

文章编号: 1004-7220(2021)04-0618-07

膝关节单髁置换术胫骨假体不同后倾角对假体磨损和功能的影响

吴坤能¹, 赵改平¹, 刘冬青¹, 杭声琪¹, 梁彭¹, 李鹏祥¹, 马童², 涂意辉²

(1. 上海理工大学 医疗器械与食品学院, 上海 200093; 2. 同济大学附属杨浦医院 骨科, 上海 200090)

摘要:目的 建立单髁置换术胫骨假体后倾3°和7°膝关节不同屈膝角度三维有限元模型,研究两种后倾角膝关节生物力学特性和假体磨损及其对功能的影响。方法 结合人体膝关节CT与MRI图像和第3代Oxford假体,建立胫骨假体后倾3°和7°下屈膝单髁置换术有限元模型,在股骨内外侧髁中心点上施加1 kN载荷模拟人体站立相负重,分析不同屈膝角度下单髁假体与关节软骨的最大应力及分布。结果 0°、30°、60°、90°和120°屈膝角度下后倾3°半月板衬垫最大应力分别比后倾7°增加了28.06%、68.99%、19.45%、21.06%、53.38%,应力分布区域从衬垫侧边向中央区域集中,屈膝120°时应力集中明显。胫骨假体后倾3°单髁假体最大应力均大于后倾7°,应力集中区域的扩大会导致假体的磨损和松动,关节软骨接触应力和集中区域随后倾角增大而增大,在高屈曲角度时应力集中更明显。结论 单髁置换术胫骨假体后倾角3°较7°时假体应力和磨损更高,研究结果为临床膝关节单髁置换手术方案设计提供理论依据。

关键词: 膝关节单髁置换; 胫骨假体; 后倾角; 有限元分析

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2021.04.018

Effects of Different Posterior Tibial Slopes in Unicompartmental Knee Arthroplasty on the Wear and Function of Prosthesis

WU Kunneng¹, ZHAO Gaiping¹, LIU Dongqing¹, HANG Shengqi¹, LIANG Peng¹, LI Pengxiang¹, MA Tong², TU Yihui²

(1. School of Medical Instrument and Food Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China; 2. Department of Orthopedics, Yangpu Hospital Affiliated to Tongji University, Shanghai 200090, China)

Abstract: Objective To establish the three-dimensional (3D) finite element model of unicompartmental knee arthroplasty (UKA) with 3° and 7° posterior tibial slope at different knee flexion angles, and to study biomechanical properties and prosthetic wear of the knee joints with two types of posterior tibia slope and their effects on knee function. **Methods** Combining CT and MRI images of human knee joints with the 3rd-generation Oxford prosthesis, the finite element UKA model with 3° and 7° posterior tibia slope were established. The 1 kN load was applied to center point of the medial and lateral condyles of the femur to simulate the standing load of human body. The maximum stresses and distributions of the prosthesis and articular cartilage at different knee flexion angles were analyzed. **Results** The maximum stress of the meniscus liner with 3° posterior tibia slope at

收稿日期: 2020-05-21; 修回日期: 2020-07-10

基金项目: 国家自然科学基金项目(11502146), 上海市自然科学基金项目(15ZR1429600)

通信作者: 赵改平, 副教授, 硕士生导师, E-mail: zgp_06@126.com

0°, 30°, 60°, 90°, 120° knee flexion angles increased by 28.06%, 68.99%, 19.45%, 21.06% and 53.38%, the distribution area was concentrated from the side of the meniscus liner to the central area, and the stress concentration was obvious at 120° knee flexion. The maximum stress of prosthesis with 3° posterior tibia slope was greater than that with 7° posterior tibia slope. The expansion of stress concentration area would cause wear and loosening of the prosthesis, contact stress and concentration area of the articular cartilage would subsequently increase with posterior tibia slope increasing, and stress concentration would be more obvious at high knee flexion angles. **Conclusions** Tibial prosthesis has the higher stress and greater wear under the condition of 3° posterior tibia slope than 7° posterior tibia slope. The research findings provide theoretical basis for the UKA design in clinic.

