in MB-UKA model. **Results** The comparison with results from present literatures showed that calculation results of healthy knee joint model and post-MB-UKA knee joint model were reasonable. The maximum contact stress on polyethylene insert after MB-UKA was greater than that on tibial plateau cartilage in lateral compartment. **Conclusions** The established finite element models before and after MB-UKA were verified. This study provides a referable method for MB-UKA evaluation.

Key words: mobile-bearing unicompartmental knee arthroplasty (MB-UKA); tibial prosthesis; posterior inclination; contact stress

膝骨关节炎 (knee osteoarthritis, KOA) 是老年人的常见病、多发病,且大部分 KOA 患者为前内侧骨关节炎^[1]。目前临床上针对前内侧骨性关节炎外科手术治疗手段主要分为全膝关节置换术 (total knee arthroplasty, TKA) 和单髁置换术 (unicompartmental knee arthroplasty, UKA)。与 TKA 相比,UKA 手术创伤更小,康复更快^[2]。活动平台膝关节单髁置换 (mobile-bearing unicompartmental knee arthroplasty, MB-UKA) 作为 UKA 手术的一种,其独特的假体设计更加贴近自然膝关节,能更好地恢复患者膝关节功能。然而临床研究表明,MB-UKA 的假体存活率明显低于 TKA,主要原因是无菌性松动和进展性外侧间室骨性关节炎^[3-8]。关节置换术后,下肢力线改变将导致膝关节力学环境的变化,这可能是 MB-UKA 假体无菌性松动及外侧间室骨性关节炎的原因之一^[9]。假体对线,特别是胫骨假体后倾角,对 MB-UKA 术后下肢力线具有重要影响。胫骨假体后倾角过大,可能会导致假体松动的概率增加,同时前交叉韧带损伤风险也显著增加,增加手术翻修率^[10]。

尽管不同胫骨假体后倾角对膝关节功能有不同影响,但目前学者和临床医生对于最佳截骨角度的选择仍有较大分歧。Weber 等^[11]研究认为,4°~8°胫骨假体后倾角有助于减少聚乙烯衬垫的磨损;Simpson 等^[12]研究表明,MB-UKA 随着胫骨后倾增加,胫骨前内侧区域平均 von Mises 应力化不明显,而 Small 等^[13]则得出与之相悖的结论;江发华^[14]研究认为,术后应保持胫骨假体后倾角在 0°~7°范围内。有限元模型本身的过度简化,或边界条件及载荷等与真实情况有一定误差等,会导致实验结果的推广性不足,甚至得出错误结论。因此,建立一个与真实情况相近的 MB-UKA 术前、术后有限元模

型,对研究胫骨假体后倾角对 MB-UKA 术后膝关节生物力学环境的影响有重要意义。

本文首先建立与真实情况相近的健康膝关节有限元模型。该模型经过验证后,基于健康有限元模型进行手术模拟,建立 MB-UKA 有限元模型。基于 1 个步态周期的关节力和运动特征,计算不同胫骨假体后倾角对 MB-UKA 术后聚乙烯衬垫和外侧间室胫骨平台软骨表面的最大接触应力的影响。

1 材料与方法

1.1 研究对象

招募 1 名女性健康志愿者 (年龄 48 岁,身高 165 cm,体重 65 kg),通过 X 线和磁共振成像 (magnetic resonance imaging, MRI) 证实无膝关节退行性变及外伤史。签署影像学检查知情同意书。

1.2 影像学资料获取

256 层螺旋 CT (Brilliance iCT, Philips 公司,美国)行左下肢全长 CT 平扫,扫描范围为髌关节至踝关节,扫描层厚为 1 mm;使用 3.0 T 磁共振扫描仪 (联影 UI770,上海联影医疗科技股份有限公司)进行左膝关节矢状位 MR 平扫,扫描层厚为 1 mm (见图 1)。

1.3 建立健康膝关节及 MB-UKA 有限元模型

1.3.1 健康膝关节及 MB-UKA 三维模型建立 使用 Mimics 20.0 (Materialise 公司,比利时)软件提取 CT 及 MR 图像中骨、软骨、半月板、前后交叉韧带及内外侧副韧带等结构的三维模型。利用 Rapidform 2006 逆向工程软件 (INUS Technology 公司,韩国)将各结构的三维模型实体化,并导入 ABAQUS 6.14-2 有限元分析软件 (Dassault Systemes 公司,法国)进行组装及配准,完成健康膝关节三维实体模型的建立 [见图 2(a)]。

使用三维扫描仪 (EVA, Artec3D 公司,卢森堡)

获取股骨假体(S)、胫骨假体(A)与半月板衬垫的三维点云数据,并应用 Rapidform 软件进行逆向三维重建,以获得假体几何模型。在所建健康膝关节的基础上,根据 Oxford 第Ⅲ代 UKA 标准手术技术

作为标准,使用布尔操作进行厚度为 7 mm 截骨操作,其中冠状面内外翻 0°,矢状面内进行 7° 胫骨水平下的后倾,创建胫骨假体后倾 7° 截骨模型[见图 2(b)]。

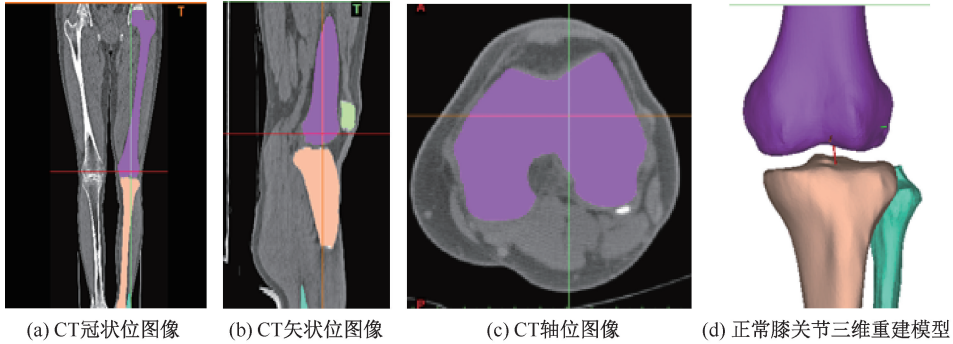


图 1 Mimics 基于 CT 图像重建健康膝关节三维模型

Fig. 1 Reconstruction for three-dimensional (3D) model of healthy knee joint based on CT images in Mimics (a) CT coronal image, (b) CT sagittal image, (c) CT axial image, (d) 3D reconstruction model of normal knee joint

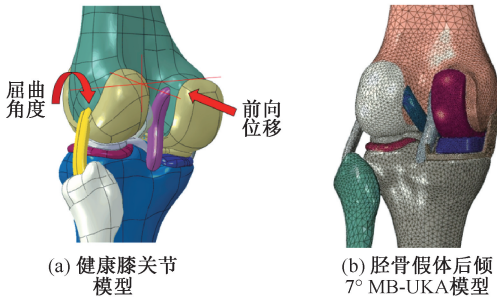


图 2 膝关节有限元模型

Fig. 2 Finite element model of knee joint (a) Healthy knee joint model, (b) MB-UKA model with 7° posterior inclination of tibial component

1.3.2 网格划分 所有模型均采用 10 节点修正四面体单元划分。设置软骨和半月板为各向同性线弹性材料^[15],韧带为不能压缩的横观各向同性超弹性材料^[16],应用 Neo-Hookean 本构模型,其本构方程为:

$$\Psi = C_1(I_1 - 3)$$

式中: C_1 为初始剪切模量,前后交叉韧带以及内外侧副韧带的 C_1 分别为 6.06、6.43、5.83、6.06 MPa; I_1 为 Cauchy-Green 应变张量第一修正不变量。其他结构的材料参数如表 1 所示。

1.3.3 接触设置 根据解剖特征,健康膝关节有限元模型共设置 6 个接触对,包括内外侧间室股骨

表 1 各结构材料属性^[16-17]

Tab. 1 Materials properties in the finite element models^[16-17]

材料	弹性模量/MPa	泊松比
骨	17 000.0	0.30
软骨	15.0	0.46
半月板	27.5	0.33
股骨假体	195 000.0	0.30
聚乙烯衬垫	685.0	0.40
胫骨假体	195 000.0	0.30

软骨与胫骨软骨、股骨软骨与半月板、胫骨软骨与半月板之间的接触^[18-19]。考虑到膝关节滑液等生理特征,将正常膝关节接触设置为无摩擦进行模拟。MB-UKA 模型中共设置 5 个接触对,包括外侧间室股骨软骨与胫骨软骨、股骨软骨与半月板、胫骨软骨与半月板之间的接触,以及内侧间室股骨假体与衬垫、胫骨假体与衬垫之间的接触^[20]。同样,设置外侧间室各生理接触对为无摩擦接触,而内侧间室假体各部件之间的接触摩擦因数为 0.04^[21]。