Key words: unicompartmental knee arthroplasty (UKA); tibial prosthesis; posterior slope; finite element analysis

膝关节单髁置换 (unicompartmental knee arthroplasty, UKA) 手术是治疗膝关节前内侧骨性关节炎 (osteoarthritis, OA) 的有效方法, 相对全膝置换手术更微创, 能保留更多骨量, 患者术后恢复更好, 成为手术治疗膝关节前内侧 OA 的重要选择。周秉正等^[1]对单髁假体和全膝假体在不同屈膝角下的应力进行研究, 结果表明, 单髁假体间接触面更小, 最大应力多分布于胫骨假体后部。目前单髁置换术多用第3代 Oxford 单髁假体, Oxford III 采用活动式的半月板衬垫设计, 垫片设计为圆形前内侧角和方形外侧, 可以减少撞击和旋转的风险。股骨假体设计成正球形, 与半月板衬垫完全匹配, 极大地减少了运动磨损和应力集中^[2]。Morra 等^[3]研究4种不同步态下屈膝0°、15°、20°膝关节有限元模型, 发现移动式衬垫设计的性能要优于固定式衬垫设计。Kwon 等^[4]进一步研究发现, 移动式衬垫设计较固定式设计能降低对侧间室 OA 风险。Sin Jian 等^[5]为预测活动衬垫的有效周期, 对移动式假体衬垫进行优化设计来, 通过对衬垫接触面增加肋条部分减小运动时的接触应力, 进而提高假体进入疲劳状态的周期。单髁置换假体的有限元研究优化假体的设计, 完善并丰富假体的型号规格, 使得手术更具个性化。在手术方案的有限元研究方面, 前交叉韧带 (anterior cruciate ligament, ACL) 损伤是一直以来的研究热点。Argenson 等^[6]研究 ACL 断裂在不同屈膝角度 (15°、30°、45°、60°、75°、90°) 下进行 UKA 的位移情况, 发现胫骨假体滑动会加重半月板衬垫磨损。Goodfellow 等^[7]对 ACL 断裂进行 UKA 临床研究, 发现胫骨假体松动会导致半月板衬垫较高的磨损。Simpson 等^[8]研究发现, UKA 术后胫骨近端应力增加会导致疼痛的产生。单髁假体中胫

骨假体植入的后倾角是手术方案的关键, 胫骨假体后倾角改变会影响膝关节前后向的稳定性^[9]。Sawatari 等^[10]研究 UKA 术中胫骨构件不同倾斜角度 (2°、4°、6°、8°、10°) 下胫骨上表面的应力状况, 发现胫骨构件后倾角越大, 胫骨上表面屈服面积越大。Suero 等^[11]研究认为, 胫骨假体坡度变化并不会影响 ACL 缺失膝关节的枢轴位移运动。Kang 等^[12]分析不同胫骨后倾角 (-1°~15°) 对单髁置换假体的应力影响, 发现在后倾角范围内, 单髁假体模型中的接触应力随后倾角的增加而减小。研究表明, 增大术后胫骨后倾角可以增加术后股胫关节稳定性^[11]。Plancher 等^[13]研究认为, ACL 损伤的 UKA 胫骨假体后倾角应减少到 4°左右。临床上目前多使用的胫骨假体后倾角为 7°, 大于 9°的后斜角可能会影响膝关节稳定性。朱广铎等^[14]建议, 对于 ACL 损伤的 UKA 术, 可以将胫骨后倾角减少到 3°左右^[14]。因此, 胫骨假体后倾角度 3°和 7°的选取对 UKA 术后疗效有较大的影响。

综上所述, 在 UKA 术中, 胫骨假体后倾角度的选择是膝关节临床研究和有限元分析的焦点。目前对于膝关节施行 UKA 考虑不同植入后倾角情况, 单髁假体与关节软骨在不同屈曲角度下的生物力学研究相对较少, 需对其应力分布及范围进行深入研究, 从而为临床 UKA 手术方案的改进和器械的优化设计提供理论依据。

1 材料与方法

1.1 UKA 有限元模型建立

膝关节计算机断层扫描 (computed tomography, CT) 和磁共振成像 (magnetic resonance imaging, MRI) 扫描图像基于 1 名 40 岁健康男性左膝关节,

获得伦理委员会审批,通过 CT 和 3.0T MRI 在水平面上获得 229 张 0.70 mm 间隔的 CT 图像和 30 张 0.56 mm 间隔的 MRI 图像,分辨率均为 512×512,对 CT 图像进行处理并得到骨骼轮廓曲线,建立骨骼三维模型,对 MRI 图像进行处理得到股骨软骨和半月板等软组织在内的三维模型,在 Mimics 软件中使用点云匹配将骨骼和软组织装配到一起,建立膝关节无损模型,并加载 1 kN 载荷模拟人体负重,计算出股骨软骨接触应力为 2.40 MPa,胫骨、软骨接触应力为 1.88、2.57 MPa,内、外侧半月板接触应力为 2.96、2.46 MPa。上述结果与文献[15-17]中的结果相近似,证明所建模型的有效性。

根据 UKA 手术方案,清除股骨内侧髁和髁间窝内外侧缘上的骨赘,并在胫骨平台最低点下 2 mm 处精确截骨,股骨假体在冠状位上平行于胫骨长轴,在矢状位上平行于股骨长轴,胫骨假体在矢状位上与胫骨长轴有 3°或 7°后倾角(见图 1),以胫骨长轴为例,其确定方法是在胫骨内侧平台膝关节线远端前后皮质骨取两处连线中点确定^[18-19]。

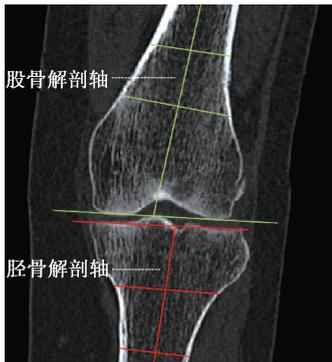


图 1 胫骨、股骨长轴

Fig.1 Anatomical axis of the tibia and femur

完成单髁假体植入和骨骼修整后,分别建立 UKA 0°、30°、60°、90°和 120°屈膝角度模型。屈膝模型角度变化基于 Oxford 单髁假体设计曲率,股骨假体在半月板衬垫的凹陷面上做旋转运动,根据股骨假体相对胫骨平台的角度变化来确定股骨与胫骨的相对位置(见图 2)。

模型包括 4 部分:股骨、胫骨等骨组织,股骨软骨、胫骨软骨等软组织,前交叉韧带、后交叉韧带(posterior cruciate ligament, PCL)等韧带组织,单髁假体。各部分的材料属性见表 1^[20-21]。ACL、PCL、内侧副韧带(medial collateral ligament, MCL)和外

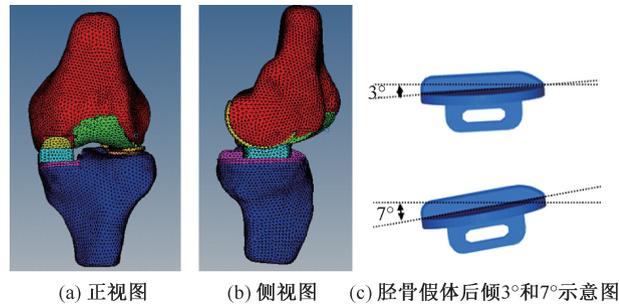


图 2 膝关节胫骨假体单髁置换模型

Fig.2 UKA model of tibial prosthesis (a) Front view, (b) Profile view, (c) Schematic of 3° and 7° posterior tibial slope

侧副韧带(lateral collateral ligament, LCL)横截面积分别为 42、62、25、20 mm²^[22]。膝关节、单髁置换假体模型的单元数量分别为 119 186、7 218,经过收敛性测试后,选用 2 mm 尺寸网格,设置股骨假体与股骨共节点接触,胫骨假体部件与胫骨共节点接触,使用仅受拉伸载荷而对压缩载荷无响应的一维杆单元模拟韧带组织,施加载荷分析 UKA 胫骨假体后倾 3°与 7°情况下膝关节的生物力学特性。本文所采用有限元模型均已经过验证^[23]。

表 1 膝关节有限元模型材料属性

Tab.1 Material properties of the knee joint finite element model

材料	弹性模量/MPa	泊松比	密度/(kg·mm ⁻³)
骨	17 000	0.30	1.25
软骨	15	0.46	1.07
半月板	27.5	0.33	1.07
ACL	116	0.30	1
PCL	87	0.30	1
PCL/MCL	48	0.30	1
股骨假体	195 000	0.30	8.3
半月板衬垫	685	0.40	9.4