1.3.4 边界条件及载荷 轴向载荷下模型验证:对股骨屈伸方向自由度进行固定(股骨其他方向自由度不固定),将胫骨与腓骨下表面完全固定,并将软骨与骨、韧带与骨以绑定形式连接,半月板前后角绑定在胫骨平台上;股骨参考点定义在股骨内外上髁中点,在该参考点施加轴向载荷(载荷的方向为沿机械轴向下,载荷为 1 kN),计算内外侧间室的载

荷分布情况等数据,并与文献[22]的结果对比验证。

胫骨前抽屉作用下模型验证:胫骨参考点定义在踝关节中心,胫骨与腓骨耦合约束(约束主要限制自由度所在方向为屈伸方向),股骨完全固定,并于胫骨参考点施加 134 N 前向作用力,计算胫骨位移,并文献[23]的结果对比验证。

静止站立期载荷模型:约束同轴向载荷下的模型验证,于股骨参考点施加 325 N 沿胫骨机械轴向下载荷,屈曲角度为 0°。计算内外侧间室载荷配比。

步态周期载荷下模型:将股骨参考点与股骨近端耦合,约束同轴向载荷下的模型验证。在股骨参考点上施加包括 1 个沿胫骨机械轴的力载荷和 1 个矢状面内的角度(屈伸)。该力载荷和屈伸角度由步态实验中受试者在步态周期中不同时刻的关节力及关节活动度提供(见图 3)。本文选择步态周期中地面反作用力第 1、2 峰值时刻的膝关节力和屈伸角度作为加载边界条件,计算膝关节内外侧间室载荷分布、聚乙烯衬垫和外侧间室胫骨软骨的最大接触应力。

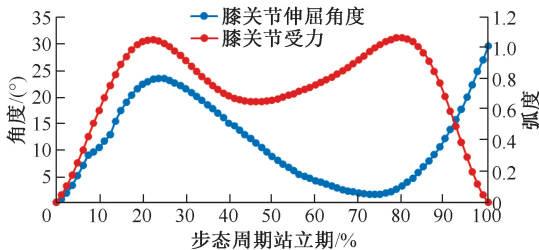


图 3 受试者步态周期中支撑相膝关节屈伸角度及膝关节受力

Fig. 3 Knee flexion angles and forces of the subject during support phase of gait cycle

2 结果

2.1 健康膝关节、MB-UKA 有限元模型及网格划分

健康膝关节模型共计 153 727 个单元;7°胫骨假体后倾 MB-UKA 有限元模型约 300 000 个单元。

2.2 健康膝关节有限元模型验证

在轴向载荷下,健康膝关节有限元模型内、外侧间室载荷分别承担总体载荷的 54.49%、45.51%,与文献[22]的结果较一致。

在 134 N 前后前抽屉作用下,健康膝关节有限元模型在胫骨前移 3.89 mm,与文献[23]的结果较一致。

2.3 MB-UKA 有限元模型验证

7°胫骨假体后倾 MB-UKA 模型内、外侧间室分别承担总载荷的 44.87%、55.13%,健康膝关节模型内、外侧间室分别承担总载荷的 54.92%、45.08%。MB-UKA 术后膝关节内外侧间室载荷占比与文献[24]的结果相近。

2.4 MB-UKA 有限元模型聚乙烯衬垫和外侧间室胫骨平台软骨最大接触应力

静止站立期,MB-UKA 模型聚乙烯衬垫最大接触应力为 16.78 MPa,外侧间室胫骨平台软骨最大接触应力为 0.80 MPa。

地面反作用力第 1 峰值时,MB-UKA 模型聚乙烯衬垫最大接触应力为 25.10 MPa,外侧间室胫骨平台软骨最大接触应力为 3.02 MPa。

地面反作用力第 2 峰值时,MB-UKA 模型聚乙烯衬垫最大接触应力为 18.34 MPa,外侧间室胫骨平台软骨最大接触应力为 2.34 MPa(见图 4)。

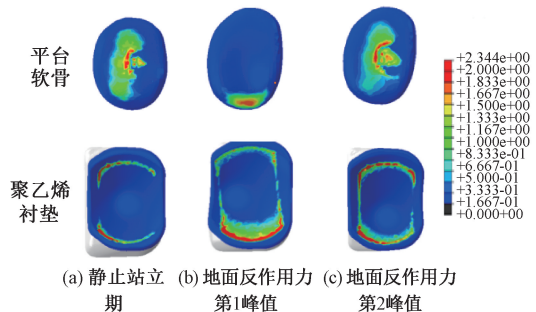


图 4 MB-UKA 有限元模型不同时刻外侧间室胫骨平台软骨与聚乙烯衬垫接触应力分布

Fig. 4 Stress distributions of tibial plateau cartilage in lateral compartment and polyethylene insert for MB-UKA finite element model (a) During standing phase, (b) At the moment of 1st peak of ground reaction force, (c) At the moment of 2nd peak of ground reaction force