1.2 负载与边界条件

对膝关节模型设置 6 副接触对,分别包括内外侧股骨软骨和内外侧胫骨软骨表面、内外侧股骨软骨表面和内外侧半月板上表面、胫骨软骨与内外侧半月板下表面。其中,骨与软骨、骨与韧带、半月板与胫骨软骨之间设置为绑定约束。固定胫骨和腓骨的下端面,使其 6 自由度完全限制,基于影像坐标轴取股骨内外侧髁中心点耦合股骨表面施加垂直向下 1 kN 载荷,使用 ABAQUS 模拟计算,获得各屈膝角度下的单髁假体与关节软骨的应力分布状况,对其进行对比分析。

2 结果

2.1 不同后倾角下植入假体应力分布

2.1.1 半月板衬垫应力分布 半月板衬垫在不同屈膝角度下的应力分布如图 3 所示。后倾 3°最大应力分布区域大于后倾 7°。在 0°、30°、60°、90°和 120°屈膝角度下,衬垫最大应力分别增加了

28.06%、68.99%、19.45%、21.06%、53.38%。最大应力出现在衬垫内侧,随着屈膝角度的增加由内侧中部向周围扩散,在屈膝 30°时呈增大趋势,屈膝 60°时呈下降趋势,屈膝 90°和 120°时又呈增大趋势,与文献[24-25]中实验得出的趋势相似。当屈膝 120°时,最大应力出现在衬垫中部,且应力增大,分布范围减小。

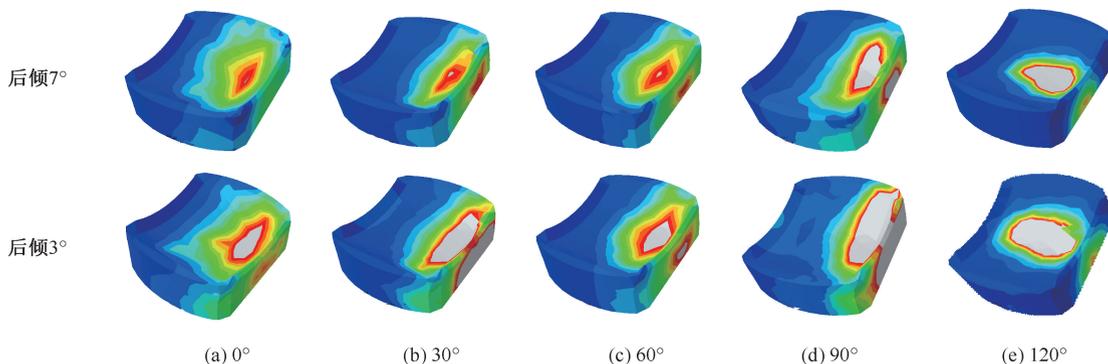


图 3 胫骨假体后倾 3°和 7°不同屈膝角度下半月板衬垫最大应力分布

Fig.3 Maximum stress distributions on meniscus liners with 3° and 7° posterior tibial slope at different knee flexion angles

(a) 0° knee flexion, (b) 30° knee flexion, (c) 60° knee flexion, (d) 90° knee flexion, (e) 120° knee flexion

2.1.2 胫骨假体应力分布 胫骨假体是半月板衬垫的承载平台,同时将半月板衬垫与胫骨隔开。在不同屈膝角度下的胫骨假体应力分布如图 4 所示。胫骨假体的内侧和龙骨部分为最大应力集中区。在 5 种屈膝角度情况下,后倾 3°的最大应力分别比后倾 7°高 51.08%、66.83%、68.13%、16.4%、56.59%。屈膝 0°和 30°时胫骨假体最大应力分布在根部,屈膝 60°时,后倾 3°应力分布区域从假体根

部蔓延到假体表面,后倾 7°在屈膝 90°时出现应力的扩张,随着后倾角的增大,应力集中区域逐渐向后蔓延。

2.1.3 单髁置换假体最大应力分布 屈膝 0°~90°情况下,后倾 3°时假体各部件的最大应力均大于后倾 7°时,胫骨假体两种后倾角在屈膝角度变化时对假体的应力变化趋势相同,除高屈曲角度外,股骨假体最大应力在屈膝 30°时达到最大,半月板衬垫

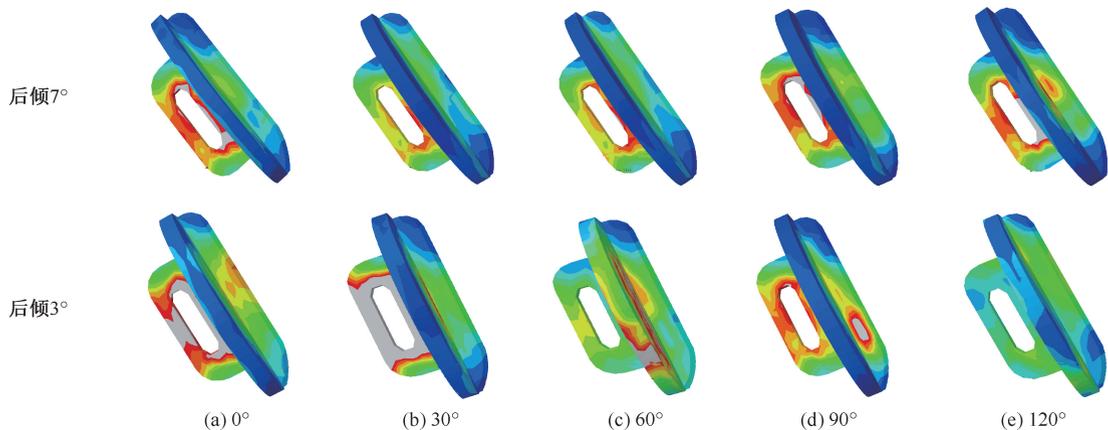


图 4 胫骨假体后倾 3°和 7°不同屈膝角度下胫骨假体最大应力分布

Fig.4 Maximum stress distributions on tibia prosthesis with 3° and 7° posterior tibial slope at different knee flexion angles

(a) 0° knee flexion, (b) 30° knee flexion, (c) 60° knee flexion, (d) 90° knee flexion, (e) 120° knee flexion

在屈膝 90°时达到最大值,股骨假体与半月板衬垫变化趋势相同,且股骨假体的应力更大,胫骨假体在 5 种屈膝角度下的应力差值趋于平缓。屈膝

120°时,单髁假体上的最大主应力远高于正常屈膝角度,屈膝 30°与 120°时最大主应力剧增,这会对半月板衬垫造成较大的磨损(见图 5)。

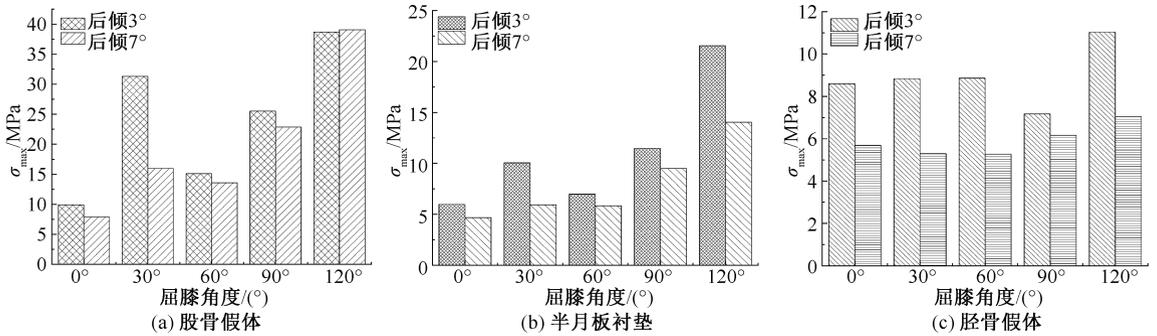


图 5 胫骨假体后倾 3°和 7°不同屈膝角度下假体最大应力对比

Fig.5 Comparison of the maximum stress on tibial prosthesis with 3° and 7° posterior tibial slope (a) Femoral prosthesis, (b) Meniscus cushion, (c) Tibial prosthesis

2.2 不同后倾角关节软骨应力分布

由 3°和 7°后倾角下关节软骨的应力分布可知,股骨软骨的接触应力分布逐渐从软骨上部向外侧髁过渡,屈膝 0°~90°时应力分布范文从软骨后部移动到前端,屈膝 120°时接触应力分布范围变小并主要集中在底部,应力增大。该结果与 Thambyah 等^[26]在尸体实