3 讨论

本文的文献对比结果表明,数据吻合度较高,故认为所建模型合理有效。本文联合使用 MRI 平扫与 CT 薄层扫描,最大程度重建骨、软骨、韧带及半月板等结构。由于模型结构较为复杂,模型所有

结构均采用四面体网格。在有限元模型验证这一环节中,目前学术界仍然缺乏公认度较高的流程与标准统一。Henninger 等^[25]研究认为,模型验证提倡组织层面、单一结构、多结构与整体这 4 个层面。在进行检验结构的选取时,考虑到本文重点考察膝关节整体在步态周期中的载荷分布情况与接触状态,故针对软骨、半月板与韧带这些对膝关节整体实验研究不具备过多影响的结构进行检验。

相对于健康膝关节模型,MB-UKA 模型更难进行验证。有学者以尸体标本扫描获取的影像学数据为基础建立 UKA 模型,并同步进行匹配的体外试验,对模型开展验证^[26-27]。Netter 等^[28]利用膝关节模拟器对 UKA 磨损测试器获取的数据与 UKA 模型计算中所获取的磨损率进行分析对比,以得出验证结果。由于实验经费及材料限制,本文的有限元模型采用间接验证方法,对比其他文献研究公布的 MB-UKA 手术前后载荷占比、外侧间室胫骨平台软骨和聚乙烯衬垫最大接触应力趋势等数据,验证模型的有效性。

MB-UKA 术后内外侧间室载荷占比与文献的结果趋势一致。Bernardo 等^[29]研究内翻 6°至外翻 6°的胫骨假体对线,结果发现,所有 UKA 模型的外侧间室载荷均大于内侧,本文也得到类似的结果。本文推测,主要原因是假体的弹性模量远大于软骨及半月板,导致膝关节内载荷重新分布,集中于未置换侧。胫骨假体弹性模量过大,不仅会导致内外侧载荷的重新分配,由于应力遮挡效应,还会改变胫骨假体周围骨的应力分布,可能会导致疼痛,并增加无菌性松动的发生率^[26]。

4 结论

本文建立了一套包含韧带三维结构的健康膝关节有限元模型并进行模型验证,同时建立 7°胫骨假体后倾角的 MB-UKA 有限元模型。结果表明,MB-UKA 术后胫股关节接触应力变化较大,聚乙烯衬垫接触应力远大于对侧间室胫骨平台软骨接触应力。本研究结果为 MB-UKA 的评估提供了一个可参考的方法。

参考文献:

- [1] 农家隆. 膝关节骨性关节炎治疗进展[J]. 现代医学与健康研究电子杂志, 2019, 3(9): 23-25.
- [2] 吴东, 杨敏之, 曹正, 等. 膝关节单髁置换术研究进展[J]. 中国修复重建外科杂志, 2020, 34(2): 145-150.
- [3] JOHN FN, ROBERT TE, BENJAMIN JH, *et al.* High failure rates for unicompartmental knee arthroplasty in morbidly obese patients: A two-year minimum follow-up study [J]. *J Arthroplasty*, 2020, 35(4): 1-8.
- [4] LIDDLE AD, PANDIT H, JUDGE A, *et al.* Effect of surgical caseload on revision rate following total and unicompartmental knee replacement [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 2016, 98(1): 1-8.
- [5] GOODFELLOW JW, O'CONNOR JJ, MURRAY DW. A critique of revision rate as an outcome measure: Reinterpretation of knee joint registry data [J]. *J Bone Joint Surg Br*, 2010, 92(12): 1628-1631.
- [6] ERIK NH, KEVIN LO, EDMUND L, *et al.* Unicompartmental knee arthroplasty has fewer complications but higher revision rates than total knee arthroplasty in a study of large United States databases [J]. *J Arthroplasty*, 2019, 34(8): 1617-1625.
- [7] CRAWFORD DA, BEREND KR, THIENPONT E. Unicompartmental knee arthroplasty: US and global perspectives [J]. *Orthop Clin North Am*, 2020, 51(2): 147-159.
- [8] 张启栋, 郭万首. 单髁关节置换术失败原因分析[J]. 中国矫形外科杂志, 2010, 18(11): 912-915.
- [9] CHATELLARD R, SAULEAU V, COLMAR M, *et al.* Medial unicompartmental knee arthroplasty: Does tibial component position influence clinical outcomes and arthroplasty survival? [J]. *Orthop Traumatol Surg Res*, 2013, 99(4 Suppl): S219-S225.
- [10] HERNIGOU P, DESCHAMPS G. Posterior slope of the tibial implant and the outcome of unicompartmental knee arthroplasty [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 2004, 86(3): 506-511.
- [11] MENG QG, JIN ZM, WILCOX R, *et al.* Computational investigation of the time-dependent contact behaviour of the human tibiofemoral joint under body weight [J]. *P I Mech Eng H*, 2014, 228(11): 1193-1207.
- [12] PATRICK W, MATTHIAS W, ARND S, *et al.* Increase in the tibial slope in unicompartmental knee replacement: Analysis of the effect on the kinematics and ligaments in a weight-bearing finite element model [J]. *Biomed Res Int*, 2018: 8743604.
- [13] SMALL SR, BEREND ME, ROGGE RD, *et al.* Tibial loading after UKA: Evaluation of tibial slope, resection depth, medial shift and component rotation [J]. *J Arthroplasty*, 2013, 28(9 Suppl): 179-183.
- [14] 江发华. 不同后倾角度对固定平台单髁膝关节置换的生物力学影响研究[D]. 衡阳: 南华大学, 2020.