验中测量高屈曲角度下的软骨应力剧增的结论相符。在屈膝 0°和 120°时,后倾 3°的股骨软骨接触应力分布面积较后倾 7°时更大,且分布区域更接近于后髁边缘处。胫骨软骨应力分布面积在后倾 7°时更大,应力分布区域随着屈膝角的增加而减少,高屈膝 120°时,股胫软骨间接接触面变小,接触应力变大(见图 6)。

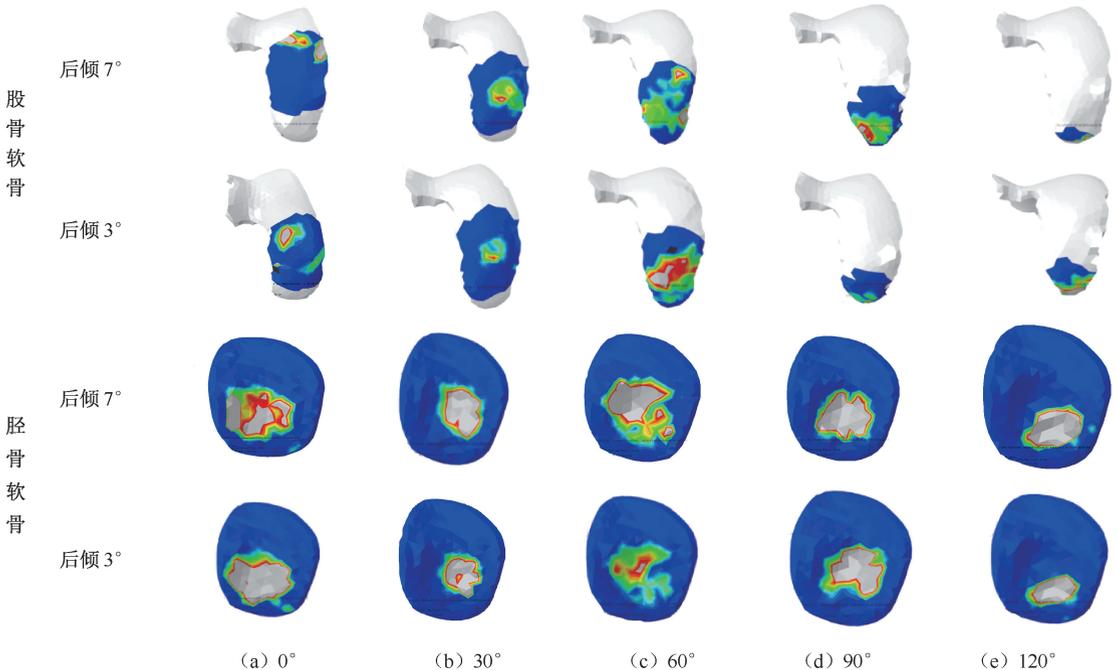


图 6 胫骨假体后倾 3°和 7°不同屈膝下角度股骨软骨和胫骨软骨接触应力分布

Fig.6 Contact stress distribution of femoral cartilage and tibial cartilage with 3° and 7° posterior tibial slope at different knee flexion angles (a) 0° knee flexion, (b) 30° knee flexion, (c) 60° knee flexion, (d) 90° knee flexion, (e) 120° knee flexion

3 讨论与结论

UKA 术在治疗终末期膝单室骨关节炎方面的成功得益于单髁假体设计的优化、临床手术方案的提高以及患者选择标准的明确,已成为 OA 单间室症状的主要治疗手段。对 UKA 术假体进行有限元模拟分析,胫骨假体倾角的不同会导致假体应力的异常变化,高应力会造成假体过度磨损,进而出现假体松动。此外,胫骨假体后倾角较大情况下软骨部分最大应力增加,使得对侧软骨出现关节炎病变的可能性提升。