- [15] 朱广铎, 郭万首, 程立明, 等. 活动平台单髁膝关节置换胫骨后倾的有限元分析[J]. 中国组织工程研究, 2015, 19(44): 7156-7162.
- [16] PENA E, CALVO B, MARTINEZ MA, *et al.* Finite element analysis of the effect of meniscal tears and meniscectomies on human knee biomechanics [J]. J Biomech, 2005, 20(5): 498-507.
- [17] YAO J, SNIBBE J, MALONEY M, *et al.* Stresses and strains in the medial meniscus of an ACL deficient knee under anterior loading: A finite element analysis with image-based experimental validation [J]. J Biomech Eng, 2006, 128(1): 135-141.
- [18] BENDJABALLAH MZ, SHIRAZI-ADL A, ZUKOR DJ. Biomechanical response of the passive human knee joint under anterior-posterior forces [J]. Clin Biomech, 1998, 13(8): 625-633.
- [19] PENA E, CALVO B, MARTINEZ MA, *et al.* A three-dimensional finite element analysis of the combined behavior of ligaments and menisci in the healthy human knee joint [J]. J Biomech, 2006, 39(9): 1686-1701.
- [20] 朱广铎. 单髁膝关节置换有限元分析[D]. 北京: 北京协和医学院, 2016.
- [21] KANG KT, KWON OR, SON J, *et al.* Effect of joint line preservation on mobile-type bearing unicompartmental knee arthroplasty: Finite element analysis [J]. Australas Phys Eng Sci Med, 2018, 41(1): 201-208.
- [22] PE AE, MARTÍNEZ MA, CALVO B, *et al.* A finite element simulation of the effect of graft stiffness and graft tensioning in ACL reconstruction [J]. J Biomech, 2005, 20(6): 636-644.
- [23] MARY TG, ERIC KW, SAVIO LW, *et al.* Distribution of in situ forces in the anterior cruciate ligament in response to rotatory loads[J]. J Orthop Res, 2004, 22(1): 85-89.
- [24] BERNARDO I, SILVIA P, GAETANO R, *et al.* Biomechanical effects of different varus and valgus alignments in medial unicompartmental knee arthroplasty [J]. J Arthroplasty, 2016, 31(12): 2685-2691.
- [25] HENNINGER HB, REESE SP, ANDERSON AE, *et al.* Validation of computational models in biomechanics [J]. P I Mech Eng H, 2010, 224(7): 801-812.
- [26] BERNARDO I, MER FB, LUC L, *et al.* Load sharing and ligament strains in balanced, overstuffed and understuffed UKA. A validated finite element analysis [J]. J Arthroplasty, 2014, 29(7): 1491-1498.
- [27] MAHMUT T, JUSTIN PC, ULRICH NH, *et al.* Validation of multiple subject-specific finite element models of unicompartmental knee replacement [J]. Med Eng Phys, 2013, 35(10): 1457-1464.
- [28] NETTER J, HERMIDA J, KESTER M, *et al.* Effect of polyethylene crosslinking and bearing design on wear of unicompartmental arthroplasty [J]. J Arthroplasty, 2015, 30(8): 1430-1433.
- [29] BERNARDO I, SILVIA P, GAETANO R, *et al.* Biomechanical effects of different varus and valgus alignments in medial unicompartmental knee arthroplasty [J]. J Arthroplasty, 2016, 31(12): 2685-2691.