本文 UKA 模型包括外侧髁,在对股骨内外侧髁中心参考点施加载荷时,同时挤压内外侧间室,可以较好地模拟 UKA 术后单腿站立相的负重。在不同屈膝角度下模拟的单髁假体与对侧软骨应力分布变化趋势与前人研究相符^[15,18,25-26]。随着屈膝角度增加,半月板衬垫与股骨假体的末端接触变化,逐渐向衬垫中心处接触并近似于点接触,导致最大应力出现在衬垫中部,同时面积减小,应力增大。对比分析两种胫骨假体后倾角在相同屈膝角度下的结果,后倾 7° 时单髁假体上所受最大应力有所下降,应力分布面积增大,提示假体在行走过程中的磨损会有所降低;而对侧的关节软骨所受的最大应力升高,这会导致 OA 出现的概率增加。胫骨假体应力在后倾 3° 时集中于龙骨部分,可能会导致假体部分承受过大的应力而出现应力遮挡效应,使骨组织不能感受足够的力学刺激,生长缓慢而出现骨质疏松和假体松动等术后症状。Affatato 等^[27]针对不同固定方式假体的体外实验表明,磨损多见于胫骨平台内侧。Weber 等^[28]研究 4 种胫骨假体后倾角(-4°、0°、4°、8°)的体外磨损实验,通过对比磨损程度发现,较高后倾角时胫骨假体磨损量有所降低。关节软骨在高屈曲角度下出现应力激增,这是由于 120° 屈膝角属于被动屈曲段,在往高屈角度过渡期间,股骨髁向后移动并与半月板接触,在移动过程中与股骨软骨分开,处于半脱位状态,胫骨内旋使得外侧股骨抬起量更大,减少外侧接触面积,进而导致屈曲 120° 时接触应力增大。UKA 术植入的假体可有效分担膝关节负重,胫骨假体植入后倾角的不同会对植入假体和对侧软骨最大应力及分布产生影响。临床医生在 UKA 术中选择合适的胫骨假

体后倾角需要考虑患者个体的生理状况,并结合现有的临床与生物力学理论精准截骨,达到治疗效果更佳和假体使用寿命延长的目的。

目前采用有限元方法模拟 UKA 假体及生物组织力学特性的研究日趋成熟,但以往研究多为单屈膝角度的局部分析,较少结合软组织建立三维动态模型。本文通过建立不同屈膝角度模型,模拟计算关节屈膝运动中的力与运动参数。但本研究也存在一些局限性,例如:尚未考虑肌肉力作用和使用实体韧带模拟,未使用动态载荷模拟。在后续 UKA 有限元研究中进行动态过程中的研究,可以更好地反映膝关节的运动和力学行为,并对临床上 UKA 术提出更具指导性的作用。

参考文献:

- [1] 周秉正,白伦浩,李彬,等. 单髁置换与全膝置换:假体接触表面的应力分析[J]. 中国组织工程研究, 2015, 19(22): 3467-3471.
- [2] BERGER RA, MENEGHINI RM, JACOBS JJ, et al. Results of unicompartmental knee arthroplasty at a minimum of ten years follow-up [J]. J Bone Joint Surg Am, 2005, 87(5): 999-1006.
- [3] MORRA EA, GREENWALD AS. Effects of walking gait on ultra-high molecular weight polyethylene damage in unicompartmental knee systems. A finite element study [J]. J Bone Joint Surg Am, 2003, 85: 111-114.
- [4] KWON OR, KANG KT, SON J, et al. Biomechanical comparison of fixed- and mobile-bearing for unicompartmental knee arthroplasty using finite element analysis [J]. J Ortho Res, 2014, 32(2): 338-345.
- [5] SIN JIAN EL, DAUD R, AYU HM, et al. Application of a finite element method to predict fatigue life of the knee mobile bearing [J]. IOP Conf Ser Mater Sci Eng, 2019, 469(1): 012067
- [6] ARGENSON JN, KOMISTEK RD, AUBANIAC JM, et al. In vivo determination of knee kinematics for subjects implanted with a unicompartmental arthroplasty [J]. J Arthroplasty, 2002, 17(8): 1049-1054.
- [7] GOODFELLOW J, O'CONNOR J, DODD C, et al. Unicompartmental arthroplasty with the Oxford knee [M]. New York: Oxford University Press, 2006.
- [8] SIMPSON DJ, PRICE AJ, GULATI A, et al. Elevated proximal tibial strains following unicompartmental knee replacement: A possible cause of pain [J]. Med Eng Phys, 2009, 31(7): 752-757.
- [9] 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-A(3): 506-511.
- [10] SAWATARI T, TSUMRA H, IESAKA K, *et al.* Three-dimensional finite element analysis of unicompartmental knee arthroplasty: The influence of tibial component inclination [J]. *J Orthop Res*, 2004, 23(3): 549-554.
- [11] SUERO EM, CITAK M, CROSS MB, *et al.* Effects of tibial slope changes in the stability of fixed bearing medial unicompartmental arthroplasty in anterior cruciate ligament deficient knees [J]. *Knee*, 2012, 19(4): 365-369.
- [12] KANG KT, PARK JH, KOH YG, *et al.* Biomechanical effects of posterior tibial slope on unicompartmental knee arthroplasty using finite element analysis [J]. *Biomed Mater Eng*, 2019, 30(2): 133-144.
- [13] PLANCHER KD, DUNN AS, PETTERSON SC. The anterior cruciate ligament-deficient knee and unicompartmental arthritis [J]. *Clin Sports Med*, 2014, 33(1): 43-55.
- [14] 朱广铎, 郭万首, 程立明, 等. 活动平台单髁膝关节置换三维有限元模型的建立[J]. *中国矫形外科杂志*, 2015, 23(21): 1994-1998.
- [15] BENDJABALLAH MZ, SHIRAZI-ADL A, ZUKOR DJ. Biomechanics of the human knee joint in compression: reconstruction, mesh generation and finite element analysis [J]. *Knee*, 1995, 2(2): 69-79.
- [16] ASHWIN KD, RAVIRAJA A, KIRAN KA. Finite element analysis of a human knee joint [C]//Proceedings of International NAFEMS Conference. Bangalore: [s. n.], 2016: 1-8.
- [17] SHRIRAM D, PRAVEEN KUMAR G, CUI F, *et al.* Evaluating the effects of material properties of artificial meniscal implant in the human knee joint using finite element analysis [J]. *Sci Rep*, 2017, 7(1): 6011.
- [18] 宁东方, 苏伟, 姚顺晗, 等. 膝关节骨关节炎患者胫骨平台后倾角不同测量方法的相关性研究[J]. *中国骨与关节杂志*, 2019, 8(12): 938-943.
- [19] LUO CF. Reference axes for reconstruction of the knee [J]. *Knee*, 2004, 11(4): 251-257.
- [20] WEN PF, GUO WS, GAO FQ, *et al.* Effects of lower limb alignment and tibial component inclination on the biomechanics of lateral compartment in unicompartmental knee arthroplasty [J]. *Chin Med J*, 2017, 130(21): 2563-2568.
- [21] KANG KT, SON J, SUH DS, *et al.* Patient-specific medial unicompartmental knee arthroplasty has a greater protective effect on articular cartilage in the lateral compartment: A finite element analysis [J]. *Bone Joint Res*, 2018, 7(1): 20-27.
- [22] MOGLO KE, SHIRAZI-ADL A. On the coupling between anterior and posterior cruciate ligaments, and knee joint response under anterior femoral drawer in flexion: A finite element study [J]. *Clin Biomech*, 2003, 18(8): 751-759.
- [23] 李鹏祥, 赵改平, 夏费一, 等. 膝关节前交叉韧带断裂单髁置换生物力学特性的有限元分析[J]. *医用生物力学*, 2020, 35(1): 70-76.
- LI PX, ZHAO GP, XIA FY, *et al.* Finite element analysis on biomechanical properties of unicompartmental knee arthroplasty in ACL fracture of the knee joint [J]. *J Med Biomech*, 2020, 35(1): 70-76.
- [24] BODEN BP, GRIFFIN LY, GARRETT WE. Etiology and prevention of noncontact ACL injury [J]. *Phys Sportsmed*, 2000, 28(4): 53-60.
- [25] 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): 179-183.
- [26] THAMBYAH A, GOH JC, DE SD. Contact stresses in the knee joint in deep flexion [J]. *Med Eng Phys*, 27(4): 329-335.
- [27] AFFATATO S, SPINELLI M, ZAVALLONI M, *et al.* Unicompartmental knee prostheses: *In vitro* wear assessment of the menisci tibial insert after two different fixation methods [J]. *Phys Med Biol*, 2008, 53(19): 5357-5369.
- [28] WEBER P, SCHRÖDER C, SCHMIDTUTZ F, *et al.* Increase of tibial slope reduces backside wear in medial mobile bearing unicompartmental knee arthroplasty [J]. *Clin Biomech*, 2013, 28(8): 904-909.